unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

ADO

Medição de Intensidade de Raio-X na Faixa de Mamografia com Detectores Piroelétricos

João Batista Romero

12100001269

269

Ilha Solteira - SP

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

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JULIO DE MESQUITA FILHO"
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

MEDIÇÃO DE INTENSIDADE DE RAIO-X NA FAIXA DE MAMOGRAFIA COM DETECTORES PIROELÉTRICOS

JOÃO BATISTA ROMERO

Proc. 071/2002-NRD 29

UNESP - "CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA" SERVIÇO TÉC. DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO	
DATA DE CHEGADA: 06.05.02	DATA DE TOMBO: 30.05.02
REGISTRADO POR: ailza	TOMBO: Te. 1269
AQUISIÇÃO: Doação Autor R$ 10,00	CLASSIFICAÇÃO: R763m

1210001269

Sup 199210
Sup 55453

3130006

Dissertação submetida à Universidade Estadual Paulista–UNESP, Campus de Ilha Solteira, para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

ILHA SOLTEIRA – SP, SETEMBRO DE 2.001

BCpIS - FEIS - UNESP

"Medição de Intensidade de Raio-X na Faixa de Mamografia com Detectores Piroelétricos"

João Batista Romero

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA – UNESP – COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA (ME).

Prof. Dr. Antonio Padilha Feltrin – Coordenador

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho - orientador

Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto

Prof. Dr. José Antonio Malmonge

Ilha Solteira – SP, setembro de 2001

BCpIS - FEIS - UNESP

À Mônica, Letícia e Julia,

Dedico

Aos meus pais, minha família
e amigos

Ofereço

BCpIS - FEIS - UNESP

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a Deus por ter me permitido atingir tão valoroso objetivo em minha vida e ao mesmo tempo pedir para que me guie de maneira que este trabalho possa reverter em benefício das pessoas.

A minha querida esposa Mônica, pelo constante estímulo e apoio, além da compreensão pelos muitos momentos de doação a este objetivo.

As minhas filhas Letícia e Julia, pela inspiração.

Aos meus pais, Theobaldo e Guiomar, que me acompanharam desde bem antes que tivesse escrito a minha primeira letra.

Aos meus irmãos, especialmente ao Marcello, pela confiança.

Ao professor Aparecido, por todos os ensinamentos, pela paciência e motivação. Por quem passei ter grande admiração.

Ao inseparável amigo Carlos Marçal, pela tolerância e lealdade.

Ao inestimável amigo Walter Bernardelli, pelo companheirismo e orientações nos momentos difíceis.

Ao brilhante amigo Marcos Nepomuceno, pela constante disposição em ajudar e pelo valoroso apoio.

Aos professores do curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica da FEIS, pela excelência e qualidade.

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

Ao professor Valdecir Polizelli pelo apoio na aplicação das ferramentas matemáticas.

Ao companheiro Israel Zagui Barijan, pela preciosa contribuição.

Ao Arlindo e a Fátima da secretaria da pós graduação pela dedicação com que sempre me atenderam.

A Faculdade de Engenharia da Fundação Educacional de Barretos, pelo uso dos laboratórios e instrumentos.

Ao povo brasileiro que com um pouco do trabalho de cada um possibilita a existência das Universidades Públicas, como a UNESP, onde tive o privilégio de estudar e elaborar este trabalho.

BCpIS - FEIS - UNESP

E, finalmente ao Paulo Jacintho, Rubens Migliore, Dna. Cirene Marin, Vilma da Física Médica, e tantos outros amigos que a sua maneira e muitas vezes até mesmo sem saber colaboraram para que eu mantivesse viva a perseverança.

RESUMO

Este trabalho descreve um detector piroelétrico para medidas da taxa de fluência de energia de pulsos (intensidade) de raios X. É descrita a resposta do detector na faixa de diagnóstico de mamografia através de medidas feitas para tempos de exposição diferentes, o circuito condicionador de sinal e a teoria baseada na análise nos modelos térmico e elétrico para explicar o sinal elétrico produzido a partir de um pulso de raios X. Este tipo de detector piroelétrico difere dos detectores típicos de radiação, como uma câmara de ionização, por ser uniformemente sensível a todo o espectro de radiação, responde também quase simultaneamente com alguma variação no fluxo de radiação e responde linearmente com a intensidade de radiação.

O detector piroelétrico consiste em um disco de Zirconato Titanato de Chumbo (PZT), de 13 mm de diâmetro e 1 mm de espessura alojado dentro de uma câmara especialmente desenvolvida. Todas as medidas foram feitas no Hospital da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, campus de Ribeirão Preto - Brasil, usando um equipamento de mamografia modelo Senographe 500T, com pulsos de raio X com duração de 0,4 e 1,6 segundos na faixa de diagnóstico de mamografia de 22 a 36 kVp. O circuito amplificador de sinal consiste em uma configuração utilizando o amplificador operacional OPA111 (Burr-Brown) com elevada impedância de entrada.

A resposta do detector para um pulso de radiação mostra uma relação linear entre o pico do sinal do detector e a taxa de fluência de energia (intensidade) do pulso de raios

X independente do kVp. O detector tem algumas características que o podem fazer útil em monitoramento de radiação de saída de unidades de raios X de diagnóstico de mamografia, incluindo pequeno tamanho, configuração em estado sólido, larga faixa dinâmica, baixo custo, simples construção e calibração relativamente estável.

unesp

ABSTRACT

In this work a pyroeletric detector is described for measuring the energy fluence rate (intensity) of x-ray pulses. The present work describes the response of this detector through the range of mamography diagnostic x-ray spectra, describes measurements made at variety of exposure times, describes a signal amplifier circuit and presents theoretical based upon thermal and electrical analysis model to explain the electrical signal produced by an x-ray pulse. This type of pyroeletric detector differs from typical radiation detectors such as an ionization chamber, in that it is uniformly sensitive to a wide spectrum of radiation, responds almost simultaneously with any change in radiative flux, and responds linearly with radiation intensity.

The pyroeletric detector consists of a lead zirconate titanate (PZT) disk, 13 mm diameter and 1 mm thick inside in a chamber especially developed. All measurements were made at Medicine School of São Paulo University Hospital - Ribeirão Preto - Brazil, using a mamography equipament model Senographe 500T, with 0,4 and 1,6 seconds x-ray pulses duration in the mamography diagnostic range from 22 to 36 kVp. The signal amplifier circuit consists in a configuration using the OPA111 (Burr-Brown) operational amplifier with very high input impedance.

The detector response to a radiation pulse shows linear relationship between the peak signal of the detector and the energy fluence rate (intensity) of x-ray pulse

independent of kVp. The detector has some features that might make it useful in monitoring the radiation output of mamography diagnostic x-ray units, including small size, solid station configuration, large dynamic range, inexpensive, simple to construct and relatively stable calibration.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1

Introdução 1

CAPÍTULO 2

Fundamentos Teóricos 5

2.1 – O Efeito piroelétrico 6

2.2 – O Material Piroelétrico 7

2.3 – O Detector Piroelétrico 9

2.4 – Resposta a uma fonte de radiação variável 14

2.4.1 – O Circuito Térmico 14

2.4.2 – O Circuito Elétrico 16

2.5 - Responsividade 19

2.5.1 – Responsividade de Tensão 19

2.5.2 – Responsividade de Corrente 20

2.6 – A Radiação X 21

2.6.1 – Interações da Radiação X com a Matéria 22

2.6.1.1 – Coeficientes de Atenuação 23

2.6.2 – Medida da Radiação Ionizante 26

2.6.2.1 – Fluência 26

2.6.2.2 – Fluência de Energia 26

2.6.2.3 – Taxa de Fluência de Energia ou Intensidade 27

2.6.2.4 – Exposição 27

2.6.2.5 – Relação entre Exposição e Fluência de Energia 27

2.7 – Resposta do Detector a um Pulso de Radiação 28

CAPÍTULO 3

Materiais e Métodos 33

3.1 – O Detector Piroelétrico e a Unidade Mamográfica 34

3.2 – Obtenção da Fluência de Energia 34

3.3 – A Câmara Piroelétrica 39

3.4 – O Circuito de Condicionamento de Sinais 42

3.5 – Determinação da Energia Absorvida pelo Detector 44

CAPÍTULO 4

Resultados e Discussão 46

4.1 – Tensão de Resposta da Câmara Piroelétrica 47

4.2 – Repetibilidade do Sinal de Tensão de Saída 54

4.3 – Determinação da Energia Absorvida pelo Detector 56

4.4 – Coeficiente Piezoelétrico d_{33} 56

4.5 – Relação entre a Taxa de Fluência de Energia e a Tensão de Saída da Câmara Piroelétrica 57

4.6 – Precisão das medições do pico de tensão de saída 60

CAPÍTULO 5

Conclusões 61

Apêndice A 63

REFERÊNCIAS 65

ÍNDICE DE FIGURAS

		Pg
2.1	Gráfico P x T	7
2.2	Configurações de detectores ferroelétricos	10
2.3	Detector piroelétrico	11
2.4	Diagrama esquemático do detector piroelétrico e circuito de condicionamento de sinais	11
2.5	Circuito de condicionamento de sinais utilizando transistor JFET	12
2.6	Circuito de condicionamento de sinais utilizando amplificador operacional	13
2.7	Circuito elétrico equivalente para o detector piroelétrico	16
2.8	Circuito equivalente do detector simples	19
3.1	Valor da camada semi-redutora e energia efetiva do feixe	37
3.2	Desenho do gabinete da câmara piroelétrica	40
3.3	Câmara piroelétrica	40
3.4	Câmara piroelétrica e detectores	41
3.5	Câmara piroelétrica vista de cima	41
3.6	Circuito de condicionamento de sinais no gabinete	42
3.7	Esquema elétrico do circuito de condicionamento de sinais	43
3.8	Chapa de chumbo	45
4.1	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, para exposição com janela de vidro na câmara piroelétrica	49
4.2	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 200 mA, 1,6 seg, para exposição com janela de vidro na câmara piroelétrica	49
4.3	Forma de onda da tensão de saída para 26 kVp, 400 mA, 0,4 seg, para exposição sem janela de vidro na câmara piroelétrica	50

4.4	Forma de onda da tensão de saída para 26 kVp, 200 mA, 1,6 seg, para exposição sem janela de vidro na câmara piroelétrica	50
4.5	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 200 mA, 1,25 seg	52
4.6	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 200 mA, 2,5 seg	52
4.7	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,2 seg	53
4.8	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg	53
4.9	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, com a câmara piroelétrica sem a janela de vidro	54
4.10	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, com a câmara piroelétrica sem a janela de vidro	55
4.11	Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, com a câmara piroelétrica sem a janela de vidro	55
4.12	Gráfico relacionando a Intensidade dos raios X e o pico de tensão de saída da câmara, com janela, para 22 a 32 kVp, com 400 mA e 34 e 36 kVp, com 300 mA	59

ÍNDICE DE TABELAS

		Pg
1.1	Comparações na faixa de diagnóstico	3
2.1	Materiais piroelétricos	8
2.2	Faixas de energia dos raios X	22
3.1	Espessura dos filtros e exposição à radiação	35
3.2	Funções de aproximação e camadas semi-redutoras	36
3.3	Camadas semi-redutoras e energias efetivas dos feixes	37
3.4	Energia efetiva do feixe de raios X e coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ para a faixa de 1 a 30 keV	38
3.5	Tensão no tubo, energia do feixe e coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$	38
3.6	Tensão no tubo, exposição e coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$	39
4.1	Pico de tensão de saída para a faixa de 22 a 36 kVp com janela de vidro na câmara piroelétrica	47
4.2	Pico de tensão de saída para a faixa de 22 a 36 kVp sem janela de vidro na câmara piroelétrica	48
4.3	Pico de tensão de saída para 30 kVp, 200 mA e diversos tempos de exposição	51
4.4	Pico de tensão de saída para 30 kVp, 400 mA e diversos tempos de exposição	51
4.5	Exposições e porcentual de absorção	56
4.6	Fluência de energia para a faixa de 22 a 36 kVp	57
4.7	Intensidade dos raios X e valores de pico de tensão de saída da câmara, com janela na , para a faixa de 22 a 36 kVp e corrente no tubo fixa	58
4.8	Precisão das medições do pico de tensão de saída da câmara para a configuração com janela	60

SIMBOLOGIA

φ	Fluência
Ψ	Fluência de energia
Φ	Taxa de fluência de energia (Intensidade)
R	Roentgen
HVL	Camada semi-redutora
P	Polarização elétrica
T	Temperatura
p	Coeficiente piroelétrico
ε	Constante dielétrica
ε_r	Constante dielétrica relativa
ε_0	Constante dielétrica do vácuo
G_T	Condutância térmica
G_R	Condutância térmica radiativa
η	Emissividade da superfície do detector
ω	Freqüência angular
c	Calor específico
m	Massa
A	Área das placas do detector
A_r	Área de superfície irradiada do detector
A_d	Área total do detector
ρ	Densidade do material
c^E	Calor específico volumétrico
b	Espessura do material
q	Carga elétrica

unesp

c_P	Capacitância do detector
R_P	Resistência elétrica do detector
i_p	Corrente piroelétrica
V	Tensão elétrica
v	Volume do detector
τ	Constante de tempo elétrica
σ	Constante de tempo térmica
R_v	Responsividade de tensão
R_i	Responsividade de corrente
μ	Coeficiente de atenuação linear
μ / ρ	Coeficiente de atenuação de massa
μ_{ab} / ρ	Coeficiente de absorção de energia de massa
E	Energia
h	Constante de Planck
ν	Freqüência da radiação
X	Exposição
C_T	Capacidade térmica

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Mamografia é o exame de alta dose de raios X mais comum ao qual se submetem milhões de mulheres a cada ano. O risco de 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 glandular e é expressa em Gray (J/Kg).

O termo MGD é atualmente aceito como medida padrão de dosimetria em mamografia.

O cálculo da dose glandular média (MGD) requer não simplesmente saber-se os valores de kVp e HVL do feixe, mas o conhecimento do anodo e do material do filtro, bem como a espessura da mama e a 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 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 é conveniente para um determinado paciente e qual a exposição aceitável.

Na faixa de diagnóstico de raios X, 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 pela camada semi-redutora (HVL). A energia incidente e a dose, em alguma cavidade, podem ser estimadas, com muita exatidão, a partir dos dados da exposição de entrada.

Isto não se aplica a faixa de mamografia onde as alternativas de fonte são diversas, tais como anodos de molibdênio e tungstênio e materiais de filtros como o molibdênio e o alumínio estão em uso. A demanda por novos sistemas digitais pode originar maior variedade de espectros de raios X para otimizar o desempenho das imagens.

Cálculos de doses oriundas de exposição são mais complexos em mamografia. Para se calcular a MGD deve-se conhecer o anodo, o filtro, o kVp, a HVL, a composição da mama e a sua espessura.

Três tabelas foram publicadas pelo Colégio Americano de Radiologia [1] para o 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% tecido glandular. Um detector, com resposta proporcional à energia do feixe de raios X, pode ser útil para simplificar a comparação dos vários espectros usados na mamografia, sem a necessidade de extensos detalhes e fatores de conversão.

unesp

A. A. Carvalho e A. J. Alter trabalhando na Universidade de Wisconsin-Madison estudaram a resposta de alguns detectores expostos a raios X, na faixa de 50 a 140 kVp . A resposta de um disco de zirconato titanato de chumbo (PZT), PKI 502 (Piezo Kinetics Inc, Bellefonte, USA), com 15 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, demonstrou ser linear com a taxa de fluência de energia para pulsos de raios X, com duração de 0,8 a 6 s [6]. Este trabalho apresenta um modelo teórico que explica a resposta produzida pelo detector piroelétrico.

A energia média dos fótons de raios X, na faixa de mamografia, é significativamente menor que no restante da faixa de diagnóstico conforme pode ser visto através da Tabela 1.1[1]. As medições foram realizadas para mAs constante (100) e a 75 cm do tubo.

