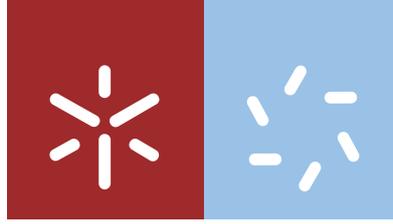


Universidade do Minho
Escola de Ciências

Joana Filipa Ribeiro Domingues

Variações Temporais e Espaciais na Resposta Eletrofisiológica da Retina Durante a Adaptação a Dispositivos Óticos Multifocais

fevereiro de 2018



Universidade do Minho
Escola de Ciências

Joana Filipa Ribeiro Domingues

Variações Temporais e Espaciais na Resposta Eletrofisiológica da Retina Durante a Adaptação a Dispositivos Óticos Multifocais

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho realizado sob orientação do
Professor Doutor José Manuel González-Méijome
e do
Doutor Miguel António Faria Ribeiro

DECLARAÇÃO

Nome: Joana Filipa Ribeiro Domingues

Endereço eletrónico: joanafilipadomingues@gmail.com

Número do Bilhete de Identidade: 14392178

Título da Dissertação de Mestrado:

Variações Temporais e Espaciais na Resposta Eletrofisiológica da Retina Durante a Adaptação a Dispositivos Óticos Multifocais

Orientadores:

Professor Doutor José Manuel González-Méijome

Doutor Miguel António Faria Ribeiro

Ano de conclusão: 2018

Designação do Mestrado: Optometria Avançada

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Universidade do Minho, 28 de Fevereiro de 2018

Assinatura: _____

“Por maior que seja o desafio, se tiver fé no coração será capaz de superá-lo (...)”

Anónimo

AGRADECIMENTOS

Um especial agradecimento aos meus orientadores, Professor Doutor José Manuel González-Méijome, pela disponibilidade, orientação científica, partilha de conhecimento e apoio constante para a realização desta dissertação, e ao Doutor Miguel António Faria Ribeiro pela ajuda, orientações, valiosas revisões e sugestões.

A toda a equipa do Laboratório de Investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab) pela colaboração na fase experimental e organização dos dados. Em especial, à Ana Amorim pela ajuda na aquisição das medidas de eletrofisiologia e ao Doutor Paulo Fernandes pelas sugestões, durante e após a fase experimental.

Aos meus pais e aos meus irmãos pelo apoio, carinho e por, simplesmente, fazerem parte de mim.

Ao João Gonçalves pela força, confiança, amor, amizade, presença constante e motivação. Obrigada pela compreensão e descontração transmitida nos momentos mais preocupantes.

A todos os meus amigos que me acompanharam nesta fase, especialmente à Andreia Gomes, Andreia Silva, Cátia Gomes e Diana Brandão por todos os momentos, experiências, companheirismo e, acima de tudo pela amizade. Obrigada por estarem presentes!

Aos voluntários que se disponibilizaram para participar neste estudo.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi determinar a resposta da atividade eletrofisiológica, de diferentes regiões da retina, mediante eletrofisiologia multifocal durante o período de adaptação a lentes de contacto multifocais de desenho centro-perto e desenho centro-longe, numa lógica de adaptação contra lateral.

Foram recrutados 4 voluntários présbitas que nunca tinham utilizado lentes de contacto multifocais. Realizaram-se as medidas de eletrofisiologia multifocal com lentes de contacto monofocais (determinação do valor *baseline*) e multifocais. Registaram-se também os seguintes parâmetros visuais: acuidade visual de alto e baixo contraste, aberrometria e a perceção subjetiva do tamanho do halo luminoso. Após 15 dias de uso das lentes de contacto multifocais, repetiram-se as medidas de eletrofisiologia multifocal e restantes exames.

Na análise das regiões da retina por zonas anelares, as respostas médias no mfERG, em olhos adaptados com as lentes de contacto monofocais e com lentes de contacto multifocais de desenho centro-longe, tendem a apresentar comportamentos semelhantes nos dois dias avaliados (dia 1 e dia 15). Relativamente aos olhos adaptados com lentes de contacto multifocais de desenho centro-perto, observou-se um pequeno atraso no tempo implícito com a lente de contacto multifocal no dia um, que tende a diminuir após os 15 dias de adaptação à multifocalidade.

Relativamente à avaliação das diferentes regiões da retina por quadrantes, nos olhos adaptados com lentes de contacto multifocais centro-longe, registaram-se valores de P1 e N1 mais elevados nos quadrantes 1 e 4. O mesmo comportamento foi observado nos olhos adaptados com lentes de contacto multifocais centro-perto, tendo sido ainda observados menores amplitudes e tempos implícitos mais elevados com as lentes de contacto multifocais, nos quadrantes 2 e 3.

As lentes de contacto multifocais de desenho centro-perto aparentam produzir um maior impacto na alteração da resposta eletrofisiológica da retina a curto-prazo. O atraso no tempo implícito obtido com lente de contacto multifocal centro-perto no primeiro dia, com a posterior recuperação após o décimo quinto dia de uso, sugere uma adaptação da retina a este dispositivo multifocal.

ABSTRACT

The objective of this study was to determine the response of the electrophysiological activity of different regions of the retina by means of multifocal electrophysiology during the adaptation period to multifocal contact lenses with center drawing near and center drawing far, in a logic of lateral adaptation.

Four presbyopic volunteers who had never used multifocal contact lenses were recruited. Measurements of multifocal electrophysiology with monofocal contact lenses (baseline value) and multifocal measurements were performed. The following visual parameters were also recorded: high and low contrast visual acuity; aberrometry and the subjective perception of the size of the luminous halo. After 15 days of multifocal contact lenses usage, multifocal electrophysiology and other examinations were repeated.

In the analysis of the regions of the retina by ring zones, the mean responses in mfERG tend to present similar behaviors on the two days evaluated (day one and day fifteen), in eyes adapted with monofocal contact lenses and multifocal contact lenses with center-distance drawing. Regarding the center-near multifocal contact lenses-adapted eyes, there was a small delay in implicit time with the multifocal contact lens at day one, which tends to decrease after 15 days of adaptation to multifocality.

Regarding the evaluation of the different regions of the retina by quadrants, in the eyes adapted with center-distance multifocal contact lenses, higher values of P1 and N1 were recorded in quadrants 1 and 4. The same behavior was observed in the eyes adapted with center-near multifocal contact lenses, and smaller amplitudes and implicit times were observed with multifocal contact lenses in quadrants 2 and 3.

Multifocal contact lenses with center-near design appear to have a greater impact on the alteration of the electrophysiological retinal response in short-term. The delay in implicit time obtained with center-near multifocal contact lens on the first day, with subsequent recovery after the fifteenth day of use, suggests an adaptation of the retina to this multifocal device.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	v
RESUMO	vii
ABSTRACT	ix
ABREVIATURAS, ACRÓNIMOS E UNIDADES	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS	xv
1. REVISÃO DA LITERATURA	23
1.1 Presbiopia	23
1.1.1 Compensação da Presbiopia	24
1.2 Dispositivos Óticos Multifocais (LC)	25
1.2.1 Lentes de Contacto Multifocais de Geometria Asférica.....	27
1.2.2 Qualidade Ótica com Sistemas Multifocais.....	28
1.3 Distorção Luminosa e Distúrbios Visuais Noturnos.....	30
1.3.1 Fenómenos Fóticos – <i>Glare</i> , Halos Luminosos e <i>Starburst</i>	30
1.4 Introdução à Eletrofisiologia Ocular.....	32
1.4.1 A Retina.....	32
1.4.1.1 Áreas especializadas da Retina	33
1.4.1.2 Estrutura celular da Retina.....	34
1.4.1.3 Fototransdução.....	37
1.4.1.4 Processamento Visual e Campos Recetivos na Retina.....	38
1.4.2 O Eletrorretinograma (ERG).....	40
1.4.3 O Eletrorretinograma Multifocal (mfERG).....	42
1.4.3.1 Tipos de Eléttodos	42
1.4.3.2 Estimulo mfERG.....	44
1.4.3.3 Onda típica do mfERG.....	44
1.4.3.4 Características do mfERG em indivíduos normais	47
1.4.3.5 Valores Normativos mfERG	48
1.4.4 Fatores que condicionam a Resposta Retiniana	52
1.4.4.1 Fatores Fisiológicos.....	52
1.4.4.2 Fatores Patológicos.....	53

1.4.4.3	Fatores Induzidos Oticamente	56
2.	HIPÓTESES E OBJETIVOS DO ESTUDO	57
2.1	Formulação do Problema.....	57
2.2	Hipóteses do Estudo	57
2.3	Objetivos do Estudo.....	58
3.	AMOSTRA, MATERIAL E MÉTODOS	59
3.1	Tipo de Estudo	59
3.2	Participantes e Amostra	59
3.3	Procedimento Experimental.....	60
3.3.1	Rotina Clínica.....	60
3.3.2	Lentes utilizadas: <i>Biofinity</i> ® e <i>Biofinity</i> ®Multifocal	61
3.3.3	Aberrometria.....	63
3.3.4	Distorção Luminosa – Halometria.....	64
3.3.5	Eletrofisiologia Multifocal.....	65
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	71
4.1	Impedâncias - mfERG	71
4.2	Eletrorretinograma multifocal.....	72
4.2.1	Sujeito 1 – MM	78
4.2.2	Sujeito 2 – EP	82
4.2.3	Sujeito 3 – RR.....	85
4.2.4	Sujeito 4 - IC.....	89
5.	CONCLUSÕES	94
6.	TRABALHO FUTURO.....	96
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	98
	ANEXOS	104
	Anexo 1 Documento de Consentimento Informado.....	104
	Anexo 2 Folha de registo Pré-avaliação de inclusão.....	106
	Anexo 3 Topografias da Córnea	107

ABREVIATURAS, ACRÓNIMOS E UNIDADES

AV: Acuidade Visual

cd/m²: candela por metro quadrado

D: Dioptria

DL: Distorção luminosa

ERG: Eletrorretinograma

GMPc: Monofosfato de Guasina Cíclico

° : Graus

HCDVA: Acuidade visual de alto contraste em visão de longe (High contrast distance visual acuity)

Hz: Hertz

HOA: Aberrações de Alta Ordem (*High Order Aberrations*)

kΩ: kiloohm (kOhm)

LC: Lentes de Contacto

LCDVA: Acuidade visual de baixo contraste em visão de longe (Low contrast distance visual acuity)

LCMF: Lentes de Contacto Multifocais

LCMF D: Lente Multifocal de Desenho “D” (Centro-Longe)

LCMF N: Lente Multifocal de Desenho “N” (Centro-Perto)

LDA: *Light Distortion Analyzer*

LOA: Aberrações de baixa ordem (*Low Order Aberrations*)

mfERG: Eletrorretinograma multifocal

μm: micron

MN: Monovisão

ms: milisegundos

nV: Nanovolt

nV/deg²: Nanovolt por grau ao quadrado

PEV: Potenciais Evocados Visuais

PDE: *fosfodiesterase*

PO's: Potenciais Oscilatórios

V: Volt

VL: Visão de Longe

VP: Visão de Perto

RMS: *Root Mean Square*

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Número de publicações encontradas no pubmed (https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/) em Abril 2017 segundo o ano de publicação (Palavras-chave “ <i>presbyopia</i> ” e “ <i>presbyopia and contact lens</i> ”). Cedido por José Manuel González-Méijome, PhD.	25
Figura 1.2 Pirâmide dos polinômios de Zernike (1 ^a à 4 ^a ordem), com respetivo nome, ordem e frequência. Fonte: https://figshare.com/ , acessido Abril 2017.	28
Figura 1.3 Imagem ilustrativa dos fenómenos fóticos referenciados: (a) <i>Glare</i> , (b) Halos luminosos, (c) <i>Starburst</i> . Adaptado de McAlinden e colaboradores (2010) ⁸⁴	31
Figura 1.4 Imagem ilustrativa de áreas especializadas da retina. Adaptado de https://www.gta.ufjf.br/grad/07_2/eric/Aretinaesuascaractersticas.html acessido em Janeiro de 2018.	33
Figura 1.5 (A) As 10 camadas da retina, (B) Disposição das células nervosas. Fonte: Snell e Lemp, 1998 ³⁶	34
Figura 1.6 (A) Imagem ilustrativa dos fotorreceptores (à esquerda: bastonete, à direita: cone). Fonte: Bear, Connors e Paradiso, 2008 ³⁹ ; (B) Curvas de sensibilidade espectral dos fotorreceptores e respetivos picos de absorção máxima. Fonte http://corisectelmo.blogspot.pt/2010/11/ , acessido em Julho 2017.	35
Figura 1.7 Distribuição de cones e bastonetes na retina. Fonte: Goldstein – 8ed ³⁸	36
Figura 1.8 Fototransdução nos bastonetes – pigmento: rodopsina. Fonte: http://arquivobioqui.blogspot.pt/2015/11/as-fototransducao-nos-bastonetes-usa-o.html , acessido em julho 2017.	38
Figura 1.9 Convergência dos fotorreceptores na retina central e periférica. Adaptado de Bear, Connors e Paradiso, 2008 ³⁹	39
Figura 1.10 Frequência de disparo de uma célula de centro <i>on</i> com o aumento do estímulo. A zona colorida representa a área estimulada. Fonte: Goldstein- 8ed ³⁸	39

Figura 1.11 Diagrama ilustrativo dos seis estímulos recomendados pela ISCEV ⁴² , no ERG. Fonte: McCulloch e colaboradores ⁴³	40
Figura 1.12 Onda típica do ERG: onda-a, onda-b e os potenciais oscilatórios (PO's). Fonte: https://www.slideshare.net/VaibhavKanduri/electrophysiological-tests-in-ophthalmology-by-drvaibhavk-postgraduate-dept-of-ophthalmology acessido em Junho de 2017.	41
Figura 1.13 Diferentes tipos de elétrodos usados no eletrorretinograma. Fonte: Lam B. (2005) ⁴⁰	42
Figura 1.14 Estímulo de padrão hexagonal do mfERG: (A) 61 elementos hexagonais, (B) 103 elementos hexagonais. Fonte: Hood e colaboradores (2011) ⁴⁵	44
Figura 1.15 Onda da resposta do mfERG – 1ª Ordem Kernel (à esquerda) e respetiva origem celular (à direita). Fonte: Hood e colaboradores (2011) ⁴⁵	45
Figura 1.16 Onda “S” a partir dos 75Hz (no sentido negativo). Amplitude está representada pela seta na figura da direita e o tempo implícito também está devidamente assinalado. Adaptado de Lam B (2005).	46
Figura 1.17 Mapa 3D típico do mfERG. O pico central corresponde à resposta foveal e a depressão (assinalada pela seta) ao nervo ótico. Fonte: http://www.jcor.in , acessido em Abril de 2017.	47
Figura 1.18 Registo da densidade da resposta central e em anéis concêntricos. Fonte: Lam (2005) ⁴⁰	48
Figura 1.19 Desenho esquemático do estímulo utilizado por Silva e colaboradores ⁵¹	48
Figura 1.20 Esquema das regiões analisadas por Silva e colaboradores ⁵¹ . As zonas brancas referem-se às áreas excluídas.	49
Figura 1.21 (a) Esquema das respostas analisadas agrupadas por anéis. (b) Diagrama esquemático das componentes avaliadas da 1ª ordem de Kernel. Fonte: Ho e colaboradores ⁵²	50

Figura 1.22 mfERG de um indivíduo com maculopatia (em cima) e de um indivíduo normal (em baixo); as imagens à direita referem-se ao agrupamento das respostas por anéis. Fonte: Benjamim e Borish (1998) ¹	54
Figura 1.23 Gráfico 3D dos dados da figura 1.22. À esquerda: indivíduo com maculopatia; à direita: indivíduo normal. Fonte: Benjamim e Borish (1998) ¹	55
Figura 3.1 Escala ETDRS: LCDVA (A) e HCDVA (B).	61
Figura 3.2 Biofinity® multifocal de desenhos “D” (à esquerda) e “N” (à direita). (Fonte: Catálogo LC 2016 ⁷⁴)	62
Figura 3.3 Perfil de potência refrativa absoluta da LC Biofinity® Multifocal Centro-longe (à esquerda) e Centro-perto (à direita) para as diferentes adições existentes. (Adaptado de Kim et al., 2017) ²²	63
Figura 3.4 Ilustração da distribuição dos LEDs luminosos no LDA ⁷⁶	64
Figura 3.5 Esquema de colocação dos elétrodos e distância ao monitor. Eléctrodo ativo –eléctrodo DTL; Eléctrodo de referência– colocado sobre o osso zigomático. Adaptado do guia rápido <i>RETIport gamma plus²</i> (Roland Consult).	66
Figura 3.6 Posição do observador relativamente ao monitor do estímulo mfERG.....	67
Figura 3.7 Representação esquemática das regiões avaliadas: (A) por anéis e respetiva área ocupada; (B) por quadrantes.	69
Figura 4.1 Médias das respostas do mfERG nos olhos dominantes, em cada um dos anéis (amplitude (nV) e tempo (ms)).....	72
Figura 4.2 Médias das respostas do mfERG nos olhos dominantes, em cada um dos quadrantes (amplitude (nV) e tempo (ms)).....	73
Figura 4.3 Médias das respostas do mfERG no olho não dominante, em cada um dos anéis (amplitude (nV) e tempo (ms)).....	75
Figura 4.4 Médias das respostas do mfERG no olho não dominante, em cada um dos quadrantes (amplitude (nV) e tempo (ms)).....	76

Figura 4.5 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – MM (Olho Dominante).....	80
Figura 4.6 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – MM (Olho Não Dominante).....	81
Figura 4.7 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testada – EP (Olho Dominante).....	84
Figura 4.8 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – EP (Olho Não Dominante).....	85
Figura 4.9 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – RR (Olho Dominante).....	87
Figura 4.10 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – RR (Olho Não Dominante).....	88
Figura 4.11 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – IC (Olho Dominante).....	91
Figura 4.12 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – IC (Olho Não Dominante).....	92

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1 Diferentes tipos de elétrodos do ERG. Fonte: Adaptado de Lam B. (2005) ⁴⁰	43
Tabela 1.2 Valores obtidos por Silva e colaboradores ⁵¹ para a amplitude da componente P1 por zona.....	49
Tabela 1.3 Valores aproximados obtidos por Ho e colaboradores ⁵² da amplitude e tempo implícito de P1 sem induzir desfocado.	50
Tabela 1.4 Valores de amplitude de P1, N1 e N2 obtidos nas diferentes regiões por Azad e colaboradores ⁵³	51
Tabela 1.5 Valores do tempo implícito de P1, N1 e N2 obtidos nas diferentes regiões por Azad e colaboradores ⁵³	51
Tabela 1.6 Alterações na componente P1 do mfERG de acordo com lesões na retina. Adaptado de Hood (2000) ⁶⁷	55
Tabela 3.1 Caracterização da amostra em estudo.	59
Tabela 3.2 LC monofocais e LC multifocais utilizadas por cada participante; D – Desenho dominante; N – desenho não dominante.	60
Tabela 3.3 Especificações técnicas da LC Biofinity® e Biofinity® Multifocal (Cooper Vision, USA). Adaptado de “Catálogo Lentes de Contacto 2016” ⁷⁵	62
Tabela 3.4 Lentes de correção da distância ao teste (mfERG). Para cada tipo de lente, as condições das medidas no dia 1, foram as mesma no dia 15 para garantir as mesmas condições de exame. MONO_1 – teste com a lente Monofocal no dia 1; MONO_15 – teste com a lente Monofocal no dia 15; MULTI_1 – teste com a lente multifocal no dia 1; MULTI_15 – teste com a lente multifocal no dia 15.....	68
Tabela 3.5 Área (deg ²) ocupada por cada uma das zonas avaliadas (valores obtidos diretamente do mfERG).....	70

Tabela 4.1 Impedâncias ($k\Omega$) registadas referentes ao olho dominante de cada sujeito. ACT – elétrodo ativo; REF – elétrodo de referência.....	71
Tabela 4.2 Impedâncias ($k\Omega$) registadas referentes ao olho não dominante de cada sujeito. ACT – elétrodo ativo; REF – elétrodo de referência.....	71
Tabela 4.3 Médias de Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) da amostra em estudo, por anéis e por quadrantes – Olhos dominantes, adaptados com LCMF D.	74
Tabela 4.4 Médias de Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) da amostra em estudo, por anéis e por quadrantes – Olhos não dominantes, adaptados com LCMF N.	76
Tabela 4.5 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – MM (Olho Dominante).	80
Tabela 4.6 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.88 mm – MM (Olho Dominante).....	80
Tabela 4.7 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – MM (Olho Não Dominante).	81
Tabela 4.8 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.71 mm – MM (Olho Não Dominante).....	81
Tabela 4.9 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) - EP (Olho Dominante).....	84
Tabela 4.10 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 4.38 mm - EP (Olho Dominante).	84
Tabela 4.11 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – EP (Olho Não Dominante) (* não identificável).....	85

Tabela 4.12 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 4.25 mm - EP (Olho Não Dominante).	85
Tabela 4.13 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – RR (Olho Dominante).....	88
Tabela 4.14 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 4.86 mm – RR (Olho Dominante).	88
Tabela 4.15 Amplitude (nV e nV/deg ²) e tempo implícito (ms) das componentes N1 (à esquerda) e P1 (à direita) - RR (Olho Não Dominante).	88
Tabela 4.16 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de de 4.87 mm – RR (Olho Não Dominante).	89
Tabela 4.17 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – IC (Olho Dominante).	91
Tabela 4.18 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.25 mm – IC (Olho Dominante).....	92
Tabela 4.19 Amplitude (nV e nV/deg ² , respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – IC (Olho Não Dominante).	92
Tabela 4.20 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.85 mm – IC (Olho Não Dominante).....	93

1. REVISÃO DA LITERATURA

1.1 Presbiopia

A presbiopia é uma disfunção visual, natural e inevitável relacionada com a idade, caracterizando-se pela diminuição da amplitude de acomodação¹. Por sua vez, acomodação é a capacidade que o olho tem de variar o seu poder dióptrico e, desse modo, alterar o seu ponto de focagem para ver nitidamente os objetos próximos^{2,3}. Várias teorias foram criadas com o intuito de perceber o que realmente acontece no processo acomodativo.

Segundo a teoria de *Helmholtz*⁴ (1909), durante a acomodação, a contração do músculo ciliar desencadeia um relaxamento das fibras zonulares que permite que o cristalino aumente a sua espessura central, curvaturas anterior e posterior e, conseqüentemente, aumente a sua potência dióptrica para que os objetos mais próximos estejam focados na retina. Quando o processo acomodativo é interrompido, o músculo ciliar relaxa e os objetos distantes ficam focados na retina. O autor afirma, ainda, que a presbiopia surge devido à perda de elasticidade do cristalino.

Por outro lado, a teoria de *Schachar*⁵ contraria a anterior ao afirmar que a contração do músculo ciliar provoca uma tensão das fibras zonulares equatoriais (e não um relaxamento) que, por sua vez, aumenta a curvatura central do cristalino e aplanar a periferia, melhorando o seu desempenho. Com o avançar da idade e com o aumento do volume do cristalino, a tensão nas fibras zonulares vai diminuindo perdendo a capacidade de acomodação.

Contemporaneamente, a definição de acomodação está de acordo com o mecanismo acomodativo descrito por *Helmholtz*⁶. Assim, a diminuição da capacidade de acomodação surge como consequência da perda de elasticidade do cristalino⁷, pronunciando-se de forma gradual e progressiva³.

Desta forma, a presbiopia caracteriza-se por ser uma disfunção acomodativa que se manifesta através da dificuldade e desconforto em tarefas de visão próxima⁸ e o seu aparecimento surge em média a partir dos 40 anos de idade³. O início dos sintomas da presbiopia pode também variar entre homens e mulheres⁹, sendo, geralmente, mais precoce no gênero feminino.

1.1.1 Compensação da Presbiopia

Estima-se que em 2050 21% da população mundial tenha 60 ou mais anos de idade, o que corresponde a um aumento do número de presbitas (dados da *United Nations Department of Economic and Social Affairs*⁰ referidos por Cardona e colaboradores¹¹). Assim, a criação de soluções óticas adequadas para a correção da presbiopia é, atualmente, uma necessidade do setor industrial¹².

A correção da presbiopia pode ser feita através de:

- Lentes oftálmicas: lentes progressivas, lentes bifocais, lentes trifocais e uso combinado de dois pares de óculos monofocais - um para correção da visão de perto (VP) e um para correção da visão de longe (VL)¹;
- Métodos cirúrgicos;
- Lentes de contacto (LC) onde, segundo *Bennet (2008)*¹³, temos as seguintes opções:
 - Correção da VL com lentes de contacto (LC) em combinação com óculos monofocais de leitura (VP);
 - Monovisão (MN) com LC monofocais, que consiste em compensar um olho para VL (normalmente o olho dominante) e outro para VP (olho não dominante). A MN depende da capacidade que o cérebro tem de suprimir a imagem desfocada, ou seja, de eliminar a imagem obtida para a visão de longe, quando se está a utilizar a visão de perto e vice-versa. Entre algumas das vantagens da MN, destaca-se o facto de não existirem imagens fantasma e visão flutuante devido à variação do diâmetro pupilar, frequentemente reportadas pelos utilizadores de LCMF. Por outro lado, apesar de 70 a 76% dos casos serem bem-sucedidos, a maior desvantagem da MN prende-se com a diminuição da estereopsia, que no caso das LCMF é superior.
 - Lentes de contacto bifocais hidrófilas ou rígidas permeáveis aos gases (RPG), para correção da visão de perto e longe;
 - Lentes de contacto multifocais (LCMF), hidrófilas ou RPG, para correção da visão de perto, longe e distâncias intermédias.

Mais concretamente, o conteúdo relativo às LCMF será abordado na seguinte secção.

Grupta et al. (2009)¹⁴ compararam a utilização da MN com o uso de LCMF e verificaram que se obtém uma melhor acuidade visual (AV) para perto e para longe na MN, e semelhante para distâncias intermédias. No entanto, no que respeita à estereoacuidade, os autores obtiveram melhores resultados para as LCMF. No que concerne à sensibilidade ao contraste, não se encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos.

Relativamente ao uso de LC para correção da presbiopia, a percentagem do número de adaptações de LCMF mostra ser superior à MN¹⁵.

1.2 Dispositivos Óticos Multifocais (LC)

Apesar da existência de diferentes soluções óticas para a correção da presbiopia, no que diz respeito às lentes de contacto associadas a esta disfunção, a investigação tem crescido ligeiramente nos últimos anos. A figura 1.1 mostra a evolução na investigação no que respeita à presbiopia e lentes de contacto.

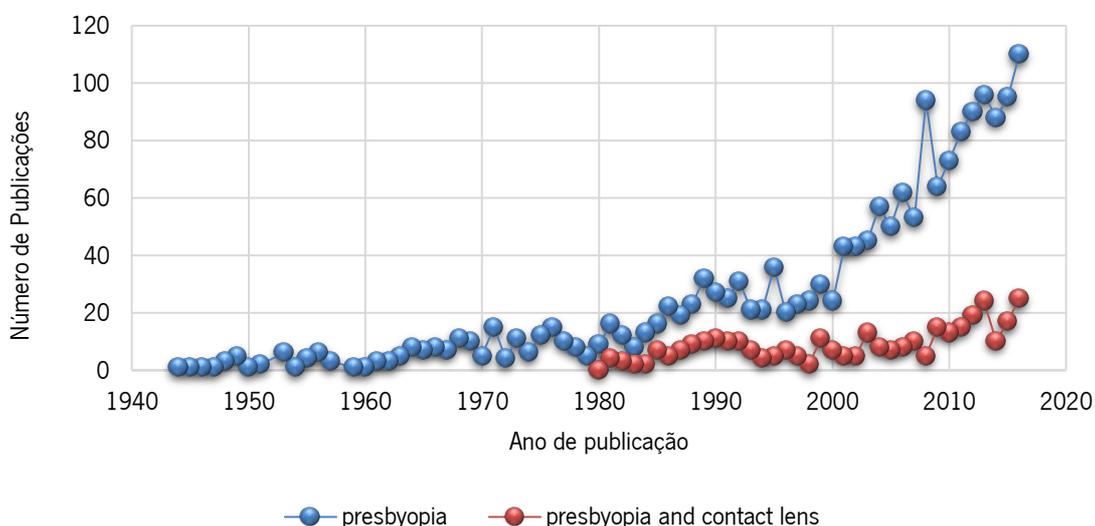


Figura 1.1 Número de publicações encontradas no pubmed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>) em Abril 2017 segundo o ano de publicação (Palavras-chave “*presbyopia*” e “*presbyopia and contact lens*”). Cedido por José Manuel González-Méijome, PhD.

No que concerne às LC bifocais e multifocais, os termos mais comuns para as categorizar são: visão simultânea e visão alternada.

As lentes de visão simultânea possuem, ao mesmo tempo, múltiplas potências diante da pupila^{13,16}. Assim, toda a luz que atravessa a pupila é refratada pelos diversos focos fazendo com que se projetem, em simultâneo, imagens na retina focadas ou desfocadas, dependendo da distância a que os objetos se encontram^{13,16}. Neste mecanismo, o cérebro irá suprimir a imagem desfocada, centrando a sua atenção e focando aquela que quer observar¹³. A idade do utilizador (quanto mais avançada, mais difícil a adaptação) e o diâmetro pupilar em condições de alta e baixa luminosidade são dois fatores importantes para o sucesso na adaptação destas lentes¹⁶.

Existem três tipos de desenhos adequados às lentes de visão simultânea, nomeadamente:

- Asférico: apresenta, ao longo de uma das suas superfícies da lente (anterior ou posterior), alterações graduais na sua curvatura baseadas na geometria das secções cónicas¹³ (este tópico será aprofundado na secção seguinte);
- Concêntrico: possui uma zona central (2/3 ou 3/4 da pupila em condições normais de luminosidade), que na maior parte dos casos, corresponde à VL rodeada por anéis concêntricos, sendo que o primeiro anel corresponde à zona VP. No entanto, existem também lentes com desenho deste tipo nas quais zona central possui a VP, designando-se por desenho centro-perto¹³;
- Difrativo: possuem uma zona central para a correção da visão de longe e uma combinação da refração e difração para correção da visão de perto – zona constituída por *echelettes*¹³.

Como já referido, os sistemas de visão simultânea criam múltiplos focos de objetos na retina, que se situam a diferentes distâncias, ao contrário dos sistemas de visão alternada, que se caracterizam por proporcionar um único foco na retina.

As lentes de visão alternada possuem a zona de VL e a zona de VP muito bem diferenciadas. Através do movimento vertical da lente, a zona pretendida de visão (perto ou longe) é sobreposta à zona pupilar¹³. Assim, ao direcionar o olhar para baixo (ler p. ex.), a pálpebra inferior trava a lente impedindo-a de rodar juntamente com o olho, permitindo assim o alinhamento da pupila com a zona de perto¹³. Tem como principais desvantagens o facto de não proporcionar uma boa visão a todas as distâncias e não compensar a VP em todas as direções do olhar¹⁶. Contudo, as funções binoculares e a estereopsia não ficam comprometidas uma vez que ambos os olhos recebem as imagens nítidas, de igual forma, para cada uma das distâncias (VP e VL)¹⁶.

1.2.1 Lentes de Contacto Multifocais de Geometria Asférica

Como já foi referido, as LCMF asféricas apresentam, ao longo de uma das suas superfícies, alterações graduais na sua curvatura e utilizam o princípio da visão simultânea (permite a correção a diferentes distâncias).

