Sistema automático de medidas de vícios de refração ocular

Liliane Ventura, Sidney J. F. Sousa*, e Jarbas C. Castro
Instituto de Física de São Carlos - USP
Caixa Postal 369, 13560-970, São Carlos, SP, Brasil

**Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, SP*

Recebido em 19 de março, 1996

Um sistema de medidas automáticas e objetivas de erros refrativos oculares (miopia, hipermetropia e astigmatismo), utilizando tecnologia laser, foi desenvolvido. O sistema consiste em projetar, através de um laser de diodo (λ=850nm), um alvo luminoso (um anel) no fundo do olho do paciente e os feixes de luz que emergem do olho e atingem um detector CCD matricial são analisados quanto às suas vergências. Os feixes emergentes do olho testado são divididos em seis partes (três meridianos) e são analisados dois a dois pelo CCD. 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. Comparativamente com o sistema por nós anteriormente desenvolvido[1], este sistema utiliza o mesmo princípio básico de medidas, porém a forma do alvo de medida e o detector utilizados, resultaram num sistema menos complexo para o alinhamento ótico e com menor introdução de erros. Medidas em olhos artificiais e em olhos humunos foram realizadas apresentando excelente concordância com os resultados obtidos em consultórios oftalmológicos e estão dentro da precisão requerida para estes tipos de medidas (0,125di e 5°).

An automatic and objective system for measuring ocular refractive errors (myopia, hyperopia and astigmatism) was developed using laser technology. The system consists of projecting a light target (a ring), using a diode laser (λ=850nm), at the fundus of the patient's eye. The light beams scattered from the retina are analyzed by a CCD detector (matrix) regarding their vergence. The beams which emerge from the tested eye are divided into six portions three meridians) and are analyzed in pairs by the CCD. 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. This system uses the same basic principle for detecting the refractive errors as our previous one[1], but the new measuring target and the detector have provided a less complex system for the optical alignment avoiding most of the measurement errors introduced by the other system. Measurements in artificial eyes and in human eyes were done and they are in good agreement with the retinoscopic measurements and also they are as precise as these kinds of measurement require (0,125di and 5°).

I. Introdução

Nas últimas décadas, vários sistemas de medidas automáticas de vícios de refração oculares têm sido desenvolvidos[2−12] e particularmente, nos últimos cinco anos, três sistemas diferentes foram por nós desenvolvidos[1,13−17]. Nesses sistemas desenvolvidos anteriormente, utilizamos dois diferentes métodos para medir a luz espalhada pela retina. São eles: Sistema DMI[13,17], Sistema DML[16,17] e Sistema DVL-1[1,17].

Para que se possa compreender a evolução dos sistemas, um breve resumo sobre esses será exposto a seguir.

II. Sistemas desenvolvidos

Foram desenvolvidos três sistemas (DMI, DML, DVL-1) dos quais o último apresentou uma grande eficiência para se tornar um protótipo. Os sistemas diferenciam-se entre si quanto ao princípio básico e à metodologia utilizada para as medidas. O propósito do sistema atual desenvolvido (Sistema DVL-2), e que será apresentado neste trabalho, é o aprimoramento do sistema DVL-1.

Sistema DMI[13,17] (Deteção de Máxima Intensidade de Luz)

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 (a resolução dos detectores de intensidade não permitiam uma boa precisão na determinação do pico de maior intensidade de luz na retina)[13,17], levando ao desenvolvimento do sistema DML.

Sistema DML[16,17] (Deteção de Movimentos de Luz)

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 um terceiro sistema.

Sistema DVL-1[1,17] (Detecção da Vergência da Luz)

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 sistemas, que utilizam feixes paralelos incidentes no olho, um alvo luminoso é projetado no fundo do olho do paciente e a luz emergente do olho é dividida em seis porções (três meridianos). A vergência dos feixes de cada meridiano é analisada, em função da distância entre as duas imagens formadas em cada CCD, pelos três CCDs lineares acoplados a um circuito eletrônico e que envia os dados a um "software" dedicado.

