Universidade de São Paulo
Instituto de Psicologia

Emília Longhi Bitencourt

Dispersão de luz intraocular em diferentes idades e condições oculares

São Paulo, agosto de 2012

Universidade de São Paulo
Instituto de Psicologia

Emília Longhi Bitencourt

Dispersão de luz intraocular em diferentes idades e condições oculares
(Versão Original)

Tese apresentada ao Instituto de
Psicologia da Universidade de São
Paulo, como parte das exigências
para obtenção do título de Doutora
em Ciências

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Fernandes da Costa

São Paulo, agosto de 2012

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na publicação
Biblioteca Dante Moreira Leite
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

Bitencourt, Emília Longhi.

Dispersão de luz intraocular em diferentes idades e condições oculares / Emília Longhi Bitencourt; orientador Marcelo Fernandes da Costa. -- São Paulo, 2012.

104 f.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Psicologia Experimental) – Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

1. Visão 2. Dispersão de luz 3. Psicofísica I. Título.

BF241

FOLHA DE APROVAÇÃO

Emília Longhi Bitencourt

Dispersão de luz intraocular em diferentes idades e condições oculares

**Tese apresentada ao Instituto de Psicologia da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
Doutor em ciência**

Aprovado em:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Instituição; _____ **Assinatura:** _____

Prof. Dr. _____

Instituição; _____ **Assinatura:** _____

Prof. Dr. _____

Instituição; _____ **Assinatura:** _____

Prof. Dr. _____

Instituição; _____ **Assinatura:** _____

Prof. Dr. _____

Instituição; _____ **Assinatura:** _____

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha família, sempre presente,
em especial ao meu filho querido, Enzo,
que desde pequeno aprendeu o que significa “Mamãe está trabalhando”.
Obrigada pela paciência, pelo carinho e pela ajuda!

Agradecimentos

Ao meu querido orientador, prof. Marcelo Fernandes da Costa, por toda sua ajuda e seu apoio em todos os momentos.

À querida professora Dora Fix Ventura, que me treinou por tantos anos em psicofísica, e que me propiciou as condições para realizar este trabalho, sempre com muita dedicação.

Aos professores Elisa Colombo e Luis Issolio, da *Universidad Nacional de Tucumán*, Argentina, por me receberem com tanto carinho e por sua inestimável contribuição na coleta e análise de dados deste trabalho.

À FAPESP, à CAPES e ao CNPq, pelo apoio financeiro ao laboratório, que propiciou a compra do equipamento, sem o qual esta pesquisa não existiria, e pela concessão de minha bolsa de doutorado.

Aos meus amigos e companheiros do laboratório, sempre dispostos a ajudar, discutir dados, apoiar, conversar e acolher tudo o que acontece, e todos que aparecem.

Aos meus pais e minha irmã, queridos, que me incentivaram a fazer o doutorado, e ajudaram de todas as formas, para que eu tivesse tempo suficiente para me dedicar a essa empreitada.

Ao meu filho amado Enzo, que mesmo criança entendeu (às vezes) que eu estava perto, mas não disponível, com minhas desculpas por não ter brincado tanto... Mas nós dois fizemos o possível, e acho que no final deu certo!

À Universidade de São Paulo e a todos os voluntários desta pesquisa, sem os quais nada seria possível.

A todos vocês, meu MUITO OBRIGADA!

Apoio Financeiro

Bolsa de doutorado CNPq

Projeto Temático FAPESP # 08/58731-2

Projeto Temático FAPESP # 02/12733-8

Resumo

Objetivos: Avaliar a dispersão de luz intraocular em participantes com olhos saudáveis, moradores da Grande São Paulo e de San Miguel de Tucumán, Argentina, e pacientes que realizariam cirurgia refrativa (LASIK), utilizando o método psicofísico da Comparação da Compensação presente no aparelho C-Quant (Oculus Optikgeräte, Alemanha). **Método:** Foi utilizado o aparelho C-Quant, desenvolvido por Franssen, Coppens e van den Berg. (IOVS, 47:768,2006), disponível comercialmente, para avaliar de maneira objetiva a dispersão de luz intraocular através de método psicofísico. Foram testados 261 voluntários, de ambos os sexos, com idades variando entre 10 e 78 anos, divididos em três grupos experimentais: grupo 1: $n=209$, idade: $33,74 \pm 15,87$ anos, moradores da Grande São Paulo; grupo 2: $n=29$, idade: $39,72 \pm 13,28$ anos, moradores de San Miguel de Tucumán, Argentina; grupo 3: $n=23$, idade: $30,52 \pm 4,94$ anos, moradores da Grande São Paulo e pacientes de cirurgia refrativa (LASIK). Cada voluntário realizou 6 testes, 3 em cada olho (olhos alternados), e os valores obtidos do parâmetro de dispersão foram comparados entre si e com as normas do equipamento. Os voluntários do grupo 3 realizaram três sessões de testagem, antes da cirurgia, após 60 dias da cirurgia e após 120 dias da cirurgia. **Resultados:** Observou-se que, apesar da variação entre respostas do mesmo participante e de diferentes participantes da mesma idade, não houve significância estatística (ANOVA medidas pareadas, grupo 1: $t=1,501$, Wilcoxon, grupo 2: $Z=-2,422$, $p\text{-level } 0,015$) entre os dados, e em todos os grupos experimentais houve alta correlação (grupo 1: Pearson: $R=0,7101$, grupo 2: Spearman = $0,942$, grupo 3: Spearman = $0,958$) entre olho direito e esquerdo. Comparando-se com as normas do aparelho atualizadas, não foi encontrada diferença estatística para os três grupos experimentais. No grupo 3, os resultados de dispersão pré-operatório foram ligeiramente maiores que os obtidos com 60 e 120 dias de pós-operatório, porém não houve diferença estatística entre tais dados. **Discussão:** Os valores de dispersão de luz intraocular foram compatíveis com as normas atualizadas do aparelho, o que se deve, principalmente, à grande variação dos dados coletados, levando a um desvio padrão grande, que impossibilita qualquer diferença estatística. Observamos que entre os mais jovens (entre 10 e 20 anos), tais variações de valores de dispersão também ocorrem, levantando dúvidas sobre a constância da dispersão de luz nessa faixa etária, fato predito na literatura. Observamos também uma diminuição nos valores de dispersão no pós-operatório a níveis normais, indicando recuperação dos meios ópticos após a cirurgia. Não foram observadas diferenças significativas entre a população brasileira e a argentina, nem entre participantes de olhos de cores diferentes, o que vai contra a literatura, que prediz valores maiores de dispersão para olhos claros.

Palavras-chave: Visão, dispersão de luz, psicofísica

Abstract

Purpose: Evaluate retinal straylight in healthy eyes of people living in Sao Paulo and San Miguel de Tucumán, Argentina, and in patients of refractive surgery (LASIK), using the psychophysical method Compensation Comparison as presented in the Oculus C-Quant (Oculus Optikgeräte, Germany). **Methods:** Oculus C-Quant was used to access the retinal straylight, as developed by Franssen, Coppens and van den Berg (IOVS, 47:768,2006), using a psychophysical method to quantify retinal straylight. For this study 261 subjects were tested, both sexes, ages between 10 and 78 years old, arranged in three experimental groups: group 1, n=209, age: $33,74 \pm 15,87$ years, all living in Sao Paulo; group 2: n=29, age: $39,72 \pm 13,28$ years, living in San Miguel de Tucumán, Argentina; group 3: n=23, age: $30,52 \pm 4,94$ years, living in Sao Paulo and all refractive surgery (LASIK) patients. Each subject performed the test 6 times, 3 times each eye (alternating eyes), and the straylight values were compared between measures on the same subject and with the updated standard norms of the C-Quant. Group 3 subjects were tested three times, one previously the refractive surgery, one 60 days after surgery and the last one 120 days after surgery. **Results:** As a result, there were no statistic differences between measures on the same subject and when comparing different subjects same age (Paired Measures ANOVA, group 1, $t=1,501$, Wilcoxon, group 2: $Z=-2,422$, p-level 0,015), and there were high correlation between right and left eyes for all three groups (group 1: Pearson: $R=0,7101$, group 2: Spearman = 0,942, group 3: Spearman = 0,958). The standard norms of the C-Quant were also compared with the straylight values for the subjects in all three groups, and also there was no statistical significance between them. At group 3, the pre-op results were slightly higher than the post-op (both 60 and 120 days), but no statistical difference was found. **Discussion:** The straylight values obtained were similar to those on the updated standard norms of the test, due mainly to data scatter and therefore high standard deviation values. Among the younger subjects (ages between 10 and 20 years) the straylight values also vary and didn't remain constant as predicted by literature. At group 3, straylight values on post-op (60 and 120 days) were similar those from updated norms, indicating a recovery of the eye media after surgery. No statistical differences were found between Brazilian and Argentinean subjects, neither between dark and light eyes subjects, although the literature predicts higher straylight values for light eyes.

Keywords: Vision, retinal straylight, psychophysics

Lista de Figuras

Figura 1 – Esquema da refração da luz visível	p. 13
Figura 2 – Esquema da difração de frentes de onda	p. 14
Figura 3 – Esquema da difração de Fresnel	p. 16
Figura 4 – Simulação da Corona Ciliar	p. 18
Figura 5 – Tabela de classificação LOCS III	p. 21
Figura 6 – Simulação da visão de pessoa normal	p. 23
Figura 7 – Simulação da visão de pessoa com aumento de dispersão	p. 23
Figura 8 – Exemplo da tela de teste – Compensação direta	p. 26
Figura 9 – Exemplo da dispersão de luz sem luz de compensação	p. 28
Figura 10 – Exemplo da compensação da luz	p. 29
Figura 11 – Exemplo de tela método Comparação da compensação	p. 31
Figura 12 – Exemplo da comparação dos hemisférios	p. 32
Figura 13 – Dados do exemplo e curva psicométrica	p. 35
Figura 14 – Normas europeias (projeto GLARE)	p. 37
Figura 15 – Curva de normalidade atualizada	p. 38
Figura 16 – Comparação das curvas GLARE e atualizada	p. 39
Figura 17 – Dados preliminares São Paulo	p. 41
Figura 18 – Aparelho C-Quant	p. 46
Figura 19 – Exemplo de tela de aplicação do programa C-Quant	p. 48
Figura 20 – Correlação de Pearson – grupo 1	p. 57
Figura 21 – Distribuição dos valores de dispersão – grupo 1	p. 58
Figura 22 – Ajuste de curva de tendência – grupo 1	p. 59
Figura 23 – Ajuste de curva de tendência – jovens grupo 1	p. 60
Figura 24 – Ajuste de equação aos dados – grupo 1	p. 61
Figura 25 – Ajuste quadrático aos dados – grupo 1	p. 62
Figura 26 – Comparação ajustes – grupo 1	p. 63
Figura 27 – Comparação ajustes e normas – grupo 1	p. 64
Figura 28 – Correlação entre olhos – grupo 2	p. 67
Figura 29 – Distribuição dos dados – grupo 2	p. 68
Figura 30 – Ajuste de equação aos dados – grupo 2	p. 69
Figura 31 – Ajuste quadrático aos dados – grupo 2	p. 70
Figura 32 – Comparação ajustes – grupo 2	p. 71
Figura 33 – Comparação ajustes e normas – grupo 2	p. 72
Figura 34 – Distribuição dos dados – grupo 3 pré-op	p. 78
Figura 35 – Distribuição dos dados – grupo 3 60 pós-op	p. 79
Figura 36 – Distribuição dos dados – grupo 3 120 pós-op	p. 80
Figura 37 – Ajuste de equação – grupo 3 pré-op	p. 82
Figura 38 – Ajuste de equação – grupo 3 60 pós-op	p. 83
Figura 39 – Ajuste de equação – grupo 3 120 pós-op	p. 84
Figura 40 – Comparação curvas pré-op, 60 e 120 pós-op e normas	p. 85
Figura 41 – Mapa de parte da América do Sul – Tucumán, Arg	p. 92

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Resumo da comparação dos dois hemisférios	p. 34
Tabela 2 – Valores limites do parâmetro de dispersão	p. 51
Tabela 3 – Estatística descritiva – grupo 1	p. 55
Tabela 4 – Teste de normalidade K-S – grupo 1	p. 55
Tabela 5 – Teste ANOVA – grupo 1	p. 56
Tabela 6 – Estatística descritiva – grupo 2	p. 65
Tabela 7 – Teste de normalidade K-S – grupo 2	p. 66
Tabela 8 – Correlação de Spearman – grupo 2	p. 66
Tabela 9 – Estatística descritiva – grupo 3	p. 73
Tabela 10 – Teste de normalidade K-S – grupo 3 pré-op	p. 74
Tabela 11 – Teste de normalidade K-S – grupo 3 60 pós-op	p. 75
Tabela 12 – Teste de normalidade K-S – grupo 3 120 pós-op	p. 75
Tabela 13 – Correlação de Spearman – grupo 3 pré-op	p. 76
Tabela 14 – Correlação de Spearman – grupo 3 60 pós-op	p. 77
Tabela 15 – Correlação de Spearman – grupo 3 120 pós-op	p. 77

Lista de Equações

1. Equação 1 – equação teórica de dispersão p. 36
2. Equação 2 –normas – projeto GLARE p. 36
3. Equação 3 – normas atualizadas – Rozema p. 37
4. Equação 4 – equação ajustada grupo 1 p. 61
5. Equação 5 – equação ajustada grupo 2 p. 69
6. Equação 6 – equação ajustada grupo 3 pré-op p. 82
7. Equação 7 – equação ajustada grupo 3 60 pós-op p. 83
8. Equação 8 – equação ajustada grupo 3 120 pós-op p. 84

Sumário

1. Introdução	p. 11
1.1. Óptica do sistema visual humano	p. 12
1.2. Dispersão de luz na retina	p. 21
1.3. Medida psicofísica de dispersão de luz	p. 25
1.4. O protótipo comercial	p. 39
1.5. Objetivos	p. 42
2. Método	p. 43
2.1. Participantes.....	p. 44
2.2. Equipamento	p. 46
2.3. Procedimento	p. 47
3. Resultados	p. 53
3.1. grupo 1 (SP)	p. 55
3.2. grupo 2 (Arg)	p. 65
3.3. grupo 3 (SP)	p. 73
4. Discussão	p. 86
5. Referências Bibliográficas	p. 96
6. Anexos	p. 100

Foto: Nectan Taurus

Introdução

1.1. Óptica do sistema visual humano

A luz que atravessa o olho humano sofre basicamente dois processos ópticos durante seu trajeto: refração e difração.

