Desenvolvimento de um "Software" para a determinação automatizada de miopia, hipermetropia e astigmatismo oculares

Liliane Ventura, Sidney J. F. Sousa*, Mauro Masili,
Luis E. R. Santos, Luis A. C. Vieira e Jarbas C. Castro

Instituto de Física de São Carlos - USP

**Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP*

Recebido em 5 de março, 1996

Apresentamos, neste trabalho, o "software" desenvolvido para a determinação precisa e rápida (em torno de 3s para o processamento dos dados após a captura da imagem proveniente de um sistema ótico) dos vícios de refração e que foi implementado no *Sistema DVL-2* (sistema de medidas automáticas de miopia, hipermetropia e astigmatismo, por nós desenvolvido). Medidas realizadas em réplicas oculares e em olhos humanos (pacientes voluntários) confirmam a viabilidade do *Sistema DVL-2*, juntamente com o "software" desenvolvido, em se tornar um protótipo para uso clínico, no que se refere à precisão e à rapidez das medidas.

In this work, we present the developed software for a precise and fast (around 3s for data processing after capturing the image from an optical system) determination of the ocular refractive errors, which was implemented in the *DVL-2 System* (automatic measuring system of myopia, hyperopia and astigmatism, which was developed in our group). Measurements done in artificial eyes and in human eyes (volunteer patients) assure the viability of the *DVL-2 System* and the developed software of becoming a prototype for clinical use purposes, regarding its precision and short time evaluation.

I. Introdução

Sistemas de medidas automáticas de vícios de refração ocular (miopia, hipermetropia e astigmatismo) têm sido desenvolvidos em todo o mundo nas últimas décadas e particularmente no Brasil, tem sido por nós desenvolvidos nos últimos quatro anos[1−8].

Desenvolvemos quatro sistemas (Sistema DMI[1] - detecção de máxima intensidade de luz -, Sistema DML[3] - detecção de movimento de luz -, Sistema DVL-1[6], Sistema DVL-2[7] - detecção da vergência da luz), onde dois deles (DMI e DML) possuem alvos móveis de medidas, prismas rotatórios[7] circuitos eletrônicos complexos e "softwares" de cálculos de ametropias; e os demais (DVL-1 e DVL-2) eliminam os alvos móveis de medidas, realizando as medidas estaticamente e portanto mais rápidas e precisas. O sistema DVL-2 é um aprimoramento do sistema DVL-1 que elimina também uma eletrônica dedicada e todas as variáveis são determinadas via "software", que é o escopo do presente trabalho aqui apresentado.

Os Sistemas DVL[6,7] (Detecção da Vergência de Luz) foram os que apresentaram melhores resultados, tanto na precisão das medidas (0,125di para as coordenadas esférica e cilíndrica e 5° para o eixo do astigmatismo), como na rapidez com que a medida é efetuada (tempo de captura da imagem e do resultado determinado pelo "software").

Para a melhor compreensão do "software" desenvolvido para o Sistema DVL-2, uma breve introdução do funcionamento do referido sistema será feita.

Princípio de Funcionamento do Sistema DVL-2

Como, patologicamente[9], miopia e hipermetropia podem ser consideradas desarmonias entre o sistema ótico ocular e o comprimento axial do olho, pode-se 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, pode-se dizer que o sistema ótico é demasiadamente "fraco" e, portanto, a imagem formar-se-à após a retina. No caso dos olhos emétropes, a imagem forma-se sobre a retina.

Se, ao invés de classificarmos as ametropias oculares pela posição da formação da imagem na retina a partir de um objeto situado no infinito, passarmos a identificá-las a partir de um ponto luminoso posicionado na retina, verificaremos que emetropia, miopia e hipermetropia podem ser analisadas quanto ao paralelismo, convergência ou divergência dos feixes emergentes do olho[6,7], 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.

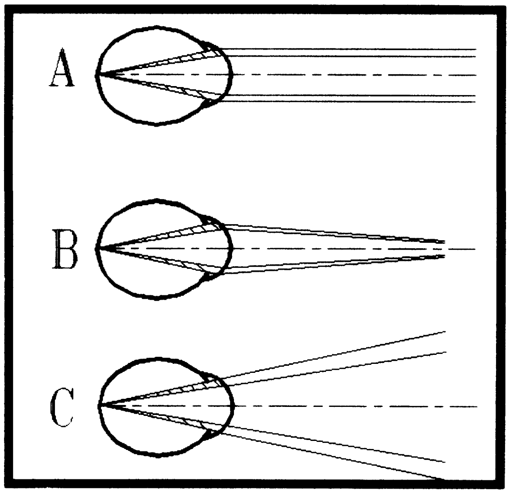

Figura 1: Definição das ametropias por posicionamento de uma fonte de luz puntual na retina: (a) emetropia; (b) miopia; (c) hipermetropia.