Este desenho caracteriza-se por possuir uma potência central que corrige a visão para uma certa distância (longe ou perto) e uma curvatura asférica que altera progressivamente a potência em direção à periferia¹⁶. Segundo *González-Mejome*⁶ (2005), as LCMF de geometria asférica podem ser classificadas como:

- 1 Desenho centro-perto: a zona central possui correção para VP (potência máxima) e a potência diminui à medida que se aproxima da periferia. O princípio deste desenho baseia-se na redução do diâmetro pupilar para a VP, onde só é necessária a zona central. Induz uma aberração esférica na zona central, bastante superior à do olho. No que diz respeito à VL, a pequena zona de adição não tem grande influência aquando do aumento pupilar;
- 2 Desenho centro-longe: a zona central possui correção para VL (potência mínima), cuja potência aumenta à medida que se aproxima da periferia. Estas lentes possuem um desenho asférico na superfície posterior que aumenta a aberração esférica positiva. O aumento da profundidade de foco é conseguido à custa de uma repartição do contraste por várias vergências, cuja consequência é a degradação da imagem (principalmente para adições superiores a +1.50D);
- 3 Desenho concêntrico multizona: abrange qualquer um dos desenhos descritos anteriormente (1 e 2), no entanto o aumento da potência refrativa não é gradual. Possui zonas de VP, de VL, de visão intermédia (VI) e regiões alternadas com adição média para apoiar a VP e a VL. E visa criar mais independência entre a qualidade visual e o diâmetro pupilar.

Na parte prática desta dissertação foram utilizadas as lentes de contacto Biofinity multifocal® do fabricante *Cooper Vision*, que possuem uma geometria asférica centro-longe (olho dominante) e centro-perto (olho não dominante). As suas especificações e perfil ótico serão descritos no capítulo 3 (secção 3.3.2).

1.2.2 Qualidade Ótica com Sistemas Multifocais

As aberrações, a difração e a dispersão oculares têm influência sobre o sistema visual na medida em que afetam a qualidade da imagem formada na retina, limitando a capacidade do olho na resolução detalhada¹⁷.

Num sistema ótico perfeito, os raios de luz que atravessam a pupila em diferentes zonas convergem para o mesmo plano (retina, no caso do olho)¹⁸. Uma aberração ocular caracteriza-se por um defeito no sistema ótico, onde os raios de luz dispersam e não convergem no mesmo ponto¹⁹, devido a irregularidades nas superfícies óticas.

De acordo com McAlinden e colaboradores (2011)¹⁹, as aberrações óticas podem ser subdivididas em aberrações monocromáticas e cromáticas. As primeiras ocorrem para um único comprimento de onda, enquanto que as segundas surgem como resultado da dispersão de diferentes comprimentos de onda. As aberrações oculares monocromáticas surgem devido a irregularidades na córnea e no cristalino¹⁹, no entanto as aberrações corneais são compensadas pelas do cristalino¹⁸.

As aberrações monocromáticas podem ser descritas matematicamente através dos Polinómios de Zernike^{20,21}. Cada polinómio descreve um modo de deformação da frente de onda e o seu coeficiente, normalmente expresso em microns ou unidades de comprimento de onda, a magnitude dessa deformação. São normalmente organizados por ordem crescente e frequência azimutal em forma de pirâmide (figura 1.2), com um ou mais termos em cada ordem, representados por Z_n^m (n descreve a ordem do polinómio e m a frequência azimutal)²⁰.

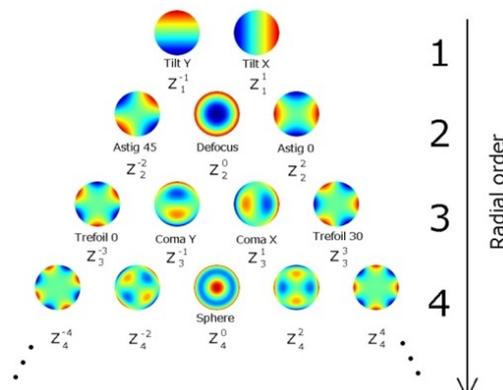


Figura 1.2 Pirâmide dos polinómios de Zernike (1ª à 4ª ordem), com respetivo nome, ordem e frequência.

Fonte: <https://figshare.com/>, acessado Abril 2017.

Podemos obter o total das aberrações de frente de onda através da raiz quadrada da soma dos quadrados de cada um dos coeficientes de Zernike, designada por *Root Mean Square* (RMS)²⁰, que pode ser usada como métrica de *performance* visual. Um coeficiente elevado pode ter impacto na *Root Mean Square error* (RMS_e), o que nem sempre significa uma menor *performance* visual.

As aberrações dividem-se, ainda, em aberrações de alta ordem (HOA) e aberrações de baixa ordem (LOA). As LOA incluem as aberrações da ordem 0 até à 2ª e dizem respeito ao pistão (é o 1º polinómio, ordem 0, sem relevância clínica), prismas (1ª ordem - efeitos prismáticos horizontal e vertical) e aos polinómios correspondentes aos defeitos refrativos que podem ser compensados com lentes oftálmicas ou lentes de contacto hidrófilas (2ª ordem - desfocado e astigmatismo)²⁰. As HOA incluem os polinómios a partir da 3ª ordem, sendo que os de 3ª e 4ª ordens são os mais prevalentes nas HOA existentes no olho humano²⁰. Os polinómios da 3ª ordem são o trefoil horizontal e oblíquo, e coma vertical e horizontal. Os da 4ª ordem são tetrafoil horizontal e oblíquo, astigmatismo secundário vertical e horizontal e ainda a aberração esférica.

Kim e colaboradores (2017)²², avaliaram o perfil ótico de várias LCMF e observaram que algumas delas (incluindo a Biofinity® Multifocal) possuem quantidades variáveis de aberração esférica (Z_4^0) que dependem da sua potência.

Num estudo realizado por Bakaraju e colaboradores (2010)⁷, foram utilizados diferentes modelos numéricos de olhos presbítas, entre os 45 e 55 anos, aos quais foram adicionados os perfis de frente de onda das LCMF. Os autores, verificaram a existência da aberração esférica positiva nas LCMF de centro-longe, enquanto que nas LCMF de centro-perto encontraram aberração esférica negativa. Estes resultados foram independentes da potência da lente e diâmetro pupilar, sendo que a aberração esférica mostrou ser maior com o aumento destas duas componentes. A aberração comática também pode ser induzida pelas LCMF se estas descentrarem.

1.3 Distorção Luminosa e Distúrbios Visuais Noturnos

A distorção luminosa em condições de baixa iluminação é uma das manifestações que surge dos fatores que afetam o desempenho visual, como as aberrações, a dispersão e difração oculares¹⁷.

As principais queixas são reportadas em ambiente escotópico ao observar uma fonte pontual luminosa, como por exemplo as luzes dos carros durante a condução noturna. Tais queixas têm adquirido maior relevância clínica entre pacientes com as seguintes características: previamente submetidos a cirurgias corneais refrativas²³, com implantação de lentes intraoculares e em idade avançada²⁴.

1.3.1 Fenómenos Fótics – *Glare*, Halos Luminosos e *Starburst*

Devido aos fenômenos fótics induzidos pela distorção luminosa, vários pacientes manifestam uma diminuição da qualidade visual em condições de baixa luminosidade, principalmente durante a condução noturna. O efeito da presbiopia e as diversas formas para a sua compensação também têm mostrado algumas limitações visuais a esse nível. Chu e colaboradores (2010)²⁵ avaliaram o efeito das diferentes compensações óticas para a presbiopia (óculos monofocais VL, óculos progressivos, MN e LCMF) na *performance* visual durante condução noturna, mostrando que esta é afetada negativamente pelas LCMF. Em contrapartida, quer os óculos progressivos, quer óculos monofocais VL, permitem uma melhor *performance* quando comparados com a MN.

Os fenômenos fótics são manifestações da distorção luminosa, sendo abordados como *glare*, halos luminosos, *starburst*¹⁷.

O ***glare*** caracteriza-se por uma luz de aparência brilhante e intensa²⁶ causado pela dispersão de raios luminosos²⁷ (figura 1.3 a)). Pode ser dividido em “*Discomfort Glare*” que é percebido apenas como desconforto, mas não provoca alterações na *performance* visual e “*Disability Glare*” que é caracterizado por uma perda funcional²⁸, pois existe uma diminuição do contraste devido à dispersão da luz²⁹ que provoca alterações na visão.

O **halo luminoso** é um fenómeno fótico descrito como um anel de luz que rodeia uma fonte pontual luminosa (figura 1.3 b)). Os raios luminosos são dirigidos para fora do ponto de luz formando o halo³⁰, que pode ocorrer com ou sem *starburst* (a ser abordado no ponto seguinte). As causas relacionadas com este fenómeno são normalmente atribuídas às aberrações corneais presentes após a cirurgia refrativa³¹ (onde a área pupilar é, normalmente, maior do que o diâmetro da zona ótica²³), uso LC de ortoqueratologia ou LCMF, erros refrativos esféricos descompensados e olhos com aberração esférica elevada.

O **starburst** (figura 1.3 (c)) diz respeito à dispersão radial da luz, originária de uma fonte luminosa²⁶. É, normalmente, relatado por indivíduos não submetidos a intervenções cirúrgicas e usuários de óculos e lentes de contacto, particularmente se estiverem hipocorrigidos, tal como foi referido por Fan-Paul²³ a respeito do trabalho de Jewelewicz e colaboradores³². Outra causa que provável pode estar relacionada com este fenómeno são as linhas de sutura do cristalino, que são formadas pela união das fibras desta estrutura que crescem do centro para a periferia³³.



(a) *Glare*



(b) Halos Luminosos



Figura 1.3 Imagem ilustrativa dos fenómenos fóticos referenciados: (a) *Glare*, (b) Halos luminosos, (c) *Starburst*. Adaptado de McAlinden e colaboradores (2010)³⁴.

1.4 Introdução à Eletrofisiologia Ocular

A eletrofisiologia ocular destina-se ao registo da atividade elétrica provocada pela luz no sistema visual, permitindo a sua análise funcional. Existem três testes principais: o Eletrorretinograma (ERG) e os Potenciais Evocados Visuais (PEV), que são potenciais elétricos que resultam da soma da atividade elétrica das células da retina – no caso do ERG, e das células do córtex no lobo occipital – nos PEV³⁴, e o Eletro-oculograma (EOG) que mede as alterações no potencial de repouso da retina³⁵, avaliando a sua função. O eletrorretinograma multifocal (mfERG), teste que deriva do ERG, é a técnica utilizada no estudo presente nesta dissertação.

Alguns destes testes eletrofisiológicos serão descritos nesta secção, mais especificamente o mfERG. No entanto, para uma melhor compreensão serão dadas, inicialmente, noções relativas à composição e características da retina do olho humano.

1.4.1 A Retina

Na escrita desta secção foi considerada a teoria existente nos seguintes livros: *Clinical Anatomy of the Eye*³⁶, *Anatomia e Fisiologia Humana*³⁷, *Sensation and Perception*³⁸, *Borish Clinical Refraction*¹ e *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*³⁹.

A retina é uma membrana interna do olho onde é projetada a imagem ótica produzida pelo sistema visual. Tem origem na ectoderme, a partir dos folhetos profundo – forma o epitélio pigmentar retiniano, e superficial – forma a camada neural que posteriormente evolui para as diferentes camadas da retina (descritas à frente).

É uma estrutura nervosa que varia entre 0.56 mm de espessura próxima do disco ótico a 1.0 mm próxima da ora serrata, sendo que atinge o valor mais fino no centro da fóvea. Esta membrana é, posteriormente, contínua com o nervo ótico e estende-se, anteriormente, ao corpo ciliar e à íris. A sua superfície interna está em contacto com o vítreo e a superfície externa com a coróide.

1.4.1.1 Áreas especializadas da Retina

Regiões da retina como a mácula lútea, a fóvea, o disco ótico ou a ora serrata, apresentam determinadas características estruturais.

A mácula lútea é uma estrutura oval, com cerca de 5mm de diâmetro, localizada no lado temporal relativamente ao disco ótico, a uma distância de aproximadamente 3mm. É uma zona avascular, de tonalidade amarelada devido à presença de pigmento *xantofila* nas células ganglionares e bipolares. Contém a fóvea, designada como centro da visão, que é uma depressão no centro da mácula que surge por afastamento das fibras nervosas, com cerca de 1,5mm de diâmetro, onde há maior densidade de cones e que está perfeitamente alinhada com o eixo visual. No centro da fóvea, podemos ainda salientar a fovéola com cerca de 0,35mm de diâmetro.

O disco ótico situa-se a 3mm nasais relativamente à mácula e ligeiramente acima do meridiano horizontal. Possui cerca de 1,5mm de diâmetro e uma pequena depressão central onde os vasos retinianos centrais entram no olho.

A ora serrata é o ponto onde terminam os tecidos nervosos da retina, ou seja, delimita a parte neural da retina da parte não neural (zona ótica e zona cega, respetivamente).

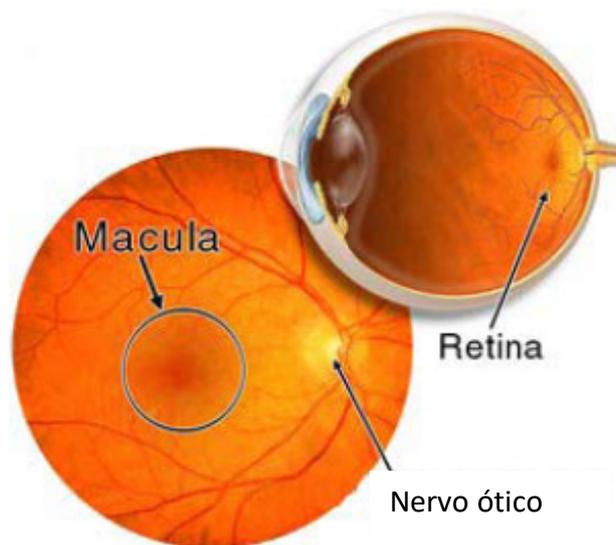


Figura 1.4 Imagem ilustrativa de áreas especializadas da retina. Adaptado de https://www.gta.ufri.br/grad/07_2/eric/Aretinaesuascaractersticas.html acedido em Janeiro de 2018.

1.4.1.2 Estrutura celular da Retina

A retina é constituída por diversas camadas (ver figura 1.5 (A)): 1 - o epitélio pigmentar da retina (EPR), 2 - camada de fotorreceptores (cones e bastonetes), 3 - membrana limitante externa, 4 - camada nuclear externa, 5 - camada plexiforme externa, 6 - camada nuclear interna, 7 - camada plexiforme interna, 8 - camada de células ganglionares, 9- camada de fibras nervosas e 10 - membrana limitante interna.

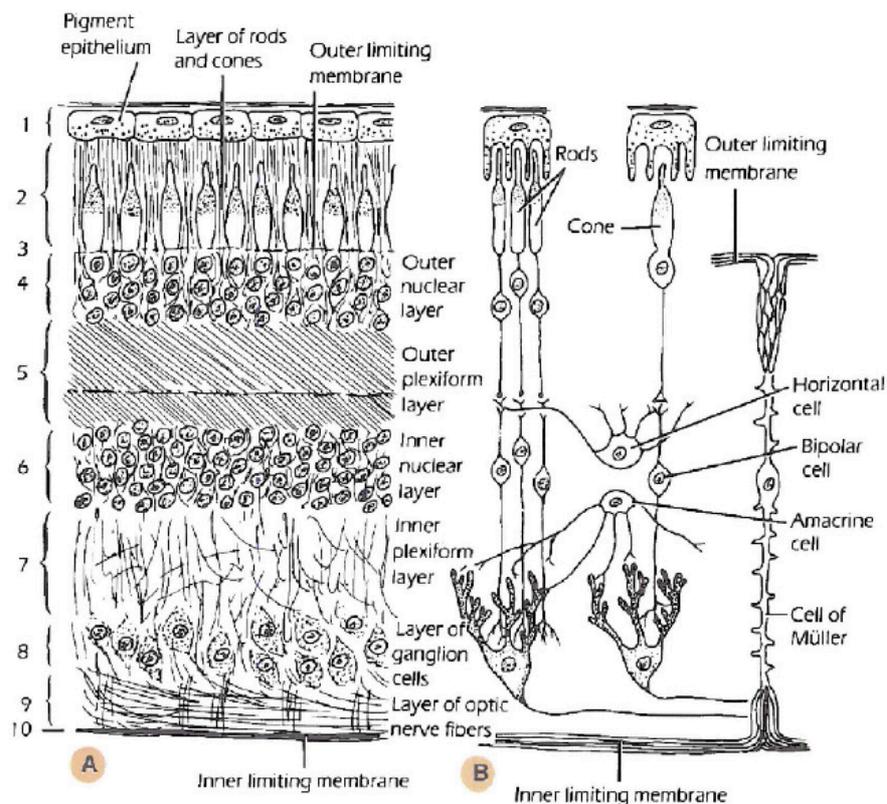


Figura 1.5 (A) As 10 camadas da retina, **(B)** Disposição das células nervosas. Fonte: Snell e Lemp, 1998³⁶

O EPR é a camada que separa a coróide dos fotorreceptores. É constituído por células hexagonais que se estendem desde a ora serrata ao nervo ótico, que contêm prolongamentos com cerca de $5\mu\text{m}$ a $7\mu\text{m}$, o que permite a sua conexão com 15 a 20 fotorreceptores. Possui diversas funções, como a absorção da luz, fagocitação de restos celulares dos fotorreceptores, formação da rodopsina (pigmento dos bastonetes) e iodopsina (pigmento dos cones) para armazenamento e libertação de vitamina A. As células absorvem a luz que não foi captada pela retina de modo a evitar a sua reflexão nos fotorreceptores, o que causaria a degradação da imagem.

A camada neuronal da retina tem a função de converter a energia luminosa num sinal elétrico. Esta contém três tipos de células: fotorreceptores, células ganglionares e células bipolares que estão unidos através de sinapses, interligados a neurónios de associação, como as células amácrinas e as células horizontais, e sustentados pelas células da glia (células de Müller, astrócitos, oligodendrócitos e microglia).

Existem dois tipos de fotorreceptores (figura 1.6 (A)), os cones e os bastonetes, que detetam a entrada de luz na retina, ambos constituídos por um prolongamento externo, corpo celular e prolongamento interno. Diferem no prolongamento externo (contacto com o EPR) e no tipo de pigmento que possuem (incorporado em discos membranosos no prolongamento externo), iodopsina nos cones e rodopsina nos bastonetes. Os cones caracterizam-se por serem mais curtos e de formato cónico, sendo os responsáveis pela perceção das cores e acuidade visual detalhada e, ao contrário dos bastonetes, necessitam de mais luz para serem excitados, sendo, por isso, responsáveis pela visão fotópica. Existem cerca de 6,5 milhões de cones que se concentram predominantemente na zona foveal e diminuem à medida que se afastam da mácula, que se podem classificar em três tipos diferentes de acordo com a sensibilidade espectral: cones S (sensibilidade a comprimentos de onda menores), cones M (sensibilidade a comprimentos de onda médios) e cones L (sensibilidade a comprimentos de onda maiores).

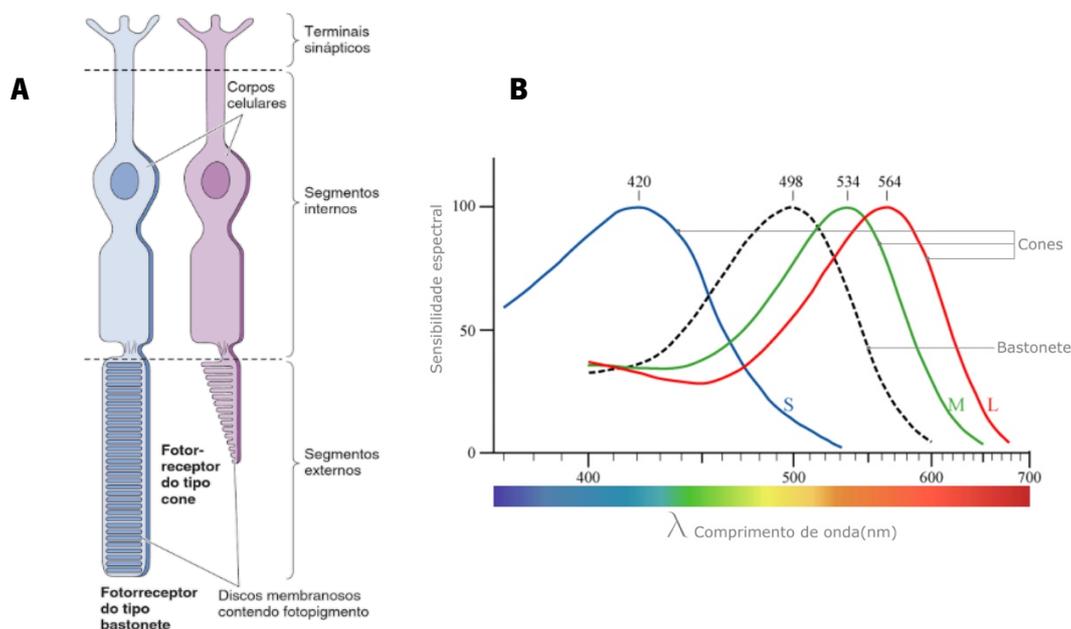


Figura 1.6 (A) Imagem ilustrativa dos fotorreceptores (à esquerda: bastonete, à direita: cone). Fonte: Bear, Connors e Paradiso, 2008³⁹; **(B)** Curvas de sensibilidade espectral dos fotorreceptores e respetivos picos de absorção máxima. Fonte <http://corisectelmo.blogspot.pt/2010/11/> , acedido em Julho 2017.

Por outro lado, os bastonetes são os responsáveis pela visão em ambiente escotópico. A sua densidade é superior à dos cones, existindo cerca de 120 milhões que atingem o pico máximo a 4 mm da fóvea, sendo que não existem bastonetes na zona foveal. No nervo ótico não existem fotorreceptores, local designado como ponto cego.

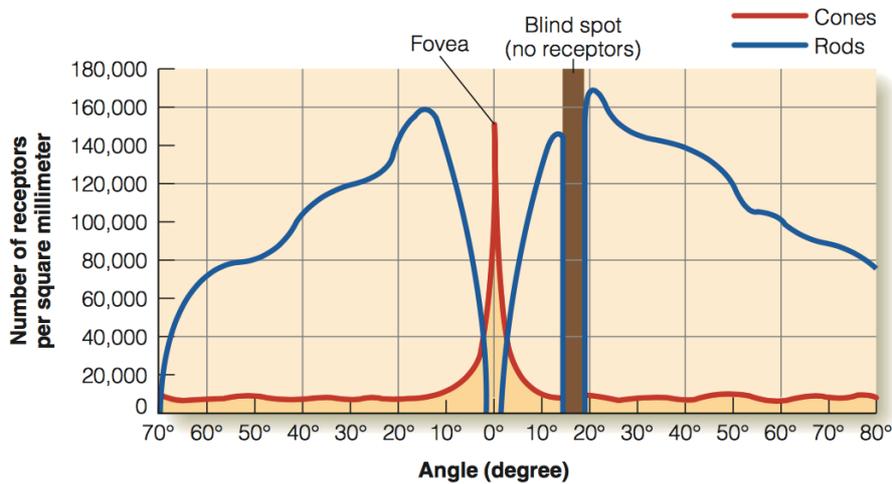


Figura 1.7 Distribuição de cones e bastonetes na retina. Fonte: Goldstein – 8ed³⁸.

As células bipolares possuem uma orientação radial e estão conectadas às células ganglionares e aos fotorreceptores (podendo uma célula estar ligada a vários fotorreceptores). Podem ser identificadas diferentes tipos de células bipolares: células bipolares difusas – conectam dois ou mais fotorreceptores a várias células ganglionares, e células bipolares monossimpáticas – estabelecem a ligação entre um cone e uma célula ganglionar.

As células ganglionares estão situadas na superfície interna da retina e formam uma das suas camadas. Recebem os impulsos das células bipolares e os seus axónios constituem as fibras do nervo ótico, que ultrapassam a esclera através da lâmina crivosa (zona mais frágil da esclera). Estas são mais numerosas perto da mácula, diminuindo em direção à fóvea (onde estão praticamente ausentes). São células multipolares uma vez que se conectam às células bipolares e às células amácrinas.

As células de associação têm a função de inibir ou estimular as cadeias de transmissão normais. As células horizontais situam-se próximas do terminal dos fotorreceptores na camada nuclear interna, tal como o nome indica, horizontalmente à superfície da retina. As células amácrinas também estabelecem associações horizontais, localizando-se ao nível das ligações das

células bipolares com as ganglionares, na mesma camada retiniana que as células horizontais.

As células de suporte, como as células de Müller, estendem-se perpendicularmente à espessura da retina, preenchendo os espaços entre os neurotransmissores. Têm como função o suporte, síntese e aporte de nutrientes e, ainda, o armazenamento de glicogénio. As outras células descritas, como os astrócitos e os oligodendrócitos funcionam como células de nutrição, servindo de intermediárias entre os vasos e os axónios, e a microglia que possuem um papel essencial na ação fagocitária.

1.4.1.3 Fototransdução

A fototransdução é o processo pelo qual a luz altera o potencial de membrana numa célula fotorreceptora, convertendo a luz absorvida em sinais elétricos. Esta ocorre nos discos membranosos do segmento externo dos cones e dos bastonetes.

Tal como nas células, os fotorreceptores possuem uma diferença de potencial ao longo da superfície membranosa que é mais negativa no interior e mais positiva no exterior. Esta diferença de potencial surge devido à diferença de concentração de iões entre o meio intracelular e extracelular, onde a concentração de potássio (K^+) é maior no interior e a concentração de sódio (Na^+) no exterior do fotorreceptor.

No estado despolarizado (potencial de membrana $-40mV$), em ambiente escotópico, a Monofosfato de Guasina Cíclico (GMPc) é produzida continuamente no fotorreceptor mantendo os canais de Na^+ abertos e, conseqüentemente, o fluxo dos iões para dentro da célula reduzindo o seu grau de negatividade interna. A absorção da luz por parte dos fotorreceptores faz com que os seus pigmentos (rodopsina nos bastonetes e iodopsina nos cones) estimulem a *fosfodiesterase* (PDE), enzima que hidrolisa a GMPc reduzindo a sua concentração no citoplasma. Esta redução da GMPc causa o fecho dos canais, impedindo o fluxo de Na^+ e Ca^+ para o meio intracelular tornando a célula mais negativa (hiperpolarização, potencial de membrana $-70mV$), diminuindo a libertação de neurotransmissores.

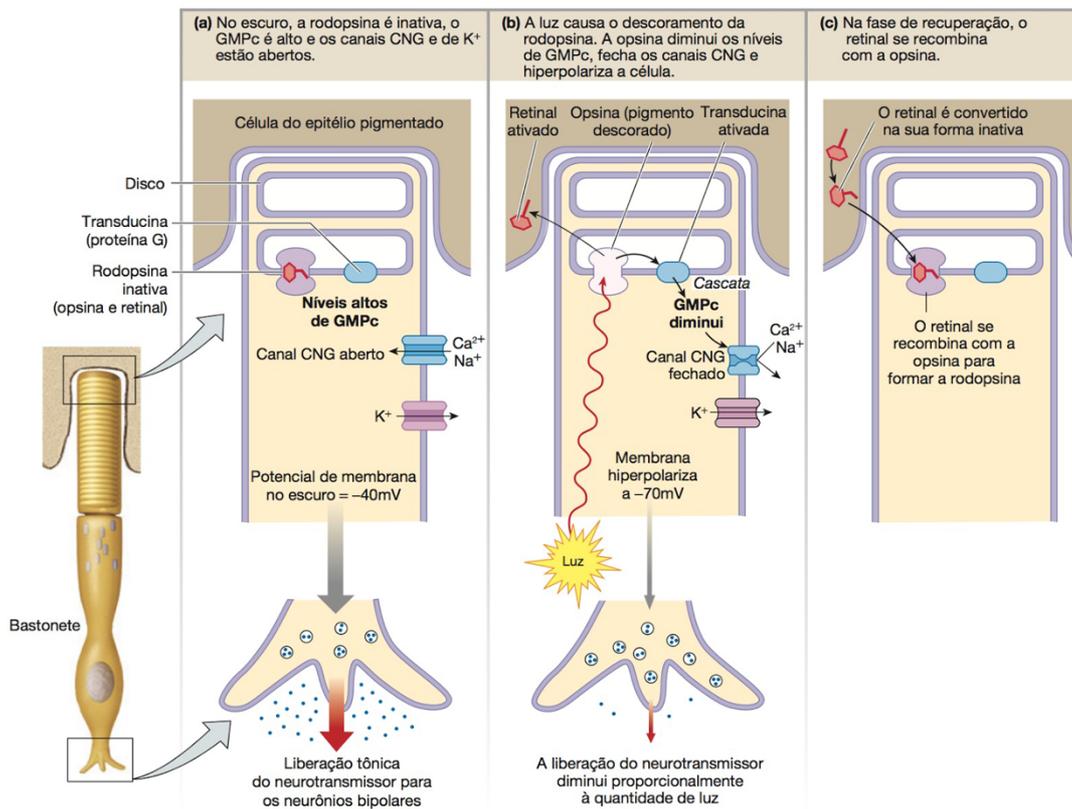


Figura 1.8 Fototransdução nos bastonetes – pigmento: rodopsina. Fonte: <http://arquivobioqui.blogspot.pt/2015/11/as-fototransducao-nos-bastonetes-usa-o.html>, acessado em julho 2017.

1.4.1.4 Processamento Visual e Campos Recetivos na Retina

Após chegar aos fotorreceptores, os impulsos são transmitidos às células bipolares, que estabelecem conexões sinápticas com as células ganglionares, para serem enviados ao cérebro e ocorrer o processamento da imagem.

Os sinais elétricos gerados por um conjunto de fotorreceptores próximos convergem para a mesma célula ganglionar (os bastonetes têm maior convergência dos que os cones, ou seja, é maior o número de bastonetes que envia os sinais para uma só célula). Na retina central (cones), a convergência é menor dado que apenas um cone transmite os sinais para uma única célula ganglionar, sendo que na retina periférica muitos bastonetes enviam sinais a uma célula ganglionar (figura 1.9). É devido à baixa convergência dos cones que estes conferem à fóvea uma alta resolução espacial, o que permite uma maior acuidade visual e a observação de detalhes finos.

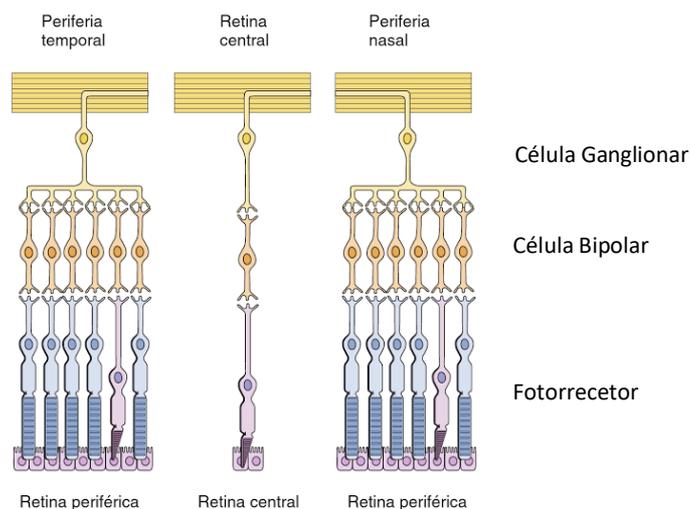


Figura 1.9 Convergência dos fotorreceptores na retina central e periférica. Adaptado de Bear, Connors e Paradiso, 2008³⁹.

