SISTEMA DE MEDIDAS AUTOMÁTICAS DE VÍCIOS DE REFRAÇÃO OCULAR

Liliane Ventura

OK

Tese apresentada ao Instituto de
Física de São Carlos - USP, para
a obtenção do título de Doutora
em Ciências - Física Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro

São Carlos (SP)
1995

IFSC UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO
Instituto de Física de São Carlos

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
CEP 13560-250 - São Carlos - SP
Brasil

C:\WINWORD\WLA\OFDEFD.DOC

Fone (016) 272-6222
Fax (016) 272-2218

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA TESE DE DOUTORADO DE LILIANE
VENTURA SCHIABEL APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS,
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 24/10/1995.

COMISSÃO JULGADORA:

Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto

Profa. Dra. Rosemary Sanches

Profa. Dra. Denise Maria Zezell

Prof. Dr. Sidney Julio de Faria e Sousa

Prof. Dr. José Joaquim Lunazzi

***Ao Homero,
meu verdadeiro herói!***

AGRADECIMENTOS

Agradeço:

Ao Prof. Jarbas pela orientação e pela estrutura laboratorial proporcionada;

Ao Dr. Sidney pelas valiosas discussões na parte médica e apoio profissional;

Ao Caio pela parte eletrônica dos sistemas e pelo enorme apoio e amizade em todos os momentos;

Ao Rodrigo pela disponibilidade e ajuda sempre que necessária, e ainda pela grande amizade;

Ao Mauro, meu cunhado, pela parte computacional de cálculos e apoio neste período;

Ao Luis Eduardo e ao Luis Alberto pela parte de "software" e amizade;

Ao Marcelo, Romão e Silvio pelas pequenas ajudas diárias sempre que necessárias e pelo bom convívio e amizade;

Ao pessoal de minha sala (Aparecida, Mônica, Débora, Cleber, Fernando, Luis, Célinha, Teleu, Lobinho, Flemming, Reginaldo, Paulo e Ricardo) pelo grande convívio, amizade e por fazerem desta sala um ambiente acolhedor;

Ao Luimar, grande amigo e uma lição de vida;

À Liginha, pela sua amizade incondicional e apoio nos momentos mais difíceis;

Ao Flemming e Ricardo (Hoolighan) pela amizade e almoços diários;

Ao pessoal da oficina mecânica pela eficiência e boa vontade sempre que necessário;

Ao pessoal da oficina de ótica pelos componentes óticos e amizade;

À Isabel, mais uma vez, pelo trabalho de secretaria;

Ao Salvador pela confecção dos alvos e atenção;

Aos meus pais e irmãs por sempre serem esta família acolhedora e carinhosa;

À minha mãe, em particular, por passar pela sua fase mais difícil na vida e ainda assim ter me poupado para a redação da tese;

À Ro, Paschoal, Paulinho, Gi, Tatu e Wilma, pela grande amizade e apoio nestes últimos anos;

Ao Dr. Sérgio e à Roberta, pessoas importantes nesta fase da minha vida;

Ao Homero, meu marido, pela compreensão e carinho, e por me sustentar pelos vários meses em que minha bolsa atrasou;

Ao CNPq pelo suporte financeiro;

À Opto Eletrônica pelo fornecimento de vários componentes óticos.

SUMÁRIO

CAPÍTULOS

1. INTRODUÇÃO ... 01

2. O OLHO HUMANO E AS AMETROPIAS OCULARES ... 05

1. O Olho Humano ... 06

2. Ametropias Oculares ... 08

2.1 *Hipermetropia* ...10

2.2 *Acomodação na Hipermetropia* ...11

2.3 *Miopia* ... 13

2.4 *Condição Ótica* ... 13

2.5 *Correção das Ametropias Através de Lentes* ... 14

2.6 *Astigmatismo* ... 15

2.7 *Tipos de Astigmatismo* ... 15

2.8 *Sintomas* ... 17

2.9 *Condição Ótica* ...18

2.10 *Círculo de Menor Confusão* ... 19

2.11 *Algumas Propriedades dos Cilindros* ... 21

2.12 *Correção Ótica das Ametropias* ... 21

3. O RETINOSCÓPIO ... 24

1. Retinoscopia ... 25

1.1. *Retinoscópio* ... 25

1.2. *Retinoscopia Acadêmica* ... 26

1.3. Retinoscopia Quantitativa ... 28

4. O OPTÔMETRO ... 31

1. Princípio de Scheiner ... 32

2. Princípio do Optômetro ... 33

3. Optômetros Objetivos ... 34

3.1 Fatores que afetam a popularidade dos optômetros ... 35

4. Optômetros Automáticos no Infra-Vermelho ... 36

5. SISTEMA DMI ... 37

1. Princípio de Maxwellian ... 38

2. Sistema DMI ... 39

6. SISTEMA DML ... 42

1. Sistema DML ... 43

1.1 Princípio de Funcionamento ... 43

2. Sistema Ótico ... 45

2.1 Eliminação de Ruído Ótico no Sistema ... 46

3. Automação do Sistema ... 47

3.1 O Circuito ... 49

4. Determinação Quantitativa das Ametropias ... 51

4.1 Cálculo para a Correção Dióptrica ... 51

4.2 Medidas de Astigmatismo ... 52

4.3 Otimização do Sistema ... 52

7. SISTEMA DVL - MODELO 1 ... 55

1. Sistema DVL-1 ... 56

1.1. Conceitos Básicos ... 56

1.2 Sistema Ótico ... 57

2. Materiais e Métodos ... 61

2.1 Suportes ... 61

2.2 Alvo e Máscara ... 61

3. Cálculos das Medidas do Sistema DVL ... 62

4. Medidas Experimentais ... 64

8. SISTEMA DVL - MODELO 2 ... 65

1. Sistema DVL-2 ... 66

1.1 Alterações Principais ... 66

1.2 Vantagens ... 66

1.3 Princípio de Funcionamento ... 68

2. Materiais e Métodos ... 69

2.1 Alvo de Projeção ... 72

2.2 A Réplica Ocular Variável ... 73

3. "Software" Desenvolvido ... 73

3.1 Características da Imagem ... 74

3.2 Busca Heurística X Detecção de Bordas

<i>por Operador Gradiente ...</i>	75
<i>3.3 Descrição da Técnica de Busca Heurística ...</i>	75
<i>3.4 Determinação dos Centros dos Anéis ...</i>	76
<i>3.5 Cálculo das Distâncias Entre os Centros dos Anéis ...</i>	77
<i>3.6 Dilatação do Intervalo de Medida Devido à Forma do Alvo de Projeção ...</i>	77
 4. Equacionamento do Sistema Ótico ...	77
 5. Curva de Calibração do Sistema ...	80
 6. Medidas Experimentais ...	83
<i>6.1 Medidas em Réplicas Oculares ...</i>	83
<i>6.2 Medidas em Olhos Humanos ...</i>	87
 9. RESULTADOS GERAIS ...	92
 10. CONCLUSÕES GERAIS ...	97
 11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ...	101

APÊNDICES

I - O PRINCÍPIO DE MAXWELLIAN E AS EQUAÇÕES NEWTONIANAS PARA AS LENTES DELGADAS ...I
II - ASTIGMATISMO ... V

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Retinoscopia sendo realizada numa clínica particular de Ribeirão Preto (SP).

Figura 2.1: Representação esquemática do olho humano.

Figura 2.2: Ametropias Oculares: (a) emetropia; (b) miopia; (c) hipermetropia.

Figura 2.3: Representação de quatro raios de luz incidentes num olho astigmático.

Figura 2.4: Correção através de lentes para a: (a) hipermetropia; (b) miopia.

Figura 2.5: Classificação do astigmatismo regular: (a) hipermetrópe composto; (b) hipermetrópe simples; (c) misto; (d) míope simples; (e) míope composto; (f) sem astigmatismo.

Figura 2.6: Formação da imagem de uma figura em forma de cruz para os vários tipos de astigmatismo regular.

Figura 2.7: Representação de superfícies: (a) esférica; (b) elipsoidal; (c) tórica.

Figura 2.8: (a) Representação de um cilindro; (b) Representação da formação da imagem a partir de um feixe paralelo de luz, proveniente de uma fonte puntual, incidente numa lente cilíndrica.

Figura 2.9: Representação do círculo de menor confusão.

Figura 2.10: Representação de cilindros: (a) positivo; (b) negativo.

Figura 2.11: Representação da correção ótica de ametropia por lentes esféricas associadas a cilindros positivo e negativo: (a) exemplo particular de ametropia; (b) exemplo genérico de ametropia.

Figura 3.1: Esquema ótico do retinoscópio: (a) parte interna; (b) parte externa.

Figura 3.2: Luz proveniente da retina do paciente passando pelo orifício central do espelho e atingindo a retina do examinador.

Figura 3.3: Esquematização do modo como o retinoscopista verá o "reflexo" da luz na retina se sobrepondo à faixa de iluminação, em termos da dinâmica do movimento.

Figura 3.4: Adaptação da lente de trabalho à retinoscopia. Representação do olho: (a) emetrópe; (b) míope; (c) hipermetrópe.

Figura 4.1: Esquematização do Princípio de Scheiner.

Figura 4.2: Representação esquemática do Princípio do Optômetro.

Figura 5.1: Esquema do Princípio de Maxwellian.

Figura 5.2 Esquema ótico do Sistema DMI.

Figura 5.3: Variação da intensidade de luz espalhada pela retina de um simulador ocular em função da distância percorrida pelo alvo.

Figura 6.1 Esquema de duas fontes, LD_1 e LD_2 , deslocadas simetricamente do eixo ótico. Em detalhes, o caminho ótico percorrido pelos feixes colimados pela lente L_1 e, posteriormente passando pelo alvo (íris). Os feixes contínuos e tracejados representam os feixes provenientes de LD_1 e de LD_2 , respectivamente.

Figura 6.2: Esquematização do sistema ótico desenvolvido para o Sistema DML.

Figura 6.3: Foto do Sistema DML.

Figura 6.4: Representação do sinal de referência de duas fontes de luz e da formação da imagem produzida pelas fontes, no detector. (a) olho míope: sinais recebidos pelos detectores invertidos em relação ao sinal de referência, e não simultaneamente; (b) olho hipermetrópe: sinais recebidos pelos detectores não-invertidos em relação ao sinal de referência, e não simultaneamente; (c) olho emétrepe: sinais recebidos pelos detectores simultaneamente.

Figura 6.5: Diagrama em blocos do circuito.

Figura 6.6: Sinais emitidos pela fonte e recebidos pelo detector para emetropia e ametropias.

Figura 6.7. Foto da tela do osciloscópio durante uma medida sendo realizada pelo sistema DML.

Figura 6.8: Diagrama de blocos do funcionamento do Sistema DML.

Figura 7.1: Definição das ametropias por posicionamento de uma fonte de luz puntual na retina: (a) emetropia; (b) miopia; (c) hipermetropia.

Figura 7.2: Esquema ótico do Sistema DVL.

Figura 7.3: (a) Alvo de projeção A; (b) Máscara de detecção M_2 .

Figura 7.4: Em detalhes a trajetória dos feixes do sistema de: (a) projeção; (b) detecção.

Figura 7.5: Em detalhes a trajetória dos feixes de um dos meridianos após passarem por M_2 e pelos dois diferentes prismas. O ângulo δ é o ângulo que a luz faria com o eixo ótico se não fosse desviada pelos prismas; β e γ são os ângulos de desvio dos feixes proporcionados pelos

prismas A e B, respectivamente.

Figura 8.1: Esquema ótico do modelo 2 do Sistema DVL.

Figura 8.2: Esquematização (a) do alvo de projeção; (b) da máscara M_2 .

Figura 8.3: Esquematização de uma imagem fictícia recebida pelo CCD matricial. Os pontos 1-8 esquematizados pertencem às bordas dos anéis e suas localizações são úteis para o desenvolvimento do "software" de processamento da imagem.

Figura 8.4: Foto do Sistema DVL-2. Simulação de uma medida sendo realizada em paciente na bancada ótica.

Figura 8.5: Esquematização da réplica ocular variável.

Figura 8.6: Gráfico da aberração cromática ocular em função do comprimento de onda.

Figura 8.7: (A) Curva de Calibração do Sistema DVL-2. (B) O traço contínuo representa a curva teórica (calibração) obtida através das expressões 8.4-8.9 e os pontos são os dados experimentais obtidos na réplica ocular variável (vide tabela 8.2).

Figura 8.8: Imagens reais obtidas pelo CCD para as condições impostas pela réplica ocular de (a) emetropia; (b) máxima hipermetropia; (c) máxima miopia.

Figura 8.9: Imagem real obtida no CCD a partir da medida do vício de refração *in vivo* (a) olho esquerdo; (b) olho direito.

Figura 8.10: Esquematização de um protótipo para o Sistema DVL-2 para uso clínico.

Figura I.1: Esquematização de um objeto posicionado à S_0 de uma lente delgada de foco f .

Figura I.2: Esquematização da vergência corretora, V_c , do erro refrativo ocular.

Figura II.1: Representação das funções (em função do ângulo em radianos): (a) seno, com periodicidade 2π e com amplitude A ; (b) seno, de período 2π , com amplitude A deslocada de K no eixo y ; (c) seno, com periodicidade 2π , com amplitude A , deslocada de β no eixo x ; (d) seno, de período π , com amplitude A ; (e) seno, com período π , deslocada de K no eixo y ; (f) seno, com período π , deslocada de K no eixo y e deslocada de β no eixo x .

Figura II.2: Representação da função do astigmatismo com eixo à (a) zero graus; (b) α graus.

Figura II.3: Representação esquemática dos astigmatismos: (a) de menor ($K-A$) e maior poderes ($K+A$) a 0° e a 90° , respectivamente; (b) de menor ($K-A$) e maior ($K+A$) poderes a α° e a $(\alpha+90)^\circ$, respectivamente.

LISTA DE TABELAS

Tabela 8-1: Dados das Características Principais de cada Componente Utilizado no Sistema DVL-2.

Tabela 8-2: Dados dos Valores Teóricos e Experimentais Obtidos na Réplica Ocular Variável para Simulação de Emetropia e Ametropias.

Tabela 8-3: Dados dos Valores Experimentais Obtidos em Olho Humano *In Vivo*.

Tabela 9-1: Características Comparativas dos Sistemas DMI, DML, DVL-1 e DVL-2.

RESUMO

Este trabalho tem como finalidade o desenvolvimento de um sistema objetivo e automático de medidas de vícios de refração ocular. Para tanto, a forte interação entre a Física e a Oftalmologia foi de fundamental importância para que o objetivo fosse atingido.

Foram desenvolvidos quatro sistemas, dentre os quais, três são completamente distintos entre si no que se refere aos princípios utilizados para a determinação das ametropias oculares, bem como no que se refere ao modo de detecção da luz retro-espalhada pela retina. O quarto sistema é apenas um refinamento do terceiro que se apresentou eficaz para o uso clínico.

O terceiro e quarto sistemas, denominados Sistemas DVL-1 e DVL-2, têm como base a projeção com um laser de diodo de um alvo luminoso no fundo do olho do paciente. Os feixes emergentes do olho testado são divididos em seis partes (três meridianos) e são analisados dois a dois por um CCD (linear no caso do sistema DVL-1 e matricial no caso do sistema DVL-2). A distância entre as duas imagens formadas em cada meridiano fornece o poder de refração naquele meridiano. Com os poderes de refração dos três meridianos (0° , 120° e 240°) é possível determinar o erro refrativo ocular.

Testes em réplicas oculares apresentaram uma precisão média de 0,06di (a precisão aceitável para este tipo de exame oftalmológico é de 0,125di) e em olhos *in vivo* 0,125di para as coordenadas esférica e cilíndrica e 5° para o eixo de astigmatismo, o que está dentro das precisões clínicas necessárias.

ABSTRACT

The purpose of the present work is the development of an objective and automatic system for ocular refractive errors measurements. Hence, a strong interaction between Physics and Ophthalmology was fundamentally important in order to provide the success of the work

Four systems have been developed, where three of them are completely different from each other in the sense of the basic principles used for determining the ocular ametropias, as well as for the detection of the scattered light from the retina. System four is just an improvement of system three, which has presented a good efficiency for clinical use purposes.

The third and fourth systems, called DVL-1 and DVL-2 systems, consist on projecting a target in the fundus of the tested eye with a diode laser light. The beams which emerge from the tested eye are divided into six portions (three meridians) and are analysed in pairs by a CCD (linear CCD for DVL-1 and matrix CCD for DVL-2). The distances between the two images in each meridian provide the refractive power in that particular meridian. As the refractive power is obtained for the three meridians (0° , 120° e 240°), it is possible to determine the ocular refractive error.

Tests in artificial eyes have been done and an average error of 0,06di was obtained (0,125di is the allowed precision for this kind of examination). For measurements *in vivo* eyes a precision of 0,125di for spherical and cylindrical coordinates were obtained, as well as a 5° precision for the axis of astigmatism. These precision values are the ones required by the clinical evaluation.

INTRODUÇÃO

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Este trabalho visa ao desenvolvimento de um instrumento para diagnóstico na área da oftalmologia, particularmente, um sistema de medidas objetivas e automáticas de refração ocular, que utiliza a tecnologia de lasers. Desta forma, é relevante direcionar nossa atenção aos profissionais desta área, preocupando-nos não apenas com o desenvolvimento de um sistema de medidas, mas também com a praticidade e viabilidade no uso diário, com as solicitações por parte dos oftalmologistas e com o conforto dos pacientes.

Os métodos oftalmológicos tradicionais e eficientes, utilizam a retinoscopia como meio de medir os vícios de refração (miopia, hipermetropia e astigmatismo). A retinoscopia (para maiores detalhes, veja o capítulo 3) é feita através da utilização de um dispositivo denominado retinoscópio e da utilização em conjunto de lentes-testes.

A retinoscopia é uma avaliação eficiente e relativamente barata de medir os erros refrativos oculares, rotineiramente utilizada em clínicas e hospitais. Conta com o auxílio de um equipamento constituído de lentes-testes e figuras projetadas num anteparo, para que o paciente reconheça estas imagens e assim, é feito um refinamento nas medidas retinoscópicas de modo a se encontrar a lente corretora mais adaptável ao paciente.

Em síntese, a rotina clínica desenvolvida num exame de refração consiste basicamente de três passos fundamentais:

1. Cicloplegiar o paciente (paralisa-se o músculo ciliar do olho do paciente, processo popularmente conhecido como "dilatar" a pupila);
2. Através da retinoscopia (figura 1.1 - observe o retinoscópio na mão do examinador), avaliar qualitativa e quantitativamente o erro refrativo ocular;
3. Em seguida, submeter o paciente a um teste (em um equipamento denominado "Green's" - figura 1.1: o equipamento encontra-se próximo ao olho do paciente) cujo método de medida utiliza optotipos constituídos por letras ou figuras projetadas em um anteparo, distantes 5m do paciente, as quais ele é submetido a reconhecer com o auxílio de várias lentes posicionadas frente aos seus olhos. Esta avaliação fornece os dados para as lentes corretivas melhor adaptáveis que o paciente irá utilizar.

Analisando-se estes três passos, observa-se que a avaliação da lente corretiva para o paciente é subjetiva, uma vez que o paciente é quem determina, em parte, a lente à qual ele melhor se adapta.

No intuito de automatizar estas medidas de refração e diminuir o tempo de medida, que geralmente é em torno de 15min., seria muito útil desenvolver um equipamento automático e objetivo, para proporcionar a mesma ou melhor precisão do que as medidas tradicionais, em menor tempo.

Este tipo de sistema, denominado *refrator automático* ou *auto-refrator*, existe comercialmente e é bem aceito por clínicas e hospitais onde há uma demanda muito grande de pacientes, uma vez que seu custo é mais elevado do que o do retinoscópio, embora para pequenos consultórios, também seja aceito com sucesso.

Quando se fala em refração automatizada, várias dúvidas surgem na mente do oftalmologista do ponto de vista da prática clínica. Entre outras indagações, as mais frequentes são: Como funcionam estes equipamentos? A utilização de lasers não é prejudicial aos pacientes? O exame clínico torna-se mais preciso? Qual a relação custo/benefício?

