unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

DO

"Desenvolvimento de um Instrumento para Medir a Intensidade de Radiação X na Faixa de Mamografia"

1210001456

ANTONIO LUIS BRASSALOTTI

Ilha Solteira - SP

cm 1 2 3 4 5 6 7 8 unesp 12 13 14 15 16 17 18 19

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"
Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira
Pós Graduação em Engenharia Elétrica

ANTONIO LUIS BRASSALOTTI

"Desenvolvimento de um Instrumento para Medir a Intensidade de Radiação X na Faixa de Mamografia"

Dissertação submetida Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Ilha Solteira, outubro de 2003

BCpIS - FEIS - UNESP

Proc. 063/04-NRD 32

UNESP - "CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA"
SERVIÇO TÉC. DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO

DATA DE CIE...	DATA DE TOMBO
15/12/03	31.03.04
RE... POR	TOMBO
Ailza	Te. 1456
AQUISIÇÃO	CLASSIFICAÇÃO
Doação Autor R$ 10,00	B823d

1210001456

CO
sys 2144 24
sys 56105

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação/Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da FEIS/UNESP

Brassalotti, Antonio Luis
B823d Desenvolvimento de um instrumento para medir a intensidade de radiação X na faixa de mamografia / Antonio Luis Brassalotti. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2003
xiv, 63 p. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2003.

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Bibliografia: p. 61-63

1. Detectores. 2. Radiação.

31302033

Desenvolvimento de um Instrumento para Medir a Intensidade de Radiação X na Faixa de Mamografia

Antonio Luis Brassalotti

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À FACULDADE DE ENGENHARIA - CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA – UNESP – COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Prof. Dr. Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira
Vice-coordenador do Programa de Pós–Graduação
em Engenharia Elétrica

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho – orientador

Profª Drª Adelaide de Almeida

Prof. Dr. Walter Katsumi Sakamoto

Ilha Solteira-SP, outubro de 2003.

Ao Luiz, Leonice, Tereza,
Cibele, Francielli e Deise

Dedico

À minha família,
Aos meus amigos

Ofereço

BCpIS - FEIS - UNESP



AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a Deus pela magnífica oportunidade de aprendizado e aprimoramento.

Aos meus pais, Luiz e Leonice pelo constante estímulo, carinho, apoio e compreensão.

À minhas irmãs Cibele e Francielli pela confiança.

À minha namorada Deise pelo apoio, carinho e compreensão.

Ao professor Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, a quem devo muito pela esmerada orientação, pelos ensinamentos edificantes, pelo estímulo e pela amizade.

Ao professor Dr. Thomaz Guilardi Neto e sua equipe da Física Médica do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, cujo apoio foi imprescindível para a realização deste trabalho.

À Fapesp pelo concessão da bolsa.

Aos meus amigos do Laboratório de Sensores pelo apoio e ajuda.

Aos professores Drs. Walter Katsumi Sakamoto e José Antonio Malmonge do Departamento de Física da FEIS pelo auxílio prestado na realização de várias medições.

À Fátima, Onilda e Adelaide da Secretaria da Pós-Graduação e à Cristina e Sueli da Secretaria do Departamento de Engenharia Elétrica pela dedicação com que sempre me atenderam.

Também gostaria de agradecer a todos que direta e indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

BCpIS - FEIS - UNESP



RESUMO

Este trabalho descreve um instrumento implementado com o objetivo de medir a intensidade (taxa de fluência de energia) de radiação X na faixa de diagnóstico de mamografia (22 a 36 kVp). Consiste de um sensor piroelétrico, um circuito condicionamento de sinais, um microcontrolador, um mostrador de cristal líquido e um gabinete metálico. São descritos os experimentos realizados visando investigar a resposta de seis diferentes tipos de sensores piroelétricos na faixa de radiação mencionada: zirconato titanato de chumbo, zirconato titanato de chumbo duro, titanato de chumbo modificado, metaniobato de chumbo, niobato de lítio e tantalato de lítio. Todos os experimentos foram realizados utilizando-se o mamógrafo Senographe 500 T. Foi investigado se a radiação altera as características das constantes piezoelétricas e piroelétricas dos sensores utilizados. Os resultados obtidos mostram que o instrumento implementado apresenta as seguintes características principais: resposta linear com a intensidade da radiação, precisão superior a 98,9%, resolução melhor que 0,25 mW/m^2 (quando se utilizou o tantalato de lítio). Outras características que o tornam interessante são baixo custo, construção simples, tamanho reduzido e fácil manuseio. O tantalato de lítio foi o sensor que apresentou a melhor sensibilidade. Não houve variação dos valores das constantes piezoelétrica d_{33} e da constante piroelétrica dos sensores após a exposição de 140 R de radiação com energia na faixa de mamografia.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

ABSTRACT

This work describes an instrument implemented with the aim of measuring the intensity (energy fluency rate) of X radiation in the mammography energy range (22 to 36 kVp). It consists of a pyroelectric sensor, a signal conditioning circuit, a microcontroller, a liquid crystal counter and a metallic cabinet. The experiments performed in order to investigate the response of six different pyroelectric sensors (lead zirconate titanate, lead zirconate titanate – hard, modified lead titanate, lead metaniobate, lithium niobate and lithium tantalate) are described. All the experiments were carried out using the Senographe 500 T mammography. It was investigated if the radiation modifies the sensors piezoelectric and pyroelectric characteristics. The results showed that the implemented instrument presents the following main characteristics: response linear to energy fluence rate, precision higher than 98,9%, resolution better than 0,25 mW/m^2 (when lithium tantalate was used). The instrument has some features that might make it useful in monitoring the radiation output of mammography X-ray units, including small size, low cost, and easy construction. Among the sensors the lithium tantalate presented the best sensitivity. There were not significant variations of the piezoelectric d_{33} and pyroelectric constant after the sensor have received about 140 R of mammography energy radiation.

Lista de Figuras

Figura 2.1 – A incidência de radiação em um sensor piroelétrico 9

Figura 2.2 - Diagrama esquemático que ilustra a medição de radiação com o sensor piroelétrico 10

Figura 2.3 - a)Circuito elétrico equivalente do sensor piroelétrico b) circuito elétrico equivalente do amplificador 12

Figura 2.4 - Atenuação exponencial de um feixe de raios X 17

Figura 3.1 - Esquema do circuito de condicionamento de sinais 26

Figura 3.2 - Placa com o circuito condicionador de sinais. 27

Figura 3.3 - Pinagem do PIC18C4X2 28

Figura 3.4 - Programa a ser executado pelo microcontrolador 29

Figura 3.5 - Ligação do PIC ao módulo LCD 30

Figura 3.6 - Câmara Piroelétrica 31

Figura 3.7 - Câmara piroelétrica vista de cima 32

Figura 3.8 - Montagem para a determinação da energia absorvida pelo detector 33

Figura 3.9 - Foto da montagem do instrumento piroelétrico 36

Figura 4.1 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZ24 46

Figura 4.2 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZ34 47

Figura 4.3 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZ35 49

Figura 4.4 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZT 5A 50

Figura 4.5 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o niobato de lítio 52

Figura 4.6 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o tantalato de lítio 53



Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Faixas de energia dos raios X 15

Tabela 3.1 – Pinagem do mostrador de cristal líquido (LCD) 30

Tabela 3.2 – Valores de tensão do tubo e seus respectivos $(\mu_{ab}/\rho)_a$ 34

Tabela 4.1 – Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo duro (PZ24) 38

Tabela 4.2 – Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34) 39

Tabela 4.3 – Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de metaniobato de chumbo (PZ35) 39

Tabela 4.4 – Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A) 40

Tabela 4.5 – Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de niobato de lítio 40

Tabela 4.6 – Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de tantalato de lítio 41

Tabela 4.7 – Resposta do instrumento (com o sensor de PZT duro) para 36 kVp, 150mA e diversos tempos de exposição 41

Tabela 4.8 – Resposta do instrumento (com o sensor de PZT duro) para 36 kVp, 300mA e diversos tempos de exposição 41

Tabela 4.9 – Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo duro (PZ24) 42

Tabela 4.10 – Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34) 42

Tabela 4.11 – Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de metaniobato de chumbo (PZ35) 42

Tabela 4.12 – Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A) 42

Tabela 4.13 – Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de niobato de lítio 43

Tabela 4.14 – Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de tantalato de lítio 43

Tabela 4.15 – Percentual de absorção do sensor de zirconato titanato de chumbo duro (PZ24) 43

Tabela 4.16 – Percentual de absorção do sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34) 44

Tabela 4.17 – Percentual de absorção do sensor de Metaniobato de chumbo (PZ35) 44

Tabela 4.18 – Percentual de absorção do sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A) 44

Tabela 4.19 – Percentual de absorção do sensor de niobato de lítio 44

Tabela 4.20 – Percentual de absorção do sensor de tantalato de lítio 44

Tabela 4.21 – Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o zirconato titanato de chumbo duro (PZ24) 45

Tabela 4.22 – Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34) 47

Tabela 4.23 – Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de metaniobato de chumbo (PZ35) 48

Tabela 4.24 – Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A) 50

Tabela 4.25 – Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de niobato de lítio 51

Tabela 4.26 – Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de tantalato de lítio 53

Tabela 4.27 – Média da constante piezoelétrica antes de ser irradiada 54

Tabela 4.28 – Média da constante piezoelétrica depois de ser irradiada 54

Tabela 4.29 – Constante piroelétrica do sensor PZ24 55

Tabela 4.30 – Constante piroelétrica do sensor PZ34 55

Tabela 4.31 – Constante piroelétrica do sensor PZ35 55

Tabela 4.32 – Constante piroelétrica do sensor PZT5A 55

Tabela 4.33 – Constante piroelétrica do sensor de niobato de lítio 56

unesp

Tabela 4.34 – Constante piroelétrica do sensor de tantalato de lítio 56

Lista de Símbolos

P	polarização
T	temperatura
p	coeficiente de polarização
E	energia
η	fração de energia incidente depositada no sensor piroelétrico
A_r	área irradiada do sensor piroelétrico
Ψ	fluência de energia
Φ	taxa de fluência de energia
t	tempo
C_T	capacitância térmica
ρ	densidade
c	calor específico
W	potência térmica
G_T	condutância térmica de acoplamento
σ	constante térmica do sensor piroelétrico
C_p	capacitância do sensor piroelétrico
R_p	resistência do sensor piroelétrico
C_A	capacitância do amplificador
R_A	resistência do amplificador
C	$C_p // C_A$
R	$R_p // R_A$
τ	constante elétrica do sistema
ε	constante dielétrica



N	número de partículas
x	espessura
μ	coeficiente de atenuação linear
h	constante de Planck
ν	freqüência da radiação
φ	fluência
X	exposição
$(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$	coeficiente de absorção de energia
V	resposta do instrumento
A_d	área da face do sensor onde incide a radiação
eV	elétron-volt
kVp	tensão de pico em kV
Q	carga elétrica



Sumário

Capítulo I – Introdução 1

Capítulo II – Fundamentos Teóricos 7

2.1 – Introdução 7

2.2 – O Efeito Piroelétrico 7

2.3 – O Sensor Piroelétrico 9

2.4 – Resposta do Sensor Piroelétrico a um Pulso de Radiação 10

2.4.1 – O Circuito Térmico 10

2.4.2 – O Circuito Elétrico 12

2.5 – A radiação X 14

2.6 – Interações da Radiação X com a Matéria 16

2.7 – Coeficiente de Atenuação Linear 16

2.8 – Medição da Radiação Ionizante 19

2.8.1 – Fluência (φ) 20

2.8.2 - Fluência de Energia (Ψ) 20

2.8.3 – Taxa de Fluência de Energia ou Intensidade (Φ) 21

2.8.4 – Exposição (X) 21

2.8.5 – Relação entre Exposição e Fluência de Energia 21

Capítulo III – Materiais e Métodos 24

3.1 – Introdução 24

3.2 – Os Sensores Piroelétricos 25

3.3 – O Circuito de Condicionamento de Sinais 25

3.4 – O Microcontrolador 28

3.5 – O Mostrador de Cristal Líquido (LCD) 29

3.6 – O Gabinete Metálico 31

3.7 – O Equipamento de Mamografia 32

3.8 – A Energia Absorvida pelo Sensor 32

3.9 – Obtenção da Fluência de Energia 34

3.10 – Degradação dos Sensores 34

3.11 – Arranjo Experimental 35

Capítulo IV – Resultados e Discussão 37

4.1 – Introdução 37

4.2 – Resposta do Instrumento aos Vários Sensores Piroelétricos 38

4.3 – Repetibilidade do Sinal de Tensão de Saída 42

4.4 – Averiguação da Energia Absorvida pelos Sensores 43

4.5 – Relação entre a Intensidade de Energia e a Resposta do Instrumento 45

4.6 – Degradação dos Sensores 54

Capítulo V – Conclusão 57

Apêndice 59

Bibliografia 61

Capítulo 1 – Introdução

O câncer da mama é uma das doenças mais temidas pelas mulheres, pelo fato de afetar imensamente a feminilidade e atingir índices cada vez maiores de incidência em todo o mundo, segundo estatísticas oficiais divulgadas nos últimos anos. Os números mostram que esse é um dos tumores malignos mais freqüente entre a população feminina, perdendo apenas para o de colo de útero.