Esta convergência ocorre numa área das células ganglionares a que chamamos de campo recetivo – área da retina em que, em resposta à estimulação da luz, ocorre uma alteração no potencial de membrana da célula.

Podemos classificar as células ganglionares em dois tipos: centro *on* ou centro *off*. Ao receberem mais luz na região central, as células de tipo *on* sofrem um aumento na frequência de disparo, sendo que este diminui se a luz incidir na periferia do campo recetivo. Nas células de tipo *off* acontece o inverso, se receberem luz na região central (neste caso, zona inibitória) a frequência de disparo irá ser menor do que se receber luz na periferia (neste caso, zona excitatória). Se a luz incidir de igual forma na totalidade do campo recetivo, em qualquer uma das células, a frequência será equilibrada uma vez que incide de forma uniforme nas zonas inibitória e excitatória.

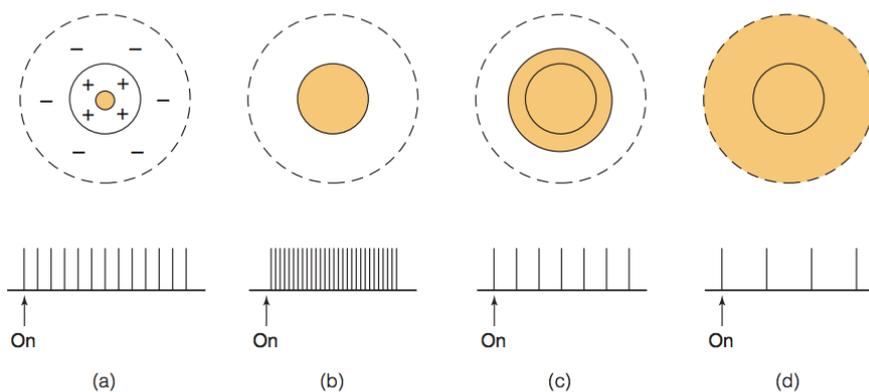


Figura 1.10 Frequência de disparo de uma célula de centro *on* com o aumento do estímulo. A zona colorida representa a área estimulada. Fonte: Goldstein- 8ed³⁸.

1.4.2 O Eletrorretinograma (ERG)

O ERG *full-field* é um exame que permite a avaliação objetiva da retina, tal como o nome indica, como um todo, medindo a resposta elétrica da retina ao estímulo luminoso⁴⁰. Um *flash* de luz provoca uma resposta das camadas retinianas que pode ser obtida no estado de adaptação à luz (ambiente fotópico) e no estado de adaptação ao escuro (ambiente escotópico)⁴¹.

Segundo as normas da ISCEV⁴² (*Internacional Society for Clinical Electrophysiology of Vision*), devem considerar-se seis estímulos de modo a isolar as respostas dos bastonetes, ou dos fotorreceptores, ou até obter respostas de ambos em simultâneo:

1. Adaptação ao escuro, estímulo 0.01 cd.s/m² (resposta isolada dos bastonetes);
2. Adaptação ao escuro, estímulo 3.0 cd.s/m² (resposta combinada cones e bastonetes);
3. Adaptação ao escuro, estímulo 10 cd.s/m² (com o objetivo de gerar uma onda-a de maior amplitude, refletindo a função dos fotorreceptores);
4. Adaptação ao escuro, estímulo 3.0 cd.s/m² (potenciais oscilatórios – resposta das células amácrinas);
5. Adaptação à luz, estímulo 3.0 cd.s/m² (resposta isolada dos cones);
6. Adaptação à luz 30 Hz, estímulo *flicker* no qual são emitidos 30 *flashes* por segundo sob um fundo iluminado de 30 cd.s/m² (resposta isolada de cones).

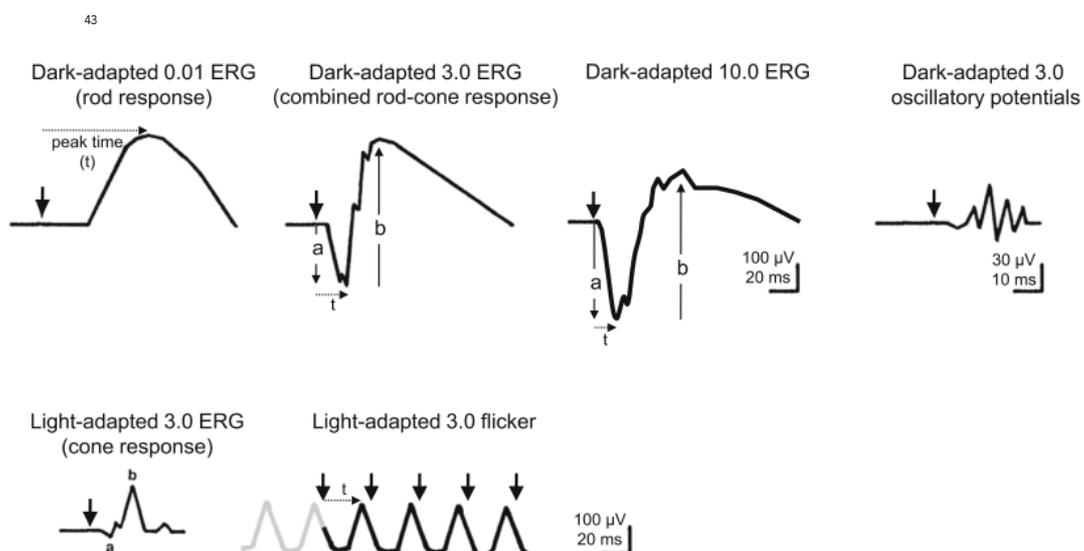


Figura 1.11 Diagrama ilustrativo dos seis estímulos recomendados pela ISCEV⁴², no ERG. Fonte: McCulloch e colaboradores⁴³.

As respostas obtidas pela estimulação são descritas por uma onda bifásica (figura 1.12) que contém a onda “a” – deflexão negativa inicial que surge dos fotorreceptores, e a onda “b” – deflexão positiva gerada pelas células de Müller, representando processos gerados nas células bipolares⁴¹. Surgem, ainda, os potenciais oscilatórios (PO's) na fase ascendente da onda b, que dependem das células amácrinas⁴⁴.

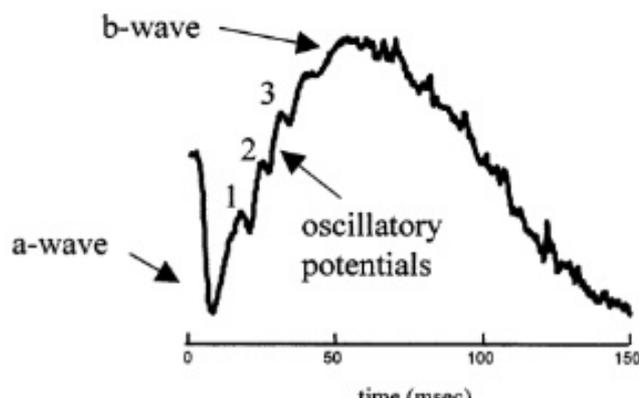


Figura 1.12 Onda típica do ERG: onda-a, onda-b e os potenciais oscilatórios (PO's). Fonte: <https://www.slideshare.net/VaibhavKanduri/electrophysiological-tests-in-ophthalmology-by-drvaibhavk-postgraduate-dept-of-ophthalmology> acessado em Junho de 2017.

O ERG permite avaliar a função dos fotorreceptores em geral, no entanto, uma pequena lesão macular isolada pode não ser detetada uma vez que as respostas elétricas da zona lesionada são insuficientes para diminuir a resposta elétrica geral da retina⁴⁰. De modo a ultrapassar essas limitações do ERG *full-field* (nomeadamente o exemplo dado anteriormente), desenvolveu-se o Eletroretinograma Multifocal (mfERG) que possibilita a avaliação da retina em áreas individualizadas, permitindo a obtenção de um mapa topográfico da função retiniana⁴⁰.

Além do ERG *full-field* e do mfERG, existem ainda dois testes baseados no mesmo princípio: o eletroretinograma focal – destina-se ao registo da resposta foveal gerada pelos cones (semelhante ao mfERG, utilizando um estímulo de luz focal entre 4-5°) e o eletroretinograma padrão – reflete a função macular e das células ganglionares onde o estímulo é um padrão sob a forma de xadrez e os quadrados alternam entre preto e branco e vice-versa⁴⁰.

1.4.3 O Eletroretinograma Multifocal (mfERG)

Na escrita desta secção foi considerada, essencialmente, a teoria existente em: *Electrophysiology of Vision*⁴⁰, *Principles and Practice of Clinical Electrophysiology of Vision*²⁴ e *guidelines* estabelecidas pela *Internacional Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV)*⁴⁵.

A limitação do ERG convencional levou ao desenvolvimento do mfERG, por Sutter e Tran⁴⁶, que é uma técnica desenvolvida para obter um mapa da atividade eletrofisiológica da retina, em áreas individualizadas. Segundo Lam (2005), o mfERG é particularmente utilizado para a avaliação da função fotópica retiniana (cones), apesar da avaliação da função escotópica também ser possível, embora com maior dificuldade. Outra limitação deste teste é a má qualidade das respostas obtidas por indivíduos com baixa visão devido à inadequada fixação. Neste ponto será abordada a descrição do mfERG, incluindo os tipos de eléctrodos, o tipo de estímulo e as respostas obtidas.

1.4.3.1 Tipos de Eléctrodos

O modo de aquisição das respostas eléctricas de diferentes áreas da retina (mfERG) são obtidas através de eléctrodos, tal como no ERG *full-field*. Os eléctrodos em forma de LC são comumente usados no mfERG, porém existem diversos tipos de eléctrodos (figura 1.13) e na sua escolha devem considerados diversos fatores como o ruído, o conforto do utilizador e a fiabilidade e repetibilidade dos sinais. Os diferentes tipos de eléctrodos e respetivas vantagens e desvantagens estão descritos na tabela 1.1.

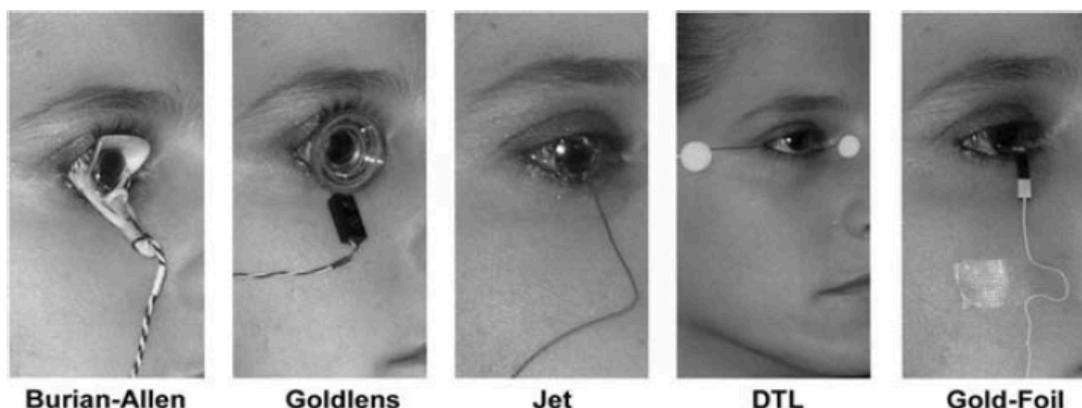


Figura 1.13 Diferentes tipos de eléctrodos usados no eletroretinograma. Fonte: Lam B. (2005)⁴⁰.

Tabela 1.1 Diferentes tipos de elétrodos do ERG. Fonte: Adaptado de Lam B. (2005)⁴⁰.

ELÉTRODO	TIPO	VANTAGENS	DESVANTAGENS
<i>Burrian-Allen</i>	Eléttrodo em forma de LC com blefaróstato.	<ul style="list-style-type: none"> - Blefaróstato: evita o pestanejo e fecho pálpabra; - Diferentes tamanhos para crianças e adultos. 	<ul style="list-style-type: none"> - Má tolerância para alguns pacientes; - Imagem desfocada: inadequado para ERG.
<i>DTL (Dawson-Trick-Litzkow)</i>	Fio condutor ao longo da pálpabra inferior em contacto com a conjuntiva bulbar.	<ul style="list-style-type: none"> - Confortável para o paciente; - Baixa variância amplitude sinal; - Fornece imagem nítida. 	<ul style="list-style-type: none"> - O fio pode ser deslocado, o que provoca mais facilmente pestanejo e movimento olhos; - Registo de menos 10% amplitude do que o eléttrodo de LC.
<i>Gold-Foil</i>	Revestimento em folha de ouro colocado na vertical sob a conjuntiva bulbar.	<ul style="list-style-type: none"> - Confortável para o paciente; - Fornece imagem nítida, adequado ao padrão do ERG. 	<ul style="list-style-type: none"> - Registo de menos 30% amplitude do que o eléttrodo de LC; - Desloca-se facilmente, o que provoca mais facilmente pestanejo e movimento olhos.
<i>JET</i>	Eléttrodo sob a forma de LC.	<ul style="list-style-type: none"> - Descartável, esterilizado e de fácil inserção. 	<ul style="list-style-type: none"> - Movimento da lente e falta de blefaróstato aumenta a variabilidade; - Fácil de cair; - Imagem desfocada; - Difícil comercialização.
<i>Goldlens</i>	Eléttrodo em forma de LC com blefaróstato.	<ul style="list-style-type: none"> - Blefaróstato: evita o pestanejo e fecho pálpabra; - Tamanho para crianças; - Fornece uma imagem nítida. 	<ul style="list-style-type: none"> - Eléttrodo mais recente, menor experiência clínica; - Ligeiramente menos confortável que o <i>Burrian-Allen</i>.

Segundo Mohidin e colaboradores⁴⁷ o melhor elétrodo é aquele que fornece respostas com maior densidade de amplitude e menor variabilidade. Estes autores compararam quatro tipos de elétrodos na aquisição das respostas através do mfERG, concluindo que com o elétrodo sob a forma de lente de contacto (JET) se obtém maior amplitude e menor variabilidade quando comparado com elétrodos DTL, *gold-foil* e *c-glide* (fibra de carbono, “gancho palpebral” sobre a pálpebra inferior).

Por outro lado, apesar de se obter maior amplitude e registos mais estáveis nos elétrodos sob a forma de LC, os utilizadores têm preferência pelos elétrodos DTL uma vez que são mais confortáveis, por se tratar de um fio de prata ao longo da pálpebra inferior que não entra em contacto com a córnea⁴⁸. Na fase experimental desta dissertação serão utilizados elétrodos DTL.

1.4.3.2 Estímulo mfERG

O estímulo, exibido num monitor, consiste num padrão de elementos hexagonais que aumentam de tamanho com a excentricidade retiniana, inversamente à densidade de cones e ao conseqüente aumento do tamanho de campos recetivos. Os hexágonos alternam de cor, entre preto e branco, numa sequência pseudoaleatória (sequência m) onde existe 50% de probabilidade de adquirirem uma das cores⁴⁵ e aproximadamente o mesmo número de hexágonos brancos e pretos, para que o nível de luminância média se mantenha igual em todo o ecrã, durante o exame.

O estímulo do mfERG é um padrão de hexágonos, que se encaixam perfeitamente, e o seu número varia entre 61 a 241 hexágonos. Hood e colaboradores (2007), referem que devem ser utilizados 61 ou 103 elementos hexagonais, sendo que serão necessários 4 minutos para a estimulação de 61 hexágonos e 8 minutos para 103 hexágonos. Quanto menor o número de hexágonos, mais curto é o exame, mas também é menor a resolução espacial. Desse modo, quanto maior o número de hexágonos maior a resolução espacial.

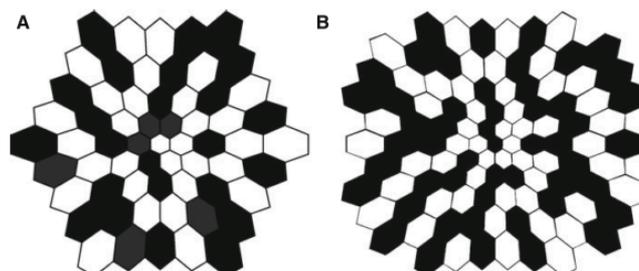


Figura 1.14 Estímulo de padrão hexagonal do mfERG: (A) 61 elementos hexagonais, (B) 103 elementos hexagonais

Fonte: Hood e colaboradores (2011)⁴⁵.

1.4.3.3 Onda típica do mfERG

A onda típica da resposta do mfERG é bifásica (também designada por 1ª ordem de Kernel) com uma deflexão negativa no início (N1), seguindo-se um pico positivo (P1) e ainda uma segunda deflexão (N2) após P1 (ver figura 1.15).

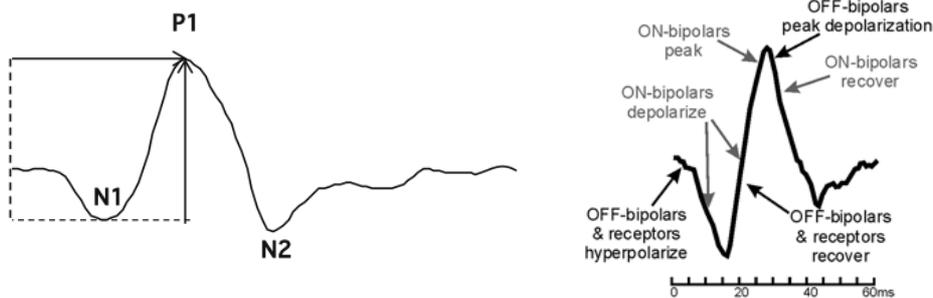


Figura 1.15 Onda da resposta do mfERG – 1ª Ordem Kernel (à esquerda) e respetiva origem celular (à direita). Fonte: Hood e colaboradores (2011)⁴⁵

As amplitudes de N1 e N2 são medidas desde o início do estímulo luminoso (*baseline*) até à primeira deflexão negativa (N1) e até à segunda deflexão negativa (N2), respetivamente. A amplitude de P1 é medida desde N1 até ao pico de P1. Por outro lado, o tempo implícito de N1, P1 e N2 é medido desde o início do estímulo até N1, P1 e N2, respetivamente.

- **1ª Ordem de Kernel**

Os sinais retinianos locais são calculados através da correlação do sinal contínuo com as fases *on-off* de cada hexágono. As ondas são obtidas através de cálculos matemáticos. A resposta de 1ª ordem, à qual designamos 1ª ordem de Kernel (K_1), de cada um dos hexágonos é calculada através da soma de todas as respostas dos estímulos brancos e subtração das respostas dos estímulos pretos. A utilidade clínica da 1ª ordem de Kernel é a avaliação topográfica da função retiniana: a componente N1 traduz a hiperpolarização dos cones e das células bipolares OFF, e a componente P1 reflete a despolarização das células bipolares ON (figura 1.15). Além disso, a resposta de 1ª ordem também recebe contribuições das células ganglionares e do nervo ótico, respostas essas que são reduzidas, sendo desprezadas na prática clínica. A componente N2, normalmente, não é utilizada na prática clínica.

Hood e colaboradores⁴⁹ compararam o ERG com o mfERG, e encontraram boa correlação entre a onda-a do ERG com a primeira deflexão negativa no mfERG (N1), sendo que para onda-a

e o pico N1 há contribuições das mesmas células (fotorreceptores). Do mesmo modo, as componentes P1 e N2 (mfERG) incluem as respostas das células que contribuem para a onda-b e PO's no ERG (células bipolares). No entanto, as designações não são iguais nos dois testes uma vez que as respostas não são rigorosamente equivalentes, devido à diferença de frequências de estimulação.

- **2ª Ordem de Kernel**

A resposta de 2ª ordem ou a 2ª ordem de Kernel (K_2) é resultado do processo de derivação matemática. Esta calcula o efeito dos sucessivos *flashes* em cada hexágono, onde são somadas todas as respostas das sequências em que ocorreu a mudança de branco para preto e vice-versa, e subtraídas as sequências em que não ocorreu alteração da cor do estímulo.

Apesar de ser similar à 1ª, é de menor amplitude e dura mais tempo. É a resposta de 1ª ordem que dá origem à resposta de 2ª ordem sendo, por isso, também denominada por “Componente Induzida” e relaciona-se com a atividade da retina interna e das células ganglionares. De acordo com Lam B (2005), uma experiência com macacos demonstrou que a resposta de 2ª ordem é reduzida, mas não ausente, com a administração de tetrodotoxina, neurotoxina que bloqueia os potenciais gerados pelas células ganglionares.

- **Onda "S"**

A onda “S” consiste num pico positivo aquando do decréscimo da componente P1, na resposta de 1ª ordem. Esta onda surge quando a frequência do estímulo diminui de 75Hz para 18Hz ou menos e também tem origem na atividade neural das células ganglionares.

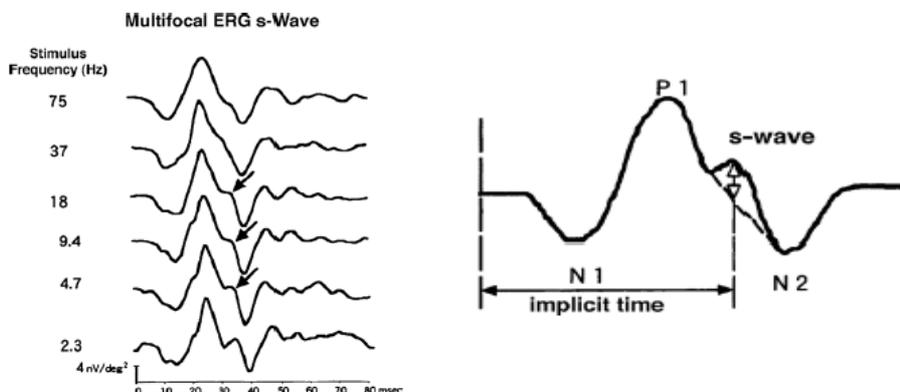


Figura 1.16 Onda “S” a partir dos 75Hz (no sentido negativo). Amplitude está representada pela seta na figura da direita e o tempo implícito também está devidamente assinalado. Adaptado de Lam B (2005).

1.4.3.4 Características do mfERG em indivíduos normais

As amplitudes das componentes N1 e P1 de cada elemento hexagonal são semelhantes, mas diminuem com a excentricidade sendo mais elevadas na zona foveal, devido à maior densidade de cones. Alguma redução da amplitude e/ou o atraso na resposta são reflexo de uma alteração existente. Uma vez que a área dos hexágonos é menor na zona macular, a relação entre a amplitude e a área pode ser elevada o que, por sua vez, resulta erroneamente num pico abrupto central (gráficos 3D). Note-se que este pico central artificial pode ser conseguido devido a algum ruído aquando do registo dos dados. Este raciocínio é, ainda, válido mesmo quando as respostas retinianas são reduzidas, ocultando alguma alteração macular.

Os gráficos a três dimensões (3D) auxiliam na visualização do nervo ótico, mácula e escotomas. Geralmente, se a fixação for estável e central, é notável a presença de uma depressão no mapa, correspondente ao nervo ótico e um pico central, que diz respeito à mácula. Estes são obtidos através da divisão da amplitude da resposta pela área do hexágono (nV/deg^2) (figura 1.17).

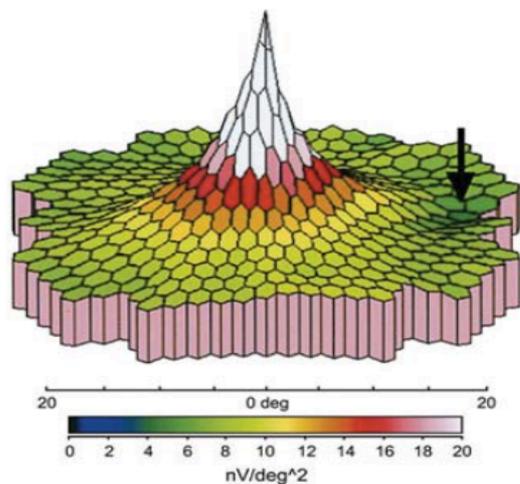


Figura 1.17 Mapa 3D típico do mfERG. O pico central corresponde à resposta foveal e a depressão (assinalada pela seta) ao nervo ótico. Fonte: <http://www.jcor.in>, acedido em Abril de 2017.

Outra forma de visualizar os dados consiste em representar a resposta central e agrupar as respostas organizadas por anéis, isto é, serão somadas todas as respostas dos hexágonos em anéis concêntricos, expressos na relação amplitude-área (nV/deg^2) (ver figura 1.18).

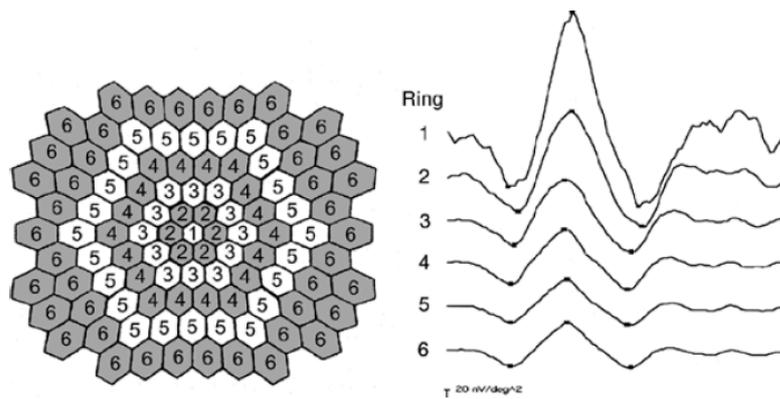


Figura 1.18 Registo da densidade da resposta central e em anéis concêntricos. Fonte: Lam (2005)⁴⁰.

Este esquema de registo auxilia na avaliação das respostas no que respeita à excentricidade. Apesar da maior densidade da resposta ser no centro, devido à alta densidade de cones, o resumo das respostas é menor na fóvea aumentando com a excentricidade dos anéis. Desta forma, se a localização não for central, os escotomas isolados podem passar despercebidos.

1.4.3.5 Valores Normativos mfERG

De acordo com as normas estipuladas pela ISCEV^{45,50}, tanto os valores normativos do ERG como do mfERG, devem ser definidos pelos laboratórios de cada equipamento. Uma vez que os dados eletrofisiológicos obtidos não são, necessariamente, descritos como uma distribuição normal recomenda-se o estabelecimento de limites de normalidade e não apenas valores médios.

Silva e colaboradores⁵¹ obtiveram medidas de eletrofisiologia multifocal numa amostra de 80 sujeitos saudáveis (média idades 43 ± 16 anos, dilatação pupilar com tropicamida 1%). O aparelho utilizado foi o *RETIsan System (Roland Consult, Wiesbaden, Germany)*, com um estímulo de 61 hexágonos (ver figura 1.19) e elétrodos DTL.

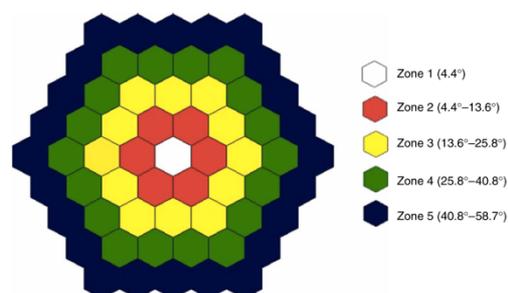


Figura 1.19 Desenho esquemático do estímulo utilizado por Silva e colaboradores⁵¹.

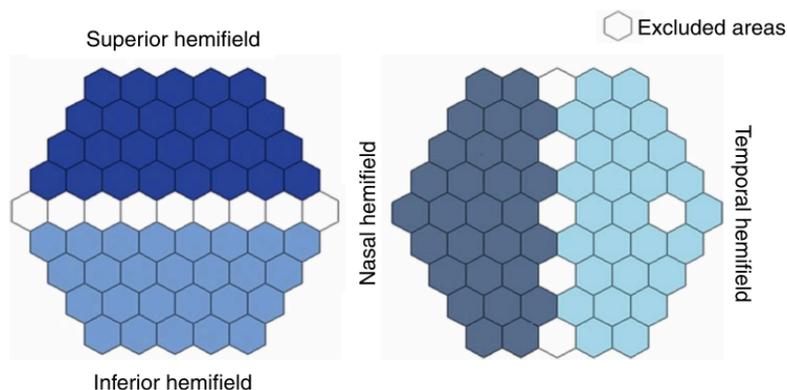


Figura 1.20 Esquema das regiões analisadas por Silva e colaboradores⁵¹. As zonas brancas referem-se às áreas excluídas.

A amplitude média de P1 obtida no anel central (zona 1 - 4.4°) foi de 77.9 ± 2.0 nV/deg². Para o registo das restantes medidas nas diferentes zonas, utilizaram um esquema no qual dividem o campo visual em superior, inferior, temporal e nasal, e ainda excluem áreas como o nervo ótico e as linhas médias horizontais e verticais (ver figura 1.20). A tabela abaixo contém os valores obtidos⁵¹.

Tabela 1.2 Valores obtidos por Silva e colaboradores⁵¹ para a amplitude da componente P1 por zona.

	Retina Inferior (nV/deg ²)	Retina Superior (nV/deg ²)	Retina Nasal (nV/deg ²)	Retina Temporal (nV/deg ²)
Zona 2	40.1 ± 0.8	39.5 ± 0.8	40.8 ± 0.9	38.8 ± 0.8
Zona 3	26.3 ± 0.6	26.4 ± 0.5	26.6 ± 0.6	25.4 ± 0.5
Zona 4	18.1 ± 0.5	17.3 ± 0.3	17.4 ± 0.4	17.9 ± 0.4
Zona 5	14.8 ± 0.4	14.4 ± 0.3	14.8 ± 0.3	14.4 ± 0.3

Ho e colaboradores⁵² verificaram o efeito do desfocado na atividade retiniana com o mfERG. Para isso, também obtiveram valores sem desfocado para posterior comparação. A amostra era composta por 23 indivíduos saudáveis (idades entre os 19 e os 25 anos, dilatação pupilar com tropicamida 1%). Foi utilizado um estímulo com 103 hexágonos e elétrodos DTL.

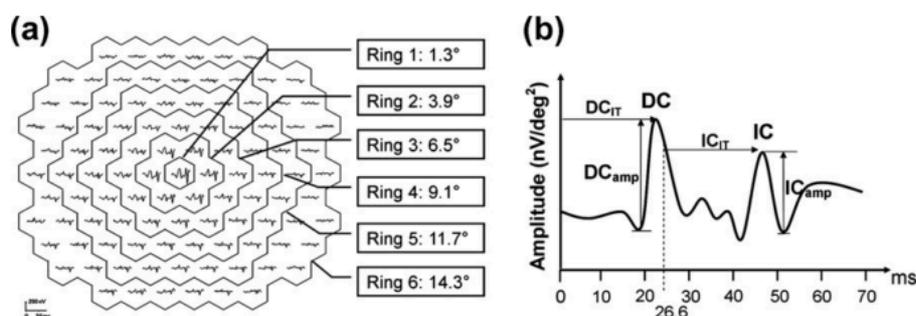


Figura 1.21 (a) Esquema das respostas analisadas agrupadas por anéis. (b) Diagrama esquemático das componentes avaliadas da 1ª ordem de Kernel. Fonte: Ho e colaboradores⁵².

Neste estudo avaliam as componentes direta e indireta da 1ª ordem de Kernel. Podemos designar a amplitude da componente direta como P1. Ao contrário do estudo citado anteriormente, estes autores também verificaram o tempo implícito de P1.

Tendo por base os gráficos apresentados pelos autores, os valores doravante apresentados (tabela 1.3) devem ser entendidos como aproximações em detrimento dos valores reais que geraram tais ilustrações.

Tabela 1.3 Valores aproximados obtidos por Ho e colaboradores⁵² da amplitude e tempo implícito de P1 sem induzir desfocado.

