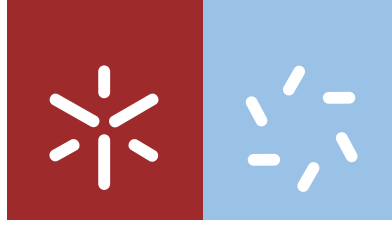


Universidade do Minho
Escola de Ciências

Ana Carolina Franco Vieira

**Estudo da aberrometria e refração periférica
em lentes de contacto desenhadas
para o controlo da progressão da miopia**



Universidade do Minho
Escola de Ciências

Ana Carolina Franco Vieira

**Estudo da aberrometria e refração periférica
em lentes de contacto desenhadas
para o controlo da progressão da miopia**

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho realizado sob orientação do
Professor Doutor José Manuel González-Méijome
e do
Professor Doutor António Queirós Pereira

outubro de 2018

DECLARAÇÃO

Nome: Ana Carolina Franco Vieira

Endereço eletrónico: a.carolinafv@hotmail.com

Número do Cartão de Cidadão: 14747682 8 ZY4

Título da Dissertação de Mestrado:

Estudo da aberrometria e refração periférica em lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia

Orientadores:

Professor Doutor José Manuel González-Méijome

Professor Doutor António Queirós Pereira

Ano de conclusão: 2018

Designação do Mestrado: Optometria Avançada

De acordo com a legislação em vigor, não é permitida a reprodução de qualquer parte desta dissertação.

Universidade do Minho, 29/10/2018

Assinatura: _____

“A imaginação é mais importante que a ciência, porque a ciência é limitada, ao passo que a imaginação abrange o mundo inteiro.”

- Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

“Cada um que passa na nossa vida passa sozinho, pois cada pessoa é única, e nenhuma substitui outra. Cada um que passa na nossa vida passa sozinho, mas não vai só, nem nos deixa sós. Leva um pouco de nós mesmos, deixa um pouco de si mesmo. Há os que levam muito; mas não há os que não levam nada. Há os que deixam muito; mas não há os que não deixam nada. Esta é a maior responsabilidade da nossa vida e a prova evidente que duas almas não se encontram por acaso.”

Antoine de Saint-Exupéry

Uma tese de mestrado é uma longa viagem, que inclui um caminho recheado de inúmeros desafios, alegrias, incertezas, tristezas e muitos percalços.

Apesar de todo o processo solitário, percorrer este caminho só foi possível com o apoio, energia e força de várias pessoas, a quem expresso os meus agradecimentos.

Ao orientador Professor Doutor José Manuel González-Meijóme, pelo apoio e conhecimento partilhado e por estar sempre disponível durante toda esta caminhada.

Ao co-orientador Professor Doutor António Queirós Pereira por toda a paciência, pelo incentivo, pelas críticas e conselhos, mas sobretudo pela ajuda na recolha de dados, construção da base de dados e análise estatística.

À empresa Pauné Visión o facto de ter cedido graciosamente as lentes protótipo utilizadas neste estudo.

Aos alunos que se voluntariaram a participar nesta tese, e disponibilizaram algumas horas do seu tempo livre para me ajudarem, pois sem eles a recolha de dados teria sido impossível.

Tal como prometido, um muito obrigada à Ana Amorim, à Rute Araújo e à Catarina Veloso pelo auxílio que me prestaram na recolha de dados.

À minha família por todo o apoio económico, pela força e pelo carinho que sempre me prestaram ao longo de toda a minha vida académica.

A todos, muito obrigada.

RESUMO

Objetivo: Determinar os efeitos que as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem no desfoque periférico da imagem (através da medida da refração periférica) e na qualidade ótica do olho (através do estudo da aberrometria).

Métodos: Foram analisados 18 olhos direitos ou esquerdos aleatoriamente escolhidos de 18 pacientes com idades de $21,78 \pm 2,51$ anos [18 a 29 anos], com uma refração esférica equivalente de $M = -2,57 \pm 1,77$ D [-0,50 a -5,50 D] e com astigmatismo abaixo de -1,00 D. Todos os pacientes usaram uma lente de contacto monofocal (Baseline – lente controlo) e três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo), aplicadas nos olhos alvo do estudo em ordem aleatória. Começaram por se registrar os valores da refração periférica (através do autorrefratómetro de campo aberto) e posteriormente foi analisada a qualidade ótica do olho (através do aberrómetro IRX3). As variáveis (refração periférica e aberrometria) foram estudadas com as quatro lentes de contacto.

Resultados: Verificou-se que todas as lentes protótipo alteraram a refração periférica na retina temporal aos 20 e 30º de excentricidade. A lente 1 induz as mudanças mais fortes na refração periférica, particularmente na retina temporal (campo visual nasal). Relativamente às aberrações, particularmente as de alta ordem (3ª à 8ª ordem), aumentaram significativamente nas quatro lentes de contacto (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), para valores de diâmetro pupilar de 3mm ($p < 0,001$) e 5mm ($p < 0,001$).

Conclusões: As lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem miopização periférica e um aumento significativo das aberrações óticas de alta ordem. Esta informação é relevante, por um lado, para determinar o potencial impacto na qualidade de imagem retiniana e, por outro, para estimar o efeito terapêutico que possam vir a ter no controlo da progressão da miopia. No entanto, a avaliação da performance visual e eficácia no controlo da progressão da miopia não foram abordados no âmbito deste estudo.

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to evaluate the effect of myopia control lenses on peripheral image blur and optical quality, through peripheral refraction measurement and aberrometry technique, respectively.

Methods: This study was undertaken in 18 right or left eyes randomly selected from patients with age 21.78 ± 2.51 [18 to 29] (years) and mean spherical equivalent refraction $M = -2.57 \pm 1.77$ [0.50 to -5.50 D] (D) with refractive astigmatism below -1.00 D. All the patients wore one monofocal contact lens (Baseline - control lenses) and three myopia control lenses (prototype lenses) randomly applied on the selected eye. We started to record the peripheral refraction values from open field autorrefractometer and then we analyze the quality of the eye through aberrometer IRX3. The variables were assessed with the four lenses.

Results: We verify that all the prototype lenses induced changes in peripheral refraction measurements from temporal retina at 20° to 30° degrees of eccentricity. Lens 1 induced the greater change in the peripheral refraction, particularly in temporal retina (nasal visual field). Aberrations, particularly high grade aberrations (3rd to 8th), increase significantly in all the four contact lenses (Baseline, Lense 1, Lense 2, Lense 3), for pupil diameters of 3 mm ($p < 0.001$) and 5 mm ($p < 0.001$).

Conclusions: Contact lenses designed for myopia progression control leads to peripheral myopization and a significant increase of high order optical aberrations. This is important to establish the impact on image quality and to assess the potential therapeutic effect on myopia progression control. However, visual performance and myopia progression control effectiveness were not assessed on this study.

ÍNDICE	
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
ÍNDICE DE TABELAS	xv
1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
1.1 Prevalência da miopia.....	17
1.2 Estratégias para regular a progressão da miopia.....	18
1.2.1 Ortoqueratologia	21
1.2.2 Lentes de Contacto Multifocais.....	22
1.3 Autorrefratometria.....	27
1.4 Aberrometria	29
1.4.1 Aberrações óticas no olho humano.....	29
2. OBJETIVOS E HIPÓTESES DO ESTUDO.....	34
2.1 Objetivos.....	34
2.2 Hipóteses	34
3. MATERIAL E MÉTODOS	35
3.1 Desenho do estudo.....	35
3.2 Critérios de inclusão	35
3.3 Descrição da amostra	36
3.4 Procedimento experimental	36
3.4.1 Parâmetros estudados.....	36
3.4.2 Lentes de contacto utilizadas	37
3.4.3 Sequência dos exames.....	40
3.4.4 Autorrefratometria.....	40
3.4.5 Aberrometria	43
3.4.6 Análise estatística	44
4. RESULTADOS.....	46
4.1 Autorrefratometria.....	46

4.2	Aberrometria	50
4.3	Correlações entre a refração periférica e a aberrometria	55
5.	DISCUSSÃO	65
6.	CONCLUSÕES	69
7.	BIBLIOGRAFIA	71
8.	ANEXOS	78
8.1	Anexo 1: Consentimento Informado.....	78
8.2	Anexo 2: Tabela de aleatorização	81

ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

AR	Autorrefratómetro
Cos	Coseno
D	Dioptrias
J0	Componente astigmática no meridiano horizontal
J45	Componente astigmática oblíqua
LCH	Lentes de contacto hidrófilas
LCMF	Lente de contacto multifocais
LCRPG	Lente de contacto rígida permeável aos gases
LIO	Lente intraocular
M	Equivalente esférico
m	Metros
mm	Milímetros
Orto-K	Ortoqueratologia
p	Significância estatística
r	Coefficiente de correlação de Pearson
RMS	Raiz quadrada média
RPR	Refração periférica relativa
Rx	Refração
Sen	Seno

μm

Micrómetros

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 - Gráfico do número de publicações encontradas no Pubmed por ano (Palavra chave: “ <i>Myopia</i> ”). Disponível em: www.pubmed.pt , (acedido em 27/05/2018).	16
Figura 1.2 - Distribuição do erro refrativo numa população do Norte de Portugal, representando a prevalência do equivalente esférico do olho direito. Reproduzido de <i>Queirós et al.</i> [3].	18
Figura 1.3 - Esquema das várias estratégias óticas e farmacêuticas consideradas úteis para diminuir a progressão da miopia [1].	19
Figura 1.4 - Esquema das metas indicadas para a correção ótima da miopia com vista à retenção da progressão da miopia. À esquerda mostra-se a posição da concha de imagem para um objeto distante que se forma num olho míope típico desacomodado. Ao meio mostra que as tradicionais lentes de correção fornecem uma imagem focada na fóvea, mas não corrigem a hipermetropia relativa que ocorre na periferia. À direita enfatiza que um objetivo fundamental da estratégia de tratamento refrativo periférico seria fornecer visão central ótima e, ao mesmo tempo eliminar sinais visuais periféricos que podem estimular o crescimento ocular. Retirado de Smith III, 2011 [10].	20
Figura 1.5 - Gráfico do número de publicações encontradas no Pubmed por ano (Palavra chave: “ <i>Multifocal Contact Lenses</i> ”). Disponível em: www.pubmed.pt , (acedido em 23/04/2018).	22
Figura 1.6 - Esquema sobre a divisão das lentes de contacto multifocais em dois grandes grupos apresentado na revisão de Bennett [16].	23
Figura 1.7 - Visão simultânea em lentes multifocais com diferentes desenhos. A) centro-longe. B) centro-perto.	24
Figura 1.8 - Representação gráfica de LCH multifocais de desenho esférico. (a. centro-longe, b. centro-perto) [17].	25
Figura 1.9 - Representação gráfica de desenhos concêntricos bifocais simples. (a. centro-longe com faixa intermédia, b. centro-perto) [17].	25

Figura 1.10 - Triângulo de <i>Zernike</i>	30
Figura 3.1 - Perfil de potência das lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia [Lente 1 (A), Lente 2 (B) e Lente 3 (C)].	39
Figura 3.2 - Autorrefratómetro de Campo Aberto WAM-5500 utilizado para a obtenção da refração periférica em distintas posições de fixação.	41
Figura 3.3 - A) alvo de fixação: estrela composta por um braço horizontal, que permite avaliar a erro refrativo em diferentes excentricidades. Durante as medidas, o olho não avaliado era ocluído.	41
Figura 3.4 - Aberrómetro IRX3 utilizado para análise da aberrometria ocular.....	43
Figura 4.1 - Representação da refração periférica relativa [M – (A), J0 – (B) e J45 – (C)] nas diferentes excentricidades com a lente de contacto monofocal (Baseline) e com as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).	49
Figura 4.2 - Representação do valor médio do cálculo da RMS para as aberrações de alta ordem (3ª à 8ª ordem) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.....	52
Figura 4.3 - Representação do valor médio do cálculo da RMS para a aberração esférica (4ª e 6ª ordem) – (A) e para a aberração comática (3ª e 5ª ordem) – (B) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.	53
Figura 4.4 - Representação do valor médio da aberração esférica primária (4ª ordem) – (A) e da aberração esférica secundária (6ª ordem) – (B) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.	54
Figura 4.5 - Representação do valor médio da aberração comática horizontal (3ª ordem) – (A) e da aberração comática vertical (3ª ordem) – (B) nas quatro condições avaliadas	

neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão. 55

Figura 4.6 - Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 20ºT e a aberração comática obtida com a Lente 1 (A); Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 30ºN e a aberração esférica primária obtida com a Lente 2 (B); Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 20ºT e as aberrações de baixa ordem obtida com a Lente 3 (C). 59

Figura 4.7 - Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 20ºT e a aberração esférica obtida com a Lente 1 (A); Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 10ºT e o desfocado obtida com a Lente 2 (B); Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 10ºT e a aberração esférica primária obtida com a Lente 3 (C). 61

Figura 4.8 - Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 20ºT e as aberrações de alta ordem obtida com a Lente 1 (A); Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 10ºT e as aberrações de alta ordem obtida com a Lente 2 (B); Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 20ºT e o coma vertical obtida com a Lente 3 (C). 63

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1 - Funções e nomes dos primeiros 6 polinómios de Zernike (ordem 0 a 2). Retirado de: http://www.optics.ru/zernike-e.htm	30
Tabela 1.2 - Funções e nomes dos 21 polinómios de Zernike (ordem 3 a 6). Retirado de: http://www.optics.ru/zernike-e.htm	31
Tabela 3.1 - Parâmetros da lente de contacto monofocal (Baseline – lente de controlo) utilizada neste estudo.	37
Tabela 3.2 - Parâmetros das lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo) utilizadas neste estudo.	38
Tabela 4.1 - Refração periférica relativa (M, J0 e J45) nas diferentes excentricidades (30º nasal a 30ºtemporal, de 10º em 10º) com a lente de contacto monofocal (Baseline) e com as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3). Em negrito são destacados os valores com diferenças estatisticamente significativas.	47
Tabela 4.2 - Aberrometria ocular com a lente de contacto monofocal (Baseline) e com as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) para pupilas de 3 e 5 mm. Em negrito são destacados os valores com diferenças estatisticamente significativas.....	50
Tabela 4.3 - Correlações entre o equivalente esférico (M) e a aberrometria nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).	56
Tabela 4.4 - Correlações entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) e a aberrometria nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).	57
Tabela 4.5 - Correlações entre a componente astigmática oblíqua (J45) e a aberrometria nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).	57

1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O tema da miopia tem sido alvo de forte interesse junto da comunidade científica, principalmente nas últimas duas décadas, pelo facto de a sua prevalência estar a aumentar. Uma prova disso mesmo é o número de publicações que surgem por ano, como se pode verificar na Figura 1.1.

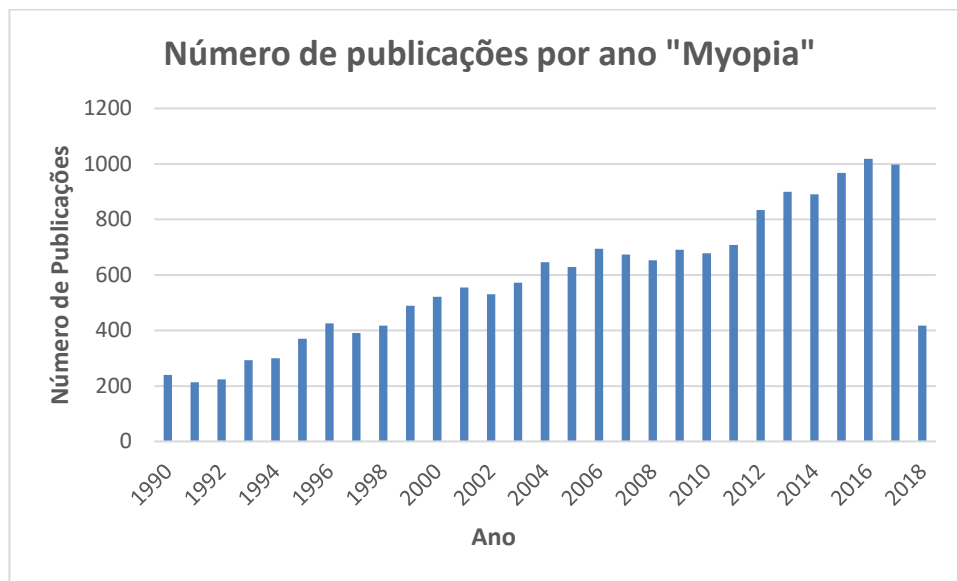


Figura 1.1 - Gráfico do número de publicações encontradas no Pubmed por ano (Palavra chave: "Myopia"). Disponível em: www.pubmed.pt, (acedido em 27/05/2018).

Neste capítulo é feita uma breve abordagem sobre a prevalência da miopia e as várias estratégias óticas e farmacológicas consideradas eficazes para diminuir a sua progressão.

O controlo da progressão da miopia é realizado principalmente com recurso a lentes de contacto com desenhos especiais que alteram a refração periférica do olho e nalguns casos, induzem perturbações significativas na qualidade de visão devido às aberrações óticas que induzem.

É posteriormente feita uma pequena revisão de como funcionam estas lentes de contacto com desenhos especiais (geralmente lentes de contacto bifocais, multifocais ou de gradiente periférico).

1.1 Prevalência da miopia

A prevalência da miopia tem aumentado ao longo dos anos. Em 2010, 28% da população mundial tinha miopia e a percentagem tende a subir para 50% até 2050 [1]. Existe uma alta prevalência de miopia, 80% a 90%, em adultos jovens na Ásia, e as patologias relacionadas com a miopia estão a tornar-se a principal causa de cegueira nessa região sendo atualmente considerado um problema de saúde pública. Dos erros refrativos, é o mais comum em jovens adultos e aumenta cada vez mais em crianças também [2]. Sendo um problema refrativo que não costuma reduzir-se, mas sim aumentar, espera-se que nas próximas décadas também seja muito prevalente entre as populações mais idosas, o que aumenta significativamente o risco de patologias potencialmente fatais para a função visual.

Um estudo realizado no Norte de Portugal por *Queirós A et al.* [3], tomando como base a refração de mais de 4000 pessoas entre os 4 e os 89 anos (divididos em 6 escalões etários), conclui que aproximadamente 29,8% da população era míope ($\leq -0,50D$), 25,2% era hipermetrópe ($\geq +0,50D$) e 45% era emetropes (até $\pm 0,49D$), sendo que no intervalo de $\pm 1,00D$ encontravam-se 66,4% da amostra (Figura 1.2) de onde se depreende o domínio dos erros refrativos baixos.