Na refração (fig. 1), a luz tem sua direção alterada ao mudar de meio (ar-córnea-humores-cristalino-retina), porque ocorre uma alteração de velocidade na propagação da luz quando esta muda de meio (ar – água, por exemplo). Segundo o Princípio de Fermat, a luz sempre percorre o caminho mais curto, aquele no qual percorrerá no tempo mínimo (Nussenzveig, 1998). Em um único meio, o caminho mais curto equivale a uma linha reta (propagação retilínea da luz), mas como a velocidade de propagação da luz é diferente em diferentes meios (diferentes índices de refração) é preciso haver uma mudança de inclinação no feixe de luz para que ele percorra a distância entre dois pontos, um em cada meio, no menor tempo possível. O ângulo da refração depende, entre outros, do comprimento de onda da luz (comprimentos de onda mais curtos, como o azul, têm maior inclinação que comprimentos de onda mais longos, como o vermelho, em líquidos aquosos e nos tecidos do olho). Essa é a origem dos fenômenos de aberração (tanto cromática quanto monocromática), que contribuem para a diminuição da acuidade visual. Neste trabalho, a luz é considerada apenas em seu comportamento de partícula para explicar a refração.

Já a difração (fig. 2) ocorre quando há um espalhamento de ondas que encontram um objeto (um obstáculo ou uma abertura) em seu caminho. Para a difração, o tamanho do objeto deve ser da mesma ordem de grandeza do comprimento de onda incidente; quando o comprimento de onda é muito menor que o tamanho do objeto, a difração geralmente não é observada (Halliday, Resnick e Krane, 2004).

O olho humano é formado por material biológico não transparente – as células e organelas são, ao menos, translúcidas, quando não totalmente opacas; além disso, tais estruturas são pequenas, da ordem de micrômetros, e, portanto, com uma ordem de grandeza compatível com os comprimentos de onda do espectro de luz visível. Isto faz com que os fenômenos de difração estejam presentes no olho, e contribuam para a perda de informação da imagem projetada na retina.

Fig. 1 – Esquema da refração da luz visível (formação de arco-íris)
(http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/8/8b/Light_dispersion_conceptual.gif)

Fig. 2 – Esquema da difração de frentes de onda (ao passarem por uma fenda)
(<http://educar.sc.usp.br>)

No olho, não há apenas um obstáculo, mas sim milhares, devido a todas as partículas de material biológico existentes. Assim, quando se infere o resultado da difração com “n” obstáculos, existe a formação de uma imagem projetada na retina (e, portanto, percebida pelo participante) semelhante ao padrão apresentado na figura 3. Porém, com os diferentes comprimentos de onda (ao se supor que a luz incidente era branca) e formada por um padrão de raios concêntricos que são diretamente relacionados à distribuição das fibras do cristalino. Essa imagem é conhecida como “Corona Ciliar” (fig. 4). Pode-se observar esse fenômeno em um simples experimento, olhando-se para uma fonte puntiforme de luz branca, em uma sala escura (van den Berg, Hagenouw, Coppens, 2005). Ao estudar esse fenômeno, os autores identificaram, através da utilização de cristalinos removidos cirurgicamente, que há dependência dos comprimentos de onda na percepção da Corona Ciliar e na sua configuração. Isso significa que, ao se criar o fenômeno, observando uma luz monocromática em uma sala escura, o padrão visto pelo observador será diferente para cada comprimento de onda, dando a impressão ao observador de que o fenômeno encolhe e se expande, conforme os comprimentos de onda são alterados. O fenômeno total, conforme ilustrado na figura 6,

é o resultado da soma de todos os comprimentos de onda, formando luz branca. Uma ótima demonstração da dependência dos comprimentos de onda e da formação da Corona Ciliar com a soma de todos os comprimentos de onda pode ser encontrada no *website* do grupo de Transdução do Sinal Ocular (OST – *Ocular Signal Transduction*) do Instituto de Neurociência da Holanda (NIN – *Netherlands Institute for Neuroscience*) – <http://www.nin.knaw.nl> (Research line 1).

Fig. 3 – Esquema da difração de Fresnel, com a formação de franjas de difração
([http:// www.if.ufrgs.br](http://www.if.ufrgs.br))

Ao se observar a Corona Ciliar, algumas pessoas também percebem halos coloridos, concêntricos, de comprimentos de onda bem definidos. Isso ocorre por conta da difração da luz na íris, onde há a situação da difração de Fraunhofer para “n” fendas, o que é conhecido como rede de difração. Uma rede de difração, ao ter seu resultado

projetado em um anteparo, produz uma série de bandas, separando os comprimentos de onda. Esse resultado também pode ser conseguido com um prisma, ao se pensar na luz como partícula, mas as redes de difração também são úteis para separar comprimentos de onda (Nussenzveig, 1998).

Pode-se observar, portanto, que a difração no olho causa um espalhamento de luz por todo o fundo do olho. Esse fenômeno é chamado de dispersão de luz, e é o objeto deste estudo. A intensidade do fenômeno é diretamente relacionada à intensidade da luz incidente, e quando atinge um valor tal que cause ofuscamento (pela saturação dos fotorreceptores), é chamado de “ofuscamento incapacitante” (*disability glare*, segundo definição da *Commission Internationale de l’Éclairage* – CIE)

Fig. 4 – Simulação da Corona Ciliar para uma fonte luminosa de luz branca, distante do observador, com diâmetro de pupila simulado em 4mm e tamanho da imagem de 4,6° x 4,6° em ângulo visual. (van den Berg, Hagenouw e Coppens, 2005)

Como resultado do fenômeno físico de difração, ocorre dispersão de luz em olhos saudáveis. Porém, é possível observar um aumento da dispersão em certas condições patológicas, uma das quais, em especial, é muito prevalente: a catarata. A catarata ocorre quando o cristalino perde sua transparência, causando tanto espalhamento quanto absorção de luz, resultando em comprometimento da acuidade visual. Tal perda de transparência é causada, em parte, pelo aumento da densidade do cristalino, que ocasiona a reorganização de suas células, perdendo, assim, a estruturação celular que permitia a transparência. A catarata pode ter causas genética, metabólica, nutricional, ambiental (traumas), ou pode ser secundária a outras doenças oculares ou sistêmicas, como diabetes ou doenças degenerativas da retina (Phelps Brown & Bron, 1996). No entanto, o maior fator de risco para catarata é a idade: catarata relacionada à idade corresponde à grande maioria dos casos de catarata. Esse tipo de catarata é um grande problema de saúde pública nos Estados Unidos, e em países em desenvolvimento, onde a disponibilidade a facilidades cirúrgicas é limitada. A catarata relacionada à idade é uma das principais causas de cegueira. Como não há, até o momento, terapia não cirúrgica eficaz para tratar catarata, espera-se que esse problema aumente em magnitude conforme a população mundial envelhece. Segundo dados da Organização Mundial de Saúde (OMS), a catarata é responsável por aproximadamente 50% dos casos de cegueira reportados no mundo; no Brasil, os dados são compatíveis com os da OMS, variando entre 40% e 60% dos casos de cegueira (Unicamp, 2004). Além da catarata, pequenas lesões corneanas (ceratites) geradas por inflamações oculares externas ou mesmo, pelo uso de lentes de contato e o aumento de células nos humores aquoso e vítreo, decorrente de inflamações ou descompensações bioquímicas

são outros exemplos de condições menos frequentes que podem, também, aumentar a difração ocular.

Para se determinar o grau de catarata, cujo aumento é progressivo, os oftalmologistas têm à disposição um método chamado de LOCS III (Lens Opacity Classification System), (Chylack et al, 1993 – fig. 5). Este método consiste de uma série de fotos de cristalinos, classificados de acordo com a opacidade, que o oftalmologista compara com o cristalino do paciente, para fazer um diagnóstico e classificar a catarata. Embora amplamente utilizado, tal método não é preciso, uma vez que depende da qualidade óptica do olho do oftalmologista, das condições de iluminação no consultório e também da qualidade da cópia das fotos da tabela do LOCS III, entre outros fatores. Como a catarata aumenta a dispersão de luz na retina, uma forma mais precisa de classificá-la seria medir tal dispersão.

Fig. 5 – Tabela de classificação da opacidade do cristalino (LOCS III)
(Chylack et al, 1993)

1.2. Dispersão de luz intraocular

Ofuscamento, definido pelo CIE (*Comission Internationale de l'Éclairage*) como “ofuscamento incapacitante” (*disability glare*), consiste em uma cegueira momentânea existente quando uma pessoa é exposta a um estímulo brilhante no campo visual, como no caso de um farol de automóvel vindo em direção a alguém (Vos, 1984; Vos e van den Berg, 1999 – figuras 6 e 7).

A sensibilidade ao ofuscamento possui relação com a dispersão de luz no olho; em geral, em uma situação de ofuscamento, a luz proveniente da fonte de ofuscamento forma uma imagem no fundo do olho, e uma parcela da luz é também dispersa, formando um véu de luz que cobre a retina (van den Berg, van Rijn et al, 2005, cap. 2, p. 53).

A quantidade de dispersão de luz na retina é diferente para cada pessoa, podendo ser diferente até mesmo entre os olhos da mesma pessoa. Ela depende de uma série de fatores como: idade, pigmentação da íris e coróide, existência de patologias como catarata ou lesões na córnea, bem como ser secundária a procedimentos como a cirurgia refrativa.

No olho normal, existem quatro grandes fontes que contribuem para o total da dispersão de luz na retina: a córnea, o cristalino, a íris e o fundo do olho. A contribuição calculada para cada estrutura é: córnea (1/3), cristalino (1/3) e a íris e o fundo de olho (1/3) (van den Berg, van Rijn et al, 2005).

Fig. 6 - Simulação da visão de uma pessoa com parâmetro de dispersão normal (van den Berg, 2006)

Fig. 7 - Simulação da visão de uma pessoa com parâmetro de dispersão aumentado (van den Berg, 2006)

A sensação de ofuscamento, semelhante em sintomas e queixas, é um evento distinto e está relacionado com a capacidade que uma determinada luz que chega ao olho, ser capaz de interferir negativamente na visão. Esta sensibilidade depende de dois

fatores: a quantidade de luz de ofuscamento e a sensibilidade ao ofuscamento dos olhos. O método convencional para medir a sensibilidade ao ofuscamento era medir a acuidade visual ou a sensibilidade ao contraste na presença de uma fonte de ofuscamento; tal método tem desvantagens, em especial a necessidade de adaptação ao escuro, que difere da experiência diária da pessoa em presença de uma fonte de ofuscamento.