	Amplitude P1 (nV/deg²)	Tempo implícito P1 (ms)
Anel 1 (1.3°)	57	36.2
Anel 2 (3.9°)	35	36.2
Anel 3 (6.5°)	22	35.2
Anel 4 (9.1°)	20	34.5
Anel 5 (11.7°)	18.5	34.25
Anel 6 (14.3°)	16.5	33.85

Nota: Valores aproximados, obtidos diretamente através da visualização dos gráficos.

Também Azad e colaboradores⁵³ tiveram como objetivo criar uma base de dados com valores normativos obtidos por um mfERG em sujeitos emétopes. Numa amostra de 111 sujeitos saudáveis (222 olhos analisados) com idades entre os 25 e os 50 anos, foram obtidos os valores da amplitude e tempo implícitos para as componentes P1, N1 e N2 através de elétrodos JET. Os valores obtidos encontram-se nas tabelas abaixo divididos pelas áreas regionais analisadas.

Tabela 1.4 Valores de amplitude de P1, N1 e N2 obtidos nas diferentes regiões por Azad e colaboradores⁵³.

	Amplitude P1 (nV/deg²)	Amplitude N1 (nV/deg²)	Amplitude N2 (nV/deg²)
Anel 1 (2°)	77.13 ± 29.25	-56.40 ± 19.26	-69.12 ± 26.29
Anel 2 (2°-5°)	57.10 ± 16.35	-34.35 ± 11.90	-49.21 ± 13.67
Anel 3 (5°-10°)	36.41 ± 13.82	-21.31 ± 9.78	-32.33 ± 10.60
Anel 4 (10°-15°)	25.49 ± 13.98	-14.76 ± 8.06	-22.86 ± 11.59
Anel 5 (>15°)	21.04 ± 14.45	-11.16 ± 7.68	-18.79 ± 12.77

Tabela 1.5 Valores do tempo implícito de P1, N1 e N2 obtidos nas diferentes regiões por Azad e colaboradores⁵³.

	Tempo Implícito P1 (ms)	Tempo Implícito N1 (ms)	Tempo Implícito N2 (ms)
Anel 1 (2°)	42.58 ± 6.18	21.81 ± 2.84	63.05 ± 7.10
Anel 2 (2°-5°)	40.85 ± 2.89	22.15 ± 1.83	60.37 ± 10.35
Anel 3 (5°-10°)	39.31 ± 2.69	21.90 ± 1.83	58.15 ± 9.03
Anel 4 (10°-15°)	38.93 ± 3.45	21.68 ± 1.93	58.06 ± 4.19
Anel 5 (>15°)	38.69 ± 2.48	21.81 ± 1.93	57.42 ± 3.57

Como já foi referido, os valores normativos devem ser estabelecidos por cada fabricante. Além disso, a grande diversidade de valores entre os estudos apresentados acima, também pode ser devido aos diferentes tipos de elétrodos utilizados, estímulos, fatores fisiológicos, entre outros.

1.4.4 Fatores que condicionam a Resposta Retiniana

Existem alguns fatores que podem desencadear alterações na resposta retiniana, nomeadamente na amplitude e tempo implícito das respostas. Nesta secção serão abordados alguns desses fatores e o modo como podem afetar os resultados, podendo ser próprios do indivíduo, ou seja, fisiológicos, devido a patologias existentes ou até induzidos oticamente, como por exemplo pelo efeito do desfocado.

1.4.4.1 Fatores Fisiológicos

Alguns autores observaram que fatores como a idade, o diâmetro pupilar, género, comprimento axial e outros, relacionados com a colaboração do paciente e até mesmo a distância de teste e posicionamento dos diversos equipamentos utilizados, podem interferir na resposta eletrofisiológica.

- **Idade:** Jackson e colaboradores (2002)⁵⁴ avaliaram o efeito da idade na resposta eletrofisiológica entre dois grupos de indivíduos saudáveis - um grupo com idades entre os 19 e os 30 anos e outro com idades entre os 60 e 74 anos, e concluíram que a amplitude da resposta no grupo mais velho é mais reduzida, sendo essa redução mais acentuada na retina central.

Num estudo semelhante⁵⁵, com três grupos de participantes – um grupo com idades entre os 18 e os 22 anos, outro entre os 33 e os 37 anos e outro entre os 48 e 52 anos, a amplitude mostrou ser menor no grupo mais velho quando comparada com os outros grupos, apesar dessas diferenças não serem estatisticamente significativas.

Neste contexto Lam B.⁴⁰, afirmou, acerca do trabalho de Nabeshima e colaboradores⁵⁶, que a resposta retiniana aparenta diminuir a partir dos 50 anos de idade, sendo por isso, a idade um fator a ter em conta na aquisição da resposta eletrofisiológica.

- **Diâmetro pupilar:** Gonzalez e colaboradores (2004)⁵⁷ comparam as respostas do mfERG em dois grupos de indivíduos, um grupo com a pupila dilatada e outro com a pupila contraída. Observaram que a amplitude da componente P1 foi mais reduzida e o período de latência de P1

maior, para o grupo com diâmetro pupilar menor. A dilatação pupilar é uma prática recomendada pela ISCEV⁴⁵ na realização do mfERG.

- **Comprimento axial:** O comprimento axial do globo ocular, também tem sido considerado por alguns autores como um fator a ter em conta na resposta retiniana. Weastall e colaboradores⁵⁸ mostraram que as amplitudes escotópica e fotópica do ERG diminuem com o aumento do comprimento axial. Este fator foi também testado por Chan e Mohidin⁵⁹, no mfERG, obtendo a mesma conclusão que o estudo anterior.

- **Género:** Lam B.⁴⁰ refere, acerca do trabalho de outros autores, que a resposta retiniana é ligeiramente maior no sexo feminino quando comparado com o sexo masculino⁶⁰⁻⁶³.

- **Colaboração do paciente:** Oyamada e colaboradores (2007)⁶⁴ descreveram principais fatores que afetam a interpretação dos dados obtidos pelo mfERG, como a má fixação, movimentos oculares, compensação inadequada do erro refrativo inadequada, mau posicionamento do eletrodo, a distância entre o monitor e o observador incorreta, entre outros.

1.4.4.2 Fatores Patológicos

A eletrofisiologia ocular é utilizada na deteção precoce de doenças oftalmológicas. Assim, através das diversas respostas obtidas podem ser diagnosticadas determinadas patologias. Mais especificamente, o mfERG é utilizado em sujeitos que possuam, aparentemente, uma retina íntegra mas com baixa acuidade visual, podendo ser utilizado para diagnosticar pequenas lesões isoladas. De seguida, apresentam-se algumas das patologias habitualmente triadas com aplicação clínica do mfERG.

- **Retinopatia Tóxica por Cloroquina e/ou Hidroxicloroquina:** observa-se perda do pico central no mapa topográfico do mfERG, para além de perdas pericentrais, o que permite diagnosticar a doença em pacientes predispostos a desenvolvê-la antes das alterações no campo visual; ERG aparentemente normal⁶⁵;

- **Doença de Stargardt:** no mfERG verifica-se uma atenuação das respostas nos anéis centrais e para-centrais (1º, 2º e 3º anéis). Um mfERG normal descarta o diagnóstico desta patologia⁶⁵;
- **Distrofia Macular Oculta/ Distrofia Focal dos Cones:** perda inexplicável da visão, visão cromática alterada, fóvea aparentemente normal, angiografia fluoresceínica e ERG normais; no mfERG observa-se uma redução das respostas centrais⁶⁵.
- **Retinopatia Pigmentar:** o mfERG permite o registo da atividade retiniana nesta patologia ao contrário do ERG convencional, em estados mais avançados da doença⁶⁵.
- **Degenerescência Macular relacionada com a Idade (DMI):** num estudo em pacientes com DMI no estado inicial, Li e colaboradores⁶⁶ observaram que o mfERG é sensível a alterações retinianas como por exemplo as drusas, que surgem na pré-DMI.
- **Maculopatia:** no mfERG observa-se uma diminuição acentuada da amplitude na zona central da retina e as restantes zonas normais¹ (ver figuras 1.22 e 1.23).

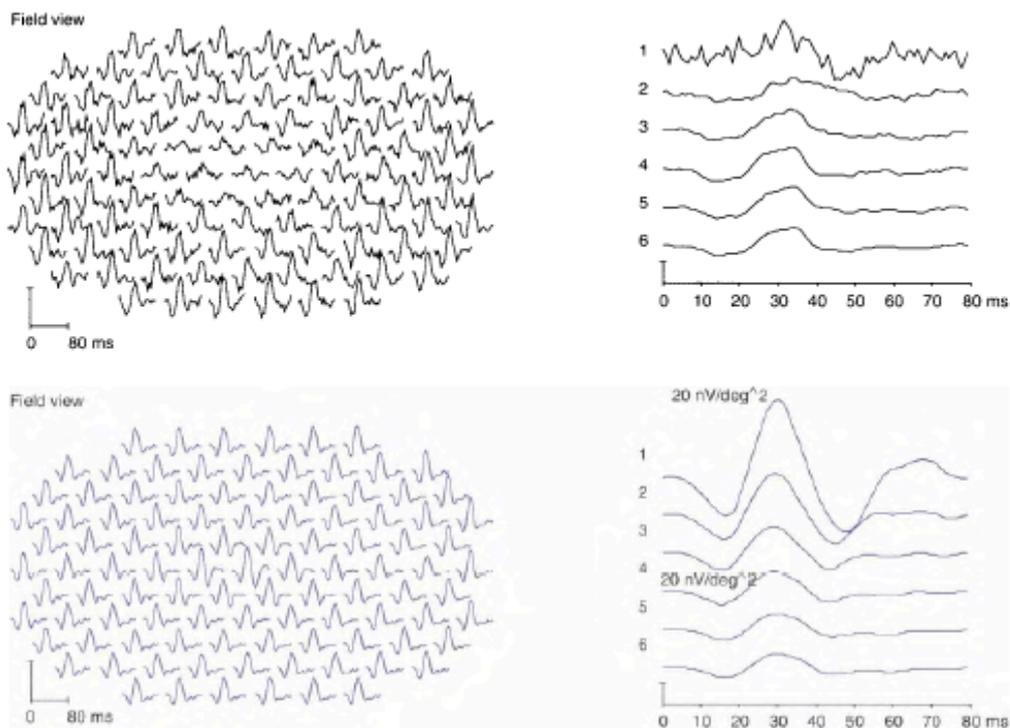


Figura 1.22 mfERG de um indivíduo com maculopatia (em cima) e de um indivíduo normal (em baixo); as imagens à direita referem-se ao agrupamento das respostas por anéis. Fonte: Benjamim e Borish (1998)¹.

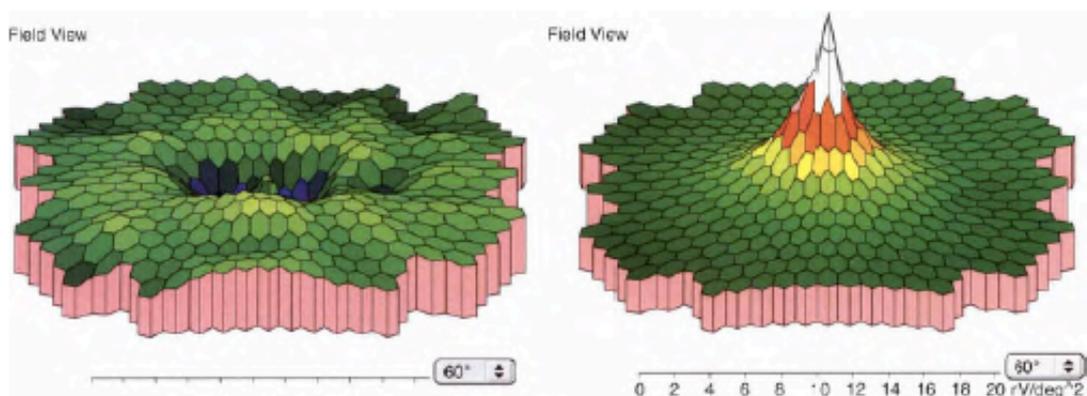


Figura 1.23 Gráfico 3D dos dados da figura 1.22. À esquerda: indivíduo com maculopatia; à direita: indivíduo normal. Fonte: Benjamim e Borish (1998)¹.

De forma a entender quais as alterações provocadas, por diversas patologias, no mfERG, Hood⁶⁷ resumizou o efeito de lesões em determinadas áreas da retina e respetivas alterações na componente P1 do mfERG (tabela 1.6).

Tabela 1.6 Alterações na componente P1 do mfERG de acordo com lesões na retina. Adaptado de Hood (2000)⁶⁷.

Lesão	Alteração	Amplitude P1	Tempo Implícito P1
Cones	Lesão camada externa ou perda celular	Diminui	Atraso moderado ou normal
Camada Externa	Alteração da transmissão sináptica	Diminui	Atraso elevado
Células Bipolares-On	Perda celular	Normal ou aumentada	Atraso moderado
Células Bipolares-Off	Perda celular	Aumentada	Ligeiramente mais rápido
Camada Interna	Alteração da transmissão sináptica ou perda celular	Aproximadamente normal	Pequeno atraso (<3ms)
Células Ganglionares	Perda celular	Aproximadamente normal	Aproximadamente normal

1.4.4.3 Fatores Induzidos Oticamente

O efeito do desfocado tem impacto no nosso sistema visual, na medida em que pode reduzir a acuidade visual, a sensibilidade ao contraste, entre outros fatores, tal como foi referido por Chan e colaboradores⁶⁸ a respeito do trabalho de outros autores⁶⁹⁻⁷².

Já foram concebidos alguns estudos com o objetivo de avaliar o efeito do desfocado na resposta retiniana, através do mfERG. Chan e colaboradores⁶⁸ avaliaram este efeito em 20 sujeitos com três condições distintas: 0.00D, +1.00D e +3.00D. Verificaram apenas uma redução na amplitude de resposta de P1 na zona macular, com o desfocado positivo, sendo que as restantes zonas, nas mesmas condições, não sofreram essa redução. Relativamente ao tempo implícito, não verificaram variações em nenhuma das zonas.

Por outro lado, Palmowski e colaboradores⁷³ não observaram diferenças significativas, tanto para o tempo implícito como para a amplitude, em qualquer uma das condições testadas (-3.00D, 0.00D, +3.00D, +6.00D). Neste trabalho, os autores não referem a correção do erro refrativo dos sujeitos avaliados, sendo este facto, reportado por Chan e colaboradores⁶⁸, como uma possível causa da diferença de resultados entre os dois estudos. Além disso, foram utilizados diferentes elétrodos.

Também Ho e colaboradores⁵² avaliaram o efeito do desfocado positivo e negativo na atividade da retina. Foram recrutados 23 voluntários saudáveis, com idades entre os 19 e os 25 anos, e obtiveram medidas de controlo (0.00D), desfocado positivo (+2.00D e +4.00D) e desfocado negativo (-2.00D e -4.00D). Verificaram que a amplitude da componente direta da 1ª ordem de kernel (P1) reduz significativamente apenas para o desfocado negativo. No que respeita ao desfocado positivo, não ocorreram alterações significativas em qualquer uma das regiões, tanto com +2.00D como com +4.00D. Quanto ao tempo implícito de P1, o desfocado, quer positivo quer negativo, não teve influência significativa em qualquer uma das regiões.

2. HIPÓTESES E OBJETIVOS DO ESTUDO

2.1 Formulação do Problema

Este estudo é abordado a partir da observação clínica, verificada em diversos estudos de investigação, de que durante o processo de adaptação ao uso de LCMF se produz uma melhoria da AV de VL, ao mesmo tempo que se observa uma redução da sensação de fenómenos disforópticos, que aqui referimos como distorção luminosa. Isto poderá dever-se, entre outras causas, a uma alteração na ativação ou inativação de zonas da retina em que se produzem imagens focadas ou desfocadas, respetivamente. Este fenómeno ótico observa-se na formação da imagem através de dispositivos óticos multifocais de visão simultânea, como é o caso das LC que utilizamos, sobrepondo imagens focadas (maior contraste) com outras desfocadas (menor contraste) em função distância do objeto e da existência de zonas da LC com diferente potência.

Assim sendo, coloca-se a questão que está por trás deste estudo e que trata de avaliar se existe alteração na função retiniana na região foveal e/ou parafoveal que justifique a melhoria da VL ou a redução da distorção luminosa, que se observa durante o processo de adaptação às LCMF. Na hipótese de se dar algum tipo de recalibração nos canais visuais responsáveis pela discriminação do contraste, seria de esperar, caso este processo ocorra ao nível da retina, algum tipo de alteração (p. ex. na amplitude do sinal e/ou tempo implícito) na resposta elétrica ao longo da adaptação às LCMF.

2.2 Hipóteses do Estudo

A um nível mais detalhado podemos enunciar as seguintes hipóteses:

H0: não existem diferenças no eletrorretinograma multifocal e distorção luminosa monocular ao fim de 15 dias de uso de LCMF de desenho dominante e não dominante.

H1: existem diferenças no eletrorretinograma multifocal e distorção luminosa monocular ao fim de 15 dias de uso de LCMF de desenho dominante e não dominante.

No caso de se verificarem alterações na função retiniana na região foveal e/ou parafoveal, pretendemos aferir ainda a seguinte hipótese:

H0: não existe relação entre as alterações no mfERG e as alterações na percepção da distorção luminosa.

H1: existe relação entre as alterações no mfERG e as alterações na percepção da distorção luminosa.

2.3 Objetivos do Estudo

O objetivo geral deste estudo é determinar as alterações na atividade retiniana e nos parâmetros da função visual em pacientes presbítas após um período de 15 dias de adaptação ao uso de lentes de contacto multifocais de desenho dominante e não dominante.

Os objetivos específicos foram:

- Comparar a acuidade visual de alto e baixo contraste monocular em pacientes presbítas que usam LCMF num período de adaptação de 15 dias;
- Avaliar as alterações da qualidade ótica mediante aberrometria e a distorção luminosa com lentes de contacto multifocais antes e após um período de 15 dias com LCMF;
- Comparar os resultados monoculares do mfERG no primeiro dia de uso das LC e após 15 dias de uso de LCMF.

3. AMOSTRA, MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Tipo de Estudo

Este trabalho enquadra-se num estudo experimental uma vez que são testadas lentes de contacto e avaliadas as alterações na atividade retiniana – havendo, igualmente, intervenção por parte do investigador no estudo de tais efeitos. É, também, um estudo piloto observacional prospetivo (o paciente é acompanhado ao longo do tempo – *follow up*).

O procedimento experimental realizou-se integralmente no Centro de Investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab) associado ao Centro de Física da Universidade do Minho, Braga, Portugal. O protocolo do projeto foi aprovado pela Subcomissão de Ética para as Ciências da Vida e da Saúde da Universidade do Minho.

Todos os participantes do estudo assinaram um Consentimento Informado (Anexo 1), subjacente às orientações da “Declaração de Helsínquia”, com o intuito de informar acerca dos objetivos, métodos, benefícios previstos e riscos potenciais inerentes ao estudo.

3.2 Participantes e Amostra

Para este estudo foram recrutados 5 participantes. Os critérios de inclusão dos voluntários requeriam sujeitos présbitas, que nunca tenham utilizado LC, meios oculares transparentes e ausência de patologias oculares. As características de cada participante e lentes utilizadas encontram-se nas tabelas abaixo.

Tabela 3.1 Caracterização da amostra em estudo.

Paciente	Género	Idade	Refração		
			OD	OE	Adição
MM	Feminino	52	+0.75 -0.50 x 90	+1.00 -0.50 x 75	+2.25
EP	Feminino	51	+1.75	+1.75	+2.25
RR	Feminino	55	+2.25	+1.75	+2.00
IC	Feminino	55	+0.50	+0.50	+2.00
AL	Feminino	54	+1.00	+1.00 -0.25 x 130	+2.00

Tabela 3.2 LC monofocais e LC multifocais utilizadas por cada participante; D – Desenho dominante; N – desenho não dominante.

Paciente	Olho Dominante	Lente Monofocal		Lente Multifocal	
		OD	OE	OD	OE
MM	Esquerdo	+0.50	+0.75	+0.50 Ad +2.00 N	+0.75 Ad +2.00 D
EP	Direito	+1.75	+1.75	+1.75 Ad +2.00 D	+1.75 Ad +2.00 N
RR	Esquerdo	+2.25	+1.75	+2.25 Ad +2.00 N	+1.75 Ad +2.00 D
IC	Direito	+0.50	+0.50	+0.50 Ad +2.00 D	+0.50 Ad +2.00 N
AL	Esquerdo	+1.00	+1.00	+1.00 Ad +2.00 N	+1.00 Ad +2.00 D

Por desistência, um dos participantes (AL) não compareceu à 2ª e 3ª visitas, ficando assim uma amostra total de 4 sujeitos.

3.3 Procedimento Experimental

3.3.1 Rotina Clínica

Antes de iniciar a rotina clínica, todos os voluntários assinaram um Consentimento Informado acerca do estudo, que se dividiu em três visitas essenciais.

O procedimento experimental iniciou com uma pré-avaliação de inclusão dos sujeitos (inclui teste de *Ishihara* – visão das cores, e retinografia – descartar patologias oculares em geral) e exame refrativo subjetivo, com o registo da acuidade visual com a melhor correção para a VL e a VP. A dominância ocular foi determinada através do método da dominância sensorial. Para isso colocou-se uma lente de +2.00D, alternadamente, em cada um dos olhos, com o sujeito a observar uma a linha abaixo da AV máxima. O olho dominante é o mais intolerante à lente positiva, em condições binoculares. Foram pedidas LC monofocais para a correção de longe e LCMF centro-longo e centro-perto para cada sujeito (de acordo com a dominância sensorial e refração).

A segunda visita iniciou com a adaptação de LC monofocais (*Biofinity® - Cooper Vision*) com a respetiva correção para VL - *baseline*. De seguida, foi medida a acuidade visual com *Logarithmic Visual Acuity Chart EDTRS* (Precision Vision, IL) colocado a 4 metros. Foi registada a acuidade visual de alto contraste em visão de longe (HCDVA), a acuidade visual de baixo contraste em visão de longe (LCDVA) e AV em VP, com a adição colocada na armação de prova. Foram realizadas as medidas de aberrometria, topografia corneal (Topógrafo Medmont E300, Medmont Pty.Ltd, Melbourne, Australia), halometria e eletrofisiologia multifocal. As lentes de contacto monofocais foram guardadas para posterior utilização, na terceira visita. De seguida, foram adaptadas as LCMF (*Biofinity® Multifocal - Cooper Vision* - especificações na secção 3.3.2) e foi realizado o mesmo procedimento (neste caso para medida AV em VP, não foi utilizada a armação de prova). As medidas realizadas com a lente Monofocal no 1º dia serviram de *baseline*.

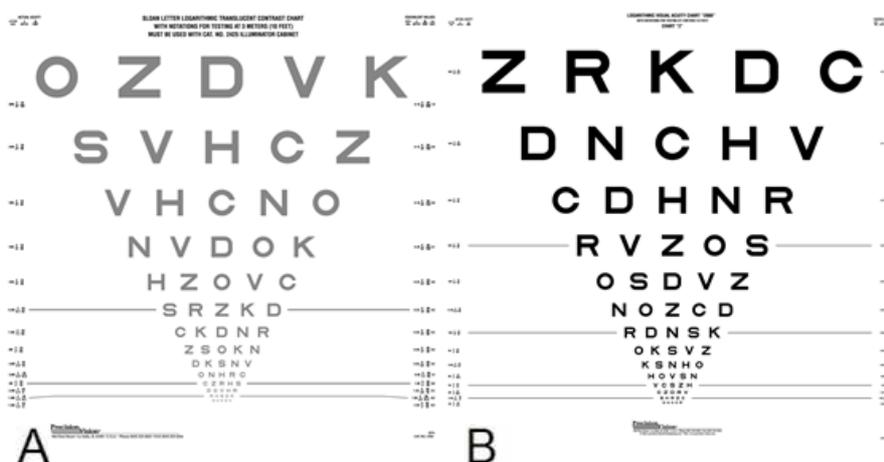


Figura 3.1 Escala ETDRS: LCDVA (A) e HCDVA (B).

Na terceira e última visita, após 15 dias de uso das LCMF, realizou-se o mesmo procedimento que na segunda visita, quer com as lentes monofocais, quer com as lentes multifocais.

3.3.2 Lentes utilizadas: *Biofinity*® e *Biofinity*® Multifocal

A *Biofinity*® e *Biofinity*® Multifocal são lentes de contacto de silicone-hidrogel, *comfilcon A*, de geometria asférica⁷⁴. As suas especificações técnicas encontram-se descritas na tabela 3.1.

Tabela 3.3 Especificações técnicas da LC *Biofinity*® e *Biofinity*® Multifocal (Cooper Vision, USA). Adaptado de “Catálogo Lentes de Contacto 2016”⁷⁴

Especificações técnicas	<i>Biofinity</i> ®	<i>Biofinity</i> ® Multifocal
Compensação	Esférica	Presbiopia
Geometria	Asférica	Lente Desenho D e Lente Desenho N
Substituição	Mensal	Mensal
Potências	+8.00 a -12.00D	+6.00D a -10.00D
Adições	-	+1.00D, +1.50D, +2.00D, +2.50D
Material	<i>Comfilcon A</i>	<i>Comfilcon A</i>
Hidratação	48%	48%
Dk/t (-3.00D)	160	142
Espessura centro	0.08	0.10 mm Desenho N 0.09 mm Desenho D
Raio de Curvatura	8.60 mm	8.60 mm
Diâmetro	14.00 mm	14.00 mm

Como já demonstrado na tabela 3.1, a *Biofinity*® Multifocal é apresentada em duas geometrias diferentes: lente multifocal de desenho “D” (centro-longe) (LCMF D) e lente multifocal de desenho “N” (centro-perto) (LCMF N). De acordo com as instruções do fabricante, a lente de desenho “D” deve ser usada no olho dominante e a lente de desenho “N” no olho não dominante, o que acaba por criar um efeito de semelhante à MN. Para utilizadores com adição inferior a +1.50D deve ser utilizado o desenho “D” em ambos os olhos^{74,75}.

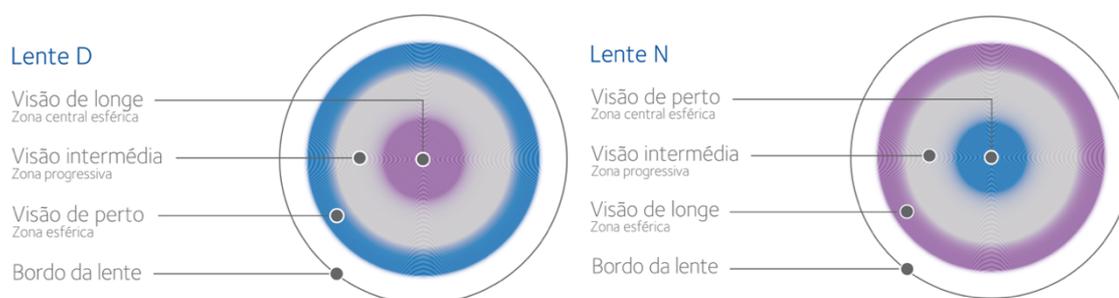


Figura 3.2 *Biofinity*® multifocal de desenhos “D” (à esquerda) e “N” (à direita). (Fonte: Catálogo LC 2016⁷⁴)

Segundo o fabricante, tanto as LCMF D, como as LCMF N possuem três zonas de visão distintas: visão longe, visão de perto e visão intermédia. No caso do desenho “D” a zona central corresponde à visão de longe, na zona intermédia há um aumento gradual da potência positiva que se estende até à zona de visão de perto. No que diz respeito à lente de desenho “N”, acontece o inverso, ou seja, a zona central corresponde à zona de perto, na zona intermédia há uma diminuição gradual da potência (tornando-se menos positivo) até atingir a visão de longe, na periferia (ver fig. 1.1).

Kim e colaboradores (2017)²², analisaram perfil de potência, quer das LCMF D, quer das desenho LCMF N, com potência de -3.00D com as diferentes adições existentes (+1.00D, +1.50D, +2.00D e +2.50D). Como se pode observar na Fig. 1.2, as lentes centro-longe (LCMF D) possuem na zona central a potência correspondente à visão de longe que se mantém constante num raio de aproximadamente 1.50 mm. Posteriormente ocorrem diferenças graduais na potência (transição da visão de longe para visão de perto – intervalo correspondente à visão intermédia) entre os 1.6 e os 2.1 mm de raio da lente, até atingir o valor da visão de perto. Relativamente às lentes de centro-perto (LCMF N) o raciocínio é no sentido inverso, ou seja, a zona central corresponde à visão de perto e a potência vai diminuído até atingir o correspondente à visão de longe. Neste caso, o intervalo de transição (visão intermédia) é entre os 1.2 e 2.0 mm. Neste mesmo estudo, os autores verificaram que todas as LCMF avaliadas apresentavam algum grau de aberração esférica negativa.

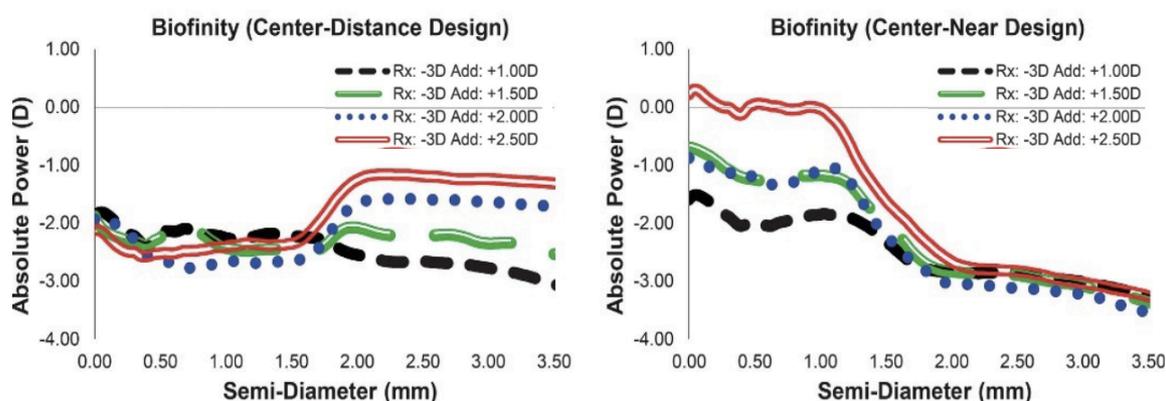


Figura 3.3 Perfil de potência refrativa absoluta da LC Biofinity® Multifocal Centro-longe (à esquerda) e Centro-perto (à direita) para as diferentes adições existentes. (Adaptado de Kim et al., 2017)²².

3.3.3 Aberrometria

As medidas de aberrometria foram obtidas através do aberrómetro *IRx3 Hartmann-Shack* (*ImaginEyes, France*), sob condições de baixa iluminação. Em ambas as visitas, foram realizadas três medidas monoculares, tanto com as LC monofocais como com as LCMF. Antes de cada medida, o paciente era instruído a pestanejar um pouco e fixar um “E”, no interior do aparelho, e, de seguida a manter o olho aberto para capturar de imagem.

As aberrações foram calculadas, para cada condição, através da média das três medidas, para a pupila mínima natural de cada sujeito. Neste estudo, foram consideradas as aberrações de alta ordem representadas por aberração esférica RMS (Z_4^0 e Z_6^0), aberração comática RMS (Z_{-3}^{-1} , Z_3^1 , Z_5^{-1} e Z_5^1) e HOA total RMS (Z_{-3}^{-3} to Z_6^6), que foram calculadas através do Microsoft Excel, Office.

