AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

DESENVOLVIMENTO E CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO DE ROTINA EM PROCESSAMENTO POR IRRADIAÇÃO

Danilo Cardenuto Ferreira

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra. Carmen Cecília Bueno

São Paulo
2013

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

DESENVOLVIMENTO E CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO DE ROTINA EM PROCESSAMENTO POR IRRADIAÇÃO

Danilo Cardenuto Ferreira

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra. Carmen Cecília Bueno

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2013

Para Sandra e Sofia
Apoio e alegria

Agradecimentos

A Professora Doutora Carmen Cecília Bueno pela oportunidade de desenvolver o projeto, me ensinando e me orientando durante os anos de estudos no IPEN e na PUC.

A Professora Msc. Célia Marina Napolitano pelo apoio, ensinamentos, explicações e a preciosa ajuda nas medidas de dose.

A Professora Doutora Josemary Angélica Corrêa Gonçalves, pelos ensinamentos, apoio e contribuição científica para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Professor Doutor Paulo Reginaldo Pascholati pelo valioso auxílio na análise das medidas dinâmicas de corrente e capacitância dos diodos utilizados neste trabalho.

Ao Engenheiro Carlos Gaia da Silveira pelos ensinamentos em irradiações gama que me auxiliaram no desenvolvimento deste projeto.

A Engenheira Elizabeth S. R. Somessari, sempre prestativa em ajudar e organizar o tempo na aquisição dos dados durante os longos processos de irradiação.

Ao Engenheiro Samir Somessari pelo auxílio na montagem do dispositivo no irradiador.

Aos técnicos dos irradiadores Paulo de Souza Santos, Hélio Antônio Paes, Valdir da Conceição e Carlos Alberto Sousa pelo apoio e paciência na aquisição dos dados.

Um agradecimento especial aos meus amigos Thaís Cavalheri dos Santos, Iara Batista de Lima, Túlio Cearamicoli Vivaldini, Kelly Cristina da Silva Pascoalino e Lilian Nunes Pereira, pelo essencial apoio e cooperação nos momentos difíceis do projeto.

Ao Doutor Wilson Aparecido Parejo Calvo, pelo apoio a minha pesquisa como Gerente do Centro de Tecnologia das Radiações durante a realização do projeto.

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

"Com organização e tempo, acha-se o segredo de fazer tudo e bem feito"

Pitágoras

DESENVOLVIMENTO E CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO DE ROTINA EM PROCESSAMENTO POR IRRADIAÇÃO.

Danilo Cardenuto Ferreira

RESUMO

O desenvolvimento e calibração de um sistema dosimétrico de rotina baseado no fotodiodo comercial e de baixo custo (SFH 206) é apresentado neste trabalho. A sonda dosimétrica foi projetada para operar sem tensão de polarização no modo de corrente direta.

As radiações foram realizadas no irradiador Panorâmico de Cobalto-60 no intervalo de taxas de dose de 8,1 Gy/h a 125 Gy/h. As fotocorrentes geradas no diodo, para cada taxa de dose, foram registradas utilizando um eletrômetro digital e foram armazenadas durante todo o tempo de exposição.

A resposta em corrente do diodo foi medida em função do tempo de exposição em intervalos de 1 Gy até 200 Gy para doses acumuladas de até 15 kGy. Neste intervalo, a resposta em dose do diodo, em função da carga gerada pela dose, foi linear com coeficiente de correlação melhor que 0,998. Estes resultados foram comparados com os obtidos com filmes Gafchromic frequentemente utilizados em dosimetria de rotina. Para monitorar possíveis danos de radiação gama produzidos no diodo, as sensibilidades em corrente e em carga foram medidas em função da dose absorvida. Para doses até 15 kGy, não foi observado qualquer dano de radiação o que confirma a boa reprodutibilidade de resposta do diodo, melhor do que 3 %.

Finalmente, devido aos pequenos erros experimentais (5%) e boa resolução espacial do diodo, foi possível medir a dose de trânsito devida ao movimento da fonte radioativa de Cobalto-60 bem como a distribuição da taxa de dose no Irradiador Panorâmico.

DEVELOPMENT AND CALIBRATION OF A ROUTINE DOSIMETRY SYSTEM FOR RADIATION PROCESSING.

Danilo Cardenuto Ferreira

ABSTRACT

The development and calibration of a routine dosimetry system based on commercial, low cost photodiode (SFH 206) are presented in this work. The dosimeter probe was designed to operate unbiased in the direct current mode.

The radiations were performed with Cobalt-60 Panoramic Irradiator facility in the dose-rate range of 8.1 Gy/h - 125 Gy/h. The photocurrents generated in the device, in each dose-rate, were registered with a digital electrometer and stored during the exposure time.

The current response of the diode was measured as a function of the time in steps from 1 Gy up to 200 Gy with accumulated dose up to 15 kGy. In this range, the dose-response of the diode, given by the charge as function of dose, was linear with correlation coefficient better than 0.998. These results were compared with those obtained using Gafchromic film dosimetry often used in routine. To monitor possible gamma radiation effects produced on the diode, the current and charge sensitivities were measured as a function of the absorbed dose. For doses up to 15 kGy, it was not observed any radiation damage what confirms the reproducibility of the diode response better than 3 %.

Finally, due to the small experimental errors (5%) and good spatial resolution of the diode it was possible to measure the transit dose due to the movement of the Cobalt-60 radioactive source as well the dose-rate mapping in the Panoramic Irradiator.

SUMÁRIO

Página

1 INTRODUÇÃO *16*

1.1 Motivação e Originalidade *18*

2 OBJETIVOS *19*

3 REVISÃO DA LITERATURA *20*

3.1 Aplicações de diodos comerciais em dosimetria das radiações *20*

3.2 Interações da radiação com a matéria *22*

3.2.1 Contribuição das interações na atenuação da radiação *24*

3.3 Interações de elétrons com a matéria *25*

3.4 Distribuição da energia com a profundidade *27*

3.5 Fundamentos de dosimetria *28*

3.5.1 Classificação dos dosímetros *30*

3.5.2 A dosimetria de rotina em processamento por irradiação *32*

3.6 Dosímetro GafChromic® HD-810 ..... *36*

3.6.1 Mecanismo de reação *37*

3.6.2 Método de medição *39*

3.6.3 Propriedades dosimétricas *39*

3.7 Dosímetro semicondutor *41*

3.7.1 Formação da região de depleção no dispositivo semicondutor *42*

3.7.2 Mecanismo de detecção *44*

3.7.3 Método de medição *46*

3.7.4 Propriedades dosimétricas *47*

3.8 Critérios de seleção do dosímetro *49*

3.9 Estimativa de Incertezas *50*

3.9.1 Incerteza padrão combinada *52*

4 MATERIAIS E MÉTODOS *54*

4.1 Caracterização elétrica dos diodos *54*

4.2 Montagem e calibração da sonda dosimétrica *55*

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES *63*

5.1 Caracterização elétrica dos diodos *63*

5.2 Sinais de corrente e linearidade de resposta com a taxa de dose *65*

5.3 Curvas dose-resposta do diodo e dependência com a taxa de dose *67*

5.4 Dosimetria com filme radiocrômico HD-810 ..... *73*

5.5 Comparação entre as respostas do diodo e do filme HD-810 ..... *75*

5.6 Estabilidade de resposta em corrente do diodo em função da dose acumulada *76*

5.7 Estabilidade de resposta em carga do diodo em função da dose acumulada *90*

5.8 Estimativa de incertezas associadas aos parâmetros dosimétricos *104*

5.9 Limites operacionais de taxa de dose e de dose *106*

5.10 Influência da temperatura *108*

5.11 Condições operacionais do diodo como dosímetro *111*

6 APLICAÇÕES DO DOSÍMETRO *112*

6.1 Medida da dose de trânsito *112*

6.2 Mapeamento do campo de radiação no irradiador Panorâmico *114*

7 CONCLUSÕES *119*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *122*

LISTA DE TABELAS

Página

TABELA I – Exemplos de dosímetros de rotina utilizados em processamento por radiação [18].....32

TABELA II – Sensibilidade em carga *(S_c)* nas diferentes posições de irradiação.....72

TABELA III – Sensibilidade em carga *(S_c)* para doses até 200 Gy, em diferentes taxas de dose, e doses acumuladas.....103

TABELA IV – Analises de incertezas na determinação da dose (posição 10 cm de distância em relação ao centro da mesa).....105

TABELA V – Condições operacionais do diodo SFH 206.....111

TABELA VI – Valores de dose de trânsito no irradiador panorâmico.....114

TABELA VII – Mapeamento vertical da fonte de Cobalto-60, variação de 1,8 % entre os valores de corrente obtidos com o diodo.....117

LISTA DE FIGURAS

Página

FIGURA 1 – Exemplo de irradiador panorâmico com fonte de radiação armazenada em recipiente seco [44]....33
FIGURA 2 – Exemplo de irradiador panorâmico com fontes de radiação armazenadas dentro da água [44]....34
FIGURA 3 – Exemplo de irradiador de feixes de elétrons [44]....34
FIGURA 4 – Processo de formação de cor do filme GafChromic® HD-810 por policonjugação linear de moléculas de diacetileno induzido por radiação ionizante [52]....38
FIGURA 5 – Espectro de absorvância do filme GafChromic® HD-810, induzido por radiação em diferentes comprimentos de onda [53]....38
FIGURA 6 – Diminuição do valor da banda proibida em elétron-volt (eV) no cristal de silício com introdução de elementos das colunas IIIA e VA [20]....43
FIGURA 7 – Diagrama de blocos do circuito amplificador para medidas de capacitância....55
FIGURA 8 – Diodo SFH 206 e suporte de acrílico que compõem a sonda dosimétrica....56
FIGURA 9 – Diagrama e foto do irradiador panorâmico de Cobalto-60 modelo FIS 60-04 n° 226 – fabricado pela Yoshizawa Kiko Co, Ltd*....58*
FIGURA 10 – Diagrama de blocos do arranjo experimenta para as irradiações....59
FIGURA 11 – Diagrama (vista superior) da câmara e da mesa de irradiação com as respectivas dimensões do irradiador panorâmico. Os círculos de raios 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm em relação à fonte de Cobalto-60 indicam as posições de irradiação....62
FIGURA 12 – Corrente de fuga em função da tensão reversa de 10 diodos SFH 206....63
FIGURA 13 – Curva de capacitância em função da tensão reversa de 10 diodos SFH 206....64
FIGURA 14 – Sinais de corrente gerados no diodo em diferentes distâncias em relação à fonte, em tempos de irradiação iguais a 300 s....65
FIGURA 15 – Variação percentual em relação à média de 900 medições de corrente registradas com o diodo posicionado nas distâncias 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm....66
FIGURA 16 – Valores médios das correntes geradas no diodo em função da taxa de dose nas diferentes distâncias em relação a fonte....67
FIGURA 17 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 125,0 Gy/h, em função do tempo de irradiação....68
FIGURA 18 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 49,9 Gy/h, em função do tempo de exposição....68
FIGURA 19 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 28,9 Gy/h, em função do tempo de irradiação....69
FIGURA 20 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 17,5 Gy/h, em função do tempo de irradiação....69
FIGURA 21 – Curva dose-resposta do diodo a 10 cm da fonte. Taxa de dose 125,0 Gy/h....70
FIGURA 22 – Curva dose-resposta do diodo a 20 cm da fonte Taxa de dose 49,9 Gy/h....70
FIGURA 23 – Curva dose-resposta do diodo a 30 cm da fonte. Taxa de dose 28,9 Gy/h....71
FIGURA 24 – Curva dose-resposta do diodo a 40 cm da fonte. Taxa de dose 17,5 Gy/h....71
FIGURA 25 – Curva dose-resposta dada pela média das cargas geradas no diodo nas diferentes posições de irradiação em função da dose absorvida....72
FIGURA 26 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 125,0 Gy/h....73
FIGURA 27 – Curva de resposta com a dose taxa de dose 49,9 Gy/h....74
FIGURA 28 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 28,9 Gy/h....74

FIGURA 29 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 17,5 Gy/h.....74
FIGURA 30 – Variação percentual entre as doses (D) obtidas com o filme GafChromic® HD-810 e o diodo com as doses de referência(D_{ref}).....75
FIGURA 31 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 855 Gy.....76
FIGURA 32 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 1,54 kGy.....77
FIGURA 33 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 2,22 kGy.....77
FIGURA 34 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 2,91 kGy.....77
FIGURA 35 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 2,93 kGy.....78
FIGURA 36 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 3,61kGy.....78
FIGURA 37 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 4,30 kGy.....78
FIGURA 38 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 4,98 kGy.....79
FIGURA 39 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 5,66 kGy.....79
FIGURA 40 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 5,68 kGy.....79
FIGURA 41 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 6,37 kGy.....80
FIGURA 42 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 7,06 kGy.....80
FIGURA 43 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 7,74 kGy.....80
FIGURA 44 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 8,43 kGy.....81
FIGURA 45 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 9,35 kGy.....81
FIGURA 46 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 10,03 kGy.....81
FIGURA 47 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 10,72 kGy.....82
FIGURA 48 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 11,40 kGy.....82
FIGURA 49 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 12,09 kGy.....82
FIGURA 50 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 12,12 kGy.....83
FIGURA 51 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 12,80 kGy.....83
FIGURA 52 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 13,49 kGy.....83
FIGURA 53 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 14,18 kGy.....84
FIGURA 54 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 15,07 kGy.....84
FIGURA 55 – Corrente gerada no diodo em função da taxa de dose para diferentes doses acumuladas.....85
FIGURA 56 – Corrente média gerada nas diferentes taxas de dose em função da dose acumulada durante sete meses de aquisição.....86
FIGURA 57 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 10 cm.....86
FIGURA 58 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 20 cm.....87
FIGURA 59 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 30 cm.....87
FIGURA 60 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 40 cm.....87
FIGURA 61 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 50 cm.....88
FIGURA 62 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 60 cm.....88
FIGURA 63 – As sensibilidades em corrente (S_i) das 25 condições de irradiação, normalizadas em relação a sensibilidade inicial (Dose absorvida de 20 Gy).....89
FIGURA 64 – A variação percentual entre as sensibilidades de corrente e o valor médio obtido nas 25 medidas, em função da dose acumulada de 15 kGy.....90

FIGURA 65 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 120,9 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa II).....91
FIGURA 66 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 118,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III).....91
FIGURA 67 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 117,0 Gy/h, em função do tempo de irradiação (Etapa IV).....91
FIGURA 68 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 115,7 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V).....92
FIGURA 69 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 48,4 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa II).....92
FIGURA 70 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 47,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III).....92
FIGURA 71 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 46,8 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV).....93
FIGURA 72 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 46,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V).....93
FIGURA 73 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 27,9 Gy/h, em função do tempo de exposição. (Etapa II).....93
FIGURA 74 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 27,4 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III).....94
FIGURA 75 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 27,1 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV).....94
FIGURA 76 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 26,8 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V).....94
FIGURA 77 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,9 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa II).....95
FIGURA 78 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,5 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III).....95
FIGURA 79 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV).....95
FIGURA 80 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,2 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V).....96
FIGURA 81 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 10 cm e taxa de dose 120,9 Gy/h.....96
FIGURA 82 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 10 cm e taxa de dose 118,3 Gy/h. 97
FIGURA 83 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 10 cm e taxa de dose 117,0 Gy/h... 97
FIGURA 84 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 10 cm e taxa de dose 115,7 Gy/h.....97
FIGURA 85 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 20 cm e taxa de dose 48,4 Gy/h.....98
FIGURA 86 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 20 cm e taxa de dose 47,3 Gy/h.....98
FIGURA 87 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 20 cm e taxa de dose 46,8 Gy/h.....98
FIGURA 88 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 20 cm e taxa

de dose 46,3 Gy/h.....99
FIGURA 89 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 30 cm e taxa de dose 27,9 Gy/h.....99
FIGURA 90 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 30 cm e taxa de dose 27,4 Gy/h.....99
FIGURA 91 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 30 cm e taxa de dose 27,1 Gy/h.....100
FIGURA 92 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 30 cm e taxa de dose 26,8 Gy/h.....100
FIGURA 93 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 40 cm e taxa de dose 16,9 Gy/h.....100
FIGURA 94 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 40 cm e taxa de dose 16,5 Gy/h.....101
FIGURA 95 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 40 cm e taxa de dose 16,3 Gy/ h.....101
FIGURA 96 – Carga acumulada em função da dose absorvida na distância de 40 cm e taxa de dose 16,2 Gy/ h.....101
FIGURA 97 – Curvas dose-resposta média nas posições 10, 20, 30 e 40 cm em cinco etapas de irradiação para diferentes doses acumuladas.....102
FIGURA 98 – Variação percentual da sensibilidade em carga nas distâncias 10, 20, 30 e 40 cm em relação à média em função da dose acumulada.....104
FIGURA 99 – Curva de corrente em função da taxa de dose em diferentes irradiadores.....107
FIGURA 100 – Aumento da corrente de fuga em função da tensão no diodo com dose acumulada de 15 kGy.....108
FIGURA 101 – Corrente de fuga em função da temperatura sem dose e com dose acumulada de 15 kGy.....110
FIGURA 102 – Contribuição percentual da corrente de fuga na corrente gerada no diodo durante a irradiação em função da temperatura, em diferentes taxas de dose.....110
FIGURA 103 – Variação da corrente em função do tempo de exposição da fonte.....113
FIGURA 104 – Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 10 cm. Dentro da região homogênea (225 até 126 – sentido horário) a corrente variou 1,2 % , exceto na região de blindagem parcial da fonte.....115
FIGURA 105 – Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 20 cm. Variação de 1,1 % na corrente, dentro da região homogênia (225 até 126- sentido horário) exceto na região de blindagem parcial da fonte.....116
FIGURA 106 – Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 30 cm. Variação de 0,9 % na corrente, dentro da região homogênea (225 até 126 – sentido horário) exceto na região de blindagem parcial da fonte.....116
FIGURA 107 – Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 40 cm. Variação de 0,8 % na corrente, dentro da região homogênea (225 até 126 – sentido horário) exceto na região de blindagem parcial da fonte.....117
FIGURA 108 – Variação da corrente em função da distância referente à etapa I. Posição de referência a 10 cm em relação à fonte, taxa de dose 125,0 Gy/h.....118

1 INTRODUÇÃO

A utilização de radiação gama em processos de esterilização de produtos médicos e preservação de alimentos tem incentivado o aumento do número de irradiadores industriais, responsáveis pela geração de doses absorvidas elevadas de algumas centenas de kGy [1-3]. Nestas instalações 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.

A dosimetria de doses absorvidas elevadas desempenha um papel importante tanto na caracterização do irradiador quanto na definição e validação do procedimento de irradiação [4]. Esta validação demanda a determinação das doses mínimas e máximas absorvidas, bem como a distribuição de dose no produto irradiado, o que requer a utilização de dosímetros durante toda a sua exposição.

Além da dose absorvida, condições ambientais como umidade, temperatura de armazenamento dos dosímetros antes e após a irradiação, sensibilidade à luz, etc. alteram de forma complexa a resposta de dosímetros de rotina impossibilitando a introdução direta de fatores de correção nas medições [5-7]. Sendo assim, a calibração de um sistema dosimétrico de rotina é específica para cada campo de radiação, não podendo ser utilizada de forma geral nos diferentes irradiadores existentes.

A dosimetria de rotina na área de processamento por radiação é frequentemente realizada com dosímetros de polimetilmetacrilato (PMMA – com ou sem corantes) [8-9], triacetato de celulose (CTA) [10] e filmes radiocrômicos finos [11-13], cujos limites operacionais se estendem em ampla faixa de dose. No entanto, para procedimentos que envolvem doses absorvidas inferiores a 100 Gy, consideradas baixas para aplicações de processamento por radiação, a dosimetria de rotina é restrita aos filmes radiocrômicos do tipo GafChromic® HD-810. Apesar da facilidade de operação, a medição do parâmetro dosimétrico (absorvância específica) destes dosímetros só pode ser feita após o término da irradiação não permitindo a monitoração do procedimento e a correção de possíveis alterações durante a exposição do produto.

A crescente demanda por dosimetria de processamento de materiais por radiação gama no intervalo de dose de 1 a 100 Gy, como a irradiação de sangue para transplantes, materiais fósseis, cristais, polímeros conjugados, desinfestação de pragas e fungos em alimentos e em atividades de pesquisa, motivou o esforço em desenvolver dosímetros dinâmicos baseados em diodos de silício com respostas adequadas nesta faixa de dose.

A experiência do grupo em espectrometria e dosimetria de radiações com dispositivos semicondutores [14-15] conduziu a escolha de fotodiodos comerciais do tipo PIN modelo SFH 206 produzidos pela Opto Semiconductors, uma empresa da Siemens e Osram. Além da pequena corrente de fuga e área útil inferior a 10 mm^2, o que lhes confere excelente resolução espacial, estes diodos são de baixo custo (≤ R$10,00) e têm grande disponibilidade de oferta no mercado nacional. Apesar de secundária, a importância destes últimos parâmetros reside na viabilização futura da aplicação destes dispositivos como dosímetros de rotina para monitoração em tempo real em processos de irradiação gama. Nestas condições, o parâmetro dosimétrico primário a ser considerado é a corrente gerada no volume sensível do diodo durante a irradiação do produto. Como a

corrente é proporcional à taxa de dose, também é possível relacionar a carga gerada no diodo, obtida pela integração dos sinais de corrente durante o tempo de irradiação em função da dose absorvida.

Como tanto a resposta dinâmica quanto a passiva são disponíveis no sistema dosimétrico proposto, a sua caracterização envolveu o estudo da sua resposta em regime de corrente (em função da taxa de dose) e de carga (em função da dose absorvida). Outros parâmetros dosimétricos importantes como repetibilidade e estabilidade de resposta, limites inferior e superior de taxas de dose e dose absorvida também foram investigados neste trabalho.

1.1 Motivação e Originalidade

A dosimetria em processamento por irradiação gama surgiu da necessidade de controlar de maneira eficiente a produção de materiais irradiados por grandes irradiadores de Cobalto-60 desenvolvidos a partir dos anos 60. Este controle é realizado por dosímetros que quantificam a medição da dose absorvida nos produtos de maneira simples e prática [16]. Estes dosímetros têm como característica principal a medição, com razoável precisão, de grandes doses absorvidas em altas taxas de dose de fótons e elétrons, contribuindo com a uniformidade do processamento no dia-a-dia do irradiador [17]. Porém, até o presente não existem sistemas dosimétricos comerciais que permitam medições instantâneas de taxas de dose e de doses até 100 Gy com a precisão necessária para processamento em grandes campos de radiação [18].

Neste contexto, o desenvolvimento de um dosímetro baseado em diodos de silício de baixo custo e com grande oferta no mercado nacional representa uma contribuição para a instrumentação nuclear nesta área.

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento e a calibração de um sistema dosimétrico de rotina, baseado em diodo comercial, para medições em tempo real de taxas de dose e de dose absorvida em aplicações de processamento por irradiação que envolvam doses absorvidas no intervalo de 1 a 100 Gy.

O sistema dosimétrico a ser desenvolvido deve contribuir para melhorar o controle de qualidade das irradiações realizadas no Centro de Tecnologia das Radiações (CTR). As doses fornecidas ao dispositivo semicondutor foram certificadas por sistema dosimétrico de rotina disponível no Laboratório de Dosimetria em Processamento por Irradiação (LDPI/CTR), uma vez que este laboratório atende às qualificações exigidas pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), pela utilização de técnicas submetidas ao Serviço Internacional de Garantia de Dose (IDAS) [19], fornecendo valores de dose de referência para calibração dos irradiadores de Cobalto-60.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Aplicações de diodos comerciais em dosimetria das radiações

Diodo é um dispositivo eletrônico, formado por elementos semicondutores, que permite a passagem da corrente elétrica em apenas uma direção. O dispositivo semicondutor utilizado neste trabalho é um fotodiodo comercial tipo PIN que apresenta alta resistividade e grande eficiência quântica. De uma forma geral, estes diodos podem ser fabricados por difusão de elementos em substratos de alta resistividade, difusão iônica ou processo epitaxial [20]. Uma descrição detalhada do funcionamento do dispositivo e sua utilização como um dosímetro de radiação estão apresentadas no item 3.7.

Diversos dispositivos semicondutores estão sendo continuamente desenvolvidos e aperfeiçoados, entre eles podemos citar diodos retificadores, diodos PIN e Mosfets que são utilizados em espectrometria e dosimetria das radiações [21-22].

Esta revisão literária focaliza especificamente a utilização do fotodiodo comercial SFH 206 e seu diretamente similar BPW 34, o qual não utiliza capa polimérica de acordo com os dados do fabricante, em espectrometria e dosimetria de radiação.

Estudos de danos provocados por radiação gama do Césio-137 no fotodiodo BPW 34, alimentado por tensão de nove volts, foram realizados por Wittenburg [23] e demonstraram que o fotodiodo pode receber doses absorvidas

até 5 kGy sem nenhum problema de funcionamento, exceto por um pequeno aumento da corrente de fuga.

Como o comportamento de resposta do diodo é similar ao de uma câmara de ionização, Barbosa *et al.* [24] determinaram os parâmetros de resposta do fotodiodo SFH 206, seguindo as mais exigentes recomendações da norma IEC 731 [25] para desempenho de câmaras de ionização. Os resultados concluíram que o fotodiodo não pode ser utilizado como um dosímetro de referência, porém pode ser usado em atividades de monitoramento rotineiras.

Bueno *et al.* [26-27] utilizaram o fotodiodo SFH 206 em espectrometria de partículas e obtiveram resolução de 16,7 keV (FWHM) para partículas alfa do Amerício-241, além da possibilidade de realizar medidas de elétrons de conversão interna e raios X. Este desempenho foi confirmado por Terini *et al.* [28] na caracterização de feixes de raios X em diagnósticos médicos utilizando o mesmo tipo de fotodiodo.

A dissertação de mestrado de Santos [29] concluiu que o sistema dosimétrico, desenvolvido para realizar dosimetria relativa em feixes de fótons e elétrons em unidades de radioterapia utilizando fotodiodos SFH 206 como sensores de radiação, apresentou estabilidade de operação melhores que 1 % para dose acumulada de 2,2 kGy.

O desempenho do fotodiodo BPW 34 também foi avaliado em feixes de raios X por Herrnsdorf *et al.* [30]. O detector de radiação foi montado em um fino tubo cilíndrico e irradiado em um tomógrafo computadorizado (CT). Os resultados confirmaram que o detector pode ser utilizado para medições de dose absorvida com ótima precisão em sistemas CT.

O fotodiodo BPW 34 também foi avaliado por Magalhães *et al.* [31] em quatro qualidades de radiação RQR, segundo a norma IEC 61267 [32], entre dois laboratórios de referência de metrologia das radiações. Os resultados mostraram que o fotodiodo pode ser útil em avaliações comparativas de qualidades distintas de feixes de radiodiagnósticos.

Conforme demonstrado, o fotodiodo SFH 206 tipo PIN apresenta características promissoras para medições precisas de dose em grandes campos de irradiação produzidos por irradiadores de Cobalto-60. No entanto, apesar do desempenho do fotodiodo indicar o seu grande potencial para monitoração de processos de irradiação para medições diretas de taxas de dose absorvidas e dose absorvida, a sua utilização rotineira como dosímetro no LDPI requer a introdução de procedimentos de calibração no tocante à função resposta do dispositivo, reprodutibilidade, estabilidade, faixa operacional e precisão exigida nos processamentos por radiação.

3.2 Interações da radiação com a matéria

Fótons de radiação interagem com os átomos do material absorvedor através dos seguintes processos de interação primários: *Efeito Fotoelétrico, Espalhamento Compton, Espalhamento Coerente, Produção de Pares*, *Produção de tripletos* e *interação foto-nuclear*. Uma descrição resumida de cada processo de interação será apresentada nos próximos parágrafos.

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, absorvendo a energia necessária para superar os campos atrativos do átomo. A energia cinética máxima do fotoelétron emitido (E_k) é dada pela equação:

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

no qual (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. Além do fotoelétron, 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 grandes distâncias do local original.

No *espalhamento coerente* o fóton interage com o elétron orbital, espalhando o fóton incidente em um ângulo muito pequeno, não ocorrendo perda significativa de energia. Neste tipo de interação não ocorre deposição de energia no material absorvedor, mas contribui para um aumento da atenuação do fluxo de fótons incidente.

O processo de interação por *espalhamento Compton* acontece entre um fóton incidente e um elétron livre, ou fracamente ligado ao átomo do material absorvedor. O fóton incidente, ao interagir com o elétron livre é defletido de um ângulo (θ) em relação a sua direção original. 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 180º (retroespalhamento). A energia ($h\nu'$) do fóton espalhado é dada pela equação de Compton:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1+\alpha(1-\cos\theta)} \qquad (2)$$

em que $\alpha = h\nu / m_0 c^2$ sendo que (m_0) é a massa de repouso do elétron e (c) é a velocidade da luz.

Quando a energia do fóton incidente 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, o fóton é absorvido no campo

elétrico do núcleo, criando um par elétron-pósitron. Todo o excesso de energia, além do limiar de 1,022 MeV, é convertida em energia cinética para o par elétron-pósitron. Se a energia do fóton incidente ultrapassar 2,044 MeV é possível a *produção de tripleto*. Neste tipo de colisão o fóton interage com o campo elétrico do elétron e a energia do fóton é dividida entre o processo de produção de pares (1,022 MeV) e as energias cinéticas das três partículas participantes. Além da produção do par elétron-pósitron, o elétron também é ejetado da orbita atômica, formando um tripleto [33].

Em uma interação *foto-nuclear* o fóton é absorvido pelo núcleo atômico, o qual fica em um estado excitado. Para se desexcitar, o núcleo emite um próton ou nêutron. A probabilidade deste tipo de interação é inferior a 5 % em relação à produção de pares [34].

3.2.1 Contribuição das interações na atenuação da radiação

Quando um fluxo de fótons 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 fluxo de radiação incidente, ocasionando um decaimento exponencial da intensidade da radiação. Este decaimento é descrito pela equação:

$$I = I_0 \, e^{-\mu_t x} \qquad (3)$$

em que (I_0) é a Intensidade inicial do fluxo de fótons, (I) é a intensidade do fluxo de fótons após atravessar o material absorvedor de espessura (x) e (μ_t) é o coeficiente de atenuação total do absorvedor que corresponde à soma das atenuações relativas a cada processo de interação, individualmente obtidas através da secção de choque no material em diferentes energias.

Em todos os processos descritos, o resultado final da interação do fóton incidente é a completa ou parcial transferência de energia aos elétrons ou ao núcleo que constitui o átomo [35].

3.3 Interações de elétrons com a matéria

A interação do elétron incidente com elétron orbital ou com o núcleo pode ser elástica ou inelástica. Em uma colisão elástica o elétron é defletido, praticamente sem perda de energia, enquanto que numa colisão inelástica, o elétron muda de direção, transferindo parte da sua energia cinética ao elétron orbital ou emitindo fótons de *Bremsstrahlung*.

A perda de energia cinética do elétron (E), em uma colisão inelástica, por unidade de comprimento de trajetória (x) é descrita como o *poder de freamento linear* (S) [35]:

$$S = -\frac{dE}{dx} \qquad (4)$$

A perda de energia cinética do elétron consiste da soma de duas componentes: poder de freamento para colisão ($dE/dx)_{col}$, resultado da interação com elétron orbital (provocando excitação e ionização) e poder de freamento para radiação ($dE/dx)_{rad}$ resultado da interação do elétron com o núcleo e produção de radiação de *Bremsstrahlung:*

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)_{Tot} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_{col} + \left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad} \qquad (5)$$

A equação *(5)* descreve o poder de *freamento total* como a energia total perdida por unidade de trajetória do elétron incidente devido aos fenômenos de emissão de radiação de freamento (processos radiativos) e produção de

ionização e excitação (processos colisionais). O poder de freamento para os processos colisionais entre o elétron incidente e os elétrons orbitais dos átomos do meio é dado pela equação *(6)* desenvolvida por *Bethe* [35]:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{col} = \frac{2\pi e^4 NZ}{m_0 v^2}\left(\ln\frac{m_0 v^2 E}{2I^2(1-\beta^2)} - (\ln 2)(2\sqrt{1-\beta^2} - 1 + \beta^2) + (1-\beta^2) + \frac{1}{8}(1-\sqrt{1-\beta^2})^2\right) \quad (6)$$

no qual: Z = Número atômico dos átomos do meio

I = Potencial médio de ionização do meio

N = Número de átomos por centímetro cúbico do meio

m_0 = Massa de repouso do elétron

e = Carga do elétron

c = Velocidade da luz

v = Velocidade do elétron

β = v /c

O poder de freamento para os processos radiativo decorrentes do espalhamento de elétrons de altas energias nas vizinhanças de núcleos de elevado número atômico, com a emissão de fótons de bremsstrahlung, é dado pela equação (*7*), desenvolvida por *Bethe-Heitler* [33]:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad} = \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137 m_0^2 c^4}\left(4\ln\frac{2E}{m_0 c^2} - \frac{4}{3}\right) \quad (7)$$

no qual: Z = Número atômico dos átomos do meio

N = Número de átomos por centímetro cúbico do meio

E = Energia cinética da partícula

m_0 = Massa de repouso do elétron

e = Carga do elétron

c = Velocidade da luz

Utilizando o poder de freamento linear (S) pode-se calcular a distância (R) percorrida pelo elétron com energia cinética (E) no meio absorvedor. Porém, por causa do espalhamento múltiplo que o elétron sofre no material, é obtido um valor médio da distância ($\bar{R}$) a qual é menor que o comprimento de trajetória do elétron dentro do material [36].

$$\overline{R} = \int_{E}^{0} \left[S\left(E\right) \right]^{-1} dE \qquad (8)$$

3.4 Distribuição da energia com a profundidade

A interação do fóton de radiação gama ou X no átomo produz um ou mais elétrons primários com energia cinética milhares de vezes maior que a energia de ligação do elétron em sua órbita. A energia cinética adquirida pelo elétron primário é transferida aos elétrons secundários através de interações no campo de Coulomb. Porem, em uma colisão entre o elétron primário e o orbital, somente uma pequena quantidade de energia cinética é possível de ser transferida ao elétron secundário [37].

A colisão entre elétrons provoca a ejeção do elétron de sua órbita, produzindo mais ionizações. A quantidade de elétrons secundários gerados após a interação primária é, consequentemente, uma função da energia do fóton incidente [38].

Os milhares de elétrons secundários, colocados em movimento pela interação do elétron primário, tendem a caminhar no mesmo sentido do feixe de radiação incidente. Próximo à superfície do material o número de elétrons secundários cruzando uma unidade de área aumenta rapidamente com a profundidade porque, os elétrons secundários colocados em movimento pela primeira camada de átomos, se somam aos elétrons secundários colocados em

movimento na segunda camada e assim sucessivamente. Este acúmulo *(buildup*) continua até que os elétrons gerados na primeira camada de átomos 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]. Nesta condição, a energia depositada pode ser medida com maior precisão. A distribuição da energia com a profundidade depende de vários fatores, os mais importantes são: a geometria da fonte, a localização do material absorvedor, campo de radiação, tempo de exposição da fonte e a geometria do absorvedor.

3.5 Fundamentos de dosimetria

Na interação do fóton com o material absorvedor ocorre uma série de processos em que a energia é absorvida ou reemitida para o meio ambiente sem ser detectada.

A dosimetria quantifica somente a energia absorvida no material através de diferentes métodos de medições, como por exemplo: calorímetros, filmes dosimétricos, reações químicas e câmaras de ionização [6]. Devido aos vários tipos de dosímetros e processos de interação da radiação cuja energia é absorvida ou reemitida, a Comissão Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) 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"[5]. Esta definição representou um grande avanço porque a quantidade de energia depositada não dependia mais do método de medições.

A energia depositada no átomo em uma única interação (E_i) corresponde à diferença entre a energia da partícula ionizante incidente (E_{in}) e a energia carregada pelas partículas ejetadas (E_{out}) adicionada ao valor de Q da interação como mostrado na equação *(9)*:

$$E_i = E_{in} - E_{out} + Q \qquad (9)$$

Para quantificar a dose absorvida no material deve-se delimitar um volume o qual envolve um ponto a ser medido. Embora esta definição seja feita para um só ponto da massa do material que está sendo irradiado, ela se estende para toda a massa finita do volume ocupado pelo mesmo. Este volume, sensível à radiação, corresponde ao volume do dosímetro. A "parede" que delimita o volume do dosímetro altera o fluxo e a quantidade de radiação incidente, proporcionando equilíbrio eletrônico no interior do dosímetro. Portanto, a dose absorvida (D) é o quociente entre a energia média da radiação ionizante ($\bar{E}$) depositada em um volume elementar de massa (dm):

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \qquad (10)$$

O nome especial para a unidade da dose absorvida é "Gray", cuja sigla é Gy [41] e corresponde a um Joule por quilograma.

O dosímetro é o meio no qual se pode calcular a dose média absorvida em um volume reduzido do material absorvedor. Normalmente são utilizados dosímetros com densidade e composição atômicas próximas da água ou do ar. Mas quando a radiação interage em meios diferentes, as medições devem ser corrigidas eliminando a dependência da dose absorvida com as características do meio. Para isso são considerados os coeficientes de absorção linear (μ) e densidade volumétrica (ρ) dos meios irradiados. A equação *(11)* relaciona a dose absorvida em diferentes meios [18]:

$$D_2 = D_1 \frac{(\mu_2 / \rho_2)}{(\mu_1 / \rho_1)} \qquad (11)$$

no qual: D_1 e D_2 = Doses absorvidas nos meios 1 e 2.

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

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

3.5.1 Classificação dos dosímetros

Os sistemas dosimétricos são classificados de acordo com sua precisão de resposta através de intercomparações com outro dosímetro, sendo ambos expostos à mesma dose de radiação. Existem quatro classificações para os dosímetros. A escolha do sistema dosimétrico está relacionada com as necessidades de cada processo de irradiação:

Dosímetros primários*:* Capazes de medir diretamente a dose absorvida ou a grandeza física fundamental que pode ser associada com a dose absorvida. Têm precisão nominal de 1 % e não necessitam de calibração. São mantidos em laboratórios padrão primários [4].
Exemplos: câmara de ionização e calorímetro.

Dosímetros secundários: São dosímetros de alta qualidade metrológica, têm precisão nominal de 2 a 3 %, e são calibrados em função dos dosímetros primários. Têm precisão suficiente para calibrar dosímetros de uso rotineiro e de campo [4].
Exemplos: alanina, dicromato de potássio, sulfato cérico-ceroso e Fricke.

Dosímetros de transferência: São dosímetros suficientemente estáveis e precisos para medir doses absorvidas no campo de radiação produzidos em irradiadores gama e estabelecer cadeias de rastreabilidade em intercomparações dosimétricas nacionais e internacionais através da verificação da dose e certificação em um laboratório primário ou credenciado. Têm precisão nominal de 3 a 5 % [4].

Exemplos: Fricke, alanina, dicromato de potássio e sulfato cérico-ceroso.

Dosímetros de rotina: São usados rotineiramente para o controle de qualidade em processos de irradiação. Os sistemas dosimétricos de rotina fazem a medição da dose absorvida e a distribuição de dose de maneira muito fácil; por isso, são os dispositivos preferencialmente utilizados nos processos de irradiação. São calibrados em função dos dosímetros de referência ou de transferência e apresentam menor precisão nominal, ≈ 5 %. Cada fonte de erro normalmente consiste de vários componentes de incertezas do Tipo A e Tipo B, sendo que as contribuições das incertezas do Tipo A são combinadas com as contribuições das incertezas do Tipo B para proporcionarem uma incerteza padrão combinada [42].
Os fatores que contribuem para a incerteza de resposta na dose absorvida pelos dosímetros de rotina devem ser identificados e, se possível, corrigidos. Alguns destes fatores estão listados a seguir:

a) Incerteza da dose absorvida por dosímetro de transferência no processo de calibração do irradiador.
b) Incerteza no parâmetro de resposta do sistema de medição.
c) Arredondamento do fator de correção para o decaimento da fonte.
d) Variação no posicionamento do dosímetro no campo de radiação.
e) Correções para geometria da fonte e dosímetro.
f) Espalhamento da radiação dentro da câmara de irradiação.
g) Quantidade e densidade dos materiais irradiados.
h) Condições ambientais (temperatura, umidade, pressão, etc).

Na TABELA I são apresentados os principais dosímetros de rotina utilizados em processamento por radiação com o correspondente intervalo operacional de dose. Cabe notar que todos eles são passivos, ou seja, a informação da dose absorvida é obtida após o término das irradiações.

