

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE CAMPINAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

*Este exemplar corresponde a redação final  
da tese defendida por Marcelo A. Fossey  
e aprovada pela Comissão Julgadora em  
09/01/85. Bom dia*

TONÔMETRO ELETRÔNICO PARA A  
MEDIDA DA PRESSÃO  
INTRAOCULAR

111/84

MARCELO ANDRÉ FOSSEY

MARCELO ANDRÉ FOSSEY

TONÔMETRO ELETRÔNICO PARA  
MEDIDA DA PRESSÃO  
INTRAOCULAR

Orientador: Prof. Dr. WANG BINSENG

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Campinas da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do título "Mestre em Engenharia Elétrica".

- Janeiro 1985 -

Dedico este trabajo a...

MAG, MARCELA

Y MIS PADRES

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Wang Binseng pela orientação e colaboração na realização deste trabalho.

A Profª Maria Adélia C. Farias, orientadora de programa, que me acolheu no início do programa de Mestrado.

Ao Prof. Robert L. Zimmerman, pelas sugestões e incentivo dados e por ter cedido as instalações do Laboratório de LASER do IFQSC-USP, onde desenvolvi parte deste trabalho.

Ao René, técnico do laboratório de LASER, pelas sugestões dadas no projeto e construção dos diversos protótipos do transdutor de pressão e sistema mecânico do tonômetro.

Ao Alexandre, técnico em eletrônica do CEB, pela ajuda e paciência dedicadas na construção do sistema eletrônico.

Aos colegas Carlos C. Bottesi e Eduardo T. Costa pelo apoio.

Aos colegas da Fundação Educacional de Barretos pelo apoio e incentivo.

A todos os colegas da FEC e do IFQSC-USP que direta ou indiretamente participaram deste trabalho.

A Luiza pelos excelentes desenhos e a Sueli e Susana pela datilografia.

A minha companheira Mag e a minha filha Marcela pela imensa paciência e grande sacrifício feito para que este trabalho pudesse ser realizado.

Ao CNPq pela concessão de bolsa de Mestrado que permitiu a conclusão deste trabalho.

E ao Povo Brasileiro que indiretamente possibilitou este trabalho, para quem espero que este trabalho possa de alguma forma lhe ser útil.

## INDICE

LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	i
LISTA DE TABELAS .....	iv
RESUMO .....	v
ABSTRACT .....	vi
<b>CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO II - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>4</b>
2.1) <i>Introdução</i> .....	4
2.2) <i>Anatomia e Fisiologia do olho humano</i> ...	4
2.2.1) <i>Cavidade Orbital</i> .....	4
2.2.2) <i>Cavidade pré-capsular</i> .....	5
2.2.3) <i>O humor aquoso (H.A)</i> .....	11
2.3) <i>Técnicas de diagnóstico do glaucoma</i> ....	14
2.3.1) <i>Provas Glaucomatosas</i> .....	14
2.3.2) <i>Sinuscopia</i> .....	15
2.3.3) <i>Estudo da função visual</i> .....	15
2.3.4) <i>Oftalmoscopia</i> .....	15
2.3.5) <i>Tonometria</i> .....	15
2.3.5.1) <i>Digital</i>	
2.3.5.2) <i>Instrumental ou quantitativa</i>	
2.4) <i>Piezoelectricidade</i>	
2.4.1) <i>O efeito piezoelétrico</i> .....	26
2.4.2) <i>Equações piezoelétricas generalizadas</i>	32
2.4.3) <i>Materiais piezoelétrico</i> .....	39
2.4.3.1) <i>Cristais naturais: Quartzo</i> ....	39
2.4.3.2) <i>Cerâmicas piezoelétricas</i> .....	41
<b>CAPÍTULO III - MÉTODO EXPERIMENTAL</b>	
3.1) <i>Introdução</i> .....	46
3.2) <i>Transdutor de pressão</i> .....	46
3.2.1) <i>Ponta de prova</i> .....	52
3.2.2) <i>Calibração do transdutor</i> .....	52
3.2.2.1) <i>Linearidade, Reprodutibilidade e Sensibilidade</i> .....	56
3.2.2.2) <i>Resolução</i> .....	59

3.3)	Circuito de processamento e condicionamento do sinal.....	61
3.3.1)	Característica da curva de pressão em função do tempo (tonograma)....	61
3.3.2)	Princípio de processamento e <u>condi</u> cionamento do sinal .....	61
3.3.2.1)	Unidade de <u>isolação</u> .....	66
3.3.2.2)	Somador <u>inversor</u> .....	66
3.3.2.3)	Diferenciador <u>ativo</u> .....	66
3.3.2.4)	Defasador.....	69
3.3.2.5)	Comparador com <u>voltagem</u> de referência.....	69
3.3.2.6)	Diferenciador <u>passivo</u> ....	71
3.3.2.7)	Comparador <u>regenerativo</u> ("Schmitt-Trigger").....	71
3.3.2.8)	Circuitos <u>lógicos</u> de comando dos circuitos de <u>a</u> mostragem-retenção.....	74
3.3.2.9)	Circuito de disparo do "beep", congelamento do "display" e comando dos "LEDs".....	77
3.3.2.10)	Circuito de amostragem-retenção (A-R).....	77
3.3.2.11)	Voltímetro <u>digital</u> .....	80
3.3.3)	Calibração do circuito de <u>proces</u> samento e condicionamento do sinal..	82
3.3.3.1)	Simulação do <u>tonograma</u> ...	82
3.3.3.2)	Calibração.....	82
3.3.3.3)	Resultados.....	84
3.4)	Sistema de manipulação <u>mecânica</u> .....	84

#### **CAPITULO IV - RESULTADOS**

4.1)	Introdução .....	91
4.2)	Preparação da <u>córnea</u> .....	91
4.3)	Calibração e teste do <u>tonometro</u> em bancada ' ..	93
4.4)	Resultados.....	93
4.4.1)	Linearidade.....	93

4.4.2) Reprodutibilidade .....	107
4.4.3) Sensibilidade .....	107
4.4.4) Precisão .....	107
4.4.5) Limiar de resposta e resolução .....	107
<b>CAPÍTULO V - DISCUSSÃO E CONCLUSÕES</b> .....	<b>109</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>112</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Cavidade pré-capsular.....	6
Figura 2 - Corte da porção anterior do globo ocular.....	9
Figura 3 - Tonômetro de Schiøtz. ....	18
Figura 4 - Comparação da medida da PIO feita com os tonômetros de Schiøtz e Mackay-Marg.....	18
Figura 5 - Tonômetro de Goldmann.....	21
Figura 6 - Tonômetro de Mackay-Marg.....	25
Figura 7 - Origem do Tonograma.....	25
Figura 8 - Dipolo elétrico. ....	29
Figura 9 - Distribuição bidimensional de cargas.....	29
Figura 10 - Aparecimento de dipolo elétrico numa distribuição bidimensional de cargas.....	29
Figura 11 - Origem do efeito piezoelétrico direto.....	31
Figura 12 - Tensões nas faces de um cubo.....	38
Figura 13 - Representação da notação derivada de Kirchhoff.....	38
Figura 14 - Origem dos subíndices dos coeficientes piezoelétricos.....	38
Figura 15 - Modelo simplificado do cristal de quartzo.....	45
Figura 16 - Representação esquemática da cerâmica piezoelétrica.....	45
Figura 17 - Tipos de conexões numa cerâmica piezoelétrica bimorfa.....	45
Figura 18 - Diagrama em bloco do instrumento desenvolvido.....	48
Figura 19 - Tensões mecânicas numa cerâmica bimorfa.....	48
Figura 20 - Esquema explodido do transdutor de pressão.....	49
Figura 21 - Esquema do seguidor-emissor.....	51
Figura 22 - Montagem final do corpo do tonômetro. ....	53
Figura 23 - Sistema de calibração do transdutor. ....	54
Figura 24 - Câmara de pressão.....	55
Figura 25 - Curva de calibração do transdutor.....	60

Figura 26 - Resposta do transdutor a um degrau de pressão.....	60
Figura 27 - Tonograma obtido com córnea de boi. ....	62
Figura 28 - Diagrama em bloco do circuito de processamento e condicionamento do sinal. ....	64
Figura 29 - Resposta dos diferentes estágios do circuito eletrô- nico.....	65
Figura 30 - Esquema da unidade de isolação.....	67
Figura 31 - Esquema do somador.....	67
Figura 32 - Esquema do diferenciador ativo.....	70
Figura 33 - Esquema do defassador.....	70
Figura 34 - Esquema do comparador.....	72
Figura 35 - Esquema do diferenciador passivo.....	72
Figura 36 - Esquema do comparador "Schmitt-Trigger".....	73
Figura 37 - Esquema do circuito lógico de comando do circuito de amostragem-retenção que retêm o valor de $V_1$ .....	75
Figura 38 - Esquema do circuito lógico de comando do circuito de amostragem-retenção que retêm o valor de $V_2$ .....	76
Figura 39 - Esquema do circuito de disparo do "beep" e congela- mento do "display".....	78
Figura 40 - Esquema do circuito de comando do "LEDs".....	79
Figura 41 - Esquema do circuito de amostragem-retenção.....	81
Figura 42 - Esquema do voltímetro digital.....	81
Figura 43 - Esquema do circuito utilizado na simulação do tono- grama.....	83
Figura 44 - Resultados obtidos na calibração do circuito de pro- cessamento e condicionamento do sinal.....	85
Figura 45 - Esquema completo do circuito de processamento do si- nal.....	87
Figura 46 - Sistema de manipulação mecânico.....	90

Figura 47 - Região de corte do globo ocular para a obtenção da córnea.....	92
Figura 48 - Córnea com estruturas internas.....	92
Figura 49 - Câmara para fixação da córnea e calibração do tonômetro.....	94
Figura 50 - Suporte de manipulação da câmara.....	95
Figura 51 a 61 - Curvas de calibração obtidas nos testes do to- nômetro. ....	96
Figura 62 - Conjunto de curvas de calibração.....	106

## LISTA DE TABELAS

- Tabela I - Principais coeficientes de alguns materiais piezoelétricos.....43
- Tabela II - Dados referentes à calibração do transdutor..57

**RESUMO**

Devido às graves implicações sociais do glaucoma, e ao fato dele ser relativamente imperceptível no início, é necessário a avaliação da pressão intra-ocular (PIO) toda vez que se efetua o "check-up", pois pressões prolongadas acima de 21 mmHg podem causar alteração do campo visual e, se não tratado - em tempo, cegueira ao paciente. Atualmente os tonômetros utilizados no País são importados, apresentando alto custo, baixa precisão (tonômetro de Goldmann) e pouca confiabilidade (tonômetros eletrônicos). Foi projetado e construído um tonômetro eletrônico, com materiais e componentes facilmente encontráveis no mercado nacional. A PIO é medida por uma ponta de prova, no centro da qual existe um pino rigidamente acoplado a uma cerâmica piezoelétrica, que ao ser deformada pela PIO produz uma tensão elétrica e, ao se detectar eletronicamente a condição de aplanção, é registrado o valor da PIO num display digital. Para aumentar a confiabilidade, o tonômetro foi montado num suporte com o formato de revólver, com dois suportes laterais. Este tonômetro pode ser utilizado com o paciente na posição vertical ou reclinado, sem o auxílio da lâmpada de fenda.

**ABSTRACT**

The grave social consequences of glaucoma and the fact its onset is relatively imperceptivable make evaluation of the intraocular pressure (IOP) essential at each medical examination. Prolonged IOPs above 21 mmHg may cause alterations in the visual field and, if not treated, blindness in the patient.

At the present time, all tonometers used in Brazil are imported. In general, they present either high cost and low precision (Goldman tonometers) or little reliability (electronic tonometers). An electronic tonometer was designed and built using materials and components available in Brazil. The IOP is measured with a probe at the center of which exists a pin fixed rigidly onto a piezoelectric transducer, whose deformation by the IOP produces an electric signal. As the cornea is depressed by the probe, the applanation condition is detected electronically and the value of IOP thus detected is displayed digitally. To provide reliable measurements, the tonometer was mounted in front of a pistol-like holder with two supports to be positioned on the facial bones. The instrument may be used with the patient in any position without the need of a slit lamp.

## CAPÍTULO I

### INTRODUÇÃO

O conteúdo líquido do olho, dito humor aquoso, exerce sobre as paredes da porção exterior do globo ocular uma pressão chamada pressão intra-ocular (PIO). O humor aquoso é produzido no corpo ciliar, uma pseudoglândula localizada na câmara posterior, passando para a câmara anterior através de um espaço entre a íris e o cristalino. É drenado por meio de um sistema de filtros e canais, que se encontram na câmara anterior, para a circulação venosa. Sendo o humor aquoso o responsável pela manutenção da PIO, e sendo constantemente produzido (aproximadamente  $3500 \text{ mm}^3$  por dia) e eliminado, compreende-se que para a PIO se mantenha dentro dos limites fisiológicos normais é necessário que a quantidade de humor aquoso produzido não seja diferente da que possa ser drenado.

A PIO tem amplos limites de normalidade na população, indo de 6,0 a 20,0 mmHg. São altamente suspeitos de terem glaucoma os casos de pressão acima de 20 mmHg, pois pressões prolongadas acima de 20 mmHg podem causar lesões no nervo óptico e retina, alterando o campo visual e até, mesmo a cegueira no paciente.

Glaucoma incide em aproximadamente 2% da população com mais de 40 anos de idade, sendo a maior causa de cegueira prevenível, após os 40 anos de idade, se diagnóstico e tratamento forem estabelecidos precocemente. Sendo doença muito pouco sintomática na sua fase inicial, seu diagnóstico em tempo hábil somente será feito através de exame rotineiro da medida da pressão intra-ocular. Exame oftalmológico de rotina em toda a população de risco seria desejável, porém de difícil execução. Medida mais eficiente seria exame de rotina em toda a população como prática de saúde pública. A dificuldade maior está em se conseguir um instrumento para medir

a PIO, de fácil manuseio, transporte, possível de ser utilizado por elementos não médicos da equipe de saúde e de preço acessível.

A técnica utilizada para medir a PIO é conhecida por tonometria, sendo que o instrumento é chamado de tonômetro. Os métodos clássicos de medida da PIO se diferenciam entre si pelo princípio físico de funcionamento dos tonômetros. Basicamente estes instrumentos medem a depressão causada na córnea por um pino de peso e diâmetro conhecidos ou a força necessária para se aplanar uma determinada área da córnea.

O tonômetro que utiliza o primeiro princípio de funcionamento acima mencionado é o tonômetro de depressão ou tonômetro de Schiotz <sup>(2)</sup>. Este tipo de tonômetro é de fácil utilização e apresenta baixo custo, mas tal instrumento é incômodo para o paciente, não podendo ser utilizado no pós-operatório, além de realizar medidas imprecisas <sup>(3)</sup>. As imprecisões nas medidas são introduzidas pelas propriedades reológicas da córnea tais como a rigidez e a tensão nos tecidos tendendo resistir à depressão causada pelo pino. <sup>(4)</sup>

Os tonômetros de aplanção, que utilizam o segundo princípio de funcionamento acima mencionado, dos quais o tonômetro de Goldmann é o mais conhecido, apresenta precisão maior nas medidas e grande confiabilidade, pois a condição de perfeita aplanção da córnea é determinada ópticamente pelo operador do instrumento <sup>(5)</sup>. Este instrumento apresenta imprecisões nas medidas devido principalmente a dois fatores: a tensão superficial da lágrima, que tende a puxar a ponta de prova, sendo necessário o uso de colírios especiais para diminuir este efeito; e a rigidez da córnea ocasionando leituras com valor acima da PIO <sup>(6)</sup>. O tonômetro de Goldmann precisa ser utiliza-

-do com outros equipamentos auxiliares, tais como a lâmpada de fenda, tornando o custo desta técnica avançada.

Outro tipo de tonômetro que utiliza o princípio de aplanção da córnea, é o tonômetro eletrônico desenvolvido por Mackay e Marg <sup>(4)</sup>. A ponta de prova deste instrumento é construída de forma a utilizar as propriedades mecânicas da córnea para se detetar eletronicamente ou graficamente a condição de aplanção ótima, além de eliminar as imprecisões introduzidas nas medidas pela rigidez e curvatura da córnea e tensão superficial das lágrimas, fazendo deste instrumento o mais preciso dos tonômetros atualmente em uso. Outra vantagem apresentada por este instrumento é a rapidez nas medidas, não sendo necessário o uso de anestésicos locais. O valor da PIO pode ser obtido por registro da curva de pressão em função do tempo ou por detecção eletrônica do sinal. Os tonômetros comerciais que utilizam o princípio de funcionamento do tonômetro de Mackay-Marg, apresentam como desvantagem a baixa confiabilidade nas medidas e o alto custo.

Propõe-se neste trabalho desenvolver um tonômetro eletrônico utilizando o princípio de funcionamento de Mackay-Marg. É também objetivo deste projeto desenvolver o instrumento com materiais e componentes facilmente encontrados no mercado nacional, visando um produto final de baixo custo. O tonômetro desenvolvido basicamente é composto de um transdutor piezoelétrico, um circuito de processamento do sinal, um "display" para apresentação dos resultados, uma fonte de alimentação, um circuito de proteção do paciente contra eventuais choques e um sistema de manipulação mecânica, visando aumentar a confiabilidade das medidas, além de possibilitar o seu uso por elementos não médicos da equipe de saúde.

## CAPÍTULO II

### FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 2.1) Introdução

Neste capítulo são apresentados os conceitos básicos que se fizeram necessários para desenvolver este projeto. É apresentado um resumo sobre a anatomia e fisiologia do olho humano, visando esclarecer a origem do humor aquoso, responsável pela manutenção da pressão intra-ocular. Discutem-se os princípios de funcionamento da instrumentação necessária para a obtenção da pressão intra-ocular, assim como, em linha gerais, os principais instrumentos utilizados na atualidade. Faz-se também uma discussão sobre piezoeletricidade, fenômeno utilizado na construção do transdutor de pressão.

#### 2.2) Anatomia e fisiologia do olho humano (7,8)

Para um melhor entendimento do significado dos termos utilizados neste trabalho, bem como localização e função destes, faz-se necessário uma sucinta revisão da anatomia e fisiologia do olho.

##### 2.2.1) Cavidade Orbital

É formada por alguns ossos da face e do crânio, a saber:

Base: ocupada pelas pálpebras,

Vértice: cavidade côncava onde existe uma grande fenda por onde passam vasos e nervos,

Paredes: formadas por quatro ossos: superior, inferior, interna e externa.

A cavidade orbital é recoberta por uma membrana - fibrosa, o periosteio, aderindo-se fracamente aos ossos. Devido à aderência do periosteio de um lado com a parede óssea do buraco óptico e do outro, com a bainha externa do II par craniano, é criada uma barreira que se opõe à propagação das afecções purulentas da órbita para a cavidade craniana.

O periosteio ao chegar à base da cavidade orbitária na altura do rebordo orbitário, desdobra-se em dois folhetos. Um comporta-se como foi descrito acima e o outro forma como uma bolsa na qual se encaixa o globo ocular: a cápsula de Tenon. Esta cápsula, embora envolva a parte posterior do olho, não é contínua. Apresenta vários orifícios para a passagem de vasos e nervos destinados ao globo ocular.

A cápsula de Tenon, divide o espaço em duas cavidades: uma anterior ou pré-capsular e uma posterior ou retro-capsular. A primeira, ocupada pelo globo ocular e a segunda pelos vasos, músculos e nervos, mergulhados em tecido celular-gorduroso.

### 2.2.2) Cavidade Pré-Capsular ( Figura 1)

O globo ocular é um esferóide cuja parede resulta da superposição de 3 membranas, a saber:

- Primeira, externa, de natureza fibrosa, a ESCLERÓTICA, que se transforma na frente numa membrana transparente, a Córnea.

- Segunda, média, de natureza celulo-vascular, a CORÓIDE, por onde transitam os vasos sanguíneos, que mais adiante se transforma num diafragma muscular, a ÍRIS. Na região intermediária encontra-se o CORPO CILIAR.

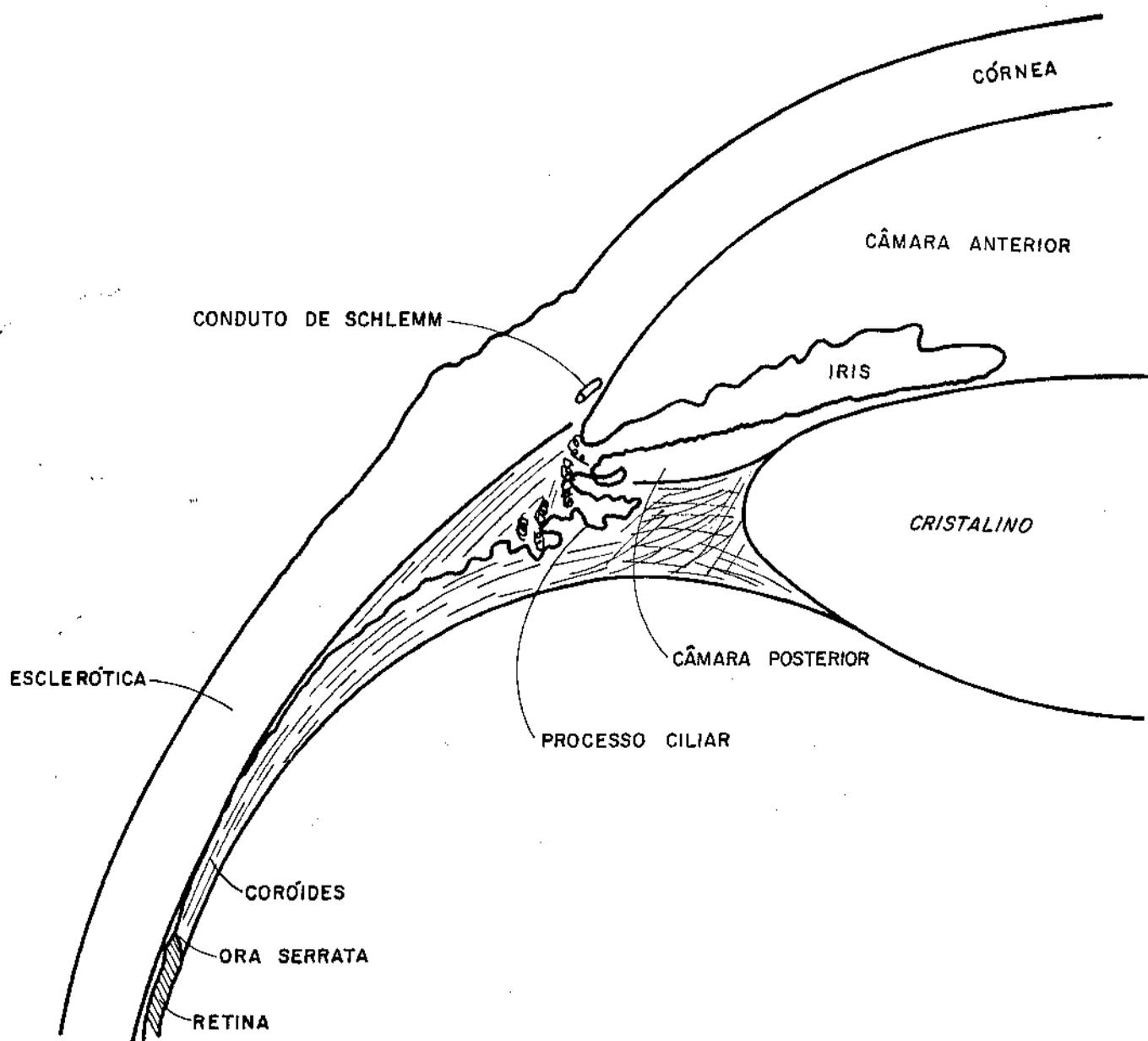


Fig. 1 - Cavidade pré-capsular.

- Terceira, interna, de natureza nervosa, a RETINA, que à medida que se aproxima da parte anterior do olho sofre - modificações.

A túnica externa, denominada esclerótica, inteiramente opaca ("a parte branca do olho"), é formada por feixes conjuntivos entrelaçados e perfurada por numerosos orifícios para a passagem dos vasos e nervos. A esclerótica apresenta um grande orifício no pólo posterior do globo, é o orifício de saída do nervo óptico e em torno deste orifício, à maneira de coroa, há outros através dos quais passam artérias e os nervos ciliares.

Na zona equatorial, existem 4 grandes orifícios - que dão passagem às veias vorticóides, escoadouro de quase todo o sangue venoso ocular. A espessura média da esclerótica é de aproximadamente um mm, adelgaçando-se um pouco na região destinada a receber a córnea, a qual completa à frente a túnica - externa, fechando o globo ocular. É resultado de uma modificação histológica da esclerótica. O ponto ou região de união das duas membranas chama-se limbo esclerocorneano ou simplesmente limbo.

A córnea, tem forma arredondada, podendo-a comparar a uma lente do tipo menisco (côncava-cônvexa). É formada por um tecido (parênquima) composto por lâminas fibrilares transparentes. É recoberta por duas membranas basais - a membrana de Browmann, ou anterior, e a membrana de Descement, ou posterior. Forrando esta última há uma camada endotelial e forrando a de Browmann, uma camada epitelial, que se continua com o epitelio da íris.

A túnica média é formada pela coróide desde o ponto de emergência do nervo óptico até a zona equatorial do globo, pela íris na frente e pelo corpo ciliar na parte inter-

-mediária. Este conjunto também é conhecido como membrana iridocorneana, ou trato uveal, ou simplesmente úvea. Esta túnica assegura a nutrição do olho e é conhecida também como membrana vascular.

A coróide situa-se entre a esclerótica e a retina, aderindo intimamente à segunda. Por ela estendem-se os vasos sanguíneos, principalmente as veias, dispondo-se em duas camadas: a externa, dos grandes vasos, constituída de veias e artérias (vasa vorticosa), e a segunda, a dos capilares ou camada coriocapilar.

O corpo ciliar (figura 2) estende-se da região da ora serrata até a borda ciliar da íris. Da fase posterior e interna, elevam-se umas 70 pregas, orientadas seguindo a direção dos meridianos. São os processos ciliares, onde se origina o humor aquoso.

A íris é uma membrana contrátil por excelência, diferentemente pigmentada nos indivíduos, dando-lhes a cor dos olhos. É centralizada por um orifício, a pupila, que limita a intensidade de luz que incide sobre a retina. Na borda da pupila encontra-se um esfíncter de músculo liso (fibras musculares lisas), cuja contração estreita a pupila. A dilatação se processa pela intervenção do músculo dilatador, composto de fibras radiadas. Pelo lado externo (grande circunferência), encontra-se ao lado dos processos ciliares a região iridociliar. A túnica é uma membrana constituída pela retina, que se estende do ponto de implantação do nervo óptico, até as margens do orifício pupilar, sendo que a partir da ora serrata ela atrofia-se, não mais participando da função visual. Os elementos histológicos que compõem a membrana retiniana são de duas ordens:

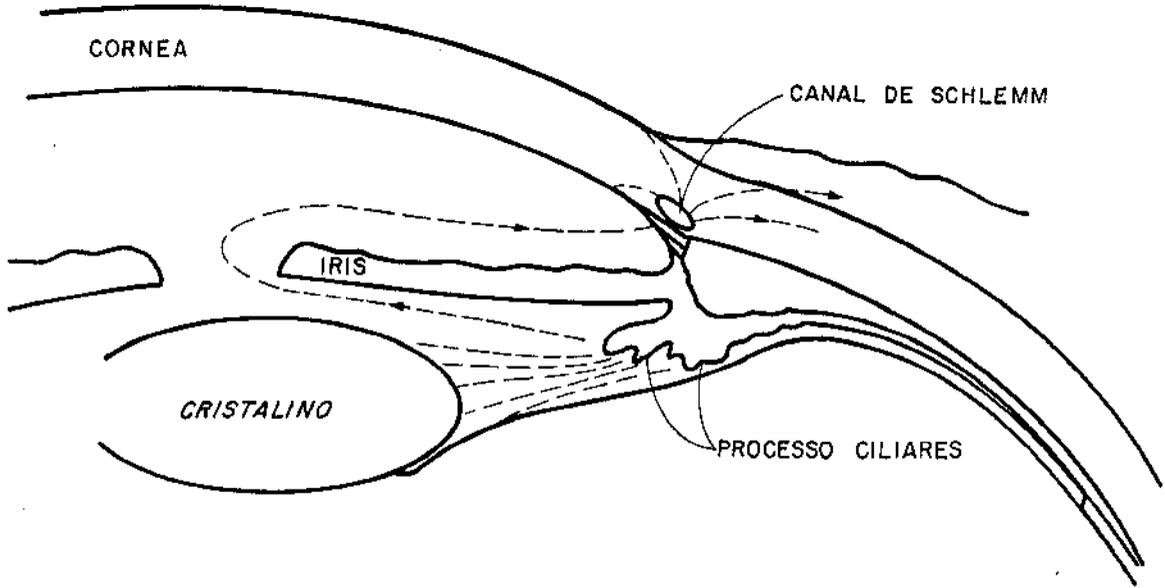


Fig. 2 - Corte da porção anterior do globo-ocular.

A seta indica a direção do fluxo do humor aquoso.

uns de sustentação e nutrição e outros, na sua maioria, de estruturação nervosa, proprioceptivos e transmissores de sensações. Num corte transversal, estes elementos dispõem-se em camadas: pigmentar; de cones e bastonetes; limitante externa; granulosa externa; plexiforme interna; de células nervosas; de fibras nervosas e limitante interna.

Em virtude da necessidade de um mais ajustado desempenho funcional, experimenta a retina, em certas regiões, modificações histológicas, que são:

a) na fóvea: visando formar mais requintada a apreciação da cor, como também a definição dos objetos, sendo a túnica nervosa constituída praticamente só por cones;

b) à medida que se distancia da área macular, reduz-se o número de cones aumentando o número de bastonetes. A fóvea central é denominada mácula lútea, e logo acima e para dentro da mácula, sob a forma de um disco branco-rosado, encontra-se a papila óptica, disco óptico ou ponto cego, ponto de entrada e saída de vasos e nervos.

No espaço encerrado por estas três membranas encontram-se os meios transparentes, por onde atravessam os raios luminosos antes de impressionar a retina. Indo de trás para a frente, têm-se: humor vítreo, cristalino e humor aquoso.

O humor vítreo é uma substância do tipo colóideogelatinoso, da consistência da clara de ovo, cuja função não é bem conhecida. O cristalino é uma lente bi-convexa, cuja distância focal muda com o auxílio de músculos inseridos indiretamente nele. A função do cristalino é focalizar a imagem sobre a retina.

### 2.2.3) O humor aquoso (HA)

O HA é um líquido claro que preenche normalmente o espaço ou compartimento anterior do olho, isto é, a câmara anterior e posterior.

O HA vai-se renovando continuamente, ou seja, é um líquido circulante. A quantidade de aquoso contida na câmara anterior é de aproximadamente  $250 \text{ mm}^3$ , e na câmara posterior é estimado em 50 a  $125 \text{ mm}^3$ . A sua constituição química não é bem conhecida compondo-se de água (98,75%) e de uma pequena parte de substâncias sólidas (1,25%). A quantidade de HA produzido é de aproximadamente  $2,2 \text{ mm}^3$  por minuto, o que representa uma renovação total num período de 2 horas, ou seja umas 12 vezes por dia. O mecanismo de formação do HA não é bem conhecido. Atualmente, devido à sua composição química, que difere quantitativamente da do plasma, considera-se o HA como produto de secreção simples do epitélio ciliar (1).

No organismo, em condições normais ou fisiológicas, produzem-se dois tipos de secreções:

1) simples: caracterizada por ter todos os seus componentes encontrados no sangue, e

2) glandular: que contém substâncias ou produtos inexistentes no sangue que se vertem ao exterior ou a outro órgão (secreção exócrina), ou na circulação (secreção endócrina).

O HA formado no corpo ciliar, que se localiza na câmara posterior, passa desta através de um espaço entre a íris e o cristalino para a câmara anterior, e sai do olho através do sistema chamado de desague ou escoamento. Este sistema é formado pelos seguintes elementos: 2 filtros (reticular e fi-

-broendotelial), o canal de Schlemm e os coletores externos.

As funções principais dos filtros são:

1) Estabilizar a pressão da câmara anterior, evitando que mudanças bruscas e transitórias de pressão esvaziem a câmara.

2) Regular a quantidade de humor aquoso que atinge o canal de Schlemm;

3) Evitar a entrada de sangue, que de outra maneira ocorreria nas congestões do segmento anterior e nas hipotensões das câmaras.

Dentre as funções principais do HA pode-se citar as seguintes:

1) Ópticas: diopetro convergente;

2) Estática: graças ao fato da pressão ser maior que a atmosférica, dá a forma da parte anterior do olho, além de manter separada (ou servir de suporte) a íris da córnea, e entre esta e o cristalino;

3) Trópica: atua como veículo dos nutrientes e metabólitos da córnea e cristalino;

4) Amortecedora: devido a sua incompressibilidade, distribue de maneira uniforme, em todas as direções, qualquer pressão súbita recebida.

5) Função protetora: absorve os raios infravermelhos.

Normalmente o conteúdo líquido do olho exerce sobre as paredes deste uma pressão, o que assegura a manutenção da forma aproximadamente esférica do globo ocular. Esta pressão

-são é chamada de pressão intra-ocular (PIO). A variação normal desta pressão não é muito grande em um mesmo indivíduo, sofrendo uma variação de aproximadamente 2mmHg, sendo também pequena a variação de indivíduo para indivíduo. A região fisiológica normal da pressão ocular encontra-se entre 6 e 20 mmHg. Sendo o HA o responsável pela manutenção desta pressão intra-ocular, e sendo ele constantemente produzido e eliminado, compreende-se que para a PIO manter-se dentro dos limites normais, é necessário que a quantidade de HA produzida não seja nem inferior nem superior à quantidade que possa ser drenada (figura 2).

É óbvio que se por algum motivo o HA se acumula na parte anterior do olho, o excesso dará lugar a um aumento da pressão interna (hipertensão). Este excesso real ou relativo pode ser originado pelos seguintes processos básicos:

1) Excesso na produção do HA;

2) Obstáculo na circulação do HA. Os principais pontos onde pode ser detido são:

- a) na câmara posterior;
- b) a nível da pupila;
- c) em plena câmara anterior;
- d) a nível da periferia da câmara anterior;
- e) na parede que separa o seio da câmara do canal de Schlemm;
- f) no próprio conduto de Schlemm;
- g) nas veias propriamente ditas;
- h) e nas veias receptoras.

A hipertensão ocular é capaz de provocar, provavelmente através de suas ações mecânicas e isquêmicas, a lesão do nervo óptico, que se manifesta clinicamente por alterações do

campo visual.

Logo os dois principais sintomas que podem ser -  
causados pela hipertensão ocular são:

- 1) Escavação papilar;
  - 2) Déficit campimétrico.
- 

### *2.3) Técnicas de Diagnóstico do Glaucoma*

Um certo número de exames especiais tem sido desen-  
volvido, auxiliando a detecção e acompanhamento do glaucoma.

Os principais são:

#### *2.3.1) Provas glaucomatosas*

Com este tipo de provas pretende-se obter  
dados de interesse clínico a partir do estudo das variações da pressão  
ocular que estas possam causar. Dependendo do tipo de altera-  
ções induzidas, dividem-se em dois tipos:

- 1) Provas Hipertensoras: causam uma elevação da  
pressão ocular;
- 2) Provas Hipotensoras: causam uma diminuição da  
pressão ocular.

