

# Instrumentação para Digitalização e Processamento Computacional de Imagens da Pupila *in vivo*

Luis Alberto Vieira de Carvalho e Antonio Carlos Romão

*lavcf@ifsc.usp.br*

*Instituto de Física de São Carlos (IFSC - USP)*

*Av. Trabalhador São-carlense, 400*

*Caixa Postal 369, CEP 13560-970, São Carlos – SP*

Recebido em 12 de março, 2003. Aceito para publicação em 27 de junho de 2003.

Neste trabalho foi desenvolvido a instrumentação e o *software* de um sistema para digitalização e processamento computadorizado de imagens da pupila *in vivo*. A estrutura de um instrumento previamente desenvolvido em nosso laboratório (Topógrafo de Córnea) foi utilizada para adaptar um sistema de iluminação por LED (*Light Emitting Diodes*) nos comprimentos de onda infravermelho e visível. Imagens foram digitalizadas em intervalos de 1s e armazenadas na memória rígida de um PC IBM compatível. Algoritmos usando princípios de processamento de imagens foram implementados para detecção automática do centro geométrico e diâmetro da pupila para cada imagem. Uma interface gráfica imprime gráficos que permitem ao usuário analisar a evolução destes parâmetros com o tempo e iluminação. Três seqüências de imagens foram digitalizadas para um voluntário de trinta e um anos, sexo masculino, para dez diferentes níveis de iluminância (medida em LUX), variando do nível mesópico (visão diurna) médio (até 1 LUX) ao escotópico (visão noturna) (< 0.2 LUX). O desvio médio padrão foi de 0.15 mm para o diâmetro, resultado melhor do que os pupilômetros manuais existentes, que têm erro igual ou superior a 0.50 mm. O diâmetro médio da pupila variou de 2.67 a 4.70 mm, valores condizentes com os níveis de iluminação utilizados. A instrumentação e *software* desenvolvidos são suficientemente precisos para medidas *in vivo* das características físicas da pupila. Estes dados podem ser utilizados pelo oftalmologista para diagnosticar patologias e para planejar cirurgias a laser para correção de ametropias oculares.

In this work we have developed instrumentation and software for digitalization and image processing of *in vivo* pupil parameters. The structure of a previously developed instrument in our own laboratory (Corneal Topographer) was used to adapt an infrared and visible LED. Images were digitized in 1s intervals and saved on the memory of an IBM compatible computer. Algorithms using image-processing principles were implemented for detection of geometric center and border points of the pupil for each image. A Graphical User Interface (GUI) allows the user to analyze the evolution of these parameters in real time and as illuminance levels change. Three sequences of images were digitized for a 31 years old male voluntary, for ten different illuminance values (measured in LUX), from mesopic (day vision, up to 1 LUX) to photopic (night vision, < 0.20 LUX). The mean pattern deviation was 0.15 mm for the diameter, more precise than the conventional pupillometers available, which have typical errors of 0.50 mm. The mean diameter varied from 2.67 to 4.70 mm, which is in accordance to the variation of levels of illuminance used during examination. The instrumentation and software developed are sufficiently precise for *in vivo* measurements of the physical characteristics of the pupil. This data may be used by the ophthalmologist for pathology diagnostics and for laser refractive surgery planning.

## 1 Introdução

A pupila do olho funciona de maneira análoga ao diafragma de uma máquina fotográfica [1,2]. No entanto, ao contrário do que se pensa, sua função não é apenas controlar a luminosidade que incide na retina, mas também regular a profundidade focal [3]. Para focalizar objetos distantes o seu diâmetro diminui e vice-versa, de maneira involuntária, mas altamente precisa [4].

Para que imagens reais do mundo exterior foquem corre-

tamente na retina é necessário que haja uma perfeita harmonia dos vários componentes ópticos do olho, ou seja: córnea, pupila, lente do cristalino e fóvea. Por isso, a variação constante no diâmetro da pupila em deve estar harmonia com os movimentos dos músculos ciliares para ajustar a imagem mais nítida possível na fóvea. Logicamente que estamos considerando o caso ideal, ou seja, para olhos emétopes. Para olhos com astigmatismo, por exemplo, o olho procura focalizar as imagens no ponto chamado “círculo de menor confusão”, onde a imagem é menos distorcida.