Uma forma indireta de medir a sensibilidade ao ofuscamento é medir o quanto a luz é dispersa no olho, ou seja, a dispersão na retina – isto é adequado uma vez que a dispersão de luz na retina é o parâmetro físico que causa o efeito de ofuscamento (van den Berg, van Rijn et al, 2005, cap. 2, p. 53-4). Para ter acesso ao valor de ofuscamento, faz-se uma medida de luminância equivalente, observando-se qual a luminância de uma fonte puntiforme de luz que causa cegueira momentânea no participante (impedindo-o de observar qualquer estímulo presente ao lado da fonte de luz). Quando o participante relata não conseguir enxergar o alvo, conforme a luminância da fonte de luz é aumentada, o valor de luminância nesse instante é equivalente ao limiar de ofuscamento.

Como a sensibilidade ao ofuscamento depende das características do olho, olhos com maior sensibilidade ao ofuscamento tendem a apresentar maior quantidade de obstáculos à luz e, portanto, ofuscam com intensidades menores de luz, quando comparados a olhos com sensibilidade normal ao ofuscamento. A fonte luminosa, ao aumentar de intensidade, dispersa mais luz na retina, criando assim um fenômeno conhecido como “luz em véu” (*veiling light*) ou efeito de luz em cascata, já que a luz dispersa no olho aparenta uma forma de véu ou cascata de luz na retina. O caso mais comum de aumento da dispersão de luz e do ofuscamento acontece na catarata, pelo fato de o cristalino se tornar naturalmente mais opaco com o tempo – conforme aumenta a

opacidade do cristalino, aumenta a dispersão da luz que incide sobre a retina, causando um aumento no ofuscamento (van den Berg e van Rijn, 2005, Valbuena et al, 1999).

1.3. Medida Psicofísica de Dispersão de luz

A técnica de medição da dispersão de luz na retina utilizada nesta pesquisa foi desenvolvida por van den Berg e colaboradores na Universidade de Amsterdã, no Instituto de Pesquisa Oftalmológica da Holanda. O aparelho, comercialmente conhecido como C-Quant, com uma metodologia psicofísica baseada em uma tarefa de escolha forçada, traça uma curva psicométrica que tem, em seu ponto mínimo, um valor chamado de *parâmetro de dispersão* (s).

O método psicofísico utilizado para testar foi desenvolvido a partir de um experimento piloto realizado por Franssen, Coppens e van den Berg (2006), e aplicado em grande escala no projeto GLARE, para o desenvolvimento das normas.

O Projeto GLARE foi um projeto multicêntrico, organizado pela União Européia e realizado em cinco cidades (Amsterdam, Barcelona, Antuérpia, Salzburgo, Tübingen), cujo objetivo era testar funções visuais (acuidade visual, sensibilidade ao contraste, dispersão de luz na retina, campo visual e campo útil de visão) em motoristas, com idades entre 18 e 75 anos, para avaliar as condições oftalmológicas dos motoristas europeus. Foram testados, entre 2003 e 2004, 2422 motoristas, com as mais variadas condições oftálmicas, e os testes incluíam acuidade visual, tanto com a correção para direção quanto com a melhor correção, campo visual, sensibilidade ao contraste, dispersão de luz e campo útil de visão. Cada função visual testada foi responsabilidade

de um grupo de pesquisadores, e o grupo de Tom van den Berg ficou responsável pela dispersão de luz. (van den Berg e van Rijn, 2005).

O método psicofísico utilizado no C-Quant, chamado de Método da Comparação da Compensação (*Compensation comparison method*), foi desenvolvido por Franssen, Coppens e van den Berg. (2006) a partir de outro método (Método da Compensação Direta) (van den Berg, 1986).

Método da Compensação Direta:

O instrumento inicial para medição da dispersão de luz na retina apresentava uma tela de teste (conforme mostrada na figura a seguir), com um círculo central e dois anéis periféricos, sendo que o círculo central era a área de teste, e o anel externo, a fonte de dispersão de luz (fig. 8).

Fig 8 - Exemplo da tela de teste do medidor de dispersão de luz baseado no método da Compensação Direta (van den Berg, 2006)

Neste procedimento, o participante deveria fixar o olhar no círculo central, e conforme o teste era iniciado, o anel periférico (fonte de dispersão) começava a piscar, sendo percebido pelo participante como intermitentemente preto e branco. Quando o anel estava branco, chamado fase-on, e quando o anel estava preto, fase-off. Desta forma, na fase-on, o anel periférico era projetado na retina, mas devido a imperfeições ópticas do olho, uma pequena parte da luz originada no anel é dispersa para outras partes da retina, incluindo a fóvea (ver fig. 9). Como o participante está olhando fixamente para o círculo central, que estava preto, na fóvea estava a imagem de um círculo preto, mas por conta da luz dispersa do anel, esse círculo aparece ligeiramente cinza, já que toda a luz presente vem do anel periférico. Já na fase-off, não havia luz vindo do anel, e com isso o círculo central aparece como preto ao participante, por não haver luz dispersa. No final, como as fases on e off se alternam, o participante percebe o círculo central piscar, alternando entre preto e cinza, em fase com o piscar do anel periférico.

Fig. 9 - Exemplo da dispersão de luz do anel periférico para a fóvea, sem luz de compensação (van den Berg, 2006)

Para ser possível avaliar a quantidade de dispersão de luz no olho do participante, era necessário medir a quantidade de luz que estava piscando na área de teste (círculo central) conforme o participante conseguia perceber. Para isso, foi adicionada uma quantidade de luz no círculo central, na fase-off, que era ajustável pelo observador chamada de *luz de compensação*. Pela adição dessa luz de compensação, na fase-off o círculo central irá parecer ao participante também acinzentado, assim como na fase-on. Perceptualmente, dependendo da intensidade da luz de compensação, o piscar do círculo central será mais fraco com a luz de compensação, do que na situação sem ela, uma vez que a diferença entre o brilho das fases on e off irá diminuir. Se for colocada uma luz de compensação na fase-off de igual intensidade da luz dispersa na fase-on pelo anel, o piscar do círculo central irá desaparecer, pois a luz dispersa foi totalmente compensada pela luz de compensação. Uma vez que se pode controlar o

quanto de luz de compensação foi necessário para que o piscar do círculo central desaparecesse, fica possível se determinar o quanto de dispersão houve no olho do participante (fig. 10).

Fig. 10- Exemplo da compensação da luz do círculo central (método da compensação direta) (van den Berg, 2006)

O Método da Compensação Direta funcionou de forma razoável, mas os experimentos realizados (Franssen, Coppens e van den Berg, 2006) mostraram dificuldades dos participantes principalmente em determinar se o círculo central estava piscando quando o anel periférico piscava com muita intensidade. Além disso, essa metodologia não permitia aos experimentadores obter medidas de confiabilidade dos resultados. Assim, para conseguir um método psicofísico que permitisse uma tarefa mais simples para o participante, e que fosse confiável foi desenvolvido o Método da Comparação da Compensação.

Método da Comparação da Compensação

Este método foi desenvolvido a partir do Método da Compensação Direta; a grande diferença está no círculo central, que neste método é bipartido, o que, em termos práticos, facilitou a tarefa do participante que no método anterior era eliminar o piscar central e no método atual comparar qual luz central está piscando mais forte (paradigma de escolha forçada de duas alternativas). Em uma das metades do círculo, na fase-off, é adicionada a luz de compensação, mas a outra metade permanece escura, ou seja, uma metade corresponde ao ponto inicial do método da compensação direta, e a outra metade do campo de teste (círculo central) corresponde a algum valor de compensação no método da compensação direta. Desta maneira, o participante deve comparar as duas metades do círculo central, comparando a cada momento diferentes intensidades de luz piscante; e determinar qual das duas metades do campo de teste pisca mais fortemente: direita ou esquerda. Durante o teste, o hemisfério com luz de compensação é variado de forma aleatória.

Fig. 11 - Exemplo da tela de teste no método da Comparação da Compensação (van den Berg, 2006)

O hemicampo sem luz de compensação é preto durante todo o experimento, mas devido à dispersão de luz do anel periférico, o participante percebe tal hemicampo piscando assim que o anel começa a piscar. A dispersão de luz também afeta o outro hemicampo, mas a presença da luz de compensação faz com que a percepção do piscar do hemicampo com compensação seja diferente da percepção do piscar do hemicampo sem compensação. Dependendo da quantidade de luz de compensação existente, o participante pode perceber o hemicampo com compensação como piscando mais forte ou mais fraco que o outro hemicampo. Se o participante escolher o lado com compensação como sendo o que está piscando mais forte, o programa do teste transforma essa resposta em um número “1”, e se ele escolhe o lado sem compensação como o que pisca mais forte, essa resposta é transformada em um número “0”. Desta maneira, as respostas do participante no decorrer do teste são binárias (1 ou 0), identificando quando o lado com a luz de compensação foi escolhido ou não.

No C-Quant são mostrados estímulos variando a luz de compensação e a luz do anel periférico, e em todas as situações o participante necessita dar uma resposta (direita ou esquerda) apertando botões para identificar qual das metades do círculo central pisca mais forte. A seguir está um exemplo de como o participante faz suas escolhas, baseadas na alternância de luz de compensação e luz dispersa.

Fig. 12 – Exemplo hipotético da comparação dos hemicampos, com a quantidade de luz (em valores arbitrários) que atinge a retina nas fases on e off e com a quantidade de luz dispersa proveniente do anel periférico. (van den Berg, 2006)

Na fig. 12 pode-se observar que no estímulo nº. 1, a luz de compensação é zero, portanto os dois hemicampos são idênticos; como o participante precisa escolher um dos lados há 50% de chance de um dos hemicampos ser escolhido. Já no estímulo nº. 2, a luz de compensação é 5, então a modulação que o participante percebe é a diferença

($10-5=5$), que é menor que o valor da luz dispersa no outro hemisfério; portanto, o participante tenderá fortemente a escolher o hemisfério sem luz de compensação.

No estímulo nº. 3, não há modulação percebida pelo participante no hemisfério com luz de compensação, porque a quantidade de luz de compensação é igual à luz dispersa ($10-10=0$); assim, como o participante não percebe o piscar do hemisfério com luz de compensação, é fácil para ele determinar que o hemisfério que pisca mais forte é o sem compensação.

O procedimento é o mesmo para todos os pontos: determinar o que o participante deve perceber em cada hemisfério, fazendo a subtração dos valores de luz de compensação e dispersão no hemisfério com luz de compensação, e comparando com o outro hemisfério, sem luz de compensação. Abaixo temos uma tabela que resume tal comparação, levando em conta que apenas no estímulo 3 haverá 100% de chance de o participante escolher o hemisfério sem compensação, já que nos outros estímulos a diferença não está no máximo, e pode haver erro na resposta.

Tabela 1: resumo da comparação entre os dois hemisférios (mostrada na fig. 12 - anterior) (adaptado de van den Berg, 2006)

Nº estímulo	Luz de compensação	Valor hemisfério sem compensação	Valor hemisfério com compensação	Diferença modulação	Escore médio
1	0	10	10	0	0,5
2	5	10	5	-5	0,1
3	10	10	0	-10	0
4	15	10	5	-5	0,1
5	20	10	10	0	0,5
6	25	10	15	5	0,85
7	30	10	20	10	1,0

No exemplo acima, são apresentados apenas sete estímulos; no entanto, no C-Quant são apresentados 25 estímulos, para ser possível determinar a confiabilidade dos resultados e também para ser possível determinar o valor do parâmetro de dispersão.

É possível, a partir dos dados da tabela 1, plotar um gráfico entre os escores médios e a quantidade de luz de compensação; tal gráfico é uma função psicométrica. A figura a seguir (fig. 13) mostra a forma da função psicométrica dos dados apresentados no exemplo,

Fig. 13 – Plotagem dos dados do exemplo (score médio, tabela 2) em função da quantidade da luz de compensação, e determinação da curva psicométrica. (van den Berg, 2006).

Através da construção da curva psicométrica, é possível determinar o valor do parâmetro de dispersão, que equivale ao ponto da Comparação Direta, no qual o participante sempre escolherá o hemicampo sem compensação, uma vez que a luz de compensação é igual à luz dispersa; desta maneira, no exemplo acima, o valor do parâmetro de dispersão é 10. Se encontrarmos novo conjunto de dados, com um valor de dispersão de 15, por exemplo, a curva psicofísica tem sua forma alterada, ficando mais inclinada.

O método psicofísico da Comparação da Compensação foi validado experimentalmente com os dados do projeto GLARE, proporcionando as normas do método para a população europeia estudada. Segundo Franssen, Coppens e van den Berg (2006), a distribuição de dispersão de luz na população, com relação à idade, obedece a seguinte função:

$$\log(s) = \text{var1} + \log(1 + (\text{idade}/\text{var2})^4) \quad \text{Equação 1}$$

Na normatização europeia, com os dados do projeto GLARE, obteve-se um valor de var1 de 0,87, e um valor de var2 de 65, o que faz com que a função de distribuição da dispersão de luz, com relação à idade seja escrita como:

$$\log(s) = 0,87 + \log(1 + (\text{idade}/65)^4) \quad \text{Equação 2}$$

Fig. 14 – normas europeias (projeto GLARE), com dados coletados, média com relação à idade (linha rosa) e desvio padrão populacional (linhas cinza). (van den Berg, 2006)

No entanto, trabalhos recentes (Rozema et al 2010a, Rozema et al 2010b) demonstraram que a curva de normalidade dos participantes com relação à dispersão de luz intraocular estava subestimada, em especial para os participantes com idade menor que 40 anos. Isto se deve, principalmente, ao fato de ter sido utilizado no projeto GLARE um protótipo diferente do aparelho comercial (C-Quant), que inseriu um erro nas medidas que necessita de correção. Assim, a curva de normalidade observada por esses autores, através de testagens de 518 olhos (257 direitos e 261 esquerdos) de 277 participantes belgas (90 homens e 198 mulheres) mostrou um aumento no valor da var1, mantendo o mesmo parâmetro var2. Desta forma, a equação atualizada das normas pode ser escrita como:

$$\log(s)=0,931+\log(1+(idade/65)^4)$$

Equação 3

A figura a seguir (fig. 15) mostra a curva de normalidade para o aparelho seguindo a equação belga (*Equação 3*), com o desvio padrão populacional aplicado. Já na figura 16, comparamos a curva de normalidade do aparelho segundo van den Berg (*Equação 2*) com a curva segundo Rozema (*Equação 3*).

Fig. 15 – curva de normalidade europeia para o aparelho C-Quant (linha preta - dados belgas (Rozema, 2010 a, b; linhas azul e vermelha – desvio padrão populacional)

Fig. 16 – comparação das curvas do projeto GLARE (van den Berg - rosa) e do projeto belga (Rozema – preto), com desvio padrão populacional belga aplicado (linhas azul e vermelha)

1.4. O Protótipo Comercial

O C-Quant, lançado no mercado no final de 2005, foi apresentado como uma alternativa confiável de medição da dispersão de luz intraocular para uso clínico, propiciando a estimativa de possíveis graus de catarata. A principal aplicação no consultório, segundo a empresa, é detectar catarata em estágio inicial, além de propiciar uma qualificação mais precisa da catarata existente, quando comparada com as qualificações para catarata existentes atualmente na prática clínica (www.oculus.com)

Entretanto, a validação do equipamento, apesar de ter sido feita com um grande número de participantes (no projeto GLARE), apresenta um viés ao ter sido realizada

apenas com a população européia caucasiana. Isto ocorre porque um dos fatores que interfere na dispersão de luz na retina é a pigmentação da pele e da íris. Desta forma, olhos com menos pigmentos na íris (mais claros) dispersam mais luz que olhos com mais pigmentos (mais escuros), uma vez que, a quantidade de pigmento funciona como uma barreira à passagem da luz, impedindo que haja entrada de luz através da íris. Já a pigmentação da pele interfere por conta da quantidade e do tipo de pigmentos presentes no epitélio pigmentar da retina – pessoas com pele mais clara, menos pigmentada, possuem menor quantidade de pigmentos no epitélio pigmentar, diminuindo sua eficiência na absorção da luz incidente na retina e não utilizada para transdução e consequente formação de imagem (IJspeert et al, 1990). Esta ressalva consta do artigo que apresenta o C-Quant (Franssen, Coppens e van den Berg, 2006), que restringe a validade da normatização para uma população caucasiana branca, de olhos claros, moradora de uma região de clima temperado. Se cor dos olhos e iluminação ambiente influírem na dispersão da luz no olho, espera-se que haja diferença nas normas para uma população de olhos escuros, moradora de uma região com maior incidência de luz, tal como no Brasil. No entanto, dados preliminares observados em São Paulo (Longhi, Oiwa, Ventura e Costa, 2009) mostraram aumento na dispersão de luz intraocular entre os mais jovens (até 40 anos), quando comparados com a norma europeia obtida no projeto GLARE (fig. 17)

Fig. 17 – dados preliminares com moradores de São Paulo, mostrando a diferença entre a curva de dispersão de luz intraocular obtida com a amostra (linha preta) e as normas obtidas pelo projeto GLARE (linha cinza)

1.5. Objetivos

- Em vista do apresentado, nosso objetivo é avaliar o comportamento da dispersão de luz intraocular em diferentes idades, para observar se a hipótese formulada por van den Berg e colaboradores no que se refere às alterações no valor de dispersão de luz intraocular com a idade se confirma na amostra populacional estudada.
- Também é objetivo deste trabalho avaliar a alteração no valor da dispersão de luz intraocular em pessoas jovens submetidas a cirurgia refrativa, para observar se a influência da cirurgia no valor de dispersão de luz intraocular se mantinha constante e inalterável com o tempo.

Acreditamos, baseados nos dados preliminares colhidos, que as alterações no valor de dispersão de luz intraocular seriam percebidas também entre adolescentes e jovens adultos, não se comportando como constante, como prevê van den Berg. Além disso, acreditamos que a influência da cirurgia refrativa na dispersão de luz intraocular não é permanente, e há possibilidade de reverter seus efeitos com o tempo.

Foto: Nectan Taurus

Método

Participantes

Foram avaliados 261 indivíduos em três grupos experimentais:

- Grupo 1: 209 indivíduos, com idades entre 10 e 78 anos, com acuidade visual 20/20 ou melhor (melhor correção), sem patologias oculares diagnosticadas, residentes na Grande São Paulo;
- Grupo 2: 29 indivíduos, com idades entre 24 e 72 anos, com acuidade visual 20/20 ou melhor (melhor correção), sem patologias oculares diagnosticadas, residentes em San Miguel de Tucumán, Argentina;
- Grupo 3: 23 indivíduos, com idades entre 25 e 45 anos, com acuidade visual inicial 20/40 (sem correção), submetidos posteriormente a cirurgia refrativa (LASIK), residentes na Grande São Paulo.

Os indivíduos do grupo 1 foram recrutados no campus da Universidade de São Paulo e em outros locais (escolas de idiomas, consultórios oftalmológicos, entre outros), e os indivíduos do grupo 2 foram voluntários residentes em San Miguel de Tucumán, Argentina, sendo que alguns eram pertencentes ao corpo docente e discente do Laboratório de Luminotecnica, Luz y Visión da Universidad Nacional de Tucumán. Já os indivíduos do grupo 3 foram recrutados dentre os pacientes que seriam submetidos a cirurgia refrativa no Hospital das Clínicas – HC-FMUSP, como parte de um convênio entre o Laboratório da Visão – IPUSP e a Dra. Taís Parede, do setor de Cirurgia Refrativa do HC. Os pacientes da Dra. Taís Parede tiveram a dispersão de luz intraocular avaliada imediatamente antes da cirurgia e no pós operatório, com testagens após 60 e 120 dias da cirurgia. Para todos os participantes foi anotada a cor dos olhos, para comparação com os valores de dispersão de luz intraocular.

Foram critérios de exclusão em todos os grupos: apresentação de doenças metabólicas que possam interferir na visão (diabetes, reumatismo), patologias oftalmológicas e neuro-oftalmológicas (catarata, glaucoma, degeneração de mácula, entre outras), utilização freqüente de fumo (definido pelo uso diário de mais de 3 cigarros), álcool (definido pelo uso diário de mais de 2 doses de qualquer bebida alcoólica) e exposição a substâncias tóxicas que possam afetar a visão (intoxicação por mercúrio, uso de cloroquina).

Os testes foram realizados no Laboratório da Visão: Psicofísica e Eletrofisiologia Visual Clínica, do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo, no Departamento de Luminotecnica, Luz y Visión da Universidad Nacional de Tucumán, em San Miguel de Tucumán, Argentina e no setor de Cirurgia Refrativa do HC-FMUSP. O teste foi realizado em uma sala com iluminação ambiente, na qual o participante ficou sentado à frente do C-Quant e com o pesquisador ao lado, operando o teste. A iluminação do monitor foi mantida no mínimo, com sua face voltada para trás, de modo a não atingir os olhos do participante.

Este projeto de pesquisa foi apresentado ao Comitê de Ética em Pesquisa com Humanos do Instituto de Psicologia e aprovado sob número Prot-2507/CEPH-IP 13/11/2007.

Os pacientes foram informados sobre os objetivos da avaliação psicofísica e forneceram permissão, por escrito, para que fossem realizados todos os testes necessários e para que, por uma anamnese, fossem registrados: os dados pessoais, o histórico clínico, o histórico ocupacional e as moléstias atuais.

Equipamento

Foi utilizado o aparelho C-Quant (fig. 18), produzido pela Oculus Optikgeräte GmbH, Alemanha, conectado a um computador Pentium 4, com Windows XP Professional Edition e com programa de operação, fornecido juntamente com o aparelho (C-Quant setup V1.10b).

O estímulo apresentado, observado através de uma ocular, possui um círculo central com ângulo visual de 1°, centrado na fóvea, e um anel periférico que engloba os ângulos visuais de 5° a 10°, com centro efetivo em 7° de excentricidade. O C-Quant possui como fonte luminosa um LED comum, de luz branca, e emite pulsos de luz com frequência de 8Hz. A intensidade dos pulsos variava entre 1,85 cd/m² e 6,32 cd/m². Cada nível de intensidade era apresentado durante 1 segundo.

Fig. 18 - Aparelho utilizado – C-Quant
(http://www.oculus.de/en/sites/detail_ger.php?page=499)

Procedimento

Ao iniciar o teste, são apresentados primeiramente cinco estímulos-teste (fase de teste), para verificar se o participante compreendeu as instruções. Nessa fase inicial, se o participante errar a resposta (não apertar o botão correspondente ao hemisfério com luz de compensação) o sistema interrompe a testagem e emite um aviso na tela do computador, orientando o experimentador a refazer as instruções. Se o participante, porventura, demorar muito para apertar o botão, o teste também é interrompido e um aviso aparece, sendo possível repetir o estímulo. Durante o restante do teste, este não é mais interrompido por conta de erro de resposta, mas continua a ser interrompido quando o participante demora a responder.

Após a fase de teste, inicia-se o primeiro estágio da aplicação: a fase escura, ou fase inicial. Nesta fase a quantidade de luz de compensação presente no hemisfério é fixa, e altera-se apenas a intensidade da luz existente no anel periférico (luz dispersa), que aumenta progressivamente ao longo da fase. Com isso, o teste se torna progressivamente mais difícil.

Os pontos testados nesta fase são fixos, e dependem apenas da faixa etária escolhida. Desta forma, ao se repetir a testagem com um participante, se a faixa for mantida, os estímulos da fase escura serão sempre os mesmos. Na tela do programa do equipamento, as respostas correspondentes a esta fase são identificadas por bolinhas azuis com “X” (ver fig. 19).

Fig. 19 – Exemplo da tela de aplicação do programa do equipamento (C-Quant) – os pontos azuis com “x” correspondem à fase escura (ou fase inicial) e os pontos vermelhos correspondem à fase clara (ou fase final) (van den Berg, 2006).

Os pontos testados na fase inicial são equidistantes na escala logarítmica, e através dessa fase é possível ter uma primeira estimativa da curva psicométrica.

Após serem testados os pontos do primeiro estágio, iniciam-se automaticamente os do segundo estágio, chamado de fase clara ou fase final. Nesta fase são escolhidos 13 estímulos, que são apresentados em ordem aleatória, de acordo com o método psicofísico dos estímulos constantes. Estes pontos também são equidistantes na escala logarítmica, mas apresentados com a metade da distância da fase escura, e em geral são concentrados na área em torno do ponto de mudança de inclinação da curva psicométrica.

Na fase clara, a intensidade do anel periférico permanece constante no máximo alcançado na fase anterior, e o que varia é a intensidade da luz de compensação no hemisfério central. Por serem apresentados em ordem aleatória, já não é mais possível prever se, a cada estímulo, a intensidade da luz de compensação será maior ou menor. A grande função da fase clara é realizar um “ajuste fino” da curva psicométrica, e na tela do programa seus pontos são representados por pontos vermelhos (ver fig. 19, anterior).

O procedimento total, incluindo a fase de teste, fase escura e fase clara, dura aproximadamente dois minutos. Conforme o participante responde o teste, suas respostas aparecem na tela para o experimentador, assim como as alterações na curva psicométrica, para melhor ajustá-la às respostas. Desta forma, é possível ao experimentador perceber se algum problema ocorre no decorrer do teste, e interrompê-lo, se for necessário.

Além do parâmetro de dispersão, são fornecidos dois parâmetros de confiabilidade do resultado, chamados no programa de “Q” e “Esd”. O parâmetro Esd (*expected standard deviation*) é definido como desvio padrão esperado, e comparando-se os valores obtidos pelos participantes no projeto piloto do método e aqueles esperados na população, de acordo com os cálculos teóricos. Já o parâmetro Q é definido como fator de qualidade da curva psicométrica, e determina, basicamente, se a curva está bem ajustada aos dados, ou se há partes da curva psicométrica que não se ajustam bem aos dados plotados. Segundo a normatização do teste, o valor de Esd não deve superar 0,08, e o valor de Q deve ser maior que 1,0.

