

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS
ENERGÉTICAS E NUCLEARES (PROTEN)

JONAS OLIVEIRA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS EM FEIXES DE
FÓTONS DE RADIOTERAPIA USANDO FOTOTRANSISTOR SMT**

RECIFE

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS EM FEIXES DE
FÓTONS DE RADIOTERAPIA USANDO FOTOTRANSISTOR SMT**

JONAS OLIVEIRA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS EM FEIXES DE
FÓTONS DE RADIOTERAPIA USANDO FOTOTRANSISTOR SMT**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Mestre em Ciências. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

ORIENTADOR: PROF. DR. JOÃO ANTÔNIO FILHO (DEN - UFPE)

CO-ORIENTADOR: PROF. DR. LUIZ ANTÔNIO PEREIRA DOS SANTOS (CRCN - CNEN)

RECIFE

2008

S586a

Silva, Jonas Oliveira da.

Avaliação dos parâmetros dosimétricos em feixes de Fótons de Radioterapia usando fototransistor SMT / Jonas Oliveira da Silva. - Recife: O Autor, 2008.

76 folhas, il : figs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Energia Nuclear, 2008.

Inclui bibliografia e Apêndice.

1. Energia Nuclear. 2. Fototransistor. 3. Dosimetria. 4. Raios-X. 5. Radioterapia. I. Título.

UFPE

612.01448

CDD (22. ed.)

BCTG/2008-062

AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS EM FEIXES DE FÓTONS DE RADIOTERAPIA USANDO FOTOTRANSISTOR SMT

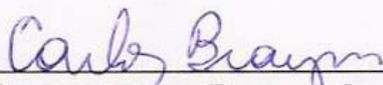
Jonas Oliveira da Silva

APROVADO EM: 27.03.2008

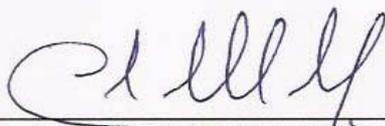
ORIENTADOR: Prof. Dr. João Antonio Filho

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Luiz Antonio Pereira dos Santos

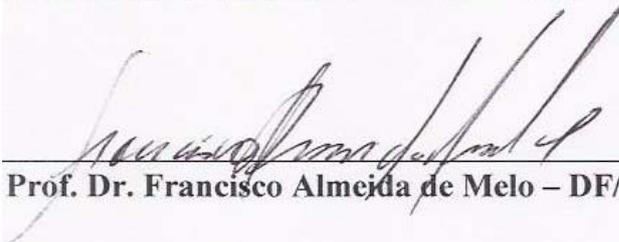
COMISSÃO EXAMINADORA:



Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE



Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN/CNEN-PE



Prof. Dr. Francisco Almeida de Melo – DF/UNICAP

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

*Porque Deus amou o mundo de tal maneira que deu o seu Filho unigênito, para que todo aquele que nele crê não pereça, mas tenha a vida eterna. **João 3:16***

*A todos aqueles que lutam para garantir um atendimento de qualidade mesmo em meio a tantas adversidades no que concerne a batalha contra o câncer, **dedico.***

AGRADECIMENTOS

A **Deus** por minha vida e por me permitir estar aqui. A Ele toda a glória!

À minha **mãe**, por seu amor, cuidado e orações durante toda a minha trajetória.

Ao meu **pai** (*in memoriam*), pela dedicação durante o curto espaço de tempo que estivemos juntos nesta terra.

À minha **vó Anunciada**, pelo carinho em todos os momentos.

Ao meu irmão e amigo **Renê** por compartilhar meus sonhos e desafios nesta jornada.

Às minhas queridas irmãs **Iolanda e Geilza**. Amo vocês!

Aos meus sobrinhos **Camilly, Gabriel e João Victor**, pela calma transmitida a mim. Vocês são meus pequenos mestres!

À minha noiva, **Luciene**, pelo amor e paciência na minha ausência. Você é muito importante pra mim.

Aos **Profs. João e Luiz** por acreditarem em mim, pelas idéias e orientação;

Ao amigo **Prof. Walter e família**, pelo companheirismo, persistência e tantas noites e dias de finais de semana no hospital. As palavras são poucas pra expressar minha gratidão.

À **Cíntia**, pelo compartilhar alegrias e dificuldades nesta jornada.

À minha família de Aracaju (**Seu Magal, D. Célida, Carminha, Celma, Igor e Cris**) pela confiança e cuidado. Obrigado por tudo!

Aos amigos do DEN: **Abene, Aldo, Araújo, Bráulio, Carlos, Cleomácio, Cristina, Flávio, Leonardo, Marcela, Marcos Ely, Mariana, Marília, Rebeca, Ricardo, Rodrigo, Tiago, Tito, Wagner, William...**, pela preciosa convivência durante esse período no DEN. Vocês são de grande valor!

Aos amigos do CRCN: **Adolfo, Arquimedes, Elijane, Fábio, Joelan, Neto, Paulo, Renata...**, pelo apoio nos experimentos e idéias.

Componentes da banca examinadora: **Prof. Carlos Brayner, Prof. Clóvis Hazin e Prof. Francisco Melo** pelas sugestões enriquecedoras.

À **Magali** e aos demais **funcionários do DEN** pela força.

Ao **Centro de Educação Continuada** do **Hospital Governador João Alves Filho**, por permitir a realização dos experimentos.

À **FACEPE** e a **CAPES** pelo apoio financeiro.

AValiação DOS PARâMETROS DOSIMÉTRICOS EM FEIXES DE FÓTONS DE RADIOTERAPIA USANDO FOTOTRANSISTOR SMT

Autor: Jonas Oliveira da Silva

Orientador: Prof. Dr. João Antônio Filho

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos

RESUMO

Um dos grandes desafios na dosimetria em radioterapia é garantir que a dose prescrita pelo radioterapeuta seja realmente a depositada no paciente. Para isso, cada vez mais é necessário o uso de detectores pequenos para avaliação dos parâmetros dos feixes. A dosimetria atual é feita utilizando detectores que apresentam diversos inconvenientes: alto custo, dificuldade de manuseio, não realização da leitura em tempo real, processo de obtenção da dose demorado e complexo. Portanto, um sistema alternativo tem sido sugerido através da utilização de detectores menores, baseado na tecnologia de semicondutores. Nesse trabalho, o fototransistor OP520 foi proposto para avaliar a dose e os parâmetros dosimétricos dos feixes de qualidade 6 MV de um acelerador linear. Inicialmente, foi feita a caracterização do fototransistor em laboratório e no hospital, posicionando-o num simulador plástico. Ao detector estavam ligados um eletrômetro desenvolvido no laboratório e um computador de instrumentação, completando o sistema dosimétrico. Para leitura da dose em tempo real, foi desenvolvido um programa computacional que controlava o eletrômetro. Percebeu-se que se conhecendo o comportamento do detector em relação à dose acumulada, encontra-se um fator de proporcionalidade que foi usado na estimativa da dose ao qual o fototransistor esteve submetido. Os resultados mostraram que as medidas da dose acumulada com o fototransistor estão dentro dos $\pm 5\%$ requeridos em protocolos internacionais. Em seguida, o dispositivo foi utilizado no acelerador linear para avaliar sua linearidade de resposta com a dose acumulada, que apresentou respostas com coeficientes de correlação maiores que 0,95. Contudo, os resultados mostraram que ele apresenta dependência com a taxa de dose e alta dependência angular. Na avaliação dos parâmetros dosimétricos, a medição do fator campo com o fototransistor que foi realizada, mostrou boa concordância com os valores obtidos com a câmara Markus, usada como referência. Os perfis dos campos utilizados foram medidos varrendo os campos em intervalos de 5,0 mm, mostrando que o fototransistor OP520 apresenta alta resolução espacial. Nas medidas em profundidade, tem-se que o fototransistor OP520 descreve bem a região de equilíbrio eletrônico, embora devido à perda de sensibilidade para maiores profundidades ele apresente resposta menor que a câmara de ionização.

Palavras-chave: Fototransistor, dosimetria, raios-X, radioterapia.

EVALUATION OF THE DOSIMETRIC PARAMETERS IN RADIOTHERAPY PHOTON BEAMS USING A SMT PHOTOTRANSISTOR

Author: Jonas Oliveira da Silva

Adviser: Prof. Dr. João Antônio Filho

Co-adviser: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos

ABSTRACT

One of the biggest challenges in radiotherapy dosimetry is to certify that the prescribed dose is given to the patient. For this, it is necessary to use small detectors to evaluate the beam parameters. Current dosimetry is realized with detectors that highlight problems: high cost, difficulty in handling, absence of real time readout, complex and delayed obtention process of dose. Thus, an alternative system is proposed applying small detectors, based on semiconductor technology. In this work, the OP520[®] phototransistor was proposed to evaluate the dose and some dosimetric parameters from a linear 6 MV beams quality accelerator. First, the phototransistor characterization was carried out in the laboratory and at the hospital, which was placed in a plastic phantom. An electrometer, developed at the laboratory, was connected to a detector and to a instrumentation computer, to complete the dosimetric system. To obtain the real time readouts, a computer software was developed. It was noted that when the behavior of the detector is known in relation to the accumulated dose, it is possible to find the factor that is necessary to estimate the phototransistor dose. The results showed that the phototransistor accumulated dose measurements are within the $\pm 5\%$ required in international protocols. After this, the device was used in the linear accelerator to evaluate its linearity response with the accumulated dose, this showed correlation coefficient responses larger than 0.95. However, the results showed that the device presents dose rate dependence and high angular dependence. In the dosimetric parameter evaluation, the field factor measurements with the phototransistor showed good agreement with ones obtained with the Markus chamber, which was used as standard dosimeter. The dose profiles were measured scanning the radiation fields at 5.0 mm steps, which showed that the OP520 phototransistor presents high spatial resolution. In the depth measurements, the OP520 phototransistor describes the build-up region well, in spite of its loss of sensitivity at profound depths; it presents lower response than the ionization chamber.

Key words: Phototransistor, dosimetry, X-rays, radiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Diagrama em blocos de um linac típico usado em Radioterapia.	18
Figura 2: Ilustração do isocentro de rotação do <i>gantry</i> de um linac.	19
Figura 3: Esquema do acelerador linear Linac Varian 600C [®] .	19
Figura 4: Esquema do acelerador linear Linac Varian 2100C [®] .	19
Figura 5: Percentual de dose em função da espessura do tecido.	21
Figura 6: Diagrama esquemático para determinação da porcentagem de dose profunda.	22
Figura 7: Esquema para determinação da RTF.	23
Figura 8: Perfil de campo apresentando as definições de planura e simetria.	24
Figura 9: Diagrama e símbolo gráfico do transistor NPN.	29
Figura 10: Polaridades das tensões e fluxos de corrente para um transistor NPN polarizado no modo ativo, na configuração emissor-comum para um ganho β .	30
Figura 11: Fototransistor em corte ilustrando o comportamento da fotocorrente gerada pelos fótons de luz visível incidentes.	31
Figura 12: Ilustração da detecção da radiação no volume interno do fototransistor quando irradiado de cima.	32
Figura 13: Tipos de defeitos pontuais numa rede cristalina de semicondutor.	33
Figura 14: Dimensões, em mm, do fototransistor OP520 [®] .	34
Figura 15: Fototransistor localizado no suporte.	34
Figura 16: Câmara de Ionização tipo Markus modelo 23343.	35
Figura 17: Placas desenvolvidas para acomodar o suporte com o fototransistor (à esquerda) e para acomodar a câmara Markus (à direita), com os respectivos detectores.	35
Figura 18: Sistema de detecção (Fototransistor no suporte ligado ao Eletrometro Flip-Flop [®] , conectado ao computador de instrumentação).	36
Figura 19: Interface do programa DoseX [®] , que controla o eletrometro Flip-Flop [®] .	36
Figura 20: Foto do Acelerador Linear Siemens Primus.	37
Figura 21: Arranjo experimental para medições da corrente de escuro e do ganho dos fototransistores.	38
Figura 22: Esquema do procedimento para medição da dose com o fototransistor.	39

Figura 23:	Arranjo experimental para avaliar a dependência angular do fototransistor às diferentes direções de incidência do feixe de fótons.	41
Figura 24:	Arranjo experimental para verificar a influência do suporte do FT nas medições.	41
Figura 25:	Posicionamento do detector no eixo central do feixe de qualidade 6 MV ilustrando as diferentes dimensões do campo de irradiação.	42
Figura 26:	Ilustração do arranjo experimental para determinação dos perfis de campo.	43
Figura 27:	Arranjo experimental para determinação da RTM.	44
Figura 28:	Arranjo experimental para determinação da PDP.	45
Figura 29:	Curva de calibração do eletrômetro Flip-Flop [®] .	46
Figura 30:	Comportamento dos detectores dos grupos G1 e G2 em função da dose acumulada de 5 a 100 Gy, medida para o feixe de qualidade 6 MV.	49
Figura 31:	Resposta normalizada dos detectores dos grupos G1 e G2 em função da dose acumulada de 5 a 100 Gy, medida para o feixe de qualidade 6 MV.	49
Figura 32:	Resposta normalizada média dos fototransistores do G1 e G2 em função da dose acumulada.	50
Figura 33:	Linearidade da resposta dos fototransistores do grupo G3 com a dose acumulada medida com a câmara de ionização no feixe de qualidade 6 MV.	52
Figura 34:	Corrente do coletor em função da intensidade fotônica relativa para avaliar o comportamento do ganho dos fototransistores do grupo G4.	54
Figura 35:	Representação gráfica da resposta direcional do fototransistor em função da posição angular de incidência do feixe de qualidade 6 MV em relação ao dispositivo.	55
Figura 36:	Ilustração de algumas direções de incidência da radiação ionizante no detector, considerando um ponto P de referência no volume sensível do fototransistor.	56
Figura 37:	Comportamento dos dispositivos do G6 com relação à mudança no tamanho do campo de irradiação.	57
Figura 38:	Perfil do campo obtido com o FT38 quando irradiado com um feixe de qualidade 6 MV para o campo de 5×5 cm ² .	58

- Figura 39: Perfil do campo obtido com o FT38 quando irradiado com um feixe de qualidade 6 MV para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. 58
- Figura 40: Perfil do campo obtido com o FT38 quando irradiado com um feixe de qualidade 6 MV para o campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$. 59
- Figura 41: Relações Tecido-Máximo avaliadas com o FT69 e comparadas com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy, na profundidade de máxima dose. 61
- Figura 42: Porcentagem de dose profunda avaliada com os dispositivos do G9 e comparada com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy na profundidade de máxima dose, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$. 62
- Figura 43: Porcentagem de dose profunda avaliada com os dispositivos do G9 e comparada com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy na profundidade de máxima dose, para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. 63
- Figura 44: Porcentagem de dose profunda avaliada com os dispositivos do G9 e comparada com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy na profundidade de máxima dose, para o campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$. 63

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Relação dos grupos de fototransistores utilizados neste trabalho.	39
Tabela 2: Relação dos fototransistores usados com as respectivas mudanças no ganho e nas correntes de escuro antes e após as irradiações em função da dose aplicada.	47
Tabela 3: Comparação entre os valores de dose obtidos com a câmara de ionização com os obtidos com os fototransistores do G1 e G2.	51
Tabela 4: Respostas dos fototransistores do G4 a diferentes taxas de dose.	53
Tabela 5: Resposta Normalizada do fototransistor para irradiações realizadas em diferentes posições angulares do <i>gantry</i> , para feixes de qualidade 6 MV.	55
Tabela 6: Resposta do FT41 em função da geometria dos campos retangulares.	56
Tabela 7: Tamanhos dos campos obtidos a partir dos perfis de dose avaliados com o FT38 e com a câmara de ionização.	60
Tabela 8: Planura e Simetria dos feixes nos tamanhos de campo indicados.	60
Tabela 9: Resultados da calibração do Flip-Flop com os valores obtidos pelo ajuste.	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$	Óxido de Alumínio dopado com Carbono
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$	Boreto de Lítio dopado com Manganês
$\text{CaF}_2:\text{Mn}$	Fluoreto de Cálcio dopado com Manganês
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	Sulfato de Cálcio dopado com Disprósio
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CRCN	Centro Regional de Ciências Nucleares
d	profundidade no simulador
d_{max}	profundidade de máxima dose no simulador
d_0	profundidade de referência no simulador
D_d	dose a uma profundidade d no simulador
D_{max}	dose na profundidade de máxima dose, d_{max}
D_{ac}	dose acumulada no fototransistor
DEN/UFPE	Departamento de Energia Nuclear/Universidade Federal de Pernambuco
DFD	Distância Foco-Detector
DFI	Distância Foco-Isocentro
DFS	Distância Foco-Superfície
eV	elétron-volt
$F(v)$	radiação incidente no fototransistor
FT	fototransistor
$h\nu$	energia da radiação incidente
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
i	corrente medida pelo fototransistor num instante posterior
i_0	corrente inicial medida pelo fototransistor
I_E	corrente de emissor
I_B	corrente de base
I_C	corrente de coletor
I_{PH}	fotocorrente
keV	Kilo elétron-volt
$\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$	Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio

LiF:Mg,Cu,P	Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio, Cobre e Fósforo
LIN/CRCN	Laboratório de Instrumentação Nuclear/Centro Regional de Ciências Nucleares
MeV	Mega elétron-volt
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
MV	Megavolt
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
PMMA	poli(metacrilato de metila)
ROFA	Razão de <i>off-axis</i>
RTF	Relação Tecido-Simulador
RTM	Relação Tecido-Máximo
TBJ	Transistor Bipolar de Junção
TLD	Termoluminescent Dosimeter
V_{BE}	tensão base-emissor
V_{CB}	tensão base-coletor
w	tamanho do campo
w_{d_0}	tamanho do campo na profundidade de referência
w_d	tamanho do campo na profundidade d
w_{ref}	tamanho do campo de dimensões $10 \times 10 \text{ cm}^2$
z_{pl}	profundidade no simulador plástico
z_w	profundidade equivalente na água

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO.....	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Radioterapia.....	17
2.1.1 Visão Geral.....	17
2.2 O Acelerador Linear usado em Radioterapia	18
2.2.1 A Unidade Monitor.....	20
2.3 Dosimetria em Radioterapia	20
2.3.1 Parâmetros Dosimétricos em Radioterapia.....	21
2.4 Detectores de Radiação Ionizante para Radioterapia.....	25
2.5 Detectores de Cristais Semicondutores	27
2.5.1 Dispositivos Eletrônicos Semicondutores como Detectores de Radiação Ionizante.....	27
2.5.2 Princípio de Funcionamento dos Semicondutores de Silício	28
2.6 O Transistor Bipolar de Junção (TBJ).....	29
2.6.1 Operação básica do Transistor NPN.....	29
2.6.2 O Fototransistor	30
2.6.3 O Fototransistor como Detector de Radiação Ionizante.....	31
2.6.4 Danos da Radiação Ionizante em Transistores	32
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	34
3.1 Material.....	34
3.1.1 Detectores	34
3.1.2 Simulador	35
3.1.3 Sistema de Detecção do Fototransistor.....	36
3.1.4 Sistema de Irradiação dos Fototransistores	37
3.2 Métodos	37
3.2.1 Seleção dos Fototransistores.....	37
3.2.2 Medição da Dose com o Fototransistor	39
3.2.2.1 Linearidade	40
3.2.2.2 Dependência com a taxa de dose.....	40
3.2.2.3 Dependência angular	40
3.2.2.4 Influência do suporte do fototransistor no sistema de detecção	41
3.2.3 Procedimentos de Medição dos Parâmetros Dosimétricos.....	42

3.2.3.1 Fator Campo	42
3.2.3.2 Perfil de Campo (Razão <i>Off-Axis</i>)	42
3.2.3.3 Planura e Simetria dos feixes	43
3.2.3.4 RTM	44
3.2.3.5 PDP	44
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
4.1 Calibração do Eletrômetro Flip-Flop®	46
4.2 Caracterização dos Fototransistores e Avaliação dos Parâmetros Dosimétricos	47
4.2.1 Caracterização dos Fototransistores	47
4.2.2 Medição da Dose	48
4.2.2.1 Linearidade	51
4.2.2.2 Dependência com a taxa de dose	53
4.2.2.3 Dependência angular	55
4.2.2.4 Influência do suporte do fototransistor no sistema de leitura	56
4.2.3 Avaliação dos Parâmetros Dosimétricos	57
4.2.3.1 Fator Campo (FC)	57
4.2.3.2 Perfil de Campo (Razão <i>Off-Axis</i>)	57
4.2.3.3 Planura e Simetria dos feixes	60
4.2.3.4 RTM	60
4.2.3.5 PDP	61
5 CONCLUSÕES	64
6 PERSPECTIVAS DE TRABALHOS FUTUROS	66
REFERÊNCIAS	67
APÊNDICE	72

1 INTRODUÇÃO

O uso da radiação ionizante encontrou após a sua descoberta uma ampla gama de aplicações nas diversas áreas da medicina. Desde então muitos pesquisadores têm procurado desenvolver meios de torná-la compatível ao diagnóstico, ou ao tratamento de doenças como das neoplasias malignas conhecidas como câncer.

O tratamento do câncer com radiação ionizante o qual é denominado radioterapia, é uma prática marcante do século passado. Na localização e no diagnóstico do tumor são utilizados recursos como: tomografia computadorizada, ressonância magnética e sistemas de planejamento do tratamento computadorizado, entre outras tecnologias incorporadas. Observa-se, atualmente, uma preocupação entre médicos e pesquisadores sobre o desenvolvimento de novas técnicas para aperfeiçoar o tratamento e o diagnóstico destas patologias.

A teleterapia, na qual o procedimento de radioterapia é assim denominado por não ser invasivo, é uma modalidade de radioterapia em que a fonte de radiação é externa ao paciente, posicionada a no mínimo 20 cm de sua superfície. Emprega-se no tratamento de tumores superficiais ou localizados a uma profundidade de cerca de 10 cm no paciente ou então em situações de intervenção radiocirúrgica. Para isso são usados, na maioria das aplicações, feixes de raios γ das máquinas de telecobaltoterapia ou raios-X e elétrons de altas energias gerados por aceleradores lineares. A ação da radiação no tumor impede seu contínuo crescimento através da ação direta nas células doentes, promovendo sua destruição.

No processo de tratamento várias etapas são necessárias para garantir sua eficácia: diagnóstico, imobilização do paciente, localização do alvo e do tecido normal, seleção da energia e forma do feixe, cálculo da dose, otimização da técnica, simulação, prescrição da dose e, finalmente, o tratamento. Muitos tipos de câncer são tratados por radiação e, de acordo com o estágio da doença e do paciente, a cura (extinção total do tumor sem retorno) pode ser atingida.

A preocupação dos pesquisadores, médicos e agências reguladoras da utilização da prática radioterápica (como a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA)), é com a proteção radiológica dos trabalhadores e com os níveis de dose aos quais são submetidos os pacientes. Uma série de procedimentos descritos nos protocolos de dosimetria é estabelecida para realização do controle de qualidade das máquinas de teleterapia para certificar que a dose prescrita pelo radioterapeuta é uniformemente distribuída no alvo, com o mínimo de efeito nos tecidos saudáveis.