Além dos fatores relacionados à qualidade visual, existem outras situações para as quais a pupila realiza movimentos em sua amplitude, como: estado emocional, nível de atenção ou alerta, entre outros [1]. Neste trabalho não estudamos a influência destes fatores, mas apenas aqueles relacionados à iluminância.

A iluminância é uma grandeza cuja definição surgiu para indicar o fluxo luminoso de acordo com as sensibilidades do olho humano, e não apenas com a energia da fonte. Veremos neste trabalho que a luz infravermelha, por mais intensa que seja, tem iluminância zero. A iluminância é definida como a energia luminosa (em watts) incidente em uma certa área (em metros quadrados) e sua unidade de medida é geralmente o LUX. Uma unidade (1 LUX) é definido como 1/683 watts de luz vezes a eficiência do comprimento de onda considerado (o comprimento de onda 555 nm tem eficiência 1 e outros comprimentos têm eficiências menor que 1, de acordo com o espectro visível, que vai de aproximadamente 400 a 700 nm) por metro quadrado. A frequência da luz entra na definição, pois diferentes comprimentos de onda excitam nossos sensores (cones e bastonetes) de maneiras diferentes.

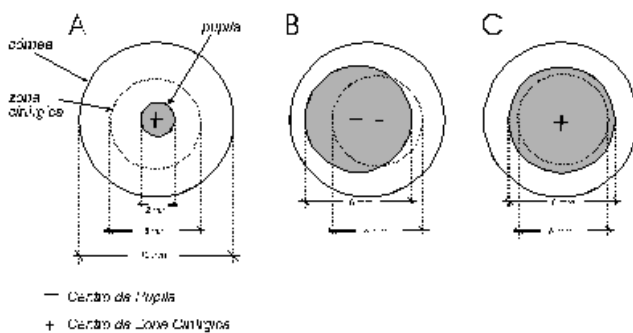


Figura 1. Diferentes tamanhos e posições de pupila podem e devem definir diferentes procedimentos cirúrgicos.

Outro motivo importante para caracterização dos parâmetros pupilares é a moderna cirurgia refrativa a laser [5-7]. Esta cirurgia consiste na aplicação de luz LASER em diferentes posições da córnea com o objetivo de retirar camadas de células e “moldar” a córnea no formato que otimize o processo de refração e permita formação de imagens mais nítidas na fóvea. Esta técnica é normalmente empregada na correção de miopia, astigmatismo e hipermetropia. Na Fig. 1 ilustramos a vista superior da região operada (zona cirúrgica) para o mesmo olho com três tamanhos/posições diferentes da pupila:

Na Fig. 1 temos três casos hipotéticos para um mesmo olho: (A) Pupila para nível fotópico de luz ( $> 4$  LUX). Na iluminação fotópica a pupila adquire forma com diâmetros bem pequenos ( $\sim 2$  mm) e portanto é bem menor que a zona cirúrgica pelo laser (normalmente de 6 mm). Para este caso a visão será boa mesmo que o centro da zona cirúrgica não coincida com o centro da pupila, pois aqui somente raios

paraxiais estão entrando no olho e a imagem na retina, conseqüentemente, só depende do poder óptico da região central da córnea; (B) para níveis de iluminação escotópico e mesópico ( $< 4$  LUX) os diâmetros pupilares podem atingir valores de até 8 mm, portanto indo além da zona cirúrgica. Se, para estes casos a cirurgia for centrada com relação à córnea e o centro da pupila não coincidir com o centro da córnea, regiões de entrada de luz não corrigidas podem influenciar na visão noturna do paciente (por exemplo, quando estiver dirigindo à noite); (C) mesmo para centros que coincidam, a informação do diâmetro pupilar pode indicar ao médico também a necessidade em aumentar a região cirúrgica.

