

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**CARACTERIZAÇÃO DE TRANSISTOR BIPOLAR DE
JUNÇÃO PARA MEDIÇÃO EM FEIXES DE RADIOTERAPIA**

MALANA MARCELINA ALMEIDA DA SILVA

**Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos
Santos**

Recife, PE

2016

MALANA MARCELINA ALMEIDA DA SILVA

**CARACTERIZAÇÃO DE TRANSISTOR BIPOLAR DE
JUNÇÃO PARA MEDIÇÃO EM FEIXES DE RADIOTERAPIA**

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

**Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira
dos Santos**

Recife, PE

2016

Catalogação na fonte
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

S586c Silva, Malana Marcelina Almeida da.
Caracterização de transistor bipolar de junção para
medição em feixes de radioterapia. / Malana Marcelina
Almeida da Silva. - Recife: O Autor, 2016.
73 f. : il., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de
Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em
Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2016.

Inclui referências bibliográficas e anexo.

1. Radioterapia. 2. Transistor bipolar de junção. 3.
Dosimetria. I. Santos, Luiz Antônio Pereira dos, orientador.
II. Título.

CDD 612.01448 (21. ed.)

UFPE
BDEN/2016-25

Caracterização de Transistor Bipolar de Junção para Feixes de Radioterapia

Malana Marcelina Almeida da Silva

APROVADA EM: 28.07.2016

ORIENTADOR: Prof. Dr. Luiz Antonio Pereira dos Santos

COMISSÃO EXAMINADORA:

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

Profa. Dra. Divanizia do Nascimento Souza – Dept. Fisica/UFS

Prof. Dr. Marcus Aurélio Pereira dos Santos – CRCN-NE/CNEN

Visto e permitida a impressão

Coordenador(a) do PROTEN/DEN/UFPE

AGRADECIMENTOS

Agradeço de todo coração àqueles que me acompanharam nesta jornada. A cada pessoa que me ajudou e que me deu forças com palavras de esperança. Agradeço em especial ao meu orientador Luiz Santos por todo apoio, pois apesar das dificuldades que enfrentei, acreditou em mim. Agradeço a Claudia Patrícia e a Manuela Cabral por não medirem esforços para me socorrer quando mais precisei. Agradeço às minhas companheiras de mestrado Isis Monteiro e Patrícia Neves pois muito me auxiliaram nesta jornada. Agradeço aos participantes da minha banca avaliadora, em todos os momentos: Drº Fernando Lima, Drº Iran José, Drº Carlos Brayner, Drª Divanízia Souza e Drº Marcus Santos pela dedicação e carinho com o qual me conduziram para a realização deste trabalho. À minha mãe, Amariles Leal, por todo amor, confiança e orações. Aos meus colegas e amigos na cidade de Curitiba-PR que me acompanharam, se preocuparam comigo e me deram a oportunidade de continuar crescendo profissionalmente. Ao meu Deus, que me conduziu pelo bom caminho e nunca permitiu que eu perdesse a fé.

RESUMO

Transistores bipolares de junção - TBJ possuem uma característica inerente à sua construção física que é o fator de amplificação do sinal produzido, ou seja, amplificação da corrente. Fótons de megavoltagem, ao interagirem com o material semicondutor são capazes de produzir o que é chamado de fotocorrente, ao mesmo tempo em que provocam danos na estrutura cristalina do transistor. O objetivo desta dissertação foi caracterizar o TBJ do tipo BC846 para feixes de fótons de megavoltagem com a finalidade de entender o comportamento deste dispositivo para que futuramente seja desenvolvido um novo método dosimétrico visando complementar os métodos já existentes. O estudo concerniu em caracterizar um TBJ para se analisar como tal dispositivo eletrônico pode ser utilizado como detector de radiação no modo ativo, isto é, em mensurar em tempo real a dose, taxa de dose, dependência energética, e os efeitos direcional e de tamanho de campo de irradiação. Os experimentos foram realizados utilizando um simulador de placas de água sólida com o transistor posicionado no eixo central do feixe em uma profundidade de 5 cm, tamanho de campo padrão, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e uma distância fonte-superfície de 100 cm. Os resultados mostram que o TBJ pode funcionar como detector em feixes de radioterapia desde que seja obedecido certos critérios técnicos relacionados ao comportamento elétrico do dispositivo antes e durante a irradiação. Uma perda percentual média de $\pm 3\%$ na sensibilidade do dispositivo foi registrada após cada irradiação. Essa variação guarda uma proporcionalidade com a dose absorvida e foi encontrada resposta semelhante mesmo com transistores que possuem diferentes fatores de amplificação da corrente.

Palavras-chave: radioterapia; transistor bipolar de junção; dosimetria.

ABSTRACT

Bipolar Junction Transistor - BJT have a characteristic inherent to their physical construction, which is the amplification factor of the produced signal, i.e., current amplification. Megavoltage photons interacting with the semiconductor material are capable of producing what is called photocurrent, while causing damage to the crystalline structure of the transistor. The aim of this work was to characterize the BJT type BC846 for MV photon beams in order to understand the behavior of this mechanism to be developed in the future a new dosimetric method to complement existing methods. The study's concerned characterization of a BJT to be analyzed as such electronic device may be used as a radiation detector in the active mode, i.e., measuring in real time the dose, dose rate, energy dependence, and directional effects and size radiation field. The experiments were performed using a solid water phantom with the transistor positioned at the central axis of the beam at a depth of 5 cm, standard field size, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, and a source-surface distance of 100 cm. The results show that the BJT may function as a detector in radiotherapy beam since certain technical criteria are met related to the electrical behavior of the device before and during the irradiation. An average percentage loss of $\pm 3\%$ in the device sensitivity was recorded after each irradiation. This variation is in proportion to the dose absorbed and one can see similar response even with transistors having different amplification factors of the current.

Keywords: radiotherapy; bipolar transistor junction; dosimetry.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Acelerador Linear IX, Varian®	15
Figura 2: Componentes do cabeçote de tratamento. Modelo da terapia com raios X (A). Modelo da terapia com elétrons (B).....	16
Figura 3: Diagrama de blocos de um típico acelerador linear de uso médico.....	17
Figura 4: Teleterapia com fótons de alta energia.	19
Figura 5: Esquematização de realização da medição de uma curva de PDP.....	22
Figura 6: Curvas de PDP para diferentes energias do feixe.	23
Figura 7: Criação de íons na junção.	28
Figura 8: Resposta normalizada dos fototransistores em função da dose acumulada para um feixe de qualidade 6 MV.	29
Figura 9: Esquema de um transistor bipolar.....	30
Figura 10: Princípio de um transistor bipolar de junção	31
Figura 11: Dimensões e perfis de dopagem do emissor (E), base (B) e coletor (C) de um transistor bipolar de junção.....	31
Figura 12: Transistor operando como um sensor de radiação.	32
Figura 13: Ganho de corrente de um transistor PNP antes e após a radiação.	35
Figura 14: Transistor BC846.	36
Figura 15: Transistor Soldado em placa de circuito impresso.....	38
Figura 16: Conjunto de placas de água sólida.	39
Figura 17: Placa de PMMA usinada para acomodar o transistor.	39
Figura 18: Fantoma de água 40x40x40 cm ³	40
Figura 19: Clinac 2100, Varian®	41
Figura 20: Eletrômetro EFF 1506 e interface do programa associado.	42
Figura 21: Câmara de Ionização Exradim A12 FARMER.....	42
Figura 22: Arranjo experimental.	44
Figura 23: Verificação da dependência angular.	46
Figura 24: Variação no tamanho de campo	47
Figura 25: Variação na profundidade entre as placas de água sólida.	48
Figura 26: Curva I _c x Dose absorvida, Transistor T3.	49
Figura 27: Curva I _c x Dose absorvida, Transistor T4.	50
Figura 28: Curvas de I _c normalizadas para o BC846 em função da dose.....	51

Figura 29: Curvas de resposta do transistor T5 durante e após a irradiação.	51
Figura 30: Curvas de resposta do transistor T6 durante e após a irradiação	52
Figura 31: Resposta dos Transistores T5 e T6 para uma faixa de dose de até 15 Gy.	53
Figura 32: Resposta de T5 e T6 após uma pré-irradiação de 5 Gy.	54
Figura 33: Resposta de T5 e T6 após uma pré irradiiação de 20 Gy.....	54
Figura 34: Comportamento do TBJ para um feixe de qualidade 10 MV.	55
Figura 35: Ganho relativo do transistor T3 em função da dose de radiação.	56
Figura 36: Ganho do transistor T6 normalizado como uma função da dose de radiação.....	57
Figura 37: Comportamento de T5, para uma pré- irradiação de 5 Gy.....	58
Figura 38: Comportamento do T5 para uma pré-irradiação de 10 Gy.	58
Figura 39: Comportamento do T6 para uma pré irradiiação de 20 Gy.....	59
Figura 40: Variação na sensibilidade para energia de 6 e 10 MV.....	62
Figura 41: Dependência direcional, T9.	64
Figura 42: Comparação das curvas de PDD, T11, T12 e câmara.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Típicas profundidades de dose máxima.....	21
Tabela 2: PDP para vários feixes de fótons.....	23
Tabela 3: Transistores selecionados.....	37
Tabela 4: Algumas características da câmara EXRADIM A12	43
Tabela 5: Variação com a taxa de dose.	60
Tabela 6: Variação percentual dos TBJ's com a taxa de dose.....	61
Tabela 7: Valores de I _c para avaliação da	63
Tabela 8: Resposta do transistor T9 para a variação angular da geometria de irradiação.....	64
Tabela 9: Variação da corrente de coletor com	65

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 Conceito e Aplicação da Radioterapia	14
2.2 Acelerador Linear	15
2.3 Princípios Dosimétricos em Radioterapia	18
2.3.1 Penetrações de um feixe de fótons em um fantoma ou em um paciente	18
2.3.2 Dose na superfície	20
2.3.3 Região de buildup	20
2.3.4 Profundidade de dose máxima, z_{\max}	21
2.3.5 Dose de saída	21
2.3.6 Porcentagem de Dose Profunda.....	21
2.4 Sistemas dosimétricos em Radioterapia.....	23
2.4.1 Propriedades dos dosímetros	25
2.5 Dosímetro semicondutor	26
2.5.1 Dosímetro eletrônico à base de semicondutores.....	27
2.6 Transistor Bipolar de Junção	29
2.6.1 Transistor Bipolar de Junção como detector	32
2.6.2 Danos induzidos pela radiação ionizante no semicondutor.....	33
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
3.1 Transistor	36
3.2 Simulador.....	38
3.3 Acelerador Linear.....	40
3.4 Eletrômetro	41
3.5 Câmara de ionização.....	42
3.6 Arranjo experimental.....	43
3.7 Sensibilidade	44
3.8 Taxa de dose.....	45
3.9 Dependência energética	45
3.10 Avaliação da dependência angular	45
3.11 Variação do tamanho de campo	47

3.12 Porcentagem de dose em Profundidade (PDP)	47
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1 Sensibilidade	49
4.2 Taxa de Dose.....	59
4.3 Dependência Energética.....	61
4.4 Dependência angular	63
4.5 Tamanho de campo.....	65
4.6 Porcentagem de Dose Profunda - PDP	66
5 CONCLUSÕES	68
REFERÊNCIAS	70
ANEXOA – CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS TBJ BC 846	73

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma tecnologia que utiliza feixes de radiação de alta energia para o tratamento do câncer em áreas previamente demarcadas e estudadas pelo médico. Por meio do controle de qualidade e dosimetria executada nos Aceleradores Lineares, pode-se afirmar que a dose que incide no paciente é praticamente aquela selecionada nos softwares dos equipamentos, mas sabe-se que não existe sistema absoluto e que falhas podem acontecer.

Uma das principais justificativas deste estudo decorre das abordagens feitas na "International Conference on the Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy" (2001), onde colocou-se sobre a necessidade de um amplo gerenciamento da proteção radiológica para o paciente em procedimentos radioterápicos e radiocirúrgicos entre outros.

Revisão da literatura disponível (IAEA, 2001) mostrou que entre os anos de 1976 a 2007, foram relatados 3.125 casos de pacientes afetados por incidentes de radioterapia que levaram a eventos adversos. Cerca de 1% (38) dos pacientes afetados morreram devido a altas doses de radiação e nesse sentido, organismos internacionais, como IAEA e WHO, manifestam certa preocupação. Erros ocorrem quando os parâmetros dosimétricos de um equipamento não estão em conformidade e os pacientes podem receber doses mais altas ou mais baixas.

Além disso, os órgãos reguladores estão exigindo uma monitoração constante devido ao próprio avanço da tecnologia que lança equipamentos cada vez mais sofisticados e com capacidade de geração de fótons de energias mais elevadas. Como técnicas de radioterapia representam um tratamento eficaz para determinados tipos de tumores, organizações internacionais, como a IAEA e WHO, recomendam que haja um programa confiável de controle de qualidade em tais procedimentos.

Alguns dispositivos eletrônicos semicondutores como, por exemplo, fotodiodos e fototransistores, já estão sendo utilizados para atuarem como detectores de fótons de raios X (SANTOS *et al.*, 2008, 2015; PASCHOAL *et al.*, 2013).

Transistores são dispositivos eletrônicos semicondutores de baixo custo, disponíveis comercialmente e que, neste trabalho, estão sendo estudados para a monitoração da dose em feixes de fótons de megavoltagem. Os semicondutores atuam como detectores devido ao seu tamanho pequeno, resistência mecânica e resposta para medidas tanto da dose quanto da taxa de dose, como um substituto para uma câmara de ionização (SILVA *et al.*, 2007). Devido à alta energia dos fótons, esse tipo de dispositivo sofre uma variação da sensibilidade à radiação

ionizante de forma irreversível, o que obriga a serem feitas correções proporcionais à dose recebida.

Para esta dissertação, o TBJ do Tipo BC846, foi escolhido para o estudo em aplicações dosimétricas em radioterapia. A principal motivação deste estudo resulta da importância do desenvolvimento de uma nova tecnologia capaz de mensurar a dose de radiação no exato momento de sua aplicação, fornecendo desta forma, uma ferramenta adicional para dosimetria de feixes de fótons e consequentemente para a proteção radiológica do paciente.

O propósito geral deste trabalho foi avaliar a resposta e utilização dos transistores de junção bipolar do tipo BC846 para dosimetria de feixes de fótons produzidos pelos aceleradores lineares, observando o comportamento e a perda de sensibilidade do dispositivo com finalidade de futuras aplicações em dosimetria em radioterapia. Os objetivos específicos compreendem avaliar a resposta do TBJ com a variação de alguns parâmetros como: dose de radiação, dependência energética, dependência angular, tamanho de campo e variação com a profundidade.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Conceito e Aplicação da Radioterapia

A Radioterapia é uma especialidade médica que emprega radiações ionizantes, fótons e/ou partículas para o tratamento de certas doenças, principalmente o câncer. Conforme a definição dada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA):

A radioterapia é um método capaz de destruir células tumorais, empregando feixes de radiações ionizantes. Uma dose pré calculada de radiação é aplicada, em um determinado tempo, a um volume de tecido que engloba o tumor, buscando erradicar todas as células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas, à custa das quais se fará a regeneração da área irradiada.

A Portaria da Secretaria de Atenção à Saúde do Ministério da Saúde, número 741 de 2005 (SAS/MS 741/2005), prevê que para cada 1000 pacientes com câncer, 600 vão precisar de radioterapia, o que corrobora a grande importância da radioterapia e disponibilidade das modalidades de tratamento no Brasil. Neste sentido, o governo federal, por meio da Portaria nº 931, de 10 de maio de 2012, instituiu o Plano de Expansão da Radioterapia no Sistema Único de Saúde – SUS, com o objetivo de criar novos centros de tratamento no país e ampliar os existentes.

Muitas são as técnicas e procedimentos especiais que utilizam a radioterapia para tratamento: teleterapia conformacional, teleterapia de intensidade modulada, terapia em arco, radiocirurgia, teleterapia para irradiação de volumes alargados, irradiação total de pele com elétrons, radioterapia intra-operatoria, radioterapia guiada por imagem, entre outros procedimentos. Neste sentido, muitos são os tipos de equipamentos disponíveis para tais tipos de aplicação. Um mesmo equipamento pode ser utilizado para a realização de várias modalidades de tratamento, dependendo de sua capacidade, mas algumas técnicas empregadas dependem da utilização de equipamentos específicos.

Não importando qual seja a técnica empregada, o processo de radioterapia é complexo e envolve a compreensão de princípios da física médica, radiobiologia, proteção radiológica, dosimetria, planejamento radioterápico e interação da radioterapia com outras modalidades de tratamento (IAEA, 2001).

2.2 Acelerador Linear

Para produzir feixes de raios X com energias da ordem de milhões de elétron-volts (MeV) foi concebido o Acelerador Linear (AL), representado na figura 1, que usa uma técnica diferente dos equipamentos de raios X que emitem feixes de quilo elétron-volts (keV), sem a necessidade de altas diferenças de potencial entre dois eletrodos. No caso do AL o uso de ondas de radiofrequência conduz os elétrons até o alvo para a produção dos raios X.

Figura 1 – Acelerador Linear IX, Varian®

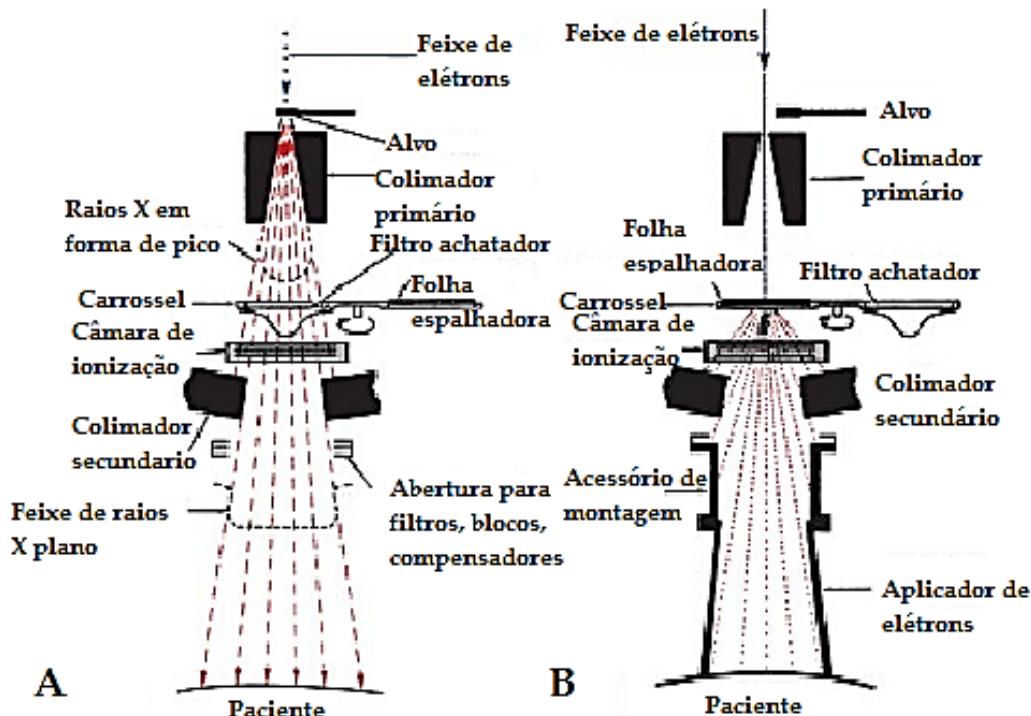


Fonte: <https://www.varian.com/pt-br>

Vários tipos de AL's estão disponíveis para uso clínico. Alguns fornecem raios X somente em um baixo intervalo de megavoltagem (4 ou 6 MV), enquanto outros fornecem tanto raios X quanto elétrons em várias energias de megavoltagem (PODGORSAK, 2003).

