

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
Programa de pós-graduação em Engenharia Metalúrgica
e dos Materiais - PPGEMM

**MEDIDOR NÃO INVASIVO DE ALTA TENSÃO, TEMPO E EXPOSIÇÃO EM
APARELHOS DE RAIOS X**

Flávio Tadeu van der Laan

Dissertação para obtenção do título de
Mestre em Engenharia

Porto Alegre
1996

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica
e dos Materiais - PPGEMM

**MEDIDOR NÃO INVASIVO DE ALTA TENSÃO, TEMPO E EXPOSIÇÃO EM
APARELHOS DE RAIOS X**

Flávio Tadeu van der Laan

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e dos Materiais -PPGEMM, como parte dos requisitos para obtenção do título de **Mestre em Engenharia**.

Área de concentração: Instrumentação E./ Eletrônica

Porto Alegre

1996

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de **Mestre em Engenharia** e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora do curso de Pós-Graduação.

Orientador:

Prof. Alwin W. Elbern UFRGS

Banca Examinadora:

Prof. Renato Machado de Brito UFRGS

Prof. Milton Antônio Zaro UFRGS

Prof. Cláudio de Oliveira Graça UFSM

Prof. Telmo Strohaecker
Coordenador do Curso de Pós-Graduação:

Porto Alegre, janeiro de 1996

Dedico

Aos alunos de graduação desta Universidade, que foram o motivo pelo qual busquei melhor qualificação, para poder transmitir mais conhecimentos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a equipe de Radioterapia, e Radiodiagnóstico do Hospital Santa Rita (Porto Alegre), Dr. Neiro Motta, Dra. Ana Lopes e ao Técnico Sr. Alexandre Avalone, pela cedência dos Equipamentos, e acessoramento técnico, nesta área.

Aos colegas Prof. Alwin Elbern, pelo objeto desta dissertação e Prof. Vilhena, na ajuda no formalismo matemático.

Ao aluno de bolsa de iniciação científica, Vanderli Cornélius, pelo trabalho de software, e sua paciência em tentando aprender, resolver todas as modificações e arranjos propostos, para se chegar ao produto final, objeto desta dissertação.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	viii
LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xi
RESUMO.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	4
2.1 Raios X e suas características.....	4
2.1.1 Produção de RX.....	4
2.1.2 Tubos de RX.....	6
2.1.3 Espectro de RX.....	9
2.1.4 Aparelhos de RX Diagnóstico e Terapia.....	10
2.1.5 Controle de Qualidade em Ap. de RX Diagnóstico.....	11
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3.1 Sensor RX.....	14
3.1.1 Diodo Fotovoltaico de Silício.....	14
3.1.2 Teoria do Diodo PV.....	16
3.1.3 Medida de Intensidade do Feixe de RX.....	18
3.1.4 Montagem do Sensor.....	18
3.1.5 Característica do Sensor SFH-207.....	19
3.1.6 Medidas do Sensor.....	20
3.1.7 Medida da Relação de Transmissão Diferencial.....	22
3.2 Medidor não invasivo.....	24

cont...

3.3 Condicionamento de Sinais.....	25
3.3.1 Sensor.....	25
3.3.2 Amplificador de Corrente.....	25
3.3.3 Cálculo dos Parâmetros do Amplificador.....	29
3.3.4 Análise do Ruído do Amplificador.....	31
3.3.5 Arranjo dos Amplificadores.....	31
3.4 Conversão Analógica/Digital.....	33
3.4.1 Velocidade do A/D.....	34
3.4.2 Intervalo Mínimo de Amostragem.....	37
3.4.3 Leitura por segundo do Medidor.....	40
3.5 Unidade Central.....	41
3.6 Programa Geral do Medidor.....	42
3.6.1 Programa Gerenciador.....	44
3.6.2 Rotina de Alta Tensão.....	45
3.6.3 Rotina de Taxa de Exposição.....	48
3.6.4 Rotina de Tempo de Exposição.....	48
3.6.5 Operação de Memória Ext. RAM.....	50
3.6.6 Tabela de Conversão.....	51
4 MEDIDAS E RESULTADOS.....	53
4.1 Medida da Linearidade do Sistema de Aquisição.....	54
4.2 Medida na Escala de R/min.....	56
4.3 Medida de Alta Tensão kVp.....	57
4.4 Medida de Tempo de Exposição seg.....	60
5 CONCLUSÕES.....	62
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	64
ANEXOS.....	66

LISTA DE FIGURAS

2.1.1	Diag. Esquemático do Aparelho de RX.....	6
2.1.2	Distrib. de Temperatura ao longo da trilha focal.....	8
2.1.3	Espectro do Feixe de RX.....	9
2.1.4	Curva da Energia para diversos Filtros.....	10
2.1.5	Taxa de Exposição & corrente de Feixe.....	13
3.1.1	Leitura do diodo PV, Feixe de 18 mA.....	20
3.1.2	Leitura do diodo PV, feixe de 1 ma.....	20
3.1.3	Diagrama Polar.....	21
3.1.4	Filtro de Cobre.....	23
3.1.5	Filtro de Alumínio.....	23
3.2.1	Diagrama em bloco do Medidor.....	24
3.3.1	Circuito Básico do Amplificador de Corrente.....	26
3.3.2	Montagem dos Pré-Amplificadores.....	28
3.3.3	Respósta dos dois Canais Amplificadores.....	29
3.4.1	Interface A/D com Micro.....	33
3.4.2	Núm. de Amostras por Semiciclos.....	36
3.4.3	Intervalo Mínimo de Amostragem.....	38
3.5.1	Diagrama esquemático UPC.....	41
3.6.1	Fluxograma Programa Gerenciador.....	46
3.6.2	Fluxograma Rotina kVp e Taxa de Exposição.....	47
3.6.3	Fluxograma Rotina Tempo de Exposição.....	49
3.6.4	Tabela de conversão.....	51
4.1	Fotografia.....	53
4.2	Comparação leitura DVM & A/D.....	54
4.3	Curvas de leituras para baixo nível de Sinal.....	55

LISTA DE TABELAS

3.1.1 Comp. caract. principais Diodo PV.....	19
3.3.1 Caract. dos Amplificadores Comerciais.....	27
3.3.2 Corrente do diodo PV 1, 18 mA à 50 kV.....	39
3.3.3 Cálculo de R_f e V_0	30
3.3.4 Cálculo Impedâncias de Entrada.....	30
4.1 Medida de Taxa de Exposição R/min.....	56
4.2 Leitura MCQ - RX à 40, 70 cm do tubo.....	57
4.3 Reprodutividade leitura 40/70 cm.....	58
4.4 Reprodutividade leitura 40 + 2Al /40 cm.....	59
4.5 Erro % MCQ & RTI 40 cm.....	59
4.6 Tempo de Exposição MCQ & RTI.....	60

LISTA DE SÍMBOLOS

- A- Área sensível do diodo PV
- A_{OL} - Ganho open loop (operacional)
- C_o - Capacidade de compensação (operacional)
- d - Distância tubo de RX ao medidor ou filme
- D_{Si} - Dose média absorvida
- e- Carga do elétron
- e_n - Tensão de ruído (operacional)
- eV- elétrons volts
- f- frequência
- g- Taxa de produção de pares
- I- Corrente de elétrons (tubo RX)
- I- Intensidade de feixe RX
- I_S - Corrente de curto do diodo PV
- I_D - Corrente do diodo PV
- K_{ar} - Kerma de ar
- L_n - Difusão de elétrons
- L_p - Difusão de lacunas
- N- Número de amostras
- p- Probabilidade
- t- Espessura
- R_f - Resistência de realimentação (operacional)
- R_L - Resistência de carga do diodo PV
- R_o - Resistência de saída (operacional)
- V- Potencial do feixe de RX
- V_L - Tensão a circuito aberto do diodo PV
- V_o - Tensão de saída (operacional)
- Z- Número atômico
- Z_i - Impedância de entrada (operacional)

Z_{iOL} - Impedância a circuito aberto (operacional)

W- Largura região de deplexão

W_{si} - Energia par iônico (silício)

Δ - Desvio

ϕ - Fluxo de raios X

n- Coeficiente de absorção médio

ρ - Densidade

ρ_{Si} - Densidade (silício)

ψ - Intensidade do feixe de RS

ω - Fator de onda

RESUMO

Neste trabalho, propõe-se desenvolver um medidor para controle de qualidade em RX diagnóstico, que permite medidas rápidas de alta tensão, tempo e exposição em aparelhos de RX, de modo não invasivo, baseado na leitura frontal do feixe. A unidade é composta de dois diodos fotovoltaicos como transdutores, amplificadores de corrente, como condicionadores de sinais e de um sistema de aquisição e processamento, para o tratamento do sinal digital. O medidor permite a medida da alta tensão de pico (kVp), taxa de exposição (R/min), e do tempo de exposição (s) em aparelhos de RX, na faixa de 50 à 150 kVp. As medidas são realizadas num sistema microprocessado, programadas pôr teclado e apresentadas num display alfanumérico. São memorizadas e transferidas a um microcomputador por meio de uma saída serial.

ABSTRACT

This work contains a development of an instrument for non invasive as well fast measurement of essential parameters related to quality control of X-ray equipment's using only the frontal reading of the beam intensity. The unit is composed of a data acquisition system for reading two Photovoltaic diodes sensor, for measurement of Peak Kilovoltage (kVp), Exposure Rate (R/min) and Exposure Time (s) of the x-ray equipment. The measurements are performed with microprocessed instrumentation, with programmed keyboard ability, alphanumeric display, memory data storage and serial output to microcomputer connection.

1 INTRODUÇÃO

Uma das causas de exposição com altas doses de radiação em pacientes e profissionais que trabalham com aparelhos de Raios X, é a repetição de exposições devido ao mau funcionamento destes aparelhos. O mau funcionamento, produz imagens radiográficas sem a qualidade necessária para uma boa interpretação, ocasionando a repetição de exames. A pobre qualidade de imagem radiográfica e a conseqüente exposição desnecessária do paciente contribuem para o aumento da dose de radiação na população. A probabilidade de danos da radiação ionizante em uma população, depende da dose absorvida a que está submetida. Programas institucionais e instrumentos para controle de qualidade radiológica, podem contribuir para reduzir estas doses, e assim, prevenir doenças causadas pela radiação.

O equipamento desenvolvido, designado de MCQ - RX (Medidor de Controle de Qualidade em RX), possui características de medidas rápidas de forma não invasiva de kVp, tempo e taxa de exposição, que são parâmetros essenciais ao controle de qualidade de aparelhos de raios X (RX). A medida destas grandezas permite detectar problemas de calibração e mau funcionamento, sem necessidade de abrir os aparelhos de RX.

Com a evolução dos microcircuitos, e a tendência de utilização da técnica C-MOS, de baixo consumo, tornou-se possível desenvolver um equipamento compacto de alta confiabilidade e boa imunidade a ruído, para trabalhos de controle de qualidade em Hospitais e Clínicas.

Neste trabalho descrevemos um sistema de aquisição de dados destinado a medir alta tensão, tempo e exposição em aparelhos de RX Diagnóstico. Desenvolvemos o circuito, baseado no microcontrolador 80C31. O sensor constituído de diodos fotovoltaicos, acoplados a um conversor A/D AD-0808, 8 bits, multiplexado para até 8 canais de leitura. As medidas são mostradas em um display de Cristal Líquido, alfanumérico 2X16 caracteres. A programação é realizada via Teclado de 16 teclas e uma saída serial padrão RS-232 permite a transferência dos dados medidos para um microcomputador.

O programa interno do sistema, desenvolvido em linguagem de máquina do 8031, controla a aquisição de dados do equipamento. Por meio de tabelas de conversão, residentes em memória ROM, obtém-se as medidas, nas unidades de trabalho, e faz-se a calibração das leituras indicando no mostrador a respectiva leitura e unidade selecionada pelo teclado. Uma memória RAM registra os dados obtidos nas leituras, de modo seqüencial, e por meio da saída serial, transfere para um microcomputador.

A vantagem deste equipamento é a sua versatilidade na programação de funções, englobando num único módulo, várias possibilidades de medidas programáveis, podendo ser desenvolvidas posteriormente as medidas de (HVL) camada semiredutora, e (mAs). Outra vantagem é a memorização das medidas, e a descarga serial para microcomputador. A indicação em display alfanumérico, dá o aviso direto dos limites e fundo de escala, evitando a necessidade de tabelas de código de erros, para aviso ao usuário, comum nos equipamentos comerciais.

O Estado da Arte em Instrumentos de medidas de RX, restringi-se a dois ou três fabricantes Internacionais (Victoreen, RTI) que desenvolve seus equipamentos dedicados, sem possibilidade de programação, atendendo a uma ou no máximo duas unidades de leitura, e a custos de fabricação três a quatro vezes maiores que a do medidor proposto neste trabalho. Além do mais, não se tem notícias de fabricantes nacionais operando nesta área.

A técnica não invasiva de medida da alta tensão em que se desenvolveu este trabalho, é a da transmissão diferencial, em que são utilizados dois filtros de espessura diferentes e dois sensores fotovoltaicos. A relação da leitura dos dois sensores fornece a medida proporcional ao valor da alta tensão (kVp), independente da filtração inerente do aparelho de RX, da corrente do feixe, e da distância deste dispositivo à janela do tubo de RX. A medida da taxa de exposição do feixe em Roentgen/minuto (R/min.), é obtida da leitura direta de um dos dois sensores utilizado na alta tensão. A medida do tempo de exposição também utiliza um único sensor, e mede o tempo que o sensor ficou ativo, enquanto o feixe de RX incide sobre este.

Este trabalho baseou-se na técnica de Birch [1], que desenvolveu o estudo utilizando um diodo fotovoltaico, para medida da intensidade do feixe de aparelhos de RX diagnóstico, na faixa de 50 kVp à 150 kVp.

Horn [3], Dixon and Ekstrand [2], desenvolveram experimentalmente a técnica de transmissão diferencial, para a medida de kVp.

No artigo de A. Sankaran e N.C. Patki [6], há a descrição de um sistema de medidas de parâmetros de controle de qualidade de RX.

Os fundamentos teóricos, que dão uma visão geral de um aparelho de RX e suas características, para compreensão do conteúdo deste trabalho, foram baseados nos livros de Johns [4], Webb [8], e Sprawls [7], e nos catálogos da Siemens [16] e Victoreen [17].

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 RAIOS X E SUAS CARACTERÍSTICAS

A origem dos RX está ligada à Roentgen que em 1895, descobriu que elétrons acelerados por um potencial de alta tensão, ao atingirem uma superfície, produzem na matéria radiações com grande poder de penetração. Estas radiações, chamadas de raios X pelo próprio Roentgen, foram usadas para produzir imagens do interior de objetos e principalmente revelar as estruturas internas do corpo humano. Devido a este fato, o próprio Roentgen sugeriu o seu uso na Medicina [15].

2.1.1 PRODUÇÃO DE RX

Os fótons de RX são produzidos pela interação dos elétrons de alta energia, originados no cátodo do tubo de RX, com os átomos do ânodo, constituído de um elemento de grande número atômico. Apesar de grande parte ($\approx 99\%$) da energia dos elétrons ser transformada em calor, pela absorção dos mesmos no ânodo, os fótons de RX são essencialmente produzidos pelos seguintes mecanismos: Radiação de freiamento (Bremsstrahlung) e radiação característica.

No mecanismo de freiamento, os elétrons são desacelerados nas proximidades dos núcleos dos átomos do alvo, emitindo um espectro contínuo de radiação. Neste caso, toda a energia cinética dos elétrons pode ser convertida em fótons de RX, só que com menor probabilidade. Na maioria dos casos somente uma parte é convertida, o que explica o espectro contínuo da radiação emitida, variando desde energias muito baixas, próximo a zero, até a energia máxima dos elétrons.

O segundo mecanismo da produção de fótons de RX é devido à transição de elétrons de órbitas internas, dos átomos do ânodo. Estas transições, nas órbitas dos elétrons, produzem fótons de energias discretas, dadas pela diferença dos estados de energias das transições

Devido ao fato de que as energias de cada transição serem características exclusivas dos átomos de cada ânodo, estes RX são conhecidos como “radiação característica X” daquele ânodo. Os RX característicos são produzidos somente se for possível ocupar vacâncias nas órbitas internas, que possam ser preenchidas por elétrons mais externos. Devido a baixa probabilidade de ocorrência desses dois fenômenos, somente 1% da energia dos elétrons são transformados em fótons de RX.

O fluxo de RX, emergindo da janela do tubo (Birch e Marshal [1]) é proporcional aos seguintes parâmetros:

$$\phi \text{ (fótons/ cm}^2 \cdot \text{s)} \propto V^2 \cdot i \cdot Z^2/d^2$$

ϕ = fluxo

V = potencial do tubo

i = corrente do tubo

Z = número atômico alvo

d = distância

A intensidade do feixe de raios X, para um potencial de alta tensão constante, cresce linearmente com a corrente de feixe, e é o esperado, pois ao se aumentar a corrente de elétrons aumenta-se proporcionalmente o nº de fótons. Com a corrente de feixe constante, a intensidade cresce com o quadrado do potencial do tubo.

2.1.2 TUBOS DE RX

Os tubos de RX usados em diagnóstico médico, consistem de bulbos de vidro de silicato de boro, resistente a calor e em seu interior estão montados o ânodo e o cátodo (filamento) e onde é produzido o vácuo (fig.2.1.1). O filamento é aquecido pela passagem da corrente elétrica, produzindo o feixe de elétrons que são acelerados contra o ânodo (alvo), por potenciais que variam de 25 á 150 kVp.