Para esclarecer essas dúvidas, devem ser consideradas as principais características de um auto-refrator. De fato, trata-se de um sistema que além de não requerer muito espaço físico para a realização dos exames, como é o caso do Green's, é extremamente rápido em suas medidas. Assim, o número de pacientes atendidos por determinado período cresce significativamente. Além disso, é particularmente interessante para pessoas com muita sensibilidade à luz além de não comprometer a visão do paciente por utilizar lasers no infra-vermelho de baixíssima intensidade por unidade de tempo (até $1\text{mW}/\text{cm}^2\text{s}$) - lasers para diagnóstico.

Desta forma, o desenvolvimento de equipamentos capazes de medir precisamente os erros refrativos oculares, de um modo objetivo e automático, em condições normais de visão dos pacientes, vem sendo encorajado por profissionais da oftalmologia.

Neste trabalho, desenvolvemos quatro sistemas auto-refratores, sendo que três deles são extremamente distintos e o quarto, apenas um aprimoramento do melhor sistema.

O primeiro sistema desenvolvido, é o Sistema de Detecção de Máxima Intensidade de Luz, ou Sistema DMI; o segundo é o Sistema de Detecção de Movimento de Luz, ou Sistema DML e o terceiro e quarto sistemas, são os Sistemas de Detecção da Vergência da Luz, ou Sistemas DVL, e que são o alvo central desta tese.

A seguir, são apresentados os tópicos relativos à estrutura ocular, os erros refrativos oculares, os métodos tradicionais de medidas e os sistemas por nós desenvolvidos .

Figura 1.1: Retinoscopia sendo realizada numa clínica particular de Ribeirão Preto (SP).

O OLHO HUMANO E AS AMETROPIAS OCULARES

CAPÍTULO 2

O Olho Humano

Ametropias Oculares

Hipermetropia

Acomodação na Hipermetropia

Miopia

Condição Ótica

Correção das Ametropias Através de Lentes

Astigmatismo

Tipos de Astigmatismo

Sintomas

Condição Ótica

Círculo de Menor Confusão

Algumas Propriedades dos Cilindros

Correção Ótica das Ametropias

1 - O OLHO HUMANO

O olho humano pode ser dividido em seis funções físicas fundamentais^{1,2,3}: a *refração*, cujos elementos responsáveis são a córnea, o cristalino e os humores aquoso e vítreo; a *autofocalização*, feita pelo cristalino e pelos músculos ciliares; o *controle da luminosidade interna* feito pela íris e pupila; a *deteção*, feita pela retina (pelos cones e bastonetes); a *transmissão da informação ao cérebro*, feita pelo nervo e as vias ópticas; e a *refrigeração da retina* feita pela coróide.

Os elementos essenciais do olho, considerado como um sistema ótico, são mostrados na figura 2.1.

O globo ocular tem forma aproximadamente esférica e diâmetro em torno de 25mm. É constituído por uma membrana dura (cerca de 5/6 do globo ocular) e branca, denominada *esclerótica*. A parte frontal é mais curvada e coberta por uma membrana dura e transparente (cerca de 1/6 do globo ocular), chamada *córnea*, com poder de refração^{3,4} médio de 43,2di. A região atrás da córnea contém um líquido denominado *humor aquoso*. A seguir, encontra-se a *lente cristalina*, ou simplesmente o *cristalino*, que consiste numa cápsula contendo uma gelatina fibrosa, rija na região central e menos consistente nas margens. O índice de refração do cristalino varia de modo crescente do centro para as bordas (índice de refração médio de 1,437), no intuito de corrigir aberrações esféricas. O cristalino é preso por ligamentos ao músculo ciliar. Atrás do cristalino, 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. Como não há grande diferença entre os três índices citados, a luz que penetra no olho se refrata principalmente na córnea. O sistema ótico ocular possui um poder de refração variável^{3,4} entre 58,64di a 70,57di.

A coróide é uma camada rica em vasos sanguíneos que reveste a parte interna da esclerótica. Funciona como uma espécie de "sistema de refrigeração" para a retina, através da dissipação de energia pelo fluxo sanguíneo.

Grande parte do olho é coberta por uma delicada membrana, denominada *retina*, que é constituída por fibras nervosas. Tais fibras que se reúnem no nervo ótico começam próximas a minúsculas estruturas chamadas *bastonetes e cones*. Ambos recebem a imagem ótica e a transmitem ao cérebro, por impulsos semelhantes aos elétricos.

Existe 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 *fovea centralis*, que contém exclusivamente 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 caia na fóvea. A região marginal da retina serve apenas para dar um aspecto geral do campo de visão. A fóvea é tão pequena que há necessidade de se movimentar o olho para focalizar distintamente dois pontos tão próximos como os do sinal de pontuação denominado "dois pontos" (:).

Figura 2.1: Representação esquemática do olho humano.

Na região em que o nervo ótico penetra no globo ocular não existem bastonetes e nem cones, e as imagens aí formadas não podem ser vistas. Essa região é denominada *ponto cego*.

Em frente ao cristalino acha-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. O mecanismo receptor da retina adapta-se, ele próprio, às grandes diferenças de quantidade de luz.

Para que um objeto seja enxergado distintamente, sua imagem, formada na retina, deve ser nítida. Se todos os elementos do olho fossem rigidamente fixos em suas posições, 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 15cm à sua frente. Isso se torna possível pela ação do cristalino e do músculo ciliar ao qual ele é ligado. Quando em repouso, o olho normal é focalizado no infinito, isto é, o segundo foco está sobre a retina. Quando se deseja ver um objeto mais próximo, o músculo ciliar contrai-se e o cristalino toma uma forma quase esférica. Esse processo é denominado *acomodação visual*.

A maior e a menor distâncias para as quais é possível a visão distinta são chamadas *ponto remoto e ponto próximo* do olho, respectivamente. O ponto remoto de um olho normal fica situado no infinito. A posição do ponto próximo depende, evidentemente, de quanto pode ser aumentada a curvatura do cristalino, mediante a acomodação. A variação da acomodação diminui gradualmente com a idade, à medida que o cristalino perde sua flexibilidade. Por esse motivo, o ponto próximo afasta-se gradualmente, à medida que se envelhece. Esse afastamento do ponto próximo com a idade é chamado presbitismo ou presbiopia, não devendo, entretanto, ser considerado um defeito de visão, já que se processa mais ou menos da mesma forma em todos os olhos normais.

2 - AMETROPIAS OCULARES

Existem vários defeitos comuns de visão^{2,5}, devidos unicamente a uma relação incorreta entre os diversos elementos constitutivos do globo ocular, considerado como sistema ótico. Em outras palavras, os erros refrativos oculares são devidos à desarmonia entre o sistema ótico e o comprimento axial do olho.

O olho *emétrope* (normal), quando em repouso (livre da acomodação visual), forma na retina a imagem de objetos situados no infinito, como mostrado na figura 2.2a.

Olho *amétrope* é aquele para o qual o ponto remoto não está situado no infinito. As duas formas mais simples de ametropia são a *miopia* (ou braquiometropia) e a *hipermetropia*. Esses dois defeitos estão ilustrados nas figuras 2.2b e 2.2c.

Na miopia, o globo ocular é muito alongado em relação ao poder de refração do sistema ótico e os raios originados de um objeto situado no infinito convergem a um plano anterior à retina. O objeto mais afastado, cuja imagem se forma na retina, não está situado no infinito ou, em outras palavras, o ponto remoto se encontra a uma distância finita. Por outro lado, para a acomodação normal, o ponto próximo de um olho míope fica mais próximo que o de uma pessoa com vista normal.

Na hipermetropia, o globo ocular é curto em relação ao poder de refração do sistema ótico; a imagem de um objeto situado no infinito se forma atrás da retina. Mediante a acomodação, os raios paralelos poderiam convergir na retina, mas, evidentemente, se a capacidade

de acomodação for normal, o ponto próximo estará mais distante que o de um olho emétrepe.

Os dois defeitos de visão citados são devidos a causas opostas. Na miopia, a convergência de um feixe de raios paralelos é demasiadamente grande de modo que a imagem se forma antes da retina; na hipermetropia, a convergência é insuficiente. Assim, miopia e hipermetropia são fenômenos relativos (um olho míope pode possuir dimensões axiais normais, porém com alto poder de convergência do sistema ótico, por exemplo).

Há também um outro tipo de ametropia, denominado **afacia**, que é a ausência do cristalino, tornando o olho extremamente hipermétrepe.

Figura 2.2: Ametropias Oculares: (a) emetropia; (b) miopia; (c) hipermetropia.

O **astigmatismo**, por sua vez, 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), onde os meridianos de maior e menor curvaturas estão a 90° . O astigmatismo faz com que seja impossível, por exemplo, focalizar simultaneamente as barras horizontais e verticais de uma janela.

Assim, o astigmatismo é a condição de refração onde feixes de luz, provenientes de uma fonte luminosa puntual situada no infinito, paralelamente incidentes em diferentes meridianos formam imagens em diferentes posições no eixo ótico (pontos focais diferentes para cada meridiano entre 0° e 180° - figura 2.3).

Miopia, hipermetropia e astigmatismo são discutidos a seguir detalhadamente.

Figura 2.3: Representação de quatro raios de luz incidentes num olho astigmático.

2.1 - HIPERMETROPIA⁵

A **hipermetropia** é a forma de erro de refração na qual os raios luminosos paralelos são trazidos a um foco a uma certa distância atrás da retina, quando o olho encontra-se em repouso.

Houve época em que se aceitava que, na maioria dos casos de hipermetropia, o defeito fosse axial⁵ e persiste a crença de que, de fato, o olho hipermétrope tenha um eixo ântero-posterior mais curto do que o normal. Entretanto, é possível que o olho hipermétrope tenha um comprimento axial maior do que um olho míope, e ainda permanece alguma incerteza quanto à importância relativa do comprimento axial e o poder de refração como influências na causa da hipermetropia.

Via-de-regra, o grau de encurtamento não é grande e raramente excede 2mm. Cada milímetro de encurtamento representa aproximadamente 3di de alteração na refração e, por conseguinte, uma hipermetropia de mais de 6di é incomum. Graus maiores, entretanto, ocorrem, como nos casos de até 24di sem qualquer outra anormalidade patológica ter sido verificada; e, certamente, nas aberrações patológicas do desenvolvimento, tais como na microftalmia, este valor pode ser ultrapassado.

A *hipermetropia de curvatura* ocorre quando a curvatura de qualquer das superfícies refringentes é excessivamente pequena. A córnea é a sede habitual da anomalia e pode mostrar-se achatada congenitamente (córnea plana) ou ser resultado de traumatismo ou doença. Um aumento de 1mm no seu raio de curvatura produz uma hipermetropia de 6di. Nesses casos, entretanto, é raro que a curvatura permaneça esférica e será produzido quase que invariavelmente um astigmatismo. A *hipermetropia de índice*, como de hábito, manifesta-se na forma de uma

diminuição na refração eficaz do cristalino.

Uma luxação posterior do cristalino também causa hipermetropia, resultado de uma anomalia congênita ou de traumatismo ou doença; e a ausência do cristalino resulta também num grau acentuado de hipermetropia.

2.2 - A ACOMODAÇÃO NA HIPERMETROPIA

A hipermetropia^{2,5} é subdividida em várias porções devido à influência interagente da acomodação visual nas medidas. Ela é subdividida em *hipermetropia total (HT)*, composta pela *hipermetropia latente (HL)* e pela *hipermetropia manifesta (HM)*; *hipermetropia absoluta (HA)*; e *hipermetropia facultativa (HF)*.

A *HM* é a hipermetropia que pode ser medida pelo médico sem a paralisação do músculo ciliar.

A contração do músculo ciliar no ato da acomodação aumenta o poder de refração do cristalino, de forma a corrigir um certo grau de hipermetropia. Normalmente, há um grau apreciável corrigido pela contração envolvida no tônus fisiológico deste músculo e, conseqüentemente, o grau completo de hipermetropia só é revelado quando este músculo é paralisado pelo uso de uma droga como a atropina. Dizemos, assim, que o olho foi cicloplegiado. Desta forma, é possível medir-se a *HT*. A variação entre a *HM* e a *HT* é a *HL*.

Com a atuação total da acomodação visual, a pessoa hipermetrópe é capaz de amenizar este erro de refração, porém, se o erro é grande e, independentemente do esforço da acomodação, o indivíduo não consegue ver o objeto de modo nítido, o grau de hipermetropia que ainda permanece sem correção e que não pode ser vencido pela acomodação é a *HA*. A quantidade de *HA* corresponderá ao menor poder da lente corretora a ser prescrita ao paciente.

Pórem, através de vários fatores, tais como, psíquicos, sociais, entre outros, o médico pode prescrever uma lente corretora cujo poder de refração está dentro do intervalo entre a *HA* e a *HM*. Este intervalo corresponde à *HF*.

A seguir, um diagrama-exemplo poderá ajudar a compreender todas estas denominações.

DIAGRAMA I

TOTAL	+6 di	com cicloplégico	Hipermetropia latente ou escondida
MANIFESTA	+4 di	sem cicloplégico	
	+3di	dioptria da lente corretora prescrita	Hipermetropia Facultativa
ABSOLUTA	+1di	acuidade visual = 1,0	

No diagrama acima, é exemplificado um paciente com HM (sem cicloplégico) de +4di e HT (com cicloplégico) de +6di, ou seja, com uma hipermetropia escondida de +2di (HL).

A relação entre estas hipermetropias pode ser melhor compreendida segundo o método empregado para determiná-las clinicamente. Suponhamos que um hipermetrope não consiga ver um objeto distante nitidamente. São colocadas então lentes convexas de intensidade gradualmente crescente na frente de seus olhos, até que possa ver com clareza; neste momento, o cristalino e a sua acomodação encontram-se em atividade, de forma que, com a combinação de ambos, uma imagem distinta é observada. O grau de hipermetropia corrigida pela lente, ou seja, o grau que pelos seus esforços de acomodação não pode ser corrigido, é a hipermetropia absoluta, e é medida pela lente convexa mais fraca com que a acuidade visual máxima pode ser obtida. No caso do exemplo, a HA é de +1di.

Avaliadas as HM e HA, através de uma análise subjetiva por parte do paciente, que se submeterá ao teste de várias lentes, cujos poderes de refração variam entre +1di e +4di (HF), em nosso exemplo, e por análise psíquica e social feita pelo médico, é indicada a lente corretora (+3di, no caso de nosso paciente do diagrama I).

2.3 - MIOPIA⁵

Na grande maioria dos casos, certamente nos graus mais intensos, a miopia é **axial**, isto é, deve-se a um aumento no diâmetro ântero-posterior do olho.

A *miopia de curvatura* pode estar associada a um aumento na curvatura da córnea ou de uma ou ambas as superfícies do cristalino. A maior curvatura da córnea ocorre não infreqüentemente, mas é, em geral, evidente como um erro astigmático e não esférico. Pequenos desvios do normal são comuns, visto que o raio da córnea normal varia dentro dos limites de 7,0 a 8,5mm, que podem ser de importância considerável, já que uma variação de 1,0mm resulta numa modificação da refração de 6di.

No que diz respeito à *miopia de índice*, uma modificação do índice de refração do aquoso ou do 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 catarata incipiente; de fato, o cristalino pode não se tornar opaco, mas o seu núcleo pode simplesmente tornar-se cada vez mais refringente, com o que se desenvolve lá uma miopia progressiva.

No recém-nascido, o olho normal é hipermetrope 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, em alguns, 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.

2.4 - CONDIÇÃO ÓTICA

No olho míope, os raios luminosos paralelos dirigem-se para um foco na frente da retina; a imagem sobre a retina compõe-se, portanto, de círculos de difusão formados pelo feixe divergente (figura 2.2.b). Conclui-se que os objetos distantes não podem ser visualizados claramente; apenas os raios divergentes encontrar-se-ão na retina e, assim, a fim de ser visto claramente, um objeto qualquer deve ser trazido para perto do olho, de modo que os raios que dele emanam tornem-se suficientemente divergentes. O ponto remoto, no olho míope, está a uma distância finita - quanto maior o grau de miopia, menor a distância. Essa distância é, por conseguinte, uma medida do grau de miopia: se o ponto distante for de 1m do olho, há -1di de miopia; se for de 2m, -0,5di, etc.

2.5 - CORREÇÃO DAS AMETROPIAS ATRAVÉS DE LENTES

As lentes convergentes e as divergentes⁶, como os próprios nomes dizem, têm a propriedade de convergirem e divergirem, respectivamente, a luz nelas incidentes, uma vez que a fonte de luz encontra-se numa região entre o infinito e sua distância focal.

Sendo assim, fica fácil deduzir que um olho hipermetrope necessita de lentes convergentes para sua correção, enquanto um olho míope, de lentes divergentes. Senão, vejamos:

Um olho hipermetrope não é apto, através da acomodação visual, a trazer à retina a imagem de um objeto num ponto próximo (embora, em alguns casos, seja capaz, gerando, contudo, sintomas que o incomodam) e tampouco, obter imagens nítidas de objetos situados no infinito sem ativar a acomodação visual. Assim, se os raios provenientes do infinito atingirem o olho com determinada convergência, a imagem deverá ser formada na retina. Isso é feito com lentes convergentes (veja figura 2.4a).

Para o míope ocorre o contrário, pois ele não consegue "relaxar" o cristalino o suficiente para que a imagem de um objeto situado no infinito caia sobre a retina. Como esta imagem está sempre localizada anteriormente à retina, os raios provenientes do infinito devem atingir o olho com uma divergência adequada para que a imagem forme-se na retina. Isso é feito com lentes divergentes (figura 2.4.b).

Figura 2.4: Correção através de lentes para a: (a) hipermetropia; (b) miopia.

Para corrigir estes erros refrativos através de lentes, a lente a ser utilizada deve ser tal que a sua distância focal coincida com o ponto remoto do olho em questão. Em outras palavras, a imagem que a lente corretora fornece de um objeto situado no infinito deve ser formada no ponto remoto do globo ocular, podendo, então, ser vista sem esforço. Dessa forma, o foco imagem F' deve coincidir com o ponto remoto do olho.

2.6 - ASTIGMATISMO

O astigmatismo pode ser um erro de curvatura, de centralização ou do índice de refração.

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 pequenos graus é comum. O erro mais freqüente é aquele em que a curva vertical é maior que a horizontal (aproximadamente 0,25di). 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 Amat⁵ 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 em grau muito discreto nos anos seguintes; porém, com a idade, tende a desaparecer ou mesmo tornar-se em *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 resulta em sua 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 *crystalino* 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 ótico, e isso, provocando um certo grau de descentralização, produz 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.

2.7 - TIPOS DE ASTIGMATISMO

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 desses casos,

os meridianos de maior e menor curvatura estão próximos ou realmente verticais e horizontais ou vice-versa. Caso isso não ocorra desse modo e uma vez que o meridiano maior e o menor estejam em ângulos retos, teremos então um astigmatismo regular que denominamos *astigmatismo oblíquo*. Quando os eixos não se encontram em ângulos retos, mas são cruzados obliquamente, o sistema ótico é ainda passível de resolução numa combinação esferocilíndrica, e a condição pode ser denominada de *astigmatismo bioblíquo*; não é de ocorrência muito comum.

Quando existem irregularidades na curvatura dos meridianos de forma que nenhuma figura geométrica adere aos mesmos, a condição é denominada *astigmatismo irregular*; não permite sua correção adequada por óculos.

ASTIGMATISMO REGULAR

O astigmatismo regular pode ser classificado da seguinte maneira (figura 2.5):

1. *astigmatismo simples*, onde 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 emétopo, o outro é hipermetrópe ou míope. Estes são, respectivamente, designados de *astigmatismo hipermetrópe simples* e *míope simples*.

2. *astigmatismo composto*, onde 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 hipermetrópe composto*, e o último como *astigmatismo míope composto*.

3. *astigmatismo misto*, onde 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, onde a curva vertical é maior do que a horizontal, é denominado de *astigmatismo direto* ou astigmatismo "com a regra"; em caso inverso, trata-se de um *astigmatismo indireto* ou astigmatismo "contra a regra".

