

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS

**INSTRUMENTO ELETRO-ÓPTICO PARA O ESTUDO DO
SISTEMA DE INIBIÇÃO DA ACOMODAÇÃO OCULAR**

Francisco de Assis Scannavino Júnior

Dissertação apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Ciências: Física Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto ^{ok}

USP/IFSC/SBI



8-2-001556

São Carlos – São Paulo
2003

Scannavino, Francisco de Assis Junior

“Instrumento Eletro-Óptico para o Estudo do Sistema de Inibição da Acomodação Ocular”.

Francisco de Assis Scannavino Junior – São Carlos, 2003

Dissertação (Mestrado) – Área de Física da Universidade de São Paulo, 2003 - Páginas: 83

Orientador: Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto

1. Acomodação Ocular

I. Título



MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE
MESTRADO DE FRANCISCO DE ASSIS SCANNAVINO JÚNIOR
APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS,
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 05-12-2003.

COMISSÃO JULGADORA:

55306

Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto (Orientador e Presidente) – IFSC/USP

Dra. Liliane Ventura Schiabel – FMRP/USP

Dr. Mateus José Martins – IFSC/USP

"COMECE FAZENDO O QUE É NECESSÁRIO, DEPOIS O POSSÍVEL
E DE REPENTE VOCÊ ESTARÁ FAZENDO O IMPOSSÍVEL."

SÃO FRANCISCO DE ASSIS

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, Mestre dos mestres, pela minha vida.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto, por me ter dado a oportunidade de mostrar o meu trabalho, pela confiança, orientação e incentivo nos momentos mais difíceis, sempre com grande profissionalismo.

Ao estimado Prof. Dr. Milson Tadeu Camargo Silva (em memória), pelo grande carinho ao me incentivar na idéia da pós-graduação.

Ao meu grande amigo Marcelo Manoel de Oliveira, pelo companheirismo ao me indicar o Laboratório de Óptica Oftálmica.

Ao Prof. Dr. Paulo Estevão Cruvinel, pelos valiosos conselhos, amizade e confiança nos momentos iniciais deste trabalho.

Ao grande amigo e parceiro Cacau, pelos conselhos, incentivo e pela valiosa ajuda nos momentos mais difíceis deste trabalho.

Ao amigo e companheiro de profissão Alexandre Bianchi, pela dedicação e empenho, tornando a eletrônica utilizada mais eficaz.

A todos os amigos do Laboratório de Óptica Oftálmica, Opto e Eyetec, em especial, ao Luis Alberto Carvalho e Fátima Yasuoka, pela atenção, auxílio e conselhos.

Ao amigo e irmão calabrês Nicola Bloise, pelo incentivo e valiosa ajuda nos desenhos mecânicos e correções dos textos.

Em especial à minha maravilhosa família, meus pais, Francisco e Elmira, e aos meus irmãos, Fábio Luiz e Luciana, que sempre acreditaram em mim, me dando o constante apoio e amor necessário em todos os momentos.

Ao grande amor da minha vida, Katia Maria, que pela compreensão, companheirismo, carinho e valiosa presença tornou-me mais confiante na realização deste trabalho.

A todos os funcionários da Biblioteca e do Instituto de Física, em especial à Ana Mara Prado e Isabel Sertori, pela paciência, auxílio e informação em todos os momentos deste trabalho.

À FAPESP pelo apoio financeiro que foi de fundamental importância para a conclusão deste trabalho.

SUMÁRIO

<i>LISTA DE FIGURAS</i>	iii
<i>LISTA DE TABELAS</i>	v
<i>RESUMO</i>	vi
<i>ABSTRACT</i>	vii
 <i>CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO</i>	
1.1. DESENVOLVIMENTO HISTÓRICO	1 -
1.2. OBJETIVO DO TRABALHO	11
 <i>CAPÍTULO 2 - O OLHO HUMANO</i>	
2.1. A FORMA E A COMPOSIÇÃO DO OLHO HUMANO.....	12
2.2. O CRISTALINO	16
2.3. ACOMODAÇÃO VISUAL	18
2.4. MODELOS MATEMÁTICOS DO OLHO	26
2.5. AMETROPIAS OCULARES	31
2.5.1. MIOPIA	32
2.5.2. HIPERMETROPIA.....	35
2.5.3. ASTIGMATISMO.....	39
 <i>CAPÍTULO 3 - O PROJETO ÓPTICO</i>	
3.1. TRAÇADO DE RAIOS PARA LENTES DELGADAS	43
3.2. A SIMULAÇÃO DO OLHO HUMANO	46
3.3. A SIMULAÇÃO DO SISTEMA AFERIDOR	47
 <i>CAPÍTULO 4 - O EXPERIMENTO</i>	
4.1. POSICIONAMENTO DO ALVO ÓPTICO	49

4.2.	POSICIONAMENTO DO SISTEMA AFERIDOR	52
4.3.	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA AFERIDOR	53
4.4.	A TECNOLOGIA UTILIZADA.....	59
4.4.1.	A ELETRÔNICA DE CONTROLE.....	59
4.4.2.	O SOFTWARE	66
4.5.	A AFERIÇÃO DO INSTRUMENTO ELETRO-ÓPTICO	70
4.6.	RESULTADOS OBTIDOS	73
<i>CAPÍTULO 5- CONCLUSÕES</i>		<i>77</i>
<i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</i>		<i>79</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Princípio de Scheiner	3
Figura 2 – Princípio do Optômetro	4
Figura 3 – Optômetro Subjetivo Desenvolvido por F. M. Clark	5
Figura 4a – <i>Rodenstock Eye-Refractometer</i> 6	
4b – <i>Hartinger Coincid. Refractionometer</i>	6
Figura 5 – <i>Topcon Eye Refractometer</i>	7
Figura 6 – <i>Rétinofocomètre (Essilor Instruments, Paris)</i>	7
Figura 7 – Modelo Geométrico do Olho Humano	12
Figura 8 – Representação Esquemática do Olho	13
Figura 9 – Cones e Bastonetes	14
Figura 10 – Secção Diagramática Transversal do Cristalino	17
Figura 11 – Acomodação Ocular	19
Figura 12 – Atuação das Zônulas na Acomodação	21
Figura 13 – Pontos Remoto e Próximo	23
Figura 14 – Gráfico da Amplitude da Acomodação <i>versus</i> a Idade em Anos	26
Figura 15 – Diagrama do Olho Teórico	26
Figura 16 – Traço Paraxial Sobre uma Superfície Esférica	27
Figura 17 – Olho Esquemático de Helmholtz-Laurence	29
Figura 18 – O Olho Esquemático Simplificado Três-Superfícies Gullstrand	30
Figura 19 – Olho 60-Dioptria Reduzido Padrão Emsley	31
Figura 20 – Olho Emétrope	32
Figura 21 – Olho Míope	33
Figura 22 – Acomodação do Olho Míope	35
Figura 23 – Olho Hipermétrope	36
Figura 24 – Acomodação do Olho Hipermétrope	38
Figura 25 – Astigmatismo Simples e Composto	42
Figura 26 – Traçado de Raio entre 2 Superfícies Separadas pela Distância t_k	44
Figura 27 – Traçado de Raio para uma Lente Fina de Distância Focal f_{k+1}	44
Figura 28 – Simulação do Olho Humano pelo Traçado de Raios	47
Figura 29 – Arranjo Óptico do Sistema Aferidor	48
Figura 30 – Gráfico das Dioptrias <i>versus</i> Posição do Alvo Óptico	50
Figura 31 – Composição da Dioptria do Olho Simulado	51
Figura 32 – Dioptrias <i>versus</i> Deslocamento da CCD	52
Figura 33 – Diagrama Simplificado da Montagem Experimental	53
Figura 34- Barras Paralelas	54

Figura 35 - Gráf. dos Níveis de Intensidade Luminosa da Imagem das Barras	55
Figura 36 - Gráficos da Imagem Próxima ao Foco (a) e Distante do Foco (b).....	56
Figura 37 - Gráfico dos Trechos Utilizados Para o Cálculo da Tangente	57
Figura 38 - Gráfico do Foco Experimental	58
Figura 39 - Gráfico do Deslocamento do Slide	58
Figura 40 - Deslocamento da Câmera CCD.....	59
Figura 41 - Primeiro Protótipo Construído	61
Figura 42 - Rampa de Aceleração e Desaceleração Aplicada ao Motor de Passo..	63
Figura 43 - Sensor de Curso.....	64
Figura 44 - Circuito Eletrônico do Equipamento Eletro-Óptico.....	65
Figura 45 - Protótipo Final Construído	65
Figura 46 - Slide Utilizado para a Avaliação do Equipamento	71
Figura 47 - Gráfico da Imagem do Slide	71
Figura 48 - Gráfico dos Dados Teóricos <i>versus</i> Dados Experimentais.....	72
Figura 49 - Gráfico dos Dados Teóricos <i>versus</i> Dados Experimentais.....	73
Figura 50 - Gráfico do Erro Estimado	74
Figura 51 - Gráfico do Erro Experimental	74
Figura 52 - Diagrama Mecânico do Protótipo Final	76
Figura 53 - Foto do Protótipo Final	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - As Mudanças do Cristalino com a Idade	18
Tabela 2 - Medições da Amplitude da Acomodação por Donders e Duane.....	25

RESUMO

Neste trabalho descreve-se o desenvolvimento e a construção de um instrumento eletro-óptico que analisa o processo de inibir a acomodação ocular utilizado nos exames refrativos dinâmicos. Nesses exames, devido a não utilização de drogas para dilatar e paralisar a pupila e o cristalino, podem haver variações no poder dióptrico ocular, o que torna o exame ineficaz e ineficiente. Isto é evitado se o equipamento analisador possuir um sistema de inibição. O projeto do instrumento foi dividido em 2 etapas. A primeira etapa foi dedicada à simulação óptica do instrumento eletro-óptico, pelo método do Traçado de Raios, e de um sistema aferidor. Na segunda etapa, construiu-se a eletrônica de controle e as peças mecânicas do conjunto (instrumento eletro-óptico e sistema aferidor). Após o desenvolvimento do protótipo do instrumento, foram realizados testes de avaliação através da análise de imagens feita pelo aferidor. O instrumento eletro-óptico foi desenvolvido para ser utilizado num analisador de frente de ondas, que utiliza uma das técnicas mais recentes e eficientes aplicada nos exames refrativos oftalmológicos.

ABSTRACT

In this work it is described the development and construction of an electro-optical instrument. It analyzes the process of inhibiting ocular accommodation used in the dynamic refractive exams. Due to no use of drugs to dilate and paralyze the pupil and the crystalline lens, variations in the ocular dioptric power can occur, becoming those exams ineffective and inefficient. This is avoided if the analyzer equipment possess an inhibition system. The project of the instrument was divided in 2 stages. The first stage was dedicated to the optical simulation of electro-optical instrument, by the Ray Tracing Method, and of the system inspector. In the second stage, the control electronics and the mechanical parts (electro-optical and system inspector) was built. After the development of the prototype of the instrument, evaluation tests were accomplished through the analysis of images done by the inspector. The electro-optical instrument was developed to be used in an analyzer of front of waves, using one of the most recent and efficient techniques applied in the ophthalmologic refractive exams.

CAPÍTULO

1

INTRODUÇÃO

1.1.

DESENVOLVIMENTO HISTÓRICO

A natureza da imagem ocular tem sido estudada desde os tempos dos povos da antiga Grécia^{1.1}. Galeno^{1.2} supôs que um espírito psíquico se movesse através de um nervo óptico oco que se ligava à retina, depois passava pela lente cristalina na câmara anterior e, finalmente, era projetado para fora dos olhos como uma emanção dos raios que os objetos faziam no espaço visível. O cristalino foi o principal receptor que, de alguma maneira, criou a sensação de uma viagem de volta, como um espírito visual através do nervo óptico, para o cérebro. A teoria de Galeno foi preeminente na Europa até a Renascença.

Com o declínio da civilização grega e durante os Anos Negros na Europa, um persa de nome Alhazen (965-1039), se mostrou interessado especialmente em óptica e fez notáveis contribuições para o estudo da reflexão e refração da luz como a construção de uma câmara obscura* e de espelhos parabólicos além de estudar o espectro da luz e as propriedades das lentes. No livro que escreveu, ele expressou a idéia de que a luz se originava em fontes luminosas tal como o sol e era refletida dos objetos para o olho. Embora ele acreditasse que uma imagem era formada no olho, não tinha certeza de sua natureza precisa por causa da sua avaliação inadequada das propriedades dos meios oculares.

* **Câmara Obscura** - Uma caixa em forma de cubo com um pequeno furo em uma das faces para a entrada da luz e com um filme para o registro da imagem na face oposta.

Muitos trabalhos foram feitos em óptica durante a Renascença. Óculos foram usados para uma visão correta, o telescópio e o microscópio foram inventados e nasceu a forte idéia de que o olho formava uma imagem da mesma forma que uma câmera obscura. Todavia, a maior dificuldade foi experimentada em aceitar o fato de que a imagem era invertida, pois a percepção do mundo da época não concebia tal fato. Em 1575, o italiano Francesco Maurolycus (1494-1575) comparou o elemento cristalino do olho a uma lente convergente de raios luminosos. Ele discordou de que a imagem era invertida, pois senão iríamos enxergar tudo de ponta-cabeça. Até mesmo o italiano Leonardo Da Vinci (1452-1519) inicialmente não aceitava a idéia de uma imagem invertida na retina e se ateuve a construir imagens eretas que atrapalharam o verdadeiro entendimento da óptica do olho.

O astrônomo alemão Johannes Kepler (1571-1630), em 1602, admitiu que realmente havia uma inversão. Ele disse que “a experiência e a atividade da alma” eram o que revertiam as imagens. A córnea e o cristalino do olho refratam os raios luminosos de forma que a visão seja nítida quando a imagem estiver focalizada sobre a retina. Ele também explicou o papel do cristalino no processo de formação da imagem. Pontos no espaço foram formados na retina para gerar uma imagem real e invertida produzida pela refração da córnea e do cristalino. A demonstração da veracidade da hipótese de Kepler foi dada por Scheiner (1573-1650), um padre jesuíta que removeu parte da esclera e coróide dos olhos de uma ovelha para observar a parte de trás da retina. Enquanto apontava um objeto luminoso em direção ao olho, ele observava uma pequena imagem invertida na retina.

Scheiner^{1,3}, em 1619, também descobriu que o ponto em que o olho focalizava as imagens poderia ser precisamente determinado através de um duplo *pinhole** anterior à pupila do olho. Os raios luminosos (Figura 1) que entram no olho, vindos de um objeto distante, estão limitados pelas aberturas dos *pinholes* a dois pequenos feixes de luz.

* Pinhole - Pequeno furo de diâmetro igual ao de uma agulha.

Se o olho é míope, os feixes se cruzam antes de alcançar a retina e dois pequenos pontos de luz são vistos. Se o olho é hipermetrópe, os feixes chegam à retina antes de se cruzarem e dois pontos de luz são vistos. Movendo-se o objeto para uma posição onde aparece somente um ponto na retina, o examinador pode obter o ponto remoto do olho e, assim, determinar a correção refrativa – a esta técnica foi dado o nome de Princípio de Scheiner.

Este princípio foi o primeiro de um conjunto de classes de métodos de refração e de testes de sistemas ópticos por “área de foco”. Estes métodos têm sido largamente usados em experiências para automatizar os exames refrativos e vários dos equipamentos automáticos disponíveis atualmente utilizam o Princípio de Scheiner.

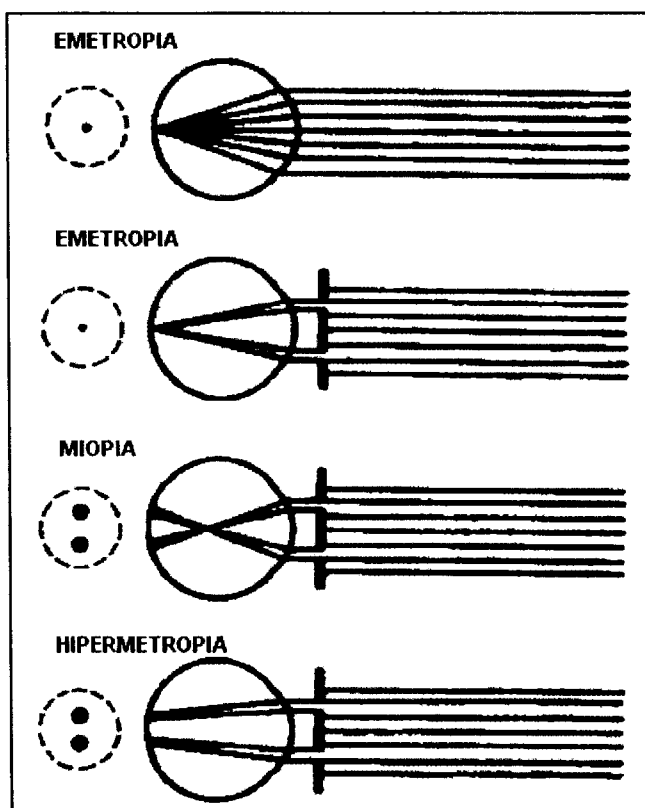


Figura 1 - Princípio de Scheiner

Outra grande descoberta na área da refração automatizada^{1.4} foi o Princípio do Optômetro (Figura 2), que permite uma variação contínua

do poder de refração nos instrumentos. Em vez de utilizar o método da troca de várias lentes de diferentes poderes dióptricos, uma única lente convergente é utilizada e posicionada a uma distância, do olho ou do plano das lentes corretoras, igual à sua distância focal. A luz proveniente de um alvo situado ao lado oposto ao da lente entra no olho com vergências diferentes (zero, positivas ou negativas), dependendo da posição do alvo. Se a vergência da luz no plano focal do optômetro é medida, observa-se que esta é relacionada ao deslocamento do alvo. Portanto, pode-se construir uma escala com espaçamentos que indicará o número de dioptrias* (D) que este arranjo óptico simula no plano das lentes corretoras.

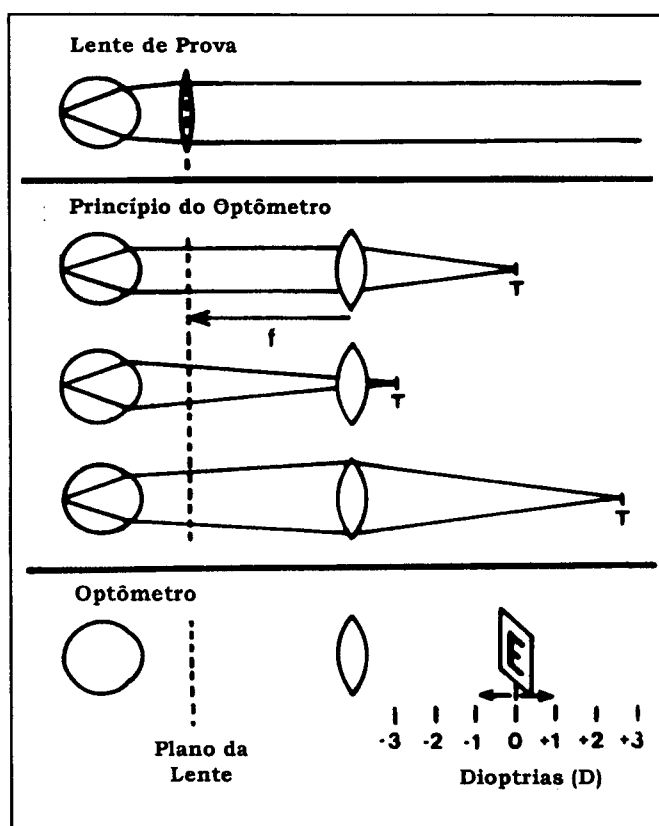


Figura 2 - Princípio do Optômetro

O Princípio de Scheiner e o Princípio do Optômetro têm sido amplamente utilizados em tentativas de automatizar o exame de refração ocular.

* Dioptrias (D) - Unidade do poder de refração de lentes, indicando a recíproca do comprimento focal expresso em metros.

Poterfield criou o termo optômetro para descrever um instrumento para “medir os limites da visão nítida e determinar com grande exatidão a força e a fraqueza da visão”. Young^{1,5}, em 1801, combinou o Princípio de Scheiner com um optômetro e fez a primeira medida de astigmatismo ocular. Badal^{1,6}, em 1876, descreveu o primeiro optômetro que tinha magnificação constante por toda sua faixa dióptrica.

Os primeiros instrumentos foram subjetivos, exigindo paciência do paciente para ajustá-los ao melhor foco ou ao melhor alinhamento das partes do alvo óptico. Os optômetros subjetivos alcançaram um pico de desenvolvimento entre 1895 e 1920. Um exemplo é o optômetro inventado em 1897 por F. M. Clark^{1,7} (Figura 3).

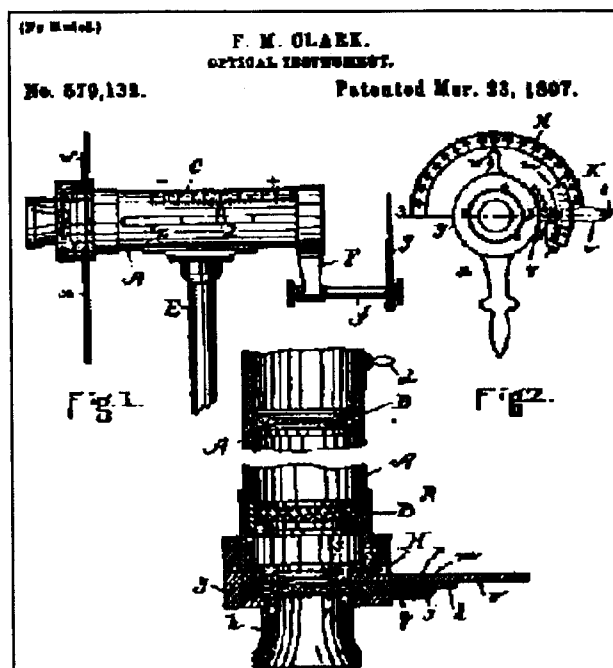


Figura 3 - Optômetro Subjetivo Desenvolvido por F. M. Clark

O optômetro-autoforo, construído para ser variável continuamente com o poder esfero-cilíndrico, foi realizado com a combinação de uma lente de Stokes a um optômetro esférico básico. Este instrumento e outros optômetros subjetivos da época não tiveram sucesso por causa da acomodação induzida pelo instrumento^{1,8}.

Nas décadas de 20 e 30, vários optômetros foram desenvolvidos e comercializados. Estes, classificados como instrumentos objetivos de medidas de refração, são na verdade subjetivos no que se refere ao examinador, que deve focalizar ou alinhar a imagem de um alvo na retina do paciente. Estes instrumentos são todos baseados nos dois princípios anteriormente apresentados.

Alguns até recentemente ainda eram comercializados, como o *Rodenstock Eye-Refractometer* (Figura 4a), o *Hartinger Coincidence Refractionometer (Jenoptik)* (Figura 4b) e o *Topcon Eye-Refractometer* (Figura 5); e eram amplamente utilizados na Europa, em preferência à retinoscopia, porém nunca foram populares no Brasil e nos Estados Unidos.

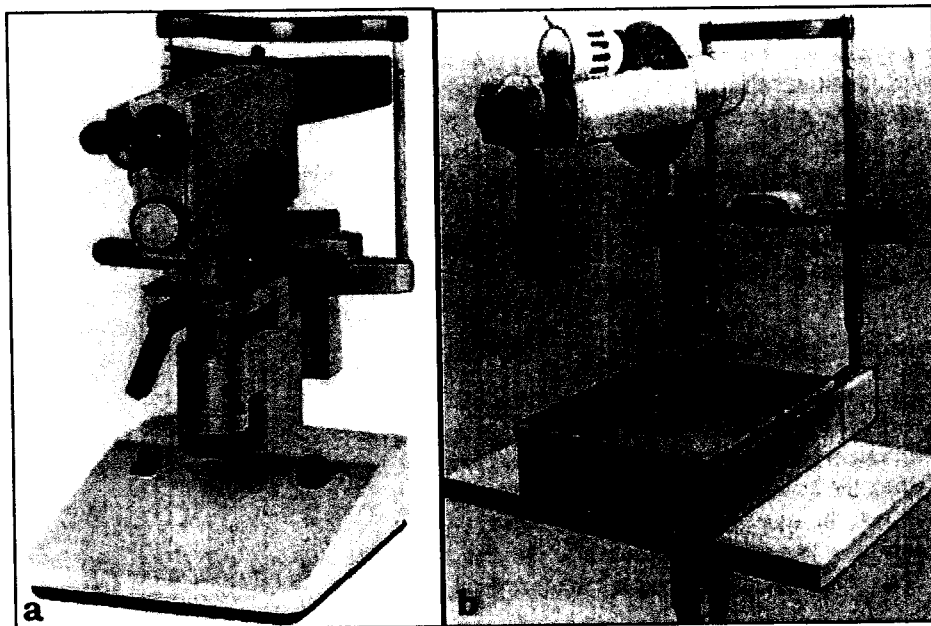


Figura 4a - *Rodenstock Eye-Refractometer* 4b - *Hartinger Coincid. Refractionometer*

Desde 1960, o avanço tecnológico na eletrônica, principalmente na área da automação, feita através dos microcomputadores e microcontroladores, tem possibilitado a maioria dos avanços na automação desses instrumentos. Devido a isto, surgiram métodos e instrumentos inovadores para refração clínica automatizada. Alguns destes têm se tornado viáveis comercialmente, enquanto outros ainda estão no estágio de desenvolvimento.

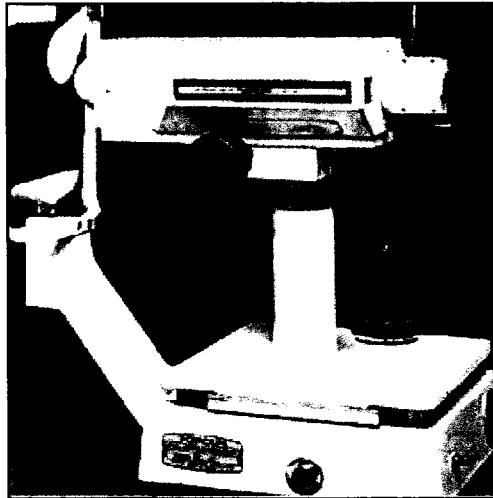


Figura 5 - Topcon Eye Refractometer

Um outro avanço que ocorreu foi na área da refração clínica com o surgimento do optômetro objetivo mecânico: o *Rétinofocomètre* (Figura 6), desenvolvido pelo trabalho de Arnulf^{1.9}, na França.

