

## Estudo teórico dos detectores aplicados à Tomografia Computadorizada

Assis, B.S.<sup>1,2</sup>, Peixoto, J.G.P.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), <sup>2</sup> Universidade Federal Fluminense (UFF)

E-mail: biaassis01@gmail.com, guilherm@ird.gov.br

**Resumo:** A tomografia computadorizada (TC) é um exame muito utilizado ao redor do mundo, por não ser invasivo e apresentar bons resultados de imagem. Pela sua alta utilização, é necessário estabelecer critérios que visem a otimização da dose de radiação, bem como sua qualidade. Assim, este trabalho abordará condições de exposição para um exame seguro, o que confere a RQT (IEC 61267, 2005), que é a qualidade padrão para calibração de câmaras de ionização tipo lápis utilizadas na dosimetria realizada em tomógrafos; e também, serão aludidos dois tipos de detectores associados à TC: detectores a gás e detectores sólidos.

**Palavras-chave:** Qualidade de radiação RQT, tomografia computadorizada, detectores de radiação.

**Abstract:** Computed tomography (CT) is a widely used exam around the world, as it is not invasive and presents good imaging results. Because of its high utilization, it is necessary to establish criteria aimed at the optimization of the radiation dose, as well as its quality. Thus, this work will approach the exposure conditions for a safe examination, which gives an RQT (IEC 61267, 2005), which is the standard quality for calibration of pencil-type ionization chambers used in dosimetry performed on CT scanners; and also, two types of detectors associated with CT will be alluded to: gas detectors and solid detectors.

**Keywords:** RQT radiation quality, computed tomography, radiation detectors.

### 1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC), empregada para fins diagnósticos em 1972, revolucionou a medicina diagnóstica devido à capacidade de desenvolver imagens de alta qualidade. Nesse contexto, por causa das grandes vantagens que esse exame oferece, a TC passou a ser altamente utilizada por ser um exame não invasivo, que mostra a forma, tamanho e localização de tumores, além dos vasos sanguíneos que os vascularizam, e assim, expondo cada vez mais a população às radiações ionizantes. Desse modo, a necessidade do estudo das doses absorvidas pelos pacientes é importante, de forma que essas doses sejam mais baixas possíveis, porém mantendo a qualidade do diagnóstico, que é o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). A garantia de exames com qualidade em TC, além de ser

uma necessidade operacional, é prevista e exigida pela Resolução da Diretoria Colegiada de 20 de dezembro de 2019 (RDC 330). Com isso, determinaram-se valores de referência, denominados Níveis de Referência Diagnóstica (NRD), que possibilitam a identificação de doses de radiação que estão fora dos valores estabelecidos como ideais.

A radiação X é benéfica para os seres vivos de diferentes formas, tais como diagnósticos e tratamentos curativos e paliativos de doenças. Porém, em altas doses pode trazer riscos à saúde tanto humana, ou outros animais. Isso ocorre devido à sua alta capacidade de ionizar os átomos da matéria ao passar por ela, principalmente devido às interações com os elétrons, podendo causar danos ao DNA. Esse tipo de radiação eletromagnética é produzido artificialmente através de uma rápida desaceleração de elétrons dentro de um tubo à vácuo e usado, principalmente, na medicina.

A maior parte da exposição dos seres humanos à radiação é devido a aplicações médicas. As radiações podem viajar através de diferentes tipos de materiais, como demonstrado na figura 1.

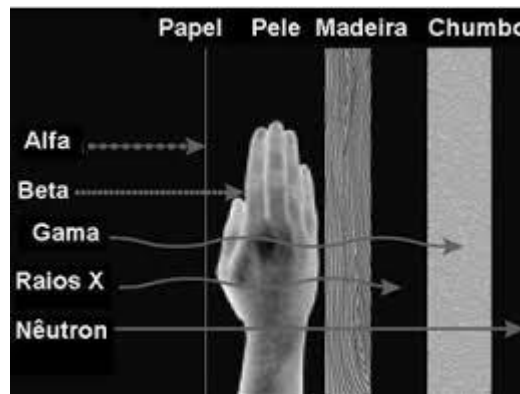


Figura 1: Penetrabilidade de cada tipo de radiação. (Fonte:

<https://d3uyk7qgi7fgpo.cloudfront.net/lms/modules/materials/bixosp-quimica-Radioatividade-07-11-2017-55877cad1c29cf7c62f1fd453f85583b.pdf>)

Sob esse viés, esse projeto de iniciação científica é uma revisão bibliográfica que busca compreender a física empregada nos detectores utilizados em tomografia computadorizada (TC), além das condições de qualidade de radiação para o bom desempenho destes.

A tecnologia desse exame é formada por determinados componentes, os quais são o *gantry*, que possui um conjunto de detectores e um tubo de raios X em seu interior, os filtros, colimadores, além de um sistema de computadores que permite a reconstrução da imagem corporal do paciente. Nesse artigo, foi abordado um estudo mais aprofundado em detectores à gás (câmaras de ionização tipo lápis) e sólidos (semicondutores e cintiladores) usados em TC, bem como a importância de suas devidas calibrações, além da qualidade do feixe de radiação, que envolve os conceitos de Tensão de Pico, filtração adicional e Primeira Camada Semi Redutora de acordo com a *Technical Reports Series* no.457 (TRS 457).

Nesse contexto, com o entendimento sobre os assuntos supracitados, será desenvolvido, posteriormente, um projeto sobre dosímetros inteligentes, para estudar suas aplicabilidades tanto no meio do radiodiagnóstico, radioterapia e medicina nuclear, de forma que eles consigam se adaptar às necessidades e situações que lhes conferem.

## 2. A RADIAÇÃO E A MATÉRIA

A radiação X é absorvida com maior eficiência por materiais com alta densidade ou maior número atômico. Esta é uma das razões pelas quais coletes de chumbo são empregados em hospitais durante os processos de formação de imagens. Portanto, é necessário a detecção dessa radiação para garantir a segurança dos pacientes e funcionários.

Instrumentação Nuclear é a área responsável por identificar a radiação através de dispositivos capazes de detectar e quantificar. O princípio utilizado para a detecção da radiação está baseado em sua interação com um determinado meio material, interação essa que pode resultar na geração de cargas elétricas, na geração de luz ou na sensibilização de películas fotográficas, entre outros fenômenos. (XAVIER, et al., 2014, pág.97). Os detectores são usados na parte de instrumentação e são capazes de sinalizar a presença da radiação; são construídos por materiais sensíveis à radiação e por um sistema eletrônico capaz de registrar essa interação. O resultado no qual a radiação interagiu com o elemento ou meio empregado, é expresso em uma grandeza de medição.

A interação da radiação X com a matéria culmina na ionização de átomos ou moléculas, onde nos seres vivos, o alvo mais radio sensível é o DNA. As formas de interação da radiação com a matéria que acontece na TC são: o Efeito Fotoelétrico e o Efeito Compton.

### 2.1. Efeito Fotoelétrico

O primeiro deles teve início com um problema experimental que foi nomeado de catástrofe ultravioleta, também chamada catástrofe de Rayleigh-Jeans. Era basicamente um problema de conservação de energia que gerava implicações bizarras, onde para comprimentos de onda curtos há uma discordância muito grande entre a teoria e a experiência. Para resolver isso, Max Planck em 1900 postulou que corpos negros só poderiam emitir uma luz múltipla inteira de uma frequência fundamental, chamada de valor discreto. Após a quantização da luz, Albert Einstein reafirmou que a luz é formada por pequenos pacotes de energia bem definidos e essa energia só depende de sua frequência. Percebeu-se que no processo de formação do efeito fotoelétrico, o elétron sempre vai absorver completamente o fóton e isso explica o porquê de algumas frequências de luz conseguirem arrancar elétrons e outras não. Os fótons só serão absorvidos se tiverem energia suficiente para ejetar os elétrons, sendo esse processo instantâneo (figura 2).

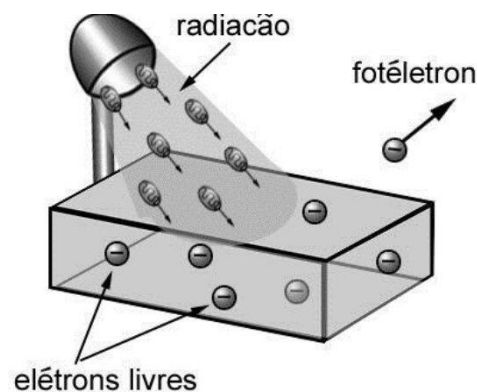


Figura 2: Efeito Fotoelétrico (Fonte: [https://aminoapps.com/c/tudo-sobre-ciencia/page/blog/o-efeito-fotoeletrico/6PvL\\_dzxFzuKMb7ezR2wMoW8ZvJq1YeqQd2](https://aminoapps.com/c/tudo-sobre-ciencia/page/blog/o-efeito-fotoeletrico/6PvL_dzxFzuKMb7ezR2wMoW8ZvJq1YeqQd2))

## 2.2. Efeito Compton

O efeito Compton torna-se mais presente quando a energia de radiação ionizante X aumenta. O espalhamento Compton é a interação de da radiação com um elétron orbital onde parte da energia do fóton incidente é transferida como energia cinética para o elétron e o restante é cedida para o fóton espalhado, que terá uma energia menor e uma direção diferente, conforme apresentado na figura 3.

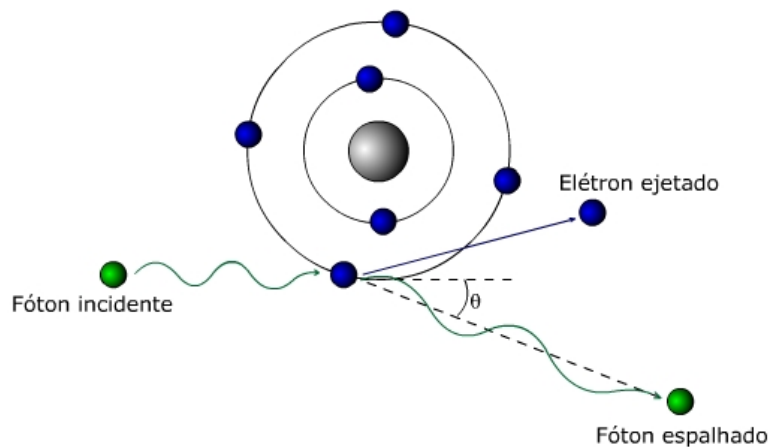


Figura 3: Efeito Compton (Fonte: <https://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html>)

Nesse contexto, há uma predominância de tais reações de acordo com a energia de incidência e o número atômico do material absorvedor, como pode ser visto na figura 4.

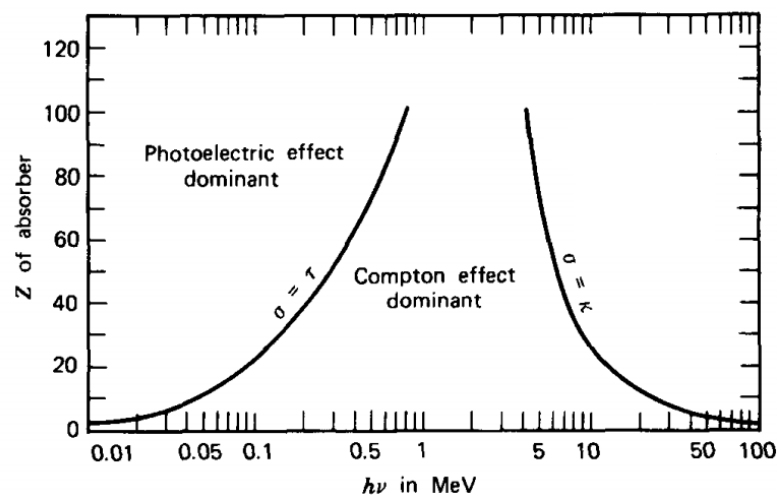


Figura 4: Energia do fóton nos processos competitivos (Fonte: KNOLL, G.F., 1989 - 4º Ed. pág.52 - Adaptado)

## 3. DETECTORES A GÁS

Os detectores a gás são câmaras preenchidas de gás ou uma mistura deles. Um detector a gás, é constituído de um cilindro condutor preenchido por gases, muitas vezes pressurizados, revestido de

material também condutor, que funciona como catodo, e um filamento central denominado anodo. Entre os eletrodos é aplicada uma diferença de potencial (ddp) da ordem de centenas de Volts, culminando na geração de um campo elétrico. O processo de detecção da radiação tem início quando uma partícula, carregada ou não, atravessa o gás no interior do cilindro, ocorrendo uma ionização, e os pares de íons formados são coletados pelos eletrodos, produzindo a corrente de ionização. Nos detectores à gás da TC utiliza-se o gás xenônio pressurizado, eles possuem eficiência que pode variar de 40 a 65%, é um número baixo comparado ao outro método, mas os detectores de xenônio são mais estáveis a variações de temperatura e o gás possui maior probabilidade de interação pelo elevado número atômico.

### 3.1. Câmara de ionização tipo lápis

Durante meados da década de 1930, as câmaras de ionização tornaram-se o principal instrumento de detecção de radiação X, devido à sua boa estabilidade, sensibilidade e reprodutibilidade. Esses aparelhos são definidos com características metrológicas aplicadas para medições de radiação de ionização. As aplicações de proteção, terapia e diagnóstico de raios X incluem fluoroscopia, radiologia intervencionista, mamografia, tomografia computadorizada e uso odontológico.

Câmaras de ionização empregadas para dosimetria em TC são normalmente do tipo cilíndrica não selada, de comprimento sensível entre 10 e 15 cm. Esse dispositivo apresenta resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo, tornando-a adequada para a utilização em equipamentos em que o tubo de raios X rotaciona, que é o caso da TC, tanto para medições de Kerma no ar como também em simuladores para fazer medida do CTDI (*Computed Tomography Dose Index*). A leitura apresentada por este tipo de câmara é em unidades de dose ou exposição vezes o comprimento (mGy.cm ou R.cm), tradicionalmente usados o *Dose Length Product* (DLP).

A câmara de ionização tipo lápis é caracterizada por dois componentes, que são uma janela coletora cilíndrica e, dentro dela, um eletrodo. A janela da câmara de ionização será conectada a uma fonte de alta tensão responsável em gerar o campo elétrico para seu funcionamento. O eletrodo será conectado a um eletrômetro que receberá os sinais das cargas produzidas pela ionização do ar no interior da câmara e apresentará, em sua saída, o valor da carga, que é proporcional ao Kerma no ar na câmara (CÁRIA, J.D.P., 2010). Quando a radiação ionizante atravessa as paredes da câmara e ioniza os átomos de ar em seu interior, produz pares de cargas; ao ser aplicada uma diferença de potencial entre as paredes da câmara e o eletrodo coletor (que fica em seu interior), cria-se um campo elétrico dentro da câmara. As cargas ionizadas dentro do volume do ar sofrem ação desse campo e deslocam-se conforme a polaridade, originando uma corrente elétrica. Assim, a intensidade da corrente elétrica medida está associada a quantidade de ionizações dentro do volume de ar, que está associado à quantidade de radiação que incidiu naquele volume.

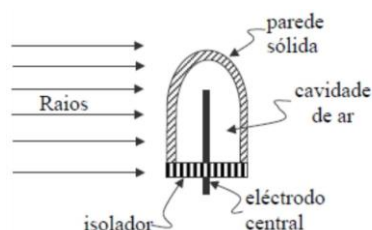


Figura 5: Câmara de ionização cilíndrica (adaptada de CUNNINGHAM, 1983).

Mesmo que a câmara de ionização tenha sido considerada muito eficiente no processo de detecção, tem-se questionado bastante a eficiência desse método na coleta de toda radiação espalhada do perfil de dose. No Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe em Aracaju (SE) junto com o Laboratório de Instrumentação Nuclear e o Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN/CNEN) em Recife (PE) e uma nova forma de avaliação dosimétrica foi sugerida, envolvendo a utilização de detectores menores efetuando múltiplas varreduras do feixe de raios X. Neste trabalho, o perfil de dose foi avaliado em um simulador dosimétrico de cabeça utilizando um dispositivo semiconductor, o fototransistor OP520. Os dispositivos foram dispostos em dois arranjos de detectores diferentes, com 2 e 4 fototransistores, e foram submetidos a uma varredura de 17 cm de extensão. Uma câmara lápis submetida às mesmas condições de irradiação foi utilizada para efetuar uma comparação dos dados. Os resultados confirmaram que os 10 cm não são suficientes para coletar toda radiação espalhada do perfil de dose e mostraram que os fototransistores podem ser úteis para dosimetria em tomografia computadorizada (MAGALHÃES, C.M.S, et al., 2011).

#### **4. DETECTORES EM ESTADO SÓLIDO**

Os detectores em estado sólido possuem maior eficiência na absorção de raios X, devido a seu número atômico e densidade eletrônica maior que do xenônio. São fabricados com materiais semicondutores dopados e permitem a circulação de corrente elétrica quando estimulados por fótons luminosos.

##### **4.1. Semicondutores**

Todas as substâncias cujos átomos se posicionam no espaço, formando uma estrutura ordenada, são chamadas de substâncias cristalinas. Em materiais cristalinos, há três bandas de energia em relação à condutividade de elétrons: a banda de valência, de energia mais baixa, onde os elétrons normalmente se encontram em um material não excitado; a banda de condução, por onde os elétrons normalmente migram, e uma banda proibida, que é uma região onde os elétrons não são permitidos.

Para explicar a capacidade de condução dos semicondutores, é necessário entender como condutores e isolantes funcionam fisicamente. Um material bom condutor possui elétrons de valência com fraca ligação com o átomo, o que facilita seus deslocamentos quando um campo elétrico é aplicado, e produz assim, uma corrente elétrica no material. A largura da banda proibida é que permite, ou não, a passagem de elétrons para a banda de valência, o que nos faz concluir que em materiais condutores, a largura dessa banda é pequena, e mesmo com agitações moleculares (causadas por mudanças de temperatura, por exemplo), os elétrons têm energia suficiente para alcançarem a banda de condução. Desse modo, os materiais isolantes possuem os elétrons de valência mais fortemente ligados aos seus átomos, e como a largura da banda proibida é muito grande (maior que 5 eV) os elétrons têm pouca possibilidade de alcançar a banda de condução e, portanto, o material possui grande resistência a passagem de corrente elétrica.

Dessa forma, como os semicondutores são materiais que estão no meio-termo entre condutores e isolantes, suas bandas de valência e de condução são separadas por uma faixa proibida de largura média, sendo que à temperatura de 0 K, todos os estados da banda de valência estão ocupados e todos os estados da banda de condução estão desocupados. Dessa forma, tal material terá uma condutividade elétrica bastante reduzida em temperaturas normais de operação (bem maiores que 0 K), de valor intermediário entre as condutividades de isolantes e de condutores.

O que caracteriza a autenticidade dos semicondutores e os fazem ter propriedades tão diferentes das dos metais é a existência de um fenômeno chamado *buraco*.

#### 4.1.1 Buraco

O número de elétrons de um elemento é suficiente para preencher sua banda de valência, se o material é excitado com determinada energia, elétrons podem ser retirados da banda de valência e serem levados à banda de condução. Porém, quando elétrons são retirados, ocorre um desequilíbrio na carga da estrutura da banda de valência, que, pela ausência do elétron, pode ser representado como um buraco, com carga positiva. Então, este buraco se comporta como se fosse uma partícula de carga elétrica positiva de mesmo valor absoluto da do elétron, o que significa que pode mover-se sob a ação de um campo elétrico do mesmo modo que o elétron, porém em sentido contrário, em virtude da sua carga oposta.

#### 4.1.2 Diodo ideal

É o mais simples dos semicondutores, porém o mais vital em sistemas eletrônicos; o termo *ideal* diz respeito a características perfeitas em todos os sentidos. Sua função é conduzir corrente no sentido definido pela seta do símbolo na *figura 6* e agir como um circuito aberto para qualquer tentativa de estabelecer corrente no sentido oposto.

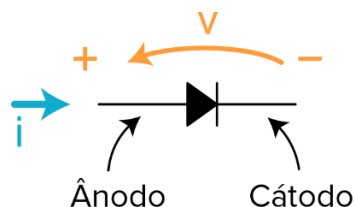


Figura 6: Símbolo do diodo ideal. (Fonte: <https://pt.khanacademy.org/science/electrical-engineering/ee-semiconductor-devices/ee-diode/a/ee-diode-circuit-element>).

Um dos parâmetros importantes do diodo é a resistência no ponto ou região de operação. Se considerarmos a região de condução definida pelo sentido de  $i$  e polaridade  $V$  na *figura 3*, determinamos o valor da resistência direta  $R$ , que conforme a Lei de Ohm é:

$$(1) R = \frac{V}{i} = \frac{0V}{2,3mA...ou\ qualquer\ valor\ positivo} = 0\Omega \text{ (curto - circuito)}$$

*O diodo ideal se comporta, portanto, como um curto-circuito na região de condução.*

Considerando uma região de potencial negativo aplicado:

$$(2) R = \frac{V}{i} = \frac{-5,-20\ ou\ qualquer\ potencial\ de\ polarização\ reversa}{0mA} = \infty\Omega \text{ (circuito aberto)}$$

*O diodo ideal se comporta, portanto, como um circuito aberto na região de não-condução.*

A adição de átomos de impureza em um material semiconductor, altera algumas de suas características, mesmo que adicionadas na razão de uma parte em 10 milhões, essas impurezas podem alterar suficientemente a estrutura de banda para modificar por completo as suas propriedades elétricas. Um material submetido ao processo de dopagem é chamado de material extrínseco. Há dois materiais extrínsecos imprescindíveis para a fabricação de um dispositivo semiconductor: o material do tipo *n* e do tipo *p*.

#### 4.1.3. Material tipo *n*

O material do tipo *n* é criado com a introdução dos elementos de impureza que têm cinco elétrons de valência (pentavalente). O quinto elétron adicional está relativamente livre para se mover dentro do recém-formado material do tipo *n*; as impurezas difundidas com cinco elétrons de valência são chamadas de átomos *doadores*. O material permanece neutro independentemente do número de elétrons livres, pois o número de prótons se iguala (figura 7).

Esses elétrons que são livres, se estabelecem no nível doador de energia e têm menos dificuldade para absorver uma quantidade suficiente de energia térmica para mover-se em direção à banda de condução à temperatura ambiente.

#### 4.1.4. Material tipo *p*

Para a sua obtenção, normalmente dopa-se um cristal de germânio ou silício puro com átomos de impureza que possuam três elétrons de valência. Então, há agora um número insuficiente de elétrons para completar as ligações covalentes da rede recém-formada (figura 7). O espaço vazio resultante é chamado de *lacuna*, assim, a lacuna resultante ‘aceitará’ um elétron livre. As impurezas difundidas com três elétrons de valência são chamadas átomos *aceitadores*.

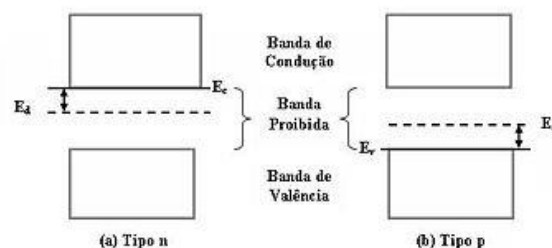


Figura 7: Representação dos níveis de energia em semicondutores extrínsecos do (a) Tipo-*n* e (b) Tipo-*p*. Onde  $E_d$  é o nível de energia doador,  $E_a$  é o nível de energia aceitador,  $E_v$  é o mais alto nível de energia ocupado na banda de valência e  $E_c$  é o mais baixo nível de energia desocupado. (Fonte: [https://pt.wikipedia.org/wiki/Teoria\\_de\\_bandas](https://pt.wikipedia.org/wiki/Teoria_de_bandas)).

#### 4.1.5. Fotodiodos

Um fotodiodo é um dispositivo semiconductor que converte luz em corrente, que é gerada quando os fótons são absorvidos no fotodiodo, onde pode conter filtros ópticos, lentes embutidas e áreas de superfície grandes ou pequenas. Muitos diodos são especificamente projetados como fotodiodo que usa uma junção PIN em vez de uma junção p-n, para aumentar a velocidade de resposta. Um fotodiodo é projetado para operar em polarização reversa. O fotodiodo PIN BPW34 funcionou de forma semelhante

ao tubos de contagem; partículas alfa serão interrompidas na camada de plástico deste dispositivo, enquanto os raios-X e os raios gama criarão pares de elétrons e buracos. Com isso, se o diodo for operado em polarização reversa, as partículas carregadas serão movidas e criarão um sinal elétrico, que será amplificado e processado. Uma vantagem de usar fotodiodo é que a área de recebimento de radiação é bastante pequena, o efeito dos raios cósmicos no fundo é muito baixo, então a detecção de sinais de pequenas amostras serão mais fáceis de detectar do que usando um tubo de contagem. Assim, o circuito será acionado quando as luzes são acesas na sala e funciona como uma fonte gama. Portanto, o BPW34 (figura 8) deve cobrir de qualquer fonte de luz incidente. (TUAN, P.L. et al. 2016)

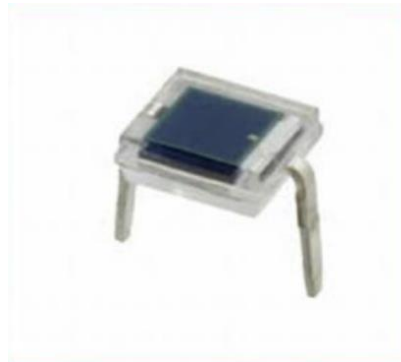


Figura 8: Fotodiodo BPW34 (Fonte: TUAN, P.L. et al. 2016)

A diferença entre diodos PIN e np é que os primeiros incluem um extra região levemente dopada com N chamada de Região 'intrínseca' ou 'i'. Esta alta resistência região encontra-se entre as regiões 'n' e 'p'. Então, o resultado é uma camada de depleção mais ampla no diodo e, portanto, um maior volume de semiconductor que pode interagir com os fótons. A estrutura é usada em um fotodiodo para obter o maior número de portadores de carga quanto possível por fóton, otimizando o sensibilidade do dispositivo.

#### 4.1.5.1. Características e funcionamento

De acordo com um estudo feito pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná, diodo PIN BPW34 tem baixo custo e apresenta uma boa área sensível à radiação. A área do BPW34 é de 7,5 mm<sup>2</sup>, com alta sensibilidade na ordem de 900 nm, tempo rápido de resposta, na ordem de 100 ns e pequena capacitância de junção, na ordem de 25 a 70 pF e possui uma iluminação linear. fotodiodo BPW34, vai perdendo sua eficácia conforme o ângulo de foco diminui. Ou seja, para o melhor resultado, a radiação deverá apresentar um ângulo de 90° para a seção de choque. (SCARPIN, G.A. 2016)

A radiação ionizante incidente sobre a área sensível do diodo faz com que ele gere portadores de carga, produzindo uma variação de tensão nos seus terminais que é proporcional à intensidade da radiação incidente. Dois transistores são usados para amplificar o sinal. No estudo feito na Universidade Tecnológica Federal do Paraná, foram os transistores BC 549 (NPN), conforme a figura 9.