Pelo menos uma em cada dez mulheres terá câncer de mama este ano, segundo estimativas do INCA (Instituto Nacional do Câncer). Esse risco pode aumentar se houver outros fatores que interagem entre si para deflagrar a doença, como história familiar de câncer de mama (mãe, irmãs, filha ou avó com a doença), ausência de gravidez, pacientes que foram submetidas à biópsia mamária por lesões pré-malignas ou as que já tiveram o diagnóstico em uma das mamas.

Mesmo assim, não há como prever o desenvolvimento ou não do câncer de mama. A doença não pode ser evitada, mas sim prevenida e curada se diagnosticada em fase precoce, por isso é de extrema importância o conhecimento e

a utilização das ferramentas de prevenção, como os exames que podem auxiliar na detecção da doença.

Sem dúvida, a mamografia ainda é o melhor método para se diagnosticar o câncer de mama em uma fase inicial (antes que ele se dissemine para outros órgãos). Nesse estágio, em que o tumor habitualmente se encontra com menos de um centímetro, as chances de cura são da ordem de 90%.

A mamografia nada mais é do que uma radiografia simples das mamas. É um exame de alta sensibilidade, considerado por muitos profissionais o procedimento mais importante para o rastreamento do câncer de mama.

Para a realização do exame é usado um equipamento de raios X especialmente projetado para essa finalidade, chamado mamógrafo. A paciente deve tirar a roupa da cintura para cima e se posicionar no aparelho para a realização de duas ou mais radiografias de cada mama, procedimento que leva mais ou menos 15 minutos. Os seios devem ser comprimidos para que fiquem com uma espessura mais uniforme, diminua o volume e, conseqüentemente, diminuindo o ruído causado por espalhamento. Apesar de causar algum desconforto, essa compressão é importante, pois proporciona resultados mais claros e detalhados.

Todos os órgãos de saúde do mundo alertam o público feminino para a realização periódica da mamografia a partir dos 35 anos de idade. Caso o primeiro exame não apresente qualquer alteração, a orientação médica é de se realizar uma mamografia por ano ou a cada dois anos.

Mamografia é o exame de alta dose de raios X mais comum ao qual se submetem milhões de mulheres a cada ano. O risco da radiação oriundo da mamografia é usualmente expresso em termos de dose glandular média (MGD)[1], que representa a energia média depositada por unidade de massa no tecido

unesp

glandular e é expressa em roentgen ou em gray (J/kg). O termo MGD é atualmente aceito como medida padrão de dosimetria em mamografia.

O cálculo da dose glandular média requer não somente o conhecimento dos valores de kVp e HVL, mas também do material do anodo do filtro, bem como da espessura da mama e da composição percentual glandular. Além disso, embora não considerada freqüentemente na aplicação de diagnósticos, a duração da exposição é importante. Um conhecimento da taxa de fluência de energia de uma unidade mamográfica para uma técnica particular poderia permitir estimar a duração da exposição assim como a dose. Infelizmente, as várias alternativas de materiais de filtros e anodos usados para poupar pacientes de doses freqüentes resultam em tempos de exposição excessivamente longos. Conhecer a taxa de fluência de energia, entre outros fatores, determinará se um anodo, filtro ou kVp particular são convenientes, para uma exposição aceitável a um determinado paciente.

Na faixa dos raios X diagnósticos, acima de 50 kVp, utiliza-se quase que exclusivamente anodos de tungstênio e filtros de alumínio, tanto que o raio pode ser caracterizado com bastante exatidão pelo kVp do tubo e camada semi-redutora (HVL), responsável por atenuar de 50% a taxa de exposição. A energia incidente e a dose, podem ser estimadas com exatidão a partir dos dados da exposição de entrada.

Isto não se aplica em mamografia onde as alternativas de fonte são diversas (anodos de molibdênio, ródio e tungstênio) e vários materiais de filtros (molibdênio, alumínio e ródio) são utilizados. A demanda por novos sistemas digitais pode originar uma maior variedade de espectros de raios X para otimizar o desempenho das imagens. Cálculos de doses oriundas de exposição são mais complexas na mamografia. Para se calcular a MGD deve-se conhecer os materiais do anodo, filtro,

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

kVp, HVL, a composição da mama e sua espessura. Três tabelas foram publicadas pelo Colégio Americano de Radiologia[11] para uso em seu programa de credenciamento em qualidade de mamografia. Mesmo assim tais tabelas cobrem somente a situação limite de uma mama comprimida de 42 mm, composta de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. Um detector com resposta proporcional a energia do raio pode ser útil na simplificação da comparação dos vários espectros usados em mamografia, sem a necessidade de extensos detalhes e fatores de conversão.

Sensores piroelétricos têm sido utilizados para medir a intensidade de radiação X, na faixa de diagnóstico médico[1,6,10,11,18]. O objetivo deste trabalho foi investigar o uso e a aplicação de alguns detectores piroelétricos, com a finalidade de se medir fluência de energia Ψ (J/m^2) e taxa de fluência de energia Φ (W/m^2) de raios X na faixa de energia utilizada na mamografia (22 a 36 kVp). Fluência de energia e taxa de fluência de energia poderiam permitir caracterização adicional do espectro de raios X nas múltiplas combinações de anodos e filtros utilizados em mamografia.

A idéia de se utilizar o efeito piroelétrico para detectar radiação foi formulada pela primeira vez por Ta[2]. Contudo o primeiro a utilizar um material piroelétrico para detectar radiação ionizante foram Hester et al[3]. Eles mediram pulsos de radiação γ para doses altas (~l0 a 1000 gray). Kremenchugskii e Strakovskaya[4] e [5] constataram que detectores construídos com $BaTiO_3$ podem medir radiação γ com taxas de dose de até 13 gray/s e que possuem alta durabilidade, mesmo quando submetidos a radiação intensa. A saída do detector permaneceu praticamente inalterada para uma dose acumulada de $3x10^7$ gray.

Em 1984, M. H. de Paula et al.[6] implementaram o dosímetro de radiação piroelétrico (PERD), utilizado para medir taxa de fluência de energia de um feixe continuo de radiação X na faixa de diagnóstico. A instrumentação básica consistia de um sensor construído com PZT, um chopper para comutar a radiação e um amplificador lock-in.

Beddar e Higgins[7] utilizaram sensores ferroelétricos na dosimetria de elétrons. Cruvinel et al.[8] empregaram piroelétricos para medir correntes produzidas por feixes de prótons. Crestana et al.[9] descreveram uma nova técnica para detecção de nêutrons térmicos utilizando cerâmicas piroelétricas.

Carvalho et al.[10] propuseram dois métodos térmicos para medir a fluência de energia de um pulso de raios X, utilizando sensores piroelétricos e fotoacústicos. O transdutor piroelétrico empregado foi o PZT. A fonte de radiação era uma unidade industrial que não podia produzir pulsos de radiação. Estes foram produzidos por um comutador, acionado por um motor de corrente continua. O tempo de exposição foi de 0,26 s, a distância da fonte ao detector foi de 7 cm. O tubo só podia operar na faixa de 50 a 90 kVp, com correntes entre zero e 20 mA.

Carvalho e Alter[11] utilizaram um detector piroelétrico de zirconato titanato de chumbo para medir a taxa de fluência de energia (intensidade) de pulsos de raios X na faixa de diagnóstico. Os pulsos possuíam duração de 0,8 a 6 s e potenciais de 50 a 140 kVp, com fótons com energia equivalente na faixa de 29 a 45 keV. A resposta do instrumento é linear com a taxa de fluência de energia (intensidade) na faixa mencionada. O instrumento é pequeno, barato e simples de construir.

Os objetivos deste trabalho foram implementar um instrumento para medir a intensidade da radiação X na faixa de energia utilizada na mamografia e investigar a resposta de seis diferentes tipos de sensores piroelétricos nesta faixa de energia.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

Como a radiação X pode alterar as propriedades da matéria, uma preocupação existente é a possibilidade da degradação das características piroelétricas dos sensores empregados nas medições. Devido a isto estudou-se a variação do coeficiente piroelétrico e do coeficiente piezoelétrico d_{33}, dos sensores investigados neste estudo, com a incidência de radiação X na faixa de energia utilizada na mamografia.

No Capítulo 2 são apresentados os fundamentos teóricos dos sensores piroelétricos bem como conceitos fundamentais a respeito de dosimetria de radiação ionizante. É também apresentado um modelo teórico que explica o sinal piroelétrico produzido quando o sensor é submetido a um pulso de raios X.

No Capítulo 3 descreve-se o instrumento projetado para medir a intensidade da radiação X na faixa de energia utilizada na mamografia. O instrumento é constituído por um sensor piroelétrico, um circuito de condicionamento de sinais, um microcontrolador, um mostrador de cristal líquido e um gabinete metálico. São também descritos os experimentos realizados visando investigar a resposta de seis diferentes tipos de sensores piroelétricos na faixa de radiação mencionada.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos nas medições realizadas utilizando-se radiação X na faixa de energia utilizada na mamografia, no estudo da degradação dos sensores utilizados, e também uma discussão sobre os resultados.

Finalmente, no Capítulo 5, são apresentadas as conclusões gerais resultantes deste trabalho.

unesp

Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

2.1 – Introdução

Neste capítulo são apresentados os fundamentos teóricos dos sensores piroelétricos bem como conceitos fundamentais a respeito de dosimetria de radiação ionizante. É também apresentado um modelo teórico que explica o sinal piroelétrico produzido quando o sensor é submetido a um pulso de raios X.

2.2 – O Efeito Piroelétrico

Quando um elemento piroelétrico sofre uma variação de temperatura, é produzida uma carga superficial em uma direção particular, como resultado da mudança espontânea de sua polarização. Este fenômeno foi denominado piroeletricidade, pela primeira vez, por Brewster[12], e descrito, em mais detalhes

como efeito piroelétrico. Se a variação de temperatura for uniforme no elemento, o efeito piroelétrico pode ser descrito pelo vetor coeficiente piroelétrico p[13], dado por:

$$\Delta P = p\Delta T \qquad (2.1)$$

na qual ΔP é variação de polarização e ΔT a variação de temperatura do elemento piroelétrico.

Há dois tipos de materiais piroelétricos, os lineares e os ferroelétricos.

Para os materiais piroelétricos lineares a direção de polarização não pode ser revertida, enquanto que para os materiais piroelétricos ferroelétricos a direção de polarização pode ser revertida pela aplicação de um campo elétrico apropriado. A polarização pode ser reduzida a zero em uma determinada temperatura denominada Temperatura Curie (T_c).

Como exemplo de materiais piroelétricos lineares, pode-se citar a turmalina, o sulfato de lítio, o sulfato de cádmio, etc. Entre os ferroelétricos tem-se o tantalato de lítio, o niobato de lítio, o zirconato titanato de chumbo (PZT), o metaniobato de chumbo, o niobato de bário-estrôncio (SBN), etc.

Vários estudos de materiais piroelétricos têm sido utilizados para a medição de radiações eletromagnéticas. Quando estas incidem em um cristal piroelétrico, provocam um aquecimento do mesmo e a conseqüente mudança de sua polarização, que é função da variação da temperatura e do coeficiente piroelétrico do material.

unesp

2.3 – O Sensor Piroelétrico

Basicamente, um sensor piroelétrico consiste de uma pastilha fina de um material piroelétrico orientado, com as superfícies do eletrodo perpendiculares ao seu vetor de polarização. Quando a energia da radiação é absorvida pelo sensor a sua temperatura varia. A variação da temperatura altera a sua polarização e provoca uma mudança de sua carga superficial. Esta variação de carga superficial é um sinal que pode ser convertido em tensão mediante a utilização de circuitos eletrônicos adequados. A Figura 2.1 mostra um esquema que ilustra a incidência de radiação em um sensor piroelétrico.

