

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIAS E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**CARACTERIZAÇÃO DE DIODOS COM E SEM ESTRUTURA DE
MÚLTIPLOS ANÉIS DE GUARDA PARA DOSIMETRIA DE
ELÉTRONS**

CRISTINA RAMOS DO NASCIMENTO

RECIFE- PERNAMBUCO - BRASIL
2009

CRISTINA RAMOS DO NASCIMENTO

**CARACTERIZAÇÃO DE DIODOS COM E SEM ESTRUTURA DE
MÚLTIPLOS ANÉIS DE GUARDA PARA DOSIMETRIA DE
ELÉTRONS**

**Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do
Departamento de Energia Nuclear, da
Universidade Federal de Pernambuco, para
obtenção do título em Doutor em Tecnologias
Energéticas e Nucleares. Área de concentração:
Dosimetria e Instrumentação Nuclear.**

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

**RECIFE- PERNAMBUCO - BRASIL
2009**

N244c

Nascimento, Cristina Ramos do.

Caracterização de diodos com e sem estrutura de múltiplos anéis de guarda para dosimetria de elétrons / Cristina Ramos do Nascimento. - Recife: O Autor, 2009.

140 folhas, il : tabs.,grafs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Departamento de Energia Nuclear. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2009.

Inclui Bibliografia e Anexos.

1. Dosimetria e Instrumentação Nuclear. 2.Energia nuclear. 3.Dosímetros semicondutores. 4.Radioterapia. 5. Dosimetria de elétrons. I. Título.

UFPE

612.01448

BCTG/ 2009-137

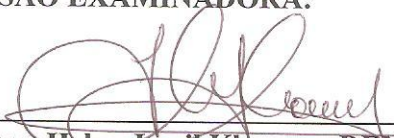
**CARACTERIZAÇÃO DE DIODOS COM E SEM ESTRUTURA DE MÚLTIPLOS
ANÉIS DE GUARDA PARA DOSIMETRIA DE ELÉTRONS**

Cristina Ramos do Nascimento

APROVADA EM: 15.06.2009

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

COMISSÃO EXAMINADORA:



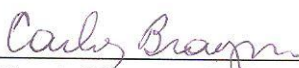
Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE



Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas – IPEN-CNEN/SP



Profa. Dra. Carmem Cecília Bueno Tobias – IPEN-CNEN/SP



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



Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

*Ao meu irmão Gustavo Jorge e
à minha mãe, Mariléa.*

AGRADECIMENTOS

Expressamos sinceros agradecimentos ao Departamento de Energia Nuclear, à Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, e ao Grupo de Dosimetria e Instrumentação da Universidade Federal de Pernambuco, nas pessoas de seu chefe professor Rômulo Simões Cezar Menezes, e de seus coordenadores professor André Maciel Netto e professora Helen Jamil Khoury, por proporcionar meios para realização desta pesquisa.

Ao Departamento Acadêmico de Sistemas, Processos e Controles Eletro-Eletrônicos e à Coordenação de Eletrônica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco, nas pessoas de seu chefe, professor Domingos Sávio de Assis Beserra e de seu coordenador, professor Rogério Arruda de Moura, pelo apoio concedido.

À professora Helen Jamil Khoury, pela confiança e orientação, dirigindo, discutindo e criticando nossas exposições com sua experiência.

À Liga Norte-Rio Grandense Contra o Câncer e à Santa Casa de Misericórdia de Itabuna, em especial a Luiz Flávio Kalil e à Luiza Andrade, pelo apoio concedido para a realização deste trabalho.

Aos professores Carlos Alberto Brayner, Clovis Abrahão Hazin e Francisco Almeida de Melo, pela atenciosa colaboração no acompanhamento das atividades desenvolvidas.

A todos os funcionários do Departamento de Energia Nuclear pelo apoio ao desenvolvimento desta pesquisa.

Aos funcionários participantes do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear, pela dedicação e atenção nas atividades desenvolvidas dentro do laboratório.

Aos professores Antônio Jorge Oliveira de Carvalho e Paulo Sérgio Brandão do Nascimento pela amizade e especial atenção dispensada.

Ao colega Fábio de Camargo pela especial cooperação durante a realização desta pesquisa.

Às amigas Tereza Cristina, Eliane Caldas e Socorro Rocha, pelo apoio e carinho dispensados.

Ao meu esposo Emídio Fernandes de Carvalho Neto e aos meus filhos Lucas Ramos Carvalho e Artur Ramos Carvalho, pelo amor, carinho, respeito e compreensão durante os anos em que nos dedicamos à concretização deste objetivo.

Aos meus pais Geraldo Francisco do Nascimento e Mariléa de Araújo Ramos pelo amor.

A Deus pelo existir.

***A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho original.***

Albert Einstein

CARACTERIZAÇÃO DE DIODOS COM E SEM ESTRUTURA DE MÚLTIPLOS ANÉIS DE GUARDA PARA DOSIMETRIA DE ELÉTRONS

Autor: Cristina Ramos do Nascimento

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

RESUMO

A dosimetria de feixes de elétrons de alta energia utilizados em radioterapia é realizada atualmente com câmaras de ionização de placas paralelas. Entretanto, devido aos crescentes avanços nas técnicas de tratamento utilizadas, detectores com maior resolução espacial do que as câmaras de ionização são necessários. Os detectores semicondutores podem ser a melhor solução. Diodos com estrutura de múltiplos anéis de guarda têm sido desenvolvidos para aplicações em campos de alta radiação. Este tipo de diodo é mais resistente aos danos da radiação, e apresenta alto grau de pureza, excelentes características de resposta e pequenas dimensões.

O objetivo deste trabalho foi caracterizar dois tipos de diodos, de baixo custo, para dosimetria de feixes de elétrons utilizados em radioterapia: o diodo CERN MGR, com múltiplos anéis de guarda e o diodo XRA-24, sem múltiplos anéis de guarda. As respostas dos diodos foram avaliadas em feixes de elétrons, com energias entre 5 e 15 MeV, através das medidas de repetibilidade e linearidade de resposta com a dose e da dependência com a energia, taxa de dose média, tamanho do campo de radiação e profundidade ao longo do eixo central do campo de radiação.

Os resultados mostraram excelente repetibilidade, com coeficiente de variação inferior a 0,4%. Em relação à sensibilidade, foram observados valores 60.000 vezes maiores do que os observados para as câmaras de ionização Markus Advanced e PPC05, quando normalizada pelo volume sensível dos detectores. A dependência energética do diodo CERN MGR foi inferior a 2% para energias entre 10 e 15 MeV e a 7% para energias entre 5 e 9 MeV. Para o diodo XRA-24, a dependência energética foi inferior a 8,5% para as energias entre 8 e 12 MeV. A variação da resposta do diodo CERN MGR em função da taxa de dose média foi cerca de 0,2%. Os fatores de saída de campo medidos com o diodo CERN MGR concordaram dentro de 2% em relação aos medidos com a câmara de ionização. As curvas de porcentagem de dose profunda obtidas com os dois diodos possibilitaram a determinação do índice de qualidade dos feixes dentro de 1% em relação aos valores obtidos com a câmara de ionização.

A partir deste estudo, conclui-se que os dois tipos de diodos, com e sem múltiplos anéis de guarda, são alternativas confiáveis e econômicas para a realização da dosimetria de feixes de elétrons aplicados em radioterapia. Eles podem ser utilizados na dosimetria de técnicas que necessitam de pequenos campos de radiação e para dosimetria *in vivo*.

Palavras-chaves: dosimetria de elétrons, dosímetros semicondutores, múltiplos anéis de guarda, radioterapia.

CHARACTERIZATION OF DIODES WITH AND WITHOUT MULTIPLE GUARD RINGS STRUCTURE FOR ELECTRON DOSIMETRY

Author: Cristina Ramos do Nascimento

Adviser: Prof. Dr. Helen Jamil Khoury

ABSTRACT

The dosimetry of high-energy electron beams is performed with plane-parallel ionization chambers. Nevertheless, due to increasing advances in treatment techniques detectors with higher spatial resolution than ionization chambers are needed. Semiconductor detectors can be the best choice. Diodes with a multi-guard ring structure have been developed for applications in high-radiation fields. These diodes are highly resistant to radiation damage and have high purity, excellent response characteristics and small size.

The aim of this work was to characterize two types of low cost diodes for electron beam dosimetry: the CERN MGR diode, with multi-guard rings, and the XRA-24 diode, without multi-guard rings. The diodes' responses to 5-15 MeV was determined by measuring their reproducibility and linearity, their energy dependency, average dose rate, radiation field size and depth.

The results showed an excellent reproducibility with a coefficient of variation less than 0.4%. Regarding the sensitivity values were 60,000 higher than those observed for the PPC05 and the Markus Advanced ionization chamber, when normalized by the detectors' sensitive volumes. The energy dependence of the CERN MGR diode was within 2% for 10-15 MeV electron beams, and 7% for 5- 9 MeV ones. For the diode XRA-24, the energy dependence was within 8.5% for 8-12 MeV electron beams. The CERN MGR diode response variation to the average dose rates was about 0.2%. The field output factors measured with the CERN MGR agreed within 2% with the ones measured with the ionization chamber. The percentage depth dose curves obtained by both diodes allowed the determination of the electron beam quality within 1% of that obtained with the ionization chamber.

From this study, it was concluded that the two types of diodes, with and without multi-guard rings are reliable and economical alternatives for electron beams dosimetry. They can be used for radiotherapy techniques that require small radiation fields and for in vivo dosimetry.

Key words: electron dosimetry, semiconductor dosimeters, multi-guard rings, radiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Esquema de um acelerador linear (SCAFF, 1997).	22
Figura 2: Diagrama em blocos de um acelerador linear típico usado em radioterapia (KHAN, 1994).	23
Figura 3: (a) e (b) Fotos de um magnetron, (c) Seção de corte de um magnetron (KHAN, 1994).	24
Figura 4: Seção transversal de uma válvula klystron de duas cavidades (KHAN, 1994).	24
Figura 5: Sistema de produção dos feixes de (a) fótons e (b) elétrons (KHAN, 1994).	25
Figura 6: Diagrama de um cabeçote de tratamento de um acelerador linear (SCAFF, 1997).	26
Figura 7: Diagrama em blocos dos principais movimentos de um acelerador linear (SCAFF, 1997).	27
Figura 8: Espectro de energias do feixe de elétrons, (a) antes da janela de saída; (b) na superfície do fantoma, $z = 0$; e (c) na profundidade z (KHAN, 1994).	29
Figura 9: Curva de porcentagem de dose em função da profundidade na água para um feixe de elétrons, mostrando os vários parâmetros de alcance prático (IAEA, 1997b).	30
Figura 10: Dependência do poder de freamento em massa do elétron em função de sua energia (KHAN, 1994).	37
Figura 11: Geometria para realização de uma calibração cruzada entre uma câmara cilíndrica de referência e uma câmara de placas paralelas (IAEA, 1997b).	49
Figura 12: PDP para elétrons de 6, 12, e 20 MeV (BJÖRK, 2004).	51
Figura 13: PDP para 6 e 20 MeV com variações no campo e DFS (KAPUR e MA, 1999).	52
Figura 14: Curvas de isodoses para elétrons de 17 MeV.	52
Figura 15: Cristal semiconductor dopado com átomos de impurezas pentavalentes.	55
Figura 16: Cristal semiconductor dopado com átomos de impurezas trivalentes.	56
Figura 17: Formação de uma junção PN (região de depleção).	56
Figura 18: Região ativa de um semiconductor. Modo Fotovoltaico (SHI et al., 2003).	57

Figura 19: Efeito das cargas positivas acumuladas no SiO ₂ (BECK, 1997)	59
Figura 20: Distribuição do potencial ao longo da superfície para uma estrutura de múltiplos anéis de guarda, com tensão de ruptura VBD= 722V (STEFANOV, 1998).	60
Figura 21: Foto do diodo CERN MGR, com destaque para a área efetiva de detecção e região dos anéis de guarda (CAMARGO, 2005).	69
Figura 22: Corte lateral da estrutura do diodo CERN MGR (CAMARGO, 2005).	70
Figura 23: Foto do dosímetro com o diodo CERN MGR. a) Sensor aberto. b) Sensor fechado.....	70
Figura 24: Esquema da estrutura do diodo XRA-24 (DETECTION TECHNOLOGY, 1997).	71
Figura 25: Dosímetro com o diodo XRA-24 (dimensões em cm).....	71
Figura 26: Arranjo experimental para coleta dos dados no acelerador Varian 2100C.....	73
Figura 27: Diagrama das fontes de incerteza nas leituras realizadas com os diodos.	75
Figura 28: Diagrama das fontes de incerteza na determinação da dose na água $D_w(z_{ref})$	77
Figura 29: Arranjo experimental para levantamento da curva de dose profunda. (a) posicionamento na profundidade zero; b) posicionamento na profundidade z, mantendo-se fixa a distância fonte-superfície do fantoma em 100 cm.....	80
Figura 30: Curvas de calibração do diodo CERN MGR, para feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador Varian. DFS de 100 cm, cone de 10 x 10 cm ² e taxa de dose de 320 cGy.min ⁻¹	86
Figura 31: Curvas de calibração do diodo CERN MGR, para feixes de elétrons de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV, do acelerador Siemens Primus. DFS de 100 cm, cone de 10 x 10 cm ² e taxa de 300 cGy.min ⁻¹	86
Figura 32: Curvas de calibração do diodo XRA-24, para feixes de elétrons de 8, 10 e 12 MeV. DFS de 100 cm, cone de 10 x 10 cm ² e taxa de dose de 300 cGy.min ⁻¹	87
Figura 33: Variação da sensibilidade dos diodos CERN MGR e XRA-24 para feixes de elétrons com energias entre 5 e 14 MeV. Resposta relativa ao valor obtido para a energia de 12 MeV.....	91
Figura 34: Razão entre os poderes de freamento mássico na água e no silício em função da energia dos elétrons (adaptado de Björk et. al, 2000).....	92

Figura 35: Variação na resposta do diodo de silício Scanditronix EDD-2 para feixes de elétrons com energias de 4 a 15 MeV. Resposta normalizada para a energia de 10 MeV (EVELING et al., 1999).....	93
Figura 36: Resposta em função da taxa de dose média do diodo CERN, para elétrons de 6 e 15 MeV. Valores normalizados para a taxa de 80 cGy.min ⁻¹	94
Figura 37: Resposta em função da taxa de dose média do diodo Scanditronix e do diamante PTW 60003, para elétrons de 12 MeV. Valores normalizados para a taxa de 16 cGy.min ⁻¹ (adaptado de Björk et al., 2000)	95
Figura 38: Razão da resposta do diodo CERN em relação à resposta da CI Markus Advanced para tamanhos de campo variando entre 6 x 6 e 25 x 25 cm ² , nas energias de 5, 6, 8, 10, 12 e 14 MeV.....	98
Figura 39: Razão da resposta do diodo EDD-2 em relação à resposta da CI NACP-02 para tamanhos de campo variando entre 6 x 6 e 20 x 20 cm ² , nas energias de 6, 10 e 15 MeV (EVELING et al., 1999).	99
Figura 40: Razão da resposta do diodo Isorad em relação à resposta da câmara para tamanhos de campo variando entre 6 x 6 e 25 x 25 cm ² , nas energias de 7, 12 e 17 MeV (GIBSON e LANGMACK, 2004).....	99
Figura 41: Curva de PDP para elétrons de 6 MeV obtida com o diodo CERN MGR. Campo 10 x 10cm ² , dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de 320 cGy.min ⁻¹	100
Figura 42: Curva de PDP para elétrons de 15 MeV obtida com o diodo CERN MGR. Campo 10 x 10cm ² , dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de 320 cGy.min ⁻¹	101
Figura 43: Curva de PDP para elétrons de 8 MeV obtida com o diodo XRA-24. Campo 10 x 10cm ² , dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de 300 cGy.min ⁻¹	101
Figura 44: Curva de PDP para elétrons de 10 MeV obtida com o diodo XRA-24. Campo 10 x 10cm ² , dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de 300 cGy.min ⁻¹	102
Figura 45: Curva de PDP para elétrons de 12 MeV obtida com o diodo XRA-24. Campo 10 x 10cm ² , dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de 300 cGy.min ⁻¹	102

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Protocolos baseados na grandeza kerma ar (HUQ e ANDREO, 2004).	39
Tabela 2: Protocolos baseados na grandeza dose absorvida na água (HUQ e ANDREO, 2004).	40
Tabela 3: Composição dos elementos (fração por peso), densidade nominal e número atômico médio dos materiais utilizados como fantasmas em substituição à água (IAEA, 2000).	41
Tabela 4: Valores para o fator de escalonamento de profundidade, c_{pl} , de fluência, h_{pl} e a densidade nominal para alguns plásticos (IAEA, 2000).	43
Tabela 5: Condições de referência para determinação do índice de qualidade do feixe, R_{50} , segundo o protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).	44
Tabela 6: Condições de referência para determinação da dose na água em feixes de elétrons, segundo o protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).	45
Tabela 7: Coeficientes de ajuste para o cálculo de k_s (IAEA, 2000).	47
Tabela 8: Características dos diodos CERN MGR e XRA-24.	72
Tabela 9: Profundidade de referência na água e no plástico.	74
Tabela 10: Condições utilizadas durante a determinação da dose na água no feixe de 9 MeV	76
Tabela 11: Leitura média do diodo CERN MGR, irradiado com 100 UM, DFS = 100 cm, campo = 10 x 10 cm ² e taxa de dose média de 320 cGy.min ⁻¹ (Varian) e 300 cGy.min ⁻¹ (Siemens).	82
Tabela 12: Leitura média do diodo XRA-24, irradiado com 100 UM, DFS= 100 cm, campo = 10 x 10 cm ² e taxa de dose média de 300 cGy.min ⁻¹	82
Tabela 13: Resumo da repetibilidade dos diodos e das câmaras de ionização utilizados neste trabalho e de diodos comerciais	83
Tabela 14: Valores dos fatores de correção para a leitura obtida com a CI, para 100 UM no feixe de elétrons de 9 MeV	84
Tabela 15: Dose na água por UM na profundidade de referência, para os aceleradores Varian2100C e Siemens Primus Mid Energy.	85
Tabela 16: Equações das retas de regressão obtidas com o ajuste linear dos dados de resposta para doses entre 5 e 300 UM para o diodo CERN MGR; y é a	

medida das cargas (nC) obtidas com o diodo para uma dose x (cGy) de radiação.....	88
Tabela 17: Equações das retas de regressão obtidas com o ajuste linear dos dados de resposta para doses entre 5 e 300 UM para o diodo XRA-24; y é a medida das cargas (nC) obtidas com o diodo para uma dose x (cGy) de radiação.....	88
Tabela 18: Sensibilidade média normalizada para os diodos CERN e XRA-24.....	89
Tabela 19: Resumo dos fatores de sensibilidade dos diodos CERN e XRA-24 e de dosímetros comerciais	89
Tabela 20: Sensibilidade do diodo CERN MGR para feixes de elétrons com energias entre 5 e 14 MeV.	91
Tabela 21: Leituras obtidas com o diodo CERN MGR em função da taxa de dose média, nas energias de 6 e 15 MeV. DFS = 100 cm, campo = $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e dose = 100 UM.	94
Tabela 22: Fatores de saída de campo calculados com o diodo CERN MGR para elétrons de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV. Dose monitor = 100 UM, e DFS = 100 cm.	97
Tabela 23: Erros percentuais, $\varepsilon(\%)$, dos fatores de saída de campo obtidos com o diodo CERN MGR em relação aos valores obtidos com a câmara de ionização Markus Advanced.....	97
Tabela 24: Fatores de Saída de Campo medidos com uma câmara de ionização NACP-02 e um diodo de silício tipo p EDD-2 (EVELING et al., 1999).	98
Tabela 25: Parâmetros dos feixes de elétrons obtidos com o diodo CERN e com a câmara de ionização.....	104
Tabela 26: Parâmetros dos feixes de elétrons obtidos com o diodo XRA-24 e com a câmara de ionização.....	104

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<i>AAPM</i>	American Association of Physicists in Medicine - Associação Americana de Físicos Médicos (AAFMM)
<i>CERN</i>	Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire.- Centro Europeu de Pesquisas Nucleares
c_{pl}	Fator de escalonamento para converter alcances e profundidades medidas em fantasmas plásticos para valores equivalentes na água. Unidade - g.cm^{-2} .
<i>CI</i>	Câmara de Ionização
<i>DFS</i>	Distância entre a Fonte de radiação e a Superfície do fantoma ou paciente.
$D_{w,Q}$	Dose absorvida na água na profundidade de referência, z_{ref} , quando utilizado um feixe de qualidade Q. Unidade - Gy
$\bar{E}_0, \bar{E}_z$	Energia média de um feixe de elétrons na superfície de um fantoma e em uma profundidade z, respectivamente. Unidade – MeV
$\bar{E}_{p0}, \bar{E}_{pz}$	Energia mais provável de um feixe de elétrons na superfície de um fantoma e em uma profundidade z. Unidade – MeV
h_{pl}	Fator de correção de fluência
<i>IAEA</i>	International Atomic Energy Agency - Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA)
k_{Q,Q_0}	Fator de correção para as diferenças entre a resposta de uma câmara de ionização em um feixe de referência com qualidade Q_0 , usado para calibrar a câmara, e em um feixe do usuário com qualidade Q. Unidade – adimensional.
k_{pol}	Fator de correção da resposta de uma câmara de ionização para o efeito da mudança na tensão de polarização aplicada à câmara. Unidade – adimensional.
k_s	Fator de correção da resposta de uma câmara de ionização para a coleta incompleta de cargas devido à recombinação de íons. Unidade – adimensional.
k_{TP}	Fator de correção para a câmara de ionização devido às possíveis diferenças das condições ambientais de pressão e temperatura da medida e das condições de referência. Unidade – adimensional.
M_Q	Leitura da câmara corrigida para temperatura, pressão, efeito da polaridade e recombinação de íons. Unidade – Coulomb (C) ou unidades arbitrárias (UA).
<i>MGR</i>	Multi Guard Ring – Múltiplos Anéis de Guarda
N_{D_w,Q_0}	Fator de calibração para câmaras de ionização, em termos de dose absorvida na

	água, num feixe de referência com qualidade Q_0 . Unidade – Gy/C ou Gy/UA.
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
R_p	Alcance prático para elétrons. Unidade - cm
R_{50}	Profundidade na água, onde a dose absorvida corresponde a 50% de seu valor máximo, usada como índice de qualidade de um feixe de elétrons. Unidade - cm
$z_{\max}$	Profundidade na água, onde a dose absorvida corresponde a seu valor máximo. Unidade - cm
z_{ref}	Profundidade de referência para medidas na água. Unidade - cm
$z_{ref,pl}$	Profundidade de referência para medidas em fantomas plásticos. Unidade - cm

SUMÁRIO

Página

1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 Princípio de funcionamento do acelerador linear.....	22
2.2 Radioterapia com feixe de elétrons.....	27
2.3 Parâmetros que caracterizam um feixe de elétrons.....	28
2.3.1 Energia do feixe de elétrons.....	28
2.3.2 Alcance da radiação.....	30
2.3.3 Relação entre energia e alcance.....	31
2.3.4 Variação da energia com a profundidade no material.....	34
2.4 Dosimetria de feixe de elétrons.....	38
2.4.1 Determinação do índice de qualidade.....	44
2.4.2 Determinação da dose na água na profundidade de referência.....	44
2.4.3 Determinação da curva de porcentagem de dose profunda.....	50
2.4.4 Determinação das curvas de isodoses.....	52
2.4.5 Determinação dos fatores de saída.....	53
2.5 Dosimetria de elétrons com semicondutores.....	53
2.5.1 Princípio de funcionamento de detectores semicondutores.....	54
2.5.2 Diodos com múltiplos anéis de guarda.....	58
2.5.3 Parâmetros avaliados na dosimetria de elétrons com diodos.....	60
3 METODOLOGIA.....	69
3.1 Estudo da repetibilidade de resposta.....	72
3.2 Determinação da curva de calibração.....	75
3.3 Estudo da dependência energética.....	77
3.4 Estudo da resposta com a taxa de dose média.....	77
3.5 Estudo da resposta com o tamanho do campo de radiação.....	78
3.6 Estudo da resposta para as medidas de doses em função da profundidade.....	78
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	82
4.1 Estudo da repetibilidade de resposta.....	82
4.2 Determinação da curva de calibração.....	84

4.3 Estudo da dependência energética.....	90
4.4 Estudo da resposta com a taxa de dose média.....	94
4.5 Estudo da resposta com o tamanho do campo de radiação.....	96
4.6 Estudo da resposta para as medidas de dose em função da profundidade.....	100
5 CONCLUSÕES.....	105
REFERÊNCIAS.....	107
APÊNDICE A - Caracterização dos feixes de radiação e estudo das incertezas.....	113
APÊNDICE B - Cálculo da incerteza no valor das leituras corrigidas realizadas com a câmara de ionização.....	122
APÊNDICE C – Leituras do diodo CERN MGR para uma dose monitor de 100 UM e cálculo da incerteza associada.....	134
APÊNDICE D – Leituras dos diodos CERN MGR e XRA-24 em função da dose na água.....	135
APÊNDICE E – Leituras do diodo CERN MGR em função do tamanho do campo de aplicação.....	137
APÊNDICE F – Leituras dos diodos CERN MGR e XRA-24 em função da dose profunda ao longo do eixo central.....	138
ANEXO A – Estrutura do diodo CERN MGR.....	141

1 INTRODUÇÃO

A utilização de feixes de elétrons em tratamentos de lesões cancerígenas tem crescido significativamente nas últimas décadas. As principais razões deste crescimento são as propriedades de distribuição de dose destes feixes, ou seja: (a) a dose é relativamente uniforme da superfície até uma determinada profundidade; (b) a profundidade de penetração pode ser controlada através da energia do feixe incidente e de compensadores; e (c) na faixa de energias utilizadas, o poder de freamento dos elétrons praticamente não varia para tecidos normais (HOGSTROM et al., 1981).

Estes feixes, produzidos por aceleradores lineares com energias que variam entre 4 e 20 MeV, são aplicados em radioterapia para o tratamento de lesões superficiais, lesões da parede torácica e irradiação de tumores na cabeça e pescoço. Embora estes tratamentos possam ser realizados com raios-x de baixa energia ou braquiterapia, a utilização de elétrons torna-se mais adequada, por apresentarem doses mais uniformes no volume alvo e menor irradiação nos tecidos sadios mais profundos.

Para o emprego de feixes de elétrons em radioterapia, é fundamental o conhecimento prévio dos parâmetros de qualidade do feixe e da dose absorvida¹ na água em condições de referência, uma vez que muitas constantes, fatores de correção e cálculos dosimétricos dependem destes parâmetros. Portanto, torna-se cada vez mais necessário o desenvolvimento de sistemas para a dosimetria destes feixes, aperfeiçoando a exatidão na dose aplicada ao volume tumoral.

Normalmente, a dosimetria de elétrons é efetuada com câmaras de ionização (CI) de placas paralelas, segundo protocolos internacionais de dosimetria, válidos para vários tipos de feixes de elétrons clínicos, sob condições de referência. Os primeiros protocolos foram publicados a partir de 1970, apresentando procedimentos para dosimetria de feixes de radiação aplicados em radioterapia, utilizando CI com fator de calibração em termos da grandeza kerma ar. Com o surgimento de padrões primários para dose absorvida na água, em raios- γ do Co^{60} e em feixes de fótons e elétrons de alta energia, novos códigos de prática foram publicados com formalismo baseado no uso de câmaras de ionização calibradas em função da dose absorvida na água.

Nos últimos anos, com o surgimento dos detectores semicondutores, diversos trabalhos têm demonstrado a viabilidade do uso de diodos em dosimetria de feixes de

¹ No decorrer deste trabalho o termo *dose absorvida* será abreviado para *dose*.

elétrons, bem como na dosimetria *in vivo*. Os resultados destas pesquisas motivaram a publicação do protocolo AAPM TG-62 Report 87, que estabelece as recomendações para a utilização de diodos na dosimetria *in vivo* (AAPM, 2005).

O uso de diodos também tem crescido em situações de tratamentos específicos, como terapia com arco de elétrons, cirurgia intra-operatória e lesões superficiais próximas a estruturas críticas, tais como os olhos. Esses tipos de terapia requerem geometrias de feixes um tanto diferentes das condições de referência dos protocolos. Nestes casos, Björk et al. (2004), Soriani et al. (2003) e Ding e Yu (2001) têm demonstrado que a utilização de detectores semicondutores ou de diamantes pode ser a melhor escolha.

Por outro lado, com o crescente aperfeiçoamento dos métodos de construção de detectores semicondutores, diodos de silício com estruturas complexas com múltiplos anéis de guarda (*MGR – Multiple Guard Ring*) têm sido desenvolvidos. Estes novos detectores semicondutores apresentam pequena corrente de fuga e elevada resistência aos danos da radiação; são extremamente puros e de pequenas dimensões. Eles foram desenvolvidos para o Centro de Pesquisas Nucleares da Europa (CERN), para aplicações específicas.

Vários trabalhos realizados no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE), pelo Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN), têm utilizado diodos para a dosimetria de raios-x e gama de alta energia. Com base nessa experiência do GDOIN e nas excelentes características de resposta, pureza, capacitância e corrente de fuga apresentadas pelos detectores do tipo MGR, este trabalho tem por objetivo caracterizar dois tipos de diodos especiais para dosimetria de feixe de elétrons utilizados em radioterapia: 1) um diodo não comercial, resistente aos danos da radiação e com estrutura MGR; 2) um diodo comercial de baixo custo e sem estrutura MGR, visando a introduzir novos dosímetros semicondutores no mercado.

Para avaliar as características dos diodos foram realizados estudos em feixes de elétrons com energias entre 5 e 15 MeV. Em particular, os estudos efetuados foram: a) reprodutibilidade de resposta para uma mesma dose de radiação; b) determinação da curva de calibração, com análises da linearidade de resposta com a dose, do coeficiente de sensibilidade e da dependência energética; c) variação da resposta com a taxa de dose média; d) variação da resposta com o tamanho do campo de radiação, estabelecendo os fatores de saída para cada tamanho de campo avaliado; e) resposta em função da dose em profundidade ao longo do eixo central do campo de radiação, possibilitando a determinação da curva de porcentagem de dose profunda e dos índices de qualidade dos feixes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A radioterapia é um método que utiliza a radiação ionizante no tratamento de tumores para destruir células malignas. Neste método é aplicada uma dose de radiação a um volume de tecido que engloba o tumor. O objetivo do tratamento é erradicar todas as células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas.

A radioterapia surgiu no final do século XIX após a descoberta dos raios-x, por Wilhelm C. Roentgen em 1895, e do rádio, por Marie e Pierre Curie em 1898. A radiação foi uma das primeiras vias de tratamento do câncer, tendo sido realizado o primeiro tratamento com sucesso em 1898, por Emil Grubbé. Nessa época se utilizava doses elevadas num único tratamento, o que acabou por provocar muitas complicações (LOPES, 2007).

Entre 1920 e 1940, os estudos realizados procuraram avaliar os efeitos da radiação nos tecidos e iniciou-se o fracionamento de dose, dividindo-se a dose total do tratamento em várias frações. Em 1952, realizou-se o primeiro tratamento com uma unidade de ^{60}Co e em meados dos anos 1950 desenvolveram-se aceleradores lineares para tratamento dos tecidos mais profundos e com menos irradiação dos tecidos sadios.

Nos últimos anos, a radioterapia desenvolveu-se através da utilização de tecnologia computadorizada, do aperfeiçoamento dos equipamentos de tratamento e dos progressos da radiobiologia (LOPES, 2007).

A radioterapia pode ser utilizada como tratamento isolado ou combinada com cirurgia e/ou quimioterapia. Duas formas de irradiação são utilizadas na prática clínica:

- a. Braquiterapia, onde a fonte fica em contato direto com o tumor;
- b. Teleterapia, onde a radiação é proveniente de uma fonte distante do paciente cerca de 60 a 100 cm.

Na braquiterapia uma fonte encapsulada é posicionada no paciente superficialmente, intracavitariamente ou intersticialmente, de modo que a fonte radioativa fica próxima do tumor. Este fato faz com que a ação da radiação se limite à área próxima ao volume a ser tratado, o que permite administrar altas doses diretamente às células malignas, minimizando as doses às estruturas vizinhas. A braquiterapia pode ser utilizada como terapia exclusiva ou em associação terapêutica, dependendo do volume, tipo e localização do tumor. As

associações terapêuticas mais comuns são: com radioterapia externa, cirurgia, quimioterapia, hormonioterapia e com hipertermia.

Na teleterapia o paciente recebe as doses de radiação através de uma fonte externa de raios gama (equipamentos do ^{60}Co ou ^{137}Cs), de raios-x ou de elétrons (aceleradores lineares). Discutiremos a seguir o princípio do funcionamento do acelerador linear que atualmente é amplamente utilizado na radioterapia.

2.1 Princípio de funcionamento do acelerador linear

O acelerador linear foi desenvolvido no final de 1940 e início de 1950 por vários pesquisadores (STANTON e STINSON, 1996). A Figura 1 mostra um esquema de um acelerador linear com suas principais partes: (a) o canhão eletrônico; (b) a estrutura aceleradora que utiliza microondas; (c) o sistema de geração das microondas através do magnetron ou klystron; e (d) o cabeçote de tratamento.

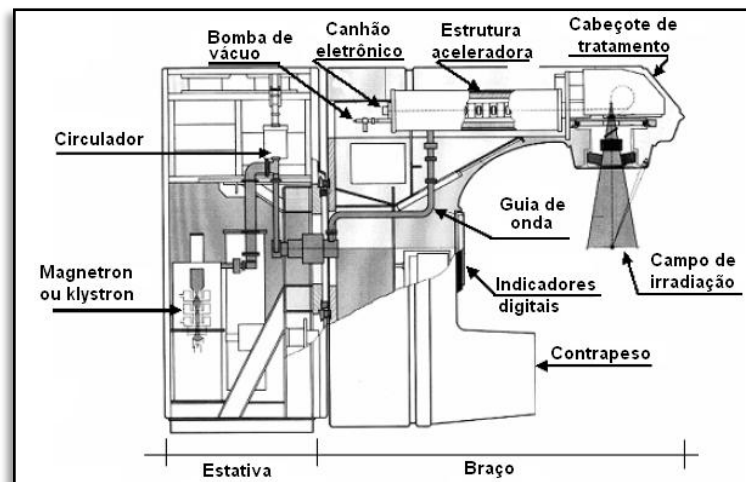


Figura 1: Esquema de um acelerador linear (SCAFF, 1997).

O acelerador linear é projetado de modo que o feixe de elétrons, produzido no canhão eletrônico, seja acelerado através de ondas eletromagnéticas com frequência na faixa de microondas. A Figura 2 mostra o diagrama em blocos de um típico acelerador linear utilizado na radioterapia, com seus principais componentes.

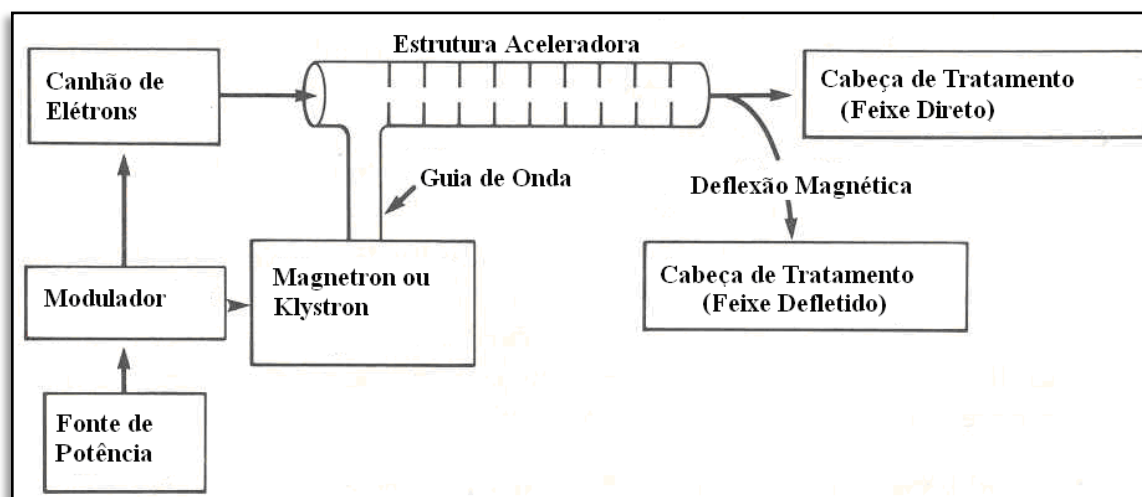


Figura 2: Diagrama em blocos de um acelerador linear típico usado em radioterapia (KHAN, 1994).

A fonte de alimentação fornece a tensão contínua para o sistema modulador, que inclui a rede de formação de pulso e o tubo principal. Os pulsos de alta tensão do modulador, com duração de alguns microsegundos, são simultaneamente injetados nas válvulas tipo magnetron (ou klystron) e no canhão de elétrons. Por sua vez, o magnetron (ou klystron) produz pulsos de microondas que são injetados no tubo acelerador através da estrutura do sistema de guia de onda (GREENE, 1986; KHAN, 1994; KARZMARK e MORTON, 1989).

Os aceleradores lineares utilizam válvulas tipo magnetron ou tipo klystron. O magnetron é uma válvula osciladora de alta potência que produz as microondas, na faixa de frequência de 3 GHz, com duração de alguns microsegundos e com taxa de repetição de centenas de pulsos por segundo. Este componente tem a finalidade de produzir as microondas necessárias para a aceleração adequada dos elétrons. A Figura 3 mostra um magnetron e seu esquema de funcionamento. Ele é constituído por um cilindro de cobre que possui no seu centro um catodo, e ao redor, um conjunto de cavidades ressonantes e um anodo. Sob vácuo, um catodo de aquecimento indireto produz uma nuvem de elétrons por efeito termiônico. Um campo magnético é aplicado perpendicularmente ao plano da seção das cavidades e um campo elétrico DC é aplicado entre catodo e anodo. Os elétrons, emitidos pelo catodo, são acelerados pelo campo elétrico e descrevem um movimento complexo através das cavidades ressonantes devido à influência do campo magnético. Eles irradiam energia na forma de microondas que são transmitidas para a estrutura aceleradora através de guias de ondas (GREENE, 1986; KHAN, 1994; KARZMARK e MORTON, 1989).