A Fig. 1 representa emetropia e ametropias através do posicionamento de uma fonte de luz na retina. O Sistema DVL-2 projeta um anel luminoso na retina e que é detectado por um detector CCD matricial, após passar pelo sistema ótico de detecção do Sistema DVL-2[7]. A Fig. 2 esquematiza o método ótico de detecção do vício de refração ocular.

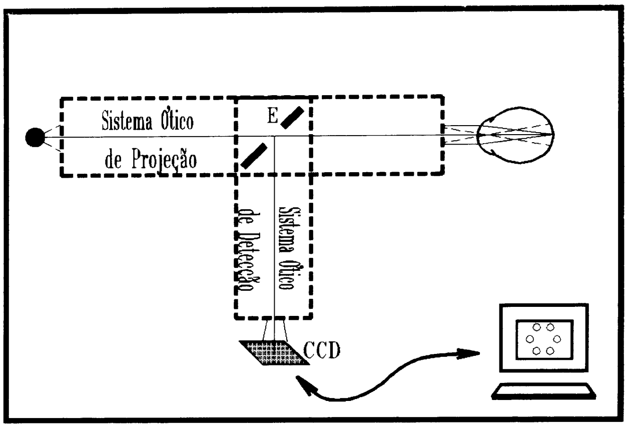

Figura 2: Esquematização do método de medidas das ametropias oculares através do sistema ótico DVL-278.

Os feixes de luz provenientes da retina atingem o CCD e formam uma imagem de seis anéis (os feixes são divididos em três meridianos - 120°, 240° e 360°), representada na Fig. 3. Dependendo da ametropia, os anéis deslocam-se sobre os três eixos. Se o olho for míope, por exemplo, os anéis aproximam-se entre si sobre os eixos, em relação aos olhos emétropes; se for hipermétrope, afastam-se entre si e se for astigmático, a quantidade que cada par de anéis, pertencentes a um mesmo meridiano afasta-se ou aproxima-se é diferente para cada um dos meridianos.

Determinando-se a distância entre cada um dos dois anéis pertencentes a cada um dos três meridianos, obtém-se o poder de refração[6−8] em cada meridiano. Assim, é possível determinar o erro refrativo do olho testado[9].

Portanto, o objetivo deste trabalho é a descrição do método de determinação das distâncias h_i entre os anéis e o correspondente erro refrativo ocular, através do desenvolvimento de dois "softwares": 1. o de análise da imagem dos anéis e, 2. o de cálculo das ametropias. O enfoque deste trabalho é em relação ao "software" (1), uma vez que o (2) é o desenvolvimento tradicional de implementar funções (funções que descrevem o sistema[7]) num programa para cálculos matemáticos.

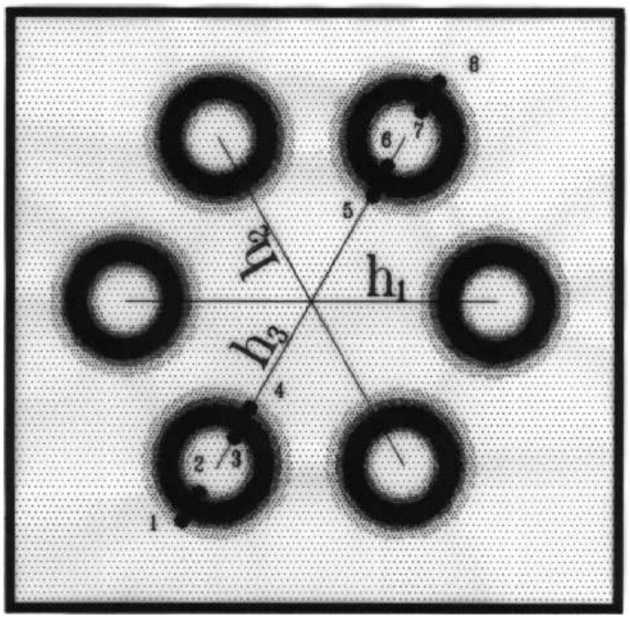

Figura 3: Esquematização de uma imagem fictícia recebida pelo CCD matricial. Os pontos 1-8 esquematizados pertencem às bordas dos anéis e suas localizações são úteis para o desenvolvimento do "software" de processamento da imagem.

II. "Software" desenvolvido

Devido ao número crescente de usuários do ambiente *Windows* e às facilidades de utilização de um microcomputador por ele oferecidas, optamos por 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 utilizadas de processamento de imagem, como veremos nos próximos itens dispensando a aplicação de linguagens mais eficientes de programação, 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, são calculadas as distâncias entre eles (a cada dois, pertencentes a um mesmo eixo em coordenadas polares) para posteriormente fornecer a ametropia correspondente.

Os detalhes do programa estão descritos a seguir.