Portanto, um sistema que possa quantificar com precisão a posição do centro e o diâmetro pupilar para diferentes iluminâncias, é algo que vem de encontro aos anseios da comunidade oftálmica, e especialmente útil para aqueles médicos que realizam cirurgia refrativa a laser com instrumentos que possam considerar informações referentes a cada paciente (nas chamadas cirurgias personalizadas) [5].

## 2 Material e Métodos

### 2.1 Instrumentação

Para realizar fotografias digitais da pupila adaptamos um sistema de LEDs na carenagem de um instrumento desenvolvido anteriormente em nosso laboratório [8-12], denominado *Videoceratógrafo* ou mais popularmente como *Topógrafo de Córnea* (veja Fig 2). O Videoceratógrafo (VC) constitui-se de um projetor cônico de acrílico translúcido no qual são pintados discos pretos (conhecidos como Discos de Plácido [13]). Por trás deste cone e centrado com o eixo deste é fixado um sistema óptico para magnificação da reflexão dos discos na córnea (imagem virtual dos Discos de Plácido, formada atrás da córnea, como se esta fosse um espelho convexo). O objetivo principal deste instrumento é a realização de medidas pré e pós-cirúrgicas da topografia da córnea, para indicar ao médico quão eficiente foi a correção do poder refrativo.

Por meio da adaptação de 8 LEDs (4 no visível e 4 no infravermelho, Fig. 2(C) e (D)) e do projeto eletrônico para controle da iluminância usando a porta serial do PC podemos digitalizar imagens da pupila bastante nítidas. A captura das imagens é realizada por uma placa *frame grabber* comercial instalada em um PC (Pentium III, 800 MHz) e o *software* foi todo desenvolvido em *Basic* e *Pascal*.

Pela interface gráfica do *software* (veja Fig. 3) o usuário pode escolher até dez valores de iluminância (o próprio circuito eletrônico realiza os cálculos para transformar a o valor de iluminância em diferença de potencial no terminal do LED) e os intervalos entre cada imagem (com resolução de microssegundos) para a seqüência de digitalização.