Finalmente, o teste pode ser ajustado, de acordo com a idade do participante. Isto é feito através da escolha de uma faixa (*range*) na qual o teste será realizado. Cada faixa corresponde a um conjunto de pontos a serem testados, e quanto mais à direita os

pontos estão no gráfico, mais fácil se torna o teste, por haver mais diferença entre a luz do hemisfério sem compensação e da luz com compensação. As faixas são divididas por idade, mas não representam exatamente faixas etárias, e sim os valores de dispersão de luz esperados para cada faixa etária, na média; é possível, dependendo da quantidade de dispersão de luz que aconteça em um olho, que a faixa que melhor se adéque às respostas não seja correspondente à idade do participante. O mais importante, nesse caso, é encontrar uma faixa na qual a curva psicométrica tenha aproximadamente a mesma quantidade de pontos antes e depois da mudança de inclinação da curva (ver exemplo na figura 19, anterior).

Tabela 2: Faixas (*Range*), valores limites dos parâmetros de dispersão e normas relacionadas à idade e patologia, presentes no C-Quant.

Faixa	Log(s) pretendido	Uso pretendido
A	$\leq 1,1$	Olho normal (idade até 45 anos)
B	0,8 – 1,2	Olho normal (46 a 55 anos)
C	0,9 – 1,3	Olho normal (56 a 65 anos)
D	1,0 – 1,4	Olho normal (66 a 75 anos)
E	1,1 – 1,6	Olho normal (idade acima de 76 anos) e opacidade inicial
F	1,4 – 1,8	Opacidade moderada
G	$\geq 1,7$	Opacidade severa

O participante foi convidado a participar do teste, e após a leitura e assinatura do termo de consentimento, levado à sala de teste, na qual foi feita a anamnese (preenchimento de um questionário para identificar os fatores de exclusão do teste), e um dos olhos (escolha aleatória) era fechado com um oclutor.

Após estar sentado de maneira confortável, o participante foi instruído a olhar na ocular do C-Quant, sem pressionar demais o olho contra a lente e mantendo o olho bem aberto, piscando normalmente. No campo de visão do C-Quant, aparece um círculo central, bipartido, com anéis em volta (fig. 11). O participante foi instruído a olhar para o círculo central, procurando ignorar o que acontecia nos anéis, e apertar um dos botões presentes no C-Quant, direita ou esquerda, para responder qual das duas metades do círculo central pisca mais forte. Foi dito ao participante que pode ser que ele não perceba nenhuma das metades piscando, ou que pareça que ambas piscam igual, mas, independente destas situações, ele deve dar uma resposta, mesmo quando não souber

qual metade pisca mais forte. Como a resposta tem que ser dada em um curto intervalo de tempo (um segundo), os participantes foram instruídos a responder baseados na sua primeira impressão.

Após o término do teste com o primeiro olho, com duração de aproximadamente dois minutos, o participante foi instruído a trocar o oclutor, tampando o olho que foi testado anteriormente, e o teste foi realizado com o outro olho, da mesma maneira.

Foram realizadas três tentativas por olho, com olhos alternados com um intervalo de 2 a 3 minutos entre cada teste, o que corresponde, aproximadamente, ao tempo de teste de um olho, para se obter três valores de parâmetro de dispersão com valores adequados dos parâmetros de confiabilidade ($Esd < 0,08$; $Q > 1.0$). Se os valores de confiabilidade em algum teste não satisfizessem os limites, o teste era repetido no final, a fim de obter sempre três medidas confiáveis. As instruções foram repetidas a cada tentativa, conforme a necessidade. Todos os resultados válidos (dentro dos parâmetros de confiabilidade) para cada participante foram utilizados.

Para análise estatística, foram utilizados os programas Excel for Windows (pacote Office 2010 Professional, Microsoft, USA), Statistica versão 6.0 (Statsoft, USA) e Portable IBM SPSS Statistics versão 19.0 (SPSS Inc., USA). Foram calculadas estatísticas descritivas, teste de normalidade da amostra, teste de variância para amostras dependentes não paramétricas (Wilcoxon), ANOVA para medidas repetidas e ajuste de curva por método dos mínimos quadrados. Os gráficos foram feitos utilizando os programas OriginPro 8.5 (OriginLab Corporation, USA), Excel for Windows e Portable SPSS.

Foto: Nectan Taurus

Resultados

Foram submetidos ao teste psicofísico de medida de dispersão de luz 209 indivíduos com idades entre 10 e 78 anos, residentes na Grande São Paulo (Grupo 1), 29 indivíduos com idades entre 24 e 62 anos, residentes em San Miguel de Tucumán, Argentina (Grupo 2) e 23 indivíduos com idades entre 25 e 45 anos, residentes na Grande São Paulo e submetidos durante a pesquisa a cirurgia refrativa (Grupo 3). Com todos os indivíduos testados nos grupos 1 e 3 foi possível obter 3 medidas de dispersão com confiabilidade dentro dos parâmetros especificados pelo teste, mas no grupo 2 isso não foi possível com todos os indivíduos; uma pessoa, de 25 anos, conseguiu apenas 1 medida confiável do olho esquerdo, apesar de conseguir as 3 medidas com o olho direito. Nesse caso específico, quando a repetição do teste resultou em piora no desempenho, foi utilizado apenas o resultado que alcançou os parâmetros de confiabilidade no olho esquerdo. As sessões para a obtenção desses resultados duraram em média aproximadamente 25 minutos.

Como os grupos tem tamanhos diferentes e quantidades diferentes de dados a serem analisados, cada grupo foi analisado separadamente.

grupo 1 (São Paulo, n=209)

Inicialmente foi calculada a estatística descritiva para os dados do grupo 1, e os resultados estão apresentados na tabela a seguir.

Tabela 3: Estatística descritiva – grupo 1 (n=209)

Variáveis	Grupo 1
Média idade	33,74±15,87 anos
% olhos escuros (castanhos e pretos)	80,40% (n=168)
% olhos claros (verdes e azuis)	19,60% (n=41)
Média dispersão OD1	1,11±0,26
Média dispersão OD2	1,12±0,27
Média dispersão OD3	1,12±0,27
Média dispersão OE1	1,11±0,26
Média dispersão OE2	1,12±0,27
Média dispersão OE3	1,13±0,28
Média dispersão OD total	1,11±0,27
Média dispersão OE total	1,12±0,27

A normalidade da amostra foi determinada através de um teste Kolmogorov-Smirnov de normalidade, obtendo os seguintes resultados para os valores de dispersão total OD e OE:

Tabela 4: Teste de normalidade K-S

	Grupo 1
OD total	K-S = 0,328, p<0,000
OE total	K-S = 0,328, p<0,000

Pode-se observar que os dados obedecem uma distribuição normal e portanto, serão utilizadas estatísticas paramétricas para estudar as relações entre as variáveis.

Observando-se a tabela 3, pode-se perceber que as médias de dispersão de luz intraocular são muito próximas, havendo constante sobreposição entre os valores. Isto é um forte indicativo de que não há diferença estatística entre as tentativas e entre os olhos testados. Para confirmar tal estimativa, foi realizado um teste ANOVA para medidas pareadas, comparando OD e OE, e obtendo o seguinte resultado:

Tabela 5: Resultados do teste ANOVA para medidas pareadas – grupo 1

Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	ODT - OET	-,00450	,10613	,00300	-,01038	,00138	-1,501	1253	,134

Pode-se observar que, segundo o teste, não há diferença estatística entre os valores de dispersão de luz intraocular obtidos nos olhos direito e esquerdo, independente da tentativa. Isto nos permite agrupar todos os dados, de todas as tentativas, em um único conjunto, chamado apenas de “dispersão de luz intraocular” ou log(s).

Para confirmar a relação de similaridade no desempenho dos dois olhos, foi feita a correção entre OD total e OE total da amostra, e os resultados estão a seguir,

Fig. 20 – Correlação de Pearson para os dados OD total x OE total

Pode-se observar que há uma alta correlação entre os resultados de dispersão de luz intraocular dos olhos direito e esquerdo, independente da tentativa.

Ao se analisar a dispersão dos dados, quando comparados à idade dos participantes, temos a seguinte distribuição.

Fig 21: Distribuição dos valores de dispersão de luz intraocular com relação à idade dos participantes

Observamos que há uma tendência das pessoas mais jovens obterem valores menores de dispersão de luz intraocular, e que os valores tendem a aumentar com a idade, em especial após os 60 anos. Como a dispersão de luz intraocular aumenta por conta de vários fatores, dentre os quais o mais comum é a catarata, podemos observar no gráfico um participante jovem, de aproximadamente 18 anos, que obteve valores não esperados de $\log(s)$, acima de 1,80. Não sabemos informar a causa desse aumento precoce na dispersão de luz intraocular.

A partir da dispersão dos dados de $\log(s)$ com relação à idade, foi traçada uma curva estimada de tendência. Para estes dados, a melhor curva foi uma exponencial, conforme a figura a seguir.

Fig 22: Ajuste de curva de tendência aos dados coletados (exponencial)

Apesar de se mostrar bastante próxima aos dados coletados, a curva não acompanha de maneira adequada o aumento nos valores de dispersão acima dos 60 anos.

Segundo trabalhos de van den Berg e colaboradores, o ajuste de curva para a variável dispersão de luz intraocular deve ser diferente, obedecendo uma equação desenvolvida pelos autores (Equações 1, 2 e 3). Nessa equação, supõe-se que a região do gráfico entre 10 e 20 anos é uma reta paralela ao eixo x, portanto os valores de dispersão para essa faixa de idade devem ser uma constante. Não observamos essa constância de forma tão clara nos dados de adolescentes e jovens adultos, mas, excetuando-se o participante com valores acima de 1,8, os valores de dispersão nessa faixa de idade tiveram pouca variação, conforme figura a seguir.

Fig 23: Dados dos adolescentes e jovens adultos (exceto outlier) e função ajustada aos dados

Pode-se observar que a reta ajustada não é uma constante, mas a inclinação da reta não é muito grande, e para fins de ajuste dos dados de toda a população, será considerada constante, tendo como valor o ponto equivalente a 20 anos, segundo o ajuste ($y=1,03$). Desta forma, segundo a equação de van den Berg, atualizada por Rozema ($\log(s)=0,931+\log(1+(idade/65)^4)$) → *Equação 3*, anterior), ajustamos os dados e os comparamos com tal equação, que corresponde às normas atualizadas de dispersão de luz intraocular para o aparelho utilizado.

Fig. 24: Ajuste de equação aos dados coletados (exceto outlier)

Obteve-se, com o ajuste realizado a partir da equação das normas, a seguinte equação para os dados coletados:

$$\text{Log}(s) = 1,03 + \log_{10}(1 + (\text{idade}/58,4682)^4) \quad \text{Equação 4}$$

Além do ajuste da equação aos dados, seguindo a equação das normas, também realizamos um ajuste independente da equação das normas, seguindo apenas a tendência dos dados coletados. Para esse ajuste, foi utilizada uma equação quadrática, que é a mais adequada para a dispersão dos dados.

Fig 25: Dados coletados e curva quadrática ajustada

Podemos observar que as duas curvas, tanto a curva ajustada segundo a equação das normas quanto a de ajuste quadrático, são semelhantes. Para comparar com as normas europeias do equipamento, acrescentamos a cada curva a equação das normas atualizada segundo Rozema (Equação 3).

Fig. 26: Dados coletados, curva ajustada quadrática (Vermelho) e curva das normas europeias (preto)

Fig 27: Comparação entre dados coletados (pontos), curva ajustada quadrática (vermelho), curva ajustada equação 4 (verde) e normas do aparelho atualizadas (preto), com intervalo de confiança de 90% (linhas laranja)

Podemos observar que as curvas ajustadas são muito próximas, e que ambas estão acima da curva das normas europeias, significando que, independente da função ajustada (quadrática ou não), os participantes do grupo 1 obtiveram valores de dispersão de luz intraocular maiores do que a média esperada segundo as normas. No entanto, dada a grande dispersão dos dados, uma vez que a maior parte deles está dentro do intervalo dado pelas curvas laranja (confiança=90%), e todas as curvas ajustadas estão também dentro desse intervalo, não podemos assumir que exista diferença estatística entre os ajustes e entre os dados coletados e a norma europeia atualizada.

grupo 2 (San Miguel de Tucumán, Arg, n=29)

Inicialmente foi calculada a estatística descritiva dos valores obtidos para os dados do grupo 2, cujos resultados estão apresentados na tabela a seguir.

Tabela 6: Estatística descritiva para os dados – grupo 2 (n=29)

Variáveis	Grupo 2
Média idade	39,72±13,28 anos
% olhos escuros (castanhos e pretos)	86,21% (n=25)
% olhos claros (verdes e azuis)	13,79% (n=4)
Média dispersão OD1	0,97±0,26
Média dispersão OD2	0,97±0,24
Média dispersão OD3	1,06±0,21
Média dispersão OE1	1,04±0,19
Média dispersão OE2	1,04±0,24
Média dispersão OE3	1,02±0,18
Média dispersão OD total	0,98±0,24
Média dispersão OE total	1,04±0,20

Observando os valores de média e desvio padrão para dispersão de luz intraocular em cada tentativa e no total para cada olho, pode-se notar que são muito próximos. Desta forma, escolheu-se para analisar os valores totais de dispersão, sem diferenciar as tentativas, uma vez que são equivalentes. Para avaliar a normalidade dos dados, foi realizado um teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov para as situações totais dos dois olhos. Os resultados estão dispostos na tabela abaixo.

Tabela 7 – resultados do teste de normalidade K-S para o total de tentativas por olho.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
OD1	,116	28	,200*	,957	28	,296
OD2	,139	28	,175	,931	28	,066
OD3	,102	28	,200*	,933	28	,072
OE1	,128	28	,200*	,951	28	,206
OE2	,116	28	,200*	,977	28	,786
OE3	,161	28	,059	,925	28	,046

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Observou-se que a variável “parâmetro de dispersão” ($\log(s)$) não segue distribuição normal no grupo 2. Desta forma, para análise das relações entre as situações totais, serão utilizados testes não paramétricos, em especial correlação de Spearman e teste de Wilcoxon para comparação de variáveis dependentes desse grupo.

Inicialmente, foi calculada a correlação de Spearman entre OD e OE (totais).

Tabela 8: Correlação de Spearman comparando ODxOE

Correlations

		od	oe
Spearman's rho	Correlation Coefficient	1,000	,942**
	od Sig. (2-tailed)	.	,000
	N	174	172
oe	Correlation Coefficient	,942**	1,000
	oe Sig. (2-tailed)	,000	.
	N	172	172

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Fig. 28: Correlação entre olho direito e olho esquerdo

Pode-se observar que o coeficiente de correlação foi alto, indicando que há grande similaridade entre os dados. Portanto, os olhos e as tentativas podem ser considerados como um grupo apenas – AO, ambos os olhos.

Comparando-se os olhos, através da estatística não paramétrica para variáveis dependentes (Wilcoxon), obteve-se $Z=-2,422$ com $p\text{-level}=0,015$. Estes resultados indicam que, analisando-se todas as tentativas de cada olho, não existe diferença significativa entre os olhos, o que era esperado, tendo em vista a similaridade numérica entre os valores de dispersão em cada tentativa.

A partir dos dados deste grupo experimental, foi possível determinar a dispersão de luz em função da idade para a amostra, conforme apresentado a seguir.

Fig 29: Distribuição dos dados de dispersão de luz intraocular de acordo com a idade – grupo 2 (Argentina).

Novamente, foi calculada a equação da curva que se ajusta aos dados coletados, partindo da equação das normas europeias (Equação 3), e obteve-se o seguinte ajuste.

Fig 30: Ajuste dos dados seguindo equação das normas europeias

A partir do ajuste realizado, encontramos a equação que melhor se adequa aos dados coletados, conforme apresentado a seguir.

$$\log(s) = 0,99 + \log(1 + (\text{idade}/74,4538)^4)$$

Equação 5

Também é possível fazer outro ajuste, desta vez utilizando apenas os dados coletados. Novamente, o melhor ajuste foi quadrático, conforme apresentado a seguir.

Fig 31: Dados ajustados a uma curva quadrática.

Comparando os dois ajustes, temos a seguinte situação.

Fig 32: Dados ajustados à equação 5 (preto) e com ajuste quadrático (vermelho)

Comparando os resultados obtidos nos dois ajustes com as normas europeias atualizadas (Equação 3), temos o seguinte resultado.

Fig 33: Dados ajustados à equação 5 (preto), ajustados a uma curva quadrática (vermelho) e normas europeias atualizadas (equação 3 – verde), com intervalo de confiança de 90% (linhas laranjas)

Podemos observar que o ajuste quadrático, neste caso, se mostrou mais adequado que a própria equação calculada com os dados, comparando com a média europeia, sendo que a curva quadrática é muito similar à das normas. Aparentemente, os dados coletados na Argentina são mais parecidos com as normas que os coletados no grupo 1 (São Paulo). Porém, tal similaridade não pode ser comprovada estatisticamente, por conta da pequena quantidade de dados coletados na Argentina ($n=29$) e da grande

dispersão dos dados, dada pelas curvas laranja, que correspondem a um intervalo de confiança de 90%.

grupo 3 (São Paulo, refrativa, n=23)

Para analisar os resultados do grupo 3, em primeiro lugar vamos apresentar as estatísticas descritivas das variáveis testadas, em todas as situações experimentais realizadas (pré-operatório, pós-operatório 60 dias e pós-operatório 120 dias)

Tabela 9: Estatística descritiva para os dados – grupo 3 (n=23)

	Pré-op	60 pós-op	120 pós-op
Idade	31,52±4,94	-	-
OD1	1,25±0,23	1,04±0,18	1,03±0,18
OD2	1,24±0,27	1,04±0,19	1,07±0,17
OD3	1,23±0,24	1,07±0,19	1,02±0,15
OE1	1,19±0,27	1,02±0,17	1,00±0,16
OE2	1,21±0,23	1,03±0,17	1,01±0,14
OE3	1,22±0,31	1,03±0,16	1,00±0,14
OD total	1,24±0,24	1,05±0,19	1,04±0,16
OE total	1,21±0,27	1,03±0,16	1,00±0,14

A partir da estatística descritiva, podemos observar que os valores de dispersão de luz intraocular diminuíram conforme o pós-operatório se estendia. Os valores iniciais, do pré-operatório, se mostraram altos quando comparados aos demais, mesmo quando comparados aos valores de dispersão dos grupos 1 e 2 (tabelas 3 e 5). No entanto, devido à dispersão dos dados e consequente desvio padrão, não podemos

afirmar que há diferença estatística entre todas as medidas observadas, tanto entre medidas do grupo 3 quanto comparadas aos resultados dos grupo 1 e 2.

Foi calculada a distribuição dos dados, para verificar se estes seguem distribuição normal ou não. Os resultados obtidos para as três situações experimentais (pré-op, 60pós-op e 120pós-op) estão descritos a seguir.

Tabela 10: Teste de normalidade K-S para amostra pré-op

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
OD1	,145	23	,200*	,967	23	,615
OD2	,195	23	,023	,867	23	,006
OD3	,152	23	,181	,927	23	,093
OE1	,146	23	,200*	,929	23	,106
OE2	,134	23	,200*	,938	23	,159
OE3	,219	23	,006	,855	23	,003

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 11: Teste de normalidade K-S para amostra 60pós-op

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
OD160	,162	23	,120	,886	23	,013
OD260	,251	23	,001	,867	23	,006
OD360	,209	23	,010	,852	23	,003
OE160	,173	23	,071	,885	23	,013
OE260	,133	23	,200*	,918	23	,061
OE360	,139	23	,200*	,942	23	,197

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 12: Teste de normalidade K-S para amostra 120pós-op

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	df	Sig.
OD1120	,168	23	,090	,895	23	,020
OD2120	,118	23	,200*	,914	23	,049
OD3120	,222	23	,005	,870	23	,006
OE1120	,117	23	,200*	,926	23	,088
OE2120	,153	23	,171	,945	23	,226
OE3120	,127	23	,200*	,934	23	,133

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Podemos observar que, apesar dos valores de significância do teste de normalidade K-S variarem consideravelmente, não podemos assumir que os dados nas

três situações experimentais obedecem a uma distribuição normal. Assim, as análises dos dados deverão ser feitas utilizando estatísticas não paramétricas.

Para avaliar a correlação entre os resultados dos olhos direito e esquerdo, foi calculada a correlação de Spearman, conforme resultados a seguir.

Tabela 13: Correlação de Spearman para amostra pré-op, comparando OD e OE

Correlations			OD	OE
Spearman's rho	Correlation Coefficient		1,000	,958**
	OD	Sig. (2-tailed)	.	,000
		N	138	138
	Correlation Coefficient		,958**	1,000
	OE	Sig. (2-tailed)	,000	.
		N	138	138

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tabela 14: Correlação de Spearman para amostra 60pós-op, comparando OD e OE

Correlations			OD60	OE60
Spearman's rho	Correlation Coefficient		1,000	,931**
	OD60	Sig. (2-tailed)	.	,000
		N	138	138
		Correlation Coefficient	,931**	1,000
	OE60	Sig. (2-tailed)	,000	.
		N	138	138

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tabela 15: Correlação de Spearman para amostra 120pós-op, comparando OD e OE

Correlations			OD120	OE120
Spearman's rho	Correlation Coefficient		1,000	,929**
	OD120	Sig. (2-tailed)	.	,000
		N	138	138
		Correlation Coefficient	,929**	1,000
	OE120	Sig. (2-tailed)	,000	.
		N	138	138

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Observamos que nas três situações experimentais, a correlação entre OD e OE se mostrou alta, significando que os olhos podem ser considerados como um único grupo

em cada situação experimental, independente da tentativa. Por conta disso, todas as análises seguintes serão feitas considerando OD e OE juntos, independentes da tentativa.

Ao se avaliar a distribuição dos dados obtidos, notamos que eles se mostram bastante dispersos, não permitindo um ajuste quadrático como nos grupos anteriores (1 e 2)

Fig 34: Distribuição dos resultados dos participantes – pré-operatório.

Fig 35: Distribuição dos resultados dos participantes – 60 dias após-operação.

Fig 36: Distribuição dos resultados dos participantes – 120dias após-operação.

Podemos observar que os resultados dos participantes pós-operatório, 60 e 120 dias, estão mais concentrados nos valores de dispersão menores, enquanto que os dados do pré-operatório estão mais espalhados no gráfico. Isto indica que os pacientes tinham uma tendência a apresentar maiores valores de dispersão antes da cirurgia, e que, após 60 dias da cirurgia, esses valores já haviam diminuído, indicando que, apesar da literatura indicar cirurgia refrativa como um dos motivos de aumento da dispersão de luz intraocular, 60 dias de pós-operatório foram suficientes para eliminar esse efeito, e inclusive apresentar tendência de melhora na dispersão. Assim como nos outros grupos testados, não é possível afirmar com propriedade que houve diminuição nos valores de dispersão de luz intraocular porque a variação dos dados não permite a existência de diferença estatística.

Para comparar os dados coletados com a média populacional presente nas normas do aparelho, foram calculadas as curvas de ajuste aos dados, de acordo com a equação das normas (Equação 3). Os resultados estão apresentados a seguir.

Fig 37: Resultados dos participantes pré-operatório e curva ajustada.

O ajuste foi feito a partir dos dados coletados, obtendo a seguinte equação para o grupo de participantes pré-operatório:

$$\text{Log}(s) = 0,9842 + \log_{10}(1 + (\text{idade}/35,2657)^4)$$

Equação 6

Fig 38: Resultados dos participantes pós-operatório 60 dias e curva ajustada

O ajuste foi feito a partir dos dados coletados, obtendo a seguinte equação para o grupo de participantes pós-operatório 60 dias:

$$\text{Log}(s) = 0,9867 + \log_{10}(1 + (\text{idade}/51,9003)^4)$$

Equação 7

Fig 39: Resultados dos participantes pós-operatório 120 dias e curva ajustada

O ajuste foi feito a partir dos dados coletados, obtendo a seguinte equação para o grupo de participantes pós-operatório 120 dias:

$$\text{Log}(s)=0,9792+\log_{10}(1+(\text{idade}/60,3605)^4)$$

Equação 8

Para comparar os resultados das três situações experimentais do grupo 3 (pré-operatório, pós-operatório 60 dias e pós-operatório 120 dias), as três curvas resultantes dos ajustes foram plotadas juntas, tendo por base os dados obtidos na melhor situação, a saber, pós-operatório 120 dias, conforme figura a seguir.

Fig 40: Comparação das curvas ajustadas aos dados nas três situações experimentais: pré-operatório (preto), pós-operatório 60 dias (vermelho) e pós-operatório 120 dias (verde), além da curva das normas europeias atualizadas (roxo).