Figura 2.5: Classificação do astigmatismo regular: (a) hipermetrópe composto; (b) hipermetrópe simples; (c) misto; (d) míope simples; (e) míope composto; (f) sem astigmatismo.

2.8 - SINTOMAS

Quando o grau de astigmatismo é apreciável, visto que em nenhuma circunstância o olho é capaz de formar uma imagem nitidamente definida 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 (vide item 2.10 - "Círculo de Menor Confusão"). A visão do astigmata mostra peculiaridades outras que a indistinção, a despeito da forma alongada dos círculos de difusão que tem de interpretar. Os círculos tornam-se alongados, 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 que ficam uma perpendicular à outra (figura 2.6). Podemos imaginar as linhas compostas de um número infinito de pontos, cada um dos quais aparecendo na sua retina como uma linha vertical curta (ou, mais corretamente, uma elipse). A linha horizontal, portanto, aparece como uma série de elipses verticais que coalescem numa faixa borrada larga, enquanto que no caso da linha vertical, as elipses verticais se sobrepõem, de modo que toda a linha aparece 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 normalmente é. Inversamente, se a linha focal horizontal

for focalizada, as linhas verticais tornam-se borradas.

Figura 2.6: Formação da imagem de uma figura em forma de cruz para os vários tipos de astigmatismo regular.

Assim, 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.

2.9 - CONDIÇÃO ÓTICA

Uma esfera é uma superfície em que todos os seus meridianos possuem a mesma curvatura figura 2.7a.

No entanto, nem todas as superfícies são esféricas (astigmáticas, figura 2.7b); aquelas que não são, geralmente não formam imagens estigmáticas. Tais superfícies são denominadas *tóricas* - tipo particular de superfície não esférica (figura 2.7.c).

Um cilindro também pode ser considerado uma superfície tórica, porém com r_2 infinitamente longo (figura 2.8a).

Uma das características do cilindro é que o feixe de luz que nele incide, proveniente de

um ponto, é refratado de modo a formar uma linha correspondente, ou seja, a cada ponto incidente, há uma linha refratada correspondente. A figura 2.8b pode melhor ilustrar este fato.

Figura 2.7: Representação de superfícies: (a) esférica; (b) elipsoidal; (c) tórica.

Podemos observar que a luz, quando incide paralela ao eixo de revolução do cilindro, não sofre desvio.

2.10 - CÍRCULO DE MENOR CONFUSÃO^{2.5}

Observemos a figura 2.9. Um objeto puntual luminoso incide numa lente astigmática formando uma imagem num anteparo. Colocando-se o anteparo paralelo ao plano da lente, na posição x_v' , observar-se-á uma linha vertical como imagem. Se agora movermo-lo para a posição x_h' , formar-se-á uma linha horizontal.

Entre essas duas posições, várias imagens formar-se-ão, como ilustrado. Porém, existe uma certa posição onde teremos a imagem de um círculo, denominada **círculo de menor confusão**, e que está exatamente a meio caminho, dioptricamente falando, dos dois focos (x_v' e x_h'). Clinicamente, esta é a vergência mais importante.

O círculo de menor confusão (ou interfocal) é a imagem borrada (um ponto corresponde a um círculo), porém não distorcida.

Figura 2.8: (a) Representação de um cilindro; (b) Representação da formação da imagem a partir de um feixe paralelo de luz, proveniente de uma fonte pontual, incidente numa lente cilíndrica.

Figura 2.9: Representação do círculo de menor confusão.

2.11 - ALGUMAS PROPRIEDADES DOS CILINDROS

Há dois tipos de cilindros utilizados na oftalmologia: os cilindros positivo e negativo, conforme ilustra a figura 2.10. Ambos podem ser utilizados para a correção do astigmatismo.

A função⁷ que descreve o efeito das lentes cilíndricas nos vários meridianos é dada pela função seno ou cosseno, porém de período π . O Apêndice II traz maiores detalhes sobre esta condição, que é análoga à condição do olho astigmático.

Figura 2.10: Representação de cilindros: (a) positivo; (b) negativo.

2.12 - CORREÇÃO ÓTICA DAS AMETROPIAS

O modo pelo qual ocorre a refração de raios luminosos paralelos em um sistema astigmático já foi descrito. Em vez de um ponto focal isolado, existem duas linhas focais, separadas entre si por um intervalo focal. O comprimento desse intervalo focal é uma medida do grau de astigmatismo, e a correção do erro só é obtida reduzindo-se esses dois focos em um.

Se os dois meridianos principais do sistema astigmático estiverem em ângulos retos entre si, o erro pode ser corrigido pelo emprego de uma lente cilíndrica adequada, que, atuando no plano de um meridiano, modificará a refração dos raios que são dirigidos para um foco na mesma distância que aqueles do outro meridiano, quando então toda a imagem (teoricamente) transformar-se-á num ponto.

Vejamos, então, como proceder para a correção, por exemplo, de uma pessoa astigmática hipermetrope composta, com +3di e +5di a 180° e 90°, respectivamente (figura 2.11a).

Figura 2.11: Representação da correção ótica de ametropia por lentes esféricas associadas a cilindros positivo e negativo: (a) exemplo particular de ametropia; (b) exemplo genérico de ametropia.

Há dois modos de prescrever a receita para este caso particular, com cilindros positivos ou negativos, este último tipo mais utilizado no Brasil (uma das razões é que é de mais fácil confecção):

$$(1) \quad + 5 \text{ esf. } \bigcirc - 2 \text{ cil. } 90^\circ$$

Coloca-se uma lente esférica +5di. Assim, ambos os meridianos submetem-se a +5di de poder, de modo que o vertical fica corrigido e o horizontal fica "super" corrigido, remanesecendo com -2di. Dessa maneira, devemos corrigir apenas este meridiano e, portanto, fazemo-lo com um lente cilíndrica de -2di, com seu eixo de revolução na vertical (90°), a fim de que os raios verticais não sejam refratados.

Então, chegamos à prescrição final de uma lente esférica de poder +5di, combinada com uma lente cilíndrica de -2di a 90° .

$$(2) \quad + 3 \text{ esf. } \bigcirc + 2 \text{ cil. } 180^\circ$$

Procedendo da mesma maneira anterior, só que, agora, utilizando uma lente esférica de +3di, corrige-se o eixo horizontal, porém não totalmente o vertical, remanesecendo +2di que são corrigidos por um cilindro de poder +2di e posicionado a 180° para não interferir nos feixes luminosos horizontalmente incidentes.

Assim, concluímos que, uma vez determinados o maior e o menor poderes de refração

de um olho, deve-se proceder do seguinte modo (figura 2.11b):

se $y > x$

$$y \text{ esf } \bigodot (x - y) \text{ cil} \quad (\alpha^{\circ} + 90^{\circ})$$

ou

$$x \text{ esf } \bigodot (y - x) \text{ cil} \quad (\alpha^{\circ})$$

A seguir, será descrito o método tradicional de medidas dos vícios de refração feitas por um instrumento denominado retinoscópio.

O RETINOSCÓPIO

CAPÍTULO 3

Retinoscopia

Retinoscópio

Retinoscopia Acadêmica

Retinoscopia Quantitativa

1 - RETINOSCOPIA

É impossível falar sobre retinoscopia sem se mencionar Jack Copeland⁸.

Copeland, que era um líder no campo da retinoscopia, desenvolveu uma importante técnica clínica e os instrumentos para desempenhá-la rápida e facilmente. Passou o resto de sua vida profissional ensinando-a a milhares de estudantes, a maioria dos quais utilizavam retinoscópios iguais ou similares ao desenvolvido por ele.

O retinoscópio por ele desenvolvido e patenteado em 1927 não foi modificado até os dias atuais. O modelo original do retinoscópio está descrito a seguir.

1.1 - RETINOSCÓPIO

A figura 3.1a ilustra um retinoscópio, que é um dispositivo composto por uma lâmpada de filamento reto, uma lente convergente e um espelho posicionado a 45° com um furo central.

Existe um cursor externo deslizante e giratório - figura 3.1b - que tanto é responsável pelo controle da rotação do feixe luminoso quanto pela variação da vergência do mesmo. Girando o cursor, a faixa de luz rotacionará, passando por todos os meridianos; elevando-o ou abaixando-o, o feixe de luz tornar-se-á divergente ou convergente, respectivamente.

Deslizando-o no sentido da parte superior do instrumento, o cursor aproxima a lâmpada do espelho. Quanto mais próxima do espelho, maior a divergência do feixe luminoso. No final do curso, a fonte luminosa aparente estará atrás do retinoscópio.

Deslizando progressivamente no sentido oposto, a fonte luminosa deixará o instrumento com uma convergência progressivamente maior, até que no final do curso, a fonte aparente estará entre o retinoscópio e o paciente.

Em alguns outros modelos de retinoscópios, a lente é deslocada para a mudança da vergência da luz, porém, para o movimento de rotação, obviamente a lâmpada é a rotacionada. Assim, estes instrumentos funcionam exatamente ao contrário do descrito acima, na questão da vergência do feixe.

Figura 3.1: Esquema óptico do retinoscópio: (a) parte interna; (b) parte externa.

1.2 RETINOSCOPIA ACADÊMICA⁹

Os princípios óticos da retinoscopia podem ser didaticamente divididos em dois sistemas: o de iluminação e o de observação. São dois sistemas distintos, o primeiro referindo-se apenas à incidência da luz no olho do paciente e o segundo à luz retro-espalhada pelo fundo do olho (epitélio pigmentar e coróide subjacente) até atingir o olho do examinador, através do orifício central do espelho (figura 3.2).

O examinador projeta essa imagem do fecho de luz no plano da pupila do paciente. Ele não vê diretamente a retina iluminada do paciente, mas a imagem ampliada pelo sistema ótico do olho observado. A luz emergente atravessa os meios óticos do olho observado e é influenciada por eles. A maneira pela qual essa luz é influenciada proporciona uma medida qualitativa do sistema ótico ocular do paciente. A imagem dessa luz emergente é denominada por reflexo retiniano da pupila, reflexo retinoscópico ou simplesmente reflexo. Este pode ser observado por movimentos relativos ao do retinoscópio. Numa situação hipotética, em que o examinador encontra-se no infinito, com um pequeno movimento lateral sequencial da luz incidente, o médico define qualitativamente a ametropia apresentada pelo paciente do seguinte modo (figura 3.3):

(a) olho hipermetrope: a luz refletida, que é em forma de uma faixa divergente,

movimenta-se no mesmo sentido da luz incidente ("movimento a favor"). Isto se deve ao fato do foco do sistema ótico ocular do paciente estar posicionado após a retina, ou por melhor dizer, devido ao fato do ponto remoto do paciente não se encontrar entre o examinador e o paciente ;

(b) olho míope: a luz refletida, que é em forma de uma faixa convergente, movimenta-se

Figura 3.2: Luz proveniente da retina do paciente passando pelo orifício central do espelho e atingindo a retina do examinador.

no sentido oposto ao da luz incidente ("movimento contra"). Isto se deve ao fato do foco do sistema ótico ocular do paciente estar posicionado anteriormente à retina, ou seja, pelo fato do ponto remoto do olho do paciente estar situado entre o examinador e o paciente;

(c) olho emétrepe: o reflexo perde sua individualidade, não permitindo a análise dos movimentos. Embora haja um movimento da luz incidente, a luz refletida permanece estática. Isto se deve ao fato da imagem da faixa de luz estar exatamente no foco do sistema ótico, a retina, fazendo com que a luz deixe o olho colimada. Diz-se assim, que foi atingido o ponto de neutralidade.

Figura 3.3: Esquemática do modo como o retinoscopista verá o "reflexo" da luz na retina se sobrepondo à faixa de iluminação, em termos da dinâmica do movimento.

1.3 RETINOSCOPIA QUANTITATIVA

Para se transferir a retinoscopia acadêmica para a prática, utiliza-se uma lente de trabalho, *LT*, auxiliar. Em outras palavras, isto significa simular o efeito de se estar posicionado no infinito, mesmo estando-se posicionado a qualquer distância, fazendo uso de uma lente colimadora colocada anteriormente ao olho do paciente. A figura 3.4 ilustra as três situações convencionais, referentes à figura 3.3. A lente de trabalho atua sempre no sentido de fazer com que os feixes retro-espalhados pela retina, converjam para um ponto exatamente no orifício do retinoscópio, que é praticamente na pupila de entrada do olho do examinador, que pratica a retinoscopia com um dos supercílios encostado no instrumento. Esta situação faz com que a condição de emetropia, ou seja, o ponto remoto do olho do paciente conjugado com a pupila de entrada do olho do examinador, inunde de luz o olho do médico (ponto de neutralidade).

A lente de trabalho é convergente e deve ser correspondente, em poder dióptrico, à distância de trabalho do retinoscópio (distância examinador-paciente). Portanto, se o exame é efetuado a $(+1/x)m$ do paciente, o que equivale a uma distância dióptrica de $-xdi$, a lente de trabalho usada frente ao olho do paciente será de $+xdi$ (a grande maioria dos oftalmologistas utilizam uma lente de trabalho de $+1,5di$).

A retinoscopia quantitativa permite medir o erro refrativo de um olho amétrope através da interposição de lentes corretoras adjacentes à lente de trabalho. O procedimento é bastante simples, uma vez que a condição de emetropia conjuga o ponto remoto exatamente no orifício

do retinoscópio, ao se utilizar a lente de trabalho. Assim, ao atingir esta condição, a partir de um olho amétrope e da interposição das lentes corretoras, avalia-se quantitativamente a ametropia correspondente à lente corretora. Na prática, a lente de trabalho e a lente corretora são uma única lente. Assim, posicionando-se esta única lente L , frente ao olho do paciente, buscando o ponto de neutralidade, o correspondente vício de refração, V_r , será a subtração de $+x_{di}$ do poder de refração de L ($V_r = L - x$). Então, se:

$L > +x_{di}$, olho hipermetrope;

$L < +x_{di}$, olho míope;

$L = +x_{di}$, olho emétrepe.

Figura 3.4: Adaptação da lente de trabalho à retinoscopia. Representação do olho:
(a) emétrepe; (b) míope; (c) hipermetrope.

Existem ainda algumas práticas utilizadas de retinoscopia, relativas à velocidade do movimento¹⁰ e à intensidade da luz retro-espalhada, que não serão mencionadas neste contexto,

que auxiliam a encontrar com maior rapidez a lente adequada.

Deste modo, esta técnica, amplamente utilizada pelos oftalmologistas ainda nos dias atuais, proporciona medidas com precisão de 0,12di referentes ao grau de ametropia e de 5° referentes ao eixo do astigmatismo.

Para que fosse possível desenvolver um sistema automático de medidas de vícios de refração, proposto nesta tese de doutorado, foram indispensáveis estudos sobre o conceito básico da retinoscopia. A seguir, será descrito um sistema ótico, denominado *Optômetro*, que apresenta um certo grau de evolução em relação aos retinoscópios, mas que jamais se tornou popular.

O OPTÔMETRO

CAPÍTULO 4

Princípio de Scheiner

Princípio do Optômetro

Optômetros Objetivos

Fatores que afetam a popularidade dos optômetros

Optômetros Automáticos no Infra-Vermelho

Existem alguns equipamentos denominados *Optômetros*^{11,12} que são um meio termo entre os retinoscópios e os refratores-automáticos. São dispositivos de medidas de refração ocular objetivos, porém não automáticos. Estes equipamentos não são muito bem aceitos por parte dos oftalmologistas, pelos motivos que serão expostos a seguir, mas auxiliaram no desenvolvimento dos refratores-automáticos.

1 - PRINCÍPIO DE SCHEINER

Em 1619, Scheiner¹¹ descobriu que o ponto em que o olho é focalizado pode ser precisamente determinado apenas colocando uma fenda dupla em frente à pupila. A luz que entra no olho, proveniente de um objeto puntual posicionado no infinito, é limitada pela fenda (figura 4.1). Se o olho for míope, os raios se cruzam antes de alcançarem a retina; se for hipermetrópe, após; e se for normal, exatamente na retina. Assim, quando o olho é míope ou hipermetrópe, tem-se a presença de dois pontos na retina, enquanto no olho normal apenas um. Movendo o objeto até a posição em que aparece um único ponto na retina, pode-se determinar o ponto remoto do olho, e portanto, a correção refrativa.

O erro refrativo do olho é igual ao recíproco da distância do ponto remoto em metros. A avaliação de um único ponto geralmente proporciona maior precisão na determinação do erro refrativo do que a avaliação da imagem mais nítida (isto se deve ao fato de que não é necessária a percepção de contraste de borda, apenas a presença de um ou dois pontos de luz).

O Princípio de Scheiner foi o primeiro de uma classe de métodos de avaliação de zona focal para sistemas de refração e de testes de componentes ópticos. Estes métodos têm sido amplamente empregados na tentativa de automatizar as medidas de refração ocular e a maioria dos refratores automáticos são baseados no Princípio de Scheiner.

Figura 4.1: Esquemática do Princípio de Scheiner.

2 - PRINCÍPIO DO OPTÔMETRO

O princípio do optômetro¹³ descrito em 1759 (figura 4.2) permite uma variação contínua de poder em instrumentos de refração. Ao invés de se utilizar o método da troca de várias lentes de diferentes poderes, como é feito no caso do Green's, uma única lente convergente é utilizada e posicionada a uma distância do olho, ou do plano das lentes corretoras, igual à sua distância focal. Luz a partir de um alvo do lado oposto 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 está linearmente relacionada com o deslocamento do alvo. Portanto, pode-se construir uma escala com espaçamentos iguais que indicará o número de dioptrias que este arranjo ótico simula no plano das lentes corretoras.

O Princípio de Scheiner e o princípio do optômetro têm sido amplamente utilizados em tentativas de se automatizar a refração clínica.

Figura 4.2: Representação esquemática do Princípio do Optômetro.

3 - OPTÔMETROS OBJETIVOS

Nas décadas de 20 e 30, vários optômetros foram desenvolvidos e comercializados. Estes optômetros, 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.

Hoje em dia existem três deles ainda sendo comercializados e até recentemente eram amplamente utilizados na Europa, em preferência à retinoscopia, porém nunca foram populares

no Brasil e nos Estados Unidos.

3.1 - FATORES QUE AFETAM A POPULARIDADE DOS OPTÔMETROS

Três fatores básicos, tais como, problemas de alinhamento, astigmatismo irregular e acomodação limitam a aceitação de optômetros na prática da refração clínica. Veremos adiante, que alguns destes fatores ainda são limitantes para o desempenho dos auto-refratores.

Alinhamento

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

Astigmatismo Irregular

Um sistema de Scheiner usa apenas duas pequenas porções do sistema ótico 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 se evitar este problema é utilizando a maior área pupilar possível.

Acomodação

Quando os pacientes olham dentro dos instrumentos, eles tendem a acomodar. Esta situação, conhecida como miopia de instrumento ou acomodação de instrumento, é o maior problema para a maioria dos optômetros e tem sido para a maioria dos refratores automáticos.

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.

Muitos fatores influenciam a acomodação, bem como atenção, fadiga, direção de fixação do olhar, iluminação, detalhes de imagem, desfocalização da imagem na retina e fatores psicológicos.

4 - OPTÔMETROS AUTOMÁTICOS NO INFRA-VERMELHO

Entre os instrumentos de medidas objetivas, os optômetros automáticos^{14,15} no infra-vermelho foram os que despertaram o maior interesse. Estes instrumentos desempenhavam as medidas de refração automaticamente, utilizando luz infra-vermelha^{16,17}, 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 Collins¹⁸ em 1937, porém a eletrônica daqueles dias não era suficientemente sofisticada para tornar o instrumento prático. No entanto, aprimoramentos nos fotodetectores de infra-vermelho, nos circuitos de controle e em microprocessadores têm sido implementados neste campo. Ainda com o advento do laser, vários destes sistemas surgiram e originaram os atuais refratores automáticos.

Com estas noções básicas dos instrumentos objetivos de refração, desenvolvemos quatro sistemas, descritos a seguir. Os sistemas, como poderá ser notado, seguem uma evolução a partir dos métodos convencionais. Os três primeiros são extremamente distintos no que se refere aos princípios utilizados e no modo de detecção da luz retro-espalhada pela retina, e o quarto é apenas um aprimoramento do terceiro.