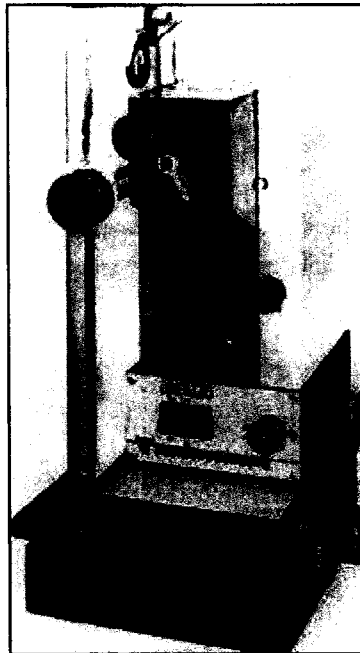


Figura 6 - Rétinofocomètre (Essilor Instruments, Paris)

Entre os instrumentos de medidas objetivas, os optômetros automáticos, que utilizam luz na faixa do infravermelho, foram os que despertaram o maior interesse. Estes instrumentos realizavam as medidas de refração automaticamente, utilizando luz infravermelha por ser invisível ao paciente. Um alvo visível é incorporado em cada

instrumento para ajudar no controle da fixação do paciente e da acomodação.

O primeiro optômetro foi descrito por Collins^{1.10}, em 1937, porém a eletrônica daqueles dias não era suficientemente sofisticada para tornar o instrumento prático. No entanto, aprimoramentos nos fotodetectores de infravermelho, nos circuitos de controle e em microcomputadores têm sido implementados. Através do advento do laser, vários destes sistemas surgiram e originaram os atuais autorefratores.

Três fatores básicos limitavam a aceitação de optômetros na prática da refração clínica:

1. *ALINHAMENTO*^{1.11}

Em um sistema baseado no Princípio de Scheiner, ambas as fendas devem se encaixar exatamente na pupila de entrada do olho do paciente. Caso o paciente mova-se ligeiramente, a medida é invalidada. Ainda: alinhar o instrumento e mantê-lo alinhado requer uma grande habilidade prática e paciência por parte do examinador, bem como cooperação do paciente.

2. *ASTIGMATISMO IRREGULAR*^{1.11}

O sistema de Scheiner usa apenas duas pequenas porções do sistema óptico ocular. Se o astigmatismo irregular estiver presente, a melhor refração média sobre toda a pupila pode ser completamente diferente da apresentada por apenas duas pequenas áreas da mesma. O melhor meio de evitar este problema é utilizando a maior área pupilar possível.

3. *ACOMODAÇÃO*^{1.11}

Quando os pacientes olham dentro dos instrumentos, eles tendem a acomodar o cristalino. Esta situação, conhecida como miopia de

instrumento^{1.12} ou acomodação de instrumento, é o maior problema para a maioria dos optômetros e tem sido para a maioria dos refratores automáticos atuais. A quantidade de acomodação introduzida pelos equipamentos geralmente flutua durante o processo de medida. Se os meridianos principais são medidos sucessivamente, ao invés de simultaneamente, as flutuações da acomodação dos pacientes podem induzir um erro nas correções cilíndricas, bem como nas esféricas.

Nos últimos anos houve um grande avanço tecnológico na área da cirurgia refrativa. Esta tecnologia associada ao avanço do estudo dos modelamentos ópticos, cada vez mais próximos à realidade, fez com que o diagnóstico dos tipos de aberrações ópticas se tornasse cada vez mais eficaz. Tem-se como exemplo disto a crescente utilização do laser de excímeros.

Hoje, podemos unir tecnologia da auto-refração e topografia de córnea ao laser de excímeros, maximizando, assim, a acuidade visual pós-cirúrgica em excelentes níveis, sendo que, no início corrigia apenas a miopia. Em decorrência disto, já se fala em ablações ponto a ponto sobre a córnea.

Com a evolução dos equipamentos computadorizados, houve um grande avanço nos estudos da medição da curvatura da córnea, que utilizavam algoritmos relacionados às distorções dos Discos de Plácido^{1.13}, obtendo excelentes informações para as análises pré e pós-cirúrgicas. Porém, surgiu a necessidade de se ter um sistema que calculasse a topografia real da córnea, pois o sistema de simulação da adaptação de lentes de contato rígidas necessitava de medidas das elevações ponto a ponto da córnea. Com o desenvolvimento da topografia da córnea, precisava-se saber o poder dióptrico do olho como um todo, ou seja, saber a distância focal do cristalino e as dimensões do olho. Para realizar essa análise surgiu o auto-refrator, pois a topografia mede somente o astigmatismo da córnea e precisava-se de um sistema para a obtenção da miopia e da hipermetropia. Com os atuais auto-refratores o problema do alinhamento foi minimizado, já que a

eletrônica de controle pode executar as medidas automaticamente quando se obtém o alinhamento necessário. O médico possui o auxílio de uma câmera que capta a imagem do olho e a envia a um visor, onde o oftalmologista é capaz de fazer o alinhamento com o auxílio de um alvo projetado na mesma tela, de uma manopla que executa os movimentos verticais e horizontais e, através de um botão, fazer o disparo do laser para o exame.

Contudo, os auto-refratores não são completos, porque a maioria mede a refração em apenas três eixos na saída da pupila, obtendo assim, os parâmetros para o cálculo da lente esfero-cilíndrica equivalente. É possível obter uma resolução bem melhor se forem utilizados em conjunto: a auto-refração, o laser e a topografia da frente de onda da luz que emana do olho, obtendo assim todas as medidas e parâmetros reais do globo ocular. Deste modo, o problema do astigmatismo irregular dos optômetros objetivos seria resolvido. Atualmente, esta junção já está em estudo através de pesquisas feitas com o analisador de frente de onda que utiliza a técnica de análise refrativa chamada de Hartmann-Shack.

Estes analisadores utilizam uma tecnologia baseada em óptica adaptativa que é usada na astronomia e que foi desenvolvida na década de 70 por Shack^{1.14}, depois de basear-se na experiência feita por Hartmann^{1.15} no início do século XX. Em 1994, pesquisadores da Universidade de Heidelberg na Alemanha iniciaram esta busca inspirando-se na astronomia. A técnica veio de um instrumento utilizado em observatórios para medir as aberrações ópticas nas imagens de estrelas e galáxias, causadas pela turbulência de nossa atmosfera terrestre. O analisador que utiliza esta técnica é denominado Wavefront, pois se baseia num sensor de frentes de onda chamado atualmente de sensor de Hartmann-Shack^{1.16} e que, com um processamento matemático e digital de imagens em conjunto com uma instrumentação eletro-óptica, consegue medir o grau das aberrações ópticas do olho humano como um todo e não somente em alguns eixos

como se tem atualmente. Porém, o problema da acomodação ocular ainda persiste e o trabalho que será descrito visa minimizá-lo por meio de um instrumento eletro-óptico que utiliza um processamento matemático baseado no Princípio do Optômetro e que será acoplado ao Wavefront.

1.2. OBJETIVO DO TRABALHO

A acomodação ocular é um fator de vital importância para que os auto-refratores e analisadores de frente de onda possuam precisão nas medições das aberrações refrativas oculares e para que isto ocorra precisa-se de um bom controle da acomodação ocular do paciente a ser analisado. O cristalino deve estar desacomodado no exame refrativo dinâmico, caso contrário este aumenta o poder óptico total do olho, fazendo com que se torne mais difícil a determinação da contribuição da córnea na refração ocular, como veremos no próximo capítulo. A ocorrência deste fato durante o processo auto-refrativo induz erros nas medidas de correção esférica e cilíndrica, não obtendo, assim, a confiabilidade necessária aos resultados obtidos pelo processo.

A acomodação ocular se deve ao fato do cristalino tentar sempre manter a imagem nítida na retina e, desta forma, variar seu poder dióptrico conforme a influência de alguns fatores.

Este é um grande obstáculo para as análises feitas por instrumentos refrativos automáticos, pois não pode haver flutuações no comportamento do cristalino durante o processo de aquisição das aberrações refrativas oculares.

O objetivo deste projeto é desenvolver um instrumento eletro-óptico para estudar o sistema de inibição da acomodação ocular que implementará o Wavefront, em fase de construção na empresa Eyetec Ltda.

CAPÍTULO 2

O OLHO HUMANO

2.1. A FORMA E A COMPOSIÇÃO DO OLHO HUMANO

Há anos pesquisadores vêm desenvolvendo modelos matemáticos do olho humano^{2.1}. Apesar de nenhum órgão humano possuir uma forma geométrica regular, geralmente descrevemos um olho humano adulto como sendo uma esfera de raio médio igual a 12 mm, completada anteriormente por uma calota esférica transparente de 8 mm de raio. A distância entre seus centros é de aproximadamente 5 mm, conforme ilustrado a seguir.

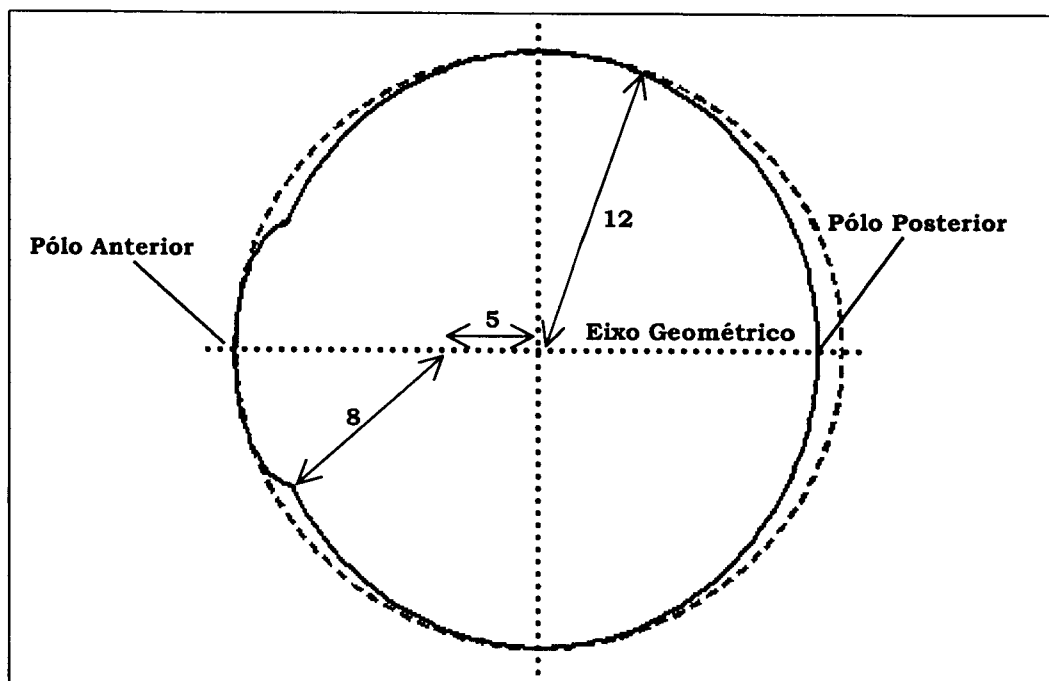


Figura 7 - Modelo Geométrico do Olho Humano

O olho humano possui funções físicas básicas^{2.2} responsáveis pela visão. São seis as funções: a refração, cujos elementos responsáveis são a córnea, o cristalino e os humores aquoso e vítreo; a autofocalização, realizada pelo cristalino e pelos músculos ciliares; o controle da luminosidade interna, obtido pela íris e pupila; a detecção da imagem formada, implementada pela retina (pelos cones e bastonetes); a transmissão da informação ao cérebro através do nervo e vias ópticas; e a refrigeração da retina pela coróide.

Os elementos essenciais do olho, considerados como um sistema óptico, estão ilustrados na seqüência.

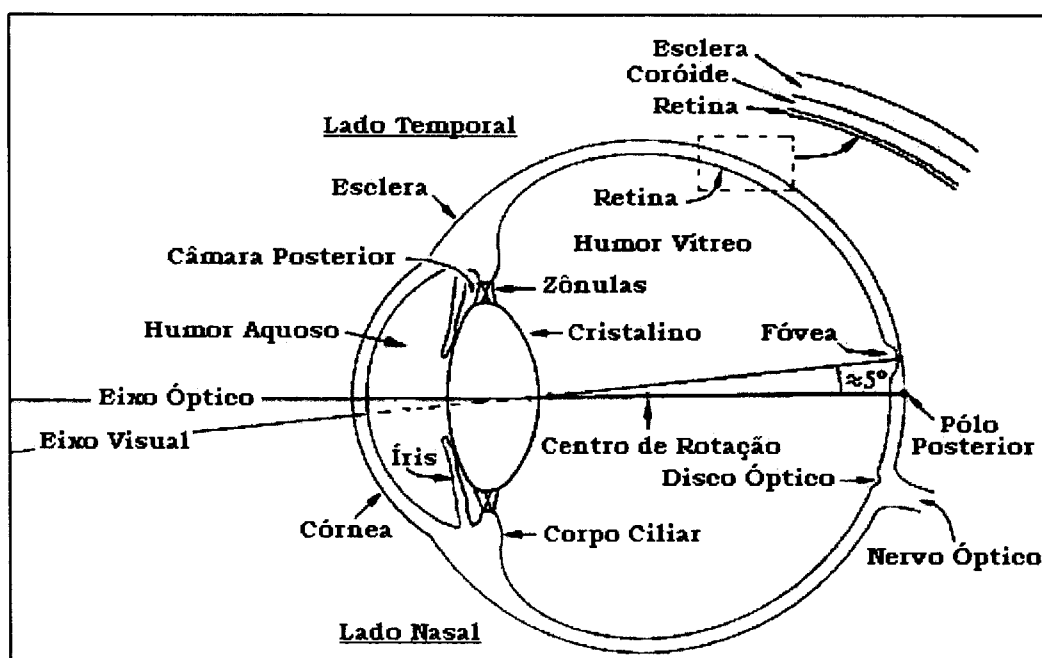


Figura 8 - Representação Esquemática do Olho

O globo ocular é constituído por uma membrana fibrosa dividida em duas partes distintas: uma branca que representa cerca de 5/6 do total, denominada esclera e outra mais curvada e coberta por uma membrana totalmente transparente, denominada córnea, responsável por mais de 3/4 do poder de refração total do globo ocular. A região posterior à córnea e anterior ao cristalino contém um líquido denominado humor aquoso. O cristalino consiste numa cápsula transparente formada por uma gelatina fibrosa, rija na região central e

menos consistente nas margens, com poder refrativo variável cuja sustentação é feita pelos músculos ciliares. Entre o cristalino e a retina, o olho é preenchido por uma substância gelatinosa transparente chamada humor vítreo. Os índices de refração, tanto do humor vítreo como do humor aquoso, são aproximadamente iguais ao da água, cerca de 4/3. O sistema óptico ocular possui um poder de refração variável entre 58,64 D a 70,57 D.

A coróide é uma camada rica em vasos sanguíneos que reveste a parte interna da esclera e funciona como uma espécie de sistema de refrigeração para a retina, através da qual dissipa energia pelo fluxo sanguíneo.

Grande parte do olho é coberta por uma delicada membrana, denominada retina e constituída por fibras nervosas. Tais fibras, que se reúnem no nervo óptico, originam-se próximas a minúsculas estruturas chamadas cones e bastonetes (Figura 9). Ambos recebem a imagem óptica e a transmitem ao cérebro por impulsos semelhantes aos elétricos.

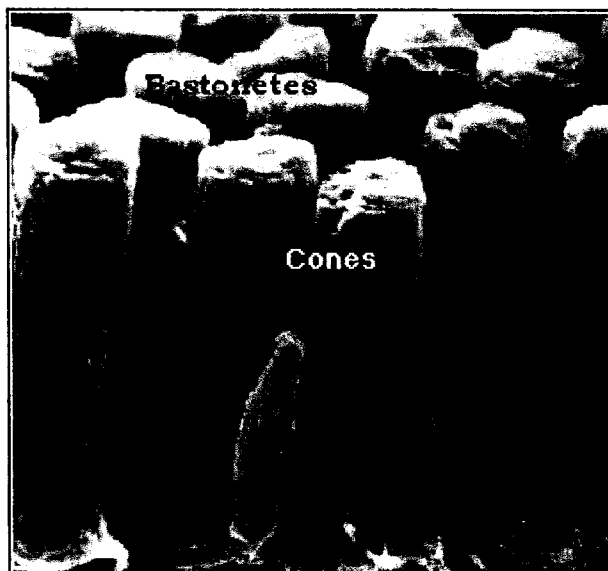


Figura 9 – Cones e Bastonetes^{2,3}

Há uma ligeira depressão na retina chamada mancha amarela ou mácula lútea. Em seu centro existe uma diminuta região, com cerca de 0,25 mm de diâmetro, denominada fóvea centralis, que contém a maior

concentração de cones. A visão na fóvea é muito mais nítida do que em outras regiões da retina; os músculos que controlam o olho giram sempre o globo ocular até que a imagem do objeto, para o qual a atenção está voltada, seja focalizada na fóvea. A região marginal da retina serve apenas para caracterizar o aspecto geral do campo de visão. A fóvea é tão pequena que para focalizar distintamente dois pontos tão próximos, como os do sinal de pontuação denominado dois pontos (:), há necessidade de se movimentar o olho.

Na região em que o nervo óptico penetra no globo ocular não existem bastonetes e nem cones, e as imagens aí formadas não são visualizadas. Essa região é denominada ponto cego.

Anterior ao cristalino encontra-se a íris, no centro da qual existe uma abertura denominada pupila. A função da pupila é regular a quantidade de luz que entra no olho, dilatando-se automaticamente se o brilho do campo for fraco e contraindo-se quando o brilho aumenta. Entretanto, o diâmetro pupilar sofre uma variação de apenas quatro vezes (corresponde a uma variação em área de 16 vezes), enquanto a variação correspondente ao brilho é superior a 100 mil vezes. Há um mecanismo receptor na retina que se adapta, ele próprio, às grandes diferenças de quantidade de luz.

Para que um objeto seja visto distintamente, a imagem formada na retina deve ser nítida. Se todos os elementos do olho fossem rigidamente fixos na sua geometria, apenas os objetos situados a uma certa distância formariam imagens nítidas na retina. Entretanto, o olho normal pode focalizar nitidamente objetos situados a qualquer distância, desde o infinito até cerca de 25 cm à sua frente. Isso se torna possível pela ação do cristalino e do músculo ciliar ao qual ele é ligado.

2.2. O CRISTALINO

Posicionado entre o humor aquoso e o humor vítreo (Figura 8), a transparente lente cristalina, ou cristalino, forma um dos meios refrativos do olho humano^{2,4}. O cristalino possui uma importante função no processo de acomodação visual, que permite a focalização na retina dos raios de luz emergentes da córnea e humor aquoso.

O cristalino é composto internamente por células epiteliais em diferentes estágios de maturação. Esta massa celular está envolvida por uma cápsula acelular e elástica. A divisão celular, conseqüentemente o crescimento do cristalino, continuam durante toda a vida. Como novas células do cristalino são formadas, as células antigas são dispostas no interior do cristalino, enquanto as novas na região periférica. Em um estágio prematuro de seu desenvolvimento, o cristalino torna-se isolado de um suprimento direto de sangue e por essa razão torna-se dependente dos humores aquoso e vítreo, como suas fontes de nutrição e como meios de eliminação dos resíduos do metabolismo.

O metabolismo do cristalino está direcionado completamente em manter sua integridade e transparência. A perda de transparência ou a interrupção da transmissão da luz, em qualquer porção, é chamada catarata.

O cristalino de um olho completamente desenvolvido torna-se uma lente biconvexa e quando se trata de um olho jovem é geralmente transparente, mas passa a tornar-se colorido, com uma faixa de cores que vai do amarelo ao âmbar gradualmente, com o tempo. A massa celular completa do cristalino (o epitélio, córtex e núcleo), encontra-se dentro de uma cápsula elástica, que tem uma superfície externa lisa (Figura 10). O cristalino é fixo por ligamentos suspensórios chamados zônulas, que vão do corpo ciliar até serem inseridos dentro da cápsula pelo equador.

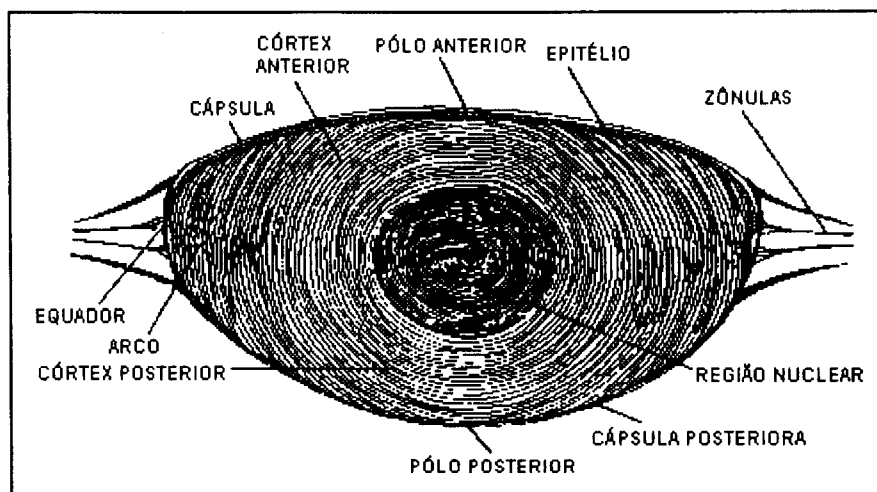


Figura 10 - Secção Diagramática Transversal do Cristalino^{2.4}

Tem sido estimado que a espessura do cristalino humano cresce em torno de 0,02 mm por ano; seu diâmetro antero-posterior em um recém-nascido é de 3,5 a 4 mm e pode atingir de 4,75 a 5 mm nos 90 anos de idade. O diâmetro equatorial na infância é em torno de 6,5 mm, aumentando até 9 mm aos 15 anos e com um pequeno aumento após essa idade.

O índice de refração do cristalino varia aumentando do centro para as bordas com um índice médio de 1.43. Uma outra característica é a de fazer o papel de uma lente convergente com distância focal variável.

O cristalino^{2.5} se desenvolve durante a vida, seu crescimento se dá em camadas que se sobrepõem às camadas antigas, como os anéis de uma árvore, formando uma estrutura estratificada semelhante à de uma cebola (Figura 10).

Na adolescência o formato do cristalino aproxima-se muito mais de uma esfera do que na idade adulta. Por exemplo, na faixa de 20 a 30 anos o diâmetro frontal mede 8,67 mm e pesa 172 mg, aproximadamente, enquanto o diâmetro frontal de uma pessoa idosa é de 9,62 mm, como demonstra a Tabela^{2.6} 1.

A transparência^{2.7} do cristalino é devida particularmente ao arranjo regular das fibras que o constituem, ao citoplasma das fibras não-particulado e à distribuição uniforme destas.

AS MUDANÇAS DO PESO LÍQUIDO, VOLUME E DIÂMETRO FRONTAL DO CRISTALINO COM A IDADE			
Idade	Peso (mg)	Volume (mm³)	Diâmetro Frontal (mm)
1-3 meses	92,8	90	6,31
10-11 meses	124,5	120,4	7,46
1-10 anos	146,8	142,5	8,06
10-20 anos	152,8	148,3	8,47
20-30 anos	172	162,9	8,67
30-40 anos	190,3	177,3	8,97
40-50 anos	202,4	188,1	9,09
50-60 anos	223,3	205,4	9,44
60-70 anos	230,1	213	9,49
70-80 anos	237,1	218,3	9,64
80-90 anos	258,1	238,7	9,62

Tabela 1 - As Mudanças do Cristalino com a Idade

2.3. ACOMODAÇÃO VISUAL

O olho normal, no estado relaxado, focaliza imagens de objetos distantes na retina, e para objetos próximos deve haver um aumento no poder refrativo ocular. O mecanismo que realiza esta mudança é chamado de acomodação visual e o olho relaxado é denominado desacomodado.

O termo^{2,8} *acomodação* foi definitivamente introduzido por Burow. Alguns livros, antes desta data, usavam o termo *adaptação*, hoje aceito como relativo às variações da sensibilidade retiniana devido às mudanças na intensidade luminosa.

O olho humano também possui outras habilidades para a obtenção da melhor imagem. A adaptação, citada anteriormente, é a habilidade do olho responder ao sinal de luz variando de fraca para

muito forte, processo esse regulado pela íris e pela pupila. A visão estereoscópica nos torna hábeis para determinar a profundidade ou posição de objetos no espaço tridimensional. A acuidade visual é a habilidade de ver claramente e perceber diferenças na orientação espacial de objetos, determinando detalhes e contornos.

O mecanismo da acomodação^{2.9} varia entre as espécies. Nem todos os animais acomodam. Alguns peixes contraem seu cristalino para a visualização de objetos distantes, enquanto em cobras, sapos e vários mamíferos a posição do cristalino é deslocada para obter uma visão mais próxima.

Nos seres humanos a habilidade do olho em alterar o foco é facilitada por uma mudança no formato do cristalino (Figura 11); não há mudança na curvatura da córnea ou no tamanho do globo ocular. No humano o mecanismo acomodativo envolve o músculo ciliar, as zônulas, a cápsula e a flexibilidade do cristalino.

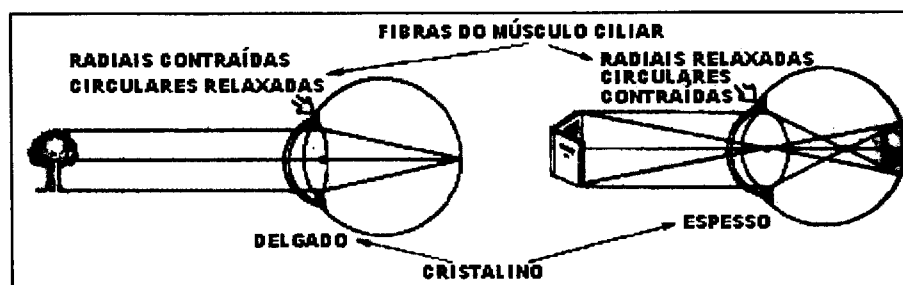


Figura 11 - Acomodação Ocular

A flexibilidade do cristalino, que gradualmente diminui com o passar dos anos, faz com que a capacidade de enxergar nítido um objeto próximo diminua, dificultando por exemplo a leitura de um livro. A densidade do cristalino também aumenta com a idade devido a uma progressiva desidratação, que é acompanhada por esclerose ou perda de elasticidade. O cristalino de um adulto possui aproximadamente 66% de água e numerosos íons minerais, especialmente potássio e sódio.

Quando o músculo ciliar está relaxado, as zônulas (ligamento suspensório composto de numerosas fibrilas que emergem da superfície

do corpo ciliar e se inserem no equador do cristalino (Figura 10)) estão sob tensão, exercendo uma força centrífuga no equador do cristalino de tal modo que a substância maleável do cristalino jovem adquira a forma achatada e neste estado se diz que o cristalino está desacomodado. A contração do músculo ciliar causa a redução e o movimento para o exterior na direção do equador do cristalino. Como resultado temos que as zônulas tornam-se flácidas, sua tração na cápsula está aliviada e o cristalino torna-se mais esférico, deste modo, pode-se dizer que se encontra no estado acomodado. Isto resulta em um aumento do poder óptico do cristalino, permitindo que um objeto que esteja próximo seja focado na retina.

Para mudar o foco de um objeto que está próximo para um que está distante, o músculo ciliar relaxa e a elasticidade da membrana de Bruch causa o movimento contrário, alargando o anel ciliar de forma que as zônulas tornam-se tensas outra vez e o cristalino achatado (Figura 12). Este princípio é o mecanismo da acomodação, que foi sugerido primeiro por Helmholtz, e a importante função da cápsula foi enfatizada por Fincham.

Durante a acomodação, a principal mudança na forma do cristalino é percebida na superfície anterior que neste estado possui um raio de curvatura de aproximadamente 12 mm.

A espessura axial do cristalino aumenta durante a acomodação e o diâmetro diminui. O aumento na espessura axial do cristalino é compensado pela câmara anterior do olho.

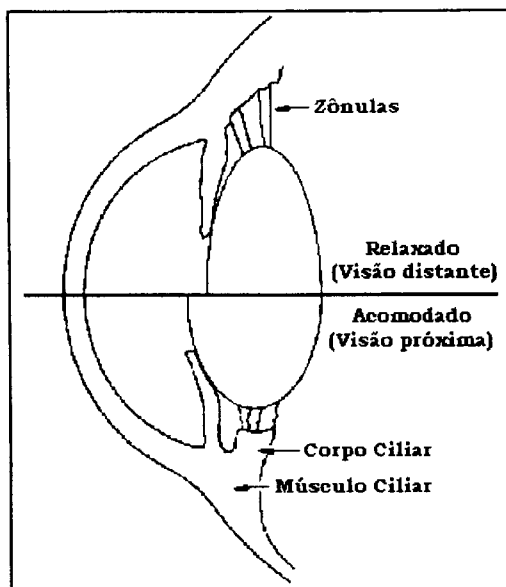


Figura 12 - Atuação das Zônulas na Acomodação

O formato do cristalino acomodado é determinado pelas dimensões e características elásticas da cápsula do cristalino, sua superfície anterior salienta-se no centro durante a acomodação devido à porção central da cápsula anterior ser fina. A região posterior da cápsula é a mais fina e a superfície posterior do cristalino possui uma grande curvatura, até mesmo no estado desacomodado; nenhum significativo aumento ocorre quando a tensão zonular está relaxada. Devido ao cristalino acomodado não estar fortemente sustentado pelas conexões zonulares, é influenciado pela força da gravidade e tende a penetrar para dentro do globo ocular.

Quando o olho acomoda, além das mudanças no cristalino e no sistema zonular, ele converge e a pupila contrai quase simultaneamente. Estes fatos ajudam no objetivo de ter uma visão nítida de objetos que se encontram perto da pessoa e são conhecidos como “resposta próxima”. As interações destes fatos fisiológicos não são precisamente compreendidas. Todavia, as mudanças pupilares seguem um estímulo acomodativo que não depende totalmente da convergência ou do processo acomodativo. Sem dúvida, o estímulo para a acomodação excita, pelo caminho do sistema nervoso central, redes neurais, influenciando tanto o reflexo acomodativo como o tamanho da

pupila e a convergência. A relação quantitativa entre acomodação e convergência é referida como a razão CA/A (Convergência-Acomodação/Acomodação) e é discutida extensivamente por Alpern.

A atividade contráctil do músculo ciliar é governada pelas fibras do terceiro nervo cranial que se originam no núcleo Edinger-Westphal e a sinapse no gânglio ciliar. A estimulação elétrica das fibras e administração local de drogas parasimpaticomiméticas (drogas que têm ação semelhante à produzida por estimulação do sistema nervoso parassimpático), como a polícarpina e inibidores colinesterase, resulta no típico evento da acomodação. A Atropina, que bloqueia a ação da acetilcolina, bem como outras drogas que inativam o músculo ciliar são chamadas cicloplégicos.

A relaxação do músculo ciliar e a redução na amplitude da acomodação seguem uma estimulação do fornecimento simpático ao olho pela administração local de drogas em humanos.

Três possibilidades de estímulos para a acomodação são a mancha ou borrão, aberração cromática e a comunicação da proximidade. Existem outros fatores que também modificam a acomodação, como a fadiga, iluminação e, até mesmo, o estado psicológico da pessoa no momento. Se a proximidade aparente é mantida constante, a imagem borrada estimulará ainda a acomodação. Se um pequeno borrão for o estímulo para a acomodação, o olho terá o discernimento do objeto estar se movendo para perto ou para longe dele. Assim, as mudanças iniciais no poder acomodativo podem ser baseadas na tentativa e erro. Se a imagem de um objeto, movendo-se ao longe, tornar-se mais borrada quando o poder dióptrico estava diminuindo, o sistema responderia atrasado devido à relaxação do músculo ciliar e uma diminuição resultante no poder refrativo. A oscilação da acomodação constante, observada, às vezes como 0,4 dioptrias, é considerada por alguns essencial para a determinação da direção na qual o mecanismo da acomodação procederia.

Fincham sugeriu que a aberração cromática da imagem retiniana viria dos estímulos da acomodação, uma vez que várias pessoas foram incapazes de fazer ajustes acomodativos quando visualizavam um objeto na luz monocromática. Fincham também acreditava que os movimentos de varredura do olho exerciam uma função nos estímulos da acomodação; sem dúvida, não há simplesmente um único e nem mais importante estímulo. Tamanho aparente e distância de um objeto, borrão, aberração cromática, oscilação da acomodação, movimentos de varredura e muitos outros fenômenos visuais, podem todos serem responsáveis pela obtenção da resposta acomodativa apropriada.

No estudo da distância de um objeto como estímulo para a acomodação, sua zona de atuação é dada por dois pontos denominados de próximo e remoto.

Diz-se que um objeto está no ponto remoto, considerando que o olho seja normal de poder dióptrico de 60 D, quando ele se encontra a uma distância que vai do infinito até aproximadamente 6 m do olho, estando o cristalino desacomodado nesta situação.

O ponto próximo é a distância mais próxima do olho que um objeto pode alcançar e onde se consegue visualizá-lo nitidamente na retina. Este ponto fica situado entre 20 e 25 cm de um olho normal com 60 D, como ilustrado a seguir.

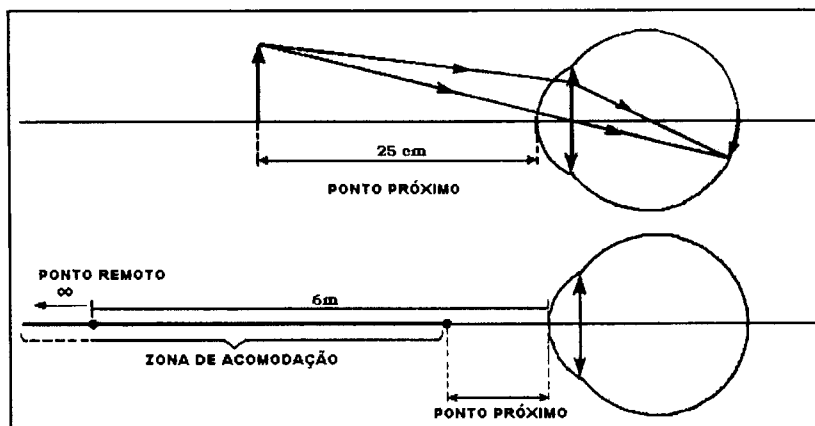


Figura 13 - Pontos Remoto e Próximo

Quando o olho acomoda^{2.10}, o ponto que é visto claramente tem uma abscissa cujo valor aumenta em todos os casos. Considerando que

X é a distância do objeto em relação ao olho da pessoa, sua proximidade sendo tomada em qualquer distância sempre será menor que R (R é o ponto remoto); conseqüentemente, a quantidade em dioptrias sempre será positiva. Utiliza-se isto como uma medida da acomodação necessária.

$$A = R - X \quad (2.1)$$

O máximo valor A_m que A poderá conseguir é chamado de “amplitude da acomodação”, que nada mais é que a máxima alteração do poder refrativo na focalização de um objeto longe ou de um objeto perto. A proximidade correspondente P mede o ponto próximo,

$$A_m = R - P \quad (2.2)$$

O R é facilmente bem definido porque a falta de acomodação é uma condição de repouso estático que pode ser obtido com drogas paralisantes; paralisias patológicas da acomodação deixam o olho no ponto remoto. Contrariamente, a acomodação é um esforço dinâmico variável e P depende de numerosos parâmetros, particularmente de convergência binocular dos eixos dos dois olhos. Na prática é impossível manter a acomodação sem fadiga por um longo tempo se este exceder $2/3$ ou $3/4$ de A_m .

A_m decresce regularmente com o passar dos anos. Donders obteve os valores clássicos, apresentados na Tabela 2, usando 123 pessoas; aquelas entre 35 e 50 anos obedeceram a uma lei empírica:

$$A_m = 12,5 - 0,2 N \quad (N: \text{idade}) \quad (2.3)$$

Duane, em 1912, determinou, em 2 mil pessoas, a média máxima e os valores mínimos da amplitude da acomodação, representados nas curvas do gráfico da Figura 14 como uma função da idade e os resultados médios são mostrados na tabela a seguir.

N = 10 anos	Donders	Duane
	$A_m = 14 D$	$A_m = 11 D$
15	12	10,3
20	10	9,5
25	8,5	8,6
30	7	7,6
35	5,5	6,5
40	4,5	5,3
45	3,5	3,5
50	2,5	2,1
55	1,75	1,5
60	1	1,2
65	0,5	1,1
70	0,25	1,0

Tabela 2 - Medições da Amplitude da Acomodação por Donders e Duane^{2.10}

Gullstrand mostrou que a obtenção de A_m depende do diâmetro máximo tolerado do círculo de confusão^{2.11} aceito como uma imagem nítida. Conseqüentemente, o diâmetro da pupila de entrada é envolvido também. O valor significativo do diâmetro decresce com o aumento da idade, uma vez que a variação real de A_m é mais rápida.

Os resultados mostram valores pequenos em relação aos da Tabela 2 de pelo menos 1,5 D, se for estimada objetivamente a amplitude da acomodação pela procura dos conjugados da retina, através de um método optométrico, em vez da procura subjetiva das distâncias da visão.

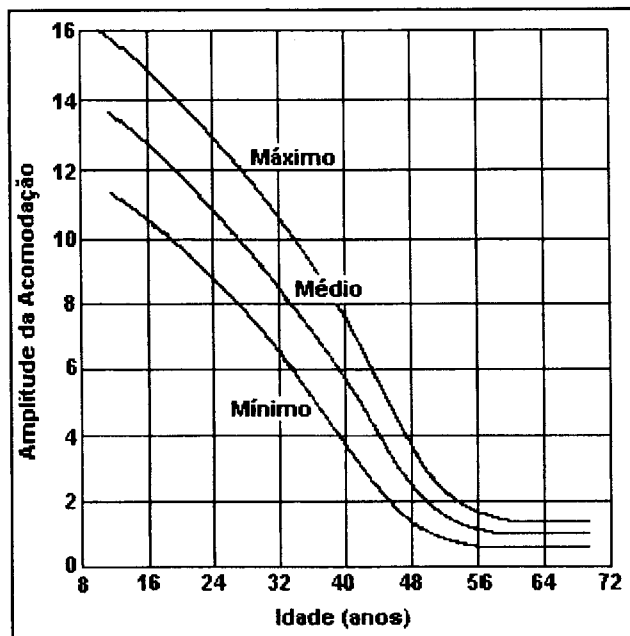


Figura 14 - Gráfico da Amplitude da Acomodação versus a Idade em Anos^{2,9}

O decréscimo progressivo da amplitude da acomodação com o decorrer dos anos é conhecido como presbiopia e significa que o ponto próximo torna-se mais distante do olho.

2.4. MODELOS MATEMÁTICOS DO OLHO

Para o estudo dos fenômenos ópticos do olho é utilizado um modelo matemático aproximado do olho, chamado de olho teórico, que nada mais é que o modelo óptico equivalente do olho^{2,12}, como mostrado na Figura 15.

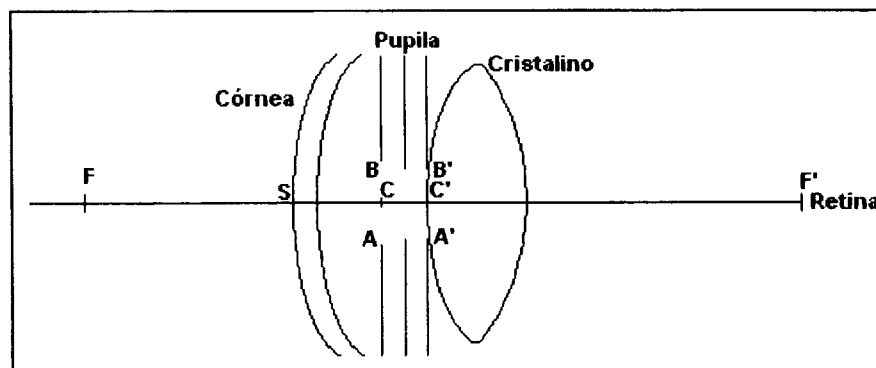


Figura 15 - Diagrama do Olho Teórico

Na figura, C é o centro da pupila de entrada AB , C' é o centro da pupila de saída $A'B'$, entre eles a pupila real. A pupila de entrada nada mais é que a imagem da pupila vista por fora da córnea e a pupila de saída é a da vista pela retina. Isto se deve ao fato da córnea e do cristalino se comportarem como lentes. Além disso, isto é relevante porque o sistema óptico do olho não pode ser considerado um sistema centrado, apesar de parecer.

O olho possui no mínimo oito superfícies de diferentes índices de refração^{2,13}, duas para a córnea e seis para o cristalino; três destas superfícies possuem potência óptica maior que as outras: a superfície anterior da córnea, a anterior e posterior do cristalino. Se, para estas três superfícies, for considerado um eixo comum, deveria se admitir a hipótese de que o olho é um sistema centrado. Porém, o que ocorre é que a córnea não é simétrica, ela geralmente apresenta curvaturas variadas de um meridiano para outro (astigmatismo) e o cristalino possui a mesma característica. Em decorrência destas assimetrias, usualmente é utilizado o procedimento da aproximação paraxial para os cálculos, considerando que o ângulo de incidência i é suficientemente pequeno, para que o seno de i seja aproximado com o valor de i em radianos, e assume-se que os raios desviam muito pouco do eixo, como é ilustrado na Figura 16.

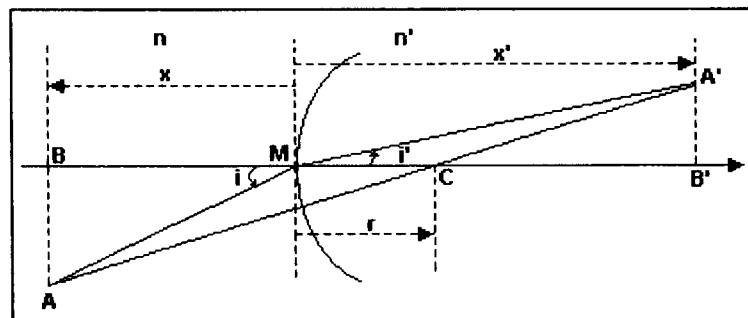


Figura 16 - Traço Paraxial Sobre uma Superfície Esférica

Para a simplificação dos cálculos, utiliza-se modelos simplificados do olho, tipos diferentes de olho teórico, que são convenientes para

resultados mais rápidos, conseguindo-se aproximações consideradas muito adequadas ao real desempenho do olho. De outra forma, se tratarmos o olho com todas as suas interfaces refrativas, variando os índices de refração ao longo do eixo óptico, estaríamos introduzindo na análise complicações desnecessárias.

Atualmente consideram-se vários modelos de olho teórico^{2,14}. A classificação dos modelos é feita da seguinte maneira: o mais exato é o olho esquemático e o menos exato, porém mais conveniente, o olho padrão ou reduzido. Alguns destes modelos são:

1. olho Esquemático de Helmholtz-Laurence;
2. olho Esquemático Simplificado de Três-superfícies de Gullstrand;
3. olho de 60-Dioptrias Reduzido Padrão Emsley.

O olho esquemático Helmholtz-Laurence representa um olho biológico com uma boa acurácia. Posições relativas de superfícies são mostradas através de pontos cardinais (H, H', N, N', F, F') de interesse para o olho como um todo (Figura 17). O olho esquemático representado corresponde ao estado desacomodado.

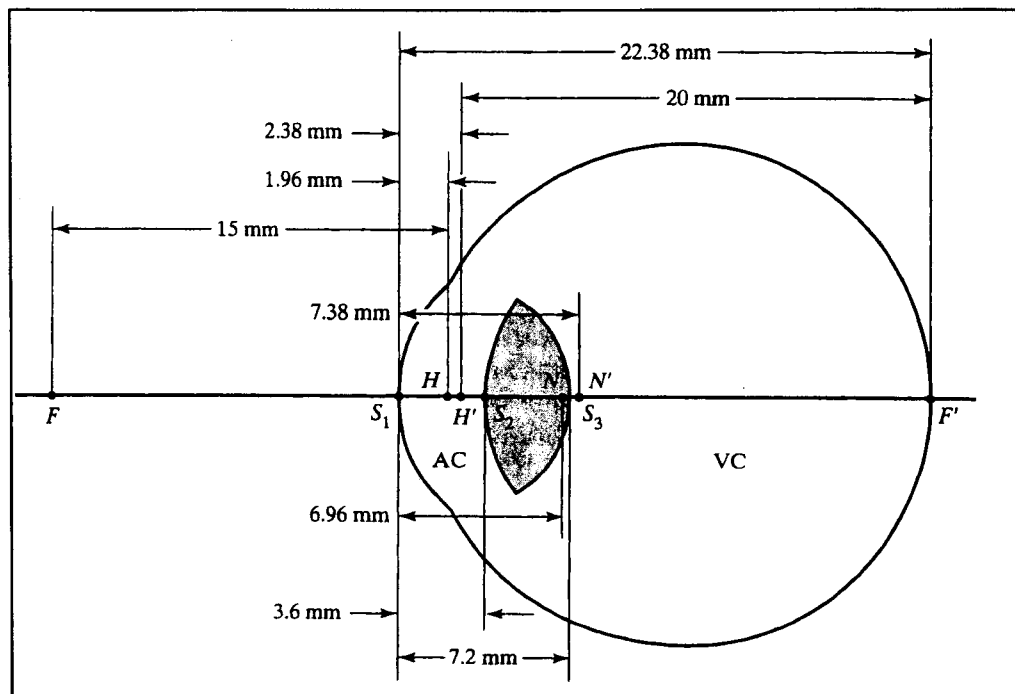


Figura 17 - Olho Esquemático de Helmholtz-Laurence

Para o olho totalmente estirado, a superfície frontal do cristalino apresenta uma curvatura de raio que varia de 10 mm até 6 mm. Tomando o olho como um todo, valores ópticos que descrevem o olho esquemático representam a performance óptica de um olho biológico. Além disso, este modelo aproximado ainda é complicado para as soluções dos cálculos necessários para a comunidade oftálmica.

O significativo trabalho de Allvar Gullstrand (1862-1930), um oftalmologista sueco, concedeu-lhe o Prêmio Nobel de 1911 em fisiologia, especificamente por suas investigações do olho humano como um sistema óptico formador de imagens. O olho esquemático simplificado Três-superfícies feito por Gullstrand é um modelo exato de olho esquemático que pode ser comparado favoravelmente com o modelo de Helmholtz-Laurence, porém uma substancial simplificação foi feita no olho esquemático Três-superfícies (Figura 18).

No modelo de Gullstrand, a córnea é tratada como uma superfície simples, como ela estava no modelo de Helmholtz-Laurence.

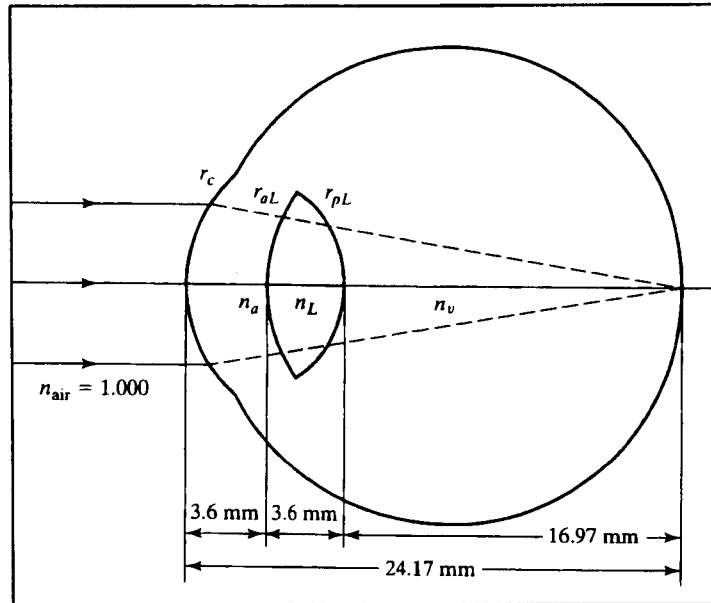


Figura 18 - O Olho Esquemático Simplificado Três-Superfícies Gullstrand

O cristalino possui um índice de refração médio de 1,413 e a distância da córnea à fóvea é fixada neste modelo em 24,17 mm para garantir que os raios paralelos sejam focados exatamente na retina para um olho normal. Este modelo é útil para calcular posições da imagem quando o cristalino natural é removido numa cirurgia de catarata ou quando um cristalino artificial de formato fixo é colocado no lugar de um cristalino com catarata.

O olho 60-Dioptrias reduzido padrão Emsley é o modelo mais simples do olho e o mais usado didaticamente na educação oftálmica (Figura 19). Nesta representação a distância axial do olho é fixada em 22,22 mm. Os dois pontos principais, H e H' , e os dois pontos nodais, N e N' , que estavam separados no modelo de Helmholtz-Laurence, agora estão juntos nos pontos principais simples H e N , com H fixado em um ponto no qual a superfície da córnea intercepta o eixo óptico. O índice de refração para todo o meio do olho, da córnea à retina, é agora simplificado para $n_e = 4/3$.

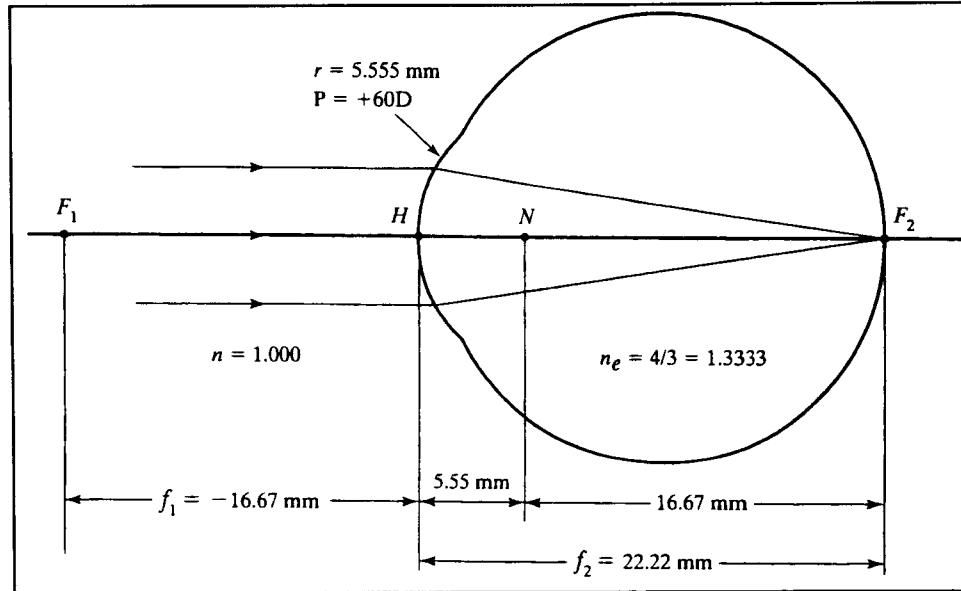


Figura 19 - Olho 60-Dioptria Reduzido Padrão Emsley

2.5. AMETROPIAS OCULARES

Para que o sistema óptico ocular projete uma imagem precisa sobre a retina é necessário, primeiramente, reunir duas condições básicas:

- ✓ Os meios refringentes têm que possuir alto grau de transparência. Opacidades na córnea, no cristalino, etc, impedem que a imagem projetada sobre a retina seja nítida.
- ✓ O índice de refração dos meios dióptricos deve ser tal, que a imagem (real) formada dos objetos exteriores seja correta e forme-se sobre a retina.

O não cumprimento destas condições acarreta vários defeitos comuns de visão, como defeitos de refração e acomodação. Os erros refrativos oculares são devidos à desarmonia entre o sistema óptico e o comprimento axial do olho, e a estes erros deu-se o nome de ametropias.

Diz-se que um olho é emétrepe quando não possui erros refrativos, ou seja, o olho é normal. O olho emétrepe, quando livre de qualquer esforço acomodativo, é um aparelho óptico focalizado para o infinito, ou seja, os raios paralelos que chegam à córnea são focalizados na retina, ou mais precisamente, na fóvea (Figura 20).

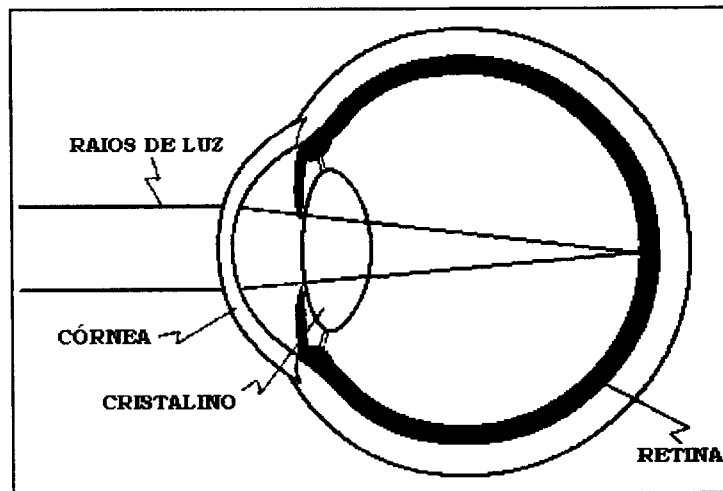


Figura 20 - Olho Emétrepe

O olho amétrepe é aquele para o qual o ponto remoto não está situado no infinito, mas a uma distância finita do olho. As duas formas mais simples de ametropia são a miopia e a hipermetropia.