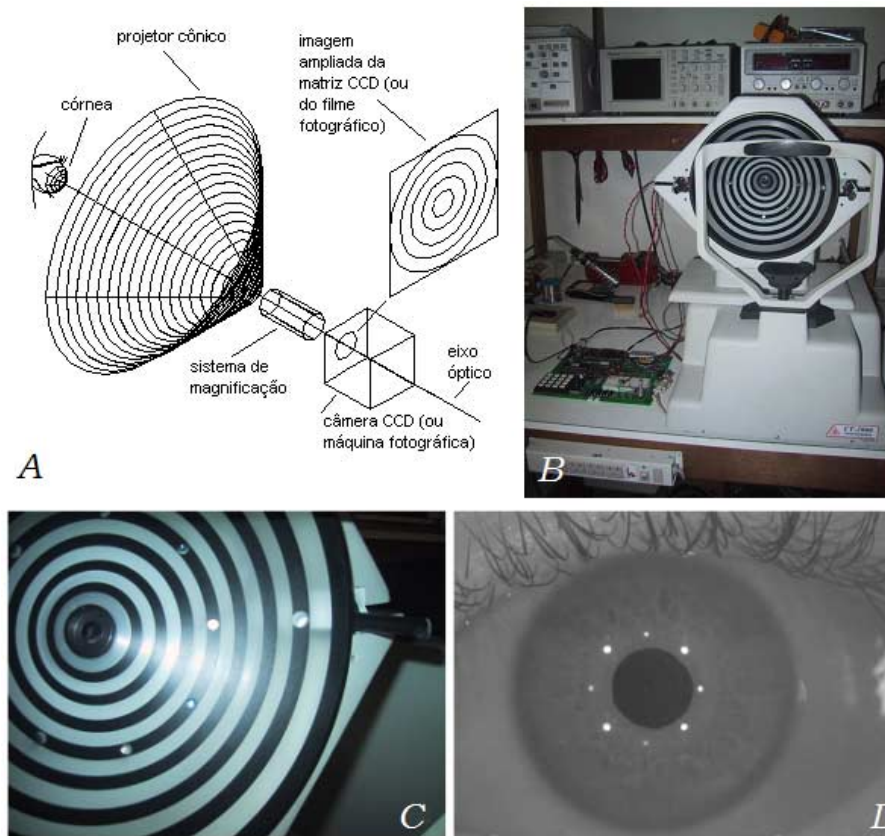


Figura 2. (A) Princípio do VC; (B) Fotografia do aparelho instalado no laboratório. À esquerda do VC pode-se ver a placa de circuito eletrônico projetada e construída para controlar a intensidade de corrente (e portanto de luz) nos LEDs infravermelhos e visíveis via porta serial; (C) Imagem frontal do cone mostrando as posições dos LEDs e (D) imagem da pupila.

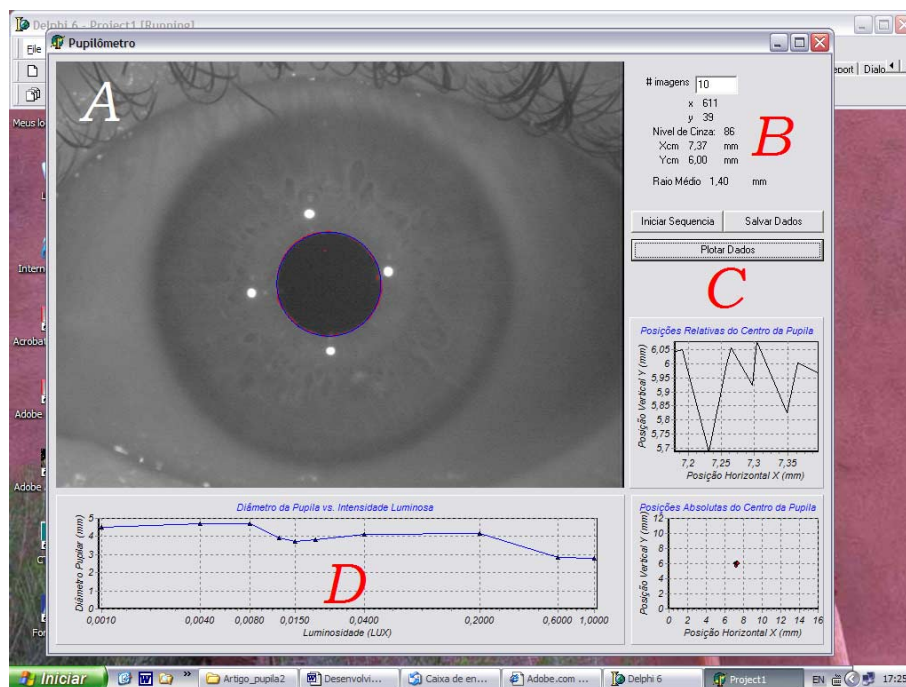


Figura 3. Interface gráfica com possibilidade de escolha dos parâmetros para digitalização. (A) Janela de aquisição, onde as imagens são mostradas ao vivo durante o processo de digitalização; (B) Dados instantâneos do raio da pupila (raio da circunferência média, que depois é multiplicado por dois para se obter o diâmetro) e coordenadas do centro geométrico da pupila; (C) Gráficos com a posição do centro impressos instantaneamente num sistema de coordenadas auto-ajustável (gráfico superior) e num sistema de coordenadas fixo (gráfico inferior); (D) Gráfico do diâmetro vs. Intensidade luminosa para a seqüência de dez imagens.

Após isso o olho do paciente deve ser corretamente centralizado e focalizado no VC. O processo de digitalização é disparado pelo *software* que automaticamente controla a iluminação (de mesópico para fotópico) e o armazenamento das imagens na memória rígida do PC. O intervalo entre as imagens é pré-programado em 1s mas pode ser modificado, conforme citamos acima. Na Fig. 4 mostramos uma das seqüências de dez imagens digitalizadas para o voluntário de nossos exames:

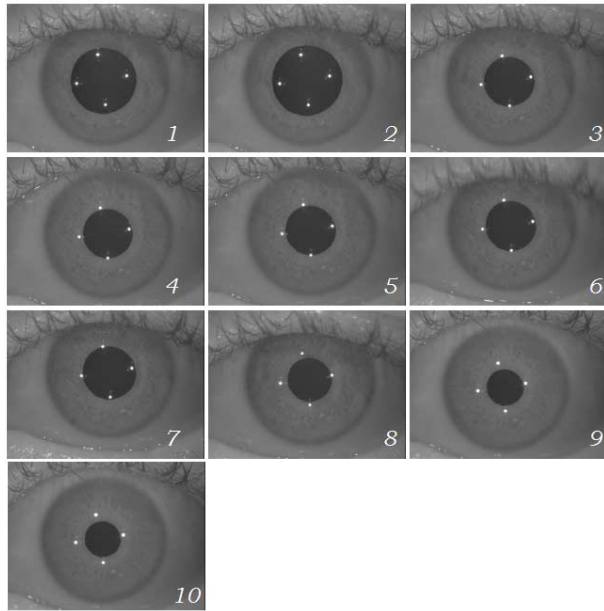


Figura 4. Dez imagens digitalizadas da primeira seqüência. Para este projeto escolhemos seqüências de dez imagens para não prolongar demasiadamente o tempo de exposição do voluntário, o que poderia influenciar no seu nível de atenção.

## 2.2 Software para Processamento

Para o desenvolvimento do algoritmo de detecção dos parâmetros da pupila utilizamos técnicas convencionais de processamento de imagens [14]. Utilizamos também alguns princípios de busca em coordenadas polares utilizados em trabalhos anteriores para processamento de imagens dos Discos de Plácido [15]. A Fig. 5 ilustra o princípio utilizado para encontrar os parâmetros pupilares desejados.

O algoritmo inicia a busca no centro físico da imagem  $(x_c, y_c)$ , ou seja, no centro do próprio CCD, e percorre em ambas as direções (vertical e horizontal) em ambos os sentidos até encontrar pontos de borda  $(P_1 \dots P_4)$  (veja setas apontando para as direções e sentidos de busca na Fig. 5). As mediatrizes de  $\overline{P_1 P_2}$  e  $\overline{P_3 P_4}$  fornecem as coordenadas do novo ponto de busca  $(x_{cg1}, y_{cg1})$ , que é o centro geométrico dos quatro pontos  $(P_1 \dots P_4)$ . Para achar um centro geométrico mais preciso da pupila é necessário utilizar todos os pontos que caracterizam sua borda. A partir deste primeiro centro geométrico  $(x_{cg1}, y_{cg1})$  o algoritmo inicia a busca pelos vários pontos de borda da pupila  $(x_b, y_b)$ , ou seja, a região de transição entre o diafragma da íris e a parte colorida da íris. Esta etapa é realizada em coordenadas polares, para o

ângulo polar  $(\theta)$  variando de 1 a  $360^0$ , em intervalos de  $1^0$  e para a distância radial  $(\rho)$  variando de zero até o ponto de transição pupila-íris. O centro geométrico da pupila é então determinado como sendo