SISTEMA DMI

CAPÍTULO 5

Princípio de Maxwellian

Sistema DMI

Numa tentativa de automatizar os optômetros já existentes, o primeiro sistema que desenvolvemos e denominamos por *Sistema DMI* (Sistema de Detecção da Maior Intensidade de luz)^{19,20,21}, consiste basicamente em detectar a maior intensidade da luz retro-espalhada pela retina, a partir da projeção da imagem de um alvo de medida no fundo do olho.

Este sistema será apenas apresentado brevemente para o acompanhamento da evolução do desenvolvimento de nosso sistema, porém serve apenas como um sistema didático e pouco prático.

Para tal, além do Princípio de Scheiner, utilizamos o Princípio de Maxwellian²², descrito a seguir.

1 - PRINCÍPIO DE MAXWELLIAN

O Princípio de Maxwellian - figura 5.1 - é um arranjo típico para correções refrativas^{23,24}. A fonte é colimada pela lente 1 e focalizada pela 2, de modo a formar a imagem da fonte na pupila do olho. A pupila está localizada na distância focal da lente 2 (f_2).

Um alvo difuso é posicionado entre L_1 e L_2 .

Quando o alvo está focalizado na retina, a distância de f_2 ao alvo é diretamente proporcional à correção refrativa do olho. A forma Newtoniana⁶ para equações de lentes delgadas aplicada à lente 2 (vide Apêndice I) nos leva à expressão (5.1):

$$D = \frac{1}{f_2} \left(\frac{d}{f_2} - 1 \right) \quad (5.1)$$

onde D é a correção refrativa em dioptrias, d é a distância entre o alvo e a lente 2 e f_2 é a distância focal da lente 2.

Observe-se que quando o alvo encontra-se no foco da lente 2, a correção refrativa do olho é zero, ou seja, o olho é emétrepe, como era de se esperar, uma vez que feixes paralelos provenientes do objeto estão formando sua imagem na retina.

Figura 5.1: Esquema do Princípio de Maxwellian.

2 - SISTEMA DMI

O sistema esquematizado na figura 5.2 é descrito pela seguinte seqüência: a luz do laser (utilizamos um laser no visível de He-Ne, $\lambda = 632.8\text{nm}$, por motivos práticos e que seria trocado por um laser de diodo no infra-vermelho, posteriormente, numa freqüência adequada) passa pelo sistema de Maxwellian (L_1 - alvo difuso - L_2) e incide numa réplica ocular. A luz é refletida pela retina, passa por um separador de feixes e é desviada por um espelho para um sistema de lentes L_3 que forma a imagem no detector. Em nosso caso o alvo é um anel. Este tipo de alvo permite utilizar o Princípio de Scheiner, porém ao invés de duas fendas, temos infinitas fendas cobrindo toda a córnea em 360° . Quando a imagem não é formada na retina (olho amétrope), observa-se um borrão (vide figura 4.1b-c no capítulo 4, onde os dois pontos representam imagem borrada). O alvo é, então, movido até que a imagem do anel torne-se nítida no detector de intensidade (maior intensidade de luz por unidade de área), que em nosso caso é o PIN 5D. Dessa forma, tem-se a correção refrativa dada pela distância de movimento do alvo.

Contudo, a variação da intensidade de luz refletida pela retina é muito pequena em torno do ponto de máxima intensidade, introduzindo assim um erro superior a $0,25\text{di}$, que é o limite de erro permitido pelo sistema ocular (é importante trabalhar com erros até $0,125\text{di}$ apenas). É válido notar que a distância focal de L_2 necessária no sistema é pequena, 50mm . Esta pequena variação é possível ser detectada pelo olho, porém não pelos detectores disponíveis, motivo pelo

qual os optômetros "objetivos" em que o examinador detecta com seu próprio olho a maior intensidade de luz retro-espalhada pela retina do paciente, utilizam com maior sucesso sistemas similares ao descrito.

A figura 5.3 é um gráfico da variação de intensidade de luz espalhada pela retina de um simulador ocular em função da distância de movimento de alvo, obtido experimentalmente.

Figura 5.2 Esquema ótico do Sistema DMI.

No caso da figura 5.3, o simulador ocular é um olho emétrepe, porém para olhos amétropes a variação em porcentagem é praticamente a mesma, deslocando apenas o pico do gráfico para a direita ou para a esquerda, no eixo de distância, para olhos hipermétropes e míopes, respectivamente. Ainda podemos observar que há uma variação de apenas 0,21% de intensidade de pico num intervalo de 3,75mm, correspondendo a um erro de 1,0di nesta montagem, cuja potência de pico é de $288\mu\text{W}/\text{cm}^2$. O erro pode ser um pouco diminuído aumentando-se a extensão do curso que o alvo percorre, mas há um limite, por motivos óticos, além de comprometer outras partes do sistema. Para se ter uma idéia melhor, duplicando a extensão do curso em que o alvo se move (caso limite da extensão do curso), o erro diminui para 0,6di, ainda para uma potência de pico no detector de $288\mu\text{W}/\text{cm}^2$.

Como a intensidade de luz que chega ao detector estimada é de $20\mu\text{W}/\text{cm}^2$ (apenas 4%

Figura 5.3: Variação da intensidade de luz espalhada pela retina de um simulador ocular em função da distância percorrida pelo alvo.

a 20% da luz incidente emerge de volta do globo ocular²⁵, dependendo das características biológicas de cada indivíduo), quando se utiliza um feixe incidente no olho de $1\text{mW}/\text{cm}^2$ (radiação permitida para $\lambda=830\text{nm}$ - comprimento de onda a ser utilizado para os testes em olhos de pacientes, por ser invisível ao olho humano²⁶ - para diagnóstico segundo o *21 CFR Subchapter J* do CDRH - Center for Devices and Radiological Health), uma variação como a mencionada torna-se imperceptível. Pode-se também utilizar um "chopper" e detecção síncrona para aumentar a sensibilidade do detector e, assim, diminuir o erro, mas a introdução destes componentes não é competitiva em relação a uma modificação do sistema como um todo, como foi feito para o Sistema DML, descrito no próximo capítulo.

SISTEMA DML

CAPÍTULO 6

Sistema DML
Princípio de Funcionamento

Sistema Ótico
Eliminação de Ruído Ótico no Sistema

Automação do Sistema
O Circuito

Determinação Quantitativa das Ametropias
Cálculo para a Correção Dióptrica
Medidas de Astigmatismo
Otimização do Sistema

1 - SISTEMA DML

O *Sistema DML*^{19,21,27} (Sistema de Detecção de Movimento de Luz) tem como modificação fundamental, em relação ao Sistema DMI, o método de detecção da luz retro-espalhada pela retina. Em síntese, ao invés de incidirmos feixes por toda a córnea simultaneamente e encontrarmos o ponto de maior intensidade de luz que chega na retina, incidimos feixes de luz alternados - vide figura 4.1 no capítulo 4- de modo que se o olho for amétrope, haverá um movimento de luz no fundo do olho (dois pontos alternados), e se for emétrope, não haverá o movimento de luz, uma vez que, quando os feixes incidentes alternam-se, sempre convergem para um único ponto na retina, proporcionando um sinal luminoso contínuo naquela região.

Assim, há a necessidade de apenas se detectar a presença ou ausência de luz em determinada região e não mais a intensidade de luz que está presente, o que torna o sistema de detecção muito mais preciso.

Uma consequência imediata desta forma de detecção é a modificação do sistema de projeção dos feixes, embora os Princípios de Scheiner e de Maxwellian ainda sejam utilizados.

1.1 - PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Existem inúmeras maneiras de se incidir alternadamente dois feixes de luz paralelos no olho, tais como sistemas com uma fonte de luz, uma lente, uma fenda dupla e um "chopper"; dois sistemas dispostos lado a lado compostos por uma fonte de luz e uma lente, onde as fontes de luz de cada um dos sistemas seriam chaveadas alternadamente, etc. Mas, precisávamos de um sistema que fosse possível de se implementar na prática, com os feixes alternados, paralelos e distantes entre si de no máximo 3,0mm, e que ao mesmo tempo possuísse a propriedade de mudar a vergência da luz que entra no olho para a aferição do erro refrativo.

Assim, utilizamos a seguinte propriedade ótica para resolver este problema: duas fontes de luz são simetricamente deslocadas do eixo ótico principal, onde uma lente convergente é posicionada, como mostra a figura 6.1.

Figura 6.1 Esquema de duas fontes, LD_1 e LD_2 , deslocadas simetricamente do eixo óptico. Em detalhes, o caminho óptico percorrido pelos feixes colimados pela lente L_1 e, posteriormente passando pelo alvo (íris). Os feixes contínuos e pontilhados representam os feixes provenientes de LD_1 e de LD_2 , respectivamente.

A cada conjunto fonte-lente, existe um novo eixo óptico associado, de modo que, se posicionarmos as fontes à distância focal da lente, os feixes que emergirão da face posterior da lente serão paralelos ao eixo óptico a eles associado.

Se agora posicionarmos uma íris extremamente pequena, da ordem de 0,5mm, por exemplo, no eixo óptico principal, teremos dois feixes de luz *divergentes entre si*, como mostrado na figura 6.1. Chaveando as fontes alternadamente, temos uma "fonte" de luz especial que é constituída por dois feixes independentes.

Colocando-se esta íris exatamente à distância focal de uma segunda lente convergente, os feixes que dela emergirão serão paralelos ao eixo óptico principal. Assim, temos dois feixes paralelos incidentes alternadamente e um alvo (íris) que, se deslocado, modifica a vergência da luz que entra no olho.

Desta forma, foi possível associar os Princípios de Scheiner e de Maxwellian simultaneamente, com feixes incidentes alternados.

2 - SISTEMA ÓTICO

O sistema ótico desenvolvido consiste basicamente em incidir no olho-teste dois feixes paralelos de luz, chaveados a 1KHz e observar os pontos de convergência da luz na retina. Caso o olho seja amétrope, podem-se observar os dois feixes de luz convergindo alternadamente em dois pontos próximos entre si, na retina, causando assim o que denominamos de "movimento de luz na retina".

Um alvo de medida é deslocado frente ao olho-teste a fim de fazer com que os dois feixes converjam exatamente no mesmo ponto na retina - um ponto luminoso contínuo é o resultado desta correção - e, assim, obter o erro refrativo correspondente em dioptrias. O sistema está detalhadamente exposto a seguir.

A figura 6.2 mostra um corte lateral do arranjo experimental, onde, a princípio, dois diodos emissores de luz (LEDs), LD_1 e LD_2 ($\lambda=650\text{nm}$), foram utilizados, e que seriam substituídos por lasers de diodo a $\lambda=830\text{nm}$, na versão final do sistema.

Figura 6.2: Esquemática do sistema ótico desenvolvido para o Sistema DML.

Os feixes provenientes de LD_1 e LD_2 são modulados alternadamente a 1KHz (frequência adequada para o circuito eletrônico do dispositivo¹⁹), com potência de 250mW/cm²s cada, uma vez que, posteriormente, duas outras fontes foram implementadas, resultando assim, numa potência total de incidência por unidade de área, por unidade de tempo de 1mW/cm²s.

Os feixes provenientes dos leds passam pela lente colimadora L_1 ($f_1=60\text{mm}$)^{*} e são direcionados ao alvo (íris), A_1 , como feixes paralelos de luz. O alvo está posicionado no foco da lente colimadora L_2 ($f_2=120\text{mm}$). Os feixes passam por L_2 , tornam-se feixes paralelos entre si, incidem no olho após passarem por um separador de feixes, SF , e por um Prisma de Dove⁶ rotatório, PDR , cuja função é a de modificar os meridianos de incidência dos feixes. Como temos três incógnitas a determinar - o grau de miopia ou hipermetropia, o grau e o eixo do astigmatismo (vide equação 6.1) - necessitamos de medidas em pelo menos três diferentes meridianos e, portanto, este prisma rotaciona os feixes a cada 120°. A pupila do olho-teste está localizada no plano focal de L_2 e a imagem de A_1 é projetada na retina.

Quando o olho é emétrepe, ou seja, dioptria zero ($D=0$), as imagens I_1 de A_1 proporcionadas pelas fontes de luz são focalizadas num ponto F_1 na retina. As imagens são refletidas por um sistema composto por SF , uma lente colimadora L_3 ($f_3=120\text{mm}$) e por um espelho, para produzir uma imagem I_1' estática em relação à mudança de fonte de luz.

A imagem I_1' passa por L_4 ($f_4=100\text{mm}$) e por L_5 ($f_5=50\text{mm}$) e é projetada sobre o detector de quadrante. No entanto, quando o olho é míope ou hipermetrópe, as imagens I_1 projetadas são localizadas nos pontos F_2 e F_3 , respectivamente.

Movendo-se A_1 para frente ou para trás, de modo a focalizar sua imagem na retina, a imagem I_1' torna-se estática.

Assim, o princípio básico de funcionamento do sistema é no sentido de sempre tornar estática a imagem I_1' .

2.1 - ELIMINAÇÃO DE RUÍDO ÓTICO NO SISTEMA

Comparada à luz espalhada pela retina, a luz espalhada pela córnea é muito forte. Uma vez que o sinal a ser analisado é o proveniente da retina, a razão sinal/ruído é muito baixa, apresentando assim um problema de baixa precisão do detector fotoelétrico. Para eliminar estes sinais fotoelétricos causados pelos ruídos luminosos, uma ótica foi adaptada no sentido de capturar os feixes refletidos pela córnea (figura 6.2). Os feixes luminosos refletidos pela córnea tornam-se paralelos após passarem pela lente colimadora L_3 (plano focal coincidente com a posição da córnea), cujo segundo foco, f_3 , coincide com a posição do foco de L_4 (f_4). Quando os feixes paralelos atingem L_4 , convergem para seu segundo foco f_4 , onde está posicionada uma

^{*}Estas distâncias focais das lentes utilizadas, são no sentido de tornar compacto o sistema e ao mesmo tempo com intervalo de medida suficiente.

barra absorvedora de feixe, A_2 , que serve como armadilha de luz.

Por outro lado, os feixes retro-espalhados pela retina, que emergem paralelamente do olho, focalizam no segundo foco de f_3 que coincide com f_4 , de forma que emergem de L_4 paralelamente e convergem no foco f_5 da lente objetiva L_5 . O detector de quadrante está posicionado exatamente sobre o plano focal de L_5 .

Os componentes óticos L_4 e A_2 estão acoplados ao alvo A_1 , de modo a manter a eficácia do sistema de eliminação de ruído para qualquer ametropia. As distâncias focais f_2 e f_3 devem ser iguais ($f_2=f_3=120mm$) para que a distância percorrida por A_1 seja a mesma percorrida por L_4 e A_2 .

A figura 6.3 mostra uma foto do sistema DML.

3 - AUTOMAÇÃO DO SISTEMA

A automação do sistema consiste basicamente na seguinte seqüência: as fontes luminosas são moduladas temporalmente de maneira alternada. Quando LD_1 está ligada, uma imagem I_1 do alvo é projetada na retina. A luz espalhada pela retina é colimada pelo sistema ocular, refletida por um separador de feixes, tratada por um sistema de lentes e espelhos, e observada num detector de duplo quadrante. Um processo análogo ocorre quando LD_2 é ligada. Quando a imagem do olho não coincide com o plano da retina, a imagem do sistema ótico de detecção não a focaliza no plano do detector. Assim, incidindo alternadamente LD_1 e LD_2 no olho, a mudança de intensidade de luz entre os vários detectores indica que não existe coincidência do plano focal do olho com a retina. Quando uma só imagem for obtida no detector (I_1 e I_2 sobrepostas), através do movimento axial do alvo, obtém-se a correção refrativa (figura 6.4).

O movimento axial do alvo é controlado por um sistema eletrônico. Quando os dois feixes luminosos, paralelos ao eixo principal do olho e equidistantes do centro incidem na córnea (os feixes distam por volta de 3,0mm entre si), convergem em direção à retina. Três situações são possíveis:

(a) os dois feixes se cruzam antes da retina e nela marcam dois pontos (olho míope) - figura 6.4a;

(b) os dois feixes se cruzam após a retina e nela marcam dois pontos (olho hipermetrope) - figura 6.4b;

(c) os dois feixes convergem em um único ponto na retina (olho emétrepe) - figura 6.4c.

O sistema move o alvo (figura 6.2) que muda o ângulo de incidência dos feixes luminosos até que ocorra a convergência em um único ponto sobre a retina. Em seguida, o deslocamento do alvo é medido e, portanto, o erro refrativo é determinado (equação 5.1).

O circuito desenvolvido detecta se houve ou não a intersecção dos feixes, através de sinais provenientes do detector de duplo quadrante (dois fotodetectores de intensidade em uma única cápsula), que tem como sinal de referência a fase das fontes chaveadas (figura 6.4) e, portanto determina a direção de deslocamento do alvo, bem como o ponto de parada.

Figura 6.3: Foto do Sistema DML.

Figura 6.7: Foto da tela do osciloscópio durante uma medida sendo realizada pelo Sistema DML.

Figura 6.4: Representação do sinal de referência de duas fontes de luz e da formação da imagem produzida pelas fontes, no detector. (a) olho míope: sinais recebidos pelos detectores invertidos em relação ao sinal de referência, e não simultaneamente; (b) olho hipermetrope: sinais recebidos pelos detectores não-invertidos em relação ao sinal de referência, e não simultaneamente; (c) olho emetrope: sinais recebidos pelos detectores simultaneamente.

3.1 - O CIRCUITO¹⁹

O circuito controlador de todo o sistema ótico foi desenvolvido por um aluno de mestrado do Laboratório de Ótica Oftálmica, do Grupo de Ótica deste departamento.

O diagrama em blocos do circuito é mostrado na figura 6.5.

O sinal recebido pelos fotodiodos é previamente amplificado e, em seguida, passa por dois filtros ativos ligados em cascata²⁸. Cada um destes filtros está sintonizado na frequência do primeiro harmônico da onda quadrada, isto é, 1KHz. Como consequência de as fontes luminosas se alternarem, as senóides resultantes de cada um dos bancos de filtros são complementares. Sendo assim, quando aplicadas às entradas de um amplificador diferencial de ganho unitário, resultarão na saída de uma senóide com o dobro da amplitude de entrada, e fase igual à do sinal da entrada não inversora.

Em seguida, um comparador de fases²⁹ determina se houve ou não o cruzamento dos feixes de luz emitidos pelos leds, isto é, determina se o fotodiodo 1 recebeu a luz emitida por LD, (figuras 6.6 e 6.7). De acordo com o resultado obtido (cruzamento ou não cruzamento), o motor é acionado e o alvo desloca-se. É conveniente notar que, no momento em que os feixes

Figura 6.5: Diagrama em blocos do circuito.

luminosos convergirem na retina, os dois fotodiodos receberão sinais idênticos e, portanto, o nível de tensão na saída do amplificador diferencial será nulo. Este nível é identificado por um detector de zero e determina o ponto de parada do motor.

A frequência dos pulsos do motor de passos é de 250Hz, resultado da divisão da frequência do oscilador de chaveamento por quatro (base de tempo em que a precisão não é afetada). Ligado na saída do divisor, um contador "up/down"(74190) registra em um mostrador o número de passos dados pelo motor. É este dado que determinará a correção refrativa das ametropias, como veremos a seguir.

Figura 6.6: Sinais emitidos pela fonte e recebidos pelo detector para emetropia e ametropias.

4 - DETERMINAÇÃO QUANTITATIVA DAS AMETROPIAS

4.1- CÁLCULO PARA A CORREÇÃO DIÓPTRICA

Utilizamos para a determinação quantitativa das ametropias oculares a expressão 5.1, reproduzida abaixo:

$$D = \frac{1}{f_2} \left(\frac{d}{f_2} - 1 \right) \quad (5.1)$$

onde D é a correção refrativa em dioptrias, d é a distância L_2-A_1 , em metros e f_2 é a distância focal de L_2 .

O número de passos dados pelo motor de passos que move o alvo é convertido para distância em metros e substituído na expressão acima. Em nosso caso, a distância focal, f_2 , era 120mm.

