



## **Universidade da Beira Interior**

Faculdade de Ciências  
**Departamento de Física**

Faculdade de Ciências da Saúde  
**Departamento de Ciências Médicas**

### **DISTORÇÃO LUMINOSA EM CONDIÇÕES ESCOTÓPICAS COM SISTEMAS MULTIFOCALIS PARA PRESBIOPIA**

**Dissertação elaborada com vista à obtenção do  
Grau de Mestre em Optometria em Ciências da Visão**

Orientador: *Professor Doutor José Manuel González-Méijome*

Co-orientador: *Professor Doutor Paulo Torrão Fiadeiro*

**Santiago Escandón García**

**2009**



**Universidade da Beira Interior**

Faculdade de Ciências  
**Departamento de Física**

Faculdade de Ciências da Saúde  
**Departamento de Ciências Médicas**

**Santiago Escandón García**

**DISTORÇÃO LUMINOSA EM CONDIÇÕES ESCOTÓPICAS  
COM SISTEMAS MULTIFOCAIS PARA PRESBIOPIA**

**Tese de Mestrado em “Optometria em Ciências da Visão”**

Trabalho efectuado sob a orientação de

**Professor Doutor José Manuel González Méijome**  
Professor Auxiliar da Escola de Ciências, Departamento de Física  
(Área de Optometria), da Universidade do Minho

**Professor Doutor Paulo Torrão Fiadeiro**  
Professor Associado com Agregação da Faculdade de Ciências,  
Departamento de Física, da Universidade da Beira Interior

Agosto de 2009

## DECLARAÇÃO

**Nome:** Santiago Escandón García

**Endereço Electrónico:** [sescandon@hotmail.com](mailto:sescandon@hotmail.com)

**Nº do Bilhete de Identidade:** 15804781

**Título da Tese de Mestrado:**

Distorção luminosa em condições escotópicas com sistemas multifocais para presbiopia

**Orientadores:**

Professor Doutor José Manuel González Méijome

Professor Auxiliar da Escola de Ciências, Departamento de Física  
(Área de Optometria), da Universidade do Minho

Professor Doutor Paulo Torrão Fiadeiro

Professor Associado com Agregação da Faculdade de Ciências,  
Departamento de Física, da Universidade da Beira Interior

**Ano de conclusão:** 2009

**Designação do Mestrado:**

Optometria em Ciências da Visão

Declaro que esta Tese se encontra em condições de ser apreciada pelo júri a designar.

O candidato,

---

Covilhã, 24 de Agosto de 2009

## DECLARAÇÃO

Declaro que esta Tese se encontra em condições de ser apresentada a provas públicas.

O orientador,

---

(Professor Doutor José Manuel González-Méijome)

O co-orientador,

---

(Professor Doutor Paulo Torrão Fiadeiro)

Covilhã, 24 de Agosto de 2009

Às minhas sobrinhas,  
Sara e Lucía.

*“A melhor de todas as coisas é aprender.  
O dinheiro pode ser perdido ou roubado,  
a saúde e força podem falhar,  
mas o que você dedicou à sua mente  
é seu para sempre.”*

Louís L’Amour

## **Agradecimentos**

Chegado ao fim desta Tese de Mestrado, resta-me registar os meus sinceros agradecimentos a todas as pessoas e instituições que, de alguma forma, contribuíram para que este trabalho se tornasse uma realidade. Evoco este facto, não por regra estabelecida, mas por desejo sentido de testemunhar os meus agradecimentos a todos os que ajudaram de forma valiosa para a sua realização:

Ao Professor Doutor José Manuel González Méijome, primeiro que tudo, meu amigo e agora meu orientador, pelo desenho inicial da pesquisa, pela competência científica e acompanhamento do trabalho, pela disponibilidade e generosidade reveladas ao longo deste longo ano lectivo, assim como pelas críticas, sugestões relevantes feitas durante a orientação e pelo ânimo e apoio moral fornecidos nos momentos mais difíceis, que muito contribuíram para a execução desta tese. Sem dúvida, este trabalho servirá de estímulo para fazer “mais e melhor”. Agradeço-lhe o facto de ter resgatado uma ilusão que julgava perdida.

Ao Professor Doutor Paulo Torrão Fiadeiro, meu co-orientador e Director do Mestrado em que se insere o presente trabalho, pela competência científica e orientação dada, bem como pela disponibilidade e apoio demonstrados.

Aos meus pais, meus irmãos, a Israel, às minhas sobrinhas e aos meus amigos, pelo carinho, pelo apoio, por terem sabido respeitar a minha ausência durante estes últimos tempos e pela paciência e compreensão reveladas ao longo destes dois anos.

Ao Doutor Manuel Angel Parafita Mato, Professor Titular de Oftalmologia da Universidade de Santiago de Compostela (Espanha) por ser em parte o responsável por esta inquietude que sinto pelo saber e pela descoberta científica. Agradeço muito esse “contágio” e toda a ajuda por ele prestada enquanto aluno e investigador quando ele era Director da Unidade de Investigação em Optometria, Córnea e Lentes de Contacto dessa Universidade.

Ao Doutor Carlos Gómez-Reino Carnota, Professor Catedrático de Óptica da Universidade de Santiago de Compostela (Espanha), meu mentor e responsável também pelo gosto que adquiri pelo trabalho académico e científico. Agradeço o tempo partilhado e a sua boa disposição.

Aos meus colegas de trabalho pela sã camaradagem e por tornarem possível a realização de muitos dos projectos profissionais. Desejo expressar o meu sincero agradecimento a Miguel Carrasco, a Nuria Rocher e a ti, Joan Amat, que, embora já tenhas partido, foste, és e serás para mim uma referência neste percurso da vida.

Aos meus colegas de Mestrado por partilharem o mesmo sonho e por contribuírem para o desenvolvimento da Optometria em Portugal ao fazermos parte da primeira turma de um Mestrado em Optometria em Ciências da Visão neste país.

Devo, também, uma sincera palavra de gratidão à colega e amiga Maria João Lourenço pela amizade e força transmitida. Agradeço-lhe, em particular, a leitura atenta e comentada de alguns capítulos da tese.

Desejo expressar o meu reconhecimento ao Laboratório de Investigação em Optometria Clínica e Experimental da Escola de Ciências da Universidade do Minho (Braga) o lugar onde foi desenvolvido o trabalho. Agradeço aos professores Jorge Jorge e António Queirós, investigadores da mesma unidade pela forma como fui recebido e pela disponibilidade manifestada.

Ao laboratório Coopervision e seu responsável de Serviços Profissionais Manuel Gómez Serrano-Sánchez por ter cedido todas as lentes de contacto de forma desinteressada.

Por último, agradeço a todos os voluntários que fizeram parte da amostra desta pesquisa, pelo tempo roubado e pela paciência demonstrada.

A todos estou muito agradecido.

**"Agradecer é admitir que houve um minuto em que se precisou de alguém. Agradecer é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o dom de ser auto-suficiente."**

## Abreviaturas

AAO: Academia Americana de Optometria (*American Academy of Optometry*)

AV LogMAR<sub>10%</sub> : Acuidade visual em baixo contraste (10% de contraste)

AV LogMAR<sub>100%</sub> : Acuidade visual em alto contraste (100% de contraste)

AV: Acuidade visual

BAT: *Brightness Acuity Tester*

BFS: Esfera de melhor adaptação (*Best Fit Sphere*)

Bin: Binocular

Ca: Canadá

CA: California

Cd/m<sup>2</sup>: Candelas por metro quadrado

CL: *Contact lenses*

DL: Distorção luminosa

ed: Edição

Eds: Editores

ETDRS: Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study

ETIM: Etimologia

EUA: Estados Unidos de América

FDA: *Food and Drugs Administration*

FSC: Função de Sensibilidade ao Contraste

FT: Operador matemático da “Transformada de Fourier”

H<sub>0</sub>: Hipótese nula

H<sub>1</sub>: Hipótese alternativa

IDL: Índice de distorção luminosa

IE: Incapacidade por encandeamento

I-S: *I-S Value* (Índice infero-superior)

LASIK: Laser-assisted in situ keratomileusis

LC Dom: Lente de contacto multifocal com geometria Dominante

LC N Dom: Lente de contacto multifocal com geometria Não Dominante

LC Neutra: Lente de contacto esférica sem potencia dióptrica

LC RGP: Lente/s de contacto rígidas permeáveis aos gases

LC: Lente/s de contacto

LCH: Lente/s de contacto hidrófila/s

LED: *Light Emitting Diode*  
LDI: *Light Distortion Index*  
LIO: Lente intra-ocular  
LIOs: Lentes intra-oculares  
LogMAR: unidade de medida da acuidade visual mediante o logaritmo do mínimo ângulo de resolução  
MTF: Função de transferência de modulação (*Modulation Transfer Function*)  
NY: New York  
OTF: Função de transferência óptica (*Optical Transfer Function*)  
*p*: significação estatística  
PCA: Profundidade da câmara anterior  
PMMA: polimetil-metacrilato  
pp: Páginas  
PSF: Função de espalhamento de ponto (*Point Spread Function*)  
PTF: Função de transferência de fase (*Phase Transfer Function*)  
*r*: coeficiente de correlação de Pearson  
 $r^2$ : coeficiente de determinação  
RGP: rígido permeável aos gases  
RMS: Raiz quadrada média (*Root Mean Square*)  
S.f.: Substantivo feminino  
s/LC: Sem lente de contacto  
SAI: Índice de Assimetria da superfície (*Surface Assimetry Index*)  
SC: Sensibilidade ao contraste  
SPSS: Statistical Package for the Social Sciences  
SRI: Índice de Regularidade da Superfície (*Surface Regularity Index*)  
TMS: *Topographic Modelling System*  
UK: United Kingdom (Reino Unido)  
VL: Visão de longe  
VP: Visão próxima  
WHO: World Health Organization  
WTW: Diâmetro horizontal de íris visível (*White to White*)

## Resumo

A presbiopia é a alteração visual relacionada com a idade mais comum e afecta a totalidade dos seres humanos. O envelhecimento da população e as perspectivas demográficas para o futuro fazem com que a prevalência desta anomalia esteja em aumento. Este facto revela-se na grande quantidade de recursos que investe anualmente a indústria oftálmica na pesquisa e desenvolvimento de novas tecnologias para a sua compensação e reabilitação.

Uma das alternativas para a correcção da presbiopia são as lentes de contacto (LC) multifocais de visão simultânea que embora estejam disponíveis no mercado ainda representam uma pequena parte das adaptações realizadas mundialmente. Os pacientes que utilizam estes sistemas multifocais, têm reportado a existência de imagens fantasma e perdas de qualidade na imagem percebida devido a fenómenos de distorção luminosa principalmente em condições de baixa iluminação. Esta informação subjectiva aporta muitos dados sobre a qualidade da visão e resulta necessário quantificá-la com métricas objectivas para além da simples descrição feita pelo paciente. O objectivo principal deste trabalho é avaliar a distorção luminosa com sistemas multifocais utilizados para compensar a presbiopia e comparar a distorção obtida com diversas geometrias disponíveis no mercado e a combinação binocular das mesmas.

Para isso foi realizado um estudo clínico prospectivo no Laboratório de Investigação em Optometria Clínica e Experimental da Universidade do Minho (Braga, Portugal) no que participaram 18 voluntários emétopes aos que foram adaptadas LC multifocais e LC esféricas do mesmo material de um modo aleatório para quantificar o índice de distorção luminosa (IDL) mediante o sistema Starlights®-Halo v0.91 (Novosalud, Valencia, Espanha) em condições de iluminação escotópica; também foi medida a acuidade visual com uma escala logarítmica em condições de alto contraste ( $\text{LogMAR}_{100\%}$ ) e baixo contraste ( $\text{LogMAR}_{10\%}$ ), e os parâmetros aberrométricos e topográficos da superfície anterior com e sem LC.

Os principais resultados obtidos permitem afirmar que as LC multifocais provocam um aumento do IDL que é diferente para cada tipo de lente multifocal sendo particularmente significativo para as LC com geometria centro-longe (geometria dominante) quando comparadas com as lentes com geometria centro-perto (geometria não dominante). Foi verificado também um efeito de somação binocular que reduz o IDL quando comparado com os valores monoculares e que é mais evidente quando respeitadas as recomendações dadas pelo laboratório fabricante das lentes (LC dominante no olho dominante e não dominante no outro olho).

A origem do IDL não consegue ser explicada de um modo consistente nem pelas aberrações, nem pelos parâmetros topográficos da superfície anterior (com ou sem lentes de contacto).

Em conclusão, este trabalho mostra que o IDL é uma métrica que permite objectivar a sensação subjectiva manifestada pelos pacientes, proporcionando informação para além da fornecida pela aberrometria da superfície anterior do olho e que potencialmente está mais relacionado com as queixas subjectivas reportadas pelos usuários deste tipo de soluções. Este modelo de estudo poderá também ser aplicado a outras áreas de desenvolvimento como é o caso das lentes intra-oculares multifocais.

**Palavras-chave:** Presbiopia, Lentes de Contacto Multifocais, Distorção Luminosa, Halos.

## Abstract

Presbyopia is the commonest visual alteration related with age and affects all human beings. The growing prevalence of this disease is due to an ageing population and to future demographic perspectives. This prevalence is shown in the quantity of resources that the ophthalmic industry invests every year in research and development of new technologies to compensate and rehabilitate these patients.

Multifocal contact lenses (CL) with simultaneous vision are one of the possible ways to correct presbyopia, although it represents a small part of the adaptations made worldwide. Patients that use these multifocal systems report ghost images and loss of quality of the perceived image due to light distortion phenomena, mainly in low light environments. This subjective information contains valuable data about the quality of vision, thus quantification with objective metrics is required. The central purpose of this work is to evaluate light distortion with multifocal systems utilized to compensate presbyopia and compare the distortion obtained with different commercially available geometries and its binocular combinations.

A prospective clinical study with 18 emmetropic volunteers was elaborated at the Clinical and Experimental Optometry Research Lab, University of Minho (Braga, Portugal). Volunteers were randomly assigned to use CL made of the same material either with spherical or two different multifocal designs to quantify Light Distortion Index (LDI) with a Starlights<sup>®</sup>-Halo v0.91 system (Novosalud, Valencia, Spain) under scotopic lightening conditions; visual acuity was measured with a logarithmic scale, in high contrast (LogMAR<sub>100%</sub>) and low contrast (LogMAR<sub>10%</sub>) conditions; anterior surface aberrometric and topographic parameters were measured with and without CL.

The results obtained confirm that multifocal CL increase LDI, which varies with each type of multifocal lens, being particularly significant in CL with center-distance geometry (dominant geometry) compared with center-near geometry lenses (non-dominant geometry). A binocular summation effect, which reduces LDI when compared to monocular values and is most evident when the manufacturer recommendations are followed (Dominant CL in the dominant eye and Non Dominant in the other eye), was demonstrated.

The optical etiology of LDI cannot be explained, in a consistent way, by the aberrations of the anterior ocular surface alone, nor by the topographic parameters of the anterior surface (with or without contact lenses).

In conclusion, this work reveals that LDI is a novel technique providing values that allow the quantification of subjective sensations demonstrated by the patients, adding information to the anterior surface aberrometry and can, potentially, relate with the subjective complains reported by users of this kind of optical solutions. This study model can be applied to other developing areas, such as multifocal intra-ocular lenses.

**Key-Words:** Presbyopia, Multifocal Contact Lenses, Light Distortion, Haloes

# Índice

<b>Agradecimentos</b>	<b>v</b>
<b>Abreviaturas</b>	<b>vii</b>
<b>Resumo</b>	<b>ix</b>
<b>Abstract</b>	<b>x</b>
<b>Índice</b>	<b>xi</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>xiv</b>
<b>Índice de tabelas</b>	<b>xviii</b>
<b>Capítulo 1 - Introdução</b>	<b>1</b>
1.1. Formulação do problema	2
1.1.1. Objectivo do estudo	5
1.1.2. Hipóteses de trabalho	5
1.2. Revisão bibliográfica	6
1.2.1. Presbiopia	6
1.2.2. Dados epidemiológicos	8
1.2.3. Métodos de correção da presbiopia	10
1.2.4. Sistemas multifocais (LC)	15
1.2.4.1. Tipos e desenhos	16
1.2.4.2. Resultados	20
1.2.5. Aberrometria	25
1.2.5.1. Frente de Onda e Aberração de Onda	25
1.2.5.2. Polinómios de Zernike	27
1.2.5.3. Outras métricas para definir a qualidade da imagem	29
1.2.5.4. Aberrações ópticas no olho humano	32
1.2.6. Distorção luminosa (DL)	35
1.2.6.1. Conceito de halo	37
1.2.6.2. Descrição e tipos de DL	41
1.2.6.3. Métodos de avaliação	43
1.2.6.4. Resultados com sistemas multifocais	48
<b>Capítulo 2 - Metodologia e Procedimentos</b>	<b>49</b>
2.1. Tipo de estudo	50
2.2. Descrição da população e selecção da amostra:	50
2.2.1. Amostra inicial	51
2.2.2. Amostra final	52
2.3. Instrumentos e material	52
2.3.1. Lentes de contacto utilizadas	52
2.3.2. IOL Master®	53
2.3.3. Autorefractómetro WAM 5500®	54
2.3.4. Topógrafo Medmont E300®	55
2.3.5. VOL-CT® Version 7.30	57
2.3.6. ETDRS Illuminator Cabinet	61

2.3.7. Halometria Starlights® - Halo v0.91	61
2.4. Definição das variáveis	65
2.4.1. Função visual	65
2.4.2. Parâmetros topográficos da superfície ocular	65
2.4.3. Parâmetros aberrométricos da superfície ocular	67
2.4.4. Parâmetros refractivos e biométricos do globo ocular	67
2.5. Procedimento e sequência da pesquisa	68
2.6. Análise estatística	69
<b>Capítulo 3 - Resultados</b>	<b>71</b>
3.1. Descritivos e comparação de médias do ÍDL e AV LogMAR: análise monocular	73
3.1.1. IDL	73
3.1.2. AV LogMAR de alto e baixo contraste	75
3.2. Descritivos e comparação de médias para os parâmetros aberrométricos da superfície ocular	77
3.3. Descritivos e comparação de médias para os topográficos da superfície ocular	80
3.3.1. Parâmetros queratométricos e “Best Fit Sphere”	80
3.3.2. Asfericidade	83
3.3.3. Descritores topográficos	85
3.4. Descritivos e comparação de médias do IDL e AV LogMAR: análise binocular	87
3.4.1. IDL	87
3.4.2. AV LogMAR <sub>10%</sub>	90
3.4.3. AV LogMAR <sub>100%</sub>	93
3.5. Correlações dos parâmetros da função visual nas diferentes condições experimentais	96
3.5.1. IDL	96
3.5.2. AV LogMAR <sub>10%</sub>	98
3.5.3. AV LogMAR <sub>100%</sub>	99
3.6. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros topográficos da superfície ocular	101
3.6.1. IDL	101
3.6.2. AV LogMAR <sub>10%</sub>	102
3.6.3. AV LogMAR <sub>100%</sub>	102
3.7. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular	104
3.7.1. IDL	104
3.7.2. AV LogMAR <sub>10%</sub>	105
3.7.3. AV LogMAR <sub>100%</sub>	106
3.8. Correlações entre os parâmetros da função visual e os componentes biométricos e refractivos do olho	107
3.8.1. IDL	107
3.8.2. AV LogMAR <sub>10%</sub>	107
3.8.3. AV LogMAR <sub>100%</sub>	108
3.9. Correlações entre os incrementos no IDL com os parâmetros oculares	109
3.9.1. Incrementos do IDL entre diferentes condições experimentais	109
3.9.2. Descritores topográficos da córnea sem LC	111

3.9.3. Componentes aberrométricas	111
3.9.4. Componentes biométricos	112
<b>Capítulo 4 - Discussão</b>	<b>114</b>
4.1. Análise de descritivos e comparação de médias	115
4.1.1. IDL	115
4.1.2. AV LogMAR de alto e baixo contraste	118
4.1.3. Parâmetros topográficos da superfície ocular	119
4.1.4. Parâmetros aberrométricos	121
4.2. Análise das correlações	122
4.2.1. Correlações dos parâmetros da função visual nas diferentes condições experimentais	123
4.2.2. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros topográficos da superfície ocular	123
4.2.3. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular	124
4.2.4. Correlações entre os parâmetros da função visual e os componentes biométricos e refrativos	125
<b>Capítulo 5 - Conclusões</b>	<b>126</b>
5.1. Conclusões	127
5.2. Desenvolvimentos futuros	128
<b>Capítulo 6 - Bibliografia</b>	<b>129</b>
<b>Anexos</b>	<b>139</b>

## Índice de Figuras

**Figura 1.1.** Evolução das percentagens de população europeia por faixas etárias desde 1980 até 2020 (estimativa demográfica).

**Figura 1.2.** Perda da Amplitude de Acomodação com a idade.

**Figura 1.3.** Distribuição da população por faixas etárias.

**Figura 1.4.** Expansão escleral com segmentos de PMMA.

**Figura 1.5.** Exemplo da geometria e desenho estrutural da LIO. *AMO Array SA40N multifocal lens* (Em Allen *et al.*, 2008).

**Figura 1.6.** Resultado de número de artigos encontrados no Pubmed em 18-05-2009 segundo o ano de publicação (Palavras chave: “*presbyopia*” e “*contact lenses*”).

**Figura 1.7.** Visão simultânea em lentes multifocais com desenhos centro-longe (A) e centro-perto (B).

**Figura 1.8.** Desenhos de 3 LCH multifocais com geometria esférica centro-perto: (A) Focus progresives (Ciba Vision) (B) Purevision Multifocal low addition (Bausch&Lomb) e (C) Purevision Multifocal high addition (Bausch&Lomb).

**Figura 1.9.** Representação gráfica das opções de correcção da presbiopia com LCH: 1. LCH multifocais de desenho esférico (a. centro longe, b. centro perto); 2. Desenhos concêntricos bifocais simples (a. centro longe com faixa intermédia, b. centro perto); 3. Desenhos de anéis concêntricos (a. desenho difractivo, b. anéis com potencia para visão próxima).

**Figura 1.10.** Geometria da LCH difractiva Echelon da Coopervision.

**Figura 1.11.** LC RPG para correcção de presbiopia. Visão alternada em lentes bifocais (A) e lentes trifocais (B)

**Figura 1.12.** FSC com LC Multifocal vs Monovisão em longe (A) e perto (B) e Curva de desfocagem para ambas opções e margem de visão útil (C).

**Figura 1.13.** FSC em estudo de Rajagopalan para as 4 modalidades de correcção da presbiopia.

**Figura 1.14.** Representação gráfica dos conceitos de frente de onda de aberração de onda.

**Figura 1.15.** Expansão em pirâmide dos índices dos polinómios de Zernike.

**Figura 1.16.** Pirâmide de Zernike e aberrações de 2ª a 4ª ordem e morfologia associada.

**Figura 1.17.** PSF para distintas aberturas circulares sem (A) e com (B) aberrações.

**Figura 1.18.** Construção da imagem como resultado de aplicar a função de convolução a cada ponto objecto.

**Figura 1.19.** Representação gráfica dos fenómenos fóticos.

**Figura 1.20.** Representação gráfica do deterioro da imagem e perda de contraste devidos à distorções luminosas.

**Figura 1.21.** Representação gráfica da multifocalidade originada pela dispersão de luz, refração e aberração de onda e formação da PSF em retina.

**Figura 1.22.** Representação gráfica da perda de qualidade na imagem.

**Figura 1.23.** Halogen intraocular lenses glare test CSV-1000HGT.

**Figura 1.24.** Resultado de número de artigos encontrados no Pubmed em 25.06.2009, segundo o ano de publicação (Palavras chave da pesquisa: “night vision disturbances” or “glare” or “halo”).

**Figura 1.25.** Simulação do fenómeno “starburst” (A) e do “halo” (B) após cirurgia LASIK.

**Figura 1.26.** Encandeamento (Glare) nocturno e diurno e halos com métodos de correcção da presbiopia.

**Figura 1.27.** *Starburst* (A) e halo (B) expressados subjectivamente utilizando o *Night Vision Recording Chart*.

**Figura 2.1.** Geometria das lentes Proclear Multifocal “D” para olho dominante e “N” para o olho não dominante.

**Figura 2.2.** Biómetro de coerência óptica IOL Master®.

**Figura 2.3.** Autorefractómetro de campo aberto WAM 5500®.

**Figura 2.4.** Topógrafo Corneal Medmont E300® (A); exemplo de recolha topográfica com base na tecnologia dos discos de plácido com o Medmont E300® (B).

**Figura 2.5.** Exemplos de topografias sobre lentes de contacto de desenho não dominante (A) e dominante (B).

**Figura 2.6.** Exemplo gráfico de decomposição dos polinómios de Zernike da superfície ocular (ou da LC) para cada uma das condições estudadas.

**Figura 2.7.** Exemplo gráfico do Mapa de Aberração de Onda da superfície anterior para cada condição em estudo.

**Figura 2.8.** Exemplo gráfico da *PSF em 2D* obtida segundo a óptica da superfície anterior para cada condição em estudo.

**Figura 2.9.** ETDRS Illuminator Cabinet: Carta de contraste 100% (A) e 10% (B).

**Figura 2.10.** Ecrã frontal do Starlights: Ponto de fixação central (em cinzento na imagem) e estímulos luminosos periféricos.

**Figura 2.11.** A extensão do halo (ou combinação de alterações da visão nocturna) vai impedir que sejam observados os estímulos radiais quando ligados.

**Figura 2.12.** Exemplos da configuração do halo medido com Starlights.

**Figura 2.13.** Representação esquemática do Starlights (A) e imagem da disposição em laboratório do Starlights e do paciente (B).

**Figura 3.1.** Valores médios e desvio padrão do índice de distorção luminosa (IDL) monocular sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

**Figura 3.2.** Valores médios e desvio padrão das AV LogMAR<sub>10%</sub> (A) e AV LogMAR<sub>100%</sub> (B) sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

**Figura 3.3.** Valores médios e desvio padrão dos parâmetros aberrométricos sem LC e com as diferentes LC utilizadas com pupila real e pupila média.

**Figura 3.4.** Valores médios e desvio padrão dos raios queratométricos curvo (A) e plano (B) e BFS (C) sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

**Figura 3.5.** Valores médios e desvio padrão da asfericidade, sem LC e com as diferentes LC utilizadas nos meridianos, curvo (A) e plano (B).

**Figura 3.6.** Valores médios e desvio padrão dos descritores topográficos I-S (A), SAI (B) e SRI (C) sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

**Figura 3.7.** IDL monocular e binocular sem LC (A), com as 3 lentes de contacto utilizadas (B, C, D) e para a situação clínica (E).

**Figura 3.8.** AV logMAR<sub>10%</sub> monocular e binocular sem LC (A), com as 3 lentes de contacto utilizadas (B, C, D) e para a situação clínica (E).

**Figura 3.9.** AV logMAR<sub>100%</sub> monocular e binocular sem LC (A), com as 3 lentes de contacto utilizadas (B, C, D) e para a situação clínica (E).

**Figura 3.10.** (A) Correlação entre o índice de distorção luminosa (IDL) com a lente neutra em relação com LC Dominante ( $r^2=0,165$ ;  $\blacklozenge$ ) e LC Não Dominante ( $r^2=0,152$ ;  $\circ$ ) em condições monoculares. (B) Correlação entre o IDL para a lente neutra e o IDL com LC Dom ( $r^2=0,136$ ;  $\blacklozenge$ ) e N-Dom ( $r^2=0,12$ ;  $\circ$ ) em condições binoculares.

**Figura 3.11.** (A) Correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,328$ ;  $\square$ ), com LC N-Dom ( $r^2=0,468$ ;  $\blacklozenge$ ) e com LC Dom ( $r^2=0,533$ ;  $\circ$ ) em condições monoculares. (B) Correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,283$ ;  $\square$ ), com LC N-Dom ( $r^2=0,319$ ;  $\blacklozenge$ ) e com LC Dom ( $r^2=0,550$ ;  $\circ$ ) em condições binoculares.

**Figura 3.12.** (A) Correlação entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,475$ ; ◻), com LC N-Dom ( $r^2=0,148$ ; ◇) e com LC Dom ( $r^2=0,613$ ; ○) em condições monolulares. (B) Correlação entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,510$ ; ◻) e com LC Dom ( $r^2=0,510$ ; ○) em condições binolulares.

**Figura 3.13.** Correlação entre a asfericidade do meridiano plano sem LC e o IDL obtido com LC Dom ( $r^2=0,140$ ).

**Figura 3.14.** Correlação entre o SAI sem LC e o IDL obtido com LC Dom ( $r^2=0,192$ ).

**Figura 3.15.** Correlações entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> com LC N-Dom e as asfericidades nos meridianos principais, curvo ( $r^2=0,149$ ; ○) e plano ( $r^2=0,162$ ; ◇).

**Figura 3.16.** Correlação entre a RMS comática e o IDL, com LC Dom ( $r^2=0,015$ ).

**Figura 3.17.** Correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC com as componentes aberrométricas: RMS esférica ( $r^2=0,131$ ; ◻), RMS comática ( $r^2=0,158$ ; ◇) e Astigmatismo secundário ( $r^2=0,161$ ; ○).

**Figura 3.18.** Correlação entre o diâmetro pupilar e a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida com LC Dom ( $r^2=0,117$ ).

**Figura 3.19.** Correlações entre as diferenças de IDL: (A)  $r^2=0,241$ , (B)  $r^2=0,638$ , (C)  $r^2=0,920$ , (D)  $r^2=0,791$  e (E)  $r^2=0,830$ .

**Figura 3.20.** Correlações entre o incremento de IDL LC Dom – IDL sem LC e os índices topográficos SAI ( $r^2=0,210$ ; ○) e SRI ( $r^2=0,131$ ; ◇).

**Figura 3.21.** Correlação entre o incremento de IDL LC Dom – IDL sem LC e a Asfericidade no meridiano plano ( $r^2=0,154$ ).

**Figura 3.22.** Correlação entre o incremento de IDL LC Dom – IDL LC Neutra e o índice topográfico SAI ( $r^2=0,195$ ).

## Índice de Tabelas

**Tabela 1.1.** Principais conclusões em estudos sobre LC para correção da presbiopia.

**Tabela 1.2.** Resumo dos testes para avaliar a distorção luminosa.

**Tabela 1.3.** Resultados de estudos que quantificaram o tamanho do halo em diversas circunstâncias clínicas.

**Tabela 3.1.** Descritivos estatísticos para o IDL.

**Tabela 3.2.** Descritivos estatísticos para as AV LogMAR<sub>10%</sub> e AV LogMAR<sub>100%</sub>.

**Tabela 3.3.** Descritivos estatísticos para os parâmetros aberrométricos nas quatro condições experimentais com pupila real e pupila média.

**Tabela 3.4.** Descritivos estatísticos para os raios queratométricos e BFS.

**Tabela 3.5.** Descritivos estatísticos para as asfericidades dos meridianos plano e curvo.

**Tabela 3.6.** Descritivos estatísticos dos descritores topográficos.

**Tabela 3.7.** Descritivos estatísticos monoculares e binoculares para o IDL.

**Tabela 3.8.** Significância estatística das comparações “par a par” do IDL para as condições monoculares e binoculares para o IDL.

**Tabela 3.9.** Descritivos estatísticos para a AV LogMAR<sub>10%</sub>.

**Tabela 3.10.** Significância estatística das comparações “par a par” da AV LogMAR<sub>10%</sub> para as condições monoculares e binoculares para a AVlogMAR<sub>10%</sub>.

**Tabela 3.11.** Descritivos estatísticos para a AV LogMAR<sub>100%</sub>.

**Tabela 3.12.** Significância estatística das comparações “par a par” da AVlogMAR<sub>100%</sub> para as condições monoculares e binoculares para a AVlogMAR<sub>100%</sub>.

# **1. Introdução:**

---

## **1.1. Formulação do problema**

### **1.1.1. Objectivo do estudo**

### **1.1.2. Hipóteses de trabalho**

## **1.2. Revisão bibliográfica**

### **1.2.1. Presbiopia**

### **1.2.2. Dados epidemiológicos**

### **1.2.3. Métodos de correcção da presbiopia**

### **1.2.4. Sistemas multifocais (LC)**

#### **1.2.4.1. Tipos e desenhos**

#### **1.2.4.2. Resultados**

### **1.2.5. Aberrometria**

#### **1.2.5.1. Frente de Onda e Aberração de Onda**

#### **1.2.5.2. Polinómios de Zernike**

#### **1.2.5.3. Outras métricas para definir a qualidade da imagem**

#### **1.2.5.4. Aberrações ópticas no olho humano**

### **1.2.6. Distorção luminosa (DL)**

#### **1.2.6.1. Descrição e tipos de DL**

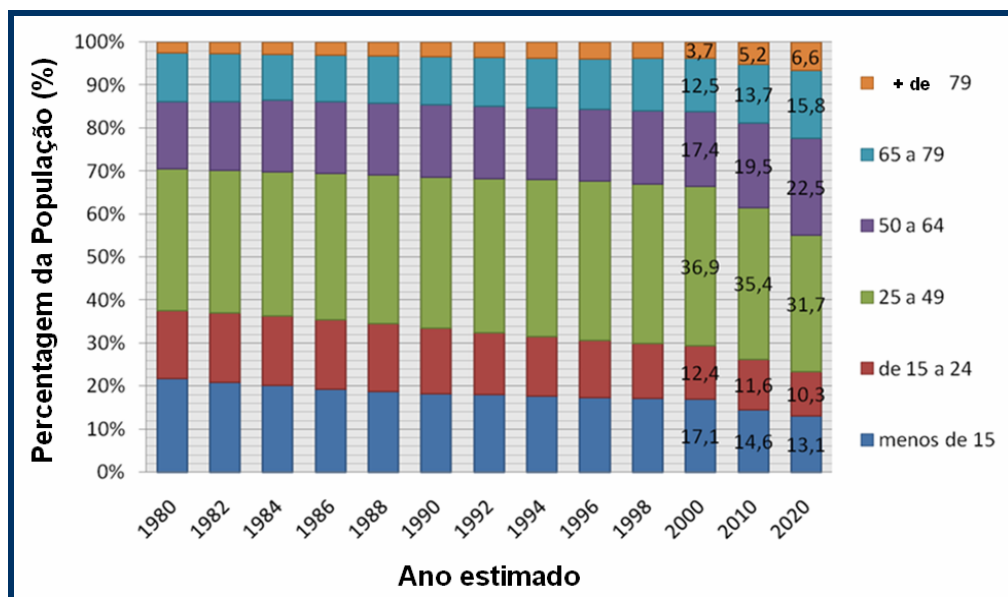
#### **1.2.6.2. Conceito de halo**

#### **1.2.6.3. Métodos de avaliação**

#### **1.2.6.4. Resultados com sistemas multifocais**

## 1.1. Formulação do problema:

A evolução demográfica dos países industrializados tem vindo a sofrer profundas alterações. O índice de envelhecimento destas populações tem aumentado de forma considerável nos últimos anos e estima-se que continue a aumentar nas próximas décadas. As perspectivas demográficas para a União Europeia estimam um aumento considerável da população com idade superior a 50 anos nos próximos dez anos, chegando a atingir perto de 23% da população total em 2020 (figura 1.1).



**Figura 1.1.** Evolução das percentagens de população europeia por faixas etárias desde 1980 até 2020 (estimativa demográfica). (Fonte: Instituto Nacional de Estatística, Espanha)

De todas as modalidades sensoriais, a *visão* é talvez a que mais rapidamente se deteriora com o envelhecimento, pelo que surge particular interesse, do ponto de vista optométrico, em estudar todas as alterações que degradam alguns aspectos da função visual.

A *presbiopia* é, sem dúvida, a alteração visual que está universalmente relacionada com a idade, afectando a totalidade dos seres humanos a partir dos 40 a 45 anos de idade. Embora a sua fisiopatologia revele que este é um processo fisiológico inevitável, as implicações na visão funcional do paciente e na sua qualidade de vida, como consequência da perda da visão a curtas distâncias, fazem com que seja imperativa a sua

correção refractiva. A diminuição da qualidade de vida é independente do grau de presbiopia (Luo *et al.*, 2008).

A compensação óptica da presbiopia deve proporcionar diferentes níveis de adição para conseguir focar estímulos visuais a diferentes distâncias, o que é possibilitado com sistemas multifocais. Actualmente existem no mercado múltiplas formas de correção através de LC, no entanto, apesar dos recentes avanços tecnológicos ainda representam uma pequena proporção na compensação visual na presbiopia (Morgan *et al.*, 2009).

Os profissionais da contactologia manifestam algumas reticências no momento de adaptar LC multifocais devido ao retorno reportado pelos pacientes, muitos dos quais, embora atingindo níveis satisfatórios de acuidade visual relatam algum desconforto visual e imperfeições nas imagens percebidas, principalmente com sistemas de adição concêntrica para visão simultânea, que são os mais utilizados actualmente na contactologia e implantes intra-oculares.

A interacção das características ópticas dos sistemas multifocais com as do próprio olho humano condicionam a função visual, especialmente em condições de baixa iluminação, onde a resposta pupilar pode comprometer o afinamento refractivo do sistema LC-olho. Conhecer esta interacção e as consequências na função visual representa um desafio para as ciências da visão e em particular para a contactologia, especialmente para o sector das lentes multifocais, o qual será alvo de um rápido desenvolvimento nos próximos anos de forma a poder dar resposta à crescente população com presbiopia. As gerações do *baby boom* dos anos 70 já estão a notar os sinais da presbiopia, e para esta população a motivação estética e o ritmo agitado de vida (pessoas mais dinâmicas que as gerações que as precedem) farão com que as LC multifocais sejam muito procuradas nos próximos anos (Bennett, 2008). Espera-se que as lentes de contacto multifocais sejam o segmento do mercado da contactologia que tenha um maior crescimento nos próximos dez anos, e já há indícios disso mesmo, com as adaptações de LC hidrófilas (LCH) multifocais representando 7% das adaptações totais, face aos 6% de 2007, o que representa um aumento de 17% (Morgan *et al.*, 2008; Morgan *et al.*, 2009).

Com base no exposto, justifica-se o projecto de tese de mestrado intitulado “***Distorção luminosa em condições escotópicas com sistemas multifocais para presbiopia***”. Para além da importância que os resultados deste projecto possam ter no melhoramento dos

desenhos ópticos de LC, ainda representa um modelo de aproximação que poderá mais tarde aplicar-se no desenvolvimento e melhoramento de outras soluções como, por exemplo, as lentes intra-oculares pseudo-acomodativas, que utilizam princípios ópticos similares, embora com uma localização diferente no sistema ocular.

O presente trabalho encontra-se dividido em cinco capítulos principais que seguem a metodologia científica básica de um trabalho de investigação experimental:

O *Capítulo 1*, onde nos encontramos, corresponde à introdução teórica à problemática em estudo. Introduzimos ao leitor a formulação do problema que originou a pesquisa e os objectivos da mesma. É feito um breve enquadramento teórico sobre os temas que abordamos ao longo da pesquisa: presbiopia e lentes de contacto multifocais, aberrometria e métricas ópticas da qualidade da imagem retiniana, e distorções luminosas e métodos de avaliação das mesmas.

O *Capítulo 2* é dedicado à *metodologia e procedimentos* utilizados na fase experimental da pesquisa. Descreve-se a amostra em estudo, os instrumentos utilizados para realizar a pesquisa e aquisição de dados, definem-se as variáveis a estudar e a análise estatística necessária para o tratamento dos dados.

No *Capítulo 3* são apresentados os *resultados* encontrados na pesquisa. Este capítulo corresponde a uma análise extensa das variáveis em estudo, aos descritivos e a comparações de médias e uma parte final de análise de correlações entre as principais variáveis.

No *Capítulo 4* é abordada a *discussão* dos resultados seguindo a mesma sequência utilizada no capítulo 3 e interligando os mesmos com outras pesquisas referenciadas na primeira parte da tese.

O *Capítulo 5* enumera as *conclusões* obtidas com a pesquisa e com a revisão bibliográfica analisada. Também neste capítulo são apresentadas possíveis linhas de trabalho futuro.

### 1.1.1. Objectivos do estudo

Foram objectivos do presente estudo:

- Determinar a distorção luminosa em condições de baixa iluminação induzida pelo desenho óptico multifocal de diferentes lentes de contacto;
- Comparar os resultados obtidos com diferentes geometrias de lentes multifocais e avaliar o seu desempenho visual em condições de baixa iluminação;
- Determinar se existe correlação entre a distorção luminosa e outros parâmetros oculares como a curvatura e regularidade da superfície anterior da córnea, ou as alterações das aberrações da mesma superfície pela colocação de diferentes lentes de contacto.

### 1.1.2. Hipóteses de trabalho

Com base no exposto e tendo em conta os objectivos propostos no ponto anterior a pergunta de partida da presente pesquisa pode ser resumida nas questões:

*As LC multifocais provocam distorções luminosas na imagem percebida pelo usuário? Qual o grau de distorção luminosa e que diferenças há entre várias geometrias de óptica multifocal?*

No desenho da presente pesquisa estabeleceu-se como hipótese nula ( $H_0$ ) do estudo:

$H_0$ : As lentes de contacto multifocais **não induzem** distorção luminosa e perda de qualidade na imagem percebida pelo sistema visual em condições de iluminação escotópica.

Com base na  $H_0$  podemos formular varias hipóteses alternativas ( $H_1$ ) sendo a principal:

$H_1$ : As lentes de contacto multifocais **induzem** distorção luminosa e perda de qualidade na imagem percebida pelo sistema visual em condições de iluminação escotópica.

## 1.2. Revisão Bibliográfica:

---

### 1.2.1. Presbiopia

Definição: *Distúrbio da visão, que ocorre aprox. aos 45 anos, em que, por perda da elasticidade e do poder de acomodação do cristalino, o indivíduo não percebe mais com nitidez os objectos próximos; vista cansada, presbiopsia, presbitia, presbitismo. ETIM presbi- + -opia; f.hist. 1839 presbyópia. S.f.* (Dicionário Houaiss da Língua Portuguesa, 2003)

Aristóteles no século IV a.C. fez já referência à presbiopia sendo descrita em grego clássico como “olho velho”. Embora a etimologia da palavra possa resultar vulgar, descreve perfeitamente a origem desta condição fisiológica que, segundo a Associação Americana de Optometria, é uma deficiência visual relacionada com a idade (AAO, 1998).

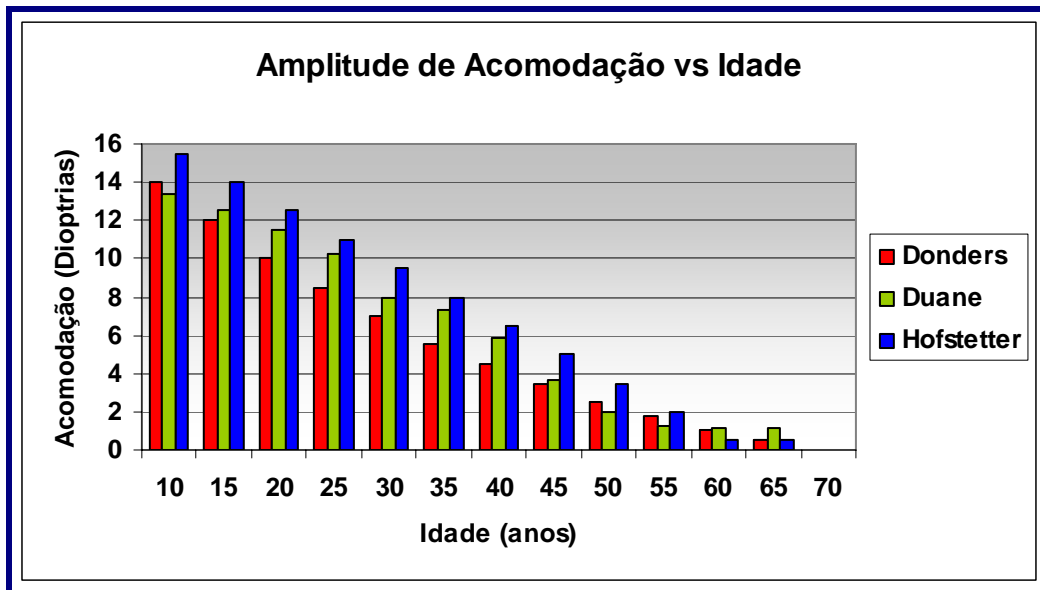
Na literatura encontra-se frequentemente enquadrada dentro dos defeitos refractivos mas, na realidade, a presbiopia é uma anomalia da acomodação causada pelas mudanças que ocorrem no sistema lenticular (do cristalino) devidas ao envelhecimento. A consequência final deste processo acarreta implicações refractivas na visão próxima pelo que, de um ponto de vista funcional, pode definir-se como a redução na capacidade acomodativa, própria do envelhecimento, que requer a adição de uma lente positiva para conseguir uma visão próxima satisfatória. Para além da perda da qualidade de visão leva também a uma perda da qualidade de vida do indivíduo quando não é corrigida (McDonnell *et al.*, 2003; Luo *et al.*, 2008).