TABELA I - Exemplos de dosímetros de rotina utilizados em processamento por radiação [18]

Dosímetro	Equipamento de leitura	Intervalo de dose absorvida (Gy)
Alanina	Ressonância paramagnética	1 a 10^5
Polimetilmetacrilato	Espectrofotômetro visível	10^2 a 10^5
Acetado de celulose	Espectrofotômetro UV	10^4 a 4 x 10^5
GafChromic® HD-810	Espectrofotômetro visível	10 a 10^3
GafChromic® MD-55	Espectrofotômetro visível	1 a 100
Aminoácido	Leitor de luminescência	10^{-5} a 10^4
Mosfet	Voltímetro	1 a 2 x 10^2

3.5.2 A dosimetria de rotina em processamento por irradiação

As aplicações da radiação ionizante trazem muitos benefícios para a humanidade, que vão desde a geração de energia até usos na medicina, agricultura e indústria. No entanto, a radiação ionizante também pode ser prejudicial à saúde se não for devidamente controlada. Irradiadores industriais devem ser projetados para atender às exigências estabelecidas em normas de segurança fornecidas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e IAEA [43-44]. O objetivo é proporcionar recomendações de segurança, desenho e operação de instalações de radiação gama, elétrons e raios X, seguindo os princípios básicos de proteção radiológica [45], sendo que, o princípio da *Otimização* é fundamental no projeto do irradiador. Este princípio diz que "a probabilidade de ocorrer exposições aos indivíduos, e a dose das pessoas expostas à radiação devem ser mantidos tão baixo quanto razoavelmente exequíveis, levando em consideração os aspectos econômicos e sociais". Estes requisitos se aplicam ao projeto de instalações de irradiação e de suas fontes, utilizando sistemas de segurança em sequencia e boas práticas de engenharia.

Os irradiadores industriais são organizados por tipo de irradiação, métodos de acessibilidade e blindagem das fontes, sendo denominados:

a) Irradiador panorâmico com fonte de radiação armazenada em recipiente seco. (FIGURA 1)

b) Irradiador submerso, onde a fonte de radiação e os produtos são irradiados dentro da água.

c) Irradiador panorâmico com fontes de radiação armazenadas dentro da água. (FIGURA 2)

d) Irradiador de feixe de elétrons. (FIGURA 3)

e) Irradiador de feixes de raios X.

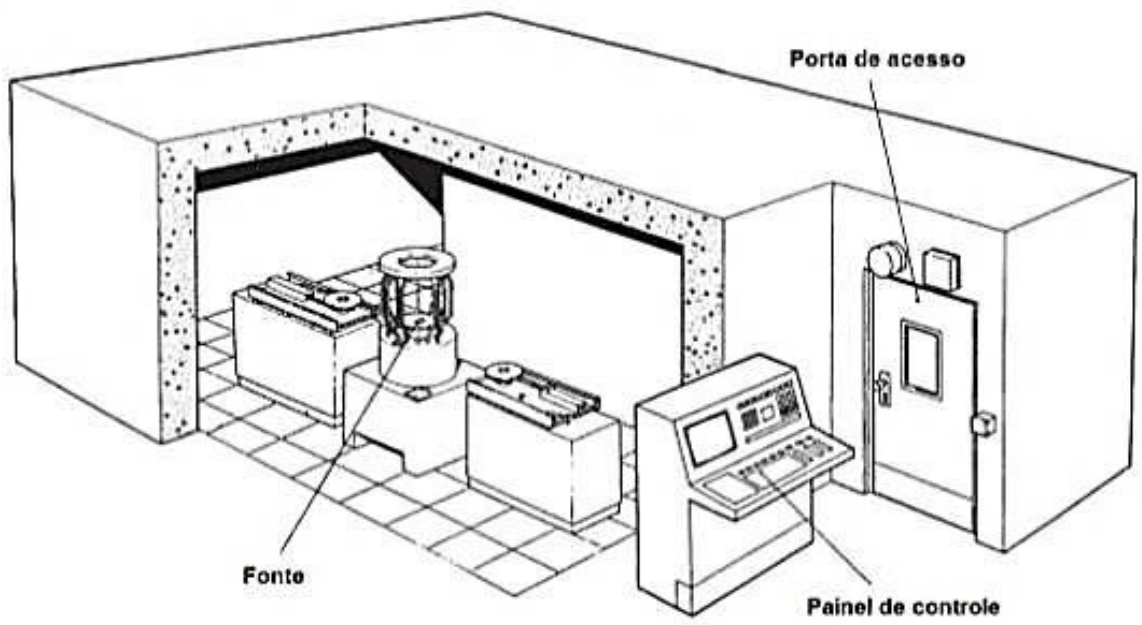

FIGURA 1 – Exemplo de irradiador panorâmico com fonte de radiação armazenada em recipiente seco [44].

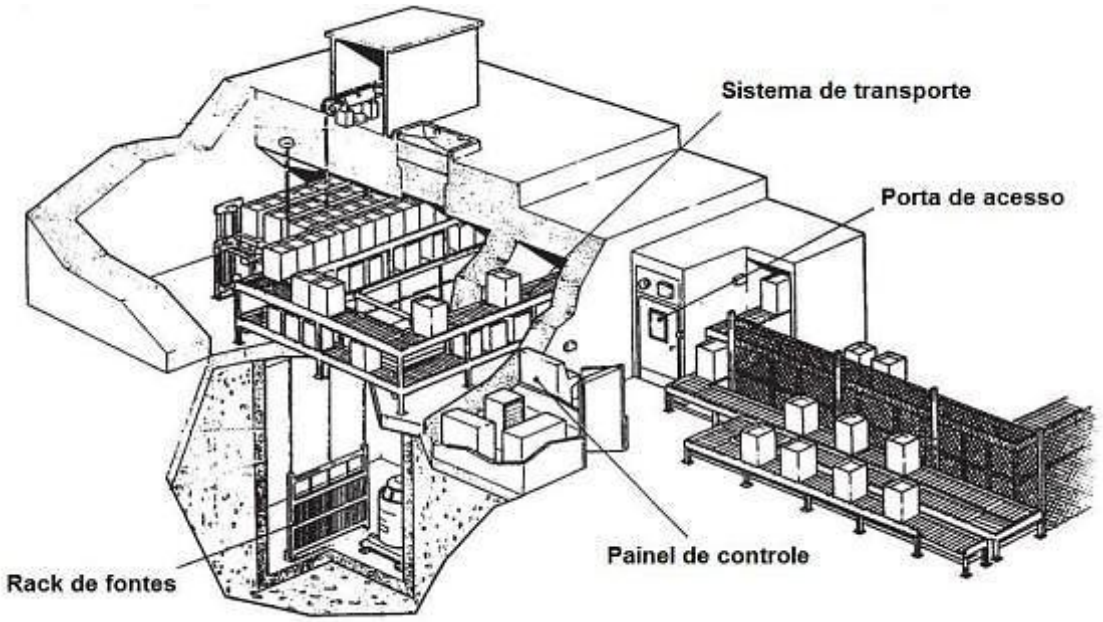

FIGURA 2 – Exemplo de irradiador panorâmico com fontes de radiação armazenadas dentro da água [44].

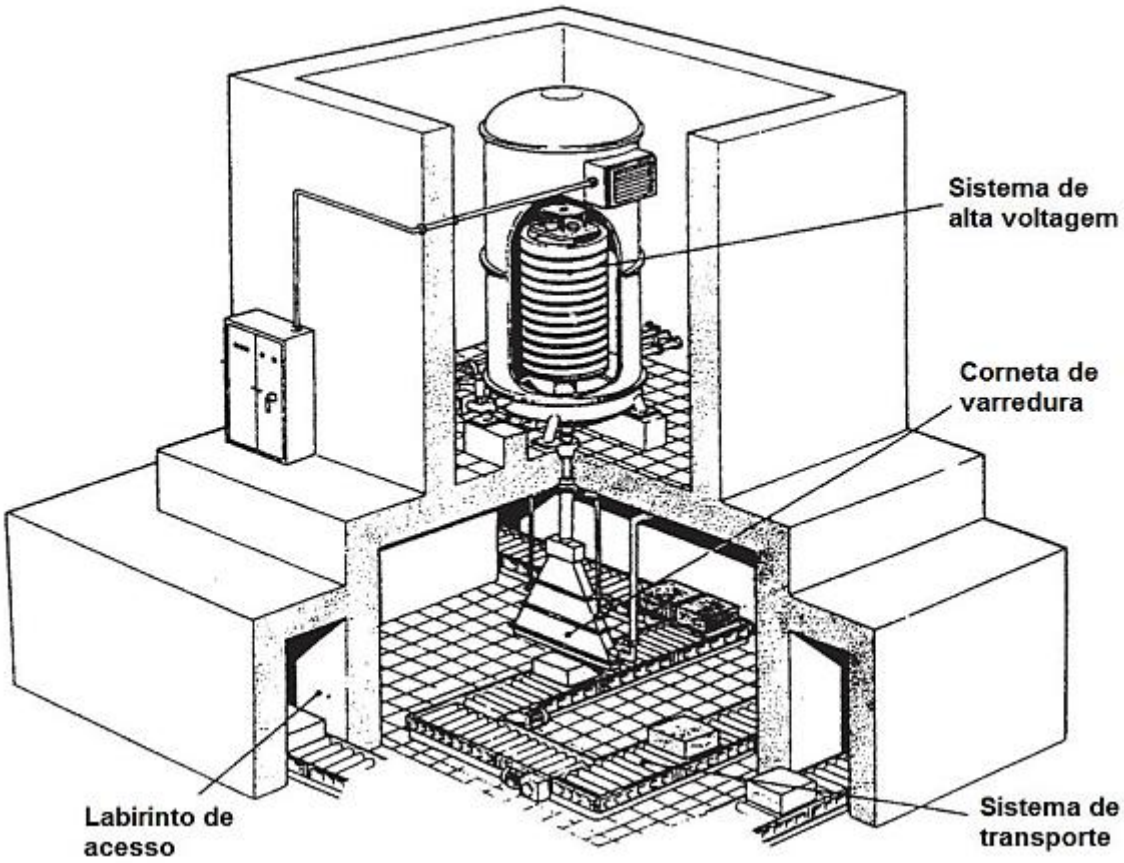

FIGURA 3 – Exemplo de irradiador de feixes de elétrons [44].

As normas de segurança também apresentam recomendações específicas para a concepção de instalações de irradiação, responsabilidades do funcionamento e dos fornecedores ao projeto, além do monitoramento dos trabalhadores e medidas de segurança para controle de fontes radioativas na parte operacional.

A dosimetria tem um papel importante durante todo o processo de irradiação, desde a fase de instalação do irradiador até o estágio de produção. Entre as funções da dosimetria, deve-se destacar a determinação da dose absorvida 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 [46].

O processo de *Validação do irradiador* consiste em proporcionar a documentação necessária para aprovar a irradiação de um produto. Inicialmente é feita a *Qualificação da Instalação Radiativa*, reunindo informações básicas dos parâmetros do processo, como características do equipamento, tipo de irradiador, sistema de transporte e sistema dosimétrico.

O processo de *Qualificação da Irradiação* consiste em estabelecer valores da distribuição de dose, através do mapeamento do produto, utilizando normalmente dosímetros de rotina. Avalia-se o fator de uniformidade de dose (f), dividindo o valor de dose máxima (D_{max}) pelo valor da dose mínima (D_{min}) [4]:

$$f = \frac{D_{max}}{D_{min.}} \qquad (12)$$

Após um estudo detalhado das alterações ocorridas no produto, proveniente da exposição à radiação, procede-se à *Qualificação do Produto*, que é a verificação dos limites de dose máxima e mínima necessários para conseguir as alterações desejadas. Todos os parâmetros do processo são determinados

durante o Processo de *Qualificação da Irradiação*, atendendo à dose pretendida com grande precisão através da dosimetria [47]. Com todos os parâmetros definidos, é feita uma *Documentação* detalhada da irradiação, como tipo do produto, densidade, arranjo, transporte etc. para definir o processamento por irradiação rotineiro do produto. O objetivo de formalizar o *Processo de Validação* é fornecer uma documentação que evidencie que o processo de irradiação alcançou o resultado desejado, e para isso é necessário um sistema dosimétrico confiável que seja rastreado por laboratórios do tipo padrão primário ou secundário.

O interesse da indústria de processos de irradiação está direcionado para os sistemas dosimétricos de baixo custo, fácil utilização e confiáveis. Neste sentido, a dosimetria de processamento por irradiação é realizada principalmente por dosímetros de PMMA, CTA e filmes radiocrômicos, porém somente o filme radiocrômico do tipo GafChromic® HD-810 tem as características adequadas para realizar medições de dose inferiores a 100 Gy, mas apresenta incerteza no valor de dose absorvida de aproximadamente 5 %. 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 de resposta dos dosímetros utilizados nos processos industriais [48].

3.6 Dosímetro GafChromic® HD-810

O termo corante radiocrômico foi criado a partir do sistema de imagem fotocrômico amplamente utilizado em medicina diagnóstica. Este sistema dosimétrico tem como característica a formação de cor ou escurecimento do filme pela absorção da energia da radiação incidente, sem necessidade de formação de cor latente. O dosímetro de filme radiocrômico consiste de folhas de polímero revestido com corante, sendo flexível, transparente e incolor ou levemente colorido antes da irradiação. O sistema dosimétrico é formado pelo filme sensível à

radiação e um equipamento que realiza as medições de absorvância óptica (A_λ), em um específico comprimento de onda. A uniformidade do lote de fabricação é essencial para realizar medições de dose absorvida e mapeamento de dose com alta resolução espacial, e espaçamento de poucos mícrons [13,49].

3.6.1 Mecanismo de reação

A incidência de radiação no filme dosimétrico de polidiacetileno (HD-810) induz a dissociação de ligações de valência primária nos monômeros de diacetileno, produzindo a polimerização de estado sólido através da progressiva adição de 1,4-trans, obtendo a policonjugação linear de moléculas. A polimerização dos cromóforos, que provoca a coloração da substância, ocorre como uma série de bandas duplas policonjugadas { –C=C– } ao longo da cadeia carbônica como mostrado na FIGURA 4. Centros conjugados de ligações insaturadas na molécula tornam os elétrons mais móveis, podendo vibrar em comprimento de onda na região do visível [50]. No processamento por irradiação ocorre a polimerização parcial dos monômeros de diacetileno [51].

Pesquisas de reações químicas em polímeros, induzidas por radiação, indicam que a taxa de reação é relativamente lenta. A perda média de monômeros por alta dose (10 kGy), é aproximadamente $1x10^{-4}$ mol / J [51]; estes valores são baseados no coeficiente linear de absorção molar, medido no primeiro pico do espectro de absorção (λ=670 nm), induzida por radiação.

O espectro de absorção induzido por radiação no filme GafChromic® HD-810, para diferentes doses absorvidas, é mostrado na FIGURA 5 [53]. O deslocamento da banda de absorção tem sido atribuído à tensão de relaxação termodinâmica, propagada ao longo das ligações da cadeia polimérica, causada por criação de longas cadeias poliméricas em altas doses absorvidas.

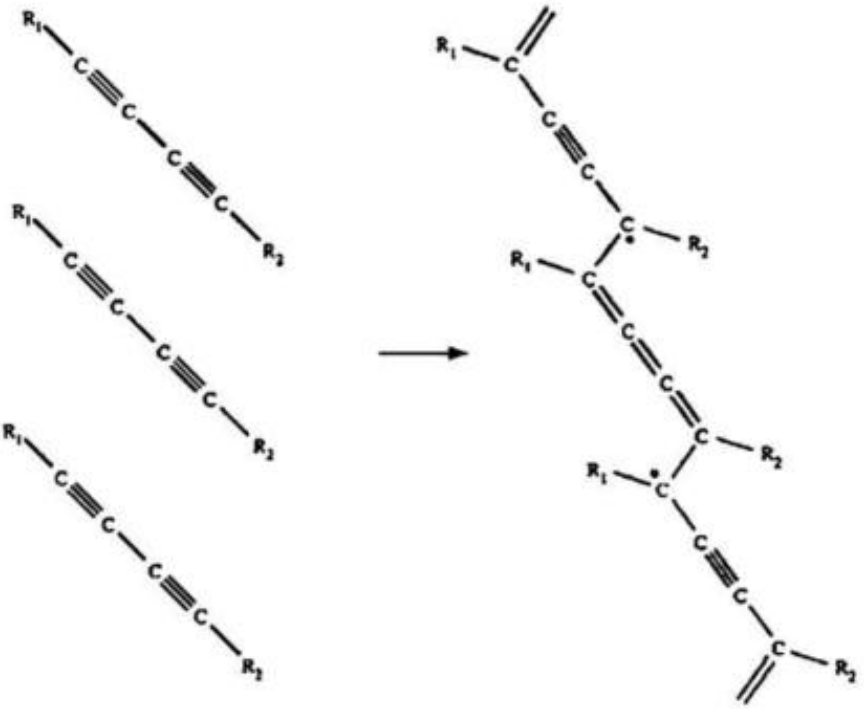

FIGURA 4 – Processo de formação de cor do filme GafChromic® HD-810 por policonjugação linear de moléculas de diacetileno induzido por radiação ionizante [52].

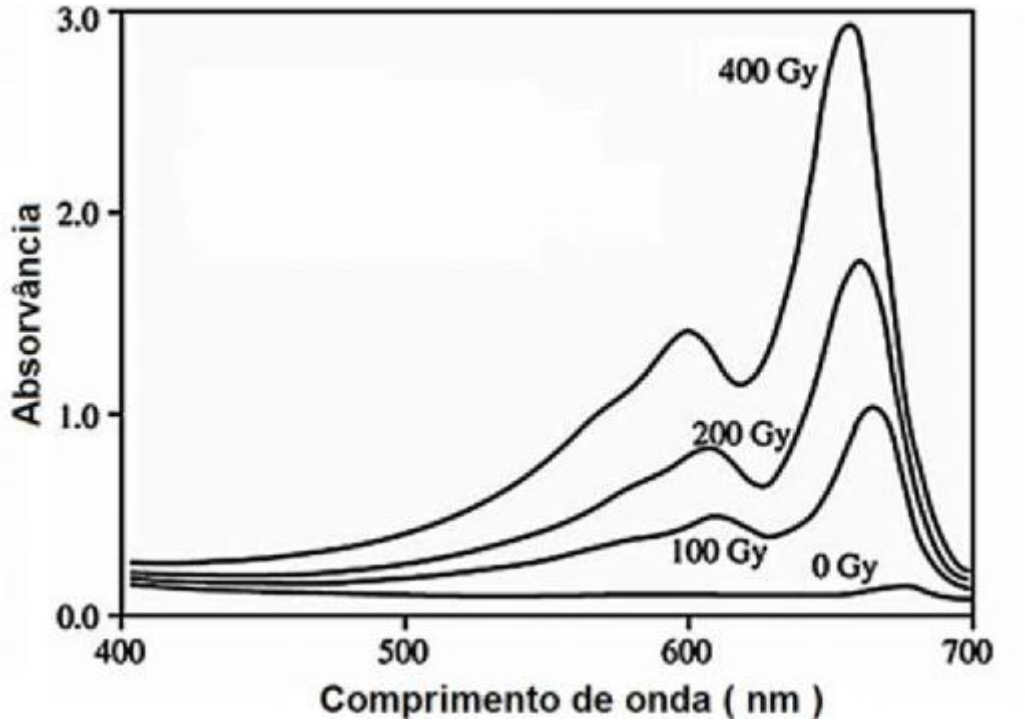

FIGURA 5 – Espectro de absorvância do filme GafChromic® HD-810, induzido por radiação em diferentes comprimentos de onda [53].

3.6.2 Método de medição

Para avaliar os parâmetros de dose, são utilizados os seguintes sistemas de leitura: espectrofotômetros, densitômetros ou scaner microdensitômetros [54 – 57], equipados com suportes especiais para filmes.

A radiação induz o aumento da absorvância (ΔA) no filme. Este aumento é quantificado pela variação das medições de absorvância antes da irradiação (A_0) e após o término da irradiação (A_i) normalizados pela espessura do filme ou comprimento de trajetória da luz no material dosimétrico (x) :

$$\frac{\Delta A}{x} = \frac{A_i}{x} - \frac{A_0}{x} \qquad (13)$$

As medições podem ser simplificadas se algum parâmetro for efetivamente constante, como por exemplo: (A_0) ou (x).

O uso de scaner microdensitômetro e o scaner dedicado com dosímetros de filmes radiocrômicos finos fornece um método de imagem de distribuição de dose absorvida de duas ou três dimensões no material. Esta técnica também tem sido aplicada para mapeamentos de processamento por irradiação e planejamento de tratamento em radioterapia [58 - 60].

3.6.3 Propriedades dosimétricas

Operacionalidade. Como mostrado na TABELA I, a operacionalidade, para dose absorvida no dosímetro de filme radiocrômico HD-810, varia de 10 até 1000 Gy. Quatro exemplos de curvas de dose absorvida são mostrados na FIGURA 5. O limite inferior para dose absorvida é definido pela incerteza associada às medições

de pequenos valores de ΔA_λ e a estatística do ajuste da função de calibração selecionada (ΔA_λ em função da dose D) [61 – 62].

O limite superior de dose absorvida depende da saturação da função de resposta referente à calibração do dosímetro, causado por diminuição dos monômeros de diacetileno em altas doses e por limitações do instrumento. Não foi encontrada nenhuma dependência com a taxa de dose absorvida ou fracionamento de dose, desde 10^{-2} Gy/s até 10^{13} Gy/s, com nível da confiança estimado em 95 % (2σ) [11, 51, 63-64].

Efeito da influência de grandezas externas. A resposta do dosímetro de filmes radiocrômicos é afetada pela quantidade de água no ar, temperatura, luz ultravioleta próxima (375 nm) e luz polarizada [59, 65-66]. Proteger o filme do vapor de água e da luz ambiente em sachês até o momento das leituras no equipamento reduz as incertezas nas medições. A variação de resposta do filme com a temperatura e umidade relativa depende da quantidade de dose absorvida, do comprimento de onda selecionado para as medidas, e de outros efeitos que não são facilmente quantificáveis. Também foi avaliado que o grau de influência destes efeitos pode variar para diferentes lotes de fabricação.

A resposta do filme radiocrômico para diferentes distribuições de espectro de raios gama e elétrons é fortemente determinada pelos elementos constituintes [1, 67]. Nas energias desde 0,1 MeV até 10 Mev, o coeficiente de absorção em massa para fótons e o poder de freamento em massa para elétrons no filme radiocrômico, é aproximadamente igual ao da água, de hidrocarbonetos simples e tecidos biológicos leves. As medições de dependência energética para fótons em filmes, utilizando um estreito espectro de bandas de raios X e radiação gama, indicam que somente fótons com energias efetivas abaixo de 70 keV alteram a resposta do filme, ocorrendo o mesmo para água e tecidos biológicos leves [68-69].

Estabilidade. Se armazenado dentro das condições controladas de temperatura e umidade relativa e selado contra efeitos da luz, o dosímetro de filme radiocrômico apresenta estabilidade por até um ano sem mudança na resposta. Em alguns filmes, contudo, o valor do (A_0) apresenta aumento a cada ano. Isto pode apresentar um significativo efeito no limite inferior de dose absorvida, necessitando de re-calibração do lote [18, 52].

O processo de polimerização continua após o término da irradiação, causando um crescimento significativo na absorvância ótica (A_i), porém, diminuindo rapidamente com o tempo. Este aumento pode ser da ordem de 15 % nas primeiras 24 horas [66]. O LDPI realiza as leituras de absorvância em um tempo pré-definido após o término da irradiação.

Requisitos para calibração. Os fenômenos químicos produzidos por radiação no dosímetro de filme são influenciados por grandezas externas (umidade, temperatura, exposição à luz, etc.) que não são completamente conhecidas. Por esta razão, os dosímetros de filme radiocrômico devem ser calibrados dentro das condições de irradiação nas quais serão utilizados [52].

3.7 Dosímetro semicondutor

Com o desenvolvimento da microeletrônica e a criação do transistor por Schokley, Brattain e Bardeen (1947) [70], diferentes tipos de semicondutores foram desenvolvidos e utilizados como detectores de radiação e dosimetria [71-74]. A detecção de radiação com diodos é feita em equipamento com sensibilidade para realizar medidas de corrente por unidade de tempo durante a interação dos fótons no detector. Também é possível relacionar a dose absorvida com a carga acumulada.

3.7.1 Formação da região de depleção no dispositivo semicondutor

Cada elétron possui um nível de energia com valor discreto e muito bem definido para um átomo isolado. Estes níveis energéticos indicam sua distância do núcleo, o formato de sua órbita, seu momento magnético e seu *spin*, que correspondem às possíveis soluções da equação de *Schrödinger* [75]. Nos materiais isolantes o último nível energético, chamado banda de valência, está totalmente preenchido por elétrons e possui uma banda proibida (*gap*) de valor elevado entre o último nível e o nível energético seguinte, chamado banda de condução. Nos elementos condutores a última banda de energia não está totalmente preenchida, ou ainda apresentam sua última banda de energia totalmente preenchida, mas com uma sobreposição com a banda de condução. Os elementos semicondutores são um caso particular de isolantes, sendo que a magnitude de sua banda proibida é menor ou igual a 3 *eV*, podendo ser superada pelo aumento da temperatura, luz incidente ou campo elétrico [76].

O silício pertence aos elementos do grupo IV da tabela periódica e forma quatro ligações covalentes com outros átomos, por isso são classificados como tetravalentes. Em um cristal formado somente por átomos de silício, a banda de valência apresenta-se alterada devido à proximidade com outros átomos, mas a quantidade de elétrons em cada átomo permanece aproximadamente constante, mesmo quando ocorre a liberação do elétron da sua banda de valência por absorver energia acima da banda proibida. Nestes casos, a lacuna deixada no átomo é rapidamente preenchida pela captura de outro elétron no meio, mantendo a neutralidade do átomo.

A introdução de elementos pertencentes à coluna IIIA da tabela periódica, de modo substitucional aos átomos de silício no cristal semicondutor, cria níveis energéticos vazios (lacunas), porque estes elementos não possuem elétrons suficientes na banda de valência para formar ligações com o átomo de silício, mas eventualmente a lacuna é preenchida por elétrons do meio. A

magnitude da banda proibida diminui por causa do excesso de lacunas, mas a neutralidade do material é mantida porque o número de elétrons em cada átomo é conservado. No caso da introdução de elementos da coluna VA, o quinto elétron não forma ligação com nenhum átomo de silício e fica em um nível energético com baixa energia de ligação. O aumento de elementos dopantes IIIA e VA, fixos na rede cristalina do semicondutor e sem formar ligações com os átomos de silício, diminui a resistividade do semicondutor porque aumenta o número de lacunas ou elétrons. A FIGURA 6 mostra a diminuição no valor da banda proibida no cristal de silício com a introdução de elementos dopantes da coluna IIIA, aumentando o valor da banda de valência, e elementos da coluna VA, diminuindo o valor da banda de condução no semicondutor.

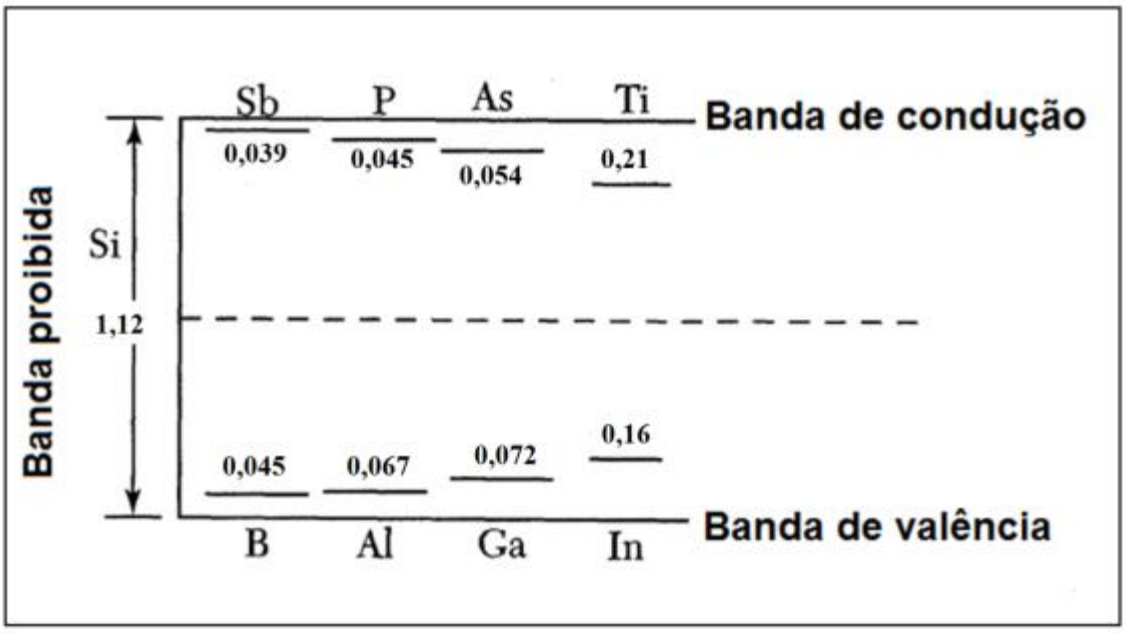

FIGURA 6- Diminuição do valor da banda proibida em elétron-volt (eV) no cristal de silício com introdução de elementos das colunas IIIA e VA [20].

Quando elementos IIIA e VA estão presentes no mesmo cristal acontece uma difusão de elétrons do elemento VA para ocuparem os níveis energéticos próximos ao elemento IIIA, deixando cargas positivas fixas no elemento VA

(lacunas na banda de valência) e cargas negativas no elemento IIIA. As cargas negativas e positivas dos átomos adjacentes se cancelam, mas as cargas localizadas nas extremidades da região de depleção não se cancelam, resultando no aparecimento de um campo elétrico que inibe mais difusão de cargas. O campo elétrico mantém as dimensões da região de depleção de tamanho constante no interior do componente. O potencial eletrostático entre as extremidades da região de depleção depende da quantidade de elementos IIIA e VA presentes na estrutura cristalina do semicondutor, conforme a equação (*14*) [20, 35, 77]:

$$V = k\,T \ln\left(\frac{N_A\,N_D}{e\,N_i^2}\right) \qquad (14)$$

em que: V = Potencial eletrostático

N_D = Número de átomos por cm^3 do elemento VA

N_A = Número de átomos por cm^3 do elemento IIIA

N_i = Número de átomos por cm^3 de silício (intrínseco)

T = Temperatura

k = Constante de Boltzmann

e = Carga do elétron

3.7.2 Mecanismo de detecção

O elétron pode absorver energia por vibração da rede cristalina, energia térmica, radiação eletromagnética (visível, ultravioleta, raios X, raios gama etc.); se o elétron absorver energia maior que o valor da banda proibida e eventualmente escapar do átomo, ocorre a formação de um par elétron-lacuna, que pode ser considerado como cargas negativas e positivas. Se o elétron escapar de um átomo localizado dentro da região de depleção, o campo elétrico presente na região

imediatamente separará as cargas e as conduzirá para fora da região de depleção a fim de manter o campo elétrico constante [78-79]. Como o movimento das cargas é sempre no mesmo sentido, gera-se uma pequena corrente elétrica no diodo. Isso acontece porque as dimensões da região de depleção são muito menores que o tamanho do dispositivo (~100 μm). A maior contribuição para a corrente elétrica gerada no dispositivo é produzida fora da região de depleção. Se as cargas produzidas fora da região de depleção tiverem tempo suficiente, para não se recombinarem, e difundirem para dentro da região de depleção, elas serão conduzidas pelo campo elétrico através da região e contribuirão com a maior parcela da corrente elétrica. A movimentação das cargas que ocorre dentro do diodo é conhecida como corrente de deriva (J) e sua intensidade é dada por:

$$J = e\, g\, A\, (w + L_p + L_n) \qquad (15)$$

em que: e = Carga do elétron

g = Taxa de produção de cargas (pares elétron-lacuna)

A = Área da região de depleção

w = Espessura da região de depleção

Lp e Ln são os comprimentos de difusão, com coeficiente de difusão ($\mathscr{D}$), das cargas produzidas fora da região de depleção com o tempo de existência (τ) antes de se recombinarem. Portanto, o comprimento de difusão das cargas produzidas fora da região de depleção é uma função do tempo e coeficiente de difusão conforme a equação (*16*) [22, 80-82].

$$L = (\mathscr{D}\tau)^{1/2} \qquad (16)$$

3.7.3 Método de medição

Diodos semicondutores são normalmente utilizados no modo fotovoltaico e conectados sem tensão de polarização em equipamentos conhecidos como eletrômetros. Basicamente são multímetros que apresentam alta resistência interna e capazes de medir correntes na escala de femto-amperes. A incidência de um fluxo de radiação no dispositivo semicondutor ioniza os átomos do material, gerando cargas elétricas de maneira totalmente aleatória que são difundidas através do detector e conduzidas pelo campo elétrico na região de depleção. 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 absorvida ($\dot{D}$). A constante de proporcionalidade é definida como sensibilidade em corrente *(S_i)* do diodo, expressa pela equação *(17)* [83];

$$S_i = i \ / \ \dot{D} \qquad (17)$$

A dose absorvida no dispositivo (D) é uma função da carga elétrica (Q) acumulada; esta carga pode ser expressa como o produto do número de cargas elétricas produzidas (N) durante o tempo de irradiação e a carga do elétron (e):

$$Q = N \ e \qquad (18)$$

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 elétricas, resultando em uma sensibilidade 18 000 vezes maior que uma câmara de ionização de mesmo volume [22, 35].

3.7.4 Propriedades dosimétricas

Operacionalidade. O limite superior de operacionalidade do dosímetro de silício é limitado pela queda de sensibilidade em relação à corrente elétrica com o acúmulo de dose. A interação da radiação pode transferir energia suficiente para deslocar os átomos da rede cristalina, criando níveis energéticos na banda proibida que armadilham ou recombinam as cargas livres, reduzindo o tempo de existência das cargas livres (τ) [22, 84-87]. A probabilidade de deslocamento de átomos no cristal depende do tipo e da energia da radiação incidente [79], infelizmente não existe uma relação direta entre probabilidade de deslocamento e secção de choque da radiação [84].

O limite inferior de operacionalidade é calculado estatisticamente por ajuste da função de calibração, obtida em diferentes taxas de dose, sendo que a corrente de fuga é definida como o valor mínimo. A corrente de fuga aparece no eletrômetro como um ruído eletrônico e é proveniente principalmente das cargas minoritárias geradas fora da região de depleção que se difundem para dentro dela.

Efeito da influência de grandezas externas. A corrente gerada no diodo é afetada pela temperatura e pela luz ambiente durante as irradiações; dependendo da taxa de dose absorvida, a resposta do dispositivo pode variar em até 5 % [88-89]. A introdução de elementos IIIA e VA no cristal semicondutor diminui o valor da banda proibida e a resistividade; consequentemente, os elétrons necessitam de menor energia para escapar da banda de valência; por outro lado, uma menor quantidade de energia pode ser depositada dentro da região sensível do diodo devido ao aumento da capacitância (C). A diminuição da região de depleção pode acarretar em ausência de linearidade de resposta para diferentes espectros de radiação incidente, pois a energia do fóton não é totalmente absorvida dentro da região de depleção [90]:

$$C = \frac{Q}{V} = \left(\frac{e\ \varepsilon\ N}{2\ V} \right)^{1/2} \qquad (19)$$

em que: C = Capacitância do diodo

Q = Carga gerada no diodo

V = Tensão de polarização

N = concentração de elementos IIIA e VA

e = Carga do elétron

ε = Permissividade elétrica do material

A despeito da alta tecnologia empregada na fabricação de diodos e dos diferentes métodos de produção [91], a quantidade de átomos dos elementos constituintes do dispositivo pode sofrer algumas variações, gerando alteração nas características dos diodos do mesmo lote de fabricação. Consequentemente, o grau de influência das grandezas externas, em um lote do mesmo tipo de diodo, também pode variar ocasionando diferentes respostas na corrente.

Diodos planares apresentam pequena variação de resposta com o ângulo de incidência do fluxo de radiação, ocasionando variação na resposta da dose [92-93]. O posicionamento repetitivo do dispositivo, com a colocação do lado mais sensível voltado para a fonte, é uma prática recomendável.

Estabilidade após irradiação: O diodo não armazena a dose absorvida, portanto, não é possível refazer as leituras após a irradiação. A perda de sensibilidade do diodo, devido aos danos na estrutura cristalina, somente ocorre quando o dispositivo está em irradiação e ocorre de forma lenta, dependendo da taxa de dose. Tratamentos térmicos (*annealing*) e outros métodos estão sendo

investigados para recuperar a resposta do dispositivo [94-95]. A estabilidade de resposta do dispositivo depende das condições de armazenagem e irradiação.

3.8 Critérios de seleção do dosímetro

A seleção de um dosímetro de rotina, para que se possa atender à demanda de serviços em processamento por irradiação, deve atender aos seguintes critérios para garantir uma dosimetria adequada [4]:

a) Operacionalidade dentro do limite de dose apropriado.
b) Facilidade de calibração dentro dos limites de dose desejados.
c) Boa reprodutibilidade na leitura da dose absorvida.
d) Resolução em diferentes energias.
e) Independência com a taxa de dose.
f) Densidade e número atômico semelhantes aos produtos irradiados.
g) Incerteza padrão combinada suficientemente pequena para a aplicação.
h) Insensibilidade às grandezas ambientais (umidade, temperatura etc.).
i) Resposta dosimétrica em acordo com os padrões ASTM-ISO.
j) Estabilidade após a irradiação.
k) Resolução espacial suficiente para os processos de irradiação.
l) Baixo custo e fácil sistema de leitura das medidas.
m) Estabilidade a longos períodos de armazenamento.
n) Resistência mecânica elevada para os procedimentos de rotina.
o) Linearidade de resposta com a dose.
p) Disponibilidade no mercado nacional.
q) Resposta independente da direção do fluxo de radiação.

É impossível que um dosímetro tenha todas estas propriedades descritas, mas um compromisso entre elas é muito importante para fornecer uma dosimetria de rotina com qualidade confiável. Estes critérios foram avaliados no sistema dosimétrico estudado a fim de fornecer informação suficiente para atender às exigências da dosimetria em irradiações que necessitem deste tipo de dosímetro.

3.9 Estimativa de Incertezas

Se o resultado da medição não é absoluto, a medida é somente uma aproximação ou uma estimativa do valor da medição, a inexatidão é chamada de incerteza, deste modo à medida é completa somente quando acompanhada por um valor de incerteza [96]. Em dosimetria a incerteza significa dúvida na validade do resultado da medição e é frequentemente expressa em termos de precisão e exatidão.

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

Para avaliar a exatidão de uma medição 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 absorvida, fornecidos pela fonte de radiação, são certificados por dosímetro de alanina em laboratório padrão secundário, onde as respostas de seus dosímetros participam de comparações interlaboratoriais entre as medições de laboratórios de referência.

O modelo matemático que transforma as repetições observáveis em uma medição é de fundamental importância, e geralmente inclui vários valores que não são exatamente conhecidos. A imperfeição das medições 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 frequentemente ser reduzidos, quantificando um valor e utilizando como fator de correção.

A incerteza de um aparelho de medição não cobre a incerteza de todo o processo de medição, como por exemplo, 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,....,N) o conjunto de dados, definimos sua média aritmética ou, simplesmente média, por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i \qquad (20)$$

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 isto não é possível, podemos apenas estimar o valor mais provável e expressar a dispersão do valor verdadeiro através da incerteza.

A incerteza do resultado de uma medição reflete o quanto estamos distantes do valor real e pode ser expressa como o desvio padrão das medidas 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 medição são classificadas em dois Tipos: A e B, que indicam os dois diferentes modos de avaliar as incertezas.

A avaliação do Tipo A da incerteza de medição é uma análise estatística dos valores medidos, obtidos sob condições definidas de medição. Uma vez que as medições são em geral todas diferentes entre si, sua dispersão pode ser calculada estimando o desvio padrão das medições (σ_x), que é uma média das diferenças quadráticas de cada medição até a média, conforme a equação:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2} \qquad (21)$$

No denominador da equação *(21)* aparece o valor (N - 1) porque, depois de calculada a média, temos (N - 1) valores independentes, isto é perdemos um grau de liberdade [96].

A avaliação do Tipo B da incerteza de medição é determinada por meios diferentes daqueles adotados para uma avaliação do Tipo A da incerteza de medição [97]. Na prática estas incertezas são obtidas dos manuais e certificados de calibração dos instrumentos.

3.9.1 Incerteza padrão combinada

Para obtermos o total das incertezas resultado dos Tipos A e B, e avaliarmos a precisão da medição, 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.

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \qquad (22)$$

Para verificar o nível da confiança da medição, 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.

$K = 2$ $\quad U = 2u_c$ implica nível da confiança em 95%

$K = 3$ $\quad U = 3u_c$ implica nível da confiança em 99%

Outro parâmetro muito utilizado em dosimetria é chamado de coeficiente de variação "CV", definido como o quociente entre o desvio-padrão (σ_x) e a média das medições ($\bar{x}$), frequentemente expresso em porcentagem como representado na equação *(23)*. Sua vantagem é caracterizar a dispersão dos dados em termos relativos ao seu valor médio. Assim, uma pequena dispersão absoluta pode ser, na verdade, considerável quando comparada com a ordem de grandeza dos valores da variável [18].

$$CV\ \% = 100 \cdot [\ \sigma_x / \bar{x}\ ] \qquad (23)$$

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Caracterização elétrica dos diodos

Os diodos de silício do tipo PIN modelo SFH 206 utilizados neste trabalho, possuem área útil de 7,0 mm^2 sendo encapsulados por uma camada de plástico de 1,2 mm de espessura. Segundo informações disponíveis pelo fabricante [98], a corrente de fuga é inferior a 0,3 nA (0 V) e capacitância de 72 pF (0 V). Como estas características influenciam na resposta dosimétrica destes dispositivos, a uniformidade de um lote de 10 diodos foi avaliada mediante medições dinâmicas de corrente e capacitância em função da tensão.