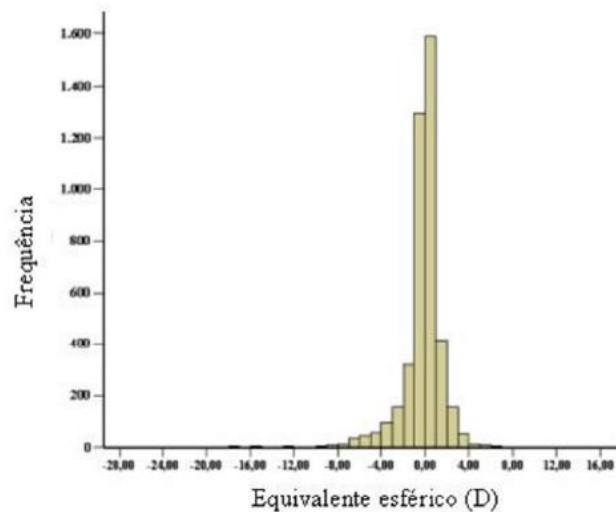


Figura 1.2 - Distribuição do erro refrativo numa população do Norte de Portugal, representando a prevalência do equivalente esférico do olho direito. Reproduzido de *Queirós et al.* [3].

Outros estudos indicam que a idade de aparecimento, e o valor de miopia que o paciente apresenta em idades infantis são fatores determinantes para a evolução da miopia no adulto [4], pois crianças que apresentem miopia mais cedo terão uma taxa de progressão mais rápida [5]. Para que esta taxa de progressão não seja tão rápida nas crianças e adolescentes, existem várias estratégias que vão ser abordadas de seguida.

1.2 Estratégias para regular a progressão da miopia

Existem várias estratégias para regular a progressão da miopia e recentemente foi feita uma revisão que nos mostra isso mesmo. Verificou-se que existe cada vez mais um especial interesse dos investigadores no estudo das lentes de contacto multifocais. Estes estudos têm como objetivo mostrar que estes desenhos óticos são eficazes no controlo da progressão da miopia [1].

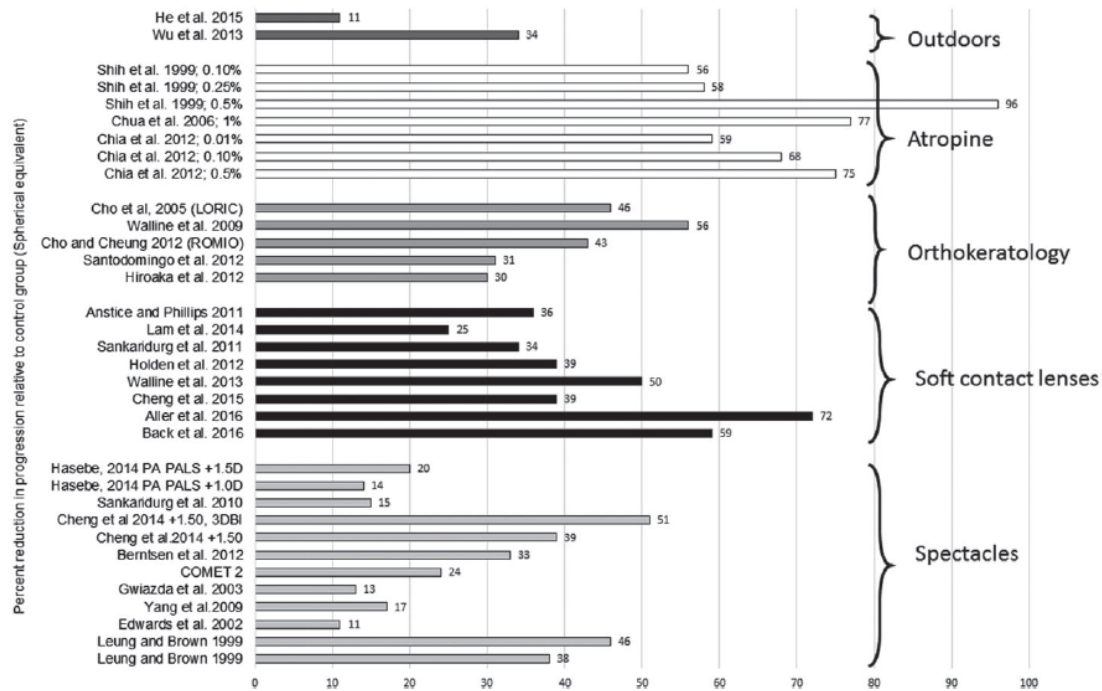


Figura 1.3 - Esquema das várias estratégias óticas e farmacêuticas consideradas úteis para diminuir a progressão da miopia [1].

Deste esquema podemos concluir que, as lentes de contacto são os métodos mais eficazes no abrandamento da progressão da miopia, relativamente às estratégias óticas.

Gonzalez-Meijome JM et al. [6], a partir da revisão da literatura mostram que, os mecanismos que atualmente pretendem ser utilizados nestes dispositivos óticos para a redução da progressão da miopia com lentes de contacto, são baseados na mudança da desfocagem periférica e na alteração da resposta acomodativa de modo a preservar um adequado equilíbrio binocular.

Os olhos míopes, como vários estudos mostram, tem refração hipermetrópica na periferia quando a visão foveal está bem corrigida [7,8], uma vez que o olho é mais alongado axialmente [9]. Uma das hipóteses no estudo da miopia é que uma vez que as focais periféricas se formam posteriormente à posição da focal foveal (hipermetrópicas em relação à fóvea), é desencadeado um estímulo de crescimento compensatório, que se traduz na alongação do olho, o que provoca aumento da miopia axial.

As tradicionais lentes de correção fornecem uma imagem focada na fóvea (corrigem a miopia axial), mas não corrigem a hipermetropia relativa que ocorre na periferia [10] como apresentado na Figura 1.4.

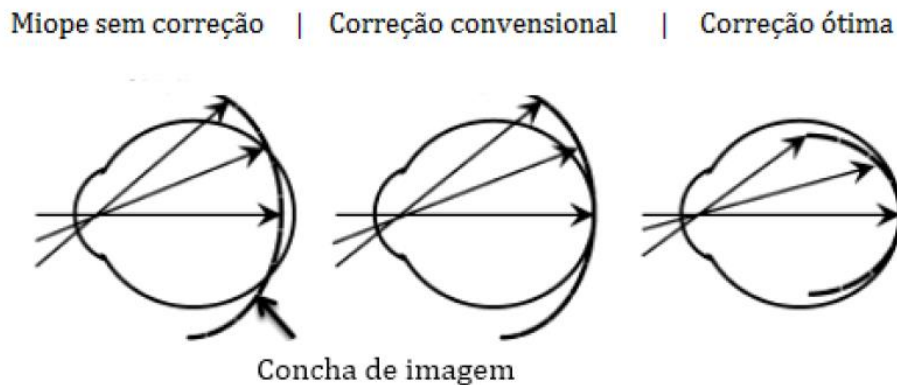


Figura 1.4 - Esquema das metas indicadas para a correção ótima da miopia com vista à retenção da progressão da miopia. À esquerda mostra-se a posição da concha de imagem para um objeto distante que se forma num olho míope típico desacomodado. Ao meio mostra que as tradicionais lentes de correção fornecem uma imagem focada na fóvea, mas não corrigem a hipermetropia relativa que ocorre na periferia. À direita enfatiza que um objetivo fundamental da estratégia de tratamento refrativo periférico seria fornecer visão central ótima e, ao mesmo tempo eliminar sinais visuais periféricos que podem estimular o crescimento ocular. Retirado de Smith III, 2011 [10].

Por esta razão, cada vez mais os investigadores procuram estratégias que corrijam perfeitamente o erro refrativo axial e que ao mesmo tempo modifiquem o erro refrativo periférico, para que seja menos hipermetrópico ou mesmo miópico (correção ótima apresentada na Figura 1.4).

Apesar de todos os progressos feitos nesta área, ainda se torna complicado perceber como é que a retina é capaz de detetar diferenças na desfocagem da retina periférica e controlar ou regular o crescimento ocular. Também não é claro que o mecanismo de controlo da progressão da miopia e da sua estabilização seja a hipermetropia periférica ou a sua compensação, respetivamente.

No entanto, existe evidência de que tratamentos que alteram esse padrão de refração relativa periférica, provocam alterações na progressão da miopia, no sentido reduzir a velocidade da sua progressão.

1.2.1 Ortoqueratologia

A ortoqueratologia (orto-k) foi introduzida pela primeira vez no início dos anos de 1960 e é baseada em lentes de contacto rígidas permeáveis aos gases (LCRPG) que temporariamente moldam a superfície da córnea. Estudos anteriores relatam que o alongamento do comprimento axial em crianças que usam lentes orto-k é reduzido em 32-55% em comparação com crianças que usam óculos [11]. Este tratamento para além de corrigir a miopia também é capaz de induzir efeito ao nível da retenção da progressão da mesma, como recentemente *Paune J et al.*, [12] mostraram.

Paune J et al., [12] avaliaram o comprimento axial dos olhos de pacientes com idades entre os 9 e os 16 anos, com miopia entre -0,75 D e -7,00 D e com um astigmatismo < -1,25 D. Os pacientes foram divididos em três grupos (lentes de gradiente periférico, ortoqueratologia e óculos). Os resultados mostraram reduções na progressão da miopia de 43% no grupo das lentes de gradiente periférico e 67% no grupo da ortoqueratologia em comparação com o grupo de controlo (óculos). Contudo, a alteração do comprimento axial dos olhos não foi significativamente diferente entre o grupo das lentes de gradiente periférico e o grupo da ortoqueratologia, mas em ambos os casos foi inferior aos óculos.

Queirós A et al., [13] avaliaram o padrão da refração periférica em pacientes míopes sujeitos ao tratamento de ortoqueratologia e verificaram que os pacientes que inicialmente tinham uma refração periférica em média hipermetrópica relativamente à fóvea, depois do tratamento, vieram a manifestar uma refração periférica miópica relativamente ao centro.

Santodomingo-Rubido J et al., [14] estudaram durante dois anos o comprimento axial do olho em crianças com idades entre os 6 e os 12 anos e com miopia entre -0,75 D e -4,00 D. As crianças foram sujeitas ao tratamento de ortoqueratologia e correção com óculos. Os resultados mostraram que o uso de lentes de contacto orto-k atenuam o crescimento axial do olho de 31,4% em comparação com o uso de óculos.

Todos estes estudos demonstram que a ortoqueratologia tem um papel fundamental na redução da progressão da miopia. Esta tendência foi demonstrada também, por *Sun Y et al.*, [15] na meta-análise que realizaram.

1.2.2 Lentes de Contacto Multifocais

O número de publicações encontradas com a palavra chave: “*Multifocal Contact Lenses*” tem aumentado nos últimos anos, como se pode verificar na Figura 1.5.



Figura 1.5 - Gráfico do número de publicações encontradas no Pubmed por ano (Palavra chave: “*Multifocal Contact Lenses*”). Disponível em: www.pubmed.pt, (acedido em 23/04/2018).

Inicialmente, as lentes de contacto multifocais tinham apenas a funcionalidade de compensar a presbiopia. Atualmente, estas mesmas lentes de contacto têm outras aplicações, nomeadamente ao nível da retenção da progressão da miopia. As lentes de contacto multifocais centro-longe funcionam de forma semelhante ao que se observa num tratamento com lentes orto-k, corrigindo a miopia na região central e acrescentando potência refrativa positiva na região periférica em volta dessa área central. Um efeito similar é conseguido com lentes especialmente desenhadas para o controlo da progressão da miopia (*Sankaridurg et al, IOVS, 2011; Paune et al, Biomed Res. Intern. 2015*), mas neste caso a zona central é maior que no caso das lentes multifocais para presbiopia aplicadas para controlo da miopia.

Existem diferentes tipos de desenhos óticos de lentes de contacto multifocais e para tornar a compreensão mais fácil, na revisão de *Bennett Es*, [16] o autor divide as lentes em dois grupos como se pode verificar na Figura 1.6.

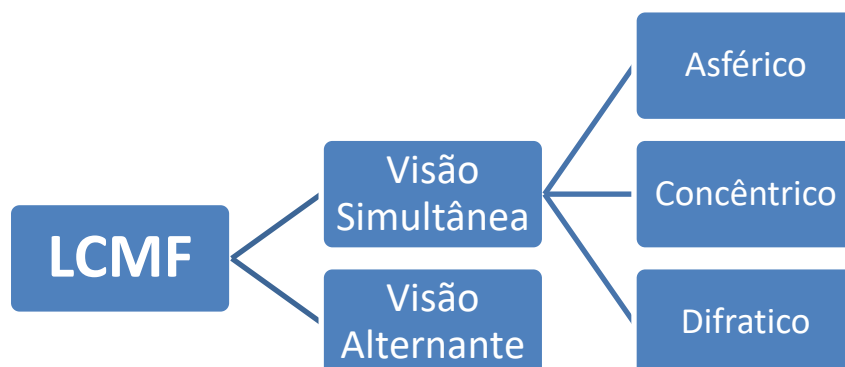


Figura 1.6 - Esquema sobre a divisão das lentes de contacto multifocais em dois grandes grupos apresentado na revisão de Bennett [16].

No controlo da progressão da miopia, as lentes de contacto multifocais utilizadas são as de visão simultânea (asférico e concêntrico). As lentes de visão simultânea possuem múltiplas potências posicionadas dentro da área pupilar ao mesmo tempo (Figura 1.7). Existem desenhos de lentes hidrófilas e rígidas permeáveis aos gases (RPG) que se baseiam neste princípio.

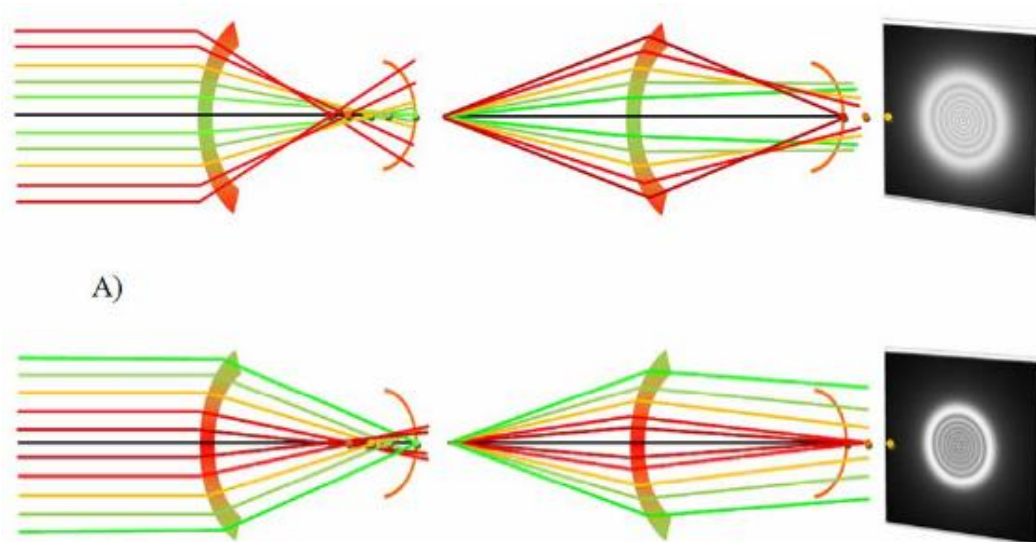


Figura 1.7 - Visão simultânea em lentes multifocais com diferentes desenhos. A) centro-longo. B) centro-perto.

Asférico: estes desenhos variam gradualmente a curvatura ao longo das superfícies (anterior ou posterior) baseados na geometria das secções cónicas. O grau de aplanamento (excentricidade) é muito superior do que nas lentes monofocais, de forma a criar um aumento considerável de potência num espaço reduzido da lente. Estes tipos de geometrias são conhecidas como centro-perto. Alguns desenhos invertem esta excentricidade sendo, portanto, desenhos de centro-longo nos quais a periferia possui a potência mais convergente permitindo uma mudança na desfocagem periférica.

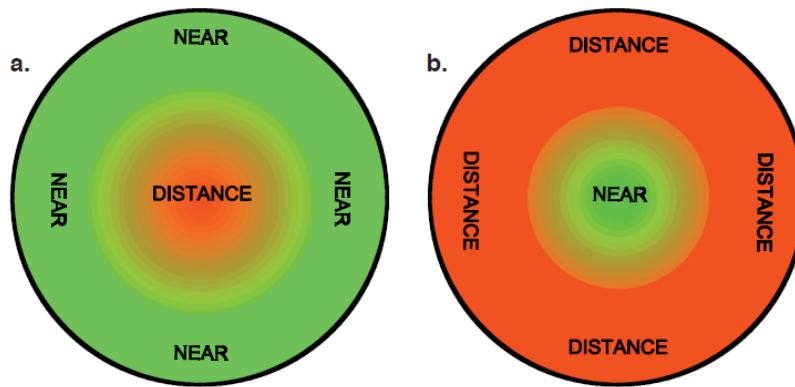


Figura 1.8 - Representação gráfica de LCH multifocais de desenho esférico. (a. centro-longe, b. centro-perto) [17].

Concêntrico ou anular: existe normalmente uma zona central com a potência para longe e um anel que rodeia esta zona com uma potência mais convergente. Existem também desenhos centro-perto. Esta geometria surgiu com o objetivo de minimizar a dependência do funcionamento da lente sobre o tamanho da pupila, especialmente em relação a diferentes condições de iluminação.

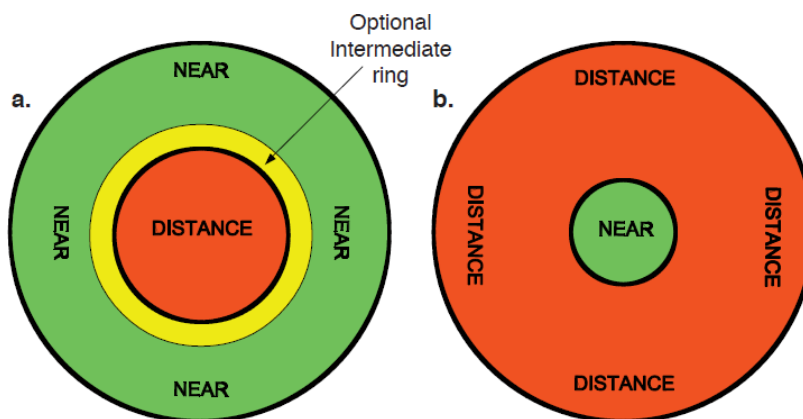


Figura 1.9 - Representação gráfica de desenhos concêntricos bifocais simples. (a. centro-longe com faixa intermédia, b. centro-perto) [17].