A **acomodação** é o processo através do qual o olho é capaz de mudar o ponto de focagem entre um ponto distante e um ponto próximo. Isto implica uma mudança no poder dióptrico total do olho como resposta a um estímulo visual próximo. Estas alterações afectam principalmente a morfologia do cristalino, mas não exclusivamente, e são produzidas de forma primária pela contracção do músculo ciliar. Quando ocorre esta contracção, as fibras que ligam o músculo à cápsula do cristalino relaxam, permitindo que a lente aumente a sua espessura bem como a curvatura de ambas as superfícies aumentando a potência óptica. Este mecanismo foi descrito por Von Helmholtz em 1855. Em simultâneo, o cristalino desloca-se anteriormente, enquanto a pupila se contrai reduzindo as aberrações por incidência oblíqua e a aberração esférica dos raios mais periféricos procedentes dos objectos próximos e fazem com que a

qualidade das imagens na retina seja melhorada. As mudanças que ocorrem no cristalino com o mecanismo descrito por Helmholtz são a diminuição do diâmetro equatorial da lente, um aumento da sua espessura axial e um aumento das curvaturas das suas superfícies. Estas modificações não estão de acordo com outras teorias propostas posteriormente por Schachar e Tscherning, os quais descrevem um aumento da tensão das fibras da zonula que aumentam o diâmetro do cristalino produzindo um aplanamento da curvatura periférica e um aumento da curvatura central do mesmo permitindo o aumento da potência da lente. Na actualidade a teoria de Helmholtz é aceite tendo em conta as experiências realizadas com primatas *Rhesus* os quais têm o mesmo mecanismo acomodativo que os seres humanos. (Glasser e Kaufman 1999, Glasser 2008)

A esclerose ou diminuição da elasticidade do cristalino é a alteração anatómico-fisiológica mais comumente associada com a diminuição da capacidade de acomodação do olho. Está demonstrado que o endurecimento do cristalino com a idade é a principal causa de presbiopia (Pau e Kranz, 1991). Em consequência disto, a contracção do músculo ciliar perde a capacidade de induzir as correspondentes alterações na forma da lente que, por sua vez, produzem as mudanças refractivas durante o processo acomodativo (Fisher, 1973). Experiências mais recentes suportam a hipótese segundo a qual a actividade do músculo ciliar é mantida com a idade, enquanto que o endurecimento do cristalino seria a verdadeira causa responsável pelo atraso na resposta ao estímulo proximal à medida que aumenta a idade (Heron e Charman, 2004). Outros estudos recentes avaliaram as propriedades biomecânicas das diferentes partes do cristalino e possível influência no desenvolvimento e progressão da presbiopia. Entre estas alterações cabe destacar o aumento da rigidez do núcleo a partir dos 30 anos de idade (Heys *et al.*, 2004).

Na figura 1.2 mostra-se a perda de acomodação com a idade. Há uma redução gradual e linear da capacidade acomodativa ao longo da vida até os 60 anos. Vários autores quantificaram as perdas acomodativas relativas à idade e os resultados obtidos são muito semelhantes, embora os resultados mais recentes sobrestimem ligeiramente os valores anteriores (Donders, 1864; Duane, 1912 e Hofstetter, 1947).



**Figura 1.2.** Perda da Amplitude de Acomodação com a idade.

(Construção a partir dos dados fornecidos pela Academia Americana de Optometria)

### 1.2.2. Dados epidemiológicos

A presbiopia é a disfunção visual mais frequente no ser humano afectando quase a totalidade dos indivíduos a partir dos 45 anos de idade. Manifesta-se invariavelmente na quarta década de vida e a sua evolução é progressiva e simétrica em ambos os olhos.

Estima-se que, a nível global, a presbiopia afecte mais de um bilião de pessoas e que, com o aumento da esperança de vida nos próximos anos, esse número aumentará para 1.4 biliões de pessoas em 2020 e 1.8 biliões em 2050 (Davis, 2009).

Existem poucos estudos que estudam a prevalência da presbiopia nos países desenvolvidos (Weale, 2003). Existem dificuldades em estabelecer os critérios de inclusão como a idade mínima de aparição e a perda de visão funcional em visão próxima que deve ser considerada como presbiopia e objectivar os métodos para quantificá-la. É necessário, portanto, uma definição aceite universalmente assim como uma técnica standard de medição para obter conclusões mais reais sobre a epidemiologia da presbiopia a nível global (Patel e West, 2007). Num estudo realizado a 4288 pessoas no Norte de Portugal, foi determinado que 92,5% das pessoas que se apresentavam para consulta optométrica a partir dos 40 anos e 99,6% dos que se apresentavam a partir dos 50 anos requereram a adição de uma lente positiva para a visão próxima (Queiros *et al.*, 2006). No entanto, não se pode considerar esta amostra como sendo representativa da população geral.

Em países em desenvolvimento, onde a esperança de vida é inferior, foram realizados alguns estudos epidemiológicos sobre a presbiopia por esta condição ser altamente incapacitante devido à ausência de ajudas ópticas. Em todas estas pesquisas encontrou-se idades de manifestação da presbiopia inferiores a outros estudos na Europa e nos EUA (Duarte, 2003; Covell, 1950; Hofstetter, 1968; Kaimbo, 1987; Burke, 2006).

Adicionalmente, algumas investigações realizadas no hemisfério sul encontram correlação entre as variações geográficas de latitude e as condições climáticas, já que altas temperaturas aceleraram os mecanismos biológicos que dão lugar ao aparecimento da presbiopia (Weale, 2003; Miranda, 1979; Rambo, 1953).

Holden e seus colaboradores estimaram que em 2005 havia 1,04 biliões de pessoas com presbiopia a nível mundial dos quais 517 milhões não possuíam óculos ou os mesmos não eram adequados, sendo que 94% destas pessoas sem a prescrição correcta estavam impedidos de realizar tarefas com visão próxima (Holden *et al.*, 2008).

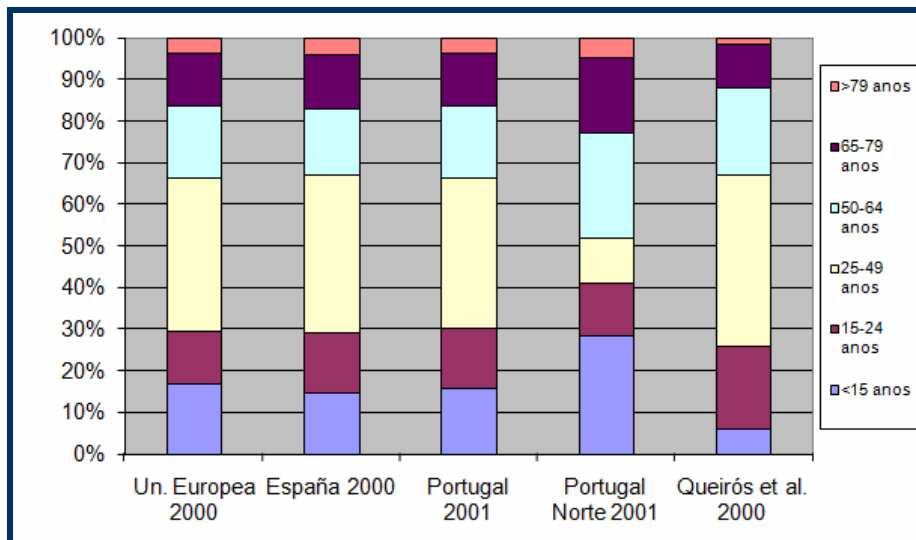
Entre outros factores que podem acelerar o aparecimento ou a velocidade de progressão da presbiopia, encontram-se:

- Hipermetropia: Manifesta-se mais precocemente em hipermétropes;
- Género: Aparece mais precocemente nas mulheres (Pointer, 2002);
- Doenças sistémicas: a anemia ou a diabetes são factores de risco reconhecidos;
- Síndromes incapacitantes (Woodhouse, 1993);
- Cirurgia refractiva: existem evidências de que as pessoas a que se realizaram procedimentos de cirurgia refractiva corneal manifestam sinais mais precoces de perda da capacidade acomodativa (Teus, 2003).

Na vizinha Espanha estima-se que perto de 18 milhões de pessoas têm presbiopia o que representa aproximadamente 45% da população espanhola (Visión y Vida, 2003). Este facto deve-se ao considerável envelhecimento da população visto que 49% da mesma tem mais de 42 anos.

Queirós e colaboradores realizaram um estudo de caracterização refractiva de uma amostra considerável no norte de Portugal. No estudo aproximadamente 50% da população tinha presbiopia e a evolução da mesma era linear de 0,5 dioptrias a cada 5 anos entre os 35 e os 60 anos de idade. O estudo sugere ainda que a partir dos 65 anos

deixa de existir relação entre a idade e o valor da adição necessária para ver ao perto por causa da presbiopia. Do ponto de vista epidemiológico a distribuição etária dos pacientes que afluíam a consultas optométricas na região em estudo difere consideravelmente da realidade do país (figura 1.3) pelo que não se pode considerar a amostra como sendo representativa da população geral, mas sim daqueles que se dirigem à consulta (Queirós *et al.*, 2006).



**Figura 1.3.** Distribuição da população por faixas etárias (Queirós *et al.*, 2006)

O impacto da presbiopia na qualidade de vida não é ainda muito conhecido pelo que esta condição deveria fazer parte da agenda da WHO em iniciativas como Vision2020 (WHO, 2001; Weale, 2003).

### 1.2.3. Métodos de correcção da presbiopia

Na actualidade, a correcção da presbiopia representa um dos desafios mais estimulantes para a indústria oftálmica. A maioria destas empresas investe muitos recursos na investigação em áreas como a contactologia e a cirurgia implanto-refractiva de forma a fornecer soluções mais satisfatórias para a correcção da presbiopia e para minimizar a dependência das ajudas ópticas habituais.

Os métodos de correcção da presbiopia podem ser classificados em métodos tradicionais e métodos avançados (Callina *et al.*, 2006). Nos primeiros encontram-se as lentes oftálmicas e as lentes de contacto (soluções ópticas) e no segundo grupo estão a cirurgia refractiva, a cirurgia intra-ocular e a terapia refractiva corneal

(ortoqueratologia). Não é objectivo do presente estudo desenvolver esta questão de uma forma pormenorizada pelo que os métodos serão apresentados de uma forma sucinta.

- **Lentes Oftálmicas Bifocais e Multifocais:** Foram e continuam a ser o método mais utilizado para a correcção da presbiopia. Nos últimos anos, ocorreu uma enorme evolução tecnológica nas lentes oftálmicas multifocais ou de adição progressiva que fizeram com que as lentes bifocais fossem caindo em desuso. Actualmente existem desenhos de lentes específicos e adaptáveis a cada tipo de utilizador, quer seja um presbíta incipiente ou em estado avançado. A indústria oftálmica investe de forma contínua no melhoramento dos desenhos das lentes de forma a minimizar as aberrações laterais que limitam a função visual. Nos últimos 3 anos, a tecnologia de frente de onda tem sido aplicada no desenho e no fabrico de lentes progressivas personalizadas para cada utilizador, sendo estas as maiores apostas na área das lentes oftálmicas multifocais. As lentes fabricadas utilizando a tecnologia de frente de onda podem melhorar a função visual, especialmente em condições de contraste reduzido (Szlyk, 2009).

- **Métodos cirúrgicos:** Como acontece com a miopia, a hipermetropia e astigmatismo, existem pacientes que não aceitam, por diversos motivos, a correcção com óculos e/ou lentes de contacto. Por outro lado, a presbiopia é um fenómeno multifactorial permanecendo o seu mecanismo de acção exacto um foco de debate entre a comunidade científica. Por este motivo a maioria das técnicas cirúrgicas e todas as técnicas não cirúrgicas de correcção estão focadas, de alguma forma, na compensação total ou parcial, mas não na correcção ou reactivação do mecanismo acomodativo. Investigações recentes no campo da cirurgia têm-se centrado na aquisição da pseudo-acomodação, incluindo também o conceito de monovisão. Os métodos cirúrgicos podem classificar-se em:

**Técnicas esclerais:** Esta técnica consiste na expansão da esclerótica com a finalidade de proporcionar ao cristalino mais espaço para a sua expansão (figura 1.4). Esta abordagem é baseada na teoria de Schachar segundo a qual, a presbiopia seria o resultado do aumento no diâmetro equatorial do cristalino à medida que a idade avança, ficando este sem espaço para realizar o processo de acomodação. Estando a teoria da acomodação de Schachar desacreditada, as técnicas cirúrgicas baseadas na mesma são igualmente cada vez menos aceites e praticadas (Hamilton *et al.*, 2002; Singh *et al.*, 2000).



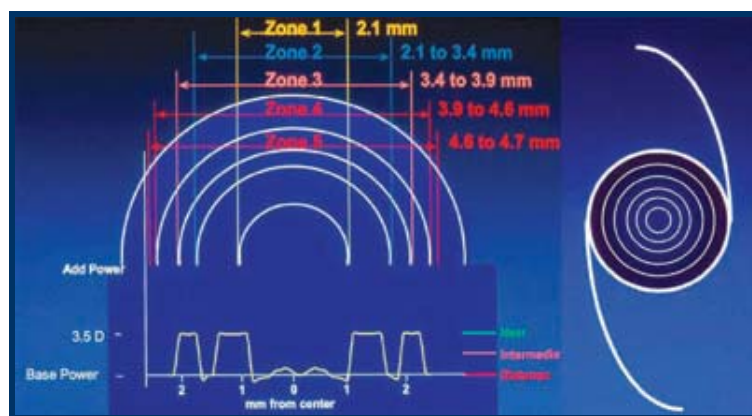
**Figura 1.4.** Expansão escleral com segmentos de polimetil-metacrilato (PMMA)  
(Reproduzido de Glasser, 2008)

**Técnicas corneais:** No início dos anos 90 fizeram-se tentativas de criar superfícies multifocais na córnea, semelhantes às superfícies das lentes progressivas, para conseguir uma visão simultânea em todas as distâncias. Nessa altura os resultados não foram satisfatórios. Também foram criadas zonas de ablação hipermetrópica descentradas para a porção infero-nasal da córnea com o objectivo de criar uma miopia descentrada e proporcionar uma adição ao paciente. Mais recentemente, novos algoritmos de ablação aplicados sobre a córnea fornecem melhores resultados neste campo. Um sistema de ablação multifocal é denominado Presby-LASIK (Technovision GmbH, Munich, Germany). Este algoritmo baseia-se na criação de uma superfície multi-zona criando assim um sistema de visão simultânea mediante a formação de múltiplas imagens na retina (Alió *et al.*, 2006). Este efeito óptico proporciona um aumento da profundidade de foco permitindo a visão a diferentes distâncias no espaço objecto. O paciente precisa de um processo de aprendizagem até conseguir uma total adaptação a este novo “modo de ver”. Sendo a córnea o elemento refractivo mais importante do olho, as alterações induzidas na superfície corneal anterior comprometem a qualidade óptica do olho e da imagem retiniana favorecendo o aparecimento de fenómenos de distorção luminosa.

**Técnicas intraoculares:** As lentes intra-oculares (LIOs) são implantadas desde 1986 permitindo um melhoramento considerável na qualidade da visão nas cirurgias de catarata ou de cristalino transparente com fins refractivos. Existem vários tipos de lentes que são alvo de numerosos estudos científicos e clínicos que avaliam o seu desempenho visual. Glasser também denomina as LIOs como implantes acomodativos quando as mesmas são desenhadas de forma a aproveitar parte da fisiologia acomodativa como a

contração do músculo ciliar, a cápsula posterior do cristalino e/ou as propriedades biomecânicas do corpo vítreo para provocar um movimento ou alteração na forma das próprias lentes. As LIOs podem classificar-se segundo a óptica que fornecem:

- Óptica simples (LIO monofocais);
- Óptica dual (LIO bifocais) nas que têm uma divisão clara entre as duas zonas refractivas;
- Óptica multifocal (LIO multifocal) que utilizam tecnologia refractiva, difractiva ou mista (figura 1.5).



**Figura 1.5.** Exemplo da geometria e desenho estrutural da LIO  
*AMO Array SA40N multifocal lens* (Reproduzido de Allen *et al.*, 2009)

O processo da acomodação é dinâmico pelo que este tipo de dispositivos pode conseguir no máximo uma pseudo-acomodação nunca comparável com a fisiologia natural do sistema ocular para focar objectos a distâncias diferentes. As linhas de pesquisa mais inovadoras nesta área permitem crer que no futuro serão desenvolvidas formas de correcção da presbiopia que se aproximem mais do mecanismo real, o que poderá ser alcançado com diversas abordagens: um atraso biológico controlado do processo de envelhecimento do cristalino ou a substituição do conteúdo do saco capsular por uma substância compressível adaptada a cada indivíduo.

▪ **Ortoqueratologia:** Estudos recentes apresentam os resultados de novas lentes de geometria inversa para ortokeratologia no tratamento de hipermetropias. Estas lentes permitem a formação de uma abóbada na porção central da córnea mediante superfícies esféricas complexas. Os resultados de Gifford e colaboradores constata-

que mais do que um engrossamento da porção central, forma-se um adelgaçamento médio-periférico, resultando um anel de aplanamento corneal relativo. Estes resultados sugerem que este tipo de desenhos de lentes pode servir para a população presbíta mesmo na forma de monovisão modificada (Gifford *et al.*, 2008).

- **Lentes de Contacto (LC):** As opções disponíveis para a correcção da presbiopia com lentes de contacto incluem:

- Correcção *monofocal* com lentes de contacto (para visão ao longe) em combinação com óculos de leitura.

- *Monovisão*: Um olho é corrigido adequadamente para ver ao longe e o outro é corrigido para visão próxima. Existem diversas modificações desta opção. A monovisão foi a primeira técnica descrita para a correcção da presbiopia mediante o uso de lentes de contacto. As primeiras experiências foram realizadas por Westsmith em 1950 e ainda hoje representa uma opção utilizada na correcção da presbiopia com LC (Harris *et al.*, 2005). O sucesso obtido com a monovisão é relativamente elevado, representando entre 70 e 76% (Westin *et al.*, 2000) dos casos tratados e é dependente da habilidade do cérebro de suprimir a imagem desfocada do olho não corrigido para a distância de focagem. A total adaptação a este processo pode demorar entre duas a três semanas. Entre as principais vantagens da monovisão está o facto de não existirem imagens fantasmas, descritas pelos usuários de lentes multifocais, nem visão flutuante, devido à variação do diâmetro pupilar (Bennet, 2008). Porém, pelo menos 80% dos pacientes que utilizam a monovisão reportam problemas na condução nocturna, devido principalmente aos fenómenos de encandeamento (Josephson e Caffery, 1987).

- Lentes de contacto *bifocais* hidrófilas e permeáveis ao gás (RGP), nas quais são fornecidas correcções separadas para longe e perto.

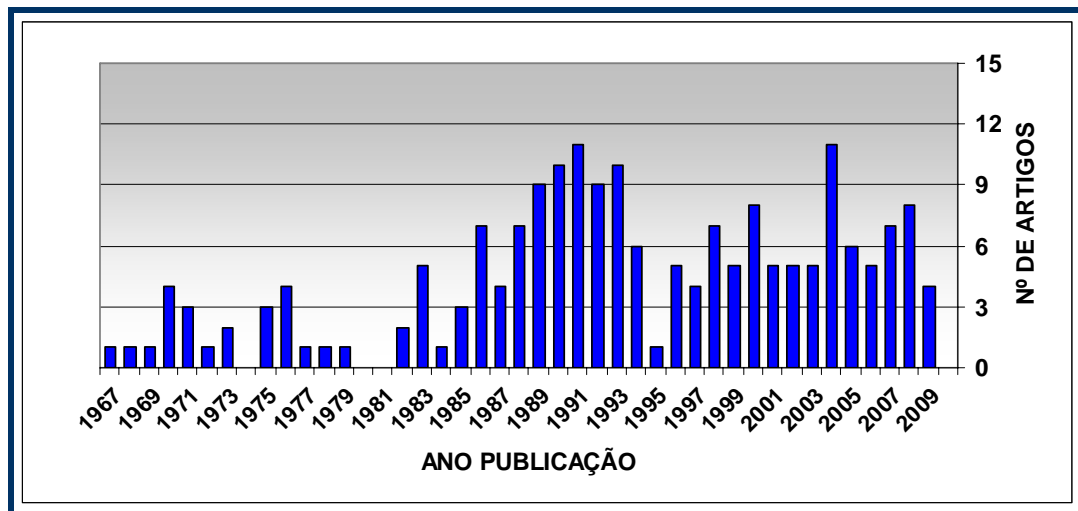
- Lentes de contacto *multifocais*, hidrófilas ou RPG, nas que se fornece correcções para mais de duas distâncias (longe, perto e distâncias intermédias).

Estudos recentes informam que apenas 9% das adaptações de lentes de contacto no mundo correspondem a técnicas de monovisão ou utilização de lentes multifocais (Morgan *et al.*, 2007).

Sendo este o tema central da dissertação, o próximo sub-capítulo será dedicado a uma análise mais pormenorizada dos diferentes tipos e geometrias de LC hidrófilas multifocais que se usam actualmente.

### 1.2.4. Sistemas multifocais (LC)

Embora seja uma área de investigação muito estimulante e exista a necessidade de proporcionar mais e melhores soluções ópticas neste âmbito, ainda é relativamente reduzida a actividade científica e de investigação clínica nesta área como se pode ver na figura 1.6 que representa o volume de publicações nesta área.



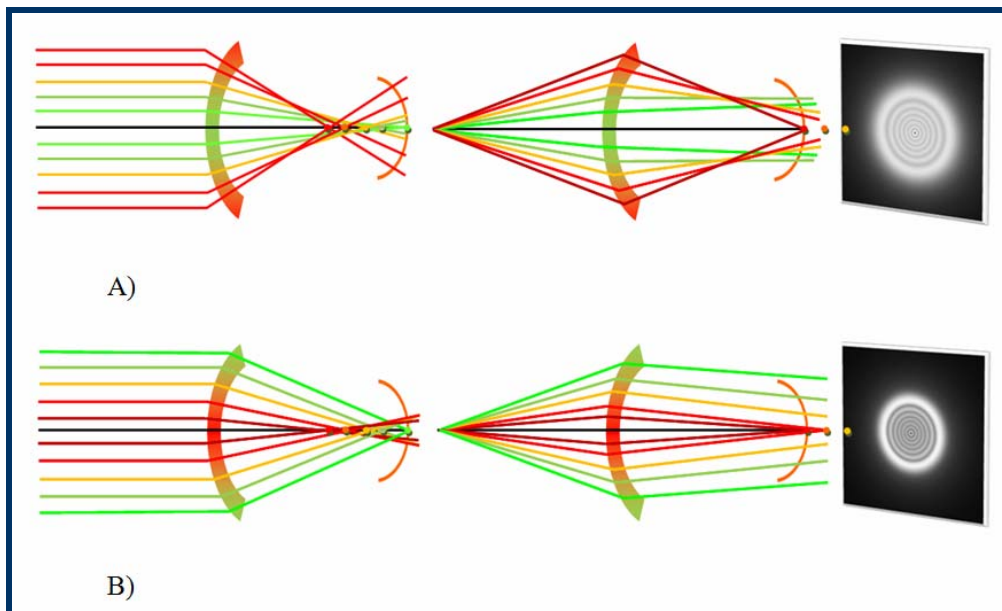
**Figura 1.6.** Resultado de número de artigos encontrados no Pubmed em 18-05-2009 segundo o ano de publicação (Palavras chave: “*presbyopia*” e “*contact lenses*”)

As LC multifocais não são ainda uma forma de compensação da presbiopia muito conhecida entre a população presbíta. Existem também receios nos profissionais da contactologia que nem sempre divulgam esta opção como forma de tratamento efectiva. Jones e colaboradores demonstraram a importância em divulgar esta opção e informar os pacientes sobre as possibilidades que existem em LC multifocais oferecendo a oportunidade de as experimentar. Esta forma de proceder proactiva revelou-se fundamental no sucesso das adaptações quando comparado com outro grupo sem informação (reactivo) (Jones *et al.*, 1996).

Gauthier e colaboradores avaliaram o interesse da população presbíta na utilização de lentes de contacto bifocais e multifocais como método de correcção e concluíram que o papel activo do contactologista e a necessidade de proporcionar informação sobre o assunto na população alvo são factores determinantes (Gauthier *et al.*, 1992).

Em relação às LC bifocais e multifocais tem havido alguma confusão na terminologia que descreve o seu funcionamento e o seu desenho. Os termos mais comumente utilizados na literatura são: visão simultânea e visão alternante.

As lentes de *visão simultânea* possuem múltiplas potências posicionadas dentro da área pupilar ao mesmo tempo (figura 1.7). Consequentemente, os raios provenientes de objectos próximos e distantes formarão a sua imagem na retina simultaneamente. Existem desenhos de lentes hidrófilas e rígidas permeáveis aos gases (RPG) que se baseiam neste princípio. O desempenho da lente dependerá da supressão selectiva que o paciente deverá fazer das imagens mais desfocadas para centrar a sua atenção naquelas focadas a uma determinada distância.



**Figura 1.7.** Visão simultânea em lentes multifocais com desenhos centro-longe (A) e centro-perto (B). (Cedido por González-Méijome)

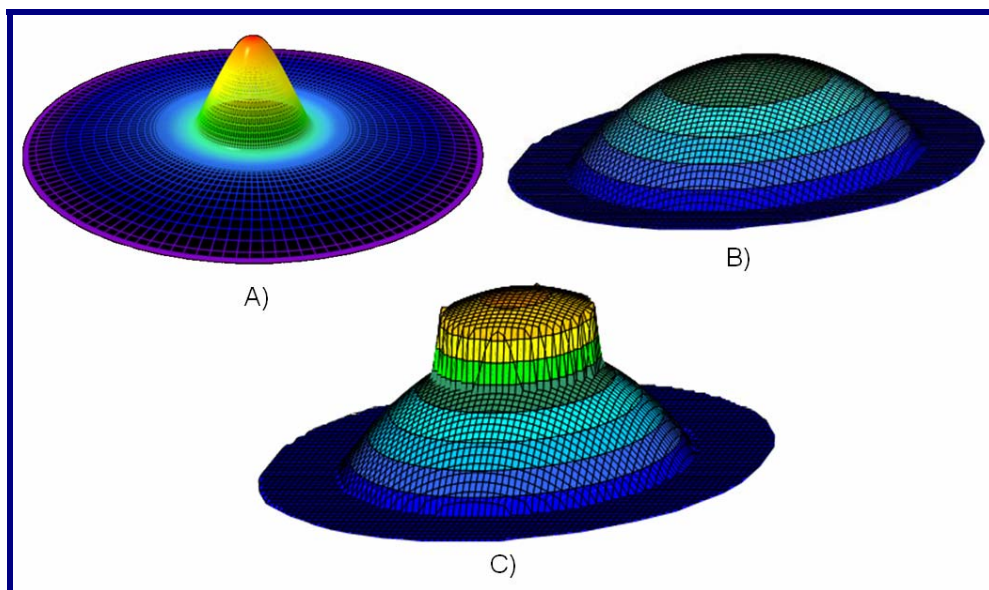
#### 1.2.4.1. Tipos e desenhos

Existem três desenhos disponíveis que utilizam o princípio da visão simultânea (figuras 1.7 e 1.9):

1. *Asférico*: Os desenhos esféricos variam gradualmente a curvatura ao longo das superfícies (anterior ou posterior) baseados na geometria das secções cónicas. O grau de aplanamento (ou excentricidade) é muito superior do que nas lentes monofocais, de forma a criar um aumento considerável de potência num espaço reduzido da lente.

Estes tipos de geometrias são também conhecidas como centro-perto, e são as mais comumente utilizadas (figura 1.7B e 1.8). Alguns desenhos invertem esta excentricidade sendo, portanto, desenhos centro-longe nos quais a periferia possui a potência mais convergente permitindo uma visão de perto (figura 1.7A).

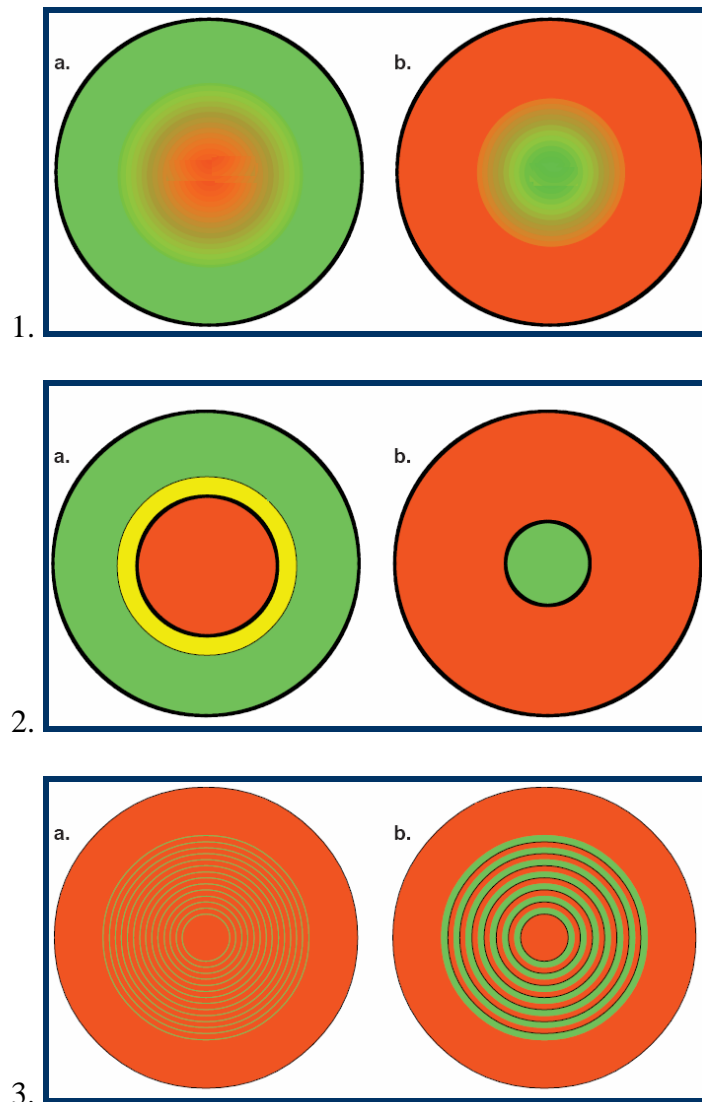
Um exemplo deste tipo de desenho pode ser consultado no capítulo 2 (figura 2.1), para a lente Proclear Multifocal com geometria D, uma das lentes utilizadas neste estudo.



**Figura 1.8.** Desenhos de 3 LCH multifocais com geometria esférica centro-perto:

- A) Focus progressives (Ciba Vision) B) Purevision Multifocal low addition (Bausch&Lomb) e C) Purevision Multifocal high addition (Bausch&Lomb)

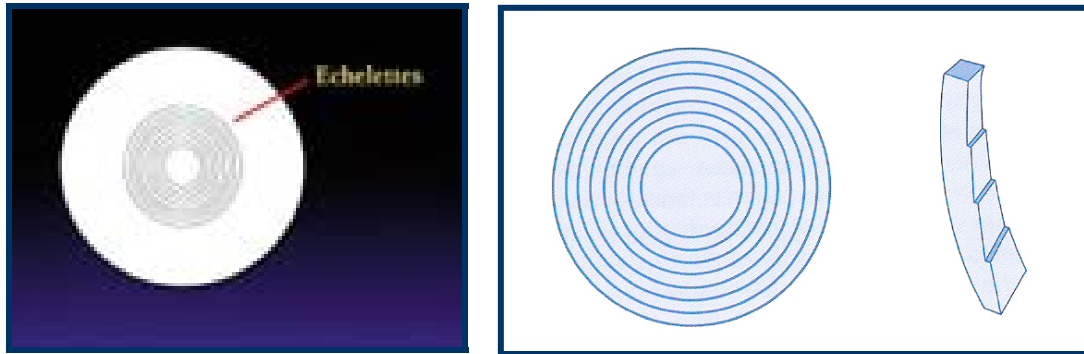
2. *Concêntrico/Anular*: Existe normalmente uma zona central com a potência para longe e um anel que rodeia esta zona com a potência para visão próxima. Normalmente a porção central ocupa 2/3 ou 3/4 da área pupilar em condições mesopicas (iluminação entre 5 e 85 cd/m<sup>2</sup>). Existem também desenhos centro-perto. Esta geometria surgiu com o objectivo de minimizar a dependência do funcionamento da lente sobre o tamanho da pupila, especialmente em relação a diferentes condições de iluminação. A abordagem consiste em aumentar o número de zonas concêntricas e dar potência a estas zonas alternadamente para visão de perto e de longe. A largura e espaço das zonas baseiam-se na variação da pupila sob diferentes iluminações dentro da população presbíta.



**Figura 1.9.** Representação gráfica das opções de correcção da presbiopia com LCH: 1. LCH multifocais de desenho asférico (a. centro longe, b. centro perto); 2. Desenhos concêntricos bifocais simples (a. centro longe com faixa intermédia, b. centro perto); 3. Desenhos de anéis concêntricos (a. desenho difractivo, b. anéis com potência para visão próxima). (Adaptação de Burnett em Optometry Today, 2004)

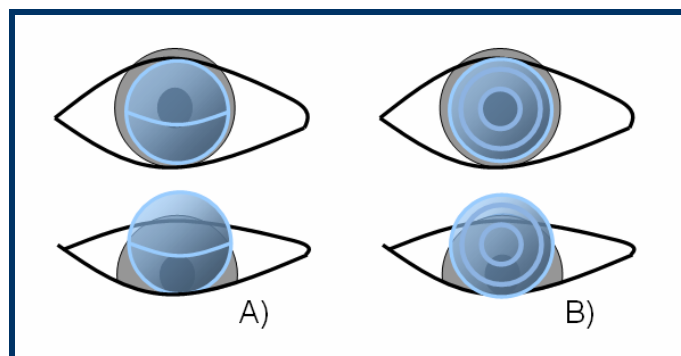
3- *Difractivo*: Estas lentes usam a refração para corrigir a visão de longe e uma combinação de refração e difração para corrigir a visão de perto. Isto é conseguido por um “disco de zona” difractivo na superfície posterior da lente, capaz de dividir a luz incidente em dois pontos focais discretos. Tal como em qualquer lente de visão simultânea, a luz incidente é dividida entre focos de visão de longe e de perto, de modo a que as intensidades destas imagens sejam reproduzidas e sobrepostas umas sobre as outras, resultando numa redução na qualidade da imagem retiniana. Além disso, cerca

de 20% da luz incidente é perdida para níveis mais altos de difracção, deixando 40% de luz para formar cada um dos focos. Isto pode explicar a grande redução na acuidade visual de baixo contraste com estas lentes quando comparadas com a correcção da monovisão (figura 1.7).



**Figura 1.10.** Geometria da LCH difractiva Echelon da Coopervision que já não se encontra disponível no mercado. (Em [www.clspectrum.com](http://www.clspectrum.com) a 15.05.2009)

Nas lentes de *visão alternada* as zonas de visão próxima e visão ao longe estão bem diferenciadas. O eixo óptico atravessa uma ou a outra zona segundo as necessidades do usuário. A área de visão próxima incorpora a adição, como se de uma lente oftálmica bifocal se tratasse, fornecendo um nível de visão ao perto melhor. O sucesso destas lentes dependerá de se a zona da lente que em cada momento se encontrar sobre a área pupilar corresponde à refração para a distância de observação que o usuário deseja visualizar nesse momento. O grande inconveniente deste tipo de lentes é que não há possibilidade de obter um nível satisfatório de visão a todas as distâncias e que a visão de perto não poderá ser compensada em todas as direcções do olhar. Por norma, este tipo de desenhos são aplicados em materiais RPG (figura 1.9).



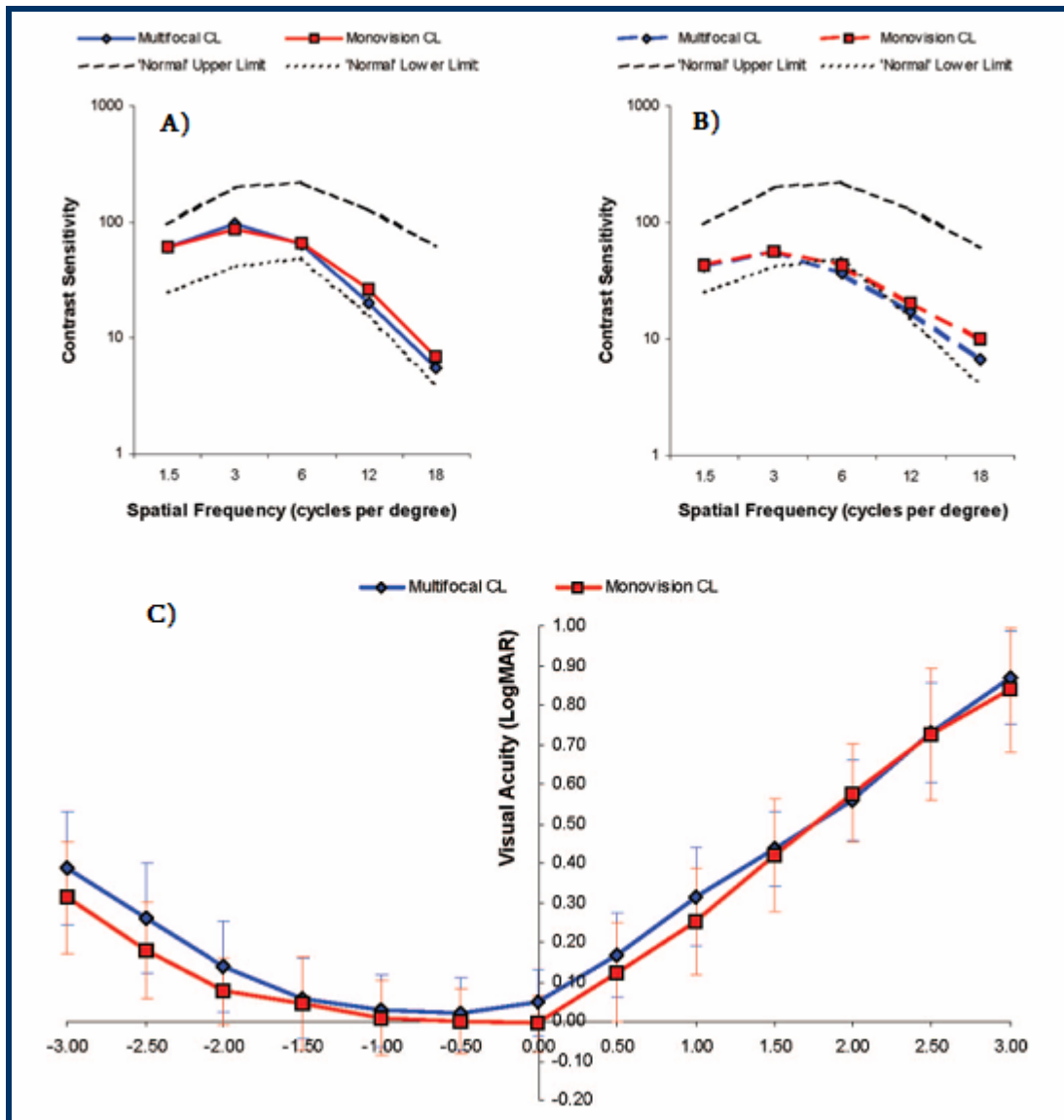
**Figura 1.11.** LC RPG para correcção de presbiopia. Visão alternada em lentes bifocais (A) e lentes trifocais (B) (Cedido por González-Méijome)

### 1.2.4.2. Resultados

Diversas pesquisas avaliaram o desempenho dos sistemas multifocais de um ponto de vista funcional. De uma forma geral, são avaliadas funções visuais que caracterizam a qualidade das imagens percebidas pelos usuários assim como aspectos subjectivos que fornecem informação sobre o desempenho funcional e o grau de satisfação dos pacientes. Na literatura encontramos essencialmente pesquisas que avaliam o desempenho visual com base na AV e na FSC a várias distâncias. Os usuários de lentes de contacto multifocais referem imperfeições nas imagens que obtêm e descrevem frequentemente a formação de halos e imagens fantasma principalmente em condições de baixa iluminação. No entanto, poucos estudos avaliam objectivamente esta questão.

No estudo mais recente sobre este assunto, Gupta e colaboradores na Universidade de Aston em Birmingham (Reino Unido), realizam uma comparação entre lentes multifocais e a monovisão. Compararam lentes Purevision Multifocal com monovisão realizada com lentes Purevision esféricas do mesmo material e laboratório (Bausch & Lomb, Rochester, NY). Os principais resultados encontrados foram que a AV ao longe e perto foi significativamente melhor com monovisão do que com lentes multifocais. Na distância intermédia estas diferenças não se verificaram, nem houve diferenças significativas na FSC medida ao longe e ao perto (figura 1.12). As lentes multifocais tiveram um melhor desempenho na estereopse e na profundidade de foco e intervalo de visão útil. Quando comparadas geometrias multifocais entre si, as lentes de alta adição têm pior desempenho na FSC ao longe e ao perto assim como a AV na visão próxima. Em relação às aporções subjectivas extraídas do estudo não houve diferenças significativas entre as habilidades na visão próxima com as duas modalidades assim como também não houve discrepâncias no grau de satisfação geral (Gupta *et al.*, 2009).

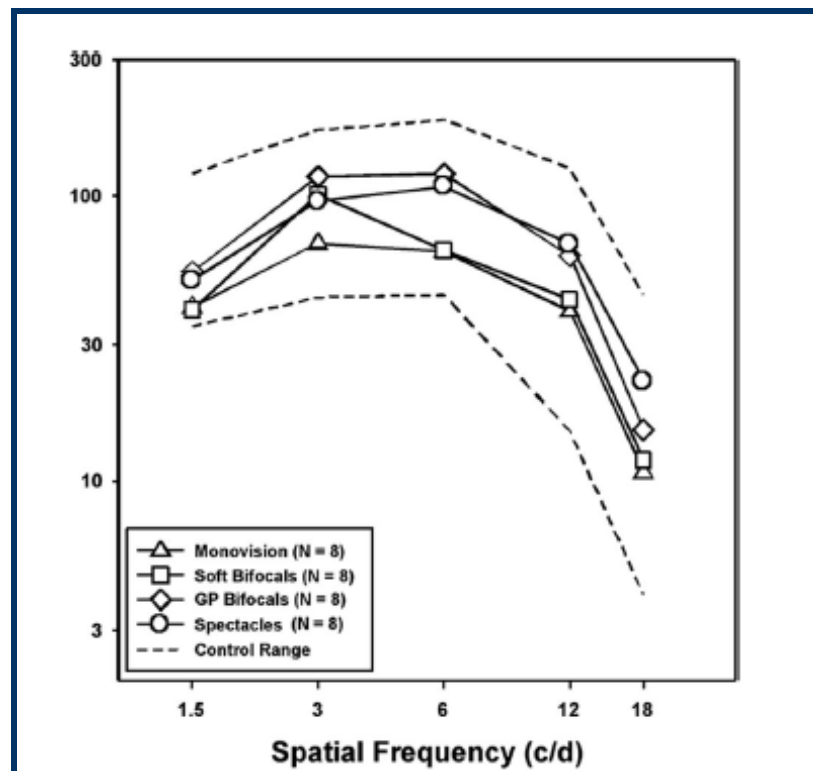
Richdale e colaboradores num estudo similar ao anterior realizado na Universidade de Waterloo em Toronto (Canada) com a geração de lentes anterior do mesmo laboratório, encontraram melhores resultados na profundidade de foco e intervalo de visão útil, melhor estereopsia e menos imagens fantasma e sombras sobrepostas com as lentes multifocais. Os resultados de ambas as opções para a AV de alto e baixo contraste ao longe e ao perto foram muito similares e 76% dos indivíduos preferiu as lentes multifocais no fim do estudo (Richdale *et al.*, 2006).



**Figura 1.12.** FSC com LC Multifocal vs Monovisão em longe (A) e perto (B) e Curva de desfocagem para ambas opções e margem de visão útil (C). (Reproduzido de Gupta *et al.*, 2009)

Num outro estudo realizado pela Universidade de Illinois em Chicago no mesmo ano, Rajagopalan e colaboradores compararam os resultados obtidos na AV de alto e baixo contraste, a função de sensibilidade ao contraste e a sensibilidade ao encandeamento em usuários de LC para monovisão, diferentes tipos de LC bifocais e progressivas (RPG e LCH) e utilizadores de lentes oftálmicas progressivas. Os melhores resultados de AV em alto contraste foram obtidos pelos usuários de LC RGP multifocais com valores similares aos obtidos com óculos, cujo resultado em baixo contraste foi ligeiramente

melhor. Na FSC também os usuários de LC RPG tiveram melhores resultados que as restantes opções embora fossem muito semelhantes aos obtidos com óculos com excepção das altas frequências (figura 1.13) Os usuários de LCH bifocais mostraram resultados inferiores aos 2 grupos anteriores, porém melhores que os usuários de monovisão que obtiveram os piores resultados em AV de alto e baixo contraste e na FSC. As lentes que tiveram melhor desempenho na avaliação da sensibilidade ao encandeamento foram as LC RPG. O autor conclui que o contraste e a sensibilidade ao encandeamento fornecem informação muito importante sobre o desempenho visual das lentes com geometria multifocal em sujeitos com presbiopia e sugere que estas provas sejam incluídas no protocolo de adaptação de LC multifocais (Rajagopalan *et al.*, 2006).



**Figura 1.13.** FSC com 4 modalidades de correção da presbiopia  
(Reproduzido de Rajagopalan *et al.*, 2006).

Situ e colaboradores da Universidade de Waterloo analisaram os resultados de uma lente bifocal em relação à monovisão. Observaram que os principais benefícios da lente bifocal estavam na AV em alto e baixo contraste em distância intermédia e na estereopsia. A visão ao longe foi similar em ambas as modalidades e a visão próxima em alto e baixo contraste foi melhor com monovisão (Situ *et al.*, 2003).

Um estudo italiano levado a cabo por Alongi e colaboradores analisou a qualidade de visão com LC multifocais com um método inovador. Utilizaram perimetria automatizada para comparar os limiares de sensibilidade obtidos com lentes de contacto monofocais, bifocais e progressivas. Os resultados obtidos mostram diferenças significativas entre a sensibilidade geral para o campo visual central (de 30°) entre os pares monofocal/bifocal e bifocal/progressiva, sendo os piores resultados para a geometria bifocal (Alongi *et al.*, 2001).

Na tabela 1.1 apresentam-se uma síntese das principais conclusões destes e outros estudos com LC bifocais ou multifocais considerados relevantes.