O acelerador linear de uso médico gera um feixe de fótons utilizando elétrons que são disparados por um “canhão” de elétrons e acelerados com ondas eletromagnéticas de alta frequência até que colidam com um alvo de tungstênio e produzam fótons, e caso este alvo seja removido restará um feixe de elétrons (BONTRAGER, 2010). A figura 2 mostra a diferença na produção dos feixes de fótons e elétrons em Radioterapia.

Figura 2 – Componentes do cabeçote de tratamento. Modelo da terapia com raios X (A). Modelo da terapia com elétrons (B).



Fonte: Adaptado de Podgorsak (2003).

Os raios X produzidos no AL são fruto da desaceleração dos elétrons que interagem com o campo elétrico de materiais de alto número atômico e são denominados de raios X de freamento ou “bremsstrahlung”, com energia máxima igual a energia dos elétrons incidentes. Um feixe de raios X possui fôtons de diferentes energias e sua energia média corresponde a um terço da energia máxima do elétron.

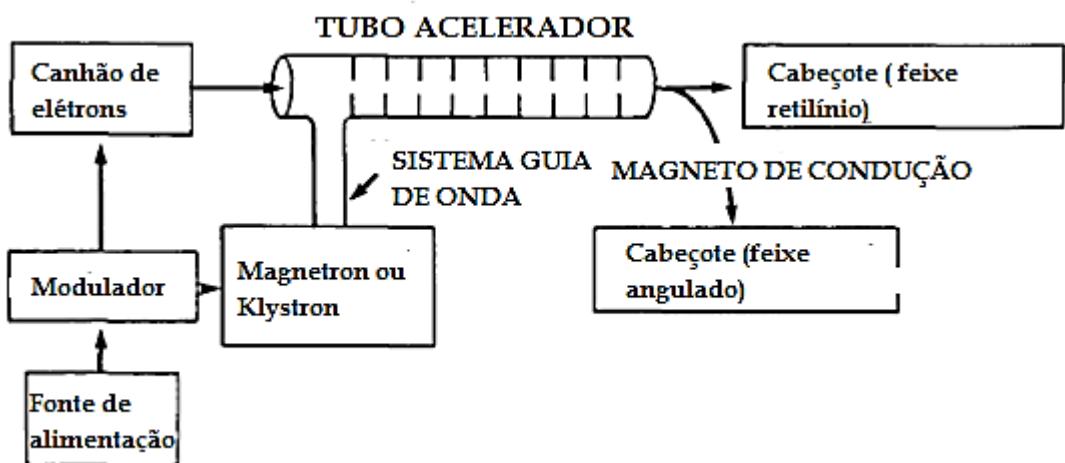
É habitual que alguns dos fabricantes designem os seus aceleradores lineares que tem tanto a capacidade de tratamento por elétrons como por raios X, pela energia máxima do feixe de elétrons disponível. Por exemplo, o acelerador linear Clinac 18 da Varian produz feixes de elétrons de energias 6, 9, 12, 15 e 18 MeV e raios X de 10 MV de energia. O feixe de elétrons é designado por milhões de elétron-volts, porque ele é praticamente monoenergético antes de incidir na superfície do paciente. O feixe de raios X por outro lado, é heterogêneo em energia e é designado por megavolts, como se o feixe fosse produzido pela aplicação de tensão através de um tubo de raios X (PODGORSAK, 2003).

Ao se retirar o alvo, a produção do feixe de elétrons se dá pela interação com uma folha de espalhamento, esta consiste em uma fina espessura de chumbo de onde os elétrons são dispersos e então acelerados (através das ondas de radiofrequência). No entanto, uma pequena

fração da energia total ainda é convertida em bremsstrahlung e aparece como uma contaminação de raios X no feixe de elétrons (PODGORSAK, 2003).

A figura 3 mostra um esboço dos principais componentes do AL e apresenta seu princípio de funcionamento: uma fonte de energia fornece a corrente de alimentação ao modulador, que é um dispositivo usado para alterar a direção de uma corrente elétrica. Pulses de alta voltagem da seção do modulador são entregues ao magnetron, que é o dispositivo que produz as micro-ondas, e ao canhão de elétrons simultaneamente.

Figura 3 – Diagrama de blocos de um típico acelerador linear de uso médico.



Fonte: Adaptado de Podgorsak (2003).

Essas micro-ondas são injetadas na estrutura do acelerador que consiste em um tubo de cobre dividido por diafragmas de abertura e espaçamento variáveis. Os elétrons, então, são injetados no tubo acelerador com uma energia de 50 keV adquirida pelo fenômeno da emissão termoiônica resultante da alta temperatura com a qual o catodo é aquecido para liberar a carga elétrica.

Para que os elétrons sejam acelerados sem interagirem com outras partículas, perdendo assim parte da sua energia, é produzido vácuo na estrutura aceleradora por meio de uma bomba de vácuo (NANDI, 2004). Ao chegar no acelerador os elétrons interagem com o campo magnético das micro-ondas e ganham energia por um processo análogo a prática do surf (PODGORSAK 2003).

O feixe pode ser gerado de forma retilínea ou sofrer alguma angulação. No caso de AL's de baixa energia, até 6 MV, o tubo acelerador é relativamente pequeno e seu design pode incluir

um tubo vertical. Em AL's de alta energia o tubo acelerador é bem mais longo, e o projeto inclui um tubo horizontal ou com um ângulo de geralmente 90 ou 270 graus.

2.3 Princípios Dosimétricos em Radioterapia

A dosimetria em radioterapia está diretamente relacionada com a penetração do feixe de radiação no paciente. A radioterapia externa consiste na aplicação diária de uma dose de radiação, expressa em centigray (cGy) ou em gray (Gy), por um intervalo de tempo pré-determinado. (INCA, 2014). A dosimetria é um meio de se garantir a proximidade entre a dose prescrita e a dose administrada ao paciente e utiliza medidas e cálculos com grandezas radiológicas pertinentes, definidas em protocolos: TRS 398, 2000; ICRU 60, 1998; TRS 430, 2004; ICRU 24, 1976 (Petchevist, 2006).

2.3.1 Penetrações de um feixe de fótons em um fantoma ou em um paciente

A determinação da dose em um fantoma ou em um paciente é uma tarefa complexa. A lei do inverso do quadrado da distância nos mostra que a medida que a distância entre a fonte de radiação e o indivíduo aumenta, a exposição à radiação diminui rapidamente. A razão para a rápida diminuição na intensidade da radiação com aumento da distância é que o total do feixe emitido é espalhado por uma área cada vez maior, devido a divergência do próprio feixe, e o comprimento de onda (relacionado a energia do fóton) permanece fixo (Bushong, 2013). Esta lei governa a propagação de um feixe de fótons no ar ou no vácuo e é expressa como se segue:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (2.1)$$

Onde:

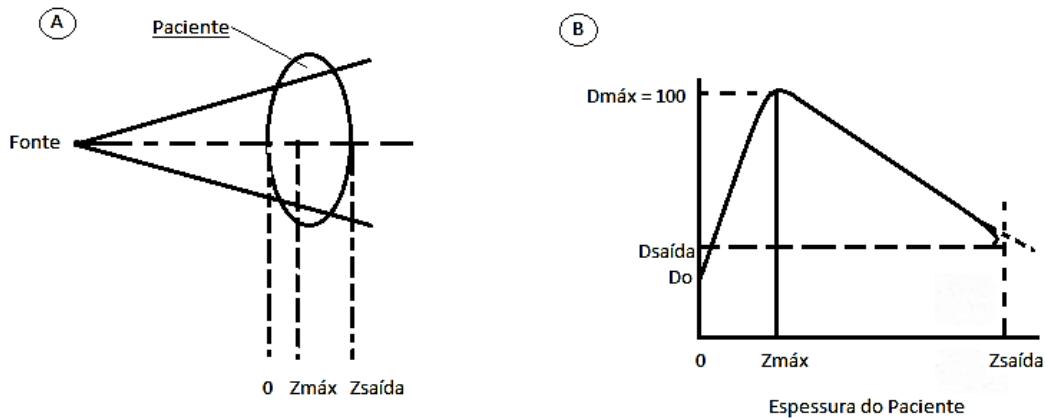
I_1 e I_2 são as intensidades nas distâncias d_1 e d_2 , respectivamente.

No interior do fantoma ou do paciente a propagação do feixe de fótons é afetada não só pela lei do inverso do quadrado da distância, mas também pelos fenômenos de atenuação e espalhamento do feixe. “Uma medida direta da distribuição da dose dentro do paciente é

essencialmente impossível, assim para o sucesso do tratamento do paciente é imperativo que a distribuição da dose seja conhecida precisa e exatamente” (KHAN; GERBI, 2003).

Dados de distribuição da dose são medidos usualmente num simulador de água para um conjunto específico de condições de referência, tais como profundidade, tamanho de campo e distância fonte-superfície. As propriedades de absorção e espalhamento da radiação na água são próximas às da maioria dos tecidos moles do corpo humano (SILVA, 2008). A figura 4 mostra uma distribuição de doses esperada em um paciente irradiado por um feixe de fótons de alta energia.

Figura 4: Teleterapia com fótons de alta energia.



(A) Esquema de irradiação; (B) Gráfico da deposição de dose em função da espessura
Fonte: Adaptada de Okuno e Yoshimura (2010, p. 255).

Pelo gráfico podemos perceber que a maior deposição da dose ocorre a uma distância $Z_{\text{máx}}$. “A posição de máxima dose é tão mais profunda quanto maior for a energia dos fótons, por um efeito conhecido em dosimetria como buildup (ou crescimento) da dose” (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A dose superficial de entrada D_0 é muito pequena, e em relação a essa dose de entrada é observado um leve aumento na deposição de energia em $D_{\text{saída}}$, que é a dose superficial de saída do feixe. O gráfico mostra também que a dose começa a diminuir após a deposição máxima de energia, isto acontece devido à atenuação que o feixe sofre com a matéria, que diminui o número de fótons e consequentemente diminui a energia total do feixe.

Ainda segundo OKUNO e YOSHIMURA (2010), O uso de AL’s é cada vez mais frequente no tratamento de pacientes com tumores profundos uma vez que os valores de $z_{\text{máx}}$ variam de 5 cm para um feixe de raios X produzido por aceleradores de 25 MV, por exemplo, e no caso de um feixe de fótons de ^{60}Co , que tem uma energia média de fóton de 1,25 MV e $z_{\text{máx}}$, é de aproximadamente 5 mm. E quando se deseja tratar tumores mais superficiais com o

uso de ALs, principalmente quando as estruturas posteriores ao tumor são muito radiosensíveis, a teleterapia com elétrons é mais aplicada.

2.3.2 Dose na superfície

Como abordado na seção anterior (e como pode ser visto na figura 4), para os feixes de raios X de MV a dose na superfície é geralmente muito menor que a dose máxima, a qual ocorre na profundidade $z_{\text{máx}}$. Esta dose depositada na entrada da pele do paciente é influenciada pela energia do feixe (quanto maior a energia, menor a dose) e pelo tamanho do campo (aumentando o campo, aumenta a dose de entrada). Segundo publicação da Agência Internacional de Energia Atômica (2005), para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a dose na superfície representa cerca de 30% da dose máxima para um feixe de cobalto, 15% para um feixe de raios X de 6 MV e 10% para um feixe de raios X de 18 MV.

Há uma região de deposição da dose chamada de região de buildup, tal que a dose máxima não é depositada até 0,5 cm abaixo da superfície da pele, resultando no que é denominado como efeito “skin-sparing” (efeito poupadour de pele). Para esclarecer, este efeito apresenta-se para feixes de MV e representa uma importante vantagem frente aos feixes de raios X de ortovoltagem (entre 100 e 500 keV) e superficiais (entre 10 a 100 keV). A dose de superfície representa contribuições de: fótons espalhados, retroespalhados e de elétrons de alta energia produzidos pela interação do fóton no ar e qualquer estrutura de blindagem ao redor do paciente (PODGORSAK, 2003).

2.3.3 Região de buildup

A região conhecida em dosimetria como a região de crescimento da dose, é chamada de região de buildup. É a região de dose entre a superfície, profundidade $z=0$, e a profundidade $z=z_{\text{máx}}$ para feixes de fótons de MV. Segundo Okuno e Yoshimura (2010), ela é resultado de três contribuições: a) os fótons caminham percursos longos antes de interagir e, portanto, o número de fótons do feixe não é muito atenuado por pequenas espessuras de tecido; b) o elétron liberado por fótons de alta energia recebe quase toda a energia do fóton e caminha na mesma direção do feixe original; c) os elétrons têm poder de freamento maior no final de sua trajetória, e não no início, depositando muita energia na região próxima ao fim do seu alcance, e pouca no início da trajetória. Ou como menciona PODGORSAK (2003), partículas secundárias carregadas são

liberadas no paciente por interação do fóton por efeito fotoelétrico, Compton e produção de par e então depositam suas energias cinéticas no paciente.

2.3.4 Profundidade de dose máxima, $z_{\text{máx}}$

Conforme visto na seção anterior, a profundidade de dose máxima depende do tamanho do campo e da energia do feixe. A tabela 1 mostra como varia o intervalo de $z_{\text{máx}}$, de zero a 0,5 cm para feixes de ${}^{60}\text{Co}$ a 5 cm para feixes de fótons de 25 MV.

Tabela 1: Típicas profundidades de dose máxima.

	Superficial	Ortovoltagem	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
$z_{\text{máx}}$ (cm)	0	0	0,5	1	1,5	2,5	3,5	5

Valores de $z_{\text{máx}}$, para várias energias de feixes de fótons e um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Fonte: Adaptada de PODGORSAK (2003).

2.3.5 Dose de saída

A dose entregue ao paciente no ponto de saída do feixe refere-se a dose de saída. Próximo à saída do feixe a distribuição de dose se curva levemente para baixo, ou seja, decresce exponencialmente até uma dose em determinado ponto no paciente. Esse efeito é atribuído à falta de contribuição do retroespalhamento neste ponto.

2.3.6 Porcentagem de Dose Profunda

A porcentagem de dose profunda (PDP) nada mais é do que uma relação porcentual da dose em uma determinada profundidade em relação à profundidade de dose máxima, a profundidade de equilíbrio eletrônico (SCAFF, 1997). E é expressa como se segue:

$$PDP(z, A, f, h\nu) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad (2.2)$$

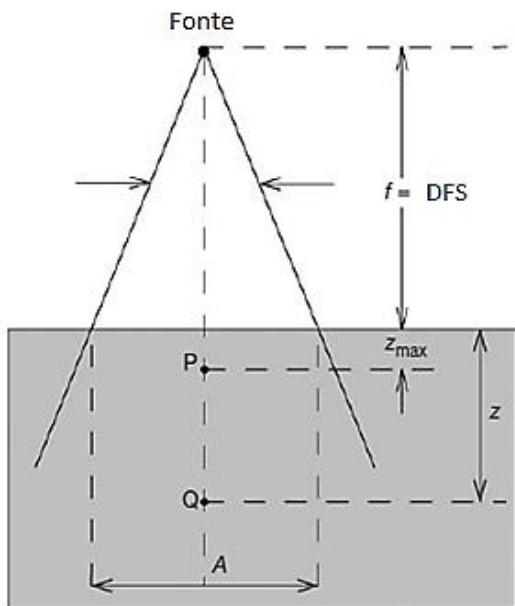
Onde D_Q é a dose no ponto Q (ponto arbitrário) na profundidade Z no eixo central do simulador e D_P é a dose no ponto Q na profundidade $z_{\text{máx}}$ no eixo central do simulador.

Segundo relatório publicado pela IAEA (2003), a PDP depende de quatro parâmetros:

- z , profundidade em um simulador
- A , tamanho do campo
- DFS, distância fonte-superfície, e
- $h\nu$, energia do feixe de fótons

A figura 5 mostra a geometria para medida e definição da PDP. Para valores constantes de A , f e $h\nu$ a PDP primeiro aumenta a partir da superfície para $z = z_{\max}$ e então diminui com um aumento em z . (PODGORSAK, 2003)

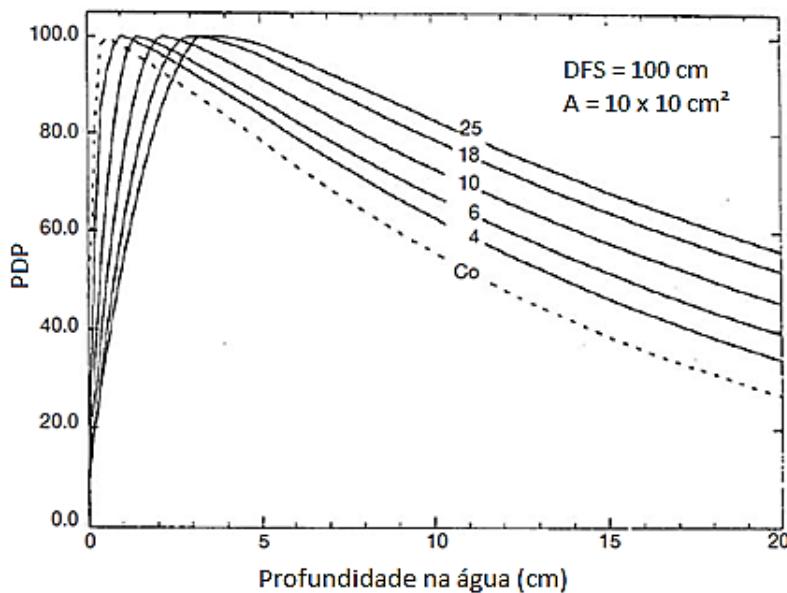
Figura 5 – Esquematização de realização da medição de uma curva de PDP.



Fonte: Adaptado da PODGORSAK (2003)

A PDP no ponto Q aumenta com o aumento do tamanho do campo A , com o aumento da distância fonte-superfície DFS ou f e com a energia do feixe, devido a diminuição na atenuação do feixe. Enquanto a região de buildup aumenta com a energia do feixe, a dose na entrada do paciente diminui. A PDP para feixes de radioterapia é geralmente tabelada para campos quadrados, no entanto, a maioria dos campos usados em RT (radioterapia), são retangulares ou de formato irregular. O conceito de **campos equivalentes** é usado para determinar o campo quadrado que irá ser equivalente ao campo retangular ou irregular dado (PODGORSAK, 2005, grifo do autor). A figura 6, mostra curvas de PDP na água para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e SSD de 100 cm para vários feixes de fótons de megavoltagem e do ^{60}Co , e a tabela 2 apresenta os valores de PDP para a profundidade de 5 e 10 cm.

Figura 6 – Curvas de PDP para diferentes energias do feixe.



Fonte: Adaptado de PODGORSAK (2003).

Tabela 2 – PDP para vários feixes de fótons.

	Energia do feixe de fótons					
	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
Nominal Zmáx (cm)	0,5	1,0	1,5	2,5	3,5	5,0
PDD (5, 10, 100, hv)	80	84	86	92	97	98
PDD(10, 10, 100, hv)	59	65	67	74	80	82

Fonte: Adaptado de PODGORSAK (2003).

2.4 Sistemas dosimétricos em Radioterapia

Em AL's a medida da dose de radiação é feita por meio de duas câmaras de ionização localizadas na cabeça de tratamento do equipamento, com seu volume sensível voltado para a saída do feixe para monitorar de forma contínua a dose entregue durante o tratamento do paciente.

Essas câmaras de ionização são seladas, não sendo necessária a correção da leitura para temperatura e pressão ambiental. As leituras registradas pela câmara são dadas em *unidade*

monitor (U.M.), onde 1 U.M. corresponde a uma dose de 1cGy na profundidade de dose máxima.

Esse sistema de dosimetria consiste nessas duas câmaras de ionização com fonte de alimentação de polarização e eletrômetros de leitura completamente independentes. Desta forma se a primeira câmara falhar durante o tratamento do paciente a segunda câmara irá monitorar o feixe a partir daquele ponto, porém será entregue ao paciente uma dose adicional de uns poucos por cento em relação a dose total (PODGORSAK, 2003).

O relatório da IAEA afirma ainda que no caso de uma falha simultânea de ambas as câmaras, o temporizador do acelerador linear irá desligar o equipamento com uma sobredosagem mínima para o paciente.

Câmaras de ionização são usadas em radioterapia e em radiodiagnóstico para determinar a dose de radiação. A *câmara de ionização padrão* mede diretamente a exposição e é utilizada para fótons de até 3 MV. Na prática, para medidas rotineiras, principalmente para os trabalhos dosimétricos feitos em departamentos de radioterapia, a câmara de ionização padrão é de difícil uso e impraticável para certas finalidades (SCAFF, 1997).

Câmaras tipo *Farmer* são as mais utilizadas em todo o mundo. Segundo Scaff, (1997), em 1955, as câmaras Farmer foram desenvolvidas e aplicadas em uso rotineiro para medida de raios X ou γ , para todo o intervalo de energias usadas em radioterapia. É uma câmara bem estável e de ótima confiabilidade.

Câmaras de ionização de placas paralelas são recomendadas para dosimetria de feixes de elétrons com energias abaixo de 10MeV. É também usada para determinar medidas de dose superficial e em profundidade na região de buildup para fótons de MV (IAEA, 2000).

As câmaras de ionização são bastante precisas e por isso recomendadas para a calibração dos feixes em radioterapia e possuem uma importante característica que é a da leitura instantânea. Embora muitas correções sejam necessárias para a aplicação em dosimetria de feixes de alta energia, estas são bem compreendidas pela comunidade de física médica em bem estabelecidas em protocolos. Este instrumento de medição necessita de cabos de ligação, o que figura como uma desvantagem pois idealmente a presença destes cabos seria descartada.

Além da câmara de ionização existem outros dosímetros que podem ser utilizados em radioterapia, como o TLD (dosímetro termoluminescente), semicondutores, entre outros.

Em relação aos semicondutores, segundo Cherry; Duxbury, (2009), estes dispositivos têm três utilidades em radioterapia: dosimetria relativa para feixes de fótons e elétrons; dosimetria in vivo para feixes de fótons e elétrons e medidas de controle de qualidade.

Diferentes tipos dispositivos semicondutores podem ser usados como dosímetro de radiação, os mais comuns são os diodos de silício e os transistores (BATISTA, 2006).

“Sistemas eletrônicos modernos estão sendo desenvolvidos com a finalidade de estudar algumas características dos feixes de radiação em aplicações médicas [...] O MOSFET é outro exemplo de dispositivo que pode ser usado como um detector” (SANTOS *et al.*, 2015).

2.4.1 Propriedades dos dosímetros

Os detectores de radiação junto à sua eletrônica associada representam uma ferramenta indispensável para a detecção da presença da radiação ionizante bem como para a determinação de grandezas como a dose absorvida, muito importante na proteção radiológica, ou seja; esses instrumentos possibilitam a implementação de requisitos de segurança nos ambientes de trabalho e pesquisa com radiações ionizantes, uma vez que não só indicam sua presença como podem quantificá-la. Junto a eletrônica associada, é desejável que os dosímetros apresentem as seguintes características:

1. Acurácia e precisão;
2. Linearidade;
3. Dependência com a taxa de dose;
4. Dependência energética;
5. Dependência direcional;
6. Tamanho físico aplicável;
7. Conveniência de leitura e de uso.

Incertezas que estão associadas com as medições são expressas em termos de acurácia e precisão. Enquanto a acurácia se refere à reproduzibilidade das medidas sobre condições similares, a precisão está relacionada a um pequeno desvio padrão do resultado das medidas. (PODGORSAK, 2003).

A linearidade é uma característica que mostra que a leitura de um dosímetro deve ser linearmente proporcional à quantidade dosimétrica medida.

Quando se fala em dependência com a taxa de dose, é importante verificar se há alguma mudança na resposta do sistema dosimétrico em relação a entrega da dose absorvida em um tempo maior ou menor. Idealmente não deve haver esta dependência, ou seja, o sistema de medida deve apresentar o resultado independentemente desta variável.

Idealmente, a resposta energética de um dosímetro deve ser linear, e variações com a qualidade do feixe deveriam ser mínimas. O que acontece na maioria dos casos é existir a necessidade de uma correção para a determinação da quantidade medida quando se altera a faixa energética.

A dependência direcional, também conhecida como dependência angular, representa a variação da leitura com o ângulo de incidência do feixe. Geralmente os dosímetros exibem esta dependência devido a fatores como características físicas de construção, tamanho e energia da radiação.

A dose é uma quantidade pontual, deste modo o dosímetro deve permitir a determinação da dose a partir de um volume muito pequeno, deste modo ele consegue obter uma resposta com uma boa resolução espacial. Quanto ao tamanho físico, isto envolve, entre outros detalhes, facilidade no manuseio e aplicações.

Quanto a conveniência da leitura, é preferível que o sistema dosimétrico tenha a capacidade de oferecer a leitura em tempo real, para que possa eliminar eventuais incertezas devido a algum tipo de processamento para obtenção da medida efetuada e também porque a leitura direta é mais oportuna e facilita o processo da dosimetria.

2.5 Dosímetro semicondutor

“Vem do século XX, mais especificamente da década de 1960, o início da utilização dos chamados detectores semicondutores, também conhecidos como detectores do estado sólido, na detecção das radiações X e gama e de partículas carregadas” (BITELLI, p.189, 2006).

Representa um detector de estado sólido com uma produção volumétrica de íons cerca de 18.000 vezes maior do que a de uma câmara de ionização de mesmo volume, o que permite que detectores muito pequenos possam ser usados para estudos dosimétricos das radiações ionizantes.

Em câmaras de ionização o tempo da coleta da carga é de milissegundos, enquanto em detectores semicondutores o tempo é de poucos nanossegundos (KNOLL, 1999).

Segundo Scaff (1997), entre as características dos dosímetros semicondutores destacam-se: resposta linear com a energia, resposta independente do tipo de radiação que deposita a energia, ótima resolução energética e tamanho pequeno.

Bitelli (2006), completa: “A grande vantagem dos semicondutores em relação aos demais está na sua resolução energética, muito superior, por exemplo, aos detectores de cintilação, o que permite utilizá-lo para uma série imensa de aplicações científicas”.

“Dispositivos eletrônicos semicondutores de silício têm sido usados como detectores de radiação ionizante para avaliar algumas grandezas físicas e estas serem correlacionadas com as características de feixes de radiação provenientes de radioterapia ou radiodiagnóstico. ” (SANTOS *et al.*, 2013).

Entre as vantagens de um semicondutor estão o alto sinal produzido, pequeno tamanho físico, estabilidade mecânica, é independente da pressão atmosférica, e pode funcionar no modo ativo, com leitura imediata.

Como principais limitações estão a perda e variação da sensibilidade pelo dano causado pela radiação ionizante, e a variação da sensibilidade com a temperatura e a dose de radiação acumulada. (CHERRY; DUXBURY, 2009).

2.5.1 Dosímetro eletrônico à base de semicondutores

Os diodos são uma junção P-N, e são chamados de tipo N ou tipo P de acordo com a dopagem. Ambos os tipos de diodos são comercialmente disponíveis, mas apenas o tipo P é adequado para dosimetria em radioterapia, uma vez que é menos afetado pelos danos causados pela radiação e tem uma corrente de fuga muito menor (PODGORSAK, 2003)

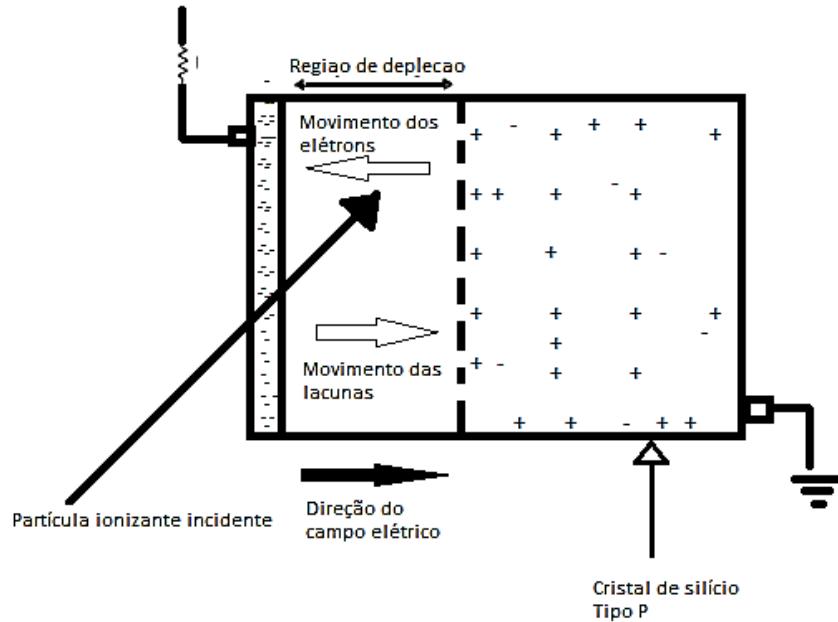
Diodos não devem ser usados para calibração do feixe, pois embora sejam mais sensíveis que as câmaras de ionização, essa sensibilidade muda com o uso contínuo devido ao dano provocado pela radiação. Para pequenos tamanhos de campos e avaliação de dose em profundidade os diodos se mostram úteis devido, entre outros fatores, ao seu pequeno tamanho. Diodos são amplamente usados em dosimetria *in vivo*, e vários fatores de correção devem ser aplicados para o cálculo da dose. Como a sensibilidade dos diodos depende do seu histórico de exposição à radiação calibração deles tem que ser feita periodicamente (PODGORSAK, 2003).

Sua maior limitação como dosímetro inclui dependência energética em feixes de fótons, dependência angular, efeitos da temperatura e danos induzidos pela radiação (AAPM, 2005). Quando um diodo é irradiado pares de elétrons-lacunas são produzidos na região de depleção conforme mostrado na figura 7.

Esses pares são imediatamente separados e arrastados para as outras regiões pela existência do campo elétrico na zona de depleção (PODGORSAK, 2003).

A direção do fluxo de corrente é da região N para a região P (que é a direção oposta à direção da corrente convencional).

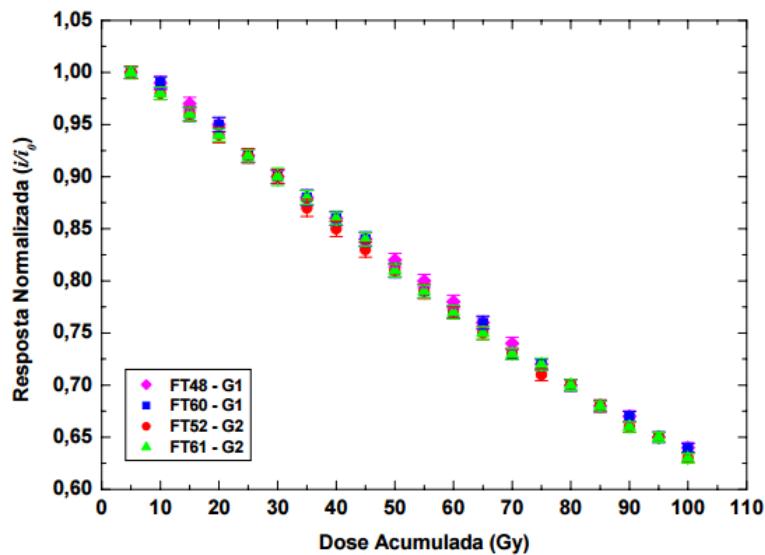
Figura 7 – Criação de íons na junção.



Fonte: Adaptado de Podgorsak (2003)

Em um trabalho realizado por Silva (2007), um tipo de dispositivo eletrônico, o fototransistor, foi utilizado para avaliar a sensibilidade do dispositivo com a radiação. O fototransistor apresentou uma resposta linear para o intervalo de dose utilizado (até 100 Gy) e a variação percentual da sensibilidade ficou dentro de uma incerteza de $\pm 5\%$. A figura 8 apresenta o comportamento do fototransistor estudado em seu trabalho.

Figura 8 – Resposta normalizada dos fototransistores em função da dose acumulada para um feixe de qualidade 6 MV.



Fonte: Silva (2007).

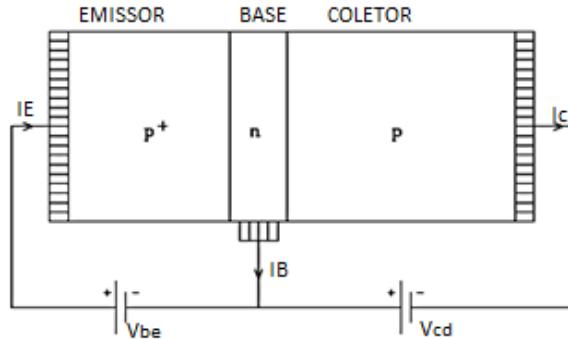
Nesse trabalho o autor evidencia que o comportamento não é linear no intervalo de 5 a 10 Gy e a variação da incerteza nesta faixa ultrapassa os $\pm 5\%$ e chega à conclusão de que este comportamento é complexo e que uma pré irradiação seria necessária para conduzir o dispositivo a um regime linear e desta forma minimizar os erros.

2.6 Transistor Bipolar de Junção

Transistores são comumente classificados em unipolar e bipolar (figura 9), dependendo se um ou ambos os tipos de portadores de carga participam do fluxo de corrente (LUTZ, 1999).

Em eletrônica, os transistores são dispositivos minúsculos que apresentam características singulares que os tornam indispensáveis nos equipamentos eletrônicos que possuímos. Foram desenvolvidos em 1948, e são comutadores eletrônicos que permitem ou não a passagem de sinais elétricos (BUSHONG, 2010). Dispositivos semicondutores têm como principal função amplificar pequenos sinais elétricos.

Figura 9 – Esquema de um transistor bipolar



Fonte: Adaptada de LUTZ (1999).

O ganho de corrente do transistor (fator de amplificação) é definido como a corrente de coletor dividida pela corrente de base:

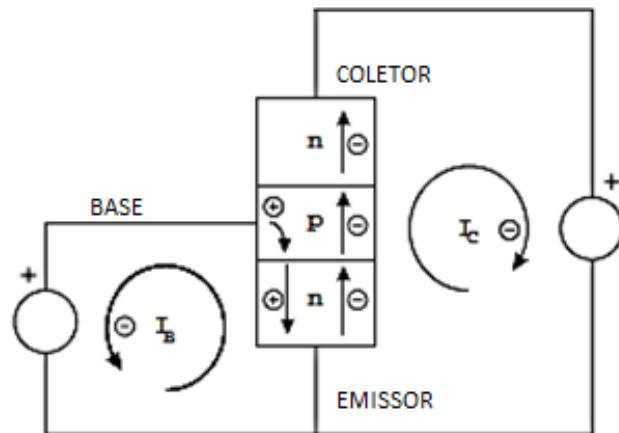
$$\beta = \frac{I_c}{I_b} \quad (2.1)$$

Algumas características do TBJ são:

- Tamanho reduzido;
- Resistência mecânica;
- Também pode ser usado como amplificador de corrente;
- Quando aplicado em estudos dosimétricos apresenta resposta tanto para dose quanto para taxa de dose;
- O fator de amplificação (β) é constante para um determinado transistor. Nos transistores atuais, **NPN**, o valor de β situa-se na gama de 100 a 200, mas pode atingir valores muito mais elevados para dispositivos especiais.

A principal utilização do transistor é como elemento de amplificação de corrente e tensão, ou para permitir ou não a passagem de corrente, como um controle ON – OFF. Para todas as aplicações o transistor deve estar polarizado (figura 10). Polarizar um transistor quer dizer escolher o seu ponto de funcionamento em corrente contínua, ou seja, definir a região em que ele vai funcionar. Sobre condições normais de operação, a junção base – emissor, representada como V_{be} , é diretamente polarizada, enquanto a junção base coletor, V_{bc} , é reversamente polarizada.

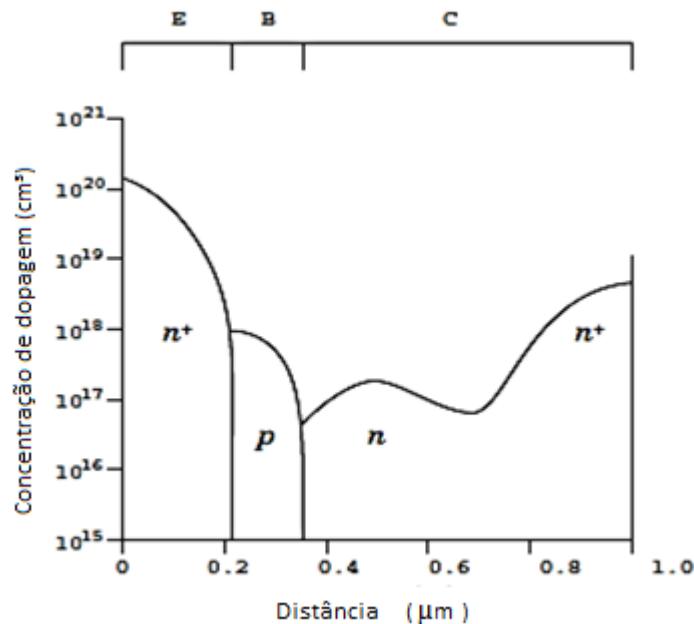
Figura 10 – Princípio de um transistor bipolar de junção.



Fonte: Adaptada de Spieler (2005).

Para este dispositivo ter boa propriedade de amplificação, os seguintes requisitos devem ser encontrados (figura 11): a dopagem do emissor tem que ser maior que a da base, a base deve ser muito fina e a dopagem do coletor deve ser pequena. (LUTZ, 1999).

Figura 11 – Dimensões e perfis de dopagem do emissor (E), base (B) e coletor (C) de um transistor bipolar de junção.



Fonte: Adaptada de SPIELER (2005).

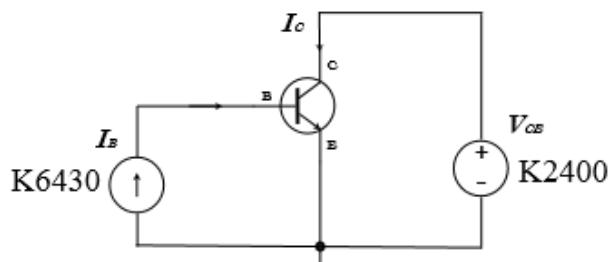
2.6.1 Transistor Bipolar de Junção como detector

“Os semicondutores (especialmente o silício) são os materiais básicos mais usados como elementos de amplificação eletrônica (transistores), assim, parte do processo tecnológico que já existe em (micro) eletrônica pode ser levado ou adaptado para a produção de detectores” (LUTZ, 1999).

A medição de parâmetros de feixes de raios X de alta energia com o TBJ, representa um método inovador, pois, esse não é um dispositivo típico usado como detector para medir algumas grandezas físicas em feixes de radioterapia devido à perda de sensibilidade com a radiação como consequência do dano da radiação no substrato do semicondutor de silício. (SANTOS *et al.*, 2015).

Segundo Santos (2015), para que o TBJ trabalhe como detector de fôtons de raios X (figura 12) é preciso que a corrente de entrada (I_B) tenha um valor muito baixo, ou seja, a corrente de base tem que ser da ordem de grandeza da fotocorrente produzida pela interação da radiação.

Figura 12 – Transistor operando como um sensor de radiação.



Fonte: Santos (2015).

