

Artigo Original

Recebido em 18/03/2004, aceito em 28/02/2007

Desenvolvimento de um instrumento automatizado para medida do campo visual do olho humano

Development of an automated instrument for human visual field measurements

Luis Alberto Vieira de Carvalho

IFSC/USP Instituto de Física de São Carlos
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
13560-250 São Carlos, SP - Brasil
e-mail: lavc@ifsc.sc.usp.br

Antonio Carlos Romão Silvio Tonissi Paulo Carozelli Marcos Steffani

Eyeteq Equipamentos Oftálmicos
Rua Miguel Petroni, 1832
Jardim Centenário - São Carlos/SP
CEP: 13562-190

Resumo

Neste artigo é descrito o desenvolvimento de um instrumento computadorizado para medidas do campo visual do olho humano. Apresentam-se detalhes da implementação do primeiro protótipo (*hardware* e *software*) e resultados preliminares em testes *in vivo*. Sabe-se que algumas patologias de grande risco para a qualidade da visão, como o glaucoma (aumento da pressão intra-ocular), provocam lentamente a morte de células sensoriais (cones e bastonetes) na retina. Normalmente, o paciente só percebe o problema quando aproximadamente 50% destas células já estiverem mortas. Um dos instrumentos que pode auxiliar no diagnóstico precoce destas patologias é o campímetro automatizado. Apesar de existirem instrumentos importados que realizam este exame, eles contêm *softwares* que utilizam bases de dados geradas a partir de exames em população com características demográficas bastante diferentes daquelas encontradas no Brasil. Normalmente, essas bases de dados são provenientes dos EUA e Europa, mas sabe-se que a predisposição a diversas patologias está associada às condições demográficas (por exemplo, descobriu-se que na população de pele negra a incidência de glaucoma é maior quando comparada com a população de cor branca, em termos gerais e para residentes de uma mesma região geográfica). Além da raça, fatores como temperatura, clima e radiação solar podem também influenciar a sensibilidade visual. Assim, o desenvolvimento de um instrumento que incorpore uma base de dados colhida em olhos da população brasileira, possibilitará exames mais precisos no país. Apresenta-se aqui as diferentes etapas do desenvolvimento deste instrumento e os resultados preliminares.

Palavras-chave: Campimetria, Campo visual, Ilha de visão, Perimetria.

Abstract

A computerized instrument for measuring the visual field of the *in vivo* eye was developed. The main objective of this article is to demonstrate the software and hardware implementation phases of this first prototype and present qualitative preliminary results. It is known that certain pathologies that are of great risk for human vision, such as glaucoma (high intra-ocular pressure), cause progressive death of retinal sensorial cells (cones and rods). Normally the patient only perceives this event when more than 50% of the cells have perished. One of the available methods for diagnosis of glaucoma is the determination of the sensibility of the retina for different stimulus, which may be accomplished by using an instrument called perimeter. Although there are several commercial versions of this instrument, they contain a software database with demographic information based on specific populations, mostly from volunteers of the countries where the instruments were developed. As is well known in the field of vision science, the retinal sensitivity varies for populations of different ethnical and demographic characteristics, and this greatly affects the results measured by these instruments. It is based on this fact that we have developed an instrument with a database based on information of exclusively different segments of the Brazilian population. We present here details of the development of this instrument and preliminary results for *in vivo* eyes.

Keywords: Perimetry, Visual field.

Extended Abstract

Introduction

One of the major causes of blindness in the elder is the macular degeneration. It is very difficult to prevent this pathology since early diagnosis is very important, but at the same time very difficult. From several techniques used for diagnosis, one of the most common is the objective analysis and quantification of the visual field (VF). This is done by using an instrument called perimeter. The perimeter is basically constituted of a white semi-sphere target where stimulus is projected in different intensities of light. The patient should respond, as he/she fixates at a central target, if he/she perceives the different stimulus randomly projected. In order to classify a patient as "normal" or "abnormal" the measurements are compared to statistical data of healthy subjects stored in the instrument's database. Although conventional and automated perimeters have been around for quite a while and many researchers and clinicians have proved them to be a valuable contribution to the diagnosis of not only macular degeneration but many other retinal dysfunctions, there is a basic problem when these instruments are applied to the Brazilian population. Most of them are manufactured in Europe or USA, and therefore their VF database is based on healthy subjects of those countries. When these instruments are shipped to Brazil and other countries no adaptation is made in order to account for the ethnical and race differences and it is well known that retinal sensitivity varies with these and other demographic factors. In order to study the importance of such a problem and also develop Brazilian technology in the field, the Instituto de Física de São Carlos of the Universidade de São Paulo (IFSC/USP), together with the Brazilian company Eyetec Equipamentos Oftálmicos (www.eyetec.com.br) have joined forces in a partnership to develop the first national automated perimeter with a VF database totally based on Brazilian "normal" subjects. The construction and development of this instrument is described here together with the presentation of preliminary results. Future studies should compare this instrument with imported ones in order to verify how important a national database is to the precision and reliability of automated perimetry.

Methods

The hardware and software of an automated perimeter was constructed. For the hardware a semi-spherical target made of fiberglass and approximately 60 cm in diameter was used. The intensity and position of light stimulus was totally controlled by a home-made electro-mechanical system attached to an IBM-compatible PC. The computer also recorded joy-stick responses of the patient to the stimulus that were perceived. The examination strategy, number

of points, VF database, plotting routines, among others, were all implemented into a program for the Windows® operational system, using the Delphi programming language (www.borland.com). The software sends positioning data to our home-made electronic board, which in turn uses the serial port to send this data to the micro-controlled projecting system, which is re-positioned. This process only takes about 300 ms between each re-positioning and adjustment of the optical filters and the masks that determine the size, color and intensity of the stimulus. A random-based algorithm determines the location and order in which all stimuli should be projected in such a way that the patient will not have the ability to guess the next appearance location. This simple artifact diminishes the chances of false positives. The algorithm starts by presenting to the patient stimuli that are above the threshold value for "normal" subjects of that age and sex, and as the exam progresses, the intensity of the stimuli diminishes gradually until the threshold for that location is found. After all threshold values over the semi-spherical surface are found, the eye care professional has the choice of plotting a color coded or gray coded map of the retinal sensitivity. This printed report also contains graphs and other statistical data that are important for the overall analysis of the graph.

Results

Preliminary results of the Brazilian perimetry system are presented here. Data for the right eye of a healthy male subject, 26 years old, was collected in the prototype system installed at the IFSC/USP. Color coded and gray scale maps are presented here, together with other screen shots of the algorithm and pictures of the hardware.

Discussion

The development and construction of the hardware and software of a Brazilian automated perimeter is presented here. To our knowledge no other company or research institute in Brazil has attempted to construct at the same time the hardware and the software of such a system using "normal" eyes of the Brazilian population to construct a sensitivity database. This latter fact is one of the greatest motivations for the construction of such a national system, since most important perimeter use data that are demographically distinct from the Brazilian population. Moreover, since Brazil has such a great territorial extension and such a vast range of ethnicities and demographic variations, further tests of this prototype should also involve examination of eyes in different parts of the country and for a statistically valid number and age of voluntary subjects.

