



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Ilha Solteira

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO PARA MEDIR TAXA DE FLUÊNCIA DE ENERGIA DE RADIAÇÃO NA FAIXA DE RADIOTERAPIA COM SENSOR PIROELÉTRICO

Wesley Pontes

Tese de Doutorado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Ilha Solteira – SP
Fevereiro / 2011

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO PARA MEDIR TAXA DE FLUÊNCIA
DE ENERGIA DE RADIAÇÃO NA FAIXA DE RADIOTERAPIA COM SENSOR
PIROELÉTRICO**

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

P814i Pontes, Wesley.
Implementação de um sistema eletrônico para medir taxa de fluência de energia de radiação na faixa de radioterapia com sensor piroelétrico / Wesley Pontes. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2011.
91 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Instrumentação eletrônica, 2011

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. Sensor piroelétrico. 2. Radioterapia. 3. Raios X. 4. Raios gama. 5. Taxa de fluência de energia. 6. Radiação – Intensidade. 7. Fótons. 8. Fótons de alta energia.


CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO PARA MEDIR TAXA DE FLUÊNCIA DE ENERGIA DE RADIAÇÃO NA FAIXA DE RADIOTERAPIA COM SENSOR PIROELÉTRICO

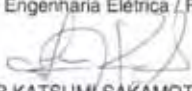
AUTOR: WESLEY PONTES

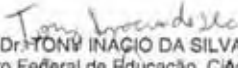
ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

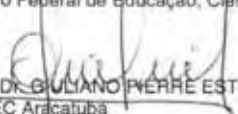
Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de DOUTOR EM ENGENHARIA ELÉTRICA, Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. CLAUDIO KITANO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. WALTER KATSUMI SAKAMOTO
Departamento de Física e Química / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. TONY INACIO DA SILVA
Centro Federal de Educação, Ciência e Tecnologia


Prof. Dr. GIULIANO PERRÉ ESTEVAM
FATEC Araçatuba

Data da realização: 25 de fevereiro de 2011

"Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode recomeçar agora e fazer um novo fim."

Chico Xavier

"Deus nos concede, a cada dia, uma página de vida nova no livro do tempo. Aquilo que colocarmos nela, corre por nossa conta."

Emmanuel

..."

Que Deus me permita olhar e escutar e sonhar mais.

Falar menos. Chorar menos.

Ver nos olhos de quem me vê a admiração que eles me têm e não a inveja que prepotentemente penso que têm.

Escutar com meus ouvidos atentos e minha boca estática, as palavras que se fazem gestos e os gestos que se fazem palavras.

Permitir sempre escutar aquilo que eu não tenho me permitido escutar.

Saber realizar os sonhos que nascem em mim e por mim e comigo morrem por eu não os saber sonhar.

Então, que eu possa viver os sonhos possíveis e os impossíveis; aqueles que morrem e ressuscitam a cada novo fruto, a cada nova flor, a cada novo calor, a cada nova geada, a cada novo dia.

Que eu possa sonhar o ar, sonhar o mar, sonhar o amar, sonhar o amalgamar.

Que eu me permita o silêncio das formas, dos movimentos, do impossível, da imensidão de toda profundidade.

Que eu possa substituir minhas palavras

pelo toque,

pelo sentir,

pelo compreender,

pelo segredo das coisas mais raras, pela oração mental (aquela que o espírito cria e que só ele, espírito, ouve e só ele, espírito, responde).

Que eu saiba dimensionar o calor, experimentar a forma, vislumbrar as curvas, desenhar as retas, e aprender o sabor da exuberância que se mostra nas pequenas manifestações da vida.

Que eu saiba reproduzir no espírito a imagem que entra pelos meus olhos, fazendo-me parte suprema da natureza, criando-me e recriando-me a cada instante.

Que eu possa chorar menos de tristeza e mais de contentamentos.

Que meu choro não seja em vão,

que em vão não sejam minhas dúvidas.

Que eu saiba perder meus caminhos, mas saiba recuperar meus destinos com dignidade.

Que eu não tenha medo de nada, principalmente de mim mesmo:

Que eu não tenha medo de meus medos!

Que eu adormeça toda vez que for derramar lágrimas inúteis, e desperte com o coração cheio de esperanças.

Que eu faça de mim um homem sereno dentro de minha própria turbulência.

Sábio dentro de meus limites pequenos e inexatos, humilde diante de minhas grandezas tolas e ingênuas (que Deus me mostre o quanto são pequenas minhas grandezas e o quanto é valiosa minha pequenez).

Que eu me permita ser mãe, ser pai, e, se for preciso, ser órfão. Permita-me ensinar o pouco que sei e aprender o muito que não sei.

Traduzir o que os mestres ensinaram e compreender a alegria com que os simples traduzem suas experiências;

Respeitar incondicionalmente o ser; o ser por si só, por mais nada que possa ter além de sua essência, auxiliar a solidão de quem chegou, render-me ao motivo de quem partiu e aceitar a saudade de quem ficou.

Que eu possa amar e ser amado.

Que eu possa amar mesmo sem ser amado, fazer gentilezas quando recebo carinhos; fazer carinhos mesmo quando não recebo gentilezas.

Que eu jamais fique só, mesmo quando eu me queira só.

Que assim seja.

"..."

Adaptado de Begiato, O. A.. "Oração a mim mesmo".

Dedicatória

Marcela, Pai, Mãe e Vanila

*A vocês que, nesta tão preciosa vida, sempre motivaram minhas conquistas,
compartilhando minhas preocupações, desapontamentos, sonhos e principalmente
alegrias.*

Obrigado!

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, sem ele nada disso seria possível!

Aos meus pais Waldeildo e Valeni e a minha irmã Vanila que muito me apoiaram durante todo o tempo, amparando-me durante os momentos de dificuldade.

À Marcela, pela paciência, carinho, desprendimento, tranquilidade e incentivo, pois sempre me motivou a continuar.

À minha avó Angelina por hoje e sempre.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela orientação dedicada a mim e por tudo que me ensinou durante o período em que passamos trabalhando. Dificilmente conseguirei quantificar o meu crescimento acadêmico, além da lição de vida adquirida com esta convivência; o seu valoroso auxílio, amizade e exemplo de conduta sempre me servirão de espelho.

A todos de minha família que me incentivaram.

Ao Prof. Dr. Walter Katsumi Sakamoto pela colaboração no desenvolvimento do trabalho, pelos equipamentos cedidos do Laboratório de Física da Unesp de Ilha Solteira e pelas amostras de compósito utilizadas na pesquisa.

Ao Prof. Dr. Cláudio Kitano pela inestimável contribuição no modelo teórico desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto pelo auxílio e disponibilidade dos equipamentos e recursos necessários para a realização das medidas no Hospital das Clínicas na USP de Ribeirão Preto.

Ao Prof. Dr. José Antônio Malmonge pelos equipamentos cedidos do Laboratório de Física da Unesp de Ilha Solteira e pelas contribuições.

Ao Prof. Mauro Henrique de Paula (em memória) que nunca mediu esforços em ceder equipamentos e inclusive apoio para que fossem realizados os ensaios na Universidade Federal de Campo Grande.

Ao Prof. Dr. José Antônio Eiras da UFSCar (Universidade Federal de São Carlos) que cedeu os PZTs utilizados na pesquisa.

Ao físico médico responsável pelo setor de radiologia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, Dr. Leonardo do Amaral, que mesmo aos sábados se prontificou a auxiliarme nesta pesquisa.

Aos meus amigos Elcio, Mateus, Ricardo (Baiano), Renato Mendes, Carol, Josivaldo, Renan, Emerson, Gisele, Tércio, Marquinhos, Lucas, Douglas, Luis e Milhouse.

Ao meu grande amigo Prof. Dr. Giuliano, por ceder suas amostras e contribuir com seus conselhos e sugestões sempre significativas à pesquisa e por sempre disponibilizar de seu precioso tempo para a mesma.

Ao grande companheiro de laboratório Prof. Dr. Tony, que além de contribuir muito para o meu desenvolvimento acadêmico, tornou-se um amigo muito estimado.

Em especial ao meu grande amigo e “irmão” Marcelo Sanches, companheiro de laboratório que sempre me ajudou em todas as dificuldades e compartilhou os principais momentos de alegria; mesmo quando não estava presente, sua presença de espírito me motivava a continuar desenrolando os problemas.

Aos técnicos Aderson, Hidemassa, Tião, Diego e José Luis Aziane que sempre me auxiliaram com sugestões criativas e pela disposição quando necessitei utilizar os laboratórios de ensino.

Ao meu amigo José Augusto, o melhor torneiro mecânico que conheci, toda a parte mecânica que idealizamos nesta pesquisa ele conseguiu tornar real.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram de alguma forma para a conclusão deste trabalho.

A CAPES e CNPq pela grande ajuda financeira, concedida através de uma bolsa, pois sem ela seria muito difícil a conclusão do trabalho no prazo planejado e aquisição dos recursos necessários.

RESUMO

Sensores piroelétricos podem ser utilizados para medir a taxa de fluência de energia (intensidade) da radiação X na faixa de diagnóstico médico e de ortovoltagem. Neste trabalho, foi implementado um sistema eletrônico que pode medir taxa de fluência de energia de radiação gama de 1,25 MeV e fótons X de 6 MV e 15 MV. O sistema é constituído por um sensor piroelétrico, um conversor corrente-tensão de alta sensibilidade e um instrumento para registrar a forma de onda e medir o pulso do sinal produzido pelo sensor. Este instrumento pode ser um osciloscópio, um circuito microcontrolado associado a um *display* de cristal líquido, ou um módulo de aquisição de dados e um *laptop*. O sensor piroelétrico e o conversor corrente-tensão foram alojados em uma câmara piroelétrica blindada. Seis tipos de sensores piroelétricos foram avaliados, sendo três cerâmicas e três compósitos. Os resultados obtidos com o sistema eletrônico, utilizando os diferentes tipos de sensores, possibilitaram caracterizá-lo em termos de precisão, resolução e sensibilidade. O sistema apresentou resposta linear com a taxa de fluência de energia da radiação, precisão melhor que 3 % e resolução de $5,56 \text{ nW/m}^2$. As constantes piezoelétricas d_{33} dos sensores utilizados não sofreram alteração após os mesmos terem sido irradiados com 45 Gy de radiação na faixa de radioterapia. Estas características, associadas à importância de se medir a taxa de fluência de energia de radiação ionizante, podem tornar o instrumento piroelétrico muito útil no monitoramento de radiação produzida por equipamentos de radioterapia.

Palavras-chave: Sensor piroelétrico. Radioterapia. Raios-X. Raios γ . Taxa de fluência de energia. Intensidade da radiação. Fótons de alta energia.

ABSTRACT

Pyroelectric sensors have been used to measure the energy fluence rate (intensity) of x-radiation in the range of medical diagnosis and orthovoltage. In this work, we implemented an electronic system that can measure the energy fluence rate of 1.25 MeV gamma radiation, 6 MV and 15 MV X-photons. The system consists of a pyroelectric sensor, a high sensitivity current-to-voltage converter and an instrument for measuring and recording the waveform of pulses produced by the pyroelectric sensor. This instrument may be an oscilloscope, a microcontrolled circuit associated with a liquid crystal display, or a data acquisition module connected to a laptop. The pyroelectric sensor and the current-to-voltage converter were placed in a shielded pyroelectric camera. Six types of pyroelectric sensors were evaluated, three ceramics and three composites. The results obtained with the electronic system, using different types of sensors, allowed us to characterize it in terms of precision, resolution and sensitivity. The system has linear response to the energy fluence rate of radiation, precision better than 3 % and resolution of 5,6 nW/m². The piezoelectric constant d_{33} of the sensors used have not changed after these have been irradiated with 45 Gy of radiotherapy radiation. These characteristics, associated with the importance of measuring the ionizing radiation energy fluence rate may make the pyroelectric instrument very useful in monitoring radiation produced by radiotherapy equipments.

Key-words: Pyroelectric sensor. Radiotherapy. X-ray. Gamma ray. Energy fluence rate. Radiation intensity. High energy photons.

Sumário

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO **13**

CAPÍTULO 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS **19**

2.1	O EFEITO PIROELÉTRICO	19
2.2	MATERIAIS PIROELÉTRICOS	20
2.3	O DETECTOR PIROELÉTRICO	22
2.5	RESPOSTA DE UM DETECTOR PIROELÉTRICO A UM PULSO DE RADIAÇÃO	25
2.6	A RADIAÇÃO X	36
2.7	INTERAÇÕES DA RADIAÇÃO X COM A MATÉRIA	37
2.8	CARACTERÍSTICAS DA RADIAÇÃO X	37
2.9	A RADIAÇÃO GAMA	38
2.10	INTERAÇÃO DOS FÓTONS - EFEITO COMPTON	39
2.10.1	Dependência do Efeito Compton em Relação à Energia e ao Número Atômico	42
2.11	INTERAÇÃO DOS FÓTONS – FORMAÇÃO DE PARES	43
2.12	INTERAÇÃO DOS FÓTONS – RADIAÇÃO DE ANIQUILAÇÃO	44
2.13	MEDIÇÕES DA RADIAÇÃO IONIZANTE	44
2.13.1	Fluência (ϕ)	44
2.13.2	Fluência de Energia (ψ)	45
2.13.3	Taxa de Fluência de Energia ou Intensidade de Radiação (Φ)	45
2.13.4	Exposição (X)	45
2.13.5	Relação entre Exposição e Intensidade de Radiação	46
2.13.6	Dose absorvida	46
2.13.7	Kerma	47
2.14	DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA PARA ENERGIAS SUPERIORES A 3 MEV	48
2.15	MICROCONTROLADORES – MCU'S	48
2.15.1	Microcontrolador PIC	48
2.16	MÓDULO LCD	48
2.17	MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE DADOS E O <i>SOFTWARE</i> LABVIEW	49

CAPÍTULO 3 MATERIAIS E MÉTODOS **51**

3.1	INTRODUÇÃO	51
3.2	OS EQUIPAMENTOS DE RADIOTERAPIA	52
3.3	EQUIPAMENTOS DE REFERÊNCIA E DETERMINAÇÃO DA TAXA DE FLUÊNCIA DE ENERGIA	53
3.4	A CÂMARA PIROELÉTRICA	55
3.4.1	Os Sensores Piroelétricos	59
3.4.2	O Circuito de Condicionamento de Sinais	60
3.5	O MICROCONTROLADOR E O <i>DISPLAY</i> DE CRISTAL LÍQUIDO	61
3.6	O MÓDULO DA NATIONAL INSTRUMENTS E O <i>SOFTWARE</i> LABVIEW	64
3.7	MEDIÇÕES REALIZADAS COM O SISTEMA ELETRÔNICO IMPLEMENTADO	66

CAPÍTULO 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO **68**

IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO PARA MEDIR TAXA DE FLUÊNCIA DE ENERGIA DE RADIAÇÃO NA FAIXA DE RADIOTERAPIA COM SENSOR PIROELÉTRICO

CAPÍTULO 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	84
CAPÍTULO 6 REFERÊNCIAS	86
APÊNDICE A	89
APÊNDICE B	91

Capítulo 1

Introdução

Pela primeira vez, no período entre guerras do século XX, (TA, 1938) estabeleceu a ideia de se utilizar um detector piroelétrico para detectar radiação. Em seguida, os materiais ferroelétricos encontraram larga aplicação em termometria remota e também na detecção e medição de radiação não ionizante como, por exemplo, o infravermelho (COOPER, 1962; LUDLOW et al., 1967). Em (ESTEVAM et al., 2010) foi proposto a utilização de um compósito constituído de cerâmica (PTCa - Titanato de chumbo modificado com cálcio) e um polímero (PEEK - Poliéter éter cetona) para detecção de radiação infravermelho.

Os detectores piroelétricos têm características bastante relevantes como:

- 1) Possuem tempos de resposta bastante curtos, uma vez que não precisam atingir o equilíbrio térmico;
- 2) Respondem à variação da temperatura;
- 3) Respondem quase instantaneamente (10^{-7} s) a qualquer variação na taxa de fluência de energia da radiação;
- 4) São sensíveis a um grande espectro da radiação, do infravermelho à radiação γ inclusive elétrons (BEDDAR; HIGGINS, 1990);

HESTER em 1964 mediu pulsos de raios γ (~10 a 1000 Gy), utilizando detectores de titanato de bário e zirconato titanato de chumbo, sendo os primeiros a utilizarem materiais ferroelétricos para detectar este tipo de radiação ionizante. Em (KREMENCHUGSKII; STRAKOVSKAYA, 1976; STRAKOVSKAYA et al., 1976) constatou-se que detectores construídos com titanato de bário foram capazes de medir raios γ com taxas de dose de até 13 Gy/s e ainda foi possível notar que tais sensores possuíam alta durabilidade, mesmo quando submetidos à radiação intensa, não havendo mudanças

nas características físicas dos detectores. (NORTON et al., 1984) realizaram experimentos com raios gama em cristais de quartzo.

(PAULA et al., 1984) descreveram o dosímetro PERD (*pyroelectric radiation dosimeter*), utilizado para medir intensidade de radiação X, na faixa de diagnóstico médico. O aparato detector era formado por um sensor de zirconato titanato de chumbo (PZT), um comutador (*chopper*) e um amplificador (*lock-in*).

Na detecção de elétrons, em feixes de energias de 6, 9 e 12 MeV, (BEDDAR; HIGGINS, 1990) utilizaram detectores ferroelétricos como o zirconato titanato de chumbo. Verifica-se em (CRUVINEL et al., 1992) o emprego de sensores piroelétricos, como o PZT, para medir correntes produzidas por feixe de prótons. Pode-se observar em (CRESTANA et al., 1992) a descrição de uma nova técnica para detecção de nêutrons utilizando cerâmicas piroelétricas, um comutador de cádmio e amplificadores operacionais como o TL071 e o TL081.

Em (CARVALHO et al., 1992) foram propostos dois métodos para medir a intensidade da radiação X e relacioná-los com as respostas piroelétricas e fotoacústicas de câmaras detectoras. Nas medições foi utilizada uma fonte de raios X, modelo MG150, Muller, que trabalhava na faixa de 50 a 90 kVp (utilizada para diagnóstico) e o sensor piroelétrico empregado foi o PZT (zirconato titanato de chumbo). O sinal produzido pelo sensor foi amplificado por um circuito com dois estágios de ganho. O circuito integrado utilizado foi o BIMOS 3140. Como a fonte de radiação industrial não produzia pulsos de radiação, foi utilizado um comutador de radiação, acionado por um motor de corrente contínua.

Em (CARVALHO; ALTER, 1997) foram efetuadas medições de intensidade de radiação X, na faixa de diagnóstico (29 a 45 keV), utilizando-se um equipamento de raios X Philips MG-323, com tensão de tubo variável na faixa 50 a 140 kVp. O tempo de exposição podia ser variado de 0,8 a 6,0 s. O sinal de resposta do sistema detector piroelétrico a um pulso de radiação foi explicado através de um modelo teórico no qual os principais parâmetros eram a constante de tempo térmica do sensor e a constante de tempo

elétrica do circuito pré-amplificador, composto por um conversor corrente-tensão IC TL 082.

Em (ROMERO, 2001) relata-se a linearidade da resposta de um detector piroelétrico (zirconato titanato de chumbo) com a taxa de fluência de energia produzida por um equipamento de mamografia (que trabalhava com tensão no tubo de 22 a 36 kVp). Para se observar o sinal do sistema detector, utilizou-se um osciloscópio digital conectado ao circuito pré-amplificador.

Ainda na faixa de mamografia, (BRASSALOTTI et al., 2003; CARVALHO et al., 2004) utilizaram, respectivamente, um detector de metaniobato de chumbo e um de niobato de lítio para medir a taxa de fluência de energia de raios X. Assim como em (ROMERO, 2001), observou-se a linearidade da resposta do sistema detector com a intensidade da radiação.

Em (ESTEVAM, 2008) descreve-se a síntese, caracterização e aplicação de um compósito, na forma de filme, com três concentrações diferentes de cerâmica, observando seu comportamento quando submetido à radiação ionizante (raios X) e não ionizante (infravermelho).

Pode-se encontrar em (PONTES, 2006; SAKAMOTO et al., 2007) a utilização de vários tipos de sensores piroelétricos, inclusive compósitos manufaturados no Laboratório de Polímeros do Departamento de Física e Química, da UNESP, Campus de Ilha Solteira, para medir taxa de fluência de energia de raios X na faixa de ortovoltagem. Nesta faixa de energia, raios X são utilizados para tratamento de tumores cancerígenos semi-superficiais (até 3 cm de profundidade).

O câncer é um grupo de doenças que ocorre quando as células se tornam anormais, dividindo-se e formando mais células, sem controle ou ordem. É o resultado de uma série de alterações nos genes que controlam o crescimento e o comportamento celular. Alguns desses genes são hereditários e seus portadores podem ter predisposição ao câncer, enquanto outros tipos de câncer são considerados esporádicos.

Conhecido desde o início da história da medicina, o câncer é responsável por 13 a 15 % dos óbitos no Brasil. Mesmo com as campanhas de prevenção para combater essa

doença, um alto percentual da população é atingido todos os anos. Cerca de uma em cada cinco pessoas desenvolverá algum tipo de câncer durante a sua vida. Por outro lado, 75 % dos casos são controláveis e, se diagnosticados precocemente, podem ser curados.

De modo geral, o tratamento de câncer atualmente é realizado por meio de cirurgia, radioterapia, quimioterapia, hormonioterapia e imunoterapia. Essas formas de tratamento, definidas por equipe médica após criteriosa avaliação, podem ser aplicadas de forma isolada ou combinada.

A mudança nos hábitos alimentares e sociais, a urbanização, a industrialização, o aumento da expectativa de vida, o aumento do uso de agrotóxicos e muitos outros fatores levaram ao aumento da incidência de câncer na população humana.

A radioterapia é um método capaz de destruir células tumorais, empregando feixes de radiações ionizantes. Uma dose pré-calculada de radiação é aplicada, em um determinado tempo, a um volume de tecido que engloba o tumor, buscando erradicar todas as células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas, à custa das quais se fará a regeneração da área irradiada.

Na tabela 01 estão relacionadas às diversas fontes usadas na radioterapia e os seus tipos de radiação gerada, energias e métodos de aplicação (www.inca.gov.br).

Tabela 01 – Fontes utilizadas em Radioterapia.

Fonte	Tipo de radiação	Energia	Método de aplicação
Contatoterapia	Raios X (superficial)	10 - 60 kV	Terapia superficial
Roentgenterapia	Raios X (ortovoltagem)	100 - 300 kV	Terapia semiprofunda
Unidade de cobalto	Raios gama	1,25 MeV	Teleterapia profunda
Acelerador linear	Raios X de alta energia e elétrons	1,5 - 40 MeV	Teleterapia profunda

O poder de penetração dos fótons é tanto maior, quanto maior for a sua energia. Assim, os de maior energia são aplicados para o tratamento dos tumores mais profundos.

Neste trabalho de pesquisa deu-se continuidade às investigações, visando-se utilizar sensores pirolétricos cerâmicos e compósitos para medir taxa de fluência de energia de fótons de alta energia produzidos por fontes radioterápicas.

Estudou-se as respostas de sensores piroelétricos a pulsos de radiação, utilizando-se os seguintes equipamentos de radioterapia:

- Equipamento de telecobalterapia (também conhecido como bomba de cobalto) para raios gama, de Cobalto-60, que trabalha com energia média de 1,25 MeV, pertencente ao Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.
- Acelerador linear de partículas PRIMUS, fabricante Siemens, que trabalha com fótons X de 6 e 15 MV, pertencente ao Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

Os esquemas de tratamento e composição de campo, utilizados com os aceleradores lineares, produzem uma maior homogeneidade de dose e menor irradiação aos tecidos sadios, quando comparados com os de ortovoltagem.

De acordo com a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), em consulta pública em 2005, cerca de 40 % das máquinas (bombas de cobalto) que utilizam como fonte de radioterapia os raios gama produzidos por cobalto deveriam ser desativadas no prazo de dois anos. Muitos desses aparelhos possuem mais de 30 anos de uso, o que além de torná-los obsoletos, requerem manutenções constantes e apresentam impossibilidade de receber novas fontes de radiação, incorporar novas tecnologias ou tratar pacientes a uma distância da fonte menor do que 80 cm, espaço considerado clinicamente aceitável (www.siemens.com.br).

Os aceleradores lineares, aparelhos utilizados para aumentar a velocidade e a energia de partículas elementares carregadas (por exemplo, elétrons e prótons), são considerados, por muitos especialistas de radioterapia, a melhor solução para a substituição das bombas de cobalto. Na análise de profissionais de radioterapia, aparelhos mais modernos como os aceleradores lineares conseguem proteger de forma mais adequada os tecidos normais do corpo. Aceleradores lineares possuem mecanismos de precisão mais seguros, assim, a taxa de dose de radiação é fixa ao longo do tempo. Outra vantagem é que os aceleradores não utilizam elementos atômicos que precisam ser guardados após sua vida útil. Isso não acontece com os aparelhos de cobalto, cujas fontes de radiação precisam ser devolvidas, em *containers* especiais, para a fábrica, onde devem ser mantidos em rigorosa observação por anos (www.siemens.com.br).

O equacionamento utilizado por (PORTER, 1981) para explicar a resposta de um detector piroelétrico, quando exposto a uma radiação modulada, foi utilizado como base do modelo criado para explicar a resposta dos detectores, empregados nesta pesquisa, à radiação.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1 O Efeito Piroelétrico

Em um material piroelétrico, quando há uma variação na sua temperatura, acontece uma tentativa de reorganização de sua polarização espontânea. Devido a esta tentativa de reorganização, ocorre o surgimento de cargas superficiais produzidas em uma direção particular do material, obviamente, dependente de sua configuração, tamanho e forma. A este fenômeno, (BREWSTER, 1824) deu o nome de piroeletricidade.

Quando ocorrer uma variação uniforme de temperatura em um elemento piroelétrico, o efeito piroelétrico pode ser descrito pela equação:

$$\Delta P_s = p\Delta T \quad (2.1)$$

na qual P_s é o módulo do vetor polarização espontânea, p o coeficiente piroelétrico e T a temperatura (LIU; LONG, 1978).

Em (DAS-GUPTA, 1999) avaliou-se a utilização de um material piroelétrico como sensor piroelétrico sendo necessário encontrar a figura de mérito piroelétrica (FOM_p), que é determinada pela razão entre o coeficiente piroelétrico (p) e a permissividade dielétrica do material (ϵ), como se observa na equação 2.2.

$$FOM_p = \frac{p}{\epsilon} \quad (2.2)$$

Um detector piroelétrico consiste de uma pastilha fina de um elemento piroelétrico polarizado com a superfície do eletrodo normal ao vetor polarização. Desta forma, é um transdutor térmico bem como um elemento capacitivo.

Devido à variação da temperatura no elemento piroelétrico, ocasionada pela radiação, cargas superficiais surgem nos eletrodos do material piroelétrico, na tentativa de

reorganização de seus dipolos elétricos permanentes. Devido a este fato, o detector piroelétrico pode ser comparado a um capacitor formado pelo sensor e seus eletrodos.

A sensibilidade e desempenho destes materiais são limitados por ruídos. O ruído de flutuação da temperatura estabelece a mínima intensidade de radiação que se pode medir com os detectores piroelétricos. Porém, o desempenho destes materiais é determinado por outras limitações como bolhas de ar na conexão de seus eletrodos e ruídos do amplificador (LIU; LONG, 1978).

O ruído do material foi descrito por (PORTER, 1981) ao comparar o detector piroelétrico com um capacitor que possui naturalmente a perda dielétrica. PORTER, em 1981, ainda mencionou o ruído relativo ao amplificador, exemplificando com um amplificador do tipo JFET (Transistor de Efeito de Campo de Junção).

2.2 Materiais Piroelétricos

Das 32 classes cristalinas existentes, apenas 10 possuem polarização permanente, nas quais ocorre o efeito piroelétrico (CADY, 1946). A piroeletricidade é um fenômeno que ocorre apenas em alguns materiais, havendo dois tipos de piroelétricos: os lineares e os ferroelétricos.

Existem materiais nos quais a direção de polarização não pode ser invertida pela aplicação de um campo elétrico, sendo denominados de lineares. Ocorre, por exemplo, na turmalina, no sulfato de lítio e no sulfeto de cádmio.

Nos materiais ferroelétricos, a direção da polarização pode ser invertida pela aplicação de um campo elétrico. Exemplos de materiais ferroelétricos são o tantalato de lítio, niobato de bário estrôncio (SBN), sulfato de triglicina (TGS), o zirconato titanato de chumbo (PZT), o fluoreto de polivinilideno (PVDF) na forma polar, entre outros.

Como os materiais piroelétricos possuem polarização espontânea, seu comportamento é diferente dos demais detectores térmicos. Quando um elemento piroelétrico sofre uma mudança de temperatura, a expansão térmica que sofrem fazem com que seus dipolos elétricos tentem ser rearranjados o que causa uma variação na quantidade

de carga superficial do material, as quais surgem na superfície do eletrodo do elemento piroelétrico.

Quando um piroelétrico não sofre variação de temperatura, as cargas livres de sua superfície são neutralizadas pelo campo interno de polarização. Porém, quando ocorrem variações na temperatura do material, carga é gerada devido à tentativa de reorganização da polarização do material. Isto significa uma quantia de carga retida no eletrodo, que pode ser coletada através de um resistor de descarga.

Para se realizar a polarização de um material piroelétrico é necessário aquecê-lo acima da temperatura Curie, e aplicar ao mesmo um campo elétrico com direção perpendicular à superfície dos eletrodos. Em seguida, deve-se deixar o material resfriar até a temperatura ambiente, mantendo-se o campo elétrico aplicado.

Na Figura 2.1 pode-se observar como varia a polarização elétrica espontânea do NaNO_3 com a temperatura (HOSSAIN; RASHID, 1991).

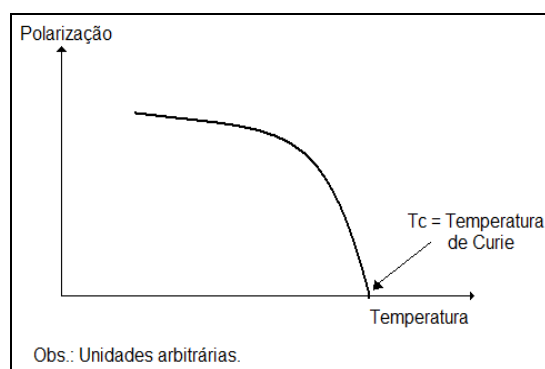


Figura 2.1 – Dependência da polarização espontânea em relação à temperatura.

Na Figura 2.2 mostra-se como varia a corrente produzida pelo material piroelétrico quando neste incide um degrau de radiação eletromagnética (HOSSAIN; RASHID, 1991).

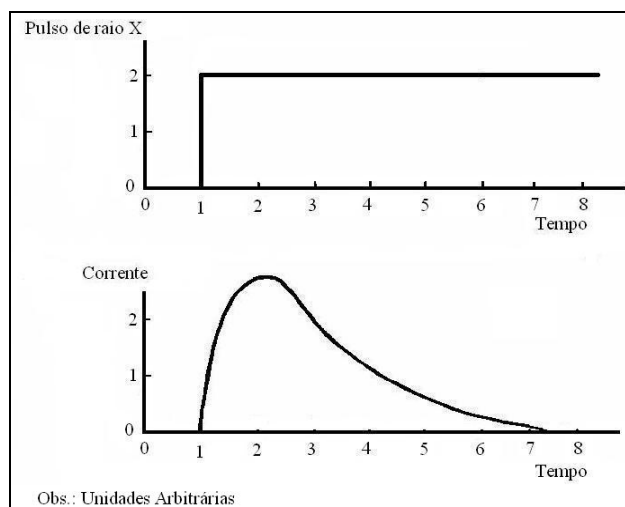


Figura 2.2 – Resposta de um detector piroelétrico à incidência de um degrau de radiação eletromagnética.

Para haver detecção de carga em um elemento piroelétrico é necessário que a radiação seja modulada periodicamente ou pulsada. Como a polarização interna destes materiais é compensada com cargas superficiais em ambas as faces, apenas quando houver variação na temperatura, em virtude da mudança na intensidade de radiação, tem-se carga superficial no material piroelétrico.

2.3 O Detector Piroelétrico

Os detectores piroelétricos funcionam em sua essência como um capacitor, no qual o material piroelétrico é o dielétrico. Normalmente, são constituídos de uma pastilha fina e polarizada, tal que, uma variação na temperatura do elemento piroelétrico produza cargas superficiais, do mesmo modo em que um capacitor é carregado, gerando, portanto, uma diferença de potencial entre as chamadas “placas do capacitor” quando o mesmo se encontra em circuito aberto.

Quando há uma variação homogênea na temperatura dos elementos piroelétricos, eles se comportam como um capacitor gerando carga, e assim, desde que haja um circuito externo conectado ao mesmo, as cargas superficiais geradas fluirão proporcionalmente à taxa de variação da temperatura. Quando não há variação significativa de temperatura, não ocorre acúmulo de cargas superficiais, e, conseqüentemente, nenhuma corrente fluirá do elemento piroelétrico. Estes materiais são sensíveis a um grande espectro de comprimentos de onda de radiação, do infravermelho (ESTEVAM, 2008) à radiação γ (STRAKOVSKAYA et al., 1976).

Para que aconteça a detecção piroelétrica, são depositados eletrodos em ambas as faces do material detector, sempre normais ao eixo de polarização, as quais podem ser paralelas ou perpendiculares, dependendo das radiações incidentes a serem detectadas. Os detectores piroelétricos que possuem face transparente, quase sempre escurecem a face que recebe a radiação incidente, facilitando assim a absorção (BLEVIN, 1974).

A principal diferença entre as possíveis configurações de eletrodos nos materiais piroelétricos está relacionada à sua impedância elétrica. Segundo (PUTLEY, 1981) a configuração eletrodo-face é a mais utilizada. Nesta configuração a face do eletrodo é usada como superfície receptora e ainda como placa do capacitor, como se pode observar na Figura 2.5:

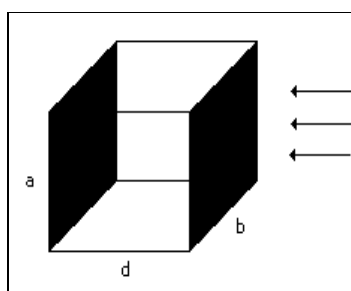


Figura 2.5 - Configuração eletrodo-face.

Outra possível configuração dos materiais piroelétricos é a eletrodo-extremidade. Nesta, 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. Esta configuração pode-se observar na Figura 2.6:

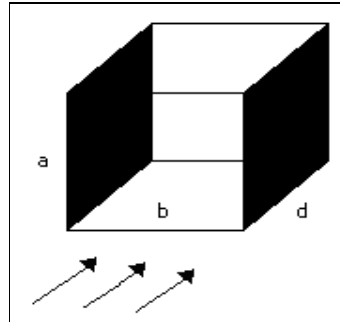


Figura 2.6 - Configuração eletro-extremidade.

Para se considerar os detectores piroelétricos como ideais, é necessário desprezar-se variações de temperatura no material. Assim, a espessura destes elementos deve ser suficientemente fina. Já nos detectores piroelétricos reais deve-se levar em conta se o elemento piroelétrico está apoiado em um suporte isolante ou condutor e se encontra em um ambiente com gás inerte, vácuo ou simplesmente ar, pois, a radiação absorvida pode ser perdida não somente por irradiação, mas também por condução e convecção.

A equação 2.3 descreve a transferência de calor no detector piroelétrico (LIU; LONG, 1978):

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} \Delta T_i(z_i, t) = \frac{k_i}{C_i^E} \frac{\partial^2}{\partial z_i^2} \Delta T_i(z_i, t) \quad (2.3)$$

na qual ΔT é a variação na temperatura, k_i é a condutividade térmica e C_i^E é o calor específico.

2.5 Resposta de um Detector Piroelétrico a um Pulso de Radiação

O equacionamento utilizado por (PORTER, 1981), no qual um detector piroelétrico é exposto a uma radiação modulada, foi a base para o desenvolvimento do modelo que descreve a resposta do sensor piroelétrico à radiação modulada do tipo pulso com intervalo de tempo τ . Neste modelo, foi importante a contribuição do Professor Dr. Cláudio Kitano, do Departamento de Engenharia Elétrica da UNESP de Ilha Solteira.

A diferença de temperatura entre o detector e o ambiente quando nele incide radiação pode ser descrita pela equação 2.4 (PORTER, 1981):

$$\eta\omega = H \frac{d\theta}{dt} + G_r\theta \quad (2.4)$$

Na equação 2.4, θ é a diferença de temperatura entre o detector e o ambiente, ω é a potência radiante incidente, H é a capacitância térmica, G_r é a condutância térmica e finalmente η é a emissividade de superfície. No desenvolvimento do modelo, utilizou-se para se representar a radiação incidente um sinal do tipo pulso com duração τ .

Para se obter matematicamente o pulso prolongado, utilizou-se da subtração entre um degrau $u(t)$ e um degrau defasado de τ como se pode observar na Figura 2.7:

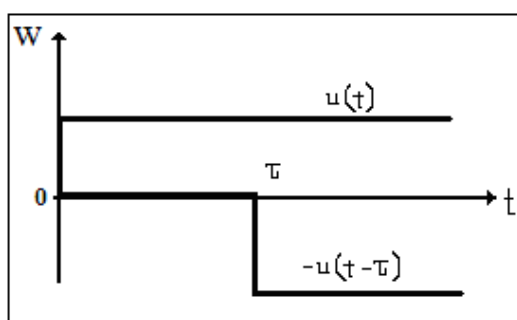


Figura 2.7 – Sinais utilizados no modelo matemático do pulso (degrau).
Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

A forma de onda da radiação incidente pode ser dada pela equação 2.5:

$$\omega(t) = [u(t) - u(t - \tau)] \quad (2.5)$$

Considera-se que ω_0 é a potência da radiação incidente para $0 \leq t \leq \tau$.

Substituindo (2.5) em (2.4) e aplicando-se a Transformada de Laplace tem-se:

$$\eta\omega(s) = sH\theta(s) + G_r\theta(s) \quad (2.6)$$

$$\eta\omega(s) = (sH + G_r)\theta(s) \quad (2.7)$$

$$\frac{\eta}{G_r + sH}\omega(s) = \theta(s) \quad (2.8)$$

$$\omega(t) = \omega_0[u(t) - u(t - \tau)] \quad (2.9)$$

Utilizando a Transformada de Laplace, tem-se:

$$u(t) \Leftrightarrow \frac{1}{s} \quad (2.10)$$

Assim como:

$$f(t-a)u(t-a) \Leftrightarrow e^{-as}F(s) \quad (2.11)$$

Portanto, para $a = \tau$ tem-se:

$$u(t - \tau) = f(t - \tau)u(t - \tau) \Leftrightarrow e^{-\tau s} \frac{1}{s} \quad (2.12)$$

Substituindo (2.12) em (2.9) e calculando a Transformada de Laplace, chega-se a:

$$\omega(s) = \omega_0 \left[\frac{1}{s} - \frac{1}{s} e^{-\tau s} \right] \quad (2.13)$$

$$\omega(s) = \frac{\omega_0}{s} [1 - e^{-\tau s}] \quad (2.14)$$

$$\theta(s) = \frac{\eta}{G_r + sH} \frac{\omega_0}{s} [1 - e^{-\tau s}] \quad (2.15)$$

$$\theta(s) = \frac{\eta\omega_0}{H \left[\frac{G_r}{H} + s \right]} \frac{1}{s} [1 - e^{-\tau s}] \quad (2.16)$$

$$\theta(s) = \frac{\eta\omega_0}{H} \left\{ \frac{1}{s \left(s + \frac{G_r}{H} \right)} - \frac{e^{-\tau s}}{s \left(s + \frac{G_r}{H} \right)} \right\} \quad (2.17)$$

Utilizando da seguinte propriedade de Laplace, tem-se:

$$\begin{aligned} \frac{1}{b-a} (e^{-at} - e^{-bt})u(t) &\Leftrightarrow \frac{1}{(s+a)(s+b)s}, \text{ para } a=0 \text{ vem:} \\ f(t)u(t) = \frac{1}{b} (1 - e^{-bt})u(t) &\Leftrightarrow \frac{1}{s(s+b)} = F(s) \\ f(t-a)u(t-a) &\Leftrightarrow e^{-as} F(s) \\ \frac{1}{b} (1 - e^{-b(t-a)})u(t-a) &\Leftrightarrow \frac{1}{s(s+b)} e^{-as} \end{aligned} \quad (2.18)$$

Adotando-se $b = G_T / H$ e aplicando-se aos pares a Transformada Inversa de Laplace dados em (2.18) vem:

$$\begin{aligned} L^{-1} \left[\frac{1}{s \left(s + \frac{G_r}{H} \right)} \right] &= \frac{1}{G_r/H} \left(1 - e^{-\frac{G_r}{H}t} \right) u(t) \\ L^{-1} \left[\frac{e^{-\tau s}}{s \left(s + \frac{G_r}{H} \right)} \right] &= \frac{1}{G_r/H} \left(1 - e^{-\frac{G_r}{H}(t-\tau)} \right) u(t-\tau) \end{aligned} \quad (2.19)$$

Conseqüentemente, substituindo (2.19) em (2.17), chega-se a:

$$\theta(t) = \frac{\eta\omega_0}{H} \left\{ \frac{1}{G_T/H} \left(1 - e^{-\frac{G_T}{H}t} \right) u(t) - \frac{1}{G_T/H} u(t-\tau) \left[1 - e^{-\frac{G_T}{H}(t-\tau)} \right] \right\} \quad (2.20)$$

$$\theta(t) = \eta\omega_0 \left\{ \underbrace{u(t)}_{g_1(t)} - u(t-\tau) - \left[\underbrace{e^{-\frac{G_T}{H}t} u(t)}_{g_2(t)} - e^{-\frac{G_T}{H}(t-\tau)} u(t-\tau) \right] \right\} \quad (2.21)$$

Na Figura 2.8 ilustra-se os sinais $u(t)$ e $u(t - \tau)$.