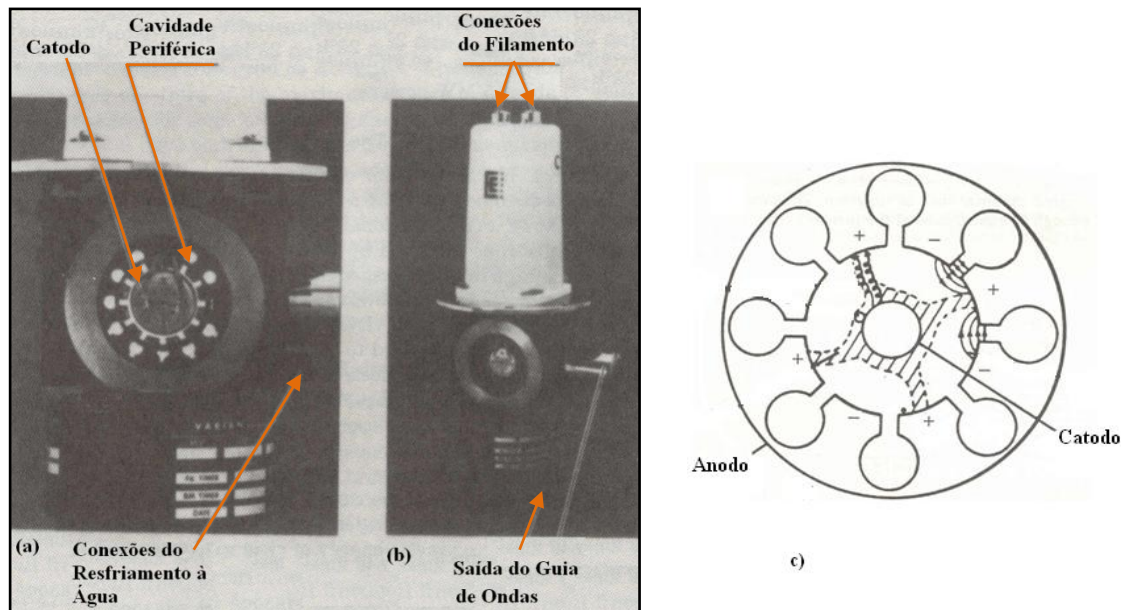


Figura 3: (a) e (b) Fotos de um magnetron, (c) Seção de corte de um magnetron (KHAN, 1994).

Alguns equipamentos utilizam uma válvula klystron no lugar do magnetron. A Figura 4 mostra um diagrama de uma klystron de duas cavidades. O catodo é aquecido, liberando elétrons os quais são acelerados por meio de uma diferença de potencial para a cavidade agrupadora.

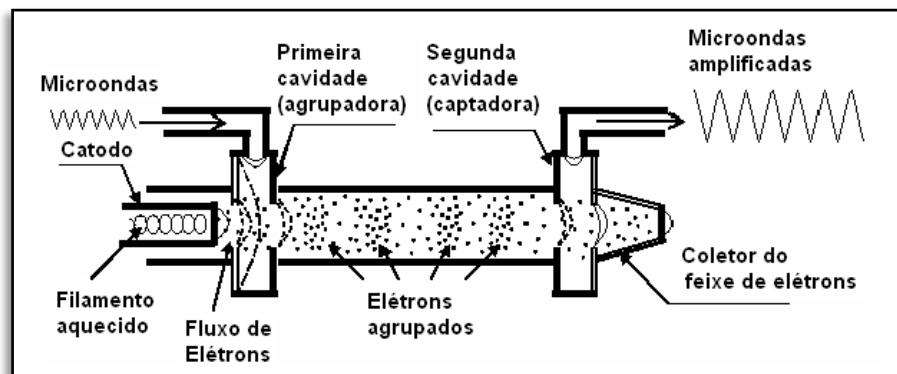


Figura 4: Seção transversal de uma válvula klystron de duas cavidades (KHAN, 1994).

Microondas de baixa potência injetadas nesta cavidade geram um campo elétrico alternado, fazendo com que a velocidade dos elétrons seja alterada. Alguns elétrons são acelerados enquanto outros são freados e alguns não são afetados, originando um fluxo de grupos de elétrons com velocidade modulada através do tubo de condução. Ao alcançar a cavidade captadora, grupos de elétrons sofrem uma desaceleração e, pelo princípio da conservação de energia, a energia cinética dos elétrons é convertida em microondas de alta potência. A energia não convertida em microondas é dissipada, na forma de calor, no coletor

do feixe de elétrons, que possui um sistema de resfriamento e é blindado para atenuar os raios-x produzidos (GREENE, 1986; KHAN, 1994). Este componente consiste de um tubo de cobre contendo discos também de cobre com diferentes orifícios, que são posicionados com vários espaçamentos ao longo do corpo cilíndrico. O comprimento do tubo, a quantidade de discos e seus espaçamentos dependem da energia máxima requerida para os elétrons.

A estrutura aceleradora é, por sua vez, conectada ao canhão de elétrons. Ao fornecer um pulso de tensão simultaneamente ao catodo do canhão de elétrons e ao gerador de microondas, os elétrons são injetados no tubo acelerador em sincronismo com as microondas, e vão sendo acelerados na mesma proporção da onda. Como os elétrons são injetados dentro da estrutura aceleradora, com energia inicial de 50 KeV, eles interagem com o campo eletromagnético das microondas ganhando energia através do processo de aceleração denominado de “crista da onda”. Neste processo o elétron viaja através do tubo acelerador na “crista” da onda de microondas, sofrendo aceleração e, portanto, ganhando energia cinética.

Ao final da estrutura aceleradora, o elétron estará com alta energia, na faixa de MeV, e sairá como um feixe fino com cerca de 3mm de diâmetro (KHAN, 1994). Para a produção de feixes de raios-x, na saída do tubo acelerador é colocado um alvo, resfriado a água e com uma espessura suficiente para absorver os elétrons incidentes. A máxima energia dos raios-x, produzidos por *Bremsstrahlung*, é igual à energia do elétron incidente (KHAN, 1994; SCAFF, 1997). A Figura 5 mostra o esquema dos dispositivos para a produção de feixes de elétrons e de fótons de raios-x em um acelerador linear.

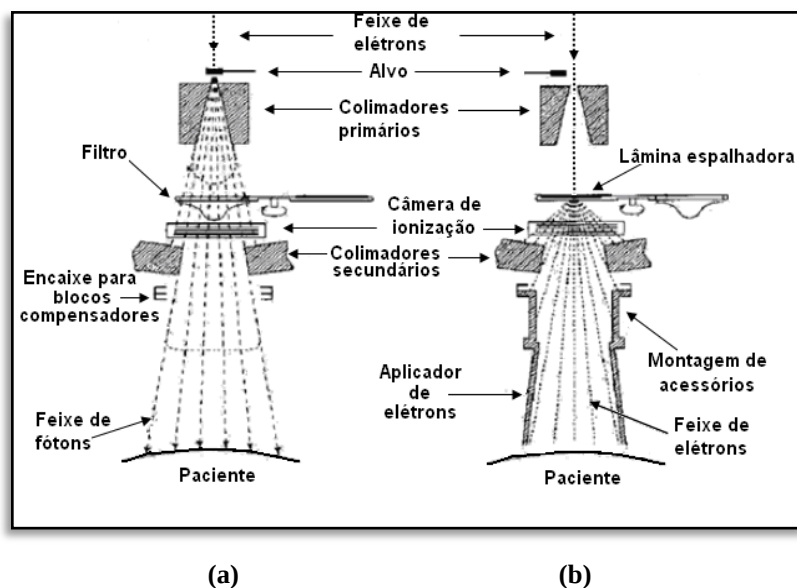


Figura 5: Sistema de produção dos feixes de (a) fótons e (b) elétrons (KHAN, 1994).

Quando se utiliza o acelerador linear como fonte de feixes de elétrons de alta energia, o alvo é removido do percurso dos elétrons e estes incidem somente sobre folhas espalhadoras (*scattering foils*) que têm o objetivo de espalhar o feixe para obter uma fluência uniforme de elétrons ao longo do campo de radiação utilizado para o tratamento. As folhas de espalhamento consistem de lâminas metálicas muito finas, geralmente de chumbo. A espessura da lâmina (0,3 mm) é tal que a maioria dos elétrons é espalhada em lugar de interagir por *Bremsstrahlung*. Entretanto, uma pequena fração da radiação *Bremsstrahlung* pode ser produzida, o que contamina o feixe de elétrons com raios-x (KHAN, 1994).

A Figura 6 mostra os componentes do cabeçote de um acelerador linear usado em radioterapia. Na saída do feixe de elétrons ou de raios-x, é posicionada uma câmara de ionização para a monitoração do feixe. Esta câmara é geralmente uma câmara de transmissão ou uma câmara de placas paralelas cuja função é de monitorar a taxa de dose, a dose integrada e a simetria do campo de radiação (SCAFF, 1997). O feixe de radiação, após atravessar a câmara de ionização, é colimado utilizando-se blocos feitos de chumbo ou de tungstênio, que são móveis e permitem o ajuste de campos retangulares variando de 0,5 x 0,5 até 40 x 40 cm², projetados a uma distância de 100 cm do foco. A posição do isocentro é definida por meio de um sistema luminoso, que consiste de um conjunto de lâmpadas e espelhos.

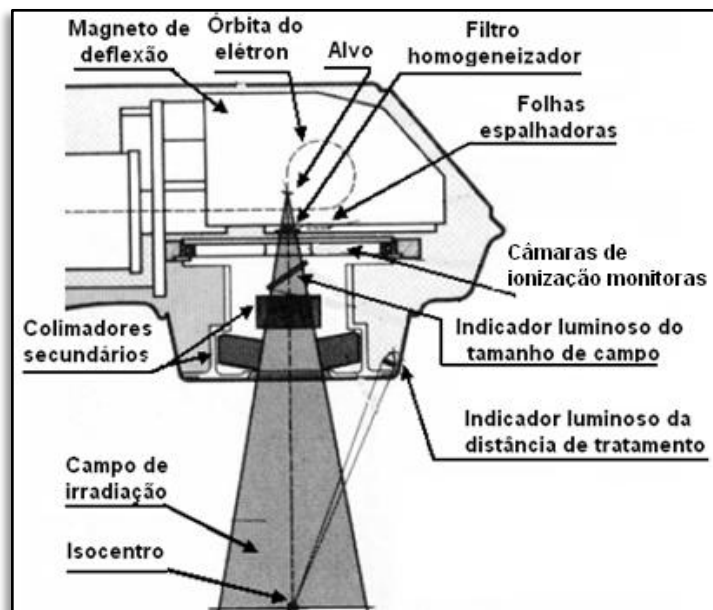


Figura 6: Diagrama de um cabeçote de tratamento de um acelerador linear (SCAFF, 1997).

No caso de feixe de elétrons, a taxa de dose varia significativamente em função do tamanho do campo devido à contribuição de elétrons espalhados nos colimadores. Por esta

razão, utilizam-se colimadores adicionais, na forma de cones de vários tamanhos, que são fixados no cabeçote do acelerador, mostrados na Figura 5b.

Os principais elementos mecânicos de um acelerador linear são: o braço de suporte e a mesa de tratamento. O braço pode ser movimentado para posicionar o feixe de radiação em relação ao paciente; a mesa de tratamento desloca-se de acordo com a posição de tratamento desejada. Estes movimentos são comandados pelo sistema de servomecanismo do braço e pelo sistema de suporte ao paciente, conforme mostra a Figura 7.

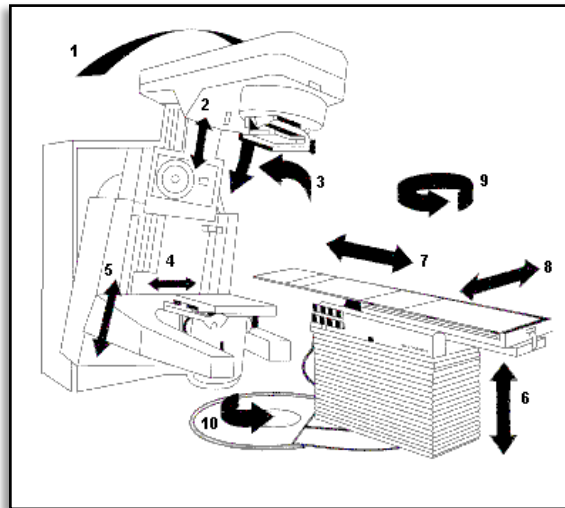


Figura 7: Diagrama em blocos dos principais movimentos de um acelerador linear (SCAFF, 1997).

2.2 Radioterapia com feixe de elétrons

A terapia com feixes de elétrons tem sido uma importante modalidade utilizada em radioterapia desde os anos 1950, para tratamento de lesões superficiais, uma vez que os elétrons possuem menor poder de penetração em relação aos feixes de fótons.

As energias na faixa de 4 a 20 MeV são, principalmente, utilizadas nos tratamentos de lesões: (a) nos lábios e pele; (b) pescoço e parede torácica; (c) trato digestivo e aparelho respiratório superior entre 1 e 5 cm e (d) após cirurgia de extração de tumores para irradiar prováveis resíduos de células tumorais (KHAN, 1994).

Nas lesões superficiais da pele que se estendem por todo o corpo utiliza-se a terapia TSEI (*Total Skin Electron Irradiation*) que irradia toda a pele com um feixe de elétrons de

baixa energia, entre 4 e 6 MeV, visando atingir as lesões superficiais sem alcançar os órgãos internos. Este tipo de tratamento é complexo e individualizado e, antes de seu início, uma sessão de preparação é agendada, de modo que toda a pele seja irradiada. Algumas regiões da pele, como o escalpe, o períneo e a planta dos pés, não são alcançadas pela técnica de TSEI e devem ser tratadas com campos separados de elétrons. Em lesões situadas em superfícies curvas, a terapia em arco com elétrons é recomendada e, de acordo com a técnica de tratamento selecionada, a dosimetria deve ser realizada nas condições do tratamento para comprovação dos valores planejados (SCAFF, 1997).

Os feixes de elétrons, com energias entre 6 e 12 MeV também são utilizados em radioterapia intra-operatória, que consiste na irradiação do sítio tumoral durante a cirurgia em que o tumor é extraído, de modo a evitar recidiva local (BARROS et al., 2004).

Em todos os casos, os feixes de elétrons devem ser calibrados periodicamente e após cada manutenção realizada no acelerador linear, de modo que seus parâmetros estejam corretamente especificados (NANDI, 2004). Discutiremos a seguir os parâmetros que caracterizam um feixe de elétrons.

2.3 Parâmetros que caracterizam um feixe de elétrons

2.3.1 Energia do feixe de elétrons

As propriedades dosimétricas de um feixe de radiação estão diretamente correlacionadas com o espectro de energia do feixe. Embora os aceleradores lineares utilizados em radioterapia produzam feixes de elétrons monoenergéticos, o filtro espalhador, as câmaras monitoras e outros materiais existentes entre a janela de saída do acelerador e a superfície de um fantoma (simulador do paciente) provocam perdas da energia e flutuações aleatórias deslocando e alargando o espectro do feixe de saída. Este processo é ainda acentuado à medida que o feixe penetra no fantoma.

O espectro de energia do feixe de elétrons, que emerge de um acelerador, alcança a superfície de um fantoma e o penetra, tem a forma apresentada na Figura 8 (KHAN, 1994). Os Índices a, b e c, representam os espectros de energia antes da janela do acelerador, na

superfície do fantoma e numa profundidade z , respectivamente. Os parâmetros que caracterizam um espectro de energia de um feixe de elétrons são:

$E_{\max}$ - a energia máxima do feixe,

E_p - a energia mais provável,

$\bar{E}$ - a energia média dos elétrons e

Γ - o espalhamento de energia, que corresponde à largura de energia do espectro, na metade de seu valor máximo.

O espectro ilustrado na Figura 8 (a) corresponde à distribuição na saída da janela do acelerador, já apresentando um pequeno espalhamento, Γ_a . Este espalhamento aumenta quando o feixe atravessa a janela do acelerador e alcança a superfície do fantoma, indicado por Γ_0 na Figura 8 (b). Quando o feixe penetra a uma profundidade z , o espalhamento é ainda maior, o que alarga o espectro, como ilustrado por Γ_z na Figura 8 (c). Deste modo $\Gamma_a < \Gamma_0 < \Gamma_z$.

Na prática é difícil medir os parâmetros da energia do feixe e por esta razão procura-se estimar a energia do feixe a partir de seu alcance (KHAN, 1994).

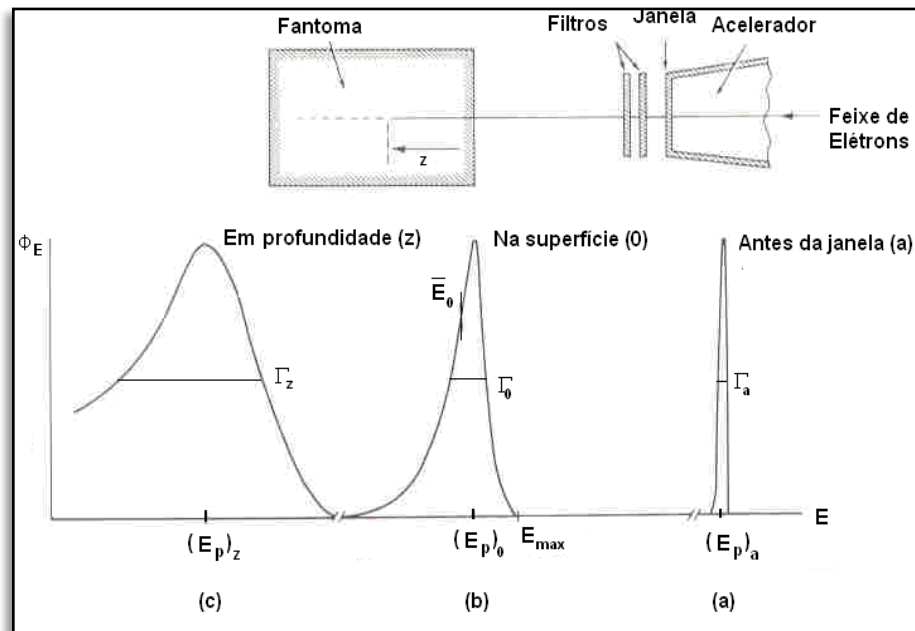


Figura 8: Espectro de energias do feixe de elétrons, (a) antes da janela de saída; (b) na superfície do fantoma, $z = 0$; e (c) na profundidade z (KHAN, 1994).

2.3.2 Alcance da radiação

Outro parâmetro relacionado com a interação do elétron com o meio absorvedor é o seu alcance, que é definido como a maior espessura, medida ao longo da direção de incidência, que a partícula pode atravessar em um dado material até a perda total de sua energia. Depende da energia cinética inicial de radiação, bem como da natureza do material absorvedor (KHAN, 1994).

O alcance dos elétrons pode ser obtido a partir da curva de porcentagem de dose em função da profundidade, ilustrada na Figura 9. O alcance prático, R_p , é o valor da profundidade correspondente ao ponto em que a tangente à curva, na parte linear decrescente, intercepta o valor da medida da radiação D_x (*background*).

A profundidade onde a dose corresponde à metade (50%) de seu valor máximo é chamada de R_{50} (IAEA, 1997b).

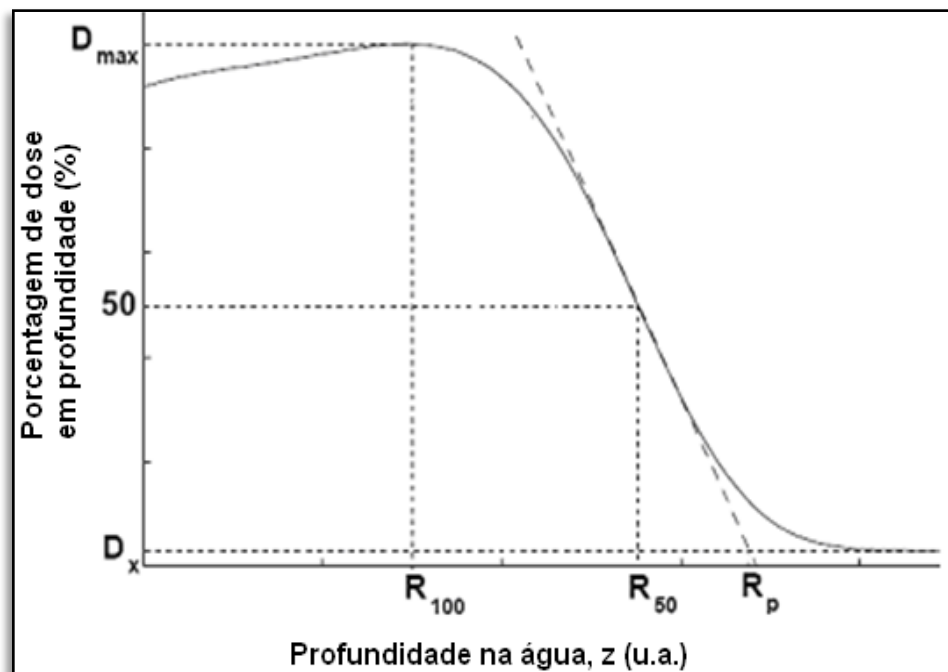


Figura 9: Curva de porcentagem de dose em função da profundidade na água para um feixe de elétrons, mostrando os vários parâmetros de alcance prático (IAEA, 1997b).

2.3.3 Relação entre energia e alcance

a) Relação entre a energia mais provável e o alcance prático R_p

A relação entre a energia mais provável na superfície do fantoma ($E_{p,0}$) e o alcance prático (R_p) foi derivada dos resultados de medidas de dose em função da profundidade, obtidas por Markus² (1961 apud MARKUS, 1986). Estas medidas foram realizadas em diferentes tipos de fantasmas e de aceleradores de elétrons com energias entre 1,5 e 40 MeV. Os resultados conduziram à seguinte relação entre a energia mais provável na superfície do fantoma e o alcance prático:

$$\rho \cdot R_p = k_1 \cdot E_{p,0} - k_2 \quad (1)$$

onde:

ρ - densidade do material do fantoma em $g.cm^{-3}$,

R_p - alcance prático dos elétrons em cm ,

$E_{p,0}$ - energia mais provável do feixe de elétrons, em MeV, na superfície do fantoma.

Esta relação foi baseada apenas na densidade mássica do material do fantoma.

Para medidas realizadas na água, os coeficientes k_1 e k_2 , são dados por:

$$k_1 = 0,521 g.cm^{-2} \text{ e } k_2 = 0,376 g.cm^{-2}$$

Portanto, na água:

$$R_p = 0,521 \cdot E_{p,0} - 0,376 \quad (2)$$

ou

$$E_{p,0} = 1,919 \cdot R_p + 0,722 \quad (3)$$

As Equações 1 e 3 foram recomendadas no documento ICRU Report 21³ (1972 apud MARKUS, 1986). Todavia, trabalhos posteriores resultaram no refinamento desta relação. Considerando não só a densidade mássica do material do fantoma, mas também a razão entre o seu número atômico e o seu número de massa, $(Z/A)_{eff}$, a Equação 3 foi redefinida como:

² MARKUS, B. Energiebestimmung schneller elektronen aus tiefendosiskurven. **Strahlentherapie**, v. 116, p. 280-286, 1961.

³ ICRU. **Radiation Dosimetry: Electrons with Initial Energies Between 1 and 50MeV**, International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 21, 1972.

$$E_{p,0} = 3,509 \cdot \rho \cdot R_p \cdot (Z/A)_{eff} + 0,481 \quad (4)$$

onde:

ρ - densidade do material do fantoma no qual o alcance prático é medido,

$(Z/A)_{eff}$ - relação entre o número atômico e o número de massa do material do fantoma,

R_p – alcance prático.

Para a água $(Z/A)_{eff} = 0,555$ e, portanto, a relação para a energia mais provável é dada por:

$$E_{p,0} = 1,947 R_p + 0,481 \quad (5)$$

A Equação 5 foi então recomendada na ICRU Report 35 (1984) e é válida para elétrons com energia entre 3 e 15 MeV.

A equação adotada no protocolo TG-21 (AAPM, 1983) e no TRS-277 (IAEA, 1987) é a seguinte:

$$E_{p,0} = 0,22 + 1,98 R_p + 0,0025 R_p^2 \quad (6)$$

Esta equação é válida para o intervalo de energia entre 1 e 50 MeV e apresenta uma grande concordância, com variações inferiores a 2%, entre os valores experimentais e os determinados teoricamente por técnicas de simulação baseadas em métodos de Monte Carlo.

b) Relação entre a energia média e o alcance R_{50}

A relação entre a energia média do feixe de elétrons na superfície do fantoma ($\bar{E}_0$) e o alcance R_{50} foi apresentada pela primeira vez por Shultz (1969). A equação proposta para feixes de 25 MeV é:

$$\bar{E}_0 = 2,33.R_{50} + 2,30 \quad (7)$$

Para energias abaixo de 5 MeV, Morris e Owen (1975) propuseram a seguinte expressão:

$$\bar{E}_0 = 2,37.R_{50} + 0,19 \quad (8)$$

À medida que as pesquisas foram sendo realizadas, ficou cada vez mais clara a importância de se relacionar energia média com o alcance R_{50} . Cálculos por Monte Carlo mostraram que a energia média na superfície de um fantoma de água é dada por (IAEA,1997b):

$$\bar{E}_0 = 2,33.R_{50} \quad (9)$$

onde:

R_{50} é a profundidade, em *cm*, onde a dose na água vale 50% de seu valor máximo e

$\bar{E}_0$ a energia média, em *MeV*, dos elétrons na superfície do fantoma.

Esta equação é válida para feixes com energia entre 5 e 30 MeV e R_{50} determinado na água, com a distância fonte-câmara de ionização constante e igual a 100 cm.

Quando a distribuição da dose ou ionização em função da profundidade é obtida com a distância fonte-superfície do fantoma constante a Equação 9 não é válida. No protocolo de dosimetria TRS-277 (IAEA, 1987) são fornecidas tabelas para determinação de $\bar{E}_0$ para medidas de R_{50} realizadas com a distância fonte-superfície do fantoma constante e igual a 100 cm. A equação que relaciona estes dados é um polinômio de segunda ordem e igual a:

$$\bar{E}_0 (MeV) = 0,818 + 1,935.R_{50} + 0,040.R_{50}^2 \quad (10)$$

Esta equação é válida para medidas de R_{50} determinadas a partir de curvas de ionização em função da profundidade (IAEA, 1997b).

c) Relação entre a energia média e o alcance prático R_p

A diferença entre o valor da energia média do feixe de elétrons obtido pelos dados do alcance prático, R_p , e do alcance R_{50} foi estudada e avaliada por Anderson e St George (1985). Os seus trabalhos se basearam na medida da energia média através de técnicas de reações foto-nucleares. O alcance foi determinado realizando medidas na água com câmaras de ionização e com o sistema de filme polyisopropeno. Os resultados com os dois sistemas mostraram, para cinco energias do acelerador, uma concordância entre os valores das energias determinadas por R_p e R_{50} , com diferença de 1,3%. A relação entre a energia média na superfície do fantoma e o alcance prático, para energias entre 6 e 30 MeV, foi então definida como:

$$\rho.R_p (Z / M_m)_{eff} = 2,62\bar{E}_0 + 2,32 \quad (11)$$

onde:

$\rho.R_p$ é dado em kg.m^{-2} ;

$(Z / M_m)_{eff}$ é proporcional ao número efetivo de elétrons por kg do absorvedor, sendo Z o número atômico e M_m a massa por Mol.

2.3.4 Variação da energia com a profundidade no material

O espectro de energia de um feixe de elétrons se alarga rapidamente à medida que os elétrons atravessam um material absorvedor (Figura 8), o que faz com que a probabilidade de discrepância entre a energia média e a energia mais provável aumente.

Dentro do fantoma, os parâmetros de interesse incluem a energia máxima $E_{m,z}$, a energia mais provável, $E_{p,z}$ e a energia média, E_z , definida de forma análoga às energias na superfície. Dados experimentais obtidos por Harder⁴ (1965 apud KLEVENHAGEN, 1993) mostram que há uma relação aproximadamente linear entre a energia mais provável do feixe e

⁴ HARDER, D. In: **Symposium of high energy electrons** – Montreux, eds A. Zuppinger and G. Poretti, p.291, 1965

a profundidade, e esta relação é praticamente mantida até o alcance R_p . Logo, a energia mais provável a uma dada profundidade, $E_{p,z}$, é dada pela seguinte relação:

$$E_{p,z} = E_{p,0} \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (12)$$

onde:

$E_{p,0}$ - a energia mais provável na superfície,

R_p - é o alcance prático,

z - é a espessura do absorvedor ou a profundidade no fantoma.

Estas relações matemáticas funcionam bem para os valores de energia mais provável, mas apresentam limitações para os valores de energia média. A razão disso é que a energia média diminui rapidamente com a profundidade devido à grande influência da interação dos elétrons no meio através da emissão de radiação por freamento (*Bremsstrahlung*). Este processo é mais significativo para os elétrons de alta energia.

O valor médio da perda de energia do elétron por radiação é dado pela equação (KNOLL, 1989):

$$-\left(\frac{dE}{dx} \right)_{rad} = \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137m_0^2c^4} \left(4 \ln \frac{2E}{m_0c^2} - \frac{4}{3} \right) \quad (13)$$

onde:

E - energia do elétron;

e - carga do elétron;

N - número de átomos por centímetro cúbico do meio absorvedor;

Z - número atômico do meio absorvedor e

m_0 - massa do elétron em repouso.

Através desta equação percebe-se que a perda de energia por radiação é proporcional à energia da partícula e a Z^2 , sendo então mais significativa para elétrons de alta energia, e em meios com elevado número atômico (KNOLL, 1989).

O valor médio da taxa de perda de energia dos elétrons por unidade de trajetória em um dado meio absorvedor é chamado de *poder de freamento (stopping power)* - S . Logo, o

poder de freamento total é a soma das perdas de energia por ionização, $\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{ion}$, e por radiação, $\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{rad}$, e é dado pela equação (KNOLL,1989):

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{total} = \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{ion} + \left(-\frac{dE}{dx}\right)_{rad} \quad (14)$$

ou,

$$S_{total} = S_{ion} + S_{rad} \quad (15)$$

A razão entre estas duas perdas é dada por:

$$\frac{(dE/dx)_{rad}}{(dE/dx)_{ion}} \cong \frac{E.Z}{700} \quad (16)$$

onde:

E - energia cinética do elétron em MeV,

Z - o número atômico do meio absorvedor.

Como a taxa de perda de energia por unidade de trajetória é proporcional à densidade do meio absorvedor, frequentemente é utilizado, como unidade de comprimento, a densidade de espessura $g.cm^{-2}$. Desta forma define-se o poder de freamento mássico, S ,

$$S = \frac{\frac{dE}{dx}}{\rho} \quad (17)$$

que é a taxa de perda de energia por grama por cm^2 ($eV.g^{-1}.cm^2$).

O poder de freamento mássico é maior para materiais com baixo número atômico, uma vez que estes têm uma maior densidade de elétrons em comparação aos meios de elevado Z . Sua dependência com a energia do elétron é ilustrada no gráfico da Figura 10.

Observa-se que o poder de freamento por colisão decresce rapidamente com o aumento da energia, atingindo um patamar mínimo em torno de 1 MeV; acima desta energia,

crece muito lentamente. Também se verifica que a perda por radiação começa a crescer a partir de, aproximadamente, 6-7 MeV (KHAN, 1994).

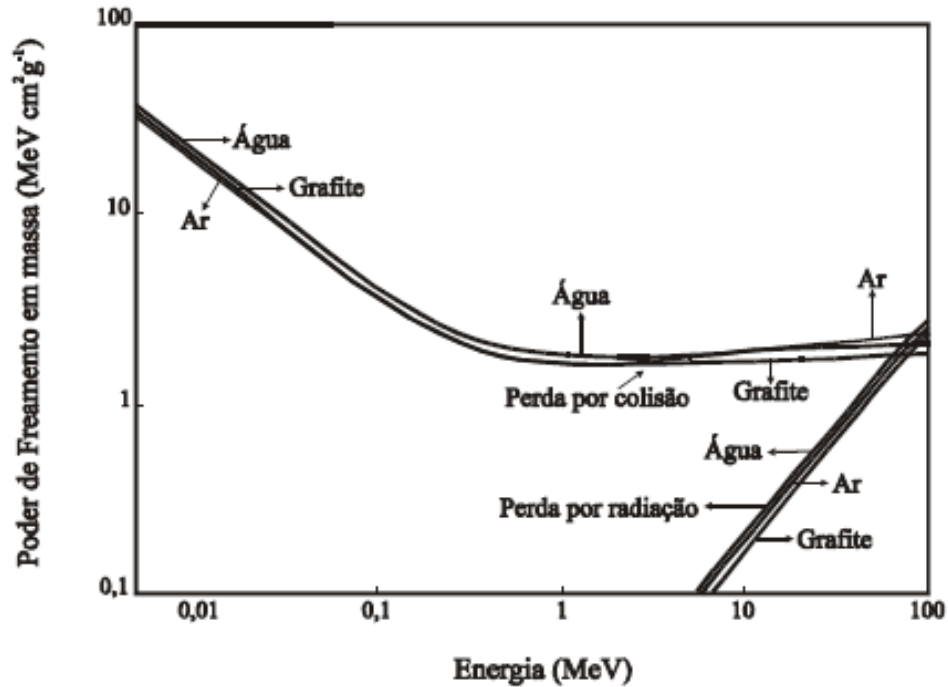


Figura 10: Dependência do poder de freamento em massa do elétron em função de sua energia (KHAN, 1994).

Andreo e Brahme (1981) procuraram levar em consideração o freamento por radiação na relação entre a energia média e a profundidade. Eles formularam a seguinte equação:

$$\bar{E}_Z = \bar{E}_0 \frac{S_{tot} \exp\left(-z S_{rad} / \bar{E}_0\right) - S_{ion}}{S_{rad}} \quad (18)$$

Nesta equação considerou-se que o poder de freamento por radiação é diretamente proporcional à energia média do feixe.

A importância prática da determinação da energia média e da energia mais provável do feixe de elétrons é evidente em vários protocolos de dosimetria de elétrons, uma vez que, vários parâmetros, associados aos cálculos de dose, dependem dos valores das energias.

Todavia, como $\bar{E}_0$, a grandeza utilizada para especificar a qualidade de um feixe de elétrons, é obtida a partir do alcance R_{50} , em 1996, Burns et al. (1996) propuseram que o próprio parâmetro R_{50} fosse utilizado para caracterizar a qualidade do feixe de elétrons. Esta sugestão foi acatada, e no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) o alcance R_{50} passou a receber a denominação de índice de qualidade do feixe de elétrons. Esta foi uma das mudanças mais significativas adotadas neste protocolo.

2.4 Dosimetria de feixe de elétrons

As principais medidas dosimétricas em feixes de elétrons são: (a) o índice de qualidade do feixe, R_{50} , e (b) a dose na água na profundidade de referência, z_{ref} , em condições padronizadas. Os procedimentos experimentais para a realização destas medidas são definidos em documentos publicados por organizações específicas responsáveis pela normatização da dosimetria em radioterapia. Estes documentos são denominados códigos de prática ou protocolos de dosimetria.

O primeiro protocolo de dosimetria dos feixes de radiação aplicados em radioterapia foi o *Manual of Dosimetry in Radiotherapy*, publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica em 1970 (IAEA, 1970), e que apresenta os procedimentos utilizando câmaras de ionização com fator de calibração em função da grandeza kerma ar.

Em 1987 foi lançada a primeira edição do TRS-277, que trata da *Determinação da Dose Absorvida em Feixe de Fótons e Elétrons*, com sua segunda edição publicada em 1997 (IAEA, 1997a). Porém, a falta de detalhamento para o uso de câmaras de ionização de placas paralelas (CI PP) levou à publicação, também em 1997, do TRS-381—“*O Uso de câmaras de Ionização de Placas Paralelas em Feixe de Fótons e Elétrons de Alta Energia*”, complementando e atualizando o TRS-277 (IAEA, 1997b).

A Tabela 1 apresenta a evolução dos protocolos de dosimetria publicados ao longo do período de 1970 a 1997. Todos estes protocolos são baseados na dosimetria do feixe no ar.

O surgimento de padrões primários em termos de dose na água levou à publicação de novos códigos de prática, com formalismo baseado no uso de câmara de ionização calibrada em função da dose na água.

Tabela 1: Protocolos baseados na grandeza kerma ar (HUQ e ANDREO, 2004).