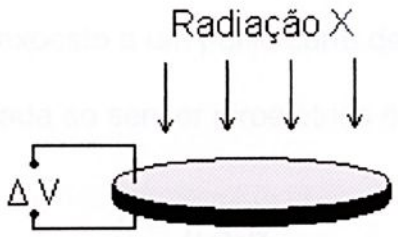


Figura 2.1 - A incidência de radiação em um sensor piroelétrico

O sensor piroelétrico responde à taxa de variação de temperatura, diferindo nesta característica, de outros sensores térmicos. O fato do elemento não precisar entrar em equilíbrio térmico, como nos casos dos termopares e termistores, permite ao sensor piroelétrico responder mais rapidamente que outros sensores térmicos. Ele é sensível a um espectro largo de comprimentos de onda de radiação, do infravermelho à radiação γ[5].

A radiação térmica, convertida em tensão ou corrente pelo sensor, deve ser amplificada, conforme ilustra a Figura 2.2.

unesp

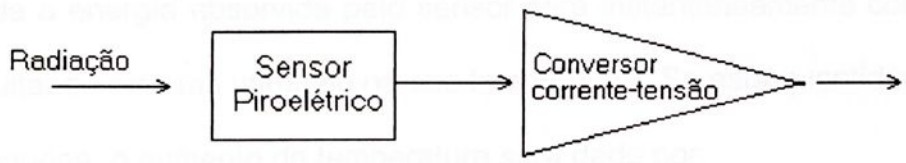


Figura 2.2 - Diagrama esquemático que ilustra a medição de radiação com o sensor piroelétrico

2.4 – Resposta do Sensor Piroelétrico a um Pulso de Radiação

2.4.1 – O Circuito Térmico

Seja um sensor piroelétrico apoiado em um suporte de baixa condutividade térmica. Se este sensor for exposto a um pulso curto de radiação X, com fluência de energia ψ, *a* energia *E* aplicada ao sensor piroelétrico é dada por:

$$E = \eta A_r \psi \tag{2.2}$$

na qual η é a fração da energia incidente depositada no sensor e A_r é a área irradiada da superfície do sensor.

Diferenciando a Equação (2.2) tem-se:

$$\frac{dE}{dt} = \eta A_r \frac{d\psi}{dt} \tag{2.3}$$

na qual $d\psi/dt$ é a taxa de fluência de energia (intensidade) da radiação.

Denominando $d\psi/dt = \Phi$, a Equação (2.3) pode ser reescrita como:

$$\frac{dE}{dt} = \eta A_r \Phi \tag{2.4}$$

unesp

Toda a energia absorvida pelo sensor será instantaneamente convertida em calor, resultando em uma variação na sua temperatura. Se esta quantidade de calor, ΔH, for pequena, o aumento de temperatura será dado por:

$$\Delta H = C_T \, \Delta T \tag{2.5}$$

na qual $C_T = \rho c$, é a capacitância térmica, ρ a densidade e c o calor específico do sensor piroelétrico.

Diferenciando a Equação (2.5), obtém-se:

$$\frac{d\Delta H}{dt} = C_T \frac{d\Delta T}{dt} \tag{2.6}$$

Os raios X são penetrantes e depositam energia por todo o sensor. O processo de condução de calor através do material não será considerado. A variação da temperatura do sensor é assumida como sendo uniforme.

A perda de energia do sensor, na forma de potência térmica irradiada para a vizinhança, é dada por:

$$\Delta W = G_T \, \Delta T \tag{2.7}$$

na qual G_T é a condutância térmica de acoplamento entre o sensor e o ambiente.

A potência térmica absorvida pelo sensor é igual a soma da potência térmica que o aquece com a potência térmica irradiada para o ambiente. Combinando as Equações (2.4), (2.6) e (2.7), obtém-se:

$$C_T \frac{d\Delta T}{dt} + G_T \Delta T = \eta A_r \Phi \tag{2.8}$$

unesp

Considerando um pulso de radiação [Φ (t) = 0 se t<0 e $\Phi(t) = \Phi_0$ se t>0, com a condição limite $\Delta T = 0$ para t = 0], e isolando ΔT na Equação (2.8), obtém-se:

$$\Delta T = \frac{\eta \Phi_0 A_r}{G_T}\left[1 - e^{-t/\sigma}\right] \tag{2.9}$$

na qual $\sigma = C_T/G_T$ é a constante térmica do sensor.

2.4.2 – O Circuito Elétrico

O sensor piroelétrico pode ser representado por uma capacitância C_p em paralelo com um resistor de fuga R_p, conforme mostra a Figura 2.3.a. A variação de cargas nos eletrodos é equivalente à corrente piroelétrica gerada.

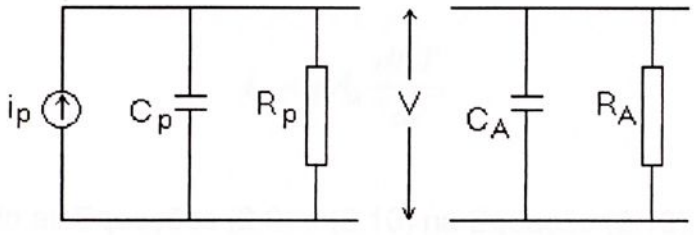


Figura 2.3 - a)Circuito elétrico equivalente do sensor piroelétrico
b) circuito elétrico equivalente do amplificador

O sensor foi conectado à entrada de um amplificador. O circuito de entrada do amplificador pode ser representado por uma resistência de entrada R_A em paralelo com um capacitor C_A (Figura 2.3.b).

Pode-se representar o sistema, constituído pelo sensor e circuito de entrada do amplificador, por uma resistência R em paralelo com uma capacitância C, na qual $R = R_P//R_A$ e $C = C_P//C_A$.

A corrente piroelétrica que flui no sistema pode ser descrita por:

$$C\frac{dV}{dt}+\frac{V}{R}=i_p \tag{2.10}$$

Uma variação ΔT na temperatura produz uma variação na polarização ΔP, que pode ser representada pela equação:

$$\Delta P=\frac{\Delta q}{A_d} \tag{2.11}$$

na qual Δq é a variação de carga elétrica e A_d a área da superfície do sensor que recebe a radiação. Substituindo a Equação (2.1) na Equação (2.11), obtém-se:

$$\frac{\Delta q}{A_d}=p\Delta T \tag{2.12}$$

Diferenciando a Equação (2.12), obtém-se:

$$i_p=pA_d\frac{d\Delta T}{dt} \tag{2.13}$$

Substituindo as Equações (2.9) e (2.10) na Equação (2.13), obtém-se:

$$C\frac{dV}{dt}+\frac{V}{R}=\frac{p\eta\Phi_0}{C_T}A_dA_re^{-t/\sigma} \tag{2.14}$$

Adotando a condição de contorno V = 0 para t = 0, o resultado da expressão da tensão de saída é similar ao obtido por Simhony e Shaulov[14], para o infravermelho. Para um sensor com valor da constante térmica (σ) diferente do valor da constante elétrica (τ) do sistema, a tensão de saída do sistema sensor-amplificador (com ganho de tensão do amplificador igual a 1) é dada por:

$$V(t) = K\Phi_0 \frac{e^{-t/\tau} - e^{-t/\sigma}}{\frac{1}{\sigma} - \frac{1}{\tau}} \tag{2.15}$$

na qual $K = \frac{pA_d A_r \eta}{CC_T}$ e $\tau = RC$.

Desprezando a capacitância de entrada do amplificador tem-se $C \cong C_p$, e aplicando a definição de capacitância ($C = \varepsilon A_d/b$), na qual ε é a constante dielétrica do sensor, obtém-se:

$$K = \frac{p\eta A_r}{\rho \varepsilon c A_d} \tag{2.16}$$

sendo ρ a densidade e c o calor específico do sensor.

O fator $p/\rho\varepsilon c$ é uma figura de mérito de um material piroelétrico.

Quanto maior o valor de K maior será o valor da amplitude do sinal para uma dada intensidade ϕ_o da radiação. O fator A_r/A_d pode ser maximizado, irradiando toda a superfície frontal do sensor piroelétrico.

2.5 – A Radiação X

A radiação X é ionizante, ou seja, é capaz de excitar e ionizar átomos da matéria com a qual interage.

Os principais tipos de radiação ionizante, para a Física Médica, são a radiação X, a radiação γ e elétrons de alta energia.

A radiação X é produzida quando uma substância é bombardeada por

elétrons com altas velocidades. Os raios X foram descobertos em 1895, por W. C. Roentgen, quando este fazia experiências com raios catódicos, que eram produzidos em um tubo de vidro, evacuado, com dois eletrodos. Entre os dois eletrodos havia uma diferença de potencial de milhares de volts e os raios catódicos (elétrons) iam do eletrodo negativo (cátodo), atingindo o eletrodo positivo (anodo) ou a parede do tubo. Certa ocasião Roentgen observou um brilho em uma placa de um material fluorescente, chamado platino cianeto de bário, que se encontrava a pequena distância do tubo. Este brilho persistia mesmo quando entre o tubo e a placa se colocava um papel negro. Roentgen atribui o surgimento do brilho a uma radiação desconhecida que era penetrante o suficiente para atravessar o papel negro. A esta radiação desconhecida Roentgen denominou raios X.

O próprio Roentgen observou algumas propriedades dos raios X:

1) Constituem radiação eletromagnética. Não sofrem deflexão em campos elétricos ou magnéticos;
2) Sensibilizam chapas fotográficas;
3) Produzem fluorescência em certas substâncias;
4) São penetrantes, podendo atravessar objetos opacos à radiação visível com facilidade.

Trabalhos anteriores referem-se aos fótons de baixa energia, como raios X, e aos fótons de alta energia, como raios γ. Atualmente as faixas de energia dos raios X são definidas de acordo com a tensão do tubo, da seguinte maneira[15]:

Tabela 2.1 - Faixas de energia dos raios X

0,1 – 20 kV	Raios de baixa energia, macios ou raios Grenz
20 – 120 kV	Raios X na faixa de diagnóstico
120 – 300 kV	Raios X de ortovoltagem
300 kV – 1MV	Raios X de energia intermediária
acima de 1MV	Raios X de megavoltagem

unesp

2.6 – Interações da Radiação X com a Matéria

Em dosimetria da radiação, interação refere-se aos processos pelos quais a energia e/ou a direção da radiação é alterada. Estes processos são randômicos, sendo, portanto, possível descrever-se apenas a probabilidade das interações ocorrerem. Esta probabilidade pode ser expressa em termos de vários coeficientes de interação ou de seções de choque.

Quando a radiação X penetra em um corpo absorvedor, a interação primária ocorre com um elétron do absorvedor, produzindo-se radiação espalhada e a colocação em movimento do elétron, que normalmente sai com velocidade elevada dessa interação. Este elétron com alta velocidade interage com o material do absorvedor produzindo ionização, excitação de átomos, quebra de ligação e calor. Ele pode também passar próximo ao núcleo de um átomo e produzir "bremsstrahlung"[16].

2.7 – Coeficiente de Atenuação Linear

Considere um feixe de raios X paralelo, monoenergético, constituído de um grande número de fótons N_0, incidindo perpendicularmente à face plana de um material, como mostrado na Figura 2.4.

Sendo μ a probabilidade de um fóton interagir na unidade de espessura do material, a probabilidade dele interagir na espessura infinitesimal dx é dada por $\mu\, dx$. Incidindo N partículas na espessura dx, a variação dN, em N, devido às interações, será dada por:

$$dN = -\mu N dx \rightarrow \frac{dN}{N} = -\mu dx \tag{2.17}$$

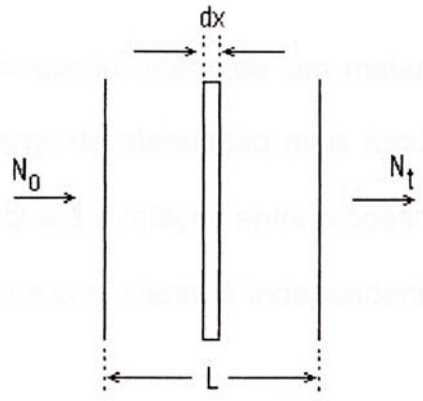


Figura 2.4 - Atenuação exponencial de um feixe de raios X

Resolvendo a Equação (2.17), obtém-se N_t, o número de partículas transmitidas, após o feixe atravessar a espessura x,

$$N_t = N_0 e^{-\mu x} \tag{2.18}$$

μ é denominado coeficiente de atenuação linear e tem dimensão m^{-1}.

A espessura do material que absorve 50% da radiação incidente é denominada camada semi-redutora (HVL). Substituindo N_t=0,5N_0 na Equação (2.18), tem-se:

$$HVL = \frac{0{,}693}{\mu} \tag{2.19}$$

Na prática os feixes de fótons interagem com a matéria através de processos que podem gerar radiação secundária com ou sem carga, bem como radiação primária espalhada. O número total de partículas que saem do material é maior que aquele constituído apenas por radiação primária, não espalhada, sendo este número igual ao obtido pela Equação (2.18) multiplicado por um fator que varia de 1 a 100 e

depende da espessura do atenuador, energia, área e distância do atenuador ao detector. Este fator é denominado de "build up" e geralmente é obtido de forma experimental.

O coeficiente de atenuação linear de um material é função da densidade deste material. Um coeficiente de atenuação mais fundamental é o coeficiente de atenuação de massa (μ/ρ), que é a relação entre o coeficiente de atenuação linear e a densidade do material. Este coeficiente é independente da densidade do material e tem dimensões m^2 / kg.

Uma vez que o coeficiente de atenuação de massa tem unidade de área por kg, é freqüentemente denominado de seção de choque[17].

Quando um fóton com energia,

$$E = hv \tag{2.20}$$

sendo *h* a constante de Planck e *v* a freqüência da radiação no vácuo, interage com um absorvedor, parte de sua energia é transferida para um elétron e o restante constituirá a radiação espalhada.

Após muitas interações, pode-se calcular a energia média transferida do fóton para um elétron, em cada interação, E_{tr}, sendo que E_{ab}, será a energia média absorvida por um elétron em cada interação. Denominando de E_{sl} a energia média perdida por "bremsstrahlung", tem-se:

$$E_{tr} = E_{ab} + E_{sl} \tag{2.21}$$

Se um feixe de fótons atinge a espessura *dx* de um material, o número de interações que ocorre nesta espessura vem da Equação (2.17) conforme segue:

$$N_{\text{int}} = \mu N dx \tag{2.22}$$

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

Se a energia média transferida em cada interação for E_{tr}, a energia transferida para o material, na espessura *dx* será:

$$E_{transf} = N_{\text{int}} E_{tr} \tag{2.23}$$

Substituindo na Equação (2.23) o valor de N_{in} obtido de (2.22), tem-se:

$$E_{transf} = \mu E_{tr} N dx \tag{2.24}$$

A partir de (2.24), segue que:

$$E_{transf} = \frac{\mu E_{tr}}{h\nu} N h\nu dx \tag{2.25}$$

Denomina-se (μ E_{tr} / $h\nu$) de coeficiente linear de transferência de energia. Portanto, analogamente, pode-se definir um coeficiente linear de absorção de energia como:

$$\mu_{ab} = \mu \frac{E_{ab}}{h\nu} \tag{2.26}$$

O coeficiente μ_{ab} representa a fração da energia do fóton que é efetivamente absorvida pelo material. O coeficiente de absorção de energia de massa será μ_{ab} / ρ.

2.8 – Medição da Radiação Ionizante

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU) definiu diversas grandezas para quantificar a radiação ionizante. A seguir são descritas algumas das mais importantes, considerando-se que o feixe de fótons seja

unesp

monoenergético.

2.8.1 – Fluência (φ)

Seja *N* o número de fótons que incide em uma esfera finita, centrada em um ponto P, durante um determinado intervalo de tempo.

Se esta esfera for reduzida a um infinitésimo em P, sendo *da* uma área infinitesimal, perpendicular ao feixe, define-se fluência ou fluência de fótons, φ, a relação entre *dN* e *da*,

$$\varphi = \frac{dN}{da} \quad [\mathrm{m}^{-2}] \tag{2.27}$$

2.8.2 – Fluência de Energia (Ψ)

Seja *Nhv* o valor esperado da energia total (excluindo a da massa de repouso) de um feixe de fótons que incide em uma esfera finita, centrada em um ponto P, durante um determinado intervalo de tempo.

Se a esfera for reduzida a um infinitésimo em P, sendo *da* uma área infinitesimal perpendicular ao feixe, define-se fluência de energia, ψ, a relação entre *dNhv* e *da*.

$$\psi = \frac{dNhv}{da} \quad [\mathrm{Jm}^{-2}] \tag{2.28}$$

2.8.3 – Taxa de Fluência de Energia ou Intensidade (Φ)

A taxa de fluência de energia, Φ, está relacionada à energia de um feixe de radiação que atravessa uma área unitária na unidade de tempo. É definida por:

$$\Phi = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d}{dt}\frac{dNhv}{da} \quad [\text{J m}^{-2}\ \text{s}^{-1}] \tag{2.29}$$

2.8.4 – Exposição (X)

É definida somente para raios X e para raios γ. Foi definida pela ICRU como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [\text{C kg}^{-1}] \tag{2.30}$$

dQ é o valor absoluto de todas as cargas de mesmo sinal, produzidas no ar, quando todos os elétrons (négatrons e pósitrons) liberados por fótons numa massa de ar dm, são completamente freados no ar. A unidade de exposição é a roentgen (R), sendo que:

$$1R = 2{,}58\text{x}10^{-4}\ \text{C kg}^{-1} \tag{2.31}$$

2.8.5 – Relação entre Exposição e Fluência de Energia

Conforme se pode constatar através da Equação (2.15), a resposta de um instrumento com sensor piroelétrico é diretamente proporcional à taxa de fluência de energia da radiação.

Como não há nenhum equipamento que meça diretamente a intensidade da radiação na faixa de mamografia, utilizou-se como equipamento de referência uma câmara de ionização.

A câmara de ionização mede exposição. Há pois a necessidade de, a partir da exposição (ou da taxa de exposição), medida com a câmara, calcular-se a intensidade da radiação. Para estabelecer a relação entre a taxa de exposição e a taxa de fluência de energia é necessário, primeiramente, saber-se o valor de W, que é a energia média necessária a formação de um par de íons em um gás.

O valor de W para o ar, para raios X e para raios γ, é de 33,85 eV/par íons = 33,85 joules/coulomb. Portanto, a exposição de 1 roentgen corresponde à absorção de energia pelo ar de $2{,}58.10^{-4}$ [C.kg^{-1}] . 33,85 [J.C^{-1}] = $8{,}73.10^{-3}$ [J.kg^{-1}] de ar

Se a exposição for *X*, em um ponto P, a energia absorvida será:

$$E = X.8{,}73.10^{-3}\left[\frac{J}{kg}\right] \tag{2.32}$$

A energia absorvida, *E*, pela pequena massa de ar, *dm*, em P, é dada por:

$$E = \psi\left(\mu_{ab}/\rho\right)_{ar} \tag{2.33}$$

Igualando as Equações (2.32) e (2.33) obtém-se:

$$\psi = X\frac{8{,}73.10^{-3}}{\left(\mu_{ab}/\rho\right)_{ar}} \quad \left[J.m^{-2}\right] \tag{2.34}$$

O valor de $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$, que é o coeficiente de absorção de energia de massa, é tabelado em função da energia efetiva do feixe em keV.

unesp

A Equação (2.34) foi utilizada neste trabalho para converter a exposição, medida com a câmara de ionização, em fluência de energia.

Capítulo 3 – Materiais e Métodos

3.1 – Introdução

Neste capítulo descreve-se o instrumento projetado para medir a intensidade da radiação X na faixa de energia utilizada na mamografia. O instrumento é constituído por um sensor piroelétrico, um circuito de condicionamento de sinais, um microcontrolador, um mostrador de cristal líquido e um gabinete metálico. São também descritos os experimentos realizados visando investigar a resposta de seis diferentes tipos de sensores piroelétricos na faixa de radiação mencionada.

3.2 – Os Sensores Piroelétricos

Os seguintes sensores piroelétricos foram investigados:

1) Zirconato Titanato de Chumbo Duro, da Ferroperm Piezoceramics A/S (Dinamarca), modelo PZ24, com 10,0 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura;
2) Titanato de Chumbo Modificado, da Ferroperm Piezoceramics A/S (Dinamarca), modelo PZ34, com 10,0 x 10,0 mm e 1,0 mm de espessura;
3) Metaniobato de Chumbo, da Ferroperm Piezoceramics A/S (Dinamarca), modelo PZ35, com 12,6 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura;
4) Zirconato Titanato de Chumbo, implementado na Universidade Federal de São Carlos, modelo PZT 5A, com 8,0 mm de diâmetro e 0,6 mm de espessura;
5) Niobato de Lítio, da Inrad International (EUA), com 10,0 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura.
6) Tantalato de Lítio, da Inrad International (EUA), com 10,0 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura.

3.3 – O Circuito de Condicionamento de Sinais

Utilizou-se um circuito de condicionamento de sinais desenvolvido por J. B. Romero[18], em sua Dissertação de Mestrado. Consiste essencialmente de um conversor corrente-tensão de elevada sensibilidade. O esquema do circuito é mostrado na Figura 3.1.

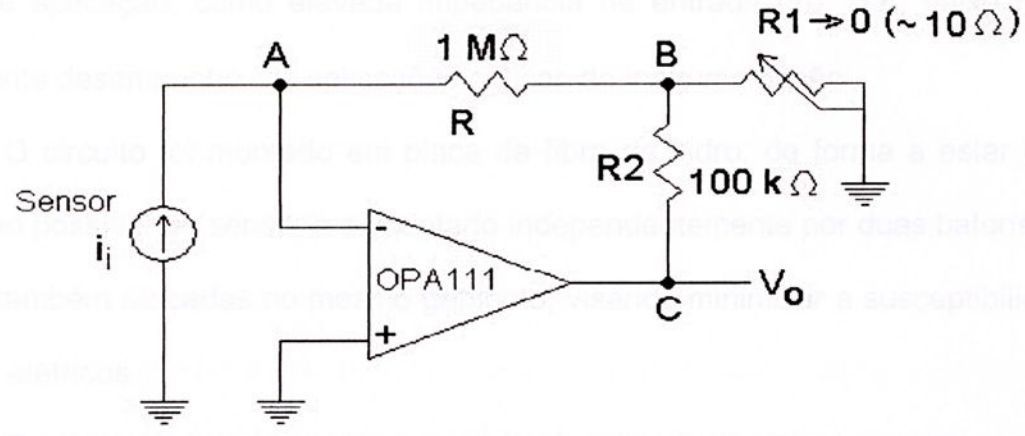


Figura 3.1 - Esquema do circuito de condicionamento de sinais

A relação entre a tensão de saída V_0 e a corrente i_i produzida pelo sensor, é obtida da forma descrita a seguir.

Somando as correntes no nó B, tem-se:

$$(-V_B / R) - (V_B / R_1) + (V_O - V_B) / R_2 = 0 \qquad (3.1)$$

sendo i_i a corrente do sensor, temos que $V_B = - R\, i_i$. Logo eliminando V_B segue que:

$$V_O = - K' R\, i_i \qquad (3.2)$$

$$K' = 1 + (R_2 / R_1) + (R_2 / R) \qquad (3.3)$$

Para os valores de resistências utilizadas no circuito tem-se:

$$K' = 10^4$$

e

$$K' R = 10^{10}$$

O principal componente utilizado no circuito de condicionamento de sinais é o circuito integrado OPA111 da Burr-Brown, que tem boas características para este

tipo de aplicação, como elevada impedância de entrada (10^{14} Ω), baixo ruído e excelente desempenho em aplicações críticas de instrumentação.

O circuito foi montado em placa de fibra de vidro, de forma a estar o mais próximo possível do sensor e alimentado independentemente por duas baterias de 9 volts, também alocadas no mesmo gabinete, visando minimizar a susceptibilidade a ruídos elétricos.

O sinal elétrico de saída do circuito é aplicado a um cabo, para a conexão direta a um detector de pico.

Na placa de circuito impresso foi construído um anel de guarda envolvendo as entradas do amplificador operacional e conectado eletricamente ao substrato, visando minimizar os ruídos elétricos.