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[18−21] (a acomodação visual não influência na incidência dos feixes no olho examinado por serem focalizados na pupila de entrada, apenas influencia quando os feixes emergem do olho, o que não acontece nos demais sistemas onde a acomodação influencia tanto na incidência, quanto na emergência dos feixes).

O sistema DVL-1 apresentou um tempo satisfatório para as medidas (tempo de resposta do CCD) 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.

III. Sistema DVL-2

Conceitos Básicos

Patologicamente[21], 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 hipermétropes, podemos dizer que o sistema ótico é demasiadamente "fraco" e, portanto, a imagem formar-se-á após a retina.

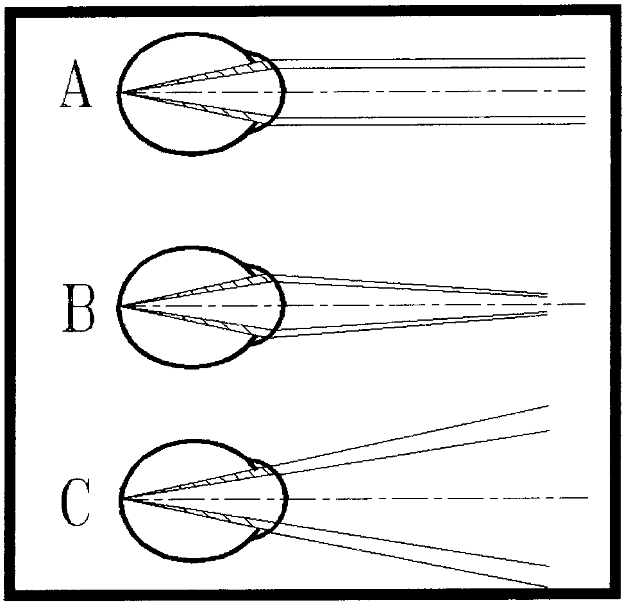

Figura 1: Definição das ametropias por posicionamento de uma fonte de luz puntual na retina: (a) emetropia; (b) miopia; (c) hipermetropia.

Assim, se posicionarmos uma fonte de luz puntual na retina, figura 1, os feixes de luz emergentes do olho serão paralelos, convergentes ou divergentes, para os emétropes, míopes e hipermétropes, respectivamente. Vale a pena relembrar que, convencionalmente, as definições das ametropias oculares são feitas para o olho em repouso, ou seja, sem a ação da acomodação visual[21].

Se projetarmos, então, uma fonte de luz na retina do paciente, apenas pela análise da vergência dos feixes emergentes do olho podemos ter medidas qualitativas e quantitativas das ametropias em todos os meridianos.

Sistema ótico

O esquema do sistema ótico está representado na figura 2.

Um laser de diodo (1mW/cm^2 a λ=850nm, adequado ao olho humano quanto à reflectância da retina[22,23]) ilumina um alvo (figura 3a).

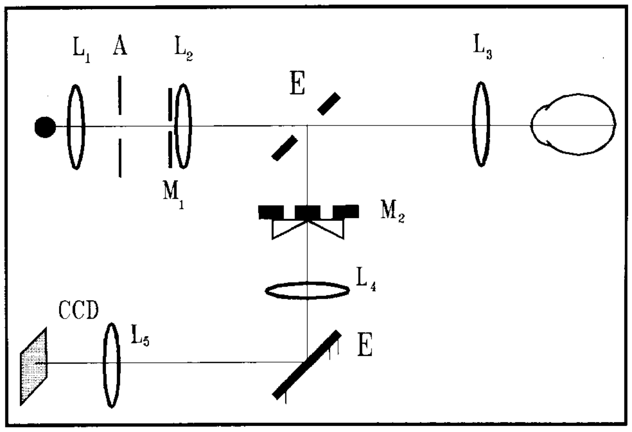

Figura 2: Esquema ótico do Sistema DVL-2.

As lentes L_1, L_2, L_3, o alvo A, a máscara M, (pequeno orifício) e um espelho E com um furo central compõem o que denominaremos de sistema ótico de projeto. A trajetória dos feixes para o sistema de projeção, sem a presença do espelho E, está mostrada em detalhes na figura 4a.