Tabela 1.1 – Comparações na faixa de diagnóstico

	3ϕ Picker	Acoma Phoenix
kVp	80	25
Filtro	2.0 mm Be + 3.3 mm Al	1.0 Be + 30μ Mo
Ângulo do anodo	12°	11°
HVL (mm Al)	3.25	0.276
Corrente do tubo	100	100
mAs	100	100
Fluência de energia (mJ/cm^2)	0,178	0,00579
Taxa de fluência de energia (mW/cm^2)	0,178	0,00579
Pico de tensão de resposta p/ APC850 0.01"x ¾" diam.	111 mV	12mV

O objetivo deste trabalho foi estudar a resposta de um detector piroelétrico na faixa de mamografia (22 a 36 kVp). Verificou-se como esta resposta varia com a taxa de

unesp

fluência de energia. Foi necessário implementar um equipamento de elevada sensibilidade para se efetuar medições de intensidade de raios X nesta faixa.

Estudou-se também o efeito da radiação X no coeficiente piezoelétrico d_{33} do detector, após o mesmo ter sido exposto à radiação X, produzida por um mamógrafo, por um período prolongado. Se o valor de d_{33} sofrer uma variação significativa há um indicativo de degradação de algumas propriedades do detector após sua exposição a radiação.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo inicialmente é abordado o efeito piroelétrico e os principais materiais piroelétricos. A seguir é apresentado o circuito equivalente de um detector piroelétrico, e são deduzidas as equações que relacionam a tensão elétrica produzida pelo detector com a potência da radiação incidente, para radiação modulada periodicamente e pulsada. A última parte do capítulo apresenta alguns conceitos básicos sobre a interação da radiação com a matéria e as principais grandezas utilizadas para a medição de radiação ionizante.

2.1 - O EFEITO PIROELÉTRICO

Os efeitos elétricos em certos materiais naturais são observados desde a antiguidade. Os gregos há quase dois mil anos, maravilhavam-se ante as propriedades do âmbar e, na busca intensa de explicações para os fenômenos estranhos. Um efeito bastante curioso residia no fato de que a turmalina, quando exposta a uma variação de temperatura, parecia responder eletricamente, isto é, tornava-se espontaneamente polarizada. Este efeito foi batizado como efeito piroelétrico, por B.Brewster, em 1824, [11].

Certos cristais quando submetidos a uma certa variação de temperatura experimentam uma reorganização de seus portadores de carga, isto é, apresentam uma variação na sua polarização elétrica. Para que isto aconteça é necessário que o cristal tenha um eixo polar de simetria (anisotropia do cristal). Das 21 classes de cristais não-centrosimétricos cristalográficos, dez possuem essa característica [13]. A relação entre a variação da polarização ΔP com a variação de temperatura ΔT, de um material, é o seu coeficiente piroelétrico $\boldsymbol{p}$.

$$p = \Delta P / \Delta T \quad => p = \delta P / \delta T \tag{2.1}$$

Esta relação é mostrada pela Figura 2.1.

Existem dois tipos de materiais piroelétricos, os lineares e os ferroelétricos. Para os primeiros a direção de polarização não pode ser invertida, enquanto que para os ferroelétricos a direção de polarização pode ser invertida, pela aplicação de um campo elétrico apropriado, e o valor da polarização reduzido a zero em uma determinada temperatura, denominada Temperatura de Curie (Tc).

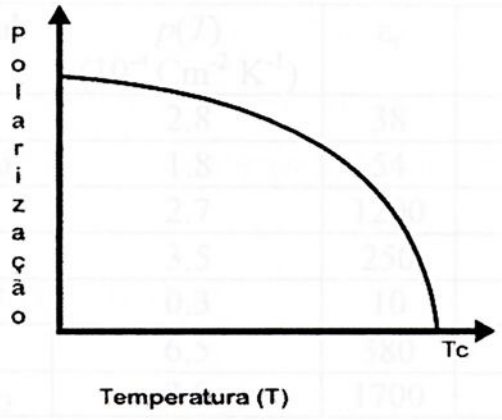


Figura 2.1 - Gráfico *P* x *T*.

Como exemplo de materiais piroelétricos lineares, podemos citar a turmalina, o sulfato de lítio e o sulfeto de cádmio. Entre os ferroelétricos tem-se o tantalato de lítio, o niobato de bário estrôncio (SBN), o sulfato de triglicina (TGS), o titanato de bário, o zirconato titanato de chumbo (PZT), o fluoreto de polivinilideno (PVDF), entre outros.

Através do efeito piroelétrico pode-se detectar radiações eletromagnéticas, pois, estas quando incidem em um material piroelétrico, provocam um aquecimento do mesmo e uma mudança de sua polarização, devido à variação da temperatura. A variação da polarização pode ser medida utilizando-se circuitos eletrônicos adequados.

2.2 - O MATERIAL PIROELÉTRICO

A Tabela 2.1, mostra o coeficiente piroelétrico, [$p(T)$], a constante dielétrica (ε) e a temperatura de Curie (Tc), para alguns materiais piroelétricos.

Tabela 2.1 - Materiais piroelétricos

Material	$p(T)$ (10^{-4} Cm^{-2} K^{-1})	ε_r	Tc (°C)
TGS	2.8	38	49
TaO_3Li	1.8	54	620
PZT	2.7	1200	365
PZ	3.5	250	200
PVDF	0.3	10	>100
SBN	6.5	380	116
$BaTiO_3$	2.0	1700	120

A maior vantagem da cerâmica sobre os cristais é a relativa facilidade de produzir grandes blocos através da técnica de prensagem a quente. Esses blocos podem ser cortados, lapidados e polidos, não necessitando orientar a polarização durante o processo de fabricação, pois se pode polarizar na direção desejada através da aplicação de um campo elétrico conveniente a temperaturas elevadas. Uma importante vantagem do zirconato de chumbo é que sua condutividade elétrica pode ser controlada com pequenas modificações na composição, sem alterar muito as outras propriedades. É possível obter resistividades de 10^9 Ωm a 10^{11} Ωm.

Os dispositivos piroelétricos são sensíveis a taxa de mudança de temperatura e não a mudança de temperatura, propriamente, como ocorrem em outros tipos de detectores térmicos.

Outra característica dos dispositivos piroelétricos é que, sendo o elemento piroelétrico essencialmente uma capacitância pura (como será visto a frente), a carga gerada devido à variação de temperatura somente escoará muito lentamente.

Assim eles possuem uma capacidade de armazenamento que pode ser usada para reter ou integrar eventos variáveis muito rapidamente.

O advento do detector piroelétrico barato possibilitou uma significativa expansão da aplicação de sistemas detectores de radiação, nos últimos 5 a 10 anos. Técnicas mais aperfeiçoadas para fabricação de materiais piroelétricos continuam sendo desenvolvidas. Processos modernos possibilitam a produção de um grande número de elementos individuais (1.000 a 100.000) e o correspondente processamento do sinal eletrônico.

2.3 - O DETECTOR PIROELÉTRICO

Um detector piroelétrico é essencialmente um capacitor no qual o dielétrico é um material piroelétrico, devidamente polarizado e orientado, tal que uma variação na temperatura do elemento produzirá uma carga no capacitor, quando em circuito aberto (Figura 2.2).

Se um circuito externo for conectado fluirá uma corrente que será proporcional à taxa de variação da carga, que será proporcional a taxa de variação de temperatura do elemento. Assim a mesma face do elemento é usada para a superfície receptora e placa do capacitor (configuração de eletrodo face), conforme figura 2.2a. Na Figura 2.2b, o eixo de orientação situa-se no plano da superfície receptora de forma que as placas do capacitor (as quais devem ser normais ao eixo) são colocadas ao longo das extremidades do elemento (configuração de eletrodo extremidade).

A principal diferença entre as duas configurações são suas impedâncias elétricas. Dadas as mesmas dimensões, como na Figura 2.2, a relação entre as capacitâncias das configurações eletrodo extremidade Ce e eletrodo face Cf é dada por:

$$Ce / Cf = d^2 / b^2 \qquad (2.2)$$

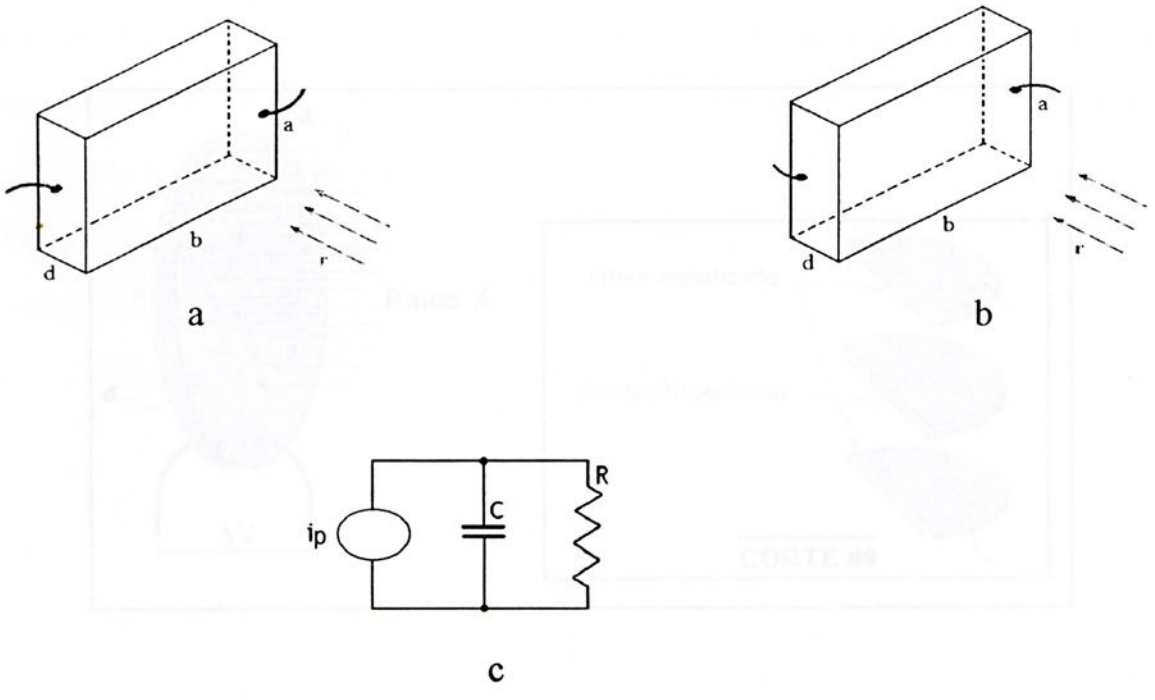


Figura 2.2 – Configurações de detectores ferroelétricos.

A Figura 2.2c mostra o circuito elétrico equivalente.

A Figura 2.3 ilustra um detector piroelétrico em forma de disco, na configuração eletrodo face, que é a configuração empregada neste trabalho. A polarização do elemento é realizada aquecendo-o acima da temperatura de Curie, aplicando um campo elétrico com direção perpendicular à superfície dos eletrodos e deixando o material resfriar até a temperatura ambiente, mantendo-se o campo elétrico aplicado.

A variação na polarização aparece na forma de uma carga no capacitor formado pelo detector com seus dois eletrodos. Geralmente esta carga é da ordem de de 10^{-16} C em uma capacitância da ordem de 10 pF.

Como a polarização interna é compensada com cargas superficiais em ambas as faces, só haverá detecção de carga quando houver variação na intensidade da radiação

incidente, ou seja, um detector piroelétrico só pode ser utilizado para radiação modulada periodicamente ou pulsada.

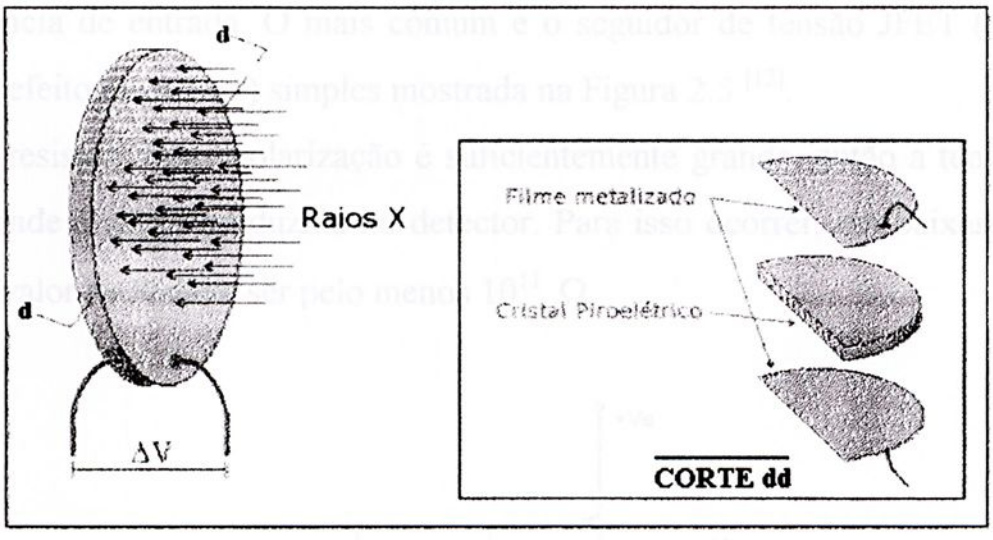


Figura 2.3 - Detector piroelétrico.

A Figura 2.4 ilustra o diagrama de blocos de um detector piroelétrico e seu circuito amplificador.

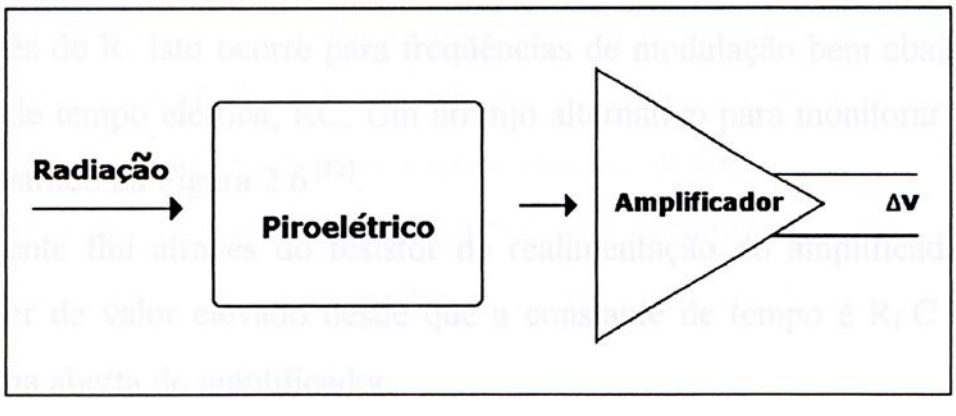


Figura 2.4 - Diagrama esquemático do detector piroelétrico e circuito de condicionamento de sinais.

O sinal de saída do amplificador não depende somente da intensidade da radiação incidente, mas também do ruído presente, devido à flutuação da temperatura.

Como a carga detectada é muito pequena, é necessário utilizar amplificadores de alta impedância de entrada. O mais comum é o seguidor de tensão JFET (transistor de junção com efeito de campo) simples mostrada na Figura 2.5 [12].

Se o resistor R de polarização é suficientemente grande, então a tensão de saída V_o corresponde a carga produzida no detector. Para isso ocorrer, em baixas freqüências (~ 1 Hz), o valor de R deve ser pelo menos 10^{11} Ω.

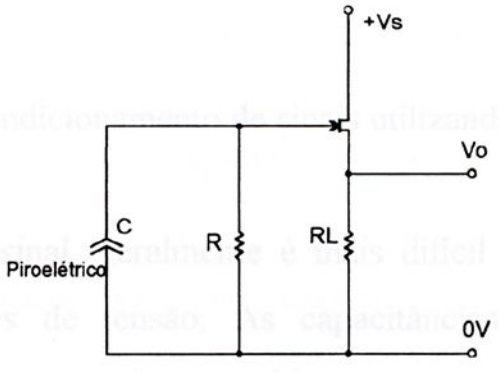


Figura 2.5 – Circuito de condicionamento de sinais utilizando transistor JFET.

Se o resistor for pequeno, V_o será proporcional à corrente gerada pelo detector e que flui através de R. Isto ocorre para freqüências de modulação bem abaixo do inverso da constante de tempo elétrica, RC. Um arranjo alternativo para monitorar a corrente do detector é mostrado na Figura 2.6 [12].

A corrente flui através do resistor de realimentação do amplificador (R_f) que agora pode ser de valor elevado desde que a constante de tempo é $R_f C$ dividido pelo ganho de malha aberta do amplificador.

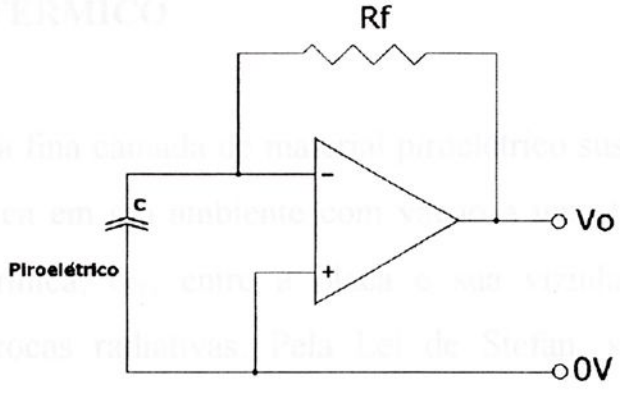


Figura 2.6 – Circuito de condicionamento de sinais utilizando amplificador operacional.

Devido ao ruído do sinal, geralmente é mais difícil produzir amplificadores de corrente que amplificadores de tensão. As capacitâncias presentes no resistor de realimentação (R_f) também se constituem problemas para se obter uma boa resposta, nas freqüências desejadas.

Como discutido anteriormente, o detector piroelétrico somente responde a variações de temperatura e, portanto, somente detecta variações na potência da radiação incidente. Se esta for constante é necessário a utilização de um modulador mecânico ("chopper") para variar periodicamente a intensidade da radiação.

Para se avaliar o desempenho do detector suas características térmicas e elétricas devem ser consideradas e deve-se analisar o circuito equivalente térmico e elétrico do detector.

2.4 – RESPOSTA A UMA FONTE DE RADIAÇÃO VARIÁVEL

2.4.1 - O CIRCUITO TÉRMICO

Considerando uma fina camada de material piroelétrico sustentado por suportes de baixa condutância térmica em um ambiente com vácuo a uma temperatura constante T (°K), a condutância térmica, G_T, entre a placa e sua vizinhança será determinada, primordialmente, por trocas radiativas. Pela Lei de Stefan, se a placa está a uma temperatura $T+\Delta T$, o fluxo de calor da placa para sua vizinhança é dado por:

$$P_R = G_R \Delta T \tag{2.3}$$

onde G_R, é a condutância radiativa, a qual para uma área unitária é:

$$G_R = 4\eta\sigma T^3 \tag{2.4}$$

Sendo η a emissividade da superfície do detector e σ a constante de Stefan.

A emissividade da superfície é dada por:

$$\eta = \frac{\text{potência absorvida}}{\text{potência incidente}} \tag{2.5}$$

Para uma radiação modulada a uma freqüência angular ω incidente sobre o detector a potência do feixe pode ser expressa como:

$$P = P_o + P_\omega e^{j\omega t} \tag{2.6}$$

Sendo c o calor específico e m a massa, da calorimetria temos que:

$$\frac{dQ}{dt} = m\, c\, \frac{d}{dt} \Delta T \tag{2.7}$$

a partir das equações (2.5) e (2.6) temos que a parcela da potência incidente absorvida pelo detector é dada por:

$$P_{abs} = \eta\, (P_o + P_\omega e^{j\omega t}) \tag{2.8}$$

A potência térmica absorvida pelo detector é igual à somatória da potência térmica que o aquece, dada pela equação (2.7), e da potência térmica irradiada para a vizinhança, que a partir da expressão (2.3) é dada por:

$$P_{RA} = G_R\, A\, \Delta T \tag{2.9}$$

sendo A a área das placas do detector.

Igualando a expressão (2.8) ao resultado da soma de (2.7) e (2.9), tem-se:

$$\eta\, (P_o + P_\omega e^{j\omega t}) = m\, c\, \frac{d}{dt} \Delta T + G_R\, A\, \Delta T \tag{2.10}$$

sendo ρ a densidade do material. O calor específico volumétrico c^E será dado por:

$$c^E = \rho\, c \tag{2.11}$$

Isolando ΔT na equação (2.10), obtem-se a variação de temperatura do detector, sendo b a espessura do material:

$$\Delta T = \frac{\eta P_\omega}{c^E b A} \frac{\sigma}{(1+j\omega\sigma)} e^{j\omega t} \qquad (2.12)$$

Calculando-se ΔT, a carga piroelétrica, gerada na superfície do detector pode ser obtida.

2.4.2 - O CIRCUITO ELÉTRICO

A Figura 2.7 representa o circuito elétrico equivalente para o detector.

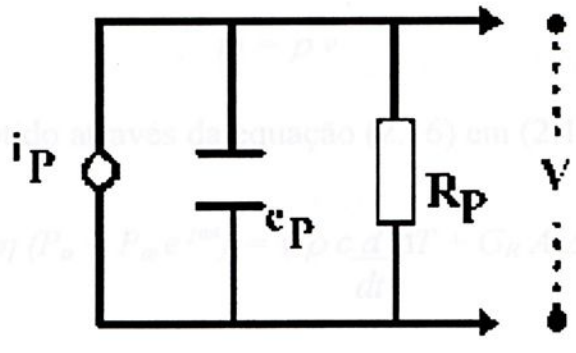


Figura 2.7 - Circuito elétrico equivalente para o detector piroelétrico.

Sendo P a polarização e q a carga elétrica do detector, tem-se:

$$\Delta P = \frac{\Delta q}{A} \qquad (2.13)$$

Isolando Δq e expressando ΔP em função do coeficiente piroelétrico e da variação da temperatura, conforme (2.1), tem-se a variação de carga elétrica produzida pela variação da temperatura no detector:

$$\Delta q = p\, \Delta T\, A \tag{2.14}$$

Equacionando o circuito elétrico da Figura 2.7, onde c_P e R_P representam, respectivamente, a capacitância e a resistência elétrica do detector, e i_p a corrente piroelétrica, tem-se:

$$i_p = c_P \frac{d}{dt} V + \frac{1}{R_P} V \tag{2.15}$$

Sendo v o volume do detector tem-se que:

$$m = \rho\, v \tag{2.16}$$

Substituindo m, obtido através da equação (2.16) em (2.10), tem-se:

$$\eta\,(P_o + P_\omega e^{j\omega t}) = v\, \rho\, c \frac{d}{dt} \Delta T + G_R\, A\, \Delta T \tag{2.17}$$

Expressando o volume v em termos de área A e espessura b do detector, sabendo ser $\rho\, c$ o calor específico volumétrico, obtido da equação (2.11), e aplicando na equação (2.17), tem-se que:

$$\eta\,(P_o + P_\omega e^{j\omega t}) = c^{E}\, A\, b \frac{d}{dt} \Delta T + G_R\, A\, \Delta T \tag{2.18}$$

Fazendo uma analogia entre as equações (2.15) e (2.18) obtem-se a capacitância e a resistência elétrica do detector relacionadas às suas dimensões e grandezas térmicas, conforme segue:

$$c_P = c^E A\, b \tag{2.19}$$

$$R_P = \frac{1}{G_R A} \tag{2.20}$$

A diferença ΔV de potencial elétrico produzida no detector em termos da capacitância e carga elétrica é:

$$\Delta V = \frac{\Delta q}{c_P} \tag{2.21}$$

A capacitância do detector pode ser expressa, conforme abaixo, em termos de suas características elétricas e geométricas, sendo ε_0 e ε_r as constantes dielétricas do vácuo e relativa do material, respectivamente:

$$c_P = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{b} \tag{2.22}$$

Substituindo Δq e c_P na equação (2.21) obtidos de (2.14) e (2.22) respectivamente, tem-se:

$$\Delta V = \frac{p\, b}{\varepsilon_r \varepsilon_0} \Delta T \tag{2.23}$$

Substituindo ΔT na equação (2.23) obtido de (2.12) e sendo $\tau = R_P c_P$, tem-se:

$$\Delta V = \frac{\eta p \tau}{(\varepsilon_r \varepsilon_0 c^E A)\ (1 + j\omega\tau)} (e^{j\omega t} P_\omega) \tag{2.24}$$

O valor eficaz da tensão será:

$$V_{EF} = \frac{\eta p \tau}{(\varepsilon_r \varepsilon_0 c^E A)} (1 + \omega^2 \tau^2)^{-1/2} P_{\omega EF} \tag{2.25}$$

2.5 - **RESPONSIVIDADE**

A responsividade ou sensibilidade é definida como a relação entre o sinal gerado pelo detector (corrente ou tensão) e a potência da radiação incidente, quando se expõe o detector a uma radiação que é modulada a uma freqüência angular ω. Se o detector é conectado a um amplificador de alta impedância, como o mostrado na Figura 2.6, o sinal observado é igual à tensão produzida pela carga q. O detector pode ser representado como um capacitor c, um gerador de corrente i e uma resistência em paralelo $1/G_e$, conforme ilustrado na Figura 2.8.

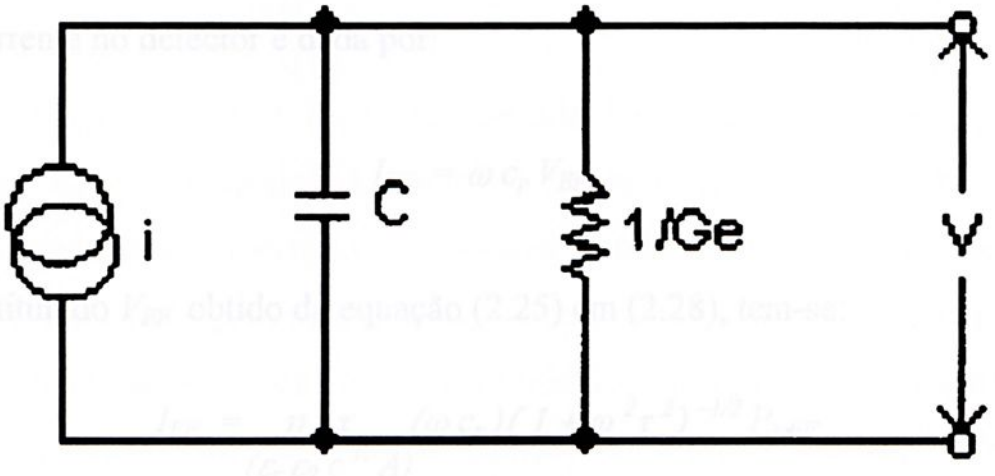


Figura 2.8 - Circuito equivalente do detector simples.

2.5.1 - **Responsividade de tensão (R_V)**

A responsividade de tensão é definida como:

$$R_V = V_{EF} / P_{\omega EF} \qquad (2.26)$$

Substituindo V_{EF} obtido da equação (2.25) em (2.26) obtem-se a equação da responsividade de tensão:

$$R_V = \frac{\eta p \tau}{(\varepsilon_r \varepsilon_0 c^E A)} (1 + \omega^2 \tau^2)^{-1/2} \quad \text{[volts/watts]} \qquad (2.27)$$

A relação ($p/\varepsilon_r c^E$) é denominada índice de mérito do detector. Terá maior responsividade o detector com maior índice de mérito

2.5.2- **Responsividade de corrente** (R_i)

A corrente no detector é dada por:

$$I_{EF} = \omega c_p V_{EF} \qquad (2.28)$$

Substituindo V_{EF} obtido da equação (2.25) em (2.28), tem-se:

$$I_{EF} = \frac{\eta p \tau}{(\varepsilon_r \varepsilon_0 c^E A)} (\omega c_p)(1 + \omega^2 \tau^2)^{-1/2} P_{\omega EF} \qquad (2.29)$$

Substituindo c_p obtido da equação (2.22) em (2.29), tem-se:

$$I_{EF} = \frac{\eta p \tau \omega}{C^E b} (1 + \omega^2 \tau^2)^{-1/2} P_{\omega EF} \qquad (2.30)$$

A responsividade de corrente é definida como:

$$R_i = I_{EF} / P_{\omega EF} \qquad (2.31)$$

unesp

Substituindo I_{EF} obtido na equação (2.30) em (2.31), a responsividade de corrente será:

$$R_i = \frac{\eta p \tau \omega}{c^E b} (1 + \omega^2 \tau^2)^{-1/2} \quad \text{[amperes/watts]} \qquad (2.32)$$

2.6 - 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, elétrons rápidos, nêutrons e partículas pesadas com carga, como prótons, dêuterons, partículas α, etc...

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 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 peça de vidro que se encontrava a pequena distância do tubo. Este brilho persistia mesmo quando entre o tubo e a peça de vidro 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.

Roentgen também 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.

Atualmente as faixas de energia dos raios X são definidas de acordo com a tensão do tubo, da seguinte maneira [2]:

Tabela 2.2 – Faixas de energia dos raios X

0,1 - 20 kV	Raios X 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 - 1 MV	Raios X de energia intermediária
acima de 1 MV	Raios X de megavoltagem

2.6.1 – 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 poder 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".

2.6.1.1 – Coeficientes de atenuação

Considerando-se um feixe de raios X paralelo, constituído de um grande número de fótons N_o, incidindo perpendicularmente à face plana de um material. Um fóton de raios X ou será completamente absorvido em uma única interação ou passará incólume através da placa, sem alteração de sua energia ou direção.

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:

$$dN = -\mu N\, dx \quad \Rightarrow \quad \frac{dN}{N} = -\mu\, dx \tag{2.33}$$

Resolvendo a equação (2.33), obtém-se N_t, o número de partículas transmitidas, após o feixe atravessar a espessura x.

$$N_t = N_o\, e^{-\mu x} \tag{2.34}$$

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 $N_t = 0{,}5\, N_o$ na equação (2.34), tem-se:

$$\mathrm{HVL} = \frac{0{,}693}{\mu} \tag{2.35}$$

Denomina-se de secundária à radiação que sofreu uma interação de qualquer espécie.

unesp

A expressão (2.34) considera um feixe constituído por partículas sem carga, que são absorvidas sem produzirem radiação espalhada ou radiação secundária.

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 da espessura do material é maior que aquele constituído apenas por radiação primária, não espalhada, sendo este número igual ao obtido pela equação (2.34) 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 é geralmente obtido experimentalmente.

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 [4].

Quando um fóton com energia

$$E = h\nu \tag{2.36}$$

sendo h a constante de Planck e ν a freqüência da radiação, interage com um absorvedor, parte de sua energia é transferida para um elétron e o restante constituirá a radiação espalhada. Por outro lado o elétron em movimento poderá perder sua energia por colisão no material ou produzindo "bremsstrahlung".

Após muitas interações, pode-se calcular a energia média transferida do fóton para um elétron, em cada interação, $\mathbf{E}_{tr}$, sendo que $\mathbf{E}_{ab}$, será a energia média absorvida por um

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

elétron em cada interação. Denominando de $\mathbf{E}_{sl}$ a anergia média perdida por "bremsstrahlung", tem-se:

$$\mathbf{E}_{tr} = \mathbf{E}_{ab} + \mathbf{E}_{sl} \tag{2.37}$$

Se um feixe de fótons atinge a espessura *dx* de um material, o número de interações que ocorre nesta espessura vem da equação (2.33) conforme segue:

$$N_{int} = \mu N\, dx \tag{2.38}$$

Se a energia média transferida em cada interação for $\mathbf{E}_{tr}$, a energia transferida para o material, na espessura *dx* será:

$$E_{transf} = N_{int}\, \mathbf{E}_{tr} \tag{2.39}$$

Substituindo na equação (2.39) o valor de N_{int} obtido de (2.38), tem-se:

$$E_{transf} = \mu\, \mathbf{E}_{tr} N\, dx \tag{2.40}$$

A partir da equação (2.40), segue que:

$$E_{transf} = \frac{\mu\, \mathbf{E}_{tr} N\, h\nu\, dx}{h\nu} \tag{2.41}$$

Denomina-se $(\mu\, \mathbf{E}_{tr} \,/\, h\nu)$ de coeficiente linear de transferência de energia. Analogamente pode-se definir um coeficiente linear de absorção de energia como:

$$\mu_{ab} = \mu\, \frac{\mathbf{E}_{ab}}{h\nu} \tag{2.42}$$

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.

2.6.2 – MEDIDA DA RADIAÇÃO IONIZANTE

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU) [3] definiu diversas grandezas para quantificar a radiação ionizante. A seguir são descritas algumas das mais importantes.

2.6.2.1 – 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, defini-se fluência ou fluência de fótons, φ, a relação entre dN e da,

$$\varphi = \frac{dN}{da} \quad [\mathrm{m}^{-2}] \tag{2.43}$$

2.6.2.2 – Fluência de energia (Ψ)

Seja $Nh\nu$ 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 $dN\,h\nu$ e da.

$$\Psi = \frac{dN\,h\nu}{da} \quad [\mathrm{J.\,m}^{-2}] \tag{2.44}$$

2.6.2.3 – Taxa de fluência de energia ou Intensidade (Φ)

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

$$\Phi = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d}{dt}\frac{dN h\nu}{da} \qquad [\text{J. m}^{-2}\text{ .s}^{-1}] \tag{2.45}$$

2.6.2.4 – Exposição (X)

É definida somente para raios X e para raios γ. Foi definida pelo (ICRU) [5] como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \qquad [\text{C.Kg}^{-1}] \tag{2.46}$$

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 Roentgen (R), sendo que:

$$1\text{ R} = 2{,}58.10^{-4}\text{ C/Kg} \tag{2.47}$$

2.6.2.5 – Relação entre exposição e fluência de energia

Para estabelecer-se o relacionamento entre a fluência de energia, Ψ, através de uma área unitária e a exposição X, em um ponto P, situado no centro desta área, se faz necessário, primeiramente, saber-se o valor de **W**, que é a energia média gasta em um gás para a formação de um par de íons. O valor de **W** 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 a uma absorção de energia pelo ar de:

$$2{,}58.10^{-4}\ \frac{C}{Kg}\ .\ 33{,}85\ \frac{J}{C} = 8{,}73.10^{-3}\ \ J/Kg \text{ de ar} \qquad (2.48)$$

Se a exposição for X, no ponto P, a energia absorvida será:

$$X\ .\ 8{,}73.10^{-3}\ \frac{J}{Kg\ .R} \qquad (2.49)$$

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

$$E = \Psi(\mu_{ab}/\rho)_{ar} \qquad (2.50)$$

Igualando a energia absorvida dada por (2.49) a equação (2.50), e isolando a fluência Ψ, tem-se:

$$\Psi = X\ .\ \frac{8{,}73.10^{-3}}{(\mu_{ab}/\rho)_{ar}} \qquad [\ J/m^2\ ] \qquad (2.51)$$

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

2.7 – RESPOSTA DO DETECTOR A UM PULSO DE RADIAÇÃO

Sendo Ψ a fluência da energia aplicada ao material piroelétrico do detector exposto a um pulso de raios X e A_r a área da superfície irradiada do detector, a energia aplicada E no detector será:

$$E = \eta A_r \Psi \tag{2.52}$$

Diferenciando a equação (2.52) obtem-se dE/dt que determina a potência aplicada no sistema,

$$\frac{dE}{dt} = \eta A_r \frac{d\Psi}{dt} \tag{2.53}$$

Portanto, de (2.53), tem-se a equação abaixo, onde Φ é a taxa de fluência de energia ou intensidade da radiação incidente,

$$\frac{dE}{dt} = \eta A_r \Phi \tag{2.54}$$

Essencialmente toda a energia depositada será quase instantaneamente convertida em calor, resultando em um incremento na temperatura do material do detector. Se esta quantidade de calor, ΔH, é pequena, resultará em um incremento de temperatura ΔT, portanto temos:

$$\Delta H = C_T \Delta T \tag{2.55}$$

onde C_T é a capacidade térmica do cristal, sendo o produto do volume do cristal, densidade do substrato, ρ, e capacidade de calor específico, c, do material piroelétrico a pressão constante. Diferenciando a expressão acima com relação ao tempo, obtem-se a expressão (2.56):

$$\frac{d\Delta H}{dt} = C_T \frac{d\Delta T}{dt} \tag{2.56}$$

O uso mais comum de cristais piroelétricos envolve detecção de luz e infravermelho onde a maior parte da radiação é depositada dentro ou próximo da superfície do detector. Raios X são muito mais penetrantes e depositam energia por todo o cristal. Conseqüentemente, o processo de condução de calor através do cristal não será considerado e a temperatura do cristal é assumida ser incrementada de ΔT.

Para raios X na faixa de mamografia, o incremento na temperatura será de fato pequeno.

Porque ΔT representa uma pequena elevação sobre as circunvizinhanças do detector, o qual tem efetivamente capacidade térmica infinita a temperatura uniforme T, a sua perda de energia para as circunvizinhanças será:

$$\Delta W = G_T \Delta T \tag{2.57}$$

onde G_T representa a condutância térmica do acoplamento entre o cristal e o ambiente (radiativa, propagante e condutiva)

A potência térmica absorvida pelo detector é igual à somatória da potência térmica que o aquece, dada por (2.56), e da potência térmica irradiada para a vizinhança dada por (2.57). Portanto, assumindo não haver mudanças químicas, pela primeira lei da termodinâmica, a energia que entra no sistema menos a perdida deve produzir uma variação de temperatura. Combinando as expressões (2.54), (2.56) e (2.57), temos:

$$C_T \frac{d\Delta T}{dt} + G_T \Delta T = \eta A_r \Phi \tag{2.58}$$

de onde ΔT pode ser determinado.

Considerando um pulso de radiação [$\Phi(t) = 0$ se $t < 0$ e $\Phi(t) = \Phi_0$ se $t > 0$, com a condição limite $\Delta T = 0$ para $t = 0$], a solução da equação (2.58) é:

$$\Delta T = \frac{\eta \Phi_o A_r}{G_T} [1 - e^{-t/\sigma}] \quad (2.59)$$

Onde $\sigma = C_T / G_T$ é a constante térmica do detector.

Se o detector piroelétrico for representado por uma capacitância c_p em paralelo com o resistor de fuga R_p, conforme a Figura 2.7, a variação de carga, nos eletrodos, é equivalente a corrente piroelétrica gerada.

A carga que flui no sistema é descrita por:

$$C \frac{dV}{dt} + \frac{V}{R} = i_p \quad (2.60)$$

onde i_p é a corrente piroelétrica gerada, sendo C a capacitância total e R a resistência total, consideradas em paralelo as capacitâncias e resistências do detector e do amplificador.

Uma variação ΔT na temperatura produz uma polarização elétrica dada por ΔP.

Considerando-se que $\Delta P = \Delta q / A_d$, onde Δq é a variação de carga elétrica e A_d a área total do detector, a partir da equação (2.14), tem-se que:

$$\frac{\Delta q}{A_d} = p \Delta T \quad (2.61)$$

Diferenciando a equação (2.61) com relação ao tempo, segue que:

$$i_p = p A_d \frac{d\Delta T}{dt} \quad (2.62)$$

Substituindo as equações (2.59) e (2.60) em (2.62), tem-se:

$$C \frac{dV}{dt} + \frac{V}{R} = \frac{p \eta \Phi_o A_d A_r}{C_T} e^{-t/\sigma} \quad (2.63)$$

Considerando a condição limite $V = 0$ para $t = 0$, o resultado da expressão para o pico do sinal de saída do detector é similar ao obtido por Simhony and Shaulov [6], para o infravermelho. Para um detector com constante térmica (σ) e elétrica (τ) diferentes tem-se:

$$V(t) = K\,\Phi_0 \frac{e^{-t/\sigma} - e^{-t/\tau}}{\frac{1}{\sigma} - \frac{1}{\tau}} \qquad (2.64)$$

onde $K = p\,A_d A_r\,\eta / C\,C_T$ e $\tau = RC$

Desprezando a capacitância de entrada do amplificador, $C \sim c_p$, e aplicando a definição de capacitância ($C = \varepsilon A_d / b$), sendo ε a constante dielétrica, tem-se:

$$K = \frac{p\eta A_r}{\varepsilon \rho c A_d} \qquad (2.65)$$

Quanto maior o valor de K maior será o valor da amplitude do sinal para uma dada exposição, o fator (A_r / A_d), a fração irradiada da superfície do cristal, pode ser maximizado, porém obviamente nunca excederá a unidade. A fração de energia absorvida pelo cristal e convertida em calor, η, dependerá da espessura e densidade do cristal, tanto quanto a seção transversal fotoelétrica do material piroelétrico a qual é proporcional ao cubo do número atômico efetivo [4]. Finalmente o fator $p/\varepsilon \rho c$, envolve características próprias do piroelétrico e representa uma figura de mérito de um material em particular.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, inicialmente é apresentado o detector piroelétrico utilizado e descritos os equipamentos da unidade mamográfica onde foram coletados os dados. A seguir é relatado como foram efetuadas as medições de exposição do detector à radiação X, e a obtenção da sua energia efetiva e do coeficiente de absorção de energia de massa do ar, para posterior cálculo da fluência de energia dos raios X para a faixa de mamografia de 22 a 36 kVp. Finalmente é detalhado o detector piroelétrico, sendo abordados aspectos construtivos e detalhes da câmara piroelétrica, além da apresentação do circuito de condicionamento de sinais e suas características.

3.1 – O DETECTOR PIROELÉTRICO E A UNIDADE MAMOGRÁFICA

Foi utilizado um detector piroelétrico de 13 mm de diâmetro e 1mm de espessura de Zirconato Titanato de Chumbo (PZT) modelo APC 810 (Piezo Kinetics, Bellefonte USA).

Todas as medições foram efetuadas utilizando-se um equipamento de raios X tipo mamógrafo modelo Senographe 500 T com filtro de alumínio, no Serviço de Física Médica do Hospital da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Campus de Ribeirão Preto - SP.

Manteve-se a mesma configuração de montagem. Entre o tubo e a câmara piroelétrica foi instalado um colimador constituído por uma chapa de chumbo de 120 x 95 mm, de espessura 1 mm e com orifício central com diâmetro de 13 mm. A distância do tubo de raios X ao detector foi de 20 cm. As formas de onda de saída do detector foram registradas por um osciloscópio Tektronix, modelo TDS 340A.

3.2 – OBTENÇÃO DA FLUÊNCIA DE ENERGIA

Para a obtenção da fluência de energia para cada valor de tensão e corrente no tubo foi utilizada a equação (2.51) e para tanto se fez necessário a obtenção da exposição X e o coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$. As medições de exposição foram realizadas com uma câmara de ionização Radcal, modelo 10X5-6, de 6 cm^3, acoplada a um eletrômetro modelo Radcal 9015, para diversas espessuras de filtro, para cada kVp, conforme mostra a Tabela 3.1.

A seguir foram relacionados graficamente os valores das espessuras de cada filtro, em mm com os das exposições em mili Roentgen, (mR) para cada tensão do tubo, e por ajuste de curvas foram obtidas as expressões matemáticas de cada uma das curvas, possibilitando assim o cálculo com a máxima aproximação possível do valor da camada

semi-redutora (HVL), visando posterior obtenção da energia efetiva do feixe. Aplicando matematicamente o ajuste de curvas aos resultados obtidos através de um "software" matemático[10], especialmente desenvolvido, puderam ser obtidas as funções de aproximação que relacionam o valor da camada semi-redutora e a exposição.

Tabela 3.1 – Espessura dos filtros (mm Al) e exposição à radiação (mR)

36 kVp - 300 mA		34 kVp - 300 mA		32 kVp - 400 mA		30 kVp - 400 mA	
mm Al	mR	mm Al	mR	mm Al	mR	mm Al	mR
0,00	1688,0	0,00	1470,0	0,00	824,0	0,00	672,8
0,30	1118,0	0,30	972,4	0,30	525,3	0,30	408,2
0,50	908,3	0,38	895,1	0,38	496,6	0,38	396,6
0,80	636,4	0,50	778,9	0,50	426,9	0,50	339,5
***	***	0,68	628,0	0,68	328,9	0,68	258,6

28 kVp - 400 mA		26 kVp - 400 mA		24 kVp - 400 mA		22 kVp - 400 mA	
mm Al	mR	mm Al	mR	mm Al	mR	mm Al	mR
0,00	535,4	0,00	406,9	0,00	294,2	0,00	206,0
0,30	325,0	0,30	236,6	0,30	167,2	0,30	109,5
0,38	301,9	0,38	224,4	0,38	154,8	0,38	98,79
0,50	260,5	0,50	190,4	0,50	125,6	***	***
0,68	189,2	***	***	***	***	***	***

Os resultados do processo de ajuste de curvas que relaciona o valor da camada semi-redutora com a exposição, apresentaram coeficientes de determinação bastante próximos da unidade, indicando que os resultados que foram obtidos com as expressões das curvas aproximadas tendem a exprimir os valores reais. O menor coeficiente de determinação obtido foi 0,984 para 26 kVp.

As funções das curvas aproximadas, bem como os valores das camadas semi-redutoras obtidas a partir das mesmas são mostrados na Tabela 3.2, onde X representa a exposição e e o valor da camada semi-redutora.

unesp

Tabela 3.2 – Funções de aproximação e camadas semi-redutoras

Tensão no Tubo (kVp)	Exposição X (mR) (50% da exposição sem filtro)	Função de Aproximação	Camada Semi Redutora e (mm)
36	844,0	$X = 1657{,}4\ e^{-1{,}2e}$	0,56
34	735,0	$X = 1447{,}2\ e^{-1{,}25e}$	0,54
32	412,0	$X = 814\ e^{-1{,}33e}$	0,51
30	336,4	$X = 657{,}9\ e^{-1{,}37e}$	0,49
28	267,7	$X = 530\ e^{-1{,}5e}$	0,46
26	203,5	$X = 398{,}1\ e^{-1{,}53e}$	0,44
24	147,1	$X = 290{,}5\ e^{-1{,}7e}$	0,40
22	103,0	$X = 204{,}7\ e^{-1{,}98e}$	0,35

A partir dos valores das camadas semi-redutoras, foi obtido através do gráfico [7] da Figura 3.1 a energia efetiva do raio, em keV, para cada valor de kVp, com a corrente do tubo fixa, sendo os resultados mostrados na tabela 3.3.

Conhecida a energia efetiva do feixe de raios X para cada tensão no tubo, passou-se a obtenção do coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$.

A partir da Tabela 3.4 [4], que relaciona valores do coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ e energia efetiva do feixe de raios X, na faixa de 1 a 30 keV, aplicou-se o método de ajuste de curvas [6], e foi obtida a função matemática de aproximação abaixo que relaciona os valores dos coeficientes $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ e os valores de energia efetiva, E, dos feixes de raios X, sendo o coeficiente de determinação igual a 0,999.

$$(\mu_{ab}/\rho)_{ar} = 438.79\ (E)^{-3{,}005} \qquad (3.1)$$

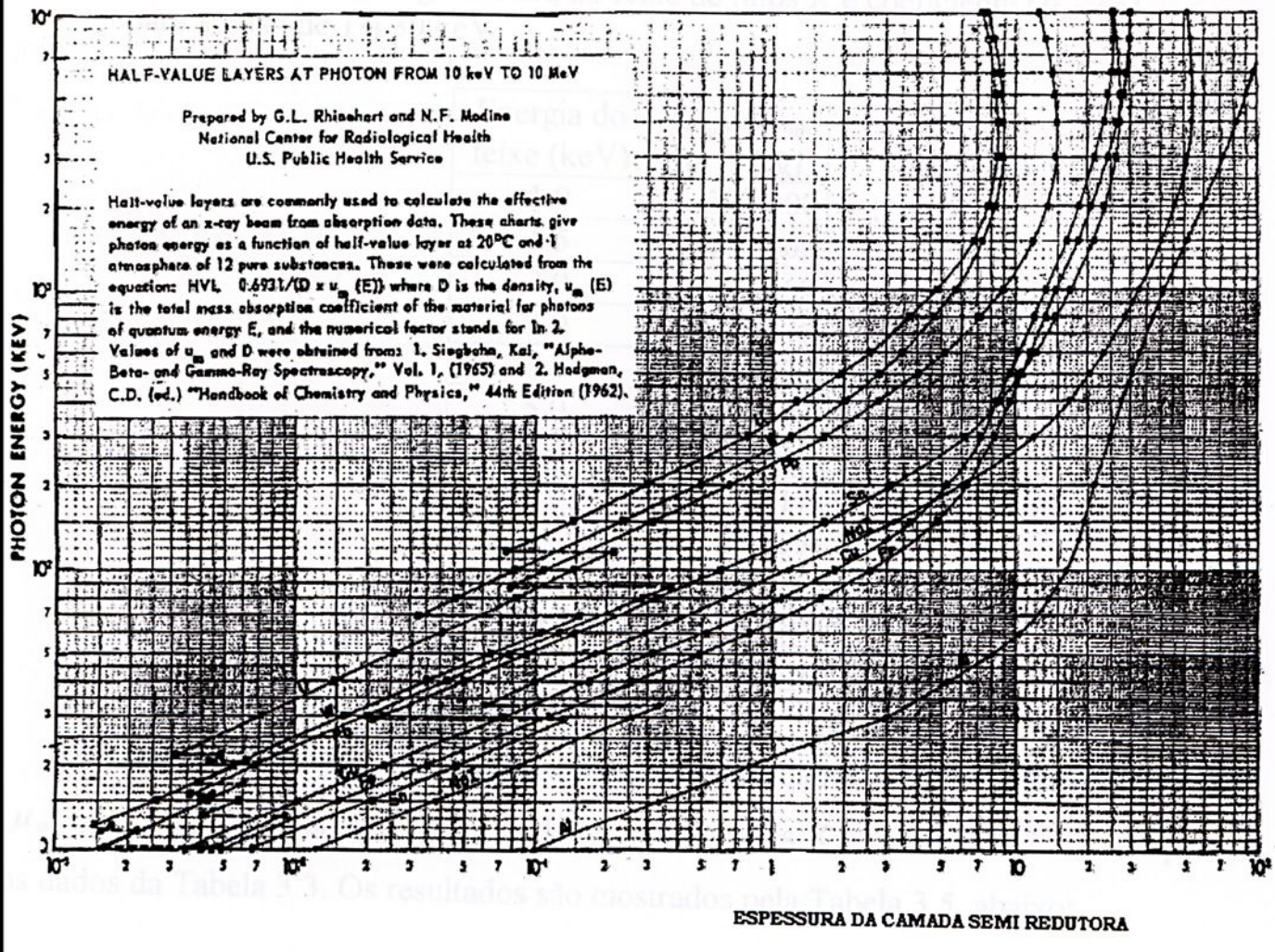


Figura 3.1 [7] – Valor da camada semi-redutora e energia efetiva do feixe.

Tabela 3.3 – Camadas semi-redutoras e energias efetivas dos feixes

Tensão no Tubo (kVp)	Corrente no Tubo (mA)	Camada Semi Redutora (mm)	Energia do feixe (keV)
36	300	0,56	15,0
34	300	0,54	14,6
32	400	0,51	14,0
30	400	0,49	13,5
28	400	0,46	13,1
26	400	0,44	12,5
24	400	0,40	12,0
22	400	0,35	11,2

Tabela 3.4 [4] – Energia efetiva do feixe de raios X e coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ para a faixa de 1 a 30 keV

Energia do feixe (keV)	$(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ (m^2 / Kg)
1.0	367,200
1.5	122,600
2.0	54,260
3.0	16,470
4.0	7,728
5.0	3,932
6.0	2,247
8.0	0,917
10.0	0,453
15.0	0,124
20.0	0,049
30.0	0,014

A seguir, utilizando a equação (3.1), foram calculados os valores dos coeficientes $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ para os valores de energia, dos feixes de raios X na faixa de 22 a 36 kVp com os dados da Tabela 3.3. Os resultados são mostrados pela Tabela 3.5, abaixo:

Tabela 3.5 – Tensão no tubo, energia do feixe e coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$

Tensão no Tubo (kVp)	Energia do feixe (keV)	$(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ (m^2 / Kg)
36	15,0	0,128
34	14,6	0,139
32	14,0	0,158
30	13,5	0,176
28	13,1	0,193
26	12,5	0,222
24	12,0	0,251
22	11,2	0,309

Finalmente, a Tabela 3.6 abaixo, mostra os valores de exposição X e do coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$, para cada valor de tensão do tubo, necessários para o cálculo da fluência de energia.

Tabela 3.6 – Tensão no tubo, exposição e coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$

Tensão no Tubo (kVp)	Exposição X (mR)	$(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ (m^2 / kg)
36	844,0	0,128
34	735,0	0,139
32	412,0	0,158
30	336,4	0,176
28	267,7	0,193
26	203,5	0,222
24	147,1	0,251
22	103,0	0,309

3.3 – A CÂMARA PIROELÉTRICA

A câmara piroelétrica é constituída por um dispositivo de acondicionamento do detector, um circuito de condicionamento de sinais e gabinete. A câmara foi construída utilizando-se uma base cilíndrica de metal chumbo-cobre a qual é fixada por rosca a uma parte superior de alumínio que possui uma janela de vidro transparente com diâmetro de 25 mm e espessura 0,5 mm, ficando fixado entre as partes o detector piroelétrico com cada face conectada eletricamente a cada parte, conforme mostra o desenho da Figura 3.2.

A base cilíndrica por sua vez é fixada a tampa do gabinete metálico que abriga o circuito de condicionamento de sinais, como mostra a Figura 3.3.

A Figura 3.4 mostra a câmara piroelétrica e a direita alguns detectores piroelétricos, sendo todos PZT.

A figura 3.5 mostra a câmara piroelétrica vista de cima com um detector colocado em posição.

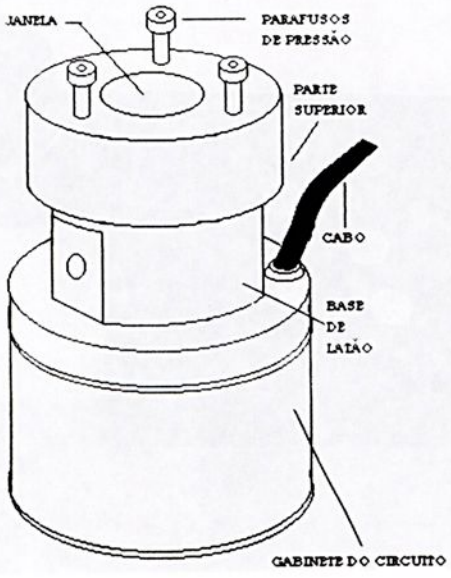


Figura 3.2 – Desenho do gabinete da câmara piroelétrica.

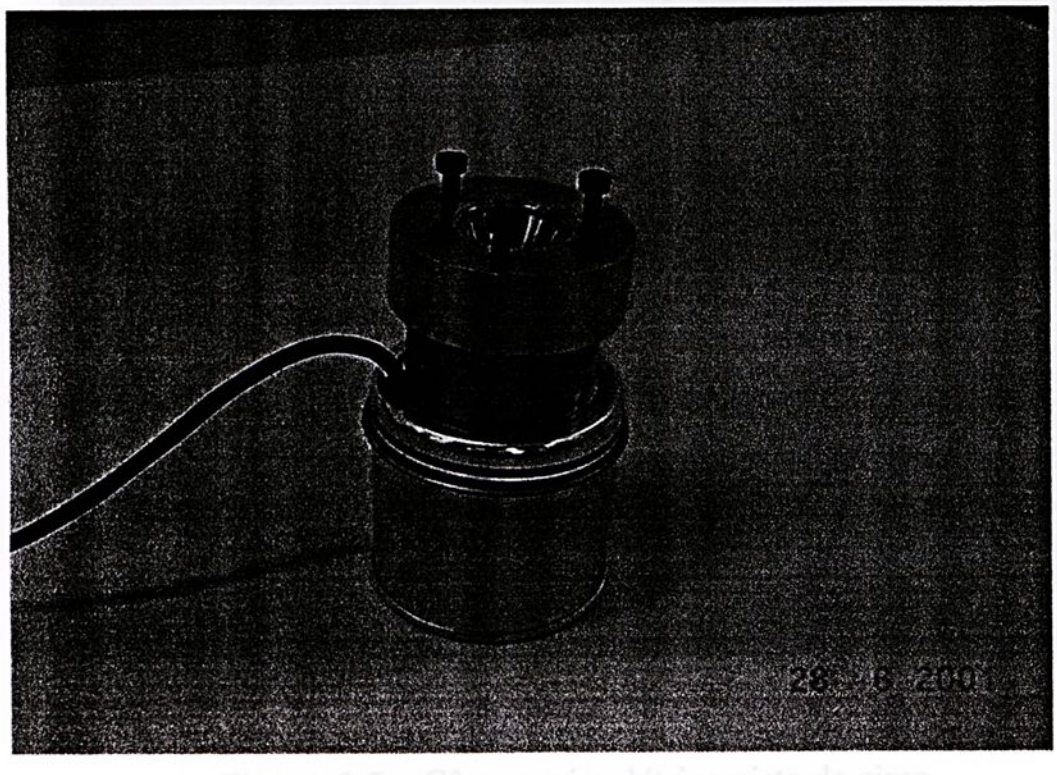


Figura 3.3 – Câmara piroelétrica.

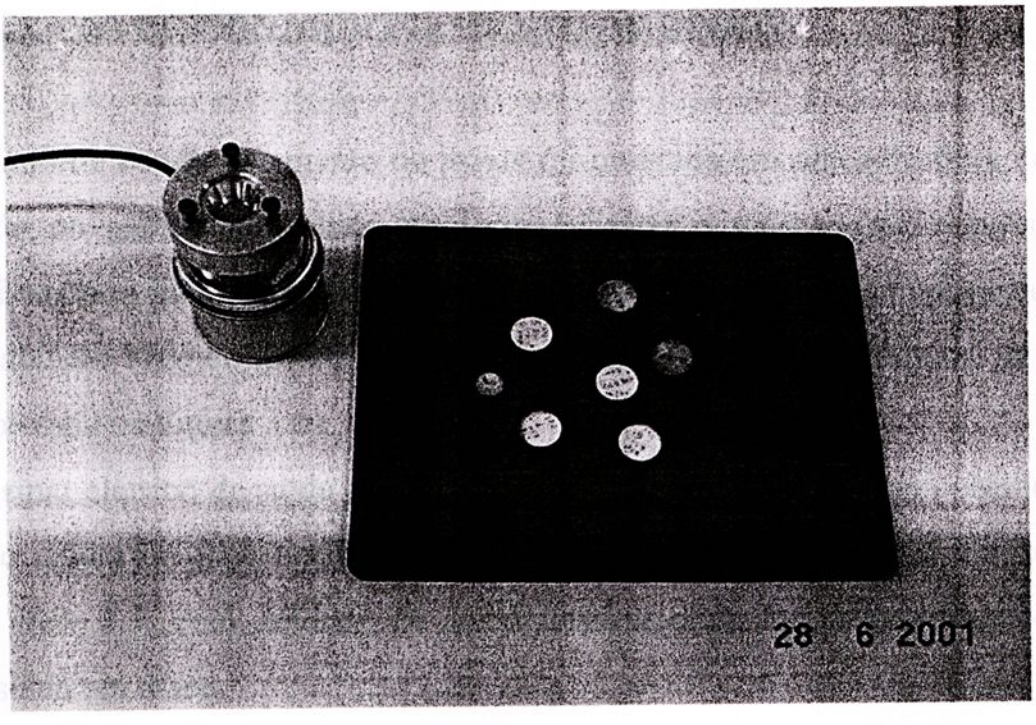


Figura 3.4 – Câmara piroelétrica e detectores.

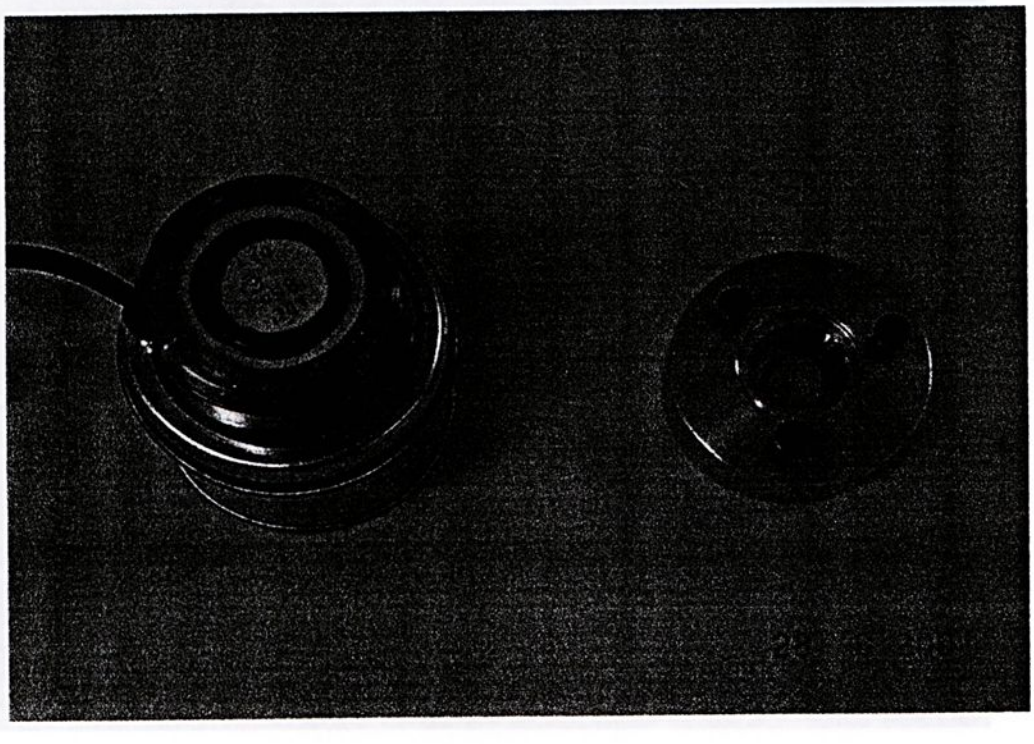


Figura 3.5 – Câmara piroelétrica vista de cima.

3.4 – O CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS

O circuito de condicionamento de sinais foi montado em placa de fibra de vidro, acondicionado no gabinete metálico de forma a estar o mais próximo possível do detector e alimentado independentemente por duas baterias de 9 volts também alocadas no mesmo gabinete visando minimizar a susceptibilidade a ruídos elétricos. A foto do circuito é mostrada na Figura 3.6 .

O sinal elétrico de saída do circuito é aplicado a um cabo com conector BNC para conexão direta ao instrumento de medição, que neste caso foi o Osciloscópio descrito no item 3.1, com unidade de disco flexível onde foram gravados os sinais elétricos de saída em disco.



Figura 3.6 – Circuito de condicionamento de sinais no gabinete.

O circuito de condicionamento de sinais seguiu uma configuração de conversor corrente- tensão de alta sensibilidade [8], conforme exposto na Figura 3.7, a seguir.

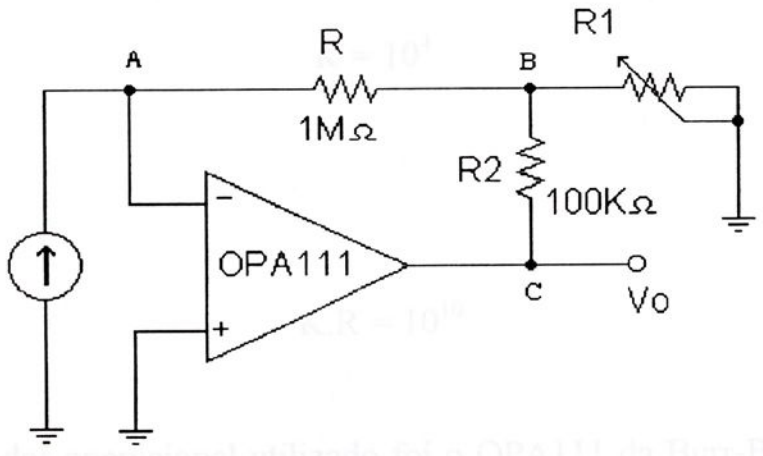


Figura 3.7 – Esquema elétrico do circuito de condicionamento de sinais.

A fonte de corrente indicada na Figura 3.7 representa o detector piroelétrico. Somando as correntes no nó B, tem-se:

$$(- V_B / R) - (V_B / R_1) + (Vo - V_B) / R_2 = 0 \qquad (3.2)$$

Sendo i_P a corrente do detector, temos que $V_B = - R\, i_P$. Logo eliminando V_B segue que:

$$Vo = - K. R. i_P \qquad (3.3)$$

$$K = 1 + \frac{R_2}{R_1} + \frac{R_2}{R} \qquad (3.4)$$

Fazendo o valor de R_1 igual a 10 Ω e considerando os demais valores de resistências utilizados no circuito, tem-se :

$$K = 10^4 \tag{3.5}$$

Portanto:

$$K.R = 10^{10} \tag{3.6}$$

O amplificador operacional utilizado foi o OPA111 da Burr-Brown [9], que possue características importantes para este tipo de aplicação, como elevada impedância de entrada (10^{14} Ω), baixo ruído e excelente performance em aplicações críticas de instrumentação como neste caso em que o sinal elétrico produzido pelo detector na faixa de mamografia possue amplitude bastante reduzida.

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.

3.5 – DETERMINAÇÃO DA ENERGIA ABSORVIDA PELO DETECTOR

Visando avaliar quanto da energia incidente no detector foi efetivamente absorvida, foram efetuadas medições utilizando-se a câmara de ionização citada e uma chapa de chumbo de 120 x 95 mm, espessura 1 mm e com um orifício central de diâmetro 12,5 mm, conforme Figura 3.8.

Inicialmente, com a chapa posicionada a 20 cm do tubo, mediu-se a exposição à radiação com a câmara de ionização localizada na parte posterior da chapa, ou seja, na parte oposta aquela que recebeu a radiação, com o orifício completamente aberto. Foram

efetuadas cinco leituras para 36, 30 e 22 kVp e obtidas as médias aritméticas dos resultados de exposição para cada tensão. A seguir as medições foram repetidas da mesma forma com o detector fixado na chapa e obstruindo completamente o orifício. Foram obtidas as médias aritméticas dos resultados para posterior avaliação da absorção da energia incidente, pelo detector, comparando-se os resultados de exposição com e sem o detector posicionado no orifício da chapa de chumbo.

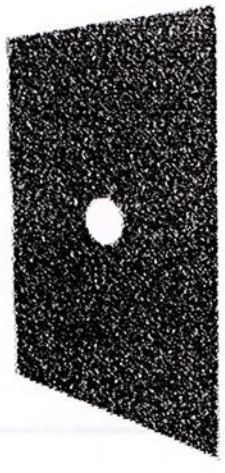


Figura 3.8 – Chapa de chumbo.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, são apresentados os resultados e suas discussões relacionados às medições de raios X, na faixa de mamografia, de 22 a 36 kVp, efetuados pela câmara com detector piroelétrico. Utilizou-se uma câmara de ionização para medir-se a exposição da radiação X, visando calcular-se a energia efetiva dos feixes para cada kVp do tubo e, utilizando-se relações conhecidas, calculou-se a intensidade da radiação. Foram efetuados experimentos para determinar se a radiação X produzia alguma alteração no coeficiente piezoelétrico d_{33} do detector.

4.1 – TENSÃO DE RESPOSTA DA CÂMARA PIROELÉTRICA

Utilizando o detector piroelétrico citado no item 3.1, de 13 mm de diâmetro e 1mm de espessura, de Zirconato Titanato de Chumbo (PZT), modelo APC 810 (Piezo Kinetics Inc, Bellefonte PA USA) e variando-se o valor da tensão no tubo do mamógrafo de 22 a 36 kVp, o tempo de exposição (seg) e a corrente no tubo (mA) do mamógrafo, registrou-se com um osciloscópio digital, descrito no item 3.1, os pulsos elétricos produzidos pela câmara piroelétrica.

As medições foram efetuadas com a câmara piroelétrica com e sem a janela de vidro, sendo os resultados mostrados pelas Tabelas 4.1 e 4.2, respectivamente.

Tabela 4.1 – Pico de tensão de saída para a faixa de 22 a 36 kVp, com janela de vidro na câmara piroelétrica

Tensão no tubo (kVp)	Corrente no tubo (mA)	Pico de tensão (V)	Tempo de exposição (seg)
36	300	2,96	0,53
36	150	1,49	2,13
34	300	2,35	0,53
34	150	1,15	2,13
32	400	1,55	0,40
32	200	0,79	1,60
30	400	1,22	0,40
30	200	0,64	1,60
28	400	0,80	0,40
28	200	0,43	1,60
26	400	0,54	0,40
26	200	0,28	1,60
24	400	0,39	0,40
24	200	0,17	1,60
22	400	0,20	0,40
22	200	0,11	1,60

unesp

Tabela 4.2 – Pico de tensão de saída para a faixa de 22 a 36 kVp, sem a janela de vidro na câmara piroelétrica

Tensão no tubo (kVp)	Corrente no tubo (mA)	Pico de tensão (V)	Tempo de exposição (seg)
36	300	6,80	0,53
36	150	3,50	2,13
34	300	5,84	0,53
34	150	3,00	2,13
32	400	5,68	0,40
32	200	2,90	1,60
30	400	4,48	0,40
30	200	2,29	1,60
28	400	3,84	0,40
28	200	2,00	1,60
26	400	3,04	0,40
26	200	1,50	1,60
24	400	2,40	0,40
24	200	1,20	1,60
22	400	1,24	0,40
22	200	0,65	1,60

Foram efetuadas cinco medições da tensão de saída da câmara piroelétrica para cada valor de tensão no tubo, corrente e tempo de exposição, sendo tomada como medida final a média aritmética das cinco medições.

Para as tensões de 36 e 34 kVp, o equipamento utilizado não disponibilizou as correntes de 400 e 200 mA, sendo utilizadas as correntes de 300 e 150 mA.

De forma a ilustrar os resultados obtidos, algumas formas de onda da tensão de saída do circuito de condicionamento de sinais, para cada valor de kVp, tempo de exposição e corrente no tubo são mostradas nas Figuras 4.1 a 4.4.

unesp

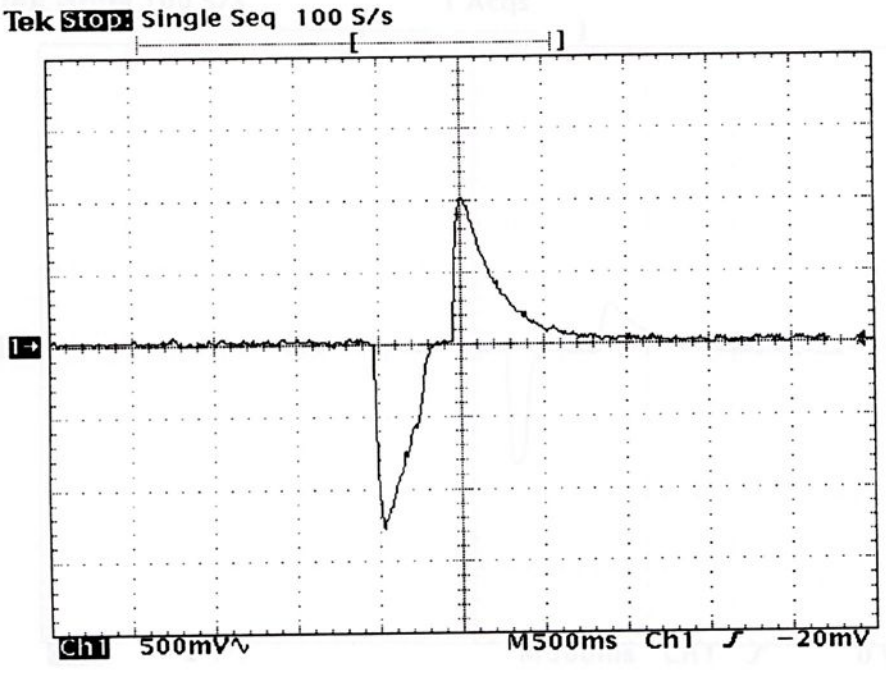


Figura 4.1 – Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, para exposição com janela de vidro na câmara piroelétrica.

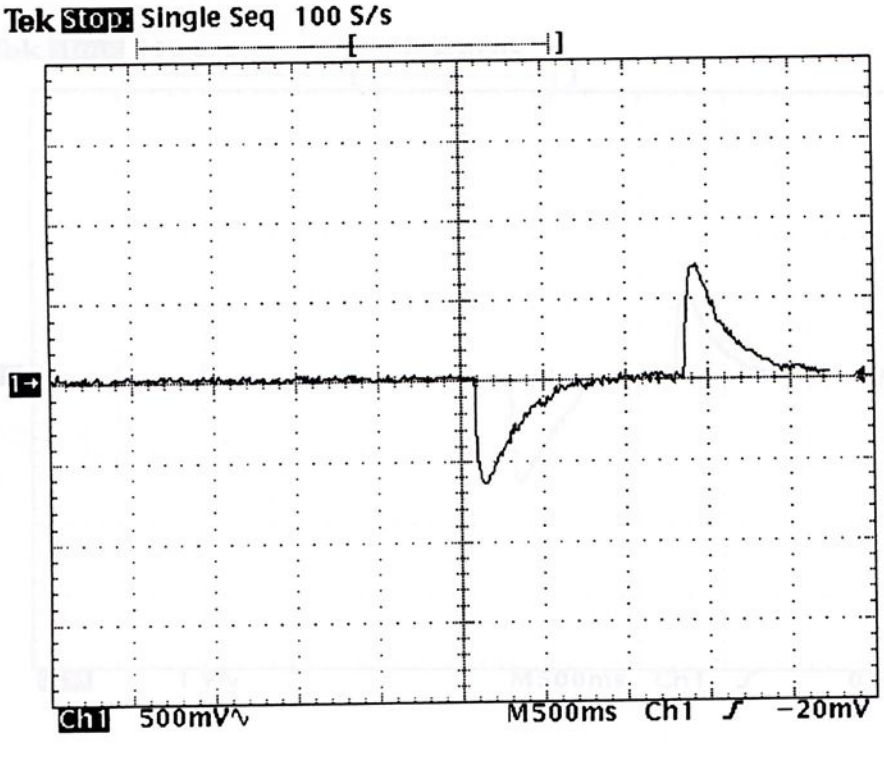


Figura 4.2 – Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 200 mA, 1,6 seg, para exposição com janela de vidro na câmara piroelétrica.

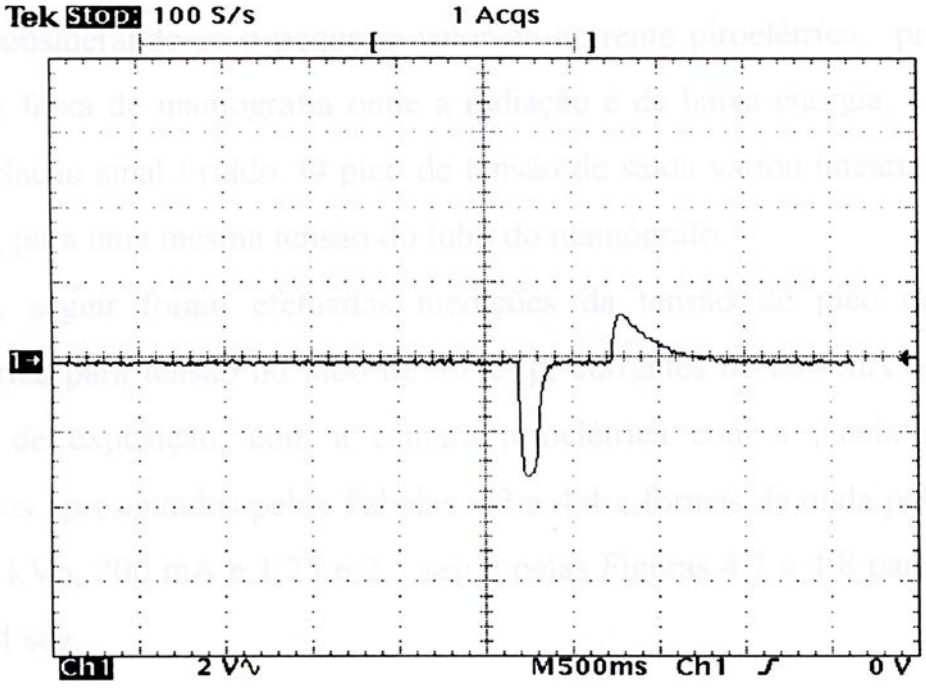


Figura 4.3 – Forma de onda da tensão de saída para 26 kVp, 400 mA, 0,4 seg, para exposição sem janela de vidro na câmara piroelétrica.

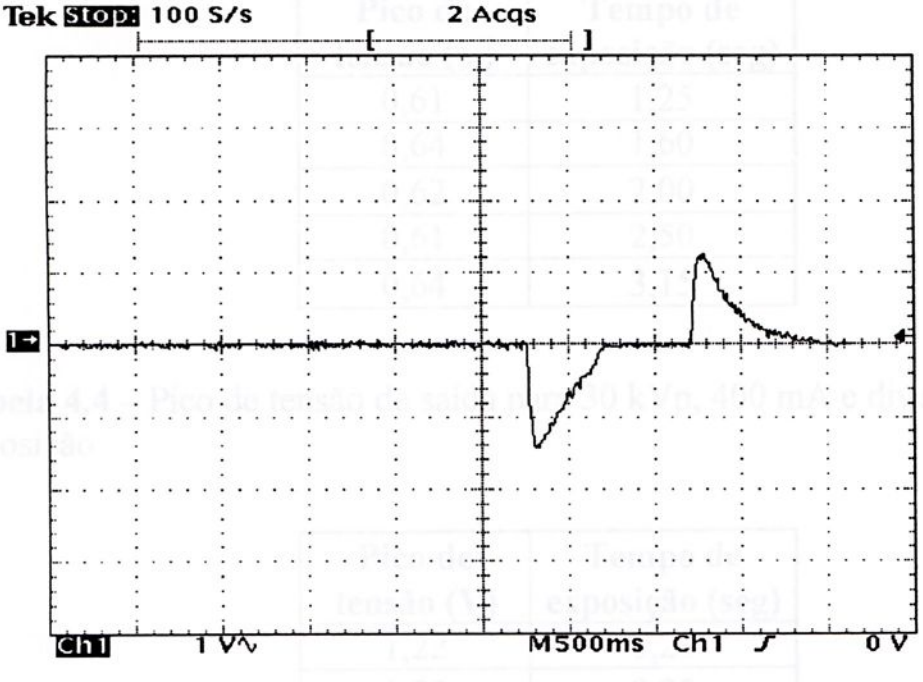


Figura 4.4 – Forma de onda da tensão de saída para 26 kVp, 200 mA, 1,6 seg, para exposição sem janela de vidro na câmara piroelétrica.

Considerando-se o pequeno valor da corrente piroelétrica, principalmente por se tratar de faixa de mamografia onde a radiação é de baixa energia, o circuito apresentou ótima relação sinal / ruído. O pico de tensão de saída variou linearmente com a corrente do tubo, para uma mesma tensão do tubo do mamógrafo.

A seguir foram efetuadas medições da tensão de pico de saída da câmara piroelétrica para tensão no tubo de 30 kVp, correntes de 200 mA e 400 mA e diversos tempos de exposição, com a câmara piroelétrica com a janela de vidro, sendo os resultados apresentados pelas Tabelas 4.3 e 4.4 e formas de onda pelas Figuras 4.5 e 4.6 para 30 kVp, 200 mA e 1,25 e 2,5 seg e pelas Figuras 4.7 e 4.8 para 30 kVp, 400 mA e 0,2 e 0,4 seg.

Tabela 4.3 – Pico de tensão de saída para 30 kVp, 200 mA e diversos tempos de exposição

Pico de tensão (V)	Tempo de exposição (seg)
0,61	1,25
0,64	1,60
0,62	2,00
0,61	2,50
0,64	3,15

Tabela 4.4 – Pico de tensão de saída para 30 kVp, 400 mA e diversos tempos de exposição

Pico de tensão (V)	Tempo de exposição (seg)
1,22	0,20
1,22	0,25
1,24	0,30
1,23	0,40
1,23	0,50

BCpIS - FEIS - UNESP

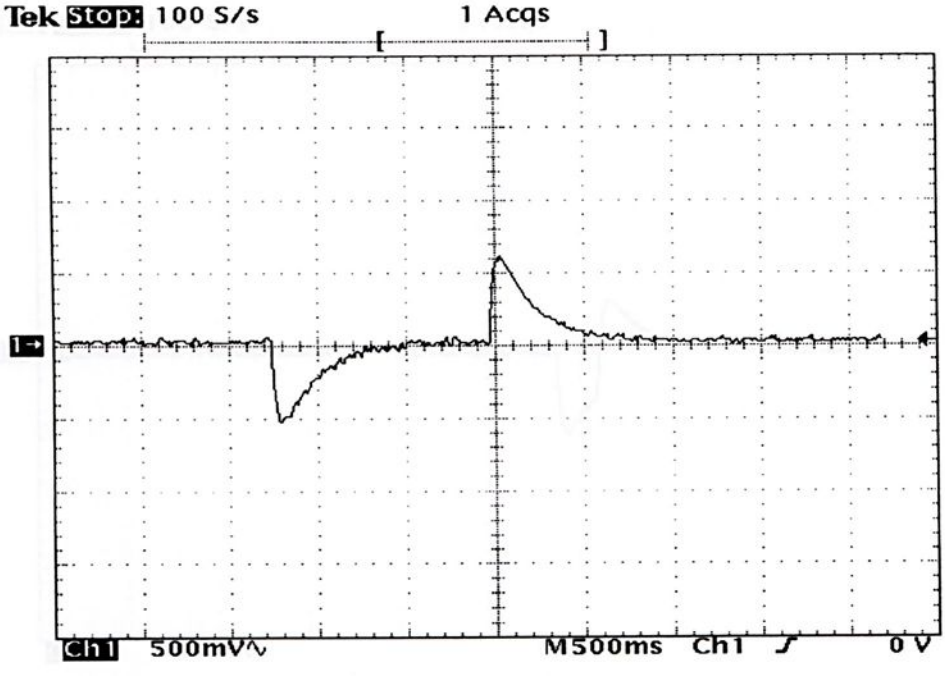


Figura 4.5 – Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 200 mA, 1,25 seg.

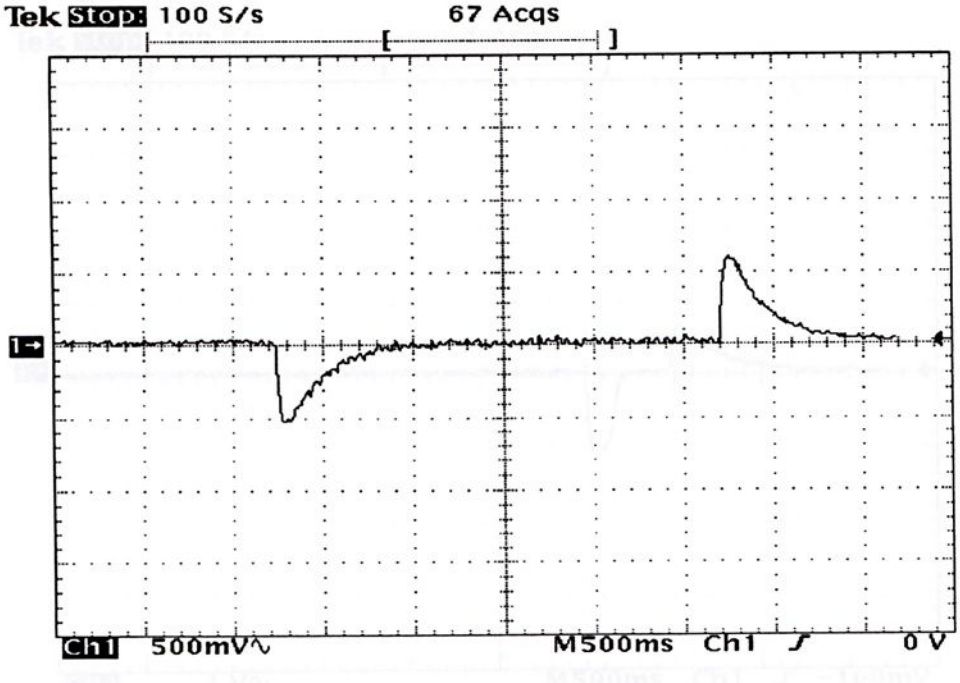


Figura 4.6 – Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 200 mA, 2,5 seg.

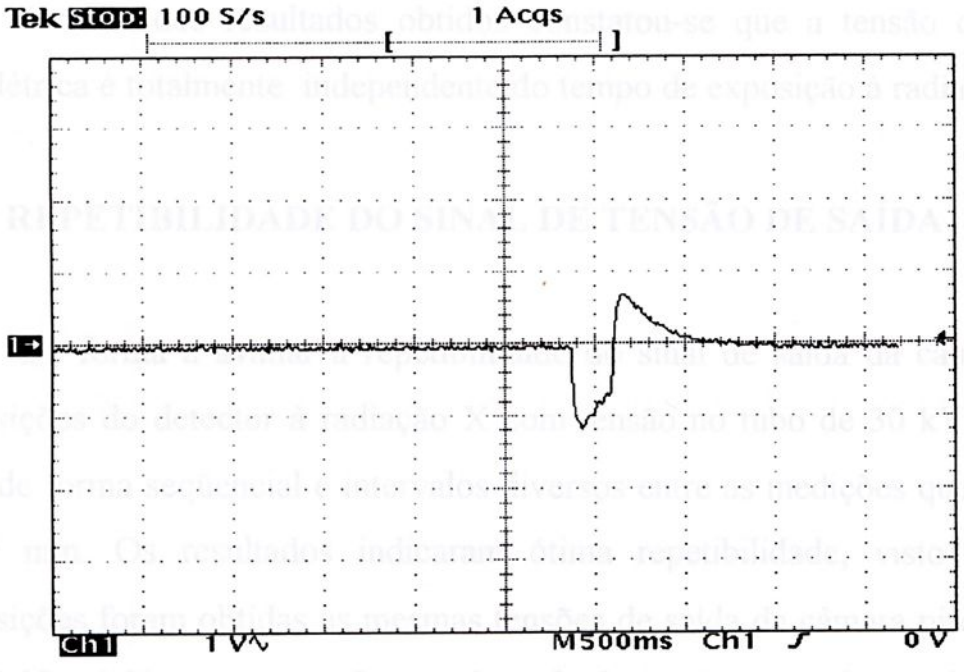


Figura 4.7 – Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,2 seg.

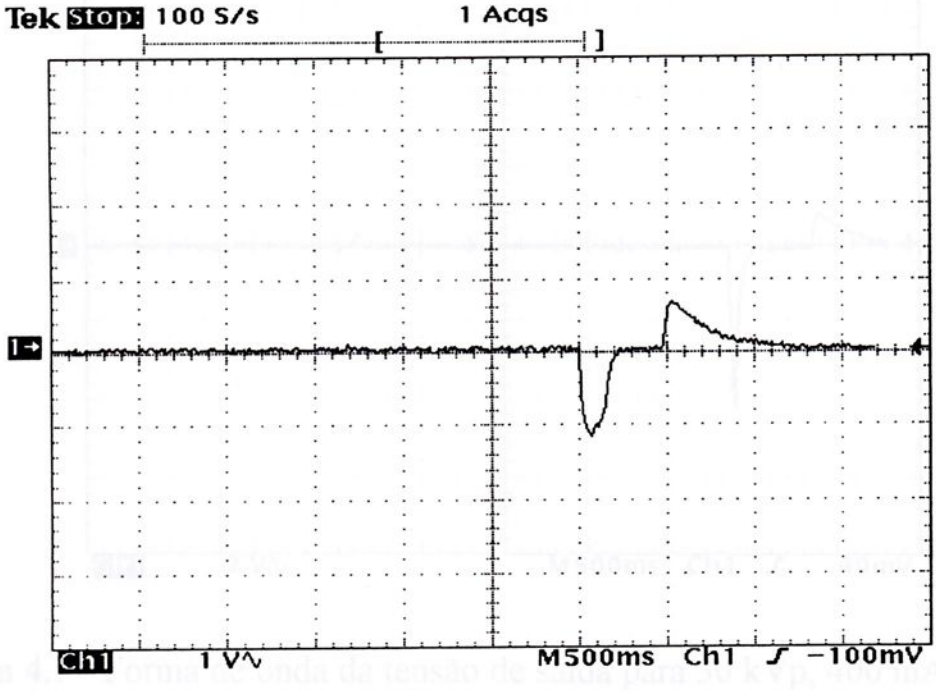


Figura 4.8 – Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg.

Através dos resultados obtidos constatou-se que a tensão de saída da câmara piroelétrica é totalmente independente do tempo de exposição à radiação.

4.2 – REPETIBILIDADE DO SINAL DE TENSÃO DE SAÍDA

De forma a avaliar a repetibilidade do sinal de saída da câmara, efetuou-se dez exposições do detector à radiação X com tensão no tubo de 30 kVp e corrente de 400 mA, de forma seqüencial e intervalos diversos entre as medições que variaram de 10 seg a 30 min. Os resultados indicaram ótima repetibilidade, visto que para todas as exposições foram obtidas as mesmas tensões de saída da câmara piroelétrica. As Figuras 4.9, 4.10 e 4.11 mostram as formas de onda da tensão para três das dez exposições.

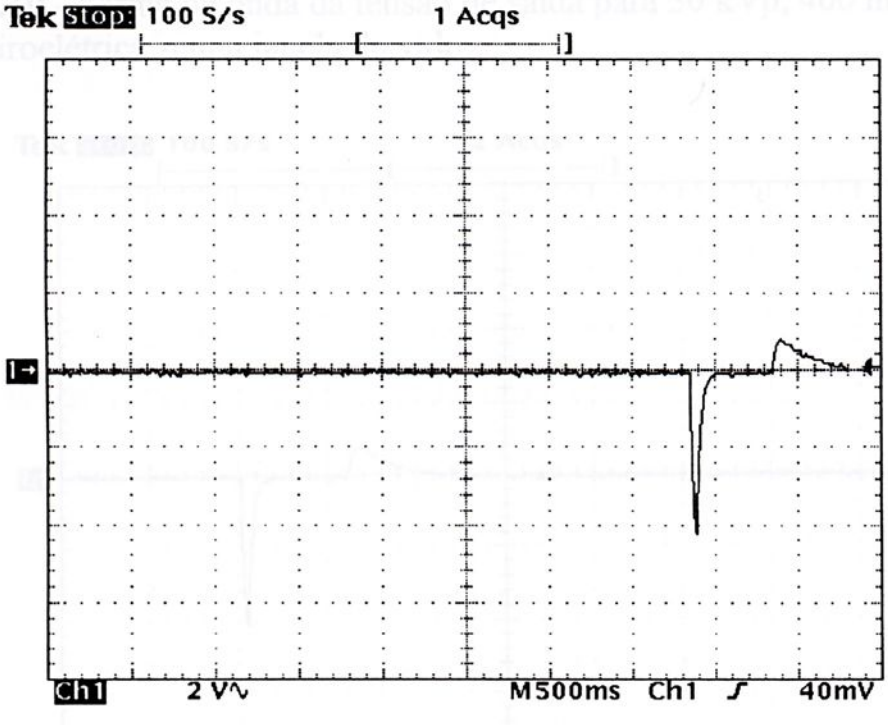


Figura 4.9 - Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, com a câmara piroelétrica sem a janela de vidro.

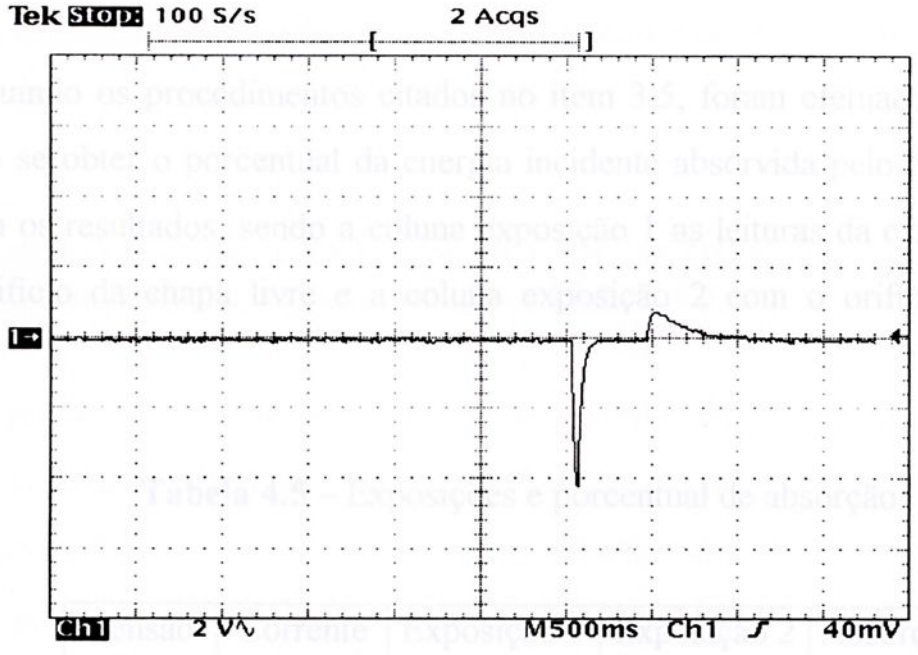


Figura 4.10 - Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, com a câmara piroelétrica sem a janela de vidro.

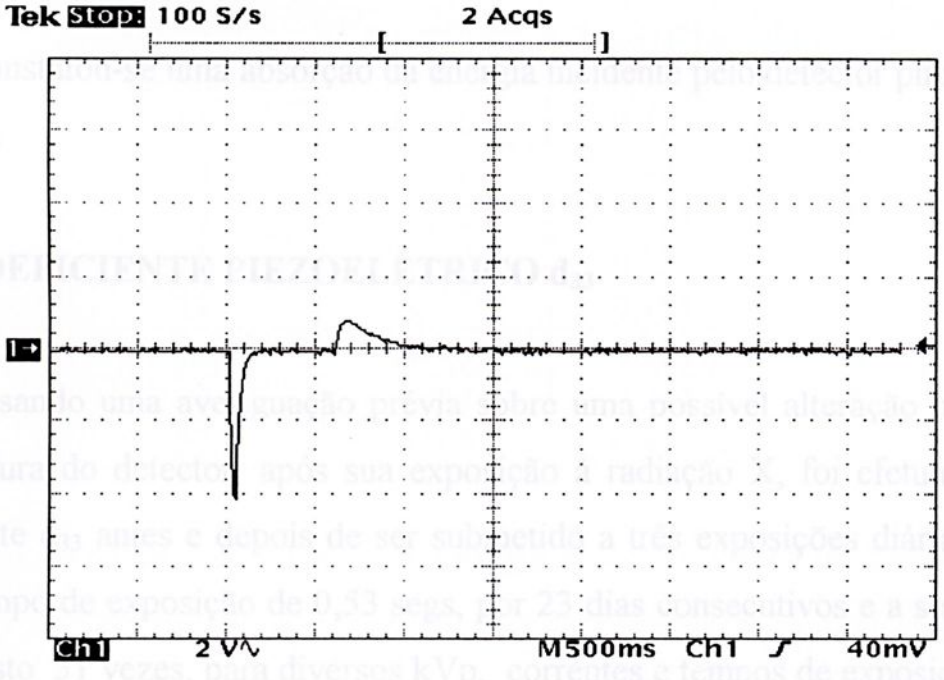


Figura 4.11 - Forma de onda da tensão de saída para 30 kVp, 400 mA, 0,4 seg, com a câmara piroelétrica sem a janela de vidro.

4.3 – DETERMINAÇÃO DA ENERGIA ABSORVIDA PELO DETECTOR

Seguindo os procedimentos citados no item 3.5, foram efetuadas as medições no sentido de se obter o porcentual da energia incidente absorvida pelo detector. A Tabela 4.5 mostra os resultados, sendo a coluna exposição 1 as leituras da câmara de ionização com o orifício da chapa livre e a coluna exposição 2 com o orifício obstruído pelo detector.

Tabela 4.5 – Exposições e porcentual de absorção

Tensão (KV)	Corrente (mA)	Exposição 1 (mR)	Exposição 2 (mR)	Absorção (%)
36	300	5033	16,3	99,68
30	400	2625	8,2	99,68
22	400	1317	3,9	99,70

Constatou-se uma absorção da energia incidente pelo detector piroelétrico próxima de 100%.

4.4 – COEFICIENTE PIEZOELÉTRICO d_{33}

Visando uma averiguação prévia sobre uma possível alteração nas características da estrutura do detector, após sua exposição à radiação X, foi efetuada a medição do coeficiente d_{33} antes e depois de ser submetido a três exposições diárias a 36 kVp, 300 mA e tempo de exposição de 0,53 segs, por 23 dias consecutivos e a seguir em um único dia exposto 31 vezes, para diversos kVp, correntes e tempos de exposição.

unesp

O resultado anterior às exposições foi 95 ± 2 e posterior foi 92 ± 2, o que indica, que não há evidências a respeito de mudanças nas características estruturais do detector em virtude das exposições.

4.5 – RELAÇÃO ENTRE A TAXA DE FLUÊNCIA DE ENERGIA E O PICO DE TENSÃO DE SAÍDA DA CÂMARA PIROELÉTRICA

A equação (2.51) exprime o valor da fluência de energia dos raios X , Ψ, em função dos valores da exposição, X, e do coeficiente $(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$.

A Tabela 4.6 mostra os resultados dos cálculos da fluência de energia, para cada valor de kVp, obtidos com os dados da Tabela 3.6 aplicados a equação (2.51).

Tabela 4.6 – Fluência de energia para a faixa de 22 a 36 kVp

Tensão no Tubo (kVp)	Exposição X (mR)	$(\mu_{ab}/\rho)_{ar}$ (m^2/Kg)	Fluência (Ψ) (mJ/m^2)
36	844,0	0,128	57,6
34	735,0	0,139	46,2
32	412,0	0,158	22,8
30	336,4	0,176	16,7
28	267,7	0,193	12,1
26	203,5	0,222	8,0
24	147,1	0,251	5,1
22	103,0	0,309	2,9

Com os valores de fluência de energia e com os dados da Tabela 4.1, através da Tabela 4.7 são mostrados os valores da taxa de fluência de energia, que é a intensidade dos raios X, e os correspondentes valores das tensões de pico de saída da câmara, com janela, para a faixa de 22 a 36 kVp, onde a taxa de fluência de energia foi calculada dividindo-se o valor da fluência de energia pelo tempo de exposição à radiação.

unesp

Visando a obtenção de um gráfico relacionando a intensidade dos raios X e o pico de tensão de saída da câmara piroelétrica, para a configuração sem janela, foram determinados os intervalos de erro para as medições das tensões de pico de saída, utilizando o conjunto de resultados das medições para cada kVp.

Tabela 4.7 – Intensidade dos raios X e valores de pico de tensão de saída, com janela na câmara piroelétrica, para a faixa de 22 a 36 kVp e corrente do tubo fixa

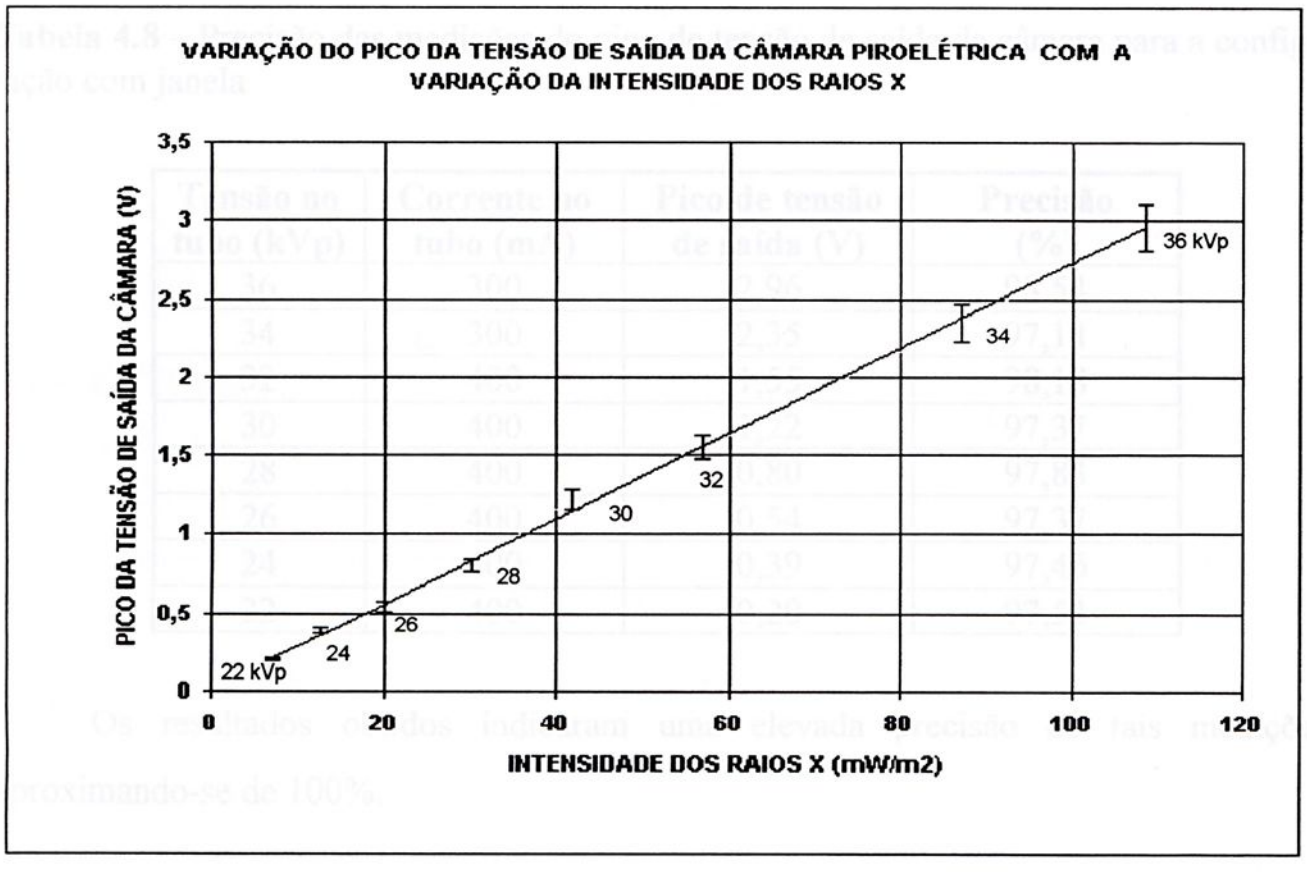
Tensão no tubo (kVp)	Corrente no tubo (mA)	Pico de tensão de saída (V)	Tempo de exposição (seg)	Intensidade (mW/m^2)
36	300	2,96	0,53	108,68
34	300	2,35	0,53	87,17
32	400	1,55	0,40	57,00
30	400	1,22	0,40	41,75
28	400	0,80	0,40	30,25
26	400	0,54	0,40	20,00
24	400	0,39	0,40	12,75
22	400	0,20	0,40	7,25

Com dados da Tabela 4.7 foi construído o gráfico da Figura 4.12 que relaciona a intensidade dos raios X e o pico de tensão de saída da câmara, na configuração com janela de vidro, para 22 a 32 kVp com 400 mA e 34 e 36 kVp com 300 mA de corrente no tubo.

Como pode ser observado através do gráfico, variando-se a tensão no tubo e mantendo-se a corrente constante tem-se variada a intensidade dos raios X produzidos, sendo que o valor do pico da tensão de saída da câmara piroelétrica segue proporcionalmente esta mesma variação, logo a relação entre a tensão de pico de saída da câmara e a intensidade dos raios X apresenta uma linearidade, o que vem de encontro com a expectativa inicial deste trabalho, comprovando assim que na faixa de mamografia

temos os mesmos resultados que os obtidos na faixa de diagnósticos, que opera com energias mais elevadas.

Figura 4.12 – Gráfico relacionando a intensidade dos raios X e o pico de tensão de saída da câmara, com janela, para 22 a 32 kVp com 400 mA e 34 e 36 kVp com 300 mA



A reta traçada representa a tendência, sendo seu coeficiente de determinação igual a 0,9985 e sua equação dada por:

$$S = 0{,}027\,\Phi \qquad (4.1)$$

Onde S representa o pico de tensão de saída da câmara e Φ a intensidade dos raios X.

4.6 – PRECISÃO DAS MEDIÇÕES DO PICO DE TENSÃO DE SAÍDA

Para as medidas do pico de tensão de saída da câmara piroelétrica, constantes na Tabela 4.7, que originaram o gráfico da Figura 4.12, foi calculada a precisão e os resultados são mostrados pela Tabela 4.8 abaixo:

Tabela 4.8 – Precisão das medições do pico de tensão de saída da câmara para a configuração com janela

Tensão no tubo (kVp)	Corrente no tubo (mA)	Pico de tensão de saída (V)	Precisão (%)
36	300	2,96	98,54
34	300	2,35	97,14
32	400	1,55	98,18
30	400	1,22	97,37
28	400	0,80	97,83
26	400	0,54	97,37
24	400	0,39	97,46
22	400	0,20	97,53

Os resultados obtidos indicaram uma elevada precisão de tais medições, aproximando-se de 100%.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Foi implementada uma câmara piroelétrica constituída por detectores piroelétricos e circuito de condicionamento de sinais, especialmente desenvolvida para medir a intensidade de raios X na faixa de mamografia, visando possibilitar com isso um sistema que pudesse efetuar tais medições diretamente, fosse preciso, baixo custo e de simples aplicação.

Os resultados obtidos indicaram que o circuito de condicionamento de sinais apresenta resposta com excelente relação sinal-ruído e estabilidade, além de ser de simples concepção.

Ficou constatada a repetibilidade de resposta do sistema, com a manutenção da resposta para repetidas exposições sob as mesmas condições da fonte de raios X.

O detector em PZT demonstrou ser bastante adequado a este tipo de aplicação, visto apresentar absorção da energia incidente próxima de 100%, além de não ter suas características piroelétricas alteradas em face de sucessivas exposições a radiação X, conforme indicaram as medições do coeficiente d_{33}.

Os resultados mostraram que as pesquisas já realizadas para os detectores piroelétricos de radiação para a faixa de diagnóstico podem ser extendidas para a faixa de mamografia, visto que a performance do detector piroelétrico na faixa de mamografia segue a da faixa de diagnóstico, sendo que a carga produzida pelo detector é proporcional a intensidade dos raios X.

O conhecimento da intensidade dos raios X, entre outros fatores, determinará se um anodo, filtro ou kVp particular é conveniente para um determinado paciente particular e em uma exposição aceitável, logo o detector apresenta-se como base para o desenvolvimento de equipamentos utilizando detectores piroelétricos que efetuem medições da intensidade dos raios X em unidades mamográficas, proporcionando uma leitura direta e sendo de baixíssimo custo se comparado às câmaras de ionização, que por sua vez efetuam tal medida de forma indireta. Portanto o detector piroelétrico mostra-se bastante útil na simplificação da comparação dos vários espectros usados em mamografia sem a necessidade de extensos detalhes e fatores de conversão.

Comparada às medidas convencionais de exposição (Roentgen) e dose absorvida (Gray), a intensidade dos raios X pode oferecer vantagem na taxação do risco de radiação dada a proporcionalidade linear com o risco de câncer [6] , portanto o detector ora apresentado por efetuar uma medida direta desta grandeza pode ser de grande utilidade na prevenção de exposições inadequadas em unidades mamográficas.

Apêndice A

Neste apêndice são formuladas algumas definições que foram utilizadas na obtenção de resultados apresentados no capítulo 4.

A1. **Precisão**

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

$$\overline{X} = \frac{S_1 + S_2 + S_3 + S_4 + S_5 + S_n}{n}$$

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

$$PE = 2dp$$

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

$$p = 100\,\% - PE\,\%$$

Onde :

$p \rightarrow$ precisão (%)

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

$dp \rightarrow$ desvio padrão

$PE \rightarrow$ provável erro

$S_1, S_2, S_3, S_4, S_5, S_n \rightarrow$ picos de tensão de saída medidos (volts)

A2. **Repetibilidade**

É a proximidade da concordância entre resultados sucessivos obtidos com o mesmo método, sob as mesmas condições e em um curto intervalo de tempo.

A3. **Coeficiente Piezoelétrico d_{33}**

Expressa a variação linear da polarização elétrica quando o material é tensionado. O coeficiente d_{33} caracteriza a relação entre a tensão mecânica aplicada na direção z(3) e a polarização elétrica no eixo z(3).

REFERÊNCIAS

[1] ALTER, A.J. – Ph.D Thesis Prospectus, Measurement of X-Ray Intensity in Mammography by a Ferroeletric Dosimeter, University of Wisconsin, Madison, 2000.

[2] ATTIX, F.H. – Introduction to Radiological and Radiation Dosimetry, p.3, J.Wiley & Sons, N.Y., 1986.

[3] CARVALHO, A.A. – Tese de Doutorado, Instituto de Física e Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, SP, 1987.

[4] JOHNS, H.E. & CUNNINGHAM, J.R. – The Physics of Radiology, Charles C.Thomas, Springfield, 1983.

[5] ICRU, 1980.

[6] CARVALHO, A.A. & ALTER, A.J. – Measurement of X-ray Intensity in the Medical Diagnostic Range by a Ferroeletric Detector, IEEE vol.44, n.6,11/1997.

[7] RHINEHART, G.L. & MODINE, N.F. – National Center of Radiological Health – U.S. Public Health Service.

[8] FRANCO, SERGIO – Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, second edition, p.60,WCB-McGraw-Hill, USA, 1998.

[9] BURR-BROWN – IC Data Book, vol.33, p.2-55.

[10] POLIZELLI, V. – Ajuste de Curvas, Ap., Barretos 1997.

[11] S.T. LIU & DONALD LONG – Pyroeletric Detectors and Materials, IEEE Vol.66, n.1, 1978

[12] S.G. PORTER – A Brief Guide to Pyroeletric Detectors – 1981 Gordon and Breach, Science Publishers. Inc.

[13] E.H. PUTLEY – Semiconductor and Semimetals, vol.5 – Infrared Detectors.

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