As medições de corrente de fuga em cada diodo foram obtidas com um eletrômetro da marca *Keithley*, modelo 6517B, dotado de uma fonte de tensão interna a qual permitiu variar a tensão no diodo de 0 a 30 V em intervalos de 0,5 V. Em cada tensão, o valor médio da corrente foi obtido em duas séries de medições.

Para as medições de capacitância em função da tensão utilizou-se o diodo acoplado ao amplificador operacional (OPA656U) projetado e construído pelo Engenheiro Jair S. do Nascimento [99]. O método empregado baseou-se na determinação do ganho (G) do amplificador definido pela razão entre a amplitude (V_{out}) de um sinal de tensão AC de saída e a amplitude (V_{in}) do correspondente sinal de tensão AC de entrada do amplificador. Sendo a resistência (R) interna do circuito de amplificação, para um sinal de tensão AC de frequência (f), a capacitância (C_d) do diodo é dada por [70]:

$$|G| = \left|\frac{V_{out}}{V_{in}}\right| \cong 2\pi C_d R \quad => \quad C_d \cong \left|\frac{V_{out}}{V_{in}}\right| . \frac{1}{2\pi f R} \qquad (24)$$

O procedimento adotado para as medições de capacitância dos diodos consistiu em injetar na entrada do amplificador sinais senoidais de 200 mV de amplitude, com frequências de 10 kHz , provenientes de um gerador de pulsos Minipa® MFG-4220, e medir as amplitudes dos correspondentes sinais de saída com o osciloscópio Tektronix® TDS-3034B. A curva C-V foi obtida reduzindo-se a tensão inicial de polarização reversa, fornecida pela fonte Ortec® 659, de 30 V em intervalos de 2 V até atingir 0 V. O diagrama de blocos do arranjo experimental para as medições de capacitância em função da tensão reversa está representado na FIGURA 7.

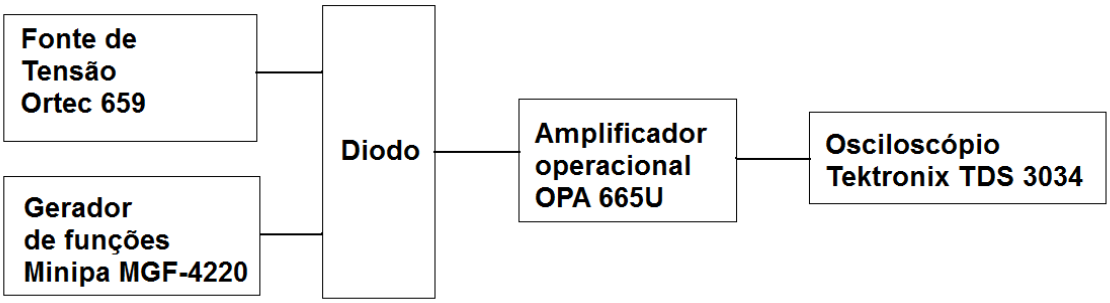

FIGURA 7 – Diagrama de blocos do circuito eletrônico para medidas de capacitância.

4.2 Montagem e calibração da sonda dosimétrica

Na montagem da sonda, o diodo selecionado foi fixado em um suporte de acrílico de 35 mm de comprimento e 0,5 mm de aresta para posicionar a face frontal do dispositivo e aumentar a sua resistência a danos mecânicos provenientes da manipulação da sonda. Os terminais do dispositivo foram conectados diretamente a um cabo coaxial lemo®, com 30 cm de comprimento e impedância de 50 Ω, de modo a manter a face n^- aterrada e retirar o sinal de

corrente pela face frontal p^+. Uma fotografia do diodo e da sonda completa está ilustrada na FIGURA 8.

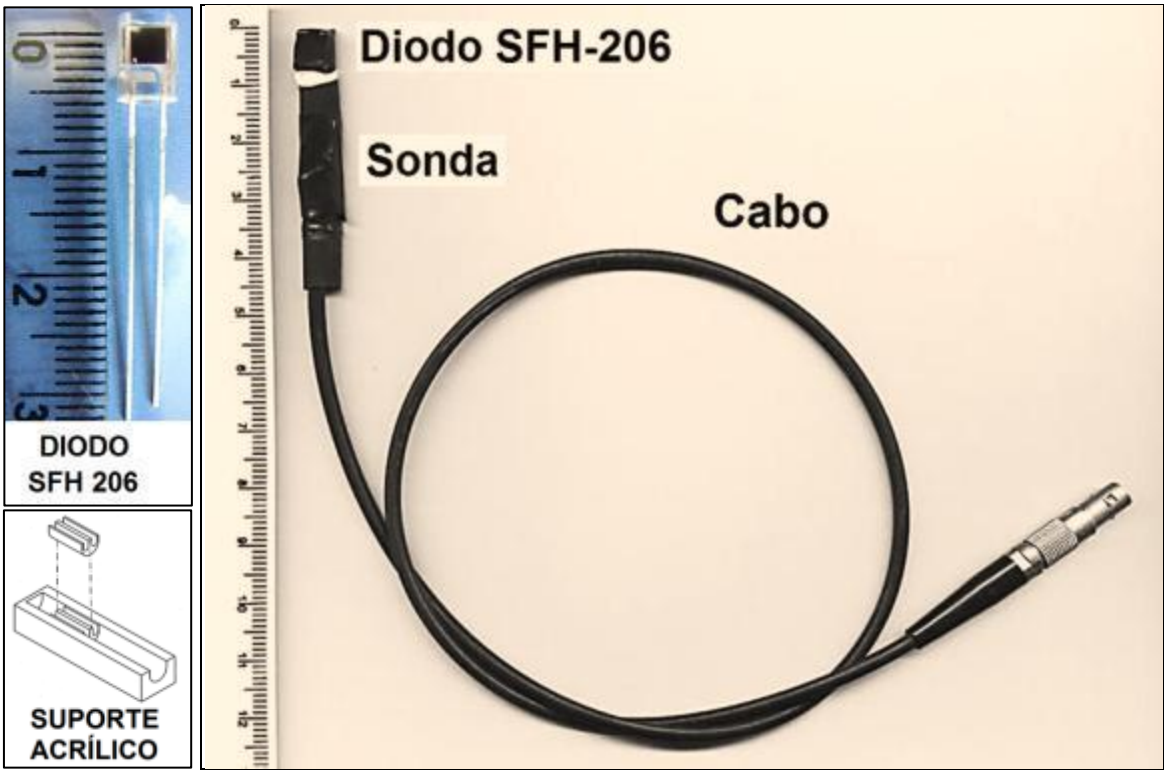

FIGURA 8 – Diodo SFH 206 e suporte de acrílico que compõem a sonda dosimétrica.

As irradiações foram feitas com o diodo posicionado a 10 cm de altura em um suporte de acrílico e radiado em um irradiador panorâmico de Cobalto-60 modelo FIS 60-04 n° 226 – fabricado pela *Yoshizawa Kiko Co, Ltd.* Este irradiador, apresentado na FIGURA 9, localiza-se no interior de uma câmara de irradiação com 17,4 m^3 e blindado por blocos de concreto de alta densidade. O irradiador é constituído basicamente de chumbo e têm formato cilíndrico com dimensões externas de 66 cm de diâmetro e 86 cm de altura, onde fica armazenada a fonte de Cobalto-60. Na extremidade superior do irradiador existe um eixo de metal que se estende até o teto da câmara, o qual guia a fonte para fora da blindagem até a posição de irradiação, com auxílio de motor elétrico e cabo de aço. Sobre o irradiador é posicionada uma mesa de metal com uma abertura central para passagem do eixo. A mesa tem 1,5 m de lado e possui marcas de posicionamento

circulares ao redor do centro, as quais são utilizadas para a calibração e irradiação dos materiais. A movimentação e o tempo de exposição da fonte são controlados por um painel localizado na 'sala de controle' externo à câmara. A fonte de irradiação é constituída por uma vareta de aço inoxidável com 20 x 1 cm^2, preenchida com pastilhas de Cobalto-60 e selada nas extremidades por solda. A fonte pode ser posicionada em diferentes alturas no eixo central, mas durante as calibrações e irradiações de rotina, a fonte fica posicionada a 20 cm acima da mesa. 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 além de aproveitar o espalhamento da radiação nas paredes da câmara. Neste tipo de irradiador a diminuição da taxa de dose é obtida por intermédio do aumento da distância fonte-dosímetro, porém devido aos vários fatores que influenciam no campo, como geometria do irradiador, quantidade de produtos, tamanho da fonte, espalhamento da radiação etc. é necessário determinar a taxa de dose em cada posição com dosímetro padrão. No irradiador Panorâmico as taxas de doses, que variaram desde 8,1 Gy/h até 125,0 Gy/h, foram determinadas em diferentes distâncias da fonte utilizando o dosímetro químico de Fricke. Este dosímetro apresenta incerteza de medição nos valores de dose absorvida de 2,7 % e foi rastreado por laboratório padrão secundário com utilização de dosímetro de alanina (incerteza de 1,7 %) [100 - 101], fornecido pela IAEA através do serviço IDAS. Os valores das taxas de dose são corrigidos mensalmente considerando o decaimento radioativo da fonte de Cobalto-60. A incerteza na taxa de dose, decorrente da calibração da fonte com dosímetro de alanina, foi considerada na avaliação da incerteza na resposta de dose realizada com o diodo, a fim de classificar o sistema como um possível dosímetro de rotina em processamento por irradiação.

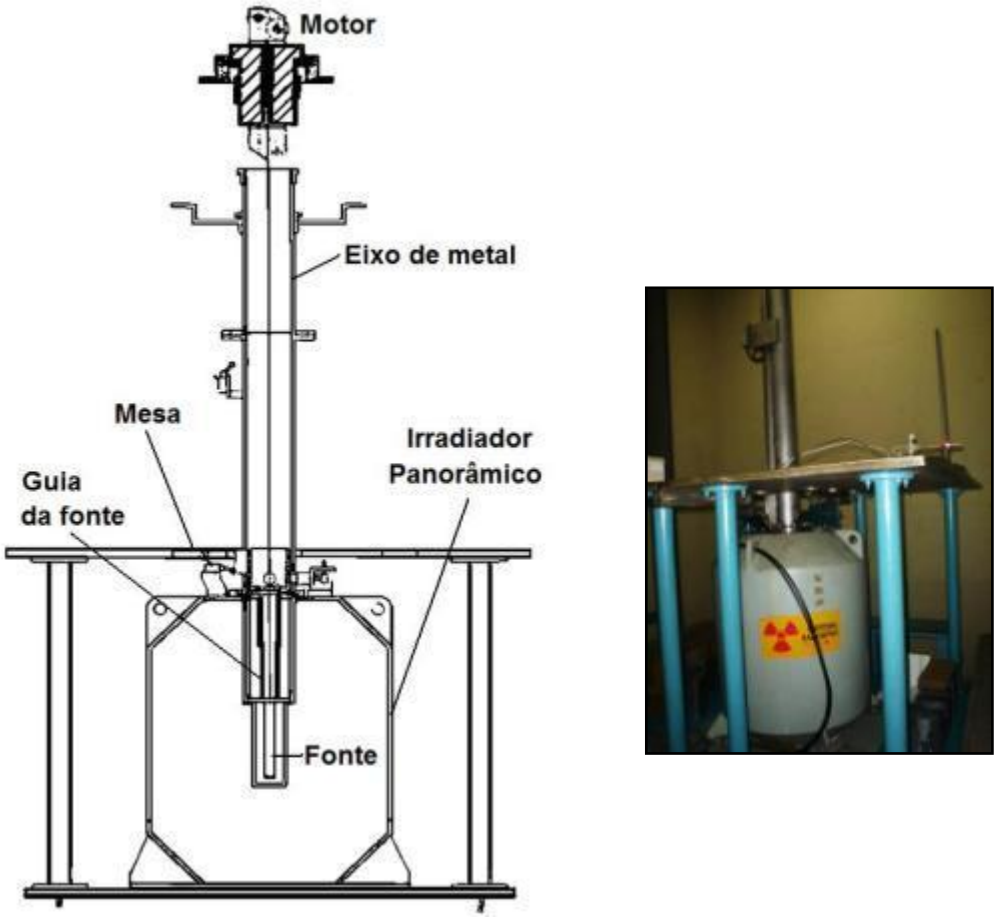

FIGURA 9 – Diagrama e foto do irradiador panorâmico de Cobalto-60 modelo FIS 60-04 n° 226 – fabricado pela Yoshizawa Kiko Co, Ltd.

Os sinais de corrente gerados no volume sensível do diodo quando irradiado com raios gama provenientes do Cobalto-60 foram registrados conectando-se diretamente o cabo da sonda dosimétrica ao eletrômetro *Keithley* 617, sem nenhuma polarização do dispositivo. Este eletrômetro possui resolução de corrente de até 100 fA, com incerteza máxima de 0,25 % dependendo da escala utilizada nas medidas. Os dados foram transferidos diretamente a um computador portátil, utilizando uma interface GPIB (*General Purpose Interface Bus*) conectada ao eletrômetro e controlada por programa desenvolvido em LabVIEW^{TM} [102], que seleciona o intervalo de tempo de aquisição dos sinais.

A temperatura da câmara de irradiação foi monitorada por um termopar tipo-K, colocado próximo à sonda dosimétrica e conectado ao

multímetro *Fluke* 189, que tem incerteza de 0,05 %. Os dados obtidos com a sonda à temperatura ambiente, foram normalizados para a temperatura de irradiação do dosímetro de alanina, durante certificação das taxas de dose da fonte, utilizando do fator de correção (K_T) :

$$K_T = \frac{(273{,}2 + T_i)}{(273{,}2 + T_0)} \qquad (25)$$

no qual: (T_i) é a temperatura durante a irradiação da sonda e (T_0) é a temperatura em que o dosímetro de alanina foi irradiado. O encapsulamento polimérico do diodo, que isola o dispositivo do contato direto com o ar, evita a interferência da pressão atmosférica e umidade.

O diagrama do arranjo experimental para todas as irradiações está representado na FIGURA 10.

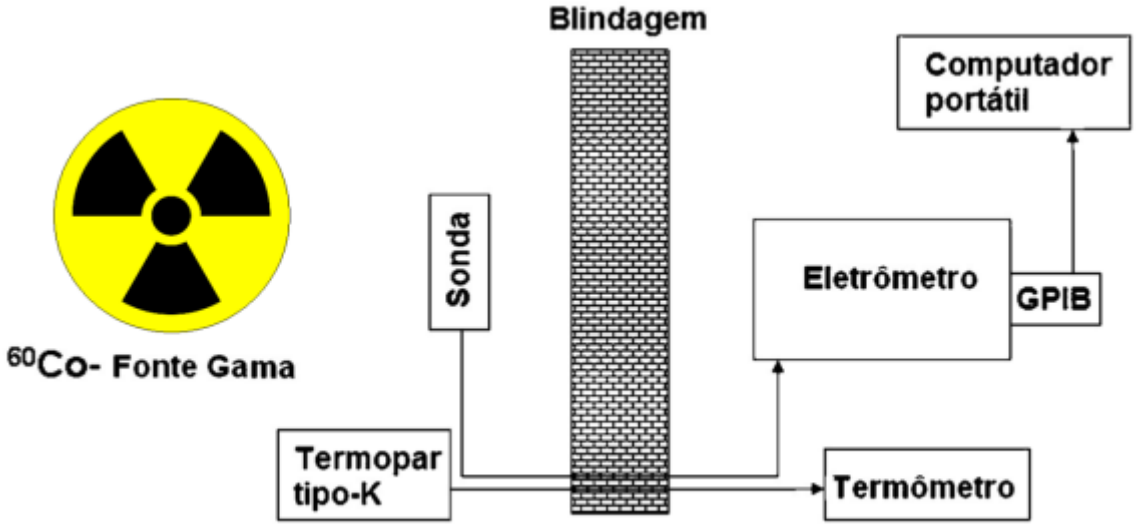

FIGURA 10 – Diagrama do arranjo experimental para as irradiações.

As curvas dose-resposta do diodo, representadas pela carga média acumulada durante todo o processo de exposição do diodo em função da dose,

foram obtidas a partir da integração dos sinais das correntes durante o tempo de irradiação para as doses de 1; 1,5; 2; 3; 5; 7; 10; 15; 20; 30; 50; 70; 100; 150 e 200 Gy, com o diodo posicionado às distâncias de 10, 20, 30 e 40 cm em relação ao centro da mesa. A estabilidade de resposta em carga foi quantificada pela repetição das irradiações em 5 etapas durante sete meses. Entre cada série de irradiações de 1 a 200 Gy, a corrente foi medida durante cinco minutos às distâncias de 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm com o intuito de verificar a estabilidade de resposta em corrente após as irradiações e identificar possíveis danos provocados na estrutura do dispositivo pelo acúmulo de dose durante os meses de irradiação.

Para efeitos comparativos entre os valores de dose, foram realizadas medições de dose absorvida com os filmes dosimétricos tipo Gafchromic®, fabricado pela *ISP Technologies INC*. - Lote 02435H810, posicionados ao lado da sonda em quatro taxas de dose diferentes, referente à Etapa I de irradiação no irradiador Panorâmico. O filme dosimétrico é composto por folhas de poliéster de 20 x 25 cm^2 e 100 μm de espessura, cobertos por emulsão sensível à luz. Nas irradiações; o filme é cortado em tiras de 0,8 x 4,5 cm^2. As leituras da absorvância foram realizadas em um espectrofotômetro modelo Genesys-20 da *Thermo Scientific,* com comprimento de onda (λ) em 670 nm. O procedimento de calibração do filme acompanhou as normas da *American Society for Testing Materials* (ASTM) [18, 62]. A resposta do filme dosimétrico, em relação à dose fornecida pelo irradiador, foi utilizada na verificação da exatidão do diodo à mesma dose. Na avaliação dos erros de todas as medições realizadas neste trabalho, considerou-se o nível da confiança(K) igual a 2 na incerteza combinada (Tipo A e B) expandida. Para efeitos de repetibilidade e estabilidade a longo prazo, as irradiações foram repetidas em cinco etapas durante sete meses.

Para verificar os limites operacionais de taxa de dose, o diodo foi irradiado em outros três irradiadores de Cobalto-60: Gammatron II S80 *(Siemens),* Gammacell-220 *(Atomic Energy of Canada Limited*) e Multipropósito (*IPEN - CNEN/SP).* No Irradiador Gammatron o diodo foi posicionado a um metro de

distância do feixe de radiação fino e colimado. A taxa de dose neste irradiador (3,66 Gy/h) foi determinada no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) utilizando câmara de ionização PTW/Freiburg, modelo M32002. Quanto ao irradiador Multipropósito, a maior taxa de dose (11,0 kGy/h) foi obtida com o diodo posicionado a 10 cm de distância do suporte de fixação das fontes de Cobalto-60. Neste caso a dose absorvida foi determinada com dosímetro de rotina de PMMA, posicionado ao lado do diodo. O irradiador Gammacell-220 apresenta a melhor homogeneidade no campo de radiação. A taxa de dose de 1,5 kGy/h é obtida no centro de uma câmara secundária com 20 x 15 cm^2 e circundada por 27 fontes de Cobalto-60 (20 x 1 cm^2). A taxa de dose neste irradiador foi determinada com dosímetro químico de Fricke e rastreada pela IAEA como mencionado no irradiador Panorâmico. Embora estes irradiadores apresentem diferentes configurações de irradiação [103], a grande variedade nas taxas de dose permite a verificação dos limites operacionais do diodo, mediante medidas estáveis de correntes máximas e mínimas.

Adicionalmente, o diodo foi utilizado para mapear as taxas de dose na câmara de irradiação do irradiador Panorâmico. Neste mapeamento, com deslocamento angular total de 360º, o diodo foi fixado a 10 cm acima da mesa às distâncias de 10, 20, 30 e 40 cm da fonte de Cobalto-60. A FIGURA 11 mostra em um diagrama a vista superior da câmara de irradiação e da mesa onde foram feitas as medições.

No mapeamento vertical, o diodo foi fixado na posição angular correspondente a 0 grau e a 10 cm em relação à fonte e a sua altura, em relação à mesa, variada de 10 a 15 cm. Este mapeamento foi possível devido ao tamanho reduzido do diodo que permite o seu posicionamento sem alteração significativa no campo de radiação.

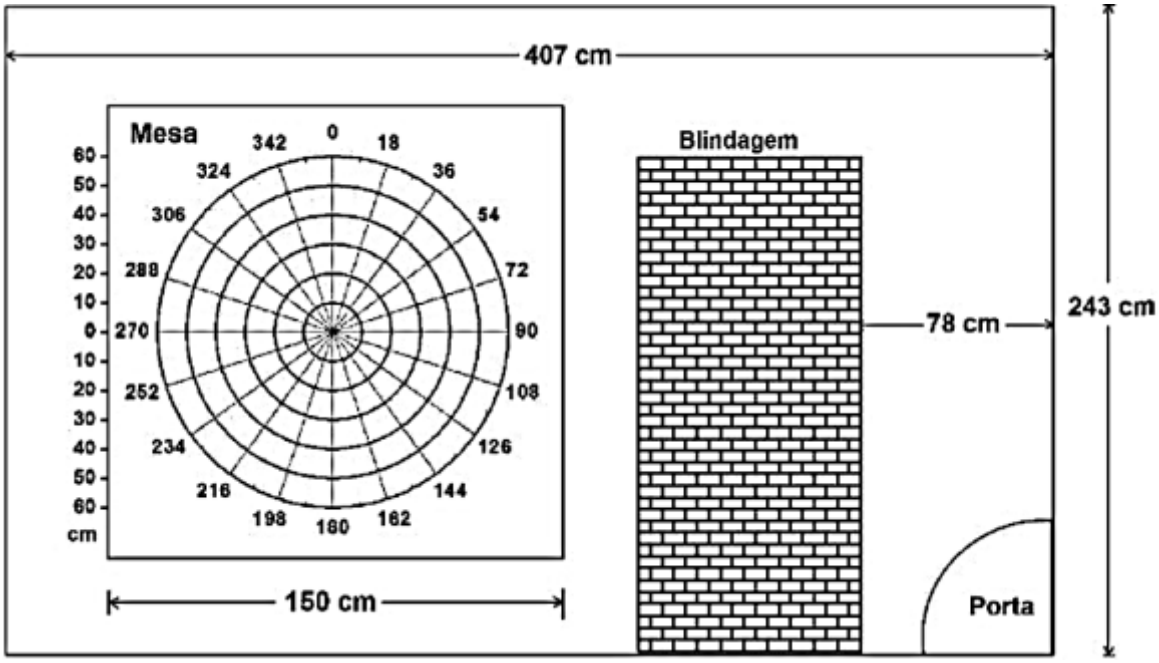

FIGURA 11 – Diagrama (vista superior) da câmara e da mesa de irradiação com as respectivas dimensões do irradiador panorâmico. Os círculos de raios 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm em relação à fonte de Cobalto-60 indicam as posições de irradiação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Caracterização elétrica dos diodos

As curvas de corrente em função da tensão (I-V) do lote dos 10 diodos estão representadas na FIGURA 12 onde se observa o esperado aumento da corrente de fuga em função da tensão da polarização dos dispositivos. Os resultados obtidos mostram correntes de fuga inferiores a 500 pA mesmo para tensões máximas de 30 V. Nas condições de uso dos diodos como dosímetros de radiação, sem tensão de polarização, as correntes de fuga são inferiores a 200 pA. A uniformidade do lote se traduz por um coeficiente de variação de corrente em 35 % para tensões aproximadas de 0 V.

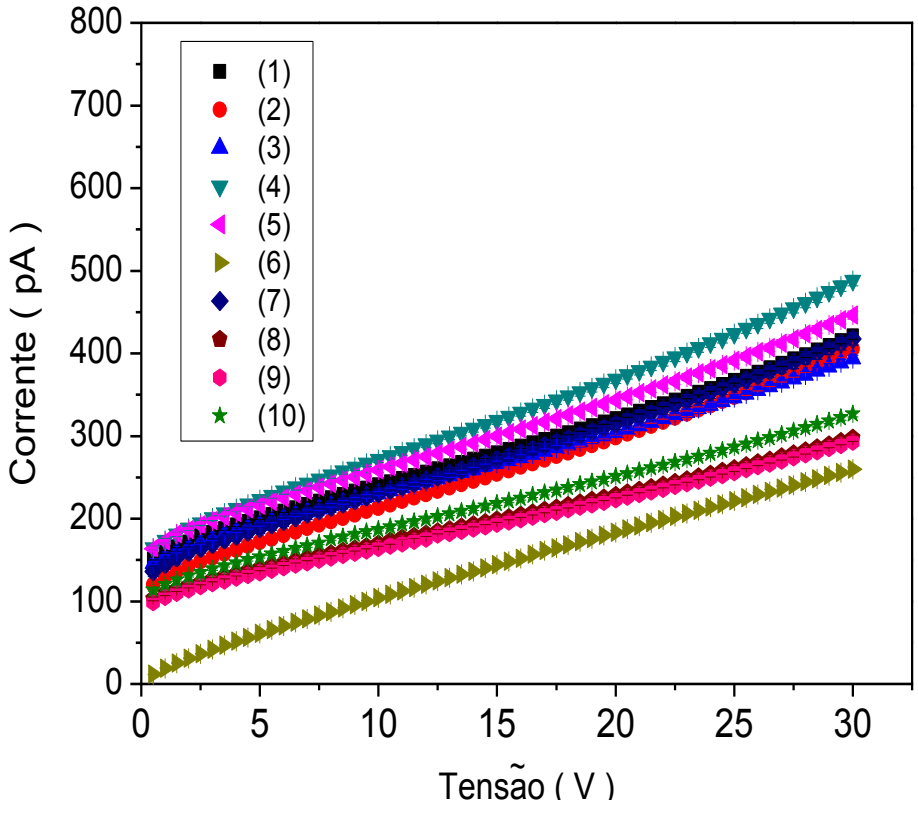

FIGURA 12 – Corrente de fuga em função da tensão reversa de 10 diodos SFH 206.

Esta uniformidade do lote também foi observada nas curvas de capacitância em função da tensão mostradas na FIGURA 13. Como esperado, os valores de capacitância diminuem com o aumento da tensão reversa devido ao crescimento da região de depleção dos diodos. Em todos os dispositivos, a capacitância é mínima para tensões em torno de 30 V o que corresponde aproximadamente à tensão de depleção total de 32 V fornecida pelo fabricante. O coeficiente de variação das medidas de capacitância para o lote de dez diodos não polarizados é de 8,2 %.

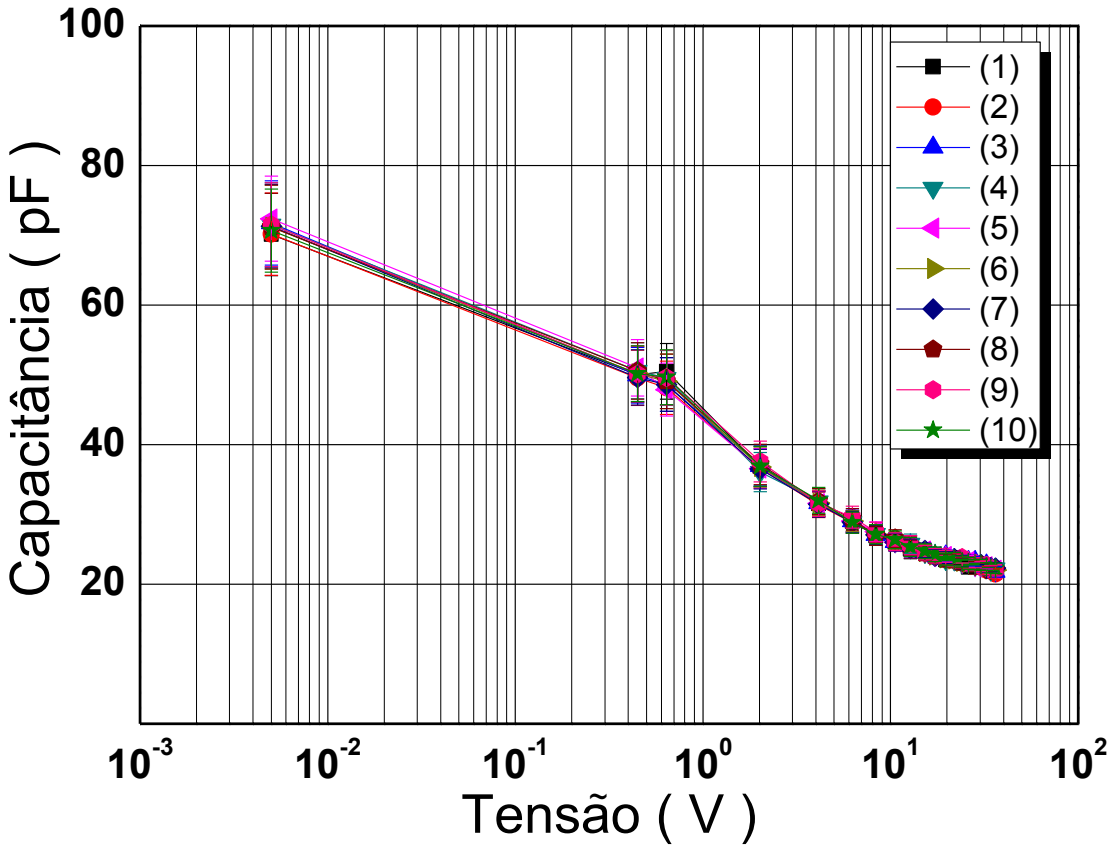

FIGURA 13 – Capacitância em função da tensão reversa de 10 diodos SFH 206.

5.2 Sinais de corrente e linearidade de resposta com a taxa de dose

Como o parâmetro experimental relacionado à taxa de dose é a corrente gerada no fotodiodo, espera-se uma dependência linear entre estas grandezas, cuja constante de proporcionalidade é definida como a sensibilidade em corrente do dispositivo, representada neste trabalho por (S_i) para evitar ambiguidade com a sensibilidade em carga (S_c). Inicialmente o diodo selecionado foi irradiado às distâncias de 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm em relação ao centro da mesa, especificamente nas posições onde as taxas de dose são certificadas. Os resultados obtidos durante a irradiação de 300 s nas respectivas taxas de doses: 125,0; 49,9; 28,9; 17,5; 12,0 e 8,7 Gy/h estão representados na FIGURA 14. A análise desta figura comprova a queda da intensidade de corrente com o aumento da distância (de 10 a 60 cm) do diodo em relação à fonte devido à diminuição da taxa de dose. Além disto, observa-se que os sinais de corrente gerados no diodo em uma dada posição, ou seja, para uma mesma taxa de dose, são estáveis durante todo o período de irradiação.

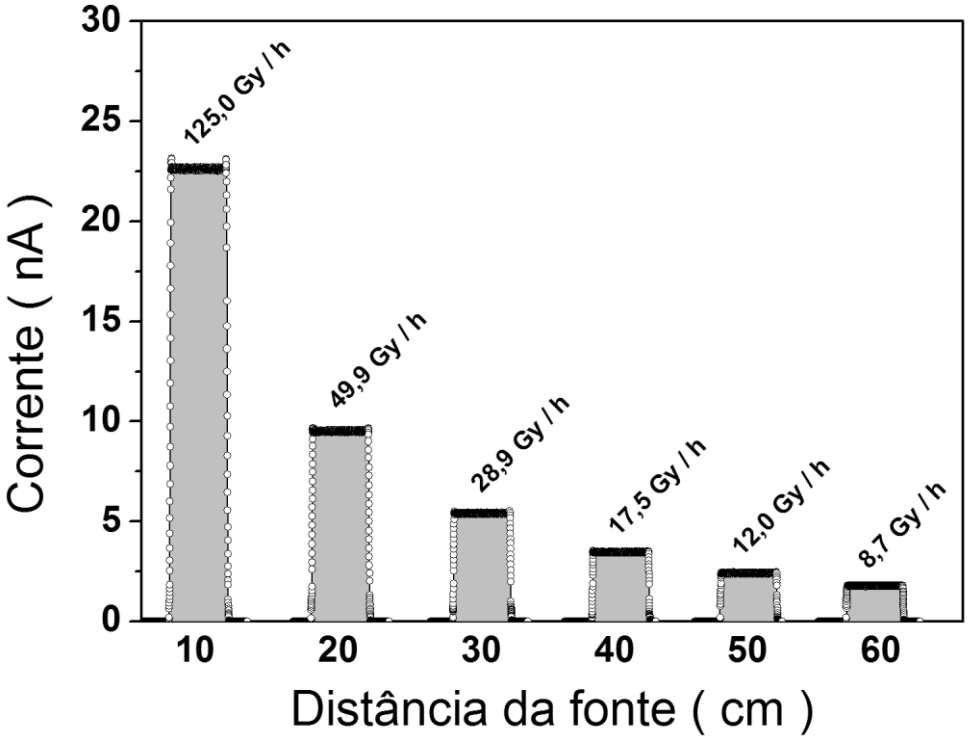

FIGURA 14 – Sinais de corrente gerados no diodo em diferentes distâncias em relação à fonte, em tempos de irradiação iguais a 300 s.

A repetibilidade dos sinais de corrente com o diodo posicionado de 10 até 60 cm em relação ao centro da mesa é representada pelo coeficiente de variação (CV) das 900 medições de corrente efetuadas em 300 segundos e a média não excede 0,6 %, como mostrado na FIGURA 15.

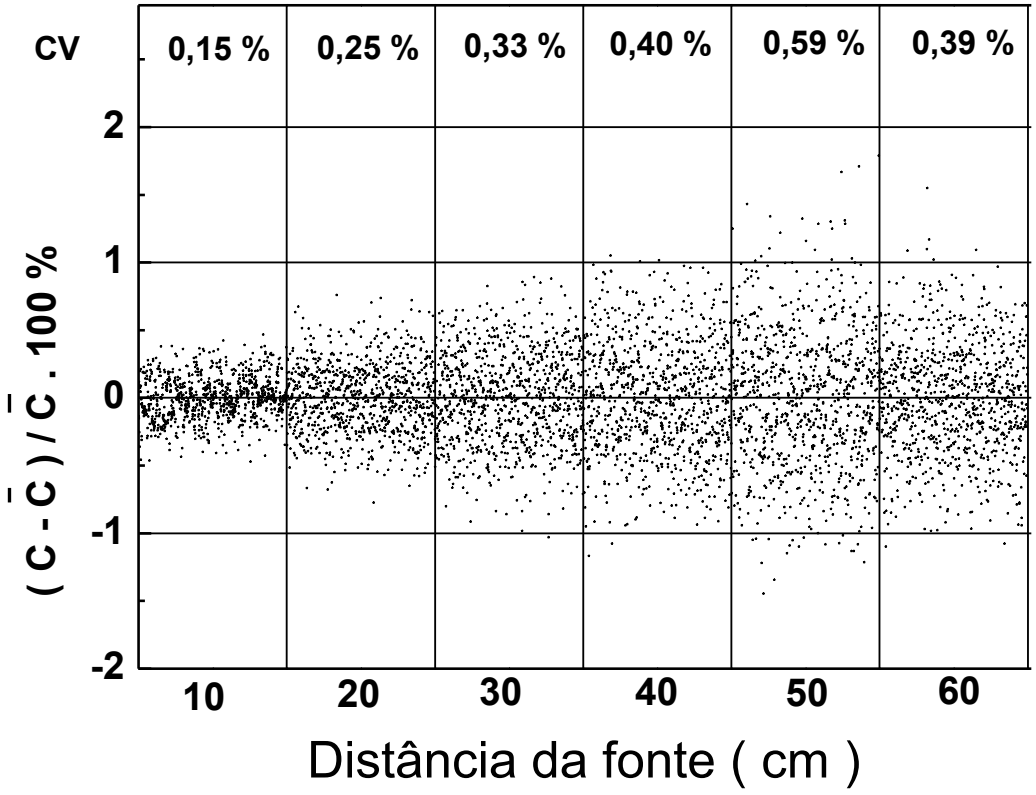

FIGURA 15 – Variação percentual em relação à média de 900 medições de corrente registradas com o diodo posicionado nas distâncias 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm.

Os valores médios das correntes registradas em cada posição do diodo são representados na FIGURA 16 em função da taxa de dose desde 8,7 até 125,0 Gy/h, com incerteza de 1,7 %. Neste intervalo, a linearidade de resposta em corrente com a taxa de dose é comprovada sendo representada pelo parâmetro sensibilidade em corrente *(S_i)* de 0,179 (4) (nA.h/Gy).

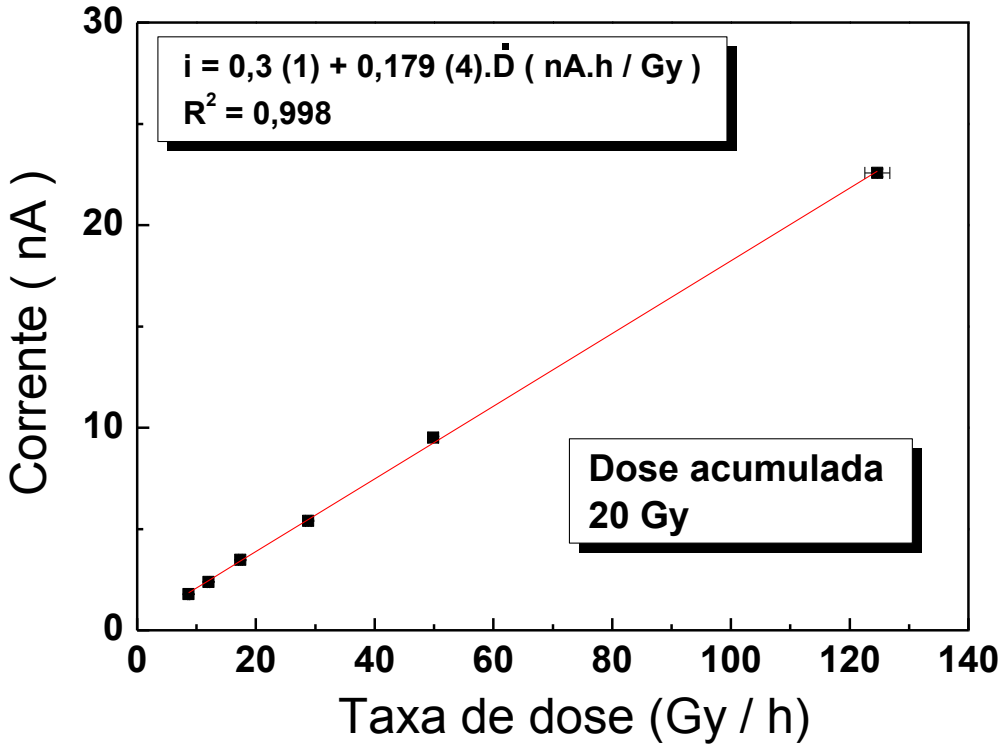

FIGURA 16 – Valores médios das correntes geradas no diodo em função da taxa de dose nas diferentes distâncias em relação a fonte.

Uma vez comprovada à relação linear entre a corrente e a taxa de dose, a dose absorvida durante a irradiação pode ser relacionada com a carga gerada no diodo mediante a integração do sinal de corrente em função do tempo. Esta carga é o parâmetro dosimétrico utilizado para a construção das curvas dose-resposta imprescindíveis para a dosimetria em processamento por radiação.

5.3 Curvas dose-resposta do diodo e dependência com a taxa de dose

Para a construção das curvas dose-resposta, o diodo foi posicionado a 10, 20, 30 e 40 cm em relação à fonte, correspondendo ao intervalo de taxas de doses de 125,0 Gy/h a 17,5 Gy/h. Em cada taxa de dose, o tempo de irradiação foi definido para garantir as doses absorvidas de 1; 1,5; 2; 3; 5; 7; 10; 15; 20; 30; 50; 70; 100; 150 e 200 Gy. Assim, ao término de cada série de irradiações a dose acumulada pelo diodo foi de 670 Gy.

As correntes geradas no volume sensível do diodo em função do tempo de exposição à radiação gama nas seguintes taxas de doses: 125,0; 49,9; 28,9 e 17,5 Gy/h estão representadas nas FIGURAS 17 até 20, separadas em partes (a) e (b) para facilitar a visualização das doses absorvidas nos diferentes tempos de irradiação.