Os três tipos de detectores mais usados para avaliação da dose absorvida em radioterapia são: as câmaras de ionização, os filmes radiográficos e os dosímetros termoluminescentes (TLDs). Dentre estes, as câmaras de ionização são consideradas os detectores com menor incerteza no resultado da medição. Elas são usadas para efetuar medição dos parâmetros dosimétricos bem como na calibração dos feixes de radiação dos equipamentos usados. Contudo, existem algumas dificuldades em medir a dose com uma câmara de ionização: o local da medição deve ser cuidadosamente selecionado para evitar um alto gradiente de dose ao longo da câmara e não são adequadas para dosimetria *in vivo*. Filmes radiográficos fornecem uma distribuição de dose em duas dimensões e devem ser usados apenas para medidas relativas devido à sua dependência energética e a resposta com a dose não é linear. Embora os TLDs sejam usados nas medidas da dose absorvida em diversos pontos e serem adequados na dosimetria *in vivo*, a exatidão da medida depende fortemente do controle de qualidade da leitora dos TLDs e dos procedimentos de calibração. Assim, nos procedimentos com filmes e com TLDs os resultados não podem ser obtidos imediatamente.

Neste contexto, dosímetros de alta resolução espacial como os dispositivos semicondutores têm sido considerados em radioterapia. Os diodos de silício são usados desde os anos 60 com ampla aceitação na dosimetria de feixes de fótons e elétrons, mas eles apresentam algumas limitações, tal como a necessidade de um pré-amplificador. Dessa forma, os fototransistores SMT surgem como uma alternativa, pois têm a característica de amplificação do sinal elétrico por meio do ganho intrínseco ao dispositivo. Além disso, devido ao seu pequeno tamanho, esses dispositivos perturbam pouco o campo de radiação ionizante no qual estão inseridos. Assim, os fototransistores têm sido alvos de estudos recentes sobre sua aplicabilidade como detectores de radiação ionizante.

Portanto, o objetivo deste trabalho é caracterizar fototransistores SMT para aplicação no planejamento dosimétrico do tratamento radioterápico, avaliando os parâmetros dosimétricos de feixes de qualidade 6 MV usados em radioterapia. Este trabalho faz parte do desenvolvimento de um sistema de instrumentação para o planejamento dosimétrico durante os tratamentos de radioterapia em tumores profundos e superficiais com feixes de fótons e elétrons. A realização deste trabalho é uma parceria entre o Departamento de Energia Nuclear da UFPE (DEN), o Centro Regional de Ciências Nucleares da CNEN (CRCN) e o setor de Física Médica do Hospital Governador João Alves Filho, Aracaju, e conta com o suporte financeiro da FACEPE e da CAPES.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Radioterapia

2.1.1 Visão Geral

O tratamento terapêutico tem como finalidade básica da radioterapia eliminar ou diminuir tumores cancerígenos utilizando vários feixes de raios-X e gama ou de elétrons de alta energia. Na maioria dos casos, o propósito é destruir todas as células cancerígenas e, conseqüentemente, promover a cura do paciente. Nos casos quando a cura não é possível, o propósito é aliviar a dor pela redução do tamanho dos tumores.

A técnica radioterapêutica pode ser dividida em teleterapia ou em braquiterapia. A teleterapia consiste na terapia à distância, ou seja, a fonte emissora de radiação fica externa ao paciente. Nesta categoria, enquadram-se os feixes de raios-X, de raios gama, elétrons de alta energia e nêutrons. Os principais aparelhos utilizados são os aparelhos de raios-X superficial, semi-profundo ou ortovoltagem, fontes de ^{60}Co e aceleradores lineares de elétrons. A braquiterapia é a terapia de curta distância onde a fonte de radiação β ou γ é introduzida no paciente através de cateter a poucos centímetros do volume tumoral.

A radioterapia envolve uma seqüência complexa, mas bem estabelecida, de procedimentos incluindo identificação do alvo, prescrição da dose, planejamento do tratamento, forma do campo e fracionamento da dose (ICRU 38, 1985; ICRU 50, 1993; ICRU 62, 1999).

O tratamento com radiação é freqüentemente usado em conjunto com cirurgia, com quimioterapia ou ambos. A radioterapia é especialmente usada quando procedimentos cirúrgicos não podem remover completamente o tumor sem dano ao funcionamento dos órgãos que o cercam. Nestes casos, os cirurgiões removem a maior quantidade de tumor possível e o restante é irradiado. A influência de tratamentos anteriores e subseqüentes como cirurgia e quimioterapia também influenciam na tolerância de tecidos normais à radiação. Outros fatores são: o estágio do câncer tratado, a dose transferida total, o fracionamento da dose, taxa de dose, volume dos tecidos irradiados, natureza e função dos órgãos no dado volume e mecanismo de reparo dos danos (D'ERRICO, 2006).

2.2 O Acelerador Linear usado em Radioterapia

O acelerador linear (linac) é um equipamento que usa microondas de frequência de 3,0 GHz, para acelerar elétrons, por meio de um tubo linear. Os elétrons ganham energia viajando em fase com o campo elétrico que é formado no interior do tubo acelerador. O próprio feixe de elétrons de alta energia pode ser usado no tratamento de tumores superficiais, ou pode atingir um alvo para produzir raios-X para tratar tumores profundos (KHAN, 2003).

O funcionamento básico de um linac pode ser descrito da seguinte forma (Figura 1): elétrons são liberados por emissão termoiônica da fonte de elétrons, que consiste de um catodo aquecido a uma temperatura entre 1100 e 1200 °C (METCALFE et al., 1997) e um anodo. Os elétrons entram no tubo acelerador com uma energia de aproximadamente 50 keV e nele são acelerados pelas microondas de altas frequências geradas no Magnetron ou na Klystron. O tubo acelerador é feito de cobre com seu interior dividido em discos ou diafragmas de cobre com aberturas e espaçamentos variáveis para proporcionar a captura dos elétrons no campo elétrico senoidal formado no tubo. Ao emergirem da outra extremidade do tubo, o feixe de elétrons tem um formato cilíndrico de aproximadamente 3,0 mm de diâmetro. Para serem produzidos os raios-X, o feixe de elétrons colide com um alvo localizado no cabeçote (*gantry*) do acelerador, que gira em torno do isocentro, como mostra a Figura 2.

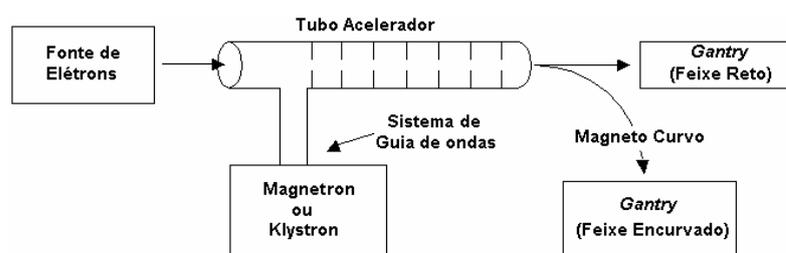


Figura 1: Diagrama em blocos de um linac típico usado em Radioterapia.
Fonte: KHAN, 2003 (modificado).

Dependendo do potencial de geração do feixe do linac o tubo acelerador pode ser aproximadamente de 0,4 m para produzir fótons com energia máxima em torno de 6 MeV (feixe de qualidade 6 MV¹), ou mais longo, e. g. com 1,5 m para feixes de qualidade 18 MV. No primeiro caso, o alvo é localizado em frente à saída do feixe de elétrons do tubo - Feixe Reto - Figura 3. Como o tubo é longo para feixes gerados com potenciais maiores que 6 MV,

¹ Nomenclatura utilizada em radioterapia para diferenciar o feixe de fótons do de elétrons (INCA, 2005).

o feixe de elétrons sofre um desvio na sua trajetória em direção ao centro do eixo de rotação do cabeçote de um ângulo de 90° , por meio do Magneto Curvo (Figura 4).

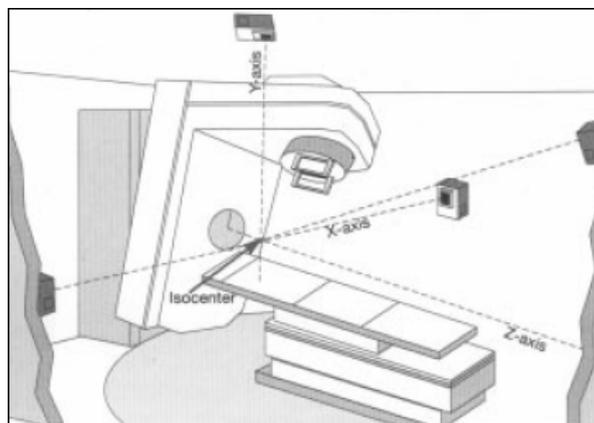


Figura 2: Ilustração do isocentro de rotação do gantry de um linac. Fonte: INCA, s.d.



Figura 3: Esquema do acelerador linear Linac Varian 600C®. (a) Magnetron, (b) Sistema de Guia de Ondas, (c) Tubo Acelerador e (d) Alvo. Fonte: SALEMME, 2005

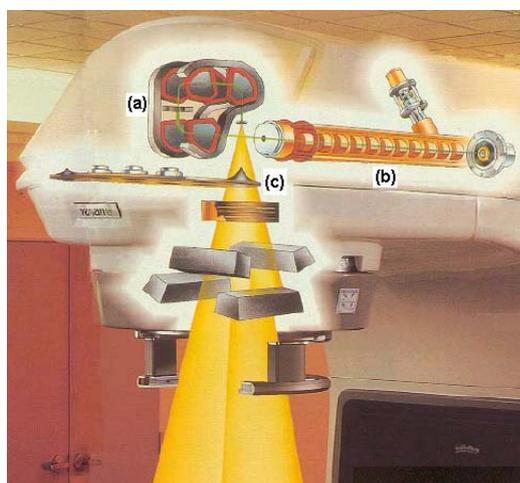


Figura 4: Esquema do acelerador linear Linac Varian 2100C®. A Klystron não está mostrada neste esquema. (a) Magneto Curvo (270°), (b) Tubo Acelerador e (c) Alvo. Fonte: SALEMME, 2005

2.2.1 A Unidade Monitor

Como nos aceleradores lineares os feixes de radiação ionizante são pulsados, é necessário um monitoramento constante desses feixes para garantir a eficácia do tratamento e segurança do paciente. Isto é feito por meio de duas câmaras de ionização localizadas no *gantry*. Ao ser depositada a dose desejada, essas câmaras comunicam ao sistema que a dose foi alcançada e o tratamento terminado. Assim, em radioterapia, é usado o termo unidade monitor (UM) que é associado à dose em cGy por meio de fatores de correção. É uma prática comum ajustar a calibração do acelerador linear de forma que uma unidade monitor (1 UM) seja equivalente 1 cGy.

2.3 Dosimetria em Radioterapia

A dosimetria em radioterapia é a fase mais importante do tratamento, pois, consiste em planejar como serão administradas as doses em vários tecidos, neoplásicos e normais, dos pacientes submetidos a radioterapia. Para tal, avalia-se a dose a ser depositada no tumor por meio de um detector de radiação num meio apropriado e bem definido, denominado simulador (simulador do tecido humano). Então, usam-se esses dados do feixe e os dados do paciente para calcular a dose em qualquer ponto no paciente por meio de algoritmos matemáticos apropriados.

Dados de distribuição da dose são medidos usualmente num simulador de água, que tem propriedades de absorção e espalhamento da radiação ionizante próximas às da maioria dos tecidos moles do corpo humano. Outra importante característica na escolha da água é por apresentar propriedades radiológicas reprodutíveis (KHAN, 2003). Todavia, um simulador de água introduz algumas dificuldades principalmente quanto ao seu formato e à introdução de determinados dosímetros no seu interior (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). Portanto, têm sido estudados e desenvolvidos simuladores sólidos como substitutos para a água. Idealmente, para um dado material ser considerado equivalente à água ou ao tecido, deve possuir o mesmo número atômico efetivo, mesma densidade eletrônica e mesmos coeficientes de atenuação mássicos (KHAN, 2003).

2.3.1 Parâmetros Dosimétricos em Radioterapia

Os parâmetros dosimétricos utilizados para caracterização de feixes de radiação ionizante utilizados em radioterapia são: porcentagem de dose profunda, fator campo, perfis de dose (razões *off-axis*), as razões tecido-máximo (RTM), planura e a simetria do feixe de radiação ionizante (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; KHAN, 2003). A Figura 5 apresenta um gráfico que representa o que acontece quando um feixe de alta energia penetra num meio absorvedor. Assim que os fótons de alta-energia entram no meio, elétrons são ejetados da superfície e das camadas subseqüentes do meio. Estes elétrons, conhecidos como elétrons secundários, depositam sua energia no meio ao longo da sua trajetória, portanto, a dose absorvida aumenta com a profundidade até alcançar um valor máximo. Esta região de aumento da dose com a profundidade é chamada de região de *build-up*, que é função tanto do meio absorvedor como da energia da radiação ionizante incidente. A partir deste ponto, a dose decresce com a profundidade devido à atenuação dos fótons (região de declínio – *fall-off region*) e perda de energia dos elétrons secundários. Para radiações de baixas energias, o alcance dos elétrons é tão pequeno que este efeito não é observado e a dose diminui continuamente com o aumento da profundidade.

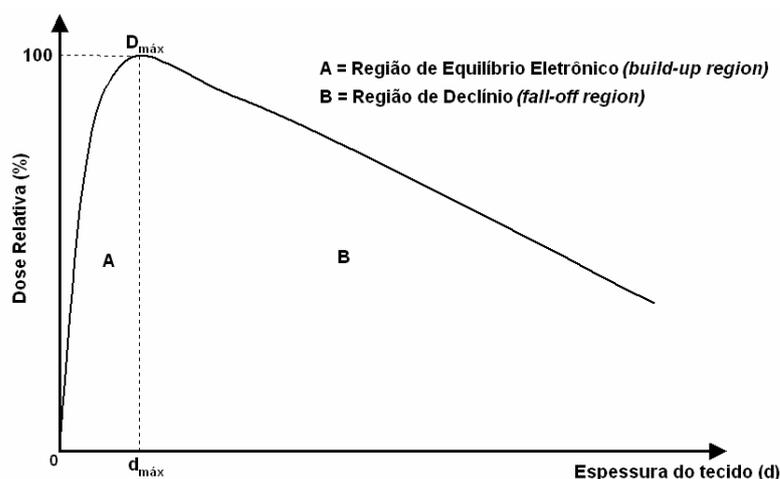


Figura 5: Percentual de dose em função da espessura do tecido.

Fonte: METCALFE et al., 1997 (modificado).

A grandeza porcentagem de dose profunda pode ser definida como o quociente, expresso como uma porcentagem, da dose absorvida numa certa profundidade d pela dose absorvida numa profundidade de referência fixa d_0 , ao longo do eixo central do feixe (KHAN, 2003).

A fração de dose relativa à profundidade (P) é, definida pela Equação 1 (KHAN, 2003):

$$PDP(d, w_{d_0}, DFS, hv) = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (1)$$

onde D_d é a dose a uma profundidade d , D_{d_0} é a dose a uma profundidade d_0 , w_{d_0} é o tamanho do campo na profundidade d_0 , DFS é a distância foco-superfície e hv é a energia da radiação incidente (Figura 6).

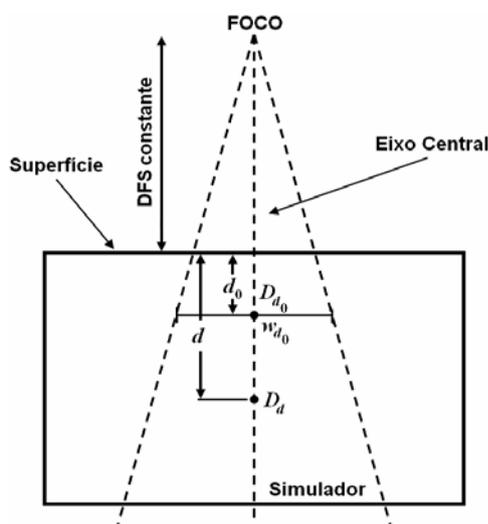


Figura 6: Diagrama esquemático para determinação da porcentagem de dose profunda.
Fonte: KHAN, 2003 (modificado).

A fração de dose no meio é função da profundidade no simulador, da largura do campo, da distância da fonte à superfície do simulador, da energia da radiação e ainda do material do qual é constituído o simulador; sua verificação permite examinar a sensibilidade da resposta do detector às mudanças no espectro de radiação (CHUANG et al., 2002).

Um outro parâmetro físico foi definido para relacionar a dose ou taxa de dose no campo de referência $D_d(10 \times 10 \text{ cm}^2)$ com a dose $D_d(w)$ ou taxa de dose para um campo arbitrário w à mesma profundidade d do simulador. Este parâmetro é chamado de fator de campo (FC) e é definido na Equação 2 (KHAN, 2003):

$$FC(W) = \frac{D_d(w)}{D_d(10 \times 10 \text{ cm}^2)} \quad (2)$$

A avaliação do fator campo no cálculo da dose é muito importante porque este é o fator que converte o valor da calibração absoluta do feixe, obtida para o campo padrão $10 \times 10 \text{ cm}^2$ em d_{max} , para os demais tamanhos de campo. Uma medida imprópria do FC pode comprometer a eficácia no cálculo da dose e as demais fases do tratamento (SANTOS, W. 2003).

A maioria dos planejamentos em radioterapia com aceleradores lineares usa técnicas de isocentro (ponto no qual o *gantry* gira numa distância fixa de 100 cm), além da técnica de DFS constante. Nas técnicas de isocentro, o paciente é posicionado na mesa de tratamento de forma que o centro do volume-alvo seja coincidente com o centro de rotação do *gantry* de onde o feixe de radiação é direcionado ao tumor.

O uso da técnica de isocentro tem a vantagem de minimizar o tempo do tratamento, além de proporcionar a diminuição em erros de posicionamento, geralmente associados à técnica de DFS constante em tratamentos que requerem campos opostos (WILLIAMS; THWAITES, 2000). Para superar as limitações encontradas, foi introduzido o conceito da relação tecido-simulador e, posteriormente, a relação tecido-máximo (KHAN, 2003).

A relação tecido-máximo (RTM) é uma grandeza derivada da relação tecido-simulador (RTF) que é definida como a razão entre a dose num dado ponto no simulador e a dose no mesmo ponto numa profundidade de referência fixa, para um mesmo campo de radiação. Um esquema para a determinação da RTF está ilustrado na Figura 7.

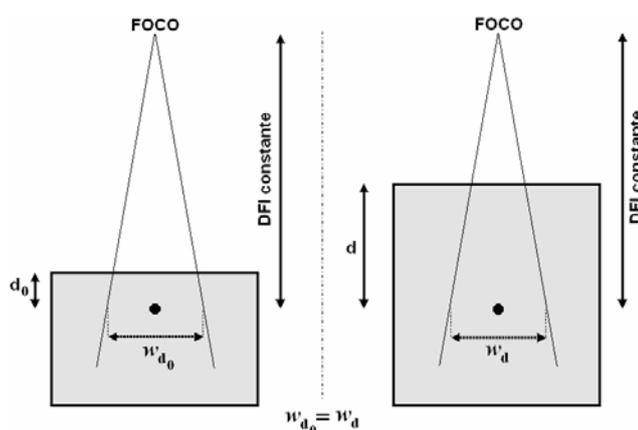


Figura 7: Esquema para determinação da RTF. Fonte: METCALFE et al., 1997 (modificado).

A relação é apresentada na Equação 3 (KHAN, 2003):

$$RTF(d, d_0, W_d, h\nu) = \frac{D_d(d, W_d, h\nu)}{D_{d_0}(d_0, W_d, h\nu)} \quad (3)$$

onde d_0 é a profundidade de referência, d é uma certa profundidade, w_d é o tamanho do campo em d e $h\nu$ é a energia do feixe incidente.

A RTF não depende da distância fonte-superfície (METCALFE et al., 1997). Inclui-se d_0 , a profundidade de referência nos parênteses, porque a RTF também depende deste parâmetro na medida da dose relativa, com o tamanho do campo designado no ponto da profundidade considerada (KHAN, 2003).

Se a profundidade d_0 for a profundidade de dose máxima d_{max} , então a RTF é chamada de RTM, definida pela Equação 4 (METCALFE et al., 1997):

$$RTM(d, d_{max}, W_d, h\nu) = \frac{D_d(d, W_d, h\nu)}{D_{max}(d_{max}, W_d, h\nu)} \quad (4)$$

Para determinar a distribuição da dose fora do eixo central do campo de radiação tem-se um parâmetro conhecido como razão de *off-axis* (ROFA) ou perfil de dose. Para o estudo do perfil de dose para feixes de radiação usados em teleterapia, a distribuição da dose é medida a certa profundidade em um simulador equivalente ao tecido, ao longo de uma linha perpendicular ao eixo central do feixe. Os resultados obtidos são normalizados em relação à dose medida no eixo central, na mesma profundidade do simulador.

A razão *off-axis* é função das dimensões do feixe de radiação, do formato dos colimadores e da profundidade do ponto de medida no simulador. As dimensões do campo são obtidas, por definição, na curva de 50% fornecida do perfil do feixe, conforme a Figura 8.

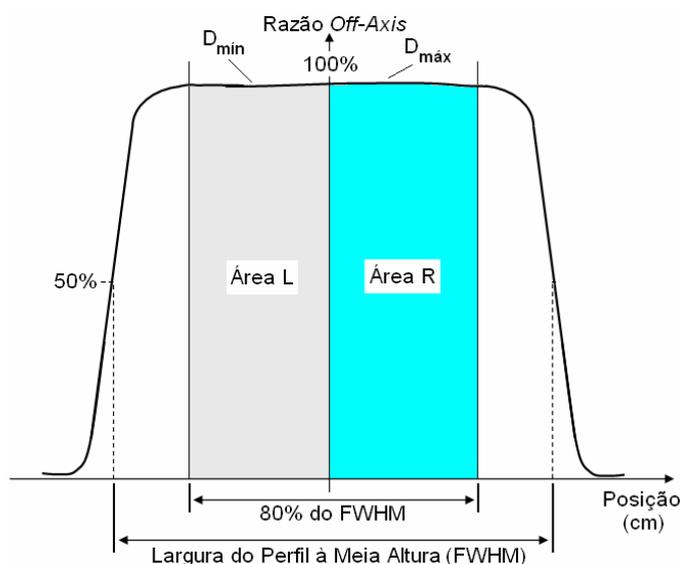


Figura 8: Perfil de campo apresentando as definições de planura e simetria.

A partir do perfil do campo obtido, calculam-se a planura e a simetria do feixe que indicam a uniformidade do perfil de distribuição da dose na área total do campo que envolve o alvo a ser tratado. A planura do feixe, F , representa o quão constante é o perfil do campo encontrando os valores dos pontos para a dose mínima (D_{\min}) e máxima (D_{\max}) no perfil do campo na largura de 80% do feixe (Figura 8) usando a Equação 5 (IAEA, 2005):

$$F = 100 \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (5)$$

Especificações padrão de aceleradores lineares geralmente requerem que a planura do feixe seja menor que $\pm 3\%$ (IEC, 1989), estimada a partir da Equação 5.

A simetria verifica se a dose relacionada com o feixe é consistente em cada lado do perfil do campo. É avaliada comparando a área sob cada lado do perfil, como apresentado na Figura 8. A simetria do feixe pode ser estabelecida pela medida dos níveis de dose em pontos equidistantes ao eixo central do feixe e é calculada como mostra a Equação 6 (IAEA, 2005):

$$S = 100 \times \frac{area_L - area_R}{area_L + area_R} \quad (6)$$

onde $area_L$ é a área à esquerda do eixo central do feixe e $area_R$ é a área à direita do eixo central do feixe (Figura 8).