3.3.4 Distorção Luminosa – Halometria

Para a determinação da perceção do halo luminoso, foi utilizado Light Distortion Analyzer (LDA, CEORLab, University of Minho, Portugal). Este instrumento consiste numa placa eletrónica preta, com uma fonte luminosa central (LED) rodeada por 240 LEDs mais pequenos, distribuídos por 24 semimeridianos, com uma separação angular de 15° ⁷⁶.

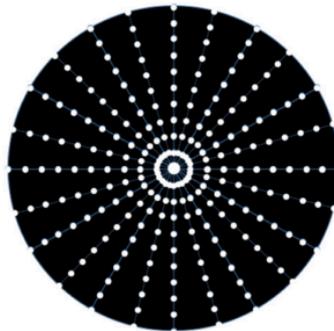


Figura 3.4 Ilustração da distribuição dos LEDs luminosos no LDA⁷⁶.

O LED central é responsável por criar a condição de *glare* e os LEDs mais pequenos permitem determinar o limiar dessa condição em diferentes posições do campo visual⁷⁶. Através do *software* conseguimos obter diferentes índices que permitem quantificar a distorção luminosa que rodeia o LED central⁷⁶:

- Área de distorção (DA – *Distortion area*): soma de todas as áreas dos triângulos formados entre cada par de meridianos, em mm⁷⁶;
- Índice de distorção luminosa (LDI – *Light distortion index*): porcentagem de área total testada que não é visível devido à distorção luminosa⁷⁶;
- Raio do melhor círculo de ajuste (BFC_{Rad} – *Best fit circle radius*): círculo que melhor se adapta a um polígono irregular resultante da ligação dos limites externos da distorção luminosa ao longo dos semimeridianos, em mm⁷⁶;
- Coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (XCoord e YCoord - *Best fit circle center coordinates*): definido pelas coordenadas cartesianas (x,y), em mm, desde o centro do dispositivo⁷⁶;
- Orientação do melhor círculo de ajuste (BFC_{Orient} - *Orientation of best fit circle center*): ângulo do melhor círculo de ajuste desde o centro do dispositivo (0,0), expresso em graus⁷⁶;
- Irregularidade da área de distorção (BFC_{Irreg}): soma dos desvios entre a área de distorção real e o perímetro exterior do melhor círculo de ajuste ao longo dos semi meridianos, (mm)⁷⁶;
- Desvio Padrão da Irregularidade do Melhor Círculo e Ajuste (BFC_{IrregSD} - *SD of the BFC irregularity*): soma das diferenças ao quadrado, dividido pelo número de semi meridianos testados, em mm. Valores mais elevados, representam uma distorção mais irregular⁷⁶.

O *software* permite utilizar diversas rotinas de exame - diferentes separações angulares, duas velocidades diferentes de apresentação do estímulo e modo de aparecimento do estímulo⁷⁶. Foi utilizada a estratégia “*In-out 30°*” - os LED's mais pequenos vão surgindo do centro para a periferia da placa, em 12 meridianos com uma separação de 30° entre os semimeridianos. A 2m de distância, o paciente é instruído a fixar o LED central e a pressionar o botão do rato do computador quando consegue visualizar estímulo luminoso periférico. O *software* avalia as respostas e passa automaticamente à avaliação do meridiano seguinte. Neste exame, realizam-se três medidas em cada meridiano, que dura cerca de 2 minutos. Se as três respostas num dos meridianos forem inconstantes, o sistema repete as medições nos meridianos em questão até obter valores de desvio-padrão inferior a 20% da média.

Foram realizadas medidas monoculares e binoculares, com as LC monofocais e LCMF, nas duas visitas em que se realizou o exame. Neste estudo, tivemos em conta, para a avaliação e quantificação do halo luminoso, o índice de distorção luminosa (DL).

3.3.5 Eletrofisiologia Multifocal

As medidas de eletrofisiologia multifocal foram obtidas através do equipamento *RETIport gamma plus²* (Roland Consult Company). O estímulo utilizado foi o padrão de 103 hexágonos num monitor LCD de 19", com uma luminância máxima de 120cd/m², a uma frequência de 59.8Hz, ocupando aproximadamente 30° do campo visual.

Esta fase iniciou-se com a colocação dos elétrodos (ver figura 3.5). Para isso, as zonas da pele (onde é necessário a colocação de elétrodos – testa e sobre o osso zigomático) foram devidamente desinfetadas com álcool e esfoliadas com um gel abrasivo (*Nuprep, Skin Prep Gel, Weaver and Company*). Para a fixação dos elétrodos à pele, foi utilizada uma pasta condutora (Ten20®, Weaver and Company) para evitar o deslocamento do elétrodo e diminuir a impedância do sinal. No que respeita ao elétrodo ativo (elétrodo em contacto com o olho) foram utilizados elétrodos DTL. Depois de colocados os elétrodos, estes foram ligados ao aparelho, no respetivo canal (amplificador de Bio Sinal – 4 canais). O exame foi realizado sem dilatação pupilar para melhor corresponder às condições fisiológicas encontradas em contexto real.

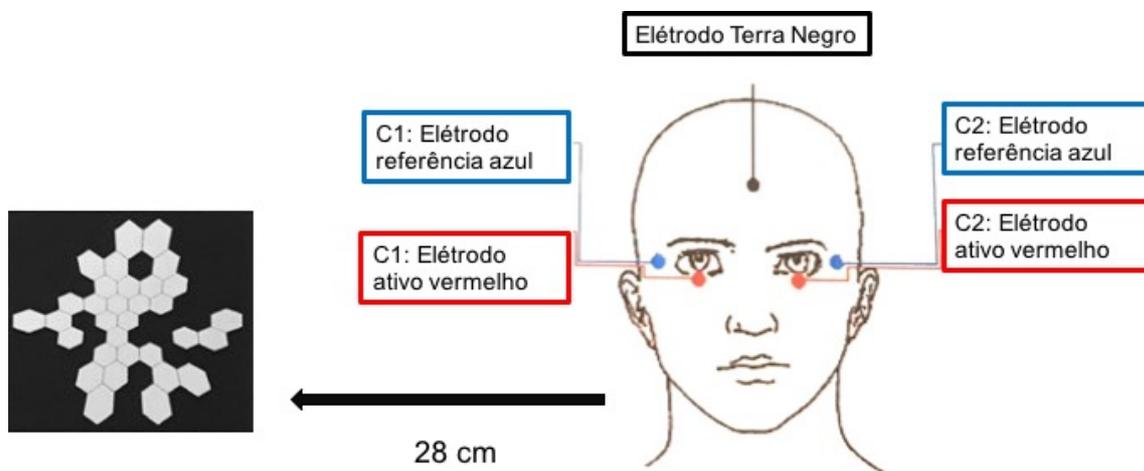


Figura 3.5 Esquema de colocação dos elétrodos e distância ao monitor. Elétrodo ativo –elétrodo DTL; Elétrodo de referência– colocado sobre o osso zigomático. Adaptado do guia rápido *RETIport gamma plus²* (Roland Consult).

Os participantes colocaram-se a uma distância de 28cm do monitor, com a testa e o queixo ajustados à mentoneira que era deslocada cerca 2,3cm para a direita ou para a esquerda, consoante o olho que estava a ser examinado, e verticalmente, para um correto alinhamento com a cruz observada no ecrã e o olho. Antes de cada medida, a impedância do elétrodo ativo e do elétrodo de referência, era verificada, registada e tinha que ter um valor inferior a 10kΩ.



Figura 3.6 Posição do observador relativamente ao monitor do estímulo mfERG.

Os participantes eram instruídos a fixar uma cruz vermelha no centro do monitor. A fixação era verificada continuamente por uma câmara (LA-S), que transmitia para o investigador uma imagem presente em simultâneo com o decorrer do exame, no computador de controlo. O exame era interrompido sempre que fosse detetado um artefacto (p. ex. pestanejo e movimentos oculares), e, por sua vez descartado automaticamente pelo *software*.

A frequência da sequência-m alterava a cada 16.67ms, perfazendo um ciclo a cada 47s e 12 ciclos completos por exame, que dura cerca de 9 minutos.

Na segunda e na terceira visitas, realizaram-se 4 medidas com o mfERG: medidas monoculares, para os dois olhos, com as LC monofocais e com as LCMF. Quando um dos olhos estava a ser examinado, o outro estava ocluído.

A distância do paciente ao monitor foi corrigida com uma lente de +3.00D no caso das LC monofocais. No que respeita ao teste com as LCMF, foi colocada uma lente de +3.00D diante do olho dominante (centro-longe) e uma lente de correção relativamente à adição (até perfazer as +3.00D) diante do olho não dominante (centro-perto). Em alguns casos, a lente utilizada foi alterada devido à falta de nitidez da cruz, reportada subjetivamente pelo paciente.

Tabela 3.4 Lentes de correção da distância ao teste (mfERG). Para cada tipo de lente, as condições das medidas no dia 1, foram as mesma no dia 15 para garantir as mesmas condições de exame. MONO_1 – teste com a lente Monofocal no dia 1; MONO_15 – teste com a lente Monofocal no dia 15; MULTI_1 – teste com a lente multifocal no dia 1; MULTI_15 – teste com a lente multifocal no dia 15.

	MONO_1 e MONO_15		MULTI_1 e MULTI_15	
	Dominante	Não Dominante	Dominante	Não Dominante
MC	+3.00	+3.00	+2.00	+3.00
EP	+3.00	+3.00	+3.00	+1.00
RR	+3.00	+3.00	+1.00	+1.00
IC	+3.00	+3.00	+2.00	+2.00

- **Protocolo Clínico do mfERG**

As *guidelines* do mfERG têm sido estabelecidas e atualizadas pela Sociedade Internacional para Eletrofisiologia Clínica da Visão (ISCEV). Segundo Hood e colaboradores (2011)⁴⁵:

- i. As pupilas devem estar dilatadas e o seu diâmetro registado*;
- i. O paciente deve estar confortável e relaxado, diante do ecrã, com a testa e o queixo apoiados;
- ii. Boa fixação central e estável ao monitor;
- iii. Apesar de existirem evidências de que o mfERG não é afetado pelo desfocado da imagem retiniana em indivíduos saudáveis com refração entre $\pm 3D$, o erro refrativo deve estar compensado;
- iv. Registo das medidas monoculares e binoculares: o registo *standard* destina-se às medidas monoculares. Os registos binoculares só devem ser feitos se os olhos estiverem completamente alinhados, o que pode ser dificultado pela existência de anomalias da visão binocular.
- v. Adaptação: pré-exposição à luz antes do teste. Se antes do teste forem realizados exames como oftalmoscopia e biomicroscopia, é necessário um tempo de recuperação de pelo menos 15 minutos; o exame deve ser realizado numa sala bem iluminada.

*i). No caso deste estudo, o exame foi realizado sem dilatação pupilar para melhor corresponder às condições fisiológicas encontradas em contexto real.

As análises dos resultados foram realizadas pelo software do sistema (RETIscan; Roland), utilizando a 1ª ordem de Kernel. As respostas locais foram normalizadas pela área de distribuição do estímulo de modo a obter a densidade de resposta (nV/deg²). Deste modo, o software dá-nos o valor das amplitudes e tempos implícitos de P1 e N1, sob a forma de V e nV/deg² (taxa de decaimento do sinal por hexágono) e ms, respetivamente. Os dados foram importados para Microsoft Office Excel para posterior organização e análise.

Nos resultados apresentados na próxima secção, os valores das componentes N1 e P1 foram obtidos dos dados extraídos em bruto (em volts), uma vez que, devido à janela temporal pré-definida no programa, os valores nem sempre correspondiam aos valores reais. De seguida, foram convertidos em nV e nV/deg².

Para o tratamento dos dados, as respostas dos 103 hexágonos foram divididas em 6 áreas anelares (R1, R2, R3, R4, R5 e R6) e ainda, em quadrantes (Q1, Q2, Q3 e Q4). No caso da divisão por anéis, para os casos individuais, só foram tidos em conta as áreas R1, R2, R3 e R4 porque são as diferenças na zona foveal e parafoveal que nos interessam perceber.

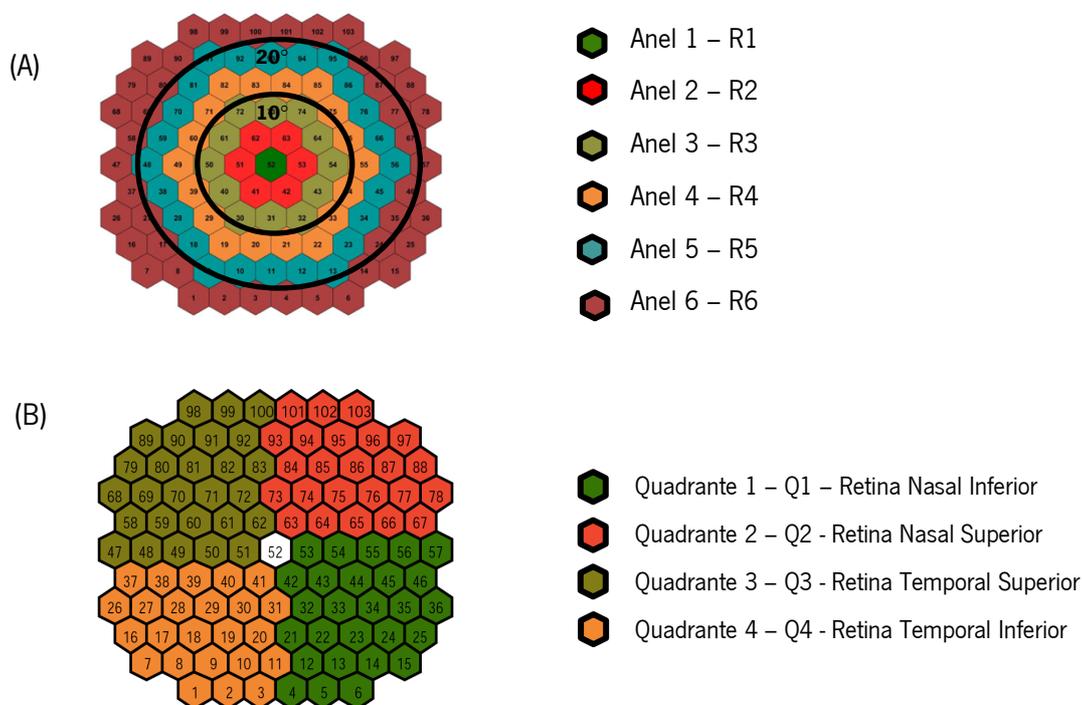


Figura 3.7 Representação esquemática das regiões avaliadas: (A) por anéis e respetiva área ocupada; (B) por quadrantes.

Tabela 3.5 Área (deg²) ocupada por cada uma das zonas avaliadas (valores obtidos diretamente do mfERG).

	R1	R2	R3	R4	R5	R6	Q1	Q2	Q3	Q4
Área (deg²)	8.47	11.4	15.9	21.3	27.6	36.6	27.7	28	27.7	28

Uma vez que, para análise geral, também foi feita a divisão por quadrantes e estes incluem todos os elementos hexagonais, alargamos a análise aos anéis 5 e 6 para a resposta ser originária de toda a área da retina. No entanto, note-se que na divisão por quadrantes a fóvea é excluída.

Na próxima secção serão apresentados os resultados nas várias condições testadas:

- MONO_1: teste com a lente de contacto monofocal no dia 1;
- MULTI_1: teste com a lente de contacto multifocal no dia 1;
- MONO_15: teste com a lente de contacto monofocal no dia 15;
- MULTI_15: teste com a lente de contacto multifocal no dia 15.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados dos exames realizados na fase experimental desta dissertação, com recurso a elementos gráficos e tabelas.

Inicialmente serão apresentados de forma geral os dados do mfERG em todas as condições testadas para todos os sujeitos, tanto por anéis como por quadrantes, que poderão revelar alguma tendência. De seguida, serão analisados os dados caso a caso uma vez que cada sujeito apresenta um comportamento diferenciado, pretendendo relacioná-lo com as características da componente ótica individual de cada um (acuidade visual, distorção luminosa e aberrometria). Tanto nos valores médios como nos individuais, os dados foram divididos por olho dominante e não dominante, devido ao desenho das LCMF ser diferente em cada um deles.

Os resultados deste trabalho são importantes para avaliar o efeito das LCMF na retina, e além disso, aferir a eficácia do mfERG em determinadas condições, para em trabalhos futuros com recurso ao mfERG, melhor aplicar esta técnica. Atendendo ao tamanho da amostra, os dados serão avaliados qualitativamente.

4.1 Impedâncias - mfERG

Antes de cada medida realizada com o mfERG foram verificadas as impedâncias do sinal, que, para iniciar o exame, tinham de ser inferiores a $10k\Omega$. Os registos encontram-se abaixo.

Tabela 4.1 Impedâncias ($k\Omega$) registadas referentes ao olho dominante de cada sujeito. ACT – elétrodo ativo; REF – elétrodo de referência.

	MONO_1		MONO_15		MULTI_1		MULTI_15	
	ACT	REF	ACT	REF	ACT	REF	ACT	REF
MC	8.7	7.8	7.2	4.7	9.4	7.2	6.1	4.7
EP	4.5	8.1	5.0	3.8	4.5	7.6	4.6	3.1
RR	<2.0	<2.0	2.7	2.4	3.7	<2.0	3.6	2.1
IC	2.5	3.5	3.8	7.8	2.7	3.6	6.1	7.0

Tabela 4.2 Impedâncias ($k\Omega$) registadas referentes ao olho não dominante de cada sujeito. ACT – elétrodo ativo; REF – elétrodo de referência.

	MONO_1		MONO_15		MULTI_1		MULTI_15	
	ACT	REF	ACT	REF	ACT	REF	ACT	REF
MC	9.2	8.0	8.8	8.6	6.7	6.6	9.1	8.3
EP	4.6	3.1	4.2	4.6	7.7	3.2	3.2	2.6
RR	2.1	<2.0	3.1	2.2	2.4	<2.0	3.8	<2.0
IC	2.9	2.4	7.5	5.2	3.0	2.5	8.4	4.9

4.2 Eletroretinograma multifocal

Nesta secção serão apresentados os valores médios da amostra divididos por olho dominante e olho não dominante, por anéis (do R1 ao R6) e por quadrantes (Q1 a Q4).

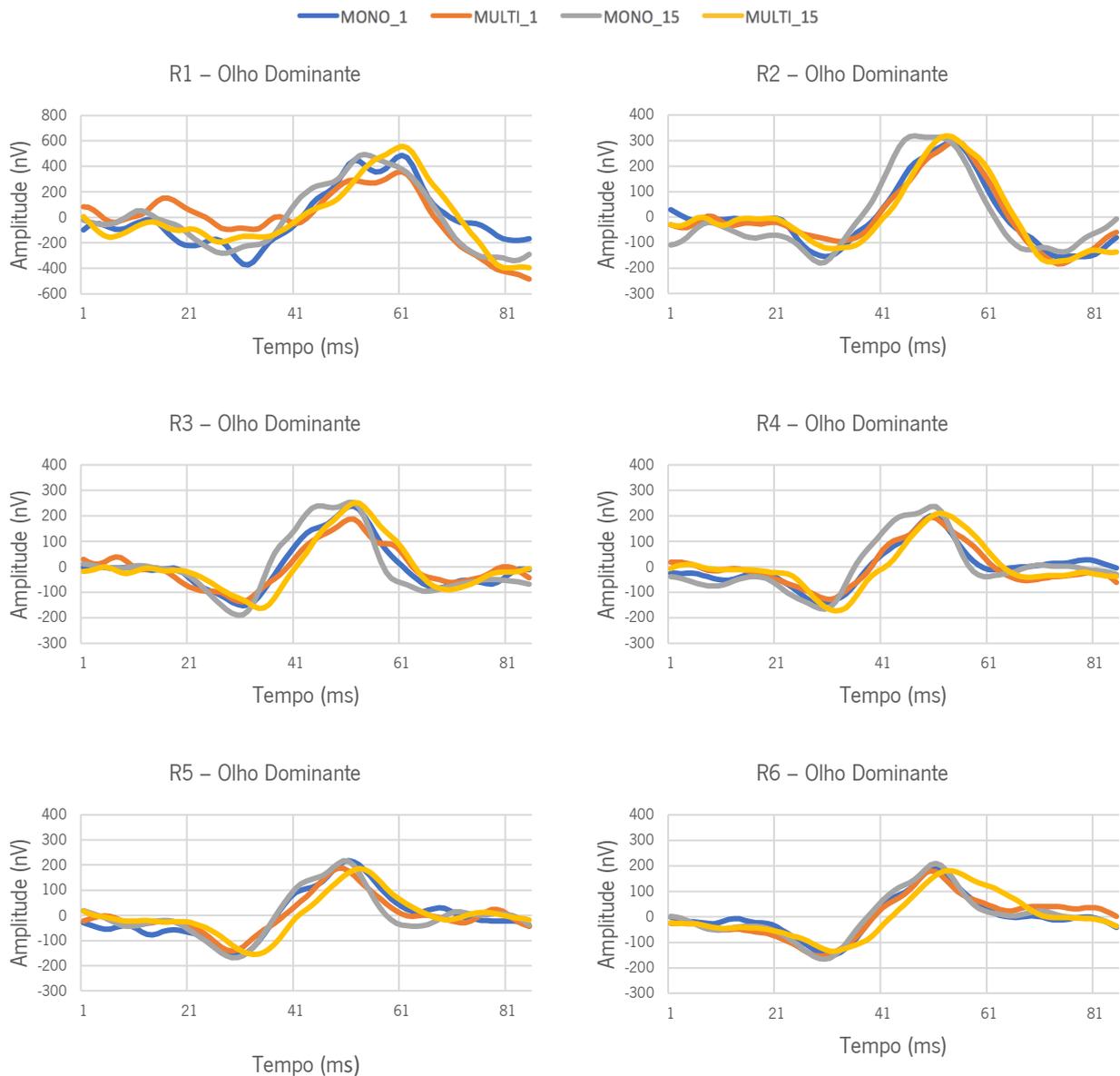


Figura 4.1 Médias das respostas do mfERG nos olhos dominantes, em cada um dos anéis (amplitude (nV) e tempo (ms)).

As curvas médias correspondentes às respostas eletrofisiológicas dos olhos dominante (figura 4.1), revelam um comportamento muito semelhante para três das quatro condições avaliadas para as regiões delimitadas por R2, R3 e R4. Com exceção da condição MONO_15, as restantes três curvas aparentam estar quase sobrepostas. Na região foveal (R1) é visível uma ligeira variação na resposta obtida entre as diferentes condições e, ainda, entre cada condição

avaliada nas outras áreas. Observa-se ainda amplitudes menores de N1 e P1 para a condição MULTI_1 nesta região.

É visível a tendência para uma diminuição da amplitude da componente P1 com a excentricidade retiniana (nota: a escala do gráfico de R1 é diferente dos restantes), tendo-se registado o maior valor em amplitude na região foveal (R1). O tempo implícito desta componente apresenta-se mais elevado nesta zona (R1), em consistência com os resultados anteriormente reportados por Kariman e colaboradores⁷⁷.

Na região definida por R4 e R6 observa-se um ligeiro atraso no tempo implícito para a condição MULTI_15.

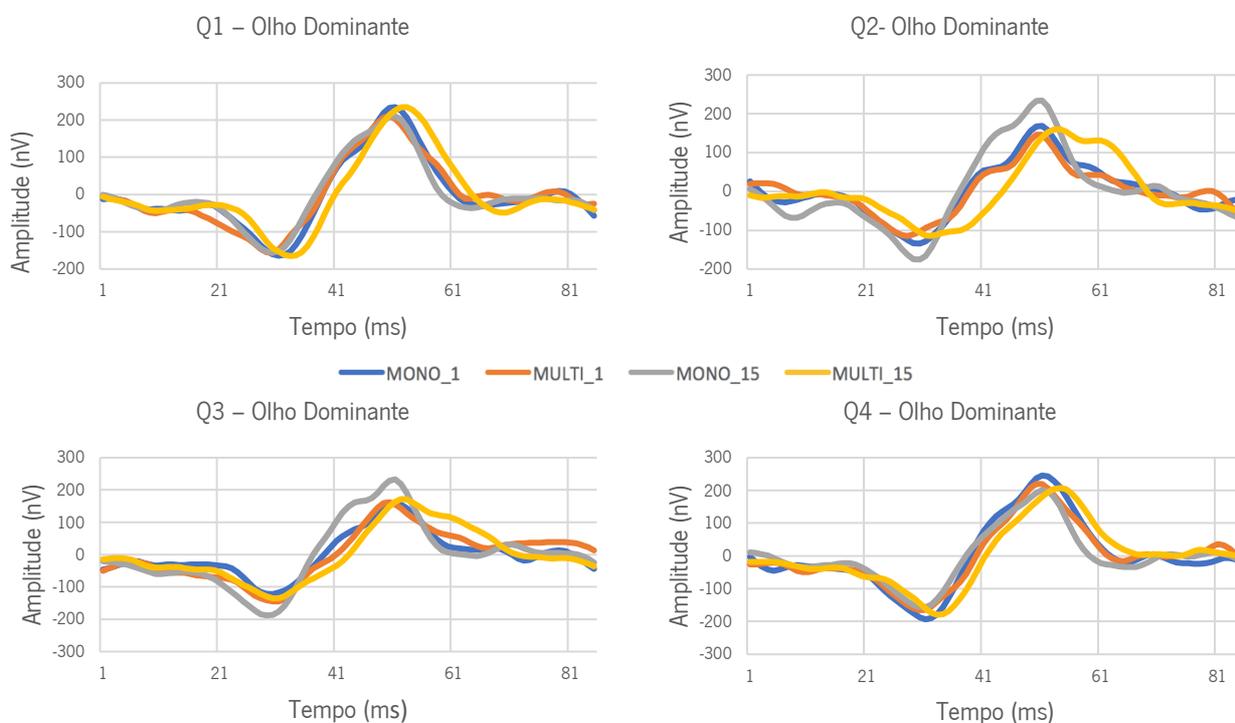


Figura 4.2 Médias das respostas do mfERG nos olhos dominantes, em cada um dos quadrantes (amplitude (nV) e tempo (ms)).

Quanto à avaliação por quadrantes (figura 4.2), ainda nos olhos dominantes, observam-se valores de P1 e N1 mais elevados e semelhantes entre todas as curvas para os quadrantes 1 e 4 (retina inferior) relativamente aos quadrantes 2 e 3 (retina superior). Na região definida por Q2, a curva correspondente à condição MULTI_15 tende a desviar-se relativamente às outras condições (atraso no tempo implícito), com a condição MONO_15 a adquirir amplitudes de N1 e P1 mais elevadas.

Silva e colaboradores⁵¹ avaliaram a amplitude da componente P1 em diferentes regiões (retina superior, inferior, temporal e nasal), observando maiores valores da amplitude de P1 na região inferior e nasal. No que diz respeito ao tempo implícito de P1, os autores registraram valores mais altos para a retina superior e não encontraram diferenças estatisticamente significativas entre a retina nasal e temporal.

A densidade de células ganglionares é maior na retina superior quando comparada com a retina inferior, e na retina nasal quando comparada com a temporal⁷⁸. Uma vez que a distribuição anatômica dos fotorreceptores e das células ganglionares não é uniforme em toda a área retiniana, é expectável a existência de alterações nas respostas nos diferentes quadrantes. Porém, os resultados obtidos só estão em concordância com a distribuição anatômica na região nasal. Outra possível justificação também poderá ser o possível descentramento do lente.

Tabela 4.3 Médias de Amplitude (nV e nV/deg°, respectivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) da amostra em estudo, por anéis e por quadrantes – Olhos dominantes, adaptados com LCMF D.

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-372.9	-44.0	-280.4	-33.1	-95.1	-11.2	-192.7	-22.8	860.5	101.6	775.0	91.5	453.9	53.6	752.4	88.8
	Tempo	32		27		33		27		61		54		61		61	
R2	Amplitude	-155.1	-13.6	-180.7	-15.9	-95.6	-8.4	-119.0	-10.4	448.2	39.3	499.0	47.8	393.8	34.5	437.7	38.4
	Tempo	30		29		33		34		54		47		55		53	
R3	Amplitude	-152.7	-9.6	-189.7	-11.9	-137.2	-8.63	-163.0	-10.2	390.6	24.6	442.4	27.8	325.1	20.4	414.7	26.1
	Tempo	31		30		31		34		52		51		52		52	
R4	Amplitude	-143.6	-6.7	-166.0	-7.8	-128.5	-6.0	-172.8	-8.1	344.1	16.2	402.4	18.9	323.6	15.2	383.5	18.0
	Tempo	29		30		31		32		50		50		50		52	
R5	Amplitude	-158.7	5.7	-168.7	-6.1	-142.1	-5.1	-155.8	-5.6	376.5	13.6	386.2	14.0	329.5	11.9	342.3	12.4
	Tempo	30		29		29		33		51		50		49		53	
R6	Amplitude	-152.0	-4.1	-166.2	-4.5	-154.1	-4.2	-135.4	-3.7	341.2	9.3	375.7	10.3	334.3	9.1	315.6	8.6
	Tempo	31		30		29		32		51		51		50		54	
Q1	Amplitude	-164.4	-5.9	-156.1	-5.6	-156.6	-5.7	-165.2	-6.0	399.5	14.4	366.6	13.2	367.7	13.3	400.6	14.5
	Tempo	31		30		30		33		51		51		50		53	
Q2	Amplitude	-134.4	-4.8	-175.5	-6.3	-115.2	-4.1	-114.6	-4.1	303.3	10.8	409.7	14.6	261.1	9.3	275.0	9.8
	Tempo	30		30		28		32		51		51		50		54	
Q3	Amplitude	-122.1	-4.4	-188.0	-6.8	-144.6	-5.2	-135.2	-4.9	281.8	10.2	421.2	15.2	307.0	11.1	307.2	11.1
	Tempo	30		29		30		30		51		51		50		52	
Q4	Amplitude	-193.2	-6.9	-156.3	-5.6	-165.4	-5.9	-179.3	-6.4	439.0	15.7	357.7	12.8	385.5	13.8	387.0	13.8
	Tempo	31		30		30		33		51		51		50		54	

Relativamente aos olhos não dominantes, a representação gráfica revela alguma tendência para o atraso da LCMF no dia um, em todas as regiões correspondentes às zonas anelares.