O astigmatismo, outro caso de ametropia, é um defeito da visão geralmente devido à não esfericidade da superfície da córnea.

2.5.1. MIOPIA

A miopia^{2.15} existe quando um objeto, no infinito e sem efeito da acomodação, é focalizado na frente da retina, isto é, no humor vítreo. A imagem retiniana não será um ponto, mas um círculo proporcional à miopia (Figura 21).

Do ponto de vista óptico, existem razões para explicar o fenômeno:

- a) O poder de refração do olho é excessivo, em relação ao seu diâmetro antero-posterior.
- b) O diâmetro antero-posterior é grande, em relação ao poder de refração.
- c) Modificações nos índices de refração dos meios refrativos oculares.

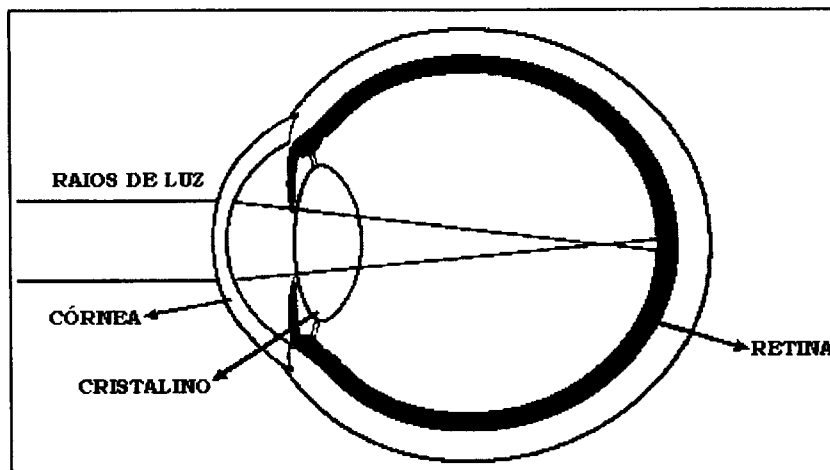


Figura 21 - Olho Míope

No item (a), as alterações ocorrem pelas modificações na curvatura corneana ou alterações lenticulares, especialmente de índice de refração, embora modificações de curvatura também possam existir. A este tipo de miopia damos o nome de miopia de curvatura, que pode estar associada a um aumento na curvatura da córnea ou das superfícies do cristalino. A maior curvatura da córnea ocorre freqüentemente, e geralmente é evidente como um erro astigmático e não esférico. Pequenos desvios do normal são comuns, visto que o raio da córnea varia dentro dos limites da normalidade, de 7 a 8,5 mm, e podem ser de importância considerável, já que uma variação de 1 mm resulta numa modificação de refração de 6 D.

Quanto ao item (b), o aumento pode ser relativo em função de determinado poder de refração ou do alongamento de todo o segmento posterior, freqüente nas miopias elevadas – fato que ocorre em miopia além de 6 a 8 D e são facilmente identificadas em exames fundoscópicos. Conclui-se que o míope de grau moderado, fundo de

olho normal, é resultante da falta de correlação entre o diâmetro antero-posterior e o poder de refração do segmento anterior.

Denominamos de miopia de índice as modificações ocorridas nos índices de refração dos meios refrativos oculares^{2.16}. Uma eventual modificação refrativa nos humores aquoso ou vítreo nunca é tão grande a ponto de exercer qualquer efeito apreciável. Por outro lado, modificações no cristalino podem certamente levar à miopia. É possível que uma diminuição do índice de refração do córtex desempenhe um papel na miopia diabética. Uma refringência aumentada do núcleo do cristalino é responsável pela miopia encontrada na fase inicial da catarata; de fato, o cristalino pode não se tornar opaco, mas o seu núcleo pode simplesmente tornar-se cada vez mais refringente, desenvolvendo uma miopia progressiva.

No recém-nascido, o olho normal é hipermetrópe e, com o passar do tempo e o crescimento, isso tende a regredir. Em alguns casos permanece a hipermetropia; em outros, a emetropia é alcançada e o desenvolvimento torna-se estabilizado neste ponto; ao passo que algumas vezes a tendência evolui e resulta um grau maior ou menor de miopia. O período de crescimento é, portanto, o elemento crucial do ponto de vista da miopia.

Na miopia^{2.13}, quando o objeto se aproxima do olho em repouso de acomodação, a imagem se aproxima da retina até determinada distância, onde estará em foco na fóvea. Este ponto corresponde ao ponto remoto do olho míope, que estará situado em frente (Figura 22), numa distância proporcional ao grau de miopia. Se a 1 m, a miopia será de 1 D, se a 50 cm, a miopia será de 2 D, como exemplos.

Quando o objeto estiver situado aquém do ponto remoto, este olho necessita de acomodação, da mesma maneira que o emétrepe, subtraída a dioptria referente à miopia.

Para a determinação do ponto próximo de um olho míope basta determinarmos o valor da amplitude de acomodação e somarmos com o valor da dioptria da miopia do olho analisado.

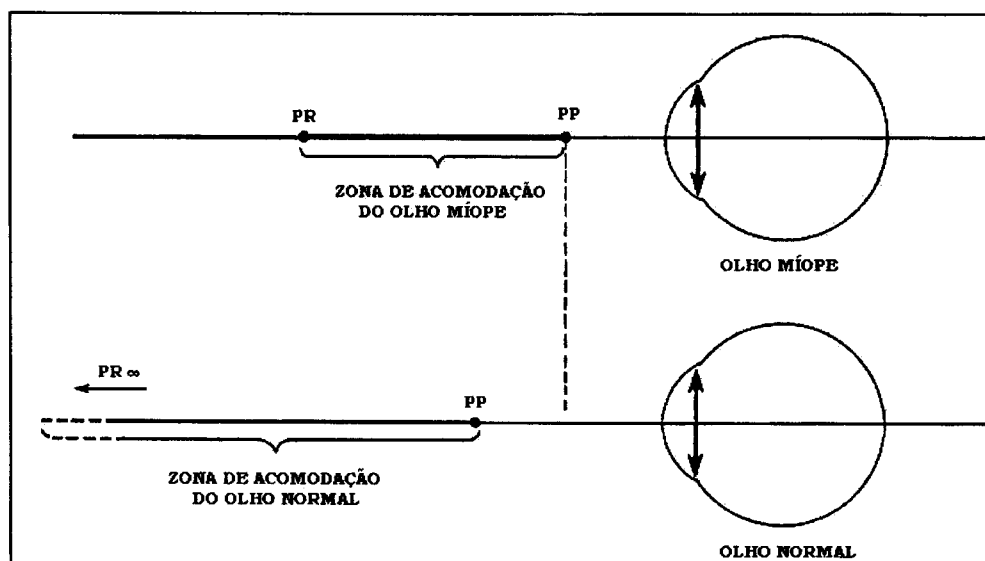


Figura 22 - Acomodação do Olho Míope

2.5.2. HIPERMETROPIA

Na hipermetropia^{2.17} os raios procedentes do infinito (paralelos) apresentam seu foco atrás da retina, quando o olho está relaxado (Figura 23). Se um objeto situado no infinito for se aproximando pouco a pouco do olho, será visto cada vez mais embaçado, já que a imagem retiniana vai desfocando progressivamente. Quanto mais próximo o objeto estiver do olho, mais atrás se formará a imagem e mais borrada ficará, porque maior será o círculo de difusão. É a condição anatômica do olho curto.

A hipermetropia é uma ametropia bastante freqüente, chegando a atingir 55% da população. Na maior parte dos casos, trata-se de hipermetropias inferiores a 0,45 dioptrias, portanto assintomáticas. Causa surpresa ao pesquisador a concordância da hipermetropia nos gêmeos univitelinos. Quando a hipermetropia se associa à assimetria facial, o olho mais hipermetrope corresponde ao lado da face menos desenvolvido. São freqüentes os casos de hipermetropia na senilidade,

em que as trocas osmóticas ocorridas no cristalino desfazem a relação normal de índices entre córtex e núcleo.

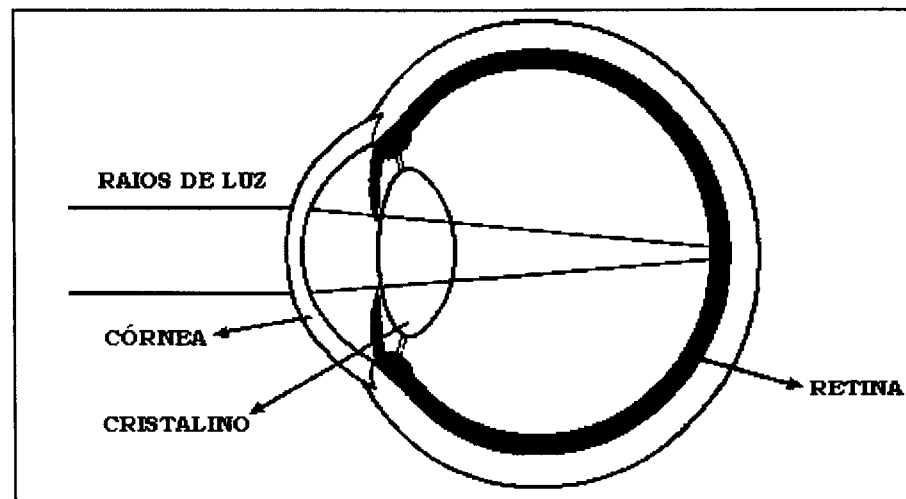


Figura 23 - Olho Hipermetrope

As situações causadoras da hipermetropia que mais se destacam são:

- ✓ eixo axial curto;
- ✓ aumento do raio de curvatura da córnea (hipermetropia de curvatura);
- ✓ diminuição da curvatura das faces do cristalino (hipermetropia de curvatura);
- ✓ diminuição do índice de refração do cristalino e humor aquoso (hipermetropia de índice);
- ✓ distância excessiva entre o cristalino e a córnea;
- ✓ falta do cristalino (afacia).

Assim, a hipermetropia pode ser classificada como axial ou refrativa. A hipermetropia axial é devida ao encurtamento do eixo axial do globo ocular e a refrativa, ou de índice, é causada por alterações dos meios refringentes do olho, isto é, diminuição do poder dióptrico da superfície anterior da córnea ou da superfície anterior do cristalino, diminuição do índice do humor aquoso ou do núcleo do cristalino, aumento do índice de refração do corpo vítreo, afacia ou ausência

congênita ou adquirida do cristalino e luxação ou ectopia do cristalino, por exemplo, na síndrome de Marfan.

Para focalizar os raios luminosos sobre a retina e obter uma imagem clara do objeto, o hipermetrope utiliza a acomodação. Ao realizá-la, o cristalino torna-se mais esférico e aumenta o seu poder refringente, forçando a convergência dos raios luminosos. Em consequência, o hipermetrope, que normalmente faz acomodação para ver com mais nitidez, apresenta hipertrofia das fibras circulares do músculo ciliar ou tem um músculo ciliar mais desenvolvido.

O ponto remoto do hipermetrope é virtual, situado atrás da retina: a 1 m igual a 1 D, a 0,5 m a 2 D etc., em correspondência ao valor da hipermetropia, e o ponto próximo está situado à frente do ponto próximo de um olho emétrepe, conforme ilustra a Figura 24.

A hipermetropia pode se apresentar sob três formas: manifesta, latente ou total. A hipermetropia manifesta é aquela que se observa sem ciclopegia, isto é, sem paralisar a acomodação. Na hipermetropia total observa-se ciclopegia, ou a paralisação da acomodação. Hipermetropia latente é a diferença entre a hipermetropia total e a hipermetropia manifesta.

A acomodação na hipermetropia representa um estado permanente com consequências para o seu portador, levando o estabelecimento da hiperfunção e da hipertrofia do músculo ciliar. Através da hiperfunção do músculo ciliar, um jovem pode corrigir perfeitamente elevados graus de hipermetropia, logrando uma visão normal – neste caso, trata-se de hipermetropia latente. No idoso, ao contrário, diminuído o poder de acomodação, a hipermetropia deixa de ser automaticamente corrigida, caracterizando-se como hipermetropia manifesta. Entre os dois extremos há uma variação que depende da amplitude da capacidade de acomodação, por sua vez relacionada à idade do paciente.

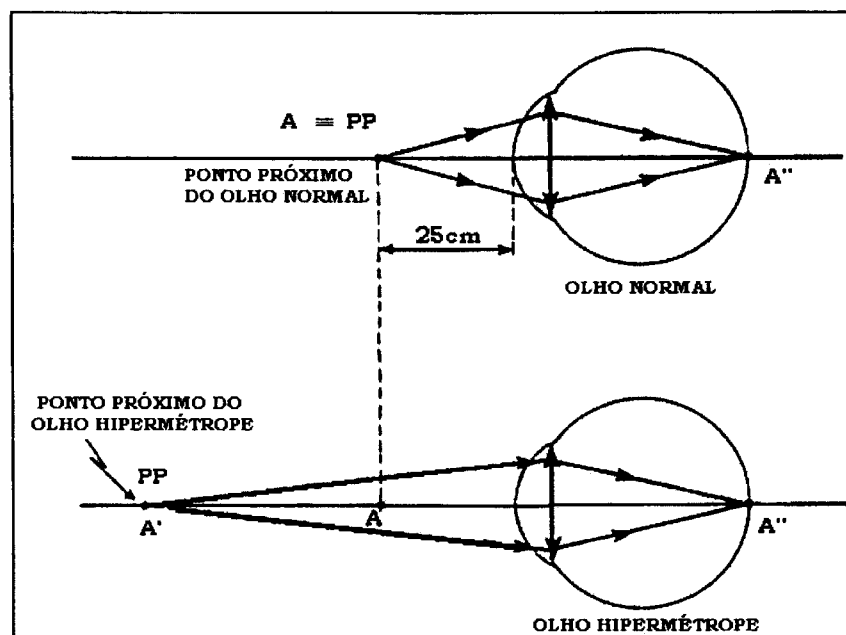


Figura 24 - Acomodação do Olho Hipermetrope

A hipermetropia latente, freqüente nos jovens, transforma-se com a idade em hipermetropia manifesta, cuja soma representa a hipermetropia total.

O sintoma subjetivo mais característico da hipermetropia não corrigida é o transtorno visual, produzido pelo esforço na acomodação, que leva à astenopia acomodativa, decorrente do cansaço da musculatura ciliar, principalmente após o exercício feito na utilização da visão próxima. Pode, entretanto, apresentar-se também na busca da visão distante, em fixações prolongadas, como por exemplo numa projeção cinematográfica. Geralmente são subjetivos os principais sintomas representados pela hipermetropia.

Em determinadas ocasiões, o impulso acomodativo pode produzir um excessivo impulso de convergência nos globos oculares, gerando uma tendência ao estrabismo acomodativo convergente.

Ao fazer a correção óptica, o paciente hipermetrope não tolera, inicialmente, a graduação completa da ametropia. Estando o hipermetrope de grau elevado acostumado a acomodar constantemente, seu músculo ciliar não se adapta às novas condições, que o obrigam a um estado de repouso em visão para longe ao colocar uma graduação completa, deixando-o desconfortável.

2.5.3. ASTIGMATISMO

O astigmatismo^{2.18} é um defeito da visão geralmente devido à não-esfericidade da superfície da córnea; o raio de curvatura dessa superfície não é o mesmo em todos os meridianos – assemelha-se a uma bola de futebol americano (elipsóide), em que os meridianos de maior e menor curvaturas estão a 90°. O astigmatismo faz com que não seja possível, por exemplo, focalizar simultaneamente as barras horizontais e verticais de uma janela.

Desta forma, o astigmatismo é a condição de refração no qual feixes de luz, provenientes de uma fonte luminosa pontual situada no infinito, paralelamente incidentes em diferentes meridianos, formam imagens em diferentes posições no eixo óptico (pontos focais diferentes para cada meridiano entre 0 e 180°).

O astigmatismo de curvatura, se de um grau mais intenso, tem sua origem mais freqüente na córnea. A anomalia é em geral congênita, e as medidas oftalmométricas mostram que a sua ocorrência em pequenas dioptrias é comum. O erro mais freqüente é aquele em que a curva vertical é maior que a horizontal (aproximadamente 0,25 D). Este é conhecido como astigmatismo direto ('a favor da regra'), e é aceito como fisiológico; presumivelmente se deve a uma pressão constante da pálpebra superior sobre o olho. Marin Amat descobriu que, enquanto no nascimento a córnea é normalmente quase esférica, este tipo de astigmatismo está presente em 68% das crianças aos 4 anos de idade, e em 95% aos 7 anos. Há evidência de que tende a aumentar o poder dióptrico muito discretamente nos anos seguintes, porém com a idade, tende a desaparecer ou mesmo tornar-se astigmatismo inverso ('contra a regra'), com a curvatura vertical menor do que a horizontal.

O astigmatismo adquirido também se observa com freqüência. Patologia da córnea causa deformidade; um exemplo extremo disso é

observado na córnea cônica, embora as inflamações e as ulcerações tenham o mesmo efeito.

O astigmatismo de curvatura do cristalino também ocorre com grande freqüência. Na grande maioria dos casos, anomalias dessa natureza são pequenas. Porém, às vezes como no lenticone, podem ser acentuadas. Com freqüência, o cristalino é colocado em ligeira obliquidade ou fora dos planos normais do sistema óptico e isso provoca um certo grau de descentralização, produzindo um astigmatismo correspondente; uma subluxação traumática do cristalino possui resultados semelhantes. Finalmente, um pequeno grau de astigmatismo de índice ocorre na fisiologia do cristalino. Este é em geral discreto e se deve a pequenas desigualdades do índice de refração dos diferentes setores, porém, pode ser acentuado, produzindo distorção considerável.

O astigmatismo em que os dois meridianos principais encontram-se em ângulos retos e que é, portanto, passível de correção é denominado de regular. Na grande maioria dos casos, os meridianos de maior e menor curvatura estão próximos do alinhamento vertical e horizontal ou vice-versa. Caso isso não ocorra e uma vez que os meridianos de maior e menor curvatura formem ângulos retos, o astigmatismo é chamado regular oblíquo. Quando os eixos não se interceptam em ângulos retos e nenhum deles estiver próximo da vertical ou horizontal, o astigmatismo é chamado de bioblíquo.

Quando existem irregularidades na curvatura dos meridianos de forma que nenhuma figura geométrica adere aos mesmos, a condição é denominada astigmatismo irregular e não permite sua correção adequada através de óculos. O astigmatismo regular pode ser classificado em três tipos: o astigmatismo simples, o astigmatismo composto e o astigmatismo misto.

O astigmatismo simples (Figura 25) é quando um dos focos incide sobre a retina. O outro foco pode incidir na frente ou atrás da retina, de forma que enquanto um meridiano é emétrepe, o outro é hipermetrópe

ou míope. Estes são, respectivamente, designados de astigmatismo hiperópico simples e míope simples.

No astigmatismo composto (Figura 25) nenhum dos dois focos localiza-se sobre a retina, porém ambos localizam-se na frente ou atrás dela. O estado da refração é inteiramente hipermetrópe ou inteiramente míope. O primeiro é conhecido como astigmatismo hiperópico composto e o último como astigmatismo míope composto.

O astigmatismo misto é quando um foco localiza-se na frente e outro atrás da retina, de forma que a refração é hipermetrópe em uma direção e míope na outra.

O tipo habitual fisiológico de astigmatismo, em que a curva vertical é maior que a curva horizontal, é denominado de astigmatismo direto ou astigmatismo 'a favor da regra'; em caso inverso, trata-se de um astigmatismo 'contra a regra'.

Quando o grau de astigmatismo é apreciável, visto que em nenhuma circunstância o olho é capaz de formar uma imagem nítida sobre a retina, a diminuição da acuidade visual pode ser bastante considerável. Na tentativa de ver claramente, o paciente tenta focalizar o círculo central de menor confusão. Os círculos tornam-se alongados e acurvados, um ponto de luz aparece borrado e uma linha, que consiste numa série de pontos, aparece como uma sucessão de linhas fundidas numa imagem borrada.

Imaginemos um indivíduo astigmático focalizando sobre uma linha focal vertical e olhando em duas linhas retas perpendiculares; as linhas compostas por um número infinito de pontos, cada um dos quais aparecendo na sua retina como uma linha vertical curta (ou, mais corretamente, uma elipse).

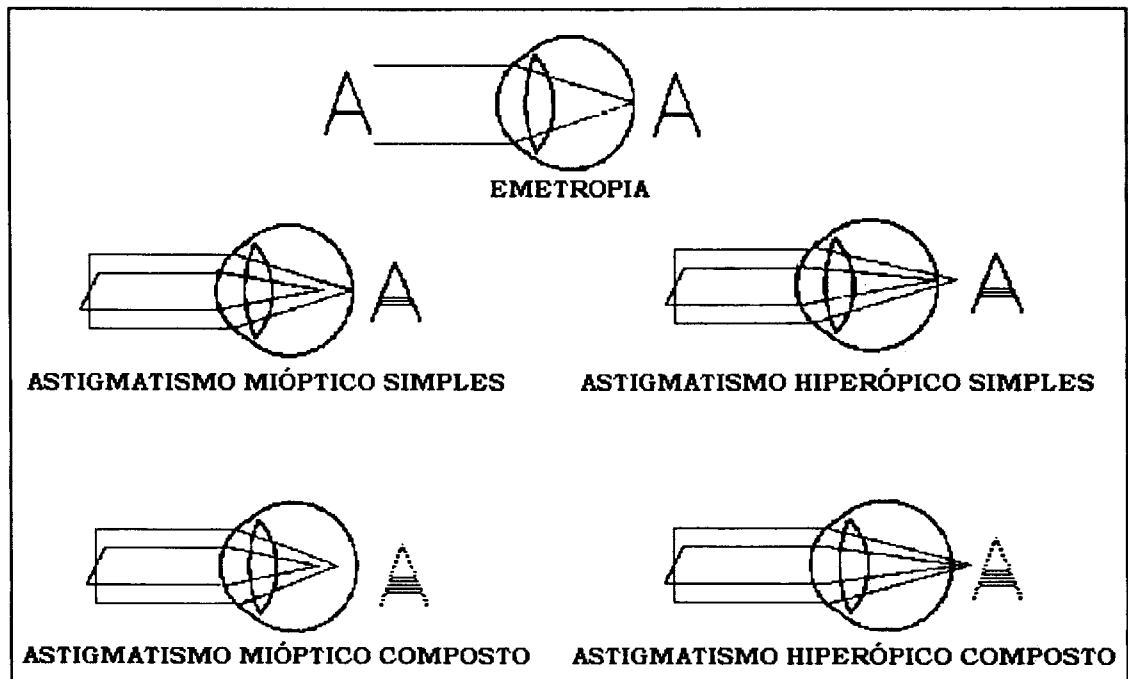


Figura 25 - Astigmatismo Simples e Composto

A linha horizontal aparece como uma série de elipses verticais que se unem numa faixa borrada larga, enquanto que no caso da linha vertical, as elipses verticais se sobrepõem, de modo que toda a linha parece nitidamente definida, somente com a parte mais superior e a mais inferior das elipses constituintes se estendendo além dela, determinando um aspecto borrado e fazendo-a parecer mais longa do que o normal. Inversamente, se a linha horizontal for focalizada, as linhas verticais tornam-se borradas.

Desta forma, em todo caso de astigmatismo regular há uma direção na qual as linhas parecem mais distintas e uma na qual parecem mais confusas. Toma-se vantagem disso na detecção do astigmatismo por uma figura em forma de ventilador. Se o eixo do cilindro for oblíquo, a cabeça é virada para um lado de modo a reduzir a distorção.

CAPÍTULO **3**

O PROJETO ÓPTICO

3.1. TRAÇADO DE RAIOS PARA LENTES DELGADAS

O cálculo por Traçado de Raios para lentes delgadas foi utilizado no projeto óptico porque permite ao projetista uma previsão do desempenho do sistema óptico. Isto torna o Traçado de Raios uma ferramenta de grande utilidade para o projetista. A eficiência dos cálculos ocorre ao obedecer a convenções de sinais^{3.1} para as equações e cálculos.

Primeiramente, analisa-se o que ocorre a um raio entre um objeto e uma lente ou mais. A luz em um meio de índice de refração constante viaja em linha reta. Ao desenhar um sistema de coordenada convencionada, como mostra a Figura 26, com o eixo z coincidente com o eixo óptico do sistema, temos que a tangente do ângulo u_k é:

$$\tan u_k = \frac{(y_{k+1} - y_k)}{t_k} \quad (3.1)$$

No limite dos pequenos ângulos pode-se adotar a tangente do ângulo u_k como sendo u_k e obter a altura que o raio atinge a próxima superfície $k+1$ pela equação:

$$y_{k+1} = y_k + u_k t_k \quad (3.2)$$

em que t_k é a distância entre as superfícies k e $k+1$, e u_k é o ângulo do raio (em radianos) definido anteriormente. Esta equação é chamada de equação de transferência, pois transfere o raio de uma superfície à outra.

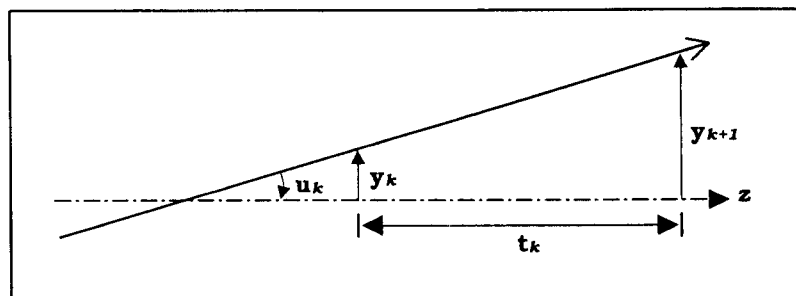


Figura 26 - Traçado de Raio entre 2 Superfícies Separadas pela Distância t_k

Quando o raio encontra uma lente fina, esta irá redirecioná-la por um caminho com um ângulo novo (Figura 27). Portanto, o raio, cujo ângulo inicial era u_k , ao atingir a superfície $k+1$ na altura y_{k+1} , será refratado com um novo ângulo u_{k+1} .