A simetria do feixe, S , é usualmente determinada na profundidade de máxima dose (d_{\max}), que representa a profundidade padrão para avaliar este parâmetro de uniformidade da curva de perfil do feixe. Uma especificação típica de simetria é que a medida em quaisquer dois pontos equidistantes do ponto de eixo central, dentro dos 80% calculados para cada tamanho de campo, deve ter uma diferença menor que $\pm 3\%$ (IEC, 1989).

2.4 Detectores de Radiação Ionizante para Radioterapia.

Para ser usado como dosímetro para radiação ionizante, um material deve possuir algumas propriedades físicas que são função da grandeza dosimétrica medida, e podem ser usadas para dosimetria da radiação com calibração apropriada. As propriedades avaliadas para que um material seja caracterizado como dosímetro são: precisão e exatidão na medida,

linearidade, dependência com a dose ou com a taxa de dose, dependência energética, dependência angular e resolução espacial (IAEA, 2005).

No processo de medição da dose absorvida em radioterapia são usados diversos tipos de detectores de materiais e formas diferentes. Os mais comuns são as câmaras de ionização, seguida pelos filmes dosimétricos e os detectores de estado sólido (TLDs) e dispositivos eletrônicos, em geral fabricados de silício. Os detectores de diamante têm sido fabricados e usados em alguns procedimentos clínicos (BUCCIOLINI et al., 2003). Outros materiais como a alanina, os filmes radiocrômicos, o cintilador plástico e o dosímetro gel estão sendo alvo de estudos para sua utilização como detectores na dosimetria em radioterapia.

As câmaras de ionização tipo dedal e placas paralelas são amplamente usadas devido a sua precisão na leitura. A câmara do tipo dedal, também conhecida como Farmer, possui volumes ativos que variam entre 0,1 e 1,0 cm³. Elas têm tipicamente um comprimento interno não maior que 25,0 mm e um diâmetro interno de aproximadamente 7,0 mm. O material da parede da câmara é constituído de elemento de baixo número atômico (i. e. tecido ou ar equivalente), com uma espessura menor que 0,1 g/cm². A câmara de ionização de placas paralelas consiste em duas paredes planas, uma servindo como janela de entrada com eletrodo de polarização e a outra como eletrodo coletor, bem como um sistema de anel de guarda. Esta câmara é recomendada para dosimetria de feixe de elétrons com energias abaixo de 10 MeV e usada para medidas da dose em superfície e em profundidade na região de *build-up* para feixes de fótons de megavoltagem (IAEA, 2005).

Outra técnica de detecção da radiação é a utilização de filmes dosimétricos em radioterapia. O uso de filmes radiográficos é apropriado devido a sua excelente resolução espacial, embora seu uso em dosimetria envolva processos de calibração e revelação complicados. Por possuir resolução melhor do que qualquer outra técnica dosimétrica, é a mais eficiente técnica para as medidas de perfis de campo (SANTOS W., 2003).

Dentre os dosímetros de estado sólido usados no procedimento radioterápico, os comumente utilizados são os TLDs do tipo LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P, Li₂B₄O₇:Mn por serem de material equivalente ao tecido humano. Outros como o CaSO₄:Dy, Al₂O₃:C, e o CaF₂:Mn são usados por apresentarem alta sensibilidade. Dosímetros termoluminescentes podem ser encontrados de diversas formas de dimensões muito pequenas (e.g. em pó, pastilhas, hastes e em fitas) proporcionando uma leitura aproximadamente pontual da dose. Os TLDs são reutilizáveis, porém, não apresentam leitura em tempo real e precisam ser manuseados com cuidado utilizando pinças e evitar sejam expostos a umidade.

Com relação aos dispositivos eletrônicos semicondutores para dosimetria em feixes de radioterapia existem alguns tipos de diodos e de transistores do tipo MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor). Este último foi classificado por Rosenfeld (2007) como detector ativo por permitir uma leitura em tempo real da dose, ou detector passivo quando usado para efetuar a medição da dose de forma indireta, sem estar alimentado com uma tensão, de tal modo que alterações no dispositivo devido à irradiação fornecem informações sobre a dose absorvida (ROSENFELD, 2007).

2.5 Detectores de Cristais Semicondutores

Comparados com outros materiais, os semicondutores têm propriedades únicas que os fazem adequados para detecção da radiação ionizante. Esta singularidade dos detectores semicondutores pode ser mais bem observada ao compará-los com outros dosímetros, por exemplo, os baseados na ionização de gás. Como detectores da radiação ionizante os semicondutores apresentam sensibilidade maior (cerca de 18000 vezes) em relação a uma câmara de mesmo volume porque é aproximadamente 1000 vezes mais denso que o meio gasoso encontrado em câmaras de ionização (METCALFE et al., 1997). Além disso, necessitam de pouca energia (aproximadamente 3 eV) para produzir um par elétron-lacuna no seu volume sensível. Assim, o volume do detector semicondutor pode ser extremamente pequeno e ainda um suficiente número de pares serão formados para promover a fluência da corrente elétrica.

2.5.1 Dispositivos Eletrônicos Semicondutores como Detectores de Radiação Ionizante

Diodos de silício são estudados na detecção e dosimetria de radiação ionizante desde a década de 60 (JONES, 1963). Os diodos são adequados para medidas relativas, principalmente em áreas onde o gradiente de dose cresce ou decresce continuamente, como na região de build-up e na região de penumbra dos campos de radiação de fótons ou elétrons aplicados em teleterapia (GAGER et al, 1977). Para aplicações em dosimetria, Khoury et al. (1999) apresentam um estudo com um fotodiodo comercial usado para dosimetria com feixe de elétrons. Contudo, o uso de diodos de silício na dosimetria apresenta limitações em algumas medidas de dose em profundidade com feixes de elétrons (SONG et al., 2006).

Devido ao seu pequeno tamanho (menor que o do diodo), outros dispositivos eletrônicos de silício como o transistor de efeito de campo (MOSFET – metal oxide

semiconductor field effect transistor) e o transistor bipolar de junção têm sido alvo de pesquisas na sua aplicação como detector de radiação ionizante. Os sistemas dosimétricos baseados no MOSFET podem ser usados sem tensão de alimentação, o que é adequado para dosimetria *in vivo* (BUTSON et al, 2005; EHRINGFELD et al, 2005; SCALCHI; FRANCESCON, 1998; SCALCHI et al, 2005). Contudo, este detector apresenta dependência com a temperatura e comportamento não-linear com a dose absorvida (IAEA, 2005).

O outro dispositivo eletrônico utilizado na medição de feixes de radiação é o transistor bipolar de junção (Dhole; Bhoraskar 1994) e o fototransistor (SANTOS et al.,2006). O transistor foi explorado nos trabalhos de Dhole; Bhoraskar (1994) e mostram que esse dispositivo pode ser usado como dosímetro com feixes de elétrons de 1 MeV. Batignani et al. (2004) apresentam que o uso de um detector baseado no efeito transistor pode ser viável na detecção de radiação alfa e beta devido à amplificação, simplicidade e baixa tensão de operação. Segundo Santos et al. (2002) e Santos et al. (2006), fototransistores comerciais podem ser usados como dosímetros para raios-X de baixa energia. Santos W. (2003) apresentou o uso do fototransistor BPW78 nas medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de fótons aplicados em radiocirurgia estereotáxica como ferramenta complementar para validação dos parâmetros dosimétricos avaliados.

2.5.2 Princípio de Funcionamento dos Semicondutores de Silício

Os dispositivos semicondutores de silício são dopados com impurezas doadoras de elétrons (e.g. P, As, Se) para produzir semicondutores tipo N ou com átomos receptores de elétrons (e.g. Ga, In) para produzir semicondutores tipo P. Ao serem unidas numa única pastilha de silício, o semicondutor tipo N e o tipo P formam uma região chamada de região de depleção e esta junção é conhecida como o dispositivo diodo. Quando a radiação ionizante interage com o volume sensível do diodo produz pares elétrons-lacunas principalmente nesta camada de depleção, gerando uma corrente elétrica. Este efeito faz com que a condutividade do dispositivo varie e é, em geral, proporcional à dose de radiação ionizante que atinge o semicondutor. Um dos dispositivos mais importantes formados pelas combinações de semicondutores N e P é o transistor bipolar de junção, o qual pode ser NPN ou PNP e que apresenta características ativas de amplificação do sinal elétrico (SEDRA; SMITH, 2005). Outro dispositivo derivado das junções PN, utilizando materiais metálicos (M) e óxidos (O) de semicondutores (S) é o transistor MOSFET. Dispositivos baseados no efeito transistor (e.g. fototransistor) estão sendo cada vez mais utilizados como detectores de radiações ionizantes.

2.6 O Transistor Bipolar de Junção (TBJ)

Transistor Bipolar de Junção (TBJ) é um dispositivo de silício formado por duas junções P-N que são fabricadas na mesma pastilha de semicondutor. Ele foi modelado por Ebers-Moll (SEDRA; SMITH, 2005) e consiste de um sistema quadripolar: dois terminais de entrada e dois de saída, mas um dos terminais é comum à entrada e à saída. Em várias situações o emissor é o terminal comum, a base funciona como entrada e o coletor como saída. Na Figura 9 é mostrado um esquema ilustrativo de um transistor NPN.

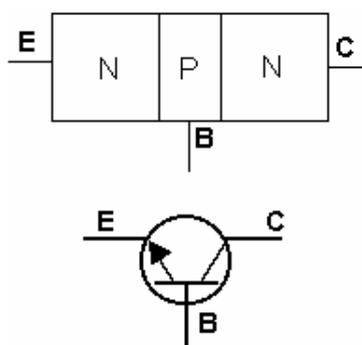


Figura 9: Diagrama e símbolo gráfico do transistor NPN.

Os termos C, B e E correspondem aos terminais do coletor, base e emissor do transistor, respectivamente. A região do emissor e a região do coletor são compostas de materiais semicondutores fortemente dopados (REZENDE, 1996). Entre cada par P-N no transistor, tem-se a junção *base-emissor* e a junção *base-coletor*, que dependendo de sua polarização, possibilitam a operação do dispositivo em diferentes condições (SEDRA; SMITH, 2005).

2.6.1 Operação básica do Transistor NPN

O princípio básico do funcionamento de um transistor NPN, na configuração emissor comum, consiste em injetar uma pequena corrente elétrica na base (I_B) para produzir uma corrente no coletor (I_C) amplificada de um fator β conhecido como ganho do transistor:

$$I_C = \beta \cdot I_B \quad (7)$$

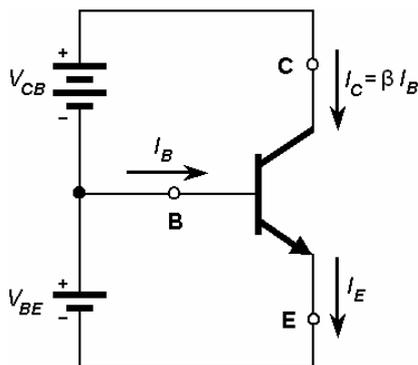


Figura 10: Polaridades das tensões e fluxos de corrente para um transistor NPN polarizado no modo ativo, na configuração emissor-comum para um ganho β .

A Figura 10 ilustra o efeito transistor e o sentido das correntes I_B , I_C e I_E adotado é o da corrente convencional; a corrente real é a do fluxo de elétrons. Ao aplicarmos a conservação de carga ao transistor da Figura 10, tem-se que a corrente do emissor I_E é igual à soma da corrente do coletor I_C e da corrente de base I_B :

$$I_E = I_C + I_B \quad (8)$$

$$I_E = (1 + \beta)I_B \quad (9)$$

onde β é um número adimensional e para um transistor típico seu valor varia de 100 a 500 em geral, sendo da ordem de 1000 para dispositivos especiais (SEDRA; SMITH, 2005).

2.6.2 O Fototransistor

O fototransistor foi sugerido primeiramente em 1951 por Shockley, Sparks e Teal (SHOCKLEY et al., 1951) como uma variação do transistor bipolar de junção. Ele apresenta uma grande junção base-coletor onde ocorre a maior parte do processo de geração de pares elétron lacuna pela interação de luz com a junção. Dos dispositivos fotodetectores, é o que apresenta maior poder de amplificação por conta do efeito transistor. Devido a isso, oferece alta razão de transferência de corrente da ordem de 50% ou mais quando comparado com um fotodiodo típico com razão de transferência de corrente de 0,2% (SZE, 1981). Geralmente, o fototransistor é dotado de dois terminais acessíveis, o emissor e o coletor, sendo a base incluída às vezes para o controle de corrente elétrica do dispositivo.

A Figura 11 ilustra um fototransistor sendo irradiado por um fluxo constante de fótons. Ao interagir com o fototransistor, a radiação (ionizante ou não) gera pares elétron-lacunas em todo o dispositivo. As lacunas geradas na região da base aumentam o potencial desta, polarizando diretamente a junção base-emissor. Assim, elétrons são injetados do emissor para base na tentativa de neutralizar o excesso de lacunas. Devido à proximidade da junção base-coletor, a probabilidade de ocorrer recombinação na base é pequena e a maioria dos elétrons injetados nela é arrastada através da região de depleção da junção base-coletor para o coletor. Com isso, a corrente do coletor é muito maior que a corrente fotogerada (I_{ph}) (SIEMENS, s.d.).

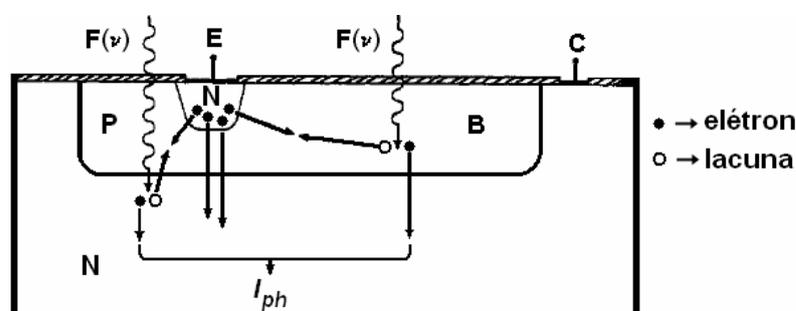


Figura 11: Fototransistor em corte ilustrando o comportamento da fotocorrente gerada pelos fótons de luz visível incidentes. Fonte: MONEDA et al., 1971 (modificado).

Na prática, a corrente I_{ph} funciona como uma corrente injetada na base que também vai ser amplificada pelo ganho do transistor:

$$I_C = \beta I_{ph} \quad (10)$$

2.6.3 O Fototransistor como Detector de Radiação Ionizante

Quando um fototransistor é submetido a um feixe de radiação ionizante de certa energia, podem ocorrer diversos efeitos que dependem das características do material semiconductor em si e do que o envolve, como ilustrado na Figura 12. O primeiro desses efeitos é o da radiação secundária (elétrons e radiação espalhada) excitando o dispositivo. Outros efeitos decorrem das interações da radiação ionizante primária na própria junção, tais como efeito foto-elétrico, efeito Compton e formação de pares, promovendo a formação de par elétron-lacuna. Também, a radiação ionizante pode gerar cintilações na faixa do visível, ultravioleta ou infravermelho no material polimérico com o qual o fototransistor é encapsulado. Esta luz de cintilação pode ser coletada pelo fototransistor, influenciando em sua

resposta. Na prática o que importa é que o efeito conjunto desses fenômenos varie proporcionalmente à dose aplicada.

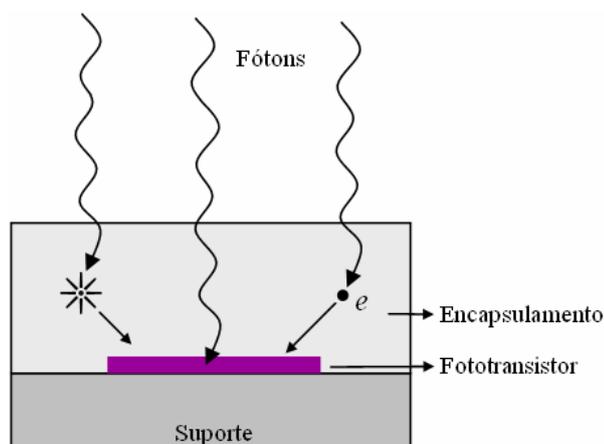


Figura 12: Ilustração da detecção da radiação no volume interno do fototransistor quando irradiado de cima.

2.6.4 Danos da Radiação Ionizante em Transistores

Os efeitos danosos de maior expressão em transistores bipolares ocasionados por radiação ionizante são os deslocamentos na rede cristalina do cristal semiconductor. A radiação ionizante eletromagnética (raios- γ ou raios-X) interage inicialmente com um elétron-alvo (efeito fotoelétrico ou efeito Compton) ou com o núcleo do semiconductor (produção de pares). Em quaisquer destes casos, parte da energia absorvida no semiconductor será convertida na criação de pares elétrons-lacunas e em deslocamentos na rede do cristal (LUTZ, 1999). Elétrons, prótons e nêutrons, por sua vez, perdem energia primeiramente por meio de colisões elásticas com os átomos do semiconductor e, dependendo do tipo e energia, podem causar grandes aglomerados de defeitos (chamados de *clusters*) no material (DALE et al., 1988; GREGORY; GWYN, 1974). Na Figura 13, apresentam-se os tipos de defeitos mais comuns na rede cristalina: locais vazios na rede (vacâncias); átomos adicionais de mesma ou estranha natureza entre locais regulares na rede (interstícios); e a combinação de interstícios e vacâncias é conhecida como defeito Frenkel (LUTZ, 1999). Por possuírem pequena massa, os elétrons causam primeiramente os defeitos Frenkel mais que aglomerados de defeitos na rede. Os danos na rede devido à radiação eletromagnética são usualmente de importância secundária exceto se o material é submetido a altas doses (maiores que 1 kGy) (DRENNAN; HAMMAN, 1971).

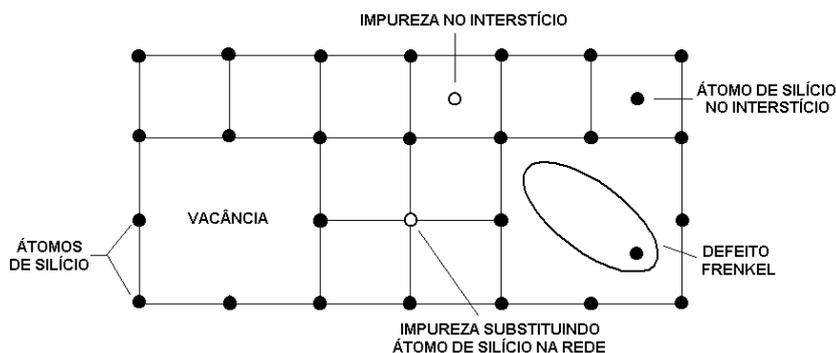


Figura 13: Tipos de defeitos pontuais numa rede cristalina de semicondutor.
Fonte: LUTZ, 1999 (modificado).

O acréscimo do número de armadilhas, espalhamento e centros de recombinação no volume do dispositivo são exemplos de danos na rede cristalina que alteram as características elétricas de transistores bipolares. Os centros de armadilhas removem portadores do processo de condução. Materiais de silício tipo P ou tipo N mudam suas características elétricas com o aumento da exposição à radiação. Os centros adicionais de espalhamento reduzem o livre caminho médio dos portadores livres. Desde que a mobilidade é diretamente proporcional ao livre caminho médio, a exposição à radiação reduz a mobilidade dos portadores de carga.

A mudança induzida pela radiação no transistor bipolar depende do tipo do material semicondutor, tipo da impureza (N ou P), resistividade, técnica de fabricação, estrutura do dispositivo, nível de injeção, temperatura, da tensão elétrica, do espectro de energia da radiação incidente e do intervalo de tempo ao qual o dispositivo está exposto à radiação (DRENNAN; HAMMAN, 1971).

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Material

3.1.1 Detectores

Foi utilizado o fototransistor comercial do modelo OP520[®] (OPTEK, 2005). Esse dispositivo está montado num encapsulamento tipo SMT (Surface Mount Technology) e apresenta baixa sensibilidade à luz devido à lente planar opaca para filtrar o espectro visível. Ele tem dimensões apropriadas para medição de doses pontuais, com área sensível menor que 0,5 mm² com ganho de corrente na ordem de 100, sendo esse um fator que motivou seu uso nos feixes de radioterapia utilizados neste trabalho. A resposta deste dispositivo, segundo o fabricante, é de uma corrente de coletor mínima de 0,25 mA por 5,0 mW.cm⁻² @ 5,0V de V_{CE} (OPTEK, 2005). Na Figura 14 as dimensões do fototransistor OP520[®] são apresentadas.

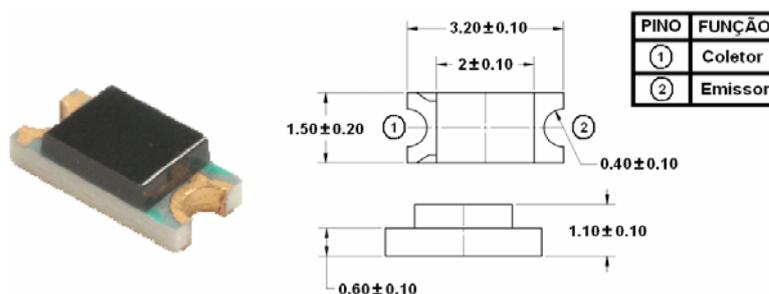


Figura 14: Dimensões, em mm, do fototransistor OP520[®]. Fonte: OPTEK, 2005

As medidas foram realizadas com o fototransistor soldado numa placa de circuito impresso de fibra de vidro (suporte) com 15,0 cm de comprimento e 0,9 cm de largura como indicado na Figura 15. Numa das extremidades desta placa foram acoplados dois terminais para permitir a conexão ao eletrômetro Flip-Flop[®].



Figura 15: Fototransistor localizado no suporte.

As respostas dos fototransistores nos experimentos realizados foram comparadas com as leituras obtidas utilizando uma câmara de ionização de placas paralelas tipo Markus modelo PTW 23343, ilustrada na Figura 16. Esta câmara possui um volume sensível de $0,055 \text{ cm}^3$, feita de PMMA com uma janela de polietileno com $0,027 \text{ mm}$ de espessura e uma camada muito fina de grafite circundando a cavidade de ar (PTW, s.d.). A câmara foi posicionada no mesmo ponto onde foi localizado o fototransistor.



Figura 16: Câmara de Ionização tipo Markus modelo 23343. Fonte: PTW, s.d.

3.1.2 Simulador

O simulador de tronco (fantoma) utilizado no experimento foi constituído de 20 placas de PMMA de espessuras variáveis e com $30 \times 30 \text{ cm}^2$ de dimensão superficial, formando um cubo de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ (ICRU, 1984). Destas placas, uma delas foi especialmente trabalhada para acomodar o suporte com o fototransistor e outra para acomodar a câmara Markus. As fissuras foram feitas para que os detectores ficassem no centro das suas respectivas placas e no mesmo nível. Esses simuladores foram construídos no DEN/UFPE e as placas desenvolvidas para acomodar os detectores estão ilustradas na Figura 17.



Figura 17: Placas desenvolvidas para acomodar o suporte com o fototransistor (à esquerda) e para acomodar a câmara Markus (à direita), com os respectivos detectores.

3.1.3 Sistema de Detecção do Fototransistor

Na obtenção e registro das leituras dos fototransistores foi usado o eletrômetro Flip-Flop[®], desenvolvido no LIN/CRCN (SANTOS, 2001). A Figura 18 mostra o eletrômetro Flip-Flop[®] entre o computador de instrumentação e o suporte com o fototransistor.



