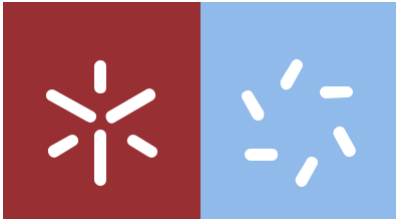




Ana Leonor Gonçalves Sousa

**Avaliação teórica e experimental da
função visual de pacientes adaptados com
lentes de contacto multifocais**

Universidade do Minho
Escola de Ciências





Universidade do Minho

Escola de Ciências

Ana Leonor Gonçalves Sousa

**Avaliação teórica e experimental da
função visual de pacientes adaptados
com lentes de contacto multifocais**

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho efetuado sob a orientação de:
Professor Doutor Miguel Faria Ribeiro
Professor Doutor José Manuel González-Méijome

Abril 2024

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.



Atribuição-NãoComercial-SemDerivações

CC BY-NC-ND

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Agradecimentos

À minha família, pais e irmã, que sempre me incentivaram e deram força para concluir com sucesso mais esta etapa da minha vida.

Ao meu namorado Diogo pelo incentivo, partilha de conhecimento e sobretudo pela paciência e compreensão. Faltam-me as palavras para te agradecer.

Aos meus colegas do MOA pela partilha de momentos e entreajuda.

A toda a equipa do CEORLAB pela paciência e compreensão durante a fase da recolha de dados.

Um especial obrigado a todos os voluntários, pela disponibilidade, paciência e empenho durante a recolha de dados.

À empresa Alcon, pelo facto de ter cedido todas as lentes de contacto utilizadas neste estudo.

Por último, mas não menos importante, quero agradecer aos meus orientadores. Ao Professor Doutor Miguel Ribeiro por estar sempre disponível para ajudar, pelo conhecimento transmitido, apoio e incentivo ao longo de todo este percurso. Ao Professor Doutor José Manuel González-Méijome, deixo o meu agradecimento por todo o apoio e incentivo que me transmitiu.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Avaliação teórica e experimental da função visual de pacientes adaptados com lentes de contacto multifocais

Resumo

No contexto do envelhecimento da população, a presbiopia representa um desafio para a qualidade de vida e independência visual dos indivíduos presbitas.

O principal objetivo deste estudo é o de perceber de que forma cada um dos parâmetros avaliados contribuiu, de forma individual ou em sinergia, para a variabilidade do desempenho visual normalmente observada em pacientes adaptados com LCMF. Realizou-se a avaliação em sujeitos reais com recurso a equipamentos clínicos e a ferramentas de modelação ótica que permitiram isolar variáveis como o diâmetro pupilar, centragem da lente, aberrações oculares, perfil de potência da lente utilizada e realizou-se uma avaliação subjetiva do conforto e desempenho das LCMF.

Vinte e oito pacientes presbitas, com idade mediana de 53 [11] anos e uma refração em equivalente esférico de 0,44 [1,38] D para OD e 0,25 [1,56] D para OE, com foram adaptados com a lente de contacto diária multifocal AquaComfort (Alcon). A qualidade ótica foi avaliada através das aberrações oculares para uma pupila de 4 mm, com um aberrómetro baseado no princípio de Hartman-Shack. A acuidade visual foi avaliada com o optótipo ETDRS (Precision Vision) a 4 metros e a 40cm, com 100% e 10% contraste. A avaliação subjetiva foi efetuada com recurso a um questionário.

Todos os sujeitos apresentaram, uma menor HCVA com as LCMF, comparativamente aos resultados de AV obtidos com lentes de prova (SRx), em condições monoculares e binoculares. O valor de HOA aumentou em relação à condição de base, sem LCMF. As diferenças avaliadas foram estatisticamente significativas. Foi possível verificar que a aberração esférica de quarta ordem, Z_4^0 foi sempre mais negativa na condição com LCMF, comparativamente à condição base sem lente. A condição com LCMF apresentou um incremento na aberração comática (COMA RMS) em relação à condição base, sem LCMF, tendo sido registadas diferenças estatisticamente significativas. A lente que mais se descentrou obteve piores resultados de HCDVA. Quanto à avaliação subjetiva do desempenho da LCMF não foram encontrados valores de correlação fortes com os parâmetros de avaliação objetivos.

Palavras chave: desempenho visual, lente de contacto multifocal, presbiopia.

Theoretical and experimental evaluation of visual function in patients fitted with multifocal contact lenses

Abstract

In the context of population aging, presbyopia represents a challenge to the quality of life and visual independence of presbyopic individuals.

The main objective of this study is to understand how each of the evaluated parameters contributed, individually or synergistically, to the variability of the visual performance typically observed in patients adapted with multifocal contact lenses (MFCL). Evaluation was carried out on real subjects using clinical equipment and optical modeling tools that allowed the isolation of variables such as pupil diameter, lens centration, ocular aberrations, lens power profile, and a subjective evaluation of comfort and MFCL performance.

Twenty-eight presbyopic patients, with a median age of 53 [11] years and a spherical equivalent refraction of 0,44 [1,38] D for the right eye and 0,25 [1,56] D for the left eye, were adapted with the AquaComfort daily multifocal contact lens (Alcon). Optical quality was assessed through ocular aberrations for a 4 mm pupil using a Hartmann-Shack wavefront aberrometer. Visual acuity was assessed using ETDRS charts (Precision Vision) at 4 meters and 40 cm, with 100% and 10% contrast. Subjective evaluation was conducted using a questionnaire.

All subjects showed lower high-contrast distance visual acuity (HCDVA) with MFCL compared to subjective refraction (SRx) results under both monocular and binocular conditions. Higher-order aberrations (HOA) values increased compared to the baseline condition without MFCL. The evaluated differences were statistically significant. It was observed that the fourth-order spherical aberration, Z40, was consistently more negative with MFCL compared to the baseline condition without lenses. MFCL condition showed an increase in coma aberration (COMA RMS) compared to the baseline condition without MFCL, with statistically significant differences recorded. The most decentered lens showed worse HCDVA results. Regarding the subjective evaluation of MFCL performance, strong correlation values with objective evaluation parameters were not found.

Keywords: multifocal contact lens, presbyopia, visual performance.

Índice

RESUMO	V
ABSTRACT	VI
CAPÍTULO 1 – PRESBIOPIA E A SUA IMPORTÂNCIA NA SOCIEDADE	1
1.1 MECANISMOS DE COMPENSAÇÃO DA PRESBIOPIA.....	3
1.1.1 MONOVISÃO	3
1.1.2 BIFOCAIS DE IMAGEM ALTERNADA.....	3
1.1.3 MULTIFOCAIS DE IMAGEM SIMULTÂNEA.....	4
CAPÍTULO 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
2.1 FATORES RESPONSÁVEIS PELO DESEMPENHO DAS LCMF	9
2.1.1 DIÂMETRO PUPILAR	9
2.1.2 AMPLITUDE DE ACOMODAÇÃO RESIDUAL	11
2.1.3 ABERRAÇÃO ESFÉRICA	14
2.1.4 TOLERÂNCIA E ADAPTAÇÃO AO DESFOCADO.....	18
2.1.5 DOMINÂNCIA OCULAR	22
2.1.6 CENTRAGEM DA LENTE	23
2.2 AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO VISUAL DO PACIENTE.....	24
2.2.1 DESEMPENHO VISUAL	26
2.2.2 QUALIDADE ÓTICA	26
2.2.3 CURVAS DE DESFOCADO.....	28
2.2.4 TOPOGRAFIA CORNEAL	29
CAPÍTULO 3 - OBJETIVOS E HIPÓTESES DO ESTUDO	30
3.1 OBJETIVOS.....	31
CAPÍTULO 4 - AMOSTRA, MATERIAL E MÉTODOS	31
4.1 DESENHO DO ESTUDO	31
4.2 PARTICIPANTES E TAMANHO DA AMOSTRA.....	32
4.2.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	32

4.2.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	33
4.4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	34
4.4.1 PARÂMETROS ESTUDADOS	34
4.4.2 EXAMES REALIZADOS	36
4.4.2.1 <i>Acuidade Visual</i>	36
4.4.2.2 <i>Dominância Ocular</i>	37
4.4.2.3 <i>Topografia Corneal</i>	37
4.4.2.4 <i>Aberrometria</i>	38
4.4.2.5 <i>Curvas de desfocado</i>	39
4.4.3 QUESTIONÁRIO SUBJETIVO	39
4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA	40
CAPÍTULO 5 – RESULTADOS	41
5.1 ACUIDADE VISUAL.....	41
5.2 PROFUNDIDADE DE FOCO	45
5.3 DOMINÂNCIA OCULAR	46
5.4 TOPOGRAFIA CORNEAL	47
5.4.1 QUALIDADE DA PELÍCULA LACRIMAL (TFSQ E TSFQ_AREA)	47
5.5 ABERROMETRIA.....	48
5.5.1 ABERRAÇÕES DE ALTA ORDEM (HOA)	48
5.5.2 ABERRAÇÃO ESFÉRICA	49
5.5.3 ABERRAÇÃO COMÁTICA	51
5.5.4 QUALIDADE ÓTICA.....	53
5.6 QUESTIONÁRIO	54
CAPÍTULO 6 - CORRELAÇÕES.....	55
6.1 DESEMPENHO VISUAL	55
6.2 QUALIDADE ÓTICA	56
6.3 AVALIAÇÃO SUBJETIVA	58
CAPÍTULO 7 – DISCUSSÃO.....	62
7.1 DESEMPENHO VISUAL	62
7.1.1 ACUIDADE VISUAL	62
7.2 QUALIDADE ÓTICA.....	63

7.2.1 ABERRAÇÕES OCULARES.....	63
7.2.2 DESCENTRAMENTO DA LENTE.....	64
7.3 TOPOGRAFIA.....	64
7.3.1 ÍNDICE TFSQ.....	64
7.4 QUESTIONÁRIO	66
CONCLUSÕES.....	67
TRABALHO FUTURO	68
CAPÍTULO 8 – BIBLIOGRAFIA.....	69

Abreviaturas e Acrónimos

COMA RMS - aberração comática
LCMF- lentes de contacto multifocais
LC- lente de contacto
AA- amplitude de acomodação
DOF- profundidade de foco
LCVA- acuidade visual de baixo contraste
AE- aberração esférica
AV- acuidade visual
D- Dioptrias
HCVA - acuidade visual em alto contraste
HCDVA- acuidade visual à distância com alto contraste
LCDVA- acuidade visual à distância de baixo contraste
HCNVA- acuidade visual ao perto com alto contraste
LCNVA- acuidade visual ao perto com baixo contraste
LOA- aberrações de baixa ordem
HOA- aberrações de alta ordem
TFSQ- qualidade da superfície lacrimal
SAI- índice de assimetria
OE- olho esquerdo
OD- olho direito
BIN- binocular
VS- Visual Strehl
PSF- Point Spread Function
RMS- Root Mean Square

Índice de Figuras

FIGURA 1-NÚMERO PREVISTO DE PESSOAS COM PRESBIOPIA DE 2005 A 2050. (MODIFICADO DE HOLDEN BA VOL. 126, ARCH OPHTHALMOL. 2008) (1)	2
FIGURA 2- LC BIFOCAIS SEMIRRÍGIDAS DE IMAGEM ALTERNADA. NA IMAGEM DE CIMA A PUPILA ESTÁ ALINHADA COM ZONA DE CORREÇÃO PARA LONGE E NA IMAGEM ABAIXO COM A ZONA DE CORREÇÃO PARA PERTO. (MODIFICADO DE HOM MM. MONOVISION AND BIFOCALS PP 327-354. 2000)	4
FIGURA 3- FOCAGEM ATRAVÉS DAS DIFERENTES ZONAS DE UMA LENTE COM DESENHO DE IMAGEM SIMULTÂNEA, PRIMEIRA IMAGEM PARA VISÃO DE LONGE E SEGUNDA PARA VISÃO DE PERTO. (REPRODUZIDO COM A AUTORIZAÇÃO DE MIGUEL FARIA RIBEIRO, MOA TIOCV 2021).	5
FIGURA 4- MAPAS DE POTÊNCIA DE DIFERENTES LCMF COMERCIAIS (MFR MOA TIOCV2021).	5
FIGURA 5- LCMF DE DESENHO CONCÊNTRICO NA PRIMEIRA IMAGEM E LCMF DE DESENHO ASFÉRICO DE CENTRO-PERTO NA SEGUNDA IMAGEM. FONTE: HTTP://WWW.ALLABOUTVISION.COM/CONTACTS/BIFOCALS.HTM	6
FIGURA 6- EFEITO DE LCMF SOBRE OLHO COM DIÂMETRO PUPILAR DE 6MM. (MFR MOA TIOCV2021)	9
FIGURA 7- EFEITO DE LCMF SOBRE OLHO COM DIÂMETRO PUPILAR DE 3MM. (MFR MOA TIOCV2021)	10
FIGURA 8- DIÂMETRO DA PUPILA EM FUNÇÃO DA LUMINÂNCIA, EM VÁRIAS IDADES, REPRODUZIDO DE <i>PLAINIS ET AL.</i> (8).....	10
FIGURA 9- VARIAÇÃO DA AMPLITUDE DE ACOMODAÇÃO COM A IDADE. (MFR MOA TIOCV2021)	12
FIGURA 10- A AMPLITUDE DA RESPOSTA ACOMODATIVA EM FUNÇÃO DA AMPLITUDE DO ESTÍMULO PARA OBTENÇÃO ESTÍMULO-RESPOSTA PARA CADA CONDIÇÃO, PARA NÃO PRESBITAS (A) E PRESBITAS (B). (MODIFICADO DE <i>MONTÉS-MICÓ ET AL.</i>) (12)	13
FIGURA 11- IMAGEM FORMADA POR UMA LENTE COM ABERRAÇÃO ESFÉRICA POSITIVA. FONTE: HTTP://WWW.BOKEHTESTS.COM/STYLED/	14
FIGURA 12- ABERRAÇÃO ESFÉRICA DO OLHO HUMANO EM FUNÇÃO DA IDADE SEGUNDO VÁRIOS AUTORES, REPRODUZIDO DE <i>PLAINIS ET AL.</i> (8)	15
FIGURA 13- PERFIL DE POTÊNCIA DE UMA LC MULTIFOCAL ASFÉRICA CENTRO-PERTO COM ADIÇÃO MÉDIA E POTÊNCIA NOMINAL NEUTRA, CONJUGADA COM UM OLHO COM AE POSITIVA À ESQUERDA, E CONJUGADO COM UM OLHO COM AE NEGATIVA À DIREITA. (MFR MOA TIOCV2021)	16
FIGURA 14- PERFIL DE POTÊNCIA DE UMA LCMF CENTRO-LONGE COM ADIÇÃO MÉDIA (+1.25) E POTÊNCIA NOMINAL NEUTRA, CONJUGADA COM UM OLHO DE AE NEGATIVA. (MFR MOA TIOCV2021)	17

FIGURA 15- EFICIÊNCIA MULTIFOCAL (OLHO+LCMF) EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO PUPILAR. OS QUATRO PAINÉIS ILUSTRAM OS RESULTADOS PARA QUATRO PERFIS DE POTÊNCIA DAS LCMF. OS RESULTADOS PARA TODOS OS OLHOS SÃO MOSTRADOS USANDO SÍMBOLOS DE CAIXA E BIGODE, ENQUANTO OS RESULTADOS PARA OLHOS MÉDIOS SÃO MOSTRADOS APENAS COMO PONTOS CINZAS. (REPRODUZIDO DE <i>FARIA-RIBEIRO ET AL.</i>)	
(7)	18
FIGURA 16- PERDA DE CONTRASTE MEDIANTE ADIÇÃO DE LCMF. (MFR TIOCV2021)	19
FIGURA 17- GRÁFICO DE DADOS DA INTERAÇÃO DO “TIPO DE DESENHO DE LENTE” E “TEMPO DE AVALIAÇÃO” (EM DIAS DE USO) SOBRE VARIAÇÕES NA SATISFAÇÃO VISUAL DOS USUÁRIOS (MÉDIA $\pm$ DP). MODIFICADO DE <i>GISPETS ET AL.</i> (18)	20
FIGURA 18- ALTERAÇÕES DA AV (LOGMAR) NOS DIAS 1 A 15 EM OLHOS DOMINANTES (A, B) E NÃO DOMINANTES (C, D) COM CADA LC UTILIZADA NO ESTUDO. MODIFICADO DE <i>FERNANDES ET AL.</i> (19) ..	21
FIGURA 19- GUIA DE ADAPTAÇÃO FORNECIDO PELA COOPERVISION PARA AS LENTES MULTIFOCALIS BIOFINITY. FONTE: HTTPS://COOPERVISION.COM.BR/SITES/COOPERVISION.COM.BR/FILES/BIOFINITY-MF-FITTING-GUIDE-BR.PDF	23
FIGURA 20- INFLUENCIA DO DESCENTRAMENTO DA LENTE NA IMAGEM FINAL. (MFR MOA TIOCV2021)	24
FIGURA 21- PIRÂMIDE DE ZERNIKE COM OS COEFICIENTES DESDE A PRIMEIRA ORDEM ATÉ À QUARTA ORDEM COM A RESPECTIVA ORDEM E FREQUÊNCIA. MODIFICADO DE <i>SUGURU MIYAGAWA ET AL</i> , 2014. (32)	27
FIGURA 22- PERFIL DE POTÊNCIA COM AS 3 DIFERENTES ADIÇÕES COM NIMO.	34
FIGURA 23- ESCALA ETDRS, ALTO CONTRASTE (100%) E BAIXO CONTRASTE (10%), RESPECTIVAMENTE. FONTE: HTTPS://WWW.PRECISION- VISION.COM/PRODUCT-CATEGORY/ETDRS-CLINICAL-TRIAL/ETDRS-CHARTS/ .	37
FIGURA 24- TOPÓGRAFO CORNEAL MEDMONT E300. FONTE: HTTPS://WWW.MEDMONT.COM.AU/PRODUCTS/E300-TOPOGRAPHER/	38
FIGURA 25- ABERRÔMETRO, IRXTM HARTMANN-SHACK (IMAGINEYES, FRANÇA). FONTE: HTTP://WWW.IMAGINEEYES.COM/CONTENT/VIEW/38/94/	39
FIGURA 26- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DE HCVA (AZUL) E LCVA (LARANJA) COM CORREÇÃO DE LCMF PARA VISÃO DE LONGE, EM CONDIÇÃO MONOCULAR E BINOCULAR.	42
FIGURA 27- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DE HCVA (AZUL) E LCVA (LARANJA) COM CORREÇÃO DE LCMF PARA 40CM, EM CONDIÇÃO MONOCULAR E BINOCULAR.	43
FIGURA 28- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DE HCVA EM VISÃO DE LONGE COM SRX (AZUL) E LCMF (LARANJA), EM CONDIÇÃO MONOCULAR E BINOCULAR.	44
FIGURA 29- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DE DOF DE ALTO (AZUL) E BAIXO (LARANJA) CONTRASTE EM CONDIÇÃO BINOCULAR.	45

FIGURA 30- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DOS VALORES DE TFSQ, À ESQUERDA, E TFSQ_AREA, À DIREITA, MEDIDOS COM CORREÇÃO DE LCMF. VALORES DE OD NA COR AZUL E VALORES DE OE A LARANJA.....	47
FIGURA 31- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DAS ABERRAÇÕES DE ALTA ORDEM (HOA) PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, OBTIDOS EM CONDIÇÃO BASE, SEM A LCMF E COM LCMF. VALORES DE OD NA COR AZUL E VALORES DE OE A LARANJA.	48
FIGURA 32- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DA AE DE 4ª ORDEM, Z_4^0 , PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, OBTIDOS EM CONDIÇÃO BASE, SEM LCMF, E COM LCMF. VALORES DE OD NA COR AZUL E VALORES DE OE A LARANJA.	49
FIGURA 33- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DA AE DE 6ª ORDEM, Z_6^0 , PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, OBTIDOS EM CONDIÇÃO BASE, SEM A LCMF, E COM LCMF. VALORES DE OD NA COR AZUL E VALORES DE OE A LARANJA.	50
FIGURA 34- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DA ABERRAÇÃO COMÁTICA DE 3ª ORDEM, NORMA (Z_3^{-1} E Z_3^1), PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, OBTIDOS EM CONDIÇÃO BASE SEM A LCMF E COM LCMF. VALORES DO OD NA COR AZUL E VALORES DO OE A LARANJA.	51
FIGURA 35- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DA DIFERENÇA DA ABERRAÇÃO COMÁTICA COM CORREÇÃO LCMF E EM CONDIÇÃO BASE, SEM LCMF, PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM. VALORES DE OD NA COR AZUL E VALORES DE OE A LARANJA.	52
FIGURA 36- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DO RÁCIO DE VISUAL STREHL EM CONDIÇÃO BASE, SEM LCMF E COM LCMF. VALORES DE OD NA COR AZUL E VALORES DE OE A LARANJA.	53
FIGURA 37- MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DOS RESULTADOS OBTIDOS SOBRE A PONTUAÇÃO DADA POR CADA SUJEITO EM CADA QUESTÃO APÓS 15 DIAS DE USO DA LCMF.....	54
FIGURA 38- CORRELAÇÃO DE Q1 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	58
FIGURA 39- CORRELAÇÃO DE Q2 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	59
FIGURA 40- CORRELAÇÃO DE Q3 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	59
FIGURA 41. CORRELAÇÃO DE Q4 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	60
FIGURA 42- CORRELAÇÃO DE Q5 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	60
FIGURA 43- CORRELAÇÃO DE Q6 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	61
FIGURA 44- CORRELAÇÃO DE Q7 COM TODAS A VARIÁVEIS ESTUDADAS.	61

Índice de Tabelas

TABELA 1- DADOS DEMOGRÁFICOS DA AMOSTRA EXPRESSOS EM MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL.	32
TABELA 2- ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DA LCMF ADAPTADA. FONTE:	
HTTPS://WWW.MYALCON.COM/PROFESSIONAL/CONTACT-LENSES/DAILY/DAILIES-AQUACOMFORT-PLUS-MULTIFOCAL/	33
TABELA 3- DESCRIÇÃO DAS 3 FASES DE AVALIAÇÃO OBRIGATÓRIAS.	35
TABELA 4- QUESTIONÁRIO SUBJETIVO.	40
TABELA 5- VALORES DE MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DOS VALORES DE AV OBTIDOS COM LCMF EM VISÃO DE LONGE E A 40CM, MONOCULAR E BINOCULAR, EM CONDIÇÃO DE ALTO E BAIXO CONTRASTE E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS (TESTE KRUSKAL-WALLIS).	43
TABELA 6- VALORES DE MEDIANA OBTIDOS DE HCVA, EM VISÃO DE LONGE COM SRx E LCMF, RESPETIVA DISTÂNCIA INTERQUARTIL E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. AS DIFERENÇAS ENTRE AS CONDIÇÕES AVALIADAS FORAM ESTATISTICAMENTE SIGNIFICATIVAS. ($P < 0,05$, TESTE KRUSKAL-WALLIS).	45
TABELA 7- VALORES DE MEDIANA OBTIDOS DE DoF DE ALTO E BAIXO CONTRASTE EM CONDIÇÃO BINOCULAR, RESPETIVA DISTÂNCIA INTERQUARTIL E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. AS DIFERENÇAS ENTRE AS CONDIÇÕES AVALIADAS FORAM ESTATISTICAMENTE SIGNIFICATIVAS. ($P < 0,05$, TESTE KRUSKAL-WALLIS).	46
TABELA 8- VALORES RELATIVOS À DOMINÂNCIA OCULAR.	46
TABELA 9- VALORES DE MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DE TSFQ E TSFQ_AREA OBTIDOS COM CORREÇÃO DE LCMF E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS (TESTE KRUSKAL-WALLIS).	48
TABELA 10- VALORES DE MEDIANA E DISTANCIA INTERQUARTIL DAS ABERRAÇÕES DE ALTA ORDEM (HOA) MEDIDAS PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, OBTIDOS EM CONDIÇÃO BASE, SEM A LCMF E COM LCMF E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS (TESTE KRUSKAL-WALLIS).	49
TABELA 11- VALORES DE MEDIANA E DISTANCIA INTERQUARTIL DAS ABERRAÇÕES DE 4ª E 6ª ORDEM, Z40 E Z60, REFERENTES À AE, EM CONDIÇÃO BASE, SEM LCMF, E COM LCMF DE CADA OLHO PARA UMA PUPILA DE 4MM E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (TESTE KRUSKAL-WALLIS)	50
TABELA 12- VALORES DE MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DA DIFERENÇA DAS ABERRAÇÕES COMÁTICAS COM CORREÇÃO E EM CONDIÇÃO BASE, SEM LCMF E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (TESTE KRUSKAL-WALLIS)	52
TABELA 13- VALORES DE MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DO RÁCIO DE VISUAL STREHL EM CONDIÇÃO BASE, SEM LCMF E COM CORREÇÃO E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (TESTE KRUSKAL-WALLIS) .	53

TABELA 14- VALORES DE MEDIANA E DISTÂNCIA INTERQUARTIL DOS RESULTADOS OBTIDOS SOBRE A PONTUAÇÃO DADA POR CADA SUJEITO EM CADA QUESTÃO APÓS 15 DIAS DE USO DA LCMF E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (TESTE KRUSKAL-WALLIS).....	54
TABELA 15- CORRELAÇÕES ENTRE VARIÁVEIS AV A 40CM E OS VALORES DE DOF, EM CONDIÇÃO BINOCULAR, DE ALTO E BAIXO CONTRASTE E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (CORRELAÇÃO DE SPEARMAN) ..	55
TABELA 16- CORRELAÇÕES ENTRE VARIÁVEIS RELACIONADAS DIRETAMENTE COM A ADIÇÃO UTILIZADA EM CADA OLHO EM CADA SUJEITO E OS VALORES DE RÁCIO VISUAL STREHL COM LCMF E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (CORRELAÇÃO DE SPEARMAN)	56
TABELA 17- CORRELAÇÕES ENTRE OS VALORES DE RÁCIO VISUAL STREHL E AS ABERRAÇÕES DE ALTA ORDEM (HOA) MEDIDAS PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, COM LCMF E AS E RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS. (CORRELAÇÃO DE SPEARMAN)	57
TABELA 18- VALORES DA CORRELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE RÁCIO VISUAL STREHL E AS ABERRAÇÕES DE 3ºORDEM, ABERRAÇÃO COMÁTICA, MEDIDAS PARA UM DIÂMETRO PUPILAR DE 4MM, COM LCMF E AS RESPETIVAS SIGNIFICÂNCIAS ESTATÍSTICAS PARA CADA OLHO. (CORRELAÇÃO DE SPEARMAN)	57

Capítulo 1 – Presbiopia e a sua importância na sociedade

O envelhecimento populacional é cada vez mais um tema de preocupação e debate no mundo atual, que impulsiona a busca por soluções inovadoras na área da saúde ocular. A presbiopia, condição que afeta a capacidade de focar em objetos próximos, atinge mais de 20% da população mundial (1). Com o aumento da esperança média de vida nos países desenvolvidos (Figura 1), estima-se que a população passará mais de um terço da sua vida como presbita, intensificando a procura por soluções visuais mais inovadoras.