Atualmente, como se verificou na Figura 1.5, diversas publicações têm abordado o tema das lentes de contacto multifocais (LCMF), vamos verificar a seguir diversos estudos em que estas lentes foram eficazes no controlo da progressão da miopia.

Lopes-Ferreira D et al., [18] avaliaram o perfil refrativo induzido pela lente Proclear Multifocal de desenho D (Coopervision, Pleasanton, CA, USA), usando várias adições (+1,00 D, +2,00 D, +3,00 D e +4,00 D) em 20 olhos direitos de 20 pacientes emetropes com uma idade média de $21,6 \pm 2,3$ anos. Para adições mais altas (+3,00 D e +4,00 D) verificou-se que as LCMF foram capazes de provocar miopização periférica satisfatória a partir dos 40º centrais.

Turnbull PR et al., [19] apresentaram uma revisão sobre os resultados clínicos de pacientes que frequentaram uma clínica especializada no controlo da miopia (The University of Auckland Optometry School, NZ). Foram analisados 110 pacientes (idade 4-33 anos) que estiveram presentes na clínica entre 2010 e 2014. Dos 110 pacientes, 56 foram sujeitos a orto-k, 32 a lentes de duplo foco e 22 apenas receberam conselhos. Avaliaram a miopia inicial, comprimento axial, comprimento da câmara vítrea, progressão da miopia anterior, idade, número de pais míopes e género. Concluíram que tanto as lentes de duplo foco como as orto-k são estratégias efetivas no abrandamento da miopia. Não existem diferenças significativas entre estes dois métodos.

Sankaridurg P et al., [20] analisaram o desempenho de uma nova lente de contacto (8,6-mm de curva base, 14,2-mm de diâmetro; Latrofilcon B, CIBA Vision, Duluth, GA) ao nível da taxa de progressão da miopia, assim como a taxa de crescimento ocular e compararam com outras crianças que usavam óculos. Foram estudadas crianças entre os 7 e os 14 anos de idade. Esta nova lente é constituída por uma zona central para correção de longe (1,5 mm), uma zona com adição de +1,00 D aos 2 mm e outra zona mais externa com adição de +2,00 D nos 9 mm de diâmetro da lente. No período de um ano, a lente permitiu uma redução de 34% na taxa de progressão da miopia e também provocou um efeito ao nível da miopização periférica. Verificou-se também que nos períodos dos 6 e 12 meses de avaliação, a taxa de crescimento ocular foi mais lento.

Walline JJ e Mcvey L [21] testaram durante dois anos a eficácia da Proclear Multifocal D (adição +2,00 D) em crianças. Durante o período do estudo, os usuários da LCMF manifestaram 32% menos de alongação axial ocular. Contudo, as diferenças não foram estatisticamente significativas em comparação ao que se verifica com lentes de contacto monofocais.

Aller TA [22], avaliou o crescimento axial em sujeitos que usavam lentes de contacto hidrófilas esféricas e em sujeitos que usavam lentes de contacto hidrófilas bifocais. Verificou que o crescimento axial foi de $0,24 \pm 0,14$ mm para os sujeitos que usaram lentes esféricas e $0,05 \pm 0,14$ mm para os sujeitos que usaram lentes bifocais. Também verificou que os sujeitos que usaram lentes de contacto hidrófilas esféricas progrediram $-0,75 \pm 0,50$ D num ano em comparação com $-0,10 \pm 0,36$ D em sujeitos que usaram lentes de contacto hidrófilas bifocais.

Anstice NS e Phillips JR, [23] investigaram a eficácia das lentes de contacto de duplo foco na redução da progressão da miopia. Avaliaram 40 crianças com idades entre os 11 e os 14 anos, com uma miopia média de $-2,71 \pm 1,10$ D. Após 10 meses, encontraram um incremento médio no comprimento axial de $0,11 \pm 0,09$ mm nas lentes de contacto de duplo foco em comparação com $0,22 \pm 0,10$ mm nas lentes de contacto monofocais (grupo de controlo). Estes autores concluíram que, o uso de lentes de contacto de duplo foco reduzem a progressão da miopia e o comprimento axial do olho.

Como se verifica, cada vez mais existe um especial interesse em estudar qual o tipo de lente que é mais eficaz no abrandamento da progressão da miopia.

1.3 Autorrefratometria

Os autorrefratómetros (AR) há mais de duas décadas que vem sendo usados, são instrumentos de refração objetiva, que não necessitam da opinião subjetiva quer do clínico quer do paciente. A sua fiabilidade foi garantida por um estudo em que comparou a refração cicloplégica central obtida através de autorrefratometria e de retinoscopia,

tendo-se verificado que 95% dos valores encontrados através do AR se encontravam num intervalo de $\pm 0,32D$ com o valor refrativo encontrado no exame objetivo [24].

Dentro dos ARs temos os de campo fechado e de campo aberto. Nos ARs de campo fechado, o alvo de fixação é colocado no infinito ótico dentro do instrumento, o que provoca a estimulação da acomodação (principalmente em crianças e jovens) [25,26]. No entanto, usando cicloplégico podemos evitar esta dificuldade. Outra hipótese é o uso de lentes positivas em ARs de campo aberto, o que resulta em valores igualmente válidos do que através da cicloplegia [27]. Os ARs de campo aberto permitem a fixação e resposta acomodativa para um alvo externo ao instrumento.

Queirós et al., [28] mostraram que a refração periférica medida através do AR de campo aberto (WAM 5500) para 2,5 m de distância do alvo não se apresenta estatisticamente diferente caso se medisse com ou sem cicloplegia. Neste trabalho foi utilizado este AR, logo podemos afirmar que nos oferece informação da refração periférica sem influencia significativa da acomodação desde que esteja à distância referida dos alvos de fixação.

Todos os instrumentos de autorrefração utilizados na determinação do erro refrativo periférico são baseados na iluminação com infravermelhos e todos eles incorporam um fator de correção para ajustar os valores obtidos o mais possível à medida subjetiva com luz branca [29].

O erro refrativo periférico pode determinar-se através da rotação dos olhos ou por rotação da cabeça [30] para permitir que a luz de medida incida no globo ocular e desta forma consiga determinar a refração em localizações periféricas na retina.

Radhakrishnan H et al., [30] mostraram que os valores do erro refrativo periférico obtidos através da rotação da cabeça ou através da rotação dos olhos se apresentam bastante semelhantes, não se verificando diferenças estatisticamente significativas. Estes autores vieram refutar a hipótese de a torção do olho induzir pressão nos músculos extraoculares e pálpebras, podendo distorcer a forma do globo ocular e alterar as medidas do erro refrativo periférico.

Marthur A et al., [31] encontraram resultados idênticos. Os autores avaliaram a influência da torção ocular na medida axial e periférica do erro refrativo procedendo quer à rotação dos olhos ou da cabeça. Em todos os grupos testados não foram encontradas diferenças tendo em conta o método adotado.

Em conclusão, qualquer um dos métodos utilizados, rotação da cabeça ou olhos, não altera o valor do erro refrativo periférico, medido com o AR de campo aberto.

1.4 Aberrometria

1.4.1 Aberrações óticas no olho humano

O olho é um sistema ótico constituído por vários elementos que através da focalização dos raios luminosos formam uma imagem na retina.

As aberrações surgem, quando algumas imperfeições nos componentes refrativos ou nos meios oculares causam um desvio na trajetória da luz. As aberrações manifestam-se como a visualização de imagens distorcidas, desfocadas e com uma diminuição da performance visual [32]. A forma mais comum de representação das aberrações de um sistema ótico é a aberração de onda. A aberração de onda é definida como sendo a diferença entre a frente de onda teoricamente perfeita e a frente de onda aberrada. Qualquer aberração de onda poderá ser decomposta em polinómios de *Zernike* [33,34] que correspondem a funções - Z_n^m .

A ordem da aberração vem determinada por n e representa-se visualmente por um triângulo denominado, triângulo de *Zernike* (Figura 1.10). Cada patamar do triângulo representa uma ordem de aberração.

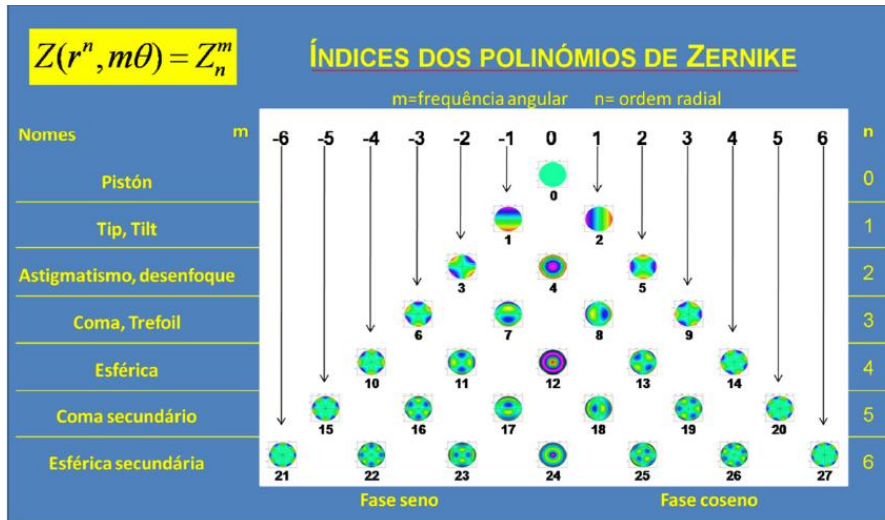














































Figura 1.10 - Triângulo de Zernike.

Na Tabela 1.1 são apresentados os primeiros 6 polinómios de Zernike, denominados por aberrações de baixa ordem. Na Tabela 1.2 são apresentados os restantes 21 polinómios de Zernike correspondentes às aberrações de alta ordem. Nas respetivas tabelas é também apresentado o respetivo padrão aberrométrico para cada polinómio, bem como, a respetiva imagem e equação na forma polar.

Tabela 1.1 - Funções e nomes dos primeiros 6 polinómios de Zernike (ordem 0 a 2). Retirado de: <http://www.optics.ru/zernike-e.htm>.

#	n	m	Z	Taylor	RMS	Forma Polar	Nome	3D	2D
0	0	0	Z_0^0	1	$\sqrt{2}$	1	Constante		
1	1	-1	Z_1^{-1}	x	2	$r \sin(\theta)$	tilt		
2	1	1	Z_1^1	y	2	$r \cos(\theta)$	tilt		
3	2	-2	Z_2^{-2}	x^2	$\sqrt{6}$	$r^2 \sin(2\theta)$	Astigmatismo		
4	2	0	Z_2^0	xy	$\sqrt{3}$	$2r^2 - 1$	Desenfoque		
5	2	2	Z_2^2	y^2	$\sqrt{6}$	$r^2 \cos(2\theta)$	Astigmatismo		

Tabela 1.2 - Funções e nomes dos 21 polinómios de Zernike (ordem 3 a 6). Retirado de: <http://www.optics.ru/zernike-e.htm>.

#	n	m	Z	Taylor	RMS	Forma Polar	Nome	3D	2D
6	3	-3	Z_3^{-3}	x^3	$2\sqrt{2}$	$r^3 \sin(3\theta)$	Trefoil		
7	3	-1	Z_3^{-1}	x^2y	$2\sqrt{2}$	$(3r^3 - 2r) \sin(\theta)$	Coma		
8	3	1	Z_3^1	xy^2	$2\sqrt{2}$	$(3r^3 - 2r) \cos(\theta)$	Coma		
9	3	3	Z_3^3	y^3	$2\sqrt{2}$	$r^3 \cos(3\theta)$	Trefoil		
10	4	-4	Z_4^{-4}	x^4	$\sqrt{10}$	$r^4 \sin(4\theta)$	Tetrafoil		
11	4	-2	Z_4^{-2}	x^3y	$\sqrt{10}$	$(4r^4 - 3r^2) \sin(2\theta)$	Astigmatismo secundário		
12	4	0	Z_4^0	x^2y^2	$\sqrt{5}$	$6r^4 - 6r^2 + 1$	Esférica		
13	4	2	Z_4^2	xy^3	$\sqrt{10}$	$(4r^4 - 3r^2) \cos(2\theta)$	Astigmatismo secundário		
14	4	4	Z_4^4	y^4	$\sqrt{10}$	$r^4 \cos(4\theta)$	Tetrafoil		
15	5	-5	Z_5^{-5}	x^5	$2\sqrt{3}$	$r^5 \sin(5\theta)$	Pentafoil		
16	5	-3	Z_5^{-3}	x^4y	$2\sqrt{3}$	$(5r^5 - 4r^3) \sin(3\theta)$	Trefoil secundário		
17	5	-1	Z_5^{-1}	x^3y^2	$2\sqrt{3}$	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \sin(\theta)$	Coma secundário		
18	5	1	Z_5^1	x^2y^3	$2\sqrt{3}$	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \cos(\theta)$	Coma secundário		
19	5	3	Z_5^3	xy^4	$2\sqrt{3}$	$(5r^5 - 4r^3) \cos(3\theta)$	Trefoil secundário		
20	5	5	Z_5^5	y^5	$2\sqrt{3}$	$r^5 \cos(5\theta)$	Pentafoil		
21	6	-6	Z_6^{-6}	x^6	$\sqrt{14}$	$r^6 \sin(6\theta)$	Hexafoil		
22	6	-4	Z_6^{-4}	x^5y	$\sqrt{14}$	$(6r^6 - 5r^4) \sin(4\theta)$	Tetrafoil secundário		
23	6	-2	Z_6^{-2}	x^4y^2	$\sqrt{14}$	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \sin(2\theta)$	Astigmatismo secundário de 6ª ordem		
24	6	0	Z_6^0	x^3y^3	$\sqrt{14}$	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$	Esférica secundária		
25	6	2	Z_6^2	x^2y^4	$\sqrt{14}$	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \cos(2\theta)$	Astigmatismo secundário de 6ª ordem		
26	6	4	Z_6^4	xy^5	$\sqrt{14}$	$(6r^6 - 5r^4) \cos(4\theta)$	Tetrafoil secundário		
27	6	6	Z_6^6	y^6	$\sqrt{14}$	$r^6 \cos(6\theta)$	Hexafoil		

Então, as aberrações óticas podem classificar-se em aberrações de baixa ordem (até à 2ª ordem) e aberrações de alta ordem (a partir da 3ª ordem) [32].

Os polinómios de *Zernike*, da 2ª ordem (desfocado, astigmatismo vertical e astigmatismo oblíquo), $n=2$, são as aberrações mais comuns numa população normal e podem ser corrigidas através da refração convencional (óculos, lentes de contacto ou mesmo através de cirurgia refrativa). Constituem cerca de 90% das aberrações totais de um olho normal [35].

Relativamente às aberrações de alta ordem, estas constituem cerca de 10% das aberrações totais do olho [35] aumentam com a idade, e são normalmente simétricas entre ambos os olhos [36].

Todas as aberrações de alta ordem estão, tendencialmente, próximas de zero, com a exceção da aberração esférica que adota valores ligeiramente positivos [37]. A aberração esférica é a aberração de alta ordem que mais varia com a acomodação, passa de positiva a negativa.

Atualmente, encontram-se uma grande quantidade de estudos que avaliam as aberrações oculares em diferentes condições patológicas, cirúrgicas e diferentes tipos de lentes de contacto, como podemos verificar a seguir.

Applegate RA et al., [38] mostraram que a cirurgia refrativa, nas suas diversas aplicações (pterígio, queratocone, entre outros), provoca um aumento do número de aberrações de alta ordem, nomeadamente as de 4ª ordem.

Barbero S et al., [39] analisaram as aberrações do olho antes e após a cirurgia às cataratas. Na cirurgia às cataratas, o cristalino é substituído por uma lente intraocular (LIO). Estes autores determinaram que, embora a dispersão ocular seja eliminada com a extração do cristalino/catarata e substituição por uma LIO, as aberrações não diminuem, pelo contrário aumentam (aberrações de 3ª ordem). Este aumento deve-se à inclinação e possível descentramento da LIO.

Dorronsoro C et al., [40] mostraram no seu estudo que as lentes de contacto RPG podem corrigir quantidades significativas de aberrações.

Santolaria-Sanz E et al., [41] avaliaram as aberrações de alta ordem a 20 pacientes submetidos a orto-k. Tinham idade média de $21,40 \pm 8$ anos e média da refração esférica equivalente de $M = -2,19 \pm 0,97$ D. Os pacientes foram avaliados 1 dia, 1 mês e 1 ano após o início do tratamento. Segundo os resultados, as aberrações de alta ordem aumentaram significativamente após 1 mês de utilização de orto-k, ficando depois constante o seu valor. Em conclusão as aberrações óticas permaneceram significativamente maiores que a linha base.

Peyre C et al., [42] estudaram aberrações oculares obtidas com diferentes desenhos de LCMF. As principais conclusões do estudo foram que o uso de LCMF induz um aumento nas aberrações oculares de alta ordem. Os desenhos multifocas de centro-perto parecem induzir um maior aumento de aberração esférica negativa. O contrário acontece com os desenhos centro-longe que induzem um aumento da aberração esférica positiva. O possível descentramento das lentes em relação ao centro pupilar pode explicar o aumento nas aberrações de ordem superiores e não rotacionalmente simétricas.

Em conclusão, independentemente das condições patológicas, cirúrgicas ou dos tipos de lentes de contacto utilizadas, as aberrações do olho tendem a sofrer alterações, nomeadamente o seu aumento.

É isto que acontece quando se aplicam diversas estratégias de controlo da progressão da miopia com orto-K e outros tipos de lentes com diversos perfis de potência na zona ótica das lentes.

O estudo desta tese surge da necessidade de compreender melhor as alterações da refração periférica e da qualidade ótica do olho com este tipo de lentes.