4.2 MEDIDAS DE ASTIGMATISMO

O sistema ótico desenvolvido também permite medidas de astigmatismo oblíquo tanto do erro dióptrico quanto do eixo angular. Assim, a imagem do alvo A_i é projetada em três meridianos do olho-teste através do prisma rotatório.

Sendo as dioptrias do erro refrativo D_1 , D_2 e D_3 correspondentes às direções 0° , 120° e 240° , respectivamente, a expressão do astigmatismo é dada por (vide Apêndice II para maiores detalhes)³⁰:

$$D_i = x + (y - x) \operatorname{sen}^2(\theta_i - \alpha) \quad (6.1)$$

onde x (figura 2.11b) é a componente esférica, conjugada à componente cilíndrica ($y-x$); θ_i é o meridiano de medida (citado acima) e α é o ângulo do astigmatismo. Como temos três incógnitas (x , y e α), três equações são necessárias para a determinação do erro refrativo. São elas: D_1 ($\theta_1 = 0^\circ$), D_2 ($\theta_2 = 120^\circ$) e D_3 ($\theta_3 = 240^\circ$), onde os D_i são conhecidos através de dados experimentais de d e incluídos na expressão (5.1).

4.3 - OTIMIZAÇÃO DO SISTEMA

Algumas réplicas oculares amétropes e emétopes foram testadas e o sistema apresentou concordância de 100% em relação às medidas estimadas por métodos tradicionais.

A precisão de medidas estimada teoricamente para o nosso sistema, levando em conta a imprecisão dos componentes mecânicos, foi de no máximo 0,09di (para -13di). Estas precisões nas medidas são bastante satisfatórias, uma vez que o sistema de visão aceita imprecisões^{4,5,31} na correção de sua ametropia de até 0,25di. Assim, um erro de até 0,125di é aceitável para equipamentos de medidas para que o olho não se submeta ao seu limite permitido.

Neste sistema ótico apresentado, em particular, o intervalo de medida é de +8di a -13di, o qual pode ser dilatado (e deve ser dilatado para o uso clínico), aumentando-se o poder de refração de L_2 , ou seja, substituindo esta por uma lente de menor distância focal, porém de forma a não comprometer a precisão do sistema.

Pode-se também observar que, pelo sistema esquematizado na figura 6.2, apenas com duas fontes de luz e com o alvo sendo uma pequena íris, obtemos os pontos x'_v e x'_h da figura 2.9 (note que é obtido apenas o ponto central destas imagens, que a princípio estão representadas por duas semi-retas na figura, pois não temos dois pincéis de luz atingindo a córnea e sim dois "raios" de luz).

Como o olho-teste de que dispúnhamos era estático, não houve problemas com o desalinhamento do sistema. Porém, devemos mencionar que a dimensão da imagem que atinge

os detectores (a figura 6.4 está fora de escala por motivos didáticos), em nosso sistema, é pouco maior do que a junção física entre eles.

Para resolver este problema e assegurar o sucesso e a precisão das medidas, para um olho-teste real - que realiza pequenos movimentos durante o exame -, A_1 foi alterado por uma fenda, as duas fontes foram substituídas por quatro fontes de luz deslocadas simetricamente do eixo ótico a cada 90° e uma máscara, constituída por um ponto central preto, de 2mm de diâmetro, foi posicionada entre SF e L_3 , para que os feixes de luz retro-espalhados pela retina, provenientes do eixo ótico do olho-teste, não sejam analisados.

Portanto, o ponto de parada do novo alvo em forma de fenda, durante o processo de medida, é exatamente sobre o círculo de menor confusão (vide figura 2.9 no capítulo 2), gerado por dois pincéis de luz ortogonais, e assim, as imagens sobre os detectores - que agora é um detector de quatro quadrantes - são dimensionalmente maiores.

O sistema funciona segundo o diagrama de blocos esquematizado pela figura 6.8.

As fontes são alternadas e o alvo de medida encontra-se no foco da lente 2. Os feixes incidem no olho a 0° . Os detectores recebem os sinais. Se receberem os sinais simultaneamente, o olho é emétrope: final de medida. Se fossem utilizadas apenas duas fontes de luz, havia a necessidade de se fazer mais uma medida, por exemplo a 90° , para se concluir que o olho era emétrope (o olho poderia ser emétrope em um dos meridianos e ser amétrope no meridiano ortogonal). Caso os detectores não recebam os quatro sinais simultaneamente, o olho é amétrope e, então, o alvo move-se até o ponto em que os detectores recebam os sinais luminosos ao mesmo tempo. É registrado o poder de refração neste meridiano. Em seguida, o prisma rotaciona os feixes e é adotado o mesmo procedimento a partir do ponto em que o alvo se encontra. Rotacionam-se os feixes uma última vez e, novamente, procede-se da mesma maneira. Com os dados dos poderes de refração nos três meridianos registrados, através da expressão (6.1), resolve-se o sistema das três equações e obtém-se o erro refrativo do paciente.

Contudo, algumas peculiaridades outras que a relativa lentidão das medidas desse sistema, a despeito do vínculo temporal com a resposta física dos componentes mecânicos, forçaram ao desenvolvimento de um outro sistema, embora este, em primeira instância, atendesse às necessidades do oftalmologista.

Assim, foi desenvolvido o sistema DVL, descrito a seguir.

Figura 6.8: Diagrama de blocos do funcionamento do Sistema DML.

SISTEMA DVL

Modelo 1

CAPÍTULO 7

Sistema DVL
Conceitos Básicos
Sistema Ótico

Materiais e Métodos
Suportes
Alvo e Máscara

Cálculos das Medidas do Sistema DVL

Medidas Experimentais

1 - SISTEMA DVL-1

Este capítulo trata do novo sistema desenvolvido³¹ e que apresenta modificações drásticas quanto à forma da projeção e da detecção dos feixes. Ainda, a disparidade entre os princípios convencionais e os aqui utilizados é a evidência principal da completa modificação sofrida pelo sistema denominado DVL.

1.1 - CONCEITOS BÁSICOS

No capítulo 2, mencionamos que patologicamente, miopia e hipermetropia podem ser consideradas como desarmonias entre o sistema ótico ocular e o comprimento axial do olho, de modo que podemos dizer que, no caso de olhos míopes, o sistema ótico é demasiadamente "forte" e, por esta razão, a imagem forma-se anteriormente à retina. Já no caso de olhos hipermetrópes, podemos dizer que o sistema ótico é demasiadamente "fraco" e, portanto, a imagem forma-se após a retina.

Lançando mão de um artifício inverso ao dessas definições, podemos modificar a ótica física, de modo a obter um outro princípio, que não o de Scheiner, para o nosso novo sistema. Se, ao invés de posicionar uma fonte luminosa puntual no infinito e fazer com que feixes paralelos de luz entrem no olho, de modo a definir as ametropias (figuras 2.2 e 4.1) quanto à vergência dos feixes que INCIDEM no olho, a fonte de luz for posicionada na retina (figura 7.1) e as ametropias oculares forem definidas quanto à vergência dos feixes de luz que EMERGEM do olho, verificar-se-á que emetropia, miopia e hipermetropia podem ser analisadas quanto ao paralelismo, convergência ou divergência dos feixes, respectivamente.

Então, se projetarmos oticamente uma fonte de luz no fundo do olho do paciente, apenas pela análise da vergência dos feixes emergentes do olho é possível obter medidas qualitativas e quantitativas das ametropias em todos os meridianos.

Baseado neste novo princípio, o sistema ótico foi desenvolvido e está apresentado a seguir.

Figura 7.1: Definição das ametropias por posicionamento de uma fonte de luz puntual na retina: (a) emetropia; (b) miopia; (c) hipermetropia.

1.2 - SISTEMA ÓTICO

O esquema do sistema ótico está representado na figura 7.2.

Um laser de diodo ($1\text{mW}/\text{cm}^2\text{s}$ a $\lambda=680\text{nm}$ e que posteriormente deverá ser permutado com outro a $\lambda=830\text{nm}$, adequado ao olho humano quanto à reflectância da retina) ilumina uma alvo (figura 7.3a) composto por três fendas posicionadas a cada 120° no sistema de coordenadas polares.

As lentes L_1 , L_2 , L_3 , o alvo A , a máscara M_1 (pequeno orifício) e um espelho E com um furo central compõem o que denominaremos de sistema ótico de projeção. A trajetória dos feixes para o sistema de projeção, sem a presença do espelho E , está mostrada em detalhes na figura 7.4a.

O sistema de projeção da fonte de luz (fonte com a forma peculiar do alvo A) no fundo do olho é construído de modo que a fonte de luz esteja conjugada com L_2 e com a pupila de entrada do olho do paciente, ao mesmo tempo em que A está conjugado com o fundo do olho

Figura 7.2: Esquema óptico do Sistema DVL.

Figura 7.3: (a) Alvo de projeção A; (b) Máscara de detecção M_2 .

do paciente (A está posicionado a uma distância p de L_2 e sua imagem forma-se à q dessa mesma lente e coincide com a distância focal, f_3 , de L_3). Em nosso sistema, o alvo está posicionado de modo que, para o olho emétrepe, a fonte projetada no fundo do olho possua máxima intensidade luminosa em relação aos olhos amétropes. Este fato é garantido por fazer com que a imagem do alvo após passar por L_2 coincida com a distância focal de L_3 .

É relevante notar que o alvo é iluminado com feixes convergentes, e a conjugação da fonte de luz com a pupila de entrada do olho do paciente faz com que toda a luz entre no olho pela parte central do sistema ótico, o que garante que toda e qualquer alteração do sistema ótico ocular (acomodação visual, por exemplo) durante a projeção dos feixes não influencie esta projeção.

Os feixes emergentes do olho - figura 7.2 -, a partir do alvo luminoso posicionado na retina, são desviados pelo espelho E e passam pelo que denominamos de sistema de detecção (figura 7.4b), e que é composto pelas lentes L_3 e L_4 , pelo próprio espelho E (não evidenciado nesta figura), pela máscara M_2 (figura 7.3b), por um conjunto de seis prismas (três conjuntos de dois prismas) e por três detectores CCDs lineares (2048 fotodiodos em cada um deles) posicionados a 120° , 240° e 360° em relação ao eixo ótico do sistema.

Figura 7.4: Em detalhes a trajetória dos feixes do sistema de:
(a) projeção; (b) detecção.

A máscara M_2 , composta por seis espaços vazados e igualmente espaçados nos 360° , é

responsável por selecionar os feixes periféricos da córnea de três meridianos diferentes que serão posteriormente desviados pelos três conjuntos de prismas para os CCDs, como mostra a figura 7.5. Cada um dos três conjuntos iguais de prismas é composto por dois diferentes prismas. Cada um destes conjuntos é responsável por desviar dois feixes de luz, de um mesmo meridiano, para um dos CCDs posicionados fora do eixo ótico do sistema.

Figura 7.5: Em detalhes a trajetória dos feixes de um dos meridianos após passarem por M_2 e pelos dois diferentes prismas. O ângulo δ é o ângulo que a luz faria com o eixo ótico se não fosse desviada pelos prismas; β e γ são os ângulos de desvio dos feixes proporcionados pelos prismas A e B, respectivamente.

Cada um dos CCDs recebe duas imagens pertencentes a um mesmo meridiano. A distância entre estas duas imagens, h' , fornecerá os dados para o cálculo do poder de refração naquele meridiano e, portanto, com as informações dos poderes de refração em cada um dos três meridianos é possível a determinação quantitativa da ametropia, como será explicado posteriormente.

Para efeito de se melhor calcular a distância entre as imagens no CCD, uma lente cilíndrica deve ser posicionada em frente ao detector CCD linear, de modo que a imagem que atinge o detector seja de duas barras distintas (vide figura 7.5).

2 - MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 - SUPORTES

O sistema ótico todo foi montado sobre suportes fixos e dedicados a cada componente, por nós projetados, no intuito de se obter um sistema estável e de fácil alinhamento.

O suporte de cada componente ótico foi confeccionado em nylon e posteriormente conectado a suportes padrão em alumínio que por sua vez, eram posicionados e podiam deslizar sobre um trilho em latão, cuja seção transversal era em forma de X. A figura 8.4 no capítulo 8, que é a foto do sistema final, mostra os suportes utilizados.

Estes tipos de suportes foram muito valiosos no alinhamento ótico, uma vez que se apresentaram bastante estáveis e o sistema todo podia ser modificado sem dispendar muito tempo em um novo alinhamento.

2.2 - ALVO E MÁSCARA

Um dos problemas enfrentados foi em relação à confecção do alvo e da máscara (figura 7.3), que deveriam ser pequenos o suficiente, principalmente no que se refere ao alvo, uma vez que a dimensão de sua imagem era um fator limitante para o sistema de detecção.

Assim, técnicas de circuito impresso foram utilizadas para a confecção desses componentes.

O desenho do alvo e da máscara foram feitos em "softwares" de alta resolução e impressos com alta fidelidade (impressora a laser) e então reduzidos até atingirem as dimensões reais. Em uma folha fina de cobre, foram vazados através das mencionadas técnicas, resultando em componentes satisfatórios e precisos.

3 - CÁLCULOS DAS MEDIDAS DO SISTEMA DVL

O poder de refração de um olho astigmático é descrito pela equação (6.1):

$$D_i = x + (y - x) \operatorname{sen}^2(\theta_i - \alpha) \quad (6.1)$$

onde, D_i é o poder de refração na direção θ_i (meridiano de medida), x (veja figura 2.11b) é a componente esférica, conjugada à componente cilíndrica $(y-x)$; e α é o ângulo do astigmatismo.

Novamente devemos realizar três medidas (nos três meridianos: 120°, 240° e 360°), para resolvermos o sistema de três incógnitas.

Equacionando todo o sistema, através de cálculos da vergência da luz em cada um dos componentes óticos, temos que:

$$D_i = \frac{K_3 H + K_4 h_i}{H(d_0 K_3 - K_1) + h_i(K_4 d_0 - K_2)} \quad (7.1)$$

com,

$$K_1 = (d_2 + d_3) + d_1(1 - d_2 D_4 - D_4 d_3) \quad (7.2)$$

$$K_2 = d_1 - d_2(1 + D_4 d_1) \quad (7.3)$$

$$K_3 = D_3(d_2 + d_3) + (1 - d_2 D_4 - D_4 d_3)(D_3 d_1 - 1) \quad (7.4)$$

$$K_4 = (d_2 D_4 - 1)(D_3 d_1 - 1) - d_2 D_3 \quad (7.5)$$

$$h_i = h'_i - d_3 \operatorname{tg}(\beta - \delta) - 2d_3 \cos \delta \operatorname{sen} \delta + d_3 \operatorname{tg}(\gamma + \delta) \quad (7.6)$$

onde, d_0 é a distância entre o olho-teste e a lente L_3 menos 13mm (distância olho-óculos); d_1 é a distância entre as lentes L_3 e L_4 ; d_2 é a distância entre a lente L_4 e a máscara M_2 ; d_3 é a distância entre M_2 e o plano das três CCDs; H é a dimensão de M_2 (figura 7.3b); β e γ são os ângulos dos feixes desviados por cada par de prismas (figura 7.5); δ é o ângulo da vergência ótica no eixo ótico, após os feixes terem passado por M_2 e antes de passarem pelos prismas; D_3 e D_4 são os poderes das lentes L_3 e L_4 respectivamente; e finalmente D_i é o poder de refração obtido em função da distância h_i , entre as duas imagens obtidas de cada meridiano em cada CCD.

Os ângulos ($\hat{A}$ e $\hat{B}$) dos prismas A e B, indicados na figura 7.5 são dados por:

$$\text{sen } A = \frac{1}{n} [\text{sen}(\delta + A) + \text{sen}(\delta + \gamma)] - \quad (7.7)$$

$$- \frac{1}{n^3} [\text{sen}(\delta + A) \text{sen}^2(\delta + \gamma) + \text{sen}(\delta + \gamma) \text{sen}^2(\delta + A)]$$

$$\text{sen } B = \frac{1}{n} [\text{sen}(\delta + B) + \text{sen}(\beta - \delta)] + \quad (7.8)$$

$$- \frac{1}{n^3} [\text{sen}(\delta + B) \text{sen}^2(\beta - \delta) + \text{sen}(\beta - \delta) \text{sen}^2(\delta + B)]$$

onde n é o índice de refração dos prismas.

4 - MEDIDAS EXPERIMENTAIS

As medidas foram realizadas em três réplicas oculares (0,00di, +3,75di e -11,00di), previamente medidas pelos métodos oftalmológicos tradicionais, o que limita os resultados à precisão de 0,12di. Embora, em primeira instância, o sistema possa oferecer alta precisão (máximo erro estimado, pela técnica de propagação de erros, de 0,05di), este fato não é relevante para as medidas de erros refrativos oculares, ou seja, a precisão oferecida pelos métodos tradicionais é suficiente e consistente. Ressalta-se que a precisão mencionada está levando apenas em consideração a imprecisão no posicionamento dos componentes óticos, uma vez que a intensidade luminosa que atinge os detectores é suficiente até para altos graus de ametropias e as características dos componentes óticos, tais como distâncias focais, ângulos dos prismas, índices de refração e outros são medidas com boa precisão.

Os sinais provenientes dos CCDs foram monitorados por um osciloscópio digital.

As medidas experimentais e os cálculos teóricos foram consistentes em 100%, levando em conta o intervalo de flutuação de 0,12di, bem como as medidas oftalmológicas, para estas três réplicas³².

Novas medidas e adequações do sistema para utilização em pacientes, como por exemplo o sistema de alinhamento do olho do paciente com o sistema (vide figura 7.2 - led no infravermelho ilumina uma mira M , através da lente condensadora L , e é projetada na córnea do paciente, cujos reflexos são captados, juntamente com a imagem da mira, por um CCD matricial de baixa resolução monocromática através da lente L_6 , que tem por finalidade obter imagens nítidas e co-centralizadas de ambos componentes citados) estavam por serem implementadas quando surgiu uma nova idéia de aprimoramento do sistema em que, ao invés de se utilizarem três CCDs lineares, utilizava-se um único CCD matricial e toda a eletrônica de detecção do sistema seria substituída por "softwares" dedicados.

Portanto, surgiu um novo modelo deste sistema e que está descrito a seguir.

SISTEMA DVL

Modelo 2

CAPÍTULO 8

Sistema DVL-2

Alterações Principais

Vantagens

Princípio de Funcionamento

Materiais e Métodos

Alvo de Projecção

A Réplica Ocular Variável

"Software" Desenvolvido

Características da Imagem

Busca Heurística X Detecção de

Bordas por Operador Gradiente

Descrição da Técnica de Busca Heurística

Determinação dos Centros dos Anéis

Cálculo das Distâncias Entre os Centros dos Anéis

Dilatação do Intervalo de Medida Devido

à Forma do Alvo de Projecção

Equacionamento do Sistema Ótico

Curva de Calibração do Sistema

Medidas Experimentais

Medidas em Réplicas Oculares

Medidas em Olhos Humanos

1 - SISTEMA DVL-2

O sistema DVL-2 é uma evolução natural do sistema DVL-1 e se tornou o definitivo para um protótipo efetivo para uso clínico³³.

Este último modelo é o principal objetivo desta tese e, portanto, este capítulo é o único que descreverá todas as características e detalhes da parte ótica, dos componentes utilizados, do desenvolvimento de cada etapa, do "software" desenvolvido e dos dados obtidos.

1.1 - ALTERAÇÕES PRINCIPAIS

As principais alterações realizadas neste sistema em relação ao Sistema DVL-1 estão na detecção dos feixes.

O sistema de projeção possui apenas uma alteração, correspondente à forma geométrica do alvo, que ao invés de três fendas vazadas, foi modificado para um anel vazado, a fim de auxiliar a eficiência e sucesso do sistema de detecção modificado.

O sistema de detecção consiste em utilizar apenas um detector CCD matricial, ao invés de três detectores CCDs lineares como no modelo anterior e os seis prismas utilizados agora possuem o mesmo ângulo, ou seja, são idênticos entre si.

1.2 - VANTAGENS

A figura 8.1 ilustra o esquema ótico do modelo 2 do sistema DVL. Os componentes óticos são os mesmos do modelo anterior apresentados na figura 7.2, porém suas características são diferentes. O alvo A agora é um anel (figura 8.2a), os seis prismas possuem o mesmo ângulo

entre si, a máscara M_2 possui seis círculos vazados (figura 8.2b) e o detector CCD é matricial.