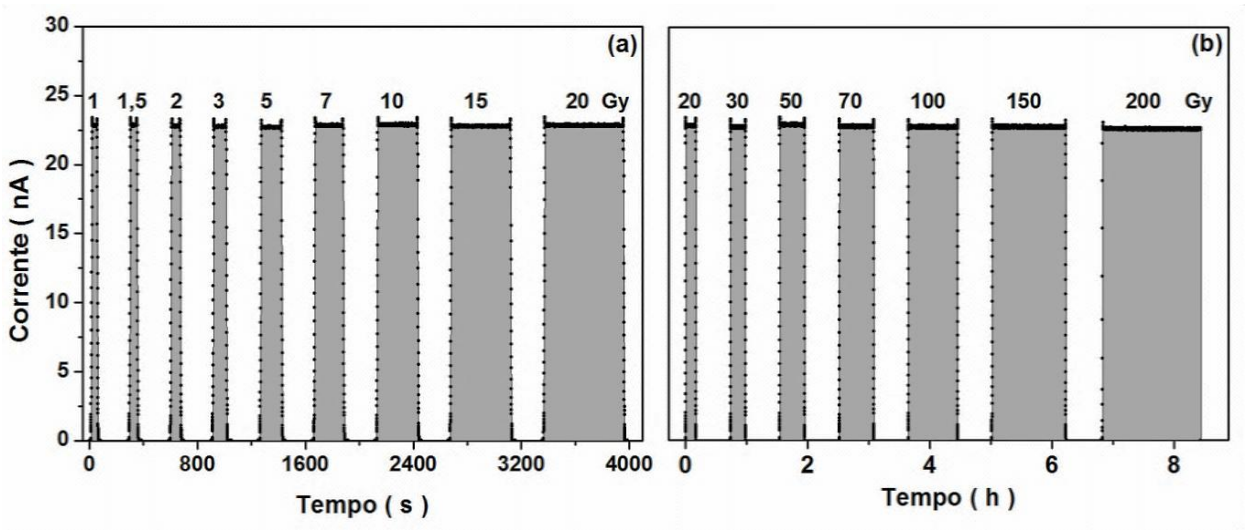

FIGURA 17 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 125,0 Gy/h, em função do tempo de irradiação.

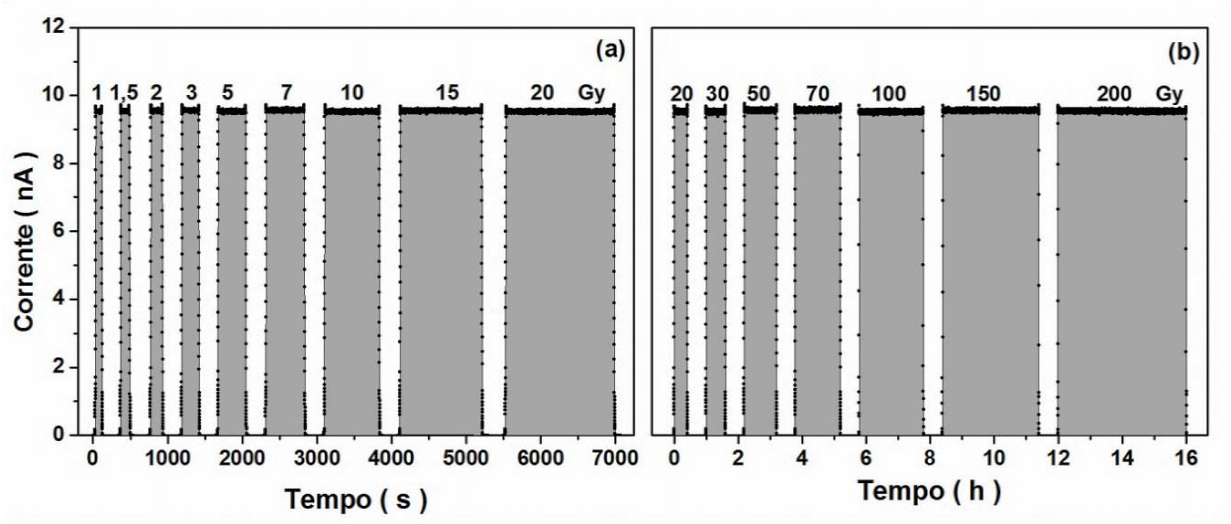

FIGURA 18 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 49,9 Gy/h, em função do tempo de exposição.

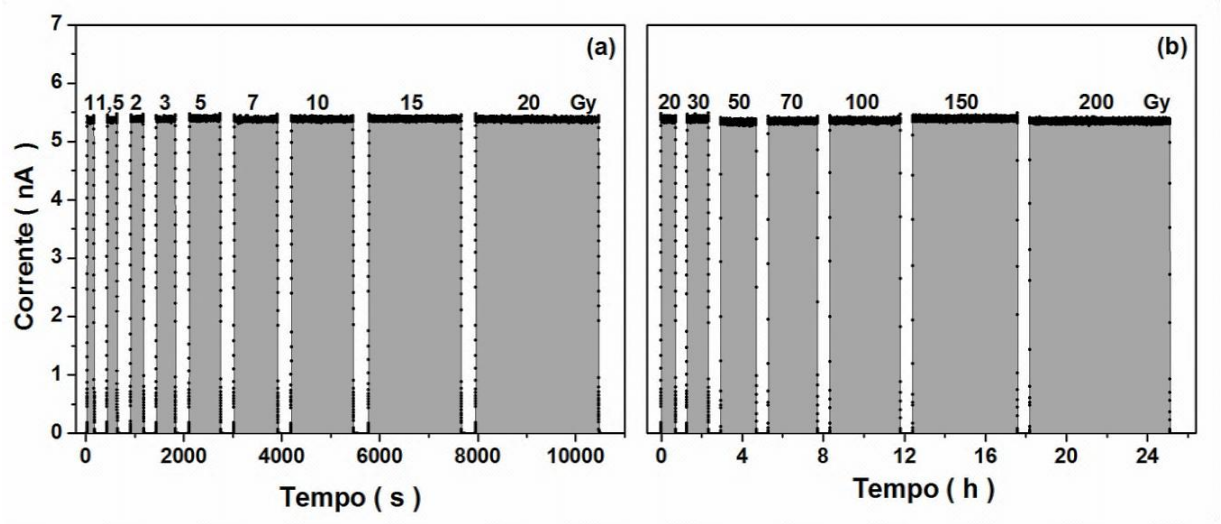

FIGURA 19 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 28,9 Gy/h, em função do tempo de irradiação.

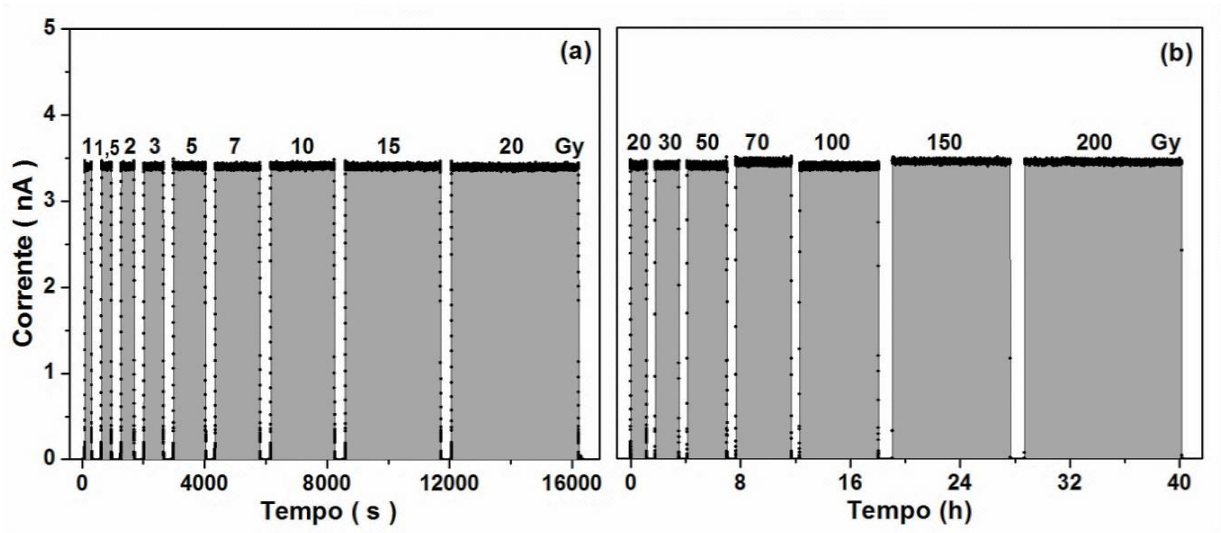

FIGURA 20 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 17,5 Gy/h, em função do tempo de irradiação.

De uma forma geral, a análise das figuras evidencia que os sinais de corrente são estáveis durante todo tempo de irradiação para o intervalo de dose de 1 a 200 Gy. Além disto, como a corrente gerada é proporcional à taxa de dose, para acumular a mesma dose o tempo de irradiação é mais longo na condição de menor taxa de dose. As variações nas correntes registradas no início e no término das irradiações são devidas ao movimento de subida e descida da fonte no interior da blindagem.

A curva dose-resposta da sonda dosimétrica 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 tempo de exposição. Para as diferentes posições (ou taxas de dose), foram construídas as respectivas curvas da carga em função da dose absorvida que estão representadas nas FIGURAS 21 a 24.

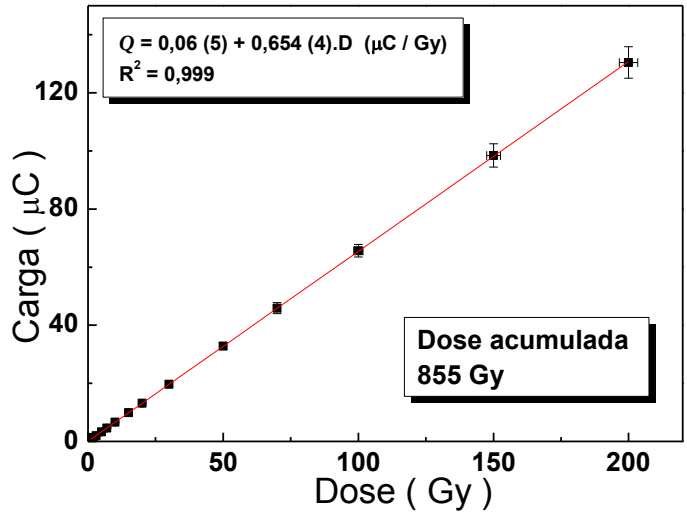

FIGURA 21 – Curva dose-resposta do diodo a 10 cm da fonte. Taxa de dose 125,0 Gy/h.

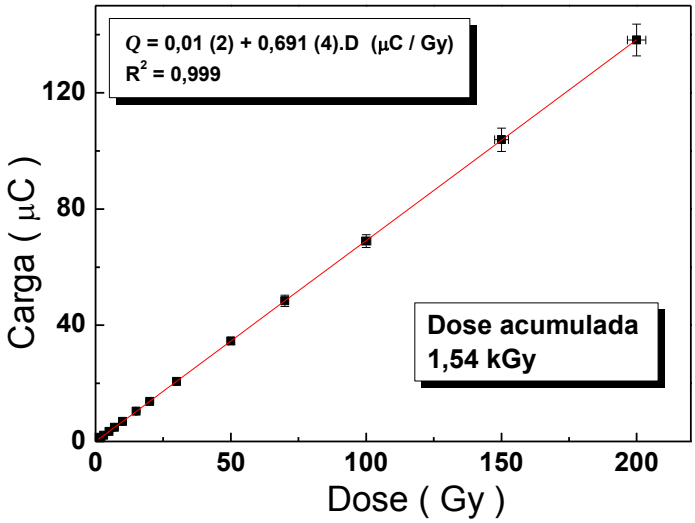

FIGURA 22 – Curva dose-resposta do diodo a 20 cm da fonte Taxa de dose 49,9 Gy/h.

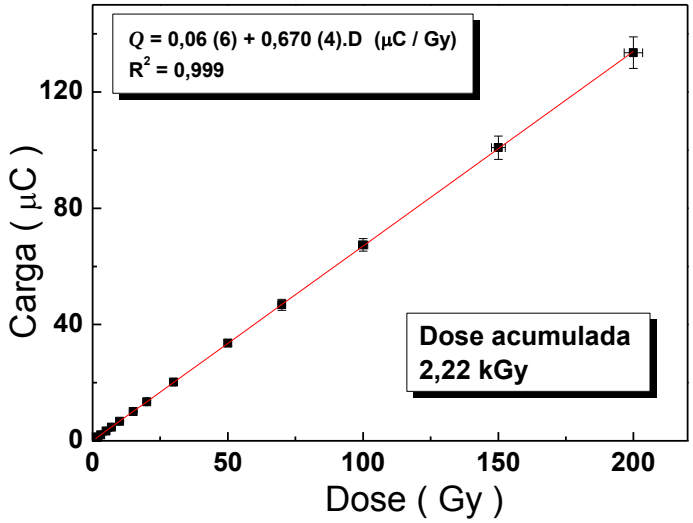

FIGURA 23 – Curva dose-resposta do diodo a 30 cm da fonte. Taxa de dose 28,9 Gy/h.

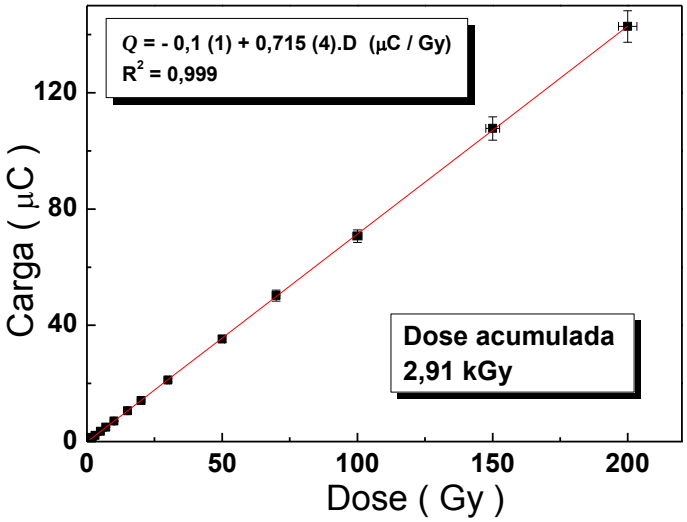

FIGURA 24 – Curva dose-resposta do diodo a 40 cm da fonte. Taxa de dose 17,5 Gy/h.

A análise destas curvas evidencia a excelente linearidade de resposta da sonda para doses totais de até 200 Gy e dose acumulada de 670 Gy em cada série de irradiações. As sensibilidades em carga (S_c) do diodo nas quatro posições de irradiação estão representadas na TABELA II onde se verifica a concordância de todas dentro do erro experimental das medições (3,9 %). Este resultado também comprova a independência da resposta em carga do diodo com a taxa de dose no intervalo de 17,5 Gy/h a 125,0 Gy/h. Desta forma, é possível construir uma curva dose-resposta do diodo independentemente da posição de irradiação (ou taxa de

dose) que está representada na FIGURA 25. Nesta figura os valores de carga são obtidos pela média dos valores medidos nas quatro posições de irradiação.

TABELA II - Sensibilidade em carga (S_c) nas diferentes posições de irradiação.

Taxa de dose (Gy/h) ± 1,7 %	Distância à fonte (cm) ± 0,5 %	Sensibilidade em carga (S_c) (μC/Gy) ± 3 %	Dose acumulada (kGy) ± 2 %
125,0	10	0,654	0,85
49,9	20	0,691	1,54
28,9	30	0,670	2,22
17,5	40	0,715	2,91

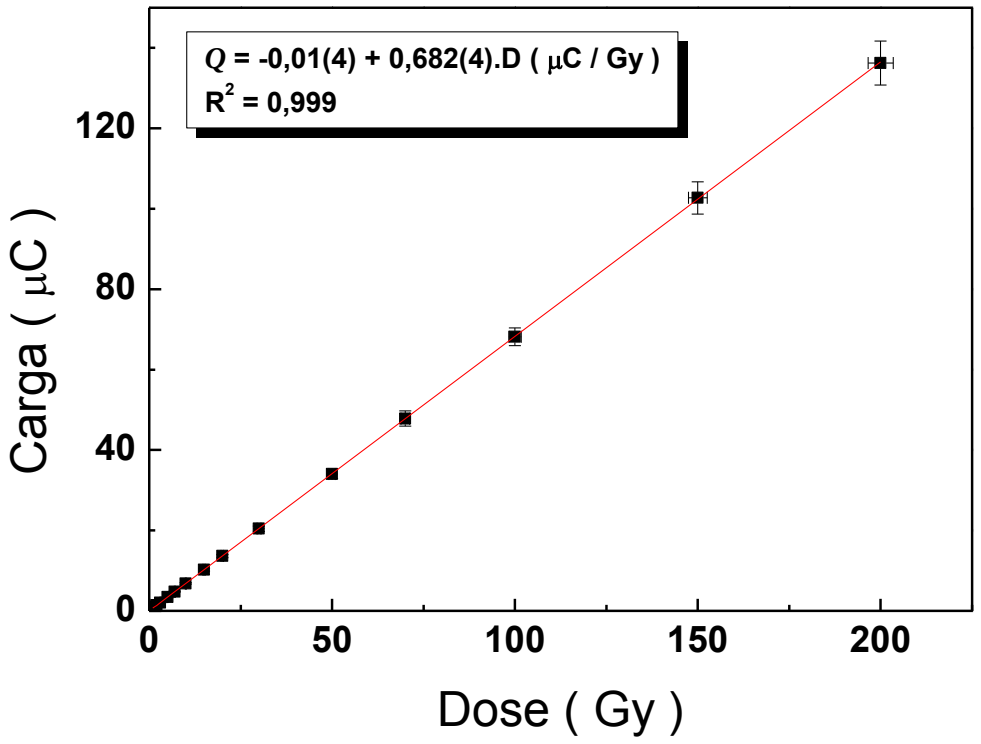

FIGURA 25 – Curva dose-resposta dada pela média das cargas geradas no diodo nas diferentes posições de irradiação em função da dose absorvida.

A comparação entre os valores de dose obtidos com o diodo e com dosímetros de rotina do tipo filme radiocrômico HD-810, ambos irradiados simultaneamente a 10, 20, 30 e 40 cm da fonte, está descrita a seguir.

5.4 Dosimetria com filme radiocrômico HD-810

A curva dose-resposta do filme dosimétrico é dada pela absorvância específica em função da dose absorvida. A absorvância específica é obtida pela divisão da absorvância pela espessura do filme. Para cada dose absorvida são utilizados três tiras de filme dosimétrico, com dimensões de 0,8 x 4,5 cm^2, colocados em sachês de 4,5 X 5 cm^2 para proteção da luz ambiente, em especial da radiação ultravioleta. Os sachês com os filmes dosimétricos foram irradiados em quatro taxas de doses (125,0; 49,9; 28,9 e 17,5 Gy/h) correspondendo às distâncias de 10, 20, 30 e 40 cm em relação à fonte. Em cada taxa, os dosímetros foram irradiados com as seguintes doses: 1; 1,5; 2; 3; 5; 7; 10; 15; 20; 30; 50; 70; 100; 150 e 200 Gy. Os valores médios das absorvâncias específicas dos três filmes são representados, nos gráficos das FIGURAS 26 a 29, em função da dose absorvida.

Como esperado, a curva dose-resposta do filme não apresenta comportamento linear, sendo o ajuste obtido com uma função polinomial de grau quatro, como sugerida pelo fabricante [18].

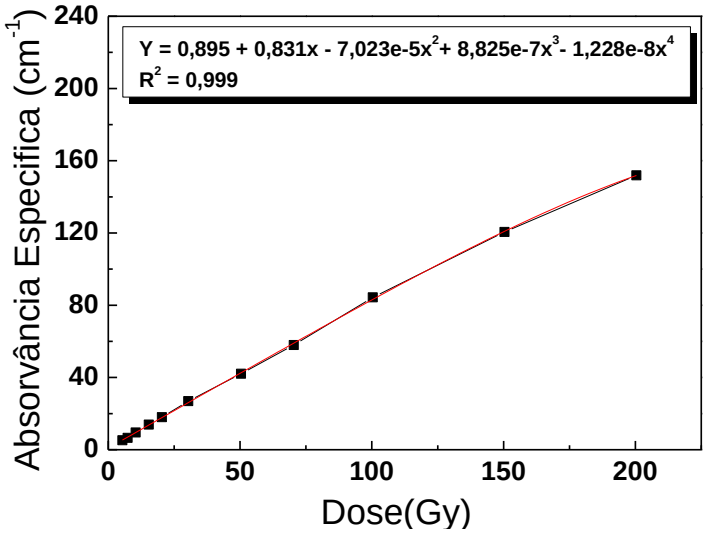

FIGURA 26 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 125,0 Gy/h.

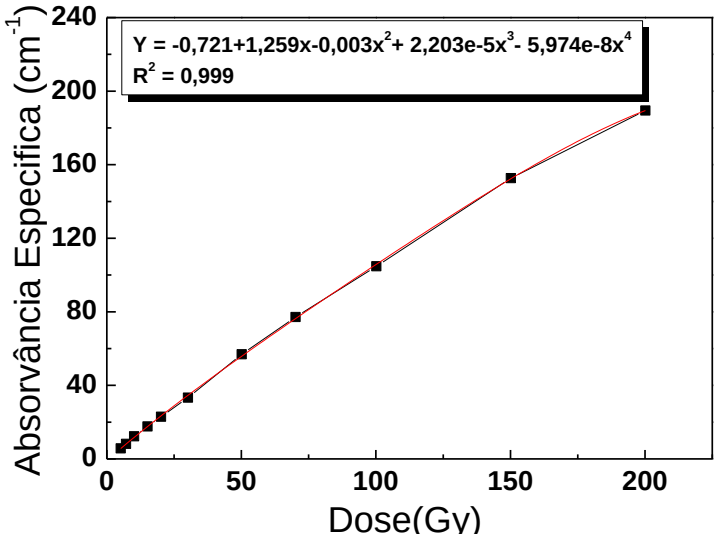

FIGURA 27 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 49,9 Gy/h.

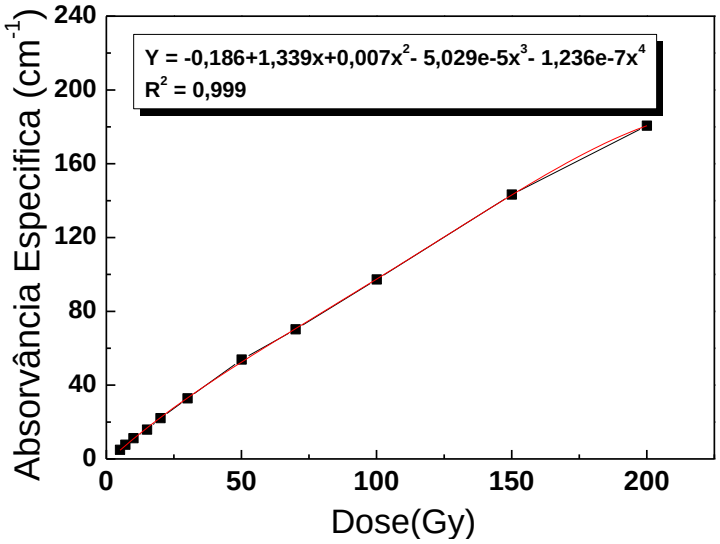

FIGURA 28 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 28,9 Gy/h.

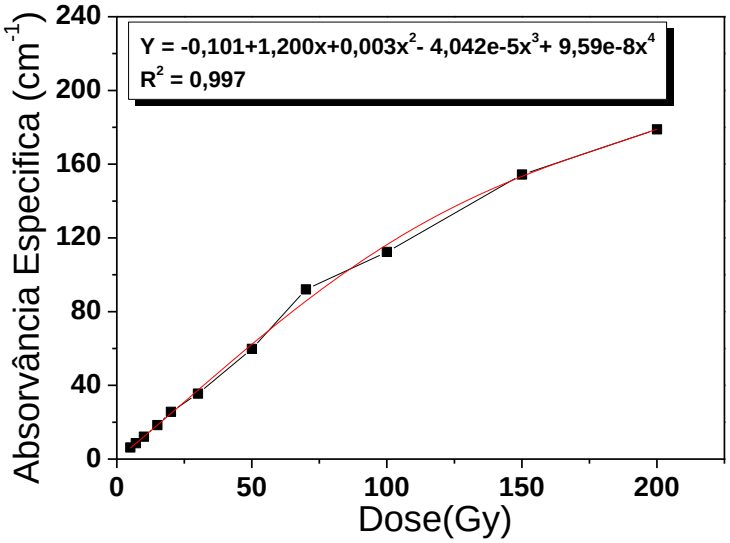

FIGURA 29 – Curva de resposta com a dose, taxa de dose 17,5 Gy/h.

5.5 Comparação entre as respostas do diodo e do filme HD-810

A variação percentual entre as doses (D) obtidas com o diodo e com o filme radiocrômico, no intervalo de 5 a 200 Gy, em relação à dose ($D_{ref.}$) fornecida pelo dosímetro de alanina (valor de referência), está representada na FIGURA 30. A análise destes resultados evidencia que os valores de dose obtidos com o filme apresentam variações percentuais maiores que as correspondentes ao diodo, principalmente na região de doses inferiores a 100 Gy. Este comportamento é esperado para os filmes radiocrômicos na região de baixas doses, com limite inferior de 5 Gy.

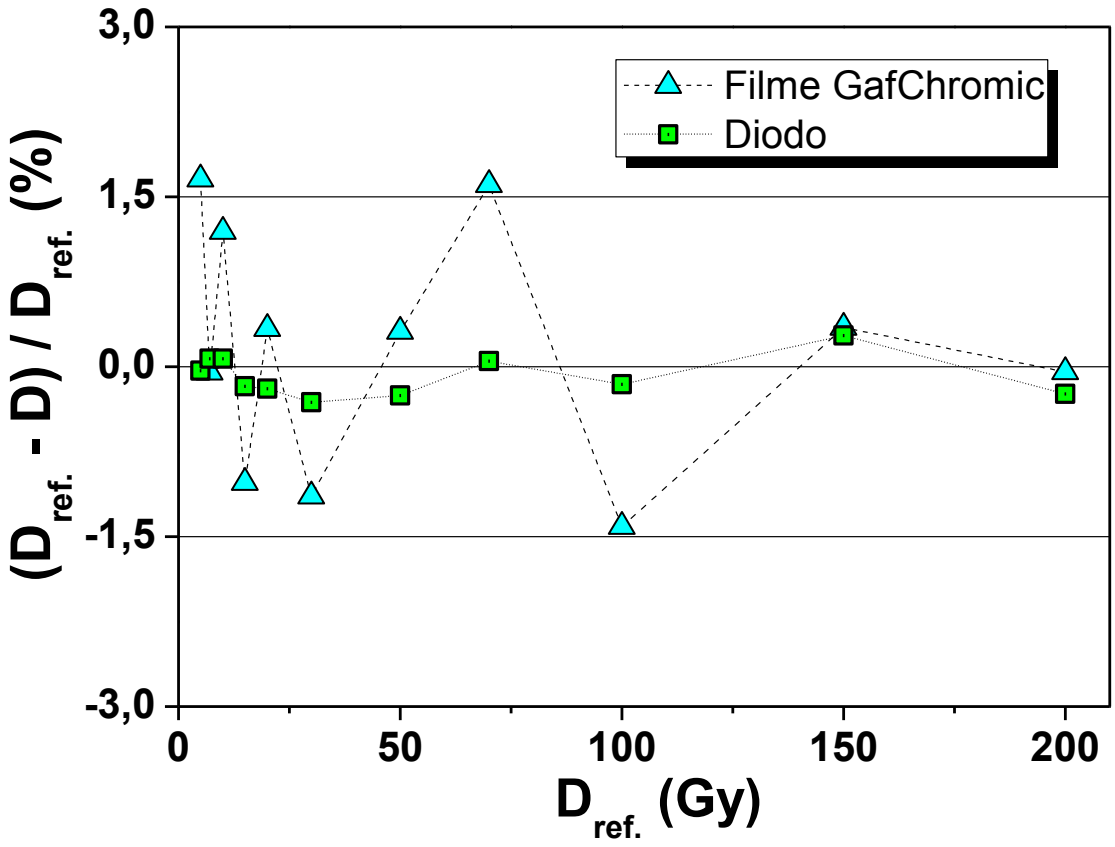

FIGURA 30 – Variação percentual entre as doses (D *) obtidas com o filme GafChromic® HD-810 e o diodo com as doses de referência(* $D_{ref.}$ *).*

5.6 Estabilidade de resposta em corrente do diodo em função da dose acumulada

O efeito mais evidente dos danos de radiação, na estrutura cristalina do diodo, reside na queda da sua sensibilidade em função da dose absorvida, impossibilitando a utilização contínua do dispositivo. A correspondente redução na corrente registrada com o tempo de exposição foi quantificado pelo coeficiente de variação (CV) das sensibilidades de corrente em função das taxas de dose nas sucessivas doses absorvidas, visto que este parâmetro é o utilizado para indicar a estabilidade da resposta do dosímetro. Para determinar a sensibilidade em corrente do diodo, o dispositivo foi irradiado durante 300 segundos às distâncias de 10, 20, 30, 40, 50 e 60 cm, para doses acumuladas no intervalo de 20 Gy a 15,07 kGy. Os resultados estão representados na FIGURA 16 e FIGURA 31 até 54.

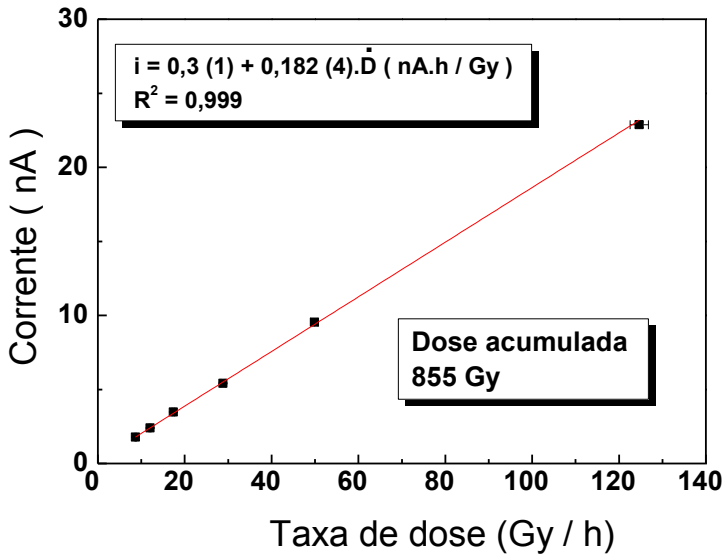

FIGURA 31 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 855 Gy.

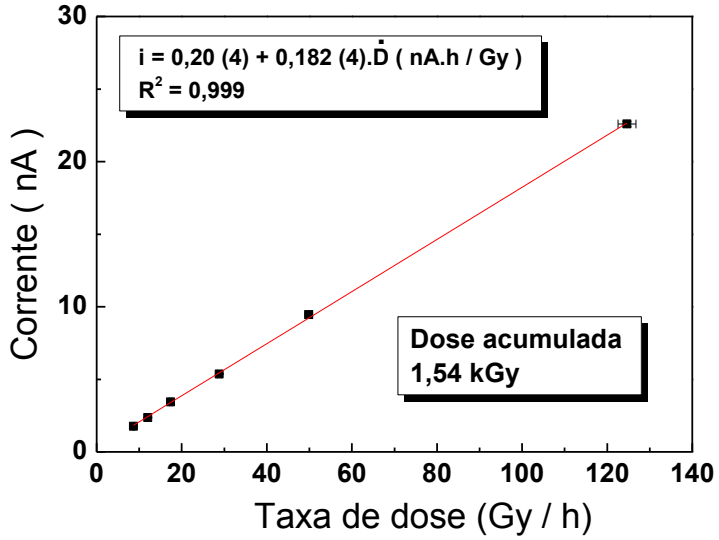

FIGURA 32 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 1,54 kGy.

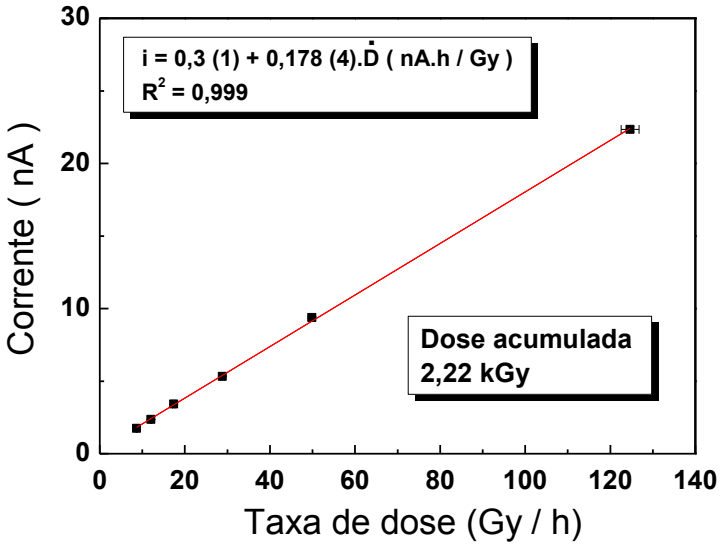

FIGURA 33 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 2,22 kGy.

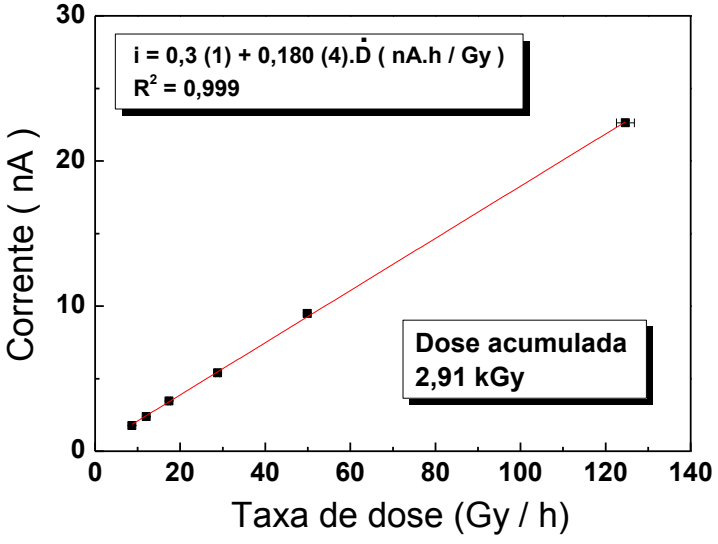

FIGURA 34 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 2,91 kGy.

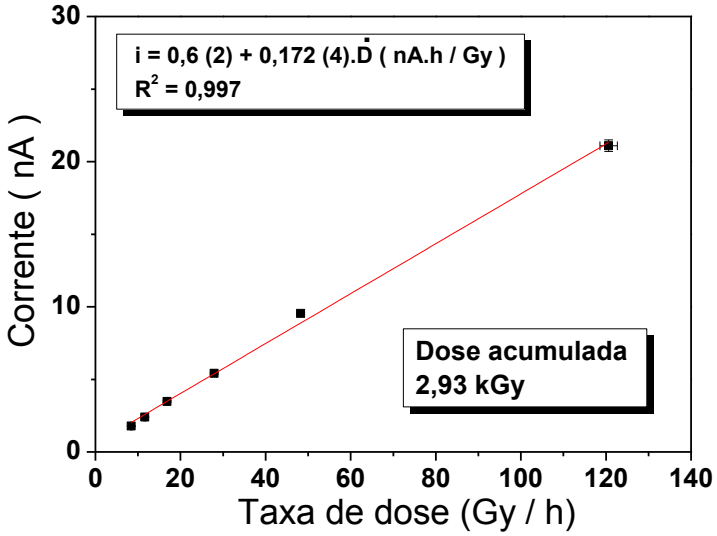

FIGURA 35 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 2,93 kGy.

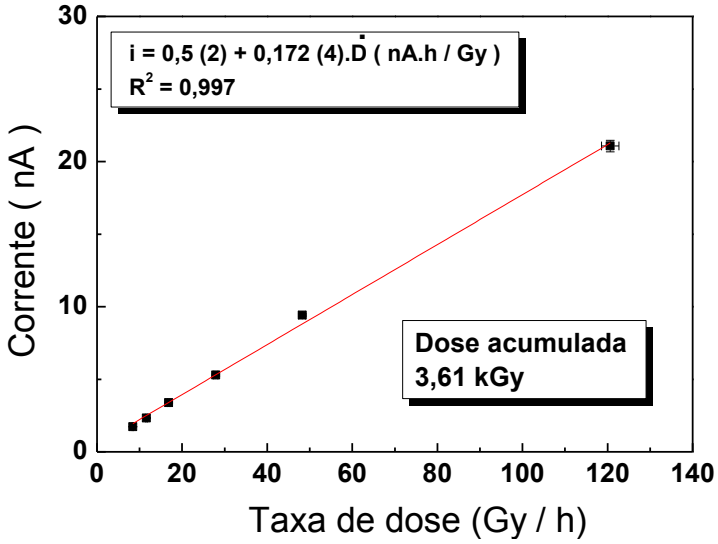

FIGURA 36 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 3,61kGy.

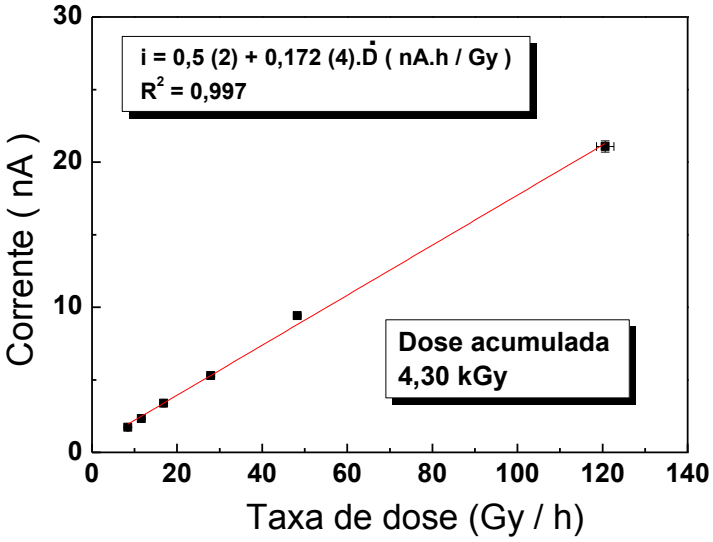

FIGURA 37 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 4,30 kGy.

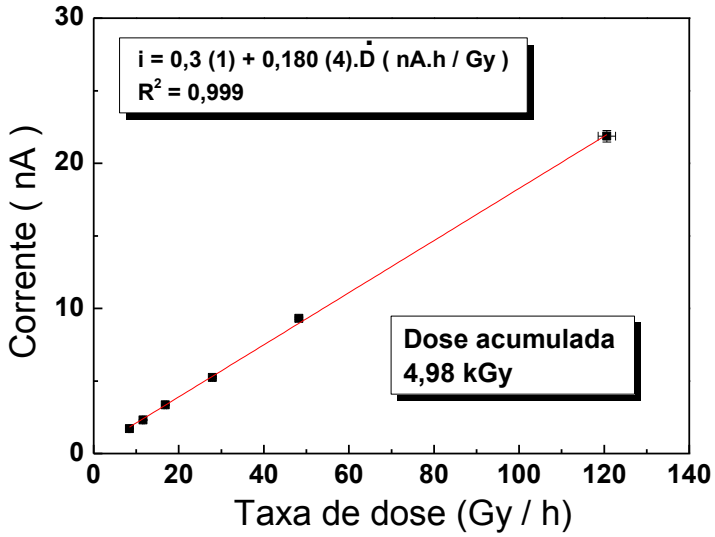

FIGURA 38 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 4,98 kGy.

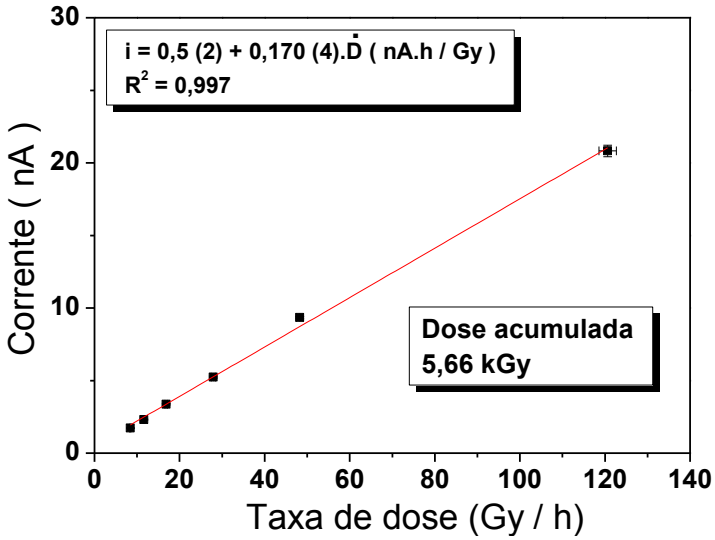

FIGURA 39 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 5,66 kGy.