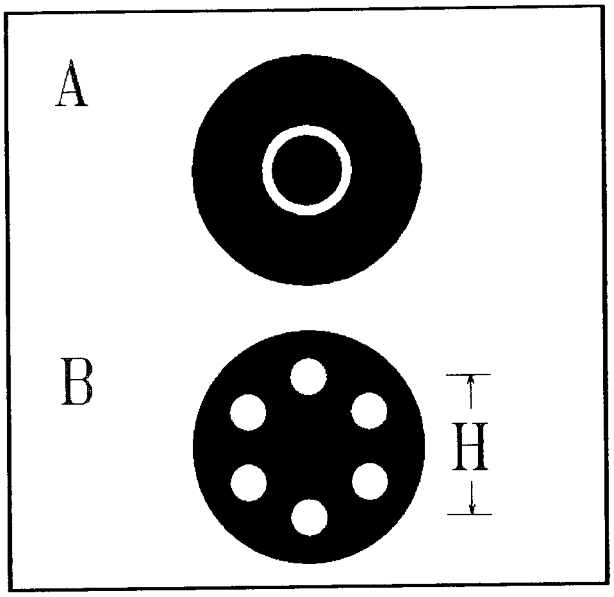

Figura 3: (a) Alvo de projeção A; (b) Máscara de detecção M_2.

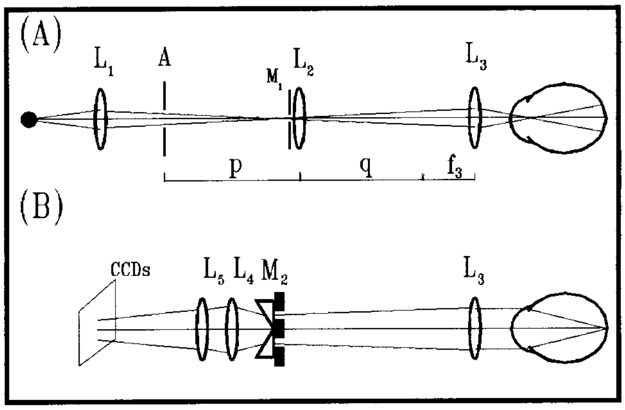

Figura 4: Em detalhes a trajetória dos feixes do sistema de: (a) projeção; (b) detecção.

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 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 emétrope, 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 (sem a ação da acomodação visual).

Note que o alvo estará perfeitamente focalizado apenas para os olhos emétropes, em nosso sistema. Para os amétropes, estará sempre fora de foco, porém as lentes utilizadas no sistema ótico garantem que a "desfocalização" do alvo na retina seja pequena, mesmo para altos graus de ametropia. Para se ter uma idéia melhor, uma hipermetropia de +6di é causada por uma diminuição no comprimento axial ocular de 2mm[21] (3% da distância focal de L_3). Como o sistema ótico é o responsável pela focalização do alvo na retina e não o sistema ocular (se assim fosse, um posicionamento do alvo fora da retina de 1mm faria com que a imagem se tornasse extremamente desfocalizada), a nitidez da imagem é controlada de acordo com as nossas necessidades.

É também 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 2 -, a partir do alvo luminoso posicionado na retina, são desviados pelo espelho E e passam pelo que denominamos de sistema de detecção (figura 4b), e que é composto pelas lentes L_3, L_4 e L_5, pelo próprio espelho E (não evidenciado nesta figura), pela máscara M_2 (figura 3b), por um conjunto de seis prismas, dispostos a cada 60°, e pelo detector CCD matricial.

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 o CCD, como mostra a figura 4b. Cada par de prismas é responsável por desviar dois feixes de luz, de um mesmo meridiano (3 meridianos -

um a cada 120°), para o CCD matricial posicionado no eixo ótico do sistema.

O CCD recebe seis imagens, (figura 5) duas a duas pertencentes a um mesmo meridiano e através de um placa de video digitalizadora, envia os dados a um "software" dedicado. A distância entre cada duas das imagens, h_1, 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. Observe que necessitamos de pelo menos três medidas, pois temos três incógnitas: a componente esférica (referente ao grau de miopia ou hipermetropia), a componente cilíndrica, referente ao grau de astigmatismo e a componente angular, referente ao eixo do astigmatismo.