2.3.2) *SINUSCOPIA (Biomicroscopia do seio da câmara)*

Permite descobrir a existência de elementos anormais na câmara anterior; facilita o diagnóstico da classe de glaucoma em muitos casos, orienta no tipo de cirurgia a ser realizada; ajuda a acompanhar a recuperação pós-operatória.

2.3.3) *Estudo da função visual*

Consiste no estudo da acuidade visual e na exploração do campo visual, feito com o auxílio do campímetro de Goldmann.

2.3.4) *Oftalmoscopia*

Conhecida como "estudo do fundo do olho". Consiste em observar, com o auxílio de uma lâmpada de fenda, o estado da papila óptica e dos vasos adjacentes.

2.3.5) *Tonometria*

Em oftalmologia, entende-se por tonometria, a exploração da pressão ocular (oftalmotono), com o fim de conhecer, por via indireta e com a maior precisão possível, a PIO.

De acôrdo com o método empregado, pode ser:

2.3.5.1) *Digital*

Consiste em tentar avaliar, subjetivamente, a PIO

por meio de compreensão digital do globo ocular. Sendo este método subjetivo, está sujeito a grandes erros, entretanto pode ser de alguma utilidade.

#### 2.3.5.2) Instrumental ou Quantitativa

Este tipo de tonometria pode ser dividida em duas classes, em função do princípio em que se baseia:

##### a) Tonometria de depressão

Nesta seção descreve-se o tonômetro de Schiotz como representante dos instrumentos que deprimem a córnea com uma força constante. A córnea é pressionada por dois cilindros concêntricos. A curvatura e peso aplicado no cilindro central é tal que toda sua superfície entra em contato com a córnea, mas nem toda a superfície do cilindro externo entra em contato com a córnea. A pressão aplicada pelo cilindro interno é maior que aquela aplicada pelo cilindro externo, sendo medida a deformação relativa entre os dois cilindros (figura 3).

A principal objeção aos tonômetro de depressão é que tais instrumentos não fornecem uma medida direta da pressão intraocular. Além do mais, a depressão produzida pelo pino central desloca um volume de humor aquoso relativamente grande <sup>(9)</sup>, fazendo com que as paredes do globo ocular distendam-se resultando numa elevação da PIO ( $P_o$ ). A escala de leitura do tonômetro é um índice da pressão elevada ( $P_t$ ). Entretanto  $P_t$  depende não somente da PIO, mas também da resistência oferecida pela córnea ao se deformar. <sup>(2)</sup> Friedenwald observa que a rigidez média da córnea num olho normal é de 0,0215 (unidades relativas), apresentando uma variação compreendida entre 0,0060 e 0,0370. Também demonstrou que aumenta com

a idade do paciente e apresenta uma redução sob 20 D de miopia.

Para ilustrar o significado do exposto, toma-se - como exemplo um tonômetro de Schiøtz com um peso de 7,5g e que registra na escala de leitura 5 unidades. Estando o instrumento calibrado para uma rigidez média da córnea de 0,0215 significa uma PIO de 28,5mmHg. Com uma rigidez da córnea mínima de 0,005 a pressão será de fato de 37,0mmHg, e para uma rigidez alta de 0,0350 a PIO será de somente 18mmHg, portanto apresenta uma variação de 19,9mmHg.<sup>(10)</sup>

Kaufman<sup>(3)</sup> observou que quando a pressão está compreendida entre 40 e 60mmHg o tonômetro de Schiøtz indica leituras compreendidas entre 20 e 30mmHg, como é mostrado na figura 4.

#### b) Tonometria de Aplanção

O princípio de funcionamento deste tipo de tonômetro consiste em que para uma esfera oca cheia de líquido, de paredes elásticas com pressão interna  $P_0$  igualmente distribuída, a força necessária para aplanar uma determinada área da sua parede é igual à força necessária para se aplanar esta mesma área mais a pressão interna da esfera. Se a esfera for fechada, ao aplanar-se parte de sua superfície, ocorrerá um aumento da  $P_0$ , devido à diminuição do volume da mesma. Então pode se concluir, que para poder obter o valor da  $P_0$  por este método, a área aplanada deve ser pequena e as paredes da esfera não podem ser muito rígidas.

##### b.1) Tonômetro de Goldmann

Este tonômetro mede a força necessária para aplanar uma área de 3,06mm de diâmetro.

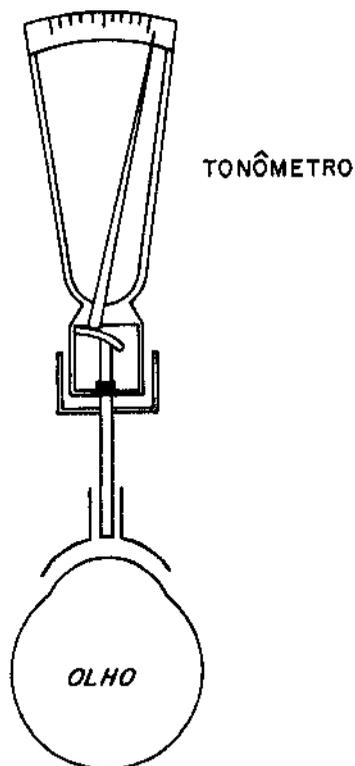


Fig. 3 - Tonômetro de Schiotz.

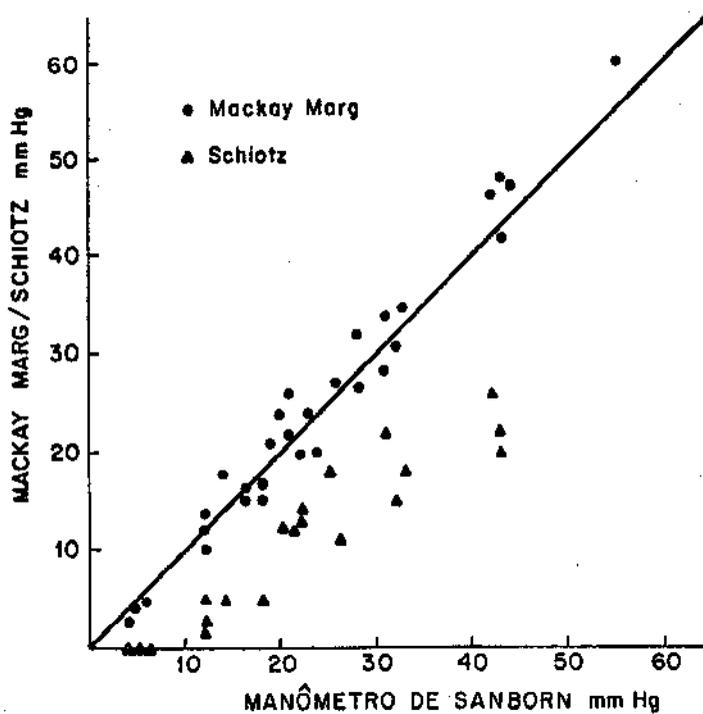


Fig. 4 - Comparação da medida da PIO obtida por canulação direta da câmara anterior e medida simultânea obtida com o tonômetro de Schiotz <sup>(11)</sup>.

A força medida é composta de:

- a)  $F_a$ : força que varia com a variação da área aplanada. A partir de um certo raio a força  $F_a$  cessa de aumentar<sup>(6)</sup>.
- b)  $F_b$ : força necessária para iniciar a deformação da superfície interna da córnea.
- c)  $F_c$ : força devida à tensão superficial da lágrima.
- d)  $F_d$ : força atuando na parede interna da córnea, devido à pressão interna.

Sendo a área de contato pequena, o volume de fluido deslocado durante o processo de medida é pequeno (aproximadamente  $0,5\text{mm}^3$  para córneas com raio de curvatura médio) e a PIO elevar-se-á insignificamente.<sup>(5)</sup>

O diâmetro de 3,06mm corresponde a uma área de  $7,35\text{mm}^2$  sobre a qual, aplicando uma carga de 1,0g equivale a uma pressão de 10mmHg. A superfície plana é uma peça de plástico transparente, montada na extremidade de uma alavanca.

A condição de aplanção correta é detectada estimando-se a área de contato entre a córnea e a superfície plana. Isto é feito opticamente através de dois prismas adjacentes à superfície plana. Os prismas são montados próximos com suas bases em direções opostas, de forma que o feixe luminoso visto através dos prismas é deslocado lateralmente, com a metade superior para a esquerda e a metade inferior para a direita. A força aplicada ao prisma é a de uma mola espiral, transmitida através de uma série de alavancas. Esta força é variada pela modifica -

-ção do comprimento da mola, através de um indicador calibrado em mmHg. O tonômetro é montado sobre um microscópio de lâmpada de fenda de Goldmann. A área de contato é iluminada transversalmente pela lâmpada de fenda, sendo vista através do microscópio. A leitura é feita quando os 2 semicírculos apresentam-se com suas bordas internas coincidentes (figura 5.a).

As principais fontes de erros que podem influenciar a precisão da medida são:

1) o atrito entre a pálpebra e o prisma pode causar uma estimativa alta da PIO;

2) tensão superficial imprópria do anestésico;

3) ajuste impróprio da lâmpada de fenda, faz com que uma força excessiva seja necessária para obter-se a medida. (figuras 5.b,c);

4) posicionamento excêntrico do prisma com relação à córnea (fig.d);

5) alterações na rigidez da córnea.

As principais vantagens e desvantagens apresentadas por este tonômetro são:

Vantagens:

1) Possibilita examinar o paciente na posição sentada com o mesmo instrumento usado no exame de fundo de olho e microscopia de lâmpada de fenda;

2) As leituras feitas com o tonômetro de Schiotz conjuntamente com o tonômetro de Goldmann, fornecem uma excelente base para estimar a rigidez da córnea (2,12);

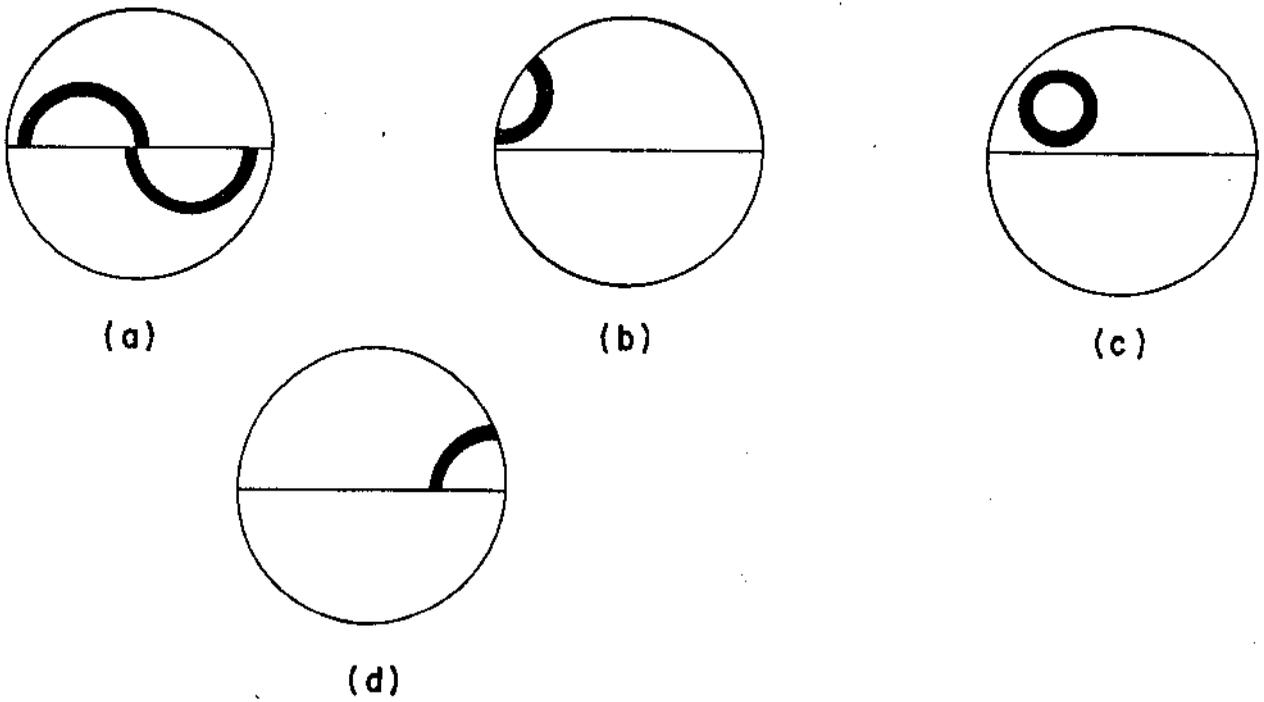


Fig. 5 - Observação feita com o tonômetro de Goldman.

- a) posicionamento correto dos semicírculos;
- b.c) ajuste impróprio da lâmpada de fenda;
- d) posicionamento excêntrico do prisma com relação à córnea.

3) Apresenta fraca dependencia com o raio de curvatura e rigidez da córnea (6,12).

Desvantagens;

- 1) As pressões estimadas apresentam incertezas - quando feitas em pacientes com córneas anormais;
- 2) Não podem ser utilizado em pacientes na posição deitada;
- 3) Não é portátil;
- 4) Apresenta alto custo, por requerer sempre uma lâmpada de fenda que é muita cara.

b.2) Tonômetro de Halberg<sup>(13)</sup>

O tonômetro desenvolvido por Halberg é do tipo de aplanção, que deforma a córnea através de um peso constante e por meio de um sistema óptico mede a área aplanada, enquanto o instrumento permanece sobre a córnea.

Um pino ópticamente transparente, em cuja extremidade encontra-se uma placa transparente e reticulada, pressiona a córnea com um peso constante, e lendo o número de retículos ocupados pela região aplanada da córnea, calcula-se a PIO. Este tipo de instrumento, tal como aqueles que operam pesos constantes, são de baixo custo, e a não existência de um pino para deformar diretamente a córnea, faz com que operadores não treinados não causem danos a córnea. Por outro lado este instrumento não realiza corretamente a leitura da PIO em olhos que apresentem córneas anormais, além de ser necessário um número relativamente grande de medidas para adquirir real profi-

-ciência na utilização do instrumento.

b.3) Tonômetro de Mackay-Marg<sup>(4,14,15,16,17,18)</sup>

O princípio de funcionamento deste tipo de tonômetro é o mesmo dos tonômetros de aplanção, sendo que a diferença principal consiste na forma em que a PIO é medida, ou seja, como é observada a condição de aplanção ótima.

A figura 6 mostra um esquema do tonômetro desenvolvido por Mackay e Marg.

O registro da curva de pressão em função do tempo pode ser analisado como segue:

1) Inicialmente, ao se pressionar a córnea, esta ocupa a região sensível do transdutor de pressão, e na porção inicial da curva pode-se observar o registro de uma pressão negativa, devida à tensão superficial da lágrima; (fig.7.a)

2) Ao continuar aplanando a córnea, as tensões nos tecidos da mesma, assim como as forças de curvatura, começam a atuar sobre o anel de guarda, e a partir de uma certa distância<sup>(14)</sup>, não são registradas pelo transdutor. Neste instante observa-se uma inflexão na curva, devido ao desaparecimento destas tensões, atuando somente a força devida à PIO. (Fig.7.b)

3) Se a aplanção da córnea continuar a aumentar, observa-se um aumento contínuo da pressão registrada, devido ao aumento da PIO, decorrente da diminuição do volume do olho (Fig.7.c);

4) Ao se retirar o tonômetro com a mesma velocidade com que foi aproximado, observa-se uma curva praticamente simétrica em torno do eixo central, exceto que a 2ª depressão é geralmente menor que a 1ª, devido essencialmente à rela

-xação da córnea <sup>(6)</sup> (Fig.7.c).

No registro final obtido pode-se observar:

1) o  $l_0$  máximo é resultado da força necessária para deformar a córnea mais a PIO, sendo esta a medida normalmente feita pelos tonômetros de aplanção clássicos;

2) A altura da 1ª depressão é o valor da PIO. Então a diferença entre o valor do  $l_0$  máxima e da 1ª depressão é uma medida da rigidez da córnea.

A única limitação teórica que este instrumento apresenta é devida à força  $F_c$  (força necessária para se iniciar a deformação da superfície interna da córnea <sup>(6)</sup>) a qual causa uma sobreavaliação do valor da PIO.

Os instrumentos comerciais que utilizam este princípio de funcionamento, nos quais a detecção da PIO é feita eletronicamente, apresentam como vantagens principais a rapidez nas medidas (aproximadamente 1 segundo), maior precisão (pois o valor da PIO não é afetado pela rigidez nem pela curvatura da córnea), além de precisar deformar uma área pequena da córnea.

Como desvantagens pode-se citar:

1) É necessário uma grande prática na manipulação do instrumento;

2) Se o tonômetro não estiver bem posicionado com relação à córnea, não é possível observar a depressão no registro da pressão, obtendo-se resultados incorretos, trazendo, como consequência, baixa confiabilidade nas medidas;

3) Alto custo.

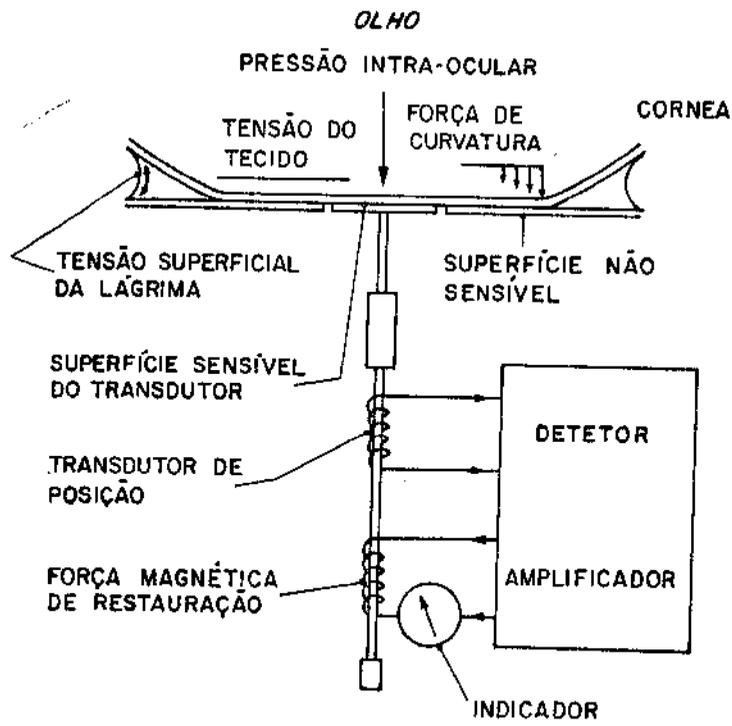


Fig. 6 - Tonômetro de Mackay-Marg.

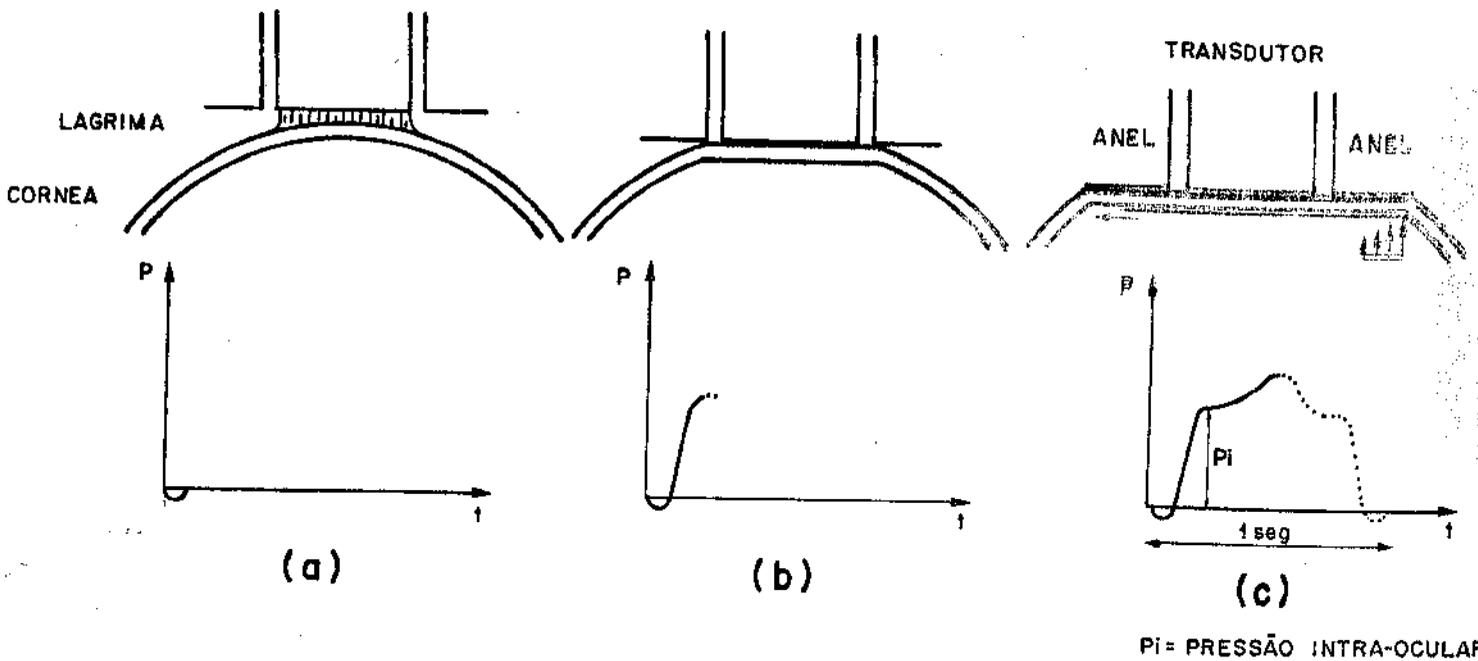


Fig. 7 - Origem do tonograma.

## 2.4) Piezoeletricidade (19, 20, 21, 22, 23, 24)

No desenvolvimento deste projeto fêz-se necessário estudar o fenômeno piezoelétrico apresentado por certos cristais naturais e cerâmicas sintéticas, pois esta propriedade foi explorada na construção do transdutor de pressão utilizado no instrumento desenvolvido.

### 2.4.1) O efeito piezoelétrico

Cady<sup>(19)</sup> define a piezoeletricidade como uma polarização elétrica produzida por deformação mecânica em cristais pertencentes a certas classes cristalográficas, sendo esta polarização proporcional à deformação, mudando de sinal com a mudança de sinal da polarização. Este fenômeno é denominado efeito piezoelétrico direto. O efeito inverso, isto é, uma polarização elétrica produz uma deformação no cristal, representa a mesma propriedade fundamental do cristal. A piezoeletricidade é então classificada como um efeito reversível.

Para um cristal apresentar piezoeletricidade é necessário que não possua centro de simetria, sendo portanto o fenômeno inerentemente anisotrópico. Basicamente existem 32 classes cristalográficas, onde 20 das quais não apresentam centro de simetria.

Por outro lado a piezoeletricidade está intimamente relacionada com as propriedades elásticas, tornando-se indispensável discutir as propriedades piezoelétricas de um material juntamente com estas outras propriedades. K.S. Van Dyke<sup>(19)</sup> apresenta um método conciso de representar a forma geral do arranjo dos coeficientes eletrostáticos, mecânicos e piezoelétricos para cada uma destas 32 classes cristalográficas.

Para entender a origem do efeito piezoelétrico considera-se primeiro um dipolo elétrico. Um dipolo é formado por duas cargas de igual magnitude e sinais opostos separadas de uma distância fixa (figura 8). O momento de dipolo é definido como sendo um vetor cujo módulo é o produto da carga pela separação entre ambas, tendo a direção da linha que passa pelo centro das duas cargas e o sentido da carga negativa para a posi-tiva.

Para determinar a intensidade do campo elétrico - num ponto P sobre o eixo do dipolo a uma distância r do ponto médio entre as duas cargas, pode-se calcular inicialmente o potencial eletrostático nesse ponto aplicando a lei de Coulomb, e então calcular o campo elétrico utilizando a relação  $\vec{E} = -\nabla V$

O potencial devido a uma carga Q num ponto situa-do a uma distância r da carga é dado por:

$$V_P = \frac{4\pi\epsilon_0 Q}{r} = \frac{kQ}{r} ; \quad k=4\pi\epsilon_0 \quad (1)$$

O potencial devido a várias cargas é a soma algé-brica das contribuições das várias cargas. Para as duas cargas, conforme é mostrado na figura 8., o potencial é:

$$V = k\left(\frac{+Q}{r-a} + \frac{-Q}{r+a}\right) = kQ \frac{2a}{r^2-a^2} \quad (2)$$

Assumindo  $r \gg a$ , então  $a^2$  é desprezível comparado com r, logo:

$$V = \frac{2kQa}{r^2} \quad (3)$$

A intensidade do campo elétrico é:

$$E = -\frac{\partial V}{\partial r} = \frac{4kQa}{r^3} = \frac{2kQd}{r^3} \quad (4)$$

Esta equação mostra que a intensidade do campo elétrico de um dipolo num ponto distante sobre o eixo do dipolo, é proporcional ao momento do dipolo ( $Qd$ ). Logo qualquer mudança no dipolo deve causar uma correspondente variação no campo elétrico. Esta é a origem do efeito piezoelétrico.

A origem do efeito piezoelétrico pode ser melhor esclarecido considerando um modelo bidimensional. Supõem-se que 6 cargas estejam localizadas nos vértices de um hexágono regular, conforme é mostrado na figura 9. Utilizando a lei de Coulomb para calcular o potencial devido às cargas positivas, por exemplo, no ponto P situado no eixo x à distância  $r \gg a$ , e sabendo que o potencial neste ponto é a soma dos potenciais devido a cada carga, têm-se:

$$V_+ = k \left[ \frac{Q}{(r-a/2)} + \frac{2Q}{(r+a/4)} \right] \approx \frac{3kQ}{r} \quad (5)$$

onde foi desprezado o termo que contém  $a^2$ .

O valor obtido corresponde exatamente ao potencial produzido por uma carga  $+3Q$  localizada no ponto O, ou seja no "centro de gravidade" da distribuição positiva de cargas.

O mesmo resultado é obtido para as cargas negativas, de forma que o potencial e o campo resultante no ponto P são zero pois as duas contribuições se cancelam.

Supõe-se que forças sejam aplicadas, conforme é mostrado na figura 10. Neste caso o sistema será deformado fazendo com que, os "centros de gravidade" tanto das cargas positivas como a das negativas, movimentam-se em direções opostas, criando desta forma dipolos elétricos.

Do exposto pode-se concluir que a polarização (ou momento de dipolo por unidade de volume) é igual à densidade -

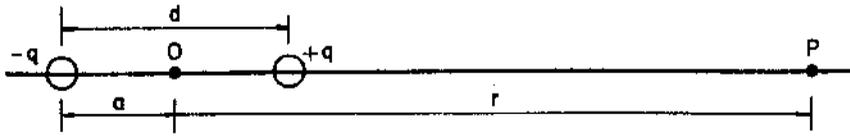


Fig. 8 - Dipolo elétrico.

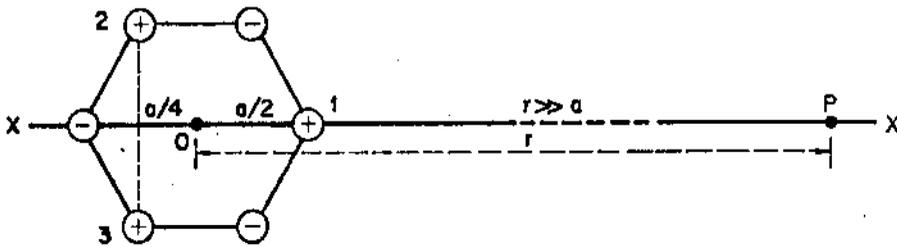


Fig.9 - Distribuição bidimensional de cargas.

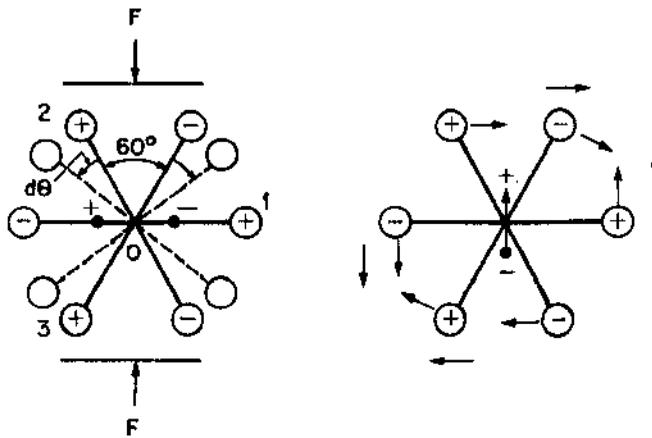


Fig. 10 - Aparecimento do dipolo elétrico numa distribuição bidimensional de cargas ao serem submetidas a uma força externa.

superficial de carga. Este resultado pode ser analisado da seguinte forma: supõe-se um paralelepípedo regular de material piezoelétrico com espessura  $L$  e área  $A$ . Estando os  $n$  dipólos da amostra alinhados na direção de  $L$  e tendo momento  $p=qd$ , então a polarização  $P$  é:

$$P = \frac{nqd}{AL} \quad (6)$$

A densidade superficial de cargas é igual a  $q$  vezes o número de cargas que aparecem na superfície dividido pela área, ou seja:

$$\sigma = \frac{q \cdot n(d/L)}{A} = \frac{nqd}{AL} \quad (7)$$

que é a mesma que  $P$ .

Através deste modelo simples, pode-se entender a origem do efeito piezoelétrico direto, isto é, a polarização resultante de deformação mecânica do cristal (figura 11). Dentro de limites de pequenas deformações como na lei de Hook em elasticidade, a polarização pode ser considerada linear com a deformação, podendo ser escrita como:

$$P = ex \quad (8)$$

onde  $P$  é a polarização;  $e$  é um coeficiente piezoelétrico e  $x$  a deformação.

Quando um cristal piezoelétrico é colocado num campo elétrico pode experimentar um ou mais tipos de deformação mecânica. Dentro de certos limites, a deformação pode ser considerada proporcional ao campo aplicado, podendo ser escrita:

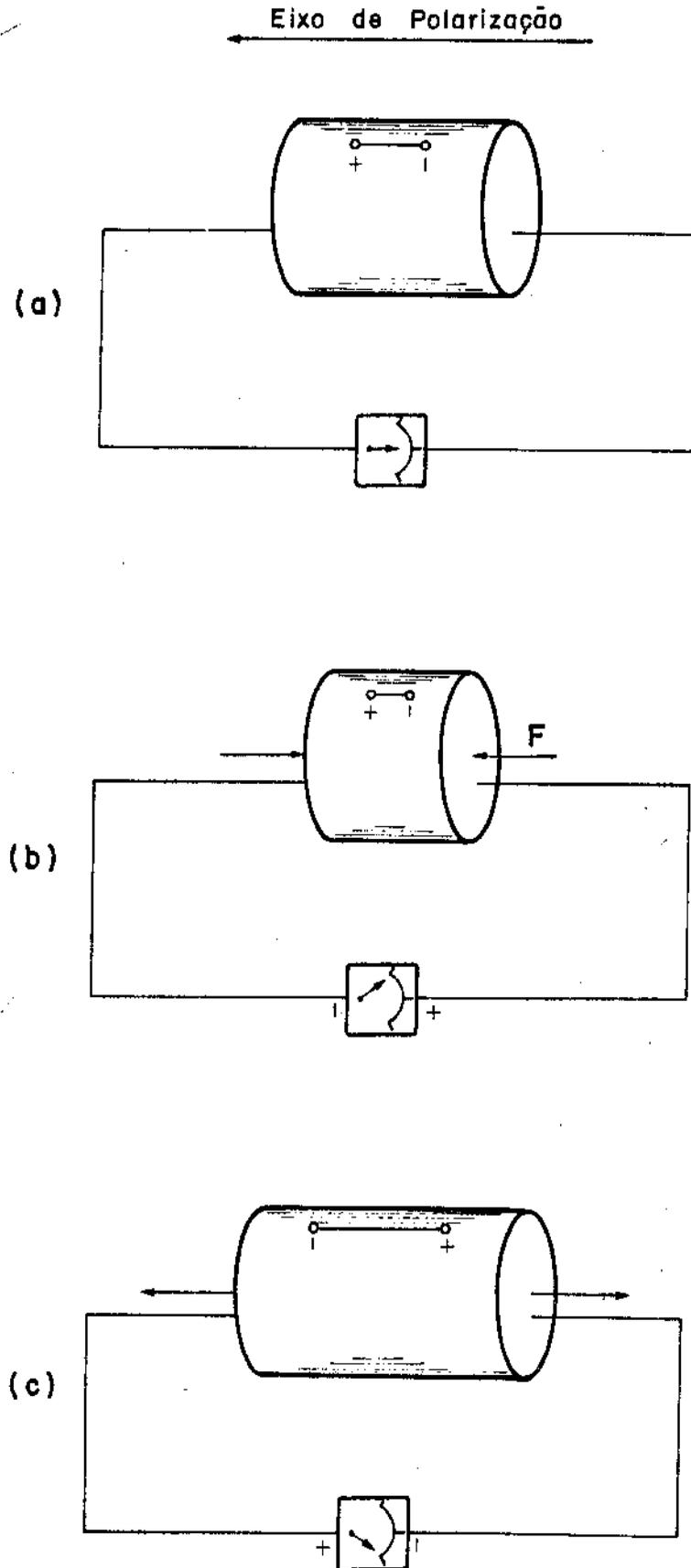


Fig.11 - a) Cerâmica piezoelétrica sem sofrer tensão mecânica; b) Quando sofre tensão de compressão; c) Quando sofre tensão de tração.

$$x = dE \quad (8)$$

onde  $x$  é a deformação e  $E$  o campo elétrico. A constante  $d$  é chamada coeficiente piezoelétrico de deformação.

A deformação origina-se nas forças que partículas carregadas experimentam num campo elétrico. Os íons positivos e negativos tendem a ser puxados em direções opostas num campo elétrico. O deslocamento resultante produz uma deformação mecânica, sendo este fenômeno conhecido como o efeito piezoelétrico indireto.

#### 2.4.2) Equações Piezoelétricas Generalizadas

Supondo que um cristal piezoelétrico seja colocado num campo elétrico e ao mesmo tempo seja submetido a uma tensão mecânica, mantendo a temperatura constante, então o campo elétrico produz polarização  $P$  e a tensão  $X$  de deformação  $x$ , onde ambos representam energia armazenada no cristal, chamada energia interna  $U$ .