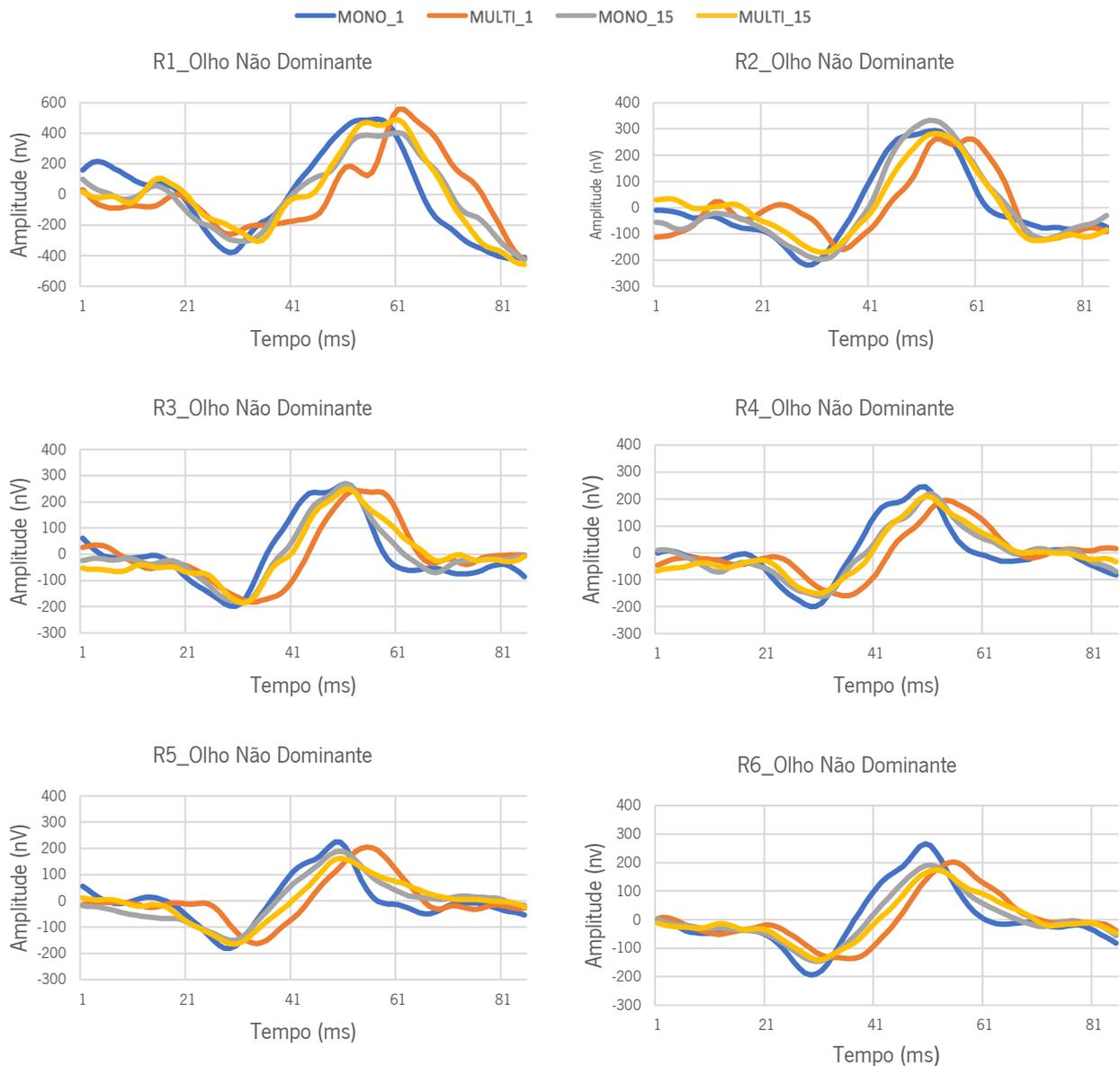


Figura 4.3 Médias das respostas do mfERG no olho não dominante, em cada um dos anéis (amplitude (nV) e tempo (ms)).

As amplitudes de N1 e P1 tendem a ser menores nos anéis mais periféricos, tal como verificado nos olhos dominantes. Observa-se um atraso no tempo implícito para as LFCM, que aparenta ser mais evidente na condição LCMF_1. A representação gráfica dos olhos não dominantes e dos olhos dominantes, onde são utilizados desenhos diferentes de LCMF, sugere que o desenho centro-perto tem mais impacto na resposta eletrofisiológica (LCMF_1), que tende

a adquirir um comportamento semelhante ao registado com as lentes monofocais após quinze dias de adaptação à multifocalidade (LCMF_15). No que respeita à análise por quadrante, este comportamento mostrou-se mais evidente nas zonas correspondentes aos quadrantes 2 e 3 (retina superior).

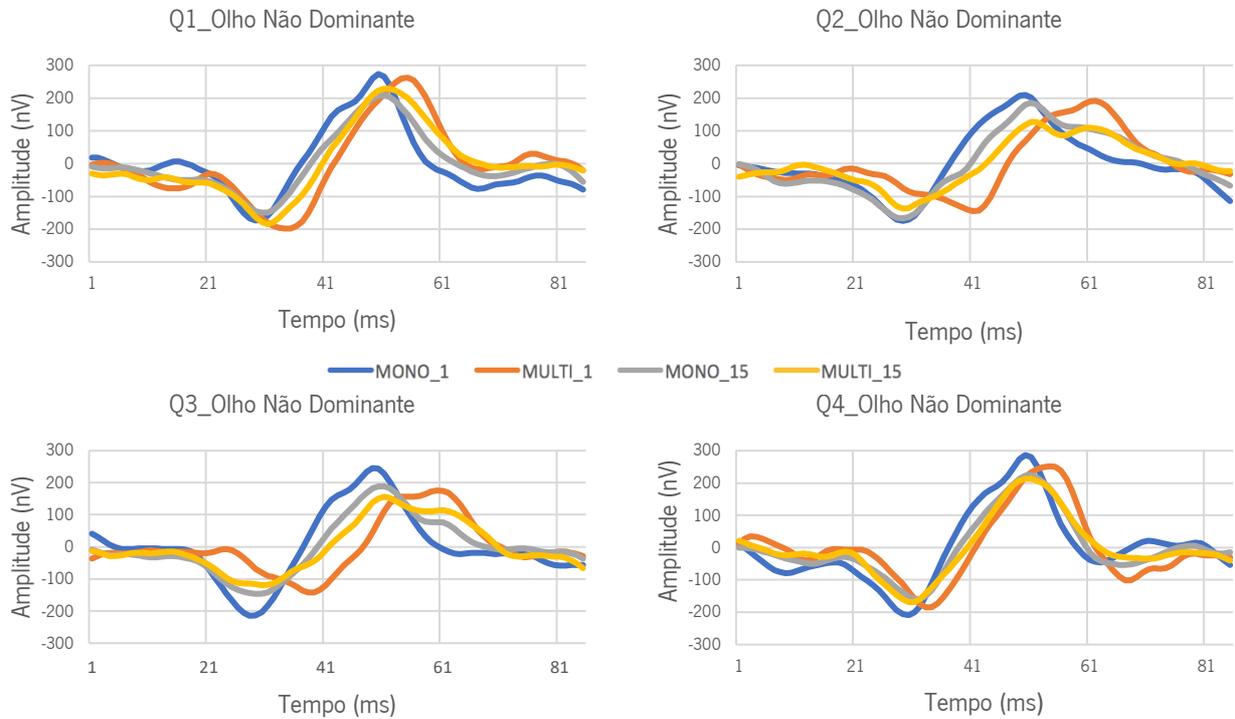


Figura 4.4 Médias das respostas do mfERG no olho não dominante, em cada um dos quadrantes (amplitude (nV) e tempo (ms)).

As LCMF apresentaram valores superiores de amplitude nas regiões Q1 e Q4. Já nos quadrantes 2 e 3 as curvas correspondentes às condições com LCMF, registaram, em ambos os dias, valores de amplitude mais baixos, com tempos implícitos mais elevados.

Tabela 4.4 Médias de Amplitude (nV e nV/deg, respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) da amostra em estudo, por anéis e por quadrantes – Olhos não dominantes, adaptados com LCMF N.

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-379.9	-44.9	-304.5	-35.9	-199.7	-23.6	-305.5	-36.0	873.4	41.0	709.2	33.3	758.2	35.6	795.0	37.3
	Tempo	29		32		34		34		57		61		61		61	
R2	Amplitude	-218.9	-19.2	-197.0	-17.3	-160.0	-14.0	-171.0	-15.0	513.3	45.0	530.0	46.5	422.6	37.1	453.8	39.8
	Tempo	29		32		36		32		53		52		54		53	
R3	Amplitude	-198.4	-12.5	-185.4	-11.7	-182.2	-11.5	-184.2	-11.6	467.4	29.4	453.0	28.5	462.3	26.8	433.4	27.3
	Tempo	30		31		33		32		51		51		53		51	
R4	Amplitude	-198.7	-9.3	-162.5	-7.6	-158.8	-7.5	-150.5	-7.1	444.7	20.9	383.1	18.0	354.2	16.6	361.1	17.0
	Tempo	30		31		35		30		50		51		54		50	
R5	Amplitude	-180.1	-6.6	-150.4	-5.4	-163.2	-5.9	-165.0	-6.0	405.9	14.7	340.1	12.3	368.7	13.4	327.7	11.9
	Tempo	29		29		34		30		49		50		55		50	
R6	Amplitude	-193.8	-5.3	-146.2	-4.0	-135.8	-3.7	-140.4	-3.8	460.0	12.6	337.7	9.2	338.2	9.2	315.3	8.6
	Tempo	29		30		37		30		50		51		55		52	
Q1	Amplitude	-173.7	-6.3	-149.5	-5.4	-198.2	-7.2	-184.8	-6.7	447.2	16.1	358.8	13.0	460.6	12.6	412.9	14.9
	Tempo	29		30		34		31		50		51		55		52	
Q2	Amplitude	-174.9	-6.2	-155.5	-5.6	-144.9	-5.2	-137.3	-4.9	384.6	13.7	341.4	12.2	336.7	12.0	254.1	9.4
	Tempo	29		27		41		29		50		51		62		52	
Q3	Amplitude	-214.7	-7.8	-146.3	-5.3	-142.2	-5.1	-119.2	-4.30	460.4	16.6	335.4	12.2	318.2	11.5	275.4	9.9
	Tempo	28		29		39		30		49		51		60		51	
Q4	Amplitude	-209.1	-7.5	159.2	-5.7	-185.2	-6.6	168.8	-6.0	495.6	17.7	384.1	13.7	436.8	15.6	381.7	13.6
	Tempo	30		31		33		30		50		51		54		50	

Dado o reduzido tamanho da amostra, os valores médios apresentados anteriormente servem apenas de representação geral dos resultados.

Os dados serão agora apresentados e discutidos caso a caso e se possível relacionados com a componente ótica de cada indivíduo. As avaliações individuais serão úteis na construção de hipóteses para trabalhos futuros.

4.2.1 Sujeito 1 – MM

No olho dominante, observam-se curvas análogas nas duas condições testadas no primeiro dia (MONO_1 e MULTI_1) e com a LC monofocal (MONO_15) após quinze dias. Este comportamento sugere que tenha existido uma resposta eficiente com a LCMF no primeiro dia, uma vez que o comportamento foi muito semelhante à obtida com a lente monofocal nesse mesmo dia, parecendo não ter causado qualquer interferência a nível da resposta retiniana. A condição que mais se afasta, sendo mais tardia, é com a LCMF no dia quinze. Neste caso, começam a surgir as ondas com duplos picos positivos a partir do R2. É também notória a diminuição de P1 com a excentricidade retiniana.

Neste primeiro caso, verifica-se, para o olho não dominante, um atraso de todas as condições relativamente ao primeiro dia de uso da lente monofocal (*baseline*). Na região definida pelo anel R1, observou-se um pequeno atraso no tempo implícito após a colocação da LCMF (dia um), sem alterações dignas de registo no valor da amplitude, face ao valor registado na condição *baseline*.

Após quinze dias de uso das LCMF, no olho não dominante, tanto a resposta com a LC monofocal, como com a LCMF registaram amplitudes menores, com o mesmo tempo implícito ao obtido com a LCMF no primeiro dia. Na área correspondente ao anel R2, houve diminuição das componentes N1 e P1 para todas as condições. Contrariamente ao que acontece em R1, a condição MULTI_1 tende a registar menores valores de amplitude comparativamente à condição MONO_1. Em R3 e R4, as amplitudes diminuem relativamente a R2, no entanto o comportamento é idêntico nestas duas regiões com o aparecimento de dois picos em cada uma das ondas, na maioria das condições.

No que respeita às características óticas, no olho dominante, as alterações dos parâmetros visuais foram praticamente nulas. Relativamente ao olho não dominante, verificou-se a melhoria de uma linha da AV de alto contraste, entre o primeiro e décimo quinto dia do uso das LCMF, não chegando a atingir a AV inicial. A distorção luminosa subjetiva (DL %) também diminuiu após a adaptação à multifocalidade, apesar da magnitude das principais aberrações monocromáticas continuarem semelhantes. Ainda neste olho, os valores de DL entre as duas lentes monofocais não são muito coerentes. Atendendo ao facto de o primeiro exame do LDA ter sido realizado com este olho, o valor de DL elevado na condição MONO_1 pode estar relacionado com a aprendizagem do mesmo.

• **Sujeito 1 – MM – Olho Dominante**

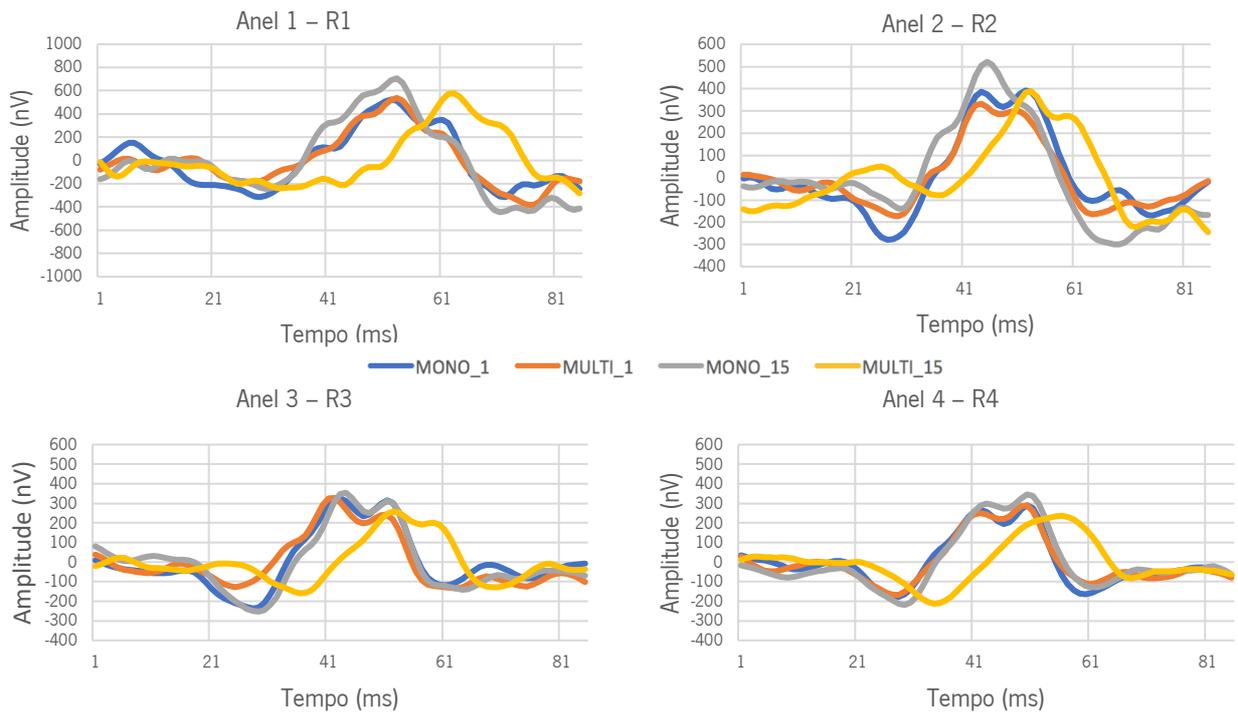


Figura 4.5 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – MM (Olho Dominante).

Tabela 4.5 Amplitude (nV e nV/deg², respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – MM (Olho Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-315.3	-37.2	-244.8	-28.9	-186.1	-22.0	-211.1	-24.9	839.2	99.1	951.5	112.3	723.6	85.4	788.7	93.1
	Tempo	29	30	28	28	43	52	53	63	52	53	57.9	505.5	44.3	468.7	41.1	
R2	Amplitude	-279.0	-24.5	-138.5	-12.2	-172.9	-15.2	-79.7	-7.00	671.3	58.9	659.5	57.9	505.5	44.3	468.7	41.1
	Tempo	27	28	28	28	36	52	47	53	52	47	46	46	53	53	63	
R3	Amplitude	-236.7	-14.9	-253.2	-15.9	-126.8	-8.0	-159.2	-10.0	563.5	35.4	607.5	38.2	454.7	28.6	417.5	26.3
	Tempo	28	29	25	36	43	43	44	52	43	44	42	42	52	52	52	
R4	Amplitude	-179.4	-8.4	-219.2	-10.3	-166.8	-7.8	-212.6	-10.0	469.5	22.0	564.8	26.5	456.4	21.4	449.2	21.1
	Tempo	27	29	27	34	50	50	50	56	27	29	27	34	50	50	56	56
Q1	Amplitude	-247.2	-8.9	-177.3	-6.4	-215.3	-7.8	-137.1	-5.0	578.5	20.9	495.8	17.9	556.1	20.1	406.9	14.7
	Tempo	28	29	28	34	50	50	49	51	28	29	28	34	50	50	51	51
Q2	Amplitude	-204.3	-7.3	-196.8	-7.0	-183.0	-6.5	-154.0	-5.5	520.5	18.6	544.8	19.5	445.6	15.9	374.9	13.4
	Tempo	28	29	28	39	50	50	51	61	28	29	28	39	50	50	61	61
Q3	Amplitude	-211.0	-7.6	-204.1	-7.4	-169.1	-6.1	-165.5	-6.0	519.9	18.8	539.7	19.5	442.1	16.0	432.4	15.6
	Tempo	28	28	28	40	50	50	50	61	28	28	28	40	50	50	61	61
Q4	Amplitude	-252.4	-9.0	-203.8	-7.3	-214.0	-7.6	-221.3	-7.9	599.7	21.4	474.1	16.9	569.0	20.3	478.7	16.7
	Tempo	28	29	28	33	50	50	50	54	28	29	28	33	50	50	54	54

Tabela 4.6 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μ m) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.88 mm – MM (Olho Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.1	0.1	0.3	0.3
	Baixo contraste	0.4	0.4	0.3	0.3
LDA	DL	9.55	6.68	10.03	9.07
	Coordenadas (x,y)	(-0.33, -0.09)	(0.76, -0.33)	(0.0, 1.33)	(-0.58, 0.33)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.408	0.385	0.447	0.479
	RMS Esférica	0.084	0.115	0.142	0.146
	RMS Coma	0.371	0.342	0.376	0.383

• **Sujeito 1 – MM – Olho Não Dominante**

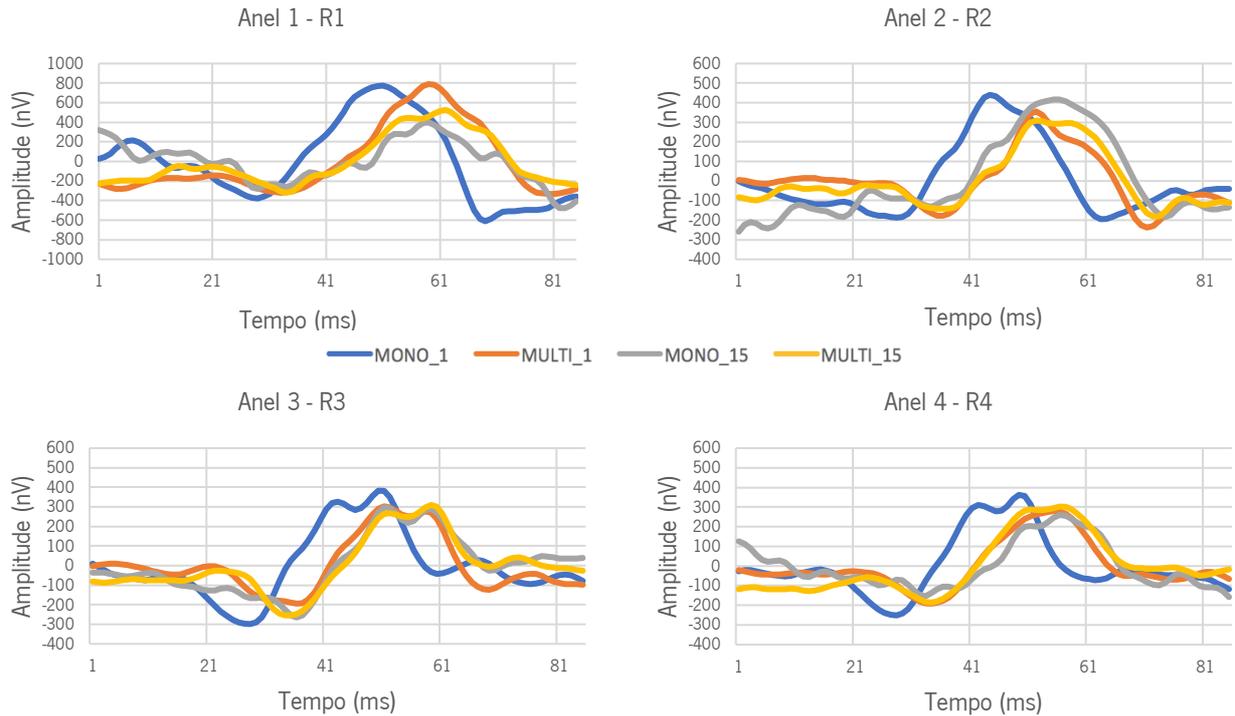


Figura 4.6 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – MM (Olho Não Dominante)

Tabela 4.7 Amplitude (nV e nV/deg, respectivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – MM (Olho Não Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-375.1	-44.3	-259.5	-30.6	-318.6	-37.6	-319.4	-37.7	1149.7	135.7	659.0	77.8	1108.5	130.9	844.6	99.7
	Tempo	29		34		33		34		51		59		59		62	
R2	Amplitude	-186.9	-16.4	-129.9	-11.4	-177.8	-15.6	-142.1	-12.5	627.0	55.0	546.1	47.9	532.7	46.7	439.1	38.5
	Tempo	28		34		36		36		44		56		52		57	
R3	Amplitude	-298.6	-18.8	-265.0	-16.7	-194.1	-12.2	254.0	-16.0	681.1	42.8	553.8	34.8	470.7	29.6	563.7	35.5
	Tempo	28		36		36		35		50		59		58		59	
R4	Amplitude	-251.2	-11.8	-152.7	-7.17	-191.0	-9.0	-185.0	-8.7	613.2	28.8	412.5	19.4	470.4	22.1	488.6	22.9
	Tempo	28		33		34		34		50		56		55		56	
Q1	Amplitude	-244.2	-8.8	-159.3	-5.75	-270.6	-9.8	-226.2	-8.2	672.2	24.3	408.7	14.8	605.5	21.9	538.6	19.4
	Tempo	29		32		34		33		50		55		53		54	
Q2	Amplitude	-223.0	-8.0	-195.4	-7.0	-187.5	-6.7	-196.6	-7.0	585.0	20.9	475.2	17.0	477.4	17.0	404.4	14.4
	Tempo	28		40		40		40		49		62		61		62	
Q3	Amplitude	-266.9	-9.6	-198.2	-7.2	-205.1	-7.4	-209.1	-7.6	631.8	22.8	491.0	17.7	483.0	17.4	520.0	18.8
	Tempo	28		39		38		38		49		61		60		60	
Q4	Amplitude	-300.8	-10.7	-208.5	-7.5	-244.3	-8.7	-244.8	-8.7	774.4	27.7	524.9	18.7	577.0	20.6	563.7	20.1
	Tempo	28		33		32		33		50		56		54		55	

Tabela 4.8 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μ m) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.71 mm – MM (Olho Não Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.2	0.2	0.4	0.3
	Baixo contraste	0.5	0.4	0.4	0.4
LDA	DL	29.21	8.12	31.35	12.89
	Coordenadas (x,y)	(2.4, -2.82)	(-0.67, 0.0)	(-1.58, -0.07)	(-1.91, 1.00)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.279	0.247	0.589	0.591
	RMS Esférica	0.123	0.086	0.383	0.322
	RMS Coma	0.150	0.146	0.388	0.445

4.2.2 Sujeito 2 – EP

No caso do sujeito 2, não se verificaram diferenças perceptíveis entre o olho dominante e o olho não dominante, em quaisquer das condições avaliadas. O sinal registado apresenta bastante ruído, em todas as regiões avaliadas, embora com mais intensidade na região delimitada por R1 (fóvea). Não é observável nenhuma tendência clara, embora, no olho não dominante, o sinal registado com LCMF após quinze dias pareça atrasar-se (maior tempo implícito) relativamente às restantes condições.

Verificou-se uma pequena melhoria da AV de alto contraste, em ambos os olhos, após os quinze dias de adaptação à multifocalidade. A AV inicial (com a lente monofocal) encontra-se dentro dos parâmetros normais. A RMS total aumentou com a colocação das LCMF, como seria de esperar. Relativamente à percepção subjetiva do halo luminoso não se verificaram alterações relevantes em ambos os olhos.

É desconhecida a razão pela qual os resultados foram inconsistentes, principalmente na região delimitado por R1, no entanto estes revelam alguns pontos a considerar na aquisição das medidas de eletrofisiologia multifocal.

Foi realizada uma avaliação inicial, que serviu para descartar determinadas patologias (através da avaliação do fundo de olho por retinografia), anomalias na visão das cores, entre outros. Porém, em futuras investigações, será relevante a realização de um exame eletrofisiológico, antes de incluir um sujeito no estudo. Este exame terá como objetivo descartar eventuais patologias retinianas em estados iniciais que não são perceptíveis no exame optométrico.

Ao incluir os indivíduos nestes estudos, deve-se, igualmente, ter em consideração a sua colaboração. Tal como já foi referido no capítulo 1, movimentos inadequados, má fixação, posição inadequada e inconsistente ao longo do exame são alguns dos fatores que podem afetar a fiabilidade do mesmo⁶⁴.

• **Sujeito 2 – EP – Olho Dominante**

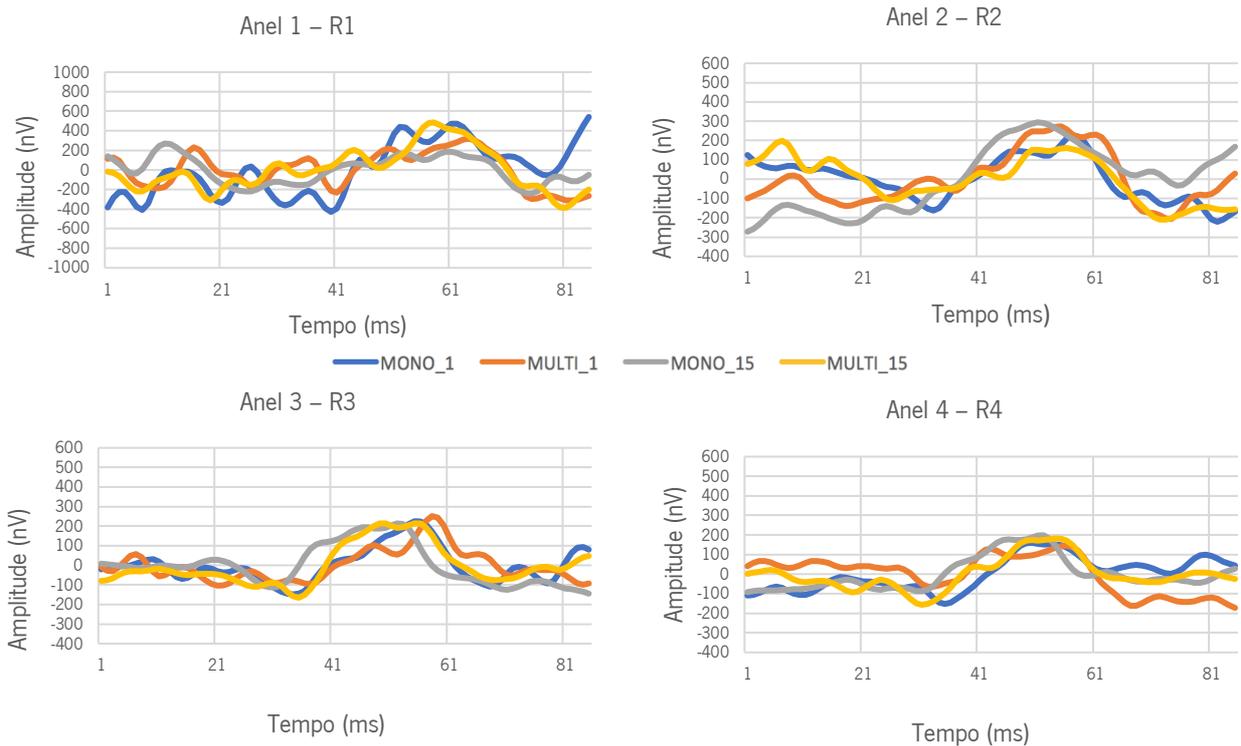


Figura 4.7 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testada – EP (Olho Dominante).

Tabela 4.9 Amplitude (nV e nV/deg², respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) - EP (Olho Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-428.0	-50.5	-155.9	-18.4	-229.7	-27.1	24.6	2.90	857.2	101.2	344.8	40.7	659.0	77.8	460.7	54.4
	Tempo	40		35		41		49		60		60		64		58	
R2	Amplitude	-161.0	-14.1	-171.6	-15.1	-61.3	-5.4	-109.7	-9.62	387.1	34.0	466.0	40.9	334.9	29.4	269.5	23.6
	Tempo	33		29		37		26		57		51		55		56	
R3	Amplitude	-148.5	-9.3	-112.0	-7.0	-95.7	-6.0	-165.5	-10.4	373.7	23.5	326.0	20.5	347.1	21.8	379.9	23.9
	Tempo	34		31		37		35		55		52		58		55	
R4	Amplitude	-152.5	-7.2	-87.7	-4.1	-64.9	-3.1	156.8	-7.36	312.2	14.7	286.0	13.4	210.2	9.9	338.8	15.9
	Tempo	35		31		33		33		50		52		58		56	
Q1	Amplitude	-124.3	-4.5	-88.0	-3.2	-172.4	-6.2	-81.8	-2.95	241.4	8.72	242.6	8.76	341.9	12.3	223.8	8.08
	Tempo	35		28		18		29		60		52		58		53	
Q2	Amplitude	-107.2	-3.8	-117.4	-4.2	-83.8	-3.0	145.1	-5.18	238.1	8.50	307.1	11.0	192.2	6.9	303.0	10.8
	Tempo	30		31		28		31		52		52		50		54	
Q3	Amplitude	-87.7	-3.2	-107.3	-3.9	-107.0	-3.9	-193.1	-6.97	259.0	9.35	266.1	9.61	244.0	8.8	387.7	14.0
	Tempo	34		30		31		30		55		51		54		53	
Q4	Amplitude	-176.0	-6.3	-69.3	-2.5	-151.9	-5.4	-93.8	-3.4	410.9	14.7	215.6	7.70	330.8	11.8	243.6	8.7
	Tempo	31		31		36		35		51		52		55		55	

Tabela 4.10 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μ m) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 4.38 mm - EP (Olho Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.0	-0.1	0.2	0.1
	Baixo contraste	0.2	0.1	0.3	0.3
LDA	DL	19.89	19.26	21.65	19.34
	Coordenadas (x,y)	(-0.82, 1.07)	(0.82, 0.09)	(0.58, 2.15)	(-1.24, 0.82)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.311	0.207	0.322	0.318
	RMS Esférica	0.083	0.059	0.174	0.164
	RMS Coma	0.168	0.079	0.198	0.223

• **Sujeito 2 – EP – Olho Não Dominante**

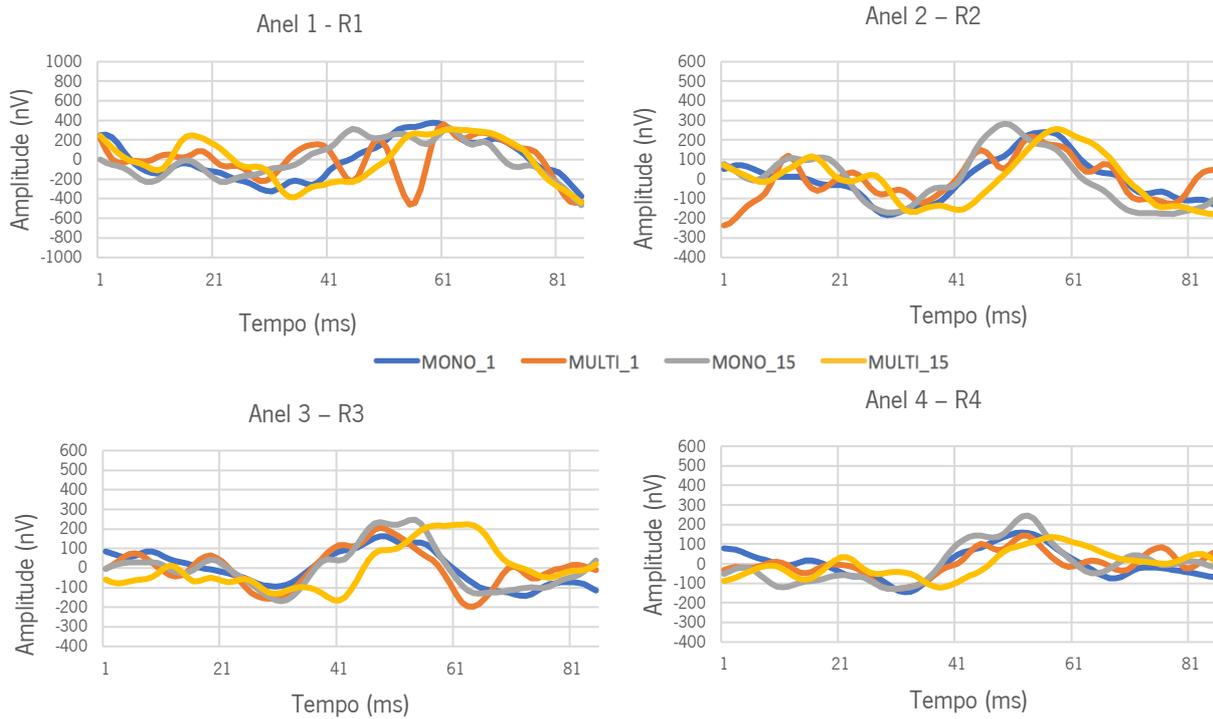


Figura 4.8 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – EP (Olho Não Dominante).