As principais vantagens deste modelo 2, comparadas ao modelo anterior são:

- a facilidade em alinhar o detector CCD, que agora coincide com o eixo ótico do sistema;
- a confecção dos prismas é facilitada por serem todos iguais;
- a análise dos dados é feita apenas através de "softwares" dedicados, dispensando um passo necessário no modelo anterior, referente a um projeto eletrônico dedicado para a obtenção das imagens e posterior análise via-"software"; neste caso, basta acoplar ao microcomputador uma placa digitalizadora comercial para se obterem as imagens e analisá-las instantaneamente através de um "software" dedicado.

Figura 8.1: Esquema óptico do modelo 2 do Sistema DVL.

Figura 8.2: Esquematisação (a) do alvo de projeção; (b) da máscara M_2 .

1.3 - PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

O princípio de funcionamento é o mesmo do modelo 1, ou seja, é feita uma análise da vergência dos feixes que emergem do olho testado. Os feixes emergentes do olho passam por M_2 , onde a imagem é subdividida em seis porções e cada uma delas é desviada pelos seis prismas em direção ao CCD. A esquematização da imagem fictícia que atinge o CCD para uma ametropia qualquer está representada na figura 8.3.

A imagem recebida é captada e digitalizada pela placa digitalizadora e são determinadas as distâncias h_1 , h_2 e h_3 entre os centros dos anéis, dois a dois, que se encontram num mesmo meridiano (0° , 120° e 240°).

Pela mesma sistemática do modelo 1, determina-se o vício de refração, ou seja, utilizando-se as expressões em que se obtém o poder de refração de cada meridiano em função de h_i (para este novo modelo, são as apresentadas no item 4 - *Equacionalização do Sistema Ótico*), substitui-se cada um dos três poderes de refração obtidos na expressão 6.1, e, então, resolve-se o sistema de equações para se determinarem as coordenadas esférica e cilíndrica e o eixo do astigmatismo.

Figura 8.3: Esquematização de uma imagem fictícia recebida pelo CCD matricial. Os pontos 1-8 esquematizados pertencem às bordas dos anéis e suas localizações são úteis para o desenvolvimento do "software" de processamento da imagem.

2 - MATERIAIS E MÉTODOS

São apresentados neste ítem os componentes utilizados e a importância no cuidado da confecção de alguns deles em particular.

A figura 8.4 é uma foto do Sistema DVL-2. Todos os componentes óticos de nosso sistema foram confeccionados em vidro BK7 ($n=1.517$). As características de cada componente estão listadas na tabela 8-I.

Figura 8.4: Foto do Sistema DVL-2. Simulação de uma medida sendo realizada em paciente na bancada ótica.

TABELA 8-1: DADOS DAS CARACTERÍSTICAS PRINCIPAIS DE CADA COMPONENTE UTILIZADO NO SISTEMA DVL-2.

Componente	Característica Principal	Observação
Laser de Diodo	$\lambda = 850\text{nm}$	para as réplicas oculares, $\lambda = 680\text{nm}$
L_1	$f_1 = 27,18\text{mm}$	_____
L_2	$f_2 = 47,47\text{mm}$	_____
L_3	$f_3 = 75,50\text{mm}$	_____
L_4	$f_4 = 50,75\text{mm}$	_____
L_5	$f_5 = 120,00\text{mm}$	_____
M_1	Diâmetro da íris $\Phi = 1,00\text{mm}$	_____
M_2	Seis furos dispostos num círculo de diâmetro = $7,00\text{mm}$	Confeccionado em uma folha de cobre de 1mm de espessura
A	Anel Vazado $\Phi_{\text{int}} = 1,50\text{mm}$ $\Phi_{\text{ext}} = 2,50\text{mm}$	Filme de Cobre sobre placa de vidro BK7
E	Reflete 99% em $\lambda = 850\text{nm}$ à 45°	Espelho com furo central
Prismas	Prismas retos com ângulo de 3°	Quando dispostos aos pares nos três meridianos, encontram-se circunscritos em um círculo de $11,50\text{mm}$ de diâmetro

CCD matricial	Panasonic Modelo WV-BL202	570(H)X485(V) pix.
Placa Digitalizadora	Win Vision Pro	Aquisição da imagem via o "software" <i>Photo Finish</i>
Micro Computador	PC 486	8Mb de RAM com co- processador matemático
Linguagem de Programação	Visual Basic	Programação baseada em Busca Heurística

2.1 - ALVO DE PROJEÇÃO

O alvo de projeção - anel vazado - é um componente de grande importância no sistema. Suas dimensões são fatores relevantes em vários aspectos, tais como na delimitação do fundo de escala do sistema, na velocidade de reconhecimento da imagem e portanto na rapidez de resposta do sistema, na distinção da imagem para altos graus de ametropia e também na possibilidade de confecção.

Ainda deve-se ressaltar a importância do alvo ser um anel e não um círculo, por exemplo. A principal razão técnica é a possibilidade de dilatação do fundo de escala do sistema e que será melhor explicada posteriormente, quando for apresentado o "software" desenvolvido, além de apresentar melhor definição de borda no alinhamento ótico.

Existe ainda, uma outra vantagem significativa e principal, que é a eliminação da exposição desnecessária à radiação laser de regiões da retina, como é o caso da região posterior à parte central da córnea, o que não traz informação alguma quanto à ametropia ocular.

Porém, a confecção do anel é muito mais complexa do que a de um simples furo. Assim, adotamos a seguinte técnica: em uma placa de 1mm de espessura de vidro BK7, foi depositada uma camada de cobre de 80 μ m; um desenho de alta resolução foi impresso com alta fidelidade e, novamente utilizando técnicas de circuito impresso, foi impressionado o anel nesta placa.

Vários anéis foram confeccionados desta maneira até que se obtivesse o mais adequado em espessura e dimensão, uma vez que esses deviam satisfazer algumas condições impostas pela ótica do sistema, tais como: (a) em altos graus de ametropia, ao se ter imagens borradas, o círculo interno que compõe o anel não poderia tornar-se indistinto; (b) para se poder dilatar ao máximo o fundo de escala do sistema, por limitações impostas pelo "software", os anéis deveriam possuir uma espessura expressiva (este fato será melhor compreendido posteriormente); (c) a dimensão era de suma importância para que a imagem do alvo, após retro-espalhada pela retina e submetida ao sistema de detecção, se tornasse dimensionalmente suficiente para não estar fora da área de varredura do CCD.

2.2 - A RÉPLICA OCULAR VARIÁVEL

Uma réplica ocular variável em coordenadas esféricas foi desenvolvida (figura 8.5) e o ponto de ametropia zero foi determinado com uma precisão de 0,01di com um CCD linear (o paralelismo dos feixes que atingiam o CCD após emergirem da réplica determinou o ponto de ametropia zero). Esta réplica também foi submetida à retinoscopia em um consultório oftalmológico particular em Ribeirão Preto e estava em concordância com nossos resultados, porém a precisão oferecida pela retinoscopia é de apenas 0,12di. Esta precisão é suficiente para as medidas das ametropias, como já comentado, mas é fundamental para o sistema a precisão na determinação do ponto de emetropia, para que um erro desta dimensão não seja adicionado sistematicamente.

Como mostra a figura 8.5, a réplica ocular variável (+6,00di a -5,00di) é constituída por uma lente (L) biconvexa em BK7, de distância focal de 39,00mm, uma íris (I) de 5,00mm de diâmetro e uma "retina" (R) - folha de alumínio pintada com tinta branca fosca - móvel acoplada a um micrômetro (M), para a simulação dos vícios de refração apenas esféricos. Deve-se, no entanto, notificar que a referida lente utilizada não corresponde ao poder de refração ocular, pois é a desarmonia entre o sistema de refração e o comprimento axial ocular que gera vícios de refração, validando, portanto, a simulação. Ainda, esta lente foi a escolhida para diminuir as aberrações esféricas apresentadas pelas lentes de distância focal curta, bem como problemas com erros de centralização da lente em relação à íris.

Figura 8.5: Esquematização da réplica ocular variável.

3 - "SOFTWARE" DESENVOLVIDO

Devido ao número crescente de usuários do ambiente *Windows* e às facilidades de

utilização de um microcomputador por ele oferecidas, optou-se em desenvolver um sistema sobre esta plataforma computacional. A linguagem *Visual Basic* foi escolhida por sua facilidade de programação e pelos recursos oferecidos para a montagem de uma boa interface gráfica e de fácil manipulação pelo usuário.

As limitações desta linguagem estão relacionadas à rapidez de processamento. Porém, este fato é superado pelas técnicas de processamento de imagem utilizadas, como veremos nos próximos itens, dispensando a aplicação de linguagens de programação mais eficientes, porém mais complexas, como a linguagem C++.

A técnica utilizada foi a de busca heurística, que, em síntese, consiste em se fazer uma varredura da imagem sempre a partir de um ponto pré-determinado, em coordenadas cartesianas, até o momento em que se encontra um gradiente de cor, e então é feita uma busca de borda. Ou seja, o programa realiza uma varredura da imagem e determina a borda dos círculos internos que compõem os anéis. Assim, o centro de cada anel é determinado e então, as distâncias entre eles (a cada dois, pertencentes a um mesmo eixo em coordenadas polares) é calculada para posteriormente fornecer a ametropia correspondente.

Os detalhes do programa estão descritos a seguir.

3.1 CARACTERÍSTICAS DA IMAGEM

Eixos Pré-Determinados

Devido à geometria da máscara M_2 e dos prismas, as imagens geradas no CCD obedecem sempre a uma mesma simetria, ou seja, os anéis afastam-se ou aproximam-se sobre três eixos pré-determinados (vide figura 8.3).

Os três eixos de simetria, cujas posições são invariantes independentemente do vício de refração, permitem que seja feita uma varredura inicial com o objetivo de se encontrarem os melhores pontos a partir dos quais a busca heurística será implementada.

Na figura 8.3 os três eixos de simetria contêm as semi-retas representadas por h_1 , h_2 e h_3 . O programa começa a busca sobre o eixo que contém h_3 , ou seja, da esquerda para a direita em nosso esquema; Quando se depara com um gradiente de tonalidade de cinza, armazena este ponto e continua varrendo e armazenando as outras diferenças de tonalidade. Desta forma, são armazenados oito pontos, referentes aos quatro contornos de borda, para cada eixo.

O intuito do programa é determinar a borda interna dos dois anéis pertencentes ao referido eixo. Na figura 8.3, para o 1º anel, a borda externa contém os pontos 1 e 4, a borda interna contém os pontos 2 e 3; para o 2º anel, a borda externa contém os pontos 5 e 8 e a borda interna os pontos 6 e 7. Assim, para os oito pontos encontrados uma subrotina determina um ponto qualquer que se situa entre as bordas 2 e 3 e outro que se situa entre as bordas 6 e 7, para, a partir deles, encontrar as bordas internas dos anéis contidos neste eixo, através da técnica de busca heurística, descrita a seguir.

3.2 BUSCA HEURÍSTICA X DETECÇÃO DE BORDAS POR OPERADOR GRADIENTE

As imagens obtidas pelo sistema estão armazenadas em 256 tonalidades de cinza, dificultando a detecção do contorno dos anéis e, portanto, a determinação do seu centro. Esta dificuldade é superada ao binarizar a imagem, isto é, transformá-la em apenas dois níveis de cinza (preto e branco).

Inicialmente foi utilizada a técnica de processamento de imagem para a detecção de bordas por operador gradiente que binariza a imagem mantendo o contorno dos anéis em branco e o restante da imagem em preto. Essa técnica apresentou resultados satisfatórios, contudo, o tempo de processamento (em torno de 15min.) tornou impraticável sua implementação no sistema.

No intuito de diminuir o tempo de processamento da imagem, fez-se uso da técnica denominada "Busca Heurística", muito utilizada em inteligência artificial e que se caracteriza por procurar objetos com formas definidas em uma imagem digital e determinar seu contorno. A vantagem mais notável desta técnica em relação à anterior, para os nossos propósitos, é a diminuição do número de pontos ("pixels") processados. Este tipo de rotina não processa todos os pontos da imagem, como ocorre no caso com o operador gradiente, mas apenas os pontos que satisfazem a forma do objeto procurado.

Como em nosso sistema a técnica é utilizada para a detecção de anéis em regiões específicas da imagem, o número de pontos a serem analisados são minimizados e conseqüentemente o tempo de processamento e o cálculo das distâncias entre os centros dos anéis são mais rápidos.

3.3 - DESCRIÇÃO DA TÉCNICA DE BUSCA HEURÍSTICA

Sendo uma característica do sistema o fato dos anéis pertencentes a uma mesmo meridiano se deslocarem sobre um mesmo eixo (0° , 120° e 240°) para qualquer ametropia ocular, inicia-se uma varredura da imagem sobre o eixo, no intuito de se encontrar uma descontinuidade de luz (diferença de intensidade de níveis de cinza entre "pixels" vizinhos), determinando os pontos de 1 a 8 mencionados anteriormente.

Pela figura 8.3, observa-se que os centros dos anéis encontram-se entre os pontos 2 e 3 e entre os pontos 6 e 7. Determina-se então o ponto médio entre os pontos mencionados e começa a busca heurística. Esta busca consiste em procurar em um eixo perpendicular ao eixo em que se situam os anéis, definidos pelos pontos 1-8, uma descontinuidade de tonalidade (já binarizada). Definida esta descontinuidade, analisam-se os *pixels* vizinhos a este e, havendo uma nova descontinuidade, analisam-se agora os *pixels* vizinhos a este e assim por diante até o momento em que o contorno da figura seja definido. Com o contorno definido é possível a determinação exata do centro dos anéis e portanto, da distância entre eles, como veremos a

seguir.

3.4 - DETERMINAÇÃO DO CENTRO DOS ANÉIS

Devido à boa qualidade das imagens em termos da forma elíptica (circular, no caso de vícios de refração que apenas envolvam coordenadas esféricas) dos anéis, foi possível utilizar o princípio da determinação do centro de massa para calcular o centro de cada anel.

Dado n corpos de massa m_i , e posição x_i, y_i , no plano de coordenadas cartesianas XY , temos que o centro de massa R_{CM} é dado por:

$$R_{CM} = \sqrt{(X_{CM}^2 + Y_{CM}^2)} \quad (8.1)$$

$$X_{CM} = \sum_{i=1}^n \frac{m_i X_i}{M n} \quad (8.2)$$

$$Y_{CM} = \sum_{i=1}^n \frac{m_i Y_i}{M n} \quad (8.3)$$

onde M é a massa total.

Atribuindo a cada "pixel" uma unidade de massa, garante-se que o centro de massa do anel coincida com seu centro geométrico.

3.5 - CÁLCULO DA DISTÂNCIA ENTRE OS CENTROS DOS ANÉIS

Uma vez determinados os centros de cada anel, determina-se a distância entre eles, ou seja, a distância entre os anéis 1 e 4, 2 e 5, e 3 e 6, por implementar as funções de cálculos de distância entre dois pontos, definidas pela geometria analítica convencional, no *software* desenvolvido.

3.6 - DILATAÇÃO DO INTERVALO DE MEDIDA DEVIDO À FORMA DO ALVO DE PROJEÇÃO

A principal vantagem oferecida pelo alvo de projeção por ser um anel e não um círculo é a clínica, pois a iluminação da retina é feita apenas nas regiões necessárias para as medidas, evitando assim a iluminação do eixo ótico, como seria no caso do círculo (que não beneficiaria de modo algum as medidas).

Apresenta também uma outra vantagem técnica importante, que é a dilatação do intervalo de medida do sistema, uma vez que é possível de serem medidas ametropias até o ponto em que os círculos internos que compõem os anéis se entrelacem. Esta proximidade, permitida pela espessura dos anéis, dilata em algumas dioptrias o intervalo de medida. Caso tivéssemos um círculo, assim que eles se tocassem, já não mais seria possível realizar a medida. Poderíamos, no entanto, argumentar que seria possível elaborar um alvo tão pequeno quanto queiramos, no caso do círculo, e então dilataríamos o intervalo de medida. Contudo, este argumento não é satisfatório, uma vez que o alvo deve possuir dimensão suficiente para analisar a periferia da córnea e não seu centro.

Assim, através de vários testes, com anéis de diferentes dimensões e espessura, foi possível obter uma imagem satisfatória (vide figura 8.8) com as dimensões do alvo descrito na tabela 8.1.

4 - EQUACIONAMENTO DO SISTEMA ÓTICO

Para podermos medir efetivamente o vício de refração ocular, devemos em primeira instância obter uma expressão que relaciona o poder de refração no meridiano medido em função das distâncias h_i . Em outras palavras, necessitamos encontrar uma função $f = D_i(h_i)$. Em seguida, os três poderes de refração obtidos nos três meridianos são substituídos na expressão (6.1), que relaciona os poderes de refração com as coordenadas esférica e cilíndrica, e com o eixo de

astigmatismo e então, é possível a determinação do vício de refração.

Equacionando-se todo o sistema através do cálculo da vergência da luz em cada componente ótico da figura 8.1 (a que apresenta a configuração do Sistema DVL-2), obtemos o poder de refração D_i em cada meridiano, através das seguintes expressões:

$$D_i = \frac{-1}{d_i - d_0} \quad (8.4)$$

onde d_0 é a distância entre L_3 e a córnea do paciente menos 13mm, (distância em que os óculos ficam posicionados frente aos olhos do paciente) e d_i está relacionado pelas expressões a seguir.

Apenas por uma questão didática de apresentação, a expressão para d_i , que é extremamente longa, não será explicitamente apresentada, porém expressões compactas, que envolvem a incógnita em questão estão abaixo relacionadas:

$$d_i = \frac{V_4}{V_4 - d_1 - d_2} - P_1 \quad (8.5)$$

onde V_4 é a vergência com que a luz chega na primeira face de L_4 , e $P_1 = 1/f_3$;

$$V_4 = \frac{V_6}{\frac{V_6}{V_6 - d_4} - d_2} \quad (8.6)$$

onde V_6 é a vergência com que a luz chega na primeira face de L_5 ;

$$V_6 = V_7 - P_3 \quad (8.7)$$

onde V_7 é a vergência com que a luz emerge da segunda face de L_5 e $P_3 = 1/f_5$;

Queremos, no entanto, relacionar as distâncias h_i entre os anéis, com o vício de refração D_i naquele meridiano. Estas distâncias estão relacionadas pela expressão a seguir, que envolve V_7 .

$$h'_i = H \left[\frac{V_7 + d_3}{V_7 + d_3 + V_7 d_3} \right] [(1 - V_4 d_2) (1 - V_6 d_4)]^{-1} \quad (8.8)$$

onde h'_i está relacionada com h_i por:

$$h_i = 2 d_3 (tg\delta - tg\gamma + \frac{h'_i}{2 d_3}) \quad (8.9)$$

Os ângulos δ e γ são, respectivamente, o ângulo que os feixes fariam com o eixo ótico ao atingir o CCD se não fossem desviados pelos prismas e o ângulo que os feixes fazem com o eixo ótico quando atingem o CCD ao serem desviados pelos prismas. Esses ângulos estão relacionados pelos prismas de ângulo $\hat{A}$ pela seguinte expressão :

$$\sin A = \frac{1}{n} [\sin(\delta + A) + \sin(\delta + \gamma)] + \quad (8.10)$$

$$- \frac{1}{n^3} [\sin(\delta + A) \sin^2(\delta + \gamma) - \sin(\delta + \gamma) \sin^2(\delta + A)]$$

Assim, determinando-se (através das medidas) as distâncias h_i entre os anéis e substituindo-se estes valores, nas expressões acima descritas, determinamos o poder de refração em cada um dos três meridianos (0° , 120° e 240°). Através da expressão (6.1), abaixo reeditada, determinamos o vício de refração com a solução do sistema de três equações (D_1 , D_2 e D_3) e das três incógnitas (x , y e α):

$$D_i = x + (y - x) \sin^2(\theta_i - \alpha) \quad (6.1)$$

Podemos ainda denominar na expressão (6.1) y como a (coordenada esférica) e $(x-y)$ como b (coordenada cilíndrica), substituir os θ_i respectivos e, então, a solução para as três incógnitas é a seguinte:

$$a = \frac{1}{3} (D_1 + D_2 + D_3) - \frac{b}{2} \quad (8.11)$$

$$b = \frac{4}{3} \sqrt{D_1^2 + D_2^2 + D_3^2 - D_1D_2 - D_1D_3 - D_3D_2} \quad (8.12)$$

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\sqrt{3} (D_1 - a)}{D_2 - D_3} \quad (8.13)$$

Assim, ao determinarmos estas três incógnitas é possível obter o vício de refração do paciente.