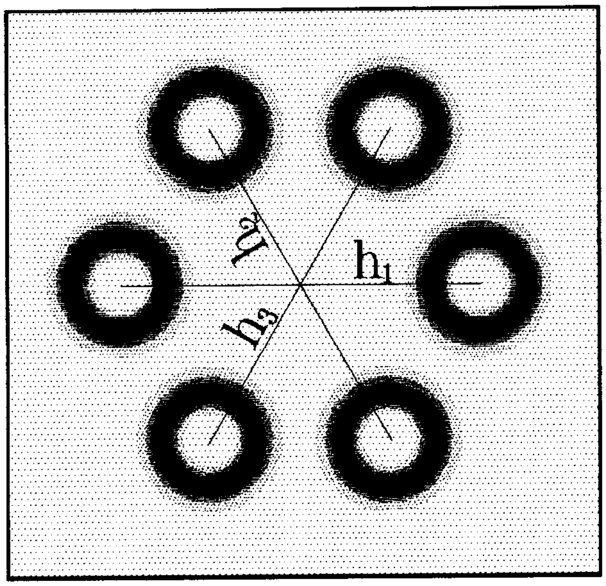

Figura 5: Esquematização de uma imagem fictícia recebida pelo CCD matricial.

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 olho, 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.

Vantagens

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.

IV. Cálculos das medidas do sistema DVL-2

O poder de refração de um olho astigmático (vide figura 6)[17] é descrito pela equação (1):

$$D_i = x + (y - x)\,\mathrm{sen}^2(\theta_i - \alpha) \tag{1}$$

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

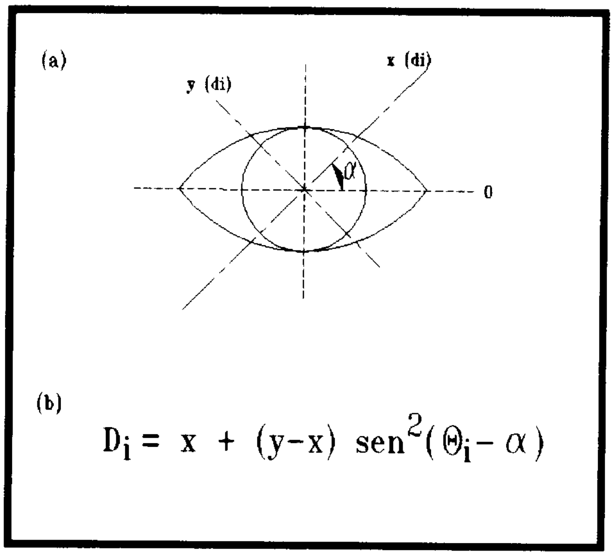

Figura 6: Representação da correção ótica de ametropia por lentes esféricas associadas a cilíndricas: (a) esquema de um exemplo genérico de ametropia, onde x representa o menor poder de refração, y representa o maior poder de refração e α representa o eixo do astigmatismo; (b) expressão da correção da ametropia, onde θ_i é o ângulo de medida do poder de refração. Para maiores detalhes, vide referências [17] e [21].

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

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 (D_i) obtidos nos três meridianos são substituídos na expressão (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 2, obtemos o poder de refração D_i em cada meridiano, através das seguintes expressões:

$$D_i = \frac{-1}{d_i - d_0} \tag{2}$$

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 a seguir relacionadas:

$$d_i = \left[P_1 - \frac{1}{V_4^{-1} - d_1 - d_2}\right]^{-1} \tag{3}$$

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

$$V_4 = \frac{V_6}{1 - V_6 d_4} - P_2 \tag{4}$$

onde V_6 é a vergência com que a luz chega na primeira face de L_5 e $P_2 = 1/f_4$.

$$V_6 = V_7 - P_3 \tag{5}$$

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.