Tabela 4.11 Amplitude (nV e nV/deg², respectivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – EP (Olho Não Dominante) (* não identificável).

		N1				P1											
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-323.5	-38.2	-225.0	-26.6	*	*	-384.3	-45.4	699.2	82.6	546.1	64.5	*	*	693.0	81.8
	Tempo	31		22				35		59		62				62	
R2	Amplitude	-184.2	-16.2	-171.7	-15.1	-113.1	-9.9	-158.4	-13.9	423.4	37.1	454.3	39.9	330.4	29.0	414.9	36.4
	Tempo	29		30		36		41		57		49		54		58	
R3	Amplitude	-94.8	-6.0	-169.4	-10.7	-156.3	-9.8	-165.8	-10.4	257.1	16.2	417.0	26.2	363.1	22.8	389.5	24.5
	Tempo	37		30		31		39		53		51		51		53	
R4	Amplitude	-145.1	-6.8	-125.9	-5.9	-128.7	-6.0	-122.6	-5.8	220.5	10.4	234.8	11.0	479.1	22.5	274.3	12.9
	Tempo	32		31		30		38		52		53		53		57	
Q1	Amplitude	-42.7	-1.5	-63.4	-2.3	-105.4	-3.8	-127.8	-4.6	135.9	4.9	160.4	5.8	266.1	9.6	345.3	12.5
	Tempo	33		29		33		32		54		53		54		58	
Q2	Amplitude	-90.8	-3.2	-146.8	-5.2	*	*	-105.7	-3.8	235.8	8.4	283.9	10.1	*	*	265.7	9.5
	Tempo	31		27				42		56		52				65	
Q3	Amplitude	-135.5	-4.9	-119.2	-4.3	-106.3	-3.8	-120.9	-4.4	298.6	10.8	299.8	10.8	263.5	9.5	261.0	9.4
	Tempo	32		29		31		41		54		48		51		65	
Q4	Amplitude	-50.5	-1.8	131.7	-4.7	122.5	-4.4	-121.0	-4.3	112.5	-4.0	265.9	9.5	327.2	11.7	248.6	8.9
	Tempo	32		29		31		41		66		54		51		62	

Tabela 4.12 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μ m) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 4.25 mm - EP (Olho Não Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.0	-0.1	0.4	0.3
	Baixo contraste	0.2	0.2	0.4	0.4
LDA	DL	12.73	16.87	11.30	13.93
	Coordenadas (x,y)	(-1.33, 0.0)	(2.98, 0.0)	(-1.24, 2.15)	(0.24, 0.91)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.219	0.148	0.318	0.310
	RMS Esférica	0.069	0.036	0.106	0.028
	RMS Coma	0.109	0.031	0.237	0.238

4.2.3 Sujeito 3 – RR

Considerando o olho dominante deste sujeito, observamos, no anel 1, algumas oscilações que parecem ter mais interferência aquando do teste com a LCMF no primeiro dia. Nessa condição até parecem impercetíveis os picos que caracterizam as componentes N1 e P1, no entanto atendendo à tabela 4.11 vemos a diferença destas componentes com as restantes condições, que também diminuem com a excentricidade retiniana.

Para os restantes anéis, ainda no olho dominante, observamos uma antecipação do sinal registado com a LCMF no dia um, que após quinze dias parece “recuperar” e acompanhar o perfil do sinal registado com a monofocal no dia um (*baseline*). Porém, a onda referente à lente monofocal no dia quinze não corresponde ao perfil *baseline* e ainda surge com menor amplitude do que a condição MULTI_1, aproximadamente ao mesmo tempo. Verifica-se, ainda, que a LCMF realmente teve impacto na resposta, pois esta modificou após a sua colocação (dia um), adquirindo valor de N1 positivo que não correspondeu à resposta normal no mfERG. Uma hipótese para a LCMF induzir, após esse período, um comportamento semelhante ao registado com a condição MONO_1, poderá passar pelo efeito de adaptação às LCMF que pode ser corroborado pela percepção do halo luminoso (que diminui durante o processo de adaptação). Na fase inicial de uso destas LC, são vários utilizadores de LCMF com perturbações na visão noturna, que se manifestam, p. ex. sob a forma de halos luminosos^{25,79}, que vão diminuindo durante o período de adaptação.

No olho não dominante, a curva relativa à LCMF no dia um também se afasta das restantes. Neste caso, a condição LCMF_1 registou valores de tempo implícito maiores, com melhor definição das componentes N1 e P1, ao contrário do outro olho. Nos restantes anéis (R2, R3 e R4) esta condição (LCMF_1) tem um comportamento mais diferenciado das outras, caracterizando-se pela diminuição da amplitude das componentes N1 e P1. O atraso no tempo implícito é mais evidente nos anéis R3 e R4. Este comportamento sugere um efeito de adaptação, que neste caso, além da melhoria na percepção do halo luminoso, também se manifestou através da melhoria da acuidade visual de alto e baixo contraste.

Apesar de mínima, existe uma redução da sensibilidade ao contraste no olho não dominante, quando se coloca a LCMF. Tam e colaboradores⁸⁰ estudaram o efeito da dispersão da luz (simulando o efeito das cataratas) com estímulos de diferentes contrastes, no mfERG.

Verificaram que as amplitudes das componentes N1 e P1 diminuem significativamente com a redução do contraste do estímulo (em condições normais, i.e. sem a dispersão da luz), não detetando diferenças significativas no tempo implícito. Assim, a redução do contraste combinada com o efeito de adaptação, poderá ser uma hipótese justificativa da diminuição das amplitudes de N1 e P1, em R2, R3 e R4.

• **Sujeito 3 – RR – Olho Dominante**

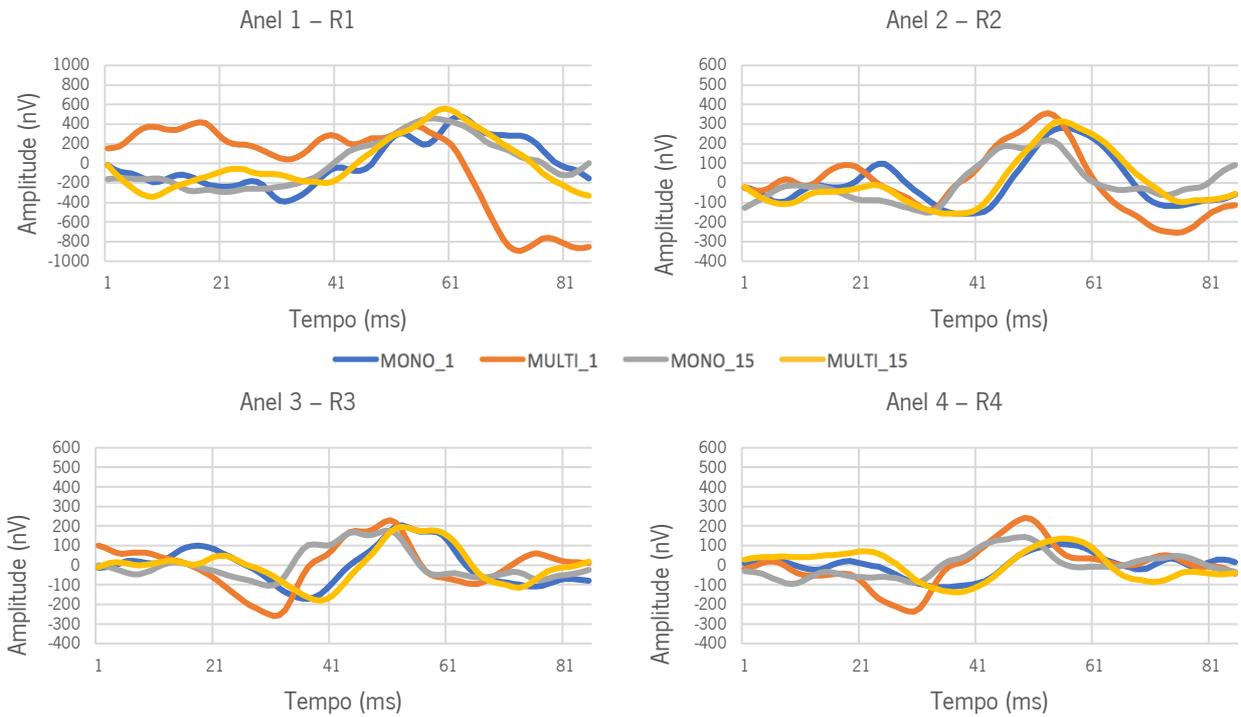


Figura 4.9 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – RR (Olho Dominante).

Tabela 4.13 Amplitude (nV e nV/deg², respectivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – RR (Olho Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-390.5	-46.1	-290.4	-34.3	42.2	5.0	-197.8	-23.4	839.0	99.1	749.1	88.4	345.4	40.8	756.9	89.4
	Tempo	32		21		32		39		61		58		54		60	
R2	Amplitude	-156.9	-13.8	-151.6	-13.9	-141.4	-12.4	-156.6	-13.7	438.1	38.4	370.7	32.5	498.0	43.7	471.6	41.4
	Tempo	38		32		33		36		56		53		53		55	
R3	Amplitude	-171.6	-10.8	-104.7	-6.6	-259.3	-16.3	-180.6	-11.4	376.0	23.6	280.0	17.6	489.5	30.8	376.2	23.7
	Tempo	37		30		31		39		53		51		51		53	
R4	Amplitude	-111.8	-5.2	-90.1	-4.2	-237.3	-11.4	-138.5	-6.5	220.5	10.4	234.8	11.0	479.1	22.5	274.3	12.9
	Tempo	35		30		30		37		55		49		49		56	
Q1	Amplitude	-191.0	-6.9	-102.8	-3.7	-199.2	-7.2	-181.1	-6.5	452.7	16.3	243.2	8.8	516.4	18.6	376.7	13.6
	Tempo	34		30		29		35		53		49		49		53	
Q2	Amplitude	-175.8	-6.3	-70.2	-2.5	-168.9	-6.0	-131.5	-4.7	350.8	12.53	195.5	7.0	406.7	14.5	282.5	10.1
	Tempo	41		28		29		41		59		49		49		61	
Q3	Amplitude	-144.3	-5.2	-135.2	-4.9	-224.8	-8.1	-78.4	-2.8	289.4	10.5	278.5	10.1	466.0	16.8	196.5	7.1
	Tempo	41		29		31		40		60		50		49		57	
Q4	Amplitude	-161.9	-5.8	-128.8	-4.6	-161.4	-5.8	-205.0	-7.3	336.1	12.0	261.6	9.34	420.6	15.0	414.1	14.8
	Tempo	33		32		30		35		52		51		49		54	

Tabela 4.14 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 4.86 mm – RR (Olho Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.1	0.1	0.1	0.1
	Baixo contraste	0.3	0.3	0.3	0.3
LDA	DL	12.89	9.07	19.97	7.24
	Coordenadas (x,y)	(-1.24, 0.33)	(-0.09, 1.67)	(0.58, 0.33)	(-0.58, 1.49)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.328	0.321	0.428	0.635
	RMS Esférica	0.054	0.099	0.281	0.260
	RMS Coma	0.317	0.275	0.268	0.518

• **Sujeito 3 – RR – Olho Não Dominante**

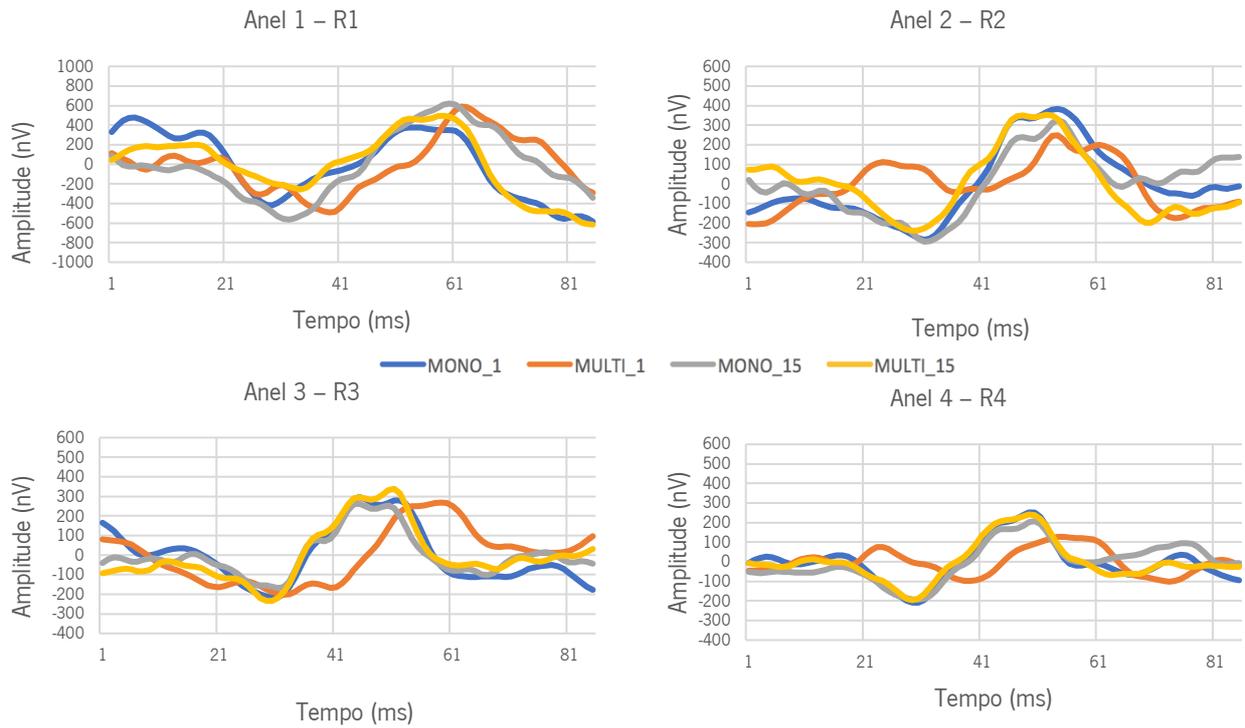


Figura 4.10 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – RR (Olho Não Dominante).

Tabela 4.15 Amplitude (nV e nV/deg) e tempo implícito (ms) das componentes N1 (à esquerda) e P1 (à direita) - RR (Olho Não Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-418.3	-49.4	-564.9	-66.7	-491.4	-58.0	-254.5	-30.0	796.3	94.0	1186.0	88.6	1081.8	127.7	750.1	88.6
	Tempo	29		32		39		34		54		60		62		59	
R2	Amplitude	-285.4	-25.0	-295.1	-25.9	-42.5	-3.72	-239.2	-21.0	668.4	58.6	621.8	54.5	290.8	25.5	592.0	51.9
	Tempo	31		31		36		29		54		54		54		52	
R3	Amplitude	-217.5	-13.7	-167.9	-10.6	-166.8	-10.5	-234.6	-14.8	497.2	31.3	420.6	26.5	435.0	27.4	573.1	36.0
	Tempo	30		31		40		30		52		50		59		51	
R4	Amplitude	-209.1	-9.8	-192.8	-9.1	-98.9	-4.6	-196.3	-9.2	461.3	21.7	400.5	18.8	226.2	10.6	437.7	20.5
	Tempo	30		30		39		29		49		50		55		49	
Q1	Amplitude	-229.1	-8.3	-206.1	-7.4	-210.2	-7.6	217.9	-7.9	560.8	20.3	488.4	17.6	458.1	16.5	545.9	19.7
	Tempo	30		30		35		30		50		49		54		49	
Q2	Amplitude	-180.2	-6.4	-211.6	-7.6	-142.0	-5.1	-167.0	-6.0	366.7	13.1	437.2	15.6	393.7	14.1	375.3	13.4
	Tempo	31		30		42		30		50		49		62		48	
Q3	Amplitude	-219.4	-7.9	189.5	-6.8	-116.3	-4.2	-165.6	-6.0	460.0	16.6	433.9	15.7	287.9	10.4	423.3	15.6
	Tempo	29		29		41		28		50		49		60		49	
Q4	Amplitude	-306.7	-11.0	139.8	-5.0	-206.8	-7.4	-216.1	-7.7	682.8	24.4	346.8	12.4	514.3	18.4	554.2	19.8
	Tempo	30		29		34		28		50		49		54		49	

Tabela 4.16 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μ m) para uma pupila mínima natural de diâmetro de de 4.87 mm – RR (Olho Não Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.2	0.2	0.4	0.2
	Baixo contraste	0.4	0.4	0.5	0.4
LDA	DL	33.82	11.62	19.97	9.07
	Coordenadas (x,y)	(-2.58, -0.33)	(-0.09, -0.33)	(1.24, -0.15)	(-0.33, -0.58)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.343	0.432	0.653	0.640
	RMS Esférica	0.083	0.078	0.162	0.174
	RMS Coma	0.318	0.410	0.575	0.591

4.2.4 Sujeito 4 - IC

Por último, no caso 4, é possível encontrar algumas semelhanças entre os dois olhos. Neste contexto, regista-se um atraso no tempo implícito da onda correspondente ao teste com a LCMF no primeiro dia. Para R1, na LCMF_1 P1 surge por volta dos 63ms em ambos os olhos e N1 surge aos 34ms no olho dominante e aos 41ms para o olho não dominante. Ainda nesta condição, e em ambos os olhos, surgem oscilações na evolução da curva até atingir P1.

É notória a diminuição da amplitude de P1, para todas as situações, com a excentricidade retiniana. Nos anéis 2, 3 e 4, no olho não dominante a condição LCMF_1 tende a alcançar valores de N1 e P1 mais elevados que as restantes condições, o que não acontece no olho dominante.

Observamos ainda o aparecimento de dois picos em algumas zonas, nomeadamente em R3 no olho dominante, e R2 e R3 no olho não dominante, em algumas das condições testadas. Tam e colaboradores⁸⁰, como já foi referido, estudaram o efeito da dispersão da luz e do contraste com estímulos diferentes, no mfERG. Verificaram também a presença de duplos picos na onda do mfERG, atribuindo o seu aparecimento à diminuição do contraste do estímulo, que neste trabalho se induz com a colocação de LCMF. A par deste trabalho, Raz e colaboradores⁸¹, num estudo realizado com macacos, avaliaram olhos glaucomatosos e olhos não glaucomatosos com diferentes estímulos, demonstrando a redução significativa do segundo pico em olhos glaucomatosos, o que sugere que a origem deste picos pode estar relacionada com as células ganglionares.

Após quinze dias de adaptação à multifocalidade, o comportamento registado com ambas as LCMF foi bastante similar ao obtido na condição *baseline*. Este comportamento poderá sugerir que os quinze dias foram suficientes para a adaptação à multifocalidade. No que diz respeito à perceção subjetiva, registaram-se melhorias ao nível da acuidade visual e no tamanho do halo luminoso apenas no olho dominante. Como seria de esperar, a RMS total aumentou com as LCMF comparativamente às LC monofocais.

Shimizu e colaboradores⁸² estudaram o efeito da implantação de lentes intraoculares bifocais difrativas em dois sujeitos, com uma técnica eletrofisiológica (PEV). Após implantação de lentes intraoculares, os sujeitos revelaram insatisfação devido à má qualidade visual e falta de nitidez, tendo sido submetidos a uma cirurgia para explantar a lente multifocal do olho dominante

e colocar uma lente monofocal. A avaliação dos PEV mostrou uma maior amplitude e diminuição do pico de latência (P100) com a lente monofocal, comparativamente ao valor obtido com a multifocal, o que sugere que não houve adaptação à multifocalidade, em concordância com a insatisfação visual de ambos os pacientes.

Ameen e colaboradores³³ avaliaram o efeito produzido pela utilização de LCMF e monovisão, através dos PEV ao fim de 3 semanas. Os autores, não encontraram diferenças estatisticamente significativas, em condições binoculares, entre o uso dos dois tipos de correção nas amplitudes e latências das componentes N75, P100 e N135.

• **Sujeito 4 – IC – Olho Dominante**

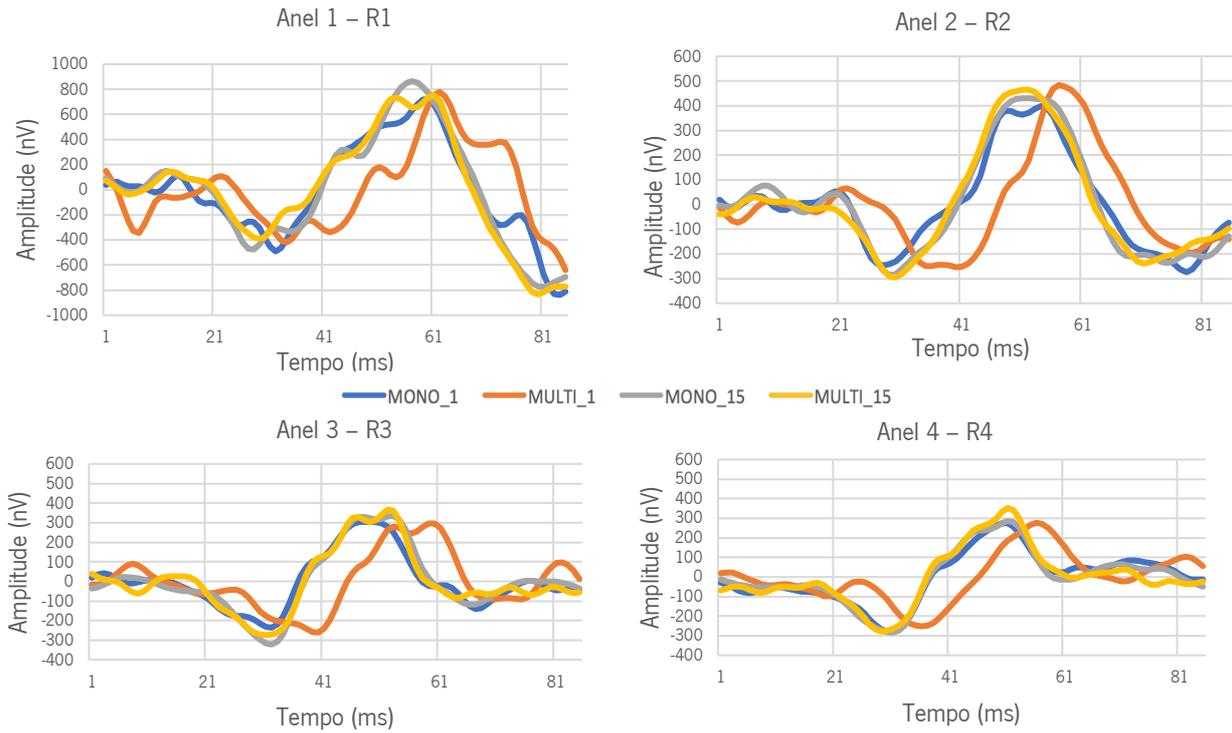


Figura 4.11 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – IC (Olho Dominante).

Tabela 4.17 Amplitude (nV e nV/deg°, respectivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – IC (Olho Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-492.8	-58.2	-474.3	-56.0	-421.1	-49.7	-391.7	-46.2	1213.0	143.2	1339.6	158.2	1166.3	137.7	1085.1	128.1
	Tempo	32		28		34		29		60		57		63		59	
R2	Amplitude	-245.7	-21.6	-285.2	-25.0	-254.1	-22.3	-295.4	-25.9	644.2	56.5	714.9	62.7	737.8	64.7	760.3	66.7
	Tempo	28		29		40		30		54		51		57		52	
R3	Amplitude	-236.2	-14.9	-321.8	-20.2	-261.4	-16.4	-273.5	-17.2	540.6	34.0	651.7	41.0	557.1	35.0	603.2	37.9
	Tempo	32		32		40		31		48		60		48		47	
R4	Amplitude	-277.8	-13.0	-283.2	-13.3	-251.8	-11.8	-279.0	-13.1	553.3	26.0	596.6	26.7	528.9	24.8	631.4	29.6
	Tempo	31		31		36		29		51		51		56		51	
Q1	Amplitude	-252.0	-9.1	-271.7	-9.8	-250.5	-9.0	-293.1	-10.6	534.6	19.3	577.0	20.8	514.5	18.6	631.2	22.8
	Tempo	32		31		36		32		51		53		57		52	
Q2	Amplitude	-255.6	-9.1	-333.8	-11.9	-270.1	-9.6	-266.4	-9.5	509.2	18.1	637.3	22.8	513.0	18.3	553.8	19.8
	Tempo	30		30		39		30		50		51		62		50	
Q3	Amplitude	-266.8	-9.6	-316.6	-11.4	-261.2	-9.4	-246.1	-8.9	536.0	19.4	619.9	22.4	485.6	17.5	537.1	19.4
	Tempo	29		30		39		30		51		51		61		50	
Q4	Amplitude	-282.4	-10.1	-259.3	-9.3	-245.9	-8.8	-218.2	-7.8	558.4	19.9	556.9	19.9	523.4	18.7	466.2	16.7
	Tempo	33		32		37		33		53		53		57		52	

Tabela 4.18 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.25 mm – IC (Olho Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	-0.1	-0.1	0.1	0.0
	Baixo contraste	0.1	0.1	0.3	0.3
LDA	DL	8.59	3.5	8.59	4.62
	Coordenadas (x,y)	(0,0)	(0.33,-0.58)	(0,0)	(-0.24, 2.24)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.208	0.214	0.510	0.365
	RMS Esférica	0.101	0.053	0.304	0.023
	RMS Coma	0.144	0.169	0.374	0.326

• **Sujeito 4 – IC – Olho Não Dominante**

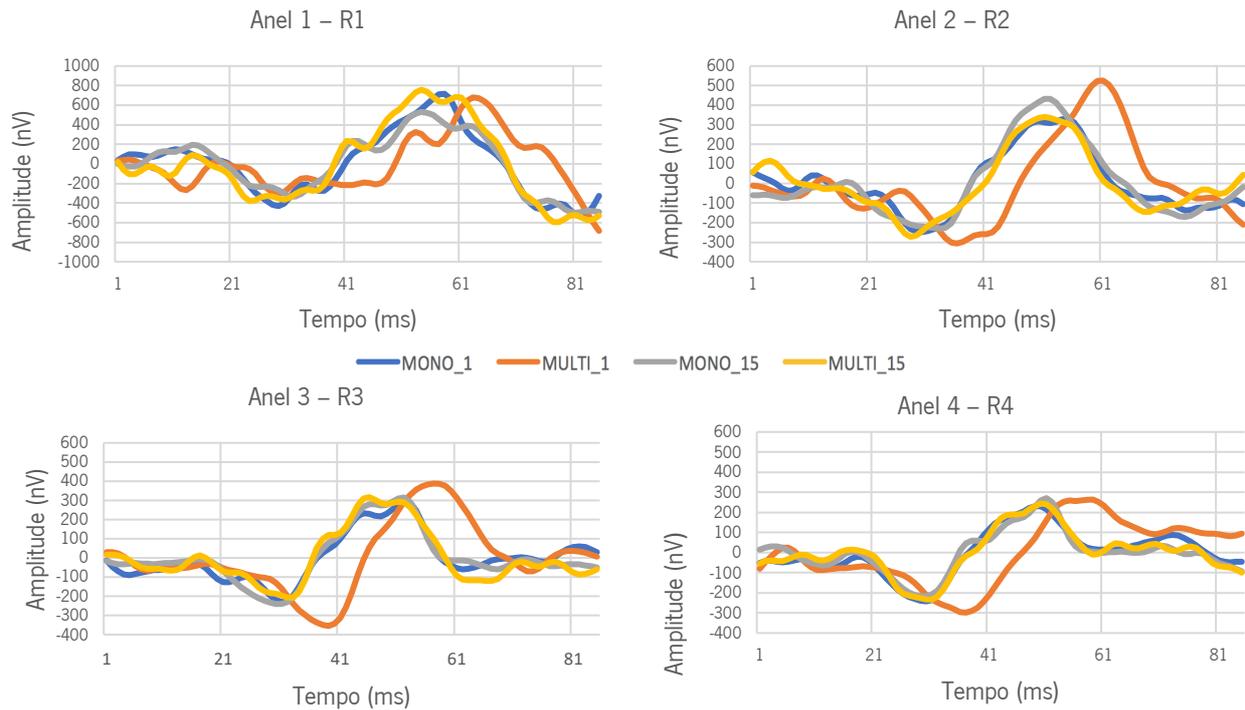


Figura 4.12 Resposta mfERG por anéis (R1, R2, R3 e R4) em todas as condições testadas – IC (Olho Não Dominante).

Tabela 4.19 Amplitude (nV e nV/deg², respetivamente) e tempo implícito (ms) de N1 (à esquerda) e P1 (à direita) – IC (Olho Não Dominante).