Embora as lentes oftálmicas para óculos continuem a ser o método de correção mais comum para pessoas com presbiopia, o uso de lentes de contato multifocais (LCMF) têm vindo a aumentar na última década. O estilo de vida ativo e as tarefas visuais mais exigentes dos novos presbitas, levam a que procura por soluções que permitam uma boa visão sem óculos se torne cada vez maior, criando a necessidade de alternativas mais inovadoras. Usufruir de boa visão a todas as distâncias é uma prioridade social e uma oportunidade para o desenvolvimento dos profissionais de saúde visual e fabricantes. No entanto, quando comparado com lentes oftálmicas para óculos, o desempenho visual com LCMF pode apresentar problemas relacionados com as limitações físicas dos dispositivos de imagem simultânea, tais como dificuldade de adaptação e perda de contraste (2).

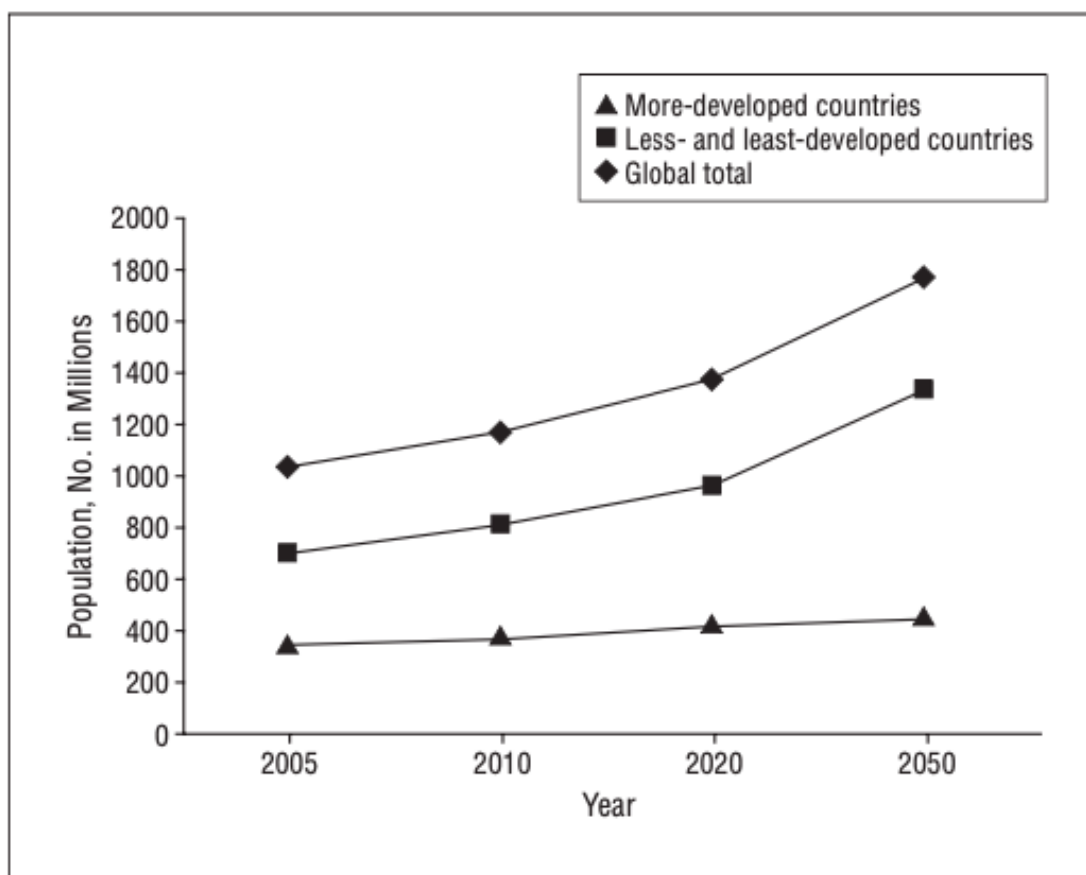


Figura 1- Número previsto de pessoas com presbiopia de 2005 a 2050. (modificado de Holden BA Vol. 126, Arch Ophthalmol. 2008) (1)

A presbiopia pode definir-se como uma disfunção visual que afeta quase 100% da população com mais de 45 anos, desencadeando sintomas como visão desfocada, astenopia e desconforto ocular em para tarefas em visão intermédia (< 1m) e perto (<50 cm) (3). A amplitude de acomodação (AA) de um indivíduo torna-se insuficiente para ter uma visão confortável e nítida em distâncias de trabalho próximas causada pela diminuição, e posterior perda, da função acomodativa. (4). A AA é definida como a capacidade máxima de acomodação que permite manter uma imagem bem focada de um objeto situado a uma distância o mais próxima possível do plano do olho. (4)

Morgan et al. (5), recolheram dados de adaptações de lentes de contato em 38 países, 43% das quais referentes a novas adaptações de LCMF. Estes autores concluíram que apesar da melhoria nos desenhos das LCMF existentes, ainda é necessário maior literacia e treino por parte dos profissionais de saúde visual por forma a atender às necessidades específicas destes pacientes.

Embora alguns pacientes estejam satisfeitos com a sua visão através destes dispositivos, existem outros que relatam dificuldades e algum grau de insatisfação. Os fatores mais apontados com responsáveis para esta ambiguidade são fatores óticos e fisiológicos inerentes a cada paciente, que transformam cada adaptação num desafio. O objetivo principal desta dissertação é o de contribuir para a literacia dos profissionais de saúde visual neste tema ao gerar novos conhecimentos que, de alguma forma, ajudem os profissionais a contornarem algumas das limitações impostas pelas estratégias atuais.

1.1 Mecanismos de compensação da presbiopia

Atualmente, os mecanismos de correção da presbiopia disponíveis são: lentes oftálmicas, lentes de contacto (LC), lentes intraoculares, cirurgia refrativa corneana e fármacos. Dentro dos mecanismos de correção da presbiopia com LC existem três princípios físicos envolvidos: monovisão, LC de imagem alternada e LC multifocais de imagem simultânea. Estes três princípios físicos serão discutidos nas subsecções que se seguem.

1.1.1 Monovisão

É o método mais simples de adaptação para o profissional da visão, pois só requer a utilização de LC monofocais. Consiste em compensar o olho dominante para visão ao longe e o olho não dominante para visão ao perto. (6) O paciente terá de suprimir uma das imagens, segundo esteja a observar objetos a curta ou a longa distância. Uma das grandes desvantagens é o facto de limitar a função visual em termos de estereopsia e visão binocular.

1.1.2 Bifocais de imagem alternada

O princípio das LC de imagem alternada implica lentes que se movam quando o olhar é direcionado de longe para perto, ou de perto para longe, por forma a alinhar a pupila com a zona da lente de interesse. Teoricamente, à medida que o olho roda inferiormente, a zona da lente com correção de perto alinha-se com a pupila, por ajuda do bordo inferior da lente, que pode ser mais

espesso (prisma) para garantir que a lente é travada pela pálpebra inferior ao olhar para uma distância próxima situada inferiormente. (4) Embora este método seja bastante independente do diâmetro pupilar, não é possível obter uma visão ao perto para todas as direções do olhar.

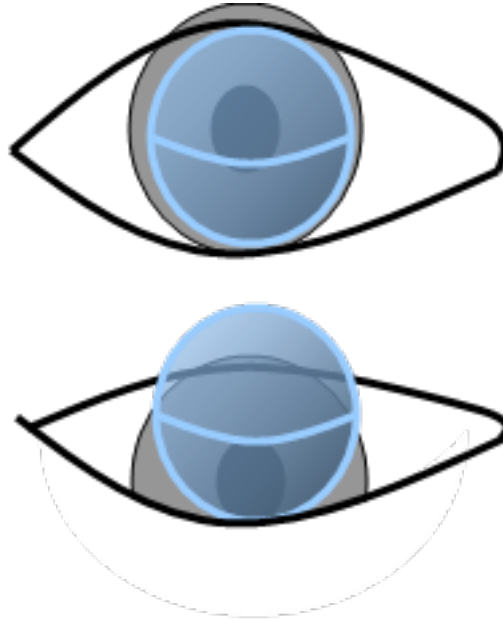


Figura 2- LC bifocais semirrígidas de imagem alternada. Na imagem de cima a pupila está alinhada com zona de correção para longe e na imagem abaixo com a zona de correção para perto. (modificado de Hom MM. Monovision and Bifocals pp 327-354. 2000)

1.1.3 Multifocais de imagem simultânea

Nos desenhos multifocais de imagem simultânea, a zona ótica da lente contém potências focais distintas, distribuídas consoante a filosofia de desenho, que permitem focar simultaneamente objetos situados em diferentes planos focais. Este método de compensação da presbiopia, proporciona uma visão nítida a diferentes distâncias, mas como estão simultaneamente presentes na retina imagens em foco e fora de foco (Figura 3), têm como consequência um decréscimo na sensibilidade visual ao contraste, obrigando por vezes a algum tipo de adaptação neural devido à complexa distribuição da luz.

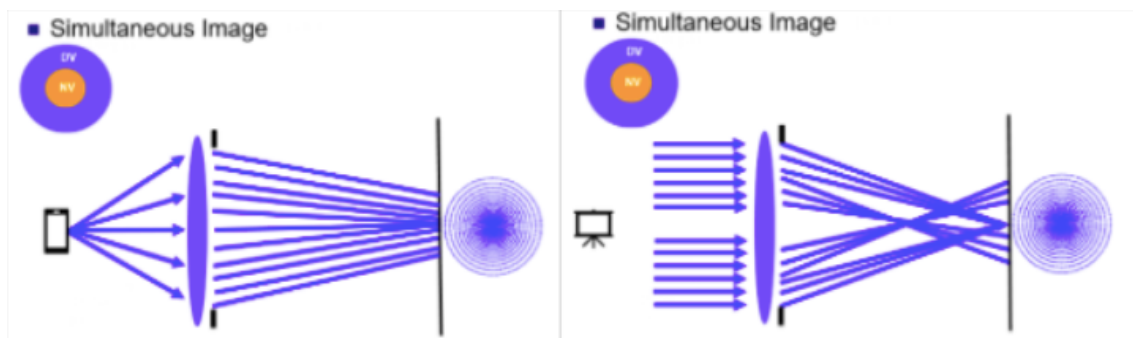


Figura 3- Focagem através das diferentes zonas de uma lente com desenho de imagem simultânea, primeira imagem para visão de longe e segunda para visão de perto. (Reproduzido com a autorização de Miguel Faria Ribeiro, MOA TIOCV 2021).

Este tipo de compensação da presbiopia tem a desvantagem de ser dependente do tamanho pupilar, pois a abertura da pupila tem de coincidir com as áreas da lente que formam a imagem na retina a uma determinada distância de observação, assumindo uma correta centragem da lente relativamente à pupila do usuário (Figura 4).

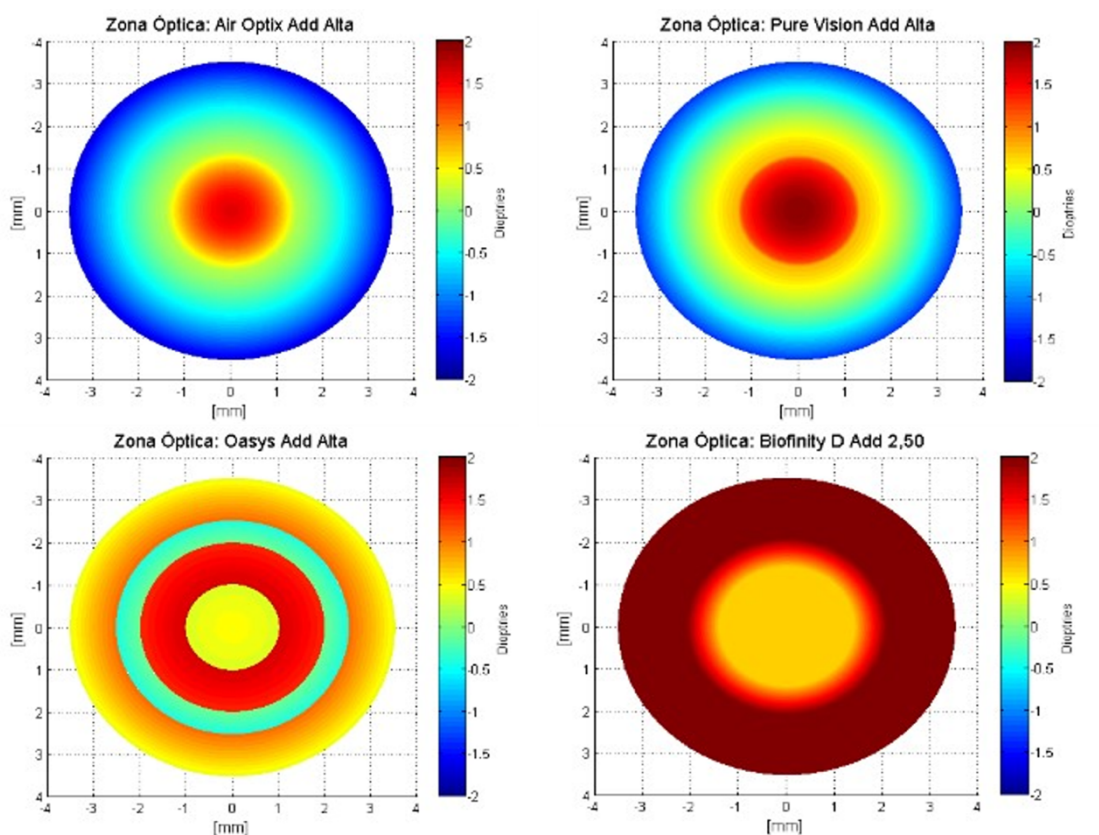


Figura 4- Mapas de potência de diferentes LCMF comerciais (MFR MOA TIOCV2021).

Tal como mencionado anteriormente, a distribuição dióptrica na zona ótica pode estar distribuída de diversas formas, consoante a filosofia de desenho utilizada pelo fabricante. As filosofias de desenho mais utilizadas para obter uma extensão da profundidade de foco através de imagem simultânea recorrem a superfícies com zonas concêntricas e superfícies asféricas (Figura 5). No caso dos desenhos concêntricos, representados à esquerda na Figura 5, a extensão da profundidade de foco deve-se à variação da curvatura local por zonas concêntricas de forma alternada para diferentes vergências. No caso do desenho asférico, representado à direita na Figura 5, a extensão da profundidade de foco deve-se a uma progressão gradual da potência desde o centro até ao limite da zona ótica.

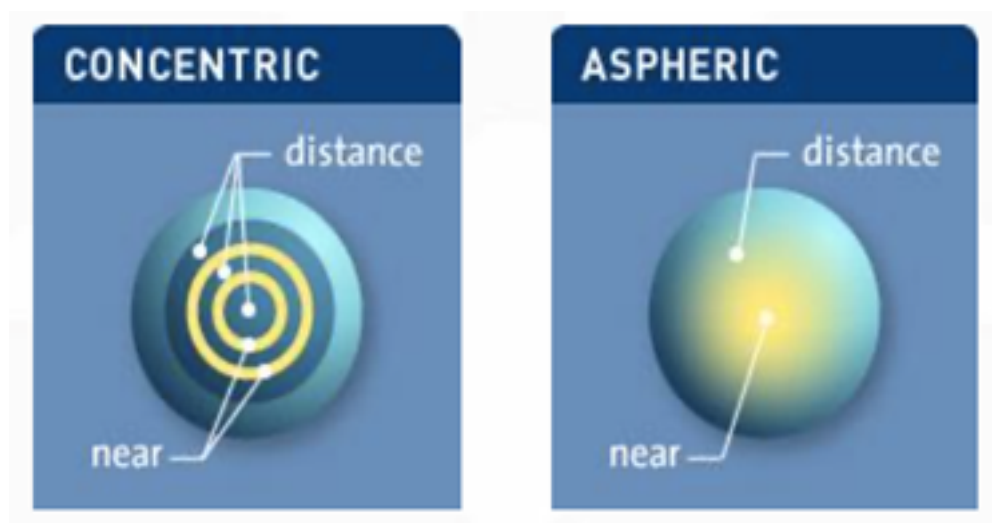


Figura 5- LCMF de desenho concêntrico na primeira imagem e LCMF de desenho asférico de centro-perto na segunda imagem. Fonte: <http://www.allaboutvision.com/contacts/bifocals.htm>

No caso de lentes com zonas concêntricas, a zona ótica da lente é dividida em pequenas áreas anelares com potência alternada entre longe e perto. A junção entre cada uma das zonas é feita através de uma curva de ligação (*blending*), de forma a suavizar a transição entre as zonas de longe e perto. De certa forma, estes desenhos não são menos dependentes do tamanho pupilar uma vez que, independentemente do diâmetro pupilar, a luz é refratada por pelo menos uma zona com potência de perto e uma zona com potência de longe.

No caso dos perfis de potência com progressão gradual, são utilizadas superfícies asféricas capazes de induzir maior potência na zona central da lente (desenho centro-perto), ou na periferia da lente (desenho centro-longe). Este tipo de desenhos pode ser de certa forma equivalente a induzir aberrações esféricas (AE) de forma controlada. A variação da potência

refrativa varia consoante a adição pretendia. Quanto maior adição utilizada, menor é a suavidade com que é feita essa transição de poder focal.

Capítulo 2 - Revisão bibliográfica

A adaptação de LCMF representa um enorme desafio para os profissionais da visão uma vez que, parte das variáveis relacionadas com o sistema ótico do paciente não são conhecidas. A informação fornecida pelos fabricantes das LCMF é reduzida, e por este motivo existe a necessidade de introduzir novos protocolos na prática clínica antes de cada adaptação. O sigilo industrial não permite descrever o perfil de potência com detalhe, o que dificulta a avaliação adequada das vantagens e desvantagens de qualquer dispositivo em particular.

Bakaraju et al em 2010 (4) demonstrou que a correção ótica com LC de imagem simultânea, projetada para corrigir o erro refrativo a várias distâncias numa área pupilar limitada, leva à degradação do desempenho visual e que esse método de correção é frequentemente associado à presença de imagens fantasmas e à redução da acuidade visual de baixo contraste (LCVA). Nesse trabalho, também foi demonstrado que as interações entre as aberrações esféricas de alta ordem (HOA) podem induzir uma extensão de profundidade de foco do olho.

Já em 2018, *Bakaraju et al* (2) demonstrou que a redução do desempenho visual pode variar de leve a grave, a uma ou a mais distâncias dependendo do desenho da lente escolhida, potência de perto, diâmetro pupilar, aberrações esféricas inerentes e centragem da lente.

Considerando o impacto de fatores como a AE, diâmetro da pupila, apodização da pupila e difração, na qualidade da imagem final, pensa-se que ao adotar uma abordagem mais personalizada na adaptação de LC de imagem simultânea se pode aumentar a taxa de sucesso. Nesse processo de personalização seria necessário medir o erro de frente de onda do usuário e o tamanho da pupila, para desenhar uma LCMF projetada para complementar esses parâmetros e otimizar a qualidade da imagem em todas as distâncias relevantes. Para um resultado ajustado às expectativas, é fundamental que a distribuição da potência efetiva da LCMF seja a desejada quando adaptada. Para isso é necessário que a conjugação do perfil refrativo do

olho (aberrações inerentes) com o da LCMF, promova o equilíbrio desejado entre a luz enviada para os focos de perto, intermédio e longe.

Em 2019, *Faria-Ribeiro et al.* (7) avaliaram o desempenho de LCMF de imagem simultânea com perfis de potência calculados para olhos com AE de valores médios em olhos com AE que se desviam significativamente do valor médio da população. Estes autores também avaliaram se a qualidade de imagem poderia ser melhorada com a personalização dos parâmetros das lentes bifocais/multifocais, para olhos cujos parâmetros se desviam dos valores médios. Uma vez que o desempenho multifocal está diretamente relacionado com a área da zona ótica da lente delimitada pela pupila, esta afeta diretamente o equilíbrio da distribuição de luz entre as diferentes distâncias focais.

Os desenhos que utilizam o princípio físico de imagem simultânea (Figura 6) para obter uma extensão da profundidade de foco (DOF) têm como principal desvantagem o limite físico imposto à qualidade final da imagem retiniana. A DOF é alcançada através da redistribuição da luz total que entra pela pupila para diferentes distâncias focais. Isto implica que, em qualquer plano focal, os raios de luz refratados para outros focos contribuam negativamente para a formação da imagem, resultando numa diminuição do contraste percebido. (7)

Mesmo eliminando os efeitos da conjugação entre a AE da LC e do olho, a luz refratada pela zona ótica que entra pela zona marginal da pupila também tende a ser menos eficiente do que a luz refratada através da zona central devido aos efeitos de difração da abertura e apodização da pupila (fenómeno de Stiles-Crawford, a abordar no capítulo 2.1.1). Assim, a distribuição de energia na zona ótica da LCMF deve ser calculada para equilibrar a qualidade da imagem de perto e de longe considerando esses efeitos, e não depender da distribuição de área igual entre as zonas de longe e de perto. (7) A LCMF ideal deveria permitir formar uma imagem nítida de um objeto quando visto a diferentes distâncias e para diferentes níveis de iluminação, mas na prática nenhuma lente consegue ser eficaz em todos os requisitos.

O objetivo desta tese irá então centrar-se em avaliar quais os parâmetros óticos e fisiológicos, objetivos e subjetivos, que melhor explicam a variabilidade encontrada no desempenho visual de diferentes pacientes adaptados com um determinado desenho de LCMF.

2.1 Fatores responsáveis pelo desempenho das LCMF

2.1.1 Diâmetro Pupilar

O diâmetro pupilar é um dos fatores fisiológicos que mais condiciona o desempenho das LC de imagem simultânea. O desempenho destas lentes está diretamente relacionado com o diâmetro pupilar do usuário, uma vez que a zona ótica útil da LCMF depende da área da lente que seja incluída no diâmetro pupilar (Figura 6 e Figura 7).