Assumindo que todos os processos sejam reversíveis e isotérmicos e supondo que o campo possa variar de uma quantidade infinitesimal  $dE$  e a tensão de uma quantidade infinitesimal  $dX$  pode-se escrever as diferenciais exatas da energia interna  $U$ , energia livre de Helmholtz, energia livre de Gibbs e a entalpia em função das coordenadas termodinâmicas  $X, x, E$  e  $P$  .:

$$dU = PdE - Xdx \quad (9.a)$$

$$dF = EdP - Xdx \quad (9.b)$$

$$dG = EdP - xdX \quad (9.c)$$

$$dH = PdE - xdX \quad (9.d)$$

Desde que cada uma destas equações sejam diferenciais exatas, pois os processos são reversíveis, pode-se calcular derivadas e escrever um conjunto de equações análogas às relações de Maxwell onde cada uma destas derivadas representam constantes piezoelétricas características:

$$\left(\frac{\partial P}{\partial x}\right)_E = -\left(\frac{\partial X}{\partial E}\right)_x \equiv e \quad (10.a)$$

$$\left(\frac{\partial E}{\partial x}\right)_P = -\left(\frac{\partial X}{\partial P}\right)_x \equiv -h \quad (10b)$$

$$\left(\frac{\partial E}{\partial X}\right)_P = -\left(\frac{\partial x}{\partial P}\right)_X \equiv g \quad (10.c)$$

$$\left(\frac{\partial P}{\partial X}\right)_P = -\left(\frac{\partial x}{\partial E}\right)_X \equiv -d \quad (10.d)$$

Apesar destas equações não estarem escritas na notação vetorial, sabe-se que E e P são vetores e que X e x são tensores de 2ª ordem, sendo que a natureza destes parâmetros ficam explicitados quando subíndices apropriados são introduzidos. Quando um campo elétrico é aplicado na direção x produz deformação na direção x, sendo que o mesmo campo pode produzir deformação nas direções y e z. Também este campo pode causar deformação de cisalhamento em torno de um ou mais eixos.

As componentes de deformação são representados por  $x_x$ ,  $y_y$  e  $z_z$  que são as deformações segundo os eixos principais, sendo positivas para tração e negativas para compressão e  $y_z$ ,  $z_x$  e  $x_y$  são as deformações de cisalhamento.

Notação semelhante é utilizada para tensões apli-

-cadas no cristal, e se este estiver em equilíbrio estático, então as componentes normais e as componentes de cisalhamento tem momento nulo. Com isto pode-se escrever  $Y_z = Z_y$ ;  $Z_x = X_z$  e  $X_y = Y_x$ . Logo o sistema de tensões reduz-se a 6 componentes, ou sejam  $X_x$ ;  $Y_y$  e  $Z_z$  componentes de tensões normais e  $Y_z$ ;  $Z_x$  e  $X_y$  componentes de cisalhamento.

Na figura 12 as letras maiúsculas indicam a direção das tensões e as minúsculas (subíndices) indicam a normal ao plano em que está sendo aplicada a tensão.

Existe também uma notação devida a Kirchhoff que é comumente adotada na literatura piezoelétrica e será adotada neste trabalho.

Para tensões  $X_1$ ;  $X_2$ ;  $X_3$ ;  $X_4$ ;  $X_5$  e  $X_6$  e para deformações  $x_1$ ;  $x_2$ ;  $x_3$ ;  $x_4$ ;  $x_5$  e  $x_6$  onde 1, 2 e 3 referem-se as direções principais x, y, z e 4, 5, 6 respectivamente referem-se a cisalhamento em torno dos eixos x, y e z.

Na figura 13 está representada a notação derivada de Kirchhoff.

Todas as possíveis relações lineares entre as 3 componentes do campo elétrico e as 6 componentes de deformação são incluídas no seguinte conjunto de equações:

$$x_1 = d_{11} E_1 + d_{21} E_2 + d_{31} E_3 \quad (11.a)$$

$$x_2 = d_{12} E_1 + d_{22} E_2 + d_{32} E_3 \quad (11.b)$$

$$x_3 = d_{13} E_1 + d_{23} E_2 + d_{33} E_3 \quad (11.c)$$

$$x_4 = d_{14} E_1 + d_{24} E_2 + d_{34} E_3 \quad (11.d)$$

$$x_5 = d_{15} E_1 + d_{25} E_2 + d_{35} E_3 \quad (11.e)$$

$$x_6 = d_{16} E_1 + d_{26} E_2 + d_{36} E_3 \quad (11.f)$$

onde  $x_1 \dots x_6$  são as deformações;  $E_1; E_2; E_3$  são as componentes dos campos elétricos nas direções principais e  $d_{ij}$  os coeficientes piezoelétricos de deformação.

As 3 componentes de polarização podem ser escritas em função das 6 componentes de deformação:

$$P_1 = e_{11}x_1 + e_{12}x_2 + e_{13}x_3 + e_{14}x_4 + e_{15}x_5 + e_{16}x_6 \quad (12.a)$$

$$P_2 = e_{21}x_1 + e_{22}x_2 + e_{23}x_3 + e_{24}x_4 + e_{25}x_5 + e_{26}x_6 \quad (12.b)$$

$$P_3 = e_{31}x_1 + e_{32}x_2 + e_{33}x_3 + e_{34}x_4 + e_{35}x_5 + e_{36}x_6 \quad (12.c)$$

As equações piezoelétricas de tensão podem ser escritas:

$$-X_1 = e_{11}E_1 + e_{21}E_2 + e_{31}E_3 \quad (13.a)$$

$$-X_2 = e_{12}E_1 + e_{22}E_2 + e_{32}E_3 \quad (13.b)$$

$$-X_3 = e_{13}E_1 + e_{23}E_2 + e_{33}E_3 \quad (13.c)$$

$$-X_4 = e_{14}E_1 + e_{24}E_2 + e_{34}E_3 \quad (13.d)$$

$$-X_5 = e_{15}E_1 + e_{25}E_2 + e_{35}E_3 \quad (13.e)$$

$$-X_6 = e_{16}E_1 + e_{26}E_2 + e_{36}E_3 \quad (13.f)$$

e

$$-P_1 = d_{11}X_1 + d_{12}X_2 + d_{13}X_3 + d_{14}X_4 + d_{15}X_5 + d_{16}X_6 \quad (14.a)$$

$$-P_2 = d_{21}X_1 + d_{22}X_2 + d_{23}X_3 + d_{24}X_4 + d_{25}X_5 + d_{26}X_6 \quad (14.b)$$

$$-P_3 = d_{31}X_1 + d_{32}X_2 + d_{33}X_3 + d_{34}X_4 + d_{35}X_5 + d_{36}X_6 \quad (14.c)$$

Estas equações podem ser escritas na forma matricial, ficando por exemplo as equações 11 e 14, na forma:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \\ x_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{21} & d_{31} \\ d_{12} & d_{22} & d_{32} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \\ d_{14} & d_{24} & d_{34} \\ d_{15} & d_{25} & d_{35} \\ d_{16} & d_{26} & d_{36} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \quad (\text{efeito inverso}) \quad (15)$$

e

$$\begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \\ x_6 \end{bmatrix} \quad (\text{efeito direto}) \quad (16)$$

O significado físico dos coeficientes piezoelétricos são indicados pelas suas notações dimensionais deduzidas do conjunto de equações 10.

Para o coeficiente piezoelétrico direto de deformação  $d_{ij}$  medido com a amostra em curto circuito ( $E_i=0$ ) tem-se:

$$d_{ij} = \frac{\text{coulomb}}{\text{newton}} \quad \text{ou} \quad \frac{\text{C m}^{-2}}{\text{N m}^{-2}} \quad (17)$$

ou seja densidade de carga por unidade de pressão, e para o coeficiente piezoelétrico inverso de deformação, obtido com a

amostra livre, ou seja  $X_i=0$ , têm-se

$$d_{ij} = \frac{\text{metros}}{\text{volt}} \quad \text{ou} \quad \frac{\text{m por m}}{\text{V por m}} \quad (18)$$

isto é, deformação por unidade de intensidade de campo elétrico aplicado.

Os coeficientes piezoelétricos são especificados por 2 subíndices, onde o 1º indica a direção da grandeza elétrica e o 2º a direção da grandeza mecânica (figura 14).

Quando o deslocamento elétrico é usado como variável independente, o campo elétrico  $E$  produzido por uma tensão  $T$  pode ser escrito:

$$E = -g T + \frac{1}{\epsilon^T} D \quad (19)$$

onde  $g$  é o coeficiente piezoelétrico de voltagem medido com  $D=0$  (circuito aberto) e  $\epsilon^T$  é a constante dielétrica a tensão constante.

Em circuito aberto, a aplicação de uma pressão num cristal produz uma diferença de potencial  $U$  entre os eletrodos proporcional à pressão aplicada, logo;

$$E_i = g_{ij} T_j \quad (20)$$

onde a dimensão de  $g_{ij}$  é:

$$g_{ij} = \frac{\text{V.m}}{\text{N}} \quad \text{ou} \quad \frac{\text{Vm}^{-1}}{\text{Nm}^{-2}} \quad (21)$$

Outro coeficiente utilizado no desenvolvimento de transdutores é o coeficiente de acoplamento  $k$ , o qual representa a raiz quadrada do quociente entre a energia elétrica produzida  $U_s$  e a energia mecânica aplicada  $U_e$  (microfone):

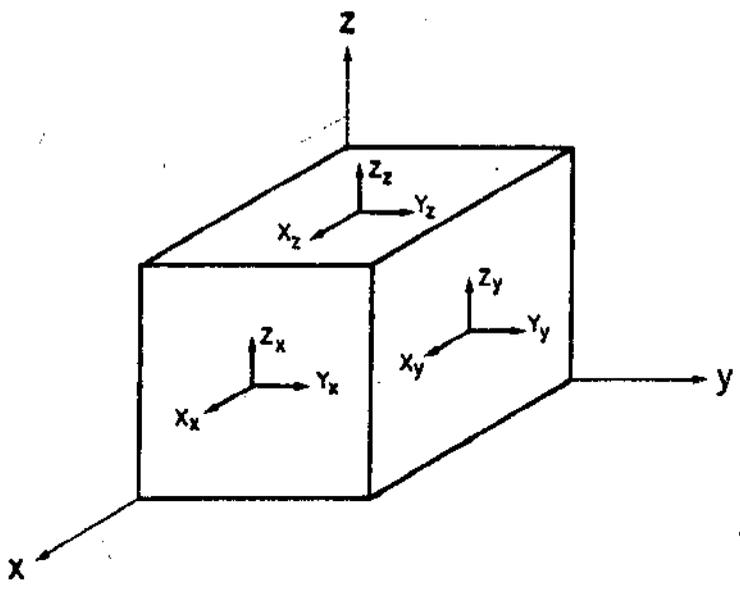


Fig.12 - Tensões na face de um cubo.

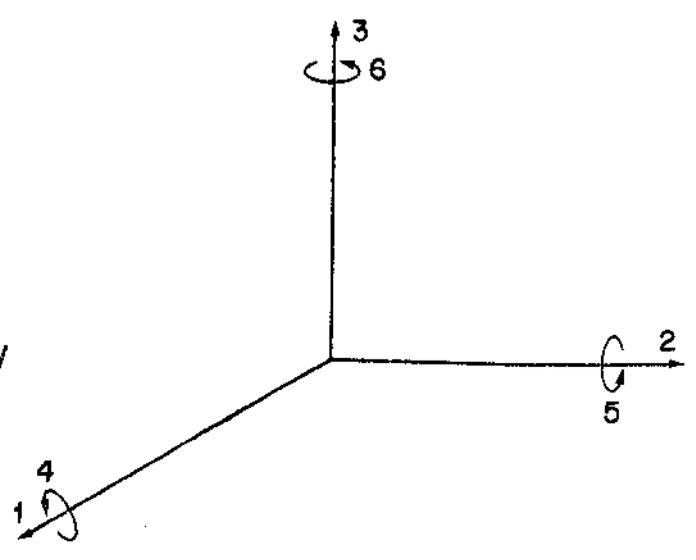


Fig.13 - Representação da notação derivada de Kirchhoff.

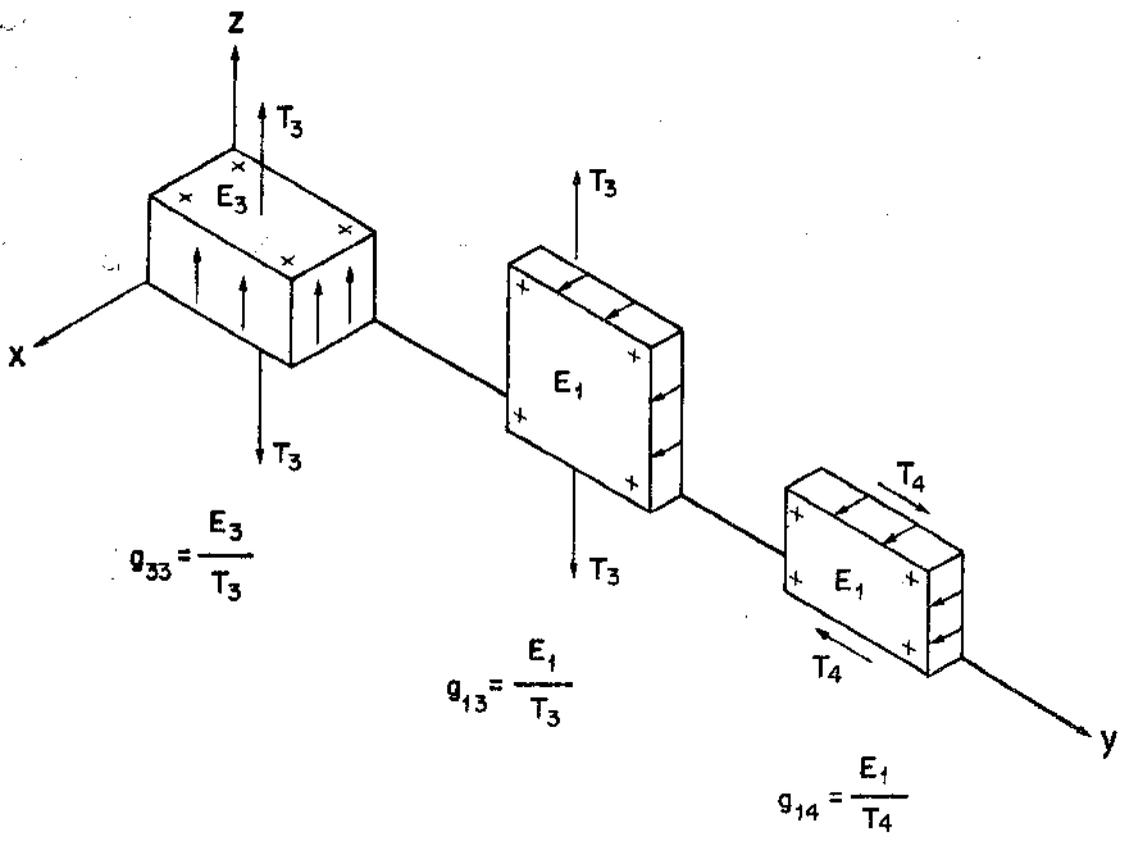


Fig. 14 - Origem dos subíndices dos coeficientes piezoelétricos.

$$k^2 = \frac{U_s}{U_e} \quad (22)$$

ou a energia elétrica aplicada convertida em energia mecânica (alto falante). Esta relação é válida para baixas frequências, e representa a eficiência do cristal na conversão de energia. Numericamente, seu valor é dado por:

$$K_{ij} = (d_{ij} \times h_{ij})^{1/2} \quad (23)$$

onde  $h_{ij}$  é um coeficiente piezoelétrico utilizado para calcular o gradiente de tensão elétrica por unidade de deformação, obtido numa amostra livre ( $X=0$ ). O coeficiente  $h$  pode ser obtido pela multiplicação do coeficiente  $g$  pelo módulo de Young, válido para uma adequada orientação dos eixos do cristal.

#### 2.4.3) Materiais Piezoelétricos

Os materiais piezoelétricos a serem utilizados na construção de transdutores podem ser divididos em dois grupos: cristais piezoelétricos naturais, tal como o quartzo, e cerâmicas piezoelétricas artificialmente polarizadas, tal como titanato-zirconato de chumbo.

##### 2.4.3.1) Cristais naturais: Quartzo

Quimicamente o quartzo é um óxido de silício:  $SiO_2$ . Em cada célula unitária há 3 átomos de Si e 6 de O, permanecendo estes últimos agrupados aos pares. Um modelo simplificado do modelo do cristal é mostrado na figura 15.a. Como os átomos de Si possuem 4 cargas positivas e os de Oxigênio, 2 cargas ne

-gativas, quando o arranjo mostrado na figura 15.a não estiver submetida a tensão externa, todas as cargas compensam-se não havendo efeito externo. No entanto, se uma força for aplicada ao cristal na direção do eixo x (figura 15.b) o equilíbrio eletrostático é perturbado e a célula unitária torna-se polarizada, gerando cargas elétricas nas faces A e B. Uma força no eixo y (figura 15.c) produz polarização nas faces A e B do cristal cuja polaridade é oposta ao caso anterior. Pode-se concluir, através das figuras 15.b e c que, ao invés das forças aplicadas serem de compressão, forem de tração produzir-se-ão nas faces A e B cargas de sinais opostos.

Esse modelo também pode ser utilizado para explicar o efeito piezoelétrico inverso, ou seja, quando cargas elétricas forem aplicadas às faces A e B, estas causarão deformação no cristal. Pelo fato de haver simetria na direção do eixo z (eixo óptico), não ocorrerá polarização quando forças forem aplicadas nesta direção.

Como o quartzo pertence ao grupo cristalográfico  $D_3$  (Quartzo- $\alpha$ ) seguindo a classificação de Schönflies<sup>(19)</sup>, a matriz dos coeficientes piezoelétricos d, de acordo com a equação 16, pode ser escrita:

$$\begin{array}{cccccc} d_{11} & -d_{11} & 0 & d_{14} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -d_{14} & -2d_{11} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{array}$$

Os valores numéricos dos coeficientes são:

$$d_{11} = 2,3 \times 10^{-12} \text{CN}^{-1} \quad ; \quad d_{14} = -0,67 \cdot 10^{-12} \text{CN}^{-1}$$

### 2.4.3.2) Cerâmicas Piezoelétricas

A primeira cerâmica piezoelétrica sintetizada foi o titanato de bário, um composto policristalino de composição  $\text{BaTiO}_3$ . Devido a sua alta constante dielétrica (1500-5000) inicialmente foi utilizada na construção de pequenos capacitores, mas a possibilidade de serem polarizadas permanentemente abriu um novo campo de aplicações.

O material pode ser visualizado como sendo constituído de zonas polarizadas espontaneamente (semelhante às zonas de Weiss em materiais ferroelétricos), as quais podem ser parcialmente orientadas pela aplicação de um campo elétrico externo.

A figura 16 mostra, esquematicamente a cerâmica no estado não polarizado (a), e após a polarização (b).

As cerâmicas piezoelétricas são classificadas no grupo cristalográfico  $\text{CV}_6$ , tendo 3 coeficientes piezoelétricos ativos, distribuído na matriz de coeficientes segundo:

$$\begin{array}{cccccc} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{31} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{array}$$

O titanato-zirconato de chumbo consiste de uma mistura sólida de zirconato de chumbo e 10-60 moles por cento de titanato de chumbo, sendo as cerâmicas fabricadas por compressão ou extrusão. Para polarizar as cerâmicas, são aquecidas acima da temperatura de Curie na presença de um campo elétrico. O campo é obtido aplicando uma tensão entre os eletrodos de pra-

-ta ou níquel depositados nas faces da cerâmica . Após atingir a temperatura de Curie, a temperatura é abaixada até a temperatura ambiente mantendo o campo elétrico aplicado.

A cerâmica do tipo PXE-5 ou PZT-5 (nomes comerciais) apresenta baixo fator mecânico  $Q$ , alto coeficiente de acoplamento  $k$  e elevado coeficiente piezoelétrico. Por estes motivos estas cerâmicas são utilizadas na construção de transdutores e letro-mecânicos não ressonantes, tais como transdutores de força, pressão, acelerômetros, etc.

Na tabela I, apresenta-se os valores característicos deste tipo de cerâmica, onde os subíndices das constantes representam:

constantes elásticas: 1º refere-se à direção da tensão e o 2º da deformação:

constantes dielétricas: 1º direção do campo elétrico e o 2º do deslocamento dielétrico.

Se duas placas retangulares finas fossem coladas juntas a uma fina folha metálica, um novo elemento piezoelétrico é obtido, denominado de "bimorfo", o qual permite mais deflexão para uma dada carga do que um elemento de mesma espessura construído com uma única peça. As placas cerâmicas são polarizadas em sentido opostos, de forma a obter tensão elétrica ao serem defletidas.

A obtenção de uma resposta elevada é obtida à custa de uma perda relativa de rigidez mecânica, e a escolha entre um elemento simples ou um bimorfo é feita em função da impedância mecânica requerida pelo tipo de transdutor a construir e das características do sistema a ser medido. As cerâmicas bi-

Tabela I - Principais coeficientes de alguns materiais piezoelétricos

Propriedades e Símbolos	Unidades	Quartzo- $\alpha$	Sal de Rochelle	PZT
Dados Térmicos				
Temperatura de Curie	$^{\circ}\text{C}$	573	45	285
Dados Mecânicos				
Módulo de Young	$10^{12}\text{N/m}^2$	78,2		90
Razão de Poisson		0,13	0,3	$\approx 0,3$
Dados Elétricos				
Constante dielétrica relativa ( $\epsilon_i/\epsilon_0$ )		4,6	350	1800
Resistividade	$10^{12}\Omega/\text{m}$	1,0		1,0
Dados eletromecânicos				
Fator de acoplamento $R_{ij}$		0,14-0,095	0,5	0,69-0,35
Constante piezoelétrica de carga $d_{ij}$	$10^{-12}\text{C/N}$	2,25-0,85	56	175-515
Constante piezoelétrica de voltagem $g_{ij}$	$10^{-3}\text{Vm/N}$		11,0-32,5	90-332

-morfias podem ser conectadas internamente em série ou em para  
lalo, como é mostrado na figura 17. Quando utilizadas em trans  
dutores, geralmente é utilizada a ligação em série devido à  
grande tensão elétrica produzida quando submetida a uma peque-  
na deflexão. Neste trabalho foi utilizada uma cerâmica bimorfa  
PZT-5.

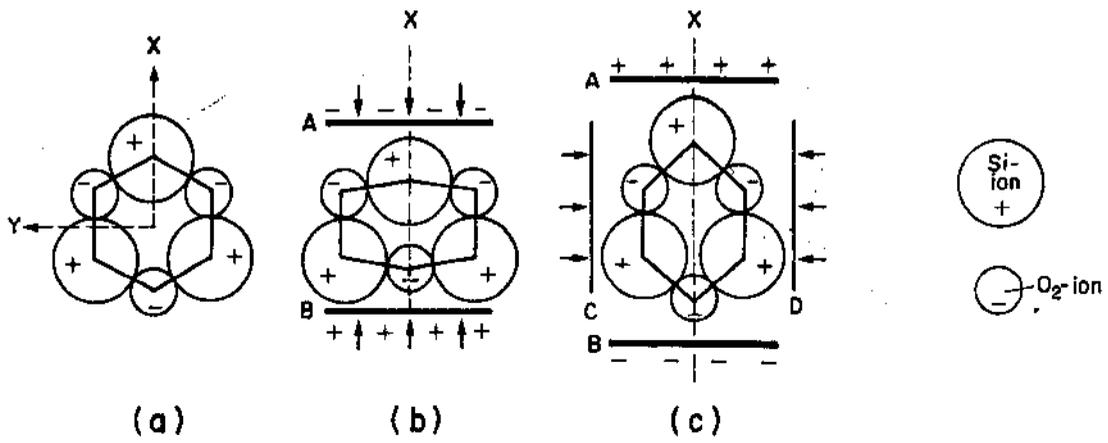


Fig.15.a) Modelo simplificado do cristal de quartzo; b) Cristal submetido a tensão de compressão na direção x; c) Cristal submetido a tensão de compressão na direção y.

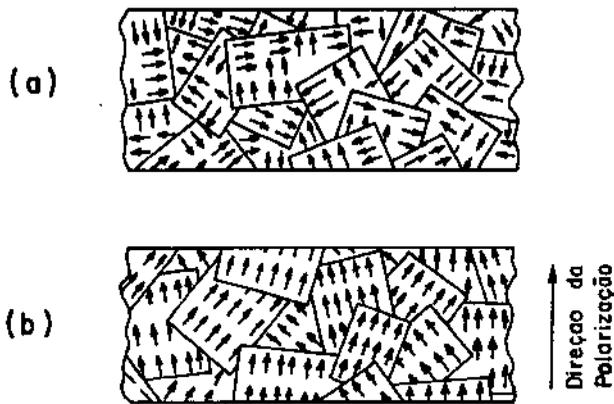


Fig.16 - Representação esquemática da cerâmica piezoelétrica a) no estado não polarizado, b) após a polarização.

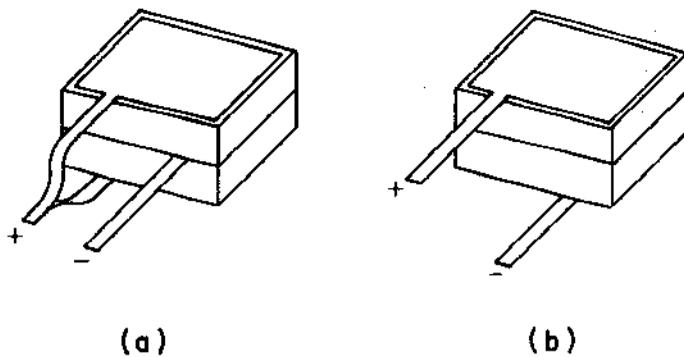


Fig.17 - Tipo de ligações internas de uma cerâmica piezoelétrica bimorfa; a) paralelo; b) série.

## CAPÍTULO III

### 3.1) Introdução

A necessidade do desenvolvimento de um tonômetro com precisão e confiabilidade associado a um baixo custo fez com que se optasse pelo tonômetro de aplanção desenvolvido por Mackay e Marg<sup>(4)</sup>, conforme discussão feita no capítulo II.

Este capítulo tem objetivo de descrever o transdutor de pressão desenvolvido, o circuito de condicionamento e processamento de sinal, o sistema mecânico de manipulação do tonômetro, assim como os métodos de calibração utilizados para obtenção das características do transdutor, do sistema eletrônico e os resultados obtidos. A figura 18 apresenta o diagrama em blocos do instrumento desenvolvido.

### 3.2) Transdutor de Pressão

Um estudo das características de vários sensores de pressão fez-se necessário ao projeto de um transdutor linear na faixa de pressões observada em olhos humanos. Além disso, devem possuir dimensões reduzidas e facilidade de construção. Dos vários sensores estudados optou-se pela cerâmica piezoelétrica. Esta escolha é motivada pela facilidade de obtenção e grande voltagem produzida quando submetida a pequena deformação, em comparação com os cristais de quartzo, que também apresentam características piezoelétricas.

Foram utilizadas cerâmicas bímorfãs do tipo PZT-5 ou PXE-5 (nomes comerciais da Clevite Corporation e da Philips

respectivamente), utilizadas na construção de fonocaptadores cerâmicos (25). Este tipo de cerâmica é um Zirconato-Titanato de Chumbo modificado, possuindo um alto fator mecânico  $Q(\approx 80)$ , alto coeficiente de acoplamento  $k(0,34)$  e uma elevada constante piezoelétrica de voltagem  $g(11.10^{-3} \text{VmN}^{-1})$ , tornando-se por tais características excelente material a ser utilizado na construção de sensores eletro-mecânicos não ressonantes. Apresentam boa estabilidade térmica quando comparadas com outros tipos similares (26).

As cerâmicas bimorfas são formadas por duas lâminas cerâmicas polarizadas em sentidos contrários, coladas a uma fina lâmina metálica (geralmente de latão). Ao sofrerem deformação a face onde foi aplicada a força deformante sofrerá tensão resultante de compressão e a face oposta, tensão resultante de tração, produzindo desta forma ddp maior entre os eletrodos, - comparativamente à formada por uma única peça cerâmica. A figura 19, ilustra este tipo de cerâmica.

As dimensões das amostras são: (15,0 x 1,5 x 0,55)mm. São cortadas e montadas com as extremidades engastadas num suporte de lucite ficando com um vão livre de 7,0 mm. Na região central colou-se um pino de lucite de 1,5 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento, sendo este diâmetro escolhido em função dos resultados obtidos por Mackay-Marg<sup>(17)</sup>. Na figura 20 está representado um esquema explodido do transdutor construído.

Sendo a impedância dos transdutores piezoelétricos normalmente alta, qualquer perda de carga através das bordas deste pode causar substancial redução do sinal. Torna-se necessária a isolação da cerâmica da umidade utilizando-se graxas

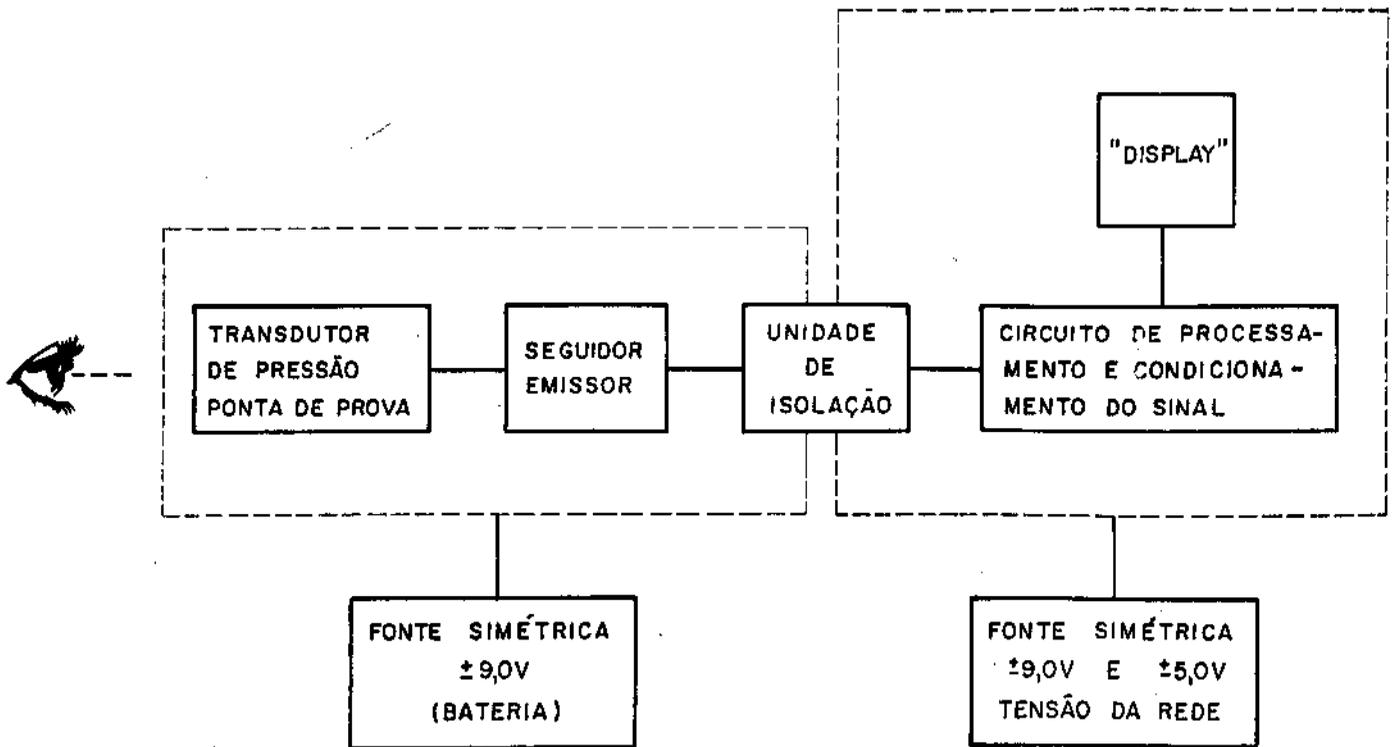


Fig.18 - Diagrama em blocos do instrumento desenvolvido.

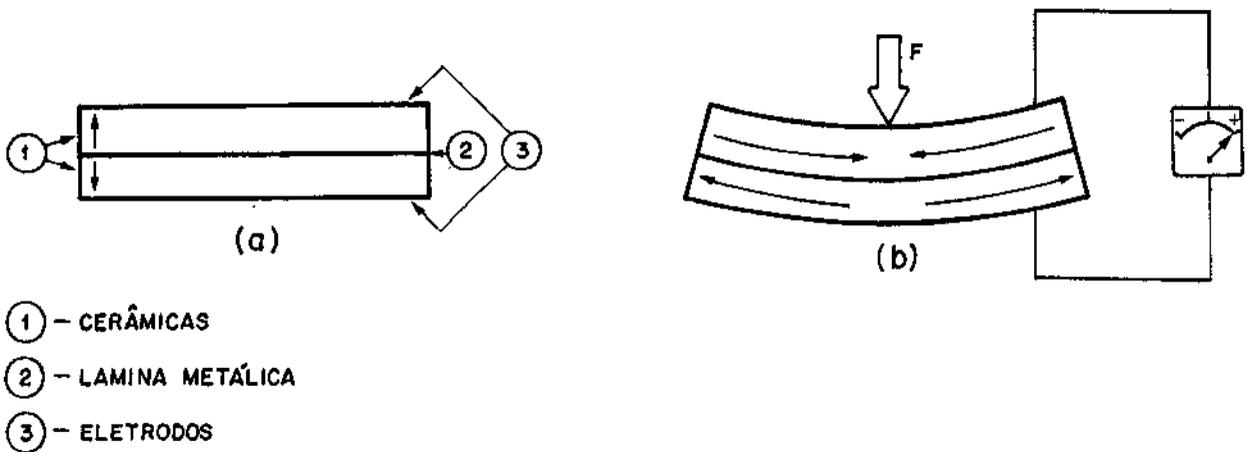
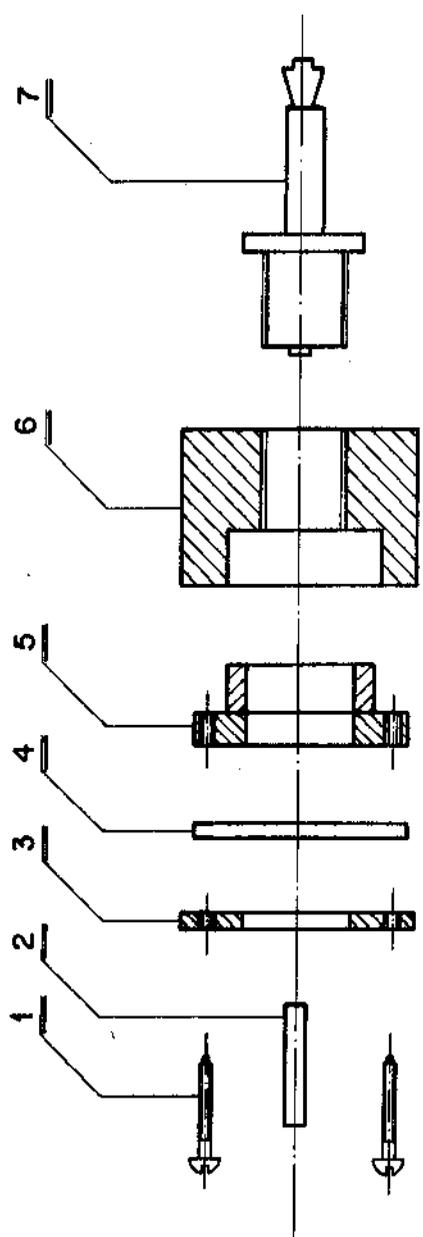


Fig.19 - Cerâmica bimorfa; a) sem carga mecânica. As setas indicam a direção da polarização; b) quando submetida a carga mecânica. As setas indicam direções das tensões mecânicas internas.



- 1 - 2 PARAFUSOS 3/32"
- 2 - PINO
- 3 - ARRUELA DE METAL
- 4 - CERÂMICA
- 5 - BASE DE LUCITE
- 6 - GUIA PARA BASE
- 7 - PINO SINAL ELÉTRICO

<b>CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA / UNICAMP</b>				
Título:				
TRANSDUTOR				
Proj.:	Des.:	Data	Rev.:	Rev.:
Marcelo	Luiza	12.09.84		
Cod.:	Fig.:	Tam.:	Esc.:	Arq.:
	20	A4	1:50	

ou borrachas sintéticas de alta resistividade elétrica.

Devido a estas características elétricas dos transdutores piezoelétricos, é praticamente impossível transmitir o sinal sem interferências, sendo necessário para superar este inconveniente a inserção de um circuito seguidor-emissor com alta impedância de entrada e baixa impedância de saída. Desta forma, torna-se possível transmitir o sinal do transdutor a uma distância maior sem o inconveniente da atenuação ou introdução de ruídos na resposta deste.

Foi construído um seguidor-emissor utilizando-se um amplificador operacional com FET na entrada (CA 3140) com impedância de entrada da ordem de  $10^{12} \Omega$  (27), possibilitando a miniaturização do transdutor, diminuindo desta forma as dimensões do corpo do tonômetro. A figura 21 mostra o esquema do seguidor-emissor.

O circuito seguidor-emissor está acoplado firmemente ao transdutor por meio de um mini-conector, ficando acondicionado dentro do corpo do tonômetro, atuando este também como blindagem eletrostática. O transdutor assim construído possui características ideais para realização de medidas de pressão. A relação obtida entre a pressão aplicada à cerâmica e a voltagem é dada por:

$$V = -g_{31} h k P_3 \text{ (mv)}$$

onde

$g_{31}$ : coeficiente piezoelétrico de tensão

$h$  : espessura da cerâmica

$P_3$  : pressão aplicada perpendicularmente à superfície da cerâmica

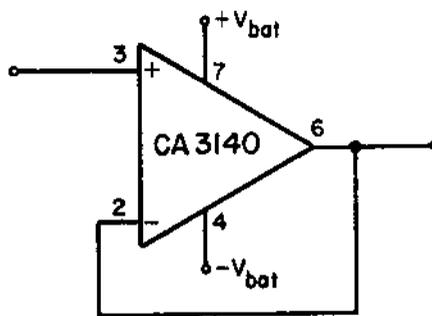


Fig.21 - Esquema do seguidor-emissor.

$K$  : fator de proporcionalidade que relaciona a pressão aplicada e a tensão produzida no corpo da cerâmica, na direção perpendicular à pressão.

### 3.2.1) Ponta de Prova

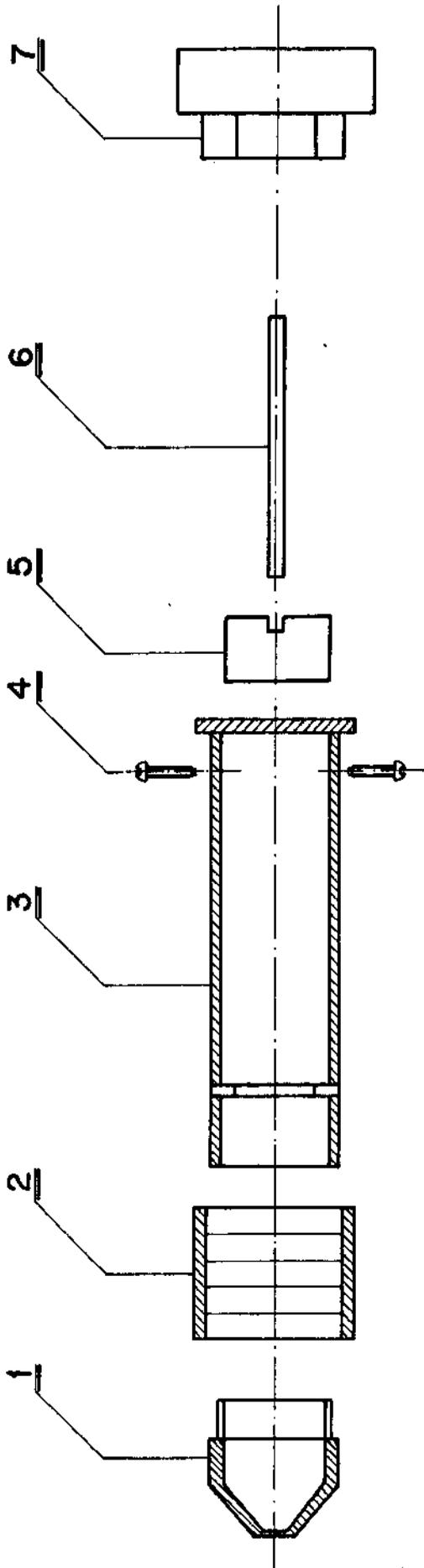
O transdutor de pressão é condicionado no interior da ponta de prova, sendo esta construída de forma que as dimensões da extremidade anterior sejam as mesmas propostas por Mackay-Marg<sup>(17)</sup>.

Foi construída em aço inox para obtenção de maior estabilidade térmica durante a realização das medidas. Qualquer voltagem que eventualmente possa aparecer como consequência da variação da temperatura é automaticamente eliminada pelo circuito de processamento do sinal, conforme exposto no item III-3. A figura 22 mostra a montagem final do corpo do tonômetro, detalhando a ponta de prova.

### 3.2.2) Calibração do Transdutor

Foram utilizados dois métodos distintos na calibração do transdutor, visando obtenção de dados referentes à linearidade, sensibilidade e reprodutibilidade no intervalo de pressões observadas nos olhos humanos. O sistema utilizado está representado na figura 23.

A câmara de pressão, mostrada na figura 24, foi projetada de forma a possibilitar um acoplamento rígido com a ponta de prova, impossibilitando deslocamento de líquido ao se aplicar o degrau de pressão. Por este motivo as conexões entre a câmara e a válvula foram feitas com tubos de paredes rígidas.



LEGENDA

- 1 - PORTA GUIA PARA TRANSDUTOR
- 2 - ANÉIS DE TEFLON PARA DESLIZAR
- 3 - CORPO DO TONÔMETRO
- 4 - 2 PARAFUSOS 3/32"
- 5 - SISTEMA PARA GUIAR PLACA CIRCUITO
- 6 - PLACA DE CIRCUITO
- 7 - SISTEMA PARA PRENDER A PLACA CIRCUITO

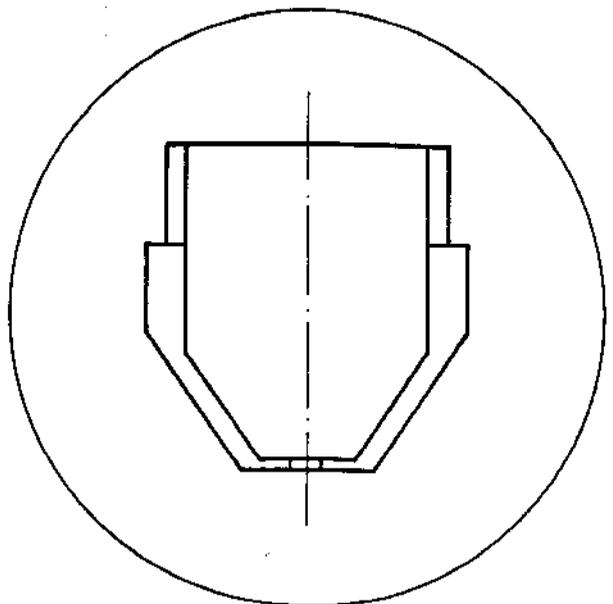
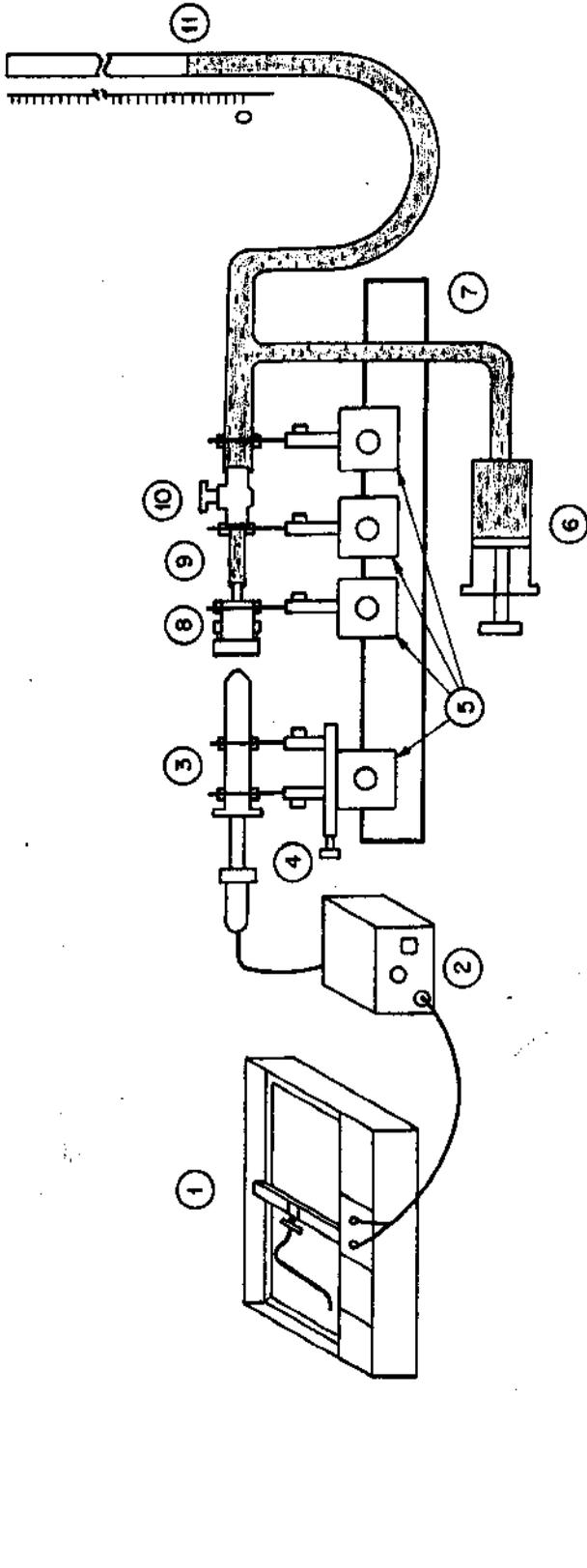
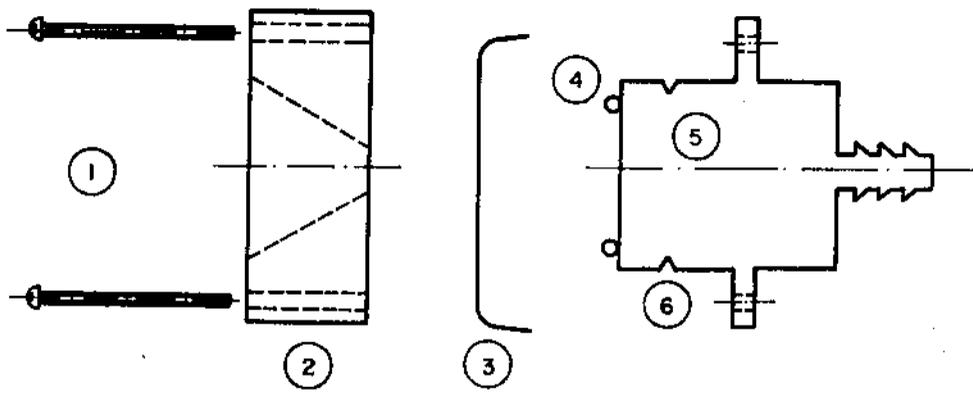


Fig.22 - Montagem final do corpo do Tonômetro. Detalhe da ponta de prova.



- 1 - REGISTRADOR
- 2 - FONTE DE ALIMENTAÇÃO DO TRANSDUTOR
- 3 - TRANSDUTOR E CORPO DO TONÔMETRO
- 4 - BASE PARA MOVIMENTAR O TONÔMETRO
- 5 - SUPORTE PARA FIXAÇÃO DA CAMARA E VÁLVULA
- 6 - RESERVATÓRIO DE ÁGUA
- 7 - BASE DO SISTEMA DE CALIBRAÇÃO
- 8 - CAMARA DE PRESSÃO
- 9 - TUBO DE PAREDES RÍGIDAS
- 10 - VÁLVULA
- 11 - MANÔMETRO ( COLUNA DE ÁGUA )

Fig.23 - Sistema de calibração do transdutor.



1 - PARAFUSOS DE FIXAÇÃO  
2 - TAMPA DA CÂMARA  
3 - MEMBRANA DE LATEX

4 - O-RING  
5 - CAMARA DE PRESSÃO  
6 - RANHURA PARA FIXAR A MEMBRANA

Fig.24 - Câmara de pressão.

Tomou-se o cuidado de impedir a presença de bolhas de ar no interior da câmara. O acoplamento entre transdutor e câmara foi efetuado através de uma fina membrana de latex, evitando-se - desta forma, alteração no degrau de pressão.

### 3.2.2.1) Linearidade, reprodutibilidade e sensibilidade

Para obter as características do transdutor, aplica-se um degrau de pressão entre a pressão zero (em relação à atmosférica) e a pressão desejada. Isto é obtido nivelando-se a altura da coluna de água (manômetro) com a câmara. Em seguida fecha-se a válvula ( $i' = 10$  na figura 23), introduz-se água no manômetro com auxílio da seringa até a altura correspondente à pressão desejada. Ao abrir a válvula obtém-se simultaneamente (no registrador) a curva da resposta do transdutor ao degrau de pressão aplicado. Repetindo-se tal procedimento várias vezes para a mesma pressão e para pressões diferentes, obtemos dados que possibilita avaliar a linearidade, reprodutibilidade e sensibilidade do transdutor. Os dados assim obtidos são apresentados na tabela II.

A não linearidade representa o afastamento máximo de um ponto experimental em relação ao valor mais provável da resposta para o mesmo sinal de entrada. Portanto a não linearidade pode ser definida como (28):

$$\% \text{ de não Linearidade} = \frac{\text{m\u00e1ximo afast.da resp.com rela\u00e7\u00e3o ao valor mais prov\u00e1vel}}{\text{Resposta m\u00e1xima} - \text{resposta m\u00ednima}} \times 100$$

Tabela II: Dados referentes à calibração do transdutor.

Pressão (mmHg)	Resposta (mV)					Resp.Média (mV)	Desvio Padrão (mV)
	1	2	3	4	5		
7,35	5,2	5,3	6,4	5,8	5,5	6,1	0,71
14,71	10,4	10,6	10,3	11,3	11,0	11,2	0,68
22,06	15,6	17,2	16,8	16,4	16,8	16,1	0,80
29,41	21,6	22,2	22,1	20,6	22,0	21,1	0,94
36,76	24,5	25,3	24,7	24,0	25,3	25,1	0,67
44,12	31,1	30,6	31,9	32,0	31,3	31,0	0,72
51,47	36,2	35,6	35,2	35,2	36,4	36,0	0,64
58,82	40,4	41,4	41,4	42,0	41,8	41,1	0,69
66,18	45,4	45,8	44,4	49,9	45,2	45,7	0,72
73,53	50,4	51,5	50,2	50,7	50,5	50,9	0,56
80,88	56,3	56,8	55,9	55,0	56,7	55,8	0,82
88,24	61,1	64,3	64,8	64,8	65,9	60,7	0,95
95,59	64,5	64,3	64,8	65,9	64,8	64,5	0,74
102,94	68,8	69,2	68,9	70,8	69,5	70,3	1,26

O valor mais provável da resposta para uma determinada pressão é o valor obtido a partir da melhor reta que passa pelos pontos experimentais. A melhor reta é obtida pelo métodos dos mínimos quadrados ou regressão linear<sup>(29)</sup>. A resposta máxima é o maior valor obtido para a pressão máxima aplicada e a resposta mínima é o valor obtido para a mínima pressão aplicada. O denominador é chamado de "saída total" e representa a faixa de medidas para a qual o transdutor foi calibrado.

A não reprodutibilidade é uma medida da inabilidade de um instrumento em reproduzir a mesma resposta para o mesmo sinal de entrada. É a máxima divergência de um número de sucessivas calibrações (geralmente 5) expressa como uma percentagem<sup>(28)</sup>.

$$\text{não reprodutibilidade} = \frac{\text{maior desvio com relação ao valor mais provável}}{\text{valor mais provável}} \times 100$$

O maior desvio com relação ao valor médio é dado pelo dobro do desvio padrão  $\sigma$ . O desvio padrão  $\sigma$  é a média quadrática dos desvios das respostas com relação ao valor mais provável e para uma amostragem pequena (menos que 20 amostras) representa a probabilidade (55% para 5 medidas) que a medida esteja contida no intervalo determinado pelo desvio padrão em torno do valor médio<sup>(30)</sup>. Esta porcentagem representa o nível de confiança ou confiabilidade no valor da medida e para um intervalo dado pelo dobro do desvio padrão a confiabilidade passa para aproximadamente 90%<sup>(29)</sup>.

Para um sistema em que a relação entre o sinal de entrada e a resposta é linear, a sensibilidade é dada pelo coeficiente angular da reta obtida pelos método dos mínimos qua-

-dados<sup>(31)</sup>. Com os dados da tabela II, obtemos:

Não linearidade : 2,17%

Não reprodutibilidade : 4,85%

Sensibilidade :  $(0,522 \pm 5,80\%) \text{ mV/cmH}_2\text{O}$   $(0,710 \text{ mV/mmHg})$

A figura 25 representa a curva de resposta do transdutor em função da pressão aplicada e na figura 26 temos o registro da resposta em função do tempo a um degrau de pressão.

### 3.2.2.2) Resolução

Se o sinal de entrada foi incrementado desde algum valor arbitrário (diferente de zero) até ser encontrado um valor mínimo para o qual o transdutor fornece uma resposta definida na saída, obtem-se um valor para a entrada que representa a resolução do instrumento. Portanto a resolução define a menor variação mensurável detectada pelo transdutor<sup>(31)</sup>.

O método de determinação da resolução, consiste na aplicação de degraus incrementais de pressão, sendo utilizado o sistema anteriormente descrito. Os degraus incrementais são obtidos ao se aplicar pressão na câmara fechando-se a seguir a válvula, e aumentar-se a pressão de uma quantidade que possa ser medida, abrindo-se a válvula e registra-se simultaneamente a resposta do transdutor.

A resolução encontrada é de  $2,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ , este resultado é satisfatório pois a variação normal da PIO num paciente é de aproximadamente  $2,6 \text{ cm H}_2\text{O}$  (aproximadamente  $2,0 \text{ mm Hg}$ )<sup>(1)</sup>

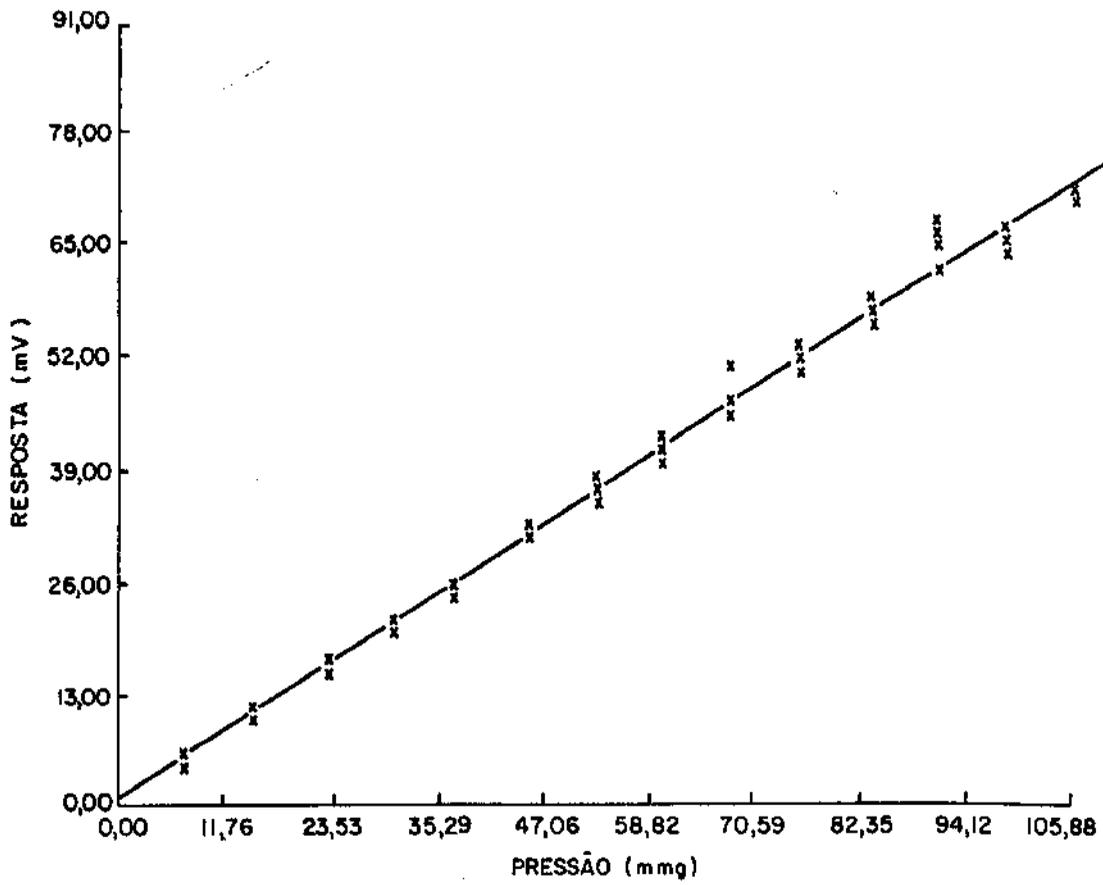


Fig.25 - Curva de calibração de transdutor de pressão.

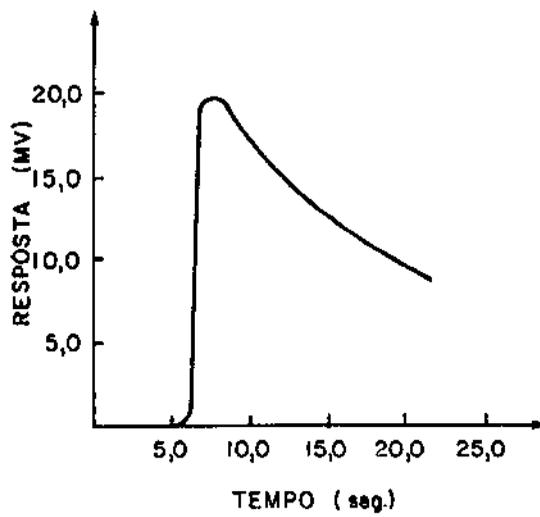


Fig.26 - Resposta do transdutor a um degrau de pressão.

### 3.3.1) Circuito de Processamento e Condicionamento do Sinal

#### 3.3.1) Características da Curva de Pressão em Função do Tempo (Tonograma)

A figura 27 mostra um registro característico da pressão em função do tempo (tonograma). Nesta curva, cuja origem foi discutida no capítulo II, observa-se um nível DC de voltagem ( $V_1$ ) que pode variar suavemente com a variação da temperatura, devido principalmente a problemas decorrentes dos diferentes coeficientes de dilatação dos materiais que compõem a cerâmica bimorfa.

#### 3.3.2) Princípio de Funcionamento do Circuito de Processamento e Condicionamento de Sinal

O circuito eletrônico construído tem a finalidade de medir a diferença de tensão entre o valor mínimo da primeira depressão do tonograma ( $V_2$ ) e a voltagem do nível DC ( $V_1$ ), sendo esta diferença proporcional ao valor da PIO. Isto é conseguido gerando-se, a partir do próprio sinal de entrada, pulsos coincidentes com os pontos de mínimo do tonograma, só interessando o 1º e 2º pulsos. Os pulsos são obtidos derivando-se o sinal de entrada, obtendo-se desta forma zeros nos pontos de mínimo e máximo do tonograma, atrasados com relação ao sinal original. A saída, obtida a partir da derivada do tonograma é transformada numa onda quadrada com as transições de  $+V_{CC}$  passando pelos pontos de zero da derivada do tonograma. (As tensões  $+V_{CC}$  e  $-V_{CC}$  referem-se às tensões de alimentação do operacional utilizado para quadrar a derivada -

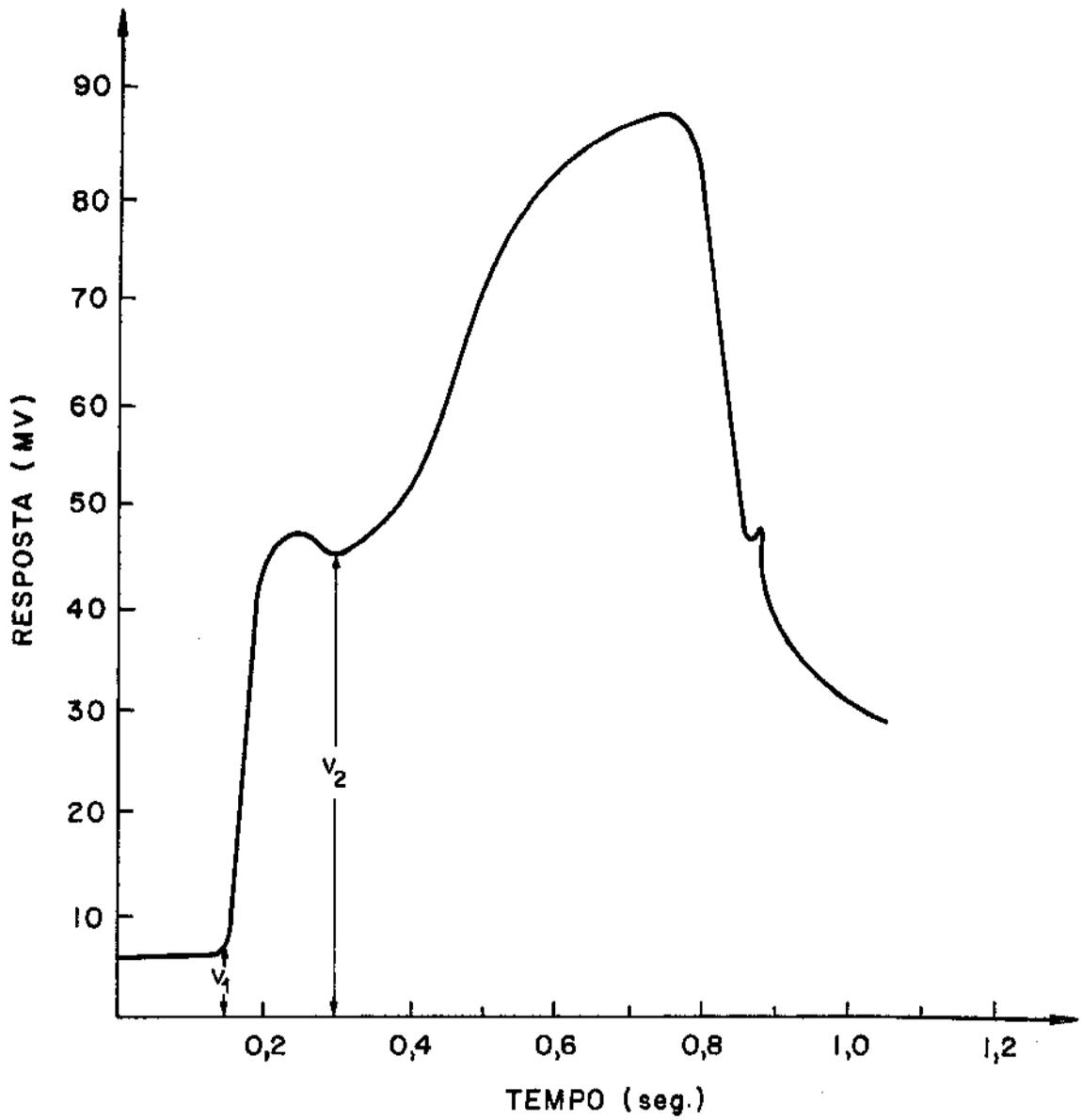


Fig.27 - Tonograma obtido com córnea de boi para uma pressão de 60,0 cm H<sub>2</sub>O.

do sinal de entrada).

A seguir a onda quadrada obtida é novamente derivada, gerando-se desta forma pulsos positivos e negativos. Os pulsos negativos são cortados por um diodo e os pulsos positivos, que coincidem com as transições da onda quadrada de  $-V_{CC}$  para  $+V_{CC}$  são transformados em pulsos digitais por um comparador "Schmitt-Trigger".

O 1º pulso aciona um circuito de amostragem-retenção (sample-hold) de forma a reter o valor da tensão correspondente ao nível DC ( $V_1$ ) no início da medida. Os demais pulsos serão retidos por um circuito lógico a ser descrito no item 3.3.2.8. O 2º pulso acionará outro circuito de amostragem-retenção que reterá o valor da tensão correspondente ao mínimo da 1ª pressão ( $V_2$ ). Os demais pulsos gerados serão retidos num circuito lógico.

Os valores das voltagens retidas nos dois circuitos de amostragem-retenção ( $V_1$  e  $V_2$ ) são medidos por um voltímetro digital (DPM), o qual apresentará a diferença entre tais voltagens num "display". O comando gerado pelo circuito lógico mostrado na fig.38 é também utilizado para acionar um par de osciladores monoestáveis tendo como função a de disparar de um alarme indicando o fim da medida e "congelando" o "display" com o valor correspondente à PIO. O diagrama em blocos do circuito de processamento e condicionamento do sinal é apresentado na figura 28 e na figura 29 é esquematizada a resposta temporal dos diferentes estágios deste circuito.

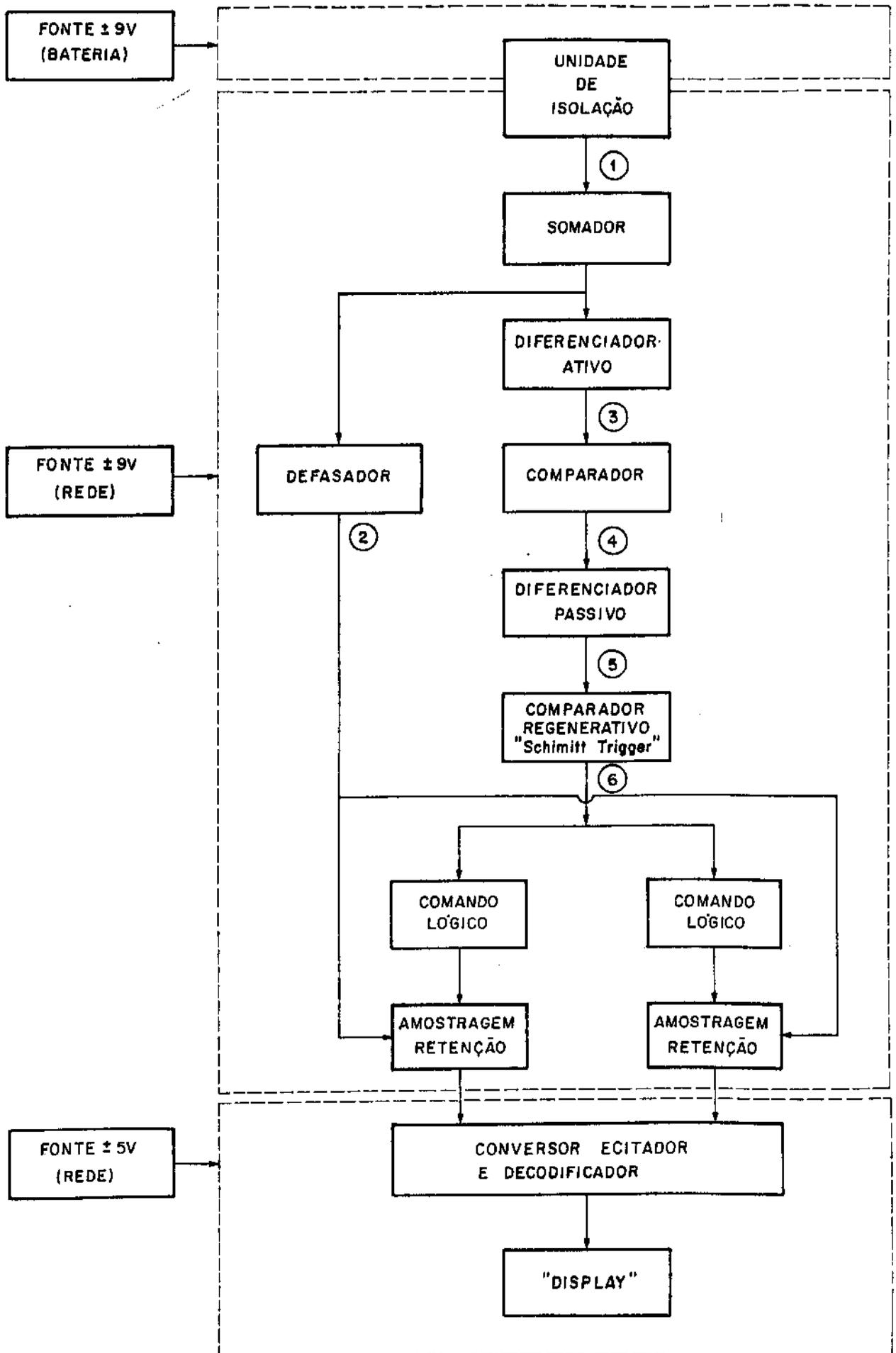


Fig.28 - Diagrama em blocos do sistema eletrônico de processamento e condicionamento do sinal. Os pontos indicam os locais onde são obtidos os sinais apresentados na fig.29.

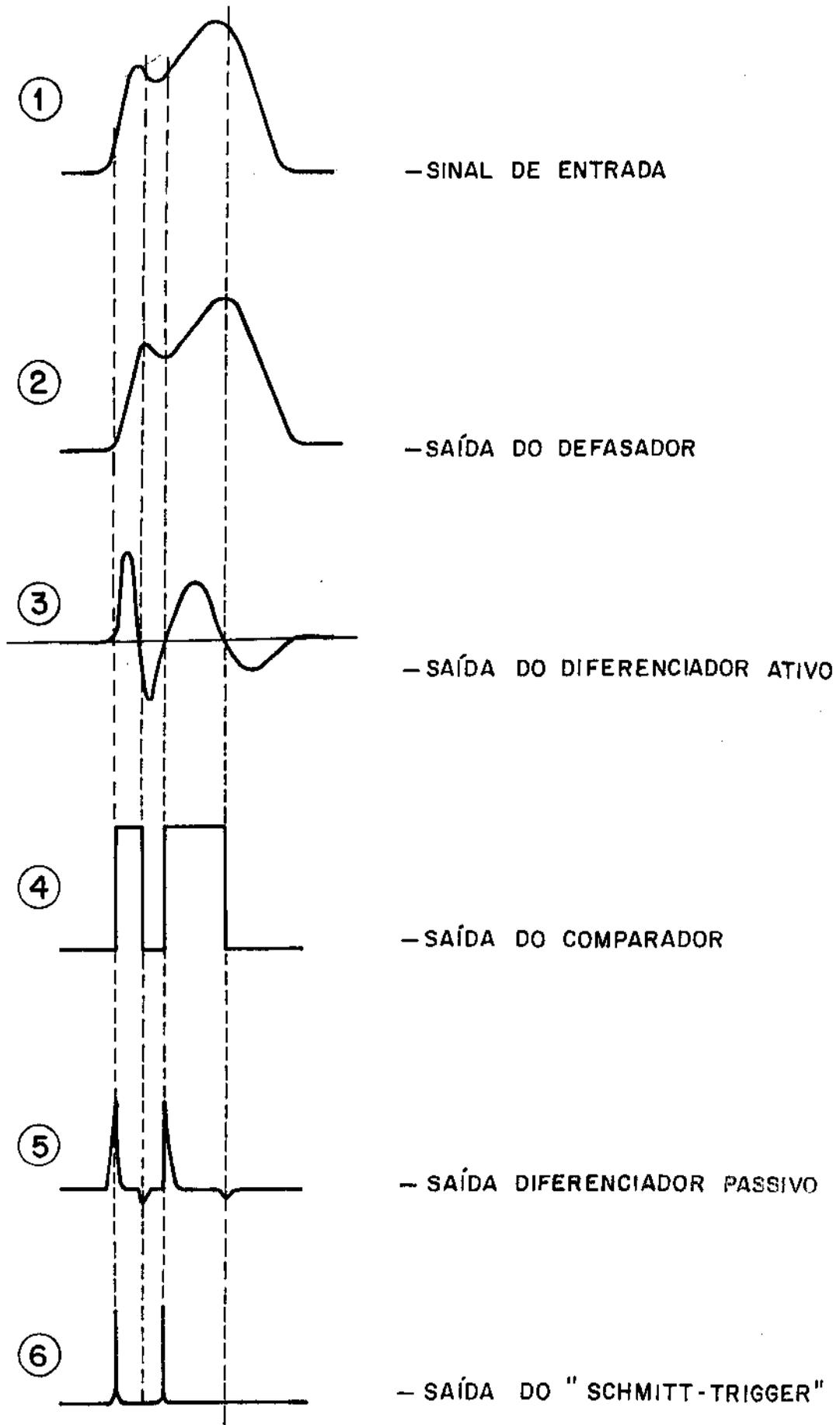


Fig.29 - Resposta dos diferentes estágios do circuito de processamento do sinal.

### 3.3.2.1) Unidade de isolamento

Com o objetivo de proteção do paciente contra eventuais riscos de choques elétricos, a alimentação do circuito - seguidor-emissor do transdutor é efetuada através de baterias de 9V.

O sinal proveniente do transdutor é acoplado ao circuito de processamento, o qual é alimentado por um conversor CA/CC, por meio da unidade de isolamento. Esta unidade é basicamente constituída por um dispositivo isolador (4N25) e por um circuito amplificador.

O grau de isolamento obtido, através do fotodiodo e fototransistor, é excelente, permitindo-se uma isolamento mínima entre a entrada e a saída de aproximadamente 500V<sup>(32)</sup>.

O circuito amplificador possui ganho e nível DC - ajustáveis, permitindo compensar a perda de sinal do acoplador opto-eletrônico e alocar o sinal na região linear de operação do acoplador. Desta forma obtem-se mesmo sinal na saída da unidade de isolamento. O circuito está esquematizado na figura 30.

### 3.3.2.2) Somador Inversor

A função do somador, cujo esquema simplificado está na figura 31, é a diminuição do nível DC introduzido no sinal pela unidade de isolamento.

### 3.3.2.3) Diferenciador ativo<sup>(33)</sup>

O diferenciador obtém a derivada do sinal, fornecendo para cada mínimo ou máximo do tonograma um nível zero de voltagem na saída, independente do valor da voltagem do sinal.

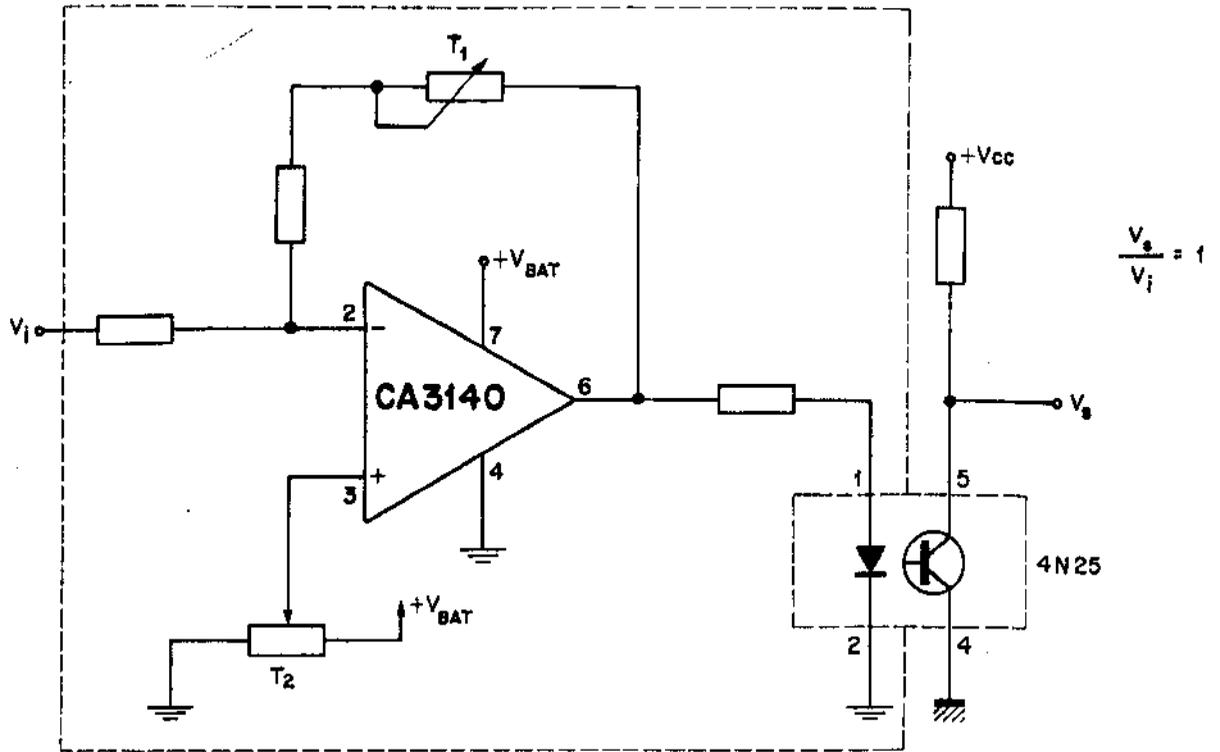


Fig.30 - Unidade de Isolação.

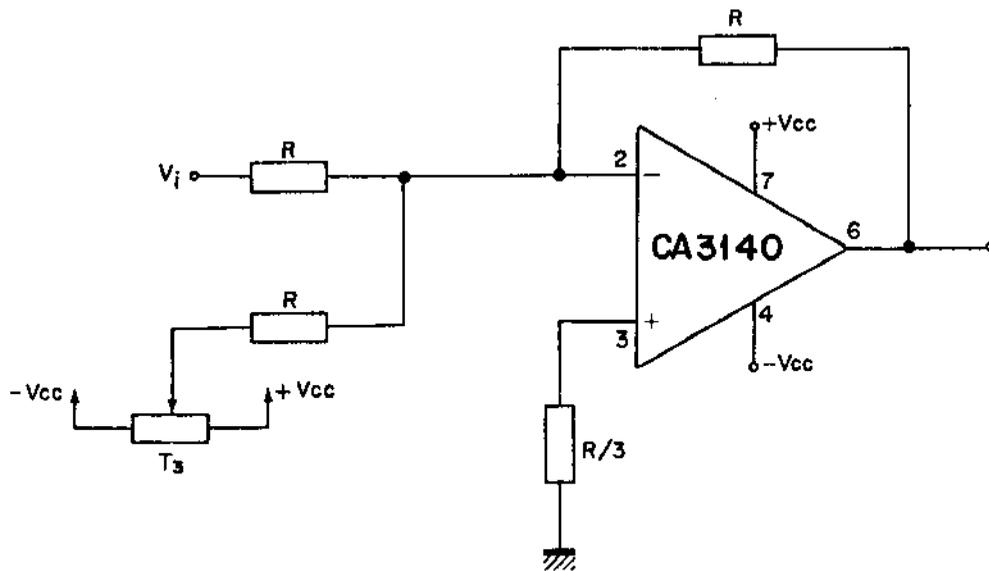


Fig.31 - Somador.

no ponto considerado.

A frequência mais representativa da primeira depressão foi avaliada no intervalo compreendido entre 2,0 e 4,0 Hz. Tais frequências são poucos variáveis, pois dependem das dimensões da extremidade da ponta de prova e da velocidade com que é feita a aplanção da córnea. Deste modo, o diferenciador foi calculado para atenuar as voltagens resultantes da derivada de sinais de frequência acima de 30,0 Hz e abaixo de 1,0 Hz, desta forma sinais de frequência inerente às frequências típicas do tonograma na região da 1ª depressão não prejudicam a medida.

Outro aspecto importante a ser considerado no estudo das características do diferenciador é o atraso da saída em relação à entrada. Os pulsos produzidos com o sinal de saída do diferenciador estarão atrasados em relação aos pontos de mínimo do tonograma ocasionando leituras errôneas.

A relação obtida para a defasagem é dada por:

$$\phi = -\text{tg}^{-1} \left( \frac{f_1^2 - f^2}{2f_1 f} \right)$$

onde

$f$  = frequência média do tonograma na região da primeira depressão.

$$\begin{aligned} f_1 &= \text{frequência do pólo dominante} = (1/2\pi R_1 C_1) = \\ &= (1/2\pi R_2 C_2) \end{aligned}$$

Na figura 32 está representado o esquema simplificado do diferenciador e nas figuras 32b e 32c os sinais de entrada e saída respectivamente.

Tal problema foi solucionado utilizando-se um defasador para atrasar o sinal, de forma a obter-se sincronismo entre os mínimos de tonograma e os pulsos.

#### 3.3.2.4) Defasador<sup>(33)</sup>

Como exposto anteriormente, o defasador atrasa o sinal proveniente do transdutor de forma a obter coincidência entre pulsos gerados a partir da saída do diferenciador e os mínimos do tonograma.

O circuito, (figura 33) apresenta ganho unitário e atraso de fase dado por:

$$\phi = -\text{tg}^{-1}\left(\frac{2f_2 f}{f_2^2 - f^2}\right) \quad \text{onde } f_2 = \frac{1}{2\pi RC}$$

O atraso necessário é obtido ajustando-se o valor do potenciômetro R. Como para um frequência média  $f \approx 3\text{Hz}$  o diferenciador introduz um atraso de aproximadamente  $68,5^\circ$ , ajustando-se o valor de R obtém-se a defasagem necessária para o sinal gerado pelo transdutor.

#### 3.3.2.5) Comparador com Voltagem de Referência

A figura 34a mostra o esquema do comparador utilizado para transformar a derivada do tonograma numa onda quadrada entre as voltagens de alimentação  $+V_{CC}$  e  $-V_{CC}$ . As figuras 34b e 34c mostram os sinais de entrada e saída.

A tensão de referência  $V_r$  aplicada ao comparador, é necessária para que a saída deste permaneça no nível  $-V_{CC}$  para uma entrada menor ou igual a  $V_r$ . Desta forma pode ser gerado

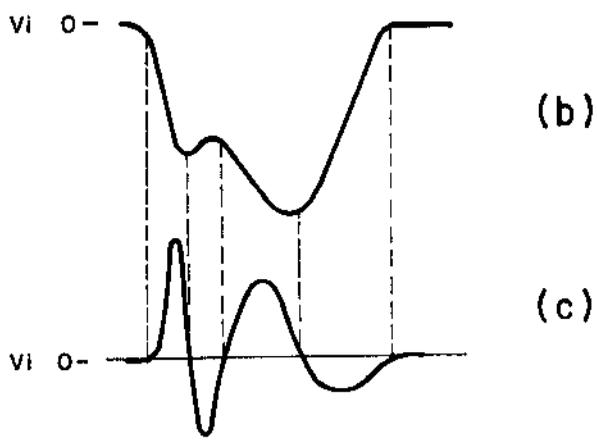
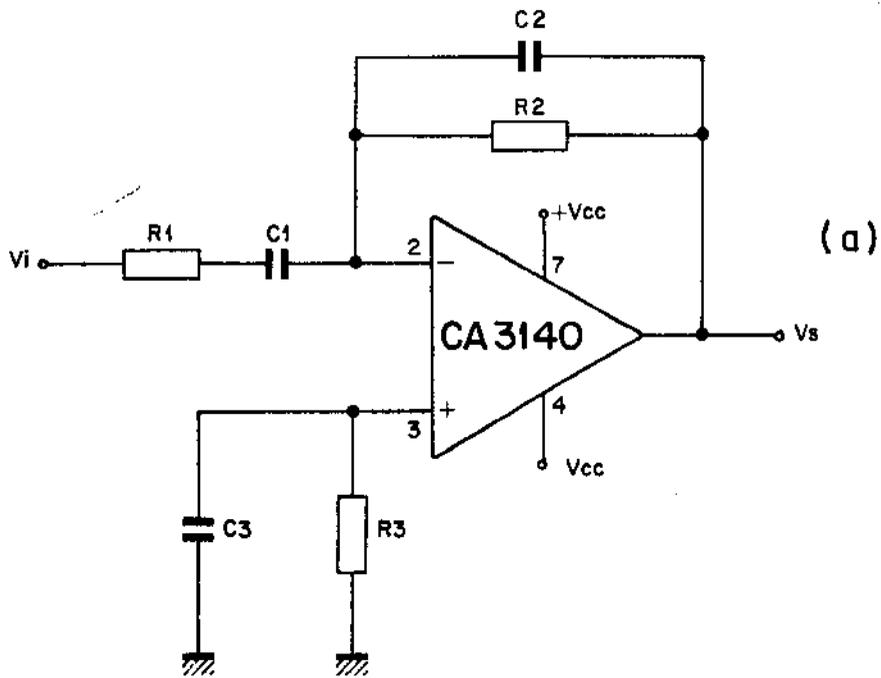


Fig.32 - a) Diferenciador ativo (b) Sinal de entrada  
c) Sinal de saída

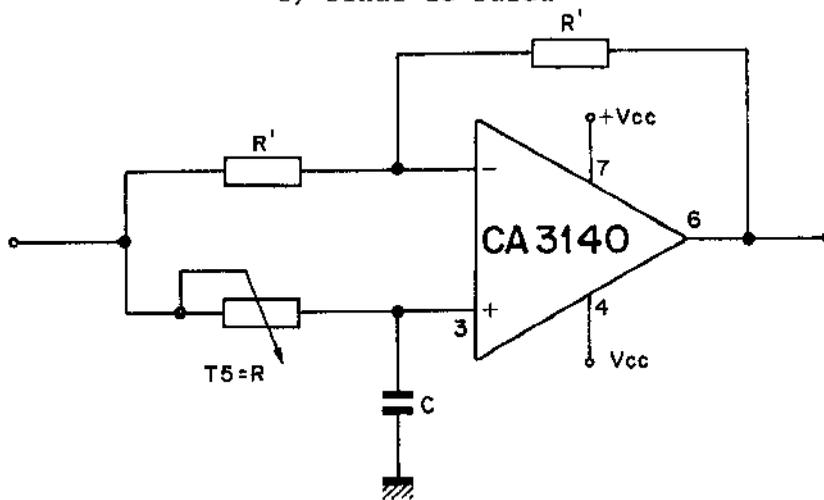


Fig.33 - Defasador.

o 1º pulso, necessário para a obtenção do nível DC do tonograma.

Na saída do comparador obtém-se uma série de pulsos quadrados cujas transições de  $-V_{CC}$  para  $+V_{CC}$  coincidem com os mínimos da resposta do transdutor e transições de  $+V_{CC}$  para  $-V_{CC}$  com os máximos.

#### 3.3.2.6) Diferenciador passivo

O sinal produzido pelo comparador é diferenciado por um circuito RC "passa alta" com constante de tempo de aproximadamente 1,1ms, gerando-se desta forma uma série de pulsos positivos e negativos coincidentes com os mínimos e máximos do tonograma.

Como são interessantes os pulsos positivos que coincidem com os pontos de mínimo do tonograma, cortam-se os pulsos negativos com o auxílio de um diodo.

Este circuito assim como as respectivas voltagens de entrada e saída estão representadas na figura 35(a), (b) e (c).

#### 3.3.2.7) Comparador Regenerativo ("Schmitt-Trigger")

Como os circuitos lógicos que comandam os circuitos de amostragem-retenção só respondem a pulsos com subida rápida, torna-se necessária a conversão dos pulsos analógicos gerados na saída do diferenciador passivo em pulsos digitais. Isto é feito utilizando-se um par de disparadores "Schmitt-Trigger" inversores (CD 40106). Na figura 36 está representado o circuito utilizado e as respectivas tensões de entrada e saída.

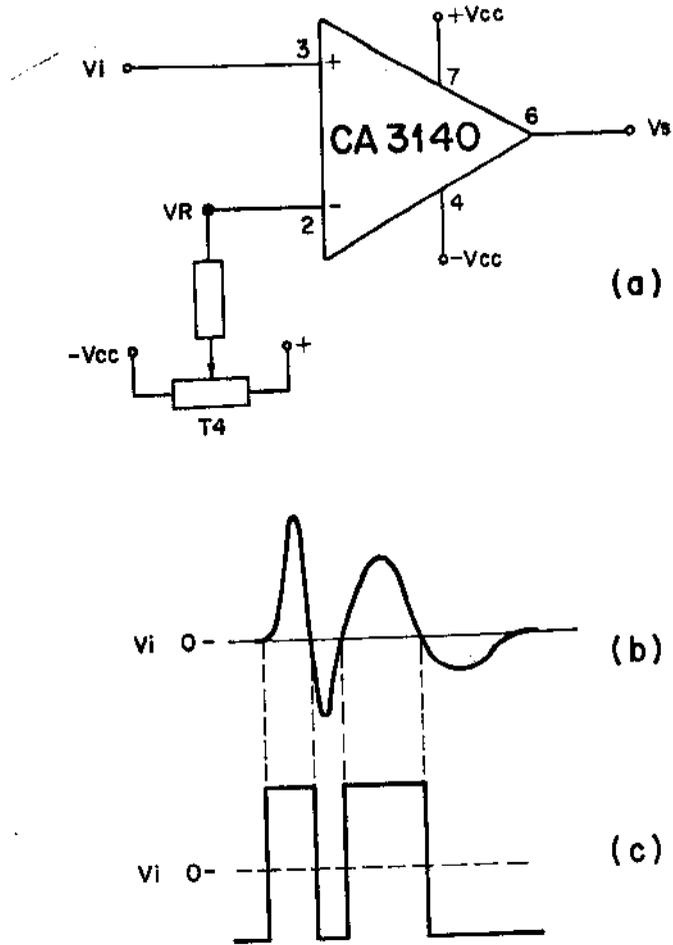


Fig.34 - (a) Comparador; (b) Sinal de entrada; (c) Sinal de saída.

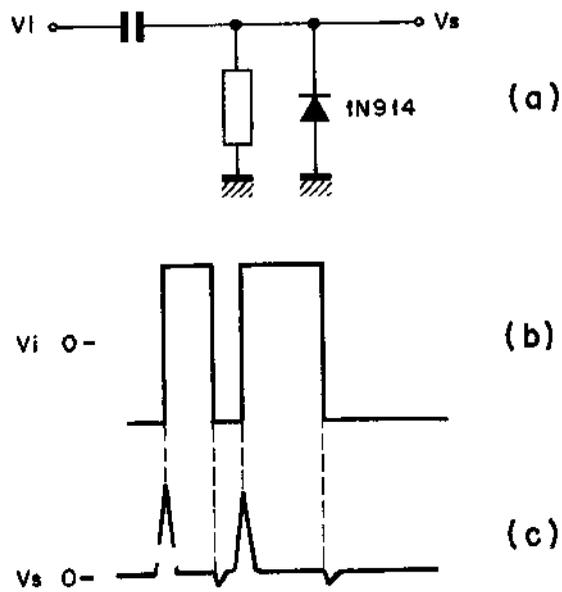


Fig.35 - (a) Diferenciador; (b) Sinal de entrada; (c) Sinal de saída.

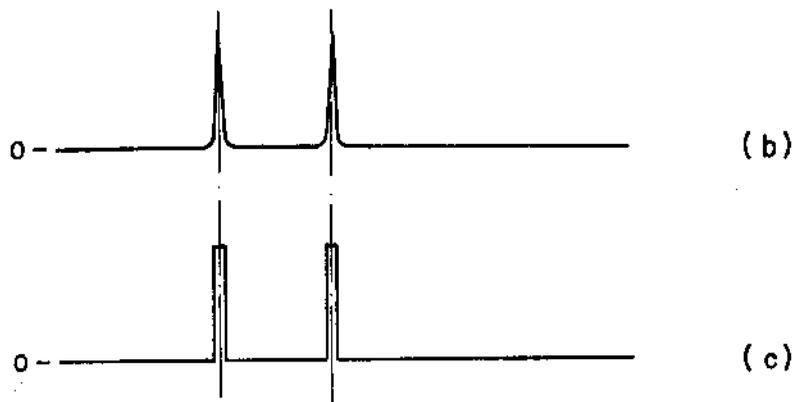
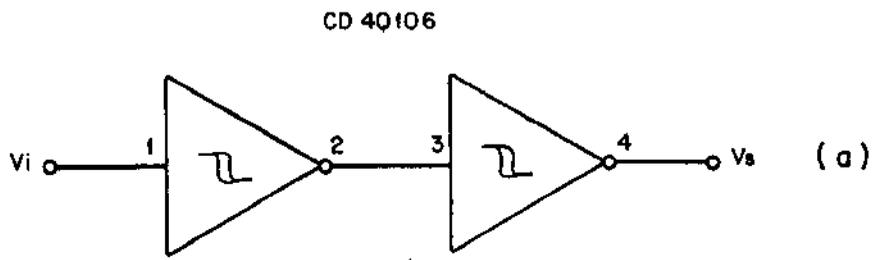


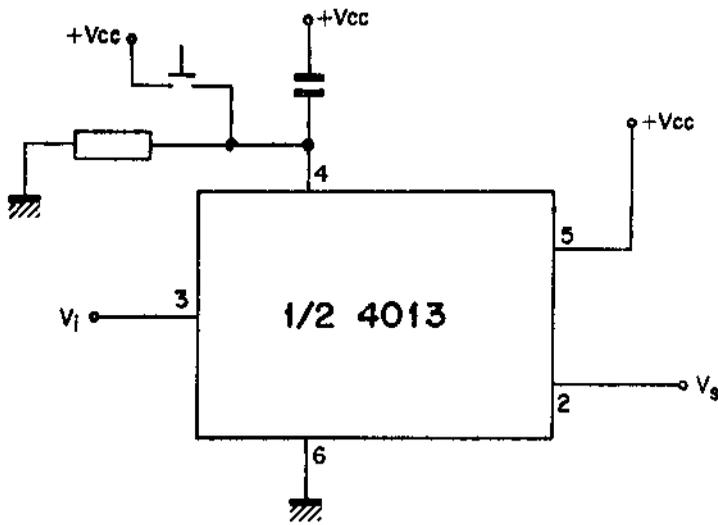
Fig.36 - (a) Comparador "Schmitt-Trigger" inversor; (b) Sinal de Entrada; (c) Sinal de Saída.

3.3.2.8) Circuitos de comando dos circuitos de amostragem - retenção

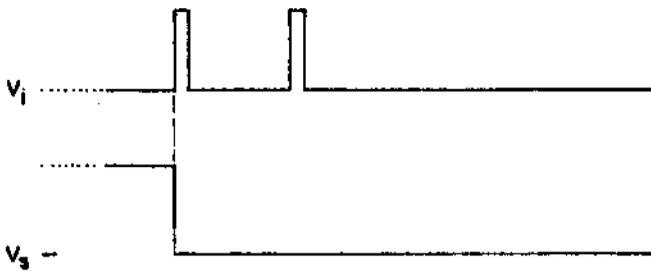
A sequência de pulsos na saída do "Schmitt-Trigger", tem a função de acionar um par de circuito lógicos que irá comandar os relés dos circuitos de A-R de forma a se obter o valor do nível DC no início da media ( $V_1$ ) e o valor do mínimo da 1ª depressão ( $V_2$ ).

Um "flip-flop" tipo D (CD4013) cujas ligações estão mostradas na figura 37 a as respostas temporais na figura 37b, comanda o circuito de A-R que retém o valor de  $V_1$ . Este tal circuito apresenta uma saída, que comanda o relê do circuito de A-R, normalmente no estado lógico 1, indo para zero com a subida do 1º pulso. Os demais pulsos ficam inibidos, permanecendo a saída no nível zero até ser dado o comando de "limpar". Este comando é obtido levando-se o pino 4 do "flip-flop" ("reset") ao nível 1 com o auxílio de uma chave analógica (CD4016), cujo comando é acionado manualmente.

O valor da tensão  $V_2$  é retido pelo 2º circuito de A-R, comandado por um circuito lógico constituído por dois "flip-flop" tipo D e por um par de portas NE (CD4011) conforme esquema representado na figura 38a. A saída deste circuito permanece normalmente no nível lógico zero até a subida do 1º pulso, permanecendo no estado 1 até a subida do 2º pulso, retornando ao nível zero, ficando neste estado até ser dado o comando de "limpar" ("reset"). A figura 38b mostra a resposta deste circuito. O pulso gerado pelo 2º circuito é também utilizado para disparar um circuito monoestável que tem o objetivo de acionar um "beep" indicando o término da medida e "congelar" o "display" com o valor correspondente à leitura realizada pelo tonômetro.



(a)



(b)

Fig.37 - (a) Circuito lógico de comando do circuito de amostragem-retensão que retêm o valor de  $V_i$ .  
(b) Resposta Temporal.

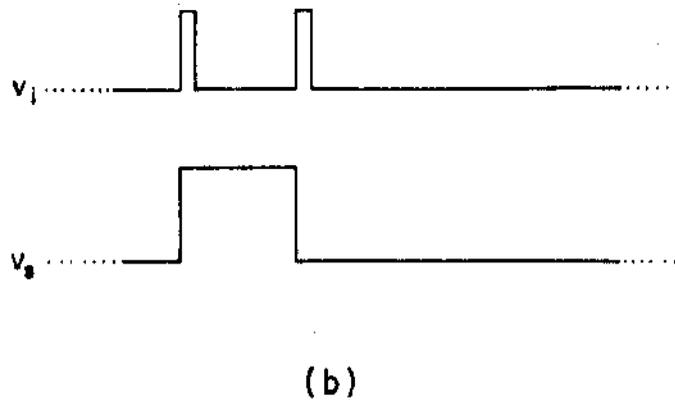
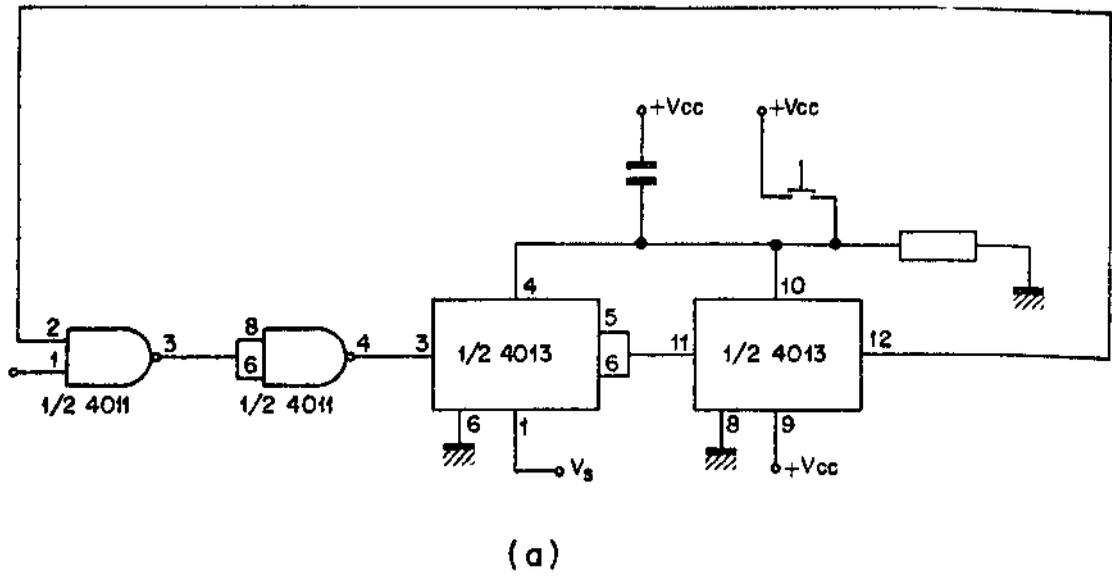


Fig.38 - (a) Circuito lógico de comando do circuito da amostra gem-retensão que retém o valor de  $V_2$ ; (b) Resposta Temporal.

### 3.3.2.9) Circuito de disparo do "Beep", "Congelamento do display" e comando dos "LEDs"

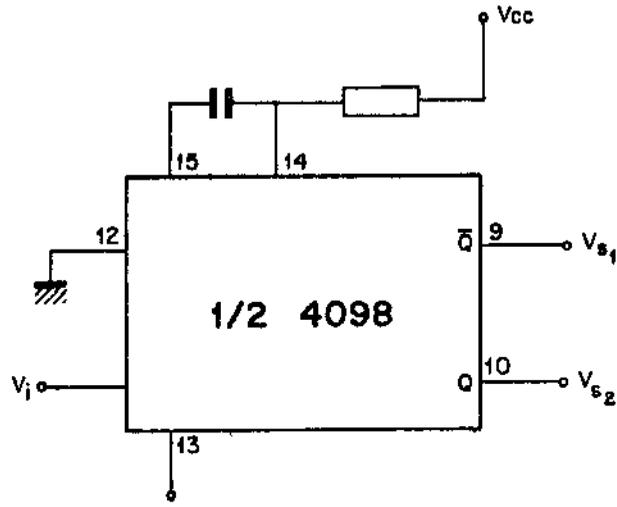
O circuito que aciona o "beep" é construído com um oscilador monoestável (CD4098), conforme esquema da figura 39a. Este circuito é disparado pela descida do pulso gerado na saída do 2º circuito lógico descrito no item 3.2.8, acionando o "beep", durante um tempo de aproximadamente 0,5 segundo indicando o término da medida.

A saída  $\bar{Q}$  deste circuito é utilizada para acionar um relê que coloca em curto-circuito o oscilador do voltímetro digital, "congelando o display" com o valor correspondente à PIO. A resposta temporal é mostrada na figura 39b. Os "LEDs" posicionados no painel frontal do instrumento indicam que o tonômetro está apto à realização de uma medida ("LED" vermelho aceso) ou o valor apresentado no "display" corresponde à medida previamente realizada ("LED" verde aceso).

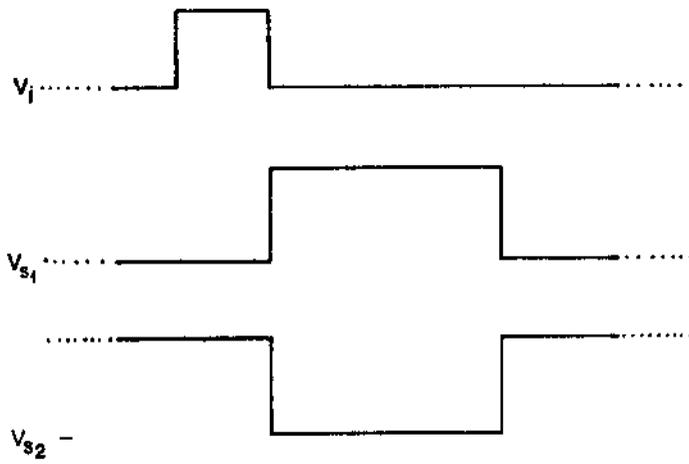
A comutação dos "LEDs" é feita por uma porta lógica NOR (CD4001), conectada aos pulsos de saída que comandam os circuitos de A-R. Caso a medida seja realizada de forma que a 1ª depressão não apareça, os dois "LEDs" ficarão apagados, indicando uma manipulação errônea do tonômetro. O esquema deste circuito e a resposta temporal estão representados na figura 40.

### 3.3.2.10) Circuito de amostragem-retenção [A-R]

O circuito de A-R está representado na figura 41. O processamento do relê é comandado por pulsos gerados pelos cir

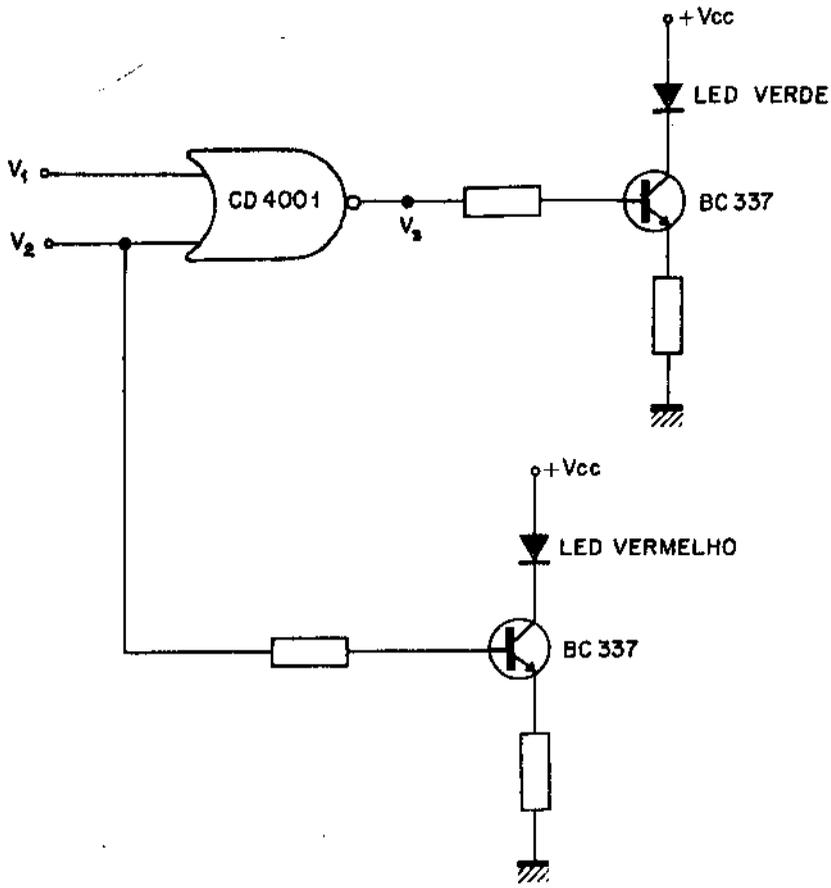


(a)

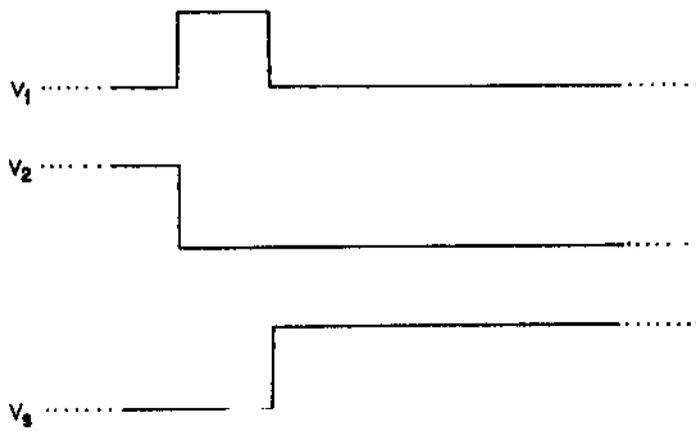


(b)

Fig.39 - (a) Circuito de disparo de "beep" e congelamento do "display"; (b) Resposta Temporal.



(a)



(b)

Fig.40 - (a) Circuito de comando dos LEDs; (b) Resposta Temporal.

-circuitos lógicos, descritos no item 3.3.2.8. Estando o relê comutado para a posição fechada, o capacitor  $C$  se carregará com constante de tempo  $R_f C$  até o valor da tensão de entrada, onde  $R_f$  é a resistência do relê na posição fechada sendo praticamente nula. Na ausência do pulso de comando, o relê permanece na posição aberta. O capacitor é isolado de qualquer carga através do amplificador operacional - AC3240. Desse modo o capacitor reterá sua tensão.

O seguidor-emissor colocado na entrada do capacitor tem por função "drenar" corrente suficiente para carregar o capacitor.

Após a leitura da tensão na saída dos circuitos de A-R pelo voltímetro digital, os capacitores são descarregados por chaves analógicas (CD4016), cujos comandos são acionados manualmente.

### 3.3.2.11) Voltímetro digital<sup>(34)</sup>

As medidas das tensões  $V_1$  e  $V_2$  são realizadas por um voltímetro digital utilizado no modo diferencial, apresentando no "display" o valor da PIO.

O voltímetro foi construído utilizando um circuito integrado ICL-7107 e "displays" de "LEDs", conforme mostra o esquema da figura 42.

O "display" é congelado ao se colocar em curto-circuito o capacitor  $C_1$  do oscilador 3 e o ajuste de escala, de forma a obter uma correspondência entre a tensão medida e o valor da PIO, é efetuado por intermédio do "trimpot"  $T_6$ .

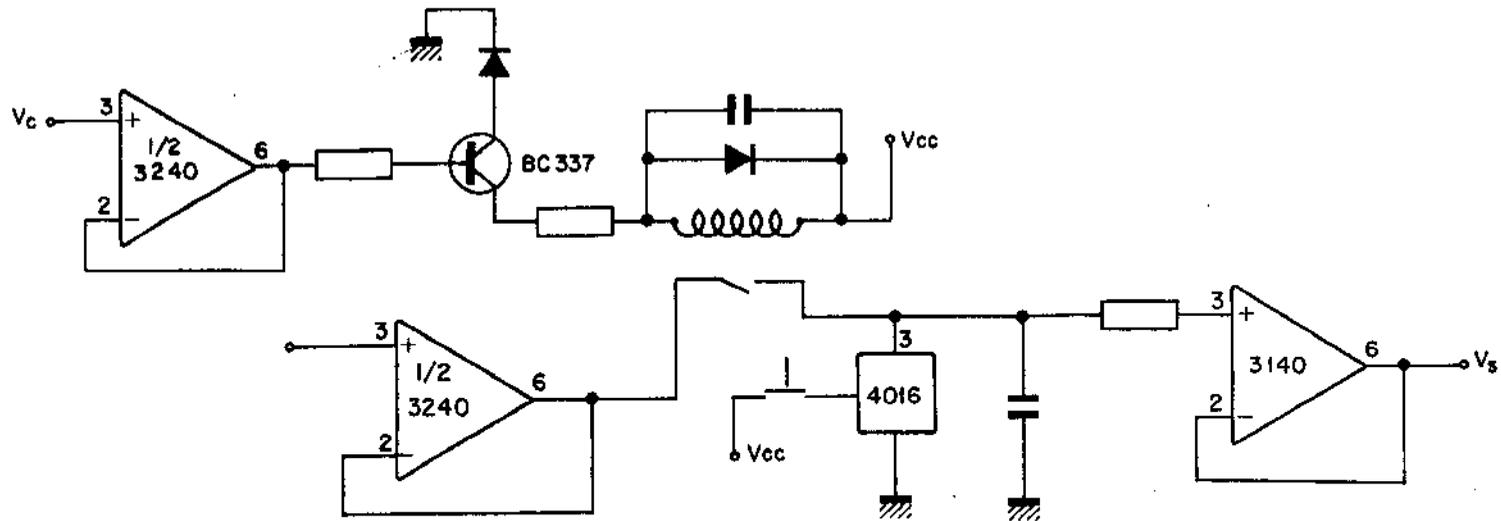


Fig.41 - Esquema do Circuito de A.R.

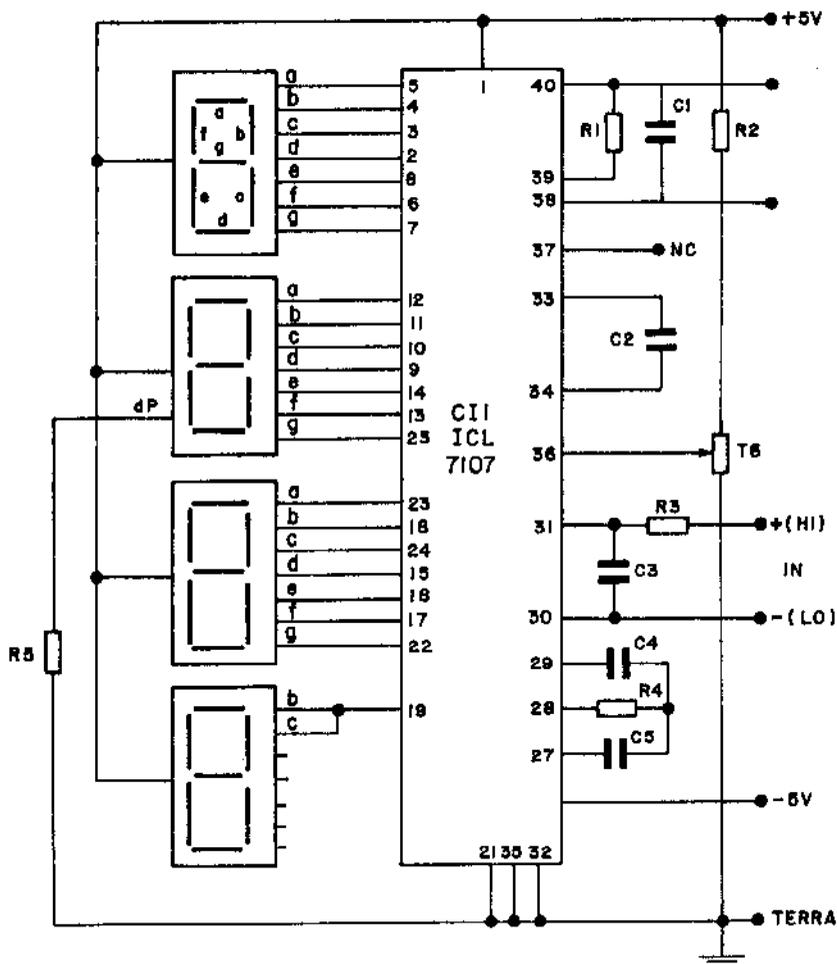


Fig.42 - Esquema do voltímetro digital.

### 3.3) *Calibração do circuito de processamento e condicionamento do sinal*

#### 3.3.3.1) *Simulação do tonograma*

Para calibração e obtenção das características de desempenho do circuito, gerou-se uma curva com características semelhantes aos tonogramas obtidos em medidas realizadas com câmaras de simulação do olho e aos obtidos por Mackay<sup>(4)</sup>.

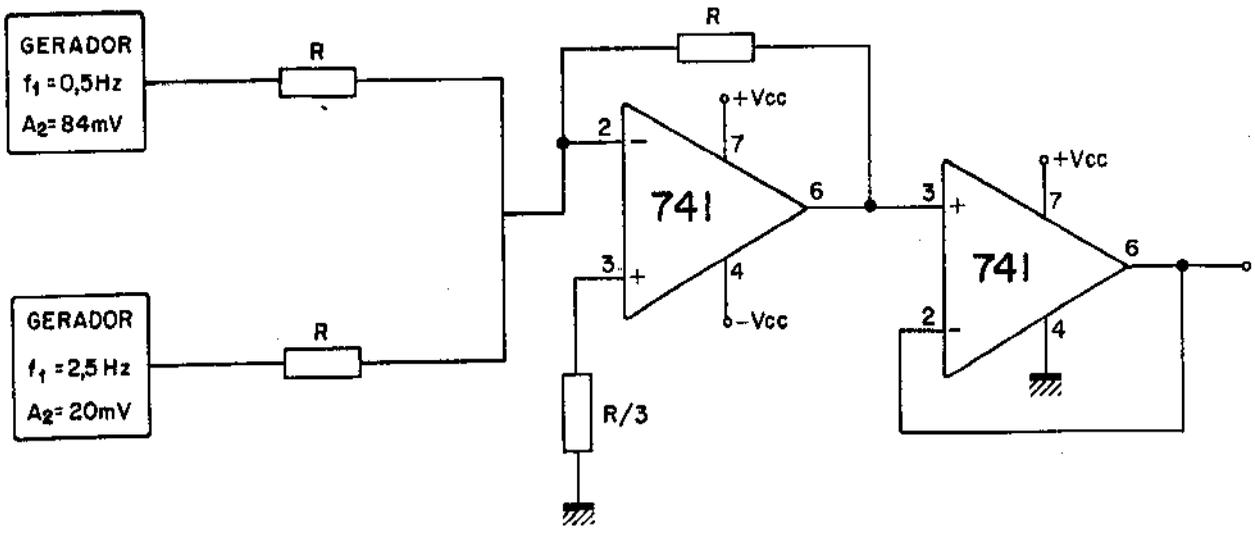
Tal curva pode ser obtida somando-se dois sinais senoidais com as seguintes frequências e amplitudes: 0,5 Hz e 84 mV e 2,5 Hz e 20 mV respectivamente. Na figura 43a está representado o circuito utilizado. A avaliação da sensibilidade do circuito na detecção do valor mínimo da 1ª depressão é obtida variando-se a amplitude do sinal de 2,5Hz, modificando-se desta forma a profundidade da 1ª depressão.

Verificou-se desta forma que o circuito de processamento do sinal deteta variação entre o valor do 1º máximo e o valor mínimo da 1ª depressão da ordem de zero ou seja um patamar. Na figura 43b representa-se uma curva obtida com o circuito construído.

#### 3.3.3.2) *Método de Calibração*

A calibração do circuito de processamento do sinal é realizada pelas seguintes etapas:

1º: ajuste do ganho e nível DC da unidade de isolação de forma a se obter na saída desta o mesmo sinal de entrada. Isto é feito ajustando os "trimpot"  $T_1$  e  $T_2$  respectivamente.



GERADOR  
 $f_1 = 0,5\text{Hz}$   
 $A_2 = 84\text{mV}$

GERADOR  
 $f_1 = 2,5\text{Hz}$   
 $A_2 = 20\text{mV}$



Fig.43 - (a) Circuito utilizado na simulação do tonograma;  
(b) Sinal obtido.

-te (ver fig.27).

2º: diminuição do nível DC introduzido no sinal pela unidade de isolação é obtida variando o "trimpot"  $T_3$ . (Fig. 28).

3º: ajuste do "trimpot"  $T_4$  do comparador de forma a obter-se a tensão de referência  $V_r$  adequada, conforme descrição no item 3.2.5 (fig.31).

4º: ajuste do "trimpot"  $T_5$  do defasador (fig.33).

Desta forma desloca-se o sinal, alocando-o de maneira a se obter o sincronismo entre os pulsos e os pontos de mínimo do sinal.

5º: ajuste da escala do voltímetro digital por intermédio do "trimpot"  $T_6$  (fig.40), obtendo-se a correspondência entre a tensão medida e o valor da PIO.

### 3.3.3.3) Resultados da Calibração

Os resultados obtidos na calibração do circuito são mostrados na figura 44. Os sinais mostrados correspondem à resposta do circuito a cinco sinais de entrada. Estas curvas estão reunidas em grupos de quatro pois foram obtidas simultaneamente em pontos diferentes do circuito.

Na figura 45 representa-se o esquema completo do circuito, onde os pontos numerados de 1 a 9 são os pontos onde são obtidos os registros apresentados na figura 44.

### 3.4) Sistema de manipulação mecânico

O sistema mecânico de aproximação do tonômetro con

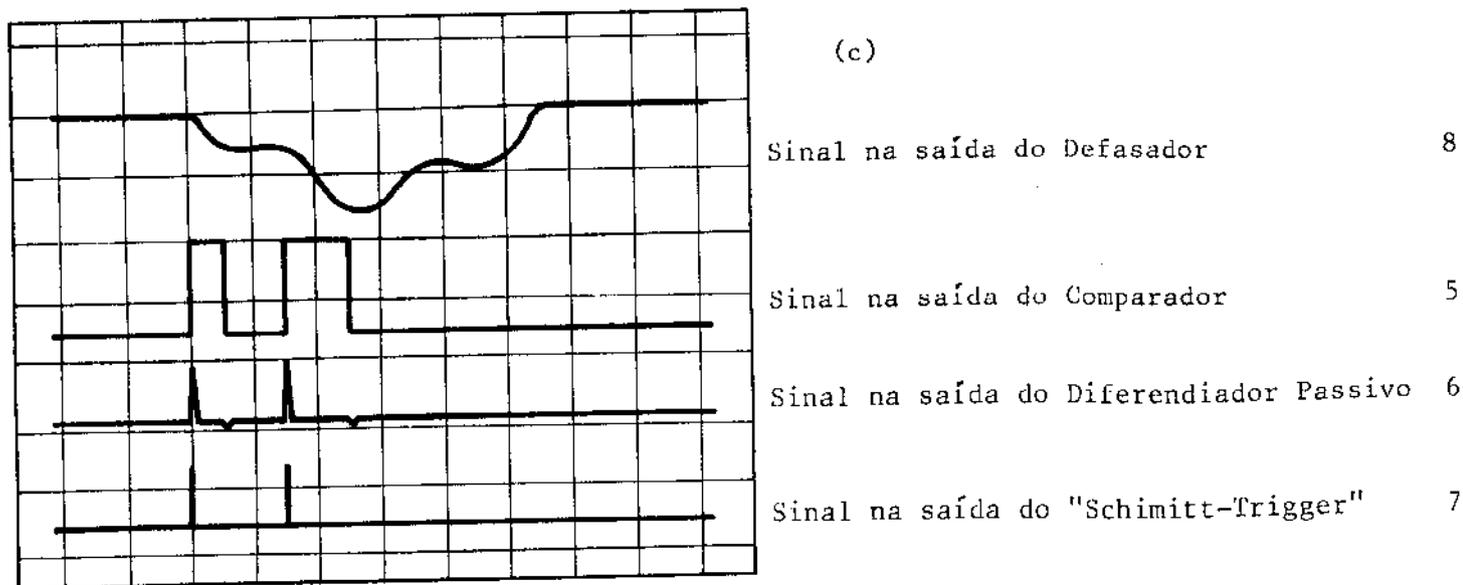
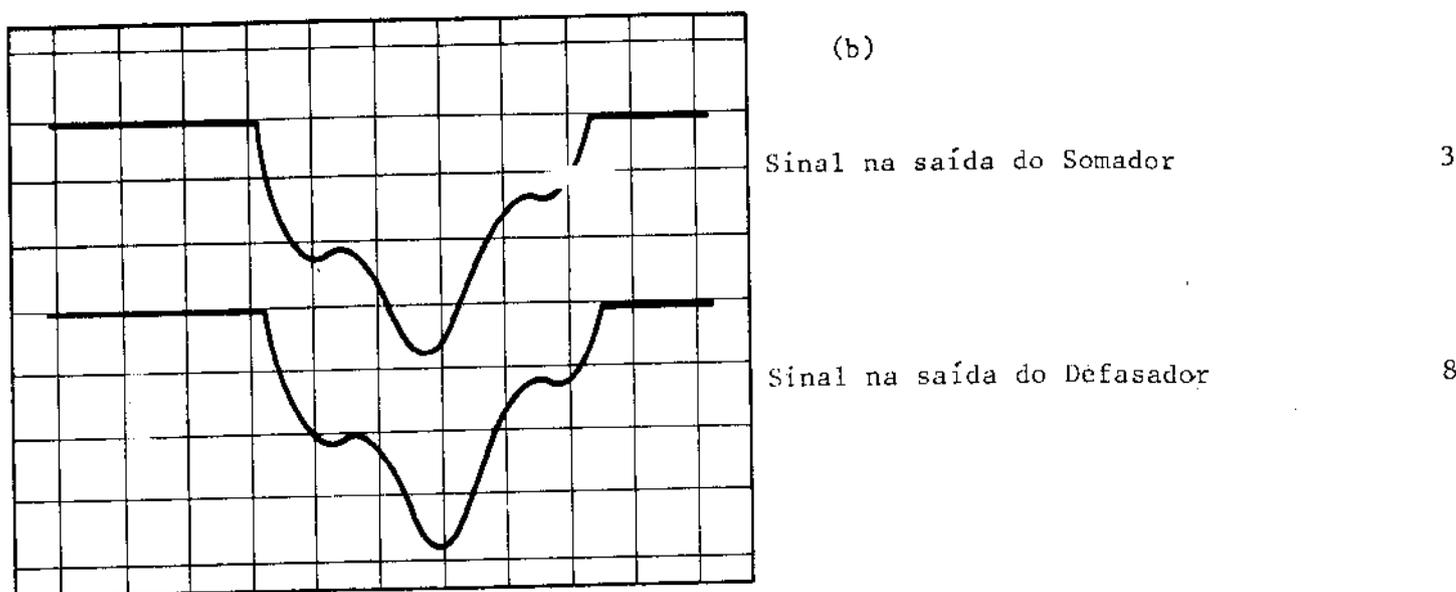
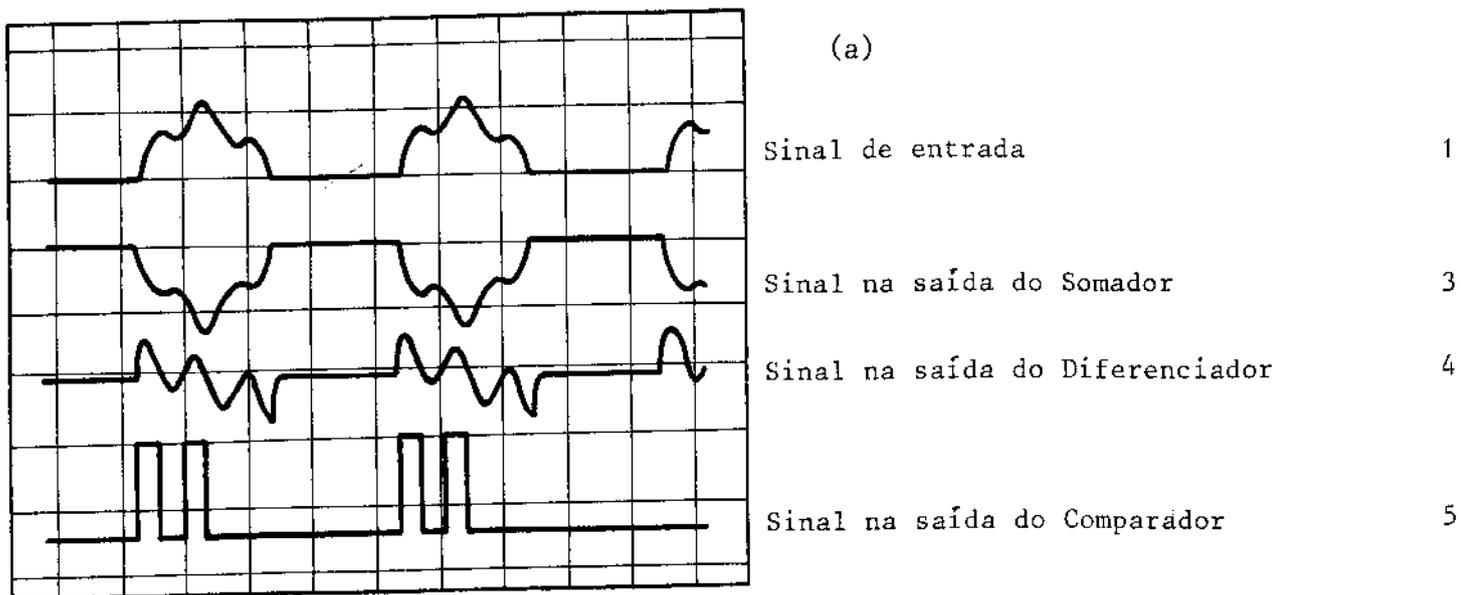
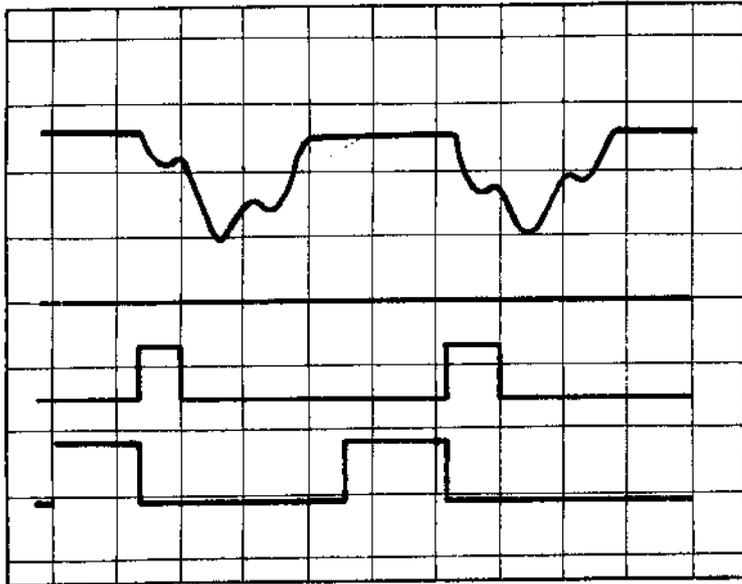
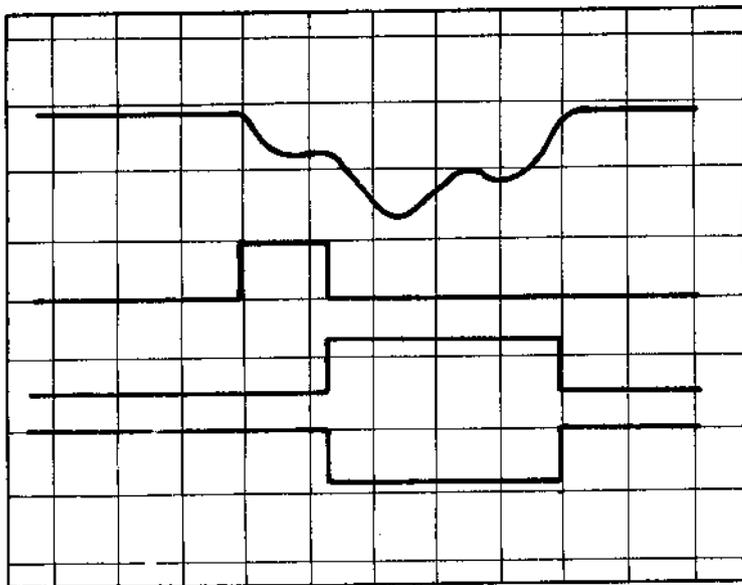


Fig.44



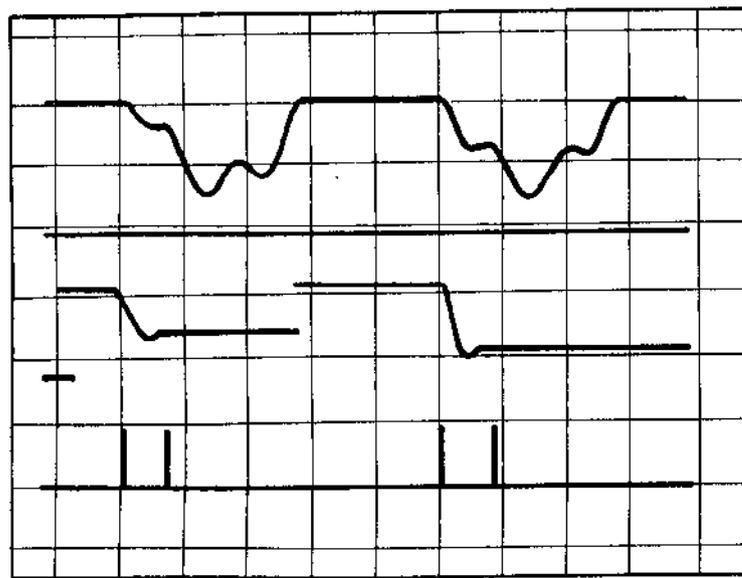
(d)

- Sinal na saída do Defasador 8
- Sinal na saída do "Schmitt-Trigger" 7
- Sinal de comando do "Sample-Hold" 9
- Sinal de comando do "Sample-Hold" 9



(e)

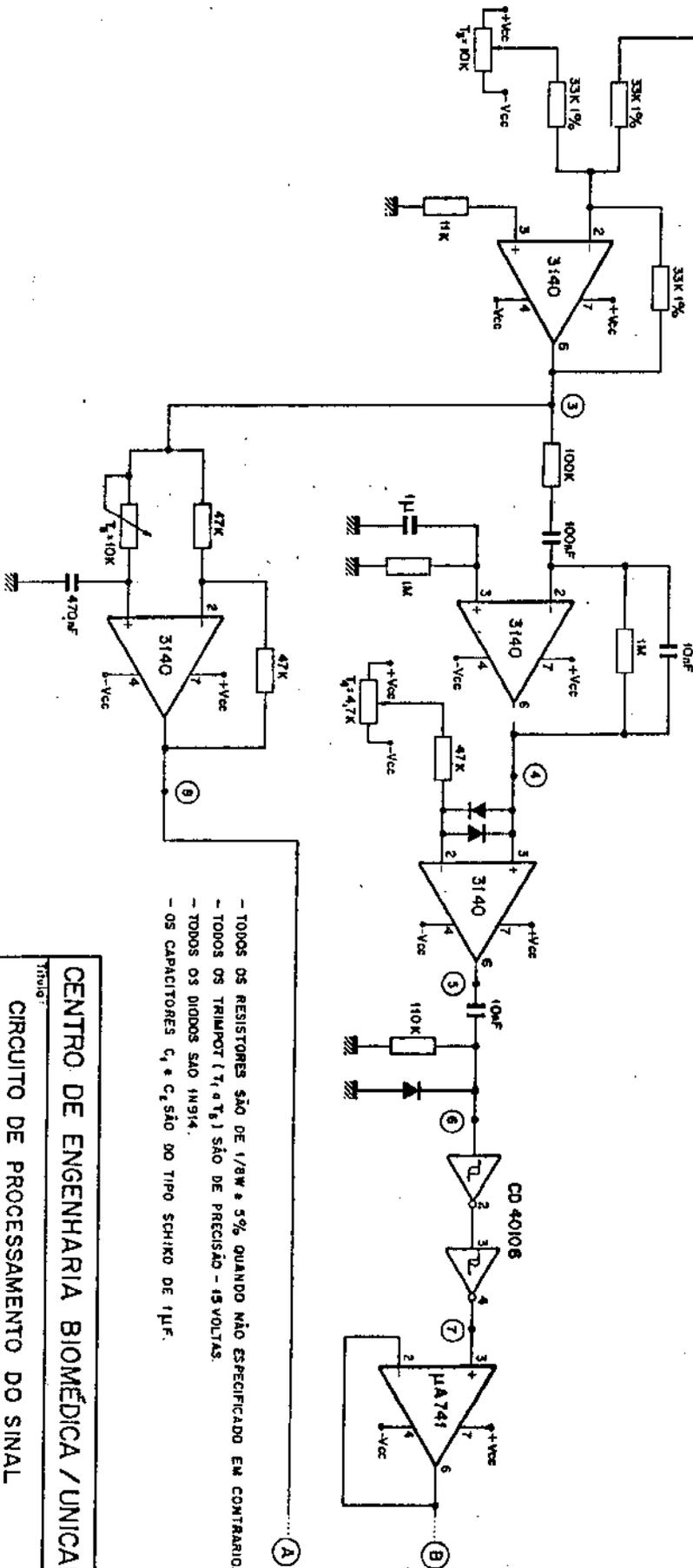
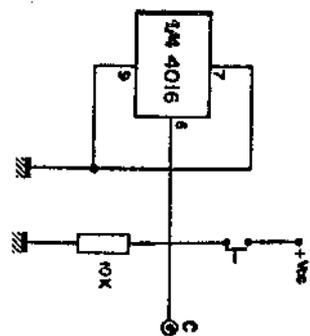
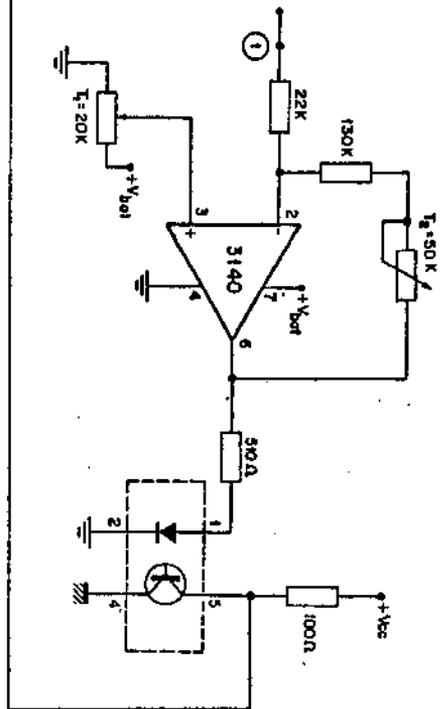
- Sinal na saída do Defasador 8
- Sinal de comando do "Sample-Hold" que retém  $V_2$  9
- Sinal de comando do "beep" 11
- Sinal de Congelamento do "display" 12



(f)

- Sinal na saída do Defasador 8
- Sinal na saída do "Sample-Hold" que retém  $V_1$  14
- Sinal na saída do "Sample-Hold" que retém  $V_2$
- Pulsos de comando na saída do "Schmitt-Trigger" 7

Fig.44 - Resultados obtidos na calibração do circuito. Os números indicam os pontos no circuito na fig.45 onde foram obtidos os sinais.

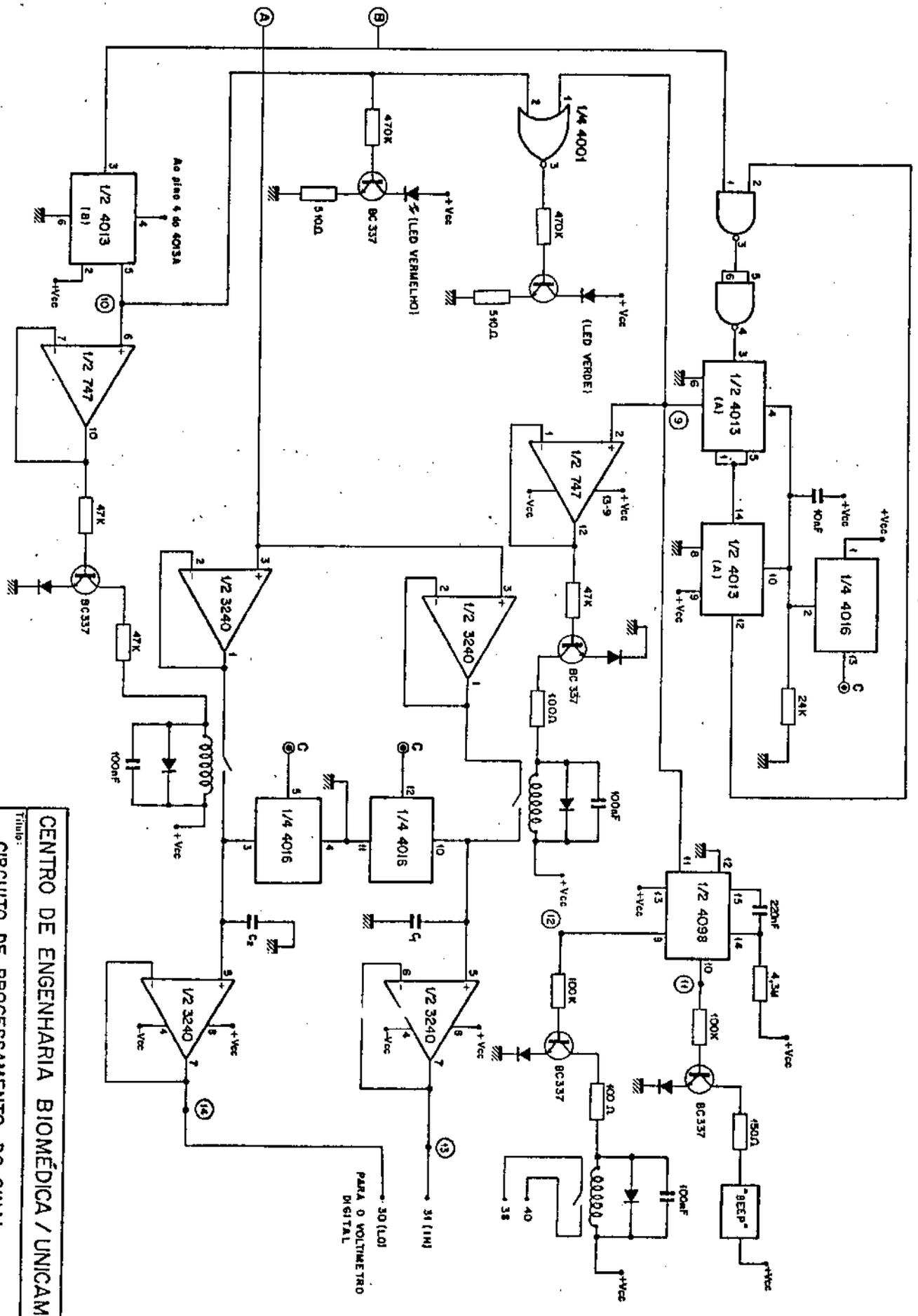


- TODOS OS RESISTORES SÃO DE 1/8W e 5% QUANDO NÃO ESPECIFICADO EM CONTRÁRIO.
- TODOS OS TRIMPOT (T<sub>1</sub> e T<sub>2</sub>) SÃO DE PRECISÃO - 1% VOLTAIS.
- TODOS OS DIODOS SÃO 1N914.
- OS CAPACITORES C<sub>1</sub> e C<sub>2</sub> SÃO DO TIPO SCHIKO DE 1μF.

**CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA / UNICAMP**

**CIRCUITO DE PROCESSAMENTO DO SINAL**

Proj:	Marcelo	Dist:	LUIZA MARIA	Data:	27.06.84	Rev:	
Code:	A3	Form:	A3	Fol:	453	Ger:	S/ Escola
						Arg:	



**CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA / UNICAMP**

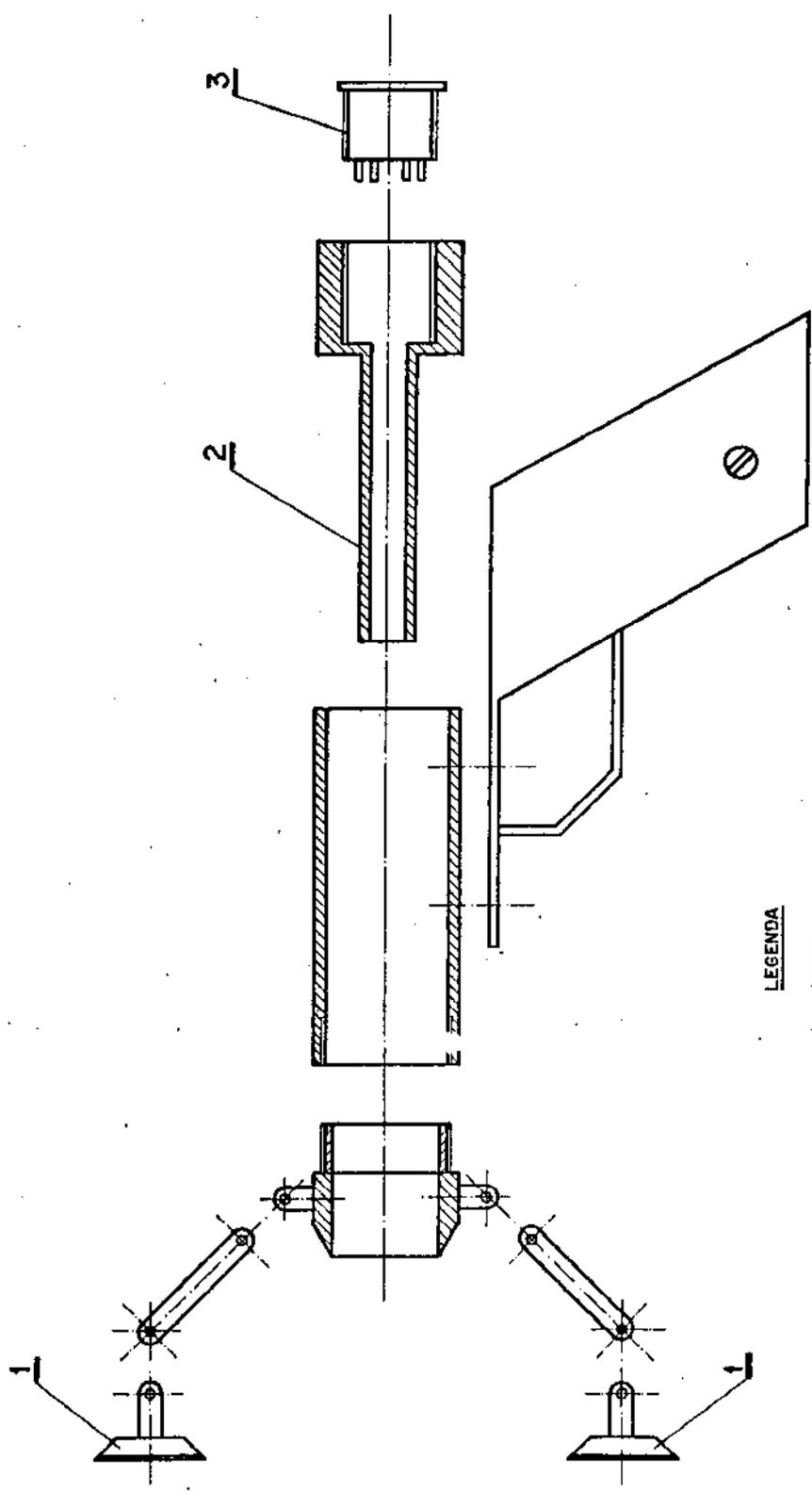
**CIRCUITO DE PROCESSAMENTO DO SINAL**

Título:			
Proj: MARCELO			
Des: LUIZA MARIA			
Cod: A3			
Data: 16.10.84		Rev:	
Tem: A3		Fq: AEB	
Esc: S/ Escola		Zrc:	

-siste em um suporte manual em formato de revólver em cujo interior está acondicionado o tonômetro. Este é impulsionado por uma mola em direção à córnea após o disparo do gatilho. Desta forma é possível se obter velocidade de aproximação do tonômetro com a córnea de maneira constante e reprodutível.

O revólver possui em sua parte anterior duplo apoio que se apoiam no maxilar superior e supercílio do paciente, possibilitando assim menor movimentação do tonômetro durante a realização das medidas. Desta forma, reduz-se a dependência das medidas à habilidade do operador, obtendo-se consequentemente maior confiabilidade.

O tonômetro pode deslocar-se até 20mm, sendo possível variar tal distância com o ajuste adequado de uma trava no corpo do tonômetro, conforme ilustra a figura 46. A distância da parte anterior do tonômetro com a córnea é também passível de ser ajustada regulando-se os apoios.



**LEGENDA**

- 1 - APOIO
- 2 - PUXADOR
- 3 - CONECTOR

<b>CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA / UNICAMP</b>				
<b>Título: SISTEMA MECÂNICO DO TONÔMETRO</b>				
Proj: MARCELO	Des: LUIZA MARIA	Data: 14.10.84	Rev:	Rev:
Coor: MARCELO	Tom: A3	Fig: 47	Esc: S/ Escala	Arg:

## CAPITULO IV

### RESULTADOS

#### 4.1) Introdução

Neste capítulo é descrito o método de preparação da córnea de boi, o sistema de calibração do tonômetro em bancada e são apresentados os resultados finais obtidos.

#### 4.2) Preparação da Córnea

Olhos de boi enucleados obtidos no matadouro imediatamente após o abate foram conservados em recipientes de "isopor" com gelo. As córneas são retiradas à medida que se faz necessária a sua utilização, sendo aproveitadas até aproximadamente 15 horas após os olhos serem enucleados.

Para retirar a córnea segura-se o globo ocular pelos músculos e tecidos gordurosos da parte posterior, retirando com o bisturi os músculos e tecidos que se inserem perto da região da junção esclero-corneana. A seguir corta-se o globo ocular a aproximadamente um centímetro da junção esclero-corneana, conforme é esquematizado na figura 47).

A córnea e parte da esclerótica é desta forma retirada com as estruturas internas do globo ocular, isto é, humor vítreo, cristalino e íris, as quais estão presas à córnea e esclerótica pela junção írido-corneana, (indicada por uma seta na figura 48). Estas estruturas são separadas da córnea fazendo uma pequena raspagem com o bisturi na junção írido-corneana. Desta forma obtêm-se as córneas com uma faixa em volta de aproximadamente um centímetro de esclerótica.

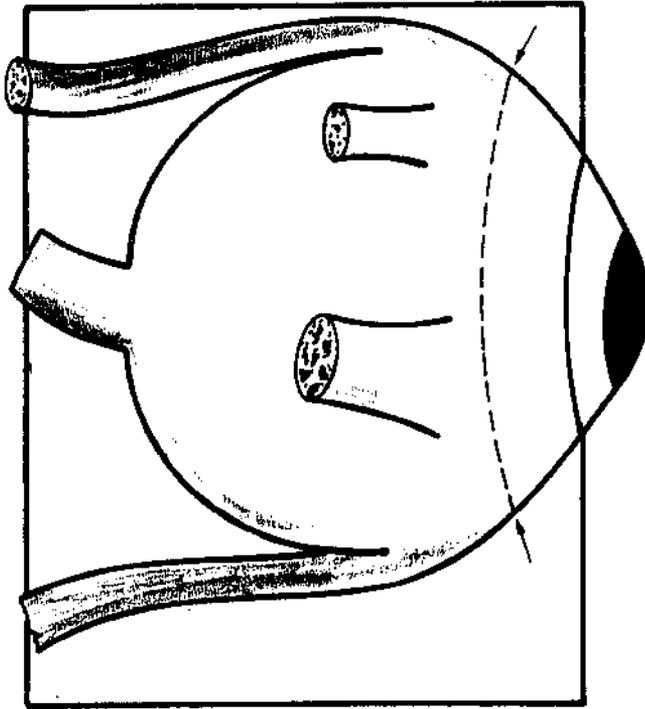


Fig.47 - Globo ocular, mostrando (linha pontilhada) a região de corte para obter a córnea.

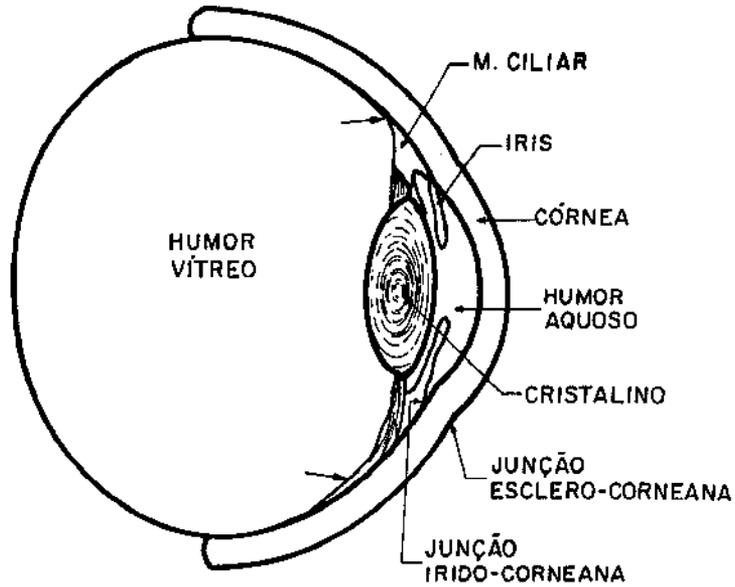


Fig.48 - Córnea e parte da esclerótica, com as estruturas internas.

#### 4.3) Calibração e Teste do Tonômetro em Bancada

As cornoas obtidas conforme descrição acima foram colocadas numa câmara, sendo fixadas a esta pela esclerótica, conforme é mostrado na figura 49.

A câmara com a cornoa é montada num suporte (figura 50) que permite a aproximação desta de encontro ao tonômetro, o qual é mantido fixo como no sistema descrito no capítulo III - (figura 23). A pressão interna à câmara é obtida variando-se a altura de água do manômetro, que está conectado à câmara por um termédio de tubos de paredes rígidas. Obtida a pressão desejada a válvula, localizada entre a câmara e o manômetro, é fechada, a proxima-se a seguir a câmara do tonômetro, registrando-se a resposta.

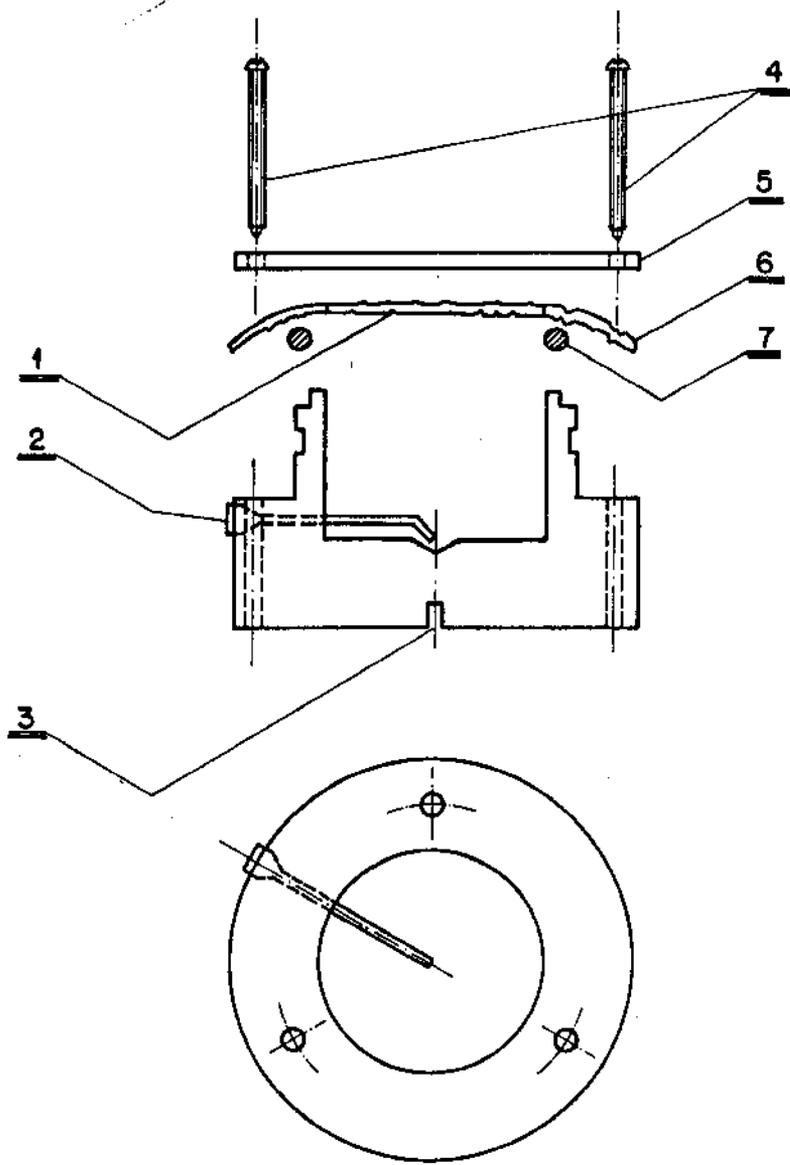
#### 4.4) Resultados

As medidas realizadas são referentes a 10 cornoas - de boi. Para obter estas medidas as pressões foram variadas - desde 10cm H<sub>2</sub>O até 140 cm H<sub>2</sub>O de 10 em 10cm H<sub>2</sub>O ou de 5 em 5cm H<sub>2</sub>O na ordem crescente e decrescente das pressões. Os gráficos referentes a cada cornoa foram obtidos pelo método dos mínimos quadrados ou regressão linear (figura 51 a 61). No gráfico da figura 62 são apresentadas juntas as retas de calibração obtidas para todas as cornoas.

##### 4.4.1) Linearidade

Da análise dos dados tabelados, obtemos para a não linearidade os seguintes valores

Não linearidade Média: 9,8%



LEGENDA

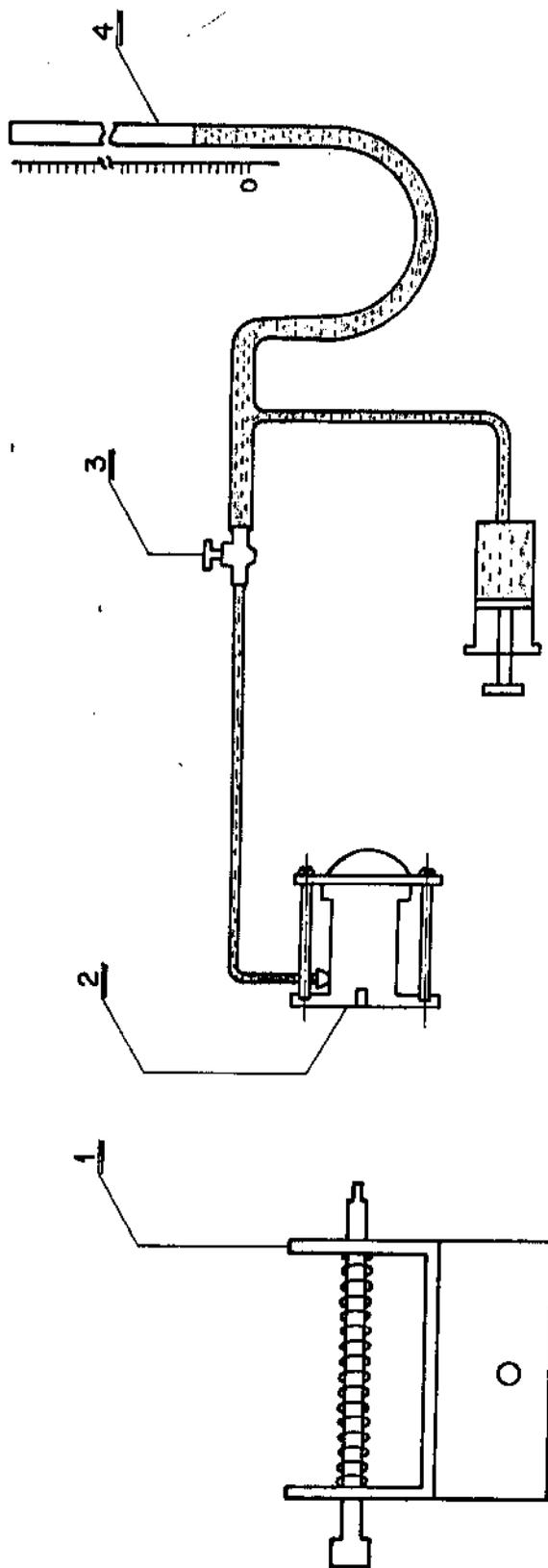
- 1 - CORNEA
- 2 - AGULHA HIPODERMICA
- 3 - FURO PARA FIXAR AO SUPORTE MÓVEL
- 4 - PARAFUSOS PARA FIXAR A TAMPA
- 5 - TAMPA
- 6 - ESCLERÓTICA
- 7 - O' RING

CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA / UNICAMP

Título:

CÂMARA DE PRESSÃO PARA CORNEA

Proj.: Marcelo	Des.: Luiza	Data: 13.09.84	Rev.:	Rev.:
Cod.:	Fig. 49	Tom.: A4	Esc.: 1:100	Arg.:



## LEGENDA

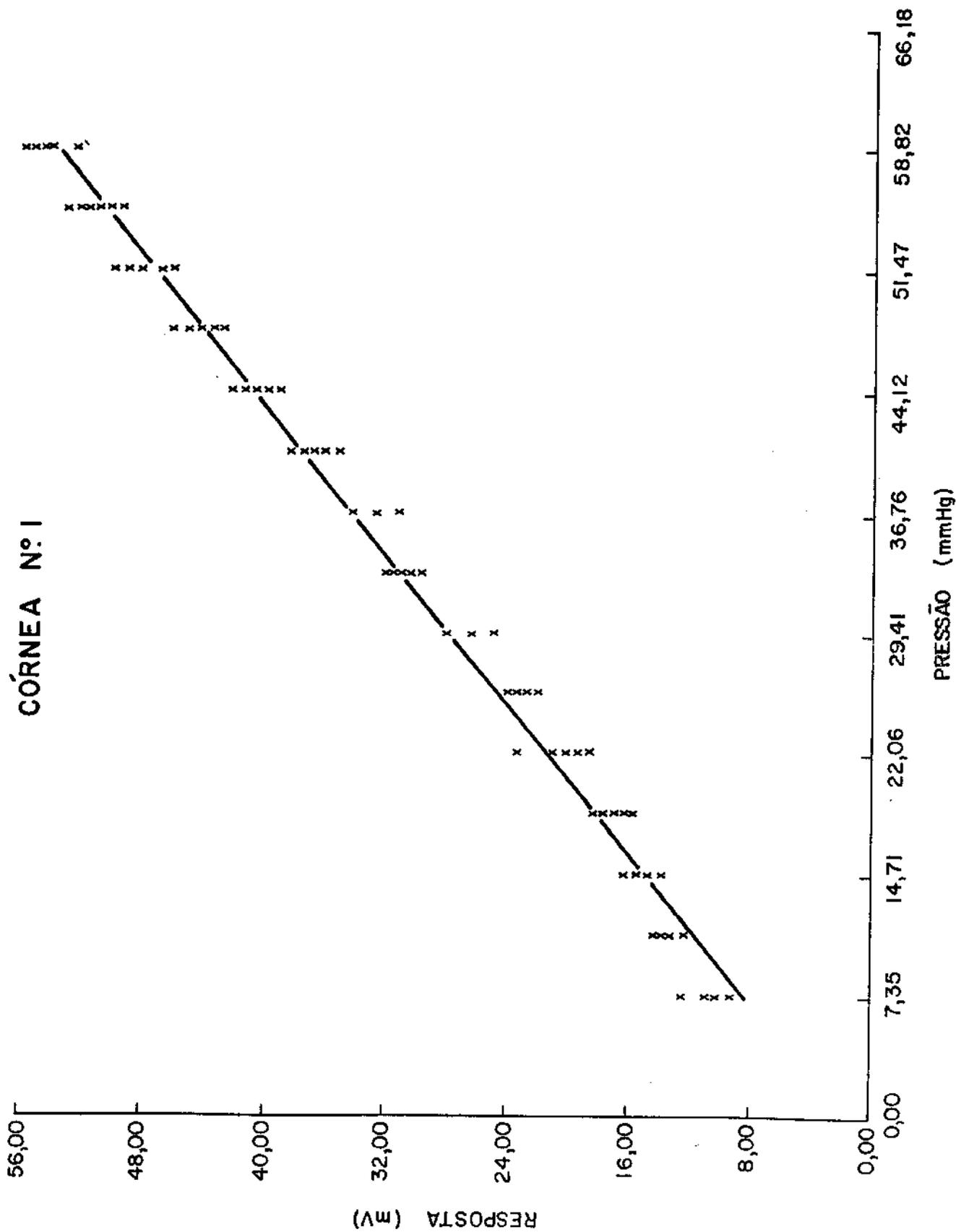
- 1 - SUPORTE DE APROXIMAÇÃO MANUAL  
 2 - CÂMARA  
 3 - VÁLVULA  
 4 - MANÔMETRO

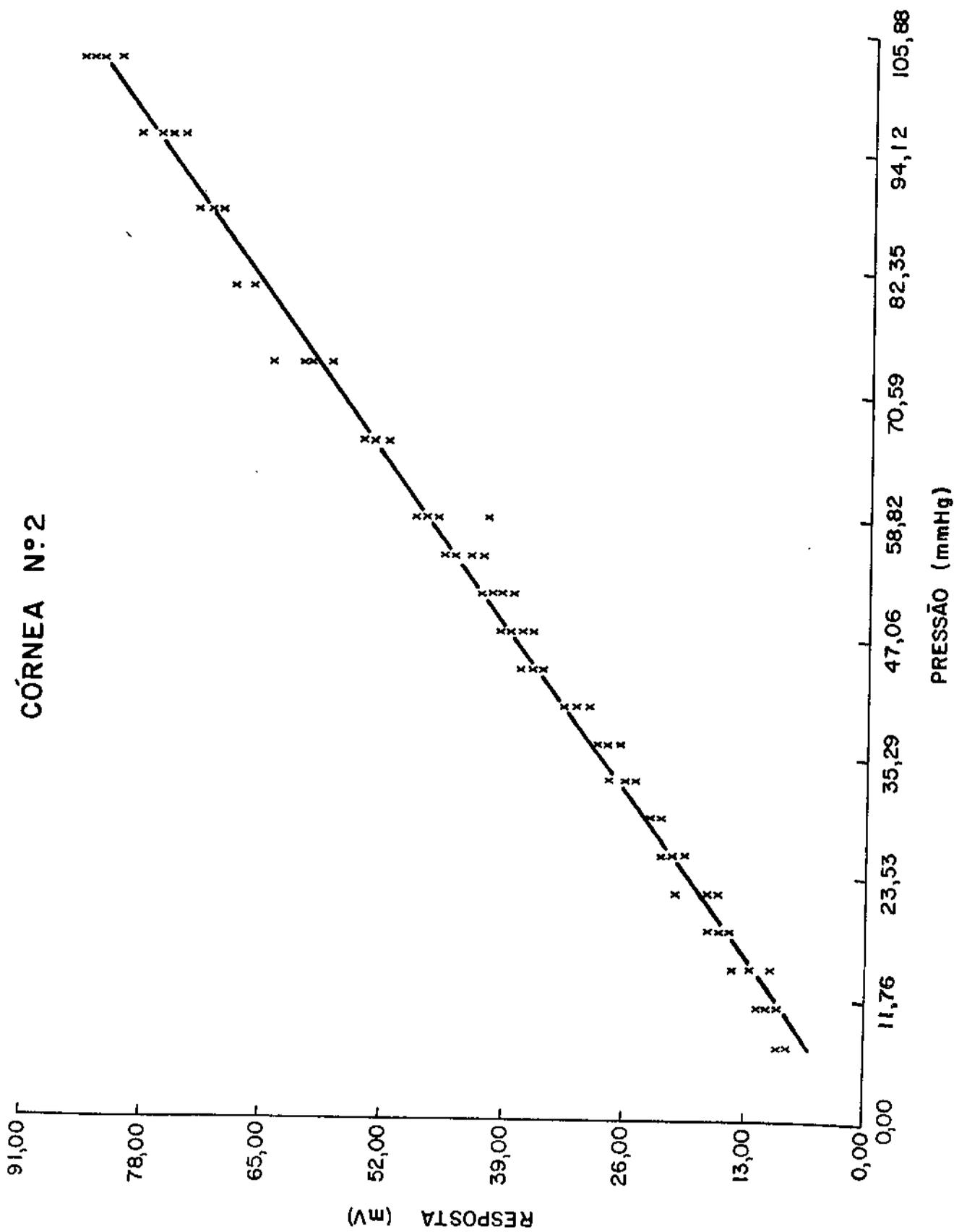
CENTRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA / UNICAMP

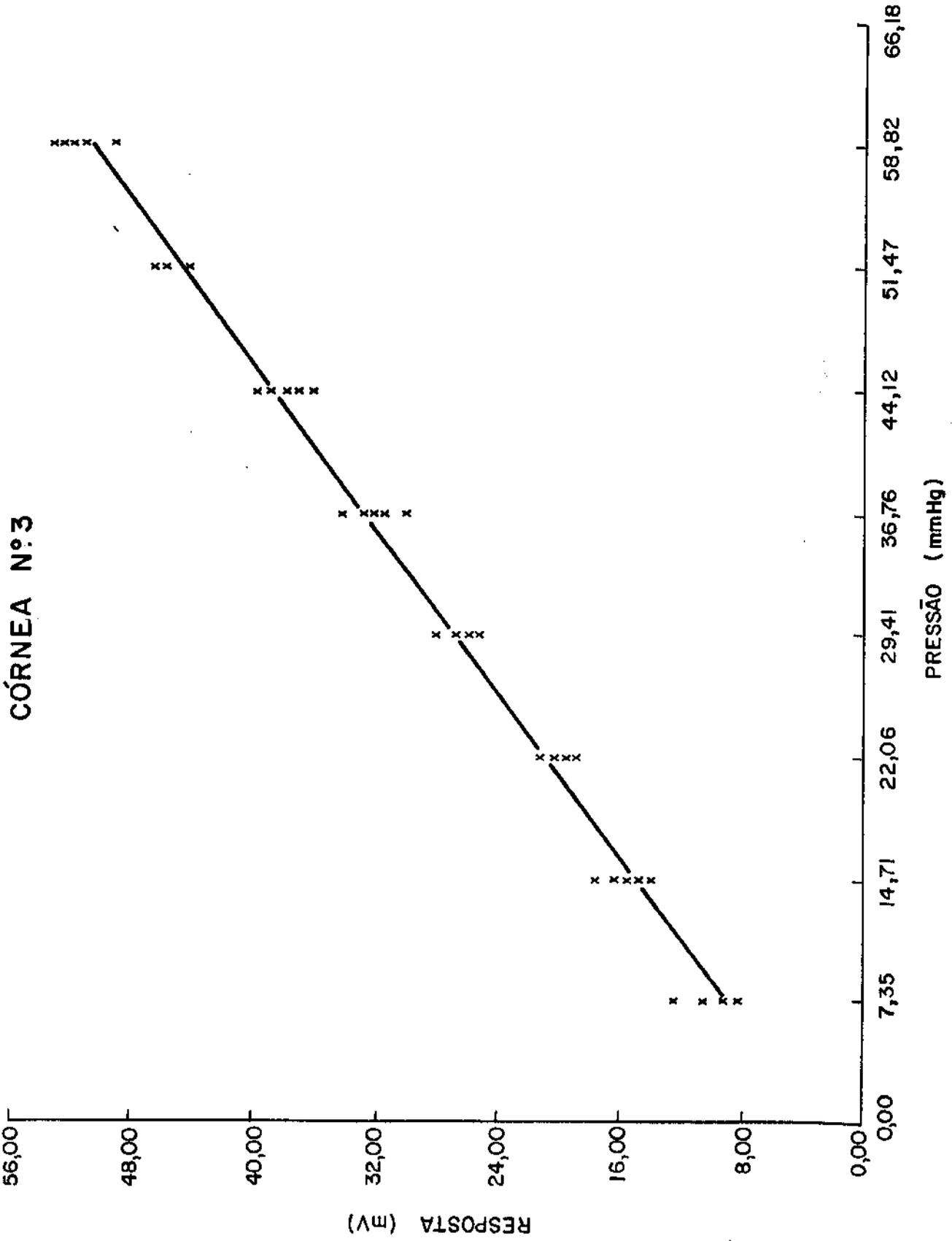
Título:

SUPORTE DE MANIPULAÇÃO DA CÂMARA DE PRESSÃO

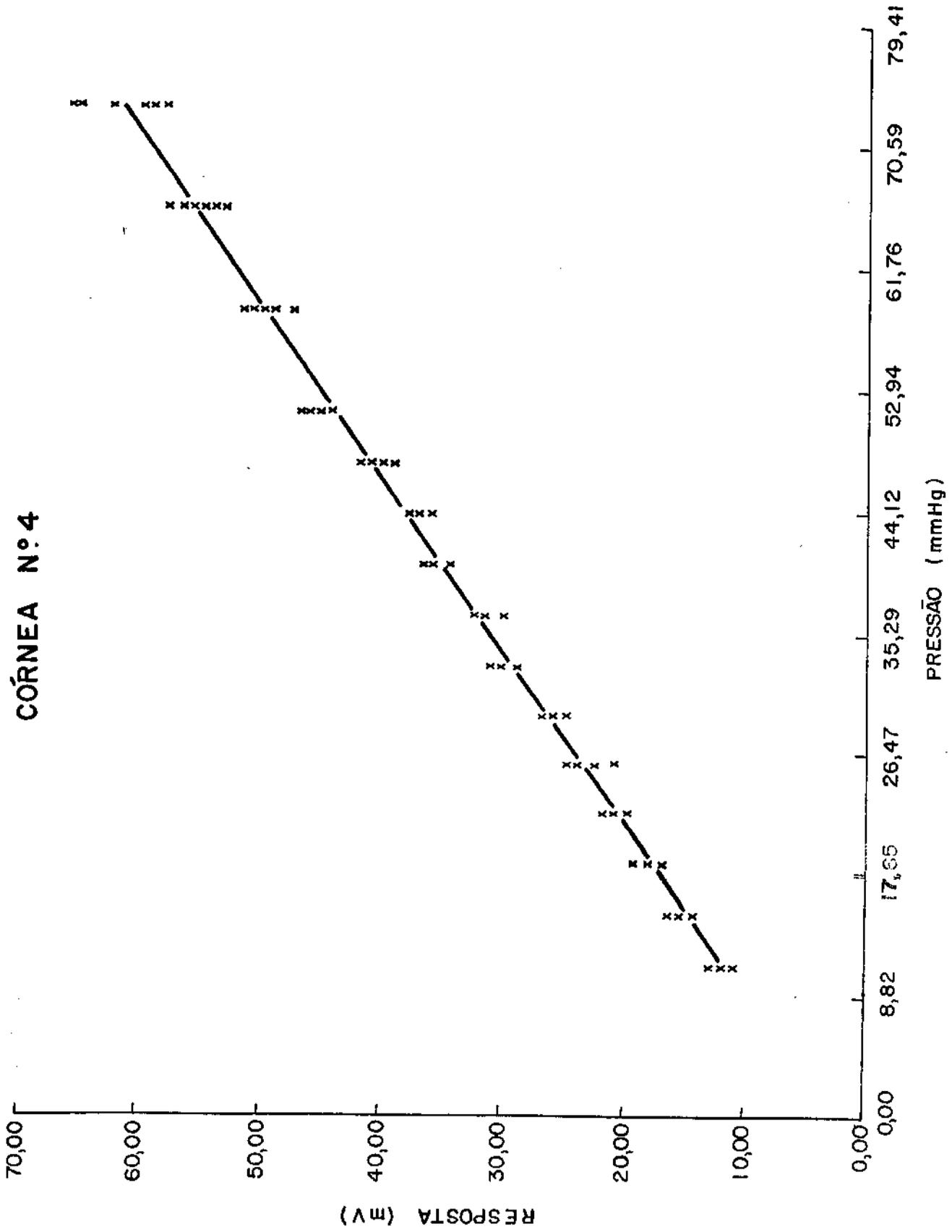
Proj.: Marcelo	Des.: Luiza	Data: 12.09.84	Rev.:	Rev.:
Cod.:	Fig. 50	Tam.: A4	Esc.: 5/ Esc.	Arq.:



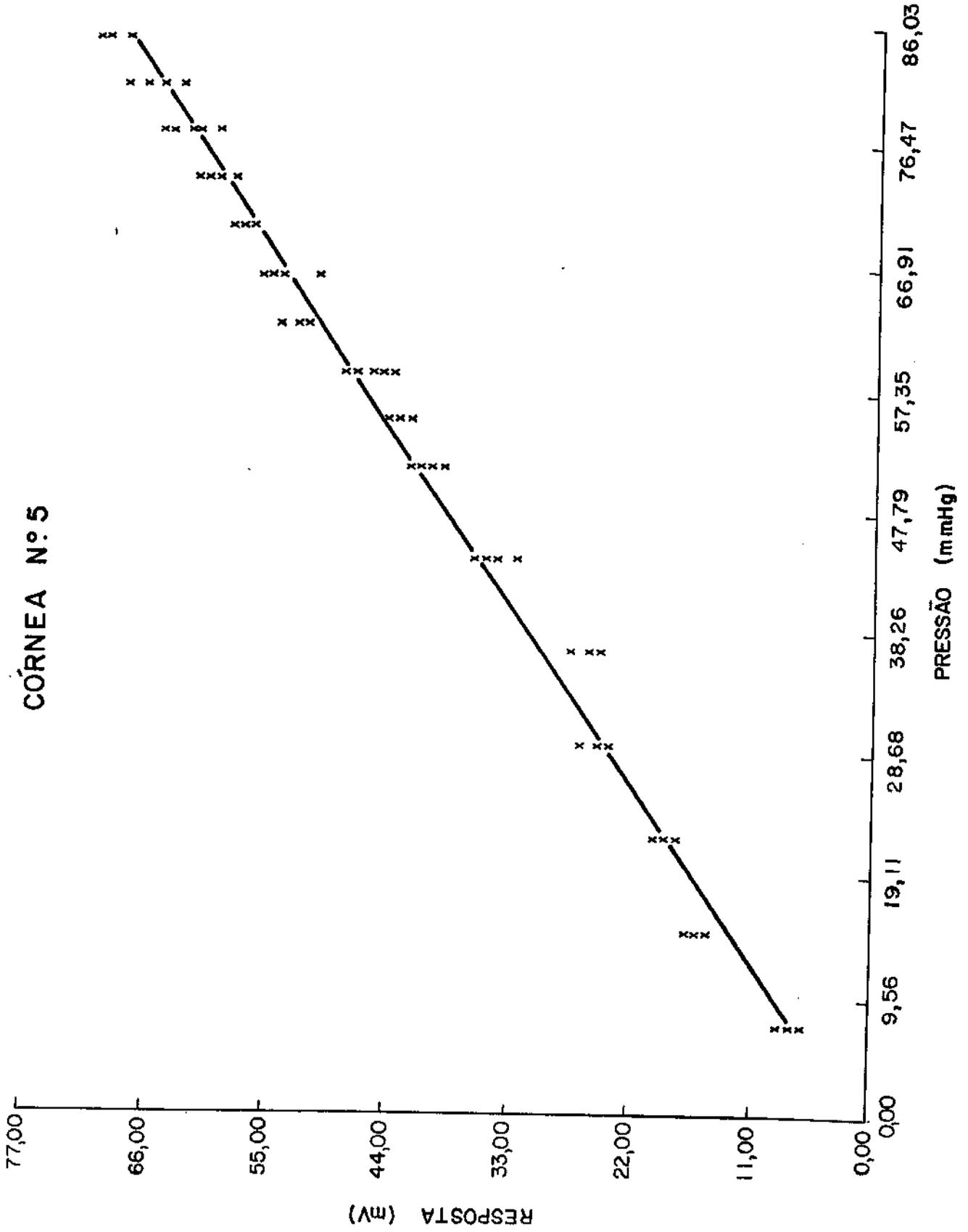


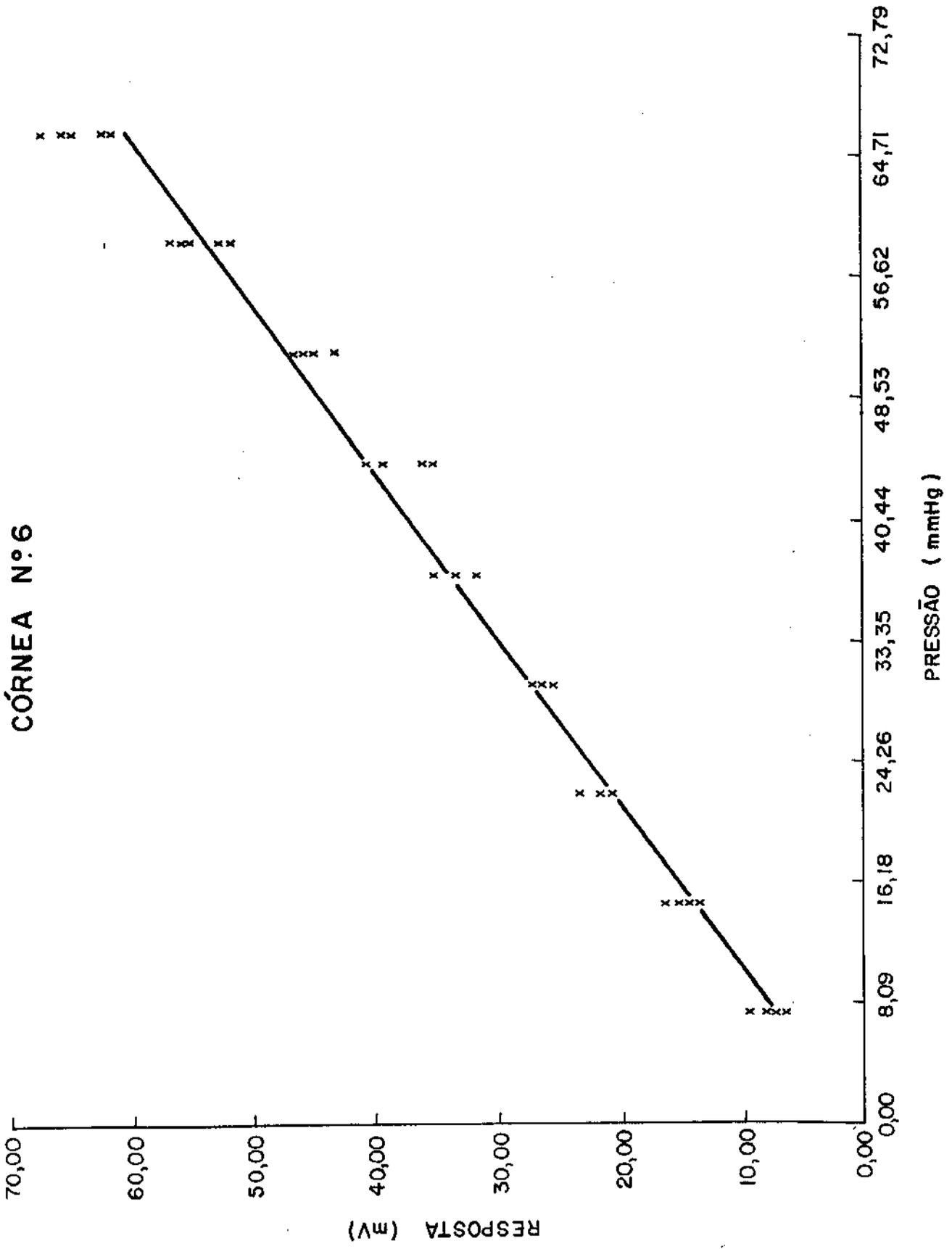


CÓRNEA Nº 4

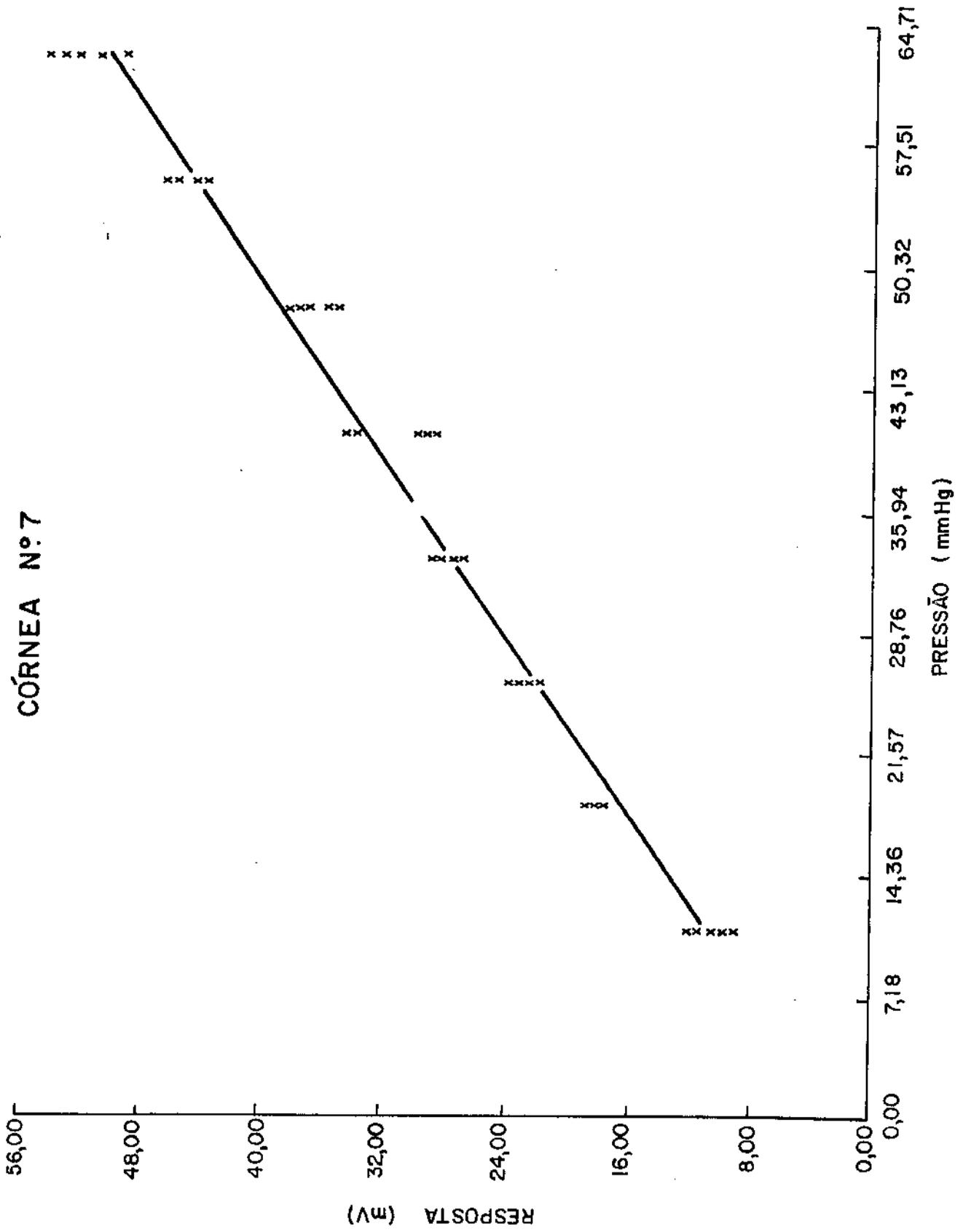


CÓRNEA Nº 5

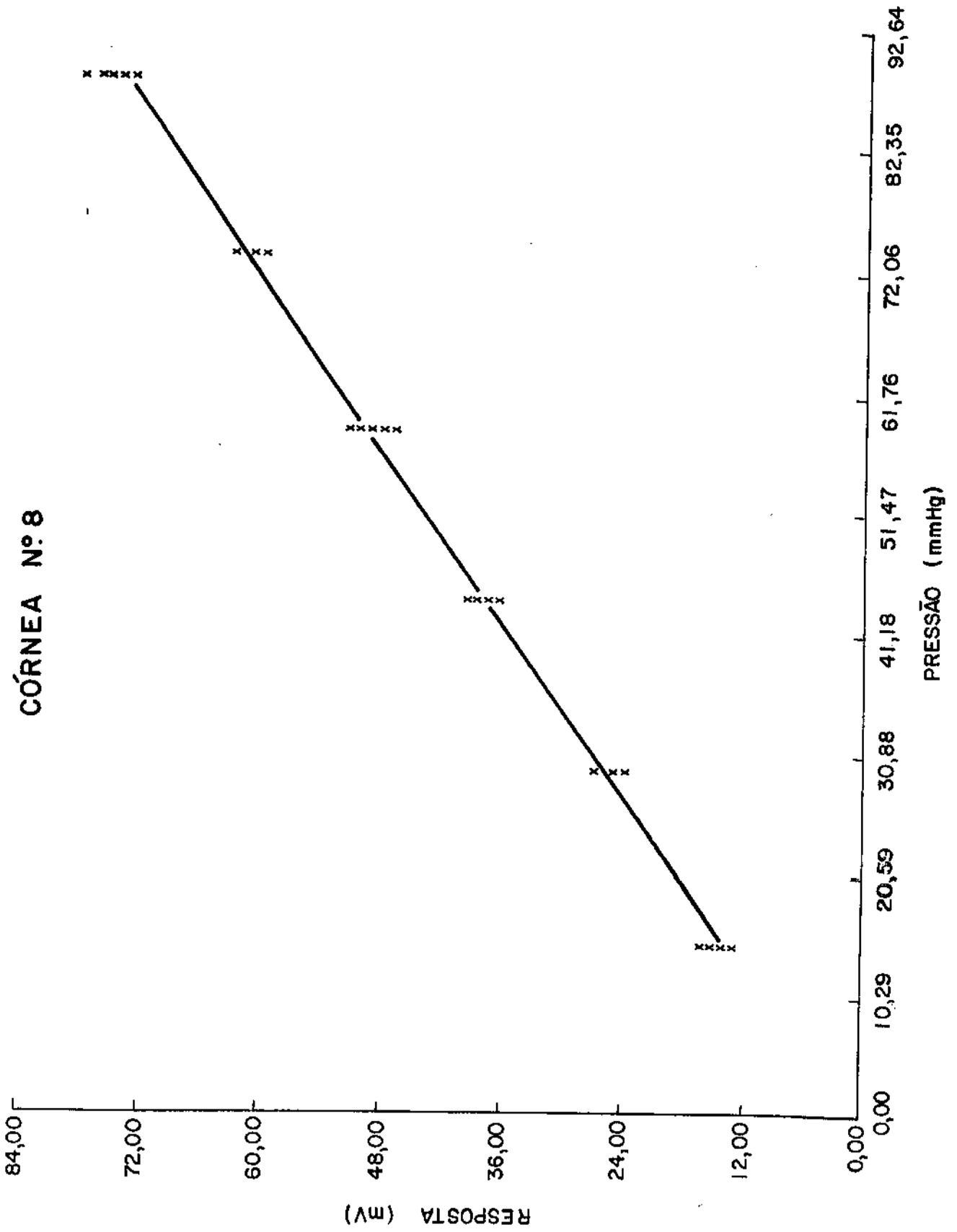




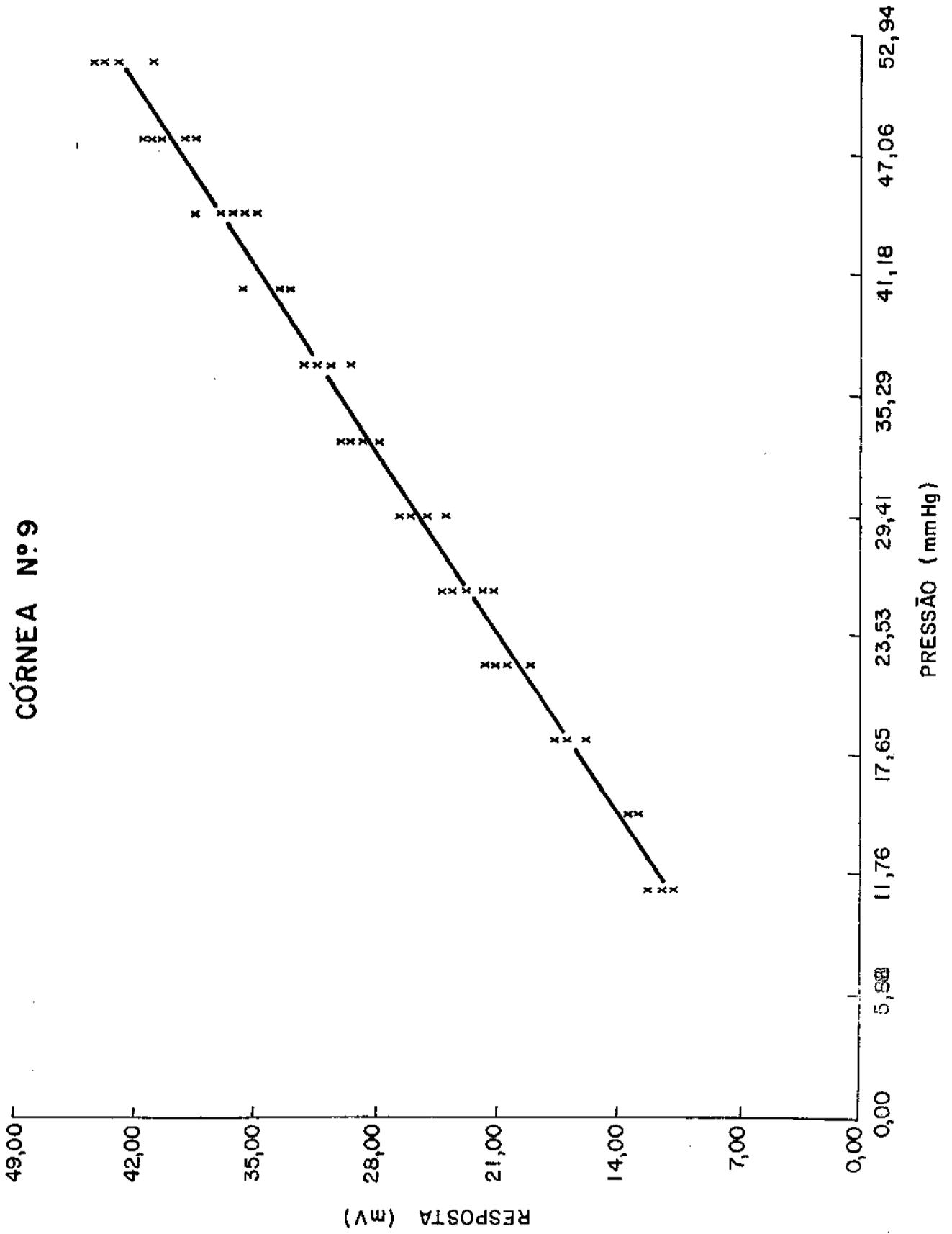
CÓRNEA Nº 7

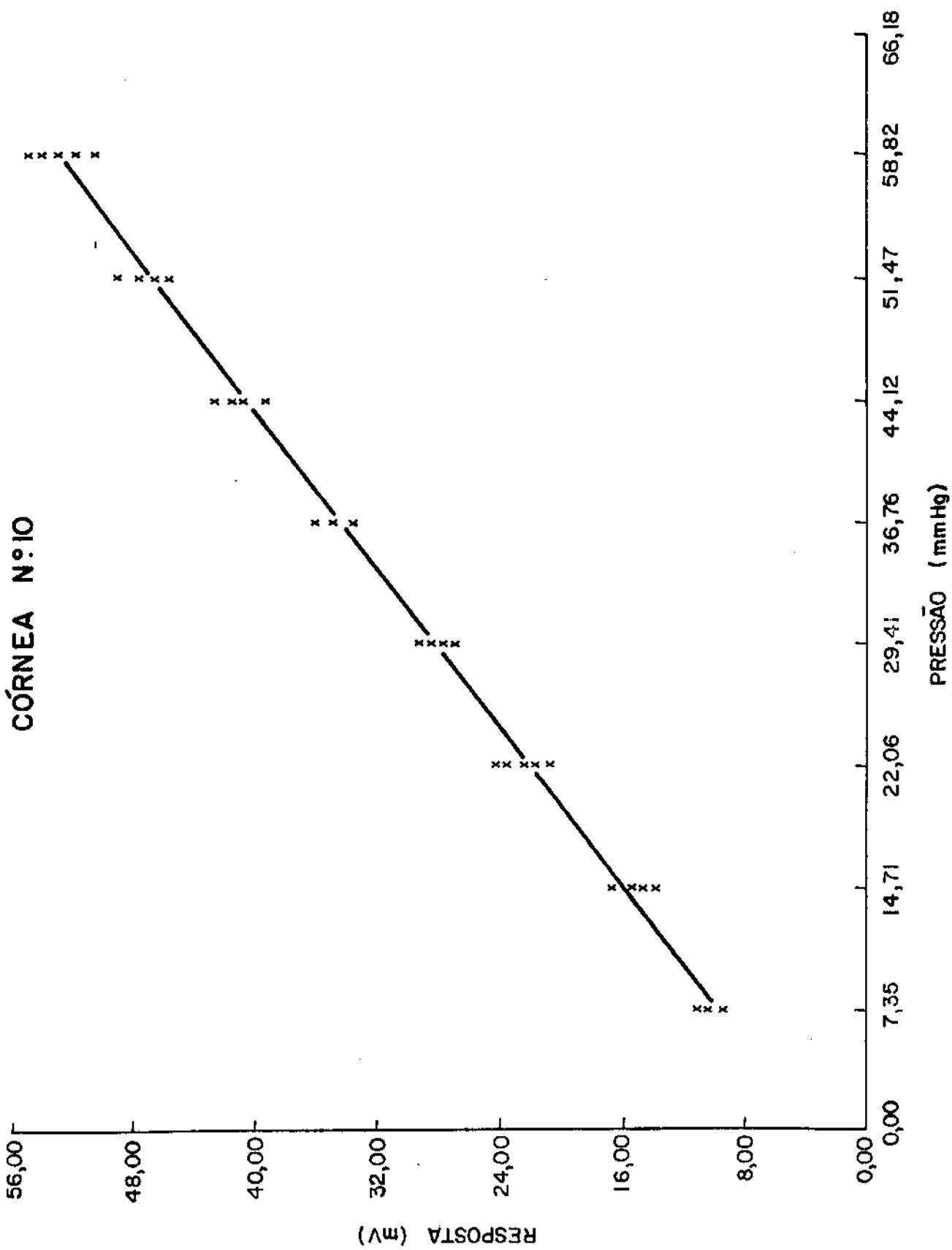


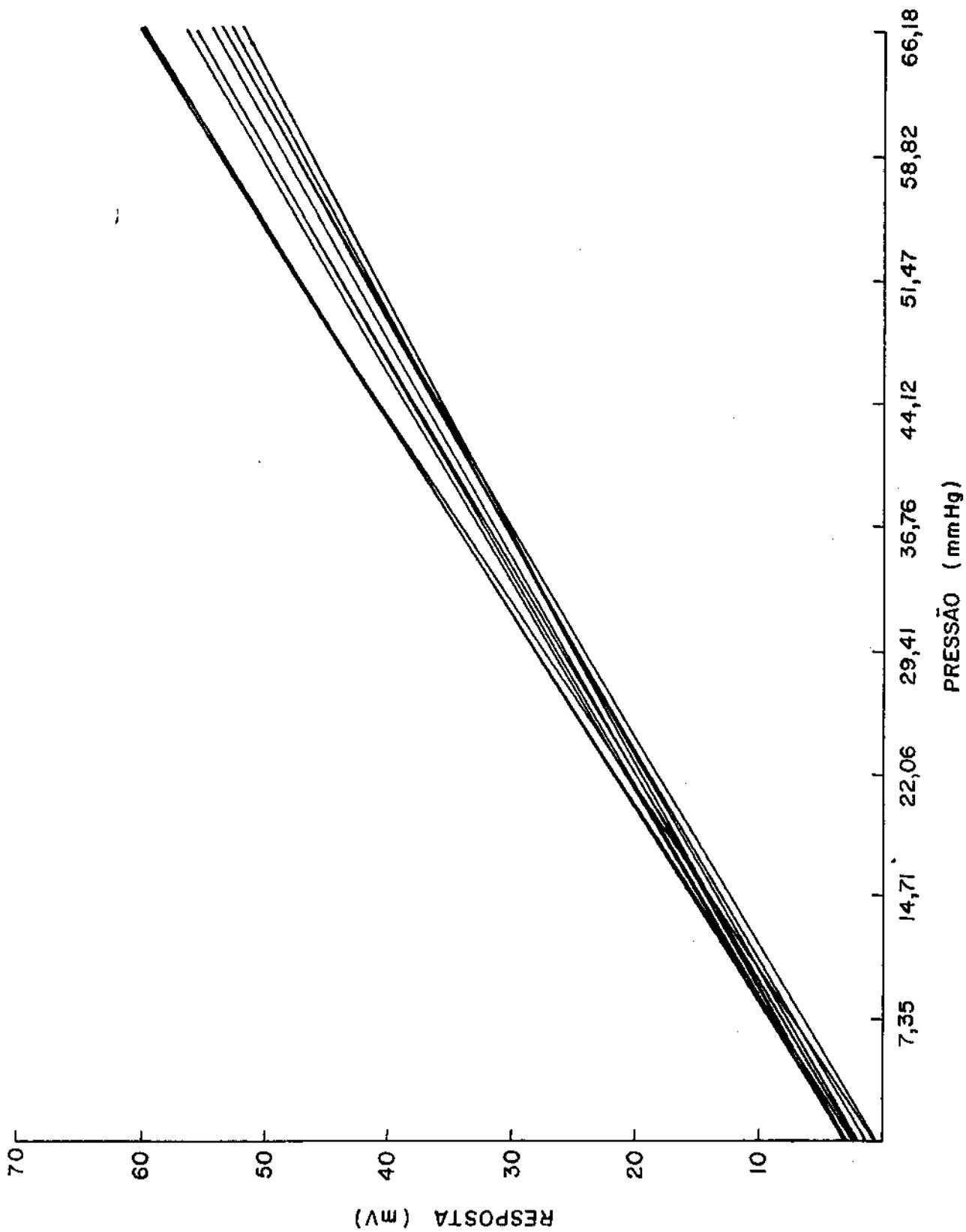
# CÓRNEA Nº 8



CÓRNEA Nº 9







Não linearidade máxima: 15,5% (observada na córnea nº7)

Não linearidade mínima: 2,5% (observada na córnea nº8)

#### 4.4.2) Reprodutibilidade

Não Reprodutibilidade Média: 13,7%

Não Reprodutibilidade máxima: 30,3% (observada na córnea nº5)

Não Reprodutibilidade mínima: 5,84 (observada na córnea nº8)

#### 4.4.3) Sensibilidade

Sensibilidade Média:  $(0,595 \pm 6,2\%)$  mV/cm H<sub>2</sub>O  
com 65% de confiabilidade

Sensibilidade máxima: 0,666 mV/cmH<sub>2</sub>O (observada na córnea nº6)

Sensibilidade mínima: 0,539 mV/cmH<sub>2</sub>O (observada na córnea nº10)

Para um nível de confiança (confiabilidade) de 90% a sensibilidade é de  $(0,595 \pm 11\%)$  mV/cm H<sub>2</sub>O (0,809 mV/mmHg)

#### 4.4.4) Precisão

Sendo a precisão do instrumento dada pelo desvio padrão para uma confiabilidade de 65% ou pelo dobro do desvio padrão (para 6 medidas) para uma confiabilidade de 90% adotou-se para o cálculo da precisão o desvio padrão médio de todas as medidas realizadas, que é de 1,1mV ou seja 1,8cm H<sub>2</sub>O, logo a precisão do instrumento é de  $\pm 1,8$ cm H<sub>2</sub>O (ou 1,4mm Hg) para uma confiabilidade de 65% e de 3,6cm H<sub>2</sub>O (ou 2,6mm Hg) para uma confiabilidade de 90%.

#### 4.4.5) Limiar de Resposta e Resolução

O limiar de resposta é definido como sendo a mínima

variação a partir do zero que pode ser detetada. O limiar de resposta do instrumento está limitado ou condicionado principalmente pelas propriedades mecânicas da córnea e a resolução do transdutor.

Para pressões inferiores a 10cm H<sub>2</sub>O não é possível observar a 1ª depressão no tonograma em córneas de boi, portanto adotamos esta pressão como sendo o limiar do tonômetro desenvolvido.

A resolução do instrumento é limitada, além dos fatores acima citados, pela precisão do instrumento. Adotando um nível de confiança de 90%, a resolução fica 3,6cm H<sub>2</sub>O.

## CAPÍTULO V

### **DISCUSSÃO**

Para a calibração do tonômetro, utilizou-se diversos recursos materiais para a simulação da córnea, tais como celofanes, látex e plásticos de diversas espessuras e rigidez, com o objetivo de se evitar o emprego direto de córneas, devido à dificuldade de obtenção, preparação e preservação das mesmas. Com tais materiais obteve-se tonogramas que apresentaram uma subida suave até atingir um patamar, cuja amplitude variava com a variação da pressão dentro da câmara e com a deformação produzida pelo tonômetro na membrana durante as medidas. Foram realizadas medidas com os diferentes materiais já citados e com diferentes pressões, não se observando no tonograma a depressão antes de se atingir o patamar, segundo é previsto por Mackay e Marg (14). Segundo estes autores, conforme discussão feita no capítulo II, tal depressão deveria ser observada quando se utiliza qualquer material fino e elástico, sendo que a amplitude da depressão está relacionada com a rigidez do material utilizado.

No entanto, quando se utilizou córneas de boi a primeira depressão apareceu nitidamente. Devido à falta de tempo e ainda porque não é objeto desta tese, não foram verificadas as causas do não aparecimento da primeira depressão no tonograma quando se utilizou materiais diferentes da córnea. Parece importante um estudo mais aprofundado deste problema.

O sistema de medidas, descrito no capítulo IV, utilizado para obter as características do instrumento, permite a reprodução das medidas, pois é possível realizar a aproximação da córnea em direção ao tonômetro com velocidade aproximadamente constante.

Observou-se, no transcorrer das medidas, realizadas com córneas de boi, a diminuição do volume de água dentro da câmara. Acredita-se que esta perda de líquido seja por evaporação através da córnea, já que não há vazamento entre a córnea e a câmara. A pressão dentro da câmara é medida com o manômetro, conforme descrição no capítulo IV, sendo que esta pressão varia quando a válvula, localizada entre a câmara e o manômetro, é fe

chada, ou devido à perda do líquido por evaporação, sendo necessário após cada medida verificar a pressão dentro da câmara.

De uma maneira geral, verificou-se que o sistema utilizado introduzia nas medidas um erro médio de aproximadamente 2,0cm H<sub>2</sub>O (1,5mmHg). Uma forma de controlar a variação de pressão dentro da câmara seria utilizar um manômetro de alta impedância mecânica ligado à câmara, de forma a poder monitorar a pressão durante a medida, sem ocasionar deslocamento significativo de líquidos.

A utilização de cerâmicas piezoelétricas trouxe como vantagem a construção de um transdutor de pressão com alta rigidez mecânica, de dimensões reduzidas e de fácil construção, além de produzir nível de resposta elevado. De uma forma geral, o transdutor especificamente desenvolvido para o tonômetro tem apresentado excelente desempenho, além de custo reduzido, por envolver na sua construção materiais de fácil aquisição no comércio nacional e por ser de construção simples.

Como principais vantagens observadas no transdutor, pode-se citar:

- a) Sensibilidade elevada
- b) Excelente linearidade
- c) Facilidade de construção
- d) Dimensões reduzidas
- e) Construção realizada com materiais de fácil aquisição no mercado nacional.

A maior dificuldade observada na utilização deste tipo de elemento sensor é devida à necessidade de proteger a cerâmica contra a umidade. Outro inconveniente observado no transdutor desenvolvido é a existência de um nível DC que varia suavemente com a temperatura. Este problema foi contornado no projeto do tonômetro, utilizando-se um circuito eletrônico que subtrai o nível DC em cada medida.

O tonômetro construído apresenta, consoante os objetivos propostos neste trabalho, características adequadas para sua utilização em clínicas oftalmológicas. Para a manipulação do tonômetro foi projetado um sistema de manipulação prático e simples, com o objetivo de tornar as medidas realizadas mais confiáveis.

Pode-se citar, como sendo as principais vantagens do tonômetro, as seguintes:

- a) Excelente linearidade na faixa de pressões compreendidas entre 7,5 e 100,0 mmHg;
- b) Alta confiabilidade no registro das pressões medidas, devido ao circuito de processamento e condicionamento do sinal;
- c) Maior confiabilidade nas medidas devido à utilização de sistema mecânico.

Acredita-se que o protótipo desenvolvido possa contribuir para o desenvolvimento de novos protótipos, que visem a substituição de instrumentos importados similares.

Com o intuito de aperfeiçoar o protótipo desenvolvido sugere-se as seguintes medidas no prosseguimento deste projeto:

- 1) Modificação do tipo de engaste de cerâmica piezoelétrica para diminuir o efeito das vibrações externas decorrentes da manipulação do instrumento;
- 2) Desenvolver nova unidade de isolação de forma a possibilitar o acoplamento de sinais de maior amplitude;
- 3) Redesenhar a ponta de prova, de forma a poder utilizar protetores descartáveis para evitar o uso de desinfetantes líquidos diretamente na ponta de prova.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) SIMON, J.S. Glaucomas: hipertensões oculares, Barcelona, JIMS (1973).
- 2) FRIEDENWALD, J.S., "Contribution to the theory and practice of tonometry" Am.J.Ophth.almost. 20, 985-989, (1937).
- 3) KAUFMAN, H.E. "Pressure measurement: which tonometer?", Invest.Ophthalmol., 11, 80-85 (1972).
- 4) MACKAY, R.S. and MARG, E., "Electronic Tonometer for Glaucoma Diagnosis", Electronics, 33, 115-116 (1960).
- 5) MOSES, R.A. "The Goldmann applanation tonometer", Am.J. Ophthalmol. 46, 865-869, (1958).
- 6) SCHWARTZ, N.J.; MACKAY, R.S. and SACKMAN, J.L., "A theoretical and experimental study of the mechanical behavior of the cornea with application to the measurement of intraocular pressure", Bull. Math. Biophys., 28, 585-643 (1966).
- 7) GONÇALVES, P., Oftalmologia, 4 ed., Rio de Janeiro, Atheneu e INL. (1975).
- 8) VAUGHAN, D. and ASBURY, T. Oftalmologia Geral. São Paulo, Atheneu e USP, (1977).
- 9) McBAIN, E.H., "Tonometer Calibration", A.M.A Archives of Ophthalmol. 63, 936-942, (1960).
- 10) DRANGE, S.M., "The coefficient of scleral rigidity in normal and glaucomatous eyes" A.M.A. Archives of Ophthalmol., 63, 668-674 (1960).
- 11) KAUFMAN, H.E., WIND, C.A. and WALTMAN, S.R. "Validity of Mackay-Marg electronic applanation tonometer in patients with scarred irregular corneas", Am.J.Ophthalmol., 69, 1003-1008 (1970).
- 12) GOLDMANN, H., and SCHMIDT, R., "Ueber applanation tonometrie" Ophthalmologia 134, 221-227 (1957).
- 13) HALBERG, G.P., "Hand applanation tonometer", Trans.Am.Acad. Ophthalmol. Otolaryngol. 72: 112-116, (1968).
- 14) MARG, E. MACKAY, R.R., and OECHSLI, R., "Corneal bending and buckling in tonometry", Arch. of Ophthal, 4, 67-74, (1961).

- 15) MACKAY, R.S., MARG, E., and OECHSLI, R., "Quartz crystal tonometer", IRE Trans. on Bio-Medical Electronics, pg. 174 (April 1962).
- 16) MACKAY, R.S., MARG, E., and OECHSLI, R., "Arterial tonometric pressure measurement in the eye", Nature, 194, 687-688 (1962).
- 17) MACKAY, R.R., MARG, E. and OECHSLI, R., "Automatic tonometer with exact theory: Various Biological Applications", Science, 131, 1668-1669, (1960).
- 18) NEWELL, D.E., HORN, C.H. "Measuring eyeball pressure with a crystal oscillator" Electronics, 34, 64-65, (1961).
- 19) CADY, W.C., Piezoelectricity, New York. McGraw Hill, (1946).
- 20) FUKADA, E., Piezoelectricity, Apostila, Instituto de Física e Química de São Carlos, (1974).
- 21) HOLLAND, R., Desing of Ressonant Piezoelectric Devices, Cambridge, The M.I.T. Press, (1969).
- 22) BRADFIELD, G., "Ultrasonic Transducers", Ultrasonics, 8, 177-189 (1970).
- 23) ZIMMERMAN, R.L. Piezoelectricidade em Biomateriais, Tese de Livre Docência apresentado no Instituto de Física e Química de São Carlos - USP (1976).
- 24) HERBERT, J.M. Ferroelectric Transducer and Sensors. New York, Gordon and Breach Science Publishers, (1982).
- 25) Philips Data Book, Components and Materials: Magnetic Materials White Ceramics, Vol. 4, (1968).
- 26) RANDERAAT, J. VAN and SETTERINGTON, R.E., Piezoelectric Ceramic, 2<sup>o</sup> ed., London; Ed. Mullard Limited, (1974).
- 27) Linear integrated circuits, RCA Data Book series Somerville, (1978).
- 28) ARONSON, Pressures Hand Book, Pittsburgh; Instrument Publishing Co (1963).
- 29) DOEBELIN, E.O. Measurement Systems: Applications and Design, Tokyo, McGraw-Hill Kogakusha, (1975).
- 30) YOUNG, H.D. Statistical Treatment of Experimental Data, New York McGraw-Hill Book Co., (1962).

- 31) BARFORD, N.C. Experimental Measurements: Precision, Error and Truth London Addison-Wesley Publishing, (1967).
- 32) Optoelectronics Data Book, Infrared, Imaging, and Visible Products, Texas Instruments, Dallas, (1984).
- 33) STOUT, D.F. AND KUFMAN, M. Handbook of Op. Amp. Circuit Design, New York McGraw-Hill (1976).
- 34) Intersil, ICL 7106, 7107, 3 1/2 Digit Single Chip A/D Converter, Application Notes, (1977).