Esta escolha é explicada pelo fato de que a corrente provocada pela radiação, chamada *fotocorrente* (I_R) é também muito baixa, da ordem de pA a nA, por exemplo. Então essa corrente de entrada I_B , gera uma diferença de potencial, V_{BE} . O transistor é alimentado também por uma fonte de tensão V_{CE} , que gera a corrente de coletor, I_C .

A corrente de entrada (I_B), tem que ser comparável com a fotocorrente (I_R), deste modo a leitura torna-se possível. Sabe-se que:

$$I_C = \beta \cdot I_B \quad (2.2)$$

Sendo I_{Cp} a corrente de polarização elétrica do transistor, e I_{CR} , a fotocorrente no coletor:

$$I_C = I_{Cp} + I_{CR} \quad (2.3)$$

Chamando a fotocorrente de I_{BR} , então tem -se que a corrente total de coletor será:

$$I_C = \beta \cdot (I_B + I_{BR}) \quad (2.4)$$

Com a polarização adequada o ganho é constante e o transistor pode ser aplicado nos estudos envolvendo radiação ionizante. A corrente de polarização tem que ser pequena para que a relação sinal ruído ($S/N = \text{signal/noise}$ – em inglês) seja otimizada.

De um modo geral, tem-se:

$$D = \frac{\beta_0 - \beta}{c_\beta} \quad (2.5)$$

Onde β_0 é o ganho de corrente inicial do transistor em questão e $C_\beta = \frac{d\beta}{dD}$ (Gy^{-1}) é a taxa de variação do ganho da corrente em função da dose. Esta forma de avaliação permite criar uma curva cujo parâmetro a ser ajustado é o ganho inicial do dispositivo (β_0).

O transistor bipolar de junção é capaz de medir a fotocorrente, e esta é proporcional à taxa de dose. A carga é proporcional à dose e em um transistor, a carga é a integral da corrente no tempo.

2.6.2 Danos induzidos pela radiação ionizante no semicondutor

“A operação de detectores de silício é progressivamente degradada pela radiação, conduzindo a sua falha. Os mecanismos de danos nos sensores podem ser divididos em dois tipos: danos superficiais e volumétricos” (INIEWSKI, 2010).

Em termos de danos superficiais entende-se que a passagem da radiação ionizante causa acumulação de cargas positivas presas na camada dielétrica (geralmente SiO₂) que recobre os detectores de silício.

Os pares ionizados de elétrons e lacunas se recombina ou movem-se no campo elétrico do óxido: os elétrons em direção a interface de SiO₂-Si e as lacunas em direção ao contato

metálico. Os elétrons com mais mobilidade escapam da recombinação e são injetados dentro do volume sensível em um tempo típico de 100 ps.

Os defeitos volumétricos compreendem a radiação interferindo no cristal de silício e causando defeitos pontuais (um único átomo de silício deslocado de sua posição estrutural) ou defeitos conjuntos (uma alta concentração de cristal danificado em um volume com raio entre 10 nm e 20 nm).

Após a irradiação os defeitos podem interagir com outras impurezas móveis no silício formando complexos permanentes com uma natureza elétrica possivelmente diferente dos originais. Este processo é uma função do tempo e da temperatura e muda as propriedades elétricas dos detectores.

Em outras palavras, o mecanismo mais importante de danos nos transistores bipolares é a degradação do ganho em baixas correntes (SPIELER, 2005). Na maioria dos casos, quando a radiação interage com esses dispositivos detectores, em geral eles sofrem modificações e também alterações em suas propriedades.

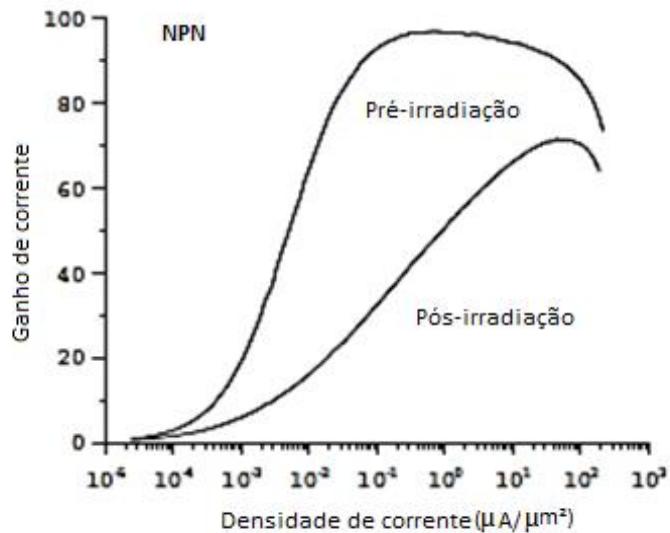
A utilização contínua dos detectores implica que algum dano irá surgir devido às transformações na rede cristalina, que são causadas pela radiação ao interagir com o material (LUTZ, 2007).

Basicamente ocorrem dois danos induzidos pela radiação ionizante, um é o deslocamento atômico que se trata do deslocamento dos átomos de suas posições de origem, e isso consequentemente gera uma alteração nas características elétricas dos dispositivos; o outro é a ionização onde ocorre a formação de pares elétrons-lacunas devido ao deslocamento dos elétrons da própria estrutura do material, formando assim, uma concentração de cargas constituindo campos elétricos parasíticos (SPIELER, 2005).

TBJ sofrem degradação no ganho de corrente e este é o dano mais importante em termos físicos e para aplicações em dosimetria e instrumentação nuclear.

A figura 13 mostra o comportamento da corrente do transistor antes e após ser submetido a um feixe de radiação.

Figura 13 – Ganho de corrente de um transistor PNP antes e após a radiação.



Fonte: Adaptada de Spieler (2005).

“Na realidade, o dano causado pelo tipo de radiação e sua energia pode ser usado como um parâmetro de análise para estimar algumas grandezas físicas que caracterizam o campo de radiação. É o problema inverso, o qual depende das características da radiação” (SANTOS, 2013).

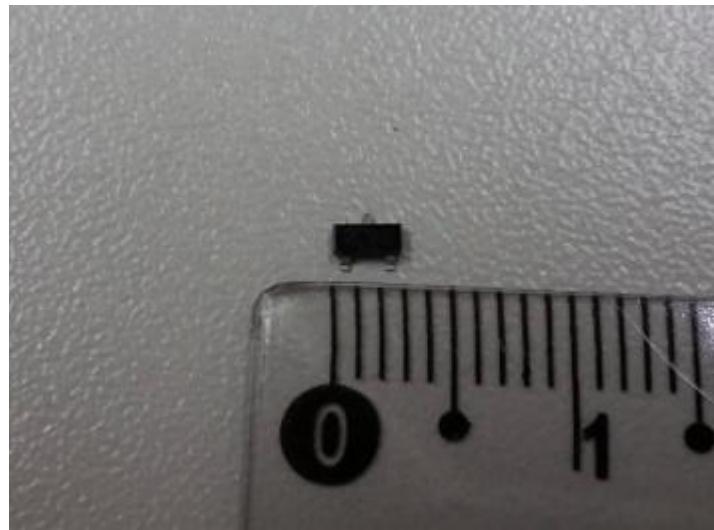
3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Transistor

O dispositivo utilizado neste estudo foi o transistor bipolar de junção BC846 (figura 14) cujas características elétricas encontram-se no anexo A. Foram adquiridos 25 transistores de um mesmo lote visando a realização de 6 sequências de testes distintos e também objetivou-se ter uma reserva para cobrir algum eventual imprevisto durante a execução dos experimentos.

Mesmo sendo provenientes do mesmo lote, isto não garante que os transistores sejam elétrica e mecanicamente idênticos. Como existem diferenças nesses parâmetros, eles foram separados por numeração que expressa a sequência dos experimentos e denominados de T1 até T12, conforme a tabela 3.

Figura 14 – Transistor BC846.



Fonte: Acervo pessoal do autor.

O fator de amplificação da corrente, h_{fe} , denominado de “ganho do transistor”, cujo símbolo ‘ β ’ é bastante utilizado para representá-lo, foi obtido com a polarização do transistor com uma tensão de 5V e uma corrente de base (I_B) de 0,5 nA. A escolha destes valores se dá pelo fato de que com 5V a influência da temperatura sobre o cristal semicondutor é menos significativa e por isso a corrente de deriva (corrente causada pela presença de um campo elétrico) do transistor é a menor possível. (MILLMAN; HALKIAS, 1967). Para a corrente injetada na base do dispositivo foi escolhido um valor muito baixo para que quando a radiação interagisse com o mesmo, seu valor pudesse ser mensurado; isto pode ser explicado pelo fato

de que a corrente provocada pela radiação, chamada *fotocorrente*, é também muito baixa, da ordem de pA a nA, por exemplo. O ganho β foi definido de acordo com a razão entre a corrente de saída I_C e a corrente de entrada I_B :

$$\beta = \frac{I_c}{I_b} \quad (3.1)$$

Tabela 3 – Transistores selecionados.

TRANSISTOR	CARACTERÍSTICAS	FINALIDADE	QUALIDADE DO FEIXE DE FÓTONS
T1	$\beta = 252 / I_c = 126 \text{ nA}$	Taxa de dose	6 MV
T2	$\beta = 288 / I_c = 144 \text{ nA}$	Taxa de dose	6 MV
T3	$\beta = 263 / I_c = 131 \text{ nA}$	Sensibilidade	6 MV
T4	$\beta = 288 / I_c = 144 \text{ nA}$	Sensibilidade / Dependência energética	6 MV
T5	$\beta = 278 / I_c = 139 \text{ nA}$	Sensibilidade / Dependência energética	6 MV
T6	$\beta = 262 / I_c = 131 \text{ nA}$	Sensibilidade	6 MV
T7	$\beta = 285 / I_c = 142 \text{ nA}$	Sensibilidade / Dependência energética	10 MV
T8	$\beta = 284 / I_c = 142 \text{ nA}$	Dependência energética	10 MV
T9	$\beta = 292 / I_c = 146 \text{ nA}$	Dependência angular	6 MV
T10	$\beta = 272 / I_c = 136 \text{ nA}$	Tamanho de campo	6 MV
T11	$\beta = 290 / I_c = 145 \text{ nA}$	Porcentagem de Dose em Profundidade	6 MV
T12	$\beta = 278 / I_c = 139 \text{ nA}$	Porcentagem de Dose em Profundidade	6 MV

Fonte: O próprio autor.

Os transistores possuem um tamanho miniaturizado, aproximadamente de 0,2 μm , inseridos em seus encapsulamentos que têm dimensões milimétricas. Para tornar mais fácil sua manipulação durante os experimentos eles foram soldados em placas de circuito impresso, conforme mostra a figura 15.

Figura 15 – Transistor Soldado em placa de circuito impresso.



Fonte: Acervo do autor.

Desta forma a conexão com o sistema dosimétrico (cabos e eletrômetro) foi executada com facilidade. A presença da placa também evita o contato direto com o volume sensível do transistor, evitando por exemplo, um aumento na temperatura do dispositivo devido à manipulação.

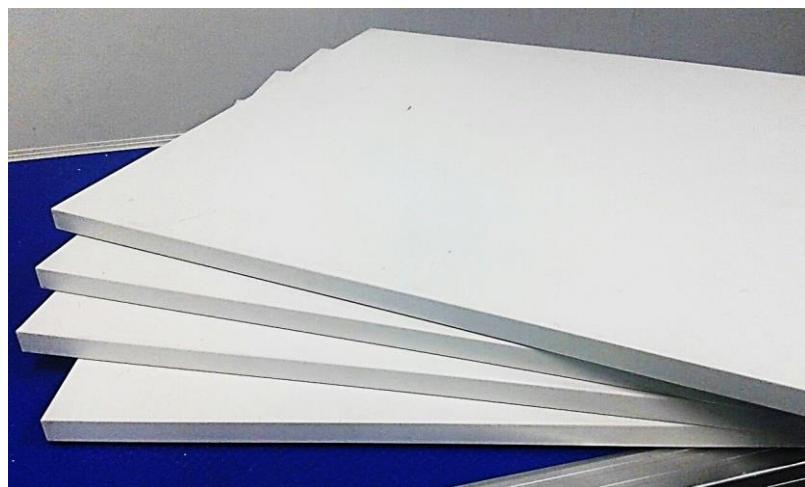
3.2 Simulador

O simulador (fantoma) utilizado nesta dissertação foi um conjunto de 20 placas de objetos tipo água sólida (figura 16) com espessuras variáveis de 1 a 10 mm. Cada placa possui uma área de 30x30 cm² e uma densidade equivalente a água, sendo 1 cm de água sólida igual a 1 cm³ de água.

Este simulador pertence ao departamento de Radioterapia de um hospital público na cidade de Curitiba-PR, onde foram realizadas as medidas. As placas de água sólida foram utilizadas para realizar as medidas com os transistores posicionados em determinadas profundidades e também na superfície, para considerar o efeito do espalhamento que é inerente na interação da radiação com o paciente.

Uma única placa de PMMA (figura 17) de 1 cm foi usinada com o molde do transistor já soldado na placa de circuito impresso, permitindo também a passagem do fio de conexão com o eletrômetro. Esta placa de acrílico foi fabricada no CRCN/NE e foi utilizada para acomodar o transistor entre as placas de água sólida (o transistor estava posicionado bem no centro da placa) evitando a presença de ar entre elas.

Figura 16 – Conjunto de placas de água sólida.



Fonte: Acervo do autor.

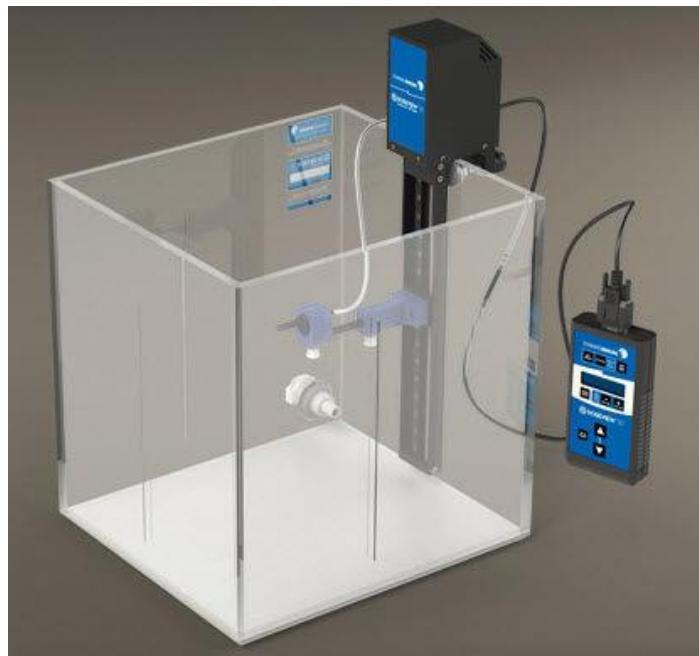
Figura 17 – Placa de PMMA usinada para acomodar o transistor.



Fonte: Acervo do autor.

Ainda com relação à placa de acrílico, sua presença entre o material de mesma densidade que a água não causa alteração significativa nas medições. Um fantoma de água, com dimensões de 40 x 40 x 40 cm³ (figura 18) também disponível no departamento de Radioterapia, foi utilizado para realizar medidas com a câmara de ionização (que não possui placa de água sólida usinada com seu molde) uma vez que a água é o meio recomendado para a dosimetria de referência como descrito no protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica nº 398.

Figura 18 – Fantoma de água 40x40x40 cm³



Fonte: <http://www.medicalexpo.com> .

3.3 Acelerador Linear

A fonte geradora de raios X de MV utilizada neste trabalho foi um acelerador Linear Clinac 2100 série C, fabricado pela empresa Varian Medical System (figura 19) pertencente ao departamento de radioterapia de um hospital público na cidade de Curitiba-PR. Este acelerador gera feixes de fótons de 6 e 10 MV, o que permitiu a avaliação da dependência energética para estas duas energias. O AL também é capaz de produzir feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12 e 15 MeV. Neste trabalho, apenas os feixes de raios X de 6 e 10 MV foram utilizados. Quanto à taxa de dose fornecida, cada acelerador linear dispõe de uma capacidade diferente, que depende das limitações inerentes a cada equipamento. O AL 2100 é capaz de fornecer 5 diferentes taxas de dose para o tratamento radioterápico: 80, 160, 240, 320 e 400 cGy por minuto, o que permitiu a realização dos testes da dependência do dispositivo com a taxa de dose.

Figura 19 – Clinac 2100, Varian®



Fonte: Acervo do autor.

3.4 Eletrômetro

O instrumento utilizado para efetuar as leituras dos transistores é um eletrômetro EFF1506, Scient®. Este instrumento fornece a corrente de base, que é a corrente de entrada, e mensura simultaneamente a corrente de emissor (coletor) de um transistor NPN (PNP), que é a corrente de saída.

A figura 20 ilustra o equipamento utilizado neste trabalho e também a interface do programa associado ao eletrômetro. O próprio EFF1506 armazena todas as medições, inclusive com as informações do experimento.

Figura 20 – Eletrômetro EFF 1506 e interface do programa associado.



Fonte: Acervo do autor

3.5 Câmara de ionização

A câmara de ionização é um detector de radiação bem estabelecido para a dosimetria de referência e recomendado por diferentes protocolos de medição de dose de radiação no mundo, inclusive pelo TRS-398, da AIEA. Uma câmara modelo EXRADIM A12 FARMER (figura 21), foi utilizada para fazer a dosimetria nas mesmas condições em que foram realizadas as medições com o transistor.

Figura 21 – Câmara de Ionização Exradim A12 FARMER.



Fonte: <http://www.standardimaging.com/>

A tabela 4 apresenta algumas características deste modelo de câmara de ionização.

Tabela 4 – Algumas características da câmara EXRADIM A12.

Volume sensível	0,65 cm³
Diâmetro do coletor	1,0 mm
Eficiência de coleta nominal	1,000
Potencial máximo de polarização	1000 V
Corrente de fuga inerente	10^{-15} A
A prova d'água?	SIM

Fonte: TRS 398 (2000).

3.6 Arranjo experimental

Para a realização das medições o transistor foi posicionado sobre placas de água sólida, na superfície e em profundidades variáveis (0,5 a 15 cm) conforme a necessidade do experimento. A fim de considerar o espalhamento na dosimetria, 10 cm de água sólida foram posicionadas abaixo do transistor em todos as leituras realizadas. A temperatura esteve em 20,4°C e a pressão em 91 kPa.

Tendo em vista a reprodutibilidade das medições, todas as medidas foram realizadas na DFS (Distância Foco Superfície) = 100 cm a partir do fantoma. O campo padrão, 10 x 10 cm², foi mantido em todos os experimentos exceto no que se desejava avaliar a mudança na distribuição de dose com a variação do tamanho de campo.