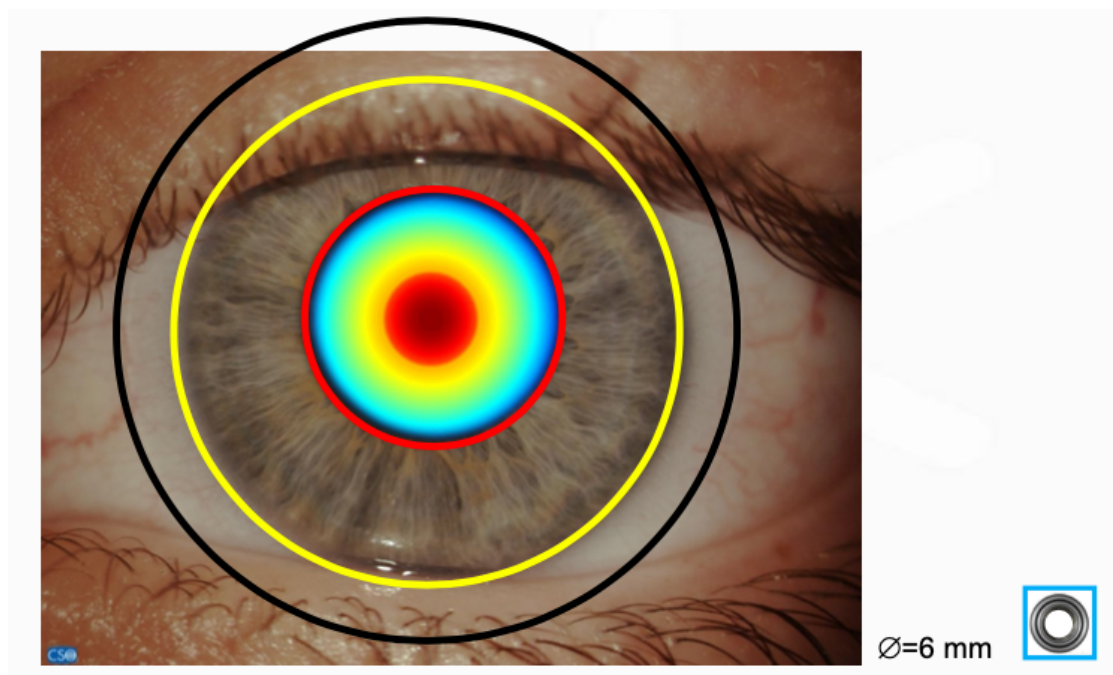


Figura 6- Efeito de LCMF sobre olho com diâmetro pupilar de 6mm. (MFR MOA TIOCV2021)

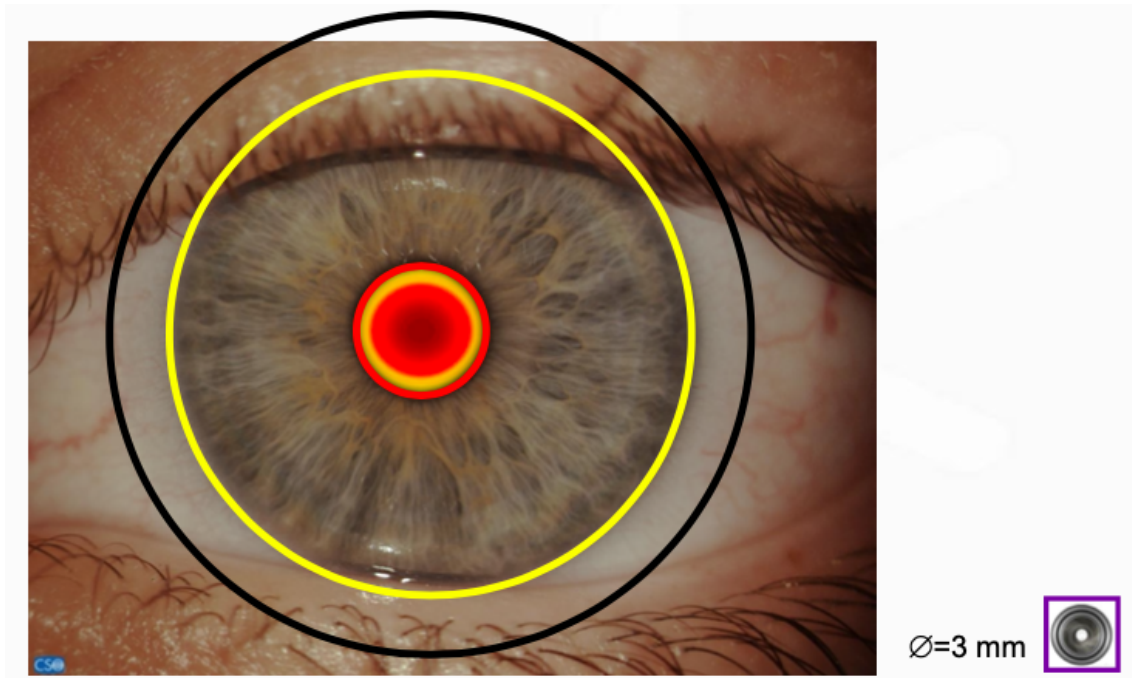


Figura 7- Efeito de LCMF sobre olho com diâmetro pupilar de 3mm. (MFR MOA TIOCV2021)

O diâmetro da pupila pode ser afetado por uma variedade de fatores, sendo o mais conhecido a iluminação ambiente. O gráfico da Figura 8 mostra a relação do diâmetro pupilar com a luminância, para várias idades. Quanto maior a luminância menor é o diâmetro pupilar, e quanto maior a idade menor o diâmetro pupilar. Mesmo isolando o fator luminância - que é altamente variável - a idade é também um fator importante a ter em conta.

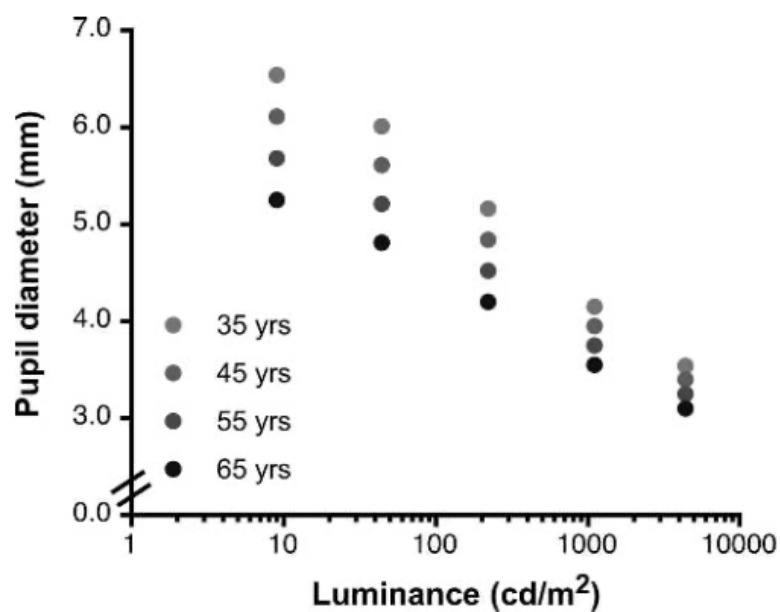


Figura 8- Diâmetro da pupila em função da luminância, em várias idades, reproduzido de *Planis et al.* (8)

Sabe-se também que, além do tamanho da pupila, a sua apodização devido ao fenómeno de Stiles-Crawford e a difração provocada pela abertura têm de ser considerados por forma a obter o melhor equilíbrio entre a qualidade da imagem de longe e de perto. (4)

Entende-se por apodização da pupila, o fenómeno descrito por Stiles e Crawford, em que os raios de luz que entram pelas zonas mais marginais da pupila não têm a mesma eficiência energética daqueles que entram pelo centro, devido à diferente eficiência dos cones para a energia vinda de diferentes orientações. (9)

A difração ocorre porque existe interrupção na propagação da luz nos bordos da abertura pupilar. Este é um ponto importante a ser considerado na compreensão da qualidade ótica do sistema visual humano e na otimização da visão em diferentes condições de luminosidade. Quando a pupila se contrai para permitir a entrada de menos luz, as ondas de luz que passam por ela causam maior difração, o que leva à redução da nitidez da imagem retiniana e uma diminuição da acuidade visual (AV) em condições de baixa luminosidade. Em condições de maior luminosidade, quando a pupila se dilata para permitir a entrada de mais luz, a difração é reduzida, resultando numa imagem mais nítida na retina. (10)

2.1.2 Amplitude de Acomodação Residual

A AA vai-se reduzindo progressivamente com a idade. Diminui desde os 5 anos de idade até depois dos 60 anos, a uma taxa de aproximadamente 0,30 D por ano. (11) A Figura 9 representa a variação da amplitude de acomodação em função da idade. Compila dados de vários autores e é possível concluir que a AA diminui gradualmente com a idade, aproximando-se de zero por volta dos 60 anos de idade. Um indivíduo com 60 anos tem, em média, uma AA abaixo de 1,00 D, que se reflete na profundidade de foco.

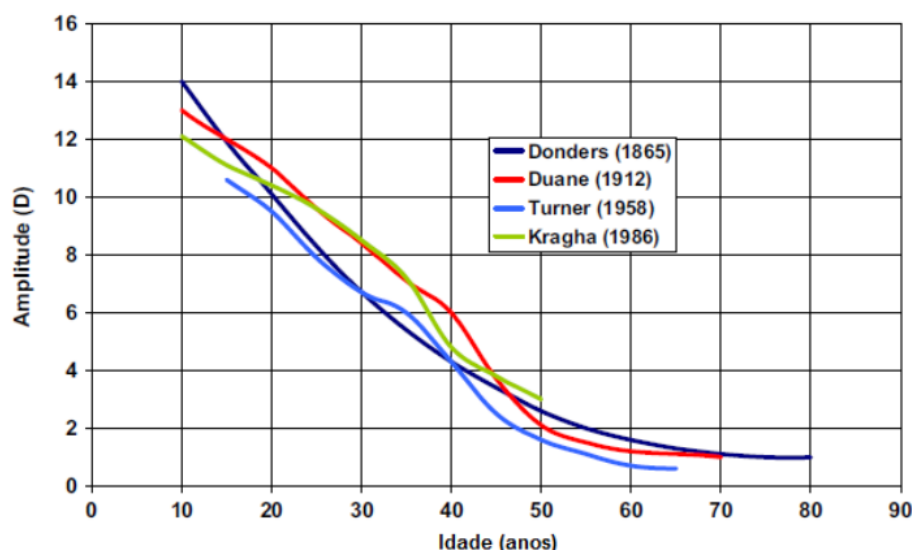


Figura 9- Variação da amplitude de acomodação com a idade (vários autores).

Com base no gráfico da Figura 9, percebe-se que a idade é um fator importante na adaptação de LCMF de imagem simultânea. Os presbitas iniciais ao terem alguma acomodação residual, conseguem usá-la e adicioná-la à correção dada pela LCMF em atividades de distância curta. A acomodação responde diretamente à distância percebida e ao desfoque da imagem retiniana. (12)

Em 2011, *Montés-Micó et al.* (12) avaliaram indivíduos presbitas e não presbitas adaptados com três tipos de LCMF, quanto às suas funções de estímulo/resposta acomodativa. Os pacientes presbitas quase não mostram resposta da acomodação verdadeira, mas nos dois grupos verificou-se que acomodaram da mesma forma usando ou não LCMF (Figura 10). Mesmo os presbitas iniciais, com algumas reservas de acomodação requerem acréscimos moderados de adição.

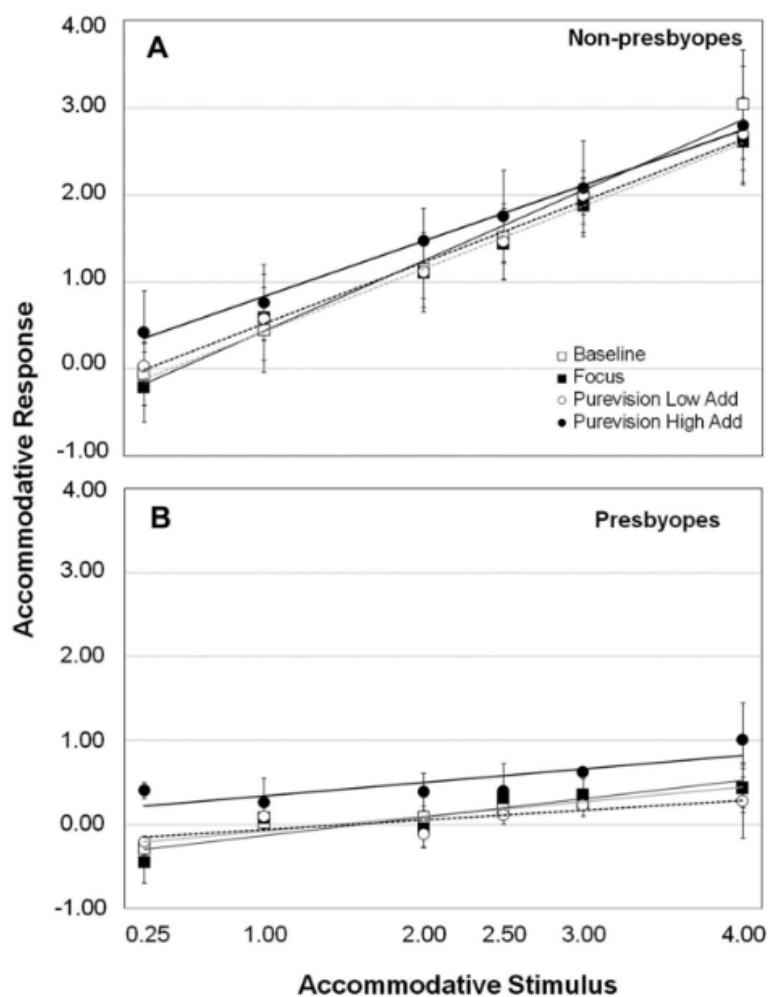


Figura 10- A amplitude da resposta acomodativa em função da amplitude do estímulo para obter a função estímulo-resposta para cada condição, para não presbitas (A) e presbitas (B). (modificado de *Montés-Micó et al.*) (12)

Relativamente a tarefas como condução, reconhecer pessoas a longas distâncias e em tarefas visuais com diferentes necessidades visuais, o desempenho comparativo das LC monofocais e multifocais foi diferente do esperado para tarefas visuais de distância intermédia. Este facto pode ser explicado em parte pela idade dos pacientes que, ao serem mais jovens, a sua AA residual auxilia para a visualização de objetos a uma distância intermédia, o que não acontece em usuários mais velhos, com presbiopia mais avançada.

2.1.3 Aberração Esférica

Tal como já referido anteriormente, a correção visual com recurso a LCMF de imagem simultânea para estender a profundidade de foco do olho presbita é altamente dependente da conjugação da aberração esférica (AE) LC-olho.

O nome “aberração esférica” advém do facto de a luz ser refratada por uma lente com curvatura esférica e ser incapaz de focar toda a luz num só ponto. De um ponto de vista geométrico pode dizer-se que quando um raio de luz incide sobre uma lente convergente com um raio de curvatura esférico, o ângulo que este forma com a normal à superfície da lente é maior para os raios mais periféricos e menor para raios centrais, Figura 11, fazendo com que os primeiros sejam mais refratados (AE positiva).

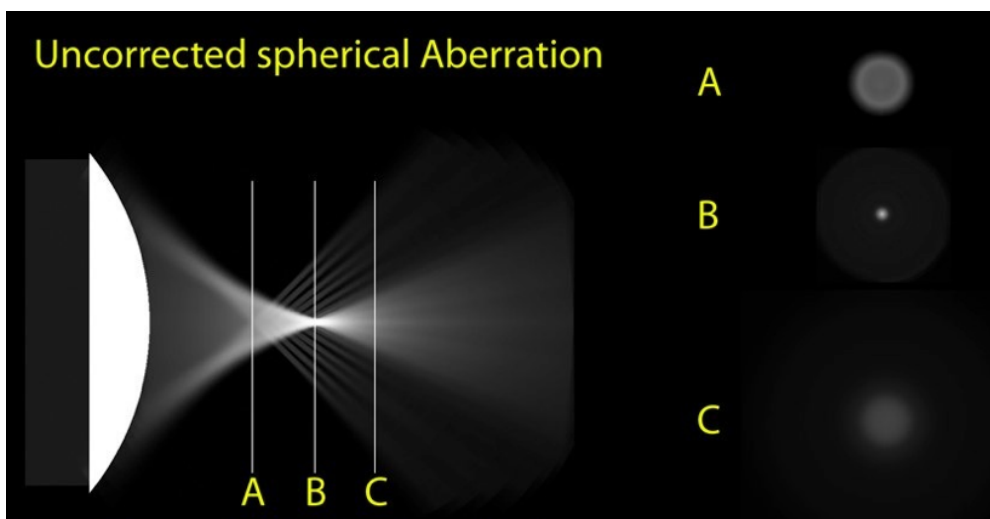


Figura 11- Imagem formada por uma lente com aberração esférica positiva. Fonte: <http://www.bokeh-tests.com/styled/>

O tipo de desenho de imagem simultânea é conseguido induzindo uma variação gradual da curvatura desde o centro até ao limite da zona ótica. Para o conseguir são utilizadas superfícies asféricas ou multi-asféricas, capazes de induzir maior potência refrativa na zona central da lente (centro-perto) ou na periferia (centro-longe). O efeito obtido pode ser comparado ao de introduzir AE de uma forma controlada. Um dos pontos-chave para a adaptação das LCMF é perceber se a potência efetiva da conjugação olho + LCMF tem o resultado desejado.

A correção da AE positiva faz-se com recurso a lentes asféricas, desenhadas para que a curvatura na periferia seja menor do que a curvatura central. Caso essa aplanção periférica seja “demasiada”, o valor da AE passa de positivo a negativo.

- AE negativa → desenhos centro-perto
- AE positiva → desenhos centro-longe

A AE pode ser reportada em microns (μm) ou unidades de comprimento de onda (λ) que quantifica a diferença de caminho ótico induzido por esta aberração para um determinado diâmetro pupilar, em dioptrias por milímetro ao quadrado (D/mm^2).

Existe uma grande variabilidade quando se referem as aberrações oculares, no entanto, em olhos saudáveis, verifica-se uma tendência de valores positivos no caso específico da aberração esférica. (13)

Parte da diversidade das adaptações de LCMF está de certa forma relacionada com a AE de cada sujeito. Tal como se pode perceber pelo gráfico da Figura 12 este valor é, em média, positivo, aumenta com a idade e tende a apresentar uma grande variabilidade.

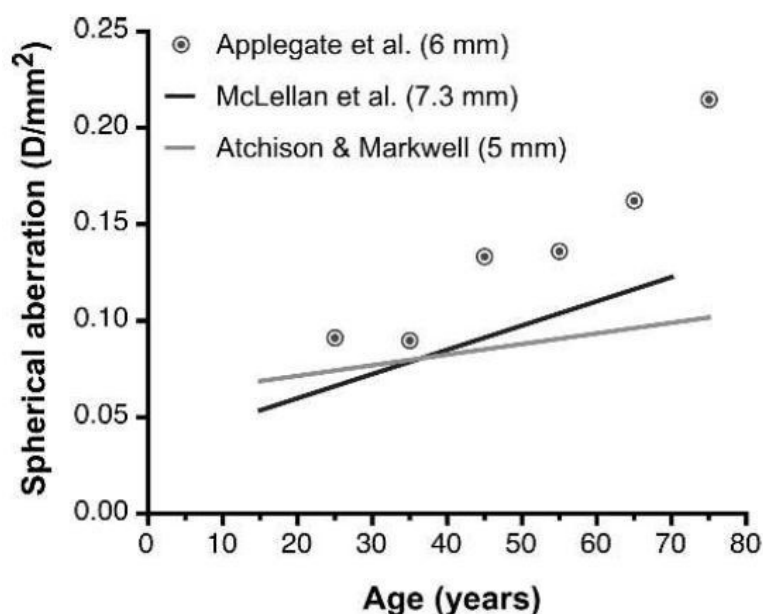


Figura 12- Aberração esférica do olho humano em função da idade segundo vários autores, reproduzido de *Plainis et al.* (8)

Se uma determinada LCMF for desenhada para que obtenha o seu melhor desempenho quando conjugada com um olho de AE de valor médio, o resultado será pior num outro usuário em que o olho tenha um valor de AE fora desse valor padrão médio.

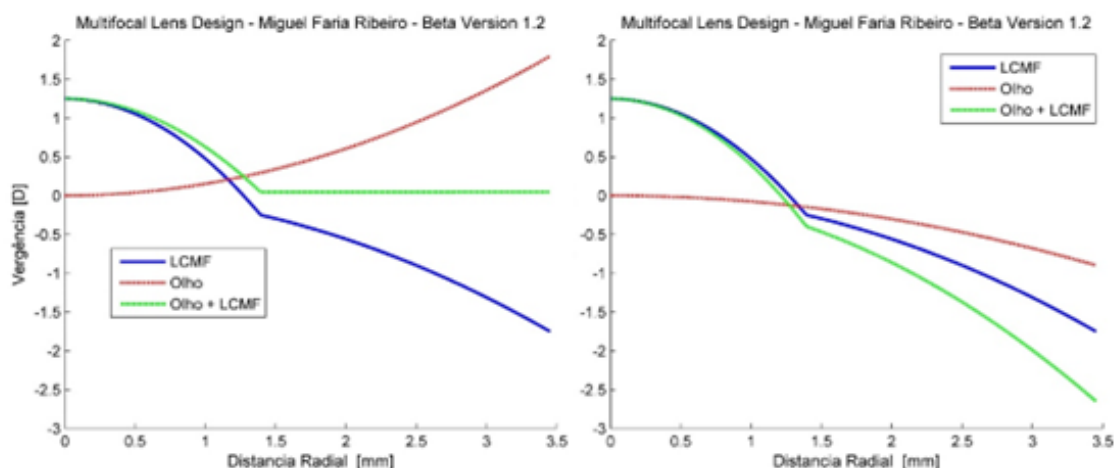


Figura 13- Perfil de potência de uma LC multifocal esférica centro-perto com adição média e potência nominal neutra, conjugada com um olho com AE positiva à esquerda, e conjugada com um olho com AE negativa à direita. (MFR MOA TIOCV2021)

Na Figura 13, curva representa a variação da potência refrativa desde a zona ótica até à periferia, LCMF a azul, olho do usuário a vermelho e a junção olho + LCMF a verde. Este perfil de potência de LCMF correspondente a um desenho esférico de adição média (+1,25D). Quando conjugada com um olho de AE média positiva (exemplo à esquerda) é obtido o resultado esperado, uma zona homogénea com a prescrição de longe neutra. No caso de um olho com AE negativa, exemplo à direita na Figura 13, não se consegue obter o efeito desejado. Na conjugação olho + LCMF resulta uma zona de potência progressivamente negativa, que se irá refletir numa AV reduzida ao longe. Neste caso, para melhorar a AV do usuário da direita teria de se adaptar um desenho de LCMF com AE positiva (centro-longe), para obter uma potência efetiva neutra como o resultado apresentado na Figura 14. Neste caso a LCMF possui um perfil com uma zona de longe e outra zona de perto unidas por uma zona de transição sem funcionalidade visual.

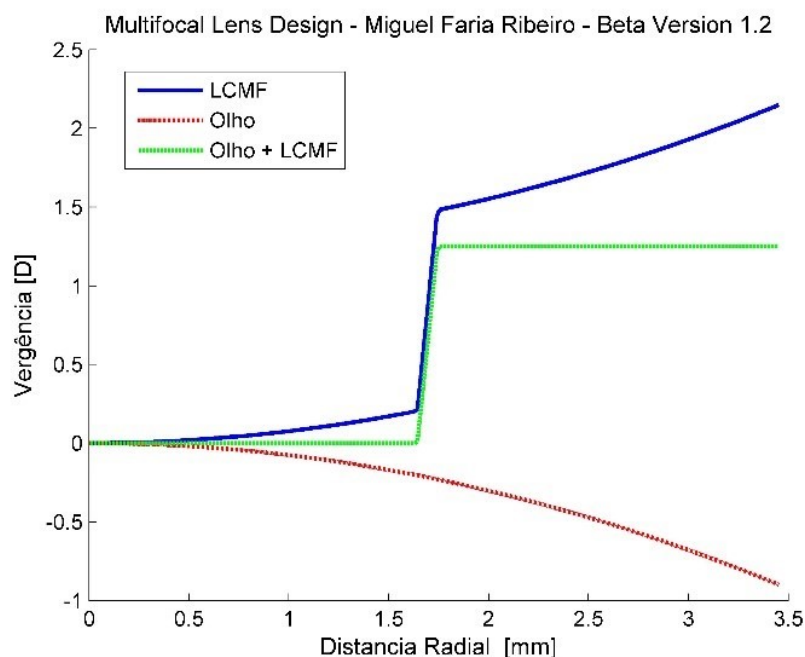


Figura 14- Perfil de potência de uma LCMF centro-longe com adição média (+1.25) e potência nominal neutra, conjugada com um olho de AE negativa. (MFR MOA TIOCV2021)

Fedtko et al, (14) reportaram que olhos com a mesma prescrição refrativa, mas com diferentes níveis de AE, tiveram desempenhos diferentes com desenhos multifocais idênticos e que o desempenho dessas LCMF dependia em grande parte do tamanho da pupila e da AA residual. Semelhante a estes achados, os resultados atuais também mostraram que olhos com a mesma prescrição refrativa, mas com diferentes níveis de AE ocular, têm um desempenho visual diferente com o mesmo perfil de potência multifocal.