II.1. Características da imagem

Eixos Pré-Determinados

Devido às características do sistema ótico, 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 Fig. 2).

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 Fig. 2 os três eixos de simetria contêm as semiretas 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[7] 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 Fig. 3, para o 1° anel, a borda externa contém os pontos 1 e 4, a borda interna contém os pontos 2 e 3; para o 2° 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 situe 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.

II.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.

II.3. Descrição da técnica de busca heurística

A imagem dos anéis no CCD é capturada pelo "software" *Photo Finish* da Z *Soft* e tratada pelo "software" por nós desenvolvido.

Inicialmente a imagem é binarizada, ou seja, numa escala de 0 a 255 tonalidades, os "pixels" pertencentes à primeira metade de tonalidades da escala tornam-se brancos ("0") e à segunda metade, tornam-se pretos ("1").

Sendo uma característica do sistema o fato dos anéis pertencentes a um mesmo meridiano se deslocarem sobre um mesmo eixo (120°, 240° e 360°) 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 entre os dois níveis de cor entre "pixels" vizinhos), determinando os pontos de 1 a 8 mencionados anteriormente.

Pela Fig. 2, 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, o "pixel" correspondente é armazenado. Analisam-se os *pixels* vizinhos a este e, havendo uma nova descontinuidade, este "pixel" correspondente é armazenado; analisam-se agora os *pixels* vizinhos a este e assim por diante até o momento em que o contorno da figura seja definido. Concluída esta etapa (os contornos dos anéis definidos), é possível a determinação exata do centro dos anéis e portanto, da distância entre eles, como veremos a seguir.

II.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.

Dados 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:

$$R_{CM} = \sqrt{(X_{CM}^2 + Y_{CM}^2} \quad (1)$$

$$X_{CM} = \sum_{i=1}^{n} \frac{m_i X_i}{Mn} \quad (2)$$

$$Y_{CM} = \sum_{i=1}^{n} \frac{m_i Y_i}{Mn} \quad (3)$$

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.

II.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 1-4, 2-5, e 3-6, implementando-se as funções de cálculos de distância entre dois pontos, definidas pela geometria analítica convencional, no *software* desenvolvido.

III. Curva de calibração do sistema DVL-2

A Fig. 4 apresenta a curva de calibração do Sistema DVL-2 gerada a partir das características do sistema ótico. A curva de calibração fornece o poder de refração correspondente à distância entre os dois anéis pertencentes a um mesmo eixo. Esta curva foi gerada através de expressões teóricas que descrevem o sistema[7,8].

A partir desta curva, uma tabela de dados de poder de refração em dioptrias, em função da distância em "pixels", é armazenada no "software" a cada 0,125di. O intervalo total varia de -25di a +25di. O resultado final apresentado para o operador do sistema é múltiplo de 0,25di, no que se refere às coordenadas esférica e cilíndrica e aproximada para números inteiros, no que se refere ao ângulo do astigmatismo (esta é a convenção adotada pela Oftalmologia).

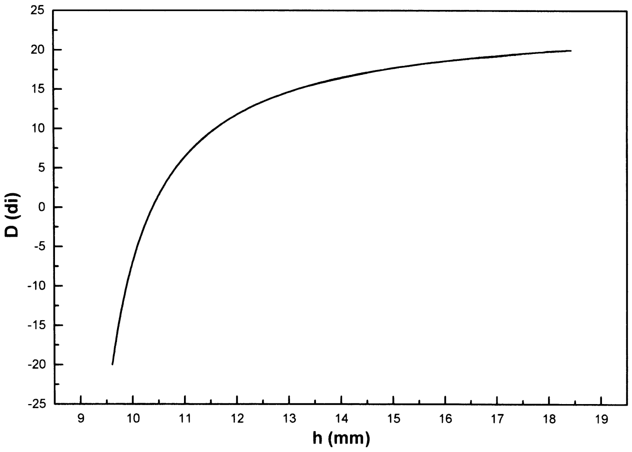

Figura 4: Curva de Calibração do Sistema DVL-2 obtida teoricamente através das expressões que descrevem o sistema ótico[7,8].

IV. Resultados

Medidas em vários pacientes foram realizadas e os resultados foram comparados aos obtidos no exame refrativo tradicional realizado em consultório médico[7,8]. As medidas fornecidas estavam 100% de acordo com os exames tradicionais. Apenas as pessoas que apresentam cataratas (patologia que tem como característica o "embaçamento" do cristalino) não podem ser avaliadas por este sistema (o sinal luminoso torna-se difuso e de pouca intensidade).