Podemos observar que faltam dados de participantes acima de 45 anos para que as curvas possam se ajustar com melhor qualidade. No entanto, observamos que as curvas do pós-operatório, tanto de 60 (vermelho) quanto de 120 dias (verde) se aproximam cada vez mais da curva das normas europeias (roxo). Isto pode indicar que a cirurgia refrativa (LASIK) realizada nos pacientes teve como benefício secundário uma melhoria gradativa nos valores de dispersão de luz intraocular.

Discussão

Comparando os dados coletados no grupo 1 (São Paulo) com os dados obtidos na testagem preliminar realizada em São Paulo (Longhi, Oiwa, Ventura e Costa, 2009), podemos observar que a tendência de maiores valores de dispersão de luz intraocular na população de São Paulo, comparada com as normas europeias, se confirma. Aumentando a amostra, os valores de dispersão intraocular se mostraram mais altos, estabelecendo um novo parâmetro de normalidade.

Conforme já havia sido observado em publicação anterior (Longhi, Oiwa, Ventura e Costa, 2009), os dados novamente mostraram-se bastante dispersos, com grande variação entre as tentativas e também entre os participantes de idade semelhante. Essa dispersão dos dados foi mais acentuada nos participantes acima de 30 anos, se mostrando mais discreta nos participantes mais jovens. Isso pode indicar que a idade é um fator a ser considerado ao se pensar na variabilidade dos resultados de dispersão de luz intraocular – em adolescentes e jovens adultos, tal variabilidade se mostrou menos proeminente, o que pode indicar que, com o passar dos anos, a qualidade óptica dos meios oculares fica prejudicada (o que já é sabido pela literatura) e isso interfere na capacidade do paciente realizar corretamente e de forma constante e coerente a tarefa proposta no teste. Baseado nessa suposição, podemos pensar que a piora da qualidade dos meios ópticos do olho, embora seja insuficiente para determinar, nessas situações, uma piora na acuidade visual (uma vez que todos os participantes apresentavam acuidade 20/20 com a melhor correção), contribui de forma importante para o aumento na dispersão de luz intraocular. Isso significa que, apesar de não haver diminuição de acuidade visual perceptível, já existe, nos pacientes adultos e idosos, piora na visão em uma situação específica, na qual há uma fonte luminosa brilhante na altura do horizonte,

comum nas horas de crepúsculo, amanhecer e durante a noite em um ambiente com carros circulando com faróis acesos, causa uma perda perceptiva de contraste entre objetos, por conta do ofuscamento causado pela fonte luminosa, sendo um problema de segurança principalmente para pedestres e ciclistas que estejam entre a fonte luminosa e o observador (em especial motoristas). Este aumento de ofuscamento, podendo inclusive impedir a percepção de um objeto presente na cena, não interfere na acuidade visual medida em consultório, por estar em situação de iluminação radicalmente diferente daquela vivida no consultório durante exame regular de acuidade visual.

Os valores de dispersão de luz intraocular aumentam conforme a idade, de maneira contínua, tendo como principal fonte de contribuição o aumento gradual esperado da opacidade do cristalino. Os resultados do grupo 1 mostraram que mesmo em situações nas quais não há evidência visível de opacidade do cristalino com possibilidade de diminuição de acuidade visual (com a instalação de catarata), o envelhecimento dos meios ópticos pode ser responsável pela piora no desempenho de tarefas visuais que envolvam ofuscamento. Dessa forma, a medida de dispersão de luz intraocular e a qualidade dos resultados pode servir como indicador da qualidade dos meios ópticos oculares e, talvez, como preditor de problemas oculares causados pelo envelhecimento dos meios ópticos. Um teste realizado com três tentativas para cada olho, alternadamente, e que resulte em valores semelhantes de dispersão de luz intraocular, sem grandes variações, pode ser um indicativo de meios ópticos “saudáveis”, jovens, enquanto que um teste que obtenha resultados com grande variação entre si pode indicar um olho mais envelhecido, e pode ser preditivo de situações oculares relacionadas ao envelhecimento. Conforme o olho envelhece, ou é afetado por traumas ou situações externas prejudiciais, há um aumento na quantidade de obstáculos à passagem da luz,

como cicatrizes, modificações da densidade de células nas estruturas internas do olho, edemas, entre outros, e estes, por difração, serão os responsáveis por criar a luminosidade em véu (*veiling light*), luz dispersa presente no fundo do olho e causadora da sensação de ofuscamento e, objetivamente, responsável pelo aumento no valor de dispersão de luz intraocular obtido pelo equipamento C-Quant. Enquanto o olho é jovem, não há tantos impedimentos à passagem da luz, e o véu formado no fundo do olho não interfere de maneira importante na formação da imagem na retina. Porém, conforme esses obstáculos aumentam em quantidade, sua localização espacial dentro do olho pode levar a haver interferência na formação da imagem em um eixo preferencial, e não em todos. Durante as testagens, os pacientes eram orientados a observar a imagem na ocular, mas podiam mover a cabeça de maneira sutil. Dessa forma, caso a imagem não se formasse de maneira adequada (por conta do ofuscamento em um eixo), eles poderiam mover a cabeça e retirar o obstáculo do campo de visão central, melhorando o desempenho. Isso explicaria as variações no desempenho de um mesmo paciente em tentativas diferentes.

Já nos pacientes mais idosos, a concentração de obstáculos à passagem da luz é tão grande que não há mais como eliminá-la, causando aumento nos valores de dispersão de forma continuada.

Outro ponto importante a ser destacado, pensando nas condições dos meios ópticos na juventude, é a observação feita, a partir dos dados do grupo 1 (SP) com pessoas entre 10 e 20 anos. Esta faixa etária ainda não havia sido testada nos experimentos sobre dispersão de luz intraocular realizado por outros pesquisadores, principalmente porque, desde o início das testagens com o aparelho C-Quant no projeto GLARE, o objeto de estudo eram adultos motoristas, o que excluía, obrigatoriamente, os adolescentes. Para

cobrir essa faixa etária, o prof. van den Berg e seus colaboradores postularam que os valores de dispersão de luz intraocular deveriam ser constantes até os 20 anos, ao menos. Isso está explícito na equação desenvolvida pelos autores supracitados (Equação 3), na qual, para idades baixas (até aproximadamente 25 anos) o componente logarítmico da equação não teria influência no resultado, deixando apenas o primeiro componente para determinar o valor de dispersão. No entanto, ao testarmos crianças, adolescentes e jovens adultos, percebemos que tal constância não se confirma, e há uma tendência de aumento da dispersão de luz intraocular com a idade, mesmo nessa faixa etária. O aumento foi da ordem de $0,2\log$, que não pode ser considerado como desprezível, conforme visto na figura 23. Este comportamento dos valores de dispersão de luz intraocular pode nos levar a repensar inclusive a equação de ajuste desenvolvida por van den Berg e colaboradores. Pudemos observar que, para amostras grandes, com mais de 200 participantes, e 6 medidas por participante (3 valores por olho), um ajuste quadrático também se mostra adequado, e se corresponde melhor com os dados obtidos na faixa de 10 a 20 anos. Este ajuste pode ser uma alternativa ao ajuste proposto por van den Berg e colaboradores, principalmente se a amostra estudada contiver um número significativo de crianças e adolescentes.

Ao se planejar a coleta de dados do grupo 1, realizamos algumas medidas com crianças entre 6 e 9 anos, e observamos que tais participantes não obtinham valores confiáveis de dispersão, levando em conta os parâmetros de confiabilidade E_{sd} e Q presentes no aparelho. Acreditamos que tais resultados não sejam devidos a problemas oculares das crianças, e sim a dificuldades encontradas por elas na realização da tarefa de maneira adequada. Nessa faixa etária, as crianças ainda estão desenvolvendo ajuste motor fino e a capacidade de pensamento abstrato, que inclui, de certa forma, a

capacidade de entender e realizar as tarefas propostas no teste. Alguns participantes relataram dificuldade em identificar o lado do círculo que piscava mais forte, por conta do estímulo ser apresentado por apenas 2 segundos; outros diziam que conseguiam identificar o lado, mas se confundiam no momento de transformar a identificação em ação, apertando o botão correspondente. Por conta da dificuldade apresentada pelos pequenos voluntários, escolhemos para esta pesquisa estabelecer o limite mínimo de idade em 10 anos. Seria interessante, entretanto, procurar alterar os estímulos, de forma a facilitar a identificação pelas crianças menores, para verificar se o limite imposto pelo método psicofísico pode ser eliminado e tais crianças, testadas, obtendo-se resultados confiáveis.

Os dados coletados com a amostra argentina, em San Miguel de Tucumán, se mostraram similares aos coletados em São Paulo. Procuramos amostras em lugares tão diferentes por conta das características de cor de olho e cor de pele dos participantes, quando comparados aos europeus. Tanto em São Paulo quanto em San Miguel de Tucumán há prevalência de pessoas de olhos escuros, sendo que em São Paulo encontramos uma população muito heterogênea, com brancos, pardos, mulatos e negros, e em San Miguel de Tucumán, uma população mais homogênea e dividida em duas origens principais: brancos, descendentes de europeus, e indígenas, vindos da região próxima à Cordilheira do Andes. Vale ressaltar que San Miguel de Tucumán fica no noroeste argentino, na província de Tucumán, próximo à Cordilheira dos Andes, na latitude 26°49'S, aproximadamente a mesma latitude de Florianópolis, SC, e portanto mais perto do Equador que as latitudes das cidades nas quais foi realizado o projeto GLARE (a mais próxima do Equador, dentre as cinco cidades - Amsterdam, Barcelona, Antuérpia, Salzburgo, Tübingen – é Barcelona, que está na latitude 41°23'N). Esta

diferença de latitude interfere na quantidade de energia existente nos raios solares que atingem cada região, e pode contribuir para o aumento da dispersão em regiões mais próximas ao Equador, que recebem raios solares mais energéticos.

Fig 41: Mapa de parte da América do Sul, mostrando as regiões de Tucumán e Salta (provincia vizinha) em destaque. (www.britannica.com – acessado em 09/07/2012)

Tendo em vista que um dos fatores que contribuem para a quantidade de dispersão de luz intraocular é a cor dos olhos, ficamos interessados em avaliar tal variável em populações de olhos predominantemente escuros. Observamos que, ao contrário do esperado, a amostra com predominância de olhos escuros obteve valores de dispersão maiores que a norma europeia; na literatura, espera-se que olhos claros

tenham maior dispersão de luz, por conta da íris possuir menos pigmento e, com isso, ser translúcida. Tal resultado já havia sido encontrado de forma preliminar no estudo piloto de 2009 (Longhi, Oiwa, Ventura e Costa, 2009), no qual havia tendência de valores maiores de dispersão para a amostra de São Paulo, e foi novamente encontrado nas amostras do grupo 1 (SP) e grupo 2 (Arg).

Por conta da variabilidade dos dados, tanto nas amostras testadas nesta pesquisa quanto nos dados da norma europeia, não é possível afirmar que a população de São Paulo tem valores de dispersão maiores que a população europeia testada no projeto GLARE. Porém, com a grande quantidade de dados presentes em especial no grupo 1, é possível afirmar que a tendência observada no estudo de 2009 se mantém e se torna mais visível. Para explicar tal resultado, podemos pensar em algumas hipóteses, em especial na qualidade da visão dos habitantes das duas localidades (São Paulo x Europa), principalmente no que se refere ao acesso a oftalmologistas, diagnósticos e tratamentos precoces. Na Europa, o acesso à Saúde é mais fácil que no Brasil, mesmo levando em conta que São Paulo é a maior metrópole brasileira, e com isso, possui maior quantidade de médicos disponíveis. O grande problema do acesso à Saúde é a qualidade do serviço prestado à população pelo SUS (Sistema Único de Saúde), que impede que grande parte da população tenha acesso rápido a oftalmologistas e, conseqüentemente, a diagnósticos e tratamentos para problemas de visão.

Outro ponto a ser levantado diz respeito ao próprio diagnóstico de catarata. Além das limitações apresentadas pela utilização do LOCS III, a falta de uma padronização universal faz com que aquilo que é considerado catarata avançada na Europa possa ser classificado como catarata inicial no Brasil. Isso impede a comparação

dos dados, uma vez que os parâmetros não são compatíveis, e traz um erro à avaliação da qualidade dos meios ópticos dos participantes.

Outro dado que é considerado como causador de aumento de dispersão de luz intraocular é a cirurgia refrativa. Na verdade, qualquer tipo de cirurgia ocular, em teoria, causaria aumento na dispersão de luz, uma vez que o tecido cicatrizado seria mais denso, por conta da cicatriz, e com isso seria um obstáculo maior à passagem da luz. No caso específico da cirurgia refrativa, as intervenções a laser na córnea contribuiriam para o aumento dos obstáculos e consequente aumento na dispersão de luz. No entanto, observamos neste estudo que os valores de dispersão de luz intraocular mostraram certa diminuição após a cirurgia. Por motivos técnicos, não foi possível realizar medições imediatamente após a cirurgia, principalmente porque o edema de córnea resultante introduziria um artefato às medidas. Era preciso esperar a córnea se recompor e a visão melhorar para poder realizar o teste – se o paciente ainda estivesse enxergando imagens borradas, mesmo com correção, não conseguiria realizar o teste de forma satisfatória e confiável. Assim, optamos por testar os pacientes no pré-operatório (no mesmo dia da cirurgia, algumas horas antes desta acontecer), e no pós-operatório com 60 e 120 dias transcorridos da cirurgia.