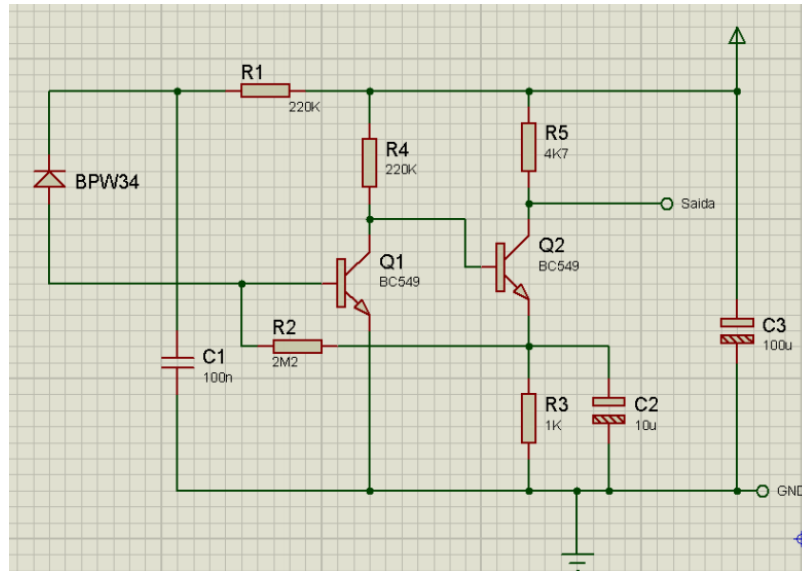


Figura 9: Esquema Elétrico do Sensor adaptado da Revista Elektor (ELEKTOR, 2012)

Ao energizar o circuito do sensor com uma tensão de 5 V e, se o fotodiodo não está conduzindo, ou seja, está em corte, há uma pequena tensão na base do transistor Q1 de 0,27 V, e na base do transistor Q2 a tensão é de 4,30 V, ou seja, Q1 está cortado. Quando o diodo está “saturado”, ou seja, está conduzindo, a base do Q1 está com 0,62 V, e a base Q1 está saturado com  $V_{CCsat} = 0,2V$ , que é a tensão na base de Q2, que corta jogando a saída para 5 V. O BPW34 está configurado para acionar Q1 quando exposto aos raios X. (SCARPIN, G.A. 2016)

Quando se trata de fotodiodos, é possível que flua corrente somente em uma determinada direção e se for aplicada uma tensão reversa sobre o diodo PIN, ele apresentará uma corrente reversa de alguns microampères. Um fotodiodo funciona como um diodo, porém sua corrente reversa aumenta com a incidência de luz. É essa operação fotovoltaica luminosa que permite a detecção da intensidade da radiação luminosa sobre o dispositivo, e também, de radiações com mais energia, tais como os raios X e raios Gama.

#### 4.2. Cintiladores

Coltman e Marshall fizeram, em 1947, os primeiros experimentos que dariam início ao desenvolvimento dos detectores cintiladores modernos. Os cintiladores utilizados em TC são feitos de ligas cerâmicas compostas de enxofre, oxigênio, gadolínio e ítrio ( $Gd_2O_2S$ ,  $Y_2O_3$  e  $Gd_2O_3$ ), dopadas com praseodímio, európio, ou cério e utilizados para a conversão dos raios X em fótons luminosos. O arranjo desse tipo de detectores, consiste em um material cintilador, como o tungstato de cádmio ( $CdWO_4$ ) coberto por um material refletor e acoplado a fotodiodos. O material refletor direciona os fótons de luz, que foram gerados em todas as direções na interação da radiação com o material cintilador, para o fotodiodo; porém, como ocorrerão várias reflexões e absorções no cintilador, apenas uma parte destes fótons de luz será utilizada na produção dos sinais elétricos.

Análogo aos semicondutores, os elétrons da banda de valência ao receberem energia suficiente da radiação, ocupam níveis de energia criados pela presença do ativador. Quando saem do seu estado excitado e retornam aos níveis de valência, os elétrons emitem a energia referente à diferença dos níveis,

na forma de fótons, que nos cintiladores, são propagados pela estrutura cristalina através da válvula fotomultiplicadora (figura 10).

O fóton excita apenas um elétron, esse elétron ganha energia dentro da válvula fotomultiplicadora, entre os dinodos, que ao passar arranca mais elétrons, que são multiplicados formando um sinal; esse sinal é levado para um circuito elétrico que vai formar a imagem no computador. A produção de fótons é proporcional à energia de radiação, e a eficiência de detecção irá variar com o tipo de radiação e com o material utilizado como cintilador.

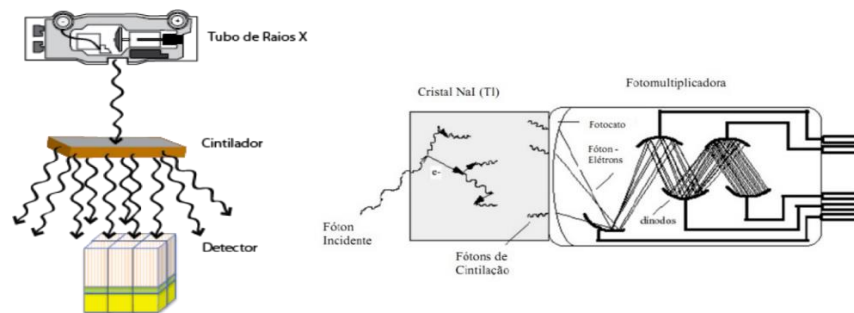


Figura 10: Funcionamento de detectores cintiladores. (Fonte: <http://radiologia.blog.br/odenyr-filho/tag/F%C3%ADsica%20Radiol%C3%B3gica>)

Pelo fato de o meio de detecção de um cintilador ser mais denso, fazendo com que sejam mais eficientes, os cintiladores são muito usados como detectores de partículas nucleares (radiação gama, por exemplo).

Como visto, todos esses detectores precisam ser calibrados conforme a exigência do fabricante e de acordo com suas especificações.

## 5. CALIBRAÇÃO DOS INSTRUMENTOS

*“Operação que estabelece, sob condições especificadas, numa primeira etapa, uma relação entre os valores e as incertezas de medição fornecidos por padrões e as indicações correspondentes com as incertezas associadas; numa segunda etapa, utiliza esta informação para estabelecer uma relação visando a obtenção dum resultado de medição a partir dum indicação.”. (VIM, 2012, pág. 27)*

Ou seja, há valores padrões de referência para as grandezas de interesse que irão ser utilizadas no exame de TC. Ainda que a câmara de ionização tipo lápis seja o detector mais utilizado nesse procedimento, a sua calibração é um serviço pouco oferecido nos laboratórios de calibração em radiodiagnóstico no Brasil. Existe uma grande demanda desse serviço no país. O Laboratório Nacional de Metrologia das radiações Ionizantes – LNMRI/IRD é o órgão designado pelo INMETRO para calibração e rastreabilidade em radiações ionizante. Dessa forma, torna-se conhecida a qualidade de radiação em tomografia computadorizada caracterizado no LNMRI e a rastreabilidade da câmara de ionização tipo lápis padrão secundário.

A calibração de todos esses detectores consiste na simulação de um feixe não atenuado de um tomógrafo, essas condições caracterizam a Qualidade de Radiação em Tomografia.

## 6. QUALIDADE DE RADIAÇÃO – RQT

A qualidade padrão de radiação em TC (RQT) é caracterizada em termos de tensão de pico prático (kV), filtração adicional (mm Cu) e 1ª CSR (mm Al). Quando um feixe de raios X atravessa um material (figura 11), ele sofre atenuação e conseqüentemente sua intensidade diminui, essa atenuação obedece a seguinte equação exponencial:

$$(3) \quad 3I = I_0 e^{-\mu x} \text{ ou } N = N_0 e^{-\mu x}$$

Onde:

$I$  e  $I_0$  são, respectivamente, a intensidade do feixe depois e antes de atravessar um material de espessura  $x$ .

$e$  é o número de Euler.

$\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do meio.

$N$  e  $N_0$  são, respectivamente o número de fótons depois e antes de atravessar um material com espessura  $x$ .

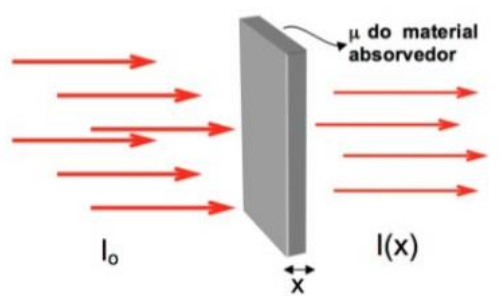


Figura 11: Ilustração mostrando um feixe de raios X sofrendo atenuação após atravessar um material absorvedor de espessura  $x$  e coeficiente de atenuação linear (FONTES, L.P.)

A primeira camada semi-redutora (CSR) é definida pela espessura de um material qualquer, necessário para reduzir pela metade a intensidade inicial de um feixe de raios X, é diretamente relacionada à qualidade do feixe, quanto maior for a energia do feixe, maior será a espessura necessária para reduzir sua intensidade à metade. A CSR é utilizada como uma medida da penetrabilidade da radiação. No radiodiagnóstico essa filtração é obtida em alumínio. A CSR obedece a seguinte equação:

$$I = \frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu x_{1/2}} \text{ ou } N = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu x_{1/2}}$$

$$I = \frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu x_{1/2}}$$

$$e^{-\mu x_{1/2}} = \frac{1}{2}$$

$$\ln e^{-\mu x_{1/2}} = \ln \frac{1}{2}$$

$$-\mu x_{\frac{1}{2}}(\ln e) = \ln 1 - \ln 2$$

$$-\mu x_{\frac{1}{2}} = 0 - \ln 2$$

$$\mu x_{\frac{1}{2}} = \ln 2$$

Onde:

$$\ln 2 = 0,693 = \mu X_{1/2}$$

$X_{1/2}$  chama-se camada semirredutora e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do meio.

A tensão de pico prático (*Practical Peak Voltage* – PPV) é uma grandeza puramente elétrica. Está relacionada com a melhor qualidade de imagem, contraste, considerando a menor dose possível para o paciente. A IEC 61267 caracteriza as qualidades de radiação da série RQR em termos de PPV e conseqüentemente as da série RQT. (PEIXOTO, J.G.P., ANDRADE, L.C., 2017)

A filtração adicional é feita de alumínio e cobre e é responsável pela remoção dos raios X de baixa energia que não contribuem para a formação da imagem diagnóstica. O alumínio é responsável pelas características de filtragem adicional em qualidade de radiação RQR (tabela 1).

**Tabela 1:** Qualidades de radiação RQT, recomendadas pela norma IEC 61267 a partir das qualidades RQR. (FONTES, L.P.)

| Qualidade | Tensão nominal aplicada ao tubo (kV) | Filtro Adicional (mmCu) | 1ª CSR (mmAl) |
|-----------|--------------------------------------|-------------------------|---------------|
| RQT 8     | 100                                  | 0,20                    | 6,9           |
| RQT 9     | 120                                  | 0,25                    | 8,4           |
| RQT 10    | 150                                  | 0,30                    | 10,1          |

## 7. CONCLUSÃO

Primeiramente, foi reconhecido que a calibração dos detectores deve ser uma atividade periódica, visto que confere a esses aparelhos qualidade e confiança para um bom exame. Ademais, as qualidades de radiação RQT estabelecidas pela norma IEC 61267 (IEC, 2005) conferem ao tomógrafo confiança e estabilidade, de modo que obedeça ao princípio ALARA. Observamos também, que mesmo que as câmaras de ionização sejam os detectores mais utilizados na TC. Fototransistores podem ser vantajosos quando como detectores em TC, já que foram comparados às câmaras de ionização e tiveram boas performances (MAGALHÃES, C.M.S, et al., 2011). Diante disso, o estudo de sensores inteligentes é uma vertente importante, já que eles podem se adaptar para as necessidades e situações que lhes conferem.

## 8. AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria e à Universidade Federal Fluminense pelo espaço de estudo e pelo apoio. Ademais, é de extrema importância agradecer ao CNPq pela bolsa PIBIC número

143977/2019-9 que auxilia nos estudos e na participação do evento. Por último, agradeço ao meu orientador Dr. José Guilherme Pereira Peixoto por toda atenção e suporte.

## 9. REFERÊNCIAS

- [1] PEIXOTO J.P.G, et al. Ionization Radiation Metrology, 2016, 1º Ed. - IRD (Rio de Janeiro) - Disponível em < <http://www.ird.gov.br/index.php/publicacoes/download/35-publicacoes/106-ionizing-radiation-metrology>>
- [2] PEIXOTO, J.G.P., ANDRADE, L.C. Determinação das condições de radiação em tomografia computadorizada (TC) para calibração de dosímetros, 2017, Rio de Janeiro -Disponível em < <https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/299>>
- [3] IAEA. Radiation People and the Environment. - Vienna (Austria), 2004 - Disponível em < [https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig\\_q=RN:35041876](https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:35041876) >
- [4] XAVIER, Ana Maria et, al. Princípios básicos de segurança e proteção radiológica, 4ª Ed. – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2014. – Disponível em <http://www.cnen.gov.br/component/content/article?id=170>
- [5] MAGALHÃES, C.M.S, et al. Análise da radiação espalhada do perfil de dose em tomografia computadorizada utilizando detector semicondutor 2011 - Disponível em <<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/93> >
- [6] CÁRIA, J.D.P. Projeto e construção de câmaras de ionização tipo “lápiz” para dosimetria em tomografia computadorizada, 2010 - Universidade Federal de Minas Gerais - Disponível em <<http://livros01.livrosgratis.com.br/cp147470.pdf>>
- [7] PERINI, A.P. Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para utilização como sistemas padrões em feixes de radiação X e gama, 2013 – IPEN (São Paulo) - Disponível em <[http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Ana%20Paula%20Perini\\_D.pdf](http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Ana%20Paula%20Perini_D.pdf)>
- [8] MAIA, A.F, et al. Calibração de câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: A realidade atual Radiol Bras 2006;39(3):209–213 – Disponível em <<https://www.scielo.br/pdf/rb/v39n3/a11v39n3.pdf>>
- [9] FONTES, L.P. Desenvolvimento de um guia orientativo para dosimetria em tomografia computadorizada, 2016 – IPEN (São Paulo) – Disponível em <[http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Ladyjane%20Pereira%20Fontes\\_M.pdf](http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Ladyjane%20Pereira%20Fontes_M.pdf) >
- [10] VÍVOLO, V. Aplicação de metodologia de testes de desempenho para monitores portáteis de radiação, 2000 – IPEN (São Paulo) - Disponível em <[http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Vitor%20Vivolo\\_M.pdf](http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Vitor%20Vivolo_M.pdf)>
- [11] RUBENS, T. Contador Geiger. Entenda Como Funciona o Detector. – Disponível em <<http://radiologia.blog.br/fisica-radiologica/contador-geiger-entenda-como-o-detector-funciona#!kmt-start=10>>
- [12] ESCOLA POLITÉCNICA CENIB. Detectores de imagens de um aparelho de tomografia computadorizada, 2009 – Disponível em < <http://dicasderadiologia.com.br/?p=145>>
- [13] KNOLL, G.F. Radiation detection and measurements, 4º Ed., 1989 - University of Michigan (EUA) – Disponível em < <https://books.google.com.br/books?id=4vTJ7UDe15IC&printsec=frontcover&hl=pt-BR#v=onepage&q&f=false>>

- [14] SALES DE, E. Desenvolvimento de detectores a gás multifilares para raios X, 2015 – Universidade de São Paulo – Disponível em <[https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-19062015-124529/publico/Dissertacao\\_Eraldo\\_VFinal.pdf](https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-19062015-124529/publico/Dissertacao_Eraldo_VFinal.pdf)>
- [15] BOYLESTAD, L.R. & NASHELSKY, L. Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos, 2004 - São Paulo, editora Pearson Prentice Hall 11° Ed.
- [16] MELLO, A.H. & INTRATOR, E. Dispositivos semicondutores, 1980 – Rio de Janeiro, editora LTC 4° Ed.
- [17] SCARPIN, G.A. Detector de raios X baseado no diodo PIN, 2016 – Curitiba, Universidade Federal Tecnológica do Paraná – Disponível em: <[https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/2693/1/CT\\_CPGEI\\_M\\_Scarpin%2c%20Jorge%20Alberto\\_2016.pdf](https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/2693/1/CT_CPGEI_M_Scarpin%2c%20Jorge%20Alberto_2016.pdf)>
- [18] TUAN, P.L. et al. Manufacture research of the test equipment to measure the dose rate in high radiation medium, 2016 – Vinatom (Vietnam) – Disponível em <[https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/49/044/49044532.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/49/044/49044532.pdf)>
- [19] KAINKA, B. Measure Gamma Rays with a Photodiode, 2011 – Alemanha - Disponível em <[http://atom.univ.kiev.ua/2016/prof/yerm/prog\\_logic/presentations/khodnevych.pdf](http://atom.univ.kiev.ua/2016/prof/yerm/prog_logic/presentations/khodnevych.pdf)>
- [20] FONTES, L.P. Desenvolvimento de um guia orientativo para dosimetria em tomografia computadorizada, 2016 – IPEN (São Paulo) – Disponível em <[http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Ladyjane%20Pereira%20Fontes\\_M.pdf](http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Ladyjane%20Pereira%20Fontes_M.pdf)>
- [21] INTERNATIONAL ELECTRONICAL COMMISSION, IEC, 2005. Medical diagnostic X ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics. - IEC 612676, Geneva