Figura 18: Sistema de detecção (Fototransistor no suporte ligado ao Eletrômetro Flip-Flop[®], conectado ao computador de instrumentação). Fonte: SANTOS, 2007

O eletrômetro Flip-Flop[®] tem uma resolução da ordem de picoampere e para calibrá-lo foi usado um sub-femto-amperímetro Keithley[®] 6430, que produz sinais de fração de 10^{-15} A. O procedimento de calibração do eletrômetro foi feito injetando sistematicamente correntes de picoampere a microampere e sua curva de calibração foi obtida.

A curva de calibração do eletrômetro Flip-Flop[®] foi inserida no programa DoseX[®] desenvolvido pelo LIN/CRCN em linguagem C++ (SANTOS, 2007). Este programa computacional pode selecionar ou mudar qualquer parâmetro para obter medições de um detector nuclear como fator de conversão e tensão de operação. A Figura 19 apresenta a interface do programa DoseX[®].

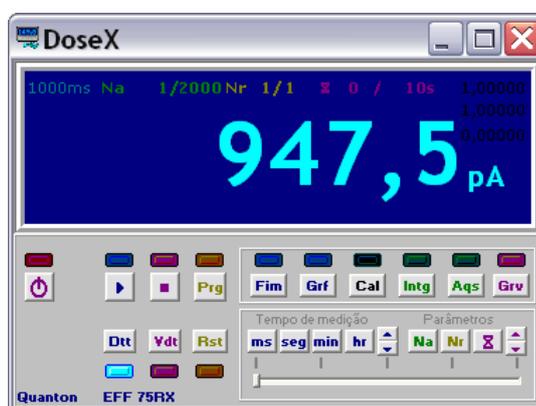


Figura 19: Interface do programa DoseX[®], que controla o eletrômetro Flip-Flop[®]. Fonte: SANTOS, 2007

3.1.4 Sistema de Irradiação dos Fototransistores

Os fototransistores foram irradiados com feixes de qualidade 6 MV, nas taxas de doses de 0,5 Gy/min e 2,0 Gy/min conforme a necessidade do tipo de experimento, gerados por um acelerador linear de fabricação Siemens modelo PRIMUS como ilustrado na Figura 20, pertencente ao setor de Física Médica do Hospital Governador João Alves Filho localizado na cidade de Aracaju. Neste equipamento, a fonte de microondas é do tipo Klystron apresentando alta estabilidade dos pulsos gerados quando comparado com outros equipamentos utilizados em teleterapia (SONTAG; STEINBERG, 1999).

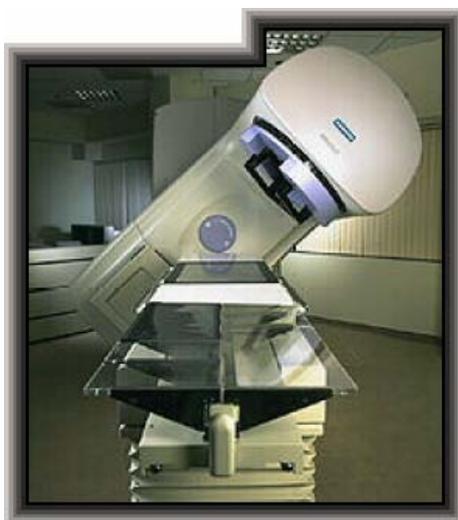


Figura 20: Foto do Acelerador Linear Siemens Primus.
Fonte: SONTAG; STEINBERG, 1999

3.2 Métodos

3.2.1 Seleção dos Fototransistores

Foram adquiridos 100 fototransistores comerciais fabricados de um mesmo lote industrial. Eles foram separados em 12 grupos seguindo o critério de se ter valores muito próximos para as seguintes grandezas: corrente de escuro (I_D), ganho (g)² e espessura de encapsulamento (h). Inicialmente foi medida apenas a corrente de escuro e, posteriormente, observou-se a necessidade de medir os demais parâmetros supracitados.

² Utiliza-se neste trabalho a notação “g” para o ganho pelo fato desta grandeza ter sido estimada via irradiância de um LED branco, comercial, não calibrado previamente.

Na medida da corrente de escuro, os fototransistores foram ligados ao sub-femto-amperímetro Keithley® 6430, com uma polarização fixa de 3,3 V. Este valor foi o mesmo com o qual os fototransistores estavam alimentados pelo eletrômetro Flip-Flop durante as irradiações no Hospital. Assim, os fototransistores foram posicionados numa caixa preta, fechada, para evitar a interferência da luz visível. Após o fechamento da caixa, foi necessário um tempo de 1 minuto antes de serem feitas as medidas para eliminar a interferência de luz residual. Foram tomadas a média de 5 leituras da corrente de escuro para cada fototransistor conforme apresentado na Figura 21.

Para medida do ganho dos dispositivos foi utilizado o mesmo arranjo experimental com a adição de um LED que emite luz, localizado no lado oposto ao fototransistor sob teste e a uma distância fixa, ambos posicionados no interior da caixa.

O LED foi alimentado com uma corrente estável de 5,00 mA, onde a unidade corresponde a uma irradiância constante de aproximadamente $50 \mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$. Os ganhos relativos foram obtidos em termos da intensidade de corrente elétrica em nA gerada pelo detector em função da irradiância do LED emissor em $\mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$, ou seja, a corrente no coletor será na ordem de alguns nA para cada $\mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ de irradiância do LED e conseqüentemente o ganho do fototransistor sob teste pode ser apresentado em termos de $\text{nA}/\mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$. Para certificar a repetitividade dessas medições, um fototransistor que não foi submetido aos feixes de radiação ionizante foi escolhido como referência.

As medições da espessura dos fototransistores foram feitas com um paquímetro com uma incerteza de 50 μm . Com estas três características mensuradas, procurou-se separar os fototransistores em grupos, cada um deles sendo o mais homogêneo possível, seguindo o critério de diferença menor que 1,0% entre os ganhos relativos dos dispositivos e entre as espessuras de encapsulamento. Dos 12 grupos obtidos, foram utilizados 9 grupos, num total de 16 dispositivos. Os grupos usados estão discriminados na Tabela 1.

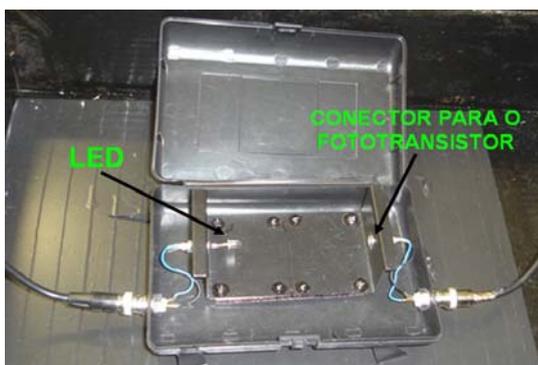


Figura 21: Arranjo experimental para medições da corrente de escuro e do ganho dos fototransistores.

Tabela 1: Relação dos grupos de fototransistores utilizados neste trabalho.

Grupo	Fototransistor(es)
G1	FT48 e FT60
G2	FT52 e FT61
G3	FT24, FT47 e FT89
G4	FT36 e FT41
G5	FT62
G6	FT13 e FT14
G7	FT38
G8	FT69
G9	FT25 e FT53

A escolha dos grupos foi aleatória, seguindo a ordem de realização dos experimentos de forma que cada grupo está associado a um tipo de experimento. Isso não compromete a caracterização dos dispositivos sob teste.

3.2.2 Medição da Dose com o Fototransistor

Para se obter uma relação entre a dose e a resposta do dispositivo, foram utilizados os grupos G1 e G2. O grupo G1 foi formado por dois fototransistores com $h = 1,02$ mm; com ganho médio de $375 \pm 0,5$ nA/ μ W \cdot cm⁻²; e corrente de escuro média de $0,042 \pm 0,003$ nA. O segundo grupo, G2, foi constituído por outros dois fototransistores com $h = 1,03$ mm; com ganho médio de $445 \pm 2,6$ nA/ μ W \cdot cm⁻²; e corrente de escuro média de $0,052 \pm 0,001$ nA. Todos os fototransistores do G1 e do G2 foram submetidos a uma dose integrada de 100,0 Gy obtidos a partir da soma de 20 repetições consecutivas de 5,0 Gy cada, expostos a uma taxa de dose de 2,0 Gy/min, localizados a uma DFS de 100 cm, num campo 10×10 cm² e na profundidade de máxima dose, conforme ilustrado na Figura 22.

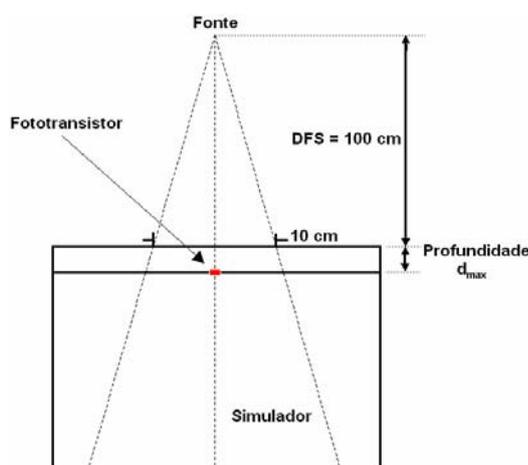


Figura 22: Esquema do procedimento para medição da dose com o fototransistor.

3.2.2.1 Linearidade

A linearidade da resposta do fototransistor com a dose foi obtida utilizando os fototransistores do G3, com $h = 1,02$ mm, ganho médio de $415 \pm 2,8$ nA/ μ W \cdot cm⁻² e corrente de escuro média de $0,063 \pm 0,017$ nA. O intervalo de dose considerado foi de 1,0 Gy a 5,0 Gy, para uma taxa de dose de 2,0 Gy/min, numa DFS de 100 cm, no campo 10 \times 10 cm² e na profundidade de máxima dose. A linearidade da resposta dos fototransistores foi obtida da média de três leituras sucessivas para cada valor de dose para cada dispositivo.

3.2.2.2 Dependência com a taxa de dose

Para este teste, foram utilizados os dispositivos do G4. Este grupo de detectores tem as seguintes características: $h = 1,01$ mm, $g = 350 \pm 1,0$ nA/ μ W \cdot cm⁻² e $I_D = 0,283 \pm 0,252$ nA. Os fototransistores foram posicionados um de cada vez no arranjo experimental a uma DFS de 100 cm com tamanho de campo de 10 \times 10 cm², na profundidade de máxima dose. Eles foram submetidos às doses de 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0 e 5,0 Gy nas taxas de dose de 0,5 Gy/min e 2,0 Gy/min.

3.2.2.3 Dependência angular

Para avaliar a dependência direcional do dispositivo utilizou-se o G5 que possui as seguintes características: $h = 1,02$ mm, $g = 405 \pm 1,3$ nA/ μ W \cdot cm⁻² e $I_D = 0,023 \pm 0,009$ nA. Ele foi posicionado no ar, no isocentro dos feixes com distância foco-isocentro de 100 cm, no campo de 10 \times 10 cm² e taxa de dose de 2,0 Gy/min. Neste arranjo, ilustrado na Figura 23, foram realizadas três medidas para cada angulação do *gantry*, tanto no sentido horário como no sentido anti-horário, variando o ângulo de 0° a 90° em intervalos de 30°. Todos os valores de carga coletada nas diversas angulações do *gantry* foram normalizados com relação à medida do ângulo zero correspondente à posição em que o vetor normal à face mais sensível à luz visível dos fototransistores apontava para o *gantry* do equipamento.

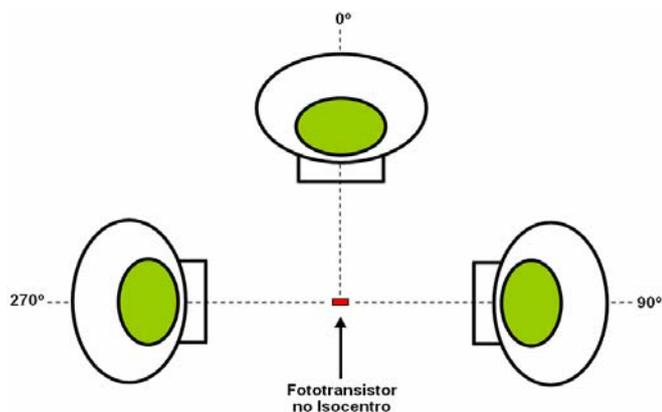


Figura 23: Arranjo experimental para avaliar a dependência angular do fototransistor às diferentes direções de incidência do feixe de fótons.

3.2.2.4 Influência do suporte do fototransistor no sistema de detecção

No aumento das dimensões do campo de irradiação maior quantidade de material do suporte recebe radiação ionizante, que pode influenciar na resposta final da medição com o fototransistor. Para avaliar a influência da radiação espalhada devido ao suporte do detector, mediu-se a contribuição da radiação espalhada pelo suporte para os pares de campos retangulares $5 \times 10 \text{ cm}^2$ e $10 \times 5 \text{ cm}^2$, $5 \times 15 \text{ cm}^2$ e $15 \times 5 \text{ cm}^2$, $5 \times 20 \text{ cm}^2$ e $20 \times 5 \text{ cm}^2$. O arranjo experimental para tal verificação é descrito na Figura 24, para os campos $5 \times 10 \text{ cm}^2$ e $10 \times 5 \text{ cm}^2$, executado de forma similar para os demais. O fototransistor usado neste teste foi o FT41, que foi escolhido aleatoriamente dentre os já usados. Este detector foi exposto a uma dose de $1,0 \text{ Gy}$, na taxa de dose de $2,0 \text{ Gy/min}$, para cada campo retangular utilizado neste teste. Foram realizadas três repetições para cada campo utilizado. A distancia foco superfície foi de 100 cm .

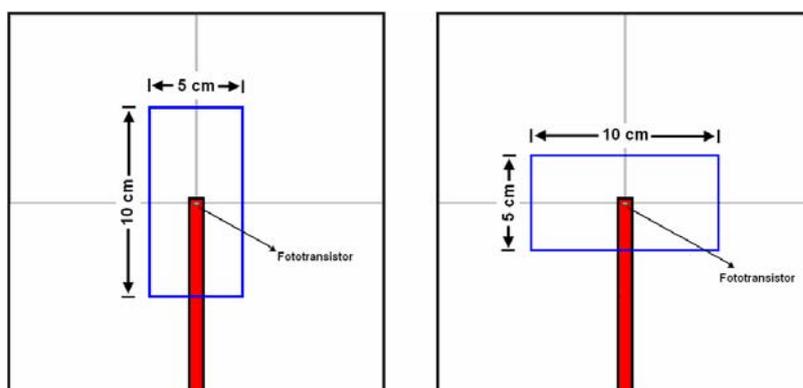


Figura 24: Arranjo experimental para verificar a influência do suporte do FT nas medições.

3.2.3 Procedimentos de Medição dos Parâmetros Dosimétricos

3.2.3.1 Fator Campo

O fator campo foi determinado com os fototransistores do grupo G6 posicionados, um de cada vez, na profundidade de máxima dose no simulador de PMMA, a uma distância foco-superfície de 100 cm, perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação mostrado na Figura 25. Esse grupo de fototransistores apresenta os seguintes valores médios $h = 1,01$ mm, $g = 433 \pm 2,0$ nA/ μ W \cdot cm $^{-2}$ e $I_D = 0,085 \pm 0,011$ nA. Os tamanhos de campo utilizados foram: 5 \times 5 cm 2 , 10 \times 10 cm 2 , 15 \times 15 cm 2 e 20 \times 20 cm 2 , sendo o campo 10 \times 10 cm 2 usado como referência. Os fototransistores foram submetidos a uma dose de 1,0 Gy a cada exposição, cuja dose representa o valor normalmente aplicado à câmara de ionização, na taxa de dose de 2,0 Gy/min. O fator campo foi calculado de acordo com a Equação 13 (KHAN, 2003):

$$FC = \frac{D(d_{max}, w)}{D(d_{max}, w_{ref})} \quad (13)$$

onde $D(d_{max}, w)$ é a dose relativa no eixo central, para um campo de tamanho w na profundidade de d_{max} e $D(d_{max}, w_{ref})$ é a dose máxima no campo de referência, na mesma profundidade.

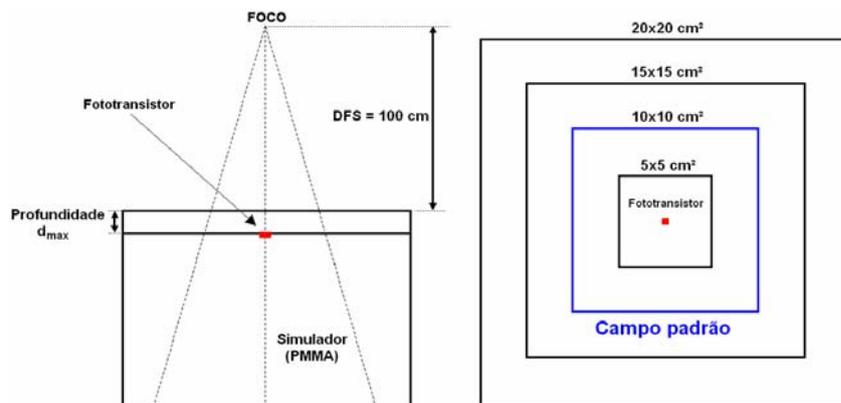


Figura 25: Posicionamento do detector no eixo central do feixe de qualidade 6 MV ilustrando as diferentes dimensões do campo de irradiação.

3.2.3.2 Perfil de Campo (Razão *Off-Axis*)

Os perfis de campo (razão *off-axis*) foram obtidos com o fototransistor do grupo G7 posicionado perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, na profundidade de

máxima dose do simulador de PMMA, a uma distância foco-isocentro de 100 cm (Figura 26). O FT38 apresenta $h = 1,02$ mm, $g = 474 \pm 3,1$ nA/ μ W \cdot cm⁻² e $I_D = 0,102 \pm 0,001$ nA. As medidas foram normalizadas em relação à leitura obtida no eixo central do feixe de radiação, de acordo com a Equação 14 (METCALFE et al., 1997):

$$ROFA = \frac{D(w, r, d_{max})}{D(w, 0, d_{max})} \quad (14)$$

onde $D(w, r, d_{max})$ é a dose relativa no campo w na distância r , à profundidade de máxima dose d_{max} e $D(w, 0, d)$ é o valor da dose no eixo central, nas mesmas condições. Essas medidas foram realizadas para os campos de 5×5 cm², 10×10 cm² e 15×15 cm² para avaliar os perfis num campo pequeno, padrão e médio com o fototransistor OP520. Os campos foram varridos nos dois lados (esquerdo e direito), na direção *cross-plane* (direção transversal ao *gantry*), em relação ao eixo central que foi tomado como a origem. Foram feitas três leituras para cada tamanho de campo.

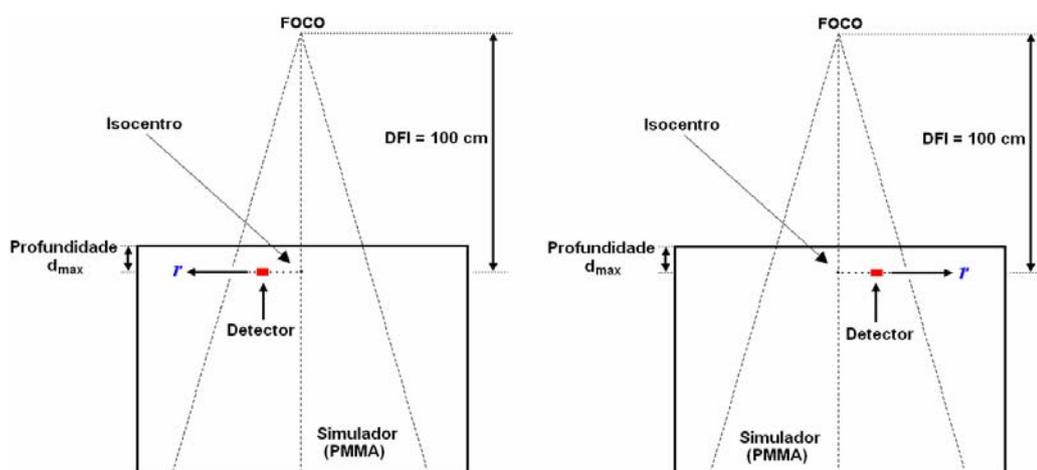


Figura 26: Ilustração do arranjo experimental para determinação dos perfis de campo.

3.2.3.3 Planura e Simetria dos feixes

A planura e a simetria dos feixes foram calculadas a partir dos resultados obtidos nos perfis do campo, para a profundidade de máxima dose a partir do arranjo experimental ilustrado na Figura 22. Foram utilizadas a Equação 5, para o cálculo da planura e a Equação 6 para o cálculo da simetria dos feixes utilizados, a partir dos dados obtidos com o detector do grupo G7.

3.2.3.4 RTM

As medidas das relações tecido-máximo foram realizadas com o dispositivo do G8 ($h = 1,03\text{mm}$, $g = 362 \pm 1,5 \text{ nA}/\mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ e $I_D = 0,478 \pm 0,013 \text{ nA}$) no simulador de PMMA, posicionado perpendicularmente ao eixo central do feixe, numa distância foco-isocentro constante de 100 cm, no campo $10\times 10 \text{ cm}^2$, como ilustrado na Figura 27. O fototransistor foi submetido a uma dose de 0,5 Gy (na profundidade de máxima dose) com uma taxa de dose constante de 2,0 Gy/min. Neste experimento, a profundidade do detector em relação à superfície do simulador mudou a cada exposição, variando de 0 a 20 cm. Os valores das relações tecido-máximo foram determinados pela Equação 15 (METCALFE et al., 1997):

$$RTM(w,d) = \frac{D_d(w,d)}{D_{\max}(w,d_{\max})} \quad (15)$$

onde $D_d(w,d)$ é o valor da dose relativa na profundidade d para o campo w no eixo central, e $D_{\max}(w,d_{\max})$ é o valor da dose relativa nas mesmas condições, na profundidade de dose máxima.

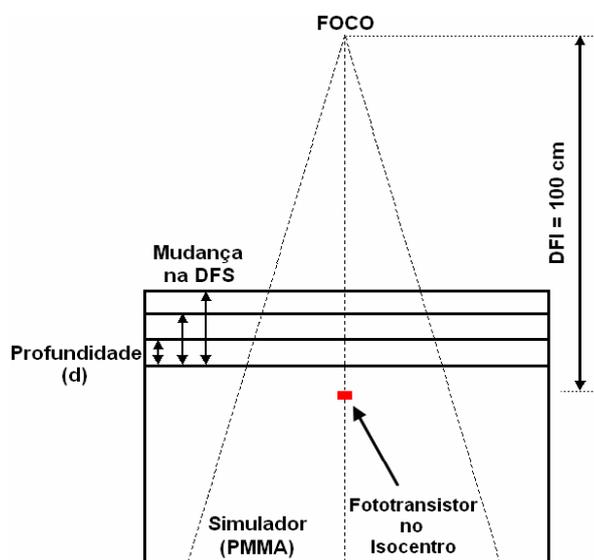


Figura 27: Arranjo experimental para determinação da RTM.

3.2.3.5 PDP

A variação da dose em profundidade foi medida no simulador de PMMA, com os dispositivos do grupo G9 posicionados no eixo central do feixe de radiação. As profundidades

de posicionamento do detector foram realizadas no intervalo de 2,0 cm a 18,0 cm, em passos de 2,0 cm, ao longo do eixo central do feixe de irradiação. Assim, mudou-se a distância foco-detector (DFD) e manteve-se constante a distância foco-superfície em 100 cm abaixando-se a mesa de tratamento para cada profundidade, como ilustrado na Figura 28. Os tamanhos dos campos de irradiação usados para avaliar a PDP foram de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, na superfície do simulador. Cada fototransistor foi irradiado com uma dose de 0,5 Gy (na profundidade de máxima dose).