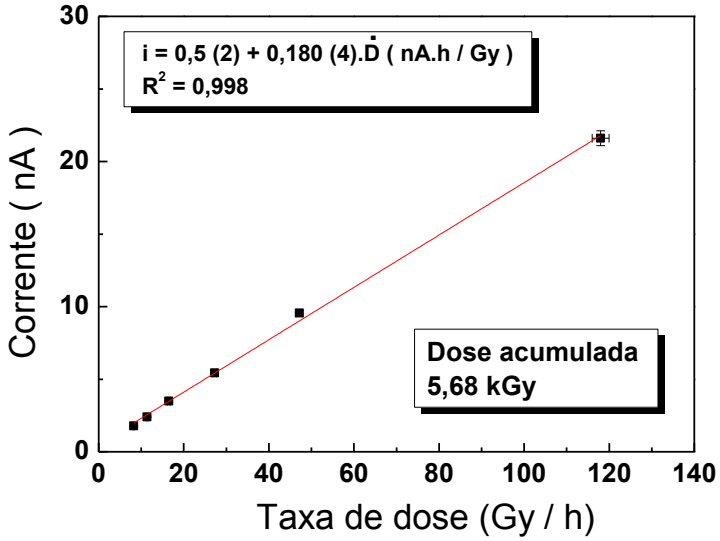

FIGURA 40 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 5,68 kGy.

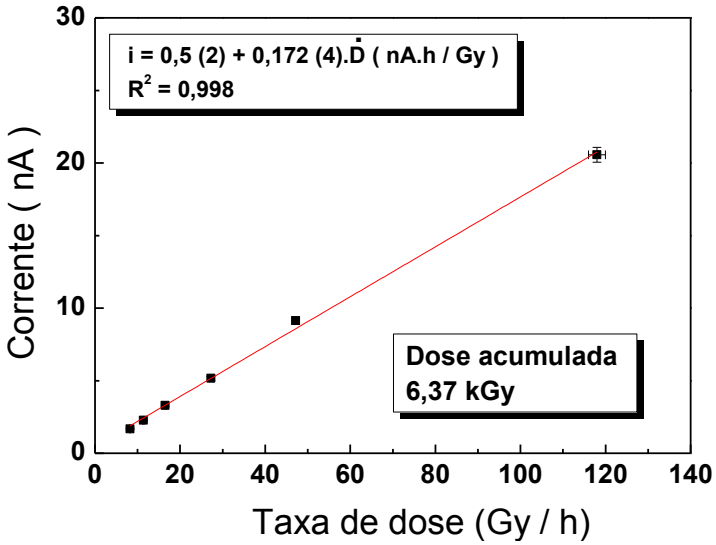

FIGURA 41 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 6,37 kGy.

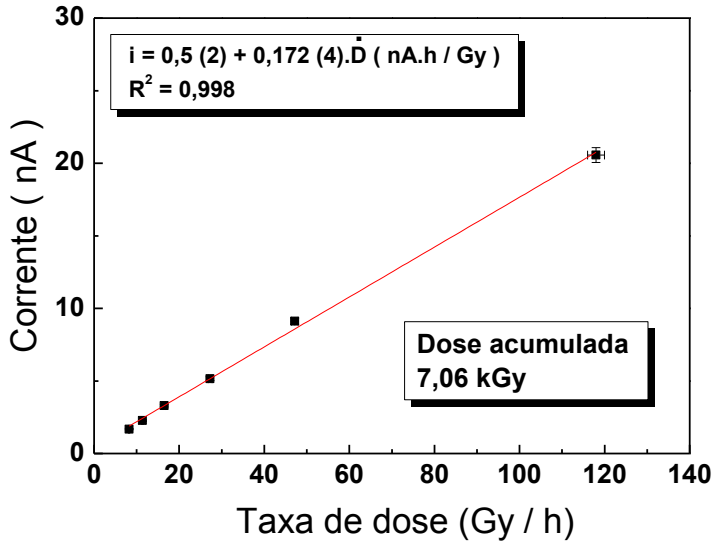

FIGURA 42 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 7,06 kGy.

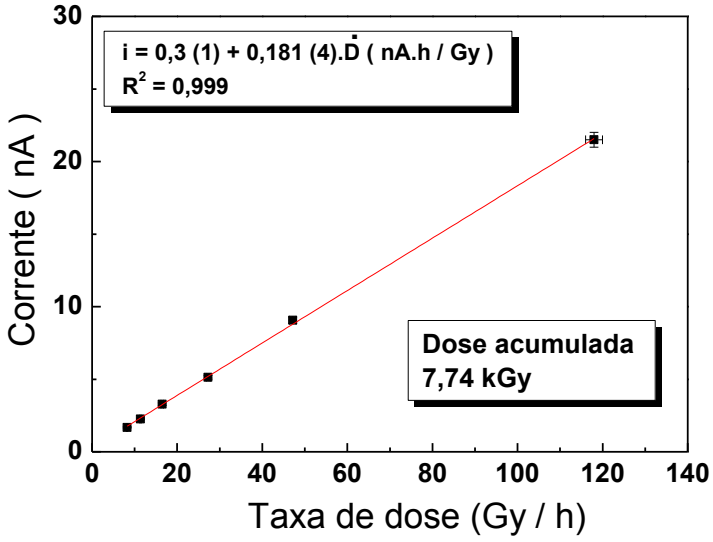

FIGURA 43 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 7,74 kGy.

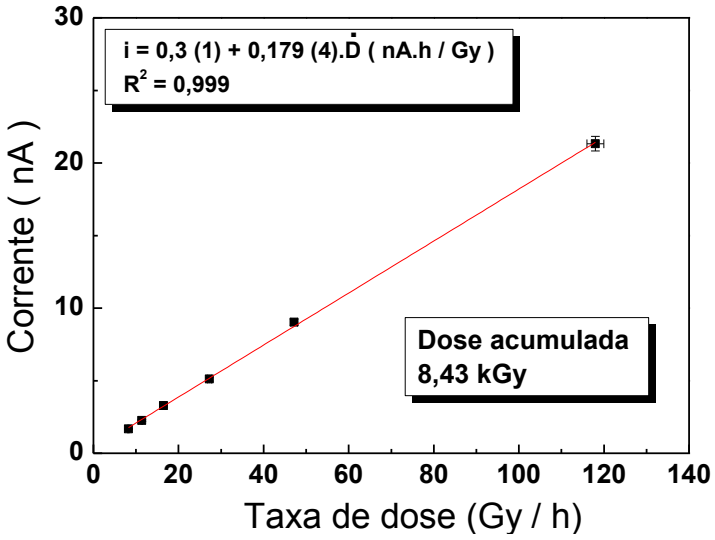

FIGURA 44 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 8,43 kGy

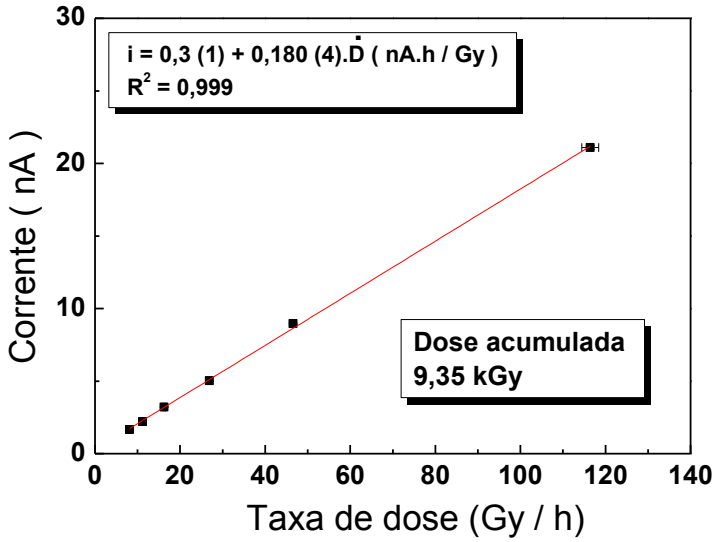

FIGURA 45 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 9,35 kGy.

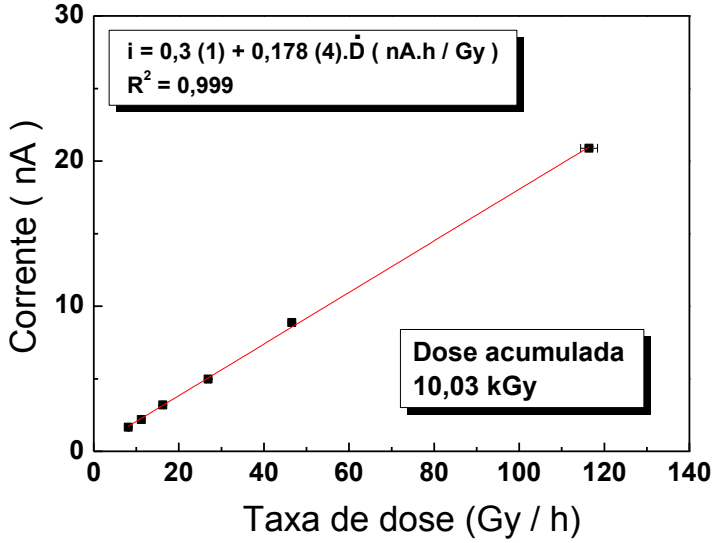

FIGURA 46 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 10,03 kGy.

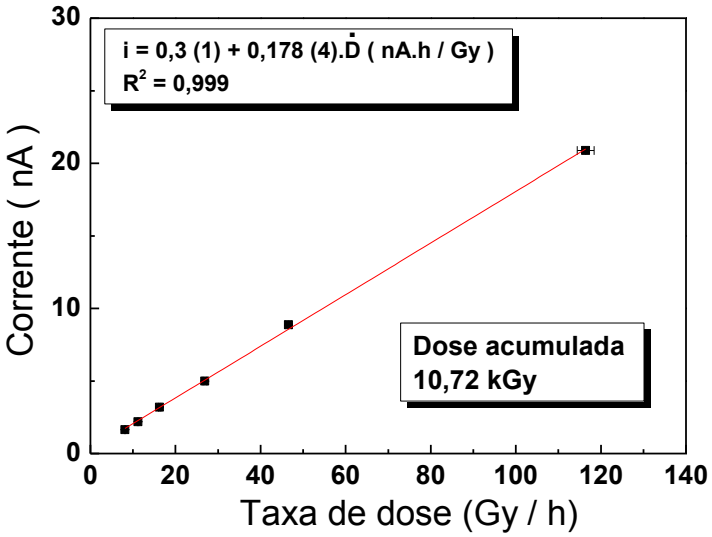

FIGURA 47 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 10,72 kGy.

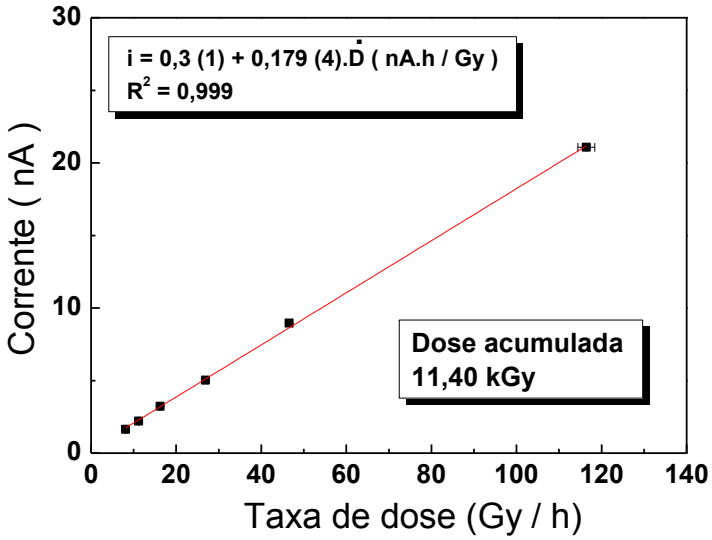

FIGURA 48 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 11,40 kGy.

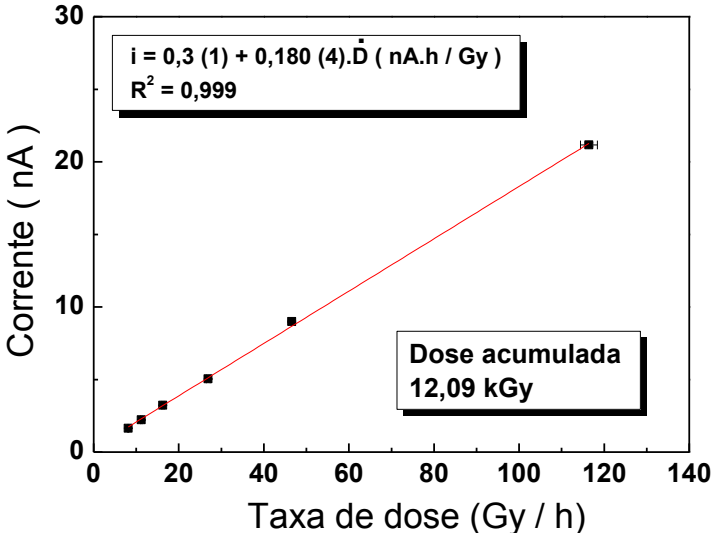

FIGURA 49 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 12,09 kGy.

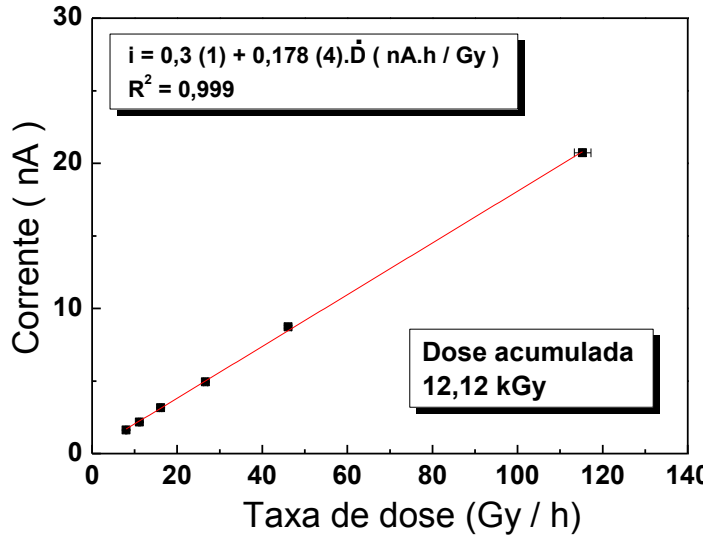

FIGURA 50 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 12,12 kGy.

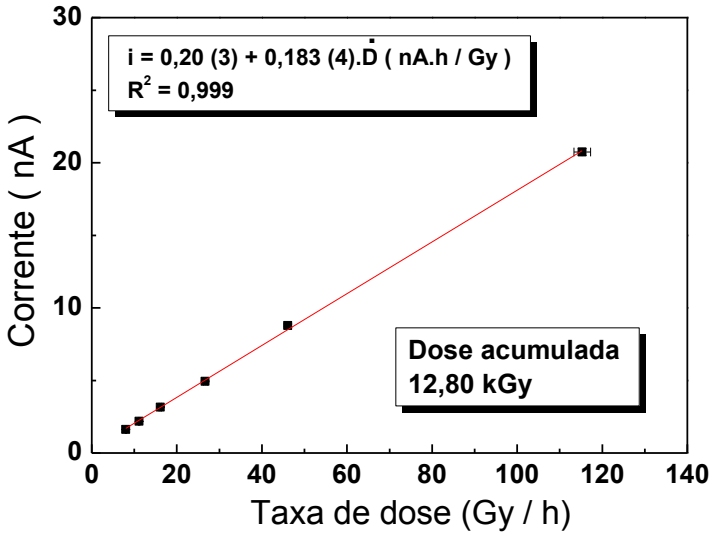

FIGURA 51 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 12,80 kGy.

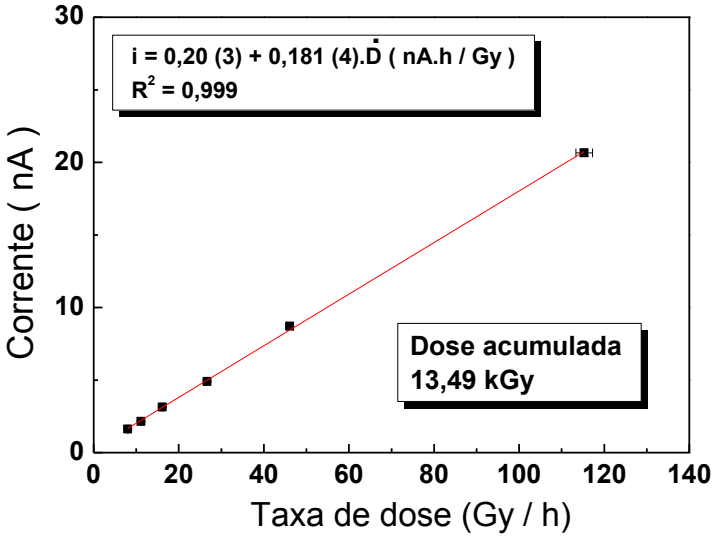

FIGURA 52 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 13,49 kGy.

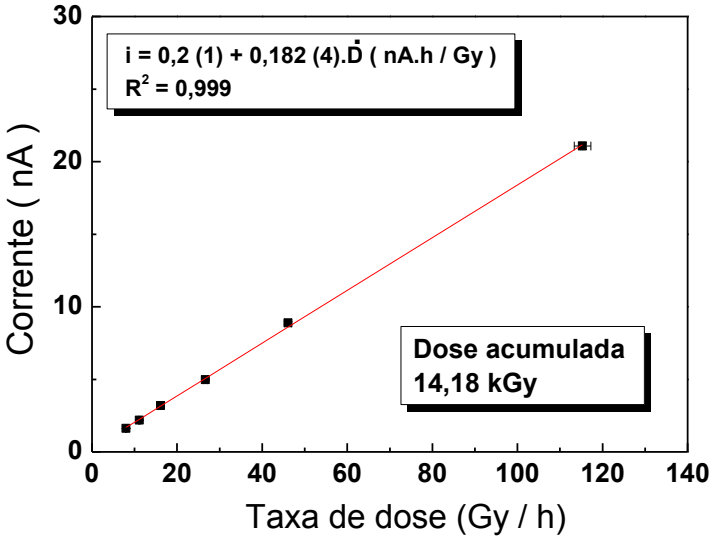

FIGURA 53 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 14,18 kGy.

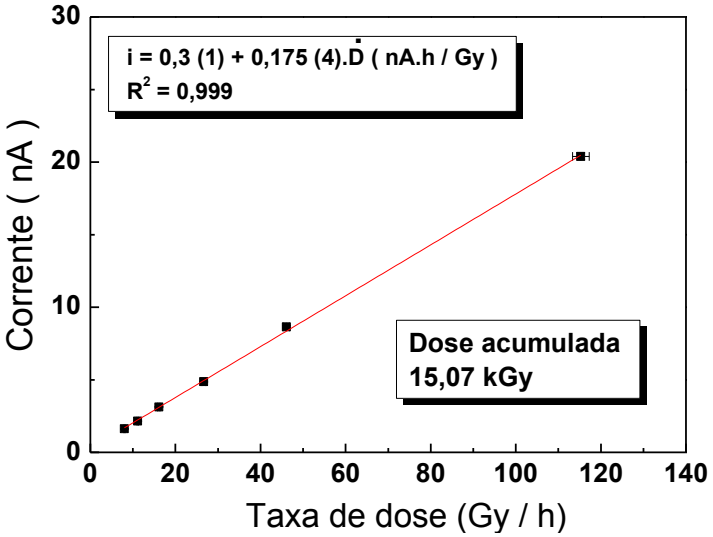

FIGURA 54 – Corrente em função da taxa de dose com dose acumulada de 15,07 kGy.

Os valores do coeficiente de correlação linear, acima de 0,997 para todas as curvas de corrente em função da taxa de dose, para doses acumuladas até 15 kGy, demonstram que o dispositivo mantém a linearidade de resposta com a taxa de dose dentro do intervalo de 8,1 até 125,0 Gy/h. Este resultado também se verifica na FIGURA 55, onde estão representadas as correntes medidas em função da taxa de dose, para as diferentes doses acumuladas e posicionamento do diodo em relação a fonte.

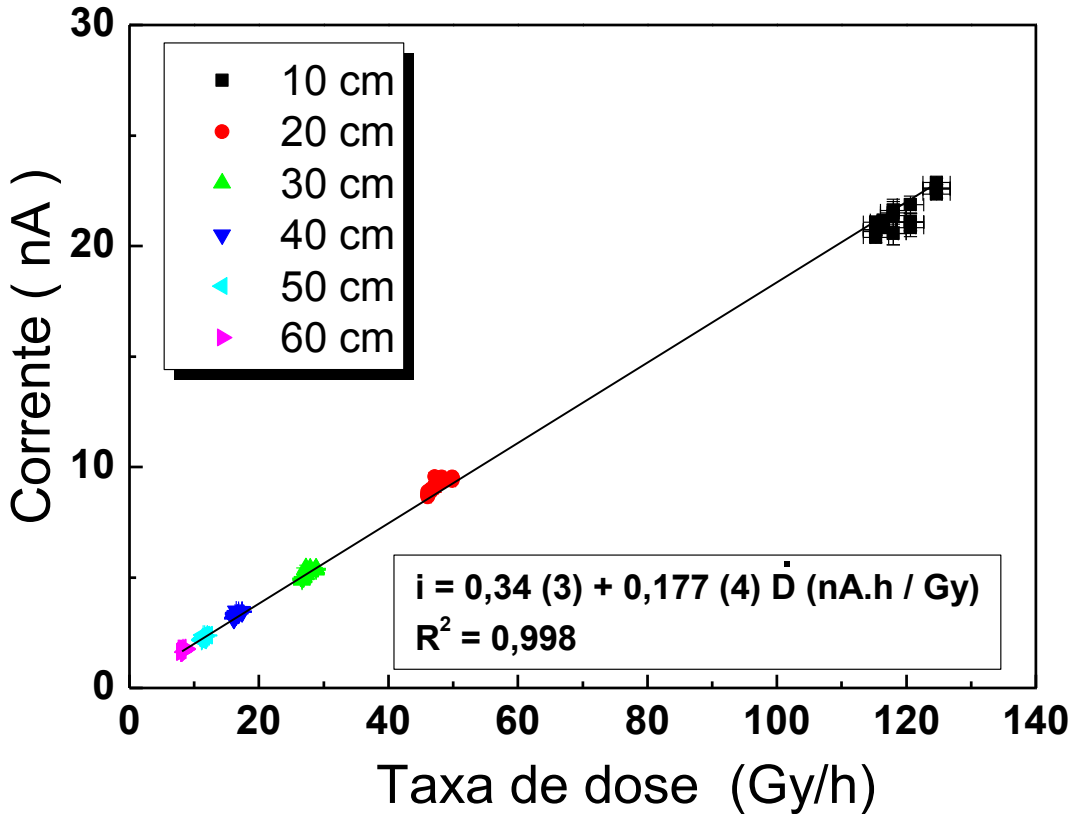

FIGURA 55 – Corrente gerada no diodo em função da taxa de dose para diferentes doses acumuladas.

No entanto, apesar da linearidade de resposta em corrente do diodo ser comprovada para doses acumuladas de até 15 kGy, a análise da FIGURA 55 aponta para uma tendência de queda na corrente gerada no diodo para a taxa de dose mais elevada (posição de 10 cm). Este efeito, apesar de pequeno, pode estar relacionado aos possíveis defeitos produzidos na estrutura do diodo, cuja consequência (queda da corrente) é mais perceptível para elevadas taxas de criação de portadores de carga no volume sensível do dispositivo. Para quantificar este efeito, a corrente gerada nas diferentes taxas de dose (distâncias de 10 a 60 cm), com a correção do decaimento da atividade da fonte de Cobalto-60, está representada na FIGURA 56 em função do intervalo de tempo (sete meses) em que as medições foram realizadas. As respostas normalizadas para as quatro distâncias em relação à medida inicial (t=0 e dose absorvida de 20 Gy) em função do intervalo de tempo entre as medições, estão representadas nas

FIGURAS 57 a 62. De uma forma geral, pode-se inferir que a queda de sensibilidade em corrente não é superior a 3% mesmo para a última série de medições (mês sete) para doses acumuladas de até 15 kGy.

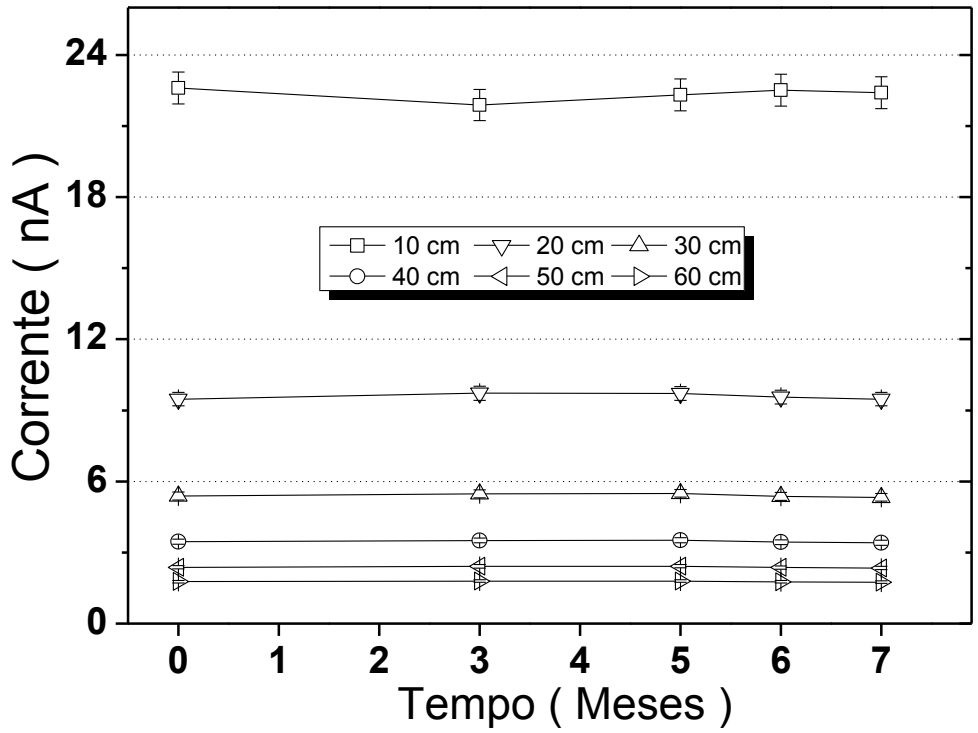

FIGURA 56 – Corrente média gerada nas diferentes taxas de dose em função da dose acumulada durante sete meses de aquisição.

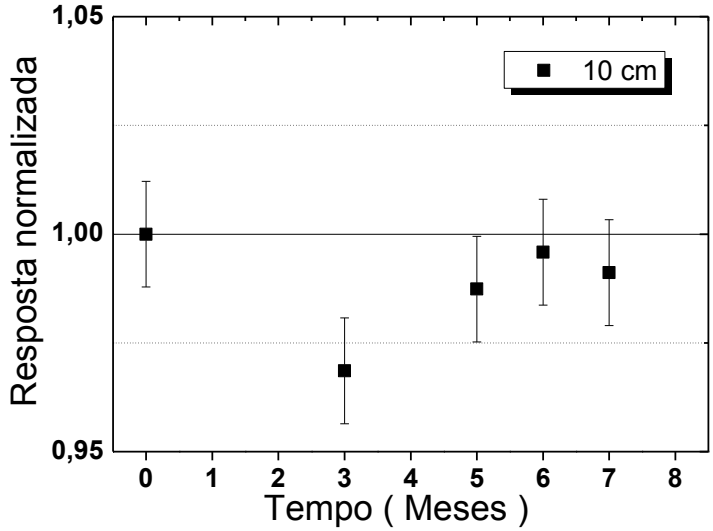

FIGURA 57 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 10 cm.

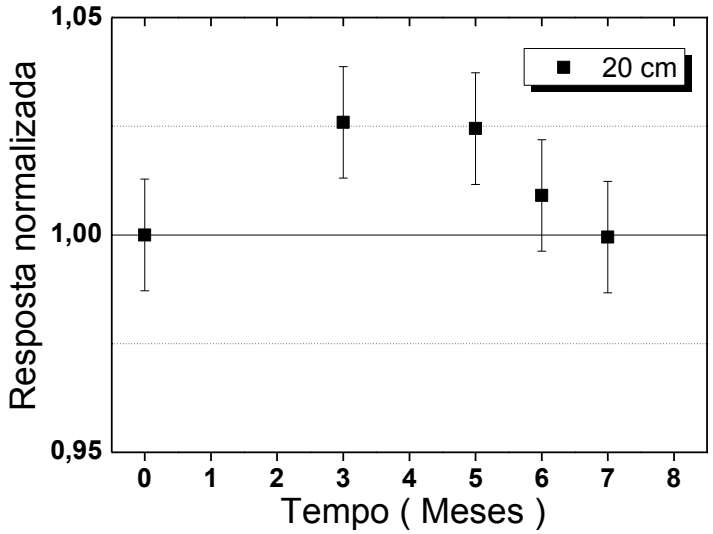

FIGURA 58 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 20 cm.

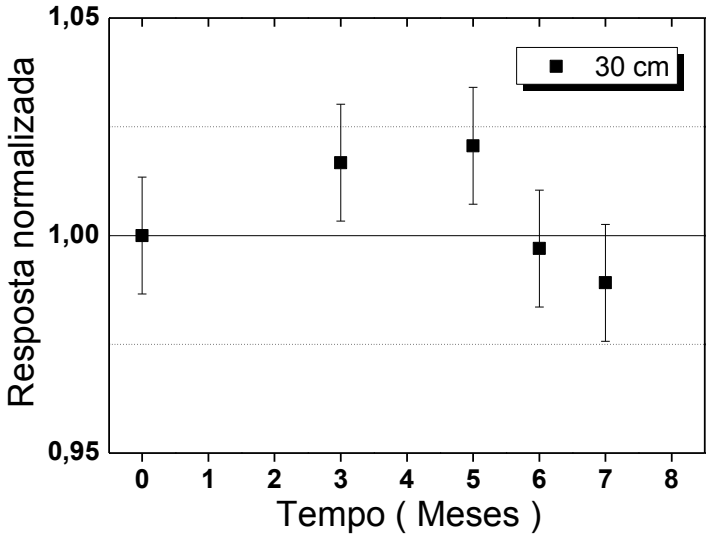

FIGURA 59 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 30 cm.

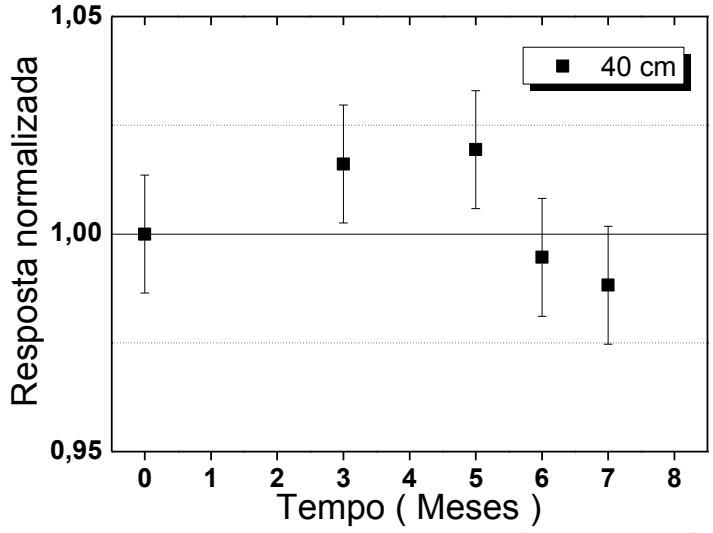

FIGURA 60 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 40 cm.

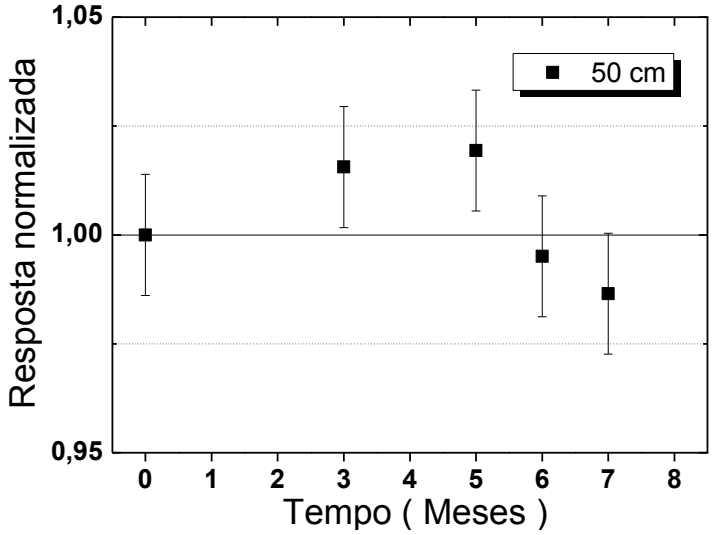

FIGURA 61 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 50 cm.

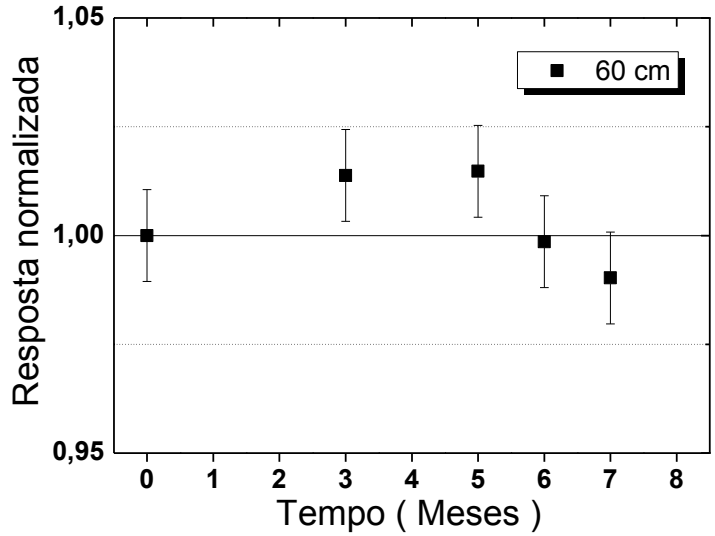

FIGURA 62 – Resposta normalizada da corrente em função do mês de aquisição à distância de 60 cm.

As sensibilidades em corrente (S_i) obtidas nas 25 condições de irradiação, normalizadas em relação à sensibilidade inicial (S_1), (dose acumulada de 20 Gy), estão representadas na FIGURA 63, onde se verifica o acordo entre elas dentro do erro experimental. A estabilidade de resposta em corrente do diodo em relação à dose acumulada durante os sete meses de irradiações pode ser verificada no gráfico da FIGURA 64 em que a variação percentual nos valores de sensibilidade, em relação à média das 25 medidas, é inferior a 3 %, mesmo para a dose acumulada de 15 kGy. É importante mencionar que todos os valores de

corrente de fundo, mesmo com doses acima de 15 kGy, permaneceram inferiores a 0,1 % da leitura de corrente no eletrômetro, conforme recomendação da IAEA para câmara de ionização [104], e que os valores das taxas de dose foram atualizados mensalmente afim de corrigir o decaimento da fonte de Cobalto-60.

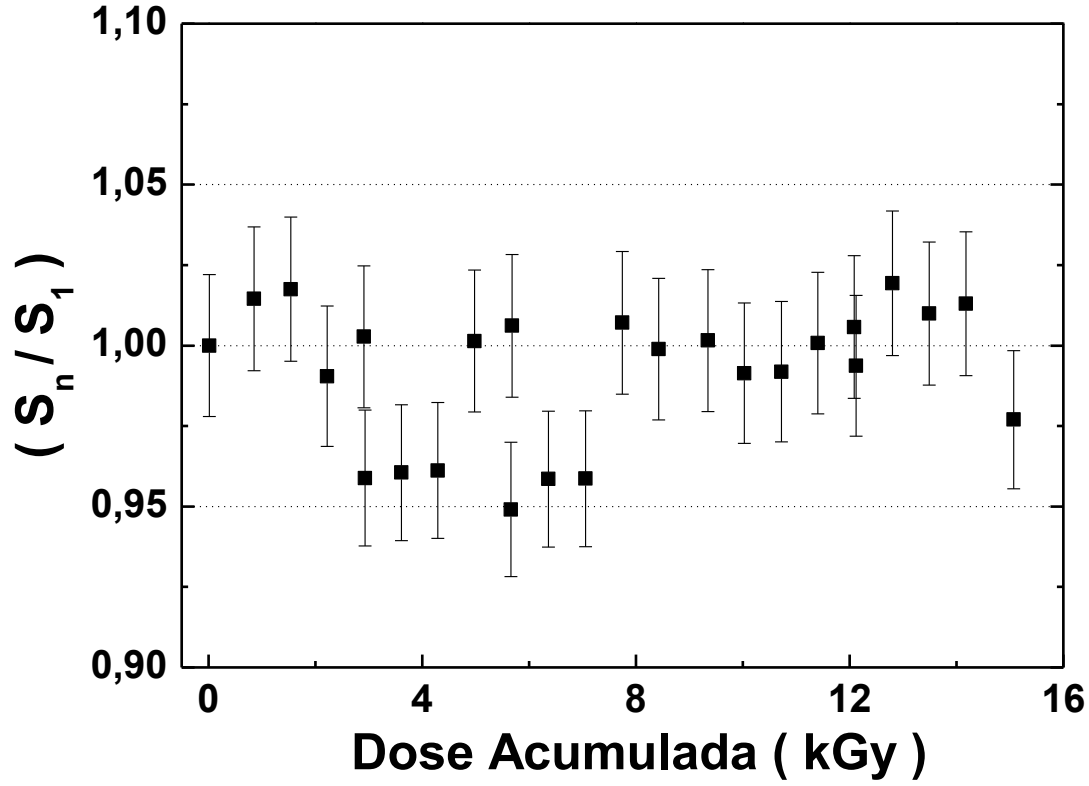

FIGURA 63 – As sensibilidades em corrente (S_i) das 25 condições de irradiação, normalizadas em relação à sensibilidade inicial (Dose absorvida de 20 Gy).

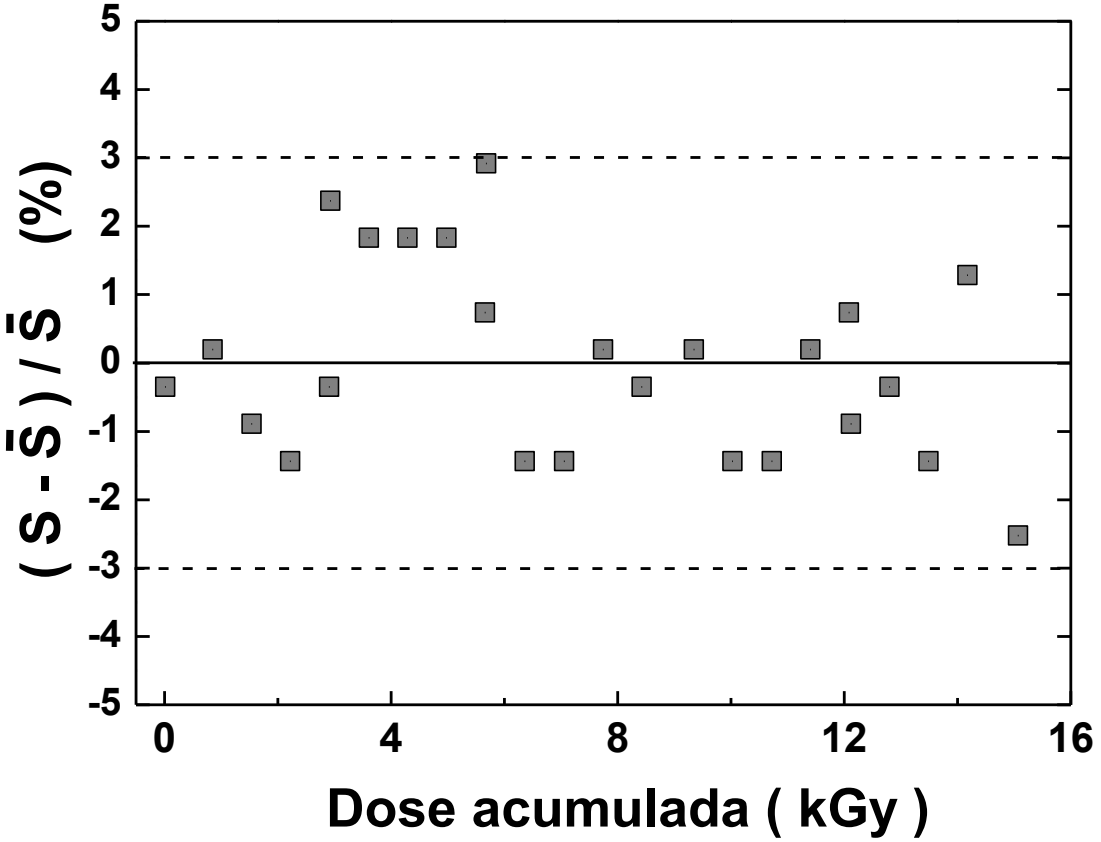

FIGURA 64 – Variação percentual entre as sensibilidades de corrente e o valor médio obtido nas 25 medidas, em função da dose acumulada de 15 kGy.

