

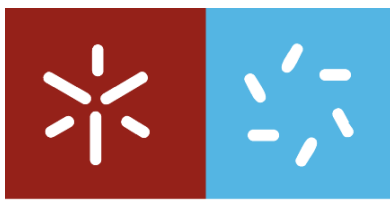


Universidade do Minho
Escola de Ciências

Daniela Patrícia Lopes Ferreira

**Refração periférica e acomodação
em jovens não presbitas com
diferentes tipos de lentes de
contacto multifocais**

Junho 2012



Universidade do Minho
Escola de Ciências

Daniela Patrícia Lopes Ferreira

**Refração periférica e acomodação
em jovens não presbitas com
diferentes tipos de lentes de
contacto multifocais**

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho efetuado sob a orientação de

Professor Doutor José Manuel González-Méijome
Professor Associado com Agregação
Escola de Ciências
Universidade do Minho

Professor Doutor Jorge Manuel Martins Jorge
Professor Auxiliar
Escola de Ciências
Universidade do Minho

Professor Doutor António Queirós Pereira
Professor Auxiliar
Escola de Ciências
Universidade do Minho

Junho 2012

DECLARAÇÃO

Nome: Daniela Patrícia Lopes Ferreira

Endereço eletrónico: _____ Telefone: _____

Número do Bilhete de Identidade: _____

Título dissertação: **Refração periférica e acomodação em jovens não presbitas com diferentes tipos de lentes de contacto multifocais**

Orientador (es):

Professor Doutor José Manuel González-Méijome

Professor Doutor Jorge Manuel Martins Jorge

Professor Doutor António Queirós Pereira

Ano de conclusão: 2012

Designação do Mestrado ou do Ramo de Conhecimento:

Mestrado em Optometria Avançada

DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA DISSERTAÇÃO

Universidade do Minho, 19/06/2012

Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais por todo o apoio e ânimo que me têm proporcionado durante todos estes anos. Por sempre terem encontrado os gestos certos para mostrarem que me amam sem terem sequer que o de dizer.

À minha família por sempre se orgulharem de mim e através disso tornarem-me uma pessoa melhor e mais feliz.

Aos Professores Doutores José Manuel González-Méijome, António Queirós e Jorge Jorge por partilharem comigo todo o conhecimento, a sua completa disponibilidade e amizade.

Às minhas amigas Cláudia Ribeiro e Raquel Maia que apesar de se queixarem sempre desta “*maldita tese*” iniciaram comigo esta caminhada pela investigação e me deram o carinho nas horas mais decisivas.

Ao Doutor José Alberto Diaz-Rey e a Doutora Ana Maria Pinho pela ajuda na supervisão da administração da Tropicamida nos voluntários para esta tese.

A todos a minha palavra de agradecimento e amizade.

Este trabalho foi parcialmente financiado por Fundos FEDER através do Programa Operacional Fatores de Competitividade – COMPETE e por Fundos Nacionais através da FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia no âmbito do projeto PTDC/SAU-BEB/098392/2008

FCT Fundação para a Ciência e a Tecnologia

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR



RESUMO

Nos últimos anos, a refração periférica tem sido amplamente estudada por se reconhecer que existe uma relação entre a natureza da refração nas regiões retinianas periféricas (fora da fóvea) e a génese e progressão dos erros refrativos, especialmente da miopia. Através deste conhecimento foi possível proceder à modificação da refração periférica com vista à retenção da progressão da miopia. O uso de lentes de contacto multifocais (LCMF) mostrou modificar a taxa de progressão da miopia. Alguns desenhos óticos deste tipo de dispositivos pretendem de facto tornar a refração periférica mais míope enquanto outras, tendo desenhos óticos diferentes, e por isso as interações com a refração periférica ainda se desconhecem. As técnicas mais comuns para a determinar a refração periférica foram a autorrefratometria e a aberrometria. Sendo as medidas obtidas rodando o olho ou rodando a cabeça em relação ao instrumento para que a luz incida no olho com uma inclinação, numa excentricidade retiniana, pretendida.

Os objetivos deste trabalho foram avaliar a refração periférica através dos dois métodos mencionados e proceder à avaliação da medida axial e periférica, através da rotação do olho ou da cabeça, em pacientes míopes e jovens. Para avaliar o efeito de diferentes desenhos óticos de LCMF, os mesmos pacientes foram adaptados com uma LCMF esférica de desenho dominante e também com uma LCMF de desenho multizona.

Os resultados mostram que a rotação do olho durante a medida não induziu diferenças clinicamente significativas nos valores de M obtidos em relação aos obtidos por rotação da cabeça através de autorrefratometria de campo aberto, com ambas as LCMF avaliadas. Ainda assim dever-se-á proceder com cautela à análise dos valores refrativos caso seja rodado o olho em vez da cabeça. Neste trabalho pôde obter-se o padrão de refração axial e periférica em utilizadores de LCMF com recurso a um autorefractómetro de campo aberto ou a um aberrómetro comercial adaptado com o dispositivo experimental, proposto nesta tese. Ambos os aparelhos mostraram fornecer informação refrativa axial e periférica comparável, apesar de, no caso da aberrometria, ser necessária a utilização de cicloplégico. Mostrou-se também que a LCMF de desenho dominante aumenta o grau de miopia periférica nos pacientes míopes enquanto a LCMF multizona não mostrou induzir efeitos significativos ao nível do perfil refrativo periférico.

ABSTRACT

Peripheral refraction was largely evaluated because of its known connection between the refraction beyond the fovea and refractive error onset and progression. Considering this knowledge, it is now possible to modify the peripheral refraction for relatively myope in relation to the center, being able to slow-down myopia progression. Multifocal contact lenses showed to be able to modify the rate of myopia progression, but while some of these lenses it is known to increase peripheral myopic shift, we do not have information about the effect of other optical designs. Techniques used to measure peripheral refraction included, among others, autorefraction and aberrometry being also possible to measure peripheral refraction by changing the direction of gaze or by changing the rotation of the head.

The aim of this work was to evaluate the axial and peripheral refraction with both methods in young myopic patients. In order to evaluate the effect of different multifocal contact lenses, patients were fitted with a multifocal aspheric center-distance design and a multizone multifocal contact lens, and measured using two different methods of measurement.

The results suggest that eye rotation do not induces statistically significant differences in spherical equivalent values when measured with open field autorefractor in patients fitted with both multifocal soft contact lenses evaluated. However, it is observed that lenses with multizonal optics induced more variable values than aspheric with distance near, it might be explained by the abrupt changes in refraction in these lenses.

In summary it is possible to measure the pattern of central and peripheral refraction with an autorefractometer or a commercial aberrometer adapted with the experimental setup presented here, but if we measure by rotating the eye we must have careful when make measurements in patient wearing multifocal soft contact lenses. However, the aberrometer renders more information about the optical quality of the eye and also allows changing the pupil size. While the multifocal aspheric center-distance soft contact lens increases the amount of peripheral myopic defocus, the multizonal soft contact lens does not have any significant effect on the peripheral refractive pattern.

Índice

1	<i>Revisão Bibliográfica</i>	20
1.1	Introdução	20
1.2	Dimensão e forma anatómica do olho míope	21
1.3	Erro refrativo periférico.....	22
1.4	Técnicas de medida do erro refrativo periférico.....	24
1.4.1	Autorrefratometria.....	25
1.4.2	Determinação do erro refrativo através de autorrefratometria	26
1.5	Aberrometria.....	27
1.5.1	Polinómios de <i>Zernike</i>	29
1.6	Métodos de travagem da progressão da miopia.....	32
1.6.1	Ortoqueratologia.....	32
1.6.2	Lentes de contacto hidrofílicas multifocais	33
2	<i>Hipótese e objetivos</i>	36
2.1	Hipótese.....	36
2.2	Objetivos	36
2.3	Material e métodos.....	37
2.3.1	Amostra.....	37
2.3.2	Procedimento experimental.....	37
2.3.2.1	Aberrometria axial e periférica.....	41
2.3.2.2	Autorrefratometria axial e periférica por rotação dos olhos	41
2.3.2.3	Autorrefratometria axial e periférica por rotação da cabeça.....	42
2.3.2.4	Lentes de contacto multifocais usadas no estudo.....	43
3	<i>Resultados</i>	46
3.1	Refração periférica através de aberrometria: efeito do <i>Beam-Splitter</i>	46
3.2	Refração periférica através de autorrefratometria: rotação dos olhos vs rotação da cabeça.....	49
3.3	Refração periférica através de aberrometria: efeito da acomodação	57
3.4	Refração periférica através de aberrometria: efeito de lentes de contacto multifocais	60
4	<i>Discussão</i>	66
5	<i>Conclusões</i>	70
6	<i>Referências</i>	72
7	<i>Anexos</i>	80
7.1	Anexo 1: Consentimento informado da sessão nº1	80
7.1	Anexo 2: Consentimento informado da sessão nº2	82

Abreviaturas

AR	Autorrefratómetro
Ciclo	Sob efeito de cicloplegia
cm	Centímetros
cos	coseno
D	Dioptria
Exc	Excentricidade do campo visual
IRX3	Aberrómetro IRX3
J0	Componente vetorial do astigmatismo horizontal
J45	Componente vetorial do astigmatismo oblíquo
LCMF	Lentes de contacto multifocal
M	Equivalente esférico
m	Metros
mm	Milímetros
N	Campo visual nasal (olho direito)
OD	Olho direito
OE	Olho esquerdo
p	Significância estatística
sen	seno
T	Campo visual temporal (olho direito)
T-test	T student test

Índice de Figuras

Figura 1-1 Representação esquemática das diferenças de dimensões anatômicas entre o olho míope e o olho emetrope e potenciais complicações patológicas associadas à miopia	21
Figura 1-2 Modelos de crescimento do olho míope.....	22
Figura 1-3 Olho oticamente corrigido através de lentes oftálmicas com erro refrativo periférico relativo hipermetrópico	23
Figura 1-4 Montagem experimental usada por <i>Mathur et al.</i> para determinação do erro refrativo axial com a influência da rotação do olho, e do erro refrativo periférico através de rotação do olho ou por rotação da cabeça.....	27
Figura 1-5 Representação do diagrama ótico de funcionamento do aberrômetro Hartmann-Shack.....	28
Figura 1-6 Pirâmide de <i>Zernike</i>	29
Figura 1-7 Esquema das metas indicadas para a correção ótima da miopia com vista à retenção da progressão da miopia	32
Figura 1-8 Esquema do mapa de potências que a LCMF de desenho dominante pode induzir e as excentricidades retinianas afetadas	34
Figura 1-9 Esquema do desenho ótico da lente Proclear Multifocal D.....	35
Figura 2-1 Imagem ilustrativa do aberrômetro usado, IRX3™ imagine eyes (Osay, France).	37
Figura 2-2 Representação esquemática da montagem experimental para fixação excêntrica no aberrômetro IRX3.....	38
Figura 2-3 Esquema dos procedimentos experimentais levados a cabo neste trabalho	40
Figura 2-4 Esquema exemplificativo do procedimento usado para medida da refração periférica através de autorrefratometria, por rotação do olho.....	42
Figura 2-5 Representação esquemática do procedimento usado para medida de refração periférica através de autorrefratometria, por rotação cabeça.....	43

Figura 3-1 Valores médios de equivalente esférico (M) obtido através de aberrómetro IRX 3 com e sem <i>beam splitter</i> , para medidas axiais (pupilas de 3 e 5mm) e periféricas para 3mm de diâmetro pupilar	47
Figura 3-2 Valores médios para os termos comáticos de <i>Zernike</i> vertical e horizontal obtidos através de aberrometria com e sem BS para a medida axial e pupila de 3 e 5mm, e para medidas periféricas nasal e temporal (3mm).....	48
Figura 3-3 Valores médios do termo de aberração esférica de 4 ^a ordem obtidos através de aberrómetro IRX3 com e sem BS para a medida central nos diâmetros pupilares de 3 e 5 mm e nas localizações excêntricas para diâmetros pupilares de 3mm.....	49
Figura 3-4 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais médios e desvio padrão obtidos para refração axial e periférica através da rotação do olho e da cabeça sem lente para a componente M, J0 e J45.....	51
Figura 3-5 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes de refração axial e periférica na avaliação através da rotação do olho e da cabeça com lente de contacto multifocal Proclear de adição +3,00D, para a componente M, J0 e J45.....	53
Figura 3-6 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração axial e periféricos através da rotação do olho e da cabeça com a lente de contacto multifocal Acuvue Oasys for Presbyopia de adição alta, para a componente M, J0 e J45.....	55
Figura 3-7 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração obtidos através de autorrefratometria, de aberrometria e de aberrometria com recurso a cicloplegia para a fixação central e nas localizações excêntricas, para a componente M, J0 e J45.....	599
Figura 3-8 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração obtidos para os indivíduos da amostra adaptados com a lente Biofinity Multifocal D adaptada aos pacientes, avaliados através de AR, IRX3 com cicloplégico e valores de <i>Baseline</i> de IRX3 com cicloplégico para a localização axial e periféricas, para a componente M, J0 e J45.....	62
Figura 3-9 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração obtidos para os indivíduos da amostra adaptados com a lente Acuvue Oasys for Presbyopia adaptada aos pacientes, avaliados através de AR e IRX3 e valores de <i>baseline</i> no IRX3 (ambos com cicloplégico) para a localização axial e periféricas, para a componente M, J0 e J45	644

Figura 4-1 Representação dos mapas de potência medidos para as lentes Acuvue Oasys e para a lente Proclear Multifocal “D” sobrepostas a uma pupila de 6mm.....69

Índice de Tabelas

Tabela 1 Sumário das publicações mais recentes em que foi avaliada a refração periférica, respetivo autor, ano e técnica adotada.....	24
Tabela 2 Funções e nomes dos 6 primeiros polinómios de baixa ordem - ordem 0 a 2.....	30
Tabela 3 Funções e nomes dos 21 polinómios de <i>Zernike</i> de alta ordem - ordem 3 a 6.....	31
Tabela 4 Características técnicas do aberrómetro usado, IRX3™ imagine eyes (Osay, France.....	37
Tabela 5 Detalhes técnicos e potências de adição usadas nas lentes multifocais avaliadas neste trabalho.....	44
Tabela 6 Sumário do montante das diferenças entre as medidas por rotação da cabeça e por rotação dos olhos para as várias condições (<i>Baseline</i> , com lente Proclear e com lente Oasys) e respetivos valores de significância estatística (p) associado.....	56
Tabela 7 Sumário do montante das diferenças médias entre os valores dos componentes vetoriais de refração medidos na situação inicial (<i>Baseline</i>) através de IRX3 com e sem cicloplégico em relação ao AR.....	60
Tabela 8 Sumário do montante das diferenças médias entre os valores dos componentes vetoriais de refração medidos em IRX3 com cicloplégico frente a AR para cada uma das duas lentes avaliadas	65

1 Revisão Bibliográfica

1.1 Introdução

A miopia é atualmente considerada um problema de saúde pública. Dos erros refrativos, a miopia é o mais comum em crianças e jovens adultos. (1)

O que faz da miopia um problema de saúde ocular, por um lado, é o facto de cada vez afetar maior percentagem de jovens, (2) por outro, o valor de miopia aumentar com a idade do paciente. (3) Estudos recentes indicam que a idade de aparecimento, e o valor de miopia que o paciente apresenta em idades infantis são fatores determinantes, (4) pois crianças que apresentem miopia mais cedo terão uma taxa de progressão mais rápida. (5)

A taxa de prevalência da miopia apresenta valores de 3% nos EUA (6) e de 4,9% no Japão (5) para crianças com idade média de 6 anos. No entanto para idades até aos doze anos podem encontrar-se índices de prevalência de miopia desde os 6,5% na Austrália (7) até aos 43,5% (8) ou 78,4% (9) na China (dependendo da fonte). Em Taiwan, (10) por seu lado os valores de prevalência atingem os 61%, já em idades entre os 16 e os 18 anos os valores podem chegar aos 84%.

Como se pode notar, a etnia asiática é mais propensa ao desenvolvimento de miopia, (11) atendendo aos vários estudos efetuados nessas mesmas populações mostrarem que nestas regiões, a prevalência de miopia é bastante mais elevada (2,8,10,12,13) quando comparada com as comunidades ocidentais. (14) Das comunidades asiáticas a que mostra maior taxa de incidência e prevalência da miopia é a de Singapura (65,8%). (15) A diferença sentida em relação a outras comunidades asiáticas como a Índia (16), ou outras comunidades rurais, em idades comparáveis, tem sido associada com o maior nível de desenvolvimento educacional e sociocultural. (15,17-19)

Uma vez que estando relacionados torna-se lógico pensar que um maior nível educacional é sinónimo de mais tempo despendido em tarefas de perto, isto é, em leitura e estudo, ainda assim a relação entre o trabalho de perto e o aparecimento ou progressão da miopia não se encontra ainda completamente demonstrada. (20)

Por outro lado, a prática de atividades ao ar livre tem sido referida como fator de proteção, refletindo-se numa menor taxa de prevalência de miopia em

indivíduos que despendam maiores períodos de tempo ao ar livre (exposição solar). (21,22)

Hipoteticamente uma maior exposição solar, em tarefas ao ar livre, induz maior ativação de vitamina D no organismo, o mesmo foi recentemente demonstrado através de um estudo de *Mutti et al.* (23) no qual os indivíduos do grupo de estudo não míope apresentaram maior concentração de vitamina D no sangue.

1.2 Dimensão e forma anatômica do olho míope

Atchison et al. (2004) (24) determinaram por meio de imagiologia de ressonância magnética as dimensões de olhos míopes e emetropes. Mostrando que os olhos míopes são maiores no meridiano axial ($p < 0,001$), vertical e horizontal que olhos emetrope ($p=0,011$). Em média um olho emetrope tem um comprimento axial de 23,0 mm; 22,4 mm de altura e 22,7 mm de largura, por seu lado, olhos míopes (-6,00D) podem ter comprimento axial de 27,3 mm; altura de 25,9 mm e largura de 26,2 mm.(24)

A Figura 1-1 representa esquematicamente as diferenças estruturais existentes entre um olho míope e o olho emetrope.

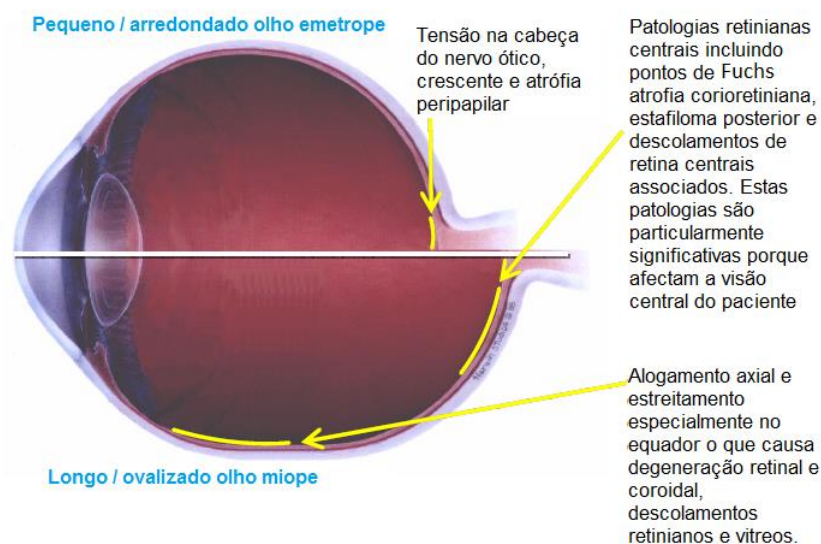


Figura 1-1 Representação esquemática das diferenças de dimensões anatômicas entre o olho míope e o olho emetrope e potenciais complicações patológicas associadas à miopia. Retirado: *Myopia Briefing for FDA 2003*, disponível em www.agingeye.net/myopia/myopiabriefing.pdf [acedido a 2/03/2012].

Por cada dioptria de miopia, o olho torna-se em média 0,38 mm mais longo axialmente, (24,25) o que explica um aumento da ocorrência de complicações oculares patológicas (26) relativamente a olhos não míopes. Complicações que poderão ser glaucoma, (27) retinopatia miópica, descolamento de retina (28) ou catarata (29), cuja ocorrência se tornam mais comuns em miopias moderadas a altas, com valores próximos de -6,00 dioptrias (D) ou superiores. (30)

A anatomia e forma do olho míope têm sido largamente estudadas, essencialmente tem-se investigado de que modo o olho míope se alonga, se aumentando somente o comprimento axial (CA) promovendo uma forma prolata (Figura 1-2a) ou se também aumenta equatorialmente promovendo uma forma esfericamente maior – oblata (Figura 1- 2c).

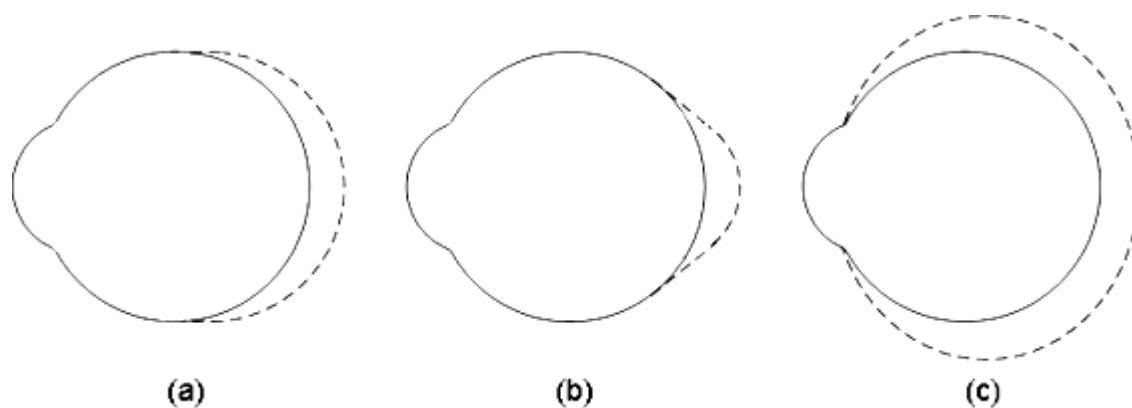


Figura 1-2 Modelos de crescimento do olho míope: **a)** alongamento equatorial; **b)** alongamento somente do polo posterior; **c)** e expansão total. Retirado de *Atchison et al.* 2004 (24)

Embora os olhos míopes sejam maiores em todas as dimensões em relação aos emetropes, axialmente as diferenças são mais elevadas do que na dimensão vertical ou horizontal (onde as diferenças são menores). (24) Portanto, o parâmetro ocular que mais se relaciona com o aumento da taxa de miopia que o globo ocular apresenta é o comprimento axial, (2,10-12,31,32) e a profundidade da câmara vítrea, (31) que está estritamente relacionado com o primeiro. (32)

1.3 Erro refrativo periférico

Nas últimas décadas tem sido estudado a relação entre o erro refrativo não foveal (periférico ou fora de eixo) e o desenvolvimento do erro refrativo central,

especialmente na miopia. (33–35) A primeira ligação entre a refração periférica e o desenvolvimento de miopia em humanos surgiu em 1971 por *Hoogerheide et al.*, (36) quando este mostrou que, dos jovens pilotos aos quais era observada hipermetropia periférica relativamente à fóvea (centro), 77% viriam a tornar-se míopes, durante o tempo de treino que se seguia.

Vários estudos mostram que os olhos míopes são hipermétropes na periferia relativamente à fóvea, (37,38) uma vez que o olho é mais alongado axialmente. (39) Uma das hipóteses admitidas no estudo da miopia é que uma vez que as focais periféricas se formem 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.

Contrariamente os olhos hipermetropes formam desfocagens periféricas míopes relativamente à fóvea. (37–42) Por esta razão este erro refrativo quase não varia.

O fato de se corrigir óticamente a miopia axial com lentes oftálmicas provoca formação de desfocagem hipermetrópica na periferia da retina, (40,43) como apresentado na Figura 1-3.

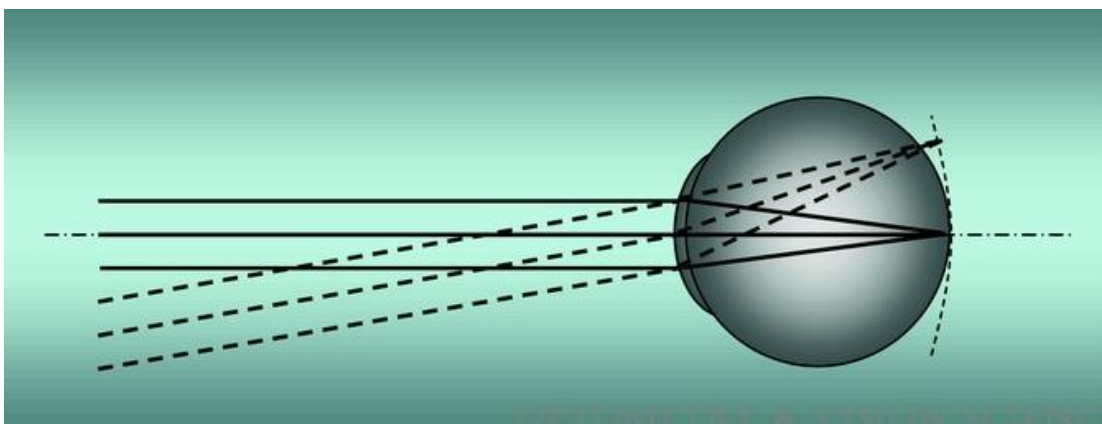


Figura 1-3 Olho óticamente corrigido através de lentes oftálmicas com erro refrativo periférico relativo hipermetrópico. Retirado de *Fedtke et al.* 2009 (44)

Por esta razão, cada vez mais se tem proposto que qualquer meio de correção visual (óculos ou lentes de contacto) deverá tentar evitar a formação da focalização periférica no sentido de controlar a progressão miópica. Para este propósito, várias correções visuais têm sido testadas, com vista a corrigir perfeitamente o erro refrativo axial e modificar o erro refrativo periférico, para que seja menos hipermetrópico ou mesmo miópico. (40,45–48)

Ainda que se estude refração periférica há cerca de 70 anos, (49) ainda não se é capaz de perceber completamente como é que a retina é capaz de detetar diferenças na desfocagem da retina periférica e controlar ou regular o crescimento ocular.

1.4 Técnicas de medida do erro refrativo periférico

Várias técnicas de determinação de refração periférica são conhecidas, muitas delas estão exaustivamente descritas no artigo de revisão de *Fedtke* de 2009. (44) Na Tabela 1 encontram-se representadas de forma resumida as técnicas pertinentes para esta tese, ainda que no artigo citado consta informação de avaliação de refração periférica através de muitas outras técnicas: retinoscopia, refração subjetiva, optómetro manual, técnica de dupla passagem (*double-pass*) e fotorrefração.

Tabela 1 Sumário das publicações mais recentes em que foi avaliada a refração periférica, respetivo autor, ano e técnica adotada. Os valores angulares representados dizem respeito ao maior ângulo medido em cada caso. Todos os ângulos referem-se ao campo visual: N significa nasal, T temporal. Retirado de *Fedtke* 2009 (44)

Autor	Ano	Técnica adotada	
		Autorrefratometria	Aberrometria
Mutti <i>et al.</i> (39)	2000	30° N	
Atchison (50)	2003	40° N/ T	40° N/ T
Logan <i>et al.</i> (41)	2004	40° N/ T	
Atchison <i>et al.</i> (51)	2005	35° N/ T	
Lundstrom <i>et al.</i> (52)	2005		30° N
Charman e Jennings (53)	2006	35° N/ T	
Charman <i>et al.</i> (45)	2006	34° N/ T	
Radhakrishnan <i>et al.</i> (54)	2007		30° N/ T
Lundström <i>et al.</i> (55)	2007		20° T
Radhakrishnan e Charman (56)	2008	30° N/ T	
Mathur <i>et al.</i> (57)	2009	34° N/ T	
Queirós <i>et al.</i> (48)	2010	35° N/ T	
Lopes-Ferreira <i>et al.</i> (58)	2011	35° N/ T	

O erro refrativo periférico normalmente determina-se em intervalos de 5° ou 10°, como se pode verificar pela Tabela 1. Segundo *Fedtke* (44) não há unanimidade de que as excentricidades citadas correspondam a excentricidades retinianas, por isso alguns autores relacionam os seus resultados com campo visual (Nasal / Temporal).

1.4.1 Autorrefratometria

Os autorrefratómetros (AR) são instrumentos que se encontram com facilidade em qualquer ótica, clínica, gabinete de oftalmologia ou laboratórios de investigação em ciências da visão para a medida do erro refrativo central. São instrumentos com tempo de aquisição rápido, fáceis de usar e não necessitam da opinião subjetiva quer do clínico quer do paciente.

A exatidão do AR (Canon Autorefr R-1) foi garantida por um estudo em que se 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 subjetivo. (59)

O maior problema de exatidão associado ao uso dos primeiros ARs na determinação do erro refrativo central é que por serem em “campo fechado”, os alvos de fixação não estavam de facto no infinito, o que provoca a estimulação da acomodação (principalmente em jovens e crianças) o que se denomina pseudomiopia. (60,61) A influência da acomodação na exatidão da medida pode ser evitada pelo uso de cicloplégico, opção que não é permitida aos optometristas em Portugal, (62) ou através do uso de lentes positivas em ARs de campo aberto, o que resulta em valores igualmente válidos do que através de cicloplegia. (63)

O autorrefratómetro de campo aberto, por outro lado possibilita proceder a medidas binocularmente e sem influência de pseudomiopia, pois através de um *beam-splitter* é possível a fixação de alvos reais à distância.

Os ARs que foram anteriormente usados na determinação do erro refrativo periférico são baseados em iluminação infravermelha tendo incorporado um fator de correção, que possibilita a aproximação dos valores obtidos o mais possível à medida subjetiva com luz branca. (44)

1.4.2 Determinação do erro refrativo através de autorrefratometria

O erro refrativo periférico pode determinar-se através da rotação dos olhos (37-39,41,45,64,65) ou por rotação da cabeça, (51,56) para permitir que a luz de medida incida com inclinação no globo ocular e desta forma conseguir determinar a refração em localizações periféricas na retina. Sendo, no entanto, mais frequente de encontrar na literatura o uso do primeiro método.

Seidemann et al., (66) sugeriram que a torção do olho induz pressões nos músculos extraoculares e pálpebras, o que provavelmente pode alterar o valor obtido nas medidas do erro refrativo periférico (no caso, diferenças de 0,70 D no sentido míope para fixação a 40°). Contudo os resultados de um ensaio recente (67) através de biometria ótica vieram a revelar que, ao nível da forma ocular, a torção do olho provoca um efeito muito pouco significativo e que o mesmo não deverá influenciar, através de valores erróneos, a medida de refração periférica.

Um trabalho recente de *Radhakrishnan et al.* (56) veio provar que os valores do erro refrativo periférico obtidos através da rotação da cabeça ou através da rotação dos olhos se apresentam bastantes semelhantes, não se verificando diferenças estatisticamente significativas entre os valores do erro refrativo obtidos através de um ou outro método, nos 60° centrais, entre 30° Nasal (N) e 30° Temporal (T) quer em jovens emetropes quer em míopes.

Mathur et al., (57) encontraram resultados semelhantes: avaliando a influência da torção ocular na medida axial (Figura 1-4 a), e periférica (Figura 1-4 b) do erro refrativo procedendo quer à rotação dos olhos ou da cabeça (Figura 2-1 c). Em todos os grupos testados não foram encontradas diferenças tendo em conta a técnica adotada. Assim, pode verificar-se que a forma de não é capaz de proceder à medida não deverá afetar o valor de erro refrativo periférico obtido, sendo viável o uso de qualquer um deles.

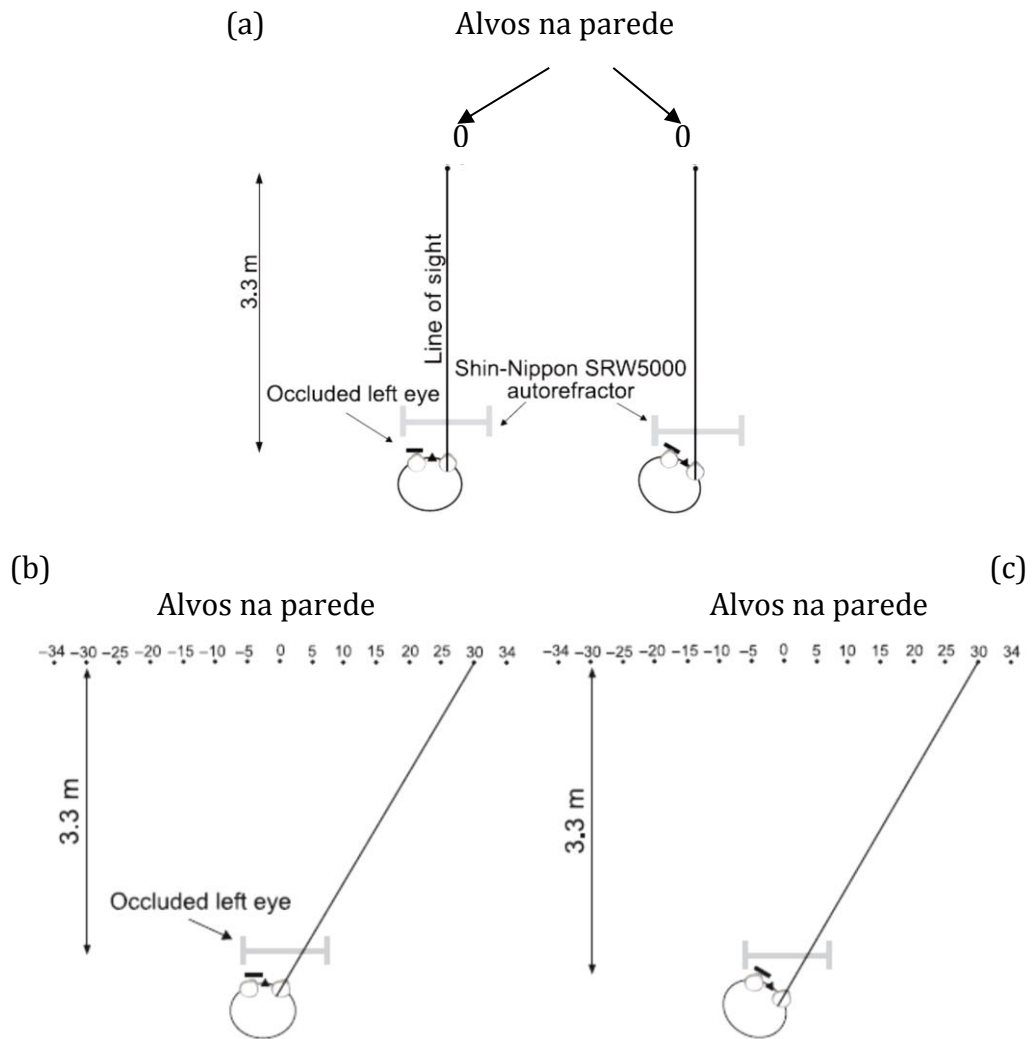


Figura 1-4 Montagem experimental usada por *Mathur et al.* (57) para determinação do erro refrativo axial com a influência da rotação do olho (a) e do erro refrativo periférico através de rotação do olho (b) ou por rotação da cabeça (c).

1.5 Aberrometria

Os sensores de frente de onda, comercialmente disponíveis mostraram também serem ferramentas úteis, e tal como os AR's são ferramentas com elevada exatidão para a medida do erro refrativo periférico. (50)

Os analisadores de frente de onda foram aplicados à medida da qualidade ótica do olho por *Liang et al* (68), nos anos 90 (aberrómetro *Hartmann-Shack*), desde então, as tecnologias associadas à determinação das aberrações do olho humano têm vindo a desenvolverem-se rapidamente. A aberração de um sistema ótico (olho) é basicamente a diferença entre a frente de onda formada através desse sistema ótico e uma frente de onda ideal (perfeita). (69)

Ao longo dos últimos anos tem-se estudado a magnitude das várias aberrações no olho humano, o que permitiu determinar a influência de técnicas cirúrgicas [como o Laser-Assisted in situ Keratomileusis (LASIK)] ou não cirúrgicas (ortoqueratologia) (70) ao nível dessas aberrações, podendo quantificar e caracterizar alterações na performance visual dos pacientes na sequencias dessas abordagem de tratamento. (71)

Sendo os pacientes pós cirúrgicos cada vez mais frequente na prática optométrica encontra-se atualmente acrescida a importância em monitorizar e otimizar a visão do paciente depois da cirurgia refrativa.

A aberrometria além de ser usada para a determinação do erro refrativo ou da aberração associada a técnicas cirúrgicas (72) tem tido outras aplicações úteis, tais como: na determinação da qualidade ótica de diferentes compensações óticas como óculos, lentes de contacto (LC) hidrófilas ou rígidas permeáveis aos gases (RPG); (73) na monitorização da qualidade do filme lacrimal em pacientes de olho seco (74) e na determinação das aberrações oculares periféricas. (75)

O método de medida que mais comumente se usa em aberrómetros comerciais é o de sensor *Hartmann-Shack* (Figura 1-5).

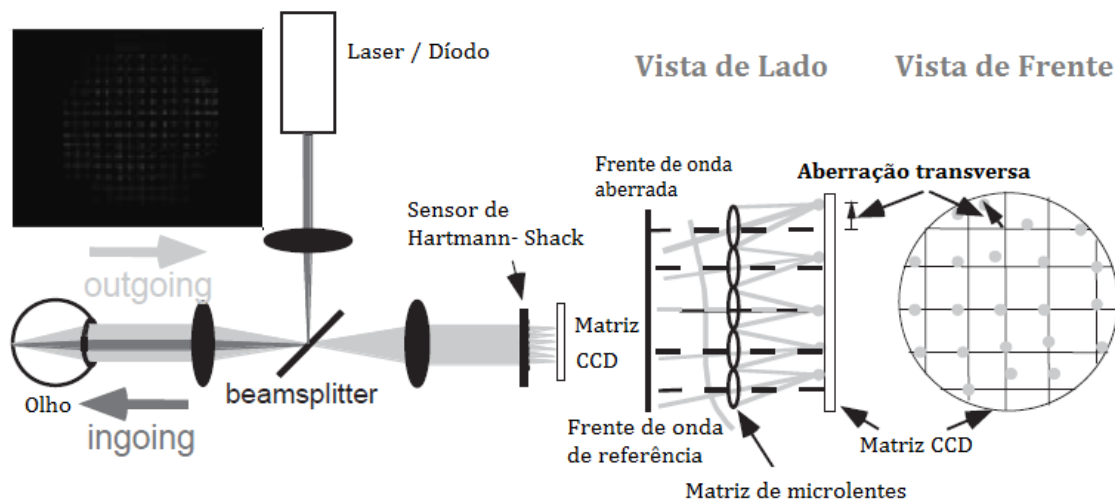


Figura 1-5 Representação do diagrama ótico de funcionamento do aberrómetro *Hartmann-Shack*. No lado esquerdo da imagem mostra-se os feixes de entrada e saída num olho humano, a parte do meio mostra as aberrações geradas e no canto superior esquerdo a imagem real da matriz gerada no CCD para um determinado olho. O sensor está conjugado com a pupila. Retirado de *Atchison et al.* 2005. (76)

1.5.1 Polinômios de Zernike

Por uma razão de simplificação, uma vez que a aberração de frente de onda constitui uma superfície de forma bastante complexa, muitas vezes aproximada a uma representação matemática. Os polinômios de Zernike são um conjunto de funções (ou superfícies) geradas através das características da frente de onda que se pretende avaliar. (77) Cada função é constituída por vários coeficientes que descrevem a quantidade que cada um apresenta na frente de onda total. Os componentes de Zernike mais importantes são apresentados em conjunto na chamada pirâmide de Zernike (Figura 1-6).

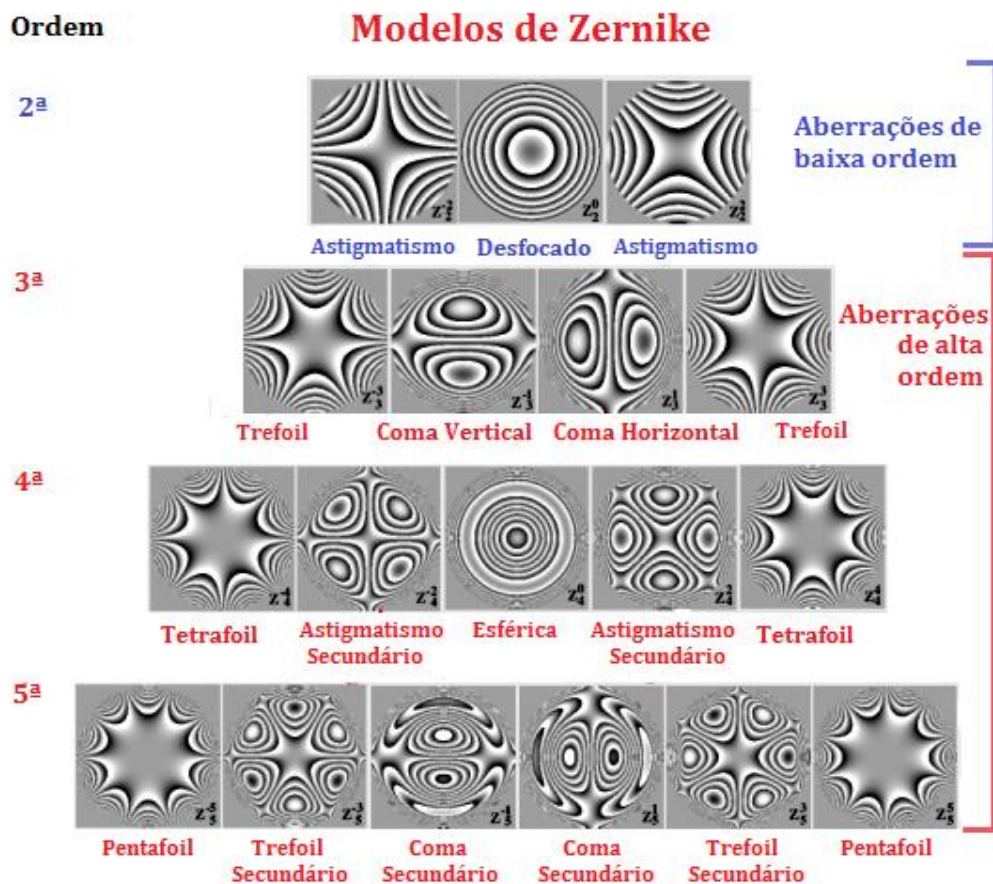


Figura 1-6 Pirâmide de Zernike. Traduzido através da imagem gentilmente cedida pelo Laboratório do Doutor David Williams da Universidade de Rochester, EUA.

A vantagem de analisar uma frente de onda através dos polinômios de Zernike é que contêm formas que descrevem importantes significados funcionais, tais como

o desfocado, o astigmatismo, o coma e a aberração esférica. Além destas, os polinômios de *Zernike* contêm igualmente outras formas mais complexas como o astigmatismo quadrafoil ou secundário. (69)

Qualquer aberração de onda poderá ser decomposta em modelos individuais de *Zernike*. Os modelos de *Zernike*, da segunda ordem, como o desfocado e os dois termos de astigmatismo podem ser corrigidos através de refração convencional.

Na tabela 2 são apresentados os primeiros 6 polinômios de *Zernike*, denominados por polinômios de baixa ordem de aberrações e na tabela 3 são apresentados os restantes 22 polinômios de *Zernike* correspondentes às aberrações de alta ordem - ordem 3 a 6. Nas tabelas 2 e 3 encontra-se também apresentado o respetivo padrão aberrométrico para cada polinômio, bem como, a respetiva imagem e equação na forma polar.

Tabela 2 Funções e nomes dos 6 primeiros polinômios de baixa ordem - 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	$r \sin(\theta)$	Efeito prismático		
2	1	1	Z_1^1	y	2	$r \cos(\theta)$	Efeito prismático		
3	2	-2	Z_2^{-2}	x^2	$\sqrt{6}$	$r^2 \sin(2\theta)$	Astigmatismo		
4	2	0	Z_2^0	xy	$\sqrt{3}$	$2r^2 - 1$	Desfocagem esférica		
5	2	2	Z_2^2	y^2	$\sqrt{6}$	$r^2 \cos(2\theta)$	Astigmatismo		

Tabela 3 Funções e nomes dos 21 polinômios de *Zernike* de alta ordem - 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	$2\sqrt{2}$	$r^3 \text{sen}(3\theta)$	Trefoil		
7	3	-1	Z_3^{-1}	x^2y	$2\sqrt{2}$	$(3r^3 - 2r) \text{sen}(\theta)$	Coma Vertical		
8	3	1	Z_3^1	xy^2	$2\sqrt{2}$	$(3r^3 - 2r) \text{cos}(\theta)$	Coma Horizontal		
9	3	3	Z_3^3	y^3	$2\sqrt{2}$	$r^3 \text{cos}(3\theta)$	Trefoil		
10	4	-4	Z_4^{-4}	x^4	$\sqrt{10}$	$r^4 \text{sen}(4\theta)$	Tetrafoil		
11	4	-2	Z_4^{-2}	x^3y	$\sqrt{10}$	$(4r^4 - 3r^2) \text{sen}(2\theta)$	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	$\sqrt{10}$	$(4r^4 - 3r^2) \text{cos}(2\theta)$	Astigmatismo secundário		
14	4	4	Z_4^4	y^4	$\sqrt{10}$	$r^4 \text{cos}(4\theta)$	Tetrafoil		
15	5	-5	Z_5^{-5}	x^5	$2\sqrt{3}$	$r^5 \text{sen}(5\theta)$	Pentafoil		
16	5	-3	Z_5^{-3}	x^4y	$2\sqrt{3}$	$(5r^5 - 4r^3) \text{sen}(3\theta)$	Trefoil secundário		
17	5	-1	Z_5^{-1}	x^3y^2	$2\sqrt{3}$	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \text{sen}(\theta)$	Coma secundário		
18	5	1	Z_5^1	x^2y^3	$2\sqrt{3}$	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \text{cos}(\theta)$	Coma secundário		
19	5	3	Z_5^3	xy^4	$2\sqrt{3}$	$(5r^5 - 4r^3) \text{cos}(3\theta)$	Trefoil secundário		
20	5	5	Z_5^5	y^5	$2\sqrt{3}$	$r^5 \text{cos}(5\theta)$	Pentafoil		
21	6	-6	Z_6^{-6}	x^6	$\sqrt{14}$	$r^6 \text{sen}(6\theta)$	Hexafoil		
22	6	-4	Z_6^{-4}	x^5y	$\sqrt{14}$	$(6r^6 - 5r^4) \text{sen}(4\theta)$	Tetrafoil secundário		
23	6	-2	Z_6^{-2}	x^4y^2	$\sqrt{14}$	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \text{sen}(2\theta)$	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	$\sqrt{14}$	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \text{cos}(2\theta)$	Astigmatismo secundário de 6ª ordem		
26	6	4	Z_6^4	xy^5	$\sqrt{14}$	$(6r^6 - 5r^4) \text{cos}(4\theta)$	Tetrafoil secundário		
27	6	6	Z_6^6	y^6	$\sqrt{14}$	$r^6 \text{scos}(6\theta)$	Hexafoil		

As aberrações de alta ordem correspondem aos modelos de *Zernike* cuja ordem é igual ou superior a três, estas aberrações estão presentes em menor magnitude do que as de baixa ordem. (78)

1.6 Métodos de travagem da progressão da miopia

Wallman et al (40), *Smith et al* (47,79), *Charman et al* (45,46) entre outros, mostraram que as correções óticas cada vez mais devem ser direcionadas para a formação de miopia periférica como meio para evitar ou retardar o crescimento ocular (Figura 1-7).

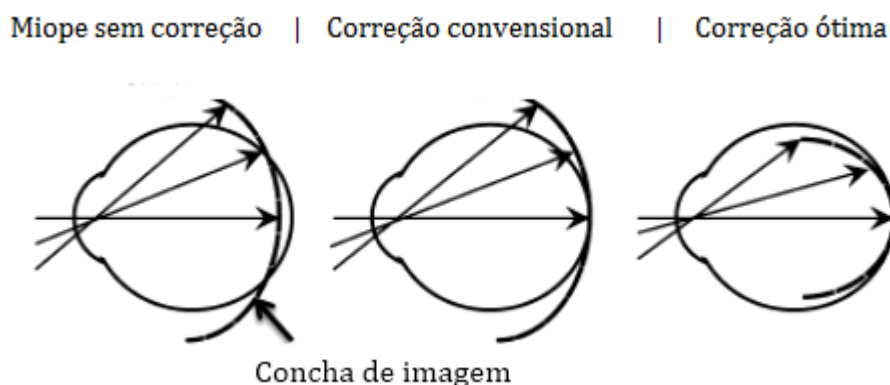


Figura 1-7 Esquema das metas indicadas para a correção ótima da miopia com vista à retenção da progressão da miopia. À esquerda mostra-se a posição da concha de imagem para um objeto distante que se forma num olho míope típico desacomodado. Ao meio mostra que as tradicionais lentes de correção fornecem 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. (79)

1.6.1 Ortoqueratologia

A ortoqueratologia (orto-k) surgiu em meados dos anos 50 como meio de correção da miopia. Na última década têm sido desenvolvidos estudos com o objetivo de estudar o efeito desta técnica, em termos longitudinais, na retenção da progressão da miopia em crianças chinesas (80), caucasianas (81) e Japonesas (82). Nestes estudos os autores mostraram que este tratamento além de corrigir a miopia é capaz de induzir efeito ao nível da retenção da progressão da mesma. A

efetividade do tratamento pode traduzir-se numa redução até aos 64% no crescimento ocular durante o período de estudo (dois anos). (82)

Recentemente Queirós *et al*, (48) avaliaram o padrão de refração periférica em pacientes míopes submetidos ao tratamento de orto-k e verificaram que os pacientes que inicialmente tinham uma refração (esfera equivalente) periférica em média hipermetrópica relativamente à fóvea, depois do tratamento, vieram a manifestar uma refração periférica miópica relativamente ao centro.

1.6.2 Lentes de contacto hidrofílicas multifocais

As lentes de contacto multifocais (LCMF) são uma solução para compensação da presbiopia com vista à formação de focos de perto e de longe, deste modo permite aos pacientes présbitas visão focada a várias distâncias. Existem disponíveis diferentes tipos de sistemas óticos de lentes de contacto hidrófilas multifocais. Na revisão de Bennett (83) de 2008, o autor divide as lentes de contacto multifocais em dois grandes grupos: as lentes de “visão simultânea” e de “visão alternante”. Visão alternante subentende que haja um movimento vertical da lente o que permite que, zonas de diferentes potências (zona de longe/ zona de perto) fiquem, em momentos diferentes, alinhadas com a pupila do paciente permitindo que veja a diferentes distâncias. Visão simultânea aplica-se a lentes que concentram várias potências na superfície da lente, que deverá estar centrados com a pupila do paciente, considerando-se uma verdadeira visão simultânea quando a zona de longe e de perto conseguem estar dentro do diâmetro pupilar do paciente ocupando aproximadamente frações iguais da área pupilar. O autor referido apresenta também os três desenhos óticos em que se pode encontrar o princípio de visão simultânea: esférico, concêntrico ou anular, e difrativo.

Para além do efeito para o qual inicialmente foram pensadas as lentes de contacto multifocais parecem ter outras aplicações, nomeadamente um potencial ao nível da retenção da progressão da miopia. As lentes de contacto multifocais chamadas de desenho D permitem a formação de uma distribuição de potência ao nível corneal (formado pela lente sobre a córnea) que é bastante semelhante ao que observamos num tratamento orto-k ou numa cirurgia LASIK, como mostra a Figura 1-8.

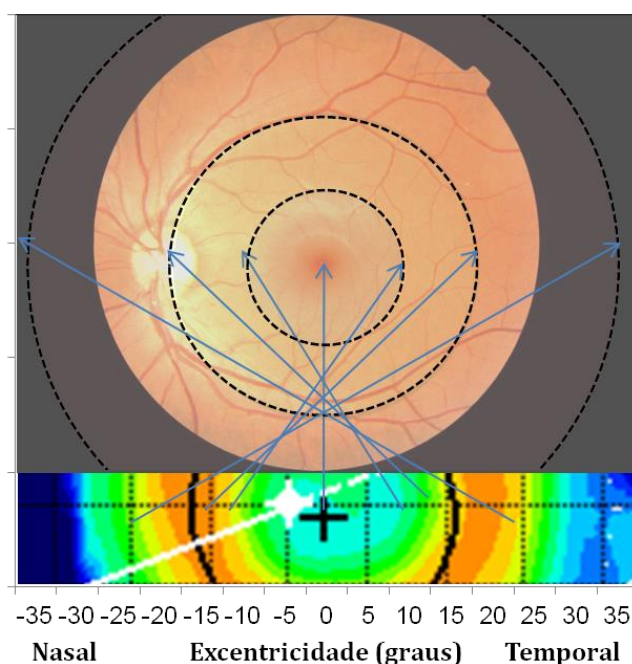


Figura 1-8 Esquema do mapa de potências que a LCMF de desenho dominante pode induzir e as excentricidades retinianas afetadas. O excerto de topografia que se apresenta em baixo resulta do mapa de potências de uma lente Proclear Multifocal D de adição +4,00D adaptada num paciente emetropo saudável. Retirado de Lopes-Ferreira *et al* 2011. (58)

A LCMF Proclear D (Figura 1-9) é constituída por uma zona central esférica de cerca de 2,3mm de diâmetro para visão de longe, existe a seguir uma transição de potencias no sentido positivo de forma asférica que termina na zona de visão de perto onde se encontra a refração de perto (mais positiva) do paciente (aos 8,5mm de diâmetro).

Lopes-Ferreira *et al* (58) avaliaram o perfil refrativo induzido pela lente Proclear Multifocal de desenho D (Coopervision, Pleasanton, CA), usando várias adições (+1.00D; +2.00D; +3.00D e +4.00D) em pacientes jovens e emetropes. Verificou-se que as LCMF foram capazes de provocar miopização periférica satisfatória a partir dos 40° centrais, para as adições de 3,00D e 4,00D.

Recentemente testou-se também a eficácia da Proclear Multifocal D (adição +2,00D) ao nível da retenção do crescimento ocular em crianças. (84) Os resultados preliminares deste estudo foram apresentados em 2010 na 13ª Conferência Internacional da Miopia. Nos dois anos de estudo os usuários da LCMF manifestam 32% menos de alongação axial ocular, contudo as diferenças não

foram estatisticamente significativas em relação ao que se verifica com simples lentes de contacto hidrofílicas esféricas (Acuvue 1 Day, Johnson&Johnson, Jacksonville, FL) que foi o controlo escolhido.

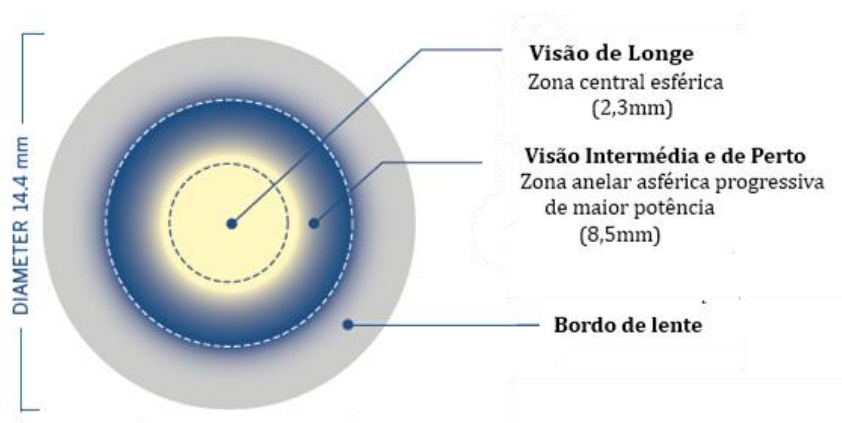


Figura 1-9 Esquema do desenho ótico da lente Proclear Multifocal D. Retirado da brochura de adaptação da Lente Proclear Multifocal disponível em: www.coopervision.com/pv_obj_cache/pv_obj_id_FBE44061F7BA44D21EDF693F17A26B37ABB70300/filename/PCMF%20Fit%20Guide_XLITERAPRO017.8_0.pdf , (acedido em 2/05/2012).

Sankaridurg et al, (85) compararam também a performance de uma lente nova (8,6 mm curva base, 14,2 mm de diâmetro; *Lotrafilcon B*, CIBA Vision, Duluth, GA) ao nível da taxa de progressão da miopia, em crianças (média idade 11 anos) assim como a taxa de crescimento ocular e compararam com outras crianças que usavam óculos. As lentes eram constituídas por uma zona central para correção de longe (1,5 mm), uma zona com adição até +1,00D aos 2 mm e outra zona mais externa de adição até +2,00D nos 9 mm de diâmetro da lente. Além de provocar efeito ao nível miopização periférica, a lente permitiu ainda que no período de um ano as crianças reduzissem em 34% a taxa de progressão de miopia (com significância estatística). Verificou-se também que os olhos das crianças usuárias das referidas lentes, nos períodos dos 6 e 12 meses de avaliação, tiveram um crescimento estatisticamente mais lento.

Do mesmo modo, o desenho ótico chamado de duplo foco mostrou também, recentemente, (86) eficácia em retardar a progressão da miopia (30% menos), em crianças. Desde que *Aller e Wildsoet* (87) publicaram o seu estudo com gémeas idênticas que se tem vindo a considerar que o uso de lentes de contacto bifocais

produz efeito na retenção da miopia, o que se tem mostrado em vários estudos com crianças endofóricas. (88–90)

Atualmente o interesse cresce principalmente em estudar este tipo de dispositivos e produzir estudos cada vez mais robustos que indiquem qual o tipo de lente mais eficaz para cada caso a fim de retardar eficientemente a progressão da miopia.

2 Hipótese e objetivos

2.1 Hipótese

Conhecida a crescente aplicabilidade do aberrómetro no gabinete de optometria atual, a hipótese de trabalho encontra-se relacionada com a aplicação do aberrómetro na determinação da refração periférica do mesmo modo que o autorrefratómetro.

2.2 Objetivos

Os objetivos deste trabalho foram:

1. Determinar o padrão de refração axial e periférica mediante aberrometria;
2. Relacionar os valores de refração axial e periféricos obtidos através de aberrometria com os obtidos através de autorrefratometria;
3. Avaliar o padrão de refração axial e periférico com dois tipos lentes de contacto multifocais diferentes nos dois aparelhos e avaliar a viabilidade das duas técnicas nessa medida.

2.3 Material e métodos

2.3.1 Amostra

A amostra escolhida teve por critérios de inclusão, os pacientes serem jovens entre os 18 e os 35 anos, míopes com valor refrativo no olho avaliado entre -0,50D e -6,00D e astigmatismo não superior a -1,00D. Os pacientes não deviam padecer correntemente de nenhuma patologia ocular ou sistêmica, suscetível de alterar o valor refrativo normal, nem ter sido sujeitos a qualquer intervenção cirúrgicas ou não cirúrgica (orto-k) no olho avaliado.

O recrutamento dos pacientes foi procedido por correio eletrônico ao qual os pacientes respondiam caso estivessem interessados em participar.

2.3.2 Procedimento experimental



Figura 2-1 Imagem ilustrativa do aberrômetro usado, IRX[™] imagine eyes (Osay, France). Retirado de: <http://www.imagine-eyes.com/content/view/38/94/> (Acedido em 22/03/2012)

Tabela 4 Características técnicas do aberrômetro usado, IRX[™] imagine eyes (Osay, France). Retirado de: <http://www.imagine-eyes.com/content/view/38/94/> (Acedido em 22/03/2012)

Número de pontos de verdadeira medida ótica	1024
Intervalo de estímulos de acomodação	-14/+20D
Intervalos de Refração	-16/+20D desfoque esférico ±10D de astigmatismo
Repetibilidade de Refração	0,003D
Área de análise de frente de onda	7,2 x 7,2 mm ²
Mapas de aberração	Mapa de frente de onda: unidades micrométricas Mapas de potência axial: unidades dióptricas
Coefficientes de aberração	Coefficientes de Zernike Coefficientes dióptricos
Intervalo de diâmetro de pupilas analisáveis	2 a 10 mm
Compatibilidade com correções óticas	Lentes oftálmicas Lentes de contacto Lentes intraoculares

Para a avaliação da refração axial e periférica através de aberrometria foi usado o mesmo princípio que *Mallen e Kashyap* (91) implementaram para medida do comprimento ocular em posições excêntricas com biómetro ótico (Zeiss, IOLMaster). Assim foi montado um sistema através de um divisor de feixes (*beam-splitter* - BS) que permitia ao paciente fixar alvos refletidos nele tendo que rodar o olho para permitir medida nas posições excêntricas,.

Na Figura 2-1 e na tabela 4 estão apresentados o aberrómetro usado neste trabalho e as suas características. Trata-se de um aberrómetro comercial (IRX3 Imagine Eyes, Osay, France) do tipo *Hartman-Shack* conectado a um computador e *software* adequados, proporciona informação ao nível da refração (esfera, cilindro e eixo), e fornece também informação de aberração (polinómios de *Zernike*) para vários diâmetros pupilares.

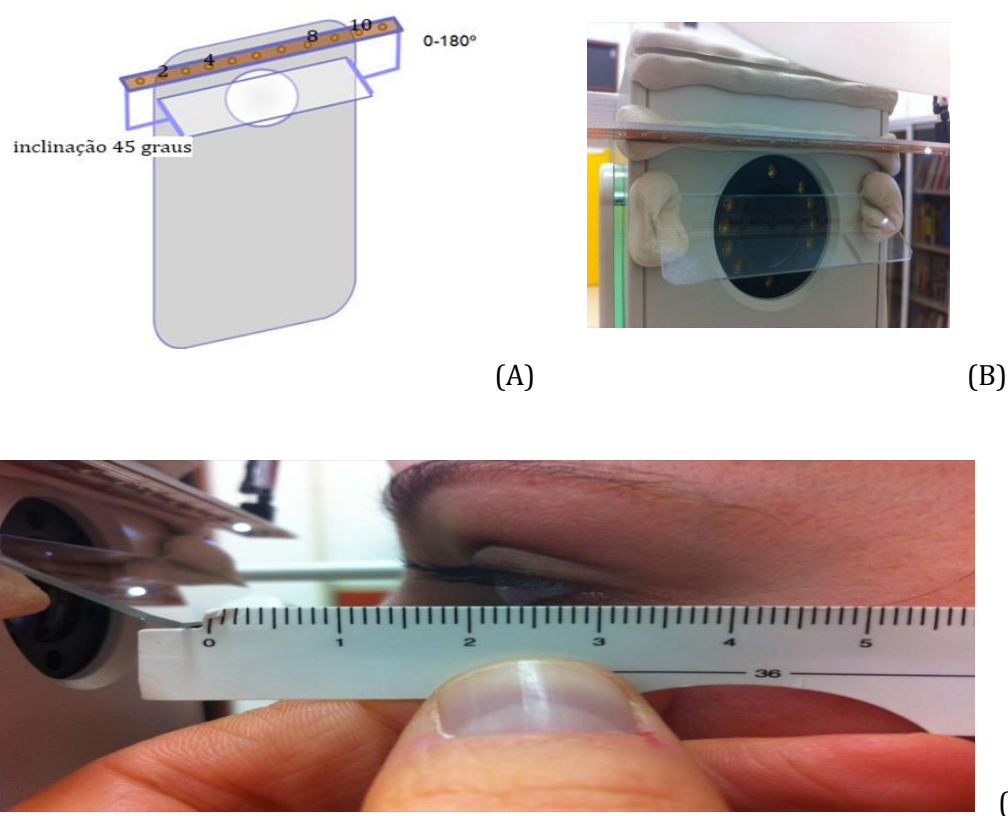


Figura 2-2 Representação esquemática da montagem experimental para fixação excêntrica no aberrómetro IRX3 (A) os pontos assinalados representam a localização relativa ao centro, dos pontos de fixação excêntrica avaliados. Os pontos 2 e 4 correspondem a 40° e 20° de excentricidade nasal e os pontos 8 e 10 correspondem às excentricidades 20° e 40° temporais respetivamente (OD). Aspeto da montagem experimental no aberrómetro IRX3 para que se pudesse proceder a medidas excêntricas (B). Pormenor da montagem com a medida da distância desde o vértex da córnea ao separador de feixes (C).

Todos os pacientes foram elucidados acerca do conteúdo e objetivos da experiência, tendo sido fornecido a todos um consentimento informado de acordo com os propósitos do tratado de Helsínquia, o mesmo foi lido e assinado por todos.

Avaliou-se o valor refrativo de longe através do valor que o paciente apresentava na sua correção atual, caso fosse recente, ou através de um exame subjetivo mediante miopização. Em todos os pacientes foi avaliado apenas o olho direito, para as avaliações o olho contralateral foi ocluído, para garantir que a rotação do olho examinado não era adulterada pelo sistema binocular de fusão.

A avaliação em todos os pacientes foi dividida em duas sessões: na primeira avaliou-se a refração axial e periférica através de autorrefratometria e aberrometria sem lentes, de seguida com o paciente adaptado com uma das lentes multifocais em estudo. Na segunda sessão avaliou-se a refração novamente através dos dois aparelhos mas com a segunda lente de contacto multifocal, e com cicloplegia e com ambas as lentes em estudo, como apresentados na Figura 2-3. Os números 1, 2 e 3 servem para representar que as lentes avaliadas em cada aparelho de medida.

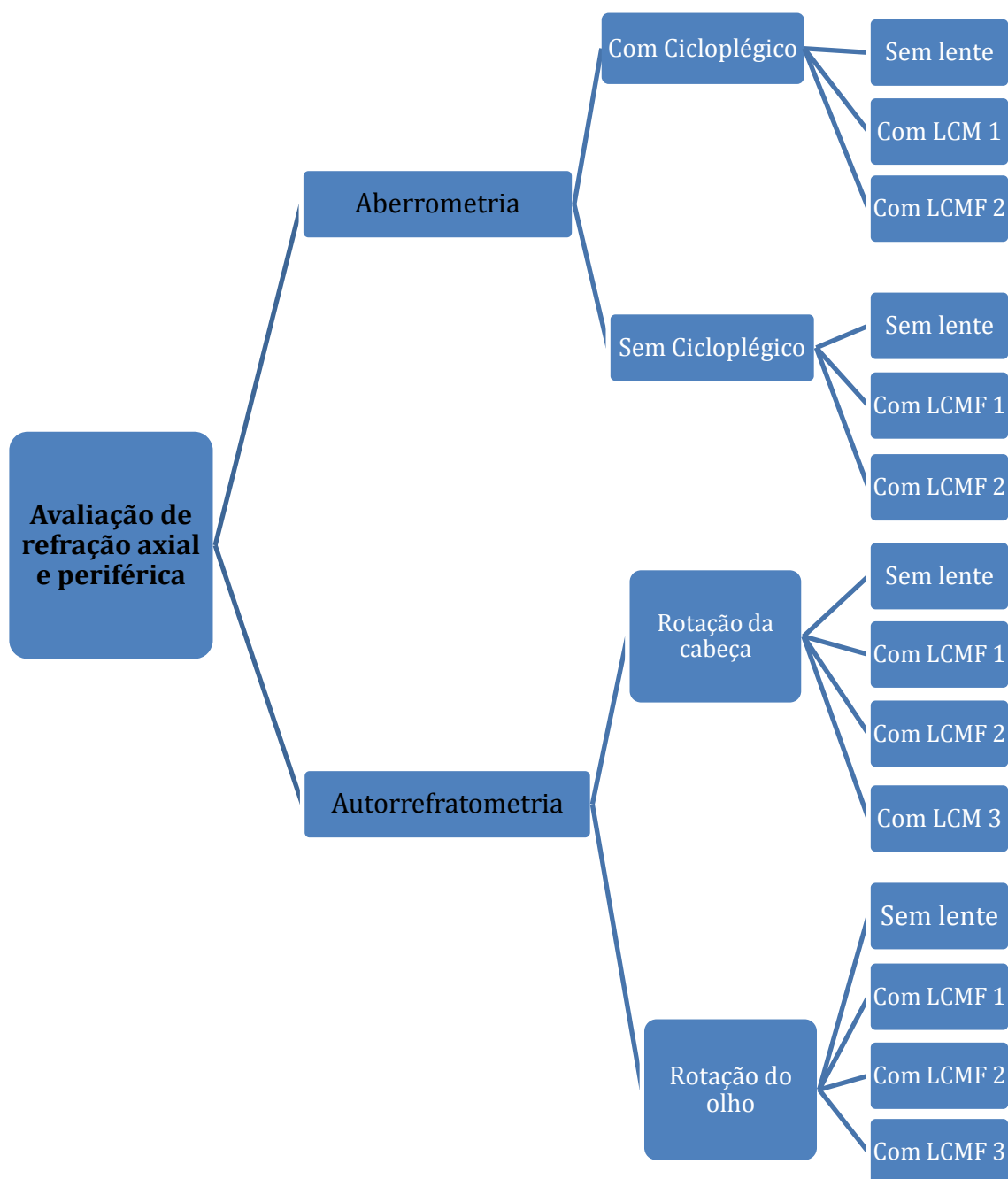


Figura 2-3 Esquema dos procedimentos experimentais levados a cabo neste trabalho. LCMF significa lente de contacto multifocal. A lente 1 representa a lente Biofinity Multifocal D, 2 representa a lente Acuvue Oasys for Presbyopia e 3 representa a lente Proclear Multifocal D. A ordem de avaliação das lentes foi aleatória.

A iluminação da sala foi ajustada durante as avaliações como sendo a mínima possível para deste modo a garantir diâmetro pupilar satisfatório (maior que 4mm) permitindo as medidas nas excentricidades maiores.

Para a fixação em cada ponto foram tomadas 5 medidas de esfera, cilindro e eixo. A média das 5 medidas tomadas foi depois convertida na forma de vetores de potência $M = \text{Esf} + \text{Cil}/2$, $J_0 = -\text{Cil} \cdot \cos(2\text{eixo})/2$ e $J_{45} = -\text{Cil} \cdot \sin(2\text{eixo})/2$ como recomendado na literatura (92) em que Esf, Cil e eixo significa respetivamente o valor da esfera, do cilindro e do eixo.

Os dados foram inseridos numa base de dados e o tratamento estatístico foi efetuado através do SPSS (versão 19). A comparação entre médias foi calculada através do teste *Paired Sample T-Test*, consideraram-se como estatisticamente significativas as diferenças cujo valor p foi inferior a 0,05.

2.3.2.1 **Aberrometria axial e periférica**

Inicialmente procedeu-se à medida axial, o paciente na posição primária do olhar fixava o alvo de longe existente no interior do aparelho (“E” de *Snellen* “6/12 de alto contraste, com luminância do fundo de 85 cd/m²), em seguida instruiu-se o paciente para que através da rotação do olho fixasse consecutivamente quatro pontos luminosos de fixação excêntrica, dois no campo visual nasal e dois no campo visual temporal, dispostos tal como descrito na Figura 2-2 (A). Os pontos subentendem as excentricidades do campo nasal e temporal de 20° e 40°. Durante as medidas periféricas, o paciente foi instruído para que fosse olhando em frente alternadamente entre medidas e pestanejasse para garantir máxima qualidade ótica e evitar o efeito do cansaço ocular associado.

Os dados das medidas na posição axial e nas posições excêntricas, para as condições avaliadas, foram tratados para o diâmetro pupilar de 2 milímetros (mm).

2.3.2.2 **Autorrefratometria axial e periférica por rotação dos olhos**

Foi usado o autorrefratómetro de campo aberto Grand Seiko WAM-5500 (Grand Seiko Co. Ltd., Hiroshima, Japan) para determinar a refração axial e em localizações excêntricas. O aparelho estava colocado a 2,50 metros do alvo formado por 9 luzes LED dispostas horizontalmente: uma em frente, quatro à direita e quatro à

esquerda, cada LED encontrava-se separado do seguinte o correspondente a 10° (graus) de excentricidade retiniana, tal como apresentado na Figura 2-4.

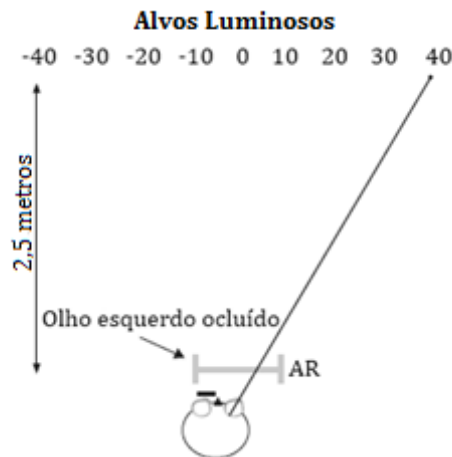


Figura 2-4 Esquema exemplificativo do procedimento usado para medida da refração periférica através de autorrefratometria, por rotação do olho. As excentricidades que dizem respeito ao campo nasal estão representadas com sinais negativos e as de excentricidade temporais com valores positivos (OD). Baseado no esquema de Mathur *et al.* 2009. (57)

Tomaram-se medidas com o paciente ajustado na mentoneira do aparelho e mantendo fixo o LED que lhe era sendo apresentado à distância, na posição axial e nas excentricidades entre os 40° nasais e os 40° temporais do campo visual horizontal, em passos de 10°.

2.3.2.3 Autorrefratometria axial e periférica por rotação da cabeça

Para avaliação da refração em localizações excêntricas através da rotação da cabeça adotou-se o mesmo procedimento apresentado por autores anteriores (56,93). Um ponteiro laser foi alinhado axialmente no topo da cabeça do paciente colocado na mentoneira do AR tendo fixo o centro do alvo de fixação.

Para proceder às medidas em localizações periféricas, o paciente foi instruído para que rodasse a cabeça, mantendo-se apoiado inferior e frontalmente pela mentoneira até a luz do laser corresponder à posição excêntrica pretendida, desta forma as medidas eram tomadas sempre com o paciente na posição primária do

olhar, e nas mesmas excentricidade que através da rotação dos olhos, como mostra a Figura 2-5.

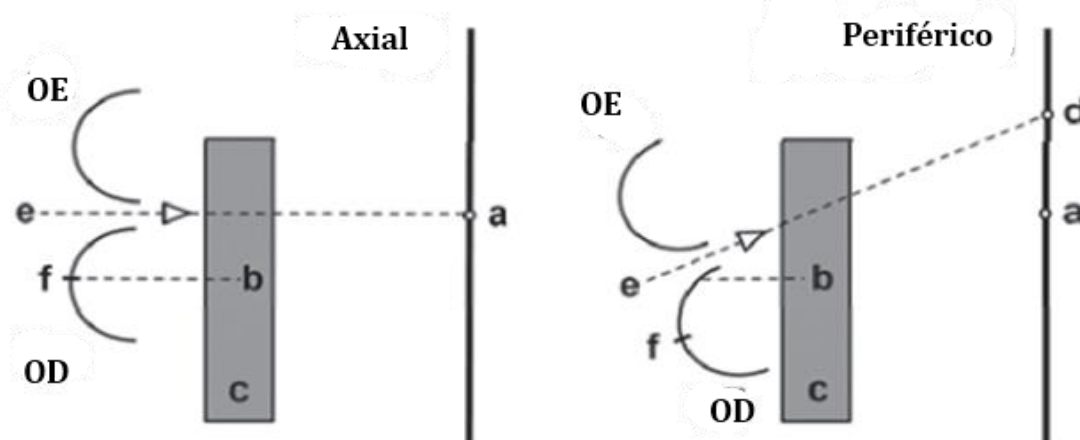


Figura 2-5 Representação esquemática do procedimento usado para medida da refração periférica através de autorrefratometria, por rotação da cabeça. a) Alvo de fixação para as medidas axiais, localizada a 2,5 metros do AR; b) eixo de medida do AR; c) AR de campo aberto; d) exemplo de ponto de fixação excêntrico; e) eixo de alinhamento do ponteiro laser; f) fóvea do olho direito (OD). Retirado de Kwok *et al.* 2012. (93)

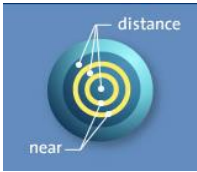
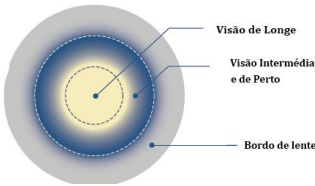
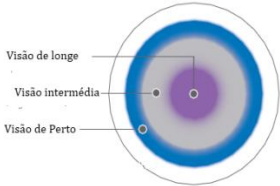
2.3.2.4 Lentes de contacto multifocais usadas no estudo

Os pacientes foram adaptados com três lentes de contacto multifocais comerciais: a Acuvue Oasys *for Presbyopia* (Johnson&Johnson, Jacksonville, FL), a Proclear Multifocal D e a Biofinity Multifocal D (Coopervision, Pleasanton, CA), apresentadas na Tabela 5. As lentes com que cada paciente era avaliado continham na zona de longe o valor esférico equivalente correspondente à sua miopia.

Depois das lentes serem colocadas e aguardou-se, para todos os casos pelo menos um minuto para que houvesse a mínima estabilização lacrimal antes de se avançar para a avaliação da refração.

As adições escolhidas aproximam-se das que anteriormente foram estudadas (58) e se mostraram eficazes ao nível da modificação do padrão refrativo periférico, e que mostraram igualmente maior eficácia na retenção da miopia. (84)

Tabela 5 Detalhes técnicos e potências de adição usadas nas lentes multifocais avaliadas neste trabalho.

Lentes Multifocais	Acuvue Oasys for Presbyopia	Proclear Multifocal D	Biofinity Multifocal D
Material	Senofilcon A	Omafilcon A	Comfilcon A
Hidratação (%)	38%	62%	48%
Curva Base (mm)	8,4	8,7	8,6
Diâmetro (mm)	14,3	14,4	14,0
Esquema/ Desenho óptico	 <p>Concêntrica multizona</p>	 <p>Asférica centro-longe</p>	 <p>Asférica centro-longe</p>
Adição usada	HIGH (+2,50D)	+3,00D	+2,50D

3 Resultados

3.1 Refração periférica através de aberrometria: efeito do Beam-Splitter

Nesta experiência foram medidos 11 olhos direitos de 11 pacientes jovens (idade média de $29,56 \pm 9,01$ anos) e esfera equivalente média de $-0,51 \pm 0,34$ D, com o aberrômetro IRX3. Esta experiência não consta do procedimento geral deste trabalho, pois constituiu um teste a eventuais fontes de erro inerentes ao procedimento de medidas excêntricas com uso da montagem experimental descrita anteriormente.

As medidas foram tomadas axialmente e nas excentricidades de 40° nasal e 40° temporal. Para a medida axial recolheram-se dados referentes aos diâmetros pupilares de 3 e 5 milímetros (mm), enquanto nas medidas periféricas apenas foram tomados valores para o diâmetro de 3mm considerando a limitação em termos de tamanho pupilar que induz a fixação excêntrica (forma pupilar aparentemente elíptica).

Obtiveram-se medidas com (com BS) e sem o Beam Splitter (sem BS) para determinação do efeito que esta parte da montagem experimental poderia representar uma vez que se encontrava na passagem da luz que procede à medida. Foram obtidas cinco medidas por ponto e calculada posteriormente a média. Os resultados foram representados separadamente para o equivalente esférico, para os termos comáticos de *Zernike* (Z_3^{-1} ; Z_3^1) e para a aberração esférica de quarta ordem (Z_4^0).

A Figura 3-1 mostra que as medidas do equivalente esférico axial para 3 e 5mm de diâmetros pupilares não são afetadas pela presença do BS. As diferenças que se observam nas medidas em pontos periféricos apesar de reduzidas têm significância estatística para o caso da fixação no ponto temporal.

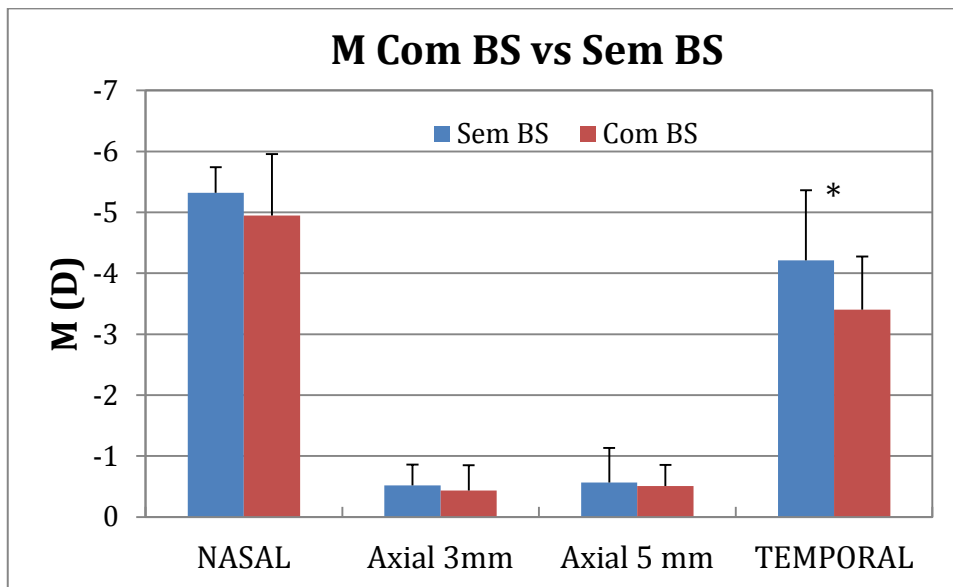


Figura 3-1 Valores médios de equivalente esférico (M) obtido através de aberrômetro IRX 3 com e sem *beam splitter* (BS), para medidas axiais (pupilas de 3 e 5mm) e periféricas para 3mm de diâmetro pupilar apenas. O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre as condições foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Os valores de coma horizontal e vertical não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre as condições com e sem BS para nenhum dos diâmetros pupilares estudados, nem para a posição axial, nem nas localizações do campo nasal ou temporal (Figura 3-2). Considerando a aberração esférica de 4ª ordem para a fixação axial verifica-se que os valores não apresentam diferenças estatisticamente significativas exceto para o caso da pupila de 5mm (Figura 3-3). Observa-se por um lado que para a localização temporal, os valores não foram estatisticamente diferentes entre as condições com ou sem BS; por outro lado na posição nasal a aberração esférica de quarta ordem foi estatisticamente diferente ($p = 0,048$) entre as condições de medida com e sem o BS.

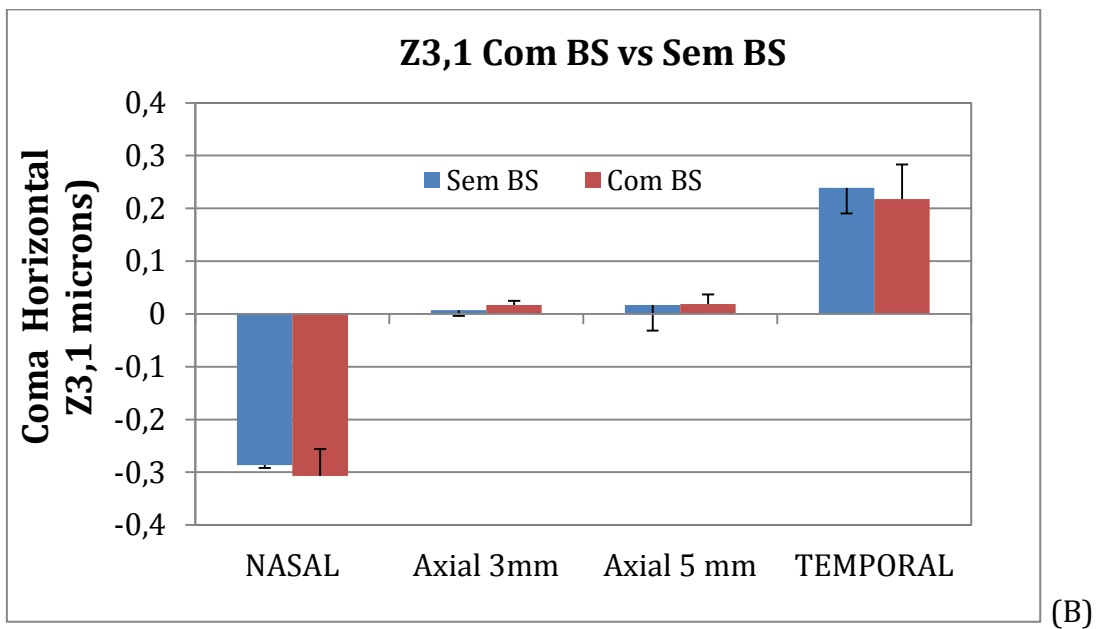
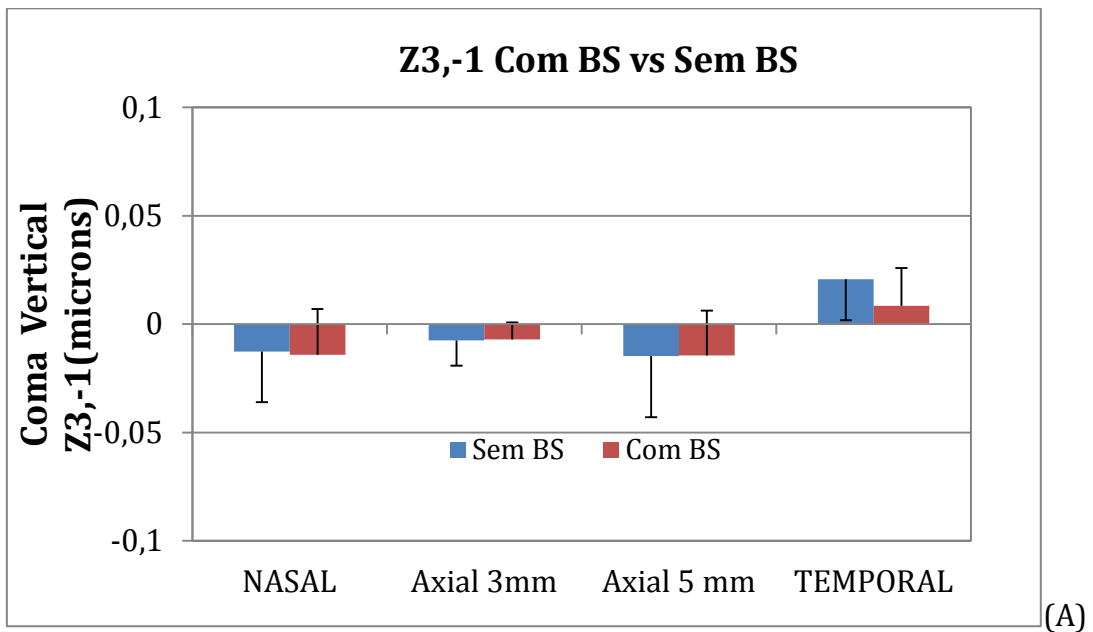


Figura 3-2 Valores médios para os termos comáticos de *Zernike* vertical (A) e horizontal (B) obtidos através de aberrometria com e sem BS para a medida axial e pupila de 3 e 5mm, e para medidas periféricas nasal e temporal (3mm).

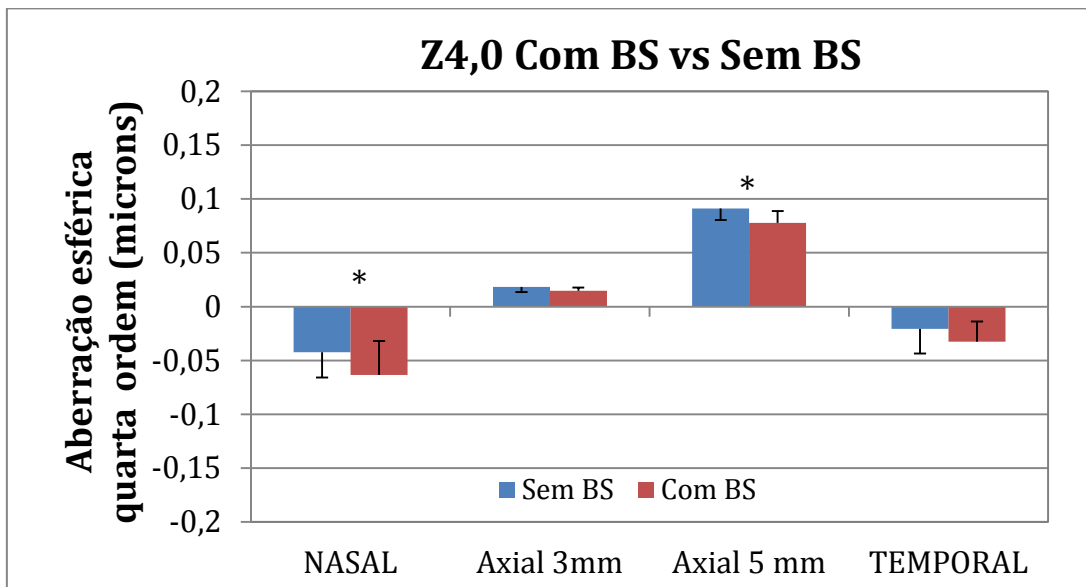


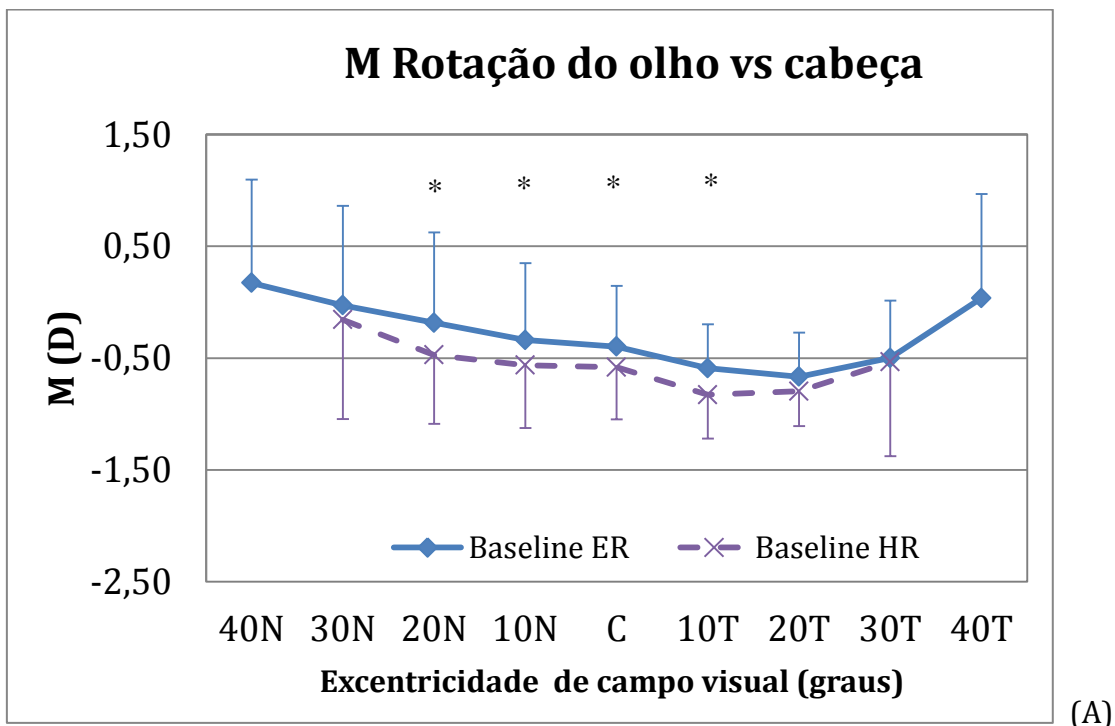
Figura 3-3 Valores médios do termo de aberração esférica de 4ª ordem obtidos através de aberrômetro IRX3 com e sem BS para a medida central nos diâmetros pupilares de 3 e 5 mm e nas localizações excêntricas para diâmetros pupilares de 3mm. O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre as condições foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

3.2 Refração periférica através de autorrefratometria: rotação dos olhos vs rotação da cabeça

Foram medidos 11 olhos direitos de 11 pacientes com miopia entre -1,00 e -6,00 D de valor esférico, com astigmatismo inferior a 0,75D através do autorrefratômetro de campo aberto Grand Seiko WAM 5500. As medidas foram obtidas axialmente e entre os 10° e 40° de excentricidade nasal e temporal em passos de 10°. Efetuaram-se medidas na situação de rotação dos olhos até aos 40° e de rotação da cabeça, não tendo sido possível tomar medidas para a situação de rotação da cabeça nesta última excentricidade dada a limitação de abertura apresentada pelo aparelho.

As medidas através da rotação do olho (ER) e da cabeça (HR) foram obtidas para todos os pacientes na situação inicial (sem lente de contacto) e com duas lentes de contacto multifocais diferentes (Proclear multifocal centro longe com +3,00 de adição e Acuvue Oasys for Presbyopia com adição alta). Em cada ponto obtiveram-se 5 medidas procedendo-se posteriormente ao cálculo da média.

As figuras 3-4 (A) a 3-4 (C) mostram os valores médios para o equivalente esférico de refração (M) com a rotação do olho e da cabeça na situação inicial (*Baseline*). Verifica-se uma correspondência bastante próxima entre os valores médios de equivalente esférico de refração para os 30° de ambas as direções do campo visual. Apesar disso, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre as duas condições de medida para os valores da componente M nas excentricidades visuais compreendidas entre os 20° nasais e os 10° temporais (Figura 3-4 (A)). No entanto para os componentes refrativos de astigmatismo J0 e J45 não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre as condições analisadas (Figuras 3-4 (B) e 3-4 (C)). Verificou-se ainda uma significativa tendência para os valores de M obtidos através da rotação da cabeça e nas excentricidades temporais serem mais negativos que através da rotação dos olhos e no campo visual nasal. No entanto para o campo visual temporal verificaram-se valores mais negativos no valor do componente horizontal do astigmatismo (J0) do que no campo nasal para a excentricidade superiores a 20° por rotação dos olhos.



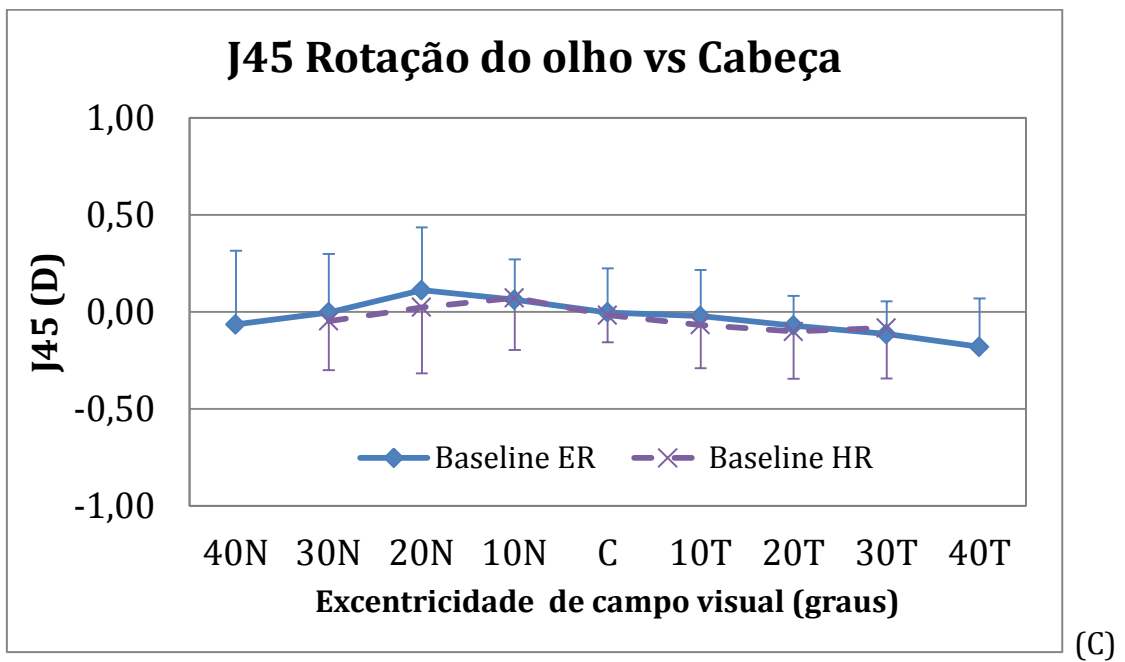
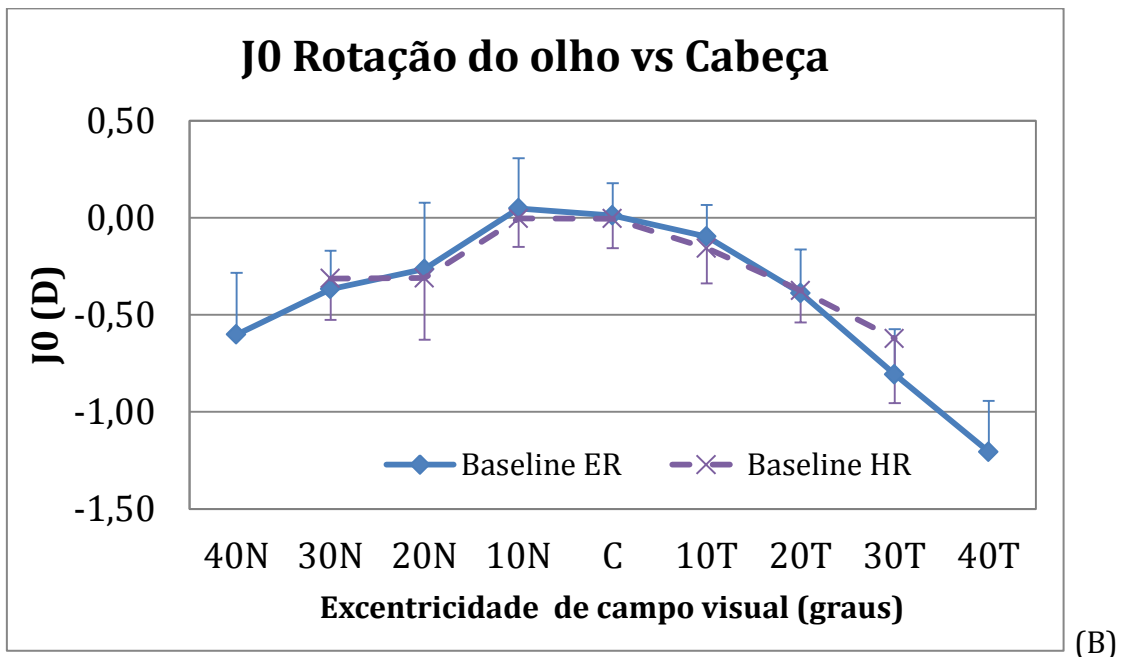
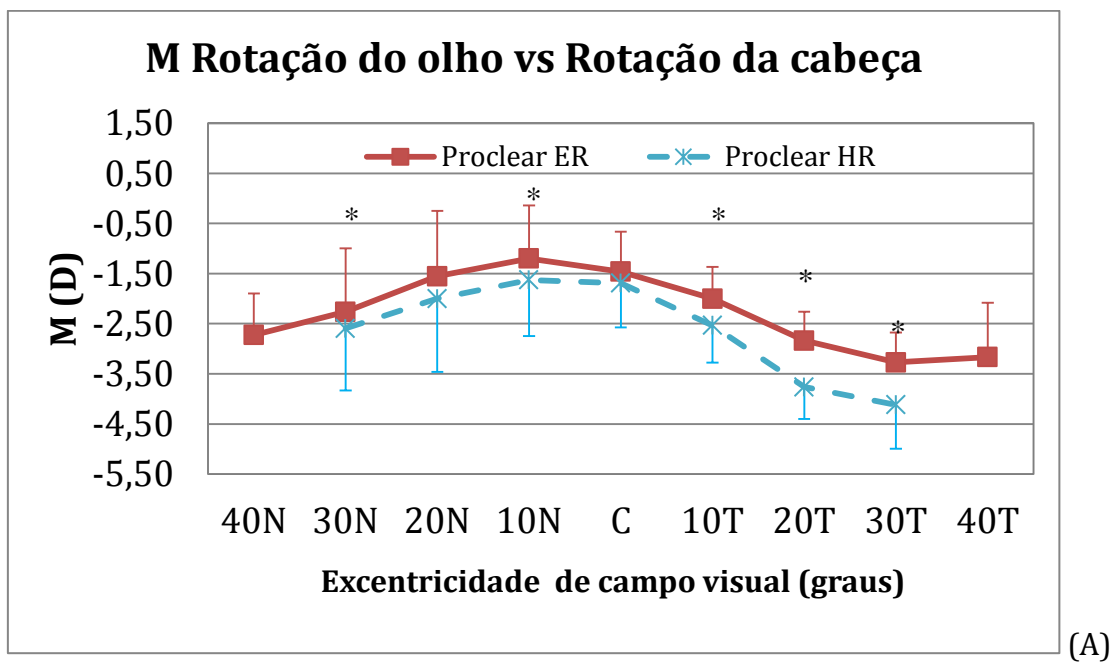


Figura 3-4 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais médios e desvio padrão obtidos para refração axial e periférica através da rotação do olho (ER) e da cabeça (HR) sem lente (Baseline) para a componente M (A), J0 (B) e J45 (C). O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre as condições foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

As Figuras 3-5A a 3-5C mostram os valores de refração obtidos nas condições de medida através de rotação da cabeça e por rotação dos olhos nos pacientes quando adaptados com as lentes de contacto de hidrogel convencional Proclear Multifocal de desenho D (*Omafilcon A*; 62% de água) de adição alta. Os valores de M obtidos através da rotação da cabeça foram ligeiramente mais negativos em relação aos valores através da rotação do olho, em todas as excentricidades avaliadas as diferenças mostraram-se estatisticamente significativas nos 60° centrais (30 do campo visual nasal e 30° do campo visual temporal) exceto no ponto de excentricidade de 20° nasais e no ponto central (Figura 3-5 (A)). Os resultados obtidos para os componentes vetoriais do astigmatismo J0 e J45 não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre as condições, como se mostra nas Figuras 3-5B e 3-5C respetivamente.



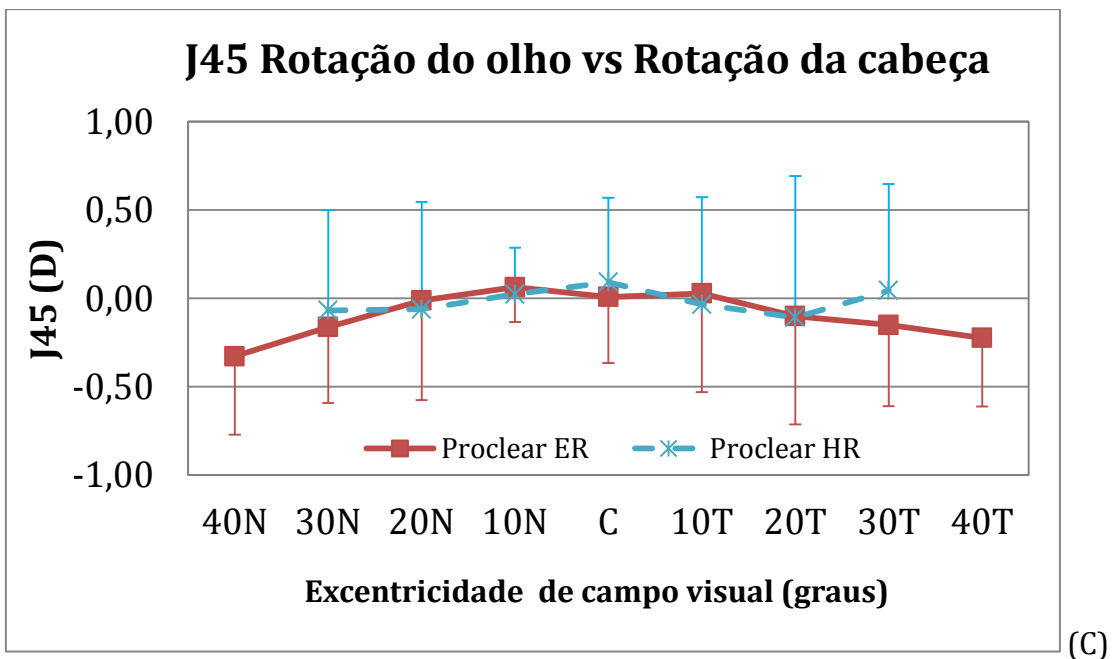
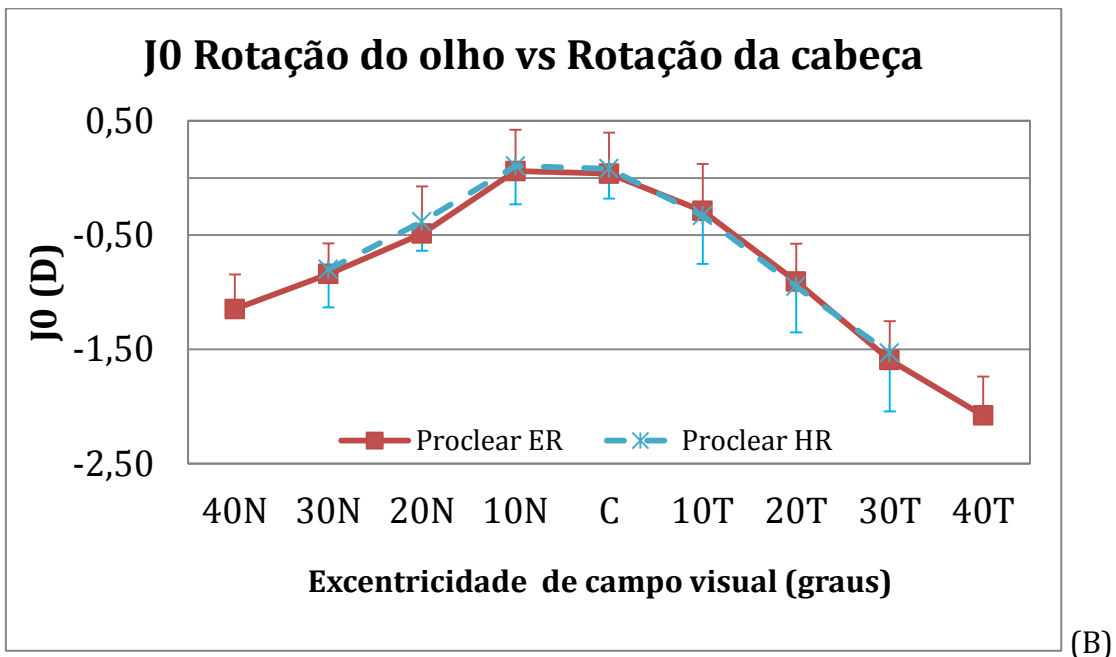
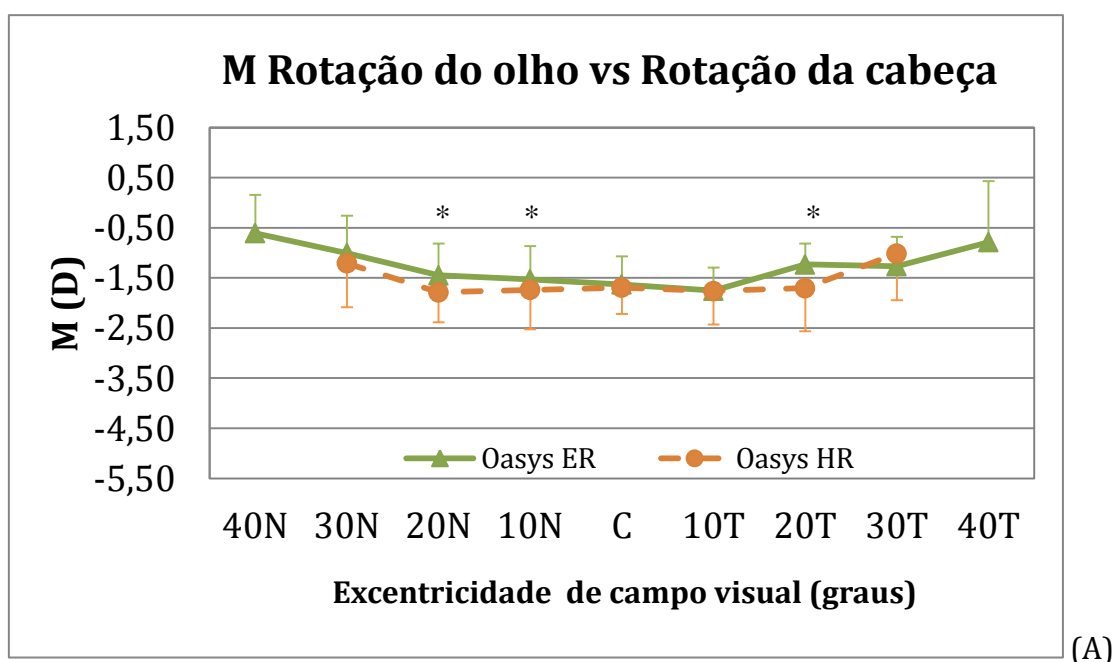


Figura 3-5 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes de refração axial e periférica na avaliação através da rotação do olho (ER) e da cabeça (HR) com lente de contacto multifocal Proc lear de adição +3,00D, para a componente M (A), J0 (B) e J45 (C). O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre as condições foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Nas figuras 3-6 (A) a 3-6 (C) estão apresentados os valores obtidos nas condições de rotação do olho (ER) e da cabeça (HR) para o caso dos pacientes adaptados com a lente de silicone-hidrogel multifocal Acuvue Oasys for Presbyopia (Senofilcon A; 38,2% de água) de alta adição (2,50D).

Tanto para a condição de rotação da cabeça como dos olhos pode verificar-se que os valores do componente M com uso da lente Proclear Multifocal D foram ligeiramente mais negativos nas 40° centrais (20° nasal até 20° temporal). As diferenças foram estatisticamente significativas entre as condições de rotação dos olhos ou da cabeça para os pontos de 10° e 20° do campo visual nasal e para os 20° do campo visual temporal. Verificaram-se resultados semelhantes entre as condições rotação do olho e rotação da cabeça nos componentes astigmáticos J0 e J45, presentes nas figuras 3-5 (B) e 3-5 (C) respetivamente.

Para a lente Acuvue Oasys for Presbyopia entre as condições HR e ER, nos valores de componente astigmático horizontal (J0) as diferenças encontradas apenas se mostraram estatisticamente significativas nos 30° de excentricidade do campo visual temporal. Na componente oblíqua do astigmatismo (J45) não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre as condições de medida em nenhum dos pontos avaliados.



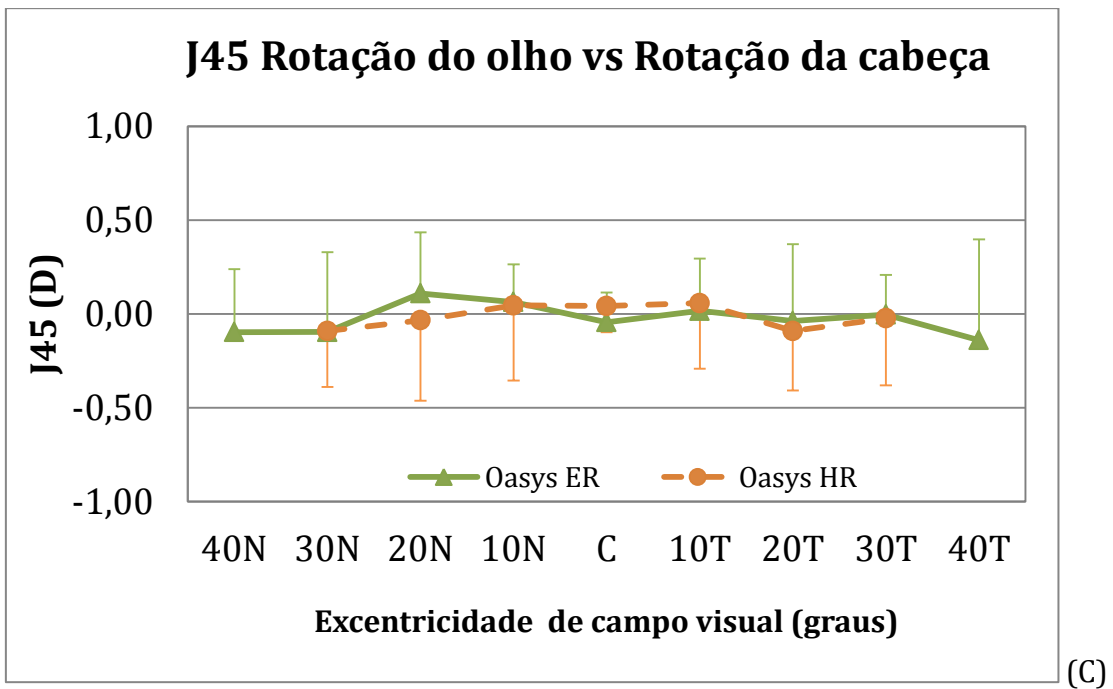
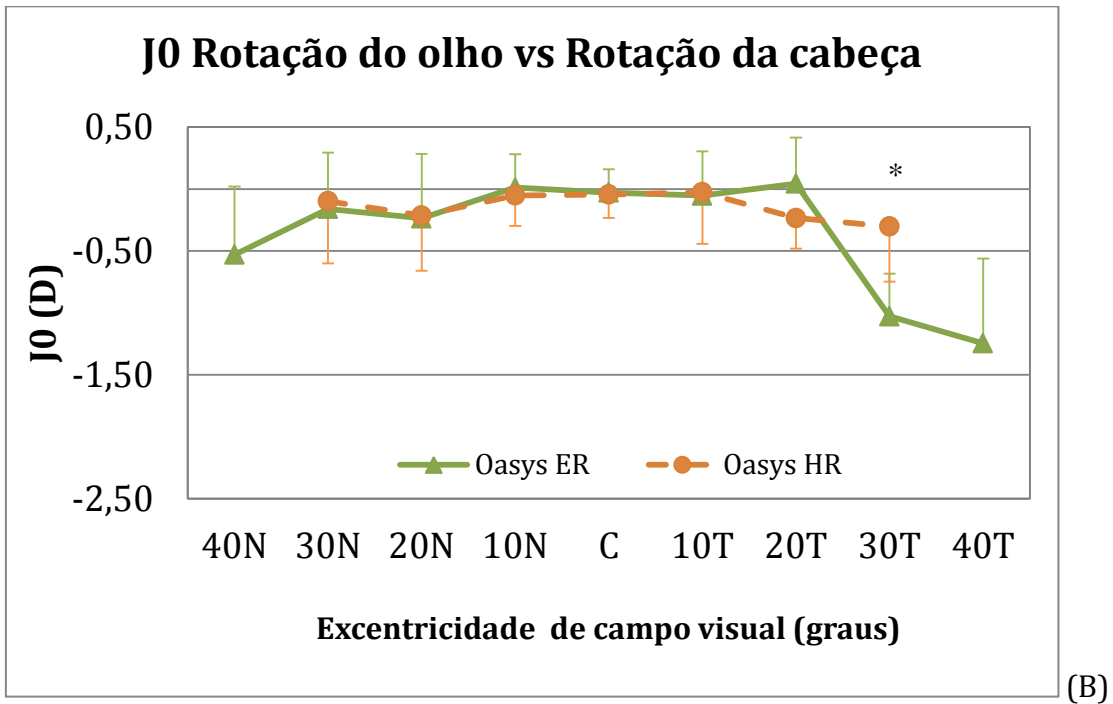


Figura 3-6 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração axial e periféricos através da rotação do olho (ER) e da cabeça (HR) com a lente de contacto multifocal Acuvue Oasys for Presbyopia de adição alta, para a componente M (A), J0 (B) e J45 (C). O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre as condições foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

As diferenças encontradas para os componentes vetoriais de refração entre as condições de medida por rotação da cabeça e por rotação do olho em AR para as situações inicial, com lente de contacto Proclear e com lente de contacto Biofinity nos pontos axial e periféricos avaliados encontram-se apresentadas em valor médio e desvio padrão na Tabela 6, juntamente o respetivo valor da significância estatística (p).

Tabela 6 Sumário do montante das diferenças entre as medidas por rotação da cabeça e por rotação dos olhos para as várias condições (*Baseline*, com lente Proclear e com lente Oasys) e respetivos valores de significância estatística (p) associado

Componente vetorial refração	Exc (°)	<i>Baseline</i>		Proclear		Oasys	
		Diferença média ±Desvio Padrão	p	Diferença média ±Desvio Padrão	p	Diferença média ±Desvio Padrão	p
M (D)	30N	0,129±0,269	0,144	0,331±0,358	0,012	0,207±0,573	0,258
	20N	0,289±0,285	0,007	0,446±0,872	0,120	0,339±0,463	0,036
	10N	0,225±0,262	0,017	0,427±0,437	0,009	0,213±0,280	0,031
	C	0,184±0,242	0,030	0,229±0,443	0,117	0,064±0,297	0,494
	10T	0,239±0,317	0,032	0,534±0,530	0,008	0,009±0,367	0,936
	20T	0,130±0,355	0,252	0,928±0,592	<0,001	0,474±0,659	0,038
	30T	0,035±0,658	0,862	0,848±0,735	0,003	-0,252±0,660	0,234
J0 (D)	30N	-0,055±0,174	0,319	-0,040±0,250	0,605	-0,062±0,676	0,769
	20N	0,045±0,229	0,526	-0,106±0,296	0,264	-0,022±0,435	0,868
	10N	0,052±0,229	0,467	-0,045±0,274	0,599	0,062±0,316	0,527
	C	0,016±0,129	0,685	-0,043±0,315	0,661	0,016±0,241	0,826
	10T	0,060±0,124	0,140	0,042±0,330	0,679	-0,027±0,560	0,877
	20T	-0,013±0,131	0,752	0,043±0,306	0,649	0,278±0,450	0,068
	30T	-0,185±0,361	0,119	-0,060±0,424	0,649	-0,725±0,517	0,001
J45 (D)	30N	0,100±0,246	0,208	-0,195±0,716	0,387	-0,006±0,300	0,952
	20N	0,107±0,327	0,301	-0,128±0,959	0,667	0,143±0,404	0,269
	10N	0,023±0,197	0,711	-0,004±0,299	0,967	0,018±0,344	0,866
	C	0,008±0,158	0,868	-0,079±0,648	0,696	-0,086±0,204	0,190
	10T	-0,011±0,353	0,918	0,074±1,014	0,815	-0,041±0,404	0,744
	20T	-0,051±0,272	0,550	0,008±1,358	0,986	0,053±0,512	0,739
	30T	-0,079±0,327	0,441	-0,287±1,001	0,365	0,021±0,371	0,857

Os valores de p foram calculados pelo teste Paired Sample T-Test. Os valores a negrito mostram valores com significância ao nível de confiança de 95%. O valor da diferença de sinal positivo indica que os valores são mais miópicos para o caso de rotação da cabeça.

3.3 Refração periférica através de aberrometria: efeito da acomodação

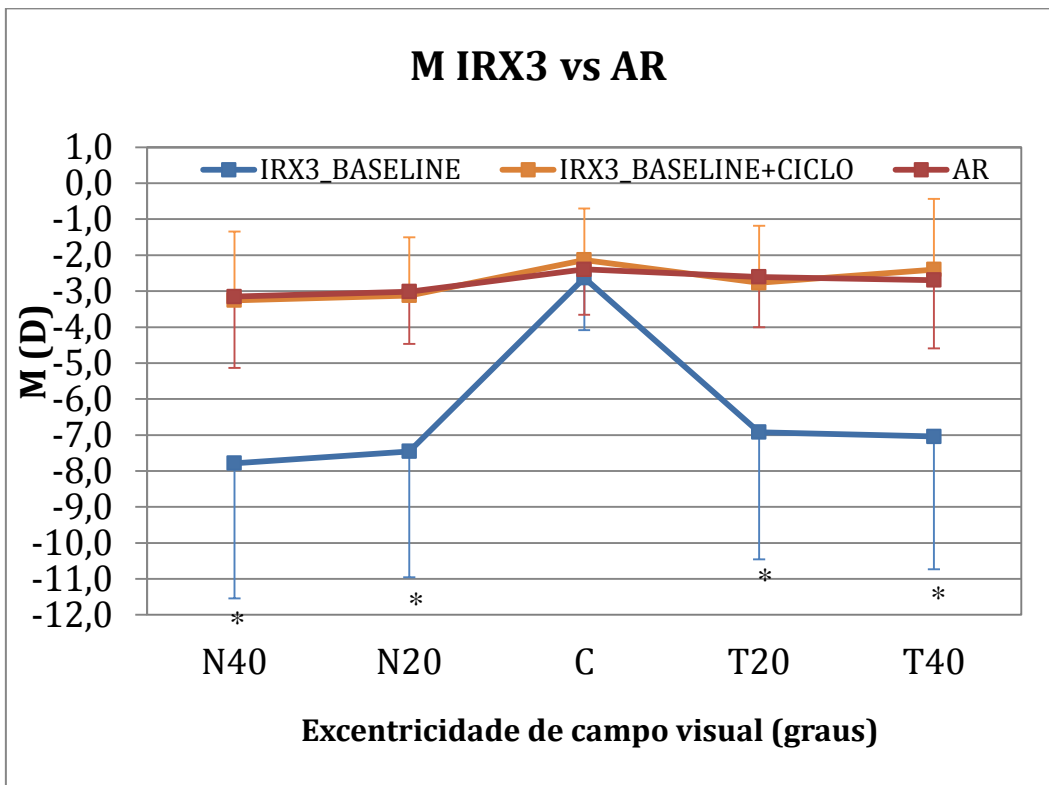
A amostra para esta experiência foi constituída por 18 jovens míopes, com idades médias de $22,95 \pm 3,28$ anos com um erro refrativo (esfera equivalente) médio de $-2,18 \pm 1,18D$ (entre $-0,50$ e $-5,25D$).

O impacto da acomodação foi avaliado através da instilação de tropicamida 1% (tropicil top 10mg/ml, edol, Portugal).

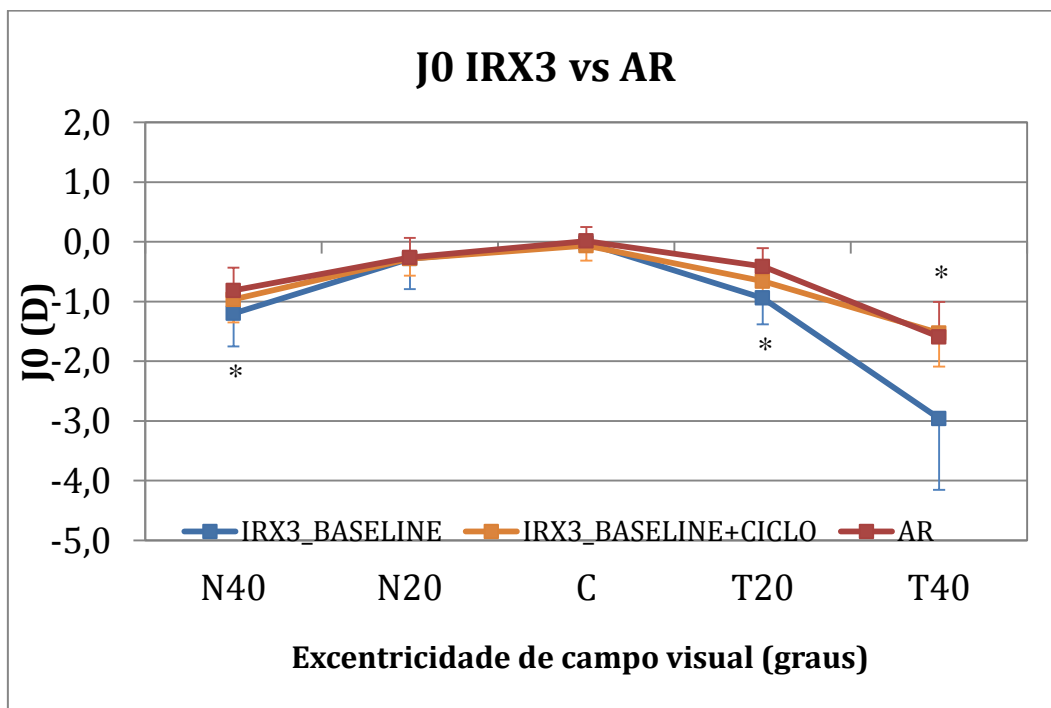
As medidas de refração através da rotação dos olhos foram procedidas para o ponto central e periféricos referidos anteriormente no autorrefratómetro de campo aberto (secção 2.3.2.2) e no aberrómetro (secção 2.3.2.1) sem cicloplégico e voltou-se a medir no aberrómetro mas com cicloplégico (tropicamida) 20 minutos depois de instilar tropicamida, tal como recomendado pelo fabricante.

Na figura 3-7 (A) encontram-se representados os valores médios dos componentes vetoriais de refração na situação sem lente (Baseline) e pode observar-se que a medida de esfera equivalente (M) periférica através do IRX3 sem recurso a cicloplégico é muito mais miópica nos pontos excêntricos (N40, N20, T20 e T40) do que a medida no mesmo aparelho mas com recurso a cicloplégico ou através do AR. Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas para todos os pontos de excentricidade medidos exceto para o ponto central cuja diferença foi reduzida. Para os valores de J0 e J45 as diferenças entre as condições IRX3 sem ciclo e AR mantêm-se nos pontos de maior excentricidade, sendo que para os valores de J45 as diferenças foram estatisticamente significativas para todos os pontos.

Quando as medidas em IRX3 foram procedidas através de cicloplegia verifica-se maior semelhança entre os valores obtidos relativamente aos que se verificam em AR. Para o ponto central as diferenças entre a medida em IRX3 cicloplégica e AR apenas foi estatisticamente significativa, para a componente M, ainda que bastante reduzida ($0,25D$) sendo o valor obtido por IRX3 mais hipermetrópico. Para o componente J0 e J45 entre IRX3 com cicloplégico e AR verifica-se maior concordância entre os valores obtidos através de ambos os métodos de avaliação.



(A)



(B)

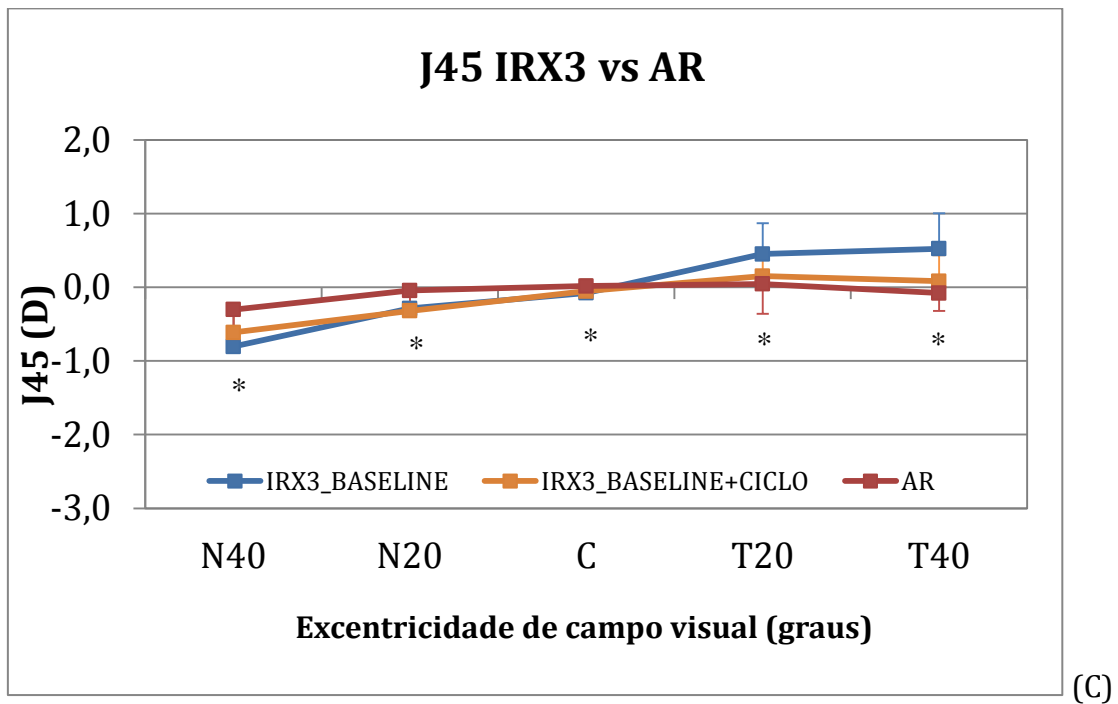


Figura 3-7 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração obtidos através de autorrefratometria (AR), de aberrometria (IRX3_BASELINE) e de aberrometria com recurso a cicloplegia (IRX3_BASELINE+CICLO) para a fixação central e nas localizações excêntricas, para a componente M (A), J0 (B) e J45 (C). O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre as condições foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$) para a comparação entre AR e IRX3 sem cicloplégico.

As diferenças encontradas para os componentes de refração entre as condições de medida inicial (*Baseline*), através de IRX3 (com e sem cicloplegia) e em AR nos pontos axial e periféricos encontram-se apresentadas em valor médio e desvio padrão na Tabela 7, juntamente o respetivo valor da significância estatística (p).

Tabela 7 Sumário do montante das diferenças médias entre os valores dos componentes vetoriais de refração medidos na situação inicial (*Baseline*) através IRX3 com e sem cicloplégico em relação ao AR

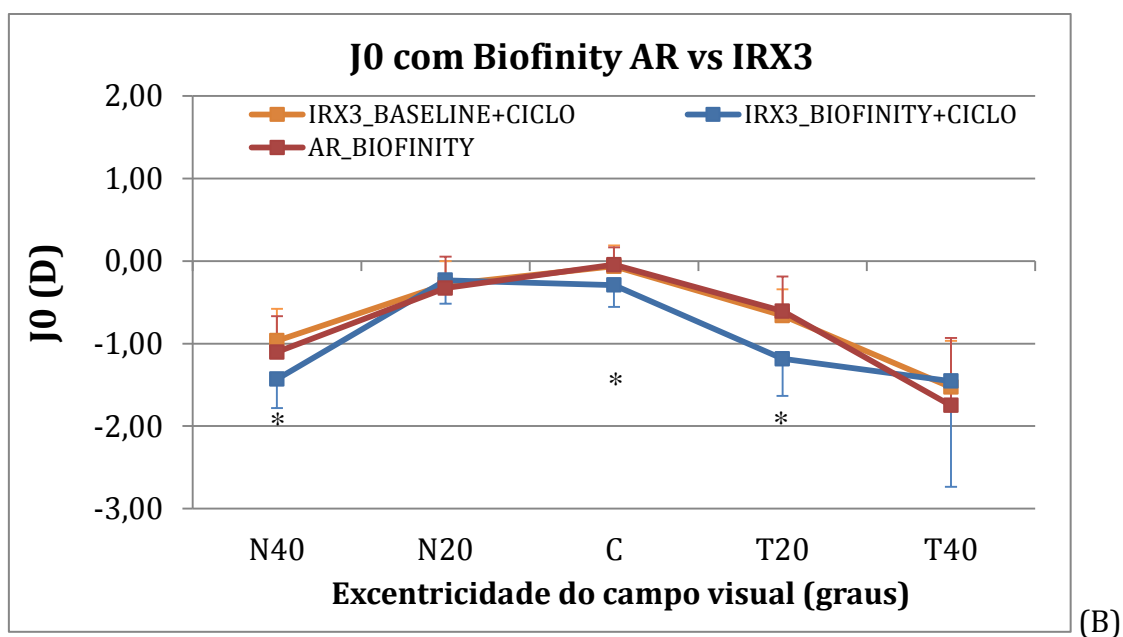
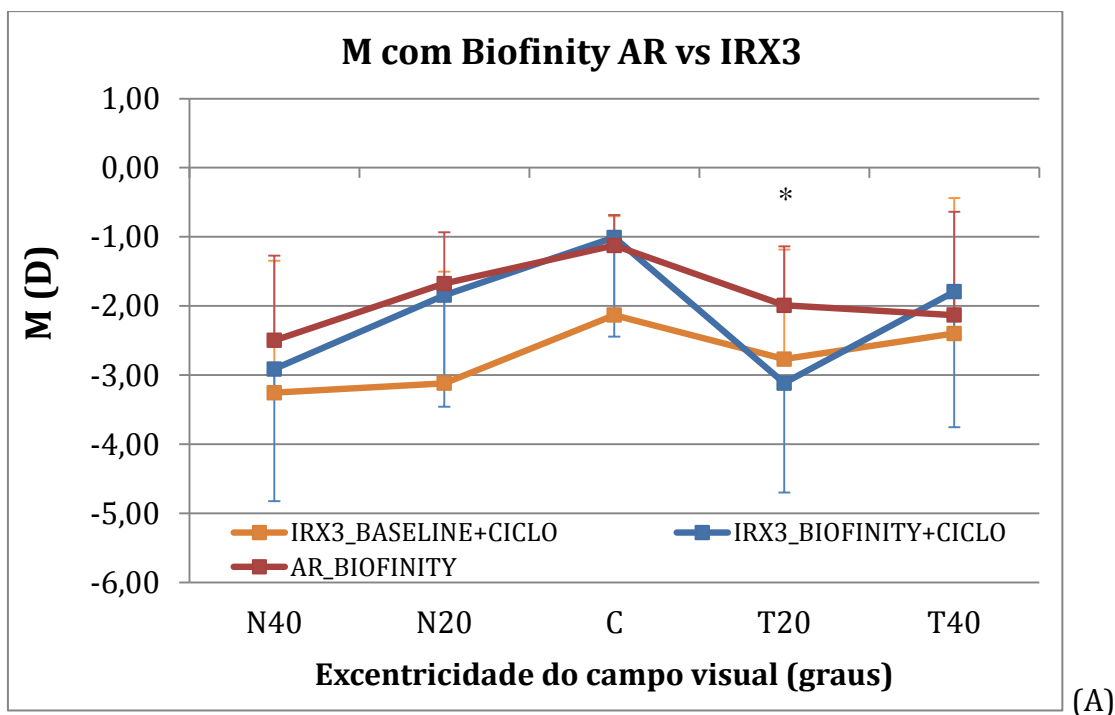
Componente vetorial refração	Exc (°)	AR - IRX3 sem ciclo		AR- IRX3 com ciclo	
		Diferença média \pm Desvio Padrão	p	Diferença média \pm Desvio Padrão	p
M (D)	40N	4,630 \pm 2,995	<0,001	0,092 \pm 1,051	0,730
	20N	4,442 \pm 3,087	<0,001	0,064 \pm 1,028	0,807
	C	-0,383 \pm 0,902	0,089	-0,252 \pm 0,353	0,012
	20T	4,354 \pm 3,093	<0,001	0,16 \pm 0,708	0,354
	40T	4,647 \pm 3,115	<0,001	-0,152 \pm 0,986	0,547
J0 (D)	40N	0,383 \pm 0,426	0,001	0,171 \pm 0,262	0,020
	20N	0,019 \pm 0,416	0,847	-0,003 \pm 0,285	0,973
	C	0,037 \pm 0,140	0,282	0,061 \pm 0,173	0,177
	20T	0,529 \pm 0,347	<0,001	0,231 \pm 0,251	0,002
	40T	1,365 \pm 0,780	<0,001	-0,036 \pm 0,759	0,853
J45 (D)	40N	0,503 \pm 0,369	<0,001	0,314 \pm 0,241	<0,001
	20N	0,242 \pm 0,362	0,011	0,311 \pm 0,289	0,001
	C	0,095 \pm 0,158	0,021	0,081 \pm 0,192	0,111
	20T	-0,407 \pm 0,457	0,002	-0,198 \pm 0,246	0,006
	40T	-0,603 \pm 0,413	<0,001	-0,141 \pm 0,374	0,153

Os valores de p foram calculados pelo teste *Paired Sample T-Test*. Os valores a negrito são estatisticamente significativos ao nível de confiança de 95%. O sinal positivo no valor da diferença indica que os valores dados pelo IRX3 nas situações sem e com cicloplégico foram mais miópicos do que através de AR.

3.4 Refração periférica através de aberrometria: efeito de lentes de contacto multifocais

Obtiveram-se medidas através da rotação do olho (ER) para todos os pacientes na situação sem lente (*Baseline*) e com duas lentes de contacto multifocais diferentes (Biofinity multifocal desenho D adição de +3,00 D e Acuvue Oasys for Presbyopia com adição alta) para as localizações axial e periféricas através de AR e IRX3 (com e sem cicloplégico) nos mesmos pacientes da secção 3.3. Foram em cada ponto cinco medidas e posterior cálculo da média.

Na Figura 3-8 estão graficamente apresentados os valores médios dos componentes vetoriais verificados para a localização axial e periféricas para o autorrefratômetro através de rotação dos olhos e para o aberrômetro (com cicloplégico) verificados nos pacientes com a lente Biofinity multifocal. Apresenta-se ainda para cada componente de refração os valores obtidos na situação inicial obtido por IRX3 com cicloplégico para ser possível também verificar o efeito que cada lente induz na refração axial e periférica média da amostra.



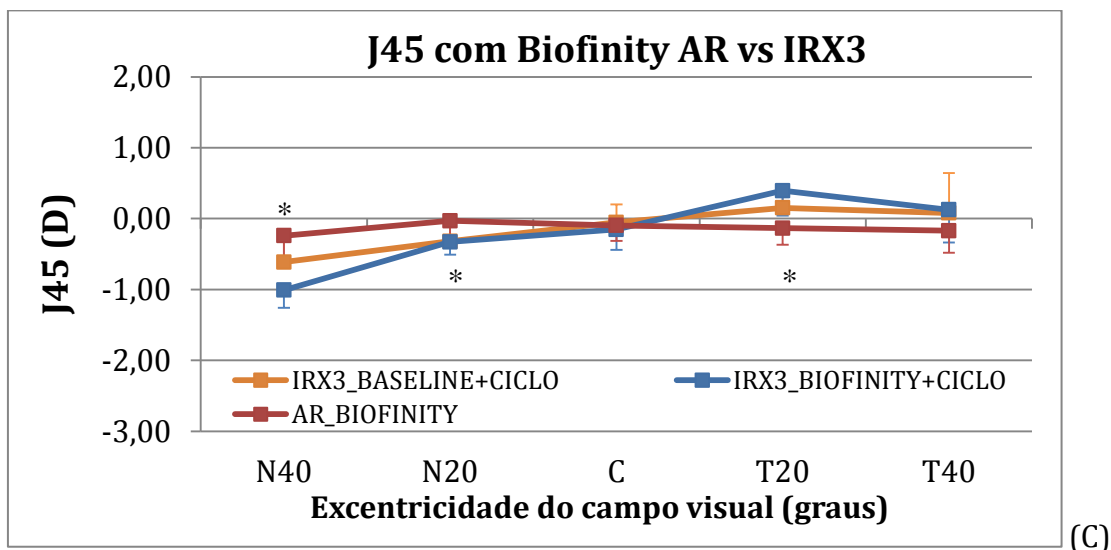
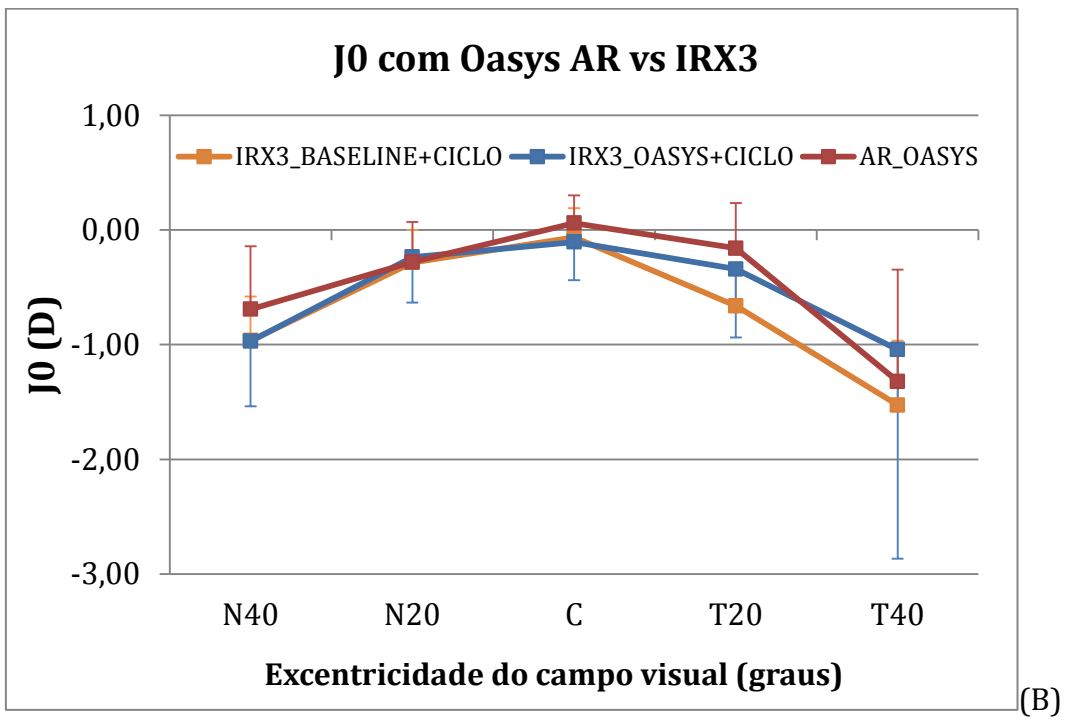
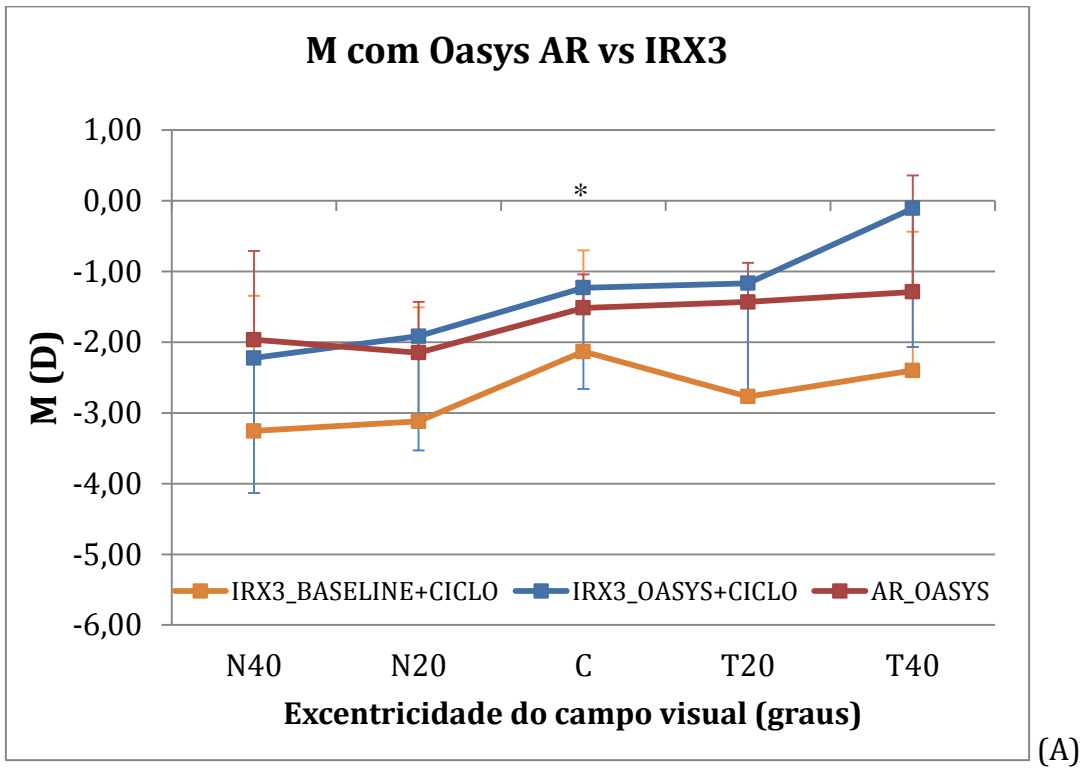


Figura 3-8 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração obtidos para os indivíduos da amostra adaptados com a lente Biofinity Multifocal D adaptada aos pacientes, avaliados através de AR (AR_BIOFINITY), IRX3 com cicloplégico (IRX3_BIOFINITY+CICLO) e valores de Baseline de IRX3 com cicloplégico (IRX3_BASELINE+CICLO) para a localização axial e periféricas, para a componente M (A), J0 (B) e J45 (C). O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre AR E IRX3 com ciclo e com a lente Biofinity foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Verifica-se uma correspondência próxima entre os valores obtidos IRX3 com cicloplégico e AR para a esfera equivalente (M) na localização axial e periféricas com a exceção do ponto 20° de excentricidade temporal no qual a diferença mostrou significância estatística. Verificou-se que os valores de J0 através de IRX3 com cicloplégico são mais miópicos que os dados por AR nas localizações 40° nasais, central e 20° temporais nas quais as diferenças foram estatisticamente significativas. Para J45 verificaram-se também diferenças estatisticamente significativas entre AR e IRX3 nos pontos de excentricidade 20° e 40° nasais e 20° temporais.

A Figura 3-9 apresenta os resultados para os componentes vetoriais de refração obtidos para a lente de contacto Acuvue Oasys for Presbyopia através do IRX3 com cicloplégico e do AR, do mesmo modo que na figura anterior, encontram-se também apresentados os valores iniciais com cicloplégico a fim de se poder observar o efeito da lente ao nível da refração (componentes vetoriais refrativos).



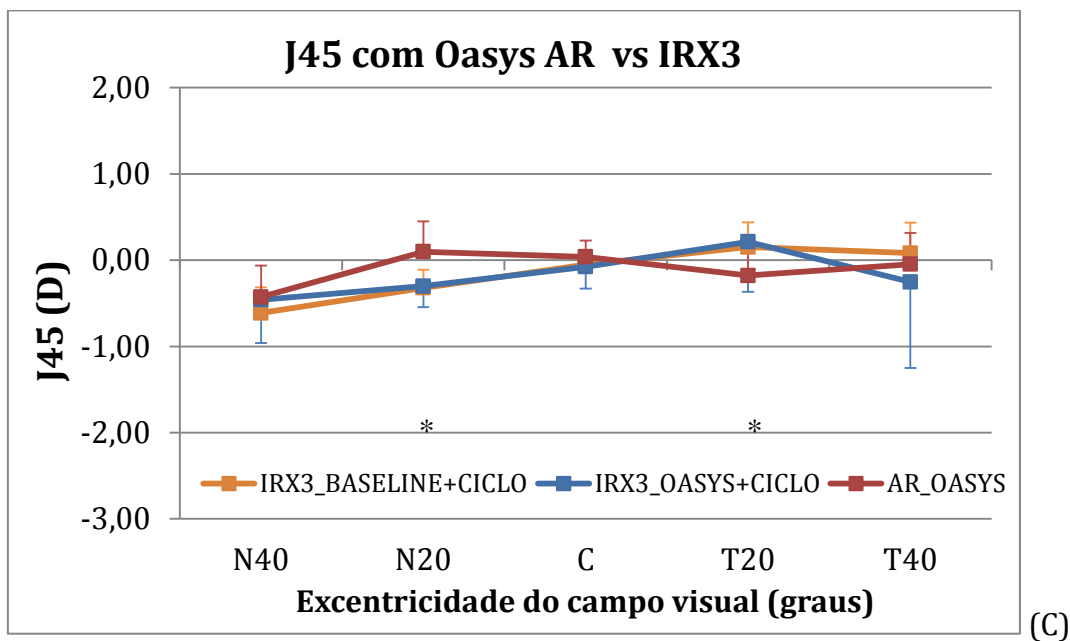


Figura 3-9 Valores médios e desvio padrão obtidos para os componentes vetoriais de refração obtidos para os indivíduos da amostra adaptados com a lente Acuvue Oasys *for Presbyopia* adaptada aos pacientes, avaliados através de AR (AR_OASYS) e IRX3 (IRX3_OASYS+CICLO) e valores de baseline no IRX3 (IRX3_BASELINE+CICLO) (ambos com cicloplégico) para a localização axial e periféricas, para a componente M (A), J0 (B) e J45 (C). O símbolo de * assinala as posições em que as diferenças entre AR e IRX3 com ciclo com a lente Oasys foram estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Os valores de esfera equivalente (M) obtidos com a lente Oasys foram próximos entre AR e IRX3 com cicloplégico para os 40° centrais (dos 20°N aos 20°T), no entanto nas excentricidades de 40°N e 40°T verifica-se que as diferenças entre as situações referidas aumentam, pelo que sem significância estatística. Apesar de no ponto central os valores de M serem próximos, e a diferença observada apenas ser de $-0,255 \pm 0,475D$ foi estatisticamente significativa.

Para os valores obtidos em J0 pode verificar-se que os valores entre as medidas dos AR e do IRX3 com cicloplégico correspondem exatamente, não existindo no caso deste vetor, diferenças para nenhum dos pontos estudados. Por seu lado J45 para as localizações 20° tanto nasal como temporal mostrou diferenças consideráveis (0,46D e 0,40D) que obtiveram significância estatística.

As diferenças encontradas entre os componentes vetoriais de refração obtidos em IRX3 com cicloplégico e no AR para ambas as lentes avaliadas nos pontos axial e periféricos encontram-se apresentadas em valor médio e desvio padrão na Tabela 8, juntamente o respetivo valor da significância estatística (p).

Tabela 8 Sumário do montante das diferenças médias entre os valores dos componentes vetoriais de refração medidos em IRX3 com cicloplégico frente a AR para cada uma das duas lentes avaliadas

Componente vetorial refração	Exc (°)	Biofinity (IRX3-AR)		Oasys (IRX3-AR)	
		Diferença média ±Desvio Padrão	p	Diferença média ±Desvio Padrão	p
M (D)	40N	0,320±1,053	0,243	0,276±1,523	0,479
	20N	0,145±1,288	0,660	-0,299±1,115	0,301
	C	-0,126±0,423	0,267	-0,255±0,475	0,049
	20T	1,005±1,077	0,002	-0,271±1,109	0,359
	40T	-0,527±1,447	0,180	-1,071±2,687	0,132
J0 (D)	40N	0,287±0,388	0,010	0,277±0,737	0,154
	20N	-0,133±0,290	0,086	-0,065±0,358	0,483
	C	0,226±0,220	0,001	0,120±0,279	0,105
	20T	0,537±0,384	<0,001	0,131±0,686	0,472
	40T	-0,196±0,974	0,449	-0,249±1,811	0,590
J45 (D)	40N	0,814±0,246	<0,001	0,047±0,461	0,691
	20N	0,346±0,260	<0,001	0,462±0,292	<0,001
	C	0,056±0,259	0,420	0,126±0,319	0,134
	20T	-0,521±0,272	<0,001	-0,403±0,507	0,008
	40T	-0,269±0,512	0,061	0,245±1,010	0,347

Os valores de p foram calculados pelo teste Paired Sample T-Test. Os valores a negrito foram estatisticamente significativos ao nível de confiança de 95%. O sinal positivo no valor da diferença indica que os valores dados pelo IRX3 com ciclo foram mais miópicos do que os do AR.

4 Discussão

Neste estudo foram avaliadas potenciais fontes de erro que possam influenciar a medida da refração axial e periférica com autorrefratómetro e aberrómetro no olho sem lente e usando lentes de contacto hidrofílicas multifocais. Tanto a influência da rotação do olho como da cabeça foram anteriormente alvo de investigação no olho sem lente (56,57) mas o mesmo não havia sido feito para o uso de lentes de contacto.

Pode assumir-se que a rotação do olho provoca um deslocamento da lente por efeito do contacto com as pálpebras e da abertura palpebral, sendo mais comum usar-se o método de rotação da cabeça para os casos em que se avalia a refração periférica com o paciente adaptado com lentes de contacto. (93) Contudo as lentes hidrofílicas atuais adaptam-se razoavelmente, de modo que o movimento é reduzido e a centragem mantem-se satisfatória em várias posições do olhar.

O atraso da lente em movimentos de superversão e versão foi anteriormente avaliado por Young *et al.* (94) verificando-se ter valor bastante baixo, cerca de 1 a 1,5 numa escala entre 0 e 4, o que representa cerca de 0,5 e 0,75 mm. Estes valores podem ser ainda menores para as atuais lentes de contacto. O mesmo concluiu Wolfshonn *et al.* observando através de aparelhos de visualização vídeo que o deslocamento das lentes de contacto hidrofílicas seria à volta de 0,5mm em média (comunicação pessoal).

Considerando isto, o efeito por descentramento da lente deverá ser dependente da própria lente (material) e das diferenças ao nível do perfil refrativo e do tipo de adaptação realizado (mais plana ou mais fechada). De facto, os resultados mostram que os perfis refrativos obtidos são muito pouco afetados pela rotação dos olhos durante a fixação em vez de rodar a cabeça para o mesmo efeito, embora o mesmo não deva ser negligenciado. Tendo em conta por exemplo o olho direito, quando este roda para o lado temporal, realizará um desvio (embora ligeiro) da lente em sentido nasal colocando numa região mais central a zona de adição periférica da lente. Isto poderá resultar numa sobrestimação da miopização induzida por lentes do tipo “dominante” como as utilizadas neste trabalho (Proclear e Biofinity). Apesar disto, este efeito não foi observado na figura 3-5 (A).

Como esperado o valor de aberração esférica medido axialmente aumenta significativamente com o aumento da pupila de acordo com o que autores anteriores (70) também já haviam descrito.

Foi possível verificar que pela proximidade dos alvos excêntricos presentes na montagem experimental que testamos neste trabalho tornam necessária a paralisação da acomodação para podermos comparar os valores de refração aos que obtemos em autorrefratometria. Queirós *et al.* (95) mostraram que a refração (M, J0 e J45) medida através do AR de campo aberto Grand Seiko WAM 5500 para 2,5m de distância do alvo não se apresentava estatisticamente diferente caso se medisse com ou sem cicloplegia, pelo que se pode dizer que o AR usado neste trabalho nos fornece informação de refração sem influência significativa da acomodação desde que esteja à distância referida dos alvos de fixação. Mostrou-se igualmente que as medidas de refração periférica não foram afetadas pela cicloplegia em olhos míopes. (95)

Para o caso da montagem experimental no aberrómetro utilizada neste trabalho, uma vez que os estímulos de fixação apesar de serem luminosos estavam a cerca de 2,3cm do vértex da córnea (Figura 2-2 (C)) o que induziu grandes montantes dióptricos (provenientes da resposta acomodativa) nas medidas tomadas para esses pontos (Figura 3-7 (A)) portanto neste trabalho só teve sentido comparar o AR com a medida cicloplégica com IRX3.

Os valores de refração periférica obtidos através de aberrometria (Figuras 3-2A a 3-2C) encontram-se de acordo com os que obtivemos anteriormente através de autorrefratometria em para o uso de lentes Proclear multifocal de desenho D em pacientes emetropes (58) e míopes (submetido para publicação). Avaliou-se também a refração periférica com a lente Biofinity Multifocal D, a mesma é a evolução de Proclear em material de silicone hidrogel e nesse sentido foi interessante verificar que tanto através de AR como de IRX3 com ciclo esta provoca um efeito de miopização periférica de cerca de 2,00D para 40° de excentricidade do campo visual nasal e cerca de 1,50D no campo visual temporal à semelhança da sua antecessora Proclear Multifocal D. As medidas de refração no aberrómetro foram todas tomadas para pupila redonda de 2,0mm para deste modo poderem ser comparadas com as medidas do AR (que analisa uma zona de 2,3 mm de pupila) para além de serem possíveis os valores obtidos na periferia onde normalmente obtêm-se diâmetros pupilares mais reduzidos do que axialmente.

As medidas na situação inicial tomadas no IRX3 com ciclo e no AR são bastante semelhantes, a única diferença estatisticamente significativa foi de apenas 0,25D para o caso axial (e neste caso o alvo era o que se encontra no interior do aparelho, virtualmente no infinito), pelo que se pode inferir que as diferenças entre os valores refrativos obtidos para os dois aparelhos por serem muito reduzidas (0,25D), têm uma baixa relevância clínica.

A lente Oasys não mostrou provocar efeito ao nível da modificação da refração periférica, verifica-se que provoca apenas um deslocamento hipermetrópico para todos os pontos. De relevar que lentes com perfis similares ao da lente Oasys *for presbyopia* estão a ser utilizados para reter a progressão da miopia (86) sob a denominação de lentes “*Dual focus*”. Estas lentes, ao contrário daquilo que se pretende com as lentes de gradiente de potência (para induzir miopia relativa periférica) pretendem diminuir o efeito que possa ter o atraso acomodativo (LAG) na progressão da miopia. Embora não possamos garantir que as lentes *Dual Focus* tenham um impacto igual ao das lentes Oasys analisadas neste trabalho, os resultados da presente tese mostram que estas lentes não alteram a refração periférica, deixando quase inalterado o perfil axial e periférico. Esta questão é relevante porque os mapas de potencia da lente Oasys *for presbyopia* (Figura 4-1), sugerem que a lente tem potências de perto e intermédia na região central e apenas potência de visão de longe na região periférica. Isto poderia motivar um efeito de adição “centro-perto” ao contrário daquele induzido pela lente Proclear ou Biofinity desenho “D”. Este facto poderia motivar um efeito de “hipermetropização periférica”, o que de facto não se verifica. Assim sendo a lente Oasys *for presbyopia* não mostra ser capaz de alterar o perfil de refração periférica dos pacientes míopes avaliados no âmbito desta investigação.

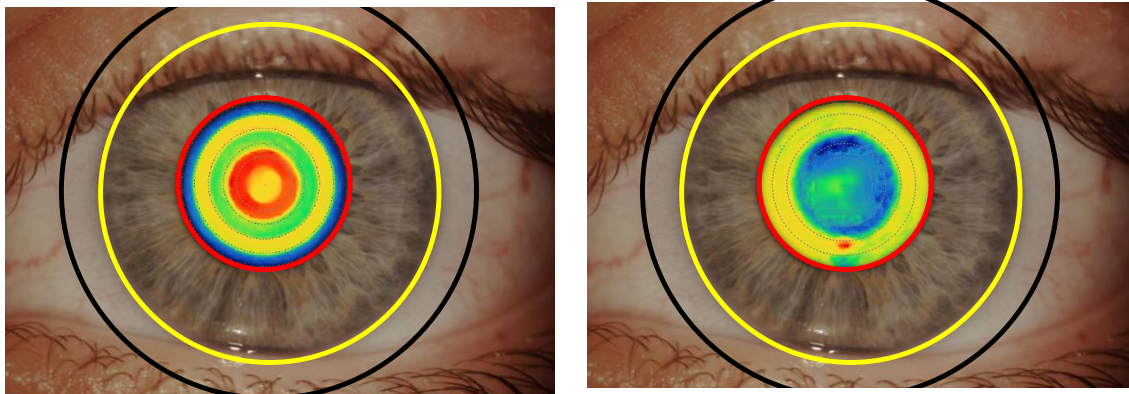


Figura 4-1 Representação dos mapas de potência medidos para as lentes Acuvue Oasys (à esquerda) e para a lente Proclear Multifocal “D” (à direita) sobrepostas a uma pupila de 6mm. As cores frias representam zonas de refração menos convergente (zona de longe) e as cores quentes zonas de potência mais convergente (zona de perto).

Uma vez que as LCFM estudadas apresentavam na zona de longe o valor dióptrico correspondente à correção da miopia dos pacientes que constituíram a amostra esperava-se que o valor de esfera equivalente (M) no ponto central fosse perto de zero para ambas as lentes, uma vez que as lentes são, de acordo com os desenhos óticos fornecidos pelos fabricantes, lentes de centro longe. Apesar de se verificar que os valores obtidos axialmente são menos míopes do que na situação inicial, os mesmos não foram nulos, pois mesmo na situação de posição primária do olhar e tendo a lente de contacto centrada, o diâmetro da zona de longe é bastante pequena (no caso de Proclear é de apenas 2,3mm e de Oasys será entre 1 e 1,5mm) portanto um pequeno deslocamento poderá induzir no valor obtido um valor dióptrico proveniente da zona vizinha que é mais positiva (ou menos negativa), o que também se pode observar através da Figura 4.1.

5 Conclusões

1. Os resultados sugerem que se deve proceder com cautela nas medidas com lentes de contacto multifocais através da rotação dos olhos pois pode induzir-se diferenças significativas no padrão refrativo periférico. No entanto, esta abordagem tem a vantagem de possibilitar medidas até aos 40° de excentricidade nasal e temporal o que não se mostrou exequível através da rotação da cabeça no autorrefratómetro de campo aberto Grand Seiko WAM5500.
2. Existe a possibilidade de se avaliar a refração axial, periféricas e qualidade ótica através da montagem experimental para fixação excêntrica num aberrómetro de *Hartman-Shack* comercial. A presença de um *beam splitter* para permitir a fixação excêntrica não constitui variação clinicamente significativa nos valores de esfera equivalente, de coma vertical e horizontal e aberração esférica de 4ª ordem.
3. A aberração comática não se mostrou estatisticamente diferente na posição axial para as pupilas de 3 e 5mm. Contudo a aberração esférica varia significativamente em função ao diâmetro pupilar. Nas localizações periféricas a aberração esférica varia menos do que a aberração comática entre as localizações nasal e temporal ou entre o centro e as localizações periféricas. O valor da aberração comática vertical mostrou-se estável para os diferentes diâmetros pupilares nas medidas axiais e também nas medidas excêntricas (nasal e temporal), sendo mais variável o valor da aberração comática horizontal.
4. A acomodação envolvida na fixação próxima do estímulo de fixação no aparelho experimental mostrou-se significativa para os resultados de equivalente esférico, inviabilizando as medidas de aberrometria periférica sem recurso a cicloplégico.
5. As medidas de refração periférica e com o uso de lentes de contacto multifocais são possíveis efetuarem-se através de aberrometria quer em

lentes esféricas com transições de potências suaves quer em lentes multizona com transições de potência mais abruptas quando se considera análise para um diâmetro de pupila de 2 mm. Estes resultados mostram ser comparáveis aos obtidos com o autorefratômetro de campo aberto.

6 Referências

1. Saw S M, Katz J, Schein OD, Chew S, Chan T. Epidemiology of Myopia. *Public Health*. 1996;18(2).
2. Lin L, Shih Y, Hsiao C, Chen C. Prevalence of myopia in Taiwanese schoolchildren: 1983 to 2000. *Annals of the Academy of Medicine Singapore*. 2004 Jan;33(1):27-33.
3. Lin LL, Shih Y, Hsiao CK, Chen C, Lee L. Epidemiologic Study of the Prevalence and Severity of Myopia Among Schoolchildren in Taiwan in 2000. *J Formos Med Assoc*. 2001;100(10):684-91.
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. *Optometry and Vision Science*. 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 & Physiological Optics*. 1999 Jan;19(1):22-9.
6. Zadnik K. The Glenn A. Fry Award Lecture (1995). Myopia development in childhood. *Optometry and Vision Science*. 1997;74:603-8.
7. Junghans BM, Crewther SG. Prevalence of myopia among primary school children in eastern Sydney. *Clinical & Experimental Optometry*. 2003 Sep;86(5):339-45.
8. Fan DSP, Cheung EYY, Lai RYK, Kwok a KH, Lam DSC. Myopia progression among preschool Chinese children in Hong Kong. *Annals of the Academy of Medicine*. 2004 Jan;33(1):39-43.
9. He M, Zeng J, Liu Y, Xu J, Pokharel GP, Ellwein LB. Refractive Error and Visual Impairment in Urban Children in Southern China. *Investigative Ophthalmology*. 2004;45(3):793-9.
10. Lin LL-K, Shih Y-F, Hsiao CK, Chen C-J, Lee L-A. Epidemiologic Study Of The Prevalence And Severity Of Myopia Among Schoolchildren in Taiwan in 2000. *Journal Of The Formosan Medical Association*. 2001;100(10):684-91.
11. Hyman L, Gwiazda J, Hussein M, Norton TT, Wang Y, Marsh-tootle W, et al. Relationship of Age, Sex, and Ethnicity With Myopia Progression and Axial Elongation in the Correction of Myopia Evaluation Trial. *Arch Ophtalmol*. 2005;123(July):997- 987.
12. Lin LL-K, Shin Y-F, Tsai C-B, Chen C-J, Lee L-A, Hung P-T, et al. Epidemiologic study of ocular refraction among schoolchildren in Taiwan in 1995. *Optometry and Vision Science*. 1999;76(5):275-81.

13. Edwards MH. The development of myopia in Hong Kong children between the ages of 7 and 12 years: a five-year longitudinal study. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 1999 Jul;19(4):286–94.
14. Kleinstejn RN, Jones L a, Hullett S, Kwon S, Lee RJ, Friedman NE, et al. Refractive error and ethnicity in children. *Archives of Ophthalmology*. 2003 Aug;121(8):1141–7.
15. Quek TPL, Chua CG, Chong CS, Chong JH, Hey HW, Lee J, et al. Prevalence of refractive errors in teenage high school students in Singapore. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2004 Jan;24(1):47–55.
16. Murthy GVS, Gupta SK, Ellwein LB, Mun SR. Refractive Error in Children in an Urban Population in New Delhi. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2001;43(3):623–32.
17. Wu H, Seet B, Edin F, Yap EP, Saw S. Does Education Explain Ethnic Differences in Myopia Prevalence? A Population-Based Study of Young Adult Males in Singapore. *Optometry and Vision Science*. 2001;78(4):234–9.
18. He M, Zheng Y, Xiang F. Prevalence of myopia in urban and rural children in mainland China. *Optometry and Vision Science*. 2009 Jan;86(1):40–4.
19. Ip JM, Rose K a, Morgan IG, Burlutsky G, Mitchell P. Myopia and the urban environment: findings in a sample of 12-year-old Australian school children. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2008 Sep;49(9):3858–63.
20. Mutti DO, Mitchell GL, Moeschberger ML, Jones LA, Zadnik K. Parental Myopia, Near Work, School Achievement, and Children’s Refractive Error. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2002;43(12):3633–40.
21. Rose KA, Morgan IG, Ip J, Kifley A. Outdoor Activity Reduces the Prevalence of Myopia in Children. *Ophthalmology*. 2007;115(8):1279–85.
22. Rose KA, Morgan IG, Smith W, Burlutsky G, Mitchell P, Saw S. Myopia, Lifestyle, and Schooling in Students of Chinese Ethnicity in Singapore and Sydney. *Arch Ophthalmol*. 2008;126(4):527–30.
23. Mutti DO, Marks AR. Blood levels of vitamin D in teens and young adults with myopia. *Optometry and Vision Science*. 2011 Mar;88(3):377–82.
24. Atchison DA, Jones CE, Schmid KL, Pritchard N, Pope JM, Strugnell WE, et al. Eye shape in emmetropia and myopia. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2004 Oct;45(10):3380–6.
25. Chau A, Fung K, Pak K, Yap M. Is eye size related to orbit size in human subjects? *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2004 Jan;24(1):35–40.
26. Saw S-M, Gazzard G, Shih-yen EC, Chua W. Myopia and associated pathological complications. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2005;25(5):381–91.

27. Mitchell P, Hourihan F, Sandbach J. The Blue Mountains Eye Study The Relationship between Glaucoma and Myopia.
28. Vongphanit J, Mitchell P, Wang JJ. Prevalence and progression of myopic retinopathy in an older population. *Ophthalmology*. 2002 Apr;109(4):704–11.
29. Lim R, Mitchell P, Cumming RG. Refractive Associations with Cataract: the Blue Mountains Eye Study. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 1999;40(12):3021–6.
30. Hyams SW, Neumann E. Peripheral retina in myopia. With particular reference to retinal breaks. *The British Journal of Ophthalmology*. 1969 May;53(5):300–6.
31. Zadnik K, Manny RE, Yu JA, Ohio T, Kz O, Medicine C, et al. Ocular Component Data in Schoolchildren as a Funtion of Age and Gender. *Optometry and Vision Science*. 2003;80(3):226–36.
32. Yebra-Pimentel E, González-Méijome JM, Garcia-Resúa C, Giráldez-Fernandez M. The Relationships Between Ocular Optical Components and Implications in the Process of Emmetropization. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2008;83:307–16.
33. Smith III EL, Ramamirtham R, Qiao-grider Y, Hung L, Kee C, Coats D, et al. Effects of Foveal Ablation on Emmetropization and Form- Deprivation Myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2007;48(9):3914–22.
34. Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL, Scott DH, Jones CE, Pope JM. Shape of the Retinal Surface in Emmetropia and Myopia. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2005 Aug;46(8):2698–707.
35. Smith III EL, Hung L. The role of optical defocus in regulating refractive development in infant monkeys. *Vision Research*. 1999;39:1415 – 1435.
36. Hoogerheide J, Rempt F, Hoogenboom W. Acquired myopia in young pilots. *Ophthalmologica*. 1971;163:209–15.
37. Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL. Peripheral Refraction Along The Horizontal and Vertical Visual Fields in Myopia. *Vision Research*. 2006 Apr;46(8-9):1450–8.
38. Mutti DO, Hayes JR, Mitchell GL, Jones LA, Moeschberger ML, Cotter SA, et al. Refractive error, axial lenth, and relative peripheral refractive error before and after the onset of myopia. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2007;48(6):2510–9.
39. Mutti DO, Sholtz RI, Friedman NE, Zadnik K. Peripheral refraction and ocular shape in children. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2000 May;41(5):1022–30.
40. Wallman J, Winawer J. Homeostasis of Eye Growth and the Question of Myopia. *Neuron*. 2004;43:447–68.

41. Logan NS, Gilmartin B, Wildsoet C, Dunne MCM. Posterior Retinal Contour in Adult Human Anisomyopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [Internet]. 2004 Jul [cited 2011 Mar 31];45(7):2152–62.
42. Seidemann A, Schaeffel F, Guirao A, Lopez-Gil N, Artal P. Peripheral refractive errors in myopic, emmetropic, and hyperopic young subjects. *J Opt. Soci. Am. A*. 2002 Dec;19(12):2363–73.
43. Tabernero J, Vazquez D, Seidemann A, Uttenweiler D, Schaeffel F. Effects of Myopic Spectacle Correction and Radial Refractive Gradient Spectacles on Peripheral Refraction. *Vision Research*. Elsevier Ltd; 2009 Aug;49:2176–86.
44. Fedtke C, Ehrmann K, Holden BA. A Review of Peripheral Refraction Techniques. *Optometry and Vision Science*. 2009 May;86(5):429–46.
45. Charman WN, Mountford J, Atchison DA, Markwell EL. Peripheral Refraction in Orthokeratology Patients. *Optometry and Vision Science*. 2006;83(9):641–8.
46. Charman WN. The Charles F . Prentice Award Lecture 2005 : Optics of the Human Eye : Progress and Problems. *Optometry and Vision Science*. 2006;83(6):335–45.
47. Smith III EL, Greenman Jr. N, Ho A, Holden BA. Methods and apparatuses for altering relative curvature of field and positions of peripheral, off-axis focal positions. US Patent 7,025,460. 2006. p. The Vision CRC Limited, Sydney (AU), USA. p 49.
48. Queirós A, González-Méijome JM, Jorge J, Villa-Collar C, Gutiérrez AR. Peripheral refraction in myopic patients after orthokeratology. *Optometry and Vision Science*. 2010 May;87(5):323–9.
49. Ferree CE, Rand G HC. Refraction for the peripheral field of vision. *Arch Ophthalmol*. 1931;5:717–31.
50. Atchison DA. Comparison of Peripheral Refractions Determined by Different Instruments. *Optometry and Vision Science* [Internet]. 2003 Oct;80(9):655–60.
51. Atchison DA, Pritchard N, White SD, Griffiths AM. Influence of Age on Peripheral Refraction. *Vision Research*. 2005;45(2005):715–20.
52. Lundström L, Gustafsson J, Svensson I, Unsbo P. Assessment of objective and subjective eccentric refraction. *Optometry and Vision Science*. 2005 Apr;82(4):298–306.
53. Charman WN, Jennings J a M. Longitudinal changes in peripheral refraction with age. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2006 Oct;26(5):447–55.
54. Charman WN. Refractive changes associated with oblique viewing and reading in myopes and emmetropes. 2007;7:1–15.

55. Lundström L, Gustafsson J, Unsbo P. Vision Evaluation of Eccentric Refractive Correction. *Optometry and Vision Science*. 2007;84(11):1046–52.
56. Radhakrishnan H, Charman WN. Peripheral refraction measurement: does it matter if one turns the eye or the head? *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2008 Jan;28(1):73–82.
57. 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 & Physiological Optics*. 2009 Mar;29(2):155–61.
58. 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.
59. Zadnik K, Mutti DO, Adams AJ. The Repeatability of Measurement of the Ocular Components. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 1992;33(7):2325–33.
60. Bullimore MA, Fusaro RE, Adams CW. The Repeatability of Automated and Clinician. *Optometry and Vision Science*. 1998;75(8):617–22.
61. 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.
62. APLO. Documento Orientador do Âmbito da Prática da Optometria em Portugal. Disponível em <http://www.aplo.pt/upload/downloads/Documento%20Orientador%20do%20Âmbito%20da%20Prática%20Optometria.pdf> (acedido em 8/03/2012). 2008. p. 1–2.
63. Queirós A, González-Méijome J, Jorge J. Influence of fogging lenses and cycloplegia on open-field automatic refraction. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2008 Jul;28(4):387–92.
64. Calver R, Radhakrishnan H, Osuobeni E, O’Leary D. Peripheral Refraction for Distance and Near Vision in Emmetropes and Myopes. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2007 Nov;27(6):584–93.
65. Luxin MA, Atchison DA, Charman WN. Off-axis Refraction and Aberrations Following Conventional Laser in situ Keratomileusis. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2005 Mar;31(3):489–98.
66. Seidemann A, Schaeffel F, Guirao A, Lopez-Gil N, Artal P. Peripheral refractive errors in myopic, emmetropic, and hyperopic young subjects. *Journal of the Optical Society of America*. 2002 Dec;19(12):2363–73.
67. Macfadden LA, Gray LS, Strang NC, Seidel D, Gray LS, Strang NC, et al. The Effect of Eye Rotation on Measurements of Peripheral Retinal Shape Using the

- IOLMaster. Investigative Ophthalmology & Vision Science. 2007;E–abstract 4002.
68. Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J. Opt. Soc. A. A.* 1994;11(7):1949–57.
 69. Roorda A, Williams DR, Panagopoulou SI. Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision II. 2nd ed. Krueger RR, Applegate RA, MacRae SM, editors. Optometry. Thorofare, USA: SLACK Incorporated; 2004.
 70. Queirós A, Villa-Collar C, Gonzalez-Meijome JM, Jorge J, Gutiérrez AR. Effect of Pupil Size on Corneal Aberrations Before and After Standard Laser In Situ Keratomileusis, Custom Laser In Situ Keratomileusis, and Corneal Refractive Therapy. *American Journal of Ophthalmology.* Elsevier Inc.; 2010;150(1):97–102.
 71. Applegate R a, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *Journal of Cataract & Refractive Surgery.* 2003;29(8):1487–95.
 72. Munson K, Hong XIN, Thibos LN. Use of a Shack-Hartmann Aberrometer to Assess the Optical Outcome of Corneal Transplantation in a Keratoconic Eye. *Optometry and Vision Science.* 2001;78(12):866–71.
 73. Hong X, Himebaugh N, Thibos LN, Bradley A, Begley C. On-eye Evaluation of Optical Performance of Rigid and Soft Contact Lenses. *Optometry and Vision Science.* 2001;78:872–80.
 74. Thibos LN, Hong X. Clinical Applications of the Shack Hartmann. *Optometry and Vision Science.* 1999;76(12):817–25.
 75. Atchison D a, Scott DH. Monochromatic aberrations of human eyes in the horizontal visual field. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision [Internet].* 2002 Nov;19(11):2180–4.
 76. Atchison D a. Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes. *Clinical & experimental optometry: journal of the Australian Optometrical Association [Internet].* 2005 Jan;88(1):5–27.
 77. Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R, Vsia STM. Report From the VSIA Taskforce on Standards for Reporting Optical Aberrations of the Eye. *Journal of Refractive Surgery.* 2000;16(5):S654–655.
 78. Castejón-Mochón JF, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Research.* 2002;42(2002):1611–7.
 79. Smith III EL. Prentice Award Lecture 2010: A case for peripheral optical treatment strategies for myopia. *Optometry and Vision Science.* 2011 Sep;88(9):1029–44.

80. Cho P, Cheung SW, Edwards M. The Longitudinal Orthokeratology Research in Children (LORIC) in Hong Kong: A Pilot Study on Refractive Changes and Myopic Control. *Current Eye Research*. 2005;30(1):71–80.
81. Walline JJ, Jones LA, Sinnott LT. Corneal Reshaping and Myopia Progression. *British Journal of Ophthalmology*. 2009 Sep;93(9):1181–5.
82. Kakita T, Hiraoka T, Oshika T. Influence of Overnight Orthokeratology on Axial Elongation in Childhood Myopia. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2011;52(5):2170–4.
83. Bennett ES. Contact lens correction of presbyopia. *Clinical & Experimental Optometry*. 2008;91(3):265–78.
84. Walline JJ, Mcvey L. Myopia Control With a Soft Bifocal Contact Lens. 13th International Myopia Conference. 2010.
85. 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.
86. 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.
87. Aller TA, Wildsoet C. Bifocal Soft Contact Lenses As a Possible Myopia Control Treatment: A Case Report Involving Identical Twins. *Clinical & Experimental Optometry*. 2008 Jul;91(4):394–9.
88. Fulk GW, Cyert LA, Parker DE. A Randomized Trial of the Effect of Single-Vision vs . Bifocal Lenses on Myopia Progression in Children with Esophoria. *Optometry and Vision Science*. 2000;77(8):395–401.
89. Gwiazda JE, Hyman L, Norton TT, Hussein MEM, Marsh-tootle W, Manny R, et al. Accommodation and Related Risk Factors Associated with Myopia Progression and Their Interaction with Treatment in COMET Children. *Investigative Ophthalmology & Vision Science*. 2004;45(7):2143–51.
90. Goss D. Variables Related to the Rate of Childhood Myopia. *Optometry and Vision Science*. 1990;67(8):631–6.
91. Mallen E a H, Kashyap P. Technical note: measurement of retinal contour and supine axial length using the Zeiss IOLMaster. *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2007 Jul;27(4):404–11.
92. Thibos LN, Horner D. Power vector analysis of the optical outcome of refractive surgery. *Journal of Cartaract & Refractive Surgery*. 2001 Jan;27(1):80–5.

93. Kwok E, Patel B, Backhouse S, Phillips JR. Peripheral Refraction in High Myopia with Spherical Soft Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*. 2012;89(3):263–70.
94. Young G, Holden B, Cooke G. Influence of Soft Contact Lens Design on Clinical. *Optometry and Vision Science*. 1993;70(5):394–403.
95. Queirós A, Jorge J, González-Méijome JM. Influence of Fogging Lenses and Cycloplegia on Peripheral Refraction. *Journal of Optometry*. 2009;2(2):83–9.

6.1 Anexo 1: Consentimento informado da sessão nº1

FOLHA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE PRIMEIRA SESSÃO DE EXAME

Foi convidado(a) a participar no estudo “Refração periférica e acomodação em jovens não presbitas com diferentes tipos de lentes de contacto multifocais”.

Antes de decidir se quer ou não tomar parte, é importante que perceba o porquê desta investigação estar a ser efetuada e o que ela envolve. Por favor, dispense algum tempo para ler cuidadosamente a informação seguinte.

Se alguma coisa não estiver clara ou se necessitar de mais informação, esclareça-se junto dos responsáveis deste estudo.

Porque se vai realizar este estudo?

Este estudo realiza-se no âmbito da tese de mestrado “Refração periférica e acomodação em jovens não presbitas com diferentes tipos de lentes de contacto multifocais”. Tem como objetivos:

- Estimar o padrão de refração axial e fora de eixo com uso de lentes de contacto multifocais em pacientes míopes;
- *Verificar se com o uso destas lentes se pode levar a novas evoluções na procura de soluções óticas inócuas para evitar a progressão da miopia.*

Porque é que fui escolhido(a) para participar no estudo?

Este estudo pretende envolver aproximadamente 20 jovens adultos. Os mesmos terão de ser preferencialmente míopes com refração até -6,00 D e com uma componente astigmática inferior a -0,75D.

O que acontecerá aos resultados do estudo?

Os dados recolhidos no decorrer do estudo serão analisados pelos responsáveis do projeto.

Todos os dados recolhidos neste estudo que o(a) identificar pelo nome irão permanecer confidenciais.

Que riscos potenciais existem?

As lentes de contacto que vão ser adaptadas são de marcas comerciais e estão garantidas todas as condições de segurança e sanidade, ambas estão aprovadas pela FDA (Foods and Drugs Administration) como dispositivo de correção ótica.

Obrigado pelo tempo que despendeu a ler esta folha de informação e por considerar que pode participar neste estudo.

Se desejar participar neste estudo deverá assinar e datar o formulário de consentimento para recolha de informação.

Ser-lhe-á dada uma cópia desta folha de informação e do seu consentimento informado.

Aluna responsável:

Daniela Lopes Ferreira

Orientadores:

José Manuel González-Méijome

António Queirós

Jorge Jorge

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Tomei conhecimento de que me foram prestadas as informações relacionadas com os objetivos e os métodos do estudo e que todas as minhas questões e dúvidas foram esclarecidas

Aceito participar neste estudo e autorizo a recolha dos meus dados.

Recebi uma cópia deste consentimento informado que irei guardar para que possa consultar sempre que necessite.

Se tiver alguma dúvida ou se verificar alguma reação ocular posso contactar o grupo através do contacto fornecido pelos responsáveis desta experiência.

Assinaturas:

Nome do paciente

Assinatura do paciente

Data

Nome do Responsável

Assinatura do Responsável

Data

6.1 Anexo 2: Consentimento informado da sessão nº2

FOLHA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE SEGUNDA SESSÃO DE EXAME

Foi convidado(a) a participar no “Refração periférica e acomodação em jovens não presbitas com diferentes tipos de lentes de contacto multifocais”.

Antes de decidir se quer ou não tomar parte, é importante que perceba o porquê desta investigação estar a ser efetuada e o que ela envolve. Por favor, dispense algum tempo para ler cuidadosamente a informação seguinte.

Se alguma coisa não estiver clara ou se necessitar de mais informação, esclareça-se junto dos responsáveis deste estudo.

Porque se vai realizar este estudo?

Este estudo realiza-se no âmbito da tese de mestrado “Refração periférica e acomodação em jovens não presbitas com diferentes tipos de lentes de contacto multifocais”. Tem como objetivos:

- Avaliar a **influência da função acomodativa** na medida refrativa axial e periférica com aberrometria;
- **Verificar se com o uso destas lentes se pode levar a novas evoluções na procura de soluções óticas inócuas para evitar a progressão da miopia.**

O que acontecerá aos resultados do estudo?

Os dados recolhidos no decorrer do estudo serão analisados pela aluna responsável pela tese.

Todos os dados recolhidos neste estudo que o(a) identificar pelo nome irão permanecer confidenciais.

Quem organiza e financia a investigação?

O estudo é promovido e financiado pelo departamento de Física da Universidade do Minho e será realizado no laboratório de investigação de Optometria Clínica e Experimental no âmbito da tese de Mestrado em Optometria da responsável.

O que posso sentir após a instilação do fármaco?

- Picadas no início
- Visão desfocada ao perto (desaparece após 4h)
- Fotofóbia

Que riscos potenciais existem?

Pode provocar aumento da pressão intraocular, pelo que será avaliado antes da instilação a pressão intraocular e o ângulo iridocorneano, para garantir total segurança.

O que acontecerá aos resultados do estudo?

Os dados recolhidos no decorrer do estudo serão analisados pelos responsáveis pelo projeto. Todos os dados recolhidos neste estudo que o(a) identificar pelo nome irão permanecer confidenciais.

Se desejar participar neste estudo deverá assinar e datar o formulário de consentimento para recolha de informação.

Ser-lhe-á dada uma cópia desta folha de informação e do seu consentimento informado.

Responsáveis e orientadores:

Daniela Lopes Ferreira
José Manuel González-Méijome
Jorge Jorge
António Queirós Pereira

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Tomei conhecimento de que me foram prestadas as informações relacionadas com os objetivos e os métodos do estudo e que todas as minhas questões e dúvidas foram esclarecidas

Aceito participar neste estudo e autorizo a recolha dos meus dados.

Recebi uma cópia deste consentimento informado que irei guardar para que possa consultar sempre que necessite.

Se tiver alguma dúvida ou se verificar alguma reação ocular posso contactar o grupo através do contato fornecido pelos responsáveis desta experiência.

Assinaturas:

Nome do paciente	Assinatura do paciente	Data
_____	_____	_____
Nome do Responsável	Assinatura do Responsável	Data
_____	_____	_____

Este trabalho foi parcialmente financiado por Fundos FEDER através do Programa Operacional Fatores de Competitividade – COMPETE e por Fundos Nacionais através da FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia no âmbito do projeto PTDC/SAU-BEB/098392/2008

FCT Fundação para a Ciência e a Tecnologia

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR

