

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS
ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**SISTEMA DOSIMÉTRICO MICROCONTROLADO,
BASEADO EM DETECTORES SEMICONDUTORES, PARA
ANÁLISE DE DESEMPENHO DE EQUIPAMENTOS
MAMOGRÁFICOS**

EUTRÓPIO VIEIRA BATISTA

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

JUNHO – 2006

**SISTEMA DOSIMÉTRICO MICROCONTROLADO,
BASEADO EM DETECTORES SEMICONDUTORES, PARA
ANÁLISE DE DESEMPENHO DE EQUIPAMENTOS
MAMOGRÁFICOS**

EUTRÓPIO VIEIRA BATISTA

**SISTEMA DOSIMÉTRICO MICROCONTROLADO,
BASEADO EM DETECTORES SEMICONDUTORES, PARA
ANÁLISE DE DESEMPENHO DE EQUIPAMENTOS
MAMOGRÁFICOS**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Doutor em Ciências, Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação.

ORIENTADORA: Dra. HELEN JAMIL KHOURY

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

JUNHO – 2006

B333s Batista, Eutrópio Vieira

Sistema dosimétrico microcontrolado, baseado em detectores semicondutores, para análise de desempenho de equipamentos mamográficos / Eutrópio Vieira Batista. – Recife: O Autor, 2006. 110 f., il. (algumas color.), figs., gráfs. tabs.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Depto. de Energia Nuclear. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2006.

Inclui referências bibliográficas, anexo e glossário.

1. Energia Nuclear. 2. Mamografia. 3. Dosímetros semicondutores. 4. Equipamentos – controle de qualidade. 5. Medidor kVp. I. Título.

616.0757 CDD (20.ed.)

BCTG/2006-68

**SISTEMA DOSIMÉTRICO MICROCONTROLADO, BASEADO
EM DETECTORES SEMICONDUTORES, PARA ANÁLISE DE
DESEMPENHO DE EQUIPAMENTOS MAMOGRÁFICOS**

Eutrópio Vieira Batista

APROVADO EM: 07.06.2006

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

COMISSÃO EXAMINADORA:



Profa. Dra. Helen Jamil Khoury - DEN/UFPE



Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin - CRCN/CNEN-NE



Prof. Dr. Hugo Reufers Schelin - UTFPR



Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira - DEN/UFPE



Prof. Dr. Arno Heeren de Oliveira - DEN/UFMG

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

Dedico este trabalho aos meus pais José Wilson (in memoriam) e Henriqueta, que me ensinaram a amar a Deus e ao próximo e a viver intensamente em família, à minha querida esposa, Eliane, pelo amor, apoio imensurável, irrestrito e indispensável, e a nossos filhos, Clarinha e Lucas, porque cederam seus direitos sobre o meu tempo e a minha atenção e por terem tentado entender minha ausência ...

AGRADECIMENTOS

Ao Senhor Deus, pela presença constante ao meu lado!

A toda minha família, que esteve sempre muito próximo de mim mesmo eu estando fisicamente tão afastado, pelo amor, orações e palavras de conforto.

À Professora Helen Khoury, por ter me aceitado como seu aluno, pela orientação e pelo apoio sempre oferecido nos momentos oportunos.

Ao professor Hugo, por sempre ter me apoiado e ajudado a acreditar no futuro, e ao professor Sergei (UTFPR), pela confiança na minha recomendação do doutorado.

Aos professores Arno, Brayner, Clovis e Hugo, pelas discussões e sugestões que muito contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu amigo dileto, o Prof. Francisco (Chico), do qual me tornei seu admirador, por toda a dedicação e apoio, não somente na parte técnica da elaboração deste trabalho, mas também, e principalmente, pelo apoio moral e fraterno, e por ter me ensinado que a vida é bela e vale a pena ser vivida.

Ao Michelson, que não mede esforços para ajudar um amigo.

Ao amigo Wilson Seraine, pelo incentivo e ajuda inicial para o ingresso nesta jornada.

Ao meu “irmão” que encontrei nesta cidade: Ferdinand, e a toda sua família, pelo acolhimento, força, incentivo, carinho e apoio que dedicaram a mim e a toda a minha família.

Aos amigos Adriano, Cíntia, Cristina, Fábio Rueda, George, Iran, Jorge, Jucilene, Macilene, Péricles, Poliana, Ricardo, Sérgio, Viviane e Vinícius, pelas discussões, incentivos, ajuda e força, indispensáveis à realização deste trabalho.

Aos amigos do LMRI, que encontrei durante esta jornada: Edvânia, Égita, Dayse e Elias, pelo apoio que me davam mesmo sem saber, no papo descontraído e nas preocupações uns pelos outros.

Aos funcionários do DEN: Magali, Nilvânia, Edvaldo, “seu” Antonio, Dna Lia, Zacarias, Dna Eliete e tantos outros, pela força que deram na convivência no dia-a-dia.

Ao amigo Remy, que me auxiliou bastante no estudo sobre microcontroladores.

À amiga Suely, que não mediu esforços em proporcionar oportunidades para a realização de minhas pesquisas de campo.

A todas as amigadas que tivemos também fora do ambiente de trabalho.

Às professoras Francisca Barros, pela grande ajuda na correção do texto, e Rita de Cássia que sempre me apoiaram e apostaram no meu trabalho.

Ao CEFET-PI, pela oportunidade concedida para a realização deste curso.

A todos aqueles que involuntariamente não foram citados, mas que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho, direta ou indiretamente.

Ao CNPq pelo financiamento deste trabalho.

SISTEMA DOSIMÉTRICO MICROCONTROLADO, BASEADO EM DETECTORES SEMICONDUCTORES, PARA ANÁLISE DE DESEMPENHO DE EQUIPAMENTOS MAMOGRAFÍCOS

Autor: Eutrópio Vieira Batista

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

RESUMO

Um dos parâmetros mais importantes para a implementação de programas de controle de qualidade em radiodiagnóstico é o desempenho do equipamento. Este trabalho apresenta as características de um instrumento projetado e construído para a avaliação do equipamento de raios-X mamográfico pelo método não invasivo. O instrumento é capaz de medir simultaneamente o tempo de irradiação, o kerma no ar incidente na pele e o valor da tensão aplicada ao tubo de raios-X. Ele consiste de um conjunto de três sensores semicondutores conectados no modo fotovoltaico à entrada de eletrômetros integradores especialmente construídos. Um desses detectores é fixado sob filtros de cobre e alumínio e os outros dois são fixados sem filtros. Um deles é usado somente para o controle do processo de medição e para ativar um temporizador eletrônico para medir o tempo de irradiação. O sinal do semicondutor sem filtro é usado para avaliar o kerma no ar incidente na pele. A razão entre as leituras desse detector e daquele coberto com os filtros fornece dados para a determinação da tensão do tubo. O instrumento denominado MAMO-KVDT-01 foi testado com um equipamento de raios-X mamográfico. Os resultados mostraram uma resposta linear do instrumento com a dose de radiação no intervalo de 5,0 a 14,0 mGy, com um coeficiente de determinação de 0,9961. O teste de estabilidade da sua resposta para a medida de tensão também mostrou uma boa reprodutibilidade dentro de $\pm 1,5\%$. Esses resultados qualificam o MAMO-KVDT-01 como instrumento adequado para o controle de qualidade de equipamentos mamográficos.

Palavras-chave: medidor de kVp, mamografia, dosímetros semicondutores, controle de qualidade.

MICROCONTROLLED DOSIMETRIC SYSTEM, BASED ON SEMICONDUCTORS, FOR EVALUATION OF MAMMOGRAPHIC EQUIPMENTS

Author: Eutrópio Vieira Batista

Adviser: Helen Jamil Khoury, PhD

SUMMARY

One of the most important parameters for the implementation of quality control assurance programs in radiodiagnostic is the performance of the equipment. This thesis presents the characteristics of an instrument that has been designed and constructed to provide rapid, simple and non-invasive measurements of several mammographic X-ray equipment parameters. The instrument is capable to evaluate simultaneously the exposure time, incident air kerma and tube kilovoltage. It consists of a set of three semiconductor sensors connected in the photovoltaic mode to the input of specially designed integrating electrometers. One of these detectors is fixed under Cu and Al filters and the other two detectors are fixed without filters. One of them is used only to control the measuring process and to activate an electronic timer for measuring the exposure time. The signal of the semiconductor without filter is used to assess the incident air kerma. The ratio between the readings of this detector and that covered by the filter provides data for determining the tube kilovoltage. The instrument denominated MAMO-KVDT-01 was tested with a mammographic X-ray equipment. The results showed a linear response of the equipment with the radiation dose in the interval of 5.0 to 14.0 mGy, with a determination coefficient of 0.9961. The test of reproducibility indicated that its response for kVp measurements is reproducible within $\pm 1.5\%$. These results demonstrate that the MAMO-KVDT-01 is suitable for quality control programs in mammography.

Keywords: kVp meter, mammography, semiconductor dosimeters, quality control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Composição do tecido da mama feminina (MS, 2002).....	19
Figura 2: Imagens de mamogramas de diferentes densidades: (a) mulher jovem de 21 anos de idade; (b) mulher idosa de 67 anos de idade (SANTOS, 2002).....	20
Figura 3: (a)Variação com a energia dos valores médios dos coeficientes de atenuação linear para os três tipos de tecidos da mama (adiposo, fibroso e carcinoma infiltrado no ducto); (b) variação com a energia dos coeficientes relativos de atenuação linear (JOHNS e YAFFE, 1987).....	22
Figura 4: Mamografia apresentando agrupamento de microcalcificações (MS, 2002).....	23
Figura 5: Atenuação diferenciada devido à característica no interior do corpo.....	24
Figura 6: Principais componentes de um equipamento de raios-X mamográfico (TRIMED, 2004).....	26
Figura 7: Esquema de focalização do feixe eletrônico mostrando o ponto focal que esse feixe faz no anodo (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).....	27
Figura 8: Formação do ponto focal real e efetivo em um anodo giratório (BUSHONG, 1997).....	28
Figura 9: Espectro com tensão de 30 kVp e filtro de 0,03 mm de Mo (BUSHONG, 1997).....	29
Figura 10: Espectros com variações dependendo da necessidade de penetrabilidade (ZOETELIEF et al., 1996).	30
Figura 11: Dependência do contraste em função da energia da radiação (LAW et al., 1994).....	30
Figura 12: Espectro gerado em alvo de tungstênio (W): (a) sem filtro adicional; (b) com filtro de Rh (BUSHBERG et al., 2001).....	32
Figura 13: Diagrama elétrico do circuito de alimentação para o tubo de raios-X: alta tensão para o anodo e o catodo, e baixa tensão para o filamento (BUSHONG, 1997)	33
Figura 14: (a) esquema elétrico de um transformador elevador trifásico 6 pulsos (delta-estrela) com retificação no secundário; (b) forma de onda da tensão	

que alimenta o tubo mamográfico (de cima para baixo): forma de onda senoidal de uma fase, forma de onda de um sistema trifásico, sistema trifásico retificado formando onda de 6 pulsos por período (BUSHONG, 1997).....	35
Figura 15: Valores de oscilações (<i>ripples</i>) obtidos devido à forma de onda do retificador utilizado para a alimentação do tubo de raios-X (BUSHONG, 1997).....	37
Figura 16: Onda trifásica retificada de 12 pulsos.....	37
Figura 17: Circuito gerador de alta frequência (BUSHONG, 1997).....	38
Figura 18: Esquema de um circuito de um sistema de AEC (YOUNG et al., 1997).....	40
Figura 19: Representação da compressão da mama, melhorando a uniformidade da densidade e diminuindo o espalhamento.....	41
Figura 20: Esquema elétrico de um divisor de tensão para medição invasiva de kV de tubos de raios-X.....	44
Figura 21: Formação da camada de depleção em um dispositivo semiconductor (diodo) (ATTIX, 1986).....	53
Figura 22: Diagrama elétrico de um diodo usado como detector (modo pulso) (BARTHE, 2001).....	55
Figura 23: Variação da corrente de fuga em função da tensão de polarização do fotodiodo SFH206 (BUENO et al., 1996).....	58
Figura 24: Curva de dependência energética do fotodiodo SFH206 (MELO, 1988).....	59
Figura 25: Redução da dependência energética pela utilização de filtros de alumínio (SILVA, 1992).....	59
Figura 26: Resposta de uma pastilha do fotodiodo Honeywell SD4478 <i>versus</i> radiação incidente para fonte de fótons filtrados de 60 keV (AOKA e KOYAMA, 1990).....	60
Figura 27: Dependência angular do fotodiodo SFH206 para um feixe com CSR de 0,204 mm Al (SILVA, 1992).....	60
Figura 28: Variação do número de pulsos em função da área do detector (RIKNER, 1994).....	62
Figura 29: Diagrama de blocos do sistema dosimétrico.....	63

Figura 30: Imagens dos fotodiodos estudados.....	63
Figura 31: Esquema do suporte dos fotodiodos.....	64
Figura 32: Imagem dos fotodiodos acondicionados nos seus respectivos suportes.....	65
Figura 33: Valores de tensões utilizadas em técnicas mamográficas obtidas em levantamento realizado em duas clínicas da cidade do Recife-PE (BARROS, 2004).	66
Figura 34: Arranjo experimental para a medição da CSR.....	67
Figura 35: Diagrama de blocos do sistema dosimétrico desenvolvido.....	69
Figura 36: Esquema de blocos do circuito do eletrômetro.....	70
Figura 37: Circuito <i>sample-and-hold</i> (S&H) para controle de leitura das respostas dos fotodiodos.....	71
Figura 38: Circuito para a inicialização da medição e determinação do tempo de irradiação.....	73
Figura 39: Esquema geral do circuito digital.....	75
Figura 40: Fotografia do MAMO-KVDT-01.....	77
Figura 41: Telas mostradas no <i>display</i> do MAMO-KVDT-01.....	77
Figura 42: Posicionamento do MAMO-KVDT-01 no equipamento mamográfico.	80
Figura 43: Variações do posicionamento do MAMO-KVDT-01 no equipamento mamográfico.....	81
Figura 44: Resposta do fotodiodo XRA24 exposto a uma dose de 11,52 mGy, em um feixe de qualidade mamográfica W28Mo60.....	83
Figura 45: Respostas dos fotodiodos estudados em função do tempo: (a) SFH206, (b) BPW34 e (c) XRA24, com dose de 11,52 mGy, em um feixe de qualidade mamográfica W28Mo60.....	83
Figura 46: Curva das respostas dos três fotodiodos estudados em função da dose, com um feixe de raios-X mamográfico de qualidade W28Mo60.....	85
Figura 47: Curvas de dependência energética dos fotodiodos estudados, com um feixe de raios-X mamográfico de qualidade W28Mo60.....	87
Figura 48: Valor da tensão no capacitor do circuito integrador dos eletrômetros B e X em função da corrente de entrada.....	89
Figura 49: Valor da tensão no capacitor do circuito integrador dos eletrômetros B e X em função do tempo.....	89

Figura 50: Variação das respostas dos fotodiodos.....	90
Figura 51: Curva de calibração da tensão aplicada ao tubo do equipamento mamográfico.....	91
Figura 52: Curvas de calibração do kerma no ar incidente (INAK) para as tensões de 25 a 30 kV.....	92
Figura 53: Curva de calibração do tempo em irradiações no equipamento mamográfico.....	93
Figura 54: Linearidade dos valores obtidos pelo MAMO-KVDT-01 em função do mAs do tubo para as tensões de 25, 28 e 30 kV do equipamento mamográfico.....	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Composição dos tecidos constituintes da mama (HAMMERSTEIN et al., 1979).....	21
Tabela 2: Composição dos tecidos constituintes da mama (WOODARD e WHITE, 1986).	21
Tabela 3: Coeficientes de atenuação linear para uma energia de 20 keV, com suas respectivas faixas, para os tecidos constituintes da mama. As letras H, W e J referem-se a Hammerstein et al. (1979), Woodard e White (1986) e Johns e Yaffe (1987) respectivamente (DANCE et al., 1999).....	22
Tabela 4: Densidade dos tecidos constituintes da mama (WOODARD e WHITE, 1986).	23
Tabela 5: Tipos de interações de fótons na água para baixas energias (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).	26
Tabela 6: Valor da tensão em cada enrolamento secundário, com a indicação da polarização de cada diodo retificador.....	36
Tabela 7: Características dos fotodiodos SFH206, BPW34 e XRA24.....	64
Tabela 8: Comparação entre os valores experimentais da CSR com os valores do IRD/CNEN.....	67
Tabela 9: Valores medidos com um feixe de qualidade mamográfica tipo W28Mo60.....	82
Tabela 10: Sensibilidade dos fotodiodos por unidade de área efetiva.	85
Tabela 11: Equações das retas e os coeficientes R^2 obtidos das respostas em função da dose para as tensões no tubo de 25 a 30 kV.....	86
Tabela 12: Sensibilidade em função da energia.....	87
Tabela 13: Equações das retas e os coeficientes R^2 obtidos das respostas em função do kerma no ar incidente para as tensões de 25 a 30 kV de um equipamento mamográfico.....	93
Tabela 14: Repetibilidade da tensão (kV).....	94
Tabela 15: Reprodutibilidade da tensão (kV).....	94
Tabela 16: Repetibilidade do kerma no ar incidente.....	97
Tabela 17: Repetibilidade do tempo de irradiação.....	98
Tabela 18: Especificações do MAMO-KVDT-01.....	98

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 PRINCÍPIO DA MAMOGRAFIA.....	19
2.1.1 Característica da mama.....	19
2.1.2 Características do equipamento mamográfico.....	24
2.2 CONTROLE DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA.....	41
2.2.1 Controle de qualidade de equipamentos mamográficos.....	42
2.2.2 Verificação da tensão aplicada ao tubo.....	42
2.2.3 Verificação do tempo de irradiação.....	48
2.2.4 Dosimetria em mamografia.....	49
2.3 SISTEMAS DOSIMÉTRICOS.....	51
2.3.1 Detectores utilizados em feixes de raios-X mamográficos.....	51
2.3.2 Detectores semicondutores.....	52
3. METODOLOGIA.....	63
3.1 O SISTEMA DE DETECÇÃO.....	63
3.2 O SISTEMA ELETRÔNICO.....	69
3.2.1 Circuito do eletrômetro.....	70
3.2.2 Circuito de acionamento/temporizador.....	72
3.2.3 Circuito microcontrolado.....	73
3.2.4 <i>Software</i> do dispositivo microcontrolador.....	75
3.3 MONTAGEM DO SISTEMA DOSIMÉTRICO.....	76
3.4 CALIBRAÇÕES E TESTES DO SISTEMA DOSIMÉTRICO.....	78
3.4.1 Calibrações.....	78
3.4.2 Testes das respostas do MAMO-KVDT-01.....	79
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	82
4.1 RESPOSTA DOS FOTODIODOS.....	82
4.1.1 Repetibilidade e reprodutibilidade.....	82
4.1.2 Resposta em função da dose.....	84
4.1.3 Resposta em função da energia da radiação.....	86

4.1.4	Caracterização dos fotodiodos.....	88
4.2	TESTES DOS CIRCUITOS.....	88
4.3	CALIBRAÇÕES E TESTES DO MAMO-KVDT01.....	90
4.3.1	Calibrações.....	90
4.3.2	Testes das respostas do MAMO-KVDT-01.....	94
4.3.3	Especificações do MAMO-KVDT-01.....	98
5.	CONCLUSÕES.....	99
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	100
	ANEXO 1.....	106
	GLOSSÁRIO.....	109

1. INTRODUÇÃO

Dados mundiais apontam o câncer de mama como o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo, sendo a maior incidência de neoplasia maligna entre as mulheres com 370.000 mortes no ano de 2000 (PARKIN, 2001), chegando a ser a causa mais comum de mortalidade entre as mulheres de países da América do Norte e nos países do norte da Europa (PARKIN et al., 2001). Em função disso, campanhas públicas em diversos países têm sido efetuadas para alertar a população sobre a importância do diagnóstico precoce. Esse fato tem contribuído para o aumento do número de exames realizados, bem como da quantidade de unidades de saúde com sistemas de radiodiagnóstico.

No caso do Brasil, os dados estatísticos mostraram que o número de mamografias realizadas passou de 590 mil em 1995 para 1,4 milhões em 2001 (MS, 2002). A estimativa para o ano de 2005 era que fossem diagnosticados 467.440 novos casos de câncer, e destes, cerca de 49 mil corresponderiam à incidência de câncer de mama feminina (MS, 2004). Embora seja relativamente de bom prognóstico, no Brasil, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas, provavelmente porque a doença ainda seja diagnosticada em estágios avançados. De acordo com informações de registros hospitalares do Instituto Nacional do Câncer (INCA), no período 2000/2001, 50% dos tumores de mama foram diagnosticados nos estágios III e IV, considerados avançados (MS, 2004).

A detecção precoce do câncer de mama possibilita um tratamento mais eficaz com aumento da chance de cura. Nesse sentido, a mamografia pode contribuir para a detecção de patologias em estágio primário que, por suas pequenas dimensões e características físicas, dificilmente podem ser observadas por outras técnicas.

Os tipos de exames existentes para a detecção de doenças mamárias são: o auto-exame, a ultra-sonografia, a termografia, a ressonância magnética e a mamografia. A mamografia é utilizada como exame diagnóstico, em casos de pacientes sintomáticas ou com elevados fatores de riscos (mulheres com história familiar de câncer de mama). Quando realizado em pacientes assintomáticas, ela é usada como exame tipo rastreamento (*screening*), para controle da incidência de câncer de mama. Este último tipo é uma espécie de exame de

prevenção e tem contribuído para uma redução na mortalidade causada pelo câncer de mama (BUSHONG, 1997). Segundo a Sociedade Americana de Câncer (GODINHO e KOCH, 2002), o uso da mamografia de rastreamento é recomendado em:

- mulheres entre 35 e 40 anos, nas quais é efetuada a mamografia para servir como referência para as próximas a serem realizadas;
- mulheres entre 40 e 49 anos, nas quais a mamografia é realizada em intervalos de um ou dois anos, dependendo dos fatores de risco individuais;
- mulheres com 50 anos ou mais, nas quais são realizadas mamografias com intervalos de um ano;
- mulheres com história pessoal ou familiar de câncer de mama, as quais devem verificar com seu médico a necessidade de rastreamento antes de 40 anos.

Na imagem da mamografia, procura-se observar tecidos com anomalias, como, por exemplo, as microcalcificações, que apresentam dimensões em torno de 500 μm ou até mesmo tão pequenas quanto 130 μm (SHUNG et al., 1992; COWEN et al., 1997), e podem estar associadas a tecidos malignos. Como a composição (número atômico efetivo e densidade) dos vários tecidos que compõem a mama e dos tecidos cancerígenos são muito semelhantes, o equipamento de raios-X utilizado para a mamografia requer características especiais que envolvem tipo de anodo, valor da tensão aplicada ao tubo de raios-X e filtração adicional. De fato, os equipamentos utilizados para mamografia trabalham em uma faixa bem reduzida de tensão do tubo (kVp), com energias em torno de 20 keV e ponto focal de cerca de 0,3 mm a fim de se obter imagens de boa resolução.

Devido ao uso de um feixe de radiação de baixa energia para melhorar o contraste entre as estruturas internas, há a necessidade de se aumentar a intensidade de radiação para que o feixe atravesse a mama e sensibilize o filme. Isso acarreta uma maior dose absorvida nos tecidos da mama da paciente. Portanto, deve-se ter em conta o risco que o próprio exame tem na indução de câncer devido ao uso da radiação ionizante. Em termos de Proteção Radiológica, uma avaliação do risco e benefício deve ser efetuada.

Uma vez que a realização da mamografia é justificada, deve-se, pelo princípio da otimização, garantir que a dose a ser recebida pela paciente seja a menor razoavelmente possível para produzir uma imagem de qualidade adequada ao diagnóstico.

Para tanto, testes de controle de qualidade devem ser realizados de modo a garantir o adequado funcionamento do equipamento de raios-X, do processamento do filme e da visualização da imagem.

Para isso, são requeridos equipamentos que, entre outros parâmetros, possibilitem a realização de testes que avaliem a reprodutibilidade e exatidão da tensão aplicada ao tubo e do tempo de irradiação e determinem a taxa de kerma no ar incidente na pele da paciente.

Geralmente, para as medidas das doses de radiação, são utilizadas as câmaras de ionização ou dosímetros termoluminescentes (TLD). Com o desenvolvimento de materiais semicondutores, novos tipos de detectores foram sendo introduzidos, uma vez que os semicondutores têm a vantagem de não apresentarem dependência a fatores ambientais, como a pressão atmosférica, e terem uma sensibilidade muito superior quando comparados com câmaras de ionização de mesmo volume.

O Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco, através de seu grupo de pesquisa em Dosimetria e Instrumentação Nuclear, tem desenvolvido estudos visando ao uso de sensores semicondutores, à base de silício, para efetuar a dosimetria e espectrometria em radiações ionizantes (KHOURY et al., 1987; MELO, 1988; KHOURY, 1999; MENEZES, 2000; SILVA, 2000; MELO, 2002). Basicamente, os dosímetros desenvolvidos indicavam quantidades de pulsos proporcionais aos valores das tensões produzidas pelas respostas dos sensores à presença de radiação. Portanto, os números de pulsos eram equivalentes às doses recebidas por estes dispositivos.

Com o advento dos componentes microprocessados, como no caso dos microcontroladores e dos rápidos conversores analógico-digitais, as estruturas dos circuitos ficaram mais simples (menor número de componentes) e também mais versáteis. Esses dispositivos têm a característica de se “adequarem” ao projeto eletrônico com maior facilidade, bastando para isso que seja inserido nele um *software* para a adequação de seu comportamento.

Dessa forma, tendo em vista a ausência no mercado de equipamentos com tecnologia nacional para os testes de controle de qualidade em mamografia e a experiência do DEN com dosímetros semicondutores, é objetivo, deste trabalho, desenvolver um instrumento, utilizando a tecnologia de sistemas microcontrolados, para a dosimetria e controle de qualidade em mamografia, que possibilite a avaliação simultânea da tensão aplicada ao tubo, do tempo de irradiação, bem como a determinação do kerma no ar incidente na mama do paciente, para possibilitar a estimativa da dose glandular média (DGM).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PRINCÍPIO DA MAMOGRAFIA

2.1.1 Característica da mama

A mama feminina é o órgão que contém as glândulas mamárias que têm como principal função a secreção do leite. Como pode ser observado na Figura 1, a mama é composta pelos ácinos – menor parte da glândula e responsável pela produção do leite durante a lactação – os quais em conjunto formam os lóbulos mamários. Estes por sua vez formam o lobo mamário que se ligam à papila (protuberância elástica) através dos dutos mamários, que são em torno de 15 a 20 canais e são responsáveis pelo transporte da secreção (leite) até a papila.

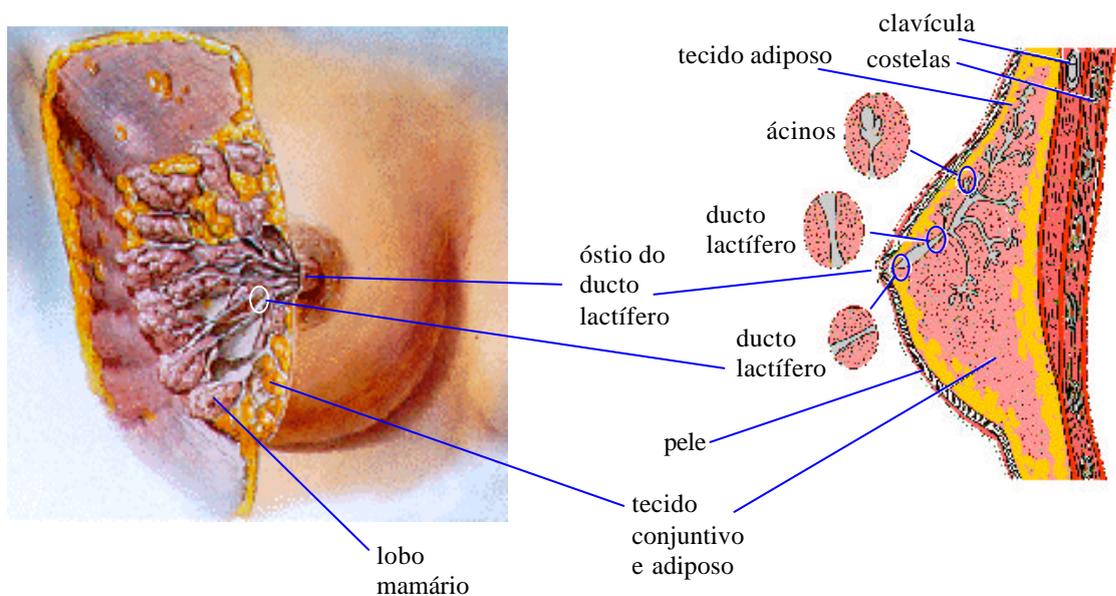


Figura 1: Composição do tecido da mama feminina (MS, 2002).

A mama é formada basicamente por dois tipos de tecidos: o tecido glandular e o tecido adiposo. O tecido glandular é formado pelo conjunto de lobos e dutos da mama, enquanto que todo o restante da mama é preenchido por tecido adiposo (ou gorduroso), cuja quantidade varia com as características físicas, estado nutricional e idade da mulher.

Normalmente, a mama de uma mulher mais jovem tem a forma cônica, cujo vértice está ligado ao mamilo e é composta quase totalmente pelo parênquima mamário (tecido fibroso e glandular). Com a idade, mais especificamente no período pós-menopausa, há uma tendência da substituição do parênquima mamário pelo tecido adiposo. A Figura 2 mostra dois mamogramas de diferentes densidades: uma mama típica mais jovem (mulher com 21 anos de idade) tem maior densidade que uma mama típica mais idosa (mulher com 67 anos de idade).

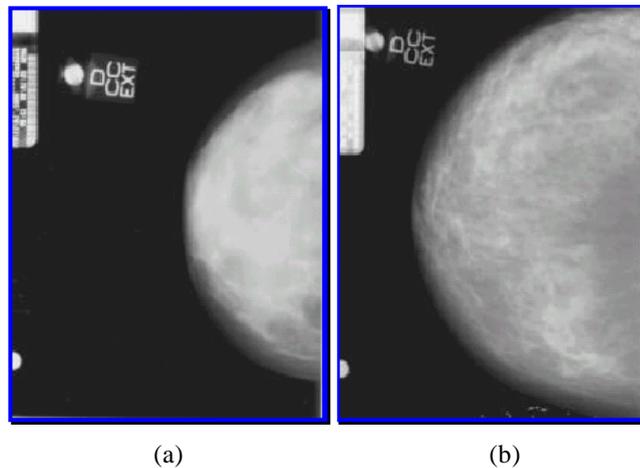


Figura 2: Imagens de mamogramas de diferentes densidades: (a) mulher jovem de 21 anos de idade; (b) mulher idosa de 67 anos de idade (SANTOS, 2002).

Os tecidos fibrosos, glandulares e adiposos, que compõem a mama feminina, são tecidos moles bastante semelhantes, tanto com relação ao número atômico (Z) quanto com relação à densidade (ρ). O conhecimento da quantidade e dos elementos constituintes da mama é importante quando se deseja desenvolver ou construir simuladores da mama (*phantoms*) ou para modelagem de mamas em programas com a técnica Monte Carlo (DANCE et al., 1999). As densidades e composições elementares destes materiais foram primeiro medidas por Hammerstein et al. (1979), que identificaram e quantificaram os diferentes tecidos de amostras de mamas recém retiradas de mulheres durante o processo de mastectomia. A Tabela 1 indica os valores médios da porcentagem das composições (hidrogênio, carbono, nitrogênio, oxigênio e cinzas minerais) e das densidades para os tecidos da mama, obtidos em trabalhos de Hammerstein et al. (1979). Nos valores para o oxigênio e

para o carbono, são indicados também a faixa de variabilidade das medidas, que, segundo os autores, se deve à dificuldade de remoção do tecido gorduroso.

Tabela 1: Composição dos tecidos constituintes da mama (HAMMERSTEIN et al., 1979).