5.7 Estabilidade de resposta em carga do diodo em função da dose acumulada

A Estabilidade do diodo em carga em função da dose acumulada foi verificada mediante a construção das curvas dose-resposta em diferentes taxas de dose e tempos de irradiação, para doses absorvidas de até 200 Gy em cada conjunto de medições. Os sinais de corrente registrados durante o tempo de exposição nestas condições são mostrados nas FIGURAS 17 até 20 e FIGURAS 65 a 80.

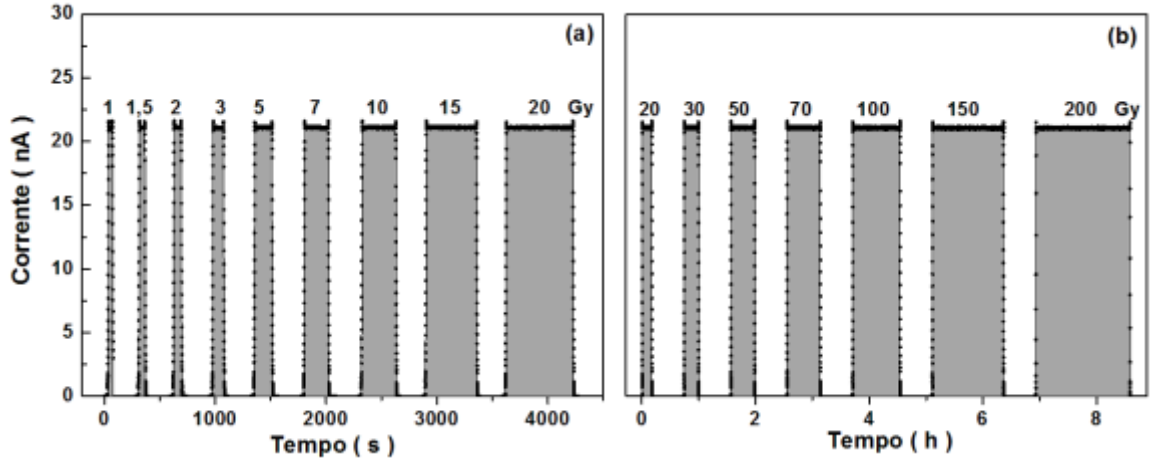

FIGURA 65 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e com taxa de dose de 120,9 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa II)

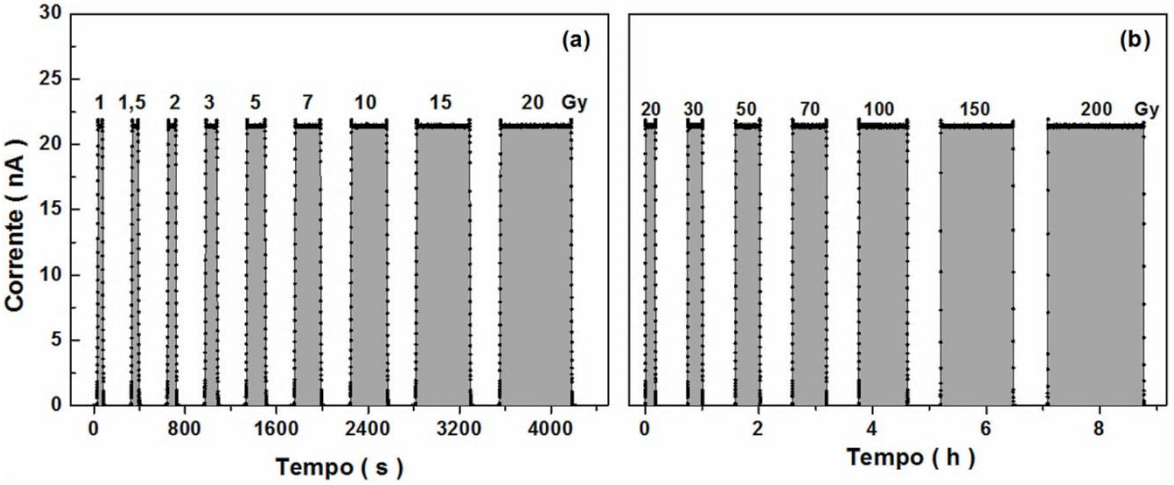

FIGURA 66 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 118,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III)

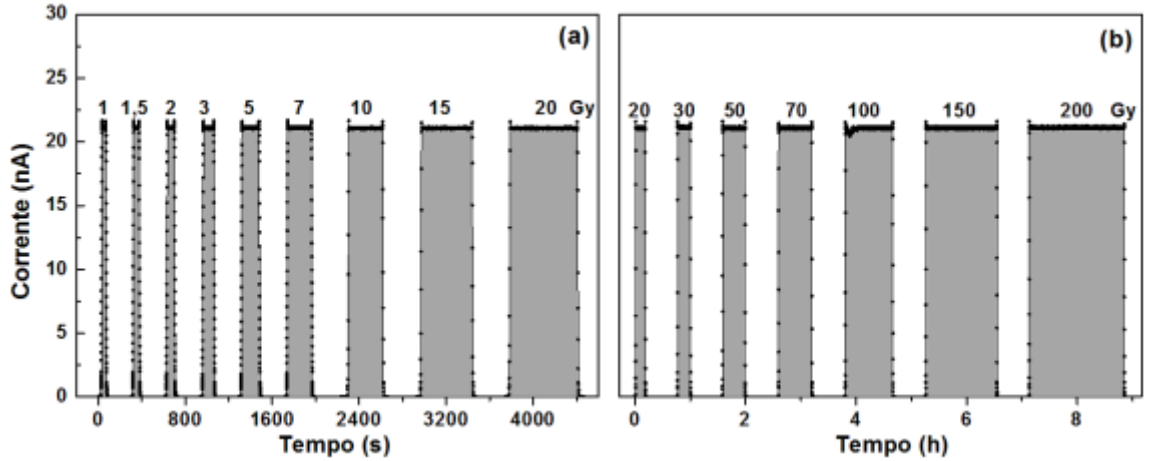

FIGURA 67 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 117,0 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV)

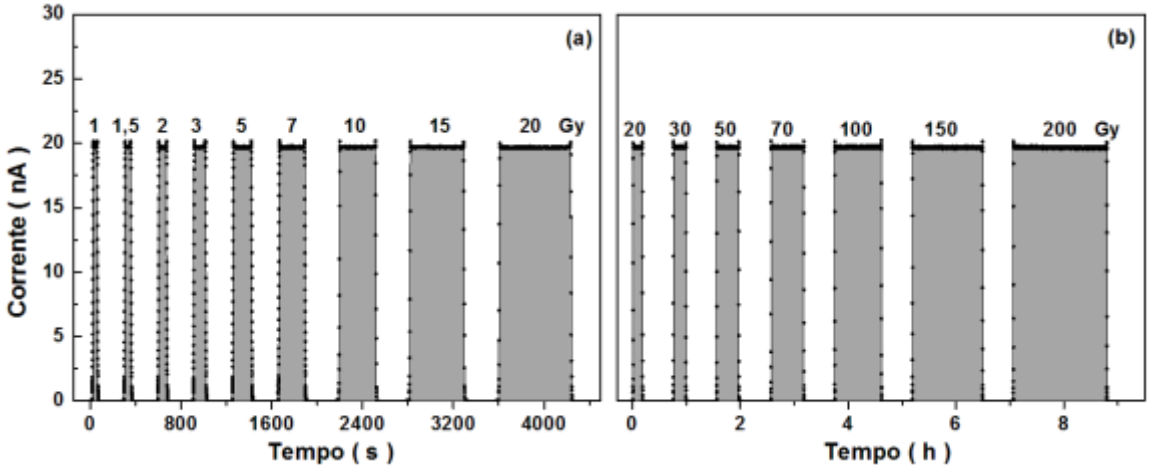

FIGURA 68 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 10 cm da fonte e taxa de dose de 115,7 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V)

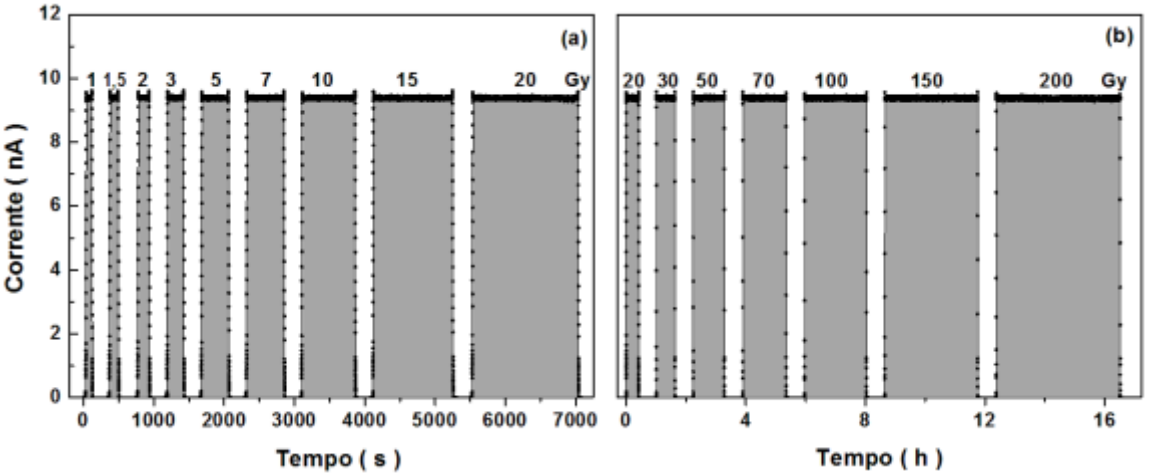

FIGURA 69 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 48,4 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa II)

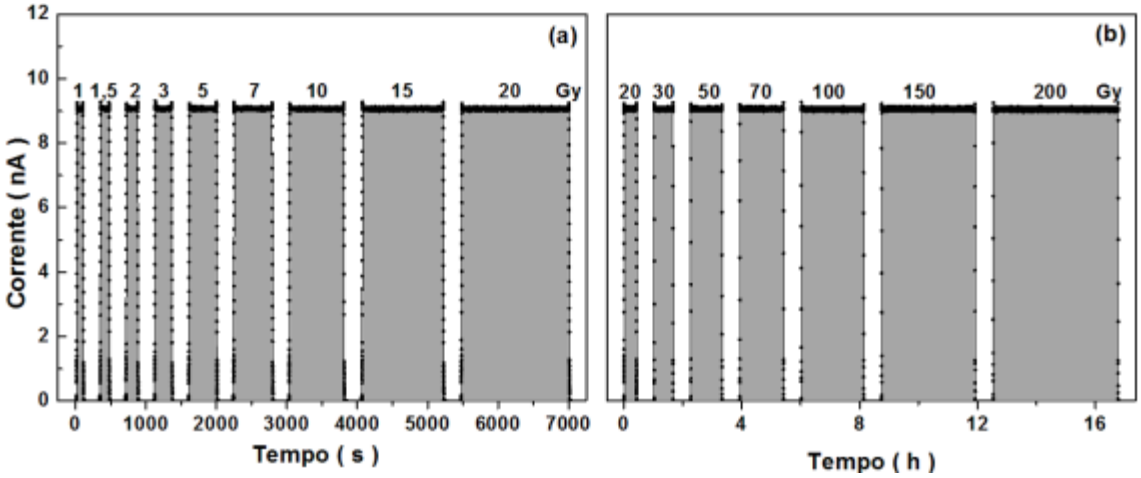

FIGURA 70 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 47,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III)

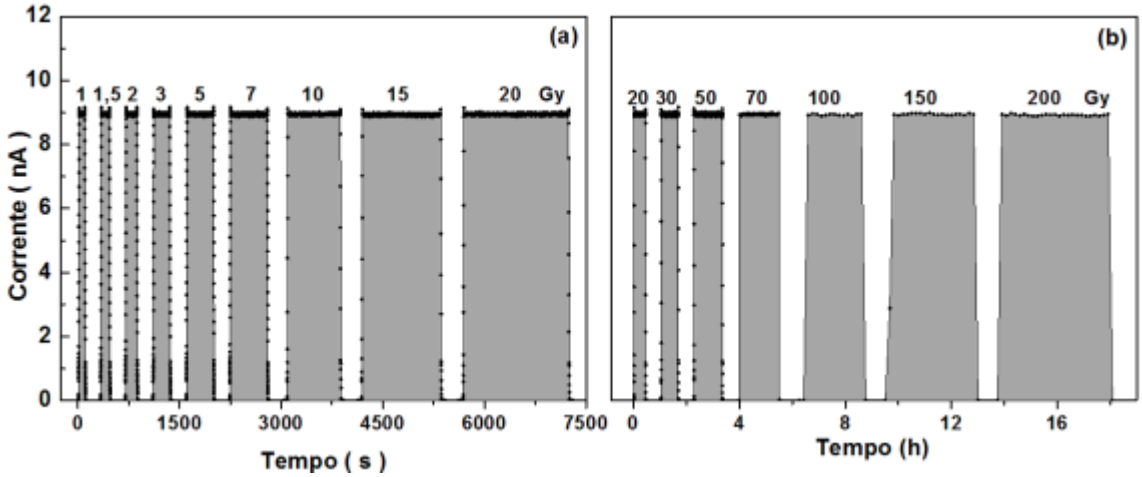

FIGURA 71 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 46,8 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV)

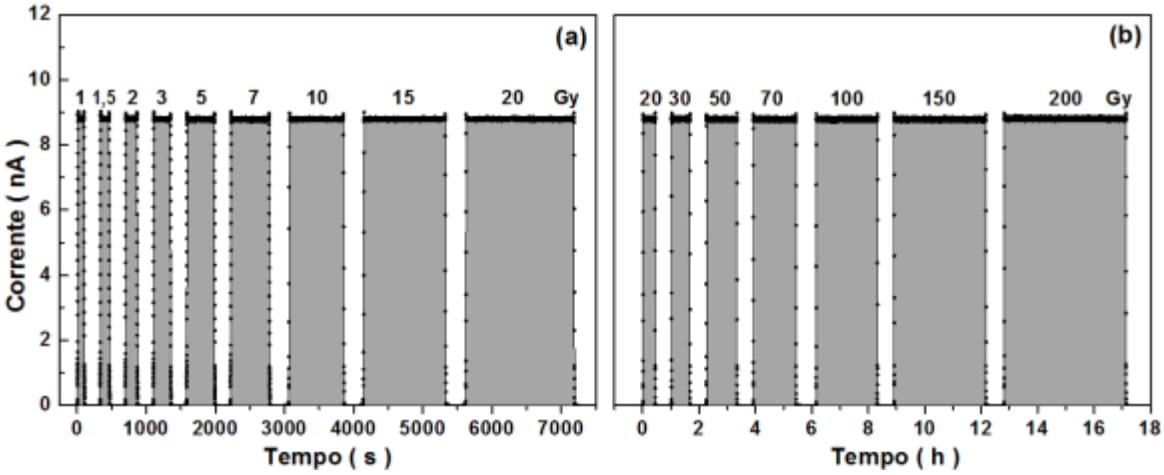

FIGURA 72 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 20 cm da fonte e taxa de dose de 46,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V)

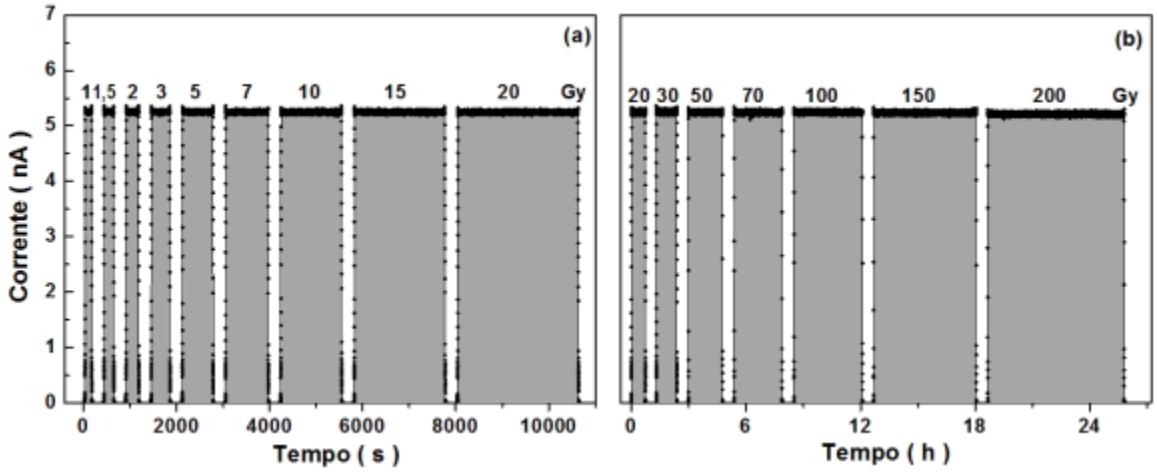

FIGURA 73 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 27,9 Gy/h, em função do tempo de exposição. (Etapa II)

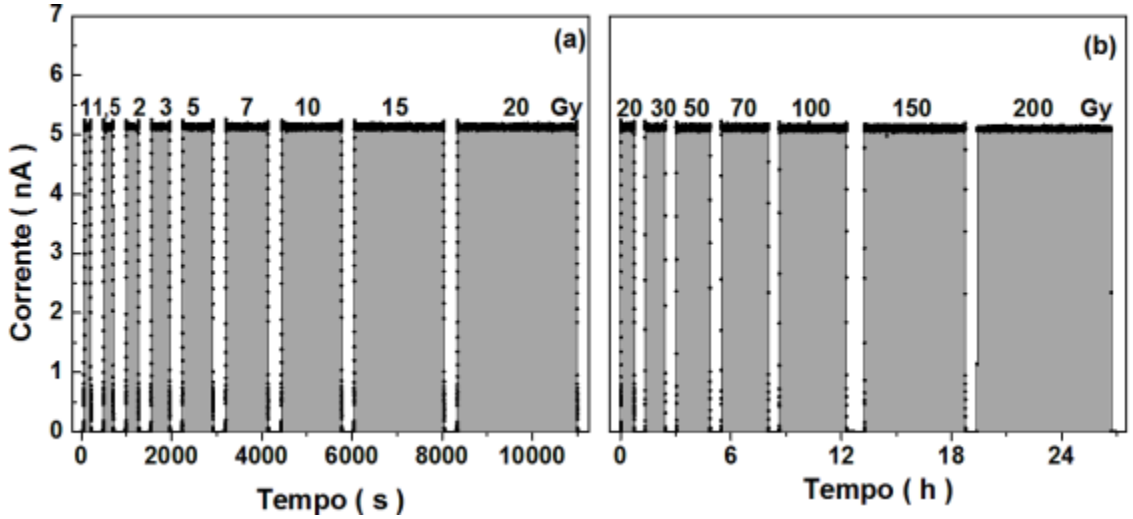

FIGURA 74 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 27,4 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III)

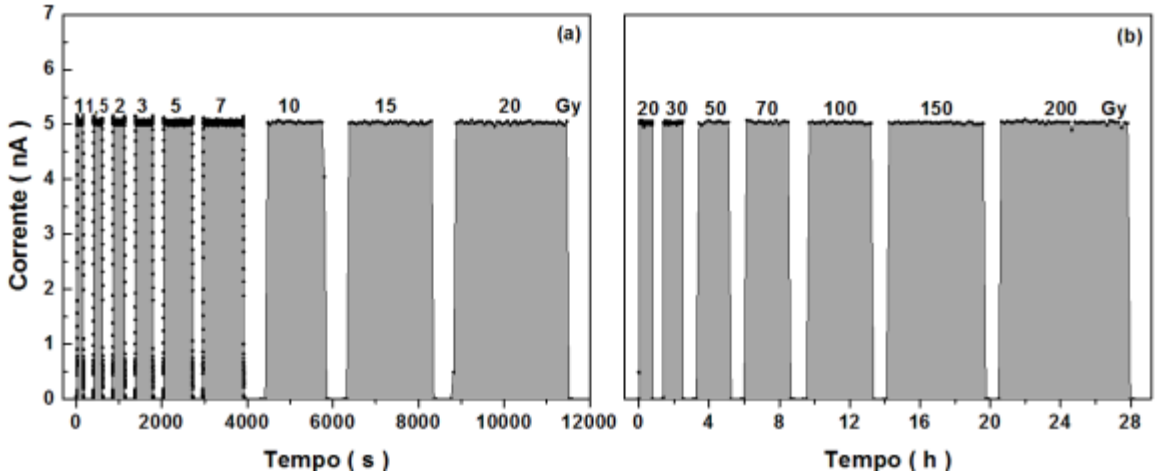

FIGURA 75 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 27,1 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV)

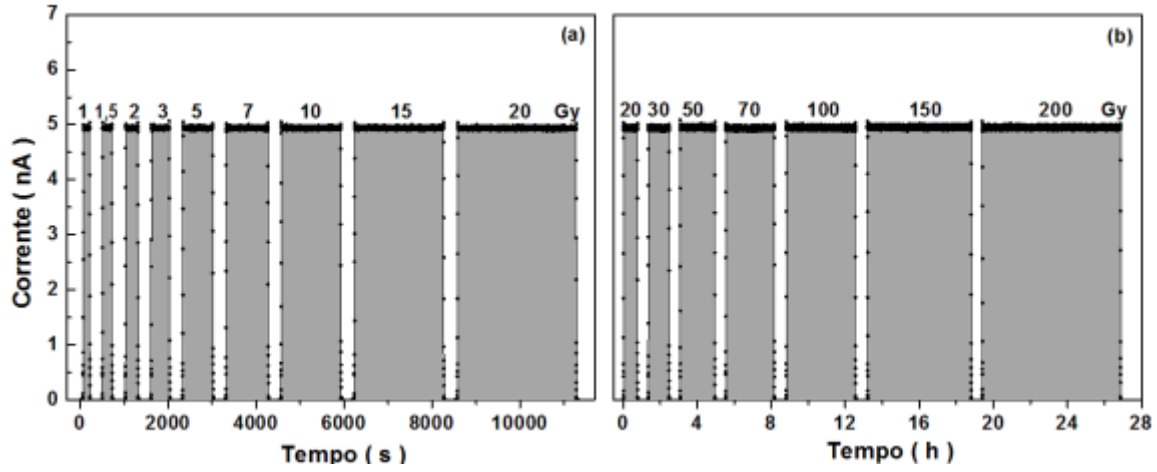

FIGURA 76 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 30 cm da fonte e taxa de dose de 26,8 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V)

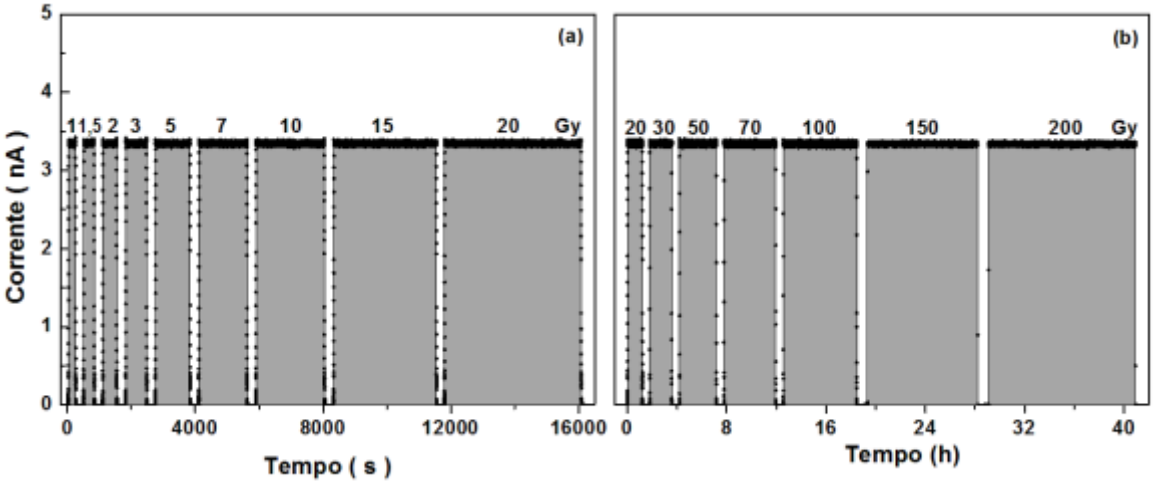

FIGURA 77 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,9 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa II)

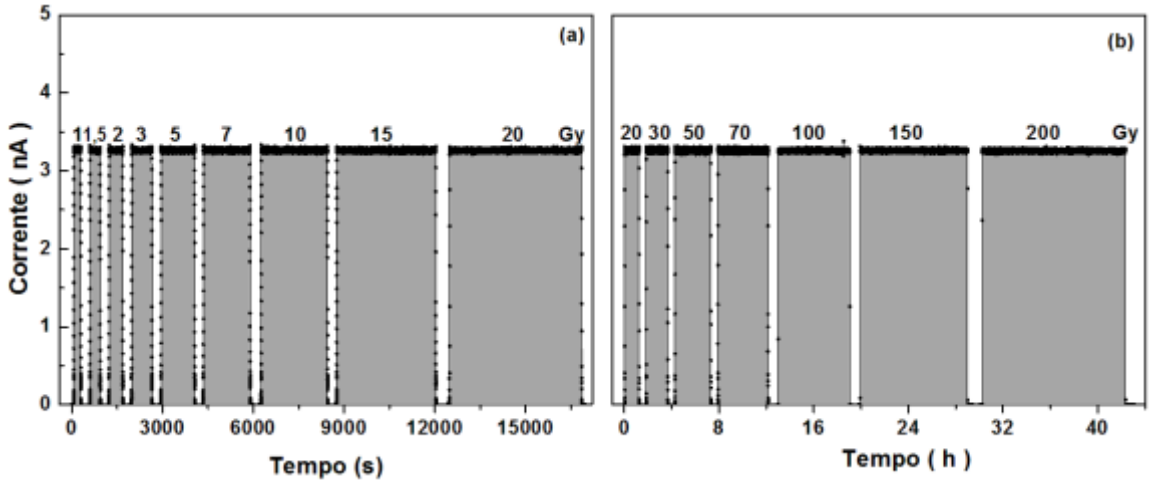

FIGURA 78 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,5 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa III)

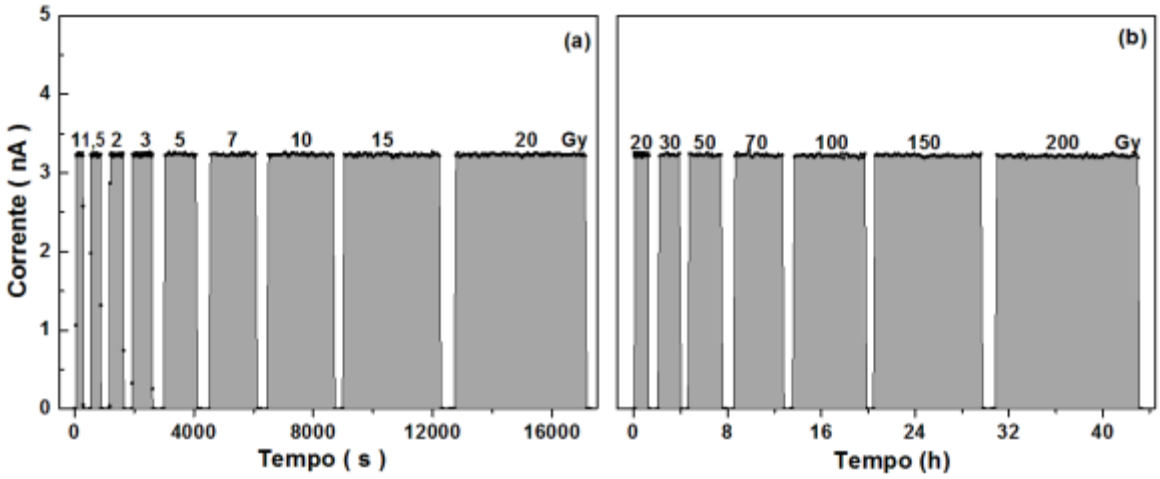

FIGURA 79 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,3 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa IV)

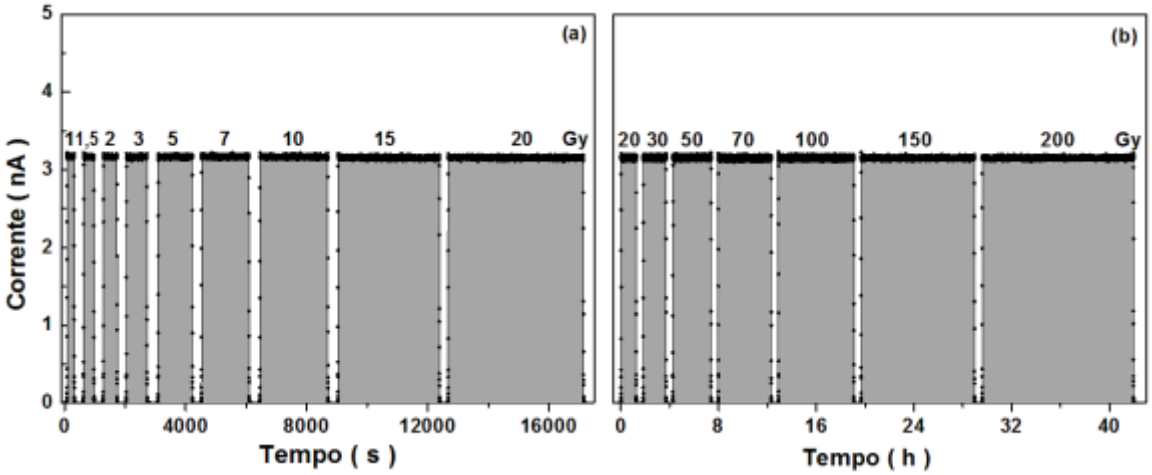

FIGURA 80 a e b – Sinais de corrente gerados no diodo, a 40 cm da fonte e taxa de dose de 16,2 Gy/h, em função do tempo de irradiação. (Etapa V)

As correspondentes curvas dose-resposta dadas pela carga acumulada no diodo em função da dose absorvida total estão representadas na FIGURA 21 até 24 e FIGURA 81 até 96.

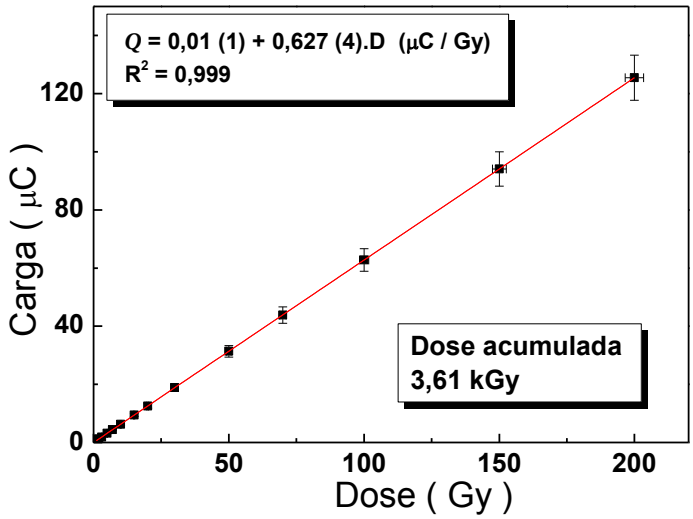

FIGURA 81– Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 10 cm e taxa de dose 120,9 Gy/h.

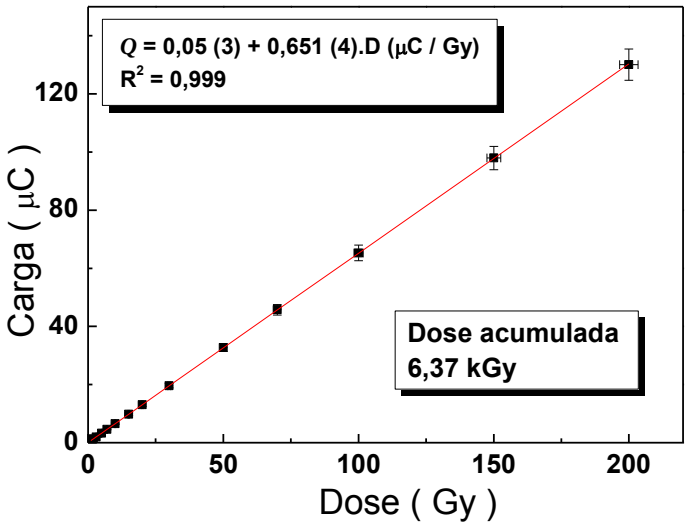

FIGURA 82 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 10 cm e taxa de dose 118,3 Gy/h.

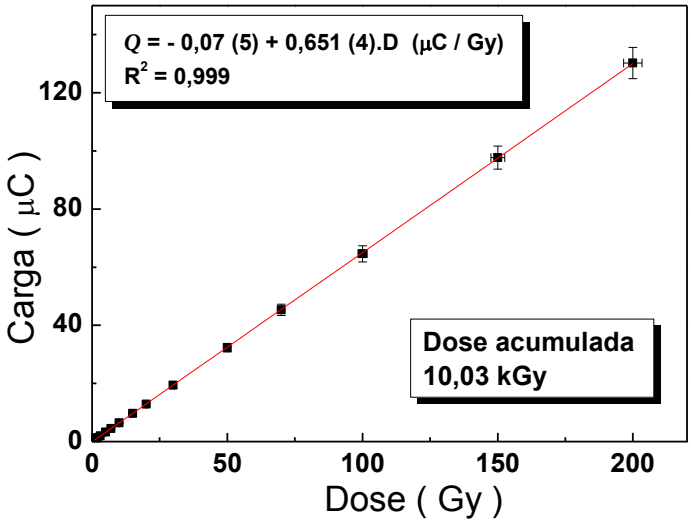

FIGURA 83– Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 10 cm e taxa de dose 117,0 Gy/h.

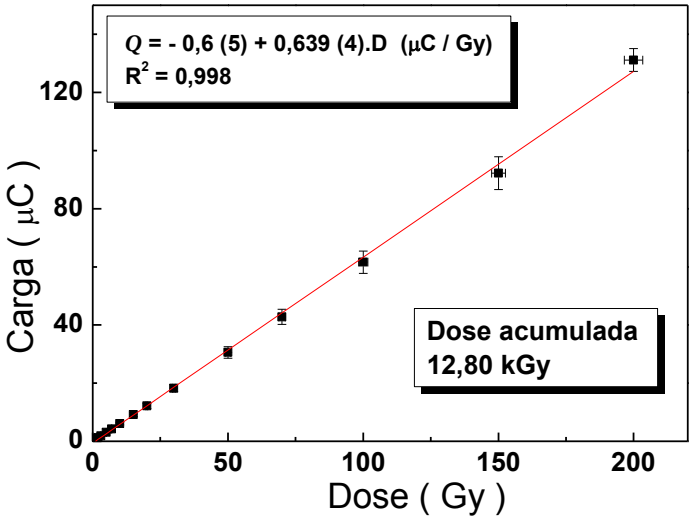

FIGURA 84 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 10 cm e taxa de dose 115,7 Gy/h.

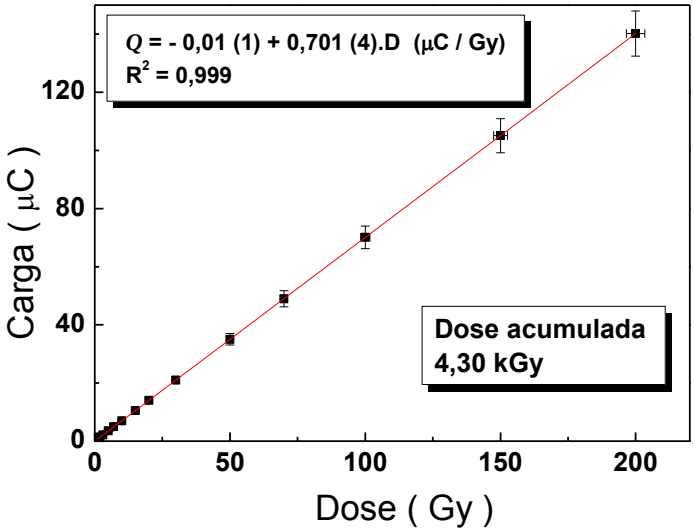

FIGURA 85 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 20 cm e taxa de dose 48,4 Gy/h.

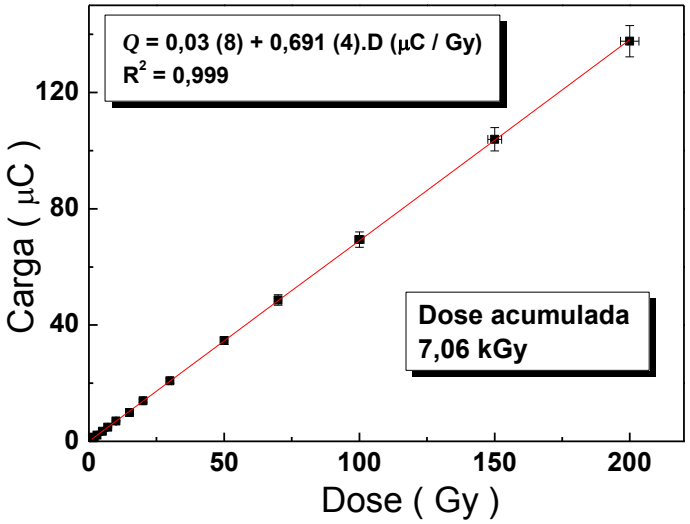

FIGURA 86 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 20 cm e taxa de dose 47,3 Gy/h.

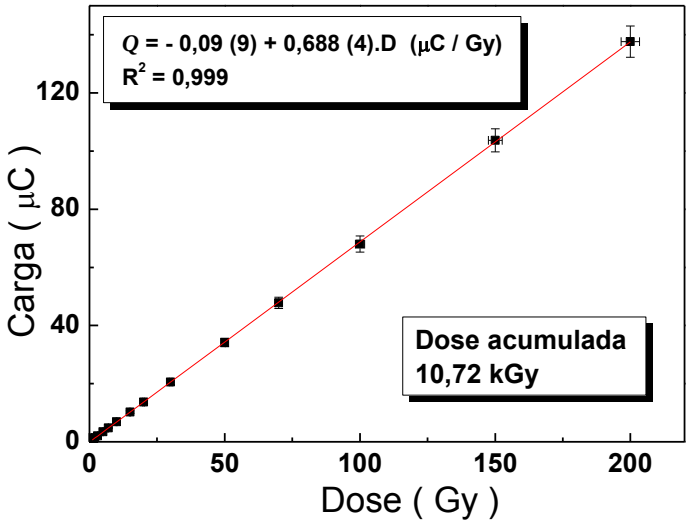

FIGURA 87 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 20 cm e taxa de dose 46,8 Gy/h.

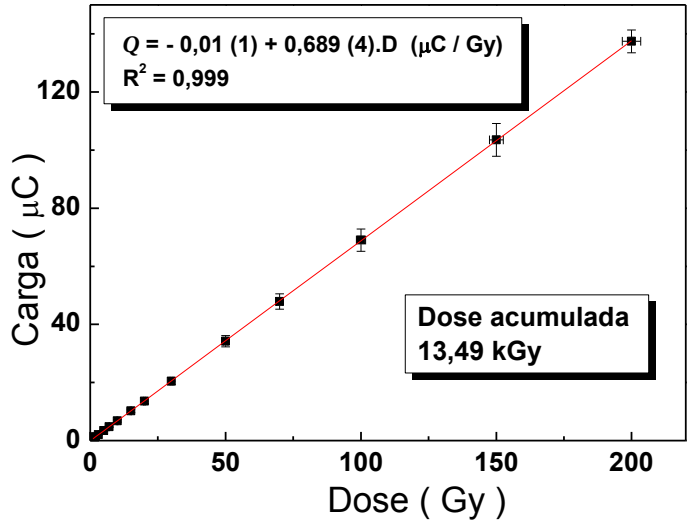

FIGURA 88 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 20 cm e taxa de dose 46,3 Gy/h.