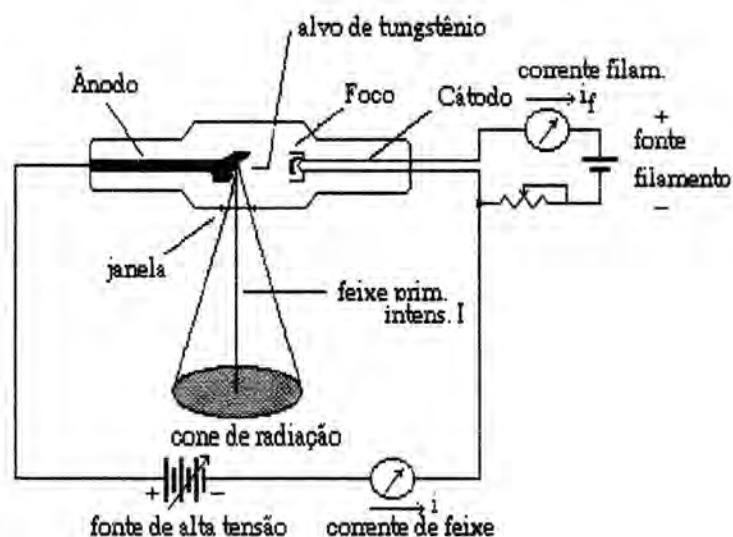


Figura 2.1.1 Diag. esquemático do aparelho de RX

Como a maioria da energia absorvida no ânodo aparece em forma de calor, este deve ser refrigerado (óleo ou água). Como somente parte da energia dos elétrons aparece sob forma de fótons de RX, somente uma fração passa por uma janela de saída (de berílio) montada no tubo, formando o campo de radiação, e os demais RX que são emitidos em outras direções são absorvidos por uma blindagem externa ao tubo, formando o invólucro do mesmo.

Todo o invólucro é fechado por um cilindro de alumínio (gabinete), formando a filtração inerente. O ânodo possui um ângulo fixo (em torno de 17°) na direção do feixe de elétrons, de forma que na janela de saída do tubo, devido a geometria do filamento e dos contornos do feixe de elétrons, aparece um feixe de RX, com seção aproximadamente retangular.

Nos aparelhos de RX diagnóstico, o eletrodo que constitui o ânodo é coberto por uma liga de tungstênio e arsênio, em alguns casos com molibdênio, isto para evitar o seu desgaste, e resistir a altas temperaturas.

O elevado número atômico do tungstênio ($Z = 74$), aumenta a emissão de freiamento, e o seu alto ponto de fusão, e razoável capacidade térmica, fazem deste elemento o mais adequado para o uso em máquinas de RX. Para garantir maior uniformidade espacial no feixe e transferir melhor o calor, garantindo um reduzido desgaste, existe o tubo com o ânodo giratório (velocidades de 3600 à 10000 RPM). O calor produzido, bem como o fluxo de RX dependem da corrente e tensão aplicados no tubo. A taxa de produção de calor no tubo é equivalente a potência elétrica aplicada, ou seja:

$$P = \omega.V. I \text{ (Watts)}$$

Onde “V” é o potencial de alta tensão (kV) e “i” é a corrente do feixe de elétrons em (mA), e ω é o fator que leva em conta a forma de onda, sendo $\omega = 0,99$ para uma fonte de rede trifásica de 12 ciclos, $\omega = 0,96$ para fonte trifásica 6 ciclos e $\omega = 0,71$ para fonte monofásica 2 ciclos. O efeito da forma de onda da tensão aplicada é diferente do efeito da forma de onda para o calor gerado, pois para sistemas monofásicos cuja onda é ciclos simples, há a formação de pontos de calor (hot spots) no ânodo, e como o tubo deve operar com potências máximas haveria uma melhor distribuição de calor operando com número maior de ciclos (6 ou 12 ciclos trifásico). Assim a operação em três fases é melhor pois permite distribuição mais uniforme de calor no ânodo, e produz maior fluxo de RX para mesmo kV e mAs. Na fig 2.1.2, temos a distribuição de temperatura ao longo da trilha focal.

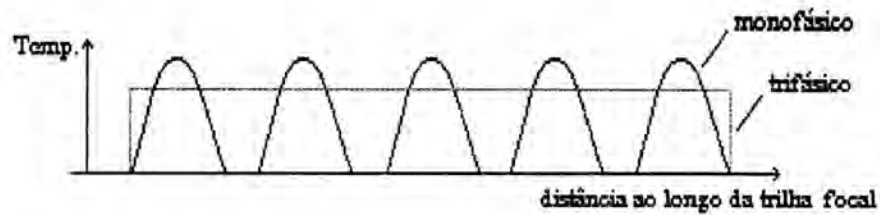


Figura 2.1.2 Distribuição de temperatura ao longo da trilha focal, RX mono e trifásico

A maioria dos tubos de RX rotativos contém dois tamanhos de foco, chamado foco **fino** e foco **grosso**, que de forma significativa afetam a taxa de calor produzido no tubo. Por exemplo para exposição com 0,1 s, e foco de 0,7 mm e 1,5 mm tem-se em RX monofásico com ânodo rotativo a 3600 RPM, a capacidade térmica é de 700 J e 2300 J respectivamente. Para aparelhos trifásicos, estes valores aumentam em torno de 70%, pois estes produzem mais calor para as mesmas condições de trabalho.

2.1.3 ESPECTRO DE RX

A forma do espectro dos RX depende do material do ânodo, da forma de onda e potencial aplicados no tubo, bem como dos filtros colocados no feixe. O Z (número atômico) do material do ânodo é responsável pela radiação característica do tubo, e por isso um elevado Z é usado para radiografias de corpos mais espessos, pois as energias das linhas k , e l do tungstênio ($Z = 74$) são mais altas que as do molibdênio ($Z = 42$, usado para mamografia) para o mesmo contraste de imagem. O espectro típico de um tubo de RX é visto na fig. 2.1.3, para diferentes potenciais de alta tensão.

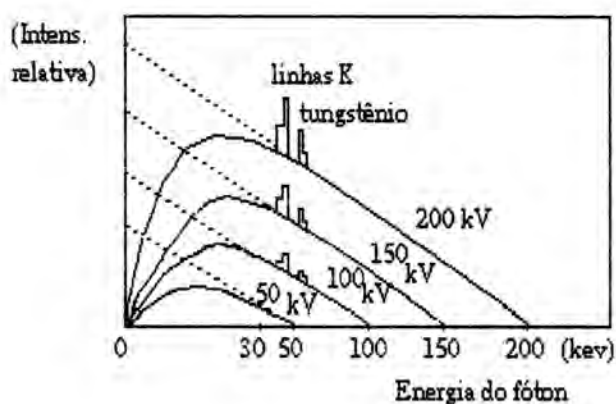


Figura 2.1.3 Espectro do feixe de RX em alvo de Tungstênio para diferentes kV

Outro ponto importante é a redução da curva espectral com a adição de filtros (fig. 2.1.4). A adição de filtros “endurece” o espectro, pois os fótons de menor energia são atenuados. Isto é importante, no diagnóstico médico visto que fótons de baixa energia não contribuem para a qualidade de imagem formada, apenas aumentam a taxa de dose no paciente. A linha pontilhada indica o espectro teórico, sem filtração.

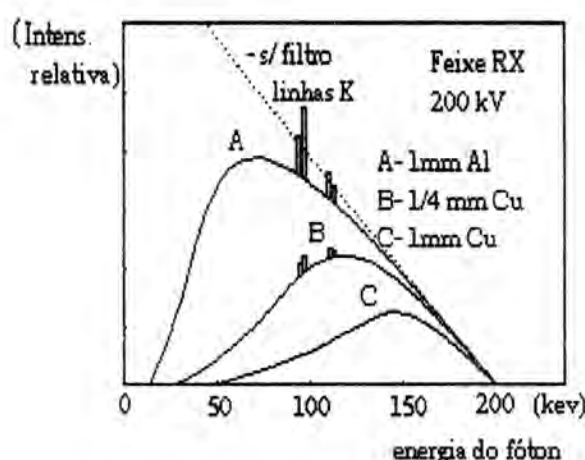


Figura 2.1.4 Curva da energia para diversos filtros, para um RX de 200 kV

2.1.4 APARELHOS DE RX DE DIAGNÓSTICO E TERAPIA

Diferenças construtivas distinguem os aparelhos de RX diagnóstico, utilizados para radiografia, dos aparelhos de radioterapia utilizados para tratamento de tumores superficiais. Os RX de diagnóstico trabalham com tempos de exposição curtos e intermitentes, para sensibilizar adequadamente o filme, conforme a densidade do tecido humano a ser radiografados. O ângulo do ânodo com relação ao feixe de elétrons é pequeno ($\approx 17^\circ$), possuindo uma focalização pontual reduzida 2x2 mm para reprodução de uma imagem radiográfica de boa resolução. Trabalha com potenciais de 50 à 150 kVp, e correntes de 40 à 400 ma.

Já os aparelhos de radioterapia possuem ângulos de ânodo maiores (26 á 32°), o que permite uma larga focalização 5x7 mm e tempos de exposição longos para efetiva atuação em tumores. Opera com potenciais de 50 à 130 kVp e baixas correntes de 1 à 30 mA.

2.1.5 CONTROLE DE QUALIDADE EM APARELHOS DE RX DIAGNÓSTICO

Atualmente, a maior preocupação de Hospitais e Órgãos Públicos, em setores de Radiologia, é a conscientização do seu pessoal técnico, que operam com aparelhos de RX, para enquadrar estes serviços em normas de controle dos padrões de qualidade exigidos para seu bom funcionamento. Treinamento, responsabilidades, testes de rotina, estatísticas de rejeição, cuidados com filmes e materiais de apoio e proteção Radiologica, são alguns fatores incluídos nestes programas.

A redução da exposição em técnicos e pacientes, objetivo dos programas de qualidade, depende de fatores ligados ao desempenho do sistema de RX como um todo, visto que os parâmetros dos aparelhos de RX variam com o tempo, e por isso é importante que estes métodos sejam aplicados em intervalos regulares. Para atender estes objetivos, devemos entender como a imagem radiográfica é gerada, pois só assim é possível uma redução de filmes rejeitados, e uma melhor qualidade dos mesmos. Desta forma, uma bateria de testes de desempenho deve ser realizado periodicamente nos aparelhos de RX, para que se possa identificar os defeitos e tomar medidas apropriadas para sana-las.

Os testes importantes no que se refere ao desempenho do aparelho de RX são segundo Webb [8] os seguintes:

- Teste de alta tensão (potencial do feixe)
- Teste do tempo de exposição (funcionamento do temporizador)
- Exposição (quantidade de radiação)

Os demais testes não objeto deste trabalho são importantes:

- Camada semiredutora (adição de filtros para reduzir RX pela metade)
- Tamanho do ponto focal
- Alinhamento do feixe

O teste de alta tensão, em que se verifica o potencial do feixe, afeta tanto o número de fótons produzidos e a energia dos mesmos, como também o contraste do filme. As imagens radiográficas requerem potenciais de excitação que dependem dos órgãos examinados. Potenciais elevados de 100 á 140 kVp são para imagens de tórax e de 30 kVp são para mamografia, onde o alto contraste é um parâmetro desejável.

O potencial de alta tensão indicado no painel do gerador de RX indica o valor de pico, podendo ser medido com boa precisão. Os dispositivos tradicionais para medir a alta tensão são osciloscópios acoplados a divisores de tensão na forma invasiva, e dispositivos de Adams Crooks, baseados em penetrômetros de cobre, colocados junto ao filme. Recentemente, a partir de 1990, começam aparecer dispositivos eletrônicos, não invasivos para medida de kVp. As medidas devem ser realizadas, de 10 em 10 kVp, sobre todos os valores do comando, e o erro aceitável é de $\pm 5\%$.

O teste do tempo de exposição, avalia a densidade do filme para uma determinada exposição. Pode ser realizado por processo mecânico e eletrônico. O dispositivo mecânico compõem-se de um disco de latão, com uma fenda, e este gira por meio de um motor síncrono, e quando este é exposto a uma radiografia produz uma imagem tipo arco no filme, cujo ângulo é proporcional ao tempo. O dispositivo eletrônico mede o tempo, por meio de um temporizador disparado por um fotodiodo, acionado durante a exposição. Como norma é recomendado que o temporizador não exceda em mais 5% ao estabelecido como padrão.

A emissão de fótons por segundo (taxa de exposição) de um aparelho de RX, mede-se em diferentes condições de trabalho, para diferentes exposições, em aplicações médicas. Pode-se variar um dos três parâmetros, alta tensão, corrente e tempo, fixando-se os dois restantes, e ainda medir-se para diferentes distâncias do medidor ao cabeçote de RX. A consistência destas medidas deve ser melhor que 5%. A dependência da exposição para valores constante da corrente de feixe, pode ser observado na fig. 2.1.5.

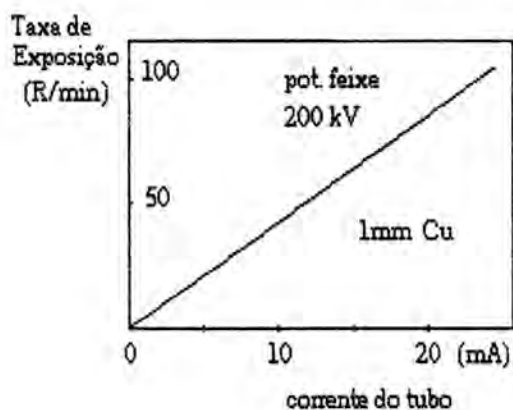


Figura 2.1.5 Taxa de exposição & corrente de feixe

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 SENSOR DE RAIOS X

O transdutor utilizado neste trabalho foi um diodo semiconductor fotovoltaico de silício, sensível à luz, na faixa de espectro infravermelho, com características de sensibilidade para raios X, convertendo, neste processo, fótons em correntes elétricas na ordem dos nanoamperes.

3.1.1 DIODO FOTOVOLTAICO (PV) DE SILÍCIO

A célula básica fotovoltaica de silício compõe-se de 2 polos de relativamente, baixa resistência, que causa uma tensão que pode ir até dezenas de volts, com a incidência de um fluxo luminoso na área sensível do diodo (manual Siemens [16]). A circuito aberto a tensão V_L cresce quase que logaritmicamente com iluminação (crescimento independente do tamanho da célula). A corrente de curto circuito da célula i_K , apresenta uma característica linear com a iluminação. A máxima energia fotovoltaica em uma carga R_L é dada para as condições de $R_L = V_L/i_K$. Para operação em curto circuito, a linearidade é garantida para cargas até $V_L/2.i_K$. Esta relação pode ser aplicada para circuito aberto, com tensões acima de 100 mV. Para utilização da célula em curto circuito, garantindo sua linearidade, é indispensável o emprego de um amplificador operacional na configuração terra virtual (amplificador de transimpedância), de alto ganho e baixíssimo ruído, para operar com correntes de escuro na ordem de picoamperes.

O Fotodiodo utilizado nesta aplicação é o SFH-207 da Siemens PIN planar de área sensível de $9,69 \text{ mm}^2$, com a sensibilidade em nA/lx , no mínimo 10 vezes superior a de seu predecessor o SFH-206. A utilização da tecnologia com camada intrínseca, aumenta substancialmente a sensibilidade do sensor a fótons (de baixa e alta energia), melhorando a relação sinal ruído e reduzindo a corrente de escuro. Estudos realizados por Dixon e Ekstrand [2] demonstram a utilização de semicondutores na detecção de radiação de alta energia.

Um diodo produz uma corrente 18.000 vezes maior que a da Câmara de ionização de mesmo volume.

Quando uma junção semicondutora, sem polarização reversa é exposta a radiação, haverá a formação de pares elétrons-lacunas que se separam formando um campo (barreira de potencial), devido difusão destas cargas. Estas cargas coletadas constituem a corrente medida quando carregamos o diodo com uma impedância muito baixa (quase curto circuito). A energia para produzir um par iônico no silício é de 3,5 eV, enquanto que no ar de 34 eV.

A aplicação do diodo PV para RX, foi desenvolvida por Birch [1] e Dixon [2], e ratificada neste trabalho, pelas medidas realizadas nos próximos itens, uma vez que as características de manual do fabricante é somente para radiação luminosa.

A energia dos RX, para efeitos de degeneração da camada de silício, é considerada desprezível (Sacaran [6]), porquanto este efeito não é produzido pelo fóton diretamente, mas sim somente quando há produção do efeito de Compton, em que é produzido um novo fóton e o recuo de um elétron, com a energia total dividida (energias acima de 1 mev). O efeito do recuo do elétron no silício é maior do que o fóton emergido. Tentou-se com pouco sucesso a utilização de junções PN para medida de RX, e constatou-se que o maior problema neste tipo de diodo é o ruído, e a grande corrente de escuro, que tomam conta total do sinal. O SFH-207 (tecnologia de 1990), pela sua grande área de captação (sensibilidade maior), e sua construção PIN (baixo sinal ruído e maior profundidade de penetração), possibilita a medida desta radiação com perfeito sucesso, sem a necessidade de utilização de tela luminescente, antes do diodo PV para sua sensibilização.