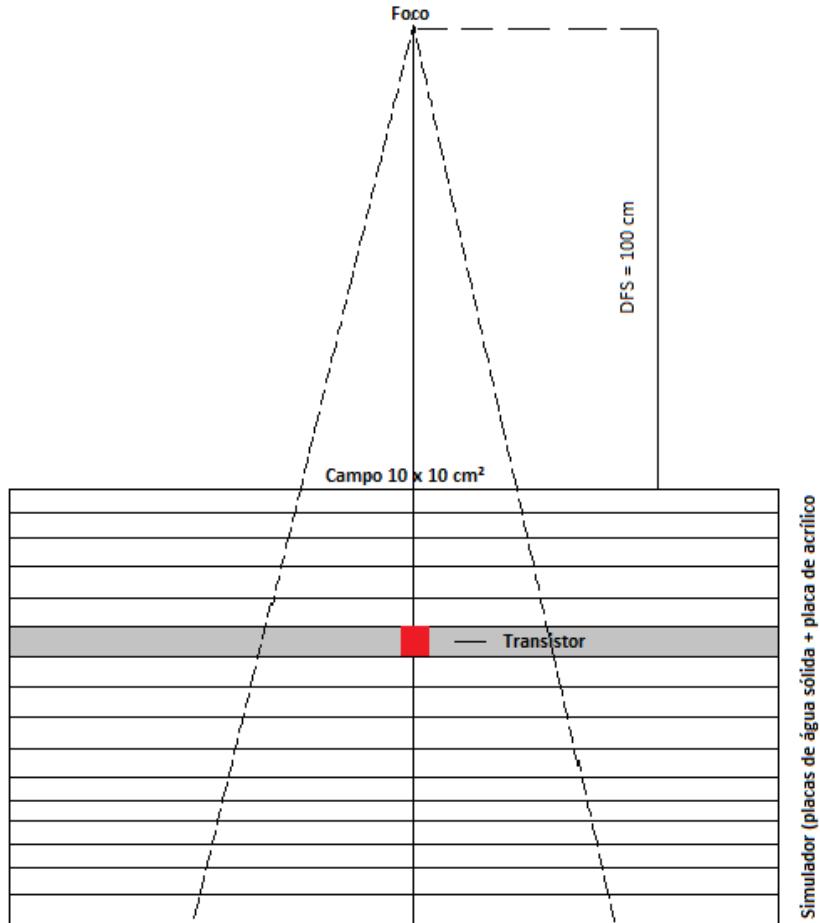
O transistor foi mantido no eixo central e um fracionamento de dose a partir de 50 até 300 cGy foi aplicado ao dispositivo. Para alguns experimentos foi depositada uma dose acumulada de até 41 Gy. A taxa de dose variou de 320 para 400 cGy/min a depender do experimento, sendo a de 400 cGy/min a mais utilizada por ser mais comum em procedimentos dos tratamentos radioterápicos na prática clínica.

O ângulo do gantry do AL foi mantido em 0 graus, exceto nas medidas de dependência angular. Como o acelerador linear utiliza unidades monitoras (U.M.) para a entrega da dose, e esta é definida como 1 U.M./cGy na profundidade de dose máxima, foram aplicados fatores de correção para que essa prescrição chegasse no transistor que estava a 5 cm de profundidade.

Essa correção não foi feita para as medidas da porcentagem de dose profunda com o

transistor, como será explicado na seção correspondente a este teste. A figura 22 ilustra o arranjo experimental.

Figura 22 – Arranjo experimental.



Fonte: O próprio autor.

3.7 Sensibilidade

Com este experimento desejou-se obter uma relação entre a dose e a resposta do dispositivo. Os transistores classificados como T3, T4, T5, T6 e T7 foram utilizados para avaliação da resposta com a dose aplicada. T3 e T4 foram expostos a uma dose de 1 a 3 Gy, com intervalos variáveis de 0,5 Gy, até chegar a uma dose acumulada de 30 Gy.

T5 e T6 e T7 foram avaliados de acordo com sua sensibilidade de uma forma diferente: receberam 41 Gy em intervalos de 1 Gy. O transistor na placa de PMMA foi inserido entre as placas de água sólida em uma profundidade correspondente a 5 cm para os feixes de energias

6 e 10 MV. Abaixo do transistor, 10 placas de água sólida constituíram a profundidade além da que corresponde a posição do transistor, para levar em consideração o espalhamento.

Segundo o protocolo da IAEA, o TRS-398, o fantoma deve ter 5 g/cm^2 além de todos os lados do tamanho de campo escolhido como também no mínimo $5\text{g}/\text{cm}^2$ além da máxima profundidade de medida.

3.8 Taxa de dose

Para verificar a resposta do transistor com a taxa de dose, foram feitos testes com os dispositivos classificados como T1 e T2. Eles foram posicionados, um a um, entre as placas de água sólida na profundidade de 5 cm, com 10 cm de placa para profundidade de espalhamento.

Uma dose total de 6 Gy foi entregue (fracionada em 6 vezes de 100cGy) com duas taxas de dose diferentes: 320 e 400 cGy/min, ou seja, 3 Gy para cada taxa de dose. Na prática clínica 400 UM/min é uma taxa de dose bastante usada no tratamento radioterápico.

3.9 Dependência energética

Para a medição da dependência energética, os transistores T4, T5, T7 e T8 foram utilizados. As duas qualidades de fótons disponíveis no acelerador linear 2100 série C da Varian Medical Sistems, 6 e 10 MV, foram utilizadas.

As medidas foram realizadas com um SSD de 100 cm, com o fantoma de água sólida, com o transistor posicionado na profundidade de 5 cm com mais 10 placas do fantoma abaixo (figura 21). O tamanho de campo padrão em radioterapia que é o $10 \times 10 \text{ cm}^2$ foi utilizado. T4 e T5 foram irradiados com fótons de 6 MV, e T7 e T8 com fótons de 10 MV. T4 e T8 foram expostos a uma dose acumulada de 30 Gy. T5 e T7 foram avaliados de acordo com sua dependência energética de uma forma diferente: receberam 41 Gy em intervalos de 1 Gy.

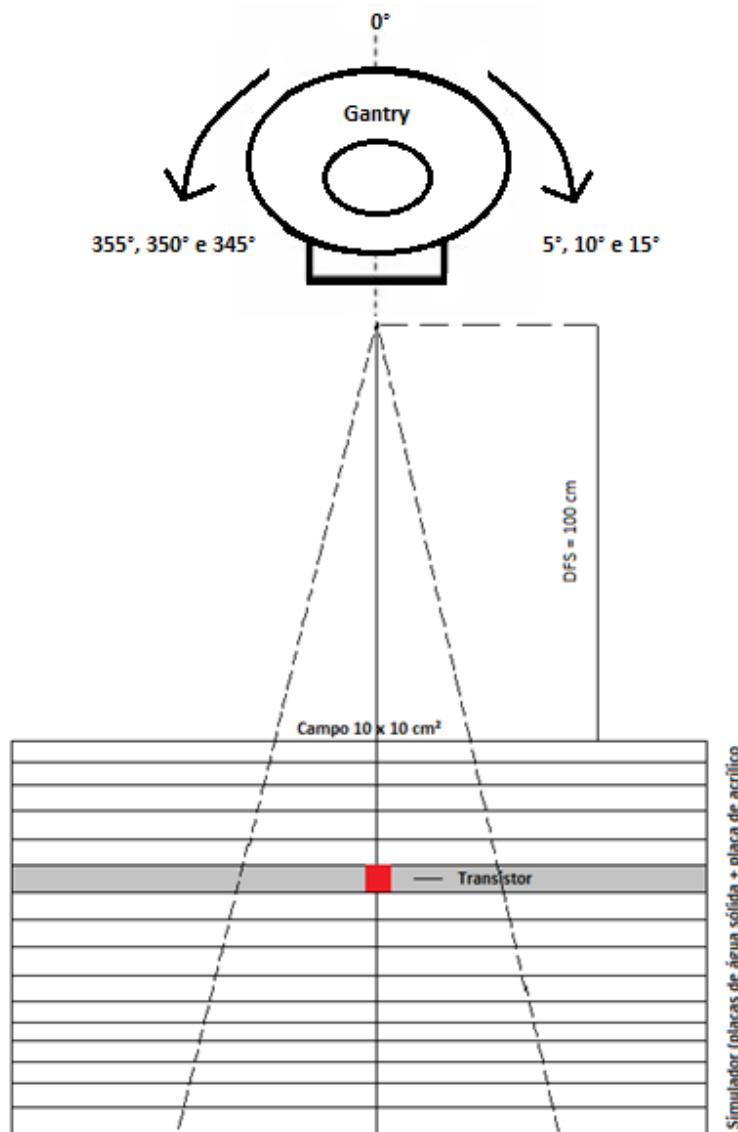
3.10 Avaliação da dependência angular

“A dependência direcional é importante em certas aplicações, por exemplo, dosimetria in vivo [...]. Dosímetros em radioterapia são geralmente usados na mesma geometria na qual são calibrados”. (PODGORSAK, 2003). A avaliação da dependência angular foi feita com o propósito de verificar como a leitura de saída varia quando o TBJ recebe o feixe de fótons

variando o ângulo de incidência da radiação sobre ele. Para este experimento, foi utilizado o transistor classificado como T9.

Variou-se o ângulo de incidência do feixe rotacionando o Gantry do acelerador linear, com os ângulos de até $\pm 15^\circ$, como pode ser visto na figura 23, que mostra de maneira simplificada o arranjo experimental.

Figura 23 – Verificação da dependência angular.



Fonte: Acervo do autor.

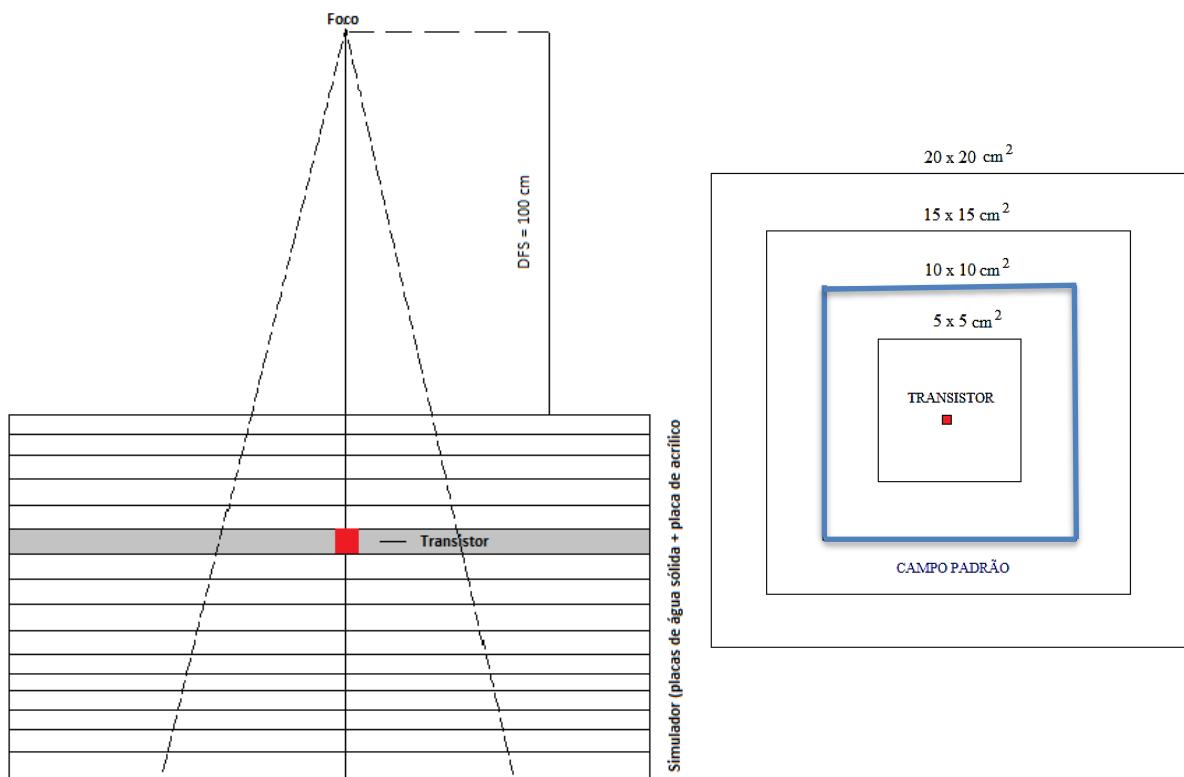
Esse teste nos informa a necessidade ou não de se manter o dispositivo perpendicular ao feixe, ou analisar até que ponto os erros de mal posicionamento podem causar erros significativos no procedimento de medição da dose.

3.11 Variação do tamanho de campo

O dispositivo classificado como T10 foi irradiado no acelerador linear e posicionado no eixo central de um campo de radiação que foi alternado conforme figura 24.

Os tamanhos de campo escolhidos seguem os padrões normalmente utilizados em feixes de radioterapia práticos, baseados em procedimentos reais os quais são feitos pelas clínicas e hospitais.

Figura 24 – Variação no tamanho de campo



Fonte: Adaptado de Silva (2008).

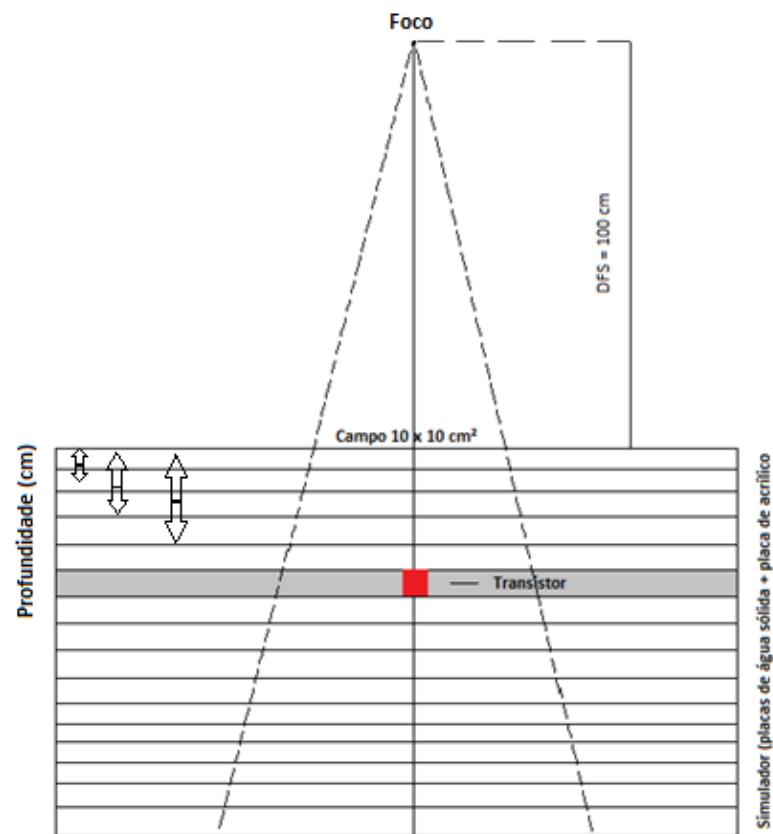
3.12 Porcentagem de dose em Profundidade (PDP)

A variação da dose com a profundidade foi medida com os transistores classificados como T11 e T12, com o tamanho de campo em $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS de 100 cm, e profundidades de medida de 0,5 até 15 cm (figura 25).

O transistor posicionado na placa de PMMA especialmente confeccionada para adaptá-lo teve sua posição alternada entre as placas de água sólida, mantendo-se no eixo central do

feixe. Assim, a DFS manteve-se constante. Para cada posição foi dada uma dose de 50 cGy em três repetições, somando uma dose total de 15 Gy.

Figura 25 – Variação na profundidade entre as placas de água sólida.



Fonte: Adaptado de Silva (2008).

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Sensibilidade

Embora existam vários tipos de detectores de estado sólido para dosimetria das radiações ionizantes, nenhum dos sistemas formados por tais dosímetros é absoluto. Detectores do estado sólido precisam de calibração em um campo medição conhecido antes de serem usados para a determinação da dose absorvida (AAPM,2005).

A determinação da curva de sensibilidade do transistor versus dose aplicada é um requisito importante para a caracterização do sistema de irradiação utilizado neste trabalho porque através deste comportamento pode-se determinar a dose absorvida como também um fator de correção para a perda de sensibilidade do dispositivo.

Esta curva de sensibilidade nos mostra o comportamento do dispositivo após os sucessivos danos provocados em sua estrutura cristalina pela interação da radiação em seu volume sensível, como visto nas figuras 26 e 27, onde I_0 representa a corrente de coletor I_c após a irradiação e I_R a mesma corrente durante a irradiação.

Figura 26 – Curva I_c x Dose absorvida, Transistor T3.

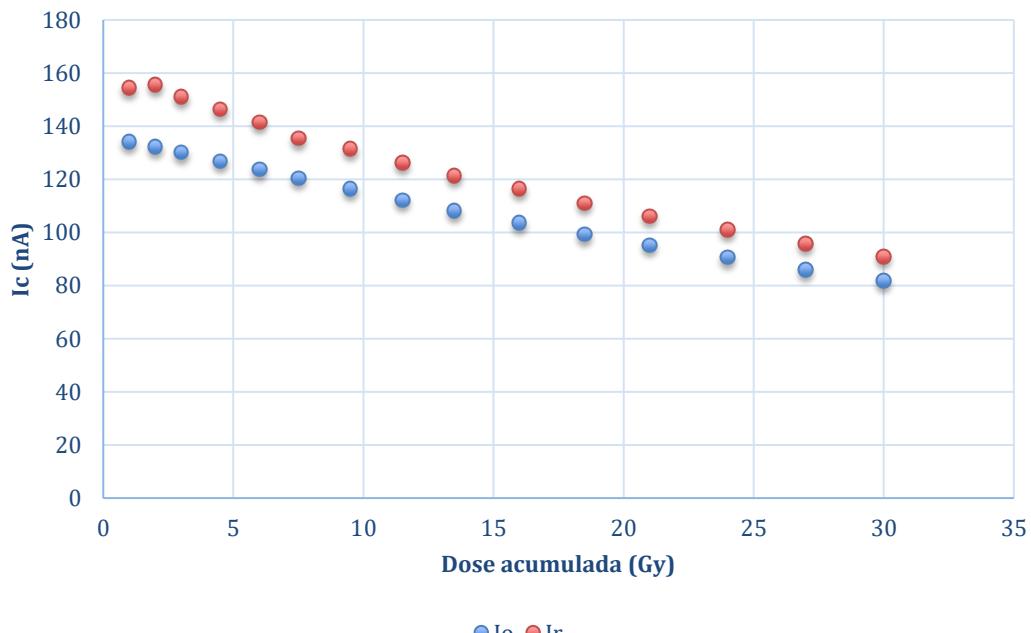
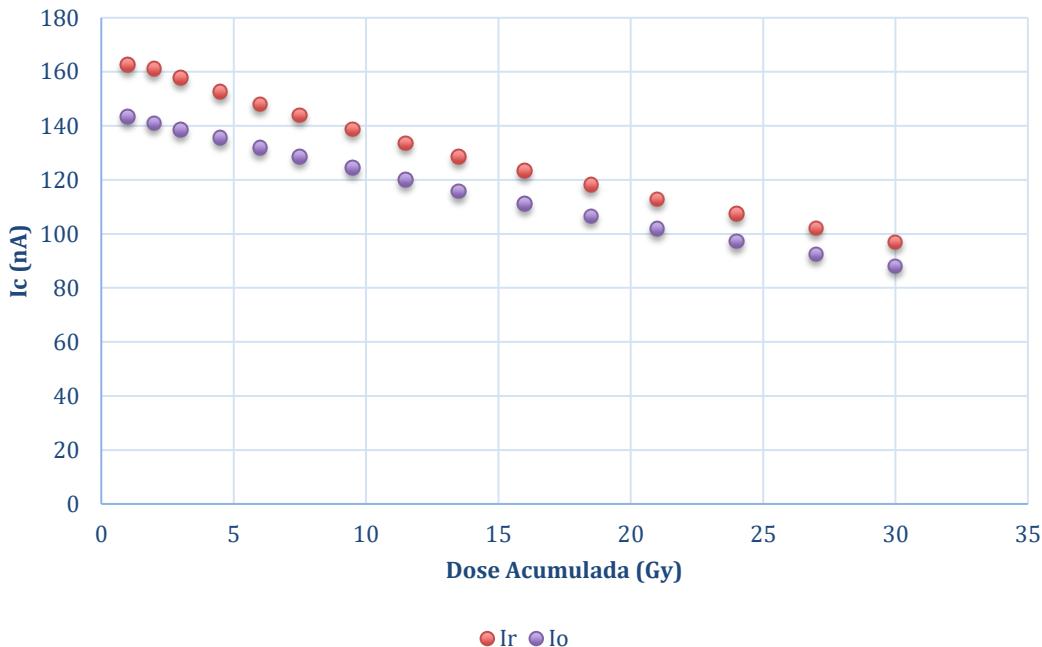


Figura 27 – Curva Ic x Dose absorvida, Transistor T4.