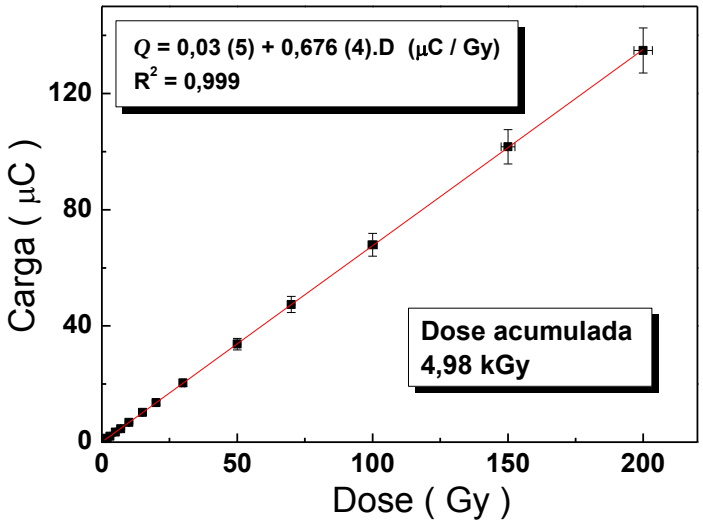

FIGURA 89 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 30 cm e taxa de dose 27,9 Gy/h.

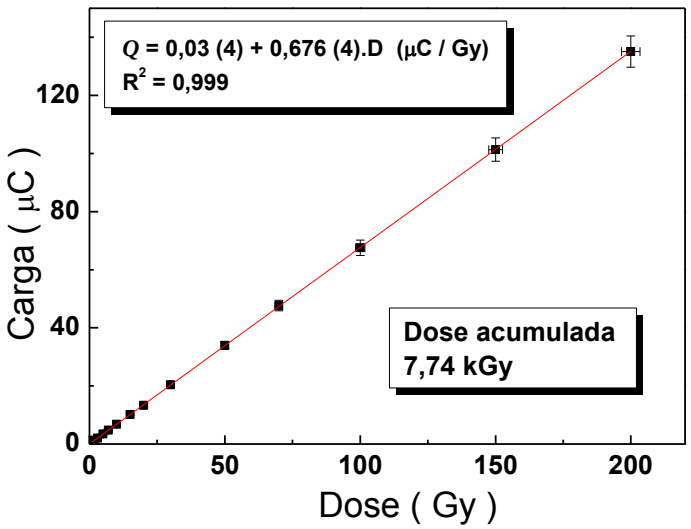

FIGURA 90 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 30 cm e taxa de dose 27,4 Gy/h.

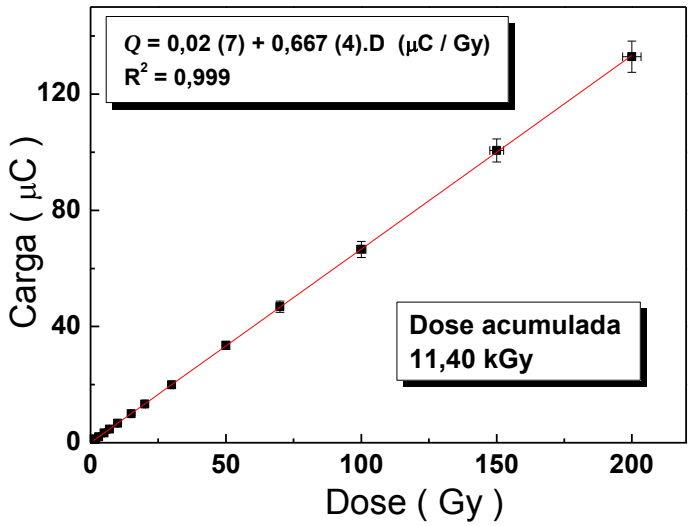

FIGURA 91 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 30 cm e taxa de dose 27,1 Gy/h.

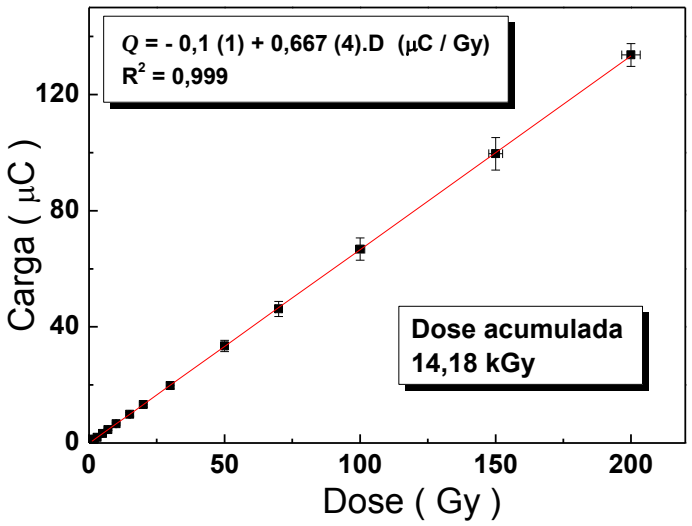

FIGURA 92 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 30 cm e taxa de dose 26,8 Gy/h.

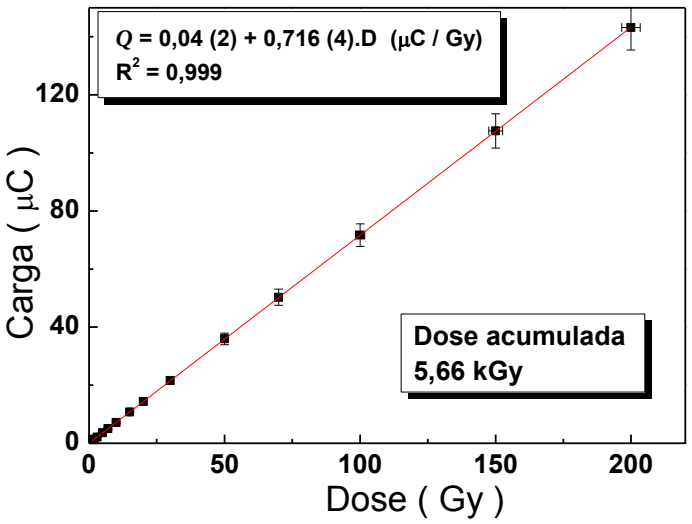

FIGURA 93 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 40 cm e taxa de dose 16,9 Gy/h.

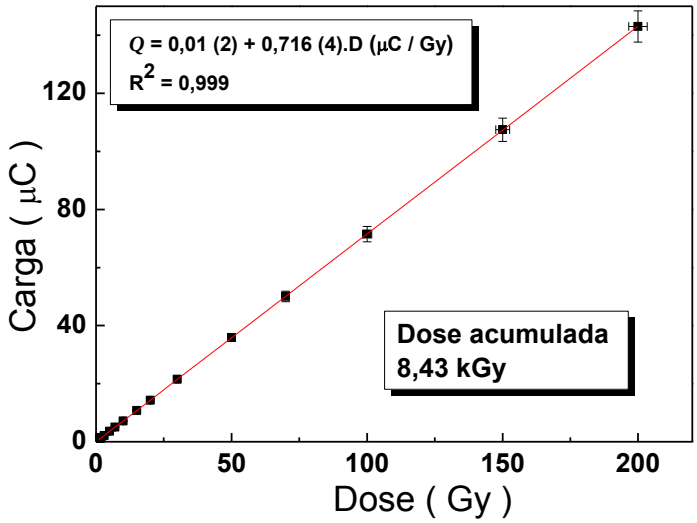

FIGURA 94 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 40 cm e taxa de dose 16,5 Gy/h.

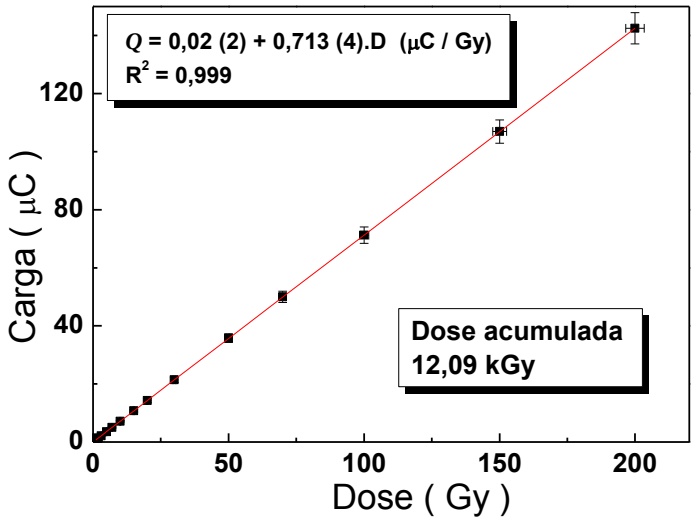

FIGURA 95 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 40 cm e taxa de dose 16,3 Gy/h.

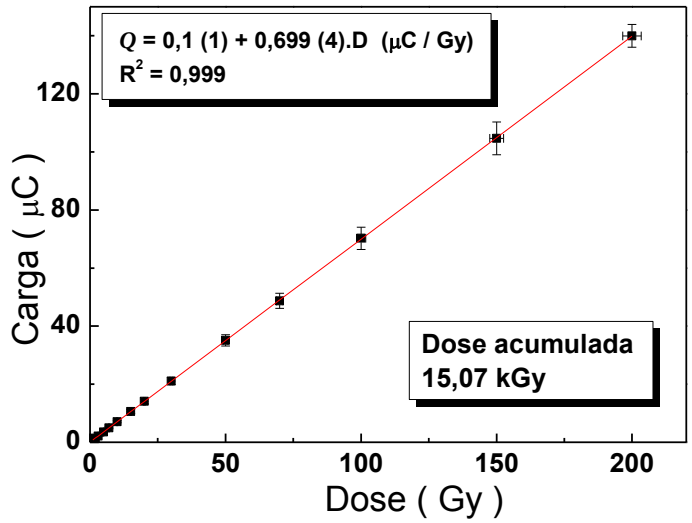

FIGURA 96 – Carga acumulada em função da dose absorvida à distância de 40 cm e taxa de dose 16,2 Gy/h.

A análise destas curvas evidencia a excelente linearidade de resposta para doses de até 200 Gy, mesmo com uma dose acumulada no diodo de 15 kGy. As sensibilidades em carga, dadas pelos coeficientes angulares das curvas dose-resposta, obtidas nas diferentes condições de irradiação para doses acumuladas de até 15 kGy, coincidem dentro do erro experimental das medições como pode ser visto na TABELA III.

A estabilidade de resposta do diodo foi quantificada através da variação percentual entre as curvas de dose-resposta, obtidas nas cinco etapas de irradiações. A variação percentual máxima entre as curvas de dose-resposta foi de aproximadamente 3 % e ocorreu na posição de 10 cm, como pode ser visualizado no gráfico da FIGURA 97. Este comportamento ocorreu possivelmente por causa dos danos que a radiação provocou no diodo durante o acúmulo de dose de 15 kGy que são mais perceptíveis para taxas de dose mais elevadas.

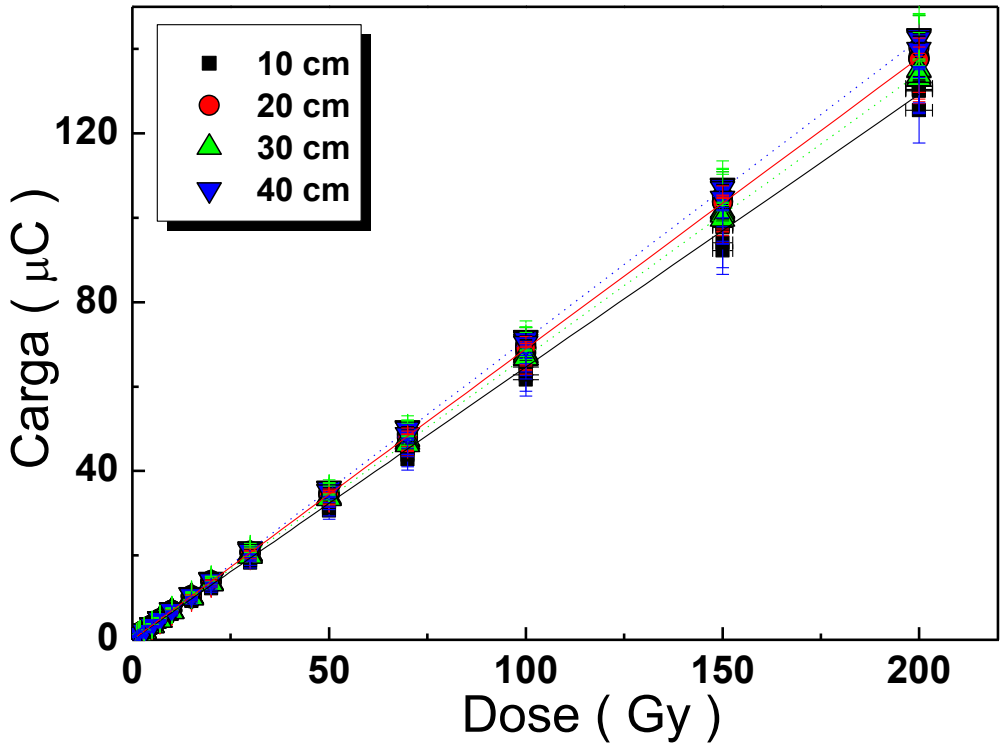

FIGURA 97 – Curvas dose-resposta média nas posições 10, 20, 30 e 40 cm em cinco etapas de irradiação para diferentes doses acumuladas.

TABELA III - Sensibilidade em carga (S_c) para doses até 200 Gy, em diferentes taxas de dose, e doses acumuladas.

Taxa de dose (Gy /h) ± 1,7 %	Distância à Fonte (cm) ± 0,5 %	Sensibilidade em carga (μC / Gy) ± 3 %	Dose Acumulada (kGy) ± 2 %
125,0	10	0,654	0,85
49,9	20	0,691	1,54
28,9	30	0,670	2,22
17,5	40	0,715	2,91
120,9	10	0,627	3,61
48,4	20	0,701	4,30
27,9	30	0,676	4,98
16,9	40	0,716	5,66
118,3	10	0,651	6,37
47,3	20	0,691	7,06
27,4	30	0,676	7,74
16,5	40	0,716	8,43
117,0	10	0,651	10,03
46,8	20	0,688	10,72
27,1	30	0,667	11,40
16,3	40	0,713	12,09
115,7	10	0,639	12,80
46,3	20	0,689	13,49
26,8	30	0,667	14,18
16,2	40	0,699	15,07

Estes resultados também são verificados na FIGURA 98 em que a variação percentual entre os valores de sensibilidade em carga em relação à média das 20 medições, é inferior a 3 %. Exceção é observada à distância de 10 cm em relação à fonte para a dose acumulada de 15 kGy.

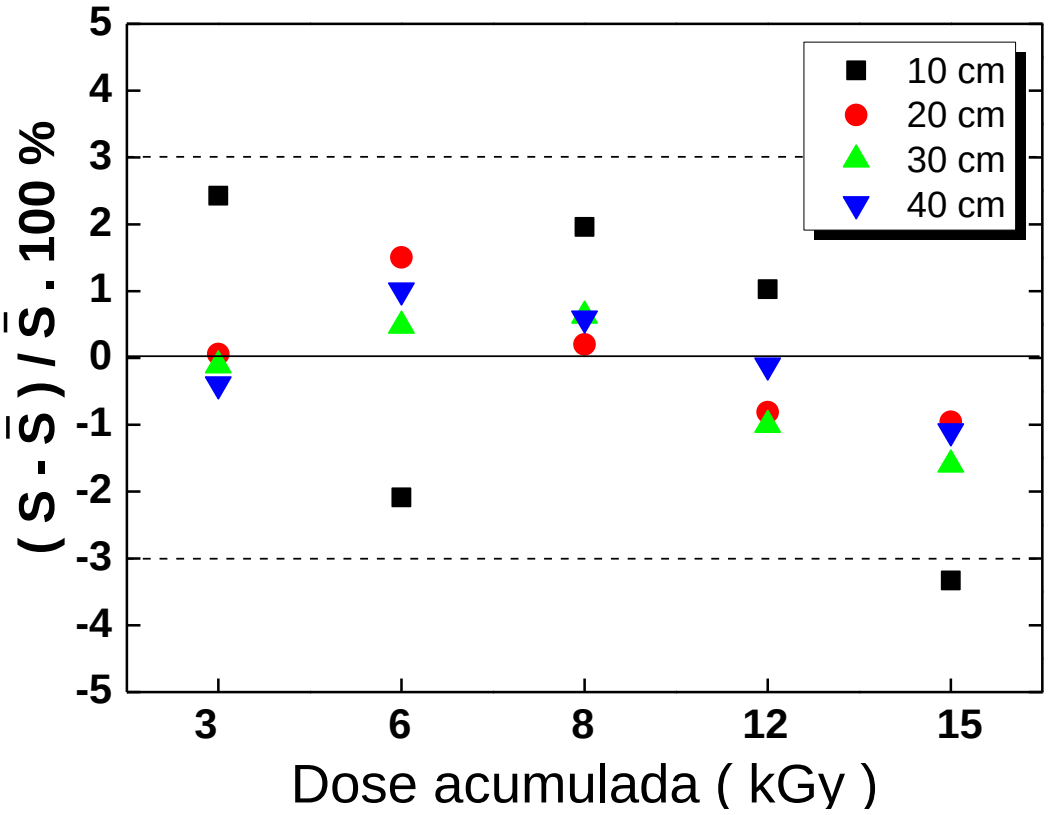

FIGURA 98 – Variação percentual da sensibilidade em carga nas distâncias 10, 20, 30 e 40 cm em relação à média em função da dose acumulada.

5.8 Estimativa de incertezas associadas aos parâmetros dosimétricos

Os parâmetros experimentais que influenciam a incerteza na determinação da dose estão representados na TABELA IV. A soma das incertezas individuais em quadratura, referentes à repetibilidade, estabilidade, precisão e exatidão, resulta em uma incerteza no valor da dose inferior a 5 % indicando que o diodo pode ser utilizado como um dosímetro de rotina segundo a norma ASTM E2628-09 [105].

TABELA IV – Analises de incertezas na determinação da dose (posição 10 cm de distância em relação ao centro da mesa)

TABELA DE COMPONENTES DE INCERTEZAS	Valor	Incerteza expandida	Nível da confiança	Incerteza Padrão	Tipo (A/B)
Leitura da corrente	21 nA				
Repetibilidade dos sinais de corrente (precisão)			95 %	0,15 %	A
Resolução do eletrômetro		2 fA	100 %	0,25 %	B
Estabilidade de resposta em corrente	15 kGy		95 %	3,0 %	A
Posicionamento do dosímetro de referência (alanina)	10 cm				
Desvio na distância de referência		0,5 mm	95 %	0,5 %	B
Posicionamento do diodo	10 cm				
Desvio na distância de referência		0,5 mm	95 %	0,5 %	B
Dose de referência (alanina)	10 kGy				
Exatidão			95 %	1,7 %	B
Tempo de irradiação	300 s				
Repetibilidade dos sinais de corrente			100 %	0,4 %	B
Temperatura durante medida de referência	23,6 °C				
Resolução do termômetro		0,1 K	100 %	0,25 %	B
Temperatura durante as medições	23,6 °C				
Resolução do termômetro		0,1 K	100 %	0,05 %	B
Incerteza na curva de calibração				2,0 %	B
Soma das incertezas em quadratura	4,1 %				

5.9 Limites operacionais de taxa de dose e de dose

Como o parâmetro experimental relacionado à taxa de dose é a corrente gerada no diodo, o dispositivo foi também irradiado em outros três irradiadores de Cobalto-60: Gammatron, Gammacell-220 e Multipropósito, que apresentam grande variação nas taxas de dose e configurações diferentes no posicionamento das fontes em relação ao irradiador Panorâmico. Estas irradiações foram efetuadas no intervalo de taxa de dose de 3,66 Gy/h até 11 kGy/h. As correntes medidas em função da taxa de dose estão representadas na FIGURA 99, onde o comportamento linear é comprovado pelo coeficiente de correlação linear de 0,998. No entanto, como não foi observada saturação na resposta do diodo, conclue-se que o limite máximo de taxa de dose de 11 kGy/h está definido pelo irradiador multiprósito e não pelo dispositivo. De fato, SAINI e ZHU [89] observaram que diodos comerciais, utilizados em aceleradores de elétrons, podem quantificar taxas de dose de pico maiores que 110 Gy/s por pequenos periodos de tempo. No entanto, cabe aqui ressaltar que taxas de dose elevadas resultam em danos de radiação significativos no diodo mesmo em pequenos intervalos de tempo de irradiação e não faz parte das aplicações propostas neste trabalho.

No que se refere a taxa de dose mínima, dada a inexistência de protocolos para o uso de diodos em dosimetria de processamento por radiação, adotou-se aqui a recomendação da IAEA para câmaras de ionização, onde a corrente de fuga não pode exceder 0,1 % da leitura de corrente, sob irradiação, no eletrômetro [104]. Para o diodo, a corrente de fuga aumenta com a tensão de polarização e também com a dose acumulada, como pode ser visto na FIGURA 100. Estes resultados validam a opção de utilizar o diodo não polarizado, mas mesmo a 0 V, a corrente de fuga é de 0,88 pA para uma dose acumulada de 15 kGy. Assim, a corrente mínima do diodo quando irradiado deve ser 0,88 nA, correspondendo, pela curva de calibração em corrente a uma taxa de dose mínima

de 3,3 Gy/h. Considerando o tempo mínimo de irradiação igual ao tempo de movimento de subida ou descida da fonte (23,8 s), a dose mínima seria 21,8 mGy que é da ordem da menor dose de trânsito medida para este irradiador panorâmico com dosímetros Fricke. Por outro lado, os estudos de dano de radiação indicaram que a dose máxima que ainda garante as condições de operacionalidade do diodo (queda de sensibilidade ≤ 5 %) é de 15 kGy. Este valor também nos permite introduzir a capacidade de 150 reutilizações deste diodo, quando empregado para doses máximas de 100 Gy.

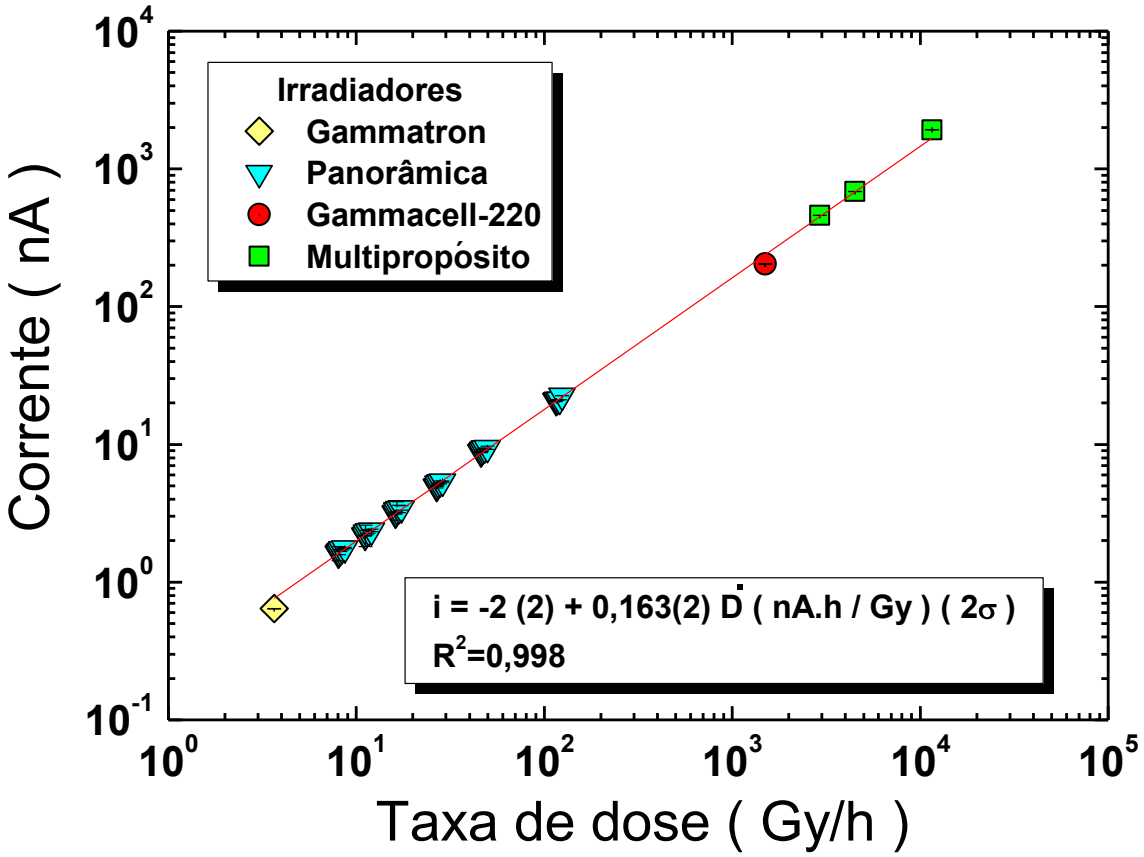

FIGURA 99 – Curva de corrente em função da taxa de dose em diferentes irradiadores.

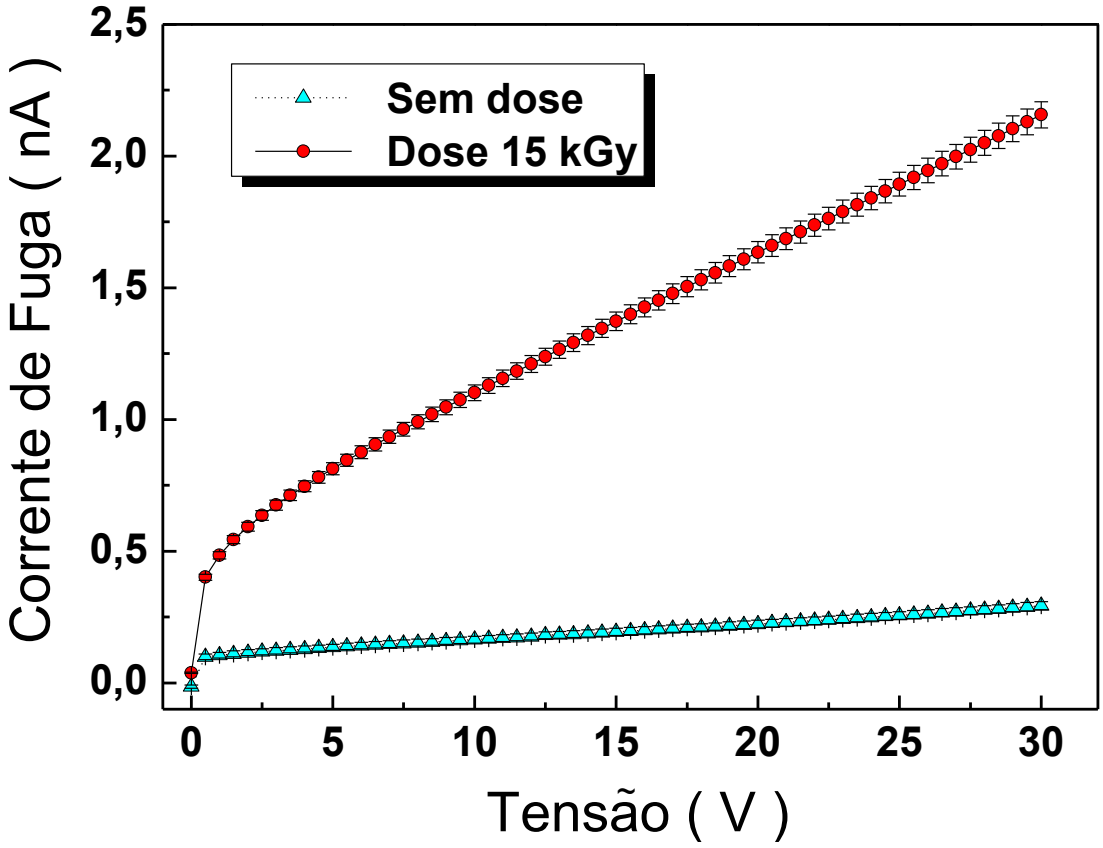

FIGURA 100 – Aumento da corrente de fuga em função da tensão no diodo com dose acumulada de 15 kGy.

5.10 Influência da temperatura

O aumento da temperatura ambiente causa uma leve redução da sensibilidade no diodo visto que o comprimento de difusão dos portadores de carga é sensivelmente reduzido; esta variação é aproximadamente 0,3% / ^{o}C dependendo do diodo utilizado [89,106]. Com a finalidade de caracterizar a influência da temperatura na resposta do diodo SFH 206 considerou-se as seguintes contribuições independentes: variações na temperatura de irradiação (T_i) em relação à temperatura de certificação da fonte (T_0) e geração térmica de portadores de carga que causam um aumento na corrente de fuga do diodo. A temperatura de irradiação foi monitorada com um termopar fixado ao lado do diodo e esta informação foi utilizada para corrigir a corrente gerada no dispositivo durante a irradiação para a temperatura de certificação da fonte (equação 25). No que se refere ao aumento da corrente de fuga com a temperatura, dada a

dificuldade de medir correntes em meios aquecidos aliado ao fato do diodo ser revestido por uma camada de plástico que funciona como isolador térmico, calculou-se a corrente em função da temperatura no intervalo de 20º C até 40º C [107]. Como esperado, o aumento exponencial do número de pares elétron-lacuna gerados termicamente é o responsável pelo crescimento da corrente de fuga do diodo a 0 V, visto na FIGURA 101. Para comparação, também são mostrados os resultados de corrente de fuga para o diodo submetido previamente a irradiação com dose acumulada de 15 kGy onde são evidentes os danos de radiação caracterizados pelo maior valor de corrente, para uma dada temperatura, em relação ao diodo não irradiado. Considerando o pior caso, dose acumulada de 15 kGy, a variação percentual de corrente para cada ºC, é 0,4 % no intervalo de temperatura estudado.

A influência da temperatura nas correntes geradas no diodo durante a irradiação em diferentes taxas de dose foi quantificada mediante a relação entre a corrente de fundo, registrada quando a fonte está blindada, e o valor da corrente medida, ambas corrigidas para as temperaturas de 20 a 40 ºC. Os resultados estão representados na FIGURA 102, evidenciando que para temperaturas abaixo de 27,5 ºC é satisfeita a condição de que a corrente de fundo seja inferior a 0,1 % da corrente registrada no eletrômetro mesmo para a menor taxa de dose (8,1 Gy/h). Deve ser observado que a influência da temperatura na resposta em corrente de diodos, que é a grande desvantagem de dosímetros semicondutores na área médica dada a necessidade de recalibração frequente, não é significativa na aplicação de processamento por radiação, dadas as altas taxas de dose e correntes envolvidas.

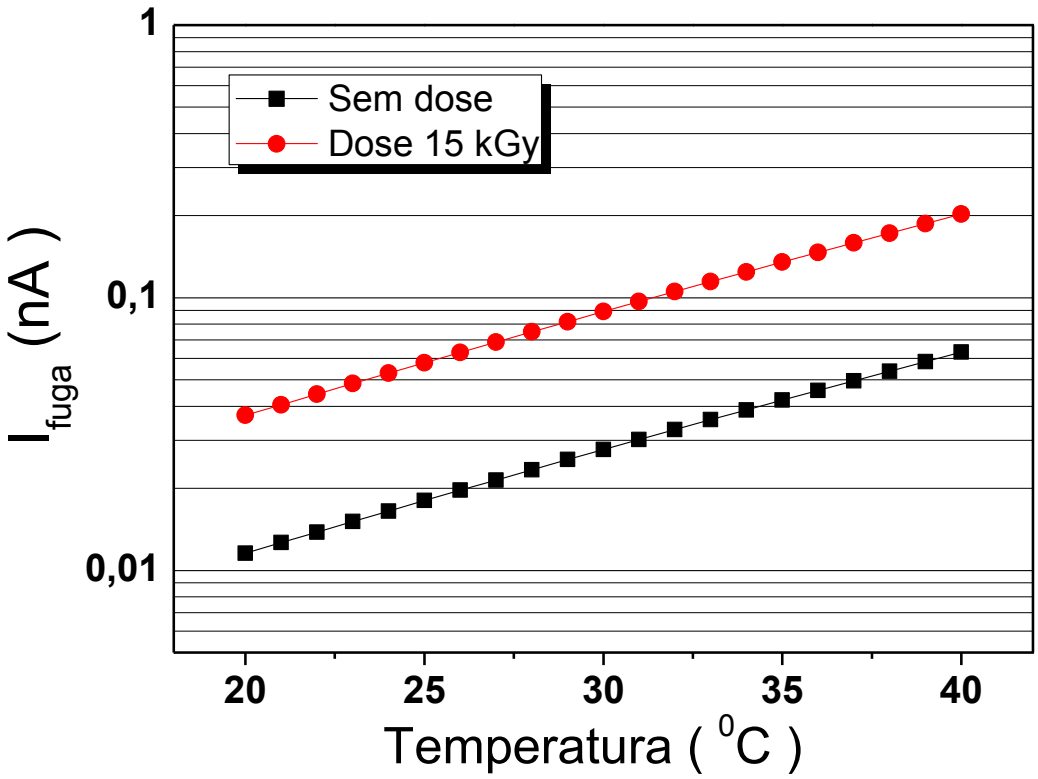

FIGURA 101 – Corrente de fuga em função da temperatura sem dose e com dose acumulada de 15 kGy.

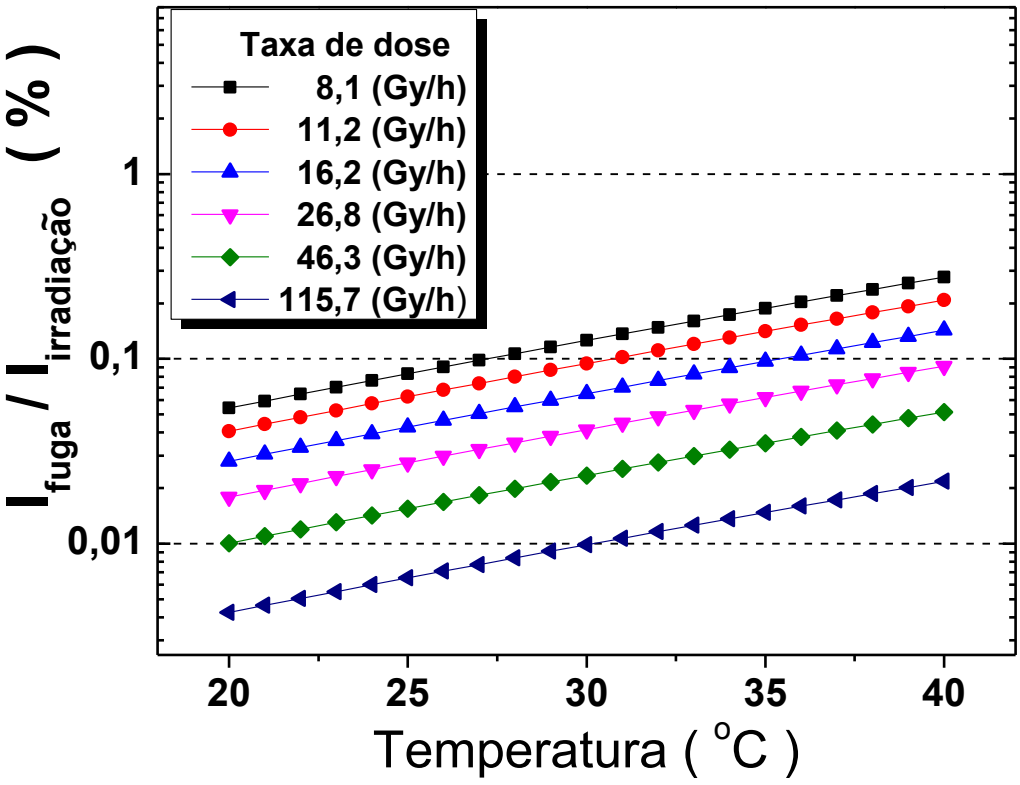

FIGURA 102 – Contribuição percentual da corrente de fuga na corrente gerada no diodo durante a irradiação em função da temperatura, em diferentes taxas de dose.

5.11 Condições operacionais do diodo como dosímetro

A proposta deste trabalho de doutorado é o uso dos diodos (SFH 206) comerciais e de baixo custo para medidas de doses de até 100 Gy, dado o aumento de procedimentos na área de processamento por radiação e a escassez de dosímetros de rotina com resposta neste intervalo de dose. Para doses mais altas, os danos de radiação impõem restrições ao uso destes tipos de diodos devido à elevada queda de sensibilidade de corrente com a dose absorvida.

Os resultados obtidos na caracterização do diodo SFH 206 como dosímetro de radiação gama para aplicações em processamento de radiação com fontes de Cobalto-60 em um irradiador panorâmico, estão representados na TABELA V.

TABELA V – Condições operacionais do diodo SFH 206.

PARÂMETROS	Limites operacionais
Tensão de operação	0 (V)
Dose	22×10^{-3} a 15×10^{3} (Gy) ± 5 %
Taxa de dose	3,3 a 11×10^{3} (Gy/h) ± 5 %
Sensibilidade em carga (S_c)	0,680 (μC/Gy) ± 3 %
Sensibilidade em corrente (S_i)	0,177 (nA.h/Gy) ± 3 %
Reutilização do diodo ($D_{máxima}$ 100 Gy)	150 vezes
Variação na corrente devido à temperatura	0,4 % / ^{o}C
Influência da umidade e pressão	Não há
Influência de luz ambiente	Sim

6 APLICAÇÕES DO DOSÍMETRO

A possibilidade de empregar o diodo como dosímetro tanto em regime de corrente quanto em carga aliado a sua elevada resolução espacial (≈ 7 mm) permitiu a sua aplicação para medições de dose de trânsito das fontes radioativas no irradiador panorâmico bem como para o mapeamento da taxa de dose nas posições mais frequentemente empregadas no Laboratório de Dosimetria em Processamento por Irradiação. Os resultados obtidos estão descritos a seguir.

6.1 Medida da 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 medições de baixas doses. 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 Panorâmico 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 às distâncias de 10 a 60 cm do seu centro.

Para exemplificar, a FIGURA 103 mostra o sinal de corrente, com aquisições em intervalos de tempo de 0,31 s, com o diodo posicionado a 40 cm da fonte (taxa de dose de 17,5 Gy/h), após ter acumulado a dose de 2,22 kGy. As áreas das regiões marcadas no sinal de corrente correspondem às cargas acumuladas no diodo durante o movimento de subida (e de descida da fonte). Estas cargas permitem determinar as doses de trânsito na correspondente curva dose-reposta nesta condição de irradiação.

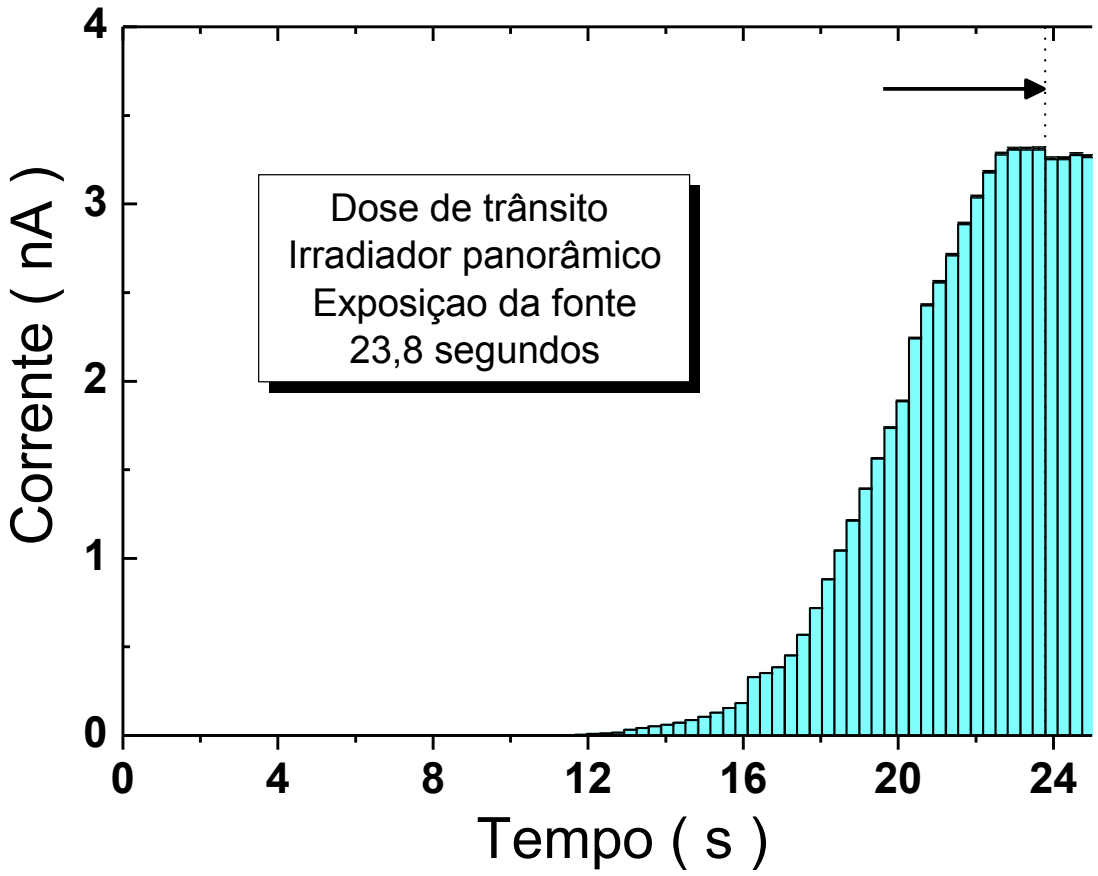

FIGURA 103 – Variação da corrente em função do tempo de exposição da fonte.