Os resultados do pré-operatório se mostraram compatíveis com os da população geral, mas tendendo a ser ligeiramente maiores que a média da população. Essa diferença não era estatisticamente significativa, mas era consistente em todos os pacientes testados no pré-operatório. Acreditamos que esse aumento inicial pudesse ser devido ao fato da grande maioria (93%, n=27 pacientes) utilizarem de forma regular lentes de contato há mais de quatro anos seguidos. Alguns pacientes só retiraram as lentes cerca de 30 minutos antes da testagem. O uso de lentes de contato costuma

aumentar a dispersão de luz intraocular, por causar, entre outros, edema de córnea. Na população geral testada (grupo 1), não havia uma prevalência tão alta de usuários de lente de contato (aproximadamente 15%, n= 32 pessoas), o que pode ter diluído sua contribuição nos valores de dispersão de luz intraocular.

Já nos resultados do pós-operatório, observamos uma diminuição sistemática dos valores de dispersão de luz. Tal diminuição, novamente, não era estatisticamente significativa, porém aconteceu com todos os pacientes tanto na situação de 60 dias após a cirurgia quanto em 120 dias. Esperávamos que houvesse aumento na dispersão por conta da cirurgia, mas aparentemente os efeitos da cirurgia na dispersão de luz não são significativos após 60 dias da realização da cirurgia, havendo boa recuperação. No pós-operatório observamos que os valores de dispersão se aproximaram bastante da média para a idade observada no grupo 1, o que indica que é um período adequado para recuperação da córnea, além de demonstrar que os valores de dispersão medidos psicofisicamente são sensíveis o suficiente para avaliar a recuperação dos meios ópticos no pós cirúrgico.

Seria interessante avaliar um número maior de pacientes, e comparar técnicas cirúrgicas diferentes, para entender qual a contribuição de cada técnica na diminuição da dispersão de luz intraocular.

Foto: Nectan Taurus

Referências Bibliográficas

- Cervino, A.,** Montes-Mico, R & Hosking, S.L. (2008). Performance of the Compensation Comparison Method for Retinal Straylight Measurement. Effect of Patient's Age on Repeatability. *Br J Ophthalmol*, published online 17 April 2008; DOI 10.1136/bjo.2007.131078.
- Chylack, L.T.,** Wolfe, J.W., Singer, D.M., Leske, M.C., Bullimore, M.A., Bailey, I.L. et al. (1993). The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group. *Arch Ophthalmol*, 111(6): 831-836.
- Coppens, J.E.,** Franssen, L. e van den Berg, T.J.T.P. (2006). Reliability of the compensation comparison method for measuring retinal straylight studied using Monte-Carlo simulations. *J Biomedical Optics* 11. 054010, DOI:10.1117/1.2357731.
- Coppens, J.E.,** Franssen, L., van Rijn, L.J. & van den Berg, T.J.T.P.(2006). Reliability of the compensation comparison stray-light measurement method. *J Biomedical Optics*. 11 (3), 34027-1 – 34027-9.
- European GLARE Project**—www.glare.be
- Franssen, L.,** Coppens, J.E.(2007). *Straylight at the retina – scattered papers*. Amsterdam: Gildeprint Drukkerijen B.V.
- Franssen, L.,** Tabernero, J., Coppens, J.E. e van den Berg, T.J.T.P (2007). Pupil size and retinal straylight in the normal eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 48: 2375-2382.
- Franssen, L.,**Coppens, J.E., van den Berg, T.J.T.P. (2006). Compensation comparison method for assessment of retinal straylight. *Invest Ophtalmol Vis Sci*. 47: 768-76.
- Halliday, D,** Resnick, R & Krane, K. (2004). *Física 4*. RJ: LTC Editora.

- IJspeert, J.K.**, de Waard, P.W., van den Berg, T.J.T.P. & de Jong, P.T. (1990). The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. *Vision Res.* 30 (5), 699-707.
- Kandel, E.R.**, Schwartz, J.H., Jessel, T.M. (2000). *Fundamentos da Neurociência e do Comportamento*. Trad. Charles Alfred Esbérard e Mira de Casrilevitz Engelhardt. RJ: Guanabara Koogan.
- Longhi, E.**, Oiwa, N.N., Ventura, D.F. & Costa, M.F. (2009). Psychophysical evaluation of retinal straylight in healthy Brazilian subjects. *E-Abstract, ARVO 2009 Meeting*, Association for Research in Vision and Ophthalmology, Fort Lauderdale, USA.
- Nussenzveig, H.M.** (1983). *Curso de Física Básica*. vol.2 – Fluidos, oscilações e ondas, calor. SP: Ed. Edgard Blücher Ltda.
- Nussenzveig, H.M.** (1998). *Curso de Física Básica*. vol 4 – Ótica, relatividade, física quântica. SP: Ed. Edgard Blücher Ltda.
- Phelps Brown, N.**, Bron, A.J. (1996). *Lens Disorders — A Clinical Manual of Cataract Diagnosis*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Rozema, J.J.**, van den Berg, T.J.T.P. & Tassignon, J-M. (2010a). Retinal straylight as a function of age and ocular biometry in healthy eyes. *Invest Ophtalmol Vis Sci.* 51: 2795-98.
- Rozema, J.J.**, Coeckelbergh, T., van den Berg, T.J.T.P., Trau, R., Duchateau, N.C., Lemmens, S. & Tassignon, M-J. (2010b). Straylight before and after LASEK in myopia: changes in retinal straylight. *Invest Ophtalmol Vis Sci.* 51: 2800-04.
- Tasman, W.**, Jaeger, E.A. (2009). *Duane's Ophthalmology*. NY: Lippincott Williams & Wilkins (LWW), CD-ROM.

- Valbuena, M.**, Bandeen-Roche, K., Rubin, G.S., Munoz, B. & West, S.K. (1999). Self-reported assessment of visual function in a population-based study: the SEE project. Salisbury Eye Evaluation. *Invest Ophthalmol. Vis. Sci.*, 40, 280-288.
- van den Berg, T.J.T.P.** (1986). Importance of pathological intraocular light scatter for visual disability. *Doc Ophthalmol.* 61(3-4), 327-333.
- van den Berg, T.J.T.P.** (2006) *Compensation Comparison in the Oculus C-Quant Straylight Meter*. recuperado em 24 de novembro de 2007, de www.oculus.com.
- van den Berg, T.J.T.P.** e van Rijn, L.J. (2005). Relevance of glare sensitivity and impairment of visual function among European drivers. *Report EU project: SUB-B27020B-E3-GLARE-2002-S07.18091*. disponível em www.glare.be.
- Vaughan, D.** & Asbury, T. (1989). *Oftalmologia Geral*. SP: Atheneu.
- Vos, J.J.** (1984). Disability glare – a state of the art report. *CIE J.* 3(2): 39-53.
- Vos, J.J.** & van den Berg, T.J.T.P. (1999). Report on disability glare. *CIE Collection, Vision and Colour*, 135:1-9.

Foto: Nectan Taurus

Anexos

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

Prot-2507/CEPH-IP13/11/2007.

Senhor Professor,

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do IPUSP (CEPH-IP), em reunião de 08/10/2007, aprovou o projeto intitulado “Determinação da curva de dispersão retiniana de luz relacionada à idade medida psicofisicamente em sujeitos saudáveis e com catarata”, a ser desenvolvido pela mestranda Emília Longhi Bitencourt Feller, junto ao Programa de Pós-Graduação em Psicologia Experimental, do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo, sob a orientação de V. Sa.

Atenciosamente,

Prof. Titular Yves De La Taille
Presidente do CEPH-IP

Ilmo. Sr.
Professor Doutor Marcelo Fernandes da Costa
Departamento de Psicologia Experimental
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**Estudo Psicofísico de Dispersão de Luz na retina (Ofuscamento)**

Pesquisadores: Prof. Dr. Marcelo Fernandes da Costa, Emília Longhi Bitencourt, Prof.^a Dr.^a Dora Fix Ventura (Prof.^a Titular responsável pelo setor).

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário, de uma pesquisa que tem o objetivo de verificar o grau de dispersão de luz na retina, quando em contato com uma luz intensa na periferia do campo visual. O estudo será realizado no Laboratório de Eletrofisiologia e Psicofísica Visual Clínica no Departamento de Psicologia Experimental do IPUSP. O exame não é invasivo e não oferece qualquer risco de dano físico e/ou psicológico ao participante. O aumento da dispersão de luz na retina, causando ofuscamento, contribui para a diminuição da percepção visual, uma vez que a cena observada perde nitidez pela presença de um foco de luz intensa na periferia da visão. Essa condição é comum em pacientes com catarata, além de em outras situações. Neste exame, chamado C-Quant, você ficará sentado em frente ao aparelho em uma sala escura, com um dos olhos tampado, e deverá responder, apertando botões, quando um dos dois semicírculos presentes no campo de teste piscar mais fortemente. Não haverá dilatação da pupila e nem contato com seu olho para realizar esse exame. O tempo médio de realização do teste é de 15 minutos. Sendo voluntário para este estudo:

- Você fica livre para esclarecer quaisquer dúvidas sobre este estudo antes e durante o curso da pesquisa.
- Sua participação no estudo é totalmente voluntária. Você terá a liberdade de se recusar a participar da pesquisa ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer penalidade ou prejuízo.
- Os resultados serão sigilosos e seu nome não será divulgado. Apenas os dados dos resultados dos exames poderão ser divulgados em publicações científicas.
- Você poderá tomar conhecimento dos resultados obtidos ao final da pesquisa, se desejar.
- As despesas decorrentes da participação na pesquisa, como transporte e alimentação, serão ressarcidas pelo Laboratório.
- Caso seja detectada qualquer alteração grave nos exames, será fornecido relatório detalhado e encaminhamento caso haja necessidade de acompanhamento médico oftalmológico.

Após ter lido as informações acima (ou alguém ter lido para você), estou ciente de que o estudo será útil para avaliação da dispersão de luz na retina e autorizo a utilização dos resultados de meu exame para a análise dos dados e divulgação no resultado da pesquisa.

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo
Endereço: Av. Prof. Mello Moraes 1721 – Cidade Universitária – CEP: 05508-900 – São Paulo – SP

Assinatura do Participante Assinatura do Pesquisador

Nome do Participante:

Documento de identidade:

Data de nascimento:

Endereço:

Bairro:

Cidade:

Estado:

CEP:

Telefones:

São Paulo, de de

QUESTIONÁRIO OFUSCAMENTO:

Olá, você foi convidado a realizar um teste de ofuscamento. Para um melhor aproveitamento, é necessário que você responda algumas perguntas.

1. Você tem (ou teve) diabetes? () SIM () NÃO

Se SIM, desde quando? _____
Qual o tipo da diabetes (tipo I ou tipo II)? _____
Está controlada no momento? _____
Você toma medicamentos para a doença? _____
Quais? _____

2. Você tem (ou teve) reumatismo? () SIM () NÃO

Se SIM, desde quando? _____
Você toma medicamentos para a doença? _____
Quais? _____

3. Você tem pressão alta? () SIM () NÃO

Se SIM, desde quando? _____
Está controlada no momento? _____
Você toma medicamentos para a doença? _____
Quais? _____

4. Você bebe? () SIM () NÃO

Se SIM, qual tipo? _____
Quantas vezes na semana? _____
Quanto doses por dia? _____
Há quanto tempo bebe? _____

5. Você fuma? () SIM () NÃO

Se SIM, quantos cigarros por dia? _____
Há quanto tempo fuma? _____

6. Você teve alguma doença, fez alguma cirurgia ou utiliza algum medicamento que não esteja colocado nas questões acima? () SIM () NÃO

Se SIM, qual (ou quais)? _____

Obrigada!

Anamnese – C-Quant

Nome: _____

Idade: _____ Data de nascimento: ____/____/____

Data de testagem: ____/____/____

Exame Oftalmológico: _____

Refração OD: _____

OE: _____

Acuidade visual com correção OD: _____ OE: _____

CORREÇÃO APARELHO: OD: _____

OE: _____

C-QUANT:

OD						OE					
1		2		3		1		2		3	

1º testado: _____

CATEGORIAS: OD ____ / OE ____

Cor do olho:

Olho dominante: