

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

DETECTOR PARA RAIOS X USANDO SENSOR LDR PARA
MENSURAR A ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS E TESTAR
A EFICIÊNCIA DE APARELHOS HOSPITALARES

EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS

ORIENTADORA: Dra. LOURDES MATTOS BRASIL

CO-ORIENTADOR: Dr. LEANDRO XAVIER CARDOSO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 019A/2014

BRASÍLIA/DF: FEVEREIRO – 2014

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA - FACULDADE GAMA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

**DETECTOR PARA RAIOS X USANDO SENSOR LDR PARA
MENSURAR A ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS E TESTAR
A EFICIÊNCIA DE APARELHOS HOSPITALARES**

EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:

Prof. Dra. Lourdes Mattos Brasil
(Orientador)

Prof. Dr. Georges Daniel Amvame-Nze
(Examinador Interno)

Prof. Dr. Leandro Xavier Cardoso
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 28 DE FEVEREIRO DE 2014.

FICHA CATALOGRÁFICA

EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS
DETECTOR PARA RAIOS X USANDO SENSOR LDR PARA MENSURAR A
ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS E TESTAR A EFICIÊNCIA DE APARELHOS
HOSPITALARES, [Distrito Federal] 2014.

104 páginas, 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2014).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|-----------------------|--------------------|
| 1. LDR | 2. Sensor |
| 3. Raios X | 4. Intensidade |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

VASCONCELOS, E. R. S. (2014). **Detector para raios X usando sensor LDR para mensurar a energia dos fótons emitidos e testar a eficiência de aparelhos hospitalares.** Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação N°.2014, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 104 páginas.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS.

TÍTULO: DETECTOR PARA RAIOS X USANDO SENSOR LDR PARA MENSURAR A ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS E TESTAR A EFICIÊNCIA DE APARELHOS HOSPITALARES

GRAU: Mestre

ANO: 2014

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2014

ENDEREÇO: Quadra 2 conjunto G casa 114 – Bairro Setor Norte
CEP: 72430-207 – Gama - Brasília, DF – Brasil.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho com carinho e amor ao meu pai Ernesto B. Vasconcelos (in memoriam), à minha mãe Lenira L. de S. Vasconcelos, à minha amada companheira e esposa Aline da Silva Couto e aos meus amados e maravilhosos filhos Callian Couto Vasconcelos e Nailla Carolina Couto Vasconcelos.

AGRADECIMENTOS

À todos os meus colegas de mestrado pelos esforços e energias positivas para concluirmos nossos estudos.

Carinhosamente agradeço a todos os meus professores que a vida me permitiu e proporcionou a oportunidade de conhecê-los, de aprender com eles desde a infância até a graduação, em especial aos ilustres professores e exemplo para atuação, Mestre Adolfo Dani pela simpatia e didática com que todo professor deveria ter e adotar durante sua prática didática e Dr. Paulo Brito que foi, é e sempre será exemplo de profissionalismo, simplicidade, capacidade e dedicação aos estudos.

Agradeço aos professores de mestrado da UnB – FGA, de tê-los como referência para minha prática profissional futura em especial, agradeço aos Ilustríssimos Doutores Marcus Batistuta e Marcelino Andrade pelas colaborações e co-orientações em minha pesquisa.

Ao “chefe”, professor exemplo de inspiração, garra e simplicidade, Ilmo Dr. Georges Daniel Amvame-Nze.

Ao ilustre Dr. Leandro X. Cardoso pela co-orientação, calma, perseverança e paciência irradiadas e que me foram de fundamental necessidade e importância nestes últimos meses para conclusão deste trabalho.

E não poderia deixar de agradecer aos choques e palavras de ordem para não desistir e trabalhar, pela exigência, pelas pressões tão necessárias e importantes nesta fase final e pela força para vencer as dificuldades pelas quais passei nos últimos meses. Assim sendo, agradeço à ilustre orientadora e Dra. Lourdes Mattos Brasil. Os levarei para a vida por tudo o que me proporcionaram.

Aos meus amigos de infância e companheiros de trabalho, Alan Jorge, Marcelo Capucci e André Aquino e agradecendo a eles, estendo meus agradecimentos aos demais companheiros e, principalmente, ao grupo dos “trinta e seis”, pessoas que pela humildade, simplicidade e cumplicidade sei que estiveram torcendo para que este trabalho fosse concluído. Pela torcida, força e orientação para que eu nunca desistisse e focasse nos meus objetivos e concluísse o mestrado, a vocês amigos, meus sinceros agradecimentos.

Ao meu avô Josué Leite de Assis que mesmo não estando neste plano, certamente está feliz por esta vitória.

Especialmente ao meu eterno herói e saudoso pai Ernesto Bezerra Vasconcelos (*in memoriam*), pessoa que não precisou de tanto estudo e conhecimento para ser o bom homem e mestre que foi e acima de tudo, caridoso, honesto, humilde, sincero, amigo e exemplo para os amigos, familiares, esposa, filhos e netos. Ao senhor o meu muito obrigado por ser hoje o que sou e por saber que esteve e sempre estará ao meu lado sempre me protegendo e torcendo por todos nós.

Em especial, com carinho e profundo agradecimento, à matriarca da minha família, artista de mão cheia, perseverante e honesta. À senhora minha mãe, dona Lenira, que em toda sua vida, soube lutar contra os desafios que a vida lhe impôs para ao menos fazer de seus filhos pessoas honestas, formadas, com profissão e contrariando aqueles que tanto duvidavam que um dia seus filhos fossem o que hoje são. Sei que a dor dos corretivos que recebi o tempo levou embora, não foram em vão e foram dados com as melhores intenções.

Agradeço profundamente com todo amor e carinho, aos meus saudosos, maravilhosos e queridos filhos Callian Couto Vasconcelos e Nailla Carolina Couto Vasconcelos. Se não fosse pela força, torcida, carinho, paciência e amor incondicional de vocês, certamente não teria chegado até aqui. A vocês meus amados filhos, minha eterna gratidão e amor.

À você, minha companheira de todos os momentos, minha esposa e mãe de meus amados filhos. Para você amada Aline Couto, não tenho como agradecer pela força constante dia e noite, pelo carinho de sempre, pelas palavras de afeto e carinho para nunca desanimar e desistir, para sempre continuar e concluir. A você, meu carinhoso e sincero muito obrigado pela oportunidade que me proporcionou de ser pai e de ter chegado até aqui. Que a Luz Divina possa nos agraciar com muitos anos de vida, saúde, sucesso e felicidades juntos com nossos filhos.

RESUMO

DETECTOR PARA RAIOS X USANDO SENSOR LDR PARA MENSURAR A ENERGIA DOS FÓTONS EMITIDOS E TESTAR A EFICIÊNCIA DE APARELHOS HOSPITALARES

Autor: EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS

Orientador: Prof. Dra. LOURDES MATTOS BRASIL

Co-orientador: Prof. Dr. LEANDRO XAVIER CARDOSO

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, 28 de fevereiro de 2014.

A presente pesquisa descreve o estudo com um sensor de LDR desenvolvido para detectar raios X. Com o sensor, foi possível medir a voltagem produzida pelo sensor quando irradiado por feixe de raios X e relacionar com a intensidade relativa do feixe e comparar este resultado por meio da relação voltagem medida/intensidade relativa para testar a eficiência do aparelho de raios X testado e a relação entre o *kV* e *mAs* usados durante os testes. Pelos testes, constatou-se que o sensor de LDR é sensível aos raios X e os resultados encontrados foram satisfatórios. A relação V/IR permitiu estabelecer um coeficiente padrão para realização de testes de comparação com outros aparelhos de raios X com as mesmas características do aparelho testado. Com os resultados encontrados foi realizado teste de significância das estimativas pelo modelo da significância dos efeitos da medida pelo Teste de Wald por meio do SPSS. Este recurso traduziu excelentemente os valores do *p-valor* calculados, considerando a significância de 5%. Pelos resultados encontrados menores que 0,001 para o *p-valor* foi possível concluir que os valores estimados são estatisticamente diferentes de zero. Com relação ao R^2 também calculado, ele expressou o quanto as variáveis utilizadas no teste estão explicando a variável resposta (valor líquido da voltagem medida pelo sensor), considerando que esse valor esteve acima de 0,9 e, portanto mais próximo de 1, mostrando que a variável independente está explicando as respostas de forma excelente. Os resultados obtidos foram acima de 90%, mostrando que as variáveis inseridas explicaram muito bem o valor líquido e que, portanto, o sensor de LDR mostrou-se eficiente para detecção de raios X.

Palavras - chaves: LDR, raios X, sensor, intensidade.

ABSTRACT

DETECTOR FOR X-RAYS USING LDR SENSOR TO MEASURE OF ENERGY AND PHOTON EMISSION TESTING THE EFFICIENCY OF HOSPITAL EQUIPMENT

Author: EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS

Supervisor: Dr. LOURDES MATTOS BRASIL

Co-supervisor: Dr. LEANDRO XAVIER CARDOSO

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, February 28, 2014.

This study describes a study with a LDR sensor designed to detect X-rays with the sensor, it was possible to measure the voltage produced by the sensor when irradiated by X-ray beam and relate to the relative intensity of the beam and comparing this result by the measured voltage ratio/relative intensity to test the efficiency of the X-ray unit tested and the relationship between *kV* and *mAs* used during testing. By testing if contacted that the LDR sensor is sensitive to X-rays and the results were satisfactory. The *V/IR* relation allowed us to establish a standard coefficient for conducting comparison with other X-ray machines with the same characteristics of the tested unit tests. Based on the results was performed by the model estimates significance of the significance of the effects of the Wald test using SPSS test. This feature excellently translated values of the p-value calculated considering the significance of 5%. By less than 0,001 results found for the p-value was possible to conclude that the estimated values are statistically different from zero. With respect to R^2 also calculated, he expressed how the variables used in the test are explaining the answer (net value of the voltage measured by the sensor) variable, where as this value was above 0.9 and therefore closer to 1, showing that the independent variable is explaining the answers excellently. The results were above 90%, showing that the inserted variables explained very well the net value and therefore, the sensor LDR was efficient to detect X-ray

Keywords: LDR, X-rays, sensor, intensity.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 Contextualização e Formulação do Problema	19
1.2 Objetivos	20
1.2.1 Objetivo geral	20
1.2.2 Objetivos específicos	20
1.3 Revisão da Literatura	21
1.4 Organização do Trabalho	25
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	26
2.1 RAIOS X.....	26
2.2 DETECÇÃO DE RADIAÇÕES IONIZANTES.....	41
2.3 RECURSOS ESTATÍSTICOS E MATEMÁTICOS.....	50
3 METODOLOGIA.....	52
3.1 O AMBIENTE DE ESTUDO	52
3.1.1 Descrição básica dos materiais utilizados	53
3.1.2 Circuito eletrônico do sensor	56
3.1.3 Local de realização dos testes	58
3.1.4 Procedimentos adotados para realização dos testes e coleta de dados	58
3.1.5 Recursos utilizados para análise dos dados obtidos pelos testes.....	60
4 RESULTADOS	62
4.1 Visão Geral	62
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	88
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
ANEXOS	96
ANEXO 1: OFÍCIO DE SOLICITAÇÃO DE AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DA PESQUISA JUNTO À CLÍNICA PATROCINADORA.	97
ANEXO 2: CARTA DE AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DOS TESTES COM O SENSOR.....	99
ANEXO 3: PUBLICAÇÃO	100

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Limites de dose anuais estabelecidos pela norma CNEN NN 3.01 set/2011 e alterados pela RESOLUÇÃO N° 114/2011.....	39
Tabela 2: Valores de kV e IR para i e t iguais a 0,32.....	81
Tabela 3: Valores de kV e IR para i e t iguais a 0,40.....	81
Tabela 4: Valores de kV e IR para i e t iguais a 0,50.....	81
Tabela 5: Valores de V/IR para mAs de 0,32.....	86
Tabela 6: Valores de V/IR para mAs de 0,40.....	86
Tabela 7: Valores de V/IR para mAs de 0,50.....	87

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modelo para produção dos raios X por Bremsstrahlung (Adaptado de BUSHONG, 2010).	28
Figura 2: Ilustração da produção de fótons de raios X característicos em átomo alvo (Adaptado de BUSHONG, 2010).	29
Figura 3: Espectro eletromagnético das radiações (Adaptado de BUSHONG, 2010).	30
Figura 4: Espectro dos raios X na faixa de energia do radiodiagnóstico médico (Adaptado de OKUNO, 2013).	31
Figura 5: Modelo do Efeito Fotoelétrico para interação dos raios X com a matéria (Adaptado de PORTAL, 2013).	33
Figura 6: Ilustração da interação de raios X com a matéria por Efeito <i>Compton</i> (Adaptado de PORTAL, 2013).	34
Figura 7: Ilustração da interação de raios X com a matéria por Efeito <i>Compton</i> (Adaptado de YOSHIMURA, 2009).	36
Figura 8: Elementos formadores dos compostos semicondutores (Adaptado de SWART, 2008)...	43
Figura 9: Exemplo de dosímetro termoluminescente utilizado para dosimetria de técnicos em radiologia (Adaptado de PRORAD, 2013).	47
Figura 10: Ilustração do modelo adotado para montagem do sensor com sistema de aquisição de dados.	52
Figura 11: Baterias de 9V utilizadas no circuito do sensor.	53
Figura 12: Conector usado para conexão da bateria de 9V ao circuito do sensor.	53
Figura 13 - Ilustração do LDR usado como sensor (Adaptada de SOL, 2013).	54
Figura 14 - Resistor de 1 k Ω utilizado no circuito.	54
Figura 15: Multímetro marca Minipa utilizado na construção do sensor.	55
Figura 16: Fio usado na construção do sensor.	56
Figura 17: Representação do modelo eletrônico para o circuito utilizado na construção do sensor.	57
Figura 18: Foto do sensor após montagem.	57
Figura 19: Foto da logomarca da clínica CLIDAE (Foto tirada em 04/06/2013).	62
Figura 20: Imagem frontal do aparelho de raios X utilizado nos testes com o sensor (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).	62
Figura 21: Imagem lateral do cabeçote do aparelho de raios X utilizado nos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).	63
Figura 22: Imagem lateral do cabeçote do aparelho de raios X utilizado nos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).	63
Figura 23: Foto da parte inferior do cabeçote do aparelho de raios X utilizado nos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).	64
Figura 24: Imagem do sensor posicionado no aparelho de raios X no início dos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).	64
Figura 25: Sensor durante colimação para ser irradiado por feixe de raios X (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).	65
Figura 26: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 30 kV.	68
Figura 27: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 50 kV.	69
Figura 28: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 60 kV.	70
Figura 29: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 70 kV.	71
Figura 30: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 80 kV.	72
Figura 31: Tabela com as médias das voltagens medidas para mAs e kV usados nos testes.	73
Figura 32: Tabela com os valores relativos à análise estatística descritiva.	75

Figura 33: Tabela de registro e dados relativos à análise pelo Teste de <i>Wald</i> .	76
Figura 34: Tabela com o modelo de regressão linear para o valor líquido em <i>mAs</i> de 320 em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .	76
Figura 35: Tabela com o modelo de regressão linear para o valor líquido em <i>mAs</i> de 400 em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .	77
Figura 36: Tabela com o modelo de regressão linear para o valor líquido em <i>mAs</i> de 500 em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .	77
Figura 37: Valores de <i>kV</i> versus valores líquidos da voltagem medida para <i>mAs</i> de 320.	78
Figura 38: Valores de <i>kV</i> versus valores líquidos da voltagem medida para <i>mAs</i> de 400.	79
Figura 39: Valores de <i>kV</i> versus valores líquidos da voltagem medida para <i>mAs</i> de 500.	79
Figura 40: Tabela com os valores relativos à distância aparelho - sensor, <i>kV</i> , <i>mAs</i> , <i>ms</i> , intensidade, D^2 , <i>IR</i> e voltagem média medida pelo sensor.	80
Figura 41: Gráfico para a relação <i>kV</i> versus <i>IR</i> para <i>i</i> e <i>t</i> iguais a 0,32.	82
Figura 42: Gráfico para a relação <i>kV</i> versus <i>IR</i> para <i>i</i> e <i>t</i> iguais a 0,40.	82
Figura 43: Gráfico para a relação <i>kV</i> versus <i>IR</i> para <i>i</i> e <i>t</i> iguais a 0,50.	83
Figura 44: Gráfico da relação voltagem média <i>V</i> versus <i>IR</i> para <i>mAs</i> de 0,32.	84
Figura 45: Gráfico da relação voltagem média <i>V</i> versus <i>IR</i> para <i>mAs</i> de 0,40.	85
Figura 46: Gráfico da relação voltagem média <i>V</i> versus <i>IR</i> para <i>mAs</i> de 0,50.	85

LISTA DE SÍMBOLOS

μm – *Micrometro*

μSv – *MicroSievert*

\AA – *Ångström*

C – *Coulomb* (Carga elétrica)

c – *Velocidade da luz*

CdS – *Sulfato de Cádmió*

D – *Distância*

ddp – *Diferença de Potencial*

E - *Energia*

eV – *ElétronVolts*

f – *Frequência*

Gy – *Gray*

h – *Constante de Planck*

h – *Hora*

H_x - *Dose equivalente*

Hz – *Hertz*

IR – *Intensidade Relativa*

J – *Joule*

K – *Kelvin*

km – *Quilometro*

$K_{\text{máx}}$ – *Energia cinética máxima*

kV – Quilovolts

kW – Quilowatts

kΩ - Quilo *ohm*

L = luminosidade em Lux

m – Metro

m² – metro quadrado

mA – Miliampères (amperagem)

mAs – Miliampères segundo (foco)

m_e – Massa do elétron

MeV – Mega *elétronvolts*

mGy – MiliGray

mR – MiliRöntgen

ms – Milisegundo (tempo de exposição)

mSv – MiliSievert

mV – Mili *volts* (milivoltagem)

mΩ - Mili *Ohm*

nm – Nanometro

°C – Grau *Celsius*

P – Potência

pm – Picometro

s – Segundo

Sv – *Sievert*

V – *Volts* (voltagem)

$V_{\text{máx}}$ – Velocidade máxima

W – *Watts* (potência)

θ – Ângulo (*Theta*)

λ – Comprimento de onda

ρ – Momento (*Rho*)

ϕ – Função trabalho (*Phi*)

Ω - *Ohm* – unidade de medida para resistência no Sistema Internacional

NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

AIEA – Agência Internacional de Energia Atômica

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

Arduíno – *Open source electronic prototyping platform allowing to create interactive electronic objects* (Plataforma open-source de prototipagem eletrônica que permite criar objetos eletrônicos interativos)

BC – Banda de Condução

BV – Banda de Valência

CA – Corrente Alternada

CAE – Controle de Exposição Automático

CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CBR – Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem

CC – Corrente Contínua

CGPM – Conferência Geral de Pesos e Medidas

CLIDAE – Clínica de Diagnósticos por Imagem

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CNS – Conselho Nacional de Saúde

CONTER – Conselho Nacional de Técnicos em Radiologia.

DEMA – Dose Efetiva Média Anual

DPRRMO – Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico

EWB – *Electronics Workbench* (Bancada eletrônica)

FGA – Faculdade Gama (UnB)

FS – Fotossensor

IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica

IBICT – Instituto Brasileiro de Informações em Ciência e Tecnologia

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica

ICRU – Comissão Internacional de Unidades de Radiação

IEEE – *Institute of Electrical and Electronics Engineers*

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

LabView – Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench (Laboratório de bancada para Engenharia de Instrumento Virtual)

LDI – Limitação de Doses Individuais

LDR – Resistor Dependente de Luz

LNMRI – Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

MathLab – Matrix Laboratory

MCT – Ministério da Ciência e Tecnologia

MS – Ministério da Saúde

OIT – Organização Internacional do Trabalho

OMS – Organização Mundial da Saúde

PR – Proteção Radiológica

RBEB – Revista Brasileira de Engenharia Biomédica

REM – Radiação Eletromagnética

RF – Radiação de fuga ou de fundo

RT – Responsável Técnico

RUL – Repositório da Universidade de Lisboa – Portugal

RUN – Repositório Universidade Nova – Portugal

SBEB – Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica

SBFM – Sociedade Brasileira de Física Médica

SCIELO – *Scientific Electronic Library Online*

SI – Sistema Internacional de Medidas

SPR – Sistema de Proteção Radiológica

SPSS – *Statistical Package for Social Science for Windows*

SVS – Secretaria de Vigilância Sanitária

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

UnB – Universidade de Brasília

UV – Ultravioleta

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

O diagnóstico por raios X é recurso de fundamental importância para a medicina por auxiliar na promoção e recuperação da saúde humana. Mas, por oferecer riscos, exige que o serviço radiológico seja prestado adequadamente em conformidade com as normas de radioproteção para não prejudicar a saúde de profissionais e pacientes ocupacionalmente expostos.

Considerando esta preocupação e como forma de manter sob controle e em níveis adequados as taxas de doses da radiação produzida e emitida por aparelhos de raios X faz-se necessário utilizar recursos tecnológicos eficientes para medir e monitorar os níveis de radiação produzidos e emitidos durante o radiodiagnóstico.

Muitas são as formas e técnicas para medir ou detectar as radiações produzidas em ambientes hospitalares e clínicas de radiodiagnóstico, mas o que diferencia é a possibilidade de desenvolver diferentes tipos de detectores que podem reservar os mais variados materiais detectores e sistemas eletrônicos.

Através desses instrumentos e/ou aparelhos, os raios X são medidos e, de acordo com a energia dos mesmos, é possível avaliar e determinar se as taxas de dose de radiação estão ou não dentro dos limites de dose permitidos.

Todavia, estes recursos ainda são limitados e nem sempre apresentam os resultados de forma precisa e correspondente à realidade. Assim sendo e visando atender esta necessidade, faz-se necessário estudar outros mecanismos capazes de detectar raios X e apresentarem resultados relativos aos níveis de energia de forma precisa.

Tomando esta necessidade como base, esta pesquisa utilizou o Resistor Dependente de Luz – LDR como componente principal na construção de sensor de raios X. Ele foi escolhido por ser um recurso de excelente custo-benefício, de fácil aquisição e de baixíssimo custo.

Como mais importante componente do sensor, o LDR foi utilizado para testar inicialmente sua sensibilidade ao ser irradiado por fótons de raios X, mas outros materiais

poderão ser usados como sensores. Mas a princípio, pretendeu-se desenvolver um sistema eletrônico simples, de baixo custo e funcional.

Outros componentes eletrônicos e recursos tecnológicos serão associados ao sensor para promover a melhoria do sistema de aquisição e análise de dados o que ajudará a determinar se será possível e viável construir um detector de raios X com sistema dinâmico simples e de baixo custo.

Sendo possível, este recurso poderá ser usado para testar a eficiência dos aparelhos e mensurar os níveis de radiação produzidos e liberados durante os exames radiológicos e comparar os resultados com os limites estabelecidos para segurança, radioproteção e controle em clínicas e hospitais.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Propor um estudo com sensor em interação com fótons de raios X para mensurar a energia dos fótons emitidos e testar a eficiência de aparelhos hospitalares.

1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos deste trabalho estão relacionados à linha de pesquisa Física Médica e, de acordo com a área de interesse, este trabalho se propõe a:

- Medir grandezas elétricas resultantes das interações entre fótons de raios X e sensor;
- Coletar, analisar e comparar dados registrados pelo sensor;
- Relacionar sinais elétricos expressos pelo sensor com a intensidade dos raios X;
- Analisar as variáveis utilizadas no funcionamento de um aparelho de raios X com a eficiência do feixe de raios X e o sinal elétrico medido pelo sensor;
- Estabelecer um coeficiente de relação entre a voltagem medida pelo sensor e a intensidade relativa de um feixe de raios X, estabelecendo um fator radiativo padrão para o sensor; e
- Testar a eficiência de aparelho de raios X.

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

Para a realização de pesquisa e revisão bibliográfica, foram realizadas buscas por livros, apostilas, artigos e dissertações em sites de universidades tendo sido escolhidas as seguintes fontes: Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Universidade de São Paulo – USP, Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI, Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD, Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN, Sociedade Brasileira de Física Médica – SBFM, Universidade De Brasília – UnB, Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC, *PubMed*, *Scientific Electronic Library Online* - SCIELO, *Institute of Electrical and Electronics Engineers* – IEEE, Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica – SBEB, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica – RBEB, Portal de periódicos – CAPES, Ministério da Saúde, Repositório da Universidade de Lisboa – RUL - Portugal, Repositório Universidade Nova – RUN - Portugal, Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem – CBR, Conselho Nacional de Técnicos em Radiologia – CONTER e ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas). Embora previamente escolhidas, muitas destas fontes consultadas não retornaram materiais correlatos.

Para pesquisa nestas fontes foram utilizados, entre outros, os termos “produção de raios X”, “interação de raios X com a matéria”, “detecção de radiação”, “detectores de raios X”, “sensores de raios X” e “teste de eficiência de aparelhos de raios X”. Mas a maioria das fontes consultadas não apresentou resultados satisfatórios para as buscas e, por questão de praticidade e maior aproveitamento do tempo, foram priorizadas apenas algumas fontes de consulta.

Em consulta ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI por meio do sítio do Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD, verificou-se que não haviam materiais de fácil acesso para consulta ou *download* com exceção de material da rede de metrologia de radiações ionizantes sobre calibração com raios X.

Conforme pesquisa junto ao LNMRI está sendo realizada a calibração com raios X de acordo com a grandeza/unidade apresentada pelos instrumentos utilizados nas medições de radiações, de modo que os equipamentos estão calibrados para operarem com taxa de exposição efetuando medidas em *mR/h* (*miliRöntgen/hora*) e alguns instrumentos estão

calibrados em $\mu\text{Sv/h}$ (*microSievert/hora*) para medirem H_x - dose equivalente (LNMRI, 2011).

Ainda, segundo o LNMRI, existem novos instrumentos europeus calibrados para medir as novas grandezas conforme a Comissão Internacional de Unidades de Radiação - ICRU, e estão calibrados de acordo com as unidades do Sistema Internacional – SI em Sv – *Sievert* ou Gy - *Gray*, se adequando à recomendação da Conferência Geral de Pesos e Medidas – CGPM.

Durante pesquisa junto ao sítio do IRD, verificou-se a existência de *links* de acesso para consulta a títulos, artigos e livros, mas não estavam disponíveis para consulta ou *downloads*.

No sítio da CNEN, por meio da sua biblioteca digital, foram encontrados materiais relativos às normas de radioproteção e sobre radiação que serviram de base para análise das ações dos serviços radiológicos ofertados em clínicas e hospitais e como recurso para correlação ao tema central desta pesquisa.

Junto à RBEB, foram encontrados alguns artigos correlatos, destacando-se dois artigos publicados e revisados. No primeiro artigo revisado, de autoria de Lucena & Potiens (2011), intitulado “Análise dos efeitos da filtração adicional em feixes de raios X a partir dos cálculos de energia média por fóton em espectros de raios X”, os pesquisadores tratam da análise do comportamento dos espectros de raios X, por meio do cálculo da energia média em cada espectro gerado e para diferentes filtrações adicionais inseridas no feixe de raios X.

Nesta pesquisa, os pesquisadores utilizaram um sistema de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – LCI/IPEN para gerar os feixes de raios X, um sistema de espectrometria com detector de estado sólido – semicondutor para fazer a aquisição dos dados e filtração de alumínio e cobre de diferentes espessuras na saída do feixe de raios X (LUCENA; POTIENS, 2011). De posse dos resultados, os pesquisadores calcularam a energia média dos fótons incidentes integrando a curva gaussiana dos espectros e dividindo o valor pelo número total de contagens, o que possibilitou constatar que o uso de filtros nos aparelhos de raios X contribui para a energia média do feixe de raios X e que uma mesma dose recebida por

paciente ou detector possui energias médias distintas quando usadas filtrações de diferentes materiais e espessuras para filtrações adicionais (LUCENA; POTIENS, 2011).

O segundo artigo publicado na RBEB e analisado foi o de autoria das pesquisadoras Yoshizumi & Caldas (2011), intitulado “Utilizando uma câmara de ionização *tandem* para controle de qualidade dos feixes de raios X” onde as pesquisadoras tratam da qualidade dos feixes de raios X definida pela energia média e pelas camadas semi-redutoras que são atravessadas pelo feixe de raios X que são dependentes da tensão do feixe de raios X.

Neste artigo, destacam ainda que verificação da qualidade do feixe depende da aplicação de um programa de qualidade para equipamentos de raios X pela análise da camada semi-redutora e descrevem o uso de uma câmara de ionização com eletrodos de alumínio e cobre desenvolvida pelo IPEN para determinar a camada semi-redutora com diferentes feixes de radiação típicos de radioterapia (YOSHIZUMI; CALDAS, 2011).

Em busca junto ao sítio do IPEN, destaca-se a análise da dissertação de mestrado de autoria de Lucena (2010), intitulada “Implantação de um programa de controle de qualidade em equipamentos de raios X por meio de medidores não invasivos” em que o pesquisador destaca o estudo de um aparelho de raios X utilizado no laboratório de calibração do IPEN numa faixa de tensão de 25 a 150 *kV* (*quilovolts*).

A dissertação descreve que, juntamente com este aparelho, são utilizados medidores de tensão não invasivos de modelos DiavoltTM da marca PTW e de um sistema de espectrometria da marca ORTEC do modelo NOMAD-PLUS 92X adotado para o programa de controle de qualidade proposto para instrumentos de medição, câmara de ionização, medidor de tensão e corrente, espectrômetro e para o sistema de radiação X (LUCENA, 2010).

Consultando publicações junto à Universidade de São Paulo - USP, destaca-se a dissertação de mestrado de autoria de Bonifácio (2007), intitulada “Validação do Geant4 para produção e detecção de raios X na faixa de energia de radiodiagnóstico” cujo objetivo do autor foi validar uma ferramenta computacional utilizando o método de Monte Carlo para simular a interação de elétrons e fótons de raios X com a matéria para estudos radiológicos.

Nesta pesquisa é demonstrado o desenvolvimento de um programa simulador de produção de raios X para obter a distribuição de energia dos fótons. O cálculo da resposta de um sensor de Telureto de Cádmio – CdTe, material semiconductor fotovoltaico que converte radiação em grandezas elétricas, foi utilizado para corrigir os espectros medidos para os feixes de raios X. A pesquisa mostrou que a ferramenta computacional Geant4 usada para simulações da interação da radiação com a matéria apresentou limitações quando a simulação envolveu uso de aparelhos de raios X constituídos por anodos de molibdênio que produz raios X por Raios X Característicos e cujos espectros são diferenciados se comparados aos de anodo de Tungstênio.

Dos materiais analisados, a que mais apresentou correlação com a presente pesquisa foi a dissertação intitulada “Desenvolvimento de um protótipo microcontrolado para medição de dose e tempo de exposição em radiodiagnóstico”.

Nesta pesquisa, Rocha (2009) mostra a aplicação de um protótipo à base de sensores semicondutores (fototransistores e fotodiodo PIN de Silício) para medir dose e tempo de exposição associado a um aparelho de raios X portátil. Neste protótipo, foi utilizado um circuito eletrônico para obtenção da resposta da corrente de ionização devido à incidência de cada feixe de radiação no sensor que foi associado a um osciloscópio e um microprocessador para processamento dos sinais medidos.

Pela análise da dissertação, verificou-se que o modelo de sensor escolhido para realização da pesquisa mostrou-se eficiente quanto aos resultados encontrados podendo, conforme defende o pesquisador, ser facilmente utilizado para análises dosimétricas de medição de dose e tempo de exposição, embora a leitura da dose para as medidas de tempo não tenham apresentado bons resultados, o que exige alterações no sistema computacional utilizado.

Apesar de a revisão ter permitido encontrar trabalhos e pesquisas correlatos às medições de grandezas relacionadas à radiação X e formas de sua detecção, não foram encontrados trabalhos que descrevam estudos ou testes da eficiência e/ou calibração de aparelhos de raios X utilizados em radiodiagnóstico com protótipos que utilizem sensores à base de Sulfato de Cádmio/LDR associado com placa NI da *National Instruments* para aquisição de dados, o que demonstra a validade da pesquisa.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esta dissertação está dividida em seis capítulos incluindo este capítulo juntamente com a introdução, objetivos (geral e específico), revisão da literatura e os demais capítulos distribuídos da seguinte forma:

No capítulo dois é apresentada uma visão geral pela fundamentação teórica onde são apresentados os principais conceitos sobre raios X, interação dos raios X com a matéria, grandezas radiométricas relacionadas, detecção de radiação, resumo com as principais características dos materiais semicondutores constituintes dos detectores de radiação, definição do LDR, reação e interação à presença de luz e de radiação ionizante, diferencial do uso do LDR em relação aos outros detectores de radiação ionizante e um resumo com as definições e características dos recursos estatísticos e matemáticos utilizados para análise dos resultados encontrados pela pesquisa.

O capítulo três apresenta os detalhes que envolveram a metodologia utilizada durante a realização do estudo e que nortearam os procedimentos adotados cronologicamente para realização dos experimentos e análises dos resultados.

O capítulo quatro apresenta os resultados encontrados por meio da realização dos testes com o sensor e análise matemática-estatística dos resultados encontrados.

O capítulo cinco apresenta a discussão sobre as principais análises realizadas durante o estudo e as conclusões finais acerca dos resultados encontrados pelo estudo.

Por fim, o capítulo seis apresenta os trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir das ideias apresentadas neste documento.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RAIOS X

Radiação X ou simplesmente raios X é um tipo de radiação ionizante ou onda eletromagnética que, no espectro eletromagnético, ocupa uma posição intermediária entre os raios ultravioletas – UV e os raios γ . Como onda eletromagnética, propaga-se no meio ou vácuo com a velocidade da luz e diferem-se dos raios γ pelo fato de serem produzidos por excitações atômicas externas ao núcleo enquanto os raios γ são produzidos por reações atômicas internas ao núcleo (YOSHIMURA, 2009).

Radiação é qualquer processo físico de emissão e propagação de energia por fenômenos ondulatórios ou por partículas dotadas de energia cinética. A radiação ionizante é um tipo específico de radiação cuja energia é superior à energia de ligação dos elétrons de um átomo com o seu núcleo e suficiente para arrancar elétrons de seus orbitais (YOSHIMURA, 2009).

A unidade para energia no Sistema Internacional (SI) é o *Joule (J)*, mas para raios X, a mais adequada é o *eV (elétronVolt)*, que é a energia necessária para que um elétron migre na região atômica com uma diferença de potencial de 1 *volt*. A relação entre *eV* e *J* é

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

Outras unidades usadas para medir ou determinar a energia das radiações são *keV (quiloelétronvolts)* e *MeV (Megaelétronvolts)*.

Propriedades dos raios X

1. Sofrem deflexão por campos elétricos ou magnéticos devido à ausência de carga;
2. A energia, a frequência e a penetração dos fótons de raios X aumentam à medida que se aumenta a quilovoltagem – *kV* no aparelho;
3. A penetração aumenta com a travessia de materiais absorvedores;
4. Propaga-se no vácuo radialmente e em linha reta com à velocidade da luz;
5. Produz radiação secundária quando atravessa um material;

6. Produz luminescência em substâncias salinas metálicas;
7. Causa enegrecimento de filmes fotográficos;
8. Reduz sua energia com o aumento da distância, conforme a lei do inverso do quadrado da distância igual a $1/D^2$;
9. Provoca alterações biológicas em sistemas biológicos;
10. Sofrem refração, reflexão, difração, polarização e interferência.

Produção de raios X

Inicia pelo efeito termiônico no filamento catódico para extração de elétrons devido à aplicação de corrente para formar o feixe eletrônico que é acelerado devido à alta quilovoltagem aplicada entre o catodo e o anodo-alvo que confere ao feixe/elétrons elevada energia cinética para se chocarem contra o anodo e atingirem camadas mais internas dos átomos-alvo. Conforme a constituição do anodo – alvo, os raios X são produzidos por *Bremsstrahlung* e/ou por Raios X Característicos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

***Bremsstrahlung* ou radiação de freamento**

Caracteriza-se na conversão da energia cinética dos elétrons acelerados ao aproximarem-se dos núcleos dos átomos-alvo que são desacelerados/freados pela atração do campo coulombiano do núcleo, perdendo uma fração considerável de sua energia emitindo fótons de raios X (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A Figura 1 ilustra o processo de aceleração de elétrons contra o átomo alvo e suas aproximações ao núcleo atômico do átomo-alvo e o freamento pela atração e desaceleração dos elétrons pelo núcleo do átomo-alvo e a conseqüente conversão da energia cinética dos elétrons em *fótons* de raios X. De acordo com a velocidade do elétron incidente, pode haver produção de raios X de baixa ou de alta energia (BUSHONG, 2010).

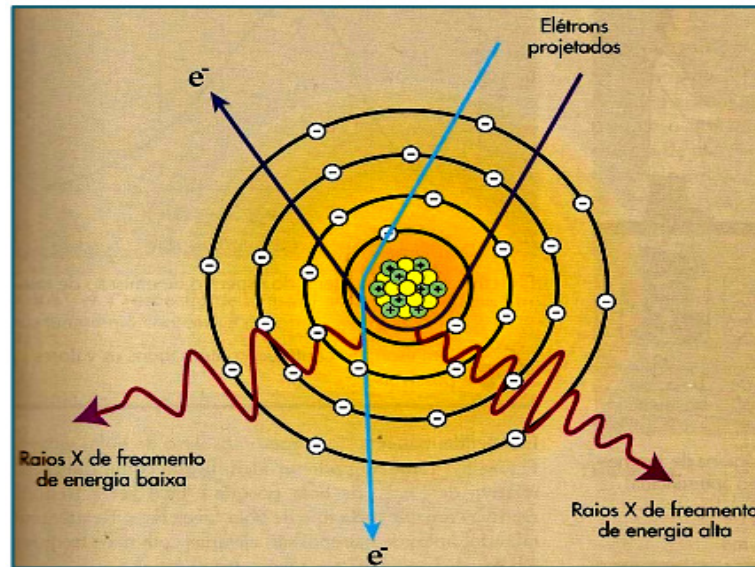


Figura 1: Modelo para produção dos raios X por Bremsstrahlung (Adaptado de BUSHONG, 2010).

O espectro de raios X é contínuo, ou seja, os fótons de raios X produzidos podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo que é toda a energia cinética K do elétron ao atingir o alvo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Raios X Característicos

Da mesma forma que um fóton de luz é emitido quando um elétron da camada mais externa de um átomo (banda de Valência) decai de um nível de energia mais alto (nível excitado) para outro de energia mais baixo, um fóton de energia na faixa de raios X é emitido quando as transições do elétron envolvem camadas mais internas do átomo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Quando um elétron incidente no alvo remove um elétron da camada K, cria-se um buraco em seu lugar, que é imediatamente preenchido pela transição de um elétron da camada mais externa, por exemplo, da camada L, o qual, por sua vez, será preenchido por um elétron da camada M. Para arrancar um elétron da camada K de um átomo, o elétron incidente deve ter, no mínimo, a energia de ligação do elétron nessa camada. Na transição de um elétron da camada L para K, por exemplo, o excesso de energia é liberado na forma de um fóton correspondente à diferença de energia $E_L - E_K$ que é a energia do fóton de raios X. Para átomos de tungstênio e molibdênio, as energias totais dos elétrons da camada K

são $-69,5 \text{ keV}$ e $-20,0 \text{ keV}$ e da camada L, de $-12,1 \text{ keV}$ e $-2,87 \text{ keV}$ (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A Figura 2 mostra o processo de produção de raios X característicos quando o elétron incidente penetra nas camadas mais internas do átomo, colidindo com um elétron orbital. O elétron orbital pode ser ejetado do átomo. Com o átomo buscando a estabilidade, elétrons de outras camadas transitam para a(s) camada(s) mais interna(s) vaga(s) liberando sua energia na forma de raios X correspondente à diferença das energias das camadas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

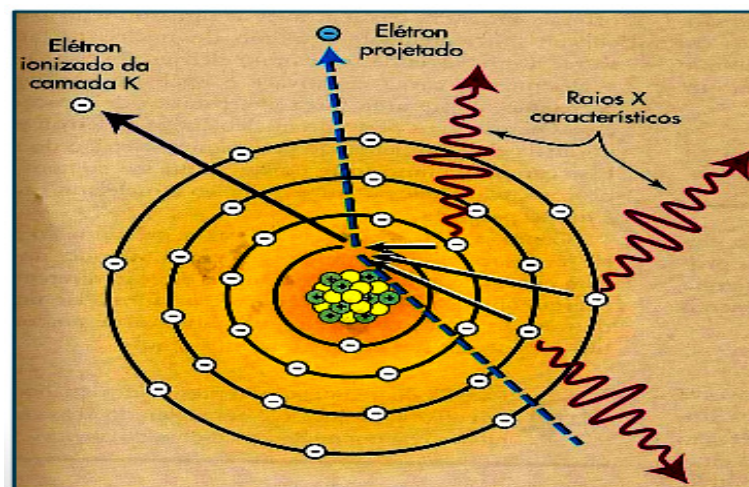


Figura 2: Ilustração da produção de fótons de raios X característicos em átomo alvo (Adaptado de BUSHONG, 2010).

Fatores que influenciam a produção de feixe de raios X e a qualidade das radiografias

Os principais fatores que influenciam a produção de raios X e interferem na qualidade das radiografias, são:

1. Corrente elétrica (mA): quando aumentada, aumenta a quantidade de fótons sem alterar a qualidade do feixe;
2. Tensão de pico (kVp): quando aumentada, aumenta a quantidade de fótons e prejudica na qualidade do feixe;
3. Filtração adicional: diminui a quantidade de fótons e aumenta a qualidade do feixe primário;

4. Número atômico (Z) do alvo: aumento a quantidade de fótons e a qualidade do feixe; e
5. *Ripple*: Diminuição na quantidade de fótons e na qualidade do feixe.

Espectro eletromagnético dos raios X

Apesar de não possuir carga ou massa, os fótons de raios X, assim como toda radiação, possuem energia e momento e sua energia é absorvida, propagada ou dissipada na forma de *quantum* de energia. De acordo com o espectro eletromagnético, os comprimentos de onda dos raios X estão na faixa média de 10^{-8} a 10^{-12} metros e frequência média de 10^{16} a 10^{20} Hz, com frequência média aproximada de 10^{18} Hz (BUSHONG, 2010).

A unidade de medida para comprimento de onda dos fótons de raios X é **Ångström** (Å) de modo que **1 Å equivale a 10^{-10} m**. Esta unidade de medida, embora não faça parte do Sistema Internacional de Medidas (SI), mostrou-se necessária de ser utilizada na física das radiações como unidade para expressar grandezas da ordem de grandeza do átomo (BUSHONG, 2010).

A Figura 3 representa o espectro eletromagnético com todas as radiações conhecidas.

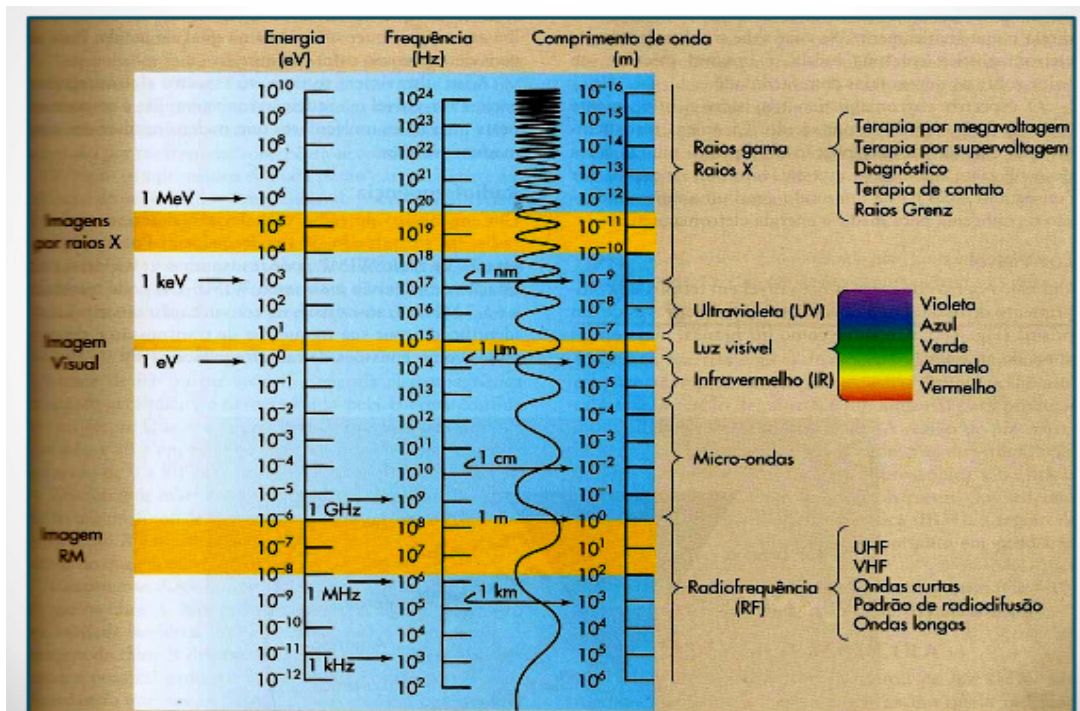


Figura 3: Espectro eletromagnético das radiações (Adaptado de BUSHONG, 2010).

Determinação da Energia média dos fótons de raios X

A equação de *Einstein* para o Efeito Fotoelétrico permite calcular a energia de qualquer radiação pela relação

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}, \quad (2)$$

onde h é a constante de *Planck*, cujos valores aceitos são $6,626 \times 10^{-34} \text{ J.s}$ e $4,136 \times 10^{-15} \text{ eV.s}$, f é a frequência, c é a velocidade de propagação da radiação eletromagnética no vácuo e λ é o comprimento de onda (TIPLER, 2009).

O espectro de raios X emitidos de um tubo com alvo de tungstênio, operando com potencial acelerador de 87 kV é mostrado na Figura 4. Os picos finos marcados $K\alpha$ e $K\beta$ correspondem a fótons de raios X característicos emitidos do átomo de tungstênio. Os raios X de freamento são fótons com energia que vão desde próximo de zero até 87 keV , constituindo o espectro contínuo (OKUNO; *et al*, 1982; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

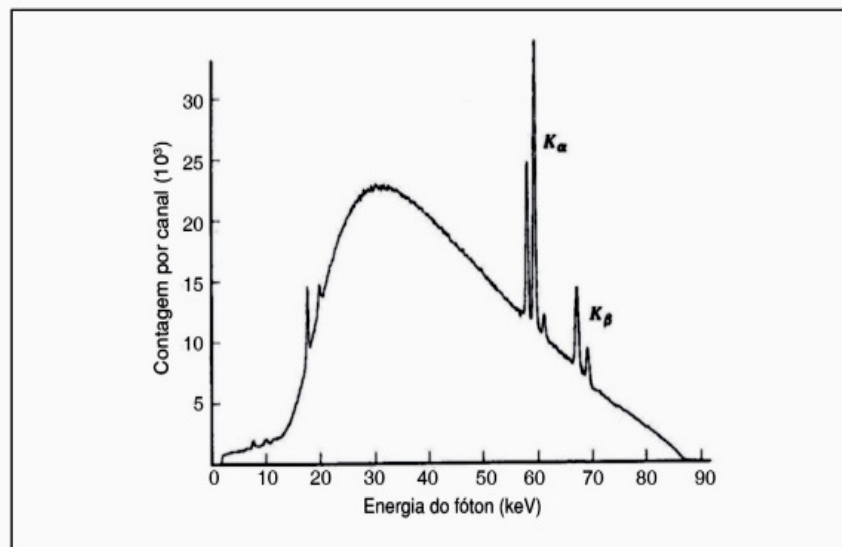


Figura 4: Espectro dos raios X na faixa de energia do radiodiagnóstico médico (Adaptado de OKUNO, 2013).

Espectro dos raios X na faixa de energia do radiodiagnóstico médico emitidos de um tubo com alvo de tungstênio quando elétrons são acelerados por uma diferença de potencial de 87 kV . O espectro é composto de fótons de raios X de fluorescência e de freamento (OKUNO, 2013).

Interação dos raios X com a matéria

Interação é o termo que representa, na Física, a ação de uma força e o efeito causado por essa ação. Radiação ionizante é qualquer radiação, com ou sem massa de repouso, que pode remover elétrons de átomos e moléculas (YOSHIMURA, 2009).

A interação das radiações pode ocorrer das seguintes formas: Espalhamento Coerente ou *Rayleigh*, Efeito Fotoelétrico, Espalhamento ou Efeito *Compton*, Produção de Pares e por Fotodesintegração. No entanto, durante um procedimento de radiodiagnóstico, o Espalhamento Coerente, a Produção de Pares e Fotodesintegração não ocorrem, porque a produção de pares ocorre somente com fótons de energia superior a $1,022 \text{ MeV}$, a fotodesintegração somente para energias superiores a 10 MeV e o espalhamento coerente não produz ionização na matéria (BUSHONG, 2010).

Portanto, este trabalho expressa apenas a atenuação e os efeitos Fotoelétrico e *Compton*.