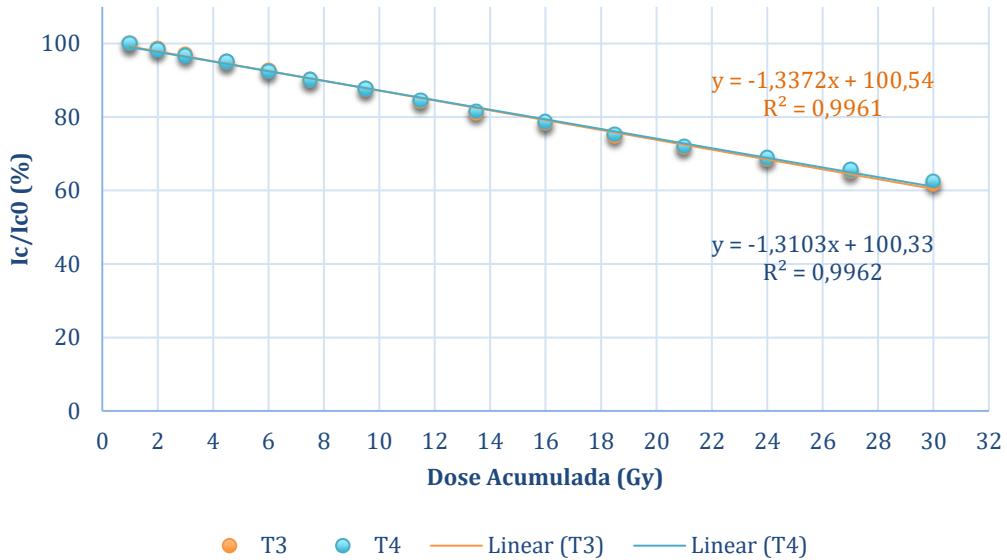


A dose acumulada aumenta o número de centros de armadilhas, causando uma redução no tempo de vida dos portadores e um consequente decréscimo na sensibilidade do dispositivo (AAPM, 2005).

A cada 3 feixes de radiação entregues ao transistor, houve um aumento na dose de radiação em 0,5 Gy. Acompanhando este acréscimo, a sensibilidade do dispositivo também diminuiu proporcionalmente (o que pode ser visto pela diminuição dos valores de I_c nos gráficos).

Para os dois transistores acima, observa-se que as curvas de resposta vistas graficamente, apresentam o mesmo comportamento, embora haja diferenças entre valores de corrente inicial e ganho. Normalizando-se a resposta dos transistores avaliados, as curvas de resposta normalizada são idênticas (figura 28).

Figura 28 – Curvas de I_c normalizadas para o BC846 em função da dose.



Outros dois transistores, classificados como T5 e T6, também foram utilizados para avaliação da resposta com a dose de radiação. Mas a abordagem foi um pouco diferente desta vez. Foi entregue um total de 41 Gy, sendo que a entrega foi feita de 1 em 1 Gy como descrito na metodologia. Este método teve como objetivo acompanhar a resposta do transistor com um prolongamento da dose de radiação entregue. Com o aumento da dose absorvida pelo dispositivo em análise, a curva da corrente em função da dose acumulada tende a tomar a forma de uma distribuição exponencial (figuras 29 e 30).

Figura 29 – Curvas de resposta do transistor T5 durante e após a irradiação.

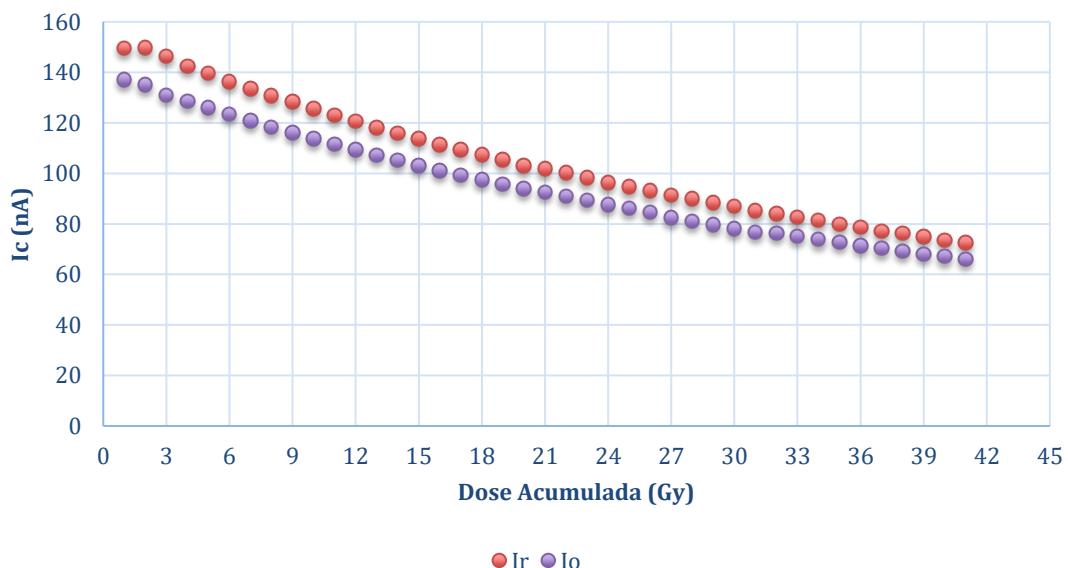
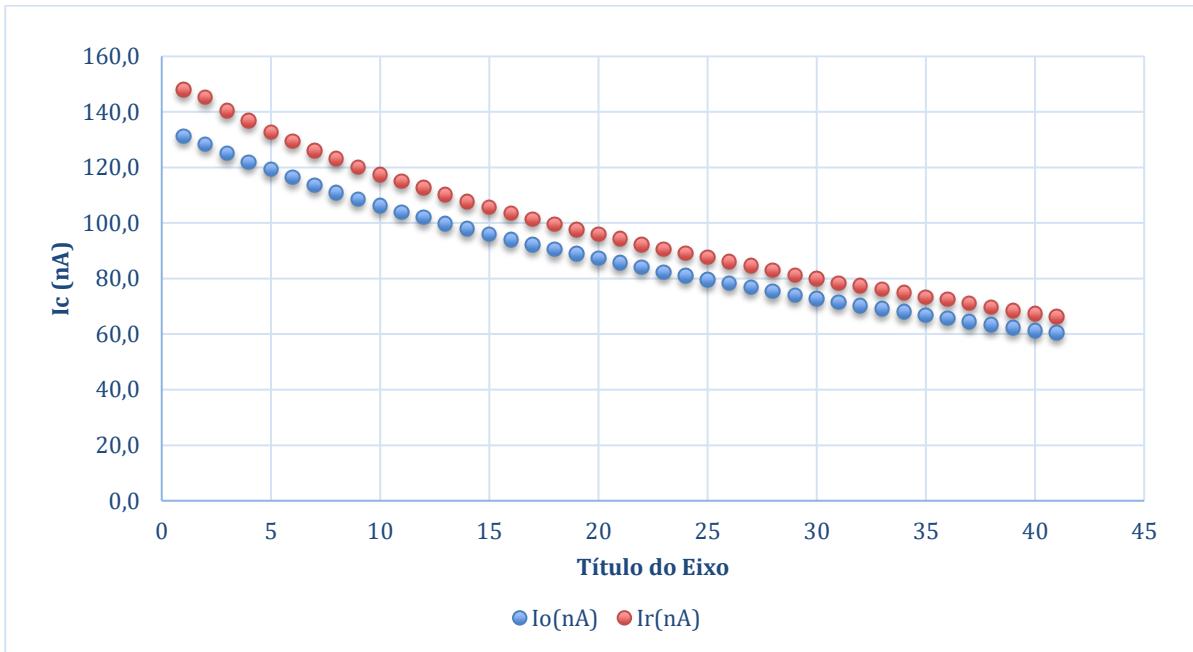


Figura 30 – Curvas de resposta do transistor T6 durante e após a irradiação.

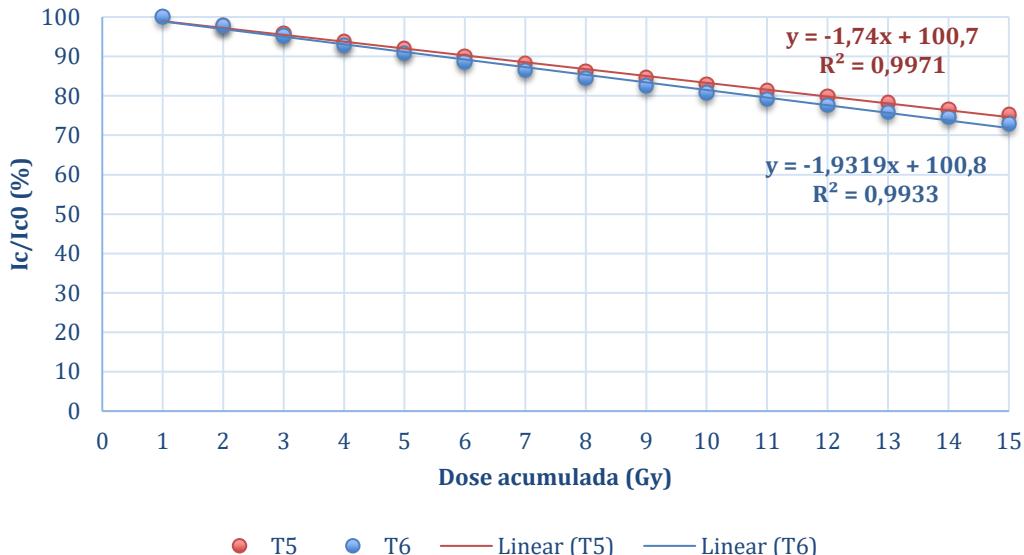


Essa característica exponencial também é apresentada mesmo com a resposta normalizada. Pode-se constatar que o comportamento de ambos transistores é idêntico no momento em que estão sendo irradiados, apesar das diferenças em suas características elétricas.

Uma das características ideais de um dosímetro é a resposta linear com a grandeza avaliada. O fato dos transistores terem apresentado maior inclinação na curva de resposta com o aumento da quantidade de feixes de radiação entregue em seu volume sensível não os tornam menos atrativos para aplicações dosimétricas visto que eles apresentam intervalos de respostas lineares. O que pode ser verificado é a necessidade de uma irradiação prévia para conduzir o dispositivo a um intervalo linear.

Analizando o comportamento das curvas das figuras 31 e 32 observa-se que até 15 Gy não seria necessária uma pré-irradiação, pois neste intervalo a resposta do transistor permanece linear.

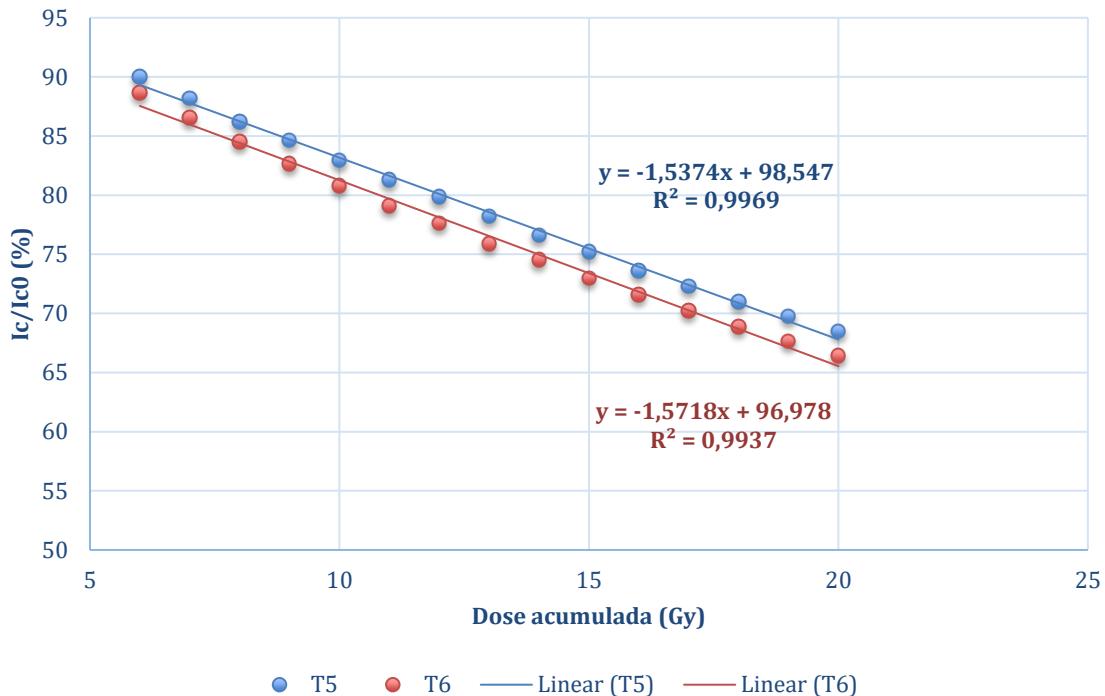
Figura 31 – Resposta dos Transistores T5 e T6 para uma faixa de dose de até 15 Gy.



Apesar de nesta faixa de dose de radiação o transistor apresentar linearidade, uma pré irradiação de 2 Gy poderia ser aplicada como uma faixa de segurança, para estabilizar o dispositivo devido à contribuição de cargas estáticas e também devido ao processo de reorganização da estrutura cristalina do semicondutor, que precisaria ser sensibilizada até um estágio que conduza o transistor a ter um comportamento praticamente linear para baixas doses.

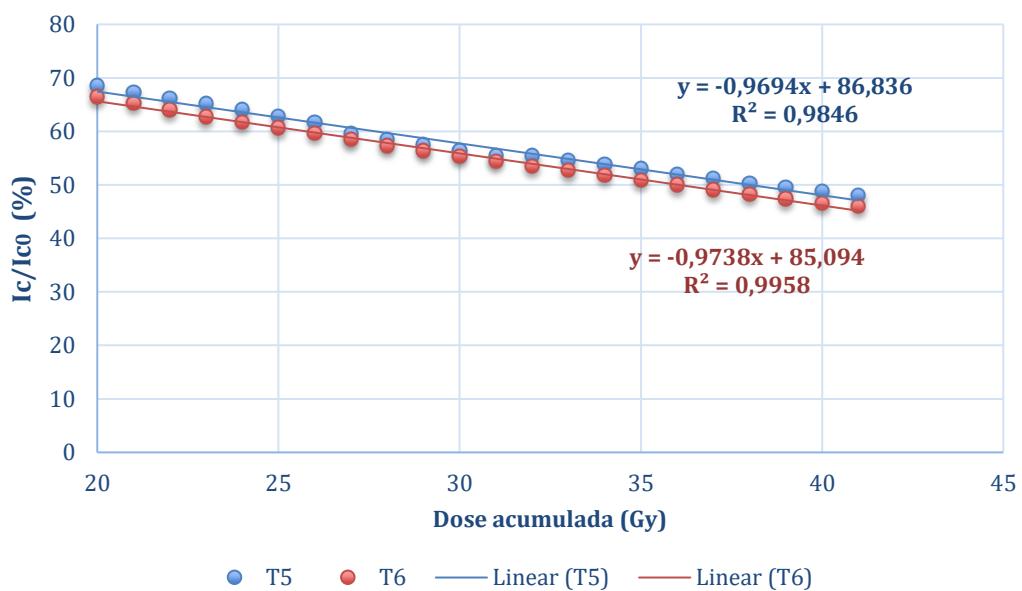
Para estudos dosimétricos até 20 Gy, seria necessário uma pré irradiação em torno de 3 a 5 Gy, o que eliminaria algumas incertezas relacionadas às características elétricas do transistor. A figura 32 mostra o comportamento da corrente do transistor em função da dose acumulada, após uma pré-irradiação de 5 Gy.

Figura 32 – Resposta de T5 e T6 após uma pré-irradiação de 5 Gy.



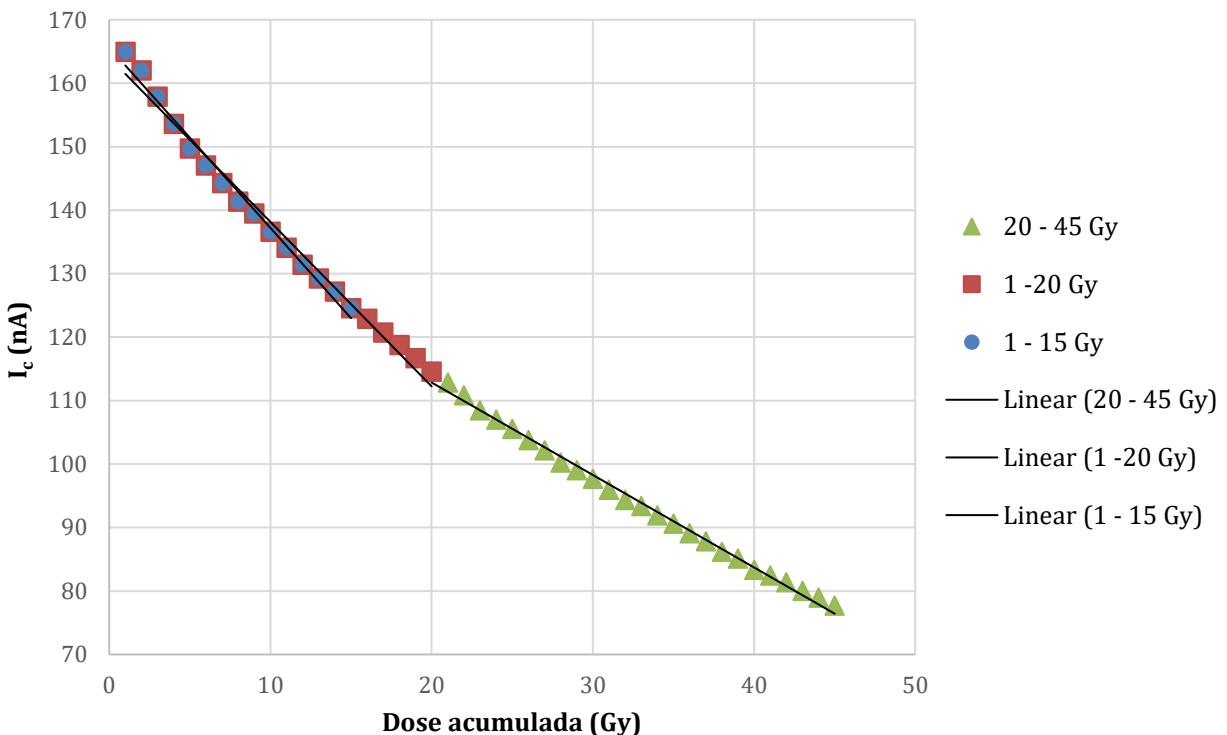
Quando a aplicação se destina a experimentos com doses acima de 20 Gy, uma pré irradiação de 15 a 20 Gy se torna necessária, pois após esta faixa de dose o dispositivo entra em um outro nível de sensibilização e a partir deste, é capaz de apresentar sua resposta com um comportamento linear, como mostra a figura 33.

Figura 33 – Resposta de T5 e T6 após uma pré irradiação de 20 Gy.



A figura 34 representa o dispositivo T7, submetido ao feixe de qualidade 10 MV, ele apresentou faixas de linearidade coincidentes com T6, que foi irradiado com 6 MV. Deste modo, as recomendações de pré-irradiação que se aplicam para um, podem ser aplicadas ao outro independentemente da energia que está sendo aplicada.