Na seguinte secção apresentam-se os objetivos e hipóteses que se pretendem avaliar e testar nesta tese.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESES DO ESTUDO

2.1 Objetivos

Foram objetivos do presente estudo:

1. Determinar os efeitos que as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem do desfoque periférico da imagem através da medida da refração periférica.
2. Determinar os efeitos que as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem na qualidade ótica do olho através do estudo da aberrometria.

2.2 Hipóteses

Tendo em conta os objetivos propostos no ponto anterior, a pergunta de partida da presente pesquisa pode ser resumida nas questões:

As lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia provocam alterações significativas na aberrometria e na refração periférica quando comparadas com as induzidas por uma lente monofocal? Assim sendo, no desenho da presente pesquisa estabeleceu-se como hipótese nula (H_0) do estudo:

H_0 : As lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia não induzem alterações na aberrometria e na refração periférica.

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

H_1 : As lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem alterações na aberrometria e na refração periférica.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Desenho do estudo

Com o objetivo de determinar os efeitos que as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem na qualidade ótica do olho (através do estudo da aberrometria) e no desfoque periférico da imagem (através da medida da refração periférica) foi realizado um estudo prospetivo, controlado e simples cego. Não foram prescritas lentes, tendo sido utilizadas apenas durante o tempo do ensaio no consultório.

Foram registados os valores destas variáveis (aberrrometria e refração periférica) com uma lente de contacto monofocal (Baseline – lente controlo) e com três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo), aplicadas nos olhos alvo de estudo em ordem aleatória.

3.2 Critérios de inclusão

Neste estudo foram incluídos sujeitos saudáveis, com idades compreendidas entre 18 e 30 anos que não apresentassem qualquer histórico de cirurgia ocular previa, patologia ocular ou sistémica bem como utilização de fármacos que pudessem afetar o erro refrativo ou a função acomodativa. Todos os voluntários para serem incluídos deveriam apresentar um erro refrativo de -1,00 a -7,00 dioptrias de esfera, com astigmatismo inferior a -1,00 D e deveriam alcançar uma acuidade visual igual a 20/20 ou superior com a melhor correção.

3.3 Descrição da amostra

Neste estudo foram analisados 18 olhos direitos ou esquerdos aleatoriamente escolhidos de 18 pacientes com idades de $21,78 \pm 2,51$ anos [18 a 29 anos], com uma refração esférica equivalente de $M = -2,57 \pm 1,77$ D [-0,50 a -5,50 D] e com astigmatismo $\leq -1,00$ D.

Foram seguidas as orientações da Declaração de Helsínquia, e os sujeitos que participaram assinaram um termo de consentimento informado após ter-lhes sido explicados os termos de participação e detalhes do estudo. No consentimento estavam redigidos os objetivos, os métodos, os benefícios previstos e potenciais riscos inerentes ao estudo para o qual se estavam a voluntariar.

Os instrumentos usados neste trabalho estavam disponíveis no CEORLab (Clinical and Experimental Optometry Research Laboratory) do Centro de Física da Universidade do Minho e cumprem os requisitos para o desenho deste estudo.

3.4 Procedimento experimental

3.4.1 Parâmetros estudados

Tendo em conta o objetivo do estudo foram registados para as diversas análises (descritas nos resultados), os dados dos pacientes como idade, género, erro refrativo central e periférico medido com um autorefratómetro de campo aberto e aberrometria medida com um aberrómetro IRX3.

3.4.2 Lentes de contacto utilizadas

Foram utilizadas uma lente de contacto monofocal (Baseline - lente de controlo) e três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3). Os parâmetros técnicos das lentes de contacto utilizadas (1 monofocal e 3 protótipos) são apresentados na Tabela 3.1 e 3.2. O perfil de potência das lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo) é apresentado na Figura 3.1.

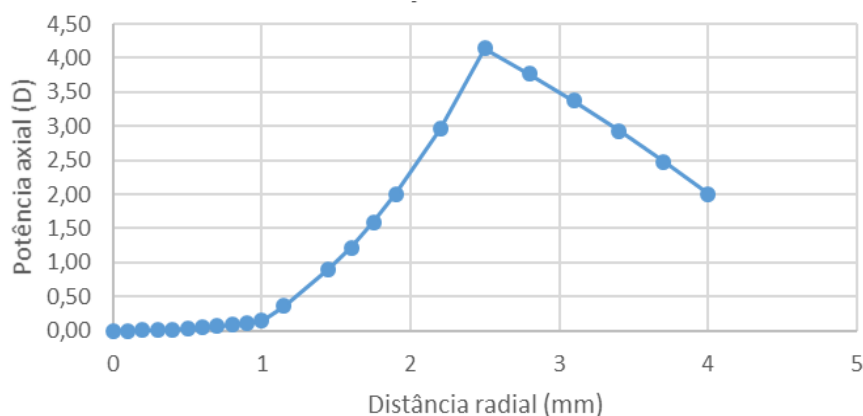
Tabela 3.1 - Parâmetros da lente de contacto monofocal (Baseline – lente de controlo) utilizada neste estudo.

	Baseline
Fabricante	CooperVision
Material	Omafilcon A
Desenho	Asférico
Conteúdo em Água	60%
Espessura Central (mm)	0,09
Raio de Curvatura (mm)	8,70
Diâmetro (mm)	14,20
Potência (D)	De +8,00 até -12,00

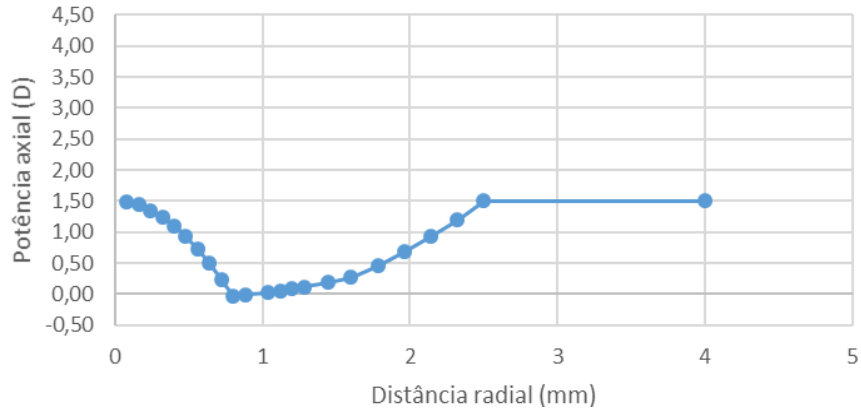
Tabela 3.2 - Parâmetros das lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo) utilizadas neste estudo.

	Lente 1	Lente 2	Lente 3
Fabricante	Precilens	Precilens	Precilens
Material	Filcon V3	Filcon V3	Filcon V3
Desenho	Desenho Anular Centro-Longe	Desenho Anular Centro-Perto	Desenho Anular Centro-Perto
Conteúdo em Água	74%	74%	74%
Índice de Refração	1,375	1,375	1,375
Espessura Central (mm)	0,14-0,18	0,14-0,18	0,14-0,18
Raio de Curvatura (mm)	8,30-8,60-8,90 (0,70+K)	8,30-8,60-8,90 (0,70+K)	8,30-8,60-8,90 (0,70+K)
Diâmetro (mm)	14,2	14,2	14,2
Adição (D)	2,50 D a 2 mm e 4 D a 2,50 mm	1,50 D Central e 1,50 D Anular	1,50 D Central e 2,00 D Anular

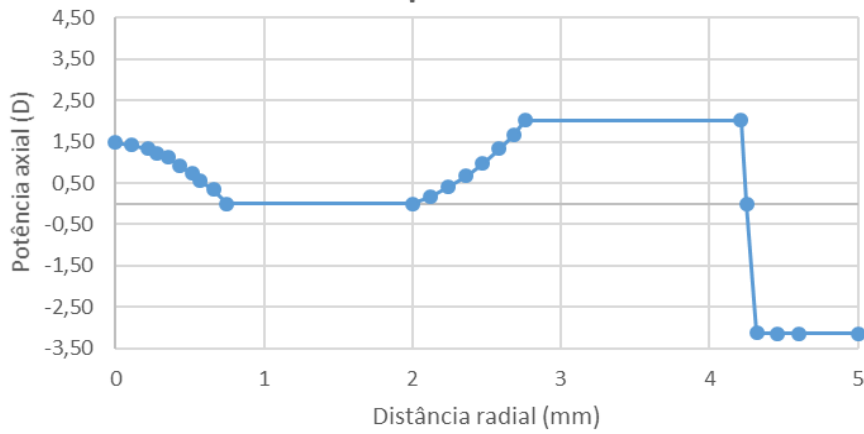
Todas as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo) foram fabricadas pela empresa Pauné Visión (Barcelona, Espanha).



(A)



(B)



(C)

Figura 3.1 - Perfil de potência das lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia [Lente 1 (A), Lente 2 (B) e Lente 3 (C)].

3.4.3 Sequência dos exames

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

1. Colocação da lente de contacto monofocal
2. Tempo de espera aproximado de 15 minutos para que a lente estabilize no olho
3. Sobre-Rx (foi colocada uma esfera correspondente para melhorar a VL nos casos em que a lente não tinha a correção adequada)
4. Autorrefratometria
5. Aberrometria
6. Proceder à repetição da sequência com uma lente de contacto desenhada para o controlo da progressão da miopia

Toda a sequência dos exames foi realizada monocularmente, ou seja, apenas um dos olhos de cada paciente (escolhido aleatoriamente) foi utilizado para o estudo.

Para evitar erros sistemáticos ou de aprendizagem que pudessem favorecer um determinado tipo de lente de contacto desenhada para o controlo da progressão da miopia segundo a ordem de aplicação nos pacientes, a ordem com que cada lente é colocada foi aleatorizada segundo a sequência fornecida pela tabela de randomização realizada pelo programa *Randomization Plans-Randomizing the order in which subjects receive multiple treatments* (<http://www.randomization.com>).

3.4.4 Autorrefratometria

O erro refrativo (esfera, cilindro e eixo) central e periférico foi medido com o Autorrefratómetro de Campo Aberto WAM-5500 (Grand Seiko Co, Lda, Hiroshima, Japão) (Figura 3.2), utilizando como alvo de fixação uma estrela composta por um braço horizontal, que permite avaliar a erro refrativo em diferentes excentricidades (30º nasal a 30ºtemporal, de 10º em 10º) (Figura 3.3).



Figura 3.2 - Autorrefratómetro de Campo Aberto WAM-5500 utilizado para a obtenção da refração periférica em distintas posições de fixação.

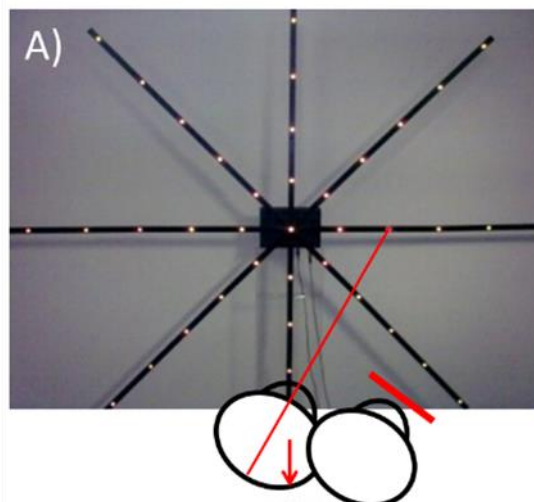


Figura 3.3 - A) alvo de fixação: estrela composta por um braço horizontal, que permite avaliar a erro refrativo em diferentes excentricidades. Durante as medidas, o olho não avaliado era ocluído.

O paciente foi colocado a 2,5 m de distância da estrela, e a 1,30 m de altura, mantendo a cabeça na mesma posição e rodando o olho para desviar a fixação para o ponto pretendido. As medidas foram feitas monocularmente, ocluindo o olho contralateral e mantendo o ambiente sem qualquer tipo de iluminação.

De modo a facilitar a análise da refração, os dados experimentais obtidos no autorrefratómetro de campo aberto foram, posteriormente, transformados em equivalente esférico (M), componente astigmática no meridiano horizontal (J0) e componente astigmática oblíqua (J45) segundo *Thibos et al.* [43]. O vetor M é calculado adicionando à esfera metade do valor do cilindro. O J0 descreve as diferenças no poder dióptrico entre o meridiano horizontal e vertical, sendo positivo para astigmatismo à regra e negativo para astigmatismo contra a regra. O J45 expressa o valor do astigmatismo oblíquo, sendo positivo para astigmatismo cujo eixo negativo está cerca dos 45º e negativo para astigmatismos cujo eixo negativo está nos 135º.

$$M = \text{esfera} + \frac{\text{cilindro}}{2}$$

$$J0 = -\frac{\text{cilindro}}{2} \times \cos(2 \times \text{eixo})$$

$$J45 = -\frac{\text{cilindro}}{2} \times \sin(2 \times \text{eixo})$$

3.4.5 Aberrometria

Neste estudo foi utilizado o Aberrómetro IRX3 (Imagine Eyes, Orsay, França) (Figura 3.4), com o objetivo de avaliar a qualidade ótica do olho utilizando lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia. As aberrações foram obtidas para todos os pacientes de forma monocular e em condições de baixa iluminação. Cada paciente foi orientado para permanecer imóvel e olhar para um optotipo em forma de “E” projetado no interior do aparelho. Após estarem preparadas as condições para a captura da imagem, foi pedido ao sujeito para pestanejar e de seguida manter o olho aberto para a realização da mesma.



Figura 3.4 - Aberrómetro IRX3 utilizado para análise da aberrometria ocular.

Do aberrómetro, foram exportados os valores das aberrações, para pupilas de 3 e 5 mm. Foi também calculado o RMS, que corresponde à raiz quadrada da média dos quadrados dos valores de todas as aberrações de onda através da abertura da pupila. O seu cálculo torna-se simples se forem usados os polinómios de *Zernike* individuais:

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

onde o Z representa o coeficiente para cada respetivo termo de *Zernike*.

Neste estudo foram calculadas, pela raiz quadrada média (RMS), os valores das RMS para as aberrações de 3ª à 8ª ordem, ambas incluídas (HOA), aberrações de baixa ordem até 2ª ordem, inclusive (LOW), aberração esférica de 4ª e 6ª ordem (Sph), aberração comática de 3ª e 5ª ordem (Coma), e os termos independentes desfocado (Z_2^0), aberração esférica primária (Z_4^0), aberração esférica secundária (Z_6^0), coma vertical (Z_3^{-1}) e coma horizontal (Z_3^1). Todas as aberrações foram calculadas para pupilas de 3 e 5 mm.

3.4.6 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o SPSS v.25. São apresentados os dados obtidos em termos de média \pm desvio padrão.

O teste Kolmogorov-Smirnov Test foi aplicado para avaliar a normalidade da distribuição dos dados. Os testes ANOVA e Kruskal-Wallis foram realizados para avaliar as diferenças existentes entre as quatro condições (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3) e as três lentes protótipo (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

São apresentados os resultados da análise de variância (ANOVA ou equivalente não paramétrico) entre as quatro condições (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3) ou entre as alterações produzidas pelas três lentes protótipo (Lente 1, Lente 2 e Lente 3), o que permite numa primeira análise determinar se é de esperar que estas lentes induzam alterações significativas nos parâmetros alvo de análise. As comparações par-a-par entre lentes de contacto não são apresentadas por motivos de sigilo profissional e industrial.

Para fins estatísticos, um valor de $p < 0,05$ foi considerado estatisticamente significativo.

As correlações foram realizadas pelo teste de Pearson se as variáveis apresentavam uma distribuição normal e no caso contrário a correlação de Spearman. As correlações foram consideradas fortes ($r > 0,800$), moderadamente fortes ($0,500 < r < 0,800$), razoável ($0,300 < r < 0,500$) e fracas ($r < 0,300$).

4. RESULTADOS

Neste capítulo apresentam-se os resultados obtidos durante a fase experimental e a respetiva análise estatística. A apresentação dos resultados foi dividida por parâmetro estudado, nomeadamente, os resultados obtidos em cada aparelho utilizado. De entre os dados apresentados inclui os dados descritivos da amostra (média, desvio-padrão) assim como, os dados resultantes do respetivo tratamento estatístico.

4.1 Autorrefratometria

Seguidamente são apresentados os valores comparativos da refração periférica relativa (M, J0 e J45) nas quatro condições estudadas (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3) na Tabela 4.1. São também apresentados os gráficos comparativos para as quatro condições. Os valores apresentados são normalizados retirando a todos os pontos o valor da refração central (0°) ou refração periférica relativa (RPR). Por este motivo, os valores da refração central não são apresentados.

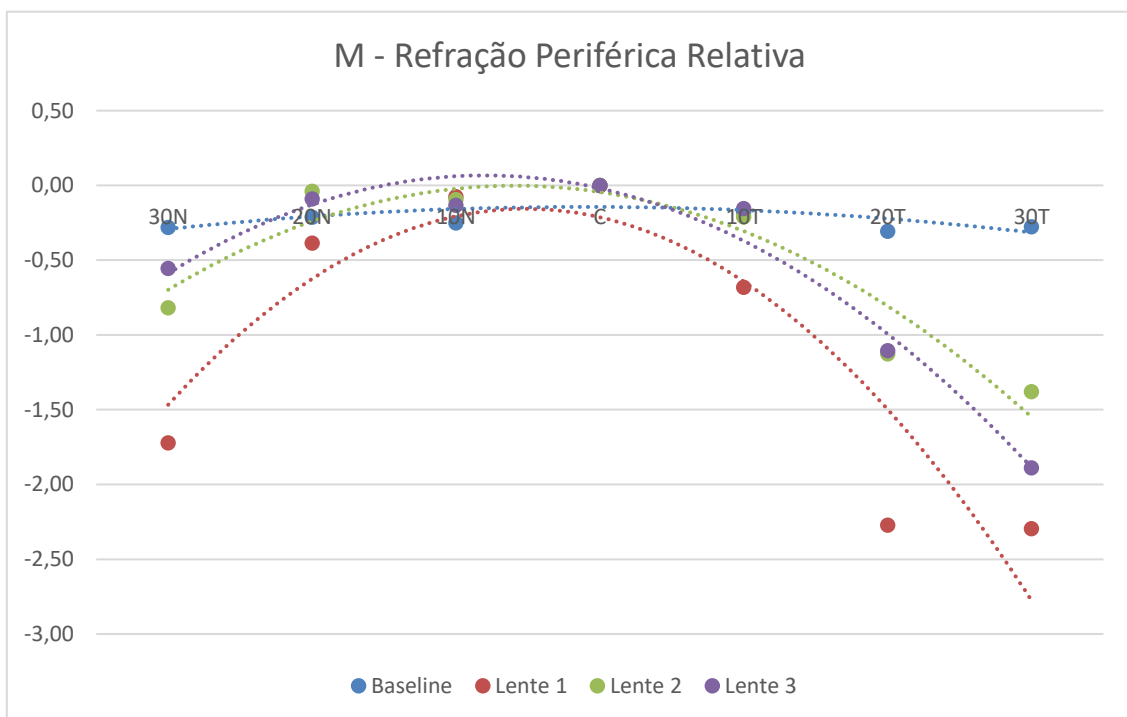
Tabela 4.1 - Refração periférica relativa (M, J0 e J45) nas diferentes excentricidades (30º nasal a 30ºtemporal, de 10º em 10º) com a lente de contacto monofocal (Baseline) e com as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3). Em negrito são destacados os valores com diferenças estatisticamente significativas.

		Baseline	Lente 1	Lente 2	Lente 3	p1 p2
M	30ºN	-0,28±0,90	-1,72±1,22	-0,82±1,40	-0,56±0,71	0,001+ 0,010+
	20ºN	-0,21±0,55	-0,39±0,98	-0,04±0,92	-0,09±0,65	0,570+ 0,434+
	10ºN	-0,25±0,50	-0,08±0,51	-0,10±0,56	-0,13±0,43	0,814* 0,967*
	10ºT	-0,18±0,37	-0,68±0,89	-0,21±0,39	-0,16±0,31	0,149* 0,110*
	20ºT	-0,31±0,64	-2,27±1,27	-1,13±0,56	-1,11±0,83	<0,001* 0,006*
	30ºT	-0,28±1,13	-2,30±1,79	-1,38±1,05	-1,89±1,27	<0,001+ 0,155+
J0	30ºN	-0,54±0,31	-1,05±0,82	-0,75±0,55	-0,99±0,35	0,001* 0,081*
	20ºN	-0,10±0,34	-0,04±0,47	-0,08±0,44	-0,11±0,21	0,999* 0,992*
	10ºN	0,00±0,31	-0,02±0,55	-0,03±0,43	-0,07±0,30	0,737* 0,579*
	10ºT	-0,12±0,21	-0,44±0,31	-0,15±0,36	-0,30±0,35	0,026* 0,116*
	20ºT	-0,62±0,29	-1,42±0,43	-0,90±0,35	-1,18±0,49	<0,001+ 0,003+
	30ºT	-1,16±0,55	-1,64±0,79	-1,43±0,68	-1,88±0,71	0,017+ 0,178+
J45	30ºN	-0,10±0,32	0,14±0,88	0,13±0,46	0,06±0,40	0,545+ 0,906+
	20ºN	-0,01±0,31	0,13±0,62	0,21±0,40	0,05±0,28	0,433+ 0,566+
	10ºN	-0,10±0,30	0,01±0,27	0,03±0,25	0,01±0,23	0,418+ 0,961+
	10ºT	0,00±0,28	0,01±0,38	0,09±0,29	0,05±0,22	0,609* 0,430*
	20ºT	-0,09±0,31	-0,17±0,46	-0,13±0,40	-0,07±0,34	0,860+ 0,743+
	30ºT	-0,15±0,41	-0,26±0,56	-0,13±0,45	-0,03±0,49	0,571+ 0,403+

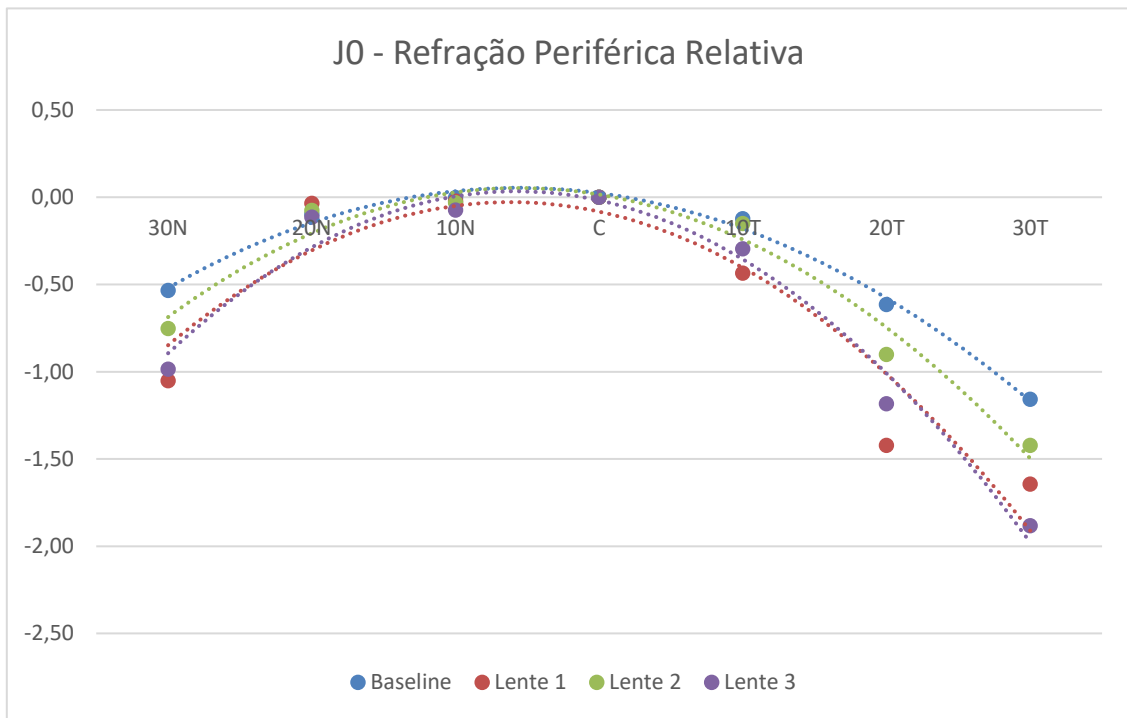
Valores expressos em Dioptrias, + ANOVA * Kruskal Wallis, p1 – análise entre as 4 condições (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3); p2 – análise entre as 3 lentes (Lente 1, Lente 2 e Lente 3); M - equivalente esférico; J0 - componente astigmática no meridiano horizontal; J45 - componente astigmática oblíqua

Analisando a Tabela 4.1, verifica-se que todas as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) alteraram a refração periférica na retina temporal aos 20 e 30º de excentricidade em comparação com a lente monofocal (Baseline). Todas as lentes demonstraram a capacidade de provocar miopização periférica satisfatória a partir dos 20º de excentricidade. A lente 1 induz as mudanças mais fortes, particularmente na retina temporal (campo visual nasal).

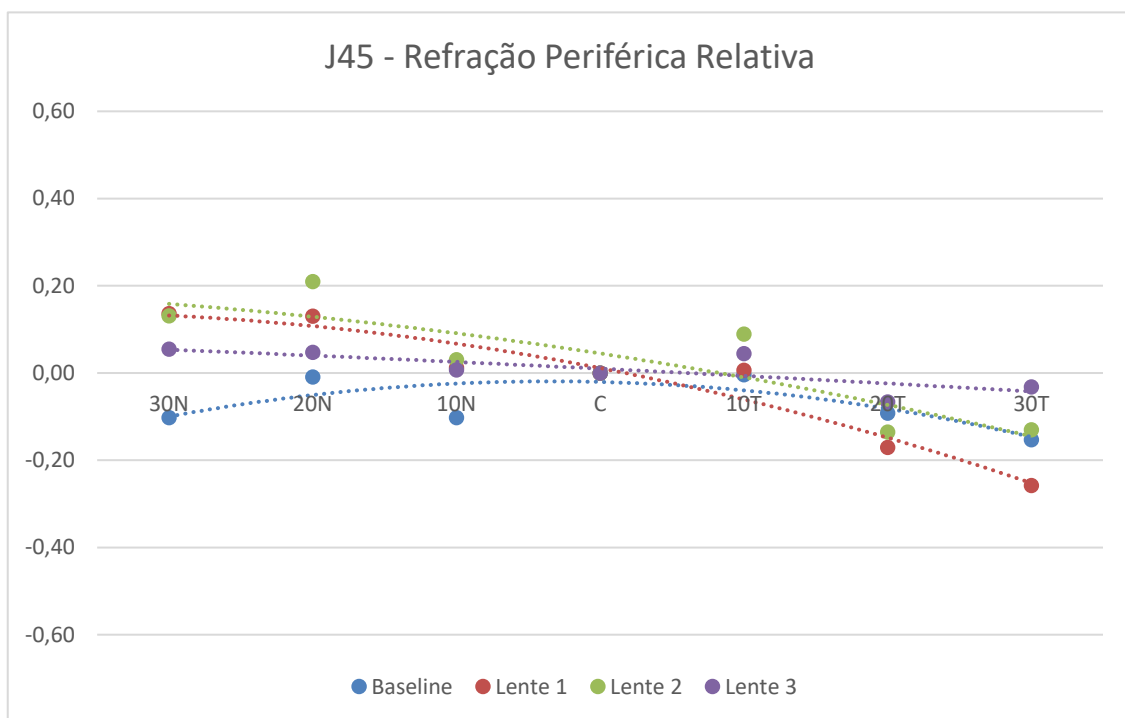
Os gráficos que se apresentam na Figura 4.1 demonstram o observado relativamente à Tabela 4.1. Todas as lentes protótipo alteram a refração periférica na retina temporal (20 e 30º de excentricidade), contudo a lente 1 é a que demonstra mudanças mais fortes, em comparação à lente monofocal (Baseline).



(A)



(B)



(C)

Figura 4.1 - Representação da refração periférica relativa [M – (A), J0 – (B) e J45 – (C)] nas diferentes excentricidades com a lente de contacto monofocal (Baseline) e com as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

4.2 Aberrometria

Seguidamente são apresentados os valores comparativos das diferentes aberrações (HOA, LOW, Sph, Coma, Z_2^0 , Z_4^0 , Z_6^0 , Z_3^{-1} e Z_3^1) nas quatro condições estudadas (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3) na Tabela 4.2. São também apresentados os gráficos comparativos para as quatro condições.

Tabela 4.2 - Aberrometria ocular com a lente de contacto monofocal (Baseline) e com as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) para pupilas de 3 e 5 mm. Em negrito são destacados os valores com diferenças estatisticamente significativas.

		Baseline	Lente 1	Lente 2	Lente 3	p1 p2
RMS HOA	3mm	0,0514±0,0175	0,2557±0,1065	0,1498±0,0956	0,1101±0,1189	<0,001* 0,001*
	5mm	0,1827±0,0664	0,7805±0,2268	0,4937±0,2258	0,4919±0,3219	<0,001* 0,001*
RMS Low	3mm	0,1629±0,0804	0,5446±0,2973	0,3669±0,2958	0,3313±0,2877	<0,001* 0,019*
	5mm	0,4474±0,2770	2,1866±0,8551	1,3500±0,7651	1,0755±0,6312	<0,001* <0,001*
RMS Sph	3mm	0,0072±0,0069	0,0634±0,0380	0,0329±0,0282	0,0248±0,0250	<0,001* 0,010*
	5mm	0,0419±0,0352	0,3130±0,1482	0,1871±0,1152	0,1999±0,0690	<0,001* 0,014*
RMS Coma	3mm	0,0343±0,0177	0,2342±0,1091	0,1301±0,0885	0,0708±0,0495	<0,001* <0,001*
	5mm	0,1303±0,0728	0,6609±0,1943	0,3941±0,1976	0,3491±0,1156	<0,001* <0,001*
Z_2^0	3mm	0,0964±0,0778	0,4524±0,2931	0,3030±0,2590	0,2456±0,1852	<0,001* 0,066*
	5mm	0,2638±0,2562	2,1345±0,8478	1,3026±0,7553	0,9017±0,6427	<0,001* <0,001*
Z_4^0	3mm	0,0071±0,0069	0,0633±0,0380	0,0327±0,0282	0,0243±0,0252	<0,001* 0,008*
	5mm	0,0406±0,0357	0,3079±0,1471	0,1805±0,1204	0,1958±0,0700	<0,001* 0,012*
Z_6^0	3mm	0,0005±0,0004	0,0032±0,0029	0,0021±0,0028	0,0025±0,0025	<0,001* 0,187*
	5mm	0,0069±0,0050	0,0497±0,0321	0,0252±0,0257	0,0269±0,0285	<0,001* 0,013*
Z_3^{-1}	3mm	0,0277±0,0175	0,1116±0,0770	0,0507±0,0380	0,0296±0,0257	<0,001* <0,001*

	5mm	0,1033±0,0840	0,3436±0,1711	0,1812±0,1181	0,1723±0,0834	<0,001* 0,001*
Z_3^1	3mm	0,0152±0,0136	0,1903±0,1104	0,1148±0,0867	0,0580±0,0505	<0,001* 0,001*
	5mm	0,0526±0,0369	0,5029±0,2240	0,3175±0,1962	0,2915±0,1042	0,000* 0,011*

Valores expressos em Dioptrias, + ANOVA * Kruskal Wallis, p1 – análise entre as 4 condições (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3); p2 – análise entre as 3 lentes (Lente 1, Lente 2 e Lente 3); RMS - Raiz quadrada média; HOA - aberrações de alta ordem, da 3ª à 8ª ordem; LOW - aberrações de baixa ordem, até à 2ª ordem; Sph - aberração esférica de 4ª e 6ª ordem; Coma - aberração comática de 3ª e 5ª ordem; Z_2^0 - desfocado; Z_4^0 - aberração esférica primária; Z_6^0 - aberração esférica secundária; Z_3^{-1} - coma vertical; Z_3^1 - coma horizontal

A análise global da Tabela 4.2 permite verificar que, as aberrações aumentaram significativamente nas três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) em comparação com a lente monofocal (Baseline) para pupilas de 3 e 5 mm. Entre as lentes de contacto protótipo, a lente 1 é a que induz um aumento significativamente maior. Também se verificou que para maiores diâmetros pupilares, maiores são os valores das aberrações em todas as lentes de contacto do estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

A observação dos gráficos representados nas Figuras 4.2 à 4.5, permitem confirmar visualmente as observações feitas relativamente aos valores apresentados na Tabela 4.2.

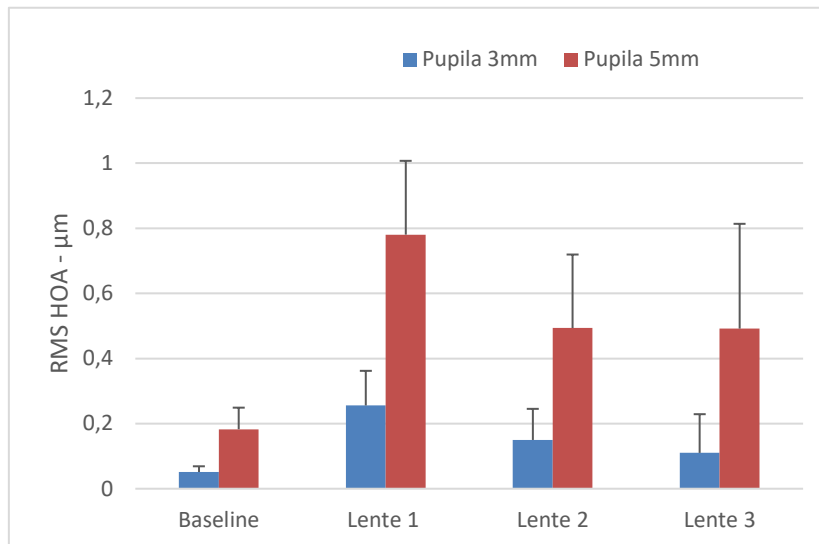
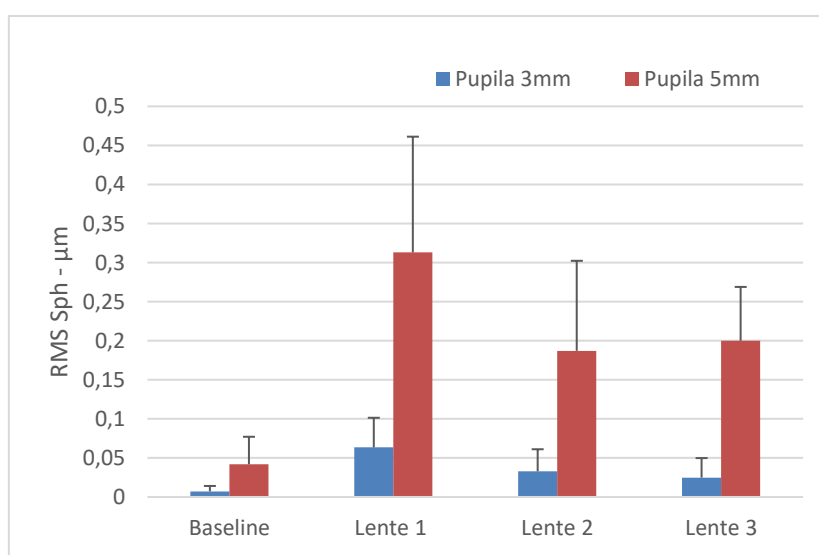


Figura 4.2 - Representação do valor médio do cálculo da RMS para as aberrações de alta ordem (3ª à 8ª ordem) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.

Na Figura 4.2 verificou-se que as aberrações de alta ordem (3ª à 8ª ordem) aumentaram significativamente nas quatro condições avaliadas para uma pupila de 3mm ($p < 0,001$) e 5mm ($p < 0,001$).



(A)

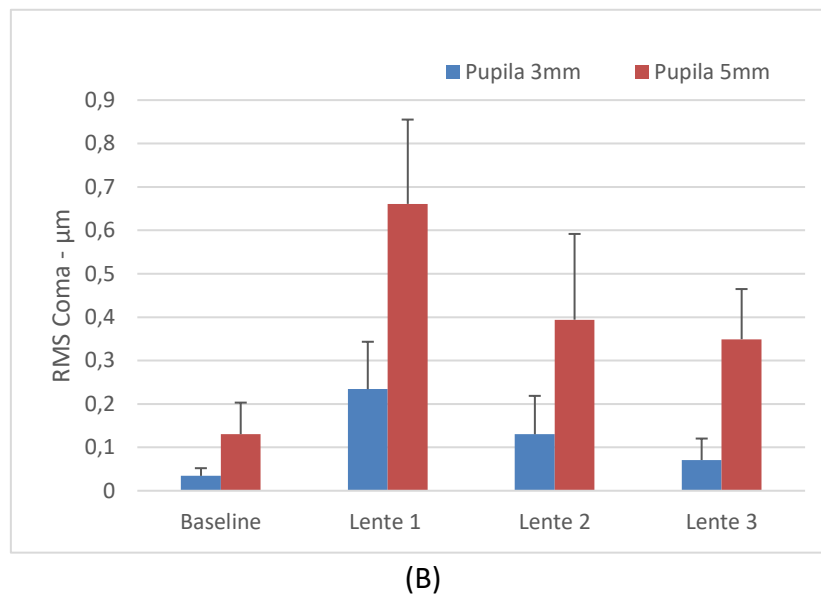
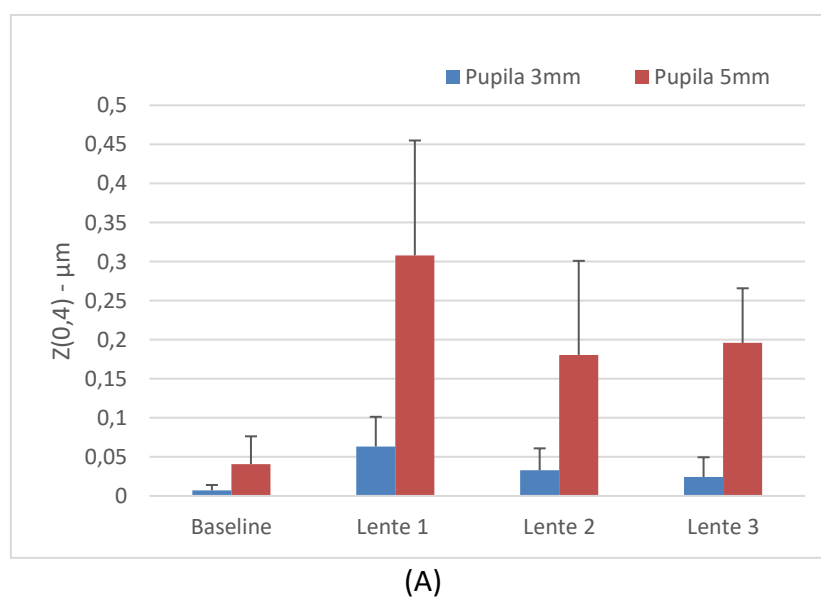


Figura 4.3 - Representação do valor médio do cálculo da RMS para a aberração esférica (4ª e 6ª ordem) – (A) e para a aberração comática (3ª e 5ª ordem) – (B) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.

Na Figura 4.3 observou-se que a lente 1, para uma pupila de 5mm, apresenta maior valor de aberração esférica (4ª e 6ª ordem) e comática (3ª à 5ª ordem) em comparação às lentes 2 e 3. A aberração comática está associada a um descentramento da lente.



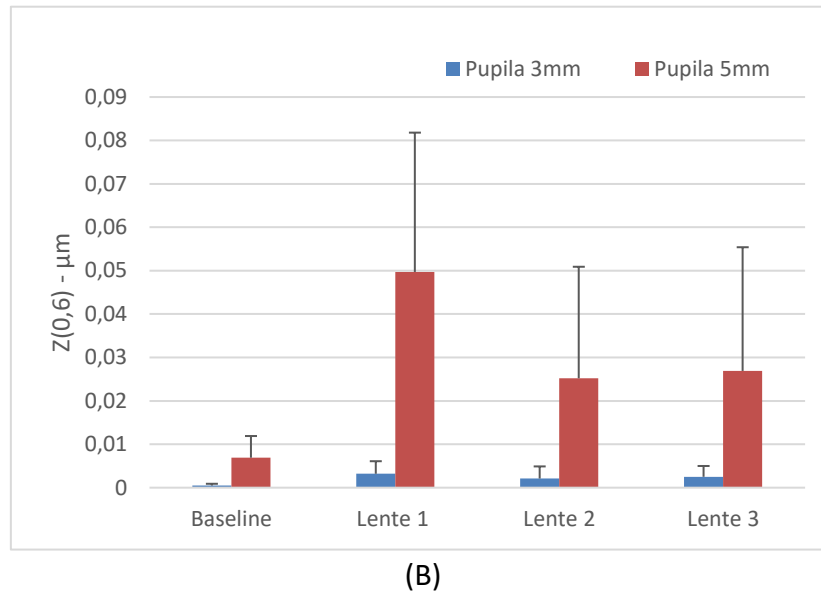
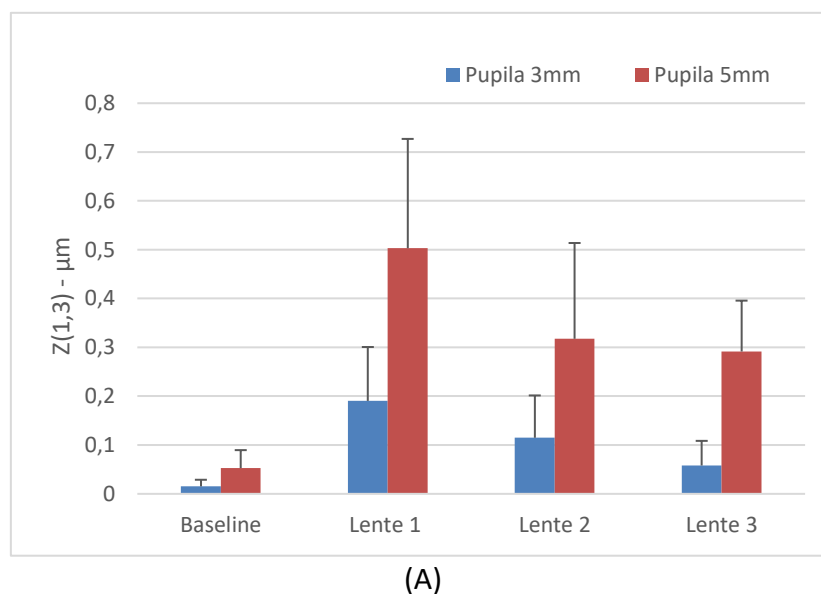


Figura 4.4 - Representação do valor médio da aberração esférica primária (4ª ordem) – (A) e da aberração esférica secundária (6ª ordem) – (B) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.

Na Figura 4.4 verificou-se que a lente 1, para uma pupila de 5mm, apresenta um maior valor de aberração esférica primária (4ª ordem) e esférica secundária (6ª ordem) em comparação às lentes 2 e 3. A aberração esférica primária está associada a lentes com maior gradiente de potência periférica (maior adição).



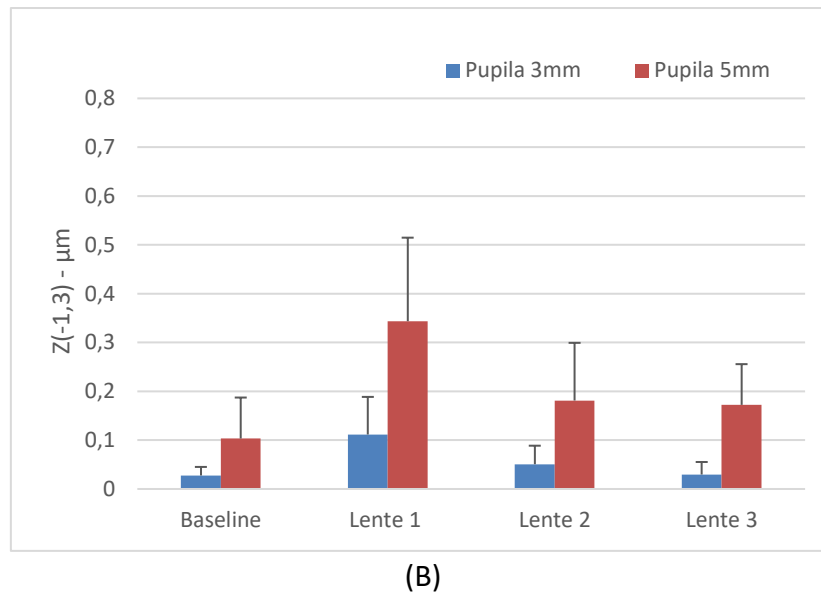


Figura 4.5 - Representação do valor médio da aberração comática horizontal (3ª ordem) – (A) e da aberração comática vertical (3ª ordem) – (B) nas quatro condições avaliadas neste estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3), com pupilas de 3 e 5 mm. As barras de erro representam 1 x desvio padrão.

Na Figura 4.5 observou-se que a lente 1, para uma pupila de 5mm, continua a apresentar um maior valor de aberrações. Neste caso a aberração comática horizontal (3ª ordem) e comática vertical (3ª ordem).

4.3 Correlações entre a refração periférica e a aberrometria

Seguidamente são apresentadas as correlações entre a refração periférica relativa (M, J0 e J45) e a aberrometria, nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia.

Nas Tabelas 4.3 à 4.5 são apresentados todos os valores de coeficiente de correlação (r) e a significância estatística (p).

Tabela 4.3 - Correlações entre o equivalente esférico (M) e a aberrometria nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

	Lente 1	Lente 2	Lente 3
M			
30°N	RMS Sph_3mm; r=-0,575, p=0,013 RMS Sph_5mm; r=-0,583, p=0,011 Z04_3mm; r=-0,575, p=0,013 Z04_5mm; r=-0,608, p=0,007	RMS Sph_5mm; r=-0,606, p=0,008 Z(0,4)_5mm ; r=-0,620, p=0,006	
20°N		RMS Low_3mm; r=0,496, p=0,036 Z(0,2)_3mm; r=0,593, p=0,009	RMS HOA_3mm; r=-,637, p=0,004 RMS HOA_5mm; r=-,610, p=0,007 RMS Coma_3mm; r=-0,653, p=0,003 Z(1,3)_3mm; r=-0,643, p=0,004
10°N			RMS HOA_3mm; r=-0,600, p=0,008 RMS HOA_5mm; r=-0,516, p=0,0283 RMS Sph_5mm; r=-0,539, p=0,021 RMS Coma_3mm;r=-0,591, p=0,010 Z(0,4)_5mm; r=-0,549, p=0,018 Z(1,3)_3mm; r=-0,565, p=0,015
10°T	RMS Low_5mm; r=-0,470, p=0,049 RMS Coma_3mm; r=-0,511, p=0,030 Z(-1,3)_3mm; r=-0,498, p=0,035	Z(0,6)_5mm; r=0,049, p=0,038	
20°T	RMS HOA_3mm; r=-0,604, p=0,008 RMS Low_3mm; r=-0,478, p=0,045 RMS Low_5mm; r=-0,548, p=0,019 RMS Coma_3mm; r=-0,645, p=0,004 RMS Coma_5mm; r=-0,490, p=0,039 Z(0,2)_5mm; r=-0,492, p=0,038 Z(1,3)_3mm; r=-0,620, p=0,006 Z(1,3)_5mm; r=-0,602, p=0,008	Z(-1,3)_3mm; r=-0,548, p=0,019	RMS Low_3mm; r=0,664, p=0,003 RMS Sph_3mm; r=0,553, p=0,017 Z(0,2)_3mm; r=0,659, p=0,003 Z(0,4)_3mm; r=0,548, p=0,019
30°T		Z(0,6)_5mm; r=0,488, p=0,040	

Tabela 4.4 - Correlações entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) e a aberrometria nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

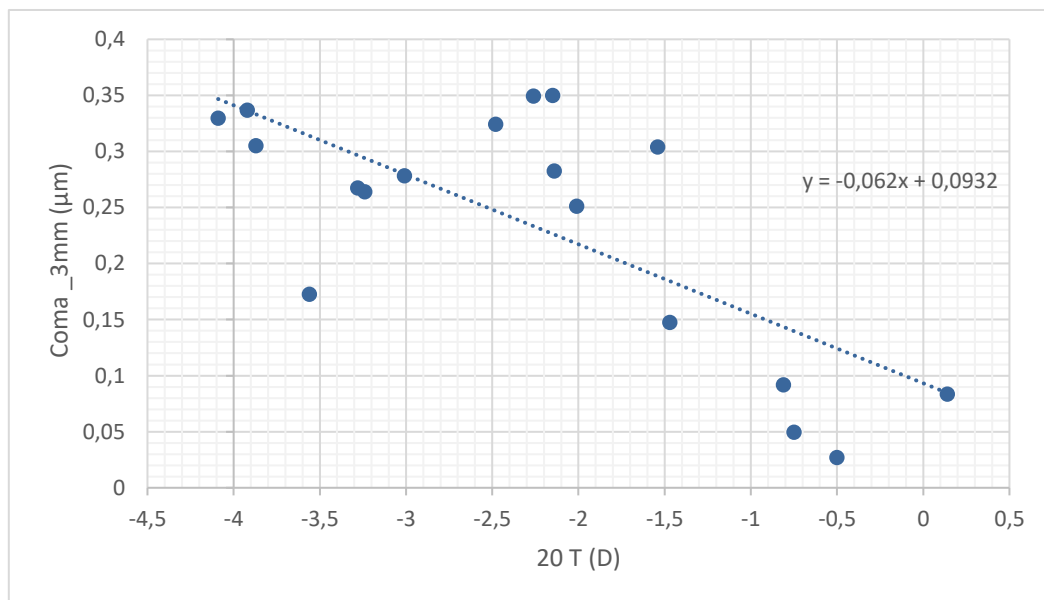
	Lente 1	Lente 2	Lente 3
J0			
30°N			RMS HOA_5mm; r=0,486, p=0,041
20°N			
10°N		RMS HOA_5mm; r=0,491, p=0,038	
10°T	RMS HOA_3mm; r=-0,503, p=0,034 RMS Coma_3mm; r=-0,507, p=0,032 RMS Coma_5mm; r=-0,606, p=0,008	RMS Low_5mm; r=0,495, p=0,037 Z(0,2)_3mm; r=0,493, p=0,038 Z(0,2)_5mm; r=0,544, p=0,019	RMS Sph_3mm; r=0,630, p=0,005 Z(0,4)_3mm; r=0,635, p=0,005
20°T	RMS Sph_3mm; r=-0,579, p=0,012 RMS Sph_5mm; r=-0,633, p=0,005 RMS Coma_5mm; r=-0,492, p=0,038 Z(0,4)_3mm; r=-0,579, p=0,012 Z(0,4)_5mm; r=-0,610, p=0,007	RMS Coma_5mm; r=-0,482, p=0,043 Z(1,3)_5mm; r=-0,470, p=0,049	RMS Low_3mm; r=0,505, p=0,033 RMS Sph_3mm; r=0,501, p=0,034 Z(0,4)_3mm; r=0,493, p=0,038
30°T			

Tabela 4.5 - Correlações entre a componente astigmática oblíqua (J45) e a aberrometria nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

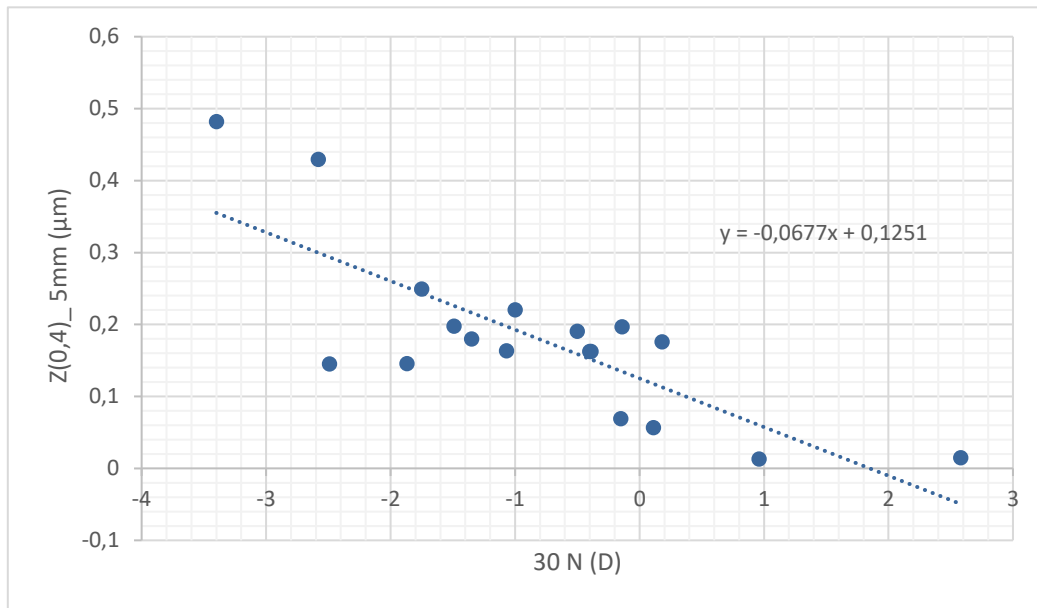
	Lente 1	Lente 2	Lente 3
J45			
30°N		RMS Sph_3mm; r=0,489, p=0,039 Z(0,4)_3mm; r=0,489, p=0,039	
20°N		RMS Sph_3mm; r=0,513, p=0,030 Z(0,4)_3mm; r=0,513, p=0,029	
10°N		RMS Coma_3mm; r=-0,503, p=0,033 Z(0,6)_3mm; r=-0,473, p=0,047 Z(0,6)_5mm; r=-0,553, p=0,017	
10°T		RMS HOA_3mm; r=0,623, p=0,006 RMS HOA_5mm; r=0,478, p=0,045 RMS Coma_3mm; r=0,517, p=0,028 Z(1,3)_3mm; r=0,551, p=0,018	
20°T	RMS HOA_5mm; r=-0,511, p=0,030 Z(1,3)_3mm; r=-0,477, p=0,045		Z(-1,3)_3mm; r=-0,501, p=0,034
30°T		Z(-1,3)_5mm; r=0,519, p=0,027	

Analisando as Tabelas 4.3 à 4.5, verificou-se que existem correlações significativas ($p < 0,05$) moderadamente fortes ($0,500 < r < 0,800$) entre a refração periférica (M, J0 e J45) e a aberrometria nas três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

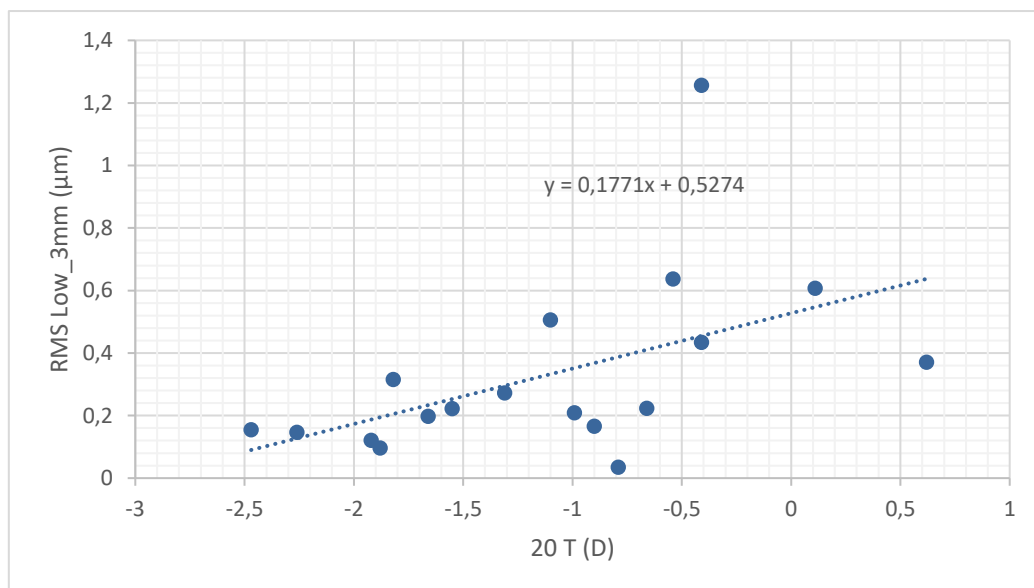
Dentro das correlações moderadamente fortes, escolhemos para análise gráfica, as correlações com o r mais próximo de 0,800. Os gráficos que se apresentam nas Figuras 4.6 à 4.8 demonstram o observado relativamente às correlações apresentadas nas Tabelas 4.3 à 4.5.