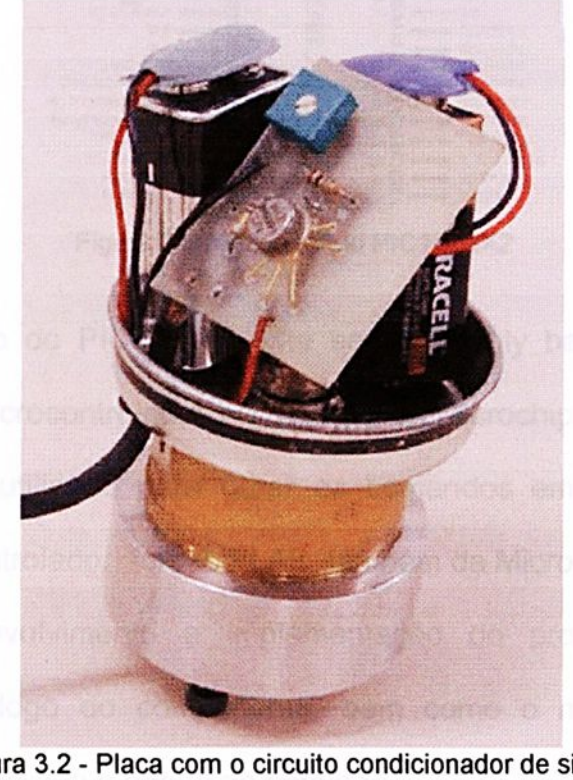


Figura 3.2 - Placa com o circuito condicionador de sinais.

BCpIS - FEIS - UNESP

3.4 – O Microcontrolador

O microcontrolador é um dispositivo programável que utiliza células especiais, chamadas registradores, para processar informações. Os registradores são grupos de 8 ou 16 flip-flops, capazes de armazenar 2 níveis de tensão.

O PIC 18C452 é um microcontrolador de alto desempenho com conversor A/D e módulo de comunicação serial. Por esse motivo foi escolhido para ser utilizado. A pinagem do PIC 18C4X2 é mostrada na Figura 3.3.

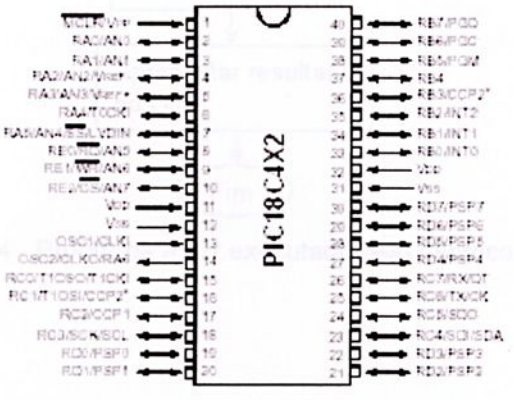


Figura 3.3 - Pinagem do PIC18C4X2

A programação do PIC 18 foi feita em Assembly baseada nas instruções internas do próprio microcontrolador PIC18C452 da Microchip.

O compilador utilizado para gerar os comandos em hexadecimal, para a gravação do microcontrolador, foi o MPLAB, também da Microchip.

Para o desenvolvimento e implementação do programa utilizou-se as informações do catálogo do componente, bem como o manual do MPLAB. A descrição de cada instrução é obtida no catálogo.

A função que o microcontrolador executa é a de conversor A/D, de detector de pico e também de interface com o mostrador de cristal líquido (LCD). A Figura 3.4 mostra as etapas que o programa executa.



Figura 3.4 - Programa a ser executado pelo microcontrolador

3.5 – O Mostrador de Cristal Líquido (LCD)

Os módulos de mostrador de cristal líquido são interfaces de saída muito úteis em sistemas microprocessados.

Para a ligação do PIC 18C452 ao módulo LCD deve-se utilizar os portos de I/O do PIC configurados como saída (para o caso de somente enviar dados). Assim, respeitando a tabela de comandos e de dados do módulo LCD, pode-se enviar os dados ou comandos através das saídas do PIC. Entretanto, os comandos a serem gerados pelo programa do PIC devem respeitar também a forma como foi conectada

BCpIS - FEIS - UNESP

as saídas do PIC ao módulo LCD. A Figura 3.5 mostra o esquema de ligação do PIC ao mostrador de cristal líquido.

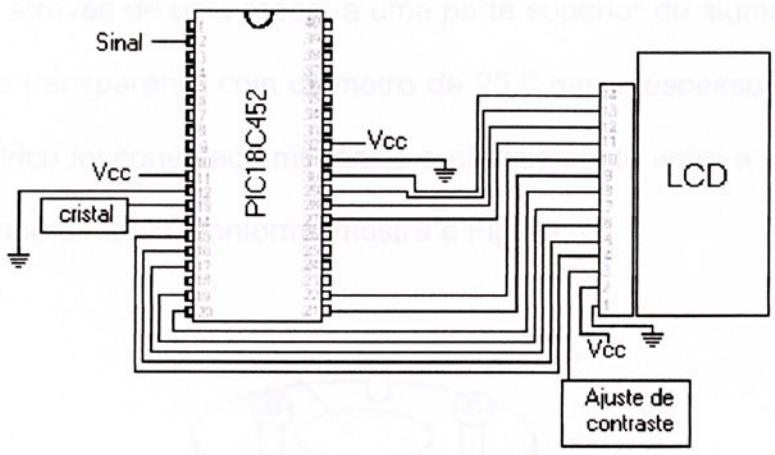


Figura 3.5 - Ligação do PIC ao módulo LCD

Tabela 3.1 - Pinagem do mostrador de cristal líquido (LCD)

Pino	Função	Descrição
1	Alimentação	Terra ou GND
2	Alimentação	Vcc ou +5V
3	V0	Tensão de ajuste de contraste
4	RS Seleção:	1 – Dado, 0 – Instrução
5	R/W Seleção:	1 – Leitura, 0 – Escrita
6	E Chip select	1 (ou 1→ 0) – Habilita, 0 – Desabilita
7	B0	Barramento de dados
8	B1	
9	B2	
10	B3	
11	B4	
12	B5	
13	B6	
14	B7	
15	A	Anodo para LED backlight
16	B	Catodo para LED backlight

BCpIS - FEIS - UNESP

3.6 – O Gabinete Metálico

O gabinete metálico foi construído utilizando-se uma base cilíndrica de latão, que foi fixada, através de uma rosca, a uma parte superior de alumínio. Possui uma janela de vidro transparente com diâmetro de 25,0 mm e espessura de 0,5 mm. O sensor piroelétrico foi conectado mecânica e eletricamente entre a parte superior de alumínio e a base de latão, conforme mostra a Figura 3.6.

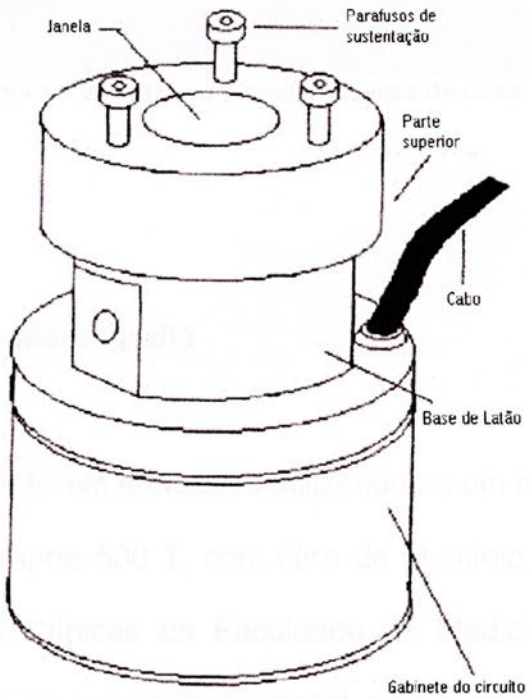


Figura 3.6 - Câmara Piroelétrica

A Figura 3.7 mostra a câmara piroelétrica, vista de cima, com um sensor colocado em sua posição.

BCpIS - FEIS - UNESP

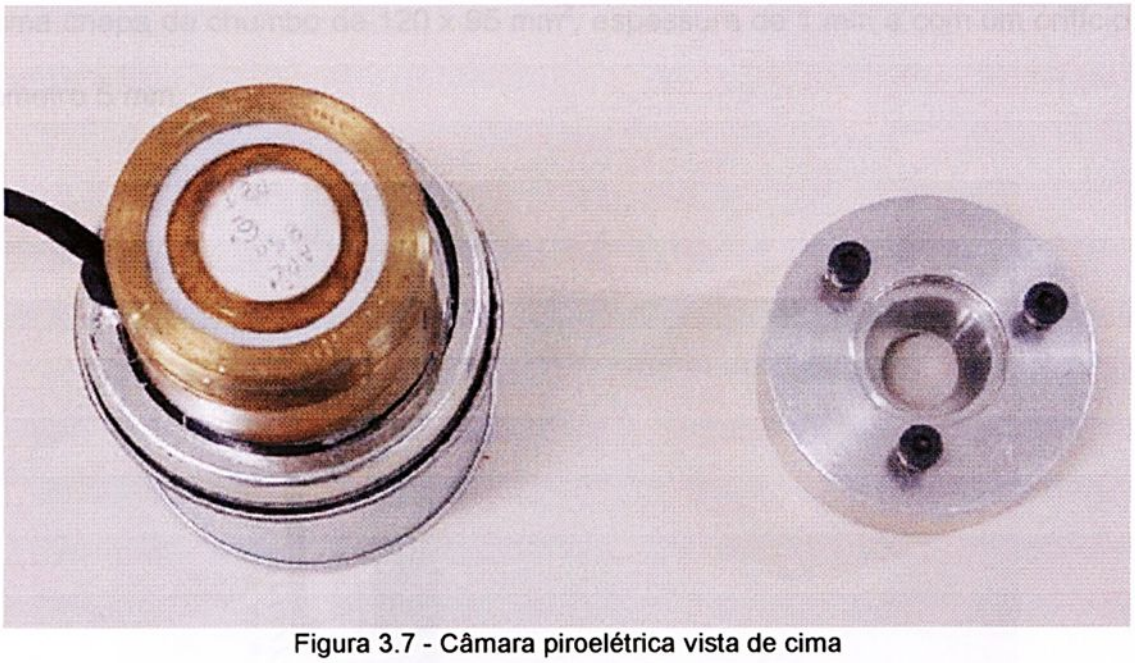


Figura 3.7 - Câmara piroelétrica vista de cima

3.7 – O Equipamento de Mamografia

Todas as medições foram efetuadas utilizando-se um mamógrafo GE Medical Systems, modelo Senographe 500 T, com filtro de alumínio, do Serviço de Física Médica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP), da USP. Este equipamento é versátil, pois permite a variação da tensão (de 22 a 36 kVp) e da corrente do tubo (200 ou 400 mA).

3.8 – A Energia Absorvida pelo Sensor

Visando analisar a quantidade de energia incidente no sensor, que efetivamente foi absorvida, foram efetuadas medições utilizando-se a câmara de ionização Radcal, modelo 10X5-6, acoplada a um eletrômetro Radcal, modelo 9015,

BCpIS - FEIS - UNESP

e uma chapa de chumbo de 120 x 95 mm^2, espessura de 1 mm e com um orifício de diâmetro 5 mm.



Figura 3.8 - Montagem para a determinação da energia absorvida pelo detector.

Para a determinação da energia absorvida pelo sensor, inicialmente, com a chapa de chumbo posicionada a 28 cm do tubo, mediu-se a exposição, com a câmara de ionização localizada atrás da chapa, com o orifício completamente aberto. Foram realizadas cinco medições para 36, 30 e 22 kVp, e obtidas as médias aritméticas da exposição, para cada valor da tensão do tubo. A seguir foram realizadas medições, utilizando o mesmo procedimento experimental descrito, mas com o orifício da chapa totalmente obstruído pelo sensor.

BCpIS - FEIS - UNESP

3.9 – Obtenção da Fluência de Energia

Para a obtenção da fluência de energia foi utilizada a Equação (2.34), e para tanto se fez necessário a obtenção da exposição X e do coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$. As medições de exposição foram realizadas com uma câmara de ionização Radcal, citada anteriormente. Os coeficientes $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ foram obtidos por Romero[18] em sua dissertação de mestrado, conforme mostrado na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Valores de tensão do tubo e seus respectivos $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$

Tensão no Tubo (kVp)	$(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ (m^2/kg)
36	0,128
34	0,139
32	0,158
30	0,176
28	0,193
26	0,222
24	0,251
22	0,309

3.10 – Degradação dos Sensores

Para avaliar se a radiação altera as características dos sensores, foram realizadas medições das constantes piezoelétricas e piroelétricas. Estas medições foram realizadas antes e depois dos sensores terem sido submetido à radiação.

A intensidade de energia (mW/m^2) incidente no sensor foi calculada utilizando uma câmara de ionização Radcal, citada anteriormente.

As medições das constantes piroelétricas foram efetuadas com um equipamento constituído por um controlador térmico (Toyo Seiki), um TSC (Toyo

Seiki), um electrometer (Keithley Instruments) e um microcomputador para a aquisição de dados.