**Tabela 1.1.** Principais conclusões em estudos sobre LC para correcção da presbiopia.

Autor/es (ano publicação)	Lentes utilizadas	Principais resultados
McGill et al (1987)	Bifocais e Multifocais	Diminuição da FSC em frequências altas e médias
Collins et al (1989)	Bifocais e Multifocais	Diminuição da FSC em frequências altas e médias
Back et al (1989)	Monovisão e Bifocais	Mais sucesso com monovisão (67%) do que com bifocais (37-42%)
Erickson & Schor (1990)	Monovisão e Bifocais	Monovisão melhor que bifocais
Sheedy et al (1991)	LCH bifocais concêntricas de visão simultânea	Menor AV e menor estereopsis com multifocais
Back et al (1992)	LCH bifocais e óculos	Disminuição significativa em VP quando comparado com os óculos
Back et al (1992)	LCH difractiva bifocal	46% de sucesso na adaptação. 47% não se adaptaram com problemas em VP, imagens fantasma,...
Woods et al (1993)	Hidrófila bifocal concêntrica	Diminuição da visão
Cagnolati (1993)	Três desenhos de LCH multifocais	Pior visão com lentes multifocais
Shapiro & Bredeson (1994)	Multifocais	Visão "acetitável"
Key et al (1996)	Hidrófila multifocal	80% mostraram interesse em adquirir as lentes após estudo
Key & Yee (1999)	Hidrófila bifocal multiconcétrica	53% de sucesso na adaptação 57% com multifocalidade pura 53% com variantes de monovisão utilizando LCH bifocais
Anderson et al. (1996)	RPG multifocal	Boa VL e VP com leve diminuição da FSC em VP
Woods et al. (1999)	RPG esférica posterior	Bom conforto e níveis de AV semelhantes aos atingidos com os óculos
Kirschen et al. (1999)	LCH bifocal vs monovisão	Leve diminuição da AV monocular, melhor estereopse e menor supressão com LCH bifocal
Alongi et al (2001)	Bifocal, multifocal e monovisão	Menor perda de sensibilidade visual com multifocais
Situ et al (2003)	Pacientes de monovisão adaptados con LCH bifocal	Preferência por multifocal num 68% e monovisão em 10% Preferência visual pela multifocalidade excepto em visão próxima com baixo contraste
Soni et al (2003)	LCH bifocal vs LCH multifocal experimental	Melhor visão e resposta subjectiva com os desenhos experimentais de LCH multifocais
Lakkis et al. (2005)	RPG bifocal (uso contínuo 30 dias) RGP multifocal, LCH bifocal	77% dos pacientes utilizaram as lentes durante todo o estudo (6 meses) com media de AV alto contraste 20/20.
Rajagopalan et al. (2006)	multiconcétrica, RGP monovisão e Óculos	Melhor AV binocular de alto e baixo contraste e FSC, com RGP multifocais
Richdale et al. (2006)	Monovisão e LCH multifocal consecutivamente	74% preferiram multifocalidade frente à monovisão Menor estereoauidade com monovisão
Gupta et al. (2009)	Monovisão vs LCH multifocal	Melhor AV longe e perto com Monovisão. AV distância intermedia similar entre ambas opções. LCH multifocal melhor estereoauidade e maior rango de visão nítida ao perto. Não houve diferenças significativas na CSF ao longe e perto.

### 1.2.5. Aberrometria

É sabido desde há muito tempo que o olho não é um sistema óptico perfeito, em particular quando o diâmetro pupilar é maior. As anomalias de refração (desfocagem e astigmatismo refractivo) são muito frequentes no olho. No entanto, para além destas, o olho sofre de outras imperfeições ópticas, denominadas aberrações de alta ordem, que não costumam ser quantificadas no âmbito clínico e que não podem ser corrigidas mediante métodos convencionais. Estas aberrações contribuem também para a degradação da imagem formada na retina diminuindo o contraste da imagem percebida e limitando a quantidade de frequências espaciais disponíveis para o processamento visual ao nível cerebral. Esta contribuição é geralmente inferior à da desfocagem e do astigmatismo refractivo, motivo pelo qual tem sido negligenciada. No entanto, aumenta com o tamanho do diâmetro pupilar, tornando-se mais incómodo em condições de baixa iluminação. Pelo contrário, nos casos de pupilas de menor tamanho os fenómenos difractivos são predominantes na deterioração da imagem.

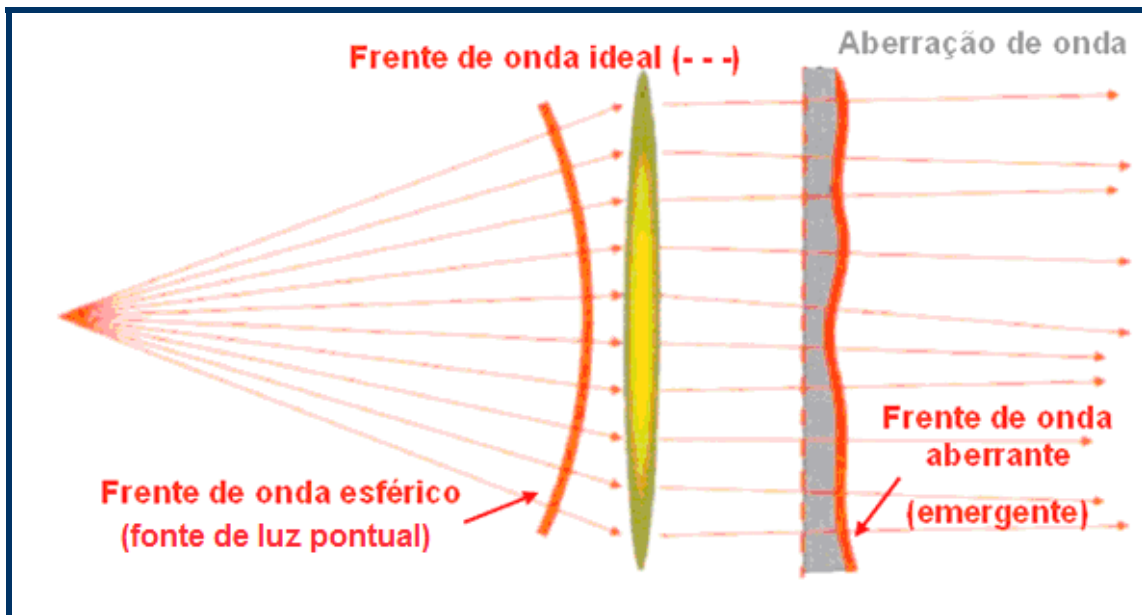
Além da difracção e das aberrações, a dispersão de luz nos meios oculares também contribui para piorar a qualidade da imagem retiniana. Embora a dispersão aconteça em todos os meios que a luz atravessa, os dois mais importantes são a córnea (Hart, 1968) e o cristalino (Van den Berg, 1995) particularmente à medida que avança a idade e este se vai tornando menos transparente. O grau de dispersão é pequeno em olhos jovens e saudáveis e é sabido que aumenta com a idade devido às alterações ocorridas no cristalino (Siew, 1981).

#### 1.2.5.1. Frente de Onda e Aberração de Onda

A frente de onda corresponde ao plano perpendicular aos raios (se paralelos) ou à envolvente de todos os raios que provêm de uma fonte de luz na mesma unidade de tempo (ondas em fase).

Quando uma frente de onda é interrompida por um meio com índice de refração diferente, a forma da frente da onda emergente geralmente deixa de ser plana. Esta frente de onda cuja forma se desvia do esperado denomina-se frente de onda aberrada (possui aberrações incorporadas pelo meio óptico que atravessa). A aberração de onda é definida como sendo a diferença entre a frente de onda aberrante efectiva e a frente de onda ideal ou esperada (figura 1.14).

Com apenas uma frente de onda pode descrever-se o modo como a luz se está a propagar, assim como o modo como esta emergiu da fonte. Consequentemente, conhecida uma frente de onda e todas as suas aberrações, a qualidade da imagem que a mesma irá proporcionar pode ser facilmente estimada. Por questões de conveniência, a aberração de onda pode ser estudada e ajustada através de equações matemáticas complexas.



**Figura 1.14.** Representação gráfica dos conceitos de frente de onda e aberração de onda (Adaptação de “Wavefront Customized Visual Correction”, The Quest for Super Vision II, Ronald, R. Krueger; Raymond A. Applegate; Scott M. MacRae, Editora SLACK Incorporated, 2004)

Os designers de instrumentos ópticos costumavam utilizar a óptica geométrica para avaliar a qualidade óptica de um sistema de imagens mediante o caminho óptico dos raios paralelos (frente de onda plana) incidentes no sistema óptico. Num sistema óptico perfeito, os raios que entram através de diferentes pontos na pupila atingem o mesmo ponto do plano imagem (retina, no caso do olho).

Como foi referido anteriormente, esta situação ideal não acontece devido às imperfeições ópticas do sistema e porque os raios emergentes que formam a imagem focalizam pontos distintos da localização ideal. Estes desvios angulares, considerados no mesmo plano imagem, são denominadas na literatura como *aberrações transversais* (Born e Wolf, 2002).

### 1.2.5.2. Polinômios de Zernike

A forma mais comum de representação das aberrações de um sistema óptico é a aberração de onda. Esta aberração é medida no plano pupilar e pode ser representada como um mapa de cores em que se representam as diferenças em microns entre a frente de onda teoricamente perfeita e a frente de onda aberrada. No sistema óptico perfeito a aberração de onda é plana em todo o plano pupilar. A forma mais típica de descrever a aberração de onda é em termos de uma expansão polinomial de Zernike (Mahajan, 1994; Thibos *et al.*, 2000).

Os polinômios de Zernike são um conjunto de funções básicas às quais os dados podem ser sucessivamente ajustados para se representar uma frente de onda complexa. Cada função base tem um coeficiente, isto é, um valor numérico que indica em que quantidade essa aberração em particular participa na aberração de onda total. A conveniência de estudar os polinômios prende-se com o facto de cada um dos mesmos ter atribuído um significado funcional tal como desfocagem, astigmatismo, coma, aberração esférica. Revelam-se úteis quando se pretende descrever a forma de uma frente de onda aberrante na pupila de um sistema óptico (o olho neste caso).

Cada polinômio de Zernike inclui três componentes:

- Factor de normalização ( $N$ )
- Componente radial dependente ( $\rho$ )
- Componente azimutal dependente ( $\theta$ )

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta); & m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta); & m < 0 \end{cases}$$

O índice  $n$  descreve a ordem do polinômio radial

O índice  $m$  descreve a frequência azimutal da componente sinusoidal

Existem várias nomenclaturas e classificações para os polinômios de Zernike mas o *Sistema de Indexação Simples* é dos mais utilizados porque permite identificar a um polinômio com apenas um número.

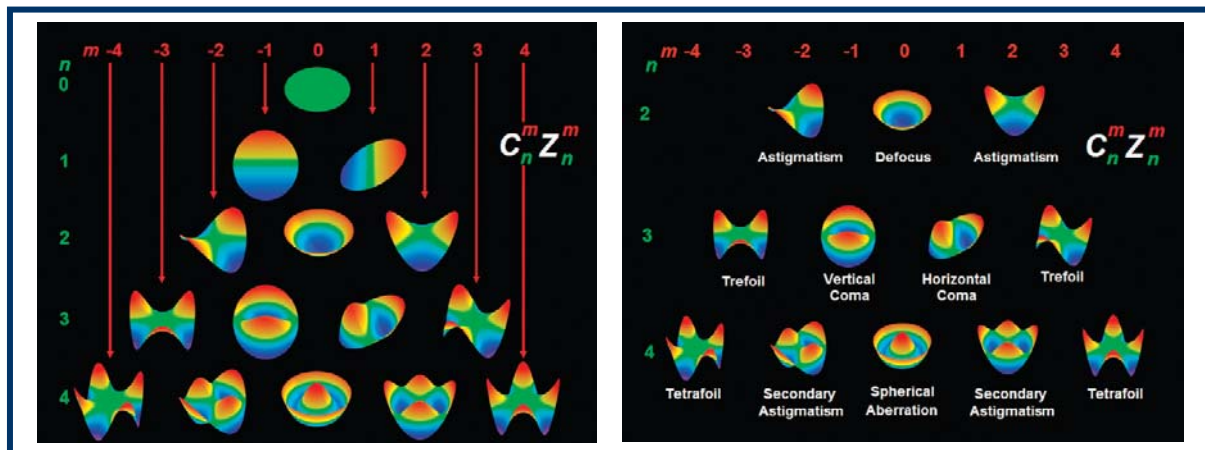
O índice simples representado pela letra “*j*” permite a representação gráfica expandida dos polinómios em pirâmide, segundo se mostra na figura 1.15 e permite identificar de forma fácil quais as ordens *n* e *m* correspondentes.

<i>n</i> \ <i>m</i>	-5	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4	+5
0						<i>j</i> =0					
1					1	→	2				
2				3	→	4	→	5			
3			6	→	7	→	8	→	9		
4		10	→	11	→	12	→	13	→	14	
5	15	→	16	→	17	→	18	→	19	→	20

**Figura 1.15.** Expansão em pirâmide dos índices dos polinómios de Zernike (Cedida por Paulo Fiadeiro).

A conversão entre os valores de *j* e os valores dos índices *n* e *m* é feita mediante as relações:

$$j = \frac{n(n+2)+m}{2} \quad n = \text{roundup} \left[ \frac{-3 + \sqrt{9+8j}}{2} \right] \quad m = 2j - n(n+2)$$



**Figura 1.16.** Pirâmide de Zernike e aberrações de 2ª a 4ª ordem morfologia associada (Reproduzido de Applegate, 2004).

### 1.2.5.3. Outras métricas para definir a qualidade da imagem

De uma forma geral, as definições utilizadas para estudar a qualidade da imagem falham na estimativa da qualidade visual do olho humano por causa do elevado grau de aberrações, e também não são precisas na apreciação de como é que o sistema visual humano traduz a imagem física formada na retina em percepção visual ou imagem sensorial.

Existem outras métricas que podem ajudar a compreender melhor a conversão das questões da qualidade da imagem do ponto de vista óptico para o plano da percepção visual:

- **Função de Espalhamento de Ponto (PSF, *Point Spread Function*)**

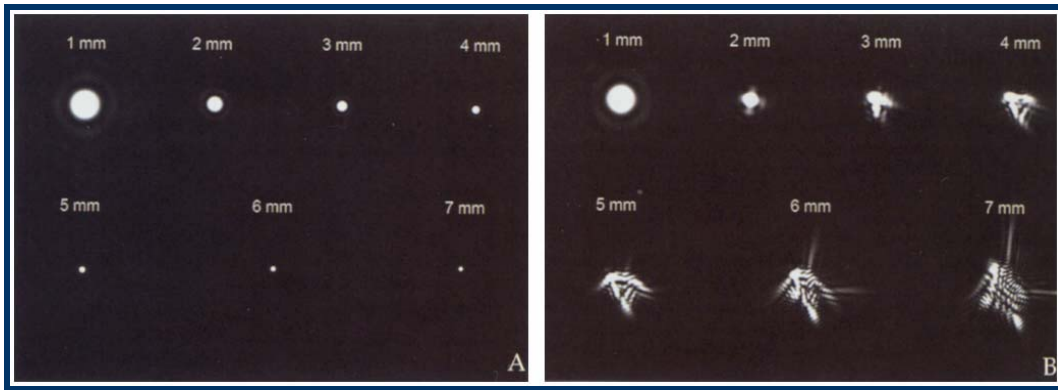
Representa a distribuição de intensidade luminosa na superfície da retina formada pela frente de onda que provém de uma fonte luminosa pontual (objecto). Isto é, a imagem da fonte de luz pontual formada pelo sistema óptico.

$$\text{PSF}(r_i, \theta_i) = K \left[ \text{FT} \left\{ P(r, \theta) e^{-j \frac{2\pi}{\lambda} W(r, \theta)} \right\} \right]^2$$

onde K é uma constante, e FT representa o operador “Transformada de Fourier”.

A função dentro de chavetas é a função complexa, ou generalizada, da pupila. Esta função pupilar tem duas componentes, uma é a amplitude  $P(r, \theta)$ , e a outra é a fase que contém implicitamente a aberração de onda,  $W(r, \theta)$ .  $P(r, \theta)$  define a forma, o tamanho, e a transmissão do sistema óptico.

Para um sistema óptico com uma abertura circular e sem aberrações,  $W(r, \theta) = 0$ , a PSF assume a forma dos discos de Airy (figura 1.16A). Diz-se então que o sistema está apenas limitado por difracção. Para um sistema óptico com uma abertura circular e com aberrações,  $W(r, \theta) \neq 0$  e conhecidas, a PSF assume uma forma típica (figura 1.17B).



**Figura 1.17.** PSF para distintas aberturas circulares sem (A) e com (B) aberrações. Reproduzido de “Wavefront Customized Visual Correction”, The Quest for Super Vision II, Ronald, R. Krueger; Raymond A. Applegate; Scott M. MacRae, Editora SLACK Incorporated, 2004)

A qualidade da imagem num olho humano típico degrada-se rapidamente com o aumento do tamanho pupilar. Para uma descrição de um objecto  $O(x,y)$  quando visto por um sistema óptico com uma dada PSF( $x,y$ ) a imagem resultante  $I(x,y)$  é dada pela seguinte operação de convolução (figura 1.18):

$$PSF(x, y) \otimes O(x, y) = I(x, y)$$



**Figura 1.18.** Construção da imagem como resultado da aplicação da função de convolução a cada ponto objecto. (Reproduzido de “Wavefront Customized Visual Correction”, The Quest for Super Vision II, Ronald, R. Krueger; Raymond A. Applegate; Scott M. MacRae, Editora SLACK Incorporated, 2004)

- **Raiz quadrada média (RMS, *Root Mean Square*)**

É uma medida da amplitude da aberração de onda. Corresponde à raiz quadrada da média dos quadrados dos valores de todas as aberrações de onda através da abertura da pupila.

O seu cálculo torna-se simples se forem usados os polinómios de Zernike individuais:

$$\text{RMS} = \sqrt{Z_2^{-2} + Z_2^0 + Z_2^2 + Z_3^{-3} + \dots}$$

onde Z representa o coeficiente para cada respectivo termo de Zernike.

Em termos estatísticos a RMS é, simplesmente, o desvio padrão do erro da frente de onda (aberração de onda). É, contudo, uma métrica limitada já que fornece apenas um único valor numérico correspondente a uma das métricas mais utilizadas na investigação clínica, fornecendo indicação da amplitude da aberração total e permitindo uma comparação directa entre diferentes situações. A forma da aberração não é fornecida pelo que, para averiguar o peso de cada polinómio, são necessárias outras métricas.

- **Função de Transferência de Modulação (MTF, *Modulation Transfer Function*)**

Permite analisar os objectos quanto ao seu conteúdo de frequências espaciais. Os objectos no espaço podem ser representados como a sobreposição de grelhas sinusoidais de várias frequências espaciais, orientações e fases (espaço de frequências de Fourier). A MTF fornece indicação acerca da habilidade de um sistema óptico reproduzir (ou transferir) os vários níveis de detalhe (frequências espaciais) de um objecto para a sua imagem. Representa a contribuição óptica para a função de sensibilidade ao contraste (FSC).

- **Função de transferência de fase (PTF, *Phase Transfer Function*)**

Quando as frequências espaciais de uma grelha sinusoidal de contraste reduzido são transferidas do plano objecto para o plano imagem por um sistema óptico, a localização das franjas claras e escuras, também chamada de fase, podem surgir deslocadas o que dá origem a esta função.

- **Função de transferência óptica (OTF, *Optical Transfer Function*)**

Resulta da combinação das duas funções anteriores, MTF e PTF.

Até à introdução dos procedimentos de cirurgia refractiva na rotina clínica nas ciências visuais não se prestou grande atenção à aberrometria ocular dado que para olhos normais e mesmo com grandes aberturas pupilares a aberração de onda não iria degradar em grande medida a qualidade da imagem.

A maior parte dos aberrómetros actuais medem a aberração transversal em função da posição pupilar. Os aberrómetros mais utilizados na prática clínica utilizam o sensor de frentes de onda de Shack-Hartman que utiliza a frente de onda que emerge da retina e atravessa todos os meios oculares para ser detectado no exterior por um sistema de microlentes (aberrometria de saída), isto é, as medidas objectivas das aberrações oculares usam a luz reflectida para fora do olho, a partir de uma fonte pontual localizada na retina. As funções de aberração dos olhos são em geral definidas e medidas no espaço objecto onde são registadas as aberrações transversais que no seu conjunto formam a aberração de onda.

Embora os sistemas que medem as aberrações totais do sistema óptico do olho sejam os mais utilizados, a topografia corneal convencional também pode ser usada para medir as aberrações da superfície corneal anterior de forma independente (Barbero *et al.*, 2002; Guirao *et al.*, 2000). Mediante um traçado de raios virtual sobre os mapas de elevação corneal (obtidos com topógrafos que utilizam a tecnologia dos discos de Plácido), pode ser medida a aberração transversal da superfície corneal anterior. A partir desses dados pode obter-se a aberração de onda corneal. Como esta interface (lágrima-córnea) é a que tem maior poder dióptrico no sistema total do olho o seu estudo revela-se extremamente importante. No presente estudo é abordada esta questão utilizando um software específico descrito no capítulo da metodologia.

#### **1.2.5.4. Aberrações ópticas no olho humano**

A quantidade e distribuição das aberrações varia, consideravelmente, na população. Vários estudos populacionais mostraram uma ampla distribuição nos olhos humanos (Castejón-Mochón *et al.*, 2002; Porter *et al.*, 2001). Todos os termos de alta ordem estão, tendencialmente, próximos de zero, com excepção da aberração esférica que adopta valores ligeiramente positivos (Thibos *et al.*, 2002). As aberrações são similares em ambos os olhos e simétricas (Bao *et al.*, 2008). Os casos de indivíduos com aberrações

de onda muito díspares entre os dois olhos são pouco frequentes (Marcos *et al.*, 2000) mas esta situação pode resultar de tratamentos de anisometropia com terapia refractiva corneal com ou sem cirurgia laser que gera uma diferença significativa na asfericidade corneal, tendo importante impacto na qualidade visual binocular (Jiménez *et al.*, 2004).

A córnea e o cristalino são os componentes refractivos principais do olho e, evidentemente, as aberrações individuais destes elementos contribuem para a qualidade da imagem final. Na literatura, encontra-se referido que uma proporção das aberrações corneais é compensada pelas aberrações do cristalino (opostas), pelo menos em indivíduos jovens saudáveis. A compensação parcial do astigmatismo corneal mediante o cristalino já é bem conhecida na optometria clínica (regra de Javal). A aberração esférica da córnea é ligeiramente positiva e a do cristalino tende a ser negativa pelo que fica parcialmente compensada (Millodot *et al.*, 1979). Também parece existir uma compensação parcial de aberrações assimétricas, como o coma, em indivíduos jovens e míopes (Artal *et al.*, 2002). A qualidade da imagem varia, também, com a acomodação. As alterações mais frequentemente encontradas ocorrem na aberração esférica que diminui e passa de positiva a negativa. Estas alterações devem-se às mudanças que há no cristalino com a acomodação (Hofer, 2001; López-Gil *et al.* 2008; Radhakrishnan e Charman, 2007).

A aberração esférica é a aberração de alta ordem que mais varia com a acomodação. Torna-se negativa com a acomodação e esta alteração é maior quanto maior for a idade do paciente. A miose associada à acomodação ajuda a compensar estas alterações (Lopez-Gil *et al.*, 2008).

O aumento da idade está associado com o aumento das aberrações oculares que, junto com o aumento da dispersão intra-ocular, fazem com que exista um declive na transferência de contraste para todas as frequências espaciais. McLellan e colaboradores demonstraram que as aberrações de alta ordem aumentam com a idade (McLellan *et al* 2001). Parte deste aumento deve-se ao facto de não existir compensação da aberração esférica da córnea pelo cristalino, que com a idade tende a inverter o sinal da sua aberração esférica passando esta a valores positivos com a idade (Glasser e Campbell, 1998).

Actualmente, encontram-se uma grande quantidade de estudos que avaliam as aberrações oculares em diferentes condições patológicas e cirúrgicas tendo particular interesse os que analisam as aberrações na cirurgia refractiva e intra-ocular. A cirurgia refractiva, nas suas diversas modalidades, provoca um aumento do número de aberrações de alta ordem especialmente de quarta ordem. Este aumento de aberrações corneais está correlacionado com a diminuição da sensibilidade ao contraste neste tipo de pacientes (Applegate *et al.*, 2000).

Na cirurgia de catarata, em que o cristalino natural é substituído por uma lente intra-ocular (LIO), o estudo da aberrometria permite avaliar o desempenho e possíveis implicações na visão funcional do paciente após a cirurgia. Barbero e colaboradores determinaram que, embora a dispersão ocular seja eliminada com a extracção da catarata e substituição por uma LIO, as aberrações não diminuem. As medidas *in vitro* demonstraram que a LIO não está livre de aberrações. As mesmas (especialmente astigmatismo secundário e de terceira ordem) aumentam após a implantação devido à inclinação e possível descentramento da lente (Barbero *et al.*, 2003).

O estudo das aberrações com LC revela que as lentes RPG podem corrigir quantidades significativas de aberrações (Dorronsoro *et al.*, 2003). No entanto, na literatura não existem muitos estudos que avaliem a aberração de onda com lentes de contacto e os efeitos das mesmas. A comparação das aberrações internas com e sem lente de contacto permite avaliar a contribuição óptica da lente formada pela película lacrimal cuja aberração esférica é por norma negativa. Também é possível conhecer a conformidade da lente com a córnea estudando as aberrações anteriores com e sem lente de contacto e intervir sobre a qualidade óptica resultante na imagem final percebida, objectivo deste estudo.

Peyre e colaboradores estudaram as aberrações oculares obtidas com diferentes desenhos de lentes multifocais. As principais conclusões do estudo foram que uso de LC multifocais induz um aumento nas aberrações oculares de alta ordem. A localização da zona da adição determina o signo da variação da aberração esférica. Os desenhos multifocais centro-perto parecem induzir um maior aumento de aberração esférica negativa. O contrário acontece com os desenhos centro-longe que induzem um aumento da aberração esférica positiva. O possível descentramento das lentes em relação ao

centro pupilar pode explicar o aumento nas aberrações de ordens superiores e não rotacionalmente simétricas (Peyre *et al.*, 2005).

Entre as lentes estudadas por Peyre encontram-se as lentes Proclear Multifocal (Coopervision, Pleasanton, CA, EUA), que também são alvo de estudo na presente pesquisa. Ambas as lentes destacaram-se na quantidade de aberrações de alta ordem induzidas durante o seu porte, especialmente a geometria N-Dom que foi a lente que induziu maior aumento nas aberrações medidas “in vitro”.

### 1.2.6. Distorção luminosa (DL)

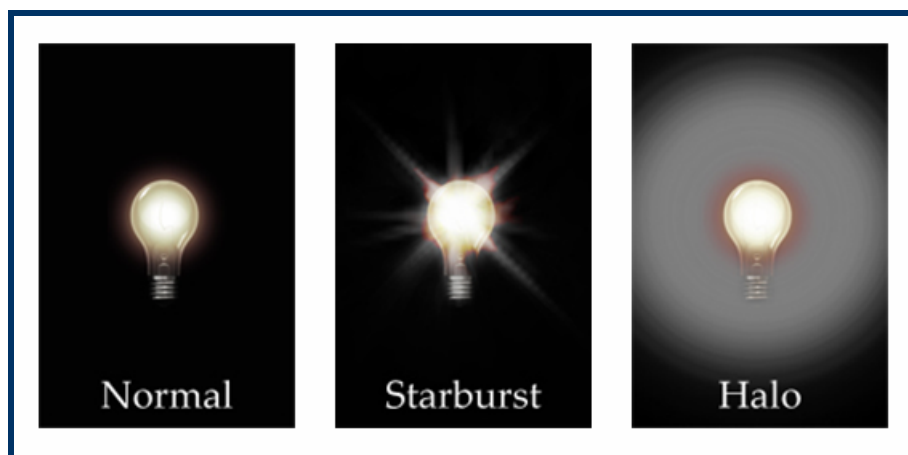
Entre os factores que limitam a qualidade visual do olho humano encontram-se os fenómenos de dispersão da luz nos meios internos, as aberrações de onda e os fenómenos difractivos ou uma combinação de todos eles. Em condições de baixa iluminação, quando o sistema é submetido a uma midríase fisiológica, as distorções luminosas podem comprometer o desempenho visual e a forma como os objectos são percebidos. As manifestações destas distorções podem ser percebidas pelos pacientes em forma de halos (*haloes*), *starbust* (fontes luminosas com aparência estrelada) ou encandeamento (*glare*); estes fenómenos ilustram-se na figura 1.19. Todos estes fenómenos fóticos podem interagir uns com outros e dificultar a análise objectiva dos mesmos e a descrição subjectiva por parte do paciente (figura 1.20). Na literatura, é possível encontrar diversas denominações para estes fenómenos de distorção luminosa que ocorrem em condições de baixa iluminação.

Exemplos das mesmas são:

- Fenómenos fóticos (*Photic Phenomena*) (Allen *et al.*, 2008);
- Alterações da visão nocturna (*Night Vision Disturbances*) (Jewelewicz *et al.*, 1998; Fan-Paul *et al.*, 2002; Gutierrez *et al.*, 2003; Puell, 2004; Villa *et al.*, 2007);
- *Dysphotopic symptoms* (Allen *et al.*, 2008);
- Degradações da imagem (*Image Degradations*) (Fan-Paul *et al.*, 2002);
- Fenómenos de encandeamento e halos (*Glare and Halo Phenomena*) (Lackner *et al.*, 2003).

Um dos principais problemas com que nos encontramos é o relativo desconhecimento da etiologia de alguns destes fenómenos e, mais do que serem devidos a aberrações oculares, dispersão de luz, ou difração, parece razoável que seja uma mescla de todos estes efeitos, o que origina as queixas subjectivas que os pacientes referem. Embora não se consiga ainda classificar com exactidão a etiologia de cada um destes efeitos, tem-se desenvolvido metodologias que tentam quantificá-los.

Devido à confusão nos termos e ao carácter subjectivo na percepção destas distorções todos os autores são unânimes na necessidade de objectivar os critérios e conceitos para a sua identificação, bem como as metodologias para a sua quantificação.

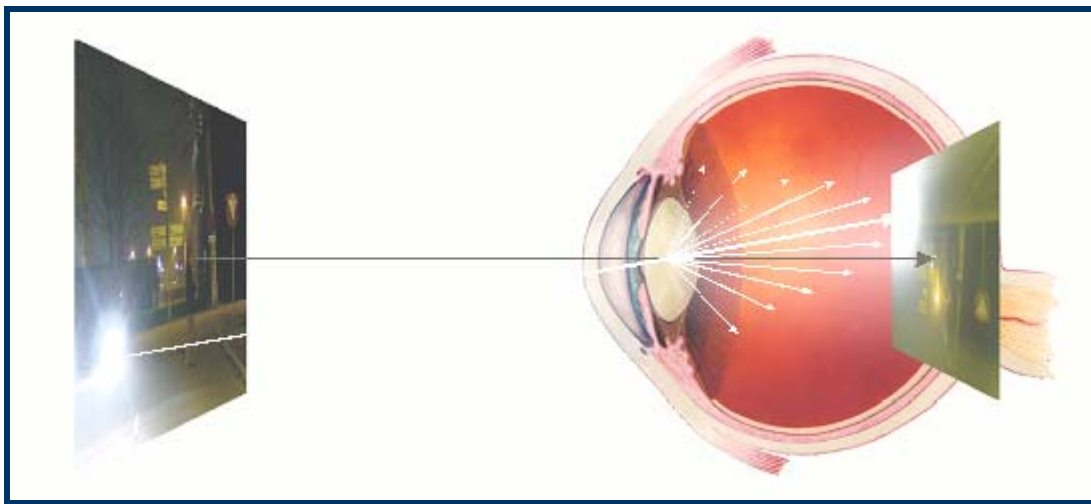


**Figura 1.19.** Representação gráfica dos fenómenos fóticos

(Retirado de [www.usaeyes.org](http://www.usaeyes.org), em 24.07.2009)

Existem diferenças entre os halos fisiológicos descritos por Lambert e Klyce em 1981 quando descreveram o véu de Sattler, e o fenómeno óptico que pretendemos medir neste trabalho e que resultam, para além da possível dispersão de luz nos meios oculares, da passagem da luz através de dispositivos ópticos complexos à base de superfícies multifocais. O primeiro deve-se à dispersão cromática que a luz experimenta ao atravessar o epitélio corneal após ser submetido a um estímulo hipóxico e ter, portanto, um edema (Lambert e Klyce, 1981); quanto ao segundo, a sua etiologia não é suficientemente clara mas assume-se que esteja relacionada com a dispersão da luz à volta de um foco primário, dando por isso origem a imagens secundárias da mesma fonte luminosa.

Actualmente, existem métodos para quantificar as distorções luminosas (halometria) embora seja difícil diferenciar qual o tipo de distorção ou distorções que se estão a quantificar. Não existe uma relação directa entre a dispersão da luz nos meios oculares e as distorções luminosas nas diferentes manifestações, sendo evidente que as mesmas interferem na visão em condições de baixa iluminação. Assim, em casos de perda de transparência dos meios (catarata incipiente), alterações na hidratação (edema corneal por uso de lentes de contacto) ou má qualidade das superfícies refringentes dos tecidos ou das lentes de contacto, parte das distorções luminosas percebidas são devidas à dispersão de luz.



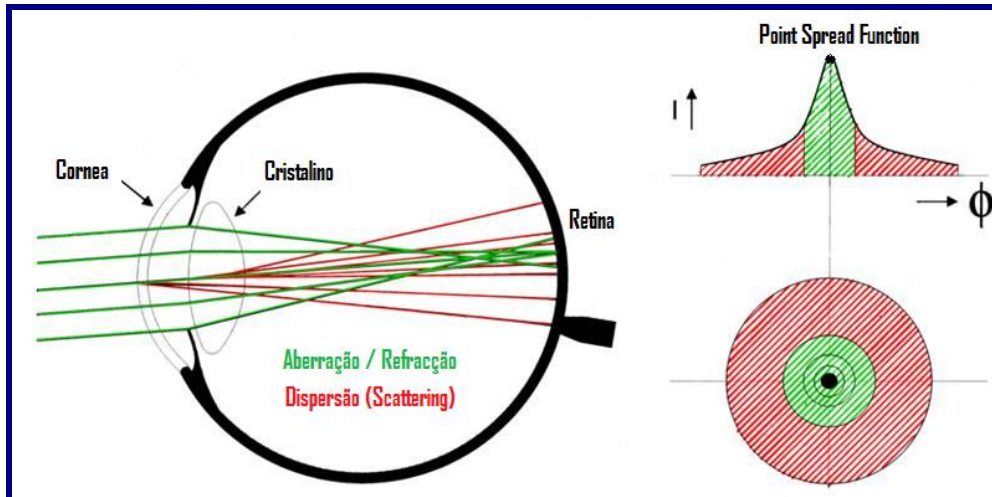
**Figura 1.20.** Representação gráfica da deterioração da imagem e perda de contraste devido às distorções luminosas. (Adaptado de Van den Berg)

### 1.2.6.1. Conceito de Halo

Isolar o fenómeno *halo* de outros fenómenos de distorção luminosa como o *starburst* ou o encandeamento (e conseqüente incapacidade na visão funcional) não é possível na actualidade. Encontram-se frequentemente todos presentes no que, vulgarmente, é descrito subjectivamente como halo. Mesmo assim existem vários factores que podem favorecer a aparição do halo ou aquilo que os pacientes referem como tal.

Assim sendo, a etiologia do halo pode ser de natureza óptica ou fisiológica como já foi dito. Assume-se que o tipo de halo alvo deste estudo pode ser originado por um efeito de multifocalidade ou por um efeito de dispersão da luz que é refractada numa

superfície irregular. O efeito da multifocalidade faz com que sejam formados diversos pontos de focagem para cada “raio” de luz dispersado (figura 1.21).

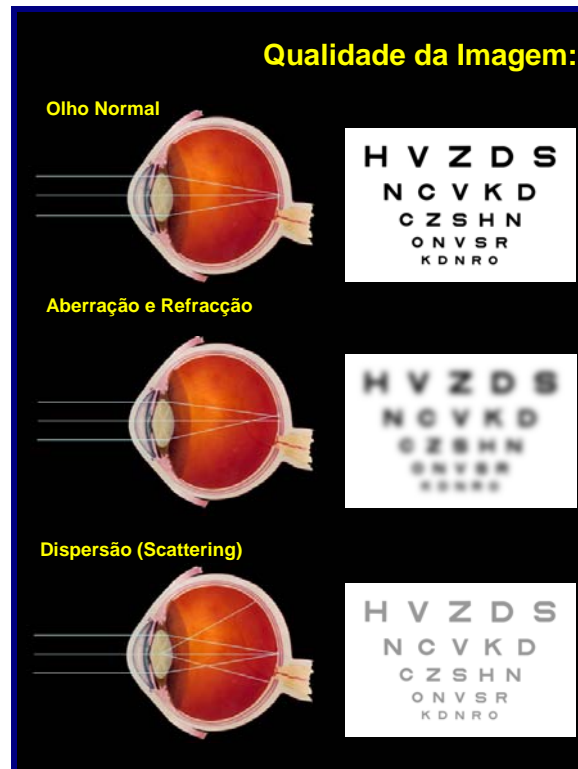


**Figura 1.21.** Representação gráfica da multifocalidade originada pela dispersão de luz, refração e aberração de onda e formação da PSF em retina. (Adaptado de Van den Berg)

Van den Berg põe a hipótese de que as irregularidades refractivas e as aberrações de onda são insuficientes para explicar a amplitude da PSF. Sugere a existência de uma ligação ainda não conhecida nesta análise que é devida à dispersão da luz (scattering) nas pequenas partículas que compõem a estrutura dos meios oculares internos.

Esta dispersão é responsável pelas distorções luminosas que ocasionam fundamentalmente perda da sensibilidade ao contraste (PSF com raio angular  $> 1^\circ$ ). As aberrações e os erros refractivos diminuem a acuidade visual e também provocam perda parcial de contraste (PSF com raio angular  $< 0,1^\circ$ ). Estes efeitos são ilustrados na figura 1.22 (Van den Berg, *comunicação pessoal*).

Um exemplo da *percepção* de halos ou de outras formas de distorção luminosa devida aos efeitos de multifocalidade resulta do uso de sistemas multifocais para a correcção da presbiopia (mediante lentes de contacto ou lentes intra-oculares (Pieh *et al.*, 2001)), ou o efeito das aberrações oculares aumentadas que se seguem a procedimentos de cirurgia refractiva corneal (Villa *et al.*, 2007; Pop e Payette, 2004).



**Figura 1.22.** Representação gráfica da perda de qualidade na imagem.

(Adaptação de Van den Berg)

Existem alguns factores fisiológicos que interferem na óptica ocular e contribuem para a formação do halo e para a intensidade do mesmo. Exemplos da etiologia de carácter fisiológico são o aumento dos fenómenos de distorção devido a alterações na transparência dos meios como consequência de alterações na hidratação dos mesmos. Estas e outras causas de formação de halos, apenas a segunda será alvo de estudo nesta dissertação. A continuação apresentam-se algumas das causas que podem contribuir para o aumento da percepção deste tipo de fenómenos:

- *Idade:* Embora não tenha sido muito estudado, o aumento da dispersão da luz com a idade faz com que as distorções luminosas aumentem.
- *Edema:* Como já foi referido anteriormente o edema faz com que a luz seja difractada nas partículas hiper-hidratadas do estroma ou do epitélio corneal submetido a um estímulo hipóxico.
- *Estabilidade lacrimal:* A qualidade da película lacrimal pré-corneal condiciona a percepção do halo e de outras formas de distorção luminosa. É importante quando se está a realizar a halometria garantir uma boa frequência de pestanejo

durante o exame e, se necessário, administrar lágrima artificial tal como o que é realizado com outros instrumentos de avaliação oftálmica como os topógrafos e aberrómetros. A dependência da manifestação das aberrações com o pestanejo e, portanto, com a película lacrimal foi demonstrada (Montes-Mico *et al.*, 2004a; 2004b).

- *Tamanho pupilar*: As distorções luminosas são mais evidentes em condições de baixa iluminação, o que se justifica pelo aumento do diâmetro pupilar. As aberrações periféricas contribuem para aumentar o tamanho do halo. Na literatura também vem documentada a ausência do efeito do tamanho pupilar na distorção luminosa (Klyce, 2004). Outros autores como Villa e colaboradores atribuem à aberração esférica induzida após Lasik, que aumenta com a abertura pupilar, uma importante responsabilidade na aparição dos fenómenos de distorção luminosa (Villa *et al.*, 2007). A grande variabilidade inter-individual nos diâmetros pupilares para uma determinada condição de iluminação explica este paradoxo referido anteriormente. Indivíduos cujas pupilas sejam de tamanhos diferentes podem ter qualidades ópticas similares nas mesmas condições de iluminação.
- *Ametropia*: A presença de ametropias significativas não corrigidas afecta a distorção luminosa em condições de baixa iluminação. O astigmatismo parece contribuir em maior medida segundo os testes realizados no decorrer da presente pesquisa. A degradação da imagem aumenta com o aumento da miopia. Astigmatismos superiores a 1,5 dioptrias podem interferir, consideravelmente, na degradação da imagem (Jewelewicz, 1998).
- *Regularidade da superfície corneal*: Qualquer distorção da córnea, seja em córneas patológicas (queratocone, cicatrizes) ou secundárias a procedimentos cirúrgico-refractivos (descentramentos da ablação, ectasias iatrogénicas, falta de homogeneidade da ablação, etc) são motivos de aumento da distorção luminosa (Villa-Collar *et al.*, 2009).
- *Efeito de somação binocular*: É o processo mediante o qual o desempenho visual com ambos os olhos em conjunto é superior ao que seria esperado com um só olho. Alguns exemplos em que a somação binocular está presente incluem a acuidade visual, a sensibilidade ao contraste e a percepção de brilhos, entre outras (Steinman *et al.*, 2000). Quanto maior assimetria houver na qualidade

óptica entre ambos os olhos menor será o efeito da somação binocular no desempenho visual da FSC. Este facto foi constatado em olhos emétopes corrigidos com cirurgia refractiva LASIK nos que se verificou que, quanto maior a diferença entre as asfericidades de ambos os olhos, menor grau de somação binocular era obtido; sendo a topografia corneal bastante simétrica entre os olhos, estas diferenças relacionam-se sobretudo com o procedimento de cirurgia refractiva em casos de anisometria. Como o tratamento irá ser diferente, também o resultado na morfologia corneal será diferente (Jimenez *et al.*, 2004).

### 1.2.6.2. Descrição e tipos de DL

O termo de alterações da visão nocturna engloba vários fenómenos de distorção luminosa (Fan-Paul *et al.*, 2002):

- **Incapacidade por encandeamento:** Redução subjectiva do desempenho visual devido ao encandeamento produzido por uma fonte de luz. Esta incapacidade ocorre quando a luminância dentro do campo visual é superior à luminância para a qual o olho esta adaptado. Pode ser avaliado mediante questionários psico-métricos que registam o grau de desconforto que reporta cada paciente.

O encandeamento é um termo físico que se refere à fonte de luz. Tem dois efeitos sobre a visão que já foram mencionados: desconforto e incapacidade. O primeiro, provoca moléstias mas não diminui a visão; contudo, o segundo afecta a visão e pode vir acompanhado, ou não, do desconforto (Smith 2002 ; Puell 2004).

- **Perda da sensibilidade ao contraste:** A dispersão de luz no interior do globo ocular e nos seus meios transparentes faz com que seja reduzida a percepção do contraste dos objectos. Os testes desenvolvidos para quantificar a sensibilidade ao contraste são desenhados para determinar os limiares mínimos necessários para identificar os objectos. Alguns testes combinam sensibilidade ao contraste com fontes de luz que provocam certo grau de encandeamento de forma a simular situações quotidianas da vida real dos pacientes (figura 1.25).

- **Degradação da imagem:** Alterações na forma e no tamanho dos objectos. Englobam-se nestas alterações da visão nocturna os halos e o starbust (figura 1.24).

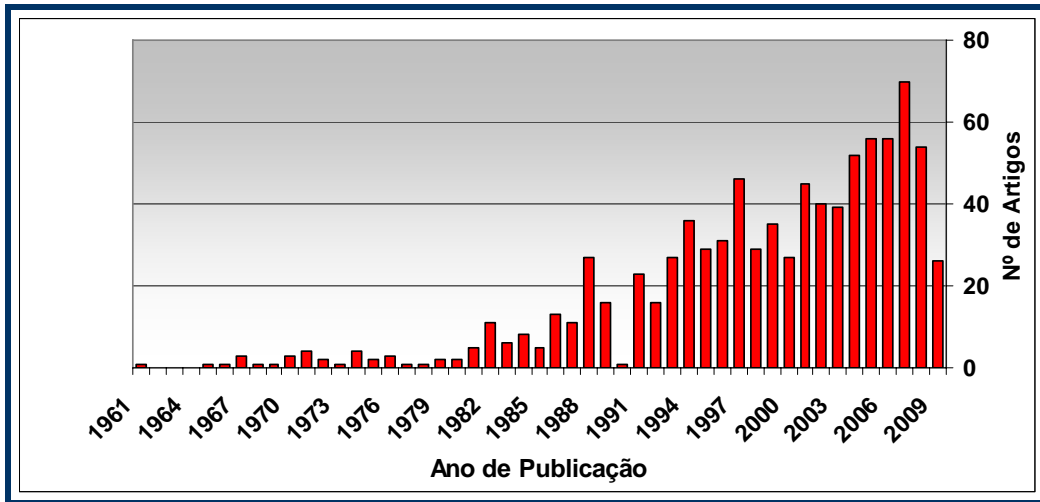
Desta forma, o termo de *Distorção Luminosa* refere-se à degradação da imagem expressa com base no seu tamanho e na sua forma. Este será distinto em função da quantidade de starburst e/ou halo existentes.