3.1.2 TEORIA DO DIODO PV

Segundo ref. [1], [2] e [6], é possível medir-se a intensidade de um feixe de RX, em Aparelhos de RX, nos potenciais de 50 a 150 kV e para Kermas (energia cinética dos fótons absorvida no meio) de Ar de 10^{-5} a 10 Gy/minuto (1 Roentgen = 0,87 cGy (CentiGray), com detectores Fotovoltaicos de Si. Um feixe de RX polienergético levemente filtrado incidindo sobre uma placa de Si, apresenta uma pronunciada dependência com a energia, uma vez que, o silício tem um alto número Atômico ($Z=14$), comparado com o Ar $Z=7,78$. Esta dependência é fundamentalmente de: 1- composição espectral do tubo de RX (Tungstênio), 2- atenuação da radiação na janela do detector (2 mm de Al), 3- decréscimo da seção de choque fotoelétrica, com o aumento da energia dos fótons. A corrente de curto circuito gerada por um detector PV de Si (ref. [6]) é:

$$I_s = e \cdot g \cdot A \cdot (W + L_n + L_p)$$

L_p = Difusão de lacunas

e = Carga do elétron

g = Taxa de produção de pares/cm³ Si

A = Seção da junção

W = Largura da região de deplexão

L_n = Difusão de elétrons (profundidade)

Sendo " \bar{D} " a Dose média absorvida na camada de SI e " K " a radiação induzida por Kerma de AR em cGy/min, a relação abaixo para o diodo PV de espessura " t " será :

$$\bar{D}_{si}/K_{ar} = (\bar{\mu}/\rho)_{ar} \cdot \psi_{si}/(\bar{\mu}/\rho)_{ar} \cdot \psi_{ar}$$

$$\psi_{si} = \psi_{ar} \cdot e^{-\bar{\mu}X}$$

$\bar{\mu}$ = coeficiente de absorção médio
para todo espectro.

ρ = densidade

ψ = feixe de RX

Assim a corrente reversa do diodo PV por unidade de Kerma de Ar é dado por:

$$I_{si} (A/cGy \text{ min}^{-1}) = \bar{D}_{si} \cdot A \cdot (L_n + L_p + W) \cdot \rho_{si} \cdot e \cdot 10^2 / 60 \cdot W_{si}$$

\bar{D}_{si} = dose absorvida no Si

A = área sensível diodo SFH-207 (9,69 x 9,69)mm, Si

ρ_{si} = Densidade do Si 2,33 g/cm

W_{si} = Energia p/par iônico Si = 3,5 ev

e = Carga eletrônica $1,6 \times 10^{-19}$ C

Os valores da expressão acima que determina I_s (corrente reversa do diodo) foram calculados e plotados por Birch [1], para diversos potenciais de tubo, o que comprovou a boa linearidade deste tipo de sensor com pequeno filtro, para medida de corrente de feixe, para alta tensão de 50 a 150 kV em aparelhos de RX, com erro na ordem 3%.

3.1.3 MEDIDA DE INTENSIDADE DO FEIXE DE RAIOS X

O levantamento das características do sensor PV, para fótons de RX, foram realizadas neste trabalho, com os equipamentos de RX do hospital Santa Rita, de radioterapia, Siemens modelo Stabilipan 300 e o de radiodiagnóstico, Siemens modelo Heliofos 4E com dispositivo de fluoroscopia, e com um eletrômetro da Keitley modelo 614, de 5 dígitos.

3.1.4 MONTAGEM DO SENSOR

A montagem dos diodos PV, foi realizada numa cápsula plástica preta, para protegê-lo da luz visível e infravermelho, por sua vez, montados lado a lado, para dar condições de incidência ortogonal do feixe de RX sobre a área sensível de cada sensor. Como o eletrômetro da Keitley, que trabalha com correntes na ordem de centésimos de nanoamperes, toda conexão é feita por cabos e conectores BNC triaxiais. Devido à dificuldade de conseguir este tipo de conexão, utilizou-se um cabo coaxial de 80 cm (curto), e adaptou-se um BNC comum para a conexão ao eletrômetro (BNC macho foi torneado). Com esta montagem não houve influência de ruído externo.

3.1.5 CARACTERÍSTICAS DO SENSOR SFH-207

Com a tecnologia recente, este diodo, traz um grande avanço na detecção de RX utilizados na medicina. Suas características comparadas com dispositivos anteriores são mostradas na tabela 3.1.1:

	C.Onda (nm)	Área (mm)	Sens. Esp (nA/Lx)	IEs (nA)
SFH-206K	850	2,7x2,7	70	30
SFH-207	850(>750)	9,69x9,69	800	.01

Tabela 3.1.1 Comparação características principais de diodos PV

A corrente de escuro medida no sensor com eletrômetro foi de 0,01 a 0,02 nA (corrente sem feixe de RX). A estabilidade térmica do sensor medida, pela fotocorrente relativa $I_p/I_p 25^\circ$, (dados retirados do manual do fabricante), é 3% na faixa de temperatura de 10 à 40°C, características de ambientes internos.

3.1.6 MEDIDAS DO SENSOR

A primeira medida foi tomada inicialmente, com o aparelho de RX Siemens de radioterapia, com feixe contínuo de 18 mA (fig. 3.1.1), e as leituras feitas no eletrômetro de 5 dígitos, até a estabilização (ficou oscilando no último dígito).

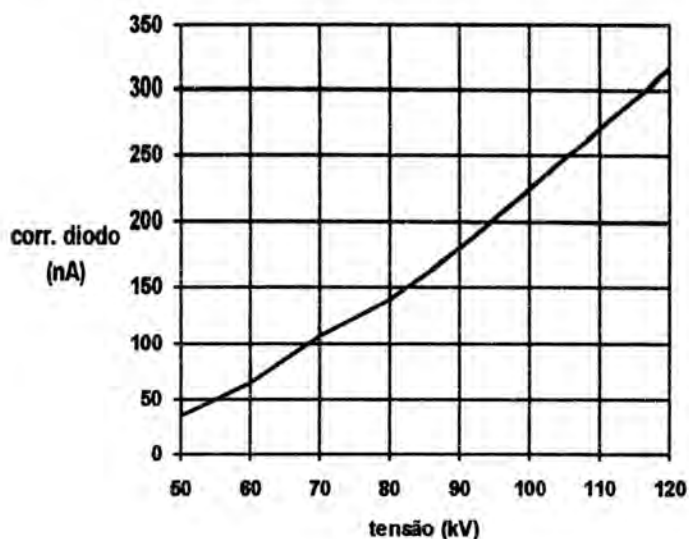


Figura 3.1.1 Leitura do diodo PV, com corrente de feixe constante 18 (mA)

Num feixe de Fluoroscopia do aparelho de radiodiagnóstico Siemens, mediu-se o fluxo contínuo de 1 mA (fig. 3.1.2).

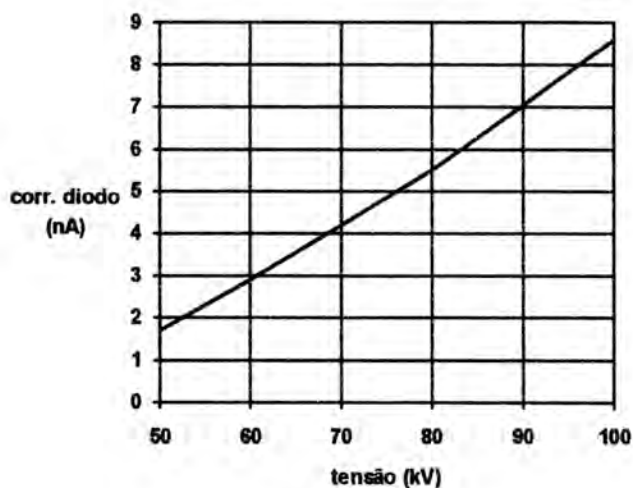


Figura 3.1.2 Leitura do PV feixe 1 (mA)

Nas figuras 3.1.1 e 3.1.2 observa-se a linearidade, dentro de 3%, do diodo PV, nas faixas de potencial de 50 a 120 kVp e 50 a 100 kVp respectivamente.

Foi verificado (fig. 3.1.3) a independência da sensibilidade do sensor com o ângulo de incidência do feixe de RX. A medida foi realizada com um dispositivo que permitiu, uma inclinação aproximada de 45° e 90° para cada lado do sensor, com relação ao feixe de RX. Foi observado que com ângulos de incidência de até $\pm 90^\circ$ a perda de intensidade do feixe não passou de 12%.

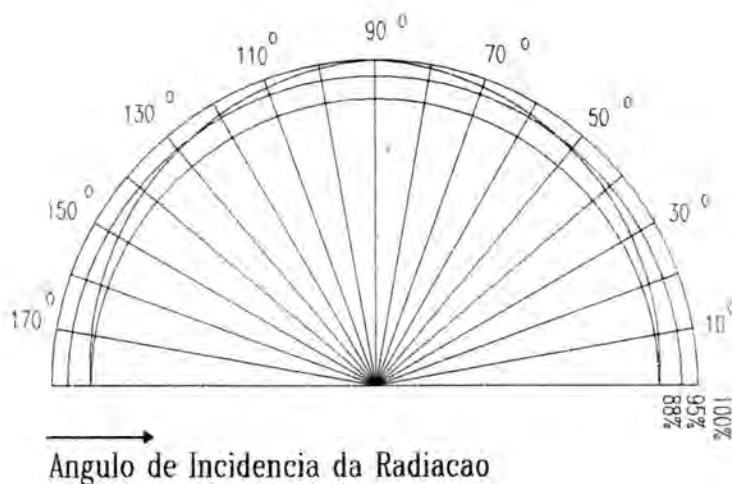


Figura 3.1.3 Diagrama polar do ângulo de incidência do feixe de RX sobre o sensor

3.1.7 MEDIDA DA RELAÇÃO DE TRANSMISSÃO DIFERENCIAL

A medida da alta tensão, não invasiva em aparelhos RX, pelo processo de transmissão diferencial de absorvedores, foi executada em 1982 por Dixon e Ekstrand [2], naquela época usando uma tela luminescente (Ecran) antes do diodo PV, para melhor sensibiliza-lo. Esta medida, consiste em utilizar 2 filtros de cobre ou alumínio de espessuras diferentes, e dois sensores PV.

A relação da leitura dos dois sensores (proporcional a diferença de espessura dos filtros, e a alta tensão), nesta técnica, não é influenciada pela corrente do tubo de RX, a distância do sensor ao aparelho de RX, pelas componentes de modo comum do processo (ruído, drift térmico e variação das fontes de alimentação), e ainda pelo uso de filtros externos. Também é totalmente independente da forma de onda, por medir o valor de pico. Se o feixe incidir uniformemente sobre os dois sensores, a relação da leitura de corrente dos dois, dá diretamente a medida de alta tensão que alimenta o tubo de RX.

Com um diodo, acoplado ao eletrômetro da Keitley, mediu-se a corrente com os pares de filtros indicados nas fig. 3.1.4 e 3.1.5, na faixa de 50 a 130 kVp, e calculou-se a razão da leitura do filtro maior espessura pelo de menor, obtendo-se as seguintes curvas, para filtros de cobre (fig. 3.1.4) e Alumínio (fig. 3.1.5) respectivamente, num aparelho de RX Siemens de radioterapia para correntes de feixe de 10 a 40 mA, e distâncias de 30 a 100 cm do diodo PV. Na fig. 3.1.5 observa-se que as medidas diferenciais, com filtros de Alumínio bem mais espessos, apresentam uma variação diferencial menor, do que as apresentadas pelo cobre, portanto podendo influir mais fortemente na medida de alta tensão, com o uso de filtros externos, que geralmente são de Alumínio. Observando estas duas figuras, verifica-se que os filtros de cobre apresentam uma variação da relação diferencial, bem maior que a dos filtros de alumínio para a faixa de potenciais indicadas nas figuras.

Neste trabalho começou-se utilizando os pares de filtros B da figura 3.2.4, que com relação aos pares de A, C e D apresenta a maior variação diferencial. Posteriormente foi trocado por D, que com filtros mais finos e variação diferencial um pouco menor, apresentava ao sensor um sinal maior, dando mais sensibilidade ao sistema.

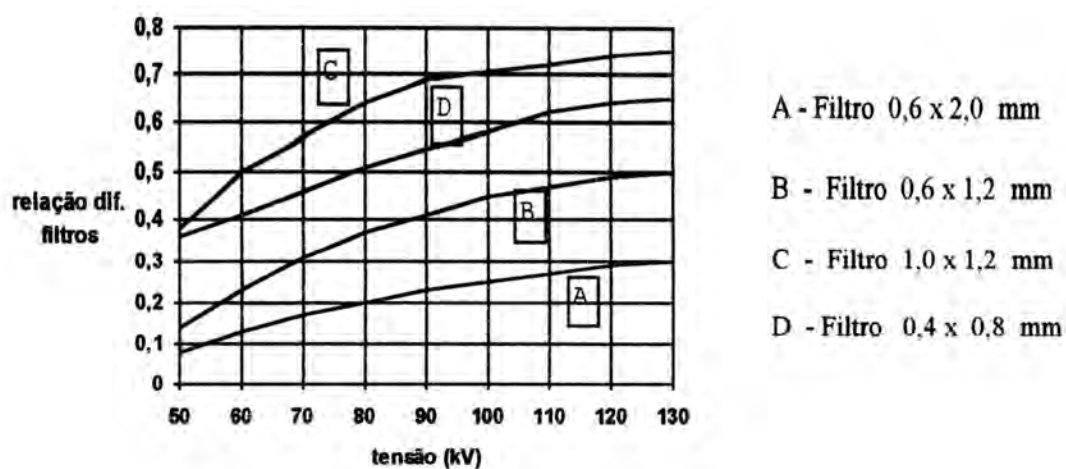


Figura 3.1.4 Relação dif. filtros de Cu para as espessuras indicadas em mm

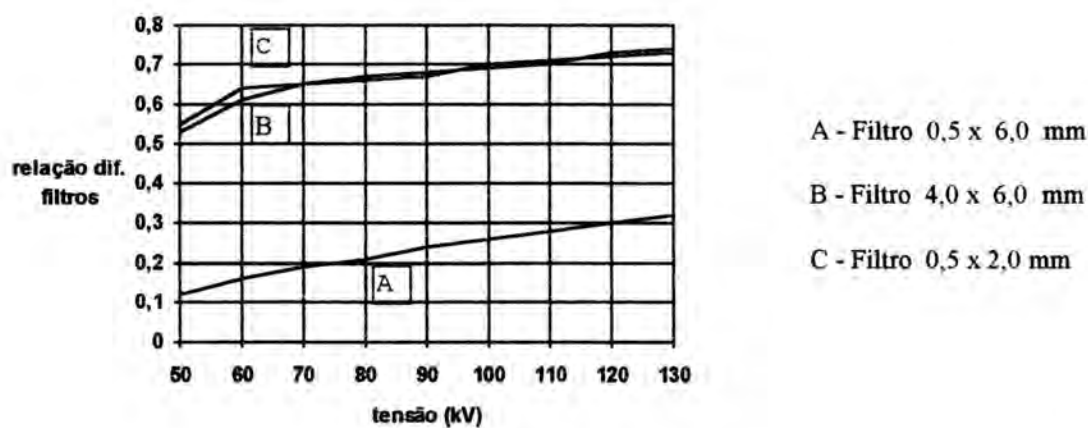


Figura 3.1.5 Relação dif. filtros de Al para as espessuras indicadas em mm

3.2 MEDIDOR NÃO INVASIVO

O diagrama em Blocos do medidor (fig. 3.2.1), mostra as interfaces entre os seguintes blocos; sensor, condicionamento de sinais, aquisição e processamento. O processador deste sistema, é o microcontrolador 80C31, com até 4k bytes de programa residente em EPROM, e 8k de memória de dados. Um teclado de 16 teclas, para programação das escalas, e um display inteligente, com gerador de caracteres e buffer de linha para 2 linhas de 16 caracteres (32 bytes), para a indicação de leituras e legendas indicativas. A cápsula contendo os sensores e condicionadores de sinais, é conectada ao sistema via cabo coaxial.

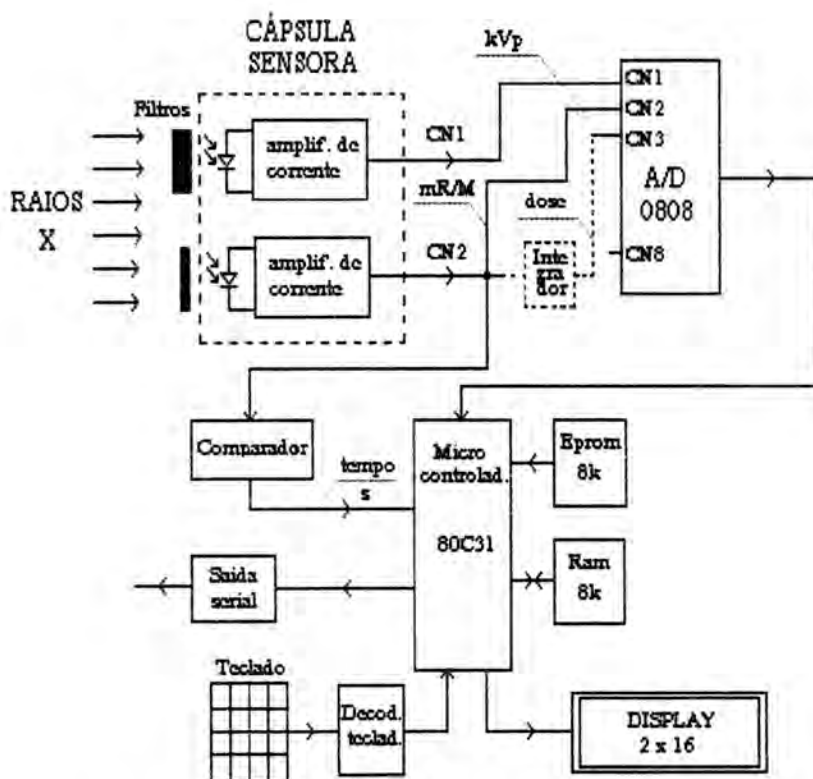


Figura 3.2.1 Diagrama em Blocos do Medidor

3.3 CONDICIONAMENTO DE SINAIS

3.3.1 SENSOR

A cápsula leitora do feixe de Raios X, contém os diodos fotovoltaicos, os filtros, e os amplificadores de corrente, que conformam o sinal analógico, para o A/D. Os dois sinais provenientes dos amplificadores fornecem para o conversor A/D, níveis de 0,02 a 5,00 V Max.

