

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

JORGE ALBERTO SCARPIN

DETECTOR DE RAIOS X BASEADO NO DIODO PIN

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2016

JORGE ALBERTO SCARPIN

DETECTOR DE RAIOS X BASEADO NO DIODO PIN

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná – Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Profº Dr. Bertoldo Schneider Jr.

CURITIBA

2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

S286d Scarpin, Jorge Alberto
2016 Detector de raios X baseado no diodo pin / Jorge Alberto
Scarpin.-- 2016.
73 f. : il. ; 30 cm.

Disponível também via World Wide Web.

Texto em português, com resumo em inglês.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2016.

Bibliografia: p. 71-73.

1. Raios X – Equipamentos e acessórios. 2. Radiação ionizante. 3. Radiação – Dosimetria. 4. Diodos. 5. Engenharia biomédica. 6. Engenharia elétrica - Dissertações. I. Schneider Junior, Bertoldo, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 22 – 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Título da Dissertação N°. _____

Detector de Raios X baseado em Diodo PIN

por

Jorge Alberto Scarpin

Orientador: Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior (UTFPR)

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: ENGENHARIA BIOMÉDICA do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às **14h** do dia 15 de dezembro 2016. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores doutores:

Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior
(Presidente – UTFPR)

Prof. Dr. Guilherme Jurkevicz Delben
(ANIMA-SOCIESC)

Prof. Dr. Walmor Cardoso Godoy
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Jean Carlos Cardozo da Silva, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

Às memórias dos meus pais, que sempre me incentivaram e ajudaram a concluir meus estudos.

A minha esposa Anita e minhas filhas Aline, Amanda e Anna.

AGRADECIMENTOS

Primeiro, agradeço a Deus por tudo de bom que recebi nesta existência: entre tantas coisas boas a oportunidade dos estudos, minha maravilhosa família.

Agradeço ao meu orientador Professor Bertoldo pela oportunidade que me foi oferecida para a realização desta tarefa.

Agradeço a todos os profissionais, técnicos e tecnólogos, que colaboraram para a realização dos experimentos em seus locais de trabalho, em especial ao Tecnólogo Josmar Pedro Godinho.

E a todos aqueles que, de uma forma ou de outra, colaboraram para o êxito deste trabalho.

LISTA DE SIGLAS

A	Ampère
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AgBr	Brometo de prata
cm	Centímetro
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
D	Distância
E	Diferença de potencial
E_o	Energia depositada
ϵ_p	Energia média
eV	Elétron-Volt
°C	Grau celsius (Temperatura)
Gy	Gray
Hz	Hertz
I	Intensidade
J	Joule
KBr	Brometo de potássio
kV	kilo volt
λ	Comprimento de onda
m	Massa
mA	miliampère
mAs	miliampère-segundo
ms	milisegundo
μ A	microampère
N	Lacuna (semicondutor)
NCPR	Nacional Council on Radiation Protection and Measurements
P	Lacuna (semicondutor)
PIN	Diodo

PGQ	Programa de garantia da qualidade
Q	Carga
RF	Radiofrequência
rpm	Rotações por minuto
s	Segundo
SI	Sistema Internacional de Unidades
Si	Silício
Sv	Sievert
V	Volt
V _{CC}	Tensão contínua
V/m	Volt por metro
Z	Número atômico

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – LIMITES DE DOSES RECOMENDADOS	32
TABELA 2 – VALORES DE TENSÃO kV, CORRENTE mA E TEMPO s	52
TABELA 3 – DADOS COMPILADOS DOS ENSAIOS	56
TABELA 4 – VALORES DE TENSÃO kV, CORRENTE mA E TEMPO s	60

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO	20
FIGURA 2 – RAIOS X DE FREAMENTO.....	23
FIGURA 3 – QUANTIDADE E QUALIDADE DOS RAIOS X.....	23
FIGURA 4 – RADIAÇÃO CARACTERÍSTICA	24
FIGURA 5 – PRINCIPAIS PARTES DE UM TUBO DE RAIOS X.....	25
FIGURA 6 – ESPALHAMENTO COERENTE	30
FIGURA 7 – EFEITO FOTOELÉTRICO.....	31
FIGURA 8 – ESPALHAMENTO COMPTON	32
FIGURA 9 – MEIOS DE DETECÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE.....	35
FIGURA 10 – BANDAS DE CONDUÇÃO DOS MATERIAIS CRISTALINOS	38
FIGURA 11 – ESTRUTURA BÁSICA DO FOTODIODO PN.....	39
FIGURA 12 – POLARIZAÇÃO REVERSA DE UMA JUNÇÃO PN	40
FIGURA 13 – SÍMBOLO DO PIN	41
FIGURA 14 – COMPARATIVO ENTRE DIODO JUNÇÃO PN E O DIODO PIN.....	41
FIGURA 15 – DIODO PIN BPW34	44
FIGURA 16 – CORRENTE REVERSA VS. ILUMINÂNCIA DO BPW34	45
FIGURA 17 – ÂNGULO DE CONDUÇÃO DO FOTODIODO BPW34.....	45
FIGURA 18 – ESQUEMA ELÉTRICO DO SENSOR	47
FIGURA 19 – SENSOR BPW 34 CONDUZINDO.....	48
FIGURA 20 – FOTODIODO PIN ENCAPSULADO	49
FIGURA 21 – SALA DE EXAMES RADIOLÓGICOS	50
FIGURA 22 – VISTA PAINEL DE COMANDO DE UM GERADOR DE RAIOS X.....	51
FIGURA 23 – SINAL RELACIONANDO kV x mAs REGISTRADO OSCILOSCÓPIO	53
FIGURA 24 – SINAL RELACIONANDO kV x mAs REGISTRADO OSCILOSCÓPIO	53
FIGURA 25 – APARELHO RADIOLÓGICO COMERCIAL.....	54
FIGURA 26 – APARELHO DE RAIOS X MÓVEL.....	55
FIGURA 27 – APARELHO DE RAIOS X MÓVEL.....	55
FIGURA 28 – GRÁFICO VAs VERSUS LARGURA DO PULSO	57
FIGURA 29 – TENSÃO DE 100 kV E CORRENTE DE 500 mAs.....	58
FIGURA 30 – TENSÃO DE 40 kV E CORRENTE DE 500 mAs.....	58
FIGURA 31 – TENSÃO DE 40 kV E CORRENTE DE 500 mAs.....	59

FIGURA 32 – TENSÃO DE 90 kV, TEMPO DE 1, 2 s E CORRENTE DE 20 mA.....	59
FIGURA 33 – APARELHO GERADOR DE RAIOS X	60
FIGURA 34 – TENSÃO DE 120 kV, CORRENTE DE 10 mA E TEMPO DE 630 ms.....	61
FIGURA 35 – TENSÃO DE 80 kV, CORRENTE DE 10 mA E TEMPO DE 630 ms.....	61
FIGURA 36 – SENSOR POSICIONADO FORA DA ÁREA COLIMADA.....	62
FIGURA 37 – SENSOR POSICIONADO SOB O AVENTAL DE CHUMBO	62
FIGURA 38 – SENSOR POSICIONADO SOB A MESA RADIOLÓGICA	63
FIGURA 39 – DETECTOR POSICIONADO A 1m DO CABEÇOTE TUBO RAIOS X.....	63
FIGURA 40 – DETECTOR POSICIONADO ATRÁS DO MURAL BUCK.....	64
FIGURA 41 – DETECTOR POSICIONADO JUNTO A ÁREA DE COLIMAÇÃO	64

RESUMO

SCARPIN, Jorge Alberto. **Detector para raios X baseado no diodo pin**. 2016. Dissertação de mestrado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2016.

A radiação ionizante possibilitou à medicina a utilização do diagnóstico por imagem, cuja finalidade é obter uma avaliação médica dos tecidos e funções orgânicas do corpo humano. O seu uso, entretanto, trouxe alguns inconvenientes, como o excesso de radiação a que uma pessoa pode ficar exposta, podendo trazer graves consequências a sua saúde. Normas internacionais orientam quanto ao uso de equipamentos que se utilizam de radiação, quanto às doses sobre os pacientes e trabalhadores ocupacionais, bem como fornecem recomendações quanto à utilização dos equipamentos que produzem os raios X. Nos últimos anos, foram implementados programas para a garantia da qualidade para as empresas prestadoras de serviços radiológicos e para os equipamentos utilizados, trazendo assim, o maior benefício possível para aqueles que se utilizam da radiação ionizante. A proposta deste trabalho é promover uma análise sobre a utilização de um circuito simples e barato, capaz de detectar os raios X emitidos por um aparelho de radiodiagnóstico médico. O circuito elétrico utilizado contém um sistema de detecção de raios X utilizando como transdutor um diodo PIN. Através de quatro aparelhos de raios X fixos e um móvel, foram realizadas várias exposições com valores de tensão em kV, corrente em mA e tempo em s, que mostraram que o sensor foi capaz de detectar esta radiação para os diferentes valores ajustados no aparelho. O circuito foi desenvolvido baseado num sensor do tipo diodo PIN, elemento de reduzida dimensão, que pode ser operado à temperatura ambiente, e é capaz de indicar, através do sensor, a interação da junção com fótons de raios X possibilitando a detecção da energia destes fótons emitidos e teste de vazamento de radiação e acessórios radiológicos.

Palavras-chave: Radiação. Raios X. Diodo PIN.

ABSTRACT

SCARPIN, Jorge Alberto. **X-ray sensor based on PIN diode**. 2016. Dissertação de mestrado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2016.

Ionizing radiation allowed the medical use of diagnostic imaging, whose purpose is to obtain a medical evaluation of tissues and physiological functions of the human body. Its use, however, brought some problems, such as excessive radiation that a person can be exposed. International standards guide on the use of equipment that use radiation, as the doses on patients and occupational workers, and provide recommendations on the use of equipment that produce the X-rays. In recent years, programs have been implemented to guarantee the quality, thus bringing the greatest benefit to those who use ionizing radiation. The purpose of this work is to promote an analysis of the use of a simple circuit capable of detecting the X-rays emitted by a medical diagnostic radiology apparatus. The electrical circuit used contains an X-ray detection system using as transducer a PIN diode. The circuit is simple and inexpensive. Through a fixed X-ray apparatus, multiple exposures were performed with voltage values in kV, current mA and time s that showed the sensor could detect the presence of this radiation for different values set in the apparatus. The circuit was developed based on a diode type PIN sensor, small size element that can be operated at room temperature, and is able to indicate, via the sensor, the interaction of the junction with X-ray photons enabling the detection of the energy of these emitted photons and test the undesirable radiation emitted and radiological accessories.

Keywords: Radiation. X-rays. PIN diode.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	15
1.2 OBJETIVOS	16
1.2.1 Objetivo Geral	16
1.2.2 Objetivos Específicos	16
1.3 JUSTIFICATIVA	17
1.4 ESTRUTURAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	19
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1 RAIOS X	20
2.2 PROPRIEDADES DOS RAIOS X	21
2.3 PRODUÇÃO DE RAIOS X	22
2.4 TUBO DE RAIOS X	24
2.5 TÉCNICAS RADIOLÓGICAS.....	27
2.5.1 Qualidade do feixe de raios X	27
2.5.2 Intensidade do feixe de raios X	27
2.5.3 Tempo.....	28
2.6 PONTO FOCAL.....	28
2.7 FILTRAGEM	29
2.8 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	29
2.8.1 Espalhamento Coerente	30
2.8.2 Efeito Fotoelétrico	30
2.8.3 Espalhamento Compton.....	31
2.9 Limites de dose recomendados.....	32
2.10 Kerma	33
3. SENSORES E DETECTORES UTILIZADOS NA RADIAÇÃO EM RADIODIAGNÓSTICO	34
3.1 DETECTORES A GÁS.....	36
3.2 DETECTORES TERMOLUNINESCENTES	36
3.3 DETECTORES QUÍMICOS	36
3.4 DETECTORES A LUZ.....	37
3.5 DETECTORES A CALOR	37
3.6 MEDIDOR DE DOSE.....	37
3.7 DETECTOR SEMICONDUTOR	38
3.7.1 Princípio de funcionamento do fotodiodo	39
3.7.2 Fotodiodo PIN	41
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	44
4.1 Sensor BPW 34.....	44
4.2 Fonte de tensão	46
4.3 Osciloscópio	46
4.4 Medidor de tensão	46
4.5 Circuito Elétrico	46
4.6 Ambientes Radiológicos.....	49
4.7 Realização dos experimentos e testes.....	51
4.7.1 Hospitais de grande porte	51
4.7.2 Clínicas radiológicas.....	60

4.8 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	65
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	66
5.1 VISÃO GERAL.....	66
5.2 TRABALHOS FUTUROS	67
6. CONCLUSÃO.....	69
REFERÊNCIAS	71

1. INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Através da descoberta dos raios X por Wilhem Conrad Roentgen, em 1895, a medicina conquista um significativo avanço com os exames radiológicos, utilizando-se das técnicas radiológicas de exposição, ou seja, aplicando um valor de tensão para uma determinada corrente em um intervalo de tempo pré-determinado em um tubo de raios X. Com a passagem do feixe de raios X pelo corpo humano, estes são absorvidos de forma diferente pelos tecidos de densidades e composição química distintas, permitindo assim, observar a estrutura anatômica interna de um paciente.

O diagnóstico por imagem tem por finalidade a avaliação médica dos tecidos e funções orgânicas do corpo humano. Os exames radiológicos realizados através das radiações ionizantes procuram obter técnicas que proporcionem melhor qualidade de imagem com o menor tempo de exposição do paciente à radiação, diminuindo assim, a dose recebida, proporcionando uma enorme evolução no tratamento das doenças, conferindo uma melhor qualidade de vida e, em muitos casos, o prolongamento da mesma.

O acidente ocorrido na cidade de Goiânia (GO) com o material radioativo Césio 137 (Cs-137) exigiu das autoridades brasileiras uma resposta imediata aos problemas relativos à proteção contra o uso das formas da radiação ionizante. Trabalhadores expostos à radiação durante sua jornada de trabalho bem como o uso dos equipamentos destinados a esta finalidade deveriam ter um mínimo de atenção e cuidados específicos para evitar qualquer exposição acidental.

Desta forma, surge a Portaria 453 em 01 de junho de 1998, onde foi codificado as Diretrizes de Proteção Radiológica com o forte intuito de diminuir as doses decorrentes de exposição em radiologia diagnóstica, visando à proteção radiológica relacionada aos pacientes, público em geral e trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante. (PORTARIA 453, 1998)

A Comissão Nacional de Energia Atômica (CNEN) publicou diversas normas regulamentando a radioproteção, com base nas recomendações da ICPR (International

Commission on Radiological Protection), porém, sem estabelecer programas de garantia de qualidade em radiologia.

Este Programa de Garantia da Qualidade (PGQ) é um conjunto de instruções para realizar ações de garantia de qualidade na intenção de se obter melhor qualidade de imagem, redução de dose, bem como a redução dos custos dos serviços de radiodiagnósticos, realizando ações de garantia de qualidade para cada componente do equipamento, sistemas de equipamentos ou instalações, incluindo elementos de gestão da qualidade e técnicas de controle de qualidade.

Com o objetivo de atender ao solicitado na Portaria 453, apresentamos o dispositivo detector de raios X, baseado no diodo PIN, como uma forma de realizar testes de verificação quanto ao vazamento de radiação, contribuindo para a segurança tanto dos operadores dos equipamentos radiológicos quanto aos pacientes que se utilizam da radiação ionizante como meio de diagnóstico e tratamento.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho foi o de desenvolver um sistema com capacidade de detectar raios X emitidos por aparelhos de raios X, utilizando-se de um sensor com diodo PIN, eficiente e de baixo custo.

1.2.2 Objetivos Específicos

Como objetivos específicos, podemos citar:

1. Identificar um sensor capaz de detectar a energia do feixe de raios X;
2. Identificar a intensidade dos raios X com o sinal elétrico obtido pelo sensor;

3. Coletar, analisar e comparar os dados obtidos pelo sensor;
4. Testar o vazamento de aparelhos de raios X em aparelhos instalados na rede hospitalar.

1.3 JUSTIFICATIVA

Tecnólogos em Radiologia fazem o melhor para obter imagens radiográficas de qualidade, utilizando baixo tempo de exposição, mantendo uma distância segura da fonte, utilizando proteção adequada para manter a dose de exposição tão baixa quanto possível (ALARA), sem trazer nenhum malefício à saúde da população e dos profissionais ocupacionalmente expostos. (SEERAM, 1997)

As condições essenciais para obtermos radiografias de qualidade e visualizá-los através dos filmes, por exemplo, são a densidade radiográfica adequada com bom contraste radiográfico, uso das propriedades geométricas como ponto focal, distância do objeto a ser radiografado até o receptor de imagem e a distância da fonte até o receptor de imagem (FAUBER, 2000). Ainda, um equipamento não pode ter vazamento de radiação para fora de seu cone de trabalho. A detecção do vazamento desta radiação pode ser uma ferramenta de extrema utilidade num hospital. É o que se pretende com este trabalho, fornecer um detector de radiação barato que possa dar a indicação de que algum vazamento esteja ocorrendo.

Todos os equipamentos radiológicos usados para diagnóstico são projetados de acordo com normas internacionais como a NCRP (NCPR, 1990), onde são estabelecidas condições para se aperfeiçoar a qualidade da imagem e ainda proteger os pacientes e operadores das exposições desnecessárias.

As recomendações e orientações para especificações de desenho e desempenho do equipamento destinam-se a desempenhar um papel significativo para reduzir a dose aos pacientes e operadores. (SEERAM, 1997)

Outras recomendações gerais de grande importância para os tecnólogos referem-se ao controle de exposição e a blindagem do tubo de raios X. Controle de exposição refere-se à exposição dada que é controlada no equipamento por uma chave operada pelo operador e um

medidor de tempo para o início e final da exposição ao paciente. As recomendações para a blindagem seguem orientação da NCRP para que o valor medido a 1 metro do tubo de raios X não exceda a 1 mgray (mGy) por hora. (NCRP, 1990)

Os equipamentos, uma vez operando no campo, sofrem desgaste natural e de manuseio com o passar do tempo. A necessidade de verificação das condições acima expostas requer pessoas treinadas, qualificadas e com equipamentos de teste em condições de uso e prontos a dar respostas quanto ao solicitado.

Detectores com fotodiodos (VAN DER LAAN, 2013) e outros dispositivos (VASCONCELOS, 2014) foram desenvolvidos para a detecção de raios X sob determinadas condições.

Com um sensor atuando nestas condições, cria-se a possibilidade de se manter um programa de qualidade eficaz para monitorar os equipamentos radiológicos, observando se o mesmo está operando em condições que possam trazer o maior benefício para os pacientes e operadores, de acordo com o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), quando devemos produzir uma imagem radiológica com qualidade através do menor tempo de exposição possível, ou seja, tão baixo quanto razoavelmente exequível.

Este programa de qualidade pode garantir que o equipamento estará operando em condições de uso contínuo, sendo monitorado e avaliado quanto às exposições produzidas, gerando imagens radiológicas de qualidade e ao mesmo tempo, trazendo segurança aos pacientes e aos tecnólogos, evitando os efeitos biológicos das radiações ionizantes.

O controle de qualidade deve ser elaborado para assegurar que o médico radiologista tenha disponível uma melhor imagem produzida por meio do bom desempenho do equipamento, resultando na exposição mínima sobre o paciente. (BUSHONG, 2010)

Cada parte do equipamento deve passar por testes que são destinados a demonstrar que o equipamento está funcionando dentro das especificações do fabricante e produzindo doses de radiação aceitáveis para o paciente. (BUSHONG, 2010)

Com o uso, as características de desempenho de todos os itens do equipamento acabam sofrendo algum tipo de alteração e podem até mesmo se deteriorar. Por consequência, o monitoramento periódico do desempenho passa a ser exigido. Com o monitoramento

periódico pode-se constatar que o equipamento não está funcionando como deveria, exigindo manutenção ou reparo. (BUSHONG, 2010)

1.4 ESTRUTURAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em 6 capítulos. No capítulo 2, apresenta-se a fundamentação teórica com uma breve explicação sobre os raios X, sua produção, o tubo de raios X, as técnicas radiológicas e os tipos de interação dos raios X com a matéria. No capítulo 3 são apresentados os tipos de sensores e detectores utilizados na radiação em radiodiagnóstico, princípio de funcionamento do fotodiodo e do fotodiodo PIN. O capítulo 4 apresenta os materiais e a metodologia utilizada para o desenvolvimento do detector e os testes e experimentos realizados. No capítulo 5 são apresentados os resultados, discussões e apresentados os trabalhos futuros. No capítulo 6 são apresentadas as conclusões do estudo realizado.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo visa fundamentar os principais conceitos relacionados aos raios X, suas propriedades, sua produção e interações com a matéria.

2.1 RAIOS X

Raios X é o nome dado à radiação eletromagnética de alta energia que tem origem na eletrosfera ou na frenagem de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons. (TAUHATA, 2003). A figura 1 mostra a ordem de grandeza para a energia (eV), a frequência (Hz) e o comprimento de onda (m) utilizados para a produção de imagens radiológicas, lembrando que a faixa para imagens radiológicas está entre 20 a 150 keV.

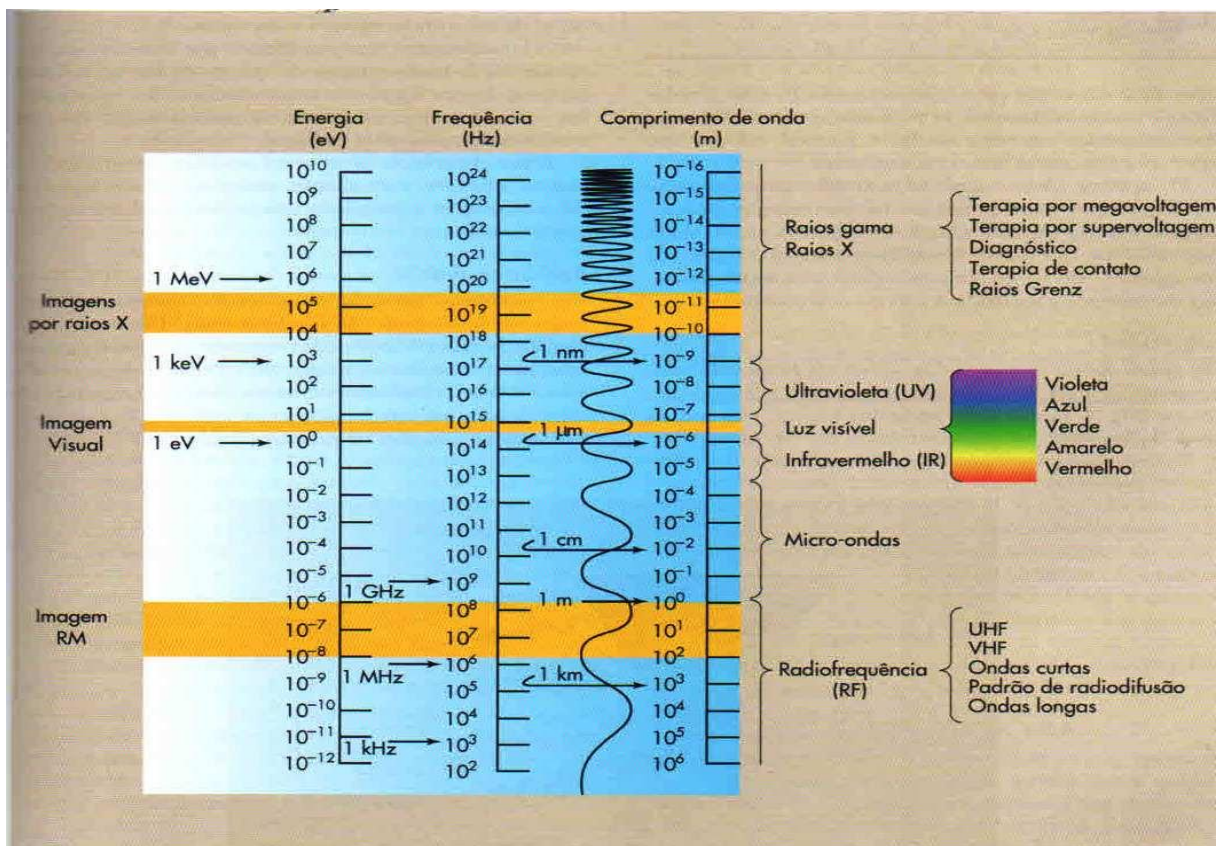


Figura 1: Espectro eletromagnético

Fonte: Adaptado de Bushong (2010)

A unidade para energia no SI (Sistema Internacional de Unidades) é o J (Joule), mas para os raios X utiliza-se o eV (elétron-volt), que é a diferença de energia potencial adquirida ou perdida por um elétron quando o mesmo migra de uma região *a* para outra *b* onde a diferença de potencial (V_{ba}) é de 1 volt. Por definição:

$$\Delta E_p = q_e \cdot (V_{ba}) \quad (1)$$

Utilizando os valores clássicos para a carga do elétron de 1 V, temos $1,6 \times 10^{-19}$ J, que é o elétron-volt (eV). A relação entre eV e Joule é, portanto:

$$1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (2)$$

2.2 PROPRIEDADES DOS RAIOS X

As propriedades dos raios X podem ser listadas como sendo: (FAUBER, 2000)

1. A energia, a frequência e a penetração dos fótons de raios X aumentam à medida que aumentamos o valor da tensão aplicada em kV, uma vez que a variação na quantidade de raios X é proporcional ao quadrado da razão das tensões, ou seja, se a tensão for duplicada, a intensidade dos raios X aumentará por um fator de quatro, conforme a equação (2):

$$I_1 / I_2 = (kV_{p1} / kV_{p2})^2 \quad (3)$$

onde: I_1 e I_2 são as intensidades dos raios X em kV_{p1} e kV_{p2} , respectivamente;

2. Sendo radiação eletromagnética não sofrem deflexão por campos elétricos ou magnéticos devido à ausência de carga;

3. Ao atravessar um material produz radiação secundária ou espalhada para raios X com energia abaixo de 10 keV;

4. Produz luminescência em determinados sais metálicos;

5. Sua energia é reduzida com o aumento da distância, conforme a lei do inverso do quadrado da distância (igual a $1/D^2$);

6. Causa enegrecimento de filmes radiográficos, onde cristais de brometo de prata (AgBr) sensíveis à luz são formados pela mistura de nitrato de prata com brometo de potássio

(KBr). Sistemas mais modernos utilizam-se do processo digital para produzir imagens radiológicas;

7. Podem provocar mudanças biológicas, que podem ser benignas ou malignas ao interagir com sistemas biológicos;

2.3 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X para uso em diagnóstico médico são produzidos quando elétrons com energia de 20 a 150 keV são atenuados na matéria. Os elétrons que são acelerados para o anodo positivo ganham uma energia cinética de V eV, sendo determinada somente pelo valor da tensão aplicada. Raios X são gerados por dois processos diferentes conhecidos por *bremsstrahlung* e produção de raios X característicos. (HUDA, 2000)

Raios X de *bremsstrahlung* ou radiação de freamento são aqueles produzidos quando elétrons incidentes interagem com campos elétricos nucleares, que diminuem a sua velocidade e mudam sua direção, como mostrado na figura 2. Parte da energia cinética dos elétrons é emitida como fótons de raios X. Um elétron com energia cinética de 70 keV pode perder toda sua energia, nenhuma ou qualquer valor intermediário da mesma, em uma interação por frenagem. (HUDA, 2000)

Os raios X com maior poder de penetração são denominados raios X duros. Da mesma forma, os de baixo poder de penetração, são denominados raios X moles. A figura 3 apresenta a relação entre a quantidade e a qualidade dos raios X em relação à tensão em volt (V) e o tempo em milissegundo (ms).

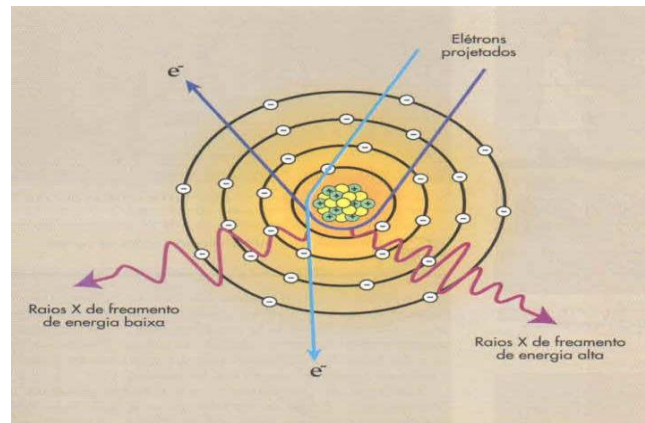


Figura 2: Raios x de freamento

Fonte: Adaptado de Bushong (2010)

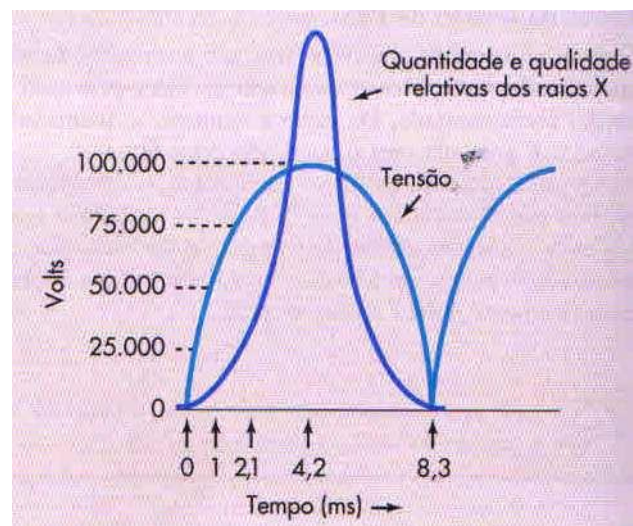


Figura 3: Quantidade e qualidade dos raios X

Fonte: Adaptado de Bushong (2010)

A radiação característica ocorre quando os elétrons em movimento chocam-se com os elétrons da camada mais interna (camada K) dos átomos do alvo de tungstênio (anodo) no tubo de raios X e o desloca provocando a sua ejeção para fora do átomo, com isso a camada de energia que este elétron ocupava fica vaga. Este átomo agora ionizado precisa se estabilizar. Para isto um elétron de uma camada mais externa migra para a lacuna da camada mais interna, liberando neste processo uma determinada e bem precisa quantidade de fótons

na forma de raios X. Esta diferença de energia é emitida como radiação característica (ex. raios X da camada K, raios X da camada L) como mostrada na figura 4. (CURRY, 1990)

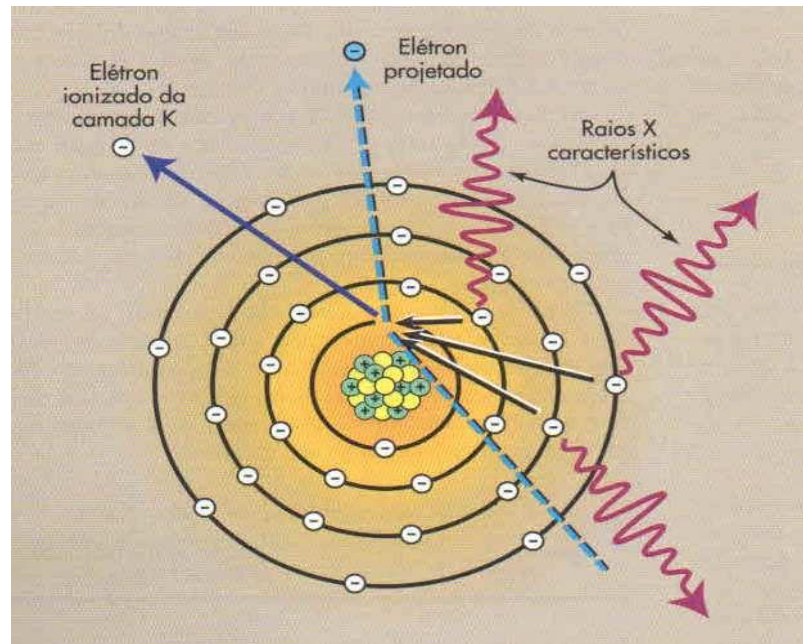


Figura 4: Radiação característica

Fonte: Adaptado de Bushong (2010)

2.4 TUBO DE RAIOS X

Um tubo de raios X é uma ampola hermética que contém o mecanismo gerador de raios X. Ele contém um cátodo negativo com um filamento que serve como fonte de elétrons (gerados através do efeito Edison ou efeito termoelétrico). O ânodo é positivamente carregado e inclui o alvo onde os raios X são produzidos. Podem ser do tipo estacionário ou rotacional e são mantidos em um tubo evacuado para evitar que os elétrons colidam com moléculas do gás. O tubo está contido em uma carcaça que o protege e provê blindagem contra vazamento de radiação, permitindo que a mesma saia somente por uma janela, conforme a figura 5. A carcaça contém óleo para prover isolamento elétrico e manter o tubo refrigerado. (HUDA, 2000)

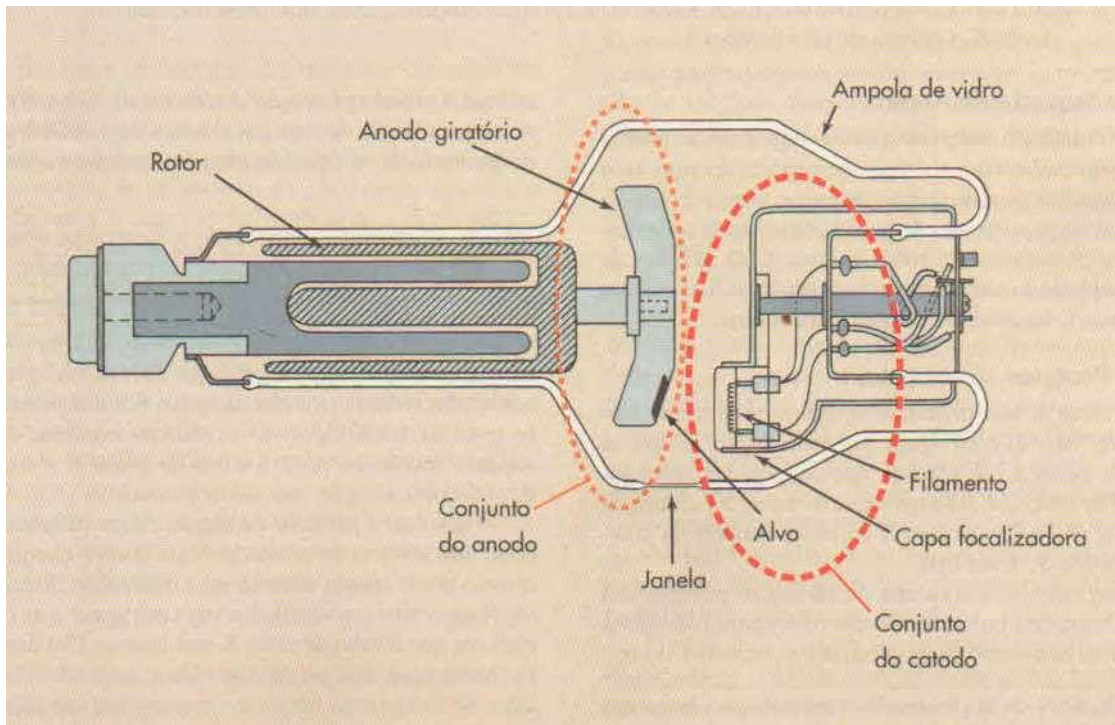


Figura 5: Principais partes de um tubo de raios X

Fonte: Adaptado de Bushong (2010)

Para que ocorra a produção de raios X, o catodo, que é o polo negativo, que pelo efeito termiônico gera uma nuvem de elétrons (gerado pela passagem de uma alta corrente elétrica e uma baixa diferença de potencial), projeta a um pequeno ponto sobre o anodo, que é o polo positivo, que contém o alvo, grande número de elétrons com elevada energia cinética, ou seja, a energia de movimento. (BUSHONG, 2010)

Normalmente projetado em cobre, com a região de alvo em tungstênio (material metálico com maior resistência a altas temperaturas, além de apresentar boa condutividade térmica e alto número atômico, o que contribui para uma melhor qualidade do feixe de raios X), é do tipo rotatório (com giro variando de 3.000 a 10.000 rpm). (BUSHONG, 2010)

O valor do potencial produzido pelo gerador de alta tensão é aplicado entre o anodo e o catodo. Também se faz necessário o ajuste desta tensão. (JOHNS, 1983)

O cátodo é uma bobina ou filamento de fio resistivo que é aquecido até a incandescência quando uma corrente passa por ele. Quando o cátodo está suficientemente aquecido, por volta de 2000 °C, e o interruptor de exposição está fechado, forma-se uma nuvem de elétrons ao redor do filamento, gerados pelo efeito termoelétrico, que pode ser

atraída para o anodo através do campo elétrico estabelecido entre os eletrodos pela diferença de potencial em kV. Os elétrons são então acelerados até colidirem com o anodo, onde geram fótons de raios X. A velocidade final e energia cinética dos elétrons são dependentes do potencial do tubo de raios X. O movimento dos elétrons projetados interage com os elétrons das camadas mais externas dos átomos do alvo que imediatamente voltam para seu nível normal de energia com emissão de radiação infravermelha gerando a maior parte dos 99% de calor que deve ser dissipado rapidamente. (JOHNS, 1983)

Os raios X são gerados quando elétrons em alta velocidade são desacelerados no material do alvo. Essa desaceleração se faz por meio de colisão dos elétrons com o material do alvo. A energia adquirida pelo elétron, no campo elétrico entre o cátodo e o anodo, considerando que a massa inicial do elétron é $m_0 = 9,108 \times 10^{-31}$ kg, sendo:

$$\varepsilon_0 = m_0 \times c^2 \quad (4)$$

e

$$\varepsilon_C = mv^2/2 \quad (5)$$

$$\varepsilon_0 = 9,108 \times 10^{-31} \text{ kg} \times (3 \times 10^8 \text{ m/s})^2 = 81,912 \times 10^{-15} \text{ J ou } 0,512 \text{ MeV}$$

$$\varepsilon_T = \varepsilon_0 + \varepsilon_C = 1,195 m_0$$

onde: ε_0 : energia do elétron à velocidade da luz

ε_C : energia cinética

m: massa do elétron ($m_0 = 9,1 \times 10^{-28}$ g, lembrando que m_0 é a massa inercial do elétron e m pode variar de $1,0002m_0$ para 100 eV até $1,2m_0$, para energias de 100 keV, que é a faixa normal dos Raios X)

v: velocidade do elétron quando atinge o alvo (anodo)

c: velocidade da luz

2.5 TÉCNICAS RADIOLÓGICAS

A formação da imagem radiológica é obtida pela composição das chamadas técnicas radiológicas, que são os valores da tensão, da corrente e do tempo de exposição, valores estes que são ajustados no aparelho de raios X.

2.5.1 Qualidade do feixe de raios X

O conceito de qualidade de radiação está ligado à energia do feixe de raios X. Quando aumenta-se a tensão do aparelho, está sendo aumentado a energia do feixe de radiação gerado, aumentando a qualidade da radiação, com conseqüente aumento do poder de penetração da mesma. (ANDREUCCI, 2008)

A qualidade de um feixe de raios X é obtida da energia média de raios X do espectro de raios X. Aumentando a tensão kV melhora a quantidade e a qualidade de um feixe de raios X, ou seja, a energia de pico e a energia média do feixe, conforme visto na figura 3. (HUDA, 2000).

2.5.2 Intensidade do feixe de raios X

Quando aumentamos a corrente do filamento, ocorre um aumento da temperatura no filamento do catodo, liberando um número maior de elétrons. Desta forma, mais elétrons serão acelerados em direção ao anodo e ocorrerá um aumento na intensidade da radiação gerada, sem implicar em aumento na qualidade dessa mesma radiação. Ou seja, conseguimos aumentar a intensidade sem aumentar a energia dos fótons irradiados. (ANDREUCCI, 2008)

O aumento verificado da intensidade, quando aumentamos a tensão do tubo, é explicado pelo rendimento (R) de produção de raios X: (ANDREUCCI, 2008)

$$R = V \cdot Z \cdot 10^{-6} \quad (6)$$

onde:

Z: número atômico do alvo no anodo

V: tensão aplicada no tubo em volt

Nota-se por meio da equação (6) que o rendimento, ou seja, a porcentagem de energia dos elétrons que se transforma em raios X, aumenta proporcionalmente ao aumento da tensão. O comprimento de onda λ dos raios X característicos de cada elemento decresce com o aumento do número atômico.

2.5.3 Tempo

O tempo de exposição é a duração do pulso. A potência é dada pelo produto:

$$\text{kV.mA,} \quad (7)$$

$$e \quad \text{kV.mA.s} \quad (8)$$

é a energia envolvida. Este tempo é usualmente mantido o menor possível.

Variações no ajuste do mAs alteram somente o número de elétrons que são conduzidos durante a exposição. Esta relação é diretamente proporcional, ou seja, ao dobrarmos o mAs somente a quantidade de raios X está sendo afetada, ou seja, estamos alterando a quantidade de fótons. (BUSHONG, 2010)

2.6 PONTO FOCAL

A fonte de raios X aparente é o ponto focal, caracterizado por uma medida de largura e comprimento que pode ser dado em milímetros. Para que haja a produção de imagens claras, o ponto focal deve ser pequeno, porém deve tolerar uma alta carga de calor sem fundir o alvo. O tamanho do ponto focal aumenta à medida que a corrente aumenta devido a repulsão de elétrons adjacentes e da característica do alvo. (HUDA, 2000)

O ponto focal é a área da qual são emitidos raios X. Para a radiologia médica, quanto menor o ponto focal, melhor a resolução da imagem produzida. (BUSHONG, 2010)

O anodo é o lado positivo do tubo de raios X, conduz eletricidade, irradia calor e contém o alvo. Tubos de raios X de uso geral utilizam o anodo giratório porque eles devem ter a capacidade de produzir feixes de raios X de alta intensidade em um curto tempo. O anodo giratório permite ao feixe de elétrons interagir com uma área muito maior do alvo, em consequência o aquecimento não se limita a um pequeno ponto evitando que não se funda. (BUSHONG, 2010)

2.7 FILTRAGEM

Ao adicionar filtragem ao feixe de raios X útil, estamos reduzindo a intensidade do feixe e aumentando a sua energia média. A filtração adicional absorve com maior eficácia os raios X de energias baixas do que as de altas energias. A filtração inerente ocorre quando a ampola de vidro ou de metal de um tubo de raios X filtra o feixe de raios X emitido. (BUSHONG, 2010)

A interposição adicional de filtros de alumínio ou cobre, em especial quando associados, melhora a qualidade das imagens, pois o objetivo é a remoção seletiva dos fótons de raios X de energia baixa, que tem pouca probabilidade de atingir o receptor de imagem.

2.8 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Fótons de raios X podem interagir com elétrons orbitais ou com o núcleo do átomo. Para fins de diagnóstico médico, estas interações são sempre com elétrons orbitais. A seguir, apresentamos as maneiras básicas em que um fóton pode interagir com a matéria. (HUDA, 2000)

2.8.1 Espalhamento Coerente

São aquelas interações entre raios X de energia baixa e átomos. Os raios X não perdem energia, mas mudam ligeiramente de direção. A radiação X incidente tem um comprimento de onda igual ao da radiação espalhada conforme mostra a figura 6. (CURRY, 1990)

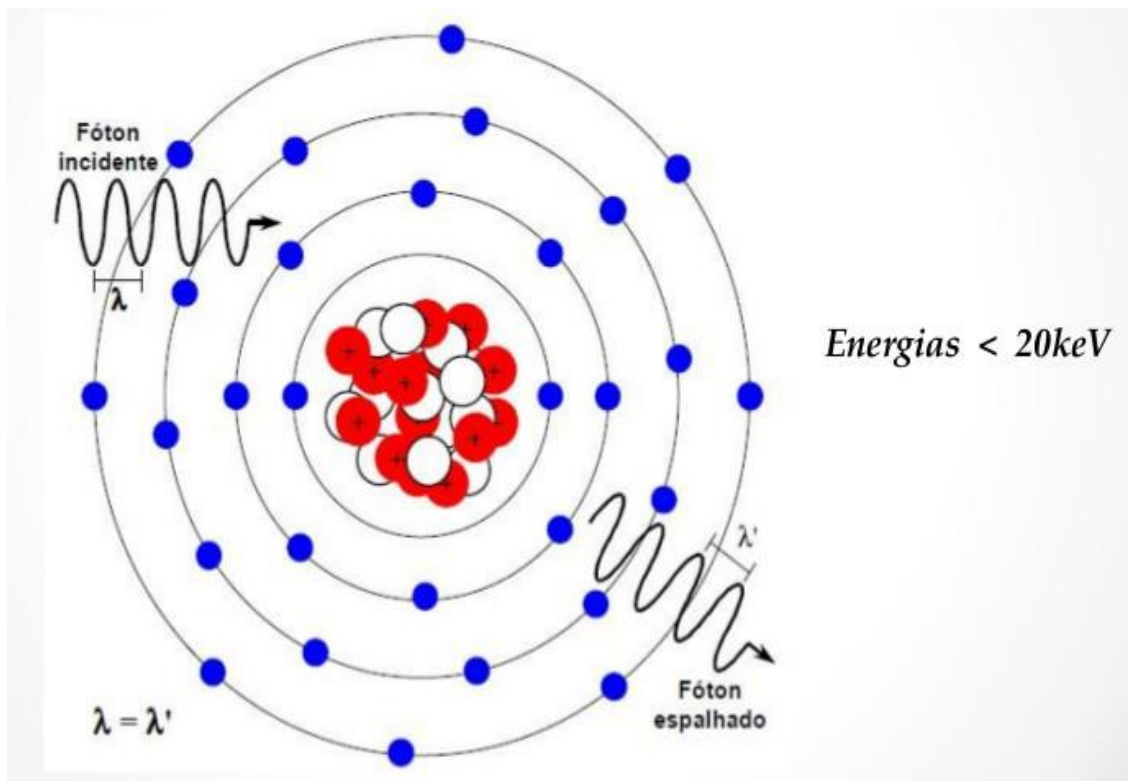


Figura 6: Espalhamento Coerente

Fonte: Adaptado de Bushong. (BUSHONG, 2010)

2.8.2 Efeito Fotoelétrico

O fóton de baixa energia incidente deve ter energia suficiente para superar a energia de ligação do elétron. O efeito fotoelétrico consiste na emissão de elétrons induzida pela ação da radiação luminosa ou da radiação ionizante, quando da incidência de fótons de luz ou radiação, conforme mostra a figura 7. A migração eletrônica no átomo ocorre de uma região

de baixa energia para outra de alta energia quando podemos medir a energia cinética máxima dos elétrons emitidos. (CURRY, 1990)

Para átomos de número atômico baixo, como aqueles que são encontrados nos tecidos moles, a energia de ligação é baixa, até mesmo para os elétrons da camada K, por exemplo, na ordem de 0,3 keV. (BUSHONG, 2010)

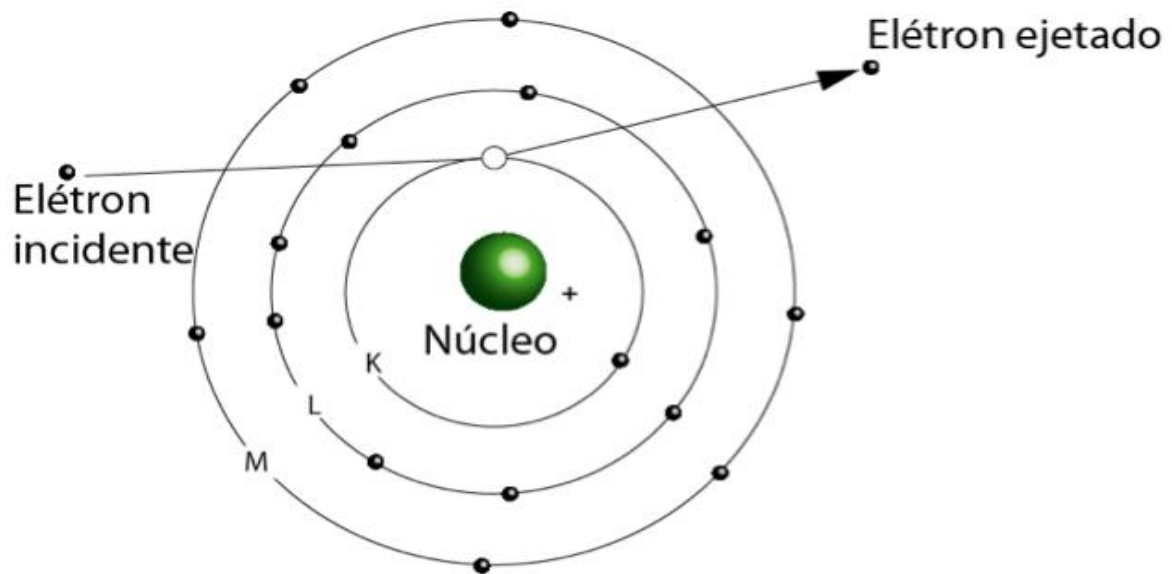


Figura 7: Efeito Fotoelétrico

Fonte: Adaptado de Bushong. (BUSHONG, 2010)

2.8.3 Espalhamento Compton

Um fóton incidente com energia relativamente alta atinge um elétron livre de uma camada externa, conforme mostra a figura 8. O fóton é defletido pelo elétron tal que ele percorre um caminho em uma nova direção como radiação espalhada. (CURRY, 1990)

Este efeito ocorre entre raios X com energia moderada e elétrons de camadas externas, levando à ionização dos átomos do alvo, alteração na direção e redução da energia dos raios X. A radiação X espalhada apresenta um comprimento de onda maior do que o da radiação incidente. (BUSHONG, 2010)

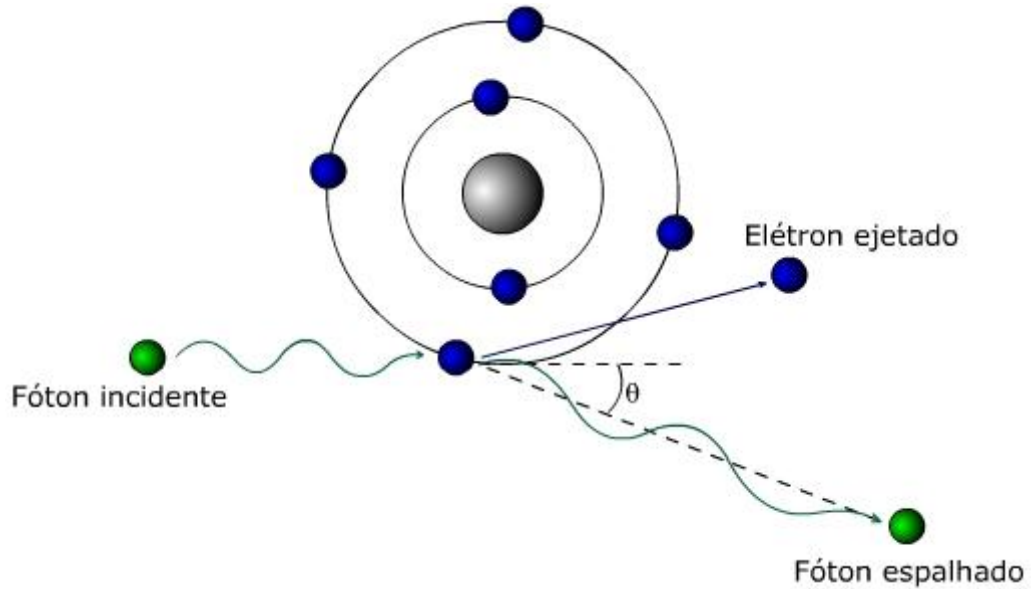


Figura 8: Espalhamento Compton

Fonte: Adaptado de Bushong. (BUSHONG, 2010)

Para a radiologia diagnóstica, apenas duas interações são importantes: o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

2.9 Limites de dose recomendados

São os seguintes valores em miliSievert aceitos como limites de doses recomendados pela *CNEN-NE-3.01*, redigida pela Comissão Nacional de Energia Nuclear mostrados na tabela 1:

Tabela 1: Limites de doses recomendados

Dose Equivalente	Trabalhador	Público (indivíduo)
Cristalino	20 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Extremidades	500 mSv	50 mSv

Fonte: CNEN, 2011

2.10 Kerma

A grandeza kerma no ar é fundamental para a calibração dos padrões nacionais utilizados na área de radiodiagnóstico, bem como na determinação das grandezas operacionais de uso corrente em radioproteção. É uma grandeza cuja unidade no SI é o joule por kilograma, com denominação especial de gray (Gy), sendo definida por:

$$k = dE_{tr} / dm \quad (9)$$

onde:

dE_{tr} : energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas em um material de massa dm ;

dm : massa do material

3. SENSORES E DETECTORES UTILIZADOS NA RADIAÇÃO EM RADIODIAGNÓSTICO

Um detector pode ser considerado um transdutor, pois transforma um tipo de informação, no caso a radiação, em outro, que pode ser um sinal elétrico, luz, reação química, calor, etc.

A magnitude do sinal produzido por um detector semicondutor é proporcional à energia absorvida. Portanto, temos que:

$$Q = Eq / \varepsilon \quad (10)$$

onde Q é a carga produzida (Coulomb), E é a energia absorvida (eV), q é a unidade de carga elétrica (Coulomb), e ε é a energia média necessária para criar um par elétron-buraco (eV/par). O valor de ε , que representa a eficiência de conversão do detector, depende de detalhes do mecanismo de interação no volume do detector, do material e da temperatura.

Detector de radiação é um dispositivo capaz de indicar a presença de um campo de radiação, quando inserido neste meio. (TAUHATA, 2003)

Um bom detector deve apresentar as seguintes características (YOSHIMURA, 2009):

1. Boa eficiência, que relaciona a resposta do detector com a quantidade de radiação que o atingiu, chamada de eficiência intrínseca. A eficiência é a resposta provocada pela quantidade de raios X incidente.

2. Exatidão ou acurácia, que avalia quanto a resposta do detector se aproxima do valor correto ou verdadeiro da grandeza, que só pode ser avaliada comparando-se com um padrão.

3. A sensibilidade, que é a razão entre a variação da resposta do sensor e a correspondente variação do estímulo de radiação provocado pela quantidade de raios X incidente.

4. O tempo de resposta, que está relacionado à variação da resposta do detector com a taxa da radiação que incide sobre ele. Depende do circuito eletrônico utilizado para capturar e analisar o sinal do detector.

As interações entre os diferentes tipos de radiação e a matéria fornecem vários mecanismos para medição da intensidade de radiação emitida por uma fonte e absorvida por um meio, assim como a identificação da energia do feixe e da fonte de radiação. (MARTIN, 2000)

Existem diversos processos pelos quais diferentes radiações podem interagir com o meio material utilizado para medir ou indicar características dessas radiações.

Na figura 9, abaixo, encontram-se representados os principais efeitos físicos e químicos da radiação ionizante, atualmente utilizados como propriedade iterativa para detecção de radiação ionizante, bem como os meios utilizados na detecção e características estruturais de cada tipo de detector.

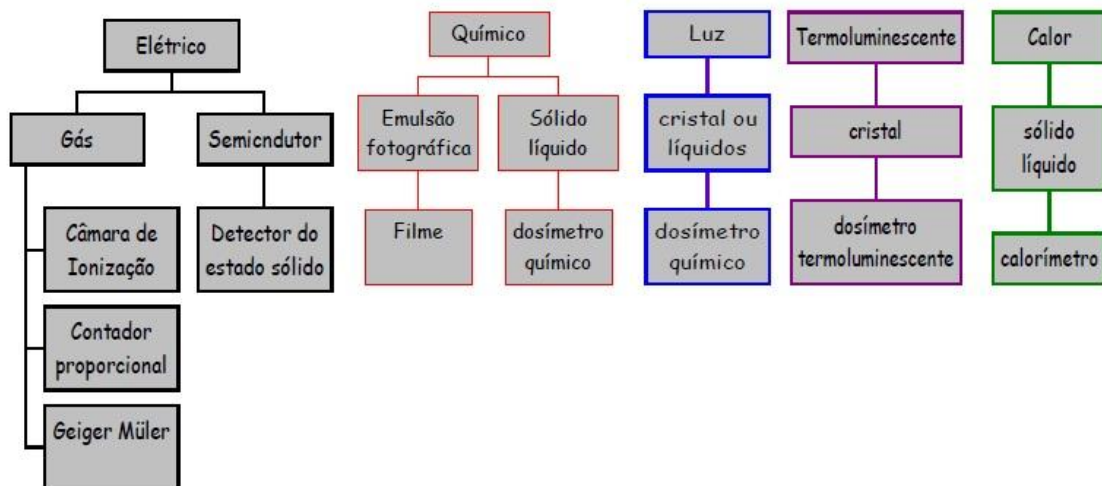


Figura 9: Meios de detecção da radiação ionizante
Fonte: Detectores de radiação ionizante – USP

O detector baseado no diodo PIN está classificado como sendo um semicondutor ou, detector do estado sólido.

3.1 DETECTORES A GÁS

Basicamente são constituídos de um capacitor que contém gás como isolante elétrico. Uma diferença de potencial (ddp) é aplicada aos eletrodos do capacitor que dirige a carga liberada no gás aos eletrodos de sinal contrário. (OKUNO, YOSHIMURA, 2010)

Os detectores a gás são conhecidos também como detectores por ionização em gases. Isto porque a radiação incidente no volume sensível (o gás) cria pares de íons que podem ser contados em um dispositivo de medida elétrica (unidade de leitura).

Exemplos de detectores a gás encontrados são o de câmara de ionização, contador proporcional e Geiger Muller.

3.2 DETECTORES TERMOLUMINESCENTES

Alguns materiais têm a capacidade de emitirem luz visível quando são aquecidos após serem irradiados. A quantidade de luz é proporcional à dose de radiação absorvida. (OKUNO, YOSHIMURA, 2010)

Exemplos de detectores termoluminescentes são o de cristal e o dosímetro termoluminescente. Estes detectores são muito utilizados nos sistemas de monitoração individual.

3.3 DETECTORES QUÍMICOS

O detector de emulsão fotográfica é constituído de cristais (grãos) de haletos de prata (brometo) dispersos em uma matriz de gelatina. A presença da prata metálica remanescente após o processo de revelação está relacionada à quantidade de radiação a que foi submetida a emulsão. (TAHUATA, 2005)

Exemplos de detectores químicos encontrados são o de filme, sólido e dosímetro químico.

3.4 DETECTORES A LUZ

Neste tipo de detector encontra-se o dosímetro químico que é associado com a oxidação de Fe (II) para o Fe (III), devido a irradiação, sendo a concentração final de íons, proporcional a dose absorvida. (PIRANI, 2014)

A região de detecção é espessa de modo que o fóton seja inteiramente absorvido em seu interior. Pulsos gerados por cada fóton são separados por canais que proporcionam resolução energética de 128 eV.

3.5 DETECTORES A CALOR

Os calorímetros são construídos de forma a conseguir absorver completamente a energia da partícula de interesse, fazendo com que a mesma fique alojada dentro do material de que ele é feito. Assim, o calorímetro é capaz de produzir um sinal que é diretamente proporcional a energia dessa partícula absorvida. Os calorímetros eletromagnéticos são construídos para medir a energia de elétrons e fótons. (CONTI, 2014)

3.6 MEDIDOR DE DOSE

A exposição ou dose absorvida pelo paciente pode ser medida através dos medidores de radiação ou detector Geiger. Usada para medir a quantidade de carga elétrica produzida pela ionização do ar por unidade de massa.

A unidade da exposição no SI é o Coulomb por quilograma (C/kg). A interação da radiação com a matéria resulta numa transferência de energia. A dose absorvida é definida a partir da relação entre energia absorvida e a massa do material atingido, ou seja, é uma medida da quantidade de energia depositada pela radiação na matéria por unidade de massa. Sua unidade no SI é o Joule por quilograma (J/kg), nomeada de Gray (Gy). (CURRY, 1990)

O medidor de exposição como o de dose é utilizado em radiodiagnóstico para avaliar o desempenho do equipamento de raios x como também o nível de exposição a que foram

expostos tanto o operador quanto o paciente durante a realização do exame radiológico. (ROCHA, 2009)

3.7 DETECTOR SEMICONDUTOR

No campo da eletrônica, dentre os materiais utilizados, encontra-se os semicondutores que possuem características que ficam entre os condutores e os isolantes. O material semiconductor mais utilizado é o silício (Si), que na sua forma pura (intrínseca) possui uma estrutura cristalina com quatro elétrons na camada de valência. (CAPUANO, 2007)

Para que um material possa conduzir eletricidade, é preciso que existam elétrons na banda de condução.

Os materiais cristalinos apresentam três bandas de energia referentes à sua condutividade, conforme a figura 10. Assim, materiais isolantes possuem uma grande largura de zona proibida, impedindo que os elétrons da camada de valência consigam penetrar na banda de condução, portanto não conseguem conduzir eletricidade (WIRTH, 2009).



Figura 10: Bandas de condução dos materiais cristalinos

Fonte: Wirth, 2009

O material condutor apresenta uma zona proibida quase nula, o que facilita a penetração dos elétrons da região de valência na região de condução, portanto, este material pode conduzir eletricidade facilmente. Já o material semiconductor, possui uma faixa intermediária na zona proibida e sob condições especiais pode também conduzir eletricidade. (WIRTH, 2009)

A chamada zona proibida também conhecida como *bandgap*, ocorre nos materiais semicondutores quando os elétrons encontram-se na banda de valência e neste estado o semicondutor tem características de um isolante elétrico. À medida que ocorre um aumento da sua temperatura, os elétrons absorvem energia passando para a banda de condução. A quantidade de energia para que o elétron efetue essa transição recebe o nome de gap de energia ou, *bandgap*.

O semicondutor apresenta além da chamada condutividade intrínseca, a condutividade provocada pela adição de impurezas cuidadosamente controladas. Este processo, conhecido como *dopagem*, têm a finalidade de aumentar a condutividade nos semicondutores, quando são acrescentadas impurezas trivalentes ou pentavalentes ao cristal semicondutor. O cristal dopado com impurezas trivalentes é chamado *semicondutor tipo P* (lacuna) e o cristal dopado com impurezas pentavalentes é chamado *semicondutor tipo N* (elétron). (MALVINO, 1997)

3.7.1 Princípio de funcionamento do fotodiodo

Nas últimas décadas houve um grande interesse por dispositivos sensíveis à luz e, como resultado, surgiu o campo da *optoeletrônica* ou *fotônica*. (BOYLESTED, 2004).

A maioria dos dispositivos semicondutores tem propriedades fotovoltaicas, ou seja, quando os raios luminosos atingem a sua superfície, suas características elétricas são alteradas. Ao juntarmos os materiais P e N, como na figura 11, formamos a junção PN de um diodo que, ao ser iluminado, gera pares elétron-lacuna, relacionados à energia incidente, estabelecendo um fluxo de corrente (WIRTH, 1997).

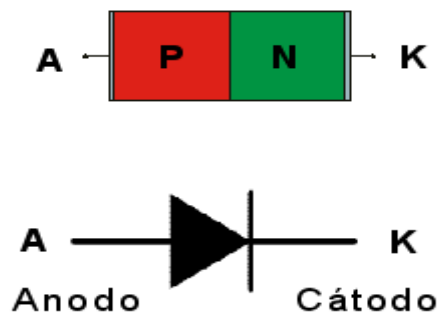


Figura 11: Estrutura básica do fotodiodo PN

Fonte: Adaptado de Wirth, 2009

Ao conectarmos uma fonte externa de tensão a uma junção PN (parte azul na figura 12), de tal modo que o terminal positivo seja ligado ao lado N e o terminal negativo ao lado P, conforme a figura 12, a junção fica inversamente polarizada.

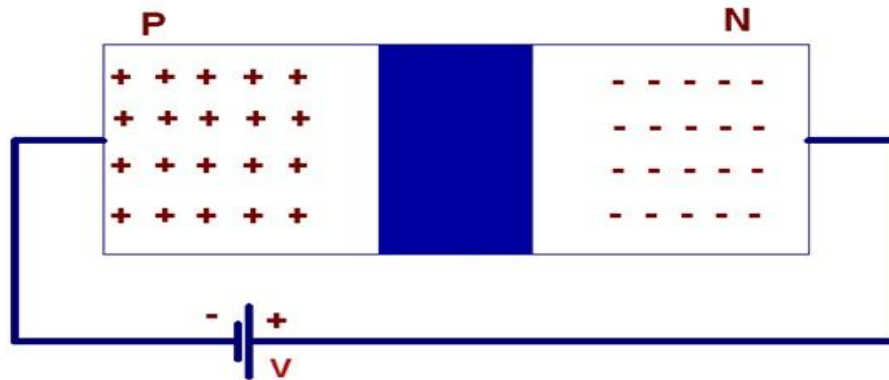


Figura 12: Polarização reversa de uma junção PN

Fonte: Adaptado de Wirth, 2009

Quando uma junção PN está inversamente polarizada e é iluminada, ou seja, é exposta à luz incidente, o impacto de fótons sobre esta junção causa a quebra de ligações covalentes e, portanto, gera pares elétron-lacuna na camada de depleção. Os elétrons livres são atraídos para o lado N e as lacunas atraídas para o lado P, levando a uma corrente inversa, conhecida por fotocorrente, através da junção, e é proporcional a intensidade da luz incidente. Este diodo, conhecido por fotodiodo, pode, deste modo, converter sinais luminosos em sinais elétricos. (SEDRA, 2007)

A detecção da radiação incidente sobre um semicondutor é baseada na coleta das cargas que são produzidas pela interação da radiação na região de depleção ou, no volume sensível do detector. A carga produzida é proporcional à energia da radiação depositada no semicondutor. Assim, o número de portadores de carga produzido (N_0) é dado pela relação (KNOLL, 1989):

$$N_0 = E_0 / \varepsilon_p \quad (11)$$

sendo: E_0 = energia depositada no material

ε_p = energia média para produzir um par elétron-lacuna

3.7.2 Fotodiodo PIN

O fotodiodo do tipo PIN é polarizado inversamente, de tal modo que, internamente, um campo elétrico E (V/m) é criado. (WERNECK, 1996). A figura 13 mostra o símbolo do diodo PIN. A figura 14 apresenta uma imagem comparativa entre o diodo de junção PN e o diodo PIN.

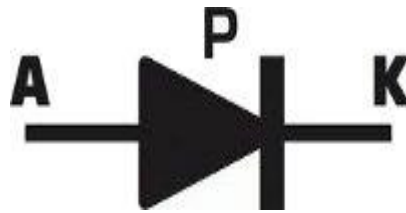


Figura 13: Símbolo do PIN

Fonte: Adaptado de Werneck, 1996

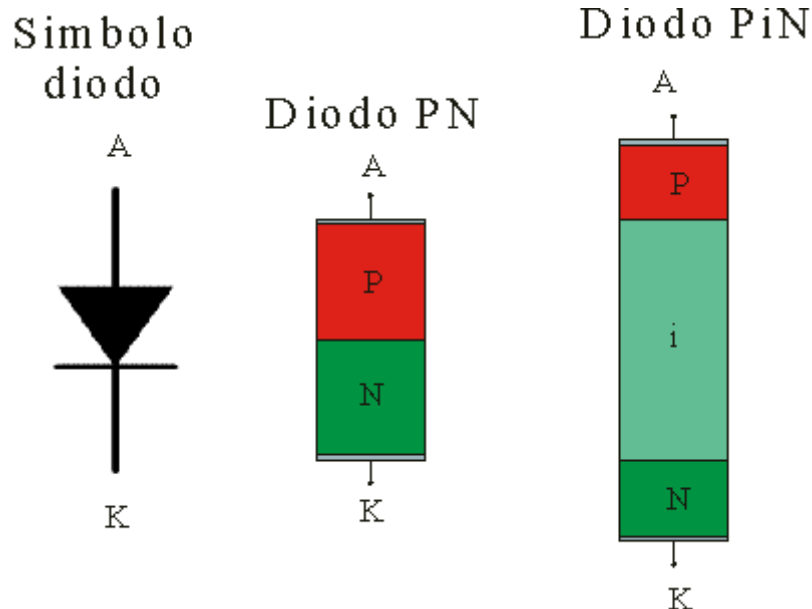


Figura 14: Comparativo entre o diodo de junção PN e o diodo PIN

Fonte: Adaptado de Werneck, 1996

Detectores de estado sólido são constituídos de materiais de alta pureza com a introdução controlada de impurezas, denominadas dopantes. O diodo PIN tem camadas

dopadas positivamente (em relação ao material puro), negativamente e uma camada com dopagem intermediária entre estas. Quando um fóton incide sobre estas camadas, faz com que os elétrons que se situam na banda de valência passem para a banda de condução, gerando, assim, uma corrente elétrica proporcional à energia recebida na forma de fótons.

O fotodiodo é projetado de tal forma que, ao serem gerados pares elétron-lacuna na região intrínseca, pela absorção de fótons, a ação do campo elétrico vai gerar uma corrente devido à coleta dos elétrons e lacunas nos meios N e P, respectivamente. A melhor condição para que a máxima absorção ocorra dentro da região intrínseca é fazer a região P a mais estreita possível. (WERNECK, 1996)

Para cada fóton incidente e que seja absorvido, apenas um par elétron-lacuna é criado, movimentando assim, somente um elétron para formar a corrente no circuito externo. Para termos um aumento da sensibilidade do fotodiodo PIN, é integrado ao detector óptico um pré-amplificador. O circuito apresentado neste trabalho (figura 20) apresenta um sistema amplificador através de transistores.

Os raios X interagem com os átomos de silício (Si) criando, em média, um par elétron-lacuna para cada 3,62 eV de energia que é depositada. (ROCHA, 2009)

A geometria PIN permite que o volume ativo do detector seja estendido de vários milímetros, permitindo capturar as cargas geradas pelos fótons. (ROCHA, 2009)

O volume ativo que é requerido para termos uma eficiente detecção da radiação depende do material usado como substrato, da energia da radiação, do tipo de radiação que queremos detectar e da aplicação específica. (ROCHA, 2009)

As principais vantagens oferecidas pelos fotodiodos PIN são:

1. Baixa capacitância;
2. Pequena corrente de fuga;
3. Operação à temperatura ambiente;
4. Baixa tensão de operação;
5. Baixo custo.

Atualmente o diodo PIN apresenta uma grande variedade de aplicações, tais como: chaveamento para RF; atenuador para RF, modulador para RF, RF phase shifters, circuito de controle para sistemas de comunicação sem fio, circuitos de controle para banda HF para aplicações industriais, e ainda para a ressonância magnética. (VISHAY, 1998)

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Realizou-se uma pesquisa para identificar um sensor para ser utilizado como detector, que apresentasse como características baixo custo e sensibilidade aos raios X. Em seguida, buscou-se encontrar ambientes hospitalares que apresentassem salas radiológicas com aparelhos geradores de raios X para a realização dos experimentos.

4.1 Sensor BPW 34

Após um levantamento dos sensores comerciais disponíveis, foram encontrados alguns modelos bem como suas especificações técnicas que foram encontradas nos sites dos fabricantes. São eles:

- SFH206F
- BN11F
- L14G1
- BPW34
- BPX61

A escolha do diodo PIN BPW34 (figura 15) ocorreu em função do mesmo ser de baixo custo em relação aos demais pesquisados e apresentar uma boa área sensível à radiação. A área do BPW34 é de $7,5 \text{ mm}^2$, 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 . (VISHAY, 1998)



Figura 15: Diodo PIN BPW 34

Fonte: Data Sheet BPW34 VISHAY

O BPW34 é uma opção interessante, não só por uma resposta rápida, mas também por ter sua iluminação linear como pode ser observado na figura 16. Embora a figura 16 tenha sido especificada para a região de resposta preferencial do diodo, 350 a 1150 nm, pode-se ter uma ideia de sua linearidade.

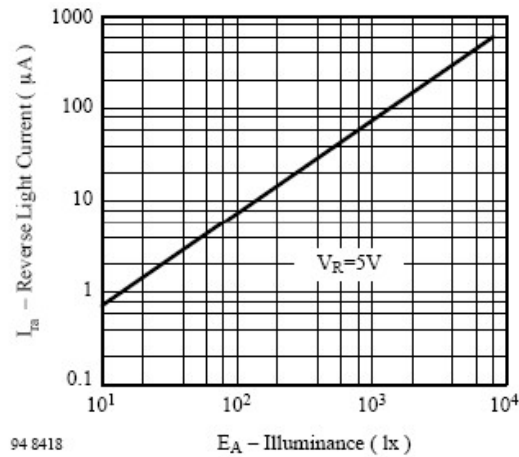


Figura 16: Corrente reversa vs. Iluminância do BPW34

Fonte: data Sheet BPW34 VISHAY

Analisando a figura 17, vemos que o fotodiodo BPW34, vai perdendo sua eficácia conforme o ângulo de foco diminui. Ou seja, para o melhor resultado, o raio X deverá ser disparado em um ângulo de 90°, em relação ao sensor.

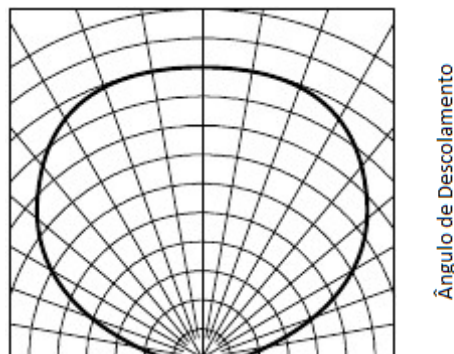


Figura 17: Ângulo de Condução do fotodiodo BPW34

Fonte: data Sheet BPW34 da VISHAY

4.2 Fonte de tensão

Para a alimentação do circuito visto na figura 18, utilizou-se de uma fonte de tensão contínua, marca Icel, modelo OS 4000, com variação de 0 a 30 V / 0 a 3 A.

4.3 Osciloscópio

Para o registro das imagens, utilizou-se de um osciloscópio marca Agilent Technologies, modelo DS 01072, de 70 MHz.

4.4 Medidor de tensão

Para medir a tensão nos pontos de análise do circuito, foi utilizado um VOM marca Minipa, modelo ET-2082C.

4.5 Circuito Elétrico

Para a realização dos procedimentos experimentais para a coleta de dados, foi utilizada e montada uma placa com um circuito elétrico contendo um sistema de detecção que, originalmente foi desenvolvido para a detecção de raios gama (ELEKTOR, 2012), adaptado no presente estudo para a detecção de raios X, utilizando um transdutor do tipo diodo PIN (junção PN com camada intrínseca, modelo BPW34). 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 (VAN DER LAAN, 2013). O circuito é composto por dois transistores BC 549 (NPN) conforme mostra a figura 18 abaixo:

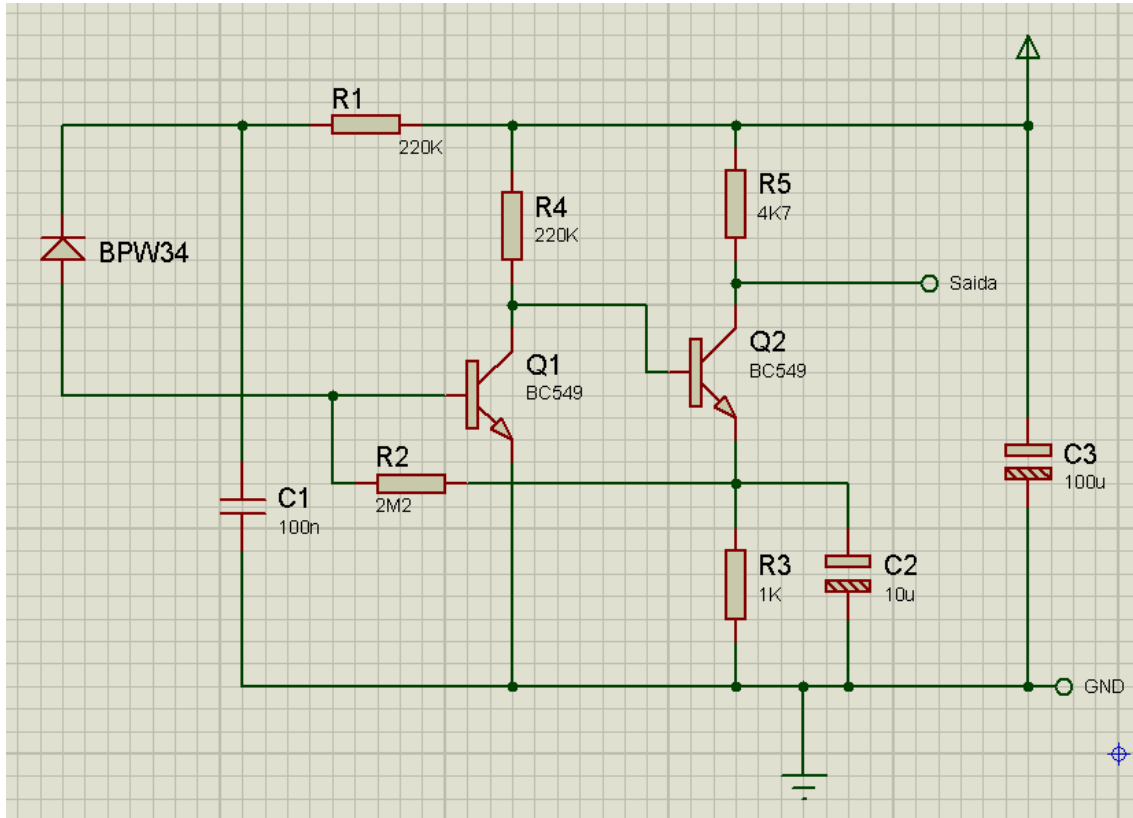


Figura 18: Esquema Elétrico do Sensor adaptado da Revista Elektor (ELEKTOR, 2012)

Fonte: Autoria própria

O objetivo da montagem deste protótipo foi o de testar a sensibilidade do diodo PIN como sensor quando irradiado por um feixe de raios X e, a partir desta interação, observar e coletar através de um osciloscópio o sinal relacionando com a irradiação X.

Alimentou-se o circuito do sensor com 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 $V_{cc_{sat}} = 0,2$ V, 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, conforme mostra a figura 19.

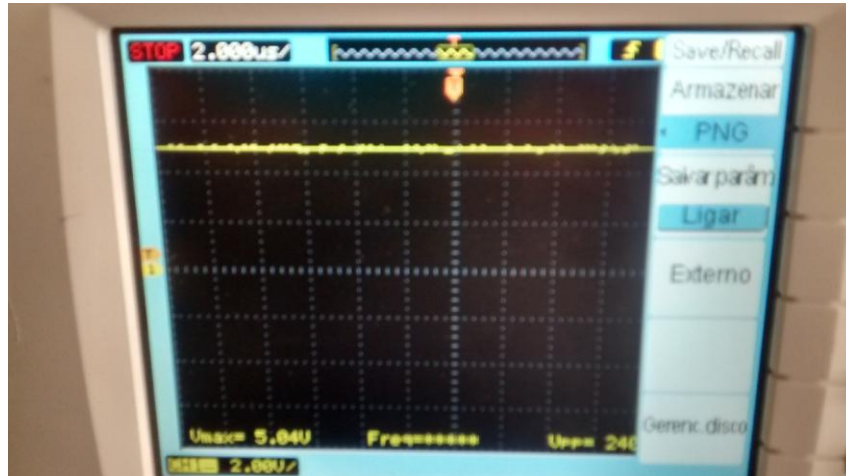


Figura 19: Sensor BPW 34 conduzindo (saturado)

Fonte: A autoria própria

Por se tratar de um fotodiodo, o BPW34 é um semicondutor que deixa fluir sobre ele a corrente somente em uma determinada direção. Se for aplicada uma tensão reversa sobre o diodo PIN, ele apresentará uma corrente reversa de alguns microampère. 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.

A montagem do diodo PIN BPW34 foi realizada num encapsulamento com papel alumínio para protegê-lo da luz visível e infravermelho, bem como das interferências eletromagnéticas produzidas pelo ambiente, como mostrado na figura 20. A utilização do alumínio deve-se ao fato dele atuar como material opaco à luz, já que a luz ambiente interfere no dispositivo. Como a absorção de raios X depende do número atômico do material absorvedor, o alumínio não chega a oferecer grande opacidade aos raios X, uma vez que seu número atômico é 13 em comparação, por exemplo, ao do chumbo que é 82. O circuito é alimentado por uma tensão de $5 V_{cc}$. O sensor apresenta características de sensibilidade para os raios X, convertendo neste processo, fótons em corrente elétrica.



Figura 20: Fotodiodo PIN encapsulado

Fonte: Autoria própria

4.6 Ambientes Radiológicos

Nos ambientes radiológicos procurou-se fazer uma simulação de um exame radiológico, quando, no lugar do paciente, foi colocado o sistema detector sob o feixe de raios X como mostrado na figura 21. As distâncias entre a fonte de produção dos raios X e o sensor detector foram mantidas constantes ou, de forma proposital, fora do campo de emissão para detecção de vazamentos de radiação.

Os experimentos e testes foram realizados em dois hospitais de grande porte e três clínicas radiológicas, sendo uma delas veterinária. Foram utilizados um aparelho de raios X móvel e quatro aparelhos fixos, incluindo acessórios radiológicos utilizados nestes locais.

Nos ambientes das salas radiológicas também foram respeitadas as normas de segurança (Portaria 453, 1998), onde os presentes mantinham-se atrás da proteção do biombo de chumbo ou utilizava-se de vestimenta adequada como o avental plumbífero, a porta era mantida fechada e manteve-se a iluminação ambiente adequada para a realização dos testes, ou seja, com baixa intensidade luminosa.

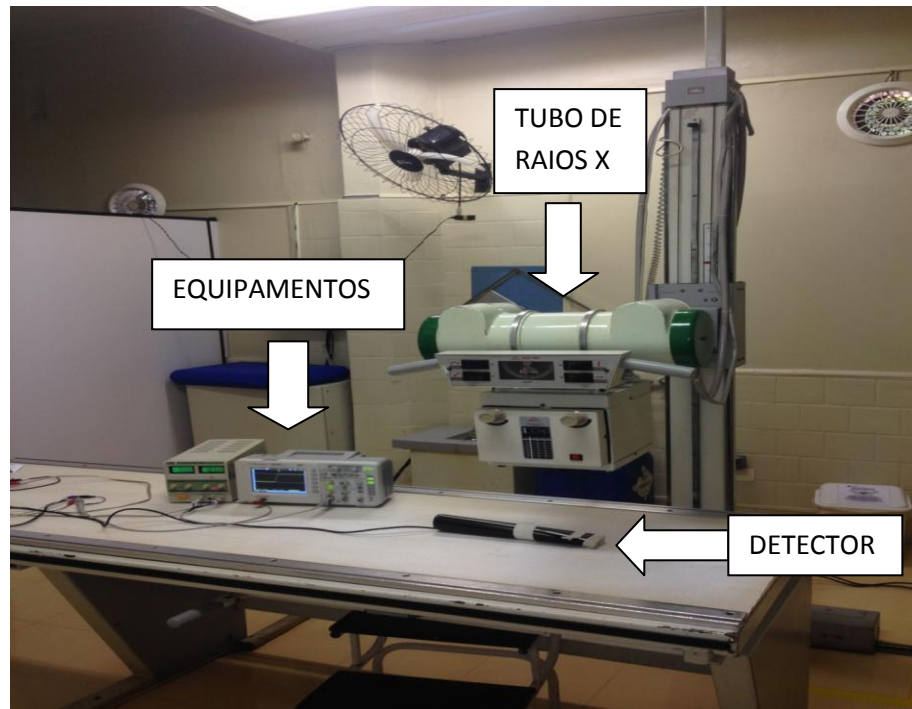


Figura 21: Sala de exames radiológicos

Fonte: Autoria própria

Cada exposição realizada através do aparelho de raios X ocorreu com a variação na energia do feixe, ou seja, os valores da alta tensão do tubo foram ajustados e variados no aparelho através do painel de comando (figura 22), de modo a obter-se uma variação na intensidade de radiação incidente e, também, na corrente do tubo, registrando-se as imagens.

Várias exposições foram realizadas, variando os valores correspondentes da tensão, da corrente e do tempo. Entre os aparelhos utilizados, alguns permitiram a variação de uma grandeza de cada vez, mantendo-se fixas as outras duas grandezas. Estas exposições geraram raios X os quais sensibilizaram o sensor com o diodo PIN e produziram imagens que foram registradas através do osciloscópio.

Desta forma, foram realizados testes de exposição para a verificação de alguns parâmetros solicitados durante os exames radiológicos, entre outros, a tensão, a corrente e o tempo, de acordo com a Portaria 453 no item 3.52 e seguintes, que tratam das características gerais dos equipamentos, bem como do item 3.55 e seguintes que tratam sobre a garantia de qualidade, para observação destes parâmetros. Da mesma forma, foram feitos testes em relação a alguns acessórios radiológicos utilizados durante a realização dos exames a fim de

se verificar a qualidade dos mesmos em relação à proteção radiológica. (PORTARIA 453, 1998)



Figura 22: Vista do painel de comando de um gerador de raios X

Fonte: Foto do autor

4.7 Realização dos experimentos e testes

4.7.1 Hospitais de grande porte

O experimento no primeiro hospital de porte foi realizado através de um gerador de raios X modelo Multix Pro, onde foi feita a colocação da placa contendo o circuito com o sensor sob o campo de incidência do feixe de raios X, com a distância entre a fonte dos raios X e a placa mantida em 26 cm, mantendo-se o osciloscópio e a fonte de tensão contínua fora do alcance do feixe, conforme mostrado na figura 21.

Após escolher-se o valor da tensão, da corrente e do tempo de exposição, o osciloscópio era colocado em espera com trigger automático para registrar o evento. Ao final de cada exposição, a imagem da figura do sinal elétrico registrada pelo osciloscópio era salva.

Para a realização dos ensaios, após a escolha da sala de exames radiológicos, foi utilizado um aparelho de raios X fixo e as medidas foram obtidas irradiando-se o sistema sensor com raios X provenientes do tubo de raios X deste aparelho, com feixe colimado, tamanho de campo e filtração constantes. O tubo foi posicionado a uma distância constante de 26 cm do elemento sensor, e valores de tensão e de corrente foram aplicados. O tempo de exposição foi ajustado para 10 ms o qual foi mantido constante, durante todos os ensaios, permanecendo inalterada toda a geometria experimental durante as medidas.

Para a realização do experimento foram escolhidos valores de tensão e de corrente pelo tempo próximos daqueles que são utilizados normalmente em exames radiológicos, registrados e inseridos na tabela 2. As imagens coletadas são apresentadas nas Figuras 22 e 23, onde o pulso indica a presença de raios X.

Tabela 2: Valores de tensão kV, corrente mA e tempo s

Tempo ms	Tensão (kV)	Corrente x tempo (mAs)
10	100	3,2
10	81	2,5

Fonte: Aatoria própria

As Figuras 23 e 24 mostram as imagens do sinal registrado pelo osciloscópio digital.

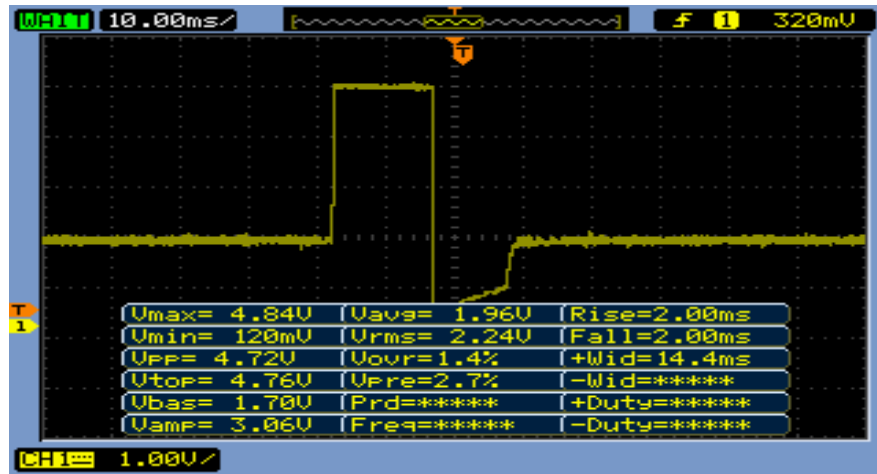


Figura 23: Sinal do detector de raios X para 100 kV e 3,2 mA

Fonte: Autoria própria

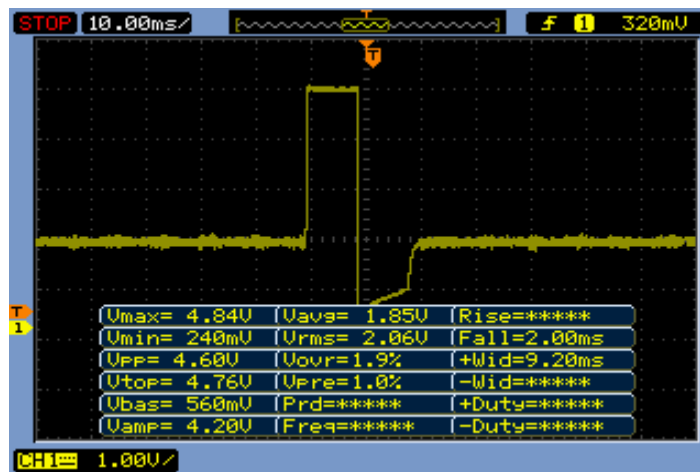


Figura 24: Sinal do detector de raios X para 81 kV e 2,5 mA

Fonte: Autoria própria

O segundo grande hospital possibilitou a realização dos experimentos inicialmente em um aparelho fixo e, em seguida em um aparelho móvel.

Como gerador de raios X foi utilizado o aparelho fixo modelo comercial (figura 25), quando foram realizados os experimentos registrados na tabela 3, com uma distância de 55 cm entre o tubo de raios X e o detector.

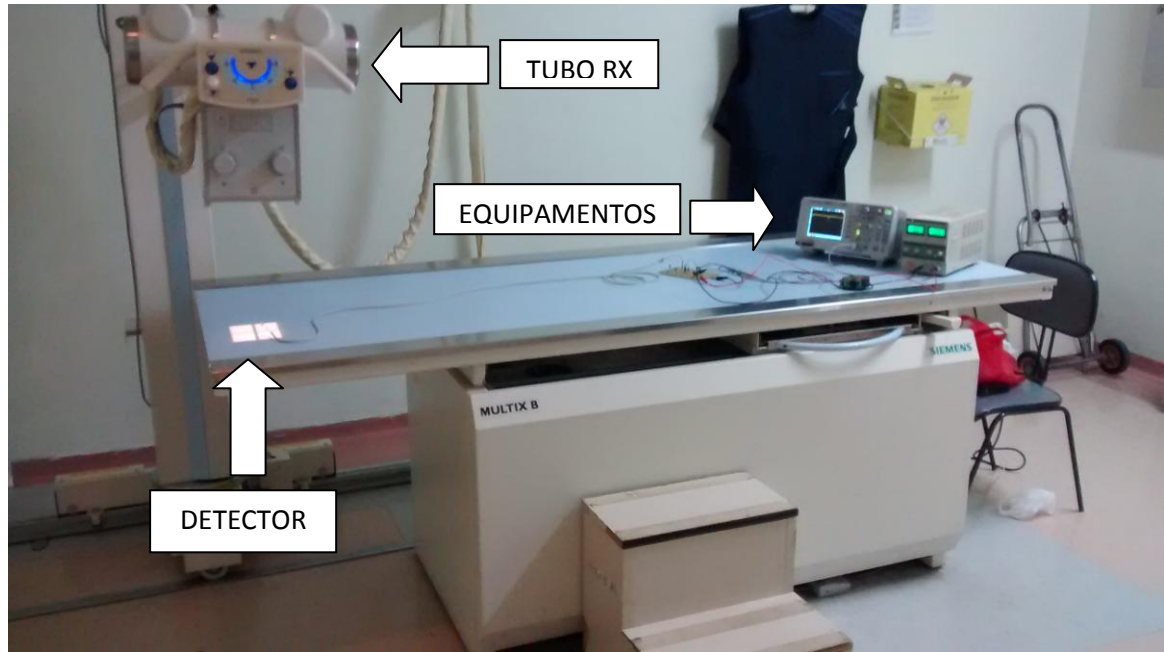


Figura25: Aparelho radiológico comercial

Fonte: Autoria própria

Experimentos com os acessórios radiológicos como avental de chumbo e protetor de tireoide foram realizados colocando-se o detector sob os mesmos. Após a exposição aos raios X, não foi detectado radiação passando pelos mesmos.

Para o aparelho móvel modelo UNIMAX, mostrado nas figuras 26 e 27, foram realizados os experimentos registrados também na tabela 3, com uma distância fixa de 50 cm entre o tubo de raios X e o detector.



Figura 26: Aparelho de raios X móvel

Fonte: Autoria própria



Figura 27: Aparelho de raios X móvel

Fonte: Autoria própria

A tabela 3 resume os dados dos ensaios com os equipamentos comerciais. Em alguns casos não foi possível medir a largura do pulso através dos registros do osciloscópio. Outros ensaios foram feitos onde sempre se percebeu a presença do pulso quando havia emissão de raios X.

Tabela 3: Dados compilados dos ensaios

kV	mA	mAs	t[ms]	VAs	Largura do pulso
40	50	500	10	20000	0,70
60	50	500	10	30000	1,50
80	50	500	10	40000	2,30
100	50	500	10	50000	3,70
100	63	630	10	63000	----
100	100	1000	10	100000	2,50
100	125	1250	10	125000	3,70
100	160	2000	12,5	200000	----
40	50	250	5	10000	3,20
60	50	250	5	15000	3,30
80	50	250	5	20000	4,00
90	50	250	5	22500	----
100	50	500	10	50000	3,50
100	63	630	10	63000	3,50
100	80	800	10	80000	----
100	100	1000	10	100000	6,00
60	30	24	800	1440	----
52	30	24	800	1248	----
48	30	24	800	1152	3,10
44	30	24	800	1056	4,30
60	30	36	1200	2160	4,00
56	30	36	1200	2016	5,20
52	30	36	1200	1872	3,90
44	30	36	1200	1584	----

Fonte: Autoria própria

A figura 28, que resume os dados da tabela 3, mostra que não há relação entre a energia em VAs e a largura do pulso. Fato esperado, pois o circuito é somente um detector de raios X. A abscissa representa as energias em VAs e a ordenada os tempos das larguras dos pulsos registrados em microssegundos.

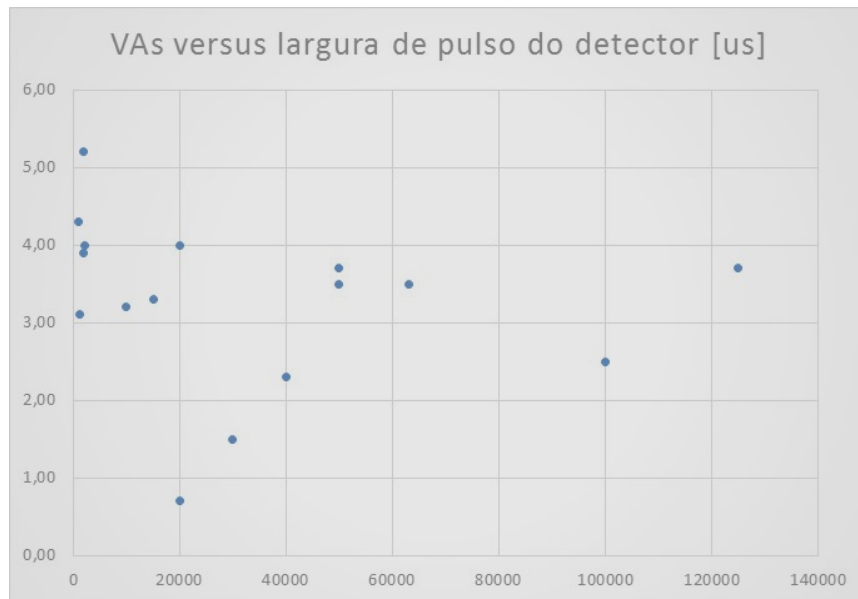


Figura 28: Gráfico VAs versus largura do pulso.

Fonte: Autoria própria

As figuras 29 e 30 mostram as imagens obtidas através do aparelho fixo quando foi aplicada uma tensão kV fixa e variou-se a corrente mA, conforme valores mostrados na tabela 3.

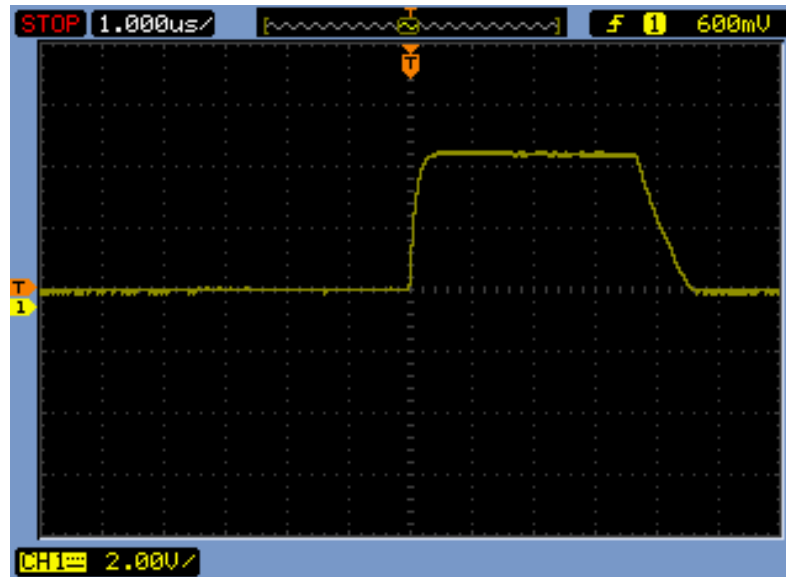


Figura 29: Tensão de 100 kV e corrente de 500 mAs

Fonte: Autoria própria

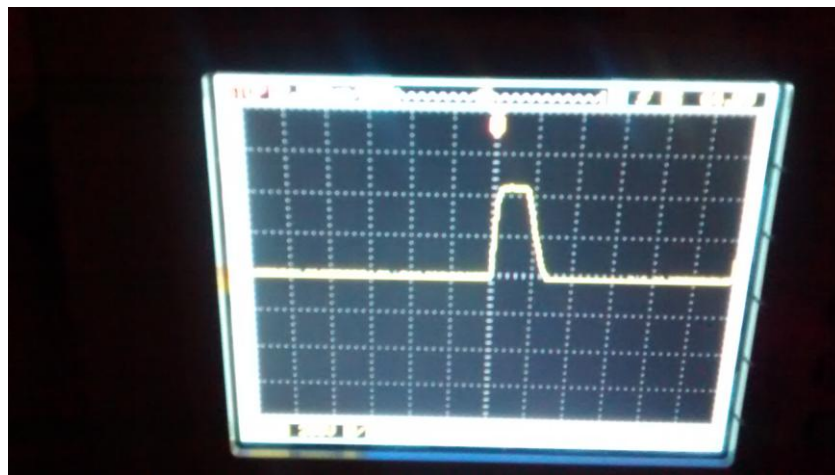


Figura 30: Tensão de 40 kV e corrente de 500 mAs

Fonte: Autoria própria

A figura 31 mostra a imagem obtida através do aparelho móvel quando foi aplicada uma tensão kV variável para uma corrente mA e um tempo s fixos, conforme valores mostrados na tabela 3.

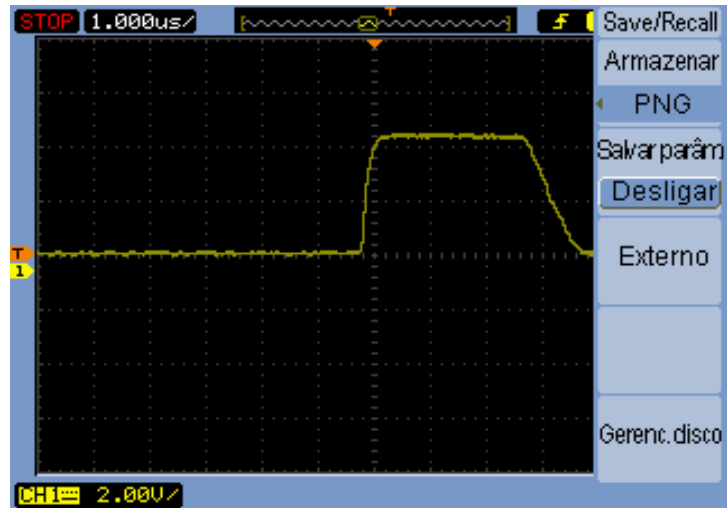


Figura 31: Tensão de 40 kV e corrente de 500 mAs

Fonte: Autoria própria

A figura 32 mostra a imagem obtida quando o detector foi colocado a uma distância de 15 cm afastado do campo de colimação para uma tensão em kV, uma corrente em mA e um tempo s. Neste caso, ocorreu a detecção de radiação fora do campo de colimação.



Figura 32: Tensão de 90 kV, tempo de 1, 2 s e corrente de 20 mA

Fonte: Autoria própria

4.7.2 Clínicas radiológicas

O terceiro ambiente foi uma clínica radiológica, onde foram realizadas exposições com a variação das técnicas radiológicas através de um aparelho gerador de raios X marca VMI (figura 33). A tabela 4 apresenta os valores utilizados.

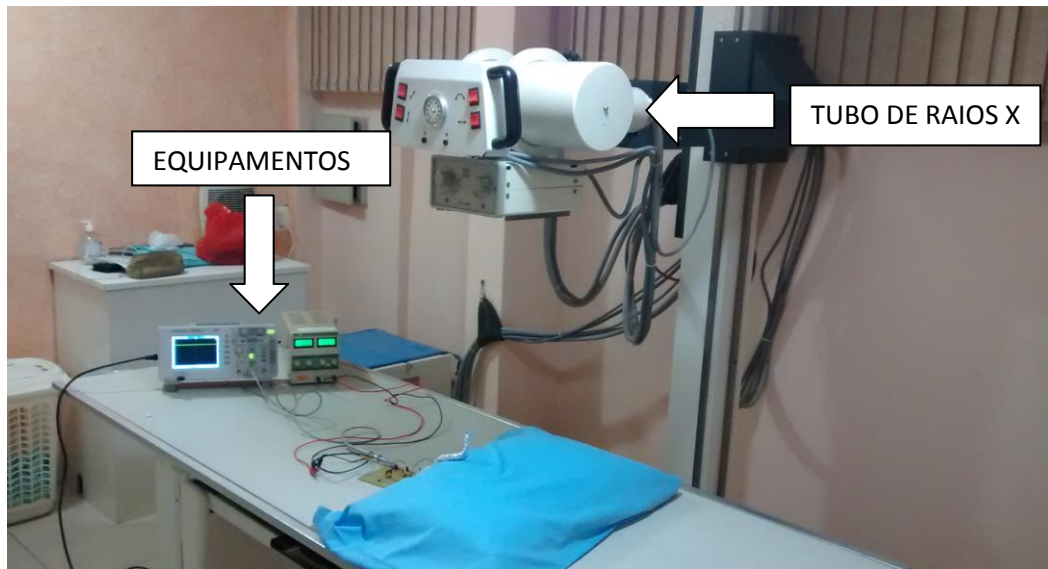


Figura 33: Aparelho gerador de raios X

Fonte: Autoria própria

Tabela 4: Valores de tensão kV, corrente mA e tempo ms

Escala	Tempo	Tensão kV	Corrente mA	Tempo ms
200	2000	120	10	630
200	2000	100	10	630
200	2000	80	10	630
200	2000	60	10	630
200	2000	100	10	630
200	2000	100	8	630
200	2000	100	6	630
200	2000	100	4	630

Fonte: Autoria própria

As figuras 34 e 35 mostram as imagens registradas pelo osciloscópio, quando foi mantida constante a corrente pelo tempo mAs e variou-se a tensão kV.



Figura 34: Tensão de 120 kV, corrente de 10 mA e tempo de 630 ms

Fonte: Autoria própria



Figura 35: Tensão de 80 kV, corrente de 10 mA e tempo de 630 ms

Fonte: Autoria própria

A figura 36 mostra a imagem onde foi colocado o detector a uma distância de 30 cm da área colimada para verificação da radiação espalhada.

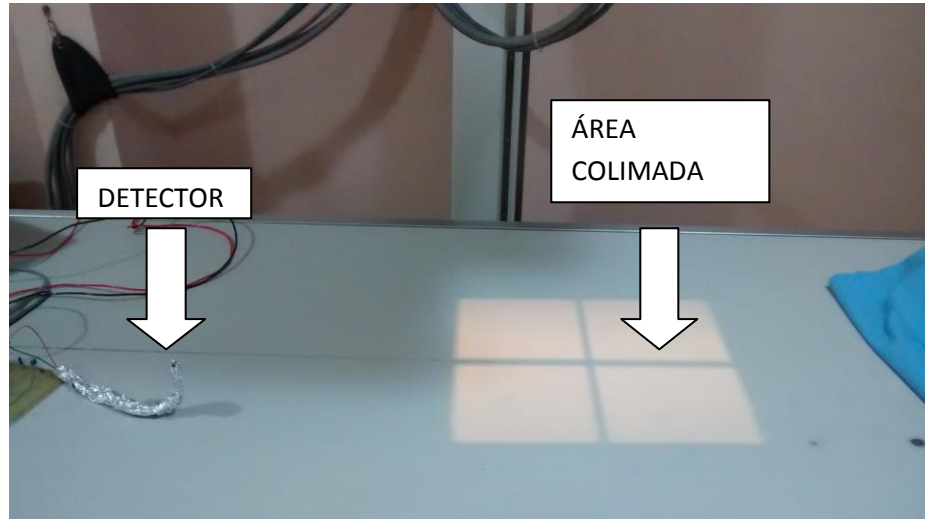


Figura 36: Sensor posicionado fora da área colimada

Fonte: Autoria própria

A figura 37 mostra o teste de qualidade do avental de chumbo, quando o detector foi colocado sob o avental plumbífero para a verificação da proteção radiológica.

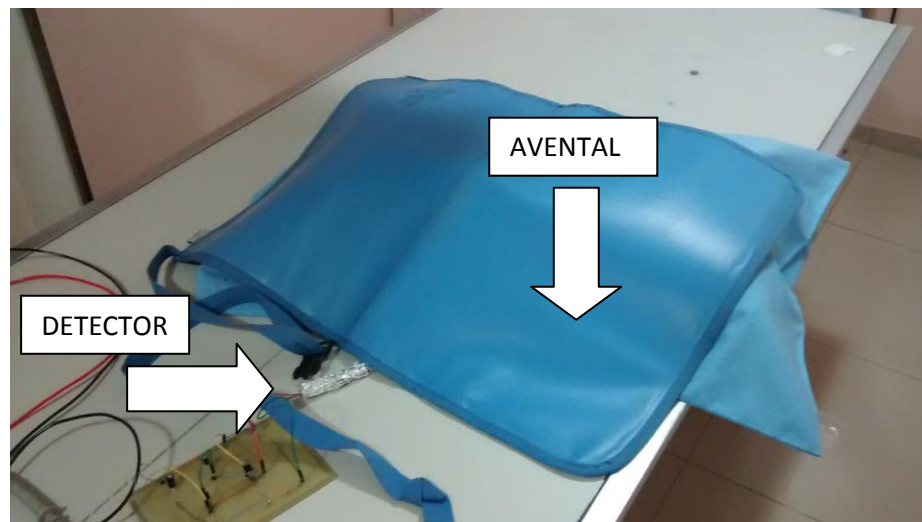


Figura 37: Sensor posicionado sob o avental de chumbo

Fonte: Autoria própria

A figura 38 apresenta o teste para verificação da qualidade da filtração da mesa quando é aplicado uma tensão de 100 kV sobre a mesma.

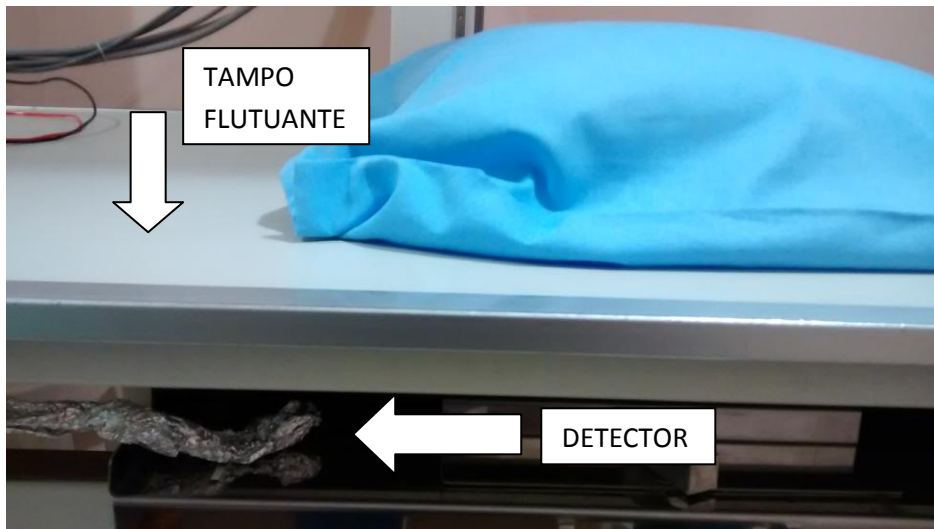


Figura 38: Sensor posicionado sob a mesa radiológica

Fonte: Autoria própria

A figura 39 apresenta o teste para o kerma no ar a uma distância de 1 metro do tubo de raios X.

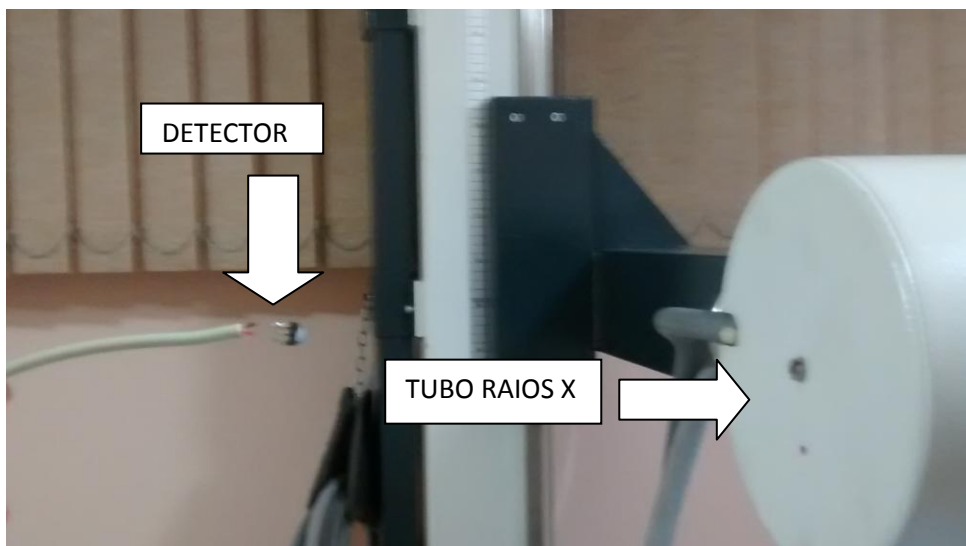


Figura 39: Detector posicionado a 1m do cabeçote do tubo de raios X

Fonte: Autoria própria

A figura 40 apresenta o teste para verificação da qualidade da filtragem para o porta-chassi ou mural Buck, quando foi aplicada uma tensão de 100 kV.

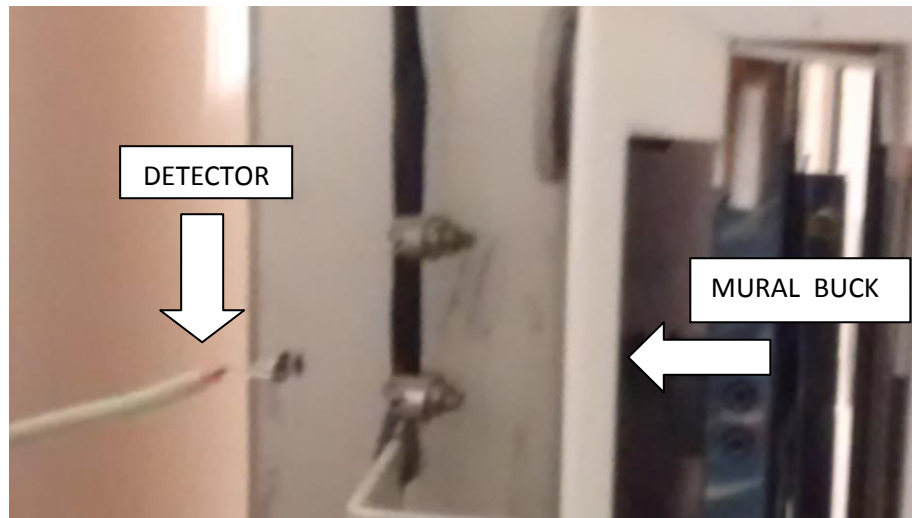


Figura 40: Detector posicionado atrás do mural Buck

Fonte: Autoria própria

O teste para verificação da área do colimador quando o detector foi colocado no limite desta área pode ser visto na figura 41.

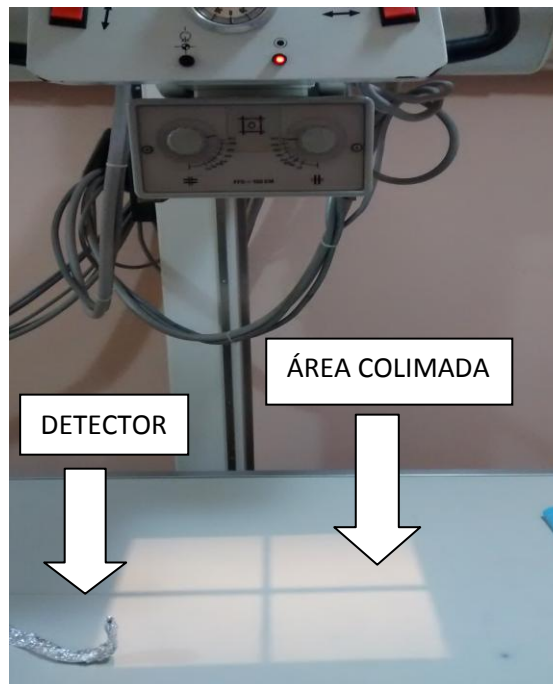


Figura 41: Detector posicionado junto a área de colimação

Fonte: Autoria própria

Os ambientes radiológicos seguintes referentes às clínicas veterinária e radiológica, apresentaram uma interferência eletromagnética muito elevada. Foram realizadas exposições com variações da tensão kV aplicada, corrente mA e tempo s.

Testes relativos aos acessórios radiológicos como avental plumbífero e protetor de tireoide, também foram realizados. Porém, as imagens registradas pelo osciloscópio ficaram totalmente sem aproveitamento, impossível de se fazer qualquer análise.

4.8 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa está voltada para a busca de recurso instrumental simples, de baixo custo e eficiente capaz de detectar raios X e testar a eficiência e vazamentos de aparelhos de raios X e acessórios de proteção radiológica.

Prioriza-se pela utilização de um sensor simples com material semicondutor baseado no diodo fotovoltaico PIN, diferente dos modelos de detectores existentes para testar sua aplicabilidade na detecção de raios X.

Neste sentido, a metodologia de pesquisa permite observar grandezas elétricas por meio do sensor resultante da interação dos raios X com o sensor diodo PIN e estas grandezas servem para estudar o comportamento da radiação e suas características em interação com raios X e sobre a funcionalidade dos aparelhos de raios X.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 VISÃO GERAL

O sistema de detecção desenvolvido com sensor PIN apresentou uma boa eficácia durante a realização dos testes de funcionalidade e sensibilidade, mostrando-se um importante recurso eletrônico para análise da funcionalidade radioativa dos aparelhos de raios X.

Outros sistemas que utilizam sensores como os termoluminescentes (BUSHONG, 2010), que emitem luz proporcional à incidência da radiação, precisam ter a intensidade da luz emitida comparada a uma escala para a determinação do nível da radiação incidente. O sistema denominado (CZT Cd, Zn e Te) (SILVA, 2007) apresenta alta seção de choque para fótons ionizantes, porém tem um preço muito elevado.

Os resultados indicam que é possível utilizar o sensor com diodo PIN como detector de raios X e testar outros aparelhos de raios X nas mesmas condições das variáveis utilizadas bem como os acessórios radiológicos. A pesquisa mostrou que o sensor com diodo PIN é eficiente para a detecção de raios X para as distâncias que foram consideradas.

Segundo Webb (1993), os testes mais importantes no que se refere ao desempenho do aparelho de raios X são os seguintes:

1. Teste de alta tensão (potencial do feixe);
2. Teste do tempo de exposição; e
3. Exposição (quantidade de radiação).

Estes testes referenciam a qualidade do equipamento. O aparelho proposto aqui detecta simplesmente a presença ou não da radiação X. Serve para uma primeira inspeção de espalhamento indesejado e pode ser feito facilmente por qualquer agente hospitalar. Assim, o objetivo deste estudo, que é possibilitar detecção de radiação radiológica pode ser observado.

Podemos observar ainda das figuras 15 e 16, que uma parte da imagem do pulso referente à exposição dos fótons de raios X, aparece como uma parcela negativa do sinal. Após a detecção da radiação finalizada, uma quantidade de cargas considerável permanece na

região intrínseca do diodo. Este estado de cargas armazenadas ocorre pelo fato da baixa resistência apresentada pelo diodo neste momento. Esta é uma característica do diodo, sendo conhecida como tempo reverso de chaveamento (MICROSEMI, 1998). É possível adicionar circuitos eletrônicos para sua supressão, mas esse não era o intento do projeto.

Durante os testes, observou-se se o dispositivo apresentava o pulso de detecção em sincronia com o som de exposição do aparelho. Todas as observações foram positivas.

Constatou-se a sensibilidade do sensor também nos casos em que foi testada a área de colimação do aparelho radiológico, bem como para distâncias próximas do feixe de colimação também foi testada a presença de radiação espalhada.

Observou-se a qualidade de alguns tipos de acessórios radiológicos quanto à proteção radiológica, para a segurança do operador do equipamento radiológico e do público em geral.

Observou-se a qualidade da blindagem do cabeçote do tubo de raios X quanto à radiação de fuga, não sendo detectada a presença de radiação a 1m distância.

Os testes de absorção da radiação a 100 kV para a mesa e pelo porta-chassi vertical também pode ser avaliado e, também ficou constatado não haver presença de radiação.

Observou-se que a característica da forma de onda produzida pela radiação, quando valores de corrente bem acima daqueles que são empregados durante as exposições radiológicas foram utilizados, apresentou certa distorção.

Foi testada a constância, ou seja, a manutenção das características técnicas e requisitos de desempenho dos equipamentos durante as exposições. Os testes não puderam ser conclusivos, uma vez que não ocorreram pulsos idênticos para disparos iguais produzidos pelos equipamentos.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Através do desenvolvimento das pesquisas realizadas até este momento, para trabalhos futuros, podemos acrescentar o seguinte:

1. Melhorar o dispositivo contendo o sensor PIN, acrescentando um sistema amplificador, para que possa ser melhorado o sinal captado pelo sensor, um led indicativo para a presença de radiação detectada (que ficaria aceso até que um botão de reset fosse acionado) e inserção de uma bateria para uso autônomo do dispositivo.
2. Alterar o circuito e possibilitar que o mesmo possa ser capaz de medir o tempo de exposição e a energia irradiada em VAs.
3. Uma vez que o item 2 seja atingido, existe a possibilidade de homologação deste aparelho junto a ANVISA.
4. Realizar junto a uma grande indústria alimentícia, testes junto a um gerador de raios gama para obter um mapeamento dos pontos seguros e inseguros para segurança dos trabalhadores que ali ficam expostos.

6. CONCLUSÃO

O dispositivo completo montado objeto deste estudo, contendo todos os componentes apresentou um custo total de R\$ 20,00 em peças. Num processo industrial este valor poderia cair enormemente. Não foi feito um estudo de modelo de negócio para o caso, mas acredita-se que um valor de R\$ 100,00 possa tornar o produto rentável.

Através da realização dos testes de funcionalidade do sensor e quanto ao teste de sensibilidade radioativa do diodo PIN como possível sensor para detecção de raios X, pode-se concluir que o mesmo funcionou satisfatoriamente, mostrando boa eficiência quando estimulado pela incidência dos fótons de raios X.

Assim, existe a possibilidade do desenvolvimento futuro de um dispositivo de baixíssimo custo e de fácil utilização para medição da intensidade ou da energia dos raios X emitidos por aparelhos hospitalares.

Deste modo, como trabalho futuro poderá ser possível fazer a verificação quanto à calibração dos aparelhos utilizados na área hospitalar, ou se os níveis de energia em comparação com as taxas de dose regulamentadas correspondem aos valores máximos permitidos, e se não estão sendo colocados em risco os pacientes e profissionais ocupacionalmente expostos.

Os experimentos mostraram através das imagens registradas pelo osciloscópio que, alguns geradores de raios X apresentam uma boa constância em relação ao tempo de exposição e o alarme sonoro emitido pelo aparelho gerador de raios X, durante a exposição. Outros aparelhos apresentaram certa distorção neste sentido, já que, para algumas exposições ocorreram falhas, pois o sensor simplesmente não detectava, e por consequência, não apresentava a imagem característica através do osciloscópio.

Uma boa constatação foi em relação aos acessórios radiológicos como avental plumbífero e protetor de tireóide, que, após as exposições radiológicas não apresentaram detecção através do sensor, mostrando que estavam em condições de uso.

A mesa de tampo flutuante como o mural Buck também não apresentaram a presença da radiação nestes dispositivos durante os testes.

O sensor colocado a um metro do cabeçote também não indicou a presença de radiação, mostrando que a blindagem está de acordo com as normas.

Os testes relativos a área colimada indicaram não haver problema para a maioria dos aparelhos. Apenas para o aparelho gerador de raios X móvel ocorreu a detecção na área próxima da colimação.

A folha de dados do duto PIN indica o ângulo estabelecido pelo fabricante para que o sensor passe a conduzir, quando da incidência do feixe dos raios X. Os experimentos comprovaram os limites estabelecidos.

REFERÊNCIAS

- ANDREUCCI, Ricardo. **Proteção Radiológica: aspectos industriais**. São Paulo: ABENDE, 2003.
- BOYLESTED, Robert L.; NASHELSKY, Louis. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. 8. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2004.
- BRASIL. Ministério da saúde. **PORTARIA nº 453, de 01 de junho de 1998**, D.O.U. Brasília, DF, 02/06/1998.
- BUSHONG, Stewart C. **Ciência radiológica para tecnólogos**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- CAPUANO, Francisco G.; MARINO, Maria A. M. **Laboratório de Eletricidade e Eletrônica**. 24. ed. São Paulo: Érica, 2007.
- CONTI, Camila de. **Proposta de um novo calorímetro eletromagnético para o experimento ALICE-LHC**. 2014. Dissertação (Mestrado) Universidade de São Paulo. Programa de Pós-graduação em Física. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-22012015-135852/en.php>. São Paulo, 2014. Acesso em: 19/09/2016.
- CURRY, Thomas S. **Crintensen`s physics of diagnostic radiology**. 4. ed. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- DETECTOR de radiação. Revista Elektor, [S.l.]: Editorial Bolina Brasil Ltda., p. 9-12, set., 2011.
- DETECTORES de radiação ionizante**. 2016. Disponível em: [www:ianalitica.wordpress.com](http://www.ianalitica.wordpress.com). Acesso em: 10/02/2016.
- FAUBER, Terri L. **Radiographic imaging and exposure**. [S.l.]: Harcourt Health Sciences Company, 2000.
- GOULDING, F. S.; LANDIS, D. A. Signal processing for semiconductor Detectors. [S.l.]: **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 29, n. 3, p. 1125-1141, jun., 1982.
- HUDA, Walter. **Review of Radiologic Phisics**. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- JOHNS, Harold E.; CUNNINGHAM, John R. **The Phisics of Radiology**. [S.l.]: Charles Thomas Publisher, 1983.
- KNOLL, Glenn. F. **Radiation Detection and Measurement**. New Jersey: John Wiley, 2000.
- MALVINO, Albert P. **Eletrônica**. [S.l.]: McGraw-Hill, 1997, v. 1.
- MARTIN, J. E. **Physics for radiation protection**. 1st New York, USA: Wiley-Interscience, 2000.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION & MEASUREMENTS.

Implementation of the principle of as low as reasonably achievable (Alara) for medical and dental personnel. Bethesda: National Council on Radiation Protection and Mea, [S.l.] : 1990. 126p.

OKUNO, E ; Yoshimura, E M. **Física das radiações.** São Paulo: Oficina de textos, 2010.

OKUNO, Emico. **Radiação: efeitos, riscos e benefícios.** 1. ed. São Paulo: Harbra, 1988.

PIRANI, Luiz F. et al. **Transformação e aumento da sensibilidade de um dosímetro químico na radiologia diagnóstica.** 2008. Disponível em: <http://www.repository.usp.br/result.php?authors%5B%5D>. Acesso em: 03/08/2016.

ROCHA, B. L. M. **Desenvolvimento de um protótipo microcontrolado para medição de dose e tempo de exposição em radiodiagnóstico.** 2009. Dissertação (Mestrado), Universidade Federal da Bahia, 2009. Disponível em: www.ppge.eng.ufba.br/teses/pdf. Acesso em: 10/11/2015.

SEERAM, Euclid. **Radiation Protection.** Philadelphia, Lippincott: Raven Publishers, 1997.

SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth C. **Microeletrônica.** 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

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, pag. 297-300, 2007. Disponível em: <http://www.scientiaplenu.org.br/ojs/index.php/sp/article/viewFile/661/326>>. Acesso em: 25 fev. 2016.

TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos.** Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2005.

THE PIN diode circuit designers' handbook. Watertown: Microsemi Corporation, 1998.

VAN DER LAAN, F. T. et al. Detector para raios X de baixa energia, usando diodo pin fotovoltaico. **Revista Liberato**, Novo Hamburgo, v. 14, n. 21, p. 01-XX, jan./jun., 2013.

VASCONCELOS, Edgard R. de S. **Detector para raios X usando sensor LDR para mensurar a energia dos fótons emitidos e testar a eficiência de aparelhos hospitalares.** Dissertação (Mestrado) Engenharia Biomédica, publicação n./2014, programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, faculdade Gama, Universidade de Brasília, DF, 104 páginas. 2014. Disponível em: [www:Repositorio.unb.br/handle/10482/15846](http://www.Repositorio.unb.br/handle/10482/15846). Acesso em: 06/03/2015.

VISHAY Semiconductor GmbH, [S.l.]: catálogo, Heilbronn, 1999.

WEBB, S. **The physics of medical imaging.** Bristol, UK. Institute of physics publishing, 1993.

WERNECK, Marcelo M. **Transdutores e interfaces.** São Paulo: LTC, 1996.

WIRTH, Almir L. **Eletricidade e eletrônica básica.** Rio de Janeiro: Alta Books, 2009.

YOSHIMURA, Elisabeth M. Física das radiações: interação da radiação com a matéria. Artigo de revisão, **Revista Brasileira de Física Médica**, 2009. Disponível em: www.Yoshimura_RBFM_v.3, n.1, p. 57-67.pdf. Acesso em: 20 maio 2016.