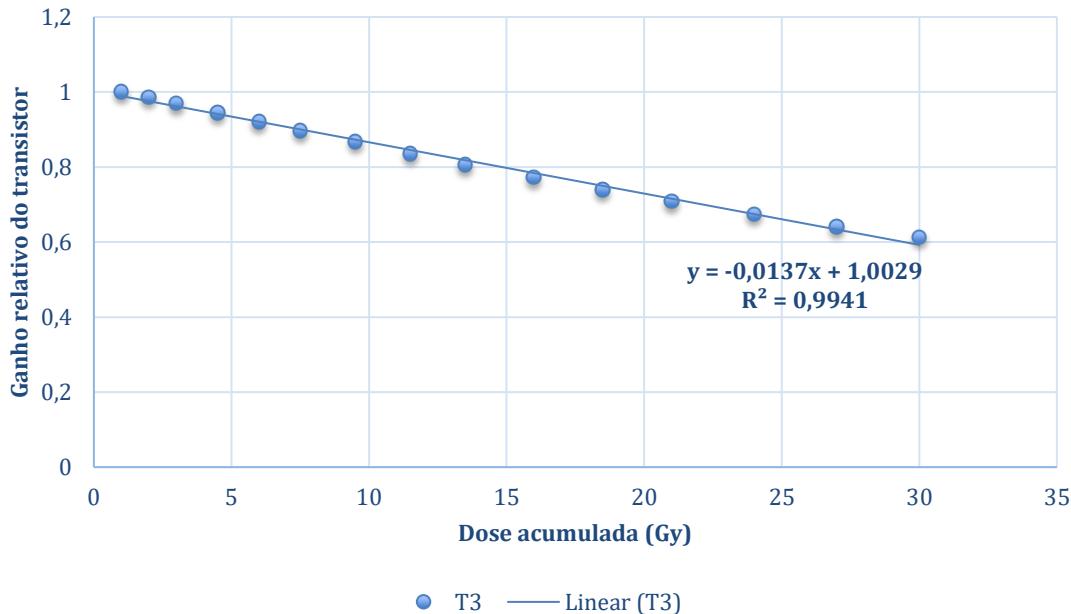
Figura 34 – Comportamento do TBJ para um feixe de qualidade 10 MV.



Uma vez que o dispositivo responde proporcionalmente a dose aplicada, isso quer dizer que pode-se obter a resposta da dose avaliando um de seus parâmetros, como corrente de coletor (I_c), tensão de coletor-emissor (V_{ce}) e ganho β .

O ganho do transistor (β) é uma grandeza adimensional que é uma característica inerente a cada transistor em particular e também pode ser utilizado para fazer a correlação com a dose absorvida, facilitando o cálculo matemático. Conforme apresentado na figura 35, o ganho relativo do transistor foi escolhido para ser o parâmetro da resposta do transistor em função da dose de radiação acumulada.

Figura 35 – Ganho relativo do transistor T3 em função da dose de radiação.



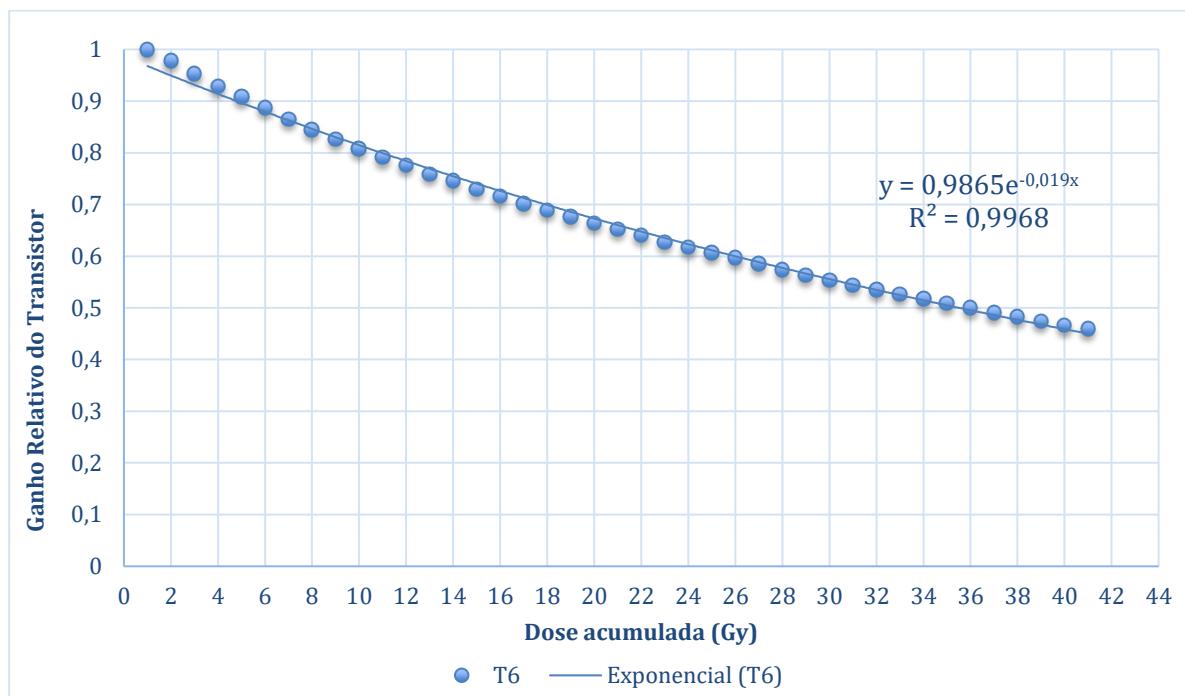
Para determinar a dose absorvida parametricamente, basta inverter a equação expressa no gráfico e deste modo obter uma função linear que relaciona a dose acumulada (X) com o ganho relativo de corrente do transistor (Y). Para o gráfico acima, esta função inversa resulta na seguinte expressão:

$$X(Y) = -72,66(Y) + 72,95 \quad (Gy) \quad (4.1)$$

No transistor T6, a dose acumulada foi maior do que no T3, o que fez com que a leitura do dispositivo fosse adquirindo a forma de uma exponencial.

A função que descreve o comportamento da dose absorvida em relação ao ganho de corrente não precisa ser necessariamente uma função linear, pois é possível modelar esta curva independentemente do seu formato (figura 36).

Figura 36 – Ganho do transistor T6 normalizado como uma função da dose de radiação.



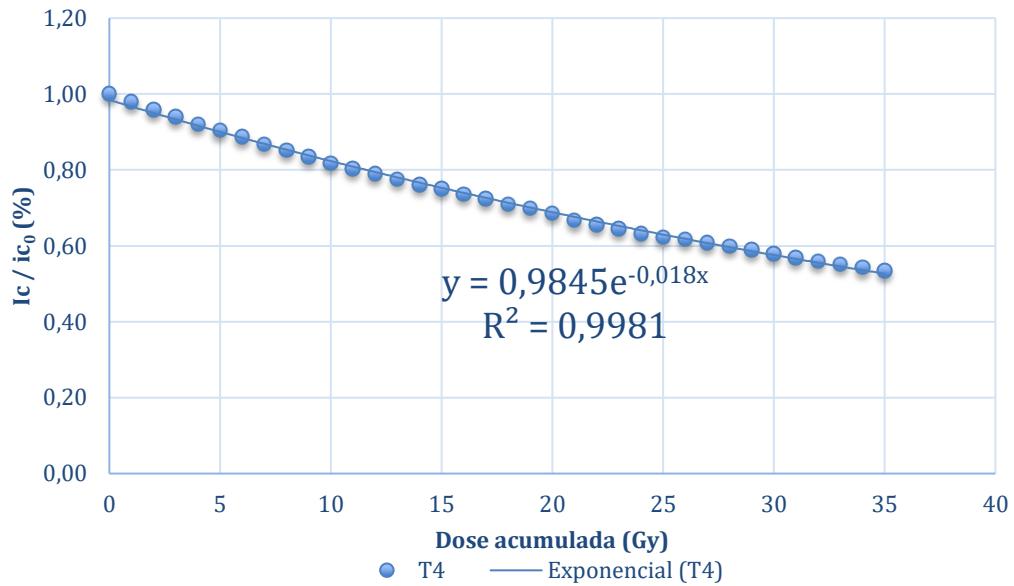
Uma vez que a curva está determinada, para obter a equação da dose acumulada (X) em função do ganho relativo do transistor (Y), basta invertê-la para estimar o valor da dose absorvida:

$$X(Y) = 52,63 \cdot \ln Y^{-1} - 0,715 \quad (\text{Gy}) \quad (4.2)$$

As figuras 37, 38 e 39, destacam como pré-irradiações de 5, 10 e 20 Gy podem melhorar a reprodutibilidade das leituras e a consequente distribuição dos pontos no gráfico.

O transistor sofre uma variação mais significativa quando virgem, o procedimento de pré irradiação faz com que a determinação da dose a partir da equação inversa, como discutido anteriormente, seja mais precisa e o coeficiente de determinação, R^2 , também melhora.

Figura 37 – Comportamento de T5, para uma pré- irradiação de 5 Gy.



Invertendo-se a equação do gráfico temos:

$$X(Y) = -0,57 \ln(Y) - 0,59 \quad (4.4)$$

Do mesmo modo, podemos proceder com os transistores T5 e T6. É importante observar que após as pré-irradiações, as equações obtidas, que representam o comportamento dos dispositivos foram praticamente idênticas.

Figura 38 – Comportamento do T5 para uma pré-irradiação de 10 Gy.

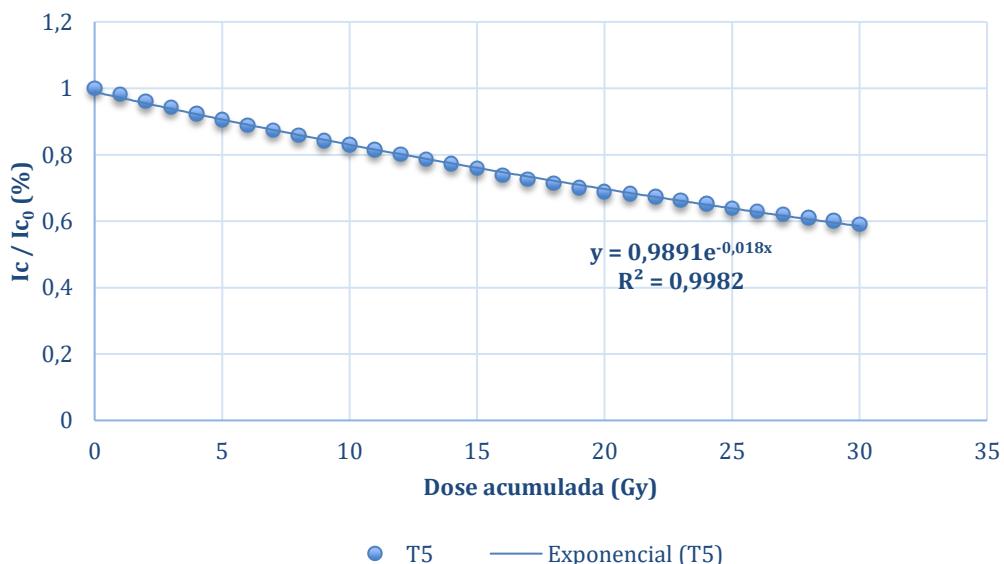
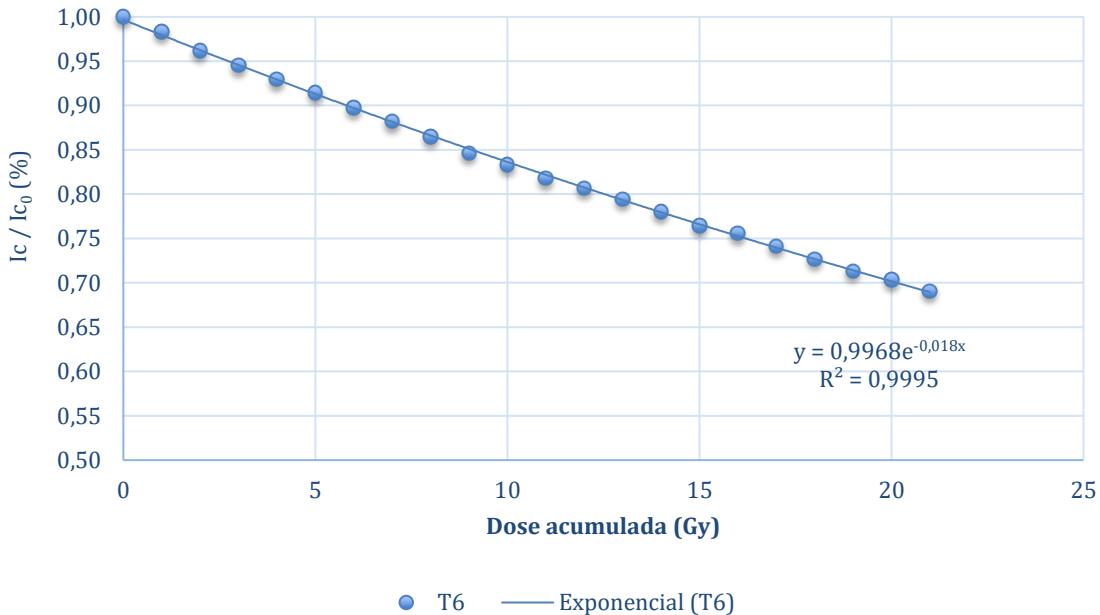


Figura 39 – Comportamento do T6 para uma pré irradiação de 20 Gy.



4.2 Taxa de Dose

Nos sistemas de dosimetria que integram a dose com relação ao tempo de exposição, a quantidade medida deve ser independente da taxa de dose da fonte de radiação (ATTIX, 1986).

Os transistores T1 e T2 avaliados quanto ao seu comportamento sob diferentes taxas de dose, mostraram resultados similares quanto à variação na corrente de coletor e à variação no ganho β . Uma vez que β é diretamente proporcional a corrente I_c , é de se esperar que esta variação siga a mesma proporção.

A tabela 5 apresenta a leitura média da corrente I_c para cada taxa de dose, e a partir dela, podemos observar que a variação percentual média apresentada por cada transistor foi de cerca de 4% entre as duas taxas de dose. Ao observar a tabela 5 pode-se notar que há um acréscimo no valor médio da corrente I_c para o transistor T2, quando a taxa de dose é alternada de 320 para 400 cGy/min. No transistor T1 ocorre o inverso, o que é esperado. Este comportamento pode ser explicado através da própria sensibilidade do transistor no momento em que está sendo irradiado. O AL, de modo eletrônico, tenta manter a taxa de dose no valor selecionado, para isso, varia a taxa de dose em alguns momentos para que a média fique em torno da taxa de dose selecionada. Este mecanismo, chamado *overshoot*, é sentido pelo transistor.

Tabela 5 – Variação com a taxa de dose.

T1		
Taxa de Dose (cGy/min.)	I_c (nA)	Desvio Padrão
320	13,0	0,70
400	13,6	0,64
T2		
Taxa de dose (cGy/min.)	I_c (nA)	Desvio Padrão
320	17,8	1,92
400	17,0	1,78

Valores médios das correntes de coletor para os transistores T1 e T2 para a taxa de dose selecionada.

Antes de ser submetido a irradiação, o transistor apresenta uma corrente de coletor inicial e constante, I_{C0} . Após a interação do feixe de radiação, ele perde um pouco da sensibilidade e em decorrência disso, o valor da corrente diminui e continua a cair a cada nova irradiação do transistor.

A partir da tabela 6, pode-se comparar cada ponto de irradiação (o valor de I_c após cada irradiação) e pode-se observar que eles variam em torno de 3% em relação ao β e a I_c , de uma irradiação para a outra. Lembrando que, I_0 é a corrente de coletor após a irradiação, e I_R a corrente durante a irradiação.

Em relação ao aumento de corrente provocado no transistor T1 durante a entrega da dose de radiação, esse permanece constante em torno de 11%. Esta avaliação percentual sobre cada um destes parâmetros: corrente I_C antes e após a irradiação, corrente I_c em cada ponto do gráfico e consequentemente o ganho β , revela uma proporcionalidade entre a dose de radiação entregue e o comportamento do transistor.

O dispositivo T2 também utilizado para avaliar a influência da taxa de dose bem como caracterizá-lo em relação a este parâmetro, apresentou resultados semelhantes. No T2, a variação permaneceu em torno de 3% em relação a β e a I_c . Essa variação guarda uma proporcionalidade com a dose absorvida, e revela que a resposta do transistor tende a um comportamento linear em determinado intervalo de dose.

Tabela 6 – Variação percentual dos TBJs com a taxa de dose.

T1				
Taxa de Dose (cGy/min.)	β	I_0 (nA)	I_R (nA)	I_0/I_R (%)
320	250,8	125,4	139,0	10,8%
	243,8	121,9	135,2	10,9%
	237,8	118,9	132	11%
400	232,2	116,1	130	11,9%
	226,4	113,2	126,8	12%
	221,4	110,7	123,7	11,7%

T2				
Taxa de dose (cGy/min.)	β	I_0 (nA)	I_R (nA)	I_0/I_R (%)
320	286	143	163	13,9%
	280	140	157	12%
	273,2	136,6	153	12%
400	267,2	133,6	152	13,7%
	261	130,5	148	13,4%
	258	129	144	11,6%

É importante observar, segundo dispõe a tabela 3, que os transistores possuem correntes I_C de valores iniciais diferentes. Os transistores analisados para este parâmetro dosimétrico apresentaram uma variação linear, indicando que a influência da taxa de dose é insignificante, e podemos considerar que não há dependência com este parâmetro.

4.3 Dependência Energética

A resposta de um sistema dosimétrico (leitura por quantidade dosimétrica – L/Q), é geralmente uma função da qualidade do feixe de radiação, isto é, sua energia. (PODGORSAK, 2003). Os transistores T4, T5, T7 e T8 foram estudados para avaliar a dependência energética do dispositivo em feixes de qualidades 6 e 10 MV.

No momento do processo de irradiação, independentemente da energia, o comportamento da curva paramétrica se mostra idêntico a todos os outros dispositivos. O que

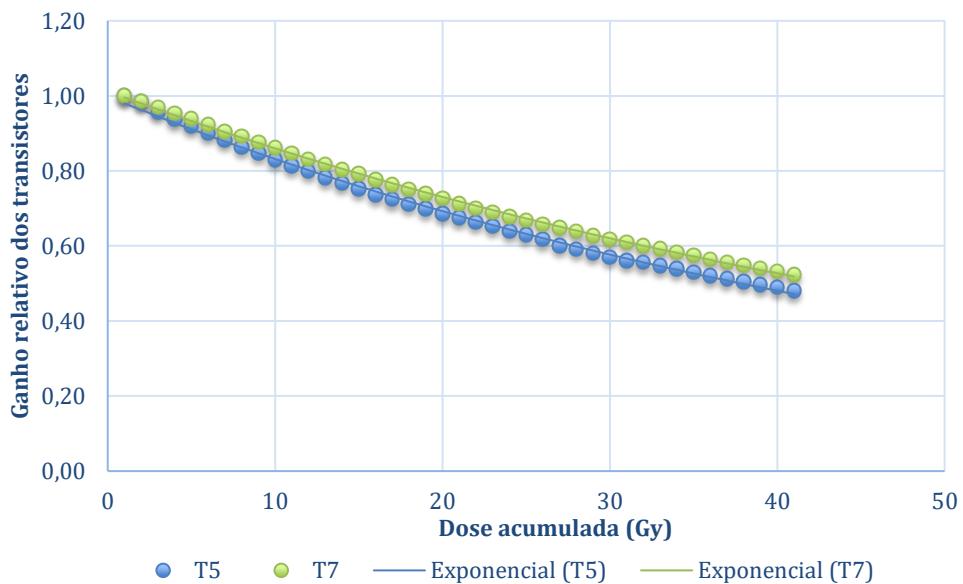
muda, neste caso, é quantidade da fotocorrente (I_R) gerada, o que é esperado na interação com fótons mais energéticos.

A quantidade de dano provocado no detector é relacionada não somente com a dose total de radiação, mas também com a qualidade da radiação.

Os transistores T5 e T7 podem ser considerados idênticos, pois em relação ao ganho, não diferem mais que 2,5%. O mesmo acontece com os transistores T4 e T8. Desta forma esses 4 dispositivos foram utilizados para a avaliação da dependência energética.

Na figura 40, percebe-se que para uma maior energia houve um menor dano e para uma energia menor houve uma perda maior na sensibilidade, para um largo intervalo de dose (de até 41 Gy).

Figura 40 – Variação na sensibilidade para energia de 6 e 10 MV.



T5 está sobre um feixe de 6 MeV enquanto T7 foi irradiado com 10 MeV.

A dependência energética foi avaliada para alguns valores, como mostrado na tabela 7. Os valores de I_C da tabela se referem a corrente provocada no transistor durante a irradiação. Uma pré-irradiação de 5 Gy foi dada nos dispositivos avaliados (T4 e T8), considerando-se que este procedimento ajudaria a melhorar a resposta do transistor à dose.

Tabela 7 – Valores de I_c para avaliação da Dependência Energética.

T4 - 6 MV		
Gy	I_c (nA)	I_c/I_{c_0}
5	17,2	1
6	16,1	0,93
11	13,6	0,79
16	12,2	0,71
21	11,0	0,64
26	9,5	0,55

T4 - 6 MV		
Gy	I_c (nA)	I_c/I_{c_0}
5	15,1	1
6	14,45	0,95
11	12,23	0,80
16	11,21	0,74
21	10,0	0,66
26	8,8	0,58

De acordo com os resultados obtidos, os transistores apresentam certa dependência energética, e analisando a variação relativa da corrente (I_c/I_{c_0}) essa dependência é em média 3% em relação a energia de 10 para 6 MeV.

4.4 Dependência angular

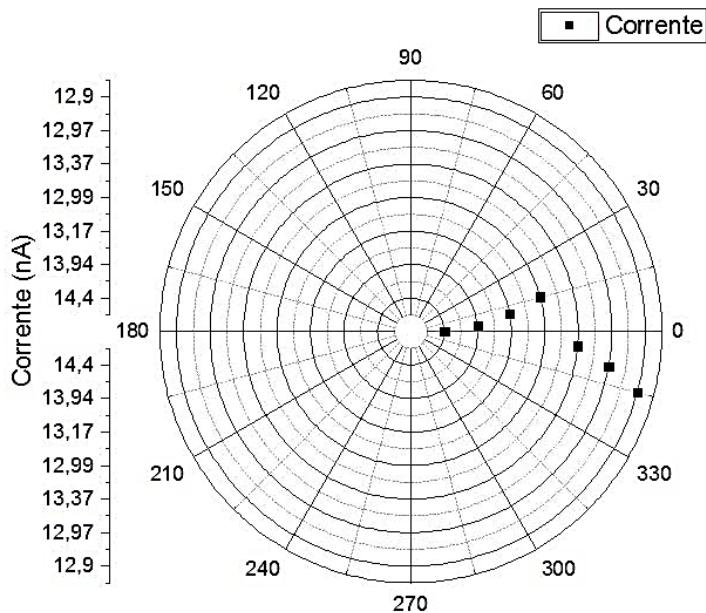
Os ângulos utilizados para este estudo, foram limitados a ± 15 graus. Em uma escala de ± 180 graus, qualquer ângulo pode ser utilizado para a entrega da dose de radiação em um tratamento radioterápico. O fato do fantoma utilizado ter a forma geométrica de um quadrado limitou o estudo da dependência angular em outras incidências, pois seria necessário um fantoma cilíndrico para garantir que a distância de irradiação permanecesse fixa durante todo o experimento, com o transistor posicionado no isocentro.

Na tabela 8 é apresentado o valor médio das respostas do transistor T9 durante a irradiação, para alguns ângulos de gantry em relação ao isocentro. A dependência angular pode ser vista na figura 41.

Tabela 8 – Resposta do transistor T9 para a variação angular da geometria de irradiação.

Angulo	Ic (nA)
0°	14,4 ± 0,1
5°	13,9 ± 0,2
10°	13,1 ± 0,3
15°	12,9 ± 0,1
355°	13,3 ± 0,03
350°	12,9 ± 0,06
345°	12,9 ± 0,1

Figura 41 – Dependência direcional, T9.



As leituras foram corrigidas em torno de uma variação de 1%/Gy. Este valor refere-se a uma perda, em valores percentuais, da sensibilidade do dispositivo após cada irradiação. Deste modo, essa correção visa desconsiderar a perda de sensibilidade do dispositivo para que seja possível avaliar apenas se o dispositivo apresenta alguma dependência com a direção em que incide o feixe de radiação.

A partir dos dados contidos na tabela 9, verificou-se que o transistor possui uma dependência angular e que essa é ligeiramente mais acentuada para os ângulos negativos. Esse fato pode ser explicado considerando-se o fio de ouro que fica do lado do emissor no interior

do transistor. Esse fio pode atuar de maneira a atenuar o feixe, fazendo com que a resposta do transistor sofra variações de acordo com a posição do mesmo em relação ao feixe de fótons. É um fator importante a ser considerado, uma vez que indica a necessidade de se manter o dispositivo perpendicular ao feixe de radiação

4.5 Tamanho de campo

Entre as condições de referência em uma dosimetria, o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ é um dos requisitos. A partir desta dimensão é que são avaliadas as contribuições de outros tamanhos de campo, ou seja, como a radiação espalhada interfere no aumento da dose absorvida.

O transistor T10 foi avaliado para a dependência da sua resposta com a variação do tamanho de campo. A DFS esteve constante em 100 cm para todas as medições, com o transistor posicionado no centro da incidência do feixe para os tamanhos de campo. Para cada tamanho de campo foi registrada a variação provocada na corrente de coletor do dispositivo, como mostra a tabela 9.

Tabela 9 – Variação da corrente de coletor com o tamanho de campo.

Tamanho de Campo (cm^2)	I (nA)
5 x 5	$12,9 \pm 0,14$
10 x 10	$14,4 \pm 0,23$
15 x 15	$14,8 \pm 0,02$
20 x 20	$14,6 \pm 0,22$

A partir da avaliação dos dados obtidos, podemos perceber que houve uma ligeira variação, quando aumenta o tamanho de campo, aumenta a leitura. Valores da corrente foram corrigidos por um fator de 1,5 %/Gy. Esta correção foi feita avaliando-se percentualmente a perda de sensibilidade do dispositivo após cada irradiação nos diferentes tamanhos de campo, da mesma forma como feito para a avaliação da dependência angular.

O valor encontrado para correção não deve ser necessariamente igual para os diferentes testes, pois cada procedimento de irradiação foi realizado para avaliar parâmetros distintos de

uma dosimetria. Sendo assim, ao variar-se a área que está sendo irradiada, a corrente gerada no transistor pode sofrer influência de outros fatores como a radiação espalhada proporcional ao tamanho de campo aplicado.

4.6 Porcentagem de Dose Profunda - PDP

A Porcentagem de Dose Profunda é uma relação bastante importante em radioterapia. A partir dela e juntamente com outros fatores relacionados, o cálculo da dose em determinado ponto no paciente pode ser determinado.

Os transistores T11 e T12 foram avaliados quanto a sua resposta para a mudança que o feixe de radiação sofre ao longo do caminho percorrido. As medidas foram realizadas em várias profundidades. A dose foi mantida constante em 0,5 Gy independentemente da profundidade.

Para a realização da análise das curvas de PDP foi utilizada a curva de resposta com a dose para uma correção de sensibilidade. Esta correção representa aproximadamente 2 % / Gy.

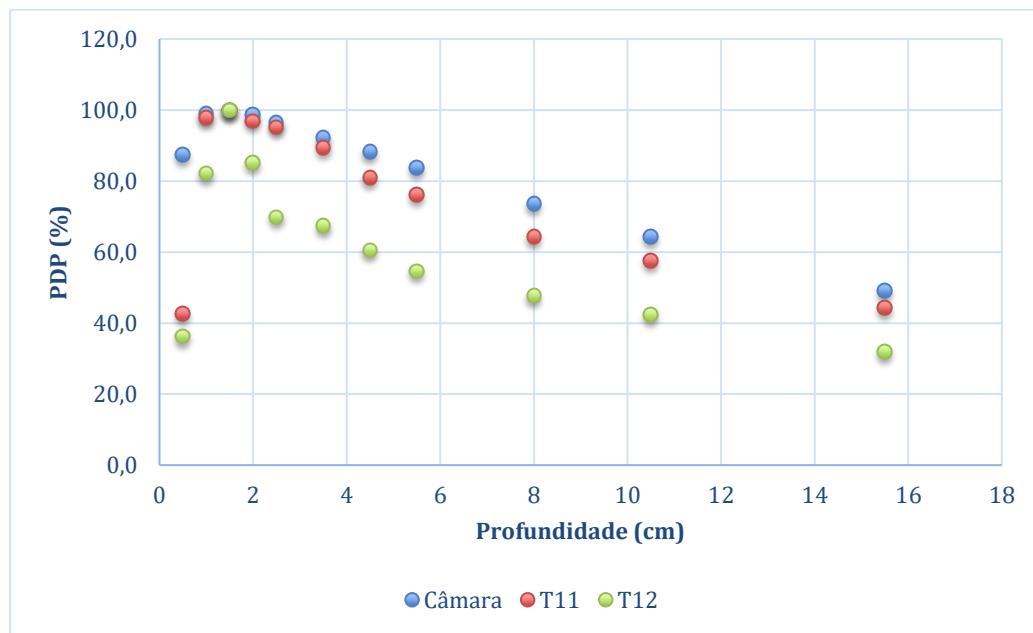
Podemos observar que o transistor apresentou um comportamento similar a um dosímetro usual, apresentando o maior valor na profundidade de dose máxima, que para o feixe de 6 MV utilizado, corresponde a 1,5 cm. Após este valor, sua resposta diminui com a profundidade. Provavelmente o transistor, por ser um dispositivo menor em relação à câmara de ionização, sofre uma influência relativamente pequena com a radiação espalhada.

O dispositivo T12, também foi usado para a determinação da PDP e foi mantido nas mesmas condições relatadas acima para o T11.

Podemos observar no gráfico 42 que o comportamento foi um pouco diferente. Este transistor variou muito principalmente na região de buildup, que é justamente uma região de grande variação na distribuição da dose de radiação.

A comparação dos dois dispositivos junto com a leitura da câmara de ionização nos mostra de perto esta variação, embora se observe a variação com a dose em determinadas profundidades.

Figura 42 – Comparação das curvas de PDD, T11, T12 e câmara.



5 CONCLUSÕES

- Foi utilizado o TBJ em feixes de MV, com leitura ativa, ou seja, podemos ver a resposta da corrente versus a dose absorvida em tempo real. Uma corrente deve ser injetada na base para que ele funcione. O transistor foi polarizado de forma a funcionar corretamente em feixes de tratamentos radioterápicos. A partir do método utilizado foram avaliados vários parâmetros: Comportamento com a dose, influência com a taxa de dose, dependência energética para dois feixes (6 e 10 MV), dependência angular, variação com o tamanho de campo, com a profundidade e também seu comportamento contínuo com a aplicação de doses de radiação de maneira fracionada e em um largo intervalo.
- Observou-se que com relação a dependência energética para feixes de 6 e 10 MV a diferença não foi tão significativa, embora os resultados mostrem que há uma variação de 3% de 10 para 6 MV.
- Para as medidas da variação da resposta com a variação do tamanho de campo, e a resposta com diferentes profundidades, os transistores, por terem um volume sensível muito pequeno em relação a câmara de ionização, apresentaram pouca variação frente à mudança no tamanho de campo, e uma significativa variação na porcentagem de dose com a profundidade, provavelmente sendo menos afetado pela interferência da radiação espalhada.
- Com respeito a taxas de dose diferenciadas, observou-se que a variação não foi significativa mesmo para transistores diferentes.
- Durante os experimentos observou-se que ao variar o ângulo de incidência da radiação há uma pequena variação, conforme resultados apresentados, ou seja uma pequena dependência angular, em torno de 3%. Porém, esta dependência deve ser avaliada de forma mais específica, com uma amostra maior de transistores e também invertendo a posição do transistor para verificar a teoria da atenuação da radiação pelo fio de ouro, que fez com que a dependência angular fosse mais acentuada para os ângulos negativos no experimento realizado.

- Pode-se concluir que com relação à dose, o fato dos transistores apresentarem praticamente a mesma resposta faz com eles possam ser utilizados para medir a dose em pacientes que se submetem a tratamentos radioterápicos.
- Por ser um dispositivo de baixo custo, de alta disponibilidade comercial, e por apresentar resultados animadores em relação a medida da dose absorvida, os transistores são alvo de pesquisas e desenvolvimento de tecnologia na área de física médica. Neste trabalho os resultados relacionados a medição de feixes de fótons de alta energia representam um passo inicial para o desenvolvimento de equipamentos baseados em transistores para serem destinados à Radioterapia e muitos outros estudos específicos ainda se fazem necessários para confirmar alguns comportamentos apresentados, bem como melhorar a compreensão de alguns fatores relacionados com alguns testes distintos. Esse fato se aplica ao estudo do comportamento do transistor para avaliação da porcentagem de dose profunda (PDP).

REFERÊNCIAS

- AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy: report of the AAMP Task Group 62. **AAPM Report No. 87**. Madison: Medical Physics Publishing, 2005.
- ATTIX, F H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2008.
- BONTRAGER, Kenneth. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2010.
- BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos: Física, biologia e proteção**. Tradução Sandro Martins Dolghi *et al.* São Paulo: Guanabara Koogan, 2010.
- BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection**. Elsevier Health Sciences, 2013.
- CHERRY, Pam; DUXBURY, Angela (Ed.). **Practical radiotherapy: Physics and equipment**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
- IAEA. International Atomic Energy Agency. **International conference on the radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy**. Málaga: 2001.
- IAEA. International Atomic Energy Agency. **TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water**. Vienna: 2000.
- INCA. Instituto Nacional do Câncer. **SUS – oncologia, radioterapia**. 2014. Disponível em: <<https://goo.gl/fDwFKa>>. Acesso em: 01 dez. 2014.
- INIEWSKI, K. **Radiation effects in semiconductors**. New York: CRC Press, 2010.
- KHAN, F. M.; GERBI, B. J. **Treatment planning in radiation oncology**. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- LUTZ, Gerhard *et al.* **Semiconductor radiation detectors**. Berlin: Springer, 1999.

MILLMAN, J.; HALKIAS, C. C. **Electronic devices and circuits**. New York: McGraw-Hill, 1967.

NANDI, D. M. *et al.* **Estudo de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares utilizados em radioterapia**: uma contribuição para a gestão de tecnologia médico-hospitalar. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Santa Catarina, 2004.

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PASCHOAL, C. M. M. *et al.* Measurement of single scan dose profiles in CT using a commercial photodiode. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 60, n. 2, p. 735-738, 2013.

PETCHEVIST, P. C. D. **Dosímetro FXGb para caracterização de feixes em radioterapia**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2006.

PODGORSAK, E. B. **Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. Educational Reports Series. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2003.

SANTOS, L. A. P. *et al.* **Bipolar junction transistor as a detector for measuring in diagnostic X-Ray beams**. Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, 2013.

SANTOS, L. A. P. *et al.* **Techniques for measuring some characteristics of ionizing radiation beams using bipolar junction transistor as a detector**. In: ADVANCEMENTS IN NUCLEAR INSTRUMENTATION MEASUREMENT METHODS AND THEIR APPLICATIONS (ANIMMA). 3rd International Conference on. p. 01-05. IEEE, 2013.

SANTOS, L. A. P. A feasibility study of a phototransistor for the dosimetry of computerized tomography and stereotactic radiosurgery beams. **Radiation Measurements**, v. 43, n. 2, p. 904-907, 2008.

SANTOS, L. A. P. *et al.* Sistema de instrumentação de multimedicação de parâmetros de equipamentos de raios x diagnósticos. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n.1A, 2015.

SCAFF, L. A. M. **Física da radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

SILVA, J. O. *et al.* Avaliação da resposta de fototransistores bipolares SMT como detectores em feixes de fótons de megavoltagem gerados por um acelerador linear. **Scientia Plena**, v. 3, n. 7, 2007.

SILVA, J. O. **Avaliação dos parâmetros dosimétricos em feixes de fótons de radioterapia usando fototransistor SMT**. Dissertação de Mestrado. Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal de Pernambuco, 2008.

SPIELER, Helmuth. **Semiconductor detector systems**. United Kingdom: Oxford university press, 2005.

ANEXOA – Características elétricas TBJ BC 846

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit	
I_{CBO}	collector-base cut-off current	$V_{CB} = 30 \text{ V}; I_E = 0 \text{ A}$	-	-	15	nA	
		$V_{CB} = 30 \text{ V}; I_E = 0 \text{ A}; T_J = 150^\circ\text{C}$	-	-	5	µA	
I_{EBO}	emitter-base cut-off current	$V_{EB} = 5 \text{ V}; I_C = 0 \text{ A}$	-	-	100	nA	
h_{FE}	DC current gain	$V_{CE} = 5 \text{ V}; I_C = 10 \mu\text{A}$					
	h_{FE} group A		-	180	-		
	h_{FE} group B		-	290	-		
	DC current gain	$V_{CE} = 5 \text{ V}; I_C = 2 \text{ mA}$	110	-	450		
	h_{FE} group A		110	180	220		
	h_{FE} group B		200	290	450		
V_{CEsat}	collector-emitter saturation voltage	$I_C = 10 \text{ mA}; I_B = 0.5 \text{ mA}$	-	90	200	mV	
		$I_C = 100 \text{ mA}; I_B = 5 \text{ mA}$	[1]	-	200	400	mV
V_{BEsat}	base-emitter saturation voltage	$I_C = 10 \text{ mA}; I_B = 0.5 \text{ mA}$	[2]	-	760	-	mV
		$I_C = 100 \text{ mA}; I_B = 5 \text{ mA}$	[2]	-	900	-	mV
V_{BE}	base-emitter voltage	$I_C = 2 \text{ mA}; V_{CE} = 5 \text{ V}$	[3]	580	660	700	mV
		$I_C = 10 \text{ mA}; V_{CE} = 5 \text{ V}$	[3]	-	-	770	mV
f_T	transition frequency	$V_{CE} = 5 \text{ V}; I_C = 10 \text{ mA}; f = 100 \text{ MHz}$	100	-	-	MHz	
C_c	collector capacitance	$V_{CB} = 10 \text{ V}; I_E = i_e = 0 \text{ A}; f = 1 \text{ MHz}$	-	2	3	pF	
C_e	emitter capacitance	$V_{EB} = 0.5 \text{ V}; I_C = i_c = 0 \text{ A}; f = 1 \text{ MHz}$	-	11	-	pF	
NF	noise figure	$I_C = 200 \mu\text{A}; V_{CE} = 5 \text{ V}; R_S = 2 \text{ k}\Omega; f = 1 \text{ kHz}; B = 200 \text{ Hz}$	-	2	10	dB	

[1] Pulse test: $t_p \leq 300 \mu\text{s}; \delta = 0.02$.

[2] V_{BEsat} decreases by approximately 1.7 mV/K with increasing temperature.

[3] V_{BE} decreases by approximately 2 mV/K with increasing temperature.