$$x_{cg2} = \frac{\sum_{i=1}^{360} x_b^i}{360} \quad (1)$$

$$y_{cg2} = \frac{\sum_{i=1}^{360} y_b^i}{360} \quad (2)$$

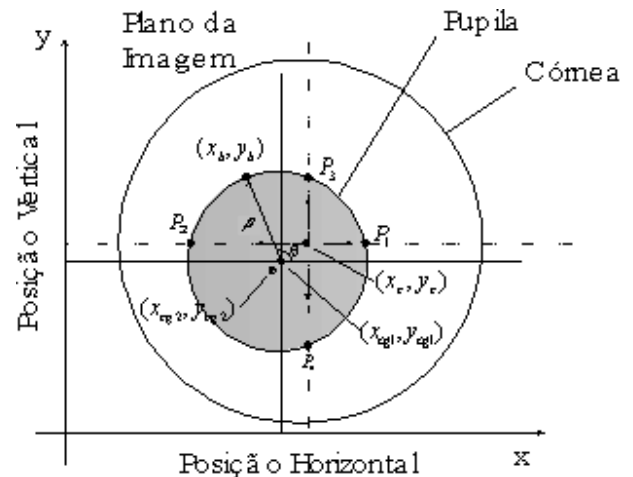


Figura 5. Parâmetros pupilares e estratégia para processamento.

Depois de determinado o centro geométrico da pupila determinamos o raio médio da circunferência que melhor aproxima os pontos de borda calculando a média de 360 distâncias

$$r_i = \sqrt{(x_b^i - x_{cg2})^2 + (y_b^i - y_{cg2})^2} \quad (3)$$

onde

$$r_m = \sum_{i=1}^{360} r_i / 360 \quad (4)$$

é a distância média (ou raio da circunferência aproximada) em milímetros e  $d_m = 2r_m$  é o diâmetro procurado. A seguir mostramos alguns resultados práticos do sistema desenvolvido.

## 3 Resultados

Na Fig. 3 mostramos a interface gráfica do *software* e uma das imagens do voluntário sendo processada usando o algoritmo descrito acima. Os dados são impressos na própria interface gráfica do *software* ou gravados no formato ASCII para serem lidos por outros programas. Os resultados de três medidas independentes para o olho direito do voluntário são mostrados na Tabela 1 e na Fig. 6:

Imagem	Iluminância (LUX)	Diâmetro (mm)			Xcg2 (mm)			Ycg2 (mm)	
		Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 1	Medida 2
1	0.001	4.88	4.73	4.49	7.83	7.34	7.23	5.81	5.72
2	0.004	4.88	5.04	4.68	7.95	7.49	7.35	6.04	5.73
3	0.008	4.30	3.81	4.71	7.67	7.53	7.30	5.57	5.90
4	0.012	3.70	3.76	3.90	7.91	7.67	7.26	5.38	5.94
5	0.015	3.78	3.82	3.73	7.86	7.95	7.30	5.42	5.69
6	0.020	3.53	3.86	3.82	7.81	7.84	7.26	5.39	5.33
7	0.040	3.56	4.09	4.10	7.90	7.95	7.18	5.37	4.84
8	0.200	3.40	3.74	4.16	7.88	7.38	7.19	5.38	5.84
9	0.600	3.14	3.05	2.86	7.97	7.52	7.40	5.38	5.73
10	1.000	2.69	2.51	2.81	7.98	7.35	7.37	5.41	5.90

Tabela 1. Resultados para dez imagens do voluntário.

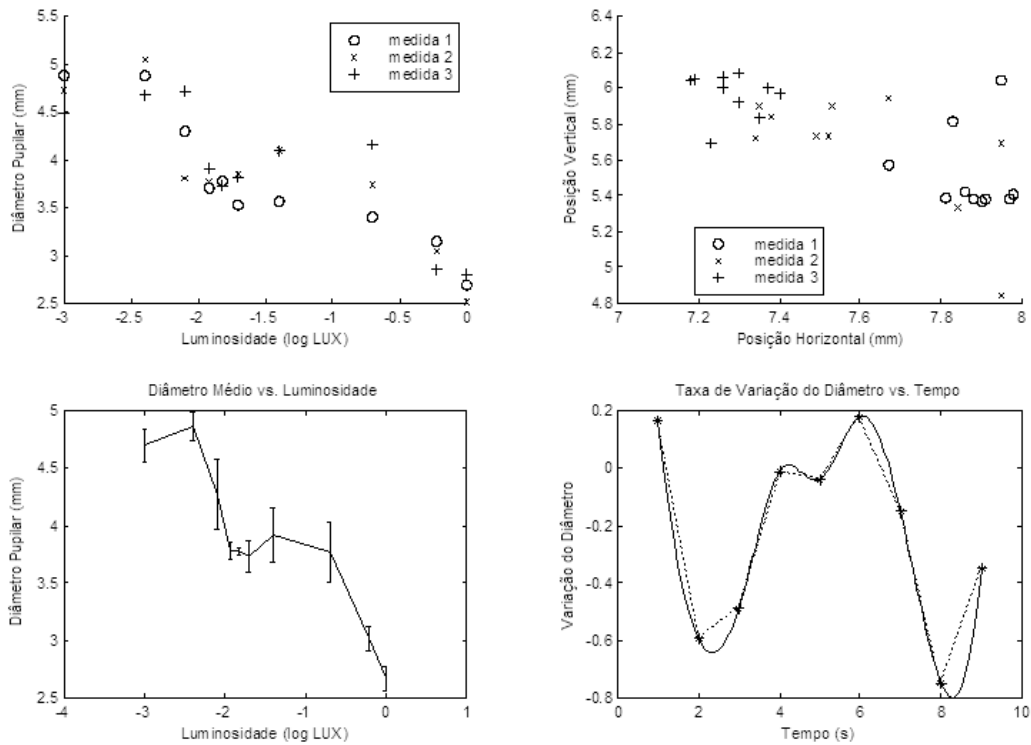


Figura 6. Diferentes gráficos mostrando a variação dos parâmetros da pupila com a luminosidade e com o tempo.

Na Fig. 6 imprimimos 4 tipos de gráficos baseados nas informações da Tabela 1. O gráfico superior esquerdo mostra o diâmetro pupilar para os diferentes níveis de iluminação para as medidas 1, 2 e 3 (repare que o eixo das abscissas está em escala logarítmica (na base 10) devido à grande variação na luminosidade); no gráfico superior direito mostramos as posições dos centros geométricos da pupila também para as medidas 1, 2 e 3; o gráfico inferior esquerdo mostra o diâmetro pupilar médio em função da luminosidade e com barras mostrando o desvio padrão para cada medida; finalmente, o gráfico inferior direito mostra a taxa de variação do diâmetro (velocidade de expansão ou contração da pupila) para cada instante da medida, sendo a curva contínua uma interpolação destes dados por polinômios de 3º grau (curvas denominadas em computação

gráfica por *Splines* [16]).

O desvio padrão médio para o diâmetro foi de 0.15 mm; a variação média da posição do centro geométrico da pupila foi de 0.20 mm e as amplitudes médias mínima e máxima do diâmetro foram, respectivamente, de 2.67 e 4.70 mm.

## 4 Discussão

Apresentamos o *hardware* e *software* de um instrumento para medidas da pupila (pupilmetro) *in vivo* para condições luminosas que simulam as condições parciais do dia-a-dia (noturno e diurno). A precisão do instrumento é superior aos convencionais pupilmetros convencionais (instrumentos manuais que utilizam régua e dependem de medidas

subjetivas), cuja precisão é de apenas 0.5 mm, quase 3 vezes inferior quando comparado a nossa precisão de 0.15 mm. Além disso, nossos erros foram calculados para diferentes imagens da mesma pupila submetida a iluminâncias muito bem controladas, sendo que não somente a luz mas outras condições podem provocar mudanças na amplitude da pupila, como citamos anteriormente. Nos pupilômetros convencionais estes parâmetros não são controlados. Com relação às medidas da posição do centro podemos considerar que este instrumento também pode ser utilizado para medidas dos movimentos involuntários do olho, chamados de movimentos *sacádicos* [1]. Considerando que a precisão de posicionamento de lasers cirúrgicos é da ordem de décimos de milímetro, esta precisão pode perfeitamente ser lida e assimilada pelo motor de passo de controla a posição do feixe de laser [5,6].

Acreditamos que com os resultados preliminares apresentados aqui, este instrumento, após algumas melhorias, possa servir ao médico como mais um instrumento no diagnóstico de patologias do olho relacionadas à pupila e também no planejamento personalizado de cirurgias refrativas.