Atenuação do feixe de fótons de raios X

O número de fótons em feixes monoenergéticos decresce exponencialmente com a espessura do material atravessado pelo feixe pela relação (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

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

O fator de atenuação $e^{-\mu x}$ dá a fração dos fótons do feixe que não interage na espessura x do material e o coeficiente de atenuação μ expressa o comportamento da atenuação com a constituição do meio e com a energia do fóton, representando a seção de choque de interação do fóton com o meio por unidade de volume (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A variação dN do número de fótons do feixe em uma espessura dx é dada por $dN = -\mu N dx$ que gera a equação diferencial (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$\frac{dN}{N} = -\mu dx \quad (4)$$

Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico consiste, basicamente, na emissão de elétrons induzida pela ação da luz ou de radiação, quando da incidência de fótons de luz ou radiação. A migração eletrônica no átomo ocorre de uma região de baixa energia para outra de alta energia quando sendo possível medir a energia cinética máxima dos elétrons emitidos (TIPLER, 2009).

Ocorre entre fóton e átomo em que parte da energia do fóton incidente é usada para retirar um elétron do átomo (energia de ligação B) e o restante é transformado em energia cinética do elétron (K) e do átomo (K_{at}) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As leis de conservação de energia permitem descrever a energia pela relação (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$hf = K + K_{at} + B = K + B \quad (5)$$

Sendo ϕ a função trabalho correspondente à energia mínima para remover um elétron da superfície do metal, a energia cinética máxima é calculada pela relação

$$K_{máx} = \frac{mv^2_{máx}}{2} = hf - \phi, \quad (6)$$

que é a equação de *Einstein* para o efeito fotoelétrico (TIPLER, 2009).

A Figura 5 ilustra o processo de interação de raios X por Efeito Fotoelétrico.

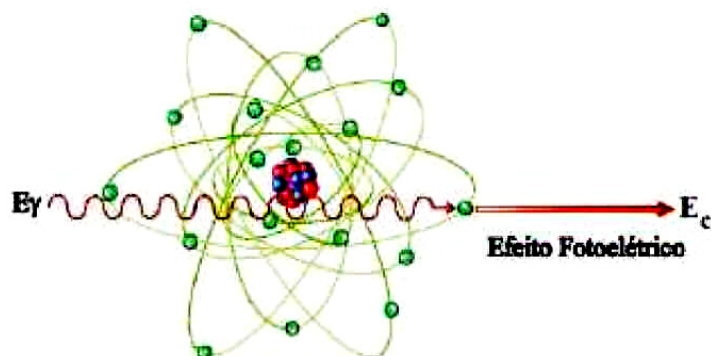


Figura 5: Modelo do Efeito Fotoelétrico para interação dos raios X com a matéria (Adaptado de PORTAL, 2013).

Efeito ou Espalhamento *Compton*

Este foi outro indício da exatidão do conceito de fóton proporcionado por Arthur H. Compton em 1923, quando descobriu que os comprimentos de onda dos raios X mudavam depois que eles eram espalhados por elétrons. A teoria eletromagnética clássica explica que quando uma onda eletromagnética incide sobre a matéria contendo cargas elétricas, as cargas oscilam com a frequência de onda e irradiam ondas eletromagnéticas com a mesma frequência original (TIPLER, 2009).

Compton apontou que se o processo de espalhamento das ondas fosse considerado uma colisão entre um fóton e um elétron, haveria o recuo do elétron e, portanto, haveria absorção de energia. O fóton espalhado teria menos energia do que o inicial e, por isso, frequência mais baixa e comprimento de onda maior do que o fóton incidente (TIPLER, 2009).

Quando um feixe de fótons com energia hf atinge qualquer meio, observam-se fótons de menor energia emergindo do material em diversas direções. Compton observou que a mudança do comprimento de onda do fóton dependia unicamente do ângulo de espalhamento (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A Figura 6 ilustra o efeito *Compton* durante o processo de interação dos fótons incidentes com o átomo do material irradiado.

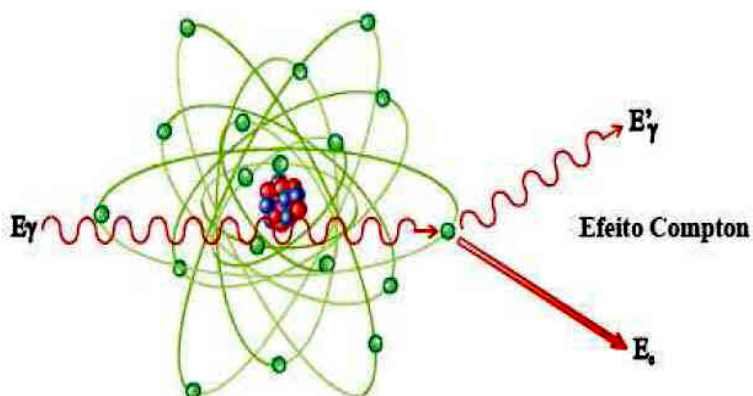


Figura 6: Ilustração da interação de raios X com a matéria por Efeito *Compton* (Adaptado de PORTAL, 2013).

Pela teoria ondulatória clássica, a energia e o momento de uma onda eletromagnética estão relacionados por (TIPLER, 2009)

$$E = pc \quad (7)$$

e se a energia do fóton for

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}, \quad (8)$$

o momento do fóton pode ser determinado por (TIPLER, 2009):

$$p = \frac{E}{c} = \frac{hf}{c} = \frac{h}{\lambda}. \quad (9)$$

Compton estudou a colisão entre um fóton e um elétron aplicando as leis da conservação do momento e da energia, a fim de calcular o momento p_2 e o comprimento de onda $\lambda_2 = \frac{h}{p_2}$ do fóton espalhado. O cálculo envolve conceitos da teoria da relatividade restrita de Einstein (TIPLER, 2009).

Outras relações para a conservação de energia e de momento são (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$hf + m_e c^2 = hf' + E \text{ ou } hf = hf' + K \quad (10)$$

$$\frac{hf}{c} \sin \theta = p \sin \phi \quad (11)$$

$$\frac{hf}{c} = p \cos \phi + \frac{hf'}{c} \cos \theta \quad (12)$$

onde E , K e p representam, respectivamente, a energia total, a energia cinética e o momento linear do elétron após a colisão (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A essas expressões deve-se acrescentar a relação entre energia e momento para o elétron relativístico:

$$E^2 = p^2 c^2 + m_e^2 c^4 \text{ ou } pc = \sqrt{K(K + 2m_e c^2)} \quad (13)$$

Para que, eliminando-se o momento e um dos ângulos, obtenham-se as relações entre ângulo e energia representadas pelas relações, com $\alpha = \frac{hf}{m_e c^2}$, o comprimento de onda λ' do fóton incidente e o comprimento de onda λ do fóton espalhado guardam entre si a relação

$$hf' = \frac{hf}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \text{ ou } \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta) \quad (14)$$

$$\cot g \theta = (1 + \alpha) \operatorname{tg} \left(\frac{\theta}{2} \right) \quad (15)$$

onde θ é o ângulo de espalhamento do fóton e m_e a massa do elétron. A variação dos comprimentos de onda não depende do comprimento de onda original (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A Figura 7 ilustra graficamente os processos de interação da radiação incidente com a matéria pela relação entre o número atômico Z do material absorvedor e a energia dos fótons incidentes e a comparação entre os efeitos, Fotoelétrico, *Compton* e produção de pares.

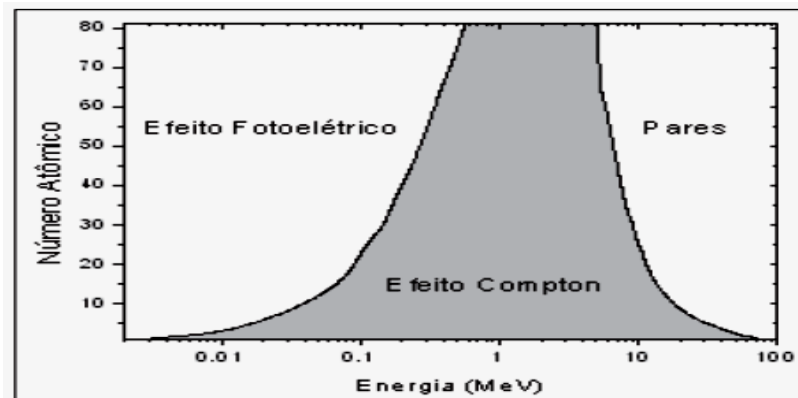


Figura 7: Ilustração da interação de raios X com a matéria por Efeito *Compton* (Adaptado de YOSHIMURA, 2009).

Considerando os efeitos da propagação e interação dos raios X usados em radiodiagnóstico e a radiometria como parte da física médica responsável por medir e quantificar as radiações, a grandeza fundamental usada para calibração de aparelhos, obedecendo a padrões nacionais, é o *Kerma no ar*. Esta grandeza é suficiente para

caracterizar, controlar e avaliar a fonte emissora, o campo de radiação e o desempenho do sistema de produção da imagem.

Principais grandezas radiométricas associadas à interação dos raios X com a matéria

1. Grandezas radiométricas: associadas com o campo de radiação;
2. Coeficientes de Interação: caracterizam a interação da radiação com a matéria;
3. Grandezas dosimétricas: produto de grandezas radiométricas *versus* Coeficientes de interação; e
4. Grandezas de radioproteção: grandezas determinadas pelas normas de radioproteção. Dividem-se em:
 - 4.1. Limitantes: são grandezas criadas pela ICRP e também utilizadas em normas para indicar o risco humano da exposição à radiação ionizante; e
 - 4.2. Operacionais: usadas nas práticas de monitoração de área e monitoração individual cuja existência deve-se ao fato de que as grandezas limitantes não são mensuráveis ou facilmente estimáveis.

Embora não haja consenso internacional, os organismos internacionais responsáveis por padronizar grandezas e unidades de medida para uso das radiações, tais como a Comissão Internacional de Unidades de Radiação – ICRU e a Agência Internacional de Energia Atômica - AIEA estão procurando criar um sistema de grandezas, símbolos e unidades padronizado para os raios X (LNMRI, 2011).

Exposição

Corresponde ao quociente do valor absoluto da carga total de íons dQ produzidos no ar pela ionização por fótons de raios X pela massa do ar dm , ou seja,

$$R = \frac{dQ}{dm} \quad (16)$$

A unidade adotada antigamente era o *Röntgen* (R), mas atualmente no SI é o C/kg (*Coulomb/quilograma*), sendo que $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$. Como exemplo, durante uma

radiografia convencional do abdome, a exposição é da ordem de **0,15 mC/kg** que equivale a **0,6 R** (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Kerma

O kerma corresponde à soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas (dE) liberadas por partículas não carregadas dividida pela massa dm do meio em que as partículas foram liberadas. Seu significado é expresso pela relação

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (17)$$

onde K é kerma, dE é a soma das energias cinéticas iniciais de partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas e dm é a massa de um determinado meio (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Dose Absorvida

A Dose Absorvida é a taxa da energia média dissipada por unidade de massa e ocorre para qualquer tipo de radiação e qualquer meio. As unidades adotadas são o **rad** e o **Gray (Gy)**, onde **1 Gy = J/kg = 100 rad** (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Dose Equivalente

A Dose Equivalente é a taxa diretamente relacionada à qualidade e proporcional ao tempo de exposição. As unidades adotadas são o **rem** e o **Sievert (Sv)**, onde **1 Sv = 1 Gy = J/kg** (fator de qualidade). Uma dose equivalente proporcional ao tempo de exposição de um ano de radiação natural, por exemplo, equivale a **1 mSv = 100 mrem = 1 mGy** (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Analisando e comparando os princípios básicos da proteção radiológica da PORTARIA SMS/MS N° 453 de 01/06/1998 conjuntamente com a RESOLUÇÃO N° 12/1998 da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN em comparação com o serviço radiológico prestado por hospitais e clínicas, percebe-se que os Princípios da Radioproteção (Justificação, Otimização, Limitação de Doses Individuais e Prevenção de Acidentes) não são rigorosamente cumpridos. A Tabela 1 indica os limites de dose anuais

(dose efetiva e dose equivalente), estabelecidos pela norma CNEN NN 3.01 setembro/2011 e alterados pela RESOLUÇÃO Nº 114/2011 quanto à exposição às radiações ionizantes.

Tabela 1: Limites de dose anuais estabelecidos pela norma CNEN NN 3.01 set/2011 e alterados pela RESOLUÇÃO Nº 114/2011.

LIMITES DE DOSES ANUAIS (a)			
GRANDEZA	ÓRGÃO	INDIVÍDUO OCUPACIONALMENTE EXPOSTO (IOE)	INDIVÍDUO DO PÚBLICO
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 <i>mSv</i> (b)	1 <i>mSv</i> (c)
	Corpo Inteiro (Gestantes e feto)	1 <i>mSv</i>	-----
Dose Equivalente	Cristalino	20 <i>mSv</i> (b)	15 <i>mSv</i>
	Pele (d)	500 <i>mSv</i>	50 <i>mSv</i>
	Mãos e pés	500 <i>mSv</i>	-----

1. [a] Para fins de Controle Administrativo, o termo dose anual é avaliado de janeiro a dezembro de cada ano;
2. [b] Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 *mSv* em qualquer ano (alterado pela Resolução 114/2011 da CNEN);
3. [c] Em circunstâncias especiais a CNEN poderá autorizar até 5 *mSv* em um ano, desde que a dose média em 5 anos consecutivos seja menor que 1 *mSv*/ano;
4. [d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada;e
5. Dose Efetiva = Dose Efetiva Externa (exposições) + Dose Efetiva comprometida (incorporações).

Complementando as informações contidas na Tabela 1 e ainda de acordo com as normas, pode-se acrescentar:

1. Não permitir que menores de 18 anos trabalhem com raios X, exceto em treinamentos;
2. Não permitir a exposição ocupacional de menores de 16 anos;

3. Controlar a exposição de estudantes entre 16 e 18 anos em estágio/treinamento profissional e não exceder as doses efetiva e equivalente anuais em 6 *mSv* e 150 *mSv* para extremidades e 50 *mSv* para cristalino, respectivamente;e
4. Restringir a exposição desnecessária de indivíduos do público durante os exames não excedendo a dose efetiva anual em 1 *mSv*.

O não cumprimento dos limites acima determinados caracteriza infração grave de natureza sanitária, conforme Lei Federal nº 6.437 de 25 de agosto de 1977. Porém, com exceção do acompanhamento dosimétrico dos profissionais, tanto clínicas e hospitais quanto órgãos de fiscalização não possuem condições técnicas para controlar e monitorar quantitativa e qualitativamente os níveis de radiação liberados durante os exames radiológicos e testar a eficiência dos aparelhos de raios X.

Considerando os critérios e normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN, da Agência Internacional de Energia Atômica - IAEA e da Organização Internacional do Trabalho - OIT faz-se necessário um estudo mais amplo quanto ao uso desse recurso com o propósito de promover uma proteção adequada dos trabalhadores e de pessoas potencialmente expostas às radiações. É primordial que se conheça com maior precisão, a forma de funcionamento dos aparelhos emissores de radiação e a interação da radiação com o ambiente, visando promover a correta utilização e aceitação deste recurso em termos de segurança hospitalar.

Dada a complexidade para realização da radiometria, fica evidente a necessidade de recomendações de diferentes grandezas para as diferentes técnicas de investigações por radiodiagnóstico. Portanto, estudar os raios X quanto às relações que resultam da sua interação com sensores e a correspondência da energia com a dose é necessário e importante para subsidiar tecnicamente a Engenharia Clínica e a Física Médica com recursos que possam garantir uma oferta mais segura, eficiente e qualitativa dos serviços radiológicos à população.

2.2 DETECÇÃO DE RADIAÇÕES IONIZANTES

Para tratar sobre métodos de detecção e detectores de radiação, foi realizada pesquisa sobre semicondutores, definições, características e principais exemplos utilizados nos aparelhos detectores e sobre as principais grandezas dosimétricas que envolvem este procedimento.

Semicondutores

Semicondutores são materiais sólidos, geralmente cristalinos, de condutividade elétrica intermediária entre condutores e isolantes para os quais, a $0K$ (zero *Kelvin* – zero absoluto) a Banda de Valência – BV está totalmente preenchida (os elétrons encontram-se na banda de valência) e a Banda de Condução – BC totalmente vazia funcionando nessa condição como isolantes.

É um sólido que possui ligações covalentes entre seus átomos e apresenta comportamento de isolante a baixas temperaturas (LUCENA, 2010). Na temperatura de zero absoluto, todos os elétrons presentes nesse sólido se encontram em um estado energético denominado de banda de valência (ligados aos átomos) e por isso o material apresenta comportamento de isolante.

Para apresentar um comportamento condutivo, os elétrons, no semicondutor, devem “migrar” para um estado energético denominado de banda de condução e para isso devem “pular” um estado energético denominado de banda proibida, onde não é encontrado nenhum elétron (LUCENA, 2010).

A condutividade elétrica dos semicondutores é menor que dos condutores. São importantes para a indústria eletrônica para fabricação de componentes eletrônicos tais como diodos, transístores, microprocessadores e nanocircuitos usados em nanotecnologia (SWART, 2008).

Quando um semicondutor tem sua temperatura aumentada, aumenta-se a quantidade de elétrons que passam para a banda de valência e o material passa a conduzir mais eletricidade quando exposto a uma diferença de potencial (ddp). Se absorver energia, os elétrons transitam para a banda de condução. Esse *quantum* de energia necessário para transição do elétron da banda de valência para a banda de condução é chamada de *gap* de energia ou banda proibida, que em inglês é chamada de *band gap*. Considerando os

elementos Silício e Germânio, o *gap* para ambos é estreito, da ordem de 1,1 eV para o silício e 0,72 eV para o germânio (SWART, 2008).

À temperatura ambiente, alguns elétrons podem ser excitados termicamente para a banda de condução deixando na banda de valência estados vacantes (lacunas), que se comportam como partículas positivas. Deste modo, cada excitação térmica que promove um elétron para a banda de condução forma dois portadores de carga: o elétron e a lacuna. Além de energia térmica para provocar esta excitação outros meios podem ser utilizados para bombardear-se o material tal como o uso de radiação (SWART, 2008).

Os semicondutores podem ser intrínsecos e extrínsecos. A diferença reside no comportamento elétrico e na estrutura eletrônica inerente do material puro. Quando as características elétricas são determinadas por átomos de impurezas o semicondutor é extrínseco. Os semicondutores tornam-se condutores quando submetidos ao aumento de temperatura porque os elétrons da última camada ficam livres de sua ligação e isolantes à temperatura ambiente. Outra forma de aumentar a condutividade dos semicondutores é pelo tratamento químico de dopagem que consiste na combinação de semicondutores com outros materiais/elementos (SWART, 2008).

Os semicondutores são semelhantes aos materiais cerâmicos, podendo ser considerados como uma subclasse da cerâmica. Estão classificados por grupos (Figura 8) como os de Germânio e de Silício e outros com estequiometrias mais sofisticadas. Os elementos no composto devem aparecer sempre dispostos em estrutura cristalina sem falhas ou imperfeições, o que justifica o emprego de técnicas de produção elaboradas e especialmente desenvolvidas tal como a dopagem (SWART, 2008).

A região da tabela periódica envolve os materiais elementares ou compostos semicondutores. A Figura 8 mostra classificação por grupo, símbolo, nome e número atômico para os grupos II, III, IV, V e VI em termos de valência, ou número de elétrons externos (SWART, 2008).

II B (12)	III A(13)	IV A(14)	V A(15)	VI A(16)
	B Boro 5	C Carbono 6	N Nitrogênio 7	O Oxigênio 8
	Al Alumínio 13	Si silício 14	P Fósforo 15	S Enxofre 16
Zn Zinco 30	Ga Gálio 31	Ge germânio 32	As Arsênio 33	Se Selênio 34
Cd Cádmio 48	In Índio 49	Sn Estanho 50	Sb Antimônio 51	Te Telúrio 52
Hg Mercúrio 80	Tl Tálio 81	Pb Chumbo 82	Bi Bismuto 83	Po Polônio 84

Figura 8: Elementos formadores dos compostos semicondutores (Adaptado de SWART, 2008).

Dopagem de semicondutores

Para fazer a dopagem de semicondutores, utiliza-se elementos diferentes dos que integram a rede semicondutora, usualmente os elementos da coluna III (para semicondutores tipo P) ou da coluna V (para semicondutores tipo N) sendo também utilizados elementos de outras colunas como os da coluna IV, tanto para a obtenção de semicondutores do tipo P como do tipo N. A ligação entre Silício e Arsênio explica o processo (SWART, 2008).

O Arsênio é pentavalente, ou seja, possui 5 elétrons em sua banda de valência para fazer 5 ligações atômicas. Mas somente 4 elétrons compartilham com os átomos de Silício, deixando o 5º elétron livre para transportar carga negativa. Assim, o semicondutor é denominado “tipo N” e o material fornecedor de elétron, o Arsênio, é o doador. O semicondutor permanece neutro porque o número de prótons e elétrons são os mesmos (SWART, 2008).

Se for usado um material trivalente, será criada uma ou mais lacunas porque o número de elétrons é insuficiente para completar as ligações covalentes. Esse material semicondutor com impureza trivalente é um material do “tipo P” e seus transportadores de carga as lacunas (SWART, 2008).

A lacuna pode ser um transportador de carga quando um elétron se move para um lado preenchendo uma lacuna, formando uma nova lacuna no lugar do elétron migrante, como se a lacuna tivesse movido para o lado oposto do elétron. Como exemplo de material trivalente, temos o Boro. Esse processo tem o nome de impureza com 3 elétrons e os átomos, chamados de aceitadores, formando material semiconductor neutro (SWART, 2008).

A teoria sobre elétrons livres na banda de valência dos elementos metálicos, explica as propriedades dos metais, mas não explica as propriedades de isolantes e semicondutores porque nos isolantes e semicondutores, os elétrons em geral não estão livres, mas sim, presos nas ligações covalentes entre os átomos o que caracteriza baixa condutividade elétrica (SWART, 2008).

O modelo de bandas de energia em sólidos é a resposta do modelo de desenvolvimento da teoria de bandas que, mesmo complexa, é essencial para o entendimento, realização de projetos, fabricações e aplicações em um enorme número de dispositivos eletrônicos, optoeletrônicos e sensores, principalmente, para radiação (SWART, 2008).

Detectores de radiação – Tipos e Características

A detecção da radiação é feita com uso de materiais ou instrumentos capazes de captar e registrar sua presença. É o resultado produzido da interação da radiação com um detector e um sistema de leitura (medidor) tal como um eletrômetro. Existem tipos específicos de detectores para cada tipo característico de radiação. Uma característica do detector é a capacidade de ser transdutor, ou seja, converter energia da radiação em pulso elétrico ou sinais que podem ser medidos ou avaliados (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os detectores podem ser classificados quanto à possibilidade de fornecerem a resposta instantaneamente durante a irradiação ou posteriormente, por necessitarem de um processamento depois de irradiados. No primeiro grupo está o contador *Geiger – Müller* e, no segundo, o filme radiográfico e outros detectores integradores, como os dosímetros termoluminescentes (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Características de detectores

Para que as respostas de um detector sejam adequadamente interpretadas e para serem corretamente empregados, a primeira característica de um detector é a eficiência, que

relaciona a resposta do detector com a quantidade de radiação que o atingiu (eficiência intrínseca). A eficiência é a resposta pelo estímulo. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Outra característica é a exatidão ou acurácia da resposta que avalia quanto a resposta do detector se aproxima do valor correto ou verdadeiro da grandeza que mede o resultado o mais exato quanto mais próximo estiver do valor verdadeiro, que só pode ser avaliada comparando com um padrão (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A sensibilidade é outra característica relacionada com a menor quantidade possível de detecção ou limite mínimo, ou pela razão entre a variação da resposta e a correspondente variação da quantidade que é medida. O detector é mais sensível quanto maior for a sua resposta a um dado estímulo e depende do material e do volume sensível do detector que varia com a precisão com a qual se obtém o sinal do detector (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A faixa dinâmica representa o intervalo de valores da grandeza medida no qual ele produz resposta, sendo comum existir uma saturação do sinal medido que deixa de variar ou passa a variar a partir de um valor máximo limitado pelo volume sensível ou da capacidade de coleta do sinal. Saturação é limite superior da faixa dinâmica e quantidade mínima é o limite inferior (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A repetibilidade é característica importante que determina sua precisão, em que grau os valores obtidos com o detector para a mesma quantidade de radiação concordam entre si, de modo que, quanto mais estreito for o intervalo de valores obtidos, melhor a precisão se o procedimento de medida é repetido em intervalo de tempo curto (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O tempo de resposta, outra característica, está relacionado à variação da resposta do detector com a taxa com que a radiação incide nele. Depende de todo o circuito eletrônico utilizado para capturar e analisar o sinal do detector (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Considera-se como característica a resolução espacial para detectores sensíveis à posição e resolução energética para detectores espectroscópicos, que é a capacidade de distinguir dois sinais muito próximos. Quanto à linearidade de resposta, esta é uma relação linear entre sinal do detector e a grandeza medida (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Detectores a gás

Os detectores a gás são basicamente constituídos de um capacitor com gás como isolante elétrico. Entre os eletrodos do capacitor, é aplicada uma diferença de potencial que dirige a carga liberada no gás aos eletrodos de sinal contrário (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Câmara de ionização

Tipo de detector que funciona de acordo com o tipo de radiação que tem capacidade de ionizar o gás. Com ele se faz a verificação dosimétrica dos feixes de fótons e elétrons que irradiam pacientes (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Detectores Termoluminescentes

Funcionam com base na capacidade que em alguns materiais tem de emitirem luz visível quando aquecidos depois de irradiados. A quantidade de luz é proporcional à dose de radiação absorvida. São constituídos de um sistema de aquecimento controlado do dosímetro e um detector de luz ou foto multiplicador que registra intensidade luminosa e da temperatura e tem como funcionamento básico, o uso de materiais semicondutores como mecanismo de detecção/interação da radiação (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os detectores termoluminescentes mais utilizados são constituídos por Sulfato de Cálcio (CaSO_4), Fluoreto de Lítio (LiF) e Fluoreto de Cálcio (CaF_2) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Dosímetro e Caneta Dosimétrica

O dosímetro é um detector termoluminescente que detecta as radiações pela formação de uma estrutura cristalina metaestável com os elétrons de valência em que a radiação incidente excita os elétrons na banda de valência do cristal que, ao ser aquecido, permite aos elétrons retornar ao seu estado mais baixo de energia emitindo luz. Pela intensidade da luz emitida determina o nível da radiação incidente comparando o resultado com uma escala.