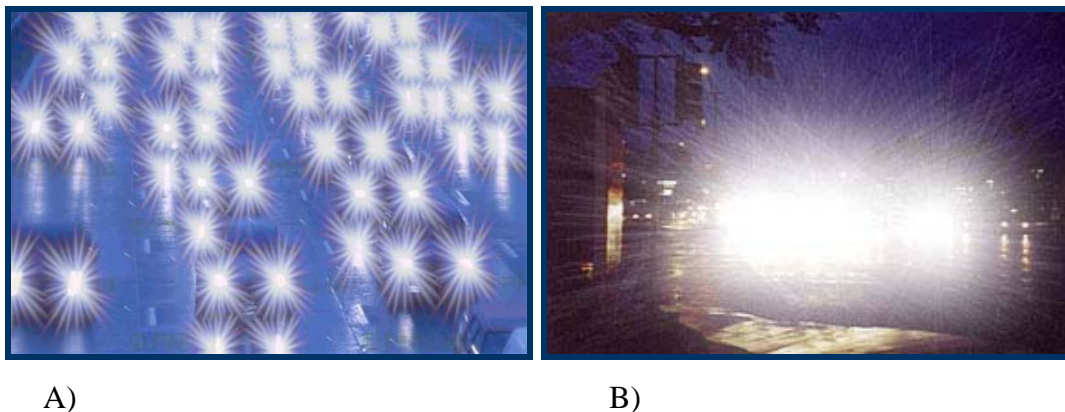
**Figura 1.23.** Halogen intraocular *lenses glare test* CSV-1000HGT (Schmitz *et al.*, 2000)

As distorções luminosas podem acontecer em pessoas com excelentes níveis de visão durante o dia, em boas condições de iluminação. A incidência de queixas ou alterações da visão nocturna tem aumentado nas últimas duas décadas com o aumento dos procedimentos de cirurgia refractiva. No âmbito da investigação científica pode verificar-se que nas últimas duas décadas tem havido maior interesse em avaliar estes problemas. No decorrer da presente pesquisa na fase de revisão bibliográfica foi realizada a consulta no Pubmed como é apresentado no gráfico da figura 1.24. Utilizando as palavras-chave descritas na figura foram encontrados 193 artigos científicos, muitos dos quais publicados na última década e referentes ao estudo do desempenho visual e das queixas apresentadas pelos pacientes que realizaram cirurgia refractiva.

Estas alterações da visão nocturna representam na actualidade um problema de saúde pública e irão potencialmente em aumento nos próximos anos. Muitos dos pacientes submetidos a cirurgia refractiva nos últimos tempos são jovens, pelo que ainda não se conhecem os efeitos combinados das interacções entre distorções de córneas permanentemente alteradas pela cirurgia em associação com cataratas, degenerações maculares relacionadas com a idade e outras alterações patológicas e/ou fisiológicas devidas à idade.



**Figura 1.24.** Resultado de número de artigos encontrados no Pubmed em 25.06.2009, segundo o ano de publicação (Palavras chave da pesquisa: “night vision disturbances” or “glare” or “halo”)



**Figura 1.25.** Simulação do fenómeno “starburst” (A) e do “halo” (B) após cirurgia LASIK. (Retirado de <http://www.visionsurgeryrehab.org/imagegallery.html>, em 24.06.2009)

### 1.2.6.3. Métodos de avaliação

Com o objectivo de quantificar e avaliar as DL têm sido desenvolvidos vários testes, muitos dos quais medem a função da sensibilidade ao contraste (FSC) utilizando letras ou redes sinusoidais. Outros permitem determinar o grau de incapacidade ao encandeamento mediante testes com letras, redes sinusoidais ou anéis de Landolt C, existindo instrumentos específicos para esse fim como o BAT (Brightness Acuity Tester) ou o de Van den Berg Straylightmeter.

Na tabela que se segue, extraída de uma revisão sobre alterações na visão nocturna após cirurgia refractiva, especificam-se alguns dos testes, a função que avaliam e os elementos de avaliação utilizados (Fan Paul *et al.*, 2002).

**Tabela 1.2.** Resumo dos testes para avaliar a distorção luminosa

Nome do teste	Função avaliada <sup>(**)</sup>	Elementos de avaliação utilizados
Bailey-Lovie	SC	Letras
Peli-Robson	SC (e IE com BAT)	Letras
Carta de Regan	SC (e IE com BAT)	Letras
Teste de contraste de pequenas letras	SC	Letras
Bistec MCT 8000	SC	Redes sinusoidais
Bistec 6500	SC	Redes sinusoidais
CSV 1000	SC	Redes sinusoidais
Teste de encandeamento Berkeley	IE	Letras
Teste de encandeamento Miller-Nadler	IE	Aneis de Landolt C
BAT	IE	-----
Van den Berg Straylightmeter	IE	-----

(\*\*) SC: *Sensibilidad ao contraste*; IE: *Incapacidade por encandeamento*.

Posteriormente à publicação de Fan-Paul e colaboradores, têm aparecido novos testes ou dispositivos, na maior parte computadorizados, para medição da FSC, com ou sem encandeamento. Segundo a Food and Drugs Administration (FDA) os testes de redes sinusoidais são os que mostram mais sensibilidade na análise da qualidade da visão (Evans, 2005).

Existem outros métodos de avaliação das distorções luminosas. Estes métodos proporcionam informações subjectivas citadas pelos próprios pacientes. Do ponto de vista científico, são realizados questionários sobre a qualidade da visão percebida pelos indivíduos e os principais motivos de queixa. Embora a informação proporcionada por estas ferramentas de estudo seja de carácter subjectivo, resulta de vital importância na hora de avaliar a função visual.

Na literatura, encontram-se alguns questionários utilizados sobretudo para avaliar o fenómeno de encandeamento e os halos em baixas condições de iluminação, após cirurgias intra-oculares.

Entre os questionários referidos:

Javitt e colaboradores, estudaram a função visual, o grau de satisfação e a qualidade de vida após implantação bilateral de LIOs multifocais *versus* monofocais. O questionário fornece informação sobre o encandeamento e os halos entre vários itens de qualidade da visão. No estudo, as lentes multifocais apresentaram piores resultados em relação aos fenómenos de distorção luminosa (Javitt *et al.*, 2000).

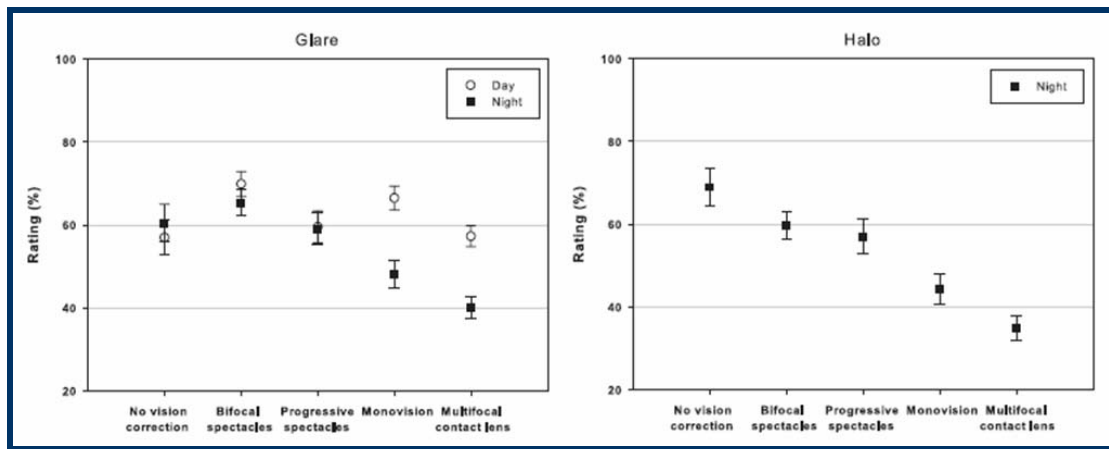
Sedgewick e colaboradores realizaram um estudo com as mesmas características que o anterior. Analisaram a dependência de óculos para tarefas de visão próxima e outros parâmetros da função visual entre os quais se encontram o encandeamento e os halos em determinadas situações do quotidiano. Uma vez mais as LIOs multifocais causaram maiores queixas subjectivas em relação à distorção luminosa (Sedgewick *et al.*, 2002)

Tester e colaboradores analisaram a relação entre diferentes tipos de LIOs multifocais e a incidência de distorções luminosas e de imagens secundárias ou imagens fantasma. Compararam com um grupo controlo de pacientes com presbiopia sem correcção cirúrgica. Quase metade (49%) dos indivíduos inquiridos referiu problemas de encandeamento e halos nocturnos. O grupo controlo manifestou graus mais severos de encandeamento que o grupo dos pseuofáquicos (Tester *et al.*, 2000).

Winther-Nielson e colaboradores desenvolveram um questionário que avaliava o grau de dependência dos óculos para visão próxima antes e após a cirurgia intra-ocular e os fenómenos de distorção luminosa que apresentavam os primeiros tipos de LIO multifocales difractivas *versus* LIO monofocais. Encontraram que o grupo com lentes multifocais tinha sérios problemas visuais especialmente na condução nocturna e também em dias de nevoeiro e com iluminação normal (Winther-Nielson *et al.*, 1995).

Recentemente Chu e colaboradores realizaram uma pesquisa para estudar os efeitos dos métodos ópticos de correcção da presbiopia sobre as dificuldades na condução. O questionário foi realizado a 255 indivíduos com presbiopia e a amostra foi dividida em cinco grupos (sem correcção para conduzir, lentes bifocais, lentes progressivas, monovisão com lentes de contacto e lentes de contacto progressivas). Entre as diversas questões relacionadas com a função visual e habilidades próprias da condução foram inquiridos sobre os fenómenos de distorção luminosa, encandeamento (diurno e nocturno) e halos (nocturnos). Os usuários de lentes de contacto multifocais foram os

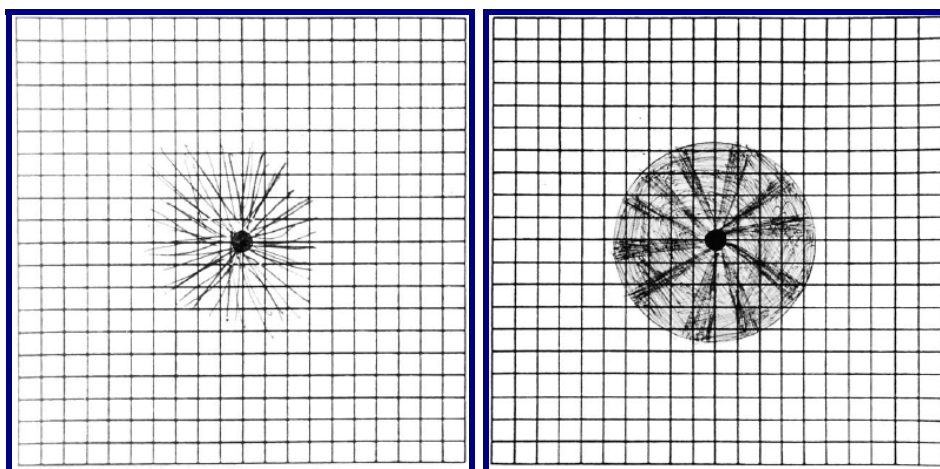
que manifestaram maior incidência de distorções luminosas como é apresentado na figura 1.26 (Chu *et al.*, 2009).



**Figura 1.26.** Encandeamento (Glare) nocturno e diurno e halos com métodos de correcção da presbiopia. (Reproduzido de Chu *et al.*, 2009)

Quando o objectivo é determinar a degradação da imagem (distorção luminosa) existe menor disponibilidade de metodologias. Algumas formas de registar subjectivamente os resultados são:

Carta de Registo da Visão Nocturna (*Night Vision Recording Chart*) (Jewelewicz, 1998; Florakis, 1994). O teste consiste na projecção de um pequena fonte de luz num ecrã dentro de um gabinete em condições de baixa iluminação. O paciente deve reproduzir o que vê de forma gráfica. A carta corresponde a uma grelha de Amsler modificada na qual cada quadrado interior é proporcional em tamanho à imagem projectada (figura 1.27).



**Figura 1.27.** Starbust (A) e halo (B) expressados subjectivamente utilizando o *Night Vision Recording Chart*. (Reproduzido de Fan-Paul *et al.*, 2002)

Com o refractómetro de resolução espacial *Emory Vision InterWave Aberrometer* (Emory Vision, Atlanta, USA) baseado no princípio de Scheiner desenvolvido por Webb e colaboradores no Schepens Eye Research Institute, é possível determinar a qualidade da imagem a nível occipital de um objecto extenso. Avalia tanto a função óptica (qualidade da imagem formada na retina) como a função neuro-sensorial (descodificação do sinal na retina) (Carr, 2004).

Na actualidade o dispositivo denominado *Halómetro (Starlights® - Halo v0.91; Novosalud, Valencia, Espanha)* permite obter uma medida mais objectiva da distorção luminosa no tamanho e na forma e a sua validade está verificada (Gutierrez *et al.*, 2003). Este dispositivo é utilizado na presente pesquisa e será descrito detalhadamente no capítulo de metodologia.

Em seguida apresenta-se na tabela 1.3. uma síntese dos resultados de diferentes estudos que quantificaram o tamanho do halo em pacientes que se submeteram a cirurgia refractiva ou utilizavam sistemas multifocais para a correcção da presbiopia (LC e LIOs).

**Tabela1.3.** Resultados de estudos que quantificaram o tamanho do halo em diversas circunstâncias clínicas.

<b>Autores (ano)</b>	<b>Intervenção</b>	<b>Metodologia</b>	<b>Resultados (Halo)</b>
Lackner <i>et al.</i> , (2003)	LASIK (Pre-, 1, 3 & 6 meses) n=16	Tamanho do halo com Glare & Halo (Tomey, AG)	Pre-: 1,97±1,20 1 mes: 2,61±3,14 3 meses: 1,88±2,37 6 meses: 1,30±1,63 (* )
Villa <i>et al.</i> , (2007)	LASIK (Pre-, & 3 meses) n=83	Tamanho do halo com Starlights (Novosalud, Valencia)	Pre-: 0,32±0,23 3 meses: 0,69±0,47 (**)
Pieh <i>et al.</i> , (2001)	LIO multifocais (n=24) vs LIO monofocais (n=5)	Tamanho do halo com Glare & Halo (Tomey, AG)	LIO multif: 1,05-1,07 grado <sup>2</sup> LIO monof: 0,26 grado <sup>2</sup>
Allen <i>et al.</i> , (2009)	LIOs monofocais vs LIOs multifocais	Tamanho do halo com Glare&Halo (Versão modificada test Van den Berg)	LIOs multif: 97,32 grado <sup>2</sup> LIOs monof: 119,36 grado <sup>2</sup>

\* Unidades em grados<sup>2</sup> que é uma media de ângulo sólido obtida com o instrumento Glare & Halo de Tomey.

\*\* Medida adimensional. Multiplicada por 100 representa a percentagem de área não vista por um observador nas condições do teste. O aumento médio do tamanho do halo em este estudo foi de 2,15x.

#### 1.2.6.4. Resultados com sistemas multifocais

Outro âmbito de aplicação da halometria é o da avaliação e caracterização dos sistemas ópticos multifocais.

Este tipo de dispositivos possuem um desenho óptico que produz diferentes focos na retina o que se traduz numa sobreposição de imagens mais ou menos desfocadas. O usuário pode descrever a sensação de visão de halos ou imagens fantasma que não permitem ver com nitidez a imagem focada dos objectos que está a observar (texto escrito, sinais de trânsito, etc).

Pieh e colaboradores demonstraram que as LIO multifocais produzem um aumento no tamanho do halo na retina quando comparadas com as LIO monofocais. Não houve diferenças entre o tamanho do halo com visão próxima e com visão ao longe (Pieh *et al.*, 2001).

Allen e colaboradores fizeram recentemente um estudo comparando uma LIO multifocal com as LIOs monofocais e não foram encontradas diferenças significativas entre o halo percebido com os dois tipos de lentes nem entre o grau de encandeamento que provocava uma fonte de luz pontual, isto é, ambas as lentes geram distorções luminosas similares (Allen *et al.*, 2009).

## **2. Metodologia e Procedimentos:**

---

### **2.1. Tipo de estudo**

### **2.2. Descrição da população e selecção da amostra**

#### **2.2.1. Amostra inicial**

#### **2.2.2. Amostra final**

### **2.3. Instrumentos e material**

#### **2.3.1. Lentes de contacto utilizadas**

#### **2.3.2. IOL Master®**

#### **2.3.3. Autorefractómetro WAM 5500®**

#### **2.3.4. Topógrafo Corneal E300®**

#### **2.3.5. VOL-CT® Version 7.30**

#### **2.3.6. ETDRS Illuminator Cabinet**

#### **2.3.7. Halometria Starlights® - Halo v0.91**

### **2.4. Definição das variáveis**

#### **2.4.1. Função visual**

#### **2.4.2. Parâmetros topográficos da superfície ocular**

#### **2.4.3. Parâmetros aberrométricos da superfície ocular**

#### **2.4.4. Parâmetros refractivos e biométricos do globo ocular**

### **2.5. Procedimento e sequência da pesquisa**

### **2.6. Análise estatística**

## 2.1. Tipo de estudo:

---

A presente tese de mestrado corresponde a um estudo clínico prospectivo que pretendeu analisar a distorção luminosa obtida com lentes de contacto multifocais e compará-la com a distorção natural do olho sem lente e com uma lente de geometria esférica convencional. O estudo avaliou também o desempenho visual em condições de alto e baixo contraste nas condições experimentais descritas (geometrias multifocais, esférica convencional e sem lente de contacto) e a relação entre os fenómenos de distorção luminosa e outros parâmetros visuais (acuidade visual e aberrometria) e da topografia corneal.

A pesquisa em laboratório foi desenvolvida entre os meses de Outubro de 2008 e Abril de 2009 no Laboratório de Investigação em Optometria Clínica e Experimental da Escola de Ciências da Universidade do Minho (Braga, Portugal). Foram utilizadas no desenvolvimento da pesquisa instrumentos presentes na unidade referida e no laboratório de Contactologia da mesma faculdade. Todas as lentes de contacto foram cedidas de forma desinteressada pelo laboratório Coopervision (Pleasanton, CA; EUA).

## 2.2. Descrição da população e selecção da amostra:

---

Para a determinação do tamanho da amostra foi utilizado o software Granmo 6.0 (Barcelona, Espanha) que permite estimar o tamanho de amostras para pesquisas clínicas e epidemiológicas (Marrugat *et al.*, 1998).

Considerado o IDL como sendo a variável principal em estudo e uma das mais susceptíveis de variabilidade inter-individual, foi determinado o número mínimo de sujeitos para garantir a detecção de diferenças estatisticamente significativas, caso elas existissem. Assim sendo, considerando um valor de risco  $\alpha = 0,05$  (valor da significação estatística) e um factor  $\beta = 0,20$  (potência do teste de hipóteses de 80%) num contraste bilateral foi determinado que seriam precisos pelo menos 30 olhos para detectar diferenças iguais ou superiores a 2% de IDL assumindo um desvio padrão de 3,9 tal como foi determinado em estudos preliminares com lentes multifocais de desenho igual ao utilizado neste estudo.

A amostra para o estudo foi constituída principalmente por alunos do terceiro e quarto ano de licenciatura, e por membros da equipa docente do curso de Optometria e Ciências da Visão da Universidade do Minho, em Braga.

De forma a dar resposta aos objectivos propostos no estudo, o trabalho experimental decorreu em duas fases: Uma fase de exploração inicial em que foram observados 35 indivíduos e uma segunda fase, que correspondeu à fase experimental principal, em que foram seleccionados 18 dos 35 indivíduos iniciais segundo os critérios de inclusão no estudo que serão descritos na secção 2.2.1.

### **2.2.1. Amostra inicial**

A amostra total foi composta por 35 indivíduos com idade média de  $24,04 \pm 5,00$  (de 19,35 a 38,79 anos). No total foram estudados 69 olhos e descartado 1 para o estudo devido a uma catarata congénita. Dos 35 indivíduos 23 eram mulheres, com idade média de  $22,75 \pm 3,95$  (de 19,35 a 34,25 anos), e 12 eram homens, com idade média de  $26,52 \pm 5,90$  (de 20,26 a 38,79 anos).

Para a recolha dos dados nesta primeira fase de estudo foi utilizado a FICHA I (Anexo D). Nesta primeira fase de determinação da amostra foi realizado aos 69 olhos dos 35 indivíduos um estudo da biometria ocular, topografia corneal, determinação de diâmetro pupilar em condições escotópicas, refração objectiva e determinação do índice de distorção luminosa em condições monoculares e binoculares. A todos os indivíduos que fizeram parte do estudo, foi realizado também um estudo biomicroscópico com lâmpada de fenda e estudo oftalmoscópico para despistar qualquer possível alteração na transparência dos meios oculares. Nenhum dos indivíduos usava lentes de contacto ou tinha usado LC recentemente.

No processo de determinação da amostra final, foram estabelecidos os seguintes critérios de inclusão:

- Ausência de patologia ocular ou sistémica com afectação ocular;
- Ausência de antecedentes cirúrgicos oculares;
- Ausência de tratamentos farmacológicos oculares e/ou sistémicos;
- Equivalente esférico ( $\pm 0,75D$ );
- IDL sem LC monocular inferior a 4,5 %;
- Ambos os olhos cumprissem os critérios acima referidos.

Após ter ser explicada a natureza do estudo e resolvidas todas as dúvidas dos pacientes, os mesmos assinaram um *Termo de Consentimento Informado* (Anexo II). Todo o procedimento experimental decorreu respeitando as directrizes da Declaração de Helsínquia sobre bioética e experimentação com seres humanos.

### 2.2.2. Amostra final

Foram seleccionados para integrar a amostra definitiva 18 indivíduos cujos 36 olhos estavam aptos para realizar a seguinte fase experimental de acordo com os critérios de inclusão da secção 2.2.1.

Dos 18 indivíduos, com idade média de  $26,17 \pm 5,82$  (de 20,08 a 38,79 anos), que compuseram a amostra final 13 eram mulheres, com idade média de  $23,96 \pm 4,20$  (de 20,08 a 34,25 anos), e 5 eram homens com idade média de  $32,29 \pm 5,50$  (de 24,29 a 38,79 anos).

Para a recolha dos dados nesta segunda fase de determinação final da amostra foi utilizada a FICHA II (Anexo III).

Nesta fase experimental foram determinadas as acuidades visuais em condições de alto e baixo contraste e o índice de distorção luminosa em condições monoculares e binoculares para todas as situações clínicas estabelecidas e aplicadas aleatoriamente, sendo elas:

- Sem LC;
- Com LC neutra;
- Com cada uma das lentes sujeitas a análise (secção 2.3.1).

Também foi realizado o estudo topográfico da superfície anterior sem lente de contacto e com cada uma das lentes testadas.

## 2.3. Instrumentos e material:

---

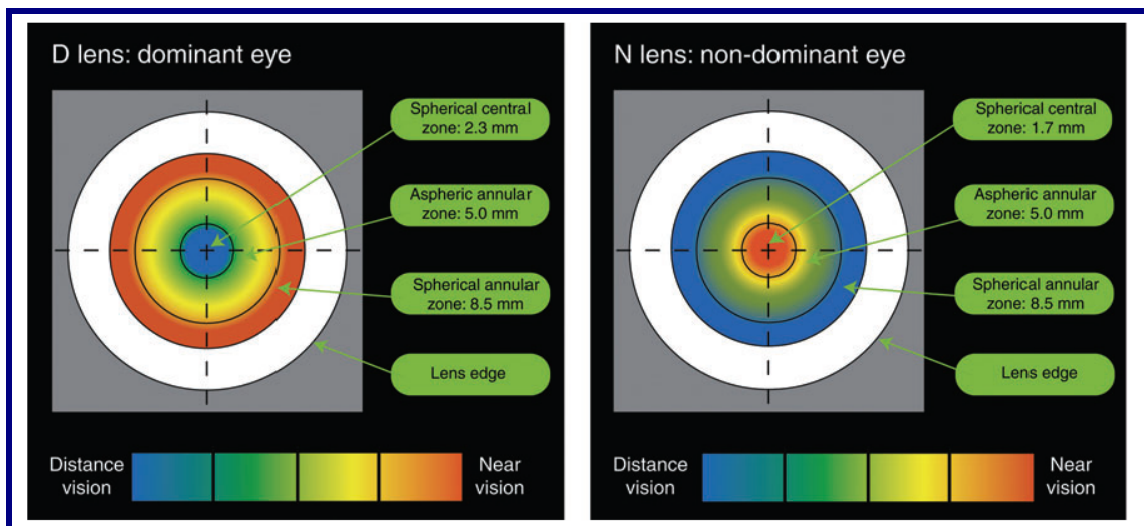
### 2.3.1. Lentes de contacto utilizadas

- Lentes Multifocais **Proclear<sup>®</sup> Multifocal** (CooperVision, Pleasanton, CA, EUA) de desenho D (dominante) e N (não dominante) fabricas de material omafilcon A (62% de hidratação, grupo II FDA) com refração neutra para longe e adição

de 2,00 dioptrias em ambos desenhos (figura 2.1). O raio de curvatura foi em todos os casos de 8,70 mm e o diâmetro de 14,40 mm.

- Lente **Proclear® Sphere** (CooperVision, Pleasanton, CA, EUA) fabricadas em material omafilcon A (62% de hidratação, grupo II FDA) com refração neutra. O raio de curvatura foi em todos os casos de 8,60 mm e o diâmetro de 14,20 mm.

Foram disponibilizados 3 conjuntos de 2 lentes (adaptação binocular) para cada tipo de lente testada, o que garantiu a possibilidade de realizar varios ensaios a varios pacientes em simulâneo e poder realizar a limpeza e desinfecção com peróxido (Aosept, Ciba Vision, Duluth, GA, EUA) respeitando os tempos de desinfecção indicados pelo laboratório e respeitando também a sequência de aleatorização proposta.



**Figura 2.1.** Geometria das lentes Proclear Multifocal “D” para olho dominante e “N” para o olho não dominante.

### 2.3.2. IOL Master® (Carl Zeiss Meditec, Inc., Dublin, California)

Permite realizar a medida do comprimento axial utilizando tecnologia de coerência óptica (figura 2.2) É o primeiro instrumento de não contacto que fornece dados biométricos do globo ocular como o comprimento axial, a profundidade da câmara anterior, a queratometria da superfície corneal e o diâmetro horizontal de íris visível (na literatura WTW ou “White to white”) entre outros. Esta tecnologia é utilizada no âmbito da cirurgia implanto-refractiva para o cálculo dos parâmetros das lentes intra-oculares. O instrumento foi utilizado na presente pesquisa para obter dados de:

- Comprimento Axial;
- Profundidade da Câmara Anterior;
- Diâmetro horizontal de íris visível;
- Curvatura nos meridianos principais da córnea.

Para todas as variáveis foram realizadas 3 séries de medidas fiáveis (o próprio instrumento testa a viabilidade de cada medida) e obtido o valor médio.



**Figura 2.2.** Biómetro de coerência óptica IOL Master®

### **2.3.3. Autorefractómetro WAM 5500® (Grand Seiko Co. Ltd., Iroshima, Japão)**

Autorefractómetro binocular de campo aberto (figura 2.3). Permite obter de forma dinâmica alterações na acomodação e valores de refração e queratometria assim como o diâmetro pupilar. O instrumento foi utilizado na presente pesquisa para obter os seguintes valores experimentais:

- Refracção esférica e cilíndrica;
- Diâmetro pupilar (nas mesmas condições de iluminação que as restantes experiências como será mencionado posteriormente).

Devido à constante flutuação do esfíncter pupilar e à variabilidade na medida do diâmetro pupilar, foram realizadas 3 medidas e obtido o valor médio final para a variável diâmetro pupilar. O instrumento é sensível a diâmetros pupilares superiores a 2,3 mm.



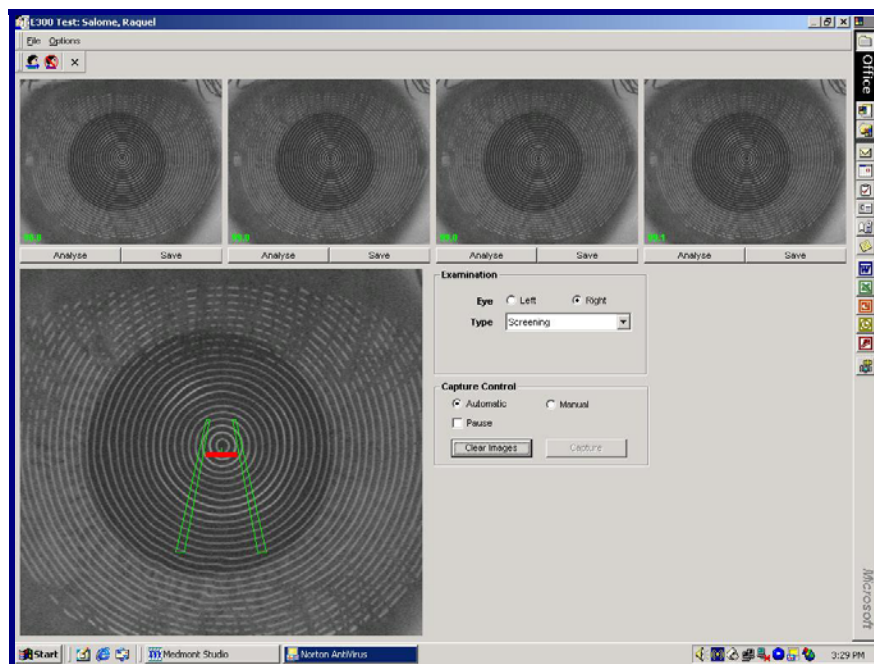
**Figura 2.3.** Autorefractómetro de campo aberto Grand Seiko WAM 5500®

#### **2.3.4. Topógrafo Corneal E300® (Medmont Pty. Ltd, Melbourne, Victoria, Australia)**

O topógrafo corneal Medmont E300 (figura 2.4A) é um videoqueratoscopio computadorizado que utiliza a tecnologia dos discos de Plácido para analisar a superfície corneal (figura 2.4B). Os resultados são utilizados na contactologia, cirurgia refractiva, ortoqueratologia assim como na avaliação geral da superfície corneal e na detecção e seguimento de diversas alterações e patologias. Permite trabalhar com uma boa cobertura da superfície corneal (de 0,25 mm de diâmetro até 10mm) ao utilizar 32 anéis e mais de 15000 pontos de medida o que garante também a sua precisão.



(A)



(B)

**Figura 2.4.** Topógrafo Corneal Medmont E300® (A); exemplo de recolha topográfica com base na tecnologia dos discos de plácido com o Medmont E300® (B)

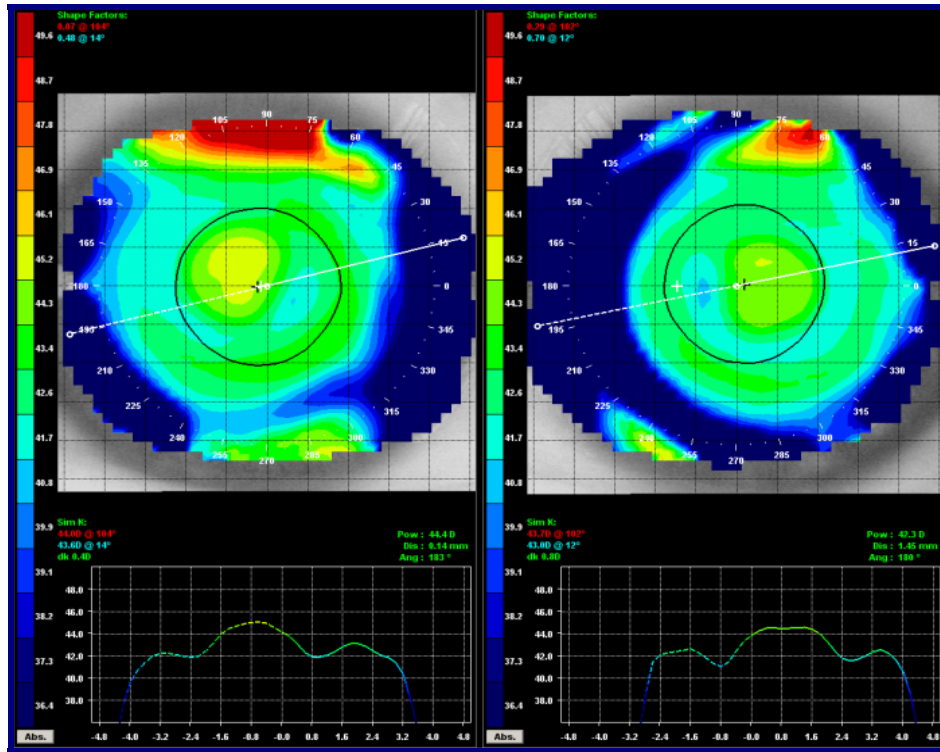
O instrumento foi utilizado na presente pesquisa para a realização da topografia corneal nas diversas situações em estudo (sem lente de contacto e com as diferentes lentes de contacto testadas) para obter as seguintes variáveis:

- Curvatura corneal ou da superfície da lente de contacto, nos meridianos plano e curvo (Flat Sim'k e Steep Sim'k, respectivamente);
- Excentricidade corneal em ambos meridianos transformada posteriormente em valores de asfericidade para análise dos resultados segundo as equivalências existentes entre ambos os parâmetros (Lindsay *et al.*, 1998);
- Esfera de melhor adaptação (“best fit sphere” ou BFS);
- Descritores da superfície anterior:
  - Diferença inferior-superior (I-S);
  - Índice de assimetria da superfície (SAI);
  - Índice de regularidade da superfície (SRI).

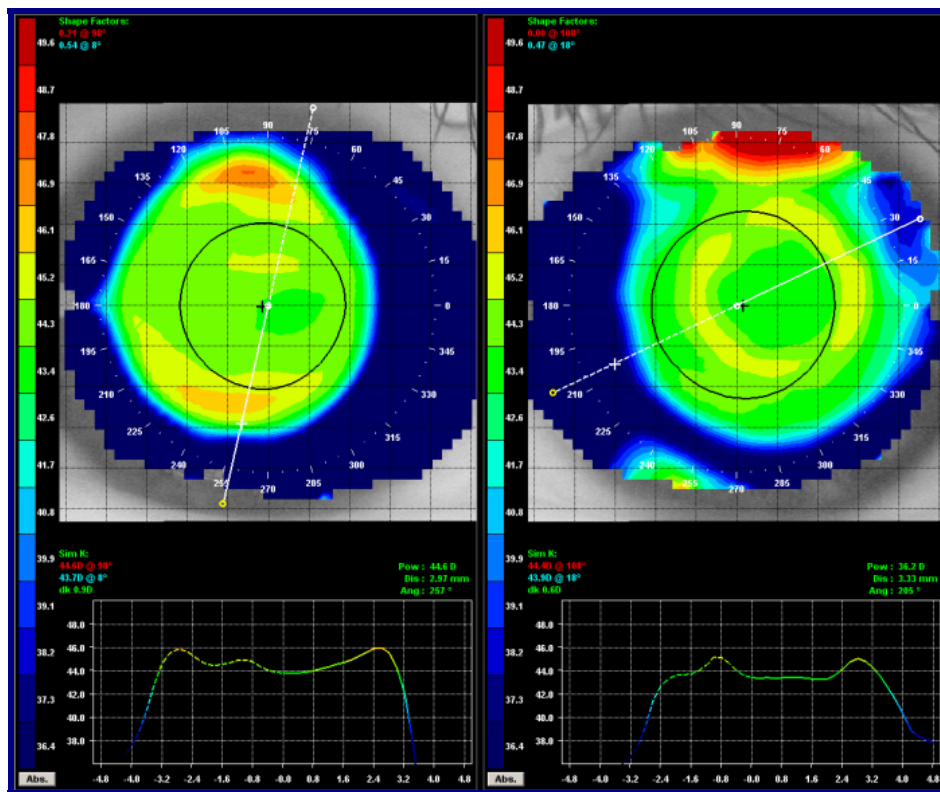
Na figura 2.5A pode observar-se a topografia dos dois olhos de um paciente com a lente Proclear Multifocal desenho N (observar o aumento de potência dióptrica na zona central em relação à região paracentral sem potência). Na figura 2.5B pode observar-se a topografia dos dois olhos de um paciente com a lente Proclear Multifocal desenho D (observar o aumento de potência dióptrica na zona paracentral em relação à região central sem potência).

### **2.3.5. VOL-CT® Version 7.30 (Sarver & Associates, Inc., Carbondale, Illinois, USA)**

O VOL-CT é um software que permite obter a expansão em polinómios de Zernike para uma determinada superfície medida com um topógrafo corneal, mesmo que este não realize a análise aberrométrica da superfície. Foi considerado para este cálculo o comprimento de onda de 505 nm por se tratar da radiação com o pico de sensibilidade do olho humano sob baixas condições de iluminação. Na figura 2.6 mostra-se a decomposição em polinómios de Zernike para as diferentes superfícies analisadas neste trabalho.

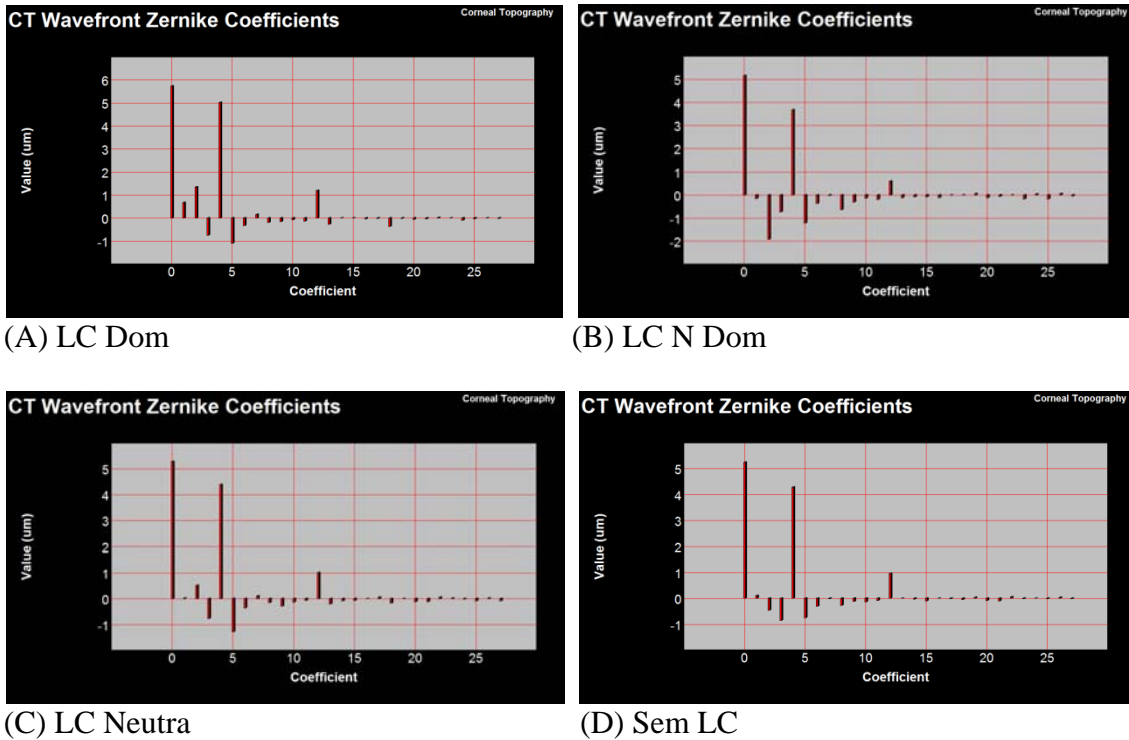


(A)



(B)

Figura 2.5. Exemplos de topografias sobre lentes de contacto de desenho não dominante (A) e dominante (B).

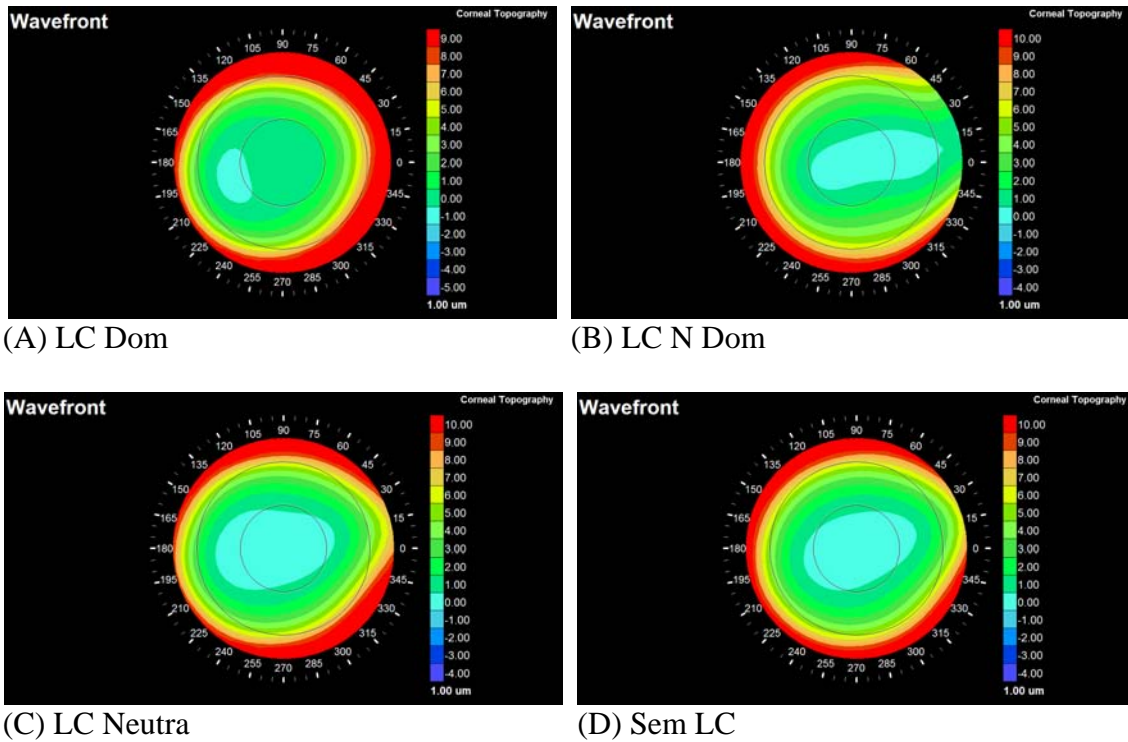


**Figura 2.6.** Exemplo gráfico de decomposição dos polinómios de Zernike da superfície ocular (ou da LC) para cada uma das condições estudadas.

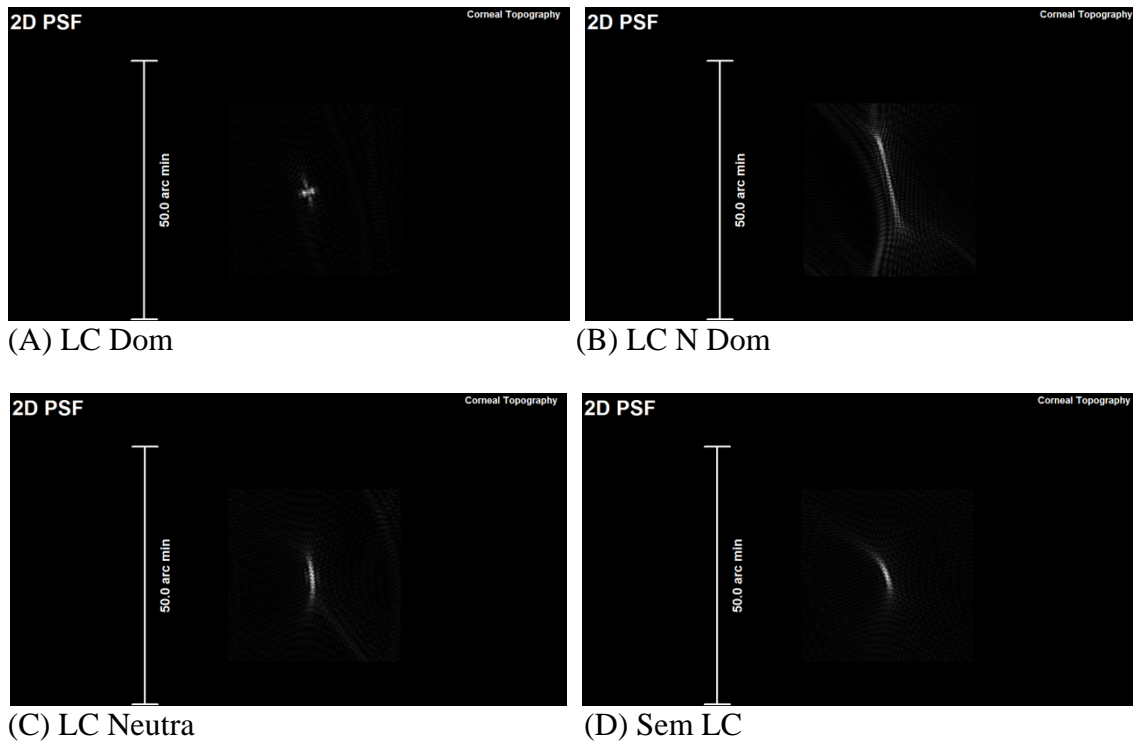
As variáveis utilizadas na pesquisa foram os valores da aberração de onda (expressada pela “*root mean square* ou RMS expressada em microns” obtidas até a 6ª ordem na escala dos polinómios de Zernike e descritas com este software:

- RMS Esférica (*spherical-like aberrations*:  $Z_{12} + Z_{24}$ ; esférica de 4ª e 6ª ordem);
- RMS Comática (*coma-like aberrations*:  $Z_7 + Z_8 + Z_{17} + Z_{18}$ ; coma de 3ª e 5ª ordem);
- Astigmatismo Secundário (*secondary astigmatism*:  $Z_{11} + Z_{13} + Z_{23} + Z_{25}$ ; astigmatismo secundário de 4ª ordem e astigmatismo secundário de 6ª ordem).

Entre outras aplicações que permite desenvolver o software descrito encontram-se a obtenção de mapas de aberração de onda (figura 2.7) e simulações bidimensionais da configuração da PSF que seria formada na retina em função da óptica de cada superfície (figura 2.8).



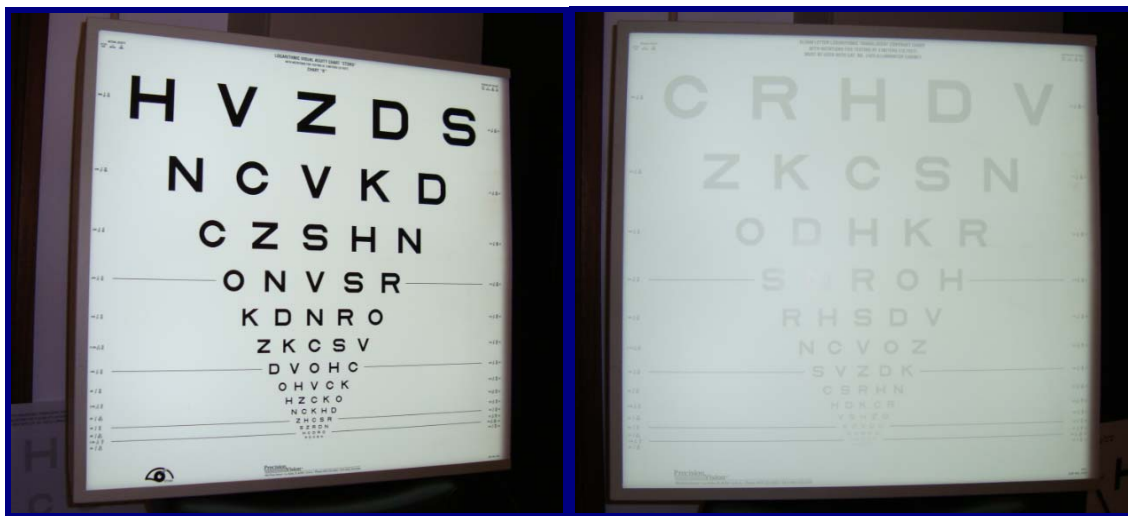
**Figura 2.7.** Exemplo gráfico do Mapa de Aberração de Onda da superfície anterior para cada condição em estudo.



**Figura 2.8.** Exemplo gráfico da *PSF em 2D* obtida segundo a óptica da superfície anterior para cada condição em estudo.

### 2.3.6. ETDRS Illuminator Cabinet (Precision Vision®; La Salle, Illinois, U.S.A.)

Cartas iluminadas para medida da Acuidade Visual em escala logarítmica (figura 2.9). Foram utilizadas em 2 níveis de contraste, 10% e 100% para determinar a Acuidade Visual em baixo contraste (AV LogMAR<sub>10%</sub>) e em alto contraste (AV LogMAR<sub>100%</sub>). Este dispositivo originariamente desenvolvido para a medida da acuidade visual no *Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study* (EDTRS) é actualmente considerado como a ferramenta mais adequada para a determinação da acuidade visual no âmbito da investigação.



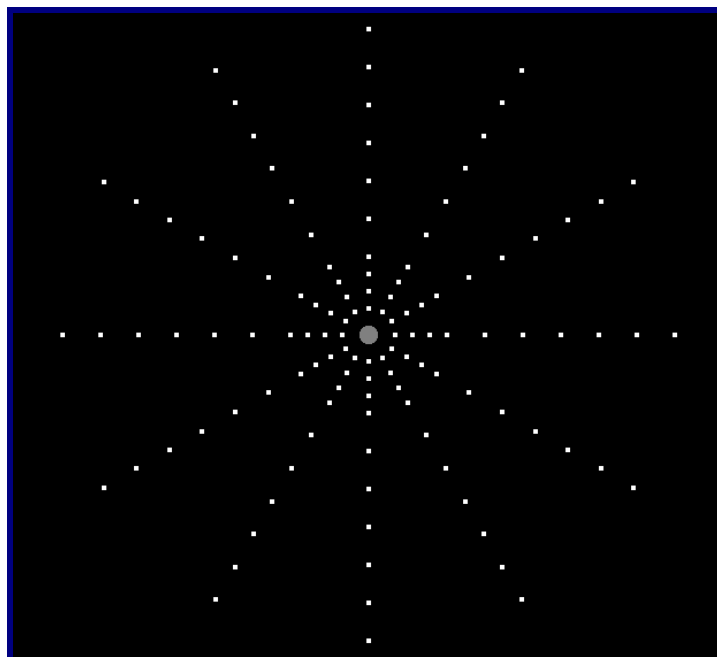
(A)

(B)

**Figura 2.9.** ETDRS Illuminator Cabinet: Carta de contraste 100% (A) e 10% (B).

### 2.3.7. Halometria (Starlights® - Halo v0.91; Novosalud, Valência, Espanha)

O dispositivo Starlights® consiste num ecrã frontal cujo fundo é completamente escuro e que possui uma fonte de luz branca central que corresponde a um LED (light-emitting diode), que funciona como ponto de fixação e ao mesmo tempo estímulo de distorção de luz para o paciente. A fonte luminosa central é rodeada por uma série de estímulos pontuais luminosos colocados radialmente em 12 semi-meridianos equidistantes 30°. Cada semi-meridiano contém 10 pontos luminosos, 4 dos quais analisam o halo na porção mais central (círculo de diâmetro de 8,16 cm) e 6 mais periféricos (círculo total de diâmetro 20,4 cm) ou distantes da fonte luminosa central que origina o halo. Na presente pesquisa trabalhamos com todos os pontos luminosos radiais (centrais e periféricos). Esta disposição pode ser apreciada na figura 2.10.



**Figura 2.10.** Ecrã frontal do Starlights: Ponto de fixação central (em cinzento na imagem) e estímulos luminosos periféricos.

O LED central subtende um ângulo de  $0,34^\circ$  e os pontos periféricos de  $0,06^\circ$  a 2 metros de distância entre o observador e o ecrã. Na presente pesquisa a luminância do estímulo central a 2 metros foi de  $1294,33 \text{ cd/m}^2$  medida com o instrumento SpectraColorimeter, PR-650 (PhotoResearch Inc., Chatsworth, Ca).

Os testes são realizados a uma distância de 2 metros entre o observador e o ecrã com as luzes da sala totalmente apagadas e a única presença luminosa do LED central do dispositivo. Nestas condições a iluminação ambiente é inferior a  $0,17 \text{ lux}$ , o equivalente a  $0,0541 \text{ cd/m}^2$ , um valor ligeiramente superior ao nível considerado como nível escotópico ( $10^{-6}$  a  $10^{-3} \text{ cd/m}^2$ ) mas abrangido nos valores considerados como visão nocturna ( $10^{-4}$  e  $10^{-1} \text{ cd/m}^2$ ) (Gutierrez *et al.*, 2003). Segundo as determinações nas condições do presente estudo a iluminancia no plano do olho medida 2 metros com o instrumento Illuminance Meter T-10 (Minolta Co. Ltd., Japan) foi de  $0,28 \text{ lux}$ .

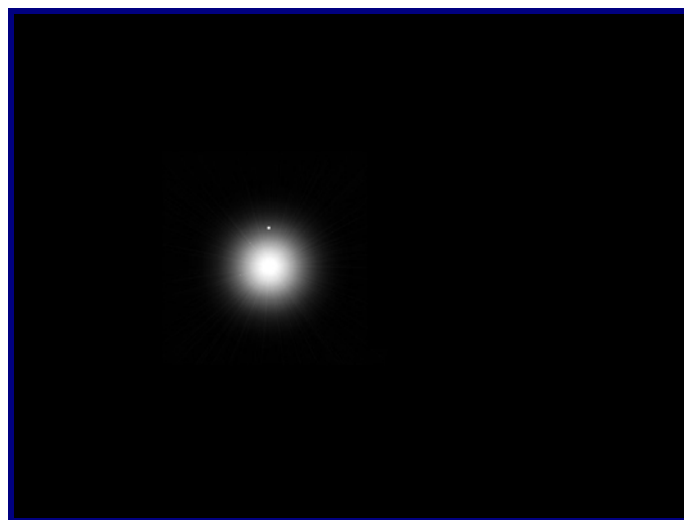
Nas condições de iluminação descritas anteriormente, o paciente fixa o LED central e informa (mediante pressão no rato do computador com um click, que é capaz de discriminar a presença (ON) de cada um dos spots luminosos radiais que vão aparecendo no ecrã de forma aleatória e com uma luminância regulada antes de iniciar o

teste (regulável entre 0,1 cd/m<sup>2</sup> e 20,3 cd/m<sup>2</sup>). O tempo de exposição (ON period) foi de 0,25 segundos e o tempo entre estímulos (OFF period) de 0,5 até 1 segundo.

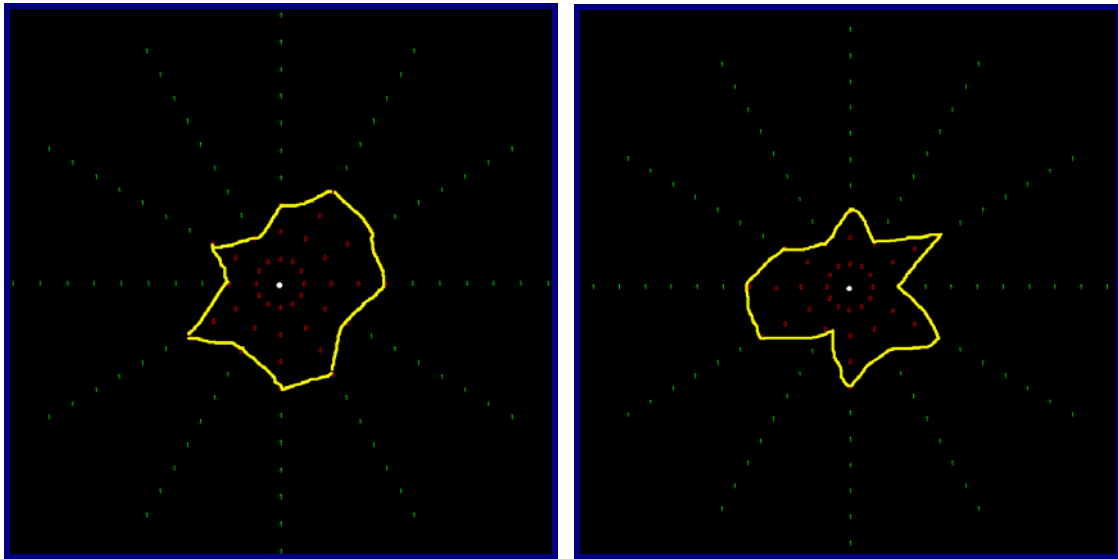
Antes de fazer qualquer medição, o paciente deve permanecer entre 3 a 5 minutos sob essas condições de iluminação para que haja um período de adaptação à escuridão. Também é feita uma demonstração do procedimento de medida antes de iniciar o registo de medidas. Embora a total adaptação funcional ao escuro precise de um maior tempo de exposição, outras pesquisas experimentais demonstraram que após o terceiro minuto de adaptação, os aumentos no diâmetro pupilar (parâmetro que tencionamos controlar) e sensibilidade retiniana são mínimos e desprezáveis (Reeves, 1920).

É necessário também que o paciente observe o LED central durante 1 minuto antes de começar com a medição do halo. No laboratório onde foram realizados todos os testes foi colocada uma mentoneira fixa à distância de 2 m do ecrã e com o rato para resposta do observador.

Os estímulos radiais não discriminados pelo observador, delimitam uma área onde a distorção luminosa induzida pelo LED central impede a visualização daqueles. Esta área representa o índice de distorção luminosa (IDL), que se expressa em percentagem da área total onde os estímulos são apresentados. Também é possível observar a configuração do halo e quais os semi-meridianos mais afectados (figura 2.11).

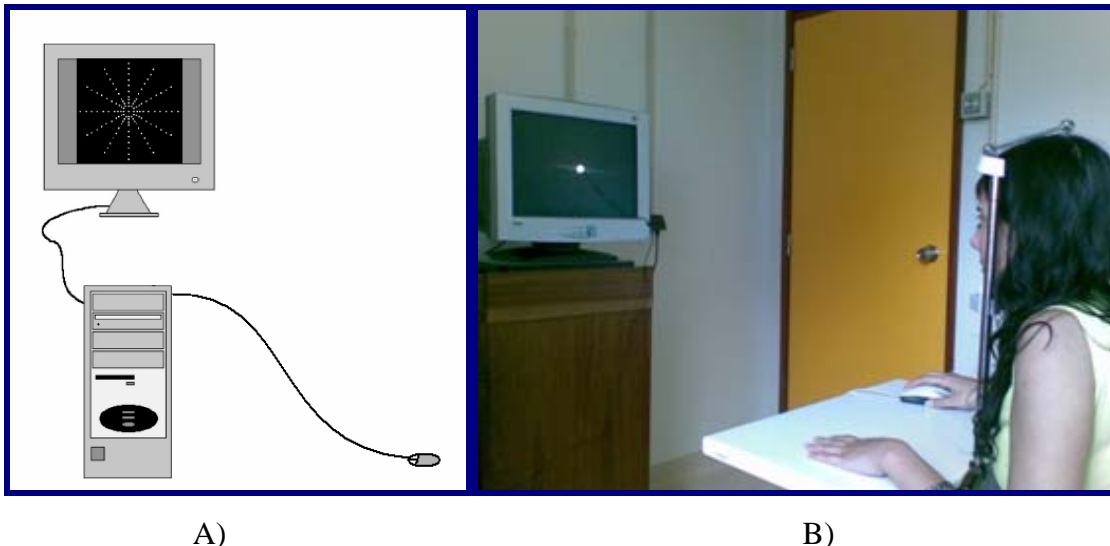


**Figura 2.11.** A extensão do halo (ou combinação de alterações da visão nocturna) vai impedir que sejam observados os estímulos radiais quando ligados.



**Figura 2.12.** Exemplos da configuração do halo medido com Starlights.

O instrumento permite determinar tanto o IDL monocular como o IDL binocular. Basicamente podemos descrever o dispositivo como um ecrã no qual é colocado o LED central e um software que projecta os estímulos luminosos radiais com a configuração pré-determinada (luminância, tempo de exposição e área de análise) e o periférico (mouse) que permite ao software analisar as respostas do observador (figura 2.13.).



A)

B)

**Figura 2.13.** Representação esquemática do Starlights (A) e imagem da disposição em laboratório do Starlights e do paciente (B).

## 2.4. Definição das variáveis:

---

A seguir são apresentadas detalhadamente algumas das variáveis mais importantes na presente pesquisa.

### 2.4.1. Parâmetros da função visual

- **Índice de distorção luminosa (IDL)**

Avaliado nas condições monocular e binocular com todas as condições testadas -sem lente de contacto, com lente de contacto neutra, com lente de contacto multifocal com geometria não dominante (N-Dom) e com lente de contacto multifocal com geometria dominante (Dom)-. Também foi avaliado o IDL na situação considerada como situação clínica atendendo às indicações de adaptação do próprio laboratório (Geometria N-Dom no olho não dominante e geometria Dom no olho dominante). A dominância ocular foi determinada segundo as instruções fornecidas pelo fabricante das lentes (técnica da menor impacto na percepção visual com uma lente de +2,00 D colocada alternadamente à frente do olho direito ou esquerdo); o olho onde a percepção visual seja menos alterada com a lente de +2,00 em condições binoculares será o olho não dominante.

- **Acuidade Visual de alto contraste (AV LogMAR<sub>100%</sub>)**

Avaliada nas condições monocular e binocular com todas as condições testadas e descritas no ponto anterior.

- **Acuidade Visual de baixo contraste (AV LogMAR<sub>10%</sub>)**

Avaliada nas condições monocular e binocular com todas as condições testadas e descritas anteriormente.

### 2.4.2. Parâmetros topográficos da superfície ocular

As variáveis descritas a seguir foram obtidas na superfície anterior sem lente de contacto e com cada uma das lentes testadas.

- **Curvatura do meridiano corneal principal plano e curvo (simulação queratométrica):** Valor equivalente à medida queratométrica, obtida aproximadamente numa zona de 3mm de diâmetro no centro da córnea.

- **Excentricidade no meridiano plano e mais curvo:** Este valor é obtido pelo topógrafo tomando como referência dois pontos a 4,5mm do centro da córnea no meridiano principal mais plano. Isto exige que durante a aquisição da topografia se obtenha a maior área de análise possível livre das interferências da fisionomia facial e das pálpebras. Transformou-se esta variável em valor de Asfericidade (Q) de acordo com as relações descritas por Lindsay (Lindsay *et al.*, 1998).

- **Esfera de melhor adaptação (BFS).**

- **I-S Value (IS): Índice inferior-superior.**

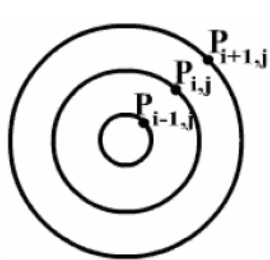
Diferença entre a potência dióptrica média na zona para-central inferior e a da zona superior. A potência média de cada zona é calculada pela média da potência nos pontos de intersecção dos anéis 14, 15 e 16 (nos topógrafos TMS de Tomey, *Topographic Modeling System*) com o semi-meridiano vertical e mais dois semi-meridianos em cada lado com intervalos de 30° (Rabinowitz *et al.*, 1990). No total são analisados 15 pontos na zona superior e 15 na zona inferior. Embora não seja sensível a condições centrais este índice permite identificar alterações para-centrais e periféricas.

- **SAI (Surface Assymetry Index): Índice de Assimetria da superfície.**

Quantifica a assimetria corneal central. No seu cálculo são utilizados os 4 anéis centrais nos topógrafos TMS. Corresponde ao somatório das diferenças absolutas de potência entre pontos diametralmente opostos num anel. Um SAI próximo a 0 indica que a superfície é radialmente simétrica com córneas esféricas ou astigmáticas (esferas ou elipsóides de revolução, respectivamente). Não existe correlação alguma entre o SAI e melhor Acuidade Visual atingida com a prescrição óptica (Wilson e Klyce, 1991). Falha na detecção de condições centrais e periféricas.

- **SRI (Surface Regularity Index): Índice de Regularidade da Superfície.**

Analisa a área da pupila de entrada em condições de iluminação padrão. Adiciona as variações locais de potência em todos os meridianos dos 10 anéis centrais e em 256 semimeridianos (Topógrafos TMS) nos pontos com potência que difere em  $\pm 1D$  da moda de potência nessa área. Existe uma boa correlação entre o SRI e a melhor Acuidade Visual atingida com a prescrição óptica (Wilson e Klyce, 1991). Quanto mais próximo de 0 mais regular é a superfície.



$$SRI = \ln \left[ A \frac{\sum_{j=1}^{256} \sum_{i=2}^{10} \left| P_{i,j} - \frac{(P_{i-1,j} + P_{i+1,j})}{2} \right|}{N} \right] - B$$

Onde :

A, B são constantes de escala.

$j$  é o índice do anel

$i$  é o índice do semi-meridiano

$N$ , nº de pontos com potência que difere em  $\pm 1D$  da moda de potência na área dos 10 anéis centrais.

### 2.4.3. Parâmetros aberrométricos da superfície ocular

Com base na informação numérica obtida do topógrafo Medmong e posteriormente analisada no software Vol-CT foram calculadas monocularmente as variáveis descritas a continuação para cada situação em estudo (sem lente de contacto e com cada uma das lentes testadas).

- **RMS esférica;**
- **RMS comática;**
- **Astigmatismo secundário.**

### 2.4.4. Parâmetros refractivos e biométricos do globo ocular

- **Refracção esférica;**
- **Astigmatismo refractivo;**
- **Equivalente esférico;**
- **Diâmetro pupilar;**
- **Comprimento axial;**
- **Profundidade da câmara anterior (PCA);**
- **Diâmetro horizontal de íris visível.**

## 2.5. Procedimento e sequência da pesquisa:

---

Na primeira fase da componente experimental do estudo, foi realizada uma avaliação optométrica completa a todos os indivíduos da população inicial da amostra. Dita avaliação incluiu oftalmoscopia directa e estudo biomicroscópico com lâmpada de fenda para despistar possíveis alterações na transparência dos meios oculares como já foi referido.

As variáveis de interesse nesta primeira fase foram registadas na Ficha I (Anexo I). Entre as mesmas foram avaliadas o IDL sem lentes de contacto e a topografia corneal de todos os indivíduos. De interesse para o estudo e com o fim de definir na seguinte fase os verdadeiros critérios de inclusão no estudo, foram registadas as variáveis de biometria ocular obtidas com o instrumento IOLMaster, assim como os valores médios do diâmetro pupilar nas condições de iluminação simuladas pelo dispositivo Starlights, e os valores objectivos de refração esférica, cilíndrica e esfera equivalente.

Segundo os critérios de inclusão definidos, foram seleccionados um total de 18 indivíduos, que cumprissem os critérios de inclusão anteriormente definidos, para compor a população de estudo. Nesta segunda fase foi medida a acuidade visual em ambas condições de contraste (10% e 100%) sem qualquer lente de contacto nem prescrição optométrica ou por serem totalmente emétopes ou obter uma visão satisfatória ( $\text{LogMAR} < 0,00$ ) com a ametropia aceite no estudo ( $\pm 0,75$ ). Os optótipos utilizados estão calibrados para serem utilizados a uma distância de 4 metros.

Tendo como dados de partida os valores de IDL e  $\text{AVLogMAR}_{10\%}$  e  $\text{AVLogMAR}_{100\%}$  sem lente de contacto em condições monoculares e na condição binocular, assim como a topografia corneal, foram obtidas as mesmas variáveis com cada um dos tipos de lentes de contacto estudadas (Neutra, Multifocal com geometria Dom, e Multifocal com geometria N Dom) monocularmente, binocularmente e também na situação clínica segundo as indicações fornecidas pelo fabricante das mesmas (lente Dom no olho dominante e lente N Dom no olho não dominante) pelo que foi necessário no início desta segunda fase determinar a dominância ocular.

Para evitar erros sistemáticos ou de aprendizagem que pudessem favorecer um determinado tipo de lente segundo a ordem de aplicação nos pacientes, a ordem de

asignação de cada condição experimental foi aleatorizada segundo a sequencia fornecida pela tabela de randomização do Anexo IV (<http://www.randomization.com>)

A sequência temporal para a determinação de todas as variáveis em estudo com cada condição clínica (lentes de contacto) foi a seguinte:

1. Colocação das lentes.
2. Tempo de espera aproximado de 5 minutos para estabilizar o filme lacrimal e o movimento da lente.
3. Topografia corneal ou sobre a LC em causa em ambos olhos.
4. Em sala escura adaptação à situação de iluminação escotópica em que se desenvolveriam as seguintes medidas (aproximadamente 3 minutos)
5. Medida do diâmetro pupilar
6. Medida de AV LogMAR<sub>10%</sub> e AV LogMAR<sub>100%</sub> monocular e binocularmente.
7. Medida de IDL monocular e binocular nas mesmas condições de iluminação.
8. Antes de proceder à repetição da sequência com outro tipo de lentes de contacto (segundo a tabela de randomização descrita) foi solicitado a cada indivíduo um tempo de espera de 1 hora para evitar possíveis efeitos das lentes anteriores. Por este motivo em alguns casos foram necessárias várias consultas para realizar o protocolo completo.

## **2.6. Análise estatística:**

---

Para o tratamento estatístico dos dados foi utilizado o software SPSS Statistics na versão 17.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, EUA).

Antes da aplicação dos testes estatísticos para comparação de médias e correlações foram verificadas as condições de normalidade na distribuição dos valores de todas as variáveis em estudo. Em função do tamanho da amostra (n) para cada variável, foram utilizados os métodos de Kolmogorov-Smirnov (K-S) (para  $n > 30$  nas condições monoculares) e Shapiro-Wilk (S-W) (para  $n < 30$  nas condições binoculares). No caso de se verificar o suposto de normalidade na distribuição de cada variável, foram utilizados os testes paramétricos correspondentes, enquanto que os testes não paramétricos foram utilizados caso se viesse a revelar que a distribuição não era normal ou Gaussiana.

Os testes estatísticos aplicados foram os seguintes em função da normalidade ou não normalidade da distribuição da variável e o número de amostras sujeitas a comparação de médias/correlação:

- Distribuição normal e duas amostras independentes: Independent Sample T-Test
- Distribuição normal e duas amostras relacionadas: Paired Sample T-Test
- Distribuição normal e mais de duas amostras relacionadas: ANOVA
- Distribuição não normal e duas amostras independentes: Kruskal-Wallis
- Distribuição não normal e duas amostras relacionadas: Wilcoxon
- Distribuição não normal e mais de duas amostras relacionadas: Friedman Test
- Na análise das correlações foram utilizados os coeficientes de Pearson e de Spearman segundo a distribuição das variáveis fosse normal e não normal, respectivamente

Nos testes de normalidade, quando no âmbito de aplicação destes testes, o parâmetro de significação estatística ( $p$ ) era inferior a 0,05, rejeita-se a hipótese nula (não há diferenças na distribuição da amostra em relação a uma amostra com distribuição normal), e portanto aceita-se a hipótese alternativa (que assume que de facto existem diferenças pelo que para todos os efeitos, a variável em causa apresenta uma distribuição não normal). O nível de confiança estabelecido na análise de toda a pesquisa foi, por tanto, de 95% e o mesmo foi utilizado como critério de decisão para a determinação da significância estatística nos testes de comparação de médias e de correlação.

Nos estudos de correlação utilizou-se o coeficiente de correlação de Pearson ( $r$ ) ou Spearman ( $Rho$ ) segundo as amostras a correlacionar apresentassem distribuição normal ou não normal, respectivamente. Também se refere em ocasiões, por conveniência de interpretação o valor do coeficiente de determinação ( $r^2$ ) dado que quando multiplicado por 100, mostra a percentagem de mudança na variável dependente devida a alterações na variável independente.

### **3. Resultados:**

---

#### **3.1. Descritivos e comparação de médias do IDL e AV LogMAR: análise monocular**

##### **3.1.1. IDL**

##### **3.1.2. AV LogMAR de alto e baixo contraste**

#### **3.2. Descritivos e comparação de médias para os parâmetros aberrométricos da superfície ocular**

#### **3.3. Descritivos e comparação de médias para os parâmetros topográficos da superfície ocular**

##### **3.3.1. Parâmetros queratométricos e “Best Fit Sphere”**

##### **3.3.2. Asfericidade**

##### **3.3.3. Descritores topográficos**

#### **3.4. Descritivos e comparação de médias do IDL e AV LogMAR: análise binocular**

##### **3.4.1. IDL**

##### **3.4.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>**

##### **3.4.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>**

#### **3.5. Correlações dos parâmetros da função visual nas diferentes condições experimentais**

##### **3.5.1. IDL**

##### **3.5.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>**

##### **3.5.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>**

#### **3.6. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros topográficos da superfície ocular**

##### **3.6.1. IDL**

##### **3.6.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>**

##### **3.6.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>**

**3.7. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular**

**3.7.1. IDL**

**3.7.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>**

**3.7.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>**

**3.8. Correlações entre os parâmetros da função visual e os componentes biométricos e refractivos do olho**

**3.8.1. IDL**

**3.8.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>**

**3.8.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>**

**3.9. Correlações entre os incrementos no IDL com os parâmetros oculares**

**3.9.1. Incrementos do IDL entre diferentes condições experimentais**

**3.9.2. Descritores topográficos da córnea sem LC**

**3.9.3. Componentes aberrométricas**

**3.9.4. Componentes biométricos**

### 3.1. Descritivos e comparação de médias do IDL e AV LogMAR: análise monocular

Nesta secção são apresentados os valores médios, desvio padrão, os valores máximos e mínimos bem como os resultados das comparações de médias para o índice de distorção luminosa (IDL), acuidade visual LogMAR de alto contraste (LogMAR<sub>100%</sub>) e de baixo contraste (LogMAR<sub>10%</sub>), para as diferentes condições experimentais: sem LC, com LC Neutra, LC N Dom e LC Dom.

#### 3.1.1. IDL

Na tabela 3.1 apresentam-se os valores médios e desvio padrão assim como os valores máximos e mínimos do IDL obtidos para esta variável nas quatro condições experimentais em estudo.

**Tabela 3.1.** Descritivos estatísticos para o IDL

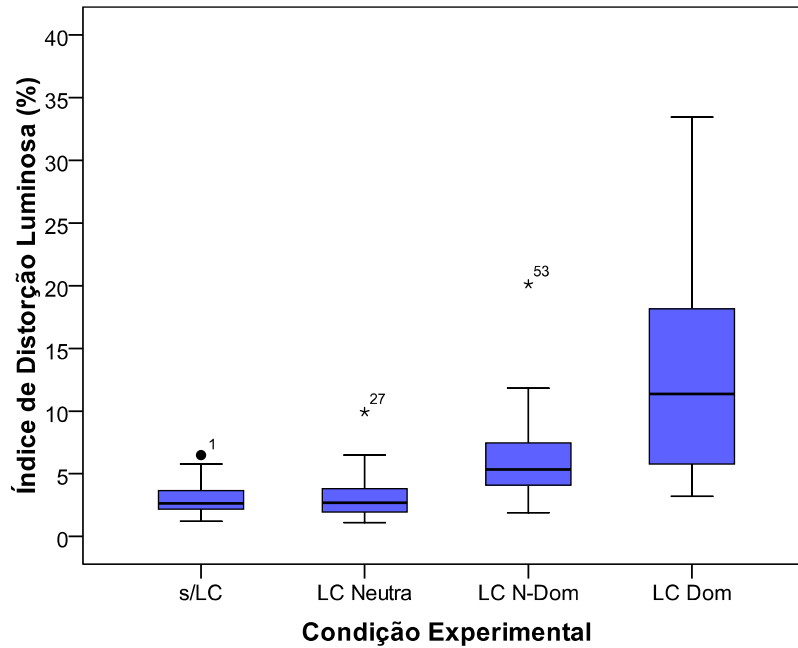
IDL/ Condição Experimental	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
IDL s/LC	36	1,21	6,48	2,91	1,17
IDL LC Neutra	36	1,10	9,93	3,25	1,87
IDL LC N-Dom	36	1,90	20,12	6,03	3,41
IDL LC Dom	36	3,21	33,43	13,08	8,17

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante.

Na figura 3.1, observam-se as diferenças na distribuição dos valores de IDL monoculares, para OD e OE conjuntamente. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas segundo o teste de Friedman e o estatístico correspondente  $\chi^2$  ( $\chi^2$ ) para amostras relacionadas entre as quatro condições experimentais ( $\chi^2 = 79,85$ ;  $p < 0,001$ ).

A comparação par a par revelou que não existem diferenças estatisticamente significativas entre a condição sem lente e com lente neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test,  $p = 0,635$ ). No entanto, os valores de IDL foram significativamente superiores para as lentes N Dom e Dom quer seja quando comparadas com a situação s/LC (Paired

Samples T-Test,  $p=0,028$  e  $p <0,001$ , respectivamente), quer seja comparando com a lente Neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test,  $p <0,001$  em ambas situações).



**Figura 3.1.** Valores médios e desvio padrão do índice de distorção luminosa (IDL) monocular sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

### 3.1.2. AV LogMAR de Alto e Baixo Contraste

Na tabela 3.2 mostram-se os valores médios, desvio padrão assim como os valores máximo e mínimo para as acuidades visuais logMAR em baixo (10%) e alto contraste (100%) sem lente de contacto e com os 3 tipos de lentes de contacto testadas.

Na figura 3.2 observam-se as diferenças na distribuição e valores de AV monoculares, para OD e OE conjuntamente, para as quatro condições experimentais em baixo e alto contraste. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas segundo o teste de Friedman e o estatístico correspondente  $\chi^2$  ( $\chi^2$ ) para amostras relacionadas tanto em AV logMAR<sub>10%</sub> ( $\chi^2=79,49$ ;  $p < 0,001$ ) como em AV logMAR<sub>100%</sub> ( $\chi^2=15,72$ ;  $p = 0,001$ ).

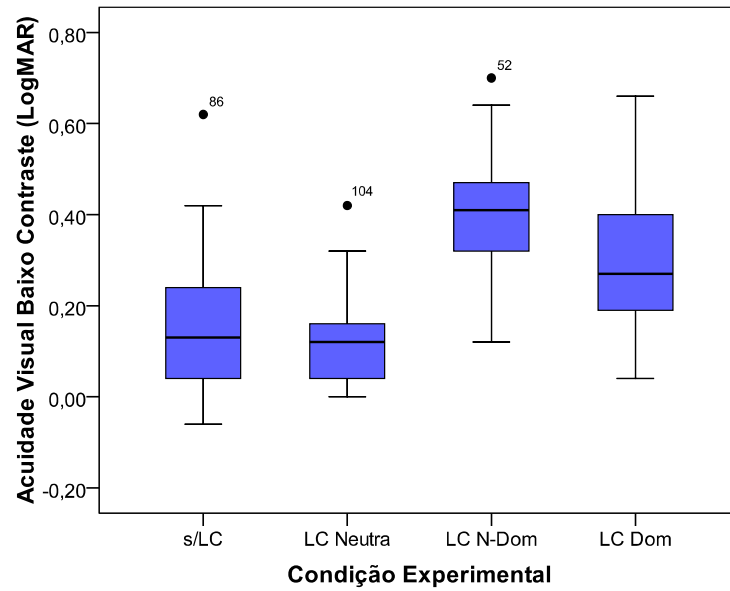
**Tabela 3.2.** Descritivos estatísticos para as AV LogMAR<sub>10%</sub> e AV LogMAR<sub>100%</sub>

Condição Experimental	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
AV 10% s/LC	36	-0,06	0,62	0,16	0,14
AV 100% s/LC	36	-0,20	0,44	-0,05	0,15
AV 10% LC Neutra	36	0,00	0,42	0,12	0,09
AV 100% LC Neutra	36	-0,20	0,10	-0,08	0,08
AV 10% LC N-Dom	36	0,12	0,70	0,42	0,13
AV 100% LC N-Dom	36	-0,10	0,54	0,21	0,18
AV 10% LC Dom	36	0,04	0,66	0,28	0,14
AV 100% LC Dom	36	-0,18	0,36	0,00	0,13

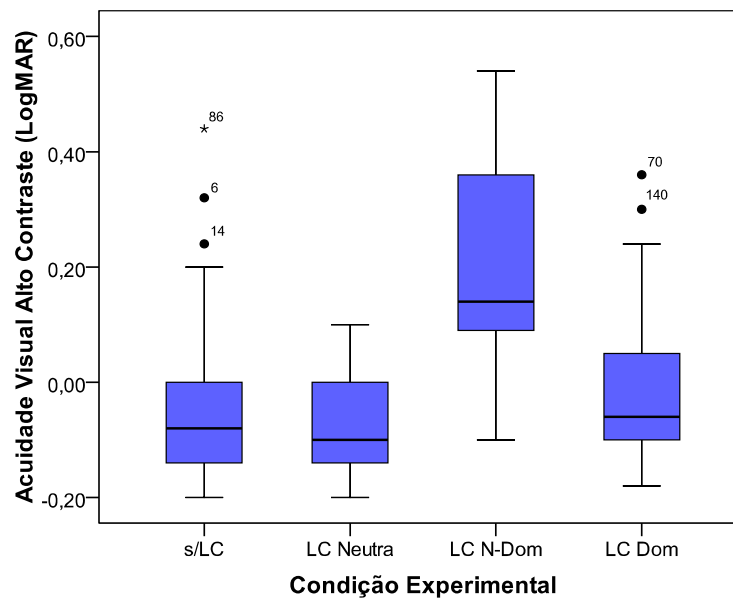
N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante.

Quando comparados os valores de AVlogMAR<sub>10%</sub> par a par observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ). No entanto a significância estatística foi muito baixa (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p=0,045$ ) quando comparadas as situações s/ LC e LC Neutra.

Quando comparados os valores de AVlogMAR<sub>100%</sub> par a par observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ) entre todas as combinações a exceção da combinação s/ LC e LC Neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p = 0,154$ ).



**A**



**B**

**Figura 3.2.** Valores médios e desvio padrão das AV LogMAR<sub>10%</sub> (A) e AV LogMAR<sub>100%</sub> (B) sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

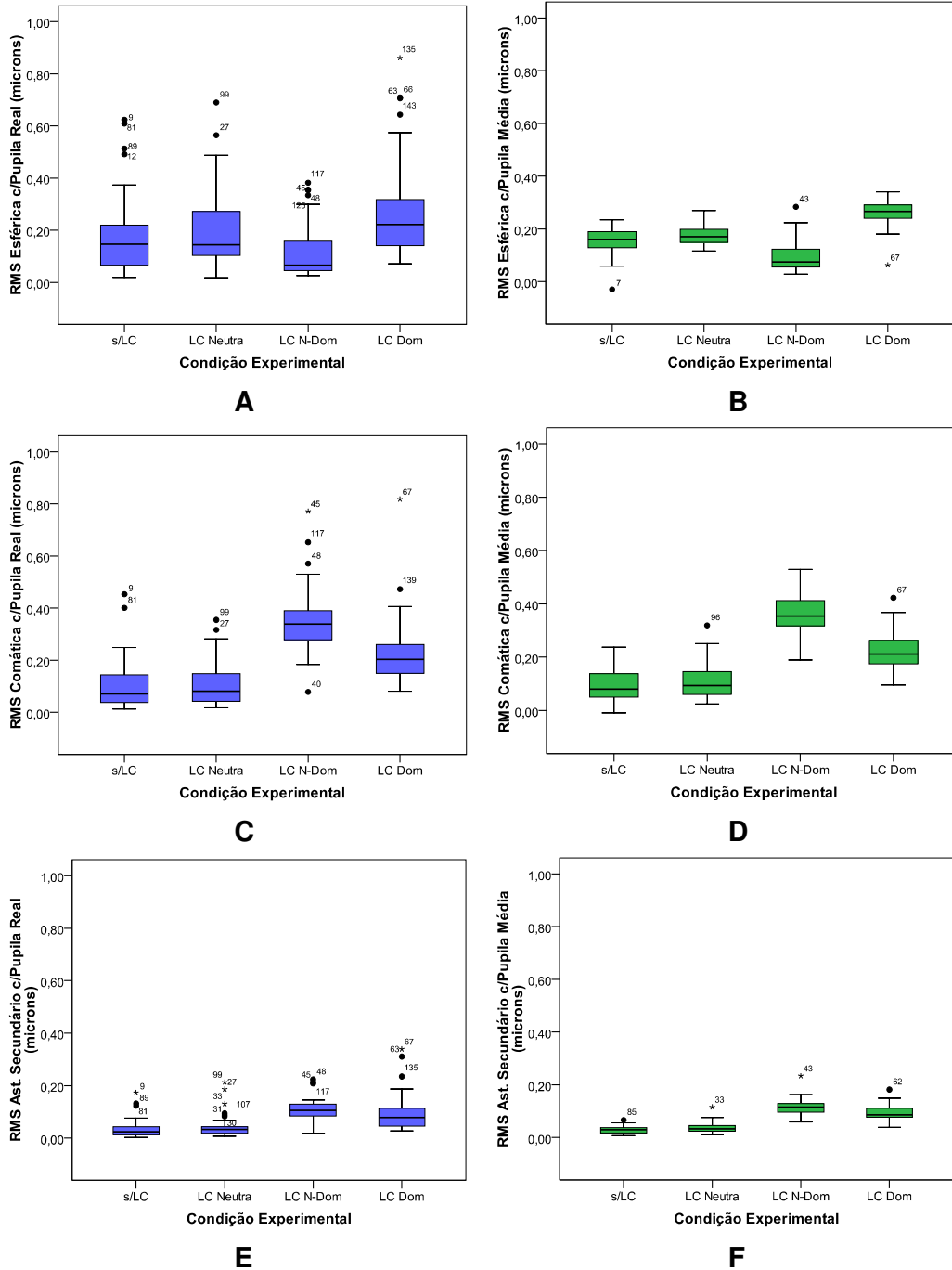
### 3.2. Descritivos e comparação de médias para os parâmetros aberrométricos da superfície ocular

Nesta secção são apresentados os valores médios, desvio padrão, os valores máximos e mínimos bem como os resultados das comparações de médias para a RMS esférica, RMS comática e o astigmatismo secundário para as diferentes condições experimentais testadas em duas condições: pupila real do paciente e com um raio pupilar constante para todos (pupila média) e correspondente ao valor médio do total da amostra.

**Tabela 3.3.** Descritivos estatísticos para os parâmetros aberrométricos nas quatro condições experimentais com pupila real e pupila média

Variável / Condição Experimental	Condição Pupilar	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
RMS Esf. s/LC	PUPILA REAL	36	0,019	0,624	0,182	0,158
RMS Coma s/LC		36	0,013	0,453	0,108	0,100
Astig. Secundário s/LC		36	0,002	0,173	0,036	0,038
RMS Esf. LC Neutra		36	0,018	0,690	0,201	0,162
RMS Coma LC Neutra		36	0,018	0,355	0,107	0,083
Astig. Secundário LC Neutra		36	0,007	0,213	0,046	0,046
RMS Esf. LC N Dom		36	0,026	0,382	0,116	0,106
RMS Coma LC N Dom		36	0,078	0,771	0,355	0,131
Astig. Secundário LC N Dom		36	0,018	0,223	0,107	0,044
RMS Esf. LC Dom		36	0,072	0,861	0,279	0,198
RMS Coma LC Dom		36	0,081	0,817	0,232	0,134
Astig. Secundário LC Dom	36	0,028	0,339	0,098	0,073	
RMS Esf. s/LC	PUPILA MÉDIA (r=2,6mm)	36	-0,029	0,235	0,155	0,051
RMS Coma s/LC		36	-0,009	0,237	0,098	0,061
Astig. Secundário s/LC		36	0,007	0,067	0,030	0,014
RMS Esf. LC Neutra		36	0,116	0,270	0,177	0,035
RMS Coma LC Neutra		36	0,025	0,319	0,105	0,063
Astig. Secundário LC Neutra		36	0,011	0,115	0,037	0,021
RMS Esf. LC N Dom		36	0,028	0,284	0,096	0,057
RMS Coma LC N Dom		36	0,190	0,529	0,362	0,076
Astig. Secundário LC N Dom		36	0,059	0,234	0,114	0,032
RMS Esf. LC Dom		36	0,063	0,341	0,261	0,051
RMS Coma LC Dom		36	0,096	0,423	0,220	0,070
Astig. Secundário LC Dom	36	0,039	0,182	0,094	0,029	

Na figura 3.3 observam-se as diferenças na distribuição e valores dos parâmetros aberrométricos (RMS esférica, RMS comática e Astigmatismo secundário), para OD e OE conjuntamente, para as quatro condições experimentais.



**Figura 3.3.** Valores médios e desvio padrão dos parâmetros aberrométricos sem LC e com as diferentes LC utilizadas com pupila real e pupila média.

As diferenças observadas foram estatisticamente significativas segundo o teste de Friedman e o estatístico correspondente  $\chi^2$  ( $\chi^2$ ) para amostras relacionadas em todas as situações em estudo. Os valores de significância estatística segundo o estatístico descrito foram:

Com *pupila real* do paciente:

- RMS esférica ( $\chi^2=80,63$ ;  $p < 0,001$ );
- RMS comática ( $\chi^2=77,90$ ;  $p < 0,001$ );
- Astigmatismo secundário ( $\chi^2=73,83$ ;  $p < 0,001$ ).

Quando comparados os valores de RMS Esférica par a par observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ). No entanto a significância estatística foi muito baixa (Wilcoxon Signed Ranks Test,  $p=0,035$ ) quando comparadas as situações s/ LC e LC Neutra.

Quando comparados os valores de RMS Comática par a par observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ) entre todas as combinações a exceção da combinação s/ LC e LC Neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p=0,975$ ).

Quando comparados os valores de Astigmatismo Secundário par a par observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ) a exceção da combinação N Dom e Dom (Wilcoxon Signed Ranks Test,  $p=0,059$ ) e verificando-se uma baixa significância estatística na combinação/ LC e LC Neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p=0,033$ ).

Com *pupila média* (rádio de 2,6 mm):

- RMS esférica ( $\chi^2=87,83$ ;  $p < 0,001$ );
- RMS comática ( $\chi^2=74,70$ ;  $p < 0,001$ );
- Astigmatismo secundário ( $\chi^2=83,60$ ;  $p < 0,001$ ).

Quando comparados os valores de RMS Esférica par a par com pupila média observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ) a exceção da combinação s/LC vs LC Neutra (Paired Sampled T- Test;  $p=0,382$ ).

Quando comparados os valores de RMS Comática par a par com pupila média observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,001$ ) entre todas as combinações a exceção da combinação s/ LC e LC Neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p=0,396$ ).

Quando comparados os valores de Astigmatismo Secundário par a par com pupila média observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,001$ ) excepto a combinação N Dom vs Dom em que a significância foi inferior (Paired Sampled T-Test;  $p=0,007$ ) entre todas as combinações a exceção da combinação s/ LC vs LC Neutra (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p=0,102$ ).

### 3.3. Descritivos e comparação de médias para os parâmetros topográficos da superfície ocular

#### 3.3.1. Parâmetros queratométricos e “Best Fit Sphere”

A continuação são apresentados os valores médios e desvio padrão assim como os valores máximos e mínimos obtidos para os raios queratométricos nos meridianos plano e curvo e o raio da esfera de melhor adaptação (BFS) nas quatro condições experimentais em estudo. Na tabela 3.4 apresentam-se os resultados descritos anteriormente sem LC e com as 3 LC testadas.

