

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação
ISSN 0103-2569

**Método de Hartmann-Shack: Noções
Gerais e Aspectos Relevantes**

**Antonio Valerio Netto
Maria Cristina Ferreira de Oliveira**

Nº 163

RELATÓRIOS TÉCNICOS



São Carlos – SP
Mai./2002

SYSNO	1239107
DATA	/ /
ICMC - SBAB	

MÉTODO DE HARTMANN-SHACK: NOÇÕES GERAIS E ASPECTOS RELEVANTES

Antonio Valerio Netto

Maria Cristina Ferreira de Oliveira

Departamento de Computação
Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação - ICMC
Universidade de São Paulo - USP - Campus São Carlos
Caixa Postal 668 - CEP 13560-970 - São Carlos, SP

Palavras-Chave: Hartmann-Shack, Shack-Hartmann, vícios refrativos, oftalmologia, medição de aberrações oculares, oftalmologia, optometria.

1. Introdução

Os métodos oftalmológicos tradicionais utilizam a retinoscopia como meio de medir os vícios de refração (miopia, hipermetropia, astigmatismo). A retinoscopia é feita por meio da utilização de um dispositivo denominado retinoscópio e da utilização de um conjunto de lentes teste. A retinoscopia é uma forma 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 para teste e figuras projetadas num anteparo (optotipos), para que o paciente reconheça estas imagens e, assim, é feito um refinamento nas medidas retinoscópicas de modo a se encontrar a lente corretiva mais adaptável ao paciente.

Em síntese, a rotina clínica desenvolvida num exame de refração consiste de três passos fundamentais (Ventura, 1995):

- Cicloplegiar o paciente (paralisa-se o músculo ciliar do olho do paciente, processo popularmente conhecido como "dilatar" a pupila);
- Por meio da retinoscopia, avaliar qualitativamente e quantitativamente o erro refrativo ocular;
- Em seguida, submeter o paciente a um teste (em um equipamento denominado "Green's") cujo método de medida utiliza optotipos constituídos por letras ou figuras projetadas em um anteparo, distantes 6 m do paciente. O paciente é submetido a reconhecer estes optotipos com o auxílio de várias lentes posicionadas em frente aos seus olhos. Esta avaliação fornece os dados para as lentes corretivas para o paciente.

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 20 a 30 min, foram desenvolvidos equipamentos automáticos

denominados genericamente de auto-refratores, disponíveis comercialmente por vários fabricantes (Canon, 1997; Humphrey, 1998; Nikon, 1998; Nidek, 1998; Topcon, 1998; Steinberg, 1999). São capazes de proporcionar a mesma, ou melhor, precisão do que as medidas tradicionais, em menor tempo. Isto favorece o trabalho de diagnóstico do médico e o tempo de atendimento ao paciente (Snowden, 1999).

Quando se fala em refração automatizada, várias dúvidas surgem por parte do oftalmologista do ponto de vista da prática clínica. Entre outras indagações, as mais frequentes são: Como funcionam estes equipamentos?; Qual a relação custo/benefício do equipamento? Para esclarecer estas dúvidas deve-se comparar as principais características de um auto-refrator aos métodos tradicionais.

De fato, trata-se de um sistema que além de não requerer muito espaço físico para a realização dos exames, permite o exame de pacientes que, muitas vezes, são incapazes de indicar a melhor lente corretiva (geralmente crianças e pessoas com problemas mentais).

Também é particularmente interessante para pessoas com muita sensibilidade à luz. Dessa 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, vieram de encontro a necessidades reais dos profissionais em oftalmologia (Ventura, 1996).

Recentemente, com a aplicação de óptica adaptável ao olho humano, surgiu a possibilidade de realizar exames ainda mais precisos dos erros refrativos oculares.

Liang e alguns colaboradores (Liang *et al.* 1994; Liang *et al.*, 1997b) publicaram um trabalho que marcou o início do processo de desenvolvimento de técnicas para medidas precisas de aberrações do olho. Eles utilizaram em olhos de voluntários um medidor de aberrações denominado sensor de Hartmann-Shack. Este sensor havia sido desenvolvido originalmente para correção de aberrações em sistemas ópticos para astronomia.

Demonstraram que com este sensor podia-se medir não somente a melhor lente corretiva para o paciente (refração convencional), mas também aberrações de ordens superiores.

Esta técnica inovadora veio de encontro a uma outra necessidade que vinha surgindo desde as primeiras cirurgias refrativas a laser. Ainda hoje lasers para PRK (do inglês, "*Photorefractive Keratoplasty*") utilizam somente um feixe de perfil contínuo, barrados sequencialmente por um diafragma cujo tamanho varia durante a cirurgia. Com o advento de lasers do tipo "Flying Spot" (Lubatschowski *et al.*, 1998) a possibilidade de se realizar ablação na córnea ponto a ponto, com alta precisão, gerou a necessidade de algoritmos de topografia de córnea mais precisos (Klein, 1997). Mas o perfil de ablação ideal não pode ser determinado apenas pelos dados da topografia (Klein, 1998). São necessárias também as informações sobre as aberrações pontuais. É neste âmbito que se inserem propostas de desenvolvimento de equipamentos que representam não somente uma evolução dos auto-refratores atuais, mas também como um elemento fundamental no planejamento das cirurgias refrativas do futuro.

2. Medindo com a técnica de Hartmann-Shack

O princípio do sensor de Hartmann-Shack (HS) pode ser compreendido a partir da figura 1:

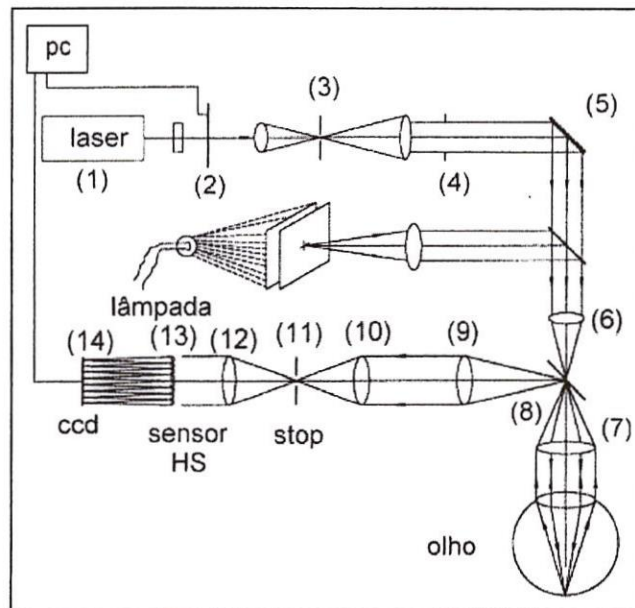


Figura 1. Diagrama esquemático do analisador de frente de onda do olho usando o sensor de Hartmann-Shack.

Um feixe de laser He-Ne (1) inicialmente passa por um "shutter" (2) controlado por um PC. Após isso atravessa um colimador (3) e uma íris (4), incide no espelho (5) a 45 graus, passa pela lente móvel (6), pelo divisor de feixe (8), pela lente (7) e é então focalizado pelo olho na retina. Neste primeiro caminho óptico do laser o objetivo é gerar um ponto perfeitamente focalizado na fóvea, através do ajuste na posição da lente (6). A luz refletida de maneira difusa no fundo do olho retorna por todos os componentes ópticos do olho (humor vítreo – cristalino – humor aquoso – córnea), passa pela lente (7), reflete no divisor de feixe (8) e segue o caminho pelas lentes (9), (10) e (12), passando pelo diafragma em (11). A finalidade do diafragma é eliminar reflexos do sistema de acomodação do olho na córnea e na lente (7). Finalmente a frente de onda incide no sensor de HS e é focalizada no CCD. A imagem do CCD é digitalizada e processada pelo PC, que dispõe graficamente os dados na tela do monitor.

As informações fundamentais que se deseja obter são as aberrações ópticas do feixe que sai do olho. O plano da pupila é conjugado com o plano do sensor HS. Isto significa que os raios incidentes em (13) estão trazendo as informações sobre as frentes de onda que saíram pela pupila.

O sensor HS é composto por diversas lenticulas esféricas (na versão proposta neste projeto pretende-se usar uma matriz de $15 \times 15 = 225$ lentes). Todas estas lenticulas tem a mesma distância focal f (figura 2). Logo, uma frente de onda plana incidente numa destas lentes irá focalizar num ponto sobre o eixo óptico, distando f da lente. Já uma frente de onda inclinada irá focalizar num ponto ligeiramente deslocado.

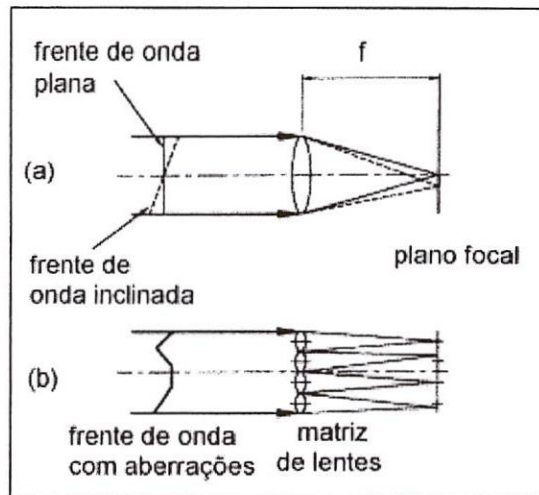


Figura 2. (a) frente de onda plana e inclinada incidindo em uma das lentículas. O ponto de focalização no plano focal muda proporcionalmente à inclinação. (b) frente de onda para um olho amétrope, ou seja, com aberrações. Cada lentícula focaliza uma porção da frente de onda formando no plano de focalização um mosaico de pontos.

Para um olho ideal (perfeitamente emétrepe) a frente de onda que chega na matriz do HS é plana. Logo no plano do CCD será formada a imagem de uma matriz de pontos uniformemente espaçados e simétricos (veja figura 3). Esta imagem servirá como referência. Para um olho amétrope a matriz de pontos será diferente. No caso de um olho míope, por exemplo, os pontos estarão mais espaçados entre si, na direção radial, ou seja, do centro para a periferia da imagem.

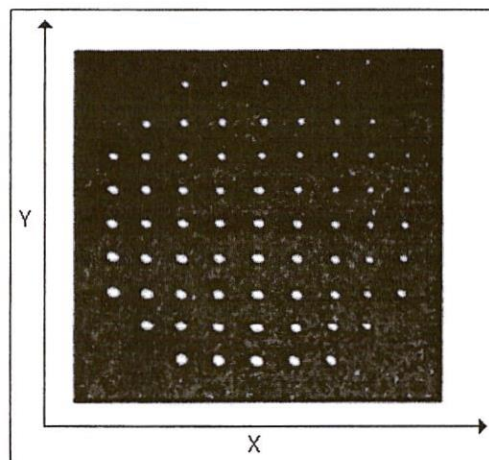


Figura 3. Padrão de imagem obtida através da técnica de HS. O objetivo principal dos algoritmos de processamento de imagem é detectar o centro geométrico de cada círculo.

Se associarmos ao plano da imagem um sistema de coordenadas cartesianas (x,y) podemos, por meio do processamento digital, calcular o centro geométrico de cada ponto e sua respectiva coordenada. Para um sensor HS com n lentículas teremos uma imagem de referência com n pontos (x_n, y_n) e imagens de olhos amétropes também com n

pontos (x_a, y_a) . Pela figura 2 podemos calcular a derivada parcial de cada ponto da frente de onda ($W(x, y)$) como sendo:

$$\frac{\partial W_n(x, y)}{\partial x} = \frac{x_n - x_a}{f} \quad (1a)$$

$$\frac{\partial W_n(x, y)}{\partial y} = \frac{y_n - y_a}{f} \quad (1b)$$

O objetivo é calcular a frente de onda $W(x, y)$ a partir destas derivadas parciais, e há vários métodos para isso (Rimmer & Wyant, 1975, Cubalchini, 1979). Aqui optou-se pelo método que utiliza polinômios de Zernike, originalmente sugerido por Liang (Liang et al., 1994). Para isto, assumiu-se que esta função pode ser expressa como uma somatória dos polinômios de Zernike:

$$W(x, y) = \sum_{i=0}^{14} C_i Z_i(x, y) \quad (2)$$

Então podemos escrever as derivadas parciais da frente de onda como:

$$\frac{\partial W(x, y)}{\partial x} = \sum_{i=0}^{14} C_i \frac{\partial Z_i(x, y)}{\partial x} \quad (3a)$$

$$\frac{\partial W(x, y)}{\partial y} = \sum_{i=0}^{14} C_i \frac{\partial Z_i(x, y)}{\partial y} \quad (3b)$$

Fazendo uma interpolação pelo método dos mínimos quadrados dos valores das derivadas parciais em (1) pelos valores em (3) podemos calcular os coeficientes como:

$$C = [MT].[DER] \quad (4)$$

onde a matriz de coeficientes é da forma

$$C_i = [C_0 C_1 C_2 \dots C_{14}]^T \quad (5)$$

[DER] é a matriz coluna de derivadas, e [MT] é uma matriz de transformação obtida pela inversa das derivadas parciais das expressões que contém os polinômios de Zernike.

É importante salientar que cada polinômio de Zernike está associado a um tipo de aberração (Liang et al., 1997a). Além das aberrações de ordem mais alta, a refração convencional do paciente pode ser obtida pelos coeficientes C_3 , C_4 e C_5 , assumindo que a frente de onda da lente esfero-cilíndrica equivalente possa ser escrita como:

$$W_{lente}(x, y) = 2C_3 xy + 2C_4(x^2 + y^2) + C_5(y^2 - x^2)$$

Na figura 4 podemos ver alguns exemplos de padrões de aberração que podem ser medidas por meio dos polinômios de Zernike aplicados às imagens do sensor HS.

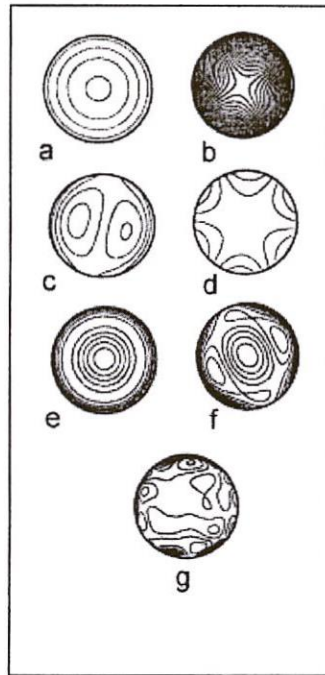


Figura 4. Alguns exemplos de padrões de aberração: (a) desfocalização, (b) astigmatismo, (c) coma, (d) 3ª ordem (e) esférica, (f) 4ª ordem, (g) aberração irregular, de ordem mais alta.

3. Referências Bibliográficas

- CANON (1997). *Specifications of Auto ref R-50 and RK-5*, Canon Inc. Medical Equipment Group, printed in Japan.
- CUBALCHINI, J. (1979). Modal wave-front estimation from phase derivative measurements, *J. Opt. Soc. Am.* 69, 972-977.
- HUMPHREY (1998). *Humphrey refractor/ keratometer hark 599 specifications*, <http://www.humphrey.com/products/hark599.htm> (agosto).
- KLEIN, S. A., (1997). Corneal topography algorithm that avoids the skew ray ambiguity and the skew ray error, *Optometry and Vision Science*, vol. 74, 11: 945-962.
- KLEIN, S. A., (1998). Optimal corneal ablation for eyes with arbitrary Hartmann-Shack aberrations, *J. Opt. Soc. Am.* Vol. 15, No. 9/ September, 2580-2588.
- LIANG, J., GRIMM, B., GOELZ, S., BILLE, J. F., (1994). Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J. Opt. Soc. Am.*, Vol. 14, No. 11/ July, pp. 1949-1957.
- LIANG, J., WILLIAMS, D. R., MILLER, D. T., (1997a). Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am.*, Vol. 14, No. 11/ November, 2884-2892.
- LIANG, J., WILLIAMS, D. R., (1997b). Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J. Opt. Soc. Am.*, Vol. 14, No. 11/ November, 2873-2883.
- LUBATSCHOWSKI, H., KERMANI, O., WELLING, H., ERTMER W., (1998). A scanning and rotating slit ArF excimer laser delivery system for refractive surgery, *J. Refract. Surg.*, vol. 14, No. 2, April.

NIDEK (1998). *Auto refractometers AR-600, ARK-700 and AR-660*, <http://www.nidek.com>, (agosto).

NIKON (1998). *NR5500 Auto Refractometer - Ophthalmic instruments*, <http://www.nikonusa.com/products/products.taf?id=103>. (agosto).

RIMMER, M., WYANT, J., (1975). Evaluation of large aberrations using a lateral shear interferometer having variable shear, *Appl. Opt.*, 14, 142-150.

SNOWDEN, S. (1999). *OD's are solving problems and tooling up for the new millennium with cutting-edge equipment for their exam and labs*, Feature Story, <http://www.optcom3.com/sojo/sojo1/feature.html> (novembro).

STEINBERG, C. S. (1999). *Eye exam tests*. <http://www.visioncare.com/cityeyes/tests.htm> (nov.).

TOPCON (1998). *Bringing the future into focus*, <http://www.topcon.com/auto.htm> (agosto).

VENTURA, L. (1995). *Sistema de medidas automáticas de vícios de refração ocular*, Tese (Doutorado), Instituto de Física de São Carlos - USP, São Carlos - SP, 104 Pp., Outubro.

VENTURA, L. *et al.* (1996). Refrator ocular automático, *Anais do Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, 3., p. 317-8, Campos do Jordão - SP.



Método de Hartmann-Shack

Noções gerais e aspectos relevantes

Junho 2001

Abordagem

- Histórico
- Princípio de funcionamento
 - ▣ Raios ópticos (*ray optics*)
- Interpretação dos dados de Hartmann-Shack
- Imagens provenientes do sensor de HS
- Esquema do Shack-Hartmann *aberrometer*

Histórico

- Em 1900, Hartmann inventou um método para medir as anomalias dos raios de luz provenientes dos espelhos e lentes simples, utilizados em telescópios.
- Em 1970, Roland Shack e Ben Platt inventaram um novo tipo de "projektor de Hartmann" feito com um arranjo de minúsculas lentes, que passou a ser chamado de sensor de Shack-Hartmann (SH).

Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Histórico

- Em 1994, Liang e colegas começam a utilizar o sensor de SH em sistemas de medição de anomalias do globo ocular. Liang refere-se à técnica como método Hartmann-Shack (HS).
- Em 2000, Thibos apresentou *Principles of Hartmann-Shack Aberrometry* no 1st *International Congress of Wavefront Sensing and Aberration-free Refractive Correction* (Icwsafrc) - Santa Fe, Novo Mexico.
- Em fevereiro de 2001, ocorreu o 2nd Icwsafrc em Monterey, California.

Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento

- Utilizando a terminologia dos raios ópticos (*ray optics*)

Em 1619, um célebre jesuíta e filósofo chamado Scheiner, criou um dispositivo simples para demonstrar o mecanismo de focalização dos olhos, conhecido como o disco de Scheiner

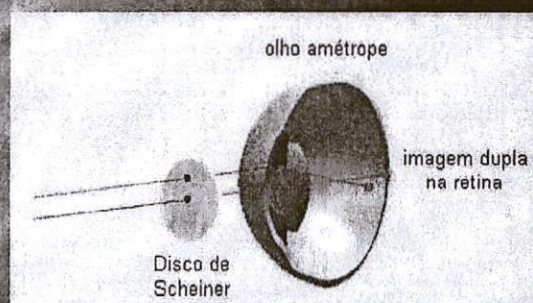
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento



Um olho defeituoso vê através de um disco que possui dois orifícios (*pinholes*), um ponto de luz a uma certa distância.

Serão formadas duas imagens na retina.

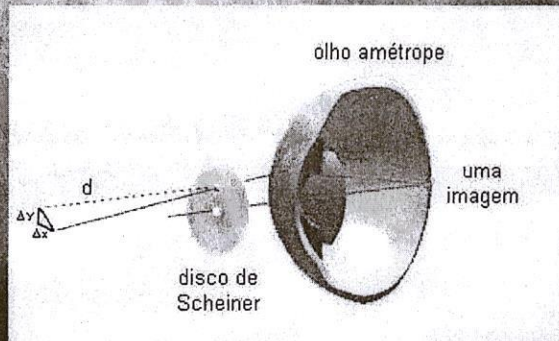
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento



Colocando uma fonte de luz fixa e ajustando o movimento da outra na horizontal e vertical, o raio

de luz é redirecionado até que se cruze com o raio fixo, gerando um único ponto de luz na retina.

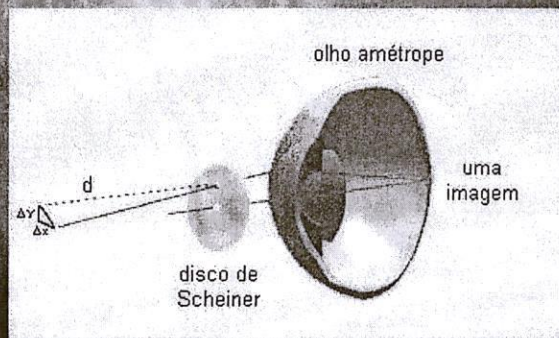
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento



Os deslocamentos Δx e Δy correspondem à imperfeição do raio de luz proveniente da pupila.

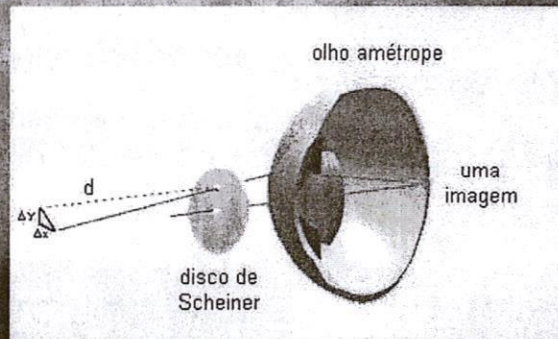
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento



Para converter o método subjetivo de Scheiner em um optômetro objetivo, a direção da

propagação da luz foi invertida, isto é, foi colocado um ponto de luz na retina o qual se tornou o ponto origem que reflete a luz que sai do olho.

Introdução

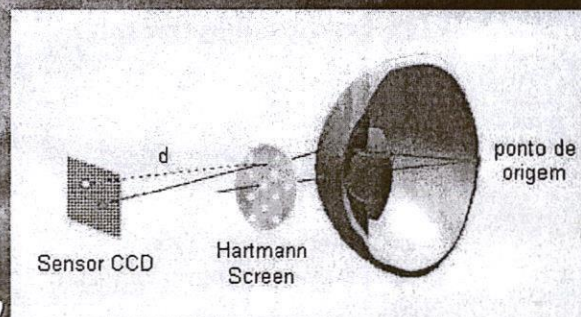
Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento

São feitos mais alguns orifícios no disco de Scheiner tornando-o, assim, um *Hartmann Screen*



Cada uma dessas aberturas isola um feixe fino do raio de luz que emerge do olho vindo de uma região específica da pupila.

Introdução

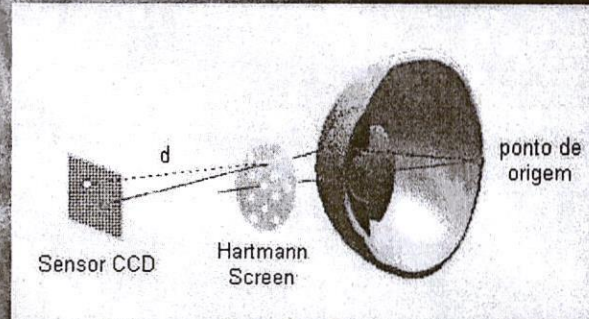
Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento

Os raios então interceptam um sensor CCD, que nos mostra a posição horizontal e vertical dos mesmos.



Introdução

Fundamentação Teórica

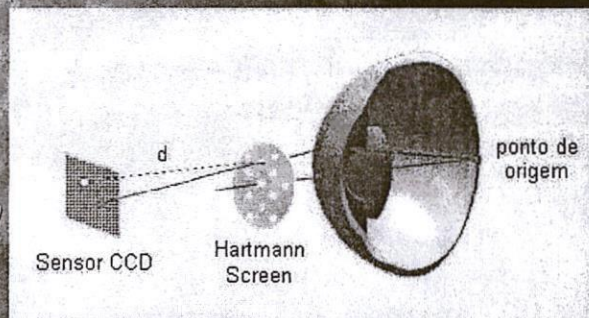
Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento

Preenchendo cada um dos orifícios individuais do *Hartmann Screen* com lentes minúsculas,

tem-se o *aberrometer* de Hartmann-Shack, ou se preferir, um *aberrometer* de Scheiner-Hartmann-Shack.



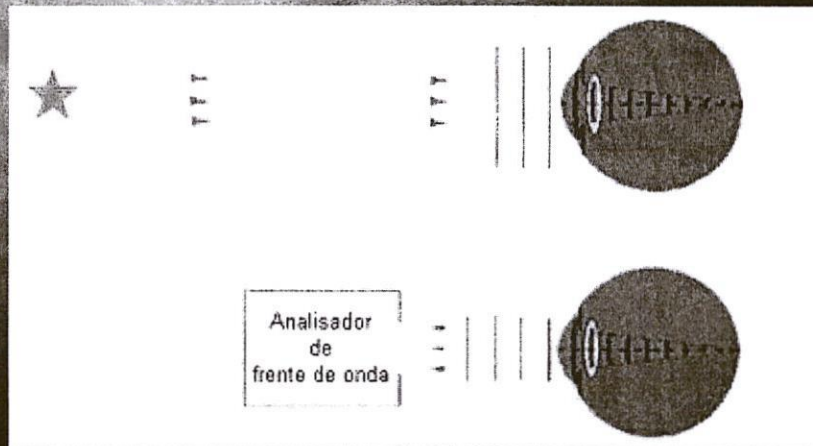
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Princípio de funcionamento



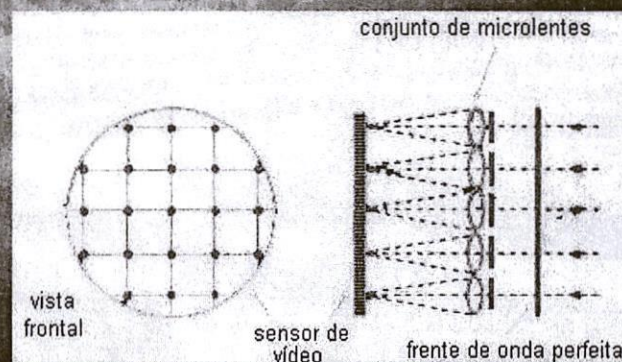
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Interpretação dos dados de HS



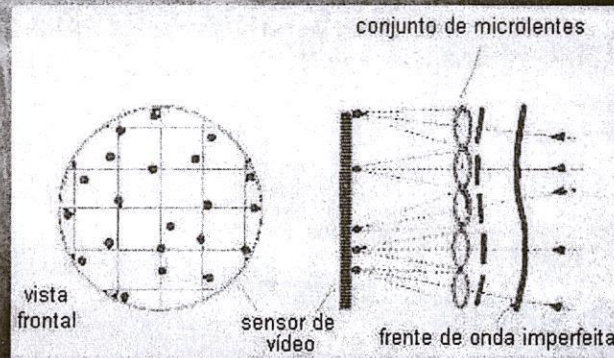
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Interpretação dos dados de HS



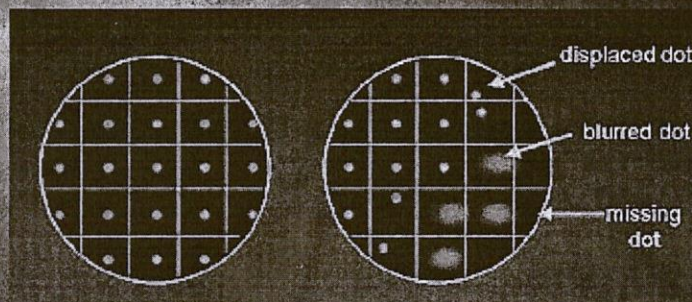
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Interpretação dos dados de HS



Nenhuma aberração
Nenhuma dispersão

Com aberração
Com dispersão

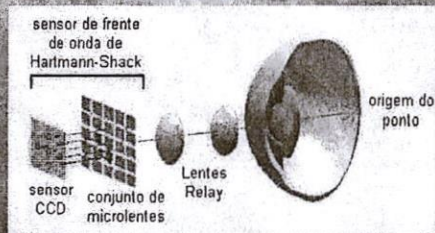
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Imagens provenientes do HS



Para aplicar esta teoria óptica é necessário analisar a frente de onda imediatamente após ela passar pela pupila. Para isto, é necessário usar um par de Lentes *relay* que focam o conjunto de microlentes dentro da pupila.

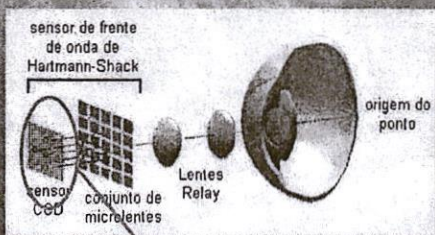
Introdução

Fundamentação Teórica

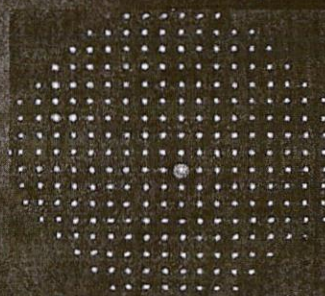
Metodologia

Aspectos Preliminares

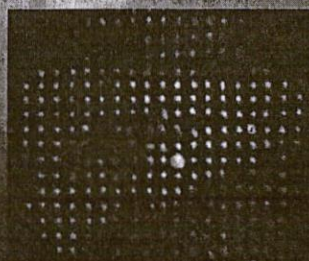
Imagens provenientes do HS



olho emétrepe



olho amétrepe



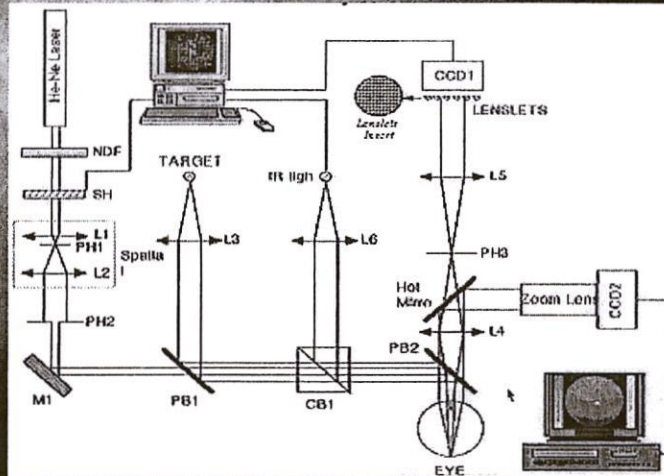
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann *Aberrometer*



Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann *Aberrometer*

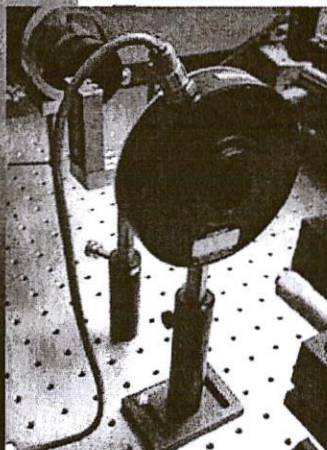


Utiliza laser de He-Ne (1.5 mW a 632.8 nm) para fornecer o feixe de luz que é refletido e focalizado na retina. O tempo de exposição (em torno de 0.5 segundos) é regulado pelo *shutter* conectado ao computador

EYE

Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann *Aberrometer*

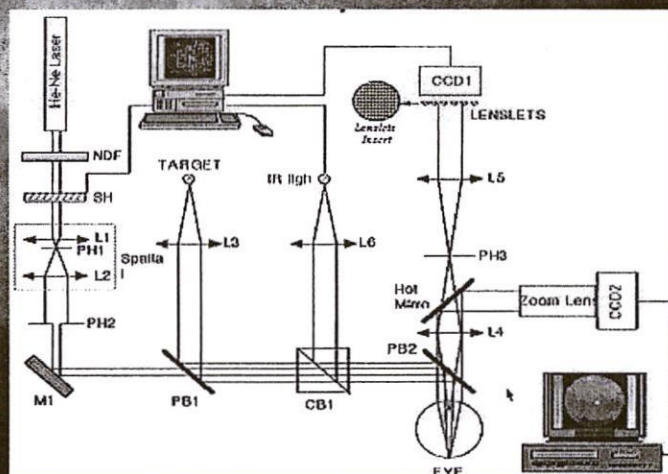


O *shutter* é controlado pelo computador para regular o tempo de exposição do laser



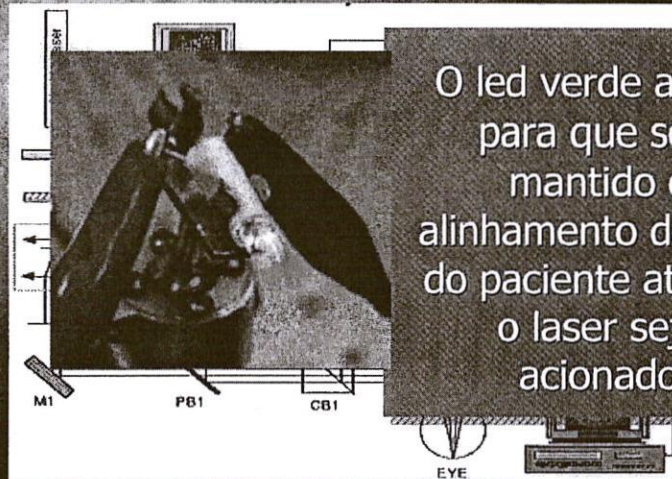
Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann *Aberrometer*



Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

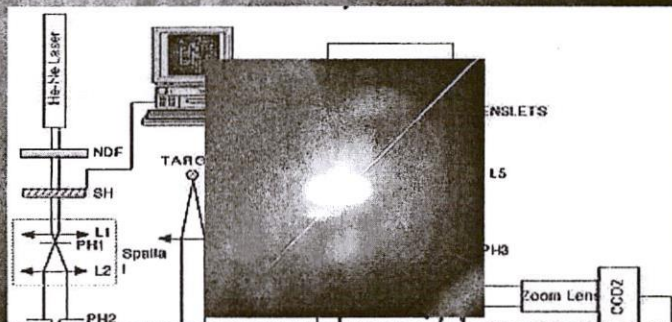
Shack-Hartmann *Aberrometer*



O led verde auxilia para que seja mantido o alinhamento do olho do paciente até que o laser seja acionado

Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann *Aberrometer*

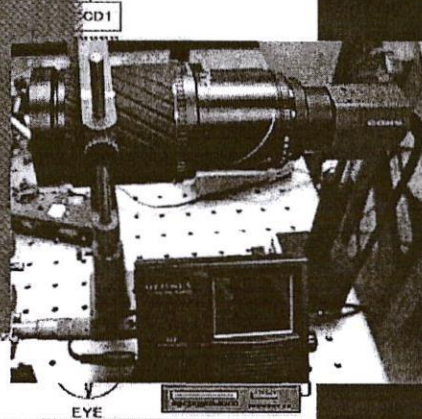


A origem do IR (*infrared*) é usado para retro-iluminar o olho do paciente para alinhamento e gravação

Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann Aberrometer

A câmera é utilizada para o alinhamento do feixe de laser e para a gravação do olho do paciente durante o experimento



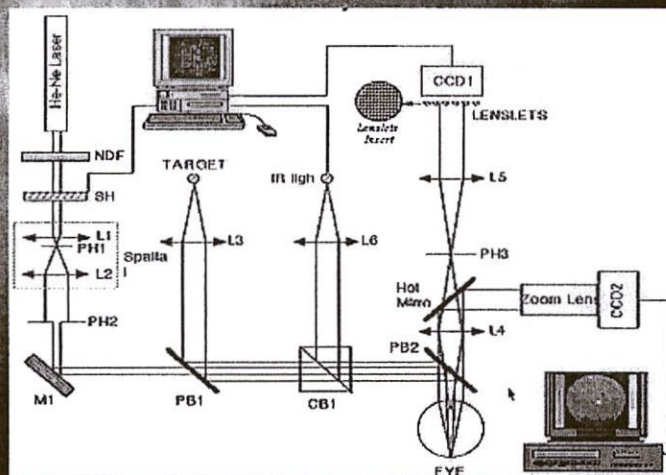
Introdução

Fundamentação Teórica

Metodologia

Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann Aberrometer



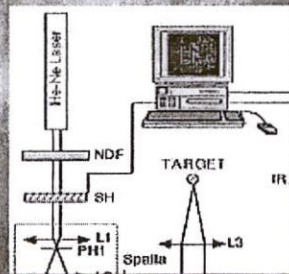
Introdução

Fundamentação Teórica

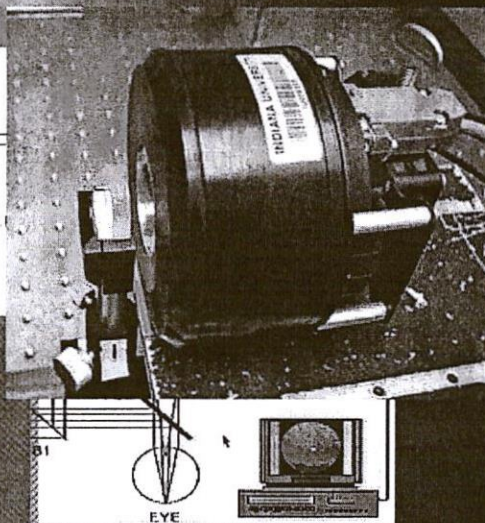
Metodologia

Aspectos Preliminares

Shack-Hartmann *Aberrometer*



A chave do sistema
é o sensor Shack-
Hartmann



Introdução Fundamentação Teórica Metodologia Aspectos Preliminares

Fim



MSc. Antonio Valerio Netto

Laboratório de Computação de Alto Desempenho - LCAD
Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação - ICMC
e-mail: avnetto@sc.usp.br



SPONSOR