As medições das constantes piezoelétricas foram efetuadas com um equipamento constituído por um multímetro (Micronta) e um medidor de constante d_{33} (Pennebaker, modelo 8000).

As medições das constantes foram efetuadas no Laboratório de Polímeros do Departamento de Física da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, da UNESP.

3.11 – Arranjo Experimental

A distância do tubo de raios X aos sensores foi mantida constante (28 cm). Para os sensores PZT5A, para o niobato de lítio e tantalato de lítio a distância foi de 45 cm, devido as suas maiores sensibilidades (o amplificador operacional do circuito de condicionamento saturava quando o sensor era colocado a 28 cm do tubo). Entre o tubo da unidade mamográfica e a câmara piroelétrica foi instalado um colimador constituído por uma chapa de chumbo de 120 x 95 mm^2, com espessura de 1 mm e com orifício central com diâmetro de 13 mm. A Figura 3.9 ilustra a configuração dos equipamentos utilizados na realização das medições.

BCpIS - FEIS - UNESP



Figura 3.9 - Foto da montagem do instrumento piroelétrico

Para medir a amplitude do pico do sinal produzido na saída do circuito de condicionamento de sinais foi utilizado um circuito formado pelo PIC18C452 e pelo mostrador de cristal líquido descritos.

Foram testados os seis tipos de sensores descritos no item 3.2.

Capítulo 4 – Resultados e Discussão

4.1 – Introdução

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos nas medições realizadas utilizando-se radiação na faixa de energia utilizada na mamografia, o estudo da degradação dos sensores utilizados, e também uma discussão sobre os resultados.

4.2 – Resposta do Instrumento aos Vários Sensores Piroelétricos

Utilizou-se os sensores piroelétricos citados no item 3.2. Variou-se a tensão do tubo na faixa de 22 a 36 kVp e a corrente do tubo do mamógrafo.

Foram efetuadas três medições para cada valor de tensão e da corrente do tubo, sendo calculada a média aritmética das três medidas. Os resultados obtidos, utilizando cada sensor, são apresentados nas Tabelas 4.1 a 4.6.

No mamógrafo Senographe 500 T, para as tensões de 34 e 36 kVp, as correntes fornecidas são 150 e 300 mA.

Tabela 4.1 - Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo duro (PZ24)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Pico de Tensão (V)	Tempo de Exposição (s)
36	300	8,70	0,9
36	150	4,37	2,3
34	300	7,29	0,9
34	150	3,63	2,3
32	400	6,01	0,6
32	200	3,04	1,3
30	400	5,15	0,6
30	200	2,57	1,3
28	400	4,05	0,6
28	200	2,02	1,3
26	400	3,08	0,7
26	200	1,54	1,4
24	400	2,24	0,7
24	200	1,10	1,4
22	400	1,43	0,7
22	200	0,75	1,5

Tabela 4.2 - Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Pico de Tensão (V)	Tempo de Exposição (s)
36	300	8,50	0,9
36	150	4,25	2,3
34	300	6,88	0,9
34	150	3,44	2,3
32	400	5,61	0,6
32	200	2,82	1,3
30	400	4,77	0,6
30	200	2,38	1,3
28	400	3,80	0,6
28	200	1,91	1,3
26	400	2,90	0,7
26	200	1,49	1,4
24	400	2,12	0,7
24	200	1,08	1,4
22	400	1,50	0,7
22	200	0,77	1,5

Tabela 4.3 - Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de metaniobato de chumbo (PZ35)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Pico de Tensão (V)	Tempo de Exposição (s)
36	300	5,60	0,9
36	150	2,80	2,3
34	300	4,58	0,9
34	150	2,23	2,3
32	400	3,72	0,6
32	200	1,88	1,3
30	400	2,97	0,6
30	200	1,50	1,3
28	400	2,20	0,6
28	200	1,10	1,3
26	400	1,75	0,6
26	200	0,87	1,4
24	400	1,22	0,7
24	200	0,61	1,4
22	400	0,79	0,7
22	200	0,41	1,5

unesp

Tabela 4.4 - Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Pico de Tensão (V)	Tempo de Exposição (s)
36	300	6,72	0,9
36	150	3,35	2,3
34	300	5,73	0,9
34	150	2,85	2,3
32	400	4,53	0,6
32	200	2,28	1,3
30	400	3,74	0,6
30	200	1,88	1,3
28	400	3,00	0,6
28	200	1,49	1,3
26	400	2,54	0,6
26	200	1,27	1,4
24	400	1,70	0,7
24	200	0,77	1,4
22	400	1,18	0,7
22	200	0,60	1,5

Tabela 4.5 - Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de niobato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Pico de Tensão (V)	Tempo de Exposição (s)
36	300	-----	-----
36	150	6,31	2,3
34	300	-----	-----
34	150	5,38	2,3
32	400	7,36	0,6
32	200	3,62	1,3
30	400	6,22	0,6
30	200	3,12	1,3
28	400	5,20	0,6
28	200	2,65	1,3
26	400	3,98	0,7
26	200	1,99	1,4
24	400	2,73	0,7
24	200	1,35	1,4
22	400	1,90	0,7
22	200	0,98	1,5

unesp

Tabela 4.6 - Resposta do instrumento quando se utilizou o sensor de tantalato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Pico de Tensão (V)	Tempo de Exposição (s)
36	300	-----	-----
36	150	-----	-----
34	300	-----	-----
34	150	-----	-----
32	400	-----	-----
32	200	-----	-----
30	400	-----	-----
30	200	-----	-----
28	400	-----	-----
28	200	7,81	1,3
26	400	-----	-----
26	200	5,85	1,4
24	400	7,94	0,7
24	200	3,98	1,4
22	400	5,53	0,7
22	200	2,81	1,5

A seguir foram realizadas medições com o instrumento para a tensão do tubo de 36 kVp, correntes de 150 e 300 mA e diversos tempos de exposição. Os resultados das Tabelas 4.7 e 4.8 são do sensor piroelétrico PZ24.

Tabela 4.7 - Resposta do instrumento (com o sensor de PZT duro) para 36 kVp, 150mA e diversos tempos de exposição

Resposta do instrumento(V)	Tempo de exposição (s)
4,37	2,3
4,37	3,1
4,38	3,8

Tabela 4.8 - Resposta do instrumento (com o sensor de PZT duro) para 36 kVp, 300mA e diversos tempos de exposição

Resposta do instrumento(V)	Tempo de exposição (s)
8,70	0,9
8,70	0,8
8,70	0,6

Todos os sensores apresentaram comportamentos iguais aos do PZ24, quando variado o tempo de exposição. O sinal medido pelo instrumento não varia com o tempo de exposição.



4.3 – Repetibilidade do Sinal de Tensão de Saída

De forma a avaliar a repetibilidade do sinal medido pelo instrumento, efetuou-se dez exposições do sensor à radiação X, com tensão no tubo de 22, 28 e 36 kVp e corrente de 400 mA, de forma seqüencial e intervalos diversos. Seguindo orientações para não danificar o mamógrafo, esses intervalos deviam ser superiores a 60 segundos.

As Tabelas 4.9 a 4.14 apresentam os resultados obtidos.

Tabela 4.9 - Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo duro (PZ24)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Precisão (%)
36	300	99,8
28	400	100,0
22	400	99,9

Tabela 4.10 - Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Precisão (%)
36	300	99,7
28	400	100,0
22	400	99,9

Tabela 4.11 - Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de metaniobato de chumbo (PZ35)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Precisão (%)
36	300	99,0
28	400	99,9
22	400	99,3

Tabela 4.12 - Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Precisão (%)
36	300	99,9
28	400	100,0
22	400	99,9



Tabela 4.13 - Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de niobato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Precisão (%)
36	150	99,7
28	400	99,9
22	400	99,8

Tabela 4.14 - Precisão do instrumento quando se utilizou o sensor de tantalato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Precisão (%)
28	200	99,7
26	200	99,8
22	400	99,6

O instrumento apresentou precisão superior a 98,9% para todos os sensores utilizados.

4.4 – Averiguação da Energia Absorvida pelos Sensores

Seguindo os procedimentos citados no item 3.8, foram efetuadas medições visando determinar o percentual da energia absorvida pelos seis tipos de sensores piroelétricos.

As Tabelas 4.15 a 4.20 apresentam os resultados, sendo que a coluna "Exposição 1" indica as leituras da câmara de ionização com o orifício da chapa livre, e a coluna "Exposição 2" indica a leitura da câmara de ionização com o orifício obstruído pelo sensor.

Tabela 4.15 - Percentual de absorção do sensor de zirconato titanato de chumbo duro (PZ24)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	369,1	1,33	99,6
30	400	146,7	0,39	99,7
22	400	45,24	0,09	99,8

Tabela 4.16 - Percentual de absorção do sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	369,1	1,35	99,6
30	400	146,7	0,41	99,7
22	400	45,24	0,07	99,8

Tabela 4.17 - Percentual de absorção do sensor de Metaniobato de chumbo (PZ35)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	369,1	1,37	99,6
30	400	146,7	0,41	99,7
22	400	45,24	0,07	99,8

Tabela 4.18 - Percentual de absorção do sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	369,1	1,35	99,6
30	400	146,7	0,39	99,7
22	400	45,24	0,09	99,8

Tabela 4.19 - Percentual de absorção do sensor de niobato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	369,1	1,36	99,6
30	400	146,7	0,40	99,7
22	400	45,24	0,09	99,8

Tabela 4.20 - Percentual de absorção do sensor de tantalato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	369,1	1,36	99,6
30	400	146,7	0,40	99,7
22	400	45,24	0,09	99,8

Constata-se que todos os sensores absorvem mais de 99,5% da radiação incidente, na faixa de energia utilizada na mamografia.

4.5 – Relação entre a Intensidade de Energia e a Resposta do Instrumento

As Tabelas 4.21 a 4.26 mostram o resultado das medições efetuadas com o instrumento, para diversas intensidades, com os vários sensores. As intensidades foram calculadas utilizando-se a Equação (2.34).

As Figuras 4.1 a 4.6 mostram os gráficos que relacionam a intensidade dos raios X e a resposta do instrumento.

Foi medido o ruído máximo na saída do instrumento com os seis sensores e calculada as taxas de fluência de energia correspondentes. Assumindo-se que seja necessária uma relação sinal-ruído de, no mínimo cinco, para se efetuar medições com o instrumento, de forma confiável, foi determinado a mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, com os diferentes sensores.

Tabela 4.21 - Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o zirconato titanato de chumbo duro (PZ24)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Tensão de pico do detector (V)	Taxa de Exposição (mR/s)	Intensidade de Energia (mW/m^2)
36	300	8,70	737,94	50,33
36	150	4,37	369,19	25,18
34	300	7,29	676,21	42,47
34	150	3,63	338,34	21,25
32	400	6,01	589,47	32,57
32	200	3,04	294,28	16,26
30	400	5,15	560,86	27,82
30	200	2,57	280,43	13,91
28	400	4,05	463,60	20,97
28	200	2,02	231,25	10,46
26	400	3,08	384,75	15,13
26	200	1,54	192,76	7,58
24	400	2,24	295,85	10,29
24	200	1,10	148,07	5,15
22	400	1,43	214,85	6,07
22	200	0,75	107,96	3,05



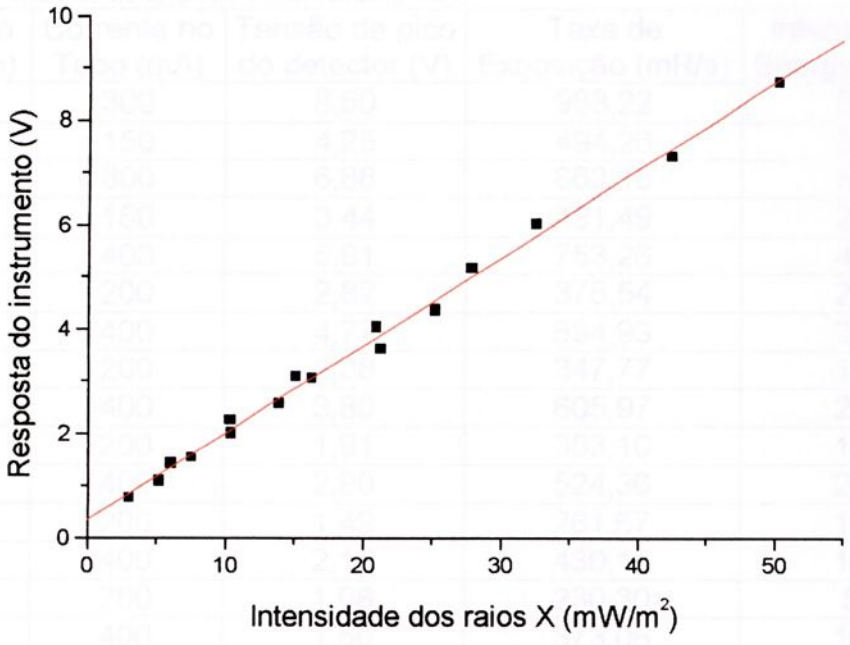


Figura 4.1 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZ24

A reta média dos pontos do gráfico da Figura 4.1 tem como equação:

$$V = 0{,}341 + 0{,}167\ \Phi \qquad (4.1)$$

na qual V representa a resposta do instrumento e Φ a intensidade dos raios X. O coeficiente de determinação para a Equação (4.1) é igual a 0,998.

A mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, utilizando o PZ24, é 2,04 mW/m^2.

Tabela 4.22 - Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de titanato de chumbo modificado (PZ34)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Tensão de pico do detector (V)	Taxa de Exposição (mR/s)	Intensidade de Energia (mW/m^2)
36	300	8,50	988,22	67,40
36	150	4,25	494,26	33,71
34	300	6,88	862,18	54,15
34	150	3,44	431,49	27,10
32	400	5,61	753,26	41,62
32	200	2,82	375,54	20,75
30	400	4,77	694,93	34,47
30	200	2,38	347,77	17,25
28	400	3,80	605,97	27,41
28	200	1,91	303,10	13,71
26	400	2,90	524,36	20,62
26	200	1,49	261,67	10,29
24	400	2,12	430,12	14,96
24	200	1,08	230,30	8,01
22	400	1,50	373,06	10,54
22	200	0,77	186,53	5,27

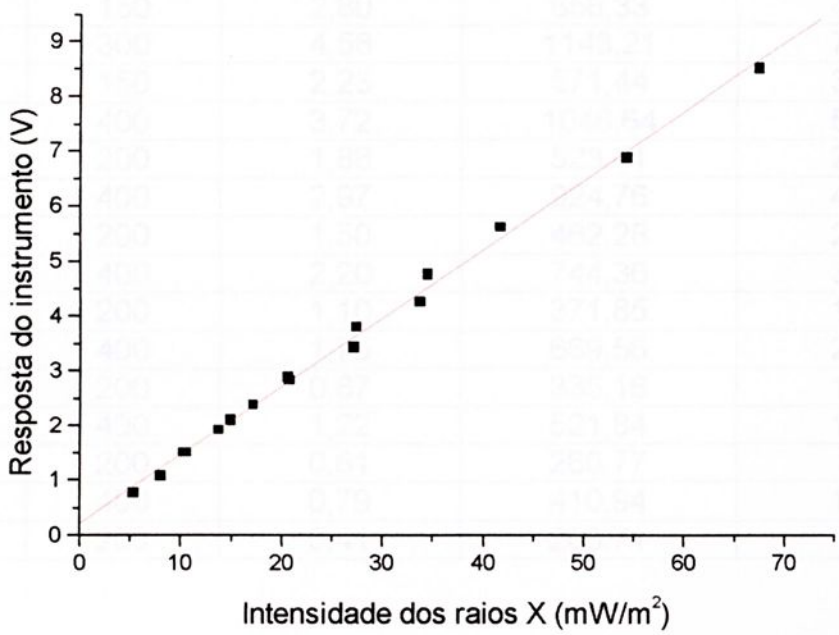


Figura 4.2 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZ34

A reta média dos pontos do gráfico da Figura 4.2 tem como equação:

$$V = 0{,}210 + 0{,}125\ \Phi \qquad (4.2)$$

na qual V representa a resposta do instrumento e Φ a intensidade de raios X. O coeficiente de determinação para a Equação (4.2) é igual a 0,998.

A mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, utilizando o PZ34, é 1,68 mW/m^2.

Tabela 4.23 - Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de metaniobato de chumbo (PZ35)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Tensão de pico do detector (V)	Taxa de Exposição (mR/s)	Intensidade de Energia (mW/m^2)
36	300	5,60	1316,36	89,78
36	150	2,80	658,33	44,90
34	300	4,58	1143,21	71,80
34	150	2,23	571,44	35,89
32	400	3,72	1046,64	57,83
32	200	1,88	523,41	28,92
30	400	2,97	924,76	45,87
30	200	1,50	462,28	22,93
28	400	2,20	744,36	33,67
28	200	1,10	371,85	16,82
26	400	1,75	669,56	26,33
26	200	0,87	335,16	13,18
24	400	1,22	521,84	18,15
24	200	0,61	260,77	9,07
22	400	0,79	410,94	11,61
22	200	0,41	206,71	5,84

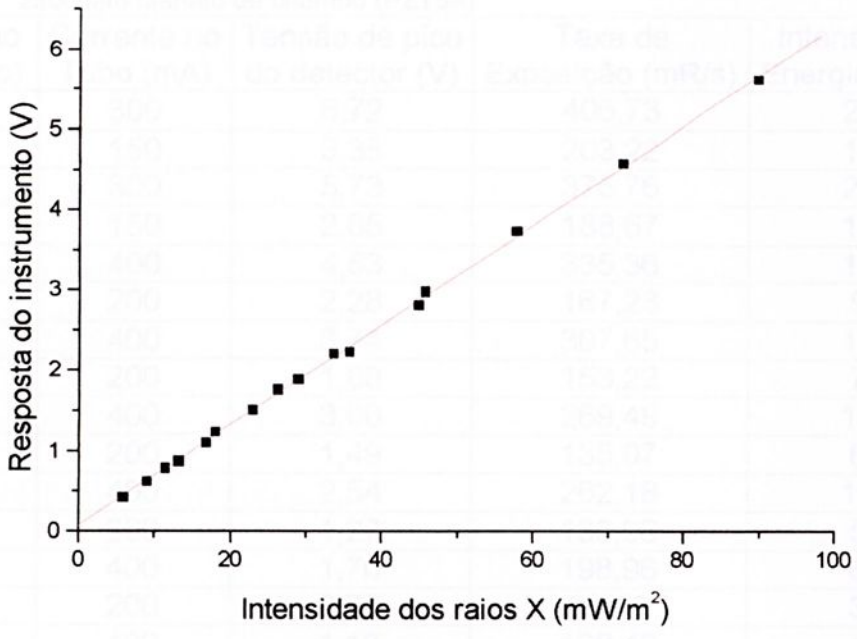


Figura 4.3 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZ35

A reta média dos pontos do gráfico da Figura 4.3 tem como equação:

$$V = 0{,}066 + 0{,}062\ \Phi \qquad (4.3)$$

na qual que V representa a resposta do instrumento e Φ a intensidade de raios X. O coeficiente de determinação para a Equação (4.3) é igual a 0,999.

A mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, utilizando o PZ35, é 2,97 mW/m^2.

Tabela 4.24 - Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT5A)

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Tensão de pico do detector (V)	Taxa de Exposição (mR/s)	Intensidade de Energia (mW/m^2)
36	300	6,72	406,73	27,74
36	150	3,35	203,22	13,86
34	300	5,73	375,76	23,60
34	150	2,85	188,67	11,85
32	400	4,53	335,36	18,53
32	200	2,28	167,23	9,24
30	400	3,74	307,65	15,26
30	200	1,88	153,22	7,60
28	400	3,00	269,49	12,19
28	200	1,49	135,07	6,11
26	400	2,54	262,18	10,31
26	200	1,27	130,96	5,15
24	400	1,70	198,96	6,92
24	200	0,77	99,48	3,46
22	400	1,18	168,48	4,76
22	200	0,60	84,24	2,38

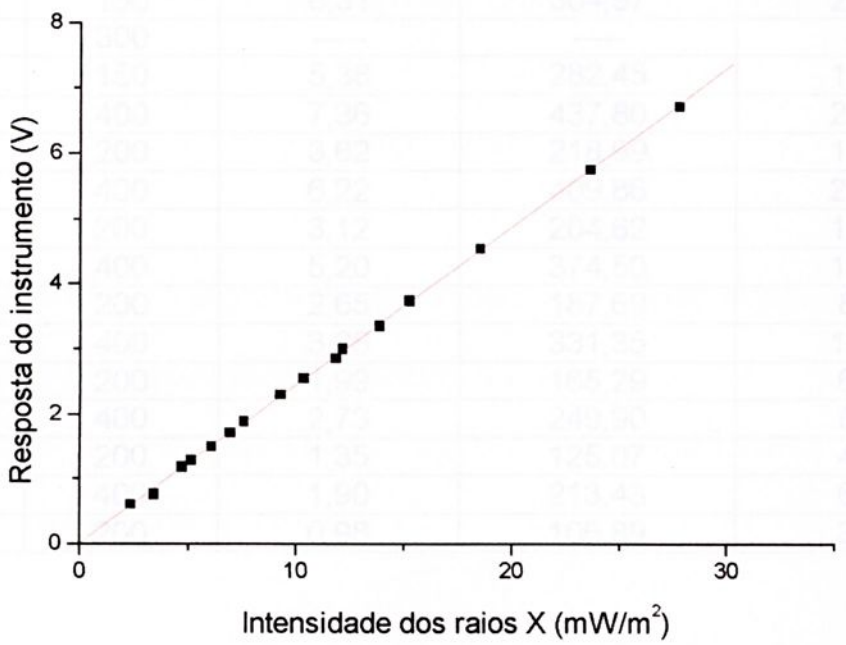


Figura 4.4 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o PZT 5A

A reta média dos pontos do gráfico da Figura 4.4 tem como equação:

$$V = 0{,}013 + 0{,}242\ \Phi \qquad (4.4)$$

na qual V representa a resposta do instrumento e Φ a intensidade de raios X. O coeficiente de determinação para a Equação (4.4) é igual a 0,999.

A mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, utilizando o PZT 5A, é 0,98 mW/m^2.

Tabela 4.25 - Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de niobato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Tensão de pico do detector (V)	Taxa de Exposição (mR/s)	Intensidade de Energia (mW/m^2)
36	300	-----	-----	-----
36	150	6,31	304,97	20,80
34	300	-----	-----	-----
34	150	5,38	282,45	17,74
32	400	7,36	437,80	24,19
32	200	3,62	218,99	12,10
30	400	6,22	409,86	20,33
30	200	3,12	204,62	10,15
28	400	5,20	374,50	16,94
28	200	2,65	187,69	8,49
26	400	3,98	331,35	13,03
26	200	1,99	165,29	6,50
24	400	2,73	249,90	8,69
24	200	1,35	125,07	4,35
22	400	1,90	213,43	6,03
22	200	0,98	106,89	3,02



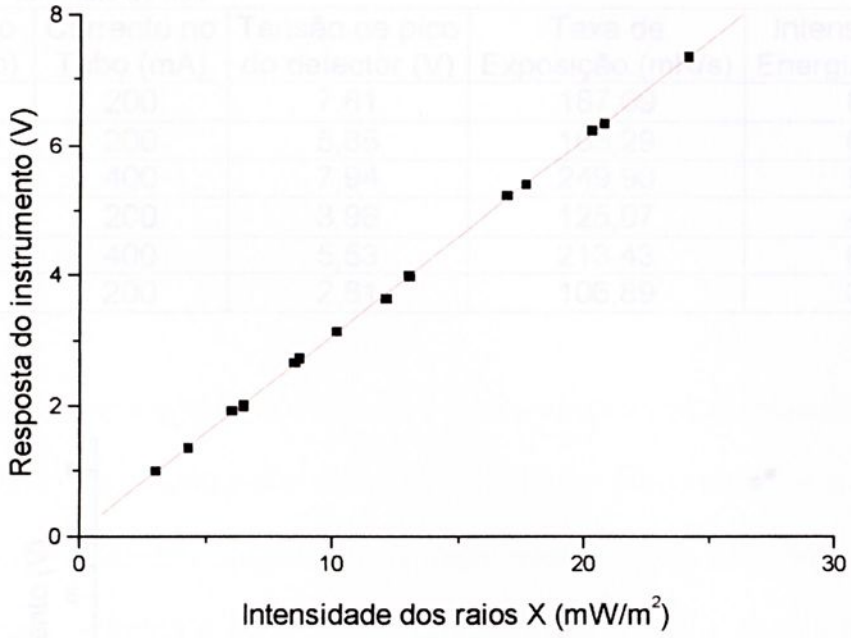


Figura 4.5 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o niobato de lítio

A reta média dos pontos do gráfico da Figura 4.5 tem como equação:

$$V = 0{,}059 + 0{,}302\ \Phi \qquad (4.5)$$

na qual V representa a resposta do instrumento e Φ a intensidade de raios X. O coeficiente de determinação para a Equação (4.5) é igual a 0,999.

A mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, utilizando o niobato de lítio, é 0,63 mW/m^2.

Tabela 4.26 - Intensidade de energia e sinal medido com o instrumento, utilizando o sensor de tantalato de lítio

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Tensão de pico do detector (V)	Taxa de Exposição (mR/s)	Intensidade de Energia (mW/m^2)
28	200	7,81	187,69	8,49
26	200	5,85	165,29	6,50
24	400	7,94	249,90	8,69
24	200	3,98	125,07	4,35
22	400	5,53	213,43	6,03
22	200	2,81	106,89	3,02

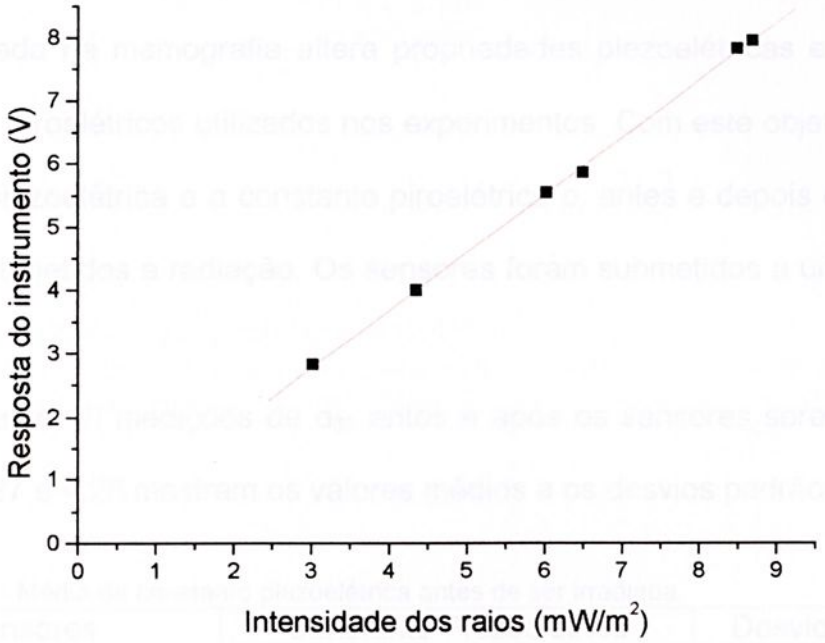


Figura 4.6 – Relação entre a intensidade dos raios X e o sinal medido pelo instrumento, com o tantalato de lítio

A reta média dos pontos do gráfico da Figura 4.6 tem como equação:

$$V = 0{,}026 + 0{,}910\ \Phi \qquad (4.6)$$

na qual V representa a resposta do instrumento e Φ a intensidade de raios X. O coeficiente de determinação para a Equação (4.6) é igual a 0,999.

A mínima taxa de fluência de energia que o instrumento pode medir, utilizando o tantalato de lítio, é 0,25 mW/m^2.

4.6 – Degradação dos Sensores

Conforme mencionado no item 3.10 foi investigado se a radiação na faixa de energia utilizada na mamografia altera propriedades piezoelétricas e piroelétricas dos sensores piroelétricos utilizados nos experimentos. Com este objetivo mediu-se a constante piezoelétrica e a constante piroelétrica *p*, antes e depois dos sensores terem sido submetidos à radiação. Os sensores foram submetidos a uma exposição de 140 R.

Efetuou-se 10 medições de d_{33} antes e após os sensores serem irradiados. As tabelas 4.27 e 4.28 mostram os valores médios a os desvios padrão.

Tabela 4.27 - Média da constante piezoelétrica antes de ser irradiada.

Sensores	Constante Piezoelétrica	Desvio padrão
PZ24	70,38	1,30
PZ24	68,23	1,13
PZ35	98,61	1,09
PZT5A	59,21	1,31
Niobato de Lítio	9,74	0,57
Tantalato de Lítio	21,33	0,83

Tabela 4.28 - Média da constante piezoelétrica depois de ser irradiada

Sensores	Constante Piezoelétrica	Desvio padrão
PZ24	70,95	1,33
PZ24	69,53	1,32
PZ35	99,53	0,97
PZT5A	59,36	1,25
Niobato de Lítio	9,68	0,35
Tantalato de Lítio	21,09	0,89

unesp

Comparando-se os resultados das Tabelas 4.27 e 4.28 pode-se notar que não houve variação significativa da constante piezoelétrica d_{33} dos sensores estudados.

Efetuou-se medições das constantes piroelétricas, antes e depois dos sensores serem submetidos à radiação. Os resultados obtidos são apresentados nas tabelas 4.29 a 4.34.

Tabela 4.29 – Constantes piroelétrica do sensor PZ24

Temperatura	Constante piroelétrica antes de ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)	Constante piroelétrica após ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)
300	0,50	0,50
305	3,50	3,50
310	4,00	4,00
320	4,32	4,25

Tabela 4.30 – Constantes piroelétrica do sensor PZ34

Temperatura	Constante piroelétrica antes de ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)	Constante piroelétrica após ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)
300	0,46	0,42
305	1,50	1,48
310	2,00	2,10
320	2,10	2,10

Tabela 4.31 – Constantes piroelétrica do sensor PZ35

Temperatura	Constante piroelétrica antes de ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)	Constante piroelétrica após ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)
300	0,20	0,18
305	0,72	0,72
310	0,90	0,90
320	0,94	0,94

Tabela 4.32 – Constates piroelétrica do sensor PZT5A

Temperatura	Constante piroelétrica antes de ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)	Constante piroelétrica após ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)
300	1,20	1,20
305	4,00	4,05
310	4,75	4,75
320	4,95	4,97

Tabela 4.33 – Constates piroelétrica do sensor de niobato de lítio

Temperatura	Constante piroelétrica antes de ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)	Constante piroelétrica após ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)
300	2,25	2,20
305	8,00	8,00
310	9,50	9,40
320	9,70	9,70

Tabela 4.34 – Constates piroelétrica do sensor de tantalato de lítio

Temperatura	Constante piroelétrica antes de ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)	Constante piroelétrica após ser irradiado ($10^{-4}C/m^2K$)
300	5,00	5,30
305	12,50	12,50
310	17,50	17,70
320	19,00	19,10

Comparando-se os resultados das Tabelas 4.29 e 4.34 pode-se notar que não houve variação significativa da constante piroelétrica *p* dos sensores estudados.

Capítulo 5 – Conclusões

Um instrumento constituído por um sensor piroelétrico, um conversor corrente-tensão de elevada sensibilidade, um microcontrolador, um mostrador de cristal líquido e um gabinete metálico foi implementado com o objetivo de medir a taxa de fluência de energia (intensidade) de radiação X na faixa de energia de mamografia (22 a 36 kVp). Foram testados seis sensores piroelétricos: zirconato titanato de chumbo, zirconato titanato de chumbo duro, metaniobato de chumbo, titanato de chumbo modificado, niobato de lítio e tantalato de lítio.

O instrumento apresentou resposta linear com a taxa de fluência de energia, conforme explicado pela teoria, e boa sensibilidade com todos os sensores avaliados. O tantalato de lítio foi o que apresentou a maior sensibilidade. Considerando uma relação entre sinal ruído igual a 5, com este sensor o instrumento pode medir uma taxa de fluência de energia de 0,25 mW/m^2.

O instrumento apresentou boa repetibilidade, com precisão superior a 98,9 % em todos os experimentos realizados, com os diversos sensores. Estes absorvem mais de 99,5 % da radiação incidente.

Os experimentos efetuados para se avaliar possíveis variações de características do material piroelétrico, evidenciou que não houve variação significativa no valor da constante piezoelétrica d_{33} e do coeficiente piroelétrico dos sensores.

Além das características mencionadas, o instrumento possui outras como pequeno tamanho, baixo custo, construção relativamente simples, fácil manuseio, que podem torná-lo muito útil no monitoramento da radiação produzida por equipamentos de mamografia.

Apêndice

Precisão

É a qualidade que caracteriza a capacidade de um instrumento de medida de dar a mesma leitura quando repetidamente se mede a mesma quantidade sob as mesmas condições (ambientais, do operador, etc), não importando a concordância ou discrepância entre o resultados e o valor medido.

$$\overline{X} = \frac{S_1 + S_2 + S_3 + \ldots + S_n}{n}$$

$$dp = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n} \left(S_j - \overline{X}\right)^2}{n}}$$

$$PE = 2dp$$

$$PE\% = \frac{PE}{\overline{X}} 100$$

$$P = 100\% - PE\%$$

sendo:

P: Precisão (%)

dp: desvio padrão

$\overline{X}$: média aritmética das medidas dos picos de tensão de saída (volts)

PE: provável erro

S_1, S_2, S_3, S_n: picos de tensão de saída medidos (volts)

Bibliografia

[1] Alter, A. J. – "Measurement of X Ray Intensity in Mammography by a Ferroeletric Dosimeter", PhD Thesis Prospectus, University of Wisconsin, Madison, 2000.

[2] Ta, Y. – "Action of Radiations on Pyroelectric Thermal Detector", J. Sci. Instrum., vol. 39, pp. 467-472, 1962.

[3] Hester, D. L., Glower, D. D. and Overton, L. J. – "Use of Ferroelectrics for Gamma-Ray Dosimetry", IEEE Trans. Nuc. Sci., vol NS-11, pp 145-154, 1964.

[4] Kremenchugskii, L. S. and Strakovskaya, R. Y. – "Using Pyroelectric Detectors for the Dosimetry of γ Pulsed γ Radiation", Instrum. Exp. Tech., vol 19, pp 813-819, 1976.

[5] Kremenchugskii, L. S., Strakovskaya, R. Y. and Dimoglo, G. A. – "Measurement of a Pulse of γ Radiation by Means of a Piroelectric Receiver", Instrum. Exp. Tech., vol 19, pp 1317-1319, 1976.

[6] Paula, M. H., Carvalho, A. A., Mascarenhas, S. and Zimmerman, R. L. – "A New Radiation Dosimeter Using a Pyroelectric Detector", Med. Phys., vol 11, pp 866-868, 1984.

[7] Beddar, A. S. and Higgins, P. D. – "Use of Ferroelectric-Crystal Detectors for Electron Dosimetry", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol 37, pp 26-29, 1990

[8] Cruvinel, P. E., Mascarenhas, S., Miranda, J. and Flocchini, R. G. – "The Use of a Perovskite Crystal as a Detector for Proton Beam Current", IEEE Transactions on Nuclear Science, vol 39, pp 25-28, 1992.

[9] Crestana, S. B., Mascarenhas, S., Geraldo, L. P. and Carvalho, A. A. – "A New Technique for Thermal Neutron Detection Using Pyroelectric Ceramics", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, vol A311, pp 558-562, 1992.

[10] Carvalho, A. A., Mascarenhas, S., Paula, M. H. and Cameron, J. R. – "Two Thermal Methods to Measure the Energy Fluence of a Brief Exposure of Diagnostic X-Rays", Med. Phys., vol 19, pp 575-577, 1992.

[11] Carvalho, A. A., Alter, A. J. – "Measurement of X-Ray Intensity in the Medical Diagnostic Range by a Ferroelectric Detector", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol 44, pp 1198-1203, 1997.

[12] Brewster, D. – "Observation of the Pyroelectricity of Minerals", Edinburgh J. Sci., vol 1, 1824.

[13] Nye, J. F. – "Physical Properties of Crystal", London, England, Oxford University Press, pp 78, 189, 1957.

[14] Ziel, A. van der – "Noise", Prentice-Hall, NJ: Englewood Cliffs, pp 409, 1954.

[15] Attix, F. H. – "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry", pp 3, J. Wiley & Sons, N. Y., 1986.

[16] Cameron, J. R. and Skofronick, J.G. – "Medical Physics", Madison, Wisconsin, Tallahasee, Florida, janeiro de 1978.

[17] Johns, H. E. and Cunninghan, J. R. – "The Physics of Radiology", 4ª edição, Charles C. Thomas, Springfield, 1983.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

[18] Romero, J. B. – "Medição de Intensidade de Raios X na Faixa de Mamografia", Dissertação de Mestrado, UNESP, Campus de Ilha Solteira, 2001.

cm 1 2 3 4 5 6 7 unesp 1 12 13 14 15 16 17 18

unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Ilha Solteira
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Av. Brasil Centro, 56
15385-000 Ilha Solteira - SP
www.dee.feis.unesp.br