Introdução

Campimetria ou perimetria é a ciência de se medir (“-metria”) a sensibilidade da visão periférica (“peri-”) de tal modo a medir o campo visual (CV). Pode-se definir o CV como qualquer parte do espaço visível ao olho em um determinado instante. Embora o campo visual seja normalmente a fusão dos campos visuais para ambos os olhos, para efeito de diagnóstico costuma-se examinar cada olho separadamente. Uma vez determinado o CV de cada olho, estes podem ser comparados entre si para uma análise de simetria ou comparados individualmente a uma base de dados construída a partir de olhos considerados de sensibilidade normal.

A perimetria evoluiu muito nos últimos anos, especialmente com o advento dos micro-computadores e da computação gráfica. Em 1927, Traquair (Dias *et al.*, 1992) fez uma analogia que se tornou clássica em CV. Ele afirmou que o CV era como uma “ilha de visão em um oceano de cegueira”. Na Figura 1 tem-se um exemplo de como seria uma ilha de visão (IV) para um paciente com CV normal.

Com esta analogia, perimetria torna-se então uma questão de medir com precisão a IV de cada paciente examinado. Os primeiros métodos de perimetria pro-

curavam determinar os limites do CV movendo objetos de determinados tamanhos e intensidades luminosas de regiões invisíveis para regiões visíveis. Esta técnica ficou conhecida como campimetria cinética e é utilizada nos campímetros de tela tangente e no perímetro de Goldmann (Schmidt, 1955). Conforme se muda a intensidade luminosa e o tamanho dos objetos, encontra-se uma das linhas de contorno (ou curva de nível) da IV. Uma área dentro da IV que venha a manifestar menor sensibilidade do que esperado é conhecida como escotoma. Imprimindo-se as curvas de nível em um mapa plano obtém-se um gráfico como aquele mostrado na porção inferior (B) da Figura 2. A porção superior (A) mostra um corte com o perfil de intensidades ao longo de um determinado meridiano.

A IV também pode ser determinada “piscando-se” estímulos individuais em diferentes pontos (x,y) e variando-se a intensidade desses pontos até que fiquem invisíveis. Os valores obtidos são considerados “limiares” e, como os estímulos estão em posições fixas, esta técnica é conhecida como perimetria estática.

A realização de exames de CV usando técnicas não automatizadas é uma tarefa difícil e complexa. Para efetuar o exame de perimetria utilizando-se o períme-

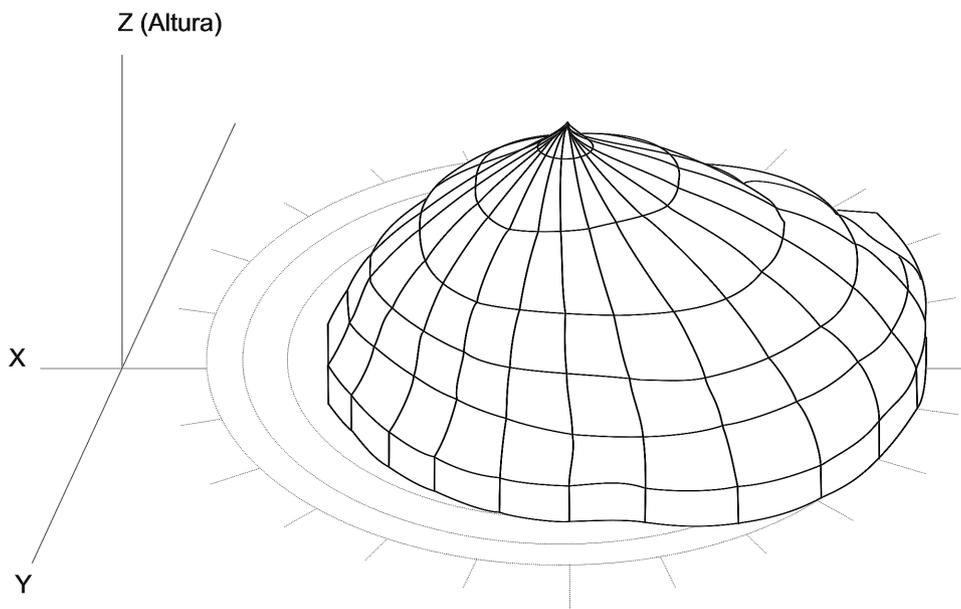


Figura 1. “Ilha de visão em um mar de cegueira” (Dias *et al.*, 1992). As coordenadas X,Y referem-se ao posicionamento físico dos sensores sobre a retina, e a coordenada Z à sensibilidade naquele ponto. O pico de sensibilidade fica sobre a fóvea. A mancha cega ou ponto cego não está visível nesta imagem. **Figure 1.** “Visual Island in an Ocean of Blindness” (Dias *et al.*, 1992). The X and Y coordinates refer to the physical position of sensors over the retina, and the Z coordinate refers to the sensitivity of that point. The apex of sensibility is localized over the fovea. The blind spot is not illustrated in the figure.

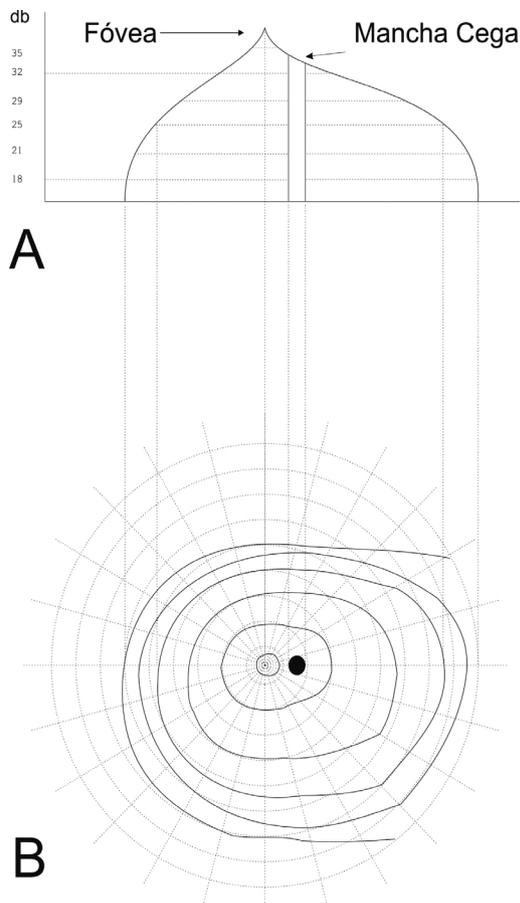


Figura 2. Curvas de nível e perfil de intensidades. No ponto cego não há cones ou bastonetes por ser a região de inserção de fibras nervosas que vão formar o nervo óptico que vai em direção ao cérebro. Os perímetros normalmente usam o ponto cego como referência no momento de averiguar a boa fixação do paciente. **Figure 2.** Gradient curves and intensity profile. On the blind spot there are no cones or rods because this is the region of insertion of the optic nerve, which takes visual stimulus information to the brain. Most commercial perimeters use the blind spot as reference point when testing patient's fixation.

tro de Goldmann em um paciente com glaucoma, por exemplo, há a necessidade da combinação de técnicas cinéticas (para determinar as isópteras) e estáticas (para encontrar os limiares em diferentes regiões) e este processo pode levar de 20 a 30 minutos por olho. O processo de preparar o instrumento, preparar o paciente, repetir os estímulos para um número suficiente de isópteras para desenhar um mapa com resolução razoável, e finalmente preparar o mapa de CV são tarefas que, quando realizadas manualmente, exigem atenção e consomem muito tempo. Além destes inconvenientes, o resultado do exame também está sujeito

a um grau de subjetividade, que depende de fatores como: experiência do examinador, técnica empregada no exame, maneira como se conduz a explicação para o paciente dos procedimentos, entre outros.

Sistemas de medidas automáticas do CV vêm sendo desenvolvidos nos últimos 20 a 25 anos, com o objetivo principal de eliminar os inconvenientes citados anteriormente. Procedimentos do exame podem ser controlados pelo computador e, portanto, padronizados, minimizando e até mesmo eliminando completamente qualquer subjetividade relacionada ao examinador. Este processo de automatização permitiu a transição de exames manuais (perimetria cinética) para exames integralmente controlados pelo computador (perimetria estática por limiar). Esta última técnica tem se mostrado capaz de detectar a perda de sensibilidade (particularmente na região central) mais cedo do que técnicas mais antigas.

Muitos modelos de perímetros automatizados têm sido desenvolvidos por diversas empresas e centros de pesquisa no exterior (Choplin *et al.*, 1999). A maioria destes equipamentos realiza perimetria estática, encontrando, portanto, a sensibilidade em vários pontos do CV. Outros modelos realizam perimetria cinética automatizada, encontrando as isópteras do CV. Embora os equipamentos importados tenham evoluído bastante nos últimos anos, tanto em termos de *hardware* como de *software*, existe uma limitação dos algoritmos destes aparelhos relacionada a informações demográficas contidas na base de dados de seus programas (Iwase *et al.*, 2004). A classificação para a sensibilidade para um certo estímulo como normal ou anormal, ocorre pela comparação com dados médios colhidos em olhos de uma determinada população (Costa, 1995). Esta população possui, inevitável e invariavelmente, características demográficas peculiares à região, etnia, clima, costumes, atividades econômicas, entre outros. Estes fatores são importantes nas características do CV pois podem influenciar direta ou indiretamente a sensibilidade visual.

A base de dados de qualquer perímetro automatizado deve conter valores médios para sensibilidade em centenas de pontos, para várias idades (desde crianças até idosos), de ambos os sexos. Esta base de dados fica armazenada na memória do computador e é utilizada toda vez que se realiza um exame. No caso de equipamentos importados, estes dados médios são calculados com base em uma determinada população, geralmente do país ou da região onde o instrumento é desenvolvido. Este é um fator que deve causar apreensão quando se utiliza um instrumento desenvolvido na Alemanha

para se medir o CV de uma população na Bahia, por exemplo. É de se esperar que estas populações tenham diferenças, mesmo que sutis para alguns casos, em termos de CV, para pessoas de mesmo sexo e idade. Da mesma forma, não se pode esperar a mesma sensibilidade para indivíduos de uma tribo africana quando comparados a esquimós no Ártico. Este é um dos principais fatores que motivaram o desenvolvimento de um perímetro automatizado com algoritmos e uma base de dados gerada exclusivamente de diferentes fragmentos da população brasileira. Neste primeiro protótipo, foram colhidos dados de indivíduos de várias camadas sociais do interior do Estado de São Paulo; no futuro próximo o objetivo será colher dados de populações de várias regiões do Brasil, pois mesmo em se tratando apenas da população brasileira, há uma grande diversidade demográfica. Este protótipo, como será visto na próxima seção, tem características mecânicas análogas aos instrumentos importados com sistema de projeção móvel, mas com partes eletrônicas e *software* integralmente desenvolvidos em uma parceria entre a empresa Eyetec Equipamentos Oftálmicos (www.eyetec.com.br) e o IFSC/USP.

Desenvolvimento

O desenvolvimento de um instrumento da natureza descrita aqui envolve diversas etapas. No entanto, pode-se dividi-las em *hardware* (partes mecânicas, a

fonte de luz, a cúpula) e *software* (os algoritmos, a base de dados de sensibilidade, entre outros) para fins de melhor organização dos diferentes assuntos.

Cúpula, Sistema de Projeção e Filtros de Luz

Inicialmente projetou-se em AutoCAD um sistema de projeção de estímulos luminosos e uma cúpula na forma de abóbada esférica (Figura 3).

Após uma série de simulações via *software*, para haver certeza de que o sistema de projeção e as dimensões e ângulos internos permitiriam a projeção de estímulos na maior parte da superfície da cúpula, foi projetada e construída uma cúpula em fibra de vidro (veja Figura 4).

O sistema de projeção contém uma série de motores que movimentam um conjunto de lentes, filtros atenuadores, diafragma, etc. Os atenuadores controlam a intensidade de luz, e os diafragmas o tamanho do estímulo (normalmente determinado em mm^2), sendo que as lentes servem para focalizar o estímulo na cúpula. Este sistema não coincide com o centro geométrico da abóbada esférica pois neste ponto está localizado o olho do paciente (Figura 5). A cabeça do paciente impede, portanto, que o sistema óptico-mecânico de projeção seja montado no centro da cúpula, o que torna a sua construção mais complexa, pois exige que haja no *hardware* de controle do estímulo uma curva de calibração posição *versus* tamanho.

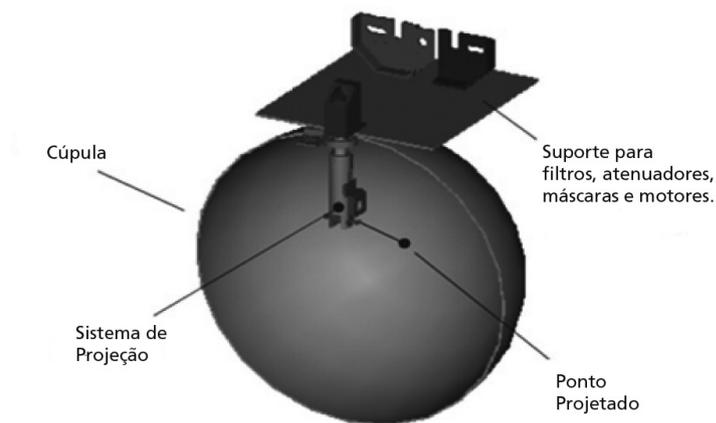


Figura 3. Cúpula em forma de abóbada contendo o suporte dos motores e o suporte frontal (sistema de projeção) por onde são refletidos os estímulos luminosos que são projetados na cúpula. Ao mesmo tempo em que se movimentam dois espelhos do projetor para regular a posição do estímulo, também é feita a medição da intensidade absoluta deste estímulo naquele ponto para ajuste fino dos motores que controlam os filtros atenuadores. **Figure 3.** Semi-spherical target surface showing the optical-mechanical stimulus projection system. By adjusting the angles of two mirrors controlled by micro-motors, the position of the stimulus may be precisely adjusted. At the same time 3 other micro-motors control the rotation of a gradual attenuator, a diaphragm disc and a filter disc, which determine the intensity, size and color of the projected stimulus.