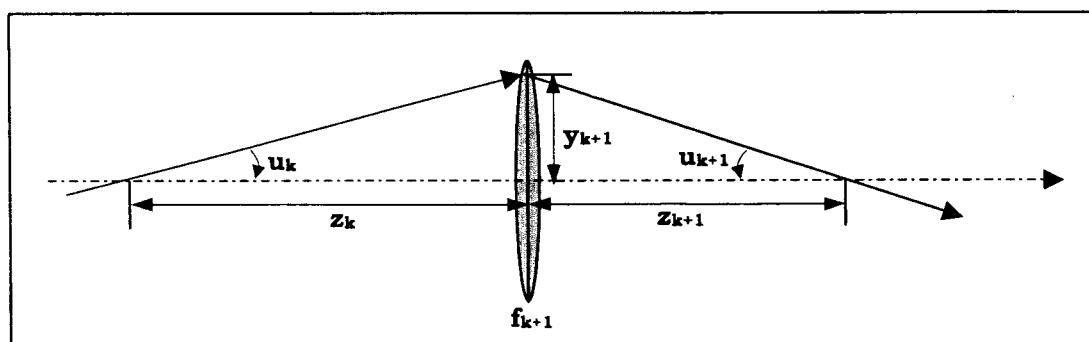


Figura 27 - Traçado de Raio para uma Lente Fina de Distância Focal f_{k+1}

Estendendo-se os raios para trás e para frente até cruzarem o eixo z em z_k e z_{k+1} e tendo que a equação das lentes delgadas é dada pela equação:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_0} \quad (3.3)$$

em que t_0 é a posição do objeto e t_1 a posição da imagem. Ao substituírmos z_k e z_{k+1} em t_0 e t_1 , respectivamente, temos:

$$\frac{1}{z_{k+1}} = \frac{1}{f_{k+1}} + \frac{1}{z_k} \quad (3.4)$$

Os ângulos de inclinação são dados pelas equações:

$$\tan u_k = \frac{-y_{k+1}}{z_k} \quad (3.5) \quad \tan u_{k+1} = \frac{-y_{k+1}}{z_{k+1}} \quad (3.6)$$

No limite dos pequenos ângulos, a tangente de u_k é igual à u_k e, portanto, temos:

$$z_k = \frac{-y_{k+1}}{u_k} \quad (3.7) \quad z_{k+1} = \frac{-y_{k+1}}{u_{k+1}} \quad (3.8)$$

Substituindo as equações (3.7) e (3.8) na equação (3.4), obtemos:

$$-\frac{u_{k+1}}{y_{k+1}} = \frac{1}{f_{k+1}} - \frac{u_k}{y_{k+1}} \quad (3.9)$$

e multiplicando a equação (3.9) por $(-y_{k+1})$, tem-se a equação para o novo ângulo,

$$u_{k+1} = u_k - \frac{y_{k+1}}{f_{k+1}} \quad (3.10)$$

em termos da altura do raio na lente y_{k+1} e o ângulo do raio inclinação u_k .

Às vezes é mais conveniente se referir à lente não pela sua distância focal, mas pela sua recíproca, chamada de poder dióptrico da lente. O poder dióptrico da lente é expresso em unidade de dioptrias e no qual é representado pela seguinte equação:

$$\phi_k = \frac{1}{f_k} \quad (3.11)$$

Também podemos escrever a equação (3.10) desta maneira:

$$u_{k+1} = u_k - y_{k+1} \phi_{k+1} \quad (3.12)$$

Como esta equação determina o novo ângulo de inclinação de um raio após ter encontrado um elemento de poder dióptrico ϕ_k , ela é chamada de equação do ângulo de inclinação.

Com as equações (3.2) e (3.12) pode-se traçar qualquer raio do sistema óptico, dando a coordenada inicial do raio (y_0, u_0), a descrição do sistema em distâncias t_k , poderes dióptricos ϕ_k ou distâncias focais f_k .

3.2. A SIMULAÇÃO DO OLHO HUMANO

O instrumento eletro-óptico construído baseou-se no Princípio do Optômetro, descrito no Capítulo 1, na simulação do olho pelo método do Traçado de Raios para lentes delgadas e nos dados do modelo matemático ocular de Emsley, descrito no Capítulo 2. O esquema de simulação do olho humano, para o cálculo do posicionamento do alvo óptico, está ilustrado na Figura 28, onde t_0 é a

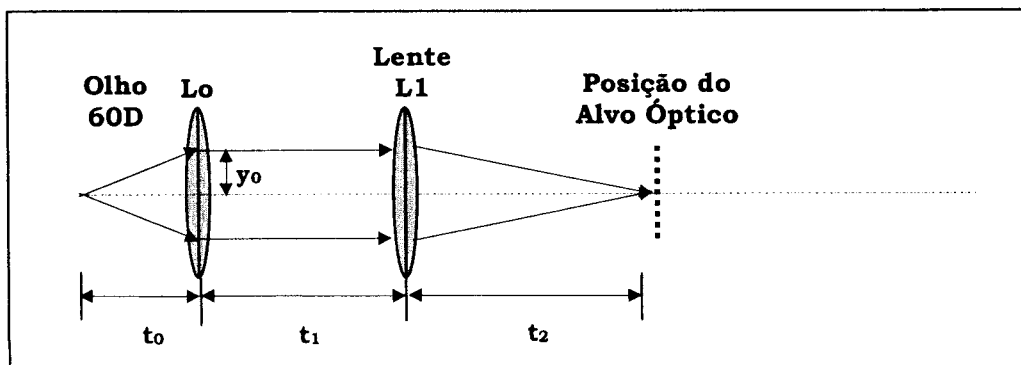


Figura 28 - Simulação do Olho Humano pelo Traçado de Raios

distância do sistema óptico ocular L_0 (córnea-cristalino) ao fundo do olho (retina), y_0 o raio adotado para a pupila, t_1 a distância entre L_0 e a lente convergente L_1 e t_2 a distância entre o alvo óptico e a lente L_1 . Elaborado este sistema foi possível calcular todas as posições do alvo óptico referentes a cada dioptria em que o instrumento trabalhará.

O cálculo realizado das posições do alvo óptico simula o caminho que a luz percorre vinda da retina do olho, passando pelo sistema óptico ocular com diferentes dioptrias até atingir a lente convergente L_1 (Figura 28). Portanto, tem-se neste sistema uma lente com o poder dióptrico constante (L_1) e uma lente de poder dióptrico variável (L_0), que simula as diferentes ametropias do olho humano. Para cada dioptria calculada existe uma posição do alvo óptico, onde este será visto com maior nitidez.

3.3. A SIMULAÇÃO DO SISTEMA AFERIDOR

Para aferirmos se realmente o alvo óptico estará na posição calculada para a correspondente ametropia, foi confeccionado um sistema aferidor que faz a função de um olho, porém, em vez de variar o poder dióptrico da 'córnea', simulando as ametropias, mantém-se um poder focal fixo através de uma lente convergente L_2 (Figura 29) e varia-se a posição da 'retina', que tem sua função no aferidor simulada por uma câmera, analisando a focalização da imagem do alvo óptico.

Deve-se ressaltar que este sistema de aferição analisa a posição do alvo óptico para as correspondentes ametropias causadas por alterações do poder dióptrico da córnea e desconsidera as originadas pelo tamanho do globo ocular.

Em cada posição do alvo óptico existe uma posição em que a câmera focalizará a imagem. Para o cálculo destas posições voltou-se a utilizar o método do Traçado de Raios para o arranjo óptico mostrado na Figura 29, onde t_0 é a distância entre o alvo óptico e a lente

Em cada posição do alvo óptico existe uma posição em que a câmera focalizará a imagem. Para o cálculo destas posições voltou-se a utilizar o método do Traçado de Raios para o arranjo óptico mostrado na Figura 29, onde t_0 é a distância entre o alvo óptico e a lente convergente $L1$, t_1 a distância entre as lentes $L1$ e $L2$, t_2 a distância entre a lente $L2$ e a câmera (posição da imagem do alvo óptico formada pelas lentes $L1$ e $L2$).

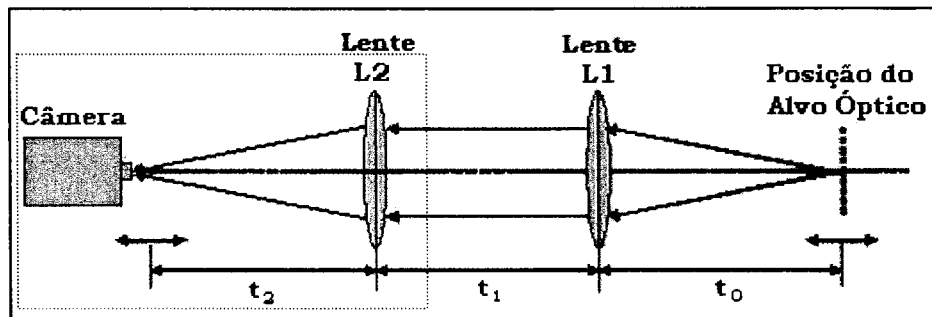


Figura 29- Arranjo Óptico do Sistema Aferidor

Pelo método de Traçado de Raios pode-se determinar o caminho que a luz percorre vinda da posição do alvo óptico, passando pelas duas lentes de mesmo poder dióptrico até atingir a câmera. Portanto, para cada ametropia varia-se primeiro a posição do alvo óptico e depois a posição da câmera onde esta focalizará a imagem deste alvo.

CAPÍTULO 4

O EXPERIMENTO

4.1. POSICIONAMENTO DO ALVO ÓPTICO

O cálculo realizado do posicionamento do alvo óptico utilizou os dados oculares contidos no modelo matemático de Emsley (60 D). O valor adotado do raio da pupila (y_0) foi de 3 mm. A distância t_1 é de 13 mm em relação ao vértice do olho (posição do plano das lentes corretoras), conforme ilustrado na Figura 28.

O posicionamento do alvo óptico t_2 dependerá da ametropia que será analisada e sua posição inicial será no foco da lente $L1$ escolhida. Na elaboração do sistema óptico, escolheu-se uma lente de forte poder dióptrico, pois proporciona um menor deslocamento do alvo óptico, tornando, desta forma, o instrumento mais compacto. Porém, o aumento do poder dióptrico aumenta as aberrações ópticas na imagem.

A lente convergente escolhida possui distância focal igual à 18 mm ou poder dióptrico igual à 55,5 D. Substituindo estes dados nas equações (3.2) e (3.12) do método de Traçado de Raios, variando a faixa de ametropia de 30 a 90 D e com deslocamento dióptrico de 0,1 D, obtemos o gráfico da Figura 30.

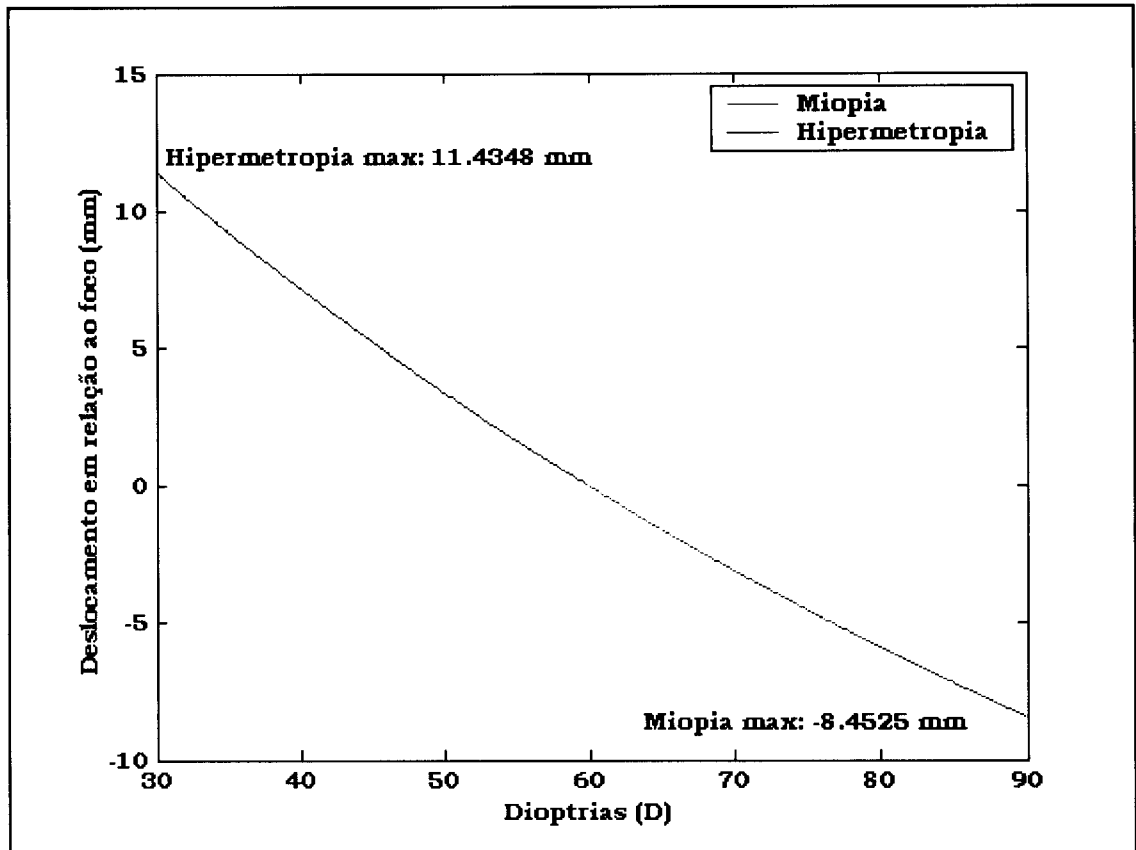


Figura 30 – Gráfico das Dioptrias versus Posição do Alvo Óptico

Verifica-se no Gráfico acima que o alvo aproxima-se da lente $L1$ quando o olho é míope, devido ao fato dos raios refratados se abrirem ao passar pela lente convergente quando o objeto está situado entre a lente e o foco, e a divergência aplicada ao raio refratado é tal que ao passar pela córnea e sofrer convergência este será focalizado na retina. O mesmo ocorre quando o olho é hipermetrópe, porém o efeito é contrário.

O deslocamento total do alvo óptico obtido foi de 19,887 mm e o mínimo de 0,025 mm. Para o deslocamento, acoplou-se ao alvo óptico uma base cuja mobilidade é dada por um trilho e um motor de passo. Os fatores determinantes da escolha do motor de passo foram a repetibilidade proporcionada por este, o controle facilitado pelos dispositivos eletrônicos de controle apropriados e as configurações possíveis.

O alvo óptico que é formado por um LED (*Light-Emitting Diode*), um difusor, um slide e se desloca pelo acoplamento de sua base com o eixo do motor de passo através de uma cremalheira. A utilização do difusor é para a iluminação uniforme do slide e a ausência deste acarretaria regiões de maior luminosidade.

Os dados para a dioptria do olho simulado são gerados pela seguinte equação:

$$D = \frac{V + H}{2} \quad (4.1)$$

em que V é a dioptria do eixo vertical e H é a dioptria do eixo horizontal (são os eixos de maior e menor curvatura que formaram o olho humano simulado, conforme ilustra a Figura 31) e D a dioptria resultante. No caso do olho ser somente míope ou hipermetrópe, os valores de V e H são iguais pois o olho tem característica esférica. Os valores para a dioptria resultante D estão no intervalo de 30 a 90 D ou de -30 a 30 D, considerando-se o valor de 60 D como sendo o zero do sistema.

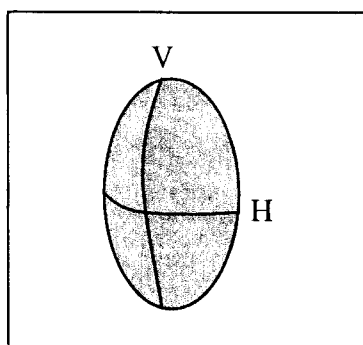


Figura 31 – Composição da Dioptria do Olho Simulado

No caso do olho ser astigmata, o olho é dito esférico ($V \neq H$) e a equação (4.1) posiciona o alvo no círculo de menor confusão, que é a melhor condição visual para o astigmata.

4.2.

POSICIONAMENTO DO SISTEMA AFERIDOR

O cálculo do posicionamento da câmera no sistema aferidor utilizou as posições do alvo óptico t_0 calculadas (vide Figura 29). A distância utilizada entre as lentes t_1 foi de 18 mm. A distância focal das lentes $L1$ e $L2$ foi de 18 mm. No cálculo utilizou-se das equações (3.2) e (3.12) do método Traçado de Raios, obtendo assim todas as posições da câmera, tipo CCD (*Charge Coupled Device*). Ao posicioná-la na distância calculada, espera-se que a imagem formada seja nítida uma vez que estará no foco do arranjo óptico (t_2). As posições estão ilustradas no gráfico da Figura 32.

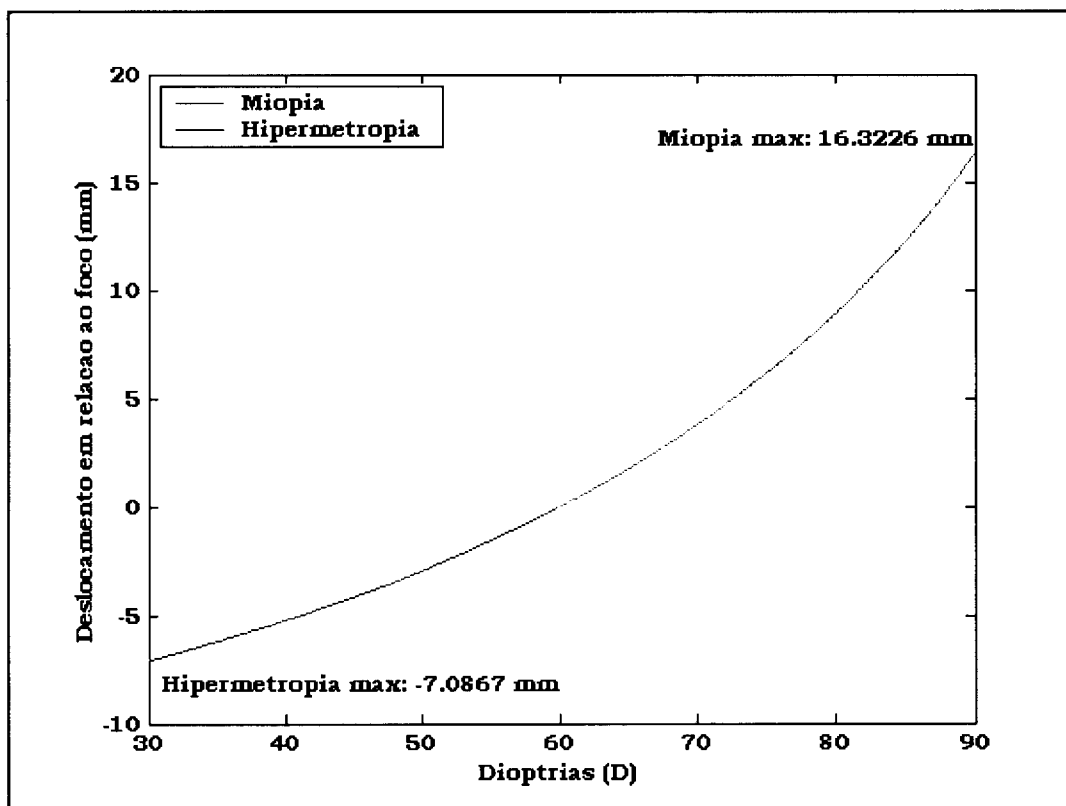


Figura 32 - Dioptrias versus Deslocamento da CCD

A verificação destas posições foi efetuada com uma plataforma micrométrica, sobre a qual se fixou a câmera CCD para a captura desta

imagem, conforme ilustra a Figura 33. A movimentação da plataforma micrométrica foi feita manualmente e com um deslocamento de 50 μm .

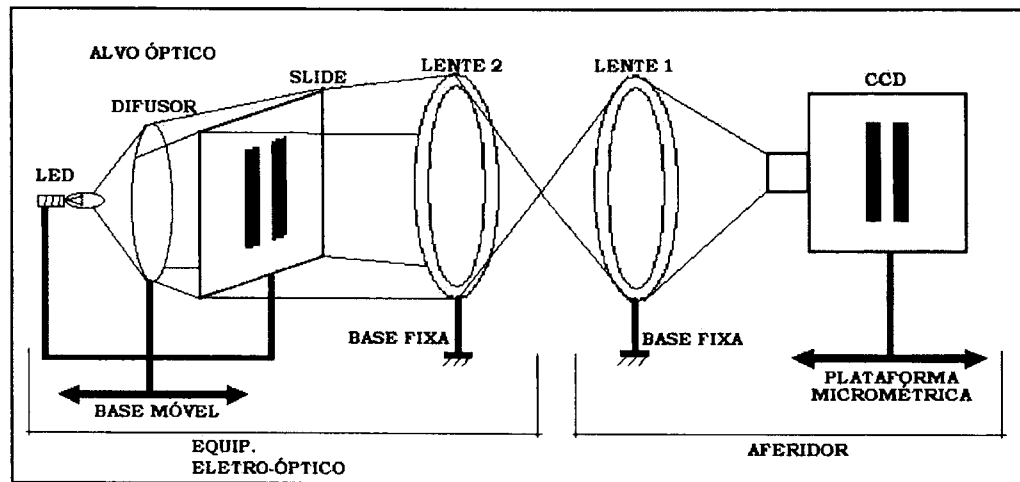


Figura 33 - Diagrama Simplificado da Montagem Experimental

4.3.

CALIBRAÇÃO DO SISTEMA AFERIDOR

Na obtenção da posição real do foco da lente L2, do sistema aferidor, foi utilizado um colimador que forneceu a onda plana, pois esta, ao passar pela lente, se concentrará na distância focal, onde será o ponto inicial ou 'zero' do sistema.

Utilizou-se uma pupila de 2 mm de diâmetro para minimizar as aberrações ópticas inerentes à lente e posicionou-se a câmera CCD de tal forma que, por meio de uma bancada óptica formada por espelhos e pelo colimador, detectou a frente de onda plana refratada. Movimentando-se a câmera através do micrômetro, foi possível determinarmos o ponto inicial através da análise das imagens gravadas no microcomputador, onde se podia notar a menor e a maior intensidade luminosa. Na distância focal obtida, a graduação do micrômetro marcou 8,40 mm numa escala que vai de 0 a 25 mm. Após a calibração, necessitou-se obter a curva característica do comportamento do sistema aferidor e para tal elaborou-se um método

prático que, através dos dados obtidos, consegue obter a distância focal em que a curva levantada minimiza o erro, após a análise da imagem de uma figura em diferentes distâncias.

A principal idéia foi elaborar uma figura na qual tivesse um bom contraste entre ela e o plano de fundo. Isto facilitou a aplicação de uma metodologia para a obtenção da distância focal para as imagens obtidas, no qual se consegue o maior contraste entre a figura e o plano de fundo. A figura escolhida foi de duas barras paralelas ilustradas na Figura 34.

A escolha desta figura foi pela peculiaridade de traçar uma reta ao longo dela para determinar os níveis de intensidade luminosa, tendo-se quatro transições entre a cor preta e a branca.

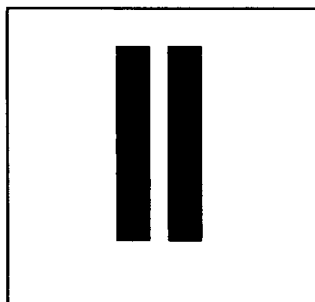


Figura 34- Barras Paralelas

As dimensões da Figura 34 variaram de forma a manter as barras dentro do campo visual da câmera CCD, conforme esta se aproximasse das barras.

Os testes realizados tiveram a seguinte rotina de ações:

- ✓ Fixou-se na parede uma folha sulfite A4 com a imagem das barras com as respectivas dimensões.
- ✓ Posicionou-se o instrumento apoiado numa mesa nas respectivas distâncias.
- ✓ Movimentou-se a câmera de forma a visualizar subjetivamente o ponto focal.

- ✓ Tendo este, marcou-se a graduação indicada pelo micrômetro e capturou-se 12 imagens acima desta graduação e 12 abaixo, com o deslocamento de 0,05 mm entre cada imagem, totalizando 25 imagens para cada uma das 8 distâncias diferentes (3 m; 2,5 m; 2 m; 1,5 m; 1 m; 0,75 m; 0,5 m e 0,25 m).

A captura das imagens foi necessária para, com sua análise, obter a distância focal. A câmera CCD capta as intensidades luminosas das imagens e registra-as no microcomputador em forma de matrizes. Utilizando a linha central da matriz, temos as transições dos níveis da intensidade luminosa na região central da figura, conforme ilustra o gráfico da Figura 35.

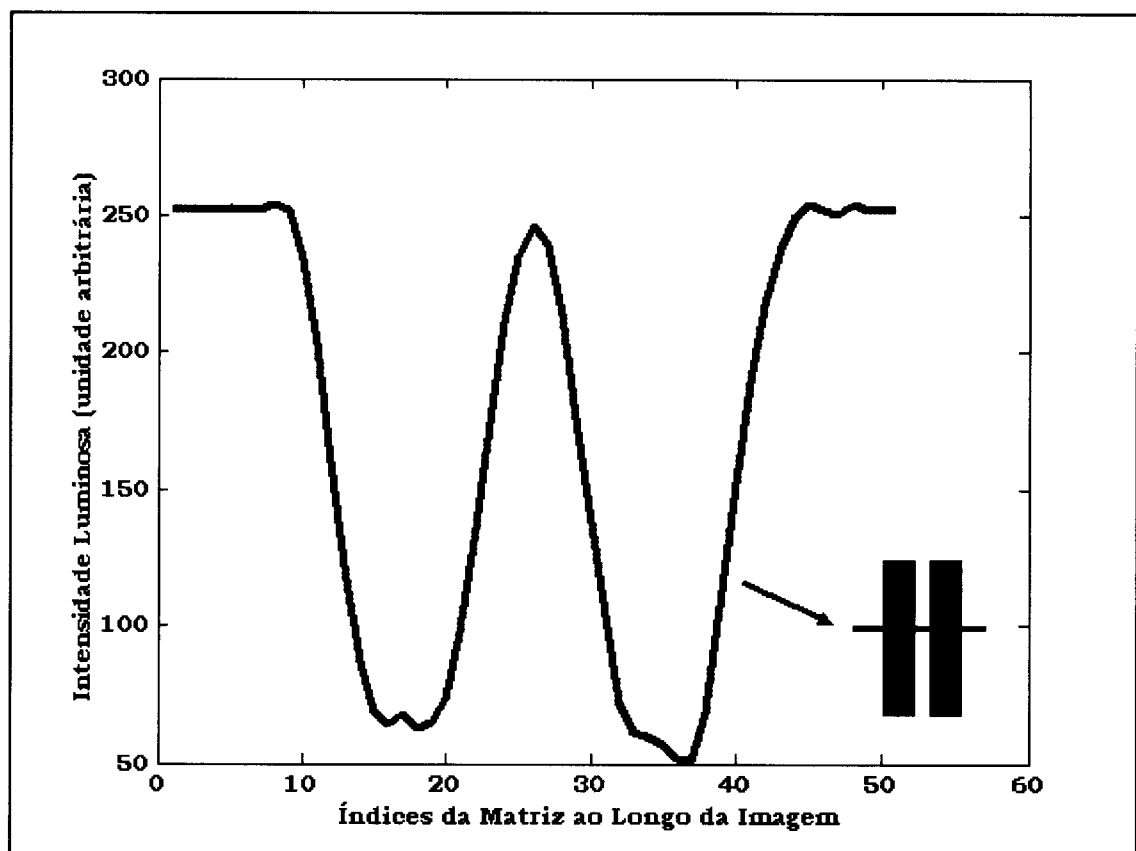


Figura 35 - Gráfico dos Níveis de Intensidade Luminosa da Imagem das Barras

Os vales formados no gráfico representam as barras e no ponto focal verificou-se que a transição entre a cor branca e a preta se dava de

forma mais abrupta, como podemos observar pelos gráficos das Figuras 36(a) e 36 (b).

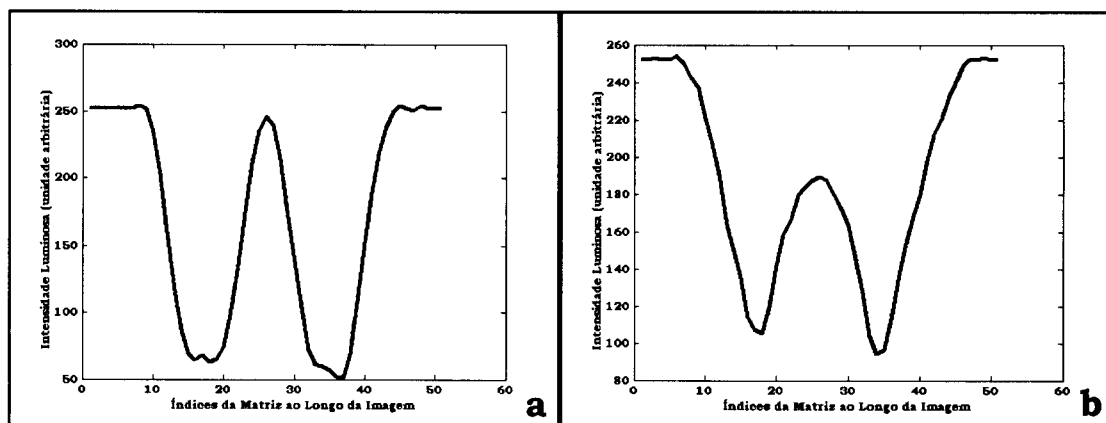


Figura 36 – Gráficos da Imagem Próxima ao Foco (a) e Distante do Foco (b)

Com esta análise, convencionou-se calcular o foco objetivamente através do cálculo da média das tangentes das retas formadas pelas extremidades externas das barras, que se obtêm na transição entre as cores branca e preta. Determinadas as intensidades máxima e mínima, calculou-se a tangente em um segmento central da reta formada, evitando suas extremidades onde apresenta valores discrepantes devido ao ruído inerente da imagem. Desprezaram-se 50% do tamanho total da reta utilizando os outros 50% para o cálculo da tangente, conforme ilustra o gráfico da Figura 37.

A utilização de porcentagem na escolha do trecho da reta, na qual calculou-se a tangente, se deve à necessidade de manter um mesmo padrão de medida para todas as imagens, pois a intensidade luminosa varia de imagem para imagem. Este efeito é facilmente percebido no gráfico da Figura 37, onde em uma mesma figura temos tamanhos de retas diferentes para cada borda, devido os valores das intensidades máxima e mínima.

Os resultados obtidos foram bastante satisfatórios para a obtenção da curva característica do sistema aferidor.

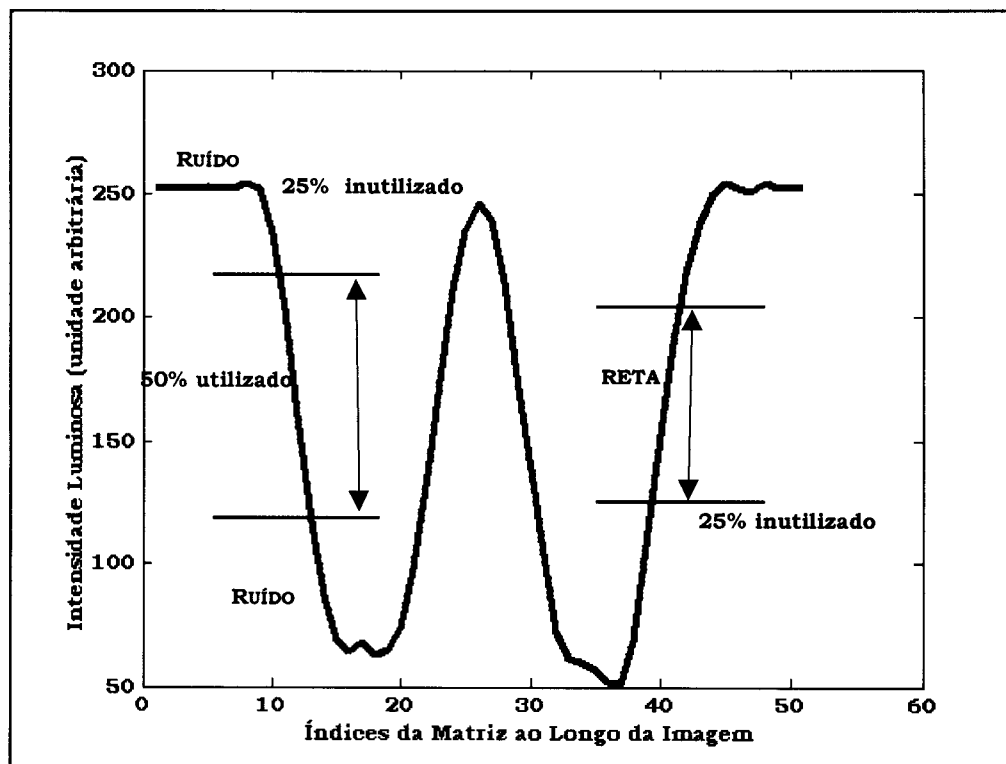


Figura 37 – Gráfico dos Trechos Utilizados Para o Cálculo da Tangente

A curva característica ajustada está ilustrada no gráfico da Figura 38 e o foco por ela representado minimizou os erros com os dados práticos. A média dos erros foi de 0,04 mm, obtendo-se desta forma um foco de $18,15 \pm 0,04$ mm, mantendo-se dentro das expectativas, uma vez que a lente foi projetada para ter 18 mm de distância focal efetiva. Através destes dados, levantou-se o gráfico da faixa de movimentação do slide e da câmara CCD para cada valor de dioptria. Os gráficos das figuras 39 e 40 ilustram este deslocamento para as ametropias estudadas pelo equipamento que vão de 30 a 90 D. Os valores máximos e mínimos dos deslocamentos para a miopia e para a hipermetropia mostraram-se dentro do limite físico da construção mecânica, não limitando, desta forma, o projeto proposto.

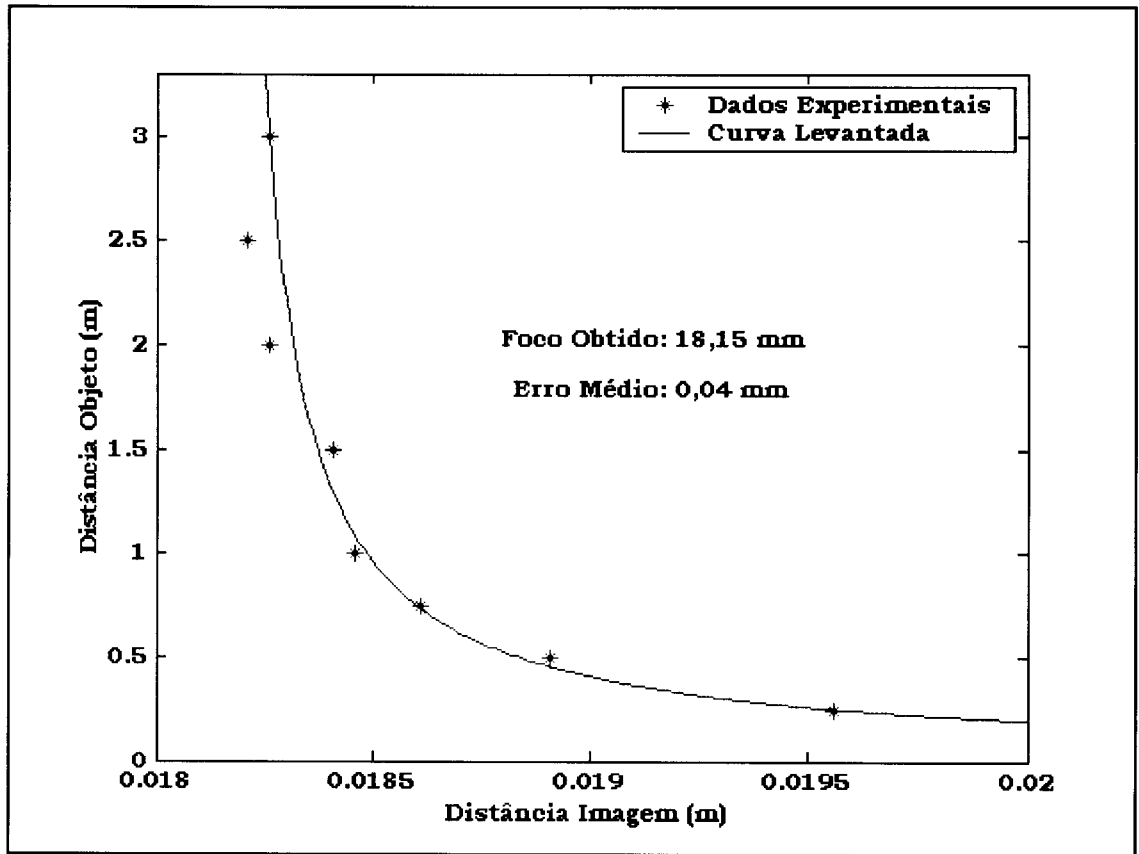


Figura 38 - Gráfico do Foco Experimental

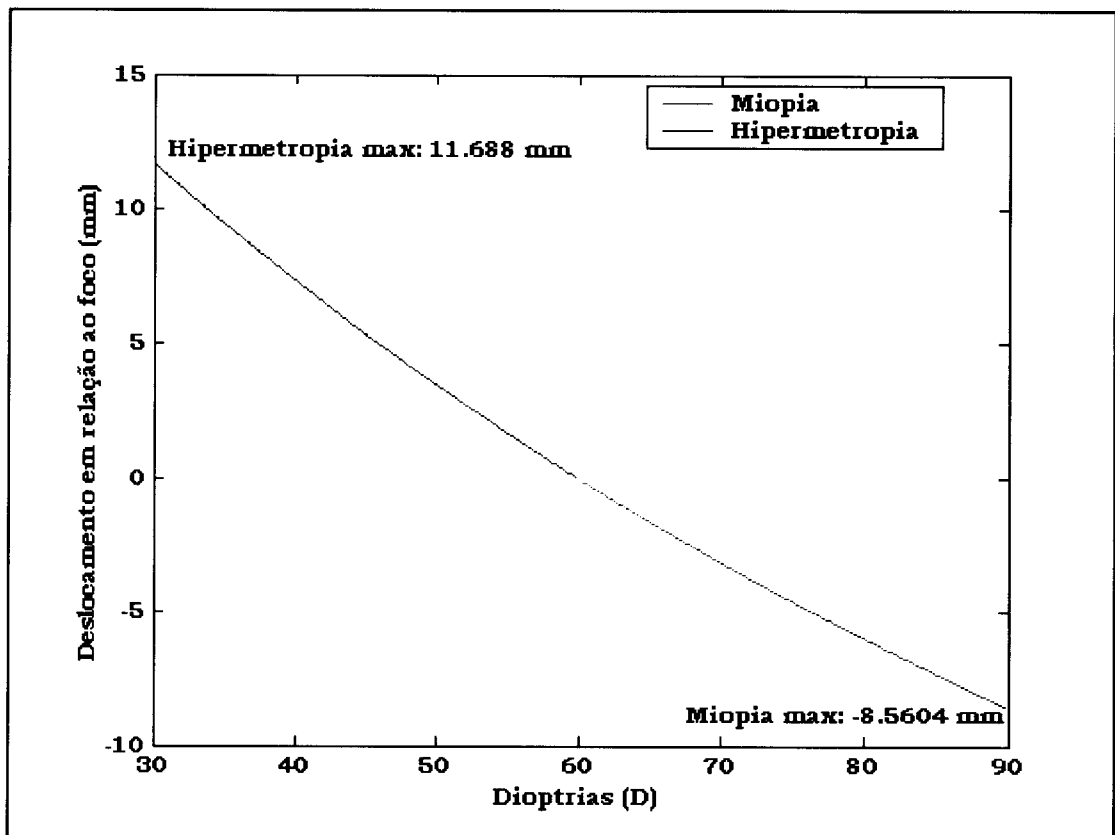


Figura 39 - Gráfico do Deslocamento do Slide

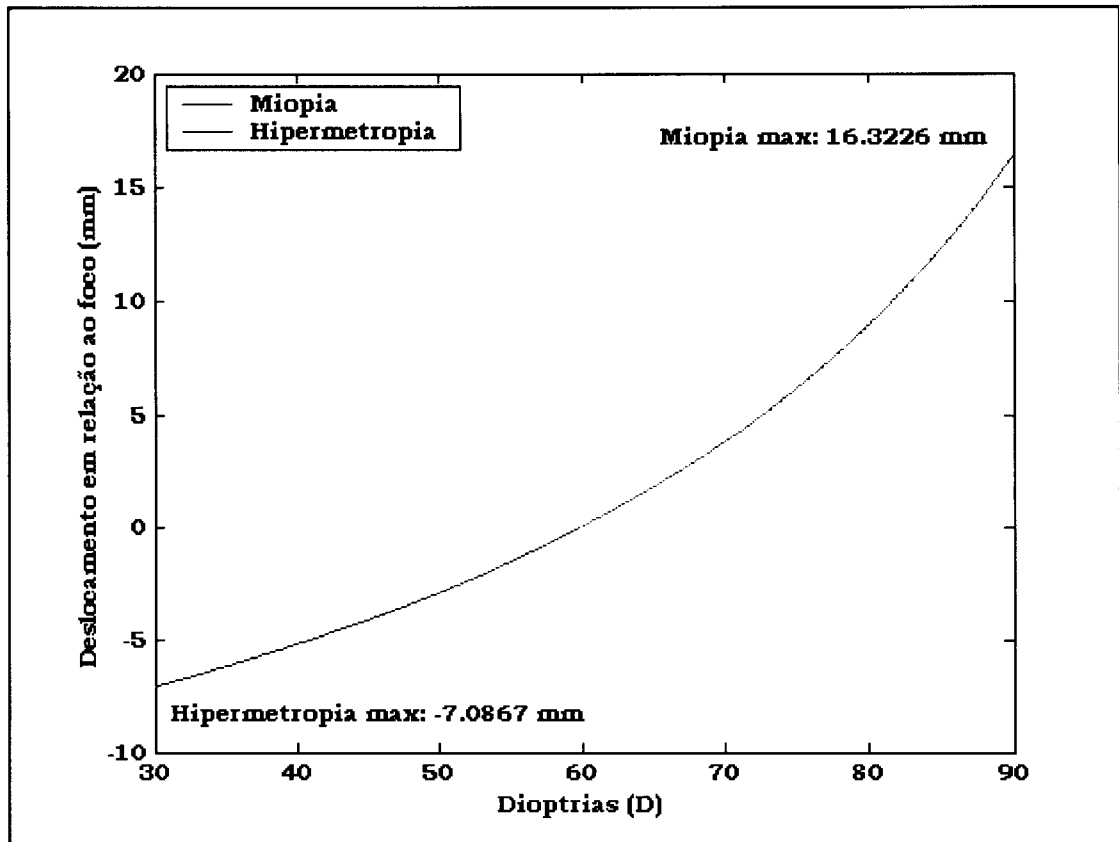


Figura 40 - Deslocamento da Câmera CCD

4.4.

A TECNOLOGIA UTILIZADA

O novo foco, obtido experimentalmente, foi utilizado para a implementação da programação do microcontrolador. A programação deste foi baseada no cálculo descrito nas seções 3.2 e 3.3 e os dados experimentais obtidos na seção 4.3. A descrição da tecnologia utilizada será descrita a seguir.

4.4.1.

A ELETRÔNICA DE CONTROLE

A eletrônica de controle construída foi resultado de sucessivos testes, análises de recursos e desempenho eletrônico. Ao longo do desenvolvimento do projeto, foram construídos dois protótipos. O inicial foi utilizado para avaliarmos motores de passo, circuitos integrados e o

desempenho destes com a mecânica utilizada. Neste primeiro protótipo, o sistema de controle do motor se baseava em um circuito oscilador que gerava um sinal cuja frequência estava diretamente relacionada com a velocidade de rotação do motor de passo. Esta frequência era facilmente alterada dentro de um determinado valor e desta forma, o motor apresentava uma rotação mínima e uma máxima. A função "Freio" se dava simplesmente pela inibição do sinal gerado pelo oscilador. O sinal do oscilador era injetado em *flip-flops*^{4.1} tipo D (74LS74^{4.2} e 74LS786^{4.2}) que faziam a conversão para sinal de caráter binário. Os testes foram realizados através de um programa em linguagem Assembly e este salvo no microcontrolador^{4.3} PIC16F84^{4.4} que possui duas portas de entrada de dados. Em uma porta inseríamos os comandos de liga-desliga para o motor e na outra era inserido o sentido de rotação horário ou anti-horário.

O motor de passo utilizado originou-se de um *drive de floppy disk* 5 e 1/4. A escolha do motor de passo de *floppy disk* foi devida a grande utilização destes *drives* em projetos de robótica, à sua grande precisão e também a grande facilidade na aquisição, uma vez que estes *drives* não são mais utilizados e são encontrados em computadores antigos encostados, porém como não tínhamos os dados técnicos deste motor, se fez necessário realizarmos testes. O motor em questão era de 1,8° por passo, alimentação de 5 V e impedância resistiva de 5Ω. A corrente elétrica foi fornecida para o motor através de um circuito com 4 transistores TIP122, 4 resistores de 1 KΩ cada e 4 diodos IN4007 para proteção, pois o chaveamento, executado pelos transistores, gera altas tensões indutivas, danosas ao circuito. Todo este circuito foi substituído pelo circuito integrado ULN2003^{4.5} que possui os transistores, os diodos de proteção internamente e fornece 500 mA, tornando o circuito eletrônico muito mais compacto. Feitos os ensaios, substituímos o microcontrolador PIC16F84 pelo microcontrolador AT89C55^{4.6} da Atmel, pois necessitávamos de um circuito que recebesse os dados sobre o olho, calculasse o deslocamento necessário e gerasse automaticamente

as formas de onda e o sentido do movimento para o motor de passo. Estes dados, inicialmente, foram transmitidos pela porta paralela do microcomputador e uma vez que o PIC possuía somente duas portas de entrada de dados, optamos por utilizar o AT89C55, através de suas 8 portas P1. Este primeiro protótipo está representado pela Figura 41. Note que este primeiro protótipo não possui o sistema aferidor com a câmera CCD, que foram incluídos posteriormente.

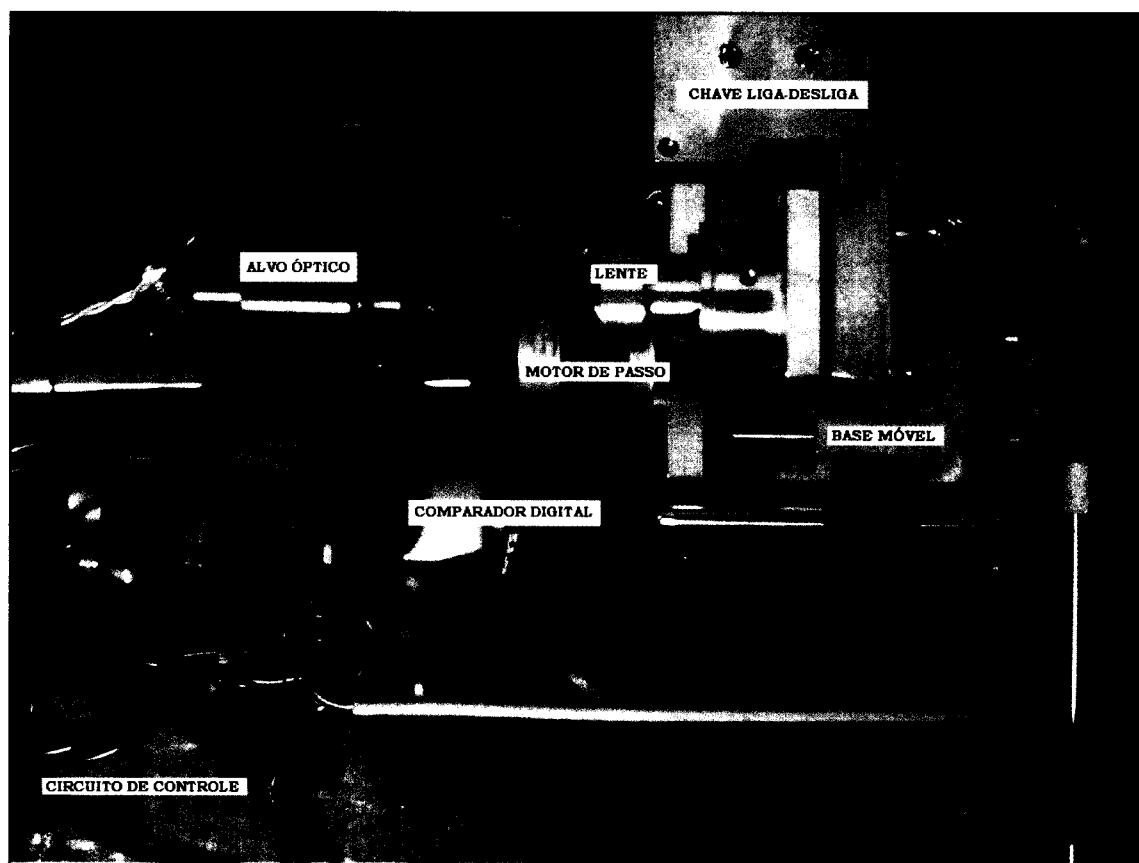


Figura 41 – Primeiro Protótipo Construído

Com a evolução do projeto, o motor de passo foi substituído por um 1,8°, 4 fases com impedância resistiva de 87 Ω cada, alimentação em 12V (138 mA por fase) e unipolar, pois este é mais compacto em relação ao anterior. Com este motor conseguimos obter, a cada volta do eixo do motor, 200 passos com um deslocamento de 5,2 mm e de 26 μ m por passo.

Foram realizados testes para que se tivesse uma caracterização do funcionamento do motor de passo com o aparato mecânico e, desta forma, determinar as limitações como falhas mecânicas (folga existente entre o acoplamento motor e cremalheira) e eletrônicas (perdas de passos com o motor de passo). Foram realizados testes com 10, 50, 100, 200, 400, 600, 800, 1000 e 1200 passos, na velocidade de 58,25 rpm com 50 medidas de avanço e recuo para cada um dos valores e também foi realizado o cálculo do deslocamento mínimo do sistema através dos dados obtidos no avanço divididos pelo número de passos correspondente. Os resultados obtidos foram os seguintes:

- ✓ O menor deslocamento obtido foi de 13 μm , havendo flutuações somente na casa de milionésimo de milímetros;
- ✓ A folga existente no equipamento varia de 0,071 a 0,108 mm. Este problema foi minimizado com a realimentação feita pelo comparador digital da marca Mitutoyo, que corrige esta posição com a precisão do menor deslocamento do motor obtida que foi de 13 μm . Para este deslocamento configurou-se o motor para meio passo e a cremalheira utilizada com passo de 0,5 mm entre seus dentes.

Feitos estes testes, realizou-se outros para analisarmos a eficiência do motor, pois não sabíamos qual a melhor velocidade de operação deste e se ocorria perda de passos nesta velocidade. Nos testes realizados com o motor de passo da Sankyo com 1, 5 e 10 voltas nas velocidades de 68,97, 39,64, 27,68, 21,18 e 17,10 rpm, nos sentidos horários e anti-horários e com 50 medidas cada um respectivamente, o motor se mostrou eficiente em todas as velocidades e números de voltas não obtendo nenhuma perda de passos. O motor somente apresentou problemas na velocidade de 108,71 rpm apresentando travamento no seu eixo. Esses valores de velocidade foram obtidos somando-se os

tempos de instrução do programa gravado no microcontrolador que gera as formas de onda que são enviadas para o motor de passo. Com estes dados foi possível determinar qual a maior velocidade de utilização sem perda de passos.

Para otimizar o funcionamento do motor de passo aplicou-se uma rampa de velocidade para assegurar que a saída da inércia e a frenagem fossem realizadas de forma suave e, assim, evitar perda de passos.

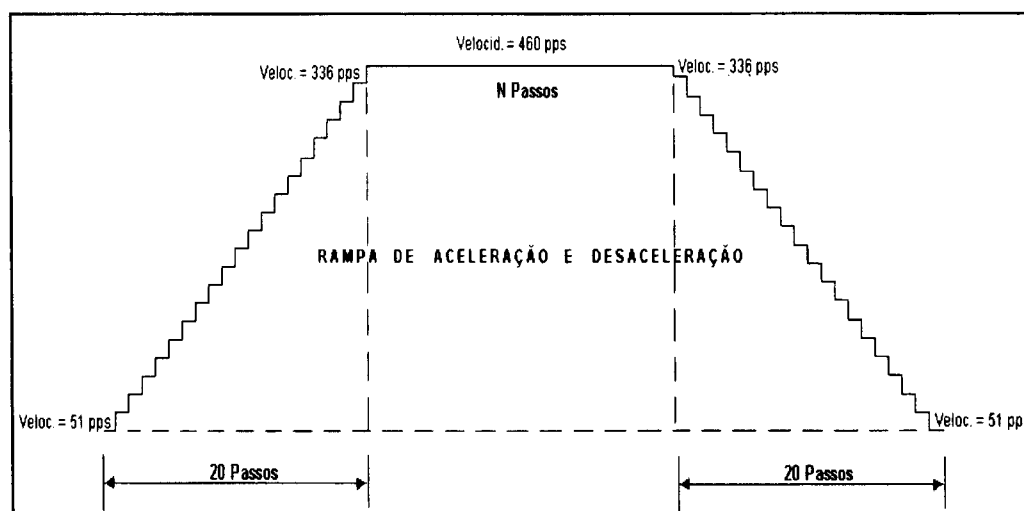


Figura 42 - Rampa de Aceleração e Desaceleração Aplicada ao Motor de Passo

Caso o motor de passo tenha que girar mais do que 40 passos, aplica-se uma rampa de aceleração e desaceleração neste, como ilustra a Figura 42. Girando 40 passos ou menos, o movimento será feito numa velocidade média de 76 pps (passos por segundo), sem aplicar esta rampa.

Utilizou-se dois sensores, um de início de curso e outro de final de curso, que servem para evitar que o motor desloque a base móvel além dos limites máximo e mínimo e para indicar os pontos inicial e final do sistema móvel, facilitando o controle. Se um objeto passar no meio da abertura do sensor, interrompe-se a luz, e a lógica do dispositivo retorna na saída, nível lógico alto (5 Volts), gerando uma interrupção para o microcontrolador AT89C55. O sensor está ilustrado na Figura 43.

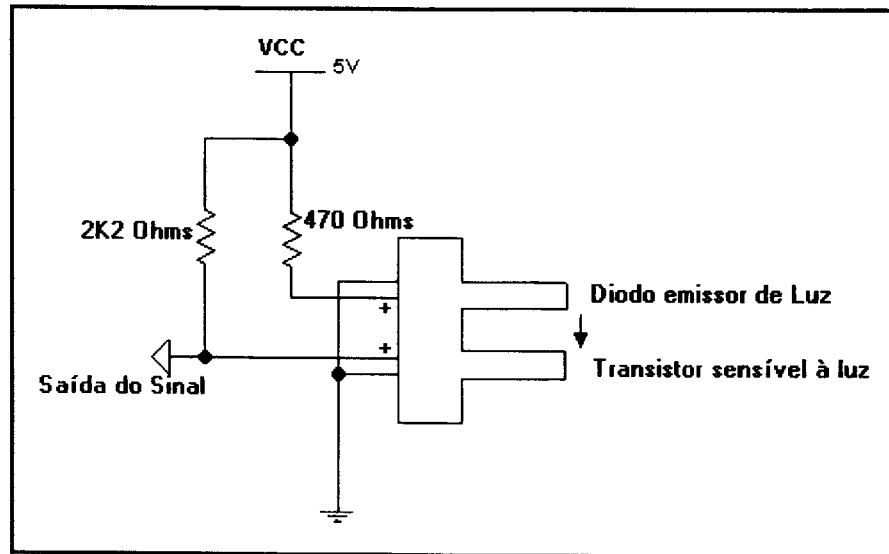


Figura 43 - Sensor de Curso

Optou-se pela comunicação serial^{4.7} para a troca de dados entre o microcontrolador e o microcomputador devido à sua versatilidade, pois utiliza somente duas vias da porta P3 do microcontrolador AT89C55 (Figura 44), sendo uma para recepção e outra para transmissão. Para a realização da comunicação serial utilizou-se o circuito integrado modelo MAX232^{4.8} alimentado com 5V. A comunicação tipo RS232, utilizada pelo microcomputador, possui tensão nominal de $\pm 12V$, estando o nível lógico baixo entre +3V e +12V e o alto entre -3V e -12V e a comunicação do microcontrolador é do tipo TTL de tensão nominal igual a $5V \pm 0,25V$ com nível lógico baixo entre 0 e 0,8V e alto entre 3 e 5V. O circuito integrado MAX232 realiza a conversão e a inversão de tensão. O microcontrolador também se comunica serialmente com o comparador digital e como temos somente uma entrada serial no microcontrolador, utilizou-se um circuito integrado com 4 portas lógicas tipo *E* (AND), modelo DM74LS08^{4.9}, alimentado com 5V. Utilizando uma das 4 portas, conseguimos conectar o comparador digital e o microcomputador na mesma via do microcontrolador, pois a porta lógica faz a seleção de comunicação entre o comparador e o computador, por nunca ter uso simultâneo entre ambas. O esquema eletrônico geral do equipamento está ilustrado pela foto da Figura 45.

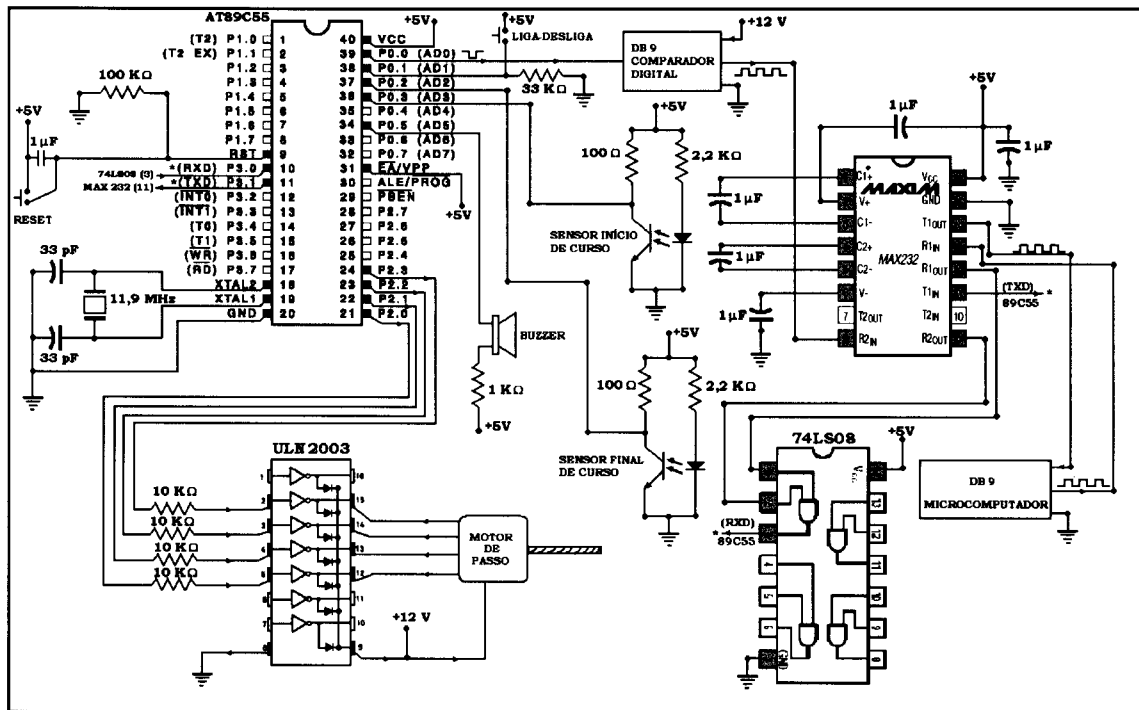


Figura 44 - Circuito Eletrônico do Equipamento Eletro-Óptico

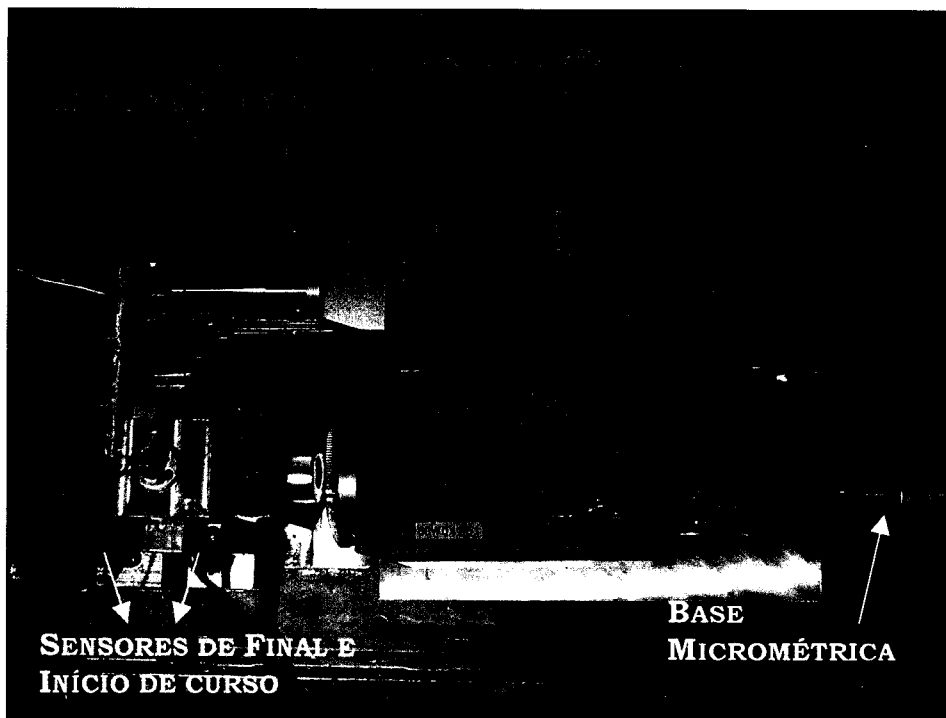


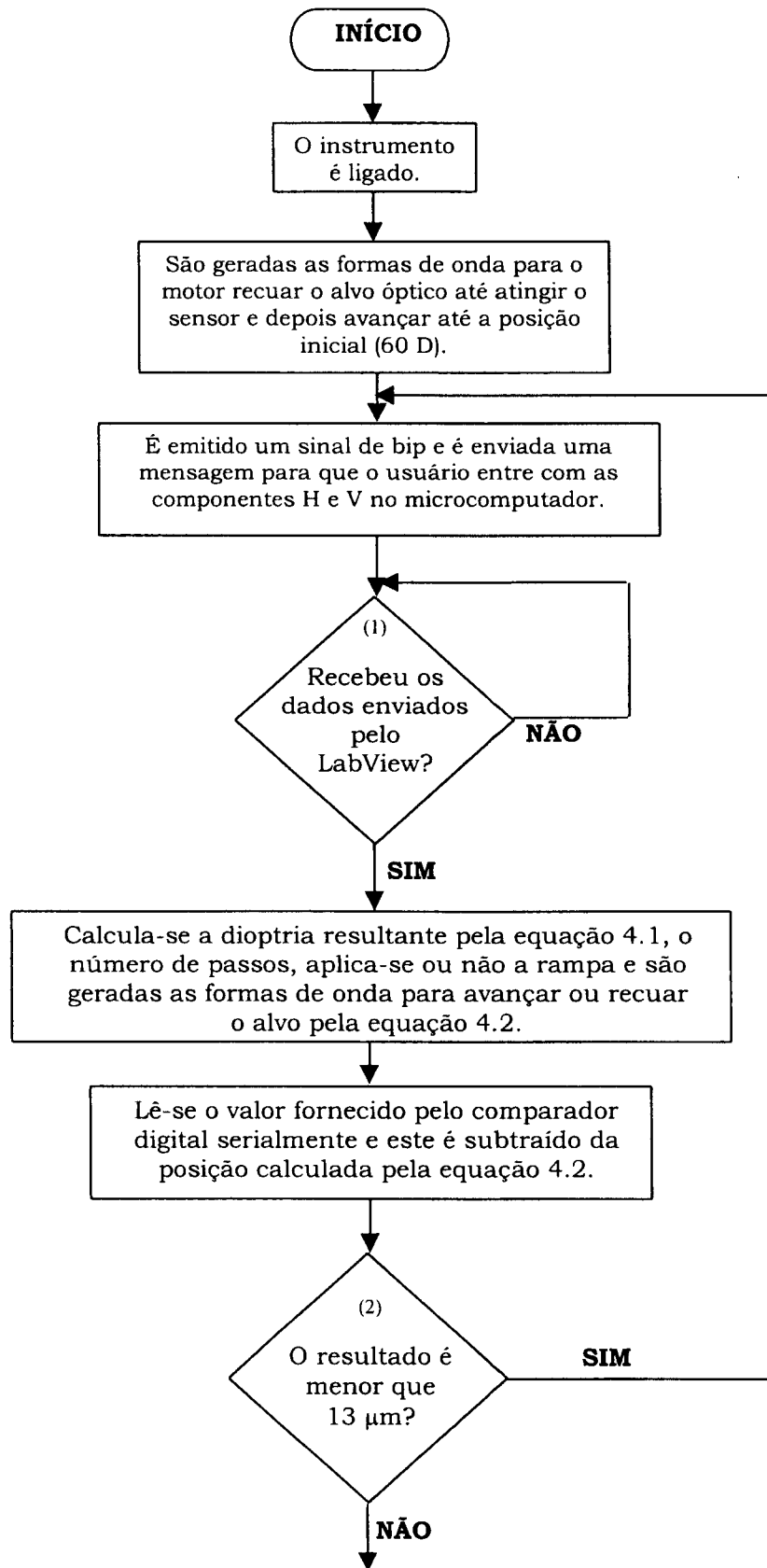
Figura 45 - Protótipo Final Construído

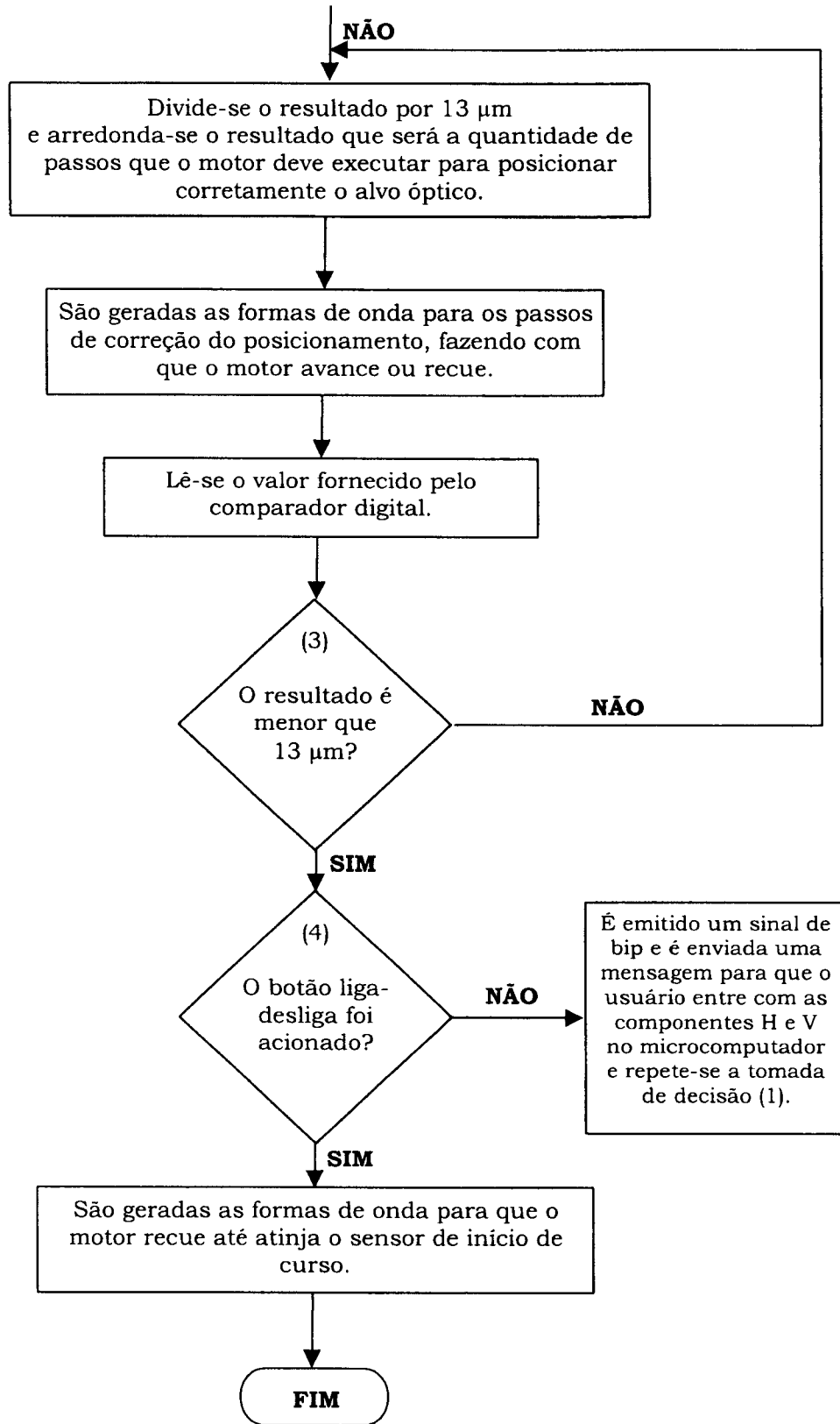
4.4.2. O SOFTWARE

O software utilizado possui as seguintes características:

- ✓ Possibilita trabalhar em malha aberta, bastando desconectar o comparador digital, caso ocorra a necessidade de fazer testes neste modo.
- ✓ Ao desligar o sistema, o slide é movido para uma posição de repouso e corta-se a alimentação do motor.
- ✓ A interface com o usuário foi feita no software LabView. A escolha deste software foi devida à fácil programação e a interface amigável que ele oferece. O sistema eletrônico envia mensagens para aguardar o movimento, entrar com novos dados para a dioptria (seguido de um sinal sonoro após a realimentação). Se houver um erro na realimentação feita pelo comparador digital, é emitido um aviso de erro pelo software no monitor do microcomputador.
- ✓ Fórmulas para números de até 40 bits e arredondamento.
- ✓ O reconhecimento de erro dos dados é feito por um código em hexadecimal (01A), enviado pelo comparador junto com os dados para o microcontrolador.
- ✓ A utilização de um botão de *reset*, caso ocorra algum erro no software.
- ✓ A taxa de comunicação serial escolhida foi de 2.400 bps (bits por segundo) para o bom funcionamento do comparador digital.

O funcionamento do software de controle do sistema óptico móvel é representado pelo fluxograma abaixo:





Resumidamente o algoritmo de testes do equipamento possui os seguintes passos:

(1) Alimentado o circuito, o motor permanece desenergizado e o programa inerte, até que o botão de liga-desliga seja pressionado.

(2) Após o acionamento do botão, o motor desloca o slide para trás até atingir o sensor de início de curso caso este não esteja na posição de repouso e avança até a posição inicial de teste (60 D). Se estiver utilizando a realimentação, deve-se zerar o comparador digital, pois a posição inicial é a de referência.

(3) Nesta posição, o microcontrolador envia ao microcomputador um sinal sonoro (bip) e uma mensagem é visualizada no monitor deste para que o usuário possa entrar com as componentes diópticas H e V (Figura 31). Nesta etapa entra-se com estes valores ou pressiona-se o botão para desligar.

(4) Entrando-se com as componentes diópticas, via interface LabView, estas são enviadas ao microcontrolador, que com a equação 4.1 calcula a dioptria resultante.

(5) A dioptria resultante é inserida na fórmula dos Traçados de Raios e o microcontrolador grava no registrador o deslocamento obtido. A partir deste deslocamento se consegue o número de passos que o motor deverá executar, dividindo-se o deslocamento por $13 \mu\text{m}$, que é o menor deslocamento.

(6) A seguir, o microcontrolador verifica se aplicará a rampa ao movimento, dependendo do número de passos. Se aplicar, o valor total do número de passos é subtraído de 40 e o resultado é o número de passos que o motor girará no topo da rampa na velocidade máxima de 460 pps. Os outros 40 passos são divididos em 20 ascendentes e 20 descendentes com velocidade variável, conforme ilustrado na Figura 42.

(7) Após o último movimento do motor, o microcontrolador envia um pulso invertido à régua eletrônica, habilitando a transmissão do número que representa a posição atual do slide. Este número com

código, vírgula e sinal matemático, é comparado ao deslocamento obtido pelos cálculos no microcontrolador.

(8) Se houver um erro no posicionamento, com diferença maior que $13 \mu\text{m}$, o microcontrolador calcula o número de passos correspondente a esta diferença e o motor executa a correção quantas vezes forem necessárias, até que esta seja igual ou menor que $13 \mu\text{m}$.

(9) Após a correção, é emitido um sinal sonoro e o microcontrolador envia ao microcomputador uma mensagem para que o usuário entre com novos valores de componentes dióptricas, repetindo desta forma todo o processo até que o botão de liga-desliga seja acionado novamente.

4.5. A AFERIÇÃO DO INSTRUMENTO ELETRO-ÓPTICO

Para a realização dos testes de aferição do instrumento, confeccionou-se o slide com a mesma figura das duas barras e a metodologia de análise foi a mesma da calibração do sistema aferidor.

Porém, neste caso, trocou-se a cor de fundo do slide, como mostra a Figura 46. A vantagem de ter o fundo preto e as barras brancas é o fato de evitar que a câmera CCD sature devido à alta intensidade de luz, pois esta possui um controle de nível de intensidade luminosa. Este fato favoreceu o bom nível de contraste fundamental à avaliação das imagens.

A equação final, derivada das equações (3.2) e (3.12) e utilizada na aferição do instrumento eletro-óptico, é a seguinte:

$$t_{k+2} = \frac{-t_k f_1 f_2 - t_{k+1} f_1 f_2 + t_{k+1} t_k f_1}{f_1 f_2 - t_{k+1} f_1 - 2 t_k f_1 + t_k t_{k+1}} \quad (4.2)$$

em que t_{k+2} é a posição do sistema aferidor (CCD), f_1 e f_2 a distância focal das lentes L1 e L2, t_{k+1} a distância entre as lentes e t_k a posição do instrumento (slide).

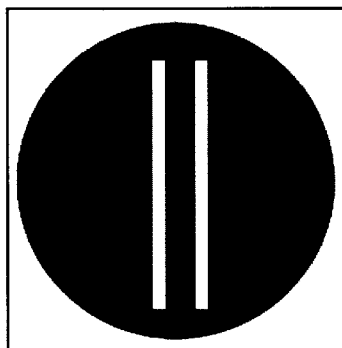


Figura 46 - Slide Utilizado para a Avaliação do Equipamento

O grande aumento de tamanho que ocorreu na imagem do slide na faixa da hipermetropia fez com que as bordas das barras atingissem o limite do campo visual da câmera CCD, assim, calculou-se a média das tangentes nas retas das transições entre a cor branca e a preta, na região entre as duas barras. A análise do slide está ilustrada no gráfico da Figura 47.

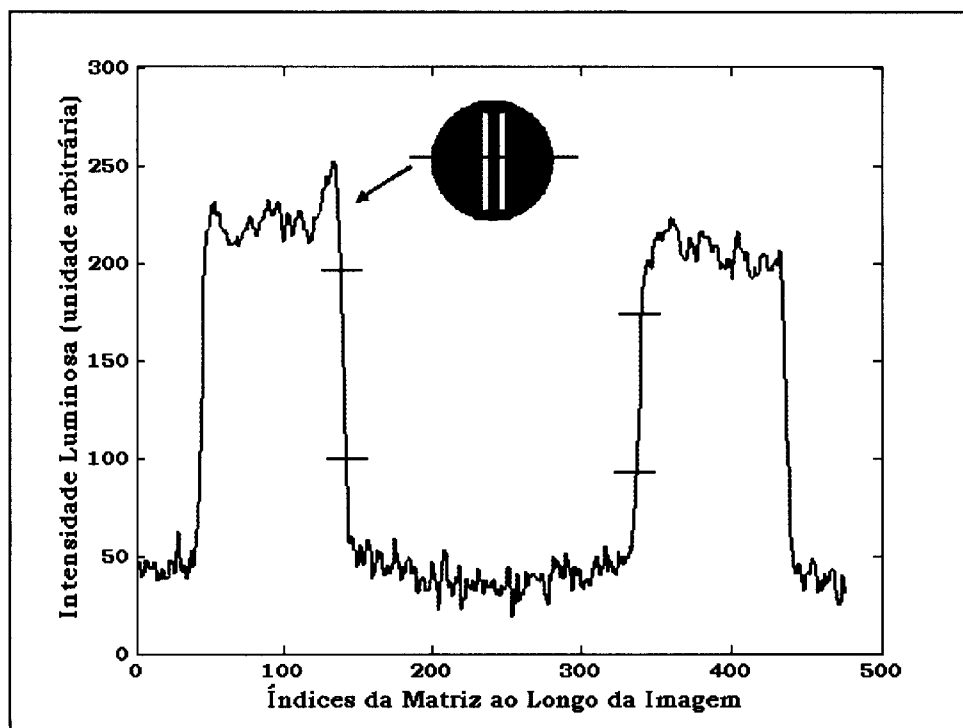


Figura 47 - Gráfico da Imagem do Slide

Foram analisadas 21 imagens para cada um dos 26 casos de miopia e hipermetropia considerados e o resultado obtido está representado pelos gráficos das Figuras 48 e 49. O gráfico da Figura 49 ilustra com maiores detalhes a região central do gráfico da Figura 48 devido ao fato de que nesta região, a concentração de casos estudados foi maior, 17 casos dos 26 totais.

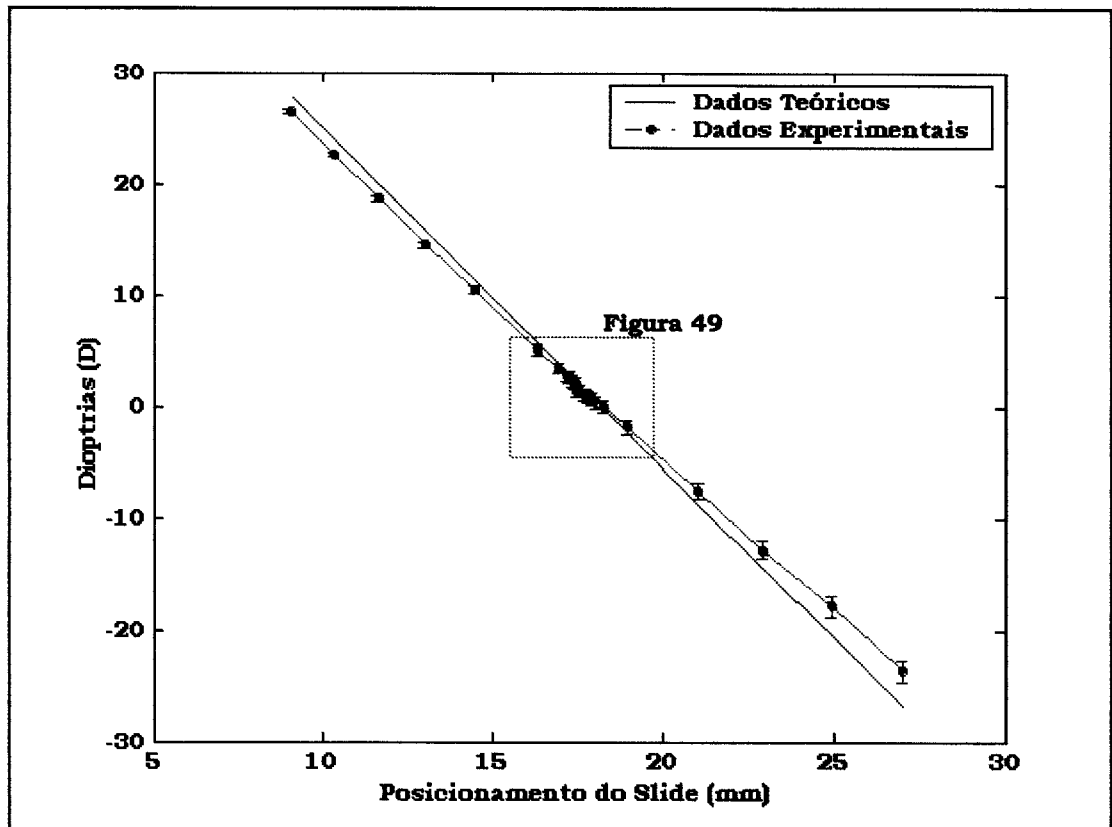


Figura 48 - Gráfico dos Dados Teóricos *versus* Dados Experimentais

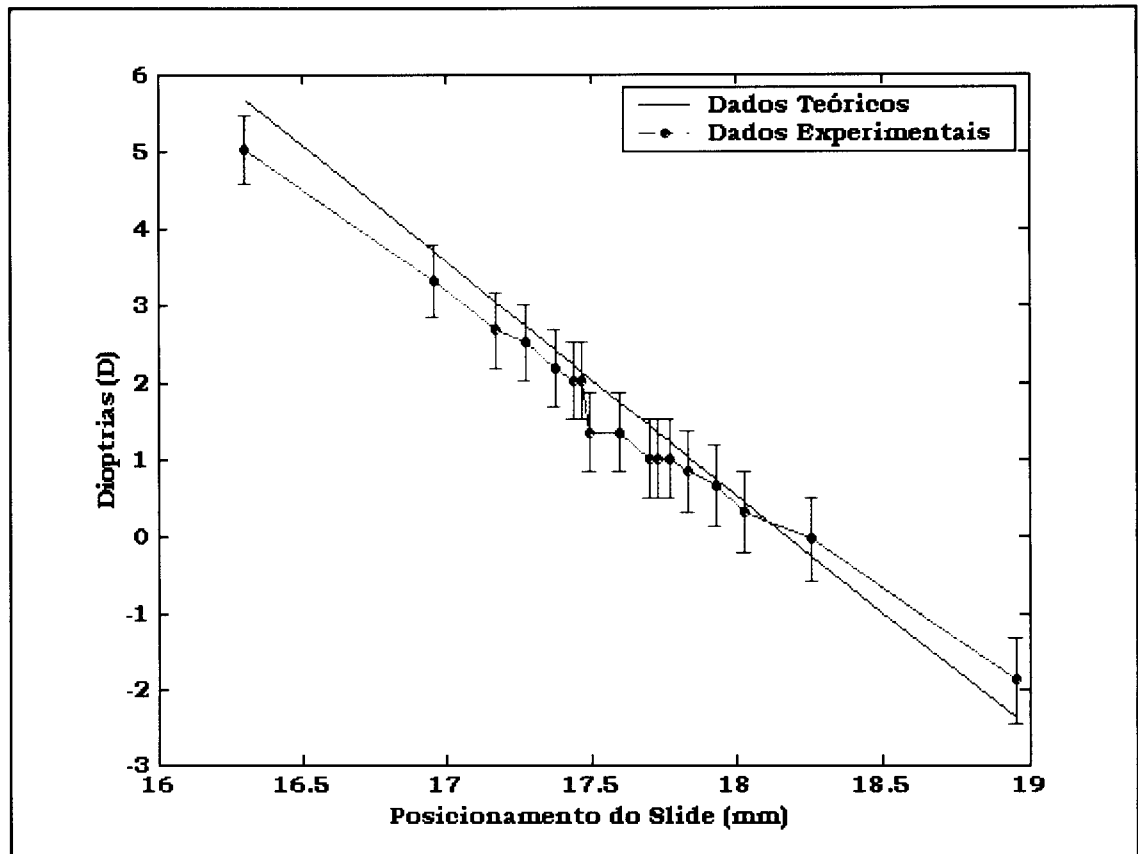


Figura 49 – Gráfico dos Dados Teóricos *versus* Dados Experimentais

4.6.

RESULTADOS OBTIDOS

A análise da calibração do instrumento eletro-óptico, através do sistema aferidor, forneceu as seguintes características na faixa dióptrica de 28,23 a -21,88 D:

- ✓ Erro Médio de aproximadamente 0,77 D.
- ✓ Erro Estimado de aproximadamente 0,0391 a 0,0397 D.
- ✓ Erro Experimental de aproximadamente 0,16 a 1,04D.

Os gráficos das Figuras 50 e 51 ilustram as evoluções dos erros estimado e experimental, respectivamente na faixa dióptrica aferida, tirados dos resultados apresentados pelo gráfico da Figura 48. Uma comparação entre eles nos mostra que os erros são devidos à precisão proporcionada pelo conjunto motor de passo. E são muito menores do

que os erros proporcionados pelo conjunto plataforma micrométrica e CCD, decorrendo disso as distorções apresentadas.

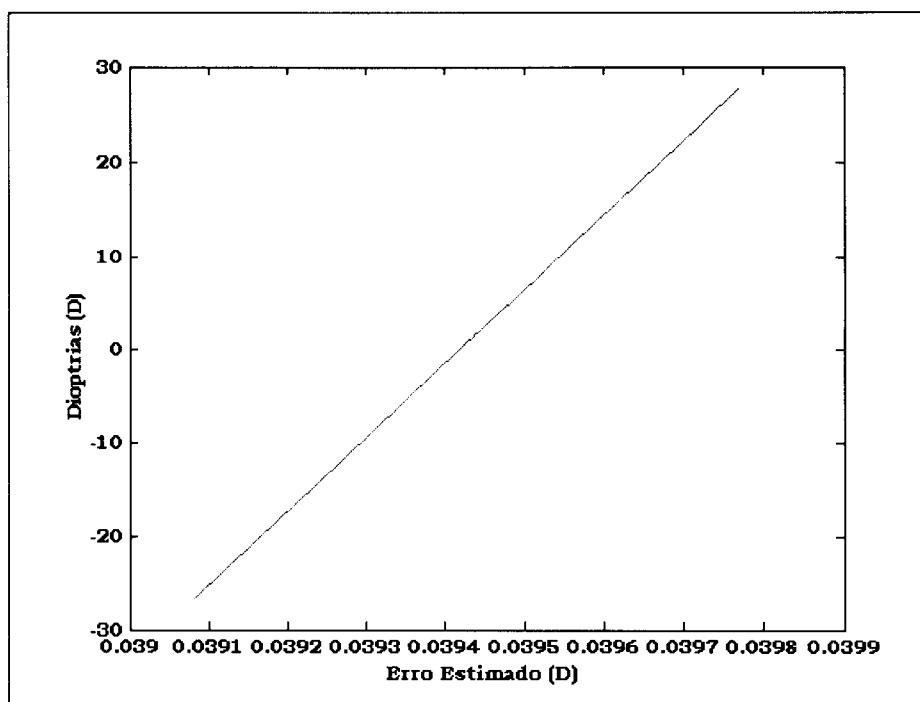


Figura 50 – Gráfico do Erro Estimado

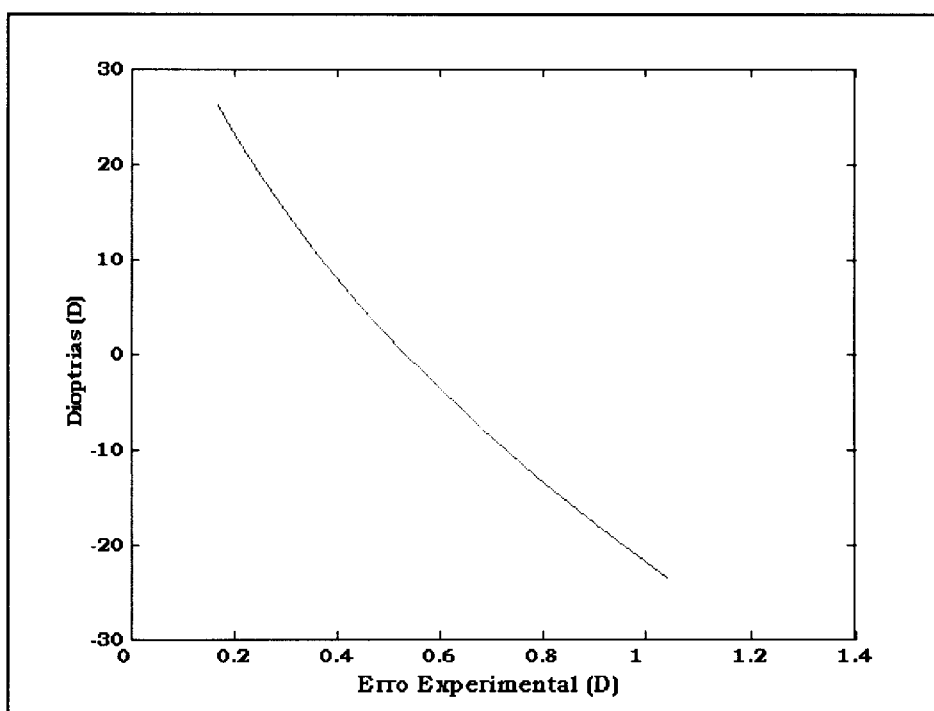


Figura 51 – Gráfico do Erro Experimental

Nota-se pelos gráficos que o erro não é constante ao longo da faixa dióptrica. Isto se deve ao fato dos posicionamentos do slide e do CCD estarem cada vez mais próximos conforme se aproximam da lente e, na região central, os mínimos deslocamentos, do slide ou da CCD, acarretam entre si mudanças avantajadas, justificando o erro nesta região próxima aos vértices das lentes ser tão sensível (equação (4.2)).

O erro estimado foi pequeno devido à grande precisão com que o motor de passo consegue posicionar o slide. Porém, o erro experimental, devido ao posicionamento da câmera CCD, foi o fator preponderante dos erros ocorridos. Para o cálculo do erro experimental, ilustrado no gráfico da Figura 51, considerou-se o erro decorrente à profundidade de foco e o passo aplicado a base micrométrica.

A construção do sistema aferidor mostrou-se necessária devido à falta de um sistema analisador de frente de onda em operação para ser acoplado ao sistema, com o intuito de obter os resultados experimentais *in vivo*, pois o Wavefront desenvolvido pela Eyetec Ltda está em fase final de construção. A utilização de um auto-refrator também se mostrou inviável, pois além de termos que estudar todo o sistema de controle eletrônico e construirmos a adaptação do instrumento neste, teríamos ainda o fato da eficácia do equipamento ser ainda duvidosa em relação à sua utilização no exame refrativo dinâmico, tendo portanto uma fonte de erro a mais. A construção do sistema aferidor, simulando um olho, foi a opção mais viável, além de acrescentar originalidade ao projeto.

O diagrama mecânico e a foto do protótipo final estão ilustrados nas Figuras 52 e 53.

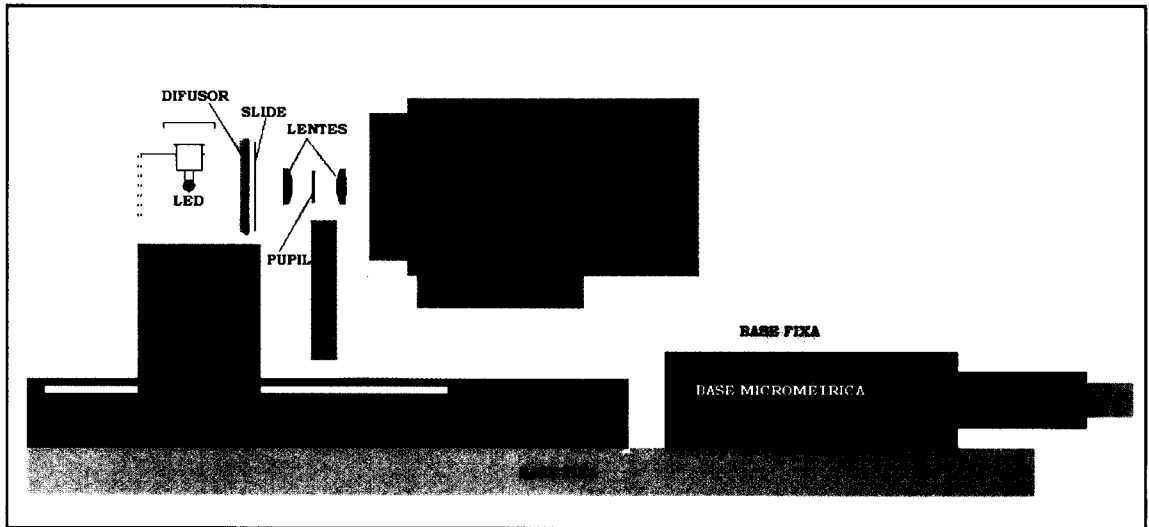


Figura 52 - Diagrama Mecânico do Protótipo Final

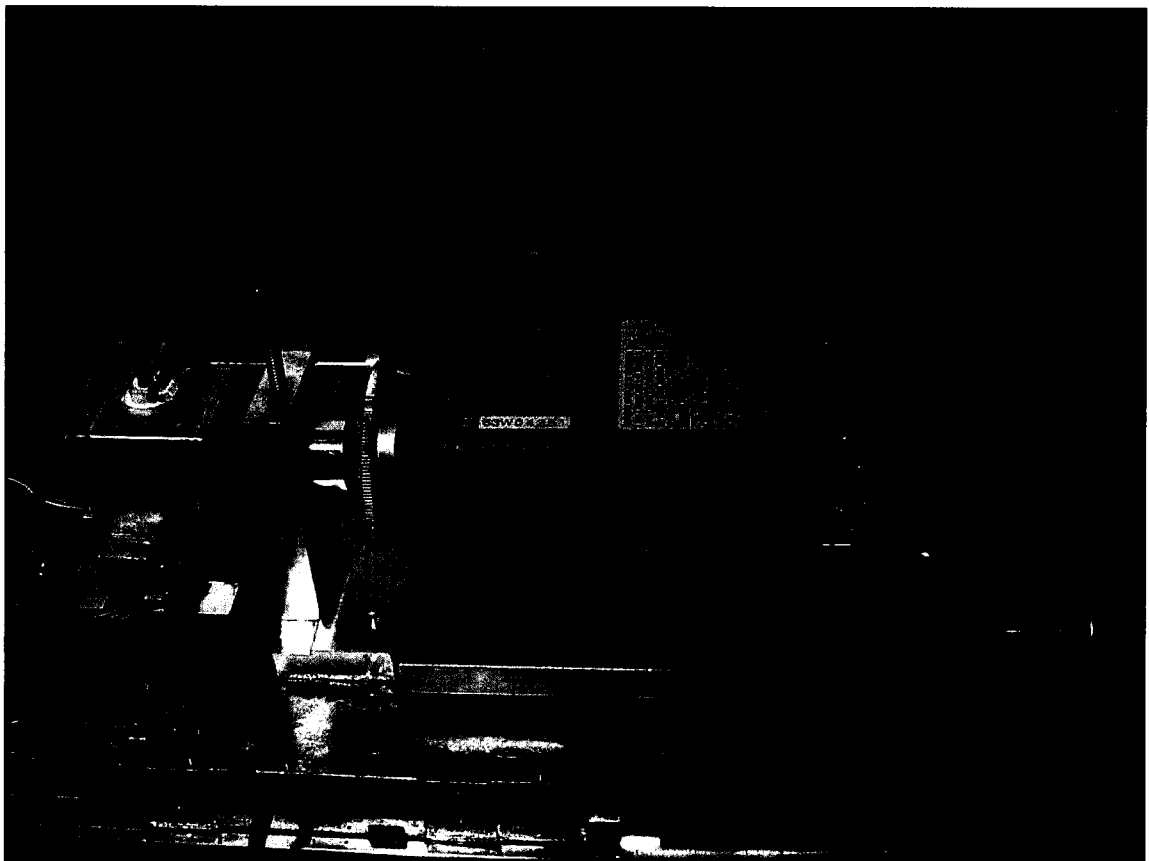


Figura 53 - Foto do Protótipo Final

CAPÍTULO **5**

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos no presente trabalho nos permitem concluir que o instrumento eletro-óptico estudado é passível de sucesso, pois o ajuste eletrônico-mecânico mostrou-se eficiente, com um alto grau de acurácia como consequência de sistema de controle de malha fechada e a versatilidade acentuada da programação realizada no microcontrolador.

Quanto aos recursos ópticos, revelaram-se com uma eficiência razoável, mesmo sendo sujeitos a aberrações decorrentes de sua geometria.

No gráfico da Figura 48, verificamos que o desvio da curva experimental apresentou um afastamento médio da curva teórica, dentro dos limites esperados devido às limitações ópticas do arranjo experimental atual. Em compensação, o aparato eletrônico-mecânico mostrou-se com uma precisão muito alta, levando em conta a origem dos seus componentes. Uma vez que a acomodação ocular é controlada pelo estímulo visual e que se realiza com a manutenção da nitidez da imagem sobre a retina, sendo esta conseguida pelo sistema visual humano com uma variação de $\pm 0,5$ D ou um deslocamento de 0,16 mm de focalização. A precisão do posicionamento do slide conseguida pelo aparato eletrônico-mecânico foi 13 μm , ou seja, mais de 100 vezes menor que a necessária. A interface feita com a plataforma LabView revelou-se amigável e eficiente, o que permitiu uma grande facilidade no controle da simulação.

Para dar continuidade ao trabalho realizado será necessário desenvolver um aparato óptico mais preciso para aumentar a acurácia do sistema, implementar novos controles, aproveitando a capacidade do microcontrolador, realizar testes com o sistema de Wavefront e reelaborar o circuito eletrônico, tornando-o mais compacto e com uma maior capacidade de controle.

Em resumo, o instrumento revelou-se viável para ser usado como componente integrante do sistema Wavefront em desenvolvimento na Eyetec Ltda. e Opto Eletrônica São Carlos Ltda., empresas parceiras do Laboratório de Óptica Oftálmica do Instituto de Física de São Carlos – USP, onde foi desenvolvido este projeto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Capítulo 1

[1.1] KATZ, MILTON and KRUGER, P. B. - *The Human Eye as an Optical System*. In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 1, Cap. 33.

[1.2] POLYAC, S. L. - *Historical Appendix to the Human Eye in Anatomical Transparencies*. Rochester, N. Y. Bausch & Lomb. 1943. apud KATZ, MILTON and KRUGER, P. B. - *The Human Eye as an Optical System*. In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 1, Cap. 33.

[1.3] GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* – In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.4] PORTERFIELD, W. - *A Treatise on the Eye*. Edinburgh, Hamilton and Balfour. 1759, Vol. 1, p. 423. apud GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* – In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.5] YOUNG, T. - *On the Mechanism of the Eye*. Philos.Trans. Lond., 1801, p. 19-34. apud GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* – In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.6] BADAL, J. - *Optomètre métrique international: Pour la mesure simultanée de la réfraction et de l'acuité visuelle même chez les illettrés*, Ann. Ocul. 1876, p. 75-101. apud GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* – In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.7] CLARK, F. M. - *Optical instrument*. 1897, US Patent No. 579, 132. apud GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* – In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.8] HENNESSY, R. T. - *Instrument Myopia*. Journal of The Optical Society of America. 1975, Vol. 65, n. 10, p. 1114-1120.

[1.9] ARNULF, A. - *Examen de la qualité des images rétiniennes, en vue de la correction des défauts oculaires*. Ann. Optique Ocul. 1952, p. 1-91. apud GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* - In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.10] CHARMANN, W. N. - *A Pioneering Instrument: The Collin's Electronic Refractometer*. Ophthalmic Optician. 1976, Vol. 16, p. 345. apud GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* - In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.11] GUYTON, D. L. - *Automated Clinical Refraction* - In: Tasman, W. and Jaeger, E. A. editors, Duane's Clinical Ophthalmology. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia. CD-ROM edition, 2000, Vol. 79, Cap. 67.

[1.12] HENNESSY, R. T. - *Instrument Myopia*. Journal of The Optical Society of America. 1975, Vol. 65, n. 10, p. 1114-1120.

[1.13] PLACIDO, A. - *Novo Instrumento de Exploração da Córnea*. Periodico d'Oftalmológica Practica, Lisboa, 1880, Vol. 5, p. 27-30.

[1.14] SHACK, R. V. and PLATT, B. C. - *Production and use of a lenticular Hartmann screen*. Optical Sciences Center, University of Arizona, Tucson, Spring Meeting, Optical Society of America, 1971, p. 656.

[1.15] HARTMANN, J. - *Bemerkungen über den Bau und die Justirung von Spektrographen*. Z. Instrumentenk., 1900, p. 20-47.

[1.16] THIBOS, L. N. - *Principles of Hartmann-Shack Aberrometry*. Journal of Refractive Surgery, Sept./Oct. 2000, Vol. 16, p. 540-545.

Capítulo 2

[2.1] LE GRAND, Y. AND EL HAGE, S. G. - *Physiological Optics*. New York (NY), Springer Series in Optical Sciences, 1980. Vol. 13, Cap. 2, p. 25.

[2.2] VENTURA, L. and CASTRO, J. C. - *Ametropias Oculares*. Revista Bras. Ens. Fis., 1995, Vol. 17, n. 4, p. 305-307.

- [2.3] KIMBALL, JOHN W.- *The Human Eye*. Andover - MA, 2 August 2003. Section: Vision in Humans. Available in: <http://users.rcn.com/jkimball.ma.ultranet/BiologyPages/V/Vision.html> - Accessed on: 22 October 2003.
- [2.4] DELAMERE, N. A. and PATERSON, C. A. - *The Crystalline Lens*. - In: William Tasman and Edward A. J. editors, *Duane's Clinical Ophthalmology*. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia, 2000, Vol. 2, Cap.10, p. 3.
- [2.5] LE GRAND, Y. AND EL HAGE, S. G. - *Physiological Optics*. New York (NY), Springer Series in Optical Sciences, 1980. Vol. 13, Cap. 2, p. 39.
- [2.6] KLEIMAN, N. J. and WORGUL, B. V. - *Lens*. In: William Tasman and Edward A. J. editors, *Duane's Clinical Ophthalmology*. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia, 2000, Vol. 1, Cap. 15, p. 7.
- [2.7] DELAMERE, N. A. and PATERSON, C. A. - *The Crystalline Lens*. - In: William Tasman and Edward A. J. editors, *Duane's Clinical Ophthalmology*. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia, 2000, Vol. 2, Cap. 10, p. 18-19.
- [2.8] WERNER, L. *et al.* - *Fisiologia da Acomodação e Presbiopia*. Revista Arquivos Brasileiros de Oftalmologia. Dez/2000, Vol. 63, n. 6, p. 487.
- [2.9] DELAMERE, N. A. and PATERSON, C. A. - *The Crystalline Lens*. - In: William Tasman and Edward A. J. editors, *Duane's Clinical Ophthalmology*. Lippincott-Raven Publisher, Philadelphia, 2000, Vol. 2, Cap. 10, p. 25-27.
- [2.10] LE GRAND, Y. AND EL HAGE, S. G. - *Physiological Optics*. New York (NY), Springer Series in Optical Sciences, 1980. Vol. 13, p. 81-84.
- [2.11] VENTURA, L. - *Sistema de Medidas Automáticas de Vícios de Refração Ocular*. Tese de Doutorado pelo IFSC-USP, 1995, Cap. 2, p. 19.
- [2.12] LE GRAND, Y. AND EL HAGE, S. G. - *Physiological Optics*. New York (NY), Springer Series in Optical Sciences, 1980. Vol. 13, Cap. 6, p. 64.
- [2.13] LE GRAND, Y. AND EL HAGE, S. G. - *Physiological Optics*. New York (NY), Springer Series in Optical Sciences, 1980. Vol. 13, Cap. 4, p. 57-58.
- [2.14] PEDROTTI, L. S. & PEDROTTI, F. L. - *Optics and Vision*. New Jersey, ed. Prentice Hall, 1998, Cap. 10, p. 194-221.

[2.15] ALBUQUERQUE, A. A. - *Refração*. Biblioteca Brasileira de Oftalmologia. Ed. Cultura Médica. 2000, 3ª ed., Cap. 13, p. 80.

[2.16] VENTURA, L. - *Sistema de Medidas Automáticas de Vícios de Refração Ocular*. Tese de Doutorado pelo IFSC-USP, 1995, Cap. 2, p. 13.

[2.17] GERAISSATE, E. - *Hipermetropia*. Sociedade Brasileira de Córnea e Lentes de Contato. Revista Arquivos Brasileiros de Oftalmologia. Dez./2000, Vol. 63, n. 6, p. 499.

[2.18] VENTURA, L. - *Sistema de Medidas Automáticas de Vícios de Refração Ocular*. Tese de Doutorado pelo IFSC-USP, 1995, Cap. 2, p. 15.

Capítulo 3

[3.1] O'SHEA, D. C. - *Elements of Modern Optical Design*. Wiley-Interscience Publication, 1985, Cap. 2.

Capítulo 4

[4.1] CAPUANO, FRANCISCO G. e IDOETA, IVAN V. - *Elementos de Eletrônica Digital*. São Paulo, ed. Érica, 1984, 6ª ed., Cap. 6, p. 257.

[4.2] DATASHEETS - *Flip-Flops: 74LS74 E 74LS86*. Disponível em: <http://www.hanssummers.com/electronics/datasheets/>. Acessado em: 22 de Outubro de 2003.

[4.3] NICOLOSI, DENYS E.C. - *Microcontrolador 8051 - Detalhado*. São Paulo, ed. Érica, 2000, 10ª ed., Cap. 1, p. 65.

[4.4] DATASHEET - *PIC16F84* - Disponível em: http://www.esng.dibe.unige.it/Students/Courses/ei/Files/PIC_16F84A.pdf. Acessado em: 10 de Novembro de 2003.

[4.5] DATASHEET - *ULN2003* - Disponível em: <http://home.wanadoo.nl/electro1/avr/software/ULN2003A.pdf>. Acessado em: 10 de Novembro de 2003.

[4.6] DATASHEET - *AT89C55* - Disponível em: <http://www.cs.washington.edu/education/courses/477/99sp/docs/doc0811.pdf>. Acessado em: 10 de Novembro de 2003.

[4.7] PEREIRA DA SILVA, VIDAL JR. - *Aplicações Práticas do Microcontrolador 8051*. São Paulo, ed. Érica, 1998, 7ª ed., Cap. 9, p. 75.

[4.8] DATASHEET - MAX232 - Disponível em: http://www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/1798 . Acessado em: 10 de Novembro de 2003.

[4.9] DATASHEET - 74LS08 - Disponível em: <http://www.ee.mut.ac.th/datasheet/sn74ls08.pdf> . Acessado em 10 de Novembro de 2003.