### Agradecimentos

Estas pesquisas foram parcialmente financiadas pela Fapesp, processo 01/03132-8. Gostaríamos também de agradecer a empresa Eyetec Equipamentos Oftálmicos Ltda. por auxiliar na parte instrumental e aos técnicos Neraildes Silva e Paulo Carozelli pelo auxílio na montagem do sistema de captura de imagens e controle da iluminância.

### References

- [1] Le Grand Y., El Hage S.G. *Physiological Optics*. Springer Series in Optical Sciences, Springer-Verlag, 1980;13.
- [2] Okuno E., Iberê L., Chow C. *Física para Ciências Biológicas e Biomédicas*, Ed. Harper & Row (1982).
- [3] Gullstrand A. In Helmholtz *Treatise on Physiological Optics*. Ed. 3, **1** (1980).
- [4] Rosen E.S., Gore C.L., Taylor D., Chitkara D., Howes F., Kowalewski E. Use of a digital infrared pupillometer to assess patient suitability for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*, Aug; **28**(8):1433-8 (2002).
- [5] Krueger R, Technology requirements for Summit-Autonomous CustomCornea, *Journal of Refract. Surg.*, **16**, 5: 592-601 (2000).
- [6] Campin J.A., Pettit GH, Gray GP, Required laser beam resolution and PRK system configuration for custom high fidelity corneal shaping, *Invest Ophthalmol Vis Sci*; **38**(suppl): S538 (1999).
- [7] Carvalho L.A.V., Castro J.C., Schor P., Chamon W., Carvalho L. Wave-front measurements of the human eye using the Hartmann-Shack sensor and current state-of-the-art technology for excimer laser refractive surgery, *Lasik and Beyond Lasik*, Section V, Chapter 31, *Highlights of Ophthalmology* (2001).
- [8] Carvalho L.A.V., Faria S.J., Castro J. Desenvolvimento de um sistema para medida da curvatura da córnea durante o ato cirúrgico, *Revista de Física & Instrumentação, Sociedade Brasileira de Física (SBF)*, **11**:119-126 (1996).
- [9] Carvalho L.A.V, Sidney Julho de Faria e Souza, Castro, J. C. Desenvolvimento de um Sistema para Medida da Esfericidade da Córnea Durante a Cirurgia, *Revista de Física & Instrumentação, Sociedade Brasileira de Física (SBF)*; **12**, nº 3: 81-90 (1997).
- [10] Carvalho L.A.V., Tonissi AS, Romão AC, Santos LÊ, Yasuoka F, Oliveira AC, Schor P, Chamon W, Castro JC, Desenvolvimento de um Instrumento Computadorizado para Medida do Poder Refrativo da Córnea (Videoceratógrafo), *Arq. Bras. Oftal.* **61**(6), Dezembro (1998).
- [11] Carvalho LAV, Tonissi SA, Castro JC, Preliminary tests and construction of a computerized quantitative surgical keratometer, *J Cataract Refract Surg*. **25**: 821-826 (1999).
- [12] Carvalho LAV, Tonissi SA, Castro JC, Preliminary results of a computerized Placido disc surgical corneal topographer, *SPIE conference on Ophthalmic Technologies IX*, San Jose, California, January, **3591**:53-62 (1999).
- [13] Plácido A, Novo Instrumento de Exploração da Cornea, *Periodico d'Oftalmológica Practica*, Lisboa; 5:27-30 (1880).
- [14] Gonzales RC, Woods RE, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley, Reading – Massachusetts, p. 190 (1992).
- [15] Carvalho LAV, Stefani M, Romão AC, Tonissi SA, Castro JC, Processamento Digital de Imagens refletidas pelo filme lacrimal da superfície anterior da córnea, *Rev Bras Eng Biom*, **17**, no. 3, pp. 113-123, set/dez (2001).
- [16] Barsky BA, *Computer Graphics and Geometric Modeling Using Beta-Splines*, Springer-Verlag, (1987).