A Fig. 5 apresenta uma medida interessante tanto do ponto de vista didático quanto do ponto de vista clínico. O paciente voluntário e praticamente apenas astigmata (pequena miopia, - 0.25di associada a um relevante grau de astigmatismo, -2,00di). O meridiano de maior poder de refração[9] encontra-se a 0° (o cilindro corretor está posicionado a 90°) e tem valor igual a - 2,25di e o menor poder de refração encontra-se a 90° e possui um poder de refração de -0,25di. Assim, o paciente é um míope com astigmatismo inverso (contra a regra) e miópico composto[9].

É interessante observar que as posições dos seis anéis formam exatamente uma "elipse", que é a forma que a córnea deve apresentar se o astigmatismo for corneano. Ainda, se analisarmos numa outra escala cada um dos anéis, estes apresentam a mesma forma de elipse que o posicionamento apresentou.

Após a captura da imagem pelo detector CCD, os "softwares" de análise da imagem e de cálculo da ametropia ocular, levaram cerca de 3s para apresentarem o resultado.

O tempo de determinação de um vício de refração de um paciente após seu alinhamento com o sistema (em torno de 30s), é de apenas 3s. Realizando-se três vezes estas medidas para se fazer uma média dos dados, o tempo de exame de cada olho é em torno de 1,5min. Este tempo é bastante competitivo com o exame tradicional (retinoscopia e avaliação pelo "Green's"[8]), que é em torno de 30 min.

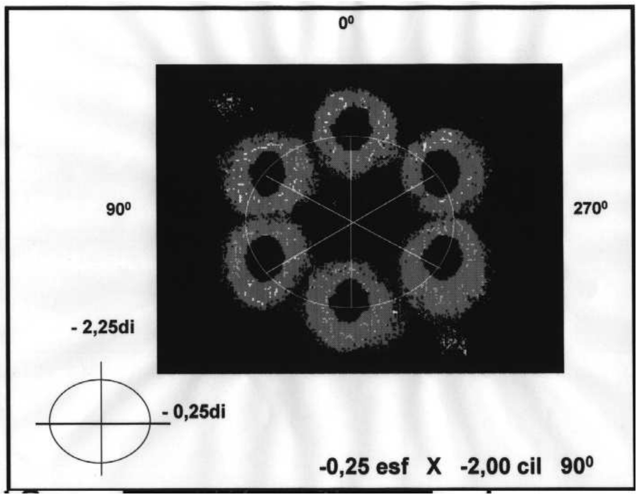

Figura 5: Imagem dos seis anéis de um olho humano míope-astigmático.

V. Discussão e conclusão

Em relação aos vários equipamentos disponíveis no mercado, o Sistema DVL-2 e o "software" desenvolvidos são competitivos no que se refere ao curto tempo de medida, processamento de sinal e precisão adequada. A principal vantagem oferecida pelo DVL-2 em relação ao sistema mais competitivo do mercado é o alvo de medida.

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, após vários testes, com anéis de diferentes dimensões e espessuras, foi possível obter uma imagem satisfatória (vide Fig. 5) com o alvo final de nosso sistema.

Desta forma, este "software" dedicado e o sistema ótico DVL-2, devido ao tempo de determinação da ametropia ocular e da precisão adequada para este tipo de exame proporcionada (0,125di e 5°), respectivamente, viabilizam o denominado *Sistema de Medidas de Erros Refrativos Oculares* a se tornar um protótipo.

Agradecimentos

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

Referências

1. L. Ventura, C. Chiaradia, S. J. F. Sousa, J. C. Castro, Rev. Fís. Aplic. Instr., **8**(3), 111 (1993).
2. L. Ventura, C. Chiaradia, S. J. F. Sousa, J. C. Castro, Medicina, **26**(4), 67 (1993).
3. L. Ventura, S. J. F. Sousa, J. C. Castro, Rev. Fís. Aplic. Instr., **9**(2), 55 (1994).

4. L. Ventura, S. J. F. Sousa, Arquivos Brasileiros de Oftalmologia (Publicação Oficial do Conselho Brasileiro de Oftalmologia), **58**(4), Ago. (1995).
5. L. Ventura, C. Chiaradia, S. J. F. Sousa, J. C. Castro, Phys. Med. Biol., **39a**, 146 (1994).
6. L. Ventura, C. Chiaradia, S. J. F. Sousa, J. C. Castro, Rev. Fís. Aplic. Instr., **9**(4), 147 (1994).
7. L. Ventura, S. J. F. Sousa, J. C. Castro, Rev. Fís. Aplic. Instr., Vol. **10**(4), 139 (1995).
8. L. Ventura, Tese de Doutorado Defendida em 24 de Outubro de 1995 no Instituto de Física de São Carlos - USP.
9. L. Ventura, J. C. Castro, Rev. Bras. Ens. Fís., **17**(4), 1 (1995).
10. I. Matsumura et al., *Apparatus for Measuring the Refractive Power of the Eye* US PATENT, **4**, 376, 573, Mar. 15, 1983.