(A)



(B)

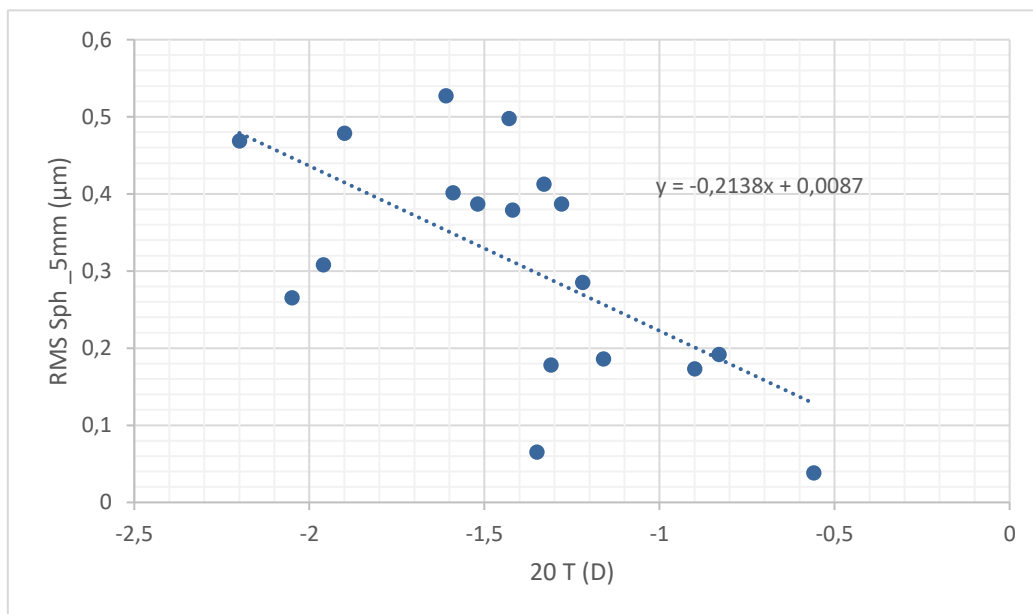


(C)

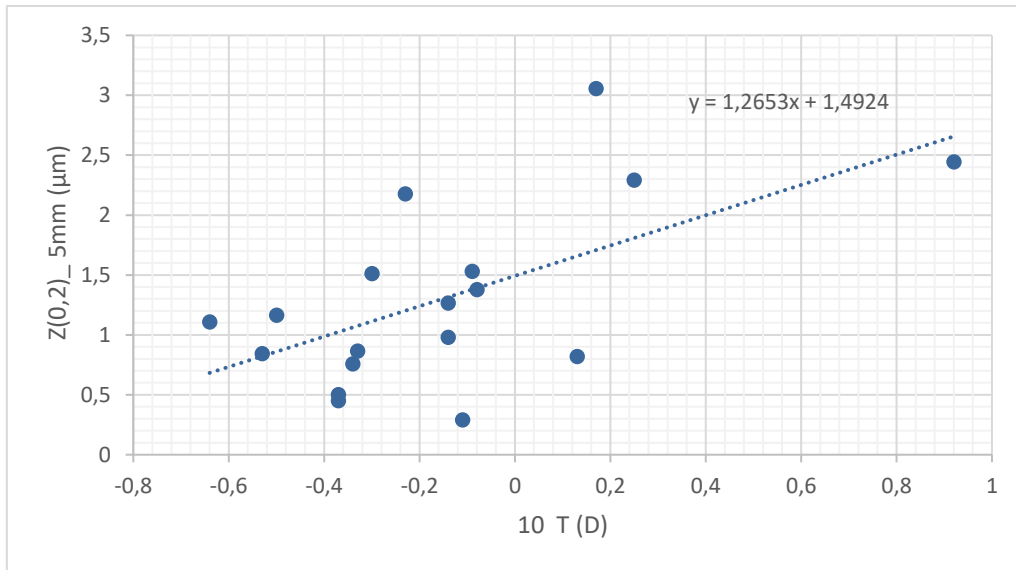
Figura 4.6 - Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 20°T e a aberração comática obtida com a Lente 1 (A); Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 30°N e a aberração esférica primária obtida com a Lente 2 (B); Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 20°T e as aberrações de baixa ordem obtida com a Lente 3 (C).

Quando analisadas as correlações (Figura 4.6) entre o equivalente esférico e a aberrometria, nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia, foram encontradas correlações negativas, positivas e estatisticamente significativas nas seguintes condições:

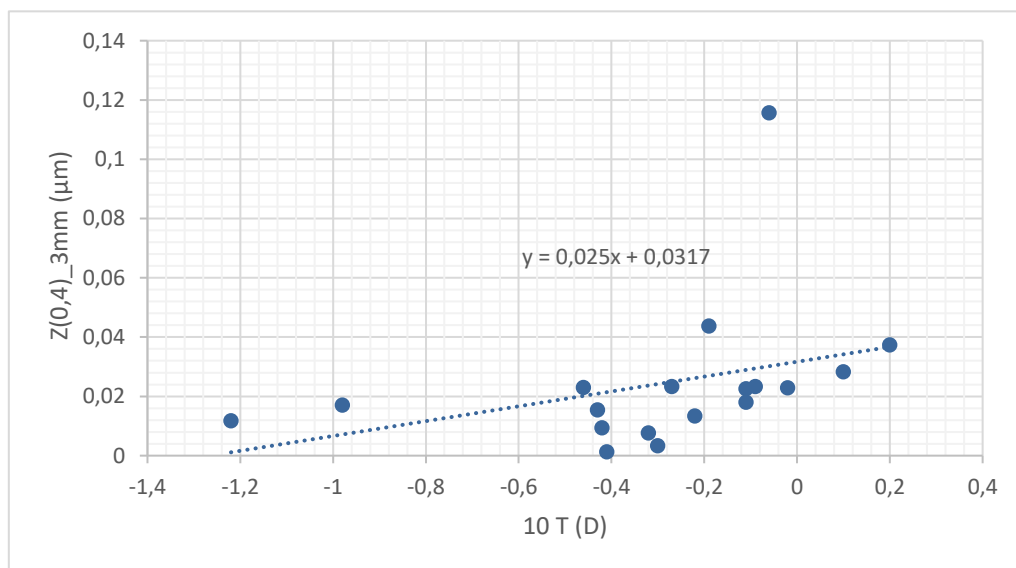
- Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 20ºT e a aberração comática obtida com a Lente 1 ($r=-0,645$, $p=0,004$).
- Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 30ºN e a aberração esférica primária obtida com a Lente 2 ($r=-0,620$, $p=0,006$).
- Correlação entre o equivalente esférico (M) nos 20ºT e as aberrações de baixa ordem obtida com a Lente 3 ($r=0,664$, $p=0,003$).



(A)



(B)

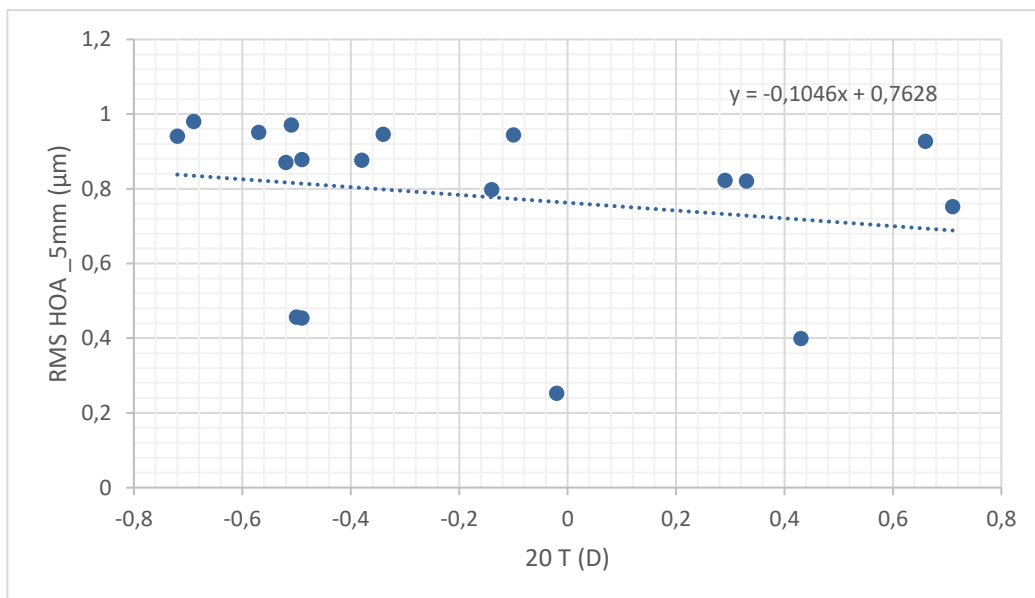


(C)

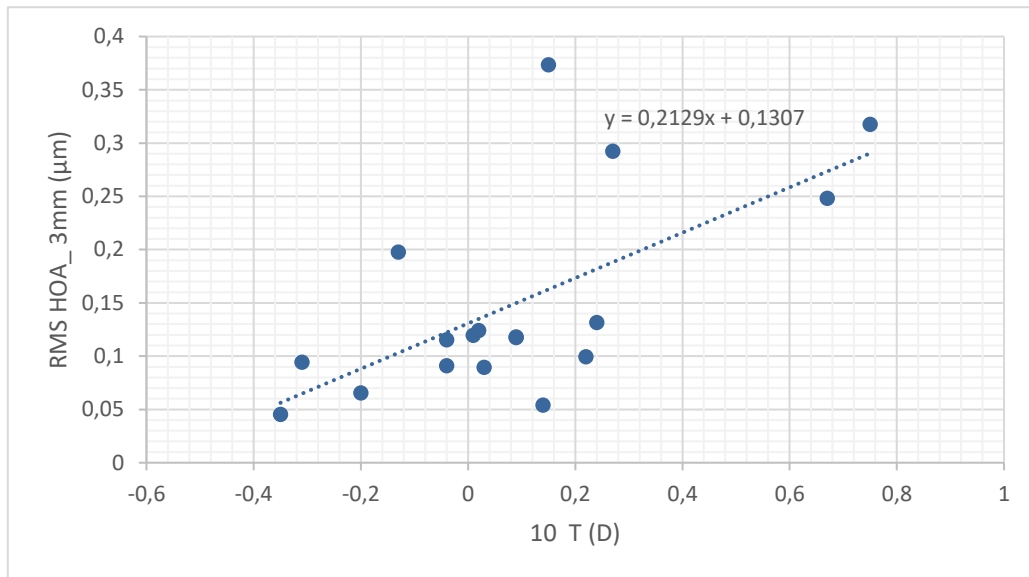
Figura 4.7 - Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 20ºT e a aberração esférica obtida com a Lente 1 (A); Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 10ºT e o desfocado obtida com a Lente 2 (B); Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 10ºT e a aberração esférica primária obtida com a Lente 3 (C).

Quando analisadas as correlações (Figura 4.7) entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 20ºT e a aberração esférica obtida com a Lente 1 ($r=-0,633$, $p=0,005$), positivas e estatisticamente significativas nas seguintes condições:

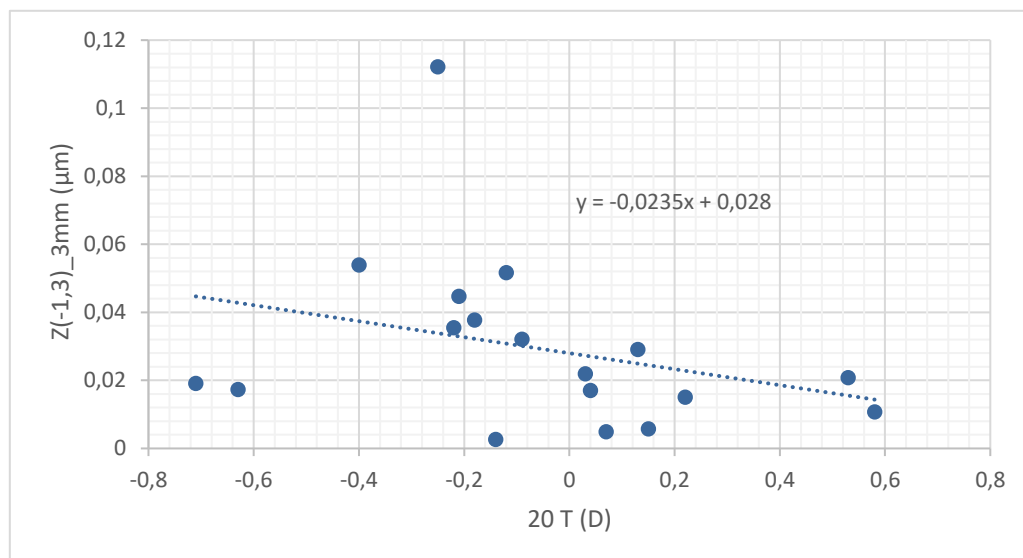
- Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 20ºT e a aberração esférica obtida com a Lente 1 ($r=-0,633$, $p=0,005$).
- Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 10ºT e o desfocado obtida com a Lente 2 ($r=0,544$, $p=0,019$).
- Correlação entre a componente astigmática no meridiano horizontal (J0) nos 10ºT e a aberração esférica primária obtida com a Lente 3 ($r=0,635$, $p=0,005$).



(A)



(B)



(C)

Figura 4.8 - Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 20ºT e as aberrações de alta ordem obtida com a Lente 1 (A); Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 10ºT e as aberrações de alta ordem obtida com a Lente 2 (B); Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 20ºT e o coma vertical obtida com a Lente 3 (C).

Quando analisadas as correlações (Figura 4.8) entre a componente astigmática oblíqua e a aberrometria, nas diferentes lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia, foram encontradas correlações negativas, positivas e estatisticamente significativas nas seguintes condições:

- Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 20ºT e as aberrações de alta ordem obtida com a Lente 1 ($r=-0,511$, $p=0,030$).
- Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 10ºT e as aberrações de alta ordem obtida com a Lente 2 ($r=0,623$, $p=0,006$).
- Correlação entre a componente astigmática oblíqua (J45) nos 20ºT e o coma vertical obtida com a Lente 3 ($r=-0,501$, $p=0,034$).

5. DISCUSSÃO

Neste estudo foram avaliados os efeitos que as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo) induzem na qualidade ótica do olho e no desfoque periférico da imagem. Este estudo apenas pretende avaliar o efeito destas lentes protótipo na refração periférica e qualidade ótica, não sendo objetivo deste estudo a avaliação potencial da eficácia destes dispositivos.

Para determinar estes efeitos, foram registados os valores da aberrometria e da refração periférica com uma lente de contacto monofocal e com três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (lentes protótipo). O estudo foi realizado deste modo, com o objetivo, de apurarmos se as lentes protótipo induzem alterações nestas variáveis, comparando com uma lente monofocal.

Estas lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia têm características de multifocalidade. Esta característica, inicialmente tinha apenas a funcionalidade de compensar a presbiopia, deste modo os pacientes presbitas tinham visão nítida a diversas distâncias. Atualmente estas mesmas lentes de contacto têm outras aplicações, nomeadamente ao nível da retenção da progressão da miopia como mostraram *Gonzalez-Meijome JM et al.* [6] na sua revisão. Os mecanismos que atualmente apoiam a redução da progressão da miopia com lentes de contacto multifocais são baseados na mudança da desfocagem periférica.

Analisando os valores obtidos da refração periférica, verificou-se que todas as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) alteraram a refração periférica na retina temporal em comparação com a lente monofocal (Baseline). Todas as lentes demonstraram a capacidade de provocar miopização periférica, sendo que a lente 1 é a que induz mudanças mais fortes, pelo facto de ter maior gradiente de potência periférica (maior adição). Esta tendência foi também observada por *Lopes-Ferreira D et al.*, [18] em que, avaliaram o perfil refrativo induzido pela lente Proclear Multifocal de desenho D (Coopervision, Pleasanton, CA,

USA), usando várias adições (+1,00 D, +2,00 D, +3,00 D e +4,00 D). Para adições mais altas (+3,00 D e +4,00 D) verificou-se que as LCMF foram capazes de provocar miopização periférica satisfatória a partir dos 40º centrais.

Estes resultados são consistentes, também, com os encontrados por *Sankaridurg P et al.*, [20] em que analisaram o desempenho de uma nova lente de contacto. Esta nova lente é constituída por uma zona central para correção de longe (1,5 mm), uma zona com adição de +1,00 D aos 2 mm e outra zona mais externa com adição de +2,00 D nos 9 mm de diâmetro da lente. No período de um ano, esta lente permitiu que as crianças reduzissem em 34% a taxa de progressão da miopia e também provocou um efeito ao nível da miopização periférica.

Relativamente ao outro parâmetro avaliado, a aberrometria, verificou-se que as aberrações aumentaram significativamente nas três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) em comparação com a lente monofocal (Baseline) para pupilas de 3 e 5 mm. Estes resultados são consistentes com os encontrados por *Peyre C et al.*, [42] em que, estudaram aberrações oculares obtidas com diferentes desenhos de LCMF. As principais conclusões do estudo foram que o uso de LCMF induz um aumento nas aberrações oculares de alta ordem. Segundo *Jankov MR II et al.*, [44], para maiores diâmetros pupilares, maiores são os valores da aberração esférica e maior é a pronúncia das aberrações de alta ordem, o que também se comprovou neste estudo.

Santolaria-Sanz E et al., [41] avaliaram as aberrações de alta ordem a 20 pacientes submetidos a orto-k. Tinham idade média de $21,40 \pm 8$ anos e média da refração esférica equivalente de $M = -2,19 \pm 0,97$ D. Segundo os resultados, as aberrações de alta ordem aumentaram significativamente da visita inicial para 1 mês ($p \leq 0,022$), ficando depois constante. Em conclusão as aberrações óticas permanecem significativamente maiores que a linha base. Estes resultados são consistentes com os encontrados no nosso estudo, apesar de o tratamento não ser o mesmo, as aberrações de alta ordem (3ª à 8ª ordem) aumentaram significativamente nas quatro lentes de contacto (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3) para uma pupila de 3mm ($p < 0,001$) e 5mm ($p < 0,001$).

Todos os nossos resultados vão de acordo com os encontrados por *Paune J et al.* [45], num trabalho realizado numa população universitária espanhola. Neste trabalho foram avaliados 59 sujeitos (29 homens e 30 mulheres) com idades compreendidas entre os 18 e os 25 anos. Todos os sujeitos para serem incluídos deveriam apresentar uma refração esférica equivalente entre -0,50 e -7,50 D, com astigmatismo inferior a -0,75 D e deveriam alcançar uma acuidade visual igual a 20/20 ou superior com a melhor correção. Neste estudo foi avaliado o desempenho de uma lente de contacto projetada para produzir uma desfocagem miópica periférica. Como conclusões deste trabalho temos que, esta lente induziu: uma mudança significativa na refração periférica, particularmente na retina temporal; uma diminuição do atraso acomodativo e um aumento das aberrações de alta ordem, nomeadamente a aberração comática. Para os autores estas alterações podem afetar o controlo da progressão da miopia, contudo para confirmar esta relação é necessário um estudo longitudinal.

Anteriormente, já autores reconheceram, também, o potencial das aberrações de alta ordem na progressão da miopia.

Zhang et al., [46] mostraram uma correlação entre a taxa de progressão da miopia e as aberrações de alta ordem.

Collins MJ et al. [47], mostraram também que, indivíduos com progressão da miopia apresentam maiores valores de aberrações de alta ordem (HOA) comparando com indivíduos emetropes. Futuros trabalhos deveram dar atenção a este facto.

Uma limitação deste estudo é não demonstrar o impacto das aberrações analisadas na qualidade visual subjetiva dos pacientes. Esta temática será abordada num outro trabalho realizado por *Martins C et al.* [48], com as mesmas lentes, avaliando parâmetros como a acuidade visual, sensibilidade visual ao contraste, análise da distorção luminosa e conforto.

Em resumo, o presente estudo revelou alterações na aberrometria e na refração periférica quando são usadas lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia. Estes resultados são bastante relevantes para compreender a utilidade que uma lente de contacto desenhada para o controlo da progressão da miopia tem, ou não, no controlo da progressão da miopia.

6. CONCLUSÕES

- ✓ As lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) demonstraram a capacidade de provocar miopização periférica satisfatória a partir dos 20º de excentricidade em comparação com a lente monofocal (Baseline – controlo).
- ✓ Todas as lentes demonstraram uma maior alteração da refração periférica na retina temporal aos 20 e 30º de excentricidade em comparação com a lente monofocal (Baseline - controlo).
- ✓ A lente 1 induz as mudanças mais fortes na refração periférica, particularmente na retina temporal (campo visual nasal).
- ✓ As lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3) induzem um aumento significativo das aberrações em comparação com a lente monofocal (Baseline – controlo) para pupilas de 3 e 5 mm.
- ✓ Para maiores diâmetros pupilares, maiores são os valores das aberrações em todas as lentes de contacto do estudo (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3).
- ✓ As aberrações de alta ordem (3ª à 8ª ordem) aumentaram significativamente nas quatro lentes de contacto (Baseline, Lente 1, Lente 2 e Lente 3) para uma pupila de 3mm($p<0,001$) e 5mm ($p<0,001$).
- ✓ Entre as lentes de contacto protótipo, a lente 1 é a que induz um aumento significativamente maior das aberrações.

- ✓ A lente 1, para uma pupila de 5mm, apresenta maior valor de aberração esférica (4ª e 6ª ordem) e comática (3ª à 5ª ordem) em comparação às lentes 2 e 3.
- ✓ A lente 1, para uma pupila de 5mm, apresenta um maior valor de aberração esférica primária (4ª ordem) e esférica secundária (6ª ordem) em comparação às lentes 2 e 3. A aberração esférica primária está associada a lentes com maior gradiente de potência periférica (maior adição).
- ✓ A lente 1, para uma pupila de 5mm, continua a apresentar um maior valor de aberração comática horizontal (3ª ordem) e comática vertical (3ª ordem).
- ✓ Existem correlações significativas ($p < 0,05$) moderadamente fortes ($0,500 < r < 0,800$) entre a refração periférica (M, J0 e J45) e a aberrometria nas três lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia (Lente 1, Lente 2 e Lente 3).

7. BIBLIOGRAFIA

- [1] Sankaridurg P. Contact lenses to slow progression of myopia. *Clinical & experimental optometry*. 2017;100(5):432-7.
- [2] Saw S M, Katz J, Schein OD, Chew S, Chan T. Epidemiology of Myopia. *Public Health*. 1996;18(2).
- [3] Queiros A, Ferrer-Blasco T, Jorge J et al. Prevalence of refractive conditions in the general population attending eye care clinics in the north of Portugal. *Atti della "Fondazione Giorgio Ronchi"* 2009;LXIV:101-11.
- [4] Saw S-M, Nieto J, Katz J, Schein OD, Levy B, Chew S-J. Factors Related to the Progression of Myopia in Singaporean Children. *Optom Vis Sci*. 2000;77(10):549–54.
- [5] Watanabe S, Yamashita T, Ohba N. A longitudinal study of cycloplegic refraction in a cohort of 350 Japanese schoolchildren. *Cycloplegic refraction. Ophthalmic Physiol Opt*. 1999;19(1):22–9.
- [6] Gonzalez-Meijome JM, Peixoto-de-Matos SC, Faria-Ribeiro M, Lopes-Ferreira DP, Jorge J, Legerton J, et al. Strategies to Regulate Myopia Progression With Contact Lenses: A Review. *Eye & Contact Lens*. 2016;42(1):24-34.
- [7] Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL. Peripheral Refraction Along The Horizontal and Vertical Visual Fields in Myopia. *Vision Research*. 2006;46(8-9):1450–8.

- [8] Mutti DO, Hayes JR, Mitchell GL, Jones LA, Moeschberger ML, Cotter SA, et al. Refractive error, axial length, and relative peripheral refractive error before and after the onset of myopia. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2007;48(6):2510–9.
- [9] Mutti DO, Sholtz RI, Friedman NE, Zadnik K. Peripheral refraction and ocular shape in children. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2000;41(5):1022–30.
- [10] Smith III EL. Prentice Award Lecture 2010: A case for peripheral optical treatment strategies for myopia. *Optometry and Vision Science*. 2011;88(9):1029–44.
- [11] Wen D, Huang J, Chen H, Bao F, Savini G, Calossi A, et al. Efficacy and Acceptability of Orthokeratology for Slowing Myopic Progression in Children: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Ophthalmology*. 2015;2015:360-806.
- [12] Paune J, Morales H, Armengol J, Quevedo L, Faria-Ribeiro M, Gonzalez-Meijome JM. Myopia Control with a Novel Peripheral Gradient Soft Lens and Orthokeratology: A 2-Year Clinical Trial. *BioMed Research International*. 2015;2015:507-572.
- [13] Queirós A, González-Méijome JM, Jorge J, Villa-Collar C, Gutiérrez AR. Peripheral refraction in myopic patients after orthokeratology. *Optom Vis Sci*. 2010;87(5):323–9.
- [14] Santodomingo-Rubido J, Villa-Collar C, Gilmartin B, Gutierrez AR. Myopia control with Orthokeratology contact lenses in Spain (Mcos): Design, Baseline Findings and 18 month refractive & Biometric Data. *Optom Vis Sci*. 2010;88:1-44.

- [15] Sun Y, Xu F, Zhang T, Liu M, Wang D, Chen Y, Liu Q. Orthokeratology to control myopia progression: a meta-analysis. *PLoS One*. 2015;10(4).
- [16] Bennett ES. Contact lens correction of presbyopia. *Clinical & Experimental Optometry*. 2008;91(3):265–78.
- [17] Burnett NF. Contact lens correction for presbiopia: A simple approach to fitting. *Optometry Today* (22). <http://www.optometry.co.uk> (2004).
- [18] Lopes-Ferreira D, Ribeiro C, Maia R, García-Porta N, Queirós A, Villa-Collar C, et al. Peripheral myopization using a dominant design multifocal contact lens. *Journal of Optometry*. 2011;4(1):14–21.
- [19] Turnbull PR, Munro OJ, Phillips JR. Contact Lens Methods for Clinical Myopia Control. *Optom Vis Sci*. 2016;93(9):1120-6.
- [20] Sankaridurg P, Holden B, Smith III EL, Naduvilath T, Chen X, Lazon P, et al. Decrease in Rate of Myopia Progression with a Contact Lens Designed to Reduce Relative Peripheral Hyperopia: One-Year Results. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2011;52(13):24–6.
- [21] Walline JJ, Mcvey L. Myopia Control With a Soft Bifocal Contact Lens. 13th International Myopia Conference. 2010.
- [22] Aller TA. Controlling myopia progression - why not try something that works for a change? *Optom Vis Sci* 2009;86:E55.

- [23] Anstice NS, Phillips JR. Effect of Dual-Focus Soft Contact Lens Wear on Axial Myopia Progression in Children. *Ophthalmology*. Elsevier Inc.; 2011;118(6):1152–61.
- [24] Zadnik K, Mutti DO, Adams AJ. The Repeatability of Measurement of the Ocular Components. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 1992;33(7):2325–33.
- [25] Bullimore MA, Fusaro RE, Adams CW. The Repeatability of Automated and Clinician. *Optometry and Vision Science*. 1998;75(8):617–22.
- [26] Salchow DJ, Zirm ME, Stieldorf C. Comparison of objective and subjective refraction before and after laser in situ keratomileusis. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 1999;25(6):827–35.
- [27] Queirós A, González-Méijome J, Jorge J. Influence of fogging lenses and cycloplegia on open-field automatic refraction. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2008;28(4):387–92.
- [28] Queirós A, Jorge J, González-Méijome JM. Influence of Fogging Lenses and Cycloplegia on Peripheral Refraction. *Journal of Optometry*. 2009;2(2):83–9.
- [29] Fedtke C, Ehrmann K, Holden BA. A Review of Peripheral Refraction Techniques. *Optom Vis Sci*. 2009;86(5):429–46.
- [30] Radhakrishnan H, Charman WN. Peripheral refraction measurement: does it matter if one turns the eye or the head? *Ophthalmic Physiol Opt*. 2008;28(1):73–82.

- [31] Mathur A, Atchison DA, Kasthurirangan S, Dietz NA, Luong S, Chin SP, et al. The influence of oblique viewing on axial and peripheral refraction for emmetropes and myopes. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2009;29(2):155–61.
- [32] Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36(2):313-31.
- [33] Mahajan VN. Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupil. *Appl Opt* 1994; 33: 8121-8124.
- [34] Thibos L, Applegate R, Schwiegerling J, Webb R, Members V. Standards for reporting the optical aberrations of the eyes. *Vis Sci Appl* 2000; 35: 110-130.
- [35] Lawless MA, Hodge C. Wavefront's role in corneal refractive surgery. *Clin Exp Ophthalmol.* 2005;33(2):199-209.
- [36] Charman WN. Wavefront technology: past, present and future. *Contact Lens Anterior Eye.* 2005;28(2): 75–92.
- [37] Thibos LN, Bradley A, Hong X. A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2002;22(5):427-433.
- [38] Applegate RA, Hilmantel G, Howland HC, Tu EY, Starck T, Zayac EJ. Corneal first surface optical aberrations and visual performance. *J Refract.Surg* 2000; 16: 507-14.

- [39] Barbero S, Marcos S, Jimenez-Alfaro I. Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro. *J Opt Soc Am A* 2003; 20: 1841-1851.
- [40] Dorronsoro C, Barebero S, Llorente L, Marcos S. On-eye measurement of optical performance of rigid gas permeable contact lenses based on ocular and corneal aberrometry. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 115-125.
- [41] Santolaria-Sanz E, Cervino A, Gonzalez-Meijome JM. Corneal Aberrations, Contrast Sensitivity, and Light Distortion in Orthokeratology Patients: 1-Year Results. *Journal of ophthalmology*. 2016;2016:8453462.
- [42] Peyre C, Fumery L, Gatinel D. Comparison of high-order optical aberrations induced by different multifocal contact lens geometries. *J Fr Ophtalmol*. 2005;28(6):599-604.
- [43] Thibos LN, Wheeler W, Horner D (1997) Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. *Optom Vis Sci* 74: 367-375.
- [44] Jankov MR II, Iseli HP, Bueeler M, Schor P, Seiler T, Mrochen M. The effect of phenylephrine and cyclopentolate on objective wavefront measurements. *J Refract Surg*. 2006;22:472-481.
- [45] : 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;42(6):380-387.

- [46] Zhang, N., et al., Relationship between higher-order aberrations and myopia progression in schoolchildren: a retrospective study. *Int J Ophthalmol*, 2013. 6(3): 295-299.
- [47] Collins MJ, Buehren T, Iskander DR. Retinal image quality, reading and myopia. *Vision Res.* 2006;46(1–2):196–215
- [48] Martins C., et al., Performance visual e qualidade ótica com lentes de contacto multifocais desenhadas para o controlo da progressão da miopia. Tese de Mestrado. RepositoriUM. Universidade do Minho. 2018

8. ANEXOS

8.1 Anexo 1: Consentimento Informado

DOCUMENTO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

O presente documento vem solicitar a sua participação no estudo, intitulado **“Estudo da aberrometria e refração periférica em lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia”**.

Este estudo realiza-se no âmbito da tese de mestrado e tem como **objetivo** determinar os efeitos que as lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia induzem na qualidade ótica do olho, através do estudo da aberrometria, e do desfoque periférico da imagem, através da medida da refração periférica.

O presente documento e os procedimentos a que diz respeito, respeitam a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000, Seul 2008).

Toda a **recolha de dados** será realizada no CEORLab (Clinical Experimental Optometry Research Laboratory) do Centro de Física da Universidade do Minho, onde se vai analisar a aberrometria e a refração periférica com diferentes lentes de contacto (monofocal e desenhadas para o controlo da progressão da miopia).

Todos os dados recolhidos neste estudo serão analisados pelos responsáveis do projeto e irão permanecer confidenciais.

As lentes de contacto que vão ser adaptadas garantem todas as condições de segurança.

Durante o **uso das lentes de contacto** poderá, ou não, sentir flutuações na visão, olho seco, sensação de areia.

Investigadora: Ana Carolina Franco Vieira

Orientadores: Professor Doutor José Manuel González-Méijome e Professor Doutor António Queirós Pereira

Declaração de Conformidade

Coloque as iniciais do seu 1º e último nome à frente de cada afirmação se concordar com a mesma.

Tomei conhecimento do objetivo, métodos, benefícios previstos e riscos potenciais inerentes ao estudo para o qual me estou a voluntariar, intitulado “Estudo da aberrometria e refração periférica em lentes de contacto desenhadas para o controlo da progressão da miopia”.

Compreendo que posso recusar a qualquer momento a continuidade da minha participação no estudo.

Tive a oportunidade de colocar qualquer questão, tendo sido respondida de modo satisfatório.

Concordo em que os dados obtidos sejam utilizados de forma anónima com os fins científicos ou académicos que a equipa investigadora considerar apropriados.

Braga, ____ de _____ de ____

O/A Paciente: _____

Assinatura: _____

A investigadora: *Ana Carolina Franco Vieira*

Assinatura: _____

8.2 Anexo 2: Tabela de aleatorização

1. _____
 - Lente 1
 - Lente 2
 - Lente 3
2. _____
 - Lente 3
 - Lente 1
 - Lente 2
3. _____
 - Lente 2
 - Lente 3
 - Lente 1
4. _____
 - Lente 1
 - Lente 2
 - Lente 3
5. _____
 - Lente 2
 - Lente 1
 - Lente 3
6. _____
 - Lente 1
 - Lente 3
 - Lente 2
7. _____
 - Lente 1
 - Lente 3
 - Lente 2
8. _____
 - Lente 3
 - Lente 1
 - Lente 2

9. _____
○ Lente 1
○ Lente 3
○ Lente 2
10. _____
○ Lente 3
○ Lente 2
○ Lente 1
11. _____
○ Lente 3
○ Lente 2
○ Lente 1
12. _____
○ Lente 3
○ Lente 2
○ Lente 1
13. _____
○ Lente 3
○ Lente 1
○ Lente 2
14. _____
○ Lente 1
○ Lente 2
○ Lente 3
15. _____
○ Lente 2
○ Lente 1
○ Lente 3
16. _____
○ Lente 2
○ Lente 3
○ Lente 1
17. _____
○ Lente 2
○ Lente 3
○ Lente 1
18. _____
○ Lente 2
○ Lente 1
○ Lente 3