A Figura 9 representa um exemplo de dosímetro termoluminescente utilizado para dosimetria de técnicos em radiologia.

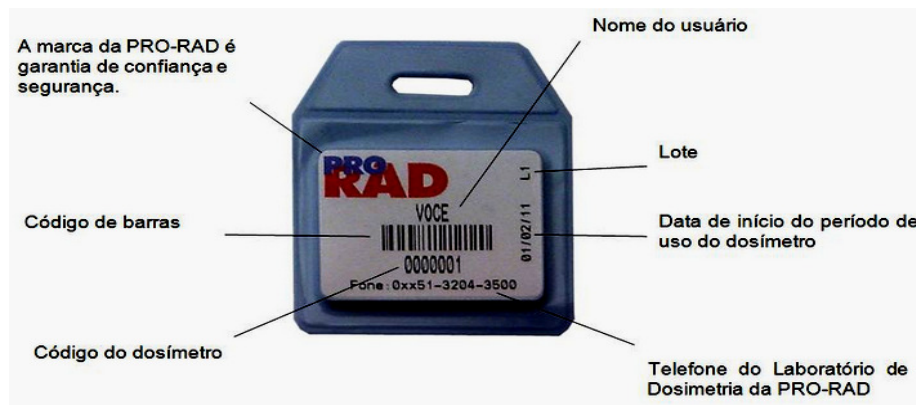


Figura 9: Exemplo de dosímetro termoluminescente utilizado para dosimetria de técnicos em radiologia (Adaptado de PRORAD, 2013).

Resistor Dependente de Luz – LDR de Sulfeto de Cádmio – CdS: Definições, características e descrição das reações como detector de luz e raios X

O Resistor Dependente de Luz – LDR é um componente eletrônico constituído por Sulfeto de Cádmio - CdS, substância semicondutora muito sensível à luz, sólida, de cor amarelo-avermelhado e é o principal material constituinte do Resistor Dependente de Luz – LDR (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

É constituído de dois terminais e sua resistência varia linearmente com a luz ou radiação incidente pela equação

$$R = \frac{C}{L^A} \quad (18)$$

onde L é a luminosidade em Lux, C e A são as constantes dependentes do processo de fabricação e do material constituinte. Portanto, a resistência do LDR é inversamente proporcional com a energia da luz ou radiação incidente e o seu pico de sensibilidade ocorre para valores a partir de 5000 Å (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

A principal característica do LDR é que sua resistência varia com a intensidade de luz que o irradia, pois sua resistência é muito elevada (da ordem de milhões de *ohms*) podendo, conforme a intensidade de luz ou radiação incidente, chegar a 10^2 *ohms*. Se o LDR estiver exposto em ambiente de pouca ou nenhuma luminosidade, maior será sua resistência e menor será sua condutividade e estando exposto a ambiente com elevada luminosidade, maior será sua condutividade (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

O LDR possui, como material semiconductor, uma região de valência e uma região de condução. A radiação incidente ou luz desloca mais elétrons da camada de valência para a camada de condução quanto maior for a sua intensidade ao passo que a resistência do LDR diminui e a energia aumenta proporcionalmente com o aumento da quantidade de elétrons liberados e migrados entre a banda de valência e condução, que é resultado da intensidade da energia da luz incidente (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

Caso o LDR esteja exposto a alguma fonte de luz ou radiação cuja energia dos *fótons* seja correspondente à luz visível ou radiação ionizante e maior que a função trabalho da banda proibida, menor será sua resistência e maior será sua condutividade, o que lhe confere a principal aplicação como detector de luz (SWART, 2008).

Este aumento de condutividade do LDR, diretamente relacionado à banda proibida (*gap*) do CdS, é devido à sensibilização da camada de CdS por luz ou alguma radiação ionizante que faz a banda proibida produzir a transição de elétrons da banda de valência para a banda de condução gerando corrente elétrica. Para isso, é necessário que a energia dos *fótons* de luz/radiação incidente seja igual ou superior à energia mínima de ligação dos elétrons da banda de valência para vencer esta energia de ligação (Função trabalho ϕ) e provocar a migração dos elétrons (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

Esta energia mínima deve ser em torno de 2,45 eV, com frequência $f = 5,91 \times 10^{14} \text{ Hz}$ e comprimento de onda $\lambda = 5074 \text{ \AA}$ correspondente à luz verde no espectro eletromagnético. Assim este semiconductor tem aplicações importantes e úteis com relação à medição de luz, já que fótons com estes valores de energia, frequência e comprimento de onda podem provocar a transição de elétrons da banda de valência para a banda de condução gerando condutividade (SWART, 2008).

No circuito do sensor, o LDR funcionou como transdutor de entrada associado em série com um resistor de $1k\Omega$ fazendo uma espécie de divisor de tensão, onde a tensão recolhida sobre esse divisor de tensão é um sinal de tensão. Considerando o diferencial do LDR com base nestas características e o fato de que parte dos detectores de radiação X apresentam resultados indiretos e posteriores à quantidade de radiação recebida e após processos analíticos (exemplo do dosímetro termoluminescente - TLD), o LDR foi escolhido para desenvolvimento da pesquisa como detector de raios X e para compor o sensor por ser capaz de emitir sinais elétricos diretos quando irradiado por feixe de fótons de raios X

considerando que a intensidade energética dos feixes de raios X testados nesta pesquisa estão em torno de 30 a 80 *keV*, cerca de 12 a 32 vezes maior que a energia mínima necessária para provocar a transição de elétrons da banda de valência para a banda de condução na camada de CdS do LDR.

O TLD é um detector indireto porque necessita de análise espectral posterior ao processo de interação com raios X onde a energia recebida pelo mesmo é definida pela análise da intensidade de luz emitida como resultado do aquecimento de seu material constituinte, processo termoluminescente (aquecimento para liberação de luz). Após esta fase de análise, defini-se, de acordo com a luz emitida, qual a quantidade de luz absorvida pelo mesmo após um período (geralmente 30 dias) de interação/detecção com raios X.

Pelos testes realizados com raios X, o nível de resposta do LDR foi testado constatando-se que o LDR, embora tenha a propriedade de possuir alta resistência e excelente resposta espectral quando exposto a uma fonte de radiação com altos comprimentos de onda e baixas frequências (como luz verde e vermelha), é eficiente transdutor de entrada para realizar a transdução, convertendo energia dos fótons de raios X (de baixos comprimentos de onda e altas frequências) em sinal elétrico, sendo eficiente recurso para a detecção direta de raios X.

2.3 RECURSOS ESTATÍSTICOS E MATEMÁTICOS

Statistical Package for Social Science for Windows (SPSS)

Um importante recurso para análise estatística é o *software Statistical Package for Social Science for Windows* – SPSS que permite utilizar menus e janelas de diálogos para calcular dados estatísticos complexos de forma simples (SANTANA; LISBOA, 2011).

O SPSS é muito utilizado para análise das relações entre as variáveis envolvidas na pesquisa porque permite verificar a significância das estimativas dos efeitos nos resultados. Para esta análise, o SPSS dispõe de um recurso que permite avaliar os dados pelo modelo de regressão múltipla linear e da significância das variáveis medidas através do Teste de *Wald* (SANTANA; LISBOA, 2011).

O Teste de *Wald* é um recurso estatístico que permite avaliar a significância dos parâmetros estabelecidos numa pesquisa pelo teste da razão entre o coeficiente e o erro padrão que tem uma característica de distribuição normal para comparar os resultados tabulados com o nível de significância (SANTANA; LISBOA, 2011).

A estatística do Teste de *Wald* para a regressão é

$$w_j = \frac{\beta_1}{DP(\beta_1)} \quad (19)$$

O valor W_j é obtido por comparação entre a estimativa de máxima verossimilhança do parâmetro (β_1) e a estimativa de seu *erro padrão* (DP). A razão resultante, sob a hipótese $H_0: \beta_1$ tem distribuição normal padrão.

O *p-valor* é definido como $P(|Z| > |w_j|)$, sendo que Z denota a variável aleatória da distribuição normal padrão.

Este teste que o SPSS dispõe permite estimar os parâmetros medidos e investigar o nível de significância estatística dos resultados encontrados (SANTANA; LISBOA, 2011).

Cálculo da Intensidade relativa de um feixe de raios X

Para calcular a Intensidade (I) de um feixe de raios X, utiliza-se a relação matemática $V \cdot i \cdot t$, onde V é a *quilovoltagem* (kV), i é a *corrente* (mAs) e t é o *tempo de exposição* (ms).

$$I = V \cdot i \cdot t \quad (20)$$

Com este produto, é possível calcular a Intensidade Relativa (IR) de um feixe de raios X em relação a um sensor pela relação

$$IR = \frac{V \cdot i \cdot t}{D^2} \quad (21)$$

onde $V = kV$ (*quilovoltagem*) aplicado no aparelho, i é o produto *corrente-tempo* (mAs), t o *tempo de exposição* (ms) e D a *distância* aparelho de raios X – sensor (BUSHONG, 2008).

3 METODOLOGIA

3.1 O AMBIENTE DE ESTUDO

Para realização dos procedimentos experimentais de coleta de dados, foi desenvolvido e montado um sensor para detecção de raios X utilizando o LDR como sensor acoplado a um sistema de aquisição de dados, conforme modelo apresentado na Figura 10.

A montagem deste protótipo com esta configuração teve como objetivo, testar a sensibilidade do LDR como sensor quando irradiado por feixes de raios X e, a partir desta interação, medir a voltagem no circuito relativo ao sinal liberado desta interação.

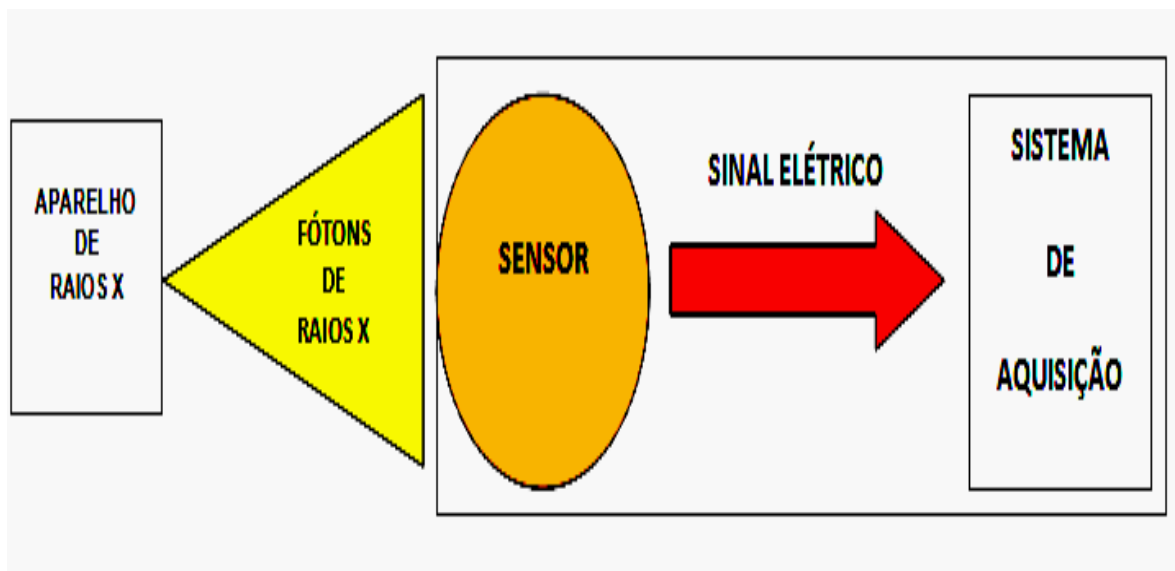


Figura 10: Ilustração do modelo adotado para montagem do sensor com sistema de aquisição de dados.

Para a construção do sensor, foram utilizados com os seguintes materiais:

- ✓ 1 (uma) bateria de 9V;
- ✓ 1 (um) resistor dependente de luz – LDR;
- ✓ 1 (um) resistor de um $1k\Omega$ (*quiloohm*) por $\frac{1}{4}$ W (*watts*) de potência;
- ✓ 1 (um) multímetro marca Minipa, modelo ET – 1002 com cabos conectores;
- ✓ 6 m (seis metros) de fio paralelo de 2 mm;
- ✓ Conector para bateria;
- ✓ Suporte cilíndrico de plástico;
- ✓ Solda, fita isolante e cola.

3.1.1 Descrição básica dos materiais utilizados

Bateria

Para produzir a força eletromotriz no circuito, foi utilizada uma bateria de 9V (Figura 11) para fornecer ao circuito, a voltagem necessária para manter o sistema em funcionamento.



Figura 11: Baterias de 9V utilizadas no circuito do sensor.

Cabo Conector de bateria

Para conexão dos pólos da bateria de 9V e o circuito, foi usado um conector conforme Figura 12, que mostra a imagem do conector utilizado.

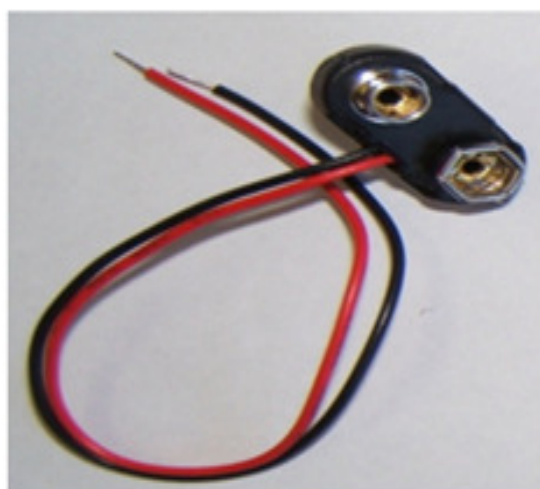


Figura 12: Conector usado para conexão da bateria de 9V ao circuito do sensor.

LDR

O LDR escolhido para ser usado como sensor (Figura 13) no detector de raios X, possui superfície de 1 cm de diâmetro e área de $6,28 \times 10^{-4} \text{ m}^2$ aproximadamente.

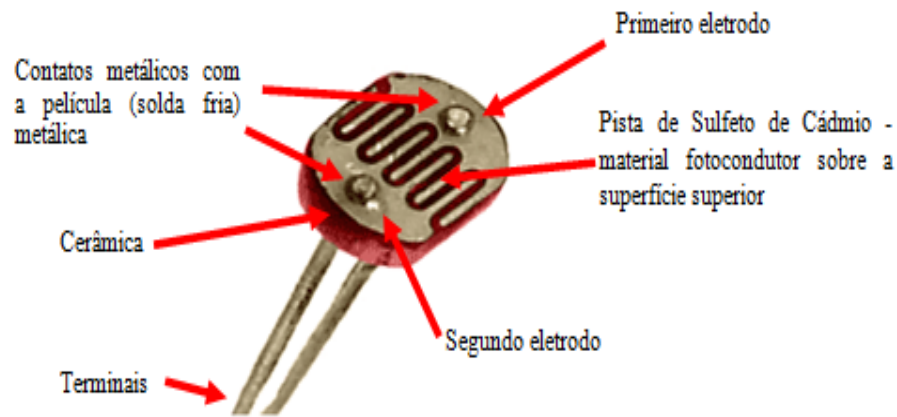


Figura 13 - Ilustração do LDR usado como sensor (Adaptada de SOL, 2013).

Devido ao potencial radiossensível, o LDR foi testado e respondeu satisfatoriamente ao ser irradiado por fótons de raios X funcionando como transdutor de entrada para realizar a transdução convertendo energia dos fótons de raios X em sinal elétrico.

No circuito do detector o LDR funciona como transdutor de entrada associado em série com um resistor de $1k\Omega$ como divisor de tensão.

Resistor

Para parte complementar do circuito do sensor, foi escolhido um resistor de $1k\Omega$ por $\frac{1}{4} W$ de potência (Figura 14). A aplicação deste resistor no circuito serve para dirigir frações da corrente elétrica e controlar o ganho de tensão medido pelo multímetro.



Figura 14 - Resistor de $1 k\Omega$ utilizado no circuito.

Pelas cores apresentadas pelo resistor e conforme a conversão pelo esquema de cores das faixas do resistor utilizado pode-se confirmar o valor ôhmico do resistor utilizado no circuito: primeira faixa de cor marrom - primeiro dígito - código = 1; segunda faixa de cor preta - segundo dígito - código = 0; terceira faixa de cor vermelha - multiplicador – acrescenta-se 2 (dois) zeros; quarta-faixa de cor ouro - é a faixa de tolerância e informa a precisão do valor real da resistência em relação ao valor lido pelo código de cores. Valor = 5% para mais ou para menos. Juntando os códigos, tem-se: $1-0-00 \pm 5\% = 1000 \Omega \pm 5\% = 1 k\Omega \pm 5\% = 0,950 k\Omega - 1,050 k\Omega$ e, portanto, correspondente ao valor de $1k\Omega$ escolhido.

Multímetro

Para medir a voltagem na entrada e saída do resistor de $1k\Omega$ no circuito, utilizou-se um multímetro digital marca Minipa, modelo ET – 1002 com cabos conectores. A Figura 15 é a imagem do multímetro utilizado para medir a voltagem no circuito. O circuito foi montado de modo que o multímetro foi associado paralelamente ao resistor de $1k\Omega$ para ter condições de medir a voltagem produzida pelo circuito durante a interação dos fótons de raios X com o LDR.



Figura 15: Multímetro marca Minipa utilizado na construção do sensor.

Cabos/fios

Para as conexões, foram utilizados 6m de fio paralelo de 2 mm (Figura 16). Com fios deste comprimento, as medições durante os testes foram realizadas com mais segurança e dentro da cabine de comando, ficando em posição de mais segurança e distante do campo de irradiação.



Figura 16: Fio usado na construção do sensor.

3.1.2 Circuito eletrônico do sensor

Antes da coleta de dados, o primeiro passo consistiu na escolha de um sistema eletrônico para o sensor que contemplasse o uso de LDR. O circuito foi montado seguindo o modelo representado pela Figura 17. A associação em série dos componentes compreende uma bateria de 9V, o LDR e um resistor de $1k\Omega$. Para medir a voltagem, foi ligado um multímetro em paralelo ao resistor.

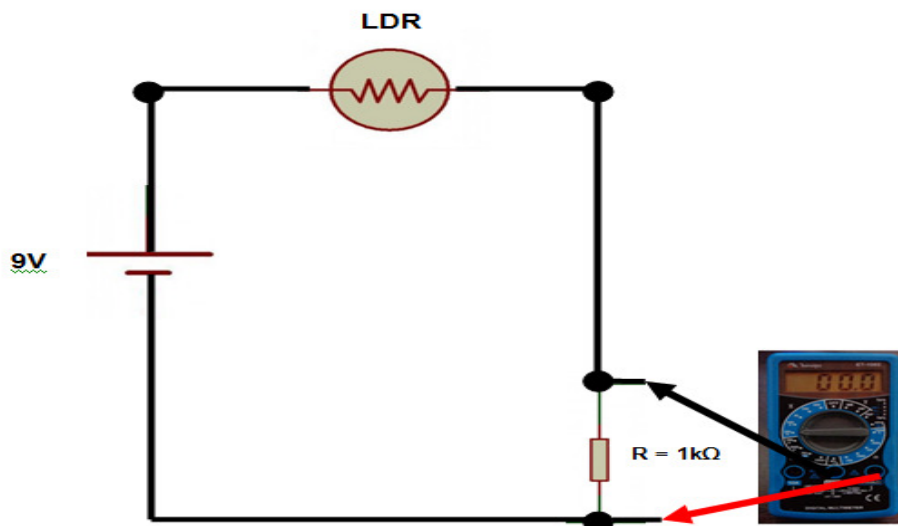


Figura 17: Representação do modelo eletrônico para o circuito utilizado na construção do sensor.

A Figura 18 é uma imagem do sensor completamente montado, referenciando os principais componentes.



Figura 18: Foto do sensor após montagem.

Após montagem, o sensor final ficou com as seguintes dimensões:

- Altura da base inferior ao sensor LDR: 7 cm;
- Diâmetro interno: 7×10^{-2} m;
- Distância LDR – resistor: 4×10^{-2} m;
- Distância LDR – Bateria: 0,82 m;
- Distância LDR – Multímetro: aproximadamente 5m;
- Diâmetro da tampa do sensor: $9,5 \times 10^{-2}$ m;
- Distância base superior – LDR: 3×10^{-3} m;
- Área da base (tampa) superior do sensor: aproximadamente $7,0882 \times 10^{-3}$ m²;
- Área da superfície do LDR: aproximadamente $6,28 \times 10^{-4}$ m².

3.1.3 Local de realização dos testes

Após montagem do sensor, foi necessário escolher um local para realização dos testes. Como a realização em hospitais públicos do Distrito Federal necessitaria de autorização por parte da Secretaria de Estado de Saúde, optou-se por uma clínica particular.

A clínica escolhida para realização dos testes com o sensor foi a Clínica de diagnósticos por Imagem – CLIDAE. A solicitação à clínica foi realizada por meio de ofício (Anexo 1) e foi prontamente atendido por meio de carta de autorização da clínica permitindo a realização dos testes (Anexo 2).

3.1.4 Procedimentos adotados para realização dos testes e coleta de dados

A seguir são destacados os procedimentos para os referidos testes em função da aplicação em estudo.

- Comparecer à clínica e definir a sala para realização dos testes de acordo com o aparelho disponível no local;

- Com a sala e aparelho definidos, realizar medidas das distâncias do aparelho à cabine de comando para verificar se a fiação de interligação sensor, tendo o cuidado com o multímetro ser metragem suficiente para permanência dentro da mesa de comando durante a realização dos testes;

- A distância aparelho – se a cabine de comando for maior que 5m, realizar o experimento. Caso contrário, se a cabine de comando for menor que 5m, colocar o sensor junto à mesa do aparelho de raios X e permanecer na cabine de comando com o multímetro para realização dos testes. Tal medida deve ser adotada para poder realizar os testes com segurança e evitar exposição elevada aos raios X/radiação secundária;

- Em seguida, devem se definidas as distâncias em que a bateria e o multímetro assumem durante os testes. O sensor deve ser posicionado na mesa de exame para colimação e ser irradiado pelo feixe de raios X. Por experimento, a distância aparelho de raios X - sensor foi definida em 0,227m e a bateria de 9V foi posicionada a uma distância aproximada de 0,5m do sensor e também na mesa de comando. Por conseguinte, o multímetro deve ser posicionado na cabine de comando para realizar as medições das voltagens medidas durante a irradiação do sensor com raios X;

- A região do sensor deve ser colimada para receber o feixe de raios X. A área quadrada definida pelo colimador necessita ser a menor possível (aproximadamente 0,03m de lado) para se ter um melhor aproveitamento do feixe de raios X considerando o tamanho do sensor LDR;

- Após fixação do sensor, bateria, multímetro, definição do campo de irradiação (área colimada)/colimação e da altura aparelho-sensor, faz-se necessário definir na cabine de comando os valores das variáveis de funcionamento do aparelho, sendo determinadas para 30, 50, 60, 70 e 80 de *kV* e corrente de alimentação (*mA*) fixa de 300. Para corrente – tempo (*mAs*) e tempo de exposição (*ms*), devem ser definidas em 320, 400 e 500. Para *mAs* e *ms*, devem ser definidos 10 disparos com raios X contra o sensor, de modo que, para 30 *kV*, 300 *mA* e 320 *mAs* e *ms* devem ser realizados 10 testes. Já para 50 *kV*, 300 *mA* e 320 *mAs* e *ms* devem ser realizados 10 testes e assim sucessivamente, totalizando 30 disparos com raios X para 30 *kV* e para as demais quilovoltagens definidas.