Ano	Documento
1970	IAEA TRS-110 – <i>Manual of Dosimetry in Radiotherapy</i>
1980	NACP 1980 – <i>Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV</i>
1981	NACP 1981 – <i>Supplement to the recommendations of the Nordic Association of Clinical Physics: electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV.</i>
1983	AAPM TG-21 – <i>A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams</i>
1983	HPA 1983 – <i>Revised code of practice for the dosimetry of 2 to 25 MV x-ray and of caesium-137 and cobalt-60 gamma-ray beams</i>
1984	SEFM 1984 – <i>Procedimientos recomendados para la dosimetria de fotones y electrones de energias comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos</i>
1984	ICRU-35 – <i>Radiation Dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV.</i>
1984	ICRU-37 – <i>Stopping powers for electron e positrons</i>
1985	HPA 1985 – <i>Code of practice for electron beam dosimetry in radiotherapy</i>
1986	NCS-2 – <i>Code of practice for the dosimetry of high-energy photon beams</i>
1986	SSRBRP 1986 – <i>Dosimetry o high energy photon and electron beams: recommendations</i>
1987	SEFM 1987 – <i>Suplemento al documento SEFM no 84-1: Procedimientos recomendados para la dosimetria de fotones y electrones de energias comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos.</i>
1987	IAEA TRS-277 – <i>Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice</i>
1987	CFMRI 1987 – <i>Recommandations pour la mesure de la dose absorbee em radiotherapie dans les faisceaux de photons et d'electrons d'energie comprise entre 1 MeV et 50 MeV</i>
1988	AIFB 1988 – <i>Protocollo per la dosimetria di base nela radioterapia com fasci di fotoni ed elettroni com E_{max} fra 1 e 40 MeV</i>
1989	NCS-5 – <i>Code of practice for the dosimetry of high-energy electron beams</i>
1994	AAPM TG-39 – <i>The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: an extension of the 1983 protocol</i>
1996	IPEMB 1996 – <i>The IPEMB code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 MeV based on air kerma calibration</i>
1997	IAEA TRS-277 2nd edn – <i>Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice</i>
1997	IAEA TRS-381 – <i>The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy and photons beams: an international code of practice for dosimetry.</i>

NACP – Nordic Association of Clinical Physics; **AAPM** – American Association of Physicists in Medicine; **HPA** – Hospital Physicists' Association; **SEFM** – Sociedad Española de Física Médica; **ICRU** – International Commission on Radiation Units and Measurements; **NCS** – Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie; **SSRBRP** – Swiss Society of Radiation Biology and Radiation Physics; **IAEA** – International Atomic Energy Agency; **CFMRI** – Comité Français Measure des Rayonnements Ionisants; **IPEMB** – Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology; **AIFB** – Associazione Italiana di Física Biomédica.

A Tabela 2 apresenta os principais protocolos com as recomendações para a dosimetria de feixes externos utilizados em radioterapia, utilizando câmaras de ionização calibradas na água (HUQ e ANDREO, 2004).

No ano 2000 foi publicado o protocolo TRS-398: “Determinação da Dose Absorvida em Feixes Externos de Radioterapia: Um Código Internacional de Prática para Dosimetria baseado nos Padrões de Dose Absorvida na Água” (IAEA, 2000), que é o protocolo adotado no Brasil. As principais vantagens deste documento em relação aos anteriores é a simplificação obtida com a eliminação de alguns fatores de correção e a redução das incertezas envolvidas nos cálculos para determinação da dose na água. Os fatores de correção para a determinação da dose na água são fornecidos em função do novo índice de qualidade adotado para um feixe de elétrons, o R_{50} .

O protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) também introduz as recomendações para dosimetria de prótons e íons pesados, além dos feixes de fótons e elétrons de alta energia, raios gama do ^{60}Co e raios-x de baixa e média energias, cobrindo todos os tipos de feixes externos utilizados em radioterapia de maneira objetiva e de mais fácil compreensão que nos protocolos anteriores. Para cada tipo de feixe, este documento dedica um capítulo e apresenta apêndices que explicam os cálculos e as tabelas utilizados para a determinação da dose na água.

Tabela 2: Protocolos baseados na grandeza dose absorvida na água (HUQ e ANDREO, 2004).

Ano	Documento
1990	IPSM 1990 – <i>Code of practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service.</i>
1997	DIN 6800-2 – <i>Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation.</i>
1999	AAPM TG-51 – <i>Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams.</i>
2000	IAEA TRS-398 – <i>Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.</i>
2000	SSRMP 2000 – <i>High energy photon beam therapy dosimetry with ionization chambers: recommendations.</i>
2001	ICRU Report 64 - <i>Dosimetry of high-energy photon beams based on standards of absorbed dose to water .</i>
2002	SSRMP 2002 – <i>High energy electron beam therapy dosimetry with ionization chambers: recommendations nº 10.</i>
2006	DIN 6800-2 – <i>Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation, DNS 2006.</i>

IPSM – Institute of Physical Sciences in Medicine ; *NPL* – United Kingdom National Physical Laboratory; *DIN* – Deutsches Institut für Normung; *SSRMP* - Swiss Society of Radiobiology and Medical Physicists

O meio padrão recomendado para a realização da dosimetria em feixes de elétrons é a água por ser equivalente ao tecido humano e disponível com um elevado grau de pureza. As dimensões do fantoma devem ser pelo menos 5 cm maiores do que as dimensões do campo de radiação e do alcance prático dos elétrons. Quando o fantoma de água não puder ser utilizado na dosimetria, como no caso de filmes, câmaras ou dosímetros semicondutores que não são resistentes à água, ou mesmo quando o posicionamento preciso na água não for possível, um fantoma sólido pode ser usado (IAEA, 2000). Entretanto, a determinação da dose deve ser convertida para o valor de dose na água e na profundidade correspondente na água. A Tabela 3 mostra a composição, densidade e número atômico médio dos principais materiais sólidos usados como fantasmas na dosimetria de elétrons.

Para a conversão dos resultados obtidos com os fantasmas sólidos para a água, é necessário levar em consideração as diferenças na densidade de massa, no poder de freamento e no espalhamento dos elétrons nestes materiais em relação aos valores na água.

Há várias relações recomendadas para a conversão dos dados obtidos com materiais plásticos para a água. Estes fatores envolvem a razão da densidade eletrônica, poder de freamento, alcance prático, alcance de 50% de dose máxima, entre outros. As principais relações são apresentadas a seguir.

Tabela 3: Composição dos elementos (fração por peso), densidade nominal e número atômico médio dos materiais utilizados como fantasmas em substituição à água (IAEA, 2000).

Elemento	Água Líquida ^a	Água Sólida WT1 ^a	Água Sólida RMI-457	Água plástica	Água Virtual	PMMA ^{a,b}	Polistireno	Plástico equivalente ao tecido A-150 ^a
H	0,1119	0,0810	0,0809	0,0925	0,0770	0,0805	0,0774	0,1013
C		0,6720	0,6722	0,6282	0,6874	0,5998	0,9226	0,7755
N		0,0240	0,0240	0,0100	0,0227			0,0351
O	0,8881	0,1990	0,1984	0,1794	0,1886	0,3196		0,0523
F								0,0174
Cl		0,0010	0,0013	0,0096	0,0013			
Ca		0,230	0,232	0,0795	0,0231			0,0184
Br				0,0003				
ρ (g.cm⁻³)	1,000	1,020	1,030	1,013	1,030	1,190	1,060	1,127
$\bar{Z}^c$	6,6	5,95	5,96	6,62	5,97	5,85	5,29	5,49

^a Ver ICRU Report 37 e Report 44

^b Polimetil Metacrilato, também conhecido como acrílico. Outros nomes são *Lucite*, ou *Perspex*

^c Para definição do número atômico médio ver ICRU Report 35 ou IAEA/TRS-381

A profundidade de máxima ionização no plástico (z_{pl}) é dada por:

$$z_{pl} \cdot \rho_{pl} \cdot \left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)_{pl} = z_w \cdot \rho_w \cdot \left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)_w \quad (19)$$

onde ρ_{pl} e ρ_w são as densidades mássicas do plástico e da água respectivamente e $\left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)_{pl}$ é

dado por:

$$\left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)_{pl} = f_1 \left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)_1 + f_2 \left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)_2 + \dots \quad (20)$$

onde:

$f_1, f_2, \dots, f_n$ - frações pelo peso dos elementos constituintes do plástico;

Z - número atômico dos elementos;

A - número de massa dos elementos.

No caso do material PMMA (Polimetilmetacrilato), comparado com a água, cujo $\left(\frac{\bar{Z}}{A} \right) = 0,5551$ e densidade a 22°C é de 0,9978 g.cm⁻³, tem-se:

$$z_{pl} = \left[\frac{0,5538}{\rho_{pl} \cdot \left(\frac{\bar{Z}}{A} \right)} \right] \cdot z_w \rightarrow \boxed{z_{PMMA} = 0,88 \cdot z_w}$$

A relação para conversão da profundidade no plástico, z_{pl} , para a correspondente na água, z_w , é dada pela equação:

$$z_w = z_{pl} \cdot \frac{R_{p,w}}{R_{p,pl}} \quad (21)$$

onde:

$R_{p,w}$ e $R_{p,pl}$ são os alcances medidos, respectivamente, na água e no fantoma sólido;

z_w e z_{pl} são, respectivamente, as profundidades na água e no plástico.

No protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), a razão $\frac{R_{p,w}}{R_{p,pl}}$ é denominada fator de escalonamento de profundidade, c_{pl} , e para as medidas realizadas em uma profundidade z_{pl} em um fantoma sólido, a profundidade equivalente na água z_w é dada por (IAEA, 2000):

$$z_w = z_{pl} \cdot c_{pl} \text{ (g.cm}^{-2}\text{)}, \quad z_{pl} \text{ em g.cm}^{-2} \quad (22)$$

Para converter a leitura da CI em um fantoma plástico, $M_{Q,pl}$, para a leitura equivalente na água, M_Q , um fator de escalonamento de fluência deve ser utilizado segundo a expressão:

$$M_{Q,w} = M_{Q,pl} \cdot h_{pl} \quad (23)$$

onde:

h_{pl} - fator que corrige a fluência dos elétrons devido à troca do material do fantoma pela parede da câmara e pela cavidade.

Os valores de c_{pl} e de h_{pl} fornecidos pelo protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) para diferentes fantasmas plásticos são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Valores para o fator de escalonamento de profundidade, c_{pl} , de fluência, h_{pl} e a densidade nominal para alguns plásticos (IAEA, 2000).

Fantoma Plástico	c_{pl}	h_{pl}	$\rho_{pl}(\text{g.cm}^{-3})$
Água Sólida (WTI)	0,949	1,011	1,020
Água Sólida (RMI-457)	0,949	1,008	1,030
Água Plástica	0,982	0,998	1,013
Água Virtual	0,946	-	1,030
PMMA	0,941	1,009	1,190
Poliestireno Transparente	0,922	1,026	1,060
Poliestireno Branco	0,922	1,019	1,060
A-150	0,948	-	1,127

A seguir serão discutidas as principais considerações do formalismo recomendado pelo protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) para a determinação da dose na água, em feixes de elétrons de alta energia utilizados em radioterapia, utilizando câmaras de ionização com fator de calibração em termos de dose na água.

2.4.1 Determinação do índice de qualidade

Para a determinação do índice de qualidade do feixe de elétrons, R_{50} , as condições de referência, recomendadas no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), são apresentadas na Tabela 5. As medidas devem ser realizadas na água variando-se a profundidade da câmara de ionização desde a superfície até o alcance dos elétrons correspondente à energia selecionada. O gráfico obtido com os valores medidos fornece o valor de $R_{50,ion}$, que é a profundidade onde a ionização corresponde à metade de seu valor máximo. O índice de qualidade, R_{50} , que é a profundidade onde a dose vale metade de seu valor máximo, pode ser obtido através de $R_{50,ion}$ utilizando-se as seguintes relações (DING et al., 1995; IAEA,2000):

$$R_{50} = 1,029R_{50,ion} - 0,06 \text{ g.cm}^{-2} \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g.cm}^{-2}) \quad (24)$$

$$R_{50} = 1,059R_{50,ion} - 0,37 \text{ g.cm}^{-2} \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g.cm}^{-2}) \quad (25)$$

Tabela 5: Condições de referência para determinação do índice de qualidade do feixe, R_{50} , segundo o protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

Fantoma	Tipo CI	Ponto de referência da CI	Posição do ponto de referência
Água, para $R_{50} \geq 4 \text{ g.cm}^{-2}$	Placas Paralelas ou Cilíndrica, para $R_{50} \geq 4 \text{ g.cm}^{-2}$	CI Cilíndricas → No eixo central, no centro da cavidade de volume	CI Cilíndrica → $0,5.r_{cyl}$ mais profundo que o ponto de interesse.
Água ou plástico, para $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$	Placas Paralelas, para $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$	CI Placas Paralelas → No centro da superfície interna da janela de entrada	CI Placas Paralelas → no ponto de interesse
✓ r_{cyl} – raio da CI cilíndrica ✓ A distância da fonte à superfície do fantoma recomendada é de 100 cm. ✓ O tamanho do campo é de, no mínimo, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, para $R_{50} \leq 7 \text{ g.cm}^{-2}$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, para $R_{50} > 7 \text{ g.cm}^{-2}$			

2.4.2 Determinação da dose na água na profundidade de referência

As recomendações para a determinação da dose na água segundo o protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) são apresentadas na Tabela 6. Estas recomendações estão em função de R_{50} , e

não mais em função de $\bar{E}_0$, como nos protocolos TRS-277(IAEA, 1997a) e TRS-381 (IAEA, 1997b).

Uma das principais alterações do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) em relação aos anteriores é a recomendação de uma nova profundidade de referência (z_{ref}) para a realização das medidas, que é calculada a partir do valor de R_{50} , através da seguinte equação:

$$z_{ref} = 0,6.R_{50} - 0,1 \text{ g.cm}^{-2} \quad (R_{50} \text{ em g.cm}^{-2}) \quad (26)$$

A profundidade de referência é aproximadamente igual à profundidade de máxima dose, para feixes com $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$ ($\bar{E}_0 < 10 \text{ MeV}$), e menor para feixes de energia mais elevada. A escolha desta profundidade está baseada em pesquisas onde se comprova que as diferenças espectrais e o efeito da contaminação de fótons/elétrons são reduzidos significativamente, de modo que as variações nos fatores de calibração das câmaras tornam-se menores, particularmente para câmaras do tipo placas paralelas (IAEA, 2000).

Tabela 6: Condições de referência para determinação da dose na água em feixes de elétrons, segundo o protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

Fantoma	Tipo CI	Profundidade de referência, z_{ref}	Posição do ponto de referência
Água, para $R_{50} \geq 4 \text{ g.cm}^{-2}$ ($\bar{E}_0 \geq 10 \text{ MeV}$)	Placas Paralelas ou Cilíndrica, para $R_{50} \geq 4 \text{ g.cm}^{-2}$ ($\bar{E}_0 \geq 10 \text{ MeV}$)	$z_{ref} = 0,6.R_{50} - 0,1 \text{ g.cm}^{-2}$	CI Cilíndrica $\rightarrow 0,5.r_{cyl}$ mais profundo que z_{ref}
Água ou plástico, para $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$ ($\bar{E}_0 < 10 \text{ MeV}$)	Placas Paralelas, para $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$ ($\bar{E}_0 < 10 \text{ MeV}$)		Placas Paralelas $\rightarrow$ em z_{ref}
✓ z_{ref} – profundidade de referência para realização das medidas. ✓ r_{cyl} – raio da CI cilíndrica ✓ A Distância da Fonte à Superfície do fantoma recomendada é de 100 cm ✓ O tamanho do campo recomendado é de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.			

A dose na água no feixe do usuário e na profundidade de referência será dada por (IAEA, 2000):

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \cdot N_{D_w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (27)$$

onde:

M_Q - leitura da câmara corrigida para as grandezas de influência;

N_{D_w, Q_0} - fator de calibração da câmara de ionização; e

k_{Q, Q_0} - fator que corrige as diferenças entre a qualidades do feixe do usuário e a da calibração.

Discutiremos, respectivamente, os fatores M_Q , k_{Q, Q_0} e N_{D_w, Q_0} envolvidos na Equação 27.

a) Leitura corrigida para as grandezas de influência - M_Q

A leitura M_Q é a leitura da câmara corrigida para as grandezas de influência ambientais e elétricas que difiram das existentes no momento da calibração. M_Q é obtida por meio da Equação 28:

$$M_Q = M \cdot k_{T,p} \cdot k_s \cdot k_{pol} \quad (28)$$

Cada fator de correção utilizado na Equação 28 será descrito, resumidamente, a seguir.

M – Leitura obtida com a câmara de ionização- é a média de um determinado número de leituras realizadas com a CI;

k_{TP} - Fator de temperatura e pressão – as câmaras de ionização recomendadas nos protocolos são abertas, suas massas de ar estão sujeitas a variações atmosféricas, devendo as leituras serem corrigidas para condições de temperatura e pressão diferentes das de calibração. Este fator de correção é dado por:

$$k_{TP} = \frac{P_c}{P_a} \times \frac{273,15 + T_a}{273,15 + T_c} \quad (29)$$

onde:

T_a e P_a - temperatura e pressão ambiente durante as medições;

T_c e P_c - temperatura e pressão durante a calibração.

k_s - Fator de recombinação de íons – a taxa de recombinação de cargas no interior de uma CI, que depende da geometria da câmara e de sua tensão de polarização. Em feixes pulsados, a taxa de dose instantânea é relativamente alta e a recombinação pode ser significativa. O protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) recomenda utilizar um fator de correção de recombinação de íons, k_s , obtido através do método de duas tensões (V) aplicadas à CI. Neste método utilizam-se as medidas M_1 e M_2 , efetuadas com tensão V_1 e V_2 , respectivamente e recomenda-se que V_1/V_2 seja igual ou maior que 3. Assim, o fator de correção de recombinação de íons, com a CI operando na tensão V_1 , é dado por:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (30)$$

onde:

a_0 , a_1 e a_2 - constantes de ajuste tabeladas no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), mostradas na Tabela 7.

Tabela 7: Coeficientes de ajuste para o cálculo de k_s (IAEA, 2000).

V_1/V_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,875	0,677
3,5	1,080	-0,542	0,463
4,0	1,022	-0,363	0,341
5,0	0,975	-0,188	0,214

k_{pol} - Efeito da polaridade – o efeito do uso de potenciais de polarização opostos aplicados a uma CI deve ser verificado, principalmente em feixes de elétrons, onde este efeito pode ser significativo. Deve-se utilizar a média das medidas realizadas com a polaridade positiva e negativa. O fator k_{pol} é dado por:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M_-} \quad (31)$$

onde:

M_+ - medida obtida com a polaridade positiva V_+ ;

M_- - medida obtida com a polaridade negativa V_- .

É recomendado que a diferença entre a carga medida com a polaridade positiva e com a negativa seja inferior a 0,5% (IAEA, 2000).

b) Fator de correção para a qualidade do feixe - k_{Q,Q_0}

O fator de correção para a qualidade do feixe é definido como a razão entre o fator de calibração da câmara em uma qualidade qualquer Q , $N_{D_w,Q}$, e o fator de calibração na qualidade de calibração Q_0 , N_{D_w,Q_0} :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D_w,Q}}{N_{D_w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (32)$$

onde:

M_Q e $D_{w,Q}$ - leitura corrigida da câmara e a dose em um feixe de elétrons com qualidade Q ; e

M_{Q_0} e D_{w,Q_0} , - leitura corrigida da câmara e a dose em um feixe de elétrons com qualidade Q_0 .

Idealmente, k_{Q,Q_0} deveria ser determinado experimentalmente para cada câmara, pelo laboratório de calibração, de acordo com a qualidade do feixe do usuário. Contudo, isto é praticamente inviável de ser realizado e o fator k_{Q,Q_0} é comumente determinado através de cálculos teóricos baseados na teoria de Bragg-Gray, ignorando-se as variações entre as respostas das câmaras. Isto faz com que a incerteza relacionada seja maior em relação aos valores obtidos experimentalmente.

Valores calculados de k_{Q,Q_0} estão disponíveis no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) em função da qualidade do feixe de radiação do usuário (R_{50}) e do tipo da câmara utilizada.

c) Fator de calibração em termos de dose na água, N_{D_w, Q_0}

Quando a câmara de ionização de placas paralelas utilizada para a determinação da dose na profundidade de referência na água for calibrada diretamente em feixes do ^{60}Co , seu fator de calibração é aplicado diretamente na expressão dada pela Equação 27.

Entretanto, a recomendação do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) para a calibração destas câmaras é realizar uma intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência calibrada com ^{60}Co . Este processo é denominado calibração cruzada e está ilustrado na Figura 11.

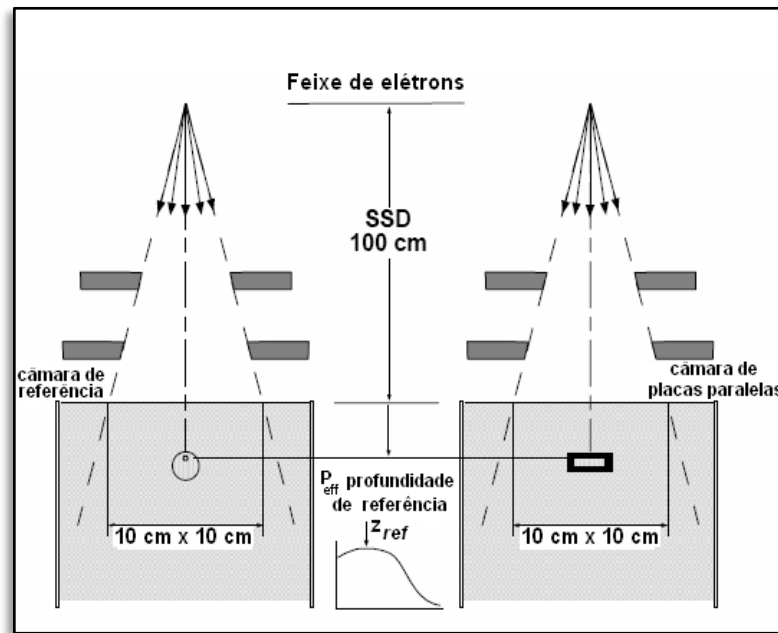


Figura 11: Geometria para realização de uma calibração cruzada entre uma câmara cilíndrica de referência e uma câmara de placas paralelas (IAEA, 1997b).

Através da intercomparação, o fator de calibração da CI PP, $N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}$ pode ser determinado com uma menor incerteza (0,7% a menos) em relação à calibração direta no ^{60}Co , através da equação (IAEA, 2000):

$$N_{D_w, Q_{cross}}^{pp} = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{pp}} \cdot N_{D_w, Q_0}^{ref} \cdot k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} \quad (33)$$

onde:

N_{D_w, Q_0}^{ref} - fator de calibração da câmara cilíndrica de referência calibrada num feixe com qualidade Q_0 (^{60}Co);

$\frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{pp}}$ - razão entre a leitura da câmara de referência e a de placas paralelas;

k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} - fator que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de calibração (Q_0) e a do feixe de elétrons utilizado para realização da calibração cruzada (Q_{cross}).

Com o fator de calibração $N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}$ definido, a dose na água nas demais energias dos feixes de elétrons (demais qualidades – Q), utilizando a câmara de placas paralelas, será dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D_w, Q_{cross}}^{pp} k_{Q, Q_{cross}} \quad (34)$$

onde:

$k_{Q, Q_{cross}}$ - fator que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de calibração (Q_{cross}) e a do feixe de elétrons onde se quer determinar a dose na água (Q).

Os procedimentos para o cálculo de $k_{Q, Q_{cross}}$ estão descritos no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

O formalismo apresentado nos protocolos de dosimetria estabelece as condições para as medidas realizadas nas condições de referência. Porém, a dosimetria clínica necessita de medidas realizadas fora das condições de referência, tais como: a percentagem de dose profunda ao longo do eixo central do feixe, a distribuição das curvas de isodoses e os fatores de saída em função da variação do tamanho de campo e da distância fonte superfície do fantoma em relação aos valores de referência.

2.4.3 Determinação da curva de percentagem de dose profunda

A curva de percentagem de dose profunda (PDP) mostra como a dose varia em função da profundidade no eixo central do feixe de radiação. A PDP é a relação percentual da dose em uma determinada profundidade z , $D_{w_{max}}(z)$, em relação à dose máxima, $D_{w_{max}}(z_{máx})$, que ocorre na profundidade z_{max} .

$$PDP(\%) = \frac{D_w(z)}{D_{w_{\max}}(z_{\max})} \quad (35)$$

Como os elétrons são partículas leves, ao interagirem com a matéria, seguem trajetórias tortuosas, podendo perder uma grande fração de sua energia numa única colisão. Além disso, em altas energias, os elétrons apresentam perdas por radiação de *Bremsstrahlung*. Estas situações são refletidas na curva de distribuição de dose e, como a fluência de elétrons varia com a distância percorrida, a energia depositada irá variar em função da profundidade, de acordo com as curvas mostradas na Figura 12.

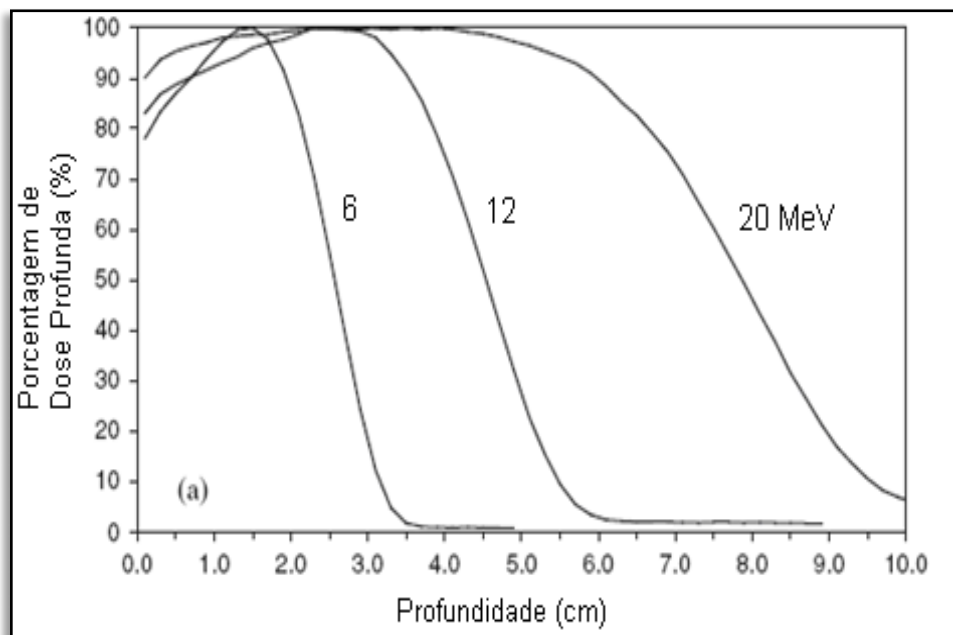


Figura 12: PDP para elétrons de 6, 12, e 20 MeV (BJÖRK, 2004).

Curvas de dose em profundidade em feixes de elétrons de alta energia geralmente apresentam uma dependência em relação a uma série de parâmetros, tais como: tamanho do campo de irradiação, distância fonte-superfície do fantoma (DFS), meio irradiado, entre outros. Desta forma, é fundamental o levantamento da percentagem de dose profunda nas condições desejadas. A Figura 13 ilustra curvas de PDP para elétrons de 6 e 20 MeV em função do tamanho do campo de aplicação e da DFS (KAPUR e MA, 1999).

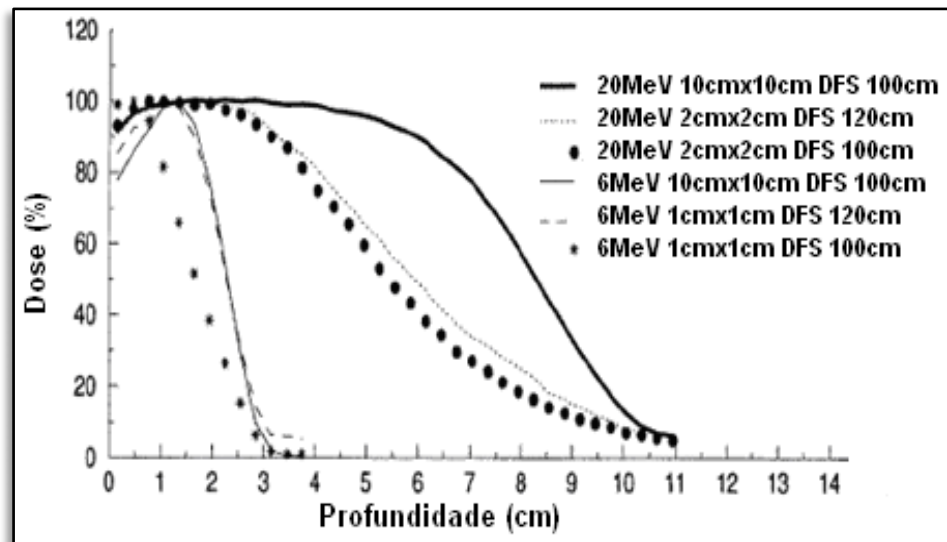


Figura 13: PDP para 6 e 20 MeV com variações no campo e DFS (KAPUR e MA, 1999).

2.4.4 Determinação das curvas de isodoses

As curvas de PDP estabelecem a variação da dose apenas no eixo central do feixe de radiação e para determinar a dose no volume alvo, é necessário dispor de curvas de isodoses. Estas curvas são mapas de distribuição de dose, formados por linhas que ligam pontos de mesmo percentual de dose, conforme ilustra a Figura 14. São obtidas experimentalmente com feixes incidindo perpendicularmente em um fantoma de água, variando-se a profundidade e a distância em relação ao eixo central.

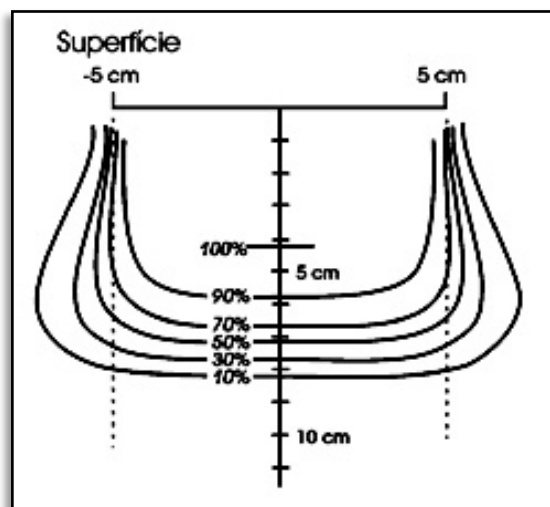


Figura 14: Curvas de isodoses para elétrons de 17 MeV.

2.4.5 Determinação dos fatores de saída

Fatores de saída em função do tamanho do campo e da distância fonte-superfície do fantoma também devem ser obtidos para as possíveis combinações de tamanho de campo e DFS utilizadas nos tratamentos. O fator de saída de campo (FSC) é determinado como a razão entre a resposta para um dado campo de tamanho $X \times Y \text{ cm}^2$ e a resposta para o campo de referência, $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

A razão entre a resposta para uma DFS específica e a DFS de referência (100 cm) fornece o fator de saída em função da DFS (FS_{DFS}). Os fatores de saída também devem ser calculados quando se utiliza outros tipos de detectores, tais como diodos, diamantes e filmes. Os resultados devem ser comparados com os obtidos com a câmara de ionização, que é o dosímetro de referência.

2.5 Dosimetria de elétrons com semicondutores

A recomendação dos protocolos de dosimetria de elétrons estabelece a câmara de ionização como o dosímetro de referência. Todavia, os avanços tecnológicos e científicos têm possibilitado novas técnicas de radioterapia, tais como radiocirurgia estereotáxica, radioterapia com intensidade modulada, radioterapia intra-operatória, entre outras. Essas novas técnicas de tratamento utilizam pequenos campos de aplicação e a dosimetria necessita de detectores com maior resolução do que a câmara de ionização e de procedimentos mais apropriados, que não estão descritos nos protocolos. Este fato tem motivado várias pesquisas com outros tipos de dosímetros, principalmente com os semicondutores (RIKNER e GRUSELL, 1983, 1985, 1987; GRUSELL e RIKNER, 1986, 1993; KHOURY et al., 1999; DING e YU, 2001; SORIANI et al., 2003; BJÖRK et al., 2000, 2004; SONG et al., 2006).

Em dosimetria de elétrons, o diodo de silício vem sendo utilizado há mais de 30 anos devido: (1) ao elevado grau de sua tecnologia de desenvolvimento e produção pela indústria microeletrônica, o que o torna mais viável tecnologicamente e economicamente; e (2) menor corrente de fuga em temperatura ambiente do que a apresentada pelo germânio (no Si a largura de energia da banda proibida é de, aproximadamente, 1,12 eV e no Ge, 0,66 eV, em

temperatura ambiente). A densidade do silício e a baixa energia média requerida para formar um par de portadores possibilitam uma densidade de corrente cerca de 18000 vezes maior do que a gerada no ar. Assim, detectores de silício com menor volume sensível do que as CI produzem correntes da mesma ordem de grandeza. Como resultado, o diodo tem uma maior sensibilidade (definida como a carga coletada por unidade de dose no diodo) em relação à câmara de ionização (ROSENFELD et al., 2006; RIKNER e GRUSELL, 1987).

Outras vantagens dos semicondutores em relação às câmaras de ionização, quando usados como dosímetro, são: (1) independência de sua resposta em relação às variações da pressão ambiental, (2) reduzida perda da informação por recombinação dos portadores de carga e (3) rápido tempo de resposta – o tempo de coleta de toda carga produzida no detector semicondutor é da ordem de 10^{-7} s, enquanto que em numa câmara de ionização é da ordem de 10^{-3} s (RIKNER e GRUSELL, 1987).

As vantagens dos diodos descritas acima permitem que eles sejam utilizados em dosimetria física dos feixes de radiação, principalmente nos procedimentos onde são utilizados pequenos campos de aplicação, onde uma elevada resolução é requerida, e em medidas *in vivo*, onde o registro em tempo real é mais adequado (WALIGÓRSKI, 1999; GRIESSBACH et al., 2005; ROSENFELD et al., 2006). Todavia, a radiação ionizante provoca danos à estrutura do cristal semicondutor, introduzindo defeitos e alterando as características elétricas do diodo. Assim, alguns conceitos básicos da física de estado sólido são essenciais para a compreensão do diodo utilizado como um dosímetro.

2.5.1 Princípio de funcionamento de detectores semicondutores

Para utilizar os semicondutores em seu estado natural, ditos intrínsecos, como detectores de radiação é necessário que eles apresentem alta resistividade, da ordem de $10^8 \Omega \cdot \text{cm}$, para que não apresentem correntes de fuga elevadas. Como é difícil a obtenção de cristais com esta resistividade, prefere-se trabalhar com uma região intrínseca formada a partir da junção de um semicondutor do tipo *p* com um do tipo *n*. Pares de elétrons-lacunas serão então formados a partir da energia da radiação incidente na junção (volume sensível do detector), gerando um sinal proporcional à dose absorvida.

Um semicondutor do tipo n é formado a partir de um cristal puro, onde átomos de impurezas pentavalentes (fósforo, arsênio ou antimônio) são introduzidos através de um processo de dopagem. O átomo da impureza terá os quatro elétrons de valência compartilhando ligações covalentes com os átomos de silício vizinhos. Assim, o quinto elétron ficará fracamente ligado ao núcleo e uma pequena quantidade de energia pode levá-lo à banda de condução, gerando um portador de carga. Cada doador gera então um elétron livre na rede cristalina, provocando um excesso de elétrons. Todavia neste processo não há produção de lacuna, e o átomo doador ficará ionizado positivamente. A Figura 15 mostra um semicondutor dopado com impurezas pentavalentes. No semicondutor tipo n , a condutividade elétrica é praticamente determinada pelo fluxo de elétrons, que são as cargas majoritárias.

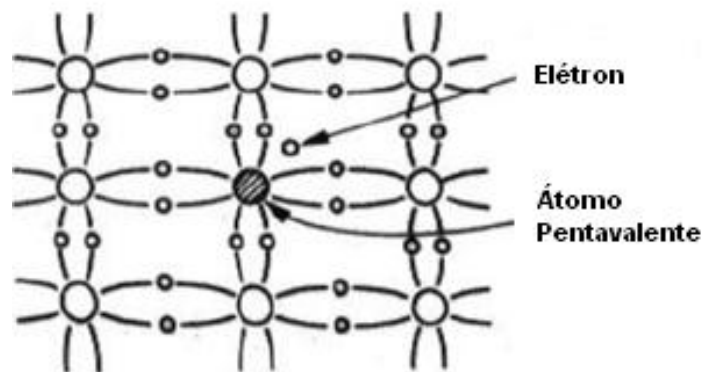


Figura 15: Cristal semicondutor dopado com átomos de impurezas pentavalentes.

Já nos semicondutores do tipo p , átomos trivalentes (boro, alumínio, gálio) são adicionados à estrutura cristalina, originando lacunas pela falta de uma ligação covalente entre o átomo da impureza e o do cristal semicondutor. Esta lacuna pode então ser preenchida por um elétron livre gerado pela agitação térmica ou quebra de uma ligação covalente. O átomo da impureza que recebe um elétron ficará ionizado negativamente. Cada aceitador irá contribuir com uma lacuna no silício, que pode receber um elétron e provocar a mobilidade da lacuna, gerando portadores de carga positiva. A Figura 16 mostra um semicondutor dopado com impurezas trivalentes. A condutividade elétrica é praticamente determinada pelo fluxo de lacunas, que são as cargas majoritárias.

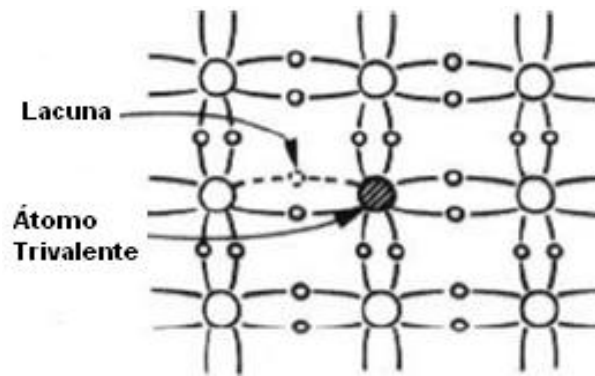


Figura 16: Cristal semiconductor dopado com átomos de impurezas trivalentes.

Assim, elétrons são portadores majoritários em um silício do tipo n e as lacunas minoritárias. Em um semiconductor tipo p ocorre o inverso, lacunas são majoritárias e elétrons minoritários.