Baseados nas curvas obtidas com o sensor fig. 3.1.1 e 3.1.2, optou-se em desenvolver um circuito com um amplificador operacional na configuração de amplificador de corrente-tensão (transimpedância), em terra virtual (impedância de entrada quase nula), para eliminar os ruídos externos, e amplificar níveis de corrente na ordem dos nanoamperes. O diodo PV é acoplado diretamente, sem polarização externa, a entrada do amplificador fig. (3.3.2)

3.3.2 AMPLIFICADOR DE CORRENTE

Os parâmetros desejados para um amplificador nesta configuração são:

Baixa corrente de polarização (bias): $< 0,1 \text{ nA}$

Baixo drift interno: $< 10 \text{ uV/}^\circ\text{C}$

Alto ganho: $> 100 \text{ db}$

Alta rejeição de modo comum: $> 100 \text{ db}$

Alta impedância de entrada: $T\Omega$

Estes dados foram exigidos para operar-se com faixas de segurança de 10 a 100 vezes melhor que as nominais, no que concerne a ruído, baixas correntes, e rejeição as componentes de modo comum.

A fig. 3.3.1 mostra o amplificador operacional na configuração básica de transimpedância, com a resistência de realimentação R_f conectada diretamente da entrada para saída para saída.

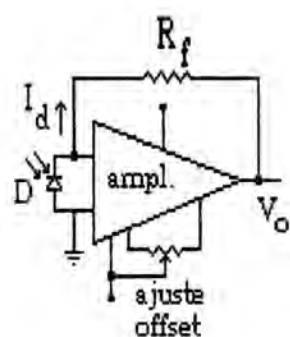


Figura 3.3.1 Circuito básico do amplificador de corrente

Com as equações abaixo, podemos calcular V_o , e a impedância de entrada Z_i , sendo, R_o a resistência de saída do operacional e A , o ganho de tensão a laço aberto do operacional (R_o , A retirados do manual).

$$V_o = I_d \times R_f \quad (3.3.1)$$

A impedância de entrada do amplificador:

$$Z_i = \frac{R_f + R_0}{1 + A} \quad (3.3.2)$$

Os amplificadores operacionais comerciais, bifet que se enquadraram dentro destes requisitos possuem as características (tab.3.3.1):

Carac.	OPA 111	LF 356
Ruído	8 nV/ \sqrt{f}	12 nV/ \sqrt{f}
Bias	1 pA max.	30 pA
Offset	250 uV max.	1 mV
Drift	1 uV/°C	3 mV/°C
A _{OL}	120 db	106 db
CMRR	100 db	100 db
Z _{iOL}	10 ¹² Ω	10 ¹² Ω

Tabela 3.3.1 Características dos amplificadores operacionais comerciais

Inicialmente montou-se o circuito amplificador com o operacional LF 356, devido a indisponibilidade momentânea do OPA 111, que possui características superiores a do LF 356.

Obteve-se um desempenho satisfatório para esta faixa de ganho (circuito fig. 3.3.2).

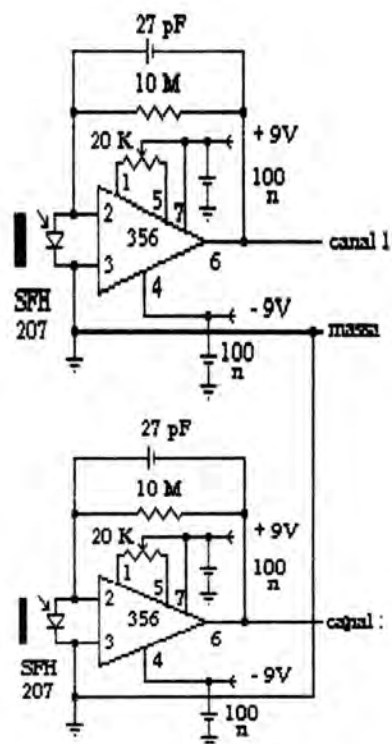


Figura 3.3.2 Montagem dos pré-amplificadores

A resposta do amplificador foi medida com os dois sensores PV acoplados diretamente a entrada do amplificador, sem filtração, no equipamento de RX Siemens de radioterapia, a 50 cm da janela, e os resultados ilustrados na figura 3.3.3.

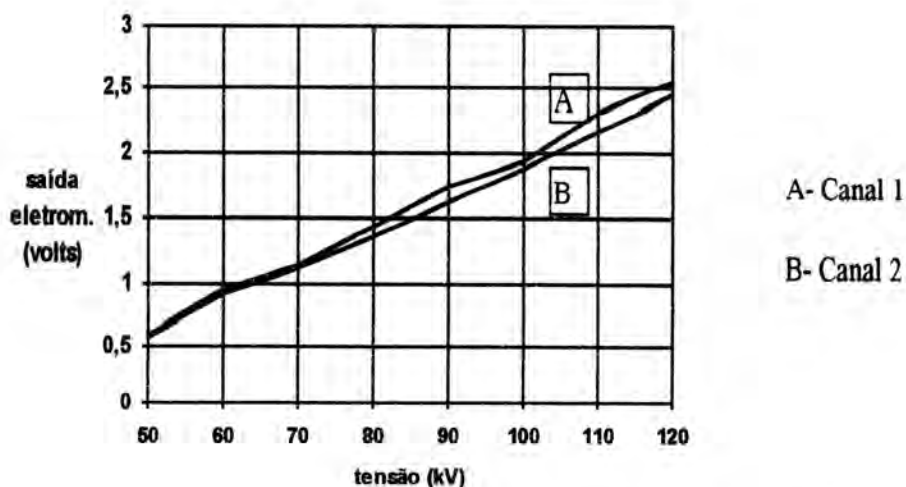


Figura 3.3.3 Resposta dos dois canais amplificador fig. 3.3.3, sem filtração

3.3.3 CÁLCULO DOS PARÂMETROS DO AMPLIFICADOR

Observando as figuras 3.1.1 e 3.1.2 que dão a leitura do diodo PV para um feixe de RX de 1 mA e 18 mA, numa faixa de 50 kV a 100 kV, obtém-se a respectiva corrente no diodo, no potencial de 50 kV (Tab. 3.3.2).

	Corrente do feixe de RX	
	1 mA	18 mA
Pot. 50 kV, $I_{FEIXE\ RX}$	1 mA	18 mA
CORR. diodo I_d	1,8 nA	40 nA

Tabela 3.3.2 Corrente do diodo PV para 1 e 18mA á 50 kV

Utilizando-se as equações 3.3.1 e 3.3.2 tem-se a excursão mínima V_o e a impedância de entrada deste amplificador, para diferentes R_f considerando R_o na ordem de 10 ohms para $f = 10$ kHz (do manual LF 356) tabelas 3.3.3 e 3.3.4. Os valores das linhas em negrito foram os nominais utilizados no circuito.

I_d	R_f	V_o
2 nA	100 M Ω	0,2 V
	10 MΩ	0,02 V
	1 M Ω	0,002 V
40 nA	100 M Ω	4 V
	10 MΩ	0,4 V
	1 M Ω	0,04 V

Tabela 3.3.3 Cálculo de R_f e V_o para I_d 2 e 40 nA

A impedância de entrada para as três possibilidades de R_f .

R_f	Z_i
100 M Ω	1000 Ω
10 MΩ	100 Ω
1 M Ω	10 Ω

Tabela 3.3.4 Cálculo da impedância de entrada

Como pode ser observado, com impedâncias nesta ordem a captação de ruídos pela entrada do amplificador, é desprezível, e a corrente gerada, é linear com relação ao potencial do feixe.

3.3.4 ANÁLISE DO RUÍDO DO AMPLIFICADOR

O ruído de entrada, pico a pico deste operacional referido a corrente é:

$$I_n = 9,5 \text{ fA (10 Hz a 100 MHz) do manual}$$

Assim o ruído pico a pico, referido a saída é dado por:

$$e_n = I_n \times R_f$$

$$\text{para } R_f = 10 \text{ M}\Omega \quad e_n = 0.095 \text{ uV} = 95 \text{ nV}$$

O ruído interno na ordem dos nanovolts pode ser considerado desprezível comparado com o nível do sinal de trabalho, na ordem dos milivolts. O ruído externo captado por radiação (rede 60 Hz) pelo sensor, na ordem dos décimos de milivolt, foi reduzido, operando-se com níveis de sinal mais elevados como será descrito mais amplamente no capítulo 7.

O circuito com $R_f = 10 \text{ M}\Omega$ foi montado conforme o diagrama da fig 3.3.2, com a compensação externa $C_o = 27 \text{ pf}$, e trimpot de ajuste de offset de $20 \text{ K}\Omega$. A resposta dos dois canais amplificadores foi medida, no aparelho de radioterapia, apresentando as leituras mostradas na figura 3.3.3.

Como pode-se observar o ganho foi ajustado para o quase equilíbrio dos dois canais.

3.3.5 ARRANJO DOS AMPLIFICADORES

Para as medidas de kVp, R/min e Tempo de Exposição em s, as saídas dos dois amplificadores, são conectadas à entrada do conversor A/D como mostra a Fig. 3.2.1. Os canais 1 e 2 do A/D, são usados para os dois sinais derivados dos amplificadores. Na medida de kVp, a leitura constante dos canais, e a razão entre elas fornece a alta tensão do aparelho RX. A leitura somente do canal 2, numa outra operação, permite a obtenção da exposição do feixe de RX em R/min. O sinal do segundo diodo, é ainda usado na entrada do temporizador do microcontrolador, passando por um comparador para conformar o sinal para a medida de tempo de Exposição do Aparelho de RX.

Estas três operações, requerem uma programação específica do microcontrolador, comandada pelo teclado, para a indicação no display da leitura de uma determinada unidade (Quilovolts, Roentegen/ minuto, e Segundos).

No final da conversão o A/D avisa o micro, que a conversão chegou ao fim pôr meio de EOC (end of conversion), sinalizando a porta P1.2, habilitando, a leitura do buffer do A/D pelo sinal R derivado do micro, que ativa OE.

A leitura digital do sinal analógico, e as leituras pôr segundo deste dispositivo foram desenvolvidas com o relógio derivado diretamente do clock do microcontrolador, passando por um divisor de 128 vezes (saída O7), o circuito integrado 4024.

O endereçamento do conversor A/D, A0 à A2 deverá ser condicionado a cada final de conversão EOC, e em incrementos de 1, seleccionando assim os dois canais, e no final retornando a zero, ou seja, ao primeiro canal com a velocidade a seguir calculada. Nas demais operações é seleccionado somente um único canal.

O potencial de referência é aplicado em R em valores múltiplos de 256, com seleção de +5,12 Volts ou + 2,56 Volts, para o dobro do ganho de conversão, com uma fonte estabilizada dentro de $\pm 0,001$ Volts, variável continuamente de 0,1V até 8V.

3.4.1 VELOCIDADE DO A/D

Nesta configuração a frequência do relógio do A/D, é aproximadamente:

$$\begin{aligned} \text{Relógio A/D : } f_{ck} / 128 &= 11,059 \text{ MHz} / 128 \\ f_{ck} &= 86.398 \text{ Hz} \end{aligned}$$

O conversor de 8 bits de aproximação sucessivas usa no máximo 256 ciclos do relógio sendo o tempo de conversão máximo (escala cheia):

$$f_{ck} = 86.398 / 256 = 337,5$$

$$\text{Tempo de conversão } 1 / 337,5 \text{ s}$$

Considerando um ciclo de rede :

$$337,5 / 60 = 5,62 \text{ amostras/ ciclo}$$

para meio ciclo

$$5,62 / 2 = 2,81 \text{ amostras/semiciclo}$$

Como a medida de alta tensão é feita no valor de pico, vamos calcular quantos pontos de N amostras vão cair num intervalo Δ em torno do pico dentro de um semicíclo. Na fig. 3.4.2, temos um semicírculo de rede com N amostras, assíncronas com desvio de fase de 0 a "t". A probabilidade "p" da amostra cair dentro do intervalo Δ , é dada:

$$P = \frac{\Delta \text{ pico}}{\text{Larg. semicíclo}}$$

Número de pontos amostrados dentro de Δ :

$$N\Delta = p \times N \text{ amostras}$$

Para um desvio de $\pm 10^\circ$, o erro em torno do valor de pico é de 1,5%, desprezível, para a medida.

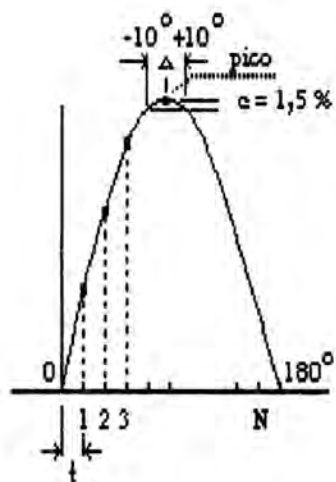


Figura 3.4.2 Número de amostras por semicírculo

O número de pontos dentro deste intervalo é o número de pontos total, vezes a probabilidade. Assim a probabilidade para um semicírculo é:

$$p = 20 / 180 = 0,1111$$

os pontos amostrados dentro do intervalo Δ :

$$N\Delta = 0,1111 \times 2,81 = 0,31 \text{ pontos / semicírculo}$$

3.4.2 INTERVALO MÍNIMO DE AMOSTRAGEM

Considerando o tempo mínimo de exposição em um aparelho de RX diagnóstico comercial (Catalogo Victoreen ref. 16), de 70 ms, podemos calcular o número de amostras dentro deste intervalo, para realizar a conversão do sinal:

neste intervalo teremos:

$$70\text{ms} / 16,66\text{ms} = 4,2 \text{ ciclos de rede, ou}$$

$$4,2 \times 2 = 8,4 \text{ semiciclos de rede}$$

amostras por intervalo:

$$4,2 \times 5,62 \cong 23 \text{ amostras / intervalo}$$

A fig. 3.4.3 mostra o intervalo mínimo de exposição, juntamente com os ciclos de rede para um aparelho de RX de onda completa, totalizando as 23 amostras, captadas pelo canal 1, e as 23 pelo canal 2.

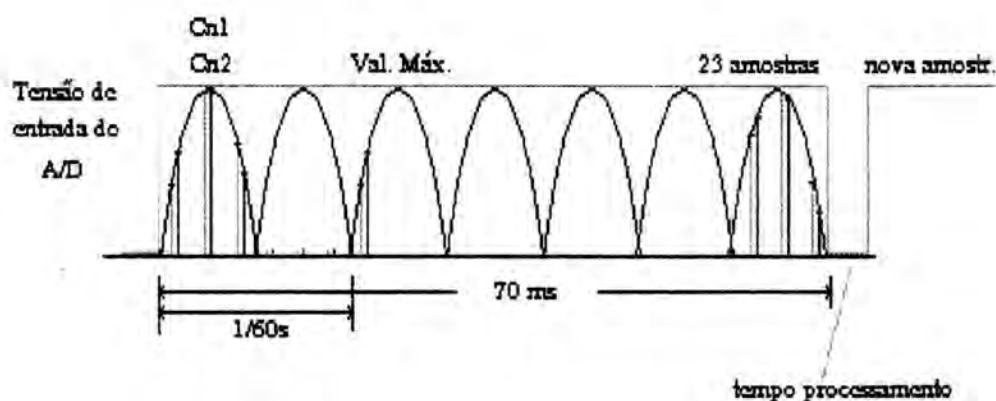


Figura 3.4.3 Intervalo mínimo de amostragem

Como pode ser observado as 23 amostras deste intervalo são mais que suficientes para captar alguns pontos de valor máximo no semicíclo de 1/2 onda, ou de onda completa de um aparelho de RX monofásico (fig.3.4.3). O número de pontos coincidindo com o ponto máximo do semicíclo, independente da fase entre as formas de onda, pode ser calculado da seguinte forma:

Para Raios X de onda completa no intervalo de 70 ms:

$$\text{número de pontos: } N\Delta \times 8,2 = 0,31 \times 8,4 = 2,60 \text{ pontos}$$

Para raios X de meia onda a probabilidade cai pela metade:

$$\text{número de pontos: } N\Delta \times 4,2 = 0,61 \times 4,2 = 1,28 \text{ pontos}$$

Verifica-se pois, que para um RX monofásico de meia onda, pelo menos um ponto de valor máximo é capturado, e para onda completa dois pontos são capturados. Em aparelhos trifásicos a probabilidade “p” é melhorada em três vezes, dentro de um ciclo de rede de 1/2 onda.

O tempo de processamento, para esta rotina, envolvendo a leitura dos dois canais, escolha do valor de pico, divisão, conversão binário/decimal e unidade/calibração até a totalização da leitura kVp foi estimado 50 à 100 ciclos de máquina:

$$\text{Ciclo de máquina/seg.: } f_{ck} \text{ micro} / 12 = 11,059 / 12 = 921.583 \text{ Hz}$$

$$\text{período do ciclo: } 1 / 921.583 \cong 1 \mu\text{s}$$

tempo máx. da rotina:

$$1\mu\text{s} \times 100 = 0,1 \text{ ms} \ll 16,66 \text{ ms (ciclo de rede)}$$

Como a velocidade de processamento do microcontrolador é muito maior que a do conversor A/D, a frequência de repetição da rotina de kVp fica determinada praticamente, pelo intervalo mínimo de aquisições de 70 ms. Como observa-se na fig. 3.4.3 ao término dos 70 ms um pequeno tempo é perdido para escolha do pico, conversão bin./dec., processamento da divisão e totalização da leitura no display.