- No total devem ser realizados 150 disparos de raios X. Todos os valores devem ser anotados em planilha e os resultados devem ser digitados em planilha no *Excel* posteriormente para análise dos dados;

- Durante a realização dos testes, todos os envolvidos na pesquisa devem permanecer na cabine de comando, na distância e local de segurança e utilizando avental de chumbo

como forma de manter a radioproteção, em cumprimento das normas de radioproteção para uso de aparelhos de raios X;

- Após a realização dos testes, devem ser realizadas as análises matemáticas e estatísticas dos dados coletados.

3.1.5 Recursos utilizados para análise dos dados obtidos pelos testes

Após realização dos testes, realizar os registros dos resultados encontrados para as voltagens medidas pelo sensor com uso do *Excel* e construção dos gráficos. Para análise estatística descritiva básica dos dados e resultados, utilizar o SPSS.

Com todos os valores das voltagens medidas, proceder aos registros em tabelas do *Excel* para calcular os valores da média, mediana e desvio padrão para as voltagens medidas efetuando a soma dos 10 valores medidos para *mAs* e *ms* iguais a 320 e dividindo o resultado por 10.

Realizar o mesmo cálculo para os demais valores encontrados para *mAs* e *ms* de 400 e 500 e para todos os registros efetuados para a *kV* de 30, 50, 60, 70 e 80 no total de 150 valores para voltagens medidas nos testes com o sensor e com ferramentas do SPSS além desses valores, calcular os valores de *quartis* 1 e 3, valores de *beta* e construir tabelas e gráficos relativos aos resultados encontrados.

Calcular o coeficiente de determinação R^2 como medida de ajustamento de modelo estatístico linear generalizado para regressão linear que relaciona os valores medidos na pesquisa e pelo qual, variando de 0 a 1, indica o percentual do quanto o modelo explica os valores medidos, sendo que, quanto maior este coeficiente, mais explicativo é o modelo e melhor se ajusta à amostra.

Estes resultados apresentados devem ser usados para uma análise pelo Teste de Significância do Modelo de *Wald* (Modelo de Regressão Linear do Teste de *Wald*) para tentar responder a hipótese quanto à estimativa do *beta*, do *erro padrão* e do *p-valor* usando o SPSS. Esses dados analisados pelo modelo de regressão linear para o valor líquido devem ser em relação às covariáveis *kV* e *mAs* registrados em tabelas e os valores das análises estatísticas exploratórias básicas devem ser realizadas por meio do SPSS para *beta*, *erro padrão*, *p-valor* e *ic95%* de *beta* assim como R^2 .

3.2 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa na área de Física Médica está voltada para a busca de recursos instrumentais simples e eficientes capazes de detectar raios X e testar a eficiência de aparelhos de raios X.

Prioriza-se pela utilização de um sensor simples com material semicondutor de sulfeto de cádmio na forma de resistor LDR, diferente dos modelos de detectores existentes para testar sua aplicabilidade na detecção de raios X.

Neste sentido, a metodologia de pesquisa permite medir grandezas elétricas por meio do sensor resultantes da interação dos raios X com o sensor de LDR 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.

4 RESULTADOS

4.1 VISÃO GERAL

Os testes com o sensor foram realizados na Clínica de Diagnósticos por Imagem - CLIDAE, localizada no Edifício Talento, 2º andar, Q. 715 – Asa Sul - Brasília – DF na tarde do dia 04 de junho de 2013.

A Figura 19 ilustra a logomarca por foto tirada na portaria de entrada da clínica.



Figura 19: Foto da logomarca da clínica CLIDAE (Foto tirada em 04/06/2013).

O aparelho escolhido (Figura 20) e utilizado nos testes é de fabricação brasileira, da marca *Ray Tec* Equipamentos Radiológicos, modelo US 30/50, de 30/50 kW de potência e voltagem máxima de 150 kV, número de série RT01147-A, fabricado em 31/05/2007, conforme pode-se conferir os dados pelas Figuras 20, 21, 22 e 23.

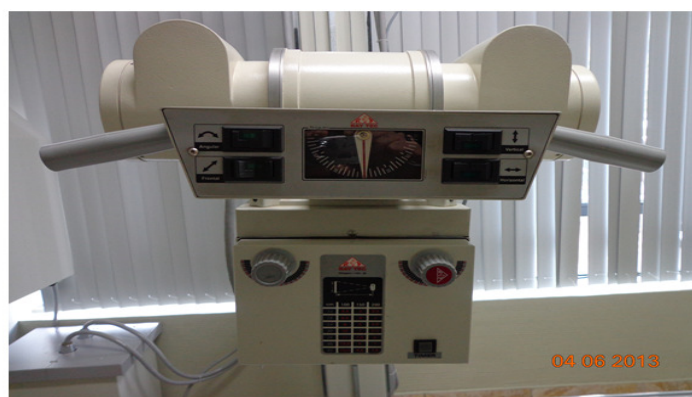


Figura 20: Imagem frontal do aparelho de raios X utilizado nos testes com o sensor (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).



Figura 21: Imagem lateral do cabeçote do aparelho de raios X utilizado nos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).

As Figuras 21, 22 e 23 mostram adesivos laterais com informações sobre o aparelho de raios X utilizado na realização dos testes com o sensor com nome da empresa fabricante do aparelho, contatos, tipo, modelo, potência e voltagem associada ao funcionamento, número de registro junto à ANVISA.



Figura 22: Imagem lateral do cabeçote do aparelho de raios X utilizado nos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).



Figura 23: Foto da parte inferior do cabeçote do aparelho de raios X utilizado nos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).

A Figura 23 mostra informações sobre o colimador. Devido às condições ambientais, a foto não apresenta boa resolução.

A Figura 24 mostra o sensor posicionado no aparelho de raios X em condições iniciais de realização dos primeiros testes e medições.



Figura 24: Imagem do sensor posicionado no aparelho de raios X no início dos testes (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).

A área superficial iluminada (Figura 25) mostra a região do sensor colimada pelo colimador do aparelho de raios X para ser irradiada pelo feixe de raios X.



Figura 25: Sensor durante colimação para ser irradiado por feixe de raios X (Foto tirada em 04/06/2013, na clínica CLIDAE).

Antes dos testes, a área de colimação foi estabelecida na parte superior do sensor para ser irradiada onde a região iluminada corresponde à área/região colimada para ser irradiada com dimensões de $3,16 \times 10^{-2}$ m de comprimento por $3,16 \times 10^{-2}$ m de largura, totalizando aproximadamente uma área total irradiada pelos feixes de raios X da ordem de $9,9856 \times 10^{-4} \text{ m}^2$.

O campo de irradiação adotado foi definido para um ângulo perpendicular de 90° de modo que o feixe central dos raios X interceptou o sensor perpendicularmente.

A distância escolhida entre o sensor e o colimador do aparelho foi de 0,227 m (22,7 cm).

Como a resistência do LDR é elevada, enquanto o sensor não foi irradiado por raios X e desconsiderando as interferências, o multímetro não registrou nenhum valor para voltagem.

Durante os testes a distância sensor – multímetro foi determinada em 5 metros de modo que o multímetro ficou posicionado dentro da cabine de comando do técnico em radiologia. Para efeito de proteção radiológica, técnico e pesquisadores permaneceram dentro da cabine de comando e sob uso de colete de chumbo para blindagem da radiação secundária.

Com os valores calculados para as áreas da parte superior do sensor, da superfície do LDR e da região colimada foi possível calcular aproximadamente a razão entre as áreas

para considerar a proporcionalidade de campo de irradiação entre as três regiões, onde foram obtidos os seguintes resultados:

- Razão entre a área da base superior do sensor e área do LDR: 111,42;
- Razão entre área da base superior e a área colimada: aproximadamente 7,0984;
- Razão entre área colimada e área do LDR: aproximadamente 15,7.

Considerando que toda a área colimada do sensor tenha sido 100% irradiada áreas ou pontos não irradiados e a densidade de fótons incidentes em 100% é possível relacionar a área irradiada do sensor com a área irradiada do LDR, calculando o percentual de fótons incidentes perdidos.

Se 100% dos fótons atingiram a área colimada durante a irradiação $9,9856 \times 10^{-4} \text{ m}^2$, o percentual de fótons que atingiram a área superficial do LDR (de aproximadamente $6,3617 \times 10^{-5} \text{ m}^2$) foi:

$$X = \frac{6,3617 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \times 100\%}{9,9856 \times 10^{-4} \text{ m}^2} = 6,37\% \quad (22)$$

Com isso, conclui-se supostamente que, de 100% dos fótons incidentes, apenas 6,37% atingiram a superfície do LDR produzindo as voltagens medidas e os outros 93,63% dos fótons disparados, atingiram outras superfícies adjacentes podendo ter sido espalhados.

O multímetro foi regulado para funcionar em 200 *mV*, visto que, nos primeiros testes de funcionamento do sensor, não foi possível medir com precisão valores para outras regulagens.

Antes de registrar a voltagem medida pelo multímetro, verificou-se que o multímetro registrava valores para voltagem que foi considerada como radiação de fuga, de fundo ou de interferência. Estes valores foram registrados para serem subtraídos dos valores de voltagens medidos, constituindo a voltagem líquida.

Para os testes, foram definidos antecipadamente os valores para as variáveis *kV*, *mA*, *mAs* e *ms* para funcionamento do aparelho por parte do pesquisador para operação da mesa de comando do aparelho por parte da técnica em radiologia.

Para cada kV , mA s e ms determinados para os testes foram efetuados 10 testes totalizando 30 testes para cada kV porque a realização de maior número de testes poderia colocar em risco o aparelho de raios X utilizado nos testes e aumentaria a dose de radiação no ambiente. Para se ter o máximo de valores possíveis sem, contudo, comprometer o bom funcionamento do aparelho e colocar em risco a saúde dos operadores.

Os valores definidos foram:

- Para kV : 30, 50, 60, 70 e 80;
- Para mA : 300;e
- Para mA s e ms : 320, 400 e 500.

Estes valores de kV , mA , mA s e ms foram escolhidos devido ao fato de que, antes de realizar os testes finais com o sensor, foram realizados testes iniciais para verificar a sensibilidade do sensor para valores típicos mais baixos para estas grandezas nas quais, o sensor não apresentou bons resultados e porque o objetivo dos testes era testar o sensor para valores mais próximos possíveis das grandezas utilizadas pelos técnicos em radiologia para a produção de radiografias e que estivessem de acordo com as características do aparelho utilizado durante os testes.

Um dado preliminar que vale ressaltar é que, após a realização dos testes com o sensor, verificou-se que à medida que o kV era aumentado, aumentavam-se os valores registrados no multímetro quanto à voltagem medida no sensor.

Os resultados dos testes foram registrados em tabelas confeccionadas no *Excel* conforme Figuras 26 a 30 que ilustram as tabelas em que foram registrados os resultados parciais para as voltagens medidas pelo multímetro durante os testes com o sensor.

As Figuras 26 a 30 apresentam os valores brutos das voltagens medidas pelo multímetro e os valores líquidos sem os valores das voltagens medidas pela radiação de fundo que foram registradas juntamente com a voltagem medida pela interação do feixe de raios X com o sensor como resultado de alguma interferência eletromagnética ou de fonte de luz ambiente que sensibilizou o sensor mesmo quando não estava em interação direta com o feixe de raios X, não sendo possível determinar sua origem devido às condições ambientais da sala de exames onde foram realizados os testes.

As voltagens líquidas são resultantes da interação dos feixes de raios X com o sensor sem radiação de fundo, calculadas para *kV* variante de 30 a 80 *kV*.

A Figura 26 ilustra os valores das voltagens medidas pelo sensor pela interação de um feixe de raios X produzido para uma *kV* de 30, *mA* de 300 e *mAs* de 320, 400 e 500 e *ms* de 320, 400 e 500. Para cada uma dessas variáveis foram realizados 10 testes, ou seja, 10 testes para *mAs* e *ms* de 320, 10 testes para *mAs* e *ms* de 400 e 10 testes para *mAs* e *ms* de 500 totalizando 30 testes para *kV* de 30 e *mA* de 300.

REGISTROS DE VOLTAGENS MEDIDAS PELA IRRADIAÇÃO DO PROTÓTIPO FOTOSSENSOR COM FEIXE DE RAIOS-X												
ALTURA ENTRE APARELHO E FOTOSSENSOR				REGULAGEM DO MULTÍMETRO				kV		mA		
0,227 m				200mV				30		300		
mAs: 320				mAs: 400				mAs: 500				
Tempo de Exposição: 320ms				Tempo de Exposição: 400ms				Tempo de Exposição: 500ms				
Nº	Voltagem (em mV)			Nº	Voltagem (em mV)			Nº	Voltagem (em mV)			
	Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO	
1	1,8	0,1	1,7	1	2,4	0,3	2,1	1	3,3	0,3	3,3	
2	1,8	0,1	1,7	2	2,5	0,3	2,2	2	3,6	0,3	3,6	
3	1,8	0,1	1,7	3	2,8	0,3	2,5	3	3,8	0,3	3,8	
4	2,4	0,1	2,3	4	2,5	0,3	2,2	4	4,2	0,3	4,2	
5	2,5	0,1	2,4	5	2,6	0,3	2,3	5	4,2	0,3	4,2	
6	2,5	0,1	2,4	6	3	0,3	2,7	6	4,2	0,3	4,2	
7	2,5	0,1	2,4	7	3,6	0,3	3,3	7	4,2	0,3	4,2	
8	2,6	0,1	2,5	8	3,9	0,3	3,6	8	4,6	0,3	4,6	
9	2,6	0,1	2,5	9	3,9	0,3	3,6	9	4,7	0,3	4,7	
10	2,7	0,1	2,6	10	4	0,3	3,7	10	4,8	0,3	4,8	

Figura 26: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 30 *kV*.

Cada valor de voltagem medida e registrado na tabela do *Excel* ilustrada pela Figura 26 foi extraído os valores da radiação de fundo, sendo registrado na última coluna apenas os valores líquidos das voltagens medidas pelo sensor para cada *mAs* e *ms* aplicado no funcionamento do aparelho.

A Figura 27 ilustra os valores das voltagens medidas pelo sensor pela interação de um feixe de raios X produzido para uma *kV* de 50, *mA* de 300 e *mAs* de 320, 400 e 500 e *ms* de 320, 400 e 500. Para cada uma dessas variáveis foram realizados 10 testes, ou seja, 10

testes para *mAs* e tempo de 320, 10 testes para *mAs* e *ms* de 400 e 10 testes para *mAs* e *ms* de 500 totalizando 30 testes para *kV* de 50 e *mA* de 300.

REGISTROS DE VOLTAGENS MEDIDAS APÓS IRRADIAÇÃO DO FOTOSSENSOR COM FEIXE DE RAIOS-X											
ALTURA ENTRE APARELHO E FOTOSSENSOR				REGULAGEM DO MULTÍMETRO				kV		mA	
0,227 m				200mV				50		300	
mAs: 320				mAs: 400				mAs: 500			
Tempo de Exposição: 320ms				Tempo de Exposição: 400ms				Tempo de Exposição: 500ms			
Nº	Voltagem (em mV)			Nº	Voltagem (em mV)			Nº	Voltagem (em mV)		
	Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO
1	11	0,1	10,9	1	17,1	0,3	16,8	1	19,2	0,3	18,9
2	11,5	0,1	11,4	2	22,1	0,3	21,8	2	20,8	0,3	20,5
3	11,7	0,1	11,6	3	15,9	0,3	15,6	3	24,8	0,3	24,5
4	12,9	0,1	12,8	4	24,1	0,3	23,8	4	25,1	0,3	24,8
5	13,9	0,1	13,8	5	18,4	0,3	18,1	5	25,4	0,3	25,1
6	15,3	0,1	15,2	6	26,4	0,3	26,1	6	25,4	0,3	25,1
7	16,2	0,1	16,1	7	27,1	0,3	26,8	7	28,9	0,3	28,6
8	16,6	0,1	16,5	8	18,1	0,3	17,8	8	29,3	0,3	29
9	16,8	0,1	16,7	9	21,9	0,3	21,6	9	30	0,3	29,7
10	19,1	0,1	19	10	26,3	0,3	26	10	30,4	0,3	30,1

Figura 27: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 50 *kV*.

Cada valor de voltagem medida e registrado na tabela do *Excel* ilustrada pela Figura 27 foi extraído os valores da radiação de fundo, sendo registrado na última coluna apenas os valores líquidos das voltagens medidas pelo sensor para cada *mAs* e *ms* aplicado no funcionamento do aparelho.

A Figura 28 ilustra os valores das voltagens medidas pelo sensor pela interação de um feixe de raios X produzido para uma *kV* de 60, *mA* de 300 e *mAs* de 320, 400 e 500 e *ms* de 320, 400 e 500. Para cada uma dessas variáveis foram realizados 10 testes, ou seja, 10 testes para *mAs* e *ms* de 320, 10 testes para *mAs* e *ms* de 400 e 10 testes para *mAs* e *ms* de 500 totalizando 30 testes para *kV* de 60 e *mA* de 300.

REGISTROS DE VOLTAGENS MEDIDAS APÓS IRRADIAÇÃO DO FOTOSENSOR COM FEIXE DE RAIOS-X												
ALTURA ENTRE APARELHO E FOTOSENSOR				REGULAGEM DO MULTÍMETRO				kV		mA		
0,227 m				200mV				60		300		
mAs: 320				mAs: 400				mAs: 500				
Tempo de Exposição: 320ms				Tempo de Exposição: 400ms				Tempo de Exposição: 500ms				
N°	Voltagem (em mV)			N°	Voltagem (em mV)			N°	Voltagem (em mV)			
	Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO	
1	19,6	0,3	19,3	1	27,3	0,3	27	1	38,6	0,5	38,1	
2	22,5	0,3	22,2	2	32,4	0,3	32,1	2	42,6	0,5	42,1	
3	24,1	0,3	23,8	3	33,1	0,3	32,8	3	44	0,5	43,5	
4	27,6	0,3	27,3	4	37,3	0,3	37	4	44,6	0,5	44,1	
5	33,1	0,3	32,8	5	37,6	0,3	37,3	5	47,9	0,5	47,4	
6	34,2	0,3	33,9	6	39,9	0,3	39,6	6	48,2	0,5	47,7	
7	35,4	0,3	35,1	7	40,5	0,3	40,2	7	48,5	0,5	48	
8	36,1	0,3	35,8	8	42,1	0,3	41,8	8	51	0,5	50,5	
9	36,2	0,3	35,9	9	43,7	0,3	43,4	9	51,9	0,5	51,4	
10	40,4	0,3	40,1	10	46,6	0,3	46,3	10	55,4	0,5	54,9	

Figura 28: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 60 kV.

Cada valor de voltagem medida e registrado na tabela do *Excel* ilustrada pela Figura 28 foi extraído os valores da radiação de fundo, sendo registrado na última coluna apenas os valores líquidos das voltagens medidas pelo sensor para cada *mAs* e *ms* aplicado no funcionamento do aparelho.

A Figura 29 ilustra os valores das voltagens medidas pelo sensor pela interação de um feixe de raios X produzido para uma *kV* de 70, *mA* de 300 e *mAs* de 320, 400 e 500 e *ms* de 320, 400 e 500. Para cada uma dessas variáveis foram realizados 10 testes, ou seja, 10 testes para *mAs* e *ms* de 320, 10 testes para *mAs* e *ms* de 400 e 10 testes para *mAs* e *ms* de 500 totalizando 30 testes para *kV* de 70 e *mA* de 300.

REGISTROS DE VOLTAGENS MEDIDAS APÓS IRRADIAÇÃO DO FOTOSSENSOR COM FEIXE DE RAIOS-X												
ALTURA ENTRE APARELHO E FOTOSSENSOR				REGULAGEM DO MULTÍMETRO				kV		mA		
0,227 m				200mV				70		300		
mAs: 320				mAs: 400				mAs: 500				
Tempo de Exposição: 320ms				Tempo de Exposição: 400ms				Tempo de Exposição: 500ms				
Nº	Voltagem (em mV)			Nº	Voltagem (em mV)			Nº	Voltagem (em mV)			
	Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO	
1	43,8	0,5	43,3	1	47,8	0,5	47,3	1	66,7	0,6	66,1	
2	44	0,5	43,5	2	48,5	0,5	48	2	69,1	0,6	68,5	
3	47,1	0,5	46,6	3	48,7	0,5	48,2	3	70,6	0,6	70	
4	51,7	0,5	51,2	4	49,1	0,5	48,6	4	71,6	0,6	71	
5	52,7	0,5	52,2	5	54,6	0,5	54,1	5	71,6	0,6	71	
6	62,4	0,5	61,9	6	58,3	0,5	57,8	6	72	0,6	71,4	
7	66,1	0,5	65,6	7	60	0,5	59,5	7	72,8	0,6	72,2	
8	66,9	0,5	66,4	8	61,8	0,5	61,3	8	74,8	0,6	74,2	
9	67,4	0,5	66,9	9	62,9	0,5	62,4	9	79,1	0,6	78,5	
10	70,3	0,5	69,8	10	69,7	0,5	69,2	10	84	0,6	83,4	

Figura 29: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 70 kV.

Cada valor de voltagem medida e registrado na tabela do *Excel* ilustrada pela Figura 29 foi extraído os valores da radiação de fundo, sendo registrado na última coluna apenas os valores líquidos das voltagens medidas pelo sensor para cada *mAs* e *ms* aplicado no funcionamento do aparelho.

A Figura 30 ilustra os valores das voltagens medidas pelo sensor pela interação de um feixe de raios X produzido para uma *kV* de 80, *mA* de 300 e *mAs* de 320, 400 e 500 e *ms* de 320, 400 e 500. Para cada uma dessas variáveis foram realizados 10 testes, ou seja, 10 testes para *mAs* e *ms* de 320, 10 testes para *mAs* e *ms* de 400 e 10 testes para *mAs* e *ms* de 500 totalizando 30 testes para *kV* de 80 e *mA* de 300.

REGISTROS DE VOLTAGENS MEDIDAS APÓS IRRADIAÇÃO DO FOTOSSENSOR COM FEIXE DE RAIOS-X												
ALTURA ENTRE APARELHO E FOTOSSENSOR				REGULAGEM DO MULTÍMETRO			kV NO APARELHO			mA NO APARELHO		
0,227 m				200mV			80			300		
mAs: 320				mAs: 400					mAs: 500			
Tempo de Exposição: 320ms				Tempo de Exposição: 400ms					Tempo de Exposição: 500ms			
N°	Voltagem (em mV)			N°	Voltagem (em mV)			N°	Voltagem (em mV)			
	Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO		Medido	RF	VALOR LÍQUIDO	
1	57,4	0,5	56,9	1	58,4	0,5	57,9	1	86,7	0,4	86,3	
2	62,2	0,5	61,7	2	65,4	0,5	64,9	2	90,5	0,4	90,1	
3	66,8	0,5	66,3	3	84,9	0,5	84,4	3	91,7	0,4	91,3	
4	68,6	0,5	68,1	4	85,5	0,5	85	4	98,5	0,4	98,1	
5	72,1	0,5	71,6	5	93,1	0,5	92,6	5	105,6	0,4	105,2	
6	78,6	0,5	78,1	6	93,3	0,5	92,8	6	106,4	0,4	106	
7	85,8	0,5	85,3	7	95,7	0,5	95,2	7	106,6	0,4	106,2	
8	86,7	0,5	86,2	8	109,6	0,5	109,1	8	110,5	0,4	110,1	
9	87,6	0,5	87,1	9	110,4	0,5	109,9	9	114,9	0,4	114,5	
10	87,9	0,5	87,4	10	110,9	0,5	110,4	10	119,1	0,4	118,7	

Figura 30: Tabela com as voltagens medidas para tensão de 80 kV.

Após registro dos dados encontrados, foram realizadas análises considerando somente as medições e as variações, ajustando um modelo de regressão múltipla linear, utilizando-se o modelo de regressão linear e a significância das variáveis medidas através do Teste de *Wald* para se conseguir analisar o que cada um desses fatores influencia na voltagem medida final.