$$h_1' = H\left[\frac{1}{1 + V_7 d_3}(1 - V_4 d_2)(1 - V_6 d_4)\right]^{-1} \tag{6}$$

onde h_i' está relacionada com h_i por:

$$h_i = 2d_3\left(tg\delta - tg\gamma + \frac{h_i'}{2d_3}\right) \tag{7}$$

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 (figura 7). Esses ângulos estão relacionados pelos prismas de ângulo $\hat{A}$ pela seguinte expressão:

$$\begin{aligned} \operatorname{sen} A = {} & \frac{1}{n}[\operatorname{sen}(\delta + A) + \operatorname{sen}(\delta + \gamma)] + \\ & -\frac{1}{n^3}[\operatorname{sen}(\delta + A)\operatorname{sen}^2(\delta + \gamma) - \operatorname{sen}(\delta + \gamma)\operatorname{sen}^2(\delta + A)] \end{aligned} \tag{8}$$

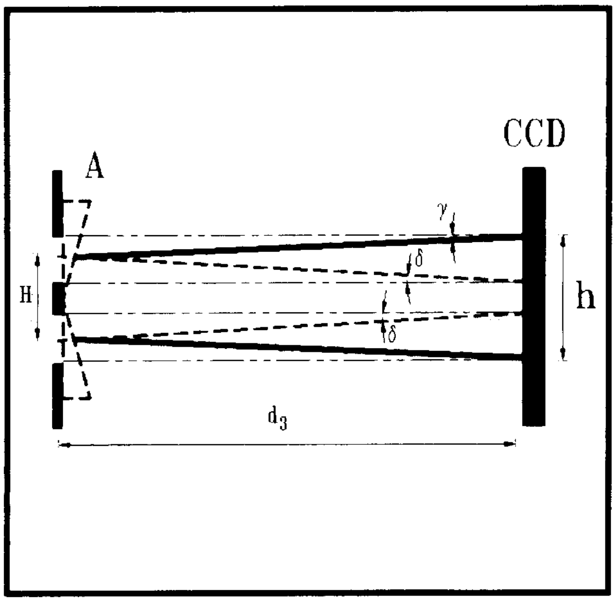

Figura 7: Em detalhes a trajetória dos feixes de um dos meridianos após passarem por M_2 e pelos dois prismas de ângulo $\hat{A}$. O ângulo δ é o ângulo que a luz faria com o eixo ótico se não fosse desviada pelos prismas; γ é o ângulo que os feixes fazem com o eixo ótico após passarem pelos prismas. As duas imagens atingem o CCD distando de h entre si.

Assim, determinando-se (através das medidas) as distâncias h_i entre os anéis (figura 5) 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 (1) 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).

Podemos ainda denominar na expressão (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:

$$a = \frac{1}{3}(D_1 + D_2 + D_3) - \frac{b}{2} \quad (9)$$

$$b = \frac{4}{3}\sqrt{D_1^2 + D_2^2 + D_3^2 - D_1 D_2 - D_1 D_3 - D_3 D_2} \quad (10)$$

$$tg\ \alpha = \frac{\sqrt{3}(D_1 - a)}{D_2 - D_3} \quad (11)$$

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[24-26], uma vez que o pico de sensibilidade do olho humano[26] encontra-se por volta de 550nm, ou seja, a condição de emetropia é definida para este último comprimento de onda.

V. Materiais e métodos

Todos os componentes óticos de nosso sistema foram confeccionados em vidro BK7 (n=1.517). As características de cada componente estão listadas na Tabela I.

VI. Resultados

Curva de Calibração do Sistema DVL-2

A figura 8 apresenta a curva de calibração do Sistema DVL-2 a partir da utilização dos componentes óticos citados na Tabela I e dos resultados teóricos da Seção 4.

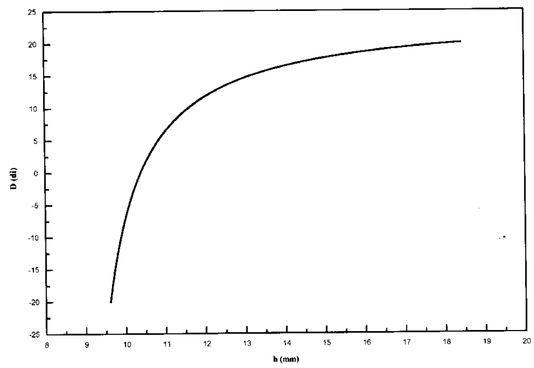

Figura 8: Curva de Calibracão do Sistema DVL-2 obtida através das expressões teóricas 2-7.