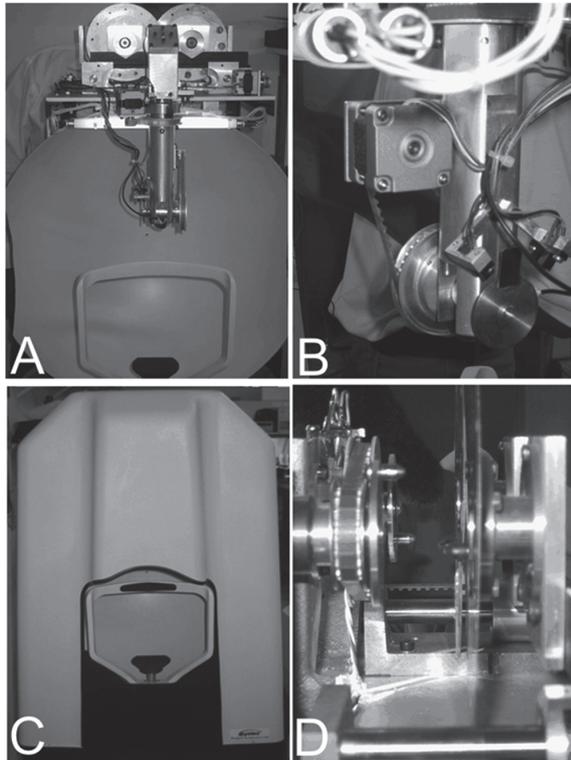


Figura 4. (A) Cúpula em forma de abóbada esférica construída em fibra de vidro mostrando também o sistema de projeção já montado. É possível ter-se uma noção de dimensão tomando-se como base o tamanho da testeira e da queixeira, onde a cabeça do paciente se encaixa. (B) Vista ampliada do sistema de projeção mostrando engrenagens, motor de passo; (C) vista frontal do campímetro com carenagem construída em fibra de vidro (a dimensão da parte superior deve diminuir com utilização de LED de alta intensidade). (D) Motores com sistema de filtros e atenuadores posicionados em discos entre a lâmpada e as lentes de focalização. **Figure 4.** (A) Dome shaped target constructed in fiberglass, also showing the mounted projecting system. It is possible to have a notion of the relative size of the dome by observing the shin and forehead rests. (B) Magnified view of the projecting system showing the gears and step motor; (C) frontal view of the perimeter with structure built in fiberglass; (D) Micro-motors with filter and attenuators positioned between the light source and the focusing lenses.

O controle de todos os parâmetros é efetuado pelo programa que roda no computador, via comunicação serial do PC com uma placa de controle instalada internamente à carenagem do perímetro. Na Figura 6 é mostrado um diagrama em blocos de funcionamento do instrumento.

No PC roda um *software* que contém várias estratégias de exame. As estratégias de exame são basicamente qual o ângulo sólido máximo de campo visual que será examinado (pode variar de 30° a 120°), tamanho, intensidade e localização dos estímulos, que variam de acordo com a minúcia com que o médico deseja realizar o exame. A resposta do paciente é efetuada por um dispositivo com botão e podem ser “botão pressionado” ou “botão não pressionado”, que significam, respectivamente, pacientes viu o estímulo ou não viu o estímulo. O *software* armazena na memória as respostas do paciente para cada estímulo e a partir disso determina qual o próximo passo para cada ponto estimulado, de maneira a encontrar o limiar de sensibilidade do paciente para todos os pontos.

Algoritmos e Software

Existem vários algoritmos para campimetria automatizada (Costa, 1995), cada um deles seguindo desde estratégias diretas e simples (Heijl e Krakau, 1975) até sistemas mais atuais que utilizam princípios de inteligência artificial (Bengtsson *et al.*, 1997, 1998) para diminuir o tempo de exame sem perder precisão e resolução. Mas todos eles utilizam o princípio básico de determinar a sensibilidade em regiões diferentes da retina. Portanto é importante, a esta altura, compreen-

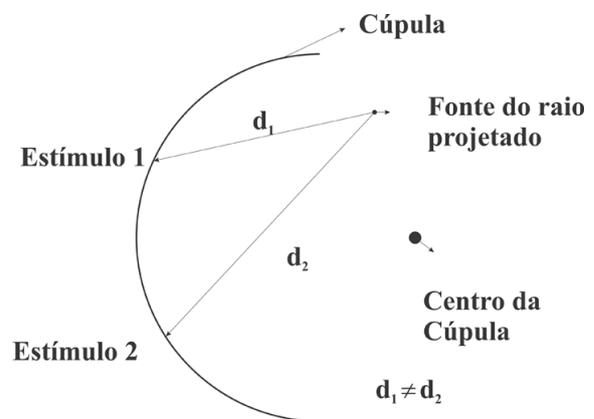


Figura 5. Diagrama mostrando um corte longitudinal com a posição descentrada do sistema de projeção. Pelo fato do sistema ser descentralizado, a cada posição de incidência de estímulo, o sistema recalcula o tamanho da máscara baseado numa curva de calibração colhida previamente. **Figure 5.** Diagram showing a longitudinal section of the decentered position of the projection system. Because the system is decentered, at each position of projection of the stimulus, the algorithm recalculates the size of the stimulus based on a curve collected previously.

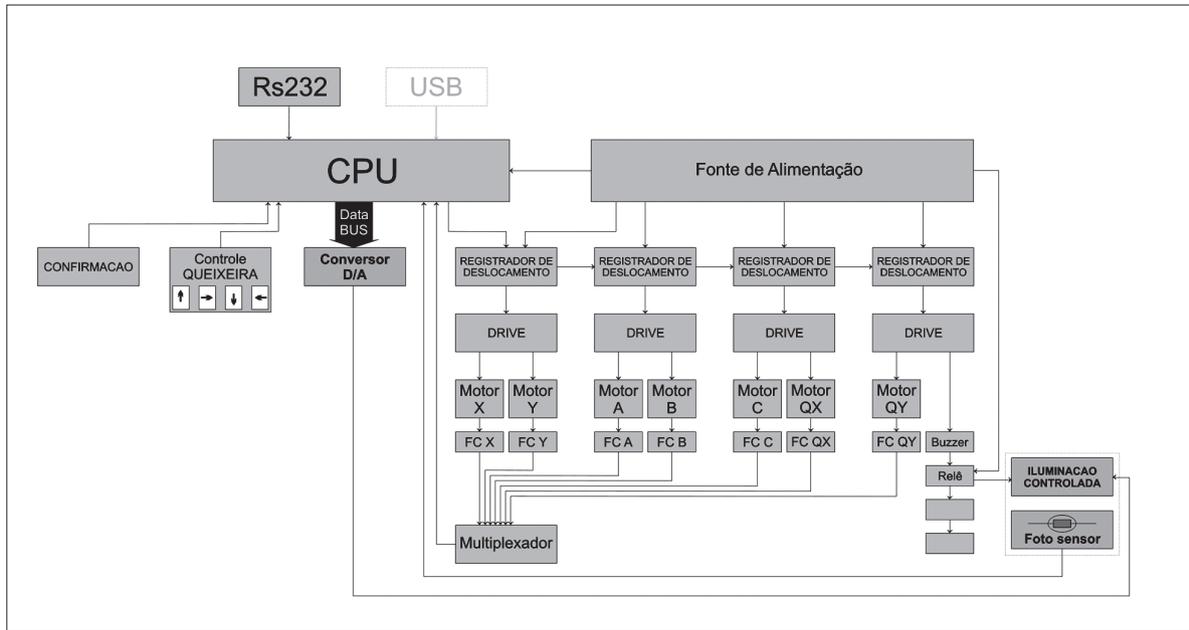


Figura 6. Diagrama geral com as partes que compõem o perímetro automatizado e comunicação dos dados entre as diferentes partes. **Figure 6.** General block diagram showing the different parts that constitute the automated perimeter and communication of data between the different parts.

der corretamente como é feita a medida da intensidade dos estímulos, suas dimensões, quais as unidades de medida mais utilizadas, entre outros.

As duas unidades de medida de intensidade luminosa mais usadas em campimetria são o apostilb (asb) e decibel (dB). O asb é uma escala absoluta de intensidade de luz e pode ser transformada numa série de outras unidades absolutas. Já o dB é uma unidade relativa de intensidade luminosa e é baseada na intensidade máxima (em asb) disponível no instrumento considerado. Para o caso do campímetro da Humphrey, a intensidade luminosa máxima é exatamente este valor e a relação entre apostilb e decibel pode ser expressa como:

$$1 \text{ asb} = 10^{4,0-0,1 \text{ dB}} \quad (1)$$

ou então, inversamente:

$$1 \text{ dB} = 10[4,0 - \log(1 \text{ asb})] \quad (2)$$

Como se pode ver, a escala em dB cresce com a diminuição da intensidade luminosa. Desta maneira, quando se imprime um mapa de sensibilidade do paciente em dB, pode-se identificar as regiões mais sensíveis por valores mais altos e vice-versa.

A dimensão e a intensidade dos estímulos do instrumento foram padronizadas de acordo com um instrumento importado considerado *gold standard* no

Brasil e em outros países (Costa, 1995) e pode ser vista na Tabela 1.

A adoção de um sistema padrão de tamanhos e intensidades vai permitir que, numa segunda fase deste projeto, seja possível comparar os exames deste instrumento com aqueles de um instrumento considerado confiável pela comunidade oftalmológica. Por este motivo, resolveu-se adotar o padrão do instrumento importado (Humphrey "Field Analyzer II - i series"). Esta fase será muito importante para validar as medidas e para quantificar o desvio padrão de instrumentos importados na medida do CV da população brasileira.

Neste primeiro protótipo foi desenvolvido um método simples que usa passos ímpares e pares na descida e subida da intensidade do estímulo, para encontrar o limiar de sensibilidade pontual. O princípio desta estratégia pode ser entendido através da Figura 7.

Juntamente com a estratégia para determinação do limiar pontual, Heijl também sugere que a exposição dos estímulos luminosos deveria ser feita de maneira aleatória, pois ele já havia testado exposições sequenciais (de centro para as bordas da tela de projeção) e percebeu uma tendência maior do paciente em "adivinhar" o estímulo. Alguns passos básicos do *software* implementado podem ser resumidos como:

- 1) A exposição de estímulos se inicia com iluminação

Tabela 1. Intensidades (em dB e asb) e tamanhos dos estímulos no padrão Humphrey. Os números em algarismos romanos referem-se ao tamanho do estímulo, sendo que os tamanhos são, de I a V, respectivamente: 1/16 mm², 1/4 mm², 1 mm², 4 mm² e 16 mm². Os números decimais representam o fator de atenuação do primeiro filtro (onde os fatores de atenuação correspondem a 1: 0,0315; 2: 0,100; 3: 0,315; 4: 1,00, ou seja, uma intensidade de 1.000 asb com o filtro 3 será reduzida para 0,315 × 1.000 = 315 asb) e as letras referem-se ao segundo filtro atenuador (mais tênue que o primeiro, ou seja, funcionando como um ajuste fino). **Table 1.** Intensities (in dB and asb) and size of stimulus using the Humphrey standard. The Roman numerals refer to the size of the stimulus. The sizes are from I to V, respectively: 1/16 mm², 1/4 mm², 1 mm², 4 mm² e 16 mm². The Arabic numerals represent the first attenuator filter (where the attenuation correspond to 1: 0.0315, 2: 0.100; 3: 0.315; 4: 1.00, that is, an intensity of 1,000 asb with a filter # 3 will be reduced to 0.315 × 1,000 = 315 asb). The letters refer to the second attenuator filter (more moderate when compared to the first, and therefore works as a fine tuning).

dB	Intensidade		Tamanhos do Estímulo (no mesmo padrão da Humphrey)				
	asb						
0	10.000,00	III4e	IV4e	V4e			
1	7.943,00	III4d	IV4d	V4d			
2	6.310,00	III4c	IV4c	V4c			
3	5.012,00	III4b	IV4b	V4b			
4	3.981,00	III4a	IV4a	V4a			
5	3.162,00	II4e	III4e	IV4e	V4e		
6	2.512,00	II4d	III4d	IV4d	V4d		
7	1.995,00	II4c	III4c	IV4c	V4c		
8	1.585,00	II4b	III4b	IV4b	V4b		
9	1.259,00	II4a	III4a	IV4a	V4a		
10	1.000,00	I4e	II4e	III4e	IV4e	V4e	
11	794,00	I4d	II4d	III4d	IV4d	V4d	
12	631,00	I4c	II4c	III4c	IV4c	V4c	
13	501,00	I4b	II4b	III4b	IV4b	V4b	
14	398,00	I4a	II4a	III4a	IV4a	V4a	
15	316,00	I3e	II3e	III3e	IV3e	V3e	
16	251,00	I3d	II3d	III3d	IV3d	V3d	
17	200,00	I3c	II3c	III3c	IV3c	V3c	
18	158,00	I3b	II3b	III3b	IV3b	V3b	
19	126,00	I3a	II3a	III3a	IV3a	V3a	
20	100,00	I2e	II2e	III2e	IV2e	V2e	
21	79,00	I2d	II2d	III2d	IV2d	V2d	
22	63,00	I2c	II2c	III2c	IV2c	V2c	
23	50,00	I2b	II2b	III2b	IV2b	V2b	
24	40,00	I2a	II2a	III2a	IV2a	V2a	
25	32,00	I1e	II1e	III1e	IV1e	V1e	
26	25,00	I1d	II1d	III1d	IV1d	V1d	
27	20,00	I1c	II1c	III1c	IV1c	V1c	
28	16,00	I1b	II1b	III1b	IV1b	V1b	
29	13,00	I1a	II1a	III1a	IV1a	V1a	
30	10,00	I4e	I1e	II1e	III1e	IV1e	
31	8,00	I4d	I1d	II1d	III1d	IV1d	
32	6,00	I4c	I1c	II1c	III1c	IV1c	
33	5,00	I4b	I1b	II1b	III1b	IV1b	
34	4,00	I4a	I1a	II1a	III1a	IV1a	
35	3,20	I3e	I4e	I1e	II1e	III1e	
36	2,50	I3d	I4d	I1d	II1d	III1d	
37	2,00	I3c	I4c	I1c	II1c	III1c	
38	1,60	I3b	I4b	I1b	II1b	III1b	
39	1,30	I3a	I4a	I1a	II1a	III1a	
40	1,00	I2e	I3e	I4e	I1e	II1e	
41	0,80	I2d	I3d	I4d	I1d	II1d	
42	0,60	I2c	I3c	I4c	I1c	II1c	
43	0,50	I2b	I3b	I4b	I1b	II1b	
44	0,40	I2a	I3a	I4a	I1a	II1a	
45	0,32	I1e	I2e	I3e	I4e	I1e	
46	0,25	I1d	I2d	I3d	I4d	I1d	
47	0,20	I1c	I2c	I3c	I4c	I1c	
48	0,16	I1b	I2b	I3b	I4b	I1b	
49	0,13	I1a	I2a	I3a	I4a	I1a	
50	0,10		I1e	I2e	I3e	I4e	
51	0,08		I1d	I2d	I3d	I4d	

- de 1.000 asb, decresce de 3 em 3 dB e aumenta de 2 em 2 dB;
- 2) A distribuição dos estímulos gerados é aleatória até que o limiar de todos os pontos de interesse seja encontrado;
 - 3) O limiar de cada ponto é determinado utilizando-se o princípio mostrado na Figura 7;
 - 4) O número de pontos de interesse depende do ângulo do CV que se deseja analisar (30°, 60° ou 120°). Os pontos que podem ser estimulados pelo sistema de projeção podem ser vistos na Figura 8;
 - 5) A dimensão e a intensidade dos estímulos foram padronizadas de acordo com a Tabela 1;
 - 6) A intensidade de luz da cúpula é regulada de acordo com a intensidade absoluta que se deseja obter do estímulo que está sendo projetado naquele ponto. Para isto foram instaladas várias lâmpadas, dentro da carenagem, que acendem ou apagam seqüen-

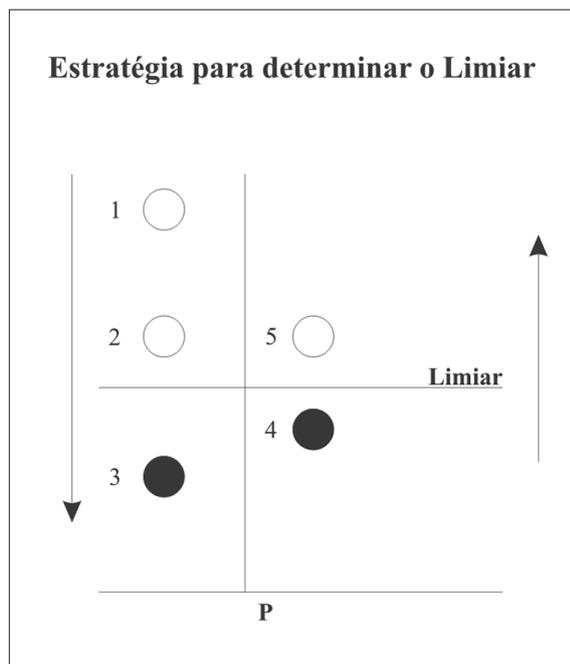


Figura 7. Princípio simples de estratégia utilizada para encontrar o limiar. A intensidade é diminuída de 3 em 3 dB até que o ponto não seja mais visto pelo paciente; depois disso é aumentada de 2 em 2 dB, até cruzar novamente o limiar. O valor 5 é utilizado como sendo o limiar de sensibilidade do paciente naquele ponto. **Figure 7.** Simple principle used to find the threshold value. The stimulus intensity is lowered in steps of 3 dB, until the point where it is not seen anymore by the patient. After this it is elevated in steps of 2 dB, until it crosses again the threshold. The value represented by stimulus 5 is used as the sensitivity of the patient at that point.

cialmente para iluminação gradual e um sensor na cabeça do projetor para permitir a detecção e ajuste instantâneo da posição dos filtros para regulagem da intensidade absoluta.

A regulagem automática das intensidades da Tabela 1 depende também da luz ambiente, externa à cúpula, e é este fator que determina a necessidade de um sensor de luminosidade no sistema de projeção.

Definição de outros parâmetros do exame

Para que se compreenda como é realizado um exame de campimetria e como os mapas são impressos pelo instrumento, é importante também a definição de outros termos:

Fixação – A fixação é um dos parâmetros mais importantes em um exame de CV. Ela determina se o paciente estava olhando para o estímulo central no momento do exame. Para isso, efetua-se testes iniciais na região da mancha cega (nervo óptico) para determinação da posição de fixação do paciente. Uma vez determinada a posição do estímulo que recai sobre a mancha cega, armazenam-se as coordenadas na

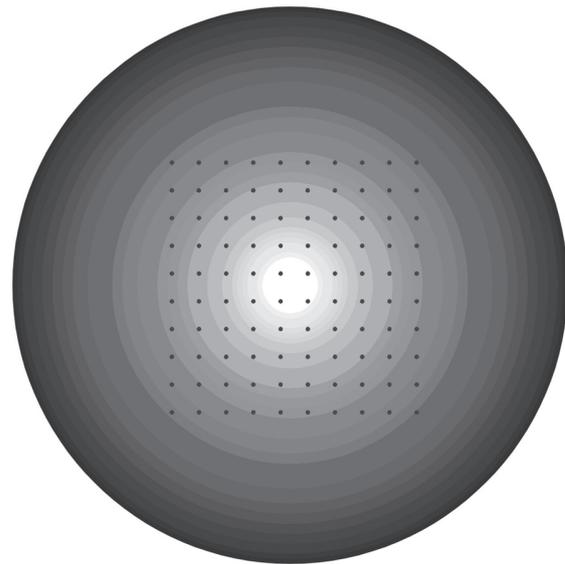


Figura 8. Imagem gerada em computador da frente da cúpula com todos os pontos que podem ser iluminados. Dependendo do tipo de exame apenas pontos mais centrais são utilizados. Para exames mais extensos, regiões centrais e periféricas dos pontos são utilizadas.

Figure 8. Computer generated image of the front view of the dome showing all possible points which may be illuminated. Depending on the type of exam, only more centralized points are used. For more extensive and complete exams, central and peripheral points are used.

memória do computador. Após isso, independente da estratégia escolhida para o exame, este estímulo é randomicamente ativado para testar a fixação do paciente. Existem critérios e metodologias diferentes para determinar a importância do número de perdas de fixação para um determinado exame. Como regra geral para todas estratégias e todas as idades, adotou-se o critério do número máximo de perdas de fixação de 1/3 dos testes totais de fixação (Costa, 1995).

Falso-positivos – Os falso-positivos são respostas positivas a estímulos que estão abaixo do limiar já determinado anteriormente para aquele mesmo ponto. Ocorrem por vários motivos, geralmente quando o paciente está fora do ponto de fixação, distraído ou tentando adivinhar a posição dos estímulos sem que os esteja vendo. O número máximo de falso-positivos permitidos é também de 1/3 dos totais apresentados.

Falso-negativos – Resposta negativa para um estímulo acima do limiar previamente determinado. Também ocorre por perda de fixação, distração, entre outros. O número limite para confiabilidade do exame é de 1/3 dos totais apresentados.

Implementação do Software

A seguir é descrito o *software* implementado para controle do sistema de projeção, interfaces com o usuário e na seção de resultados é mostrado um mapa preliminar para paciente voluntário que foi examinado no laboratório do IFSC/USP.

Todo o *software* do sistema foi implementado em Delphi 7.0 (www.borland.com.br). Na Figura 9 pode-se ver a primeira tela que aparece logo que o usuário entra no sistema. Nela o examinador poderá cadastrar um novo médico ou selecionar um médico já cadastrado no sistema. A todo exame está associado um médico, que passa a ser o responsável por aquele exame. Desta maneira, se em uma clínica ou hospital há vários médicos usuários de um mesmo campímetro, todos os exames poderão ser associados aos diferentes médicos.

Construção de uma Base de Dados nacional – Para construir a base de dados inicial utilizou-se exames de 100 pacientes voluntários (50 mulheres e 50 homens, idades entre 18 e 67 anos) realizados em um aparelho Humphrey e classificados como normais por este instrumento (ou seja, assintomáticos). Nosso *software*, a partir desta base de dados inicial, passa a ponderar cada um dos novos exames de voluntários ou pacientes para aprimorar os dados da sua própria base. Desta maneira, acredita-se que em um futuro breve ter-se-á um volume estatisticamente confiável de dados de olhos de brasileiros que possam ser usados como uma

Figura 9. Tela para cadastro ou escolha de médico já cadastrado como responsável pelo exame. No sistema atual de cadastro, é possível que o médico responsável não seja o mesmo que solicitou o exame. Isto permitirá que clínicas que tenham este instrumento prestem serviços para terceiros. **Figure 9.** Screen shot of the software showing the database system for choosing or inserting a doctor as responsible for the exam. On the current personal data record, it is possible that the responsible clinician is not the same person who ordered the exam, which is a feature that allows hospitals and eye clinics with this system to provide exams for third parties.

base de dados genuinamente nacional. Também se considera a possibilidade de realizar exames paralelos de campimetria cinética para serem usados como controle, de tal maneira a diminuir a dependência inicial dos dados de um instrumento importado. No entanto, para este primeiro protótipo este procedimento não foi utilizado. Os valores de sensibilidade para cada ponto de cada exame foram copiados manualmente para o disco rígido do instrumento. Estes valores foram utilizados como comparativos para determinar os mapas de desvio padrão e desvio total em nossos exames (conforme pode ser visto na Figura 11).

Resultados

Apresenta-se aqui os resultados preliminares do instrumento, utilizando a base de dados descrita na seção anterior, para examinar um paciente voluntário (masculino, com idade 54 anos). Na Figura 10 pode-se ver a tela do *software* durante a realização do exame e na Figura 11 pode-se ver o resultado do relatório

impresso após a conclusão do exame, que neste caso demorou 15 min e 38 s.

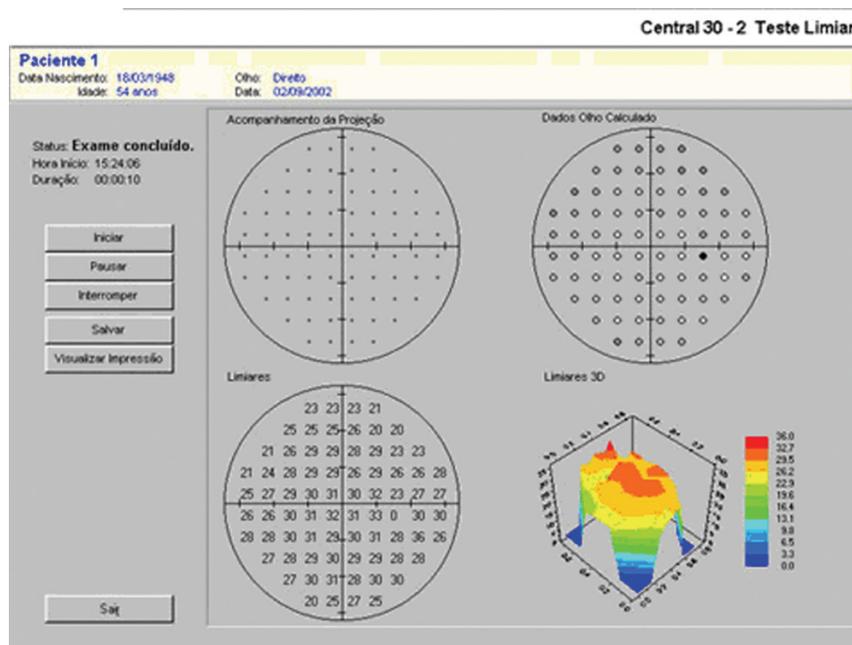
No primeiro quadrante (superior esquerdo) da Figura 10 pode-se ver qual ponto está sendo aceso naquele exato momento; o segundo quadrante (superior direito) mostra a intensidade (em nível de cinza) que foi acesa naquele momento do exame; e o terceiro quadrante (inferior esquerdo) mostra a mesma informação, mas desta vez em dB; finalmente, o último quadrante (inferior direito) mostra a ilha de visão usando uma escala em dB codificada por cores.

Como se pode ver na Figura 11, o mapa impresso contém praticamente todos os detalhes do equipamento importado (Costa, 1995). Na faixa superior aparecem os dados do paciente e dados gerais sobre o exame, como cor do estímulo, etc. No canto superior esquerdo tem-se o mapa de limiar absoluto numérico, e no canto superior direito os mesmos valores mas impressos como um mapa de cinza, cuja tabela em dB está no canto inferior esquerdo. Os dois mapas intermediários são o desvio total e o desvio padrão dos níveis de sensibilidade quando comparados com os níveis médios para aquela idade e sexo. Os dois mapas inferiores foram deixados para que, caso o usuário solicite esta opção, o sistema irá imprimir estes mapas em níveis de cinza.

Não se pode deixar de mencionar o processo natural de descalibração das intensidades relativas do estímulo luminoso. Isso ocorre com o passar do tempo devido a fatores como sujeira na cúpula e envelhecimento do sistema de iluminação. Para isso é importante mencionar que este equipamento, assim como os importados, necessitará de um procedimento periódico de manutenção para avaliar se o sensor de iluminação está corretamente calibrado.

Discussão

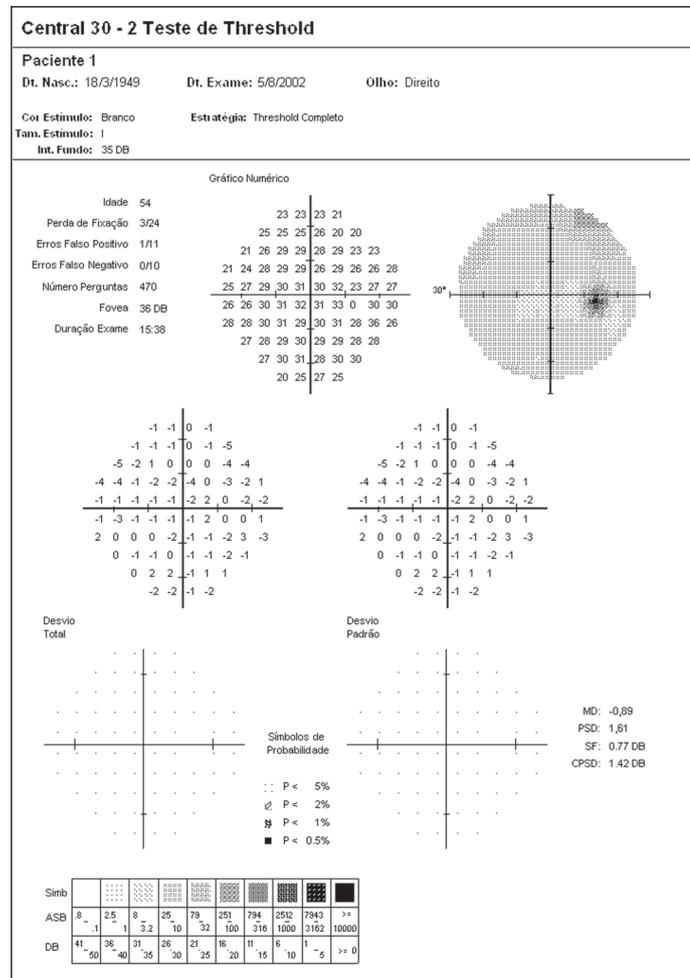
Pode-se afirmar que os resultados iniciais deste primeiro protótipo foram satisfatórios quando comparados ao mesmo exame realizado em um aparelho Humphrey. O desvio médio padrão para todos os pontos examinados foi de apenas ± 1 dB, mostrando que ambos instrumentos forneceram praticamente o mesmo resultado para aquele paciente, descendente de italianos. Na próxima etapa serão construídos mais dois modelos, a serem instalados um no Hospital de Clínicas da UNICAMP e outro no Hospital de Clínicas da Escola de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Espera-se com isso poder realizar comparações mais quantitativas e menos qualitativas deste aparelho com aqueles que são considerados hoje como padrão de mercado. Neste primeiro artigo foram descritos apenas o desenvolvimento do equipamento



Tela de acompanhamento do exame

Figura 10. Tela do software que mostra diversas informações no transcorrer do exame. **Figure 10.** Software screen-shot which shows useful information along the exam.

Figura 11. Mapa impresso no relatório final do software do equipamento. **Figure 11.** Printed map on the final report issued by the instrument.



e apresentados alguns resultados qualitativos; num segundo relato, após a coleta de um volume maior de dados será possível realizar uma comparação quantitativa com instrumentos importados que seja estatisticamente relevante. Além disso, será possível ouvir dos médicos especialistas novas sugestões e até mesmo críticas ao instrumento para que este possa ser aprimorado.

Agradecimentos

À empresa Eyetec pela cessão e instalação um equipamento no IFSC-USP, para a realização das medidas necessárias nos testes deste trabalho. À FAPESP pelo financiamento parcial do projeto (processo 01/03132-8).

Referências

Bengtsson, B., Olsson, J., Heijl, A., Rootzen, H. (1997), "A new generation of algorithms for computerized threshold perimetry, SITA", *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, v. 75, n. 4, p. 368-375.
 Bengtsson, B., Heijl, A. (1998), "SITA Fast, a new rapid perimetric threshold test. Description of methods

and evaluation in patients with manifest and suspect glaucoma", *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, v. 76, n. 4, p. 431-437.
 Choplin, N.T., Edwards, R.P. (1999), *Visual Field Testing with the Humphrey Field Analyzer: A Text and Clinical Atlas*, 2nd ed., Slack Incorporated: Thorofare, NJ, 256 p.
 Costa, V.P. (1995), *Perimetria Computadorizada: um guia prático de interpretação*, 1^a ed., Rio Med Livros Ltda.: Rio de Janeiro, 140 p.
 Dias, J.F.P., Imamura, P.M. (1992), *Campo Visual*, Editora Cultura Médica: Rio de Janeiro.
 Edelson, E. (2002), "Race, ethnicity revisited in glaucoma symposium", *Ophthalmology Times*, v. 27, n. 21, p. 61-62.
 Heijl, A., Krakau, C.E. (1975), "An automatic static perimeter, design and pilot study", *Acta Ophtalmologica*, v. 53, n. 3, p. 293-310.
 Iwase, A., Suzuki, Y., Araie, M., Yamamoto, T., Abe, H., Shirato, S., Kuwayama, Y., Mishima, H.K., Shimizu, H., Tomita, G., Inoue, Y., Kitazawa, Y., Tajimi Study Group, Japan Glaucoma Society (2004), "The prevalence of primary open-angle glaucoma in Japanese: the Tajimi Study", *Ophthalmology*, v. 111, n. 9, p. 1641-1648.
 Schmidt, T. (1955), Visual field examination with Goldman perimeter, *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*, v. 126, n. 2, p. 209-217.