3.4.3 LEITURAS POR SEGUNDO DO MEDIDOR

O número de leituras por segundo na operação que totaliza a medida de kVp, mostra a repetição por intervalo de tempo, que o medidor indica no display.

$$\text{frequência a de leitura kVp} \cong 1/70\text{ms} \cong 14 \text{ L/s}$$

Como pode ser observado a frequência de repetição da leitura de kVp fica próximo aos menores tempos de batidas de RX diagnóstico na ordem de 0,1 segundos, que nesta situação o número mostrado no display ficaria flutuando rapidamente no último algarismo. Quanto mais leituras por segundo, maior vai ser a flutuação da medida no último dígito, fato que poderia ser evitado, filtrando-se algumas leituras, totalizando-se o valor médio entre três ou quatro medidas. Estudos de eliminação de algumas leituras para evitar este problema e o enchimento da memória RAM, será desenvolvido posteriormente.

3.5 UNIDADE CENTRAL

O hardware básico do sistema (Fig. 3.5.1), é constituído de uma memória EPROM de programa 27C64, 8K byte, uma memória de dados RAM 6264 de 8K bytes, um display 2X16 caracteres alfanumérico Data Vision DV 16244S2RT, um teclado de 16 teclas, e o microcontrolador 80C31, com o seletor 74HC373 de dados e endereço, e um decodificador 74HC139 para a seleção dos periféricos.

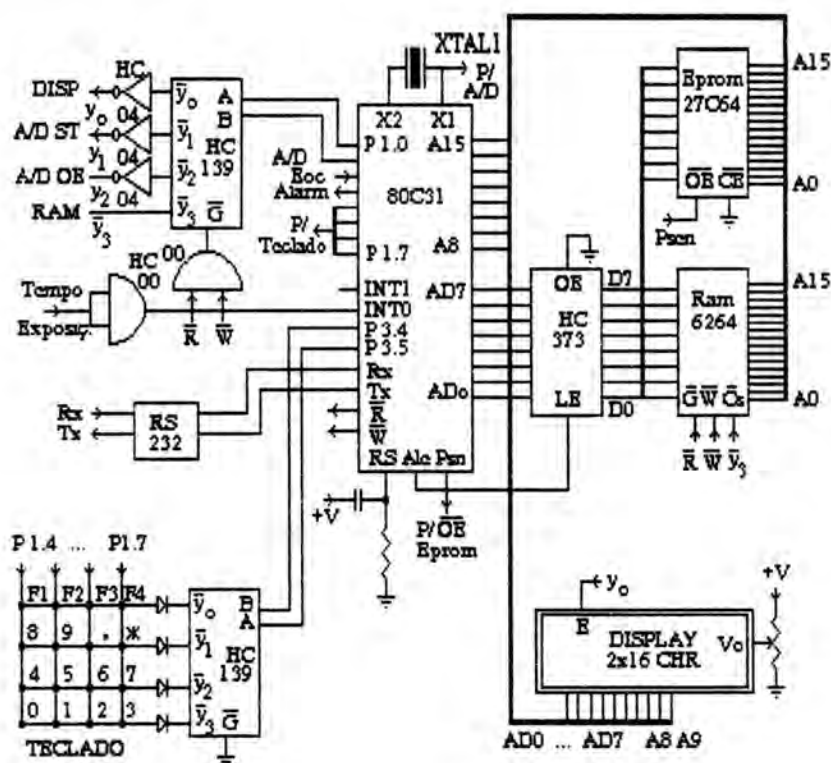


Figura 3.5.1 Diag. esquemático UCP

O Display com o seu barramento constituído de 8 bits de dados, para a programação dos caracteres em ASC II, três bits de comandos e atributos, E (enable), R/W (escrita/leitura), e RS (seleção de registro), e pôr fim três pinos de polarização e controle de intensidade do mostrador.

O bus de dados do micro AD0..AD7, ligado no bus de dados do display DB0..DB7, os endereços A8,A9, ligados no RS e R/W, respectivamente, e a seleção Y0, ligada no E do display. Os pinos 1,2,3 correspondem a Vcc, massa e controle de intensidade dos caracteres, respectivamente. O teclado de 16 teclas (membrana), constituído de uma matriz de 4X4, de 4 linhas e 4 colunas de teclas. As linhas, e as colunas, são ligadas numa seção do seletor HC 139, e nas portas P1.4 à P1.7 respectivamente. O seletor vai acionar as portas P3.4 e P3.5 do micro para acusar acionamento das teclas. A RAM externa é acionada pôr R, W e Y3. A ROM (EPROM) é acionada por PSEN (Program Store Enable). O seletor de dados e endereço é acionado por ALE (Address Latch Enable). O decodificador 2X4 (2ª seção), seleciona os periféricos na seguinte prioridade de Y0 a Y3, por meio das portas P1.0 e P1.1, condicionados a R/W, para a sincronização da seleção. Y0 seleciona o display, Y1, Y2 seleciona A/D START e A/D OE respectivamente e Y3 seleciona a RAM. A porta P1.2 recebe a sinalização do final de conversão do A/D EOC, e a porta P1.3 sinaliza a indicação do nível de bateria, e o alarme sonoro. As saída Rx e Tx do microcontrolador vão aos line drivers 1488, e 1489, respectivamente, padrão RS 232 de saída serial. Este Hardware relativamente padrão, foi retirado dos manuais de software e hardware do 80C31/51, da Intel e AMD.

3.6 PROGRAMA GERAL DO MEDIDOR

O programa interno do medidor, residente em EPROM ocupa aproximadamente 4k bytes de memória, e foi desenvolvido em Assembler. Sua estrutura será brevemente descrita neste trabalho, baseado no Hardware descrito no item anterior. O programa é composto das seguintes partes; Programa Gerenciador, rotina de Alta tensão, rotina de Taxa de Exposição, rotina de tempo de exposição e operações com Memória. O medidor é constituído das seguintes funções programáveis via teclado, e com as seguintes legendas indicadas no display:

Inicialização do Sistema

Tela:	Auxilhar:
MCQ - RAIOS X	D segue
Acione Menu A	F volta

Tela seguinte:

Funções 1>kVp;

2>R/m; 3>s ou D

Leitura de alta tensão

Tela:

Quilotensão

10,9 kVp

Leitura de Taxa de Exposição

Tela:

Roentgen/Min

256 R/min.

Leitura de Tempo de Exposição

Tela:

Tempo Exposição

0,015 seg.

Operações de Memória: Ponto a ponto ou contínua

Tela:

Memória 4> Seq.

5>Cont ou D

Descarga para Microcomputador

Tela:

Saída Serial

8>Transfere ou F

Tela de alarme

Tela:

Bateria baixa

3.6.1 PROGRAMA GERENCIADOR

O programa gerenciador (ver fluxograma fig. 3.6.1), que usa a técnica de Pool Select, começa com a inicialização do Sistema, logo após o acionamento da chave lig/desl, e o temporizador de Power On acionar o RST (reset). Esta rotina, programa o display, para 8 bits, 2 linhas de caracteres 5x7, posição inicial e avanço de caractere, carregando o buffer do Display com os dizeres da Tela de Função (item 1 acima), após, aciona o decodificador de Teclado, ficando na espera do toque de teclas. Ao toque da Tecla A, o micro aciona a próxima tela (tela seguinte), que pôr consequência acionará os modos de operação.

Os modos de operação, rotinas que serão descritas abaixo, caracterizam-se pelo processamento das operações (leituras de kVp, R/min e seg.) pelo microcontrolador, e a operações de memória, que caracteriza-se pelo manuseio de memória interna e RAM, para visualização das medidas, depois de memorizadas, no display de modo seqüencial e contínuo, e para a descarga serial para microcomputador.

3.6.2 ROTINA DE ALTA TENSÃO

Ao toque da Tecla 1, a rotina de leitura de alta tensão será acionada. O fluxograma desta rotina (Fig. 3.6.2), mostra a seqüência de eventos, iniciando com a leitura dos canais CH1 e CH2 do A/D, colocando na memória interna, os dois registros de 0 à 255. Cada par de leitura é comparado com a anterior para seleção da maior. Num intervalo de batida mínima de aparelhos de RX (70 ms), a operação é repetida 23 vezes, totalizando no final a maior leitura. Os dois maiores valores são registrados em A e B, executando-se então a divisão A/B. Convertendo o resultado da divisão BIN/DEC, obtemos um número menor que 1 (característica da transmissão diferencial), e precisão de 0,001. Para ajustar a unidade e a calibração este número passa pela tabela de conversão, dando como resultado, um número 50,0 à 150,0 kVp, sendo convertido para BCD, para mostrar no display. Este resultado é armazenado na memória externa. Como pode ser observado no fluxograma do programa gerenciador, a qualquer toque das tecla 1..3, há a mudança de operação, ou vai para a tela seguinte ao toque de D.

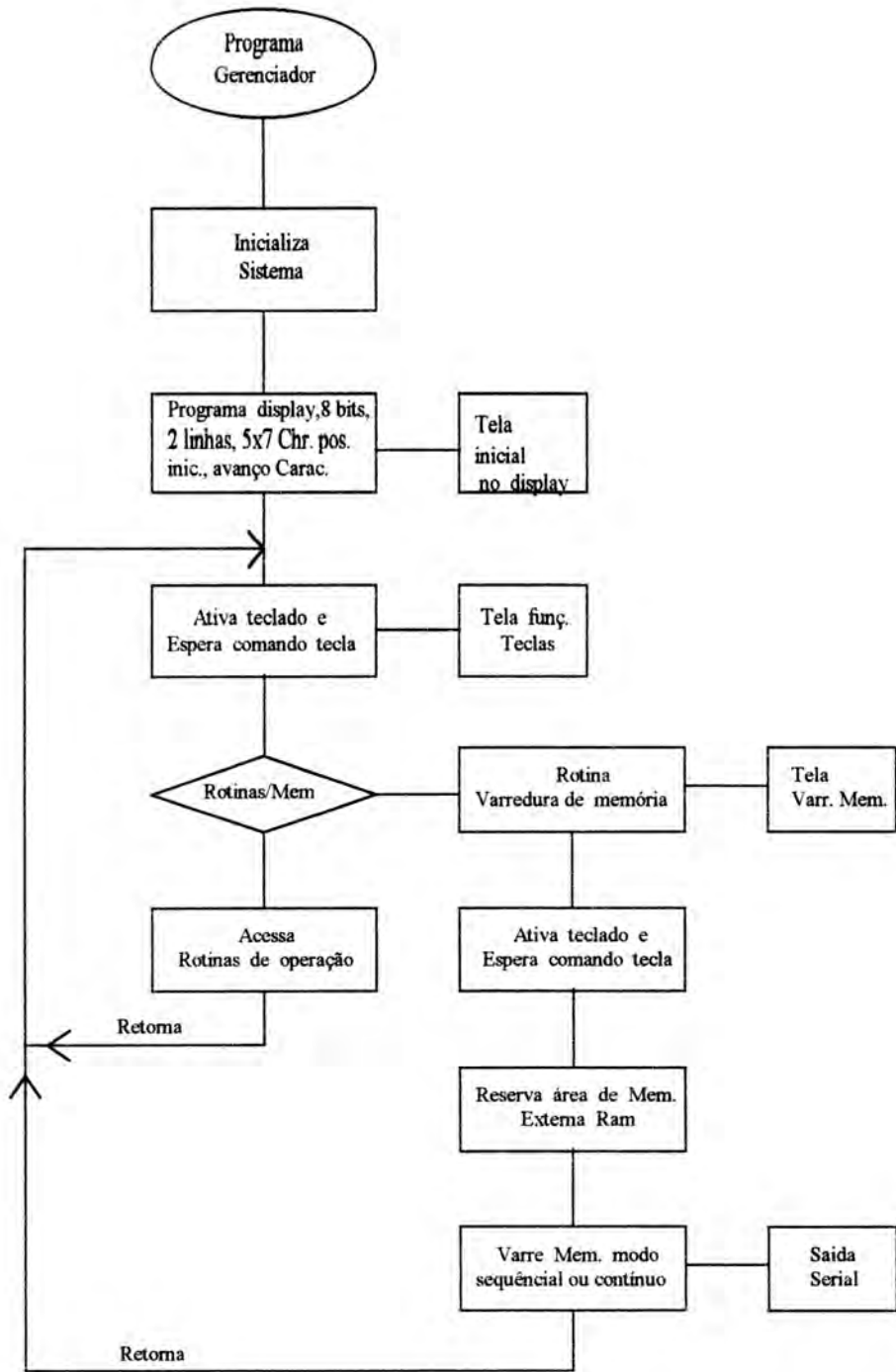


Figura 3.6.1 Programa Gerenciador

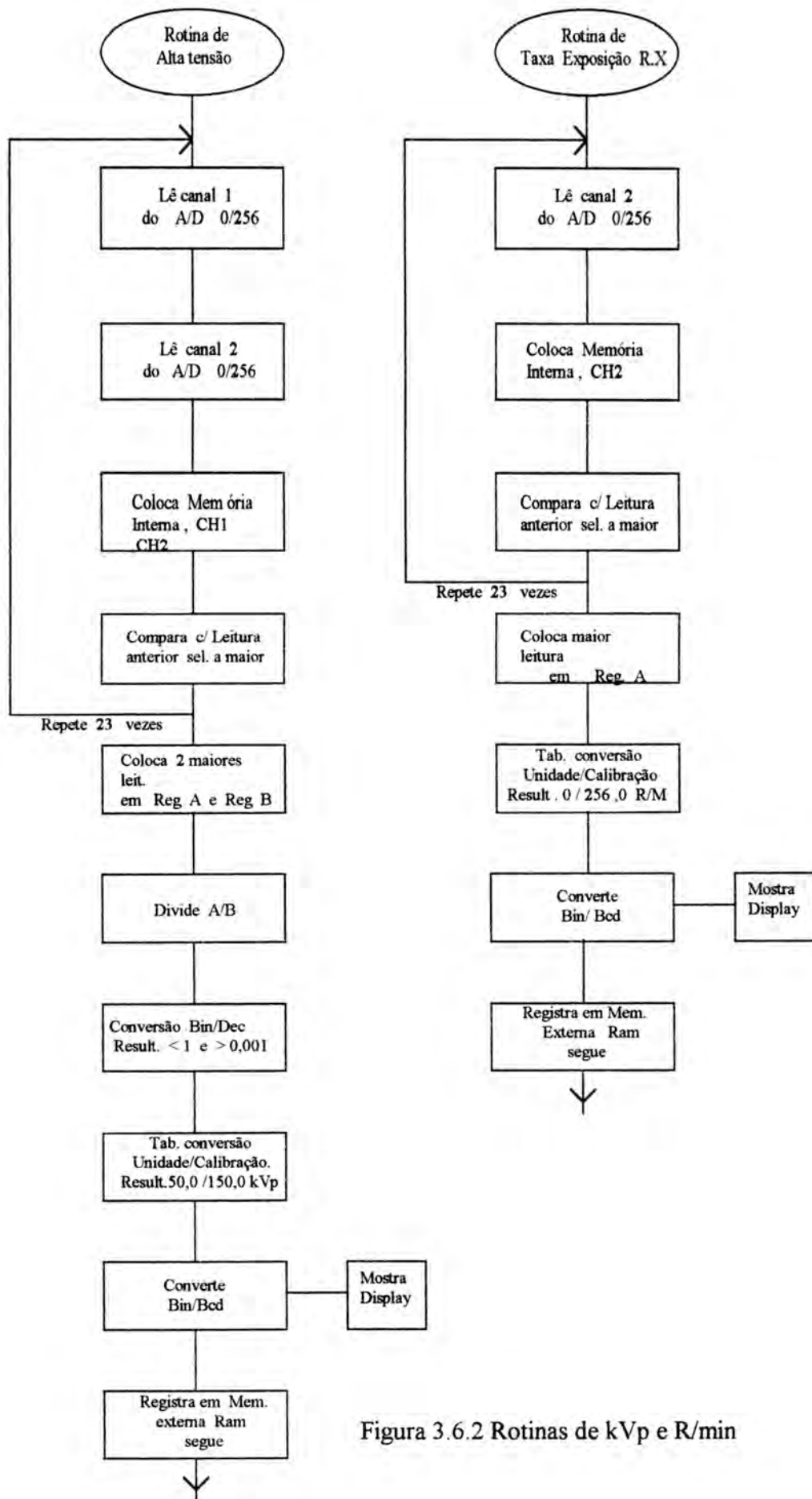


Figura 3.6.2 Rotinas de kVp e R/min

3.6.3 ROTINA DE TAXA DE EXPOSIÇÃO

Ao toque da tecla 2, a leitura de taxa de exposição (fig. 3.6.2) é acionada, gerando a leitura de CH2 do A/D, um registro de 0 à 256, colocado na memória interna. Ao término da 23ª leitura, é registrado o maior valor, que passando pela tabela de conversão calibração/unidade transforma a medida num número 0 à 255,0 R/min, e depois de convertido para BCD, mostra no display. O número é registrado na memória externa.

3.6.4 ROTINA DE TEMPO DE EXPOSIÇÃO

Ao toque de 3 (fig. 3.6.3), a rotina Tempo de Exposição, é acionada. O sinal analógico derivado do segundo fotodiodo, passa por um comparador e a porta AND, e aciona a entrada INT0 do micro. A operação é caracterizada pela medida do tempo de batida de um aparelho de raios X, ou seja a largura do pulso, que entra em INT0. A subida deste sinal, dispara o contador interno do micro, e a descida totaliza nos registradores TL, TH e TF1, as contagens que será proporcional ao tempo de exposição em segundos. A base de tempo é precisa, pois é derivada do relógio do micro 11,059 Mhz. A rotina programa o temporizador para, modo 1, 16 bits, C/T = 1, IT0 = 1 e G = 1, que totaliza a medida de tempo nos registradores TL, TH e TF1. A conversão BIN/DEC, resulta num número, 0,001 à 10000 segundos, que depois de convertido a BCD é mostrado no display e armazenado na memória. Em qualquer uma das funções acima a saída é digitar F, e digitando D, fará o gerenciador acionar a seguinte tecla.

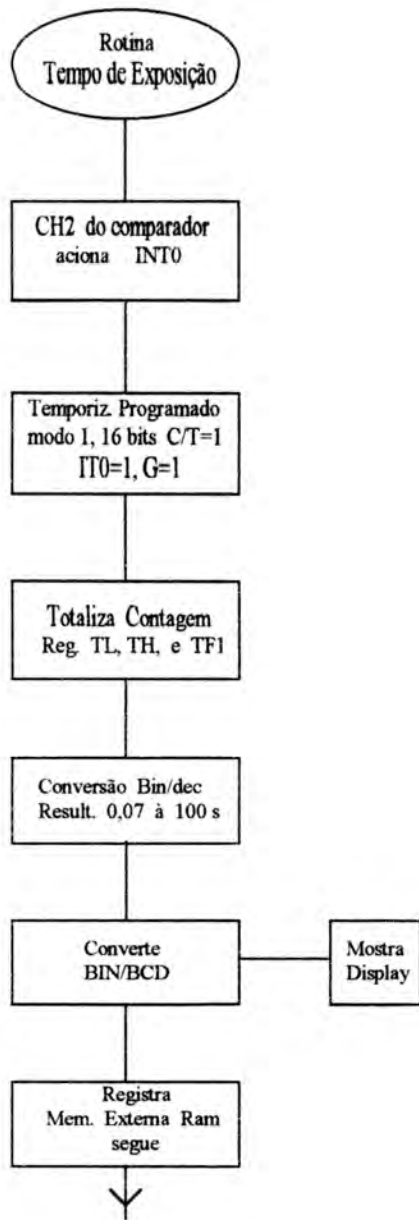


Figura 3.6.3 Rotina tempo de Exposição

3.6.5 OPERAÇÕES DE MEMÓRIA EXTERNA RAM

A varredura de memória, que com o toque de 4 varre a memória de cinco em cinco leituras, e que com o toque da tecla 5, varre rapidamente todos os registros de memória externa. A seguinte tela é a saída serial para microcomputador. Esta rotina ao toque de 8, descarrega seqüencialmente os 1700 Registros pela porta serial (ver registros abaixo). A qualquer instante o gerenciador ao comando do sensor de nível de bateria, poderá mostrar após a leitura da tela presente, a tela de indicação de bateria baixa, intermitentemente.

Total de Registros da Memória formados por um arquivo line sequencial:

0001	XXXX	Y	Total 5 bytes
0002	XXXX	Z	
.	.	.	
.	.	.	
n°	Leitura	Unidade	

Para a memória com capacidade de 8K bytes:

o número total de leitura:

$$8192 / 5 \cong 1700 \text{ Registros}$$

3.6.6 TABELA DE CONVERSÃO

Na rotina de kVp, o resultado da divisão das leituras dos diodos PV, é transformado em kVp via interpolação entre 10 pontos de calibração. Um número de 0,001 a 1, é transformado, na medida calibrada de kVp, por uma tabela de conversão, cujos pontos calibrados são fixados em 10 posições de memória (fig. 3.6.4).

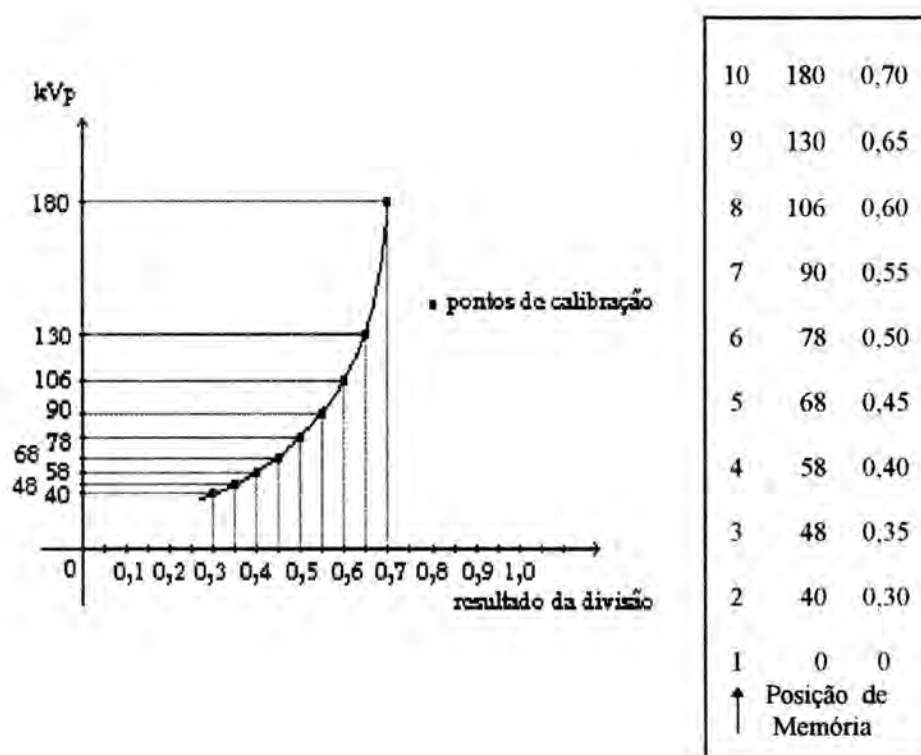


Figura 3.6.4 Tabela de conversão

Na escala horizontal (resultado da divisão) são tomadas 50 divisões num intervalo de 0 a 0,05, mais 50 divisões de 0,05 a 0,1, formando uma escala de 1000 pontos, de 0 a 1,000. A tabela começa com o ponto 0,300, que corresponde a posição de memória que contém 40,0 kVp, 0,350, que corresponde a 48,0 kVp, e assim até chegar na décima posição que corresponde a 180,0 kVp.

Assim por exemplo o resultado da divisão de 0,462, seria um ponto entre 78 kVp e 90 kVp, que corresponderia a 12 pontos acima de 0,45, ou seja 12 pontos acima de 78 kVp ou seja 80,88 kVp, pois no intervalo de 78 a 90 temos também 50 pontos de divisão.

O programa localiza o intervalo de posição de memória que corresponde de 78 a 90, e o primeiro, segundo e terceiro fracionário segue um processamento de aproximação até chegar o número 0,462 por incrementos, correspondendo a 80,88 kVp.

Este processamento usa somente os registradores internos do 8031, e as 10 posições de memória são gravadas na EPROM. Para mudar a escala basta mudar as posições da EPROM. Esta tabela calibrada (fig. 3.6.4) corresponde a pontos de calibração da relação de filtros de cobre de 0,4 e 0,8 mm (fig. 3.1.4 curva D). Varias relações de filtro poderão ser usadas, e como pode ser observado esta relação nunca é maior que 1 (fig. 3.1.4 curvas A,B,C,D). A vantagem deste sistema é poder fazer ajustes de calibração em qualquer dos dez pontos da escala, podendo ajustar a inclinação para qualquer curva.

Para obter a escala R/min o nível do A/D que é um número de 0 a 255, é simplesmente multiplicado por uma constante de 0,8 a 1,2, e como a escala é linear, não há necessidade de ajustes nos flancos. A escala tempo de exposição também é um produto do resultado do número acumulado nos registradores TL TH e TF1 por uma constante, resultando na escala em segundos.

4 MEDIDAS E RESULTADOS

Com o protótipo do medidor MCQ RX desenvolvido, montado num gabinete modular (Fig 4.1 fotografia), para fácil manuseio, com o ICE (in circuit emulator, conectado a um IBM-PC) começou-se uma série de medidas no Hospital Santa Rita, utilizando-se dois equipamentos de raios X, o Stabilipan 300, da Siemens (radioterapia), e o de radiodiagnóstico da Siemens, modelo Heliofos 4E, acoplado com Fluoroscopia. O primeiro equipamento, sempre utilizado em medidas de fluxo constante e em baixa corrente de feixe, e o segundo em grandes correntes de feixe e tempos intermitentes e curtos.

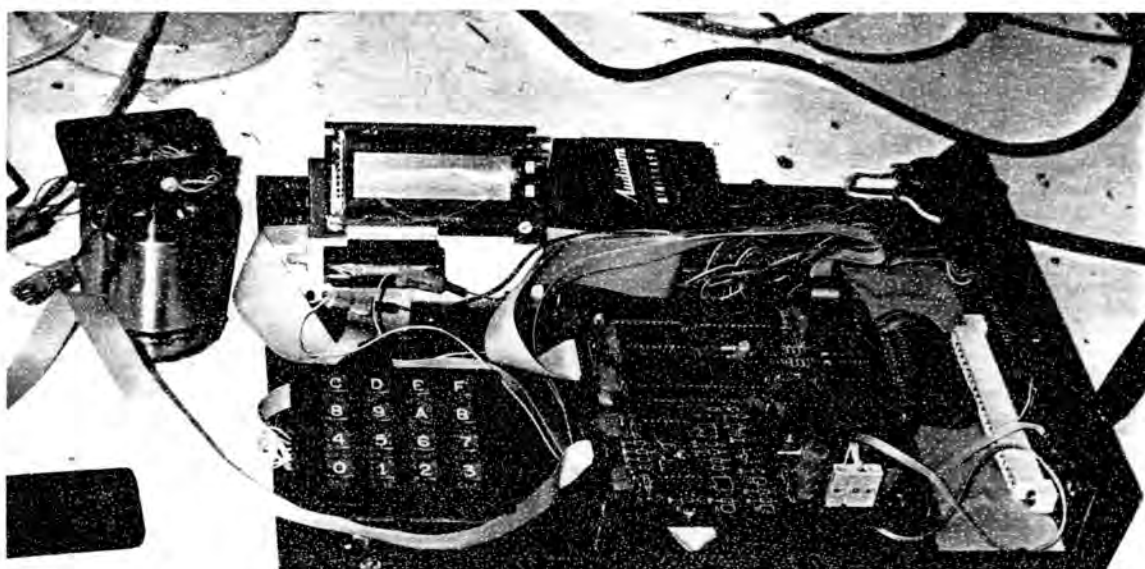


Figura 4.1 Foto do protótipo do MCQ - RX

Com a primeira versão da Eprom gravada, com programa ocupando 3200 bytes, realizou-se as primeiras medidas. O programa foi desenvolvido com três ferramentas essenciais:

- Emulador BICE51, V 2.04 / 1990 da Microtime Corp. Inc.
- Assemblador AVMAC 8051, V 2.45/ 1989 da Avocet Sys. Inc.
- Simulador AVSIM 8051, V 1.54 / 1988 da Avocet Sys. Inc.

Na última versão um pouco antes da apresentação deste trabalho, já incluindo as operações de memória o programa cresceu para 4100 bytes.

4.1 MEDIDA DA LINEARIDADE DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

As medidas foram realizadas com o sensor e pré-amplificador, e as leituras foram coletadas no display do instrumento, e comparadas com um DVM Fluke modelo 75 (0,5% de precisão), conectado a saída do pré-amplificador. Foi utilizada a escala R/min, que dá a leitura instantânea da intensidade do feixe de RX, mas iluminando o sensor, com luz visível, tentando simular os RX, pois se teve dificuldades em fazê-la no hospital. Obteve-se as duas leituras, mostradas no gráfico abaixo (fig 4.2).

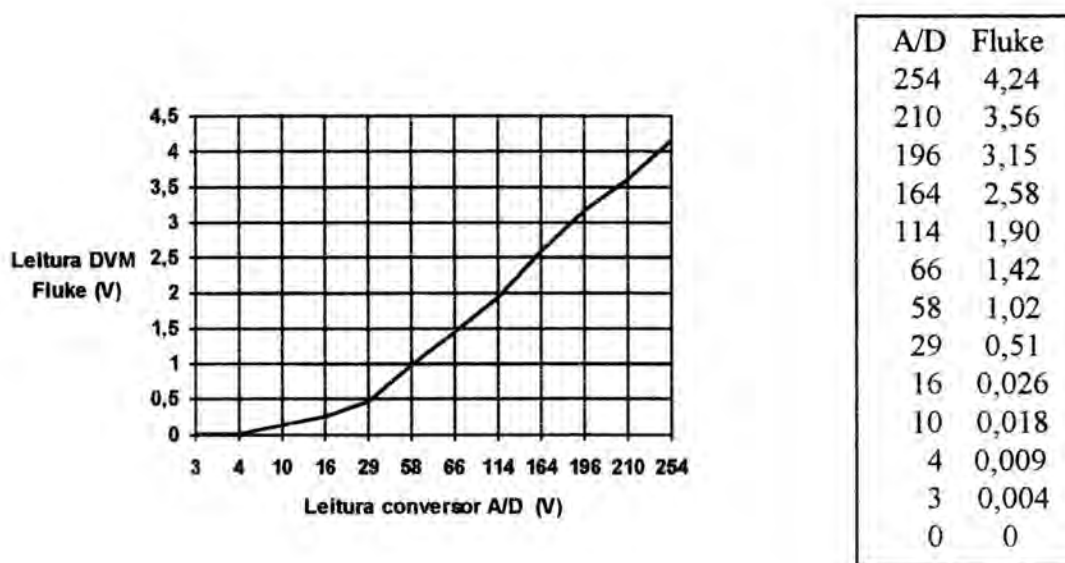


Figura 4.2 Comparação de leitura DVM & A/D do sistema com luz visível

Como já se esperava o sistema é mostra-se linear, a partir de um determinado nível de sinal, e apresentou a mesma curva para os dois canais testados. Abaixo do nível de leitura do A/D de valor 29, ou 0,5 Volts do DVM (fig. 4.2), o sistema apresenta uma pequena ailinearidade, devido ao ruído captado pelo sensor.

A referência interna do A/D nesta medida foi de 5,12 Volts, ajustado por trimpot. Esta alinearidade pode ser eliminada, reduzido-se o ganho de conversão, aumentando-se a referência interna do A/D para 8,00 Volts, ou blindando-se melhor o sensor.

A solução para contornar este problema, foi reduzir a espessura dos filtros, aumentando-se assim o nível do sinal na entrada do A/D. O par de filtros inicialmente utilizado foi 0,6 x 1,2 mm de cobre, posteriormente reduziu-se para 0,4 x 0,8 mm.

Com o aparelho de RX Stabilipam, com uma corrente de feixe de 18 ma, levantou-se as curvas de diversos filtros, já em função do potencial do feixe, para verificação da linearidade à baixos níveis de sinal (Fig. 4.3). Foi utilizada a escala R/min para as leituras.

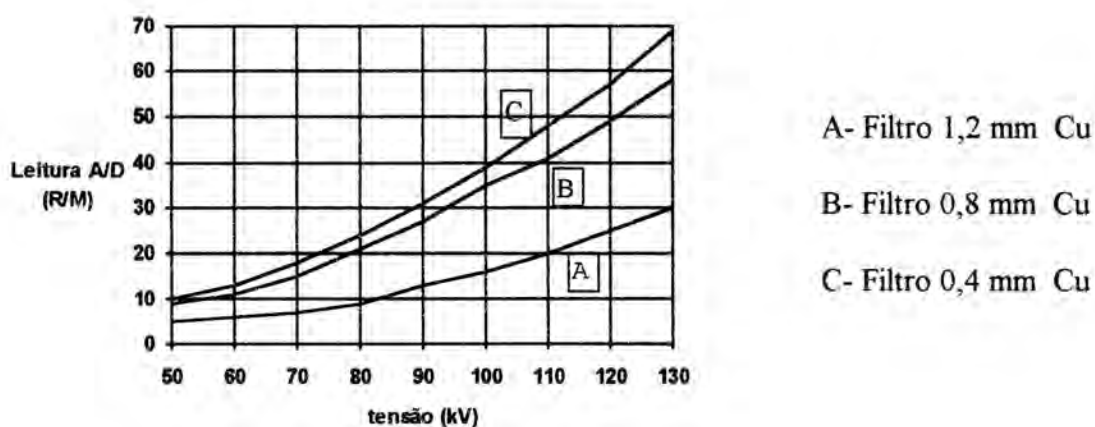


Figura 4.3 Curvas de leituras para baixos níveis de sinal

Diferentemente da medida anterior realizada com luz visível, agora com os filtros e a incidência sobre o sensor de um feixe de RX, as curvas deixam de ser lineares.

Como pode ser observado na figura 4.3, as curvas B e C comportam-se bem mais lineares que a curva A, e que devido a maior filtração (1,2 mm Cu), reduz a sensibilidade do sinal para valores inferiores a 30 R/min.

4.2 MEDIDAS NA ESCALA DE R/M

Com o dosímetro de Bladwin Palmer mod. 2502/3, e uma ponteira padrão (Câmara de ionização) mod. 2505/3, mediu-se a taxa de exposição em R/min., para distâncias, de 30, 50, 90 cm do sensor no aparelho de raios X Stabilipan, operando a 100 kVp, 18 ma.

d (cm)	Dos. Palmer (R/min)	Medidor MCQ RX (R/min)	F_c	Leitura corrigida $F_c = 0,92$
30	158,4	171	0,926	157
50	56,12	61	0,920	56
90	13,2	16	0,915	14

Tabela 4.1 Medida de taxa de exposição R/min.

Na tabela 4.1, temos as medidas do medidor MCQ RX comparadas com o medidor padrão (Dosímetro de Palmer). A discrepância das medidas foi constante e relacionada na quarta coluna como fator de calibração F_c . Para um valor médio de 0,92, relaciona-se na última coluna da tabela o valor final da leitura do instrumento, o que mostra um erro de menos de 1%, na medida mais próxima do instrumento e de 6% na medida mais afastada do mesmo. Sugerimos portanto adotar como o padrão nas medidas do medidor a distância de 50 cm do tubo.

4.3 MEDIDAS DE ALTA TENSÃO kVp

As medidas de kVp, foram realizadas num aparelho Siemens de radiodiagnóstico, em condições que provam a independência da distância tubo de RX, ao medidor, da corrente de feixe, da filtragem, e do tempo de exposição.

Com o aparelho de raios X, ajustado para um tempo de exposição de 0,5 segundos, e uma corrente de feixe de 80 ma, e para potenciais de 50 a 125 kVp, mediu-se com o MCQ-RX a uma distância de 40 e 70 cm do tubo. Como padrão utilizou-se o aparelho de kVp da RTI mod. Mini X-Plus (1% precisão) a 40 cm do tubo (tabela 4.2).

1	2	3	4	5	6	7	8	9
Dial RX (kVp)	RTI (kVp)	MCQ 40cm (kVp)	F_c	Cal. $F_{CM} =$ 1,26 (kVp)	MCQ 70cm (kVp)	F_c	Cal. $F_{CM} =$ 1,26 (kVp)	MCQ 40cm Fil. Al,2mm
50	50,9	43,6	1,16	54,93	44,8	1,14	56,44	44,2
60	62,2	48,0	1,29	60,48	48,4	1,28	60,98	47,8
70	72,0	56,0	1,28	70,56	55,0	1,30	69,30	54,8
81	86,4	68,4	1,26	86,18	68,8	1,25	86,68	67,4
90	94,1	74,6	1,26	93,99	75,8	1,21	95,50	73,6
102	106,6	85,0	1,25	107,10	85,2	1,25	107,35	84,2
109	112,4	92,2	1,21	116,17	90,4	1,24	113,90	88,4
125	125,4	103	1,2	129,78	102	1,22	128,52	99,2

Tabela 4.2 Leitura MCQ RX, a 40 e 70 cm do tubo sem filtro, e a 40 cm com Filtro de 2 mm de Alumínio

Na coluna 4 da tabela 4.2, determinou-se o fator de calibração F_c , para cada ponto de medida, para o MCQ a 40 cm, observando-se uma boa constância, com pequenas discrepâncias nos extremos da escala. Na coluna 5 multiplicou-se o valor lido pelo instrumento, pelo fator médio F_{CM} , obtendo-se o valor calibrado.

Do mesmo modo procedeu-se, para MCQ a 70 cm, com os resultados na coluna 8, mantendo-se a constância da medida anterior. Na última coluna temos a leitura MCQ a 40 cm, mas atenuado por um filtro de Alumínio de 2 mm.

Já nesta mesma tabela (4.2) pode-se observar a reprodutividade das leituras, colunas 3,6 e 9, com desvio de exatidão, corrigido pelo fator médio de 1,26 vezes do valor real, que considerou-se como padrão (dentro de 1%) as medidas obtidas pelo RTI.

Na tabela 4.3, procurou-se avaliar a reprodutividade das medidas. O somatório dos desvios mostra uma pequena tendência negativa, e que a maior diferença de medida é de aproximadamente $\pm 2\%$, considerado uma boa precisão para este tipo de instrumento (Controle de qualidade).

Dial RX (kVp)	MCQ 40cm (kVp)	MCQ 70cm (kVp)	Reprod. 40/70 %
50	43,6	44,8	-2,75
60	48,0	48,4	-0,83
70	56,0	55,0	+1,78
81	68,4	68,8	-0,58
90	74,6	75,8	-1,60
102	85,0	85,2	-0,20
109	92,2	90,4	+1,95
125	103	102	+0,97

$$\Sigma = -1,26 \%$$

Tabela 4.3 Reprodutividade leitura 40/70

Na tabela 4.4 observa-se a reprodutividade da medida referência (a 40cm), com a medida do MCQ-RX a 40cm, com um filtro de Alumínio de 2 mm em cima do sensor.

Nesta situação observa-se um desvio negativo crescente nas medidas acima de 70 kVp, o que é esperado para as mais altas energias, mas não passando de aproximadamente 3%.

O teste com o uso do filtro de Alumínio, mostra a independência do medidor, na medida de kVp com a adição de pequenos filtros.

Dial RX (kVp)	MCQ 40cm (kVp)	MCQ 40+2Al (kVp)	Reprod. 40+2Al/40 (kVp)
50	43,6	44,2	+1,37
60	48,0	47,8	-0,40
70	56,0	54,8	-2,14
81	68,4	67,4	-1,50
90	74,6	73,6	-1,35
102	85,0	83,2	-2,11
109	92,2	89,4	-3,03
125	103	99,2	-3,69

Tabela 4.4 Reprodutividade leitura 40+2Al/ 40

Por último comparou-se a medida padrão do medidor RTI a 40 cm, com a leitura calibrada do medidor MCQ-RX também a 40 cm (tabela 4.5)

Dial RX (kVp)	RTI 40cm (kVp)	MCQ 40cm (kVp)	Erro %
50	50,9	52,93	+3,98
60	62,2	60,48	-2,70
70	72,0	70,56	-2,00
81	86,4	86,18	-0,25
90	94,1	93,99	-0,12
102	106,6	107,10	+0,47
109	112,4	116,17	+0,91
125	125,4	129,78	+3,40

Tabela 4.5 Erro % MCQ-RX 40cm & RTI 40 cm

Afora a primeira e a última medida, que estatisticamente saiu um pouco fora da média (acima de 3%), pode-se observar um ponto de inflexão por volta dos 90 kVp, característica desejada, pois com um pequeno ajuste no ganho do sistema os desvios poderão ser reduzidos ou anulados nos extremos da escala. Como foi dito inicialmente, estas medidas, foram tomadas com o tempo de exposição de 0,5 s, menor tempo disponível no aparelho da Siemens. Algumas medidas foram tomadas com tempos 0,7, 1 e 2 segundos, não havendo desvios maiores que os registrados acima. Para uma corrente de feixe menor, 60 mA também não observou-se desvios.

4.4 MEDIDAS DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO (s)

Estas medidas também foram realizadas com o medidor da RTI à 40 cm, como padrão e com o aparelho de RX da Siemens, de diagnóstico, em 100 kVp, e com corrente de feixe de 80 mA.

Dial RX (seg.)	RTI 40cm (seg.)	MCQ	MCQ
		40cm (seg.) 1	40cm (seg.) 2
0,08		0,078	0,083
0,1	0,098	0,104	0,102
0,2		0,224	0,216
0,5	0,604	0,636	0,610
0,8	0,955	0,992	0,986
1,0	1,142	1,116	1,115
2,0		2,206	2,183

Tabela 4.6 Tempo de exposição MCQ & RTI

Como observa-se na tabela 4.6 as medidas aqui são comparativas uma vez, que o aparelho de RX não tem uma boa precisão de base de tempo, apresentando uma apreciável instabilidade.

Foram obtidas duas leituras consecutivas para constatação deste fato, e devido ao comparador do disparo da medida de tempo do MCQ, disparar em 0,3 V, tanto na subida como na descida a medida só depende da base de tempo do aparelho de RX .

A base de tempo do MCQ, foi aferida com um cronometro cásió mod. 30, num intervalo de 10.000 segundos, apresentando um desvio menor que 1 segundo. Não tomaram-se todos os pontos da tabela acima com o RTI, porque elas foram realizadas dias antes sem a previsão de mais alguns pontos obtidos posteriormente como o MCQ.

5 CONCLUSÃO

As medidas e funções do equipamento apresentado neste trabalho, voltam-se basicamente à técnica de leitura de parâmetros de qualidade de RX diagnóstico, obtidos diretamente do feixe, de forma não invasiva, de maneira rápida e com a precisão requerida para esta finalidade.

Segundo os dados retirados da referência bibliográfica Webb [8], do ICRP (International Commission on Radiological Protection) os parâmetros de controle de qualidade, de interesse para o instrumento desenvolvido deveriam estar dentro das seguintes tolerâncias:

Potencial (kVp): ± 5 kV

Tempo de exposição (s): 5%

Taxa de Exposição (R/min): +20%, - 40%

Na escala de kVp o MCQ-RX, ficou com a reprodutividade de $\pm 2\%$, portanto dentro da tolerância exigida. Na escala de R/min, o desvio máximo foi de 4%, também dentro do exigido. E por fim o tempo de exposição, que apesar de não se possuir um padrão para a medida, ficou-se com a estabilidade da base de tempo do temporizador, de 1 para 10000, ou seja bem melhor do que o exigido.

Como já foi descrito anteriormente o MCQ-RX foi calibrado para aparelhos de RX de diagnóstico, trabalhando na faixa de 50 à 150 kVp, e correntes de feixe de 60 à 180 mA. Para aparelhos de terapia, mamografia e RX dentário, a escala de kVp tem que ser recalibrada, e o uso de diferentes pares de filtros, e o aumento do ganho dos amplificadores, tem que ser testados. O MCQ - RX, pode ser adaptado para medida da camada semiredutora (HVL), bastando para tanto uma modificação do programa interno do medidor.

Algumas funções citadas no trabalho, não foram implementadas devido a sua extensão, e outras poderão ser desenvolvidas posteriormente. Até o momento não tínhamos recebido o auxílio já aprovado do CNPQ, para desenvolvimento deste trabalho, portanto continuaremos trabalhando nesta pesquisa, estendendo as funções de medida do instrumento.

Outro fator que contribuiu contra o melhor aperfeiçoamento do equipamento até o presente, foram as condições de medida utilizando o Hospital. Este fato não permite condições de laboratório, com o uso de instrumentos de apoio in loco. As medidas eram sempre realizadas num período máximo de 20 minutos por dia, dificultando a seqüência do desenvolvimento. No momento já conseguimos um aparelho de RX, que será instalado no Laboratório de Radioisótopos, para aperfeiçoamento do MCQ-RX.

Até o momento este trabalho já foi publicado parcialmente no V CGEN, Congresso Nacional de Energia Nuclear, e no Congresso Mundial de Física Médica e Engenharia Biomédica ambos no Rio em 1994.

Por fim acreditamos ter desenvolvido uma boa ferramenta para controle de qualidade de aparelhos de RX, talvez não tão original, mas com qualidades de, baixo custo, boa estabilidade, programabilidade, e tecnologia totalmente criada nesta Universidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1 BIRCH, R.; MARSHAL, M.; ARDRAN, G.M. **Catalog of Spectral Data for Diagnostic X-Ray**. London, The Hospital of Phisicist Association, 1979.
- 2 DIXON, R. L.; EKSTRAND, K.E. Silicon Diode Dosimetry. **Int. J. Appl. Radiat. Isot. London**, v.33, p.1171-1176, 1982.
- 3 HORN, B.A.; FINNEY, C.E.; LUC, K. C. Performance of the Victoreen NERO for measuring X-ray Tube calibration. **Med. Phis.**, Los Angeles, v.9, p.613, 1982.
- 4 JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The Phisics of Radiology**. Springfield, USA, Thomas Book, 1974.
- 5 MILLMAN,J. **Microeletronics**. New York, McGraw-Hill, 1979.
- 6 SANKARAN, A.; PAL, N.C.;PATKY, V.S. Microprocessed-based diagnostic X-ray beam Quality assurance dosimeter using a photovoltaic detector/amplifier device. **J. Appl. Radiat. Isot.** London, v.42, p.31-39, 1991.
- 7 SPRAWLS, P. **Phisical Principles of Medical Imaging**. Atlanta, Aspen Publishers, 1987
- 8 WEBB, S. **The Phisics of Medical Imaging**. Bristol, UK, Institute of Phisics Publishing, 1993.
- 9 VAN DER LAAN, F. T.; ELBERN, A.W. Medida de Alta Tensão, Tempo e exposição de Aparelhos de Raios X por Método Diferencial Não Invasivo. **V Congresso Geral de Eng. Nuclear**. Rio de Janeiro, V.3, p 763 - 768, 1994.
- 10 VAN DER LAAN, F. T.; ELBERN, A.W. Non Invasive, Microprocessed Instrument for Quality Assurance of X-Ray Equipment. **World Congress on Medical Phisics and Biomedical Engineering**. Rio de Janeiro, V.1, p 307, 1994.

CATÁLOGOS E MANUAIS

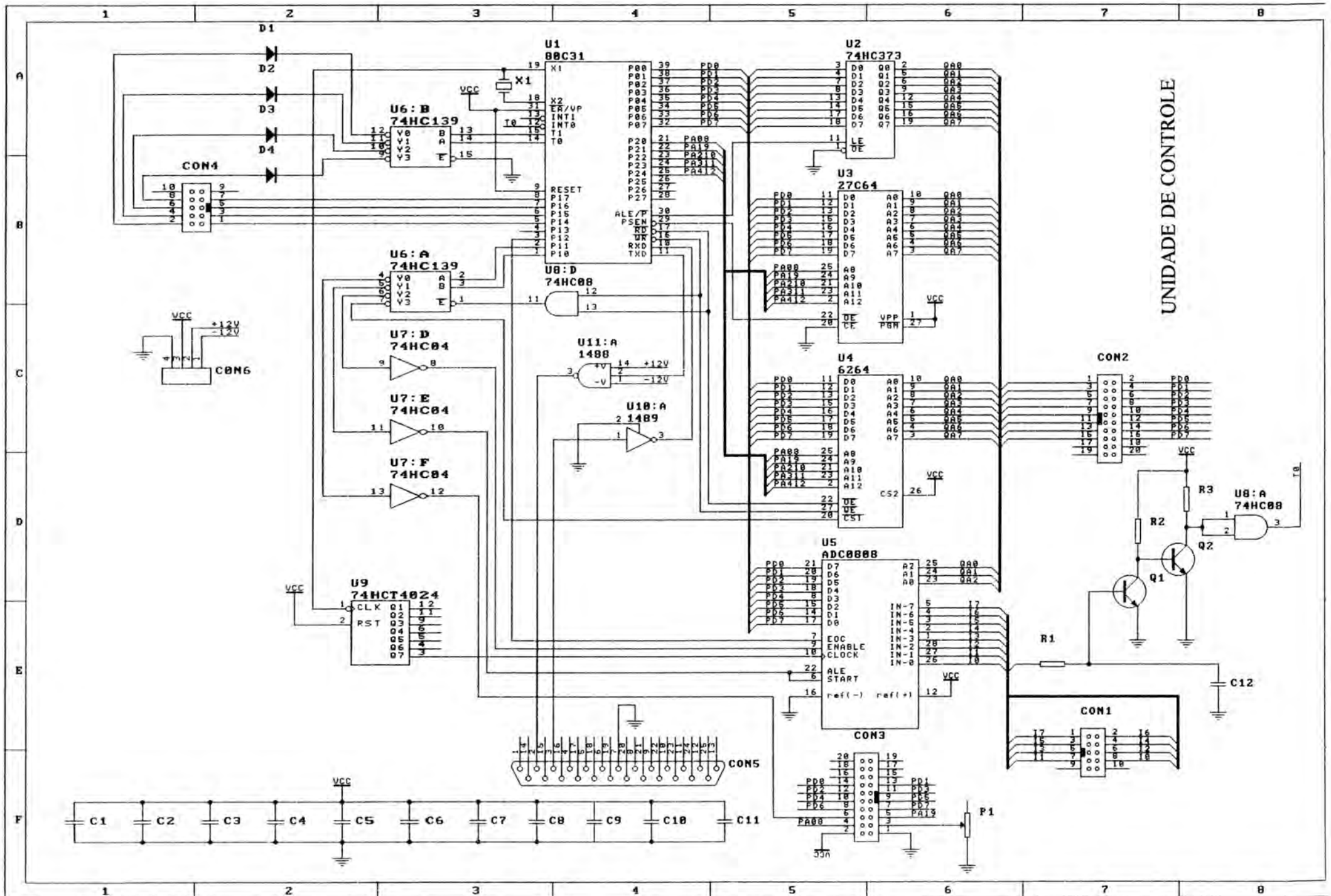
- 11 AMERICAN MICRO DEVICES. **Microcontrollers 8051 Data Book**. Sunnyvale, USA, 1988.
- 12 AVOCET SYSTEM INC., **Avmac 8051 User's Manual**, Rockport, USA, 1988
- 13 AVOCET SYSTEM INC., **Avsim 8051 User's Manual**, Rockport, USA, 1986.
- 14 MICROTIME COMPUTER INC. **Bice-8051 User's Manual**. Taipei, R.C.O. 1990.
- 15 SCIENTIFIC AMERICA INC., **Scientific American**, New York, 1995
- 16 SIEMENS., **Optoelectronic Catalog**, München, 1992.
- 17 VICTOREEN., **Instrument Catalog**, Cleveland, USA, 1993

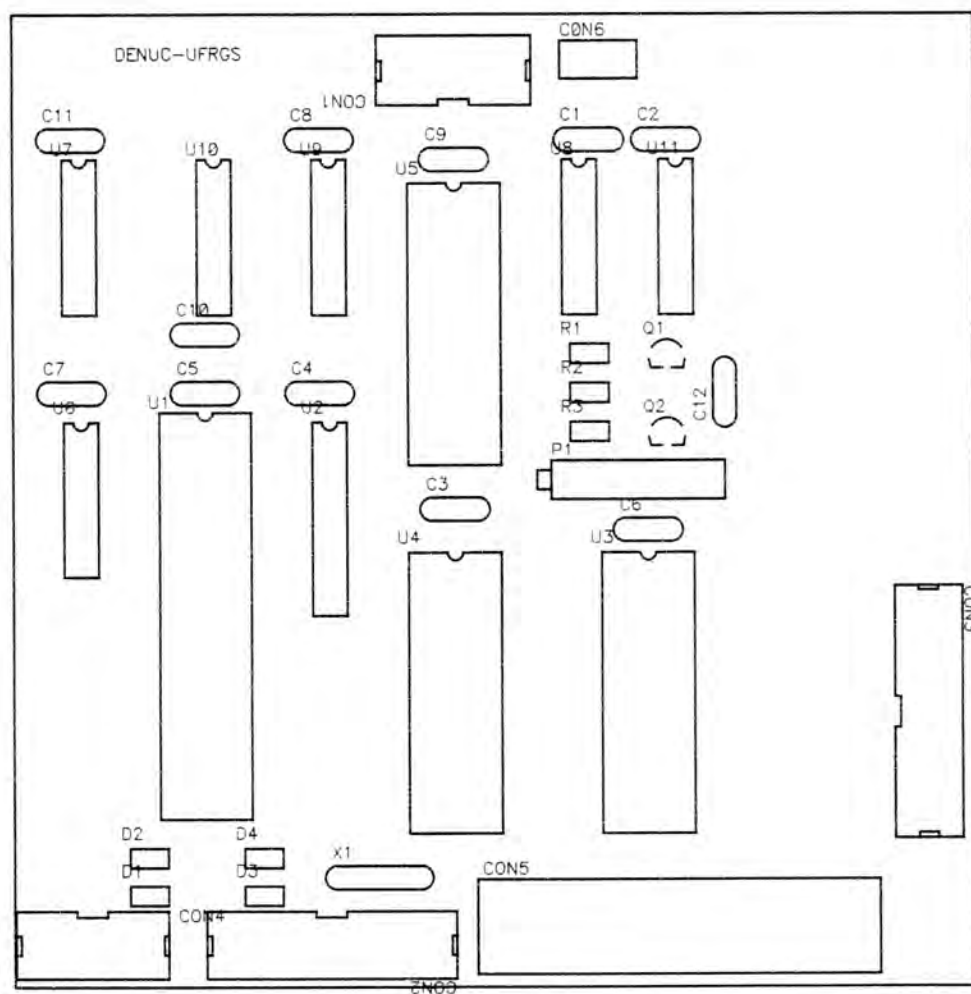
ANEXOS

Diagramas Esquemáticos do Protótipo UC e CS

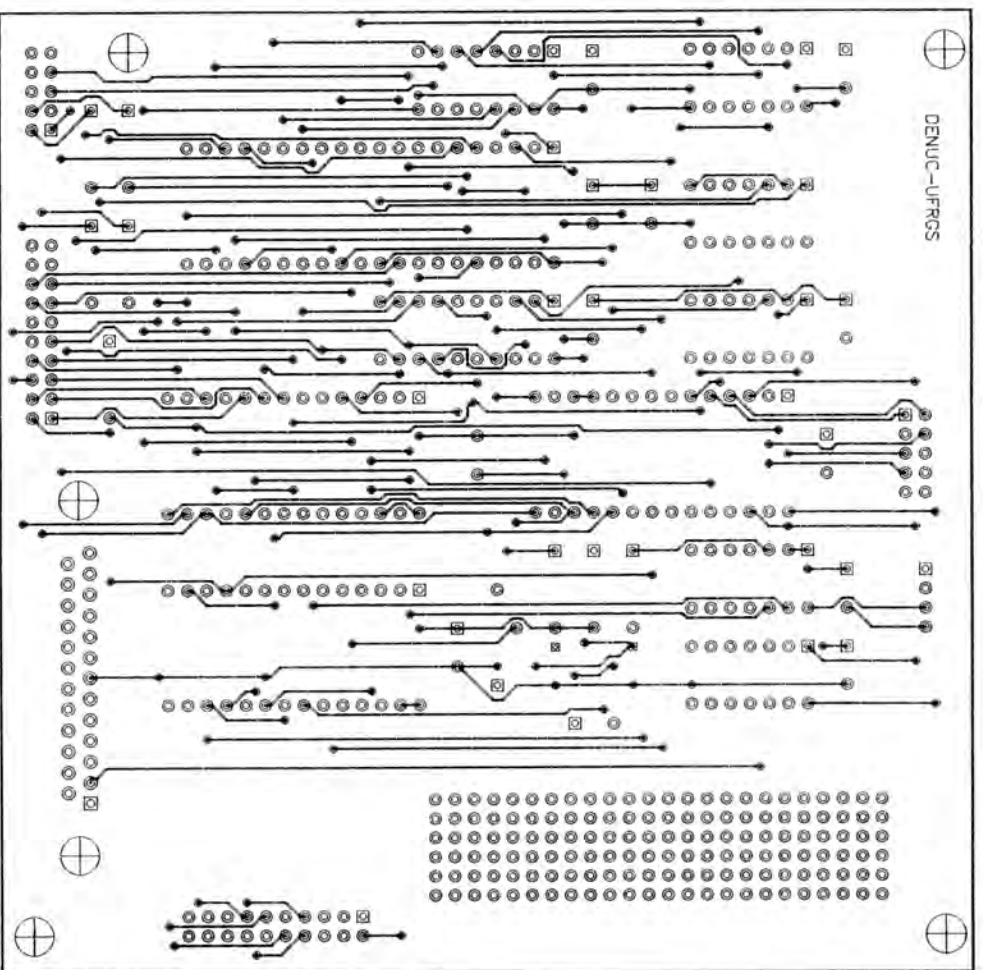
Diagramas do Circuito Impresso do Protótipo UC e CS

Lista de Material do Protótipo UC e CS

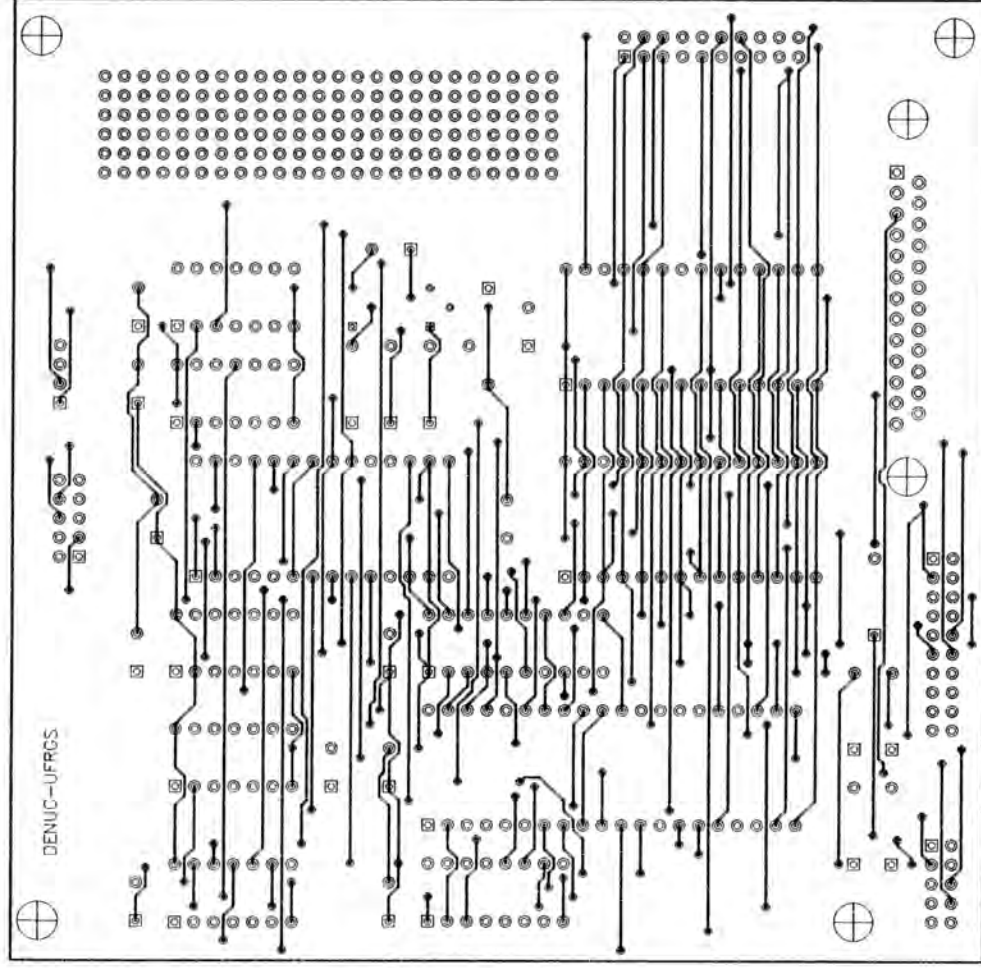




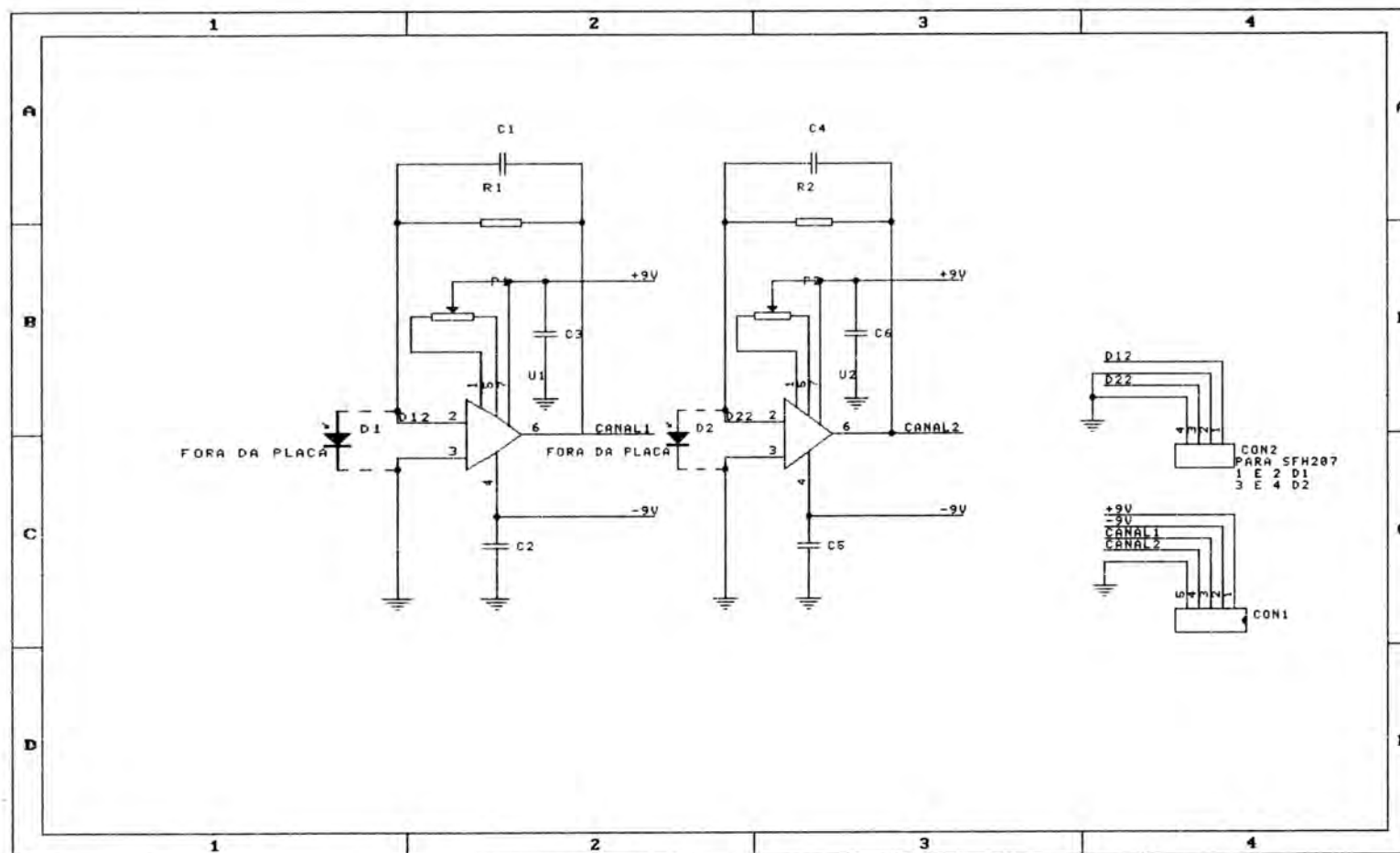
VISTA COMPONENTES UC



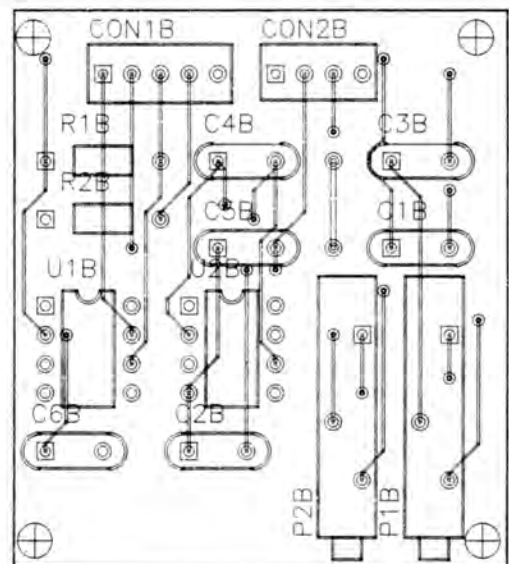
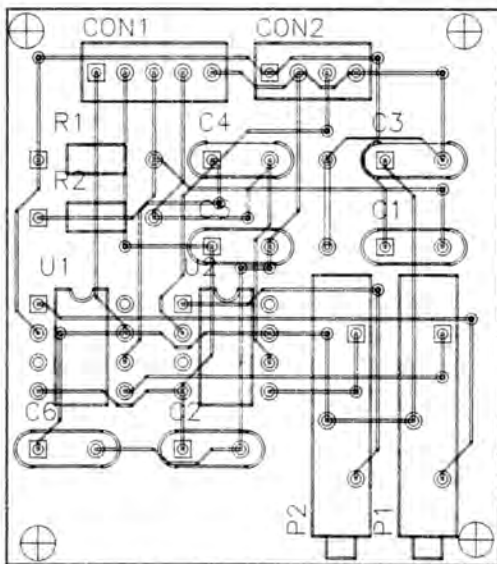
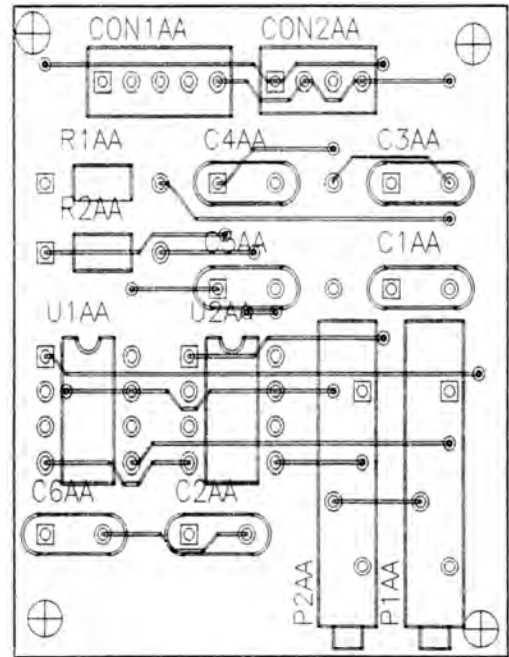
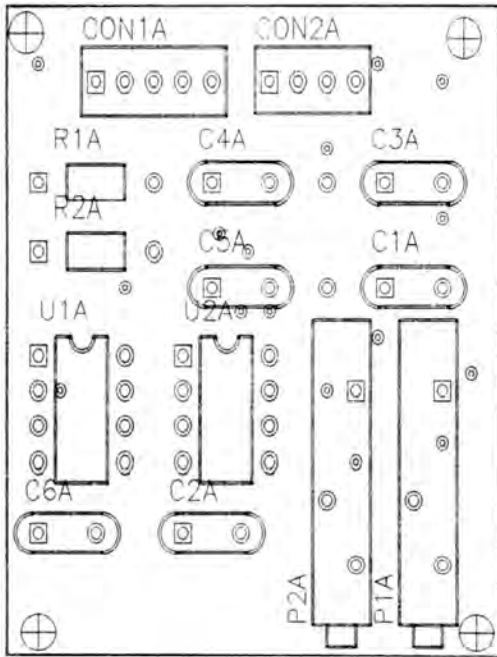
VISTA INFERIOR CI



VISTA SUPERIOR CI



CÁPSULA SENSORA



VISTA COMPONEBTES CS

 DENUC - LISTA DE MATERIAIS

COMPONENTE	QUAN.	NOME(S)				
1N4148	4	D1	D2	D3	D4	
3k3	1	R3				
4PIN	1	CON6				
10k	3	P1	R1	R2		
10uF	1	C12				
11,059MHz	1	X1				
27C64	1	U3				
74HC04	1	U7				
74HC08	1	U8				
74HC139	1	U6				
74HC373	1	U2				
74HCT4024	1	U9				
80C31	1	U1				
100nF	11	C1 C6 C11	C2 C7	C3 C8	C4 C9	C5 C10
1488	1	U11				
1489	1	U10				
6264	1	U4				
ADC0808	1	U5				
BC548	2	Q1	Q2			
CN5-2B	2	CON1	CON4			
CN10-2B	2	CON2	CON3			
DB25	1	CON5				