Os percentuais de dose profunda medidos com os fototransistores foram obtidos pela normalização de todas as medidas nas diferentes profundidades com referência à dose máxima, segundo a Equação 16 (METCALFE et al., 1997).

$$PDP(w, d) = \frac{D_d(w, d)}{D_{\max}(w, d_{\max})} \quad (16)$$

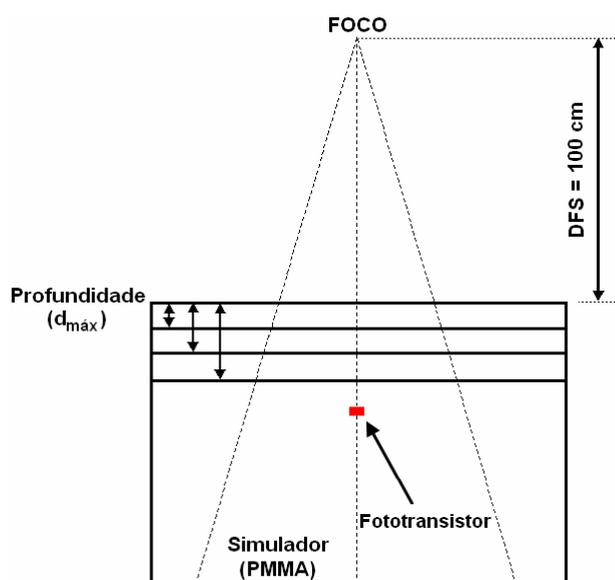


Figura 28: Arranjo experimental para determinação da PDP.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Calibração do Eletrômetro Flip-Flop®

A curva de calibração do eletrômetro Flip-Flop® é apresentada na Figura 29. Como a faixa de corrente considerada para calibração variou na ordem de 10^6 , foram considerados os logaritmos da corrente gerada pelo sub-femto-amperímetro Keithley 6430 e da frequência de resposta do eletrômetro Flip-Flop® para a análise. Observa-se que o comportamento da curva é linear até alguns microampères. Após $10 \mu\text{A}$ ocorre uma mudança na inclinação da curva. Contudo, na prática, um detector nuclear ou um transdutor fotônico gera uma corrente de saída menor que $1 \mu\text{A}$. No caso da faixa de leitura usada em radioterapia, tem-se correntes de saída na ordem de 50 nA (SILVA, 2007). Outros detalhes sobre a curva de calibração do Flip-Flop encontram-se no Apêndice A.

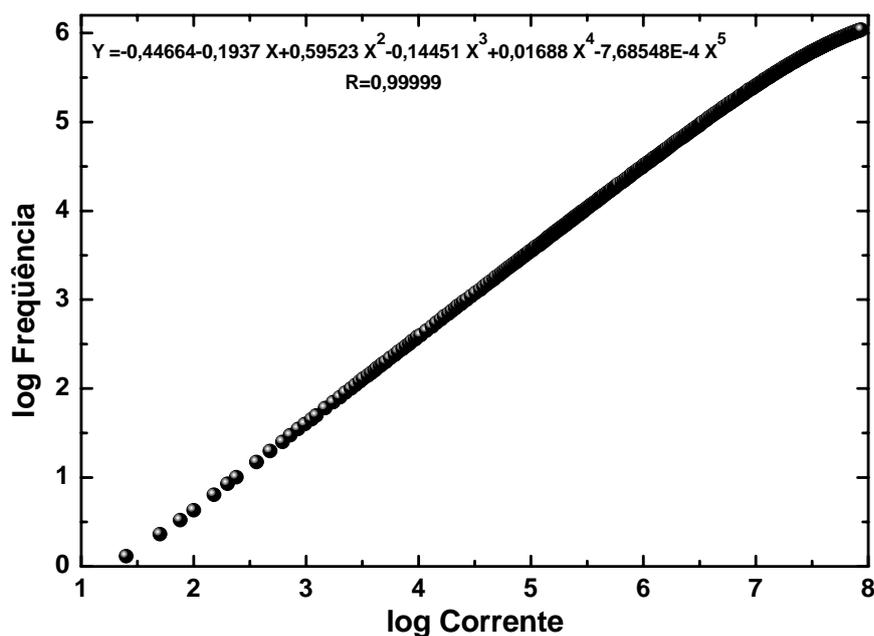


Figura 29: Curva de calibração do eletrômetro Flip-Flop® onde a corrente está em pA e frequência em Hz.

4.2 Caracterização dos Fototransistores e Avaliação dos Parâmetros Dosimétricos

4.2.1 Caracterização dos Fototransistores

Na Tabela 2 estão apresentadas as respostas dos fototransistores selecionados na pré e pós-irradiação, em termos do ganho g e da corrente de escuro I_D , para feixes de qualidade 6 MV. Percebe-se que o ganho g foi o parâmetro usado para admitir dispositivos de um mesmo grupo, já que existem fototransistores com ganhos iguais e correntes de escuro diferentes. A dose aplicada refere-se à dose total a qual os dispositivos estiveram submetidos durante os experimentos, dependendo do teste realizado os valores da dose aplicada foram diferentes.

Tabela 2: Relação dos fototransistores usados com as respectivas mudanças no ganho e nas correntes de escuro antes e após as irradiações em função da dose aplicada

Grupos	FT	h (mm)	Dose Aplicada (Gy)	g (nA/ μ W \cdot cm ⁻²)			I _D (nA)		
				Antes da Irradiação	Pós-Irradiação	Diminuição em g (%)	Antes da Irradiação	Pós-Irradiação	Aumento em I _D (%)
G1	48	1,02	100,00	375	187	50	0,0437	0,5342	1121
	60	1,02	100,00	374	189	49	0,0401	0,5637	1307
G2	52	1,03	100,00	447	232	48	0,0510	0,6990	1271
	61	1,03	100,00	443	230	48	0,0520	0,6517	1153
G3	24	1,02	134,50	411	186	55	0,0819	0,9765	1093
	47	1,02	102,00	417	210	49	0,0547	0,6514	1090
	89	1,02	102,00	416	208	50	0,0518	0,6072	1072
G4	36	1,01	58,00	350	202	42	0,1044	0,5114	390
	41	1,00	64,20	349	195	44	0,4610	0,9229	100
G5	62	1,02	120,00	405	214	47	0,0229	0,2738	1094
G6	13	1,01	106,00	434	148	66	0,0769	0,8487	1003
	14	1,01	58,00	432	193	55	0,0922	0,6187	571
G7	38	1,02	120,00	474	237	50	0,1014	1,0744	959
G8	69	1,03	115,00	362	193	47	0,4777	1,9758	314
G9	25	1,01	73,23	385	220	43	0,0503	0,5516	997
	53	1,01	73,23	387	229	41	0,0554	0,6573	1086

Na Tabela 2 observa-se que ocorre uma redução significativa dos ganhos (g) após a irradiação dos fototransistores utilizados neste trabalho, para os feixes de qualidade 6 MV. Nota-se que mesmo para diferentes doses aplicadas, a diminuição percentual no ganho foi praticamente a mesma, isto é, $49 \pm 6,04\%$. Nos valores dos ganhos verifica-se uma redução que varia de 41% a 66 % para os FTs 53 e 13, respectivamente. A diminuição no ganho ocorre devido à alteração do potencial na superfície do dispositivo provocado pelo aumento da carga na camada de óxido do transistor devido aos efeitos da radiação ionizante (SROUR et al., 2003).

Observa-se que em todos os fototransistores ocorreu aumento na corrente de escuro após as irradiações, que é devido ao acréscimo dos centros de geração de pares elétrons-lacunas criados na superfície do dispositivo provocados pelos danos da radiação ionizante no fototransistor como analisado previamente por Srour et al (2003). Nota-se que este comportamento da corrente de escuro foi característico para cada dispositivo.

Assim, na Tabela 2 percebe-se que a variação máxima na corrente de escuro foi de 1307% e a mínima de 100% para os FTs 60 e 41 respectivamente. Observa-se que os FTs 47 e 89 apresentam praticamente o mesmo aumento percentual após as irradiações.

4.2.2 Medição da Dose

A Figura 30 mostra a leitura da corrente de cada fototransistor utilizado neste experimento versus a dose acumulada. O dano da radiação em dispositivos semicondutores irradiados com feixes de fótons de alta energia utilizados em radioterapia ocorre devido à energia de recuo dos elétrons secundários que é transferida à rede cristalina do cristal de silício do semicondutor. A dose acumulada aumenta o número de centros de armadilhas, causando uma redução no tempo de vida dos portadores e um conseqüente decréscimo na sensibilidade do dispositivo (AAPM 87, 2005). Contudo, nota-se que existe uma correlação entre a dose acumulada e a corrente elétrica dos fototransistores sob teste. Esta corrente é praticamente a mesma para dispositivos de um mesmo grupo, G1 ou G2, já que os grupos são formados por dispositivos de iguais características iniciais (h , g e I_D).

Observa-se que as curvas para os dois grupos seguem a mesma inclinação, embora aparentemente cada grupo tenha uma resposta distinta. Diante desse fato, percebe-se que mesmo com a variação da sensibilidade dos fototransistores à radiação ionizante com feixe de qualidade 6 MV, obtém-se a informação da dose aplicada nos dispositivos, já que a resposta dos fototransistores é linear com o acréscimo da dose acumulada.

Na verdade, verificou-se que se os dados dos detectores utilizados forem normalizados, as curvas de resposta normalizada são idênticas. Para a normalização, foi considerada a razão entre as leituras da corrente elétrica atuais (i) e o valor inicial da corrente (i_0) do respectivo dispositivo em estudo para a dose inicial. Esta análise é apresentada na Figura 31. Observa-se que embora os pares de dispositivos que foram utilizados neste experimento apresentem diferentes ganhos e correntes de escuro iniciais, o conjunto dos fototransistores apresentaram a mesma resposta normalizada. A explicação para este fato

ainda é uma incógnita que pode ser elucidada realizando-se uma investigação minuciosa da estrutura dos dispositivos após as irradiações, que está fora do escopo deste trabalho.

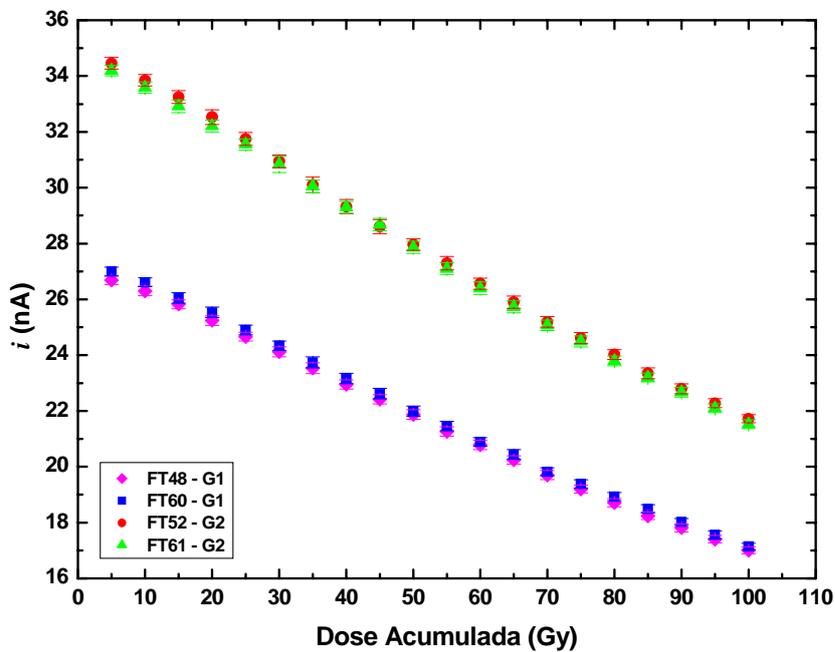


Figura 30: Comportamento dos detectores dos grupos G1 e G2 em função da dose acumulada de 5 a 100 Gy, medida para o feixe de qualidade 6 MV.

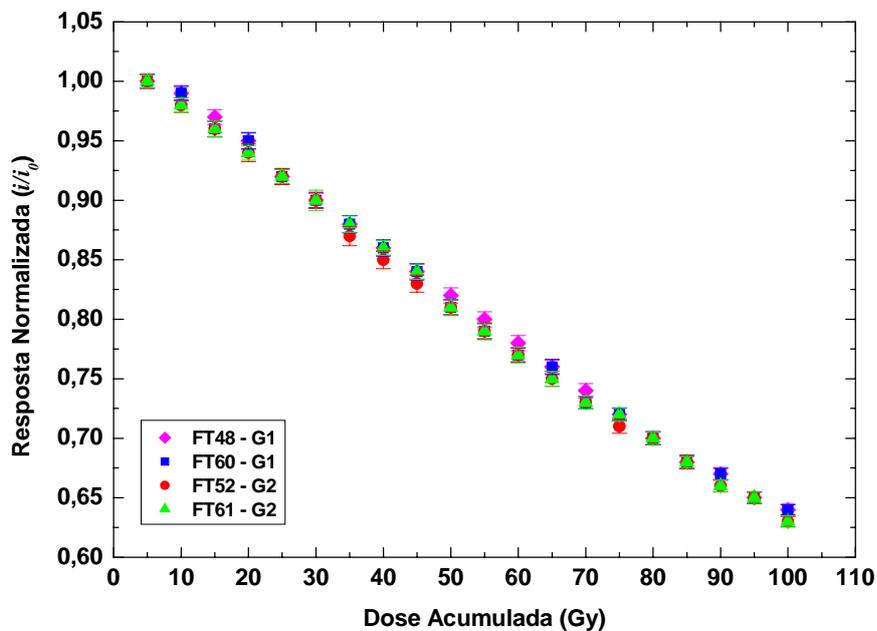


Figura 31: Resposta normalizada dos detectores dos grupos G1 e G2 em função da dose acumulada de 5 a 100 Gy, medida para o feixe de qualidade 6 MV.

Para facilitar a análise, tomam-se os dados do gráfico da Figura 31 e obtém-se a resposta normalizada média dos dispositivos utilizados neste experimento. Esta resposta normalizada média é apresentada na Figura 32.

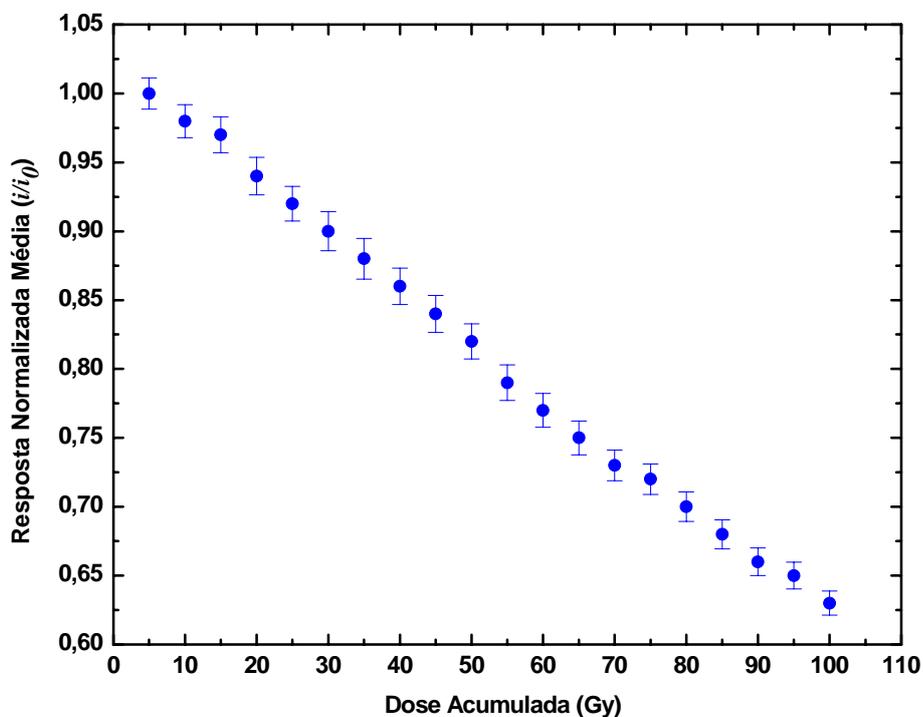


Figura 32: Resposta normalizada média dos fototransistores do G1 e G2 em função da dose acumulada.

A partir da curva de resposta normalizada média apresentada na Figura 27, pode-se obter uma equação linear que relaciona a resposta dos dispositivos com a dose acumulada (D_{ac}).

$$D_{ac} = k \cdot \left(1 - \frac{i}{i_0} \right) Gy \quad (17)$$

onde k é uma constante de proporcionalidade que vale aproximadamente 250 para esse conjunto específico de fototransistores, i é a corrente atual e i_0 é a corrente inicial que representa o estado inicial do dispositivo no começo do experimento.

A Tabela 3 apresenta os valores de dose tendo como base a câmara monitora do linac e os valores obtidos pela Equação 17 fornecida nos dados experimentais. O erro relativo também é apresentado.

Tabela 3: Comparação entre os valores de dose obtidos com a câmara de ionização com os obtidos com os fototransistores do G1 e G2.

Dose Acumulada (Gy) Câmara de ionização	Dose Acumulada (Gy) G1 e G2	Erro relativo (%)
5,0	4,4	11,3%
10,0	9,1	9,5%
15,0	14,3	4,9%
20,0	19,5	2,4%
25,0	25,0	0,2%
30,0	31,0	3,2%
35,0	36,5	4,3%
40,0	41,4	3,5%
45,0	46,7	3,9%
50,0	52,0	3,9%
55,0	57,1	3,9%
60,0	62,0	3,4%
65,0	67,0	3,0%
70,0	71,2	1,8%
75,0	75,9	1,2%
80,0	80,5	0,6%
85,0	84,5	0,6%
90,0	88,4	1,8%
95,0	92,5	2,6%
100,0	100,9	0,9%

Na Tabela 3, os valores obtidos com o fototransistor encontram-se dentro da incerteza de $\pm 5\%$ recomendado na ICRU 24 como a incerteza total da dose recebida pelo paciente ao fim do tratamento (ICRU, 1976). Este nível de incerteza de $\pm 5\%$ tem sido alvo de discussões, mas não existem recomendações definidas a este respeito (IAEA, 2000).

Este comportamento não ocorre no intervalo de 5,0 a 10,0 Gy (em destaque), onde a resposta do dispositivo é complexa. Isto pode ser devido à necessidade de uma pré-irradiação para conduzir o dispositivo a um regime linear neste intervalo de dose e minimizar os erros. Ainda analisando a Tabela 3 nota-se que na faixa de 25,0 a 80,0 Gy a resposta dos fototransistores apresenta uma tendência quando descrito pela Equação 17, estando os valores estimados acima dos valores medidos com a câmara, que se admitem como verdadeiros.

4.2.2.1 Linearidade

Na Figura 33 é apresentada a dose medida com os fototransistores do G3 em função da dose acumulada medida com a câmara de ionização. Percebe-se que os fototransistores apresentam resposta linear com o aumento da dose, para a taxa de dose empregada. Para cada

fototransistor foi encontrado um valor distinto da constante de proporcionalidade k , que é característico do dispositivo em estudo.

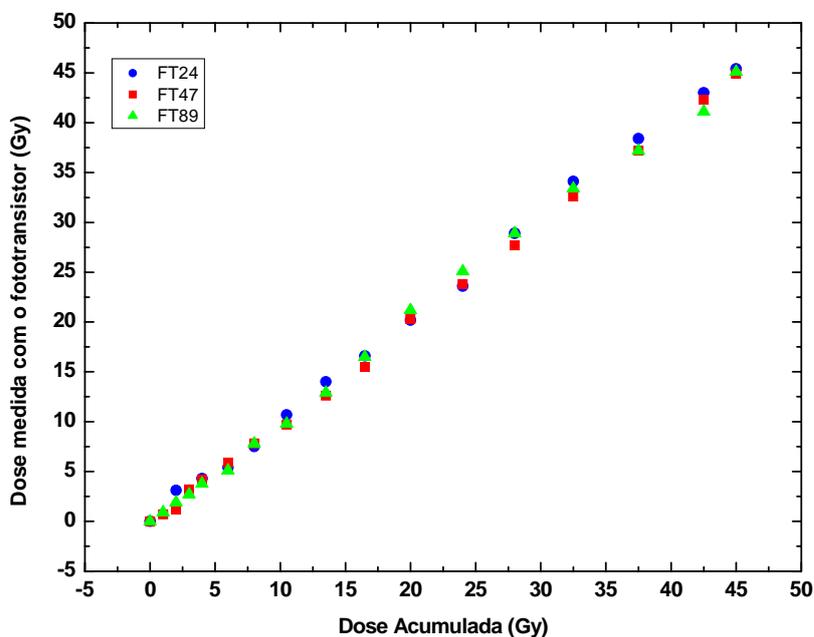


Figura 33: Linearidade da resposta dos fototransistores do grupo G3 com a dose acumulada medida com a câmara de ionização no feixe de qualidade 6 MV.

Observa-se que a resposta dos detectores é proporcional à dose acumulada. O valor do k para os fototransistores neste teste foi: 260 para o FT24, 224 para o FT47 e 223 para o FT89. Percebe-se que o FT24 apresenta o valor de k bem diferente dos demais dispositivos deste grupo, mesmo sendo fototransistores de ganhos similares e de mesma espessura de encapsulamento. Isto pode ser devido à diferença nos estados iniciais das correntes de escuro do FT24 com relação ao FT47 e FT89, como observado na Tabela 2, mas ainda não existem dados suficientes para concluir que este é o parâmetro determinante. Mesmo para valores de k diferentes a resposta dos três fototransistores foi praticamente a mesma, com valores do coeficiente de correlação de 0,9993 para o FT24; de 0,9997 para o FT47 e 0,9989 para o FT89.

4.2.2.2 Dependência com a taxa de dose

A dependência com a taxa de dose foi verificada para os fototransistores do G4 (FT36 e FT41) e os resultados estão apresentados na Tabela 4 para a carga coletada nas duas taxas de dose disponíveis no acelerador usado.

Tabela 4: Respostas dos fototransistores do G4 a diferentes taxas de dose.

FT36			
	0,5 Gy/min	2,0 Gy/min	
Dose (Gy)	Carga Coletada (nC)	Carga Coletada (nC)	Variação (%)
0,5	204,11 ± 0,09	311,59 ± 0,37	52,7
1,0	398,74 ± 0,05	628,29 ± 0,15	53,7
2,0	815,76 ± 0,05	1258,75 ± 0,11	49,4
3,0	1201,79 ± 0,04	1842,76 ± 0,12	55,4
4,0	1543,88 ± 0,04	2369,20 ± 0,14	57,6
5,0	1819,47 ± 0,04	2822,96 ± 0,11	54,3
FT41			
	0,5 Gy/min	2,0 Gy/min	
Dose (Gy)	Carga Coletada (nC)	Carga Coletada (nC)	Variação (%)
0,5	274,31 ± 0,07	368,07 ± 0,37	34,2
1,0	535,32 ± 0,06	738,19 ± 0,22	34,7
2,0	1069,66 ± 0,05	1474,17 ± 0,13	34,0
3,0	1565,17 ± 0,05	2160,86 ± 0,15	35,2
4,0	2022,13 ± 0,06	2765,96 ± 0,17	37,9
5,0	2400,23 ± 0,06	3277,48 ± 0,15	37,8

Primeiramente, nota-se na Tabela 4 que a carga coletada foi menor para uma taxa de dose menor, e conseqüentemente, a corrente do dispositivo foi menor. Para a taxa de dose de 0,5 Gy/min, a corrente do coletor foi de $3,89 \pm 0,28$ nA e para 2,0 Gy/min, a corrente foi de $23,05 \pm 1,88$ nA, considerando os valores médios dos dois dispositivos. Este fato está associado às características de resposta dinâmica de um transistor, a qual tem variação no parâmetro ganho (g). Assim, para baixas intensidades de corrente elétrica o ganho do fototransistor não é o mesmo para altas correntes. Em segundo lugar, percebe-se que embora eles tenham características de ganho idênticas as variações não foram tão parecidas, sendo de $53,8 \pm 2,8\%$ para o FT36 e de $35,6 \pm 1,8\%$ para o FT41 quando ocorre mudança na taxa de dose de 0,5 Gy/min para 2,0 Gy/min. Isto pode ser justificado pela diferença no estado inicial dos dispositivos, ou seja, suas correntes de escuro antes de serem submetidos aos feixes de qualidade 6 MV.