No entanto, a maioria dos fabricantes oferece apenas uma opção de perfil de potência para cada adição de potência. Essa limitação introduz uma mudança significativa no poder efetivo do sistema olho + LCMF quando o nível de AE ocular difere significativamente da média.

No estudo de 2019 de *Faria-Ribeiro et al*. (7), foram avaliados quatro perfis de potência em olhos simulados com níveis variados de AE típicos de uma população presbita. Concluiu-se que o desempenho multifocal diminuiu com níveis mais altos de AE olho + LCMF para todos os perfis de potência (Figura 15).

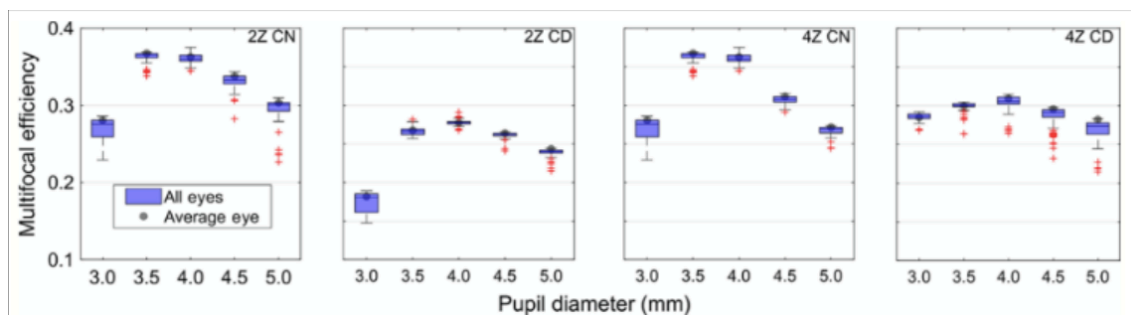


Figura 15- Eficiência multifocal (olho + LCMF) em função do diâmetro pupilar. Os quatro painéis ilustram os resultados para quatro perfis de potência das LCMF. Os resultados para todos os olhos são mostrados usando símbolos de caixa e bigode, enquanto os resultados para olhos médios são mostrados apenas como pontos cinzas. (reproduzido de *Faria-Ribeiro et al.*) (7)

A distribuição de dados da Figura 15 mostra que, olhos com diferentes níveis de AE ocular têm desempenhos diferentes com o mesmo perfil de potência multifocal. Os perfis centro-perto de quatro zonas e centro-longe de duas zonas mostraram melhor tolerância para níveis extremos de AE ocular em comparação com os outros desenhos.

Após a análise dos dados, os autores concluíram que o ideal para aumentar a taxa de sucesso das adaptações seria introduzir dois perfis de base extras, acima e abaixo do valor da AE média, para cada potência adicionada, de forma a incluir os níveis mais extremos de AE ocular na população com presbiopia. (7) O nível de eficiência multifocal é abaixo do ideal em olhos com níveis fora da média de AE. Assim, a qualidade de imagem só consegue ser melhorada se os perfis de potência fossem otimizados para cada usuário.

2.1.4 Tolerância e adaptação ao desfocado

A extensão da profundidade de foco (DOF) do olho conseguida através da repartição do contraste total por diferentes focos pressupõe que, por cada imagem bem focada o usuário percebe ao seu redor uma imagem fora de foco (imagem fantasma) formada pela luz refratada pelas zonas da lente correspondentes a outras distâncias. (4)

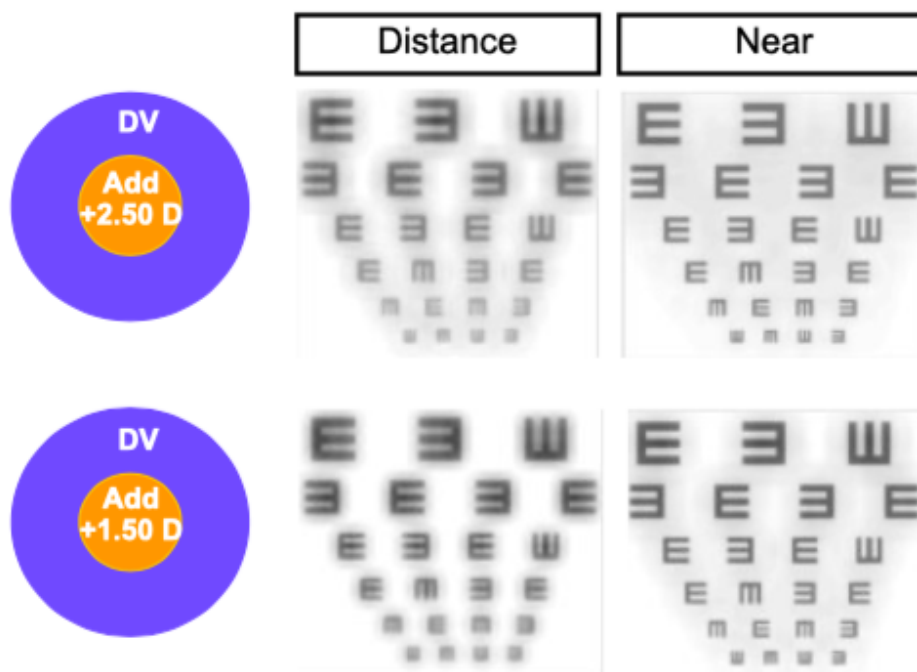


Figura 16- Perda de contraste mediante adição de LCMF. (MFR TIOCV2021)

A Figura 16 apresenta uma simulação da perda de contraste, ao longe e ao perto, com LCMF de adições diferentes, +2,50 D e +1,50 D respetivamente. A perda de contraste tende a ser maior para adições maiores, embora a resolução possa ser mantida. A imagem fora de foco acaba por ser menos perceptível ao usuário devido à adaptação neural do sistema visual que, apesar da degradação ótica da imagem, mantém a acuidade visual em alto contraste (HCVA). No entanto, ainda existe uma falta de concordância na literatura sobre a definição de sucesso de uso, o que impede a comparação direta entre estudos.

Gifford et al. (15) avaliaram as aberrações oculares medidas com duas LCMF, a PureVision Multifocal e Air Optix Multifocal, ambas com desenho asférico com baixa e alta adição. Neste estudo os autores concluíram que para ambas as LCMF, houve um aumento da aberração comática com as LCMF de alta adição, em comparação com as LCMF de baixa adição. A adição das LCMF tem sido associada a um aumento das aberrações de alta ordem principalmente se existir descentramento da lente.

Neste seguimento, *Kang et al* (16) estudaram as diferenças entre a LCMF Proclear Multifocal com adição de +1.50 D e com adição de +3.00 D, ambas desenho asférico de centro-longe. Os níveis de LCDVA foram piores para a lente com maior adição.

Uma maior diferença entre a potência de longe e potência de perto promove a diminuição do contraste da imagem, o que faz diminuir a qualidade visual. Dependendo da potência da zona que os raios de luz atravessam, eles são refratados de forma diferente, levando à criação de imagens fantasma na retina. Este efeito será tanto maior quanto maior for a pupila do usuário. (17)

Gispets et al. (18) em 2011 realizou um estudo longitudinal prospectivo, cruzado e duplamente cego para avaliar a satisfação visual e o sucesso no uso com dois tipos de LCMF de imagem simultânea, as lentes Bifocal Acuvue e Proclear Multifocal. Observaram que a satisfação visual diminuiu para tarefas mais exigentes visualmente para distâncias de perto e de longe e não para a distância intermédia.

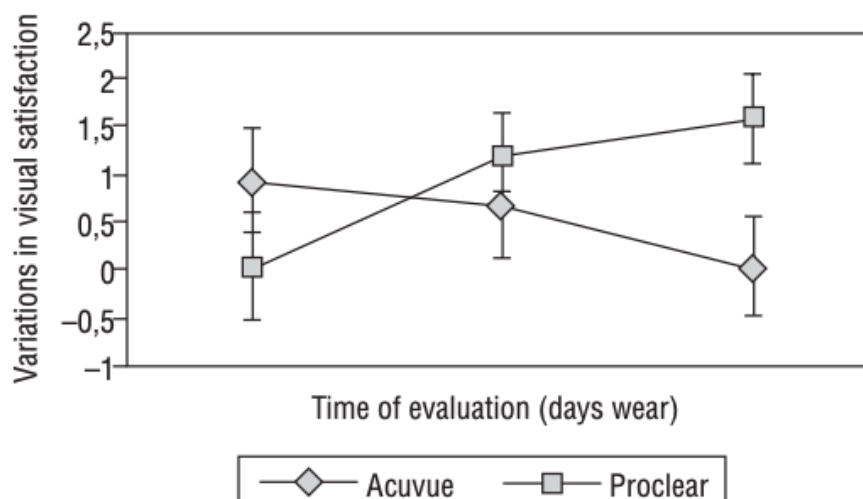


Figura 17- Gráfico de dados da interação do “tipo de desenho de lente” e “tempo de avaliação” (em dias de uso) sobre variações na satisfação visual dos usuários (Média ± DP). Modificado de *Gispets et al.* (18)

A satisfação visual com a lente Proclear Multifocal aumentou tendencialmente até ao final do período experimental (Figura 17) que pode ser justificado pela adaptação parcial à monovisão modificada proporcionada por este desenho de lente. Os autores concluíram que a satisfação visual com o uso de LCMF foi menor para as tarefas com maior exigência visual. Além disso, o uso de LCMF requer maior nível de compromisso de adaptação por parte do usuário do que os desenhos monofocais, tendo maior taxa de sucesso os usuários com maior motivação.

Fernandes et al. (19) em 2013, estudou a diferença de conforto e satisfação subjetiva entre uma lente monofocal Biofinity e a lente Biofinity Multifocal, e obteve resultados estatisticamente significativos desde o dia 1 até aos 15 dias de uso.

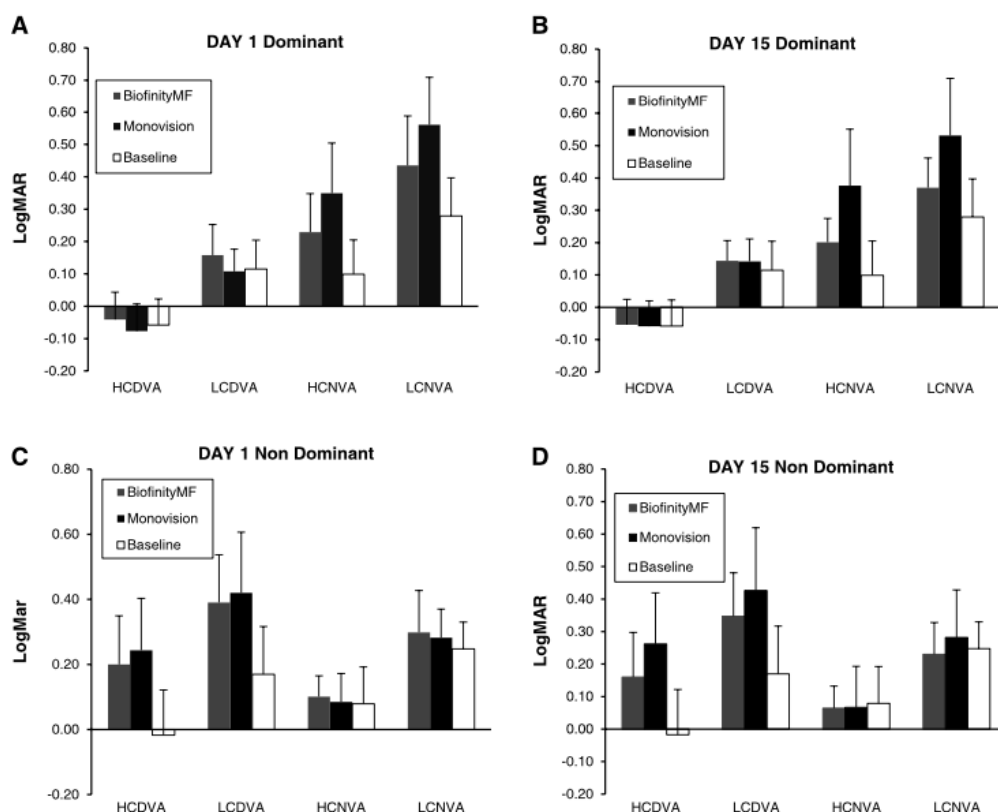


Figura 18- Alterações da AV (logMAR) nos dias 1 a 15 em olhos dominantes (A, B) e não dominantes (C, D) com cada LC utilizada no estudo. Modificado de *Fernandes et al.* (19)

Na Figura 18 são representados os resultados obtidos nesse estudo, para a AV ao longe e visão ao perto, de alto e baixo contraste com os dois mecanismos de correção de presbiopia. Para HCDVA e LCDVA, a AV é significativamente melhorada nos olhos não dominantes após 15 dias de uso das duas LC. O mesmo efeito foi observado para AV de perto em alto contraste (HCNVA) no olho não dominante e baixo contraste (LCNVA) para ambos os olhos. Observou-se uma melhoria significativa em HCNVA no olho não dominante ($P = 0,048$), e em LCNVA, nos olhos dominante ($P = 0,026$) e não dominante. (19)

Uma vez que existe um processo de adaptação ao desfocado em que os resultados vão melhorando com o tempo de uso, o uso esporádico pode dificultar a tolerância e adaptação ao desenho de imagem simultânea.

2.1.5 Dominância Ocular

A dominância ocular define-se como a preferência visual de um olho sobre o outro (20), no entanto a relação entre dominância ocular e preferência de fixação ainda é controversa. A avaliação da dominância ocular é um ponto essencial na adaptação de LCMF, principalmente para aumentar a taxa de sucesso na adaptação dos dispositivos de imagem simultânea para compensação da presbiopia.

O estudo de *Rice et al.* (20) foi desenhado para determinar se a dominância ocular sofria alterações de acordo com a distância e atividade do teste comparando quatro testes de dominância ocular. A relação entre a dominância ocular e a satisfação do paciente com monovisão com implantação de uma lente intraocular foi investigada por *Handa et al.* (21) Os autores concluíram que a força da dominância ocular parece ser um fator importante para a satisfação do paciente com a monovisão.

A lateralidade da mão declarada pelo paciente não é necessariamente indicativa do “olho dominante”. Existe um erro relacionado à suposição de uma associação entre a lateralidade de um olho aparentemente mais míope e a dominância ocular. (22)

Avaliando os guias práticos fornecidos pelos fabricantes de adaptação de LCMF, um dos fatores mais importante a ter em conta é precisamente a dominância ocular. Na perspectiva dos fabricantes conjugar a dominância ocular com a possível AA residual é o mecanismo certo para adaptar a lente com a adição e/ou desenho mais indicado (Figura 19).

Consulta inicial

Passo 1 Inicie uma nova refração no usuário e verifique o olho dominante

Passo 2 Selecione a prescrição correspondente a distância ao vértice.
Escolha o desenho de lente D ou N com base na adição necessária:

Adição	Olho dominante	Olho não dominante
+1.00	D	D
+1.50	D	D
+2.00	D	N
+2.50	D	N

Expectativas da acuidade visual utilizando as combinações de lentes D e N

Lens	Distance	Near
Binocularmente	20/20	20/20
Lente D	20/20	20/40 ou melhor
Lente N	20/40 ou melhor	20/20

Passo 3 Permita que o usuário se adapte às lentes por no mínimo 15 minutos antes de fazer a avaliação.
Se a visão binocular for inaceitável, realize uma sobre-refração monocular, usando lentes de teste manuais, para determinar qual olho precisa de melhoria.
Para melhorar a visão de longe adicione $\pm 0,25D$ (até $\pm 0,50D$) ao olho que precisa melhorar
Para melhorar a visão de perto adicione $\pm 0,25D$ (até $\pm 0,50D$) ao olho que precisa melhorar.

Clinico	Prescreva a potência de adição máxima para a visão à distância (Não sobre-negativo)	Teste a visão de perto com o celular do paciente
	Selecione o valor da adição menor se possível; não é necessário prescrever em excesso o valor de adição	Verifique a acuidade visual com as luzes acesas

Figura 19- Guia de adaptação fornecido pela Coopervision para as lentes multifocais Biofinity. Fonte: <https://coopervision.com.br/sites/coopervision.com.br/files/biofinity-mf-fitting-guide-br.pdf>

2.1.6 Centragem da lente

O desempenho visual de uma LCMF pode diminuir devido à introdução de aberrações comáticas e astigmatismo, em consequência de um descentramento da lente relativamente à pupila.

Plainis et al (8) demonstraram que na prática a centragem exata da lente com a pupila pode não ser alcançada com a lente utilizada e que na maioria dos casos, qualquer movimento da lente resulta numa perda na qualidade da imagem, devido principalmente ao astigmatismo e aberração comática, como já foi referido anteriormente. Outros parâmetros como flexão da lente, desidratação ao longo do dia e características lacrimais do usuário podem também contribuir para o descentramento.

A Figura 20 demonstra a influência que o descentramento pode ter na qualidade da imagem final para o usuário.

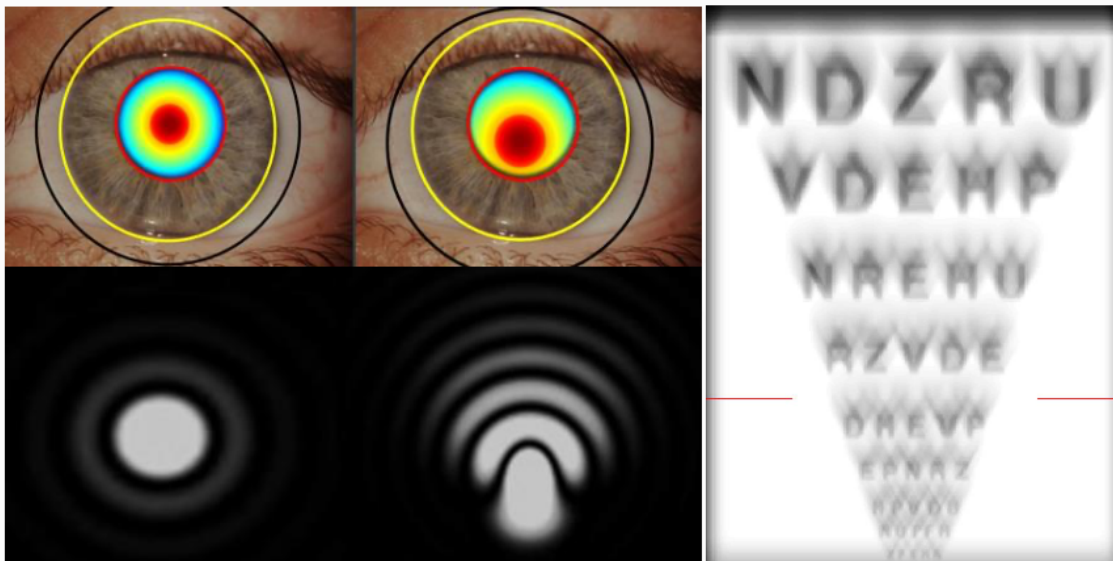


Figura 20- Influencia do descentramento da lente na imagem final. (MFR MOA TIOCV2021)

Este descentramento afeta o equilíbrio na distribuição de luz entre o foco de longe e de perto, e reduz o benefício da personalização da AE dos perfis de potência. Níveis de baixos de descentramento podem ter um impacto negativo significativo na qualidade da imagem percebida com LCMF de imagem simultânea.

Embora a centragem da LCMF não garanta um bom desempenho visual, os desenhos que levam em conta níveis típicos de descentramento, como zonas óticas assimétricas com sistemas tóricos de estabilização dinâmica, podem aumentar a satisfação do usuário (7).

Estudos anteriores, (15,23) também demonstram que a adaptação de LCMF pode promover um aumento de aberrações oculares, nomeadamente da AE, devido à combinação das aberrações oculares inerentes ao olho do usuário e das aberrações induzidas pela LCMF (capítulo 2.1.3). Havendo descentramento, são ainda adicionadas outras aberrações oculares, como a aberração comática, que prejudica o desempenho visual do usuário. (24)

2.2 Avaliação do desempenho visual do paciente

A adaptação de LCMF é um enorme desafio para os profissionais da visão, principalmente porque parte das variáveis relacionadas com o sistema ótico do paciente não são conhecidas e a

oferta de parâmetros neste tipo de dispositivos é ainda, de certa forma, limitada. Da enorme variação individual dos parâmetros referidos anteriormente é expectável que, com diferentes LCMF se obtenham diferentes níveis de desempenho visual em diferentes usuários.

O conhecimento da variação individual é importante para responder questões fundamentais em ciências da visão e questões aplicadas na prática clínica da Optometria e Oftalmologia. (25) Havendo conhecimento das aberrações oculares e do diâmetro normal da pupila do usuário, os perfis de potência podem ser indicadores valiosos para prever o desempenho visual que se pode obter com diferentes desenhos de lentes. (8)

No futuro, propõe-se aos fabricantes alargar a oferta para que as adaptações possam ser mais direccionadas a cada usuário, com perfis de potência mais variados e com opções “fora dos padrões médios”. Para isso é necessário introduzir novos protocolos na prática clínica tais como medição das aberrações oculares antes de cada adaptação. Pontos como quantificar a AV com recurso a tarefas do quotidiano, de forma a antecipar possíveis falhas e insistir na existência de um processo de adaptação neural à multifocalidade aumentam a probabilidade de sucesso na adaptação. A adaptação neural do sistema visual é a chave que permite, apesar da degradação de imagem, manter HCVA mais evidente.

No trabalho de *Wang B et al.* (26) de 2006 são fornecidas informações relevantes que também podem ser aplicadas no contexto do desempenho de LCMF. Se os fatores associados ao processo de envelhecimento do olho humano, como a profundidade de foco, o tamanho da pupila ou outros afeta o desempenho dos usuários, estes também afetam o desempenho das LCMF.

Madrid-Costa et al. (27) em 2013 avaliaram o desempenho de duas LCMF refrativas diferentes com um desenho esférico centro-perto (Purevision Multifocal) e um desenho concêntrico (Acuvue Oasys for Presbyopia). Ambas as lentes tiveram desempenho semelhante para visão à distância e distâncias intermediárias, mas a lente Purevision teve um desempenho ligeiramente melhor em meia linha de AV para perto.

Neste seguimento iremos abordar as técnicas necessárias e utilizadas nesta tese para avaliar a função visual de pacientes adaptados com LCMF.

2.2.1 Desempenho Visual

A avaliação da AV é um dos procedimentos que deve ser realizado em pacientes adaptados com LCMF. A AV é a capacidade de resolução espacial que o sistema visual apresenta, e a medida desta representa o tamanho do ângulo do menor detalhe que o observador consegue resolver. O ângulo mínimo de resolução (MAR) é normalmente expresso em minutos de arco e o seu valor indica o tamanho do ângulo do último e menor detalhe que o paciente consegue resolver.

O Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) é um teste de medida da AV desenvolvido por *Ferris* em 1982, com base nos princípios de Bailey e Lovie, sendo um dos métodos mais utilizados na investigação clínica. (28) Na presença de olhos saudáveis, existe uma diminuição progressiva da AV com o aumento da idade justificado pela opacificação gradual dos componentes oculares e pela diminuição do tamanho pupilar, que por sua vez, faz diminuir a quantidade de luz que chega à retina. (29)

Lopes-Ferreira et al. (17) avaliaram o desempenho visual de pacientes presbitas adaptados com LCMF de desenho D (centro-longe), adaptada no olho dominante, e uma LCMF de desenho N (centro-perto), adaptada no olho não-dominante. Os valores obtidos para a AV em condições de baixo contraste mostraram que existiu uma redução significativa da AV para o olho não-dominante, também percebida em condições binoculares. Por outro lado, em condições de alto contraste, verificou-se uma redução estatisticamente significativa da AV apenas para o olho não-dominante.

2.2.2 Qualidade Ótica

O rácio Visual Strehl (VS) é uma medida da qualidade da imagem retiniana, útil para avaliar a qualidade da visão corrigida ou não corrigida de um paciente em comparação a uma imagem de referência. É definido como a relação entre a *Point Spread Function* (PSF) de um sistema ótico ideal e o PSF do sistema ótico real. Quanto mais próximo o rácio estiver de 1, melhor a qualidade da imagem, sendo que um valor de VS igual a 1 indicaria uma imagem perfeita, enquanto valores menores indicariam uma imagem de qualidade inferior.

As aberrações oculares são imperfeições do sistema ocular que alteram a forma da frente de onda que entra no olho, ou seja, a luz proveniente de um ponto, caracterizada pela sua forma de frente de onda, é alterada ao atravessar um sistema ótico imperfeito, fazendo com que o ponto imagem formado na retina seja também ele imperfeito. (30)

A representação da forma de frente de onda é feita de forma *standart* através dos polinómios de Zernike. Os diferentes tipos de deformação, diferentes aberrações oculares, correspondem a cada um dos polinómios de Zernike e, a quantidade de cada tipo de deformação é indicada através do valor do coeficiente de cada polinómio, expresso normalmente em *microns* (μm) ou unidades de comprimento de onda (λ). (31)

Os polinómios de Zernike estão organizados segundo uma pirâmide com várias ordens. A notação de cada polinómio é dada por Z_n^f , onde n representa a ordem e f a sua frequência (Figura 21). A magnitude total do erro de frente de onda pode ser representada pelo *Root Mean Square* (RMS), uma métrica aberrométrica definida pela raiz quadrada da soma dos quadrados dos diferentes polinómios de Zernike.

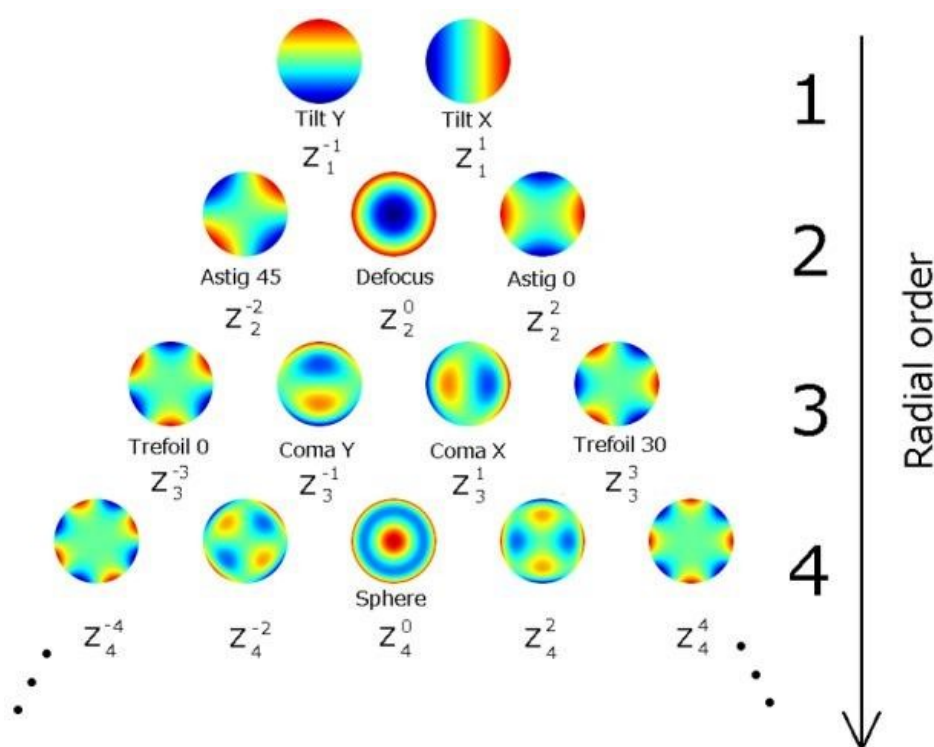


Figura 21- Pirâmide de Zernike com os coeficientes desde a primeira ordem até à quarta ordem com a respetiva ordem e frequência. Modificado de Suguru Miyagawa et al, 2014. (32)

As aberrações oculares podem ser divididas em dois grupos segundo a sua ordem: aberrações de baixa ordem (LOA), de 0 à 2ª ordem, e em aberrações de alta ordem (HOA), acima da 3ª ordem, inclusive. As aberrações da 3ª ordem são o coma horizontal e vertical (Z_3^{-2} e Z_3^{-2}). A aberração esférica (Z_4^0) pertencente à 4ª ordem e à 6ª ordem (Z_6^0). (31)

As aberrações induzidas pelas próprias LCMF quando somadas às aberrações inerentes do próprio sistema ocular, são uma das causas principais que podem comprometer o desempenho visual. O desenho ótico das LCMF, o diferente poder ótico nas várias zonas da lente e o descentramento das mesmas quando a LC é colocada no olho são as principais causas associadas ao aumento das aberrações oculares de alta ordem, que promovem uma diminuição da qualidade da imagem. (17,24)

2.2.3 Curvas de desfocado

As curvas de desfocado fornecem informações sobre o desempenho visual do paciente presbita a diferentes distâncias ou vergências. Esta métrica, embora utilizada em investigação clínica relacionada com soluções cirúrgicas para presbiopia, só recentemente foi aplicada de forma mais intensiva à avaliação de LCMF. (33)

Bradley et al., (34) analisou a curva de desfocado de 3 tipos de LC, uma monofocal (Optima 38), uma bifocal refrativa (Spectrum) e uma bifocal difrativa (Echelon) utilizando uma gama de vergências entre +2,00 D e -4,00 D em passos de 0,50 D. Foi observada uma maior profundidade de foco nas LC bifocais quando comparadas com a lente monofocal Optima 38.

Gupta et al., (35) realizaram um estudo onde compararam os resultados obtidos da curva de desfocado com uma lente monofocal e uma LCMF centro-perto esférica (PureVision Multifocal) em pacientes presbitas. A visão de perto foi significativamente melhor com PureVision Multifocal do que com a monofocal.

Madrid-Costa et al., (27) analisaram o desempenho visual avaliando as curvas de desfocado com duas LCMF de visão simultânea com diferentes desenhos, concêntrico (Acuvue Oasys Multifocal) e esférico centro-perto (PureVision Multifocal). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os resultados obtidos em distâncias intermédias com nenhuma das LCMF.

O estudo piloto de *Vasudevan et al.*, em 2014 (3), é o primeiro a comparar os resultados obtidos a partir da análise da função visual de três LCMF de diferentes desenhos (Acuvue Oasys

Multifocal, Air Optix Multifocal e Biofinity Multifocal). A resposta acomodativa monocular foi medida sob condições binoculares com um auto-refratómetro de campo aberto. A resposta acomodativa revelou-se diferente entre os três tipos de LCMF e a refração subjetiva em óculos, mas não foram observadas diferenças significativas. Esses dados estão de acordo com os publicados anteriormente por *Montés-Micó et al.*, (12) onde apesar ser observado um ligeiro aumento da curva de desfocado, a resposta acomodativa não apresentou diferenças significativas entre a LCMF analisada e a refração subjetiva.

2.2.4 Topografia Corneal

A utilização da topografia corneal tornou-se útil em várias áreas, desde detetar ectasias corneais até ser utilizada tanto na Ortoqueratologia como na adaptação de LCMF. A avaliação da adaptação pode ser feita com recurso à topografia corneal com a finalidade de avaliar o descentramento da lente e relacioná-lo, ou não, com possíveis queixas relacionadas com qualidade visual e satisfação geral do paciente.

Outro fator importante é a avaliação da película lacrimal antes e durante a adaptação de qualquer LC, de modo a garantir uma boa adaptação e a prevenir situações de desconforto ocular relacionados. É necessário que a película lacrimal apresente uma estrutura regular e homogénea de modo a não diminuir a qualidade visual.

O filme lacrimal é dividido em duas camadas, a película lacrimal pré-lente e a película lacrimal pós-lente. Na presença de um filme lacrimal pré-lente de pouca qualidade as capacidades óticas podem diminuir devido a esta camada estar mais suscetível à desidratação e formação de depósitos. (36) A película lacrimal pré-lente formada durante a utilização de LCMF tem um impacto importante nas suas capacidades óticas, uma vez que funciona como interface entre o ar e o sistema visual LC + olho. A sua distribuição regular e a sua constante renovação do filme lacrimal são essenciais para evitar a desidratação da superfície da lente, evitando assim perturbações ao nível visual.

No caso específico do estudo desta dissertação, a topografia corneal foi realizada para avaliação da curvatura da córnea anterior, da qualidade da superfície lacrimal (índices TFSQ e TFSQ_AREA) e do índice de assimetria (SAI), ao passo que a centragem da lente foi avaliada com base na comparação da aberrometria com e sem LCMF.

O índice TFSQ corresponde ao valor médio do tempo de rutura lacrimal obtido, que permite quantificar a qualidade da película lacrimal, e nesse seguimento o índice TFSQ_AREA corresponde ao valor médio obtido que permite quantificar a qualidade da película lacrimal, mas referente apenas aos 4mm centrais.

O índice SAI é o valor da assimetria existente entre o lado temporal e nasal do olho relativamente à distribuição de potência corneal. Quanto mais assimétrica for a distribuição de potência na córnea maior será este valor.

Capítulo 3 - Objetivos e Hipóteses do Estudo

A correção da presbiopia com lentes de contacto tem-se revelado um enorme desafio devido à complexidade associada à produção de desenhos capazes de proporcionar ao paciente uma visão nítida e simultânea ao longo de um determinado intervalo de vergências/distâncias. Embora alguns pacientes estejam perfeitamente satisfeitos com a visão obtida, existem outros em que a satisfação fica muito aquém do desejado. Esta variabilidade individual aparenta estar relacionada com fatores óticos e fisiológicos inerentes a cada paciente, o que transforma cada adaptação num desafio.

Com esta dissertação pretende-se levar a cabo uma avaliação sistemática em pacientes reais com recurso a equipamentos clínicos e a ferramentas de modelação ótica que permita tratar e isolar variáveis experimentais tais como diâmetro pupilar, centragem da lente, aberrações de alta ordem, perfil de potência da lente e outros parâmetros que se venham a considerar relevantes. Pretende-se perceber de que forma cada um dos parâmetros avaliados contribui de forma individual ou em sinergia para a variabilidade do desempenho visual normalmente observada em pacientes adaptados com LCMF.

3.1 Objetivos

De acordo com as secções apresentadas anteriormente, os principais objetivos desta Tese são:

- Realizar uma avaliação sistemática em pacientes reais com recurso equipamentos clínicos e a ferramentas de modelação ótica que permita isolar variáveis experimentais como diâmetro pupilar, centragem da lente, aberrações de alta ordem, perfil de potência da lente e outros parâmetros que se venham a considerar relevantes.
- Realização de um exame optométrico, medição do diâmetro pupilar, topografia corneal, aberrometria, curvas de desfocado e caracterização ótica das LC a utilizar.
- Avaliação subjetiva através de um questionário de forma a quantificar a satisfação do paciente com a adaptação.
- Perceber de que forma cada um dos parâmetros avaliados contribui de forma individual ou em sinergia para a variabilidade do desempenho visual normalmente observada em pacientes adaptados com LCMF.

Capítulo 4 - Amostra, Material e métodos

4.1 Desenho do estudo

Este estudo enquadra-se num projeto experimental, onde foi utilizada uma LCMF e avaliada o seu desempenho visual em diversos usuários com necessidades visuais diferentes. Todo o procedimento experimental foi realizado no Laboratório de investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab), do Centro de Física da Universidade do Minho, Braga. O protocolo do

projeto foi avaliado e aprovado pela Subcomissão de Ética para as Ciências da Vida e da Saúde da Universidade do Minho.

O Consentimento Informado respeita todas as condições da “Declaração da Helsínquia” e todos os sujeitos que participaram no estudo assinaram um consentimento informado, onde eram explicados os objetivos e procedimentos deste estudo. Os indivíduos participaram neste estudo de forma voluntária podendo desistir ou interromper o mesmo a qualquer altura.

4.2 Participantes e tamanho da amostra

4.2.1 Caracterização da Amostra

Os dados da amostra do estudo são apresentados na Tabela 1. Este estudo demoveu 36 voluntários, onde foram excluídos 4 voluntários por não respeitarem os critérios de inclusão e 4 por desistência durante o estudo. No final, o estudo foi concluído por 28 voluntários, 68% do género feminino e 32% do género masculino.

Tabela 1- Dados demográficos da amostra expressos em mediana e distância interquartil.

Parâmetro	Descrição
N	28
Idade	53 [11] anos
Género	19 Feminino 9 Masculino
Equivalente esférico	OD: 0,44 [1,38] D OE: 0,25 [1,56] D

4.2.2 Critérios de inclusão e exclusão

Neste estudo foram incluídos sujeitos apenas com idade acima dos 40 anos, usuários ou não de compensação ótica. Os sujeitos deveriam apresentar dificuldade de visão de perto, não podiam apresentar qualquer anomalia corneal, sintomas de olho seco, patologias oculares ou terem sido sujeitos a qualquer tipo de cirurgia ocular. A utilização de medicação ocular, quer tópica quer sistêmica, que comprometesse a transparência das estruturas oculares foi também um critério de exclusão. Foram avaliados ambos os olhos em todos os pacientes.

4.3 Lente de Contacto Utilizada

Neste estudo, foi utilizada a lente de contacto Aquaconfort multifocal da empresa Alcon. É uma lente de contacto diária multifocal para compensar a presbiopia. Todas as suas especificações técnicas encontram-se descritas na Tabela 2 e o perfil de potência com as 3 diferentes adições existentes estão apresentados na Figura 22.

Tabela 2- Especificações técnicas da LCMF adaptada. Fonte: <https://www.myalcon.com/professional/contact-lenses/daily/dailies-aquacomfort-plus-multifocal/>

Desenho	Precision Profile Design™
Tecnologia de fabrico	Moldado
Material	Nefilcon A
DK	26
Hidrofilia	69%
Substituição	Diária
Diâmetro/ Curvatura	14mm/ 8,70mm
Potência	+6.00 D a -10.00 D (passos de 0,25 D)
Adição	LOW/MED/HIGH
Espessura central	0,10mm (-3.00 D)

Esta LCMF apresenta um desenho asférico com um gradiente de progressão suave entre a potência para perto, intermediário e longe (centro-perto). O desenho de centro-perto funciona em sinergia com a dinâmica pupilar natural do olho. O tamanho da zona ótica é otimizado para uma variedade de tamanhos pupilares.

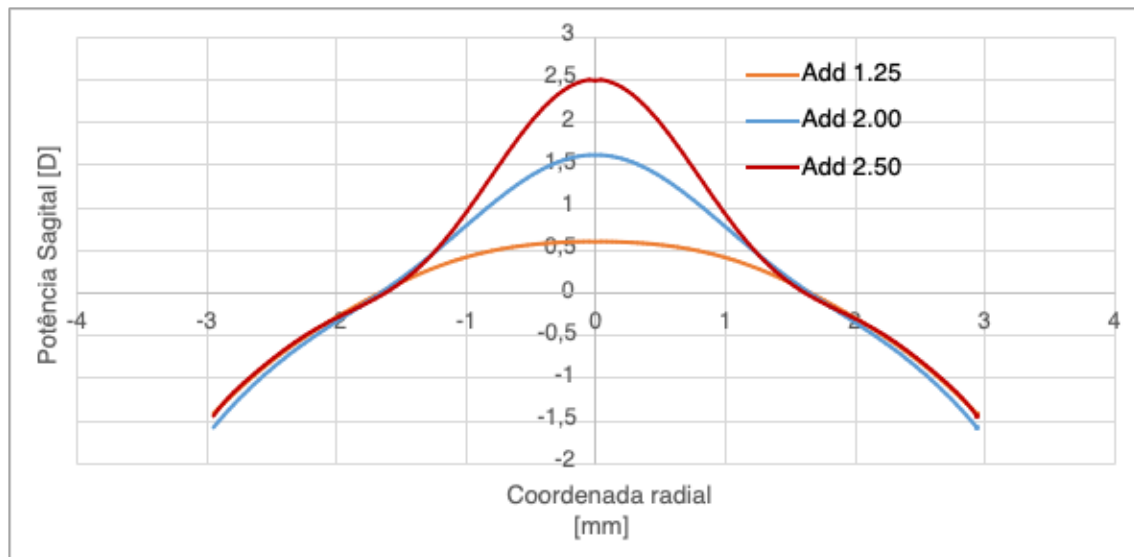


Figura 22- Perfil de potência com as 3 diferentes adições com Nimo, adição LOW (1,50D), adição MED (2,00D) e adição HIGH (2,50D).

4.4 Procedimento Experimental

4.4.1 Parâmetros estudados

De acordo com os objetivos do estudo, existiram três fases obrigatórias de avaliação: a avaliação de inclusão (Fase 1), a adaptação das LCMF (Fase 2) e a avaliação final (Fase 3). (Tabela 3)

Tabela 3- Descrição das 3 fases de avaliação obrigatórias.

Fase 1- Avaliação de Inclusão	• Anamnese • Topografia corneal • Aberrometria • Oftalmoscopia • Biometria • Exame refrativo
Cumprindo os pré-requisitos	• AV longe alto contraste corrigida • AV perto alto contraste corrigida • Dominância ocular • Diâmetro pupilar
Fase 2- Adaptação LCM	• Biometria • AV longe alto contraste corrigida • AV perto alto contraste corrigida
Fase 3- Avaliação final	• Aberrometria • Topografia corneal • AV longe alto contraste corrigida • AV longe baixo contraste corrigida • AV perto alto contraste corrigida • Curvas de desfocado • Questionário subjetivo

Na fase 1, realizou-se uma pré-avaliação sobre os critérios de inclusão dos sujeitos. Essa fase da avaliação consistiu numa anamnese completa, topografia corneal, aberrometria, oftalmoscopia, biometria e exame refrativo. Durante a fase 1, foram excluídos 4 sujeitos por não cumprirem os pré-requisitos delineados. Após confirmação do cumprimento de todos os critérios de inclusão foram adicionadas as informações necessárias à base de dados dos pacientes, tais como registo da AV de longe e perto, em alto contraste com a refração atualizada, dominância ocular e diâmetro pupilar.

Na segunda visita, fase 2, iniciou-se a adaptação da LCMF correspondente à refração de cada usuário. Todas as LCMF adaptadas tinham prescrição esférica, o que significa que no caso da presença de astigmatismo foi realizado o cálculo do equivalente esférico. Cada paciente foi adaptado, binocularmente, com as LCMF diárias. Após 5 minutos da colocação da LCMF, foi avaliada a centragem da lente através de biometria, seguido da avaliação da AV de longe e perto, em alto contraste em condições fotópicas. Nesta fase, o usuário era alertado sobre o uso obrigatório das mesmas durante 14 dias, por forma a cumprir com o plano do estudo. Durante estes 14 dias, se o usuário apresentasse sintomas de insatisfação ou má visão nas suas tarefas diárias, realizava-se uma nova avaliação e, caso necessário, eram readaptadas novas lentes.

Não existindo sintomas de descontentamento ou desconforto, agendava-se a avaliação final, fase 3, onde realizava uma avaliação da AV de alto e baixo contraste, aberrometria, topografia corneal, curvas de desfocado e um questionário subjetivo do desempenho das LCMF.

Todas as avaliações foram sempre realizadas durante visitas previamente agendadas com cada voluntário.

4.4.2 Exames realizados

4.4.2.1 Acuidade Visual

A avaliação da AV foi realizada em condições de alto e baixo contraste, utilizando o Logarithmic Visual Acuity Chart ETDRS (Precision Vision. IL). A escala ETDRS apresenta 14 linhas com 5 letras cada uma, sendo que a primeira linha representa uma AV de 1,00 LogMAR e a última -0,30 LogMAR (equivalente a 0,10 e 2,00, respetivamente, na escala decimal). Cada letra e linha lida pelo paciente corresponde a uma melhoria na AV de -0.02 e -0,10 LogMAR, respetivamente (Figura 23).

A medida da AV com a LCMF foi registada após 5 minutos da sua colocação, de forma a assegurar a sua estabilização. A AV ao longe foi realizado a 4 metros, como recomendado pelo fabricante. A AV de perto foi realizada mediante a distância de perto que o usuário utilizava nas tarefas do seu dia-a-dia. Esta avaliação foi realizada monocularmente e binocularmente em todos os sujeitos.

- Índice de Assimetria da Superfície / Surface Asymmetry Index (SAI): valor da assimetria existente entre o lado temporal e nasal do olho relativamente à distribuição de potência corneal. Quanto mais assimétrica for a distribuição de potência na córnea maior será este valor.
- Índice TFSQ: valor médio obtido que permite quantificar a qualidade da película lacrimal.
- Índice TFSQ_AREA: valor médio obtido que permite quantificar a qualidade da película lacrimal, mas referente apenas aos 4mm centrais.



Figura 24- Topógrafo corneal MEDMONT E300. Fonte: <https://www.medmont.com.au/products/e300-topographer/>

4.4.2.4 Aberrometria

As aberrações oculares foram medidas com o aberrómetro IRX3 Hartmann-Shack (ImaginEyes, França), Figura 25, em condições de baixa iluminação, para maximizar a dilatação da pupila. O Sistema de Hartmann-Shack avalia a frente de onda que sai do olho a partir do feixe de luz que é projetado na retina e posteriormente refletido. Para cada olho de cada sujeito foram obtidas três medidas da aberração da frente-de-onda decomposta numa expansão de Zernike de 6ª ordem e, posteriormente, calculada a sua média. Os pacientes foram instruídos a pestanejar de forma natural antes das medidas e de seguida foi pedido que fixassem a letra “E” no interior do aparelho.



Figura 25- Aberrômetro, IRXTM Hartmann-Shack (ImaginEyes, França). Fonte: <http://www.imagineeyes.com/content/view/38/94/>

4.4.2.5 Curvas de desfocado

Com o paciente corrigido para 4 metros a AV foi medida utilizando o Logarithmic Visual Acuity Chart ETDRS (Precision Vision, IL), enquanto eram adicionadas lentes de prova esféricas à sua melhor correção de forma a simular diferentes vergências. As medições foram todas efetuadas em condições fotópicas, de forma monocular e binocular. A desfocagem foi realizada de +0.50 D a -3.50 D em passos de 0,50 D. A AV foi registada em escala LogMAR para cada nível de desfocagem.

4.4.3 Questionário subjetivo

Como já mencionado nos capítulos anteriores, existem muitos fatores que podem influenciar o desempenho e a satisfação final dos utilizadores de LCMF. Além das métricas de avaliação objetiva já mencionadas, existem fatores que não podem ser quantificados objetivamente, mas que poderão ser determinantes.

Nem sempre é encontrada concordância entre os resultados visuais medidos por métodos clínicos e os resultados da satisfação subjetiva. Tal pode ser demonstrado pelos primeiros estudos que incorporaram questionários para quantificar a satisfação subjetiva do paciente aos protocolos de avaliação da qualidade visual das LCMF.

Neste estudo foi estabelecido um questionário (Tabela 4) com 7 perguntas, focadas estrategicamente em atividades do dia-a-dia. Cada sujeito avaliou de 0 a 10 cada uma das questões, em que 0 representava insucesso ao realizar a tarefa e 10 significa que realiza a tarefa sem qualquer dificuldade.

Tabela 4- Questionário subjetivo.

Questionário
"Quando olho para longe com minhas lentes de contacto, a minha visão é:"
"Quando olho para o ecrã da TV ou do computador com minhas lentes de contacto, a minha visão é:"
"Quando leio livros, revistas e/ou jornais com minhas lentes de contacto, a minha visão é:"
"Ao conduzir à noite com a minhas lentes de contacto, a minha visão é:"
"Ao deslocar-me a pé com minhas lentes de contacto, a minha visão é:"
"Como avalia o conforto geral dos seus olhos com as lentes de contacto?"
"Quando movo minha cabeça para olhar à minha volta com as lentes de contacto, sinto-me:"

4.5 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com recurso ao software Matlab R2023b, com *statistical toolbox*.

O teste Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para avaliar a normalidade da distribuição dos dados. Como não se verificou normalidade na distribuição dos dados, as análises estatísticas

foram realizadas com testes não paramétricos, nomeadamente o teste de Kruskal-Wallis para comparação de distribuições e teste de correlação de Spearman.

Os dados obtidos são apresentados sob a forma de mediana e distância interquartil, uma vez que as variáveis não seguem uma distribuição normal.

A mediana (percentil 50) é definida como o valor que divide os dados ordenados ao meio, metade dos dados têm valores maiores do que a mediana, a outra metade tem valores menores do que a mediana. Os quartis inferior e superior, Q1 e Q3, são definidos como os valores abaixo dos quais estão um quarto e três quartos dos dados, respetivamente. A medida de dispersão é a amplitude interquartil, $IQR = Q3 - Q1$, diferença entre o quartil superior e o inferior.

As correlações foram consideradas fortes se eram maiores que 0,5 e, para fins estatisticamente significativos, foi considerado o valor de p menor que 0,05.

Capítulo 5 – Resultados

5.1 Acuidade Visual

A Figura 26 representa a distribuição dos valores obtidos para a AV de alto e baixo contraste em visão de longe. Em condições monolares e alto contraste, os valores obtidos foram 0,10 [0,15] LogMAR e 0,20 [0,30] LogMAR para o OD e OE, respetivamente. Em condições binolares obteve-se uma AV de alto contraste de 0,10 [0,10] LogMAR. Na condição de baixo contraste (10%), os valores de AV obtidos foram inferiores aos resultados obtidos em condição de alto contraste quer em condições monolares como binolares. Em condições binolares obteve-se uma mediana de 0,30 [0,20] LogMAR, ao passo que em condições monolares obteve-se uma AV de 0,40 [0,20] LogMAR para o OD e OE.

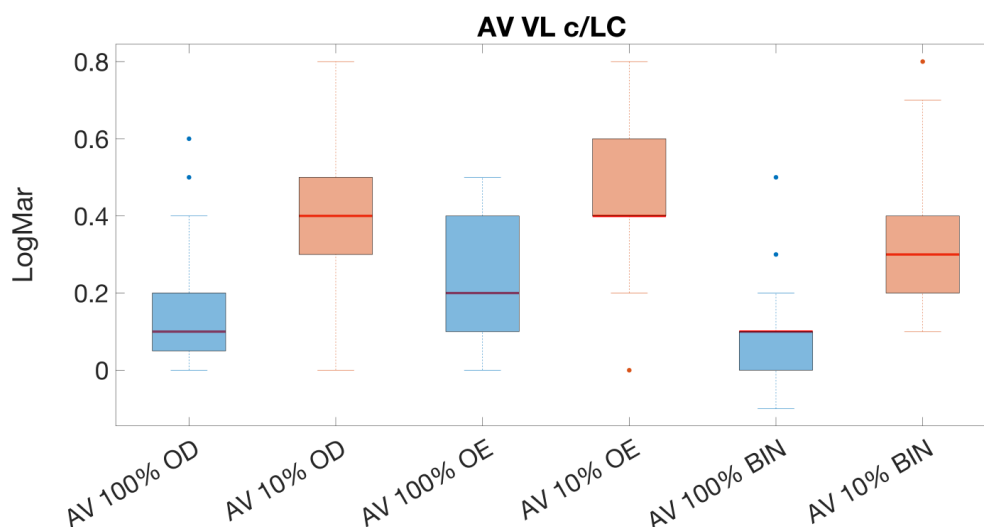


Figura 26- Mediana e distância interquartil de HCVA (azul) e LCVA (laranja) com correção de LCMF para visão de longe, em condição monocular e binocular.

A Figura 27 representa a distribuição dos valores obtidos para a AV de alto e baixo contraste para uma distância de 40cm. Em condições de alto contraste, obteve-se o valor de 0,40 [0,35] LogMAR e 0,40 [0,20] LogMAR para o OD e OE respetivamente. Em condição binocular obteve-se uma mediana de 0,40 [0,25] LogMAR.

Na condição de baixo contraste (10%), os valores de AV obtidos foram inferiores aos resultados obtidos em condição de alto contraste quer em condições monoculares como binoculares. Em condição binocular obteve-se uma mediana de 0,60 [0,35] LogMAR, ao passo que em condições monoculares obteve-se uma AV de 0,60 [0,75] LogMAR e 0,55 [0,70] LogMAR para o OD e OE, respetivamente.

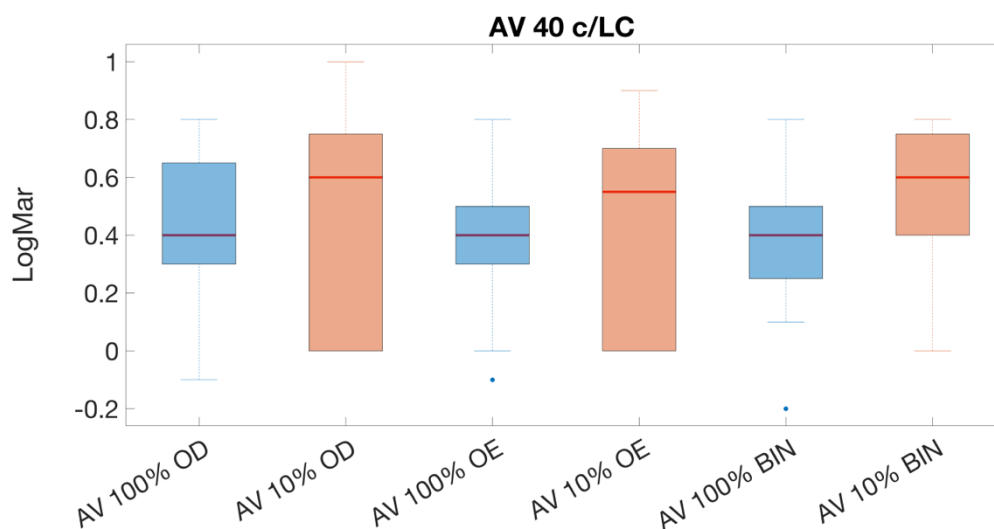


Figura 27- Mediana e distância interquartil de HCVA (azul) e LCVA (laranja) com correção de LCMF para 40cm, em condição monocular e binocular.

A Tabela 5 apresenta os valores de mediana obtidos de HCVA e LCVA, em visão de longe e a 40cm, respectiva distância interquartil e respectivas significâncias estatísticas. As diferenças entre as condições avaliadas do OD, OE e condição binocular foram estatisticamente significativas. ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

Tabela 5- Valores de mediana e distância interquartil dos valores de AV obtidos com LCMF em visão de longe e a 40cm, monocular e binocular, em condição de alto e baixo contraste e respectivas significâncias estatísticas (Teste Kruskal-Wallis).

	AV 100% (LogMAR)		AV 10% (LogMAR)		<i>p</i>
	VL	40cm	VL	40cm	
OD	0,10 [0,15]	0,40 [0,35]	0,40 [0,20]	0,60 [0,75]	<0,05
OE	0,20 [0,30]	0,40 [0,20]	0,40 [0,20]	0,55 [0,70]	<0,05
BIN	0,10 [0,10]	0,40 [0,25]	0,30 [0,20]	0,60 [0,35]	<0,05

Na Figura 28 está representada a distribuição dos valores obtidos para a AV de alto contraste em visão de longe, com a melhor correção em lentes de prova (SRx) e os valores de AV obtidos com a correção em LCMF. Os valores obtidos com LCMF foram inferiores em relação aos resultados obtidos com a melhor correção SRx em condição monocular e binocular.

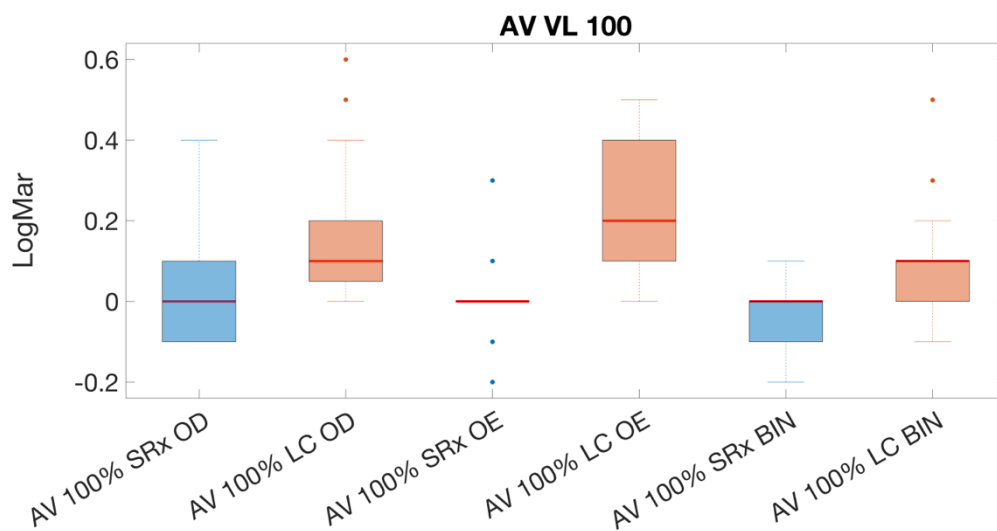


Figura 28- Mediana e distância interquartil de HCVA em visão de longe com SRx (azul) e LCMF (laranja), em condição monocular e binocular.

A Tabela 6 apresenta os valores de mediana obtidos de HCVA, em visão de longe com SRx e LCMF, respetiva distância interquartil e respetivas significâncias estatísticas. As diferenças entre as condições avaliadas foram estatisticamente significativas. ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

Tabela 6- Valores de mediana obtidos de HCVA, em visão de longe com SRx e LCMF, respectiva distância interquartil e respectivas significâncias estatísticas. As diferenças entre as condições avaliadas foram estatisticamente significativas. ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

	AV 100% SRx (LogMAR)	AV 100% LC (LogMAR)	<i>p</i>
OD	0,0 [0,20]	0,10 [0,15]	<0,05
OE	0,0 [0,00]	0,20 [0,30]	<0,05
BIN	0,0 [0,10]	0,10 [0,10]	<0,05

5.2 Profundidade de foco

Na Figura 29 está representada a distribuição dos valores obtidos para DOF de alto e baixo contraste em condição binocular. Os valores foram obtidos com LCMF.

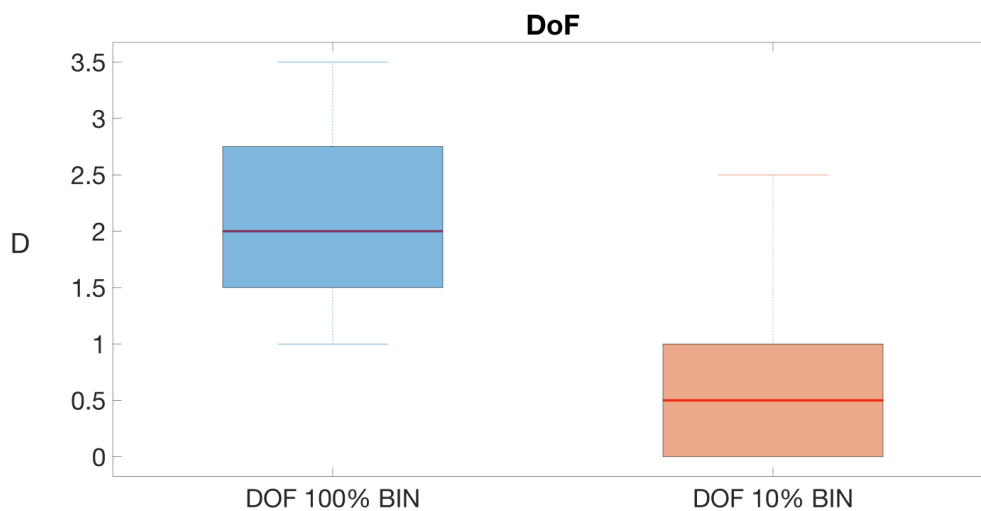


Figura 29- Mediana e distância interquartil de DOF de alto (azul) e baixo (laranja) contraste em condição binocular.

A Tabela 7 apresenta os valores de mediana obtidos de DOF de alto e baixo contraste em condição binocular, respectiva distância interquartil e respectivas significâncias estatísticas. As

diferenças entre as condições avaliadas foram estatisticamente significativas. ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

Tabela 7- Valores de mediana obtidos de DOF de alto e baixo contraste em condição binocular, respetiva distância interquartil e respetivas significâncias estatísticas. As diferenças entre as condições avaliadas foram estatisticamente significativas. ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

	DOF (D)
100% BIN	2,00 [1,25]
10% BIN	0,50 [1,00]
<i>p</i>	<0,05

5.3 Dominância ocular

Após a avaliação da dominância ocular, concluiu-se que dos 28 voluntários 17 tinham dominância ocular do olho direito e 11 tinham dominância ocular do olho esquerdo. (Tabela 8)

Tabela 8- Valores relativos à dominância ocular.

OD	OE
17	11

5.4 Topografia corneal

5.4.1 Qualidade da película lacrimal (TFSQ e TSFQ_AREA)

A Figura 30 representa os valores obtidos relativamente ao índice TFSQ e TSFQ_AREA para o OD e para o OE com correção LCMF. Os valores da mediana obtidos para o OD foram 0,14 [0,10] e 4,75% [14,95] para os índices TFSQ e TSFQ_AREA, respetivamente. Para o OE os valores obtidos foram 0,13 [0,13] e 2,85% [15,40] para os índices TFSQ e TSFQ_AREA, respetivamente.

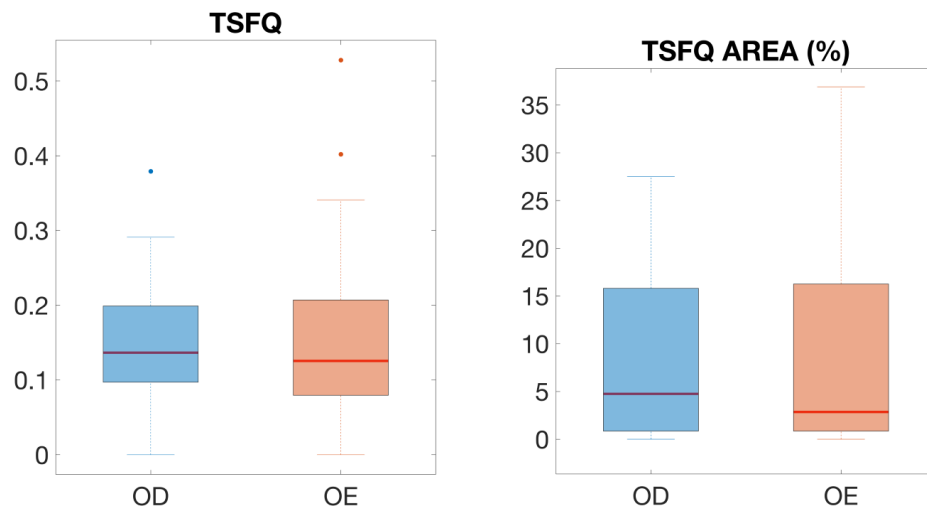


Figura 30- Mediana e distância interquartil dos valores de TFSQ, à esquerda, e TSFQ_AREA, à direita, medidos com correção de LCMF. Valores de OD na cor azul e valores de OE a laranja.

A Tabela 9 apresenta os valores da mediana, distância interquartil e respetivas significâncias estatísticas. Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois olhos analisados ($p > 0,05$).

Tabela 9- Valores de mediana e distância interquartil de TSFQ e TSFQ_AREA obtidos com correção de LCMF e respectivas significâncias estatísticas (teste Kruskal-Wallis).

	TSFQ	TSFQ_AREA (%)
OD	0,14 [0,10]	4,75 [14,95]
OE	0,13 [0,13]	2,85 [15,40]
<i>p</i>	0,99	0,89

5.5 Aberrometria

5.5.1 Aberrações de alta ordem (HOA)

A Figura 31 e a Tabela 10 representam os resultados obtidos para as aberrações de alta ordem (HOA), nas condições sem LCMF (base) e com LCMF, para um diâmetro pupilar de 4mm. É possível observar que na condição base os valores das HOA foram menores. As diferenças entre as duas condições, foram estatisticamente significativas. ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

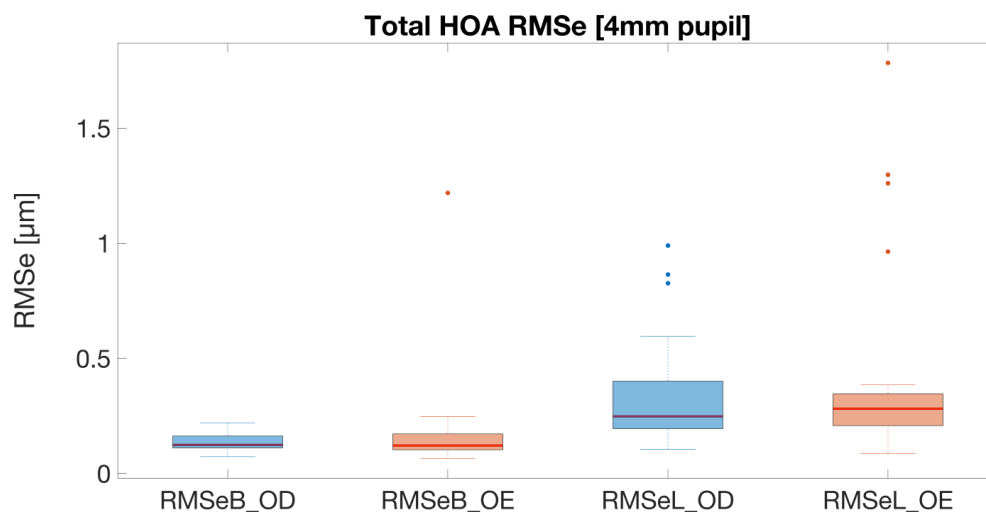


Figura 31- Mediana e distância interquartil das aberrações de alta ordem (HOA) para um diâmetro pupilar de 4mm, obtidos em condição base, sem a LCMF e com LCMF. Valores de OD na cor azul e valores de OE a laranja.

Tabela 10- Valores de mediana e distancia interquartil das aberrações de alta ordem (HOA) medidas para um diâmetro pupilar de 4mm, obtidos em condição base, sem a LCMF e com LCMF e respetivas significâncias estatísticas (Teste Kruskal-Wallis).

	RMS_Base (μm)	RMS_Lente (μm)	<i>p</i>
OD	0,12 [0,05]	0,25 [0,21]	<0,05
OE	0,12 [0,07]	0,28 [0,14]	<0,05

5.5.2 Aberração Esférica

Na Figura 32 estão representados os resultados obtidos para os coeficientes do polinómio de Zernike de 4ª ordem Z_4^0 , obtidos nas condições sem LCMF (base) e com LCMF, para um diâmetro pupilar de 4mm, para ambos os olhos. É possível observar que os valores do coeficiente do polinómio Z_4^0 passam de positivos a negativos, da condição base para a condição com LCMF.

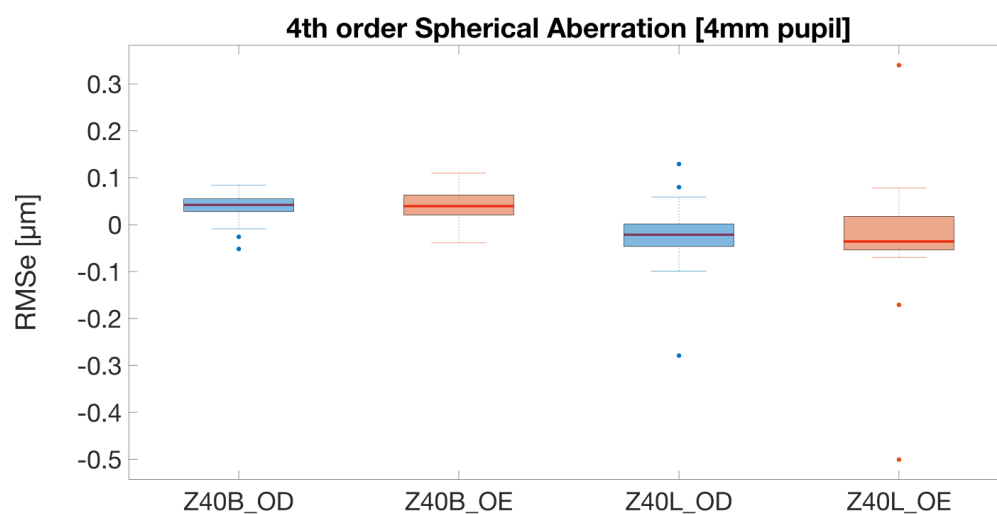


Figura 32- Mediana e distância interquartil da AE de 4ª ordem, Z_4^0 , para um diâmetro pupilar de 4mm, obtidos em condição base, sem LCMF, e com LCMF. Valores de OD na cor azul e valores de OE a laranja.

A Figura 33 representa os resultados dos coeficientes de Zernike de 6ª ordem, Z_6^0 , obtidos nas condições sem LCMF (base) e com LCMF, para um diâmetro pupilar de 4mm, para ambos os olhos. Os valores obtidos não apresentam alterações quanto à mediana nas duas condições, para ambos os olhos.

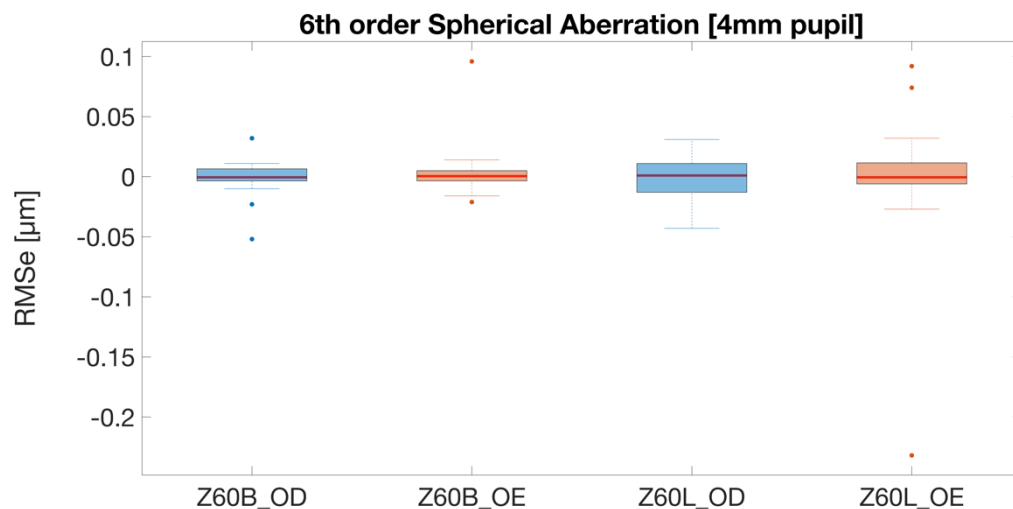


Figura 33- Mediana e distância interquartil da AE de 6ª ordem, Z_6^0 , para um diâmetro pupilar de 4mm, obtidos em condição base, sem a LCMF, e com LCMF. Valores de OD na cor azul e valores de OE a laranja.

A Tabela 11 apresenta os valores da mediana, distância interquartil e respectivas significâncias estatísticas obtidos para os coeficientes de Zernike das aberrações esféricas de 4ª e 6ª ordem. As diferenças encontradas entre as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

Tabela 11- Valores de mediana e distancia interquartil das aberrações de 4ª e 6ª ordem, Z_4^0 e Z_6^0 , referentes à AE, em condição base, sem LCMF, e com LCMF de cada olho para uma pupila de 4mm e respectivas significâncias estatísticas. (Teste Kruskal-Wallis)

	4ª ordem_base (μm)	4ª ordem_lente (μm)	6ª ordem_base (μm)	6ª ordem_lente (μm)	p
OD	0,04 [0,03]	-0,02 [0,05]	0,00 [0,00]	0,00 [0,02]	<0,05
OE	0,04 [0,04]	-0,04 [0,07]	0,00 [0,01]	0,00 [0,02]	<0,05

5.5.3 Aberração comática

A Figura 34 representa os resultados da raiz quadrada da soma dos quadrados (norma) dos coeficientes de Zernike de 3ª ordem, Z_3^{-1} e Z_3^1 , referentes à aberração comática, obtidos nas condições sem LCMF (base) e com LCMF, para um diâmetro pupilar de 4mm, para ambos os olhos. É possível observar que na condição com LCMF foram obtidos maiores valores de aberração comática.

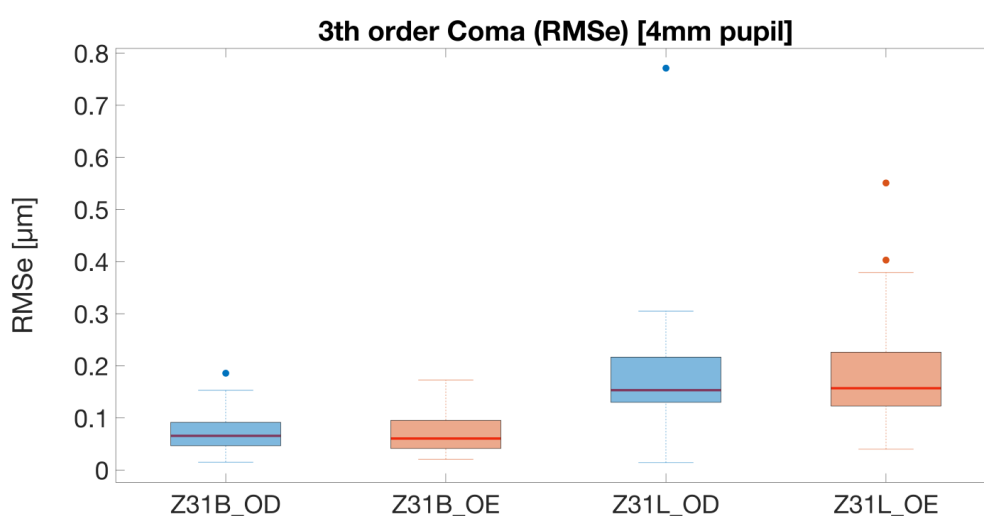


Figura 34- Mediana e distância interquartil da aberração comática de 3ª ordem, norma (Z_3^{-1} e Z_3^1), para um diâmetro pupilar de 4mm, obtidos em condição base sem a LCMF e com LCMF. Valores do OD na cor azul e valores do OE a laranja.

Tal como descrito no capítulo 2.1.6, é possível relacionar o descentramento da LCMF com a aberração comática. A diferença entre o valor obtido de aberração comática com a LCMF e o valor obtido na condição base, podem ser consideradas indicativas do nível de descentramento da LCMF. Os valores dessa relativos a essas diferenças estão representados na Figura 35.

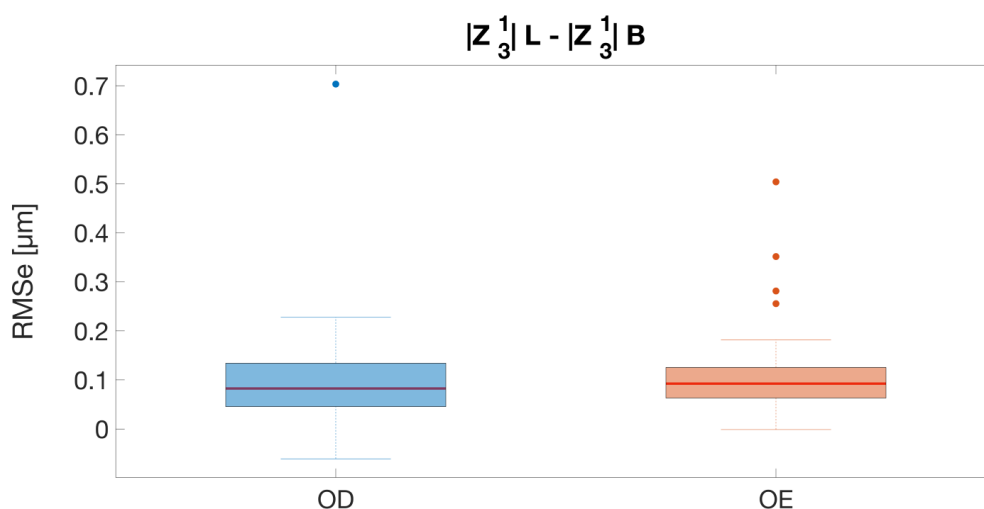


Figura 35- Mediana e distância interquartil da diferença da aberração comática com correção LCMF e em condição base, sem LCMF, para um diâmetro pupilar de 4mm. Valores de OD na cor azul e valores de OE a laranja.

A Tabela 12 apresenta os valores das medianas, distância interquartil e respectivas significâncias estatísticas. As diferenças encontradas entre as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

Tabela 12- Valores de mediana e distância interquartil da diferença das aberrações comáticas com correção e em condição base, sem LCMF e respectivas significâncias estatísticas. (Teste Kruskal-Wallis)

	RMSe Coma_base (μm)	RMSe Coma_lente (μm)	RMSe_{LCM} – RMSe_{BASE} (μm)	<i>p</i>
OD	0,07 [0,04]	0,15 [0,09]	0,08 [0,08]	<0,05
OE	0,06 [0,6]	0,16 [0,11]	0,10 [0,07]	<0,05

5.5.4 Qualidade ótica

A Figura 36 representa os valores do rácio de Visual Strehl, referentes à qualidade ótica para um diâmetro pupilar de 4mm, nas condições sem LCMF (base) e com LCM. A mediana dos valores obtidos é mais próxima de 0 com o uso da LCMF, 0,19 [0,13] e 0,19 [0,13] para o OD e OE respetivamente. Enquanto na condição base o valor da mediana é 0,28 [0,11] e 0,26 [0,14] para o OD e OE respetivamente.

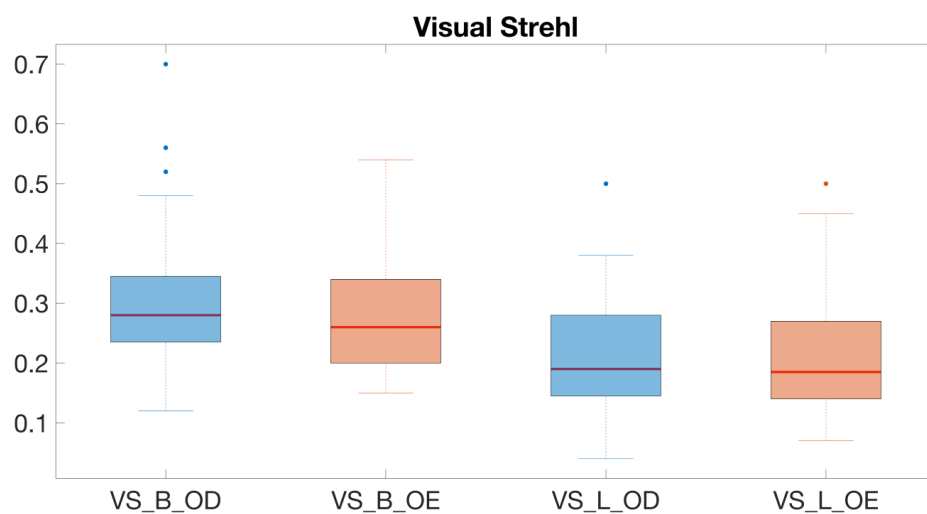


Figura 36- Mediana e distância interquartil do rácio de Visual Strehl em condição base, sem LCMF e com LCMF. Valores de OD na cor azul e valores de OE a laranja.

A Tabela 13 apresenta os valores das medianas, distância interquartil e respetivas significâncias estatísticas. As diferenças encontradas entre as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

Tabela 13- Valores de mediana e distância interquartil do rácio de Visual Strehl em condição base, sem LCMF e com correção e respetivas significâncias estatísticas. (Teste Kruskal-Wallis)

	VS_base	VS_lente	<i>p</i>
OD	0,28 [0,11]	0,19 [0,13]	<0,05
OE	0,26 [0,14]	0,19 [0,13]	<0,05

5.6 Questionário

Uma vez que o questionário foi apenas aplicado à condição com LCMF, são apresentados apenas os resultados obtidos sobre a pontuação dada por cada sujeito em cada questão após 15 dias de uso da LCMF. A Figura 37 e a Tabela 14 apresentam os resultados obtidos para cada uma das sete questões da avaliação subjetiva. Os resultados foram estatisticamente significativos ($p < 0,05$, Teste Kruskal-Wallis).

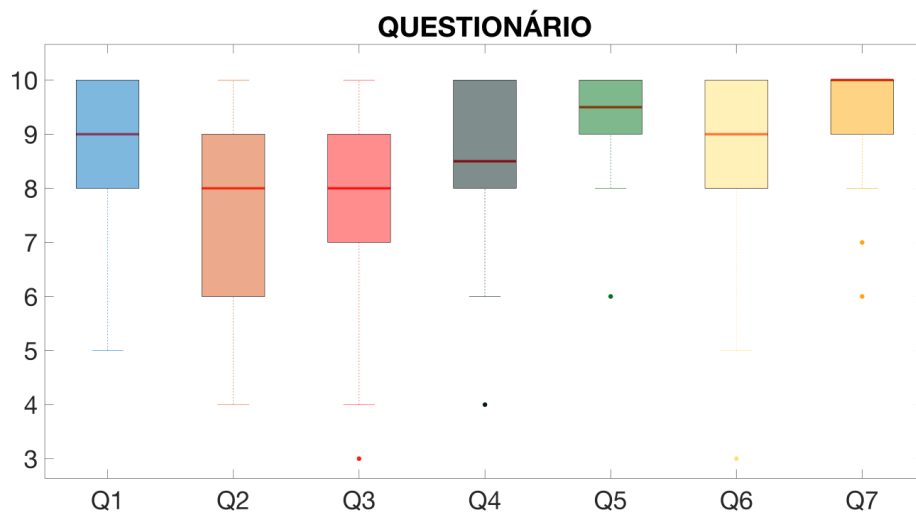


Figura 37- Mediana e distância interquartil dos resultados obtidos sobre a pontuação dada por cada sujeito em cada questão após 15 dias de uso da LCMF.

Tabela 14- Valores de mediana e distância interquartil dos resultados obtidos sobre a pontuação dada por cada sujeito em cada questão após 15 dias de uso da LCMF e respetivas significâncias estatísticas. (Teste Kruskal-Wallis)

Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	<i>p</i>
9 [2]	8 [3]	8 [2]	8.5 [2]	9,5 [1]	9 [2]	10 [1]	<0,05

Capítulo 6 - Correlações

Neste capítulo, apresentam-se as correlações fortes obtidas ($r > 0,5$) e cuja significância estatística foi maior ou igual a 95% ($p < 0,05$). Outras correlações não significativas, serão apresentadas apenas para efeitos de comparação. Foi utilizado o teste de correlação de Spearman, uma vez que a utilização do coeficiente de Pearson em distribuições não normais pode, em algumas circunstâncias, produzir um aumento de erros tipo 1.

6.1 Desempenho Visual

A Tabela 15 apresenta os valores da correlação entre as variáveis AV a 40cm e os valores calculados para profundidade de foco (DOF), em condição binocular, de alto e baixo contraste e respectivas significâncias estatísticas. A profundidade de foco foi definida como o último valor dióptrico da parte negativa da curva de desfocado, com AV igual ou superior a 0,3 LogMAR.

As diferenças encontradas entre as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas apenas para o OD, com $r > 0,5$ e $p < 0.05$. No OE as diferenças encontradas não foram estatisticamente significativas, $p > 0.05$ e r próximo de 0.

Tabela 15- Correlações entre variáveis AV a 40cm e os valores de DOF, em condição binocular, de alto e baixo contraste e respectivas significâncias estatísticas. (Correlação de Spearman)

AV_100%_40cm_LC_BIN VS. DOF100_BIN	$r = -0.8977$	$p < 0.05$
AV_10%_40cm_LC_BIN VS. DOF10_BIN	$r = 0.0540$	$p = 0.7850$

A Tabela 16 apresenta os valores da correlação entre os valores de adição utilizada em cada olho de cada sujeito e os valores de rácio Visual Strehl com LCMF e respetivas significâncias estatísticas. As diferenças encontradas entre as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas apenas para o OE com $r > 0,5$ e $p < 0.05$. No OD as diferenças encontradas não foram estatisticamente significativas, $p > 0.05$.

Tabela 16- Correlações entre variáveis relacionadas diretamente com a adição utilizada em cada olho em cada sujeito e os valores de rácio Visual Strehl com LCMF e respetivas significâncias estatísticas. (Correlação de Spearman)

Add OD VS. VS_L_OD	$r = -0.2809$	$p = 0.1476$
Add OE VS. VS_L_OE	$r = -0.6724$	$p < 0.05$

6.2 Qualidade Ótica

Neste subcapítulo são apresentados os valores das correlações encontradas ao nível da qualidade ótica, quantificada em termos do rácio do Strehl Visual, calculado a partir das aberrações de frente-de-onda medidas para um diâmetro pupilar de 4mm, juntamente com as respetivas significâncias estatísticas.

Na Tabela 17 são apresentados os valores da correlação entre os valores de rácio Visual Strehl e as aberrações de alta ordem (HOA) medidas para um diâmetro pupilar de 4mm, com LCMF e as e respetivas significâncias estatísticas para cada olho. As diferenças encontradas entre

as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas com $r > 0,5$ e $p < 0.05$ (Correlação de Spearman).

Tabela 17- Correlações entre os valores de rácio Visual Strehl e as aberrações de alta ordem (HOA) medidas para um diâmetro pupilar de 4mm, com LCMF e as respectivas significâncias estatísticas. (Correlação de Spearman)

VS_L_OD VS. RMSeL_OD	$r = -0.6361$	$p < 0,05$
VS_L_OE VS. RMSeL_OE	$r = -0.7055$	$p < 0,05$

Na Tabela 18 são apresentados os valores da correlação entre os valores de rácio Visual Strehl e as aberrações de 3ª ordem, aberração comática, medidas para um diâmetro pupilar de 4mm, com LCMF e as respectivas significâncias estatísticas para cada olho. As diferenças encontradas entre as condições avaliadas, foram estatisticamente significativas com $r > 0,5$ e $p < 0.05$ no OD, e $r < 0.5$ e $p < 0.05$ no OE. (Correlação de Spearman)

Tabela 18- Valores da correlação entre os valores de rácio Visual Strehl e as aberrações de 3ª ordem, aberração comática, medidas para um diâmetro pupilar de 4mm, com LCMF e as respectivas significâncias estatísticas para cada olho. (Correlação de Spearman)

VS_L_OD VS. Z₃¹L_OD	$r = -0.5842$	$p < 0.05$
VS_L_OE VS. Z₃¹L_OE	$r = -0.3778$	$p < 0.05$

6.3 Avaliação subjetiva

Após correlacionar todas as respostas do questionário com as restantes variáveis objetivas, não foram encontradas correlações fortes relacionadas. Os gráficos de barras representados nas Figuras 38 a 44 resumem as correlações encontradas entre cada resposta do questionário e cada variável objetiva, juntamente com o seu grau de significância estatística.

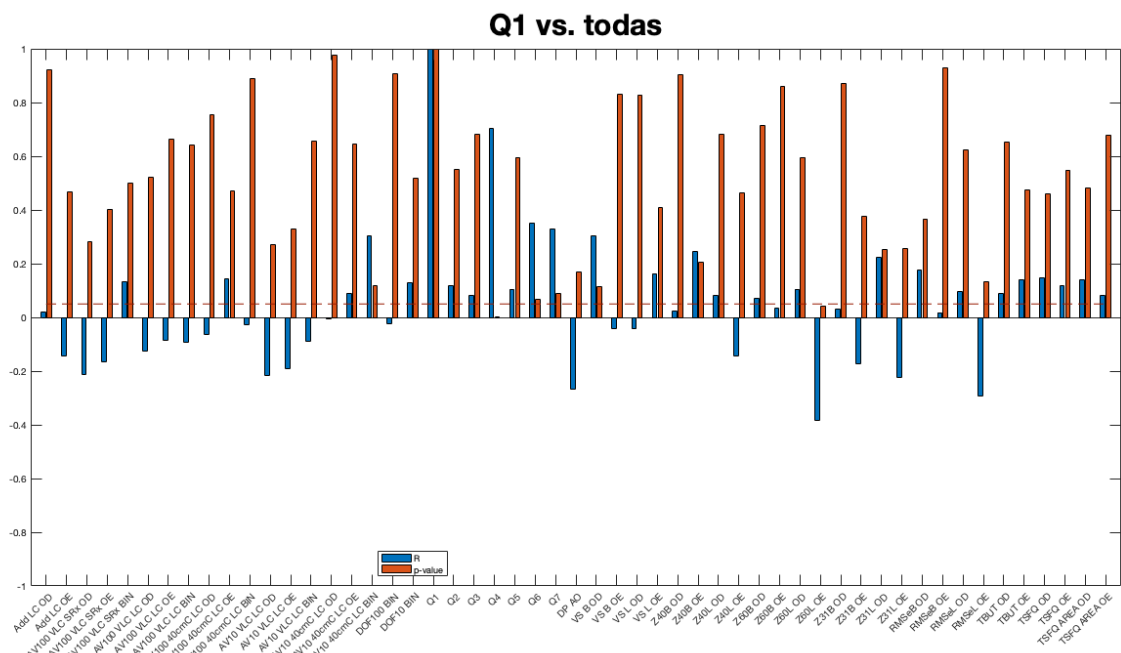
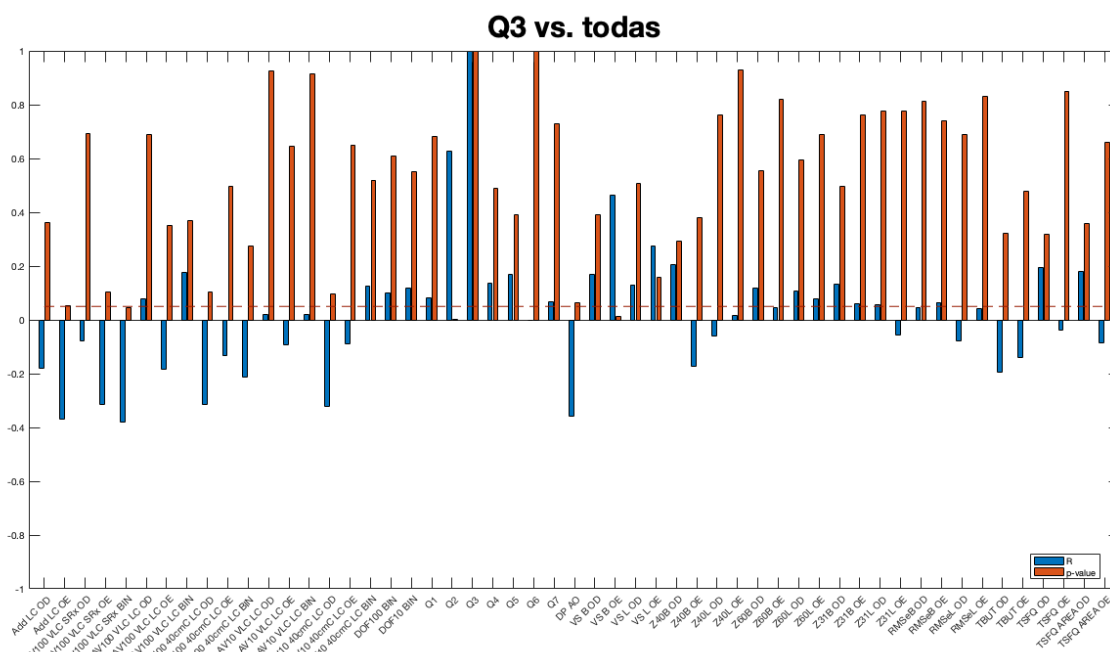
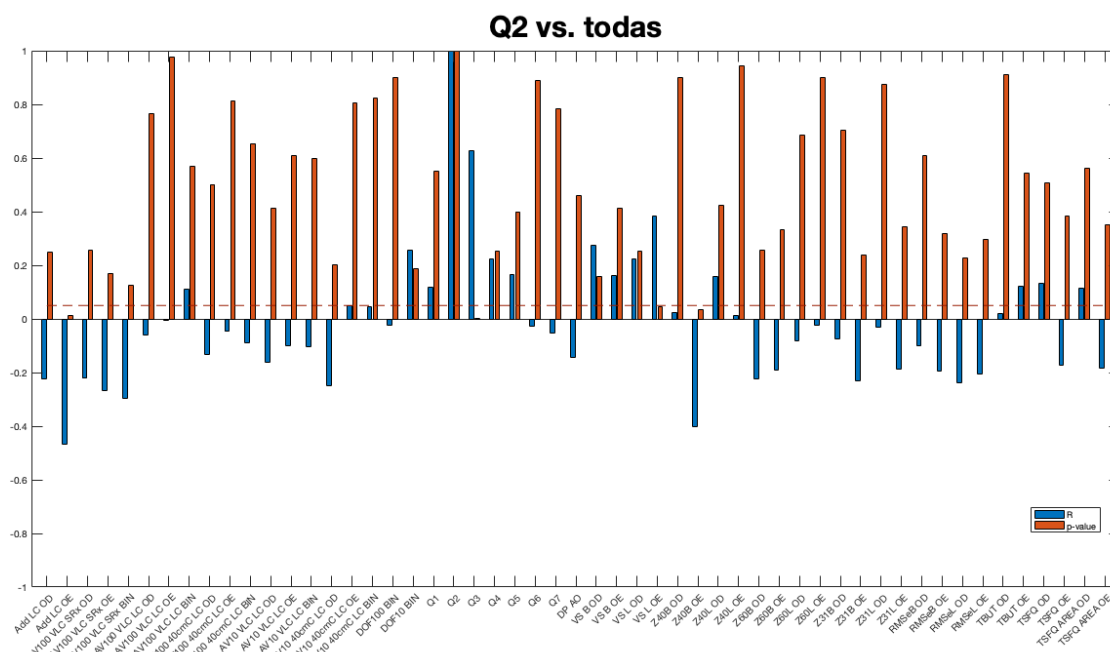


Figura 38- Correlação de Q1 com todas a variáveis estudadas.



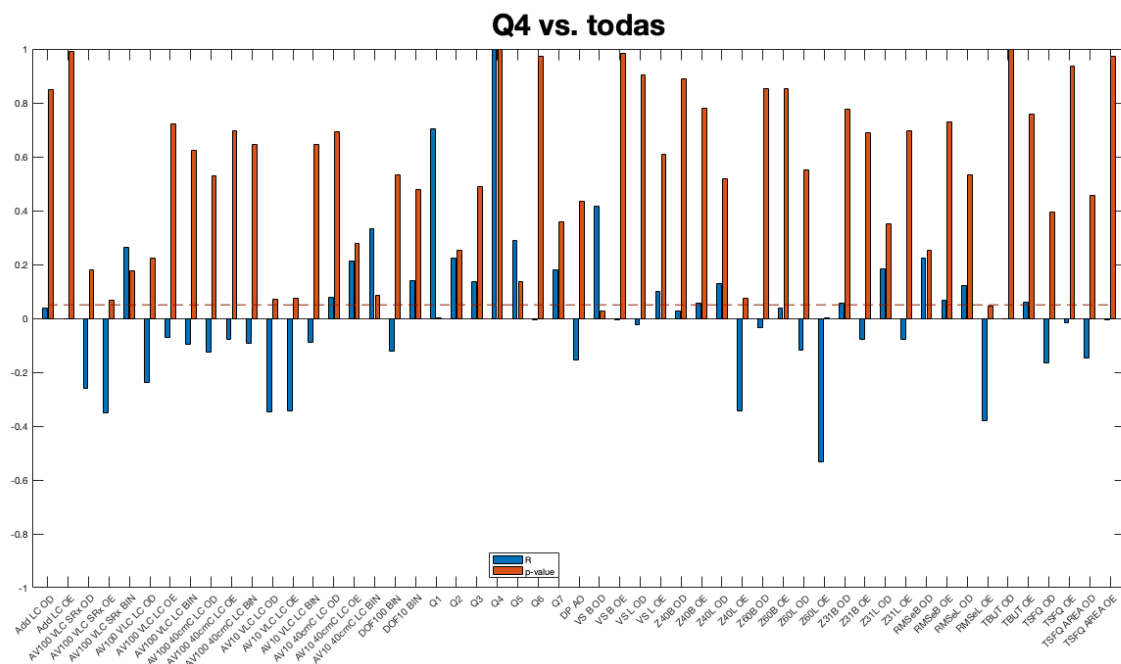


Figura 41. Correlação de Q4 com todas a variáveis estudadas.

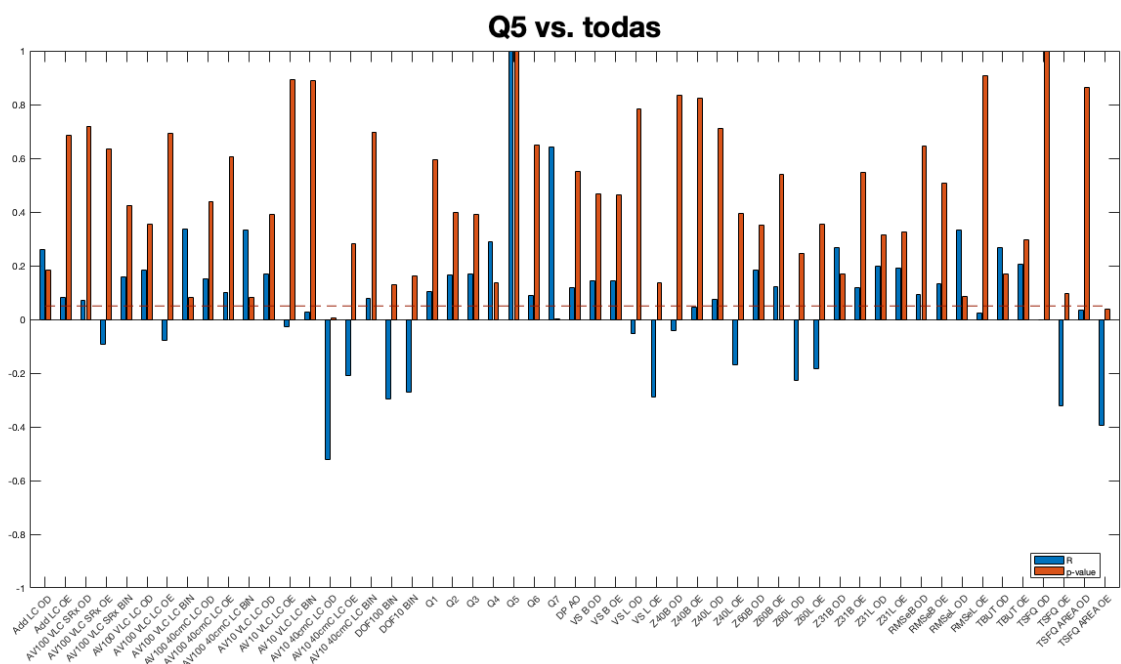


Figura 42- Correlação de Q5 com todas a variáveis estudadas.

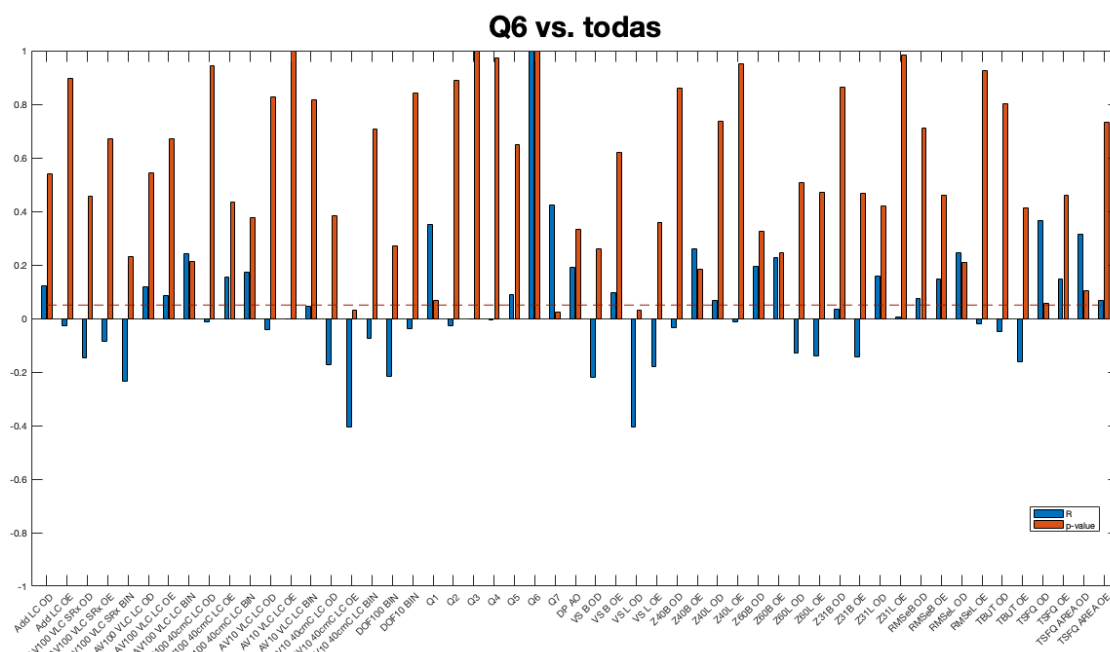


Figura 43- Correlação de Q6 com todas a variáveis estudadas.

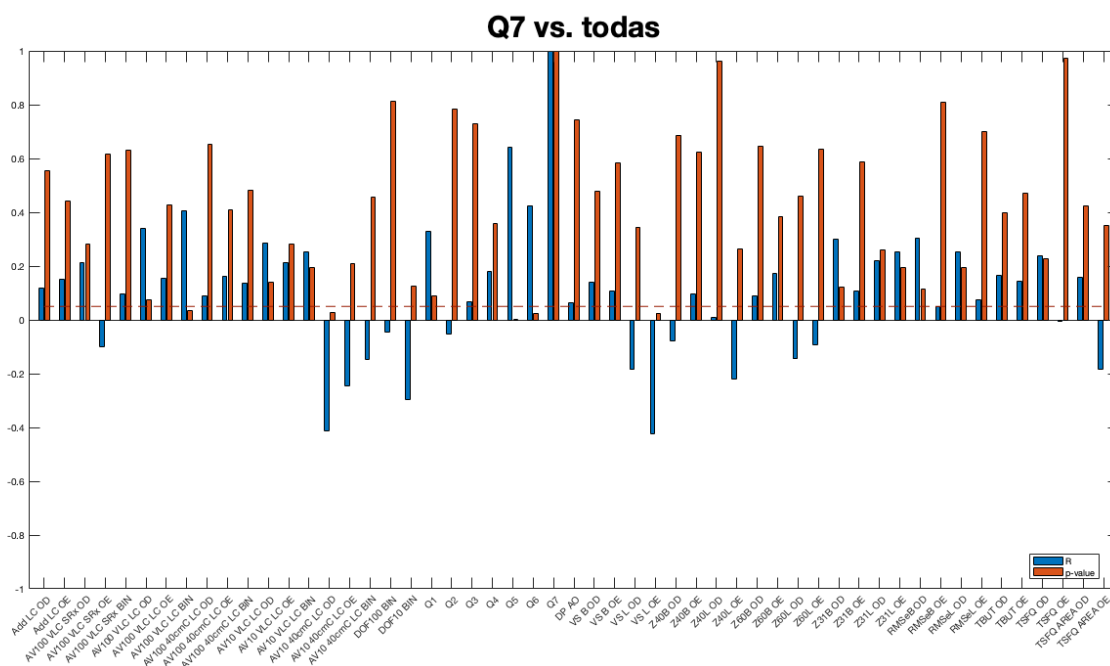


Figura 44- Correlação de Q7 com todas a variáveis estudadas.

Capítulo 7 – Discussão

Neste capítulo será feita a discussão dos resultados apresentados no Capítulo 6, comparando-os com resultados obtidos por outros autores em estudos anteriores.

7.1 Desempenho Visual

7.1.1 Acuidade Visual

Neste trabalho, todos os sujeitos apresentaram, uma menor HCVA comparando com os resultados de AV com SRx, em condição monocular ou binocular.

Vasudevan et al. (3) avaliaram o desempenho visual de sujeitos com presbiopia adaptados com três desenhos de LCMF: Acuvue Oasys Multifocal de centro-longe desenho de anéis concêntricos, Air Optix Multifocal de centro-perto de desenho asférico e Biofinity Multifocal de centro-perto e centro-longe de desenho asférico. A condição de controlo foi definida pela refração subjetiva em lentes de prova. A utilização de LCMF tem sido associada a piores valores de HCDVA em comparação aos valores obtidos com outros métodos de correção visual, estando de acordo com os resultados deste nosso estudo.

Plainis et al. (38) avaliaram a AV em pacientes jovens adultos adaptados com a LCMF Air Optix Aqua Multifocal asférica de centro-perto e verificaram que, binocularmente, os valores de AV são superiores aos valores de AV obtidos em condição monocular, de alto e baixo contraste tal como neste estudo. A condição binocular tende a diminuir o ruído da imagem retiniana o que leva a uma melhoria da sua interpretação e à consequente melhoria da percepção visual.

7.2 Qualidade ótica

7.2.1 Aberrações Oculares

Neste estudo foram registados os valores obtidos para as HOA, nomeadamente aberração esférica de 4ª e 6ª ordem (Z_4^0 e Z_6^0), aberração comática de 3ª ordem ($Z_3^{\pm 1}$) e rácio Visual Strehl. O valor de HOA aumentou em relação à condição de base, sem LCMF, com maior dispersão de dados no OD. As diferenças avaliadas foram estatisticamente significativas.

Vasudevan et al. (3) analisaram as mudanças ocorridas nas aberrações oculares em sujeitos com idades compreendidas entre os 40 e 45 anos de idade adaptados com três desenhos de LCMF, e verificaram um aumento das HOA em todas as LCMF em comparação com a situação de controlo.

Apesar do aumento registado para as HOA na condição com LCMF se ter devido a um aumento dos diferentes coeficientes de Zernike, foi aberração esférica de 4º ordem (Z_4^0) que mostrou ter mais influência no valor total das aberrações oculares de alta ordem na condição com LCMF. No presente estudo, também foi possível verificar uma variação da aberração esférica Z_4^0 entre a condição base e a condição com LCMF, tendo-se tornado mais negativa na condição com lente. Este resultado é esperado tendo em conta o desenho centro-perto das lentes avaliadas. Este tipo de desenho, tal como demonstram os perfis de potência da Figura 22, induzem um aumento da aberração esférica de 4ª ordem no sentido negativo. Poderá então dizer-se que a mudança esperada nas HOA simétricas (modos esféricos) será dependente do desenho da LCMF utilizada. A aberração comática, $Z_3^{\pm 1}$, também apresenta um papel importante na alteração das HOA entre condições. Neste estudo, a LCMF apresentou um incremento na aberração comática (COMA RMS) em relação à condição base, sem LCMF, com diferenças estatisticamente significativas.

No estudo conduzido por *Pauné et al.* (39) também se verificou um aumento da aberração comática com a LCMF em estudo, em comparação com o valor medido sem lente.

7.2.2 Descentramento da lente

Neste estudo, a diferença entre o valor obtido para a aberração comática com LCMF e o valor obtido em condição base foram considerados indicativos do nível de descentramento da LCMF. Na Tabela 12 estão descritos os valores obtidos para diferença da aberração comática entre ambas as condições. Verificou-se um aumento da aberração de 3ª ordem da condição base para a condição com LCMF, com uma mediana de 0,08 μm no OD e de 0,10 μm no OE.

O descentramento das LCMF tem sido associado a um aumento das aberrações comáticas de 3ª ordem. Estes resultados vão de encontro aos encontrados por *Fedtke et al.*, (23) e permitem observar a relação existente entre o descentramento das lentes e o aumento dos valores obtidos para os coeficientes comáticos. A lente que mais se descentrou em comparação à condição base, foi também a lente que obteve piores resultados de HCDVA, enfatizando o impacto do descentramento das LCMF no desempenho visual.

7.3 Topografia

7.3.1 Índice TFSQ

A qualidade da superfície lacrimal, quantificada pelos índices TFSQ e TFSQ_AREA, não se mostrou estatisticamente significativa, devido à enorme dispersão encontrada para estas métricas. O índice TFSQ fornece informação acerca da qualidade da lágrima, que por sua vez é essencial para obtenção de sucesso durante a adaptação de qualquer tipo de lentes de contacto. As LCMF têm sido associadas a uma diminuição da qualidade ótica devido ao desenho ótico que apresentam. Geralmente, LCMF e LC de foco duplo causam pior sensibilidade ao contraste e aumento das aberrações oculares.(40) Este facto, juntamente com uma pior estabilidade do filme lacrimal pré-lente, pode levar a uma deterioração ainda maior da qualidade visual, uma vez que uma diminuição no tempo de rutura lacrimal pode induzir alterações na qualidade ótica do paciente.

No estudo de *García-Marqués et al* (41) em 2021 Foi levantada a hipótese de a estabilidade do filme lacrimal pré-lente poder ser alterada pelo design das LC de imagem simultânea e foi avaliado o efeito a curto prazo na estabilidade e conforto do filme lacrimal pré-lente de uma LC de imagem simultânea (MiSight) e uma LC monofocal (Proclear 1-day) em 28 participantes. Foi encontrada uma redução na estabilidade do filme lacrimal pré-lente no design de imagem simultânea em comparação com a lente monofocal, contribuindo para um desempenho visual e conforto inferior durante o uso. As LC de imagem simultânea tiveram tempos de rutura lacrimal mais baixos. Devido ao facto que ambas as lentes tinham o mesmo material, a única diferença entre elas era o design ótico. Portanto, as diferenças na estabilidade do filme lacrimal entre as duas lentes poderiam ser explicadas pelo fato da LC de imagem simultânea possuir um design de superfície frontal com mudanças de potência, o que pode alterar a distribuição e estabilização do filme lacrimal através a superfície.

Plainis et al (8) demonstraram que na prática a centragem exata da lente com a pupila pode não ser alcançada com a lente utilizada e que qualquer movimento resulta numa perda na qualidade da imagem. Parâmetros como flexão da lente, desidratação ao longo do dia e características lacrimais do usuário podem também contribuir para o descentramento. Contrariando a bibliografia, na análise da relação entre o índice TFSQ e o nível de descentramento não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre a lente com valor de descentramento superior e o nível TFSQ mais baixo. Uma explicação poderá estar relacionada com a capacidade de o topógrafo detetar mudanças na estabilidade lacrimal através do parâmetro TFSQ.

O estudo de *Szczesna-Iskander et al* (42) analisou a dinâmica da qualidade da superfície do filme lacrimal (TFSQ) em um grupo de indivíduos com olhos saudáveis, antes e durante o uso de LC, e em um grupo de indivíduos com olho seco. Após o pestanejo, o filme lacrimal suaviza para alcançar o melhor TFSQ possível e depois segue uma fase de deterioração. Os autores relacionaram os parâmetros de TFSQ e RMS e concluíram que os melhores resultados de RMS estão relacionados com melhores resultados de TFSQ. No nosso estudo, o índice TFSQ obteve melhores achados em mediana para OD e os melhores achados em mediana de RMS foram obtidos para o OD também, estando de acordo com a bibliografia.

7.4 Questionário

Não se verificaram correlações significativas entre as respostas subjetivas ao questionário e os achados objetivos. Estes resultados podem ser justificados pelo facto de este questionário ser respondido de forma totalmente subjetiva sem nenhuma referência visual ou termo de comparação, tornando-o fortemente dependente do grau de exigência individual de cada sujeito, ou seja, dois sujeitos com os mesmos achados objetivos podem ter diferentes percepções subjetivas acerca da qualidade da sua visão. No entanto, a nível objetivo essa resposta não teria diferença quando avaliada meramente em termos numéricos.

Particularmente na questão 4, "Ao conduzir à noite com a minhas lentes de contacto, a minha visão é...", colocada com o intuito de avaliar subjetivamente a visão noturna ao longe, as respostas obtidas tiveram uma dispersão superior a qualquer das restantes questões. Este facto pode ser justificado devido ao aumento do diâmetro pupilar do sujeito em condições de baixa iluminação.

Já foi demonstrado por outros autores o impacto do aumento do diâmetro pupilar na manifestação das aberrações oculares. *Gifford P et al* (15) avaliaram a LOA, HOA e aberração comática durante o uso de LCMF para diâmetros pupilares, 4, 5 e 6mm. Verificaram que com o aumento do diâmetro pupilar houve um incremento das condições avaliadas, principalmente para LCMF de alta adição.

Um tamanho pupilar maior associado ao uso de LCMF é um fator favorável a um aumento das aberrações oculares devido à maior quantidade de raios luminosos que entram pela pupila que serão refratados de forma diferente dependendo da potência da zona da lente que atravessam, o que leva à criação de múltiplas imagens na retina, umas focadas e outras fantasma, diminuindo deste modo a qualidade da imagem retiniana e o desempenho visual. (17)

Sabendo também que a idade tem influência sobre o diâmetro pupilar, este fator pode influenciar na dispersão dos valores de resposta obtidos. Usuários mais jovens apresentam valores de diâmetro pupilar maior, como apresentado na Figura 12, que se traduz num incremento das aberrações de alta ordem.

Conclusões

- Os usuários apresentaram, uma menor HCVA comparando com os resultados de AV com SRx, em condição monocular ou binocular.
- Os valores de AV com LCMF em condição binocular são superiores aos valores de AV obtidos em condição monocular, de alto e baixo contraste.
- O valor de HOA aumentou com LCMF em relação à condição de base, sem LCMF.
- A aberração esférica Z_4^0 foi sempre superior em relação à aberração esférica Z_6^0 em todas as condições avaliadas.
- A LCMF apresentou um incremento na aberração comática em relação à condição base, sem LCMF.
- A lente com descentramento superior obteve piores resultados de HCDVA.
- Não foram encontradas correlações entre a avaliação subjetiva e a avaliação objetiva sobre o desempenho da LCMF.

Trabalho futuro

- Realizar estudos envolvendo os mesmos parâmetros de qualidade ótica e qualidade visual durante períodos de tempo mais prolongados avaliando eventuais efeitos de adaptação neural e o consequente impacto na performance visual.
- Realizar uma avaliação subjetiva mais detalhada, com realização do questionário nas diferentes fases de avaliação, no momento da colocação das lentes, após 7 dias de uso e após 2 semanas de uso.
- Estabelecer um questionário que permita obter respostas mais completas e precisas, como o The Quality of Vision (QoV) Questionnaire, onde são avaliados 10 sintomas visuais em termos de frequência, severidade e incómodo em 30 questões.
- Avaliar e isolar pacientes com valores de adição diferentes, valores de maior adição e adição mais baixa, de forma a estabelecer uma possível relação já vista noutros estudos de sintomas associados à qualidade visual a maiores valores de adição.

Capítulo 8 – Bibliografia

1. Holden BA, Fricke TR, May Ho S, Wong R, Schlenther G, Cronjé S, et al. Global Vision Impairment Due to Uncorrected Presbyopia. Vol. 126, Arch Ophthalmol. 2008.
2. Bakaraju RC, Tilia D, Sha J, Diec J, Chung J, Kho D, et al. Lentes de contacto de profundidad de foco extendido vs. dos lentes multifocales comerciales: Parte 2. Rendimiento visual tras una semana de uso. J Optom. 2018 Jan 1;11(1):21–32.
3. Vasudevan B, Flores M, Gaib S. Objective and subjective visual performance of multifocal contact lenses: Pilot study. Contact Lens and Anterior Eye. 2014;37(3):168–74.
4. Chandra Bakaraju R, Optom BS. Optical Performance of Simultaneous Vision Multifocal Contact Lenses Using Schematic and Physical Eye Models. 2010.
5. Morgan PB, Efron N, Woods CA. An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. Clin Exp Optom. 2011 Jan;94(1):87–92.
6. José Manuel González-Méijome (ed.). Contactologia. 2018.
7. Faria-Ribeiro M, González-Méijome JM. Multifocal contact lenses: towards customisation? Ophthalmic and Physiological Optics. 2019 Jan 1;39(1):37–45.
8. Plainis S, Atchison DA, Charman WN. Power Profiles of Multifocal Contact Lenses and Their Interpretation [Internet]. Available from: www.optvissci.com
9. Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. 1997.
10. Atchison DA, Girgenti CC, Campbell GM, Dodds JP, Byrnes TM, Zele AJ. Influence of field size on pupil diameter under photopic and mesopic light levels. Clin Exp Optom. 2011 Nov;94(6):545–8.
11. Charman WN. The eye in focus: Accommodation and presbyopia. Vol. 91, Clinical and Experimental Optometry. 2008. p. 207–25.
12. Montés-Micó R, Madrid-Costa D, Radhakrishnan H, Charman WN, Ferrer-Blasco T. Accommodative Functions with Multifocal Contact Lenses: A Pilot Study. 2011.
13. Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. 2001.
14. Fedtke C, Ehrmann K, Bakaraju RC. Peripheral refraction and spherical aberration profiles with single vision, bifocal and multifocal soft contact lenses. J Optom. 2020 Jan 1;13(1):15–28.

15. Gifford P, Cannon T, Lee C, Lee D, Lee HF, Swarbrick HA. Ocular aberrations and visual function with multifocal versus single vision soft contact lenses. *Contact Lens and Anterior Eye* [Internet]. 2013;36(2):66–73. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clae.2012.10.078>
16. Fedtke C, Ehrmann K, Thomas V, Bakaraju RC. Visual performance with multifocal soft contact lenses in non-presbyopic myopic eyes during an adaptation period. *Clin Optom (Auckl)*. 2016 Apr 21;8:37–46.
17. Lopes-Ferreira D, Fernandes P, Queirós A, González-Meijome JM. Combined effect of ocular and multifocal contact lens induced aberrations on visual performance: Center-distance versus center-near design. *Eye Contact Lens*. 2018 Sep 1;44:S131–7.
18. Gispets J, Arjona M, Pujol J, Vilaseca M, Cardona G. Task oriented visual satisfaction and wearing success with two different simultaneous vision multifocal soft contact lenses. *J Optom*. 2011 Jul;4(3):76–84.
19. Fernandes PRB, Neves HIF, Lopes-Ferreira DP, Jorge JMM, González-Meijome JM, Od *. Adaptation to Multifocal and Monovision Contact Lens Correction. Vol. 90, *Optometry and Vision Science*. 2013.
20. Rice ML, Leske DA, Smestad CE, Holmes JM. Results of ocular dominance testing depend on assessment method. *Journal of AAPOS*. 2008 Aug;12(4):365–9.
21. Handa T, Mukuno K, Uozato H, Niida T, Shoji N, Minei R, et al. Ocular dominance and patient satisfaction after monovision induced by intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2004 Apr;30(4):769–74.
22. Pointer JS. Sighting dominance, handedness, and visual acuity preference: three mutually exclusive modalities? [Internet]. Available from: www.elsevier.com/locate/ophopt
23. Fedtke C, Sha J, Thomas V, Ehrmann K, | | RCB. Impact of Spherical Aberration Terms on Multifocal Contact Lens Performance.
24. Fedtke C, Bakaraju RC, Ehrmann K, Chung J, Thomas V, Holden BA. Visual performance of single vision and multifocal contact lenses in non-presbyopic myopic eyes. *Contact Lens and Anterior Eye*. 2016 Feb 1;39(1):38–46.
25. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. 2002.
26. Wang B, Ciuffreda KJ. Depth-of-focus of the human eye: Theory and clinical implications. *Surv Ophthalmol*. 2006;51(1):75–85.

27. Madrid-Costa D, García-Lázaro S, Albarrán-Diego C, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Visual performance of two simultaneous vision multifocal contact lenses. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2013;33(1):51–6.
28. Ferris FL, Kassoff A, Bresnick GH, Bailey I. New visual acuity charts for clinical research. *Am J Ophthalmol* [Internet]. 1982;94(1):91–6. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/0002-9394\(82\)90197-0](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9394(82)90197-0)
29. Owsley C. Aging and vision. *Vision Res* [Internet]. 2011;51(13):1610–22. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.visres.2010.10.020>
30. Applegate RA, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(8):1487–95.
31. Maeda PY. Zernike Polynomials and Their Use in Describing the Wavefront Aberrations of the Human Eye Psych 221/EE 362 Applied Vision and Imaging Systems Course Project, Winter 2003.
32. Miyagawa S, Mihashi T, Kanda H, Hirohara Y, Endo T, Morimoto T, et al. Asymmetric Wavefront Aberrations and Pupillary Shapes Induced by Electrical Stimulation of Ciliary Nerve in Cats Measured with Compact Wavefront Aberrometer. Available from: www.plosone.org
33. Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Naroo SA, Davies LN, Bhogal GK, Kipioti A, et al. Multifocal intraocular lens differentiation using defocus curves. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012 Jun;53(7):3920–6.
34. Bradley A. Effects of target distance and pupil size on letter contrast sensitivity with simultaneous vision bifocal contact lenses. *Optometry and Vision Science*.
35. Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS. Visual Comparison of Multifocal Contact Lens to Monovision. Vol. 86, *Optometry and Vision Science*. 2009.
36. García-Montero M, Rico-Del-Viejo L, Martínez-Alberquilla I, Hernández-Verdejo JL, Lorente-Velázquez A, Madrid-Costa D. Effects of Blink Rate on Tear Film Optical Quality Dynamics with Different Soft Contact Lenses. *J Ophthalmol*. 2019;2019.
37. Rubin ML, Jain S, Arora I, Azar DT. PERSPECTIVES IN REFRACTION Success of Monovision in Presbyopes: Review of the Literature and Potential Applications to Refractive Surgery. Vol. 40, *SURVEY OF OPHTHALMOLOGY*.

38. Plainis S, Ntzilepis G, Atchison DA, Charman WN. Through-focus performance with multifocal contact lenses: Effect of binocularity, pupil diameter and inherent ocular aberrations. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2013 Jan;33(1):42–50.
39. Pauné J, Thivent S, Armengol J, Quevedo L, Faria-Ribeiro M, González-Méijome JM. Changes in peripheral refraction, higher-order aberrations, and accommodative lag with a radial refractive gradient contact lens in young myopes. *Eye Contact Lens*. 2016 Nov 1;42(6):380–7.
40. Rae SM, Price HC. The effect of soft contact lens wear and time from blink on wavefront aberration measurement variation. *Clin Exp Optom*. 2009 May;92(3):274–82.
41. García-Marqués JV, Macedo-de-Araújo R, Lopes-Ferreira D, Cerviño A, García-Lázaro S, González-Méijome JM. Tear film stability over a myopia control contact lens compared to a monofocal design. *Clin Exp Optom*. 2022;105(1):41–7.
42. Szczesna-Iskander DH, Robert Iskander D. Tear Film Dynamics on Soft Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*. 2014;91(12).