Com os valores das voltagens medidas, foi realizado o cálculo das voltagens médias medidas para cada kV e mAs utilizadas para funcionamento do aparelho e registrado na tabela do *Excel* (Figura 31).

VOLTAGENS LÍQUIDAS MÉDIAS MEDIDAS PARA mAs DE 320	
KV	VOLTAGEM
30	2,22
50	26,18
60	55,67
70	56,74
80	74,87

VOLTAGENS LÍQUIDAS MÉDIAS MEDIDAS PARA mAs DE 400	
KV	VOLTAGEM LÍQUIDA MÉDIA
30	2,82
50	22,44
60	37,75
70	55,64
80	90,22

VOLTAGENS LÍQUIDAS MÉDIAS MEDIDAS PARA mAs DE 500	
KV	VOLTAGEM LÍQUIDA MÉDIA
30	4,16
50	25,63
60	46,77
70	72,63
80	102,65

Figura 31: Tabela com as médias das voltagens medidas para *mAs* e *kV* usados nos testes.

Com os resultados apresentados na tabela ilustrada pela Figura 31, foram realizadas análises estatísticas descritivas por meio do SPSS pelo ajuste do modelo de regressão linear do Teste de *Wald*.

Com o ajuste do modelo de regressão, obteve-se o seguinte formato para valor líquido da voltagem medida:

$$\text{Valor líquido} = - 89,69 + 1,71*kV + 0,081*mAs \quad (23)$$

De posse desse resultado foi possível avaliar em média o quanto cada uma dessas duas variáveis (*kV* e *mAs*) influencia no valor líquido medido, ou seja, à medida que aumenta o *kV*, aumenta o valor líquido em 1,71 vezes, mantendo fixo o *mAs*.

E quanto ao *mAs*, foi possível verificar uma pequena influência, ou seja, à medida que o *mAs* aumenta, em média, o valor líquido aumenta em 0,081, mantendo-se fixo o *kV*.

Ajustando o modelo para cada *mAs* fixo, ou seja, para cada valor de 320, 400 e 500 de *mAs* adotada, verificou-se que a influência do *kV* variou conforme o seguinte:

- Para $mAs = 320$: a cada aumento do kV , aumenta em 1,49 do valor líquido;
- Para $mAs = 400$: a cada aumento do kV , aumenta em 1,67 do valor líquido;
- Para $mAs = 500$: a cada aumento do kV , aumenta em 1,96 do valor líquido.

O modelo anterior foi ajustado contendo o kV e mAs e ambos os fatores deram significância no modelo. Assim, podemos dizer que a variação do mAs também influencia no valor líquido.

De posse dos resultados encontrados, foi realizada uma análise complementar por meio da estatística descritiva dos valores líquidos de kV e mAs . Os dados foram registrados em tabela, conforme pode verificar na Figura 32, em que foram registrados as kV , mAs e número de medições efetuadas.

De posse dos resultados, foram calculados média, mediana, desvio padrão, valor mínimo e valor máximo com uso do software *Statistical Package for Social Science for Windows* SPSS.

A média foi calculada por meio do SPSS e expressa a média dos 10 valores obtidos para voltagem medida no sensor quando irradiado por um feixe de raios X produzido por 30 kV e 320 mAs , a média para os 10 valores obtidos para voltagem medida no sensor quando irradiado por um feixe de raios X produzido por 30 kV e 400 mAs e 10 valores obtidos para voltagem medida no sensor quando irradiado por um feixe de raios X produzido por 30 kV e 500 mAs .

O mesmo cálculo foi realizado para se obter a média das voltagens medidas para as demais quilovoltagens. Desse modo, obteve-se 3 médias para cada kV aplicado no aparelho num total de 15 médias para as voltagens medidas. Estes valores foram usados para determinar o coeficiente de relação pelo quociente entre a voltagem média medida (V) e a intensidade relativa (IR) do feixe de raios X.

A mediana foi calculada para encontrar a voltagem de número médio ou valor médio para todas as voltagens medidas e comparar este resultado com a média das voltagens medidas.

A variância como medida de dispersão poderia ter sido calculada para medir a variabilidade dos valores mínimos e máximos pela diferença entre os valores mais elevados para as voltagens medidas para os mais baixos valores. Subtraindo o menor valor do maior valor medido, teria uma relação entre os valores de modo a se obter o intervalo de voltagem medida. Mas não foi necessário calcular até porque o SPSS calculou o valor mínimo e máximo obtido cuja diferença é a própria medida de dispersão variância e não

foi necessária a princípio. No entanto, na construção dos gráficos foi possível calcular para se obter um fator de variabilidade para expressar a funcionalidade do sensor.

O desvio padrão foi calculado para obter a medida de quão distantes os valores de voltagens medidos estão um do outro. O SPSS também calculou este valor com os dados fornecidos e registrados na tabela para verificar o nível de variabilidade dos registros encontrados para voltagens pelo sensor.

Em seguida estes resultados foram utilizados para uma análise utilizando o Teste de Significância do Modelo de *Wald* para tentar responder a hipótese quanto à estimativa do *beta*, do *erro padrão* e do *p-valor* usando o SPSS. Com estes resultados foi possível verificar a qualidade do experimento realizado para definir a variabilidade dos valores medidos das voltagens em relação às variáveis aplicadas para funcionamento do aparelho.

Os valores de *kV*, *mAs*, número de medições, média, mediana, desvio padrão, mínimo e máximo constam na tabela ilustrada pela Figura 32.

Estatísticas descritivas dos valores líquidos segundo kV e mAs.							
kV	mAs	N	Média	Mediana	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
30	320	10	2,22	2,40	0,37	1,70	2,60
	400	10	2,82	2,60	0,66	2,10	3,70
	500	10	4,16	4,20	0,48	3,30	4,80
50	320	10	14,40	14,50	2,72	10,90	19,00
	400	10	21,44	21,70	4,18	15,60	26,80
	500	10	25,63	25,10	3,81	18,90	30,10
60	320	10	30,62	33,35	6,97	19,30	40,10
	400	10	37,75	38,45	5,81	27,00	46,30
	500	10	46,77	47,55	4,93	38,10	54,90
70	320	10	56,74	57,05	10,45	43,30	69,80
	400	10	55,64	55,95	7,57	47,30	69,20
	500	10	72,63	71,20	5,02	66,10	83,40
80	320	10	74,87	74,85	11,45	56,90	87,40
	400	10	90,22	92,70	18,06	57,90	110,40
	500	10	102,65	105,60	10,84	86,30	118,70

Fonte:

Figura 32: Tabela com os valores relativos à análise estatística descritiva.

Estes resultados apresentados foram utilizados para uma análise pelo Teste de Significância do Modelo de *Wald* para tentar responder a hipótese quanto à estimativa do *beta*, do *erro padrão* e do *p-valor* usando o SPSS.

Os dados analisados pelo modelo de regressão linear para o valor líquido em relação às covariáveis *kV* e *mAs* foram registrados conforme Figuras 33 a 36.

A Figura 33 ilustra o modelo 1 de regressão linear para o valor líquido das voltagens medidas em relação às covariáveis *kV* e *mAs* utilizadas para funcionamento do aparelho.

Nesta tabela constam os valores das análises estatísticas exploratórias básicas realizadas por meio do SPSS para *beta*, *erro padrão*, *p-valor* e *ic95%* de *beta* assim como R^2 . Como R^2 no modelo 1 foi de 0,936, isto significa que 93,6% da variável dependente consegue ser explicada pelos regressores presentes no modelo.

Modelo 1. Modelo de regressão linear para o valor líquido em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .				
Variáveis	Beta	Erro padrão	p-valor	IC95% de beta
<i>kV</i>	1,71	0,054	<0,001	1,603; 1,816
<i>mAs</i>	0,081	0,013	<0,001	0,056; 0,106
constante	-89,69	6,072	<0,001	-101,69; -77,689

Fonte:
 $R^2 = 0,936$

Figura 33: Tabela de registro e dados relativos à análise pelo Teste de *Wald*.

A Figura 34 ilustra o modelo 2 de regressão linear para o valor líquido em *mAs* igual a 320 em relação às covariáveis *kV* e *mAs* utilizadas para funcionamento do aparelho. Nesta tabela também constam os valores das análises estatísticas exploratórias básicas realizadas para *mAs* de 320 por meio do SPSS para *beta*, *erro padrão*, *p-valor* e *ic95%* de *beta* assim como R^2 . Como R^2 no modelo 2 foi de 0,927, isto significa que 92,7% da variável dependente consegue ser explicada pelos regressores presentes no modelo.

Modelo 2. Modelo de regressão linear para o valor líquido em <i>mAs</i> = 320 em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .				
Variáveis	Beta	Erro padrão	p-valor	IC95% de beta
<i>kV</i>	1,495	0,087	<0,001	1,320; 1,670
constante	-50,913	5,266	<0,001	-61,501; -40,324

Fonte:
 $R^2 = 0,927$

Figura 34: Tabela com o modelo de regressão linear para o valor líquido em *mAs* de 320 em relação às covariáveis *kV* e *mAs*.

A Figura 35 ilustra o modelo 3 de regressão linear para o valor líquido em *mAs* igual a 400 em relação às covariáveis *kV* e *mAs* utilizadas para funcionamento do aparelho. Nesta tabela também constam os valores das análises estatísticas exploratórias básicas realizadas para *mAs* de 400 por meio do SPSS para *beta*, *erro padrão*, *p-valor* e *ic95% de beta* assim como R^2 . Como R^2 no modelo 3 foi de 0,922, isto significa que 92,2% da variável dependente consegue ser explicada pelos regressores presentes no modelo.

Modelo 3. Modelo de regressão linear para o valor líquido em <i>mAs</i> = 400 em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .				
Variáveis	Beta	Erro padrão	p-valor	IC95% de beta
<i>kV</i>	1,674	0,101	<0,001	1,470; 1,878
constante	-55,519	6,134	<0,001	-67,852; -43,186

Fonte:
 $R^2 = 0,922$

Figura 35: Tabela com o modelo de regressão linear para o valor líquido em *mAs* de 400 em relação às covariáveis *kV* e *mAs*.

A Figura 36 ilustra o modelo 4 de regressão linear para o valor líquido em *mAs* igual a 500 em relação às covariáveis *kV* e *mAs* utilizadas para funcionamento do aparelho. Nesta tabela também constam os valores das análises estatísticas exploratórias básicas realizadas para *mAs* de 500 por meio do SPSS para *beta*, *erro padrão*, *p-valor* e *ic95% de beta* assim como R^2 . Como R^2 no modelo 4 foi de 0,962, isto significa que 96,2% da variável dependente consegue ser explicada pelos regressores presentes no modelo.

Modelo 4. Modelo de regressão linear para o valor líquido em <i>mAs</i> = 500 em relação às covariáveis <i>kV</i> e <i>mAs</i> .				
Variáveis	Beta	Erro padrão	p-valor	IC95% de beta
<i>kV</i>	1,961	0,081	<0,001	1,798; 2,123
constante	-63,354	4,884	<0,001	-73,174; -53,535

Fonte:
 $R^2 = 0,962$

Figura 36: Tabela com o modelo de regressão linear para o valor líquido em *mAs* de 500 em relação às covariáveis *kV* e *mAs*.

Após as análises, foram construídos os gráficos por meio de *boxsplot* pelo SPSS, conforme Figuras 37, 38 e 39, em que foram usadas as medidas de voltagem medidas pelo detector/multímetro, considerando os diferentes valores de *kV* adotados em correspondência com os valores de *mA*, *mAs* e *ms* estabelecidos e com base nas medidas líquidas obtidas.

Também foram utilizados os valores de mediana, *quartis* 1 e 3, mínimo e máximo.

A Figura 37 ilustra o gráfico construído com os valores de *kV* indexados no eixo X para *mAs* de 320 e os valores líquidos de voltagens medidas pelo detector indexados no eixo Y. Assim, pode-se ver o aumento de cada valor à medida que aumenta o valor do *kV*.

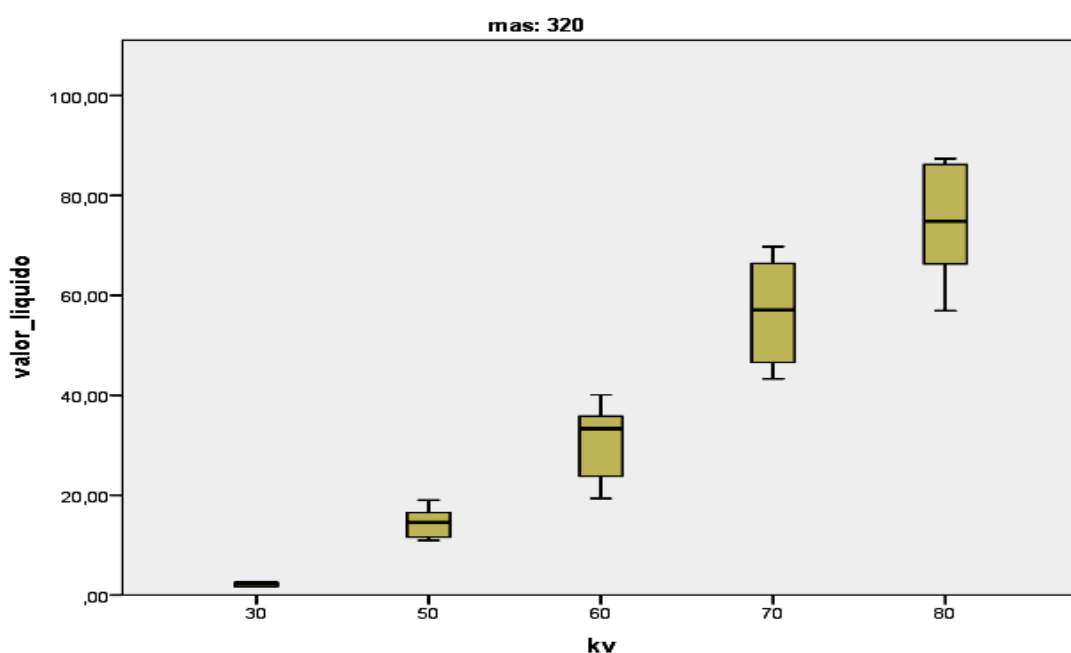


Figura 37: Valores de *kV* versus valores líquidos da voltagem medida para *mAs* de 320.

A Figura 38 ilustra o gráfico construído com os valores de *kV* indexados no eixo X para *mAs* de 400 e os valores líquidos de voltagens medidas pelo detector indexados no eixo Y. Assim, pode-se ver o aumento de cada valor à medida que aumenta o valor do *kV*.

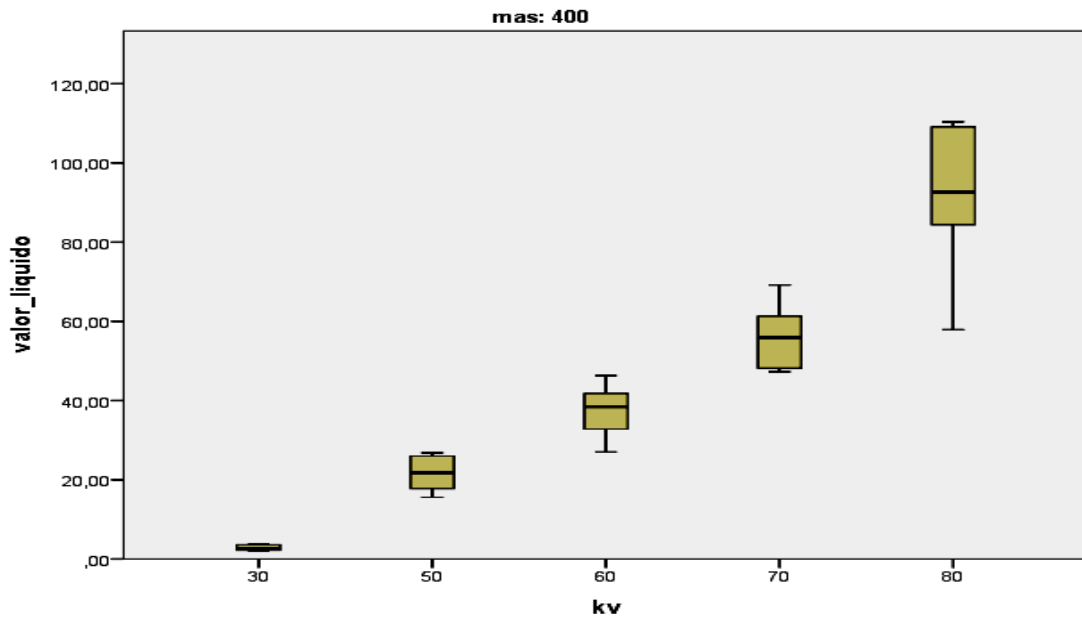


Figura 38: Valores de *kV* versus valores líquidos da voltagem medida para *mAs* de 400.

A Figura 39 ilustra o gráfico construído com os valores de *kV* indexados no eixo X para *mAs* de 500 e os valores líquidos de voltagens medidas pelo detector indexados no eixo Y. Assim, pode-se ver o aumento de cada valor à medida que aumenta o valor do *kV*.

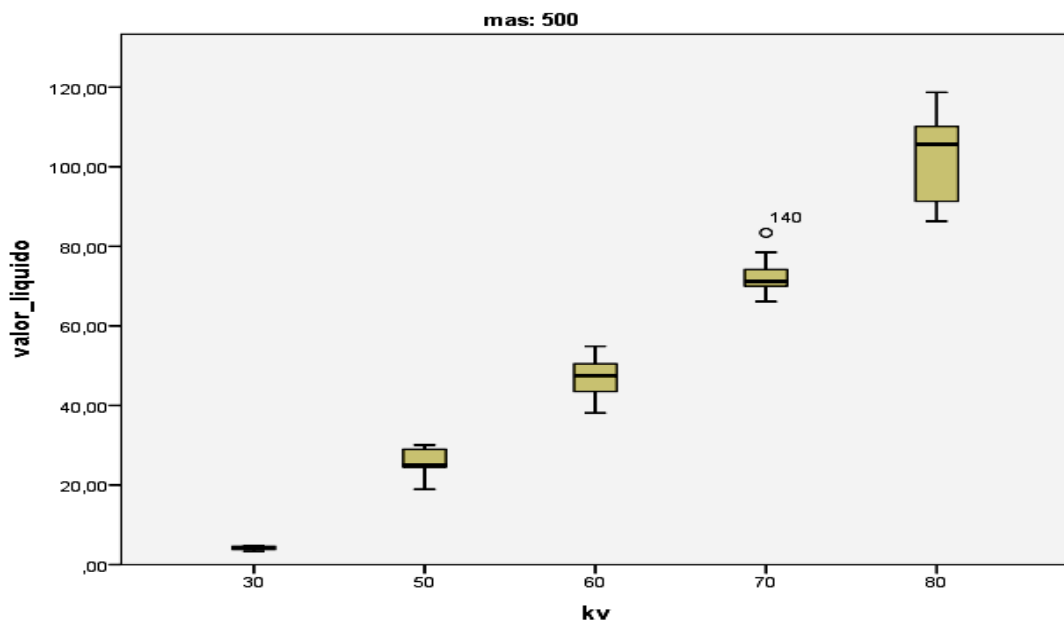


Figura 39: Valores de *kV* versus valores líquidos da voltagem medida para *mAs* de 500.

Para analisar o efeito do kV e mAs na medição foi utilizada a regressão para verificar esse efeito. Isso justifica a necessidade do uso do modelo de regressão linear para análise dos resultados e análise de β , p -valor e $ic-95\%$ de β , pois, sendo a medição uma variável contínua, o modelo de regressão adequado é o de regressão linear.

Considerando os valores relativos à distância aparelho - sensor, kV , mAs , ms e voltagem média medida pelo sensor, foi possível calcular os valores da distância ao quadrado (D^2), a intensidade do feixe ($kV.i.t$) e a intensidade relativa (IR).

Para determinar a intensidade relativa (IR) foi utilizada a relação (BUSHONG, 2008)

$$IR = (kV.i.t)/D^2 \quad (24)$$

Os valores encontrados foram registrados em tabela no *Excel* (Figura 40).

DISTÂNCIA D (em m)	kV (em V)	Corrente i (em A)	Tempo (em s)	$kV \times i \times t$	D^2 (em m^2)	Intensidade relativa ($kV \times i \times t / D^2$)	Voltagem Média medida no sensor (em V)
0,23	3,E+04	0,32	0,32	3,07E+03	0,05	5,96E+04	2,22
0,23	3,E+04	0,40	0,40	4,80E+03	0,05	9,32E+04	2,82
0,23	3,E+04	0,50	0,50	7,50E+03	0,05	1,46E+05	4,16
0,23	5,E+04	0,32	0,32	5,12E+03	0,05	9,94E+04	26,18
0,23	5,E+04	0,40	0,40	8,00E+03	0,05	1,55E+05	21,44
0,23	5,E+04	0,50	0,50	1,25E+04	0,05	2,43E+05	25,63
0,23	6,E+04	0,32	0,32	6,14E+03	0,05	1,19E+05	55,67
0,23	6,E+04	0,40	0,40	9,60E+03	0,05	1,86E+05	37,75
0,23	6,E+04	0,50	0,50	1,50E+04	0,05	2,91E+05	46,77
0,23	7,E+04	0,32	0,32	7,17E+03	0,05	1,39E+05	56,74
0,23	7,E+04	0,40	0,40	1,12E+04	0,05	2,17E+05	55,64
0,23	7,E+04	0,50	0,50	1,75E+04	0,05	3,40E+05	72,63
0,23	8,E+04	0,32	0,32	8,19E+03	0,05	1,59E+05	74,87
0,23	8,E+04	0,40	0,40	1,28E+04	0,05	2,48E+05	90,22
0,23	8,E+04	0,50	0,50	2,00E+04	0,05	3,88E+05	102,65

Figura 40: Tabela com os valores relativos à distância aparelho - sensor, kV , mAs , ms , intensidade, D^2 , IR e voltagem média medida pelo sensor.

Após calcular estes valores, foram construídas as Tabelas 2, 3 e 4 com os valores de kV e IR para i e t iguais a 0,32, 0,40 e 0,50.

Em seguida, foram construídos os gráficos da taxa de variação entre IR e kV de acordo com os dados apresentados nas Tabelas 2, 3 e 4.

A Tabela 2 mostra os valores de kV e IR para i e t iguais a 0,32 e a voltagem média medida no sensor.

Tabela 2: Valores de kV e IR para i e t iguais a 0,32.

kV	IR para i e t iguais a 0,32	VOLTAGEM MÉDIA
3,E+04	5,96E+04	2,22
5,E+04	9,94E+04	26,18
6,E+04	1,19E+05	55,67
7,E+04	1,39E+05	56,74
8,E+04	1,59E+05	74,87

A Tabela 3 mostra os valores de kV e IR para i e t iguais a 0,40 e a voltagem média medida no sensor.

Tabela 3: Valores de kV e IR para i e t iguais a 0,40.

kV	IR para i e t iguais a 0,40	VOLTAGEM MÉDIA
3,E+04	9,32E+04	2,82
5,E+04	1,55E+05	21,44
6,E+04	1,86E+05	37,75
7,E+04	2,17E+05	55,64
8,E+04	2,48E+05	90,22

A Tabela 4 mostra os valores de kV e IR para i e t iguais a 0,50 e a voltagem média medida no sensor.

Tabela 4: Valores de kV e IR para i e t iguais a 0,50.

kV	IR para i e t iguais a 0,50	VOLTAGEM MÉDIA
3,E+04	1,46E+05	4,16
5,E+04	2,43E+05	25,63
6,E+04	2,91E+05	46,77
7,E+04	3,40E+05	72,63
8,E+04	3,88E+05	102,65

De acordo com os dados apresentados nas Tabelas 2, 3 e 4, foi possível construir os gráficos da curva padrão da taxa de variação de IR em relação à kV aplicadas no aparelho, conforme Figuras 41, 42 e 43.

A Figura 41 ilustra o gráfico para a relação kV versus IR para i e t iguais a 0,32.