As doses de trânsito obtidas em seis distâncias do diodo em relação à fonte do irradiador Panorâmico estão mostradas na TABELA VI. Para comparação, também são fornecidos os valores de dose de trânsito obtidos com dosímetro Fricke no Laboratório de Dosimetria em Processamento por irradiação (LDPI).

Observam-se variações na dose absorvida em alguns valores acima de 5 % devidas, possivelmente, a imprecisões no posicionamento do dosímetro e diferenças entre as suas dimensões.

TABELA VI – Valores de dose de trânsito no irradiador panorâmico.

Distância à fonte (cm) ± 0,5 %	Dose absorvida durante trânsito da fonte Fricke (Gy) ± 2,7 %	Diodo (Gy) ± 4,1 %
10	0,344	0,346
20	0,138	0,149
30	0,067	0,079
40	0,044	0,047
50	0,026	0,030
60	0,016	0,022

6.2 Mapeamento do campo de radiação no irradiador Panorâmico

No processamento por irradiação é importante conhecer as taxas de dose do irradiador para planejar a posição e o tempo de irradiação dos produtos. O irradiador Panorâmico possui cinco posições bem definidas com as taxas de dose certificadas por dosímetro de referência (alanina), mas geralmente não é possível realizar as irradiações somente nas posições certificadas. A fim de verificar o campo de radiação e a homogeneidade da radiação emitida pela fonte de Cobalto-60, foram realizadas medidas de corrente em 360 graus ao redor do eixo central, em intervalos de 9 graus, às distâncias de 10, 20, 30 e 40 cm em relação à ao centro da mesa. Para estas medições o diodo foi fixado a 10 cm de altura em relação à mesa em um suporte de acrílico. Esta altura foi variada até 15,0 cm para o mapeamento vertical do campo de radiação.

O mapeamento radial do campo de radiação está apresentado nos gráficos das FIGURAS 104 a 107, e mostra que entre os ângulos 225 até 126 ocorre uma variação da taxa de dose inferior a 1,5 % às distâncias de 10 a 40 cm. Para ângulos fora deste intervalo é observada uma grande variação nas taxas de dose devida à presença do tubo de metal que guia a fonte para fora do irradiador e bloqueia parcialmente a radiação da fonte de Cobalto-60.

No mapeamento vertical, realizado entre o ponto médio até a posição de 15 cm da fonte de Cobalto-60 durante a irradiação, a variação entre os valores de corrente foi inferior a 1,8 %, conforme pode ser visualizado na TABELA VII.

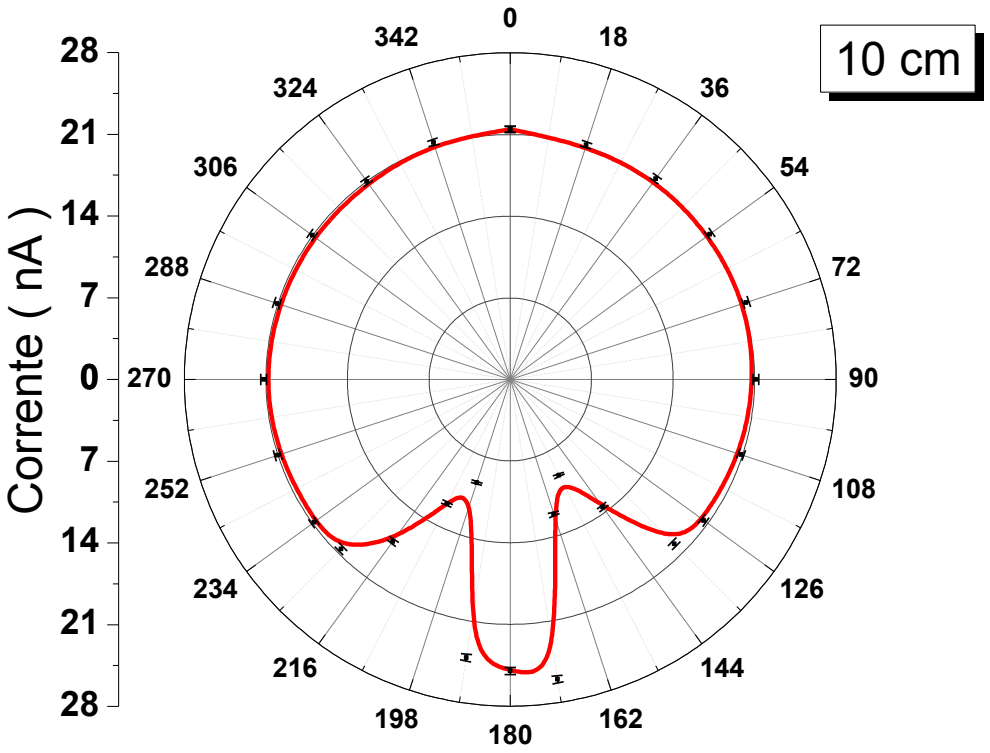

FIGURA 104 - Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 10 cm. Dentro da região homogênea (225 até 126 – sentido horário) a corrente variou 1,2 % , exceto na região de blindagem parcial da fonte.

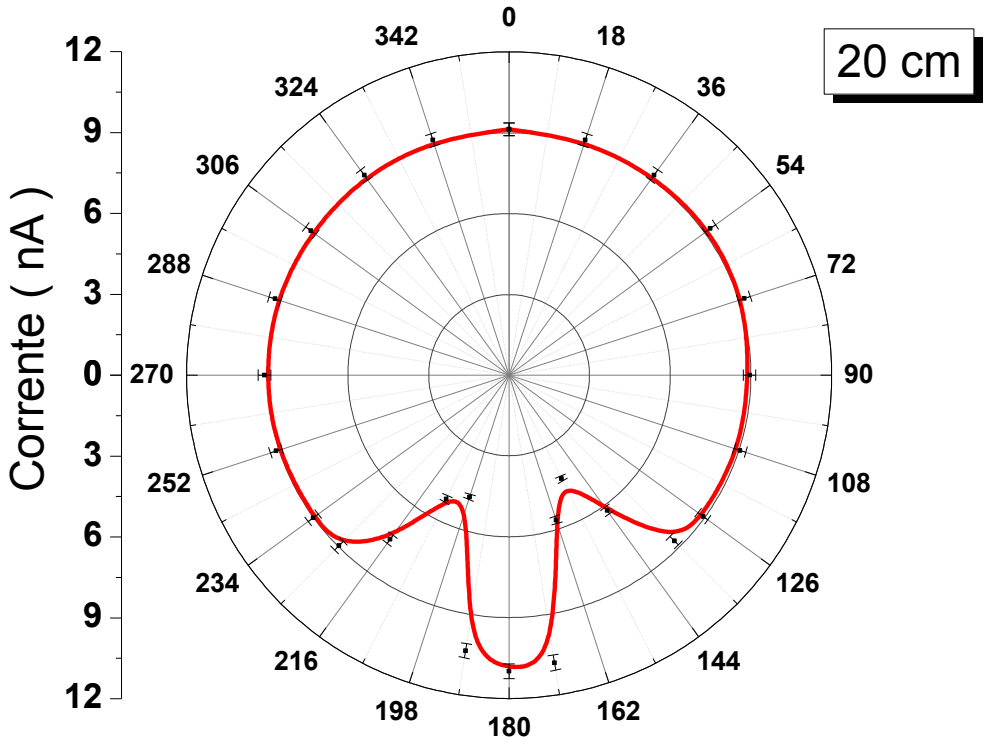

FIGURA 105 - Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 20 cm. Variação de 1,1 % na corrente, dentro da região homogênia (225 até 126- sentido horário) exceto na região de blindagem parcial da fonte.

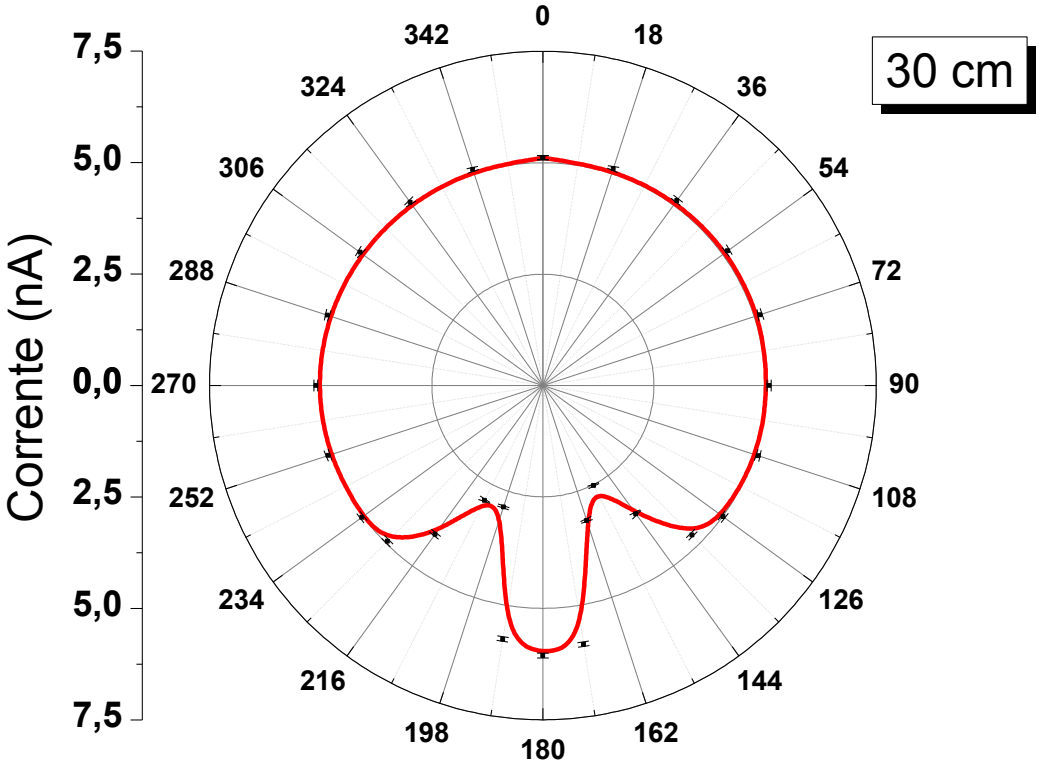

FIGURA 106 - Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 30 cm. Variação de 0,9 % na corrente, dentro da região homogênea (225 até 126 – sentido horário) exceto na região de blindagem parcial da fonte.

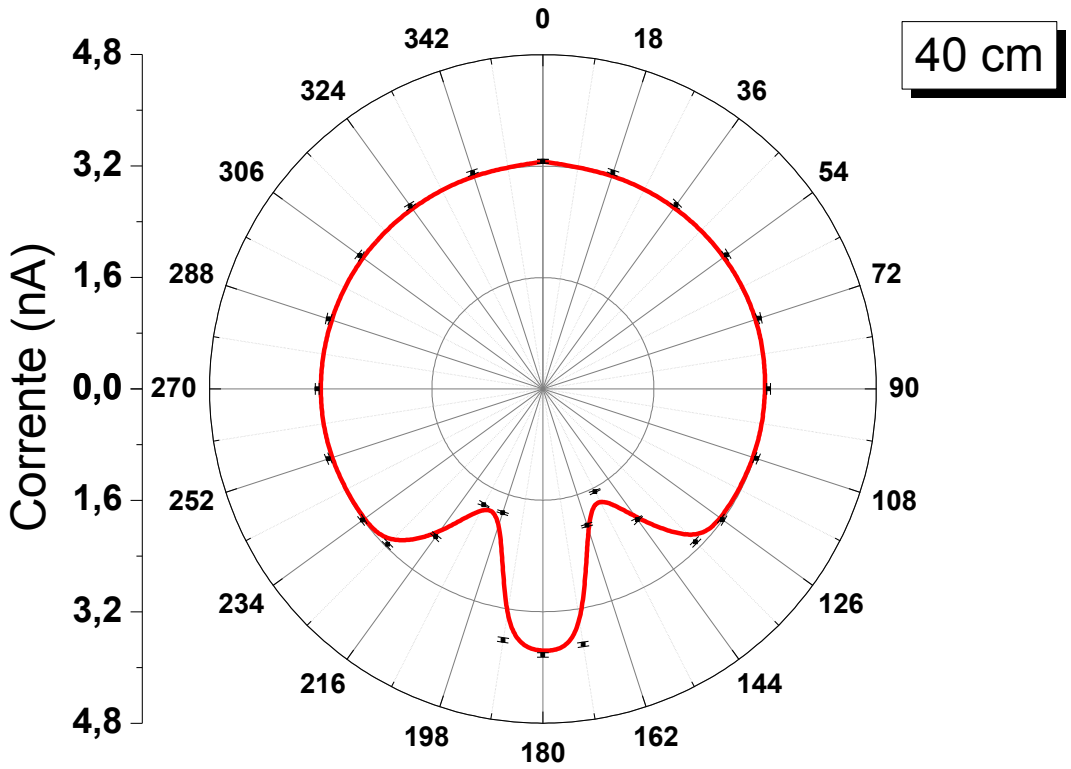

FIGURA 107 - Mapeamento de taxas de dose no irradiador panorâmico, à distância de 40 cm. Variação de 0,8 % na corrente, dentro da região homogênea (225 até 126 – sentido horário) exceto na região de blindagem parcial da fonte.

TABELA VII – Mapeamento vertical da fonte de Cobalto-60, variação de 1,8 % entre os valores de corrente obtidos com o diodo.

Altura em relação à mesa (cm) ± 0,5 %	Corrente (nA) ± 0,25 %	Taxa de dose (Gy/h) ± 1,7 %
15,0	20,05	113,6
14,5	19,84	112,4
14,0	19,80	112,2
13,5	20,38	115,5
10,0	20,62	116,8

O posicionamento do dosímetro é um fator crítico em altas taxas de dose. Dada à elevada resolução espacial do diodo encapsulado (5,1 x 4,1 mm^2 e 6,9 mm de altura), uma pequena variação no seu posicionamento pode gerar incertezas nos valores de corrente que compromete o procedimento de

dosimetria. Para exemplificar, no gráfico da FIGURA 108 uma variação de 4 mm na colocação do diodo, proporcionou incertezas maiores que 4 % nas medições de corrente. Consequentemente, as variações entre as taxas de dose, obtidas com o diodo e fornecidas pelo laboratório, são devido principalmente a imprecisões no posicionamento.

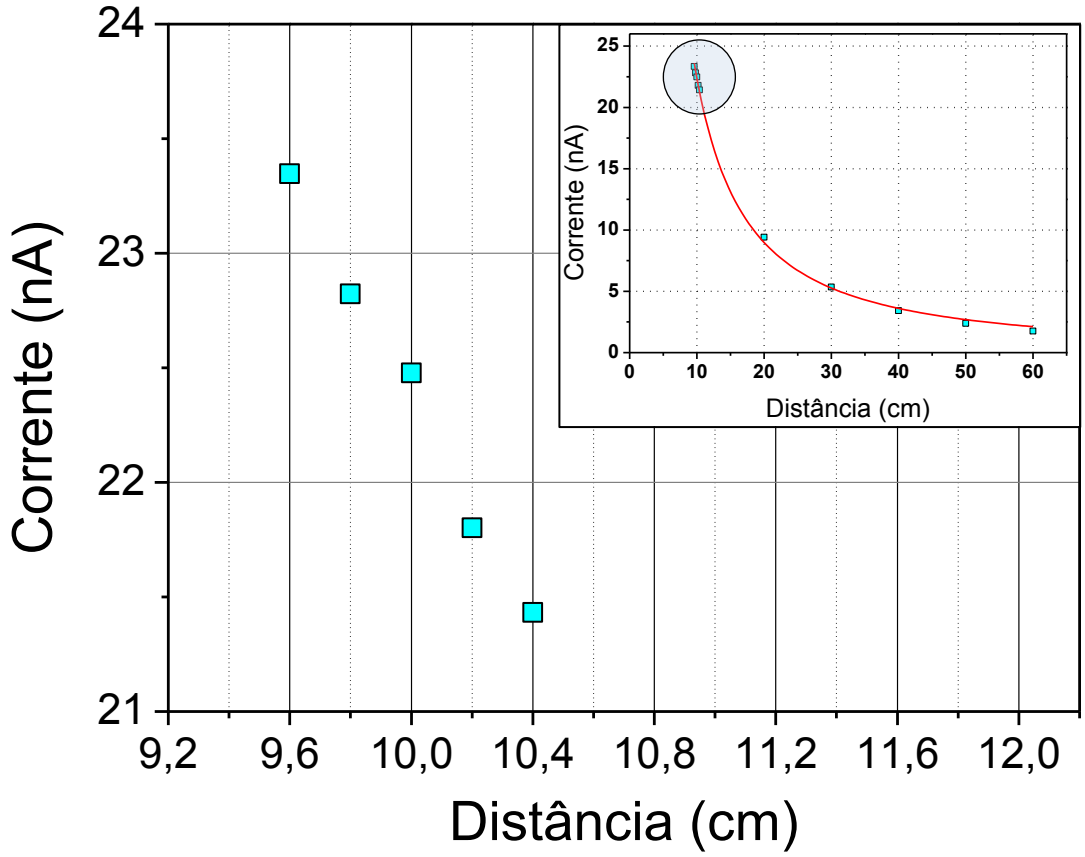

FIGURA 108 – Variação da corrente em função da distância referente à etapa I. Posição de referência a 10 cm em relação à fonte, taxa de dose 125,0 Gy/h.

7 CONCLUSÕES

O objetivo de desenvolver e calibrar um sistema dosimétrico de rotina baseado em um diodo comercial para aplicações em processos de irradiação de materiais com doses de até 100 Gy foi alcançado neste projeto de Doutorado. O diodo escolhido SFH 206, do tipo PIN de pequena área útil e espessura de zona de depleção inferior a 100 μm, possui características elétricas que justificam a sua utilização como dosímetro de radiação gama. Além da disponibilidade no mercado nacional, o custo deste diodo é comparável aos dosímetros de rotina de PMMA frequentemente utilizados em processamento por irradiação (≤ R$10,00).

O projeto da sonda dosimétrica, baseado na utilização do diodo no modo fotovoltaico, permitiu a aquisição em tempo real das correntes geradas no dispositivo irradiado e reduziu a importância da corrente de fuga no desempenho do diodo como dosímetro de radiação. Como consequência, o aumento da corrente de fuga devido a variações de temperatura e danos de radiação provocados na estrutura do diodo não restringiu a aplicação deste sistema para doses acumuladas de radiação gama de até 15 kGy.

A caracterização dosimétrica do sistema desenvolvido foi investigada em modo de corrente e de carga com a finalidade de definir os limites operacionais de taxa de dose (3,7 Gy/h a 11 kGy/h) e de dose (1 Gy a 15 kGy), bem como as respectivas linearidades de resposta mediante medições de sensibilidades em corrente (0,177(4) nA.h/Gy) e em carga (0,680(4) μC/Gy).

Cabe notar que a resposta em carga do dosímetro é independente da taxa de dose nos limites mencionados.

A repetibilidade dos sinais de corrente e a estabilidade da resposta em corrente e em carga (≤ 3,0 %) atendem às recomendações (≤ 5,0 %) contidas na norma ASTM E2628-09 [105] para dosímetros de PMMA e filmes radiocrômicos utilizados rotineiramente em processamento por radiação. A comparação da resposta dosimétrica do diodo com a de filmes radiocrômicos, para doses de até 200 Gy, tendo como dose de referência a de alanina (1,7 %), evidenciou que o diodo tem um desempenho melhor que o filme para doses inferiores a 100 Gy.

O estudo da influência da temperatura na resposta em corrente do diodo (0 V) indicou uma variação na corrente de fuga de 0,4 % / ºC. Este resultado indica uma temperatura de operação máxima de 27,5 ºC, para que seja satisfeita a condição (estabelecida para câmaras de ionização) de que a corrente de fundo seja inferior a 0,1 % da corrente registrada no eletrômetro. Deve ser observado que a grande desvantagem de dosímetros semicondutores na área médica, a dependência com a temperatura, não é significativa em dosimetria de processamento por radiação, dadas as altas taxas de dose e correntes envolvidas.

No que se refere a danos de radiação produzidos em diodos submetidos a altas taxas de dose e doses acumuladas, com a consequente queda de sensibilidade em corrente e em carga, os resultados evidenciaram que para doses acumuladas de até 15 kGy, a variação na resposta do diodo (≤5,0 %) ainda atende à recomendação da norma ASTM E26228-09. A estabilidade de resposta do dosímetro limitada a doses acumuladas de 15 kGy, restringe a sua utilização em irradiadores com baixas taxas de doses, reduzindo custos e recalibrações rotineiras. Para a dosimetria de processos que envolvem doses de até 100 Gy, como proposto neste trabalho, o diodo pode ser reutilizado até 150 vezes.

Adicionalmente, dada a elevada sensibilidade de corrente e resolução espacial do diodo, o sistema dosimétrico pode ser empregado em medições da dose de trânsito das fontes radioativas e mapeamento do campo de radiação no irradiador do panorâmico. Os resultados de dose de trânsito obtidos em diferentes posições de irradiação são concordantes dentro do erro experimental (≤ 5,0 %) com aqueles fornecidos por dosímetros Fricke. O mapeamento de taxa de dose indicou que o campo de radiação é homogêneo (variações ≤ 1,8 %) em todas as posições de irradiação exceto na região de blindagem da fonte. Por outro lado, a excelente resolução espacial do diodo exige cuidados adicionais no posicionamento do dosímetro.

Finalmente, todos os parâmetros dosimétricos: de linearidade de corrente/carga em função da taxa de dose/dose, repetibilidade, estabilidade, independência de resposta com a temperatura e dose acumulada, dentro dos limites operacionais estabelecidos neste projeto, indicaram que o sistema dosimétrico baseado no diodo SFH 206 tem grande viabilidade de uso na dosimetria de rotina de processos de irradiação de materiais com doses de até 100 Gy.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. McLAUGHLIN, W.L.; BOYD, A. W.; CHADWICK, K. H.; McDONALD, J. C.; MILLER, A. ***Dosimetry for radiation processing***. New York. Taylor & Francis, 1989.

2. IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Emerging applications of radiation processing***, Vienna. IAEA-TECDOC-1386, 2003.

3. ANDRZEJ, G. C. Gamma irradiators for radiation processing. Vienna, Austria, 2005. Booklet, IAEA

4. IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Dosimetry for food irradiation.*** Vienna. Technical Reports Series n. 409, 2002.

5. ICRU, THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. Yokohama: ICRU REPORT No.85, 2011.

6. ATTIX, F. H., ***Introduction to radiological physics and radiation dosimetry***. Weinheim, WILEY-VHC Verlag GmbH & Co., 2004.

7. BARTLETT, D. T. 100 years of solid state dosimetry and radiation protection dosimetry. ***Radiation Measurements,*** v. 43, p. 133-138, 2008.

8. LIM, S. I.; KIM, K. Y.; LEE, C.; SUK, K.; PARK, S. K.; LEE Y. K. Dose evaluation by using the optical changes of PMMA. ***Applied Chemistry***, v. 11, n. 1, p. 25-28, 2007.

9. BARRETT, J. H. Dosimetry with dyed and undyed acrylic plastic. ***International journal of applied radiation and isotope***, v. 33, p. 1177-1187, 1982.

10. TAMURA, N.; TANAKA, R.; MITOMO, S.; NAGAI, S. Properties of cellulose triacetate dose meter. ***Radiation Physics and Chemistry,*** v. 18, p. 947-957, 1981.

11. McLAUGHLIN, W. L.; KHAN, H. M.; WARASAWAS, W.; AL-SHEIKHLY M.; RADAK, B. B. Optical waveguide dosimetry for gamma-radiation in the dose range 10^{-1}-10^{4} Gy. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 33, n. 1, p. 39-46, 1989.

12. MAI. H. H.; DUONG, N. D.; KOJIMA, T. Dyed polyvinyl chloride films for use as high-dos routine dosimeters in radiation processing. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 69, p. 439-444, 2004.

13. SOARES, C. G. Radiochromic film dosimetry. ***Radiation Measurements***, v. 41, p. 100-116, 2007.

14. CAMARGO, F.; GONÇALVES, J. A. C.; KHOURY, H. J.; NAPOLITANO, C. M.; HÄRKÖNEN, J.; BUENO, C. C. MCz diode response as a high-dose gamma radiation dosimeter. ***Radiation Measurements***, v. 43, p. 1160-1662, 2008.

15. SANTOS, T. C.; NEVES-JUNIOR, W. F. P.; GONÇALVES, J. A. C.; HADDAD, C. M. K.; BUENO, C. C. Evaluation of rad-hard epitaxial silicon diode in radiotherapy electron beam dosimetry. ***Radiation Measurements***, v. 46, p. 1662-1665, 2011.

16. MILLER, A. Dosimetry for radiation processing. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 28, n. 5/6, p. 521-529, 1986.

17. McLAUGHLIN W. L., DESROSIERS, M. F. Dosimetry systems for radiation processing. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 46, n. 4-6, p. 1163-1174, 1995.

18. ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / ASTM - AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ***Standard Guide for Selection and Calibration of Dosimetry Systems for Radiation Processing***. 2002 (51261:2002E).

19. NAM, J. W. Standardization of high doses in radiation processing. IAEA BULLETIN, 4/1988.

20. SZE, S. M. ***Physics of semiconductor devices.*** John Wiley & Sons, inc., 1981.

21. BARTHE, J. Eletronic dosimeters based on solid state detectors. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B***, v. 184, p. 158-189, 2001.

22. DIXON, R. L.; EKSTRAND, K. E. Silicon Diode Dosimetry. ***Applied Radiation and Isotopes***, v. 33, pp. 1171-1176, 1982.

23. WITTENBURG, K. Radiation damage in pin-photodiodes. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A.*** v. 270, p. 56-61, 1988.

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

25. IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical electrical equipment.*** Technical Committees & Subcommittees TC 62. Estocolmo, 1982. (IEC 731).

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

27. BUENO, C. C.; GONÇALVES J. A. C.; MAGALHÃES, R. R.; SANTOS, M. D. S. Response of pin diodes as room temperature photon detectors. ***Applied Radiation and Isotopes***, v. 61, p. 1343-1347, 2004.

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

29. SANTOS, G. P. ***Desenvolvimento de um sistema dosimétrico multidiodos para garantia da qualidade em equipamentos radioterapêuticos.*** 2002. Dissertação (Mestrado)- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP, São Paulo. 87 p.

30. HERRNSDORF L.; BJÖRK M.; CEDERQUIST B.; MATTSSON C. G.; THUNGSTRÖM G.; FRÖJDH C. Point dose profile measurements using solid-

state detectors in characterization of computed tomography systems. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***, v. 607, p. 223-225, 2009.

31. MAGALHÃES, C. M. S.; CALDAS, L. V. E.; SANTOS, M. A. P.; SANTOS, L. A. P.; SOUZA, D. N. Avaliação da resposta do fotodiodo BPW34 em qualidades de radiação RQR da norma IEC 61267 implantadas no IPEN e no CRCN-NE. INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE – RADIO 2011, 17-20 de maio, 2011, Recife, PE.

32. ANSI, AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE / IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics.*** 2005. (IEC 61267).

33. PODGORSAK, E. B., ***Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering***. Springer-Verlag,Berlin Heidelberg 2010.

34. MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J. C. ***Handbook of radiotherapy physics –*** Theory and practice. Taylor & Francis Group. 2007.

35. KNOLL, G. F., ***Radiation Detection and Measurement***. ***3. Ed***. New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1999.

36. MARMIER, P.; SHELDON, E. ***Physics of nuclei and particles***. v. 1. New York, N. Y., 1969.

37. GOLDSTEIN, J.;NEWBURY, D.; JOY, D.; LYMAN, C.; ECHLIN, P.;LIFSHIN, E.; SAWYER, L.;MICHAEL, J. ***Microscopy and X-ray microanalysis*** 3ed**.** Kluwer Academic, 2003.

38. BRUINING, M. B. E. ***Physics and applications of secondary electron emission.*** McGraw-Hill, 1954.

39. RODRIGUES JÚNIOR, A. A., ***Câmara de ionização aplicada a medidas de altas taxas de dose***. 2005. Dissertação de Doutorado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

40. SCAFF, L. A. M., ***Física da Radioterapia***. São Paulo, SP. Sarvier Editora de livros Médicos Ltda, 1997.

41. ICRU, THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Quantification and reporting of low-dose and other heterogeneous exposures***. ICRU REPORT No.86, 2011.

42. MILLER, A. Status of radiation processing dosimetry. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 42, p. 731-738, 1993.

43. CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Resolução nº112, de 24 de agosto de 2011. Licenciamento de instalações radiativas. ***Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil,*** Brasília, DF, 01 setembro de 2011.

44. IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Radiation safety of gamma, electron and X ray irradiation facilities***. Vienna. 2010. (IAEA-SAFETY STANDARDS SERIES No. SSG-8).

45. IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, ***Fundamental safety principles***, Vienna, 2006. (IAEA-SAFETY STANDARDS SERIES No.SF-1)

46. CHMIELEWSKI, A. G.; HAJI-SAEID, M. Radiation technologies: past, present and future. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 71, p16-20, 2004.

47. MILLER, A; CHADWICK, K. H. Dosimetry for the approval of food irradiation processes. ***Radiation physics and chemistry***, v. 34, No. 6, p. 999-1004, 1989.

48. NAPOLITANO, C. M.; FERREIRA, D. C.; SILVA, S. F. Dosimetria em processos de irradiação. ***Proceeding in*** INTERNACIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE, 2005, Santos, CD-ROM.

49. McLAUGHLIN, W. L. Microscopic visualization of dose distributions. ***International journal of applied radiation and isotopes***, v. 17, p 85-96, 1966.

50. RABELLO, M. S., ***Aditivos de Polímeros***. Artliber Editora Ltda, São Paulo, 2000.

51. PATEL, G. N., Diacetylenes as radiation dosage indicators. ***Radiation Physics and Chemistry.*** v. 18, n. 5-6, p. 913-925, 1981.

52. ICRU, THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS JOURNAL OF THE ICRU. Dosimetry systems for use in radiation processing**.** Oxford University Press. ICRU REPORT No.80, 2008.

53. McLAUGHLIN, W. L.; YUN-DONG, C.; SOARES, C. G.; MILLER, A.; VAN DYK, G.; LEWIS D. F. Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***, v. 302, p. 165-176, 1991.

54. BURKE, R. W.; MAVRODINEANU, R. Acidic potassium dichromate solutions as ultraviolet absorbance standards. ***Physics and Chemistry.*** v. 80, n. 4, 1976.

55. DEVIC, S. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. ***Physica Medica.*** v. 27, p. 122-134, 2011.

56. DEVIC, S.; SEUNTJENS, J.; SHAM, E.; PODGORSAK, E. B.; SCHMIDTLEIN, C. R.; KIROV, A. S.; SOARES, C. G. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. ***Medical Physics***, v. 32, n. 7, p. 2245-2253, 2005.

57. DEVIC, S.; SEUNTJENS, J.; HEGYI, G.; PODGORSAK, E. B.; SOARES, C. G.; KIROV, A. S.; ALI, I.; WILLIANMSON, J. F.; ELIZONDO, A. Dosimetric properties of improved gafchromic films for seven different digitizers. ***Medical Physics***, v. 31, n. 9, p. 2392-2401, 2004.

58. HANSEN, H.; J.; MILLER, A.; McEWEN, M.; SHARPE, P.; DUANE, S. Calibration of thin-film dosimeters irradiated with 80-120 kev electrons. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 71, p. 353-357, 2004.

59. NIROOMAND-RAD, A.; BLACKWELL, C. R.; COURSEY, B. M.; GALL, K. P.; GALVIN, J. M.; McLAUGHLIN, W. L.; MEIGOONI, A. S.; NATH, R.; RODGERS, J. E.; SOARES, C. G. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. ***Medical Physics***, v. 25, n. 11, p. 2093-2115, 1998.

60. SOARES, C. G.; McLAUGHLIN, W. L. Measurement of radial dose distributions around small beta-particle emitters using high-resolution radiochromic foil dosimetry. ***Radiation Protection Dosimetry***, v. 47, p. 367-372, 1993.

61. EARLY, E. A.; CROMER, C. L.; XIONG, X.; DUMMERM, D. J.; O´BRIAN T. R.; PARR, A. C., NIST reference densitometer for visual diffuse transmission density. ***Journal of Imaging Science and Technology***, v. 43, p. 388-397, 1999.

62. ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / ASTM, AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ***Standard Guide for Estimating Uncertainties in Dosimetry for Radiation Processing***. 2002(E) (ISO/ASTM 51707).

63. McLAUGHLIN, W. L.; HUMPHREYS, J. C.; RADAK, B. B. The response of plastic dosimeters to gamma rays and electrons at high absorbed dose rate. ***Radiation Physics and Chemistry.*** v. 14, p. 535-550, 1979.

64. McLAUGHLIN, W. L.; HUMPHREYS, J. C.; LEVINE, H.; MILLER, A.; RADAK, B. B.; RATIVANICH, N. The gamma-ray response of radiochromic dye films at different absorbed dose rate. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 18, n. 5-6, p. 987-999, 1981.

65. MILLER, A.; BATSBERG, W.; KARMAN, W. A new radiochromic thin-film dosimeter system. ***Radiation physics and chemistry***, v. 31, n. 4-6, p. 491-496, 1988.

66. BUTSON, M. J.; YU, P. K. N.; CHEUNG, T.; METCALFE, P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. ***Materials Science and Engineering***, v. 41, p. 61-120, 2003.

67. MILLER, A.; McLAUGHLIN, W. L. Calculations of the energy dependence of dosimetric response to ionizing photons. ***The International journal of Applied Radiation and Isotopes***, v. 33, p. 1299-1310, 1982.

68. MUENCH, P.; MEIGOONI, A. S.; NATH, R.; McLAUGHLIN, W. L. Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film compared to silver halide film and lithium fluoride TLD's. ***Medical Physics***, v. 18, p. 769-775, 1991.

69. SAYEG, J. A.; COFFEY, C. W.; McLAUGHLIN, W. L. The energy response of GafChromic radiation detectors. ***Medical Physics***, v. 17, p. 521, 1990.

70. BOYLESTAD, R.; NASHELSKY, L., ***Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos.*** Livros técnicos e Científicos Editora S. A., 1999.

71. AUSLENDER, V. L., BRYAZGIN, A. A.; BUKIN, L. A.; VORONIN, A. N. LUKIN, SIDOROV, A. V. Online measurement of dose and dose distribution at bremsstrahlung facilities. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 71, p. 379-381, 2004.

72. RIKNER, G.; GRUSELL, E. General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 32, p. 1109-1117, 1987.

73. SCHARF, K. Exposure rate measurements of X-and gamma-rays with silicon radiation detectors. ***Health Physics***, v. 13, p. 575-586, 1967.

74. PARKER, R. P. Semiconductor nuclear radiation detectors. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 15, n. 4, p. 605-620, 1970.

75. EISBERG, R.; RESNIK, R. ***Física Quântica***. Rio de Janeiro, R. J. :Editora Campus Ltda, 1979.

76. SWART, J. W., ***Semicondutores fundamentos, técnicas e aplicações.*** Campinas-SP. Editora da Unicamp. 2009.

77. PINI, S.; BRUZZI, M.; BUCCIOLINI, M.; BORCHI, E.; LAGOMARSINO, S.; MENICHELLI, D.; MIGLIO, S.; NAVA, F.; SCIORTINO, S. High-bandgap semiconductor dosimeters for radiotherapy applications. ***Nuclear Intruments and Methods in Physics Research A***, v. 514, p. 135-140, 2003.

78. PIERRET, R. F., ***Advanced Semiconductor Fundamentals*** 2.ed. New Jersey: Purdue University, 1987.

79. LUTZ, G.; RICHTER, R. H.; STRÜDER, L. Novel pixel detectors for X-ray astronomy and other applications. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***, v. 461, p. 393-404, 2001.

80. BERZ, F.; COOPER, E. W.; FAGG, S. Recombination in the end regions of pin diodes. ***Solid-State Eletronics***, v. 22, p. 293-301, 1979.

81. SHI, J.; SIMON, W. E.; ZHU, T. C. Modeling the instantaneous dose rate dependence of radiation diode detectors. ***Medical Physics***, v. 30, n. 9, p 2509-2519, 2003.

82. ROSENFELD, A. B. Eletronic dosimetry in radiation therapy. ***Radiation Measurements***, v. 41, p. 134-153, 2007.

83. ESTRO, EUROPPEAN 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.

84. BRÄUNIG, D.; WULF, F. Atomic displacement and total ionizing dose damage in semiconductors. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 43, n. 1/2, p. 105-127, 1994.

85. RIKNER, G.; GRUSELL E. Effects of radiation damage on p-type silicon detectors. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 28, n. 11, p. 1261-1267, 1983.

86. VERBITSKAYA, E.; EREMIN, V.; ILYASHENKO, I.; LI, I.; HÄRKÖNEN J.; TUOVINEN, E.; LUUKKA, P. Operation of heavily irradiated silicon detectors in non-depletion mode. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***, v. 557, p. 528-536, 2006.

87. WATKINS, G.; Intrinsic defects in silicon. ***Materials Science in Semiconductor Processing***, v. 3, p.227-235, 2000.

88. GRUSELL, E.; RIKNER, G. Evaluation of temperature effects in p-type silicon detectors. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 31, n. 5, p. 527-534, 1986.

89. SAINI, A. S.; ZHU, T. C. Temperature dependence of commercially available diode detectors. ***Medical Physics***, v. 29, n. 4, p. 622-630, 2002.

90. LEO, W. R., ***Techniques for nuclear and particle physics experiments.*** Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1987.

91. O'MARA, W. C.; HERRING, R. B.; HUNT, L. P. ***Handbook of semiconductor silicon technology.*** Noyes Publications, New Jersey, 1990.

92. AOYAMA, T.; KOYAMA, S.; KAWAURA, C. An In-phantom dosimetry system using pin silicon photodiode radiation sensors for measuring organ doses in x-ray CT and other diagnostic radiology. ***Medical Physics***, v. 29, n. 7, p. 1504-1510, 2002.

93. BROISMAN, A.; SHANI, G. Application of spherical micro diodes for brachytherapy dosimetry. ***Radiation Measurements***, v. 46, p.334-339, 2011.

94. CINTRO, V.; KRAMBERGER, G.; LOZANO, M.; MANDIć, I.; MIKUZ, M.; PELLEGRINI, G.; PULKO, J.; ULLAN, M.; ZAVRTANIK, M. Radiation damage in p-type silicone irradiated with nêutrons and prótons. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***, v. 599, p. 60-65, 2009.

95. KRAMBERGER, G.; CINDRO, V.; DOLENC, I.; MANDIć, I.; MIKUZ, M.; ZAVRTANIK, M. Compararison of pad detectors produced on different silicon materials after irradiation with neutrons, protons and pions. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***, v. 612, p. 288-295, 2010.

96. INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA***. Avaliação de dados de medição – Guia para a expressão de incerteza de medição*** (GUM 1995). Rio de Janeiro, 2008.

97. INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA***. Vocabulário Internacional de Metrologia – Conceitos fundamentais e gerais e termos associados*** (VIM 2012). Rio de Janeiro, 2012.

98. Osram Opto Semiconductors. Product Catalog, disponível em : www.osram-os.com/. Acessado em 26/08/2013.

99. NASCIMENTO, J. S. Desenvolvimento de analisador de parâmetros para semicondutores. Comunicação particular.

100. IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Dosimetry for radiation processimg –** Final report of the Co-ordinated Research Project on Characterization and Evaluation of High Dose Dosimetry Techniques for Quality Assurance in Radiation Processing, Vienna, IAEA-TECDOC-1156, 2000.

101. ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / ASTM, AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ***Practice for Use of the Alanine-EPR Dosimetry System***. (ISO/ASTM 51607).

102. National Intruments. LabVIEW™, disponível em: www.ni.com/labview/pt, acessado em 26/08/2013.

103. FERREIRA, D. C. ***Dosimetria de processos de irradiação gama com diodos comerciais de silício.*** 2009. Dissertação (Mestrado)- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP, São Paulo. 112 p.

104. IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Measurement Uncertainty –** A practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories, Vienna, IAEA-TECDOC-1585, 2008.

105. ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / ASTM, AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ***Standard Practice for Dosimetry in Radiation Processing***. (ISO/ASTM E2628-09), 2009.

106. PETUSHKOV, A. A.; PARKER; R. P. The influence of temperature on the sensitivity of silicon surface barrier detectors used for X and Gamma-ray dosimetry. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 18, n. 2, p.235-245, 1973.

107. PELLEGRINI, G.; ULLÁN, M.; RAFÍ, J. M.; FLETA, C.; CMPABADAL, F.; LOZANO, M. Annealing studies of magnetic czochralski silicone radiation detectors. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A,*** v. 552, n. 1, p.27-33, 2005.