O fato de o fototransistor apresentar ganhos diferentes em situações de taxa de dose diferentes estimulou uma análise experimental do ganho do dispositivo que está apresentada na Figura 34.

Na compreensão do comportamento da mudança no ganho dos dispositivos utilizados, mediu-se a corrente de coletor, que é a grandeza mensurada pelo sistema dosimétrico, em função da intensidade fotônica relativa emitida pelo LED. Na Figura 34, a inclinação da curva está relacionada com o ganho do fototransistor, já que a corrente fotogerada (I_{ph}) é proporcional à intensidade fotônica e a expressão para o ganho é dada a partir da Equação 10. Nesta mesma figura, nota-se que para baixas correntes de coletor (de 0 à 50 nA) essa inclinação é variável, como pode ser bem visualizado no *zoom* do início da curva que representa a faixa de corrente que foi obtida com o OP520 para os feixes de qualidade 6 MV. Observa-se que o FT41 produz uma corrente maior que o FT36 para a mesma condição de irradiação. Ou seja, é provável que isso justifique o fato de o FT41 ter uma variação menor, como apresentado na Tabela 4. Conforme a curva do ganho, quanto maior for a corrente do fototransistor, o comportamento do ganho se dá na região linear da curva.

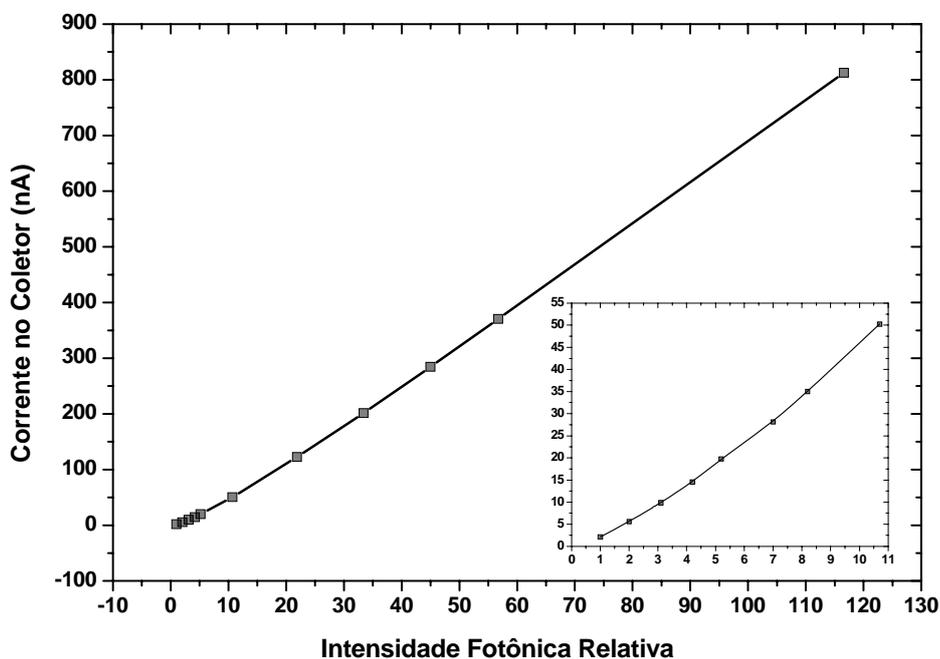


Figura 34: Corrente do coletor em função da intensidade fotônica relativa para avaliar o comportamento do ganho dos fototransistores do grupo G4.

4.2.2.3 Dependência angular

Na Tabela 5 estão apresentadas as respostas normalizadas do dispositivo para alguns ângulos nos quais o *gantry* pode ser posicionado em relação ao isocentro. As leituras foram normalizadas em relação à leitura referente à posição de 0°. Na Figura 35 é apresentada a resposta angular do fototransistor em forma de gráfico.

Tabela 5: Resposta Normalizada do fototransistor para irradiações realizadas em diferentes posições angulares do *gantry*, para feixes de qualidade 6 MV.

Ângulo (°)	Resposta Normalizada
0	1,000 ± 0,001
30	0,992 ± 0,001
60	1,222 ± 0,001
90	1,576 ± 0,001
330	1,006 ± 0,001
300	1,208 ± 0,001
270	1,529 ± 0,001

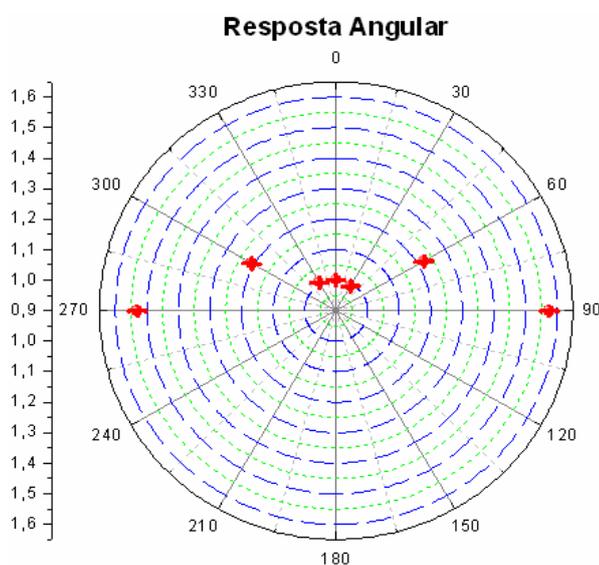


Figura 35: Representação gráfica da resposta direcional do fototransistor em função da posição angular de incidência do feixe de qualidade 6 MV em relação ao dispositivo.

Observa-se que na Tabela 5 e na Figura 35, para os ângulos de 90° e 270° que são correspondentes às irradiações feitas lateralmente, as leituras no dispositivo sofreram variação de até 57,6% em relação às leituras referentes à direção 0°. Isto ocorre devido à geometria do detector, como ilustrado na Figura 36. Por causa das diferentes direções de incidência do feixe de radiação ionizante no detector, as distâncias percorridas pela radiação ionizante dentro do

detector são diferentes. Assim, a resposta do fototransistor será maior para os ângulos de 30°, 60° e 90°, pois uma maior quantidade de material será percorrida, alcançando máximo na direção de 90°, nos dois sentidos. Também há influência na resposta devido ao suporte do dispositivo ser construído de materiais de diversas densidades (ouro, fibra de vidro, cobre e estanho).

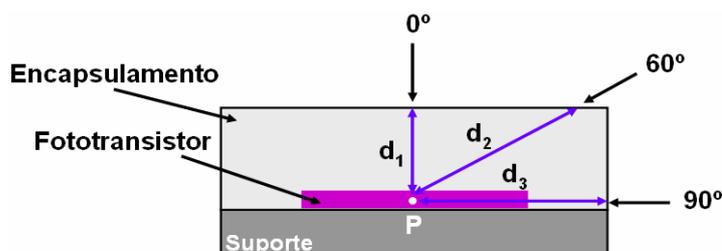


Figura 36: Ilustração de algumas direções de incidência da radiação ionizante no detector, considerando um ponto P de referência no volume sensível do fototransistor.

4.2.2.4 Influência do suporte do fototransistor no sistema de leitura

Na Tabela 6 é apresentada a resposta do FT41 em termos da corrente elétrica em função dos campos de irradiação retangulares. A corrente apresentada é uma média de 30 leituras para cada campo retangular. Para este fototransistor, o valor da constante de proporcionalidade k foi de 220 e os valores das correntes estão apresentados com a correção.

Tabela 6: Resposta do FT41 em função da geometria dos campos retangulares.

Campo (cm ²)	$I_{\text{média}}$ (nA)
5×10	20,31±0,16
10×5	20,15±0,12
5×15	20,53±0,12
15×5	20,24±0,12
5×20	20,43±0,17
20×5	20,02±0,16

Observa-se que quando se altera as dimensões dos campos, independentemente de qual seja, ocorre uma variação pouco significativa de no máximo 2% na leitura do fototransistor, significando que há uma pequena influência do material do suporte do detector na leitura.

4.2.3 Avaliação dos Parâmetros Dosimétricos

4.2.3.1 Fator Campo (FC)

Na Figura 37 está apresentado o comportamento dos fototransistores do G6 em relação à mudança no tamanho do campo de radiação incidente sobre os dispositivos. As respostas dos dispositivos foram normalizadas com as leituras referentes ao campo 10×10 que foi tomado como referência e foram comparadas com as leituras da câmara de ionização. Na Figura 32 observa-se que as medidas realizadas com o fototransistor apresentam concordância com as realizadas com a câmara de ionização, exceto para o campo 5×5 cm² que apresenta uma diferença de 4,35% em relação à medida com a câmara. Ou seja, para o campo 5×5 cm² os dispositivos do G6 detectam menos radiação espalhada do que a câmara de ionização.

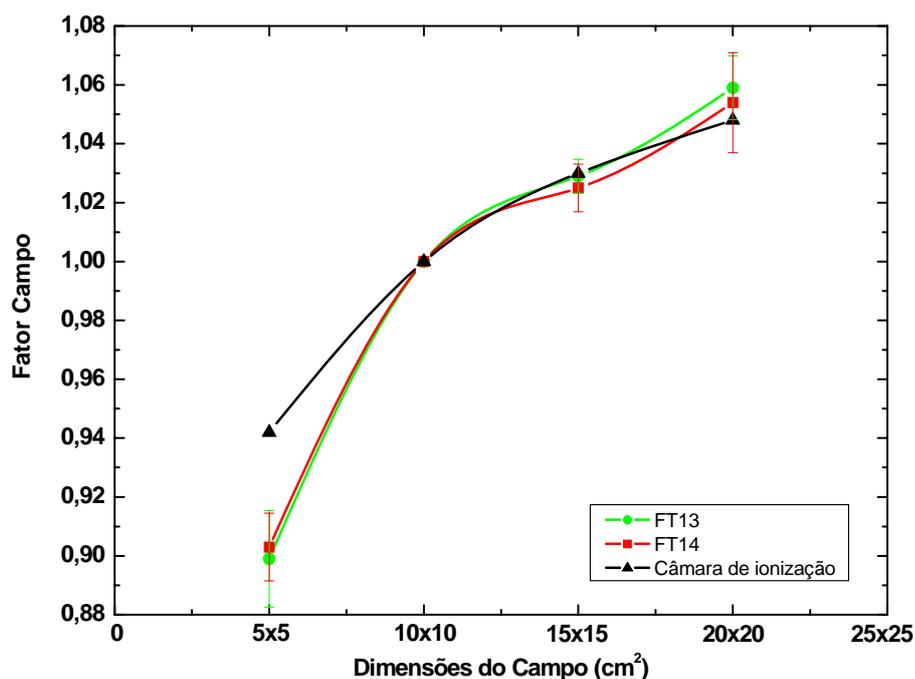


Figura 37: Comportamento dos dispositivos do G6 com relação à mudança no tamanho do campo de irradiação.

4.2.3.2 Perfil de Campo (Razão *Off-Axis*)

Os perfis dos campos de radiação no alvo estão apresentados nas Figuras 38, 39 e 40. As dimensões dos campos foram 5×5 cm², 10×10 cm² e 15×15 cm², respectivamente.

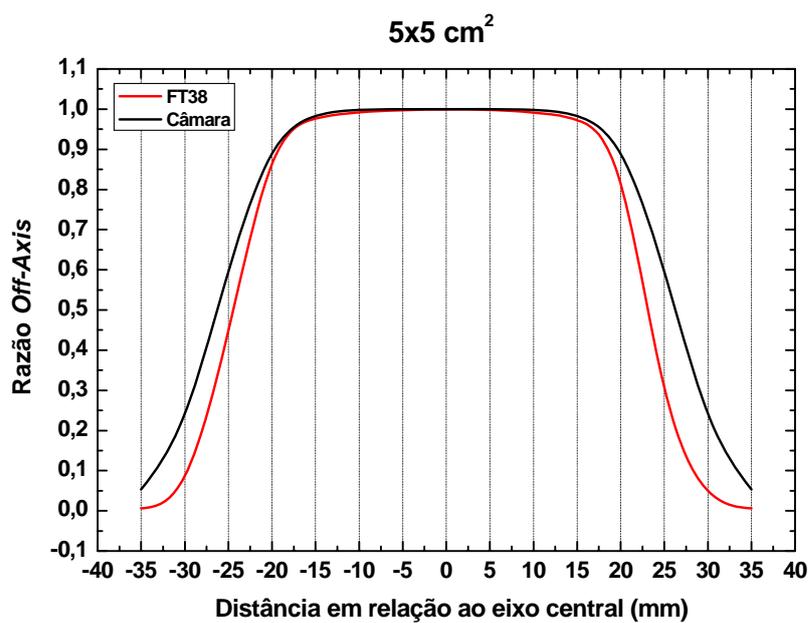


Figura 38: Perfil do campo obtido com o FT38 quando irradiado com um feixe de qualidade 6 MV para o campo de 5×5 cm².

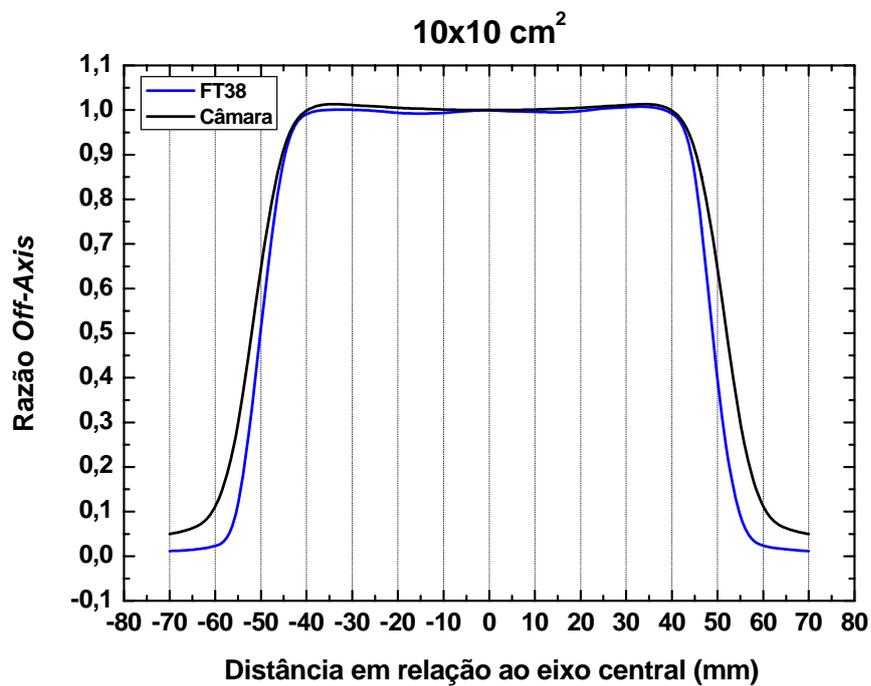


Figura 39: Perfil do campo obtido com o FT38 quando irradiado com um feixe de qualidade 6 MV para o campo de 10×10 cm².

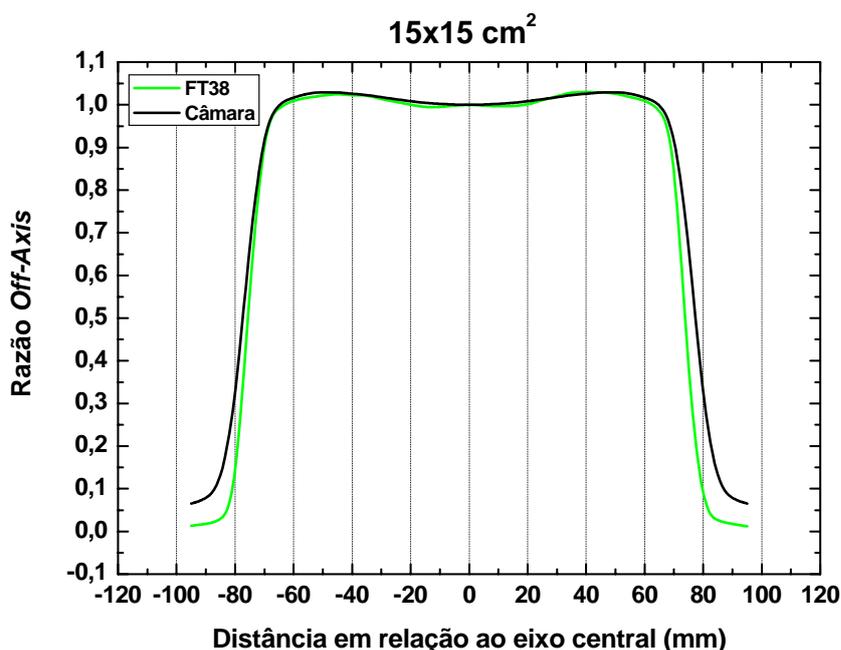


Figura 40: Perfil do campo obtido com o FT38 quando irradiado com um feixe de qualidade 6 MV para o campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

Das Figuras 38, 39 e 40 percebe-se que o fototransistor do grupo G7 apresenta boa resolução espacial para medida dos perfis de campo, pois descreve bem o perfil quando deslocado para ambos os lados (esquerdo e direito) com relação ao eixo central do feixe, representado pela origem 0.

A região de penumbra do perfil de dose, que representa a região de queda acentuada da dose na borda do perfil, também é percebida pelo detector do grupo G7. Percebe-se uma diferença com a penumbra descrita pelo fototransistor e a descrita pela câmara de ionização, mas que aparentemente estas medidas obtidas com estes dois tipos de detectores aproximam-se com o aumento do tamanho do campo. A Tabela 7 apresenta as medidas dos tamanhos dos campos a partir dos perfis de dose avaliados com o fototransistor, com relação ao eixo central do feixe de qualidade 6 MV.

Na Tabela 7 observa-se que as medidas do lado direito do tamanho do campo, obtidas a partir do perfil de dose medido com o FT38, apresentam erro maior que as medidas do lado esquerdo. Isto mostra que o sistema apresenta certa assimetria que pode ter sido causada pela montagem do suporte do fototransistor e no processo de fabricação deste. Ainda nesta tabela observa-se que as respostas do FT38 avaliado ao longo do campo apresentam erro menor quando comparados com os valores obtidos com a câmara de ionização, exceto para o

campo 5×5 cm² na medida à direita do eixo central do feixe que apresentou um valor 8,4% menor.

Tabela 7: Tamanhos dos campos obtidos a partir dos perfis de dose avaliados com o FT38 e com a câmara de ionização.

Campo (cm ²)	Tamanho do campo (cm)		FT38 Tamanho (cm)		FT38 Erro (%)		Câmara Tamanho (cm)		Câmara Erro (%)	
	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.
5×5	-2,50	2,50	-2,44	2,29	2,4	8,4	-2,63	2,63	5,2	5,2
10×10	-5,00	5,00	-5,01	4,87	0,2	2,6	-5,20	5,20	4,0	4,0
15×15	-7,50	7,50	-7,58	7,37	1,1	1,7	-7,74	7,74	3,2	3,2

Esq. = posições à esquerda do eixo central do feixe.

Dir. = posições à direita do eixo central do feixe.

4.2.3.3 Planura e Simetria dos feixes

Na Tabela 8 estão apresentados os resultados do cálculo da planura e da simetria dos feixes para o fototransistor FT38, obtidos a partir da Equação 5 para o cálculo da planura e a partir da Equação 6 para o cálculo da simetria. Percebe-se que os valores encontrados estão dentro da tolerância de ± 3% especificados pela IEC 977 (IEC, 1989) tanto para a planura quanto para a simetria dos feixes. Isto não ocorre para o campo 5×5 cm² que apresentou um valor de 3,15% para a medida da planura.

Tabela 8: Planura e Simetria dos feixes nos tamanhos de campo indicados.

Campo (cm ²)	Planura	Simetria
5×5	3,15%	2,95%
10×10	0,85%	1,29%
15×15	1,78%	1,27%

4.2.3.4 RTM

Como a água é o material usado como simulador de referência para dosimetria em teleterapia, fez-se necessário converter as medições realizadas em profundidade (RTM e PDP) no simulador de PMMA para medições na água. As medidas das profundidades foram corrigidas segundo a seguinte expressão (IAEA, 1995):

$$z_w = z_{pl} \cdot \frac{\rho_{usuário}}{\rho_{tabela}} \cdot C_{pl} \quad (18)$$

onde z_w é a profundidade equivalente para a água e z_{pl} é a profundidade no simulador de PMMA (ambas em g/cm^2). O quociente $\rho_{\text{usuário}}/\rho_{\text{tabela}}$ é a razão entre as densidades das placas de PMMA medidas no LIN/CRCN e o valor tabelado da densidade do PMMA encontrado no protocolo de dosimetria TRS 381 (IAEA, 1995), que foi aproximadamente 1,000. O termo C_{pl} é definido como fator de escala para converter as profundidades mensuradas no simulador plástico em valores correspondentes à água. Para o PMMA, o C_{pl} vale 1,123.

A Figura 41 mostra a avaliação da razão tecido-máximo a partir das respostas do detector do G8. A RTM foi calculada a partir da Equação 14.

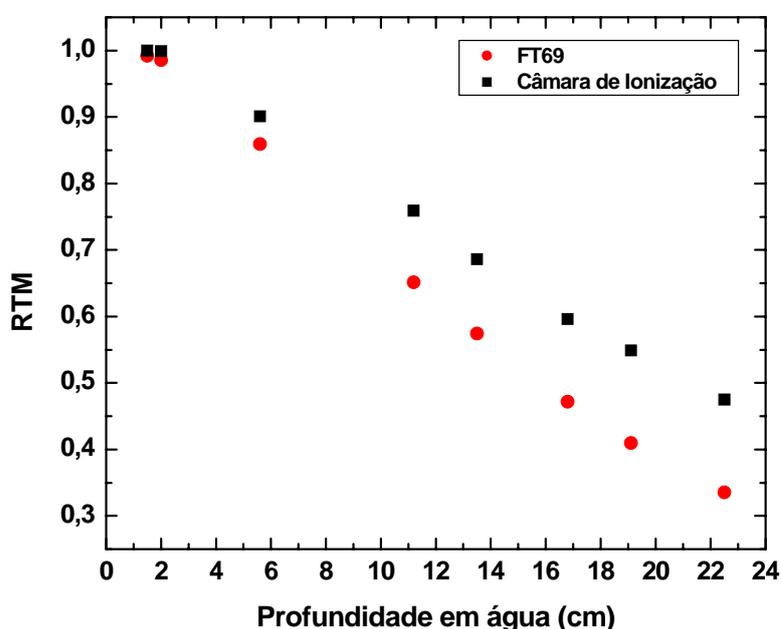


Figura 41: Relações Tecido-Máximo avaliadas com o FT69 e comparadas com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy, na profundidade de máxima dose.

Observa-se que o fototransistor apresenta boa descrição na avaliação de tratamentos isocêntricos para o feixe de qualidade 6 MV em teleterapia. Percebe-se que para profundidades maiores, ocorre uma diferença crescente entre os valores obtidos com o fototransistor e com a câmara de ionização. Isto, devido ao dano no FT69 causado pelo feixe empregado.

4.2.3.5 PDP

A porcentagem de dose profunda avaliada com os fototransistores do G9 está apresentada nas Figuras 42, 43 e 44 para os campos de dimensões $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e

20×20 cm², respectivamente. Os valores obtidos com os fototransistores foram comparados com os valores obtidos pela câmara de ionização. Os fototransistores deste grupo apresentaram o mesmo valor da constante de proporcionalidade k que foi igual a 220. De acordo com as Figuras 37, 38 e 39, estes dispositivos apresentam o mesmo comportamento, pois possuem as mesmas características iniciais de ganho, encapsulamento e corrente de escuro, como apresentado na Tabela 2.

Na avaliação do percentual de dose profunda apresentados na Figura 42, 43 e 44 observa-se que estes detectores apresentam comportamento similar a um dosímetro usual utilizado na medida deste parâmetro, apresentando valor máximo na profundidade de máxima dose (1,3 cm de PMMA ou 1,5 cm de água para o feixe de qualidade 6 MV). Após este valor, sua resposta diminui com a profundidade. Contudo, devido a outros fatores ainda desconhecidos, a resposta dos dispositivos do G9 é menor que a apresentada pelos valores encontrados com a câmara de ionização.

Nota-se que com o aumento das dimensões do campo de irradiação, a resposta dos fototransistores aproxima-se da resposta da câmara de ionização. Para efeito comparativo, na profundidade de 20,2 cm de água, a diferença entre o valor encontrado com os fototransistores com o mensurado com a câmara é de 23,3% no campo 5×5 cm² enquanto que no campo 20×20 cm² a diferença é de 13%.

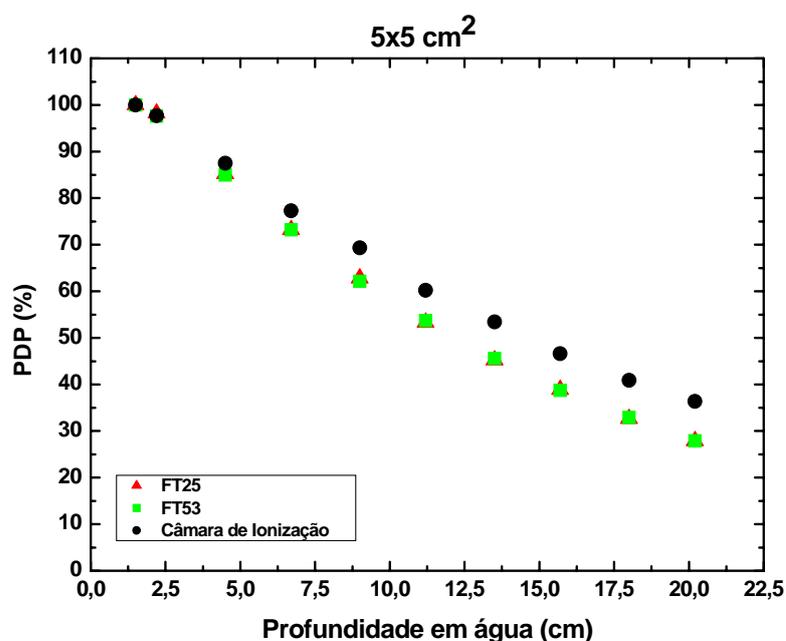


Figura 42: Percentagem de dose profunda avaliada com os dispositivos do G9 e comparada com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy na profundidade de máxima dose, para o campo 5×5 cm².

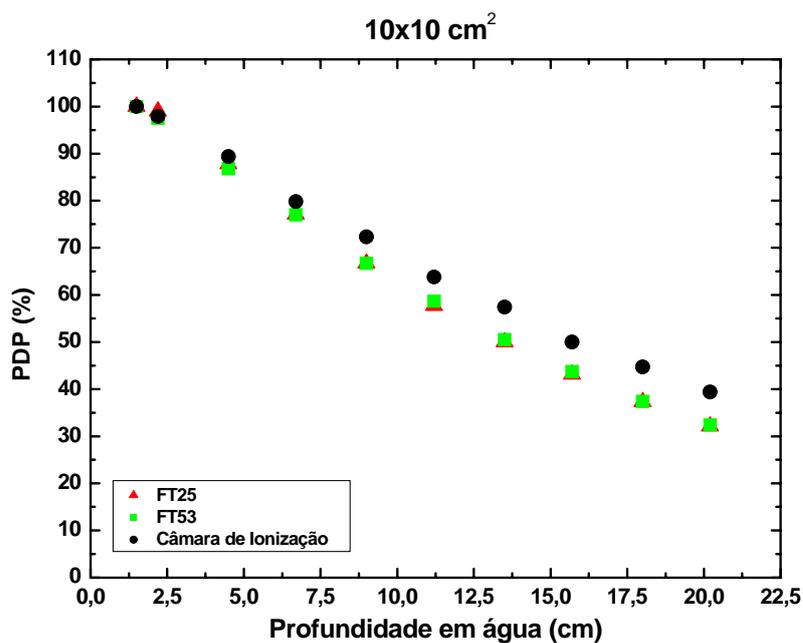


Figura 43: Porcentagem de dose profunda avaliada com os dispositivos do G9 e comparada com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy na profundidade de máxima dose, para o campo 10×10 cm².

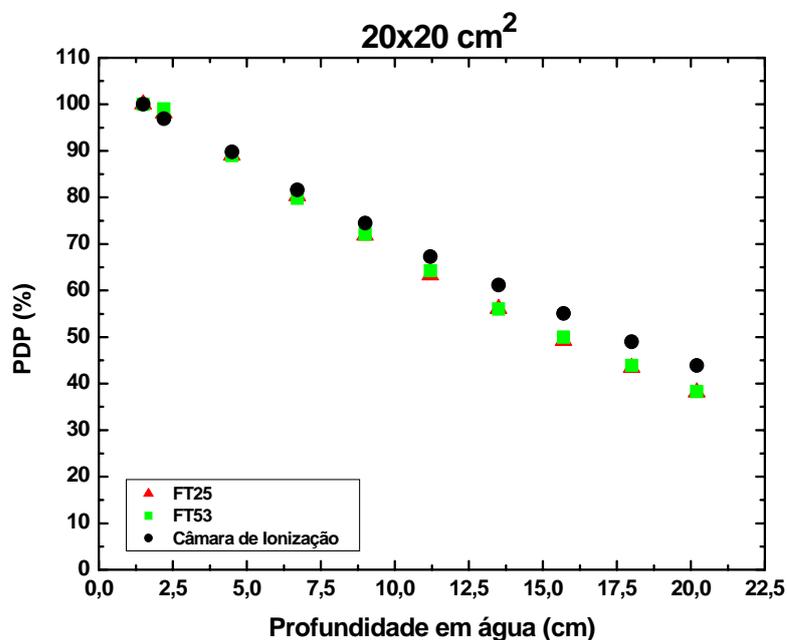


Figura 44: Porcentagem de dose profunda avaliada com os dispositivos do G9 e comparada com valores obtidos usando a câmara de ionização para feixes de qualidade 6 MV e uma dose de 0,5 Gy na profundidade de máxima dose, para o campo 20×20 cm².

5 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados apresentados neste trabalho, pode-se concluir que:

1. Quanto à caracterização do fototransistor OP520:

A resposta em tempo real é uma característica fundamental do fototransistor para o acompanhamento e avaliação dos parâmetros dosimétricos, sendo possível o cálculo de uma constante k que descreve o comportamento da dose nos dispositivos;

Este dispositivo apresenta resposta linear com a dose acumulada, contudo, apresenta dependência com a taxa de dose devido à mudança no comportamento do ganho para baixas e altas correntes;

Ele apresenta dependência angular devido à sua geometria;

O material do suporte do fototransistor não influenciou significativamente na leitura do sistema de medida;

Observa-se que tanto o ganho quanto a corrente de escuro dos fototransistores são alterados pelo efeito da radiação ionizante;

Quanto maior a dose acumulada no dispositivo, maior será a diminuição no valor do ganho;

2. Quanto à avaliação dos parâmetros dosimétricos com o fototransistor OP520:

Este dispositivo percebe a diferença entre os tamanhos de campo e foi possível calcular os fatores campo a partir das medidas com este detector;

Devido às suas pequenas dimensões, ele é adequado para avaliação do tamanho do campo de radiação a partir da medida do perfil da dose, para o feixe de qualidade 6 MV;

Este detector descreve a região de penumbra do perfil de dose;

As avaliações da RTM e da PDP realizadas com o fototransistor indicaram que este detector percebe a diminuição da dose com o aumento da profundidade, para o feixe qualidade 6 MV;

Outros estudos serão necessários para sua utilização como ferramenta complementar na medida desses parâmetros dosimétricos de feixes de fótons em radioterapia.

6 PERSPECTIVAS DE TRABALHOS FUTUROS

Analisar a estrutura interna do fototransistor OP520 antes e após as irradiações para descobrir qual o parâmetro predominante no comportamento do dispositivo com a dose acumulada.

Verificar qual a dose de pré-irradiação necessária para levá-lo a um estado de regime linear, de tal forma que a perda de sensibilidade seja desprezível para um determinado tempo de utilização.

Pré-irradiar os dispositivos para determinar-se a constante k de cada um deles e inserir este parâmetro no software DoseX para proceder as medidas;

Aprimorar o sistema de leitura, inserindo o valor da constante de proporcionalidade k no programa DoseX.

Verificar a dependência energética do fototransistor em feixes de fótons de qualidades diferentes.

Avaliar os parâmetros dosimétricos em feixes de elétrons com o OP520.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **AAPM 87**. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. USA, 2005

BATIGNANI, G.; ANGELINI, C.; BISOGNI, M. G.; BOSCARDIN, M.; BETTARINI, S.; BONDIOLI, M.; BOSISIO, L.; BUCCI, F.; CALDERINI, G.; CARPINELLI, M.; CIACCHI, M.; DALLA BETTA, G. F.; DITTONGO, S.; FORTI, F.; GIORGI, M. A.; GREGORI, P.; HAN, D. J.; MANFREDI, P. F.; MANGHISONI, M.; MARCHIORI, G.; NERI, N.; NOVELLI, M.; PAOLONI, E.; PIEMONTE, C.; RACHEVSKAIA, I.; RAMA, M.; RATTI, L.; RE, V.; RIZZO, G.; RONCHIN, S.; ROSSO, V.; SIMI, G.; SPEZIALI, V.; STEFANINI, A.; ZORZI, N. A study for the detection of ionizing particles with phototransistors on thick high-resistivity silicon substrates. **Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A**. v. 530, pp. 98-104, 2004

BUCCIOLINI, M.; BUONAMICI, F.B.; MAZZOCCHI, S.; ANGELIS, C.D.; ONORI, S.; CIRRONE, G.A.P. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size. **Medical Physics**. v.30, n.8, pp. 2149–2154, 2003

BUTSON, M. J.; CHEUNG, T.; YU, P. K. N. Peripheral dose measurement with a MOSFET detector. **Applied Radiation and Isotopes**. v. 62, pp. 631-634, 2005

CHUANG, C. F.; VERHEY, L. J.; XIA, P. Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification. **Medical Physics**. v. 29, n. 6, pp. 1109-1115, 2002

DHOLE, S. D.; BHORASKAR, V. N. Use of phototransistor as a radiation monitor. In: 4th Conference on Radiation Protection and Dosimetry. 1994. Orlando, Florida, USA. **Proceedings**. Tennessee: ORNL, 1994. p. 245-252

D'ERRICO, F. Dosimetric issues in radiation protection of radiotherapy patients. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 118, n. 2, pp. 205-212, 2006

DALE, C.J.; MARSHALL, P. W.; BURKE, E. A.; SUMMERS, G. P.; WOLICKI, E. A. High energy electron induced displacement damage in silicon. **IEEE Transactions on Nuclear Science**. v. 35, n. 6, pp. 1208-1214, 1988

DRENNAN, J. E.; HAMMAN, D. J. **Radiation Effects Design Handbook. Section 4. Transistors**. USA: Radiation Effects information Center, 1971. 40 p.

EHRINGFELD, C.; SCHMID, S.; POLJANC, K.; KIRISITS, C.; AIGINGER, H.; GEORG, D. Application of commercial MOSFET detectors for *in vivo* dosimetry in the therapeutic x-ray range from 80 kV to 250 kV. **Physics in Medicine and Biology**. v. 50, pp. 289-303, 2005

GAGER, D. L.; WRIGHT, A. E.; ALMOND, P. R. Silicon diode detectors used in radiological physics measurements. Part 1: Development of an energy compensating shield. **Medical Physics**. v.4, n. 6, pp. 494-498, 1977

GREGORY, B. L.; GWYN, C. W. Radiation Effects on Semiconductor Devices. **Proceedings of the IEEE**. v. 62, n. 9, pp. 1264-1273, 1974

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER - INCA. **Programa de Qualidade em Radioterapia – Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia – Programa Teórico**. Rio de Janeiro, s.d.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER - INCA. **Programa de Qualidade em Radioterapia – O elétron na radioterapia: curso a distância**. Rio de Janeiro, 2005.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **IAEA TRS 381**. The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry. Vienna, 1995

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **IAEA TRS 398**. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, 2000

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. AUSTRIA: IAEA, 2005. 696 p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU REPORT 24**: Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. USA, 1976.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU REPORT 35**: Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV. USA, 1984.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU REPORT 38**: Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. USA, 1985.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU REPORT 50**: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. USA, 1993.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU REPORT 62**: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). USA, 1999

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC 977**: Medical electrical equipment – medical electron accelerators – guidelines for functional performance characteristics. Genève, 1989

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. 4 ed. USA: Charles C Thomas, 1983.796 p.

JONES, A. R. The Application of Some Direct Current Properties of Silicon Junction Detectors to γ -ray Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**. v. 8, n. 4, pp. 451-459, 1963

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 3 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.560 p.

KHOURY, H. J.; HAZIN, C. A.; MASCARENHAS, A. P.; SILVA JUNIOR, E. F. Low cost silicon photodiode for electron dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 84, n. 1-4, pp. 341-343, 1999

LUTZ, G. **Semiconductor Radiation Detectors**. Berlin: Springer, 1999. 353 p.

METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. **The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators**. USA: Medical Physics Publishing, 1997. 493 p.

MONEDA, F. H.; CHENETTE, E. R.; VAN DER ZIEL, A. Noise in phototransistors. **IEEE Transactions on electron devices**. v. 18, n. 16, pp. 340-346, 1971

OPTEK TECHNOLOGY, **Silicon Phototransistor in Miniature SMD Package: OP520, OP521**. Issue 1.1, 4 p, 2005.

PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN. **Technical note – Information on PTW Markus chambers type 23343 and type 34045**. Alemanha. Disponível em: <<http://www.ptw.de/downloads.html?&L=>>. Acesso em 12 dezembro 2008.

REZENDE, S. M. **A física de materiais e dispositivos eletrônicos**. BRASIL: Editora Universitária, 1996.

ROSENFELD. A., Electronic dosimetry in radiation therapy. **Radiation Measurements**. v. 41, s. 1, pp. S134-S153, 2007

SALEMME, F. **Aceleradores Lineares**. Brasil: X Congresso Brasileiro de Física Médica, 2005. Disponível em: <<http://www.abfm.org.br/c2005/palestras/palestra98.pdf>>. Acesso em: 25 janeiro 2007.

SANTOS, L. A. P. **Eletrômetro Flip-Flop**. BR n. PI 0006352-5, RPI n°1569, 2001.

SANTOS, L. A. P.; SILVA JR, E. F., VILELA, E. Filtered x ray beam dosimetry from 10^{-3} to 10^2 Gy dose range by using phototransistors. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 101, n. 1-4, pp. 145-148, 2002

SANTOS, L. A. P.; BARROS, F. R.; FILHO, J. A.; SILVA JR, E. F. Precise dose evaluation using a commercial phototransistor as a radiation detector. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 120, n. 1-4, pp. 60-63, 2006

SANTOS, L. A. P. Flip-flop electrometer: a system for measuring radiation and other physical quantities, *in: III INAC Proceedings*, Santos, September, 2007.

SANTOS, W. M. **Contribuição ao planejamento e à dosimetria de feixes de fótons aplicados à radiocirurgia e à radioterapia estereotáxica**. 2003. 142p. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2003.

SCALCHI, P.; FRANCESCON, P. Calibration of a MOSFET detector system for 6 MV *in vivo* dosimetry. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Physics**. v. 40, n. 4, pp. 987-993, 1998.

SCALCHI, P.; FRANCESCON, P.; RAJAGURU, P. Characterization of a new MOSFET detector configuration for *in vivo* skin dosimetry. **Medical Physics**. v. 32, n. 6, pp. 1571-1578, 2005.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 4 ed. Brasil: Pearson Education do Brasil, 2005. 1270 p.

SHOCKLEY, W.; SPARKS, M.; TEAL, G. K. *p-n* Junction Transistors. **Physical Review**. v. 83, n. 1, pp. 151-162, 1951

SIEMENS. **Applications of Optocouplers**. Appnote 2, s.d.

SILVA, J. O.; FILHO, J. A.; SANTOS, L. A. P.; SANTOS, W. M. Response curves of SMT phototransistors used as detectors in megavoltage photon beams from a linear accelerator, *in: III INAC Proceedings*, Santos, september, 2007.

SONG, H.; AHMAD, M.; DENG, J.; CHEN, Z.; YUE, N. J.; NATH, R. Limitations of silicon diodes for clinical electron dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 120, n. 1-4, pp. 56-59, 2006.

SONTAG, M. R.; STEINBERG, T. H. Performance and beam characteristics of the Siemens Primus linear accelerator. **Medical Physics**. v.26, n. 5, pp. 734-736, 1999.

SROUR, J. R.; MARSHALL, C. J.; MARSHALL, P. W. Review of Displacement Damage Effects in Silicon Devices. **IEEE Transactions on Nuclear Science**. v. 50, n. 3, pp. 653-670, 2003

SZE, S. M. **Physics of Semiconductor Devices**. 2 ed. USA: John Wiley & Sons, Inc., 1981. 868 p.

WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D. I. **Radiotherapy Physics: in Practice**. 2 ed. UK: Oxford University Press, 2000. 332 p.

APÊNDICE

A. Obtenção da Curva de Calibração do Eletrometro Flip-Flop®

A Tabela 9 apresenta os resultados da calibração do Eletrometro Flip-Flop®. Para cada valor de corrente foram obtidas 10 medidas da frequência no Flip-Flop. Devido à diferença na faixa de leitura admitida, foram considerados os logaritmos das grandezas medidas e a equação obtida relacionado os logaritmos decimais da corrente e da frequência foi inserida no programa DoseX. A equação foi obtida usando o pacote estatístico OriginPro7.0® e os valores calculados estão apresentados juntamente com o erro.

Tabela 9: Resultados da calibração do Flip-Flop com os valores obtidos pelo ajuste.

n°	Corr (pA)	Freq (Hz)	log Corr	log Freq	Eq.	Erro (%)
1	25	1,3	1,40	0,11	0,11	2,26
2	50	2,3	1,70	0,36	0,36	0,48
3	75	3,3	1,88	0,52	0,52	0,49
4	100	4,3	2,00	0,63	0,64	0,44
5	150	6,4	2,18	0,81	0,80	0,47
6	200	8,5	2,30	0,93	0,92	0,77
7	240	10,1	2,38	1,00	1,00	0,54
8	360	15,0	2,56	1,18	1,17	0,45
9	480	19,8	2,68	1,30	1,29	0,24
10	610	25,1	2,79	1,40	1,40	0,25
11	730	29,8	2,86	1,47	1,47	0,08
12	860	35,1	2,93	1,55	1,54	0,12
13	980	39,9	2,99	1,60	1,60	0,10
14	1110	45,1	3,05	1,65	1,65	0,08
15	1230	49,9	3,09	1,70	1,70	0,07
16	1490	60,2	3,17	1,78	1,78	0,03
17	1740	70,1	3,24	1,85	1,85	0,01
18	1990	79,9	3,30	1,90	1,90	0,02
19	2242	89,9	3,35	1,95	1,95	0,00
20	2500	99,9	3,40	2,00	2,00	0,04
21	2760	110,1	3,44	2,04	2,04	0,04
22	3015	120,1	3,48	2,08	2,08	0,03
23	3265	129,8	3,51	2,11	2,11	0,04
24	3527	139,9	3,55	2,15	2,15	0,05
25	3790	150,1	3,58	2,18	2,18	0,05
26	4050	160,1	3,61	2,20	2,21	0,06
27	4310	170,0	3,63	2,23	2,23	0,08
28	4570	180,0	3,66	2,26	2,26	0,08
29	4830	190,1	3,68	2,28	2,28	0,07
30	5090	200,0	3,71	2,30	2,30	0,07
31	5620	220,2	3,75	2,34	2,34	0,08
32	6140	239,9	3,79	2,38	2,38	0,09
33	6670	260,0	3,82	2,41	2,42	0,09
34	7190	279,7	3,86	2,45	2,45	0,09
35	7730	300,1	3,89	2,48	2,48	0,09
36	8260	320,2	3,92	2,51	2,51	0,08
37	8790	340,2	3,94	2,53	2,53	0,07
38	9310	359,7	3,97	2,56	2,56	0,07
39	9850	379,9	3,99	2,58	2,58	0,07
40	10390	400,1	4,02	2,60	2,60	0,07
41	11740	450,0	4,07	2,65	2,66	0,08
42	13080	500,0	4,12	2,70	2,70	0,07
43	14440	550,1	4,16	2,74	2,74	0,07
44	15790	600,0	4,20	2,78	2,78	0,06
45	17150	649,9	4,23	2,81	2,81	0,06
46	18520	700,1	4,27	2,85	2,85	0,05
47	19880	749,9	4,30	2,88	2,88	0,04
48	21260	800,1	4,33	2,90	2,90	0,04
49	22640	850,2	4,35	2,93	2,93	0,04
50	24010	900,0	4,38	2,95	2,96	0,03
51	25400	949,8	4,40	2,98	2,98	0,04
52	26760	1000,0	4,43	3,00	3,00	0,02
53	29560	1099,8	4,47	3,04	3,04	0,03
54	32350	1200,4	4,51	3,08	3,08	0,02
55	35130	1299,7	4,55	3,11	3,11	0,01
56	37950	1400,2	4,58	3,15	3,15	0,01
57	40760	1499,9	4,61	3,18	3,18	0,01
58	43585	1600,1	4,64	3,20	3,20	0,00
59	46460	1700,4	4,67	3,23	3,23	0,01
60	49260	1799,9	4,69	3,26	3,26	0,00
61	52110	1899,8	4,72	3,28	3,28	0,00
62	55000	2000,6	4,74	3,30	3,30	0,00
63	57860	2100,2	4,76	3,32	3,32	0,00
64	60740	2199,9	4,78	3,34	3,34	0,00

n°	Corr (pA)	Freq (Hz)	log Corr	log Freq	Eq.	Erro (%)
65	63500	2299,5	4,80	3,36	3,36	0,02
66	66420	2400,3	4,82	3,38	3,38	0,02
67	69340	2500,7	4,84	3,40	3,40	0,01
68	72200	2599,9	4,86	3,41	3,41	0,01
69	75050	2699,8	4,88	3,43	3,43	0,02
70	77910	2800,2	4,89	3,45	3,45	0,03
71	80830	2900,0	4,91	3,46	3,46	0,02
72	83830	3000,2	4,92	3,48	3,48	0,01
73	86620	3100,0	4,94	3,49	3,49	0,03
74	89500	3200,0	4,95	3,51	3,50	0,03
75	92480	3300,0	4,97	3,52	3,52	0,03
76	95440	3400,3	4,98	3,53	3,53	0,02
77	98270	3500,2	4,99	3,54	3,54	0,03
78	101270	3600,2	5,01	3,56	3,56	0,03
79	104170	3700,3	5,02	3,57	3,57	0,03
80	107100	3800,2	5,03	3,58	3,58	0,03
81	110000	3899,9	5,04	3,59	3,59	0,03
82	113100	4000,2	5,05	3,60	3,60	0,02
83	116250	4099,9	5,07	3,61	3,61	0,00
84	118900	4200,2	5,08	3,62	3,62	0,03
85	122150	4299,0	5,09	3,63	3,63	0,00
86	124850	4399,8	5,10	3,64	3,64	0,02
87	127850	4500,4	5,11	3,65	3,65	0,02
88	130800	4599,9	5,12	3,66	3,66	0,02
89	133550	4700,0	5,13	3,67	3,67	0,04
90	136600	4800,9	5,14	3,68	3,68	0,04
91	139700	4901,5	5,15	3,69	3,69	0,03
92	142700	5000,6	5,15	3,70	3,70	0,02
93	145500	5100,1	5,16	3,71	3,71	0,04
94	148500	5200,1	5,17	3,72	3,71	0,03
95	151800	5301,0	5,18	3,72	3,72	0,01
96	154400	5399,5	5,19	3,73	3,73	0,04
97	157500	5499,9	5,20	3,74	3,74	0,03
98	160300	5599,9	5,20	3,75	3,75	0,04
99	163400	5700,5	5,21	3,76	3,75	0,04
100	166500	5799,9	5,22	3,76	3,76	0,03
101	169300	5899,6	5,23	3,77	3,77	0,04
102	172400	5999,6	5,24	3,78	3,78	0,03
103	175300	6101,1	5,24	3,79	3,78	0,04
104	178500	6200,6	5,25	3,79	3,79	0,03
105	181300	6300,4	5,26	3,80	3,80	0,04
106	184250	6400,9	5,27	3,81	3,80	0,05
107	187450	6500,4	5,27	3,81	3,81	0,03
108	190300	6600,5	5,28	3,82	3,82	0,04
109	193400	6700,8	5,29	3,83	3,82	0,04
110	196250	6799,5	5,29	3,83	3,83	0,04
111	199350	6900,2	5,30	3,84	3,84	0,04
112	202500	7000,0	5,31	3,85	3,84	0,03
113	205450	7100,5	5,31	3,85	3,85	0,04
114	208600	7199,5	5,32	3,86	3,86	0,03
115	211550	7300,7	5,33	3,86	3,86	0,04
116	214250	7400,5	5,33	3,87	3,87	0,05
117	217500	7499,6	5,34	3,88	3,87	0,04
118	220600	7600,0	5,34	3,88	3,88	0,04
119	223650	7701,1	5,35	3,89	3,89	0,04
120	226650	7800,8	5,36	3,89	3,89	0,04
121	229550	7900,6	5,36	3,90	3,90	0,04
122	232600	8000,6	5,37	3,90	3,90	0,04
123	235350	8100,6	5,37	3,91	3,91	0,06
124	239350	8200,7	5,38	3,91	3,91	0,01
125	241800	8300,5	5,38	3,92	3,92	0,04
126	244550	8400,1	5,39	3,92	3,92	0,05
127	247550	8500,7	5,39	3,93	3,93	0,05
128	251000	8599,5	5,40	3,93	3,93	0,03
129	254050	8700,7	5,40	3,94	3,94	0,04
130	256850	8801,0	5,41	3,94	3,94	0,05
131	259550	8899,6	5,41	3,95	3,95	0,06
132	263250	9000,4	5,42	3,95	3,95	0,03
133	266300	9100,5	5,43	3,96	3,96	0,03
134	269100	9200,7	5,43	3,96	3,96	0,04
135	272300	9299,4	5,44	3,97	3,97	0,04
136	274900	9399,6	5,44	3,97	3,97	0,05
137	278550	9499,4	5,44	3,98	3,98	0,03
138	281200	9599,5	5,45	3,98	3,98	0,05
139	284450	9700,4	5,45	3,99	3,99	0,04
140	287250	9800,4	5,46	3,99	3,99	0,05
141	290200	9901,4	5,46	4,00	3,99	0,06
142	293750	10000,0	5,47	4,00	4,00	0,04
143	301200	10250,0	5,48	4,01	4,01	0,05
144	308550	10500,0	5,49	4,02	4,02	0,06
145	316400	10750,1	5,50	4,03	4,03	0,05
146	324200	11000,7	5,51	4,04	4,04	0,05
147	332200	11249,9	5,52	4,05	4,05	0,04
148	339800	11499,7	5,53	4,06	4,06	0,04
149	347750	11750,3	5,54	4,07	4,07	0,04
150	355650	11999,6	5,55	4,08	4,08	0,03
151	363400	12250,5	5,56	4,09	4,09	0,03
152	370750	12500,0	5,57	4,10	4,10	0,04
153	378050	12750,5	5,58	4,11	4,10	0,05
154	386800	13000,7	5,59	4,11	4,11	0,03
155	394050	13249,8	5,60	4,12	4,12	0,04
156	402200	13499,7	5,60	4,13	4,13	0,03
157	409100	13750,5	5,61	4,14	4,14	0,05
158	417600	13999,7	5,62	4,15	4,14	0,04
159	425650	14251,2	5,63	4,15	4,15	0,03
160	433250	14500,3	5,64	4,16	4,16	0,04
161	440000	14749,8	5,64	4,17	4,17	0,06
162	449150	15000,2	5,65	4,18	4,17	0,03
163	464700	15500,0	5,67	4,19	4,19	0,03
164	480400	16001,0	5,68	4,20	4,20	0,03
165	496500	16500,7	5,70	4,22	4,22	0,03
166	512100	17000,8	5,71	4,23	4,23	0,03

n°	Corr (pA)	Freq (Hz)	log Corr	log Freq	Eq.	Erro (%)
167	527700	17500,3	5,72	4,24	4,24	0,03
168	544300	17999,5	5,74	4,26	4,25	0,02
169	559900	18501,6	5,75	4,27	4,27	0,02
170	575500	19001,3	5,76	4,28	4,28	0,03
171	591550	19500,2	5,77	4,29	4,29	0,03
172	608400	19999,9	5,78	4,30	4,30	0,01
173	639700	21001,3	5,81	4,32	4,32	0,02
174	671100	22002,2	5,83	4,34	4,34	0,03
175	704500	22999,8	5,85	4,36	4,36	0,01
176	736700	23999,6	5,87	4,38	4,38	0,01
177	769150	25000,4	5,89	4,40	4,40	0,01
178	801950	26001,6	5,90	4,42	4,41	0,01
179	835100	27000,4	5,92	4,43	4,43	0,00
180	867000	28000,9	5,94	4,45	4,45	0,01
181	899400	29001,2	5,95	4,46	4,46	0,01
182	933450	30000,7	5,97	4,48	4,48	0,00
183	966200	31000,1	5,99	4,49	4,49	0,00
184	998550	32001,2	6,00	4,51	4,50	0,01
185	1032150	33000,4	6,01	4,52	4,52	0,00
186	1071000	33995,8	6,03	4,53	4,53	0,05
187	1104000	34998,9	6,04	4,54	4,55	0,05
188	1139500	35999,0	6,06	4,56	4,56	0,06
189	1171500	36996,5	6,07	4,57	4,57	0,05
190	1205000	38005,2	6,08	4,58	4,58	0,05
191	1239500	39008,2	6,09	4,59	4,59	0,05
192	1273500	39999,6	6,10	4,60	4,60	0,06
193	1307000	40998,7	6,12	4,61	4,62	0,05
194	1341000	42003,4	6,13	4,62	4,63	0,05
195	1375000	43005,6	6,14	4,63	4,64	0,05
196	1408000	44001,8	6,15	4,64	4,65	0,05
197	1446000	45002,0	6,16	4,65	4,66	0,07
198	1479000	46004,1	6,17	4,66	4,67	0,06
199	1512500	47000,5	6,18	4,67	4,67	0,06
200	1547000	48011,8	6,19	4,68	4,68	0,06
201	1581000	48998,6	6,20	4,69	4,69	0,06
202	1616000	50006,2	6,21	4,70	4,70	0,06
203	1702000	52500,6	6,23	4,72	4,72	0,06
204	1789500	55004,6	6,25	4,74	4,74	0,06
205	1876500	57504,6	6,27	4,76	4,76	0,05
206	1968500	60006,9	6,29	4,78	4,78	0,07
207	2053000	62503,3	6,31	4,80	4,80	0,06
208	2141500	65001,0	6,33	4,81	4,82	0,06
209	2233000	67508,4	6,35	4,83	4,83	0,06
210	2321000	70001,7	6,37	4,85	4,85	0,06
211	2411500	72500,0	6,38	4,86	4,86	0,06
212	2502500	75005,8	6,40	4,88	4,88	0,06
213	2592500	77498,0	6,41	4,89	4,89	0,06
214	2683500	80002,0	6,43	4,90	4,91	0,06
215	2774500	82503,0	6,44	4,92	4,92	0,06
216	2866000	85001,5	6,46	4,93	4,93	0,06
217	2956500	87505,1	6,47	4,94	4,94	0,05
218	3055500	89998,0	6,49	4,95	4,96	0,07
219	3147500	92507,8	6,50	4,97	4,97	0,06
220	3239000	95006,0	6,51	4,98	4,98	0,06
221	3331500	97502,6	6,52	4,99	4,99	0,06
222	3425500	100000,7	6,53	5,00	5,00	0,05
223	3615500	105005,4	6,56	5,02	5,02	0,05
224	3842500	111005,9	6,58	5,05	5,05	0,05
225	3998500	115008,6	6,60	5,06	5,06	0,05
226	4195000	120001,0	6,62	5,08	5,08	0,06
227	4385500	124999,6	6,64	5,10	5,10	0,05
228	4582000	130005,6	6,66	5,11	5,12	0,05
229	4787500	135004,8	6,68	5,13	5,13	0,06
230	4981500	140005,7	6,70	5,15	5,15	0,05
231	5180500	144997,7	6,71	5,16	5,16	0,04
232	5388000	150006,0	6,73	5,18	5,18	0,05
233	5586000	155008,3	6,75	5,19	5,19	0,04
234	5792000	160005,8	6,76	5,20	5,21	0,04
235	5997500	165001,5	6,78	5,22	5,22	0,04
236	6204000	170000,8	6,79	5,23	5,23	0,03
237	6411000	175009,0	6,81	5,24	5,24	0,03
238	6648500	180007,9	6,82	5,26	5,26	0,06
239	6839500	185004,8	6,84	5,27	5,27	0,03
240	7050500	190001,3	6,85	5,28	5,28	0,03
241	7264500	195002,6	6,86	5,29	5,29	0,03
242	7481500	200007,0	6,87	5,30	5,30	0,03
243	7698500	205002,2	6,89	5,31	5,31	0,02
244	7924000	210001,6	6,90	5,32	5,32	0,03
245	8141000	215005,3	6,91	5,33	5,33	0,02
246	8358500	220000,8	6,92	5,34	5,34	0,02
247	8593500	225002,5	6,93	5,35	5,35	0,03
248	8810000	230007,4	6,94	5,36	5,36	0,02
249	9034500	235004,4	6,96	5,37	5,37	0,02
250	9265500	240003,1	6,97	5,38	5,38	0,02
251	9492500	245001,8	6,98	5,39	5,39	0,01
252	9723000	250002,9	6,99	5,40	5,40	0,01
253	9955000	254998,9	7,00	5,41	5,41	0,01
254	10186000	260000,9	7,01	5,41	5,42	0,01
255	10414000	265004,1	7,02	5,42	5,42	0,00
256	10695000	270002,6	7,03	5,43	5,43	0,03
257	10910000	275031,3	7,04	5,44	5,44	0,01
258	11145000	280001,1	7,05	5,45	5,45	0,01
259	11380000	284979,0	7,06	5,45	5,45	0,00
260	11625000	290030,2	7,07	5,46	5,46	0,00
261	11875000	295064,3	7,07	5,47	5,47	0,00
262	12120000	300045,7	7,08	5,48	5,48	0,00
263	12365000	305041,4	7,09	5,48	5,48	0,00
264	12610000	310022,7	7,10	5,49	5,49	0,01
265	12880000	315062,7	7,11	5,50	5,50	0,00
266	13125000	320070,4	7,12	5,51	5,50	0,00
267	13375000	325001,2	7,13	5,51	5,51	0,01
268	13635000	330019,1	7,13	5,52	5,52	0,01

n°	Corr (pA)	Freq (Hz)	log Corr	log Freq	Eq.	Erro (%)
269	13890000	335005,2	7,14	5,53	5,52	0,01
270	14150000	340033,4	7,15	5,53	5,53	0,01
271	14410000	345018,4	7,16	5,54	5,54	0,01
272	14670000	350009,9	7,17	5,54	5,54	0,01
273	14925000	355006,7	7,17	5,55	5,55	0,02
274	15230000	360014,6	7,18	5,56	5,56	0,00
275	15480000	365022,7	7,19	5,56	5,56	0,01
276	15750000	370053,5	7,20	5,57	5,57	0,01
277	16020000	375046,5	7,20	5,57	5,57	0,01
278	16295000	380051,7	7,21	5,58	5,58	0,01
279	16570000	385076,8	7,22	5,59	5,58	0,02
280	16850000	390047,5	7,23	5,59	5,59	0,02
281	17130000	395067,8	7,23	5,60	5,60	0,02
282	17410000	400071,7	7,24	5,60	5,60	0,02
283	17690000	405011,0	7,25	5,61	5,61	0,02
284	17975000	410040,7	7,25	5,61	5,61	0,02
285	18260000	415030,0	7,26	5,62	5,62	0,02
286	18555000	420052,2	7,27	5,62	5,62	0,02
287	18840000	425005,6	7,28	5,63	5,63	0,02
288	19135000	430048,8	7,28	5,63	5,63	0,02
289	19425000	434997,6	7,29	5,64	5,64	0,02
290	19720000	439995,8	7,29	5,64	5,64	0,02
291	20010000	444997,8	7,30	5,65	5,65	0,03
292	20345000	449976,3	7,31	5,65	5,65	0,02
293	20635000	454997,8	7,31	5,66	5,66	0,02
294	20940000	459987,8	7,32	5,66	5,66	0,02
295	21225000	465031,6	7,33	5,67	5,67	0,03
296	21555000	469978,7	7,33	5,67	5,67	0,02
297	21870000	475032,1	7,34	5,68	5,68	0,02
298	22180000	480006,2	7,35	5,68	5,68	0,02
299	22495000	485039,7	7,35	5,69	5,68	0,02
300	22815000	490026,4	7,36	5,69	5,69	0,02
301	23140000	494994,8	7,36	5,69	5,69	0,02
302	23465000	500054,0	7,37	5,70	5,70	0,02
303	23790000	505028,5	7,38	5,70	5,70	0,02
304	24115000	510009,4	7,38	5,71	5,71	0,02
305	24450000	515028,9	7,39	5,71	5,71	0,02
306	24780000	520031,1	7,39	5,72	5,71	0,02
307	25110000	525001,6	7,40	5,72	5,72	0,02
308	25440000	530007,2	7,41	5,72	5,72	0,02
309	25760000	535031,6	7,41	5,73	5,73	0,03
310	26170000	539976,1	7,42	5,73	5,73	0,01
311	26490000	545024,2	7,42	5,74	5,74	0,02
312	26830000	549995,4	7,43	5,74	5,74	0,02
313	27177000	555038,0	7,43	5,74	5,74	0,02
314	27530000	560034,2	7,44	5,75	5,75	0,02
315	27880000	565038,9	7,45	5,75	5,75	0,02
316	28240000	570047,7	7,45	5,76	5,75	0,02
317	28595000	575020,4	7,46	5,76	5,76	0,02
318	28945000	580033,3	7,46	5,76	5,76	0,02
319	29325000	584988,2	7,47	5,77	5,77	0,02
320	29695000	590005,0	7,47	5,77	5,77	0,02
321	30060000	595029,4	7,48	5,77	5,77	0,02
322	30435000	600034,5	7,48	5,78	5,78	0,02
323	30810000	605050,7	7,49	5,78	5,78	0,02
324	31185000	610017,8	7,49	5,79	5,78	0,02
325	31560000	615024,4	7,50	5,79	5,79	0,02
326	31940000	620011,1	7,50	5,79	5,79	0,02
327	32303000	625059,9	7,51	5,80	5,79	0,02
328	32765000	630022,5	7,52	5,80	5,80	0,01
329	33140000	635019,3	7,52	5,80	5,80	0,01
330	33530000	640019,6	7,53	5,81	5,81	0,01
331	33930000	645048,4	7,53	5,81	5,81	0,01
332	34325000	650008,1	7,54	5,81	5,81	0,01
333	34730000	655016,9	7,54	5,82	5,82	0,01
334	35135000	659998,1	7,55	5,82	5,82	0,01
335	35550000	665047,5	7,55	5,82	5,82	0,01
336	35960000	670030,3	7,56	5,83	5,83	0,01
337	36385000	675053,9	7,56	5,83	5,83	0,01
338	36800000	680027,2	7,57	5,83	5,83	0,01
339	37220000	685007,6	7,57	5,84	5,84	0,01
340	37650000	690034,7	7,58	5,84	5,84	0,01
341	38080000	695051,2	7,58	5,84	5,84	0,01
342	38510000	700022,6	7,59	5,85	5,84	0,01
343	38945000	705037,9	7,59	5,85	5,85	0,01
344	39380000	710024,8	7,60	5,85	5,85	0,01
345	39815000	715028,9	7,60	5,85	5,85	0,01
346	40295000	720019,3	7,61	5,86	5,86	0,00
347	40745000	725039,0	7,61	5,86	5,86	0,00
348	41195000	729996,7	7,61	5,86	5,86	0,00
349	41650000	735032,1	7,62	5,87	5,87	0,00
350	42110000	740017,4	7,62	5,87	5,87	0,00
351	42575000	745007,5	7,63	5,87	5,87	0,00
352	43045000	750020,0	7,63	5,88	5,88	0,00
353	43510000	755032,1	7,64	5,88	5,88	0,00
354	43985000	759986,3	7,64	5,88	5,88	0,00
355	44475000	765039,9	7,65	5,88	5,88	0,00
356	44950000	770007,5	7,65	5,89	5,89	0,00
357	45440000	775027,8	7,66	5,89	5,89	0,00
358	45935000	780005,2	7,66	5,89	5,89	0,00
359	46430000	785023,1	7,67	5,89	5,90	0,00
360	46940000	790017,3	7,67	5,90	5,90	0,01
361	47435000	795026,1	7,68	5,90	5,90	0,01
362	47945000	800030,6	7,68	5,90	5,90	0,01
363	48450000	805003,3	7,69	5,91	5,91	0,01
364	48980000	810037,1	7,69	5,91	5,91	0,01
365	49510000	815036,9	7,69	5,91	5,91	0,01
366	50035000	820020,6	7,70	5,91	5,91	0,01
367	50560000	825006,9	7,70	5,92	5,92	0,01
368	51095000	830034,9	7,71	5,92	5,92	0,01
369	51635000	835057,2	7,71	5,92	5,92	0,01
370	52175000	840055,4	7,72	5,92	5,93	0,01

n°	Corr (pA)	Freq (Hz)	log Corr	log Freq	Eq.	Erro (%)
371	52720000	845049,4	7,72	5,93	5,93	0,01
372	53265000	850024,4	7,73	5,93	5,93	0,01
373	53835000	855038,6	7,73	5,93	5,93	0,01
374	54395000	860057,7	7,74	5,93	5,94	0,01
375	54955000	865010,7	7,74	5,94	5,94	0,01
376	55530000	870053,3	7,74	5,94	5,94	0,02
377	56105000	875039,6	7,75	5,94	5,94	0,02
378	56690000	880046,8	7,75	5,94	5,95	0,02
379	57280000	885058,2	7,76	5,95	5,95	0,02
380	57865000	890060,2	7,76	5,95	5,95	0,02
381	58460000	895034,0	7,77	5,95	5,95	0,02
382	59075000	900042,7	7,77	5,95	5,96	0,02
383	59680000	905045,7	7,78	5,96	5,96	0,02
384	60285000	910048,1	7,78	5,96	5,96	0,02
385	60895000	915050,3	7,78	5,96	5,96	0,02
386	61520000	920026,4	7,79	5,96	5,96	0,02
387	62150000	925017,5	7,79	5,97	5,97	0,02
388	62790000	930040,1	7,80	5,97	5,97	0,02
389	63430000	935062,9	7,80	5,97	5,97	0,02
390	64075000	940034,1	7,81	5,97	5,97	0,02
391	64735000	945048,7	7,81	5,98	5,98	0,02
392	65390000	950021,7	7,82	5,98	5,98	0,02
393	66050000	955032,1	7,82	5,98	5,98	0,02
394	66730000	960021,8	7,82	5,98	5,98	0,02
395	67405000	965033,0	7,83	5,98	5,99	0,02
396	68085000	970070,5	7,83	5,99	5,99	0,02
397	68775000	975045,4	7,84	5,99	5,99	0,02
398	69460000	980041,4	7,84	5,99	5,99	0,02
399	70170000	985072,1	7,85	5,99	5,99	0,02
400	70880000	990035,8	7,85	6,00	6,00	0,02
401	71600000	995060,2	7,85	6,00	6,00	0,03
402	72320000	1000053,5	7,86	6,00	6,00	0,03
403	73045000	1005002,9	7,86	6,00	6,00	0,03
404	73800000	1010058,9	7,87	6,00	6,01	0,03
405	74545000	1015033,0	7,87	6,01	6,01	0,03
406	75295000	1020049,7	7,88	6,01	6,01	0,03
407	76050000	1024995,0	7,88	6,01	6,01	0,03
408	76830000	1030069,7	7,89	6,01	6,01	0,03
409	77605000	1035008,7	7,89	6,01	6,02	0,03
410	78385000	1039995,5	7,89	6,02	6,02	0,03
411	79185000	1045030,6	7,90	6,02	6,02	0,03
412	79970000	1050004,3	7,90	6,02	6,02	0,03
413	80780000	1055012,8	7,91	6,02	6,02	0,03
414	81600000	1060046,8	7,91	6,03	6,03	0,03
415	82430000	1065048,8	7,92	6,03	6,03	0,03
416	83245000	1070025,8	7,92	6,03	6,03	0,03
417	84120000	1075066,5	7,92	6,03	6,03	0,03
418	84985000	1080029,3	7,93	6,03	6,04	0,03
419	85825000	1085030,9	7,93	6,04	6,04	0,03
420	86525000	1089015,9	7,94	6,04	6,04	0,03

Corr (pA) = corrente gerada pelo sub-femto-amperímetro Keithley 6430 em pA

Freq (Hz) = leitura em Hz do Eletrômetro Flip-Flop®

log Corr = logaritmo decimal da corrente

log Freq = logaritmo decimal da frequência

Eq. = valores obtidos pela equação do ajuste

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)