		N1								P1							
		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15		MONO_1		MONO_15		MF_1		MF_15	
R1	Amplitude	-492.7	-50.7	-334.2	-39.5	-218.8	-25.8	-363.1	-42.9	1146.0	135.3	864.5	102.1	898.2	106.0	1120.5	132.3
	Tempo	29		32		41		30		58		54		63		54	
R2	Amplitude	-248.3	-21.8	-230.9	-20.3	-306.5	-26.9	-272.5	-23.9	587.7	50.8	662.8	58.1	832.2	73.0	612.4	53.7
	Tempo	30		33		36		28		55		52		61		51	
R3	Amplitude	-229.3	-14.4	-240.5	-15.1	-355.2	-22.3	-207.5	-13.0	526.0	33.1	555.8	35.0	743.2	46.7	524.5	33.0
	Tempo	31		30		39		32		52		52		57		46	
R4	Amplitude	-242.4	-11.4	-217.0	-10.2	-298.3	-14.0	-233.9	-11.0	472.7	22.2	487.8	22.9	562.0	26.4	477.7	22.4
	Tempo	30		29		37		31		49		51		59		50	
Q1	Amplitude	-194.0	-7.0	-206.4	-7.5	-272.6	-9.8	-209.0	-7.5	480.4	17.3	465.1	16.8	624.3	22.5	460.7	16.6
	Tempo	29		30		37		30		51		51		57		51	
Q2	Amplitude	-238.4	-8.5	-252.4	-9.01	-227.6	-8.12	-256.9	-9.2	420.9	15.0	528.7	18.9	467.8	16.7	502.7	18.0
	Tempo	28		30		41		28		52		51		62		50	
Q3	Amplitude	-273.5	-9.9	-216.6	-7.8	-254.5	-9.2	-169.5	-6.1	501.7	18.1	464.2	16.8	499.9	18.1	412.6	14.9
	Tempo	28		29		39		30		50		63		51		51	
Q4	Amplitude	-226.4	-8.1	-207.6	-7.4	-224.4	-8.0	-223.4	-8.0	490.5	17.5	540.1	19.3	528.0	18.9	507.0	18.1
	Tempo	32		32		36		30		52		51		57		52	

Tabela 4.20 AV (logMAR) de alto e baixo contraste, distorção luminosa – DL (%), coordenadas (X e Y) do melhor círculo de ajuste (mm) e valores de RMS (μm) para uma pupila mínima natural de diâmetro de 5.85 mm – IC (Olho Não Dominante).

		MONO_1	MONO_15	MF_1	MF_15
AV	Alto contraste	0.0	0.0	0.1	0.1
	Baixo contraste	0.1	0.1	0.4	0.4
LDA	DL	8.59	2.94	5.25	6.05
	Coordenadas (x,y)	(0,0)	(-0.33, -0.58)	(-0.91, 0.91)	(-1.91, 0.33)
Aberrometria	RMS HOA Total	0.276	0.350	0.458	0.348
	RMS Esférica	0.107	0.158	0.093	0.058
	RMS Coma	0.125	0.192	0.366	0.276

5. CONCLUSÕES

Durante a adaptação às lentes de contacto multifocais, as de desenho não dominante parecem ter maior impacto na alteração da reposta eletrofisiológica da retina, do dia 1 em todas as regiões anelares. No que respeita à análise por quadrantes, o impacto tende a ser maior nos Q2 (superior-nasal) e Q3 (superior-temporal) na mesma condição.

Globalmente, a lente multifocal de desenho não dominante mostra no dia 1 um atraso nos tempos implícitos medidos em relação ao resultado com a lente monofocal. Após 15 dias de uso observa-se uma tendência de recuperação para os valores da monofocal no dia 1. Este efeito não foi observado com a lente multifocal de desenho dominante e poderá ser indicativo de uma adaptação da retina à degradação da imagem provocada pela multifocalidade da lente de desenho não dominante, o que deverá ser analisado em mais detalhe numa amostra maior.

Na avaliação por quadrantes, as respostas elétricas retinianas tendem a apresentar maior amplitude nos quadrantes 1 e 4, em concordância com resultados anteriores que sugerem que isso possa estar relacionado com assimetrias na distribuição dos fotorreceptores e células ganglionares nas diferentes regiões da retina.

Em alguns casos analisados, observa-se uma redução da dimensão da distorção luminosa ao mesmo tempo que se observa uma recuperação nos parâmetros de amplitude e tempo implícito nos sinais do eletrorretinograma, no dia 15 comparativamente com o dia 1. No entanto, este estudo piloto não permite extrair uma relação de causalidade entre eles.

A resposta dos 4 sujeitos avaliados em termos de variação de acuidade visual e resposta eletrofisiológica não permite, por enquanto, derivar conclusões que suportem um fenómeno de adaptação neural ao nível retiniano que justifique a melhoria da acuidade visual observada, depois de 1 semana ou 15 dias de adaptação observada em ensaios clínicos anteriores.

6. TRABALHO FUTURO

Dados os resultados obtidos neste estudo e para melhor se clarificar e aprofundar o efeito das LCMF na resposta eletrofisiológica da retina, será pertinente:

- Aumentar o tamanho da amostra;
- Testar outros tipos de LCMF com diferentes desenhos;
- Caracterização individual do perfil das lentes de contacto multifocais;
- Acompanhamento dos sujeitos por um período mais alargado (por exemplo o que acontece à resposta eletrofisiológica da retina durante e a após o período de adaptação às LCMF);
- Incluir a medição da função de sensibilidade ao contraste;
- Controlo do diâmetro pupilar durante a avaliação eletrofisiológica;
- Associar outro tipo de exame eletrofisiológico (p. ex. PEV).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Benjamim, W. & Borish, I. *Borish's Clinical Refraction*. (1998).
2. Mantry, S. & Shah, S. Surgical management of presbyopia. *Contact Lens Anterior Eye* **27**, 171–175 (2004).
3. Davidson, R. S. *et al.* Surgical correction of presbyopia. *J. Cataract Refract. Surg.* **42**, 920–930 (2016).
4. Helmholtz, V. H. in (ed. Southall, J.) 143–73 (1909).
5. Schachar, R. Pathophysiology of accommodation and presbyopia: understanding the clinical implications. *J Florida Med Assoc* 288–71 (1994).
6. Glasser, A. & Kaufman, P. L. The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology* **106**, 863–872 (1999).
7. Bakaraju, R. C., Ehrmann, K., Ho, A. & Papas, E. Inherent Ocular Spherical Aberration and Multifocal Contact Lens Optical Performance. *Optom. Vis. Sci.* **87**, 1009–1022 (2010).
8. Madrid-Costa, D., Ruiz-Alcocer, J., García-Lázaro, S., Ferrer-Blasco, T. & Montés-Micó, R. Optical power distribution of refractive and aspheric multifocal contact lenses: Effect of pupil size. *Contact Lens Anterior Eye* **38**, 317–321 (2015).
9. Pointer, J. S. Gender-related optical aspects of the onset of presbyopia. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **22**, 126–129 (2002).
10. United Nations Department of Economic and Social Affairs. *Population Division. Population Ageing 2013 (Document ST/ESA/SER.A/348)*. (2013).
11. Cardona, G. & López, S. Pupil diameter, working distance and illumination during habitual tasks. Implications for simultaneous vision contact lenses for presbyopia. *J. Optom.* **9**, 78–84 (2016).
12. Fernandes, P. R. B., Neves, H. I. F., Lopes-Ferreira, D. P., Jorge, J. M. M. & Gonzalez-Meijome, J. M. Adaptation to multifocal and monovision contact lens correction. *Optom. Vis. Sci.* **90**, 228–235 (2013).
13. Bennett, E. S. Contact lens correction of presbyopia. *Clin. Exp. Optom.* **91**, 265–278 (2008).

14. Gupta, N., Naroo, S. A. & Wolffsohn, J. S. Visual comparison of multifocal contact lens to monovision. *Optom. Vis. Sci.* **86**, E98-105 (2009).
15. Morgan, P. B., Efron, N. & Woods, C. A. An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. *Clin. Exp. Optom.* **94**, 87–92 (2011).
16. González-Méijome, J. M. *Contactologia*. (2005).
17. Cerviño, A., Villa-Collar, C., Gonzalez-Meijome, J. M., Ferrer-Blasco, T. & García-Lázaro, S. Retinal straylight and light distortion phenomena in normal and post-LASIK eyes. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* **249**, 1561–6 (2011).
18. Marcos, S. Aberrometry: Basic Science and Clinical Applications. *Bull Soc Belge Ophthalmol* **302**, 197–213 (2006).
19. Mcalinden, C., McCartney, M. & Moore, J. Mathematics of Zernike polynomials: A review. *Clin. Exp. Ophthalmol.* **39**, 820–827 (2011).
20. Lombardo, M. & Lombardo, G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J. Cataract Refract. Surg.* **36**, 313–331 (2010).
21. Maeda, N. Clinical applications of wavefront aberrometry - A review. *Clin. Exp. Ophthalmol.* **37**, 118–129 (2009).
22. Kim, E., Bakaraju, R. C. & Ehrmann, K. Power Profiles of Commercial Multifocal Soft Contact Lenses. *Optom. Vis. Sci.* **94**, 183–196 (2017).
23. Fan-Paul, N. I., Li, J., Miller, J. S. & Florakis, G. J. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Surv Ophthalmol* **47**, 533–546 (2002).
24. Pieh, S. *et al.* Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. *Br. J. Ophthalmol.* **85**, 816–21 (2001).
25. Chu, B. S., Wood, J. M. & Collins, M. J. The effect of presbyopic vision corrections on nighttime driving performance. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **51**, 4861–4866 (2010).
26. Rosen, E. S. Night vision disturbance. *J. Cataract Refract. Surg.* **31**, 247–249 (2005).
27. Lackner, B. *et al.* Glare and halo phenomena after laser in situ keratomileusis. *J. Cataract Refract. Surg.* **29**, 444–450 (2003).
28. Babizhayev, M. A., Minasyan, H. & Richer, S. P. Cataract halos: A driving hazard in aging

- populations. Implication of the Halometer DG test for assessment of intraocular light scatter. *Appl. Ergon.* **40**, 545–553 (2009).
29. Aslam, T. M., Haider, D. & Murray, I. J. Principles of disability glare measurement: An ophthalmological perspective. *Acta Ophthalmol. Scand.* **85**, 354–360 (2007).
 30. Allen, R. J. *et al.* Glare and halo with refractive correction. *Clin. Exp. Optom.* **91**, 156–160 (2008).
 31. Klyce, S. D. Night vision disturbances after refractive surgery: Haloes are not just for angels. *Br. J. Ophthalmol.* **91**, 992–993 (2007).
 32. Jewelewicz, D., Evans, R., Chen, R. & Florakis, G. Evaluation of night vision disturbances in contact lens wearers. *CLAO J* **24**, 107–110 (1998).
 33. Navarro, R. The optical design of the human eye: A critical review. *J. Optom.* **2**, 3–18 (2009).
 34. Heckenlively, J. R. & Arden, G. B. *Principles and Practice of Clinical Electrophysiology of Vision.* (2006).
 35. Pavan-Langston, D. *Manual de Oftalmologia: Diagnóstico e Tratamento.* (1988).
 36. Snell, R. S. & Lemp, M. A. *Clinical Anatomy of the Eye.* (1998).
 37. Jacob, S. W., Francome, C. A. & Lossow, W. J. *Anatomia e Fisiologia Humana.*
 38. Goldstein, E. B. *Sensation and Perception.*
 39. Bear, M. F., Connors, B. W. & Paradiso, M. A. *Neurociências. Desvendado o Sistema Nervoso.* (2008).
 40. Lam, B. L. *Electrophysiology of Vision - Clinical Testing And Applications.* (2005).
 41. Kanski, J. J. *Oftalmologia Clínica - Uma Abordagem Sistemática.* (2004).
 42. McCulloch, D. L. *et al.* ISCEV Standard for full-field clinical electroretinography (2015 update). *Doc. Ophthalmol.* **130**, 1–12 (2015).
 43. Mcculloch, D. L., Marmor, M. F., Brigell, M. G. & Bach, M. ISCEV STANDARDS ISCEV Standard for full-field clinical electroretinography (2015 update). 1–12 (2015). doi:10.1007/s10633-014-9473-7
 44. Wachtmeister, L. Oscillatory potentials in the retina: What do they reveal. *Prog. Retin. Eye Res.* **17**, 485–521 (1998).

45. Hood, D. C. *et al.* ISCEV standard for clinical multifocal electroretinography (mfERG) (2011 edition). *Doc. Ophthalmol.* **124**, 1–13 (2012).
46. Sutter, E. E. & Tran, D. The field topography of ERG components in man-I. The photopic luminance response. *Vision Res.* **32**, 433–446 (1992).
47. Mohidin, N., Yap, M. K. H. & Jacobs, R. J. Electrodes for multifocal electroretinography (mfERG): A comparison of four electrodes types. *Sains Malaysiana* **43**, 1089–1094 (2014).
48. Yin, H. & Pardue, M. T. Performance of the DTL electrode compared to the Jet contact lens electrode in clinical testing. *Doc. Ophthalmol.* 77–86 (2004).
49. Hood, D. C., Seiple, W., Holopigian, K. & Greenstein, V. A comparison of the components of the multifocal and full-field ERGs. *Vis. Neurosci.* **14**, 533–544 (1997).
50. Robson, A. G. *et al.* ISCEV guide to visual electrodiagnostic procedures. *Doc. Ophthalmol.* **136**, 1–26 (2018).
51. Silva, M. *et al.* Asymmetry of visual sensory mechanisms: Electrophysiological, structural, and psychophysical evidences. *J. Vis.* **10**, 1–11 (2010).
52. Ho, W. C. *et al.* Sign-dependent changes in retinal electrical activity with positive and negative defocus in the human eye. *Vision Res.* **52**, 47–53 (2012).
53. Azad, R., Ghatak, U., Sharma, Y. R. & Chandra, P. Multifocal electroretinogram in normal emmetropic subjects : Correlation with optical coherence tomography. *Indian J. Ophthalmol.* **60**, 49–52 (2012).
54. Jackson, G. R., Ortega, J., Girkin, C., Rosenstiel, C. E. & Owsley, C. Aging-related changes in the multifocal electroretinogram. *J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis.* **19**, 185–189 (2002).
55. Mohidin, N., Yap, M. K. H. & Jacobs, R. J. Influence of Age on the multifocal electroretinography. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **19**, 481–488 (1999).
56. Nabeshima, T., Tazawa, Y., Mita, M. & Sano, M. Effects of aging on the first and second-order kernels of multifocal electroretinogram. *Jpn J Ophthalmol* **46**, 261–269 (2002).
57. Gonzalez, P., Parks, S., Dolan, F. & Keating, D. The effects of pupil size on multifocal electroretinogram. *Doc. Ophthalmol.* **109**, 67–72 (2004).
58. Westall, C. A. *et al.* Values of electroretinogram responses according to axial length. *Doc.*

- Ophthalmol.* **102**, 115–130 (2011).
59. Chan, H. L. & Mohidin, N. Variation of multifocal electroretinogram with axial length. *Ophthalmic Physiol. Opt.* **23**, 133–140 (2003).
 60. Birch, D. G. & Anderson, J. L. Standardized full-field electroretinography: normal values and their variation with age. *Arch Ophthalmol* **110**, 1571–1576 (1992).
 61. Zeidler, I. The clinical electroretinogram, IX: the normal electroretinogram-value of the b-potential in different age groups and its differences in men and women. *Acta Ophthalmol* **37**, 294–301 (1959).
 62. Karpe, G. The clinical electroretinogram, I: the normal electroretinogram above fifty years of age. *Acta Ophthalmol* **28**, 301–305 (1950).
 63. Vianio-Matilla, B. The clinical electroretinogram, II: the difference between the electroretinogram in men and in women. *Acta Ophthalmol* **29**, 25–32 (1951).
 64. Oyamada, M. K., Dotto, P. de F. & Abdalla, M. Technical factors that influence multifocal electroretinogram (mfERG) recording. *Arq. Bras. Oftalmol.* **70**, 713–717 (2007).
 65. Maluri, K. & Bleau, L. Multifocal ERG In Practice. *Rev. Ophthalmol.* 42–43 (2004).
 66. Li, J., Tso, M. O. & Lam, T. T. Reduced amplitude and delayed latency in foveal response of multifocal electroretinogram in early age related macular degeneration. *Br. J. Ophthalmol.* **85**, 287–290 (2001).
 67. Hood, D. C. Assessing retinal function with the multifocal technique. *Prog. Retin. Eye Res.* **19**, 607–646 (2000).
 68. Chan, H. & Siu, A. W. Effect of optical defocus on multifocal ERG responses. **86**, 317–322 (2003).
 69. Bedell, H. E., Patel, S. & Chung, S. T. L. Comparison of Letter and Vernier Acuities with Dioptric and Diffuse Blur. *Optom. Vis. Sci.* **76**, 115–120 (1999).
 70. Rosenfield, M. & Abraham-Cohen, J. Blur sensitivity in myopes. *Optom Vis Sci* **76**, (1999).
 71. Green, D. & Campbell, F. Effect of focus on the visual response to a sinusoidally modulated spatial stimulus. *J Opt Soc Am* **55**, 1154–1157 (1965).
 72. Herse, P. Factors influencing normal perimetric thresholds obtained using the Humphrey Field Analyzer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* **33**, 611–617 (1992).

73. Palmowski, A. M. *et al.* Effects of refractive blur on the multifocal electroretinogram. *Doc. Ophthalmol.* **99**, 41–54 (2000).
74. Cooper Vision. Catálogo de Lentes de Contacto 2016. (2016).
75. Piñero, D. P., Carracedo, G., Ruiz-Fortes, P. & Pérez-Cambrodí, R. J. Comparative analysis of the visual performance and aberrometric outcomes with a new hybrid and two silicone hydrogel multifocal contact lenses: A pilot study. *Clin. Exp. Optom.* **98**, 451–458 (2015).
76. Ferreira-Neves, H. *et al.* Validation of a method to measure light distortion surrounding a source of glare. *J. Biomed. Opt.* **20**, 75002 (2015).
77. Kariman, G. T. A., Shimada, Y. & Horiguchi, M. A late foveal response component of multifocal electroretinograms in healthy subjects. *Doc. Ophthalmol.* **133**, 121–128 (2016).
78. Curcio, C. A. & Allen, K. A. Topography of Ganglion Cells in Human Retina. *J. Comp. Neurol.* 5–25 (1990).
79. Byoung, S. C., Wood, J. M. & Collins, M. J. Effect of Presbyopic Vision Corrections on Perceptions of Driving Difficulty. *Eye Contact Lens* **35**, 133–143 (2009).
80. Tam, A., Chan, H., Brown, B. & Yap, M. The effects of forward light scattering on the multifocal electroretinogram. **28**, 63–72 (2004).
81. Raz, D. *et al.* Responses in a Monkey Model of Glaucoma. **43**, 2027–2035 (2002).
82. Shimizu, K. & Ito, M. Dissatisfaction After Bilateral Multifocal Intraocular Lens Implantation: An Electrophysiology Study. **27**, (2011).
83. Ameen, A. El, Majzoub, S. & Pisella, P. Recherche d ' indices électrophysiologiques de confort visuel après correction de la presbytie par lentilles de contact. *J. Gynecol. Obstet. Biol. la Reprod.* **40**, 257–263 (2017).
84. McAlinden, C., Pesudovs, K. & Moore, J. E. The development of an instrument to measure quality of vision: The quality of vision (QoV) questionnaire. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **51**, 5537–5545 (2010).

ANEXOS

Anexo 1 Documento de Consentimento Informado



DOCUMENTO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

No âmbito da Tese de Mestrado em Optometria Avançada, realizada na Universidade do Minho, com o tema “**Variações Temporais e Espaciais na Resposta Eletrofisiológica Durante a Adaptação a Dispositivos Óticos Multifocais**”, o presente documento visa informar acerca dos objetivos, métodos, benefícios previstos e riscos potenciais inerentes ao estudo para o qual se está a voluntariar.

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

Este trabalho consiste em determinar a resposta da atividade eletrofisiológica, de diferentes regiões da retina, mediante Eletrofisiologia Multifocal durante o período de adaptação a Lentes de Contacto Multifocais. O procedimento experimental realiza-se integralmente no Centro de Investigação em Optometria Clínica e Experimental (CEORLab) associado ao Centro de Física da Universidade do Minho.

O procedimento experimental divide-se em 3 visitas essenciais:

- **1ª visita:** consulta inicial – consiste na medida da refração objetiva e subjetiva, através de métodos não invasivos, para determinar a graduação das lentes de contacto multifocais. Esta visita inclui a pré-avaliação de inclusão;
- **2ª visita:** Serão colocados 2 pares de lentes de contacto: 1 monofocal e 1 multifocal. Com as lentes serão realizados alguns exames: acuidade visual de alto e baixo contraste, aberrometria, distorção luminosa, topografia corneal e eletrofisiologia multifocal.
- **3ª visita:** 15 dias após o uso das Lentes de Contacto Multifocais. Repetem-se os exames realizados na 2ª visita.

Durante todo o processo do referido estudo, o participante poderá entrar em contacto com os investigadores a fim de obter qualquer esclarecimento que possa advir.

Os resultados da investigação poderão ser tratados estatisticamente e publicados com propósitos pedagógicos e científicos, mantendo sempre o anonimato do voluntário.

Não há quaisquer custos envolvidos para si pela participação neste estudo, nem pagamentos ou gratificações que lhe sejam devidas pela mesma participação.

A participação no estudo é voluntária e a recusa em participar ou posterior abandono não prejudicará a relação do voluntário com a equipa de clínicos e(ou) investigadores.

Declaração de Conformidade

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

O voluntário declara que lhe foi prestada informação adequada e foi, igualmente, dada a oportunidade de colocar qualquer questão, tendo sido respondida de modo satisfatório.

Entendo que é importante para a minha saúde e para o bom desenvolvimento do projeto seguir as instruções dadas pelo investigador principal, utilizar as lentes de contacto conforme for recomendado e assistir dentro do horário previsto para a realização das consultas de acompanhamento conforme combinado.

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

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

Braga, _____ de _____ de 2017

O voluntário: _____

Assinatura: _____

O investigador: *Joana Filipa Ribeiro Domingues*

Assinatura: _____

Contactos Investigador Principal: Joana Filipa Ribeiro Domingues
joanafilipadomingues@gmail.com
+351 911 559 598

Este documento é composto de 2 páginas e feito em duplicado: uma via para o/a investigador/a, outra para a pessoa que consente.

Anexo 2 Folha de registo Pré-avaliação de inclusão



Universidade do Minho

FOLHA DE REGISTO

Estudo: **“Variações Temporais e Espaciais na Resposta Eletrofisiológica Durante a Adaptação a Dispositivos Óticos Multifocais”**

Dados Pessoais

Nome: _____
Data de nascimento: ____/____/____ Idade: _____ Sexo: _____
Contacto telefónico: _____ Profissão: _____

Antecedentes Oculares: _____

Antecedentes Saúde Geral: _____

Antecedentes Familiares: _____

Observações Gerais: _____

Refração habitual: OD: esf _____ cil _____ x _____ ° Add _____
OE: esf _____ cil _____ x _____ ° Add _____

DIP: VL: _____ (mm) VP: _____ (mm) Diâmetro Pupilar: _____ (mm)

Cover Test: _____ Motilidade Ocular: _____

Subjetivo (VL): OD: esf _____ cil _____ x _____ ° Add _____ AV: _____
OE: esf _____ cil _____ x _____ ° Add _____ AV: _____

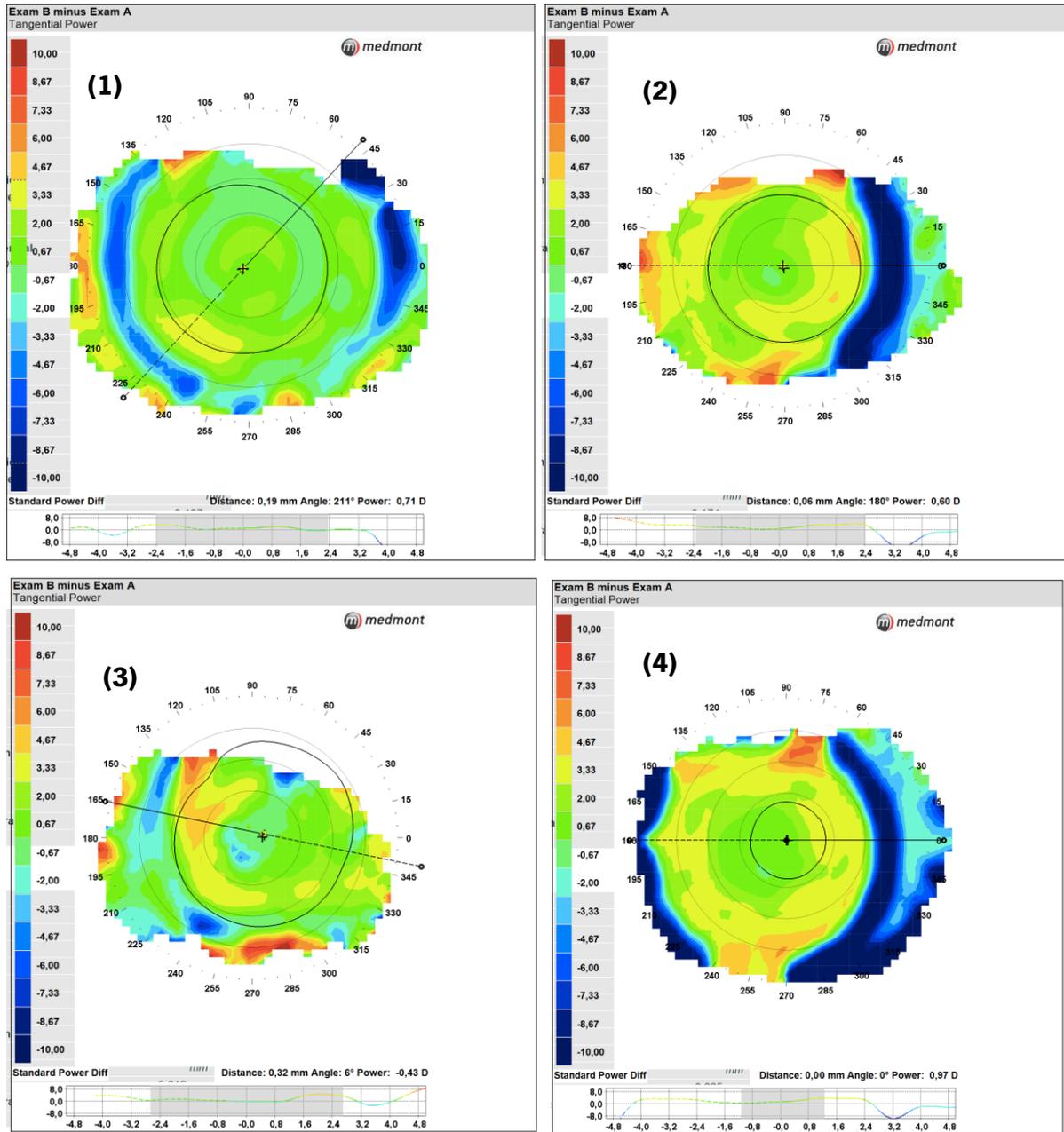
Dominância Ocular _____

Retinografia _____

Visão das Cores – Ishiara _____

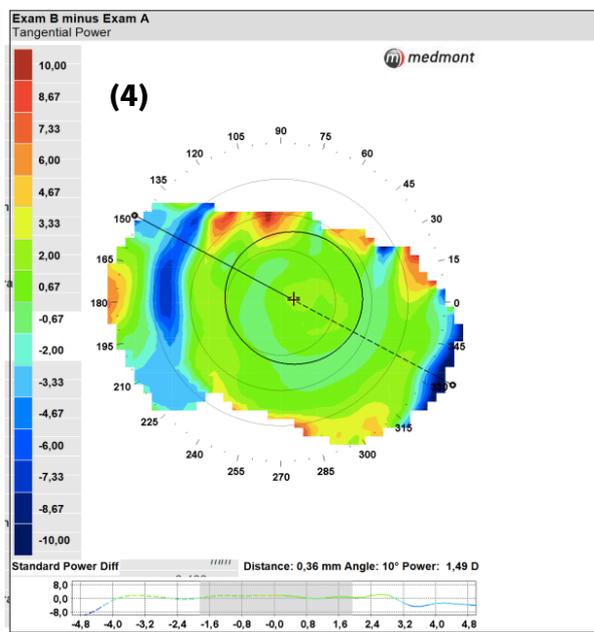
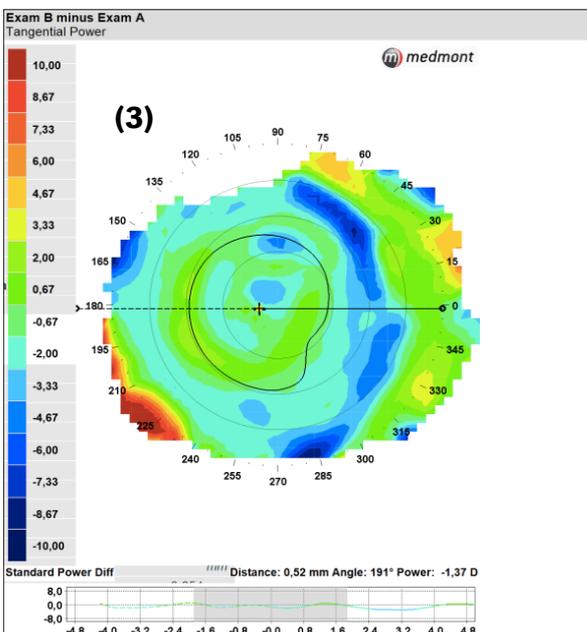
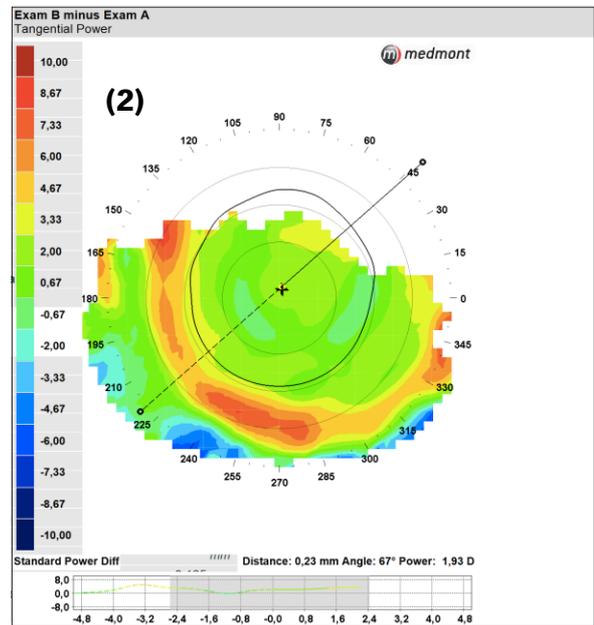
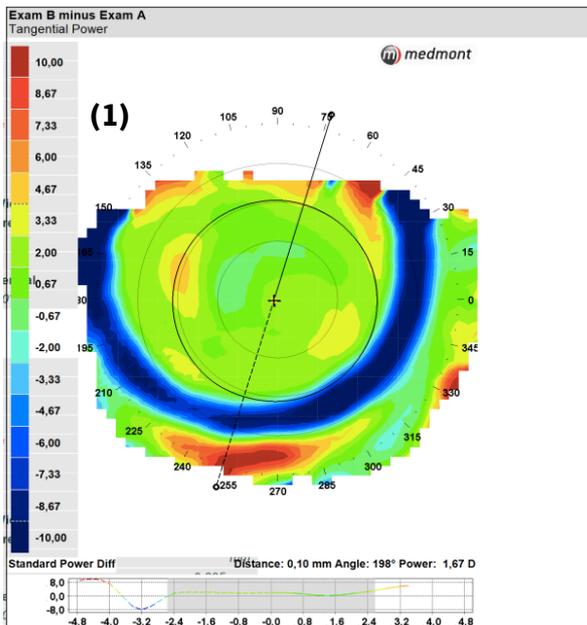
Anexo 3 Topografias da Córnea

3.1 Olhos Dominantes - Mapa diferencial tangencial de potência- LC Monofocal e LCMF D



1. Sujeito 1 – MM
2. Sujeito 2 – EP
3. Sujeito 3 – RR
4. Sujeito 4 - IC

3.2 Olhos Não Dominantes - Mapa diferencial tangencial de potência– LC Monofocal e LCMF N



1. Sujeito 1 – MM
2. Sujeito 2 – EP
3. Sujeito 3 – RR
4. Sujeito 4 - IC