Uma observação importante deve ser feita: como o comprimento de onda de medida é em torno de 850nm, deve-se descontar +0,75di do poder de refração encontrado^{26,35,36}, uma vez que o pico de sensibilidade do olho humano³⁶ encontra-se por volta de 550nm, ou seja, a condição de emetropia é definida para este último comprimento de onda.

A figura 8.6 reproduz a curva da aberração cromática axial ocular em função do comprimento de onda de Wald *et al*³⁶.

5 - CURVA DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DVL-2

A figura 8.7 apresenta a curva de calibração do Sistema DVL-2 a partir da utilização dos componentes óticos citados na Tabela 8.1.

Observamos que para estes componentes óticos específicos e seus respectivos posicionamentos, o sistema é capaz de medir ametropias oculares de -25di a +13,5di, pois para estes dois limites, respectivamente, os círculos internos que compõem os anéis se entrelaçam e os anéis ficam fora da área de varredura do CCD.

Figura 8.6: Gráfico da aberração cromática ocular em função do comprimento de onda³⁵.

Este é um intervalo bastante significativo, porém um intervalo de medidas ideal seria de -20di a +20di. Para que este intervalo de medidas seja atingido, é necessário fazer uma rotina computacional, utilizando-se as expressões (8.4)-(8.9) e impondo as condições limitantes, tais como a dimensão do equipamento, a dimensão da área de varredura do CCD e as máxima e mínima distâncias entre os anéis desejadas para o intervalo desejado. Com estas imposições e com as leis que descrevem a trajetória de feixes de luz nos componentes óticos, é possível determinar as distâncias focais de cada lente, o ângulo dos prismas, e a distância entre os componentes óticos a serem dispostos no sistema.

Este será um trabalho a ser executado posteriormente, na construção de um protótipo para uso clínico.

Figura 8.7: (A) Curva de Calibração do Sistema DVL-2. (B) O traço contínuo representa a curva teórica (calibração) obtida através das expressões 8.4-8.9 e os pontos são os dados experimentais obtidos na réplica ocular variável (vide tabela 8.2).

6 - MEDIDAS EXPERIMENTAIS

6.1 - MEDIDAS EM RÉPLICAS OCULARES

Foram realizadas medidas na réplica ocular variável de -5di a +6di, com laser de diodo a 680nm com potência de $288\mu\text{W}/\text{cm}^2$ de incidência. A potência por unidade de área por unidade de tempo que era espalhada pela "retina" da réplica correspondia à espalhada por uma retina humana quando aplicada $1\text{mW}/\text{cm}^2$ a 850nm. Desta forma tínhamos uma boa simulação do que seria a imagem retro-espalhada pela retina e captada pelo CCD numa situação real.

A figura 8.8 mostra as imagens reais captadas pelo CCD para a condição de emetropia e de máximas hipermetropia e miopia impostas pela réplica.

A tabela 8.2 (vide também a figura 8.7) apresenta as medidas experimentais e as teóricas, bem como o erro apresentado em cada uma delas em valor absoluto, que é o valor de interesse em termos clínicos.

TABELA 8.2: DADOS DOS VALORES TEÓRICOS E EXPERIMENTAIS OBTIDOS NA RÉPLICA OCULAR VARIÁVEL PARA SIMULAÇÃO DE EMETROPIA E AMETROPIAS

VALOR TEÓRICO (di)	VALOR EXPERIMENTAL (di)	ERRO ABSOLUTO (di)
-5,00	-5,10	0,10
-4,75	-4,67	0,08
-4,50	-4,42	0,08
-4,25	-4,20	-0,05
-4,00	-4,10	0,10
-3,75	-3,85	0,10
-3,50	-3,42	0,08

-3,25	-3,25	0,06
-3,00	-2,97	-0,03
-2,75	-2,80	0,05
-2,50	-2,42	0,08
-2,25	-2,15	0,10
-2,00	-2,15	0,05
-1,75	-1,67	0,08
-1,50	-1,40	0,10
-1,25	-1,27	-0,02
-1,00	-1,04	-0,04
-0,75	-0,80	-0,05
-0,50	-0,50	0,00
-0,25	-0,25	0,00
0,00	0,00	0,00
+0,25	+0,25	0,00
+0,50	+0,50	0,00
+0,75	+0,75	0,00
+1,00	+0,97	0,04
+1,25	+1,22	0,03
+1,50	+1,45	0,05
+1,75	+1,70	0,05
+2,00	+1,95	0,05
+2,25	+2,18	0,07
+2,50	+2,47	0,03
+2,75	+2,70	0,05
+3,00	+2,95	0,05
+3,25	+3,18	0,07
+3,50	+3,42	0,08

+3,75	+3,67	0,08
+4,00	+3,92	0,08
+4,25	+4,17	0,08
+4,50	+4,42	0,08
+4,75	+4,65	0,10
+5,00	+4,91	0,09
+5,25	+5,15	0,10
+5,50	+5,40	0,10
+5,75	+5,70	0,05
+6,00	+5,93	0,07

Observamos que o máximo erro apresentado é de 0,10di, e em média 0,06di. Um dos fatores da variação do erro é devido à instabilidade de fixação dos componentes óticos sobre a bancada, uma vez que o mínimo toque em alguns deles, principalmente o CCD, apresentava uma variação visível na distância entre os anéis. Devido à sensibilidade do sistema, a dificuldade em se realizarem medidas na bancada ótica especialmente em olhos *in vivo* nestas condições é bastante grande. Desta forma, foi somente possível se realizar uma única medida em olho humano, muito embora um sistema para apoio de testa e queixo tenha sido implementado, como mostra a figura 8.4 que é uma foto simulando uma medida sendo realizada.

Uma observação importante está relacionada ao valor obtido e ao valor considerado para os cálculos finais da ametropia. Os valores considerados para as duas primeiras casas decimais (em nosso *software* apenas duas casas decimais são consideradas) são sempre múltiplos de 0,25, dado que o sistema oftalmológico adota este método. Assim, o múltiplo de 0,25 mais próximo do valor encontrado passa a ser o valor considerado. Por exemplo, para uma medida de valor -4,67di, o valor adotado será de -4,75di.

Este fato limita nosso sistema a uma precisão de 0,125di, apresentada nos métodos tradicionais de medidas de refração ocular, porém, plenamente satisfatória. Em relação à questão do eixo angular, as aproximações são feitas para números inteiros.

(A)

(B)

(C)

Figura 8.8: Imagens reais obtidas pelo CCD para as condições impostas pela réplica ocular de (a) emetropia; (b) máxima hipermetropia; (c) máxima miopia.

6.2 - MEDIDAS EM OLHOS HUMANOS

O laser de diodo ($\lambda = 680\text{nm}$) utilizado anteriormente para as medidas em réplicas oculares foi substituído por um outro a $\lambda = 850\text{nm}$. A colimação dos feixes deste novo laser foi feita de modo que os componentes óticos anteriores fossem mantidos. Ainda, a potência de incidência por unidade de área e de tempo foi de $500\mu\text{W}/\text{cm}^2\text{s}$ (50% menor do que a permitida pelos órgãos responsáveis por estes padrões).

Assim, foram realizadas medidas em apenas um voluntário. Estas medidas foram feitas em um único paciente, pelo fato do sistema estar montado sobre uma bancada ótica e, neste caso, embora houvesse uma mesa móvel em altura, e apoios para testa e queixo, como em consultórios, os pacientes é que eram "alinhados" ao sistema e não o contrário, como será o caso do protótipo comercial. Este fator dificulta bastante as medidas e requer muita paciência dos voluntários.

Procedimento

O paciente foi cicloplegiado com *Mydracil 1%* com uma gota em cada olho, duas vezes, sendo que a segunda, após 5 minutos da primeira instilação*. As medidas foram realizadas durante 2 horas após a segunda instilação (embora, o tempo de duração do cicloplégico para eficiência das medidas seja de até 20 minutos).

Como mencionado, as medidas foram realizadas com o laser a $500\mu\text{W}/\text{cm}^2\text{s}$, porém, o alinhamento do paciente ao sistema foi realizado com o laser a $84\mu\text{W}/\text{cm}^2\text{s}$. No momento em que a medida era realizada, retirava-se o filtro atenuador que por ora havia sido colocado.

Embora as condições para a realização das medidas fossem precárias, as imagens obtidas foram possíveis de serem analisadas e as duas melhores delas obtidas (uma do olho direito e a outra do olho esquerdo) estão apresentadas na figura 8.9.

Os dados experimentais fornecidos pelo sistema, bem como os dados apresentados pelos pacientes a partir de receitas obtidas em consultórios oftalmológicos, estão apresentados na Tabela 8.3 abaixo.

*Esta medicação foi indicada pelo oftalmologista colaborador de nosso grupo, Prof. Dr. Sidney Júlio de Faria e Sousa.

(A)

(B)

Figura 8.9: Imagem real obtida no CCD a partir da medida do vício de refração *in vivo* (a) olho esquerdo; (b) olho direito.

TABELA 8.3: DADOS DOS VALORES EXPERIMENTAIS OBTIDOS EM OLHO HUMANO *IN VIVO*.

<i>Medida (nº)</i>	<i>Olho</i>	<i>Dados Experimentais</i>
1	direito	+3,00 esf +0,25 cil 10º
2	direito	+2,75 esf +0,25 cil 180º
3	direito	+2,75 esf +0,25 cil 5º
4	direito	+3,25 esf
5	direito	+3,25 esf +0,25 cil 5º
1	esquerdo	+4,00 esf +0,25 cil 180º
2	esquerdo	+4,25 esf +0,25 cil 5º
3	esquerdo	+4,50 esf
4	esquerdo	+4,00 esf +0,25 cil 180º
5	esquerdo	+4,25 esf

Os vícios de refração obtidos em consultório médico para este mesmo voluntário foram de:

Cicloplegiado

+3,00 esf +0,25 cil 5º (olho direito)

+4,25 esf (olho esquerdo)

Lentes Corretoras

+1,00 esf (olho direito)

+2,25 esf (olho esquerdo)

Como podemos observar, o sistema foi suficientemente preciso nestas medidas, para paciente cicloplegiado.

Foram realizadas 12 medidas para cada olho, porém só as primeiras cinco foram apresentadas, pois, a partir da sexta medida, o efeito do cicloplégico já não era suficiente e a acomodação visual deste paciente começava a entrar em atividade.

Como pode ser notado, o voluntário é um alto hipermetrope com um razoável poder de acomodação visual - fato evidenciado pela diferença entre a hipermetropia total do paciente (cicloplegiado) e a facultativa (com lentes corretoras) - o que influencia as medidas caso não haja a cicloplegia.

Estas medidas foram realizadas com um grau considerável de dificuldade. O fator principal é a dificuldade do alinhamento ótico. Este fator envolve o tempo para se obter as medidas, o correto posicionamento do olho, etc. Em relação ao tempo de medida, o efeito da droga torna-se gradativamente menor, alterando o resultado, como foi o caso das medidas subseqüentes às cinco primeiras; em relação ao posicionamento crítico do olho, um pequeno movimento axial também altera significativamente o resultado.

Assim, é evidente a necessidade da implementação de um sistema de alinhamento ótico (como o sugerido no capítulo anterior, ou seja, uma mira que seja manualmente focalizada sobre o olho através de um "joystick", cuja imagem seja monitorada por um vídeo). Poderia ser utilizada uma lente de focalização de distância focal curta (alto poder dióptrico), de modo que, ao mínimo movimento axial realizado pelo paciente, a imagem do olho no monitor se desfocalize e o alinhamento seja novamente realizado. A figura 8.10 ilustra como deverá ser o protótipo do Sistema DVL-2 para uso clínico.

Figura 8.10: Esquematização de um protótipo para o Sistema DVL-2 para uso clínico.

O capítulo a seguir traz comparações e discussões sobre os sistemas desenvolvidos, bem como os resultados apresentados por eles.

RESULTADOS GERAIS

CAPÍTULO 9

RESULTADOS

Dos quatro sistemas desenvolvidos, três deles apresentam características diferentes entre si quanto ao princípio básico utilizado para as medidas dos vícios de refração e quanto ao modo de detecção da luz retro-espalhada pela retina. Desta forma, a Tabela 9.1 ilustra e compara as principais características e eficiência de cada um dos sistemas.

TABELA 9.1: CARACTERÍSTICAS COMPARATIVAS DOS SISTEMAS DMI, DML, DVL-1 E DVL-2.

	DMI	DML	DVL-1	DVL-2
Princípio Utilizado	Scheiner (na projeção) e Maxwellian	Scheiner (na projeção) e Maxwellian	Retinoscopia e Scheiner na detecção - máscara M_2	Retinoscopia e Scheiner na detecção - máscara M_2
Fontes Utilizadas	1 lâmpada branca	4 lasers de diodo	1 laser de diodo	1 laser de diodo
Sistema de Projeção	feixes paralelos	feixes paralelos	feixes convergentes na pupila	feixes convergentes na pupila
Sistema de Detecção	máxima intensidade de luz	movimento de luz	vergência da luz	vergência da luz

Sistema de Medidas	dinâmico	dinâmico	estático	estático
Detector	Intensidade	Quadrante - intensidade	3 CCDs lineares	CCD matricial
Tempo Médio de Medidas	não foi feita estimativa	estimativa de 10s para cada olho	estimativa de 5s para cada olho	estimativa de 5s para cada olho
Modo de Operação	Feixes paralelos projetados. Alvo difuso percorre toda a extensão do trilho e registra a posição do alvo que proporciona ao detector a maior intensidade de luz retro espalha da pela retina. O poder de refração neste meridiano é medido.	Feixes paralelos projetados. Alvo vazado percorre parte do trilho. É registrada a posição do alvo que proporciona aos detectores um sinal contínuo da luz retro-espalhada pela retina. O poder de refração neste meridiano é medido. O prisma rotaciona e o próximo meridiano é medido. O processo repete-se por três vezes. Os poderes de refração são registrados e calcula-se o vício de refração.	Feixes focalizados na pupila do olho. A vergência da luz retro espalhada pela retina é dividida em três meridianos e detectada por três CCDs lineares. Os sinais são processados eletronicamente e são enviados a um <i>software</i> que calcula o poder de refração em cada meridiano e então, o vício de refração.	Feixes focalizados na pupila do olho. A vergência da luz retro espalhada pela retina é dividida em três meridianos e detectada por um CCD matricial. Os sinais são digitalizados por uma placa comercial e são enviados a um <i>software</i> que calcula o poder de refração em cada meridiano e então, o vício de refração.

Pela Tabela 9.1, pelas características de cada sistema e pela eficiência de cada um deles descritos nos capítulos anteriores, os sistemas DVL-1 e DVL-2 são notavelmente os mais eficientes. Senão vejamos:

O sistema de detecção de máxima intensidade de luz (DMI) não apresenta a precisão requerida quando automatizado, ou seja, é definitivamente um sistema para ser utilizado de modo subjetivo, onde o detector é o olho do examinador. A evolução desse sistema para o sistema de detecção de movimento da luz na retina é satisfatória. O princípio de Scheiner na projeção dos feixes de luz no olho ainda faz parte do sistema, bem como o Princípio de Maxwellian e, portanto, as bem estabelecidas relações na literatura^{12,14,16,17} entre o movimento do alvo e o poder de refração naquele meridiano são válidas. Contudo, o alinhamento do sistema com o olho a ser testado é crítico e a incidência de feixes paralelos no olho faz com que a acomodação visual interfira na projeção dos feixes. Embora as medidas nestes sistemas por nós desenvolvidos sejam eficientes apenas para pacientes cicloplegiados, a intenção futura é a realização destas medidas em pacientes não cicloplegiados, porém com uma inibição parcial da acomodação visual, através de sistemas ótico-mecânicos, suficiente para se determinarem as lentes corretoras. Assim, é importante evitar ao máximo a possível influência da acomodação visual nessas medidas. Ainda, este sistema é relativamente lento, uma vez que o alvo realiza o movimento axial para determinar o poder de refração em determinado meridiano, registra este dado, rotaciona o prisma para efetuar a medida no outro meridiano e repete este processo três vezes para que, posteriormente, estes resultados sejam enviados a um *software* e o vício de refração seja determinado. Este processo dinâmico-mecânico é demorado o suficiente para o paciente mover o olho e, portanto, desalinhar o sistema.

Assim, o sistema DVL-1 surgiu com a proposta de evitar estes dois fatores mencionados. Como os feixes de luz incidentes são focalizados na pupila de entrada do olho do paciente, os feixes não sofrem desvios, ou seja, a acomodação visual não interfere na projeção dos feixes. Também o tempo de aquisição dos feixes emergentes do olho testado é ínfimo, praticamente instantâneo, de modo que, assim que o paciente é alinhado, o laser é disparado pelo examinador e os feixes retro-espalhados pela retina detectados. Então, os sinais são enviados a um circuito eletrônico, processados e analisados num *software* dedicado que contém as equações que determinam o vício de refração a partir das distâncias entre as imagens em cada um dos três meridianos de medida. Este é um sistema bastante eficiente e apenas foi aprimorado para se tornar a versão definitiva (DVL-2) a se implantar no protótipo.

O sistema DVL-2 utiliza apenas um detector CCD matricial para os feixes retro-espalhados pela retina e que poderá, posteriormente, na confecção de um protótipo, ser aproveitado para o alinhamento do sistema ao paciente (o sistema de alinhamento seria desativado quando o de detecção estivesse em ação e vice-versa). Ainda, as imagens são capturadas por placas digitalizadoras comerciais, dispensando a etapa de desenvolvimento de uma eletrônica dedicada.

A curva de calibração do sistema DVL-2, do poder de refração (D) em função da distância entre os anéis (h) é descrita pela expressão 9.1. Ela é inserida no *software* para cálculos do vício de refração.

$$\begin{aligned}
D = & -567025,79624 + 353308,46826 h - 97291,48428 h^2 + \\
& + 15532,71827 h^3 - 1583,7741 h^4 + 106,92053 h^5 + \\
& - 4,77775 h^6 + 0,13623 h^7 - 0,00225 h^8 + 0,00002 h^9
\end{aligned}
\tag{9.1}$$

Uma outra vantagem desta versão sobre a anterior é que todos os meridianos são medidos por um único detector, enquanto que no modelo DVL-1 cada meridiano é medido por detectores distintos. Desta forma, os erros introduzidos em cada um dos meridianos para o DVL-2 são equivalentes, enquanto que os erros introduzidos para cada meridiano no sistema DVL-1 são distintos entre si (devido ao posicionamento crítico de cada detector).

Os resultados obtidos são excelentes tanto para as réplicas oculares como para olhos *in vivo*, como mostram a figura 8.7b e as Tabelas 8.2 e 8.3. As barras de erro de 0,125di não foram inseridas na figura 8.7b devido à escala em que a figura está apresentada, porém, com exceção de um dado, todos os outros acompanham bastante próximos a curva teórica de calibração do sistema, não havendo necessidade de implementá-las.

CONCLUSÕES GERAIS

CAPÍTULO 10

CONCLUSÕES GERAIS

Foram desenvolvidos quatro sistemas (DMI, DML, DVL-1 e DVL-2) dos quais os dois últimos apresentaram uma grande eficiência para se tornarem um protótipo. Os quatro sistemas diferenciam-se entre si quanto ao princípio básico e à metodologia utilizada para as medidas.

Sistema DMI

O sistema DMI, que tem como propósito determinar o vício de refração através da projeção de feixes paralelos de luz no olho por um alvo luminoso difuso (iluminado por uma lâmpada branca) e da detecção da máxima intensidade (um detector de intensidade) de luz retro-espalhada pela retina, não apresentou resultados satisfatórios, levando ao desenvolvimento do sistema DML.

Sistema DML

O sistema DML determina o vício de refração através da incidência no olho do paciente de quatro feixes paralelos e alternados de luz (4 lasers chaveados) através de um alvo vazado e pela neutralização do movimento de luz retro-espalhada pela retina, através do movimento axial do alvo (modifica a vergência dos feixes que incidem no olho) e do movimento rotacional de um prisma (para as medidas nos três meridianos). Esse sistema apresentou precisão dentro das expectativas requeridas num exame oftalmológico, que é de 0,125di (para as coordenadas esférica e cilíndrica) e 5° (para o eixo do astigmatismo), para as medidas em várias réplicas oculares. Contudo, apresenta alinhamento crítico do paciente ao sistema, partes mecânicas móveis e necessita de vários componentes óticos no intuito de obter os quatro feixes de luz paralelos e próximos entre si (eqüidistantes de, no máximo, 3mm entre si), além de requerer um tempo relativamente alto de imobilidade ocular para a realização das medidas (tempo estimado de 10s para cada olho).

Assim, foi desenvolvido o terceiro sistema, denominado DVL-1.

Sistema DVL-1

O sistema DVL-1 dispensa sistemas dinâmico-mecânicos de medidas e utiliza feixes provenientes de um laser de diodo, que passam através de um alvo imóvel vazado e são focalizados na pupila de entrada - ao contrário dos demais, que utilizam feixes paralelos incidentes no olho -; um alvo luminoso é projetado no fundo do olho do paciente, a luz emergente do olho é dividida em seis porções (três meridianos) e a vergência dos feixes de cada meridiano é analisada por três CCDs lineares em função da distância entre as duas imagens formadas em cada CCD.

Este sistema é particularmente interessante por não necessitar de alvos móveis para a realização das medidas, por medir simultaneamente os poderes de refração dos três meridianos e por evitar 50% da influência da acomodação visual (a acomodação visual não influencia na incidência dos feixes no olho examinado por serem focalizados na pupila de entrada).

O sistema DVL-1 apresentou um tempo satisfatório para as medidas (tempo estimado de 5s) em réplicas oculares e a precisão necessária para esses exames. Sendo este o sistema definitivo a ser adotado, um novo modelo, DVL-2, com algumas melhorias, foi desenvolvido.

Sistema DVL-2

O sistema DVL-2 difere do anterior por apenas alguns componentes óticos, porém o princípio de funcionamento é idêntico.

Os três CCDs lineares foram permutados por um CCD matricial, pois o alinhamento de um único detector apresenta menos dificuldades e menos erros introduzidos em relação à repetição deste processo de alinhamento. Conseqüentemente, a forma do alvo de projeção foi modificada em função do novo detector utilizado.

Foram realizadas medidas em réplicas oculares e em olhos *in vivo*. Os resultados foram muito satisfatórios, ou seja, quanto às réplicas oculares, o erro médio obtido foi de 0,06di; quanto às medidas *in vivo*, em pacientes cicloplegiados, estão 100% em concordância com os exames obtidos em consultório médico, com precisão de 0,125di.

COMENTÁRIOS FINAIS

De um modo geral, a automação e a objetivação de sistemas oftalmológicos para diagnóstico seguem uma rotina em que o examinador é substituído por um detector, uma

interface detector-microcomputador e um "software" dedicado, e as fontes de luz, que geralmente são lâmpadas ou "leds", por lasers.

No caso dos sistemas de medidas de vícios de refração, a evolução destes equipamentos não seguiu esta regra. Os refratores oculares manuais, os optômetros manuais e os automáticos não projetam uma fonte luminosa no fundo do olho, como é o princípio básico da retinoscopia.

Dos quatro sistemas desenvolvidos e apresentados no presente trabalho, os que se mostraram mais eficientes foram os Sistemas DVL, que seguem exatamente a regra "a automação da retinoscopia", ou seja, uma fonte luminosa é projetada na retina e a vergência da luz retro-espalhada pela mesma é analisada. Os demais sistemas, que são a automatização dos optômetros e refratores manuais, não foram eficazes.

Os resultados obtidos para o sistema DVL, tanto para as réplicas oculares como para olhos *in vivo* são extremamente satisfatórios e sugerem fortemente o desenvolvimento de um protótipo para uso clínico. Contudo, o sistema é eficaz para pacientes cicloplegiados. Como já mencionado nos capítulos anteriores, a cicloplegia ocular consiste em "paralisar" os músculos ciliares, responsáveis pela ação da acomodação visual, através da aplicação de colírios, como por exemplo, a atropina. A cicloplegia leva em torno de 45 minutos para ser atingida e a sua ação tem duração que varia em média de 2-18h, e em certos casos, até sete dias.

O auto-refrator (como estamos agora denominando os sistemas DVL) objetiva, entre outras coisas, medidas de refração em curto espaço de tempo e conforto do paciente. O primeiro fator já é proporcionado pelo sistema desenvolvido, mas o segundo é bastante forte para justificar a necessidade da implantação de um sistema ótico-mecânico de inibição da acomodação visual. Num futuro projeto, tal sistema poderia ser implementado no auto-refrator, no intuito de substituir as drogas atualmente utilizadas para os exames de vícios de refração ou diminuir significativamente o número de pacientes submetidos a estas drogas.

Existem vários modos de se inibir a acomodação visual¹⁵ além de se fazer uso de fármacos. Um deles consiste em realizar o "fogging", ou seja, apresentar um alvo luminoso desfocalizado ao paciente, de modo que, após algumas tentativas de focalização da imagem, o paciente apenas desiste e proporciona ao olho a posição mais confortável, isto é, a relaxação do cristalino. Este método, porém, não apresenta bons resultados, uma vez que uma relaxação significativa acontece apenas após várias horas de tentativa. Um outro método utiliza uma luz brilhante e que pisca com frequência perceptível ao olho humano no intuito do paciente ativar e desativar a acomodação visual até o momento em que apenas deixa o olho na posição de relaxado. Este método também não é bem sucedido, pois estudos mostram que o contraste claro-escuro provoca acomodação³⁵, ou seja, o contrário do esperado.

Vários fatores influenciam a acomodação visual³⁶, tais como a luminosidade, a proximidade do equipamento, fatores psicológicos³⁷, grau de ametropia³⁸, etc. Desta forma, o desenvolvimento de um sistema ótico é bastante complexo e tão pouco terá os mesmos resultados de um cicloplégico, como a atropina. Porém, o intuito seria desenvolver um sistema que relaxe a acomodação visual o suficiente para que lentes corretoras possam ser prescritas de modo que o auto-refrator cumpra em 100% seus propósitos.

Finalmente, um sistema de alinhamento ótico entre o auto-refrator e o paciente, como o sugerido nas figuras 7.2 e 8.10 deve ser implementado no protótipo final num possível futuro projeto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. SEARS, F. W. & ZEMANSKY, M. W. *Física*. Rio de Janeiro (RJ), Livros Técnicos e Científicos Ed. S/A, 1977. v.2, p.320-380.
2. VENTURA, L. & CASTRO, J.C. Ametropias Oculares *Rev. Bras. Ens. Fís.* V.17, n.4, p. 1-12, Dez. 1995.
3. KATZ, M. The Human Eye as an Optical System In: DUANE, T.D. **Clinical Ophthalmology** Philadelphia, Harper & Row Publishers, 1981. Revised Edition, chap.33, p.1-52.
4. NAVARRO, R. & SANTAMARÍA, J. & BESCÓS, J. Accomodation-Dependent Model of the Human Eye with Aspherics *J. Opt. Soc. Am.*, v.2, n.8, p.1273-1281, August, 1985.
5. DUKE-ELDER, S. & ABRAMS, D. **System of Ophtalmology** London, Henry Kimpton, 1970. v.V, ch.4-7.
6. HECHT, E. **Optics** New York, Addison-Wesley Publishing Company, 1990. Second Edition.
7. VENTURA, L. & SOUSA, S.J.F. & CASTRO, J.C. O Astigmatismo e sua Função Associada *Rev. Fís. Aplic. Inst.* (SUBMETIDO EM SETEMBRO DE 1995).
8. COPELAND, J.C. Streak Retinoscopy In: SLOANE, A.E. **Manual of Refraction** Boston, Little & Brown, 1970.
9. SAFIR, A. Retinoscopy In: DUANE, T.D. **Clinical Ophthalmology** Philadelphia, Harper & Row Publishers, 1981. Revised Edition chap.37, p.1-17.

10. SAFIR, A. The Speed of Retinoscopic Reflex **Arch Ophthalmol**, v.65, p.785, 1961.
11. GUYTON, D.L. Automated Clinical Refraction In: DUANE, T.D. **Clinical Ophthalmology** Philadelphia, Harper & Row Publishers, 1981. Revised Edition, chap.67, p.1.
12. VOLK, D. Objective Refraction Utilizing a Mechanical Optometer **Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol.**, v.79, p.483, 1975.
13. PORTERFIELD, W. A Treating on the Eye. **Edinburgh**, Hamilton and Balfour, v.1, p.423, 1759.
14. ROTH, N. Automatic Optometer for Use with the Undrugged Human Eye **The Review of Scientific Instruments**, v.36, n.11, p.1636-1641, November, 1965.
15. WARSHAWSKY, J. High Resolution Optometer for Continuous Measurement of Accomodation **J. Opt. Soc. Am.**, v.54, n.5, p.375-379, March, 1964.
16. CAMPBELL, F.W. & ROBSON, J.G. High Speed Infrared Optometer **J. Opt. Soc. Am.**, v.49, n.3, p.268-272, March, 1959.
17. CORNSWEET, T.N. & CRANE, H.D. Servo-Controlled Infrared Optometer **J. Opt. Soc. Am.**, v.60, n.4, April, 1976.
18. CHARMAN, W.N. A Pioneering Instrument: The Collin's Electronic Refractionometer. **Ophthalmic Optician**, v.16, p.345, 1976.
19. VENTURA, L. et al Desenvolvimento de um Sistema de Detecção de Luz I.V. Espalhada pela Retina. **Rev. Ffs. Aplic. Instr.**, v.8, n.3, p.111-116, Set., 1993.
20. VENTURA, L. et al Desenvolvimento de um Refrator Automático Ocular **Medicina** v.26, n.4, p.667, 1993.
21. VENTURA, L. et al Development of an Automatic System for Ocular Refraction Measurements. **Phys. Med. Biol.** v.39a, n.1, p. , 1994.
22. HOWLAND, H.C. & HOWLAND, B. A Technique for Study a Refractive State at a Distance. **J. Opt. Soc. Am.**, v.64, n.2, p.240-249, 1974.
23. Mc DEVITT, H.I.Jr. Automatic Retinoscopy: The 6600 Auto-Refractor **The British Library**, May 20, 1977.
24. MARGH, E. et al Computer-Assisted Eye Examination. V. Preliminary Evaluation of the Refractor III System for Subjective Examination **Am. J. Optom. Phys. Opt.**, v.54, n.1, p.2-18, January, 1977.

25. SLINEY, D. & WOLBARSHT, M. **Safety with Lasers and Other Optical Sources** New York, Plenum Press, 1980, chapt. 4, p.101-159.
26. WALD, G. The Spectral Sensitivity of the Human Eye **J. Opt. Soc. Am.**, v.35, n.3, p.187-196, March, 1945.
27. VENTURA, L. & SOUSA, S.J.F. & CASTRO, J.C. Desenvolvimento de um Sistema para Diagnóstico de Erros Refrativos Oculares. **Rev. Fís. Aplic. Instr.**, v.9, n.2, p.55-60, Jun. 1994.
28. HOROWITZ, P. & HILL, W. **The Art of Electronics** Cambridge, Cambridge University Press, 1989. 2nd Ed.
29. MILLMAN, J. & HALKIAS, C.C. **Eletrônica** New York ed. Mc Graw Hill, 1981. v.2
30. WUNSH, S.E. The Cross Cylinder In: DUANE, T.D. **Clinical Ophthalmology** Philadelphia, Harper & Row Publishers, 1981. Revised Edition chap.38, p.1.
31. CRONLY-DILLON, J.R. **Visual Optics and Instrumentation**, London, The Macmillan Press Ltd., p.1-80, 1991.
32. VENTURA, L. & SOUSA, S.J.F. & CASTRO, J.C. Novo Método de Medidas Objetivas de Erros Refrativos Oculares **Rev. Fís. Aplic. Instr.**, V.9, n.4, Dez. 1994.
33. VENTURA, L. & MASILI, M. & SOUSA, S.J.F. & CASTRO, J.C. Objective Method for Measuring Ocular Refractive Error **Appl. Phys.** (SUBMETIDO EM MAIO/95).
34. CORNSWEET, T. M. **Visual Perception** Orlando, Academic Press, 1970.
35. WALD, G. & GRIFFIN, D.R. The Change in Refractive Power of the Human Eye in Dim and Bright Light **J. Opt. Soc. Am.**, v.37, n.5, p.321-336, May, 1947.
36. Mc BRIEN, N.A. & MILLODOT, M. The effect of Refractive Error on the Accommodative Response Gradient **Ophthal. Physiol. Opt.**, v6, n.2, p.145-149, 1986.
37. CIUFFREDA, K.F. Accommodation and Its Anomalies In: CHARMAN, W.N. **Vision and Visual Disfunction** London, The Mc Millan Press Ltd, 1991. chap.11, p.231-275.
38. CAMPBELL, F., et al Fluctuation of Accommodation Under Steady Viewing Conditions, **J. Physiol.** (London) vol.45, p.579-594, 1959.

O PRINCÍPIO DE MAXWELLIAN E AS EQUAÇÕES NEWTONIANAS PARA LENTES DELGADAS

APÊNDICE I

O PRINCÍPIO DE MAXWELLIAN E AS EQUAÇÕES NEWTONIANAS PARA LENTES DELGADAS

Neste capítulo apresentamos o Princípio de Maxwellian e as equações Newtonianas para lentes delgadas, no intuito de obtermos a expressão (5.1) do capítulo 5, que descreve o grau de ametropia em função do deslocamento do alvo de medida.

Consideremos a figura I.1. Os triângulos AOf_i e $P_2P_1f_i$ fornecem a seguinte relação:

$$\left| \frac{y_0}{y_i} \right| = \frac{f_i}{S_i - f_i} \quad (I.1)$$

Os triângulos S_2S_1O e P_2P_1O fornecem a seguinte relação:

$$\left| \frac{y_0}{y_i} \right| = \frac{S_0}{S_i} \quad (I.2)$$

E, portanto, através das expressões (I.1) e (I.2) e da figura I.1, temos:

$$\frac{S_0}{S_i} = \frac{f_i}{S_i - f_i} = \frac{f_i}{x_i} \quad (I.3)$$

Agora, os triângulos $S_2S_1f_0$ e BOf_0 fornecem a seguinte relação:

$$\left| \frac{y_i}{y_0} \right| = \frac{f_0}{S_0 - f_0} = \frac{f_0}{x_0} \quad (\text{I.4})$$

Figura I.1: Esquematização de um objeto posicionado à S_0 de uma lente delgada de foco f .

A partir das expressões (I.2), (I.3) e (I.4), temos que:

$$x_0 x_i = f_0 f_i \quad (\text{I.5})$$

Se $f_0 = f_i = f$, temos que:

$$x_0 x_i = f^2 \quad (\text{I.6})$$

O erro refrativo ocular corresponde à vergência do feixe corretor que entra no olho, que por sua vez é dada pelo inverso de x_i , da figura I.2.

Figura I.2: Esquematização da vergência corretora, V_r , do erro refrativo ocular.

Assim, se denominarmos D como sendo o erro refrativo ocular em dioptrias, ou seja, $D=1/x_i$; d , como sendo a distância lente-objeto, ou seja, $d=S_o=x_o+f$, e f_2 , como sendo a distância focal da lente da figura I.1, ou seja, $f_2=f$, temos que:

$$D = \frac{1}{f_2} \left(\frac{d}{f_2} - 1 \right) \quad (\text{I.7})$$

que é exatamente a expressão (5.1) apresentada no capítulo 5.

ASTIGMATISMO

APÊNDICE II

ASTIGMATISMO

Alguns livros da área da oftalmologia¹⁸ afirmam que o astigmatismo ocular pode ser expressado pela função seno elevada à primeira potência, através de deduções matemáticas, porém empiricamente, a expressão correta deve ser a expressão (6.1), ou seja, proporcional ao seno elevada à segunda potência.

Aqui neste capítulo é exposto o modo teórico e dedutível da expressão que descreve o astigmatismo ocular.

A figura II.1 ilustra o gráfico de várias funções senos.

O astigmatismo ocular é descrito por uma função que possui as amplitudes máxima e mínima a 90° entre si. Além disto, é variável de 0 à 180°, ou seja, o poder de um determinado meridiano é o mesmo que o do meridiano complementar.

Observemos então, a seqüência da figura II.1: a função seno de periodicidade 2π é graficada segundo o item *a* ($y = A \sin x$); quando a deslocamos de K no eixo y temos o item *b* ($y = A \sin x + K$); e quando a deslocamos de β no eixo x , temos o item *c* ($y = A \sin [x - \beta]$).

Como mencionado acima, o astigmatismo é uma função de periodicidade π , descrito pelo item *d* ($y = A \sin 2x$), e ainda deslocado nos eixos y - item *e* ($y = A \sin 2x + K$) e x - item *f* ($y = A \sin [2x - 2\beta] + K$), uma vez que o início das medidas é definido como sendo pelo ponto de mínimo, ou seja, deslocado de $\beta = \pi/4$ - figuras II.2a e II.3a - no eixo x , e deslocado de K no eixo y , de modo que possa assumir qualquer valor (positivo ou negativo) entre os meridianos de 0 à $\pi/2$.

Denominando o eixo y como o poder de refração D e o eixo x como o ângulo de medida θ , temos:

$$D = A \sin \left(2\theta - \frac{\pi}{2} \right) + K \quad (\text{II.1})$$

Figura II.1: Representação das funções (em função do ângulo em radianos): (a) seno, com periodicidade 2π e com amplitude A ; (b) seno, de período 2π , com amplitude A deslocada de K no eixo y ; (c) seno, com periodicidade 2π , com amplitude A , deslocada de β no eixo x ; (d) seno, de período π , com amplitude A ; (e) seno, com período π , deslocada de K no eixo y ; (f) seno, com período π , deslocada de K no eixo y e deslocada de β no eixo x .

Figura II.2: Representação da função do astigmatismo com eixo à (a) zero graus; (b) α graus.

A expressão (1) descreve o astigmatismo ocular oblíquo, a favor da regra, onde o menor e o maior poderes estão a 0° e a 90° , respectivamente (veja figura II.3a).

Para um astigmatismo oblíquo, com menor $(K-A)$ e maior $(K+A)$ poderes a α° e a $(\alpha+90)^\circ$, respectivamente, - figura II.2b e figura II.3b -, temos a seguinte expressão:

$$D = A \sin\left(2\theta - \frac{\pi}{2} - 2\alpha\right) + K \quad (\text{II.2})$$

ou ainda,

$$D = A \operatorname{sen} \left[2 (\theta - \alpha) - \frac{\pi}{2} \right] + K \quad (\text{II.3})$$

ou seja,

$$D = A [-1 + 2 \operatorname{sen}^2 (\theta - \alpha)] + K \quad (\text{II.4})$$

Figura II.3: Representação esquemática dos astigmatismos: (a) de menor (K-A) e maior (K+A) poderes a 0° e a 90°, respectivamente; (b) de menor (K-A) e maior (K+A) poderes a α° e a (α+90)°, respectivamente.

Assim,

$$D = (K - A) + 2 A \operatorname{sen}^2 (\theta - \alpha) \quad (\text{II.5})$$

E portanto, chegamos à expressão (6.1), onde $(K-A)$ é a coordenada esférica (grau de miopia ou hipermetropia), $+2A$ é a coordenada cilíndrica (grau de astigmatismo) e α é o ângulo do eixo do astigmatismo.

Pela nomenclatura utilizada no capítulo 6, se denominarmos $y=K+A$ e $x=K-A$, temos:

$$D = x + (y - x) \operatorname{sen}^2 (\theta - \alpha) \quad (\text{II.6})$$