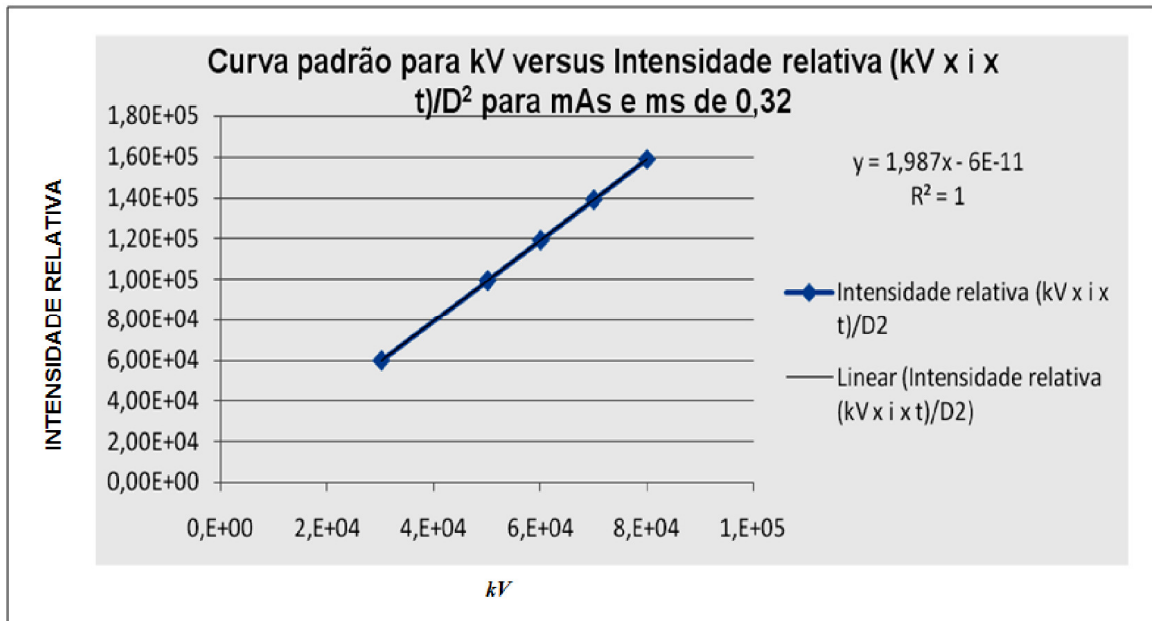


Figura 41: Gráfico para a relação *kV versus IR* para *i* e *t* iguais a 0,32.

De acordo com o gráfico ilustrado pela Figura 41, é possível verificar pelo R^2 igual a 1 que de fato, à medida que a *kV* aumenta, a intensidade relativa também aumenta proporcionalmente o que prova ser a *kV* uma importante variável na determinação da energia de um feixe de raios X. Como R^2 no gráfico é 1, isto significa que 100% da variável dependente voltagem líquida consegue ser explicada pelo fator regressor presente no modelo.

A Figura 42 ilustra o gráfico para a relação *kV versus IR* para *i* e *t* iguais a 0,40.

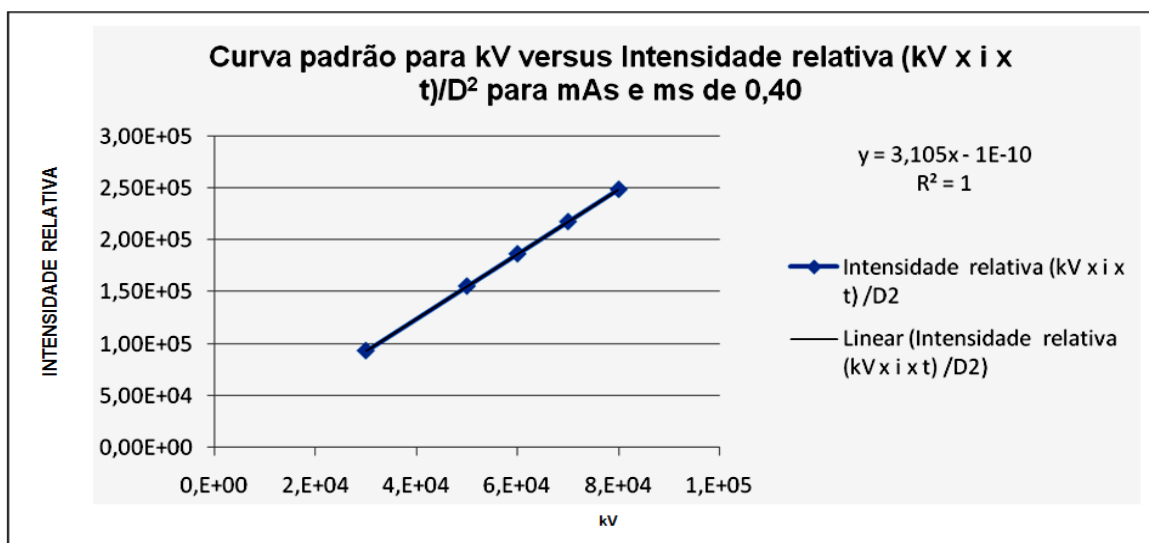


Figura 42: Gráfico para a relação *kV versus IR* para *i* e *t* iguais a 0,40.

De acordo com o gráfico ilustrado pela Figura 42, é possível também verificar pelo R^2 igual a 1 que de fato, à medida que a kV aumenta, a intensidade relativa também aumenta proporcionalmente embora a corrente e o tempo também tenham aumentado para 0,4A e 0,4s, o que prova que de fato a kV é uma importante variável na determinação da energia de um feixe de raios X. Como R^2 no gráfico é 1, isto significa que 100% da variável dependente voltagem líquida consegue ser explicada pelo fator regressor presente no modelo.

A Figura 43 ilustra o gráfico para a relação kV versus IR para i e t iguais a 0,50.

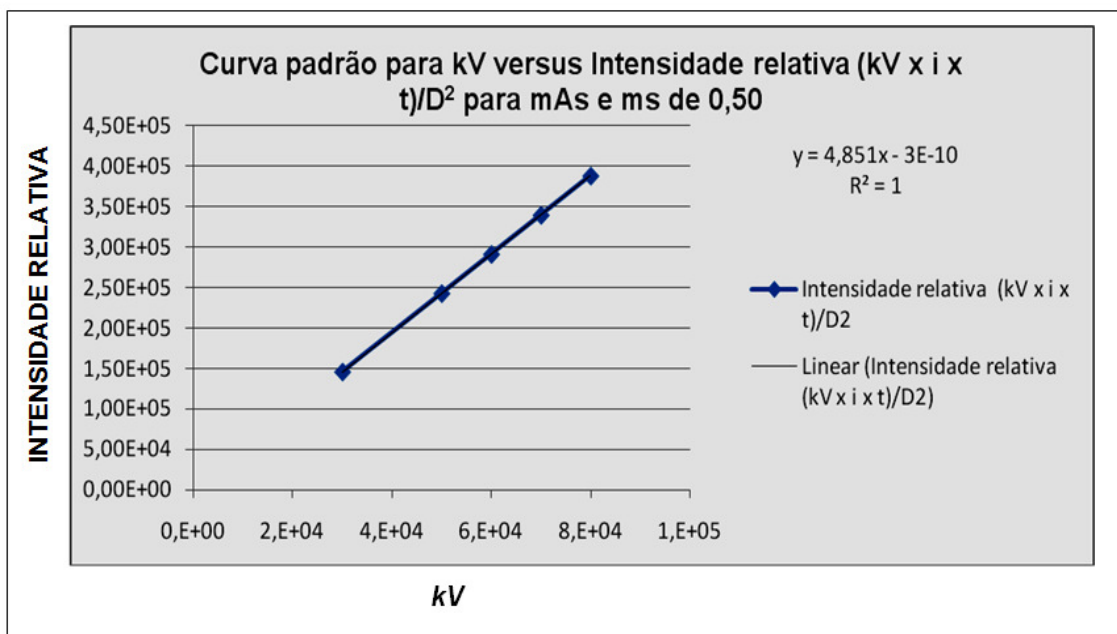


Figura 43: Gráfico para a relação kV versus IR para i e t iguais a 0,50.

O mesmo pode ser verificado pelo gráfico ilustrado pela Figura 43. De acordo com o gráfico é possível também verificar pelo R^2 igual a 1 que de fato, à medida que a kV aumenta, a intensidade relativa também aumenta proporcionalmente embora a corrente e o tempo também tenham aumentado para 0,5A e 0,5s o que prova que de fato a kV é uma importante variável na determinação da energia de um feixe de raios X. Como R^2 no gráfico é 1, isto significa que 100% da variável dependente voltagem líquida consegue ser explicada pelo fator regressor presente no modelo.

Pelos gráficos é possível observar que, à medida que a kV aplicada no aparelho de raios X aumenta, a IR também aumenta proporcionalmente como é possível verificar pelo R^2 igual a 1 o que demonstra que a relação entre a intensidade do feixe de radiação de fato é

proporcional direta. Ou seja, com R^2 igual a 1, conclui-se que a relação entre kV e IR é linear e diretamente proporcional, de modo que os valores encontrados estão satisfatórios.

Os valores de IR são expressos em W/m^2 e expressam as potências dos feixes de raios X que atingem a área superficial do sensor de LDR para cada kV , mAs e ms utilizados.

Relacionando os valores médios das voltagens medidas em relação à IR calculada para os feixes de raios X incidentes constantes nas Tabelas 2, 3 e 4 foram determinados os fatores elétricos para o sensor em relação ao aparelho testado pela razão V/IR para mAs de 0,32, 0,40 e 0,50 respectivamente.

Com esses dados, foram construídos os gráficos por meio do *Excel* ilustrados pelas Figuras 44, 45 e 46 correspondentes aos dados registrados nas Tabelas 2, 3 e 4.

A Figura 44 ilustra gráfico da relação voltagem média *versus* IR para mAs de 0,32.

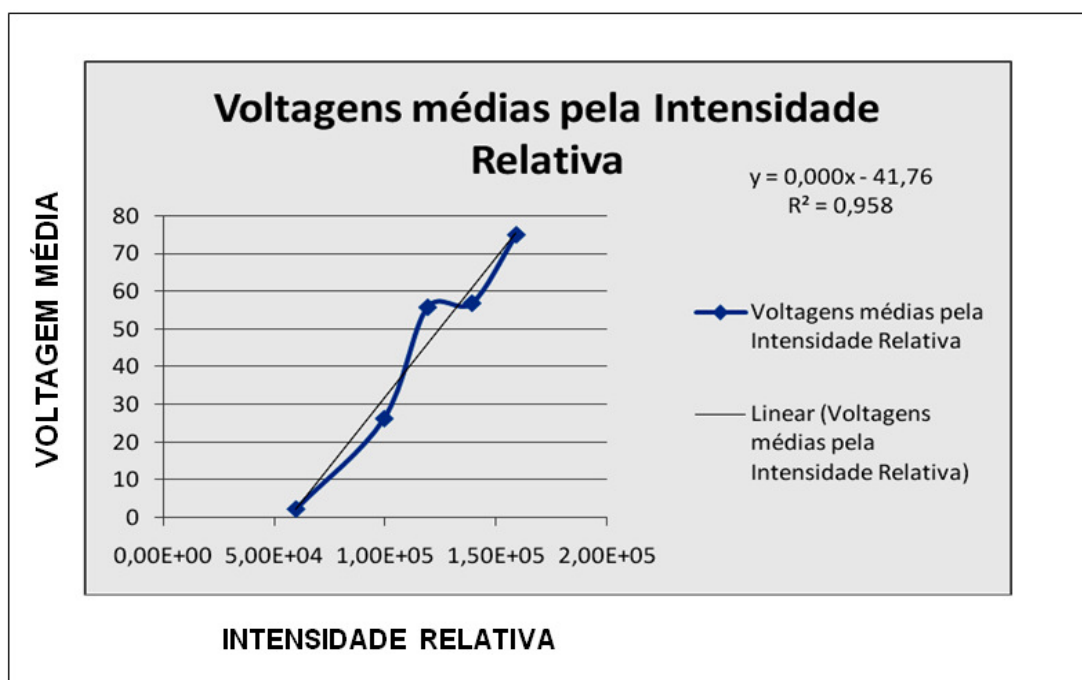


Figura 44: Gráfico da relação voltagem média V *versus* IR para mAs de 0,32.

Como R^2 no gráfico da Figura 44 é 0,958, isto significa que 95,8% da variável dependente voltagem líquida consegue ser explicada pelo fator IR independente o que indica um excelente resultado na medição da voltagem pelo sensor e detecção de raios X.

A Figura 45 ilustra o gráfico da relação *voltagem média versus IR* para *mAs* de 0,40.

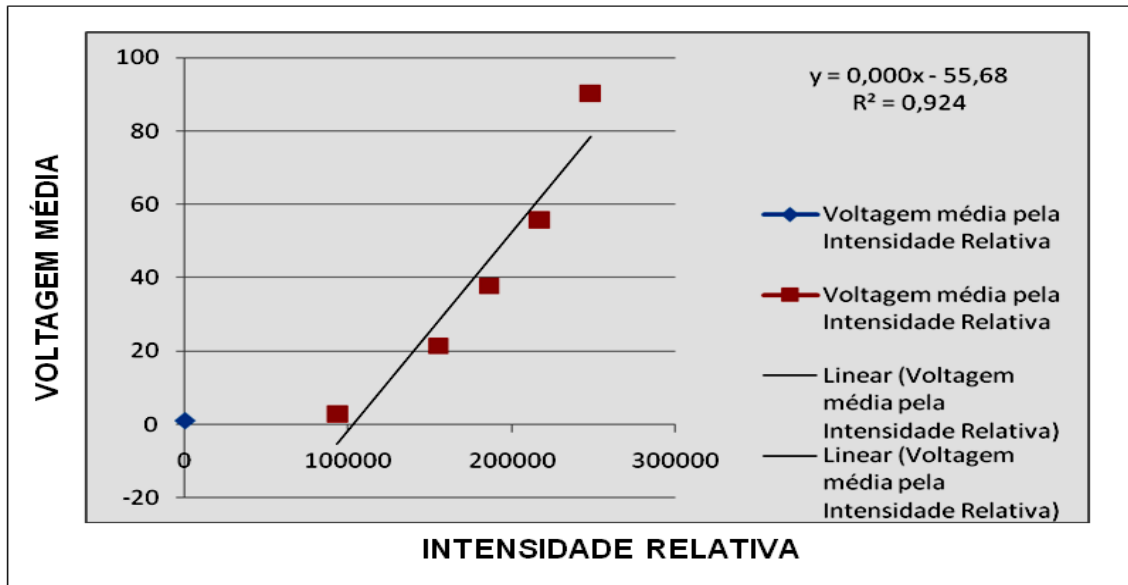


Figura 45: Gráfico da relação *voltagem média V versus IR* para *mAs* de 0,40.

Como R^2 no gráfico da Figura 45 é 0,924, isto significa que 92,4% da variável dependente *voltagem líquida* consegue ser explicada pelo fator *IR* independente o que indica um excelente resultado na medição da *voltagem* pelo sensor e detecção de raios X em relação à *intensidade relativa* do feixe de raios X.

A Figura 46 ilustra o gráfico da relação *voltagem média versus IR* para *mAs* de 0,50.

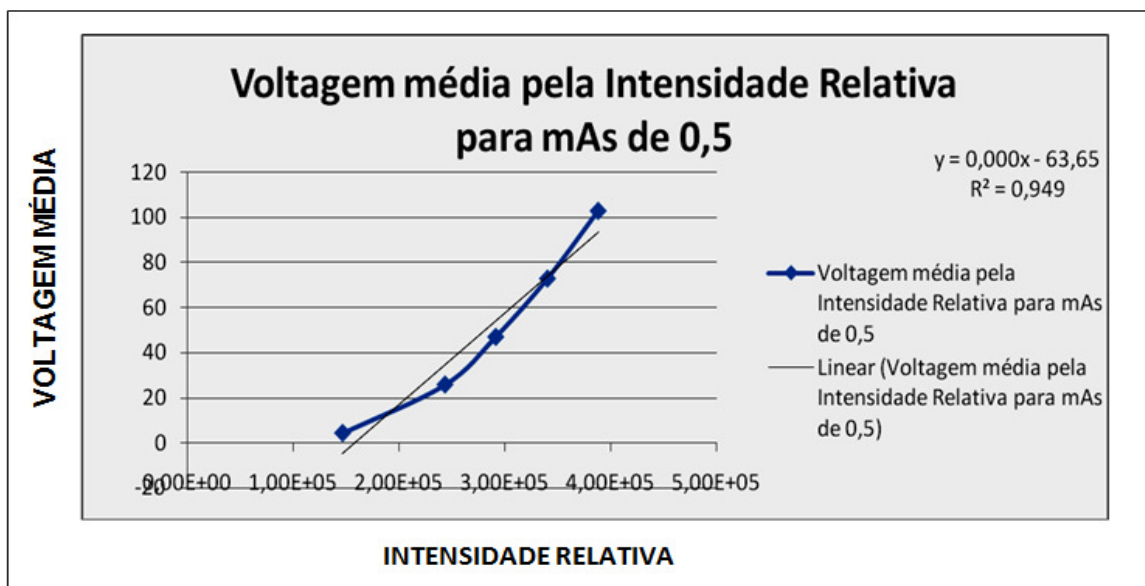


Figura 46: Gráfico da relação *voltagem média V versus IR* para *mAs* de 0,50.

Como R^2 no gráfico é 0,949, isto significa que 94,9% da variável dependente voltagem líquida consegue ser explicada pelo fator IR independente o que indica um excelente resultado na medição da voltagem pelo sensor e detecção de raios X em relação à intensidade relativa do feixe de raios X.

Os valores do quociente V/IR encontram-se registrados nas Tabelas 5, 6 e 7 e foram calculados com auxílio do *Excel*.

A Tabela 5 apresenta os valores de V/IR para mAs de 0,32.

Tabela 5: Valores de V/IR para mAs de 0,32.

V/IR (em V/W)
3,72E-05
2,63E-04
4,68E-04
4,08E-04
4,71E-04

Os cinco valores do quociente V/IR apresentados na Tabela 5 correspondem ao quociente entre os valores da voltagem média medida no sensor em *Volts* para 30, 50, 60, 70 e 80 *kV* para um mAs de 0,32A pelo valor correspondente à IR expressa em *Watts* do feixe de raios X calculada para estas variáveis.

A Tabela 6 apresenta os valores de V/IR para mAs de 0,40.

Tabela 6: Valores de V/IR para mAs de 0,40.

V/IR (em V/W)
3,03E-05
1,38E-04
2,03E-04
2,56E-04
3,64E-04

Os cinco valores do quociente V/IR apresentados na Tabela 6 correspondem ao quociente entre os valores da voltagem média medida no sensor em *Volts* para 30, 50, 60, 70 e 80 *kV* para um *mAs* de 0,40A pelo valor correspondente à *IR* expressa em *Watts* do feixe de raios X calculada para estas variáveis.

A Tabela 7 apresenta os valores de V/IR para *mAs* de 0,50.

Tabela 7: Valores de V/IR para *mAs* de 0,50.

V/IR (em V/W)
2,85E-05
1,05E-04
1,61E-04
2,14E-04
2,65E-04

Os cinco valores do quociente V/IR apresentados na Tabela 6 correspondem ao quociente entre os valores da voltagem média medida no sensor em *Volts* para 30, 50, 60, 70 e 80 *kV* para um *mAs* de 0,50A pelo valor correspondente à *IR* expressa em *Watts* do feixe de raios X calculada para estas variáveis.

Esses valores podem ser considerados como coeficiente padrão para medida de voltagens com o sensor quando irradiado por aparelhos de raios X e servem para estabelecer uma comparação entre os resultados obtidos pelo sensor quando irradiados por outros aparelhos.

Desse modo, outros testes poderão ser realizados para verificar os coeficientes de outros aparelhos desde que operados com as mesmas variáveis e nas mesmas ordens de grandeza, de modo que poderá verificar se o aparelho testado está calibrado ou não, emitindo feixe de raios X de maior ou menor energia.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados indicam que por meio das voltagens medidas que é possível utilizar o sensor de LDR como detector de raios X e testar outros aparelhos de raios X nas mesmas condições das variáveis utilizadas para funcionamento do aparelho objeto de testes com o sensor nesta pesquisa.

Com os resultados encontrados com testes realizados em outros aparelhos, é possível comparar os resultados encontrados com os resultados encontrados nesta pesquisa de modo a testar a viabilidade do LDR como sensor de raios X e assim, estabelecer uma unidade padrão para verificação da eficiência e calibragem de aparelhos de raios X por meio da voltagem medida pelo sensor quando irradiado por feixe de raios X.

Esta pesquisa mostrou que o sensor de LDR é eficiente para a detecção de raios X para a distância considerada e utilizada na relação para determinação da Intensidade Relativa do feixe.

A significância das estimativas dos efeitos medida a partir do Teste de *Wald* traduziu muito bem os valores do *p-valor*, considerando a significância de 5%.

Verificou-se pelos resultados encontrados que o valor $<0,001$ do *p-valor* é menor que este. Logo se pode concluir que os valores estimados são estatisticamente diferentes de zero.

Outra conclusão interessante é com relação ao R^2 . Ele expressou o quanto as variáveis estão explicando a variável resposta (valor líquido da voltagem medida pelo sensor), considerando que esse valor varia de 0 a 1, sendo que, quanto mais próximo de 1, mais as variáveis independentes estão explicando a resposta.

Todos os resultados foram acima de 90%, mostrando que as variáveis inseridas estão explicando muito bem o valor líquido.

Outras conclusões interessantes de serem comentadas além das análises descritivas são:

- ✓ As variáveis *mAs* e *kV* estão associadas positivamente com a medição;
- ✓ Esta associação é significativa;
- ✓ A *kV* tem uma influência maior que o *mAs* no valor líquido das voltagens medidas e determina a intensidade relativa do feixe de raios X o que caracteriza que de fato, quanto maior o valor da *kV*, maior a intensidade relativa (energética) do feixe de raios X;
- ✓ Em média o *kV* aumenta em 1,71 o valor líquido da voltagem medida; e

- ✓ À medida que se aumentam o kV e o mAs , o valor da influência do kV também aumenta.

A hipótese que o teste tentou responder é que de fato a estimativa do β é significativamente diferente de zero.

A partir do teste de funcionalidade do sensor e quanto ao teste de sensibilidade radioativa do LDR como possível sensor para detecção de raios X, pode-se concluir que o mesmo funcionou perfeitamente, respondendo muito bem à incidência dos fótons de raios X utilizados, podendo compor futuramente equipamento para medição da intensidade ou da energia dos raios X emitidos por aparelhos hospitalares e principalmente por ser o detector criado um equipamento de baixíssimo custo e de fácil utilização.

Deste modo, será possível verificar a calibração dos aparelhos utilizados e se os níveis de energia em comparação com as taxas de dose regulamentadas correspondem aos valores máximos permitidos e se não estão colocando em risco os pacientes e profissionais.

O detector construído apresentou eficácia durante a realização dos testes de funcionalidade e sensibilidade mostrando-se como recurso eletrônico importante para análise da funcionalidade radioativa de aparelhos de raios X, pois, através desses resultados, será possível estabelecer valores padrões do nível de energia emitido para determinados valores de kV , mA e mAs utilizados pelos técnicos durante a produção de radiografias.

O sensor de LDR apresenta-se como um recurso para a realização de testes de calibração e de medidas do nível de energia da radiação para diferentes aparelhos de raios X e pode ser uma ferramenta importante para melhor capacitar os profissionais da área, da engenharia clínica e da radioproteção sobre a padronização de funcionalidade dos aparelhos, o cumprimento das normas e testes de controle de qualidade dos aparelhos.

Isso se deve ao fato de que, através das voltagens medidas pelo sensor para diferentes tipos de aparelhos, será possível comparar os resultados de V/IR com outro aparelho com as mesmas variáveis para funcionamento e nas mesmas ordens de grandezas-valores para funcionamento do aparelho e funcionamento do sensor.

6 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros sugerem-se as seguintes ações:

- (i) Realizar um melhoramento do sensor substituindo ou integrando ao circuito outros materiais para aumentar a sensibilidade do sensor e melhorar os resultados a serem coletados;
- (ii) Pesquisar outros materiais fotoluminescentes à luz UV para testar com raios X para construir sensor com silício amorfo e/ou células solares e utilizar écran de chassis de raios X no sensor para melhorar sua sensibilidade;
- (iii) Utilizar cabo blindado BNC com terminais do módulo e conectores BNC na construção de uma nova caixa blindada utilizando metal (Gaiola de *Faraday*) juntamente com folha de alumínio ou malha de aço como janela para raios X, opaca à radiação visível para bloquear a radiação de fundo;
- (iv) Aperfeiçoamento do sensor com auxílio de outros recursos eletrônicos tais como capacitores, filtros, amplificadores operacionais, diodos, placas semicondutoras entre outros recursos para melhorar sua sensibilidade aos raios X e a outros tipos de radiações ionizantes;
- (v) Estabelecer uma relação matemática que permita converter os sinais voltaicos medidos resultantes da interação raios X – sensor para determinar a energia do feixe de raios X incidente durante a realização de exames radiográficos;
- (vi) Utilizar os valores da razão voltagem medida pelo sensor/intensidade relativa para comparar com outros resultados encontrados por meio de testes com o sensor utilizando outros aparelhos de raios X;
- (vii) Com os valores das voltagens medidas e pela relação V/IR , obter uma escala padrão de voltagens medidas pelo sensor para determinar a eficiência e a calibragem dos aparelhos e comparar estes resultados com a quantidade de radiação emitida durante a realização de exames radiológicos;

- (viii) Para uma análise quanto à eficiência do sensor de LDR, testá-lo juntamente com outros detectores de radiação X, considerando os dosímetros de uso individual, tal como dosímetro termoluminescente (TLD) ou outros tipos de detectores para obter uma relação entre o sinal elétrico medido pelo sensor de LDR e o valor de dose em mGy obtido pelo detector;
- (ix) Fixar os valores das variáveis kV , mAs e ms para funcionamento do aparelho a ser testado com o sensor de LDR e com um detector de referênciatomando como exemplo para referência o dosímetro TLD. O sinal elétrico/voltagem será medida no sensor e o dosímetro registrará a dose que será determinada posteriormente pelo tratamento térmico do TLD para análise da dose recebida em contato com o feixe de raios X;
- (x) Construir uma escala para relacionar a taxa de dose comparando o sinal elétrico medido pelo sensor com a taxa de dose descrita pelo detector (TLD);
- (xi) De posse dos valores das variáveis mAs e kVp , determinar uma escala para o(s) aparelho(s) testados e relacionar com a taxa de dose em mGy supostamente recebida pelo paciente substituído pelo sensor;
- (xii) Relacionar resultados com as taxas de dose e exposição determinadas pelas normas de radioproteção propondo a dosimetria e o registro dosimétrico anual de pacientes e público quando submetidos às radiações por meio de dados coletados pelo sensor;
- (xiii) Integrar o sensor a outros recursos tecnológicos tais como o *Arduíno Open source electronic prototyping platform allowing to create interactive electronic objects* e/ou da placa NI da *National Instruments* para coleta e processamento de dados;
- (xiv) Realizar a pesquisa a título de doutoramento, realizando novos testes com outros sensores e/ou detectores de raios X, a exemplo de dosímetro TLD e caneta dosimétrica, utilizando para funcionamento dos aparelhos a serem testados, os mesmos valores para as variáveis kV , mAs e ms em conjunto com o sensor de LDR para se ter outros valores como padrão de medida e comparação;

- (xv) Com os valores de dose medidos por dosímetros, relacionar em escala de medida entre os valores de sinais elétricos medidos pelo sensor com os valores de dose e energia dos dosímetros que serão utilizados para efeito de calibração e referência do sensor para validá-lo como detector de raios X;
- (xvi) Considerar os valores das variáveis *mAs* e *kVp* para funcionamento de um aparelho de raios X para determinar uma escala para o(s) aparelho(s) testado(s) relacionando com a taxa de dose em *mGy* recebida pelo paciente substituído pelo sensor; e
- (xvii) Realizar a validação do sensor desenvolvido como detector de radiação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BONIFÁCIO, D. A. B., Validação do Geant4 para a produção e detecção de raios X na faixa de energia de radiodiagnóstico, Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo-USP, 2007.

BUSHONG, S. C., Ciência radiológica para tecnólogos, 9ª Ed, Elsevier Brasil, 2010.

BUSHONG, S. C., Workbook and Laboratory Manual for Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection,, 9ª ed, FACR FACMP, 2008.

CNEN-NN-3.01:201: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, 2011.

ELETRO. Disponível em: <http://www.eletromedicarx.com.br>, Acesso em: 15 Junho 2013.

FERREIRA, C. C., Dose efetiva em tomografia computadorizada. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Sergipe - UFSE, 2010.

Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante (Recomendações e definições), Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI, 2002, revisão 2011.

LIU, B. F. et al. A complete continuous-availability PACS archive server. RadioGraphics, Los Angeles, p. 1203 – 1209, 2004.

LUCENA, R. F.; POTIENS, M. P., Análise dos efeitos da filtração adicional em feixes de raios X a partir dos cálculos de energia média por fóton em espectros de raios X, Artigo Original, publicado na Revista Brasileira de Física Médica, 2011.

LUCENA, R. F., Implantação de um programa de controle de qualidade em equipamentos de raios X por meio de medidores não invasivos, Dissertação de Mestrado, IPEN, São Paulo, 2010.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção: capacitação à distância. Brasília: MS - MINISTÉRIO DA SAÚDE, v. II, 2002.

OKUNO, E., Efeitos biológicos das radiações ionizantes. Acidente radiológico de Goiânia. Estudos avançados, 2013.

- OKUNO, E., Radiação: efeitos, riscos e benefícios, 1ª Ed., Harbra, São Paulo, 1998.
- OKUNO, E.; IBERÊ, L. C.; CHOW, C., Física para ciências biológicas e biomédicas, Harper & Row do Brasil, São Paulo, 1982.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M., Física das radiações, Oficina de Textos, São Paulo, 2010.
- PORTAL. Disponível em: <<http://www.portalsaofrancisco.com.br>>. Acesso em: 08 Junho 2013.
- PORTARIA/MS/SVS nº 453, de 01 de junho de 1998, publicada no D.O.U. 02/06/1998.
- PRORAD. Disponível em: <<http://www.prorad.com.br>>. Acesso em: 09 Junho 2013.
- RADIO. Disponível em: <<http://www.radioinmama.com.br>>. Acesso em: 08 Junho 2013.
- RCR. Storage requirements and solutions for picture archiving and communication systems (PACS). [S.l.]: RCR - The Royal College of Radiologists, 2008.
- RESOLUÇÃO CNEN nº 119 de 25/11/2011. Norma 3.01/004:2011 - Restrição de dose, níveis de referência ocupacionais e classificação de áreas. Publicada no D.O.U. em 01/12/2011.
- ROCHA, B. L. M., Desenvolvimento de um protótipo microcontrolado para medição de dose e tempo de exposição em radiodiagnóstico, Dissertação de Mestrado, UFBA, 2009.
- SAMEI, E. et al., AAPM/RSNA Tutorial on equipment selection: PACS equipment overview (General guidelines for purchasing and acceptance testing of PACS equipment). RadioGraphics, v. 24, p. 313-334, Janeiro/Fevereiro 2004.
- SANTANA, C; LISBOA, G., Manual Básico do SPSS para Windows. CPD/UFBA.
- SOL. Disponível em: <<http://www.soldafria.com.br>>. Acesso em: 09 Junho 2013.
- SUETENS, P., Fundamentals of medical imaging. 2. ed. New York: Cambridge University Press, 2009.
- SWART, J. W., Semicondutores: Fundamentos, técnicas e aplicações, Campinas, São Paulo, Editora da Unicamp, 2008.

THOMAZINI, D.; ALBUQUERQUE, P. U. B., Sensores Industriais – Fundamentos e Aplicações. 5ª Ed. São Paulo: Érica, 2012. 216 p.

TIPLER, P. A., Física para cientistas e engenheiros, Vol. III, 6ª Ed., LTC Editora S.A., Rio de Janeiro, 2009.

YOSHIMURA, E. M., Física das Radiações: interação da radiação com a matéria, Artigo de Revisão, Revista Brasileira de Física Médica, 2009.

YOSHIZUMI, M. T.; CALDAS, L. V. E., Utilizando uma câmara de ionização tandem para controle de qualidade dos feixes de raios X, Artigo Original. Publicado na Revista Brasileira de Física Médica. 2011.

ANEXOS

ANEXO 1: OFÍCIO DE SOLICITAÇÃO DE AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DA PESQUISA JUNTO À CLÍNICA PATROCINADORA.



Universidade de Brasília

Faculdade UnB Gama



Ofício nº 007 PÓS/FGA

Gama - DF, 1 de julho de 2013.

À CLÍNICA DE DIAGNÓSTICOS POR IMAGEM - CLIDAE

A/C do Ilmo. Dr. Luiz Fernando Seixas Henriques – Diretor

SEP 714/914, bloco E, salas 111 a 115 e 127 a 134, Centro Executivo Talento, Asa Sul

Brasília - DF

Telefones: 3245- 1033, 3245 - 6533, 3245 - 1473

Email: clidae@clidae.com.br

Prezado Diretor,

Cumprimentando-o cordialmente e na qualidade de Coordenadora do Curso de Pós-Graduação - Mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília – Faculdade Gama – FGA, venho por meio deste ofício, solicitar-lhe patrocínio/autorização para que nosso aluno Edgard Rogério de Siqueira Vasconcelos, Matrícula Nº 120059258 - UnB, RG Nº 1366505 – SSP-DF e CPF Nº 645684661-72, possa comparecer junto à Clínica de Diagnósticos por Imagem – CLIDAE para realizar testes/pesquisa/coleta de dados relativos ao funcionamento de aparelhos de Raios Xe alusivos ao seu projeto pesquisa na área de Física Médica intitulado como Estudo com Fotossensores para Testar a Eficiência de Aparelhos de Raios X de Diagnóstico Médico.

Esta pesquisa, no primeiro momento, tem o objetivo de testar a funcionalidade de um protótipo fotossensor desenvolvido e, em segundo momento, realizar diferentes testes com o protótipo fotossensor aperfeiçoado que consistirá na irradiação do protótipo para testar sua funcionalidade em termos de reações oriundas da interação com fótons de Raios X.

Para que a pesquisa atinja seus objetivos e para garantir a segurança geral desta Clínica, de seus profissionais e pacientes, necessita-se da colaboração de técnicos (as) em radiologia na operação dos aparelhos a serem testados durante a realização dos testes. O aluno-pesquisador assume o compromisso de não submetê-los (as) ao aumento do tempo de exposição e fatores contrários às normas de radioproteção e que não serão realizados contatos durante toda a pesquisa com outros técnicos e pacientes. Todas as ações práticas/experimentais para coleta de dados e todo o material utilizado ficará sob responsabilidade do aluno-pesquisador que contará com a minha orientação, co-orientação do Físico Médico e Prof. Dr. Leandro Cardoso e sob colaboração técnica do Prof. Dr. Marcos Batistuta.

Firmo o compromisso de que todos os dados coletados serão utilizados apenas para fins de pesquisa/estudo e não serão utilizados com a finalidade de causar quaisquer transtornos e/ou prejuízos a esta Clínica e declaramos que o protótipo não oferece nenhum risco à segurança. Os dados poderão ser utilizados para produção e publicação de artigos e dissertação, ocasião que firmamos o compromisso de citar esta conceituada clínica como fonte patrocinadora e colaboradora para a pesquisa. Por questões éticas, de sigilo, de segurança e autenticidade da pesquisa no que tange a Resolução Nº 196/96 e demais normas e leis alusivas à lide, não divulgaremos informações desta clínica em meios de comunicação a não ser, com expressa autorização desta diretoria.



Certos da análise e aprovação desta solicitação, agradeço-lhe antecipadamente a atenção, ocasião que aproveito para reiterar nossos votos de estima e apreço a esta conceituada.

Na expectativa do acordo de vossa senhoria aguardo confirmação da visita.

Fico, ainda, a disposição para qualquer outro esclarecimento (Cel.: 8114-2463 / Email: lmbrasil@gmail.com, lmbrasil@unb.br).

IDENTIFICAÇÃO DO ÓRGÃO SOLICITANTE

Faculdade UnB Gama - FGA

CNPJ: 00038174/0001-43

Área Especial 01 – Setor Central – Gama-DF

CEP. 72.405-610

Respeitosamente,

Prof. Dra. Lourdes Mattos Brasil
Coordenadora – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
UnB Gama – FGA

ANEXO 2: CARTA DE AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DOS TESTES COM O SENSOR.

**Dr. Luiz
Fernando
Seixas
Henriques**

**CLIDAE
DESDE
1990**

AUTORIZAÇÃO

Em atendimento ao solicitado pelo Ofício N° 007/2013, remetido pela PÓS/FGA-UNB, AUTORIZO o Sr. **EDGARD ROGÉRIO DE SIQUEIRA VASCONCELOS**, Aluno-Pesquisador do Curso de Mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília - FGA, Matrícula N° 120059258 e RG N° 1366505 - SSP/DF, a realizar testes/pesquisa/coleta de dados relativo ao funcionamento de aparelhos de raios X junto a esta Clínica, denominada **Clínica de Diagnóstico por Imagem- CLIDAE**, sob orientação de sua Orientadora Professora Dra. Lourdes Mattos Brasil e Co-orientação do Físico Médico e professor Dr. Leandro Cardoso, durante o período de 17 de setembro a 15 de dezembro, enquanto for necessário a realização dos testes necessários.

O mesmo se compromete a realizar os testes no número necessário sempre acompanhado de um Técnico em Radiologia pertencente ao quadro de profissionais desta Clínica e fica responsabilizado a ressarcir quaisquer danos que por ventura ocorrerem em razão da utilização dos equipamentos.

Brasília, 17 de setembro de 2013.

Maria das Graças Tavares Freire
MARIA DAS GRAÇAS TAVARES FREIRE
TECNÓLOGA E TÉCNICA EM RADIOLOGIA
SUPERVISORA/RESPONSÁVEL TÉCNICA DO SETOR DE RADIOLOGIA
DA CLIDAE
REGISTRO N° 0130T- CRTR/DF

CLIDAE - Clínica de Diagnósticos Por Imagem®

Matriz: Centro Executivo Talento - EQS 714/914 - Bl. E - Sl. 134
Tels.: (61)3245-1473 - 3245-1033 - 9981-5466 - 3245-6533 - 3245-1888 - 3245-6134 - 3245-7352
Filial: Ed. Office Center - SGAS 915 - Bloco D - Lote 71 - Sala 04 - Tel.: (61) 3346-6004
www.clidae.com.br - Clidae@clidae.com.br

Mod. 02

ANEXO 3: PUBLICAÇÃO

Artigo apresentado no XIX Congresso Argentino de Bioengenharia e VIII Conferência de Engenharia Clínica – SABI 2013 e publicado na revista internacional *The Journal Of Physics* conforme a seguinte referência:

VASCONCELOS, E.R.S., et al. *DEVELOPMENT OF OBJECT SIMULATOR FOR RADIATION FIELD OF DENTAL X-RAYS*. IN: XIX Congresso Argentino de Bioengenharia e VIII Conferência de Engenharia Clínica – SABI 2013.

Development of Object Simulator for Radiation Field of Dental X-Rays

L F Silva¹, F C L Ferreira¹, F F Sousa¹, L X Cardoso², E D S Vasconcelos³, L M Brasil³

¹Federal University of Para (FUPA), Physics Department (PD), Marabá/PA, Brasil

²Faculty Sena Aires (FACESA), Engineering Department (ED), Valparaíso/GO, Brasil

³University of Brasília (UnB), Biomedical Engineering (EB), Brasília/DF, Brasil

E-mail: lilianf65@gmail.com, fernacarlaluan@gmail.com, ffs@ufpa.br, fiseandro@gmail.com, profafranio2011@gmail.com, lmbrasil@gmail.com

Abstract. In dentistry radiography is of fundamental importance to the dentist can make an accurate diagnosis. For this it is necessary to pay attention to the radiological protection of both the professional and the patient and control image quality for an accurate diagnosis. In this work, quality control tests were performed on X-ray machines in private dental intraoral in the municipality of Marabá, where they measured the diameters of the radiation field to see if these machines are in accordance with the recommendations, thus preventing the patient is exposed to a radiation field higher than necessary. We will study the results of each X-ray machine evaluated. For this we created a phantom to assess the size of the radiation field of X-ray dental, where we measure the radiation field of each device to see if they are in accordance with the recommendations of the ordinance No. 453/98 – MS.

1. Introduction

Many researchers from Brazil and around the world have published studies on radiological protection and the result of these studies, were created radiological protection standards and standardization body such as the International Atomic Energy Agency (IAEA), the TECDOC-796, published in 1995, which radiation dose is in radiodiagnosis and methods for its reduction [1].

Another document was published IAEA by the International Code of Practice for Dosimetry in Radiodiagnosis in 2007 [2]. Besides the IAEA has the International Commission on Radiological Protection (ICRP) founded in 1928, is considered the benchmark for many countries for the development of guidelines for radiological protection [3].

In Brazil the set of rules governing the operation of the radiology services is specified in ordinance No. 453 of the Ministry of Health - Brazil, dated 01/06/1998 - MH [4].

This ordinance was supplemented by resolution No. 64 of the National Health Surveillance Agency (NHTSA) [5] and the document medical radiology: Safety and performance equipment [6].

These documents were established test parameters for execution quality beam radiology and proper criteria to be taken into account for assessing of the conformity equipment [7].

Services that work with radiology medical and dental care to comply with the specifications of ordinance No. 453/98 should do periodically for quality control analysis of radiological parameters. The evaluation of these parameters directly helps in control of radiology equipment.

The radiation dose received by the patient is linked to appropriate quality control and quality of a diagnostic x-ray beam. This dose should be reduced without loss to obtain the radiographic image.

Moreover, the major goal of radiation protection requires that: "The occupational exposures and public exposures arising from diagnostic radiology should be optimized to a value as low as practicable"[4].

1.1. Phantom

The phantom was created with the intention of using it in testing quality control of X-ray machines, of the training professionals and also to assess the overall quality of images for accurate diagnosis.

This testing tool has the function of reproducing characteristics of human tissues or organs in routine dosimetric in procedures radiology.

In phantom can also be introduced human tissues or organs. These phantoms, as well as help in the quality control of X-ray equipment, also assist in the training of professionals.

You could say that the phantoms are classified into: Phantom dosimetric Calibration Phantom and Phantom Image Anthropomorphic all tests used in quality control equipment, dosimetry and training professionals.

1.2. Radiation field

The radiation field of X-ray equipment should be limited (collimated) to the region of interest of the diagnosis. In apparatus for dental intraoral radiography is a diaphragm which limits the size of the radiation field to which the patient is exposed, the diaphragm is composed of a lead sheet with a central hole, trapped in the head tube.

Besides being limited by the diaphragm, the field size is also limited by a collimator, which is generally cylindrical; 20 cm in length approximately, consists of lead coupled to the head.

The first diaphragm is to limit the radiation beam being located near the exit of the X-ray tube. The collimator further limits the beam after its passage through the diaphragm.

In intraoral images the radiation field must have a maximum diameter of 6 cm at the output end of the collimator. The collimator must have a minimum length that varies from: 18 cm equipment to peak voltage less than or equal to 60 KVp, 20 inch voltage to between 60 and 70 KVp, 24 inch and if the voltage is greater than 70 KVp [4].

1.3. Radiographic film

The following certain standard radiographic films for its production, a pattern which "consists of a thin layer to the plastic base coated with a radiation sensitive emulsion. This emulsion comprises grains of silver bromide (AgBr) suspended in Gelatine "[8].

This emulsion has the function to absorb radiation during exposure to X-rays and produce a latent image, after developing, is transformed into radiographic images. As the grain silver bromide (AgBr) are more sensitive to radiation than visible light, then the dental X-ray films must be protected from light. Within the plastic base lead plate there is positioned one behind the film which has the function of reducing the dose to the patient.

The objective of this study is the evaluation of dental X-ray machines in eleven offices in the city of Marabá/PA.

It is noteworthy that the main objective of this work was to develop a phantom to assess the size of the radiation field of dental x-ray.

It is worth noting that the measures radiation field must be in accordance with ordinance No. 453/98/ MH, and the intraoral images, the size of the radiation field should not be more than 6 cm in diameter.

2. Materials and Methods

For the development of a phantom radiation field dental, we used raw materials and low cost dental use (Figure 1), which serve as support for the alignment of radiological films and to measure the diameter of the radiation field of dental x-ray.

For the cast of phantom test radiation field was used alginate to mold 4 movies together, forming a rectangle, to extract the mold of films together, put up the alginate films and over with the plastic and without protection. After the mold was applied to the self-curing acrylic, a 2:1 ratio of acrylic and liquid (Figure 1). The dimensions of the phantom is $9 \times 11 \times 1 \text{ cm}^3$ (external) and $8.2 \times 6.2 \times 0.5 \text{ cm}^3$ (internal).

In the tests we used the phantom and in it were inserted radiographic films. Subsequently the films were subjected to X-ray exposure of after exposure, the film was removed for revelation in a darkroom.

In the revelation of the films used to the Kodak brand and solution development time of the films in most offices were 1-2 minutes, and the office D which took more time for the revelation of the films taking 3 minutes to reveal them. But that does not harm or damage the film developed.



Figure 1. Phantom for the radiation field.

To measure the size of the radiation field of each X-ray equipment was analyzed according to the limit recommended by the ordinance No. 453/98 of the Ministry of Health/Brazil, acceptance limit of 6 cm and allowed $\pm 0.5 \text{ cm}$. For this, the four periapical films were aligned in phantom radiation field and directly exposed to the primary beam. We can see this in Figure 2.



Figure 2. Films lined up for evaluation of the radiation field

After development, the films were positioned and aligned on the phantom to measure the size of the diameter with a ruler of the field represented in Figure 3.



Figure 3. Measuring the diameter of the radiation field of the films revealed

3. Results and Discussion

According to tests conducted to assess the efficacy of phantom radiation field and in possession of the results obtained, it was observed that the phantom showed good results for the measurements of the radiation field.

After analysis of the phantom tests conducted in eleven X-ray equipment, it was observed that most of the equipment is within the standards recommended by NHSA.

Already equipment or X-ray equipment (E and M) whose sizes were measured radiation fields, respectively 7.0 cm and 7.3 cm, are releasing a radiation area larger than necessary to the image diagnosis which results, or are above the levels recommended by NHSA, thereby causing an increase in the absorbed dose in relation to patients and medical professionals.

Another aspect that needs attention is that some X-ray equipment also had a diameter of the radiation field smaller than 6.0 cm. The equipment (5.6 cm) and L (5.5 cm) below are recommended by NHSA. The results of the test radiation field using the phantom are detailed in Table 1.

Table 1 - Results of tests for measuring the diameter size of the radiation field.

Equipment	Radiation Field Measurement (cm)
A	5,6
B	6,0
C	6,0
D	6,0
E	7,0
F	5,6
G	6,0
H	7,3
I	6,0
J	6,0
L	5,5

It is noteworthy that the largest diameter field radiation found in X-ray equipment was the equipment H (7.3 cm), field diameter greater than recommended by the ordinance No. 453/98.

For information purposes, the revelation of the films was used a darkroom red and the eleven and portable X-ray equipment evaluated, four of them were to trigger analog equipment (devices D, E, F and I).

6. Conclusion

From the field test conducted in radiation X-ray equipment Marabá/PA, it can be concluded that the majority of dental X-ray equipment is within the standards of ordinance No. 453/98.

Thus, it can be seen that the percentage corresponding to 81.8% within the recommended standard of quality.

The phantom radiation field efficacy tests showed and proved how important helper for the correct positioning of film radiographic film used in dental radiography.

Thus presents itself as a safe method for testing and field measurements of radiation for dental X-ray machines.

This phantom, unlike the constituent material of the phantoms used in these tests may be made with good quality raw material and low financial cost, may be a good alternative for the quality control of these devices.

From these studies we will begin the program of quality control in Marabá/PA following the rules of NHTA. This is a very important step for the correct application of the conditions related to radiological protection both for professionals working in the field of radiology, as the population of Marabá/PA and the northern region of Brazil.

Here, we will expand our field of study with respect to diagnostic imaging which will best prepare, retrain and guide professionals on standards NHTA for quality control of equipment and images and also on the implementation of standards and legislation on radiological protection in force in Brazil.

Acknowledgment

The authors thank PROPESP/UFPA for financial support and the dental Marabá/PA for technical support.

References

- [1] LAEA: TECDOC – 786 1995. Radiation dose in diagnostic radiology and methods for doses reduction. International Atomic Energy Agency. Viena.
- [2] LAEA: Technical Report Series – TRS N° 457 2007. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. International Atomic Energy Agency. Viena.
- [3] ICRU REPORT 48 1992. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection.
- [4] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE 1998. Diretrizes de proteção médico e odontológico. Portaria N° 453. 1 de junho de 1998.MS/SVS.
- [5] BRASIL: MINISTERIO DA SAÚDE. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA 2003. Uma orientação técnica sobre guia de procedimentos para segurança e qualidade de imagem em radiodiagnóstico médico, Resolução - RE, No. 64 de 04 de abril.
- [6] BRASIL: MINISTÉRIO DA SAÚDE. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA 2005. Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de equipamentos.
- [7] BELINATO, W. 2010. Avaliação de Parâmetros Físicos em Radiologia Odontológica de Consultórios Públicos de Sergipe, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Sergipe.
- [8] DEZOTTI, M. S. G. 2003 Avaliação de Filmes Radiográficos Periapicais em Diferentes Condições de Processamento pelos Métodos Sensiométrico, Digital e Morfométrico. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo.