

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**DOSIMETRIA DE PROCESSOS DE IRRADIAÇÃO GAMA
COM DIODOS COMERCIAIS DE SILÍCIO**

DANILO CARDENUTO FERREIRA

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

**Orientadora:
Dra. Carmen C. Bueno Tobias**

SÃO PAULO

2009

Para Sandra

Agradecimentos

A Professora Doutora Carmen Cecília Bueno Tobias, pela paciência, orientação e ensinamentos despendidos ao longo do desenvolvimento do projeto.

A Professora MSc. Celia Marina Napolitano pela ajuda e explicações muito significativas no transcorrer do trabalho.

Ao Engenheiro Carlos Gaia da Silveira por ensinamentos extremamente relevantes dos processos de irradiação.

A Professora Doutora Josemary Angélica Corrêa Gonçalves, pela contribuição didática e científica na elaboração da dissertação.

A Engenheira Elizabeth S. R. Somessari, sempre prestativa em ajudar e auxiliar a aquisição dos dados durante os processos de irradiação.

Ao Matemático Paulo de Souza Santos, no auxílio das aquisições de dados no Irradiador Multipropósito, e incentivo nesta longa tarefa.

Ao Gerente do Centro de Tecnologia das Radiações Doutor Wilson Aparecido Parejo Calvo, pelo interesse e pelas facilidades proporcionadas durante a realização do projeto.

Ao Doutor Fábio de Camargo pela ajuda na coleta de dados e explicações do dispositivo eletrônico.

A Professora Doutora Letícia L. C. Rodrigues pelas correções e contribuições fornecidas ao projeto.

Ao Professor Doutor Paulo Reginaldo Pascholati pelo incentivo e confiança.

Ao Msc. Gelson Pinto dos Santos do Centro de Metrologia das Radiações, na colaboração das aquisições de dados no Irradiador *Gammatron*.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela concessão da bolsa de Mestrado.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pela ajuda necessária ao desenvolvimento do projeto, proporcionando os recursos.

A todos os amigos e colaboradores do Centro de Tecnologia das Radiações – CTR.

DOSIMETRIA DE PROCESSOS DE IRRADIAÇÃO GAMA COM DIODOS COMERCIAIS DE SILÍCIO

Danilo Cardenuto Ferreira

RESUMO

Este trabalho contempla o desenvolvimento de dosímetros baseados em diodos de Si para a dosimetria de radiação gama para doses desde 1 Gy até 100 Gy. Este intervalo de dose é freqüentemente utilizada em processos de irradiação de cristais, polímeros conjugados e também em vários estudos biológicos conduzidos no Centro de Tecnologia das Radiações (CTR) do IPEN-CNEN/SP.

O dosímetro proposto foi construído a partir do diodo comercial de Si SFH00206 (Siemens), operando em regime fotovoltaico, cujas características elétricas são adequadas para esta aplicação. As correntes geradas no dispositivo pela radiação gama do ^{60}Co dos irradiadores tipo I e II foram registrada por um eletrômetro digital e armazenadas durante todo o tempo de exposição. Em todas as medidas realizadas verificou-se que os sinais de corrente registrados em função do tempo de exposição eram estáveis. Além disso, a fotocorrente do dispositivo mostrou-se linearmente dependente com a taxa de dose desde 6.1×10^{-2} Gy/min até 1.9×10^2 Gy/min.

As curvas de calibração dos dosímetros, em termos da carga média registrada em função da dose absorvida, foram obtidas pela integração dos sinais de corrente em função do tempo de exposição. Os resultados evidenciaram uma resposta linear do dosímetro, com um coeficiente de correlação melhor que 0,998 para uma dose total absorvida de até 120 Gy.

Finalmente, devido aos pequenos erros experimentais, 5% foi possível medir a dose de trânsito devida ao movimento das fontes radioativas de Cobalto-60 nos irradiadores utilizados neste trabalho.

GAMMA RADIATION PROCESSING DOSIMETRY WITH COMMERCIAL SILICON DIODES

Danilo Cardenuto Ferreira

ABSTRACT

This work envisages the development of dosimeters based on Si diodes for gamma radiation dosimetry from 1 Gy up to 100 Gy. This dose range is frequently utilized in radiation processing of crystal modifications, polymers crosslinking and biological studies carried out in the Radiation Technology Center at IPEN-CNEN/SP.

The dosimeter was constructed by a commercial SFH00206 (Siemens) Si diode, operating in a photovoltaic mode, whose electrical characteristics are suitable for this application. The current generated in the device by the Cobalt-60 gamma radiation from the Irradiators types I and II was registered with a digital electrometer and stored during the exposure time. In all measurements, the current signals of the diode registered as a function of the exposure time were very stable. Furthermore, the device photocurrent was linearly dependent on the dose rate within a range of 6.1×10^{-2} Gy/min up to 1.9×10^2 Gy/min.

The calibration curves of the dosimeters, e.g., the average charge registered as a function of the absorbed dose were obtained by the integration of the current signals as a function of the exposure time. The results showed a linear response of the dosimeter with a correlation coefficient better than 0.998 for total absorbed dose up to 120 Gy.

Finally, due to the small experimental errors 5 % it was also possible to measure the transit dose due to the movement of the Cobalto-60 radioactive sources in irradiation facilities used in this work.

Sumário

LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE FIGURAS	10
1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Justificativa.....	15
1.2 Plano da dissertação.....	16
2 OBJETIVOS	17
3 REVISÃO DA LITERATURA	18
3.1 Origens da radiação.....	18
3.2 Interações da radiação com a matéria.....	19
3.2.1 Efeito Fotoelétrico	19
3.2.2 Espalhamento Compton	20
3.2.3 Produção de Pares	21
3.2.4 Espalhamento Coerente	22
3.2.5 Contribuição das interações na atenuação da radiação.....	23
3.2.6 Energia depositada no material.....	25
3.2.7 Poder de freamento para elétrons.....	27
3.2.8 Distribuição da energia com a profundidade.....	29
3.3 Fundamentos de dosimetria.....	31
3.3.1 Grandezas e unidades.....	32
3.3.2 Teoria de cavidade	36
3.3.3 Precisão e exatidão	37
3.3.3.1 Incerteza padrão	38
3.3.3.2 Incerteza Tipo A.....	39
3.3.3.3 Incerteza Tipo B.....	40
3.3.3.4 Incerteza padrão combinado.....	40
3.3.4 Fontes de incertezas.....	41
3.3.5 Sistemas dosimétricos.....	41
3.3.6 Critério de seleção para dosímetros de rotina.....	42
3.3.7 Dosímetros de radiação.....	43
3.3.8 A importância da dosimetria.....	44
3.4 Dosímetros sólidos de material semicondutor.....	45
3.4.1 Materiais isolantes, condutores e semicondutores.....	45
3.4.2 Formação da zona de depleção.....	47

3.4.3	Estrutura do fotodiodo PIN.....	49
3.4.4	Formação do sinal elétrico no diodo.....	50
3.4.5	Fatores que influenciam na medida de dose.....	53
3.4.6	Fator de Calibração.....	54
3.5	Processamento por radiação ionizante.....	55
3.5.1	Aplicações da radiação ionizante.....	55
3.5.2	Irradiadores.....	57
4	ARRANJO EXPERIMENTAL.....	58
4.1	Materiais utilizados.....	58
4.2	Equipamentos Utilizados.....	61
4.2.1	Irradiador Tipo I.....	62
4.2.2	Irradiador Tipo II.....	63
4.3	Procedimento experimental.....	67
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	70
5.1	Medida de corrente.....	70
5.1.1	Irradiador <i>Gammacell-220</i>	70
5.1.2	Irradiador Panorâmico.....	72
5.1.3	Irradiador <i>Gammatron</i>	74
5.2	Curvas de resposta com a dose.....	75
5.3	Operacionalidade em função da taxa de dose.....	78
5.4	Sensibilidade do diodo.....	79
5.5	Distribuição da taxa de dose.....	82
5.5.1	Irradiador <i>Gammacell-220</i>	82
5.5.2	Irradiador Panorâmico.....	84
5.5.3	Irradiador <i>Gammatron</i>	87
5.6	Medidas de dose de trânsito.....	90
5.6.1	Irradiador <i>Gammacell-220</i>	91
5.6.2	Irradiador Panorâmico.....	93
5.6.3	Irradiador <i>Gammatron</i>	95
5.6.4	Irradiador Multipropósito.....	96
5.7	Correções para a dose de trânsito.....	97
5.8	Reprodutibilidade de resposta.....	98
6	CONCLUSÕES.....	100
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	102
	APÊNDICE - Dados técnicos do fotodiodo SFH00206.....	109

LISTA DE TABELAS

TABELA I – Dosímetros utilizados para medir a radiação.....	43
TABELA II – Variação percentual entre a taxa de dose do diodo e os valores de referência.....	81
TABELA III – Variação percentual entre a dose de trânsito fornecida pelo LDPI e a medida com o diodo no Irradiador <i>Gammacell-220</i>	92
TABELA IV – Variação percentual entre a dose de trânsito fornecida pelo LDPI e a medida com o diodo no Irradiador Panorâmico...	94
TABELA V – Variação percentual entre a dose de trânsito calculada pela taxa fornecida pelo laboratório e a medida com o diodo no Irradiador <i>Gammatron</i>	96

LISTA DE FIGURAS

FIG. 1 - Representação esquemática da interação fotoelétrica [33].....	20
FIG. 2 - Representação esquemática da interação Compton [34].....	21
FIG. 3 - Representação do processo de produção de pares [33].....	22
FIG. 4 - Contribuição percentual dos diferentes processos de interação da radiação no silício em função da energia do fóton incidente [35].	24
FIG. 5 - Probabilidade de ocorrência dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares em função da energia da radiação incidente e número atômico do meio absorvedor [33].....	25
FIG. 6 - Representação esquemática da interação do elétron com o átomo [34].....	26
FIG. 7 - Contribuição dos poderes de freamento de massa no silício em função da energia cinética do elétron [33].....	29
FIG. 8 - Representação esquemática das ionizações produzidas no material por elétron com alta energia cinética (a) e (b).....	30
FIG. 9 - Distribuição da energia depositada na profundidade do absorvedor [34].....	31
FIG. 10 - Bandas de energia em metais, semicondutores e isolantes.....	47
FIG. 11 - Representação esquemática de fotodiodo-PIN [62].....	50
FIG. 12 - Representação esquemática da geração de corrente no diodo..	51
FIG. 13 - Gráfico da corrente no fotodiodo em função do tempo de irradiação.....	52
FIG. 14 - Diodo SFH00206.....	58
FIG. 15 - Diodo SFH00206 e Termopar Tipo K.....	59
FIG. 16 - Diodo SFH0206 e Termopar Tipo K cobertos com poliuretano	59
FIG. 17 - Sonda dosimétrica.....	60
FIG. 18 - Desenho esquemático da sonda dosimétrica.....	60
FIG. 19 - Suporte com sonda Irradiador <i>Gammacell-220</i>	61
FIG. 20 - Suporte com sonda.....	61
FIG. 21 - Eletrômetro Keithley 617.....	61
FIG. 22 - Cronômetro Casio.....	62
FIG. 23 - Termômetro Intrutherm.....	62

FIG. 24 - Irradiador <i>Gammacell-220</i>	63
FIG. 25 - Câmara primária e fontes de Cobalto-60.....	63
FIG. 26 - Irradiador Tipo II – <i>Gammatron (Siemens)</i>	64
FIG. 27 - Irradiador Tipo II - Panorâmico.....	65
FIG. 28 - Irradiador Multi-propósito (a) Rack com fontes em blindagem com água (b).....	66
FIG. 29 - Diagrama de blocos do arranjo experimental.....	67
FIG. 30 - Posicionamento da sonda no irradiador.....	68
FIG. 31 - Leitura da temperatura.....	68
FIG. 32 - Eletrômetro programável.....	68
FIG. 33 - Acionamento do eletrômetro e cronômetro.....	68
FIG. 34 - Posicionamento da sonda no irradiador.....	69
FIG. 35 - Atenuadores de Chumbo para Irradiador <i>Gammacell-220</i>	70
FIG. 36 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição...	71
FIG. 37 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição...	71
FIG. 38 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 10 cm.....	73
FIG. 39 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 20 cm.....	73
FIG. 40 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 40 cm.....	74
FIG. 41 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 100 cm.....	75
FIG. 42 - Curva de calibração no irradiador <i>Gammacell-220</i>	76
FIG. 43 - Curva de calibração no irradiador Panorâmico.....	77
FIG. 44 - Curvas de calibração no irradiador <i>Gammatron</i>	77
FIG. 45 - Curva de operacionalidade do dosímetro com a taxa de dose...	79
FIG. 46 - Curva de calibração de taxa de dose em função da corrente....	81
FIG. 47 - Movimentação da sonda para medidas de corrente axial e angular no irradiador <i>Gammacell-220</i>	83
FIG. 48 - Variação percentual da corrente em relação ao valor máximo medido no centro da câmara de irradiação do Irradiador <i>Gammacell-220</i>	83

FIG. 49 - Variação percentual da corrente em relação a posição frontal no centro da câmara de irradiação do Irradiador <i>Gammacell-220</i>	84
FIG. 50 - Movimentação da sonda para medidas de corrente no irradiador Panorâmico.....	85
FIG. 51 - Variação da corrente com a distância no Irradiador Panorâmico.....	86
FIG. 52 - Distribuição do campo de irradiação a 30 cm, ao redor da fonte no Irradiador Panorâmico.....	86
FIG. 53 - Corrente do dosímetro em função da distância no Irradiador <i>Gammatron</i>	87
FIG. 54 - Variação percentual da corrente em relação a fonte de radiação de irradiação do Irradiador <i>Gammatron</i>	88
FIG. 55 - Variação da dose absorvida nos irradiadores TIPO I e II.....	89
FIG. 56 - Influência da dose de trânsito nas doses totais de 1,8 e 101,4 Gy.....	91
FIG. 57 - Sinal de Corrente em função do tempo de irradiação no irradiador <i>Gammacell-220</i> . Temperatura de 22,9°C.....	92
FIG. 58 - Corrente em função do tempo de irradiação em diferentes distâncias da fonte do irradiador Panorâmico - Temperatura entre 22,9 e 23,1°C.....	94
FIG. 59 - Corrente em função do tempo de irradiação no Irradiador <i>Gammatron</i> a 23,2°C.....	96
FIG. 60 - Corrente em função do tempo de irradiação no Irradiador Multipropósito.....	97
FIG. 61 - Variação da corrente do diodo durante o tempo de irradiação em diferentes taxas de dose.....	99

1 INTRODUÇÃO.

Entre os processos adotados para a esterilização de produtos médicos e preservação de alimentos, citam-se o uso de temperaturas elevadas, agentes químicos e radiação ultravioleta. A utilização de radiação gama como alternativa mais eficiente e precisa tem incentivado o aparecimento de instalações industriais responsáveis pela geração de doses elevadas quanto algumas centenas de kGy [1]. Nestas instalações, freqüentemente são utilizadas fontes de Cobalto-60, cuja disposição origina um campo de radiação de intensidade variável, que permite obter a dose desejada, através de um compromisso entre a posição e tempo de exposição do material irradiado.

Quando se utiliza a radiação gama para fins de processamento industrial, a uniformidade e a exatidão da dose absorvida são essenciais para introduzir as propriedades desejadas no material. A medida precisa da dose absorvida, com sistemas dosimétricos confiáveis visa garantir o sucesso no processamento dos produtos [2]. A dosimetria tem um papel fundamental no processo de irradiação, desde a fase de qualificação do irradiador até o estágio de sua operação [3]. Entre as funções da dosimetria, deve-se destacar as medidas das doses máxima e mínima no produto, e a distribuição de dose, além da verificação rotineira, contribuindo para a validação, controle e garantia da qualidade dos processos [4]. O interesse da indústria de processos de irradiação está direcionado para os sistemas dosimétricos de baixo custo, confiáveis e de fácil utilização, assim como, na melhoria dos já existentes e pesquisa de novos dosímetros [5].

Por outro lado, o envolvimento com as atividades de processamento por radiação, rotineiramente oferecidas pelo Centro de Tecnologia das Radiações – (CTR), evidenciou a necessidade de desenvolvimento de dosímetros com características adequadas para a dosimetria gama em aplicações que resultam em doses totais no intervalo de 1 Gy a 100 Gy. Esta faixa de dose tem sido freqüentemente utilizada em processos de

irradiação de materiais fósseis, cristais, polímeros conjugados e também em vários estudos biológicos mediante o emprego de fontes de Cobalto-60 disponíveis nos Irradiadores do CTR. A dosimetria destes processos, realizada no Laboratório de Dosimetria em Processos de Irradiação (LDPI), tem se baseado no emprego de dosímetros termoluminescentes (TLD) e radiocrômicos. No entanto, em acordo com a literatura [6-8], o dosímetro TLD de sulfato de Cálcio dopado com Disprósio, apresenta resposta linear e estável para doses de 50 mGy a 20 Gy, sendo possível utilizá-lo para doses mais elevadas porém na região de supra linearidade. Por outro lado, o dosímetro radiocrômico utilizado, o *Gafchromic* HD 810 (*Nuclear Associates*), adequado para doses de 1 Gy até 50 kGy, apresenta para doses baixas (inferiores a 100 Gy) alterações nos espectros de absorvância do material que constitui o dosímetro (camada de polyester), as quais comprometem a precisão e sua estabilidade de resposta [9].

Vale a pena observar, que os dosímetros radiocrômicos de polimetilmetacrilato (PMMA), frequentemente empregados como dosímetros de rotina em processos de irradiação, nomeadamente o *Gammachrome* (0,1 a 3 kGy), *Red Perpex* (5 a 50 kGy) e o *Amber* (1- 30 kGy), são adequados para medidas de doses superiores a 100 Gy, não atendendo, portanto, as exigências das aplicações dosimétricas supracitadas [10]. A necessidade de dotar o Laboratório de dosímetros com características adequadas para medidas de doses inferiores a 100 Gy (consideradas baixas para aplicações industriais) motivou o desenvolvimento de um sistema dosimétrico baseado no emprego de diodos de silício.

Diodos de silício têm sido muito utilizados na detecção direta e espectrometria de partículas carregadas devido, principalmente, à pequena corrente de fuga, baixo custo e robustez destes dispositivos [11-17]. Além destas propriedades, a pequena energia necessária para se produzir um par elétron-lacuna no silício (3,6 eV) garante uma resposta do diodo com boa resolução energética [18-19] e também viabiliza a simplificação do sistema eletrônico de amplificação ou integração da corrente gerada pela radiação incidente, mesmo quando este opera em

regime fotovoltaico. Não obstante, a baixa tolerância do silício aos danos de radiação, que resultam em uma elevação da corrente de fuga e à redução da eficiência de coleta de cargas geradas na zona de depleção do diodo, tem restringido o seu emprego em ambientes de elevada exposição à radiação. A solução deste problema tem motivado a proposição de vários projetos de Pesquisa e Desenvolvimento (P & D) no âmbito da “Física de Altas Energias”, com o objetivo de investigar novas técnicas de produção de dispositivos de silício com elevada resistência aos danos de radiação para serem utilizados no grande acelerador do Centro de Pesquisas Nucleares da Europa (CERN) [20-21]. Uma análise das características dos diodos comerciais quanto à densidade de corrente de fuga, tensão de depleção total, capacitância e, principalmente, robustez nos conduziu à escolha do fotodiodo SFH00206 (Siemens), do tipo PIN para a aplicação em dosimetria de radiação gama.

Para avaliar a possibilidade de uso deste diodo como dosímetro e atender às práticas padronizadas pela *American Society for Testing Materials* (ASTM) [22-23], foram verificadas as suas condições operacionais no tocante à precisão, exatidão, linearidade, operacionalidade, dependência da taxa de dose, dependência direcional, resolução espacial e facilidade de uso.

1.1 Justificativa.

O crescimento da demanda de processos de irradiação com baixas doses determinou a necessidade de dotar o LDPI do IPEN-CNEN/SP de dosímetros com características adequadas para medidas de doses inferiores a 100 Gy, visando garantir aos usuários dos serviços de radiação gama uma maior confiança na dose fornecida e, conseqüentemente, melhoria nos processos.

Por outro lado, experiência do nosso grupo no estudo das condições operacionais de vários diodos de silício [24-31] motivou o desenvolvimento de um sistema dosimétrico baseado no emprego de diodos comerciais de Si. Uma análise das características dos diodos comerciais quanto à densidade de corrente de fuga, tensão de depleção total, capacitância e,

principalmente, robustez nos conduziu à escolha do fotodiodo SFH00206 (Siemens), do tipo PIN. Outro aspecto que também contribuiu para a escolha deste tipo de dispositivo foi o baixo custo e também a grande disponibilidade de oferta no mercado nacional. Apesar de secundária, a importância destes últimos parâmetros reside na viabilização futura da aplicação destes diodos como dosímetros de rotina em processos de irradiação.

Nesta aplicação, até mesmo a pequena área útil ($\cong 7,5 \text{ mm}^2$) do SFH00206 representa uma vantagem, uma vez que tornará possível a realização de medidas instantâneas de dose sem que ocorram significativas alterações no campo de radiação presente nas proximidades do irradiador devido às fontes de Cobalto-60.

Vale a pena salientar a importância deste projeto na contribuição ao desenvolvimento de instrumentação nuclear que permita uma melhora no controle de qualidade de procedimentos de dosimetria, uma vez que o Laboratório de Dosimetria em Processos de Irradiação do CTR atende às qualificações exigidas pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), pela utilização de técnicas submetidas ao Serviço Internacional de Garantia de Dose (IDAS).

1.2 Plano da dissertação.

No capítulo 2 são apresentados os objetivos desta dissertação.

No capítulo 3 são descritos de forma sucinta a história e os fundamentos teóricos básicos para a compreensão e análise dos resultados apresentados.

No capítulo 4 são mostrados uma descrição dos materiais e equipamentos utilizados nas medidas, além do o conjunto de arranjos experimentais.

No capítulo 5 são apresentados os resultados referentes à utilização do fotodiodo na obtenção de valores de dose e a comparação com os valores fornecidos pelos irradiadores, com seus respectivos erros.

2 OBJETIVOS.

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema dosimétrico baseado no emprego de diodos de Si destinado a monitorar a dose em aplicações que resultam em doses totais situadas no intervalo de 1 Gy a 100 Gy produzidas por radiação ionizante do Cobalto-60, utilizado em irradiadores industriais. A motivação para a pesquisa proposta é a possibilidade de introduzir melhorias nos processos de irradiação para doses baixas e garantir aos usuários uma melhor qualidade dos serviços de irradiação.

3 REVISÃO DA LITERATURA.

3.1 Origens da radiação.

A radiação eletromagnética é emitida pela matéria preferencialmente pelos seguintes processos:

- ✓ Raios Gama (γ): emitido através de transições nucleares de núcleos instáveis.
- ✓ Raios (X) característicos: emitido por átomos ionizados através da transição de um elétron orbital de uma camada para uma vaga em outra camada provocando um rearranjo nas camadas eletrônicas como um efeito em cascata.
- ✓ Fóton de Bremsstrahlung: emitido através da interação de Coulomb do elétron com o núcleo atômico.
- ✓ Fótons de aniquilação: emitido da aniquilação de um elétron com um pósitron. (energia discreta 0,511 MeV)

Entre os processos descritos acima o mais importante para este trabalho é a emissão de raios γ . Estes fótons de radiação eletromagnética com comprimento de onda muito pequeno interagem com a matéria produzindo partículas secundárias com carga e energia cinética. Normalmente estas partículas secundárias são os elétrons.

A radiação é classificada em duas categorias principais não-ionizante e ionizante. A radiação ionizante é quando um fóton interage em um meio transferindo aos elétrons do meio energia suficiente para removê-los do átomo. A mínima energia necessária para ocorrer ionização pode ser de poucos elétron-volts para os metais alcalinos até 24,5 eV para o hélio. (gás nobre)

Classificação da radiação:

- Radiação não ionizante (não pode ionizar a matéria)
- Radiação ionizante (pode ionizar a matéria diretamente ou indiretamente)
 - Radiação diretamente ionizante é quando partícula com carga deposita grande parte de sua energia através de interações de Coulomb com elétrons orbitais do átomo.
 - Radiação indiretamente ionizante é formada por partículas sem carga elétrica como os nêutrons e também radiação eletromagnética, que depositam energia na matéria através de dois processos consecutivos descritos a seguir:
 - 1º Processo: a partícula neutra ou radiação eletromagnética interagem com o átomo, produzindo partículas com carga.
 - 2º Processo: a partícula com carga deposita sua energia no meio através de interações de Coulomb com elétrons orbitais.

3.2 Interações da radiação com a matéria.

3.2.1 Efeito Fotoelétrico.

O efeito fotoelétrico é um processo no qual um fóton interage com um átomo como um todo e é totalmente absorvido, cedendo toda sua energia ao sistema. Neste caso, o fóton desaparece e em seu lugar é emitido um elétron, também denominado de fotoelétron, que sai de uma das camadas eletrônicas mais internas do átomo. A energia cinética máxima do fotoelétron emitido E_k é dada pela equação (1):

$$E_k = h\nu - E_{lig} \quad (1)$$

onde E_{lig} é a energia de ligação do elétron na órbita estacionária da qual foi arrancado e $h\nu$ é a energia do fóton incidente. A representação gráfica deste efeito é mostrada na *FIG. 1*.

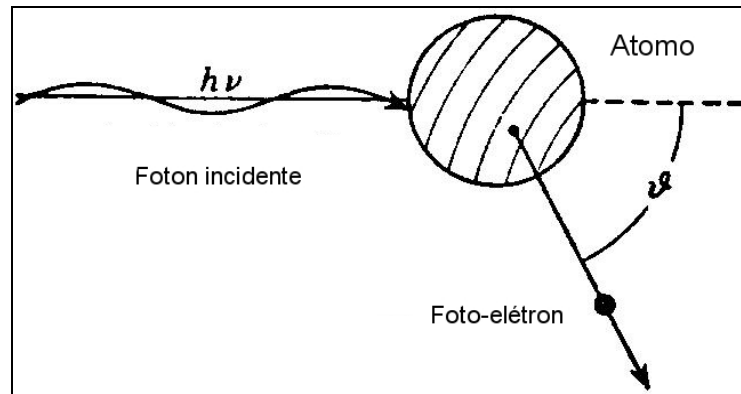


FIG. 1 - Representação esquemática da interação fotoelétrica [33].

Além do foto-elétron, esse processo cria também um átomo ionizado no absorvedor. A lacuna do elétron que foi arrancado é rapidamente ocupada por um elétron livre do meio ou através de um rearranjo dos elétrons do próprio átomo originando a emissão de raios-X característicos ou elétrons Auger. Esses raios-X são, muitas vezes, reabsorvidos próximos do local de emissão por absorção fotoelétrica envolvendo elétrons de camadas mais externas. No entanto, isto pode não ocorrer ou ocorrer a distâncias grandes do local original.

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico (τ) depende da energia da radiação incidente ($h\nu$) e também do meio de interação e é proporcional à quinta potência do número atômico (Z) do material e inversamente proporcional a $h\nu^{3,5}$.

3.2.2 Espalhamento Compton.

O processo de interação por espalhamento Compton acontece entre um raio- γ incidente e um elétron livre, ou fracamente ligado ao átomo do material absorvedor. No espalhamento Compton o raio- γ incidente ao interagir com o elétron livre é defletido de um ângulo θ com respeito a sua direção original como mostrado no diagrama da *FIG. 2*.

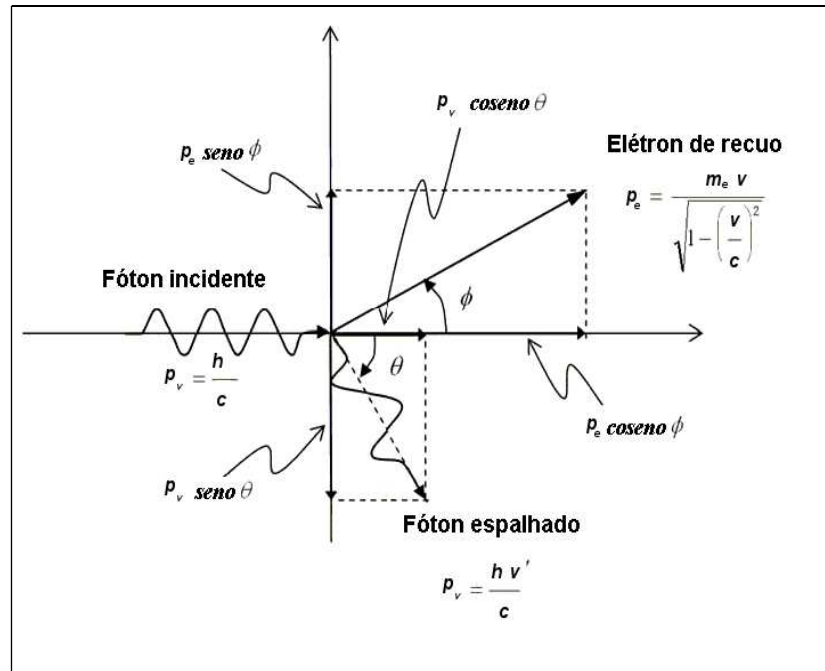


FIG. 2 - Representação esquemática da interação Compton [34].

Como resultado desta colisão, o fóton transfere uma parte de sua energia ao elétron (inicialmente em repouso) cuja quantidade depende do ângulo de espalhamento. Como todos os ângulos são possíveis, as energias transferidas ao elétron podem variar de zero a um valor máximo que corresponde a um ângulo de espalhamento de 180° (retroespalhamento).

A probabilidade de espalhamento Compton (σ) depende do número de elétrons disponíveis como alvos espalhadores e ainda aumenta linearmente com Z do material absorvedor (diferente do efeito fotoelétrico que aumenta com Z^5) e é um processo de interação importante para energias de radiação incidente acima da energia de repouso do elétron (0,511MeV).

3.2.3 Produção de Pares.

Quando a energia do raio- γ excede duas vezes a energia de repouso do elétron (1,022 MeV) o processo de produção de pares é energeticamente possível. Neste tipo de interação, que ocorre no campo de Coulomb do núcleo, o fóton incidente desaparece, dando lugar a um par elétron-pósitron como pode ser visto na FIG. 3.

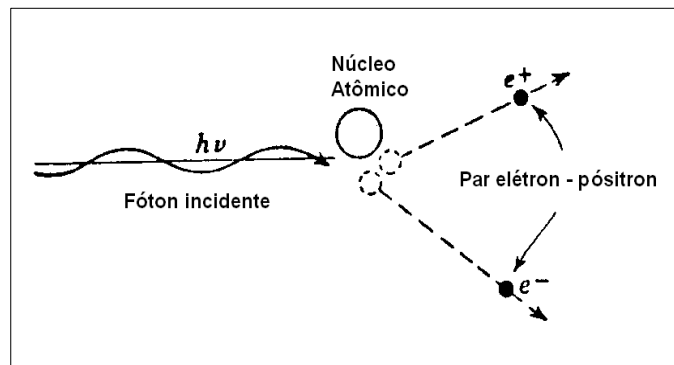


FIG. 3 - Representação do processo de produção de pares [33].

A probabilidade de interação aumenta para raios- γ com energias maiores que 1,022 MeV e por este motivo a produção de pares é predominante nos casos em que a energia do raio- γ é alta. Todo o excesso de energia, além do limiar de 1,022 MeV, é convertida em energia cinética para o par elétron-pósitron.

A probabilidade de ocorrência da produção de pares (κ) aumenta com a energia do fóton incidente e com o quadrado do número atômico (Z) do material.

3.2.4 Espalhamento Coerente.

No espalhamento coerente a radiação incidente interage com o elétron orbital, espalhando o fóton incidente em um ângulo muito pequeno, não ocorrendo perda significativa de energia. A probabilidade de ocorrer espalhamento coerente (φ) aumenta com o quadrado do número atômico (Z). Neste tipo interação não ocorre deposição de energia no material absorvedor, mas contribui para um aumento da atenuação da radiação incidente.

3.2.5 Contribuição das interações na atenuação da radiação.

Quando um fluxo de radiação gama penetra em um material absorvedor de espessura (x), fótons são absorvidos ou espalhados do feixe principal através das probabilidades de ocorrer algum tipo de interação preferencial. Cada interação no material atenuador remove um fóton do feixe e o conjunto de interações reduz exponencialmente a intensidade inicial do fluxo conforme a equação (2).

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_t \cdot x} \quad (2)$$

Onde: I_0 = Intensidade inicial do fluxo de fótons

I = Intensidade do fluxo de fótons após trespassar o material atenuador

x = Espessura do absorvedor

μ_t = Coeficiente de atenuação total

O coeficiente de atenuação total (μ_t) representado na equação (3) corresponde à soma das probabilidades de ocorrer uma das interações anteriormente mencionadas e depende tanto da energia do fóton quanto do número atômico do absorvedor.

$$\mu_t = \tau + \sigma + \kappa + \varphi \quad (3)$$

Na FIG. 4 é apresentada a contribuição percentual dos diferentes processos de interação da radiação gama no silício em função da energia do fóton incidente.

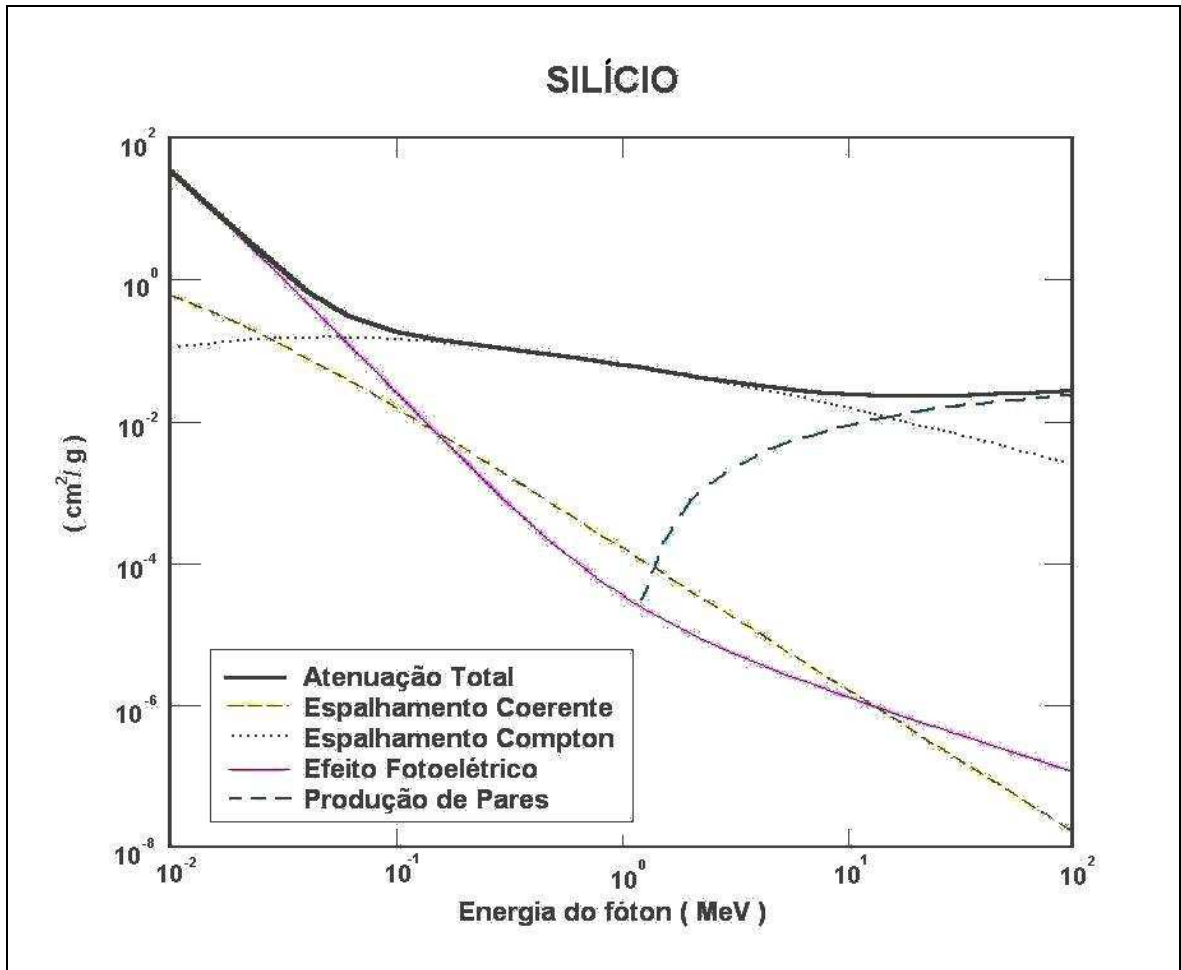


FIG. 4 - Contribuição percentual dos diferentes processos de interação da radiação gama no silício em função da energia do fóton incidente [35].

A atenuação do feixe de radiação incidente é dependente da densidade e do estado físico do material absorvedor e tem dimensões de (cm⁻¹). Para minimizar estes parâmetros utiliza-se normalmente o coeficiente de atenuação mássico definido pela razão entre o coeficiente de atenuação linear e a densidade volumétrica (ρ) do meio. Assim este coeficiente de atenuação tem dimensões de (cm²/g), com a vantagem de ser independente do estado físico do material. Apenas para exemplificar, raios gama de energia se 1,25 MeV no Si, o espalhamento Compton é predominante.

A FIG. 5 ilustra os três principais processos de atenuação da radiação em função do número atômico do material absorvedor [36-37].

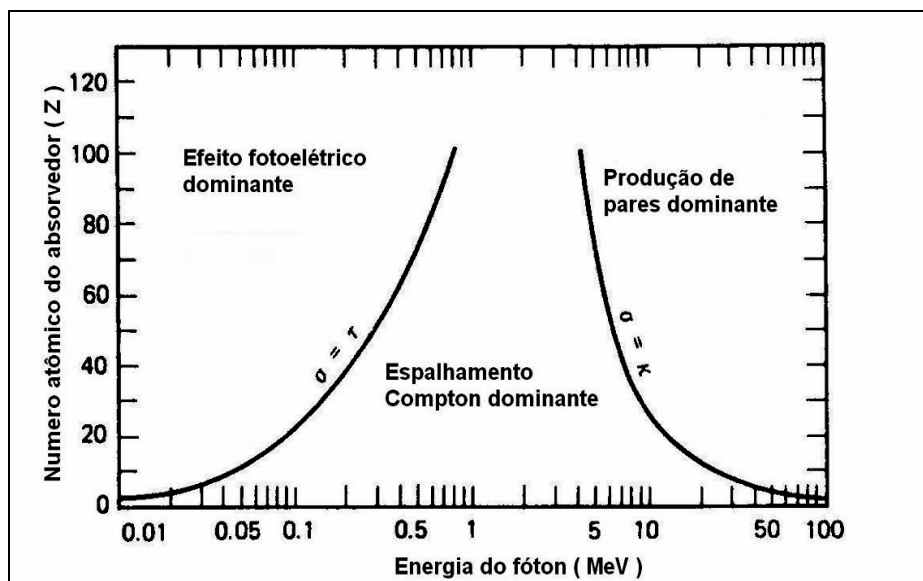


FIG. 5 – Probabilidade de ocorrência dos efeitos fotoelétrico (τ), Compton (σ) e produção de pares (κ) em função da energia da radiação incidente e número atômico do meio absorvedor [33].

3.2.6 Energia depositada no material.

A maior parcela de energia depositada no material é produzida pela interação entre os elétrons. A energia cinética adquirida pelo elétron através da interação do fóton é transferida aos outros elétrons, e estes também são ejetados, produzindo mais ionizações. Por exemplo, um elétron secundário de 30 keV produz, aproximadamente, 10^4 pares elétrons-lacuna no Si com uma única interação inicial [5]. A quantidade de ionizações produzidas no material é uma função da energia da radiação primária. Parte da energia depositada é reemitida pela produção de raios-X característicos e radiação de *bremstrahlung*.

Quando um elétron com elevada energia cinética percorre a matéria, ocorrem interações de Coulomb com elétrons orbitais ou com o núcleo atômico. Através destas interações, o elétron pode perder energia por colisão, emissão de radiação, ou somente mudar de direção (colisão elástica). A perda de energia por unidade de trajetória é chamada de poder de freamento; e a mudança de direção é chamada poder de espalhamento. A colisão do elétron incidente com elétrons orbitais ou com o núcleo pode ser elástica ou inelástica. Em uma colisão elástica o elétron é refletido,

praticamente sem perda de energia, enquanto que uma colisão inelástica, o elétron muda de direção, transferindo parte da sua energia ao elétron orbital ou emitindo um fóton de *bremstrahlung*. O tipo de interação do elétron com um átomo de raio “a” depende do parâmetro de impacto “b” definido como a distância perpendicular entre a direção do elétron antes da interação com o núcleo atômico (FIG.6). Se a interação ocorrer muito longe do núcleo ($b \gg a$), apenas uma pequena quantidade de energia é transferida ao átomo, ocorrendo excitação eletrônica. Se a colisão ocorrer em um elétron orbital ($b \approx a$), uma fração apreciável de energia cinética será fornecida ao elétron, e este é ejetado do átomo ocorrendo ionização do mesmo. No caso do elétron se aproximar muito do núcleo ($b \ll a$) ocorre atração devido à carga contrária do núcleo e conseqüentemente aceleração do elétron e emissão de fóton de *bremstrahlung*. Em geral, colisões elásticas com elétrons atômicos são predominantes para baixas energias e as colisões inelásticas com elétrons atômicos para energias médias e altas. As colisões inelásticas com núcleos atômicos têm pequena probabilidade de ocorrer, mas produzem radiação secundária de energia igual ou menor que a do elétron incidente (fótons de *bremstrahlung*).

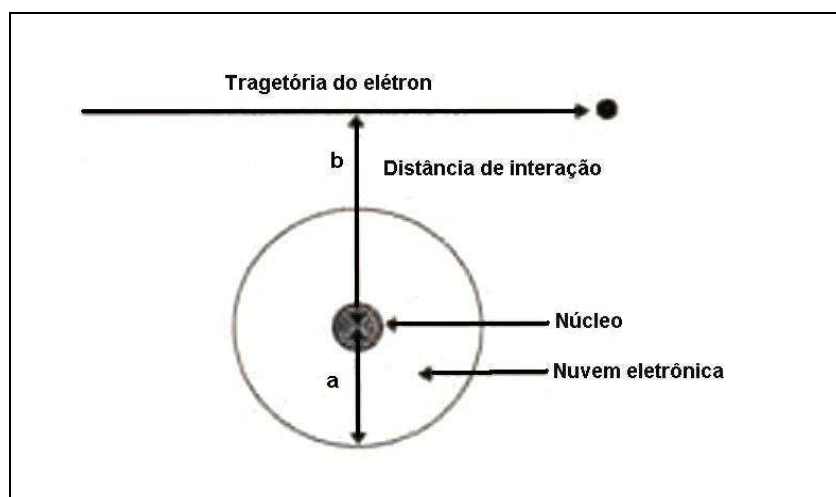


FIG. 6 – Representação esquemática da interação do elétron com o átomo [34].

3.2.7 Poder de freamento para elétrons.

A perda de energia por unidade de trajetória para colisão inelástica de um elétron se movendo através de um material com densidade (ρ) é descrita como o poder de freamento de massa total $(S/\rho)_{Tot}$, definido na equação (4) como sendo a energia cinética (E_k) perdida pela partícula por unidade de trajetória (x) no meio considerado, através dos processos de ionização, excitação e *bremsstrahlung* [36]. Sua unidade é ($MeV.cm^2.g^{-1}$).

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{Tot} = \frac{-dE_k}{\rho \cdot dx} \quad (4)$$

Poder de freamento de massa total $(S/\rho)_{Tot}$ consiste da soma de duas componentes conforme equação (5) : poder de freamento de massa para colisão $(S/\rho)_{col}$, resultado da interação com elétron orbital (provocando excitação e ionização) e poder de freamento de massa para radiação $(S/\rho)_{rad}$ resultado da interação do elétron com o núcleo e produção de radiação de *bremsstrahlung*.

$$(S/\rho)_{Tot} = (S/\rho)_{col} + (S/\rho)_{rad} \quad (5)$$

A equação (6) descreve o poder de freamento mássico por colisão de uma partícula carregada, especificamente para ionização e excitação, é conhecida como formula de *Bethe-Bloch* [34] :

$$\frac{S_{col}}{\rho} = \frac{4\pi\pi_A Z r_e^2 m_e c^2}{A \cdot \beta^2} z^2 \left[\ln\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right) - \ln(1 - \beta^2) - \beta^2 - \frac{C}{Z} \right] \quad (6)$$

Onde: r_e = Raio clássico do elétron (2,82fm).

Z = Carga do elétron.

I = Potencial de ionização do absorvedor.

N = Número de átomos por centímetro cúbico do absorvedor.

M_e = Massa de repouso do elétron.

A = Número de massa do absorvedor.

c = Velocidade da luz.

v = Velocidade do elétron.

$$\beta = v / c$$

O poder de freamento de massa para emissão de radiação de *bremsstrahlung* está na equação (7), desenvolvida por *Bethe-Heitler* [34] :

$$\frac{S_{rad}}{\rho} = \sigma_0 \frac{N_A Z^2}{A} (E_K + m_e c^2) \cdot \overline{B_r} \quad (7)$$

Onde: $\sigma_0 = \alpha (e^2 / (4\pi\epsilon_0 m_e c^2))^2 = 5,8 \times 10^{-28} \text{ cm}^2/\text{átomo}$.

α = Constante de estrutura fina.

B_r = é uma função de Z e E_K e varia de 5,33 a 15 para energias entre 0,5 MeV e 100 MeV.

A energia absorvida no mesmo corresponde somente a uma parte da energia da radiação incidente onde o poder de freamento para colisões do elétron $(S/\rho)_{col}$ é o termo mais importante porque os raios delta produzidos por elétrons com alta energia cinética, raios-X característicos e fótons de *bremsstrahlung* são desprezados por possuírem energias próximas ao limite de detecção de uma câmara de ionização (~10 KeV) e também porque representam uma fração muito pequena da energia da radiação incidente. A FIG. 7 mostra um gráfico da contribuição dos poderes de freamento no silício em função da energia cinética do elétron.

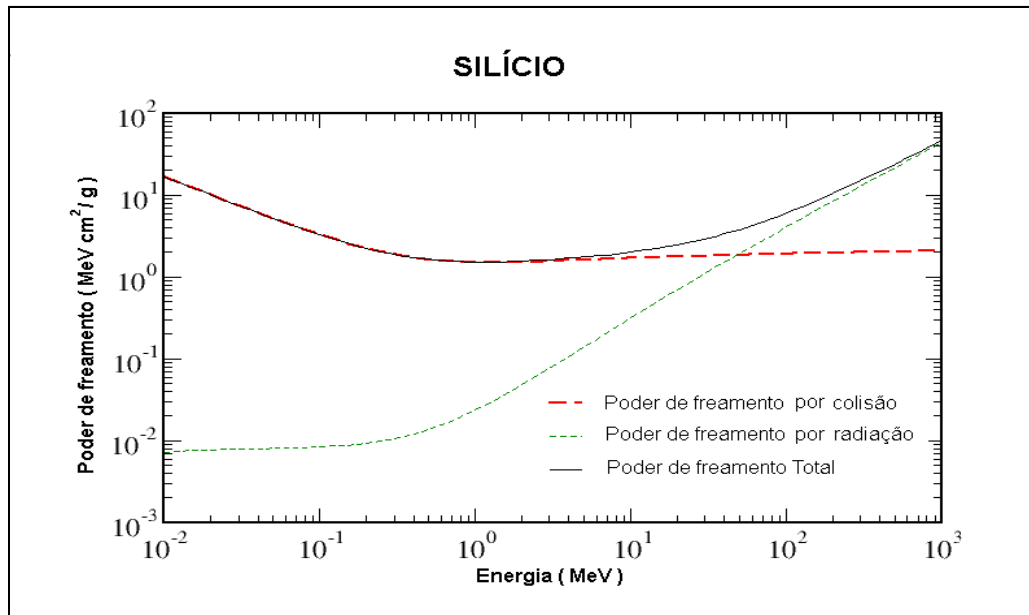


FIG. 7 - Contribuição dos poderes de freamento de massa no silício em função da energia cinética do elétron [33].

Por outro lado, utilizando o poder de freamento de massa total $(S/\rho)_{Tot}$, podemos calcular a distância (R) percorrida pelo elétron com energia cinética (E_k) no material de densidade (ρ) conforme equação (8) :

$$R = \int_{E_k}^0 \left(\frac{S}{\rho} (E_k) \right)_{tot}^{-1} dE_k \quad (8)$$

3.2.8 Distribuição da energia com a profundidade.

A energia depositada pelo elétron no material diminui lentamente com a espessura e densidade do mesmo. Os elétrons colocados em movimento pela interação da radiação primária tendem a caminhar no mesmo sentido do feixe incidente. A FIG. 8 mostra um desenho esquemático das ionizações produzidas quando da interação no meio de um fóton de raio gama pelo elétron orbital e sua posterior transferência de energia cinética a outros elétrons orbitais.

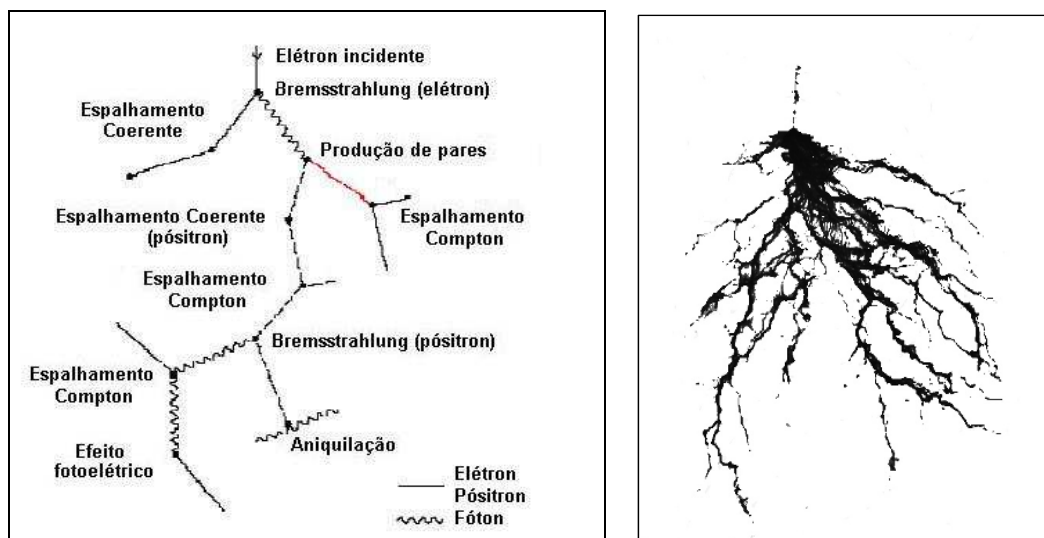


FIG. 8 - Representação esquemática das ionizações produzidas no material por um elétron com alta energia cinética (a) e (b).

Próximo à superfície do material o número de elétrons cruzando uma unidade de área aumenta rapidamente com a profundidade porque os elétrons colocados em movimento pela primeira camada de átomos se somam aos elétrons colocados em movimento na segunda camada e assim sucessivamente. Este acúmulo (*“buildup”*) continua até que os elétrons gerados na primeira camada tenham completado seu alcance; após esta profundidade o número de elétrons produzidos pela interação da radiação diminui lentamente com a profundidade, podendo ser considerado aproximadamente constante. Este equilíbrio de partículas carregadas dentro do volume de detecção, é conhecido como equilíbrio eletrônico. [39-40]. A FIG. 9 apresenta um gráfico esquemático, onde (D) representa a energia depositada por unidade de massa de uma média particular de elétrons secundários em uma determinada posição após o equilíbrio eletrônico. Nesta condição, a dose pode ser medida com maior precisão. A distribuição de dose na profundidade depende de vários fatores, os mais importantes são: a geometria da fonte, a distância da fonte até o absorvedor e a geometria do absorvedor.

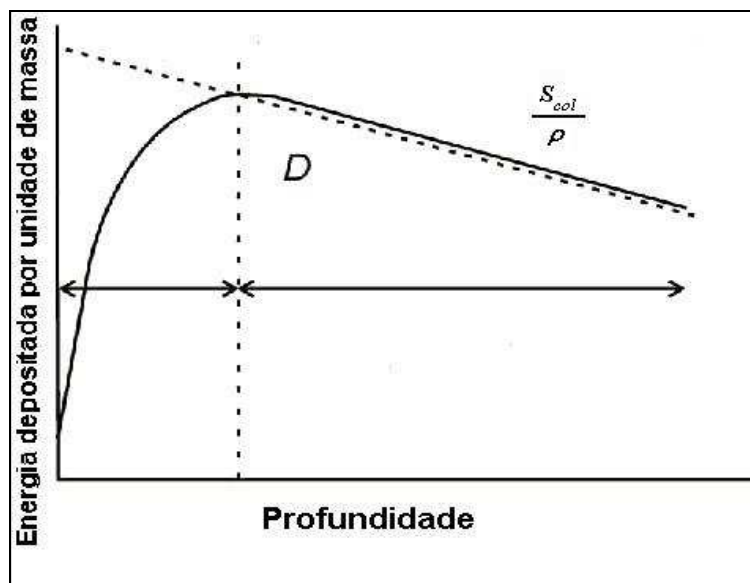


FIG. 9 - Distribuição da energia depositada em função da profundidade do absorvedor [34].

3.3 Fundamentos de dosimetria.

Desde a descoberta dos raios-X por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895, houve a necessidade de controlar a qualidade dos processos de irradiação, incluindo a produção dos tubos de raios-X, devido às dificuldades de fabricação e instabilidade na operação [5]. A dosimetria cumpre este papel, medindo a radiação com diferentes métodos calorimetria; químicos; fotográficos e câmaras de ionização. Devido aos diferentes equipamentos e materiais utilizados para quantificar a dose em unidade de medida, a Comissão Internacional de Unidades Radiológicas (CIUR) em 1953 estabeleceu as bases da terminologia atual: “Dose é a energia depositada em um elemento de massa por meio de radiação diretamente ou indiretamente ionizante”. Esta norma representou uma grande vantagem porque a quantidade de energia depositada não dependia mais do meio em que foi medida.

O termo *dose* é uma abreviação de *dose absorvida* e representa o produto da fluência de energia do feixe de radiação no local onde ocorreu a interação e o coeficiente de absorção de energia de massa do material, sob condições de equilíbrio eletrônico.

Um dosímetro é algo que meça a dose absorvida (D) depositado no seu volume sensível (V) por radiação ionizante. A resposta deste dosímetro permite medir a energia absorvida naquele volume, que pode ser relacionada à dose no produto irradiado. Obviamente não é interessante medir a dose no volume sensível do dosímetro, mas determinar a dose em algum outro meio onde não é possível fazer medidas diretamente. Neste caso, o dosímetro é posicionado no produto a ser irradiado de forma a permitir a medida das doses mínima e máxima recebida pelo mesmo. Estas medidas devem ser corrigidas levando-se em consideração as diferenças entre o meio irradiado e o material de constituição do dosímetro [41]. Nos processos de irradiação, o meio pode ser a água, ar ou outros materiais como: grafite, polímeros e metais. Deve-se ressaltar que o dosímetro é usado para que se possa calcular a dose média absorvida em um volume reduzido da amostra, e dosimetria consiste em quantificar a dose absorvida resultante da interação da radiação ionizante com a matéria.

3.3.1 Grandezas e Unidades.

A interação da radiação no absorvedor produz cargas elétricas elementares, estes elétrons livres são gerados pelos diferentes processos de interação da radiação com a matéria (seção 3.2). Se estes elétrons livres percorrerem um fio no mesmo sentido tem se o nome de corrente elétrica. Para quantificarmos esta corrente o Sistema Internacional de Unidades (SI) nomeou esta grandeza com o nome de ampére (A), e definiu que a corrente de um ampére (A) como sendo $6,2415 \times 10^{18}$ elétrons que passassem por um condutor de unidade de área qualquer em 1 segundo. Esta medida é considerada como grandeza básica no SI, todas as demais grandezas elétricas encontradas são derivadas da corrente elétrica. Por outro lado, a quantidade de cargas que atravessam em um segundo a seção reta de um fio percorrido por uma corrente constante de um ampére, recebe o nome de Coulomb (C), que é uma grandeza derivada da carga elétrica. Escrevendo este resultado temos:

$$q = i \cdot t \quad (9)$$

Onde: q = Carga elétrica (C).
 i = Corrente elétrica (A).
 t = Tempo (s).

Conseqüentemente, a carga elétrica é quantizada, sendo seu valor fundamental no SI $1,6021892 \times 10^{-19}$ C. A carga elétrica também é conservada, não sendo criada por nenhum processo físico conhecido, apenas transferido entre corpos, o que é confirmado até pelo processo de produção de pares, onde um raio gama gera duas cargas de sinais opostas, emitidas em direções contrárias.

Uma carga elementar (q) produz um campo elétrico (E) no espaço à sua volta que desempenha um papel de transmissor da interação entre as cargas, ou força (F). Para definirmos, operacionalmente, o campo elétrico, coloca-se um pequeno corpo de prova com carga (q_0), e medimos a força elétrica (F) que atua sobre esse corpo. Portanto o campo elétrico (E) nesse ponto é definido por:

$$E = F / q_0 \quad (10)$$

A ação do campo elétrico tem velocidade constante da luz (c), e varia com o inverso do quadrado da distância (r) conforme a equação (11):

$$E \propto 1 / r^2 \quad (11)$$

O campo elétrico pode ser descrito pelo vetor intensidade do campo elétrico (E), mas também por uma grandeza escalar, chamada potencial elétrico (V). Para encontrarmos a diferença de potencial elétrico entre dois pontos A e B, de um campo elétrico, desloca-se uma carga de prova (q_0) desde A até B, mantendo-a sempre em equilíbrio, e mede-se o trabalho

(τ_{AB}) realizado pelo agente que movimentou a carga, definido matematicamente por:

$$V_A - V_B = \tau_{AB} / q_0 \quad (12)$$

A unidade utilizada é (Joule / Coulomb) conhecida por Volt (V). Quando a carga (q) sofre um deslocamento dL , ao longo de uma trajetória, o trabalho realizado pelo agente externo será igual a ($F \cdot dL$). Isto nos leva ao seguinte resultado:

$$\tau_{AB} = \int_A^B F \cdot dL = q \int_A^B E \cdot dL \quad (13)$$

Como $F = q \cdot E$ resulta em :

$$V_A - V_B = - \int_A^B E \cdot dL \quad (14)$$

Estas duas equações nos permitem calcular a diferença de potencial entre dois pontos, quando conhecemos o valor do campo (E) em todos os pontos.

O fluxo de radiação é definido na equação (15), como sendo o número de fótons incidentes (dn) que atravessam uma esfera de volume (dV), o formato esférico foi escolhido, pois a radiação pode penetrar perpendicularmente de todas as direções.

$$\Phi = dn / dV \quad (15)$$

A primeira grandeza física associada à dosimetria da radiação foi a exposição (X), em que todas as carga elétricas (dq) originadas pela interação da radiação ionizante são coletadas em uma quantidade de ar de massa (dm), definida matematicamente pela equação (16).

$$X = dq / dm \quad (16)$$

Sua unidade especial é o Röntgen (R), e corresponde no SI a $2,58 \times 10^{-4}$ *Coulombs por kilograma* (C/kg).

A perda de energia cinética por colisão ou radiação de todos os elétrons livres produzidos por radiação indiretamente ionizante (fótons ou partículas não carregadas) em um elemento de massa na condição de equilíbrio eletrônico é definida como Kerma (K), que é uma abreviatura da palavra “*Kinetic energy released per unit mass*”. O valor do Kerma é igual ao valor de dose absorvida (D), portanto têm a mesma unidade no sistema internacional, Joule/quilograma (J/Kg) e expressa em gray (cuja abreviatura é (Gy) em homenagem a L. H. Gray, pioneiro da física das radiações. A dose absorvida é a grandeza utilizada em dosimetria de processos de irradiação, e é definida como o quociente entre a energia média, (dE), transferida a uma quantidade infinitesimal de material e o elemento de massa (dm) deste material:

$$D = dE / dm \quad (17)$$

Embora esta definição seja feita apenas para um só ponto da massa de material que está sendo irradiado, ela se estende para toda a massa finita do volume ocupado pelo mesmo. Os valores expressos em (Gy) ou kerma no ar podem ser convertidos em valores de exposição röntgens (R): $1 Gy = 114,1553 R$. Essa relação é muito utilizada em laboratórios de calibração, porque pode ser diretamente relacionada com a grandeza exposição, utilizada em muitos instrumentos de medidas.

Outro parâmetro importante para a dosimetria das radiações é a rapidez com que a radiação deposita sua energia ao longo da massa do material irradiado, denominada taxa de dose (\dot{D}); é definida a partir da relação dose (dD) num intervalo de tempo (dt), expressa pela equação (18).

$$\dot{D} = dD / dt \quad (18)$$

As doses por unidade de tempo são expressa em Gy . s⁻¹ , Gy. min⁻¹ ou Gy. h⁻¹ [42]. Conhecendo a taxa de dose em uma posição bem determinada, podemos calcular quanto tempo o produto deve ser irradiado para se obter a dose desejada.

Freqüentemente a irradiação ocorre em meios diferentes da água ou do ar e nestes casos deve-se eliminar a dependência da dose absorvida com o meio levando-se em consideração os coeficientes de absorção de massa no ar e no material irradiado. A expressão (19) relaciona a dose em diferentes meios com densidades variadas:

$$D_2 = D_1 \frac{(\mu_2 / \rho_2)}{(\mu_1 / \rho_1)} \quad (19)$$

Onde: D_1 e D_2 = Doses absorvidas nos meios 1 e 2.

μ_1 e μ_2 = Coeficientes de atenuação dos meios 1 e 2.

ρ_1 e ρ_2 = Densidades volumétricas dos meios 1 e 2.

3.3.2 Teoria de cavidade.

A simples colocação de um dosímetro em um meio onde se tem um campo de radiação constitui uma mudança no meio, portanto, uma descontinuidade ou uma “cavidade”, que altera as propriedades de absorção da radiação devido às diferenças na densidade e número atômico, evidenciando que a quantidade de radiação absorvida pelo dosímetro é diferente da que seria absorvida pelo meio não perturbado [1, 43]. Nas condições normais de irradiação, o dosímetro constitui uma cavidade.

No caso do alcance dos elétrons secundários (produzidos por interação de Coulomb do elétron primário) maior que o tamanho da cavidade, pode-se desprezar a energia depositada pelos mesmos no interior da cavidade. Neste caso, o fluxo de elétrons que atravessa o dosímetro é virtualmente o que existe no meio na ausência deste, e a dose

média absorvida na cavidade é devida aos elétrons secundários gerados fora da cavidade. Esta condição, chamada de princípio de equivalência por Bragg-Gray (1934), define que a dose no meio e na cavidade depende dos poderes de freamento de massa da cavidade e do meio. Laurence em 1937 reconsiderou a razão dos poderes de freamento na cavidade e no meio para uma dada energia (média ponderada do espectro de energia dos elétrons) e definiu a seguinte relação (20)

$$S_{meio}^{cav} = \frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} \left[\frac{S_{cav}(T)}{S_{meio}(T)} \right] dt \quad (20)$$

Onde: T = Energia cinética do elétron.

T_0 = Energia cinética inicial do elétron.

S_{cav} = Poder de freamento da cavidade.

S_{meio} = Poder de freamento do meio.

Esta equação, definida para cavidades pequenas, é normalmente utilizada em dosímetro de estado sólido, em que a região sensível onde ocorre a detecção dos elétrons, tem dimensão aproximada de alguns microns e, portanto, é menor que a distância percorrida por elétrons secundários com energia cinética adquirida pela interação gama do Cobalto-60 (~1,25 MeV). Portanto, um dosímetro de diodo pode ser considerado como uma cavidade pequena, não alterando consideravelmente o fluxo de radiação incidente.

3.3.3 Precisão e exatidão.

Se o resultado da medida não é absoluto, a medição é somente uma aproximação ou uma estimativa do valor da medida, a inexatidão é chamada de incerteza, deste modo a medida é completa somente acompanhada por um valor de incerteza. Em dosimetria a incerteza significa dúvida na validade do resultado da medida e é frequentemente expressa em termos de precisão e exatidão [47, 48].

A precisão esta relacionada com a reprodutibilidade da medida nas mesmas condições e pode ser estimada com a repetição da medida, a dispersão do valor medido é avaliada por métodos estatísticos, portanto alta precisão está associada ao pequeno desvio padrão.

Para avaliar a exatidão de uma medida é necessário que os resultados de medição sejam comparados com eles mesmos ou com valores de referência fornecidos, de tal forma que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. Por exemplo, os valores de dose fornecidos ao usuário de radiação são certificados por laboratório credenciado, em que seus padrões são constantemente verificados através de intercomparações entre as medidas de laboratórios primários.

O modelo matemático que transforma as repetições observáveis em uma medida é de importância crítica, e geralmente inclui vários valores que não são exatamente conhecidos. A imperfeição das medidas contém dois erros: aleatórios e sistemáticos. Os erros aleatórios são dados pela variação observável nas repetições medidas, que não podem ser compensados, mas podem ser reduzidos pelo aumento no número de observações. Os erros sistemáticos são característicos do processo ou do instrumento, e não podem ser eliminados, mas podem freqüentemente ser reduzidos, quantificando um valor e utilizando como fator de correção.

3.3.3.1 Incerteza padrão.

A incerteza de um aparelho de medição não cobre a incerteza de todo o processo de medição, como por exemplo, a reação do operador, variações mecânicas do equipamento, umidade do ar etc. Para diminuir estas incertezas, é utilizada uma abordagem estatística para o problema, medindo várias vezes a mesma grandeza e calculando a média. Sendo x_i ($i=1,2,\dots,N$) o conjunto de dados, definimos sua média aritmética ou, simplesmente média, por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (21)$$

Este resultado é o que mais se aproxima do valor mais provável de uma medição. O valor verdadeiro só se alcança com infinitas medições, como não temos tempo para fazer isso podemos apenas estimar o valor mais provável e expressar a dispersão do valor verdadeiro através da incerteza.

A incerteza do resultado de uma medida reflete o quanto estamos distantes do valor real e pode ser expressa como o desvio padrão ou a metade do intervalo de uma escala. Em geral, a incerteza do instrumento e o desvio padrão de calibração são semelhantes, portanto o desvio padrão de calibração do aparelho de medição é da mesma ordem que sua incerteza nominal. Na prática ocorre a possibilidade de muitas fontes de incertezas como resolução do equipamento, condições ambientais, lote de fabricação etc. As incertezas que envolvem a medida são classificadas em dois tipos Tipo A e Tipo B, que indica os dois diferentes modos de avaliar as incertezas.

3.3.3.2 Incerteza Tipo A.

A incerteza Tipo A é uma análise estatística da incerteza da medição. Uma vez que as medidas são em geral todas diferentes entre si, sua dispersão pode ser calculada estimando o desvio padrão das medidas, que é uma média das diferenças quadráticas de cada medida até a média, conforme a equação:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (22)$$

Na equação (22) a média das diferenças quadráticas foi feita para (n-1) graus de liberdade. O Grau de liberdade representa em termos estatísticos como a quantidade de valores independentes entre si, quer dizer que após uma medida não temos como prever a outra, mas utilizando o desvio padrão, podemos prever o valor da enésima medida assim que saibamos as $N-1$ medidas anteriores. Assim, perdemos um grau de liberdade e por isso, dividimos a soma por $N-1$ [47].

3.3.3.3 Incertezas Tipo B.

A medida de incerteza tipo B também é calculada pelo desvio padrão de uma série de eventos que não são seqüências de uma observação, mas colaboram com o erro nas medidas. Na prática estas incertezas são obtidas dos manuais e certificados de calibração dos instrumentos [47].

3.3.3.4 Incerteza padrão combinado.

Para obtermos o total das incertezas resultado dos Tipos A e B, e avaliarmos a precisão da medida, devemos encontrar o desvio padrão combinado das incertezas. Utilizando-se da lei de propagação de incertezas, calculada pela raiz quadrada da somatória de todas as variâncias das incertezas padrão A e B.

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (23)$$

Para verificar o nível de confiança da medida, utiliza-se na prática a multiplicação da incerteza padrão combinado por um fator K. Este fator pode ser 2 ou 3 conforme o grau de precisão desejado.

K = 2 U = 2u_c implica em 95% o nível de confiança

K = 3 U = 3u_c implica em 99% o nível de confiança

Outro parâmetro muito utilizado em dosimetria é chamado de coeficiente de variação “C.V.”, definido como o quociente entre o desvio-padrão e a média (24). É freqüentemente expresso em porcentagem. Sua vantagem é caracterizar a dispersão dos dados em termos relativos a seu valor médio. Assim, uma pequena dispersão absoluta pode ser, na verdade, considerável quando comparada com a ordem de grandeza dos valores da variável [48].

$$CV \% = 100 \cdot [\sigma_x / \bar{X}] \quad (24)$$

3.3.4 Fontes de incertezas.

Contribuem para a incerteza de um valor de dose absorvida em um dosímetro rotineiro utilizado para medição, os seguintes itens [22]:

- a) Incerteza da dose absorvida durante a calibração do irradiador.
- b) Análise da variação de resposta no equipamento de leitura.
- c) Validade da data de calibração.
- d) Uso de dosímetros de rotina (menor precisão).
- e) Arredondamento do fator de correção para o decaimento da fonte.
- f) Variação de posicionamento no campo de radiação.
- g) Correções para atenuação e geometria do irradiador.
- h) Conversão da dose absorvida com o material de referência.
- i) Condições ambientais.

Cada fonte de incerteza normalmente consiste de vários componentes de incertezas Tipo A e B. As contribuições das incertezas tipo A são combinadas com as contribuições das incertezas tipo B para proporcionar uma incerteza padrão combinada [49].

3.3.5 Sistemas dosimétricos.

Os diferentes sistemas dosimétricos são classificados conforme os parâmetros de precisão e aplicações. A escolha do sistema dosimétrico ideal está relacionada com as necessidades de cada processo. Existem quatro padrões principais de dosímetros:

Padrão primário: São capazes de medir diretamente a dose absorvida ou a grandeza física que pode ser associada com a dose absorvida. Têm precisão nominal de 1% e não necessitam de calibração. São encontrados nos laboratórios primários: NIST (*National Bureau of Standards*, Washington, DC, USA), o CEN (*Centre des Études Nucleaires – Saclay-*

CAPRI, Giv-sur-Yvette, France) e o NPL (*National Physical Laboratory*, UK). Exemplos: câmara de ionização e calorímetro.

Padrão de referência: São dosímetros de alta qualidade metrológica, têm precisão nominal de 2 a 3%, e são calibrados em função dos dosímetros primários dos laboratórios acima citados. Têm precisão suficiente para calibrar dosímetros de uso rotineiro e de campo. Por exemplo: o calorímetro, a alanina, o dicromato, o cerico-ceroso e o Fricke.

Padrão de transferência: São dosímetros suficientemente estáveis e precisos para medir doses de radiação em irradiadores e estabelecer cadeias de rastreabilidade em intercomparações dosimétricas nacionais e internacionais através da verificação da dose e certificação em um laboratório primário ou credenciado. Tem precisão nominal de 3 a 5%, exemplos: o Fricke, a alanina, o dicromato e o cérico-ceroso.

De rotina: Dosímetros usados rotineiramente para o controle de qualidade em processos de irradiação. Medem dose absorvida e distribuição de dose nos produtos. São calibrados em função dos dosímetros de referência e apresentam menor precisão nominal, $\approx 5\%$. Exemplos: (Polímeros) PMMA, CTA, Filmes radiocrômicos.

3.3.6 Critério de seleção para dosímetros de rotina.

A utilização de um dosímetro de rotina para que se possa atender a demanda de serviços e trabalhos de pesquisa em irradiadores, deve atender as normas da Associação Americana de Teste e Materiais (ASTM), considerando os seguintes requisitos para um dosímetro [3]:

- a) *Limite de dose apropriado.*
- b) *Fácil calibração dentro dos limites de dose desejados.*
- c) *Boa reprodutibilidade da dose.*
- d) *Resolução em diferentes energias.*
- e) *Independência com a taxa de dose.*

- f) *Densidade e número atômico semelhante ao produto irradiado.*
- g) *Incerteza padrão combinada suficientemente baixa para a aplicação.*
- h) *Apresentar insensibilidade às variações ambientais.*
- i) *Sistema bem desenvolvido e atender aos padrões ASTM-ISO.*
- j) *Ser estável após a irradiação.*
- k) *Resolução espacial eficiente para os processos de irradiação.*
- l) *Ter baixo custo e fácil utilização.*
- m) *Estável a longos períodos de armazenamento.*
- n) *Possuir boa resistência mecânica aos procedimentos de rotina.*
- o) *Apresentar resposta linear com a dose.*
- p) *Grande disponibilidade no mercado nacional.*
- q) *Ter resposta independente da direção do fluxo de radiação.*

É impossível que um dosímetro tenha todas estas características descritas, mas um compromisso entre elas é muito importante para fornecer uma dosimetria de rotina com qualidade confiável.

3.3.7 Dosímetros de radiação.

Para atender a necessidade de dotar o LDPI de dosímetros com características adequadas para medidas de dose no intervalo de 1 a 100 Gy, foi elaborada uma relação de dosímetros e apresentada na TABELA I [50].

TABELA I – Dosímetros utilizados para medir a radiação.

Dosímetro	Método de Leitura	Operacionalidade (Gy)		Tamanho (cm ³)
		Min.	Max.	
Calorímetros	Eletrômetro	10 ¹	10 ⁴	10
Cristais Orgânicos	Resonância Magnética	10 ⁰	10 ⁵	> 1,0
Cristais inorgânicos	Espectrometria	10 ⁰	10 ⁷	> 0,5
Filmes radiocrômicos	Espectrofotômetro	10 ⁰	10 ⁶	0,01
Semicondutores	Eletrômetro	10 ⁰	10 ⁴	0,5 - 1
Soluções químicas	Espectrofotômetro	10 ²	10 ⁵	10

Utilizando a técnica de otimização e selecionando o critério operacionalidade foram eliminados os dosímetros que não possuem capacidade de medir dose absorvida total no intervalo de 1 a 100 Gy. As opções não eliminadas são conhecidas como opções efetivas. Os dosímetros restantes foram avaliados de maneira qualitativa, utilizando a técnica de critérios múltiplos excedentes [51]. Optou-se por 3 dosímetros sólidos: o dosímetro de filme *Gafchromic* fabricado pela *ISP Technologies INC*, com sensibilidade de dose desde 10 Gy até 50 kGy, o dosímetro de cristal inorgânico termoluminescente (TL), feito de sulfato de cálcio dopado com disprósio, fabricado no IPEN-CNEN/SP. Em particular para este último que utiliza uma curva de calibração polinomial, na qual ajusta-se os pontos supralineares podendo-se alcançar doses de até 100 Gy. Finalmente o fotodiodo fabricado pela Siemens modelo SFH00206.

Os dosímetros semicondutores apresentam algumas vantagens importantes sobre outros dosímetros, como a possibilidade de leitura instantânea, reutilização e resistência ao manuseio, tornando-se adequados aos processos industriais. Por outro lado, necessitam de conexões via cabo para a aquisição das medidas e a necessidade de fazer uma leitura por vez.

As câmaras de ionização, que funcionam de forma análoga ao dosímetro semicondutor, apresentam dimensões proporcionalmente maiores sendo sensíveis ao manuseio e acúmulo de dose. A reprodutibilidade de resposta dos dosímetros não deve exceder a 2%, conforme a norma ISSO 4037-2 [52].

3.3.8 A importância da dosimetria.

Na maioria dos processos em que se utiliza a radiação ionizante para fins de processamento industrial, a uniformidade e a exatidão da dose absorvida são essenciais para introduzir propriedades desejadas no material. A dosimetria tem um papel importante durante o processo desde a fase de pesquisas até o estágio de produção, pois a medida precisa da dose absorvida com sistemas dosimétricos confiáveis visa garantir o

sucesso no processamento dos produtos [2]. Entre as funções da dosimetria, deve-se destacar a medida da dose no produto e a verificação rotineira dos equipamentos, contribuindo para a validação e o controle dos processos de irradiação, garantindo a qualidade final dos produtos irradiados [3]. O interesse da indústria de processos de irradiação está direcionado para os sistemas dosimétricos de baixo custo, fácil utilização e confiáveis [4]. Neste sentido, a utilização de técnicas de dosimetria adequadas, com a correta avaliação dos fatores que afetam a resposta dos sistemas contribui para melhorar a precisão e a exatidão dos dosímetros utilizados nos processos industriais.

3.4 Dosímetro sólido de material semicondutor.

Com o desenvolvimento da microeletrônica e a criação transistor por Schokley, Brattain e Bardeen (1947), diferentes tipos de semicondutores foram desenvolvidos e utilizados como detectores de radiação e dosimetria [53, 54, 55, 56, 57]. Entre eles podemos citar primeiro detector de germânio construído por McKay em 1949. Parker em 1970 [58] e posteriormente Dixon e Ekstrand [59] em 1982 publicaram importantes artigos de revisão sobre a utilização de diodos na dosimetria das radiações nas áreas médica e industrial. A partir de 1996 várias empresas de tecnologia começaram a fornecer diodos, como sonda externa na dosimetria em vivo [60].

3.4.1 Materiais isolantes, condutores e semicondutores.

Cada elétron possui um nível de energia com valor discreto e muito bem definido para um átomo isolado. Estes níveis energéticos são representados por quatro números quânticos que correspondentem às soluções possíveis da equação de Schrödinger para os elétrons [36], e indicam sua distância do núcleo, o formato de sua órbita, seu momento magnético e seu *spin*. Esses níveis energéticos ou estados quânticos apresentados baseiam-se na interpretação dos espectros da radiação (fótons) emitida pelas substâncias quando um elétron muda de estado

quântico, e são medidos, quando os átomos estão distantes o suficiente entre si para que não haja interação interatômica.

No caso de dois ou mais átomos se aproximarem muito uns dos outros, devido à interação atômica entre eles, ocorre um acoplamento entre os estados quânticos de cada átomo, formando-se níveis energéticos degenerados que constituem uma banda de energia.

Sistemas desta natureza não violam o princípio de exclusão de Pauli, segundo o qual em um mesmo nível energético não pode haver mais que dois elétrons e, neste caso, embora eles tenham a mesma energia, deverão ter *spins* diferentes. Se cada átomo contribuir com um único elétron para um nível energético, este nível ficará preenchido até a sua metade, ou seja, a metade do nível estará ocupado, e este material, terá alta condutividade. Analogamente, quando cada átomo contribui com dois elétrons para preencher um nível energético, resulta em uma banda completamente preenchida, onde número efetivo de elétrons de condução desta banda é nulo. Um material assim constituído será então um isolante. Esta regra geral pode falhar em alguns casos, quando houver sobreposição parcial de bandas consecutivas [30, 61], portanto:

- a) Condutores são materiais caracterizados por sua última banda não totalmente preenchida, ou ainda se apresentem sua última banda totalmente preenchida, mas com uma sobreposição com a banda seguinte.
- b) Isolantes: são materiais que têm sua última banda, chamada banda de valência, totalmente preenchida, sem sobreposição com a banda de energia seguinte. Além disto, possuem uma banda proibida de valor elevado.
- c) Semicondutores: são um caso particular dos isolantes, sendo a magnitude de sua banda proibida de energia menor ou igual à 3 eV, podendo ser superada pelo aumento da temperatura, luz incidente ou campo elétrico.

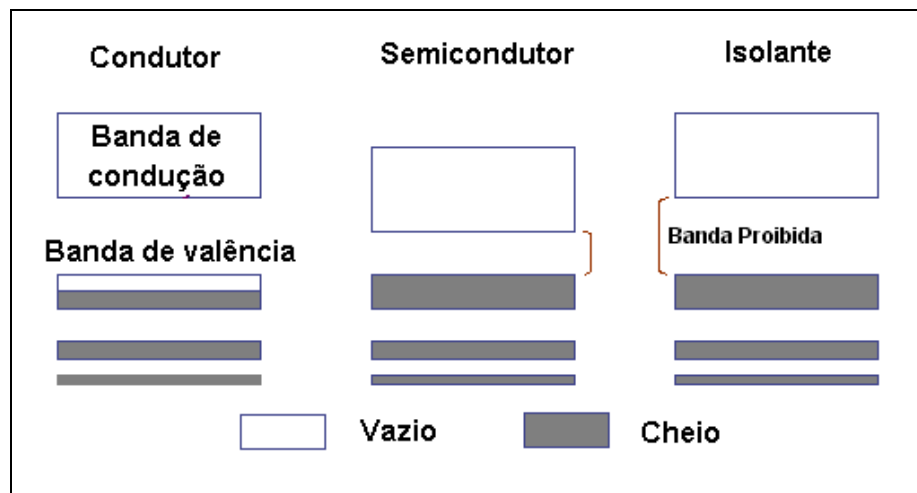


FIG. 10 – Bandas de energia em metais, semicondutores e isolantes.

Os materiais semicondutores ainda se dividem em duas classes distintas: os intrínsecos, ou seja, semicondutores puros sem adição de impurezas que alterem a concentração dos portadores e os extrínsecos, que são cristais que possuem alguma quantidade de átomos de outros elementos químicos, proporcionando impurezas no cristal. Entre os materiais semicondutores intrínsecos, podemos citar o Si que é tetravalente, formando quatro ligações covalentes com seus vizinhos mais próximos, e que tem a banda de valência totalmente preenchida (FIG. 10). Ao aumentar a temperatura desses cristais, os elétrons dos átomos da rede cristalina adquirem energia suficiente para efetuarem uma mudança de nível energético e migrar da banda de valência para a banda de condução. Este fenômeno é probabilístico e varia exponencialmente com a temperatura e com a largura da banda proibida. A energia necessária para superar a banda de energia proibida é conhecida como energia de *gap* [61].

3.4.2 Formação da zona de depleção.

Os elementos da coluna IIIA da tabela periódica, são chamados de átomos aceitadores, porque possuem um nível energético incompleto em sua banda de valência e os elementos da coluna VA são chamados de

átomos doadores. Adicionando pequenas concentrações de elementos da coluna IIIA e VA da tabela periódica às extremidades da rede cristalina de silício, de forma a ocuparem a posição de um átomo da rede de modo substitucional, forma-se um material semiconductor extrínseco. No caso do material aceitador (IIIA), podemos considerar que todos os átomos deste elemento estejam ionizados negativamente, porque não possui nível energético disponível para formar ligação química com nenhum átomo de silício do cristal. No caso dos dopantes doadores (VA), o quinto elétron do átomo doador não forma ligação química com os outros átomos do cristal e fica orbitando em torno do seu átomo com baixa energia de ligação e raio bem grande. Se este elétron receber energia suficiente e passar para a banda de condução, o átomo deste elemento ficará positivamente ionizado, a falta do elétron produz um nível energético incompleto ou lacuna. À temperatura ambiente podemos considerar que todos os átomos doadores estejam ionizados positivamente, ou seja, com seus elétrons na banda de condução, e os átomos aceitadores negativamente ionizados.

Adicionando-se átomos aceitadores e doadores na rede cristalina de maneira a substituir os átomos de silício, tem-se a formação de níveis de energia não previstos no cristal perfeito. As impurezas causam uma perturbação no potencial periódico da rede, resultando inclusive num estado permitido dentro da banda proibida do cristal. Quando a junção é produzida, devido ao elevado gradiente de portadores de carga, os elétrons do elemento doador migram para os átomos do elemento aceitador, preenchendo a banda de valência. Esta região sem cargas deixa as impurezas ionizadas e forma áreas positivas e negativas no material, diminuindo o seu potencial eletrostático. No caso do silício intrínseco, o seu potencial eletrostático diminui de 1,12 V para 0,7 V. Os elétrons ligados aos átomos aceitadores e doadores produzem um campo elétrico estacionário constante a uma distância de poucos microns dependendo da quantidade de átomos de impurezas [61]. Esta recombinação de elétrons dentro do cristal gera uma região com ausência de cargas chamada de região de depleção. Devido a grande densidade de cargas na junção, o campo elétrico pode chegar a valores maiores que 10^3 V/cm, que

praticamente anula o movimento térmico dos elétrons e das lacunas dentro da região de depleção. Esta região de cargas estáticas tem dimensões constantes e é chamada de região capacitiva, ou capacitância, considerada como a região sensível do dosímetro. O valor do potencial eletrostático está relacionado com a quantidade de átomos de impurezas no cristal conforme a equação (25).

$$V_0 = V_n - V_p = KT \ln \left(\frac{N_A \cdot N_D}{q \cdot N_i^2} \right) \quad (25)$$

Onde :

- V = Potencial
- q = Carga elementar
- N_D = número de átomos doadores
- N_A = átomos aceitadores
- K = constante de Boltzmann
- N_i = número de átomos de silício (intrínseco)
- T = temperatura

3.4.3 Estrutura do Fotodiodo – PIN.

Um fotodiodo P-I-N, também chamado fotodiodo “PIN”, é formado por uma região intrínseca entre duas regiões extrínsecas de átomos doadores e aceitadores. Os fótons que interagem próximo da região intrínseca geram os portadores de cargas que contribuem com a fotocorrente. A *FIG. 11* mostra um desenho esquemático de um fotodiodo do tipo PIN onde os eletrodos, conectados nas regiões extrínsecas, estão mostrados em preto. Neste tipo de fotodiodo o lado negativo (catodo) é formado por uma chapa metálica, enquanto que o ânodo tem uma forma vazada, utilizada para a entrada dos fótons.

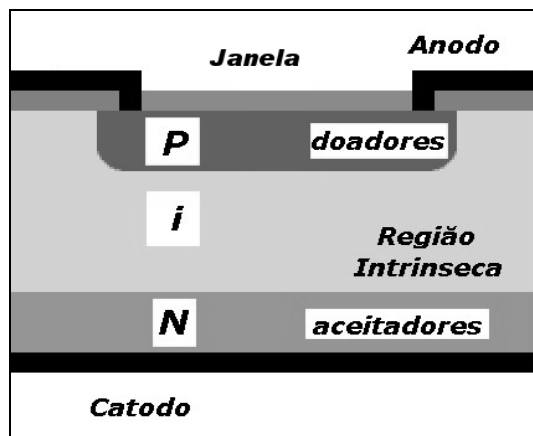


FIG. 11 - Representação esquemática de fotodiodo-PIN [62].

Fotodiodos baseados em silício são sensíveis à região do espectro visível e infra-vermelho próximo, e sua sensibilidade de resposta depende da espessura da região intrínseca [61 - 62].

Um cristal de silício intrínseco tem um potencial de ionização mínimo ou energia de *gap* de 1,12 eV, mas a energia média necessária para ionizar um átomo de silício, e conseqüentemente gerar um par elétron lacuna a temperatura ambiente é aproximadamente 3,6 eV. Esta variação é devido a contribuição da energia cinética absorvida pelo elétron emitido e da energia transferida a rede cristalina para emissão de fônons [5]. A distribuição da energia absorvida pelo átomo é descrita na equação (26):

$$W = E_g + rE_r + 2E_f \quad (26)$$

Onde: W = Energia necessária para a produção de um par elétron-lacuna.

E_g = Energia de gap da banda no semiconductor.

r = Numero de fônons gerados por ionização.

E_r = Energia do fônon.

E_f = Energia do elétron (ou lacuna) depois da formação do íon.

3.4.4 Formação do sinal elétrico no diodo.

A incidência de um fluxo de radiação na região sensível do diodo gera cargas elétricas de maneira totalmente aleatória que são difundidas através do detector. O campo elétrico existente na zona de depleção do

diodo direciona as cargas elétricas produzidas, de forma que, mesmo em ausência de polarização externa do dispositivo, tem-se a produção de uma corrente elétrica como ilustrado na FIG.12.

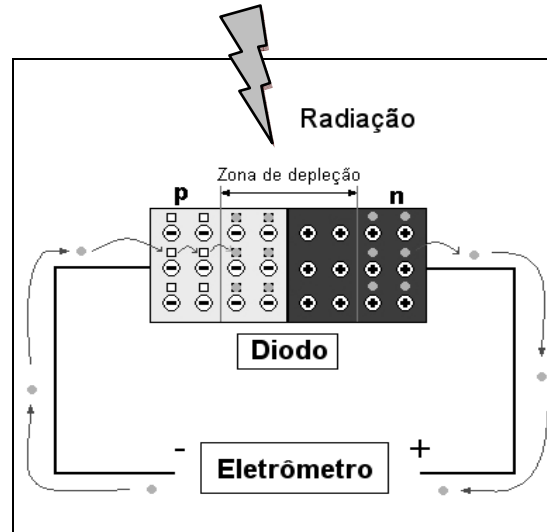


FIG.12 – Representação esquemática da geração de corrente no diodo.

Se o fluxo de radiação for constante, a corrente gerada também será aproximadamente constante. Esta corrente (i) é proporcional ao fluxo da radiação incidente e, portanto, à taxa de dose (\dot{D}). A constante de proporcionalidade é definida como sensibilidade (S) do diodo, expressa pela equação (27):

$$S = i / \dot{D} \quad (27)$$

Quanto maior o fluxo (Φ) ou a energia (E) de cada fóton, maior será a corrente e, portanto, maior a quantidade de elétrons e lacunas geradas na região de depleção do diodo. Assim, a carga (Q) produzida, obtida pela integração dos sinais de corrente durante todo o tempo de irradiação, dependerá, além do fluxo e da energia dos fótons, da energia média de produção de um par elétron-lacuna (W) e da capacitância (C) da junção, como evidenciado na seguinte equação:

$$Q = \Phi E / W C \quad (28)$$

A carga (Q), expressa também pela equação (29), é dada pelo produto do número (N) de portadores de carga produzidos durante a irradiação pela carga elementar (q) de cada um deles.

$$Q = N \cdot q \quad (29)$$

A densidade do silício e a baixa energia necessária para formar um par elétron-lacuna, tornam o diodo muito mais eficiente na produção de cargas, resultando em uma sensibilidade 18 000 vezes maior que uma câmara de ionização de mesmo volume [59].

A FIG. 13 apresenta um gráfico ideal da corrente registrada em função do tempo de irradiação de um diodo submetido a uma taxa de dose constante. A carga gerada no dispositivo é a integral da corrente em função do tempo para uma dada dose absorvida. Vale notar que a dose absorvida no dispositivo é dada pelo produto do tempo de exposição pela taxa de dose.

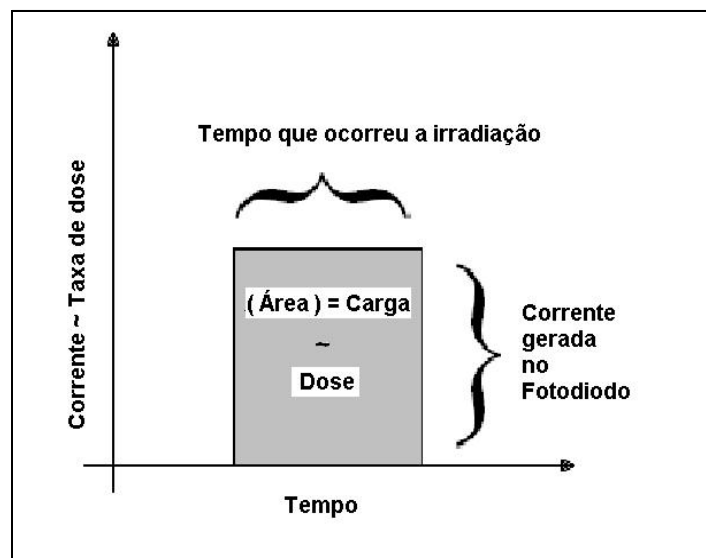


FIG. 13 - Gráfico da corrente no fotodiodo em função do tempo de irradiação.

Nas aplicações de diodos de Si em dosimetria, a curva resposta do dosímetro se traduz experimentalmente na correlação da carga armazenada no diodo em função da dose total absorvida.

3.4.5 Fatores que influenciam a medida de dose.

Quando diodos de Si são usados no modo fotovoltaico, em ausência de radiação, observa-se uma pequena corrente de fuga, devido ao movimento de portadores minoritários na região da junção. Essa corrente aparece no eletrômetro como ruído e determina um limite mínimo de detecção do sinal elétrico no equipamento. Como a intensidade da corrente é proporcional ao número de pares elétron-lacuna produzido no volume sensível de detector, o ruído eletrônico está relacionado com o volume da região capacitiva [63].

Para diodos não polarizados, a capacitância (C) e a energia para a formação de pares elétrons-lacunas (W) são constantes, portanto, pode-se relacionar a carga coletada com a quantidade de energia depositada no meio. A diminuição da quantidade de cargas coletadas tem sido atribuída à criação de defeitos pontuais na estrutura cristalina do diodo como resultado do dano provocado pela radiação incidente. Estes defeitos pontuais capturam as cargas livres antes de serem coletadas nos respectivos eletrodos e, portanto, contribuem para a diminuição da sensibilidade do fotodiodo.

Para melhorar a distribuição das carga produzidas com a profundidade (“*buildup*”), o diodo é envolto com material de baixo número atômico, que diminui a eficiência intrínseca de coleta de cargas e também a variação da corrente produzida. As flutuações estatísticas da coleta de cargas são devidas aos processos de armadilha ou recombinação para as cargas produzidas na região de depleção. Cargas elétricas sofrem recombinação ou ficam presas nas armadilhas existentes no retículo cristalino sob a forma de impurezas ou defeitos da estrutura, prejudicando a resposta do detector.

A ótima resolução espacial proporcionado pelo pequeno tamanho do diodo é muito útil para medidas de campos de radiação de maneira mais precisa, conseqüentemente o posicionamento reprodutível da sonda é considerado como outro fator crítico. Outros fatores característicos de resposta de um dosímetro semicondutor como tempo de resposta, eficiência de coleta de cargas, resposta com a temperatura etc. não foram considerados neste estudo por se tratarem de parâmetros muito específicos que exigiam estudos mais detalhados, além dos objetivo deste trabalho, que sempre procurou a viabilidade de utilização de diodo como dosímetro.

Os diodos não podem ser usados para a calibração de fontes de radiação, pois sua sensibilidade é reduzida pelo acúmulo de radiação. Por causa desta característica, eles são considerados dosímetros relativos [63].

3.4.6 Fator de Calibração.

Para garantir que a sonda dosimétrica esteja funcionando adequadamente para o uso a que se destina, devemos efetuar sua calibração. A calibração é definida como um conjunto de operações que estabelece, sob condições de referência, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões.

Entre os métodos de calibração conhecidos para instrumentos de radiação (normas ISO/ASTM), foi utilizado o método de calibração em um campo conhecido. Este método consiste em colocar o dosímetro em uma posição definida no irradiador, cuja taxa de dose conhecida foi intercomparada com sistemas dosimétricos fornecidos por laboratórios que seguem padrões internacionais de garantia de doses, com seus devidos erros estatísticos.

O fator de calibração do diodo (F) é definido como a razão entre a dose absorvida (D) nas condições ambientais de referência e a carga acumulada (R). Se as condições de referência são satisfeitas, podemos

considerar que o fator de calibração é definido pela equação (30), sem utilização de fatores de correção como temperatura, umidade etc.[60].

$$F = D / R \quad (30)$$

3.5 Processamento por radiação ionizante.

A radiação gama ao penetrar em um material modifica as suas propriedades físicas ou biológicas praticamente sem alteração da temperatura e sem deixar resíduos químicos. Por estas características a radiação gama foi utilizada na esterilização de produtos médicos a partir de 1960. O processo foi introduzido em escala industrial nos Estados Unidos em 1964, quando a *Ethicon Inc.*, uma empresa integrante da companhia *Johnson & Johnson*, colocou em serviço três instalações de radiação gama. A esterilização gama foi logo adotada por outros grandes fabricantes, tais como *Beckton Dickinson*, *Baxter Internacional*, *3M* e *Sherwood Medical*. Atualmente, existem no mundo mais de 100 irradiadores de Cobalto-60, distribuídos em mais de 50 países, irradiando os mais diversos produtos [1].

3.5.1 Aplicações da radiação ionizante.

A esterilização de dispositivos médicos e hospitalares é sem dúvida a maior aplicação dos irradiadores, mas o processamento gama tem sido gradativamente ampliado através das pesquisas na área nuclear.

Entre outras aplicações, o que mais tem interessado a sociedade, são as aplicações fitosanitárias, onde a IAEA e a FAO (Organização das Nações Unidas para Alimentação e Agricultura) vêm desenvolvendo projetos em conjunto para uma melhor qualidade na alimentação. Já foram determinadas centenas de curvas-resposta à radiação para bactérias, bactériófagos, fungos e vírus, o que permite estabelecer uma adequação exata da dose para se conseguir o efeito desejado [64], entre esses efeitos, podemos citar o controle de pragas ou estender a meia vida

de alimentos perecíveis aumentando o tempo de validade do alimento, contribuindo para uma otimização na produção.

A radiação também é utilizada na indústria farmacêutica e de cosméticos, contribuindo com a esterilização ou desinfestação de fármacos e cosméticos, como por exemplo, pós, pomadas e soluções, tanto na matéria prima quanto na pós-produção, com os medicamentos já embalados e prontos para a comercialização [65].

A modificação de estruturas químicas provocadas pela radiação é um fato muito conhecido e utilizado em polímeros e embalagens. A sensibilidade à radiação varia de acordo com o tipo de estrutura química, reforçando ou incrementando as propriedades, através de modificações nas ligações químicas, que aumentam gradativamente com o incremento da dose.

Outra aplicação potencial da radiação gama é no tratamento de lixo como alternativa aos métodos existentes, incluindo lixo de hospitais, aviões, navios e redes municipais de esgotos.

Várias instalações em todo o mundo podem processar os mais diversos tipos de produtos. Este processo não deixa resíduos que possam afetar a saúde dos usuários ou das pessoas que manuseiam os produtos, como o caso de processamento por Oxido de Etileno (ETO). Os produtos processados por radiação gama podem ser despachados imediatamente após o processamento, o que facilita a disponibilidade e os serviços para o consumidor, reduzindo os custos do processo e da estocagem. Os produtos tratados por este método não estão sujeitos ao esforço das alterações de pressões, umidade e temperatura. Apesar dos grandes benefícios, a radiação pode alterar significativamente as propriedades do produto ou embalagem, por este fato existe a necessidade da avaliação qualitativa e quantitativa durante a fase de pesquisa.

3.5.2 Irradiadores.

Devido à grande variedade de aplicações da radiação gama, a uniformidade de dose no produto tem sido foco de contínua atenção. Para melhorar esta relação, desenvolveu-se uma grande variedade de tamanhos e formas de irradiadores. Basicamente, os irradiadores gama podem ser divididos em duas categorias: os irradiadores de contêiner próprio (*self-container*) e irradiadores em que a fonte é exposta em uma sala, chamados de panorâmicos.

Os irradiadores de *self-container* (IAEA Tipo I e III [secos e úmidos]), são especialmente projetados para pesquisas e pequenos serviços normalmente têm tamanhos pequenos e a fonte é limitada, sendo a grande maioria para irradiações a seco. Estes irradiadores utilizam fontes de Cobalto-60 ou Césio-137, com blindagem de chumbo ou outro material, e possuem um mecanismo para mover a amostra até a posição de irradiação. As grandes vantagens são o tamanho reduzido, facilidade de instalação e operação; altas taxas de dose e boa uniformidade de irradiação, características essenciais para a área de pesquisa e desenvolvimento. Os produtos recebem uma dose de radiação uniforme pois fontes são colocadas ao redor da amostra.

Os irradiadores panorâmicos (IAEA Tipo II e IV [secos e úmidos]) são normalmente utilizados em maior escala. Neste tipo de irradiador a fonte é exposta em uma sala projetada para irradiação, com os devidos sistemas de segurança. A fonte de irradiação consiste de um ou mais elementos radioativos, colocados dentro de invólucro como varetas de aço inox, e são expostas dentro da sala de irradiação por meio de controle externo. Quando é necessário entrar na sala, as fontes são recolhidas e blindadas com água ou chumbo. Como a radiação gama é emitida em todas as direções, este tipo de projeto beneficia uma utilização mais eficiente das fontes, irradiando uma grande quantidade, de materiais de tamanhos e formas variadas, simultaneamente [1].

4 ARRANJO EXPERIMENTAL.

4.1 Materiais Utilizados.

O dispositivo utilizado como dosímetro é um fotodiodo tipo PIN, modelo SFH00206, fabricado pela Siemens. Este diodo possui área ativa de $7,3 \text{ mm}^2$, capacitância de 72 pF a 0 V e é encapsulado por um polímero transparente de $1,2 \text{ mm}$ de espessura [66]. Os terminais do diodo foram soldados diretamente a um cabo coaxial, com 3 m de comprimento e impedância de 50Ω , de modo a manter a face n aterrada e retirar o sinal de corrente pela face p. A *FIG. 14* mostra uma foto do diodo SFH00206 utilizado neste trabalho.



FIG. 14 – Diodo SFH00206.

Para monitorar as variações de temperatura, um termopar de fio tipo K foi fixado a distância de 1 cm da ponta sensível do dosímetro mostrado na *FIG. 15*. O diodo e o termopar foram envolvidos por uma camada de 3 mm de poliuretano para evitar alterações bruscas na temperatura. Na montagem do diodo como dosímetro gama em processos de irradiação, o dispositivo foi colocado dentro de um tubo de acrílico de 27 cm de comprimento, $12,5 \text{ mm}$ de diâmetro externo e 7 mm de diâmetro interno como pode ser visualizado na *FIG. 16*.



FIG. 15 – Diodo SFH-00206 e Termopar Tipo K.



FIG. 16 – Diodo SFH-00206 e Termopar Tipo K cobertos com poliuretano.

No lado externo foi colocada uma cobertura de fita plástica opaca e uma escala em centímetros, uma fotografia da sonda completa pode ser observada na *FIG. 17*. Esta sonda foi projetada para facilitar o manuseio, evitar a influência da luz e umidade ambiente, aumentar a resistência a danos mecânicos e produzir o equilíbrio eletrônico no dispositivo. Um desenho esquemático da sonda montada está ilustrado na *FIG. 18*.



FIG. 17 – Sonda dosimétrica.

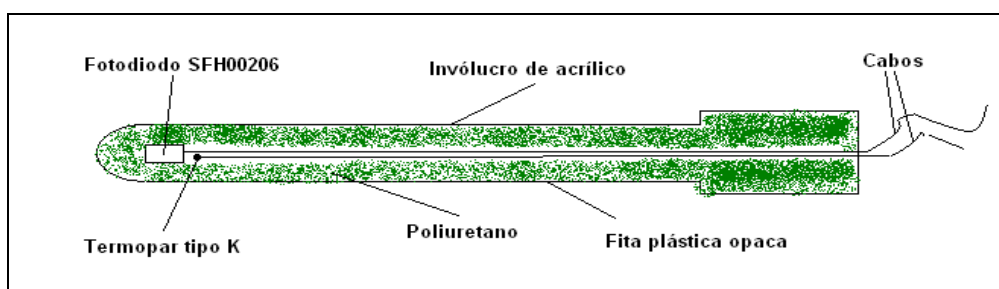


FIG. 18 - Desenho esquemático da sonda dosimétrica.

Para o estudo da resposta do dosímetro em campos de radiação conhecidos, foi projetado e construído um dispositivo de poliestireno expandido que proporciona estabilidade térmica e também funciona como suporte para o posicionamento reprodutível do dosímetro dentro da câmara de irradiação do irradiador *Gammacell-220*. Detalhes deste dispositivo com a inserção da sonda dosimétrica podem ser vistos na FIG. 19. Para o posicionamento da sonda em irradiações panorâmicas, foram utilizados suportes e garras de laboratório, fita métrica, régua e padrões normalmente utilizados nas irradiações, suporte com a sonda pode ser visto na FIG. 20.



FIG. 19 – Suporte com sonda
Irradiador Gammacell-220.



FIG. 20 – Suporte com sonda.

4.2 Equipamentos utilizados.

A corrente gerada no diodo pela incidência dos raios gama provenientes do Cobalto-60 foi registrada conectando-se diretamente o cabo da sonda dosimétrica ao eletrômetro *Keithley 617* (FIG. 21), sem nenhuma polarização ou circuito elétrico mediador. Este eletrômetro possui resolução da corrente de 100 fA para a escala utilizada nas medidas e permite a seleção dos intervalos de tempo dos registros e o armazenamento dos dados da corrente para posterior análise.



FIG. 21 - Eletrômetro Keithley 617.

Para sincronizar o tempo de irradiação com o intervalo de tempo para o registro da corrente no eletrômetro foi utilizado um cronômetro digital *CASIO HS-6*. As possíveis alterações na temperatura do diodo foram registradas pela leitura direta com o termômetro *INSTRUTHERM*

TH 1200C, conectado ao termopar tipo-K. O cronômetro e o termômetro estão mostrados, respectivamente, nas FIGs. 22 e 23.



FIG. 22 - Cronômetro Casio.



FIG. 23 - Termômetro Intrutherm.

Foram utilizados neste trabalho quatro irradiadores de Cobalto-60: especificamente um irradiador Tipo I (*Gammacell-220 – Atomic Energy of Canada Limited*) e três irradiadores panorâmicos Tipo II (*Gammatron - Siemens / Panorâmico FIS60-04 n°226 - Yoshizawa Kiko Co, Ltd / Multipropósito, IPEN - CNEN/SP*), com taxas de dose variando de 3,66 Gy/h a 11,0 kGy/h. As condições de referência utilizadas na calibração dos irradiadores, como temperatura, umidade e posicionamento foram conservadas o mais próximo possível das condições originais de calibração.

4.2.1 Irradiador Tipo I.

A configuração das fontes em Irradiadores de contêiner próprio fornece a melhor homogeneidade de dose no material. Neste trabalho foi utilizado o irradiador de contêiner próprio *Gammacell-220* visualizado na FIG. 24. Neste tipo de irradiador o produto é colocado em uma câmara secundária e transportado até a câmara primária com auxílio de cabos e motor elétrico. Na câmara primária o produto recebe a radiação proveniente de várias fontes de Cobalto-60 que circundam a câmara externamente. Estas fontes são colocadas dentro de varetas de aço-inox com 20 cm de altura e seladas nas extremidades. O arranjo da vareta

mais a fonte recebem o nome de “lápiz”. O irradiador *Gammacell-220* contem 27 “lápiz” ao redor da câmara primária (FIG. 25), proporcionando uma taxa de dose de 2,39 kGy/h rastreada pelo serviço Internacional de Garantida de Dose (IDAS). O pequeno volume da câmara secundária, 20 x Ø15 cm, é compensado com a melhor homogeneidade da dose. Este irradiador é utilizado para medidas de doses muito precisas ou calibrações de dosímetros.



FIG. 24 - Irradiador *Gammacell-220*.

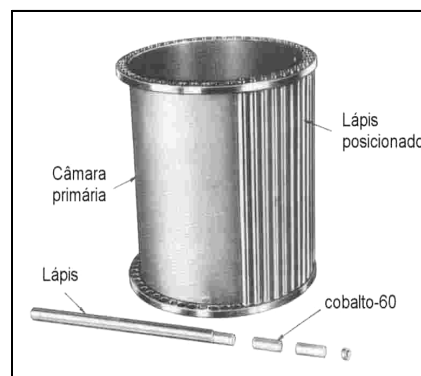


FIG. 25 - Câmara primária e fontes de Co-60.

4.2.2 Irradiadores Tipo II.

Os irradiadores do tipo II possuem a configuração mais utilizada em irradiações de rotina. Neste tipo de irradiador a fonte é exposta em uma sala blindada e o controle de exposição e tempo são feitos externamente. A configuração dos equipamentos que compõem a blindagem e exposição da fonte definem o formato do campo de irradiação no interior da sala.

Para medidas de radiação com maior precisão foi utilizado o irradiador *Gammatron* (CMR-IPEN-CNEN/SP), mostrado na FIG. 26. A

grande espessura da blindagem que protege a fonte de Cobalto-60 proporciona um feixe de radiação fino e colimado. O campo de radiação produzido pelo irradiador é muito bem definido. A fonte é exposta por acionamento elétrico e fechada com auxílio de molas, proporcionando um curto intervalo de tempo para o posicionamento da fonte. O tempo de movimentação da fonte está incluído ao tempo total de exposição. Os Irradiadores comerciais que utilizam fontes mais pesadas e de movimentação mais lenta desprezam o tempo de trânsito das fontes. O irradiador *Gammatron*, é atualmente utilizado para calibrações de câmaras de ionização e dosímetros. Para calibrar o campo de radiação foi utilizado uma câmara de ionização e eletrômetro previamente calibrados no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI). A baixa taxa de dose (3,66 Gy/h) a um metro da fonte e o feixe estreito limitam a utilização deste irradiador para doses muito baixas e amostras de tamanho reduzido.



26 - Irradiador Tipo II – Gammatron (Siemens).

O irradiador Panorâmico modelo FIS60-04 é outro irradiador do tipo II utilizado no trabalho. A fonte de irradiação é constituída por apenas um “lápiz” de 20 cm de altura e preenchida com pastilhas de Cobalto-60. Esta fonte fica inicialmente guardada em uma blindagem de chumbo, conforme *FIG. 27*, e é movimentada para fora com auxílio de cabo de aço e motor elétrico, podendo se posicionar em alturas variáveis no eixo central. Este tipo de configuração aumenta o rendimento da fonte, através de uma maior utilização da radiação emitida, que atinge os produtos diretamente ou por espalhamento na sala. A configuração da fonte no centro da sala aumenta a capacidade volumétrica do irradiador com a irradiação simultânea de produtos de tamanhos e formatos variados. Posições bem definidas na mesa e em diferentes distâncias da fonte são utilizadas para a calibração deste irradiador. O campo de radiação sofre grande variação devido ao tamanho da fonte, geometria do irradiador e espalhamento da radiação proporcionando uma taxa de dose exclusiva para cada posição. As taxas de dose em diferentes distâncias da fonte foram calibradas com um dosímetro químico de Frick, e rastreadas através do Serviço IDAS, oferecido pela IAEA.



FIG. 27 - Irradiador Tipo II - Panorâmico.

Sistemas de irradiação do tipo panorâmico são amplamente utilizados em irradiações de grande escala devido a um melhor aproveitamento das fontes e a grande capacidade volumétrica. Considerando estes fatores, o CTR-IPEN-CNEN/SP projetou e construiu um irradiador semi-industrial do tipo compacto, chamado “Multipropósito”, visualizado na *FIG. 28a*. Este irradiador é considerado dos TIPOS II e IV, pois também pode irradiar dentro da água, onde as fontes ficam recolhidas e blindadas. O irradiador multipropósito também utiliza fontes de Cobalto-60 em formato de lápis e as fontes são colocadas em uma grade chamada de *Rack*, (*FIG. 28b*). Devido à grande dimensão interna deste irradiador e às características das irradiações, nas quais os produtos ficam em constante movimento através do sistema de transporte, não se tem a necessidade de medir as taxas de doses com grande precisão. As doses absorvidas nos produtos são medidas com dosímetros de PMMA. Este tipo de dosímetro (previamente calibrado) é utilizado em todas as irradiações no irradiador Multipropósito para certificação da dose recebida. Devido ao sistema dosimétrico de rotina utilizado, a dose absorvida apresenta uma maior imprecisão. A utilidade deste irradiador no trabalho foi devido à sua alta taxa de dose, de aproximadamente 10,8 kGy / h.

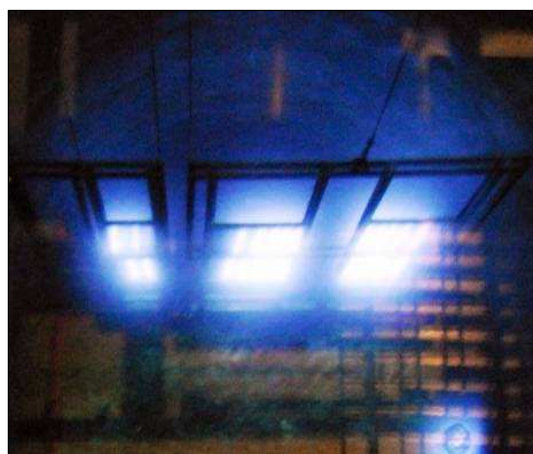


FIG. 28 - Irradiador Multi-propósito (a) Rack com fontes em blindagem com água (b).

4.3 Procedimento experimental.

O diagrama de blocos do arranjo experimental generalizado para todas as irradiações está representado na *FIG. 29*. O procedimento experimental para as irradiações nos irradiadores Tipo I e II está ilustrado logo a seguir.

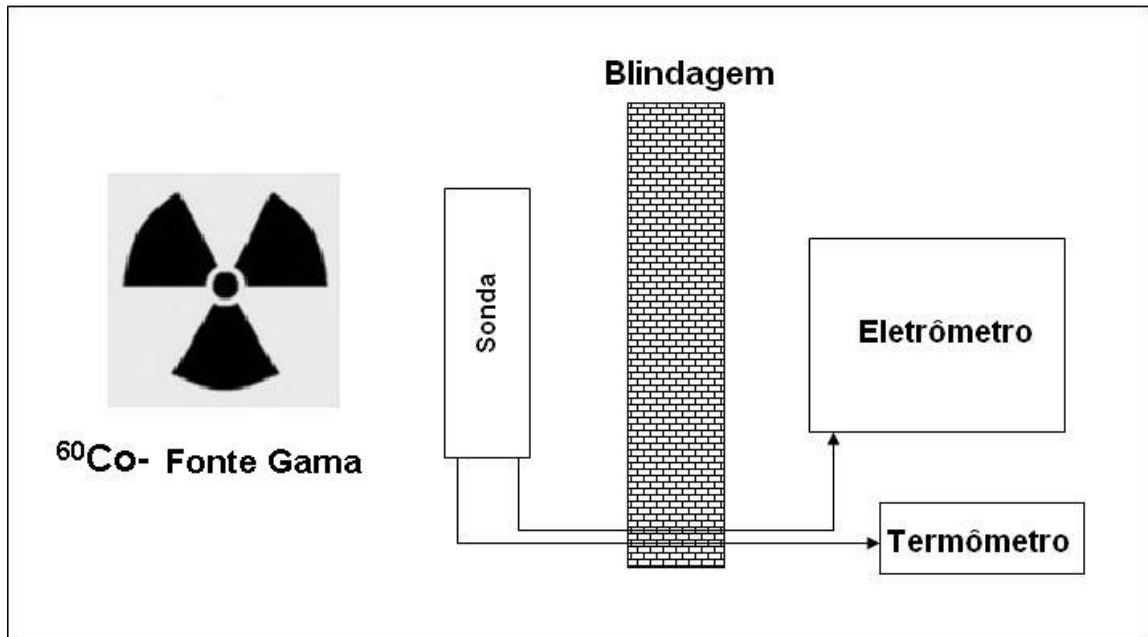


FIG. 29 - Diagrama de blocos do arranjo experimental.

Inicialmente, posiciona-se o suporte de poliestireno dentro da câmara secundária do irradiador *Gammacell-220*. A sonda é colocada no suporte pela abertura superior do irradiador. O local onde foi feita a verificação da taxa de dose com dosímetro de referência é ilustrado pela *FIG. 30*. A temperatura do fotodiodo foi monitorada através do termopar conectado ao termômetro conforme *FIG. 31*. Anota-se a temperatura no início e ao final de cada irradiação para verificar alterações significativas da temperatura ambiente que possam comprometer as medidas.



FIG. 30 – Posicionamento da sonda no irradiador.



FIG. 31– Leitura da temperatura.

Utilizando a taxa de dose obtida na calibração, calcula-se o tempo necessário para a dose pretendida. Todos os irradiadores possuem um relógio programável que encerra a irradiação ao término do tempo. Programa-se previamente o eletrômetro em uma seqüência de intervalos de tempo para armazenar na memória os valores da corrente. O sincronismo de tempo entre o eletrômetro e o relógio do irradiador é obtido com auxílio do cronômetro digital. Após fixar o tempo de irradiação e a quantidade de medidas no eletrômetro, aciona-se simultaneamente o cronômetro e o eletrômetro, após algumas medidas da corrente de fundo é acionado o irradiador. As FIG. 32 e 33 mostram o posicionamento do eletrômetro no irradiador e os relógios.



FIG. 32 - Eletrômetro programável.



FIG. 33 - Acionamento do eletrômetro e cronômetro.

Nos demais irradiadores a sonda é posicionada com auxílio dos suportes e régua. No irradiador Panorâmico da *FIG. 26*, a sonda foi fixada nas posições previamente calibradas, com auxílio das marcas na mesa de irradiação. Os equipamentos de medição foram colocados atrás de uma blindagem de concreto na própria sala.

O formato cilíndrico da sonda facilitou o posicionamento no irradiador Panorâmico. Porém devido à dependência direcional do fotodiodo [54], a sonda foi girada em torno de seu próprio eixo até que se encontrou a posição em que a corrente apresentou a resposta máxima, conforme ilustrado na *FIG. 34*.

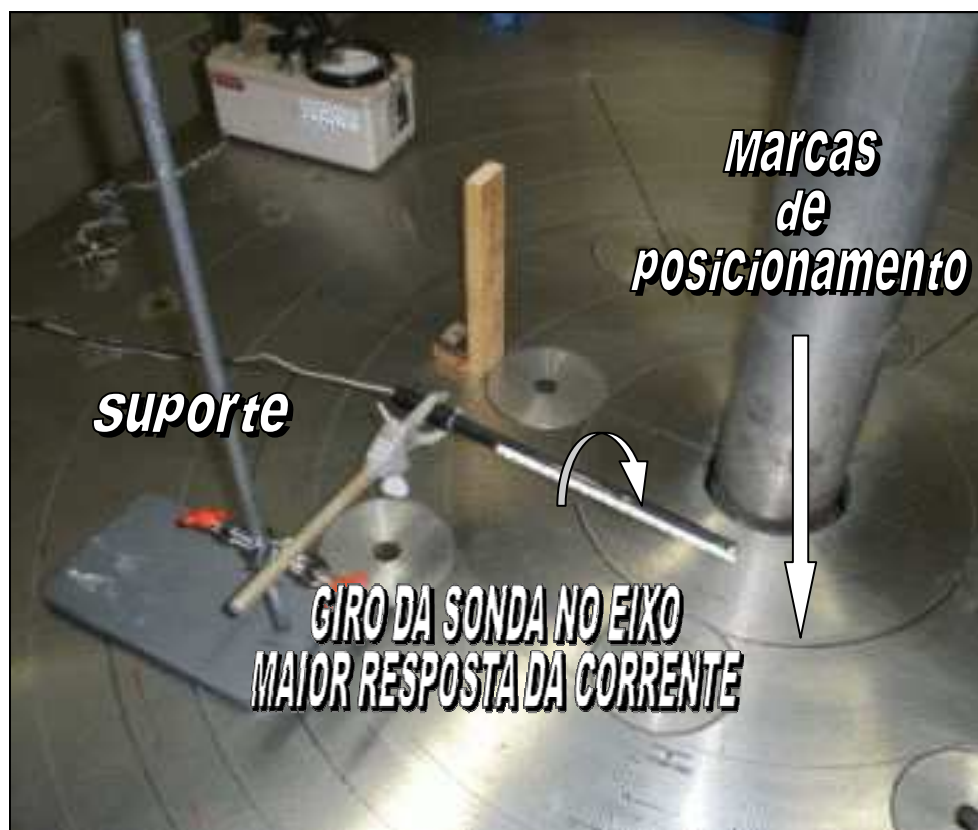


FIG. 34 - Posicionamento da sonda no irradiador.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.

5.1 Medidas de corrente.

5.1.1 Irradiador *Gammacell-220*.

As correntes geradas no volume sensível do diodo em função do tempo de exposição à radiação gama proveniente do irradiador *Gammacell-220*, com taxa de dose de 2,39 kGy/h, estão representadas na *FIG. 36*. Os resultados obtidos mostram que os sinais de corrente observados são estáveis durante todo tempo de irradiação para a faixa de dose de 1 a 100 Gy, em intervalos aproximados de 10 Gy. As pequenas alterações nas correntes registradas são devidas ao movimento de descida e subida do dosímetro dentro da câmara, no início e término do tempo de irradiação, respectivamente. Vale a pena observar que, como a taxa de dose se mantém constante, a obtenção de maiores doses totais exige tempos de exposição mais longos. Por outro lado, como a corrente gerada deve ser proporcional a taxa de dose, a redução de qualquer um destes parâmetros deve conduzir à diminuição do outro e exigir maiores tempos de exposição para se obter doses totais mais elevadas. Para verificar este comportamento, o dispositivo foi irradiado com um atenuador de 70%, *FIG. 35*, fornecido pelo fabricante e colocado ao redor da amostra. A taxa de dose foi reduzida para 0,72 kGy/h. O resultado obtido está representado na *FIG. 37*. As áreas correspondentes a uma mesma dose total, para taxas de doses distintas 2,39 kGy/h e 0,72 kGy/h, são numericamente iguais.

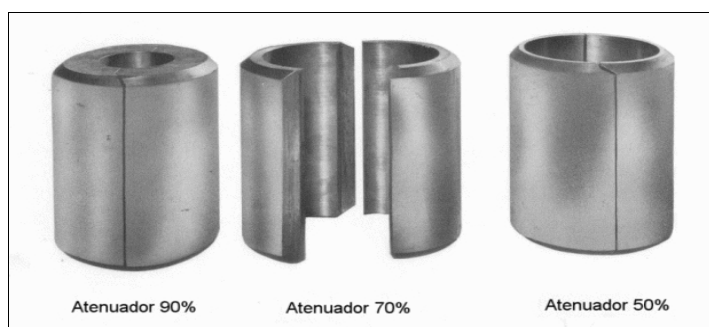


FIG. 35 - Atenuadores de Chumbo para Irradiador Gammacell-220.

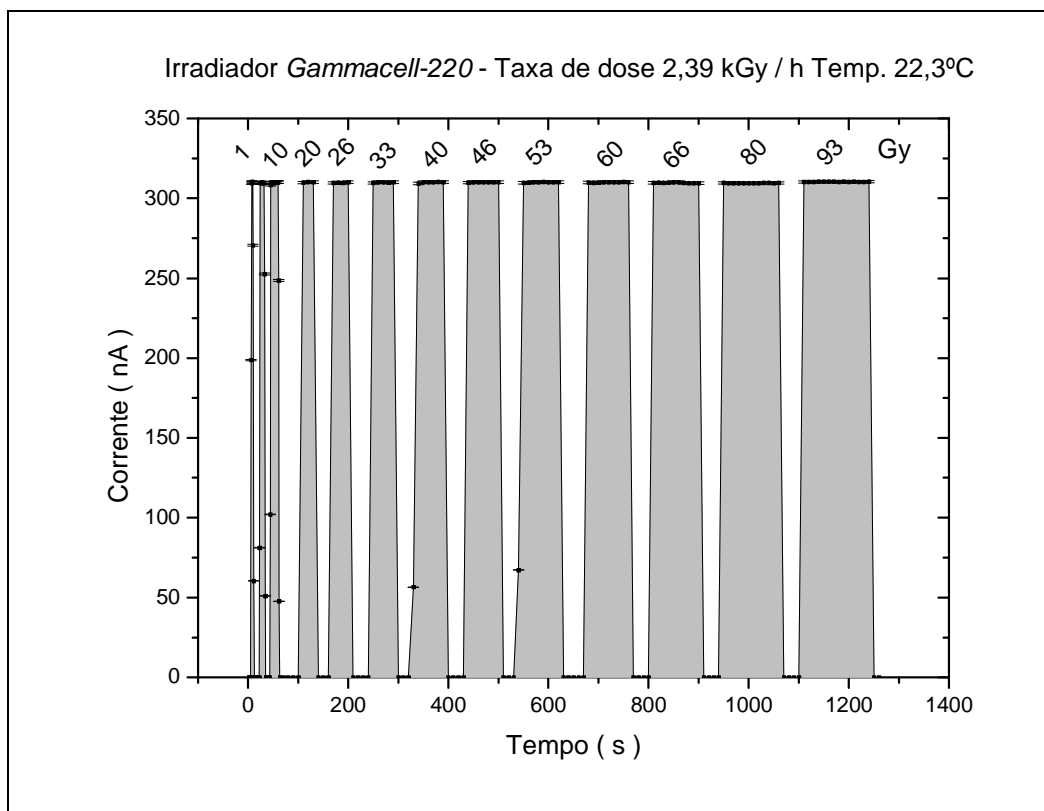


FIG. 36 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição.

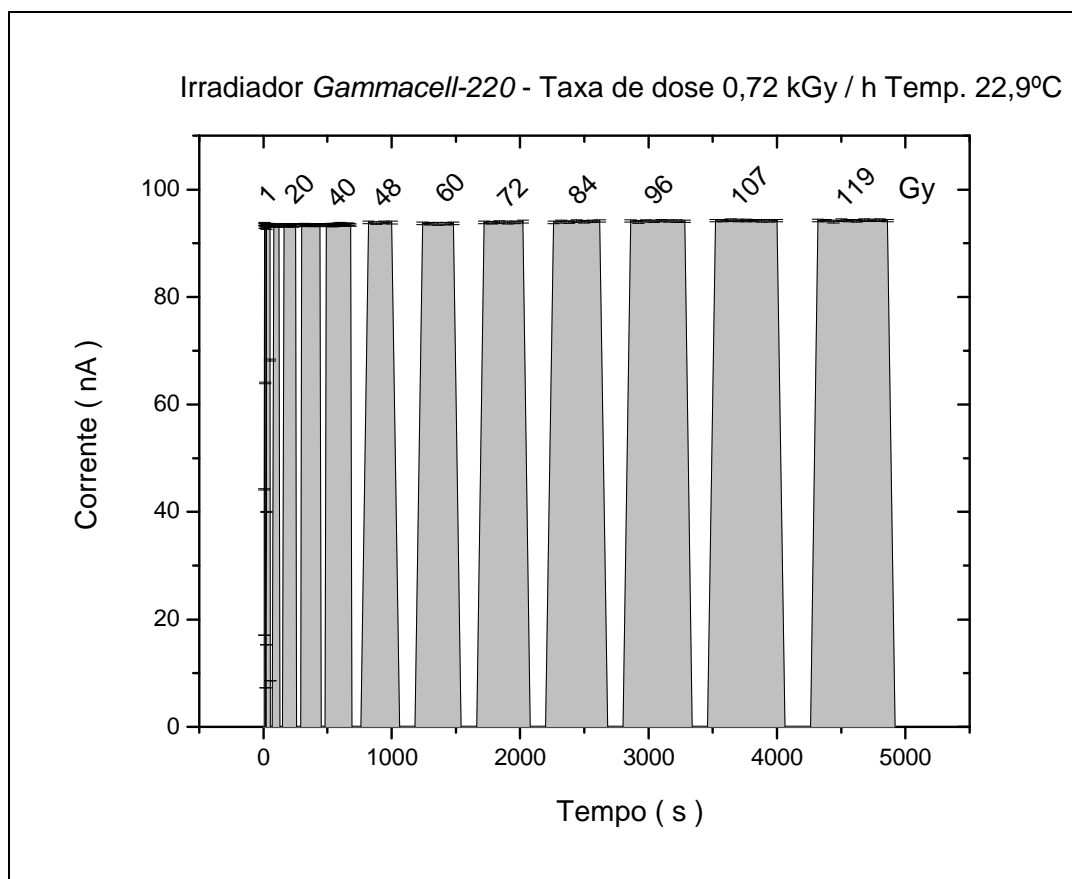


FIG. 37 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição.

5.1.2 Irradiador Panorâmico.

Para verificarmos se a estabilidade da corrente não foi devido às condições específicas da *Gammacell-220*, o dispositivo foi irradiado no irradiador Panorâmico, onde a geometria é completamente diferente, neste tipo de irradiador a diminuição da taxa de dose é obtida pelo aumento da distância fonte-dosímetro (como pôde ser visto na *FIG. 34*), foram realizadas medidas de dose a distâncias de 10, 20 e 40 cm, as quais correspondem a taxas de dose 0,21 kGy / h ; 0,08 kGy / h e 0,03 kGy / h, respectivamente, todas certificadas pelo serviço IDAS da IAEA. A quantidade de valores de doses medidos e posteriormente utilizados para a construção da curva de calibração está dentro dos padrões exigidos pela norma ASTM [45].

Os resultados obtidos estão representados nas *FIG. 38; 39 e 40*, evidenciando sinais estáveis de corrente para doses totais de até 100 Gy. Como a corrente gerada é proporcional à taxa de dose, observa-se, como esperado, uma redução no valor da corrente de 31,7 nA para 12,9 nA, quando a distância foi alterada de 10 cm para 20 cm, respectivamente. Desta forma, para acumular a mesma dose total de 100 Gy, o tempo de irradiação foi mais longo na condição de menor taxa de dose.

Para exemplificar, a dose de 100 Gy na distância de 40 cm, mostrada na *FIG. 40*, foi obtida em um tempo de exposição de aproximadamente 180 min com sinal de corrente estável durante todo o período.

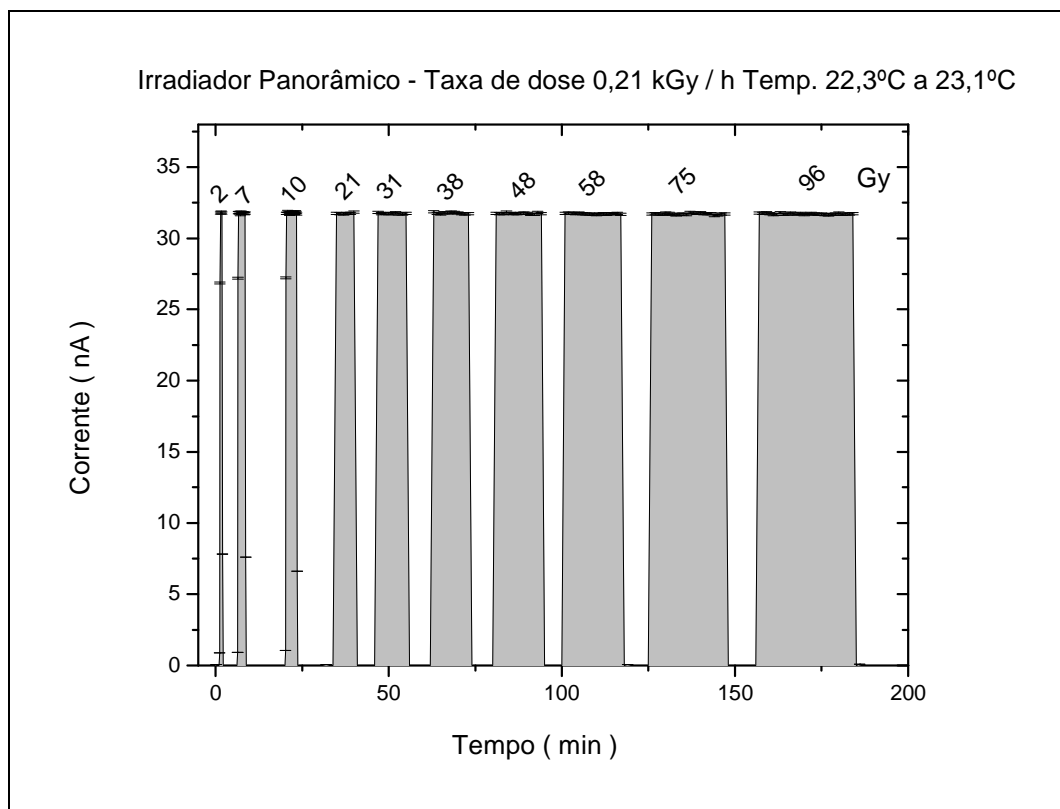


FIG. 38 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 10 cm.

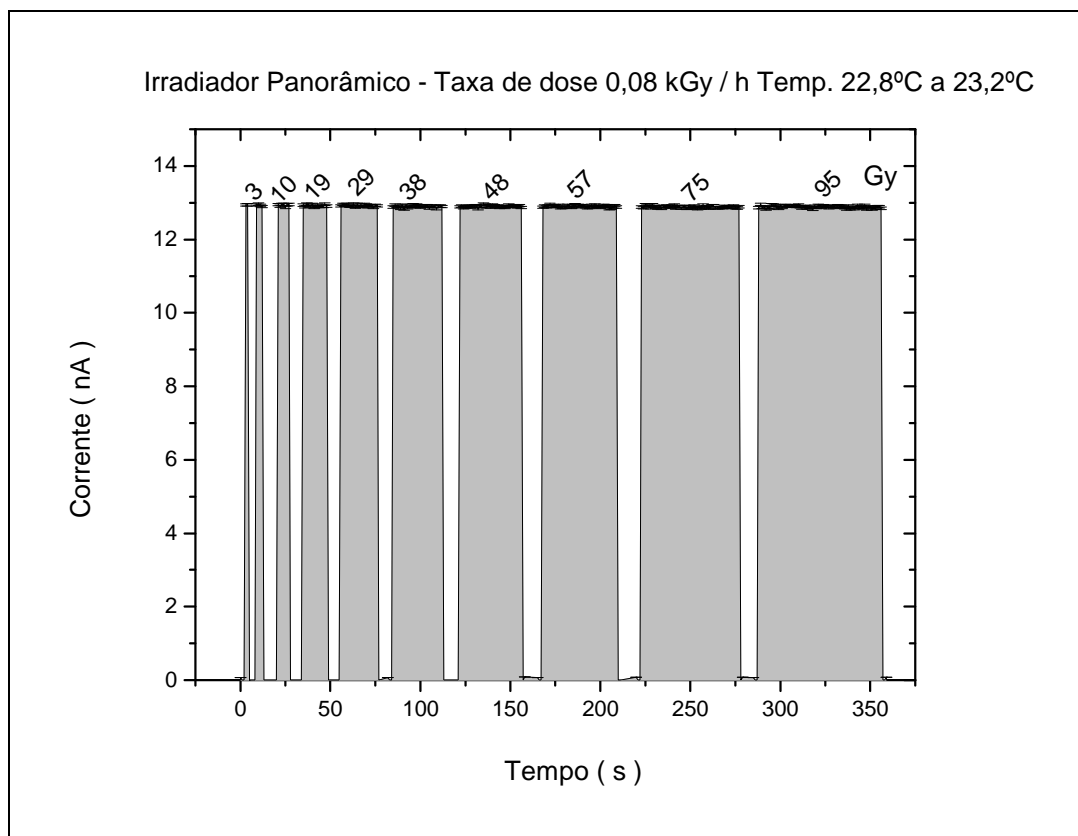


FIG. 39 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 20 cm.

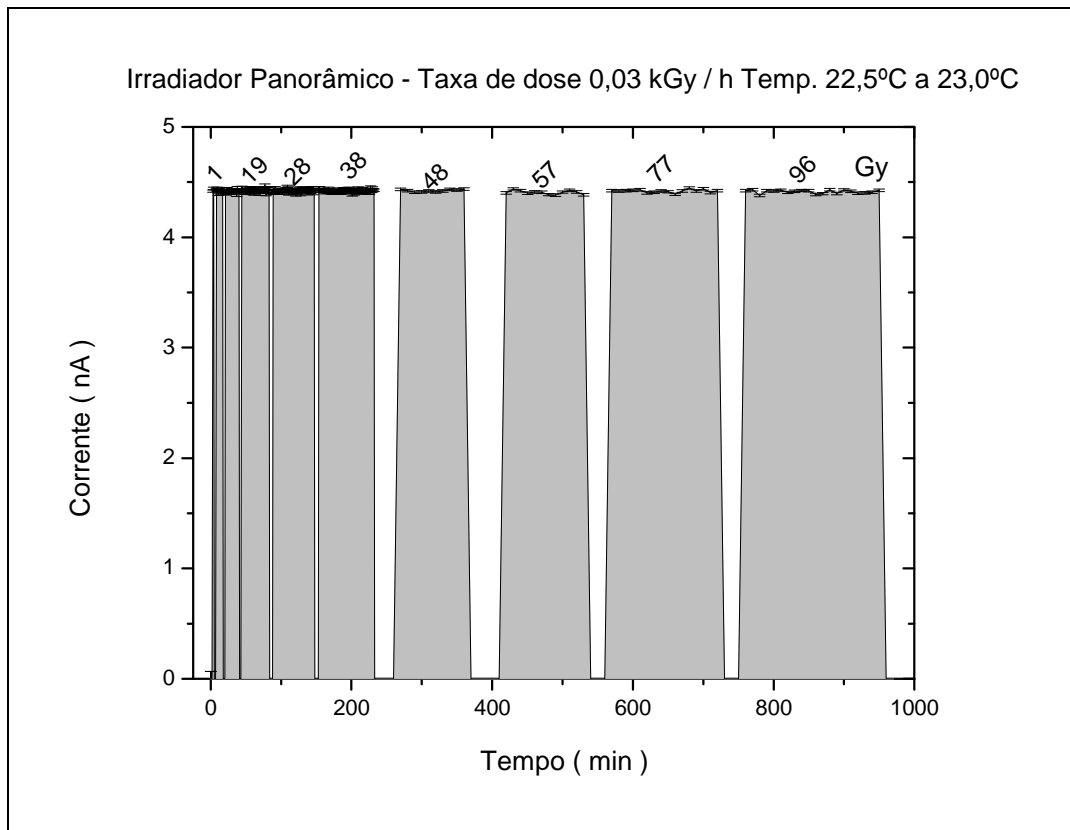


FIG. 40 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 40 cm.

5.1.3 Irradiador *Gammatron*.

Para verificar o limite inferior de operacionalidade do dosímetro, a sonda dosimétrica foi levada ao irradiador *Gammatron*, que tem feixe mais colimado e maior precisão dos raios gama que os demais. Este irradiador, tem uma taxa de dose de 0,06 Gy / min, aproximadamente 1000 vezes menor que a taxa do irradiador *Gammacell-220*. A FIG. 41 mostra que o fluxo de radiação produziu uma corrente média de 640 pA, que permaneceu estável durante todo o tempo de irradiação em doses variando de 0,18 Gy a 1,16 Gy. Quando se deseja doses maiores que 1 Gy o tempo de irradiação aumenta muito, devido a baixa taxa de dose do irradiador *Gammatron*. A montagem de uma curva de calibração até 100 Gy tomaria alguns dias, e nestas condições as variações de temperatura e umidade ficariam mais significativas, influenciando a resposta dos equipamentos e do dosímetro.

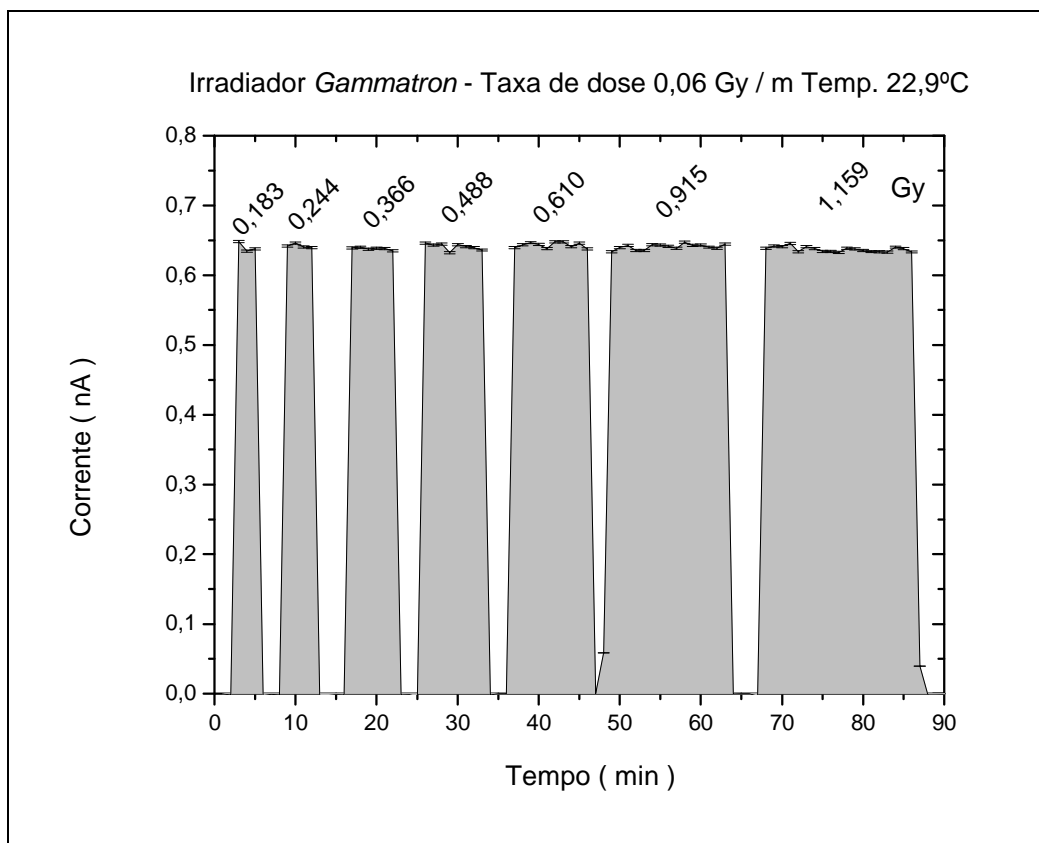


FIG. 41 - Corrente gerada no diodo em função do tempo de exposição a 100 cm.

Não foi montada nenhuma curva de calibração para o dosímetro no irradiador Multipropósito, pois este irradiador não apresenta posição calibrada com sistemas dosimétricos de referência ou de transferência. A linha de transporte dos produtos ao redor da fonte proporciona uma constante variação do campo de radiação.

5.2 Curvas de resposta com a dose.

A curva de resposta do dosímetro é dada pela carga acumulada no diodo em função da dose total absorvida. A carga é obtida pela integração dos sinais de corrente registrados durante o intervalo de tempo determinado no irradiador. Para as diferentes taxas de dose dos equipamentos de irradiação, foram construídas as respectivas curvas de calibração representadas nas FIG. 42, 43 e 44. A análise destas curvas mostra uma resposta linear para diferentes geometrias dos irradiadores. Também podemos observar a excelente linearidade de resposta do diodo

para doses totais de até 100 Gy, confirmado através do pequeno erro experimental. Os fatores de calibração obtidos apresentam variações devido à característica anisotrópica do dosímetro e no formato do campo de irradiação dos diferentes irradiadores. Uma vez que foram reproduzidas as condições experimentais no procedimento de calibração, fica evidente que cada tipo de irradiador proporciona uma curva de resposta única com a dose.

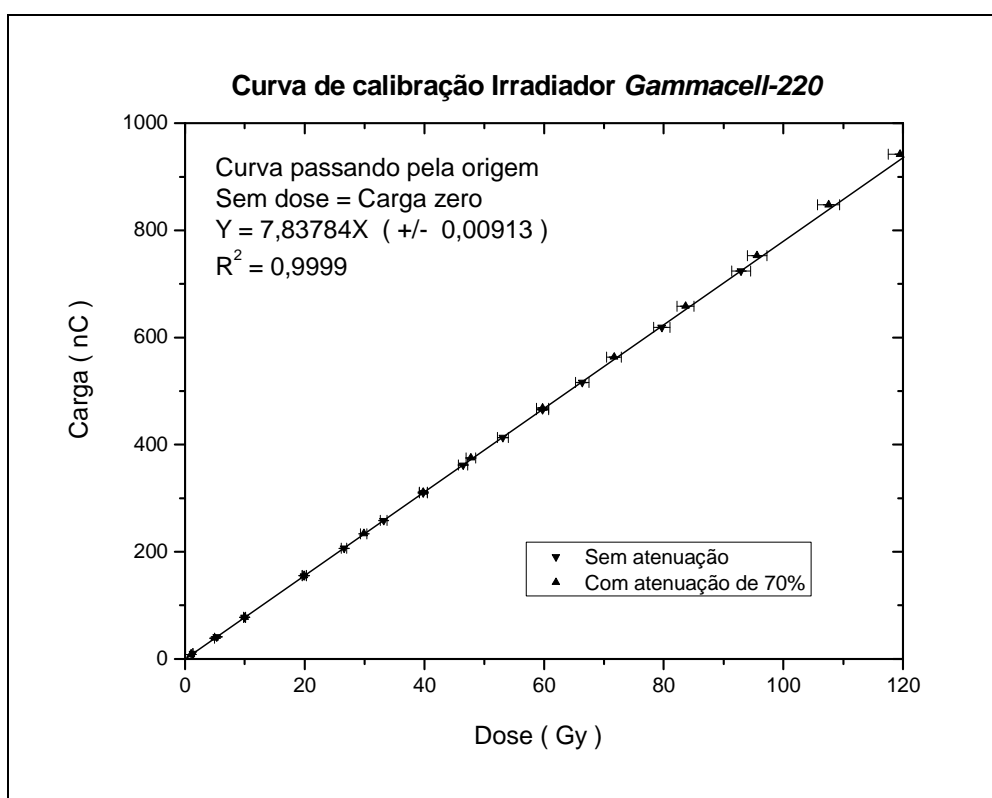


FIG. 42 - Curva de resposta em função da dose no irradiador Gammacell-220.

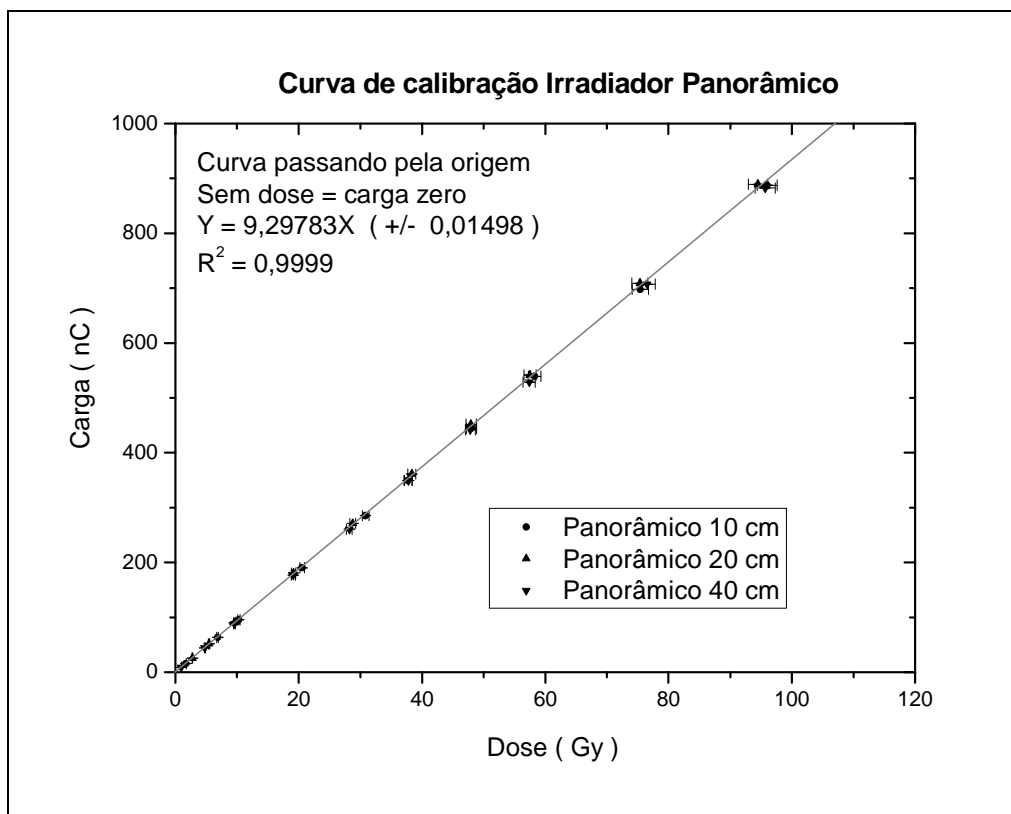


FIG. 43 - Curva de resposta em função da dose no irradiador Panorâmico.

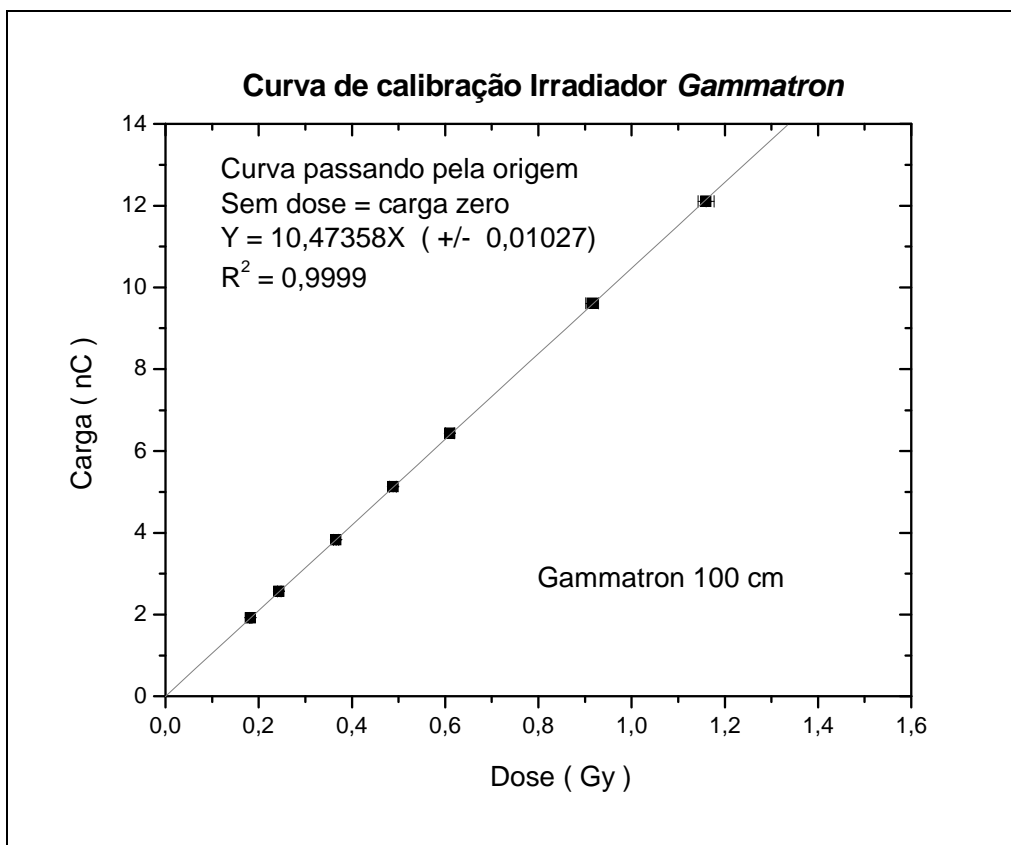


FIG. 44 - Curvas de resposta em função da dose no irradiador Gammatron.

5.3 Operacionalidade em função da taxa de dose.

O valor total de dose é diretamente proporcional à carga acumulada no diodo e é independente da taxa de dose, como foi verificado no item anterior. O valor da dose aumenta com o tempo de exposição, mas o valor da taxa de dose permanece constante na mesma posição. Como o parâmetro experimental relacionado à taxa de dose é a corrente gerada no diodo, teoricamente espera-se uma dependência linear entre estas grandezas, cuja constante de proporcionalidade é definida como a sensibilidade (S) do dispositivo. A *FIG. 45* mostra a variação da corrente registrada em função da taxa de dose em diferentes posições de 4 irradiadores. De acordo com os resultados experimentais, o dispositivo apresenta operacionalidade desde $6,1 \times 10^{-2}$ até $1,9 \times 10^2$ Gy / min do irradiador Multipropósito sem a ocorrência de saturação na resposta. O valor do coeficiente de correlação linear encontrado (0,9992) demonstra que a resposta do dosímetro é linear e independente da taxa de dose [54].

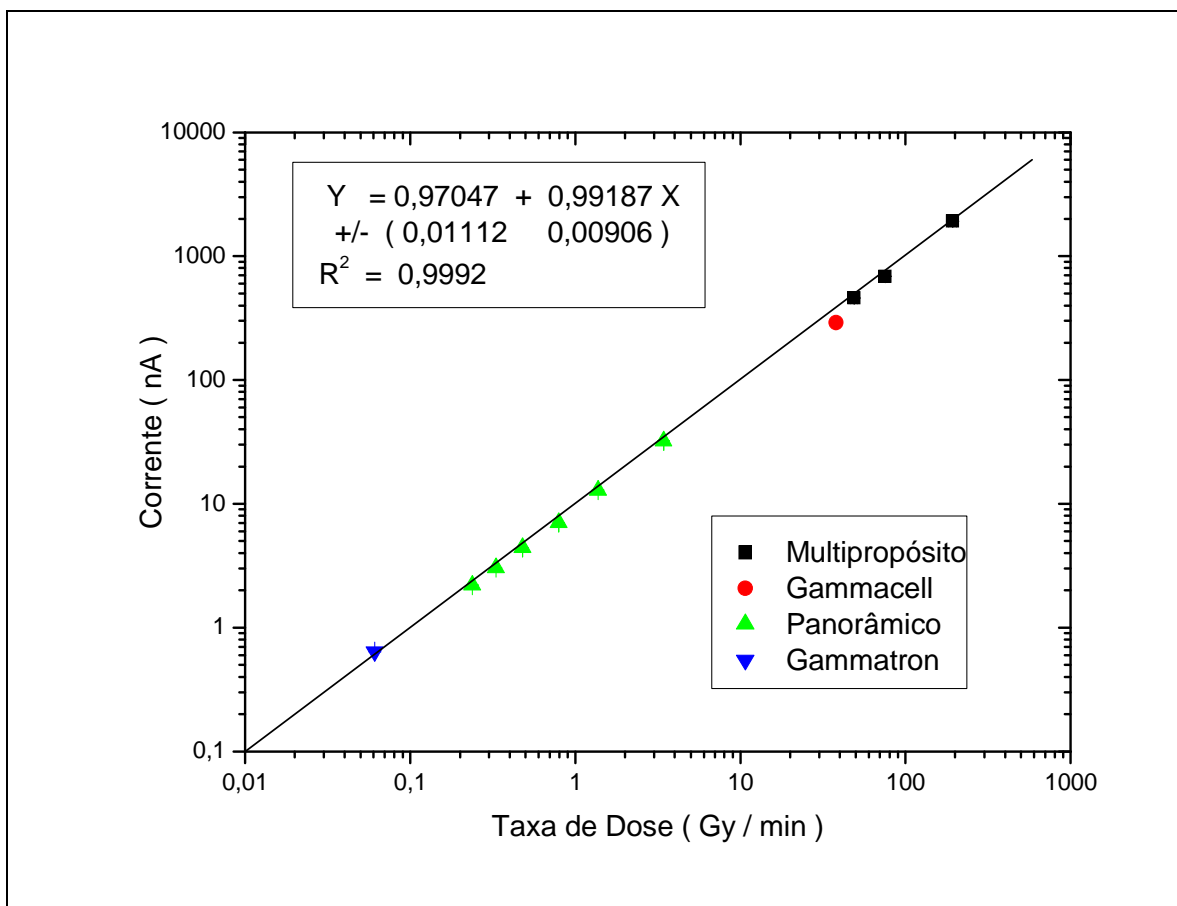


FIG. 45 - Curva de operacionalidade do dosímetro em função da taxa de dose.

5.4 Sensibilidade do diodo.

Para comparar a resposta do dosímetro entre os diferentes irradiadores, foi utilizado o valor de sensibilidade do irradiador Panorâmico de 9,43 nA.Gy⁻¹.min, pois este irradiador apresenta uma maior quantidade de posições com calibração certificada, verificado no gráfico da FIG. 45. A comparação do ajuste linear com os outros irradiadores está ilustrada na FIG. 46.

A TABELA II mostra uma comparação entre os valores das taxas de dose obtidos com o fotodiodo e os valores de referência dos irradiadores, nas diferentes posições de irradiação. Observa-se que o Irradiador Panorâmico e Multipropósito, que possuem configurações semelhantes, apresentaram incertezas próximas a 5%, ficando dentro de limites aceitáveis para os procedimentos de irradiação. A diferença entre a taxa calculada com o diodo da taxa fornecida pelo laboratório no

irradiador *Gammatron*, foi devido principalmente a variações da forma do feixe, imprecisões de posicionamento, diferenças nas dimensões dos dosímetros e pequenas variações de temperatura. Comparativamente, estas variações são mais significativas para pequenas taxas de dose determinando um limite próximo do mínimo na medida de corrente. A maior variação entre as taxas ocorreu no irradiador *Gammacell-220*. Este irradiador do Tipo I apresenta uma geometria de irradiação diferente dos demais.

A taxa de dose obtida pelo dosímetro no irradiador do Tipo I pode ser considerada como um valor médio do fluxo de radiação incidente na geometria cilíndrica. Nos irradiadores Tipo II, o dosímetro foi posicionado frontalmente de modo que a radiação incidente produzisse a maior corrente e, portanto, a máxima taxa de dose. Devido a estes fatores, a curva de calibração do irradiador Panorâmico utilizada para determinar a taxa de dose em todos os irradiadores, resultou em um valor de taxa aproximadamente 20% inferior no irradiador *Gammacell-220*. Para verificarmos a variação percentual da taxa de dose nos diferentes Tipos de irradiadores, foram feitos o levantamento dosimétricos dos campos de irradiação, e apresentados no próximo item.

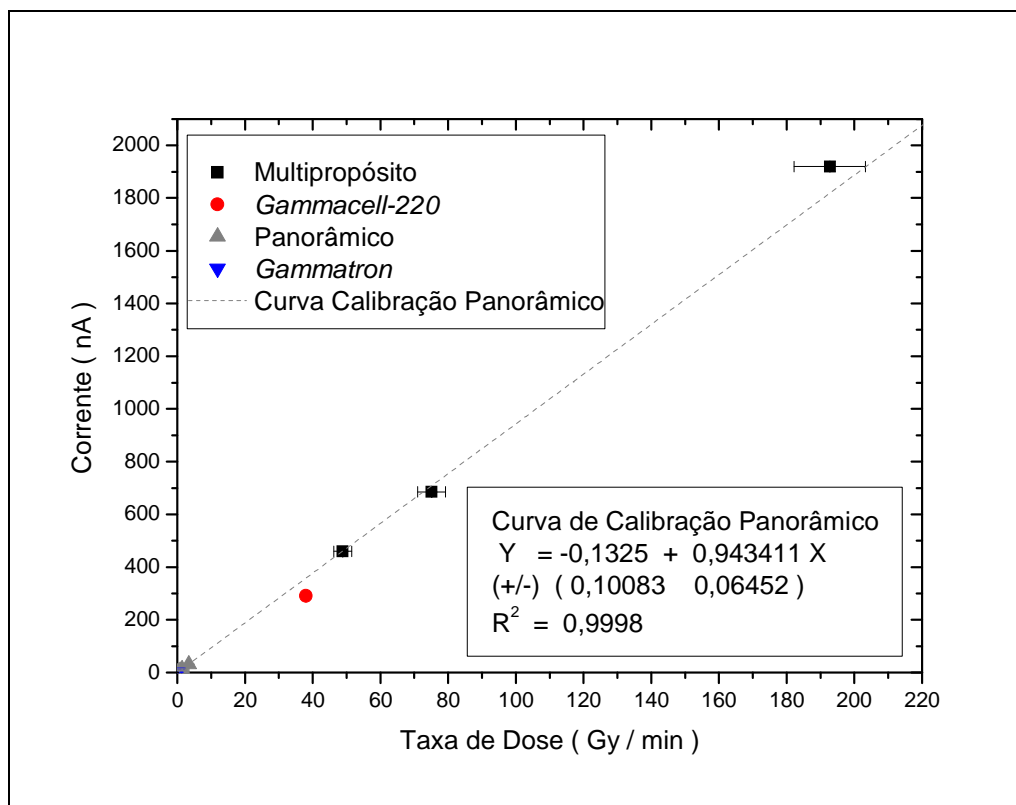


FIG. 46 - Curva de calibração de taxa de dose em função da corrente.

TABELA II – Variação percentual entre a taxa de dose do diodo e os valores de referência.

Irradiador	Distância	Corrente (μA)	Taxa dose Laboratório (Gy / m)	Taxa dose Fotodiodo (Gy / m)	Variação %
Multi-propósito**	10	1920,0667	$192,75 \pm 9,6$	203,528	5,6
	50	685,5846	$75,08 \pm 3,8$	72,672	3,2
	70	459,8077	$48,80 \pm 2,4$	48,740	0,1
Gammacell-220***	7,5	291,6000	$38,00^* \pm 0,64$	30,91	18,7
Panorâmica**	10	32,2179	$3,428^* \pm 0,058$	3,415	0,4
	20	12,9017	$1,370^* \pm 0,023$	1,368	0,2
	30	7,0383	$0,793^* \pm 0,013$	0,746	6,0
	40	4,4198	$0,478^* \pm 0,008$	0,469	2,1
	50	3,0391	$0,330^* \pm 0,006$	0,322	2,4
	60	2,2024	$0,238 \pm 0,004$	0,233	2,0
Gammatron**	100	0,6414	$0,061^* \pm 0,001$	0,068	11,4

* Valor rastreado com laboratórios padrão de referência.

** Irradiador Tipo II

*** Irradiador Tipo I

5.5 Distribuição da taxa de dose.

No processamento de produtos por radiação é importante conhecer a distribuição da taxa de dose dos irradiadores nas posições mais freqüentemente utilizadas nos procedimentos de irradiação. No caso ideal, o dosímetro deve ter o menor tamanho possível para não perturbar o campo de radiação e ao mesmo tempo possuir boa resolução espacial. Como estas condições são satisfeitas pelo diodo SFH00206, procedeu-se o levantamento dosimétrico dos irradiadores *Gammacell-220*, Panorâmico e *Gammatron* descrito a seguir.

5.5.1 Irradiador *Gammacell-220*.

Nestas medidas o diodo foi colocado na posição central da câmara de irradiação secundária que possui 20 cm de altura e 15 cm de diâmetro. Mantendo-se a posição radial (7,5 cm) constante, foram alteradas as distâncias axiais de 1 em 1 cm. Em seguida, fixou-se a distância axial em 10 cm, e variou-se a posição angular de 45 em 45 graus. Uma foto com as representações desses movimentos está apresentada na *FIG. 47*. Os resultados obtidos estão mostrados nos gráficos das *FIG. 48* e *49*, onde as correntes medidas foram normalizadas tomando-se como referência a distância axial de 10 cm que corresponde à máxima taxa de dose e a posição frontal como ângulo inicial. Nestas condições verifica-se que o campo de irradiação é praticamente homogêneo para distâncias axiais entre 7 e 13 cm, independentemente do eixo de rotação da amostra. O mapeamento das taxas de dose em função da distância radial não foi efetuado até o presente dado as dificuldades de fixação do diodo em um suporte que permitisse medida precisa da distância do dispositivo em relação ao centro da câmara de irradiação.

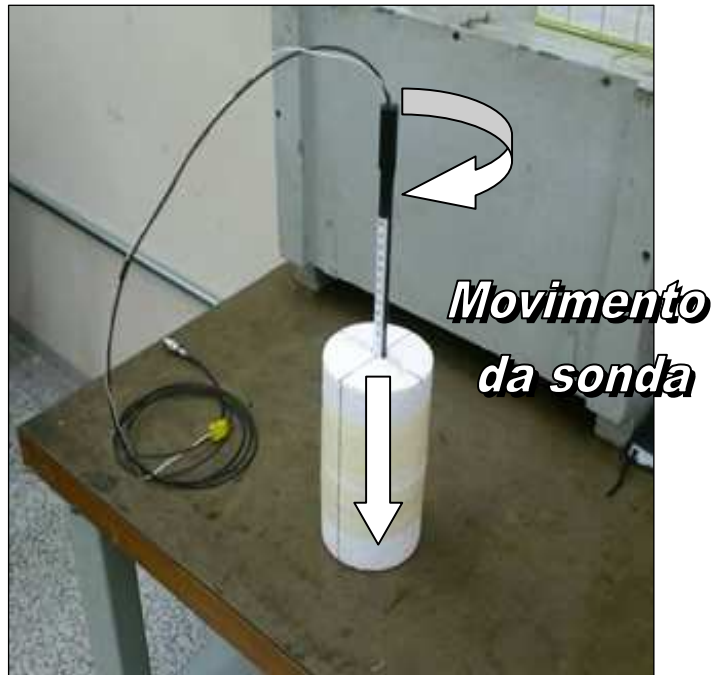


FIG. 47 – Movimentação da sonda para medidas de corrente axial e angular no irradiador Gammacell-220.

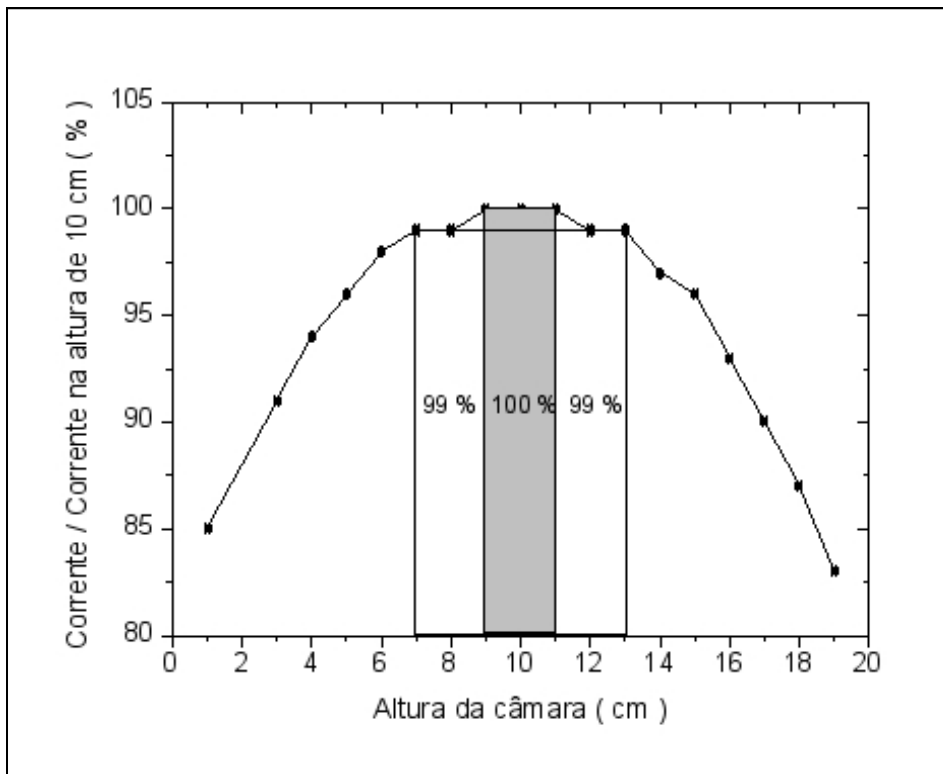


FIG. 48 – Variação percentual da corrente em relação ao valor máximo medido no centro da câmara de irradiação do Irradiador Gammacell-220.

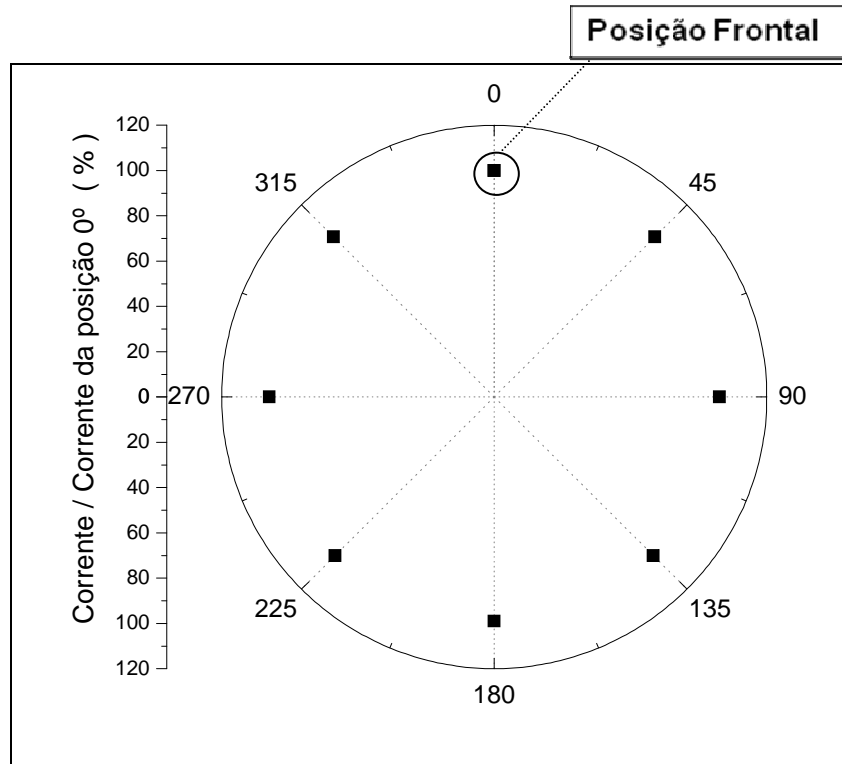


FIG. 49 – Variação percentual da corrente em relação a posição frontal no centro da câmara de irradiação do Irradiador Gammacell-220.

5.5.2 Irradiador Panorâmico.

A distribuição da taxa de dose com a distância no irradiador Panorâmico foi feita com o diodo posicionado a 10 cm de altura da mesa de irradiação, aproximadamente na metade da altura do “lâpis”. As taxas foram medidas desde a posição de 10 até 60 cm, na posição contrária ao motor do elevador. A influência do eixo do elevador no campo de irradiação foi medida; fixando a distância em 30 cm da fonte, o dosímetro foi rodando em ângulos de 45° totalizando a varredura angular de 360°. Uma visualização dos movimentos está apresentada pela FIG. 50.

A variação da corrente em função da distância apresentada no gráfico da FIG. 51 não obedece à lei do inverso do quadrado da distância principalmente devido à grande dimensão da fonte em relação ao tamanho do diodo e ao espalhamento da radiação no interior da sala. Por outro lado, devido à forma geométrica do eixo do elevador das fontes no irradiador Panorâmico, era esperada a variação das taxas de dose ao redor da fonte mostrada na FIG. 52.

A grande quantidade de fatores geométricos que influenciaram o campo de radiação dentro do irradiador, proporciona uma taxa de dose única para cada posição de irradiação. Esta configuração de irradiação aumenta a capacidade volumétrica da sala de irradiação proporcionando um aproveitamento dos raios gamas refletidos por todo o ambiente. Este tipo de irradiador tornou-se um padrão de referência para construções de irradiadores de grande porte, como o Multiproposito (IPEN-CNEN/SP).

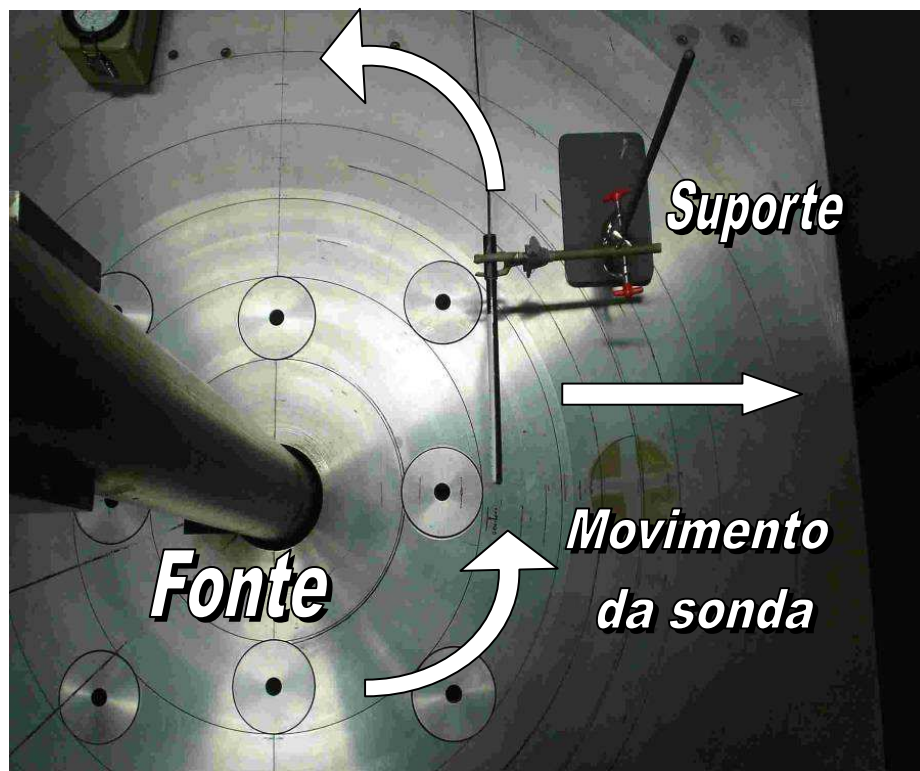


FIG. 50 – Movimentação da sonda para medidas de corrente no irradiador Panorâmico.

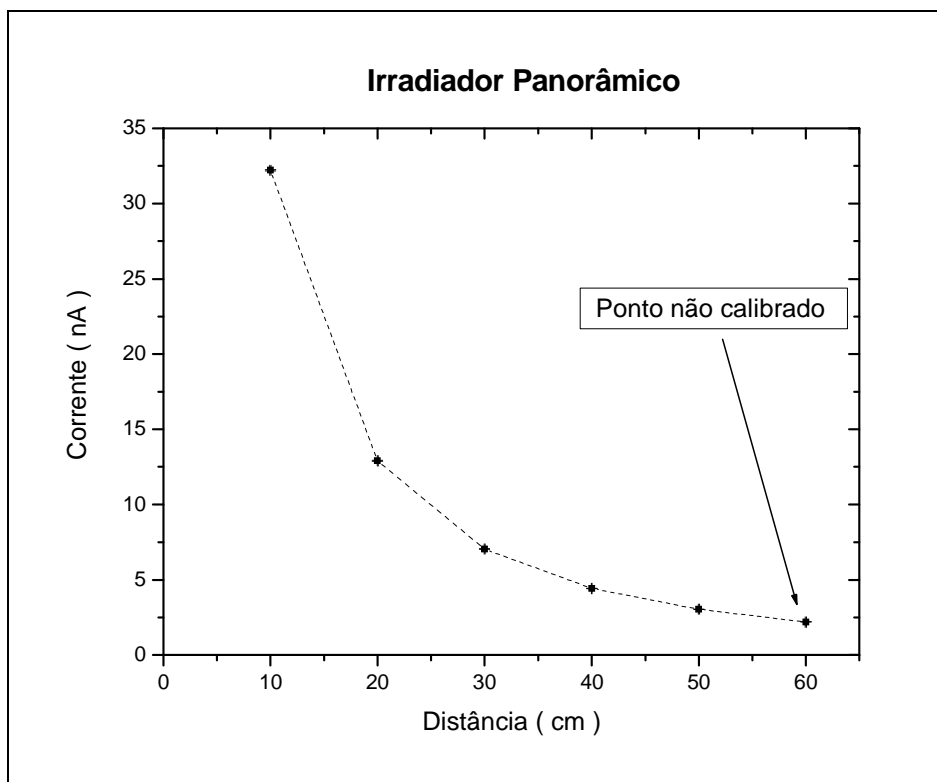


FIG. 51 - Variação da corrente com a distância no Irradiador Panorâmico.

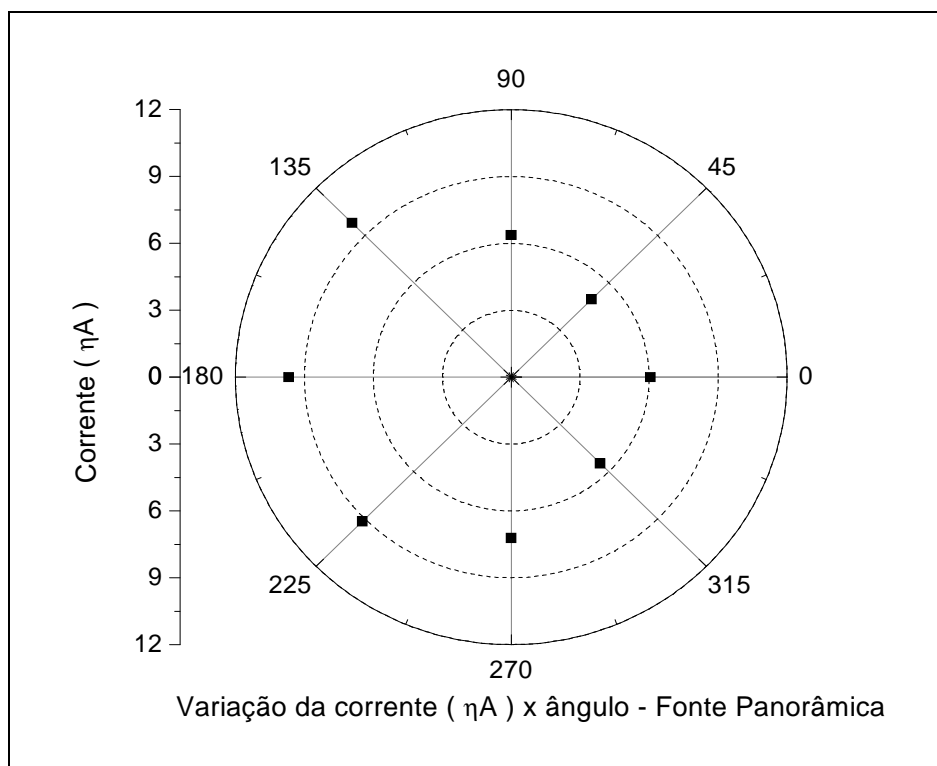


FIG. 52 - Distribuição do campo de irradiação a 30 cm, ao redor da fonte no Irradiador Panorâmico.

5.5.3 Irradiador *Gammatron*

A radiação emitida na sala com o irradiador *Gammatron* apresenta um menor espalhamento devido ao grande colimador da fonte. O formato pontual do feixe proporciona uma taxa de dose homogênea em uma posição bem definida e distante da fonte. O decaimento da corrente com o inverso do quadrado da distância é confirmado no gráfico da *FIG. 53*.

A resposta percentual da corrente em função da rotação da sonda da *FIG. 54* evidencia que o irradiador *Gammatron* apresenta somente homogeneidade parcial, enquanto que o irradiador *Gammacell-220* apresenta uma distribuição da dose mais homogênea no centro da câmara (*FIG. 49*). O movimento da sonda para esta constatação está apresentado na *FIG. 34*.

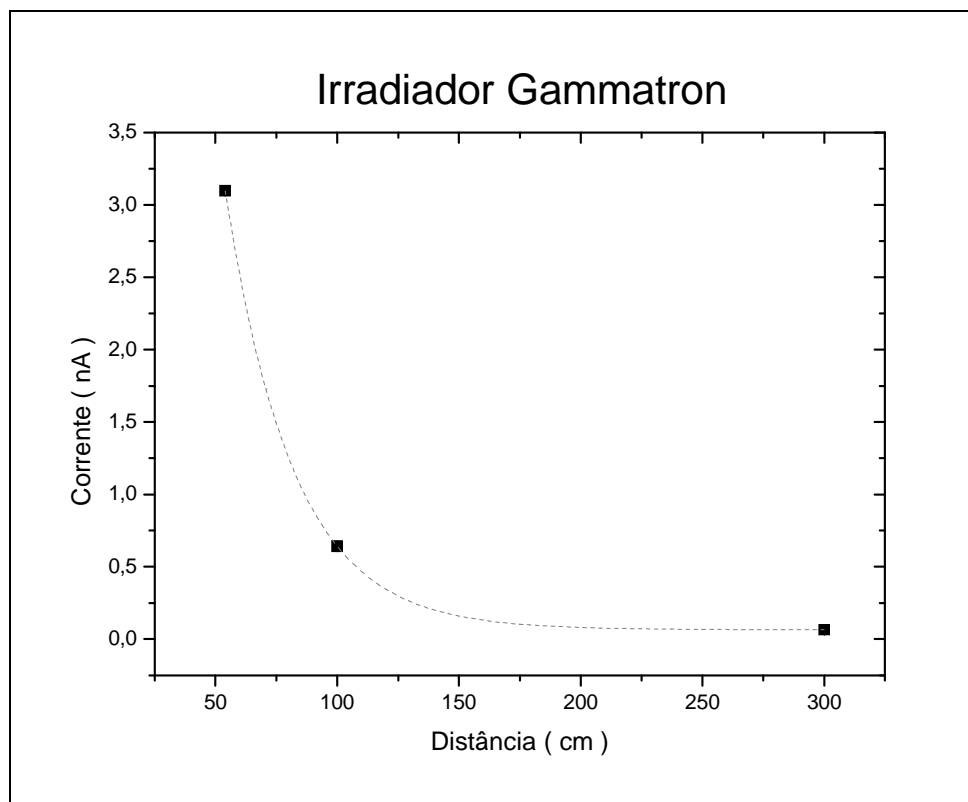


FIG. 53 – Corrente do dosímetro em função da distância no Irradiador *Gammatron*.

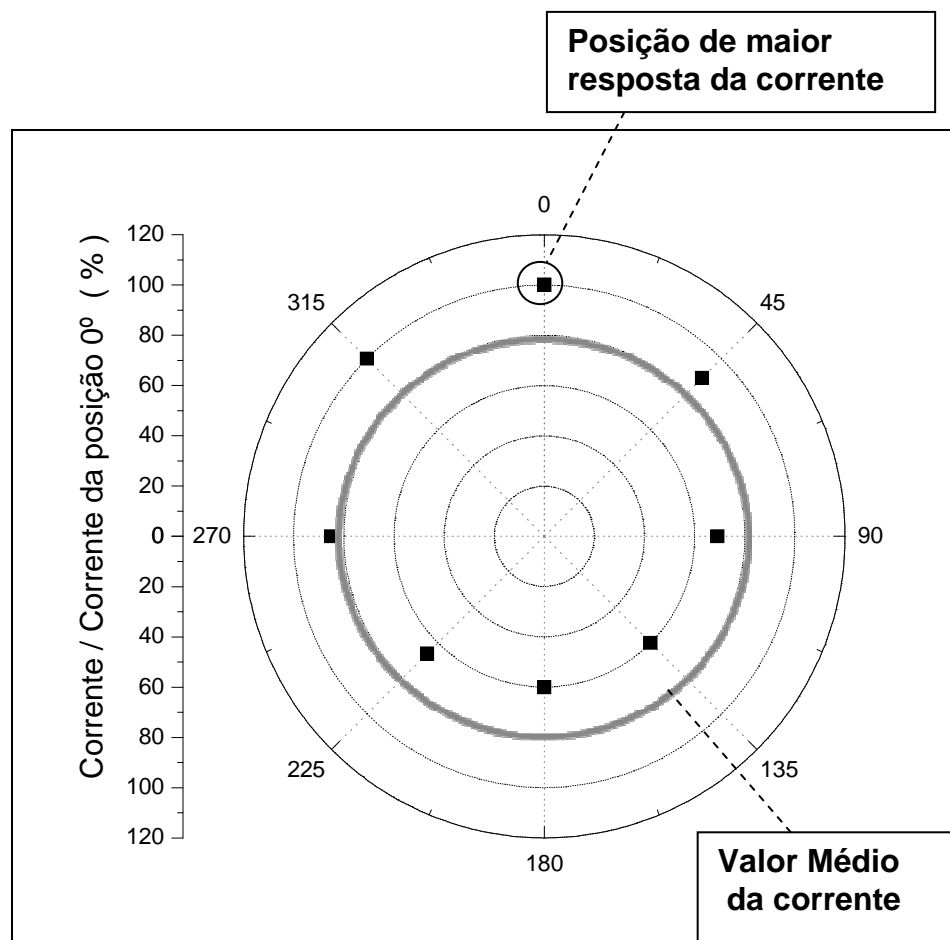


FIG. 54 – Variação percentual da corrente em relação à fonte de radiação do Irradiador Gammatron

A medida da corrente na irradiação frontal (0°) do diodo em irradiadores do TIPO II como o *Gammatron* (FIG. 54), resulta em um valor 20% maior do que a média das correntes registradas em todos os ângulos. Para exemplificar, a curva de calibração obtida no irradiador Panorâmico, proporcionou um valor de taxa inferior ($\sim 18\%$) no irradiador *Gammacell-220* conforme verificado na TABELA-II.

Irradiadores panorâmicos do tipo I, como o *Gammacell-220*, irradiam o produto igualmente por todos os lados de forma homogênea, enquanto que nos irradiadores do tipo II, o produto deve ser girado no eixo para proporcionar uma melhor homogeneidade na dose, conforme FIG. 55.

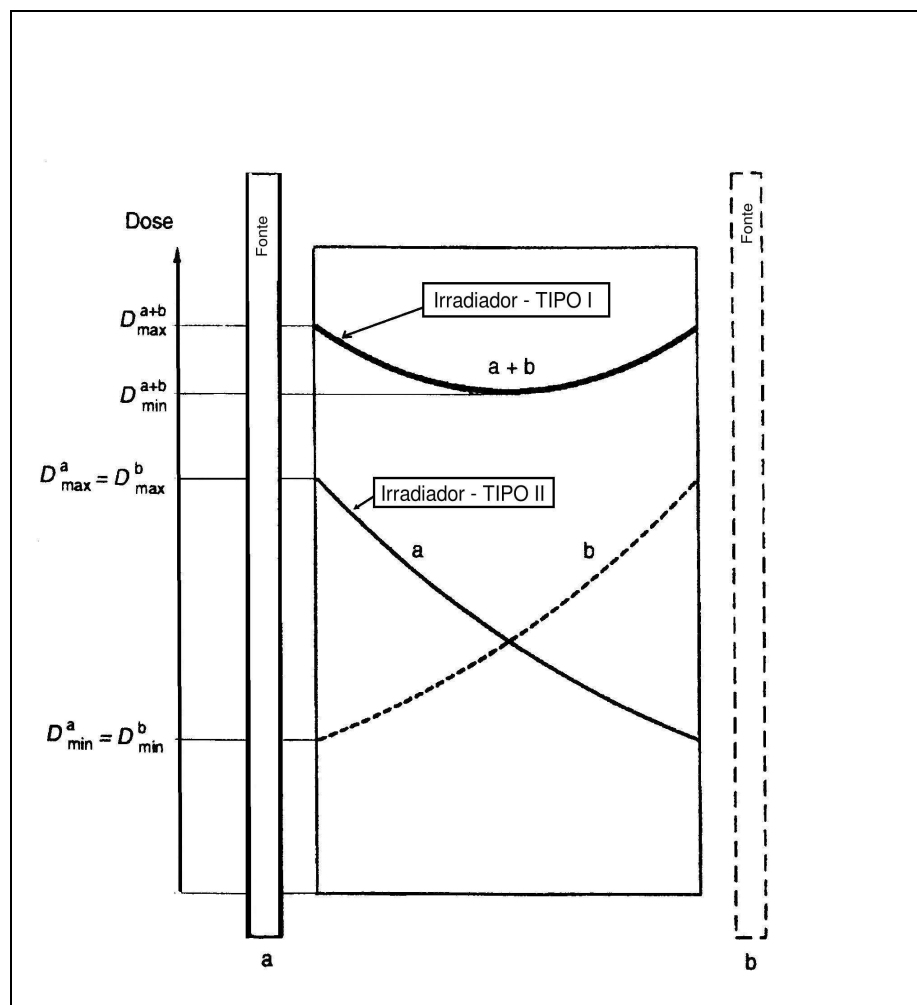


FIG. 55 – Variação da dose absorvida nos irradiadores TIPO I e II.

Deve ser ressaltado que devido às qualidades do diodo com ótima resolução espacial, rapidez de resposta e facilidade de manuseio, a obtenção dos dados é mais rápida e simples do que as obtidas por dosimetria Fricke. A medida da distribuição de dose nos irradiadores pode ser feita com mais segurança porque os valores de taxa de dose medidos pelo diodo estão dentro dos erros aceitáveis apresentados na TABELA II.

5.6 Medidas de dose de trânsito.

Nos procedimentos de irradiação a dose recebida pelos produtos sofre alterações devido ao movimento das fontes radioativas (ou do próprio produto) até atingirem a posição estável de irradiação. Durante o tempo em que ocorre este movimento, o produto recebe uma dose, denominada dose de trânsito, diferente da dose calculada. Como o tempo de trânsito da fonte é uma característica do irradiador, o valor da dose de trânsito se mantém constante e a sua influência é maior em medidas de baixas doses. Este efeito é bem visualizado na *FIG. 56*, onde são mostrados os sinais de corrente registrados para uma mesma taxa de dose, em intervalos de tempo correspondentes a doses totais diferentes. A contribuição das não uniformidades nas formas do sinal de corrente indicadas no início e no final de cada medida é muito mais significativa na medida de dose total de 1,8 Gy do que na de 101,4 Gy. As áreas das regiões marcadas nos sinais de corrente, correspondentes às cargas acumuladas no diodo durante o movimento das fontes, permitem determinar as doses de trânsito mediante as correspondentes curvas de calibração. Neste trabalho foram realizadas as medidas das doses de trânsito dos irradiadores *Gammacell-220*, *Panorâmico* e *Gammatron*, descritos a seguir.

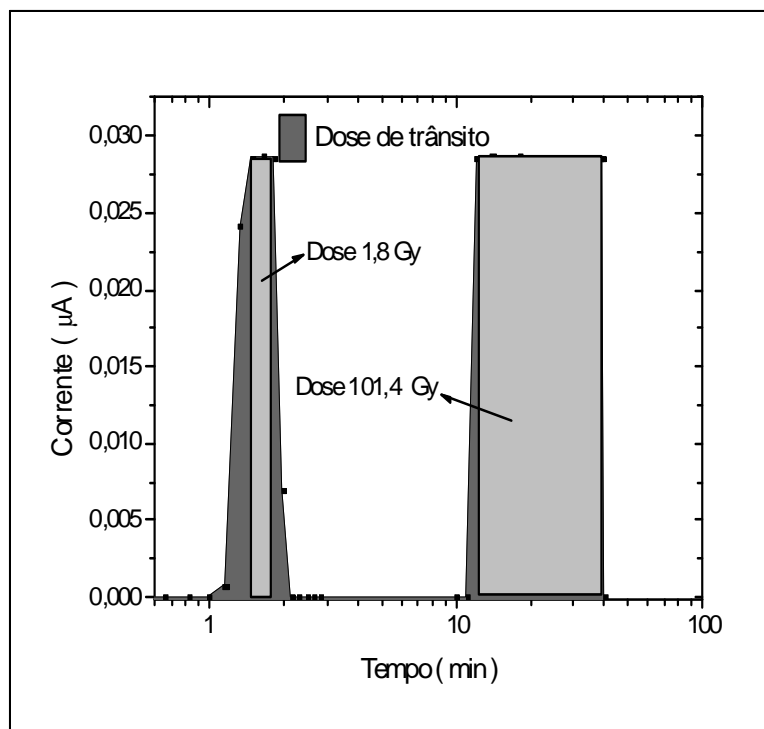


FIG. 56 – Influência da dose de trânsito nas doses totais de 1,8 e 101,4 Gy.

5.6.1 Irradiador *Gammacell-220*.

A FIG. 57 mostra o sinal estável de corrente registrado em 10 s no irradiador *Gammacell-220*. Nesta situação de irradiação podemos calcular a carga com precisão, integrando o valor da corrente durante o tempo de 10 s. Utilizando a curva de calibração do dosímetro (FIG. 42), determinamos que a dose recebida enquanto a corrente permaneceu estável foi de 6,58 Gy.

Por outro lado, durante o tempo em que o produto está se deslocando, ocorre uma variação da taxa de dose. Mas o tempo de deslocamento do produto é constante e depende dos equipamentos mecânicos que movimentam o produto. Como a resposta do dispositivo é rápida para a radiação incidente, podemos medir com precisão o tempo de deslocamento do produto até a câmara secundária no irradiador *Gammacell-220*. Os tempos de descida e de subida medidos foram de 1,7 e 4,3 s, respectivamente. O tempo de deslocamento constante proporciona uma dose fixa no produto, que pode ser encontrada com a integral da área.

O valor da dose de trânsito é apresentado na Tabela III juntamente com o valor obtido com dosímetro de Fricke, fornecido pelo LDPI. Podemos constatar que os valores são coincidentes dentro do erro experimental. Para obtermos o valor de dose absorvida total, precisamos somar o valor da dose de trânsito ao valor de dose calculado. Utilizando o valor de taxa de dose fornecida pelo laboratório (TABELA II), a dose calculada seria 6,33 Gy. Somando a dose de trânsito, o produto em questão recebeu 8,63 Gy, uma variação aproximada de 26%.

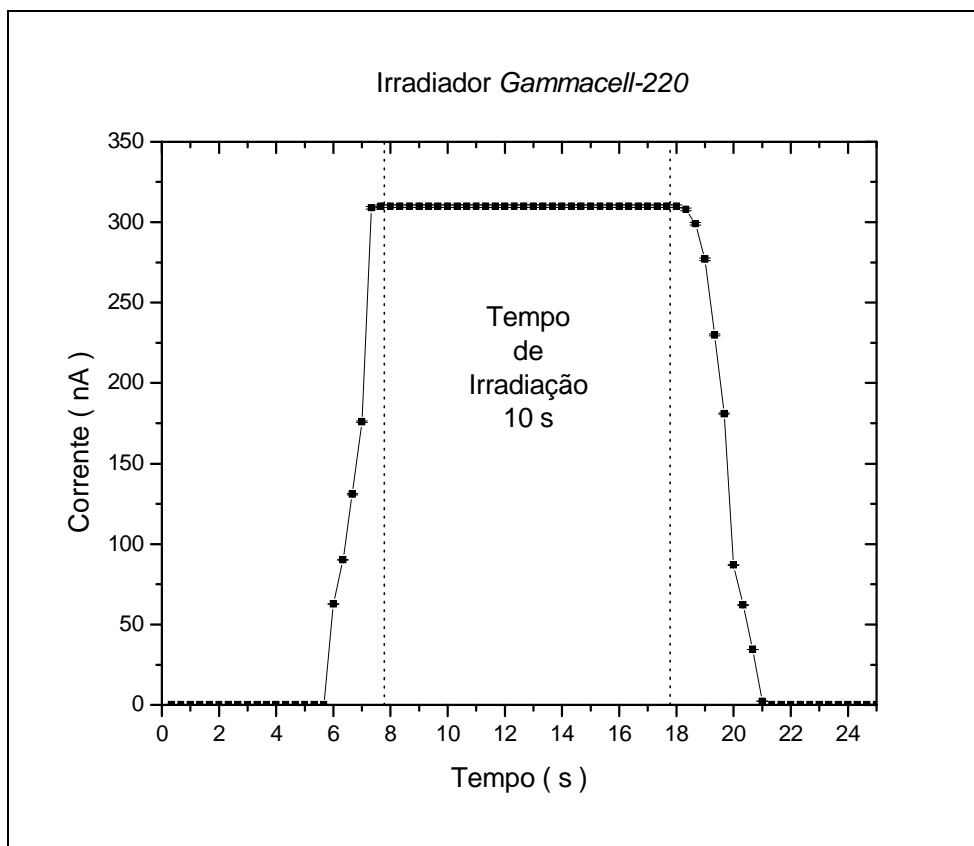


FIG. 57 – Sinal de Corrente em função do tempo de irradiação no irradiador Gammacell-220. Temperatura de 22,9°C.

TABELA III – Variação percentual entre a dose de trânsito fornecida pelo LDPI e a medida com o diodo no Irradiador Gammacell-220.

Irradiador Gammacell-220		Tempos	Carga	Dose	Dose	Variação
		(s)	(μC)	Fotodiodo	Laboratório	%
				(Gy)	(Gy)	
Irradiação		10,0	3,0961	6,58	6,66	1,1
Trânsito	descida	1,7	0,9329	1,98	1,97	0,7
	subida	4,3				

5.6.2 Irradiador Panorâmico.

Na configuração do Irradiador Panorâmico, as doses de trânsito dependem das distâncias axial e radial, medidas a partir da posição do produto em relação à fonte radioativa; outra característica deste irradiador, é que os produtos mais próximos da fonte recebem radiação antes dos produtos mais distantes. Esta característica do irradiador determina doses de trânsito únicas em cada posição. Neste trabalho as doses de trânsito foram medidas com o diodo posicionado a 10 cm sobre a mesa de irradiação e a distâncias de 10 a 60 cm do seu centro. Os sinais de corrente do diodo registrados durante 20 s de exposição estão representados na *FIG. 58* onde se verifica, além das alterações das taxas de dose, a contribuição das doses de trânsito em cada posição do dosímetro. Além disto, a *FIG. 58* mostra que o produto recebe a taxa de dose máxima vários segundos a mais que o tempo determinado no relógio do irradiador. O tempo para a exposição da fonte medido neste irradiador é de 11 s, enquanto que o tempo de recolhimento é de 12 s.

Os valores de dose de trânsito total encontrados com o fotodiodo, levando em consideração a curva de calibração, estão mostrados na TABELA IV juntamente com os valores medidos pelo LDPI. Em medidas de doses maiores, observa-se incerteza acima de 5% devida, possivelmente, a imprecisões no posicionamento do dosímetro. Vale notar que a sonda do diodo tem dimensões menores que os tubos de vidro usados na calibração do irradiador com dosímetros *Fricke*.

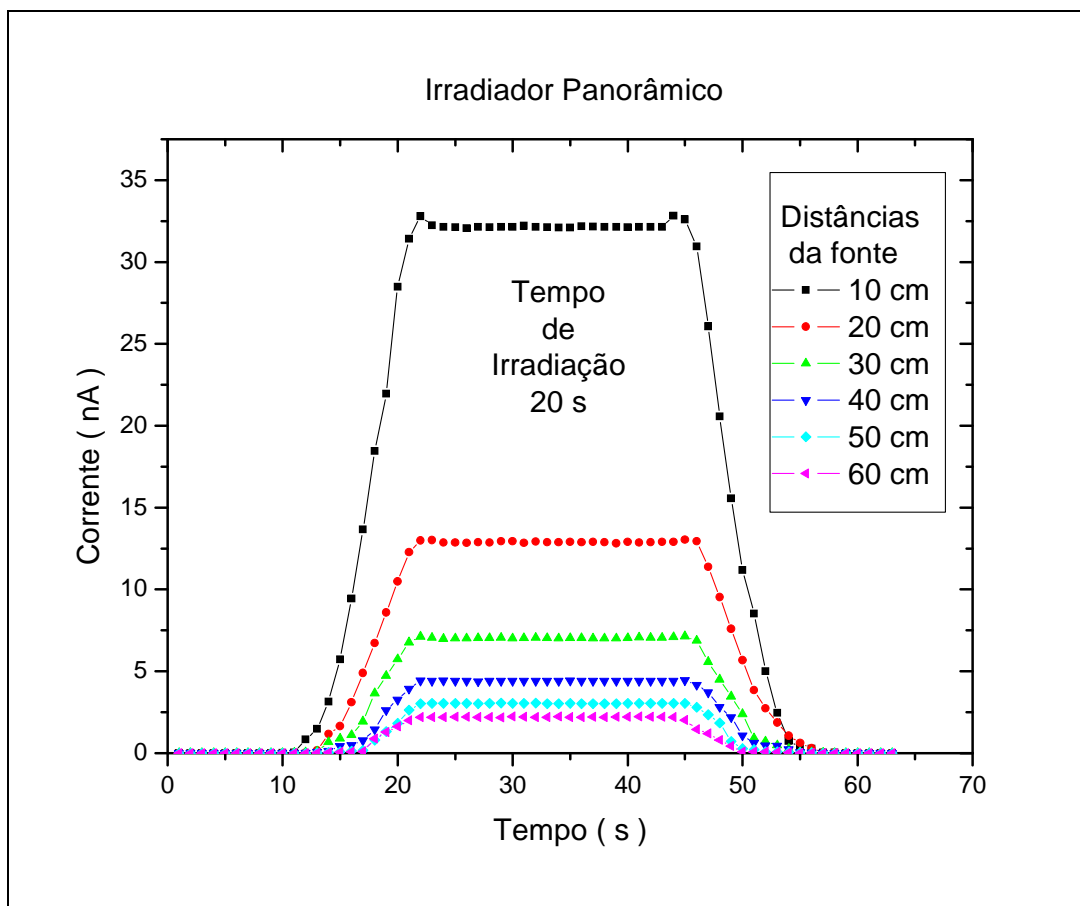


FIG. 58 - Corrente em função do tempo de irradiação em diferentes distâncias da fonte do irradiador Panorâmico - Temperatura entre 22,9 e 23,1°C.

TABELA IV – Variação percentual entre a dose de trânsito fornecida pelo LDPI e a medida com o diodo no Irradiador Panorâmico.

Irradiador Panorâmico		Tempos (s)	Distância (cm)	Dose de trânsito		Variação %
				Fotodiodo (Gy)	Laboratório (Gy)	
Irradiação		20	10	0,69	0,61 ± 0,01	11,9
Trânsito	Subida	11	20	0,28	0,25 ± 0,01	11,9
	Descida	12	30	0,14	0,13 ± 0,01	0,0
			40	0,08	0,08 ± 0,01	0,0
			50	0,05	0,05 ± 0,01	0,0
			60	0,03	0,04 ± 0,01	0,0

5.6.3 Irradiador *Gammatron*.

Neste tipo de irradiador a contagem de tempo inicia quando o botão é acionado e como a fonte movimenta-se rapidamente tem-se uma redução significativa da dose de trânsito. Por outro lado, dada a elevada capacidade de aquisição do eletrômetro, foi possível construir o gráfico da *FIG. 59* onde se observa que a corrente permaneceu estável em 6,7 s durante o tempo de irradiação de 10 s. A dose de trânsito calculada está representada na TABELA V, juntamente com o valor de dose absorvida durante o tempo efetivo de irradiação.

A dose absorvida em 10 s, calculada pela taxa de dose da TABELA II de 10,17 mGy apresentou uma variação aproximada de 28 % em relação a dose total de 7,37 mGy, medida com fotodiodo.

Devido a variação do tempo de deslocamento das fontes, doses com tempo de irradiação abaixo de 4 min devem ser evitadas para que a incerteza no tempo fique abaixo da incerteza da taxa de dose de 1,5% obtida na calibração no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações.

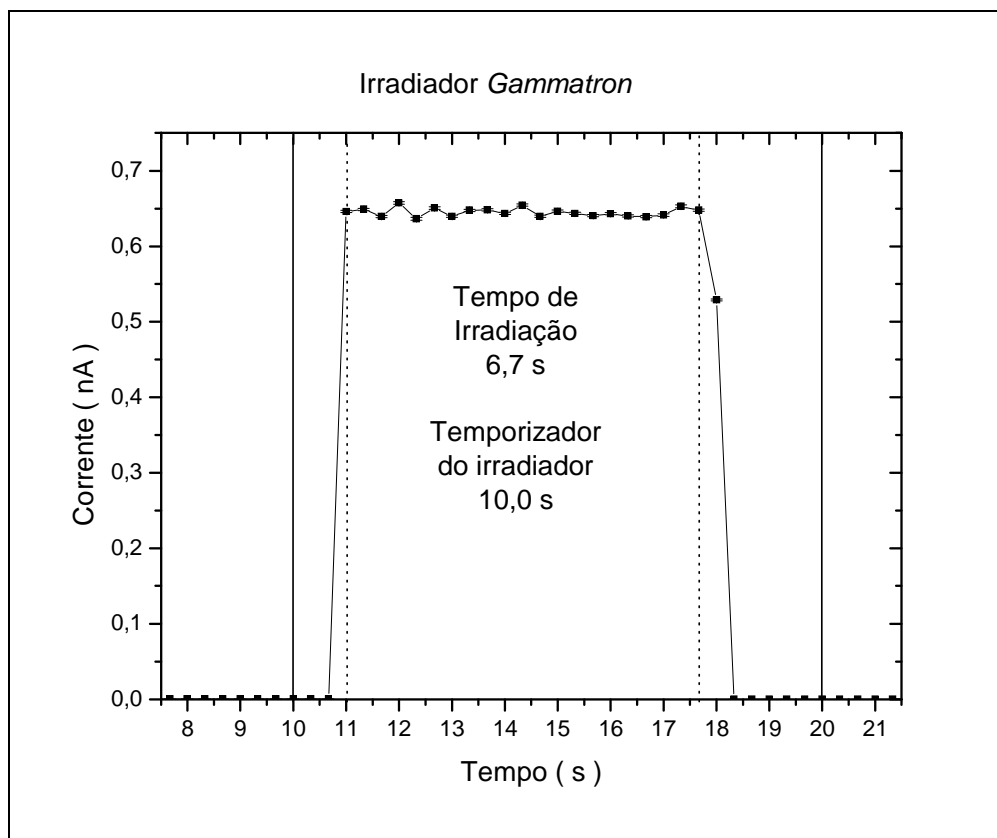


FIG. 59 - Corrente em função do tempo de irradiação no Irradiador *Gammatron*. Temperatura de 23,2°C.

TABELA V – Variação percentual entre a dose de trânsito calculada pela taxa fornecida pelo laboratório e a medida com o diodo no Irradiador *Gammatron*.

Irradiador <i>Gammatron</i>		Tempos	Carga	Dose	Dose	Variação
		(s)	(nC)	Fotodiodo (mGy)	calculada (mGy)	
Irradiação		6,7	4,511	7,178	10,17	28
Trânsito	descida	1,0	0,1260	0,201	-	
	subida	2,3				

5.6.4 Irradiador Multipropósito.

A dose de trânsito no irradiador Multipropósito não foi medida devido à inexistência de posições com valores calibrados para as taxas de dose. Além disto, o *Rack* com as fontes possui uma área aproximada de 2,4 m², que proporciona uma variedade muito grande de posições possíveis de se monitorar com dosímetros de pequenas dimensões. Outra

dificuldade é que devido às altas taxas de doses, ocorre uma rápida perda de resposta do dosímetro, o que diminui a vida útil do dispositivo. No entanto, foi possível medir o tempo de acionamento pneumático dos dois *Racks* com as fontes em 45 s para exposição e 15 s no recolhimento, conforme ilustrado na *FIG. 60*. Estes tempos podem variar devido à pressão de ar do compressor que aciona os *Racks*.

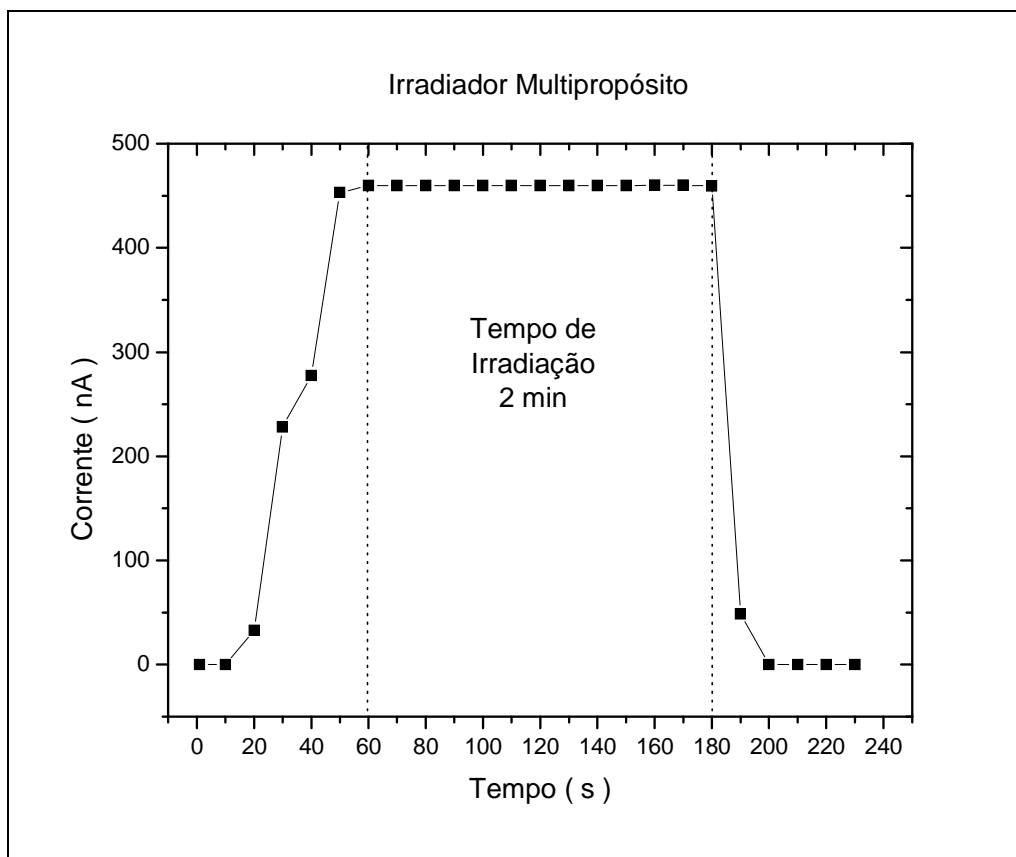


FIG. 60 - Corrente em função do tempo de irradiação no Irradiador Multipropósito.

5.7 Correção para a dose de trânsito.

A dose de trânsito é uma característica de fabricação do irradiador. O tempo em que a fonte é colocada na posição de irradiação depende de características mecânicas do projeto de engenharia.

O tempo de deslocamento é constante, conseqüentemente, a dose também é constante. Para calcular a dose desejada no produto,

utilizamos o valor de taxa de dose fornecido pelo laboratório de calibração. Este valor normalmente é encontrado em períodos de irradiação muito mais longos que o tempo de movimentação da fonte. Períodos de irradiação longos tornam desprezível a dose de trânsito em relação à dose total absorvida. Para doses pequenas devemos considerar estes valores de dose. Em irradiadores em que o tempo de trânsito das fontes é desprezado pelo relógio do painel, devemos subtrair o valor da dose de trânsito para calcular o tempo correto de irradiação, conforme a equação (31):

$$T = \frac{\{D - (D_i + D_f)\}}{T^o} \quad (31)$$

Onde : T = tempo anotado no relógio do irradiador

D = dose desejada

D_i = dose de trânsito início (constante)

D_f = dose de trânsito término (constante)

T^o = Taxa de dose

5.8 Reprodutibilidade de resposta.

O efeito mais evidente dos danos de radiação provocados em um diodo de Si reside na queda acentuada da sua sensibilidade em função da dose absorvida. Este comportamento tem sido atribuído à criação de defeitos pontuais na estrutura cristalina do diodo que funcionam como centros de armadilha ou recombinação para as cargas produzidas no dispositivo pela radiação gama incidente. A correspondente redução na corrente registrada com o tempo de exposição pode ser visualizada na *FIG. 61*. A quantificação deste efeito foi feita neste trabalho considerando o coeficiente de variação (C.V.) da medida, visto que este parâmetro é o utilizado para indicar a reprodutibilidade da resposta do dosímetro. Pelas curvas obtidas, podemos observar um C.V. de 2% [22] para doses

aproximadas de 25 kGy. Este valor indica o limite máximo de dose que pode ser absorvida pelo dosímetro e é independentemente da taxa de dose. Porém, como se pretende empregar este diodo em medidas de doses totais máximas em torno de 100 Gy, a vida útil deste dispositivo será longa.

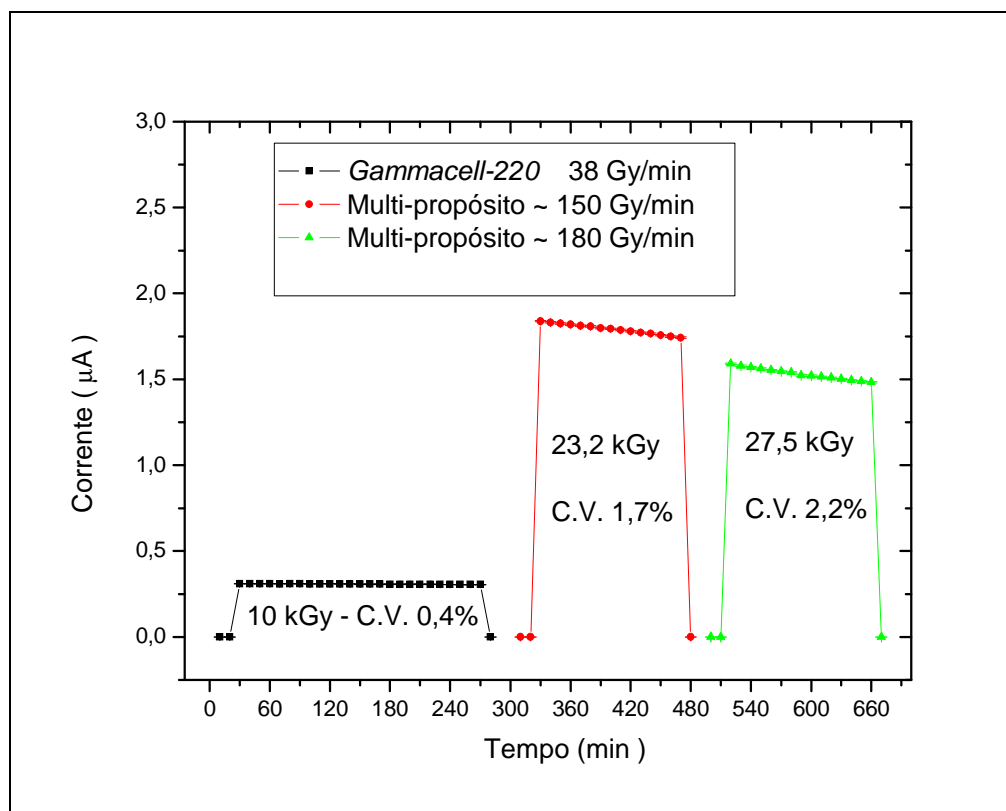


FIG. 61 – Variação da corrente do diodo durante o tempo de irradiação em diferentes taxas de dose.

6 CONCLUSÕES.

Considerando os critérios de seleção de um dosímetro de rotina, os resultados obtidos mostraram que o diodo SFH00206 possui características elétricas que permitem a sua utilização como dosímetro de radiação gama.

A resposta dosimétrica do diodo não polarizado, apresentou uma operacionalidade para taxas de dose com variação desde $6,1 \times 10^{-2}$ até $1,9 \times 10^2$ Gy / min. A resposta linear para raios gama provenientes de diferentes Irradiadores com fontes de Cobalto-60 comprovou a independência da resposta com taxa de dose. Por outro lado, a dependência direcional do dosímetro se mostrou útil para verificação da homogeneidade e espalhamento da radiação incidente no produto em diferentes geometrias das fontes nos irradiadores Tipo I e II.

A exatidão da dose absorvida na resposta foi comprovada na curva da carga armazenada em função da dose total, por um fator de correlação linear maior que 0,998 em diferentes irradiadores, com limite mínimo de dose obtido experimentalmente no irradiador *Gammatron* de 200 μ Gy. A série de medidas de corrente em intervalos de doses até 100 Gy apresentou variação menor que 1%. Não obstante a diminuição da precisão na medida da dose, restrita ao coeficiente de variação da corrente em 2 %, indica a limitação de uso deste dispositivo a uma dose máxima aproximada de 25 kGy.

A estabilidade de resposta do dispositivo para longos períodos de irradiação está vinculada a baixas taxas de dose. O limite superior de dose máximo em torno de 25 kGy restringe o dosímetro para utilização em irradiadores com baixas taxas de doses, proporcionando a sua utilização por longos períodos de tempo, diminuindo custos de aquisição de dosímetros e calibrações rotineiras de diferentes lotes de fabricação.

Por outro lado, a total independência da resposta do dosímetro com a taxa de dose, aliada a uma elevada sensibilidade do diodo confirmou a possibilidade de emprego deste dispositivo em dosimetria de processos de irradiação que envolvem doses totais de até 100 Gy.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Gamma irradiators for radiation processing**. Viena, Austria, 2005.
- [2] McLAUGHLIN, W.L. et al, **Dosimetry for radiation processing**. New York.: Taylor & Francis, 1989.
- [3] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry for food irradiation**. Vienna.: Technical Reports Series n° 409, 2002.
- [4] CONCEIÇÃO, CIRILO CEZAR SANT'ANNA. **Implementação de dosimetria química de altas doses para irradiadores industriais**. 2006. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- [5] FRANK H. ATTIX; WILLIAM C. ROESCH. **RADIATION DOSIMETRY SECOND EDITION VOL 1**. LONDON.: I ACADEMIC PRESS INC. LTD,1968.
- [6] HOROWITZ, Y.S. **Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry**. CRC Press- 1984.
- [7] McKEEVER S. ET AL, **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**. Nuclear Technology Publishing – 1995.
- [8] LINDOMAR SOARES DOS SANTOS. **Implementação de um sistema dosimétrico termoluminescente para utilização em dosimetria in vivo em teleterapia com feixes de fótons de energia alta**. 2007. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Filosofia, Ciências e letras de Ribeirão Preto, São Paulo.
- [9] HUMPHERYS K.C.; KANTZ A. D. Radiachromic: A radiation monitoring system. **Radiat. Phys. Chem.** v. 9, p 737-747, 1977.
- [10] HARWELL DOSIMETERS LIMITED. **Dosimeter Systems for Radiation Processing**. Registration in England and Waters n° 2917906. Disponível em: < <http://www.harwell-dosimeters.co.uk/>, Acesso em: 20 julho. 2009.

- [11] STEINBAUER, E.; BORTELS, G.; BAUER, P.; BIERSACK, J. P.; BURGUER, P.; AHMAD, I. A survey of the physical process which determine the response function of silicon detectors to alpha-particles. **Nucl. Instrum. And Methods Phys. Res.**, v.339, p.102-108, 1994. Section A.
- [12] C.C. BUENO ET AL. Evaluation of a multi-guard ring (MGR) structure diode as diagnostic X-ray dosimeter. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v.A371, p. 460, 1996.
- [13] P.G. FUOCHI; M. LAVALLE; U. CORDA; S. RECUPERO; A. BOSETTO; V. BASCHIERI; A. KOVÁCS. In-plant calibration and use of power transistors for process control of gamma and electron beam facilities. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 71, p.383-386, 2004.
- [14] BRUZZI, M.; BUCCIOLINI, M.; NAVA, F.; PINI, S.; RUSSO, S. Advanced materials in radiation dosimetry. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v. 485, p. 172-177, 2002. Section A.
- [15] LUTZ, G.; RICHTER, R.H.; STRÜDER, L. Novel pixel detectors for X-ray astronomy and other applications. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v.461, p. 393-404, 2001. Section A.
- [16] TOME. F. V.; RODRIGUEZ, B. M. P.; LOZANO, J. C. Study of the representativity of uranium and thorium assays in soil and sediment samples by alpha spectrometry. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 56, p. 393-398, 2002.
- [17] PINTILIE; M. BUDA; E. FRETWURST; G. LINDSTRÖM; J. STAHL. Stable radiation-induced donor generation and its influence on the radiation tolerance of silicon diodes. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v.556, p. 197-208, 2006. Section A.
- [18] PAVEL, N. A.; Particle detectors for biomedical applications – demands and trends. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v. 478, p. 1-12, 2002. Section A.
- [19] NA50 - Study of muon pairs and vector mesons produced in high energy Pb-Pb interactions, Proposal CERN/SPSLC 91-05, SPSLC/ P265, October 1991.
- [20] LIN, Z.; BERNE, A.; CUMMINGS, B.; FILLIBEN, J. J.; INN K. G. W. Competence of alpha spectrometry analysis algorithms used to resolve the ^{241}Am and ^{243}Am alpha peak overlap. **Applied Radiation and Isotopes**, v.56, p. 57-63, 2002.

- [21] BORER, K. et al. Charge collection efficiency of irradiated silicon detector operated at cryogenic temperatures. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.** v. 440, p. 5-16, 2000. Section A.
- [22] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standard Guide for Selection and Calibration of Dosimetry Systems for Radiation Processing.** 2002 (ISO/ASTM 51261:2002(E)).
- [23] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standard Practice for Characterization and Performance of A High-Dose Gamma Radiation Dosimetry Calibration Laboratory.** 1991 (ISO/ASTM E 1400 – 91a).
- [24] LIKHACHEV, V. P.; PEREVERTAYLO V. L.; DIAS, J. F. et al. Silicon strip detectors for fission. **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v. 376, p. 455-461, 1996. Section A.
- [25] LIKHACHEV, V. P.; MARTINS M. N. et al, **Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res.**, v. 390, p. 251-256, 1997. Section A.
- [26] MAGALHÃES, R. R. de. **Espectrometria de raios-X com diodos de Si.** 2000. Dissertação de Mestrado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [27] BUENO, C.C.; GONÇALVES, J. A. C.; MAGALHÃES, R. R. de; SANTOS, M. D. S. Response IF PIN diode as room temperature photon detectors. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 61, p. 1343-1347, 2004.
- [28] CAMARGO, F.; BUENO, C. C.; GONÇALVES, J. A. C.; RATOMENDES, P. F. P.; PINTO, J. K. C.; SOUZA, J. P. de. SANTOS, M. D. S. On the origin of the satellite peaks in alpha particle spectra. **Brazilian Journal Physics**, v. 34, n. 3A, p. 936-938, 2004.
- [29] CORREA, A.A.S.; BUENO, C. C.; GONÇALVES, J. A. C.; RATOMENDES, P. F. P.; PINTO, J. K. C.; SOUZA, J. P. de. SANTOS, M. D. S. On Manufactured silicon diode used as an internal conversion electrons detector. **Brazilian Journal Physics**, v. 34, n. 3A, p. 973-975, 2004.
- [30] FABIO DE CAMARGO. **Fatores que influenciam a resolução em energia na espectrometria de partículas alfa com diodos de silício.** 2005. Dissertação de Mestrado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

- [31] CAMARGO, F.; GONÇALVES, J. A. C., KHOURY, H. J., TUOMINEN, E.; HÄRKÖNEN, J.; BUENO C. C. Gamma-Radiation Dosimetry with Magnetic Czochralski Silicon Diode. In: THE 2007 IEEE NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM (NSS) AND MEDICAL IMAGING CONFERENCE (MIC). **Anais eletrônicos**. HAWAII 2007. Disponível em: < <http://www.nss-mic.org/2007> >. N15- 285.
- [32] GLENN F. KNOLL, **Radiation Detection and Measurement**. 3. Ed. New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1999.
- [33] R.D. EVANS. **The Atomic Nucleus**. New York, N.Y.: McGraw-Hill Book Company, 1995.
- [34] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2005, Vienna. **An international code of practice** Vienna: IAEA, 2005 (Draft).
- [35] X-Ray and Gamma-Ray Data: banco de dados. Disponível em: < http://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom3_1, Acesso em: 17 junho. 2009.
- [36] EISBERG R.;RESNIK R. **Física Quântica**. Rio de Janeiro, R.J. : Editora Campus Ltda, 1979.
- [37] IRVING KAPLAN. **Nuclear Physics**. United States of America. Addison-Wesley Publishing company, inc., 1958.
- [38] WILLIAM J. PRICE. **Nuclear Radiation Detection**. New York Toronto London. McGraw-Hill Book ComPany, Inc .1958.
- [39] ARY DE ARAÚJO RODRIGUES JÚNIOR. **Câmara de ionização aplicada a medidas de altas taxas de dose**. 2005. Dissertação de Doutorado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [40] LUIS A.M.SCAFF, **Física da Radioterapia**. São Paulo, SP. Sarvier Editora de livros Médicos Ltda, 1997.
- [41] FRANK HERBERT ATTIX. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. New York Chichester Brisbane Toronto Singapore. A Wiley-Interscience Publication JOHN WILEY & SONS, 1962.
- [42] SMITH D. J. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. INTERNATIONAL COMMISSION IN RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS Bethesda, 1998. (ICRU Report 60)

- [43] BURLIN, T. E. A general theory of cavity ionization. **British Journal of Radiology**, v. 39, n°466, p. 727-734, 1966.
- [44] ANA CAROLINA MOREIRA DE BESSA. **Intercomparação de câmaras de Ionização em feixes Padrões de Raios X, níveis Radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção**, 2007. Dissertação de mestrado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [45] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standard Practice for Use of a Polymethylmethacrylate Dosimetry System**. 1993. (ISO/ASTM : E 1276 - 93).
- [46] AUDREW FRIMAIO. **Desenvolvimento de um material Cerâmico para Utilização em Proteção Radiológica Diagnóstica**. 2006. Dissertação de mestrado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [47] JOSE HENRIQUE VUOLO. **Fundamentos da Teoria de Erros**. 1992. Editora EDGARD Blücher LTDA. 2° edição 1996.
- [48] PEDRO LUIS DE OLIVEIRA COSTA NETO. **Estatística**. São Paulo-SP. Editora EDGARD Blücher LTDA. 1977.
- [49] ARNIE MILLER. Status of radiation processing dosimetry. **Radiat. Phys. Chem.** V.42, p.731-738, 1993.
- [50] WILLIAM L. McLAUGHLIN, MARC F. DESROSIERS. Dosimetry systems for radiation processing. **Radiat. Phys. Chem.** V.46, p.1163-1174,1995.
- [51] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Optimization and Decision-Making in Radiological Protection**. ICRP-55. Ottawa, Canada. 1989.
- [52] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determing their response as a function of photon energy – Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges 8 KeV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV**. ISO/ASTM 4037-2. Geneva, 1997.

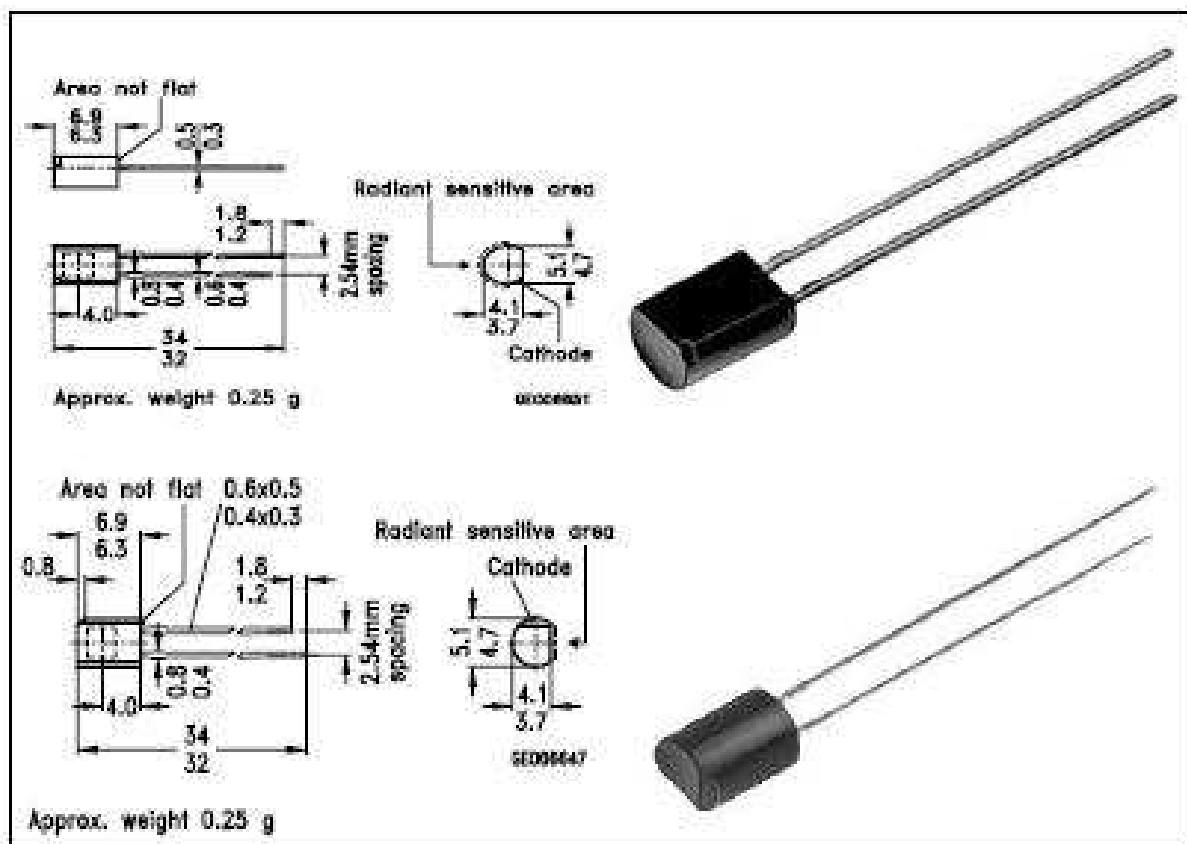
- [53] V.L. AUSLENDER, A.A. BRYAZGIN, A.D. BUKIN, L.A. VORONIN, A.N. LUKIN, A.V. SIDOROV. Online measurement of dose and dose distribution at bremsstrahlung facilities. **Radiation Physics and Chemistry**. V. 71, p 379-381, 2004.
- [54] JEAN BARTHE. Eletronic dosimeters based on solid state detectors. **Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.**, v. 184, p. 158-189, 2001. Section B.
- [55] GÖRAN RIKNER AND ERIK GRUSELL. General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 32, pp 1109-1117, 1987.
- [56] SCHARF, K. Exposure rate measurements of X-and gamma-rays with silicon radiation detectors. **Health Physics**. v. 13, pp 575-586, 1967.
- [57] LARANJEIRA J. M. G.; KHOURY H. J.; AZEVEDO W. M.; SILVA JR E. F. de.; VASCONCELOS E. A. de. Polyaniline-silicon heterojunction development for gamma radiation detection. **Radiation Protection Dosimetry**. N. 1-4, p 102-103, 2002.
- [58] R. P. PARKER. Semiconductor Nuclear Radiation Detectors. **Phys. Med. Biol.**, v. 15, NO. 4, 605-620, 1970.
- [59] ROBERT L. DIXON; K.E. EKSTRAND. Silicon Diode Dosimetry. **Appl. Rad. And Isotopes.**, v. 33, pp. 1171-1176, 1982.
- [60] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY. **Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams**. BOOKLET No. 5, 2001.
- [61] JACOBUS W. SWART. **Semicondutores fundamentos, técnicas e aplicações**. Campinas-SP. Editora da Unicamp. 2009.
- [62] Encyclopedia of Laser Physics and Technology. Disponível em <http://www.rp-photonics.com/index.html> acessado em: 31/08/2008.
- [63] EUTRÓPIO VIEIRA BATISTA. **Sistema dosimétrico microcontrolado, baseado em detectores semicondutores, para análise e desempenho de equipamentos mamográficos**. 2006. Dissertação de Doutorado, Universidade Federal de Pernambuco.
- [64] VIZEU, D.M. Irradiação de alimentos. **BOLETIM EMBRARAD, nº6**, São Paulo, Brasil, 1983.

- [65] VIZEU, D.M. O crescimento da indústria de processamento por radiação. **BOLETIM EMBRARAD**, nº 21, São Paulo, Brasil, 1996.
- [66] C.C. Bueno, J. A. C. Gonçalves, R. R. Magalhães and M. D. S. Santos, “Response of PIN diodes as room temperature photon detectors”, **Appl. Rad. And Isotopes**, v. 61, pp 1343-1347, 2004.

APÊNDICE - Dados técnicos do fotodiodo SFH00206

Silizium-PIN-Fotodiode mit Tageslichtsperrfilter
Silicon-PIN-Photodiode with Daylight Filter

SFH 205
SFH 206



Maße in mm, wenn nicht anders angegeben/Dimensions in mm, unless otherwise specified.

Wesentliche Merkmale

- Speziell geeignet für Anwendungen bei 950 nm
- Kurze Schaltzeit (typ. 20 ns)
- 5 mm-Plastikbauform im LED-Gehäuse
- Auch gerigert lieferbar

Anwendungen

- IR-Fernsteuerung von Fernseh- und Rundfunkgeräten, Videorecordern, Lichtdimmern, Ger tefernsteuerungen
- Lichtschranken f r Gleich- und Wechsellichtbetrieb

Features

- Especially suitable for applications of 950 nm
- Short switching time (typ. 20 ns)
- 5 mm LED plastic package
- Also available on tape

Applications

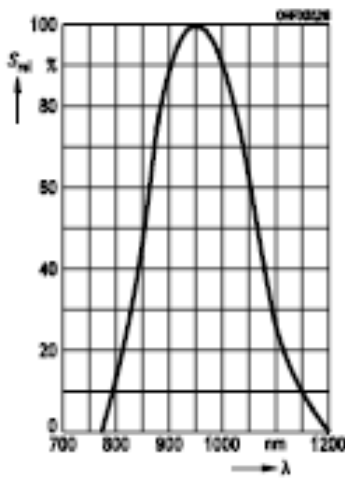
- IR-remote control of hi-fi and TV sets, video tape recorders, dimmers, remote control of various equipment
- Light reflecting switches for steady and varying intensity

Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$, $\lambda = 950\text{ nm}$)

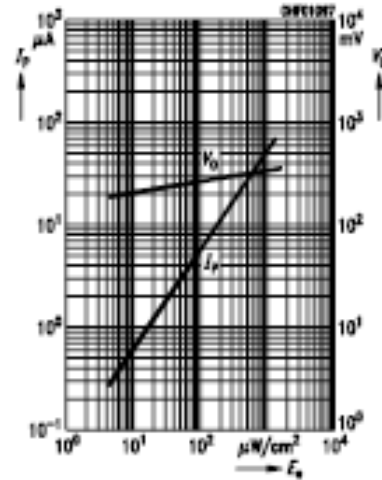
Characteristics

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Abmessung der bestrahlungsempfindlichen Fläche Dimensions of radiant sensitive area	$L \times B$ $L \times W$	2.65 x 2.65	mm
Abstand Chipoberfläche zu Gehäuseoberfläche Distance chip surface to case surface			
SFH 205	H	2.3 ... 2.5	mm
SFH 206	H	1.2 ... 1.4	mm
Halbwinkel Half angle	φ	± 60	Grad deg.
Dunkelstrom, $V_B = 10\text{ V}$ Dark current	I_D	2 (≤ 30)	nA
Spektrale Fotoempfindlichkeit Spectral sensitivity	S_λ	0.59	A/W
Quantenausbeute Quantum yield	η	0.77	<u>Electrons</u> Photon
Leerlaufspannung, $E_e = 0.5\text{ mW/cm}^2$ Open-circuit voltage	V_L	330 (≥ 250)	mV
Kurzschlußstrom, $E_e = 0.5\text{ mW/cm}^2$ Short-circuit current	I_K	25	μA
Anstiegs und Abfallzeit des Fotostromes Rise and fall time of the photocurrent $R_L = 50\ \Omega$; $V_B = 5\text{ V}$; $\lambda = 950\text{ nm}$; $I_p = 800\ \mu\text{A}$	t_r, t_f	20	ns
Durchlaßspannung, $I_F = 100\text{ mA}$, $E = 0$ Forward voltage	V_F	1.3	V
Kapazität, $V_B = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$ Capacitance	C_0	72	pF
Temperaturkoeffizient von V_L Temperature coefficient of V_L	TC_V	-2.6	mV/K
Temperaturkoeffizient von I_K Temperature coefficient of I_K	TC_I	0.18	%/K
Rauschäquivalente Strahlungsleistung Noise equivalent power $V_B = 10\text{ V}$	NEP	4.3×10^{-14}	$\frac{\text{W}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
Nachweisgrenze, $V_B = 10\text{ V}$ Detection limit	D^*	6.2×10^{12}	$\frac{\text{cm} \cdot \sqrt{\text{Hz}}}{\text{W}}$

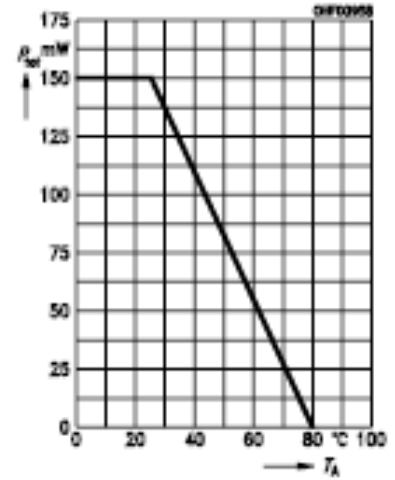
Relative spectral sensitivity
 $S_{rel} = f(\lambda)$



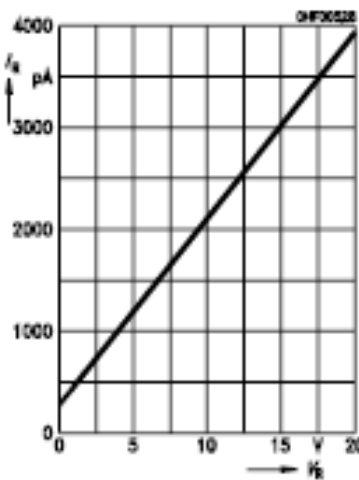
Photocurrent $I_p = f(E_e), V_B = 5 V$
Open-circuit-voltage $V_o = f(E_e)$



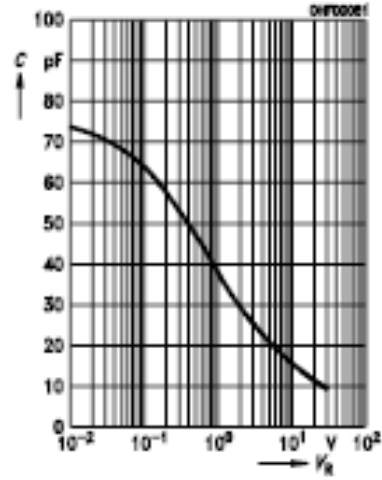
Total power dissipation $P_{tot} = f(T_A)$



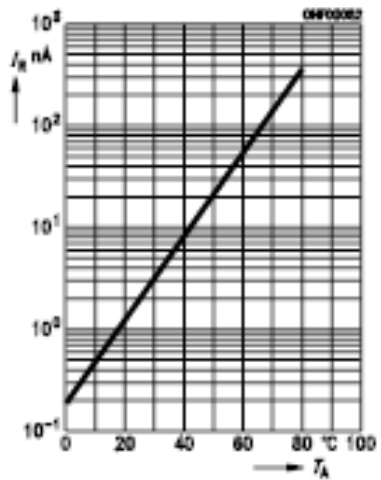
Dark current
 $I_B = f(V_B), E = 0$



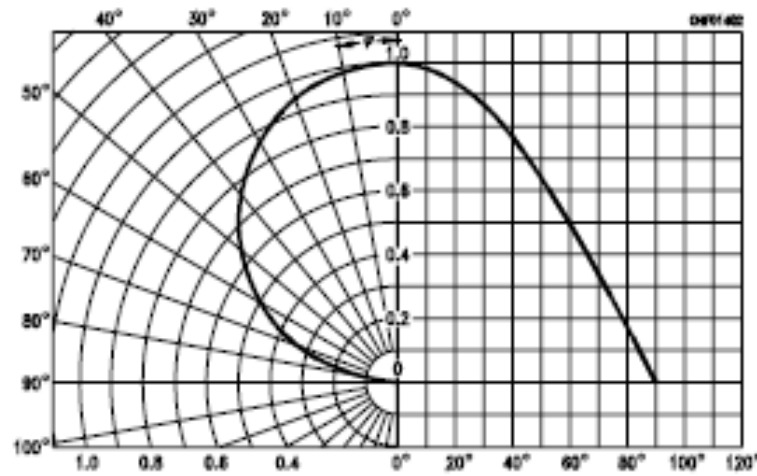
Capacitance
 $C = f(V_B), f = 1 MHz, E = 0$



Dark current
 $I_B = f(T_A), V_B = 10 V, E = 0$



Directional characteristics $S_{rel} = f(\varphi)$



Typ (* ab 4/95) Type (* as of 4/95)	Bestellnummer Ordering Code	Gehäuse Package
SFH 205 (* SFH 205 F)	Q62702-P102	10 A3 DIN 41868 (TO-92-ähnlich), schwarzes Epoxy-Gießharz, Lötspieße im 2.54-mm-Plaster (¹ / ₁₀), Kathodenkennzeichnung: Gehäusekerbe
SFH 206 (* SFH 206 F)	Q62702-P128	10 A3 DIN 41 868 (similar to TO-92), black epoxy resin, solder tabs 2.54 (¹ / ₁₀) lead spacing, cathode marking: notch at package

Grenzwerte Maximum Ratings

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range	$T_{op}; T_{stg}$	-55 ... +80	°C
Löttemperatur (Lötstelle 2 mm vom Gehäuse entfernt bei Lötzeit $t \leq 3s$) Soldering temperature in 2 mm distance from case bottom ($t \leq 3s$)	T_S	230	°C
Sperrspannung Reverse voltage	V_R	32	V
Verlustleistung, $T_A = 25\text{ °C}$ Total power dissipation	P_{tot}	150	mW

Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$, $\lambda = 950\text{ nm}$) Characteristics

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Fotoempfindlichkeit Spectral sensitivity $V_R = 5\text{ V}$, $E_G = 0.5\text{ mW/cm}^2$	S	25 (≥ 15)	μA
Wellenlänge der max. Fotoempfindlichkeit Wavelength of max. sensitivity	$\lambda_{S\text{ max}}$	950	nm
Spektraler Bereich der Fotoempfindlichkeit $S = 10\%$ von S_{max} Spectral range of sensitivity $S = 10\%$ of S_{max}	λ	800 ... 1100	nm
Bestrahlungsempfindliche Fläche Radiant sensitive area	A	7.00	mm^2