Tecido	Porcentagem de composições por peso (valores médios [faixa dos valores extremos])					
	H	C	N	O	Cinzas minerais	Densidade (gcm ⁻³)
Adiposo	11,2	61,9 [49,1-69,1]	1,7	25,1 [18,9-35,7]	0,1	0,93
Glandular	10,2	18,4 [10,8-30,5]	3,2	67,7 [55,2-75,9]	0,5	1,04

Outros autores também realizaram estudos dos elementos que compõem os tecidos da mama. Trabalhos de Woodard e White (1986) mostraram uma similaridade com os valores dos tecidos adiposos encontrados por Hammerstein et al. (1979) e uma discrepância no tecido glandular. Seus resultados dos valores médios e dos valores mínimos e máximos encontrados são indicados na Tabela 2 e estão contidos nos dados do documento 44 da ICRU (1989).

Tabela 2: Composição dos tecidos constituintes da mama (WOODARD e WHITE, 1986).

Tecido	Porcentagem de composições por peso (valores médios [faixa dos valores extremos])					
	H	C	N	O	Cinzas minerais	Densidade (gcm ⁻³)
Adiposo	11,4 [11,2-11,6]	59,8 [51,7-68,1]	0,7 [0,2-1,3]	27,8 [19,8-35,5]	0,3	0,95 [0,93-0,97]
Glandular	10,6 [10,2-10,9]	33,2 [15,8-50,6]	3,0 [2,3-3,7]	52,7 [35,8-69,8]	0,5 [0,3-0,5]	1,02 [0,99-1,06]

As diferenças nas composições dos elementos constituintes da mama refletem-se nos valores dos coeficientes de atenuação linear (μ) de radiação. Na Tabela 3, são apresentados valores de μ para uma energia de 20 keV, obtidos a partir dos percentuais de composição da mama encontrados por vários autores.

Johns e Yaffe (1987) investigaram a atenuação em amostras de tecidos de mamas para a determinação dos coeficientes de atenuação. O gráfico da Figura 3a mostra a variação dos valores médios dos coeficientes de atenuação linear (μ) com a energia do feixe (keV) para os diferentes tecidos da mama: adiposo, fibroglandular e carcinoma infiltrado em ducto. No gráfico, percebe-se a relativa baixa atenuação do tecido gorduroso comparado com os outros tipos de tecidos. Na Figura 3b, é mostrada a variação dos coeficientes relativos de atenuação linear, em função da energia da radiação para diferentes tipos de tecidos. Observa-se que os valores de μ para o tecido cancerígeno são próximos dos valores do tecido fibroso normal,

principalmente para energia superiores a aproximadamente 35 keV.

Tabela 3: Coeficientes de atenuação linear para uma energia de 20 keV, com suas respectivas faixas, para os tecidos constituintes da mama. As letras H, W e J referem-se a Hammerstein et al. (1979), Woodard e White (1986) e Johns e Yaffe (1987) respectivamente (DANCE et al., 1999).

Tecido	Autor	μ (cm ⁻¹)	
		Valor médio	Valores mín-máx
Adiposo	H	0,512	0,487-0,557
	W	0,546	0,502-0,590
	J	0,456	0,441-0,476
Glandular	H	0,794	0,740-0,828
	W	0,713	0,613-0,819
	J	0,802	0,791-0,816

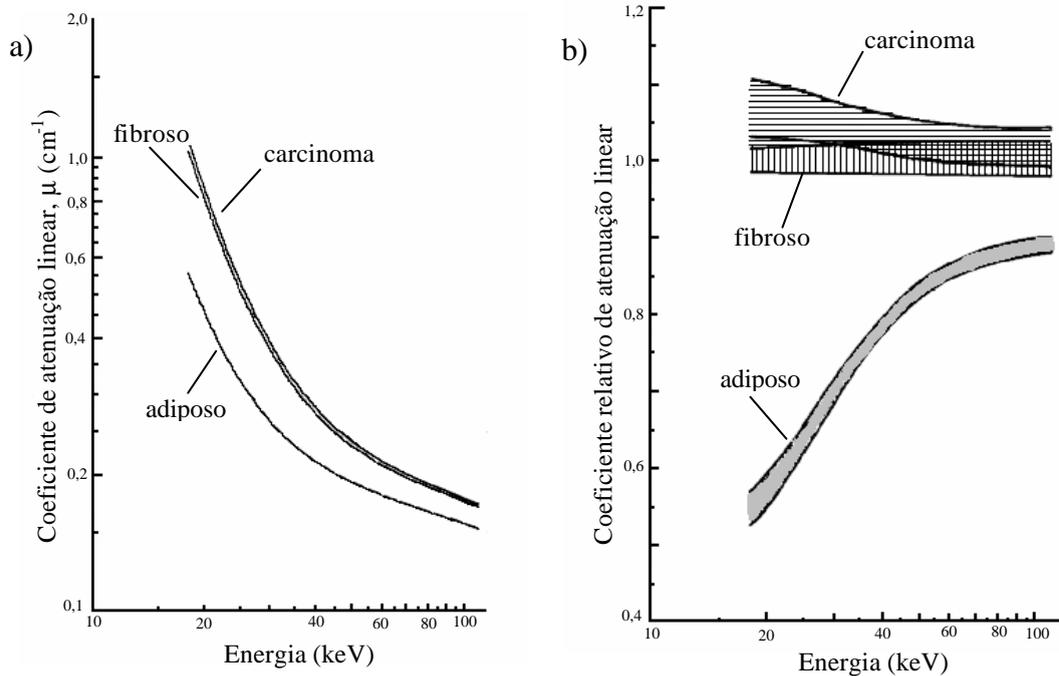


Figura 3: (a)Variação com a energia dos valores médios dos coeficientes de atenuação linear para os três tipos de tecidos da mama (adiposo, fibroso e carcinoma infiltrado no ducto); (b) variação com a energia dos coeficientes relativos de atenuação linear (JOHNS e YAFFE, 1987).

No mesmo estudo, Johns e Yaffe (1987) determinaram as densidades referentes aos tecidos acima citados, constatando uma pequena superioridade no valor medido da densidade do tecido de carcinoma em relação à do tecido fibroso normal, embora os valores máximos e

mínimos se sobreponham. Woodard e White (1986) observaram que a densidade do tecido adiposo apresentou um valor médio pouco abaixo dos valores dos outros tecidos, e ainda uma grande semelhança entre as densidades dos tecidos fibroso, fibroadenoma (nódulo caracterizado como tumor benigno) e carcinoma infiltrado no ducto (Tabela 4).

Tabela 4: Densidade dos tecidos constituintes da mama (WOODARD e WHITE, 1986).

Tipo de tecido	Densidade (g.cm ⁻³)		
	Mínima	Média	Máxima
Adiposo	0,917	0,928	0,939
Fibroso	1,013	1,035	1,047
Fibroadenoma	1,037	1,042	1,047
Carcinoma infiltrado no ducto	1,027	1,044	1,058

Através da mamografia, pode-se verificar sinais radiológicos primários de câncer de mama não palpável. Destas anormalidades – ou lesões que representam o câncer de mama – 39% são nódulos, 42% são microcalcificações e o restante pode aparecer na forma de densidade assimétrica e neodensidade (MS, 2002).

As microcalcificações são as alterações visíveis (não palpáveis) mais comuns encontradas em exames mamográficos. Elas são semelhantes a finos grãos de areia, de tamanho menor ou igual a 0,5 mm, ocorrem em grupos (Figura 4) ou encontram-se isoladas, podendo haver variações quanto à forma, densidade e distribuição (MS, 2002).



Figura 4: Mamografia apresentando agrupamento de microcalcificações (MS, 2002).

2.1.2 Características do equipamento mamográfico

O projeto e funcionamento de um sistema de raios-X depende do tipo de tecido que irá ser submetido ao feixe de radiação. Um sistema radiográfico visa à obtenção de imagens com a visualização clara de uma anomalia dentro de um meio, ou seja, imagens com bom contraste. Se dentro de um corpo de coeficiente de atenuação μ_1 e de espessura t encontra-se uma anomalia de coeficiente de atenuação μ_2 e espessura x , o contraste é definido em termos da função de distribuição de X_1 e X_2 , que são as energias transferidas – por unidade de área do receptor de imagens – dos fótons que passam somente pelo corpo e dos fótons que passam pelo corpo e pela anomalia, respectivamente (Figura 5).

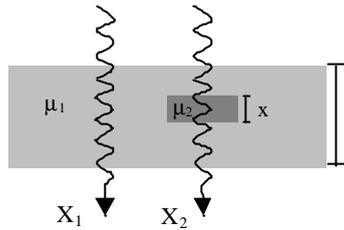


Figura 5: Atenuação diferenciada devido à característica no interior do corpo.

O contraste registrado no receptor de imagens é dado pela equação:

$$C = \frac{X_1 - X_2}{X_1} \quad (1)$$

sendo:

$$X_1 = N \cdot \epsilon(E) \cdot E \cdot e^{-\mu_1 t} + \bar{S} \cdot \bar{\epsilon}(E) \cdot E \quad (2)$$

e

$$X_2 = N \cdot \epsilon(E) \cdot E \cdot e^{-\mu_1(t-x) - \mu_2 x} + \bar{S} \cdot \bar{\epsilon}(E) \cdot E \quad (3)$$

onde: N é o número de fótons incidente no receptor de imagem;

$\epsilon(E)$ é a eficiência do receptor de imagem, a qual depende da energia (E) e do ângulo de incidência dos fótons;

\bar{S} é a função de distribuição da radiação espalhada, que depende da posição e da distribuição das estruturas no corpo;

$\bar{\epsilon}(E)$ é o valor médio da eficiência do receptor de imagem.

Substituindo as equações (2) e (3) em (1), o contraste será dado por:

$$C = \frac{1 - e^{-(\mu_2 - \mu_1) \cdot x}}{1 + R}, \quad (4)$$

onde R é a razão da intensidade de radiação primária para a intensidade da radiação espalhada. Como pode ser visto, além da radiação espalhada, os fatores que afetam o contraste são a espessura da anomalia e a diferença entre os coeficientes de atenuação do corpo e da anomalia (DANCE, 1988).

Os sistemas radiográficos convencionais são projetados para realizar imagens de estruturas que têm grande contraste, isto é, grandes diferenças quanto à sua composição (Z) e densidade. Por outro lado, os sistemas destinados a radiografar tecidos moles, como é o caso da mama, requerem técnicas e componentes especiais que diferem de equipamentos de raios-X convencionais. Os tipos de tecidos que compõem a mama, pela sua natureza de baixo número atômico e densidades semelhantes, conforme visto anteriormente, não permitem um bom contraste em uma imagem obtida com um equipamento radiográfico comum. Por esta razão, os equipamentos utilizados em raios-X convencionais sofreram algumas modificações básicas, visando a sua adequação a um sistema de imagem dedicado às características da mama.

Para a mamografia, utilizam-se feixes de baixa energia (na faixa de 20 a 35 keV), de modo que as principais interações com os tecidos são por efeito fotoelétrico e espalhamento Rayleigh. O espalhamento Compton é dominante em energias de cerca de 50 keV, portanto, fora da faixa de mamografia. Das duas interações que ocorrem, a mais importante para a imagem é o efeito fotoelétrico, já que o espalhamento Rayleigh não contribui para a transferência da energia para a mama. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico depende essencialmente da energia dos fótons incidentes (E) e do número atômico do material irradiado (Z), conforme a relação abaixo (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983):

$$S_{\text{fotoelétr}} \approx \frac{Z^4}{E^3}, \quad (5)$$

Na Tabela 5, estão apresentadas as percentagens de ocorrência de cada um dos fenômenos de interação da radiação com a água, bem como o percentual de energia transferida. Pode-se observar que, embora, a partir de 30 keV, a probabilidade de interação por efeito Compton seja maior do que pelo efeito fotoelétrico, o percentual de energia transferida é maior devido ao efeito fotoelétrico do que ao efeito Compton até a energia de 50

keV. Portanto, para se obter um adequado contraste na imagem da mama, utiliza-se um aparelho de raios-X com tensão de operação até 40 kV.

Alguns dos principais componentes de um mamógrafo estão indicados na Figura 6: o gerador elétrico; o tubo de raios-X; o *bucky* – mesa onde é apoiada a mama e onde fica o receptor de imagem com a grade e o dispositivo de controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control*) –; a placa de compressão; e o painel de controle. As especificidades dos principais componentes serão descritas a seguir.

Tabela 5: Tipos de interações de fótons na água para baixas energias (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

energia (keV)	% interação em cada processo			% energia transferida	
	Rayleigh	Compton	Fotoelétrico	Compton	Fotoelétrico
10	4,5	3,1	92,4	0,1	99,9
15	8,5	10,8	80,7	0,4	99,6
20	11,6	23,3	65,1	1,3	98,7
30	13,0	50,7	36,3	6,8	93,2
40	11,0	69,6	19,4	19,3	80,7
50	8,6	80,4	11,0	37,2	62,8
60	6,8	86,6	6,6	55,0	45,0



Figura 6: Principais componentes de um equipamento de raios-X mamográfico (TRIMED, 2004).

a) Tubo de raios-X

O tubo de raios-X mamográfico tem a constituição básica de tubos de raios-X convencionais, porém com algumas características especiais que o torna ligeiramente diferente destes.

Uma das características mais importantes em tubos de equipamentos mamográficos é o tamanho do ponto focal, que está diretamente relacionado com a resolução espacial, isto é, com a capacidade de detecção de pequenos detalhes (microcalcificações). Denomina-se ponto focal a área real do alvo que é atingida pelo feixe de elétrons, a qual se constitui na verdadeira fonte de radiação X. Um dos componentes que afetam o tamanho do ponto focal é o filamento situado no catodo. Este filamento é uma espira de fio de tungstênio de aproximadamente 2,0 mm de diâmetro e 1,0 ou 2,0 cm de comprimento (BUSHONG, 1997). Pelo filamento passa uma corrente da ordem de ??? amperes – denominada corrente do filamento – que, devido à energia dissipada, torna-o incandescente e faz com que os elétrons da última camada dos átomos sejam ejetados (emissão termoiônica), resultando na formação de uma nuvem de elétrons ao seu redor.

Em alguns tubos de raios-X, o catodo é formado por dois filamentos de tamanhos diferentes, com o objetivo de obtenção de diferentes pontos focais (foco grosso e foco fino); já outros fabricantes fazem a opção pela colocação de duas trilhas de angulações diferentes no anodo (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983). O filamento é circundado por uma capa metálica com um orifício central ligada a um potencial negativo para repelir os elétrons da nuvem eletrônica que estão fora do feixe central, de maneira que, quando saírem na direção do alvo, não haja espalhamento e sim uma focalização atingindo o anodo em uma pequena região (Figura 7).

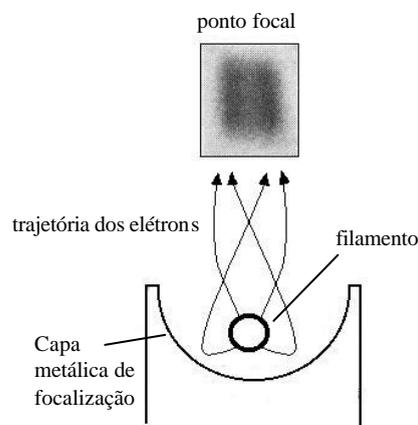


Figura 7: Esquema de focalização do feixe eletrônico mostrando o ponto focal que esse feixe faz no anodo (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

Porém, uma área menor é projetada na direção do paciente e do receptor de imagem. Essa área é conhecida como ponto focal efetivo. Pela Figura 8, observa-se a formação do ponto focal real e efetivo: o tamanho do ponto focal real dependerá da focalização do feixe eletrônico, enquanto que o tamanho do ponto focal efetivo dependerá também da angulação do anodo (quanto menor for sua angulação menor será o ponto focal efetivo) e da inclinação do tubo. Alguns equipamentos permitem uma inclinação do tubo de raios-X que, em combinação com a angulação do anodo, permitem o aumento da corrente do tubo sem seu sobreaquecimento, visto que o tamanho do ponto focal real é muito maior do que o tamanho do ponto focal projetado (efetivo). No caso da mamografia, o ponto focal efetivo para o foco grosso é cerca de 0,3 mm e para o foco fino é cerca de 0,1 mm (BUSHBERG et al., 2001).

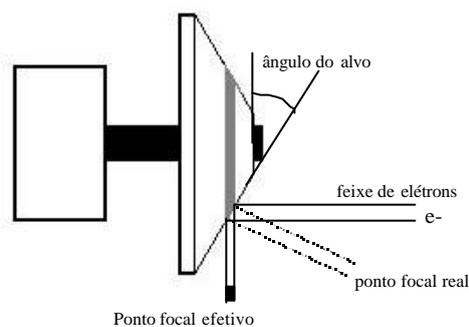


Figura 8: Formação do ponto focal real e efetivo em um anodo giratório (BUSHONG, 1997).

O anodo (ou alvo) em tubos de raios-X mamográficos é do tipo rotatório. Isso faz com que o tubo possa funcionar por um período de tempo maior e tenha uma vida útil mais longa.

O tubo de raios-X é posicionado no cabeçote de modo que o catodo fique mais próximo da parede torácica e o anodo mais próximo da mama, a fim de reduzir o efeito anódico que corresponde à atenuação do feixe de raios-X pelo próprio anodo. De fato, a intensidade do feixe de raios-X no lado do anodo é menor do que no lado do catodo. No caso dos equipamentos de mamografia, este efeito é mais acentuado em função da baixa energia da radiação utilizada. Por esta razão, o lado mais espesso da mama, junto à parede torácica, é posicionado na direção do catodo, de modo a uniformizar a intensidade de raios-X transmitida ao longo da mama.

Quanto ao material do anodo utilizado em equipamentos para mamografia, este é geralmente de molibdênio (Mo) ou ródio (Rh). A grande vantagem da utilização desses materiais é o aumento da intensidade da radiação característica dentro do espectro de raios-X,

o que permite a produção de imagens mamográficas de alto contraste. Isso ocorre principalmente quando são utilizados filtros de materiais adequados, para o “corte” da radiação de freamento (*Bremsstrahlung*) de energia acima dos picos da radiação característica. Nos mamógrafos atuais, os anodos vêm com pelo menos duas faixas de materiais diferentes, normalmente de Mo e Rh as quais podem ser selecionadas pelo operador.

A Figura 9 mostra o espectro de raios-X produzidos com uma tensão de 30 keV, em um alvo de Mo e com um filtro também de Mo de 30 μm de espessura. Esse é um espectro tipicamente utilizado nos exames de mamografia.

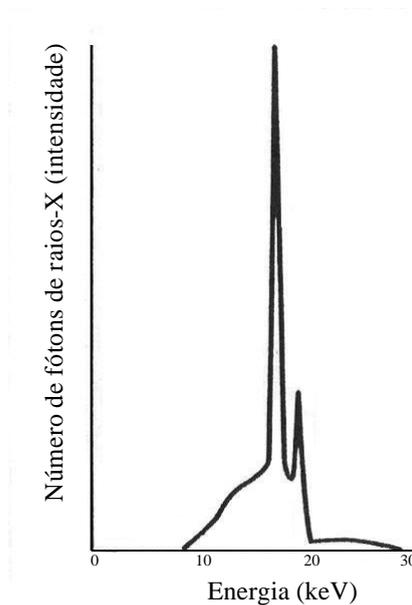


Figura 9: Espectro com tensão de 30 kVp e filtro de 0,03 mm de Mo (BUSHONG, 1997).

Percebe-se pela figura que o espectro apresenta picos de energia de 17,4 e 19,8 keV, correspondente à interação fotoelétrica dos fótons incidentes com o anodo de Mo, e uma rápida queda para energias, cerca de 20 keV, que corresponde à região de absorção da camada K do filtro de Mo. Os potenciais de tensão entre 25 a 30 kV são normalmente utilizados e a escolha desse valor depende da espessura e composição da mama.

Em técnicas mamográficas, a escolha do espectro deve obedecer às características da mama a ser irradiada. Dependendo da espessura e da glandularidade, deve-se usar um espectro mais energético ou menos energético. Alguns tipos de espectros são mostrados na Figura 10, onde são variados o tipo de anodo (Mo ou W), o tipo de filtro (Mo ou Rh) e a tensão do tubo (ZOETELIEF et al., 1996).

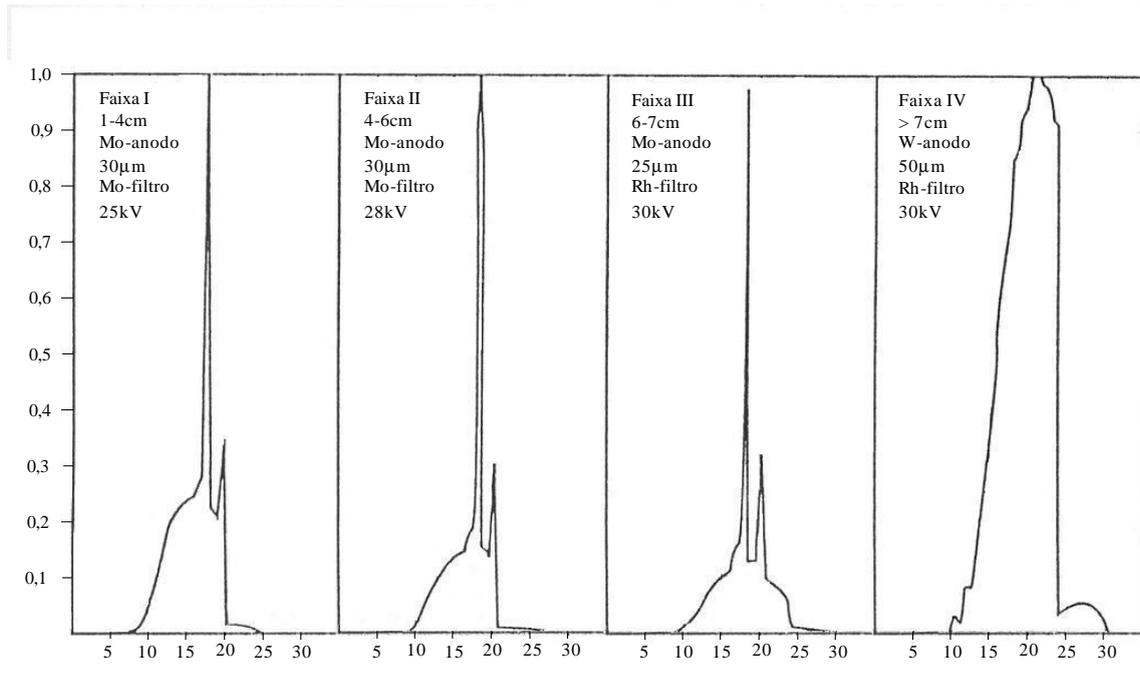


Figura 10: Espectros com variações dependendo da necessidade de penetrabilidade (ZOETELIEF et al., 1996).

A escolha do espectro de raios-X para a imagem de mama é um compromisso entre os requisitos para a elevada qualidade da imagem e baixa dose paciente. A qualidade da imagem é melhorada com a redução da energia, enquanto que a dose na paciente aumenta.

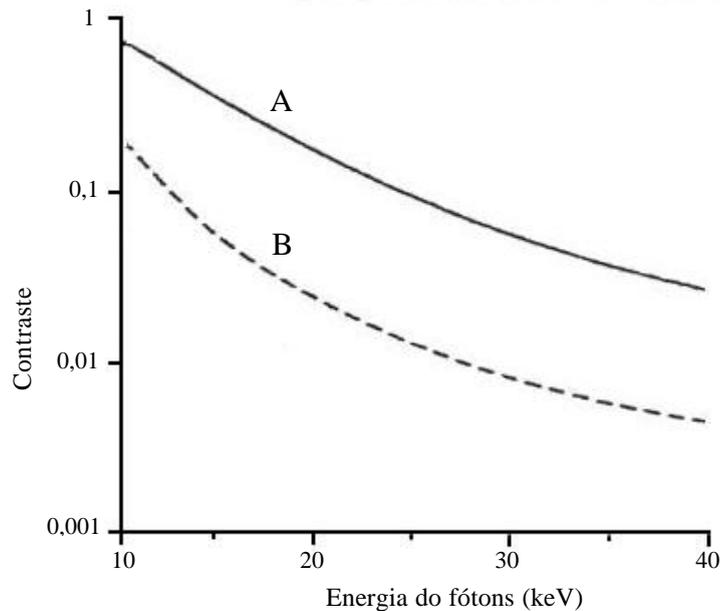


Figura 11: Dependência do contraste em função da energia da radiação (LAW et al., 1994).

A Figura 11 mostra como varia o contraste da imagem com o aumento da energia dos fótons. O contraste foi calculado usando um modelo matemático que despreza o espalhamento e o ganho do receptor da radiação. A curva A é para uma calcificação de 100 μm , vista junto com um tecido mamário “médio”, e a curva B é para um tecido glandular de 1,0 mm, visualizado em um meio de tecido adiposo (LAW et al., 1994). Ambas as curvas mostram uma rápida queda do contraste com o aumento da energia, com um fator de seis para energias entre 15 a 30 keV.

Alvos de tungstênio (W) usados em tubos de raios-X com janela de Be e filtros de Mo e Rh são também empregados em alguns tipos de mamógrafos. O aumento da produção de raios-X por *Bremsstrahlung*, com o anodo de W em relação ao anodo de Mo e Rh, permite uma maior intensidade do feixe e, portanto, menor tempo de exposição. Uma outra vantagem do uso de tubos com alvo de W para mamografia consiste no fato de que seu ponto de fusão é mais elevado que o do Mo, permitindo a utilização de pontos focais menores para uma melhor visualização de detalhes da imagem e um maior tempo de utilização do tubo. Entretanto, o espectro produzido com alvo de W apresenta linhas L de raios-X com energias de 8 a 10 keV, conforme mostra a Figura 12. A atenuação destas linhas requer o uso de filtros de Rh de 0,025 ou 0,050 mm.

Uma adaptação de um sistema de raios-X, com anodo de tungstênio e potencial constante para a faixa de mamografia, vem sendo utilizada em laboratórios de metrologia através da colocação de filtro de Mo de 0,06 mm (GUERRA, 2001). Com este arranjo, obtêm-se espectros com características semelhantes àqueles gerados por raios-X mamográficos, satisfazendo às exigências das normas para simular um feixe de radiação típico de mamografia. Os valores de camadas semi-redutoras (CSR) obtidos para esse sistema encontram-se dentro dos limites inferiores e superiores estabelecidos para esse parâmetro pela Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998). O valor da camada semi-redutora de um feixe de raios-X mamográfico é da ordem de 0,30 a 0,45 mm de Al para tensões na faixa de 25 a 30 kV. Com essas adaptações superaram-se as dificuldades da falta de espaço (limitações físicas) entre a distância do foco do equipamento e o espectrômetro no registro da radiação incidente, bem como das limitações do espectrômetro, pois a intensidade da radiação que emerge do alvo nessa distância é muito alta e este tem dificuldade de registrá-la. Além disso, a disponibilidade dos equipamentos clínicos para uso em trabalhos de pesquisa é limitada (KÜNZEL et al., 2003).

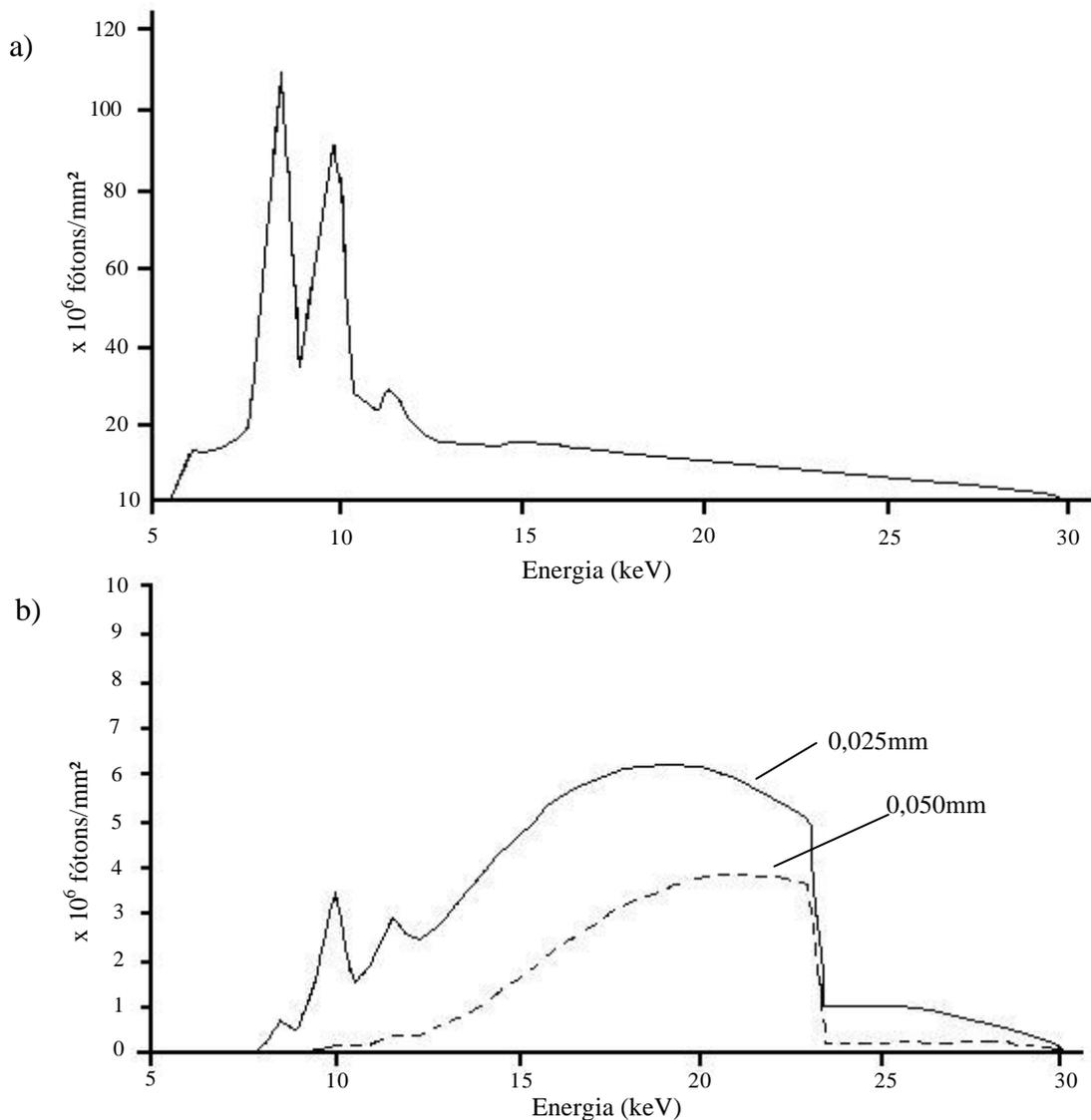


Figura 12: Espectro gerado em alvo de tungstênio (W): (a) sem filtro adicional; (b) com filtro de Rh (BUSHBERG et al., 2001).

b) Gerador elétrico de alta tensão

Normalmente a rede elétrica que supre os equipamentos de hospitais e clínicas tem tensões na forma de onda senoidal de 110 V, 220 V ou 380 V (valores eficazes). Como o tubo de raios-X mamográfico tem que funcionar com elevados campos elétricos entre o anodo e o catodo, deve-se elevar o nível da tensão para valores compreendidos entre 25 kV e 40 kV. A elevação da tensão é realizada através de um transformador (ou autotransformador), que normalmente possui dois enrolamentos (ou espiras) por fase: o enrolamento primário (entrada) com N_1 espiras e tensão de alimentação V_1 , e o enrolamento secundário (saída), com N_2 espiras e tensão de saída V_2 . O valor da tensão na saída do transformador elevador

(alimentação do tubo) depende da razão entre o número de espiras do primário e o número de espiras do secundário:

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{N_1}{N_2} \quad (6)$$

A Figura 13 mostra um diagrama elétrico simplificado de um sistema de gerador com autotransformador para alimentação do tubo de raios-X. A qualidade do feixe varia de acordo com a seleção da tensão do tubo (kV), através da variação da quantidade de espiras do secundário, conforme indicado. Um feixe produzido com maior kV terá fótons mais energéticos tornando-o, portanto, mais penetrante. No lado primário do autotransformador existe um monitor de diferença de potencial (ddp), que se constitui um compensador de linha, o qual faz ajustes finos (normalmente automatizado) para evitar que oscilações na tensão da rede elétrica sejam transferidas para o tubo de raios-X.

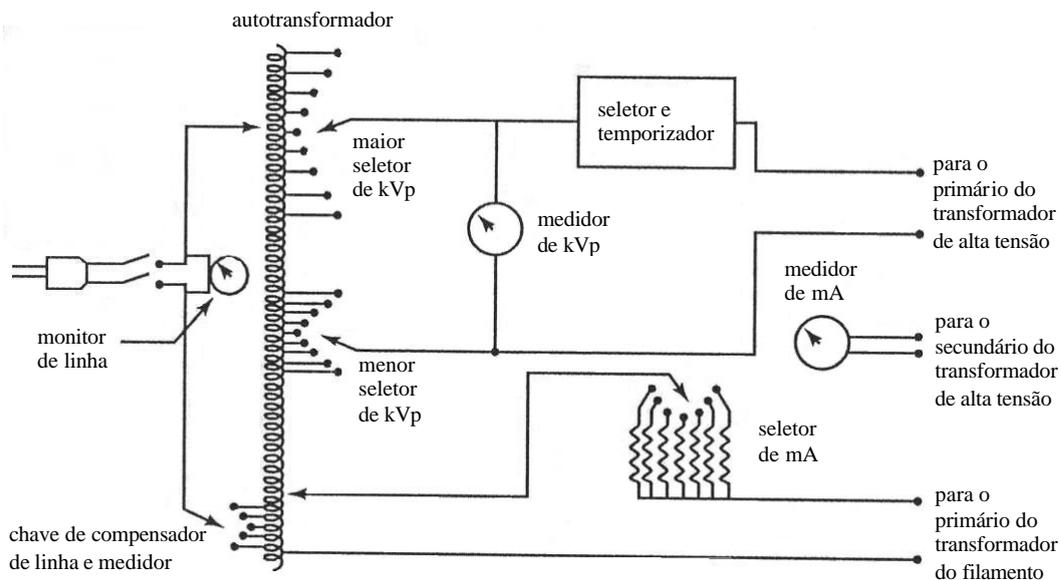


Figura 13: Diagrama elétrico do circuito de alimentação para o tubo de raios-X: alta tensão para o anodo e o catodo, e baixa tensão para o filamento (BUSHONG, 1997).

Na prática, geralmente utiliza-se o termo “produto corrente-tempo”, ou mAs, para indicar a intensidade da radiação. A sua alteração é possível através da variação da corrente do tubo (mA) ou do tempo de irradiação, através de um circuito temporizador, conforme indicado da Figura 13. Em tubos de raios-X mamográficos, esse produto é relativamente alto, na faixa de 50 a 350 mAs. A necessidade de um elevado mAs é justificada porque o feixe sofre uma grande atenuação no tecido mamário, devido à baixa energia do feixe de raios-X em função do valor de tensão utilizada. Na Figura 13, também estão representados os

indicadores de kVp e de mA (ou mAs) que devem ser instalados no painel de controle para a visualização do operador.

Segundo a Portaria 453 (MS, 1998) e Law et al. (1994), o gerador elétrico que alimenta o tubo de raios-X mamográfico deve ser do tipo trifásico (6 ou 12 pulsos) ou de alta frequência.

Um sistema trifásico é caracterizado pela geração de ondas senoidais, as quais encontram-se defasadas de 120° entre si. Um transformador trifásico possui três enrolamentos primários e três enrolamentos secundários, que são interligados de duas maneiras: triângulo (ou delta) e estrela (ou Y). Normalmente, utiliza-se a configuração delta para os enrolamentos primários e a configuração Y para os enrolamentos secundários, como indicado na Figura 14a.

A Figura 14b mostra a forma de onda senoidal gerada em uma das fases do secundário, cuja variação vai de um valor máximo de pico a um valor mínimo, as formas de onda das três fases (V_A , V_B e V_C) e a forma de onda retificada que chega ao tubo de raios-X.

A retificação é feita através de seis diodos semicondutores (D_1 a D_6), os quais estão acoplados ao secundário do transformador (enrolamentos A, B e C), conforme o esquema de ligação mostrado na Figura 14a. Pode-se verificar que, em cada extremidade, estão ligados dois diodos que irão entrar em condução ou em corte, de acordo com a polarização que será imposta a eles, ou seja, conforme o ciclo da onda de tensão que é gerada no secundário, que ora é positiva, ora é negativa.

Para a explanação do princípio de funcionamento da retificação, será analisado, no gráfico, cada instante das tensões trifásicas (Figura 14b), representados pelas linhas L_1 a L_4 , considerando-se que os outros pontos irão se comportar de forma semelhante. Para isso, deve-se ter em mente a característica de condução de corrente de um diodo retificador, o qual depende da polarização imposta a ele. A Tabela 6 indica, para cada linha, o ângulo da forma de onda tomada como referência (V_A), o valor das tensões de cada fase e a situação (ON ou OFF) dos diodos ligados ao terminal de cada enrolamento secundário, conforme sua polarização. Exemplificando: no instante em que a tensão no enrolamento A (V_A) tem valor máximo de pico (linha L_1), V_B e V_C terão o mesmo valor de $-0,5 V_p$. Então, os diodos D_1 , D_5 e D_6 estarão polarizados diretamente funcionando como circuito fechado, enquanto que D_2 , D_3 e D_4 estarão polarizados reversamente funcionando como circuito aberto. Uma corrente elétrica (I) irá então circular pelo enrolamento A, passando por D_1 , pelo tubo de raios-X, dividindo-se em duas correntes iguais ($I/2$): uma passando por D_5 , pelo enrolamento B e finalmente chegando ao ponto comum (terra), a outra passando por D_6 , pelo enrolamento C e chegando também ao ponto comum (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

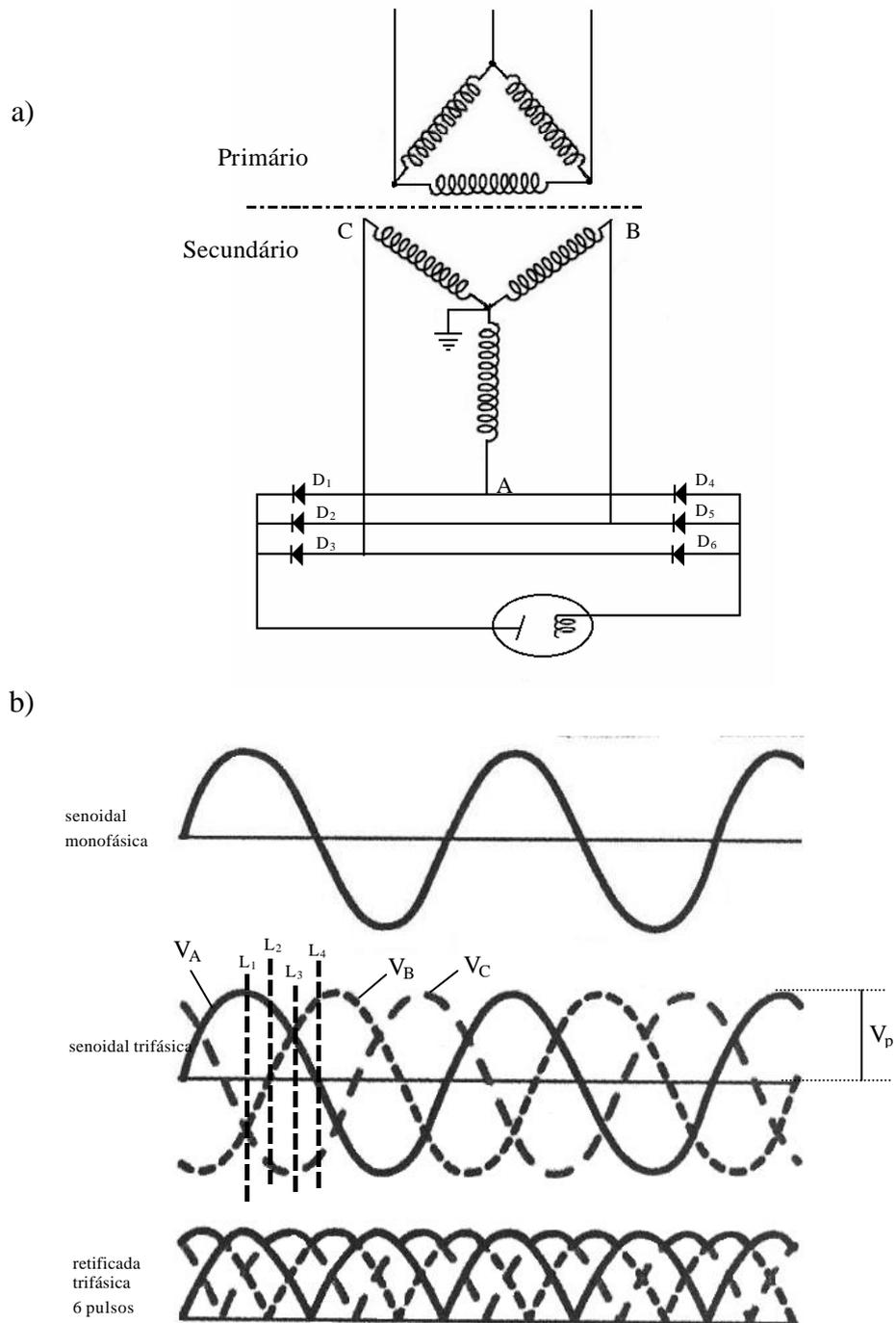


Figura 14: (a) esquema elétrico de um transformador elevador trifásico 6 pulsos (delta-estrela) com retificação no secundário; (b) forma de onda da tensão que alimenta o tubo mamográfico (de cima para baixo): forma de onda senoidal de uma fase, forma de onda de um sistema trifásico, sistema trifásico retificado formando onda de 6 pulsos por período (BUSHONG, 1997).

Tabela 6: Valor da tensão em cada enrolamento secundário, com a indicação da polarização de cada diodo retificador.

Instante	ângulo	V _A	D ₁	D ₄	V _B	D ₂	D ₅	V _C	D ₃	D ₆	tensão no tubo
L ₁	90°	+V _p	ON	OFF	-0,5V _p	OFF	ON	-0,5V _p	OFF	ON	1,5V _p
L ₂	120°	+0,866V _p	ON	OFF	0	OFF	OFF	-0,866V _p	OFF	ON	1,73V _p
L ₃	150°	+0,5V _p	ON	OFF	+0,5V _p	ON	OFF	-V _p	OFF	ON	1,5V _p
L ₄	180°	0	OFF	OFF	+0,866V _p	ON	OFF	-0,866V _p	OFF	ON	1,73V _p

Observa-se que, com a retificação, o anodo do tubo terá apenas um potencial maior do que o catodo, e que sempre a corrente elétrica terá um único sentido. Percebe-se também uma variação da tensão aplicada ao tubo de 1,73 V_p a 1,5 V_p. Como existem seis picos (de 1,73 V_p) por ciclo da fase de referência, esse sistema é conhecido como “retificação de 6 pontos” ou um sistema de 6 pulsos. Os valores máximos estarão nos ângulos de 0°, 60°, 120°, 180°, 240° e 360°.

Se o secundário do transformador fosse ligado na configuração delta, a forma de onda da tensão seria da mesma maneira, com a diferença que a variação seria de V_p a 0,866 V_p. Portanto, a configuração delta, similarmente à configuração Y, produz também seis pontos de pico na retificação, porém, essa onda retificada estará defasada de 30° daquela obtida pela configuração Y.

Um ponto importante na retificação de ondas é o *ripple*, que corresponde à variação da tensão na forma de onda gerada pela retificação. O *ripple* é medido em termos percentuais com relação ao valor máximo (ou de pico). Em alguns casos, como nos sistemas monofásicos, a variação chega a ter valor de 100%. Na Figura 15, pode-se comparar os valores típicos de *ripples* para vários tipos de forma de onda de: sistemas monofásicos de retificação de meia-onda (a) e de retificação de onda completa (b), sistemas trifásicos de seis pulsos (c) e de doze pulsos (d) e sistema de alta frequência (e).

O valor do *ripple* para um sistema de retificação de seis pulsos – seja o secundário ligado na configuração delta ou Y – é de 0,23 V_p (1,73 V_p – 1,5 V_p), o que corresponde a 13,29%.

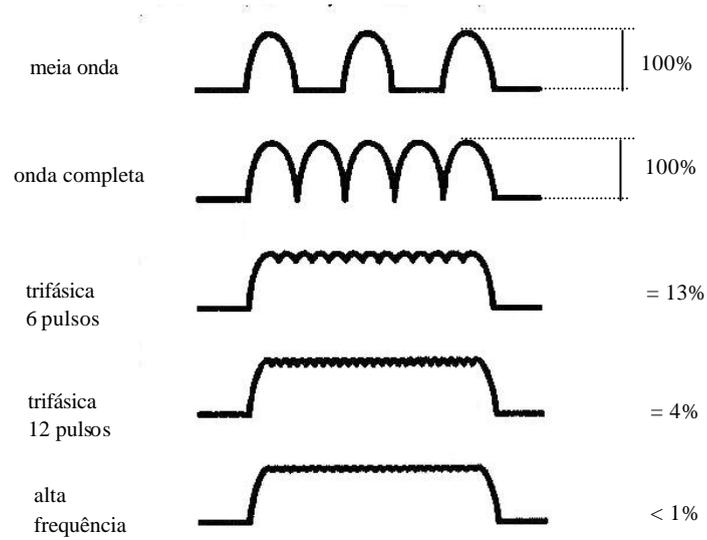


Figura 15: Valores de oscilações (*ripples*) obtidos devido à forma de onda do retificador utilizado para a alimentação do tubo de raios-X (BUSHONG, 1997).

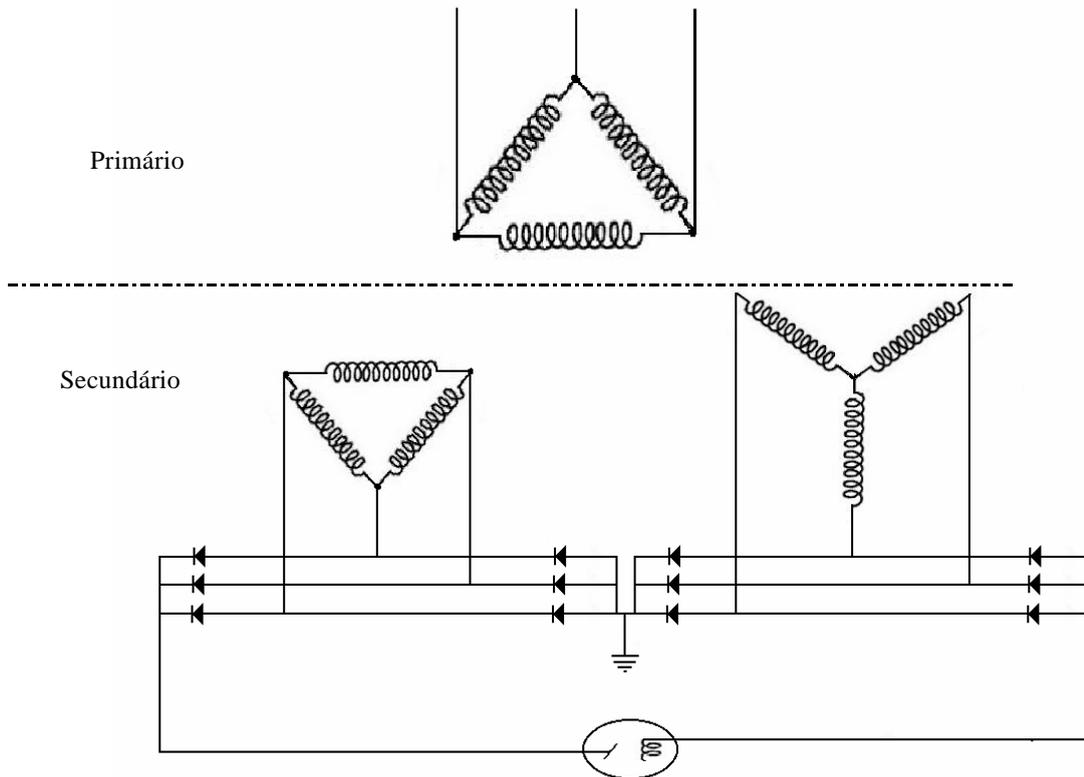


Figura 16: Onda trifásica retificada de 12 pulsos.

Uma forma de diminuir o *ripple* é utilizar a configuração esquematizada na Figura 16, onde o secundário é formado por seis enrolamentos: três deles ligados na configuração Y e três ligados na configuração delta. Como as formas de onda geradas entre as duas configurações terão uma defasagem de 30° entre si, decorrerá em uma forma de onda líquida resultante com 12 pulsos por ciclo, o que ocasiona uma onda retificada de um *ripple* bem menor, em torno de 4%.

Para a obtenção de *ripples* ainda menores (abaixo de 1%), foram desenvolvidos geradores de tensão de alta frequência, que são baseados em circuitos inversores. Esses circuitos transformam a onda monofásica da rede elétrica (com frequência de 50 ou 60 Hz) em uma onda constante (DC), através da retificação com diodos e filtração com capacitores. A seguir, um circuito com uma série de chaves eletrônicas de alta velocidade (tiristores) realizam a inversão, transformando a onda contínua em uma onda variável quadrada de alta frequência (que dependerá do chaveamento dos tiristores). Essa onda produzida passa por um transformador elevador especial, sendo novamente retificada e filtrada através de retificadores especiais de selênio e banco de capacitores de alta tensão, e alimenta o tubo de raios-X de forma quase constante (Figura 17).

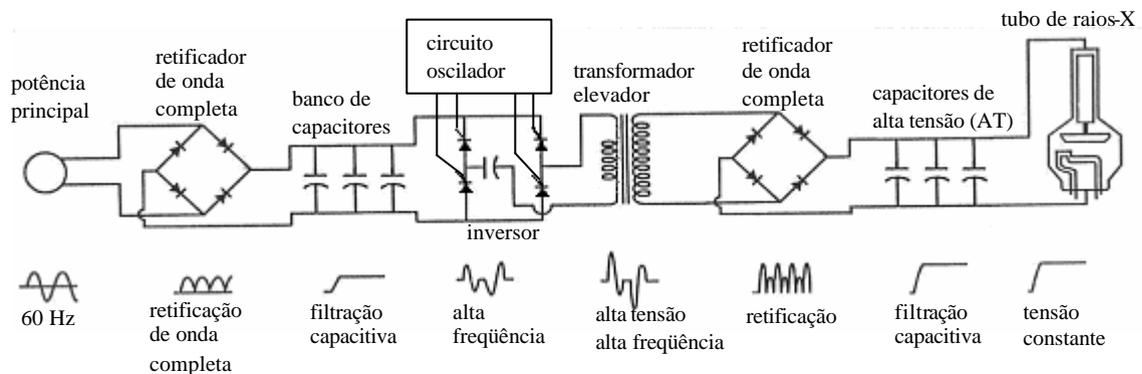


Figura 17: Circuito gerador de alta frequência (BUSHONG, 1997).

c) Controle automático da exposição

Para garantir uma imagem radiográfica adequada da mama, o valor da densidade óptica (DO) do filme na região glandular deve ser da ordem de 1,0. Para tanto, a intensidade de radiação incidente no filme deve ser controlada. Com esse objetivo, os equipamentos de mamografia possuem um sistema eletrônico chamado de AEC (*automatic exposure control*), que serve tanto para evitar as doses excessivas em pacientes, quanto para proteção, evitando o prolongamento de técnicas que desgastam o tubo de raios-X.

Esse dispositivo, que tem a finalidade de monitorar a radiação transmitida pelo receptor, fica localizado logo abaixo do receptor de imagem, desligando o aparelho quando a dose recebida pelo detector atinge um valor predeterminado, correspondente a uma certa densidade óptica (DO) do filme. Portanto, o AEC deve ser usado de forma conjunta com diferentes combinações de tela-filme, devido às suas características de sensibilidade (LAW et al., 1994).

O AEC consiste de uma câmara de ionização ou um *array* de três ou mais diodos semicondutores. O sensor mede o fluxo de fótons de raios-X transmitidos através da mama, da grade anti-espalhamento, se existente, e do receptor de imagem.

A Figura 18 mostra o esquema do circuito de um sistema AEC. Durante a exposição, o feixe de raios-X transmitido interage com o sensor produzindo elétrons que são coletados e carregam o capacitor. Quando a tensão nos terminais do capacitor atinge valores de referência, pré-ajustados, o circuito comparador aciona a chave que desliga a tensão no tubo e, conseqüentemente, pára a irradiação. O seletor de ajuste da DO do filme, modifica o valor de tensão de referência no capacitor e, portanto, a resposta do AEC. Geralmente, os valores variam em faixas de -5 a +5, correspondendo ao aumento ou diminuição da DO. Com essa variação do seletor, é possível obter imagens mais ou menos escuras.

Variações na composição da mama, na espessura da compressão da mama, inadequação de tensão selecionada ou falhas na resposta dos detectores podem resultar no mau funcionamento do sistema AEC e, por conseguinte, na super ou subexposição do filme.

Sistemas mamográficos mais recentes, além do AEC, têm também um sistema de controle do kV, conhecido como Controle Automático da Qualidade do Feixe ou modo AUTOKV (YOUNG et al., 1997). Esse sistema inicia a irradiação com um determinado kV – por exemplo, 25 kV – e faz uma estimativa se o mAs selecionado pelo técnico vai ser excedido durante a irradiação. Caso isso ocorra, haverá um aumento gradativo automático da tensão, com incrementos de 1 kV, a fim de que a dose na paciente não seja superior ao valor esperado.

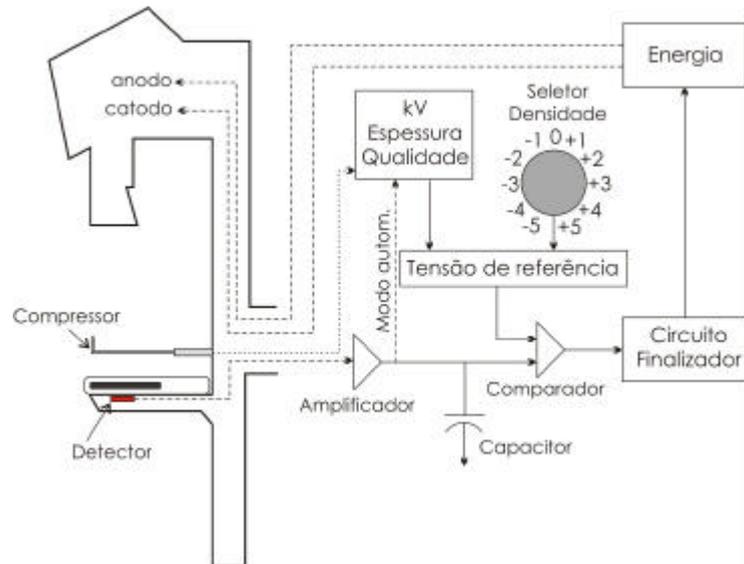


Figura 18: Esquema de um circuito de um sistema de AEC (YOUNG et al., 1997).

d) Sistema de compressão

A compressão da mama é um requisito necessário no exame de mamografia, pois uma firme compressão traz várias vantagens para a imagem e para a paciente, tais como (MS, 2002):

- redução da dose de radiação, devido à diminuição da espessura da mama;
- aumento do contraste da imagem, porque com a redução da espessura da mama há uma diminuição da radiação espalhada;
- aumento da resolução da imagem, pois evita o movimento da paciente;
- diminuição das distorções, porque a mama fica mais próxima do filme;
- separação das estruturas da mama, evitando a superposição e permitindo uma melhor visualização das lesões;
- diminuição da variação na densidade radiográfica, pois produz uma uniformidade na espessura da mama;

O sistema de compressão é formado por uma placa que comprime a mama com uma força na faixa de 11 a 18 kgf (108 a 176 N). Esta placa deve ser de material radiotransparente, para produzir uma atenuação de, no máximo, o equivalente a 2,0 mm de PMMA (MS, 1998), para que não influencie na intensidade do feixe que irá incidir na mama.

A Figura 19 mostra a compressão da mama, a qual permite uma melhor uniformidade da densidade, evitando a sobreposição das estruturas e diminuindo o espalhamento da radiação que incide no filme.

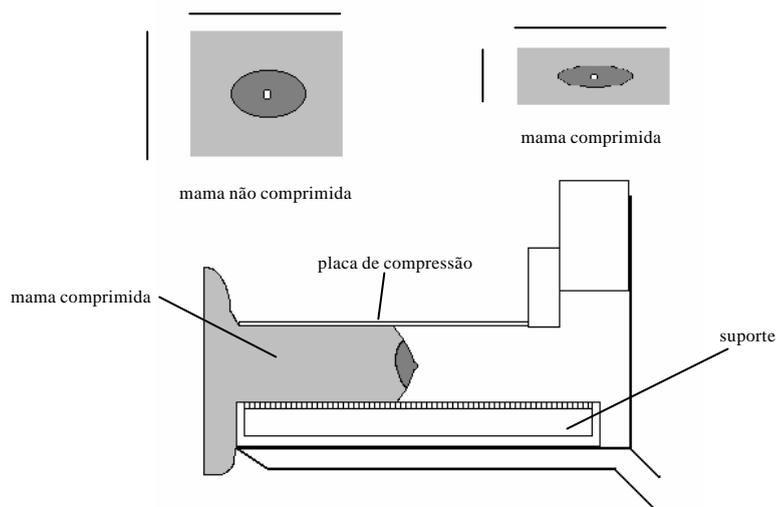


Figura 19: Representação da compressão da mama, melhorando a uniformidade da densidade e diminuindo o espalhamento.

2.2 CONTROLE DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

Segundo documentos do IPSM (*The Institute of Physical Sciences in Medicine*) (LAW et al., 1994), a garantia de qualidade é definida como um conjunto de ações planejadas e sistemáticas necessárias para fornecer com adequada confiança um produto ou serviço que irão satisfazer determinados requerimentos para qualidade. A garantia de qualidade pode ser dividida em duas componentes: gerenciamento da qualidade e controle de qualidade. A primeira está ligada aos aspectos da função de gerenciamento que determina e implementa a política de qualidade, e a segunda diz respeito a técnicas operacionais e a atividades que são usadas para o cumprimento dos requerimentos para a qualidade.

Um programa de controle de qualidade está relacionado com os equipamentos e assegura que a técnica usada no radiodiagnóstico resulte em uma imagem ótima, obtida com um sistema de imagem de bom desempenho. O sistema de imagem compreende o equipamento de raios-X e o processamento da imagem.

As ações para a garantia da qualidade de equipamentos de raios-X compreendem: (a) o comissionamento inicial, para verificar se o equipamento está pronto para ser utilizado clinicamente e para estabelecer valores de base apropriados; (b) testes de rotina e avaliação, que são usados para verificar se os resultados estão dentro dos valores limites.

2.2.1 Controle de qualidade de equipamentos mamográficos

O Controle de Qualidade de sistemas mamográficos compreende quatro conjuntos de testes: (1) testes de avaliação de parâmetros relacionados com a unidade de raios-X mamográfica (equipamento mamográfico); (2) testes na unidade de processamento (revelação e sistema tela-filme); (3) testes da qualidade da imagem formada (através de avaliações de imagens de *phantoms*); e (4) teste da verificação da dose entrada da mama (LAW et al., 1994).

Com relação ao equipamento de raios-X mamográfico, os testes realizados compreendem: testes de aceitação e testes de rotina (conforme as ações para a garantia da qualidade). Os testes de aceitação são feitos normalmente quando da aquisição dos equipamentos e cada vez que algum componente é trocado. Os testes rotineiros servem para verificar variações no desempenho dos equipamentos, devido ao seu desgaste físico pela sua utilização. Quanto à frequência de realização desses testes, esta depende do grau de dependência da sensibilidade do parâmetro avaliado, quanto às mudanças de condições de irradiação. Algumas frequências típicas são semestral e anual, mas existem casos em que há necessidade de realização de testes diários, semanais ou mensais. É recomendado que sejam realizados testes após manutenções ou após a mudança de alguma peça.

Os testes foram listados pela IAEA (1999) e estão relacionados em grupos, de acordo com a natureza dos itens de inspeção: geometria; qualidade do feixe de radiação; rendimentos; radiação de fuga; compressor; tempo de exposição; controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control*); sistemas receptores e visualizadores de imagens; câmara escura; processadora; qualidade da imagem e dosimetria.

Alguns testes que se relacionam com o objetivo deste trabalho serão detalhados a seguir.

2.2.2 Verificação da tensão aplicada ao tubo

Um dos testes mais importantes está relacionado com a qualidade do feixe de radiação incidente na mama. Qualidade do feixe implica seu poder de penetrabilidade e está diretamente ligado à tensão de alimentação do tubo de raios-X.

Como já foi descrito, tanto o valor da tensão aplicada ao tubo como a sua forma de onda influenciam no espectro da radiação gerada. Qualquer variação significativa na tensão do tubo modificará o espectro, tornando o feixe mais ou menos penetrante, influenciando no contraste das estruturas internas da mama na imagem radiográfica.

A determinação da tensão aplicada ao tubo durante uma irradiação pode ser realizada por vários métodos que são considerados invasivos, quando estão ligados fisicamente ao circuito elétrico do equipamento de raios-X, ou não invasivos, quando se utilizam somente do feixe produzido (LAW et al., 1989; LAW, 1991).

a) Métodos invasivos

Uma das formas invasivas não convencionais de determinação da tensão aplicada a um tubo de raios-X seria pela desconexão dos cabos do anodo e do catodo e pela conexão deles em dois eletrodos. A tensão seria, então, estimada pela distância entre os eletrodos, onde haveria a ocorrência de uma faísca elétrica. Porém esse tipo de medição oferece uma série de desvantagens, tais como: depende da forma geométrica dos eletrodos; requer uma demanda de tempo razoável para a medição; exige uma certa habilidade por parte do operador, devido ao risco de choque elétrico e não tem praticidade, exigindo condições controláveis ambientais para o seu emprego (poluição, temperatura, pressão e umidade relativa do ar).

O método invasivo mais utilizado é o que usa um divisor de tensão. O esquema elétrico de um divisor de tensão é mostrado na Figura 20. Nesse esquema, entre o gerador de alta tensão e o tubo de raios-X, há uma derivação, através de resistores de alta impedância, para um osciloscópio, que indicará a tensão que está sendo fornecida. A exigência de resistores especiais de valores muito elevados (aproximadamente $1\text{ G}\Omega$) e de um sistema de isolamento adequado torna essa técnica de difícil aplicação. Devido a uma pequena corrente de derivação, pela conexão dos resistores, esse sistema pode agir como uma impedância em paralelo e pode causar interferências no potencial do tubo. Para evitar isso, deve-se levar em conta esse efeito na calibração do potencial do tubo.

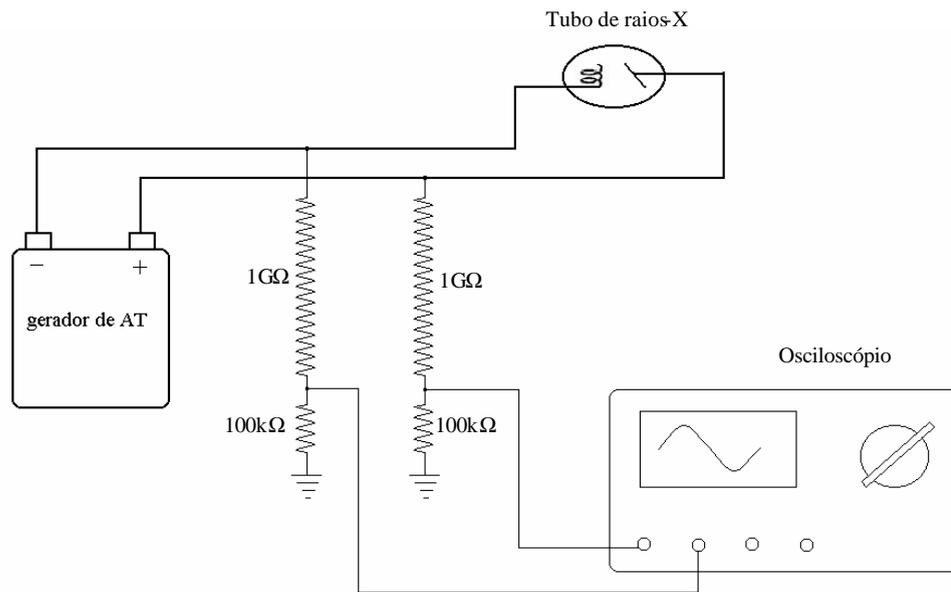


Figura 20: Esquema elétrico de um divisor de tensão para medição invasiva de kV de tubos de raios-X.

Um exemplo de medidor invasivo é o divisor de tensão Dynaliser III da Radcal Corporation que, para ser usado, há a necessidade de que sejam desmontados os cabos de alta tensão que ligam o gerador ao tubo de raios-X, para sua interligação. Essa técnica tem a vantagem de possibilitar a visualização da forma de onda da tensão, através da observação do sinal obtido por um osciloscópio ou medidor de tensão. Porém, cuidados especiais devem ser tomados com relação a recalibração da kilovoltagem do equipamento de raios-X, devido à interferência do circuito divisor de tensão.

b) Métodos não invasivos

Haja vista a dificuldade de calibração e o custo dos equipamentos para medidas invasivas da tensão do tubo de raios-X, foram desenvolvidos métodos não invasivos que determinam essa grandeza através de medições no feixe da radiação produzida no tubo.

Através de espectrômetros de alta resolução, principalmente aqueles que utilizam detectores semicondutores, onde há a emissão de pulsos de corrente elétrica de alturas proporcionais à energia do fóton incidente, pode-se obter o espectro do feixe por intermédio de um analisador multicanal. Pela determinação da energia máxima (em keV) dos fótons na ponta direita do espectro de raios-X, pode-se inferir a tensão máxima aplicada ao tubo, a qual terá o mesmo valor da energia com unidade de kVp. Esse método é considerado um método primário, por causa da calibração absoluta do espectrômetro, sendo seus erros advindos da resolução, da precisão da calibração e do método utilizado para determinar a ponta final do

espectro (HERDADE et al., 2004). Como o espectrômetro tem uma certa complexidade de estrutura e de uso, sua utilização não é aconselhável em clínicas e hospitais, mas somente em laboratórios.

A medição da tensão aplicada ao tubo pode ser determinada também pela detecção de radiações características da camada K (radiação de fluorescência). Essa técnica é baseada na comparação do efeito da descontinuidade da camada K do coeficiente de atenuação para vários filtros, já que esses valores são bem conhecidos (NAPOLITANO et al., 2002). Um primeiro passo seria a seleção de materiais com camadas K, próximas dos valores de tensões que se deseja medir. A seguir, uma folha fina desse material é colocada no feixe e um detector é posicionado a 90° do feixe. Geralmente é colocado um filtro do mesmo material na frente do detector para que este permita a passagem quase que somente da radiação característica, barrando grande parte da radiação espalhada Compton. A detecção da radiação por fluorescência pode ser feita através da localização dos picos de radiações características, por intermédio de um analisador de espectros, ou através da observação do aumento do sinal do detector devido à radiação fluorescente.

Uma variação desta técnica é com a colocação de um outro sensor na frente do feixe para a detecção do feixe transmitido. A determinação da radiação característica é feita pela observação de um gráfico entre a razão da radiação transmitida e da espalhada em função da tensão especificada no painel do gerador. Estes métodos também são considerados complexos e dispendiosos, sendo o seu uso restrito somente a laboratórios (RANALLO, 1993).

Para possibilitar a medição da tensão no campo (em clínicas, hospitais etc.), houve a necessidade de se trabalhar com instrumentos portáteis, de fácil utilização e sem risco de choque elétrico para o operador, menos dispendiosos e que possuíssem também as características de exatidão e confiabilidade em suas respostas. Para isso, foram desenvolvidos instrumentos que utilizavam medições de atenuações diferenciais em feixes de raios-X.

O método da detecção diferencial utiliza medida de feixes atenuados e não atenuados, relacionando-os com a diferença de potencial aplicada ao tubo. Baseia-se no princípio de que uma mudança na tensão do tubo provoca uma alteração no espectro da radiação, modificando sua penetrabilidade e, portanto, o seu coeficiente de atenuação de diversos materiais, que podem diferir de composição ou somente de espessura (ou ambos). Ele é considerado um método secundário de detecção da tensão do tubo, necessitando de uma calibração inicial e de calibrações periódicas.

Um dos primeiros dispositivos utilizados para a determinação da tensão aplicada ao tubo de raios-X foi o penetrômetro de Stanton, através do princípio da atenuação diferencial

do feixe. Esse termo, penetrômetro, foi usado por se fazer uma referência à penetrabilidade do feixe de radiação. Esse dispositivo era constituído de um bloco de polietileno com bordas de metais arrançados, tipo degraus de escada, e era colocado em cima de um filme para ser irradiado. A densidade óptica (DO) no filme correspondente aos degraus da escada irá variar enquanto que a DO relativa ao polietileno irá permanecer constante (densidade de referência). O operador, então, deverá consultar um gráfico padronizado (“curva de calibração”), onde comparará a DO dos degraus para a determinação da tensão (STANTON et al., 1966). Esse instrumento baseia-se no fato de que a seção de choque para interações fotoelétricas varia fortemente com a energia de feixe (aproximadamente $1/E^3$); portanto, quando a energia do feixe aumenta, há um deslocamento do espectro, e a DO no metal irá para outro degrau para se igualar com a DO do polietileno.

Um penetrômetro foi também projetado por Ardran e Crooks (1968). Basicamente, esse foi um modelo melhorado do penetrômetro de Stanton, uma vez que não havia mais a necessidade do bloco de polietileno. Nesses dispositivos, telas intensificadoras e cassetes foram incorporados e, em alguns modelos, um filtro adicional para endurecimento do feixe foi utilizado. A determinação da tensão era feita de forma similar ao penetrômetro de Stanton: através de comparações com DO obtidas de um padrão tomado como referência.

Uma modificação com vários melhoramentos do penetrômetro de Ardran-Crooks deu origem ao “cassete teste de kVp de Wisconsin” (JACOBSON et al., 1976). Esse instrumento consistia na: utilização de uma folha de cobre de 1,5 mm para o endurecimento do feixe; utilização de quatro cunhas de bordas (escadas) para cobrir a faixa de kVp de raios-X diagnóstico; utilização de uma única tela intensificadora e utilização de um atenuador óptico que transmite apenas 1/3 da luz emitida pela tela e um filme radiográfico. Porém, como os outros tipos de penetrômetros, este também tem a necessidade de uma calibração individual, para a obtenção de uma medida exata da tensão.

Uma desvantagem dos tipos de instrumentos de detecção diferencial descritos acima é a sua impossibilidade de fornecer uma resposta imediata, tendo em vista que utilizam como sensor de radiação o filme radiográfico, que necessita do processamento de revelação. Além disso, há a demanda de tempo para que seja realizada a leitura com o densitômetro para a comparação com o gráfico de calibração.

Essa desvantagem foi solucionada com o desenvolvimento dos “penetrômetros digitais” (medidores digitais de kVp), os quais fornecem, logo após a irradiação (ou até mesmo instantaneamente), o valor da tensão aplicada ao tubo de raios-X.

Uma primeira tentativa de desenvolvimento de um penetrômetro eletrônico foi realizada por Campbell et al. (1979). Seu instrumento era composto por dois sensores de radiação com diferentes atenuadores. A uma determinada tensão, o sinal produzido por um desses sensores era atenuado pelo ajuste de um potenciômetro e subtraído em um osciloscópio até que o valor resultante fosse anulado. A leitura desse potenciômetro era então calibrada com o valor da tensão aplicada ao tubo. Uma grande desvantagem desse instrumento era devido à necessidade de realizar várias irradiações para se encontrar um valor de tensão, além da necessidade de se trabalhar com um equipamento de custo elevado como o osciloscópio.

Atualmente, os medidores digitais de tensão oferecem uma leitura instantânea com apenas uma irradiação. Esses instrumentos são formados de sensores tais como câmaras de ionização, materiais cintiladores acoplados a tubos fotomultiplicadores, díodos (ou fotodíodos) semicondutores comerciais etc. Conforme o princípio de funcionamento dos penetrômetros, nesses sensores são colocados filtros para a atenuação diferencial a fim de possibilitar a determinação da tensão (RANALLO, 1993; MELO, 2002; GAMBACCINI et al., 1994; MENEZES, 2000). Finalmente, eles são calibrados de acordo com o tipo de equipamento radiodiagnóstico e de acordo também com a forma de onda da tensão do tubo: monofásica (de meia-onda ou onda completa), trifásica (com 6 pulsos ou 12 pulsos) e potencial constante.

Para se ter confiabilidade nas medições realizadas, deve-se determinar a exatidão e a reprodutibilidade dos valores. Segundo a IAEA (1999), a exatidão da tensão do tubo é calculada pela fórmula:

$$E(\%) = \frac{kVp_m - kVp_n}{kVp_n} \cdot 100 \quad (7)$$

Onde: kVp_m é o valor médio da tensão de pico e kVp_n é a tensão de pico nominal.

A tolerância da exatidão da medida da tensão do tubo deve ser menor que 5% com relação ao valor nominal. Já Law et al. (1994) impõem uma tolerância de ± 1 kV do valor indicado no painel.

A reprodutibilidade é determinada pelo coeficiente de variação, que é o quociente entre o desvio padrão e o valor médio das tensões medidas:

$$CV = \frac{Sd}{kVp_m}, \quad (8)$$

onde Sd é o desvio padrão das medidas. O coeficiente de variação deve ser menor que 0,02.

Como pode ser constatado, tanto para medidores invasivos quanto para não invasivos, quando se fala da medida da tensão do tubo de raios-X, os instrumentos se referem a um valor que não leva em conta como o tubo está sendo alimentado: se com potencial constante ou se com alguma forma de onda que varie com o tempo (com *ripple*). Geralmente, instrumentos de medida não invasivos expressam esse valor como a tensão de pico média, porém não especificam se esse valor refere-se a qualquer valor médio de um determinado intervalo de tempo, ou o valor médio somente de todos os picos desse intervalo.

Para evitar a ambigüidade do valor da tensão de pico medida, o IEC (2002) estabeleceu uma nova grandeza, chamada de “tensão de pico prática” (*Practical Peak Voltage*), abreviada de PPV. Essa grandeza é definida como o potencial constante que produz o mesmo contraste para uma configuração específica de contraste e determinadas propriedades de um tubo de raios-X como a forma de onda sob teste. Em outras palavras, ela relaciona a distribuição espectral da radiação emitida com as propriedades da imagem, de forma que, se um tubo de raios-X está operando em um mesmo valor de PPV, irá produzir o mesmo nível de baixo contraste em receptores de imagens, mesmo que as formas de onda da tensão elétrica que alimentam o tubo sejam diferentes (KRAMER et al., 1998).

2.2.3 Verificação do tempo de irradiação

A duração do tempo de irradiação, quando não se está utilizando o AEC (Controle Automático de Exposição), deve ter uma exatidão e precisão de forma a não alterar a dose liberada ao paciente pela exposição. A verificação desse tempo é realizada sem a placa de compressão, através de instrumentos digitais ajustados para faixas de energia de feixes mamográficos, ou através de osciloscópios que possuem a capacidade de armazenamento de leituras. Geralmente, esses medidores digitais de tempo são projetados para um determinado tipo de forma de onda de radiação, que por sua vez, depende da forma de onda da tensão que alimenta o tubo de raios-X, portanto, pode haver erros que variem de 5 a 20 ms (LAW et al., 1994).

A Resolução 64 do MS (MS, 2003) sugere que para a verificação do tempo de exposição sejam definidos três valores normalmente utilizados. Devem permanecer fixas a tensão e a corrente do tubo (mA). O cálculo da precisão ou reprodutibilidade deve ser feito

pela determinação do coeficiente de variação de leituras de quatro irradiações para cada valor de tempo definido:

$$CV(\%) = \frac{Sd}{t_{\text{médio}}} \cdot 100, \quad (9)$$

onde Sd é o desvio padrão das medidas do tempo.

A exatidão para cada tempo selecionado deve ser calculada de acordo com a fórmula:

$$E(\%) = \frac{t_{\text{médio}} - t_{\text{indicado}}}{t_{\text{indicado}}} \cdot 100 \quad (10)$$

Os valores limite sugeridos pela IAEA (1999) para a precisão ou reprodutibilidade são de $\pm 10\%$, enquanto que pela Resolução 64 do Ministério da Saúde (MS, 2003) o coeficiente de variação deve ser menor ou igual a 20%. Ainda de acordo com essa Resolução, a exatidão pode variar de $\pm 10\%$, enquanto que, pela IAEA, essa variação de $\pm 10\%$ é válida para tempos de exposição maiores que 100 ms, para exposições menores que 100 ms a variação deve ser menor que 10 ms.

2.2.4 Dosimetria em mamografia

A estimativa da dose absorvida na mama é uma importante parte do programa de controle de qualidade em mamografia, além de ser um parâmetro importante na avaliação dos sistemas de imagens, na comparação do desempenho de diferentes equipamentos e clínicas de mamografia (LAW et al., 1994).

Diversos estudos realizados demonstram que o valor do kerma no ar incidente na pele varia com o espectro de raios-X utilizado no exame (DANCE et al., 1999; FITZGERALD et al., 1981). Entretanto, a estimativa do kerma no ar incidente na pele não leva em consideração a variação de dose dentro da mama, a qual depende da composição e da espessura da mama e do espectro de energia do feixe de raios-X.

Várias medidas de dose foram propostas como alternativa à medida da dose de entrada da pele. Karlsson et al. (1976) propuseram a dose média no tecido glandular dentro da mama como a melhor grandeza para a avaliação do risco.

A grandeza dose glandular média (DGM) é a grandeza recomendada pela ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (1987) – e por diversos protocolos de

dosimetria (ZOETELIEF et al., 1996) para a estimativa dos riscos de indução de câncer devido aos exames de mamografia.

A DGM não é medida diretamente, podendo ser estimada a partir da medida do kerma no ar incidente (INAK) na superfície da mama e do uso de fatores de conversão, obtidos pelo Método de Monte Carlo, que levam em consideração a composição da mama, a geometria e os parâmetros da irradiação.

A DGM é dada pela expressão:

$$D_G = K_{a,i} \cdot C_G \quad (11)$$

Onde, $K_{a,i}$ é o kerma ar incidente na posição da entrada da pele;

C_G é o fator de conversão.

Para a estimativa da dose glandular média, são efetuadas medidas do INAK para a condição de irradiação de um *phantom*, simulador de mama, ou para as condições de irradiação das pacientes. As medidas em *phantoms* são usadas em programas de controle de qualidade e para a comparação de diferentes sistemas mamográficos.

As medidas com pacientes são necessárias para fornecer informações sobre as doses recebidas pelas mulheres durante o exame, em função das características da técnica radiográfica utilizada e das dimensões da mama.

Há dois métodos que podem ser utilizados para a medida da dose por paciente. O primeiro método consiste no registro dos parâmetros de irradiação e, em seguida, na medida do kerma no ar incidente, na posição da entrada da mama, nas mesmas condições de irradiação das pacientes. Esse método é viável para os equipamentos de raios-X que possuem sistema automático de exposição (AEC) e registram no painel as condições de mAs ajustadas pelo sistema AEC. A espessura de compressão da mama da paciente deve ser medida a fim de determinar a posição da superfície da mama comprimida em relação ao foco do tubo de raios-X.

O segundo método consiste na medida da dose entrada na pele com o uso de dosímetros termoluminescentes colocados na mama da paciente. Nesse caso, o dosímetro não é colocado no centro do campo de radiação, uma vez que aparece na imagem radiográfica, interferindo no exame.

Para o desenvolvimento de *phantoms*, diversos estudos foram efetuados para avaliar a composição dos tecidos mamários, bem como a espessura da mama comprimida durante o

exame. Estudos de Fife (1991) indicaram que a espessura da mama comprimida variou de 2,5 cm a 8,6 cm, sendo o valor médio de 5,2 cm.

O *phantom* de mama deve ser construído de material que simule o tecido mamário. Nesse sentido, Hammerstein et al. (1979) mediram a composição e a densidade dos tecidos mamários, fornecendo os resultados apresentados na Tabela 1.

Hammerstein et al. (1979) sugeriram que a mistura de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular fosse adotado para o desenvolvimento dos *phantoms* que seriam usados para simular a mama padrão. Alguns materiais foram desenvolvidos para essa simulação, os quais foram denominados de BR12 e AP6. Atualmente, o phantom de mama padrão é constituído de um bloco de polimetilmetacrilato (PMMA) com uma espessura que depende do protocolo utilizado (ZOETELIEF et al., 1996). Um bloco de PMMA com espessura de 4,0 cm corresponde a uma mama de 4,5 cm de espessura de compressão e composição de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular (LAW et al., 1994).

2.3 SISTEMAS DOSIMÉTRICOS

Para possibilitar a obtenção das grandezas: tensão aplicada ao tubo, tempo de irradiação e do kerma no ar incidente na mama do paciente são utilizados sistemas dosimétricos. A principal etapa de um sistema dosimétrico corresponde à etapa de detecção da radiação que tem como principais componentes os sensores. Quando na presença da radiação, há uma alteração das características físicas dos sensores, geralmente de maneira proporcional à quantidade da radiação incidente, possibilitando a mensuração desta.

2.3.1 Detectores utilizados em feixes de raios-X mamográficos

Os dosímetros geralmente utilizados na área de radiodiagnóstico são a câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes (TLD). As câmaras de ionização têm a vantagem com relação ao TLD por apresentarem uma resposta mais reprodutível e com menos dependência energética, além de fornecerem a leitura direta da radiação. As câmaras de ionização utilizadas para a dosimetria de feixes mamográficos devem ter uma janela de

entrada muito fina a fim de reduzir a atenuação dos fótons de baixa energia. Sua resposta em termos de kerma no ar deve ser uniforme para todas as energias do espectro de raios-X. A corrente de fuga deve ser pequena, comparada com a corrente produzida pela radiação, de modo que valores de dose muito pequenos possam ser medidos.

Por outro lado, os dosímetros termoluminescentes apresentam a vantagem de possuírem pequenas dimensões e de armazenarem a informação por um tempo relativamente longo, o que permite o seu uso para a dosimetria de pacientes. Os TLDs requerem um tratamento térmico para que possam fornecer a leitura da dose e possam ser reutilizados. Os parâmetros de aquecimento para a leitura, como os procedimentos de *annealing*, interferem significativamente na resposta do dosímetro. Por essa razão, cuidados devem ser tomados para garantir a reprodutibilidade das medidas. O dosímetro de fluoreto de lítio (TLD-100) é geralmente o mais utilizado na dosimetria de radiodiagnóstico. É possível com esses dosímetros medir doses inferiores a 500 μGy com incerteza expandida menor que 10%. Para doses inferiores a 100 μGy , a incerteza é da ordem de 25%. A sensibilidade e a precisão do dosímetro de fluoreto de lítio para doses inferiores a 50 μGy podem ser obtidos através do processo de de-convolução da curva de aquecimento (*glow-curve*). Essa técnica consiste na separação de cada um dos picos da *glow-curve* (BOS et al., 1994).

A evolução tecnológica possibilitou o desenvolvimento de novos tipos de sensores de radiação. Entre estes, os materiais semicondutores vêm sendo utilizados para a dosimetria de feixes de raios-X (LUTZ, 1995; KHOURY et al., 1987; MELO, 2002; FIORINI e LONGONI, 2003; MENEZES, 2000).

2.3.2 Detectores semicondutores

Os detectores semicondutores, mais especificamente os diodos, consistem de uma junção PN, formada por dois tipos de semicondutores: o tipo N, que tem elétrons como cargas majoritárias, e tipo P, que tem lacunas como cargas majoritárias.

A diferença de densidade de carga elétrica entre as duas regiões favorece a difusão dos elétrons do material tipo N para o material tipo P e das lacunas em sentido contrário. Nesse processo, os elétrons podem se recombinar com as lacunas, formando uma ligação covalente. Em consequência dessa difusão de cargas nas proximidades da junção, o lado N do

semicondutor vai se tornando mais positivo e o lado P mais negativo. Assim, depois de um certo número de elétrons e lacunas se deslocarem pela junção, é criado um campo elétrico que interrompe o movimento dos portadores de carga e haverá a formação de uma região desprovida de cargas livres, a qual é denominada de região de depleção ou de transição, em cujas extremidades há uma barreira de potencial (Figura 21).

Os semicondutores apresentam uma sensibilidade cerca de 18.000 vezes maior do que a de uma câmara de ionização de mesmo volume, o que permite que detectores muito pequenos possam ser usados para estudos dosimétricos das radiações ionizantes (DIXON, 1986). Outras vantagens dos semicondutores em relação à câmara de ionização, quando usados como dosímetros, são a independência de sua resposta em relação às variações da pressão ambiental e a reduzida perda da informação por recombinação dos portadores de carga.

Quando a junção semicondutora PN é utilizada como detector de radiação, a região de depleção (Figura 21) passa a constituir o volume sensível do detector. Quando a radiação ionizante incide na junção, ela interage produzindo pares de íons (elétrons e lacunas). Os íons formados serão atraídos pela diferença de potencial da camada de depleção e se constituirão em uma pequena corrente elétrica. A corrente formada é proporcional à quantidade dos íons gerados, o que depende das características da radiação ionizante incidente. Cessando o efeito da radiação, cessa também a produção de íons, e o diodo volta ao seu estado original, a não ser que a radiação seja tão intensa que altere a estrutura interna e as propriedades do dispositivo.

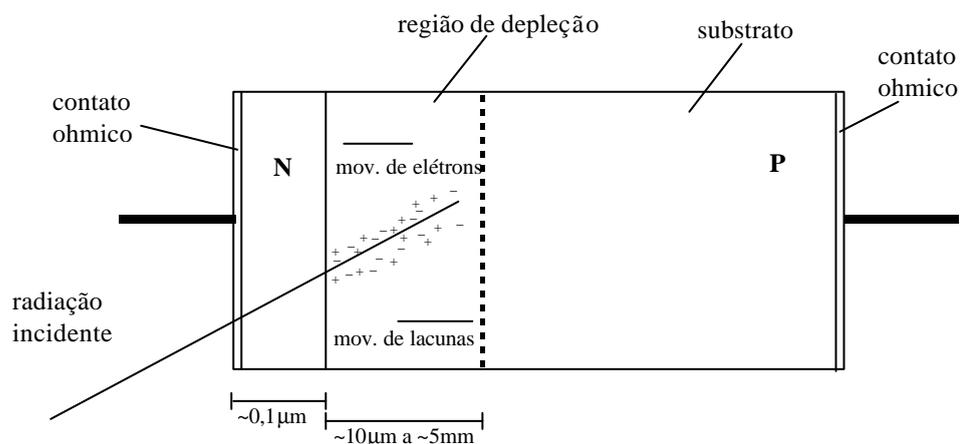


Figura 21: Formação da camada de depleção em um dispositivo semicondutor (diodo) (ATTIX, 1986).

O tempo de coleta de todos os íons produzidos no detector semiconductor é da ordem de 10^{-7} s, enquanto que em um detector gasoso é da ordem de milisegundos. Além disso, a energia necessária para produzir um par elétron-lacuna em um semiconductor é da ordem de 3 eV enquanto que no detector gasoso é de 30 eV. Portanto, o número de cargas produzidas no semiconductor, para uma dada partícula ou fóton incidente, é cerca de 10 vezes o produzido em um detector gasoso.

Existem diversas configurações de detectores (ou diodos) semicondutores. Essas configurações se diferenciam basicamente no modo como esses dispositivos são fabricados produzindo características específicas (KNOLL, 1989). A configuração mais comum é a de detectores de junção difusa que, como o nome indica, é feita uma difusão de vapor de impurezas tipo N na superfície de um cristal homogêneo com impurezas tipo P. Uma junção é formada a uma pequena profundidade da superfície (0,1 a 2,0 μm), que se constitui na janela de entrada (ou camada morta) que a radiação ionizante deve penetrar para alcançar a região de depleção.

Outra configuração que diminui bastante a camada morta da superfície que forma a janela de entrada da radiação é a dos detectores de barreira de superfície. Ao invés da difusão, uma evaporação é feita de forma tal que resulte em uma leve oxidação da superfície, evitando a alta densidade de armadilhas eletrônicas encontradas pela radiação penetrante nos detectores de junção difusa. Uma desvantagem deste tipo de configuração é a sua sensibilidade à luz visível, pois a fina camada formada na janela é opticamente transparente à luz ambiente.

Para aumentar a sensibilidade do dispositivo de detecção, pode-se optar pelo aumento da camada de depleção, no qual haverá a interação dos fótons com os átomos do material e a coleta das cargas produzidas. Isso pode ser feito com o aumento da tensão de polarização reversa aplicada ao diodo. Se a tensão de polarização for muito maior do que a diferença de potencial da camada de depleção, então, o campo elétrico formado torna-se aproximadamente constante através de todo o corpo da pastilha semicondutora, aumentando o seu volume ativo. Nessa condição, o detector é conhecido como totalmente depletado. Uma outra forma de aumentar o volume de detecção (sensibilidade) é através da implantação de íons sob certas condições, particularmente íons de lítio, que formam uma camada intrínseca entre as camadas tipo P e tipo N. Esse tipo de configuração de diodo é conhecida como configuração *p-i-n*, e vem sendo utilizado em vários trabalhos nos campos da radiologia diagnóstica, da radioterapia e da espectrometria (MELO, 1988; MELO, 2002; MENEZES, 2000; SILVA, 2000; KHOURY, 1999).

O mais novo tipo de detectores são os planares, que são fabricados com a técnica da fotolitografia, utilizada na fabricação de circuitos integrados. Essa técnica tem a vantagem de produzir vários detectores simultaneamente, oferecendo dispositivos mais baratos pela economia do custo de fabricação.

Em um circuito de detecção, os modos de operação dos detectores semicondutores são: modo pulso e modo corrente.

a) Modo pulso

No modo de operação tipo pulso, o diodo é ligado com uma tensão reversa, de algumas dezenas ou mesmo algumas centenas de volts, obtendo-se uma zona de depleção bem larga. Quando a radiação incide no volume sensível do diodo, haverá uma condução das cargas geradas e uma modificação da tensão, decorrendo na formação de um sinal tipo pulso. O pulso produzido é uma função do tipo de diodo utilizado (se do tipo P ou tipo N) e da sua respectiva tensão reversa. Um diagrama elétrico desse tipo de ligação (modo pulso) é mostrado na Figura 22.

Nesse modo de operação o sinal de saída fornece informações sobre a interação de cada partícula ou fóton individualmente, permitindo, portanto, obter informações tanto da intensidade quanto da energia da radiação. Por essa razão, esse modo é geralmente usado para espectrometria de radiação ionizante (KHOURY, 1999; SILVA, 2000).

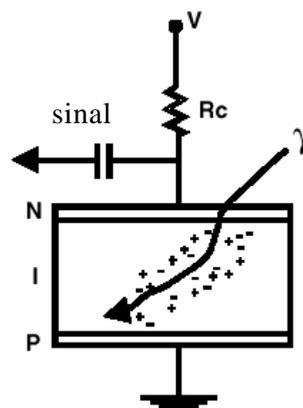


Figura 22: Diagrama elétrico de um diodo usado como detector (modo pulso) (BARTHE, 2001).

b) Modo corrente

Já no modo de operação tipo corrente, o sistema eletrônico conectado na saída do detector registra a carga produzida pela radiação incidente durante um dado tempo de irradiação. No modo corrente, faz-se a integração de todos os pulsos da corrente produzida

pelos fótons ou partículas incidentes, o que permite apenas a avaliação global das interações ocorridas no dispositivo. Portanto, esse modo de operação é geralmente utilizado em aplicações dosimétricas.

Em ambos os processos, o detector semiconductor pode ser conectado no modo fotovoltaico ou no modo fotocondutividade.

No modo fotovoltaico, nenhuma diferença de potencial externa é aplicada na junção PN. Nesse caso, o detector atua como uma fonte de corrente e apresenta resposta linear com a taxa de dose. Alguns trabalhos como os de Edmonds et al. (1990), Gambaccini et al. (1989; 1994), Sankaran et al. (1991), Dixon e Ekstrand (1980) e Ranallo (1993) são exemplos de utilização de diodos semicondutores nesse modo de conexão.

No modo fotocondutividade, uma tensão reversa é aplicada à junção, aumentando, assim, a região de depleção. Exemplos desse tipo de conexão são os trabalhos de Melo (1998; 2002) e Menezes (2000).

Diferentes tipos de dispositivos semicondutores com junção PN podem ser usados como dosímetros de radiação. Os mais comuns são os diodos de silício e os transistores. O silício é muito utilizado para dosimetria devido ao fato de que pode funcionar à temperatura ambiente e também pelo seu número atômico ($Z = 14$) ser inferior ao do germânio ($Z = 32$) e mais próximo do número atômico efetivo do tecido biológico (BARTHE, 2001).

Estudos de transistores, como dosímetros, foram realizados já há algum tempo. Como exemplo, Raj (1993) utilizou dispositivos semicondutores tipo JFET (transistores de junção de efeito de campo) para medir doses e taxas de doses. Esses dispositivos foram conectados em um circuito tipo ponte, possibilitando a compensação pelo efeito da temperatura, sendo sua sensibilidade controlada pela variação da polarização dos componentes.

Um dosímetro semiconductor tipo MOSFET foi utilizado por Dong et al. (2002) para determinar o kerma no ar na entrada da pele da mama após as projeções mamográficas, com as características técnicas usadas na irradiação do paciente. Esse estudo mostrou excelente linearidade e uma dependência energética inferior a 3% para cada combinação anodo/filtro nas tensões utilizadas normalmente em técnicas mamográficas (25 a 30 kV).

MOSFETs foram usados como dosímetros clínicos por Ramani et al. (1997). Nesse trabalho, foram caracterizadas a resposta energética, a dependência angular e a variação da sensibilidade do dosímetro com a dose acumulada. Foram comparados os desempenhos dos MOSFETs com TLDs em situações clínicas, verificando-se uma menor variação na resposta dos MOSFETs (desvio padrão de 3,9%), comparada com a resposta dos TLDs (desvio padrão de 5,1%).

Loncol et al. (1996) compararam as respostas de dosímetros semicondutores com as respostas de TLDs em serviços de radioterapia externa, procurando medir a dose de entrada e de saída do campo de radiação em tratamentos de cérebro e pescoço. Eles encontraram resultados idênticos com os dois dosímetros, porém verificaram que as respostas dos TLDs caracterizaram-se por uma baixa reprodutibilidade.

Uma outra experiência de substituição de TLDs foi realizada por Kahilainen (1996), que utilizou um dispositivo de característica passiva (como o TLD): o dosímetro de armazenagem direta de íons ou DIS (*direct ion storage*). Esse dosímetro é baseado na combinação de uma câmara de ionização com elemento de armazenagem de carga eletrônica não-volátil. A célula de memória não-volátil é uma forma de armazenamento de carga que é coletada por um *gate* de um transistor tipo MOSFET. Esses dispositivos foram projetados para serem usados como dosímetros pessoais para medir grandezas operacionais $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$ e têm a vantagem de ter uma leitura direta não-destrutiva.

Características dos dosímetros semicondutores

a) corrente de fuga

Denomina-se corrente de fuga a corrente que flui através do detector na ausência da radiação ionizante. O valor dessa corrente afeta a relação sinal-ruído, influenciando o limite de dose a ser medida.

A corrente de fuga consiste basicamente de duas partes: a corrente que flui através da superfície do dispositivo e a corrente que flui através do volume do detector.

A corrente que flui através do volume do detector pode ser causada basicamente por movimentação de cargas minoritárias através da junção pela geração térmica de elétrons e lacunas.

Para os detectores de silício, a geração térmica é menor do que no caso dos detectores de germânio, que, devido à sua pequena banda proibida, possui elevada corrente de fuga.

A Figura 23 mostra a variação da corrente de fuga em função da tensão de polarização para o fotodiodo SFH206 (BUENO et al., 1996).

Além da corrente reversa através do volume do cristal, há uma corrente pequena na superfície deste, chamada de corrente de fuga superficial, que é importante nos terminais da junção, onde elevados gradientes de tensão são aplicados em pequenas espessuras. A intensidade dessa corrente depende do tipo de encapsulamento do detector e das condições de contaminação da superfície do detector devido ao manuseio.

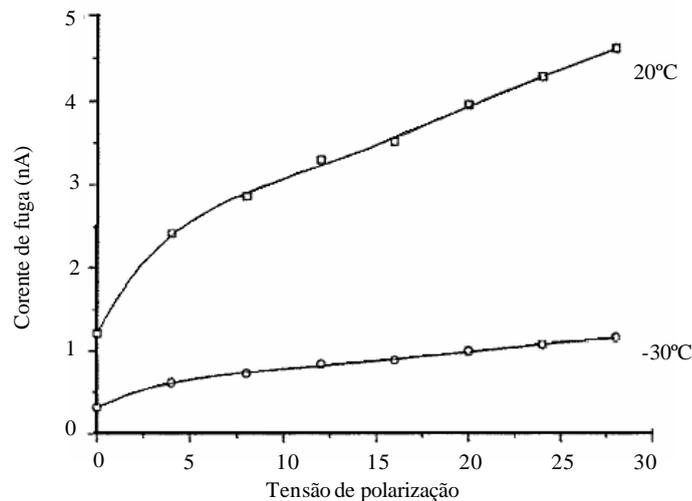


Figura 23: Variação da corrente de fuga em função da tensão de polarização do fotodiodo SFH206 (BUENO et al., 1996).

b) dependência energética

Chama-se dependência energética de um dosímetro a variação da sua resposta, para uma dada dose, em função da energia de radiação. Geralmente, o resultado é apresentado normalizado com relação à resposta do dosímetro para o feixe de radiação gama do ^{60}Co .

Trabalhos realizados por Saw et al. (1998), visando avaliar a resposta de diodos para a dosimetria de feixes de baixa energia, constataram que estes mostraram uma resposta que varia significativamente com a energia dos fótons entre 20 a 70 keV e variando somente em torno de 1%, no intervalo de 70 a 100 keV.

Barbosa et al. (1999) compararam o desempenho de três fotodiodos disponíveis comercialmente com uma câmara de ionização e constataram a elevada dependência energética desses dispositivos.

No mesmo sentido, trabalhos realizados por Melo (1988) mostram alta dependência energética do fotodiodo SFH206 para fótons com energia entre 10 e 40 keV. A Figura 24 mostra a curva obtida por Melo. Observa-se pelos dados que o detector apresenta uma resposta praticamente independente com a energia para valores acima de 100 keV.

Essa resposta pode ser modificada revestindo o fotodiodo com filtros de alumínio ou outro material adequado (MGP, 2000). Trabalhos de Silva (1992), utilizando fotodiodo SFH206, mostram que é possível reduzir a dependência energética usando filtros de alumínio. A Figura 25 mostra os resultados obtidos.

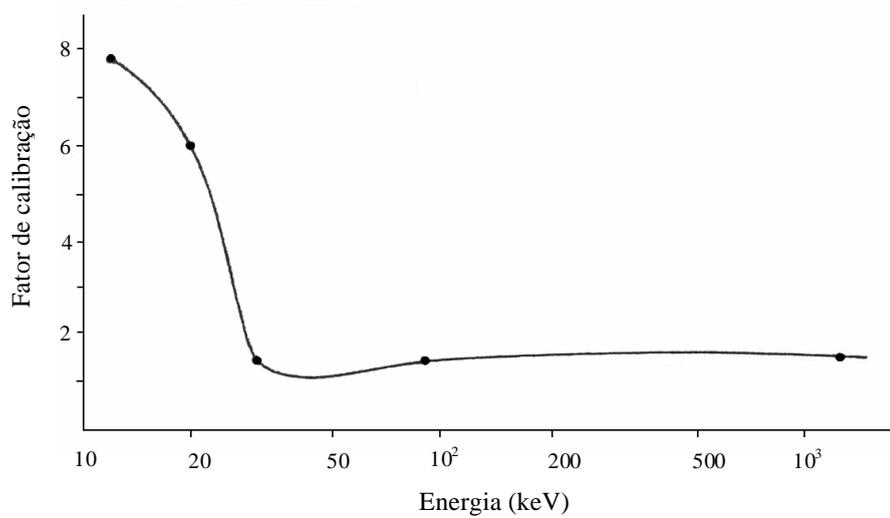


Figura 24: Curva de dependência energética do fotodiodo SFH206 (MELO, 1988).

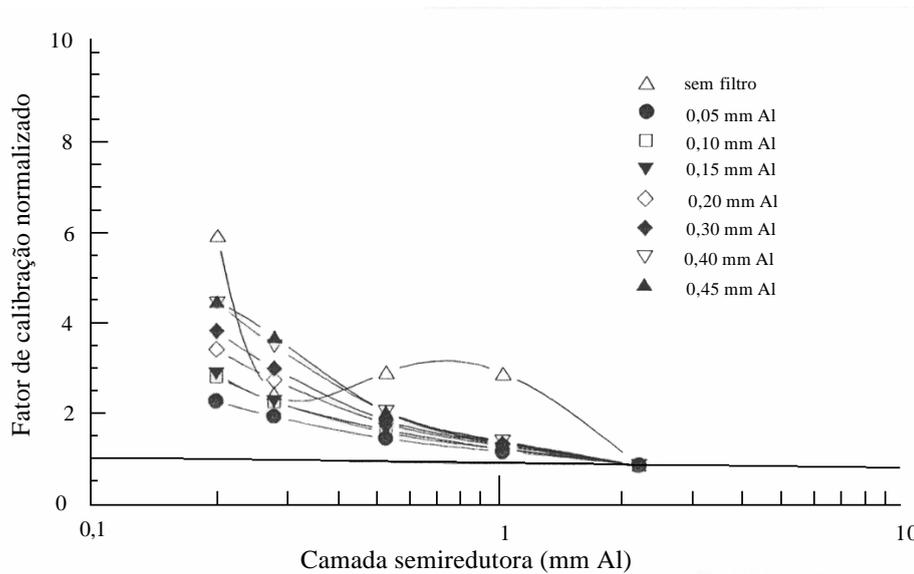


Figura 25: Redução da dependência energética pela utilização de filtros de alumínio (SLVA, 1992).

c) dependência angular

A dependência angular é uma característica importante na dosimetria e mede a resposta do detector com relação ao ângulo de incidência do feixe. Como a fluência da radiação é menor para incidências tangenciais do que para ângulo de incidência normal, o conhecimento da variação da resposta do dosímetro com relação ao ângulo da radiação incidente torna-se imprescindível. A Figura 26 mostra a variação da resposta de uma pastilha de diodo de Si, utilizada no fotodiodo Honeywell SD4478, *versus* ângulo de incidência da radiação. Observa-se uma variação mínima da resposta em uma variação de $\pm 30^\circ$ do ângulo de incidência (AOKA e KOYAMA, 1990).

Trabalhos realizados por Silva (1992), para uma sonda semicondutora com fotodiodo SFH206 e geometria cilíndrica, mostraram uma variação de 2% na resposta do detector para uma variação de $\pm 20^\circ$ no ângulo de incidência da radiação incidente (Figura 27). Para ângulos acima de 20° , esses estudos indicaram uma maior variação das respostas do fotodiodo quando comparado com as respostas de uma câmara de ionização.

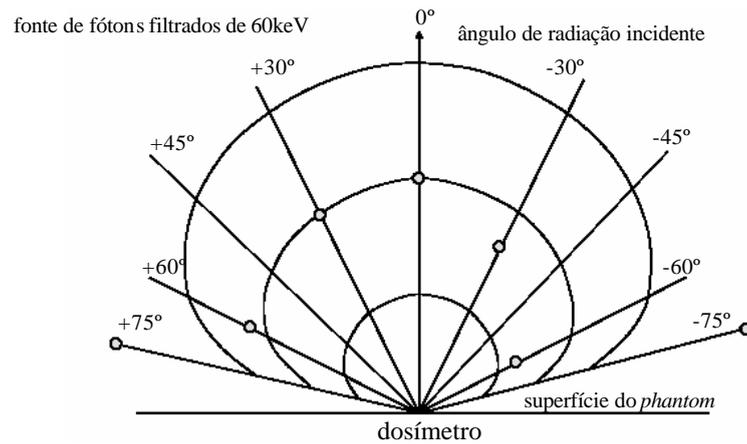


Figura 26: Resposta de uma pastilha do fotodiodo Honeywell SD4478 versus radiação incidente para fonte de fótons filtrados de 60 keV (AOKA e KOYAMA, 1990).

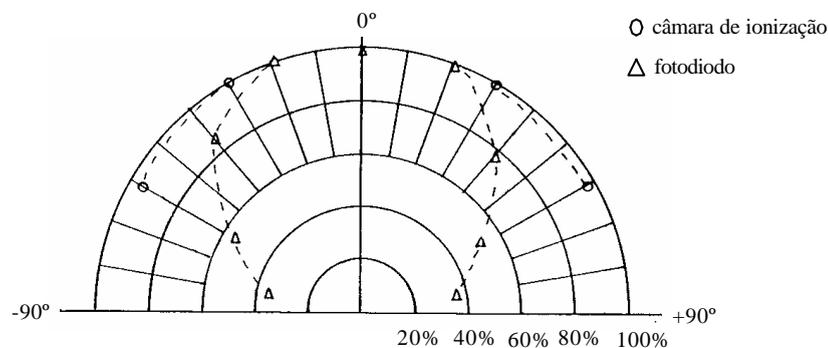


Figura 27: Dependência angular do fotodiodo SFH206 para um feixe com CSR de 0,204 mm Al (SILVA, 1992).

d) efeito da dopagem

O tipo de dopagem nos semicondutores de Si, se do tipo N ou do tipo P, influenciará na sua resposta, pois estes se comportam diferentemente devido aos portadores minoritários não terem a mesma mobilidade.

O nível de dopagem também influencia na resposta do detector. Um alto nível de dopagem irá normalmente causar mais armadilhas no cristal, decrescendo o tempo de vida dos

portadores minoritários (o comprimento do seu caminho médio), diminuindo a sensibilidade do detector (RIKNER, 1994). O nível de dopagem deve ser o mais baixo possível para se obter uma boa sensibilidade.

e) danos da radiação

Os danos da radiação em dosímetros semicondutores podem provocar uma variação na sua resposta e uma pequena queda da sua sensibilidade. Dixon e Ekstrand (1980) mostraram uma variação na resposta de 1% do dosímetro semiconductor (o diodo de silício 1N5400), quando irradiado com ^{60}Co e raios-X de 4 MV e 6 MV, após ter recebido uma dose de 250 kGy.

O efeito do dano da radiação também foi estudado por Melo (1988) que analisou a variação da resposta de um fotodiodo SFH206, o qual foi submetido à radiação gama do ^{60}Co , não sendo observada nenhuma alteração significativa na sua resposta em doses de até 8 kGy.

f) efeito da temperatura

JORNET et al. (2000) no estudo do comportamento de dois diodos utilizados para dosimetria *in vivo* na faixa de energia de radioterapia (o EDP30 da Scanditronix e o P30 da Precitron), constataram um aumento linear de seus sinais com a temperatura.

Em um semiconductor não irradiado, a variação da sensibilidade com a temperatura é cerca de 0,1% por °C. Porém, a sensibilidade à temperatura aumenta com uma pré-irradiação. Isso foi constatado por Grusell e Rikner (1993), que verificaram uma sensibilidade de 0,35 a 0,4% por °C, quando realizaram uma pré-irradiação de cerca de 5 kGy com elétrons de 20 MeV em um detector de Si tipo P de baixa resistividade (usado em radioterapia).

Udaykumar et al. (2003) estudaram o efeito da variação da temperatura de -3 a $+40^\circ\text{C}$ em um detector semiconductor de barreira de superfície e observaram um aumento na corrente de fuga. Como consequência, verificaram uma diminuição da resolução (aumento da FWHM), devido ao acréscimo do ruído.

g) influência do volume do detector

A medida efetiva do volume e a área do detector devem ser especificadas, pois o ruído estatístico em uma leitura está correlacionado ao tamanho da camada de depleção do detector. Detectores pequenos apresentam uma boa resolução espacial, mas o ruído estatístico aumenta, conduzindo a um maior tempo de medida para uma mesma precisão. O número de pulsos de radiação que devem ser coletados para haver uma precisão de 0,2% com um nível de

confiança de 95% é uma função da área do detector, como mostrado na Figura 28. Nessa situação, supõe-se que o detector esteja ortogonal ao eixo do feixe, verificando-se que, com o decréscimo da área de 4mm^2 para 1mm^2 , o tempo de medida aumenta quatro vezes para a mesma variância relativa (RIKNER, 1994).

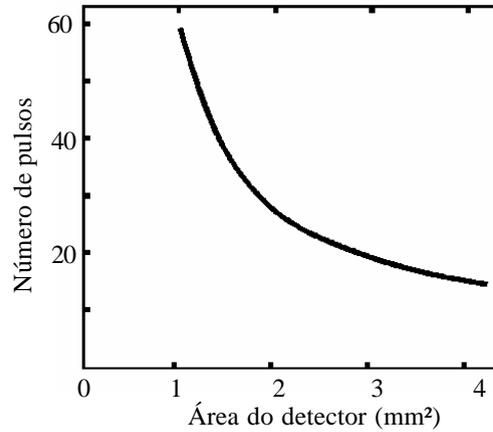


Figura 28: Variação do número de pulsos em função da área do detector (RIKNER, 1994).

3. METODOLOGIA

O sistema dosimétrico desenvolvido é formado por um conjunto de três detectores semicondutores, eletrômetros, conversor analógico-digital, comandados por um dispositivo microcontrolador, que realiza automaticamente todas as etapas de medição e disponibiliza os resultados no *display* de cristal líquido (LCD). A Figura 29 mostra o diagrama de blocos desse sistema.

Esse instrumento permite a medição simultânea: da tensão aplicada ao tubo de raios-X, do tempo de irradiação e do kerma no ar incidente na mama (INAK). A seguir serão discutidos os componentes deste sistema.

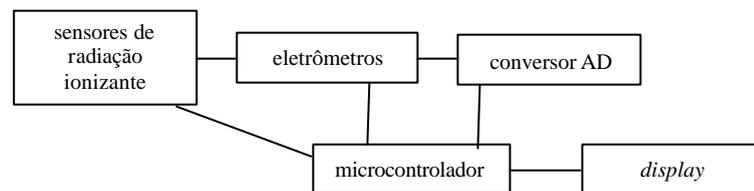


Figura 29: Diagrama de blocos do sistema dosimétrico.

3.1 O SISTEMA DE DETECÇÃO

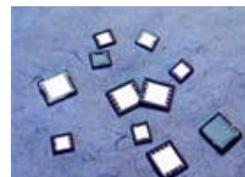
Como detectores, foram avaliados os seguintes fotodiodos comerciais : o SFH206 e o BPW34 da Siemens, e o XRA24 da Detection Technology (Figura 30).



SFH206



BPW34



XRA24

Figura 30: Imagens dos fotodiodos estudados.

As características físicas dos fotodiodos bem como os valores de corrente no escuro para dados valores de tensão são apresentadas na Tabela 7 (SIEMENS, 2003; DETECTION TECHNOLOGY, 2003):

Tabela 7: Características dos fotodiodos SFH206, BPW34 e XRA24.

Fotodiodo	Área ativa efetiva (mm ²)	Corrente no escuro (nA) para tensão (V _R)	Tensão reversa máxima (V)
SFH206	7	2 (30V)	32
BPW34	7,5	30 (10V)	60
XRA24	5,76	0,29 (50V)	125

Inicialmente foram efetuadas medidas visando à seleção do fotodiodo mais sensível à radiação. Para tanto, foi confeccionado um suporte de acrílico na cor preto-fosco, no qual cada fotodiodo foi acondicionado isoladamente. A cor preto-fosca tem o objetivo de evitar a incidência de luz visível no fotodiodo, tendo em vista a sua sensibilidade a esse tipo de radiação eletromagnética. Uma fina camada de polietileno foi colocada na frente do fotodiodo, servindo de janela de entrada do sensor (Figura 31). A espessura da capa de polietileno, que é de 28,8 mg/cm², não acarreta uma atenuação significativa do feixe de raios-X de baixa energia, não influenciando significativamente na resposta do detector. Os terminais do fotodiodo foram conectados a um cabo triaxial, possibilitando, através da malha de aterramento do cabo, o isolamento do sinal e, portanto, a redução do ruído eletrônico.

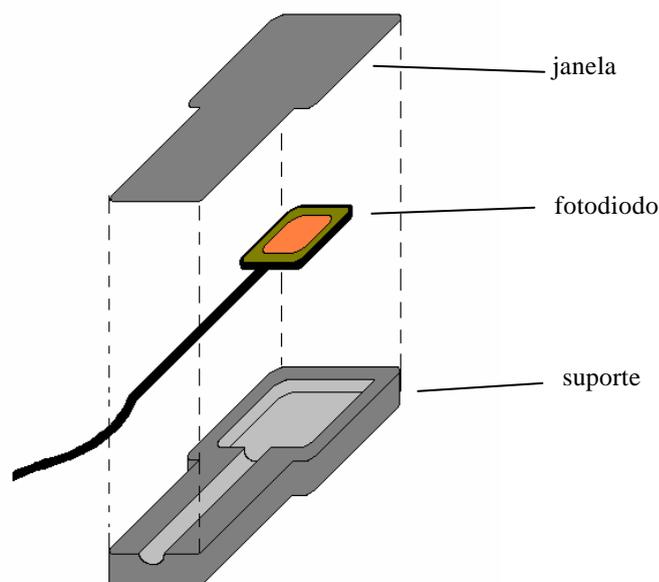


Figura 31: Esquema do suporte dos fotodiodos.

A Figura 32 mostra a foto de todos os fotodiodos acondicionados em seus respectivos suportes.

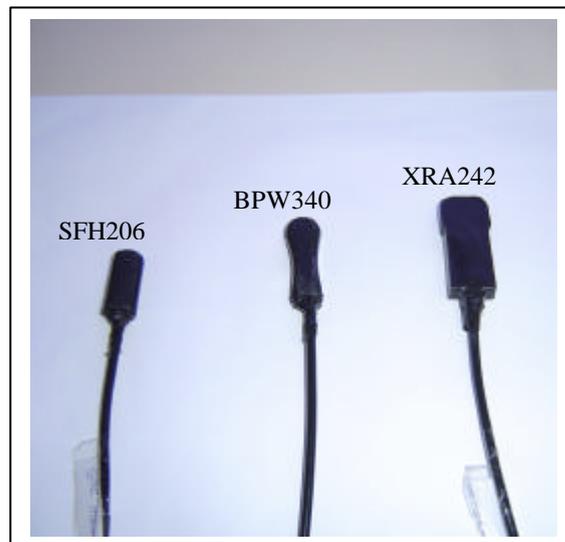


Figura 32: Imagem dos fotodiodos acondicionados nos seus respectivos suportes.

A saída do fotodiodo foi conectada à entrada do eletrômetro da Standard Imaging, modelo CDX-2000A, que possibilita a medida de cargas na faixa de 10 pC a 999,99 mC, com uma resolução de 10 pC, com desvio de linearidade na sua resposta de 0,5% para correntes acima de 150 nA.

Para o estudo da resposta dos fotodiodos em função da dose no ar, foi utilizado o equipamento de raios-X de potencial constante da Pantak, modelo HF420, cujas características são: anodo de tungstênio (W); tensão do tubo de raios-X ajustável continuamente, mostrando no *display* incrementos de 0,1 kV; precisão e a repetibilidade da tensão melhores que $\pm 1\%$ e $\pm 0,03\%$, respectivamente, possuindo um *ripple* menor que 0,15% ($f = 15$ kHz); corrente do tubo também ajustável continuamente, mostrando no *display* incrementos de 0,01 mA, com uma precisão e repetibilidade de $\pm 1\%$ e $\pm 0,03\%$, respectivamente. Nesse equipamento de raios-X, foram selecionadas tensões no intervalo de 25 a 30 kV, com incrementos de 1 kV, tendo em vista que esses são os valores mais utilizados em técnicas mamográficas na cidade do Recife, conforme trabalhos realizados por Barros (2004), cujos resultados são apresentados na Figura 33.

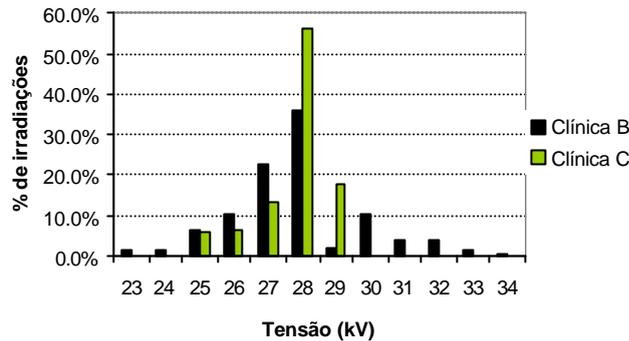


Figura 33: Valores de tensões utilizadas em técnicas mamográficas obtidas em levantamento realizado em duas clínicas da cidade do Recife -PE (BARROS, 2004).

Para simular o feixe mamográfico (GUERRA, 2001), foi utilizado na saída do tubo de raios-X, um filtro de Mo de 0,06 mm e foram efetuadas as medidas da CSR para valores das tensões estabelecidas (25 a 30 kV). Para tanto, foi usada uma câmara de ionização de placas paralelas de marca Keithley, modelo 96035B, calibrada pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes do IRD/CNEN, para feixe de mamografia ISO W28Mo60¹ e com incerteza expandida de $\pm 1,8\%$, correspondente a um nível de confiança de 95,45%. Essa câmara foi acoplada à entrada do eletrômetro da Standard Imaging, modelo CDX-2000A, citado acima.

A câmara de ionização foi posicionada a 1,0 m de distância do foco do tubo de raios-X e a 20 cm da mesa, ao longo do eixo central do campo de radiação, conforme mostrado na Figura 34.

Fixando-se inicialmente a tensão em 25 kV e a corrente em 10 mA, foram efetuadas três medidas do kerma no ar durante 1 minuto, no ponto de posicionamento da câmara de ionização. Em seguida, introduziu-se uma placa de alumínio de 0,1 mm de espessura e de 99,99% de pureza na saída do tubo de raios-X, conforme mostra a Figura 34, e foram efetuadas três medidas de 1 minuto cada. O procedimento foi repetido, aumentando-se a espessura do absorvedor de Al, até que a leitura do eletrômetro se aproximasse do valor da corrente de fuga. A partir dos valores médios das leituras obtidas para cada valor da espessura de absorvedor, traçou-se o gráfico da carga coletada em função da espessura do absorvedor e determinou-se o valor da CSR. Esse procedimento foi repetido para valores de tensão de 26, 27, 28, 29 e 30 kV.

¹ Um feixe mamográfico tipo W28Mo60 indica: que o anodo do tubo de raios-X é constituído de tungstênio (W), que é aplicada uma tensão de 28 kV e na saída do tubo é colocado um filtro de molibdênio (Mo) de 0,06 mm.

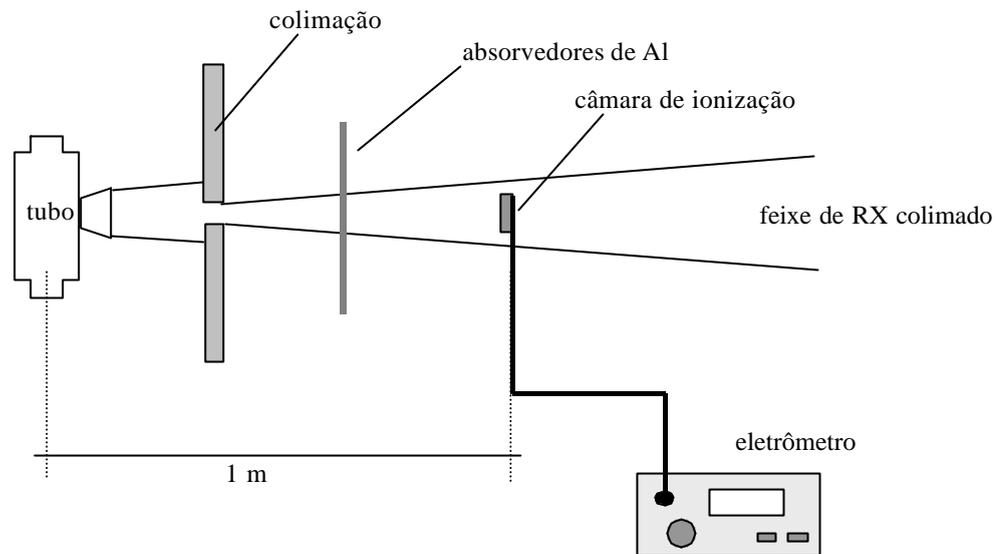


Figura 34: Arranjo experimental para a medição da CSR.

A Tabela 8 mostra os resultados da CSR obtidos experimentalmente e os valores correspondentes aos feixes de raios-X de mamografia de 25, 28 e 30 kV, utilizados pelo IRD/CNEN. Os números indicam uma boa concordância entre os valores experimentais e os utilizados pelo padrão do IRD, possibilitando o uso desses feixes de raios-X para o estudo da resposta dos fotodiodos para feixes de mamografia.

Tabela 8: Comparação entre os valores experimentais da CSR com os valores do IRD/CNEN.

Qualidade do feixe	Tensão (kV)	Filtro adicional de Mo (mm)	CSR (mm Al) (experimental)	CSR (mm Al) (referência)	Diferença (%)
W25Mo60	25	62	0,336	0,343	2,0
W26Mo60	26	62	0,336	- *	-
W27Mo60	27	62	0,344	- *	-
W28Mo60	28	62	0,352	0,357	1,4
W29Mo60	29	62	0,360	- *	-
W30Mo60	30	62	0,364	0,366	0,5

* valores não disponíveis

Repetibilidade e reprodutibilidade da resposta dos fotodiodos

Inicialmente, estudou-se a repetibilidade da resposta dos fotodiodos, a fim de selecionar aqueles mais adequados para serem utilizados como sensores. Para isso, cada um deles foi posicionado isoladamente no centro do feixe de raios-X a 1,0 m do foco e conectado ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging). Utilizando-se a qualidade de radiação

W28Mo60, efetuaram-se 10 medições consecutivas da carga coletada durante 1 minuto de exposição. A partir dos dados obtidos, foram determinados a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação das medidas. Esse procedimento foi repetido para todos os fotodiodos em estudo.

Realizaram-se medições diariamente, ao longo de um período de cinco dias, mantendo-se os mesmos parâmetros de irradiação. Em cada medição, foram executadas 10 leituras consecutivas correspondentes a 1 minuto de exposição cada. Utilizou-se o valor médio para o estudo da reprodutibilidade ou estabilidade da resposta dos fotodiodos em função do tempo.

Variação da resposta em função da dose

Para o estudo da resposta dos fotodiodos em função da dose, posicionou-se cada um deles no centro do campo de radiação e, fixando-se a qualidade do feixe de raios-X, realizou-se irradiações com diferentes tempos de exposição. Para a determinação do valor do kerma no ar no ponto em que foram efetuadas as medições com os fotodiodos, a câmara de ionização Keithley, modelo 96035B, previamente calibrada, foi posicionada no mesmo ponto e, mantendo-se os mesmos parâmetros de irradiação, foram efetuadas as leituras para diferentes valores de tempo de irradiação. Os valores do kerma no ar variaram de 3,0 mGy a aproximadamente 60 mGy.

A média das três leituras obtidas com cada fotodiodo, para uma dada condição de irradiação, após calculada, foi relacionada ao valor correspondente de kerma no ar determinado com a câmara de ionização.

Dependência energética

As inclinações das curvas de “resposta *versus* dose” indicam a sensibilidade da resposta do detector com relação à dose de radiação para diferentes energias da radiação. Portanto, para a verificação da dependência energética da resposta de cada fotodiodo com a energia do feixe, traçou-se um gráfico dos coeficientes angulares de cada curva de calibração *versus* a energia utilizada. A análise da variação foi feita a partir do valor médio da resposta por kerma no ar (nC/mGy).

3.2 O SISTEMA ELETRÔNICO

O sistema eletrônico desenvolvido compõe-se basicamente de dois eletrômetros, um circuito de acionamento, um circuito conversor analógico/digital e um microcontrolador acoplado a um *display*.

Como dito anteriormente, o instrumento desenvolvido permite medir simultaneamente o tempo de irradiação, o kerma no ar incidente e a tensão de operação do aparelho de raios-X. Para tanto, foram selecionados, com base nos resultados da avaliação dos fotodiodos, os seguintes sensores: BPW34, XRA24 e SFH206. O fotodiodo SFH206 foi utilizado conectado ao circuito de acionamento, cujo funcionamento será descrito no item 3.2.2. Esse circuito serve para fornecer o sinal elétrico que irá acionar o circuito eletrônico e inicializar a coleta de informação.

Os fotodiodos XRA24 e BPW34 foram utilizados para o sistema de medida de tensão de operação do tubo de raios-X, que se baseia no método de detecção diferencial. Para tanto, posicionou-se o fotodiodo XRA24 abaixo de lâminas atenuadoras de 0,4 mm de Al e 0,1 mm de Cu e colocou-se o BPW34 ao seu lado, sem atenuação, conforme mostrado na Figura 35. A saída de cada fotodiodo foi conectada à entrada de um eletrômetro integrador. A razão das leituras dos dois sensores foi associada ao valor da tensão aplicada ao tubo de raios-X.

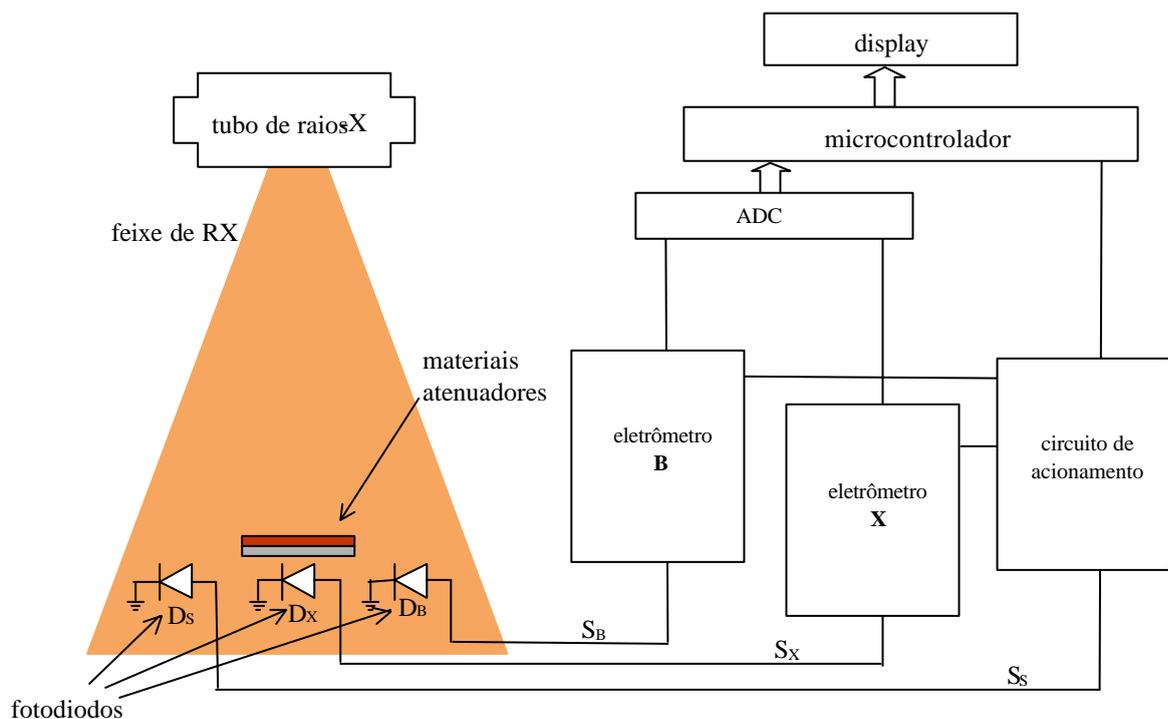


Figura 35: Diagrama de blocos do sistema dosimétrico desenvolvido.

Utilizou-se também o sinal do BPW34 para estimar, a partir de uma calibração com câmara de ionização, o valor do kerma no ar incidente.

Discutir-se-ão a seguir os princípios de funcionamento dos circuitos eletrônicos citados e os procedimentos adotados para a calibração do instrumento desenvolvido neste trabalho, o qual se denomina de MAMO-KVDT-01.

3.2.1 Circuito do eletrômetro

As correntes geradas nos fotodiodos foram medidas através de eletrômetros especialmente projetados para cada um deles. Cada um desses eletrômetros era constituído por um circuito conversor de corrente-tensão, seguido de um amplificador inversor e por um integrador (Figura 36). Em seguida os sinais produzidos pelo integrador eram retidos por um circuito tipo *sample-and-hold* (S&H), formado basicamente por dois seguidores de tensão e um capacitor, conforme mostra o esquema da Figura 37. A partir daí, o sinal segue para uma das entradas do conversor analógico-digital (ADC).

Tanto para os circuitos de conversão corrente tensão como para os circuitos amplificadores foram utilizados dispositivos amplificadores operacionais do tipo LF356 (National), os quais são formados por transistores de entrada tipo JFET, fornecendo uma entrada com alta impedância (aproximadamente $10^{12} \Omega$), baixa corrente e tensão de *offset* de entrada (3 pA e 3 mV, respectivamente) e um alto *slew rate* (12 V/ μ s).

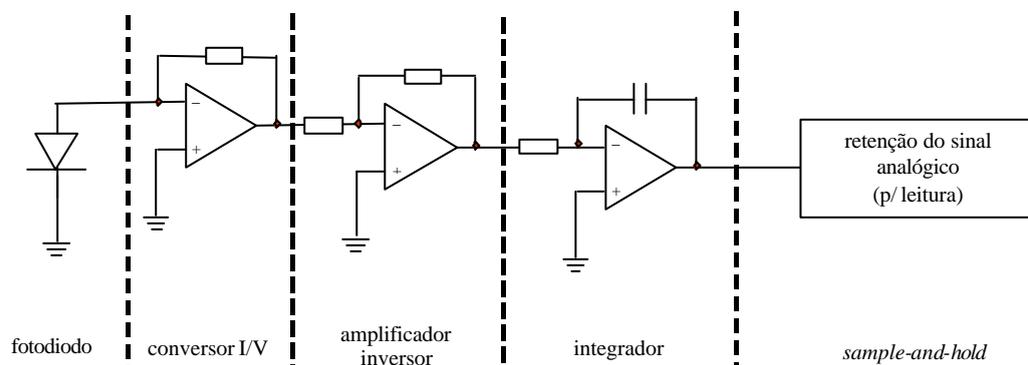


Figura 36: Esquema de blocos do circuito do eletrômetro.

Os dois amplificadores integradores operacionais, utilizados como seguidores de tensão para a retenção do sinal analógico, pertencem a um circuito integrado TL084. Esse

dispositivo contém quatro amplificadores operacionais em um só componente, cada um deles com entradas tipo JFET, com características de alta impedância de entrada ($10^{12} \Omega$), baixa corrente e tensão de *offset* de entrada (5 pA e 3 mV, respectivamente) e um alto *slew rate* (13 V/ μ s). Os outros dois amplificadores do circuito integrado TL084 também fizeram parte do circuito de *S&H* e foram utilizados como comparadores para realizar o chaveamento para a descarga do capacitor (Figura 37).

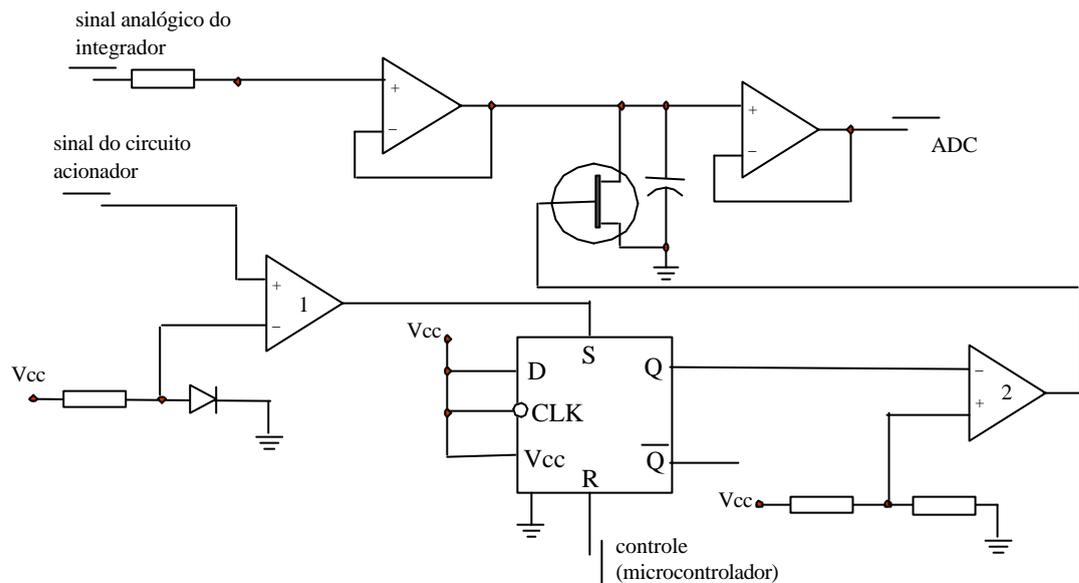


Figura 37: Circuito *sample-and-hold* (S&H) para controle de leitura das respostas dos fotodiodos.

O primeiro comparador, indicado como de número 1 na Figura 37, tem a função de ativar um *flip-flop* tipo RS assim que aparece um sinal de tensão que vem do circuito que inicializa o processo de medição (circuito acionador) – esse sinal de tensão existe sempre que houver radiação incidente. Quando isso ocorre, na entrada positiva do comparador, a tensão torna-se maior que a diferença de potencial da camada de depleção de um diodo de Si tipo 1N4148, fazendo com que a saída Q do *flip-flop* vá para o nível alto. Essa tensão segue para a entrada de outro comparador, indicado na Figura 37 como de número 2, possibilitando uma saída negativa, fazendo com que um transistor tipo JFET de canal N (2N5434) entre na região de corte. Esse transistor está polarizado para funcionar como uma chave que, em situação inicial, curto-circuita o capacitor de *S&H* para o terra. Porém, na região de corte, ele abre o capacitor para que possa acumular a tensão produzida pela irradiação. Mesmo quando não há mais o sinal de entrada, com a ausência da radiação ionizante, a saída do *flip-flop* fica mantida e a tensão acumulada no capacitor permanece para que seja realizada a sua leitura (transformação do sinal analógico em um sinal digital). A operação de leitura do nível de

tensão é totalmente realizada pelo microcontrolador. Após concluída a leitura, sob o comando do operador pressionando o botão de *reset*, o microcontrolador manda um outro sinal para a porta R do *flip-flop* para que haja uma inversão da polaridade do JFET e, assim, este entre na região de saturação, permitindo que a carga acumulada pelo capacitor escoe para o terra, preparando o sistema para uma nova aquisição.

As tensões produzidas pelo circuito conversor corrente/tensão foram amplificadas pelo estágio seguinte: amplificador inversor. Colocou-se o mesmo ganho para ambos os circuitos (fotodiodos BPW34 e XRA24) para a realização dos testes do circuito eletrônico com uma fonte de corrente Keithley (modelo 220). Esses testes consistiram no fornecimento de determinadas cargas ao circuito do eletrômetro da Figura 36 – que compreendia o conversor corrente-tensão, o amplificador inversor e o integrador – e que era verificada a correspondência da tensão do capacitor do circuito integrador, ora com a variação da corrente mantendo-se o tempo constante, ora pela variação do tempo mantendo-se a corrente constante.

3.2.2 Circuito de acionamento/temporizador

Para a medição do tempo de irradiação, bem como para inicializar o processo de medição, foi selecionado o fotodiodo SFH206, que apresentou uma resposta à radiação menos sensível que os demais. Como a sua função é de apenas acionar o sistema de medição, a sua baixa sensibilidade não interfere nas medidas. Para isso, conectou-se o sinal produzido pelo fotodiodo SFH206 a um circuito de acionamento/temporizador (Figura 38), que era formado por um circuito conversor de corrente/tensão, e por um amplificador não-inversor. A partir daí, o sinal era levado para as bases de dois transistores BC237, os quais fazem parte de um circuito monoestável constituído com um circuito integrado 555 (Figura 38).

Na ausência de raios-X, os transistores estarão na região de corte (abertos) e as entradas do 555 (pinos 2, 6 e 7) estarão em nível alto, ou seja, com +Vcc, fazendo com que a saída (pino 3) permaneça em nível baixo (potencial de terra). Quando na presença de raios-X, os transistores irão saturar e o pino 2 do 555 irá para um nível baixo, iniciando um pulso na saída deste dispositivo (pino 3), o qual é sinalizado por um diodo led. Esse circuito monoestável possui uma base de tempo RC formado por um capacitor de 0,1 μ F e um resistor tipo potenciômetro de 100 k Ω . Isso faz com que os pinos 6 e 7 do 555 permaneçam em nível

alto por um determinado período de tempo, um pouco maior que o intervalo de oscilação da intermitência dos pulsos de raios-X (caso o sistema seja do tipo pulsado), evitando que o sistema fique intermitente (ligue e desligue continuamente) com a oscilação da onda dos raios-X que acompanha a onda da tensão aplicada ao tubo.

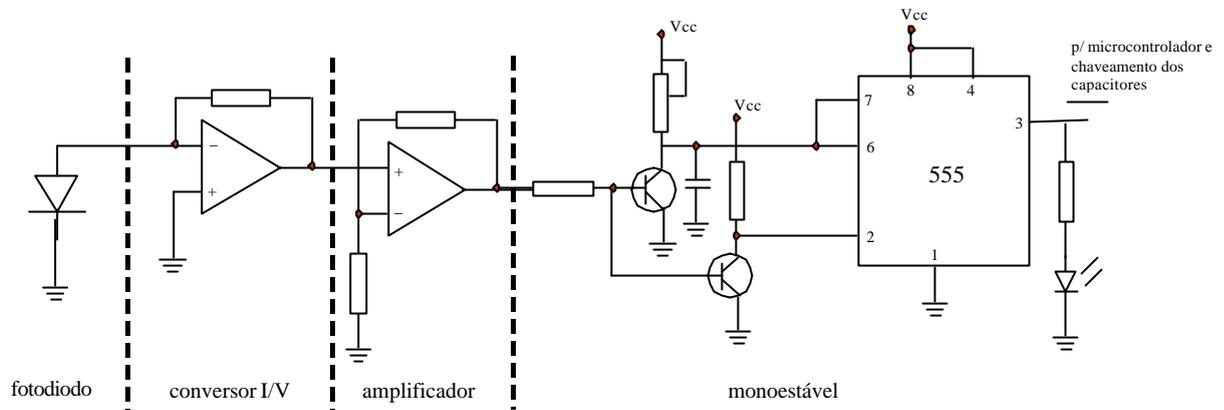


Figura 38: Circuito para a inicialização da medição e determinação do tempo de irradiação.

A saída do monoestável (pino 3) segue para a base de um transistor BC547 – não mostrado no diagrama da Figura 38 – que entra em saturação, levando um nível baixo para uma das entradas do microcontrolador (pino 1). Isso fará com que o programa gravado nele tenha seqüência, inicializando o processo de aquisição de dados e a contagem do tempo que é realizado através de um temporizador do próprio microcontrolador. A descrição da medição do tempo será detalhada mais adiante no item 3.2.4.

Conforme dito anteriormente, quando a radiação cessa, o nível do pino 3 do 555 vai para nível baixo e o transistor entra em estado de corte, fazendo com que um nível alto chegue novamente à entrada de controle do microcontrolador, encerrando o processo de medição.

3.2.3 Circuito microcontrolado

Conforme descrito acima, todo o processamento da medição foi comandado por um dispositivo microcontrolador.

Uma das principais vantagens na utilização do microcontrolador é devida a uma maior compactação e simplicidade do circuito eletrônico quando comparado com sistemas discretos antigos, bem como uma maior flexibilidade, tendo em vista a sua versatilidade de projeto do *hardware* e agilidade de modificação do seu *software*. Ao contrário do microprocessador, ele

já possui alguns periféricos internamente (em um só *chip*), tais como: CPU, temporizadores, memória RAM (*random access memory*), memória ROM (*read only memory*), barramentos de dados e de endereços, circuitos de interface e, em alguns casos, até mesmo conversores analógicos-digitais.

O microcontrolador utilizado neste trabalho é o AT89S8252. Esse dispositivo, fabricado pela Atmel, é um microcontrolador de 8 bits tipo CMOS. Seu conjunto de instruções e sua pinagem são compatíveis com o padrão da família 8051. Sua programação (e reprogramação) pode ser feita da forma *in-system* através da interface serial SPI (*Serial Peripheral Interface*) ou através de um programador de memória não-volátil convencional. Possui as seguintes características: 8 K bytes de memória *flash*, 2 K bytes de memória EEPROM, 256 bytes de memória RAM para registradores especiais, 32 linhas de I/O, um temporizador programável tipo *watchdog*, 3 temporizadores/contadores de 16 bits, arquitetura com 6 interrupções vetoradas, uma porta *serial* programável, um oscilador e circuito de *clock* de até 24 MHz.

Um outro dispositivo fundamental, utilizado para a interligação entre os eletrômetros e o circuito digital, é o conversor analógico-digital ADC0808 (National). Esse dispositivo é um conversor CMOS de 8 bits, com 8 canais multiplexados para entrada analógica, possui lógica de controle compatível com microprocessadores e utiliza o método de aproximações sucessivas para as conversões. Realiza as conversões através de um comparador “*chopper*” estabilizado de alta impedância, não necessitando de ajuste do zero. Além disso, possui uma resolução de 8 bits e um tempo de conversão de aproximadamente 100 μ s.

Para a verificação da conversão do sinal analógico em sinal digital, seguiu-se rigorosamente as instruções descritas na folha de dados do fabricante do dispositivo ADC0808 (National). Para isso, um circuito idêntico à ligação do ADC ao protótipo foi montado em uma placa de circuito elétrico por contato (*proto-board*) e, para a simulação da saída digital, conectou-se um potenciômetro para possibilitar a variação “controlada” da entrada analógica. Observou-se a saída digital pela medição do nível de tensão (0 ou 5 V) de cada um dos oito pinos através de um voltímetro.

O esquema geral do circuito digital é indicado na Figura 39. Como pode ser visto, existem interfaces do circuito analógico com o ADC correspondentes aos sinais analógicos, e com o microcontrolador, para sua inicialização e para o controle de descarga dos capacitores do *S&H*. Além disso, o microcontrolador mantém uma comunicação com o operador, por intermédio de dois botões: o botão B1, utilizado como *reset*, e o botão B2, usado para possibilitar o intercâmbio entre os valores das leituras de D_B , D_X e S_S (B, X e T,

respectivamente) indicados no *display*.

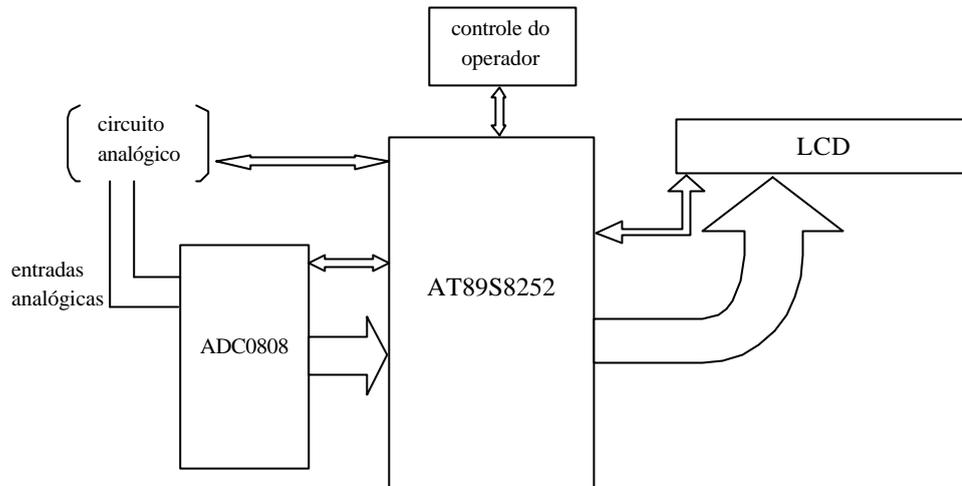


Figura 39: Esquema geral do circuito digital.

3.2.4 Software do dispositivo microcontrolador

Como já mencionado, o microcontrolador é um componente que deve ser “ajustado” ao sistema do qual vai fazer parte, isto é, ele vai funcionar como o cérebro desse sistema. O arranjo das suas entradas e saídas deve estar de acordo com o projeto eletrônico, o qual indicará a quantidade e os tipos de periféricos que nele estarão ligados. Para a sua utilização, portanto, há a necessidade que este dispositivo tenha uma programação específica.

Um programa foi então elaborado para a “adequação” do microcontrolador ao circuito projetado. O programa, desenvolvido em linguagem Assembly (de baixo nível), foi gravado na memória EEPROM (*electrically erasable programmable read only memory*) e seu fluxograma é mostrado no Anexo 1.

Observa-se nesse fluxograma, que, após o microcontrolador ser ligado, são realizadas as inicializações necessárias (do *display*, dos temporizadores etc). Nesse momento, o registrador do temporizador é carregado com um determinado valor correspondente a um tempo de alguns milissegundos. Esse período é tomado como a base para a determinação do tempo final de irradiação.

Após as inicializações necessárias, há um comando que faz com que o dispositivo permaneça em um *loop* eterno, onde é continuamente testado o nível de uma determinada entrada (chave) que corresponde ao pino 1 do microcontrolador. Isso ocorre até que essa entrada seja acionada através do circuito de sensor de presença de radiação ionizante (circuito

com o monoestável, descrito acima).

Quando a “chave eletrônica” é acionada (presença da radiação), através do pino 3 do circuito integrado 555, as chaves (transistores) de curto-circuito dos capacitores são abertas, deixando o instrumento pronto para a medição. O microcontrolador segue na rotina de contagem de tempo. Para isso, ele liga o temporizador (interno), que vai decrementando o valor de base de tempo carregado inicialmente. Quando esse tempo acaba, ele desliga o temporizador e verifica se ainda há radiação. Caso positivo, ele vai incrementando registradores inicialmente zerados (variáveis), correspondentes às unidades, dezenas, centenas e milhares, nessa seqüência, até que a presença de radiação seja encerrada.

Concomitantemente, tensões proporcionais à incidência da radiação são armazenadas nos capacitores dos circuitos de *S&H* de cada sensor (D_B e D_X). Ao final da irradiação, assim que o nível do pino 3 do circuito integrado 555 for para o nível baixo, o *software*, através de três pinos da Porta 1 do microcontrolador ligados ao ADC, selecionará as entradas analógicas (uma de cada vez) por onde estão conectados os sinais que vêm dos circuitos de *S&H*. O microcontrolador, então, através de outros três pinos, fará os procedimentos necessários para a conversão do sinal analógico para sinal digital (*ALE* e *start*), finalizando com a colocação destes no barramento de saída, o qual está ligado à Porta 2 do microcontrolador que fará o armazenamento dos sinais digitais em sua memória RAM. Quando esses dados digitais estiverem disponíveis, serão processados para serem apresentados no *display*, de acordo com a seleção pelo operador através do botão externo B2. Esse dispositivo foi conectado ao microcontrolador através da Porta 0, sendo seu controle feito por dois pinos da Porta 3 (pinos 16 e 17).

3.3 MONTAGEM DO SISTEMA DOSIMÉTRICO

O circuito eletrônico, com exceção do conjunto de sensores, foi coberto por uma lâmina de chumbo de 1,0 mm, para evitar a incidência direta do feixe de radiação ionizante.

Os sensores (fotodiodos) foram encobertos com uma fina camada de material plástico de 28,8 mg/cm² que, ao mesmo tempo que permitiu a passagem da radiação (pouca atenuação), evitou a incidência de luz ambiente. Todo o arranjo foi acondicionado em uma caixa plástica para a obtenção da aparência final do instrumento desenvolvido.

A Figura 40 mostra uma foto do sistema dosimétrico desenvolvido (MAMO-KVDT-

01). Na parte superior localiza-se a janela de entrada da radiação ionizante para os sensores (fotodiodos). Na parte frontal, encontram-se os dois botões de comando: B1, que tem a função de reinicializar o sistema (*reset*) para prepará-lo para uma nova medição e B2, com função de realizar a permuta dos valores obtidos após a irradiação (B, X e T). Acoplado ao instrumento, está uma fonte de tensão estabilizada para a alimentação de todo o circuito.

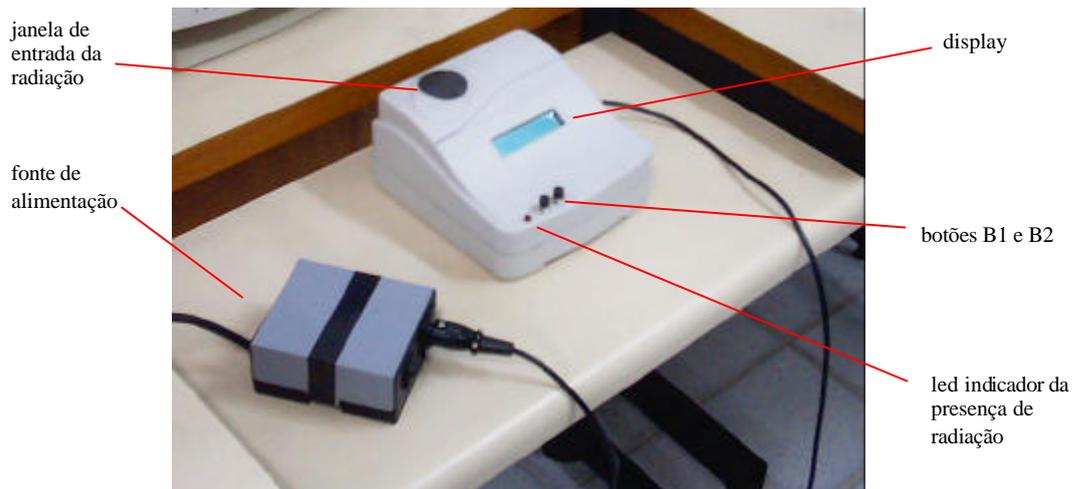


Figura 40: Fotografia do MAMO-KVDT-01.

Quando o sistema é ligado, aparece uma primeira tela que está indicada na Figura 41a, sinalizando que ele está pronto para a realização da medição. O término da medição é indicado pela tela mostrada no item b da Figura 41. Conforme observa-se (Figura 41b, c, d, e), o acionamento do botão B2 possibilita a permuta das telas, mostrando os valores medidos (B, X e T), enquanto que o botão B1, quando teclado, reinicia o sistema para uma nova medição.

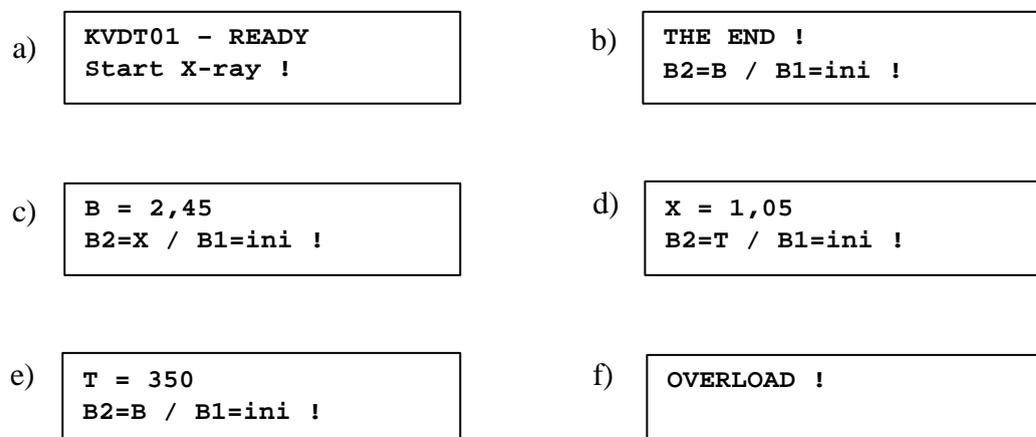


Figura 41: Telas mostradas no *display* do MAMO-KVDT-01.

Caso o registro do tempo de irradiação (em unidades arbitrárias) ultrapasse o número

9999, no *display* do sistema aparecerá a indicação “OVERLOAD !” (Figura 41f); quando a radiação cessa, há o retorno à tela principal (Figura 41a).

3.4 CALIBRAÇÕES E TESTES DO SISTEMA DOSIMÉTRICO

3.4.1 Calibrações

Após a finalização da montagem do sistema, foram realizadas as medições visando obter as curvas de calibração para a medida da tensão e do tempo de irradiação do equipamento de raios-X mamográfico, bem como do kerma no ar incidente na entrada da pele.

a) Calibração do sistema de medição da tensão

Para a calibração do potencial aplicado ao tubo de raios-X, os valores médios das razões das respostas (B/X) do MAMO-KVDT-01, para as várias qualidades de feixes mamográficos utilizadas, foram colocadas em um gráfico em função do valor da tensão medida pelo medidor RMI, modelo 242 (Gammex), previamente calibrado. Foi então traçada a curva de calibração formada pelo ajuste (*fitting*) dos pontos obtidos. De posse da equação da curva formada, pôde-se determinar a tensão aplicada através das medidas obtidas com o MAMO-KVDT-01.

b) Calibração do sistema de medição do kerma no ar incidente

Na obtenção do gráfico das respostas (B) com o kerma no ar incidente (INAK), irradiações foram realizadas em diferentes situações (técnicas mais comumente usadas) para cada tensão utilizada no intervalo de 25 a 30 kV. O INAK foi determinado com uma câmara de ionização Keithley (mod. 96035B) ligada ao eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging), previamente calibrados. É importante lembrar que, para a obtenção do INAK, deve-se primeiramente determinar o kV e, a partir daí, utilizar a curva de calibração da dose correspondente ao valor obtido. Caso a tensão obtida tenha um valor intermediário entre duas curvas de calibração, deve-se fazer uma interpolação para a obtenção do kerma no ar incidente.

c) Calibração do sistema de medição do tempo de irradiação

A curva de calibração do tempo de irradiação foi determinada através da comparação das leituras relacionadas com o tempo medido pelo instrumento (T), em unidades arbitrárias (ua), com o tempo registrado pelo equipamento RMI (Gammex). Os pontos das curvas foram obtidos pela irradiação de ambos os medidores com os mesmos parâmetros.

3.4.2 Testes das respostas do MAMO-KVDT-01

Após as calibrações, realizaram-se testes para a verificação das características de suas respostas quanto à:

- Repetibilidade e estabilidade da medida da tensão
- Influência do efeito anódico na resposta do detector
- Resposta do detector *versus* kerma no ar incidente
- Estabilidade da medida do tempo

Para esses testes, colocou-se o MAMO-KVDT-01 no local de posicionamento da mama: na mesa de suporte de um equipamento mamográfico, modelo Mammomat 1000 (Siemens). Nesse equipamento mamográfico, utilizaram-se feixes correspondentes às tensões de 25 a 30 kV e combinação anodo-filtro de Mo-Mo. Posicionou-se o instrumento no eixo anodo-catodo, sendo sua parte frontal direcionada para o anodo. Os sensores ficaram centralizados no campo do feixe e a uma distância de 50 mm na direção da parede torácica (ou na direção do catodo), com o visor na direção do anodo. Na Figura 42, é mostrado o posicionamento do MAMO-KVDT-01 na mesa de suporte do equipamento mamográfico utilizado para as irradiações.



Figura 42: Posicionamento do MAMO-KVDT-01 no equipamento mamográfico.

Após o instrumento ser ligado, foi aguardado um tempo de aproximadamente 10 minutos para a estabilização dos componentes eletrônicos.

a) Avaliação da repetibilidade e estabilidade da medida da tensão

Para a verificação da repetibilidade da tensão, foram efetuadas 10 medições consecutivas com a aplicação de uma das técnicas mais usadas em mamografias: 28 kV, 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo. Todas as medições foram realizadas com a placa de compressão. A partir dos dados obtidos, foram determinados a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação das medidas.

Para o estudo da reprodutibilidade, o mesmo procedimento de posicionamento descrito na etapa referente à repetibilidade foi seguido. Foram executadas leituras diariamente, ao longo de um período de sete dias, com as principais qualidades de feixes aplicadas em técnicas mamográficas (tensões de 25 a 30 kV), mantendo-se os outros parâmetros de irradiação: 80 mAs e combinação anodo-filtro Mo-Mo. O valor médio, o desvio padrão e o percentual do coeficiente de variação das tensões obtidas foram utilizados para o estudo da reprodutibilidade ou estabilidade das respostas ao longo do tempo.

b) Influência do efeito anódico na resposta do detector

Para a análise da influência do efeito anódico, realizou-se um teste de posicionamento

do MAMO-KVDT-01 na mesa de suporte do equipamento mamográfico. Para isso, foram verificadas as respostas do instrumento quando rotacionado de 90° e de 180° de sua posição original, descrita anteriormente (Figura 43). A janela de entrada da radiação do sistema (conjunto de sensores) foi mantida sempre na região central do feixe mamográfico.



Figura 43: Variações do posicionamento do MAMO-KVDT-01 no equipamento mamográfico.

c) Resposta do sistema de detecção com o kerma no ar incidente

Realizou-se um estudo da variação das respostas B, referentes ao fotodiodo BPW34 (utilizado como dosímetro), com a intensidade do feixe de radiação (mAs). Para isso, foram escolhidas três tensões do intervalo mais utilizado em feixes mamográficos: 25, 28 e 30 kV. Para cada uma dessas tensões, variou-se a intensidade do feixe de 71 a 140 mAs, valores mais utilizados em técnicas mamográficas.

O estudo da repetibilidade do kerma no ar incidente foi realizado com o MAMO-KVDT-01 através da determinação do coeficiente de variação de 10 medidas, obtidas com a técnica de 28 kV (tensão de painel), 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo. Para isso, utilizou-se a equação da curva de calibração correspondente a essa tensão.

d) Estabilidade da medida do tempo

A estabilidade da medição do tempo de irradiação, obtida através da equação da curva de calibração determinada, foi verificada pelo cálculo do coeficiente de variação de 10 medidas tomadas com a técnica utilizada no item anterior: 28 kV, 80 mAs e Mo-Mo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 RESPOSTA DOS FOTODIODOS

Os resultados dos testes dos dispositivos sensores são apresentados a seguir. Esses testes envolveram a análise da resposta dos fotodiodos em função do tempo, sua variação com a dose e sua dependência energética. Ao final, discute-se a caracterização desses dispositivos para a escolha e adequação ao sistema de medição proposto.

4.1.1 Repetibilidade e reprodutibilidade

A Tabela 9 mostra os valores medidos e os coeficientes de variação obtidos nas 10 medidas consecutivas, realizadas com os fotodiodos expostos a um feixe de raios-X de mamografia com qualidade W28Mo60. Os resultados mostram que o coeficiente de variação é menor que 1% para todos os fotodiodos, sendo o fotodiodo XRA24 o que apresentou melhor repetibilidade na sua resposta.

Tabela 9: Valores medidos com um feixe de qualidade mamográfica tipo W28Mo60.

Fotodiodos	Valor médio (nC)	Desvio padrão (nC)	Coef. de variação (%)
SFH206	0,79	0,01	0,67
BPW34	29,52	0,10	0,34
XRA24	68,71	0,08	0,12

A Figura 44 mostra a repetibilidade da resposta do fotodiodo XRA24 para um kerma no ar de 11,52 mGy. A linha cheia representa o valor médio e as linhas pontilhadas representam um e dois desvios padrões, respectivamente.

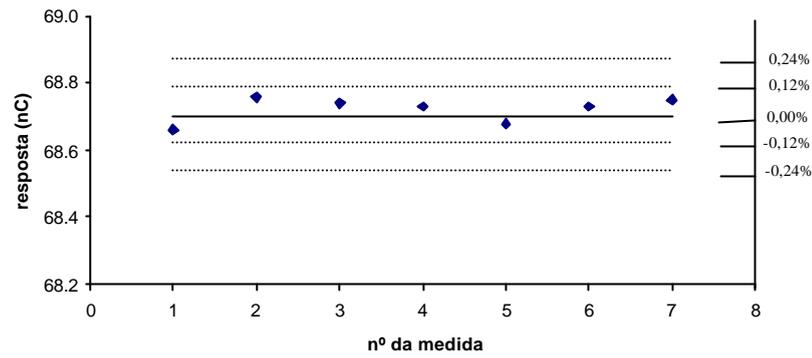
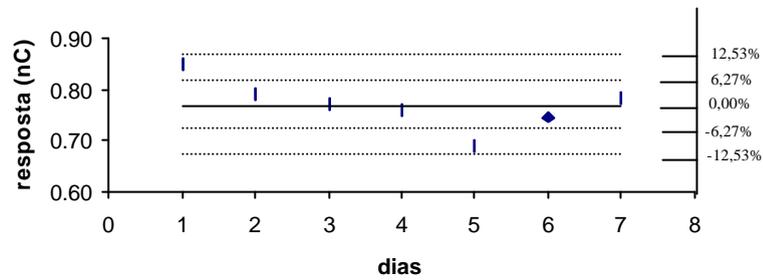
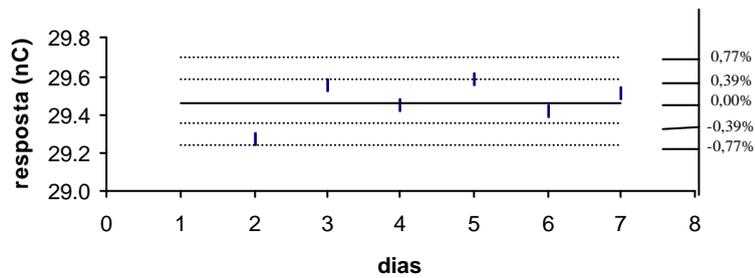


Figura 44: Resposta do fotodiodo XRA24 exposto a uma dose de 11,52 mGy, em um feixe de qualidade mamográfica W28Mo60.

a) SFH206



b) BPW34



c) XRA24

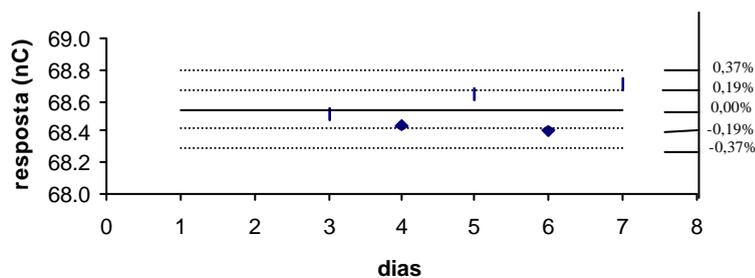


Figura 45: Respostas dos fotodiodos estudados em função do tempo: (a) SFH206, (b) BPW34 e (c) XRA24, com dose de 11,52 mGy, em um feixe de qualidade mamográfica W28Mo60.

Os resultados da resposta dos fotodiodos expostos a um kerma no ar de 11,52 mGy com um feixe de raios-X, qualidade W28Mo60, ao longo de uma semana, são apresentados na Figura 45. Nos gráficos dessa figura, as linhas cheias representam o valor médio e as linhas pontilhadas representam os valores de um e dois desvios padrões, respectivamente. Observa-se pelos dados que as variações das respostas dos fotodiodos BPW34 e XRA24 foram menores que 1%, dentro do intervalo de dois desvios padrões, evidenciando a estabilidade nas suas respostas em função do tempo. Já o fotodiodo SFH206 apresentou uma variação de cerca de 13% na repetibilidade de sua resposta, inviabilizando sua utilização como dosímetro.

4.1.2 Resposta em função da dose

A Figura 46 mostra a curva da variação das respostas dos fotodiodos avaliados em função da dose, para um feixe de raios-X de mamografia com qualidade W28Mo60. Cada ponto corresponde ao valor médio de três medidas. No gráfico, não está representado o desvio padrão correspondente a cada ponto por ter sido um valor muito pequeno, inferior a 1% do valor da média.

Os resultados mostram o comportamento linear da resposta de todos os fotodiodos avaliados no intervalo estudado de 3,0 mGy a aproximadamente 60 mGy.

A análise dos dados mostra que o fotodiodo SFH206 é o que apresenta menor sensibilidade. Isso se deve ao fato de que o fotodiodo tem uma janela com espessura de 57 mg/cm² na frente da junção semicondutora. O BPW34 também possui uma janela de acrílico de espessura menor do que a do SFH206, razão pela qual a sua sensibilidade é maior com relação a este sensor.

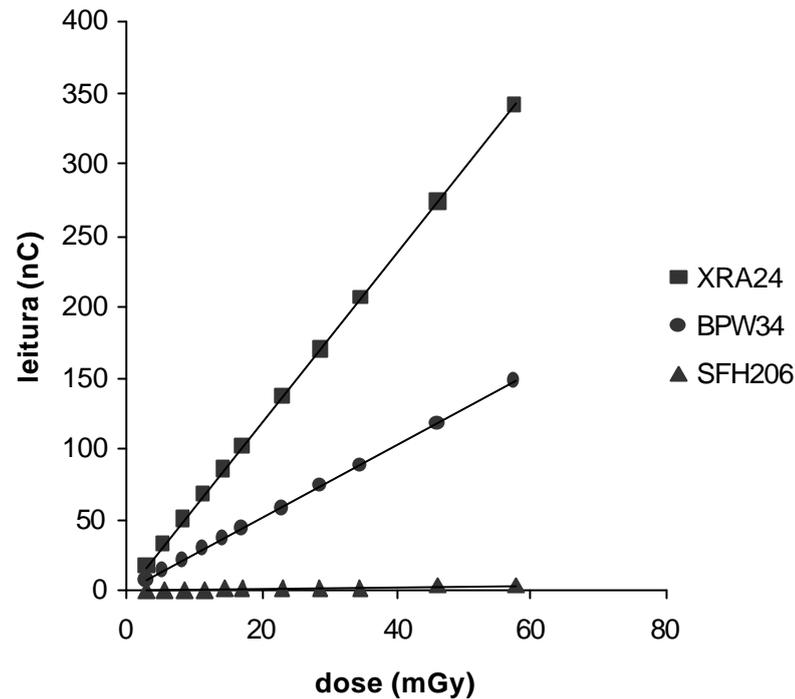


Figura 46: Curva das respostas dos três fotodiodos estudados em função da dose, com um feixe de raios-X mamográfico de qualidade W28Mo60.

A Tabela 10 mostra os valores de sensibilidade dos fotodiodos em função de sua área efetiva.

Tabela 10: Sensibilidade dos fotodiodos por unidade de área efetiva.

	SFH206	BPW34	XRA24
Coef. Angular (a) (nC/mGy)	0,064	2,544	5,932
Área (mm²)	7	7,5	5,76
a/A (nC/mGy.mm²)	0,009	0,339	1,030

Os dados indicam que o fotodiodo XRA24, apesar de possuir a menor área, mostrou ser o dispositivo mais sensível, apresentando a maior sensibilidade por unidade de área.

Na Tabela 11, são apresentadas as equações das respostas dos fotodiodos, em função da dose, e os seus respectivos coeficientes de correlação, em qualidades de feixes de raios-X mais comuns utilizados em mamografia.

As equações obtidas indicam uma linearidade das respostas dos fotodiodos com a dose, que pode ser observada através dos coeficientes de determinação (R^2). O pior caso foi

para o fotodiodo SFH206, devido à sua baixa sensibilidade.

Tabela 11: Equações das retas e os coeficientes R^2 obtidos das respostas em função da dose para as tensões no tubo de 25 a 30 kV.

Tensão (kV)	CSR (mm Al)	Fotodiodo		
		SFH206	BPW34	XRA24
25	0,332	$y = 0,0614x$ ($R^2 = 0,9784$)	$y = 2,4778x$ ($R^2 = 0,9999$)	$y = 5,7310x$ ($R^2 = 0,9999$)
26	0,336	$y = 0,0614x$ ($R^2 = 0,9732$)	$y = 2,5152x$ ($R^2 = 1,0000$)	$y = 5,8099x$ ($R^2 = 1,0000$)
27	0,344	$y = 0,0632x$ ($R^2 = 0,9824$)	$y = 2,5035x$ ($R^2 = 1,0000$)	$y = 5,8075x$ ($R^2 = 1,0000$)
28	0,352	$y = 0,0644x$ ($R^2 = 0,9824$)	$y = 2,5442x$ ($R^2 = 1,0000$)	$y = 5,9324x$ ($R^2 = 1,0000$)
29	0,360	$y = 0,0681x$ ($R^2 = 0,9870$)	$y = 2,5661x$ ($R^2 = 1,0000$)	$y = 5,9680x$ ($R^2 = 1,0000$)
30	0,364	$y = 0,0694x$ ($R^2 = 0,9831$)	$y = 2,5955x$ ($R^2 = 1,0000$)	$y = 6,0371x$ ($R^2 = 1,0000$)

4.1.3 Resposta em função da energia da radiação

A partir dos valores dos coeficientes angulares das retas de calibração (α) para as várias energias de radiação, traçou-se o gráfico apresentado na Figura 47, que mostra a dependência de resposta dos fotodiodos com a energia do feixe de radiação (tensão aplicada ao tubo).

A Tabela 12 mostra os valores da sensibilidade em função da energia para as tensões mais comumente utilizadas (26, 27 e 28 kV). Observa-se pelos dados que a variação da resposta dos fotodiodos é cerca de 2%, exceto para o SFH206, que apresentou uma variação em torno de 5%. De acordo com a Comissão Eletrotécnica Internacional 61674 (IEC – *International Electrotechnical Commission*), a dependência energética para dosímetros mamográficos deve estar dentro do intervalo de $\pm 5\%$ (IEC, 1997).

Tabela 12: Sensibilidade em função da energia.

Tensão (kV)	CSR (mm Al)	a (sensibilidade) (nC/mGy)		
		SFH206	BPW34	XRA24
26	0,336	0,0614	2,52	5,81
27	0,344	0,0632	2,50	5,81
28	0,352	0,0644	2,54	5,93
var. máx.(%)		4,89	1,15	2,11

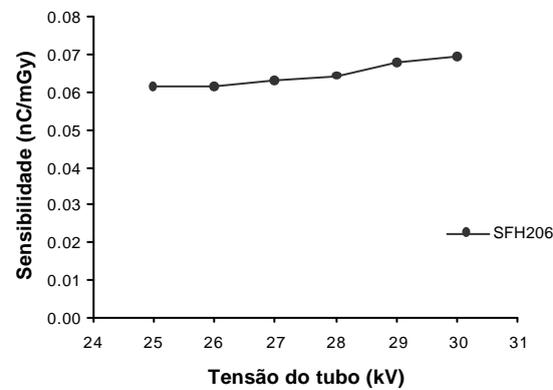
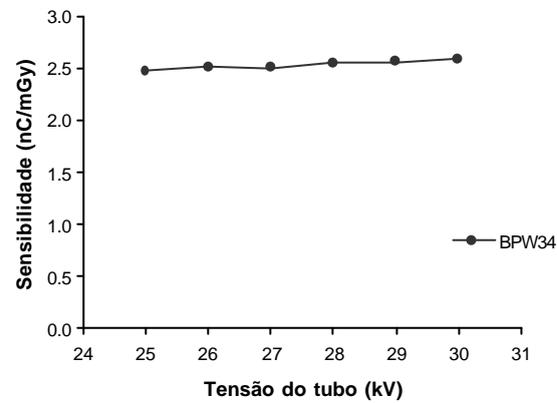
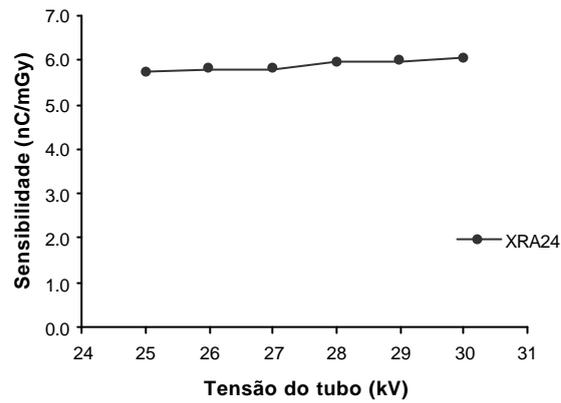


Figura 47: Curvas de dependência energética dos fotodiodos estudados, com um feixe de raios-X mamográfico de qualidade W28Mo60.

4.1.4 Caracterização dos fotodiodos

A avaliação dos fotodiodos SFH206, BPW34 e XRA24 como dosímetros para feixes de raios-X de mamografia mostrou que:

1. A resposta para cada um dos fotodiodos para feixes de raios-X mamográficos é repetitiva e a variação é menor que 1%.
2. As respostas dos fotodiodos indicaram uma estabilidade menor que 1%, com exceção do fotodiodo SFH206, cuja reprodutibilidade foi cerca de 13%.
3. A dependência energética da resposta dos fotodiodos, exceto o SFH206, apresentou uma variação menor que 2% para energias correspondentes a CSR de 0,336 a 0,352 mm Al, atendendo, portanto, às exigências do IEC 61674. No caso do fotodiodo SFH206, a variação foi maior que 5%, o que indica uma inadequação de sua utilização como sensor para a determinação de grandezas como kerma no ar incidente e tensão aplicada ao tubo de raios-X mamográfico.
4. O fotodiodo XRA24 tem a maior sensibilidade à radiação quando comparado com os demais, pois foi o que apresentou a maior resposta por unidade de área por mGy.
5. O fotodiodo SFH206 foi descartado para ser utilizado como dosímetro devido à sua baixa sensibilidade e à sua elevada dependência energética para feixes mamográficos.

4.2 TESTES DOS CIRCUITOS

Teste dos eletrômetros

A Figura 48 mostra as respostas dos eletrômetros B e X, que foram utilizados para a integração dos sinais produzidos por BPW34 e XRA24, respectivamente, em função da corrente de entrada. Essas respostas indicam uma variação linear da tensão no capacitor do circuito integrador com relação à carga fornecida pela fonte de corrente Keithley através da variação da corrente, mantendo-se o tempo de fornecimento constante.

Na Figura 49, também é observada uma linearidade da tensão acumulada nos capacitores dos circuitos integradores dos eletrômetros, em função da carga fornecida pela fonte de corrente Keithley, mantendo-se a corrente constante e variando-se o tempo de fornecimento.

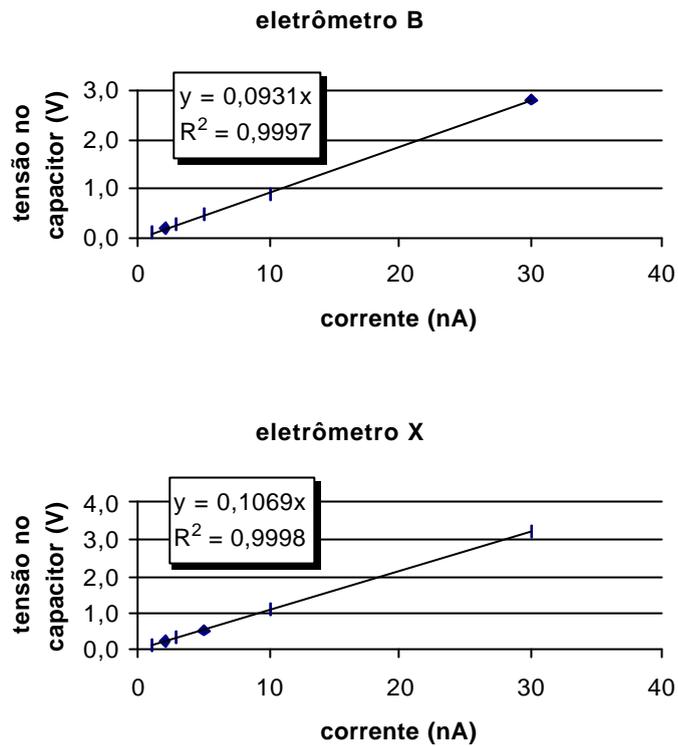


Figura 48: Valor da tensão no capacitor do circuito integrador dos eletrômetros B e X em função da corrente de entrada.

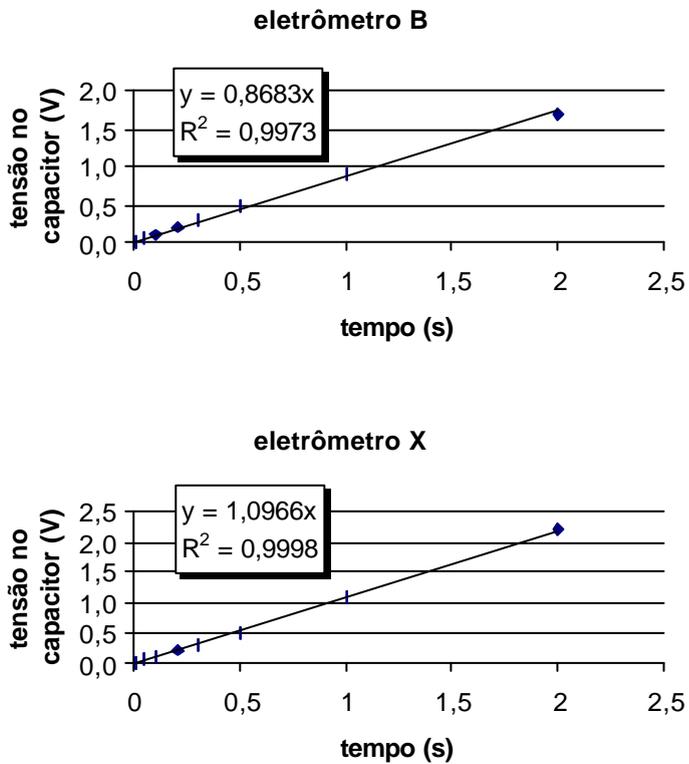


Figura 49: Valor da tensão no capacitor do circuito integrador dos eletrômetros B e X em função do tempo.

Teste do circuito de acionamento/temporizador

A análise do tempo de subida da rampa de integração, através de um osciloscópio digital, mostrou que o tempo de carga do capacitor do circuito integrador coincide com o tempo estabelecido na fonte de corrente Keithley.

Teste do ADC

Nos testes da conversão do sinal analógico em sinal digital, observou-se uma grande concordância entre os valores digitais – esperado e o valor lido – dentro da resolução das leituras que era de aproximadamente 20 mV (5 V/255).

4.3 CALIBRAÇÕES E TESTES DO MAMO-KVDT-01

4.3.1 Calibrações

a) Calibração do sistema de medição da tensão aplicada ao tubo

O MAMO-KVDT-01 foi posicionado conforme mostrado no item 3.4 e foram tomadas leituras dos dosímetros em função da tensão indicada no painel do equipamento mamográfico. A curva das respostas dos fotodiodos (em unidades arbitrárias) em função da tensão indicada no painel é mostrada na Figura 50.

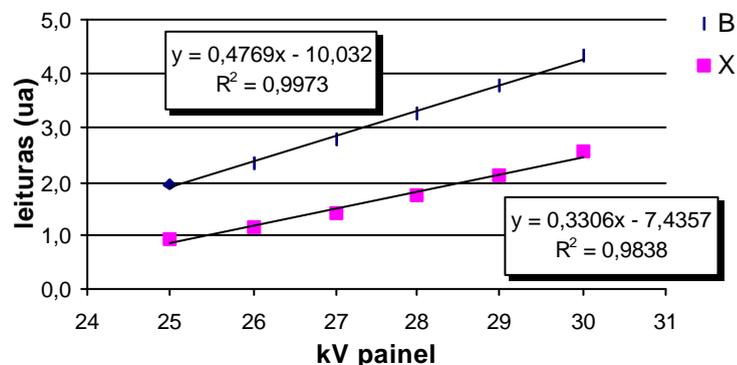


Figura 50: Variação das respostas dos fotodiodos.

A Figura 51 mostra a curva de calibração para a tensão aplicada ao tubo de raios-X mamográfico. A equação determinada foi utilizada para a obtenção desta grandeza, conforme o resultado da razão entre as leituras dos fotodiodos (B/X).

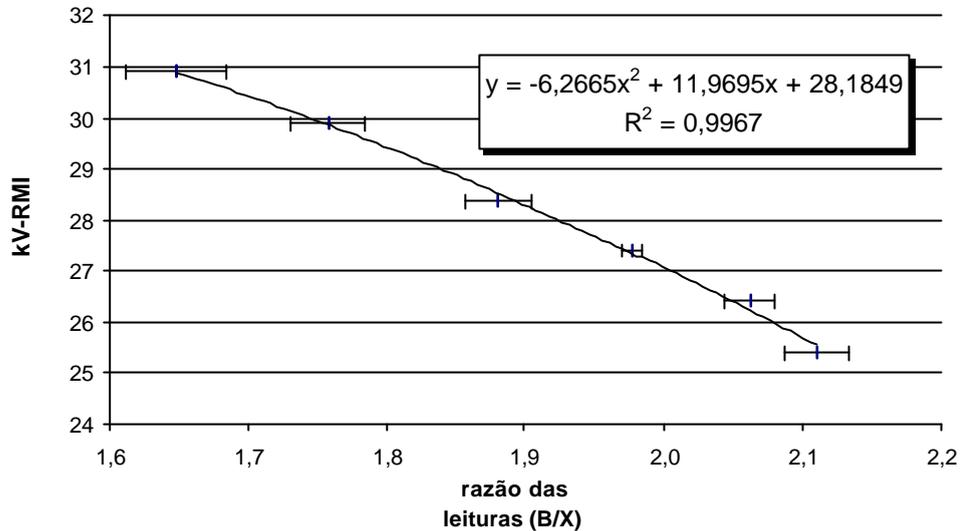


Figura 51: Curva de calibração da tensão aplicada ao tubo do equipamento mamográfico.

b) Calibração do sistema de medição do kerma no ar incidente

A seguir, na Figura 52, estão as curvas de calibração para as doses na superfície da mama. As respostas do fotodiodo BPW34 foram calibradas em função do kerma no ar medido com a câmara de ionização Keithley (mod. 96035B) ligada ao eletrômetro CDX-2000A, para as diversas tensões de mamografia.

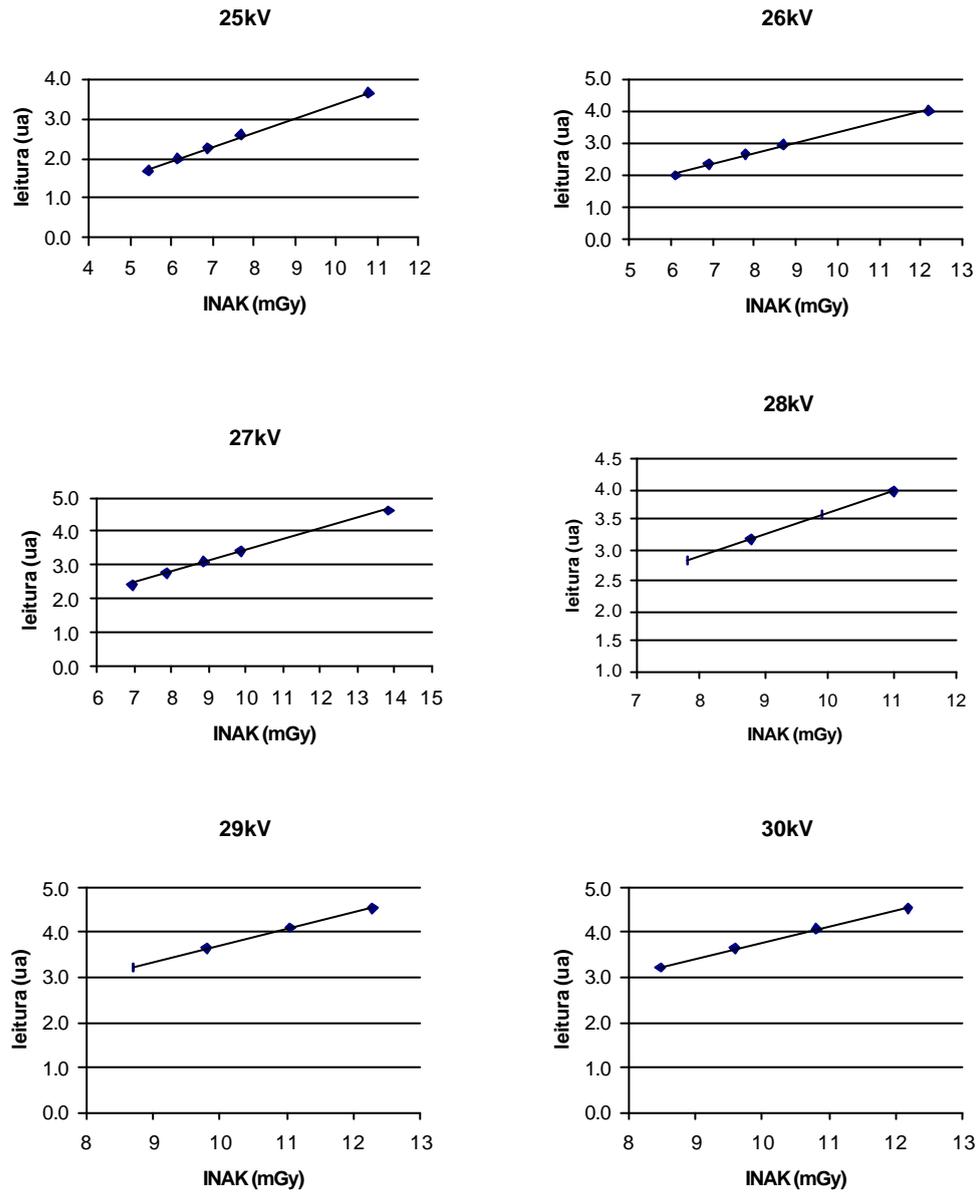


Figura 52: Curvas de calibração do kerma no ar incidente (INAK) para as tensões de 25 a 30 kV.

Na Tabela 13, são mostradas as equações das curvas de calibração das respostas do dosímetro em função da dose e os seus respectivos coeficientes de determinação, em feixes de raios-X mamográficos obtidos com o mamógrafo Mammomat 1000 (Siemens).

Tabela 13: Equações das retas e os coeficientes R^2 obtidos das respostas em função do kerma no ar incidente para as tensões de 25 a 30 kV de um equipamento mamográfico.

Tensão (kV)	B (BPW34)
25	$y = 0,3602x - 0,2360$ ($R^2 = 0,9968$)
26	$y = 0,3265x + 0,0667$ ($R^2 = 0,9961$)
27	$y = 0,3215x + 0,2222$ ($R^2 = 0,9977$)
28	$y = 0,3523x + 0,0838$ ($R^2 = 0,9997$)
29	$y = 0,3633x + 0,0862$ ($R^2 = 0,9994$)
30	$y = 0,3533x + 0,2443$ ($R^2 = 0,9997$)

As equações obtidas demonstram uma linearidade das respostas dos fotodiodos com a dose, que pode ser observada através dos coeficientes de correlação (R^2).

c) Calibração do sistema de medição do tempo de irradiação

O gráfico da Figura 53 mostra uma comparação entre o valor relativo ao tempo registrado pelo MAMO-KVDT-01, em unidades arbitrárias (ua), e o tempo medido através do RMI, quando utilizados para a medição do tempo no equipamento mamográfico Mammomat 1000 (Siemens).

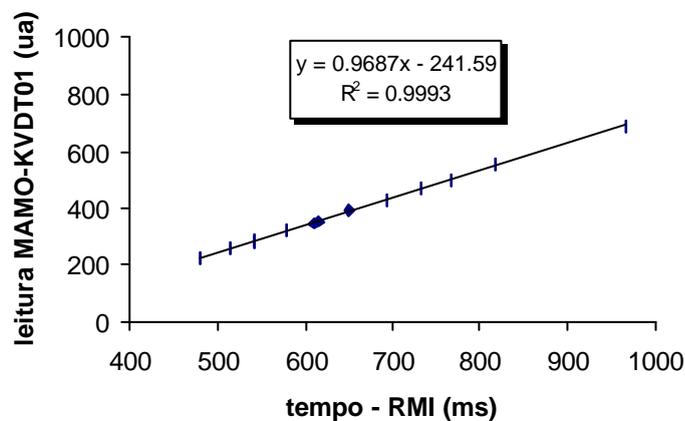


Figura 53: Curva de calibração do tempo em irradiações no equipamento mamográfico.

4.3.2 Testes das respostas do MAMO-KVDT-01

a) Repetibilidade e reprodutibilidade da tensão

No estudo da repetibilidade da tensão de operação do tubo de raios-X, aplicando-se uma das técnicas mais usadas em mamografias (tensão de painel de 28 kV, 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo), as 10 medições consecutivas (Tabela 14) indicaram um coeficiente de variação menor que 1%.

Tabela 14: Repetibilidade da tensão (kV).

	Leitura MAMO- KVDT-01 (kV)
	28,56
	28,30
	28,41
	28,43
	28,56
	27,72
	28,15
	28,56
	28,30
	28,58
média	28,36
desv padr	0,27
cv(%)	0,94

Quando o valor médio da tensão obtida é comparada com a leitura feita pelo RMI, encontra-se um erro percentual de apenas 0,14%.

Pelos resultados obtidos no estudo da estabilidade em função do tempo (reprodutibilidade), observa-se que o coeficiente de variação máximo entre as medidas ficou abaixo de 1,5% (Tabela 15).

Tabela 15: Reprodutibilidade da tensão (kV).

Tensão painel (kV)	Tensão RMI (kV)	kV MAMO-KVDT-01			
		média	dp	cv (%)	erro (%)
25	25,40	25,54	0,326	1,28	-0,53
26	26,40	26,22	0,254	0,97	0,69
27	27,40	27,35	0,099	0,36	0,19
28	28,40	28,53	0,285	1,00	-0,44
29	29,90	29,87	0,268	0,90	0,11
30	30,90	30,88	0,315	1,02	0,05

Na comparação dos valores médios obtidos com o valor determinado pelo RMI, o

maior erro percentual encontrado foi de apenas 0,69%.

b) Influência do efeito anódico na resposta do detector

Na verificação da alteração da resposta com o posicionamento do MAMO-KVDT-01 na mesa de suporte para a mama, de 90° e 180° não foi observada uma alteração significativa, observando-se uma variação em torno de 1,5%, dentro, portanto, das variações determinadas pelo estudo da estabilidade das leituras (Tabelas 14 e 15).

Isso ocorre devido ao fato de que o arranjo dos sensores foi feito de forma tal que eles estão muito próximos, constituindo-se quase uma “sonda pontual”. Deve-se garantir, no entanto, que esses sensores estejam posicionados no eixo central da direção anodo-catodo e que se encontrem a uma distância de 50 mm da extremidade correspondente à parede torácica.

c) Resposta do sistema de detecção com o kerma no ar incidente

Na Figura 54, estão apresentados os valores de B obtidos pelo MAMO-KVDT-01 em função da variação da intensidade do feixe de radiação (variação do mAs), para as tensões de 25, 28 e 30 kV, indicadas no painel do equipamento mamográfico.

Verifica-se pelos coeficientes de correlação que o sistema responde linearmente com a variação da intensidade do feixe de radiação. Observa-se também o mesmo comportamento para as tensões de 26, 27 e 30 kV.

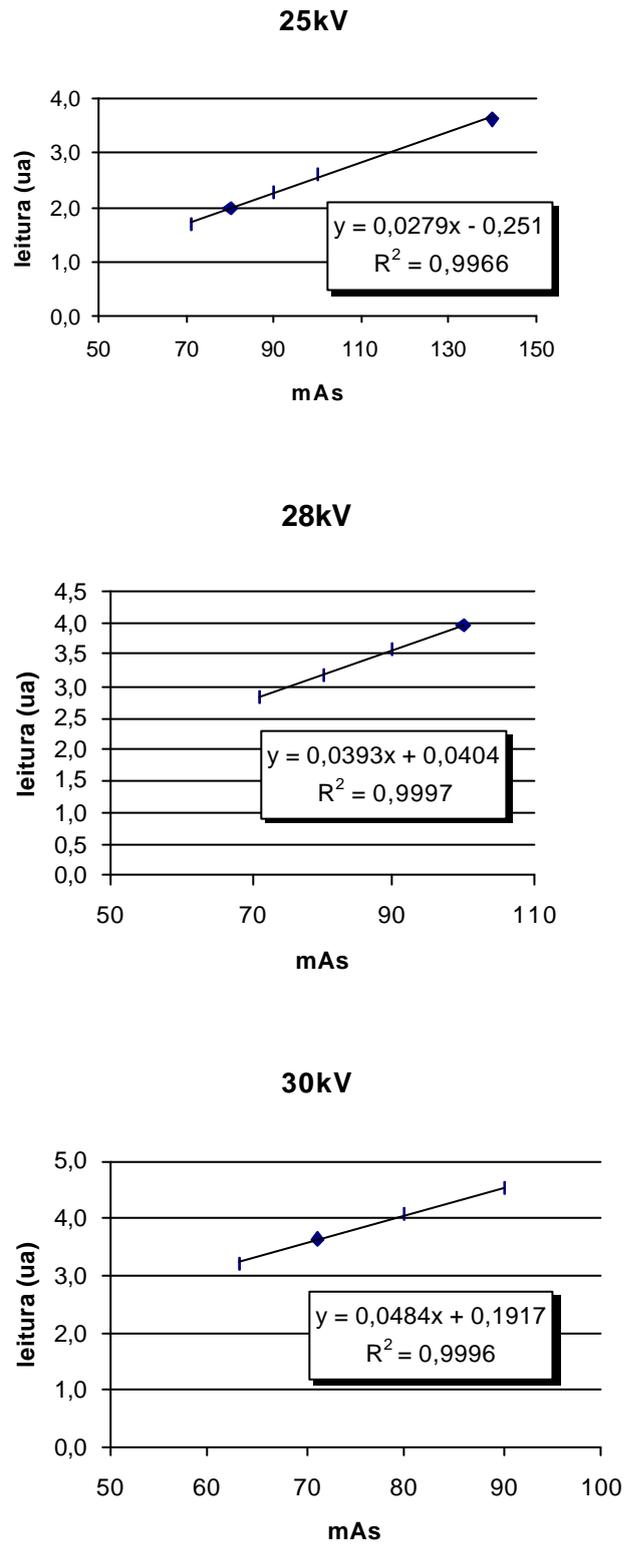


Figura 54: Linearidade dos valores obtidos pelo MAMO-KVDT-01 em função do mAs do tubo para as tensões de 25, 28 e 30 kV do equipamento mamográfico.

Repetibilidade do kerma no ar incidente

O estudo da repetibilidade do kerma no ar incidente com 10 medições realizadas pelo MAMO-KVDT-01 com a técnica de 28 kV (tensão de painel), 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo, indica um coeficiente de variação menor que 2% (Tabela 16).

Tabela 16: Repetibilidade do kerma no ar incidente.

	INAK (mGy)
	MAMO-KVDT-01
	8,93
	8,93
	9,10
	8,99
	8,93
	9,38
	9,10
	8,93
	8,93
	8,82
média	9,00
desv padr	0,16
cv(%)	1,76

O valor médio do kerma no ar incidente, quando comparado com o valor obtido através da câmara de ionização Keithley (8,8 mGy), apresenta um erro em torno de 2,5%.

d) Repetibilidade do tempo de irradiação

No estudo da repetibilidade do tempo de irradiação, utilizando-se a técnica mamográfica de 28 kV, 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo, observou-se que em 10 medições consecutivas o coeficiente de variação foi menor que 0,5% (Tabela 17).

Na comparação do valor médio obtido com o valor de 610,3 ms (determinado pelo RMI), o erro percentual encontrado foi de apenas 0,11%.

Tabela 17: Repetibilidade do tempo de irradiação.

	tempo (ms)
	MAMO-KVDT-01
	611,80
	607,67
	613,86
	610,77
	610,77
	610,77
	606,64
	608,70
	606,64
	608,70
média	609,63
desv padr	2,36
cv(%)	0,39

4.3.3 Especificações do MAMO-KVDT-01

As especificações do sistema dosimétrico desenvolvido (MAMO-KVDT-01) são mostradas na Tabela 18.

Tabela 18: Especificações do MAMO-KVDT-01.

especificações		MAMO-KVDT-01
tensão	faixa	25 – 30 kV
	precisão	1,5%
tempo	intervalo	480 – 970 ms
	precisão	0,4%
kerma no ar incidente (INAK)	faixa	5,0 – 14,0 mGy
	precisão	2%

5. CONCLUSÕES

A proposta deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema dosimétrico para ser utilizado no controle de qualidade de equipamentos mamográficos, permitindo uma medição simultânea da tensão aplicada ao tubo de raios-X, do tempo de irradiação e do kerma no ar incidente na mama.

Os resultados dos testes realizados com os fotodiodos estudados mostraram coeficientes de variação da repetibilidade inferiores a 1% e respostas lineares com a dose. Os fotodiodos BPW34 e XRA24 mostraram também uma pequena variação de cerca de 2% com a energia na faixa de tensão de equipamentos mamográficos (de 25 a 30 kV), inferior aos 5% estipulado como a faixa mínima de variação da dependência energética (IEC, 1997). Por essa razão, estes fotodiodos foram escolhidos como sensores dosimétricos no instrumento de medição. O fotodiodo SFH206 teve uma variação energética em torno de 5% e foi utilizado apenas como sensor para chaveamento do processo de medição.

No estudo da estabilidade das medidas de tensão aplicada ao tubo do sistema dosimétrico, o coeficiente de variação ficou abaixo de 1,5%. Na comparação dos valores médios das tensões obtidas com os valores medidos pelo RMI, modelo 232 (Gammex), o maior erro foi inferior a 1%.

O sistema MAMO-KVDT-01 apresentou uma resposta linear com o kerma no ar incidente para os diferentes valores de tensões utilizadas em mamografia. A variação na repetibilidade dos valores das medidas do kerma no ar com o instrumento ficou abaixo de 2% e o erro do valor médio, com relação ao valor obtido pela câmara de ionização, foi de cerca de 2,5%.

O sistema também apresentou uma estabilidade para a medição do tempo de irradiação com variação inferior a 0,5%, sendo que o erro, quando comparado com o valor obtido com o RMI, foi de apenas 0,11%.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARDRAN, G. M.; CROOKS, H. E. **Checking diagnostic x-ray beam quality**. Br J Radiol, 41: 193-198, 1968. In: RANALLO, 1993.

AOKA, K.; KOYAMA, M. **A silicon diode in a thimble-type mount for measurement of diagnostic X-ray spectra**. Phys. Med. Biol., 35 (11), 1505, 1990.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York: John Wiley and Sons, 1986.

BARBOSA, R. A.; LOPES, R. T.; TAUHATA, L.; POLEDNA, R. **Determining parameters of photodiodes which are characteristics from ionisation chambers following IEC 731-1982 Standards**. Rad. Prot. Dosim., v. 84, n. 1-4, p. 353-357, 1999.

BARROS, V. S. M. **Dose paciente e controle de qualidade em mamografia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 2004.

BARTHE, J. **Electronic dosimeters based on solid state detectors**. Nucl. Instr. and Met. in Phys. Res., B 184, 158-189, 2001.

BOS, A. J. J.; PETERS, T. M.; ROS, J. M. G.; DELGADO, A. **An intercomparison of glow-curve analysis computer programs 2. Measured glow curve**. Rad. Prot. Dos., 51, 257-264, 1994.

BUENO, C. C.; GONÇALVES, J. A. C.; SANTOS M. D. **The performance of low cost commercial photodiodes for charged particles and X-ray spectrometry**. Nucl. Inst. and Meth. In Phys. Dos. Appl., 371, 460, 1996.

BUSHBERG, J. T. ; SEIBERT, J. A. ; LEIDHOLDT JR, E. M. ; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. Williams & Wilkins, 2^a ed., 2001.

BUSHONG, S. **Radiologic Science for Technologists**. St. Louis: Mosby-Year Book, 1997.

CAMPBELL, C. C. M.; YAFFE, M.J.; TAYLOR, K. W. **Measurement of time variations of x-ray beam characteristics**. SPIE Vol. 173, Application of Optical Instrumentation in Medicine, VII: 312-318, Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 1979. In: RANALLO, 1993.

COWEN, A. R.; LAUNERS, J. H.; JADAV, M.; BRETTLE, D. S. **Visibility of microcalcifications in computed and screen-film mammography**. Phys. Med. Biol. 42, p 1533-1548, UK, 1997.

DANCE, D.R. **The Physics of Medical Imaging**, Diagnostic Radiology with X-rays, Cap. 2, Ed. Steve Webb, Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 1988.

DANCE, D.R.; SKINNER, C. L.; ALMCARLSSON, G. **Breast dosimetry**. Applied Rad. and Isotopes, 50, 185-203, 1999.

DETECTION TECHNOLOGY, High-performance diodes XRA-series. Disponível em: <<http://www.deetee.com>>, acessado em 18/08/2003.

DIXON, R. **Silicon diode dosimetry**, Int. J. of Appl. Rad. Isotopes, 33, 1171, 1986.

DIXON, R. L.; EKSTRAND, K. E. **A silicon diode dosimeter with a memory – an alternative to mailed TLD**. Nuclear Instrument and Methods, 175, 112-114, 1980.

DONG, S. L.; CHU, T. C.; LEE, J. S.; LAN, G. Y.; WU, T. H.; YEH, Y. H.; HWANG, J. J. **Estimation of mean glandular dose from monitoring breast entrance skin air kerma using a high sensitivity metal oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET) dosimeter system in mammography**. Appl. Radiat. Isot, 57(6): 791-9, 2002.

EDMONDS, I. R.; RAJAPPA, U.; HIRST, C.; ROWNTREE, P. **Photovoltaic cells for low energy x-ray dosimetry**. Phys. Med. Biol., Vol. 35, N.4, 571-578, 1990.

FIFE, I. **The physical dimension of the compressed breast**. British Journal of Radiology, 64, 73-74, 1991.

FIORINI, C.; LONGONI, A. **Gamma-ray imaging detectors based on silicon drift detectors arrays coupled to a single scintillator**. Nucl. Instr. Meth., Vol. 497, Issue 1, 221-225, 2003.

FITZGERALD, M.; WHITE, D. R.; YOUNG, J. **Mammographic practice and dosimetry in Britain**. British Journal of Radiology, 54, 212-220, 1981.

GAMBACCINI, M.; MARZIANI, M.; RIMONDI, O. **Radiation probe for indirect evaluation of the high-voltage waveform of a Mo anode mammography unit**. Med. Phys., 16(1), 94-97, 1989.

GAMBACCINI, M.; MARZIANI, M.; RIMONDI, O. **A fast non-invasive beam check for mammography x-ray units**. Phys. Med. Biol., 39, 1423-1435, 1994.

GODINHO, E. R.; KOCH, H. A. **O perfil da mulher que se submete a mamografia em Goiânia – uma contribuição a “bases para um programa de detecção precoce do câncer de mama”**, Radiologia Brasileira, 2002.

GUERRA, A. B. **Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação-X para calibração de instrumentamentos, nível mamografia**. Tese de doutorado em Tecnologias Nucleares, IPEN, 2001.

GRUSSEL, E.; RIKNER, G. **Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors**. Phys. in Med. and Biol., 38 (6), 785, 1993.

HAMMERSTEIN, G. R.; MILLER, D. W.; WHITE, D. R.; MASTERSON, M. E.; WOODARD, H. Q.; LAUGHLIN, J. S. **Absorbed radiation dose in mammography**. Radiology, 130, 485-491, 1979.

HERDADE, S. B.; COSTA, P. R.; TERINI, R. A.; KUNZEL, R. **X-ray spectrometry in mammography with a silicon PIN photodiode with application to the measurement of tube voltage**. Medical Physics, Vol. 31, n. 11, 2996-3003, 2004.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). Acuerdo Regional de Cooperacion para la Promocion de la Ciencia y la Tecnologia Nucleares en America Latina y el Caribe (ARCAL). **Protocolo de garantía de calidad en mamografía. Aspectos físicos**. Havana (Cuba), 1999.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement**. ICRU report 44. Bethesda, MD, 1989.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), Statement from the 1987, Como meeting of the ICRP, **ICRP Publication 52, Annals ICRP 17(4)**, Oxford, Pergamon, 1987. In: ZOETELIEF et al., 1996.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). **Medical electrical equipment: dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnosis imaging**. IEC 61674, 1997.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). **Medical electrical equipment – dosimetric instruments used for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology**. IEC 61676, 2002.

JACOBSON, A. F.; CAMERON, J.R.; SIEDBAND, M.P.; WAGNER, J. **Test cassette for measuring peak tube potential of diagnostic x-ray machines**. Med Phys, 3: 19-25, 1976. In: RANALLO, 1993.

JOHNS, P. C.; YAFFE, M. J. **X-ray characteristics of normal and neoplastic breast tissues**. Physics in Medicine and Biology, 32, 675-695, 1987.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. Springfield, Illinois, USA, 4^a ed., 1983.

JORNET, N.; RIBAS, M.; EUDALDO, T. **In vivo dosimetry: Intercomparison between p-type based and n-type based diodes for the 16–25 MV energy range**. Med. Phys., 27 (6), 1287, 2000.

KAHILAINEN, J. **The direct ion storage dosemeter**. Radiation Protection Dosimetry, V. 66, No 1-4, 459-462, 1996.

KARLSSON, M.; NYGREN, K.; WICKMAN, G.; HETTINGER, G. **Absorbed dose in mammary radiography**. Acta Radiologic Therapy Physics and Biology, 15, 252-258, 1976.

KHOURY, H.; MELO, F.; LIRA, C. **Utilização de fotodiodos como detectores de radiação ionizante**. Proc. Symp. II Congresso de Físicos em Medicina, SP, 82-85, 1987.

KHOURY, H. J. **Uso de fotodiodos comerciais para espectrometria e dosimetria das radiações ionizantes**. Tese apresentada em Concurso Público ao cargo de Professor Titular da UFPE, 1999.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 2ª ed., New York, Chichester: J. Willey, 1989.

KRAMER, H. M.; SELBACH, H. J.; ILES, W. E. **The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators**. The British Journal of Radiology, 1998.

KÜNZEL, R.; HERDADE, S. B.; TERINI, R. A. **Adaptação de um sistema de raios-X com anodo de tungstênio e potencial constante para a faixa de mamografia**. Congresso Brasileiro de Física Médica, Porto Alegre, 2003.

LAW J., Faulkner, K., Smith, S. **Variation of image quality with X-ray tube potential in mammography**. Br J Radiol, 62: 192, 1989.

LAW, J. **The measurement and routine checking of mammography x-ray tube kV**. Phys Med Biol., 36(8): 1133-9, 1991.

LAW, J.; DANCE, D.R.; FAULKNER, K.; FITZGERALD, M. C.; RAMSDALE, M. L.; ROBINSON, A.. **The commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems**. Institute Of Physical Sciences In Medicine (IPSM) Report 59, 2nd ed., New York, 1994.

LONCOL, T.; GREFFE, J. L.; VYNCKIER, S.; SCALLIET, P. **Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparasion of methods and in vivo results**. Radiother Oncol, 41(2): 179-87, 1996.

LUTZ, G. **Silicon Radiation Detectors**, Nucl. Instr. Meth., A367, 21-31, 1995.

MELO, F.A. **Desenvolvimento de um dosímetro para radiação gama utilizando fotodiodo**, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 1988.

MELO, F.A. **Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios-X Odontológicos**. Tese de doutorado, Universidade Federal de Pernambuco, 2002.

MENEZES, C. J. M. **Desenvolvimento de um dosímetro multicanal para radioterapia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 2000.

MGP instruments Publisher; Technical note – 3/2000. Disponível em: <<http://www.mgpi.com>>, acessado em 27/05/2003.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Portaria nº 453, **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Diário oficial da união, n. 103, 1998.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. Instituto Nacional do Câncer (INCA). **Falando sobre mamografia**, 2002.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional do Câncer (INCA). **Estimativa 2005: Incidência de Câncer no Brasil**, Rio de Janeiro, 2004.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Agência Nacional De Vigilância Sanitária (ANVISA). Anexo da **Resolução n. 64 de 04 de abril de 2003**. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/legis/resol/2003/re/64_03re_3.pdf>, acessado em 29/05/2003.

NAPOLITANO, M. E.; TRUEBLOOD, J. H.; HERTEL, N. E.; DAVID, G. **Mammographic x-ray unit kilovoltage test tool based on k-edge absorption effect**. Med. Phys. 29 (9), 2002.

PARKIN, D. M; BRAY, F. I.; DEVESA, S. S., (ed.). **Cancer burden in the year 2000. The global picture**. European Journal of Cancer, v.37, p. S4-S66, 2001.

PARKIN, D. M. **Global cancer statistics in the year 2000**. Lancet Oncol, 2:533-43, 2001.

RAJ, D. V. **Radiation dosimetry using junction field-effect transistor detectors**. Phys. Med. Biol., 38, 1165-72, 1993.

RAMANI, R; RUSSEL, S.; O'BRIEN, P. **Clinical dosimetry using MOSFETs**. Int. J. Radiat. Oncology Biol. Phys., 37, 959-964, 1997.

RANALLO, F. N. **The noninvasive measurement of x-ray tube potential**. PhD Thesis, Wisconsin, 1993.

RIKNER, G. **Proceedings of the seminar of the French Medical Physics Society**, La Foux d'Allos, 16-17, Centre A. Lacassagne Editor, p.26, 1994.

SANKARAN, A.; PAL, N. C.; PATKI, V. S. **Microprocessor-based diagnostic x-ray beam quality assurance dosimeter using a photovoltaic detector/amplifier device**. Appl. Radiat. Isot., Vol 42, N. 1, 31-39, 1991.

SANTOS, V. T. **Segmentação de imagens mamográficas para detecção de nódulos em mamas densas**. Dissertação de mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2002.

SAW, C. B.; SHI J.; HUSSEY, D. H. **Energy Dependence of a new solid state diode for low energy photon beam dosimetry**. Medical Dosimetry, 23(2), p.95, 1998.

SIEMENS, Silicon photodetectors, Technical note. Disponível em: <<http://www.siemens.com>>, acessado em 18/08/2003.

SILVA, M. C. **Caracterização e otimização de um detector pelos raios-X a base de semicondutores**. Dissertação de mestrado, Programa de Pós-Graduação COPPE-UFRJ, 1992.

SILVA, I. J. O. **Espectrometria de raios-X e gama de baixa energia utilizando fotodiodos de silício**. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, 2000.

SHUNG, K.; SMITH. M.; TSUI B. **Principles of Medical Imaging**, Academic Press, London, 1992.

STANTON, L.; LIGHTFOOT, M. A.; MANN, S. **A penetrometer for field kV calibration of diagnostic x-rays machines.** Radiology, 87: 87-98, 1966. In: RANALLO, 1993.

TRIMED. Disponível em: <<http://www.trimed.com.br/produtos.mamografos/>>, acessado em 23/04/2004.

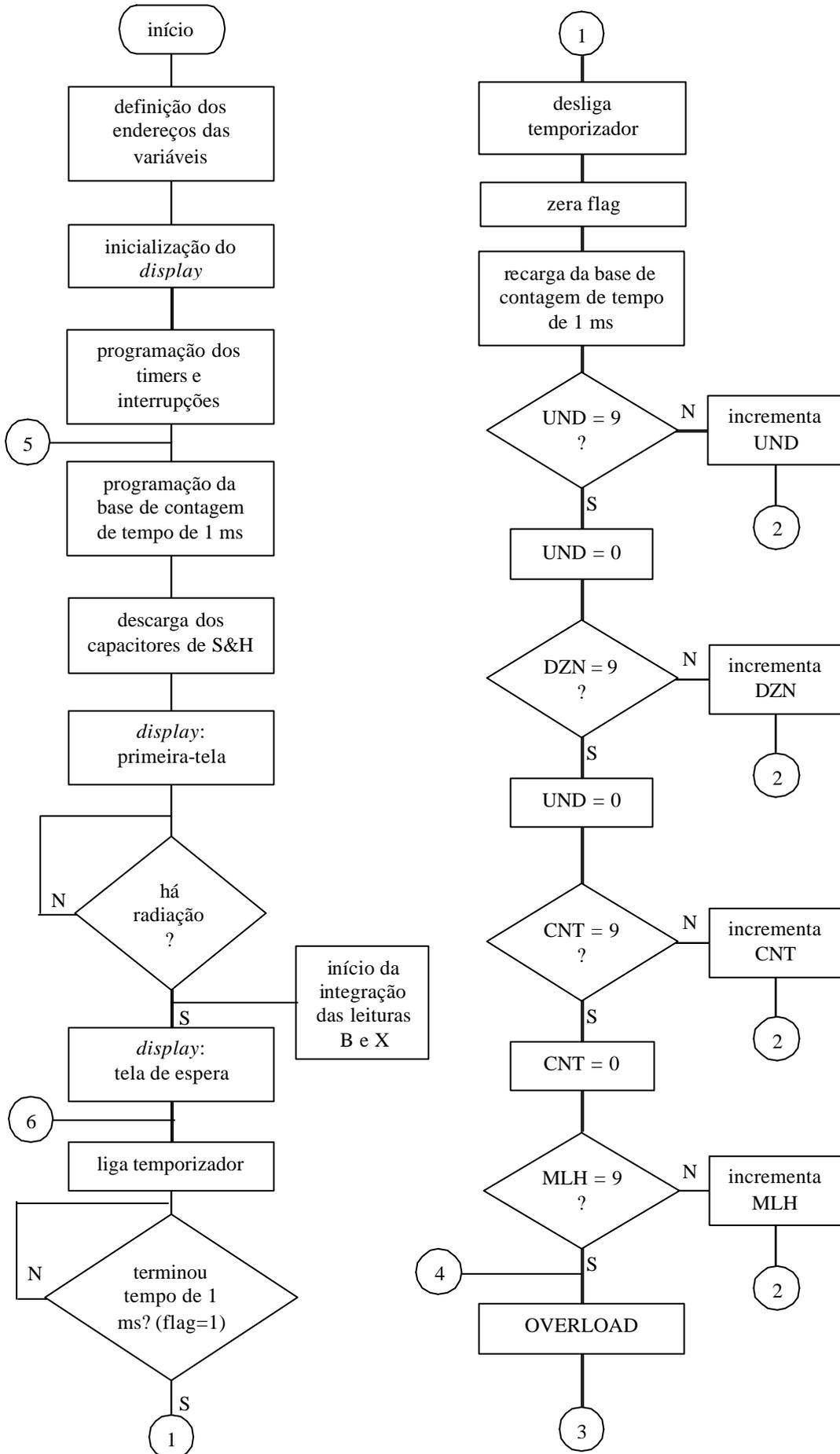
UDAYKUMAR, K.; KERUR, B. R.; HANGODIMATH, S. M.; LAGARE, M. T.; SRIVASTAVA, S. K.; NAGESHWAR, S. V. S.; MANDAL, A.; AVASTHI, D. K. **The effect of temperature on the behavior of semiconductor silicon surface barrier detectors.** Radiation Measurements, 36, 625-628, 2003.

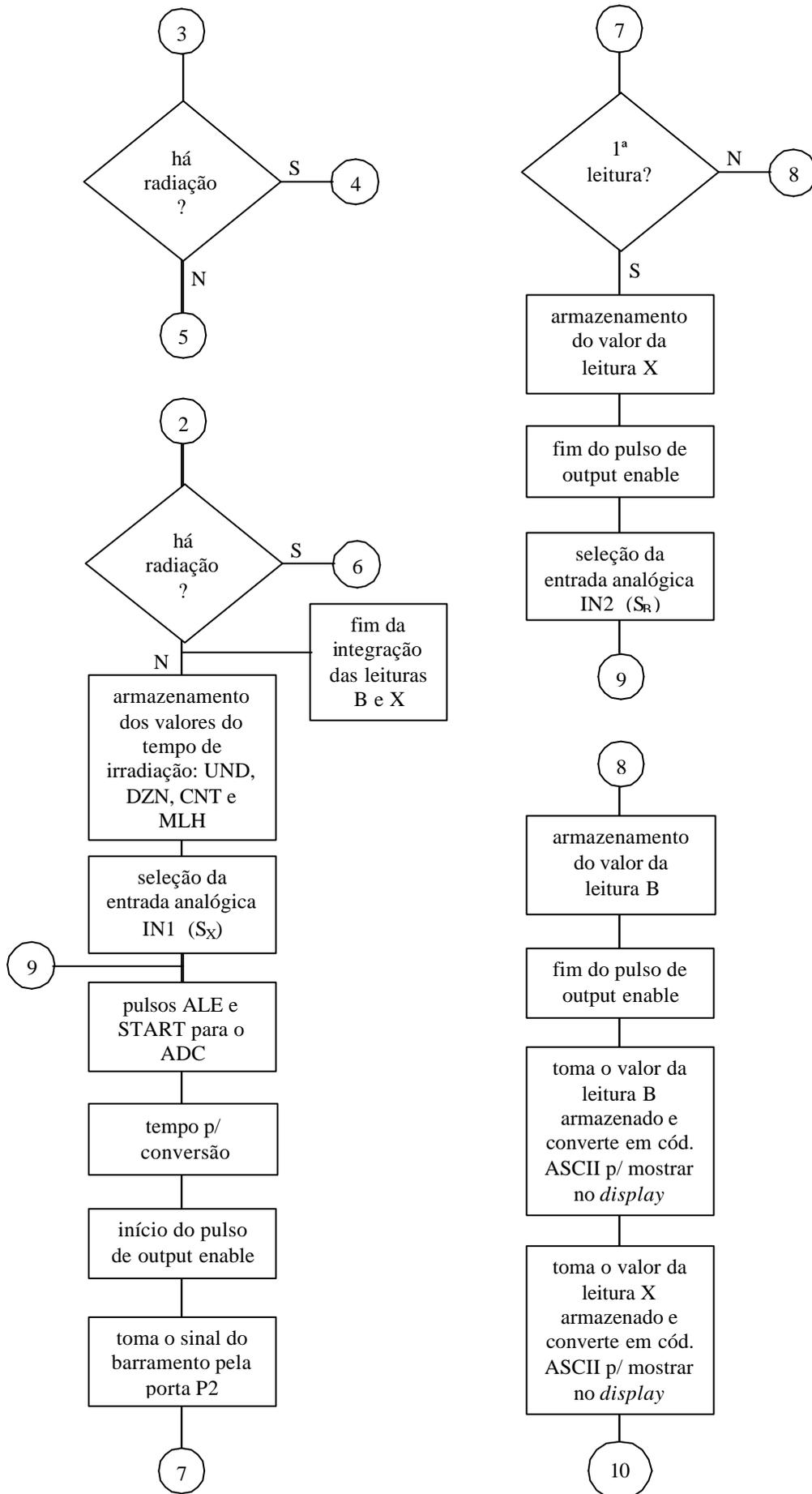
WOODARD, H. Q.; WHITE, D. R. **The composition of body tissue.** British Journal of Radiology, 59, 1209-1219, 1986.

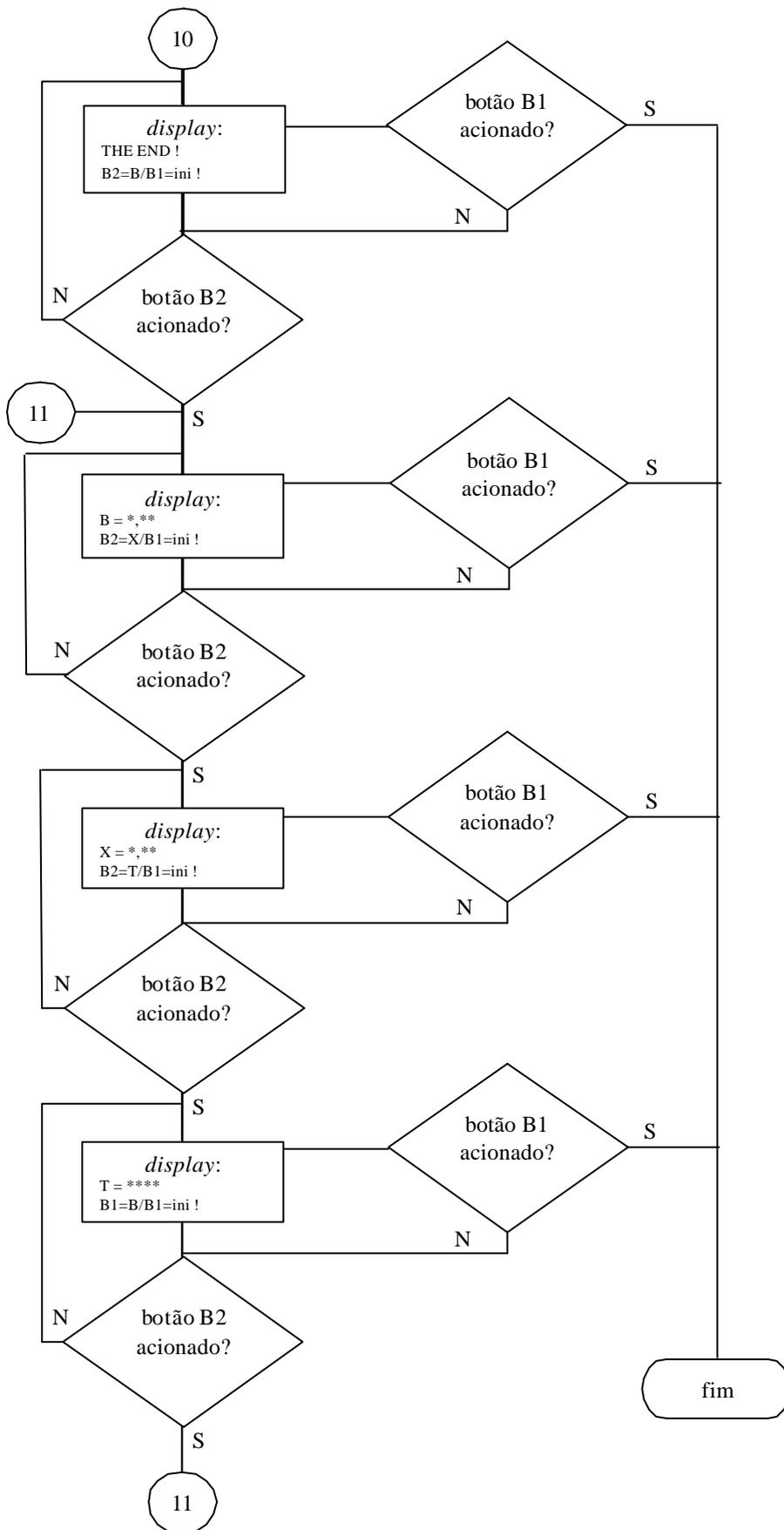
YOUNG, K.C.; RAMSDALE, M.L.; RUST, A.; COOKE, J. **Effect of automatic kV selection on dose and contrast for a mammographic X-ray system.** British Journal of Radiology, v. 70, p. 1036-1042, 1997.

ZOETELIEF, J; FITZGERALD, M.; LEITZ, W.; SÄBEL, M. **European Protocol on Dosimetry in Mammography.** Luxembourg, 1996.

ANEXO 1 – SOFTWARE MAMO-KVDT-01







GLOSSÁRIO

- ALE** – significa: Address Latch Enable. Possibilita a multiplexagem de uma das portas do microcontrolador para que a mesma funcione como parte de via de endereços (8 bits menos significativos) e como via de dados (8 bits).
- Array** – conjunto de sensores (geralmente semicondutores) que detectam a presença da radiação ionizante.
- ASCII** – significa: American Standard Coded for Information Interchange. É uma tabela de códigos de 7 bits formando 128 símbolos ou operações de controle. Funciona como um sistema padrão de textos para escrita em *displays* de cristal líquido (LCD).
- Bremsstrahlung** – radiação que surge pelo freamento de elétrons acelerados quando interagem com o campo magnético dos núcleos dos átomos.
- Flag** – é o último flip-flop de um contador que sinaliza quando a contagem chegou ao valor máximo.
- Flash** – tipo de memória que permanente do microcontrolador programada eletricamente (que não apaga quando o ele é desligado) e serve para armazenar o programa executável. É uma evolução da memória EEPROM, sendo que tem um tempo de latência muito menor (ou seja, é mais rápido na gravação) e possui maior densidade.
- Flip-flop** – é uma célula lógica capaz de manter um estado (+Vcc ou terra) após mudanças na entrada. É uma célula de memória. O flip-flop RS possui duas entradas (R e S) e duas saídas (Q e seu complemento \bar{Q}). Se o flip-flop é setado, implica que $Q = 1$ e seu complemento $\bar{Q} = 0$.
- In-system** – é um tipo de programação de um dispositivo microprocessado que pode ser realizada com este dispositivo instalado no seu circuito definitivo
- Offset** – ou tensão de desvio. É a diferença de potencial gerada por desequilíbrios dos circuitos internos de um amplificador operacional.
- Phantoms** – em português significa fantasmas ou simuladores: são elementos simuladores do corpo humano (ou parte dele) para a realização de testes com radiações ionizantes.
- PMMA** – polimetilmetacrilato: material plástico de relativa baixa atenuação da radiação ionizante, que compõe a placa de compressão de um equipamento mamográfico.
- Sample-and-Hold (S&H)** – circuito destinado a realizar uma amostragem de uma

determinada grandeza, retendo o seu valor para posterior processamento.

Slew-rate – também conhecida como taxa de variação. É a rapidez com que os circuitos dos amplificadores operacionais podem responder a sinais elétricos de grande amplitude.

Timer – é um periférico interno ao microcontrolador. Constitui-se em um grupo de flip-flops que são acionados diretamente pelo clock do próprio microcontrolador.

Watchdog – é uma função temporal do microcontrolador que detecta um eventual erro no processamento, reiniciando o circuito.