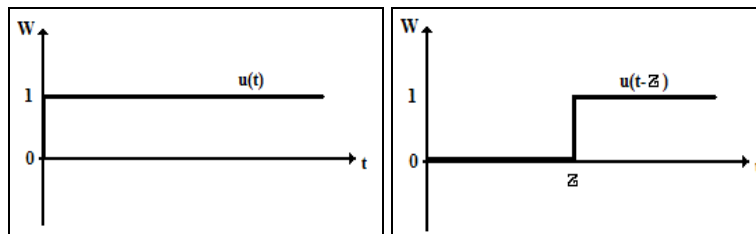


Figura 2.8 – Sinais $u(t)$ e $u(t - \tau)$. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Como foi considerado na equação (2.21) e na Figuras 2.8, pode-se afirmar que $g_1(t)$ é o pulso com intervalo de tempo τ que representa a radiação incidente, conforme é possível observar na Figura 2.9.

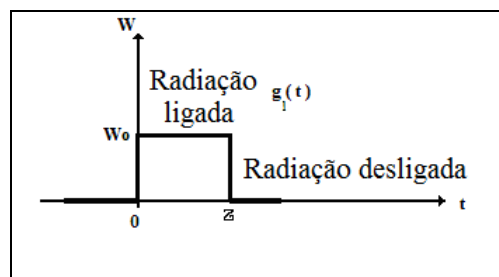


Figura 2.9 – Exemplo da radiação incidente equivalente à $g_1(t)$.
Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

A parcela da equação 2.21 que se refere a $g_2(t)$ foi ilustrada na Figura 2.10.

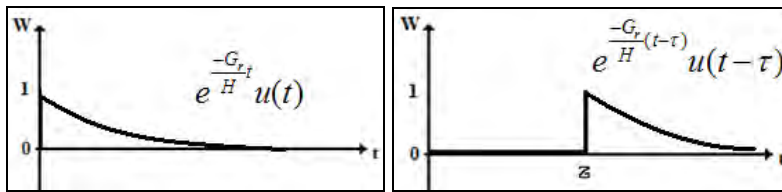


Figura 2.10 – Sinais do modelo equivalente à $g_2(t)$ descrito por: $e^{-\frac{G_r}{H}t} u(t) - e^{-\frac{G_r}{H}(t-\tau)} u(t-\tau)$.
Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Para simular o modelo proposto e compará-lo com a resposta do detector, utilizou-se o *software* Matlab. O equacionamento proposto de $g_2(t)$ pode ser observado na Figura 2.11.

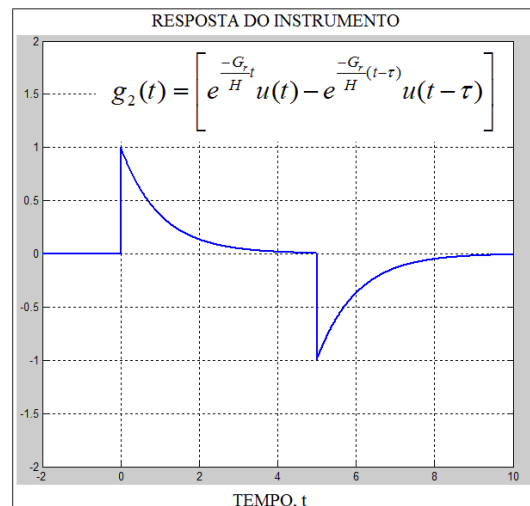


Figura 2.11 – Simulação da resposta da radiação incidente equivalente à $g_2(t)$. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Retomando a equação (2.21), tem-se:

$$\theta(t) = \eta\omega_0 \{g_1(t) - g_2(t)\} = \eta\omega_0 \{g_1(t) + [-g_2(t)]\} \quad (2.22)$$

Como se pode observar na simulação, o sinal apresenta dois picos, conforme se pode observar na Figura 2.12.

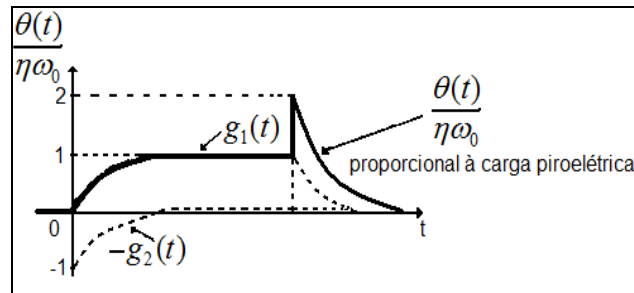


Figura 2.12 – Sinal de resposta da radiação incidente equivalente à $g_1(t)$ e $g_2(t)$. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Para analisar a carga piroelétrica gerada, recorre-se, por definição, à equação:

$$q(t) = pA\theta(t) \quad (2.23)$$

na qual A refere-se à área do eletrodo do detector, p é o seu coeficiente piroelétrico e θ a sua variação de temperatura.

Outro componente importante a ser considerado no modelo é o conversor corrente-tensão. O esquema do circuito do conversor corrente-tensão utilizado é ilustrado na Figura 2.13.

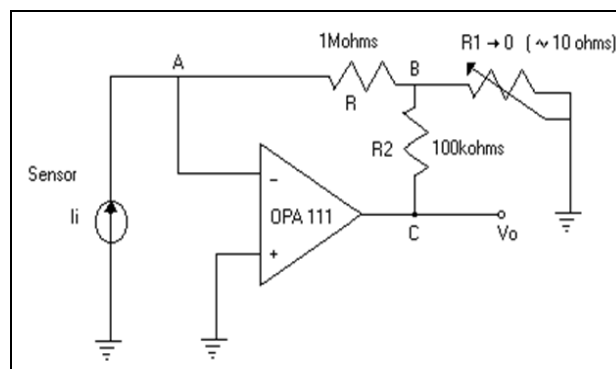


Figura 2.13 – Circuito conversor corrente - tensão.

O ganho do circuito é dado por (FRANCO, 1998):

$$V_0 = -KRi \quad (2.24)$$

na qual $K=1+(R_2/R_1)+(R_2/R)$.

Por definição, tem-se a corrente piroelétrica, dada por:

$$i = \frac{dq}{dt} = pA \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (2.25)$$

Calculando-se $d\theta(t) / dt$ à porta de (2.21), tem-se:

$$\frac{d\theta(t)}{dt} = \eta\omega_0 \left\{ \frac{du(t)}{dt} - \frac{du(t-\tau)}{dt} - \left[\frac{d\left(e^{\frac{-G_r t}{H}} u(t)\right)}{dt} - \frac{d\left(e^{\frac{-G_r (t-\tau)}{H}} u(t-\tau)\right)}{dt} \right] \right\} \quad (2.26)$$

Considerando a seguinte propriedade, por definição:

$$\begin{aligned} \frac{du(t)}{dt} &= \delta(t), \text{delta de Dirac} \\ \frac{du(t-\tau)}{dt} &= \delta(t-\tau) \end{aligned} \quad (2.27)$$

e substituindo (2.27) em (2.26), tem-se:

$$\frac{d\left(e^{\frac{-G_r t}{H}} u(t)\right)}{dt} = u(t) \frac{d\left(e^{\frac{-G_r t}{H}}\right)}{dt} + e^{\frac{-G_r t}{H}} \frac{du(t)}{dt} = -\frac{G_r}{H} e^{\frac{-G_r t}{H}} u(t) + e^{\frac{-G_r t}{H}} \delta(t) \quad (2.28)$$

$$\begin{aligned} \frac{d\left(e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} u(t-\tau)\right)}{dt} &= u(t-\tau) \frac{d\left(e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}}\right)}{dt} + e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} \frac{du(t-\tau)}{dt} = \\ &= -\frac{G_r}{H} e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} u(t-\tau) + e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} \delta(t-\tau) \end{aligned} \quad (2.29)$$

$$\frac{d\theta(t)}{dt} = \eta\omega_0 \left\{ \begin{array}{l} \delta(t) - \delta(t-\tau) + \frac{G_r}{H} e^{\frac{-G_r t}{H}} u(t) - e^{\frac{-G_r t}{H}} \delta(t) \\ -\frac{G_r}{H} e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} u(t-\tau) + e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} \delta(t-\tau) \end{array} \right\} \quad (2.30)$$

Utilizando-se a propriedade do Delta de Dirac:

$$f(t)\delta(t-a) = f(a)\delta(t-a) \quad (2.31)$$

$$e^{\frac{-G_r t}{H}} \delta(t) = e^0 \delta(t) = \delta(t) \quad (2.32)$$

$$e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} \delta(t-\tau) = e^{\frac{-G_r(\tau-\tau)}{H}} \delta(t-\tau) = \delta(t-\tau)$$

e substituindo (2.32) em (2.30), tem-se:

$$\frac{d\theta(t)}{dt} = \eta\omega_0 \left\{ \frac{G_r}{H} e^{\frac{-G_r t}{H}} u(t) - \frac{G_r}{H} e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} u(t-\tau) \right\} \quad (2.33)$$

$$\frac{d\theta(t)}{dt} = \frac{\eta\omega_0 G_r}{H} \left\{ e^{\frac{-G_r t}{H}} u(t) - e^{\frac{-G_r(t-\tau)}{H}} u(t-\tau) \right\} \quad (2.34)$$

Substituindo (2.34) em (2.25), tem-se:

$$i = \frac{pA\eta\omega_0 G_r}{H} \left\{ e^{-\frac{G_r}{H}t} u(t) - e^{-\frac{G_r}{H}(t-\tau)} u(t-\tau) \right\} \quad (2.35)$$

$$i = I_0 \left\{ e^{-\frac{G_r}{H}t} u(t) - e^{-\frac{G_r}{H}(t-\tau)} u(t-\tau) \right\}$$

na qual, $I_0 = pA\eta\omega_0 G_r/H$.

O gráfico da corrente piroelétrica, simulada no Matlab, pode ser observado na Figura 2.14:

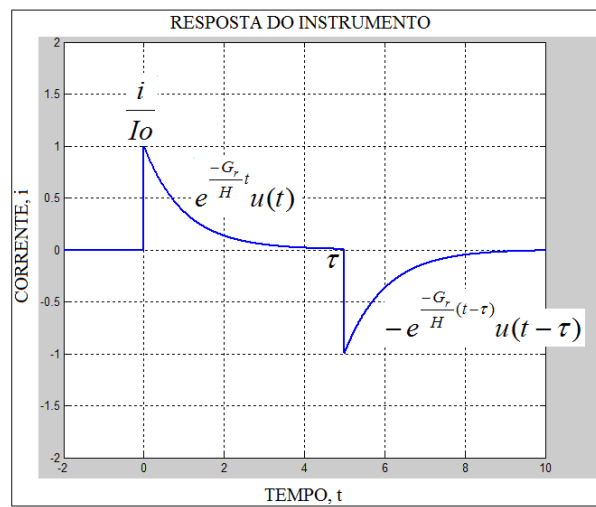


Figura 2.14 – Simulação da corrente piroelétrica coletada nos eletrodos. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Supondo que $K=1$ na equação (2.24), esta pode-ser reescrita da seguinte forma:

$$V_o = -RI_0 \left(\frac{i}{I_0} \right) \quad (2.36)$$

cujo gráfico está desenhado na Figura 2.15:

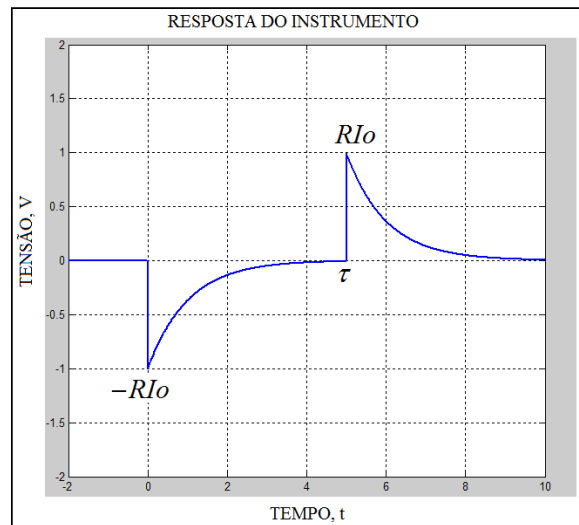


Figura 2.15 – Simulação da tensão piroelétrica coletada nos eletrodos. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

A relação entre o pico do sinal produzido pelo detector e a potência da radiação é dada por:

$$V_{pico} = RIo = \frac{RpA\eta\omega_0G_r}{H} \quad (2.37)$$

$$V_{pico} = \left(\frac{RpA\eta G_r}{H} \right) \omega_0 = R_v \omega_0 \quad (2.38)$$

Portanto, a relação é linear. Na Figura 2.16 ilustra-se a relação entre o sinal piroelétrico e a potência da radiação incidente no detector.

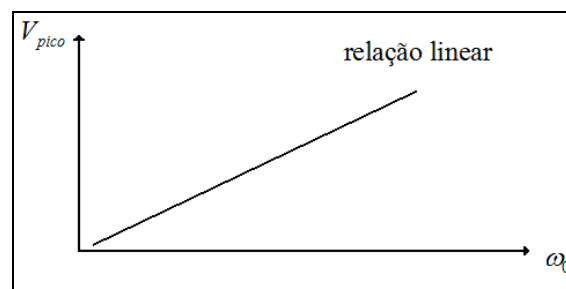


Figura 2.16 – Responsividade de tensão. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Uma forma de se determinar o coeficiente piroelétrico é medindo-se a tensão V_o e invertendo o sinal, conforme se ilustra na Figura 2.17, na qual t_e é a constante de tempo térmica do detector.

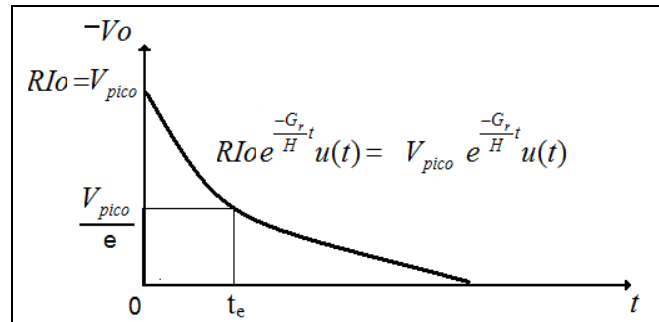


Figura 2.17 – Obtenção do coeficiente piroelétrico. Obs.: gráfico com unidades arbitrárias.

Adotando-se ($t = t_e$), ($-V_o = V_{pico} / e$) e ($t_e = H / G_r$) é possível obter:

$$V_{pico} = \left(\frac{RpA\eta G_r}{H} \right) \omega_0 \quad (2.39)$$

$$V_{pico} = \left(\frac{RpA\eta}{t_e} \right) \omega_0 \quad (2.40)$$

Assim sendo, chega-se ao coeficiente piroelétrico:

$$p\eta = \frac{V_{pico} t_e}{RA\omega_0} \quad (2.41)$$

Ao assumir que $\eta \approx 1$ é possível verificar que p (coeficiente piroelétrico) é da ordem de:

$$p \approx \frac{V_{pico} t_e}{RA\omega_0} \quad (2.42)$$

2.6 A Radiação X

Os principais tipos de radiação ionizante são a X, a γ , elétrons de alta energia, prótons e nêutrons. A radiação X é capaz de excitar e ionizar átomos da matéria com a qual interage, sendo produzida quando uma substância é bombardeada por elétrons com altas velocidades.

W. C. Roentgen foi quem descobriu os raios X, em 1895, 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) moviam-se do eletrodo negativo (cátodo) ao eletrodo positivo (ânodo) ou à parede do tubo. Roentgen observou um brilho em uma peça de vidro (pote de vidro) que se encontrava à pequena distância do tubo. Quando Roentgen colocava um papel negro entre a peça e o tubo, o brilho continuava persistindo. À radiação desconhecida Roentgen atribuiu o nome de raios X, que era penetrante o suficiente para atravessar o papel negro (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). Roentgen também observou algumas propriedades relevantes dos raios X:

1. Constituem radiação eletromagnética;
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:

Tabela 2.1 - Faixas de Energia do Raio X.

0,1 – 20 kV	Raios de Baixa Energia, Moles ou Raios Grenz
20 – 120 kV	Raios X na faixa de Diagnóstico
120 – 300 kV	Raios X de Ortovoltagem
300 – 1 MV	Raios X de Energia Intermediária
Acima de 1 MV	Raios X de Megavoltagem

2.7 Interações da radiação X com a matéria

Interações referem-se aos processos pelos quais a energia e/ou a direção da radiação são alteradas. 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 um feixe de raios X passa dentro de um material absorvedor, como o tecido humano, a energia carregada pelo feixe é transferida para o tecido, podendo produzir dano biológico. A energia depositada por unidade de massa é conhecida como dose absorvida e é uma unidade muito útil para a predição dos efeitos biológicos.

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 de 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 radiação eletromagnética, denominada de “*bremstrahlung*” (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). Quanto maior o arrasto do núcleo atraindo o elétron, maior a liberação de energia.

2.8 Características da Radiação X

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 $N_t = N_0 e^{-\mu x}$ (no qual é válido destacar que N_t refere-se ao número de partículas transmitidas e N_0 ao número de fótons incidentes) multiplicado por um fator que varia de 1 a 100, e que depende da

espessura do atenuador, energia, área e distância do atenuador ao detector (PONTES, 2006).

O coeficiente de atenuação linear de um material é função da densidade deste material. Um coeficiente de atenuação 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 tem dimensões de m^2/kg . Uma vez que o coeficiente de atenuação de massa tem unidade de área por kg, é frequentemente denominado de seção de choque (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983).

A espessura de equilíbrio eletrônico de um feixe é denominada de “*build up*” e geralmente é obtido de forma experimental. É justamente nesta espessura onde ocorre a dose máxima do feixe, ou seja, onde se dá o máximo de ionizações.

2.9 A Radiação Gama

A radiação gama se dá pela liberação de energia pelo núcleo de um átomo. Esta liberação é feita através de uma radiação eletromagnética, com espectro de energia bem definido. Similarmente aos raios X, a radiação gama dá-se pela transição de energia de um estado excitado de um material para um de menor excitação, porém esta transferência de energia acontece no núcleo do material. Mesmo quando o núcleo libera esta energia não há estabilidade para o mesmo, já que apenas o excesso de energia é liberado.

Para que haja estabilidade ao núcleo é necessária uma proporção entre nêutrons e prótons; caso um núcleo possua maior quantidade de nêutrons ou prótons, o mesmo está sujeito a um decaimento radioativo. Quando um núcleo com alto número atômico (maior que 82) possui maior número de prótons acontece o decaimento α .

Foram encontradas substâncias radioativas que emitem partículas α capazes de produzir energias entre 5 e 10 MeV (KHAN, 2003).

O processo de decaimento radioativo, que é acompanhado pela ejeção de um elétron positivo (representado por β^+) ou negativo (representado por β^-) do núcleo, é

chamado decaimento β . Nenhuma destas partículas existe no núcleo, porém são criadas no momento do processo (KHAN, 2003).

A emissão mais comum de raios γ dá-se em função do decaimento radioativo, após a emissão de partículas α ou β . Após as reações nucleares pode-se formar estados excitados levando à emissão de raios γ . A interação da radiação gama com a matéria, assim como a radiação X, é dependente da energia da radiação gama e do número atômico do material com o qual ocorre a interação.

Unidades de fontes de cobalto ^{60}Co (cobalto 60) são produzidas pela irradiação do estável ^{59}Co (cobalto 59) com nêutrons em um reator. A fonte de ^{60}Co , normalmente tem a forma de discos ou paletas cilíndricas sólidas contidas em uma cápsula de aço inoxidável selada por soldagem. As células de cobalto passam por dois estágios de enclausuramento para evitar vazamento do material radioativo (KHAN, 2003).

2.10 Interação dos Fótons - Efeito Compton

A atenuação de um feixe de fótons, em virtude de sua absorção pela matéria, é causada por cinco principais tipos de interação: efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares, espalhamento coerente e fotodesintegração.

Cada um destes efeitos pode ser representado pelo seu coeficiente de atenuação, que varia de acordo com a energia do fóton e do número atômico do material. A atenuação total (μ/ρ) pode ser representada pela soma dos coeficientes individuais de cada processo, representados na equação (KHAN, 2003):

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (2.43)$$

na qual ρ é o número de elétrons por grama, sendo válido destacar que σ_{coh} , τ , σ_c e π são os coeficientes de atenuação para espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton e

produção de pares, respectivamente. A fotodesintegração é uma reação entre o fóton e o núcleo, sendo que este efeito possui importância somente em energias muito altas (>10 MeV).

Dentre os processos que caracterizam a interação da radiação X com a matéria, os mais importantes são: fotoelétrico, Compton e produção de pares. Estes processos dependem essencialmente da energia da radiação e do meio material.

A probabilidade de um fóton sofrer qualquer um dos vários fenômenos de interação depende da energia ($h\nu$, onde h é a constante de Planck e ν é a frequência da radiação) do fóton e do número atômico do material (Z). Geralmente o efeito fotoelétrico predomina em fótons de baixa energia; já na faixa de fótons de energias mais altas é predominante o efeito Compton, e, em energias ainda mais altas, a produção de pares. Na Figura 2.18 são mostradas as três regiões de predominância mais importantes em relação aos parâmetros referentes à energia e ao número atômico.

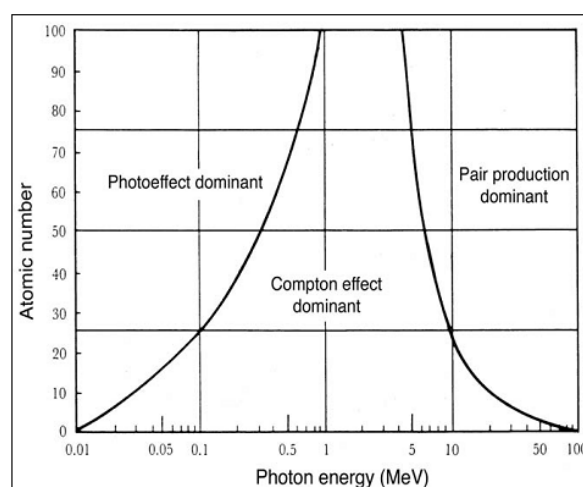


Figura 2.18 – Efeitos predominantes na interação atômica (PODGORSAK, 2005).

O efeito predominante, neste estudo, envolve uma colisão da radiação incidente com um elétron orbital. Este é ejetado com certa velocidade e produz ionização secundária, enquanto a radiação altera sua trajetória, podendo até produzir novos efeitos Compton. É interessante lembrar que o elétron liberado possui energia de ligação menor que o fóton

incidente. Quando há interação de fótons de baixa energia com elétrons fortemente ligados, os fótons praticamente não perdem energia, mudando apenas suas direções, sendo este fenômeno denominado de espalhamento Compton coerente. O corpo humano possui baixo número atômico e ao interagir com fótons de alta energia praticamente se despreza o espalhamento.

Analisou-se o gráfico da Figura 2.18 para averiguar onde estaria o efeito predominante deste estudo. Na Figura 2.19 ilustra-se o efeito predominante, no qual $h\nu' = h\nu - E_k$, sendo $h\nu$ a energia incidente, E_k a energia cinética perdida do elétron, h a constante de Planck, m a massa, v a frequência da radiação no vácuo, θ e Φ os ângulos de dispersão e c a velocidade da luz no vácuo. Segundo (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983), pode-se observar que nas energias proporcionadas pelos equipamentos estudados, na bomba de cobalto e no acelerador linear, o percentual de ocorrência do efeito Compton é predominante na interação com a água.

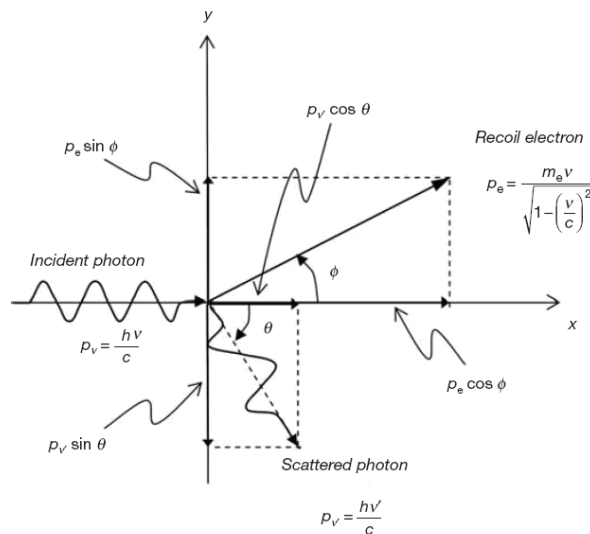


Figura 2.19 – Efeito Compton (PODGORSAK, 2005).

O processo Compton pode ser analisado em termos da colisão entre duas partículas, o fóton e o elétron. Aplicando as leis de conservação de energia e momento, as

energias relativas ao elétron, fóton incidente, fóton liberado e a relação de seus respectivos ângulos podem ser descritas pelas equações (KHAN, 2003):

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.44)$$

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.45)$$

$$\cot \phi = (1 + \alpha) \tan \frac{\theta}{2} \quad (2.46)$$

nas quais $h\nu_0$, $h\nu'$ e E são as energias do fóton incidente, fóton liberado e do elétron, respectivamente, sendo $\alpha = h\nu_0/m_0c^2$, e m_0c^2 a energia remanescente do elétron.

2.10.1 Dependência do Efeito Compton em Relação à Energia e ao Número Atômico

Como mencionado anteriormente, o efeito Compton é a interação entre um fóton e um elétron livre. Praticamente, isto significa que a energia do fóton incidente deve ser grande se comparada com a energia necessária para liberar o elétron. Isto em contraste com o efeito fotoelétrico que se torna mais provável quando a energia do fóton incidente é igual ou levemente maior que a energia de ligação do elétron. Assim, quando a energia do fóton aumenta além da energia de ligação da camada K do elétron, o efeito fotoelétrico diminui rapidamente com a energia e o efeito Compton se torna cada vez mais importante.

Devido à interação Compton envolver essencialmente elétrons livres do material absorvedor, e ser independente do número atômico (Z), o coeficiente de atenuação de massa Compton (σ/ρ) é independente de Z , dependendo somente do número de elétrons por grama.

Embora o número de elétrons por grama dos elementos diminua sistematicamente com o número atômico, muitos materiais, exceto o hidrogênio, podem ser considerados

terem aproximadamente o mesmo número de elétrons por grama. Assim, (σ_c/ρ) é aproximadamente o mesmo para todos os materiais. Por exemplo, para a radiação γ do Co^{60} que interage através do efeito Compton, a atenuação por g/cm^2 para os ossos é aproximadamente a mesma para os tecidos leves. Entretanto, 1 cm de osso irá atenuar mais que 1 cm de tecido leve, porque os ossos possuem maior densidade de elétrons (número de elétrons por cm^3), que é dado pela densidade vezes o número de elétrons por grama (KHAN, 2003).

2.11 Interação dos Fótons – Formação de Pares

Se a energia do fóton for maior que 1,02 MeV, o fóton pode interagir com a matéria através do mecanismo de produção de pares. Neste processo, o fóton interage fortemente com o campo eletromagnético do núcleo atômico e toda energia desprendida no processo de criação do par constitui o elétron negativo (e^-) e o elétron positivo (e^+). Porque a energia remanescente do elétron equivale a 0,51 MeV, a energia mínima de 1,02 MeV é necessária para criar um par elétron pósitron. A energia do fóton remanescente neste limiar é fracionada entre as partículas, tanto quanto a energia cinética. A energia cinética total disponível para o par elétron-pósitron é dado por $(h\nu - 1,02)$ MeV. As partículas tendem a ser emitidas seguindo a direção do fóton incidente.

A distribuição mais provável de energia para cada partícula é adquirir a metade da energia cinética, embora seja possível qualquer distribuição de energia. Por exemplo, no caso extremo, é possível que uma partícula possa receber toda a energia, enquanto outra não receba nada.

O processo de produção de pares é um exemplo no qual energia é convertido em massa, como predito pela equação de Einstein, $E = mc^2$. O processo reverso, de conversão de massa em energia, surge quando um pósitron combina com um elétron para produzir dois fótons, chamada radiação de aniquilação (KHAN, 2003).

2.12 Interação dos Fótons – Radiação de Aniquilação

O pósitron, criado como resultado do processo de produção de pares, perde sua energia ao atravessar a matéria, reagindo com os mesmos tipos de interações que um elétron, denominadas de ionização, excitação e *bremsstrahlung*. Próxima do fim de sua faixa, o movimento lento do pósitron, combinado com um dos elétrons livres de sua vizinhança, propicia a formação de dois fótons, cada um tendo energia de 0,51 MeV. Devido à conservação de momento no processo, os dois fótons são ejetados em direções opostas (KHAN, 2003).

2.13 Medições da Radiação Ionizante

A ICRU (Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas) é o órgão responsável por definir e quantificar grandezas da radiação ionizante. Um feixe de raios X emitido de um alvo e um feixe de raios γ proveniente de uma fonte radioativa produzem um grande número de fótons que podem ter uma grande variedade de energia. Este feixe de fótons pode ser descrito em muitos termos, alguns deles serão definidos a seguir.

2.13.1 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 d_a uma área infinitesimal, perpendicular ao feixe, define-se fluência de fótons, φ , a relação entre dN e d_a .

$$\varphi = dN/d_a \text{ [m}^{-2}\text{]} \quad (2.47)$$

2.13.2 Fluência de Energia (ψ)

Seja N_{hv} o valor esperado da energia total (excluindo a da massa em 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 d_a uma área infinitesimal perpendicular ao feixe, define-se fluência de energia, ψ , a relação entre dN_{hv} e d_a .

$$\psi = dN_{hv}/d_a \text{ [Jm}^{-2}\text{]} \quad (2.48)$$

2.13.3 Taxa de Fluência de Energia ou Intensidade de Radiação (Φ)

Representada por Φ , relaciona a energia de um feixe que atravessa uma unidade de área em uma unidade de tempo:

$$\Phi = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d}{dt} \frac{dN_{hv}}{d_a} \text{ [Js}^{-1}\text{m}^{-2}\text{]} \text{ ou [W/m}^2\text{]} \quad (2.49)$$

2.13.4 Exposição (X)

A ICRU (Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas), órgão responsável por definir e quantificar grandezas da radiação ionizante descreve que para raios X e para raios γ , a exposição X é dada por:

$$X = dQ/dm \text{ [Ckg}^{-1}\text{]} \quad (2.50)$$

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

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.51)$$

2.13.5 Relação entre Exposição e Intensidade de Radiação

Conforme se pode constatar, a resposta de um instrumento piroelétrico é diretamente proporcional à taxa de fluência de energia da radiação (intensidade de radiação), conforme descrito na equação (2.38). A tensão de resposta de um instrumento piroelétrico é igual à responsividade de tensão multiplicada pela potência incidente: $V_{pico} = R_V \omega_0$. Para se estabelecer a relação entre a taxa de exposição e a taxa de fluência de energia é necessário, primeiramente, saber o valor da exposição e o valor da camada semi-redutora do material. Utilizando-se a equação de (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983) representada abaixo, pode-se obter o valor da intensidade da radiação.

$$\dot{\psi} = X.8,73.10^{-3} / (\mu_{ab}/\rho)_{ar} \text{ [W/m}^2\text{]} \quad (2.52)$$

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, e da camada semi-redutora HVL.

Através desta equação, pode-se converter a taxa de exposição, medida com a câmara de ionização, em taxa fluência de energia. Porém, esse equacionamento somente se aplica para energias inferiores a 3 MeV. Para energias superiores, não se caracteriza o uso de exposição como fator dosimétrico (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983).

2.13.6 Dose absorvida

A dose absorvida é definida para descrever a quantidade de todos os tipos de radiação ionizantes, incluindo partículas carregadas e descarregadas, em todos os materiais e energias. Dose absorvida é uma medida do efeito biológico produzido pela radiação ionizante.

A definição atual de dose absorvida, ou simplesmente dose, é a relação entre a energia impartada dE pela radiação ionizante em uma material de massa dm . A antiga notação de dose era o *rad* (dose absorvida de radiação) que representava a absorção de

100 ergs de energia por grama de material absorvido. Posteriormente o SI (Sistema Internacional de Unidades) estabeleceu para dose a unidade de Gray, que possui larga aplicação em radiologia (KHAN, 2003).

2.13.7 Kerma

A quantidade Kerma (K) (energia cinética lançada em um ambiente) é definida como a relação entre a soma das energias cinéticas iniciais (dE_{tr}) de todas as cargas liberadas das partículas ionizadas pelos fótons incidentes em um material de massa dm .

A unidade do Kerma é a mesma para dose, J/kg. No SI (Sistema Internacional de Unidades) esta unidade recebe o nome de Gray (Gy) e é uma unidade especial do domínio das radiações ionizantes.

Para um feixe de fótons que atravessa o ambiente, Kerma é diretamente proporcional a fluência de energia dos fótons (ψ), dado por (KHAN, 2003):

$$K = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (2.53)$$

onde (μ_{tr}/ρ) é o coeficiente de transferência de energia de massa.

Quando um fóton interage com os elétrons de um material, parte da energia é convertida em energia cinética dos elétrons. Se uma parte da energia do fóton é dada para o elétron, o fóton, por si só, continua sua jornada com menor energia. O fóton que continuou sua trajetória pode continuar interagindo em múltiplas interações e a energia perdida por este fóton pode ser convertida em energia cinética para os elétrons.

Se um fóton atravessa um material, a fração de energia transferida pelo fóton em energia cinética para carregar as partículas por unidade de espessura do material que absorveu esta energia é denominado de coeficiente de transferência de energia de massa (μ_{tr}/ρ) (KHAN, 2003).

2.14 Determinação da Dose absorvida para Energias Superiores a 3 MeV

Para determinação precisa da dose absorvida em energias maiores que 3 MeV, o único caminho satisfatório é calibrar a câmara de ionização ou algum tipo de instrumento de dosimetria para realizar a leitura em *grays*, utilizando um calorímetro para fazer a medida básica da energia absorvida. Embora alguns laboratórios de padronização possuam calorímetros, esse serviço de calibração não é geralmente disponível.

2.15 Microcontroladores – MCU's

2.15.1 Microcontrolador PIC

Nesta pesquisa optou-se por utilizar microcontroladores da família PIC o 16F777, devido a sua disponibilidade no mercado eletrônico e pela facilidade de se encontrar material bibliográfico a respeito da mesma.

A *Microchip* possui várias famílias de microcontroladores. Todas oferecem diversas opções de memória de programa: *OTP (One Time Programmable)* e *EPROM (Erasable and Programmable Read Only Memory)*.

Sendo analógico o sinal produzido pela câmara piroelétrica, escolheu-se a família PIC 16F777 por esta já possuir conversor AD interno e dispor de recursos através dos quais se pode detectar o pico do sinal e mostrar o seu valor em um *display* digital (www.microchip.com, 2005) e (SOUZA, 2003).

2.16 Módulo LCD

O LCD, ou módulo LCD é uma interface de saída muito utilizada em sistemas microprocessados e microcontrolados. Os módulos LCDs mais comuns (tipo caracteres) são especificados em número de linhas por colunas e são encontrados nas configurações mais variadas como 8 colunas e 2 linhas com 14 pinos, 16 colunas e 2 linhas com 14 ou 16 pinos, entre outros. Estes módulos utilizam um controlador próprio, possibilitando sua interligação com outras placas através de seus pinos. Estes módulos devem ser alimentados e interligados. Há entre os módulos e o microcontrolador um protocolo de comunicação,

que envolve o envio de *bytes* de instruções e *bytes* de dados pelo sistema do usuário (www.microchip.com, 2005) e (SOUZA, 2003). A pinagem de um módulo LCD é apresentada na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 - Pinagem de um módulo LCD.

Pino	Função	Descrição
1	Alimentação	Terra ou GND
2	Alimentação	VCC ou +5V
3	V0	Tensão para 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 - Desabilitado
7	B0 LSB	
8	B1	
9	B2	Barramento
10	B3	De
11	B4	Dados
12	B5	
13	B6	
14	B7 MSB	
15	A (qdo existir)	Anodo p/ <i>LED backlight</i>
16	K (qdo existir)	Catodo p/ <i>LED backlight</i>

2.17 Módulo de Aquisição de Dados e o *software* LabVIEW

Utilizou-se, acoplado a um *laptop*, um módulo de aquisição da *National Instruments*, modelo USB-6009, em conjunto com o *software* LabVIEW 2009 (versão estudante), os quais proporcionam desde uma simples aquisição de dados até mesmo um laboratório acadêmico experimental virtual. Outro ponto bastante relevante é a possibilidade de portabilidade: o módulo pode ser facilmente conectado a um *laptop*, conseqüentemente, pode atuar em diversos locais sem a necessidade de fonte externa ou módulos adaptativos. Na foto da Figura 2.20 pode-se observar o módulo de conexão e alimentação por porta USB:



Figura 2.20 - Módulo de Aquisição de Dados – NI USB-6009.

O módulo de aquisição da *National Instruments* possui resolução de 14 *bits*, taxa de amostragem de 48 kS/s (*kilo* amostras por segundo) e faixa de -10 a 10 Volts (www.ni.com, 2010). Estas características são mais que suficientes para o projeto realizado nesta tese, que trabalha na faixa de -6 a 6 volts e produz um sinal praticamente contínuo.

Capítulo 3

Materiais e Métodos

3.1 Introdução

O sistema eletrônico implementado é constituído por uma câmara piroelétrica, um microcontrolador e um *display* digital. Utilizou-se também um módulo de aquisição de dados da *National Instruments*, o *software* LabVIEW e um *laptop* para aquisição e armazenamento dos dados obtidos com a câmara piroelétrica.

A câmara, por sua vez, é constituída por um sensor piroelétrico e por um circuito de condicionamento de sinais, alojados em um gabinete metálico blindado, tendo sido projetada especificamente para medir taxa de fluência de energia de radiação na faixa de radioterapia.

Na Figura 3.1 mostra-se um esquema que ilustra como foram montados os equipamentos utilizados para se realizar as medições.

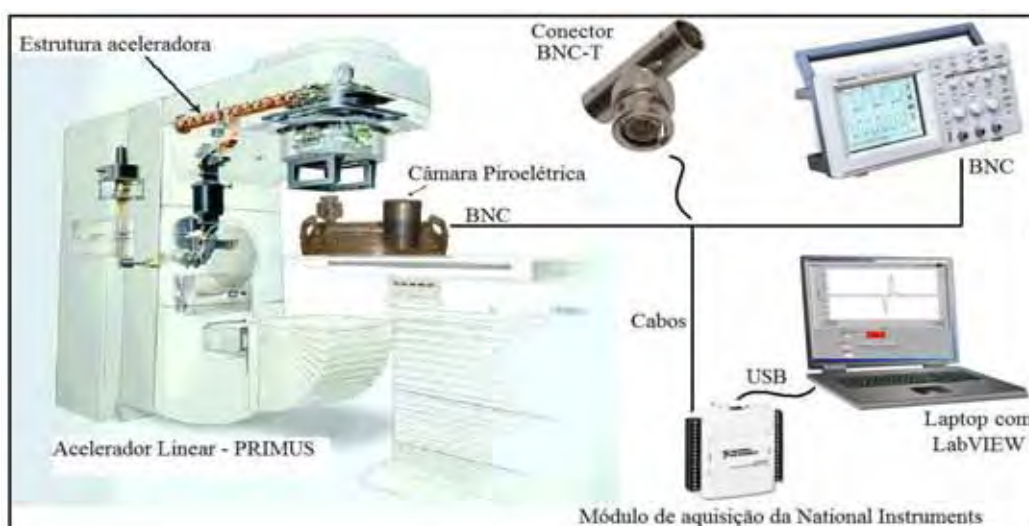


Figura 3.1 – Esquema que ilustra como os equipamentos foram montados para se realizar as medições.

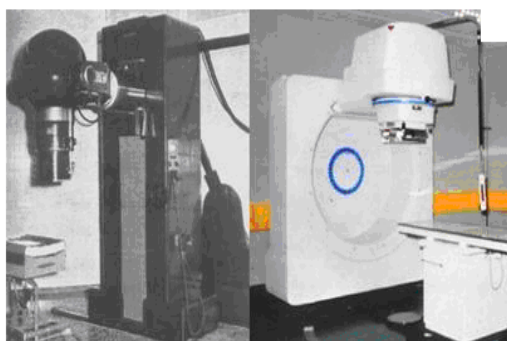
A seguir, descreve-se os materiais e métodos utilizados neste trabalho.

3.2 Os Equipamentos de Radioterapia

Utilizou-se, nesta pesquisa, dois equipamentos de radioterapia, um que produz radiação γ (gama) e outro que produz radiação X:

1. Equipamento de telecobalterapia Gammatron (também conhecido como bomba de cobalto), da Siemens, que produz raios gama de Cobalto-60, com energia média de 1,25 MeV;
2. Equipamento de megavoltagem, um acelerador linear de partículas PRIMUS, também da Siemens, que produz fótons X de 6 MV e 15 MV.

Fotos dos equipamentos mencionados, pertencentes ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP), são mostradas na Figura 3.2.



(a)



(b)

Figura 3.2 – Bomba de cobalto (a) e acelerador linear de partículas (b)

3.3 Equipamentos de Referência e Determinação da Taxa de Fluência de Energia

Para se determinar a taxa de fluência de energia a partir da taxa de dose absorvida, foi necessário conhecer o coeficiente de absorção de energia de massa de cada feixe de radiação utilizada. Os coeficientes de absorção de energia de massa foram determinados através do livro do Johns e Cunningham de 1983.

Nas medições das taxas de dose da radiação γ utilizou-se uma câmara de ionização PTW-Freiburg, de 0,65 cm³, tipo M 23332, acoplada a um eletrômetro DI4/DL4, fabricados pela empresa alemã PTW. A câmara possui diâmetro de 5,5 mm, comprimento de 20 mm e o material utilizado neste modelo é o grafite. Fotos da câmara de ionização e do eletrômetro são mostradas nas Figuras 3.3 e 3.4.

Em todas as medições foi mantida a distância de 80 cm da bomba de cobalto à câmara de ionização, a mesma utilizada no tratamento de pacientes, e um feixe com área de 3x4 cm².



Figura 3.3 - Câmara de ionização PTW modelo 23332.



Figura 3.4 - Eletrômetro PTW modelo DI4/DL4.

A medição da taxa de dose da radiação produzida pelos aceleradores lineares de 6 MV e 15 MV foram realizadas com uma câmara de ionização CC13, de $0,13 \text{ cm}^3$, acoplada a um eletrômetro DOSE 1, ambos fabricados pela IBA Dosimetry (EUA). A câmara possui comprimento de 5,8 mm.

Manteve-se, em todas as medições, a distância de 100 cm entre a fonte de radiação e a janela da câmara de ionização (a mesma normalmente utilizada no tratamento de pacientes). Utilizou-se um feixe de radiação com área de $3 \times 4 \text{ cm}^2$. Na Figura 3.5 mostra-se fotos da câmara, do eletrômetro, e do *setup* utilizado para se realizar as medições.



(a)



(b)

Figura 3.5 – (a) Eletrômetro DOSE 1 e câmara de ionização CC13; (b) setup utilizado para realização das medições.

A taxa de fluência de energia ($\dot{\psi}$) foi obtida dividindo-se a taxa de dose da radiação (\dot{D}) pela área do feixe (A_{feixe}) e multiplicando-a pela massa de ar da região sensora da câmara de ionização (m_{ar}), conforme mostrado na Equação 3.1:

$$\dot{\psi} = \frac{\dot{D}}{A_{\text{feixe}}} m_{\text{ar}} \quad (3.1)$$

3.4 A Câmara Piroelétrica

Com a mesma câmara utilizada por (PONTES, 2006), realizaram-se as primeiras medições no equipamento Siemens/Mevatron, um acelerador linear. Entretanto, na faixa de energia dos fótons produzidos pelo equipamento, o alumínio presente na câmara piroelétrica produziu radiação secundária (espalhamento) que interferiu nas medições.

Visando minimizar a radiação secundária (KHAN, 2003), optou-se, então, por implementar a câmara piroelétrica com um material bastante utilizado em dosimetria na faixa de Radioterapia, o acrílico, também conhecido como Lucite, constituído por elementos de baixo número atômico (número atômico efetivo = 6,48) e que possui densidade próxima a do organismo humano ($\approx 1,19 \text{ g.cm}^{-3}$).

Foi também fundamental blindar o circuito de condicionamento de sinais, para este não ser atingido pela radiação. Com este objetivo, o conversor corrente-tensão foi alojado em uma pequena caixa com 3 cm de espessura de *alloy*, que ficou distanciada 22 cm do feixe primário do equipamento de radioterapia, durante as medições.

Na Figura 3.6 mostra-se um desenho esquemático da câmara piroelétrica e como ela foi montada para fazer as medições.

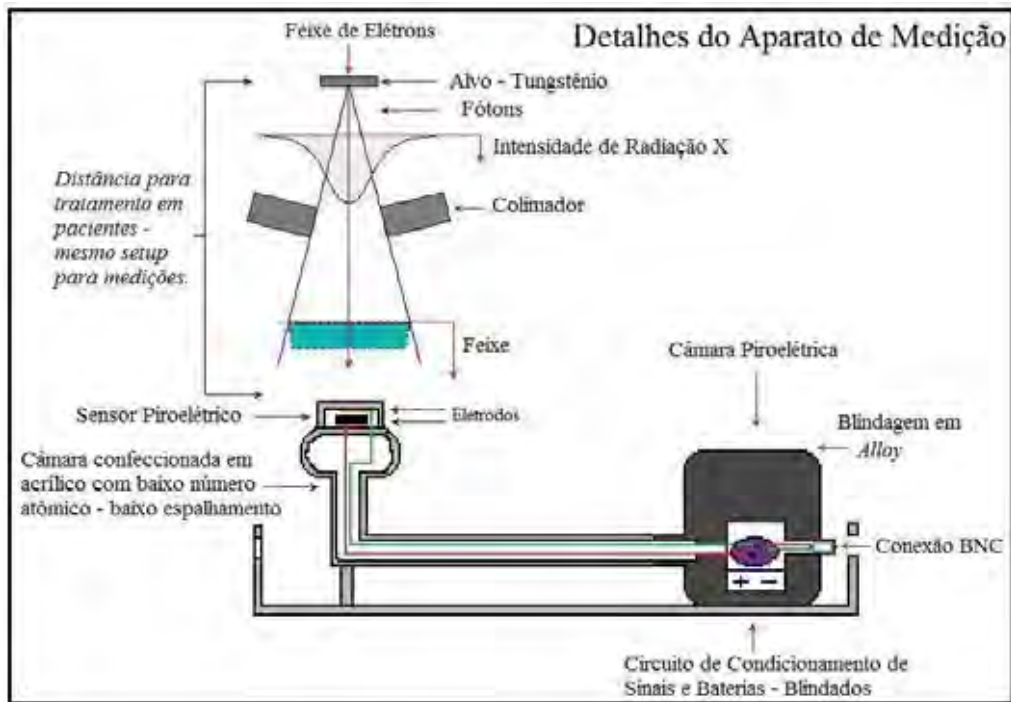


Figura 3.6 – Desenho esquemático da câmara piroelétrica e do *setup* de medição.

Na Figura 3.7 vê-se uma foto da nova câmara piroelétrica proposta para o presente trabalho.

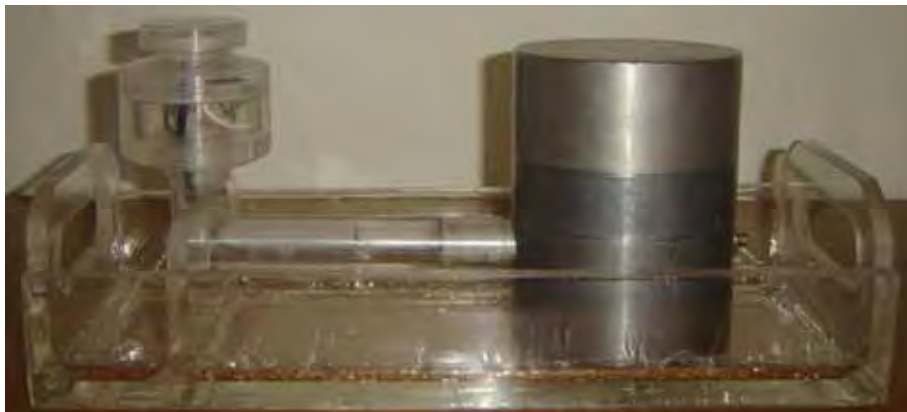


Figura 3.7 – Câmara piroelétrica.

Na Figura 3.8 é mostrada uma foto do gabinete metálico onde é alojado o circuito de condicionamento de sinais e as baterias de alimentação do circuito, minimizando assim ruídos produzidos pela rede elétrica.



Figura 3.8 – Gabinete metálico da câmara piroelétrica.

Na Figura 3.9 apresenta-se uma foto que ilustra o compartimento de acrílico construído para alojar os sensores piroelétricos e o duto por onde passam os fios que interligam os eletrodos do sensor piroelétrico ao circuito de condicionamento de sinais.



Figura 3.9 – Duto de acrílico preenchido com *alloy* e compartimento de acrílico desenvolvido para alojar os sensores piroelétricos.

Utilizou-se dois coletores em forma de anel pressionando as superfícies dos eletrodos dos sensores, mesmo método empregado por (PONTES, 2006) para coletar a carga dos sensores piroelétricos. Os materiais utilizados nos coletores foram um *backing* de cobre, com diâmetro de 20 mm, e um anel vazado de 15 mm de diâmetro com furo de 8 mm.

A face anterior do sensor piroelétrico (que recebe a radiação) ficou em contato físico com o anel vazado de cobre e foi eletricamente conectada ao terra do circuito. A face posterior do sensor ficou em contato físico com um *backing* de cobre. Neste *backing* conectou-se um fio que foi ligado diretamente na entrada do conversor corrente-tensão de alta sensibilidade. Na Figura 3.10 pode-se observar detalhes dos coletores utilizados no compartimento de acrílico.



Figura 3.10 – Coletores de cobre no compartimento de acrílico da nova câmara piroelétrica.

As primeiras medições realizadas no IRMEV (Instituto de Radioterapia e Megavoltagem Ltda, em Ribeirão Preto) com a câmara de acrílico mostraram a presença de elevada interferência eletromagnética. Aterrando-se a carcaça do instrumento, observou-se uma redução significativa no ruído de 60 Hz, proveniente da própria rede.

3.4.1 Os Sensores Piroelétricos

Os seguintes sensores piroelétricos foram utilizados nas medições:

1) Metaniobato de Chumbo, da Ferroperm Piezoceramics A/S (Dinamarca), modelo PZ35, com 12,6 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura;

2) Titanato de Chumbo Modificado, da Ferroperm Piezoceramics A/S (Dinamarca), modelo PZ34, com dimensões de 10,0 mm x 10,0 mm e 1,0 mm de espessura;

3) Zirconato Titanato de Chumbo dopado com ferro (PZT I Fe), confeccionado pelo Grupo de Cerâmicas Ferroelétricas, do Departamento de Física da Universidade Federal de São Carlos, com 10,0 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura;

4) Pastilha de material compósito, com 50 % de PTCa (Titanato de Chumbo Modificado com Cálcio) e 50 % PEEK (poli éter éter cetona) confeccionado pelo Grupo de Polímeros, do Departamento de Física e Química, da Unesp, Campus de Ilha Solteira, com formato circular, diâmetro de 10 mm e espessura de 0,32 mm.

5) Pastilha de material compósito, com 50 % de PZT (Zirconato Titanato de Chumbo), 25 % de Pani (polianilina) e 25 % de PVDF (Fluoreto de Polivinilideno), confeccionado pelo Grupo de Polímeros, do Departamento de Física e Química, da Unesp, Campus de Ilha Solteira, com formato circular, diâmetro de 10 mm e espessura de 0,31 mm.

6) Pastilha de material compósito, com 50 % de PZT (Zirconato Titanato de Chumbo) e 50 % PVDF (Fluoreto de Polivinilideno), confeccionado pelo Grupo de Polímeros, do Departamento de Física e Química, da Unesp, Campus de Ilha Solteira, com formato circular, diâmetro de 10 mm e espessura de 0,38 mm.

Na Figura 3.11 pode-se observar uma foto dos sensores piroelétricos utilizados neste trabalho.

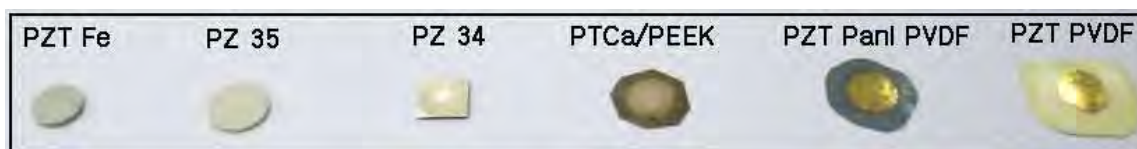


Figura 3.11 - Sensores piroelétricos.

3.4.2 O Circuito de Condicionamento de Sinais

O circuito de condicionamento de sinais é constituído por um conversor corrente-tensão de alta sensibilidade (FRANCO, 1998). O esquema do conversor é mostrado na Figura 3.12.

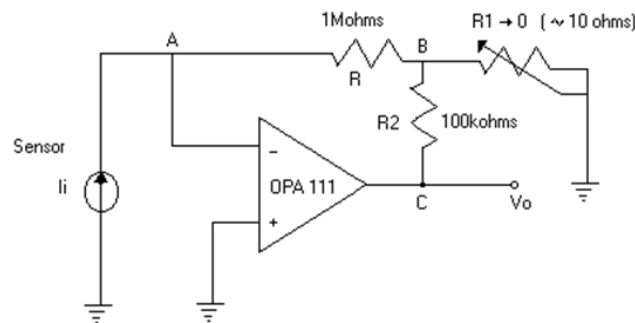


Figura 3.12 - Conversor corrente-tensão de alta sensibilidade.

O principal componente do conversor é um amplificador operacional da Texas Instruments, (OPA111), cujas características mais importantes são: elevada impedância de entrada ($10^{14}\Omega$), baixo nível de ruído, baixíssimas correntes de polarização (1 pA) e *offset* (250 mV) e excelente desempenho em aplicações críticas de instrumentação.

A relação entre o sinal de saída do conversor V_o e a corrente de entrada i_i pode ser obtida efetuando-se a soma das correntes no nó B: $(-V_B/R)-(V_B/R_1)+(V_o-V_B)/R_2 = 0$. Considerando que $V_B = -R i_i$, tem-se $V_o = -K R i_i$, na qual $K = 1+(R_2/R_1)+(R_2/R)$. No circuito implementado tem-se $K = 10^4$ e $K R = 10^{10}$.

O circuito foi montado em uma placa de fibra de vidro. Na placa de circuito impresso foi construído um anel de guarda envolvendo as entradas do amplificador operacional e conectado eletricamente a carcaça, visando minimizar os ruídos elétricos.

O sinal do sensor, após ser amplificado pelo operacional (OPA111), foi transmitido por um cabo coaxial para um osciloscópio, para medição da amplitude do pulso produzido pela radiação. Um circuito com microcontrolador e um *display* de cristal líquido

foi implementado e também pode efetuar a medição da amplitude do pico do sinal piroelétrico.

Foi desenvolvido um sistema eletrônico, utilizando o software LabVIEW e o módulo USB-6009, ambos da *National Instruments*, que possibilita gravação do sinal e leitura das medidas em tempo real na tela de um *laptop*.

Como o circuito de condicionamento de sinais ficou a uma distância maior que na câmara desenvolvida por (PONTES, 2006) e mais susceptível a ruídos, modificou-se o valor de R (de 1 M Ω para 10 M Ω) aumentando-se o ganho do circuito em 10 vezes, já que a sensibilidade nas primeiras medições mostraram que o sinal era de pequena amplitude e com maior nível de ruído. Para solucionar tal dificuldade, foi aterrada a carcaça externa da câmara, não prejudicando as leituras e ainda, garantindo baixo nível de ruído e maior facilidade nas aquisições das medidas.

3.5 O Microcontrolador e o *Display* de Cristal Líquido

Implementou-se um dispositivo microcontrolado para medir a amplitude dos pulsos produzidos pela câmara piroelétrica.

Criou-se um programa que faz a aquisição de um sinal analógico com o microcontrolador e mostra seu valor máximo em um *display*.

Como não se conhecia, *a priori*, a amplitude do sinal piroelétrico, foi preciso desenvolver um circuito inversor (Figura 3.13a), utilizando um amplificador operacional TL081, quando o pulso de radiação atinge o sensor, o pico do sinal piroelétrico é negativo e o sinal de entrada do microcontrolador deve estar na faixa de 0 a 5 V. Escolhendo-se adequadamente os valores de R₁ e R₂ foi possível ajustar-se o valor da amplitude do pico do sinal piroelétrico, produzido pela radiação nesta faixa.

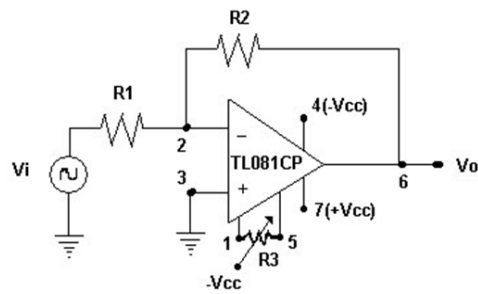


Figura 3.13a – Amplificador Inversor.

Utilizou-se um *display* digital com 16 colunas e 2 linhas, disponível no Laboratório de Sensores. Este programa utiliza o *software* Mikrobasic e a linguagem Basic para realizar a programação, e para a gravação utiliza-se o *software* MPLab IDE e o gravador de PIC PICStart Plus, cuja sequência de programação é apresentada na Figura 3.13b:

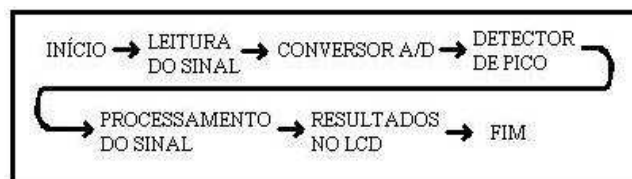


Figura 3.13b - Sequência lógica das operações realizadas pelo microcontrolador.

O microcontrolador e o *display* foram montados em uma placa de circuito impresso de 10 x 10 cm, e colocados em uma caixa metálica, visando minimização de ruídos. Na Figura 3.14 é apresentada uma foto da face anterior da caixa metálica.



Figura 3.14- Foto da caixa metálica - vista frontal.

A caixa possui um conector BNC para que, no momento da leitura, o cabo coaxial que leva o sinal para o osciloscópio possa transmiti-lo também para o microcontrolador alojado na caixa. Assim existe a possibilidade de se fazer uma comparação entre as leituras obtidas. Na Figura 3.15 é mostrada uma foto da face posterior da caixa metálica.



Figura 3.15 - Caixa metálica - vista posterior.

Inicialmente, realizou-se a programação do PIC com o auxílio do *software* MPLab IDE. Este utiliza programação em linguagem Assembly. Através dele realizou-se os testes necessários para a implementação do sistema detector microcontrolado. O

MPLab IDE e o gravador de PIC, denominado PICStart Plus, são as ferramentas necessárias para a simulação e gravação da programação necessária ao sistema.

A etapa seguinte foi encontrar um *software* que proporcionasse flexibilidade e rapidez na programação. Optou-se pelo Mikrobasic, que utiliza a linguagem Basic para realizar a programação dos componentes, inclusive do PIC 16F777. Exigiu certo esforço compatibilizar o MPLab IDE com o Mikrobasic e com o gravador de PIC PICStat Plus disponível no Laboratório de Sensores. A programação realizada para o controle do microcontrolador é apresentada no Apêndice A.

3.6 O Módulo da National Instruments e o *Software* LabVIEW

Durante este trabalho surgiu a necessidade de se implementar um sistema eletrônico não apenas capaz de armazenar os dados de leitura como também que fosse versátil e de fácil manipulação e atuação durante as medições, uma vez que os disparos dos equipamentos de radioterapia devem ser feitos externamente à sala. Implementou-se este sistema com um computador portátil (*laptop*), o módulo USB-6009 e o *software* LabVIEW.

Na Figura 3.16 mostra-se o diagrama de blocos do programa feito em LabVIEW. Pode-se observar que a linguagem de programação do LabVIEW é feita com blocos de programação que já possuem características pré-definidas, os quais também permitem alteração dos padrões e escolha dos parâmetros que melhor se adaptem ao projeto proposto.

Neste trabalho utilizou-se dois canais de módulo de aquisição. Em ambos empregou-se um dispositivo de aquisição de dados multifunção (DAQ - Data Acquisition), conversores analógicos digitais e filtros digitais por *software* (LabVIEW), sendo que em um dos canais há um filtro externo na entrada (capacitor cerâmico), colocado propositalmente, para que se possa obter o sinal AC; já o outro canal, para obter-se o sinal DC.

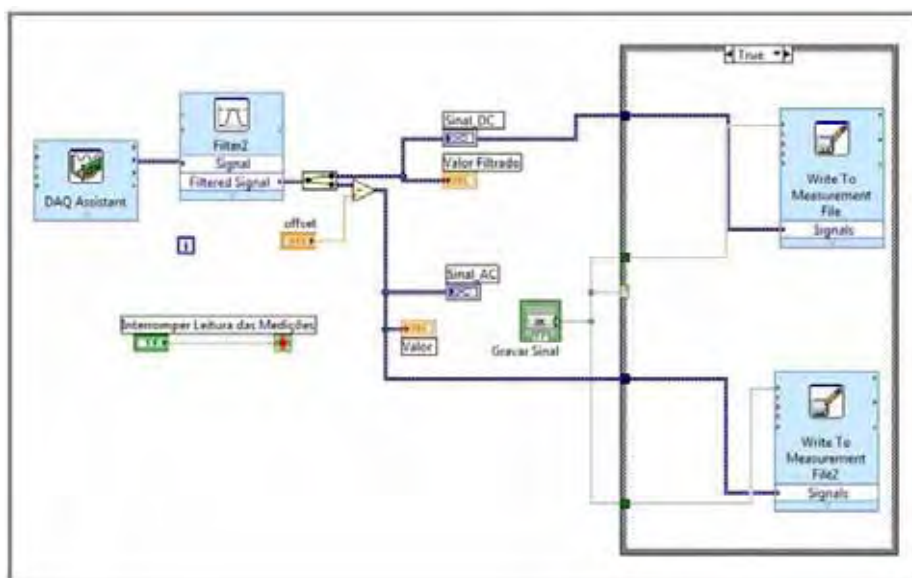


Figura 3.16 - Programação em LabVIEW – diagrama de blocos.

Na Figura 3.17, pode-se observar a tela de leitura e gravação das medições realizadas. Nesta tela, pode-se observar que há a possibilidade de desenvolvimento de uma plataforma autônoma do *software*, permitindo que o usuário possa observar em tempo real o que está acontecendo com as medições e ainda gravar os dados no período de interesse.

Os dados são gravados em formato de texto (.txt) e possibilitam que vários *softwares* possam tratá-los posteriormente, como por exemplo, os *softwares* Excel e Origin, os mais utilizados na plataforma Windows.

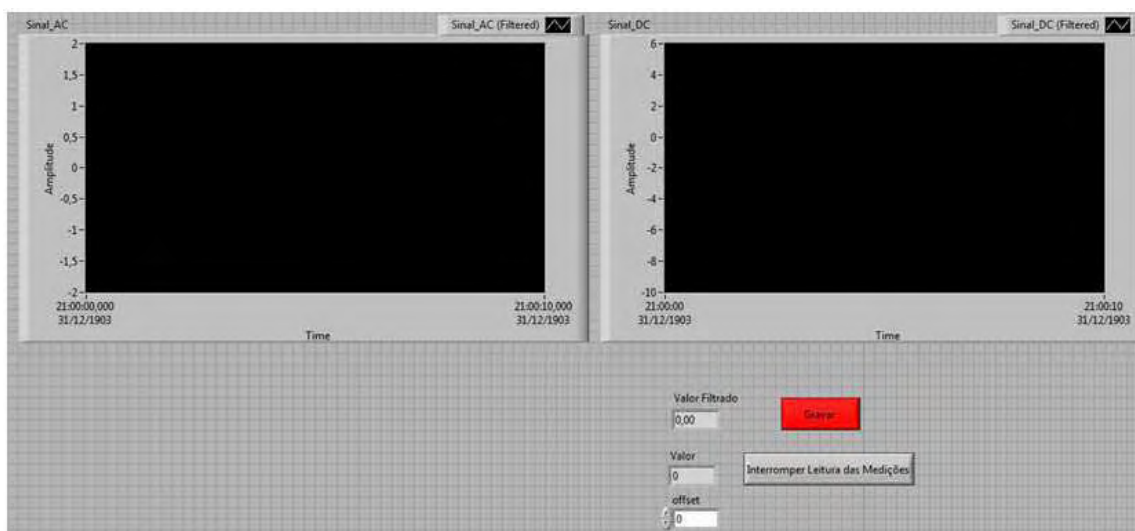


Figura 3.17 - Tela de leitura e gravação - LabVIEW.

3.7 Medições realizadas com o Sistema Eletrônico Implementado

O primeiro experimento realizado foi com o objetivo de se verificar se a resposta do sistema piroelétrico era realmente devido à radiação produzida pelo equipamento de Radioterapia ou apenas interferência externa.

Colocou-se um sensor de metaniobato de chumbo na câmara piroelétrica e uma placa de chumbo, com espessura de 7 cm sobre a janela da câmara, e efetuou-se o disparo do equipamento de raios X. Com o auxílio do osciloscópio verificou-se que não havia sinal na saída do sistema detector piroelétrico. A seguir, retirou-se a placa de chumbo e efetuou-se novo disparo, observando-se a resposta do sistema piroelétrico através do osciloscópio Tektronix, modelo TDS3012. Constatou-se que o sinal observado era realmente devido à exposição do sensor piroelétrico à radiação X.

Os sinais na saída do conversor corrente-tensão, produzidos pelos equipamentos de radioterapia, foram medidos com o *display* microcontrolado, com o osciloscópio Tektronix e com o módulo de aquisição da *National Instruments*, acoplado a um *laptop* (marca Acer modelo Aspire 5920), configurado por *software*, para realizar a aquisição dos sinais com taxa de amostragem de 2 kHz.

Para se medir a taxa de fluência de energia da radiação produzida pela fonte de cobalto utilizou-se os 6 sensores piroelétricos mencionados na seção 3.4.1. Para medir a intensidade de radiação do acelerador linear utilizou-se o metaniobato de chumbo e os compósitos PTCA/PEEK e PZT/PANI/PVDF.

A distância do tubo de raios X aos sensores piroelétricos foi mantida constante em todas as medições, sendo 80 cm para as realizadas com o Gammatron (bomba de cobalto) e 100 cm para as realizadas com o acelerador linear de partículas PRIMUS. A mesma geometria empregada para se efetuar as medições com as câmaras de ionização foi utilizada nas medições efetuadas com os sensores piroelétricos.

A bomba de cobalto e o acelerador linear foram utilizados com um filtro de lucite de 1 cm de espessura. Variou-se a intensidade da radiação, colocando-se placas de *alloy* (cerobend 70), de 1 cm, 2 cm e 3 cm de espessura entre a fonte de radiação e o sensor piroelétrico.

Para cada medição efetuou-se 10 repetições e determinou-se o valor médio e o desvio padrão das medidas. A fórmula utilizada para o cálculo da precisão é apresentada no apêndice B.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

Neste capítulo, são apresentados os resultados e discussões relacionados às medições de radiação γ e X, produzidas por equipamentos de radioterapia, efetuadas com o sistema eletrônico implementado e com as câmaras de ionização, acopladas aos seus respectivos eletrômetros, que foram os instrumentos de referência.

Os valores dos coeficientes de absorção de energia de massa determinados pelo livro do Johns e Cunningham, são apresentados na Tabela 4.1:

Tabela 4.1 – Coeficientes de absorção de energia de massa.

Equipamento	Coeficiente de absorção de energia de massa (μ_{ab}/ρ) _{ar}
Cobalto 60	$2,67.10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$
Acelerador Linear - 6 MV	$2,35.10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$
Acelerador Linear - 15 MV	$1,74.10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$

Os valores das taxas de dose, medidas com as câmaras de ionização PTW-Freiburg, modelo M23332, para a radiação γ e CC13 para os fótons X, são apresentados na Tabela 4.2 (fornecidos pelo físico médico Leonardo Amaral, responsável pelo Setor de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da USP):

Tabela 4.2 – Taxas de dose medidas com câmaras de ionização.

Atenuação/Dose	Radiação γ (Gy/min)	Fótons X - 6 MV (Gy/min)	Fótons X - 15 MV (Gy/min)
1 cm de lucite	0,37	2,55	5,18
1 cm de lucite + 1 cm de Alloy	0,21	1,56	3,29
1 cm de lucite + 2 cm de Alloy	0,12	0,97	2,07
1 cm de lucite + 3 cm de Alloy	0,07	0,63	1,34

Nas Figuras 4.1 e 4.2 são apresentadas as formas de onda do sinal piroelétrico produzidas por fótons X de 6 MV e 15 MV, respectivamente, com o osciloscópio TDS3012, da Tektronix, e com o módulo de aquisição de dados da National Instruments, na

saída do conversor corrente-tensão, utilizando o metaniobato de chumbo da Ferroperm, modelo PZ35. Para os fótons de 6 MV, utilizou-se um filtro formado por uma chapa de lucite com 1 cm de espessura e duas chapas de *alloy* com 1 cm de espessura. Para os fótons de 15 MV utilizou-se apenas o filtro de lucite com 1 cm de espessura.

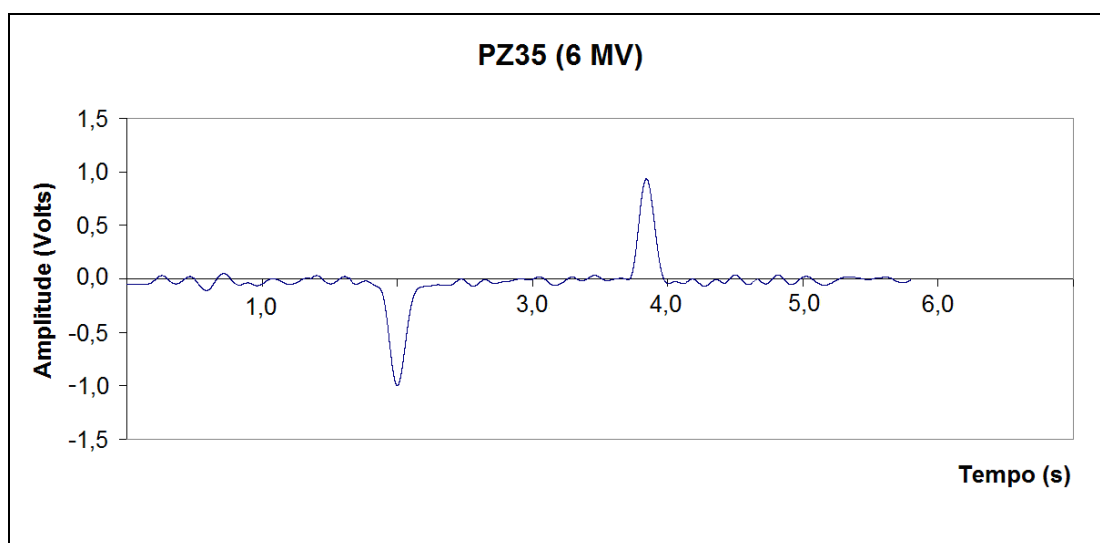


(a)

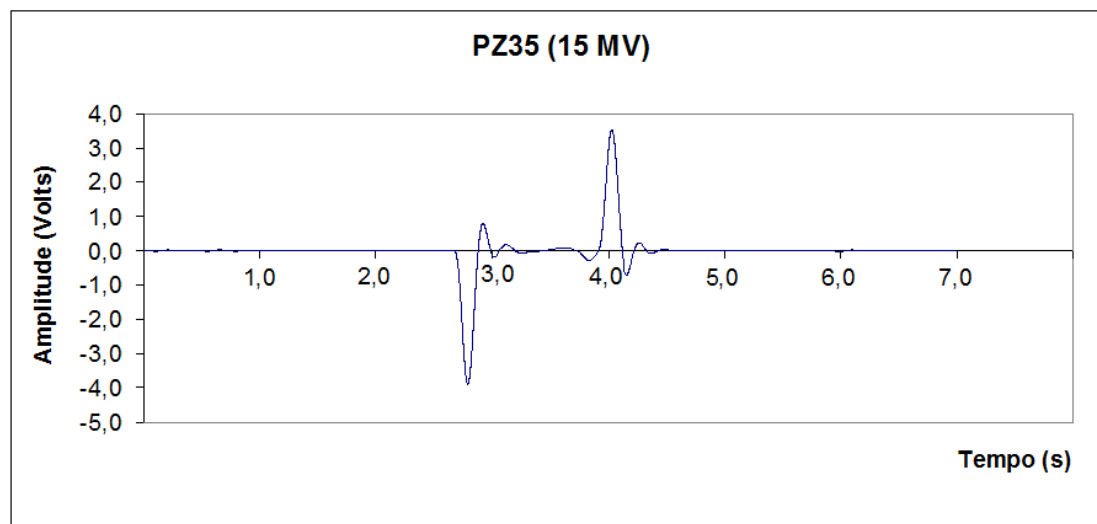


(b)

Figura 4.1 – Formas de onda produzidas por fótons X de 6 MV (a) e 15 MV (b), com o sensor de metaniobato de chumbo. Medição com o osciloscópio.



(a)



(b)

Figura 4.2 – Formas de onda produzidas por fótons X de 6 MV (a) e 15 MV (b), com o sensor de metaniobato de chumbo. Medição com o módulo de aquisição.

As formas de onda registradas com o osciloscópio e com o módulo de aquisição são diferentes, porque com este utilizou-se um filtro passa-baixas de 5 Hz, Butterworth de 5ª ordem, ajustado através do LabVIEW, para eliminar um ruído com frequência de 7 Hz, produzido pelo acelerador linear.

A forma de onda registrada com o osciloscópio é semelhante à obtida utilizando-se o modelo teórico. Deve-se ressaltar, porém, que para se elaborar o modelo teórico, utilizou-se a teoria do sensor piroelétrico ideal, no qual se considera que a espessura do sensor é muito pequena e que não há gradientes térmicos através do sensor, o que não é verdade para o sensor metaniobato de chumbo utilizado, que possui espessura de 1 mm.

Nas Figuras 4.3 a 4.8 são apresentados os gráficos do sinal produzidos pelos 6 sensores piroelétricos (metaniobato de chumbo – PZ35, titanato de chumbo modificado – PZ34, zirconato titanato de chumbo dopado com ferro, compósito PTCa-PEEK, compósito PZT-Pani-PVDF e compósito PZT-PVDF) em função da taxa de fluência de energia da radiação gama produzida pela bomba de cobalto.

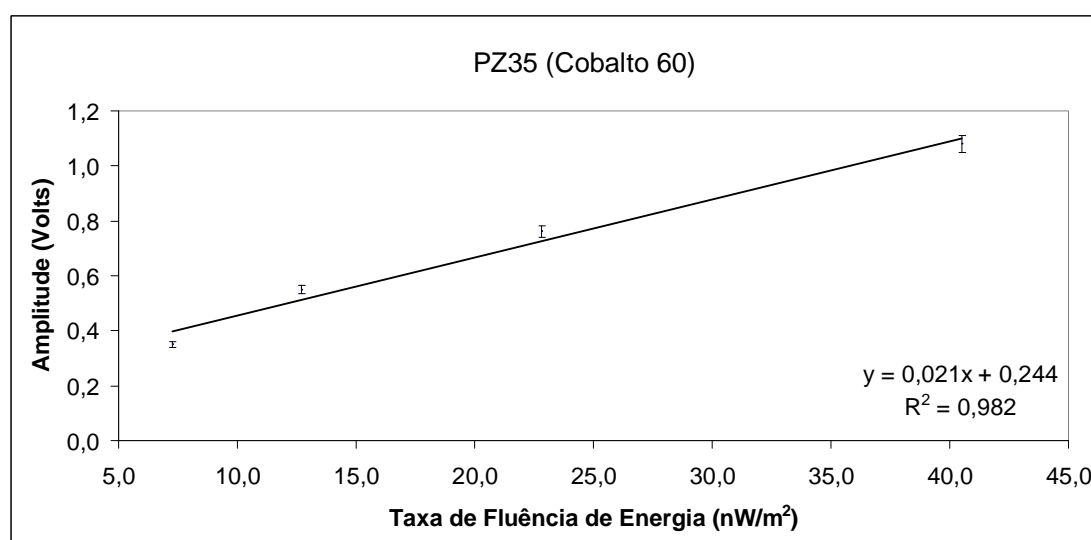


Figura 4.3 – Resposta do sistema eletrônico com o sensor de metaniobato de chumbo à radiação γ .

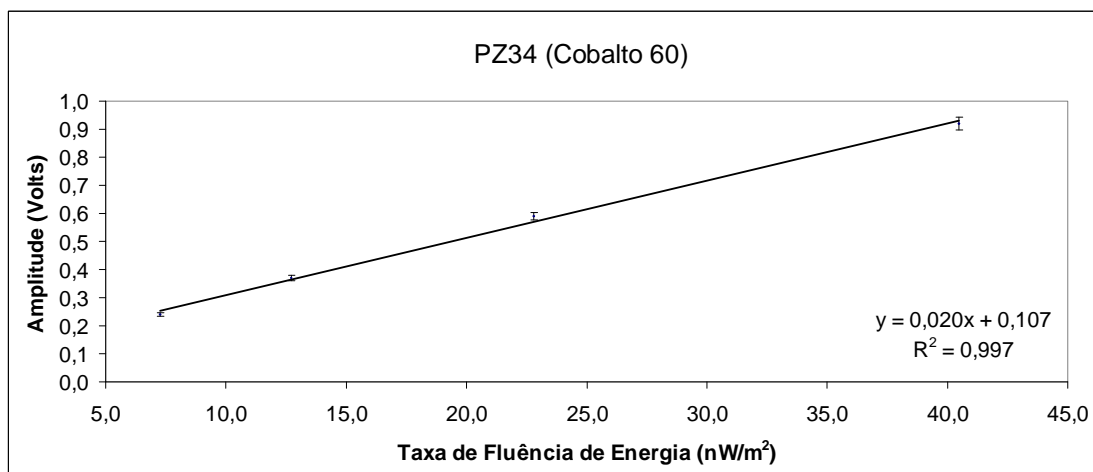


Figura 4.4 – Resposta do sistema eletrônico com o sensor titanato de chumbo modificado à radiação γ .

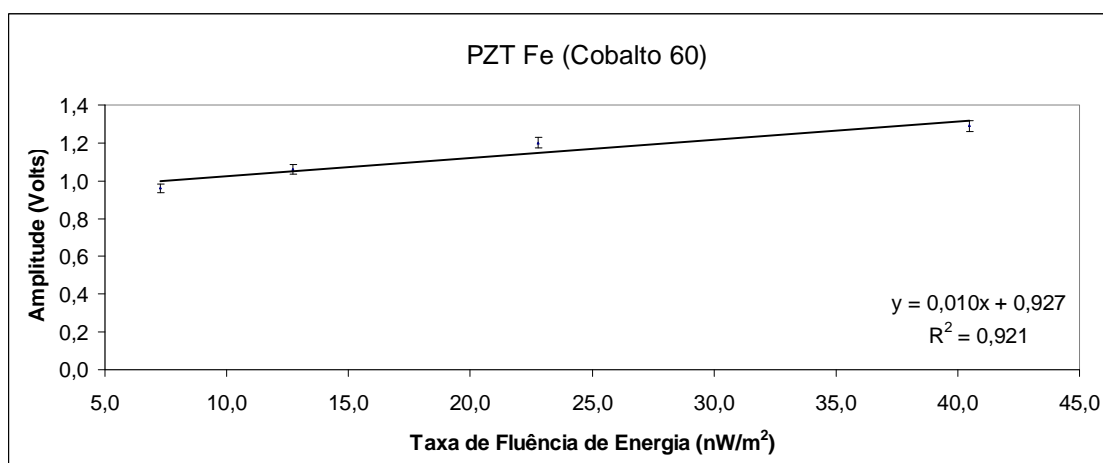


Figura 4.5 – Resposta do sistema eletrônico com o sensor zirconato titanato de chumbo dopado com ferro à radiação γ .

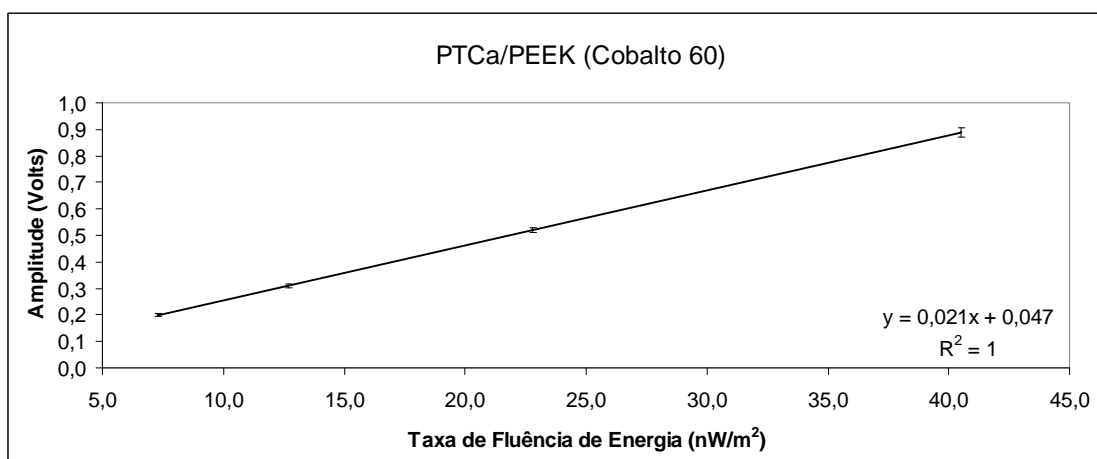


Figura 4.6 – Resposta do sistema eletrônico com o sensor composto PTCa-PEEK à radiação γ .

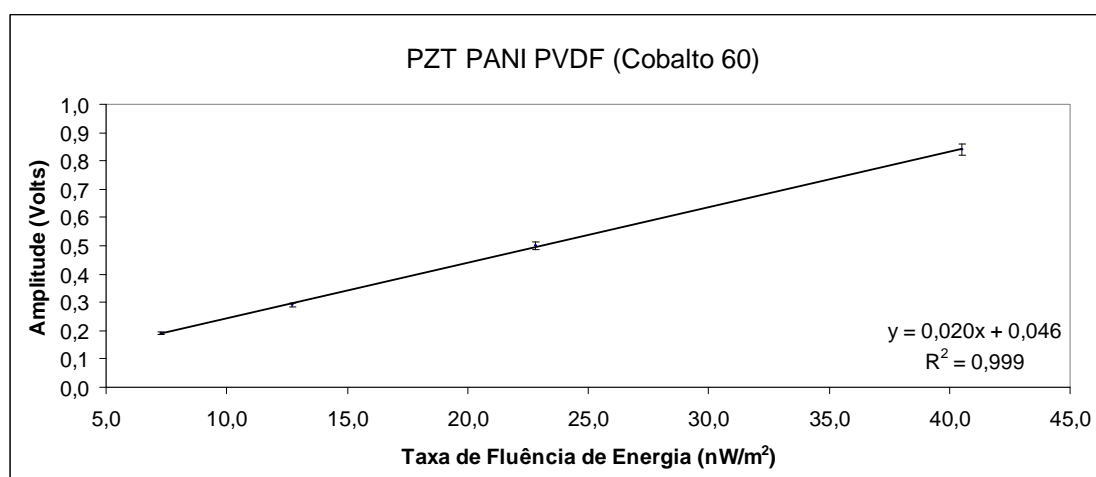


Figura 4.7 – Resposta do sistema eletrônico com o sensor composto PZT-Pani-PVDV à radiação γ .

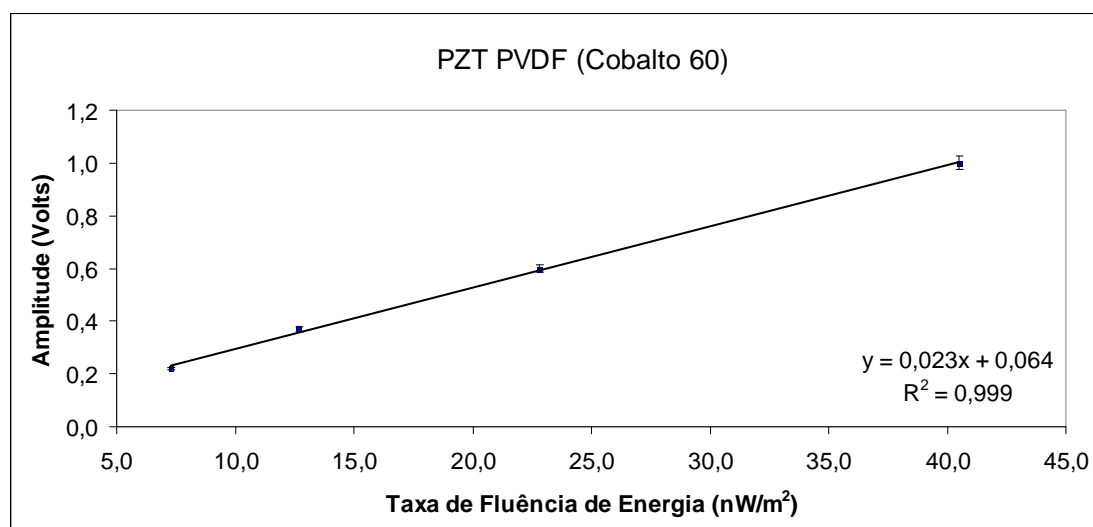


Figura 4.8 – Resposta do sistema eletrônico com o sensor composto PZT-PVDF à radiação γ .

Na Figura 4.9 mostra-se a resposta de todos os sensores em função da taxa de fluência de energia para a radiação γ produzida pela bomba de cobalto.

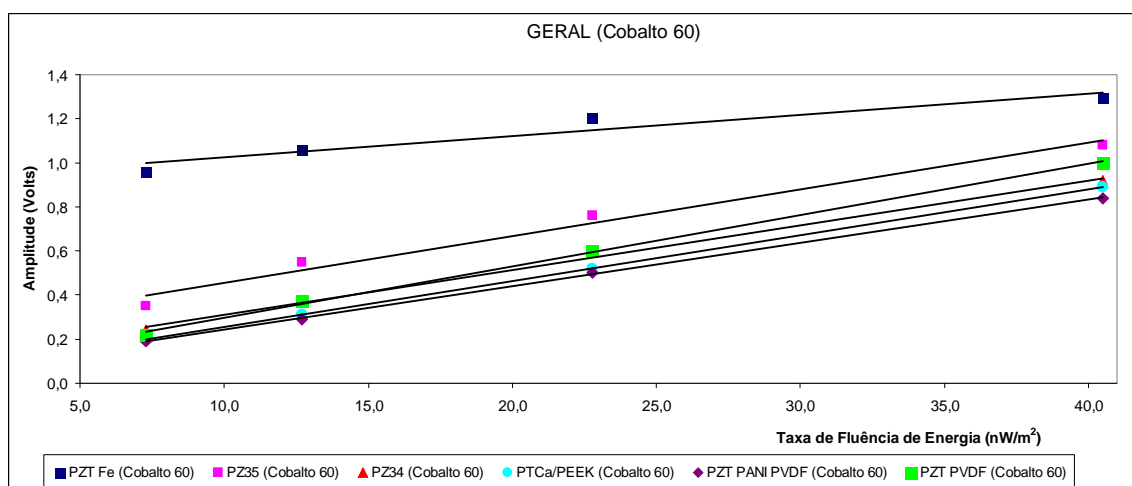


Figura 4.9 – Respostas dos seis sensores pirolétricos com a taxa de fluência de energia de radiação γ de 1,25 MeV.

Conforme mostrado nos gráficos, a resposta do sistema implementado com todos os sensores utilizados é linear com a taxa de fluência de energia, com coeficiente de

determinação superior a 0,98, exceto no experimento em que se utilizou o PZT dopado com ferro para medir radiação γ e o metaniobato de chumbo para medir fótons X de 15 MV.

Analisando-se a Figura 4.9 e as equações das retas, constata-se que, na medição de radiação γ , o sistema implementado com o PZT dopado com ferro apresentou sinais com as maiores amplitudes, mas a menor sensibilidade entre todos. O sistema apresentou a maior sensibilidade quando se utilizou o sensor composto PZT-PVDF.

Nas Figuras 4.10 a 4.15 são apresentados os gráficos dos sinais produzidos por três sensores piroelétricos (metaniobato de chumbo, composto PTCa-PEEK e composto PZT-Pani-PVDF) em função da taxa de fluência de energia dos fótons X produzida pelo acelerador linear.

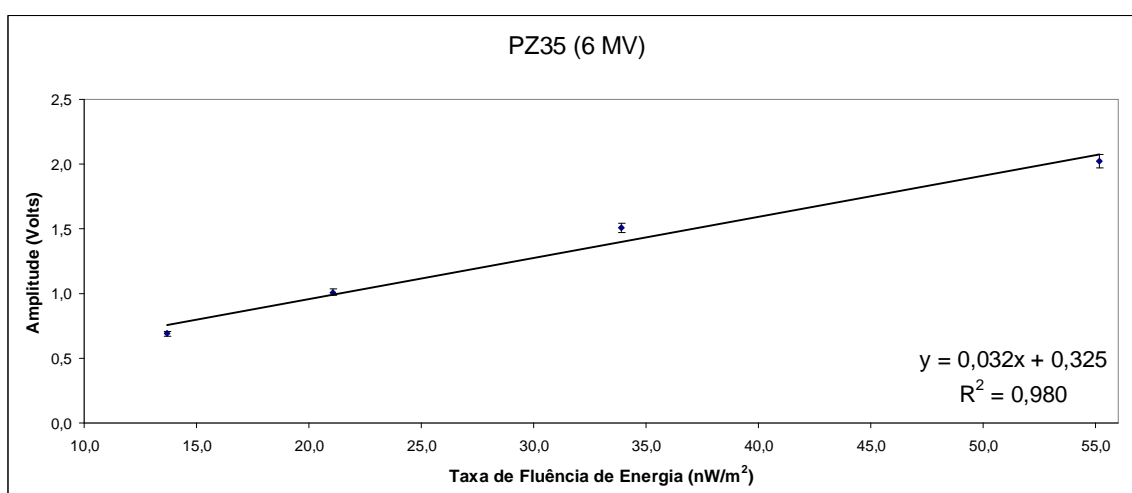


Figura 4.10 – Resposta do sistema eletrônico com sensor de metaniobato de chumbo a fótons X de 6 MV.

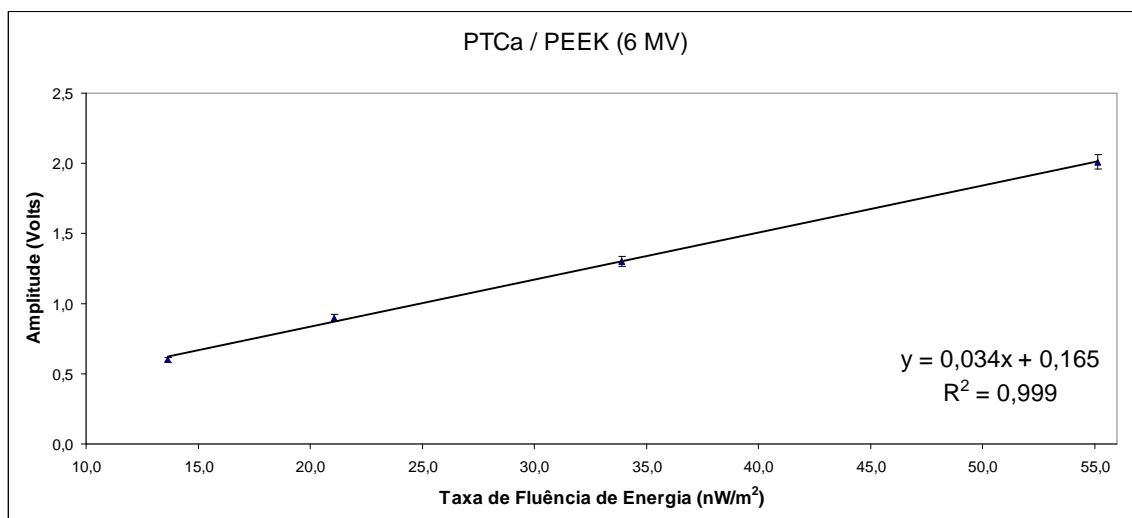


Figura 4.11 – Resposta do sistema eletrônico com sensor composto de PTCa/PEEK a fótons X de 6 MV.

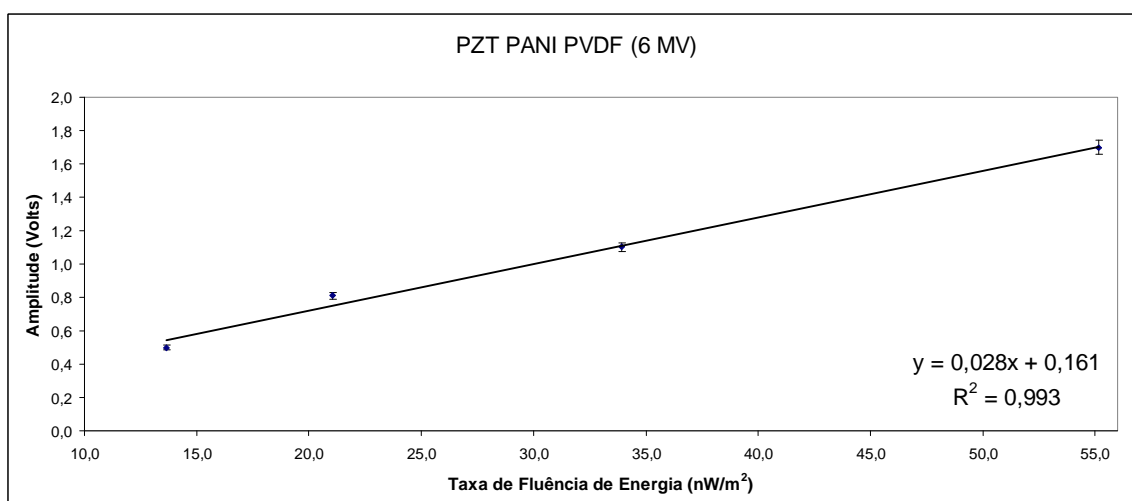


Figura 4.12 – Resposta do sistema eletrônico com sensor composto de PZT/Pani/PVDF a fótons X de 6 MV.

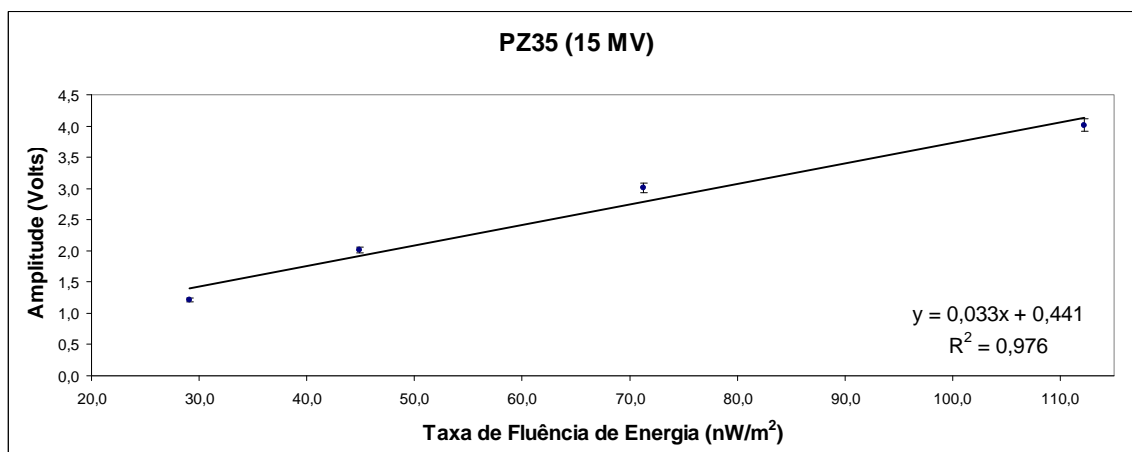


Figura 4.13 – Resposta do sistema eletrônico com sensor de metaniobato de chumbo a fótons X de 15 MV.

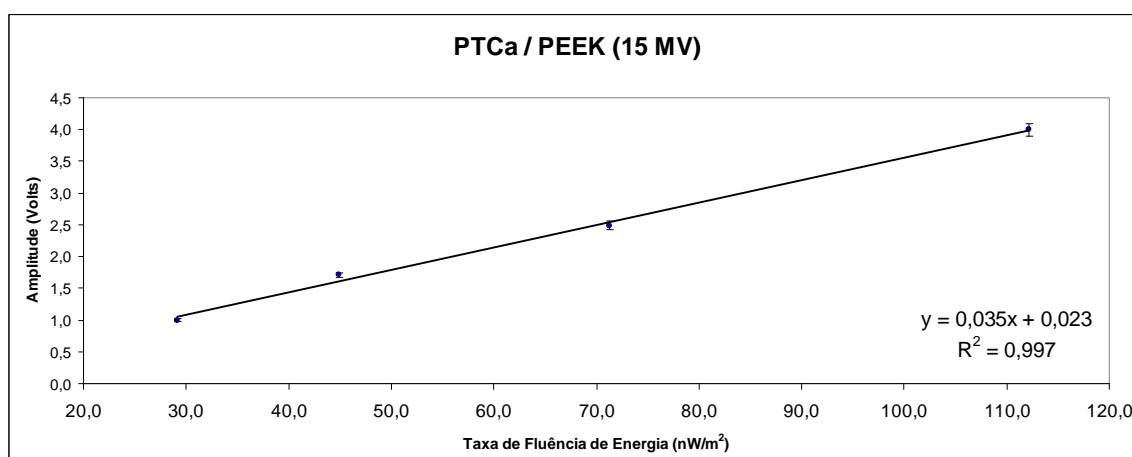


Figura 4.14 – Resposta do sistema eletrônico com sensor composto de PTCa/PEEK a fótons X de 15 MV.

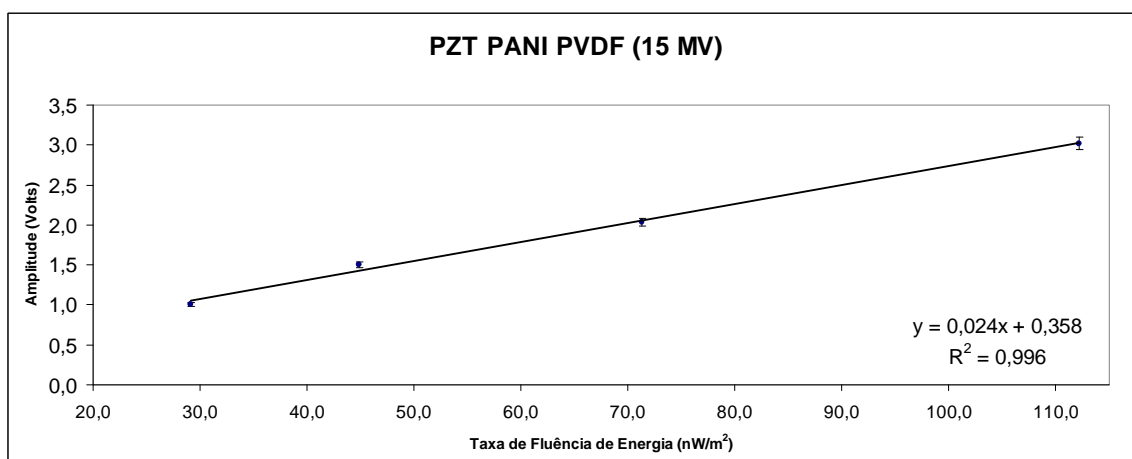


Figura 4.15 – Resposta do sistema eletrônico com sensor composto de PZT/Pani/PVDF a fótons X de 15 MV.

Na medição de fótons X, o sistema apresentou linearidade com coeficiente de correlação superior a 0,980, exceto quando se utilizou o metaniobato de chumbo para medir a taxa de fluência de energia de fótons X de 15 MV. A maior sensibilidade do sistema foi quando se utilizou o composto PTCa/PEEK e a pior quando se utilizou o composto PZT-Pani-PVDF.

Na Figura 4.16, são apresentados os gráficos dos sinais produzidos pelo metaniobato de chumbo, PTCa-PEEK e PZT-Pani-PVDF em função da taxa de fluência de energia dos fótons X de 6 MV e 15 MV.

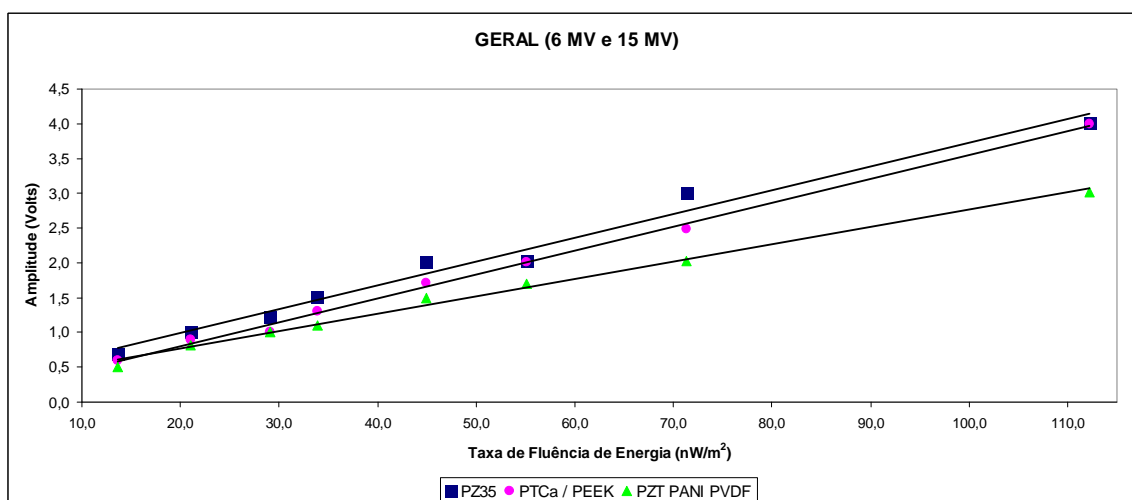


Figura 4.16 – Resposta do sistema eletrônico com sensores de metaniobato de chumbo, compósito PTCa-PEEK e PZT-Pani-PVDF a fótons X de 6 e 15 MV.

Constata-se, analisando-se estes gráficos, a linearidade da resposta do sistema eletrônico com os três sensores, com a taxa de fluência de energia de fótons X de 6 MV e 15 MV. Os coeficientes de correlação linear das retas são de 0,981 para o metaniobato de chumbo, 0,997 para o PTCa-PEEK e 0,993 para o PZT-Pani-PVDF.

Na Figura 4.17 são apresentados os gráficos dos sinais produzidos pelo metaniobato de chumbo, PTCa-PEEK e PZT-Pani-PVDF em função da taxa de fluência de energia da radiação γ e dos fótons X de 6 MV e 15MV.

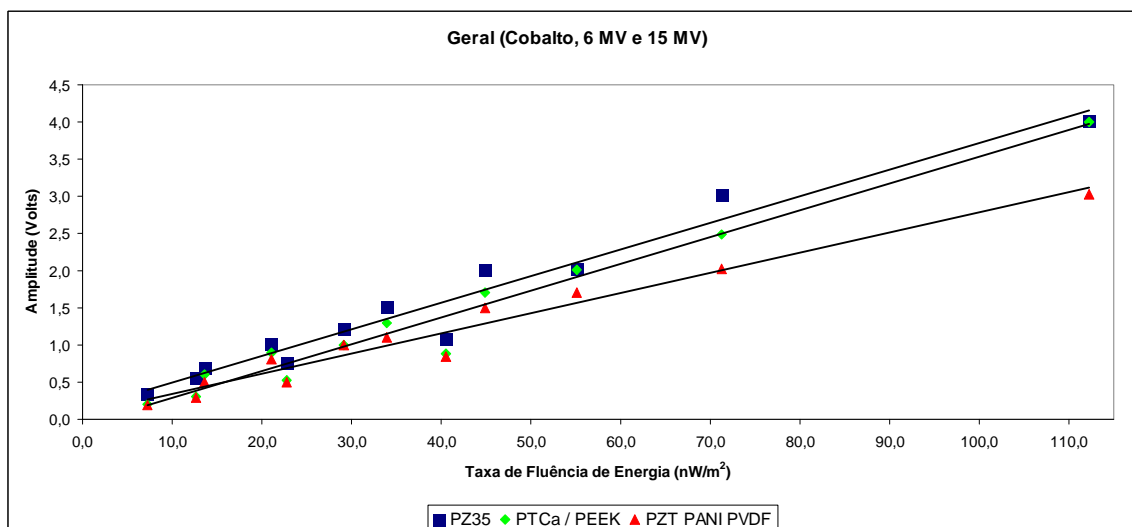


Figura 4.17 – Resposta do sistema eletrônico com sensores de metaniobato de chumbo, composto PTCa-PEEK e PZT-Pani-PVDF à radiação γ e a fótons X de 6 e 15 MV.

Observa-se ainda linearidade na resposta do sistema eletrônico, mas há uma maior dispersão dos pontos de medida em relação às retas de mínimos quadrados. Isto ocorreu devido à inclusão das medidas feitas com a radiação gama. Os coeficientes de correlação linear das retas são de 0,958 para o metaniobato de chumbo, 0,966 para o PTCa-PEEK e 0,960 para o PZT-Pani-PVDF.

Nas tabelas 4.3 a 4.5, mostra-se a precisão do sistema eletrônico implementado com os diferentes sensores, quando se utilizou o osciloscópio, o display digital e o módulo de aquisição de dados para medir a amplitude do sinal na saída do conversor corrente-tensão.

Tabela 4.3 - Precisão do sistema eletrônico, com medição da amplitude do sinal com o osciloscópio Tektronix, modelo TDS3012.

	PZ35	PZ34	PZT Fe	PTCa/PEEK	PZT Pani/PVDF 0,31 mm	PZT/PVDF 0,38 mm
Cobalto 60	2,6	2,2	2,3	2,0	2,4	2,5
6 MV	2,2	-	-	2,6	2,1	-
15 MV	2,2	-	-	2,5	2,4	-

Tabela 4.4 – Precisão do sistema eletrônico, com medição da amplitude do sinal com o *display digital*.

	PZ35	PZ34	PZT Fe	PTCa/PEEK	PZT Pani/PVDF 0,31 mm	PZT/PVDF 0,38 mm
Cobalto 60	2,5	2,5	2,7	2,6	2,3	2,7
6 MV	2,4	-	-	2,5	2,6	-
15 MV	2,4	-	-	2,5	2,9	-

Tabela 4.5 – Precisão do sistema eletrônico, com medição da amplitude do sinal com o módulo da *National Instruments* acoplado a um *laptop*.

	PZ35	PZ34	PZT Fe	PTCa/PEEK	PZT Pani/PVDF 0,31 mm	PZT/PVDF 0,38 mm
Cobalto 60	2,7	2,4	2,9	2,7	2,4	2,8
6 MV	2,7	-	-	2,9	2,4	-
15 MV	2,8	-	-	2,6	2,3	-

Portanto, a precisão foi melhor que 2,7 % com o osciloscópio e 3,0 % nas medições com o *display digital* e com o módulo da *National Instruments*.

O ruído máximo medido, na saída do sistema eletrônico, foi de 40 mV. Assumindo que uma relação sinal/ruído de no mínimo 5 (cinco) seja necessária para realizar as medições, a mínima intensidade que o sistema detector pode medir (resolução), bem como a sensibilidade do sistema são apresentadas na Tabela 4.6:

Tabela 4.6 – Sensibilidade e Resolução para os sensores que foram submetidos à radiação por Cobalto, 6 MV e 15 MV.

Sensores	Sensibilidade (V/nW/m ²)	Ruído (V)	Resolução (nW/m ²)
PZ35	0,0358	0,2	5,59
PTCa / PEEK	0,0360	0,2	5,56
PZT PANI PVDF	0,0270	0,2	7,41

Como observou-se em (ESTEVAM, 2008) a figura de mérito piezoelétrica está intimamente ligada a responsividade de tensão dos sensores piezoelétricos e é um dos parâmetros mais importantes na avaliação do material como sensor.

Demonstrou-se em (ESTEVAM, 2008) que materiais compósitos como o PTCa/PEEK possuem menor coeficiente piezoelétrico que cerâmicas, porém, figuras de mérito muito maiores em relação à cerâmicas como o PZT (zirconato titanato de chumbo), assim, confirmando a melhor sensibilidade de materiais compósitos em relação à cerâmica puras.

Foi investigado se radiação na faixa de radioterapia altera propriedades piezoelétricas dos sensores utilizados nos experimentos.

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).

Na Tabela 4.7 são apresentados os valores médios de 10 medições do d_{33} efetuadas antes (Valor A) e após os sensores serem irradiados com as energias dos equipamentos de radioterapia (Valor D).

Tabela 4.7 - Valor médio de d_{33} antes e após a irradiação dos sensores.

	d_{33} (Valor A) (pC/N)	d_{33} (Valor D) (pC/N)
Metaniobato de chumbo, PZ35	95	95
Titanato de chumbo modificado, PZ34	63	62
PZT com 1% de Fe	190	190
PTCa-PEEK	12	12
PZT-Pani-PVDF	13	13
PZT-PVDF	12	12

Comparando-se os resultados obtidos antes e após a irradiação na faixa de radioterapia (45 Grays), constata-se que não houve variação significativa da constante piezoelétrica d_{33} dos sensores estudados. Assim como em (ROMERO, 2001), (BRASSALOTTI, 2003; CARVALHO, 2004; PONTES, 2006) pode-se observar, experimentalmente, que não houve modificação nos valores da constante piezoelétrica d_{33}

dos seis tipos de sensores piroelétricos estudados, após os mesmos terem sido submetidos a uma dose relativamente alta de radiação na faixa de radioterapia.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalhos Futuros

Implementou-se um sistema eletrônico com sensor piezoelétrico que mediu, pela primeira vez, pelo que é de nosso conhecimento, a taxa de fluência de energia de radiação produzida por equipamentos de radioterapia. Estudou-se também, pela primeira vez, novos materiais compósitos, em seu emprego como sensores de radiação ionizante para radioterapia.

Seis sensores piezoelétricos foram utilizados nas medições de radiação γ : metaniobato de chumbo, titanato de chumbo modificado, zirconato titanato de chumbo dopado com ferro e três pastilhas de novos materiais compósitos, o PTCA/PEEK, o PZT Pani/PVDF e o PZT/PVDF. Três foram utilizados nas medições fótons X: metaniobato de chumbo, PTCA/PEEK e PZT/PVDF. A câmara piezoelétrica, que aloja o sensor e o circuito de condicionamento de sinais, foi cuidadosamente projetada e construída para evitar que a radiação danificasse os componentes eletrônicos do circuito de condicionamento de sinais.

A resposta do sistema é linear com a taxa de fluência de energia de radiação γ de 1,25 MeV e fótons X de 6 MV e 15 MV. A precisão do sistema é melhor que 3%. A melhor resolução obtida foi de $5,56 \text{ nW/m}^2$, quando se utilizou o sensor compósito PTCA/PEEK implementado pelo Grupo de Polímeros do Departamento de Física e Química da UNESP-Campus de Ilha Solteira.

Estudou-se a degradação dos seis sensores piezoelétricos avaliando as constantes piezoelétricas d_{33} após os mesmos terem sido irradiados com uma alta dose (45 Gy) de radiação γ e fótons X. Para todos os sensores, o coeficiente piezoelétrico d_{33} permaneceu praticamente o mesmo, indicando que as propriedades piezoelétricas dos sensores não sofreram modificação.

O sistema eletrônico poderá ser útil no monitoramento de radiação γ e fótons X produzidas por equipamentos radioterapêuticos. Possui também o potencial de medir

diretamente a energia impartada aos pacientes em tratamentos com radioterapia. Isto não é possível com os instrumentos atualmente disponíveis.

Como trabalhos futuros, sugere-se avaliar o sistema eletrônico implementado, utilizando novos materiais piroelétricos, priorizando os compósitos, e também empregar o sistema para estudar radiações na faixa de radioterapia de equipamentos que empregam fontes de elétrons, prótons e nêutrons.

Capítulo 6

Referências

BEDDAR A. S.; HIGGINS, P. D. Use of ferroelectric-crystal detectors for electron dosimetry. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, New York, v.37, n.1, p.26-29, 1990.

BLEVIN, W. R.; GEIST J. Influence of black coating on pyroelectric detectors. *Applied Optics*, Washington, v.13, n.5, p.1171-1178. 1974.

BRASSALOTTI A. L.; CARVALHO, A. A. Medição da intensidade de raios X de equipamentos de mamografia utilizando detector piroelétrico de metaniobato de chumbo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA, 25., 2003, Recife. *Anais...* Recife: [s.n.], 2003.p.13-17.

BREWSTER, D. Observation of the pyroelectricity of minerals. *Edinburgh J. Sci.*, London, v.2, n.1, p.208-215, 1824.

CADY, W. G. *Piezoelectricity: an introduction to the theory and applications of electromechanical phenomena in crystals*. New York: McGraw-Hill, 1946. 546 p.

COOPER, J. A Fast response pyroelectric thermal detector. *J. Sci. Instrum.*, London, v.39, n.23, p.467-472, Aug. 1962.

CRUVINEL, P. E.; MASCARENHAS, S.; MIRANDA, J.; FLOCCHINI, R. G. The use of a perovskite crystal as a detector for proton beam current. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, New York, v.39, n.1, p.25-28, 1992.

CRESTANA, S. B.; MASCARENHAS, S.; GERALDO, L. P.; CARVALHO, A. A. A new technique for thermal neutron detection using pyroelectric ceramics. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, St Louis, v.311, n.3, 1992, p. 558-562.

DAS-GUPTA, D. K. Ferroelectric composites sensor materials. *Materials Engineering*. New York, v.10, n.1, p.97-125, 1999.

DATASHEET do pic16F777. [S.l.]: Microchip, [2005]. Disponível em: <www.microchip.com>. Acesso em: 10 set. 2005.

DATASHEET DO NI USB-600. [S.l.]: National Instrument, [2010]. Disponível em: <www.ni.com>. Acesso em: 01 nov. 2010.

CARVALHO, A. A.; MASCARENHAS, S.; DE PAULA, M. H.; CAMERON, J. R. Two thermal methods to measure the energy fluence of a brief exposure of diagnostic x-rays. *Med.Phys.*, Maryland, v.19, n.3, p.575-577, 1992.

- CARVALHO, A. A.; ALTER, A. J. Measurement of x-ray intensity in medical diagnostic range by a ferroelectric detector. *IEEE Transactions on Ultrasonic's, Ferroelectrics and Frequency Control*, New York, v.44, n.6, p.1198-1203, 1997.
- CARVALHO, A. A.; BRASSALOTTI, A. L.; DE PAULA M. H.; ALTER, A. J. Use of a lithium niobate detector for measuring x-ray intensity in the mammographic range. *Electronics Letters*, Stevenage, v.40, n.18, p. 1097-1098, 2004.
- FONTES de radioterapia.[S.l.: s.n., 2006]. Disponível em <www.inca.gov.br>. Acesso em: 13 nov. 2006.
- PAULA, M. H.; CARVALHO, A. A.; MASCARENHAS, S.; ZIMMERMAN, R. L. A new radiation dosimeter using a pyroelectric detector. *Med. Phys.*, Maryland, v.11, n.6, p.866-868, 1984.
- ESTEVAM, G. P.; SAKAMOTO, W. K.; MELO, W. L. B. Compósito piroelétrico para detecção de radiação infravermelho. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 19., 2010, Campos do Jordão. *Anais...* Campos do Jordão: CBECIMat, 2010. p.2604-2611.
- ESTEVAM, G. P. *Preparo, caracterização e aplicação do compósito ptca (titanato de chumbo modificado com cálcio)/Peek (Poliéter Éter Cetona) como sensor de radiação*. Tese (Doutorado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Ilha Solteira, 2008.
- FRANCO, S. *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*. 2.ed. USA: WCB-McGraw-Hill, 1998. p.100-125.
- HESTER, D. L.; GLOWER, D. D.; OVERTON, L. J. *Use of ferroelectrics for gamma-ray dosimetry*. *IEEE Trans. Nuc. Sci.*, New York, v.NS-11, n.5, p.145-154, 1964.
- HOSSAIN, A.; RASHID, M. H. Pyroelectric detectors and their applications. *IEEE Transactions on Industry Applications*, New York, v.27, n.5, p.824-829,1991.
- JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. 4th ed. Springfield: Charles C. Thomas, 1983. p.148-278.
- KHAN, F. M. *The physics radiation therapy*. 3rd ed. Wolters Kluwer: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. p.64-100.
- KREMENCHUGSKII, L. S.; STRAKOVSKAYA, R. Y. Using pyroelectric detectors for the dosimetry of pulsed γ radiation. *Instrum. Exp. Tech.*, New York, v.1, n.3, p.190-194, 1976.
- LIU, S. T.; LONG, D. Pyroelectric detectors and materials. *Proceedings of the IEEE*, [S.l.], v.66, n.1, p.14-26, Jan. 1978.
- LUDLOW, J. H.; MITCHELL, W. H.; PUTLEY, E. H.; SHAW, N. Infra-red radiation detection by the pyroelectric effect. *J. Sci. instrum.*, Bristol, v.44, n.9, p.694-696, Sep. 1967.
- NORTON, J. R.; CLOEREN, J. M.; SUTER, J. J. Results from gamma ray and proton beam radiation testing of quartz resonators. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Maryland, v.31, n.6, p.1230-1233, 1984.

- PODGORSKAK, E. B. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. [S.l.]: IAEA Library Cataloguing in Publication Data, 2005. p.36-37.
- PONTES, W. *Implementação de um sistema detector piroelétrico para medição de intensidade de radiação x na faixa de ortovoltagem*. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Campus de Ilha Solteira, 2006.
- PORTER, S. G. A brief guide to pyroelectric detectors. **Ferroelectrics**, United States of America, v.33, n.1, p.193-206, 1981.
- PUTLEY, E. H. The Applications of pyroelectric devices. *Ferroelectrics*, Northants, v.33, n.1, p.207-216, 1981.
- ROMERO, J. B. *Medição de intensidade de raios x na faixa de mamografia*. 2001. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Ilha Solteira, 2001.
- SAKAMOTO, W. K.; ESTEVAM, G. P.; CARVALHO, A. A.; PONTES, W.; PAULA, M. H. Ferroelectric ceramic/polymer composite for measuring x-ray intensity in the ortovoltagem range. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON THE APPLICATIONS OF FERROELECTRICS- ISAF, 16., 2007, Nara. *Proceedings...* Nara: [s.n.], 2007. p.273-275.
- SANCHES, M. A. A. *Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes*. 2007. f.32-48. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Ilha Solteira, 2007.
- SIEMENS investe na modernização tecnológica da radioterapia. [S.l.: s.n., 2010]. Disponível em <<http://www.siemens.com.br>>. Acesso em: 15 nov. 2010.
- SOUZA, D. J.; LAVINIA, N. C. *Conectando o PIC PIC16F877A: recursos avançados*. 2.ed. São Paulo: Érica, 2003. p.35-54.
- STRAKOVSKAYA, R. Y.; KREMENCHUGSKII, L. S.; DIMOGLO, G. A. Measurement of a pulse of γ radiation by means of a pyroelectric receiver. *Instrum. Exp. Tech.*, New York, v.19, n.5, p.1317-1319, 1976.
- TA, Y. Action of radiations on pyroelectric crystals. *Compt. Rend.*, Paris, v.207, n.1, p.1042-1044, 1938.

Apêndice A

```

“

program AD_pico_botao

'declaração das variáveis-----
dim AD_Res as word
'detector de pico-----
dim a as longint
dim AD as word
dim novo_valor as word
dim atual as word
'-----

dim txt as char[6]
dim numero as longint
'-----

'início do programa-----
main:
TRISA = %11110111    'PORTA como input exceto portA.3.
TRISD = 0            'PORTD como output (para LCD).
TRISB = 0            'PORTB como output (para LCD).
ADCON1 = %00001100  'PORTA no modo analógico,
                    ' 0 e 5V são os valores das tensões de referência,
                    ' e o resultado é alinhado à direita.
Lcd8_Config(PORTB,PORTD,2,1,0,7,6,5,4,3,2,1,0)
Lcd8_Cmd(LCD_CLEAR)    ' Limpa LCD
Lcd8_Cmd(LCD_CURSOR_OFF) ' e torna o cursor desligado.
atual = 0
eloop:
PortA.3 = 1          ' Acende o LED.
AD = ADC_Read(1)    ' Realiza a conversão A/D e armazena em AD.
'detector de pico-----
novo_valor = AD
a = novo_valor - atual
if a >=0 then

```

```

    AD_Res = novo_valor
    atual = novo_valor
else
    AD_Res = atual
end if

'botão de disparo para o LCD-----
if PortA.4 = 0 then
    PortA.3 = 0      ' Apaga LED.
    goto eloop
else
portA.3 = 1          ' Acende LED.
delay_ms(100)       ' Atraso de 100 ms.
LCD8_Out(1, 1, "Tensao") ' Apresentação na linha inferior.
delay_ms(100)       ' Atraso de 100 ms.
LCD8_Out(2, 1, "Volts") ' Apresentação na linha inferior.
delay_ms(100)       ' Atraso de 100 ms.
numero = (AD_Res * 500) div 1023 ' Executa operação de conversão para 5 V.
WordToStr(numero, txt)
'mexer diretamente no texto a ser impresso -----
txt[0]=txt[2]
txt[1]=46
txt[2]=txt[3]
txt[3]=txt[4]
txt[4]=32
txt[5]=32
txt[6]=32
'-----
LCD8_Out(1, 8, " ") ' Limpa o display do resultado anterior.
delay_ms(100)       ' Atraso de 100 ms
LCD8_Out(1, 8, txt) 'e escrita na linha 1, caracter 8.
LCD8_Out(1, 15, " ") 'Limpa espaço não utilizado.
end if
goto eloop
end.                ' Fim do programa.

```

Apêndice B

A capacidade caracterizada pela qualidade de um instrumento de medição em possuir repetitividade e reprodutividade em mesmas condições (ambientais e de operação), não importando a concordância ou discrepância entre o resultado e o valor obtido é chamada de precisão. A precisão tem como base o desvio-padrão de uma série de repetições da mesma análise.

$$\bar{X} = \frac{S_1 + S_2 + \dots + S_n}{n}$$

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

$$PE = 2dp$$

$$P \% = \frac{PE}{\bar{X}} 100$$

onde, \bar{X} é a média, dp é o desvio padrão, PE é o provável erro e P % é a precisão.