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.

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 (2)-(8) e impondo as condições limitantes, tais como a dimensão do equipamento, a dimensão

Tabela I: Dados das características principais de cada componente utilizado no sistema DVL-2.

Componente	Característica Principal	Observação
Laser de Diodo	λ = 850nm	para as réplicas oculares, λ=680nm
L_1	f_1 = 27,18mm	______
L_2	f_2 = 47,47mm	______
L_3	f_3 = 75,50mm	______
L_4	f_4 = 50,75mm	______
L_5	f_5 = 120,00mm	______
M_1	Diâmetro da íris Φ = 1,00mm	______

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.

Medidas em Réplica Oculares

Foram realizadas medidas na réplica ocular variável[17] de -5di a +6di, com laser de diodo a 680nm com potência de 288μW/cm^2 de incidência. A potência por unidade de área que era espalhada pela "retina" da réplica correspondia à espalhada por uma retina humana quando aplicada 1mW/cm^2 a 850nm. Desta forma tem-se uma boa simulação do que é uma imagem retro-espalhada pela retina e captada pelo CCD numa situação real (em olhos humanos).

A figura 9 mostra as imagens reais captadas pelo CCD para a condição de emetropia e de máximas hipermetropia e miopia impostas pela réplica. O máximo erro apresentado é de 0,10di, e em média 0,06di (vide

M_2	Seis furos dispostos num círculo de diâmetro de 7,00mm	Confeccionado em uma folha de cobre de 1mm de espessura
A	Anel Vazado Φ_{int}= 1,50mm Φ_{ext}= 2,50mm	Filme de Cobre sobre placa de vidro BK7
E	Reflete 99% em λ=850nm à 45^0	Espelho com furo central
Prismas	Prismas retos com ângulo de 3^0	Quando dispostos aos pares nos três meridianos, encontram-se circunscritos em um círculo de 11,50mm de diâmetro
CCD matricial	Panasonic Modelo WV-BL202	570(H)X485(V) pix.
Placa Digitalizadora	Win Vision Pro	Aquisição da imagem via o "software" *Photo Finish*
Micro Computador	PC 486	8Mb de RAM com co-processador matemático
Linguagem de Programação	Visual Basic	Programação baseada em Busca Heurística

figura 10). Para as medidas em olhos humanos, um sistema para apoio de testa e queixo foi implementado, de modo que o paciente não tinha o menor contato com a bancada - com o intuito de garantir a estabilidade ótica do sistema. 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.

Medidas em Olhos Humanos

O laser de diodo (λ=680nm) utilizado anteriormente para as medidas em réplicas oculares foi substituído por um outro a λ = 850nm. 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 foi de $500\mu\mathrm{W/cm^2}$ (50% menor do que a permitida pelos órgãos responsáveis por estes padrões).

Assim, foram realizadas medidas em voluntários.