Uma junção p - n , ilustrada na Figura 17, é uma união entre uma região tipo p e outra do tipo n , em um mesmo cristal. Para formar a junção, o cristal é dopado em duas etapas: impurezas aceitadoras são acrescentadas, tornando-o do tipo p e, posteriormente, impurezas doadoras são difundidas na superfície do material tipo p , para formar a região n , ou vice-versa. Os elétrons da região n tendem a se difundir para o material tipo p e as lacunas da região p para o tipo n , havendo uma recombinação das cargas, ficando os átomos doadores do lado n ionizados positivamente, e os aceitadores do lado p ionizados negativamente. Um campo elétrico é então formado, E , fazendo uma barreira de potencial que impede a difusão continuada de portadores majoritários de um lado para o outro.

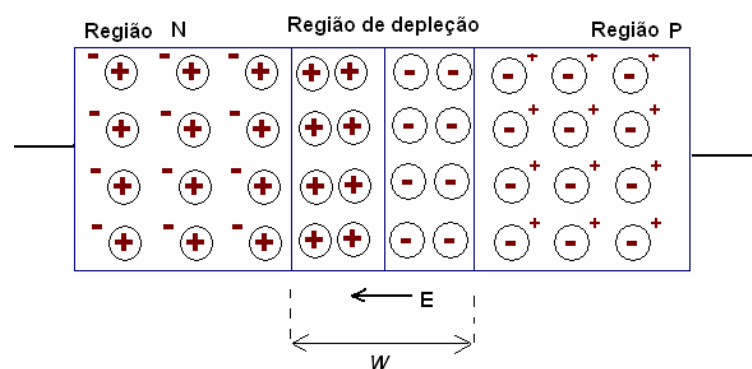


Figura 17: Formação de uma junção PN (região de depleção).

Essa região de carga espacial é a junção p - n , também chamada de região de depleção. A largura W e a simetria dessa região dependem dos processos de fabricação e dos materiais

envolvidos. Existem vários processos de fabricação de uma junção $p-n$ de diodos semicondutores. Um dos métodos é o da implantação iônica. Nesta técnica, a formação da junção $p-n$ é obtida pela exposição de um cristal, tipo n ou p , a um feixe de íons, provenientes de um acelerador de partículas. Através da energia e da corrente de íons pode-se ter um controle preciso da espessura da camada de impurezas e da quantidade de íons implantados, o que permite a construção de detectores com baixas correntes de fuga e excelentes características operacionais (CAMARGO, 2005).

Quando uma junção $p-n$ é utilizada como detector de radiação, a região de depleção é o volume sensível do detector. Se uma radiação incidir na junção $p-n$, serão gerados pares elétrons-lacunas, proporcionais à dose de radiação, conforme ilustra a Figura 18.

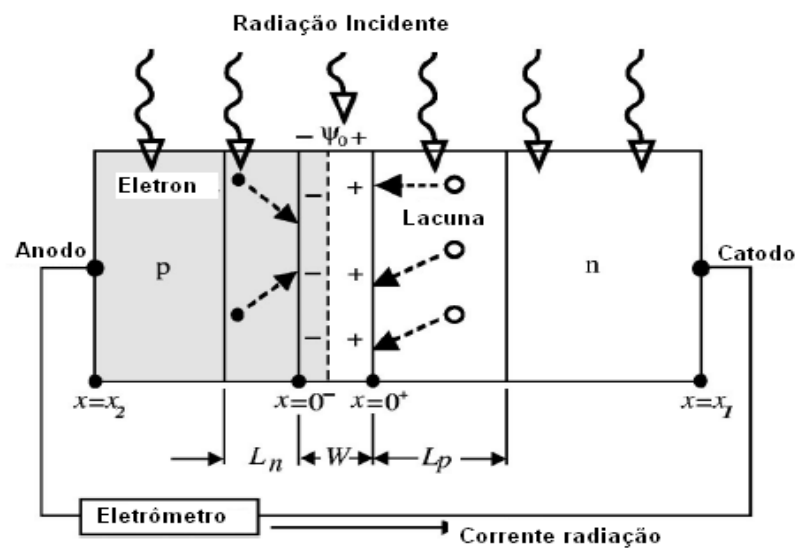


Figura 18: Região ativa de um semiconductor. Modo Fotovoltaico (SHI et al., 2003).

Os elétrons que forem gerados no lado p (minoritários) dentro de, aproximadamente, um comprimento de difusão, L_n , da borda da junção estão aptos a alcançá-la antes de se recombinarem. Eles então são arrastados pelo campo elétrico, atravessam a junção, de largura W , e são registrados no medidor. O mesmo ocorre para as lacunas geradas no lado n .

Diferentemente da coleta de cargas em uma câmara de ionização, que necessita de uma fonte de alta tensão externa, o elevado campo elétrico na junção $p-n$ de um diodo (da ordem de 1000 V.cm^{-1}) torna possível a coleta de cargas sem nenhuma polarização externa. Este modo de operação de um diodo como detector de radiação é chamado de *fotovoltaico*. Neste caso, o diodo atua como uma fonte de corrente (produzida pela radiação), devendo apresentar resposta linear com a taxa de dose.

A fração coletada das cargas geradas pela radiação em um diodo depende dos processos de recombinação dos portadores, que também são diferentes dos que ocorrem em uma câmara de ionização. Recombinação direta, que é dominante em uma CI, é altamente improvável em um diodo de silício. Neste, o processo dominante é a recombinação indireta, que ocorre quando um portador minoritário é capturado por um centro de recombinação-geração (RG) e então recombinado com um portador majoritário. A recombinação indireta é função da densidade dos pares elétrons-lacunas gerados pela radiação e da concentração de centros RG. Estes centros são introduzidos no diodo durante a sua fabricação e em consequência dos danos provocados pela radiação (STREETMAN, 1980; SHI et al., 2003, AAPM, 2005).

Assim, o processo de recombinação indireta determina o tempo de vida dos portadores e, conseqüentemente, a fração que consegue se difundir através da junção $p-n$ e ser coletada. Desta forma, a resposta de um diodo é influenciada pelos seguintes fatores: tipo do substrato utilizado para sua fabricação (p ou n), resistividade, tecnologia de formação da junção, entre outros (SHI et al., 2003).

Os constantes avanços da física de altas energias têm exigido detectores de silício mais resistentes aos danos da radiação. Vários tipos de diodos, com estrutura de múltiplos anéis de guarda, têm sido desenvolvidos, utilizando técnicas de engenharia de defeitos, de modo a suportarem elevada radiação.

2.5.2 Diodos com múltiplos anéis de guarda

Os diodos semicondutores utilizados em ambientes de elevada radiação têm sua operação comprometida em função dos danos provocados pela radiação. Estes defeitos alteram as propriedades elétricas do detector, e em consequência ocorre um aumento na carga espacial acumulada na camada de SiO_2 , quando da incidência de partículas carregadas. Esta maior carga espacial impede o campo elétrico, das bordas da junção $p-n$, de penetrar na região abaixo do SiO_2 , conforme ilustra a Figura 19 (BORTOLETTO et al., 1999; BECK et al., 1997).

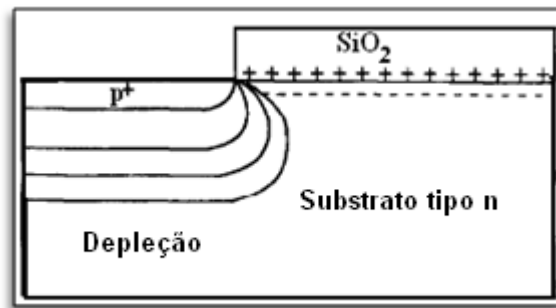


Figura 19: Efeito das cargas positivas acumuladas no SiO_2 (BECK, 1997)

Este processo afeta a corrente de fuga total do dispositivo, a estabilidade em longo prazo, o nível de ruído e a resistência à radiação. Todavia, este problema pode ser minimizado aplicando-se uma tensão reversa ao dispositivo de modo que a zona de depleção ocupe praticamente toda a espessura do substrato (BECK et al., 1997).

Porém existe um limite para que o valor desta tensão reversa não provoque a ruptura do dispositivo por efeito avalanche. Esta tensão reversa limite é fortemente influenciada pelo nível de cargas positivas presentes na camada isolante, as quais aumentam com a radiação ionizante.

Assim, várias pesquisas vêm sendo realizadas desde a década de 1990, objetivando o desenvolvimento de diodos resistentes à radiação, onde os principais esforços estão concentrados nos projetos de dispositivos que suportem altas tensões reversas e apresentem uma característica de corrente-tensão estável, com fuga mínima. Este tipo de projeto se foca na redução do valor máximo do campo elétrico que aparece próximo à borda da junção $p-n$ e pode provocar sua ruptura pelo impacto da radiação (BECK et al., 1997; STEFANOV et al., 1998; BORTOLETTO et al., 1999; EGOROV et al., 1999).

Um dos métodos utilizados para minimizar o campo elétrico nas bordas de uma junção $p-n$ é cercá-la com estruturas de múltiplos anéis de guarda. Estes anéis são junções $p-n$ particulares, projetadas adequadamente para coletar correntes de superfície e controlar a distribuição do campo elétrico nas bordas físicas do dispositivo (BORTOLETTO et al., 1999).

À medida que a tensão reversa é aumentada, a região de depleção em torno da junção central e do primeiro anel de guarda se encontram. Aumentando ainda mais a tensão reversa, a região de depleção se estende através dos demais anéis de guarda e a distribuição do potencial ocorre de forma gradual, conforme mostrado na Figura 20, evitando a ruptura da junção (BECK et al., 1997; STEFANOV et al., 1998; EGOROV et al., 1999).

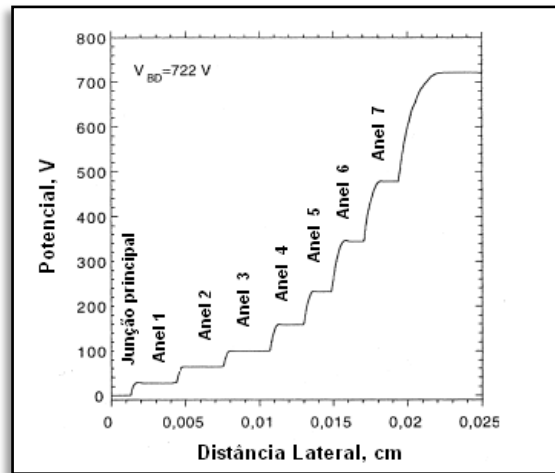


Figura 20: Distribuição do potencial ao longo da superfície para uma estrutura de múltiplos anéis de guarda, com tensão de ruptura $V_{BD} = 722V$ (STEFANOV, 1998).

A física dos dispositivos MGR tem sido investigada na literatura em relação aos projetos das estruturas dos anéis. Os estudos têm mostrado que o espaçamento entre os anéis, a largura de cada anel e as características de dopagem do semiconductor afetam significativamente as especificações elétricas do dispositivo e seu comportamento (STEFANOV et al., 1998).

Diodos de silício com estruturas de múltiplos anéis de guarda têm sido avaliados em espectrometria e dosimetria de fótons e em espectrometria de partículas α . Os resultados têm demonstrado um bom desempenho deste tipo de detector para as referidas aplicações (BUENO et al., 2004, 2008; CAMARGO, 2005; GONÇALVES et al., 2007; CAMARGO et al., 2007). Todavia, não há registros na literatura da avaliação de diodos com estrutura de múltiplos anéis de guarda em dosimetria de elétrons.

2.5.3 Parâmetros avaliados na dosimetria de elétrons com diodos

Os constantes avanços na tecnologia de fabricação dos semicondutores têm possibilitado evoluções significativas destes dispositivos, porém, devido às suas características particulares, todo diodo deve ser avaliado antes de ser utilizado como detector. Alguns tipos de diodos comerciais e não comerciais têm sido avaliados em feixes de alta energia utilizados em radioterapia. Em função das respostas obtidas com o dispositivo, fatores de correção podem ser estabelecidos, bem como as devidas recomendações de uso.

(RIKNER e GRUSELL, 1983, 1985, 1987; GRUSELL e RIKNER, 1986, 1993; BJÖRK et al., 2000, 2004; GIBSON e LANGMACK, 2004; GRIESSBACH et al., 2005)

No caso da dosimetria em feixes de elétrons, o pequeno alcance destas partículas na matéria faz com que a dose depositada varie rapidamente com a profundidade e com a geometria da fonte-detector. É importante que o detector possua paredes finas, de modo a reduzir a perda por absorção do elétron em sua janela de entrada. Também devem apresentar uma adequada resposta à energia da radiação devido às alterações no espectro de energia dos elétrons que ocorrem com a profundidade.

A seguir serão descritos os principais parâmetros que devem ser avaliados em um diodo para que o mesmo possa ser utilizado como dosímetro.

Repetibilidade de resposta

A repetibilidade de resposta de um dosímetro expressa o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas. As flutuações estatísticas próprias do processo de detecção influem na quantidade de cargas geradas pela radiação em um dosímetro semiconductor, afetando a repetibilidade das medidas. Desta forma, é importante analisar estatisticamente este parâmetro de modo a avaliar se o coeficiente de variação de medidas sucessivas está na mesma ordem de grandeza do dosímetro de referência. As medidas de repetibilidade de resposta realizadas com o diodo devem ser realizadas nas condições de referência, estabelecidas nos protocolos de dosimetria.

Algumas pesquisas têm demonstrado boa repetibilidade de resposta para diodos comerciais. Soriani et al. (2003) estudaram um diodo tipo *p*, modelo SFD da Scanditronix, para feixes de elétrons com energias de 6 e 9 MeV e obtiveram desvio padrão inferior a 0,5%, para dez medidas sucessivas. Khoury et al. (1999) estudaram o diodo BPW-34 da Siemens para dosimetria de elétrons, encontrando resultados com variações de repetibilidade dentro de 1%, na energia de 10 MeV.

O protocolo AAPM TG-62 (2005) estabelece que a repetibilidade de resposta de um diodo deve ser inferior a 1% para 10 exposições consecutivas com uma dose de radiação correspondente a 100 unidades monitor.

Linearidade

O estudo deste parâmetro visa a avaliar a proporcionalidade da resposta do detector com a dose de radiação absorvida. Medidas da resposta do diodo em função da dose devem ser realizadas dentro da faixa de doses que será utilizada nos tratamentos. A partir das leituras efetuadas é possível traçar uma reta de regressão linear, definindo a curva de calibração do diodo. A linearidade de resposta em função da dose pode ser avaliada através do coeficiente de correlação da reta de regressão. O coeficiente angular da curva de resposta em função da dose, expresso em $C.Gy^{-1}$, é a sensibilidade do diodo.

Khoury et al. (2007) estudaram o diodo XRA-50, fabricado pela Detection Technology, para dosimetria de elétrons, encontrando uma excelente linearidade de resposta com a dose, na faixa de 20 a 120 cGy, apresentando coeficiente de regressão de 0,99998, para as energias de 4, 9 e 15 MeV. Khoury et al. (1999) também avaliaram o diodo BPW-34 da Siemens, na energia de 10 MeV, encontrando uma linearidade com coeficiente de regressão de 0,9998, para uma faixa de dose de 0 a 5 Gy.

Dependência energética

A sensibilidade de um diodo, S , é definida como a quantidade de cargas coletadas por unidade de dose depositada no volume sensível e, geralmente depende da energia do feixe de radiação. Embora a variação do poder de freamento no silício em função da energia dos elétrons seja o fator principal desta dependência, os materiais em torno da junção, tais como eletrodos, revestimentos da junção e janela frontal também alteram a resposta do diodo quando a energia do feixe é variada. Elétrons espalhados destes materiais contribuem para a ionização no volume sensível numa quantidade que depende dos detalhes de construção do diodo e de sua geometria.

Eveling et al. (1999) avaliaram o diodo do tipo p , EDD-2 e concluíram que ele apresentou uma variação na resposta em função da energia de, aproximadamente, 0,8%, para feixes de elétrons com energias de 4, 6, 8, 10, 12 e 15 MeV, em relação à resposta para 10 MeV. Saini e Zhu (2007) avaliaram a dependência energética de nove diodos comerciais do tipo n e oito do tipo p e observaram variações entre 2% e 39% para feixes de fótons com energias entre 1,25 MeV (^{60}Co) e 17 MeV, em relação a 1,25 MeV. As variações de resposta

foram atribuídas principalmente à geometria e ao material em torno do diodo, mas independente do tipo do diodo (*n* ou *p*).

Dependência com a taxa de dose instantânea e com a taxa média de dose

Em aceleradores lineares a dose é aplicada em pulsos de pequena duração (aproximadamente entre 2 a 6 μ s) com frequência de repetição variando de 100 a 400 Hz. A taxa de dose instantânea é definida como a taxa de dose dentro de cada pulso de radiação, e é geralmente muito maior que a taxa média de dose. A taxa de dose instantânea dentro de um simples pulso de radiação é da ordem de 10^3 a 10^4 cGy.s⁻¹ e a taxa média de dose varia entre 1,5 e 10 cGy.s⁻¹. Como o tempo de coleta das cargas pelo diodo é bem menor que o tempo entre pulsos, a taxa de dose instantânea determina a taxa de geração de cargas. Tem sido observado (RIKNER e GRUSELL, 1983; GRUSELL e RIKNER, 1986) que a sensibilidade de um diodo de silício geralmente aumenta com o aumento da taxa de dose instantânea, contudo independe da taxa média de dose (AAPM, 2005). Todavia devem ser avaliados os dois tipos de dependência. A origem física da dependência com a taxa de dose está baseada nos processos que determinam quanto das cargas geradas pela radiação serão coletadas em um diodo.

Shi et al. (2003) apresentam um modelo teórico para explicar a origem física da dependência da sensibilidade de um diodo com a taxa de dose instantânea, baseados na física do estado sólido para recombinação e geração e transporte de portadores em semicondutores. O modelo proposto por Shi et al. (2003) explica analiticamente a dependência já reportada na literatura de forma qualitativa por Rikner e Grusell (1983; 1987). Durante uma exposição à radiação, uma fração do excesso dos portadores minoritários gerados no diodo é capturada pelos centros RG e recombinada com portadores majoritários. A fração capturada depende da concentração dos portadores minoritários em excesso (proporcional à taxa de dose instantânea), da concentração de centros RG e da seção transversal de captura dos portadores minoritários pelos centros RG. Quando ocorre um aumento na taxa de dose, a concentração de centros RG pode não ser suficiente para manter a fração de recombinação constante, levando a um aumento na sensibilidade do diodo devido a uma maior coleta de portadores.

A magnitude da dependência com a taxa de dose instantânea depende das características físico-elétricas do diodo. Uma maior concentração de portadores majoritários aumenta a probabilidade de recombinação do excesso de portadores minoritários, fazendo

com que haja uma menor dependência com a taxa de dose. O tipo do substrato (p ou n) também influencia a magnitude desta dependência, uma vez que a seção transversal de captura dos portadores minoritários pelos centros RG difere para elétrons e lacunas.

Os resultados experimentais determinados por Shi et al. (2003) mostraram que o tipo e características do diodo de fato definem a magnitude desta dependência e que, se um diodo tipo p e um tipo n têm os mesmos parâmetros e mesmo tipo de centros RG, o diodo tipo p terá menor dependência com a taxa de dose instantânea. Todavia, eles também demonstram que um diodo do tipo p pode apresentar maior dependência em relação a um do tipo n , dependendo das características dos seus centros RG dominantes, da sua resistividade e do tipo de dopagem utilizada. De modo geral, todas as pesquisas concordam que cada diodo precisa ser avaliado antes de seu uso como dosímetro, independentemente de seu tipo.

A influência da taxa de dose instantânea em diodos comerciais (Scanditronix EDD2, Sun Nuclear QED 111200-0 e o PTW T60010E) foram avaliadas, em feixes de elétrons de 9 MeV, por Marre e Marinello (2004), apresentando resultados inferiores a 1% para uma faixa de 0,18 a 0,43 mGy/pulso, para os três diodos. Para taxas maiores, de 0,58 e 1,04 mGy/pulso, a variação foi 1,8% para o Scanditronix, 3,7% para o Sun Nuclear e 8% para o PTW.

Khoury et al. (2007) estudaram o diodo XRA-50, encontrando uma variação com a taxa de dose média inferior a 2%, para as taxas de 80, 160 e 240 cGy.min⁻¹. Björk et al. (2000) avaliaram um diodo de silício Scanditronix tipo p , para taxas de doses médias entre 16 e 390 cGy.min⁻¹, observando variações dentro de 1%, para feixes de elétrons de 12 MeV.

Dependência com o campo de radiação

Dependendo do tipo de tratamento que será empregado na radioterapia com feixes de elétrons, podem ser utilizadas diferentes dimensões de campo de radiação. A resposta do diodo varia com as dimensões do campo devido aos elétrons espalhados do sistema de colimação. Em relação ao campo de referência recomendado, 10 x 10 cm², a dose na profundidade de referência, no eixo central do feixe, aumenta para campos maiores devido a um maior espalhamento dos elétrons no sistema de colimação, e diminui para campos menores.

Björk et al. (2000) investigaram três diferentes tipos de detectores (uma CI PP, um detector de diamante e um diodo de silício do tipo p) em feixes de elétrons de 6, 12 e 20 MeV, aplicados com pequenos tamanhos de campo: 2 x 2, 3 x 3, 5 x 5 e 10,5 x 10,5 cm².

Concluíram que o diamante e o diodo de silício são as melhores opções para medidas da dose para tamanhos de campos inferiores a $4 \times 4 \text{ cm}^2$, cujos resultados concordaram dentro de $\pm 2\%$.

Eveling et al. (1999) avaliaram o diodo do tipo *p*, EDD-2, para tamanhos de campo de 4×4 , 6×6 , 10×10 , 14×14 e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, nas energias de 6, 10 e 15 MeV. Encontraram resultados com erros inferiores a 1,5% quando comparados aos obtidos com a câmara de ionização.

Resposta com a dose em profundidade ao longo do eixo central do feixe

A distribuição da dose, ao longo do eixo central, em função da profundidade, é um dos principais parâmetros para feixes de elétrons. A partir dela são determinados os parâmetros da qualidade do feixe e os percentuais de dose com a profundidade.

Considerando que um diodo satisfaz aproximadamente a condição de Bragg-Gray (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983), então a distribuição da porcentagem de dose profunda (PDP) ao longo do eixo central é dada pela relação:

$$PDP(\%) = \frac{D(z)}{D(z_{\text{máx}})} \times 100 = \left(\frac{(\bar{L}_{\text{diodo}}(s)_{\text{silício}}^w \cdot P)_z}{(\bar{L}_{\text{diodo}}(s)_{\text{silício}}^w \cdot P)_{z_{\text{máx}}}} \times 100 \right) \quad (36)$$

onde:

$\bar{L}_{\text{diodo}}$ - a medida da carga coletada no diodo;

$(s)_{\text{diodo}}^w$ - a razão entre os poderes de freamento na água e no silício e

P - o produto dos fatores de correção para os desvios da condição de Bragg-Gray.

Quando se utiliza diodos de silício para medidas da dose em profundidade, a curva de ionização obtida corresponde à curva de dose profunda. Esta aproximação é válida porque a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na água e no silício é praticamente constante para elétrons com energia entre 5 e 20 MeV (AAPM, 1991). Também se considera que os fatores de perturbação são independentes da profundidade. Todavia, os valores obtidos com diodos devem ser validados através de comparações realizadas com as medidas efetuadas com a câmara de ionização.

Diversas pesquisas publicadas têm demonstrado que os diodos de silício geralmente apresentam resultados satisfatórios para medidas de dose profunda em feixes de elétrons clínicos (KHOURY et al., 1999, 2007; DING; YU, 2001; SORIANI et al., 2003; GRIESSBACH et al., 2005 HAKEN et al., 1987).

Todavia existem pesquisas demonstrando que alguns diodos podem não ser viáveis para tais medidas. Song et al. (2006) avaliaram um diodo EFD da Scantronix, para energias entre 6 e 20 MeV, e encontraram discrepâncias nas medidas de dose profunda, tanto na região de build-up como na região de baixas doses, onde o erro chegou a 40%, para 6 e 9 MeV, a 25%, para 12 e 16 MeV e a 18% para 20 MeV.

Assim, as medidas de dose profunda devem ser criteriosamente investigadas se realizadas com diodos. Quando os resultados concordam com os obtidos com a câmara de ionização, a utilização de diodos é particularmente útil, já que eles requerem pouca ou nenhuma correção para as leituras obtidas, fornecendo a curva de PDP diretamente.

Variação da sensibilidade com a dose acumulada

A radiação ionizante que incide em um diodo de silício provoca danos à estrutura do cristal, introduzindo defeitos e alterando suas características. Como consequência, a sensibilidade do diodo passa a variar com a dose acumulada porque os defeitos produzem centros RG e armadilhas para os portadores, os quais reduzem o tempo de vida dos portadores e, conseqüentemente, sua sensibilidade. Além disso, ocorrem modificações na concentração de dopagem, alterando as características físicas do dispositivo e provocando um aumento na corrente de fuga. A magnitude da variação da sensibilidade com a dose acumulada depende das características do material semiconductor: tipo *n* ou tipo *p*, nível de dopagem, danos prévios, entre outras (AAPM, 2005).

A redução da sensibilidade do dosímetro com a dose acumulada é denominada de **svwad** (*sensivity variation with accumulated dose*), e é expressa como a diferença percentual da sensibilidade por unidade de dose acumulada (% / Gy).

A taxa de variação da sensibilidade com a dose acumulada diminui com um aumento na densidade de defeitos. Os fabricantes freqüentemente pré-irradia os diodos com feixes de elétrons, ou usam silício dopado com platina para deliberadamente aumentar a densidade de defeitos. Estas técnicas reduzem a sensibilidade inicial do diodo para um valor mais estável durante seu uso clínico (AAPM, 2005).

Rikner e Grusell (1983) mostraram que os diodos do tipo *p* apresentam uma menor variação na sensibilidade com a dose acumulada quando comparados a um diodo do tipo *n*.

Eveling et al. (1999) avaliaram o diodo do tipo *p*, EDD-2, concluindo que a variação na sensibilidade do diodo com a dose acumulada foi de 10%/kGy no feixe de elétrons de 6 MeV.

Variação da sensibilidade com a temperatura

A sensibilidade de dosímetros semicondutores varia com a temperatura, porque a corrente produzida pode aumentar ou diminuir com a temperatura. Esta variação é denominada de **svwt** (*sensitivity variation with temperature*) e é expressa como a mudança percentual na sensibilidade por grau de aumento da temperatura (% / °C). Este parâmetro deve ser avaliado, principalmente quando da utilização de um dosímetro para medidas *in vivo*, porque a temperatura do corpo do paciente eleva a do dosímetro em poucos minutos, afetando a medida *in vivo*. Para dosimetrias relativas, a queda de sensibilidade e a svwt não é crítica porque recalibrações periódicas são feitas nos diodos e a temperatura é praticamente constante durante as medidas.

Em um semicondutor não irradiado, a variação da sensibilidade com a temperatura é cerca de 0,1% por °C, porém esta variação aumenta após uma pré-irradiação. Grusell e Rikner (1986) registraram um aumento na sensibilidade de 0,1% para 0,3% por °C, quando realizaram uma pré-irradiação de 6 kGy com elétrons de 20 MeV em um detector de Si tipo *p* utilizado em radioterapia. Em situações especiais a variação da sensibilidade com a temperatura pode causar problemas se o detector for novo. Por esta razão, é recomendado pré-irradiar um detector com feixes de elétrons antes de usá-lo (GRUSELL e RIKNER, 1993). A svwt tende primeiro a aumentar com altas doses acumuladas (> kGy) e então estabilizar com doses adicionais, devido à geração de novos centros RG e armadilhas, de modo que mais portadores são liberados com o aumento da temperatura. A variação da sensibilidade de diodos comerciais com a temperatura está entre +0,1 e +0,54%/°C (AAPM, 2005).

Marre e Marinello (2004) estudaram os diodos Scanditronix EDD2, Sun Nuclear QED 111200-0 e o PTW T60010E e mostraram que a variação da sensibilidade com a temperatura apresentaram valores de $(0,25 \pm 0,01)\%/^{\circ}\text{C}$, $(0,28 \pm 0,01)\%/^{\circ}\text{C}$ e $(0,02 \pm 0,001)\%/^{\circ}\text{C}$, respectivamente para os três diodos pré-irradiados em feixe de elétrons de 9 MeV.

Eveling et al. (1999) avaliaram o diodo do tipo *p*, EDD-2, e encontraram uma variação linear na sensibilidade do diodo com a temperatura de $(0,26 \pm 0,01)\%/^{\circ}\text{C}$ após uma irradiação de 1kGy no feixe de 6 MeV.

Dependência com o ângulo de incidência do feixe de radiação

A dependência angular indica a variação da resposta do detector em relação ao ângulo de incidência do feixe. A resposta ao ângulo de incidência é afetada parcialmente pela construção do detector e pelo retroespalhamento do paciente ou fantoma. Este estudo é particularmente importante de ser realizado quando o detector for utilizado para medidas *in vivo*.

Marre e Marinello (2004) avaliaram a dependência angular dos diodos Scanditronix EDD2, Sun Nuclear QED 111200-0 e o PTW T60010E para feixes de elétrons entre 4,5 e 21 MeV, e obtiveram resultados considerados satisfatórios, inferiores a $\pm 2\%$ para $\pm 45^{\circ}$.

3 METODOLOGIA

Neste trabalho foram avaliadas as respostas dos semicondutores CERN MGR e XRA-24 para a dosimetria de feixes de elétrons utilizados em radioterapia. Inicialmente serão apresentadas as características dos semicondutores estudados e em seguida, os experimentos e análises realizados.

a) Diodo CERN MGR

O diodo CERN MGR é do tipo *n*, possui estrutura de múltiplos anéis de guarda (MGR – *Multiple Guard Ring*) e foi especialmente fabricado para o Centro Europeu de Pesquisas Nucleares (CERN), com área efetiva de 4 mm². A Figura 21 mostra uma foto deste diodo, onde se pode visualizar a estrutura MGR ao redor de sua junção principal (CAMARGO, 2005).

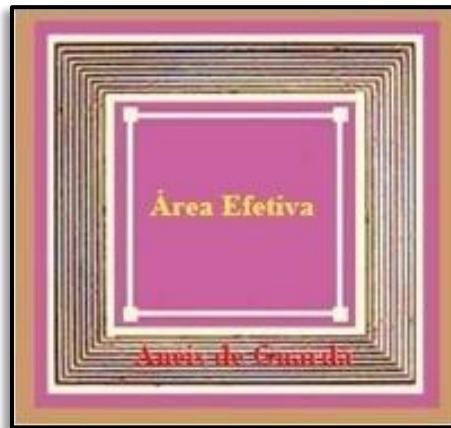


Figura 21: Foto do diodo CERN MGR, com destaque para a área efetiva de detecção e região dos anéis de guarda (CAMARGO, 2005).

O processo de fabricação deste diodo consiste na implantação iônica de (Al /p+ /n /n+ /Al), em um substrato de Si tipo n, com 3,0 kΩ.cm de resistividade e 300 μm de espessura. Este dispositivo possui dez anéis de guarda na sua estrutura, o que permite o seu uso para altas doses e reduz a corrente de fuga.

A junção semicondutora tem uma janela frontal de alumínio (Al) e dióxido de silício (SiO₂), conforme ilustra a Figura 22. Através de medidas realizadas pela técnica de Espectrometria de Retroespalhamento de Rutherford (RBS), no Laboratório de Análises de

Materiais por Feixes Iônicos do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (LAMFI/IF-USP), determinou-se a espessura da camada de Al e SiO₂, que foram, respectivamente, iguais a 2 nm e 650 nm (CAMARGO, 2005). As informações mais detalhadas sobre a estrutura do diodo CERN MGR estão apresentadas no Anexo A.

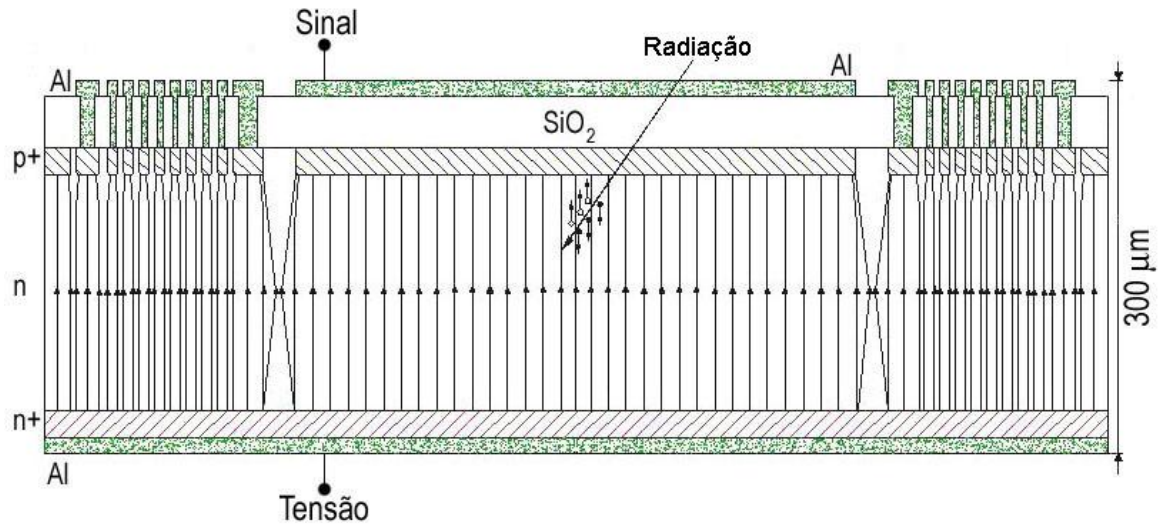


Figura 22: Corte lateral da estrutura do diodo CERN MGR (CAMARGO, 2005).

Para a realização das medidas, o diodo CERN MGR foi colocado no interior de um cilindro de acrílico, com 2,5 cm de diâmetro e 2,0 cm de altura. A sua janela foi coberta por uma lâmina plástica preta com 28 mg.cm⁻² de espessura, a fim de evitar a incidência da luz ambiente no dispositivo. A lâmina preta foi coberta com uma folha papel opaco, de espessura 12 mg.cm⁻² para a marcação da localização de incidência do feixe. A Figura 23 mostra a foto do sensor. O ponto efetivo de medida do detector CERN MGR ficou a 2 mm da superfície frontal.



Figura 23: Foto do dosímetro com o diodo CERN MGR. a) Sensor aberto. b) Sensor fechado

b) Diodo XRA-24

O diodo XRA-24 é fabricado pela *Detection Technology* (Finlândia). Este semiconductor é do tipo *n* e possui uma configuração planar, com uma janela de entrada ultrafina e área ativa de $5,76 \text{ mm}^2$. A estrutura do diodo XRA-24 está ilustrada na Figura 24 (DETECTION TECHNOLOGY, 1997).

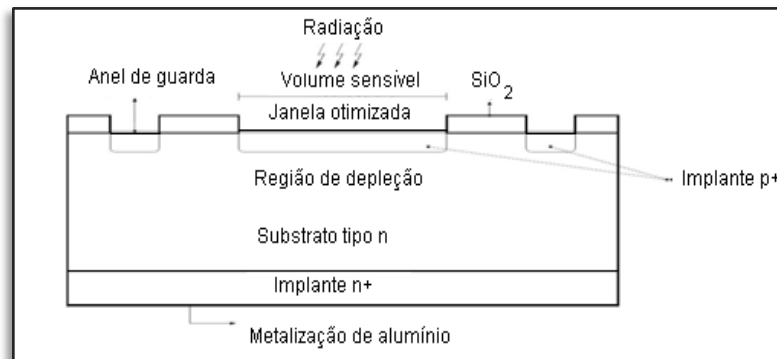


Figura 24: Esquema da estrutura do diodo XRA-24 (DETECTION TECHNOLOGY, 1997).

Para a realização das medidas, o diodo XRA-24 foi montado em um suporte plástico com altura, largura e profundidade respectivamente iguais a 2,0, 1,2 e 0,5 cm. A sua janela foi coberta por uma tampa, constituída de uma lâmina plástica preta com 100 mg.cm^{-2} de espessura, a fim de evitar a incidência da luz ambiente no dispositivo. As dimensões do encapsulamento estão mostradas na Figura 25. O ponto efetivo de medida do detector XRA-24 ficou a 2 mm da superfície frontal.

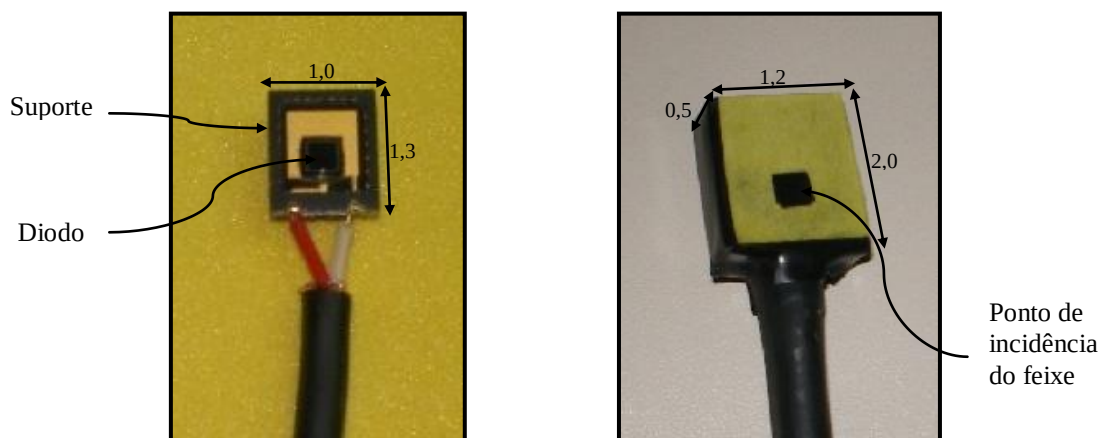


Figura 25: Dosímetro com o diodo XRA-24 (dimensões em cm)

A Tabela 8 resume as principais características dos diodos avaliados neste estudo.

Tabela 8: Características dos diodos CERN MGR e XRA-24.

Diodo	Área sensível (mm ²)	Capacitância (pF)	Corrente de Fuga (nA)	Tipo	Anéis de Guarda	Resistividade (kΩ.cm)
CERN MGR	4	5	7	<i>n</i>	10	3,0
XRA-24	5,76	15	0,050	<i>n</i>	1	-

Com ambos os diodos foram efetuadas os seguintes estudos:

- Estudo da repetibilidade de resposta do detector semicondutor
- Determinação da curva de calibração
- Estudo da dependência energética
- Variação da resposta em função da taxa de dose média
- Estudo da resposta com o tamanho do campo de radiação
- Variação da resposta para as medidas de dose em função da profundidade no meio, ao longo do eixo central do feixe.

As medidas foram realizadas na clínica de radioterapia da Liga Norte-Rio Grandense Contra o Câncer (LNRCC), na cidade de Natal-RN, utilizando um acelerador linear Clinac 2100C, da Varian Medical Systems; e na Santa Casa de Misericórdia, da cidade de Itabuna-BA, em um acelerador linear Siemens Primus Mid Energy. O acelerador Varian 2100C produz feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV e feixes de fótons de 6 e 15 MeV. O acelerador Siemens Primus Mid Energy produz feixes de elétrons de 5, 7, 8, 10, 12 e 14 MeV e feixes de fótons de 6 MeV. Discutiremos a seguir a metodologia utilizada para cada um dos estudos efetuados.

3.1 Estudo da repetibilidade de resposta

Para este estudo, os diodos CERN MGR e XRA-24 foram conectados, no modo fotovoltáico, a um eletrômetro integrador da Standard Imaging, modelo CDX 2000A, com capacidade de medição de 0,001 nC a 999,99 µC e corrente de fuga de 10^{-15} A.

As medidas foram realizadas utilizando-se placas de material plástico equivalente à água: *Virtual Water D322*, e acrílico, que têm densidades respectivamente iguais a 1,030 e 1,19 g.cm⁻³. O diodo foi posicionado no centro de uma das placas do fantoma, conforme mostra a Figura 26, de modo que a superfície da sua janela ficasse nivelada com a superfície da placa plástica. A placa contendo o diodo foi posicionada sobre placas do mesmo material com espessura total de 10 cm e foi coberta com placas somando uma espessura equivalente à profundidade de referência no plástico, $z_{ref\,pl}$, correspondente ao valor da energia do feixe em estudo.

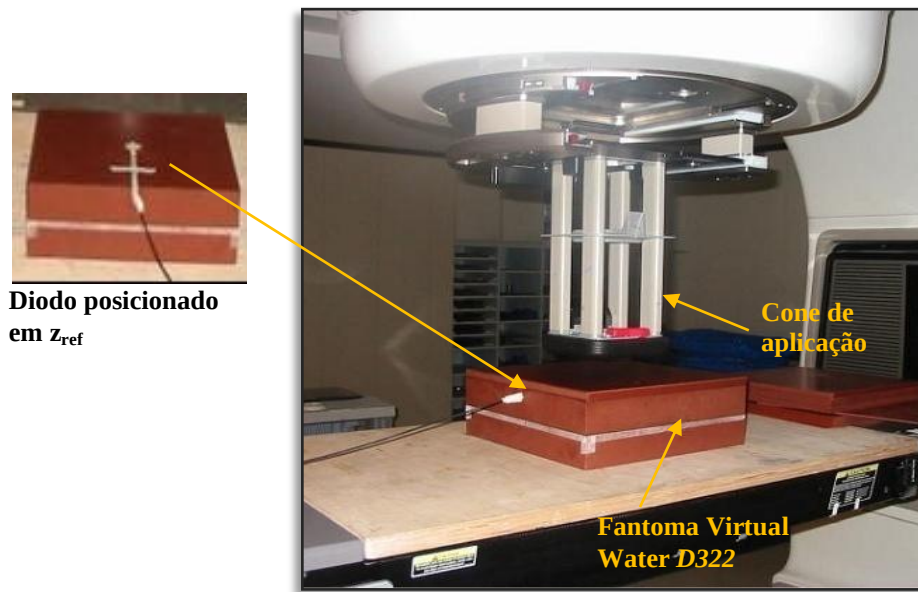


Figura 26: Arranjo experimental para coleta dos dados no acelerador Varian 2100C.

Tendo em vista que o protocolo de dosimetria TRS-398 (IAEA, 2000) requer que as medidas sejam realizadas na água, foi necessário converter a profundidade de referência na água, $z_{ref\,w}$, para a profundidade correspondente no plástico, $z_{ref\,pl}$. Para tanto se utilizou a Equação 37.

$$z_{ref\,pl} = z_{ref\,w} \cdot \frac{\rho_w}{c_{pl} \cdot \rho_{pl}} \quad (37)$$

onde:

ρ_w e ρ_{pl} - são, respectivamente, as densidades da água e do plástico

c_{pl} - fator de escalonamento de profundidade, fornecido no protocolo TRS-398.

Os valores dos fatores de escalonamento (c_{pl}) utilizados foram de 0,946, para a *virtual water*, e de 0,941, para o acrílico, que são os recomendados no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

A Tabela 9 mostra os valores da profundidade de referência no plástico, $z_{ref_{pl}}$, para os diferentes valores de energias dos feixes de elétrons. A determinação dos valores da profundidade de referência na água, z_{ref_w} , são apresentados no Apêndice A.

Tabela 9: Profundidade de referência na água e no plástico.

Acelerador	Energia (MeV)	Profundidade de referência	
		Água	Fantoma plástico
		z_{ref_w} (cm)	$z_{ref_{pl}}$ (cm)
Varian	6	1,27	1,30
	9	1,96	2,01
	12	2,83	2,90
	15	3,62	3,70
Siemens	5	1,08	0,96
	8	1,82	1,63
	10	2,22	1,98
	12	2,65	2,37
	14	3,07	2,74

O estudo de repetibilidade de resposta do diodo CERN MGR foi efetuado com feixes de elétrons de energias 6, 9, 12, e 15 MeV, do acelerador Varian, com uma taxa de dose média de 320 cGy.min⁻¹, e com feixes de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV, do acelerador Siemens, com uma taxa de 300 cGy.min⁻¹.

Com o diodo XRA-24, as medidas para o estudo de repetibilidade foram efetivadas com feixes de elétrons de energias 8, 10 e 12 MeV, do acelerador Siemens, com taxa de dose média igual a 300 cGy.min⁻¹.

Mantendo-se fixos a distância fonte-superfície (DFS) em 100 cm e o campo de irradiação em 10 x 10 cm², foram efetuadas dez medidas consecutivas para uma mesma dose monitor de 100 UM (Unidade Monitor). Foi calculada a média das dez medidas e o coeficiente de variação para a avaliação da repetibilidade das leituras realizadas com os diodos.

3.2 Determinação da curva de calibração

Para a determinação da curva de calibração foi utilizado o mesmo arranjo experimental discutido anteriormente. Mantendo-se fixos a taxa de dose, a distância foco superfície do fantoma em 100 cm e o campo de radiação em $10 \times 10 \text{ cm}^2$, foram efetuadas medidas variando-se o valor da dose monitor, no intervalo de 5 a 300 UM.

O diodo CERN MGR foi irradiado com feixes de elétrons de energias 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador Varian, com taxa de dose média igual a 320 cGy.min^{-1} , e com feixes de 5, 8, 12 e 14 MeV, do acelerador Siemens, com taxa de dose média igual a 300 cGy.min^{-1} .

O diodo XRA-24 foi irradiado no acelerador Siemens, nas energias de 8, 10 e 12 MeV, com taxa de dose média igual a 300 cGy.min^{-1} .

A média de cinco leituras consecutivas realizadas com a mesma dose monitor foi associada com o valor da dose na água correspondente às unidades do monitor utilizadas. O valor da incerteza combinada no valor das leituras realizadas com o diodo CERN MGR foi calculada para a dose correspondente a uma dose monitor de 100 UM para a energia de 9 MeV, a partir das componentes de incerteza apresentadas na Figura 27.

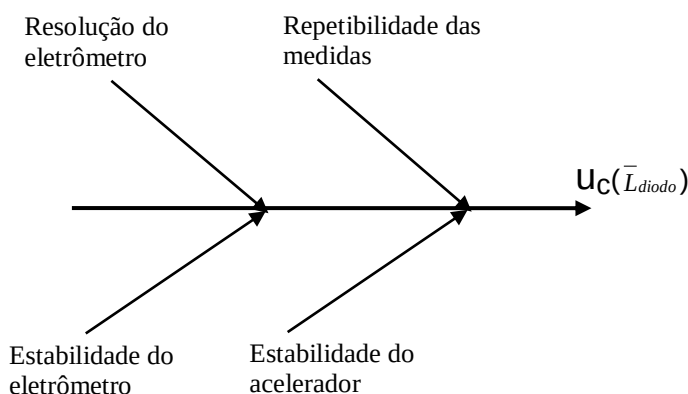


Figura 27: Diagrama das fontes de incerteza nas leituras realizadas com os diodos.

O valor da dose na água, correspondente a cada UM foi determinado previamente através da dosimetria com a câmara de ionização, utilizando-se o procedimento descrito no protocolo de dosimetria TRS-398 (IAEA, 2000). Para a medida da dose na água, utilizou-se a câmara de ionização de placas paralelas, Scanditronix PPC05, a qual foi posicionada em um fantoma de água de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$, na profundidade de referência. O fator de calibração da câmara foi determinado utilizando-se o método de calibração cruzada com a câmara de

referência Farmer PTW 30013. Este método é o descrito no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000) e está apresentado no Apêndice A. Com o campo fixo em $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a distância foco-superfície do fantoma em 100 cm, a taxa de dose em 320 cGy.min^{-1} e as unidades monitoras ajustadas em um valor fixo de 100 UM, foram realizadas medidas com a câmara de ionização nas tensões de 241 V, -241 V e -79,25 V, para a determinação dos fatores de correção. Para cada valor de tensão e de energia do feixe foram realizadas três leituras. As medidas foram efetuadas com feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV. As leituras obtidas foram corrigidas para os fatores de pressão e temperatura, recombinação de íons e polaridade; e a dose na água foi calculada conforme a equação:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D_w,Q_{cross}}^{pp} k_{Q,Q_{cross}} \quad (38)$$

onde:

M_Q - leitura da câmara corrigida para os fatores de pressão e temperatura, recombinação de íons e polaridade;

$N_{D_w,Q_{cross}}^{pp}$ - fator de calibração, da câmara de placas paralelas, obtido através da calibração cruzada; e

$k_{Q,Q_{cross}}$ - fator que corrige as diferenças entre as qualidades do feixe de elétrons da calibração cruzada e a do feixe de elétrons onde se determina a dose na água.

Um resumo das condições utilizadas para a determinação da dose na água no feixe de elétrons de 9 MeV é apresentado na Tabela 10. Os procedimentos foram semelhantes para os feixes de energias 6, 12 e 15 MeV.

Tabela 10: Condições utilizadas durante a determinação da dose na água no feixe de 9 MeV

Parâmetro	Valor
Energia do feixe $-E$ (MeV)	9
Qualidade do feixe $-Q$ (g.cm^{-2})	3,44
Profundidade de referência $-z_{ref}$ (cm)	1,96
Dose Monitor (UM)	100
Distância Fonte Superfície (cm)	100
Tamanho do campo (cm x cm)	10×10
Fator de calibração da câmara de placas paralelas, $N_{D_w,Q_{cross}}^{pp}$, (cGy/nC)	42,192
Temperatura durante a calibração cruzada, T_c ($^{\circ}\text{C}$)	20
Pressão durante a calibração cruzada, P_c (kPa)	100,66

A estimativa da incerteza padrão combinada do valor da dose na água foi determinada considerando-se as componentes de incerteza apresentadas na Figura 28.

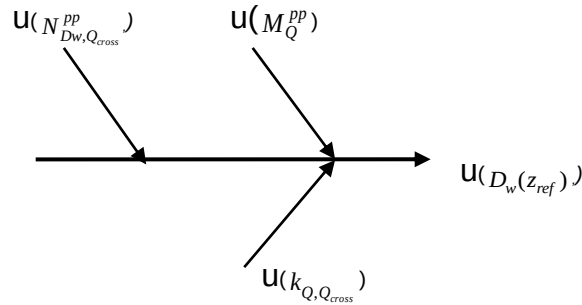


Figura 28: Diagrama das fontes de incerteza na determinação da dose na água $D_w(z_{ref})$

3.3 Estudo da dependência energética

Para avaliar a dependência da resposta dos diodos em função da energia do feixe de elétrons, foram calculados seus fatores de sensibilidade, S , em termos de carga coletada por unidade de dose absorvida (nC.cGy^{-1}) em cada energia. Este fator foi obtido a partir do coeficiente angular da curva de calibração dos diodos para cada energia do feixe.

3.4 Estudo da resposta com a taxa de dose média

O estudo da resposta em função da taxa de dose média foi realizado com o diodo CERN MGR no acelerador da Varian, nas energias de 6 e 15 MeV, para quatro valores de taxa de dose média: 80, 160, 240 e 320 cGy.min^{-1} .

Com o diodo posicionado na profundidade de referência e, mantendo-se fixos a DFS em 100 cm, o campo de irradiação em $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e a dose monitor em 100 UM, foram efetuadas cinco medidas consecutivas para cada valor de taxa selecionado.

Este estudo não pôde ser realizado no acelerador Siemens porque ele só dispunha de uma taxa de dose média, igual a 300 cGy.min^{-1} .

3.5 Estudo da resposta com o tamanho do campo de radiação

O estudo da resposta do diodo CERN MGR em função do tamanho do campo de radiação foi realizado através da análise do **fator de saída de campo** (FSC), que é determinado calculando-se a razão entre a leitura do diodo em um determinado campo de tamanho qualquer, $\bar{L}_{campo}$, e a leitura no campo de referência, $\bar{L}_{campo-ref}$ ($10 \times 10 \text{ cm}^2$), conforme expressa a Equação 39.

$$FSC = \frac{\bar{L}_{campo}}{\bar{L}_{campo-ref}} \quad (39)$$

A resposta do diodo em função das dimensões do campo utilizado foi avaliada para a energia de 6 MeV, no acelerador Varian 2100C, por meio de medidas realizadas para cinco tamanhos dos cones de aplicação: 4×4 , 6×6 , 10×10 , 15×15 , e $20 \times 20 \text{ cm}^2$. No acelerador Siemens as medidas foram realizadas para quatro tamanhos de cones de aplicação: 10×10 , 15×15 , 20×20 e $25 \times 25 \text{ cm}^2$ nas energias de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV.

O diodo CERN MGR foi irradiado com uma dose fixa de 100 UM, taxa de dose média de 320 cGy.min^{-1} e DFS = 100 cm. Os FSC foram calculados em relação ao campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e os resultados foram comparados com valores de referência obtidos com a câmara de ionização.

3.6 Estudo da resposta para as medidas de doses em função da profundidade

Para avaliar a resposta dos diodos em função da profundidade, ao longo do eixo central do campo de radiação, cada diodo foi posicionado sobre um fantoma plástico com 10

cm de espessura. O fantoma foi posicionado sobre a mesa do acelerador com o diodo no centro do campo de radiação e a 100 cm de distância do foco, conforme mostra a Figura 29. Para a realização das medidas o campo de radiação foi fixado em $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a dose monitor em 100 UM, e a taxa de dose média em 320 cGy.min^{-1} , no acelerador Varian e em 300 cGy.min^{-1} , no acelerador Siemens.

Com o diodo CERN MGR foram efetivadas medidas no acelerador Varian, nas energias de 6 e 15 MeV, enquanto que com o diodo XRA-24, as medidas foram realizadas com 8, 10 e 12 MeV, no acelerador Siemens.

Foram realizadas três medidas com o diodo na superfície do fantoma. Em seguida foram sendo acrescentadas placas de diferentes espessuras, de modo que a placa contendo o diodo fosse variando em profundidade (z). À medida que as placas foram acrescentadas, a distância do foco à superfície do fantoma foi ajustada de modo a permanecer constante em 100 cm.

Os valores do percentual da dose em profundidade foram calculados diretamente como sendo a razão entre a leitura do diodo na profundidade z , $\bar{L}_{Diodo}(z)$, pela leitura na profundidade de máxima dose z_{max} , $\bar{L}_{Diodo}(z_{max})$, através da Equação 40, desprezando-se a correção pela razão entre os poderes de freamento dos elétrons na água e no silício em cada profundidade. Esta razão é praticamente constante entre 5 e 20 MeV (RIKNER e GRUSSEL, 1985; AAPM, 1991).

$$PDP(\%) = \frac{\bar{L}_{Diodo}(z)}{\bar{L}_{Diodo}(z_{max})} \times 100 \quad (40)$$

Para converter as espessuras das placas de plástico (z_{pl}) na correspondente profundidade na água (z_w), foi utilizada a seguinte equação:

$$z_w = z_{pl} \cdot c_{pl} \cdot \frac{\rho_{pl}}{\rho_w} \quad (41)$$

A densidade para o material plástico *virtual water* é de $\rho_{pl} = 1,030 \text{ g.cm}^{-3}$ e o valor do fator de escalonamento, c_{pl} , utilizado foi de 0,946. Para o acrílico, com densidade $\rho_{pl} = 1,19 \text{ g.cm}^{-3}$, o valor do fator de escalonamento, c_{pl} , utilizado foi de 0,941.

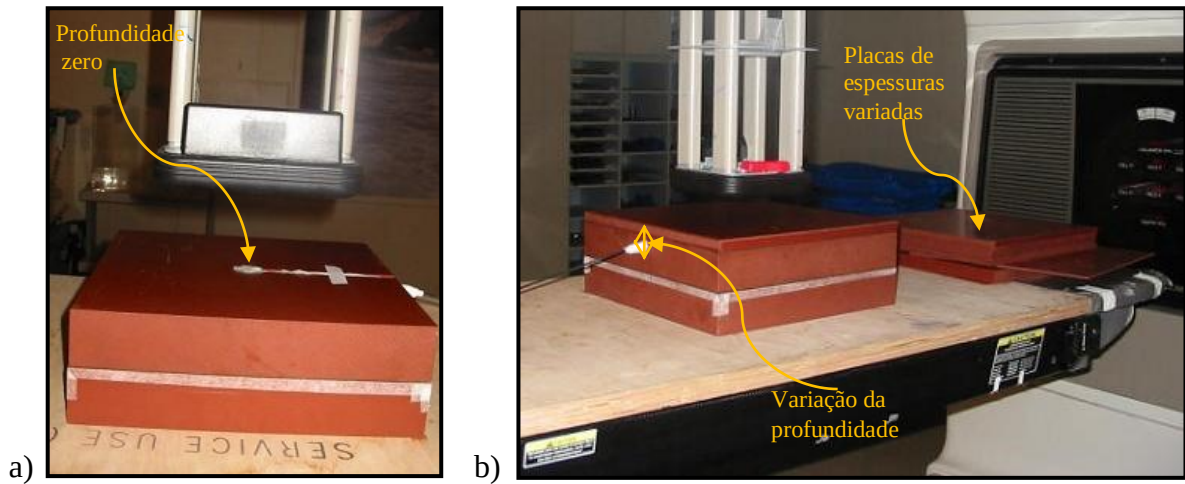


Figura 29: Arranjo experimental para levantamento da curva de dose profunda. (a) posicionamento na profundidade zero; b) posicionamento na profundidade z, mantendo-se fixa a distância fonte-superfície do fantoma em 100 cm.

Os valores das curvas de porcentagem de dose profunda (PDP) obtidas com o diodo foram comparados com os valores obtidos com a câmara de ionização.

Com a CI foi utilizado um fantoma de água e o percentual de dose profunda foi determinado para cada profundidade (z) utilizando-se a equação:

$$PDP(\%) = \frac{\overline{M}_{CI}(z) \cdot s_{w,air}(z)}{\overline{M}_{CI}(z_{max}) \cdot s_{w,air}(z_{max})} \times 100 \quad (42)$$

onde:

$\overline{M}_{CI}(z)$ - leitura da CI na profundidade z ;

$\overline{M}_{CI}(z_{max})$ - leitura máxima;

$s_{w,air}(z)$ - razão entre os poderes de freamento na água e no ar correspondente à profundidade z; e

$s_{w,air}(z_{max})$ - razão entre os poderes de freamento na água e no ar correspondente a profundidade de máxima leitura.

Esta correção é necessária porque a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na água e no ar varia significativamente com a profundidade e com a energia do feixe. Os

valores de $s_{w,air}$ em função da profundidade na água estão disponíveis no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), e podem ser calculados pela Equação 43 (IAEA, 2000).

$$s_{w,air}(z) = \left(\frac{1,075 - 0,5087 \cdot \ln(R_{50}) + 0,0887 \cdot (\ln(R_{50}))^2 - 0,084(z/R_{50})}{1 - 0,4281 \cdot \ln(R_{50}) + 0,0646 \cdot (\ln(R_{50}))^2 + 0,00309 \cdot (\ln(R_{50}))^3 - 0,125 \cdot (z/R_{50})} \right) \quad (43)$$

onde:

R_{50} - índice de qualidade do feixe de elétrons onde se está realizando as medidas e

z - profundidade da medida.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Estudo da repetibilidade de resposta

Os resultados dos valores médios de dez medidas consecutivas realizadas com o diodo CERN MGR, para uma dose monitor de 100 UM, são apresentados na Tabela 11. A Tabela 12 mostra os resultados obtidos com o diodo XRA-24, para a mesma dose de radiação.

Tabela 11: Leitura média do diodo CERN MGR, irradiado com 100 UM, DFS = 100 cm, campo = 10 x 10 cm² e taxa de dose média de 320 cGy.min⁻¹ (Varian) e 300 cGy.min⁻¹ (Siemens).

Acelerador	Energia <i>E</i> (MeV)	Leitura Média $\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Desvio Padrão, <i>DP</i> (nC)	Coefficiente de Variação <i>CV</i> (%)
Varian 2100C	6	1131,48	0,89	0,08
	9	1092,19	0,43	0,04
	12	1057,50	1,39	0,13
	15	1064,96	0,60	0,06
Siemens Primus Mid Energy	5	1122,06	1,46	0,13
	8	1139,71	0,86	0,08
	10	1078,21	3,21	0,30
	12	1093,97	3,06	0,28
	14	1103,23	3,74	0,34

Tabela 12: Leitura média do diodo XRA-24, irradiado com 100 UM, DFS= 100 cm, campo = 10 x 10 cm² e taxa de dose média de 300 cGy.min⁻¹.

Acelerador	Energia (MeV)	Leitura Média $\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Desvio Padrão, <i>DP</i> (nC)	Coefficiente de Variação <i>CV</i> (%)
Siemens Primus Mid Energy	8	1565,34	1,80	0,11
	10	1454,00	2,13	0,15
	12	1438,90	2,02	0,14

Os coeficientes de variação (CV), obtidos pela razão entre o desvio padrão (DP) e a leitura média das medidas ($\bar{L}_{Diodo}$), apresentaram resultados inferiores a 0,4%, para o diodo CERN MGR e a 0,2% para o XRA-24, para todas as energias avaliadas. Estes resultados demonstram uma excelente repetibilidade de resposta dos diodos estudados comparável à encontrada em diodos comerciais específicos para dosimetria, como o diodo QED para elétrons, da Sun Nuclear, que apresenta uma resposta com variações dentro de 0,5% (SUN NUCLEAR, 2009).

Os resultados também concordam com dados publicados na literatura. Soriani et al. (2003) avaliaram um diodo SFD da Scanditronix, tipo *p*, em feixes de elétrons com energias de 6 e 9 MeV e obtiveram coeficiente de variação inferior a 0,5%, para dez medidas sucessivas. Khoury et al. (1999) estudaram o diodo BPW-34 da Siemens para dosimetria de elétrons, encontrando resultados com variações de repetibilidade dentro de 1%.

As câmaras de ionização utilizadas neste trabalho para a dosimetria de referência apresentaram um coeficiente de variação, para dez medidas consecutivas de 100 cGy, inferior a 0,2%, para todas as energias avaliadas, o que demonstra que os dosímetros semicondutores apresentam resultados similares aos do dosímetro de referência. A Tabela 13 apresenta um resumo de valores de repetibilidade para os dosímetros utilizados neste trabalho e para dosímetros semicondutores comerciais avaliados em outros estudos.

Tabela 13: Resumo da repetibilidade dos diodos e das câmaras de ionização utilizados neste trabalho e de diodos comerciais

Dosímetro	Coeficiente de Variação (%)	Referência
Diodo CERN	< 0,4	Neste trabalho.
Diodo XRA-24	< 0,2	
CI Scanditronix PPC05	< 0,2	
CI PTW Markus Advanced	< 0,2	
Diodo SFD Scanditronix	< 0,5	Soriani et al. (2003).
Diodo BPW-34 Siemens	< 1,0	Khoury et al. (1999).
Diodo ISORAD Sun Nuclear	< 0,5	Sun Nuclear (2009).
Diodo QED Sun Nuclear	< 0,5	Sun Nuclear (2009).

Observa-se que os resultados para os diodos avaliados neste trabalho são coerentes com valores apresentados na literatura. Também atendem às recomendações do protocolo AAPM TG-62 (2005), o qual estabelece que um diodo para ser aceito como dosímetro deve

apresentar um coeficiente de variação inferior a 1%, para 10 leituras consecutivas em resposta a uma dose monitor de 100 UM.

4.2 Determinação da curva de calibração

Inicialmente foi efetuada a calibração do acelerador com o objetivo de se determinar a relação entre cada unidade monitor e o valor da dose na água na profundidade de referência. Os resultados das medidas realizadas com a câmara de ionização de placas paralelas PPC05, na profundidade de referência, para o feixe de 9 MeV, estão apresentadas na Tabela 14. Na tabela também são apresentados os fatores de correção calculados.

Tabela 14: Valores dos fatores de correção para a leitura obtida com a CI, para 100 UM no feixe de elétrons de 9 MeV

Parâmetro	Leitura Média	
Temperatura ambiente, T_a (^0C)	20,2	
Pressão ambiente, P_a (kPa)	100,66	
Leitura $M_-(M_I)$ para $V_-(V_1) = -241\text{V}$, (nC)	2,323	
Leitura M_+ para $V_+ = +241\text{V}$, (nC)	2,312	
Leituras M_2 para $V_2 = -79,25\text{V}$, (nC)	2,318	
Fatores de Correção	Equação para cálculo	Valor
Fator correção temperatura pressão, $k_{T,p}$	$k_{T,p} = (273,15 + T_a)P_0 / (273,15 + T_0)P_a$	1,0076
Fator correção polaridade, k_{pol}	$k_{pol} = \left(\overline{M}_+ + \left \overline{M}_- \right \right) / 2\overline{M}_-$	0,9989
Fator correção recombinação íons, k_s	$k_s = a_0 + a_1 \left(\overline{M}_1 / \overline{M}_2 \right) + a_2 \left(\overline{M}_1 / \overline{M}_2 \right)^2$	1,0024
Leitura corrigida câmara, $\overline{M}_Q^{pp}$ (nC)	$\overline{M}_Q^{pp} = \overline{M}_- . k_{T,p} . k_s . k_{pol}$	2,344

O valor da dose na água correspondente a 100 UM foi calculado pela equação:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D_w,Q_{cross}}^{pp} k_{Q,Q_{cross}} \quad (44)$$

onde:

M_Q - valor da leitura da câmara corrigida;

$k_{Q,Q_{cross}}$ - fator de correção do fator de calibração da câmara de ionização para a diferença entre a qualidade do feixe de calibração (15 MeV) e a do feixe que está sendo medido.

Para a energia de 9 MeV, $k_{Q,Q_{cross}} = 1,0172$

$N_{D_w,Q_{cross}}^{pp}$ - fator de calibração da câmara de ionização, obtido através da calibração cruzada entre a câmara cilíndrica de referência e a de placas paralelas,

$$N_{D_w,Q_{cross}}^{pp} = 42,192 \text{ cGy/nC}$$

Os cálculos de $k_{Q,Q_{cross}}$ e do fator de calibração da câmara de placas paralelas $N_{D_w,Q_{cross}}^{pp}$ estão no Apêndice A. Para o feixe de 9 MeV, a dose na água na profundidade de referência é igual a:

$$D_{w,Q} = 2,344 \times 42,192 \times 1,0172 = 100,6 \text{ cGy/100UM} = 1,006 \text{ cGy/UM}$$

Os valores da dose na água por unidade monitora para as energias de 6, 12 e 15 MeV foram obtidos de maneira análoga e são apresentados na Tabela 15. Os valores obtidos para os feixes produzidos pelo acelerador Siemens da clínica Santa Casa de Misericórdia também são mostrados na Tabela 15.

A incerteza no valor da dose foi estimada em 3,4%, com 95% de confiabilidade e fator de abrangência igual a 2. Os cálculos da incerteza no valor da dose na água são apresentados no Apêndice A.

Tabela 15: Dose na água por UM na profundidade de referência, para os aceleradores Varian2100C e Siemens Primus Mid Energy.

Acelerador	Energia do feixe elétrons E(MeV)	Dose por UM (cGy/UM)
Varian	6	$1,002 \pm 0,034$
	9	$1,006 \pm 0,034$
	12	$1,000 \pm 0,034$
	15	$1,020 \pm 0,035$
Siemens	5	$0,990 \pm 0,034$
	8	$1,028 \pm 0,035$
	10	$1,017 \pm 0,035$
	12	$1,022 \pm 0,035$
	14	$1,025 \pm 0,035$

As curvas de calibração do diodo CERN MGR estão ilustradas na Figura 30, para elétrons com energias de 6, 9, 12 e 15 MeV, e na Figura 31 para elétrons de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV.

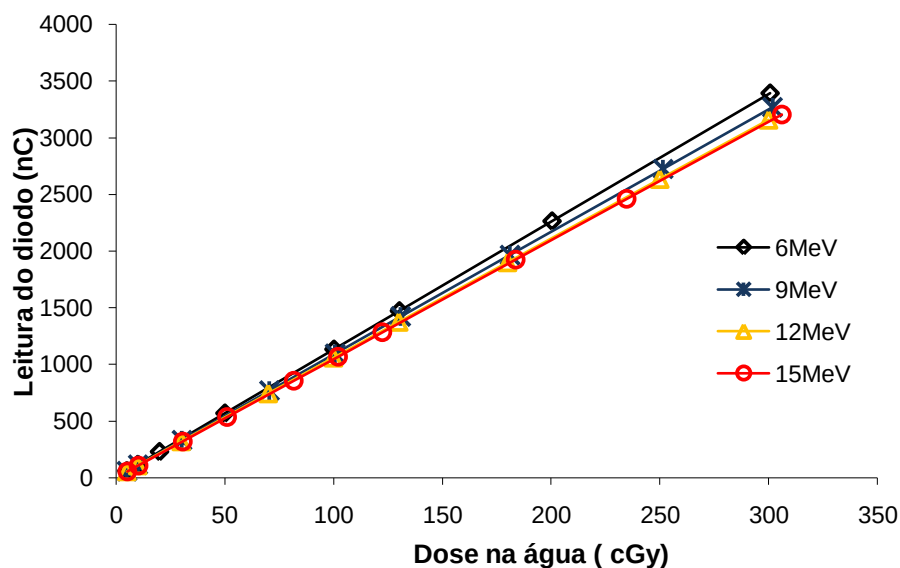


Figura 30: Curvas de calibração do diodo CERN MGR, para feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador Varian. DFS de 100 cm, cone de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e taxa de dose de 320 cGy.min^{-1} .

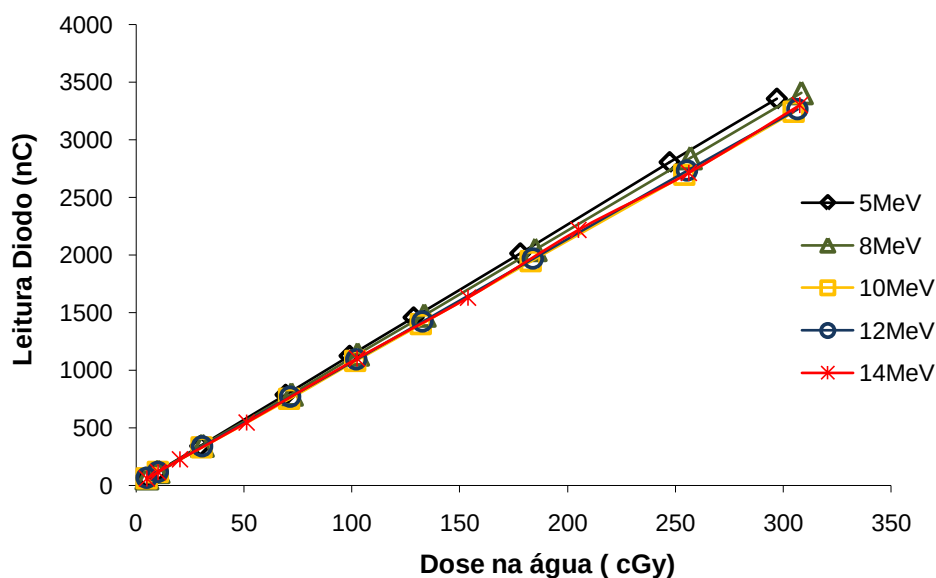


Figura 31: Curvas de calibração do diodo CERN MGR, para feixes de elétrons de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV, do acelerador Siemens Primus. DFS de 100 cm, cone de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e taxa de 300 cGy.min^{-1} .

As curvas de calibração do diodo XRA-24 são apresentadas na Figura 32. Cada ponto das curvas corresponde à média de cinco leituras consecutivas, com o diodo posicionado na profundidade de referência, para doses monitor variando entre 5 e 300 UM, convertidas para dose na água a partir dos valores da Tabela 15. Os pontos foram ajustados linearmente por meio do software OriginPro 8.0. Os valores médios das leituras realizadas em função da dose com os dois diodos avaliados são apresentados no Apêndice D.

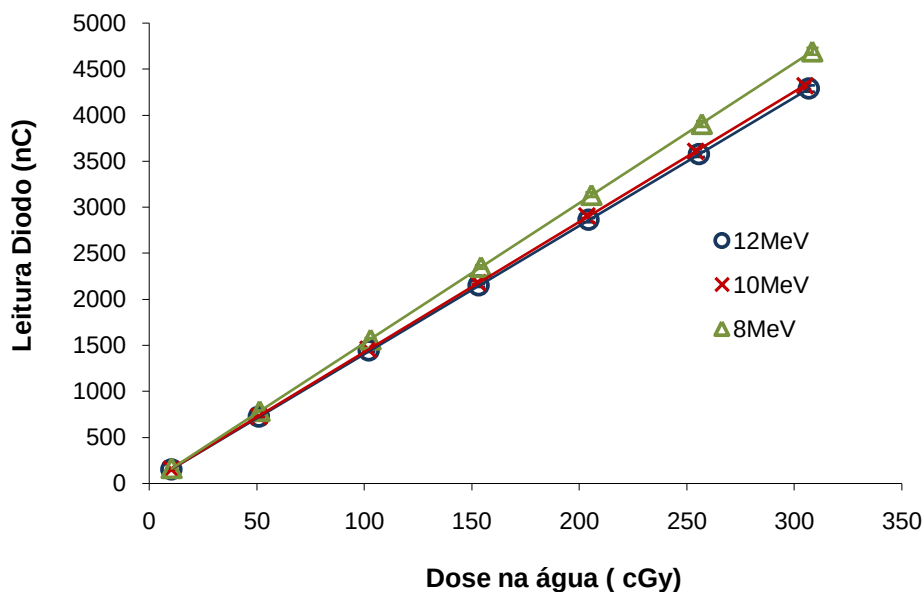


Figura 32: Curvas de calibração do diodo XRA-24, para feixes de elétrons de 8, 10 e 12 MeV. DFS de 100 cm, cone de 10 x 10 cm² e taxa de dose de 300 cGy.min⁻¹.

A estimativa da incerteza combinada das leituras realizadas com o diodo CERN MGR foi calculada para o valor de dose monitor igual a 100 UM, no feixe de 9 MeV, a partir das componentes de incerteza apresentadas na Figura 27. O resultado obtido foi de, aproximadamente, 0,8% para um nível de confiabilidade de 95% e fator de abrangência igual a 2. O cálculo da incerteza está apresentado no Apêndice C.

A incerteza combinada para todas as leituras realizadas com os diodos CERN e XRA-24 nos demais valores de doses e energias foi obtida de maneira análoga, não apresentando variações significativas.

As equações das retas de regressão obtidas e os coeficientes de determinação, R^2 , para o diodo CERN MGR, são mostrados na Tabela 16, e para o XRA-24, na Tabela 17. Observa-se que os valores de R^2 obtidos foram superiores a 0,9980 para todas as energias estudadas, indicando que os dois diodos apresentam uma resposta linear com a dose no intervalo

estudado. Este resultado é compatível com os publicados por Khoury et al. (2007), que avaliaram o diodo XRA-50 e encontram um valor de R^2 superior a 0,9998, para doses entre 20 e 120 cGy, em feixes de elétrons de 4, 9 e 15 MeV.

Tabela 16: Equações das retas de regressão obtidas com o ajuste linear dos dados de resposta para doses entre 5 e 300 UM para o diodo CERN MGR; y é a medida das cargas (nC) obtidas com o diodo para uma dose x (cGy) de radiação.

Acelerador	Energia E (MeV)	Índice de Qualidade do Feixe R_{50} (cm)	Equação da reta de regressão	Coefficiente de determinação R^2
Varian 2100C	6	2,17	$y(nC) = 11,31. x(cGy)$	0,9999
	9	3,44	$y(nC) = 10,85. x(cGy)$	1,0000
	12	4,88	$y(nC) = 10,58. x(cGy)$	0,9999
	15	6,16	$y(nC) = 10,47. x(cGy)$	0,9999
Siemens Primus Mid Energy	5	1,96	$y(nC) = 11,51. x(cGy)$	0,9989
	8	3,20	$y(nC) = 11,20. x(cGy)$	0,9991
	10	3,87	$y(nC) = 10,72. x(cGy)$	0,9991
	12	4,59	$y(nC) = 10,90. x(cGy)$	0,9982
	14	5,29	$y(nC) = 10,84. x(cGy)$	0,9990

Tabela 17: Equações das retas de regressão obtidas com o ajuste linear dos dados de resposta para doses entre 5 e 300 UM para o diodo XRA-24; y é a medida das cargas (nC) obtidas com o diodo para uma dose x (cGy) de radiação.

Energia E (MeV)	Índice de Qualidade do Feixe R_{50} (cm)	Equação da reta de regressão	Coefficiente de determinação R^2
8	3,20	$y(nC) = 15, 33. x(cGy)$	0, 9997
10	3,87	$y(nC) = 14, 34. x(cGy)$	0, 9997
12	4,59	$y(nC) = 14, 13. x(cGy)$	0, 9996

A partir dos valores de sensibilidade apresentados nas tabelas acima, calculamos a sensibilidade média para cada diodo. O diodo CERN tem um coeficiente médio de sensibilidade igual a $10,9 \text{ nC.cGy}^{-1}$, enquanto o XRA-24 possui $14,6 \text{ nC.cGy}^{-1}$, conforme

mostrado na Tabela 18. Aparentemente o XRA-24 apresenta uma maior sensibilidade do que o CERN. Entretanto, se levarmos em consideração a área sensível dos diodos, verificamos que o fator de sensibilidade por unidade de área ativa do diodo CERN é 8% maior do que a do XRA-24.

Tabela 18: Sensibilidade média normalizada para os diodos CERN e XRA-24.

Diodo	Área ativa (mm²)	Sensibilidade Média (nC.cGy⁻¹)	Sensibilidade Média Normalizada (nC.cGy⁻¹.mm⁻²)
CERN	4	10,9	2,7
XRA-24	5,76	14,6	2,5

De maneira análoga realizamos uma comparação entre os fatores de sensibilidade por unidade de volume sensível dos diodos avaliados neste trabalho e os de dosímetros comerciais, tanto diodos quanto câmaras de ionização. Para tanto, determinamos o volume sensível dos diodos CERN MGR e XRA-24, considerando uma espessura de 0,1 mm para a região de depleção (CAMARGO, 2005; DETECTION TECHNOLOGY, 1997). Os resultados estão apresentados na Tabela 19.

Tabela 19: Resumo dos fatores de sensibilidade dos diodos CERN e XRA-24 e de dosímetros comerciais

Dosímetros	Energia (MeV)	Volume sensível (mm³)	Sensibilidade Média (nC.cGy⁻¹)	Sensibilidade Média Normalizada (nC.cGy⁻¹.mm⁻³)	Referência
CERN	6-15	0,4	10,9	27,3	Neste trabalho
XRA-24	8-10	0,576	14,6	25,3	
BPW-34	10	0,44	1,5	3,4	Khoury et al., (1999)
QED Sun Nuclear		0,04	0,32	8	Sun Nuclear, (2009)
ISORAD Sun Nuclear		0,07	0,27	3,9	
EDD-2 Electron Scanditronix		0,19	0,25	1,3	Scanditronix, (2009)
EFD Electron Scanditronix	4-25	0,19	0,25	1,3	
SFD Stereotactic Scanditronix		0,017	0,25	14,7	
PTW Diode E 60012		0,0025	1,75	700	
CI Markus Advanced PTW		20	7x10 ⁻³	3,5x10 ⁻⁴	PTW, (2009)
CI PPC05 Scanditronix	4-45	50	2x10 ⁻²	4x10 ⁻⁴	Scanditronix, (2009)

A partir dos resultados obtidos e apresentados na Tabela 19, pode-se concluir que os diodos avaliados neste trabalho possuem uma sensibilidade relativa cerca de 2 a 20 vezes superior aos diodos comerciais, exceto em relação ao diodo PTW E60012, que é um diodo especialmente desenvolvido para medidas em pequenos campos.

Outro aspecto relevante observado é que o diodo CERN MGR, apesar de possuir um volume sensível 50 vezes menor do que o da CI Markus Advanced e 125 vezes menor do que o da CI PPC05, apresenta uma sensibilidade relativa cerca de 68.000 vezes maior. Também o XRA-24, com um volume de 30 e 60 vezes menor do que o das câmaras, é cerca de 63.000 vezes mais sensível.

Este resultado confere uma excelente resolução espacial para os diodos, sem detrimento da sensibilidade, aspecto importante para medidas dosimétricas em técnicas de tratamento que utilizam pequenos campos de radiação, tais como a radioterapia intraoperatória (*IORT – Intraoperative radiation therapy*) e a radiocirurgia. Esta pequena resolução também é necessária para a realização de medidas *in vivo*.

4.3 Estudo da dependência energética

A dependência energética dos diodos CERN MGR e XRA-24 foi avaliada a partir do estudo da variação da sensibilidade em função da energia do feixe de radiação. A sensibilidade do diodo corresponde ao coeficiente angular da curva de calibração obtida. Os valores obtidos para cada energia são apresentados na Tabela 20.

Os valores das sensibilidades dos diodos foram normalizados em relação ao valor obtido para o feixe de 12 MeV. Os resultados estão apresentados na Figura 33. Observa-se pelos dados que, para a faixa de energias entre 8 e 12 MeV, onde os dois diodos foram avaliados, o CERN MGR apresenta uma menor variação (2,8%) do coeficiente de sensibilidade em relação à apresentada pelo XRA-24 (8,5%). Este resultado mostra que o diodo CERN apresenta uma dependência energética menor do que a do diodo XRA-24.

Tabela 20: Sensibilidade do diodo CERN MGR para feixes de elétrons com energias entre 5 e 14 MeV.

Diodo	Acelerador	Energia E (MeV)	Sensibilidade S (nC.cGy ⁻¹)
CERN MGR	Varian 2100C	6	11,31
		9	10,85
		12	10,58
		15	10,47
	Siemens Primus	5	11,51
		8	11,20
		10	10,72
		12	10,90
		14	10,84
XRA-24	Siemens Primus	8	15,33
		10	14,34
		12	14,13

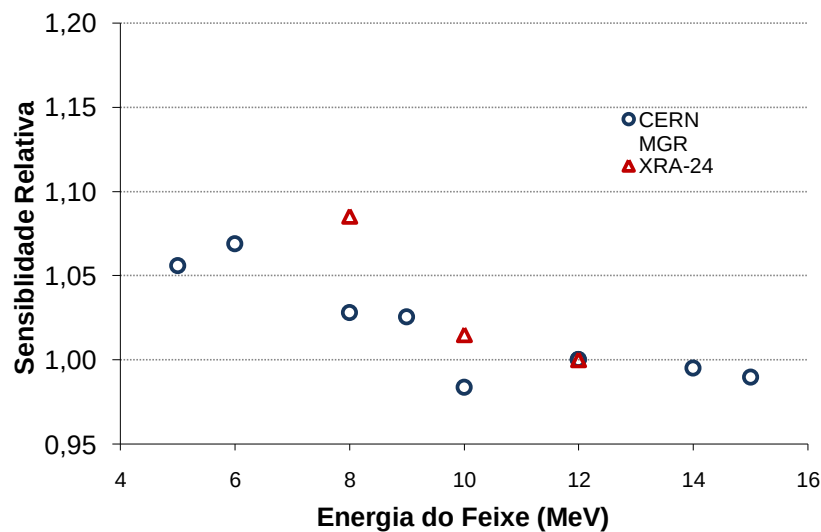


Figura 33: Variação da sensibilidade dos diodos CERN MGR e XRA-24 para feixes de elétrons com energias entre 5 e 14 MeV. Resposta relativa ao valor obtido para a energia de 12 MeV.

A maior variação da sensibilidade observada para as energias de 5 a 8 MeV pode ser justificada pelo fato da razão entre os poderes de freamento na água e no silício ser de até 6% maior para elétrons com energias abaixo de 5 MeV, e praticamente constante para elétrons

com energia maior do que 5 MeV, conforme apresentado no gráfico da Figura 34 (BJÖRK et al., 2000; AAPM, 2005).

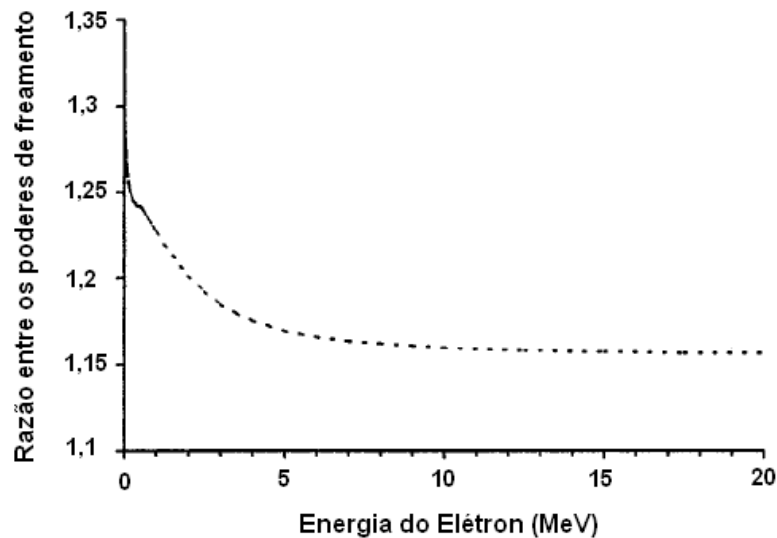


Figura 34: Razão entre os poderes de freamento mássico na água e no silício em função da energia dos elétrons (adaptado de Björk et. al, 2000).

Como as medidas com os diodos CERN MGR e XRA-24 foram realizadas na profundidade de referência, os feixes de elétrons com energias de até 9 MeV apresentarão uma energia média na profundidade de referência inferior a 5 MeV. Para os feixes entre 10 e 15 MeV, a variação da razão entre os poderes de freamento na água e no silício, na profundidade de referência, é desprezível, e a dependência energética se deve principalmente aos materiais que compõem o detector e a sua geometria (SAINI e ZHU, 2007).

A dependência energética de diodos comerciais não é especificada pelos fabricantes e registros na literatura são escassos, dificultando comparações. Eveling et al. (1999) avaliaram a resposta do diodo Scanditronix tipo *p* EDD-2 para feixes de elétrons de energias entre 4 e 15 MeV. Os valores obtidos foram normalizados em relação à sensibilidade obtida para a energia de 10 MeV. Concluíram que a variação da resposta com a energia foi de, aproximadamente, 0,8%, conforme ilustrado na Figura 35.

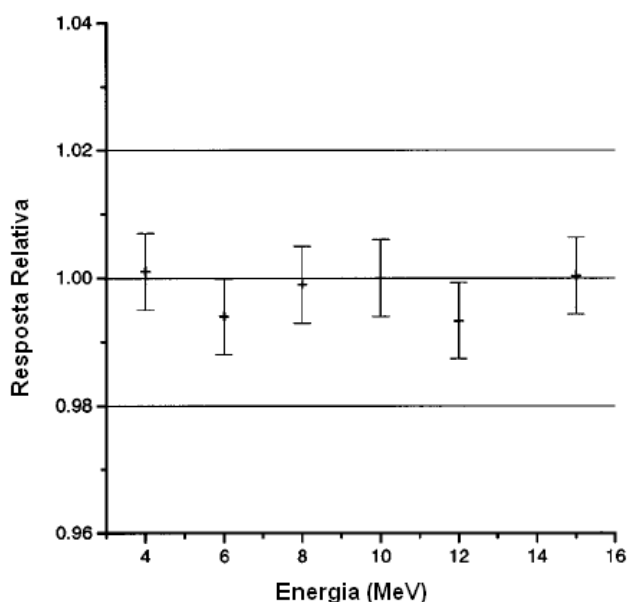


Figura 35: Variação na resposta do diodo de silício Scanditronix EDD-2 para feixes de elétrons com energias de 4 a 15 MeV. Resposta normalizada para a energia de 10 MeV (EVELING et al., 1999).

Todavia, a análise realizada por Eveling et al. (1999) foi realizada com o diodo na superfície de um fantoma de acrílico, onde a energia média dos elétrons é mais de 90% da energia nominal. Outro aspecto relevante é a contribuição dos elétrons espalhados, que é mais significativa no interior do fantoma do que em sua superfície. Também deve ser levada em consideração a geometria, características e tipo dos diodos avaliados. O diodo Scanditronix EDD-2 estudado por Eveling et al. (1999) é do tipo *p*, enquanto os avaliados neste trabalho são do tipo *n*, e possuem geometrias de encapsulamento diferentes. Saini et al. (2007) realizaram uma análise detalhada da dependência energética de dezessete diodos comerciais para fótons com energias na faixa do ^{60}Co a 15 MeV, concluindo que a dependência energética não depende do tipo do diodo (*n* ou *p*), mas principalmente do material em torno do substrato e da geometria de encapsulamento. Concluíram ainda que todos os diodos avaliados da Scanditronix (mesmo fabricante do diodo avaliado por Eveling et al. (1999)) apresentaram menor dependência energética em relação aos demais.

A partir da análise da dependência energética dos diodos avaliados neste trabalho, verifica-se que a geometria de seus encapsulamentos pode ser aperfeiçoada, melhorando a sua resposta.

4.4 Estudo da resposta com a taxa de dose média

Os resultados obtidos da resposta do diodo CERN com a variação da taxa de dose média são apresentados na Tabela 21. Os dados mostram que, para as energias de 6 e 15 MeV, a variação da resposta do diodo é inferior a aproximadamente 0,2%, para taxas entre 80 e 320 cGy.min⁻¹.

Tabela 21: Leituras obtidas com o diodo CERN MGR em função da taxa de dose média, nas energias de 6 e 15 MeV. DFS = 100 cm, campo = 10 x 10 cm² e dose =100 UM.

Energia (MeV)	Taxa (cGy.min ⁻¹)	Leituras (nC)	Média das Leituras (nC)	Desvio Padrão (nC)	Coefficiente de Variação (%)
6	320	1131,48	1130,90	1,19	0,11
	240	1130,85			
	160	1129,27			
	80	1132,01			
15	320	1064,76	1065,88	1,03	0,10
	240	1065,25			
	160	1066,87			
	80	1066,65			

A partir destes dados foi traçado o gráfico da resposta normalizada para a menor taxa de dose, 80 cGy.min⁻¹. Os valores encontrados estão apresentados na Figura 36.

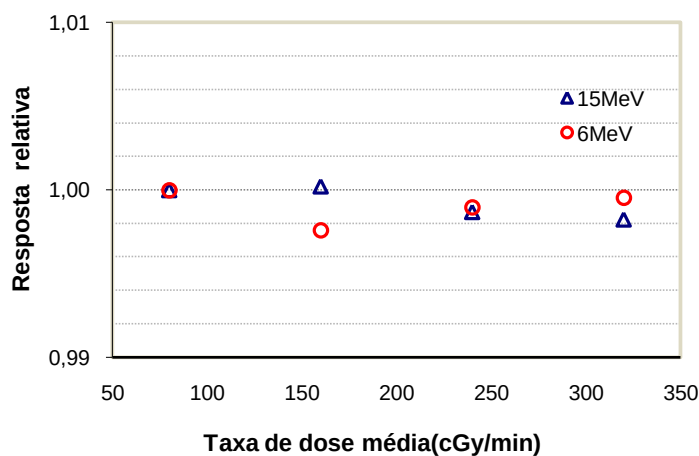


Figura 36: Resposta em função da taxa de dose média do diodo CERN, para elétrons de 6 e 15 MeV. Valores normalizados para a taxa de 80 cGy.min⁻¹.

Os resultados mostram que a variação da resposta do diodo CERN MGR é praticamente independente da taxa de dose média, apresentando valores menores que 0,2%. Como será visto a seguir, esta variação é inferior à encontrada na literatura para outros dosímetros semicondutores.

De fato, o trabalho de Khoury et al. (2007) mostra que a resposta do diodo XRA-50, apresentou uma variação de 2% para taxas de dose média entre 80 e 240 cGy.min⁻¹.

Um diodo de silício Scanditronix tipo *p*, com referência não especificada, foi avaliado por Björk et al. (2000), para elétrons de 12 MeV com taxas de doses variando entre 16 e 390 cGy.min⁻¹, apresentando a resposta mostrada na Figura 37. Nesta figura também são apresentados os resultados, obtidos pelos mesmos autores, para o detector de diamante PTW 60003.

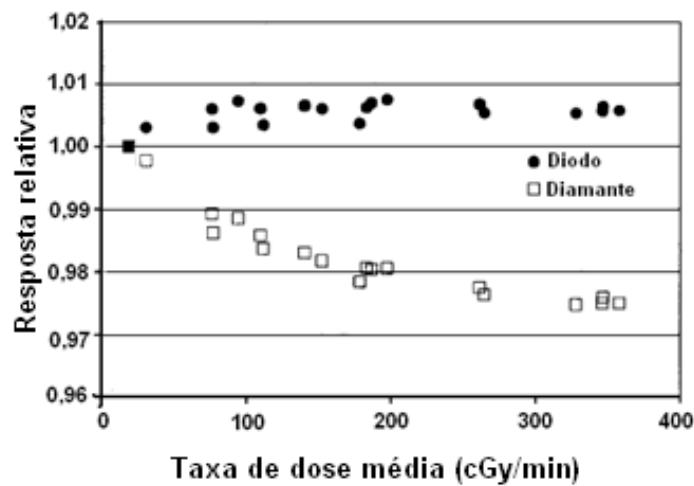


Figura 37: Resposta em função da taxa de dose média do diodo Scanditronix e do diamante PTW 60003, para elétrons de 12 MeV. Valores normalizados para a taxa de 16 cGy.min⁻¹ (adaptado de Björk et al., 2000)

Pelo gráfico observa-se que a resposta do diodo apresenta variações dentro de 1%, enquanto que, para o diamante, a variação é de até 2,5%.

As recomendações do protocolo AAPM TG-62 (2005) são de que a resposta relativa de um diodo entre a maior e a menor taxa de dose média (*R*), expressa na Equação 45, esteja entre 0,98 e 1,02.

$$R = \frac{\bar{L}_{TaxaMax}}{\bar{L}_{TaxaMin}} \quad (45)$$

onde:

$\bar{L}_{TaxaMax}$ - média de cinco leituras consecutivas para uma dose monitor de 100 UM, utilizando a maior taxa de dose média do acelerador.

$\bar{L}_{TaxaMin}$ - média de cinco leituras consecutivas para uma dose monitor de 100 UM, utilizando a menor taxa de dose média do acelerador.

Os valores deste índice para as medidas com o CERN MGR foram superiores a 0,998 para as duas energias avaliadas, conforme observado no gráfico da Figura 36, mostrando que ele atende às recomendações do protocolo AAPM TG-62 (2005).

Assim, a variação da taxa de dose média praticamente não interfere na resposta do diodo MGR, o que justifica não ser necessário nenhum fator de correção em relação à taxa de dose média para a utilização deste diodo como dosímetro.

4.5 Estudo da resposta com o tamanho do campo de radiação

O estudo da resposta com o tamanho do campo de radiação para o diodo CERN MGR foi realizado através da análise dos fatores de saída de campo. Estes fatores foram calculados como a razão entre a média de três leituras realizadas com diodo nos campos de radiação de tamanhos iguais a 4 x 4, 6 x 6, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm² e a leitura média obtida para o campo de referência, 10 x 10 cm². Os resultados estão apresentados na Tabela 22, para todas as energias avaliadas. Os valores das leituras realizadas para os vários campos de radiação, em cada energia, são apresentados no Apêndice E.

O fator de saída para o campo 4 x 4 cm² na energia de 6 MeV não foi obtido com a câmara de ionização, pois ela não possuía a resolução espacial necessária para a realização da medida. O fator de saída para o campo 4 x 4 cm² só foi obtido com o diodo CERN MGR, que possui uma boa resolução espacial para medidas em campos pequenos. O resultado deste fator também está apresentado na Tabela 22.

Tabela 22: Fatores de saída de campo calculados com o diodo CERN MGR para elétrons de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV. Dose monitor = 100 UM, e DFS = 100 cm.

Tamanho Campo (cm ²)	Energia (MeV)											
	5		6		8		10		12		14	
	CERN	CI	CERN	CI	CERN	CI	CERN	CI	CERN	CI	CERN	CI
4 x 4	-	-	0,933	-	-	-	-	-	-	-	-	-
6 x 6	-	-	0,963	0,967	-	-	-	-	-	-	-	-
10 x 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
15 x 15	1,023	1,029	0,999	0,997	1,008	1,010	1,004	0,985	0,983	0,992	0,987	0,997
20 x 20	1,047	1,032	1,012	1,013	0,996	0,997	0,971	0,959	0,969	0,952	0,958	0,958
25 x 25	1,031	1,019	-	-	0,980	0,989	0,962	0,966	0,963	0,961	0,948	0,958

Os erros percentuais entre os resultados obtidos com o diodo CERN MGR e os obtidos com a câmara de ionização foram calculados segundo a Equação 46, e estão apresentados na Tabela 23.

$$\varepsilon(\%) = \frac{|FSC_{diodo} - FSC_{CI}|}{FSC_{CI}} \times 100 \quad (46)$$

onde:

FSC_{diodo} - fator de saída de campo medido com o diodo CERN MGR e

FSC_{CI} - fator de saída de campo medido com a câmara de ionização

Tabela 23: Erros percentuais, $\varepsilon(\%)$, dos fatores de saída de campo obtidos com o diodo CERN MGR em relação aos valores obtidos com a câmara de ionização Markus Advanced.

Tamanho campo (cm ²)	Energia (MeV)					
	5	6	8	10	12	14
6 x 6	-	0,4	-	-	-	-
10 x 10	0	0	0	0	0	0
15 x 15	0,6	0,2	0,2	1,9	0,9	1,0
20 x 20	1,4	0,1	0,1	1,3	1,8	0
25 x 25	1,2	-	1	0,4	0,2	1,1

O gráfico da razão entre os fatores de saída de campo obtidos com o diodo CERN MGR e os obtidos com a câmara de ionização Markus Advanced é apresentado na Figura 38.

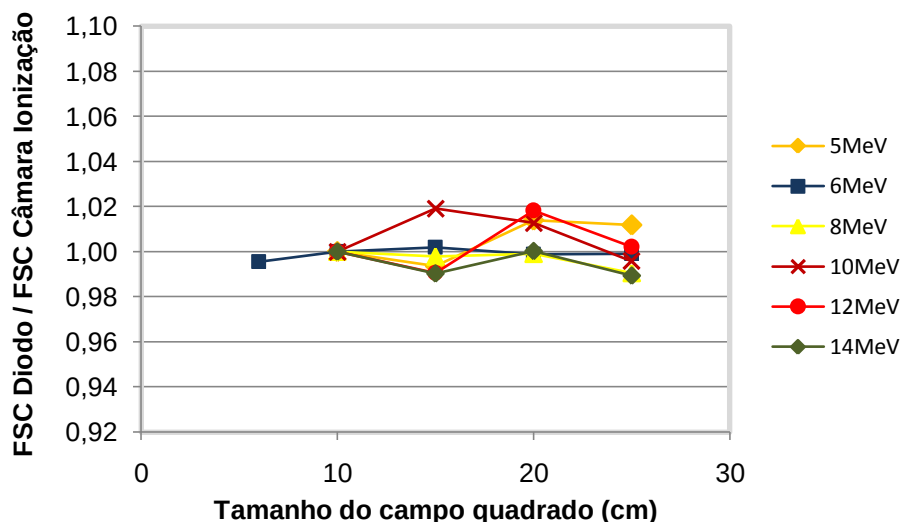


Figura 38: Razão da resposta do diodo CERN em relação à resposta da CI Markus Advanced para tamanhos de campo variando entre 6 x 6 e 25 x 25 cm², nas energias de 5, 6, 8, 10, 12 e 14 MeV.

Observa-se que os valores encontrados com o diodo CERN MGR concordam dentro de 2% com os obtidos com a câmara de ionização, e estão de acordo com resultados publicados na literatura. Eveling et al. (1999) avaliaram o diodo Scanditronix EDD-2 do tipo *p* e encontraram os valores apresentados na Tabela 24. Os resultados concordaram dentro de 1,5% com os obtidos com a câmara de ionização NACP-02, para tamanhos de campo variando entre 4 x 4 e 20 x 20 cm², em feixes de elétrons de 6, 10 e 15 MeV, conforme apresentado no gráfico da Figura 39.

Tabela 24: Fatores de Saída de Campo medidos com uma câmara de ionização NACP-02 e um diodo de silício tipo *p* EDD-2 (EVELING et al., 1999).

Tamanho Campo (cm ²)	6 MeV		10 MeV		15 MeV	
	NACP-02	EDD-2	NACP-02	EDD-2	NACP-02	EDD-2
4 x 4	1,055	1,055	1,020	1,055	0,985	0,980
6 x 6	1,045	1,055	0,990	0,990	0,965	0,970
10x10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
14x14	1,015	1,020	1,005	1,000	1,040	1,045
20x20	0,985	0,985	0,985	0,985	0,990	0,990

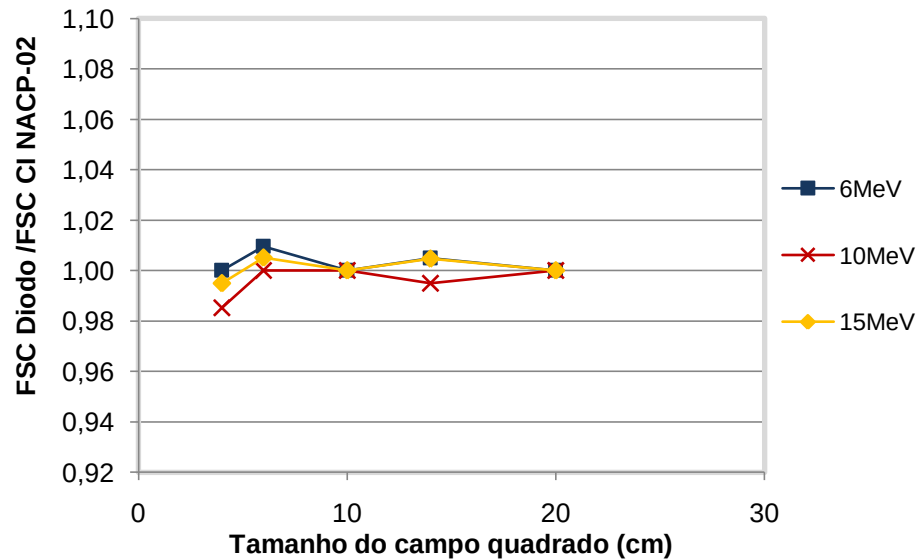


Figura 39: Razão da resposta do diodo EDD-2 em relação à resposta da CI NACP-02 para tamanhos de campo variando entre 6 x 6 e 20 x 20 cm², nas energias de 6, 10 e 15 MeV (EVELING et al., 1999).

Gibson e Langmack (2004) avaliaram o diodo Isorad, modelo 30-495-8, da Sun Nuclear Corporation, do tipo *n* dopado com platina, e encontraram uma variação da resposta em função do tamanho do campo, para feixes de elétrons de 7, 12 e 17 MeV, mostrada na Figura 40.

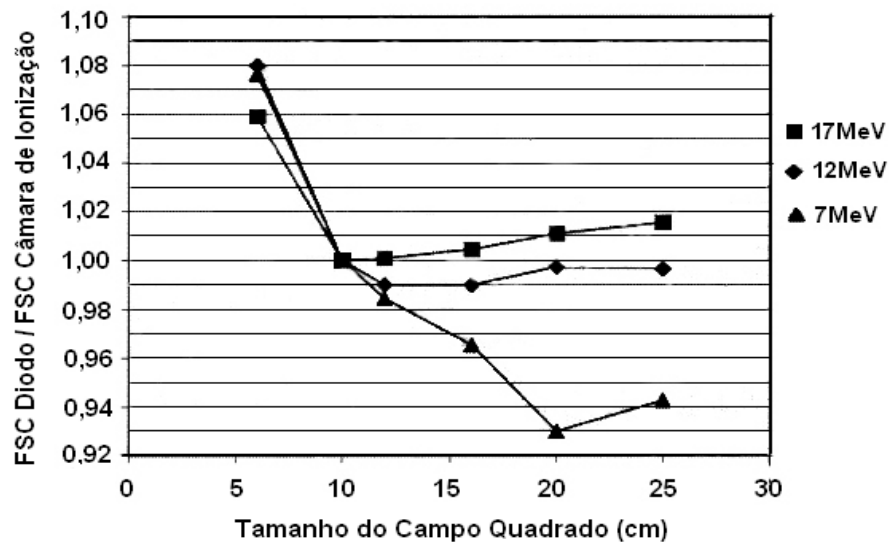


Figura 40: Razão da resposta do diodo Isorad em relação à resposta da câmara para tamanhos de campo variando entre 6 x 6 e 25 x 25 cm², nas energias de 7, 12 e 17 MeV (GIBSON e LANGMACK, 2004).

Observa-se que, para todas as energias avaliadas, o diodo Isorad (Figura 40) apresenta um fator de saída para o campo de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ cerca de 7% maior do que o medido com a câmara de ionização. Para os campos maiores esta concordância foi de aproximadamente 1,5%, exceto para a energia de 7 MeV, onde o erro alcança 7%. Já os resultados obtidos com o diodo CERN (Figura 38) são uniformes para todas as energias e tamanhos de campo avaliados, com erros inferiores a 2%.

4.6 Estudo da resposta para as medidas de dose em função da profundidade

Os valores do percentual da dose em profundidade, para as medidas realizadas com os diodos, foram calculados diretamente como sendo a razão entre a resposta do diodo na profundidade z pela resposta na profundidade de máxima dose, z_{max} , segundo a Equação 40.

As curvas de PDP obtidas com o diodo CERN MGR estão apresentadas na Figura 41, para elétrons de 6 MeV, e na Figura 42, para elétrons 15 MeV. As curvas de PDP, obtidas com a câmara de ionização PPC05, também são apresentadas na Figura 41 e na Figura 42. Os valores das leituras realizadas com o diodo CERN MGR em função da profundidade estão apresentados no Apêndice F.

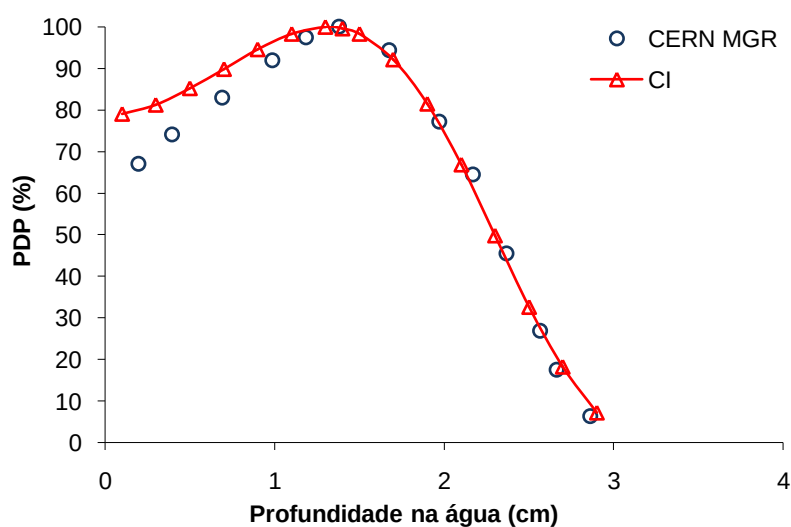


Figura 41: Curva de PDP para elétrons de 6 MeV obtida com o diodo CERN MGR. Campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de 320 cGy.min^{-1}

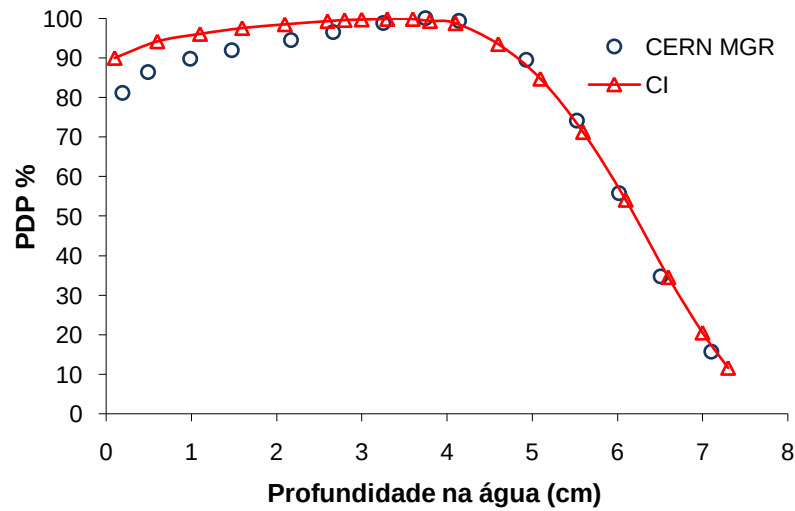


Figura 42: Curva de PDP para elétrons de 15 MeV obtida com o diodo CERN MGR. Campo $10 \times 10\text{cm}^2$, dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de $320 \text{ cGy} \cdot \text{min}^{-1}$

As curvas de PDP obtidas com o diodo XRA-24 e com a câmara de ionização Markus Advanced, estão apresentadas na Figura 43, na Figura 44, e na Figura 45, respectivamente para elétrons de 8, 10 e 12 MeV.

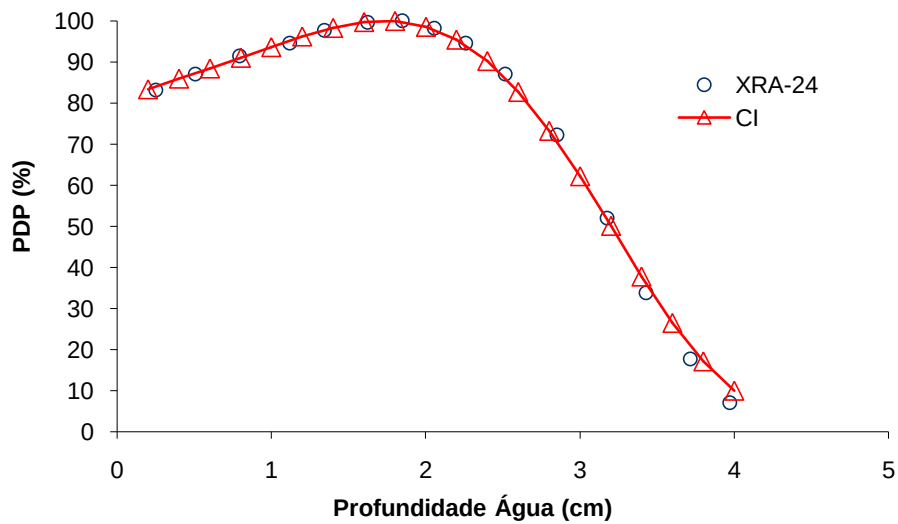


Figura 43: Curva de PDP para elétrons de 8 MeV obtida com o diodo XRA-24. Campo $10 \times 10\text{cm}^2$, dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de $300 \text{ cGy} \cdot \text{min}^{-1}$

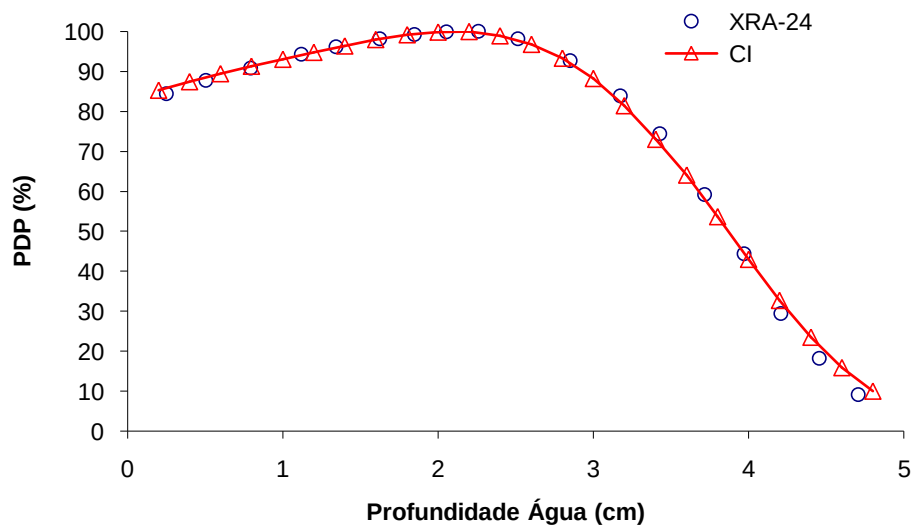


Figura 44: Curva de PDP para elétrons de 10 MeV obtida com o diodo XRA-24. Campo $10 \times 10\text{cm}^2$, dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de $300 \text{ cGy} \cdot \text{min}^{-1}$

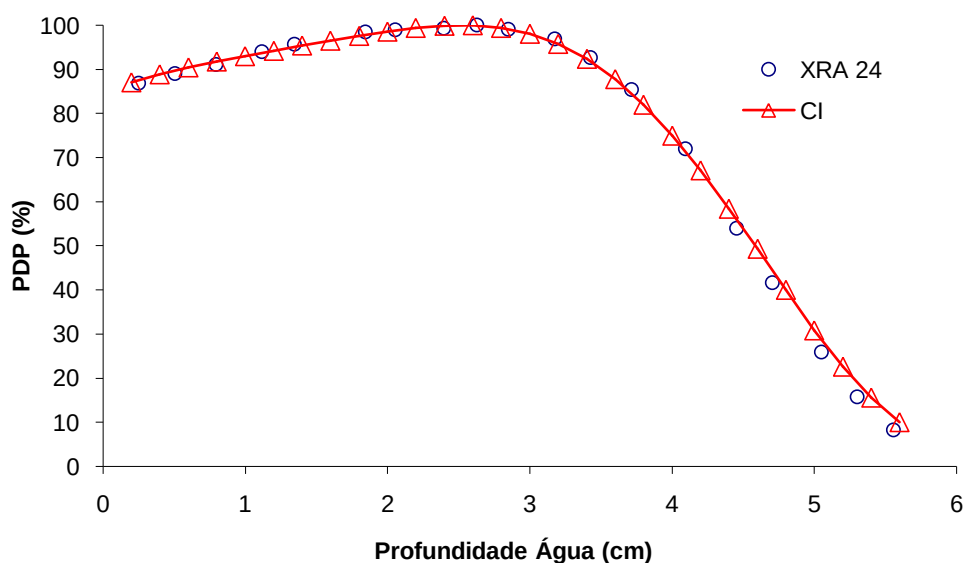


Figura 45: Curva de PDP para elétrons de 12 MeV obtida com o diodo XRA-24. Campo $10 \times 10\text{cm}^2$, dose constante igual a 100 cGy e taxa de dose de $300 \text{ cGy} \cdot \text{min}^{-1}$

Analisando os resultados, observa-se que as curvas obtidas com o diodo CERN MGR apresentam menor leitura do que a CI na região do *build up*. Este fato também foi verificado nos trabalhos de Song et al. (2006) e Khoury et al. (1999), e pode ser justificado pela dependência energética do diodo. Contudo, as diferenças observadas com o diodo CERN

MGR estão acentuadas em relação às registradas nos referidos trabalhos. Esta maior diferença pode ser devido à presença da estrutura dos múltiplos anéis de guarda no semiconductor. Provavelmente está ocorrendo perdas na coleta das cargas produzidas pelos elétrons nas pequenas profundidades (região do *build up*), devido à influência dos anéis de guarda.

Em relação às medidas da dose em função da profundidade realizadas com o diodo XRA-24, que não possui múltiplos anéis de guarda, observou-se que as curvas de PDP, obtidas com este semiconductor, concordam com as curvas medidas com a CI, com variações menores do que 2%.

Entretanto, é importante ressaltar que as diferenças encontradas nas curvas de PDP obtidas com o diodo CERN MGR não afetam o cálculo dos parâmetros do feixe, uma vez que estes são obtidos, a partir dos dados do gráfico de PDP, na região após o *build up*. Nesta região, as curvas obtidas com este semiconductor concordam dentro de 2% com as obtidas com a câmara de ionização, nas duas energias avaliadas.

Portanto, a partir das curvas de PDP obtidas, com os diodos CERN MGR e XRA-24, foram determinados os parâmetros dos feixes de elétrons ($\bar{E}_0$ - a energia média dos elétrons na superfície do fantoma; R_{50} - o alcance para 50% do valor da dose máxima; e R_p - o alcance máximo). A energia média dos elétrons na superfície foi obtida através da relação (IAEA, 2000):

$$\bar{E}_0 (MeV) = 0,656 + 2,059R_{50} + 0,022(R_{50})^2 \quad (47)$$

onde o valor de R_{50} foi obtido das curvas de PDP medidas com os diodos CERN MGR e XRA-24.

O alcance máximo R_p foi calculado pela extrapolação da curva de percentagem de dose profunda. As Tabelas 25 e 26 mostram, respectivamente, os resultados dos parâmetros obtidos com o diodo CERN e com o diodo XRA-24. Nas tabelas também são mostrados os parâmetros determinados a partir das curvas de PDP obtidas com a câmara de ionização, segundo as recomendações do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

Os parâmetros determinados a partir dos diodos foram comparados com os valores obtidos com as câmaras de ionização. O erro percentual dos valores obtidos com os diodos foi calculado segundo a Equação 48.

$$\varepsilon(\%) = \frac{|P_{diodo} - P_{CI}|}{P_{CI}} \times 100 \quad (48)$$

onde:

P_{diodo} - parâmetro do feixe de elétrons (R_p, R_{50} ou $\bar{E}_0$) calculado a partir das medidas realizadas com o diodo;

P_{CI} - parâmetro do feixe de elétrons (R_p, R_{50} ou $\bar{E}_0$) calculado a partir das medidas realizadas com a câmara de ionização

Tabela 25: Parâmetros dos feixes de elétrons obtidos com o diodo CERN e com a câmara de ionização.

Energia (MeV)	Parâmetros do Feixe de Elétrons	Diodo CERN MGR	Câmara de Ionização	Erro (%)
6	R_{50} (cm)	2,28	2,28	0
	$\bar{E}_0$ (MeV)	5,46	5,46	0
	R_p (cm)	2,83	2,85	1
15	R_{50} (cm)	6,15	6,20	0
	$\bar{E}_0$ (MeV)	14,15	14,27	0
	R_p (cm)	7,5	7,55	1

$\bar{E}_0$ é a energia média na superfície do fantoma; R_{50} é o índice de qualidade do feixe
 R_p é o alcance prático dos elétrons

Tabela 26: Parâmetros dos feixes de elétrons obtidos com o diodo XRA-24 e com a câmara de ionização.

Energia do feixe, E(MeV)	Parâmetros do Feixe	Diodo XRA 24	Câmara de Ionização	Erro (%)
8	R_{50} (cm)	3,2	3,2	0
	$\bar{E}_0$ (MeV)	7,47	7,47	0
	R_p (cm)	3,96	4,0	1
10	R_{50} (cm)	3,87	3,87	0
	$\bar{E}_0$ (MeV)	8,95	8,95	0
	R_p (cm)	4,85	4,89	1
12	R_{50} (cm)	4,54	4,59	1
	$\bar{E}_0$ (MeV)	10,46	10,57	1
	R_p (cm)	5,65	5,71	1

$\bar{E}_0$ é a energia média na superfície do fantoma; R_{50} é o índice de qualidade do feixe
 R_p é o alcance prático dos elétrons

Os resultados apresentam erros menores que 1% para todas as energias, demonstrando que os parâmetros dos feixes podem ser determinados com os diodos, sem necessidade de correções das leituras pela razão entre o poder de freamento na água e no silício, o que simplifica o procedimento.

5 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho permitem concluir que o diodo CERN MGR, com múltiplos anéis de guarda, e o diodo XRA-24, sem múltiplos anéis de guarda, são adequados para a realização da dosimetria de elétrons.

Ambos os detectores apresentaram uma excelente estabilidade de resposta com a dose, com coeficiente de variação inferior a 0,4% para feixes de elétrons com energias entre 5 e 15 MeV. Para a mesma faixa de energias, o ajuste linear das medidas em função da dose de radiação apresentou coeficiente de correlação R^2 superior a 0,998. Estes resultados atendem às recomendações do protocolo AAPM TG-62 (2005) para que os diodos possam ser utilizados como dosímetros.

Em relação à sensibilidade normalizada pelo volume sensível do detector, foram observados valores muito próximos para os diodos CERN MGR e XRA-24. Entretanto, esta resposta foi superior em até 2000% a de dosímetros semicondutores comerciais, atualmente utilizados em radioterapia. Em relação às câmaras de ionização PPC05 e Markus Advanced, as sensibilidades dos diodos CERN MGR e XRA-24 foram cerca de 60.000 vezes maiores, quando normalizadas pelo volume sensível dos detectores. Estes resultados permitem concluir que os diodos avaliados podem ser utilizados em pequenos campos de radiação, como os utilizados em radioterapia intra-operatória e para dosimetria *in vivo*, onde detectores de alta resolução são fundamentais.

A dependência energética do diodo CERN MGR foi inferior a 2% para energias entre 10 e 15 MeV e de 7% para energias entre 5 e 9 MeV. Para o diodo XRA-24, a dependência energética ficou dentro 8,5% para energias entre 8 e 12 MeV. Concluimos que estes resultados podem ser melhorados a partir de um aperfeiçoamento na geometria de encapsulamento dos diodos.

As respostas com a taxa de dose média obtidas para o diodo CERN MGR apresentaram um coeficiente de variação inferior a 0,2% e concluimos que não é necessário corrigir as leituras em função da taxa de dose média utilizada.

Os fatores de saída de campo para o diodo CERN MGR foram obtidos com erros inferiores a 2%, possibilitando o uso deste diodo em campos menores, onde é necessário uma melhor resolução do que a apresentada pela câmara de ionização PPC05.

As medidas de dose em função da profundidade obtidas com o diodo XRA-24, sem múltiplos anéis de guarda, concordaram com as obtidas com a câmara de ionização PTW Markus Advanced. Este resultado permite o uso deste diodo para obtenção de curvas de PDP em todas as profundidades, possibilitando a determinação dos parâmetros dos feixes de elétrons com erros menores do que 1%.

Em relação às medidas de dose em função da profundidade realizadas com o diodo CERN MGR, foram observados valores subestimados na região do *build up* em relação aos valores obtidos com a câmara de ionização Scanditronix PPC05. Este resultado leva a concluir que a presença dos múltiplos anéis de guarda neste diodo pode provocar perda na coleta de cargas na região do *build up*. Todavia, nas profundidades maiores que a profundidade de máxima dose as curvas de PDP concordaram e os parâmetros do feixe foram determinados com erro dentro de 1%.

Assim, concluímos que os diodos estudados são alternativas confiáveis e de baixo custo para a realização da dosimetria em feixes de elétrons de alta energia utilizados em radioterapia.

REFERÊNCIAS

AAPM. **A protocol for determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams.** American Association of Physicists in Medicine. AAPM Task Group 21 of the Radiation Therapy Committee. **Medical Physics**, v. 10, p. 741–771, 1983.

AAPM. **Clinical Electron-Beam Dosimetry.** American Association of Physicists in Medicine Report 32. AAPM Task Group 25 of the Radiation Therapy Committee. **Medical Physics**, v. 18, p. 73–107, 1991.

AAPM. **Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy.** American Association of Physicists in Medicine Report 87. AAPM Task Group 62 of the Radiation Therapy Committee, 2005.

ANDERSON, D.W.; ST GEORGE, F. Range relationships for a scanning beam electron linear accelerator. **Physics in Medicine and Biology**, v. 30, p.461-465, 1985.

ANDREO, P.; BRAHME, A. Mean energy in electron beams. **Medical Physics**, v. 8, p.682-687, 1981.

BARROS, A.C.S.D.; ANDRADE, F.E.; MARTELLA, E.; MONTENEGRO, C.R.B.; PELOSI, E.L.; HADDAD, C.K. Eletronterapia Intra-Operatória no carcinoma inicial de mama: Padronização de técnica adaptada à realidade brasileira. **Revista Prática Hospitalar**, ano VI, n. 36, 2004.

BECK, G.A.; CARTER, A.A.; CARTER, J.R.; GREENWOOD, N.M.; LUCAS, A.D.; MUNDAY, D.J.; PRITCHARD, T.W.; ROBINSON, D.; WILBURN, C.D.; WYLLIE, K.H. Radiation-tolerant breakdown protection of silicon detectors using multiple floating guard rings. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 396, p. 214-227, 1997.

BJÖRK, P.; KNÖÖS, T.; NILSSON, P. Comparative dosimetry of diode and diamond detectors in electron beams for intraoperative radiation therapy. **Medical Physics**, v. 27, p. 2580-2588, 2000.

BJÖRK, P.; KNÖÖS, T.; NILSSON, P. Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49, p.4493-4506, 2004.

BORTOLETTO, D.; BOLLA, G.; GUENTHER, M.; GRIM, G.P.; LANDER, R.L.; WILLARD, S.; LI, Z. Radiation damage studies of multi-guard ring p-type bulk diodes. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 435, p. 178-186, 1999.

BRAHME, A.; SVENSSON, H. Specification of electron beam quality from the central-axis depth absorbed-dose distribution. **Medical Physics**, v. 3, n. 2, p. 95-102, 1976.

BUENO C. C. ; CAMARGO, F. ; GONÇALVES, J. A. C. ; NAPOLITANO, C. M.; HARKONEN, J. MCz diode response as a high-dose gamma radiation dosimeter. **Radiation Measurements**, v. 43, p. 1160-1162, 2008.

BUENO C. C. ; CORRÊA, A.A.S.; CAMARGO, F. ; GONÇALVES, J. A. C. ; MENDES, P.F.P.R. Response of a rad-hard silicon diode for charged particles. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 533, p. 435-441, 2004.

BURNS, D. T.; DING, G. X.; ROGERS, D. W. O. R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. **Medical Physics**, v. 23, p.383-388, 1996.

CAMARGO, F. **Fatores que influenciam a resolução em energia na espectrometria de partículas alfa com diodos de Si**. Dissertação de Mestrado. IPEN, USP, São Paulo, SP, 2005.

CAMARGO, F. ; KHOURY, H. J. ; NASCIMENTO, C. R. ; ASFORA, V. K. ; BUENO C. C. Evaluation of a multi-guard ring structure (MGR) diode as diagnostic X-ray dosimeter. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 580, p. 194-196, 2007.

DETECTION TECHNOLOGY (DT). **Data Sheet XRA-24s-PN**. Micropolis: Finlândia, 1997.

DING, G. X. ; ROGERS, D.W.O, MACKIE,T.R. Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams. **Medical Physics**, v. 22, p. 489-501, 1995.

DING, G. X. ; YU, C. W. Determination of percentage depth-dose curves for electron beams using different types of detectors. **Medical Physics**, v. 28, n.3, p. 298-302, 2001.

EGOROV, N.; EREMIN, V.; GOLUBKOV, S.; KONKOV, K.; KOSLOV, Y.; LI, Z.; SIDOROV,A. Operation of guard rings on the ohmic side of n^+p-p^+ diodes. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 426, p. 197-205, 1999.

EVELING, J. N.; MORGAN, A. M.; PITCHFORD, W. G. Commissioning a *p*-type silicon diode for use in clinical electron beams. **Medical Physics**, v. 26, n.1, p. 100-107, 1999.

GIBSON, B.J.; LANGMACK, K.A. An assessment of the characteristics of n-type diodes for use in electron beam radiotherapys. **Medical Dosimetry**, v. 29 p. 161–165, 2004.

GONÇALVES, J. A. C. ; CAMARGO, F. ; FRAGA, M. M. ; PINTO, J. K. C. ; BUENO C. C. Rad-Hard Silicon Diode Response for Photon Spectrometry. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 54, p. 276-279, 2007.

GREENE, D. **Medical Physics Handbooks 17: Linear accelerators for radiation therapy**. Manchester: Adam Higler Ltd., 1986.

GRIESSBACH, I.; LAPP, M.; BOHSUNG, J.; GADEMANN, G.; HARDER, D. Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams. **Medical Physics**, v. 32, n.12, p. 3750-3753, 2005.

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.

GRUSELL, E.; RIKNER, G. Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors. **Physics in Medicine and Biology**, v. 38, p. 785-792, 1993.

GUIA PARA EXPRESSÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO. Terceira edição brasileira em língua portuguesa do Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, ABNT, INMETRO, Rio de Janeiro, 2003. 120p.

HAKEN, R. K. T., FRAASS, B. A., JOST, R.J. Practical methods of electron depth-dose measurement compared to use of the NACP design chamber in water. **Medical Physics**, v. 14, n. 6, p.1060-1066, 1987.

HOGSTROM, K.R.; MILLS, M. D.; ALMOND, P.R. Electron beam dose calculations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 26, n.3, p. 445-459, 1981.

HUQ, M.S.; ANDREO, P. Advances in the determination of absorbed dose to water protocols in clinical high-energy photon and electron beams using ionization chambers. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49, p. 49-104, 2004.

IAEA. **Manual of Dosimetry in Radiotherapy**. International Atomic Energy Agency Technical Reports Series (IAEA-TRS) n.110. Vienna, 1970.

IAEA. **Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams**: An international code of practice. International Atomic Energy Agency Technical Reports Series (IAEA-TRS) n. 277. Vienna, 1. ed. 1987, 2. ed. 1997a.

IAEA. **The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy and Photons Beams**: An International Code of Practice for Dosimetry. International Atomic Energy Agency Technical Reports Series (IAEA-TRS) n. 381. Vienna, 1997b.

IAEA. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy**: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. International Atomic Energy Agency Technical Reports Series (IAEA-TRS) n. 398. Vienna, 2000.

ICRU. **Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV** International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 35, 1984.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. 4 ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisherl, 1983.

KARZMARK, C. J.; MORTON, R. J. **A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy**. EUA: Bureau of Radiological Health, 1989.

KAPUR, A.; MA, C.M. Stopping-power ratios for clinical electron beams from a scatter-foil linear accelerator. **Physics in Medicine and Biology**, v. 44, p. 2321-2341, 1999.

KHAN, F. M. **Physics of Radiation Therapy**. 2. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.

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

KHOURY, H.J.; SCHELIN H.; SOBOLL, D.; LUNELLI, N.; BAPTISTA, C. Evaluation of commercial silicon diode for electron dosimetry. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, A 580, p. 537-539, 2007.

KLEVENHAGEN, S.C. **Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams**. Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1993.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1989.

LOPES, M. C. Um Século de Terapia com Radiação. **Revista Gazeta de Física**, v. 30, p.14-29, 2007.

MARKUS, B. Range-energy relationship for a scanning beam electron accelerator. **Physics in Medicine and Biology**, v.31, p.657 – 661, 1986.

MARRE, D.; MARINELLO, G. Comparison of *p*-type commercial electron diodes for *in vivo* dosimetry. **Medical Physics**, v. 31, n. 1, p. 50-56, 2004.

MORRIS, W.T.; OWEN, B. An ionization Chamber for Therapy-level Dosimetry of Electron Beams. **Physics in Medicine and Biology**, v. 20, n. 5, p.718-727, 1975.

NANDI, D. M. **Estudo de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares utilizados em radioterapia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004.

PTW. **Ionizing irradiation detectors catalog 2009/2010**. Disponível em: <http://www.ptw.de/downloads.html>. Acesso em: 03 abr. 2009.

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

RIKNER, G.; GRUSELL, E. Characteristics of a *p*-Si detector in high energy electron fields. **Acta Radiology Oncology**, v. 24, p.71-74, 1985.

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.

ROSENFELD, A. B.; CUTAJAR, D.; LERCH, M. L. F.; TAKAES, G. CORNELIUS, I. M. YUDELEV, M. ZAIDER, M. Miniature Semiconductor Detectors for *In Vivo* Dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 120, n. 1-4, p. 48-55, 2006.

SAINI, A. S.; ZHU, T.C. Energy dependence of commercially available diode detectors for *in-vivo* dosimetry. **Medical Physics**, v. 34, n. 5, p. 1704-1711, 2007.

SCAFF, L. **Física da Radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

SCANDITRONIX. **In vivo dosimetry brochure**. IBA, 2008. Disponível em: <http://www.iba-dosimetry.com/downloads.1530.html>. Acesso em: 03 abr. 2009.

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.

SHULTZ, R.J. AAPM/HPA Survey of High Energy Electron depth dose data. **Ann. New York Acad. Sci**, v.161, p.176-190, 1969.

SONG, H.; AHMAD, M.; DENG, J. CHEN, Z.; YUE, N. J.; NATH, R. Limitations of Silicon Diodes for Clinical Electron Dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 120, n. 1-4, p. 56-59, 2006.

SORIANI, A.; DE ANGELIS, C.; ONORI, S. IACCARINO, G.; MARZI, S. LANDONI, V.; BENASSI, M. Sistemi a stato solido per la dosimetria di fasci di elettroni ad alto rateo di dose . In: **III Congresso nazionale dell'Associazione italiana di Física in medicina (AIFM)**, 2003; Agrigento.

STANTON, R.; STINSON, D. **Applied Physics for Radiation Oncology**. Madison: Medical Physics Publishing, 1996.

STEFANOV, E. CHARITAT, G, BAILON, L. Design methodology and simulation tool for floating ring termination technique. **Solid-State Electronics** v. 42, n. 12, p. 2251-2257, 1998.

STREETMAN, B.G. **Solid State Electronic Devices**. 2. ed. New Jersey: Prentice-Hall, 1980.

SUN NUCLEAR. **QED / IsoRAD Detector Data Sheet**. Disponível em: <http://www.sunnuclear.com/medPhys/invivo>. Acesso em: 03 abr. 2009.

WALIGÓRSKI, M. P. R. What can solid state detectors do for clinical dosimetry in modern radiotherapy? **Radiation Protection Dosimetry**, v. 85, n. 1-4, p. 361-366, 1999.

APÊNDICE A - Caracterização dos feixes de radiação e estudo das incertezas

Descrevemos a seguir um resumo dos procedimentos e resultados obtidos para a caracterização dos feixes de elétrons produzidos pelos aceleradores lineares Varian 2100C e Siemens Primus Mid Energy.

A.1 Determinação do índice de qualidade dos feixes de elétrons, R_{50}

O índice de qualidade dos feixes de elétrons foi determinado para cada energia a partir de medidas realizadas na água, com câmara de ionização. Na dosimetria dos feixes produzidos pelo acelerador Varian 2100C foi utilizada a CI de placas paralelas Scanditronix-Wellhöfer PPC05. Nos feixes produzidos pelo acelerador Siemens Primus Mid Energy foi utilizada uma CI de placas paralelas Markus Advanced. As principais características das câmaras utilizadas estão apresentadas na Tabela A 1 (IAEA, 2000).

Tabela A 1: Características das câmaras de ionização utilizadas na dosimetria dos feixes de elétrons produzidos pelos aceleradores Varian2100C e Siemens Primus Mid Energy (IAEA, 2000).

Câmara de Ionização	Volume sensível nominal	Espessura janela de entrada	Espaçamento eletrodo	Diâmetro eletrodo coletor	Largura anel guarda
Scanditronix Wellhöfer PPC05	50 mm ³	176 mg.cm ⁻² 1 mm	0,5 mm	10 mm	3,5 mm
PTW Markus Advanced	20 mm ³	106 mg.cm ⁻² 1,3 mm	1 mm	5 mm	2 mm

As curvas de porcentagem da ionização em profundidade (PIP) obtidas para os feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador Varian 2100C estão ilustradas na Figura A 1:.

O valor da profundidade onde a ionização corresponde à metade de seu valor máximo, $R_{50,ion}$, foi determinado para cada energia a partir das curvas apresentadas na Figura A 1: O

índice de qualidade, R_{50} , para cada energia, foi calculado a partir do valor de $R_{50,ion}$ obtido, através da Equação 24. Os resultados de $R_{50,ion}$ e R_{50} estão resumidos na Tabela A 2.

Para o acelerador Siemens Primus Mid Energy, os valores de $R_{50,ion}$ e R_{50} foram obtidos pela clínica de radioterapia Santa Casa de Misericórdia em Itabuna-BA e estão apresentados na Tabela A 3.

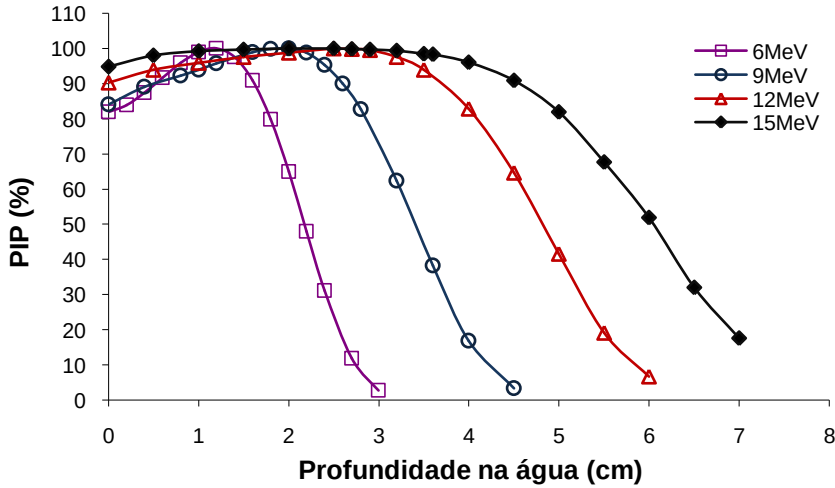


Figura A 1: Curva de Ionização em Profundidade para os feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV produzidos pelo acelerador linear Varian 2100C

Tabela A 2: Índices $R_{50,ion}$ e R_{50} para os feixes de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador Varian 2100C

Energia (MeV)	$R_{50,ion}(cm)$	$R_{50}(cm)$
6	2,27	2,28
9	3,40	3,44
12	4,80	4,88
15	6,08	6,20

Tabela A 3: Índices $R_{50,ion}$ e R_{50} para os feixes de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV do acelerador Siemens Primus

Energia (MeV)	$R_{50,ion}(cm)$	$R_{50}(cm)$
5	1,96	1,96
8	3,17	3,20
10	3,82	3,87
12	4,52	4,59
14	5,20	5,29

A.2 Determinação da profundidade de referência na água, $Z_{ref,w}$

A partir dos valores de R_{50} obtidos, foi determinada a profundidade de referência na água, através da Equação 26. Os resultados, para os feixes de energias 6, 9, 12 e 15 MeV, estão apresentados na Tabela A 4.

Os valores da profundidade de referência na água para o acelerador Siemens Primus Mid Energy, foram obtidos de maneira análoga, utilizando a câmara de ionização Markus Advanced. Os resultados estão apresentados na Tabela A 5.

Tabela A 4: Profundidade de referência na água para os feixes de elétrons de 6, 9, 12 e 15 MeV do acelerador Varian 2100C

Energia (MeV)	$Z_{ref,w}$ (cm)
6	1,27
9	1,96
12	2,83
15	3,62

Tabela A 5: Profundidade de referência na água para os feixes de elétrons de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV do acelerador Siemens Primus

Energia (MeV)	$Z_{ref,w}$ (cm)
5	1,08
8	1,82
10	2,22
12	2,65
14	3,07

A.3 Determinação do fator de calibração da câmara de placas paralelas

A câmara de ionização de placas paralelas PPC05 foi calibrada através da intercomparação (calibração cruzada) com uma câmara de ionização cilíndrica de referência Farmer PTW 30013, no feixe de 15 MeV, segundo as recomendações do protocolo TS-398

(IAEA,2000). A partir das medidas realizadas, foi determinado o fator de calibração $N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}$. As condições utilizadas durante a calibração cruzada estão apresentadas na Tabela A 6.

Tabela A 6: Condições utilizadas durante a calibração cruzada entre a câmara cilíndrica, Farmer PTW 30013, e a de placas paralelas, Scanditronix-Wellhöfer PPC05, no feixe de 15 MeV.

Parâmetro	Valor
Energia do feixe de calibração $-E_{cross}$ (MeV)	15
Qualidade do feixe de calibração $-Q_{cross}$ (g.cm ⁻²)	6,20
Profundidade de referência $-z_{ref}$ (cm)	3,62
Dose Monitor (UM)	100
Distância Fonte Superfície (cm)	100
Tamanho do campo (cm x cm)	10 x 10
Fator de calibração da câmara cilíndrica Farmer PTW 30013, N_{D_w, Q_0}^{ref} (cG.nC ⁻¹)	5,2889
Temperatura de calibração, T_c (°C)	22
Pressão de calibração, P_c (kPa)	100,66
Fator correção qualidade do feixe, k_{Q_{cross}, Q_0} , Tabela 7.IV TRS-398 (IAEA,2000)	0,9037

Os resultados dos parâmetros medidos durante a calibração cruzada estão apresentados na Tabela A 7, para a câmara cilíndrica de referência, e na Tabela A 8, para a câmara de placas paralelas.

Tabela A 7: Dados medidos com a câmara cilíndrica de referência Farmer PTW 30013, no feixe de 15 MeV.

Parâmetros Medidos	Leitura Média	
Temperatura ambiente, T_a (0C)	20	
Pressão ambiente, P_a (kPa)	100,66	
Leitura $M_-(M_I)$ para $V_-(V_1) = -300V$, (nC)	20,658	
Leitura M_+ para $V_+ = +300V$, (nC)	20,656	
Leituras M_2 para $V_2 = -150V$, (nC)	20,576	
Fatores de Correção	Equação para cálculo	Valor
Fator correção temperatura pressão, $k_{T,p}$	$k_{T,p} = (27315 + T_a)P_0 / (27315 + T_0)P_a$	1,0000
Fator correção polaridade, k_{pol}	$k_{pol} = \left(\overline{M}_+ + \left \overline{M}_- \right \right) / 2\overline{M}_-$	0,9999
Fator correção recombinação íons, k_s	$k_s = a_0 + a_1 \left(\overline{M}_1 / \overline{M}_2 \right) + a_2 \left(\overline{M}_1 / \overline{M}_2 \right)^2$	1,0039
Leitura corrigida câmara, $\overline{M}_Q^{pp}$ (nC)	$\overline{M}_Q^{ref} = \overline{M}_- .k_{T,p} .k_s .k_{pol}$	20,736

Tabela A 8: Dados medidos com a câmara de placas paralelas PPC05, no feixe de 15 MeV.

Parâmetro	Leitura Média	
Temperatura ambiente, T_a ($^{\circ}\text{C}$)	20	
Pressão ambiente, P_a (kPa)	100,66	
Leitura $M_-(M_I)$ para $V_-(V_I) = -241\text{V}$, (nC)	2,345	
Leitura M_+ para $V_+ = +241\text{V}$, (nC)	2,341	
Leituras M_2 para $V_2 = -79,25\text{V}$, (nC)	2,338	
Fatores de Correção	Equação para cálculo	Valor
Fator correção temperatura pressão, $k_{T,p}$	$k_{T,p} = (273,15 + T_a)P_0 / (273,15 + T_0)P_a$	1,0007
Fator correção polaridade, k_{pol}	$k_{pol} = \left(\left \overline{M}_+ \right + \left \overline{M}_- \right \right) / 2\overline{M}_-$	0,9991
Fator correção recombinação íons, k_s	$k_s = a_0 + a_1 \left(\overline{M}_1 / \overline{M}_2 \right) + a_2 \left(\overline{M}_1 / \overline{M}_2 \right)^2$	1,0014
Leitura corrigida câmara, $\overline{M}_Q^{pp}$ (nC)	$\overline{M}_Q^{pp} = \overline{M}_- . k_{T,p} . k_s . k_{pol}$	2,348

As leituras realizadas com as câmaras foram corrigidas para a influência da temperatura e pressão ambientes, efeito da polaridade e recombinação de íons, a partir dos fatores de correção calculados, também apresentados na Tabela A 7, para a câmara cilíndrica de referência, e na Tabela A 8, para a câmara de placas paralelas.

Com os resultados das medidas o fator de calibração da CIPP, $N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}$ foi calculado, através da equação

$$N_{D_w, Q_{cross}}^{pp} = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{pp}} . N_{D_w, Q_0}^{ref} . k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} \quad (49)$$

onde:

$\frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{pp}}$ - razão entre a leitura da câmara de referência e a de placas paralelas, obtida a

partir das medidas apresentadas na Tabela A 7 e na Tabela A 8;

N_{D_w, Q_0}^{ref} - fator de calibração da câmara cilíndrica de referência, obtido no certificado de calibração da câmara e apresentado na Tabela A 6

k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} - fator que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de calibração (Q_{cross}) da câmara cilíndrica e a do feixe de elétrons utilizado para realização da calibração cruzada. O valor calculado está apresentado na Tabela A 6.

O fator de calibração calculado é :

$$N_{D_w, Q_{cross}}^{pp} = 42,192 cGy.nC^{-1}$$

O valor estimado para a incerteza do fator de calibração $N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}$ é de aproximadamente 2,7%, com nível de confiabilidade de 95% e fator de abrangência igual a 2. Esta estimativa foi determinada considerando as componentes de incerteza apresentadas no diagrama da Figura A 2. Todas as componentes foram analisadas de acordo com o Guia para Expressão da Incerteza da Medição (2003). Estas componentes foram combinadas segundo a Equação 50, com resultados apresentados na Tabela A 9.

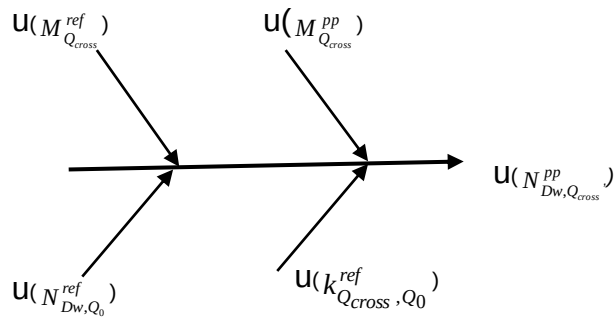


Figura A 2: Diagrama das fontes de incerteza na determinação do fator de calibração $N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}$

$$\frac{u(N_{D_w, Q_{cross}}^{pp})}{N_{D_w, Q_{cross}}^{pp}} = \sqrt{(c_1)^2 (u(M_{Q_{cross}}^{ref}))^2 + (c_2)^2 (u(M_{Q_{cross}}^{pp}))^2 + (c_3)^2 (u(N_{D_w, Q_0}^{ref}))^2 + (c_4)^2 (u(k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref}))^2} \quad (50)$$

onde os coeficientes c_{is} foram obtidos da Equação 49 e são iguais a:

$$c_1 = \frac{1}{M_{Q_{cross}}^{pp}} \cdot N_{D_w, Q_0}^{ref} \cdot k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref}, \quad c_2 = -\frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{\left(M_{Q_{cross}}^{pp}\right)^2} \cdot N_{D_w, Q_0}^{ref} \cdot k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref},$$

$$c_3 = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{pp}} \cdot k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} \quad e \quad c_4 = \left(\frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{pp}} \cdot N_{D_w, Q_0}^{ref} \right)$$

Tabela A 9: Incerteza padrão combinada para o fator de calibração da CI de placas paralelas.

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão
Símbolo	Nome	Dado	Valor				
$u_{(\overline{M_Q}^{ref})}$	Leitura corrigida câmara referência	Calculado	1,48%	A / Normal	2	1	0,74%
$u_{(\overline{M_Q}^{pp})}$	Leitura corrigida câmara PP	Calculado	1,2%	A / Normal	2	1	0,60%
$u_{(N_{D_w,Q_0}^{ref})}$	Fator calibração referência	Certificado	1,5%	B / Normal	2	1	0,75%
$u_{(k_{Q_{cross},Q_0})}$	Fator correção qualidade feixe	Protocolo	0,6%	B/ Normal	1	1	0,6%
Incerteza padrão combinada, $u_{c(N_{D_w}^{pp})}=1,35\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$			
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95(N_{D_w}^{pp})}=2,7\%$, com 95% de confiabilidade.			

As incertezas nos valores das leituras corrigidas das câmaras de ionização de referência e de placas paralelas, $u_{(\overline{M_Q}^{ref})}$ e $u_{(\overline{M_Q}^{pp})}$, foram calculadas considerando a incerteza das leituras realizadas com as câmaras e dos fatores de correção aplicados; os cálculos detalhados estão no Apêndice B.

A incerteza no valor do fator de calibração da câmara cilíndrica de referência, $u_{(N_{D_w, Q_0}^{ref})}$, foi obtida a partir do certificado de calibração da câmara de referência.

A incerteza no valor do fator de correção para as diferenças na qualidade dos feixes de radiação, $u_{(k_{Q_{cross}, Q_0})}$, foi retirada do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

A.4 Determinação da dose na água

O valor da dose na água para o feixe de 9 MeV foi obtido segundo as condições de realização apresentadas no Item 3.2, com resultado apresentado no Item 4.2.

O fator $k_{Q,Q_{cross}}$ envolvido no cálculo da dose na água e que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de 9 MeV (Q), e a qualidade de feixe de calibração 15 MeV (Q_{cross}), foi calculado segundo a recomendação do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), através da equação:

$$k_{Q,Q_{cross}} = k_{Q,Q_{int}} / k_{Q_{cross},Q_{int}} \quad (51)$$

Os valores de $k_{Q,Q_{int}}$ e $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ utilizados foram retirados do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), com valores respectivamente iguais a 1,0245 e 1,0072, fornecendo um fator de correção para a diferença entre a qualidade do feixe de calibração (15 MeV) e a do feixe de 9 MeV igual a:

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{1,0245}{1,0072} = 1,0172$$

Este fator está apresentado no Item 4.2.

A incerteza combinada no valor da dose na água no feixe de 9 MeV foi calculada segundo a Equação 52. Os resultados estão apresentados na Tabela A 10, com resultado de, aproximadamente 3,4%, para um nível de confiabilidade de 95% e fator de abrangência igual a 2.

$$\frac{u_{c(D_w(z_{ref}))}}{D_w(z_{ref})} = \sqrt{\left(\frac{1}{\overline{M}_Q^{pp}}\right)^2 \left(u_{c(\overline{M}_Q^{pp})}\right)^2 + \left(\frac{1}{N_{Dw,Q_{cross}}^{pp}}\right)^2 \left(u_{c(N_{Dw,Q_{cross}}^{pp})}\right)^2 + \left(\frac{1}{k_{Q,Q_{cross}}}\right)^2 \left(u_{c(k_{Q,Q_{cross}})}\right)^2} \quad (52)$$

Tabela A 10: Incerteza combinada relativa da dose na água no feixe de elétrons de 9 MeV.

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{c(\overline{M}_Q^{pp})}$	Leitura corrigida câmara PP	Calculado	1,2%	A / Normal	2	1	0,6%	∞
$u_{c(N_{Dw,Qcross}^{pp})}$	Fator de calibração da câmara PP	Calculado	2,7%	A / Normal	2	1	1,35%	∞
$u_{c(k_{Q,Qcross})}$	Fator correção qualidade feixe	Calculado	1,7%	A/ Normal	2	1	0,85%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(N_{Dw}^{pp})} = 1,7\%$				Grau de liberdade efetivo, $\nu_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95(N_{Dw}^{pp})} = 3,4\%$, com 95% de confiabilidade.				

onde:

O cálculo da incerteza no valor da leitura corrigida da câmara de ionização de placas paralelas, $u_{(\overline{M}_Q^{pp})}$, está apresentada no Apêndice B.

A incerteza do fator de calibração $u_{c(N_{Dw}^{pp}, Q_{cross})}$ foi calculada no Item A.3, com resultado (2,7%) apresentado na Tabela A 9.

A incerteza do fator de correção, $k_{Q,Q_{cross}}$, foi determinada considerando as componentes de incerteza apresentadas na Tabela A 11, combinadas segundo a Equação 53, dado que o fator $k_{Q,Q_{cross}}$ foi calculado a partir da Equação 51.

$$\frac{u_{(k_{Q,Q_{cross}})}}{k_{Q,Q_{cross}}} = \sqrt{\left(\frac{1}{k_{Q,Q_{int}}}\right)^2 \left(u_{(k_{Q,Q_{int}})}\right)^2 + \left(\frac{1}{k_{Q_{cross},Q_{int}}}\right)^2 \left(u_{(k_{Q_{cross},Q_{int}})}\right)^2} \quad (53)$$

As incertezas dos fatores $k_{Q,Q_{int}}$ e $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ ($u_{(k_{Q,Q_{int}})}$ e $u_{(k_{Q_{cross},Q_{int}})}$) foram retiradas do protocolo TRS-398 (IAEA, 2000).

Tabela A 11: Determinação da incerteza combinada relativa no fator $k_{Q,Q_{cross}}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(k_{Q,Q_{int}})}$	Fator correção qualidade feixe 9 MeV	Protocolo	0,60%	B / Normal	1	1	0,60%	∞
$u_{(k_{Q_{cross},Q_{int}})}$	Fator correção qualidade feixe 15 MeV	Protocolo	0,60%	B / Normal	1	1	0,60%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(N_{Dw}^{pp})} = 0,85\%$				Grau de liberdade efetivo, $\nu_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95(N_{Dw}^{pp})} = 1,7\%$, com 95% de confiabilidade.				

A incerteza combinada para o valor da dose na água para as demais energias dos feixes de elétrons estudados foi obtida de maneira análoga com variações desprezíveis.

APÊNDICE B - Cálculo da incerteza no valor das leituras corrigidas realizadas com a câmara de ionização

A incerteza padrão combinada associada às medidas corrigidas realizadas com as câmaras de ionização, $u_{(\overline{M}_Q)}$, são do tipo A e foram calculadas a partir das componentes de incerteza apresentadas no diagrama da Figura B 1 combinadas segundo a Equação 54.

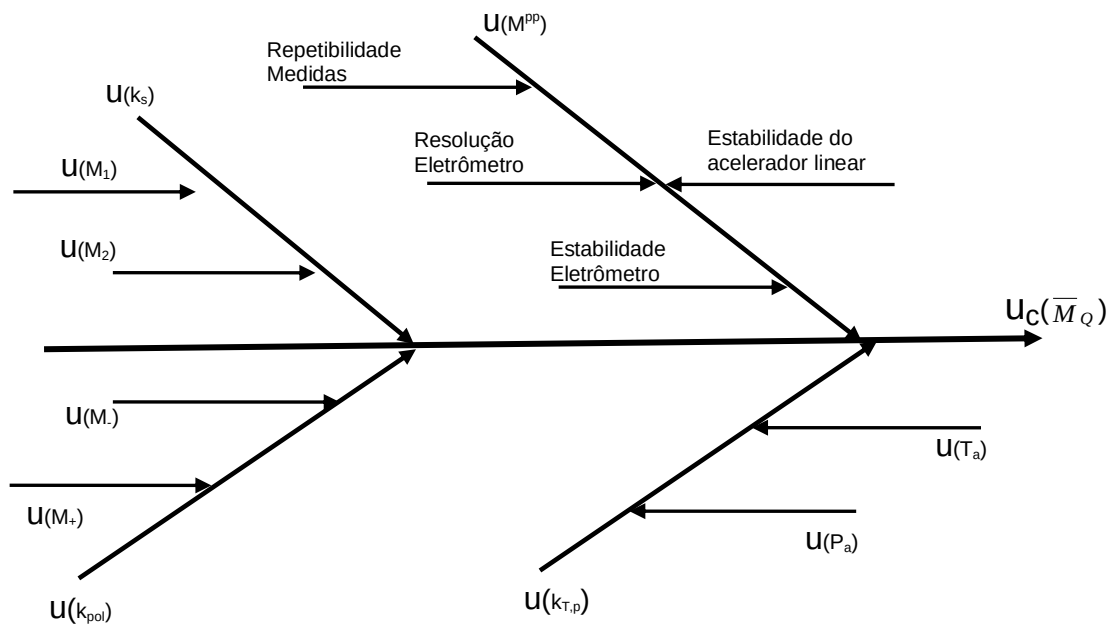


Figura B 1: Componentes das fontes de incerteza na leitura da câmara de ionização corrigida para as grandezas de influência

$$\frac{u_{c(\overline{M}_Q)}}{\overline{M}_Q} = \sqrt{\left(\frac{1}{\overline{M}}\right)^2 \left(u_{(\overline{M})}\right)^2 + \left(\frac{1}{k_{T,p}}\right)^2 \left(u_{(k_{T,p})}\right)^2 + \left(\frac{1}{k_s}\right)^2 \left(u_{(k_s)}\right)^2 + \left(\frac{1}{k_{pol}}\right)^2 \left(u_{(k_{pol})}\right)^2} \quad (54)$$

Apresentamos a seguir os cálculos da incerteza associada às medidas realizadas com a câmara cilíndrica de referência, Farmer PTW 30013, durante a calibração cruzada.

B.1 Determinação da incerteza na leitura corrigida realizada com a câmara cilíndrica de referência durante a calibração cruzada

As componentes de incerteza consideradas estão apresentadas na Tabela B 1 e foram calculadas segundo a Equação 54, fornecendo uma incerteza combinada expandida de aproximadamente 1,48%, com nível de confiabilidade de 95% e fator de abrangência igual a 2.

Tabela B 1: Determinação da incerteza combinada da medida corrigida realizada com a câmara cilíndrica de referência durante a calibração cruzada

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(\overline{M}^{ref})}$	Leitura $\overline{M}^{ref}$	Calculado	0,80%	A / Normal	2	1	0,40%	∞
$u_{(k_{T,p})}$	Fator $k_{T,p}$	Calculado	0,18%	A / Normal	2	1	0,09%	∞
$u_{(k_s)}$	Fator k_s	Calculado	1,1%	A / Normal	2	1	0,55%	∞
$u_{(k_{pol})}$	Fator k_{pol}	Calculado	0,56%	A / Normal	2	1	0,28%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(\overline{M}_Q^{ref})} = 0,74\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = 25$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95(\overline{M}_Q^{ref})} = 1,48\%$, com 95% de confiabilidade.				

A determinação das incertezas utilizadas na Tabela B 1, $u_{(\overline{M}^{ref})}$, $u_{(k_{T,p})}$, $u_{(k_s)}$ e $u_{(k_{pol})}$, são apresentados nos itens a seguir.

Incerteza da leitura da câmara, $u_{(\overline{M}^{ref})}$

As incertezas consideradas para a leitura da câmara de referência foram: repetibilidade das leituras, resolução e estabilidade do eletrômetro e estabilidade do acelerador.

A incerteza relativa associada com a repetibilidade das medidas foi calculada através da Equação 55.

$$\frac{u_{(\overline{M}^{ref})}}{\overline{M}^{ref}} = \frac{1}{\overline{M}^{ref}} \frac{SD(\overline{M}^{ref})}{\sqrt{N}} \quad (55)$$

onde $SD(\overline{M}^{ref})$ é o desvio padrão das medidas, e N , o número de medidas realizadas.

A resolução do eletrômetro utilizado para a realização das medidas é de 0,01nC, a qual introduz uma componente de incerteza percentual calculada através da Equação 56, para a qual foi assumida uma distribuição retangular, com fator de redução igual a $1/\sqrt{3}$.

$$\frac{u_{(res)}}{\overline{M}^{ref}} = \frac{0,01}{2 \cdot \overline{M}^{ref}} \cdot \frac{1}{\sqrt{3}} \quad (56)$$

As incertezas associadas com estabilidade do eletrômetro e do acelerador foram assumidas do tipo B, com distribuição retangular.

A Tabela B 2 resume as incertezas relativas das componentes analisadas, fornecendo uma incerteza expandida de 0,8% (k=2) no valor da medida realizada com a câmara de referência.

Tabela B 2: Determinação da incerteza nas medidas realizadas com a câmara de referência durante a calibração cruzada

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Repetibilidade das Medidas	Calculado	0,05%	A / Normal	1	1	0,05%	2
u_2	Resolução Eletrômetro	Fabricante	0,24%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,14%	∞
u_3	Estabilidade Eletrômetro	Certificado	0,40%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,23%	∞
u_4	Estabilidade Acelerador	Fabricante	0,50%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_c(\overline{M}^{ref}) = 0,40\%$				Grau de liberdade efetivo, $\nu_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95(\overline{M}^{ref})} = 0,80\%$, com 95% de confiabilidade				

Incerteza no fator $k_{T,p}$

A correção para as condições ambientais foi realizada segundo a Equação 29, de modo que a incerteza combinada relativa associada com este fator é dada pela Equação 57.

$$\frac{u_{c(k_{T,p})}}{k_{T,p}} = \sqrt{\left(\frac{T_a}{273,15 + T_a}\right)^2 \cdot \left(\frac{u_{(T_a)}}{T_a}\right)^2 + \left(\frac{u_{(P_a)}}{P_a}\right)^2} \quad (57)$$

A incerteza do fator de correção para temperatura e pressão, $k_{T,p}$, foi calculada considerando as componentes de incerteza apresentadas na Tabela B 3.

Tabela B 3: Determinação da incerteza do fator $k_{T,p}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(T_a)}$	Temperatura	Calculado	2,6%	A/Normal	2	0,07	0,09%	∞
$u_{(P_a)}$	Pressão	Calculado	0,06%	A/Normal	2	1	0,03%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(k_{T,p})} = 0,09\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, = $U_{95(k_{T,p})} = 0,18\%$, com 95% de confiabilidade				

As componentes de incerteza $u_{(T_a)}$ e $u_{(P_a)}$ foram calculadas a partir da incerteza da medida emitida no certificado de calibração do termômetro e do barômetro; da resolução do termômetro e do barômetro; e da repetibilidade das medidas de temperatura e pressão. Os valores destas componentes estão apresentados na Tabela B 4 e na Tabela B 5, respectivamente para $u_{(T_a)}$ e $u_{(P_a)}$.

Tabela B 4: Determinação da incerteza na medição da temperatura ambiente T_a

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Calibração do termômetro	Certificado	2,50%	B/Normal	2	1	1,25%	∞
u_2	Resolução do termômetro	Fabricante	0,50%	B/Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
u_3	Repetibilidade das medidas de temperatura	Medido	0,18%	A/Normal	1	1	0,18%	4
Incerteza padrão combinada, $u_{c(T_a)} = 1,3\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, = $U_{95(T_a)} = 2,6\%$, com 95% de confiabilidade				

Tabela B 5: Determinação da incerteza na medição da pressão ambiente P_a

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Calibração do barômetro	Certificado	0,02%	B/Normal	2	1	0,01%	∞
u_2	Resolução do barômetro	Fabricante	0,05%	B/Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,03%	∞
u_3	Repetibilidade das medidas de pressão	Medido	0,00%	A/Normal	1	1	0,00%	4
Incerteza padrão combinada, $u_{c(P_a)} = 0,03\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, = $U_{95(P_a)} = 0,06\%$, com 95% de confiabilidade				

Incerteza do fator k_s

O fator de correção para a recombinação de íons foi obtido através da Equação 30, e sua incerteza foi determinada pela combinação das incertezas das leituras M_1 e M_2 através das Equação 58.

$$u_{c(ks)} = \sqrt{\left(\frac{a_1}{M_2} + \frac{2a_2M_1}{M_2^2}\right)^2 (u_{(M1)})^2 + \left(-\frac{a_1M_1}{M_2^2} - \frac{2a_2M_1^2}{M_2^3}\right)^2 (u_{(M2)})^2} \quad (58)$$

A Tabela B 6 apresenta os valores das componentes de incerteza utilizadas para o cálculo de $u_{c(ks)}$

Tabela B 6: Determinação da incerteza do fator k_s

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Leitura M1	Calculado	0,164nC	A/Normal	2	0,048/nC	0,004	∞
u_2	Leitura M2	Calculado	0,163nC	A/Normal	2	-0,048/nC	0,004	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c_{k_s}} = 0,0055$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95k_s} = 0,011$, com 95% de confiabilidade				
Fator $k_s = 1,0039$				Incerteza expandida (%), $U_{95k_s} = 1,1\%$				

Incerteza do fator k_{pol}

O fator de correção para a polaridade foi determinado através da Equação 31, e sua incerteza foi calculada pela determinada pela combinação das incertezas das leituras M_+ e M_- através da equação abaixo.

$$u_{c(k_{pol})} = \sqrt{\left(\frac{-M_+}{2M_-}\right)^2 (u_{(M_-)})^2 + \left(\frac{1}{2M_-}\right)^2 (u_{(M_+)})^2} \quad (59)$$

A Tabela B 7 apresenta os valores utilizados para o cálculo.

Tabela B 7: Determinação da incerteza do fator k_{pol}

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Leitura M-	Calculado	0,164nC	A/Normal	2	-0,024/nC	0,002	∞
u_2	Leitura M+	Calculado	0,164nC	A/Normal	2	0,024/nC	0,002	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c k_{pol}} = 0,0028$				Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95 k_{pol}} = 0,0056$, com 95% de confiabilidade				
Fator $k_{pol} = 0,9999$				Incerteza expandida (%), $U_{95 k_{pol}} = 0,56\%$				

B.2 Determinação da incerteza na leitura corrigida realizada com a câmara de placas paralelas durante a calibração cruzada

Apresentamos o cálculo da incerteza associada às medidas realizadas com a câmara de placas paralelas PPC05, durante a calibração cruzada. Todos os cálculos são semelhantes aos realizados durante a determinação da incerteza nas medidas realizadas com a câmara cilíndrica de referência e estão apresentados nas tabelas seguintes.

Tabela B 8: Determinação da incerteza combinada da medida corrigida realizada com a câmara de placas paralelas durante a calibração cruzada

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(\overline{M}^{ref})}$	Leitura $\overline{M}^{pp}$	Calculado	0,78%	A / Normal	2	1	0,39%	∞
$u_{(k_{T,p})}$	Fator $k_{T,p}$	Calculado	0,18%	A / Normal	2	1	0,09%	∞
$u_{(k_s)}$	Fator k_s	Calculado	0,55%	A / Normal	2	1	0,27%	∞
$u_{(k_{pol})}$	Fator k_{pol}	Calculado	0,56%	A / Normal	2	1	0,28%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(\overline{M}_Q^{pp})} = 0,6\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95(\overline{M}_Q^{pp})} = 1,2\%$, com 95% de confiabilidade.				

Determinação da incerteza da leitura da câmara, $u_{(\overline{M}^{pp})}$

As componentes de incertezas consideradas para a determinação da incerteza da leitura da carga pela câmara de placas paralelas estão apresentadas na Tabela B 9.

Tabela B 9: Determinação da incerteza na leitura da câmara $\overline{M}^{pp}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Repetibilidade das Medidas	Calculado	0,00%	A / Normal	1	1	0,00%	2
u_2	Resolução Eletrômetro	Fabricante	0,21%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,12%	∞
u_3	Estabilidade Eletrômetro	Certificado	0,40%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,23%	∞
u_4	Estabilidade Acelerador	Fabricante	0,50%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(\overline{M}^{pp})} = 0,39\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95(\overline{M}^{pp})} = 0,78\%$, com 95% de confiabilidade				

Determinação da incerteza no fator $k_{T,p}$

A incerteza do fator de correção para temperatura e pressão foi calculada segundo a Tabela B 10.

Tabela B 10: Determinação da incerteza do fator $k_{T,p}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(T_a)}$	Temperatura	Calculado	2,6%	A/Normal	2	0,07	0,09%	∞
$u_{(P_a)}$	Pressão	Calculado	0,01%	A/Normal	2	1	0,00%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(k_{T,p})} = 0,09\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95(k_{T,p})} = 0,18\%$, com 95% de confiabilidade				

As componentes de incerteza $u_{(T_a)}$ e $u_{(P_a)}$ estão apresentadas na Tabela B 11 e na Tabela B 12, respectivamente.

Tabela B 11: Determinação da incerteza na medição da temperatura ambiente T_a

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Calibração do termômetro	Certificado	2,50%	B/Normal	2	1	1,25%	∞
u_2	Resolução do termômetro	Fabricante	0,50%	B/Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
u_3	Repetibilidade das medidas de temperatura	Medido	0,16%	A/Normal	1	1	0,16%	4
Incerteza padrão combinada, $u_{c(T_a)} = 1,3\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $= U_{95(T_a)} = 2,6\%$, com 95% de confiabilidade				

Tabela B 12: Determinação da incerteza na medição da pressão ambiente P_a

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Calibração do barômetro	Certificado	0,01%	B/Normal	2	1	0,005%	∞
u_2	Resolução do barômetro	Fabricante	0,00%	B/Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,00%	∞
u_3	Repetibilidade das medidas de pressão	Medido	0,00%	A/Normal	1	1	0,00%	4
Incerteza padrão combinada, $u_{c(P_a)} = 0,005\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $= U_{95(P_a)} = 0,01\%$, com 95% de confiabilidade				

Incerteza do fator k_s

A incerteza do fator k_s foi calculado segundo a Tabela B 13.

Tabela B 13: Determinação da incerteza do fator k_s

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Leitura M1	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	0,207/nC	0,002	∞
u_2	Leitura M2	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	-0,207/nC	0,002	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c k_s} = 0,0027$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95 k_s} = 0,0055$, com 95% de confiabilidade				
Fator $k_s = 1,0014$				Incerteza expandida (%), $U_{95 k_s} = 0,55\%$				

Determinação da incerteza do fator k_{pol}

A incerteza do fator k_{pol} foi calculada segundo a Tabela B 14.

Tabela B 14: Determinação da incerteza do fator k_{pol}

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Leitura M-	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	-0,215/nC	0,002	∞
u_2	Leitura M+	Calculado	0,019nC	A/Normal	2	0,215nC	0,002	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c k_{pol}} = 0,0028$				Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95 k_{pol}} = 0,0056$, com 95% de confiabilidade				
Fator $k_{pol} = 0,9991$				Incerteza expandida (%), $U_{95 k_{pol}} = 0,56\%$				

B.3 Determinação da incerteza na leitura corrigida realizada com a câmara de placas paralelas para a determinação da dose no feixe de elétrons de 9 MeV

Apresentamos o cálculo da incerteza associada às medidas realizadas com a câmara de placas paralelas PPC05, durante a determinação da dose no feixe de elétrons de 9 MeV, produzido pelo acelerador Varian 2100C. Todos os cálculos são semelhantes aos realizados durante a determinação da incerteza nas medidas realizadas com a câmara cilíndrica de referência e estão apresentados nas tabelas seguintes.

Tabela B 15: Determinação da incerteza combinada relativa na leitura corrigida, $\overline{M}_Q^{pp}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(\overline{M}^{ref})}$	Leitura $\overline{M}^{pp}$	Calculado	0,80%	A / Normal	2	1	0,40%	∞
$u_{(k_{T,p})}$	Fator $k_{T,p}$	Calculado	0,18%	A / Normal	2	1	0,09%	∞
$u_{(k_s)}$	Fator k_s	Calculado	0,55%	A / Normal	2	1	0,27%	∞
$u_{(k_{pol})}$	Fator k_{pol}	Calculado	0,56%	A / Normal	2	1	0,28%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(\overline{M}_Q^{pp})} = 0,6\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, k=2				Incerteza expandida, $U_{95(\overline{M}_Q^{pp})} = 1,2\%$, com 95% de confiabilidade.				

O cálculo das incertezas $u_{(\overline{M}^{pp})}$, $u_{(k_{T,p})}$, $u_{(k_s)}$ e $u_{(k_{pol})}$, utilizadas na Tabela B 15 são apresentados a seguir.

Incerteza da leitura da câmara, $u_{(\overline{M}^{pp})}$

A incerteza estimada para as leituras realizadas com a câmara de placas paralelas estão apresentadas na Tabela B 16.

Tabela B 16: Determinação da incerteza na leitura da câmara $\overline{M}^{pp}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Repetibilidade das Medidas	Calculado	0,07%	A / Normal	1	1	0,07%	2
u_2	Resolução	Fabricante	0,22%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,13%	∞
u_3	Estabilidade	Certificado	0,40%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,23%	∞
u_4	Estabilidade	Fabricante	0,50%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(\overline{M}^{pp})} = 0,40\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95(\overline{M}^{pp})} = 0,80\%$, com 95% de confiabilidade				

Incerteza no fator $k_{T,p}$

A incerteza do fator de correção para temperatura e pressão está apresentada na Tabela B 17.

Tabela B 17: Determinação da incerteza do fator $k_{T,p}$

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
$u_{(T_a)}$	Temperatura	Calculado	2,6%	A/Normal	2	0,07	0,09%	∞
$u_{(P_a)}$	Pressão	Calculado	0,01%	A/Normal	2	1	0%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c(k_{T,p})} = 0,09\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95(k_{T,p})} = 0,18\%$, com 95% de confiabilidade				

As componentes de incerteza $u_{(T_a)}$ e $u_{(P_a)}$ estão apresentadas na Tabela B 18 e na Tabela B 19, respectivamente.

Tabela B 18: Determinação da incerteza na medição da temperatura ambiente T_a

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Calibração do termômetro	Certificado	2,50%	B/Normal	2	1	1,25%	∞
u_2	Resolução do termômetro	Fabricante	0,50%	B/Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
u_3	Repetibilidade das medidas de temperatura	Medido	0,16%	A/Normal	1	1	0,16%	4
Incerteza padrão combinada, $u_{c(T_a)} = 1,3\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $= U_{95(T_a)} = 2,6\%$, com 95% de confiabilidade				

Tabela B 19: Determinação da incerteza na medição da pressão ambiente P_a

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Calibração do barômetro	Certificado	0,01%	B/Normal	2	1	0,005%	∞
u_2	Resolução do barômetro	Fabricante	0,00%	B/Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,00%	∞
u_3	Repetibilidade das medidas de pressão	Medido	0,00%	A/Normal	1	1	0,00%	4
Incerteza padrão combinada, $u_{c(P_a)} = 0,005\%$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $= U_{95(P_a)} = 0,01\%$, com 95% de confiabilidade				

Incerteza do fator k_s

A incerteza do fator k_s foi calculado segundo a Tabela B 20.

Tabela B 20: Determinação da incerteza do fator k_s

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Leitura M1	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	0,207/nC	0,002	∞
u_2	Leitura M2	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	-0,207/nC	0,002	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c k_s} = 0,0027$				Grau de liberdade efetivo, $v_{\text{eff}} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95 k_s} = 0,0055$, com 95% de confiabilidade				
Fator $k_s = 1,0024$				Incerteza expandida (%), $U_{95 k_s} 0,55\%$				

Incerteza do fator k_{pol}

A incerteza do fator foi calculado segundo a Tabela B 21.

Tabela B 21: Determinação da incerteza do fator k_{pol}

Componente Incerteza				Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
Símbolo	Nome	Dado	Valor					
u_1	Leitura M-	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	0,215/nC	0,002nC	∞
u_2	Leitura M+	Calculado	0,018nC	A/Normal	2	0,215/nC	0,002nC	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{c k_{pol}} = 0,0028nC$				Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = \infty$				
Fator de abrangência, $k=2$				Incerteza expandida, $U_{95 k_{pol}} = 0,0056nC$, com 95% de confiabilidade				
Fator $k_{pol} = 0,9989$				Incerteza expandida (%), $U_{95 k_{pol}} = 0,56\%$				

APÊNDICE C – Leituras do diodo CERN MGR para uma dose monitor de 100 UM e cálculo da incerteza associada

Os valores das leituras realizadas com o diodo CERN MGR são apresentados na Tabela C 1.

Tabela C 1: Leituras realizadas com o diodo CERN MGR para uma dose monitor de 100 UM, no feixe de elétrons de energia 9 MeV. DP é o desvio padrão, e u_L a incerteza associada à repetibilidade da leitura.

Leitura	Valor (nC)	DP (nC)	u_L (nC)
1	1092,31	0,43	0,14
2	1092,24		
3	1091,90		
4	1092,80		
5	1091,70		
6	1091,65		
7	1092,55		
8	1092,78		
9	1092,19		
10	1091,79		
L_{med}	1092,19		

A incerteza associada com a leitura realizada com o diodo CERN MGR foi calculada considerando as componentes de incerteza apresentadas na Tabela C 2.

Tabela C 2: Determinação da incerteza nas medidas realizadas com o diodo CERN MGR para uma dose monitor de 100 UM, no feixe de elétrons de energia 9 MeV.

Símbolo	Componente Incerteza			Tipo / Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade	Incerteza padrão	Graus de Liberdade
	Nome	Dado	Valor					
u_1	Repetibilidade das Medidas	Calculado	0,013%	A / Normal	1	1	0,013%	9
u_2	Resolução do Eletômetro	Fabricante	0,0005%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,003%	∞
u_3	Estabilidade do Eletômetro	Certificado	0,40%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,23%	∞
u_4	Estabilidade do Acelerador	Fabricante	0,50%	B / Retangular	$1/\sqrt{3}$	1	0,29%	∞
Incerteza padrão combinada, $u_{C(\overline{M}_{Diodo})} = 0,4\%$ Grau de liberdade efetivo, $v_{eff} = \infty$								
Fator de abrangência, $k=2$			Incerteza expandida, $u_{C(\overline{M}_{Diodo})} = 0,8\%$, com 95% de confiabilidade.					

APÊNDICE D – Leituras dos diodos CERN MGR e XRA-24 em função da dose na água

Os resultados da média das cinco leituras consecutivas realizadas com o diodo CERN MGR, em função da dose entre 5 e 300 cGy na profundidade de referência, estão apresentados na Tabela D 1 para medidas obtidas no acelerador Varian 2100C, e na Tabela D 2 para as obtidas no acelerador Siemens.

Tabela D 1: Leituras do diodo CERN MGR para elétrons com energias de 6, 9, 12 e 15 MeV, na faixa de dose entre 5 a 300 cGy.

6 MeV		9 MeV		12 MeV		15 MeV	
Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)
5,01	57,03	5,03	54,49	5,00	53,22	5,10	53,72
10,02	113,07	10,06	109,21	10,00	105,80	10,20	106,90
20,04	226,73	30,18	328,42	30,00	318,13	30,60	319,34
50,10	566,80	70,42	763,92	70,00	741,71	51,00	533,50
100,20	1131,48	100,60	1092,19	100,00	1057,50	102,00	1064,96
130,26	1470,92	130,78	1419,27	130,00	1373,83	122,40	1281,81
200,40	2263,80	181,08	1964,25	180,00	1899,66	183,60	1923,33
250,5	2830,90	251,50	2723,65	250,00	2635,72	234,60	2458,09
300,6	3393,65	301,80	3267,90	300,00	3159,11	306,00	3203,91

Tabela D 2: Leituras do diodo CERN MGR para elétrons com energias de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV, na faixa de dose entre 5 a 300 cGy.

5 MeV		8 MeV		10 MeV		12 MeV		14 MeV	
Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)
4,95	62,18	5,14	62,39	5,08	59,22	5,11	62,60	5,13	60,19
9,90	116,68	10,28	119,35	10,17	112,82	10,22	116,33	10,25	115,33
29,69	342,17	30,83	344,07	30,50	326,77	30,67	337,28	20,50	223,33
69,28	786,36	71,95	791,04	71,17	747,71	71,55	766,38	51,26	544,76
98,97	1122,96	102,78	1139,71	101,67	1078,21	102,22	1093,97	102,51	1103,23
128,66	1459,26	133,61	1478,15	132,17	1396,37	132,89	1421,91	153,77	1627,57
178,15	2013,57	185,00	2046,23	183,01	1942,49	184,00	1965,27	256,28	2711,64
247,43	2803,97	256,95	2842,65	254,18	2693,27	255,55	2732,06	358,79	3810,05
296,91	3356,16	308,34	3409,49	305,01	3242,11	306,66	3263,81	461,30	4906,43

A Tabela D 3 mostra os resultados das leituras média obtidas com o diodo XRA-24.

Tabela D 3: Leituras do diodo XRA-24 para elétrons com energias de 8, 10 e 12 MeV, na faixa de dose entre 5 a 300 cGy.

8 MeV		10 MeV		12 MeV	
Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)	Dose (cGy)	$\bar{L}_{Diodo}$ (nC)
10,28	163,75	10,17	152,10	10,22	151,39
51,39	787,22	50,84	727,07	51,11	722,64
102,78	1565,34	101,67	1454,00	102,22	1438,90
154,17	2350,05	152,51	2178,53	153,33	2150,66
205,56	3135,87	203,34	2905,80	204,44	2858,48
256,95	3902,83	254,18	3604,22	255,55	3573,66
308,34	4693,11	305,01	4317,66	306,66	4288,01

APÊNDICE E – Leituras do diodo CERN MGR em função do tamanho do campo de aplicação

As leituras médias realizadas com o diodo CERN MGR para os tamanhos do campo de radiação avaliados estão apresentados na Tabela E 1, para o feixe de energia de 6 MeV do acelerador Varian 2100C; e na Tabela E 2, para os feixes de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV do acelerador Siemens. Os fatores de saída de campo (FSC) obtidos a partir das leituras realizadas com o diodo e com a CI também são apresentados com o erro percentual associado.

Tabela E 1: Leitura média do diodo CERN1 MGR em função do tamanho do campo de radiação em feixes de elétrons de 6 MeV produzidos no Acelerador Varian 2100C.

Energia (MeV)	Tamanho do Cone	$L_{med}(nC)$	FSC CERN	FSC CI	Erro(%)
6	4x4	1055,35	0,933	-	-
	6x6	1089,25	0,963	0,967	0,4
	10x10	1130,59	1,000	1,000	0,0
	15x15	1130,28	0,999	0,997	0,2
	20x20	1144,73	1,012	1,013	0,1

Tabela E 2: Leitura média do diodo CERN1 MGR em função do tamanho do campo de radiação para feixes de elétrons com energias de 5, 8, 10, 12 e 14 MeV, produzidos no Acelerador Siemens Primus

Energia (MeV)	Tamanho do Cone	$L_{med}(nC)$	FSC CERN1	FSC CI	Erro(%)
5	10x10	1121,18	1,000	1,000	0,0
	15x15	1146,45	1,023	1,029	0,6
	20x20	1173,34	1,047	1,032	1,4
	25x25	1156,10	1,031	1,019	1,2
8	10x10	1139,20	1,000	1,000	0,0
	15x15	1148,25	1,008	1,010	0,2
	20x20	1134,75	0,996	0,997	0,1
	25x25	1115,95	0,980	0,989	1,0
10	10x10	1097,80	1,000	1,000	0,0
	15x15	1102,00	1,004	0,985	1,9
	20x20	1066,15	0,971	0,959	1,3
	25x25	1056,00	0,962	0,966	0,4
12	10x10	1050,25	1,000	1,000	0,0
	15x15	1032,10	0,983	0,992	0,9
	20x20	1018,10	0,969	0,952	1,8
	25x25	1011,45	0,963	0,961	0,2
14	10x10	1072,95	1,000	1,000	0,0
	15x15	1059,40	0,987	0,997	1,0
	20x20	1028,25	0,958	0,958	0,0
	25x25	1016,90	0,948	0,958	1,1

APÊNDICE F – Leituras dos diodos CERN MGR e XRA-24 em função da dose profunda ao longo do eixo central

Os resultados das medidas em função da profundidade realizadas com o diodo CERN na Tabela F 1 e na Tabela F 2; e os realizados com o diodo XRA-24, nas energias de 8, 10 e 12 MeV estão apresentadas na Tabela F 3, na Tabela F 4 e na Tabela F 5, respectivamente.

Tabela F 1: Medidas de dose em função da profundidade para o diodo CERN MGR na energia de 6 MeV

Profundidade PMMA escalorada para água (cm)	$\bar{L}_{diodo}$ (nC)	PDP CERN MGR (%)	Profundidade na água (cm)	PDP CI (%)
0,2	755,88	66,7	0,1	79,0
0,4	835,75	74,1	0,3	81,3
0,7	935,44	82,9	0,5	85,2
1,0	1036,11	91,8	0,7	89,9
1,2	1098,77	97,4	0,9	94,6
1,4	1128,36	100,00	1,1	98,3
1,7	1063,97	96,1	1,3	100,0
2,2	727,48	64,5	1,5	98,3
2,4	512,33	45,4	1,7	92,1
2,6	303,57	26,9	1,9	81,5
2,7	197,23	17,5	2,1	66,8
2,9	71,43	6,4	2,3	49,8
			2,5	32,6
			2,7	18,2
			2,9	7,3

Tabela F 2: Medidas de dose em função da profundidade para o diodo CERN MGR na energia de 15 MeV

Profundidade PMMA escalorada para água (cm)	$\bar{L}_{diodo}$ (nC)	PDP CERN MGR (%)	Profundidade na água (cm)	PDP CI (%)
0,2	859,37	81,2	0,1	90,0
0,4	913,84	86,3	0,6	94,2
0,9	950,17	89,8	1,1	96,2
1,5	972,38	91,9	1,6	97,6
2,2	999,65	94,4	2,1	98,5
2,7	1021,15	96,5	2,6	99,4
3,3	1045,55	98,8	2,8	99,6
3,8	1058,50	100,0	3	99,8
4,2	1051,65	99,4	3,3	100,0
5,0	947,03	89,5	3,6	99,7
6,0	591,00	55,8	3,8	99,4
6,5	367,60	34,7	4,1	98,8
7,1	165,64	15,7	4,6	93,5
			5,1	84,8
			5,6	71,3
			6,1	54,1
			6,6	34,5
			7	20,6

Tabela F 3: Medidas de dose em função da profundidade do diodo XRA-24 para a energia de 8 MeV.

Profundidade PMMA escalonada para água (cm)	$\bar{L}_{diodo}$ (nC)	PDP XRA-24 (%)	Profundidade na água (cm)	PDP CI (%)
0,3	1276,75	83,1	0,2	83,4
0,5	1337,40	87,0	0,4	85,9
0,8	1405,95	91,5	0,6	88,5
1,1	1453,85	94,6	0,8	91,1
1,4	1501,05	97,7	1,0	93,7
1,6	1531,80	99,7	1,2	96,2
1,9	1536,95	100,0	1,4	98,4
2,1	1510,35	98,3	1,6	99,7
2,3	1453,90	94,6	1,8	100,0
2,5	1338,60	87,1	2,0	98,6
2,9	1109,75	72,2	2,2	95,5
3,2	797,85	51,9	2,4	90,2
3,4	518,66	33,8	2,6	82,7
3,7	270,67	17,6	2,8	73,2
4,0	107,80	7,0	3,0	62,2
			3,2	50,1
			3,4	37,8
			3,6	26,5
			3,8	17,0
			4,0	10,0

Tabela F 4: Medidas de dose em função da profundidade do diodo XRA-24 para a energia de 10 MeV.

Profundidade PMMA escalonada para água (cm)	$\bar{L}_{diodo}$ (nC)	PDP XRA-24 (%)	Profundidade na água (cm)	PDP CI (%)
0,3	1228,20	84,5	0,2	85,4
0,5	1276,21	87,8	0,4	87,5
0,8	1319,86	90,8	0,6	89,5
1,1	1371,25	94,3	0,8	91,3
1,4	1398,20	96,1	1,0	93,1
1,6	1428,10	98,2	1,2	94,8
1,9	1442,65	99,2	1,4	96,5
2,1	1453,70	99,9	1,6	98,0
2,3	1454,30	100,0	1,8	99,2
2,5	1428,45	98,2	2,0	99,9
2,9	1348,35	92,7	2,2	100,0
3,2	1219,15	83,8	2,4	99,0
3,4	1081,09	74,3	2,6	96,9
3,7	861,45	59,2	2,8	93,4
4,0	646,15	44,4	3,0	88,3
4,2	427,85	29,4	3,2	81,5
4,5	264,66	18,2	3,4	73,1
4,7	132,35	9,1	3,6	64,1
			3,8	53,8
			4,0	43,0
			4,2	32,7
			4,4	23,5
			4,6	15,9
			4,8	10,1

Tabela F 5: Medidas de dose em função da profundidade do diodo XRA-24 para a energia de 12 MeV.

Profundidade PMMA escalorada para água (cm)	$\bar{L}_{diodo}$ (nC)	PDP XRA-24 (%)	Profundidade na água (cm)	PDP CI (%)
0,3	1255,87	86,8	0,2	87,1
0,5	1287,45	89,0	0,4	88,9
0,8	1317,25	91,1	0,6	90,4
1,1	1358,55	93,9	0,8	91,8
1,4	1383,35	95,7	1,0	93,1
1,9	1424,15	98,5	1,2	94,3
2,1	1431,10	99,0	1,4	95,4
2,4	1436,75	99,4	1,6	96,6
2,6	1446,10	100,0	1,8	97,7
2,9	1433,35	99,1	2,0	98,6
3,2	1400,75	96,9	2,2	99,4
3,4	1339,22	92,6	2,4	99,9
3,7	1234,20	85,4	2,6	100,0
4,1	1040,82	72,0	2,8	99,4
4,5	780,21	54,0	3,0	98,1
4,7	600,89	41,6	3,2	95,8
5,1	374,26	25,9	3,4	92,4
5,3	227,76	15,8	3,6	87,8
5,7	118,20	8,2	3,8	82,0
			4,0	75,0
			4,2	67,1
			4,4	58,5
			4,6	49,3
			4,8	40,0
			5,0	30,9
			5,2	22,6
			5,4	15,6
			5,6	10,1