**Tabela 3.4.** Estatísticos descritivos para os raios queratométricos e BFS

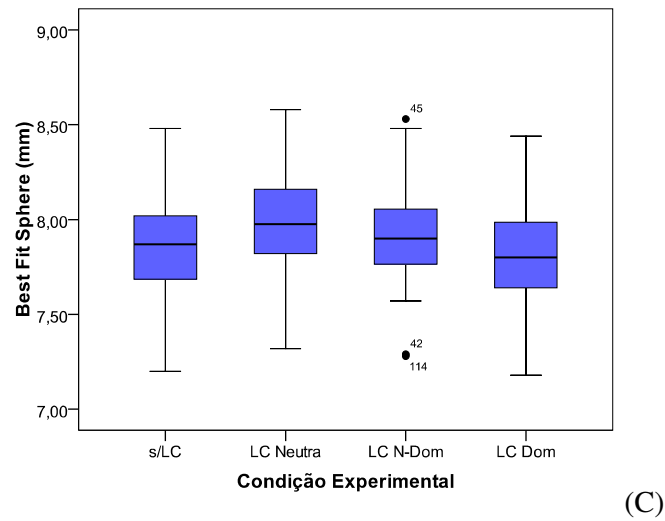
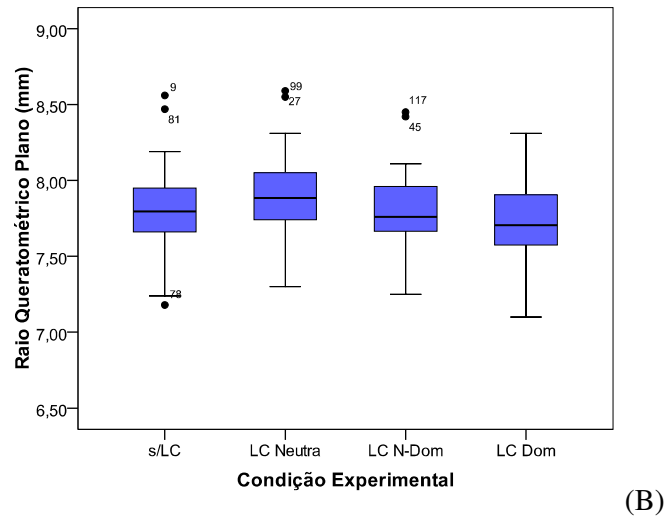
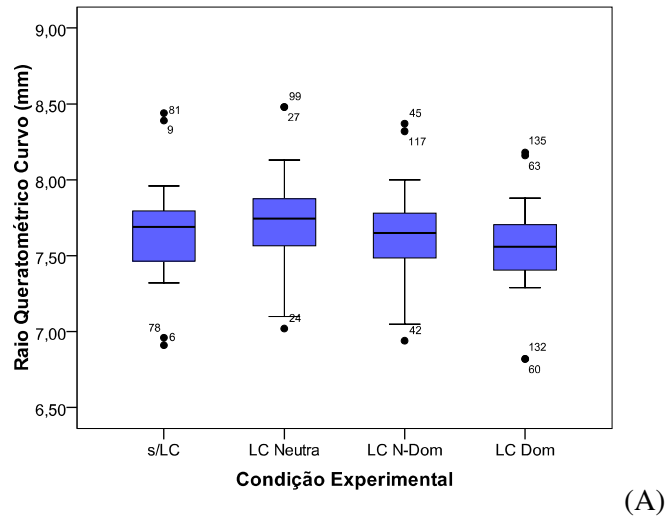
Variável / Condição Experimental	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Raio Curvo s/LC	36	6,91	8,44	7,66	0,30
Raio Plano s/LC	36	7,18	8,56	7,82	0,29
BSF s/LC	36	7,20	8,48	7,86	0,29
Raio Curvo LC Neutra	36	7,02	8,48	7,74	0,29
Raio Plano LC Neutra	36	7,3	8,59	7,91	0,28
BSF LC Neutra	36	7,32	8,58	7,99	0,29
Raio Curvo LC N Dom	36	6,94	8,37	7,65	0,29
Raio Plano LC N Dom	36	7,25	8,45	7,78	0,27
BSF LC N Dom	36	7,28	8,53	7,91	0,27
Raio Curvo LC Dom	36	6,82	8,18	7,56	0,28
Raio Plano LC Dom	36	7,10	8,31	7,72	0,26
BSF LC Dom	36	7,18	8,44	7,82	0,27

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante.

Na figura 3.4 observam-se as diferenças na distribuição e os valores dos raios queratométricos, nos meridianos plano e curvo, e esfera de melhor adaptação (BFS) monoculares, para OD e OE conjuntamente, para as quatro condições experimentais.

As diferenças observadas entre as quatro condições experimentais apenas foram estatisticamente significativas para o raio queratométrico no meridiano plano (ANOVA  $F=2,82$ ;  $p=0,040$ ). Nos outros dois casos as diferenças não foram estatisticamente significativas (ANOVA  $p > 0,050$ ).

As comparações par a par reportadas pelo estatístico de Bonferroni revelaram que apenas quando se compara os resultados da LC Neutra vs LC Dom as diferenças são estatisticamente significativas para o raio queratométrico plano (Paired Sampled T-Test;  $p=0.030$ ) e para o raio queratométrico curvo (Paired Sampled T-Test;  $p=0.049$ ).



**Figura 3.4.** Valores médios e desvio padrão dos raios queratométricos curvo (A) e plano (B) e BFS (C) sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

### 3.3.2. Asfericidade

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos para as asfericidades dos meridianos planos e curvo nas quatro condições experimentais.

Na tabela 3.5 apresentam-se os valores médios, desvio padrão assim como os valores máximo e mínimo obtidos para as asfericidades nos meridianos curvo e plano sem lente de contacto e com as 3 lentes testadas.

**Tabela 3.5.** Descritivos estatísticos para as asfericidades dos meridianos plano e curvo.

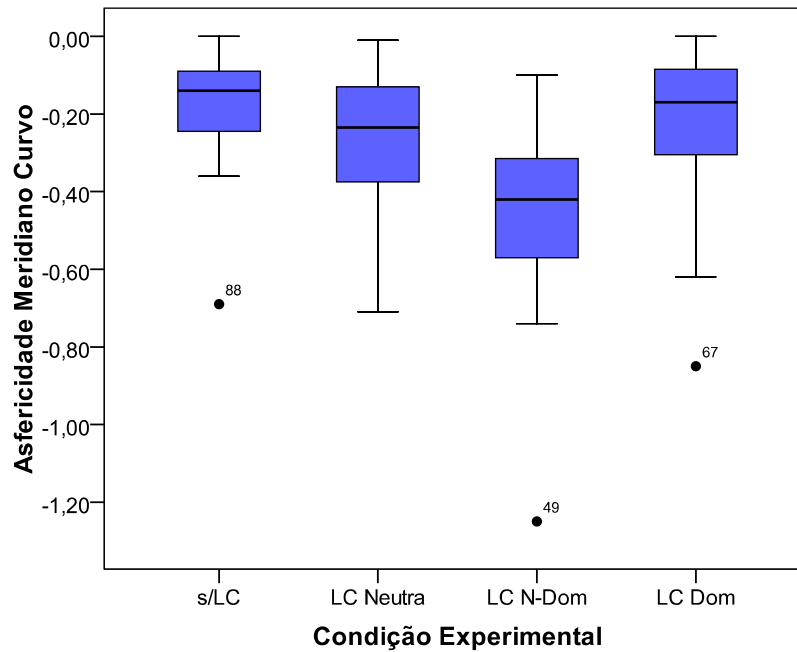
Variável/ Condição Experimental	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Asfericidade Plano s/LC	36	-0,86	-0,15	-0,44	0,17
Asfericidade Curvo s/LC	36	-0,69	0,00	-0,18	0,14
Asfericidade Plano LC Neutra	36	-1,17	-0,07	-0,55	0,25
Asfericidade Curvo LC Neutra	36	-0,71	0,00	-0,28	0,19
Asfericidade Plano LC N Dom	36	-1,12	-0,29	-0,62	0,21
Asfericidade Curvo LC N Dom	36	-1,25	-0,10	-0,44	0,21
Asfericidade Plano LC Dom	36	-1,28	-0,15	-0,50	0,25
Asfericidade Curvo LC Dom	36	-0,85	0,00	-0,23	0,20

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante.

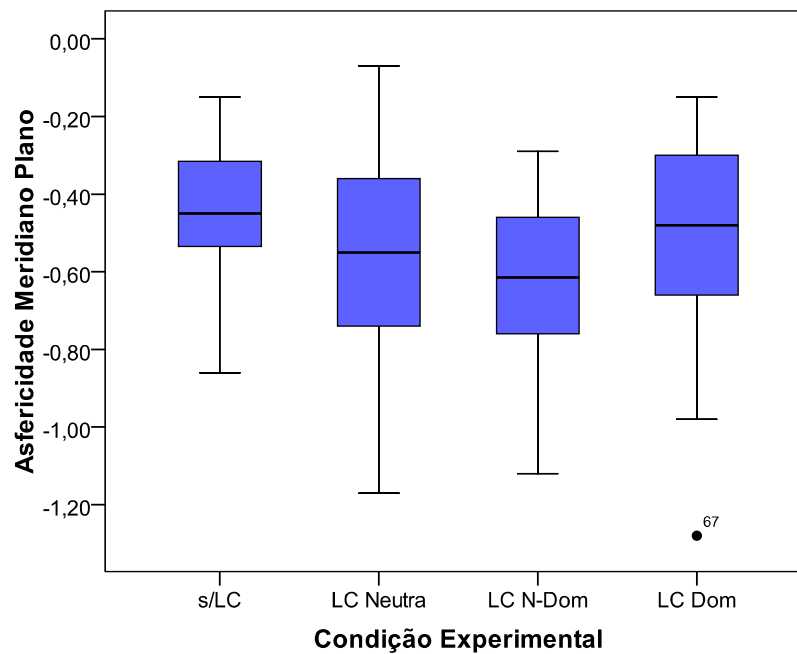
Na figura 3.5 observam-se as diferenças na distribuição e os valores das asfericidades nos meridianos plano e curvo, para OD e OE conjuntamente, nas quatro condições experimentais. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas segundo o teste de Friedman e o estatístico correspondente  $\chi^2$  ( $\chi^2$ ) para amostras relacionadas em ambos meridianos, curvo ( $\chi^2= 45,36$ ;  $p < 0,001$ ) e plano ( $\chi^2= 29,75$ ;  $p < 0,001$ ).

Quando comparados par a par os valores de asfericidade no meridiano curvo observou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p \leq 0,001$ ) a exceção das combinações s/LC vs LC Neutra (Paired Sampled T- Test;  $p = 0,155$ ) e s/LC vs LC Dom (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p = 0,149$ ).

Quando comparados par a par os valores de Asfericidade no meridiano plano observou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre todas as combinações (Paired Sampled T- Test;  $p > 0,05$ ) a exceção das combinação s/LC vs LC Dom (Paired Sampled T- Test ;  $p = 0,004$ ).



(A)



(B)

**Figura 3.5.** Valores médios e desvio padrão da asfericidade, sem LC e com as diferentes LC utilizadas nos meridianos curvo (A) e plano (B).

### 3.3.3. Descritores topográficos

Neste apartado são apresentados os resultados obtidos para os descritores topográficos I-S, SAI e SRI sem LC e com as três LC testadas.

Na tabela 3.6 apresentam-se os resultados obtidos para os valores médios, desvio padrão e valores máximo e mínimo para os descritores topográficos nas quatro condições experimentais.

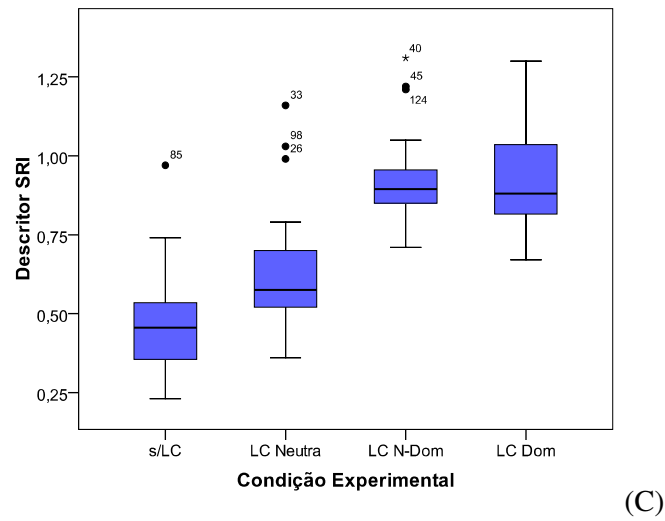
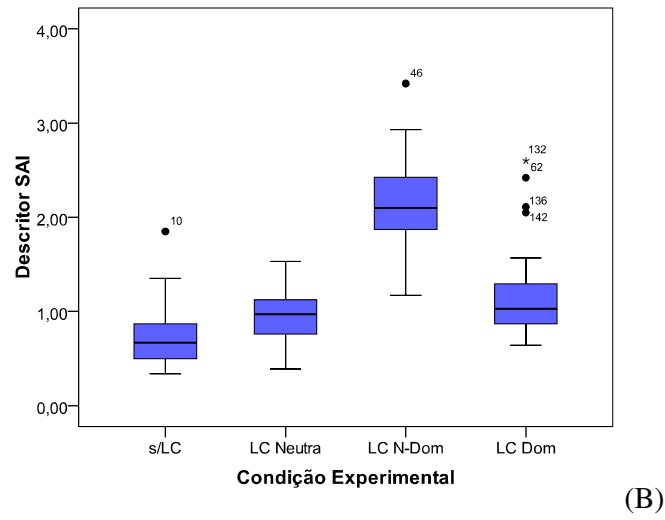
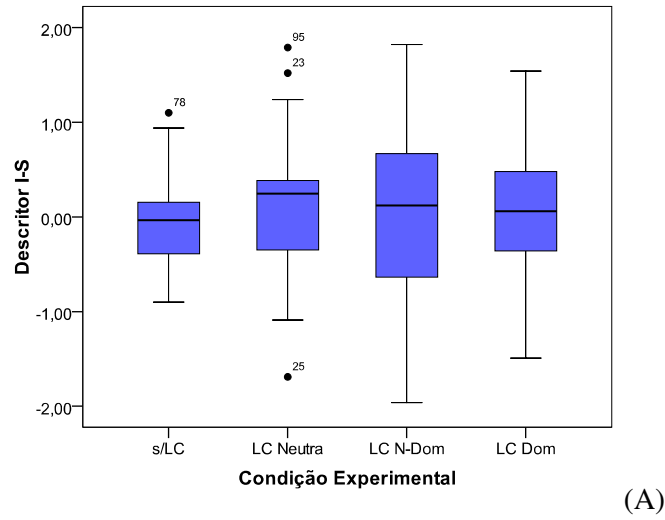
**Tabela 3.6.** Descritores estatísticos dos descritores topográficos

Variável /Condição	N	Mínimo	Máximo	Media	Desvio Padrão
I-S s/ LC	36	-0,900	1,100	-0,082	0,451
SAI s/ LC	36	0,340	1,850	0,722	0,319
SRI s/LC	36	0,230	0,970	0,470	0,152
I-S LC Neutra	36	-1,690	1,790	0,106	0,715
SAI LC Neutra	36	0,390	1,530	0,960	0,267
SRI LC Neutra	36	0,360	1,160	0,618	0,176
I-S LC N Dom	36	-1,960	1,820	0,079	0,899
SAI LC N Dom	36	1,170	3,420	2,143	0,501
SRI LC N Dom	36	0,710	1,310	0,918	0,131
I-S LC Dom	36	-1,490	1,540	0,064	0,656
SAI LC Dom	36	0,640	2,600	1,172	0,472
SRI LC Dom	36	0,670	1,300	0,930	0,156

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante.

Na figura 3.6 observam-se as diferenças na distribuição e os valores dos descritores topográficos, para OD e OE conjuntamente, para as quatro condições experimentais.

As diferenças observadas apenas foram estatisticamente significativamente segundo o teste de Friedman e o estatístico correspondente  $\chi^2$  ( $\chi^2$ ) para amostras relacionadas, para o SAI ( $\chi^2= 75,23$ ;  $p <0,001$ ) e o SRI ( $\chi^2= 79,08$ ;  $p <0,001$ ).



**Figura 3.6.** Valores médios e desvio padrão dos descritores topográficos I-S (A), SAI (B) e SRI (C) sem LC e com as diferentes LC utilizadas.

Quando comparados os resultados do SAI par a par verificou-se que as diferenças foram estatisticamente significativas em todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,05$ ). No entanto o valor da significância estatística na comparação LC Neutra vs LC Dom foi muito fraco ( $p=0,044$ ) quando comparado com o resto das combinações ( $p \leq 0,001$ ).

Quando comparados os resultados do SRI par a par encontraram-se diferenças estatisticamente significativas em todas as combinações (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p < 0,001$ ) a exceção da comparação LC N-Dom vs LC Dom (Wilcoxon Signed Ranks Test;  $p=0,718$ ).

As diferenças obtidas para o descritor I-S não foram estatisticamente significativas (ANOVA,  $p > 0,05$ ). O mesmo verificou-se quando comparadas par a par todas as combinações para este descritor topográfico (Paired Sampled T-Test;  $p >> 0,05$ ).

### **3.4. Descritivos e comparação de médias do IDL e AV LogMAR: análise binocular**

---

Nesta secção são apresentados os valores médios, desvio padrão, valores máximos e mínimos obtidos bem como os resultados das comparações de médias para o índice de distorção luminosa (IDL), acuidade visual LogMAR de alto contraste (LogMAR<sub>100%</sub>) e baixo contraste (LogMAR<sub>10%</sub>) para o OD, o OE e para a situação binocular.

#### **3.4.1. Índice de Distorção Luminosa**

Na tabela 3.7 apresentam-se os valores médios, desvio padrão, máximos e mínimos para o IDL monoculares e binoculares para todas as situações experimentais testadas.

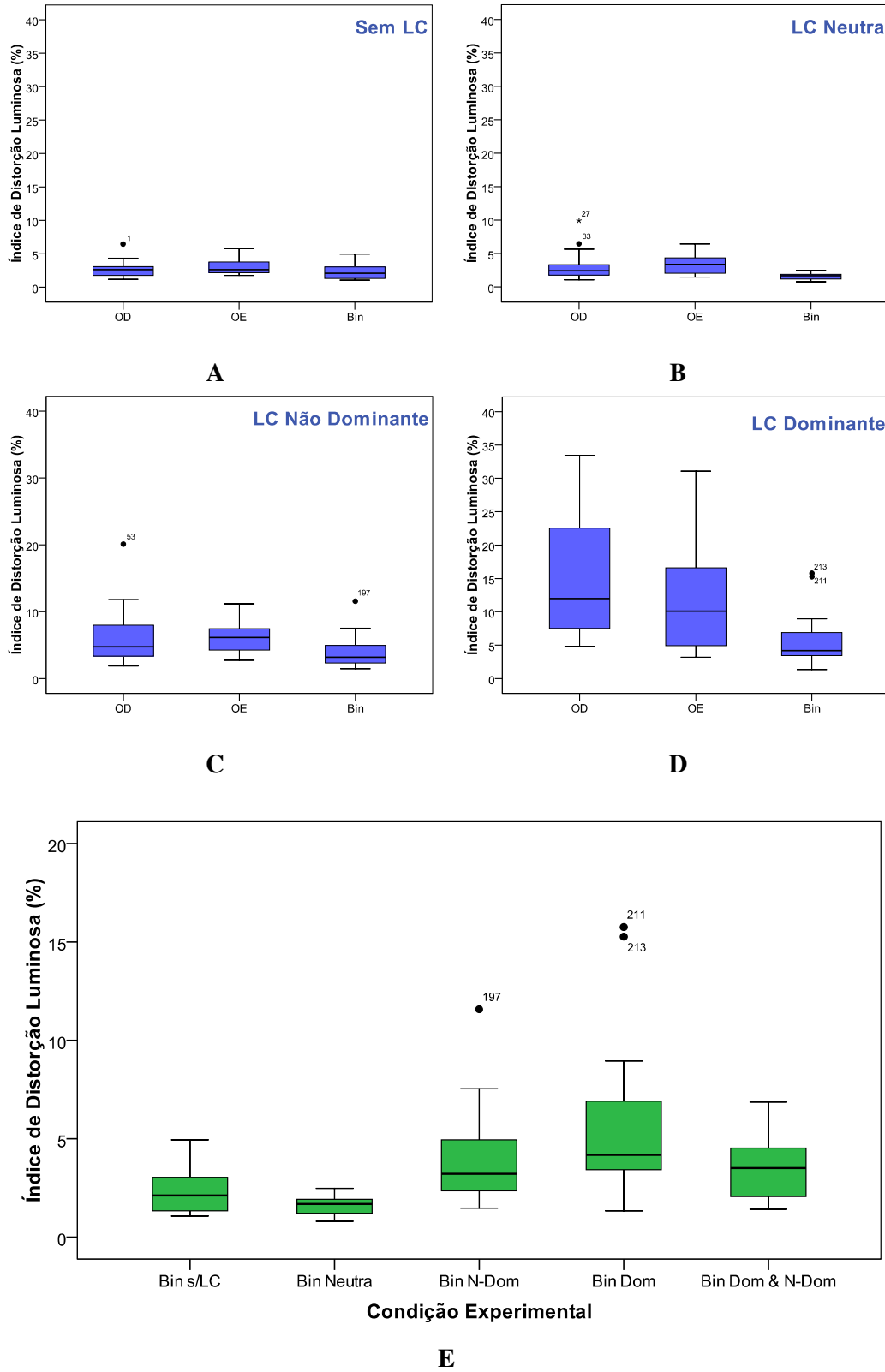
**Tabela 3.7.** Descritivos estatísticos monoculares e binoculares para o IDL

Variável / Condição Experimental		N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
IDL s/LC	OD	18	1,21	6,48	2,82	1,28
	OE	18	1,77	5,77	3,00	1,09
	Bin	18	1,07	4,95	2,28	1,08
IDL LC Neutra	OD	18	1,10	9,93	3,10	2,20
	OE	18	1,48	6,44	3,40	1,52
	Bin	18	0,81	2,48	1,62	0,49
IDL LC N Dom	OD	18	1,90	20,12	6,10	4,39
	OE	18	2,77	11,18	5,95	2,17
	Bin	18	1,48	11,58	3,98	2,53
IDL LC Dom	OD	18	4,84	33,43	14,38	8,14
	OE	18	3,21	31,07	11,78	8,23
	Bin	18	1,34	15,76	5,78	4,15
IDL Dom & N Dom	Bin	18	1,42	6,87	3,46	1,67

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante; Dom&N Dom: combinação recomendada pelo fabricante, designada neste estudo como “condição clínica”.

Na figura 3.7 observam-se as diferenças na distribuição e os valores do IDL monoculares para OD e OE e binoculares para as quatro condições experimentais e para a combinação descrita como situação clínica. As diferenças observadas nas 3 situações experimentais com LC foram estatisticamente significativas quando se compararam os valores obtidos em OD, OE e binocular quando comparados com a situação sem LC. A significância estatística dada pelo estatístico de Friedman e o estatístico correspondente  $\chi^2$  ( $\chi^2$ ) para amostras relacionadas foi para LC Neutra ( $\chi^2=21,00$ ;  $p < 0,001$ ), LC N Dom ( $\chi^2=20,11$ ;  $p < 0,001$ ) e LC Dom ( $\chi^2=25,44$ ;  $p < 0,001$ ). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na situação sem LC ( $p=0,128$ ).

Quando comparadas as diferenças entre todas as situações binoculares em estudo, incluída a situação clínica (N Dom & Dom), encontraram-se diferenças estatisticamente significativas para o estatístico de Friedman ( $\chi^2=31,29$ ;  $p < 0,001$ ).



**Figura 3.7.** IDL monocular e binocular sem LC (A), com as 3 lentes de contacto utilizadas (B, C, D) e para a situação clínica (E).

**Tabela 3.8.** Significância estatística das comparações “par a par” do IDL para as condições monoculares (tabela esquerda) e binoculares (tabela direita)

Condição "par a par" Monocular		"p"	Combinação "par a par" Binocular		"p"
s/ LC	OD-OE	0,663 <sup>ψ</sup>	s/LC vs LC Neutra		1,000*
	OD-BIN	0,053 <sup>ψ</sup>	s/LC vs LC N Dom		0,337*
	OE-BIN	0,058 <sup>ψ</sup>	s/LC vs LC Dom		<b>0,000*</b>
LC Neutra	OD-OE	0,206 <sup>ψ</sup>	s/LC vs Dom&N Dom		1,000*
	OD-BIN	<b>0,002<sup>ψ</sup></b>	LC Neutra vs LC N Dom		<b>0,036*</b>
	OE-BIN	<b>0,004*</b>	LC Neutra vs LC Dom		<b>0,000*</b>
LC N Dom	OD-OE	0,647 <sup>ψ</sup>	LC Neutra vs Dom&N Dom		0,215*
	OD-BIN	<b>0,002<sup>ψ</sup></b>	LC N-Dom vs LC Dom		0,067 <sup>ψ</sup>
	OE-BIN	<b>0,002<sup>ψ</sup></b>	LC N-Dom vs Dom&N Dom		1,000*
LC Dom	OD-OE	0,207 <sup>ψ</sup>	LC Dom vs Dom&N Dom		<b>0,042*</b>
	OD-BIN	<b>0,000<sup>ψ</sup></b>			
	OE-BIN	<b>0,000<sup>ψ</sup></b>			

<sup>ψ</sup> Wilcoxon Signed Ranks Test

\* Paired Sampled T-Test

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante; Dom&N Dom: combinação recomendada pelo fabricante, designada neste estudo como “condição clínica”.

Na tabela 3.8 apresentam-se os valores de significância estatística, segundo os testes estatísticos indicados em cada caso, para as combinações par a par nas situações monoculares e binoculares para o IDL.

### 3.4.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>

A continuação são apresentados os valores de acuidade visual LogMAR de baixo contraste (LogMAR<sub>10%</sub>).

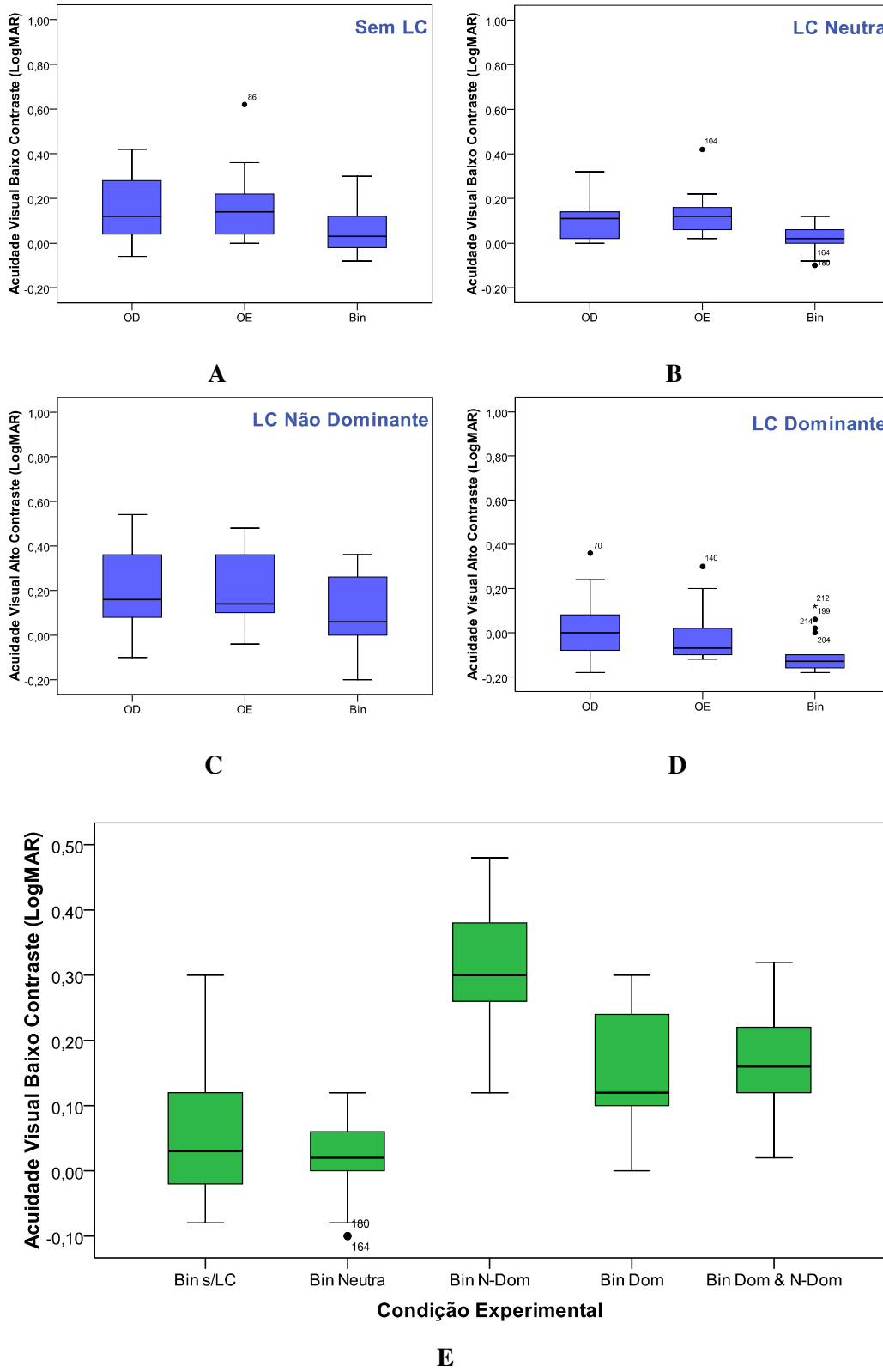
Na tabela 3.9 são apresentados os valores médios, desvio padrão assim como valores máximos e mínimos obtidos para a AV logMAR<sub>10%</sub> monoculares e binoculares (incluindo a situação clínica) sem LC e com as 4 combinações de LC utilizadas.

**Tabela 3.9.** Descritivos estatísticos para a AV LogMAR<sub>10%</sub>

Variável /Condição		N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
AV 10 s/LC	OD	18	-0,06	0,42	0,16	0,14
	OE	18	0,00	0,62	0,16	0,15
	Bin	18	-0,08	0,30	0,06	0,11
AV 10 LC Neutra	OD	18	0,00	0,32	0,11	0,10
	OE	18	0,02	0,42	0,13	0,09
	Bin	18	-0,10	0,12	0,02	0,07
AV 10 LC N Dom	OD	18	0,12	0,70	0,41	0,13
	OE	18	0,20	0,64	0,42	0,12
	Bin	18	0,12	0,48	0,31	0,09
AV 10 LC Dom	OD	18	0,04	0,42	0,28	0,13
	OE	18	0,06	0,66	0,29	0,16
	Bin	18	0,00	0,30	0,15	0,10
AV 10 Dom &N Dom	Bin	18	0,02	0,32	0,17	0,08

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante; Dom&N Dom: combinação recomendada pelo fabricante, designada neste estudo como “condição clínica”.

Na figura 3.8 observam-se as diferenças na distribuição e valores da AV de baixo contraste binocular para as 5 condições experimentais. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas (ANOVA  $F=28,59$ ;  $p<0,001$ ). As comparações par a par reportadas pelo estatístico de Bonferroni revelaram que em todos os casos excepto na comparação s/LC vs LC Neutra e LC Dom vs condição clínica, as diferenças foram estatisticamente significativas ( $p<0,024$ ).



**Figura 3.8.** AV logMAR<sub>10%</sub> monocular e binocular sem LC (A), com as 3 lentes de contacto utilizadas (B, C, D) e para a situação clínica (E).

**Tabela 3.10.** Significância estatística das comparações da AV LogMAR<sub>10%</sub> “par a par” para as condições monoculares (tabela esquerda) e binoculares (tabela direita)

Condição "par a par" Monocular		"p"	Combinação "par a par" Binocular		"p"
s/ LC	OD-OE	0,064*	s/LC vs LC Neutra		1,000*
	OD-BIN	0,711 <sup>ψ</sup>	s/LC vs LC N-Dom		<b>0,000*</b>
	OE-BIN	<b>0,000<sup>ψ</sup></b>	s/LC vs LC Dom		<b>0,024*</b>
LC Neutra	OD-OE	0,490 <sup>ψ</sup>	s/LC vs N-Dom&Dom		<b>0,005*</b>
	OD-BIN	<b>0,000<sup>ψ</sup></b>	LC Neutra vs LC N-Dom		<b>0,000*</b>
	OE-BIN	<b>0,000<sup>ψ</sup></b>	LC Neutra vs LC Dom		<b>0,000*</b>
LC N-Dom	OD-OE	1,000*	LC Neutra vs N-Dom&Dom		<b>0,000*</b>
	OD-BIN	0,060*	LC N-Dom vs LC Dom		<b>0,000*</b>
	OE-BIN	<b>0,017*</b>	LC N-Dom vs N-Dom&Dom		<b>0,000*</b>
LC Dom	OD-OE	0,715 <sup>ψ</sup>	LC Dom vs N-Dom&Dom		1,000*
	OD-BIN	<b>0,000<sup>ψ</sup></b>			
	OE-BIN	<b>0,009*</b>			

<sup>ψ</sup> Wilcoxon Signed Ranks Test

\* Paired Sampled T-Test

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante; Dom&N Dom: combinação recomendada pelo fabricante, designada neste estudo como “condição clínica”.

Na tabela 3.10 apresentam-se os valores de significância estatística segundo os teste estatístico indicado em cada caso para as combinações par a par nas situações monoculares e binoculares para a AV logMAR<sub>10%</sub>

### 3.4.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>

A continuação são apresentados os valores de acuidade visual LogMAR de alto contraste (LogMAR<sub>100%</sub>).

Na tabela 3.11 são apresentados os valores médios, desvio padrão assim como valores máximos e mínimos obtidos para a AV logMAR<sub>100%</sub> monoculares e binoculares (incluindo a situação clínica) sem LC e com as 4 combinações de LC utilizadas.

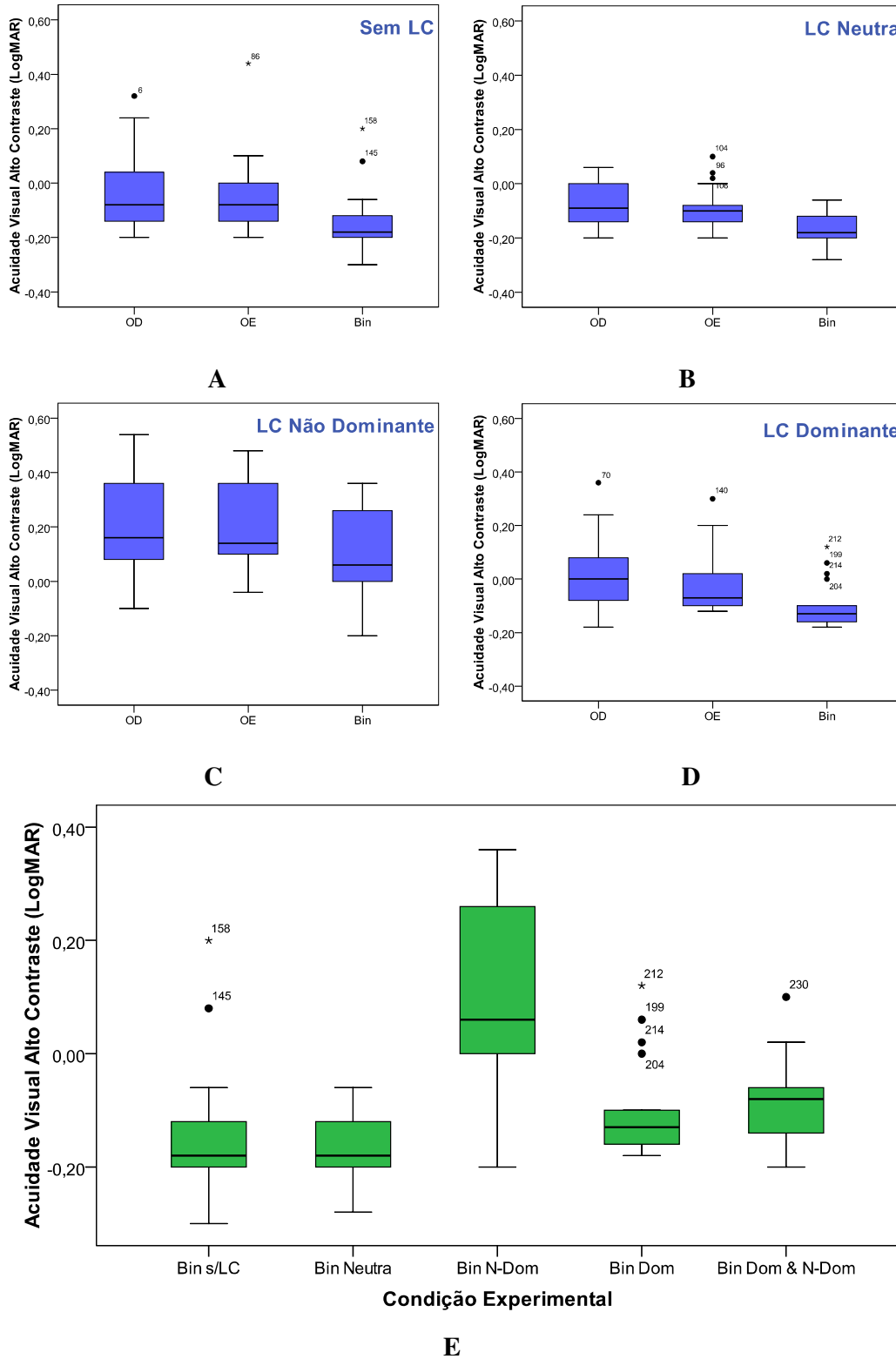
**Tabela 3.11.** Descritivos estatísticos para a AV LogMAR<sub>100%</sub>

Variável /Condição		N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
AV 100 s/LC	OD	18	-0,20	0,32	-0,04	0,15
	OE	18	-0,20	0,44	-0,06	0,14
	Bin	18	-0,30	0,20	-0,14	0,12
AV 100 LC Neutra	OD	18	-0,20	0,06	-0,08	0,08
	OE	18	-0,20	0,10	-0,09	0,08
	Bin	18	-0,28	-0,06	-0,17	0,06
AV 100 LC N Dom	OD	18	-0,10	0,54	0,21	0,19
	OE	18	-0,04	0,48	0,21	0,17
	Bin	18	-0,20	0,36	0,10	0,16
AV 100 LC Dom	OD	18	-0,18	0,36	0,01	0,13
	OE	18	-0,12	0,30	-0,01	0,12
	Bin	18	-0,18	0,12	-0,10	0,09
AV 100 Dom&N Dom	Bin	18	-0,20	0,10	-0,09	0,08

N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante; Dom&N Dom: combinação recomendada pelo fabricante, designada neste estudo como “condição clínica”.

Na figura 3.9 observam-se as diferenças na distribuição e valores da AV de alto contraste binocular para as 5 condições experimentais. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas segundo o estatístico de Friedman para amostras relacionadas ( $\chi^2=35,53$ ;  $p < 0,001$ ).

Na tabela 3.12 apresentam-se os valores de significância estatística segundo os teste estatístico indicado em cada caso para as combinações par a par nas situações monoculares e binoculares para a AV logMAR<sub>100%</sub>.



**Figura 3.9.** AV logMAR<sub>100%</sub> monocular e binocular sem LC (A), com as 3 lentes de contacto utilizadas (B, C, D) e para a situação clínica (E).

**Tabela 3.12.** Significância estatística das comparações da AV LogMAR<sub>100%</sub> “par a par” para as condições monoculares (tabela esquerda) e binoculares (tabela direita)

Condição "par a par" Monocular		"p"	Combinação "par a par" Binocular		"p"
s/ LC	OD-OE	0,240 <sup>Ψ</sup>	s/LC vs LC Neutra		1,000*
	OD-BIN	<b>0,000</b> <sup>Ψ</sup>	s/LC vs LC N-Dom		<b>0,000</b> *
	OE-BIN	<b>0,000</b> <sup>Ψ</sup>	s/LC vs LC Dom		<b>0,013</b> <sup>Ψ</sup>
LC Neutra	OD-OE	0,380 <sup>Ψ</sup>	s/LC vs N-Dom&Dom		1,000*
	OD-BIN	<b>0,002</b> *	LC Neutra vs LC N-Dom		<b>0,000</b> *
	OE-BIN	<b>0,000</b> <sup>Ψ</sup>	LC Neutra vs LC Dom		0,628*
LC N-Dom	OD-OE	1,000*	LC Neutra vs N-Dom&Dom		0,247*
	OD-BIN	0,191*	LC N-Dom vs LC Dom		<b>0,000</b> *
	OE-BIN	0,199*	LC N-Dom vs N-Dom&Dom		<b>0,000</b> *
LC Dom	OD-OE	0,174 <sup>Ψ</sup>	LC Dom vs N-Dom&Dom		1,000*
	OD-BIN	<b>0,000</b> <sup>Ψ</sup>			
	OE-BIN	<b>0,000</b> <sup>Ψ</sup>			

<sup>Ψ</sup> Wilcoxon Signed Ranks Test

\* Paired Sampled T-Test

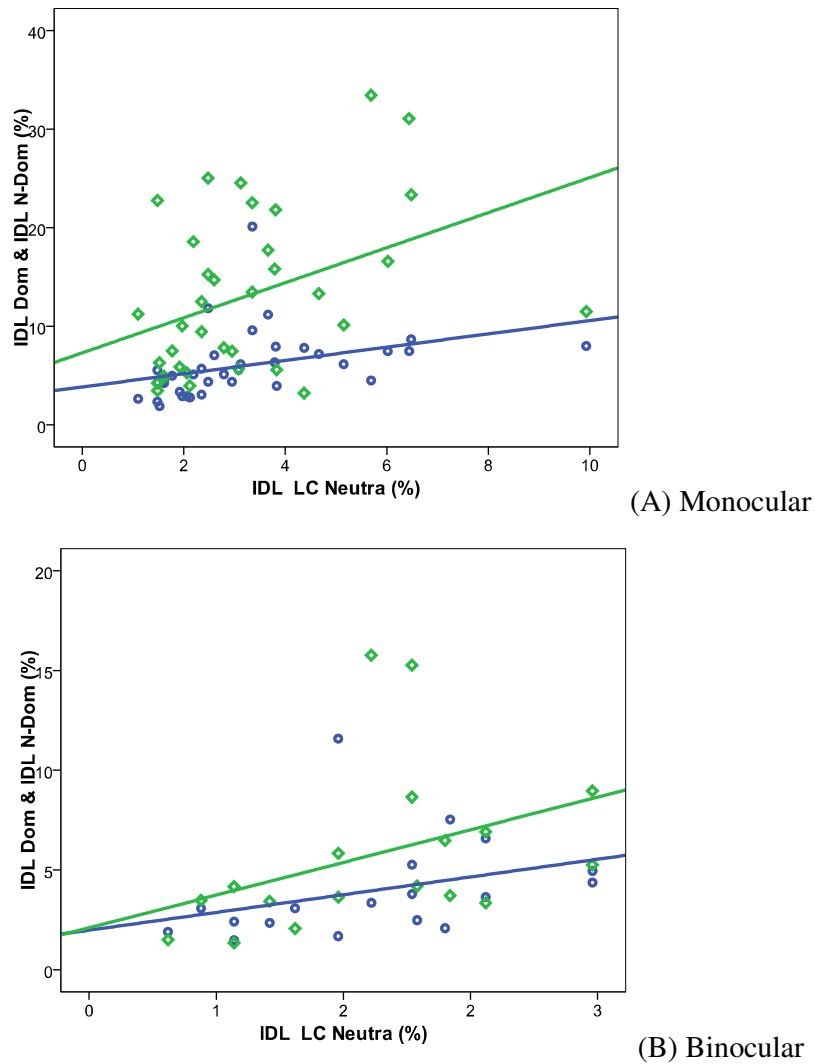
N: número de sujeitos; s/LC: sem LC; N Dom: Desenho não dominante; Dom: Desenho dominante; Dom&N Dom: combinação recomendada pelo fabricante, designada neste estudo como “condição clínica”.

### 3.5. Correlações dos parâmetros da função visual nas diferentes condições experimentais

#### 3.5.1. ÍDL

Existe uma correlação positiva e estatisticamente significativa entre os valores do IDL monocular com LC Neutra (variável independente) e com cada uma das lentes multifocais de desenho Dom (Spearman Rho=0,466;  $p=0,004$ ) e N-Dom (Spearman Rho=0,693;  $p<0,001$ ). O mesmo se verificou para a avaliação binocular, sendo a correlação também significativa para a comparação entre a LC Neutra e lente de desenho Dom (Spearman Rho=0,539;  $p=0,021$ ) e entre a lente neutra e a lente

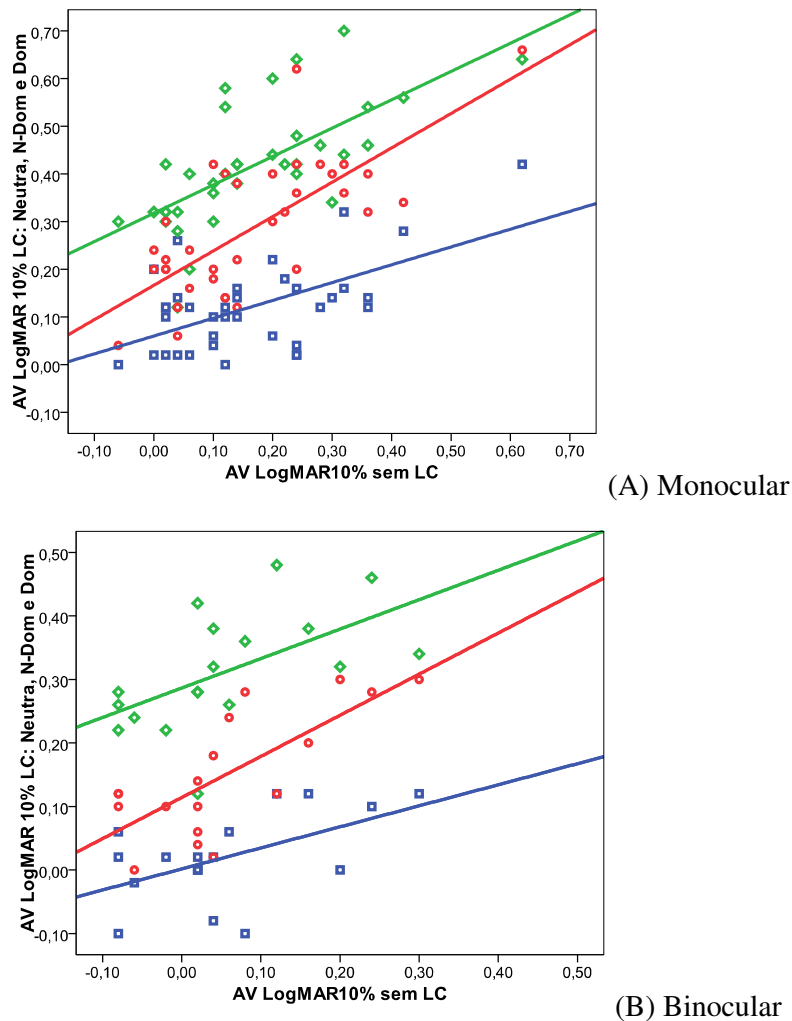
multifocal de desenho N Dom (Spearman Rho=0,589;  $p=0,010$ ). É de destacar que estas correlações podem ser consideradas como sendo fortes ( $r \approx 0,500$ ) e estão ilustradas nos gráficos da figura 3.10.



**Figura 3.10.** (A) Correlação entre o índice de distorção luminosa (IDL) com a lente neutra em relação com LC Dominante ( $r^2=0,165$ ;  $\diamond$ ) e LC Não Dominante ( $r^2=0,152$ ;  $\circ$ ) em condições monoculares. (B) Correlação entre o IDL para a lente neutra e o IDL com LC Dom ( $r^2=0,136$ ;  $\diamond$ ) e N-Dom ( $r^2=0,12$ ;  $\circ$ ) em condições binoculares

### 3.5.2. AV LogMAR<sub>10%</sub>

Existe uma forte correlação positiva e estatisticamente significativa entre os valores de AV LogMAR<sub>10%</sub> binocular sem lente de contacto (variável independente) e todas as condições: para a lente de contacto Neutra (Pearson  $r=0,532$ ;  $p=0,023$ ), LC N-Dom (Pearson  $r=0,564$ ;  $p=0,015$ ) e LC Dom (Pearson  $r=0,741$ ;  $p<0,001$ ). Embora não significativa também se encontrou uma correlação moderada entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> binocular sem LC e LC Neutra (Spearman  $Rho=0,424$ ;  $p=0,079$ ).



**Figura 3.11.** (A) Correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,328$ ;  $\square$ ), com LC N-Dom ( $r^2=0,468$ ;  $\diamond$ ) e com LC Dom ( $r^2=0,533$ ;  $\circ$ ) em condições monolulares. (B) Correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,283$ ;  $\square$ ), com LC N-Dom ( $r^2=0,319$ ;  $\diamond$ ) e com LC Dom ( $r^2=0,550$ ;  $\circ$ ) em condições binoculares.

Quando analisada a correlação monocular para esta variável, foram encontrados valores positivos e altamente significativos entre a situação sem LC e todas as condições: para a LC Neutra (Spearman  $Rho=0,421$ ;  $p=0,011$ ), LC N Dom (Spearman  $Rho=0,757$ ;  $p<0,001$ ) e LC Dom (Spearman  $Rho=0,659$ ;  $p<0,001$ ).

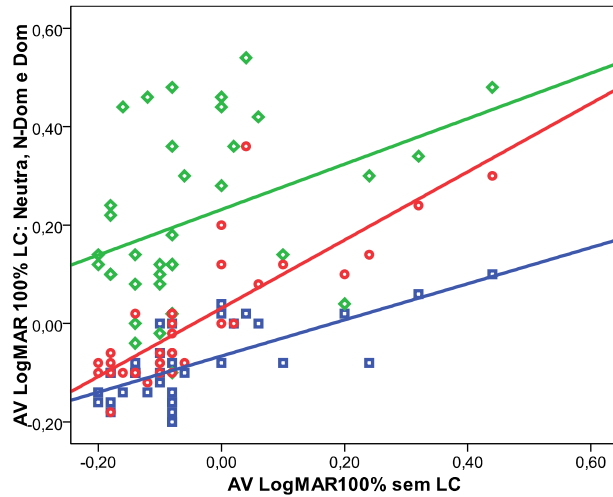
Também foram encontradas correlações positivas e significativas entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> com LC Neutra e com LC N Dom (Pearson  $r=0,375$ ;  $p=0,024$ ) e entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> com LC N Dom e com LC Dom (Pearson  $r=0,598$ ;  $p<0,001$ ). Embora não significativa, também foi constatada uma correlação positiva moderada entre as AV LogMAR<sub>10%</sub> com LC Neutra e LC Dom (Pearson  $r=0,321$ ;  $p=0,056$ ). Isto observa-se na figura 3.11.

### 3.5.3. AV LogMAR<sub>100%</sub>

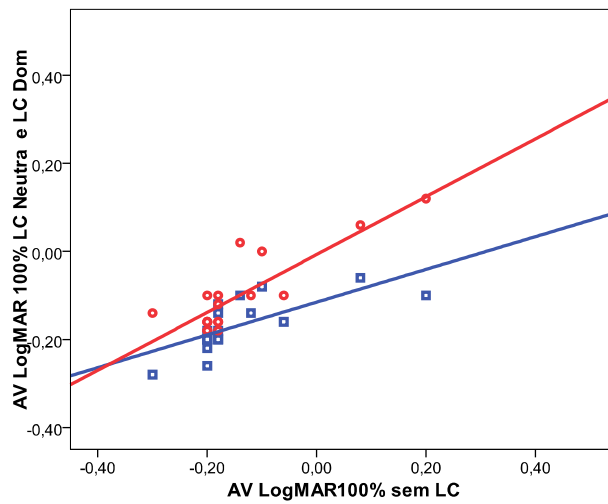
Existe uma forte correlação positiva e estatisticamente significativa entre os valores de AV LogMAR<sub>100%</sub> binocular sem LC e duas das condições experimentais: para a LC Neutra (Spearman  $Rho=0,850$ ;  $p<0,001$ ) e LC Dom (Spearman  $Rho=0,705$ ;  $p=0,001$ ). Não houve correlação entre as condições sem LC e com a LC N Dom.

Também foi encontrada uma forte correlação positiva entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> binocular com LC Neutra e LC Dom (Spearman  $Rho=0,730$ ;  $p=0,001$ ). Entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida com ambas geometrias multifocais observou-se uma correlação moderada e significativa (Spearman  $Rho=0,488$ ;  $p=0,040$ ).

Quando analisada esta variável de forma monocular foi encontrada uma forte correlação positiva e estatisticamente significativa entre os valores de AV LogMAR<sub>100%</sub> binocular sem lente de contacto e todas as condições experimentais testadas: para a lente de contacto Neutra (Spearman  $Rho=0,599$ ;  $p<0,001$ ), para LC N Dom (Spearman  $Rho=0,388$ ;  $p=0,019$ ) e LC Dom (Spearman  $Rho=0,803$ ;  $p<0,001$ ). Também foi encontrada uma forte correlação positiva entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> com LC Neutra e LC Dom (Spearman  $Rho=0,515$ ;  $p=0,001$ ). Entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida com ambas geometrias multifocais observou-se uma correlação moderada e significativa (Spearman  $Rho=0,459$ ;  $p=0,005$ ). Podem observar-se algumas destas relações nos gráficos da figura 3.12.



(A) Monocular



(B) Binocular

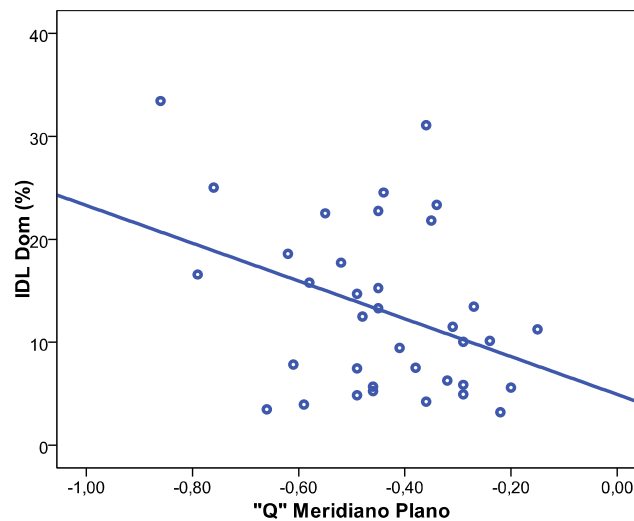
**Figura 3.12.** (A) Correlação entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,475$ ;  $\square$ ), com LC N Dom ( $r^2=0,148$ ;  $\diamond$ ) e com LC Dom ( $r^2=0,613$ ;  $\circ$ ) em condições monoculares. (B) Correlação entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> sem LC e com LC Neutra ( $r^2=0,510$ ;  $\square$ ) e com LC Dom ( $r^2=0,510$ ;  $\circ$ ) em condições binoculares.

### 3.6. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros topográficos da superfície ocular

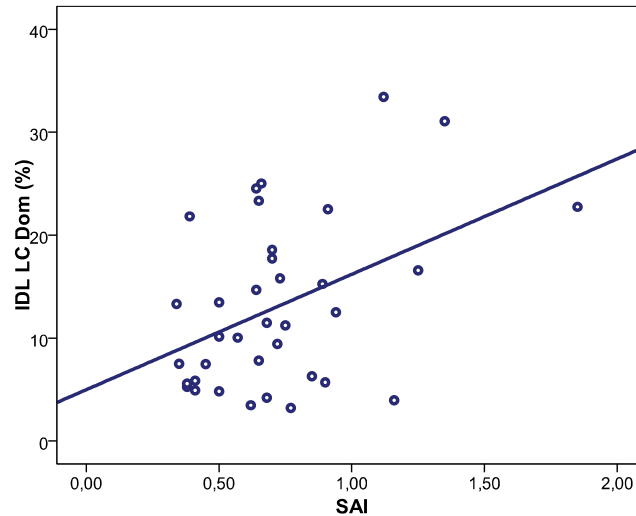
#### 3.6.1. IDL

Verificou-se que para o IDL com a LC Dom existe uma correlação negativa e significativa com a Asfericidade do meridiano plano sem LC (Pearson  $r=-0,375$ ;  $p=0,024$ ) como se observa na figura 3.13. Foi constatada uma correlação positiva e significativa entre o IDL Dom e o descritor topográfico SAI, sem lente de contacto (Pearson  $r=0,438$ ;  $p=0,008$ ). Entre o descritor I-S, sem lente de contacto, e o IDL com LC Neutra foi encontrada também uma correlação positiva e significativa (Spearman  $Rho=0,427$ ;  $p=0,009$ ).

Quando correlacionados os descritores topográficos sobre a superfície de cada lente com os IDL para cada caso, não foram encontrados valores de correlação estatisticamente significativos em nenhum caso.



**Figura 3.13.** Correlação entre a asfericidade do meridiano plano sem LC e o IDL obtido com LC Dom ( $r^2=0,140$ )



**Figura 3.14.** Correlação entre o SAI sem LC e o IDL obtido com LC Dom ( $r^2=0,192$ ).

### 3.6.2 AV LogMAR<sub>10%</sub>

Verificou-se que para a AV LogMAR<sub>10%</sub> com a LC N-Dom existe uma correlação negativa e significativa com a Asfericidade do meridiano plano sem LC (Pearson  $r=-0,404$ ;  $p=0,015$ ). No meridiano curvo obteve-se uma correlação moderada e significativa (Pearson  $r=-0,320$ ;  $p=0,015$ ).

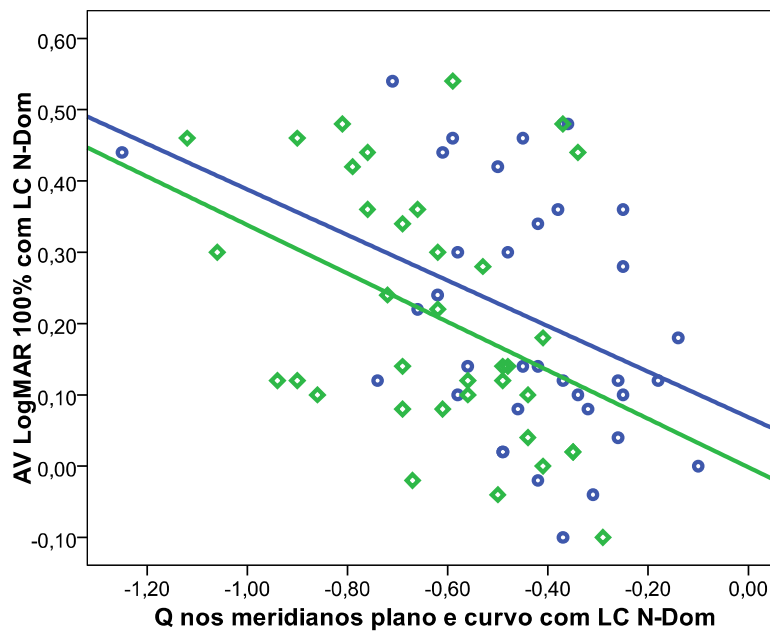
### 3.6.3 AV LogMAR<sub>100%</sub>

Quando analisadas as possíveis correlações entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida em cada condição experimental com os parâmetros topográficos sem LC, foram encontradas correlações negativas e estatisticamente significativas entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> com LC N Dom e a Asfericidade no meridiano plano (Spearman  $Rho=-0,485$ ;  $p=0,003$ ). Foram encontradas também correlações negativas e estatisticamente significativas entre o BFS e as AV LogMAR<sub>100%</sub> obtidas sem LC (Spearman  $Rho=-0,403$ ;  $p=0,015$ ) e com LC Dom (Spearman  $Rho=-0,431$ ;  $p=0,009$ ).

Ao analisar as possíveis correlações entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida em cada condição experimental com os parâmetros topográficos medidos para cada situação experimental em particular, foram encontrados valores de correlação negativos e estatisticamente significativos entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> com LC N Dom e as asfericidades nos meridianos plano (Spearman  $Rho=-0,399$ ;  $p=0,016$ ) e curvo (Spearman  $Rho=-0,339$ ;

$p=0,043$ ) (figura 3.15); a falta de coincidência entre os valores do coeficiente de determinação “ $r^2$ ” e o quadrado do coeficiente Spearman Rho é devido a que o valor “ $r^2$ ” é obtido a partir do respectivo coeficiente de correlação de Pearson “ $r$ ”.

Também foi encontrada uma correlação negativa e estatisticamente significativa entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> com LC Dom e o BFS obtido para essa lente (Spearman Rho=-0,468;  $p=0,004$ ).

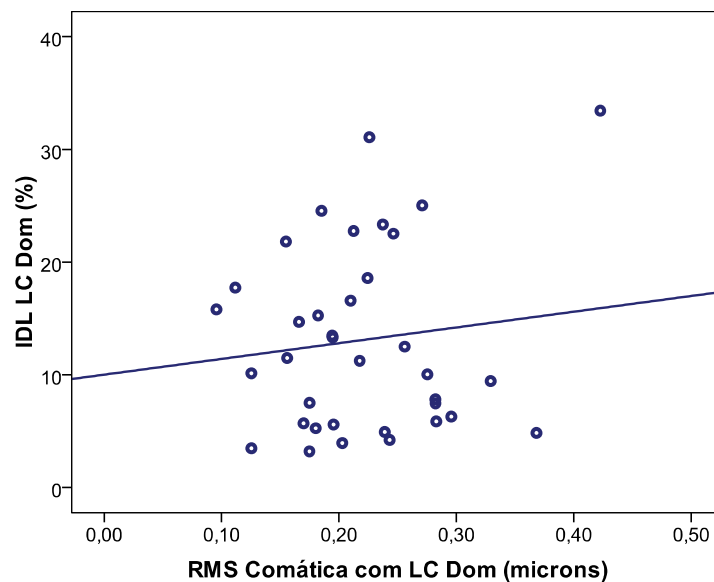


**Figura 3.15.** Correlações entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> com LC N-Dom e as asfericidades nos meridianos principais, curvo ( $r^2=0,149$ ; ○) e plano ( $r^2=0,162$ ; ◇)

### 3.7. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular

#### 3.7.1. IDL

Com base nos cálculos obtidos no análise em que mantivemos o diâmetro pupilar individual de cada voluntario da amostra, foram encontradas correlações significativas entre o IDL obtido com LC Neutra e a RMS esférica sem LC (Spearman Rho=0,486;  $p=0,003$ ) e o IDL obtido com LC Neutra e Astigmatismo secundário sem LC (Spearman Rho=0,392;  $p=0,018$ ). Embora não tenha sido significativa estatisticamente, foi constatada uma correlação moderada entre o IDL obtido com LC Neutra e a RMS comática sem LC (Spearman Rho=0,317;  $p=0,059$ ).



**Figura 3.16.** Correlação entre a RMS comática e o IDL, com LC Dom ( $r^2=0,015$ ).

Quando analisadas as possíveis correlações entre os IDL e as aberrações induzidas na superfície anterior das lentes testadas, foram encontradas correlações positivas e estatisticamente significativas entre o IDL obtido com LC Neutra e a RMS esférica (Spearman Rho=0,461;  $p=0,005$ ), entre o IDL com LC Neutra e a RMS comática sobre essa lente (Spearman Rho=0,403;  $p=0,015$ ) e também entre o IDL com LC Neutra e o

Astigmatismo secundário (Spearman  $Rho=0,389$ ;  $p=0,019$ ). Também foi encontrada uma correlação moderada, positiva e estatisticamente significativa entre o IDL com LC Dom e RMS comática obtida com esta lente (Pearson  $r=0,347$ ;  $p=0,038$ ) que se ilustra na figura 3.16).

Analisadas as correlações entre as aberrações em estudo e o LDI para os casos em que foi considerado o valor pupilar médio obtive-se uma correlação positiva e estatisticamente significativa entre o LDI obtido com LC Neutra e o Astigmatismo secundário sem LC (Spearman  $Rho=0,400$ ;  $p=0,016$ ).

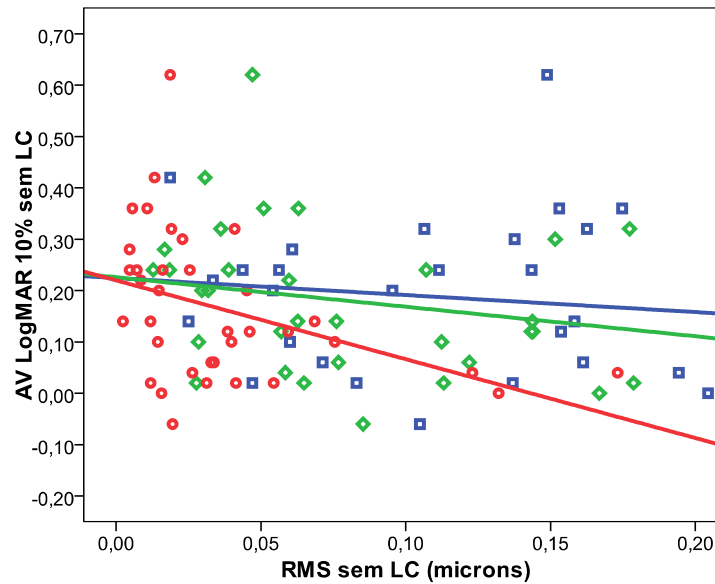
Quando analisadas as correlações com o diâmetro pupilar médio entre os IDL obtidos para cada lente e as aberrações em estudo originadas pela própria lente testada em cada caso não foram encontradas nenhuma correlações estatisticamente significativas.

### 3.7.2 AV LogMAR<sub>10%</sub>

Quando analisadas as correlações entre a AV LogMAR<sub>10%</sub>, obtidas nas quatro condições experimentais e as aberrações naturais da superfície ocular (sem LC), para o diâmetro real da pupila, foram encontradas correlações negativas e estatisticamente significativas para as correlações da AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC com as tres componentes aberrométricas em estudo: RMS esférica (Spearman  $Rho=-0,336$ ;  $p=0,045$ ), RMS comática (Spearman  $Rho=-0,456$ ;  $p=0,005$ ) e Astigmatismo secundário (Spearman  $Rho=-0,478$ ;  $p=0,003$ ), como se observa graficamente na figura 3.17. Também foi encontrada uma correlação negativa estatisticamente significativa entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> obtida com a LC N Dom com a RMS comática, sem LC, (Spearman  $Rho=-0,363$ ;  $p=0,029$ ).

No caso de realizar este análise com o diâmetro pupilar médio, nenhuma das correlações merece especial destaque.

As correlações obtidas ao analisar a AV LogMAR<sub>10%</sub> para cada caso em particular com as componentes aberrométricas geradas por cada lente de contacto na superfície anterior, não foram em nenhum caso estatisticamente significativas. Só no caso em que se analisou a correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> com LC Dom e o astigmatismo secundário obtido para essa lente, com o diâmetro pupilar natural, foi encontrada uma correlação moderada embora sem significância estatística (Spearman  $Rho=-0,307$ ;  $p=0,069$ ).



**Figura 3.17.** Correlação entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> sem LC com as componentes aberrométricas: RMS esférica ( $r^2=0,131$ ;  $\square$ ), RMS comática ( $r^2=0,158$ ;  $\diamond$ ) e Astigmatismo secundário ( $r^2=0,161$ ;  $\circ$ ).

### 3.7.3 AV LogMAR<sub>100%</sub>

Quando analisadas as correlações entre a AV LogMAR<sub>100%</sub>, obtidas nas quatro condições experimentais e as aberrações naturais da superfície ocular (sem LC), para o diâmetro real da pupila, foram encontradas correlações negativas e estatisticamente significativas para as correlações da AV LogMAR<sub>100%</sub> sem LC com as tres componentes aberrométricas em estudo: RMS esférica (Spearman Rho=-0,401;  $p=0,015$ ), RMS comática (Spearman Rho=-0,503;  $p=0,002$ ), Astigmatismo secundário (Spearman Rho=-0,501;  $p=0,002$ ). Também foi encontrada uma correlação negativa estatisticamente significativa entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida com a LC N-Dom com a RMS comática, sem LC, (Spearman Rho=-0,372;  $p=0,026$ ) e entre AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida com a LC Dom com a RMS comática, sem LC, (Spearman Rho=-0,503;  $p=0,002$ ).

No caso de realizar esta análise com o diâmetro pupilar médio, nenhuma de estas correlações merece especial destaque.

As correlações obtidas ao analisar a AV LogMAR<sub>100%</sub> para cada caso em particular com as componentes aberrométricas geradas por cada lente de contacto na superfície anterior, não foram em nenhum caso estatisticamente significativas.

### **3.8. Correlações entre os parâmetros da função visual e os componentes biométricos e refractivos do olho**

---

#### **3.8.1. IDL**

Quando analisadas as possíveis correlações obtidas entre o IDL obtido em cada condição experimental e os componentes biométricos do olho foram encontradas correlações positivas e estatisticamente significativas entre o IDL com LC Neutra e a profundidade da câmara anterior (PCA) (Spearman  $Rho=0,338$ ;  $p=0,44$ ) e o diâmetro pupilar (Spearman  $Rho=0,494$ ;  $p=0,002$ ). Foi encontrada também uma correlação negativa e estatisticamente significativa entre o IDL sem LC e o comprimento axial (Spearman  $Rho=-0,382$ ;  $p=0,022$ ). Não foram constatadas nenhuma correlações entre os IDL obtidos para as lentes multifocais e os parâmetros e os componentes biométricos oculares.

#### **3.8.2 AV LogMAR<sub>10%</sub>**

Quando analisadas as possíveis correlações obtidas entre a AV LogMAR<sub>10%</sub> obtida em cada condição experimental e os componentes biométricos e refractivos do olho foram encontradas correlações negativas e estatisticamente significativas nas seguintes condições:

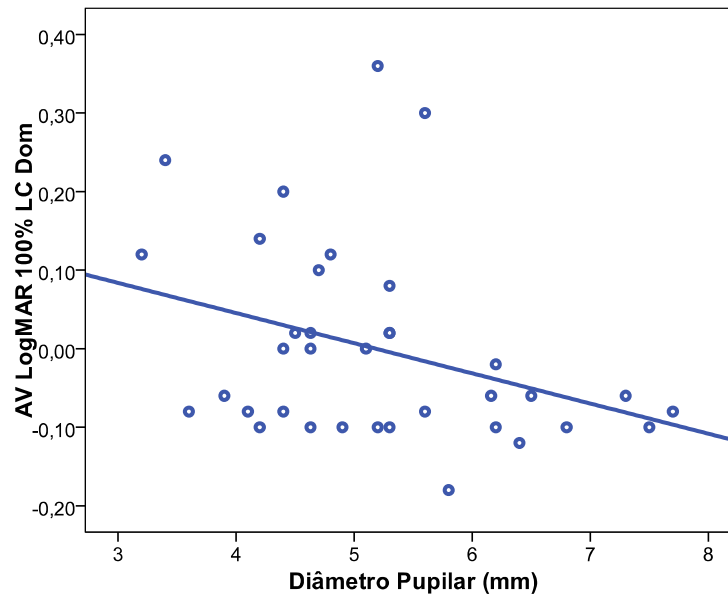
- Sem LC as correlações referidas aconteceram com o diâmetro pupilar (Spearman  $Rho=-0,400$ ;  $p=0,16$ ), com o valor refração esférica (Spearman  $Rho=-0,649$ ;  $p<0,001$ ) e com o valor de equivalente esférico (Spearman  $Rho=-0,722$ ;  $p<0,001$ ).
- Com LC N Dom as correlações referidas aconteceram com o valor refração esférica (Pearson  $r=-0,501$ ;  $p=0,002$ ) e com o valor de equivalente esférico (Pearson  $r=-0,538$ ;  $p=0,001$ ).

- Com LC Dom as correlações referidas aconteceram também com o valor refração esférica (Pearson  $r=-0,648$ ;  $p<0,001$ ) e com o valor de equivalente esférico (Pearson  $r=-0,623$ ;  $p<0,001$ ).

### 3.8.3 AV LogMAR<sub>100%</sub>

Quando analisadas as possíveis correlações obtidas entre a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida em cada condição experimental e os componentes biométricos e refractivos do olho foram encontradas correlações negativas e estatisticamente significativas nas seguintes condições:

- Sem LC as correlações referidas aconteceram com o diâmetro pupilar (Spearman  $Rho=-0,502$ ;  $p=0,002$ ), com o valor refração esférica (Spearman  $Rho=-0,490$ ;  $p=0,002$ ) e com o valor de equivalente esférico (Spearman  $Rho=-0,535$ ;  $p=0,001$ ).
- Com LC Neutra as correlações referidas aconteceram com o comprimento axial (Spearman  $Rho=-0,445$ ;  $p=0,007$ ) e com o valor de refração cilíndrica (Spearman  $Rho=-0,407$ ;  $p=0,014$ ).
- Com LC N-Dom as correlações referidas aconteceram com o valor refração esférica (Spearman  $Rho=-0,421$ ;  $p=0,011$ ) e com o valor de equivalente esférico (Spearman  $Rho=-0,480$ ;  $p=0,003$ ).
- Com LC Dom as correlações referidas foram observadas para o diâmetro pupilar (Spearman  $Rho=-0,357$ ;  $p=0,033$ ; figura 3.18), refração esférica (Spearman  $Rho=-0,624$ ;  $p<0,001$ ) e com o valor de equivalente esférico (Spearman  $Rho=-0,644$ ;  $p<0,001$ ).



**Figura 3.18.** Correlação entre o diâmetro pupilar e a AV LogMAR<sub>100%</sub> obtida com LC Dom ( $r^2=0,117$ ).

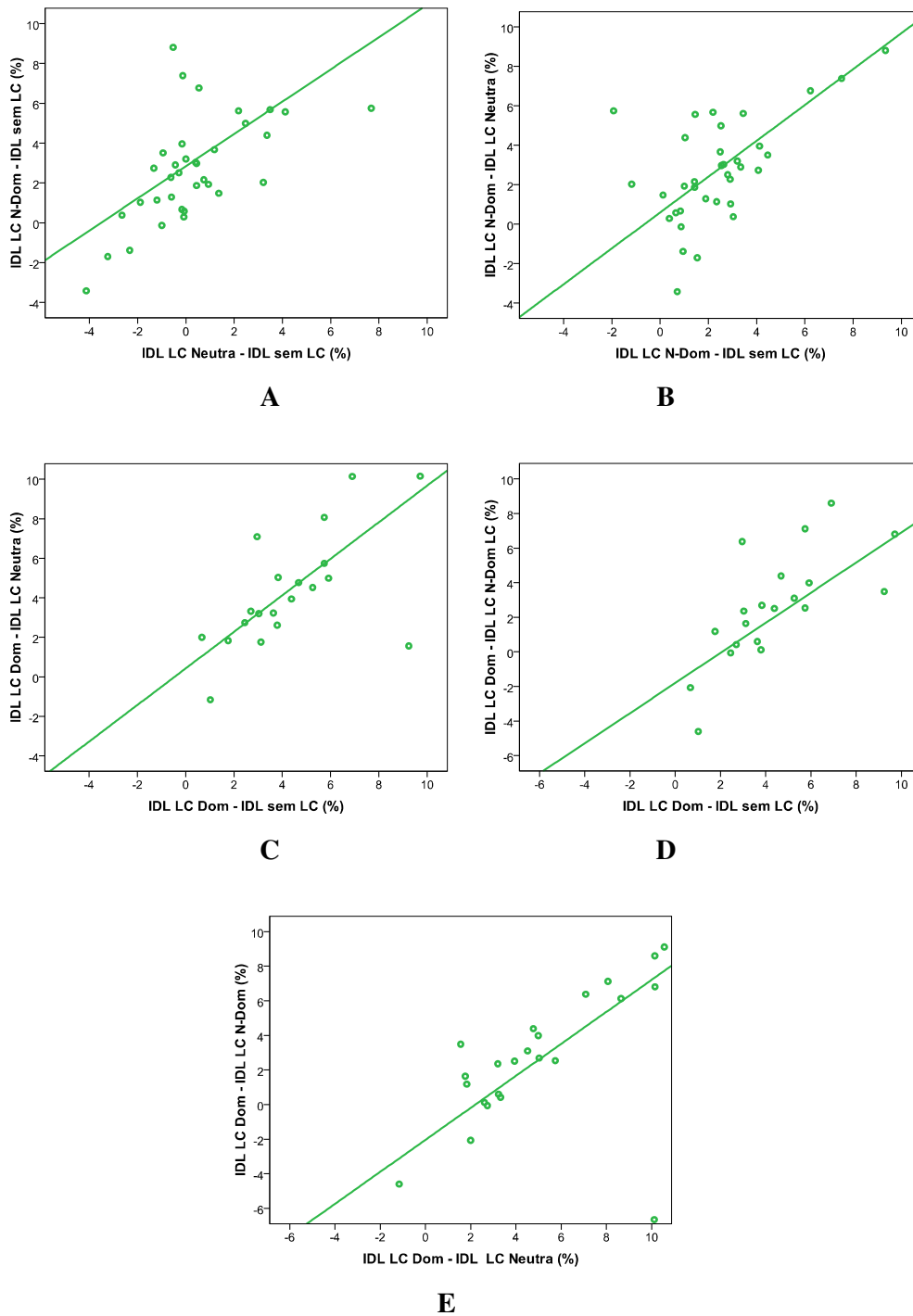
### 3.9. Correlações entre os incrementos no IDL e com os parâmetros oculares

---

De forma a obter mais informação sobre a alteração das principais variáveis em estudo com cada uma das lentes testadas, foram calculadas as diferenças entre as mesmas para cada condição (Dom-Sem LC, N Dom-Sem LC, Neutra-Sem LC, Dom-Neutra, N Dom-Neutra e Dom-N Dom). Os valores obtidos permitem desenvolver a análise de resultados favorecendo a compreensão das alterações induzidas com cada uma das lentes.

#### 3.9.1. Incrementos do IDL entre diferentes condições experimentais

Quando analisadas as possíveis correlações para os incrementos de IDL obtidos entre cada condição experimental em estudo foram encontradas correlações positivas e estatisticamente significativas nos casos que se ilustram nos gráficos da figura 3.19.



**Figura 3.19.** Correlações entre as diferenças de IDL: (A)  $r^2=0,241$ , (B)  $r^2=0,638$ , (C)  $r^2=0,920$ , (D)  $r^2=0,791$  e (E)  $r^2=0,830$ .

Da “leitura” dos gráficos da figura 3.19 pode depreender-se que:

- Incremento IDL LC Neutra/sem LC com IDL LC N Dom/sem LC (Pearson  $r=0,491$ ;  $p=0,002$ ).
- Incremento IDL LC N-Dom/sem LC com IDL LC N Dom/LC Neutra (Spearman  $Rho=0,565$ ;  $p<0,001$ ).
- Incremento IDL LC Dom/sem LC com IDL LC Dom/LC Neutra (Spearman  $Rho=0,918$ ;  $p<0,001$ ).
- Incremento IDL LC Dom/sem LC com IDL LC Dom/LC N Dom (Spearman  $Rho=0,873$ ;  $p<0,001$ ).
- Incremento IDL LC Dom/ LC Neutra com IDL LC Dom/LC N Dom (Spearman  $Rho=0,896$ ;  $p<0,001$ ).

### 3.9.2. Descritores topográficos da córnea sem LC

Nesta secção são apresentadas as correlações obtidas entre os incrementos de LDI entre as situações experimentais, com principal abordagem sobre os obtidos para as lentes de contacto com geometria multifocal, e os descritores topográficos sem LC.

Foram encontradas as seguintes correlações estatisticamente significativas:

- Diferença (IDL LC Dom - sem LC) vs descritor SAI (Spearman  $Rho=0,458$ ;  $p=0,005$ ). Mostra-se graficamente na figura 3.19.
- Diferença (IDL LC Dom - sem LC) vs o descritor SRI (Spearman  $Rho=0,363$ ;  $p=0,030$ ). Mostra-se graficamente na figura 3.19.
- Diferença (IDL LC Dom - sem LC) vs asfericidade no meridiano plano (Spearman  $Rho=0, -392$ ;  $p=0,018$ ). Mostra-se graficamente na figura 3.20.
- Diferença (IDL LC Dom - LC Neutra) vs descritor SAI (Spearman  $Rho=0,442$ ;  $p=0,007$ ). Mostra-se graficamente na figura 3.21.

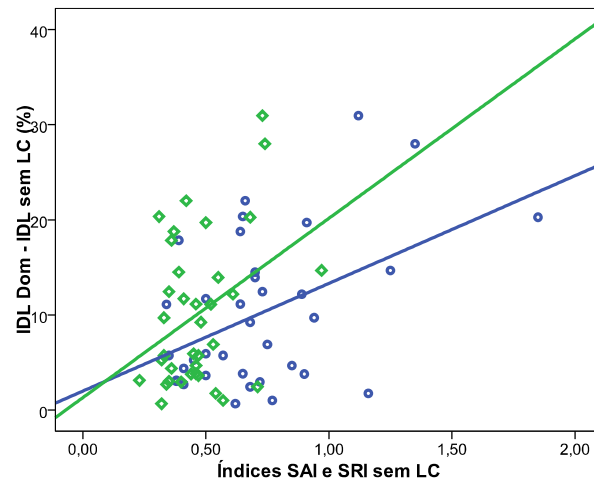
### 3.9.3. Componentes aberrométricas

Não foram constatadas nenhuma correlações entre os incrementos de IDL entre todas as condições experimentais e as aberrações obtidas sem LC. Também não foram encontradas nenhuma correlações destacáveis ao analisar as diferenças entre os

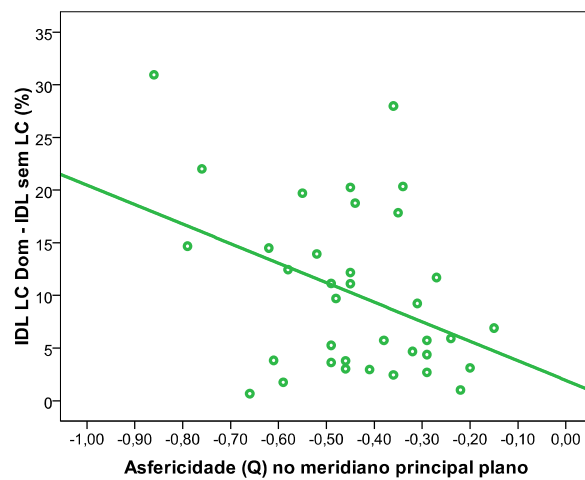
componentes aberrométricos entre todas as condições e os respectivos incrementos de IDL para cada condição com LC.

### 3.9.4. Componentes biométricos

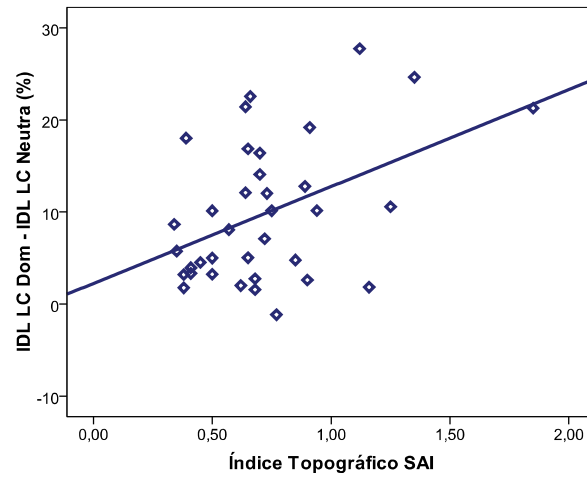
Apenas foi verificada uma moderada correlação positiva entre o incremento de IDL LC Dom/sem LC e o diâmetro pupilar (Spearman Rho=0,336;  $p=0,045$ ).



**Figura 3.20.** Correlações entre o incremento de IDL LC Dom – IDL sem LC e os índices topográficos SAI ( $r^2=0,210$ ;  $\circ$ ) e SRI ( $r^2=0,131$ ;  $\diamond$ ).



**Figura 3.21.** Correlação entre o incremento de IDL LC Dom – IDL sem LC e a Asfericidade no meridiano plano ( $r^2=0,154$ ).



**Figura 3.22.** Correlação entre o incremento de IDL LC Dom – IDL LC Neutra e o índice topográfico SAI ( $r^2=0,195$ ).

## **4. Discussão:**

---

### **4.1. Análise de descritivos e comparação de médias**

**4.1.1. Índice de distorção luminosa**

**4.1.2. AV LogMAR de alto e baixo contraste**

**4.1.3. Parâmetros topográficos da superfície ocular**

**4.1.4. Parâmetros aberrométricos**

### **4.2. Análise das correlações**

**4.2.1. Correlações dos parametros da função visual nas diferentes condições experimentais**

**4.2.2. Correlações entre os parametros da função visual e os parâmetros topográficos da superfície ocular**

**4.2.3. Correlações entre os parametros da função visual e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular**

**4.2.4. Correlações entre os parametros da função visual e os componentes biométricos e refractivos**

## 4. Discussão

---

A continuação é apresentada a discussão dos resultados tendo como base a estrutura que foi escolhida no capítulo 3 da tese. Segue-se uma última secção de conclusões do estudo onde são sintetizados os resultados mais relevantes da pesquisa e as possíveis linhas futuras de trabalho nesta área. Uma potencial limitação à capacidade de discussão dos resultados é o facto de não existirem estudos que tenham utilizado um desenho experimental semelhante ao do presente trabalho, em relação à análise da topografia e as aberrações “in vivo” sobre a superfície das lentes de contacto, e muito menos quanto à avaliação da distorção luminosa.

São comentados neste capítulo apenas os resultados mais destacáveis obtidos na pesquisa.

### 4.1. Análise de descritivos e comparação de médias:

---

Neste primeiro apartado do capítulo de discussão são abordados os resultados obtidos para o IDL, AV LogMAR<sub>10%</sub>, AV LogMAR<sub>100%</sub>, os parâmetros topográficos e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular anterior (sem ou com LC). O IDL e as acuidades visuais em alto e baixo contraste, são analisados nas duas condições estudadas: monocular e binocularmente.

#### 4.1.1. Índice de Distorção Luminosa

Observa-se que o valor do IDL é um parâmetro relativamente constante na população emétrepe seleccionada para este estudo. Observa-se também que a colocação de uma LC neutra não induz um incremento significativo neste valor nem na variabilidade do mesmo. Isto poderá estar relacionado com o facto de os pacientes manterem um ritmo de pestanejo suficiente para evitar a degradação da imagem retiniana provocada pela instabilidade da película lacrimal. Estudos realizados por diversos autores demonstraram que num intervalo de aproximadamente 6 segundos, a qualidade óptica do olho se mantém em sujeitos normais enquanto que em pacientes com patologia de olho seco este tempo é significativamente menor (Montes-Mico et al. 2004a; Montes-Mico et al. 2004b).

No entanto, a colocação de LC multifocais produz um aumento considerável do IDL, particularmente para a lente de desenho dominante (Dom), observando-se também um aumento notável da variabilidade na resposta para cada olho de cada paciente. Pelos motivos explicados anteriormente, é expectável que este efeito se deva principalmente ao efeito do desenho óptico das lentes pois não existem evidências de que uma lente neutra fabricada do mesmo material produza um aumento do IDL pelo efeito da dessecção da superfície da lente. O aumento da distorção observada com a lente dominante em relação à não dominante e de ambas em relação à situação inicial (sem LC) poderá estar relacionada com as aberrações ópticas induzidas por cada lente. Particularmente importante é a aberração esférica que será de sinal positivo no caso da lente dominante e de sinal negativo no caso da lente não dominante (Peyre *et al.*, 2005). A diferença na variabilidade da resposta poderá estar relacionada por sua vez com as diferenças resultantes da combinação da aberração inerente a cada olho com a induzida por cada lente, que por sua vez estará condicionada como veremos mais à frente pelos parâmetros topográficos de cada olho.

Embora não existam termos de comparação objectivos no âmbito das lentes de contacto, outros trabalhos mostraram um aumento da distorção de halo com sistemas multifocais intraoculares (Pieh *et al.*, 2001).

O IDL fornece ao clínico informação objectiva sobre o grau de distorção luminosa que o paciente experimenta. Outros autores analisaram os fenómenos góticos de um ponto de vista subjectivo, com a informação reportada pelos pacientes através de questionários que avaliam, entre outros parâmetros, a DL. O estudo mais recente sobre este assunto encontrou resultados similares aos obtidos na presente pesquisa (Chu *et al.*, 2009). Na pesquisa referida os autores analisaram mediante um questionário, várias questões relacionadas com a função visual e habilidades próprias para a condução numa população presbita. Comparadas diversas opções de correcção da presbiopia chegou-se a conclusão que as LC multifocais são a alternativa que induz maior DL na forma de halos. Os resultados de Chu e colaboradores confirmam os resultados obtidos neste trabalho embora de uma forma qualitativa perfeitamente apta na investigação científica. Outros trabalhos realizados com geometrias multifocais aplicadas em LIOs corroboram estas afirmações (Javitt *et al.*, 2000; Sedgewick *et al.*, 2002; Winther-Nielson *et al.*, 1995).

Nestes estudos foram constatados maiores índices de DL com as geometrias multifocais utilizadas para a correcção da presbiopia quando comparadas com alternativas monofocais. Embora a metodologia difira da que foi adoptada nesta pesquisa o objectivo principal em todos os trabalhos foi avaliar a possível deterioração na qualidade da imagem nos pacientes, devido a fenómenos de DL, ao utilizar geometrias multifocais (bem seja em LC ou LIOs) para a correcção da presbiopia.

Na análise binocular resulta evidente que, em particular para a situação em que são utilizadas as lentes multifocais, existe uma notável melhora no resultado do IDL na situação binocular em relação a cada um dos olhos. Este efeito poderá ser explicado pela somação binocular que é comum a muitas outras funções visuais como a AV ou a função de sensibilidade visual ao contraste (FSC). Este efeito já foi descrito também para o IDL por outros autores em sujeitos operados mediante cirurgia refractiva, e está limitada se as diferenças na asfericidade de ambos olhos são maiores (Jimenez *et al.*, 2006). Segundo isto mesmo, a situação em que uma lente é dominante e outra não dominante (aquí denominada de situação clínica), deveria de induzir um menor grau de somação binocular. No entanto, o IDL, não é significativamente diferente do obtido com duas lentes de desenho não dominante, o que faz pensar que a somação binocular não seja afectada neste caso, a diferença do que foi detectado por Jimenez et al (2006) com procedimentos de cirurgia refractiva, ou que as diferenças na asfericidade (na ordem dos 0,15 a 0,20 valores) sejam insuficientes para limitar a somação binocular.

O efeito de somação binocular é particularmente evidente quando analisado o desempenho das lentes de desenho dominante, onde a diminuição do IDL assim como na variabilidade do mesmo, na situação binocular foram contundentes.

Quando comparados os resultados obtidos para todas as situações binoculares torna-se destacável que a situação clínica, que respeita as indicações de adaptação dadas pelo laboratório fabricante das lentes multifocais, faz diminuir o IDL embora os níveis sejam superiores às situações sem LC ou com LC neutras conforme pode ser apreciado na figura 3.7.

O facto de colocar uma lente neutra com geometria esférica faz diminuir o IDL em relação à situação sem LC tanto na situação monocular como na binocular onde este efeito é particularmente destacável pela referida somação binocular.

Outros autores encontraram um leve aumento da DL ao colocar LC com geometria esférica em relação à DL obtida com lentes oftálmicas (Jewelewicz *et al.*, 1998). Isto pode justificar-se pelas diferenças na metodologia utilizada para a avaliação sendo totalmente subjectiva no caso dos autores citados e ao facto de não se controlar o pestanejo, que é relevante quanto à desidratação da superfície anterior da LC. Também a potência da lente pode induzir algum efeito de distorção nos limites da zona óptica da mesma, o que não é tão relevante no caso do presente estudo por se tratar de lentes neutras.

#### **4.1.2. AV LogMAR de alto e baixo contraste**

No que diz respeito aos valores de acuidade visual observou-se uma diminuição provocada pelas lentes multifocais em relação à situação sem lente ou com lente neutra. As diferenças entre as situações sem LC e com LC neutra não foram significativas para a AV de alto contraste e embora tenham sido estatisticamente significativas para a AV de baixo contraste podem ser consideradas clinicamente insignificantes (aproximadamente 2 letras na escala LogMAR). Houve uma notável diferença entre ambas lentes multifocais para a situação de baixo contraste. Estes resultados são expectáveis, no entanto, resulta evidente que enquanto ambas lentes proporcionam uma AV de longe comparável em condições de baixo contraste (embora o desempenho da lente com desenho dominante seja superior em aproximadamente 1,5 linhas na escala LogMAR), em condições de alto contraste ambas lentes comportam-se de forma significativamente diferente. Sendo a iluminação ambiente a mesma em ambas condições não é expectável que o efeito do tamanho pupilar e a sua relação com as diferentes zonas da lente tenha um efeito significativo, e atribui-se ao efeito óptico da lente e as correspondentes aberrações induzidas segundo se trate da lente dominante ou não dominante as diferenças apontadas (algo mais de 2 linhas na escala LogMAR).

Na análise binocular da AV em alto e baixo contraste, verificou-se o mesmo efeito de somação binocular descrito anteriormente para o IDL e para todas as situações testadas. Ao comparar o desempenho na AV entre todas as situações binoculares encontramos um melhor resultado com LC Dom do que na situação clínica tanto em AV LogMAR<sub>10%</sub> como em AV LogMAR<sub>100%</sub>. Este efeito é de algum modo expectável visto que é esta a lente que está desenhada para ter uma melhor visão de longe, distância à qual é testada a visão neste trabalho.

Como era de esperar na AV em baixo contraste foram encontrados piores resultados em todas as situações e especialmente nas LC com geometria multifocal que ao formar múltiplas imagens na retina (visão simultânea) torna-se mais difícil a tarefa de resolução de caracteres de baixo contraste onde a informação visual disponível para processamento é menor. Isto concorda com resultados de outros estudos (Gupta *et al.*, 2009; Rajagopalan *et al.*, 2006) e reafirma um facto constatado frequentemente na clínica, em que pacientes aparentemente com boa visão em condições de alto contraste, apresentam queixas de má visão ao ler jornais, etc.

#### 4.1.3. Parâmetros topográficos da superfície ocular

Nos *Parâmetros Queratométricos* e *BFS* a ausência de diferenças estatisticamente significativas é esperada considerando mais uma vez que estamos a utilizar lentes de potência neutra (longe) e desenho rotacionalmente simétrico.

A tendência do raio queratométrico para ser mais curvo com a lente dominante poderá estar relacionada com o facto de a zona de adição desta lente coincidir aproximadamente com a região de exame topográfico de onde é obtido o valor da simulação queratométrica do topógrafo (Sim-K) e que aproximadamente irá coincidir com a zona do anel paracentral de adição potência.

No caso da *Asfericidade* medida com o topógrafo Medmont, este instrumento proporciona um valor para o meridiano plano e outro para o meridiano curvo (González-Méijome *et al.*, 2004; González-Méijome *et al.*, 2007), sendo estes relativamente mais elevado e mais baixo, respectivamente que a media obtida por outros autores. No entanto estes outros valores são reportados como um valor médio dos 360 semi-meridianos da córnea para alguns dos topógrafos pelo que é razoável esperar que um único valor que defina a asfericidade da córnea esteja entre o intervalo de -0,18 e -0,44 obtido neste trabalho para o meridiano curvo e plano, respectivamente (Escandón-García, 1998). O valor de asfericidade médio observado coincide com valores reportados anteriormente por outros autores (Jimenez *et al.*, 2003). No entanto, o facto de que cada topógrafo determinar a asfericidade com referencias em pontos diferentes da córnea, e utilizando diferente número de meridianos para calcular o valor médio final, limita a homogeneidade dos valores reportados. A disponibilidade de softwares que podem ser aplicados a qualquer topógrafo comercial como o utilizado neste trabalho (ver secção de Métodos) e a possibilidade que oferecem de determinar a asfericidade

simultaneamente com diferentes pontos de referência (González-Méijome *et al.*, 2007), poderá trazer alguma homogeneidade e uma definição mais complexa e exacta da morfologia da superfície corneal anterior.

A presença de diferenças nos valores de asfericidade com as diferentes lentes multifocais prende-se com o perfil de potência na superfície anterior das LC multifocais como se mostrou na secção de métodos e resultados. Sendo prolata a superfície da lente não dominante (e por isso aumentando a asfericidade em valor negativo) e oblata a superfície da lente dominante (o que faz diminuir o valor negativo da asfericidade corneal podemos explicar as diferenças encontradas. Teóricamente, poderia esperar-se que com a lente dominante, a superfície se tornasse mesmo oblata, ou pelo menos experimentar uma redução significativa na asfericidade de valor negativo. No entanto isto não acontece porque a zona periférica de referência usada pelo topógrafo Medmont está a 4,5 mm do centro, muito para além da zona de aumento de potencia convergente no anel de adição (aproximadamente a 1 ou 1,25 mm de raio em cada semi-meridiano). Por isso, o valor da asferidade para esta lente, não é diferente do obtido para a lente neutra ou sem lente.

Outros aspectos muito importantes são as alterações nos *Descritores Topográficos* podendo observar-se um notável incremento do índice de assimetria (SAI) no caso da lente não dominante (centro-perto) o que pode ser explicado por leves deslocações das lentes na hora de realizar a topografia já que é solicitado ao paciente para manter uma abertura palpebral máxima durante a medição. O facto de utilizar os quatro anéis centrais para o cálculo deste índice faz com que no caso das lentes N Dom, onde existe um maior gradiente de potência na zona central e paracentral, qualquer alteração vertical aumente o valor do índice.

Também foi constatado um crescente aumento do índice de irregularidade (SRI) para todas as lentes em relação à situação sem lente. O aumento do mesmo foi superior para as lentes multifocais. Os valores obtidos para ambas lentes foram similares embora nas LC Dom haja uma maior variabilidade na medida. Tal e como é expectável o aumento do índice SRI com geometrias multifocais explica em parte a diminuição da AV obtida com estas lentes Este resultado concorda com as indicações dadas por outros autores que estabelecem uma elevada correlação negativa entre a AV e o aumento de SRI, isto é, quanto mais próximo estiver de 0 o índice SRI melhor é a AV expectável (Rabinowitz *et al.*, 1990).

Estes factores de irregularidade e distorções na morfologia da superfície anterior das lentes juntam-se a outros inerentes ao carácter dinâmico da compensação com lentes de contacto para limitar a capacidade destes dispositivos para manter o seu comportamento predizível teoricamente. Tais são o movimento e descentramento das lentes (Lopez-Gil *et al*, 2008).

#### 4.1.4. Parâmetros aberrométricos

A avaliação dos parâmetros aberrométricos mostra claramente que o valor de RMS obtido para a superfície anterior (com LC) se altera para todas as aberrações em estudo em relação à situação sem LC. Contribuem especialmente com maior peso a aberração comática e a aberração esférica. No entanto, a alteração é realmente destacável com as LC de geometria multifocal onde a RMS aumenta significativamente quer em relação à situação sem lente ou com a lente neutra. No caso da RMS esférica, com a LC dominante aumenta o valor positivo que é inerente à córnea normal, enquanto com LC N Dom o valor é inferior aos valores obtidos sem LC ou com LC Neutra. Isto deve-se ao desenho multifocal centro-perto induzir uma aberração esférica negativa e por isso cancelando parte da aberração esférica da própria córnea. Resultados similares foram encontrados por Peyre onde as lentes Dom forneceram o valor mais elevado de aberrações totais de alta ordem quando comparadas com outras geometrias multifocais (Peyre *et al.*, 2005). No caso da aberração comática, esta foi maior com a lente N Dom, o que se pode explicar pelo efeito de descentramento do “apex” da lente, como se de um pseudoqueratocone se tratasse, situação à qual está também associado um elevado nível de aberração comática. De facto, embora as lentes tenham um centrado relativamente aceitável, nunca é perfeito sendo por isso difícil que o eixo visual do olho (quando fixa o “target” do topógrafo) e o eixo óptico da lente permaneçam alinhados, em cujo caso a aberração comática é suposto ser mais reduzida.

Uma limitação importante é o facto de se ter analisado apenas a aberração da superfície ocular (superfície corneal anterior sem lente e superfície anterior da LC nos restantes casos) em vez de avaliar a aberração total do olho. Isto não foi possível por não dispor de equipamentos para o efeito, mas é de esperar que as alterações induzidas nas condições experimentais testadas se manifestem na superfície das lentes utilizadas. De facto, nos desenhos multifocais utilizados, a superfície que proporciona a multifocalidade é a superfície anterior, não sendo expectável que a superfície posterior,

ou a camada lagrimal existente entre esta e a córnea va alterar significativamente a qualidade óptica do olho. Isto é evidente se considerarmos a ausência de diferenças estatisticamente significativas entre a situação sem lente e com lente neutra, também expectável com uma lente de 62% de hidratação e desenho relativamente fino (aprox 80 microns para uma lente de -3,00 D esférica) que com maior facilidade se adaptará à morfologia da superfície corneal anterior criando um menisco lacrimal pós-lente de potência praticamente neutra.

Como já foi referido o astigmatismo secundário mantém-se aparentemente igual para ambos desenhos multifocais e apenas ligeiramente superior que no caso de não ter lente ou ter a lente neutra no olho. Este resultado é expectável se considerarmos que o astigmatismo secundário é uma manifestação da assimetria meridional na periferia da zona de análise. Dita assimetria no caso de lentes de desenhos rotacionalmente simétricos como os usados neste caso não deve ir muito para além daquela que a própria córnea possui, e não tem por que ser significativamente superior num desenho ou noutro pois fora da zona de 5 mm centrais as duas lentes multifocais são similares.

O anteriormente exposto verificou-se quer para a análise tendo por base o tamanho pupilar real do paciente, quer quando se considerou um valor constante de pupila média de 5.26 mm correspondente à média da população em análise. No entanto é interessante referir que se observou no primeiro caso uma maior variabilidade dos resultados e resultados mais consistentes no segundo, o que é esperado pela homogeneidade da zona de análise (igual para todos), sendo que o valor aberrométrico depende exponencialmente do diâmetro da pupila para a qual é feita a análise. No entanto isto não implicou a presença de diferenças nas tendências de aumento ou diminuição comentadas anteriormente.

## 4.2 Análise das correlações:

---

À continuação são analisados os resultados obtidos no apartado de correlações de variáveis. Entendem-se por parâmetros da função visual neste apartado as variáveis em estudo responsáveis pelo desempenho da função visual: IDL, AV LogMAR<sub>10%</sub> e AV LogMAR<sub>100%</sub>.

#### **4.2.1. Correlações dos parâmetros da função visual nas diferentes condições experimentais**

No que diz respeito ao IDL, foi encontrada uma correlação positiva e que merece destaque entre o IDL com as duas lentes multifocais e o obtido com lente neutra nas situações monocular e binocular, como pode ser apreciado na figura 3.10. Este facto aponta uma linha interessante de trabalho no sentido de que sendo todas as lentes fabricadas no mesmo material, talvez num futuro, o valor do IDL com a lente esférica possa ser usado como um preditor do valor que se poderá esperar com a lente multifocal.

No caso da AV  $\text{LogMAR}_{10\%}$  não foi encontrada correlação entre as geometrias multifocais. Este facto explica-se pela diferença no desempenho entre ambas lentes para visão a distância, sendo uma das lentes pensada para este efeito enquanto que a outra não o está (não dominante). Na AV  $\text{LogMAR}_{100\%}$  existe correlação entre o desempenho de ambas geometrias multifocais. Isto sugere que a diminuição na AV em baixo contraste pode ser devido ao aumento do IDL com lentes multifocais. Se bem no caso de elevados contrastes o IDL perde relevância na visão funcional, nos casos em que o contraste é reduzido o fenómeno da distorção luminosa relacionado com a multifocalidade contribui mais para limitar a AV.

#### **4.2.2. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros topográficos da superfície ocular**

Nesta secção dos resultados é de destacar a correlação negativa encontrada entre a asfericidade no meridiano plano e o IDL com LC Dom. Isto é, o aumento do aplanamento periférico na superfície corneal anterior (asfericidade com sinal negativo) faz com que o IDL aumente.

É possível que a lente de desenho N Dom vá comprometer mais a visão de longe quanto mais negativa for a asfericidade corneal à partida, o que se pode considerar como um fenómeno de hiperprolaticidade. Embora este efeito só tenha atingido a significância estatística no meridiano plano, no meridiano curvo também se aproxima do critério definido. Esta hiperprolaticidade tem sido também definida como um factor que limita a visão em pacientes operados de cirurgia refractiva para a correcção da hipermetropia e/ou presbiopia.

### 4.2.3. Correlações entre os parâmetros da função visual e os parâmetros aberrométricos da superfície ocular

Não foram encontradas correlações relevantes entre as RMS estudadas e o IDL. Nas geometrias multifocais existe uma discretíssima correlação positiva entre a RMS comática e o IDL obtido com estas lentes. Embora estes resultados não concordem com uma das hipóteses de trabalho que tínhamos estabelecido, anima a continuar estas pesquisas para permitir saber quais os verdadeiros motivos que fazem aumentar o IDL e o peso de cada um deles dado que aparentemente as aberrações induzidas não explicam dum modo nítido estes efeitos. Outros autores encontram correlações mais elevadas entre o IDL e a RMS comática e o astigmatismo secundário (Villa *et al.*, 2007). Neste estudo Villa e colaboradores analisam o IDL e as aberrações após LASIK e a amostra é superior da que dispusemos nesta pesquisa, factor este que pode justificar as diferenças nos resultados obtidos, para além obviamente dos diferentes procedimentos em causa e alterações que estes induzem

No caso da AV LogMAR<sub>10%</sub> foram encontradas correlações moderadas entre as RMS em estudo e a AV. A RMS comática e o astigmatismo secundário penalizam em maior medida ao desempenho visual em baixo contraste. No caso da geometria multifocal N Dom foi constada também uma correlação negativa e moderada entre a RMS comática e a AV LogMAR<sub>10%</sub>. Todos estes aspectos vão de encontro aos critérios estabelecidos por Applegate (2000) que apontou nomeadamente a aberração esférica e a aberração comática como causantes de maiores limitações na função visual.

A hiperprolaticidade criada com a lente N Dom induz aberrações que comprometem a quantidade de visão (AV). O descentramento da lente anula a simetria rotacional proporcionada pela sua geometria e induz aberração comática. Se a lente mantém a sua localização centrada a RMS esférica é expectável que contribua mais na perda da qualidade de visão. Embora tenham sido encontrados resultados parecidos na AV LogMAR<sub>100%</sub> estes efeitos tornam-se ainda mais evidentes em condições de contraste reduzido já que a informação a processar é inferior por contar com menos detalhes dos objectos (número inferior de frequências espaciais).

#### **4.2.4. Correlações entre os parâmetros da função visual e os componentes biométricos e refractivos**

Não foram constatadas nenhuma correlações entre o IDL obtido com LC multifocais e os parâmetros refractivos e componentes biométricos oculares. Antes de colocar as LC os parâmetros biométricos do olho podem ser preditores do IDL, mas quando são colocadas superfícies ópticas complexas (em LC multifocais) a óptica da lente parece anular o possível efeito do comprimento axial e do diâmetro pupilar como também demonstram outros autores (Villa-Collar *et al.*, 2007).

No estudo foi encontrada uma correlação moderada entre a PCA e o IDL. Isto sugere que quanto maior for a PCA maior será a DL o que pode ser explicado pela contribuição de raios de luz periféricos que têm menos limitação pelo íris.

## **5. Conclusões:**

---

### **5.1. Conclusões**

### **5.2. Desenvolvimentos futuros**

## 5. Conclusões:

---

Neste último apartado da tese são enumeradas as principais conclusões extraídas da pesquisa e sugerem-se possíveis linhas de pesquisa para um trabalho futuro com base no exposto nos capítulos anteriores.

### 5.1. Conclusões

---

As principais conclusões do estudo são:

1. As lentes multifocais provocam um aumento da distorção luminosa. O IDL é superior com LC multifocais quer sejam de desenho N-Dom ou Dom.
2. O IDL é diferente para cada tipo de geometria multifocal. As lentes multifocais de geometria Dom aumentam o IDL quando comparadas com a geometria N Dom.
3. O valor do IDL com lentes multifocais guarda uma relação com o valor obtido sem LC ou com LC neutra.
4. O valor do IDL é diferente entre as condições monocular e binocular. Verifica-se o fenómeno de *Somação Binocular* em todos os casos testados.
5. De todas as situações binoculares estudadas, a situação clínica (lente Dom no olho dominante do paciente e N Dom no outro), na qual são respeitadas as indicações de adaptação dadas pelo laboratório responsável pelas lentes, é a menos prejudicial já que reduz consideravelmente o valor do IDL.
6. A origem do IDL não consegue ser explicada pelas aberrações da superfície ocular anterior.
7. O IDL mede uma sensação subjectiva que experimenta o paciente e que outras métricas de qualidade óptica não conseguem quantificar.

## 5.2. Desenvolvimentos futuros

---

A continuação, apresentam-se algumas das possíveis linhas de trabalho futuro:

Com o aumento da cirurgia intra-ocular para a correcção da presbiopia, nomeadamente a implantação de LIO multifocais, pode ser realizado o mesmo estudo com LIO e analisar os fenómenos fóticos que os pacientes referem com este tipo de lentes e que se encontram já referenciados na literatura. Compreender os mecanismos de formação do halo com geometrias multifocais aplicadas às LIO permitira obter um melhor desempenho das mesmas e melhorar futuros desenhos.

É preciso realizar investigações sistemáticas em relação à alteração da halometria com a idade, em pacientes com alterações da transparência dos meios oculares, bem sejam fisiológicas ou patológicas, que poderão ajudar a clarificar a potencial relação entre o fenómeno de dispersão de luz intra-ocular e a sua implicação na distorção luminosa percebida pelo paciente (em forma de halo, starbust ou encandeamento).

Outros estudos poderão simular diferentes tarefas da rotina dos pacientes, como por exemplo na condução nocturna, em que os pacientes referem fenómenos de distorção luminosa, de forma a compreender a formação dos mesmos e analisar as limitações que este tipo de distorções luminosas induzem na execução destas tarefas.

O estudo realizado pode ser desenvolvido com outras geometrias, como por exemplo LC tóricas com diferentes materiais e sistemas de estabilização, para analisar o desempenho das mesmas e as possíveis limitações sob baixas condições de iluminação.

A halometria pode ser utilizada na despistagem e seguimento de algumas patologias que cursem com distorção luminosa (queratocone, cataratas, etc..) ou nas alterações refractivas induzidas (cirurgia refractiva e ortoqueratologia).

## 6. Bibliografia:

---

- ▶ Alió JL, Chaubard JJ, Caliz A, Sala E, Patel S. Correction of presbyopia by technovision central multifocal LASIK (presbyLASIK). *J Refract Surg* 2006 May; 22(5):453-60.
- ▶ Allen R, Ho-Yen G, Beckingsale A, Fitzke F, Sciscio A, Saleh G. Post-capsulotomy dysphotopsia in monofocal versus multifocal lenses. *Clin Exp Optom* 2009; 92(2): 104–109.
- ▶ Allen R, Saleh G, Litwin A, Sciscio A, Beckingsale A, Fitzke F. Glare and halo with refractive correction. *Clin Exp Optom* 2008; 91(2): 156–160.
- ▶ Alongi S, Rolando M, Corallo G et al. Quality of vision with presbyopic contact lens correction: subjective and light sensitivity rating. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 2001; 239: 656–663.
- ▶ Anderson CW, Bierly JR, Litteral G, et al. A quantitative and qualitative assessment of the NOVAVET-Perception bifocal contact lens. *CLAO J* 1996; 22: 109-113.
- ▶ Applegate R. Glenn fry award lecture 2002: Wavefront sensing, ideal corrections, and visual performance. *Optom Vis Sci* 2004 March; 81 (3); 167-177.
- ▶ Applegate, R. A., et al. Corneal first surface optical aberrations and visual performance. *J Refract.Surg* 2000; 16: 507-14.
- ▶ Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A* 2002; 19: 137-143.
- ▶ Back A, Grant T, Hine N, Holden BA. Twelve-month success rates with a hydrogel diffractive bifocal contact lens. *Optom Vis Sci* 1992; 69: 941-947.
- ▶ Back A, Grant T, Hine N. Comparative visual performance of three presbyopic contact lens corrections. *Optom Vis Sci* 1992; 69:474–80.
- ▶ Back AP, Holden BA, Hine NA. Correction of presbyopia with contact lenses: comparative success rates with three systems. *Optom Vis Sci* 1989; 66:518–25.
- ▶ Bao J, Rongrong L, Jrangxiu W, Yegu S, Fan L, Ji H. Higher-Order Wavefront aberrations for populations of young emmetropes and myopes. *J Optom* 2009; 2: 51-58.
- ▶ Barbero S, Marcos S, Jimenez-Alfaro I. Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro. *J Opt Soc Am A* 2003; 20: 1841-1851.

- ▶ Barbero S, Marcos S, Merayo-Llodes J, Moreno-Barriuso E. Validation of the estimation of corneal aberrations from videokeratography in keratoconus. *J Refract Surg* 2002; 18: 263-270.
- ▶ Bennett ES. Contact lens correction of presbyopia. *Clin Exp Optom* 2008; 91: 265–278.
- ▶ Born M, Wolf E. Principles of optics: Electromagnetism theory of propagation. New York: Cambridge University Press, 2002.
- ▶ Burke AG, Patel I, Munoz B, Kayongoya A, McHiwa W, Schwarzwaldler AW, West SK. Prevalence of presbiopia in rural Tanzania: a population-based study. *Ophthalmology* 2006; 113: 723–7.
- ▶ Burnett NF. Contact lens correction for presbiopia: A simple approach to fitting. *Optometry Today* (22). <http://www.optometry.co.uk> (2004).
- ▶ Cagnolati W. Acceptance of different multifocal contact lenses depending on the binocular findings. *Optom Vis Sci* 1993; 70: 315-322.
- ▶ Callina T, Reynolds T. Traditional methods for the treatment of presbyopia: spectacles, contact lenses, bifocal contact lenses. *Ophthalmol Clin N Am* 2006; 19: 25 – 33.
- ▶ Carr J, Lichter H, Garcia Jeal. Spatially resolved refractometry: principles and application of the Emory vision interwave aberrometer. In: Krueger R, Applegate R, MacRae SM, eds. Wavefront customized visual correction: The quest for super vision II. Thorofare: Slack Incorporated; 2004:155-160.
- ▶ Castejón-Mochón FJ, López-Gil N, Benito A, Artal. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vis Res* 2002; 42: 1611-1617.
- ▶ Chu B, Wood J, Collins M. Effect of presbyopic vision corrections on perceptions of driving difficulty. *Eye & Contact Lens* 2009; 3: 133-143.
- ▶ Collins M, Brown B, Bowman KJ. Contrast sensitivity with contact lens corrections for presbyopia. *Ophthalmic Physiol Opt* 1989; 9:133–138.
- ▶ Covell LL. Presbyopia. *Am J Ophth* 1950; 33: 1275–1276.
- ▶ Davis E, Hardten D, Lindstrom R. Presbyopic lens surgery: A clinical guide to current technology. USA, 2007.
- ▶ Dicionário Houaiss da Língua Portuguesa. António Houaiss e Mauro Salles Vilar, elaborado no Instituto António Houaiss de Lexicografia e Banco de Dados da Língua Portuguesa S/C Lda. – Lisboa, Temas e Debates, 2003.
- ▶ Donders FC. On the anomalies of accommodation and refraction of the eye. London: The New Sydenham Society, 1864:206-11.

- Dorronsoro C, Barebero S, Llorente L, Marcos S. On-eye measurement of optical performance of rigid gas permeable contact lenses based on ocular and corneal aberrometry. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 115-125.
- Duane A. Normal values of the accommodation at all ages. *JAMA* 1912; 59(12):1012.
- Duarte WR, Barros AJ, Dias-da-Costa JS, Cattán JM. Prevalence of near vision deficiency and related factors: a population-based study. *Cad Saude Publica* 2003; 19: 551–9.
- Erickson P, Schor C. Visual function with presbyopic contact lens correction. *Optom Vis Sci* 1990; 67: 22–28.
- Escandón-García, S. Estudo comparativo entre diversas técnicas de medida da curvatura corneal. Asfericidade corneal. Correlação com os componentes ópticos oculares. Universidade de Santiago de Compostela, Fevereiro 2009.
- Evans D. FDA UPDATE: Contrast Sensitivity Testing Standars. *Ophthalmology Management* 2005. Ref Type: Internet Communication.
- Fan-Paul NI, Li J, Miller JS, et al. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 2002; 47: 533–546.
- Ferrer-Blasco T, González-Meijome JM, Montés-Micó R. Age-related changes in the human visual system and prevalence or refractive conditions in patients attending an eye clinic. *J Cataract Refract Surg*, 2008; 34: 424– 432.
- Fisher RF, Pettet BE. Presbyopia and the water content of the human crystalline lens. *J Physiol* 1973; 234: 443-447.
- Florakis, G. J., et al. Evaluation of night vision disturbances. *J Refract. Corneal Surg*, 1994; 10 (3): 333-38.
- Gauthier CH, Holden B, Grant T, Chong M. Interest os presbyopes in contact lens correction and their success with monovision. *Optom Vis Sci* 1992; 69: 858-862.
- Gifford, P. and H. A. Swarbrick. Time course of corneal topographic changes in the first week of overnight hyperopic orthokeratology. *Optom Vis Sci* 2008; 85(12): 1165-71.
- Glasser A, Campell M. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vis Res* 1998; 38: 209-229.
- Glasser A, Kaufman PL. The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology* 1999; 106: 863–872.
- Glasser A. Restoration of accommodation: surgical options for correction of presbiopia. *Clin Exp Optom* 2008; 91: 3: 279–295.

- ▶ González-Méijome JM, Jorge J, Queirós A, Almeida JB, Parafita MA. A comparison of the ARK-700A autokeratometer and Medmont E300 corneal topographer when measuring peripheral corneal curvature. *Ophthalm. Physiol. Opt.* 2004 24: 391–398.
- ▶ González-Méijome JM, Villa-Collar C, Montés-Micó R, Gomes A. Asphericity of the anterior human cornea with different corneal diameters. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33:465–473.
- ▶ Guirao A, Artal P. Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure. *J Opt Soc Am A* 2000; 17: 955-965.
- ▶ Gupta N, Naroo S, Wolffsohn J. Visual comparison of multifocal contact lens to monovision. *Optom Vis Sci* 2009; 86: 98–105.
- ▶ Gutierrez R, Jimenez JR, Villa C, et al. Simple device for quantifying the influence of halos after lasik surgery. *J Biomed Opt* 2003; 8: 663–667.
- ▶ Hamilton D, Davidorf J, Maloney R. Anterior ciliary sclerotomy for treatment of presbyopia A prospective controlled study. *Ophthalmology* 2002; 109(11): 1970-1976.
- ▶ Harris MG, Kuntz S, Morris C, Zardo DF. Use of presbyopic contact lens corrections in optometric practices. *Contact Lens Spectrum* 2005; 20: 42–46.
- ▶ Hart RW, Farrell RA. Light scattering in the cornea. *J Opt Soc Am A* 1968; 59: 766-775.
- ▶ Heron, G. and W. N. Charman. Accommodation as a function of age and the linearity of the response dynamics. *Vision Res* 2004;44: 3119-30.
- ▶ Heys KR, Cram SL, Truscott RJW. Massive increase in the stiffness of the human lens nucleus with age: the basis for presbyopia? *Molecular Vision* 2004; 10: 956-963.
- ▶ Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon J, Williams D. Dynamics of the eye su wave aberration. *J Opt Soc Am A* 2001; 18: 497-506.
- ▶ Hofstetter HW. A useful age-amplitude formula. *The Pennsylvania Optometrist* 1947; 7(1):5-8.
- ▶ Hofstetter HW. Further data on presbyopia in different ethnic groups. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1968;45: 522–7.
- ▶ Holden BA *et al.*, Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol* 2008; 126(12): 1731-1739.
- ▶ Javitt JC, Wang F, Trentacost DJ, Rowe M, Tarantino N. Outcomes of cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation; functional status and quality of life. *Ophthalmology* 1997; 104: 589–599.
- ▶ Jewelewicz DA, Evans R, Chen R, Trokel S, Florakis GJ. Evaluation of night vision disturbances in contact lens wearers. *CLAO J* 1998; 24: 107–110.

- ▶ Jimenez JR, Anera RG, Jimenez R, Salas C. Impact of interocular differences in corneal asphericity on binocular summation. *Am J Ophthalmol* 2003; 135: 279-84.
- ▶ Jimenez JR, Ponce A, Anera R. Induced aniseikonia diminishes binocular contrast sensitivity and binocular summation. *Optom Vis Sci* 2004; 81: 559–562.
- ▶ Jimenez JR, Villa C, Anera R, Gutierrez R, Jimenez L. Binocular visual performance after LASIK. *J Refract.Surg* 2006; 22: 679-688.
- ▶ Jones L, Jones D, Langley C et al. Reactive or proactive contact lens fitting: does it make a difference? *J Br Contact Lens Assoc* 1996; 19: 41–43.
- ▶ Josephson JE, Caffery BE. Hydrogel bifocal lenses. In: Bennett ES, Weissman BA, eds. *Clinical Contact Lens Practice*. Philadelphia, PA: JB Lippincott, 1990. p 43–1 to 43–20.
- ▶ Kaimbo K, Maertens K, Missotten L. Study of presbyopia in Zaire. *Bull Soc Belge Ophthalmol* 1987; 225: 149–56.
- ▶ Key JE, Morris K, Mobley CL. Prospective clinical evaluation of Sunsoft Multifocal contact lens. *CLAO J* 1996; 22: 179-184.
- ▶ Key JE, Yee JL. Prospective clinical evaluation of the Acuvue Bifocal contact lens. *CLAO J* 1999; 25: 218-221.
- ▶ Kirschen DG, Hung CC, Nakano TR. Comparison of suppression, stereoacuity, and interocular differences in visual acuity in monovision and acuvue bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1999; 76: 832– 837.
- ▶ Klyce SD. Night vision after LASIK: the pupil proclaims innocence. *Ophthalmology* 2004; 111:1-2.
- ▶ Lackner B, Pieh S, Schmidinger G, et al. Glare and halo phenomena after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:444-450.
- ▶ Lakkis C, Goldenberg SA, Woods CA. Investigation of the performance of the Menifocal Z gas-permeable bifocal contact lens during continuous wear. *Optom Vis Sci* 2005; 82: 1022-1029.
- ▶ Lambert SR, Klyce SD. The origins of Sattler's veil. *Am J Ophthalmol* 1981;91:51-56.
- ▶ Lindsay R, Smith G, Atchison D. Descriptors of corneal shape. *Optom Vis Sci*, 1998; 75: 156–158
- ▶ López-Gil N, Fernández-Sánchez V, Legras R, Montés-Micó R, Lara F, Nguyen-Khoa JL. Accommodation-related changes in monochromatic aberrations of the human eye as a function of age. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:1736–1743.

- ▶ Luo P, Brown G, Luo S, Brown M. The Quality of Life Associated with Presbyopia. *Am J Ophthalmol* 2008;145:618 – 622.
- ▶ MacRae SM, Applegate RA, Krueger RR. An introduction to wavefront-guided visual correction. In: Krueger RR, Applegate RA, MacRae SM , editors. *Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision II*. Slack Incorporated. Thorofare, NJ, USA ; 2004. p. 3-9.
- ▶ Mahajan VN. Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupil. *Appl Opt* 1994; 33: 8121-8124.
- ▶ Mancil G. Optometric clinical practice guideline care of the patient with presbiopia. American Optometric Association 1998. St. Louis, Mo, USA.
- ▶ Marcos S, Burns SA. On the symmetry between eyes of wavefront aberration and cone directionality. *Vis Res* 2000; 40: 2437-2447.
- ▶ Marrugat J, Villa J, Pavesi M, Sanz F. Estimación del tamaño de la muestra en la investigación clínica y epidemiológica. *Med Clin (Barc)* 1998; 111: 267-276.
- ▶ McDonnell P, Lee P, Spritzer K, Lindblad A, Hays R. Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. *Arch Ophthalmol*. 2003;121:1577-1581.
- ▶ McGill E, Ames K, Erickson P, Robboy M. Quality of vision with hydrogel simultaneous vision bifocal contact lenses. *ICLC* 1987;14: 476–82.
- ▶ McLellan JS, Marcos S, Prieto PM, Burns SA. Imperfect optics may be the eye’s defense against chromatic blur. *Nature* 2002; 417: 174-176.
- ▶ Millodot M, Sivak J. Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye. *Vis Res* 1979; 19: 685-687.
- ▶ Miranda MN. The geographic factor in the onset of presbyopia. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1979; 77: 603–621.
- ▶ Montés-Micó R, Alio J, Muñoz G, Charman N. Temporal changes in optical quality of air–tear film interface at anterior cornea after blink. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2004b; 45:1752– 1757.
- ▶ Montés-Micó R, Alio J, Muñoz G, Pérez-Santonja J, Charman N. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. *Ophthalmology* 2004a; 111: 758– 767.
- ▶ Montes-Mico R, Alio JL, Charman WN. Dynamic changes in the tear film in dry eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005; 46:1615-1619.
- ▶ Montes-Mico R, Caliz A, Alio JL. Changes in ocular aberrations after instillation of artificial tears in dry-eye patients. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:1649-1652.

- ▶ Morgan, P. B., et al. International contact lens prescribing in 2006. *Contact Lens Spectrum* 2007; January: 34-38.
- ▶ Morgan, PB, et al. International contact lens prescribing in 2007. *Contact Lens Spectrum* 2008; January: 32-41.
- ▶ Morgan, PB, et al. International contact lens prescribing in 2008. *Contact Lens Spectrum* 2009; February: 28-32.
- ▶ Patel I, West S. Presbyopia: prevalence, impact, and interventions. *Community Eye Health Journal* 2007; 63:40-41.
- ▶ Pau H, Kranz J. The increasing sclerosis of the human lens with age and its relevance to accommodation and presbyopia. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1991; 229: 294-296.
- ▶ Peyre, C., L. Fumery, and D. Gatinel. Comparison of high-order optical aberrations induced by different multifocal contact lens geometries. *J Fr.Ophthalmol* 2005; 28: 599-604.
- ▶ Pieh S, Lackner B, Hanselmayer G, et al. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2001;85:816-821.
- ▶ Pointer JS. Gender-related optical aspects of the onset of presbyopia. *Ophthalmic Physiol Opt* 2002; 22: 126-129.
- ▶ Pop M, Payette Y. Risk Factors for Night Vision Complaints after LASIK for Myopia. *Ophthalmology*, 2004;111: 3– 10.
- ▶ Porter J, Guirao A, Cox I, Williams D. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A* 2001; 18: 1793-1803.
- ▶ Puell M. Alteraciones de la visión nocturna. ¿Es necesaria la unificación de criterios y métodos de medida? *Arch Soc Esp Ophthalmol* 2004; 79:527-528.
- ▶ Queirós A, González-Meijome JM, Jorge J, Parafita MA. Presbicia. Análisis de la prevalencia y perfil de una población presbita en el norte de Portugal. *Ver y Oír* 2006; 407-412.
- ▶ Rabinowitz Y, Garbus J, McDonell P. Computer-assisted corneal topography in family members of patients with keratoconus. *Arch Ophthalmol*. 1990; 108: 365-371.
- ▶ Radhakrishnan H, Charman N. Age-Related changes in ocular aberrations with accommodation. *Journal of Vision*, 2007; 11: 1–21.
- ▶ Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. Visual performance of subjects wearing presbyopic contact lenses. *Optom Vis Sci* 2006; 83:611–615.
- ▶ Rambo VC. Further notes on the varying ages at which different people develop presbyopia. *Am J Ophthalmol* 1953; 36: 709–710.

- Reeves P. The response of the average pupil to various intensities of light. *J Opt Soc Am* 1920; 4: 35-43.
- Richdale K, Mitchell GL, Zadnik K. Comparison of multifocal and monovision soft contact lens corrections in patients with lowastigmatic presbyopia. *Optom Vis Sci* 2006; 83:266–73.
- Schmitz H, Krummenauer F, Schwenn O, Krist R. Contrast sensitivity and glare disability by halogen light after monofocal and multifocal lens implantation. *Br J Ophthalmol* 2000; 84: 1109– 1112.
- Sedgewick JH, Orillac R, Link C. Array multifocal intraocular lens in a charity hospital training program: a resident’s experience. *J Cataract Refract Surg.* 2002; 28: 1205–1210.
- Shapiro MB, Bredeson DC. A prospective evaluation of Unilens soft multifocal contact lenses in 100 patients. *CLAO J* 1994; 20: 189-191.
- Sheedy JE, Harris MG, Bronge MR, Joe SM, Mook MA. Task and visual performance with concentric bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1991; 68:537–541.
- Siew E, Opalecky D, Bettelheim F. Light scattering of normal human lens. II. Age dependence of the light scattering parameters. *Exp Eye Res* 1981; 33: 603-614.
- Singh G, Chalfin S. A complication of scleral expansion surgery for treatment of presbyopia. *American Journal of Ophthalmology* 2000; 130: 521-3.
- Situ P, Du TR, Fonn D, Simpson T. Successful monovision contact lens wearers refitted with bifocal contact lenses. *Eye Contact Lens* 2003; 29: 181-184.
- Smith, G. Disability glare and its clinical significance. *Optometry Today* April (19). <http://www.optometry.co.uk> (2002).
- Soni PS, Patel R, Carlson RS. Is binocular contrast sensitivity at distance compromised with multifocal soft contact lenses used to correct presbyopia? *Optom Vis Sci* 2003; 80: 505-514.
- Steinman, S, B Steinman, and RP Garzia. *Foundations of Binocular Vision: A Clinical Perspective*. New York: McGraw-Hill Medical, 2000.
- Szlyk JP. Optimización de la vision com lentes oftálmicas progresivas basadas en el frente de ondas: Situación actual y resultados. In: XX Congresso Internacional sobre Optometria, Contactologia e Óptica Oftálmica. Madrid, Spain Março 2008.
- Tester R, Pace NL, Samore M, Olson RJ. Dysphotopsia in phakic and pseudophakic patients: Incidence and relation to intraocular lens type. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 810–816.

- ▶ Teus MA, Hernandez JL, Gil R, Roman JM. Effect of Lasik to correct low to moderate myopia in contrast sensitivity and accommodation in non presbyopic patients. *Ophthalmic Research* (suppl.) 2003; pp:135; poster #2104.
- ▶ Thibos L, Applegate R, Schwiegerling J, Webb R, Members V. Standards for reporting the optical aberrations of the eyes. *Vis Sci Appl* 2000; 35: 110-130.
- ▶ Thibos LT, Bradley A, Hong X. A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes. *Ophthal. Physiol. Opt.*, 2002; 22: 427–433.
- ▶ Van Den Berg T. Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age. *Optom Vis Sci* 1995; 72: 4259.
- ▶ Villa C, Gutierrez R, Jimenez JR, Gonzalez-Meijome JM. Night vision disturbances after successful LASIK surgery. *Br J Ophthalmol* 2007; 91: 1031-1037.
- ▶ Villa-Collar C, González-Méijome JM, Gutiérrez-Ortega R. Objective evaluation of the visual benefit in contact lens fitting after complicated LASIK. *J Refract Surg.* 2009; 25: 591-598.
- ▶ Vision y Vida. *Libro Blanco De La Visión En España 2003*. Ed. Vision y Vida. Madrid: 2003.
- ▶ Vision y Vida. *Libro Blanco De La Visión En España 2006*. Ed. Visión y Vida. Madrid: 2006.
- ▶ Weale RA. Epidemiology of refractive errors and presbyopia. *Surv Ophthalmol* 2003; 48: 515–543.
- ▶ Westin E, Wick B, Harrist RB. Factors influencing success of monovision contact lens fitting: survey of contact lens diplomates. *Optometry* 2000; 71: 757–763.
- ▶ Wilson S, Klyce S. Quantitative descriptors of corneal topography. *Arch Ophthalmol* 1991; 109:349-353.
- ▶ Winther-Neilson A, Gyldenkerne G, Corydon L. Contrast sensitivity, glare and visual function: diffractive multifocal versus bilateral monofocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21: 202–207.
- ▶ Woodhouse JM, Meades JS, Leat SJ, Saunders KJ. Reduced accommodation in children with Down syndrome. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993;34: 2382-2387.
- ▶ Woods C, Ruston D, Hough T, Efron N. Clinical performance of an innovative back surface multifocal contact lens in correcting presbyopia. *CLAO J* 1999; 25: 176-181.

- ▶ Woods RL, Port MJA, Saunders JE. Concentric-design rigid bifocal lenses. Part II: visual performance. *J Br Contact Lens Assoc* 1993; 16: 71-82.
- ▶ World Health Organization. Elimination of avoidable visual disability due to refractive errors. WHO/PBL/00.79. Geneve, 2001: pag 10.

## **Anexos:**

---

**Anexo I: Ficha I para recolha de dados**

**Anexo II: Termo de Consentimento Informado**

**Anexo III: Ficha II para recolha de dados**

**Anexo IV: Tabela de aleatorização para a sequência experimental**

**Anexo I: Ficha I para recolha de dados**

DATA:		Nº Paciente	
NOME:		CONTACTO:	
SEXO:	♂    ♀	CURSO:	
DATA NASCIMENTO:		IDADE:	
		ANO:	

1. IOL MASTER

	OD	OE
COMPRIENTO AXIAL:		
QUERATOMETRIA:		
CÂMARA ANTERIOR:		
WTW:		

2. AUTO RX - PUPIL

Ø PUPILAR	OD	OE
1ª MEDIDA		
2ª MEDIDA		
3ª MEDIDA		
MÉDIA:		
Rx:	ESF    CYL    AXIS	ESF    CYL    AXIS
Rx Actual:	ESF    CYL    AXIS	ESF    CYL    AXIS

3. ORA

	IOPcc	IOPg	CRF	CH
OD				
OE				

4. TOPOGRAFIA

	OD	OE
QM CURVO		
QM PLANO		
"e" Plano		
"e" Curvo		
BFS		
I-S		
SAI		
SRI		

5. STARLIGHTS  
Baseline

OD	OE	AO

"Distorção Luminosa em Condições Escotópicas com Sistemas Multifocais para Presbiopia" Caracterização da Amostra FICHA I

## **Anexo II: Termo de Consentimento Informado**

### **DOCUMENTO PARA OBTENÇÃO DO CONSENTIMENTO INFORMADO LIVRE E ESCLARECIDO**

*Caro(a) Senhor(a)*

Este grupo de trabalho vai desenvolver uma pesquisa cujo título é “*Distorção luminosa com lentes de contacto multifocais em condições escotópicas*”. Este estudo tem como objetivo *avaliar a distorção da luz provocada pelo uso de lentes de contacto multifocais, através do sistema Starlights*. Ao longo do estudo irão utilizar-se *vários tipos de lentes de contacto com diferentes desenhos (aprovadas pelas autoridades sanitárias), afim de determinar se existem diferenças entre estas*.

- Necessito que o Sr(a). autorize a avaliação que consta da realização de outros métodos, não invasivos, como a medição do diâmetro pupilar, topografia corneal e autorefractometria. A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação clínica não determinará qualquer risco, embora, eventualmente aquando da colocação das lentes de contacto, possa sentir algum desconforto ocular, sensação de areia ou seca.

- Informo que o Sr(a). tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas. Também é garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.

- Garanto que as informações obtidas serão analisadas em conjunto com outras pessoas, não sendo divulgada a identificação de nenhum dos participantes fora da equipa de investigação responsável.

- O Sr(a). tem o direito de ser mantido actualizado sobre os resultados parciais das pesquisas e, caso seja solicitado, darei todas as informações que solicitar, informações estas que não devem ser tomadas como elemento diagnóstico ou para qualquer outro propósito.

- Não existirão despesas ou compensações pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação.

Em anexo, está o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, para ser assinado caso não tenha ficado qualquer dúvida.

**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Eu, \_\_\_\_\_(nome da pessoa) considero ter sido suficientemente informado a respeito do estudo “*Distorção luminosa com lentes de contacto multifocais em condições escotópicas*”. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes.

Ficou claro, também, que a minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso aos resultados que me serão transmitidos de forma verbal, e de esclarecer as minhas dúvidas a qualquer instante. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

\_\_\_\_\_

Assinatura do participante/voluntário

Data \_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Assinatura do(a) investigador(a)

Data \_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

**Anexo III: Ficha II para recolha de dados**

DATA:		Nº PACIENTE FICHA I	
NOME:			

SEXO:	<input type="checkbox"/> ♂	<input type="checkbox"/> ♀
-------	----------------------------	----------------------------

DATA NASCIMENTO:		IDADE:	
------------------	--	--------	--

OLHO DOMINANTE?	OD		OE	
-----------------	----	--	----	--

A.V. sc	Contrast	OD	OE	AO
	10%			
	100%			

A.V. LC1	Contrast	OD	OE	AO
	10%			
	100%			

Starlights LC1			
----------------	--	--	--

A.V. LC2	Contrast	OD	OE	AO
	10%			
	100%			

Starlights LC2			
----------------	--	--	--

A.V. LC3	Contrast	OD	OE	AO
	10%			
	100%			

Starlights LC3			
----------------	--	--	--

Ensaio Clínico (AO)	AV 10%	AV 100%	STARLIGHTS

**4. TOPOGRAFIA**

	OD		
	LC 1	LC 2	LC 3
QM CURVO			
QM PLANO			
"e" Plano			
"e" Curvo			
BFS			
I-S			
SAI			
SRI			

	OE		
	LC 1	LC 2	LC 3

"Distorção Luminosa em Condições Escotópicas com Sistemas Multifocais para Presbiopia" Caracterização da Amostra FICHA II

## Anexo IV: Tabela de aleatorização para a sequência experimental

1. \_\_\_\_\_
  - N-N
  - P-P
  - D-D
  - N-D
2. \_\_\_\_\_
  - D-D
  - P-P
  - N-D
  - N-N
3. \_\_\_\_\_
  - P-P
  - D-D
  - N-N
  - N-D
4. \_\_\_\_\_
  - N-N
  - D-D
  - P-P
  - N-D
5. \_\_\_\_\_
  - N-D
  - D-D
  - N-N
  - P-P
6. \_\_\_\_\_
  - D-D
  - P-P
  - N-N
  - N-D
7. \_\_\_\_\_
  - P-P
  - N-D
  - N-N
  - D-D
8. \_\_\_\_\_
  - N-N
  - N-D
  - D-D
  - P-P
9. \_\_\_\_\_
  - P-P
  - N-N
  - D-D
  - N-D
10. \_\_\_\_\_
  - N-N
  - D-D
  - N-D
  - P-P
11. \_\_\_\_\_
  - N-N
  - N-D
  - P-P
  - D-D
12. \_\_\_\_\_
  - N-D
  - P-P
  - D-D
  - N-N

13. \_\_\_\_\_  
 D-D  
 N-N  
 P-P  
 N-D
14. \_\_\_\_\_  
 N-D  
 N-N  
 P-P  
 D-D
15. \_\_\_\_\_  
 N-N  
 N-D  
 D-D  
 P-P
16. \_\_\_\_\_  
 P-P  
 N-D  
 D-D  
 N-N
17. \_\_\_\_\_  
 N-D  
 D-D  
 N-N  
 P-P
18. \_\_\_\_\_  
 N-N  
 P-P  
 N-D  
 D-D
19. \_\_\_\_\_  
 P-P  
 D-D  
 N-D  
 N-N
20. \_\_\_\_\_  
 N-D  
 P-P  
 D-D  
 N-N

20 subjects randomized into 1 block  
 To reproduce this plan, use the seed 27289  
 Randomization plan created on, 3 October 2008 18:27:27

Onde,

P: Lente de Contacto Neutra

D: Lente de Contacto Multifocal com geometria Dominante

N: Lente de Contacto Multifocal com geometria Não Dominante.

*"As ciências têm as raízes amargas,  
porém os frutos são doces"*

Aristóteles