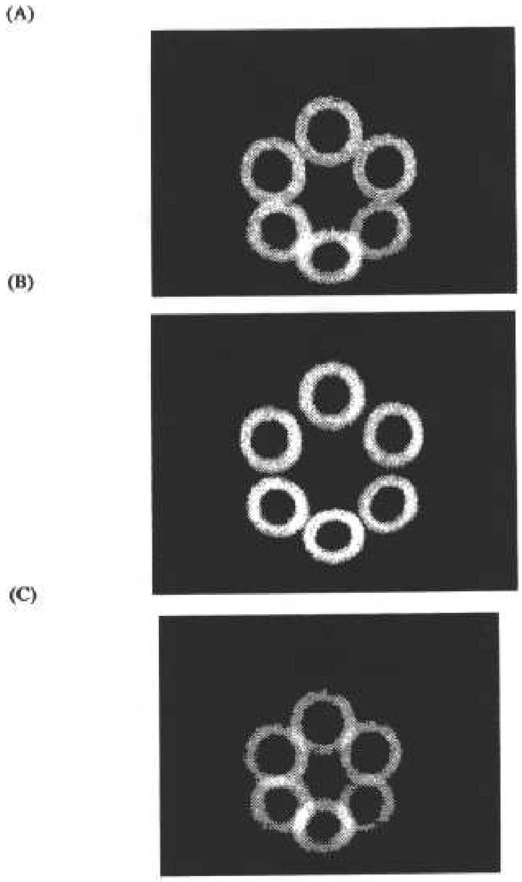

Figura 9: Imagens reais obtidas pelo CCD para as condições impostas pela réplica ocular de (a) emetropia; (b) máxima hipermetropia; (c) máxima miopia.

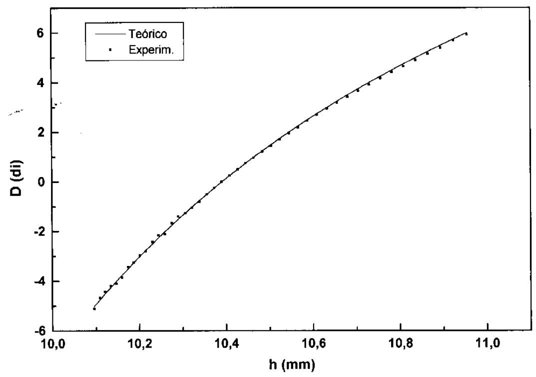

Figura 10: Dados graficados das simulações das ametropias da réplica ocular. O traço contínuo representa a curva teórica (calibração) obtida através das expressões 2-7 e os pontos são os dados experimentais obtidos na réplica ocular variável.

Procedimento

O paciente foi cicloplegiado com *Mydracil 1%.*

Como mencionado, as medidas foram realizadas com o laser a $500\mu\mathrm{W/cm^2}$, porém, o alinhamento do paciente ao sistema foi realizado com o laser a $84\mu\mathrm{W/cm^2}$.

Embora as condições para a realização das medidas fossem precárias (o paciente era "alinhado" ao sistema), as imagens obtidas foram possíveis de serem analisadas e duas delas obtidas (uma do olho direito e a outra do olho esquerdo) estão apresentadas na figura 11.

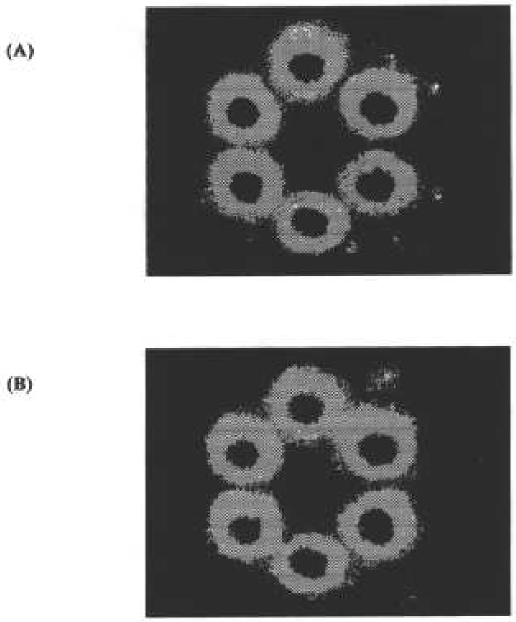

Figura 11: Imagem real obtida no CCD a partir da medida do vício de refração in vivo (a) olho esquerdo; (b) olho direito.

Os dados experimentais fornecidos pelo sistema estão apresentados na Tabela II. Os dados apresentados pelos pacientes a partir de receitas obtidas em consultórios oftalmológicos estão apresentados a seguir.

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

Cicloplegiado

+3,00 esf +0,25 cil 5° (olho direito)

+4,25 esf (olho esquerdo)

Lentes Corretoras

+1,00 esf (olho direito)

+2.25 esf (olho esquerdo)

Notoriamente, o sistema foi suficientemente preciso nestas medidas, para paciente cicloplegiado.

Observamos que, o voluntário é um alto hipermétrope com um razoável poder de acomodação visual - fato evidenciado pela diferença entre a hipermetropia total do paciente (cicloplegiado) e a facultativa[21] (com lentes corretoras) - o que influência as medidas caso não haja a cicloplegia.

Tabela II: Dados dos valores experimentais obtidos em olho humano in vivo.

Medida (nº)	*Olho*	*Dados Experimentais*
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

VII. Discussões e conclusões

Comparativamente, o sistema DVL-2 foi o que apresentou um melhor desempenho para o uso clínico, que além de possuir precisão adequada para os exames de vício de refração ocular, também é rápido o suficiente (tempo de medida estimado em torno de ms) para que nenhum erro, devido a mobilidade do olho testado, seja introduzido.

Ainda, uma 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 10 e a Tabela II.

Ainda reforçamos o fato de que essas medidas devam se realizadas em pacientes cicloplegiados. Um sistema ótico-mecânico para a inibição da acomodação visual sem a utilização de drogas está sendo alvo de pesquisa e deverá ser implementado no sistema DVL-2 assim que algum sucesso for obtido.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP e ao CNPq pelo suporte financeiro e à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (USP) pelo suporte na parte médica.

References

1. L. Ventura, et al., Rev. Fís. Aplic. Instr., **9**, 147 (1994).
2. D. L. Guyton, Automated Clinical Refraction In: T. D. Duane, *Clinical Ophthalmology Philadelphia*, Harper & Row Publishers, 1981. Revised Edition, chap.67, p. 1.
3. D. Volk, Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol., **79**, 483 (1975).
4. W. A. Porterfield, A Treating on the Eye. Edinburgh, Hamilton and Balfour, **1**, 423 (1759).
5. N. Roth, The Review of Scientific Instruments, **36**, 1636 (1965).
6. J. Warshawsky, J. Opt. Soc. Am., **54**, 375 (1964).
7. F. W. Campbell, J. G. Robson, J. Opt. Soc. Am., **49**, 268 (1959).

8. T. N. Cornsweet, H. D. Crane, J. Opt. Soc. Am., **60**, n.4, April, 1976.
9. W. N. Charman, Ophthalmic Optician, **16**, 345 (1976).
10. H. C. Howland, B. Howland, J. Opt. Soc. Am., **64**, 240 (1974).
11. H. I. Mc Devitt Jr., Automatic Retinoscopy: The 6600 Auto-Refractor, The British Library, May 20, 1977.
12. E. Margh, et al. Am. J. Optom. Phys. Opt., **54**, 2 (1977).
13. L. Ventura, et al. Rev. Fís. Aplic. Instr., **8**, 111 (1993).
14. L. Ventura, et al. Medicina **26**, 667 (1993).
15. L. Ventura, et al., Phys. Med. Biol. **39a**, 1 (1994).
16. L. Ventura, S.J.F. Sousa, J.C. Castro, Rev. Fís. Aplic. Instr., **9**, 55 (1994).
17. L. Ventura, Tese de Doutorado Defendida em 24 de Outubro de 1995 no Instituto de Física de São Carlos - USP.
18. K. F. Ciuffreda, Accomodation and its Anomalies In: W. N. Charman, *Vision and Visual Disfunction London*, The Mc Millan Press Ltd, 1991. chap.11, p.231-275.
19. F. Campbell, et al. J. Physiol. (London) **45**, 579 (1959).
20. N. A. Mc Brien, M. Millodot, Ophthal. Physiol. Opt., **6**, 145 (1986).
21. L. Ventura, J.C. Castro, Rev. Bras. Ens. Fís. **17**, n.4, (1995).
22. S. Sliney, M. Wolbarsht, *Safety with Lasers and Other Optical Sources* New York, Plenum Press, 1980, chapt. 4, p.101.
23. G. Wald, J. Opt. Soc. Am., **35**, 187 (1945).
24. G. Wald, D. R. Griffin, J. Opt. Soc. Am., **37**, 321 (1947).
25. N. A. Mc Brien, M. Millodot, Ophthal. Physiol. Opt., **6**, 145 (1986).