

Universidade do Minho
Escola de Ciências

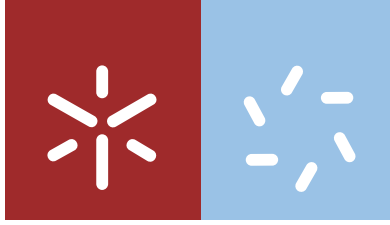
Eduardo Jorge Silvestre Ínsua Pereira

**Avaliação da *performance* clínica de
lentes de contacto descartáveis diárias:
Um estudo piloto**

Eduardo Jorge Silvestre Ínsua Pereira **Avaliação da *performance* clínica de lentes de contacto descartáveis diárias: Um estudo piloto**

UMinho | 2016

janeiro de 2016



Universidade do Minho
Escola de Ciências

Eduardo Jorge Silvestre Ínsua Pereira

**Avaliação da *performance* clínica de
lentes de contacto descartáveis diárias:
Um estudo piloto**

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho realizado sob orientação da
Professora Doutora Madalena Lira

DECLARAÇÃO

Nome: Eduardo Jorge Silvestre Ínsua Pereira

Endereço eletrónico: ed.insua@gmail.com

Número do Bilhete de Identidade: 11995606 3ZZ4

Título da dissertação de mestrado:

Avaliação da *performance* clínica de lentes de contacto descartáveis diárias: Um estudo piloto

Orientadora:

Professora Doutora Madalena Lira

Ano de conclusão: 2016

Designação do mestrado: Optometria Avançada

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

Universidade do Minho, ___/___/___

Assinatura:

AGRADECIMENTOS

Agradeço principalmente a todas aquelas pessoas que têm acompanhado o meu percurso ao longo da vida. À minha mãe Rosa e à Inês pelo carinho e amor que nunca faltaram e por apoiarem sempre a minha ambição ainda que por vezes desmensurada.

Ao meu pai Diamantino, à Marta e à Luisinha pelos magníficos almoços e pelo tempo que passamos juntos.

Aos meus avós Berta e Diamantino que são uma verdadeira inspiração na minha vida e pelo tempo que não lhes concedi por estar “preso” ao computador.

Deixo um agradecimento especial à Professora Doutora Madalena Lira porque apesar de todas as dificuldades, nunca deixou de acreditar em mim e nas minhas competências. Pela sua generosidade, simpatia e partilha de conhecimentos. Agradeço também aos docentes do departamento de física – Optometria, que de uma ou outra forma contribuíram para a elaboração deste trabalho, em particular ao Professor Doutor António Queirós, à Professora Doutora Sandra Franco, ao Professor Doutor Filipe Macedo e ao Kishor pelo seu contínuo apoio e recomendações.

Aos meus colegas de mestrado pelo tempo que passamos juntos, partilha de experiências e por apoiarem o meu projeto. Em particular, deixo um agradecimento à Laura, à Ana Catarina, à Marisa, ao Pedro, ao Fernando e à Angelina.

Não poderia deixar de citar o apoio prestado pela empresa que represento e pelas pessoas que nela trabalham. Agradeço ao Sr. Richart por colocar o projeto “sobre rodas” e às colegas Conceição e Fátima pelo carinho e por conhecerem o meu “mau feitio” melhor do que ninguém.

Durante a fase experimental, foram diversos os métodos que utilizei para recrutar participantes para o estudo. Agendei numerosos encontros e contactei com centenas de pessoas. À parte do conhecimento científico, sou grato por ter convivido com essas pessoas e ter ouvido as suas histórias. Agradeço a todos aqueles que se mostraram disponíveis para participar e doaram um pouco do seu tempo.

E por fim, um muito obrigado ao Miguel e à Maria Eduarda que estiveram presentes desde o primeiro instante e me incentivaram a prosseguir mesmo no “mais árduo dos caminhos”.

RESUMO

As lentes de contacto (LC) são um meio cada vez mais utilizado para a compensação de problemas refrativos. Nos últimos 30 anos foram diversos os avanços no desenvolvimento destes dispositivos, em particular para as lentes de contacto hidrófilas (LCH). A adição de novos componentes tais como o silicone permitiu criar lentes mais permeáveis ao oxigénio e conseqüentemente mais saudáveis para o tecido ocular.

As lentes descartáveis diárias são reconhecidas pela sua comodidade, conforto excepcional e reduzidas taxas de complicações oculares. Atualmente existem no mercado diversas LC de substituição diária contendo agentes humectantes distintos. Estes agentes visam melhorar o conforto e a satisfação global dos utilizadores. Neste contexto, realizou-se um estudo piloto aberto contralateral randomizado, no qual se pretendia avaliar a *performance* clínica de seis LC (MyDay®, Dailies Total1®, Dailies® AquaComfort Plus®, 1-Day Acuvue® TruEye®, Biotrue® ONEday e Proclear® 1 day) durante um período de utilização de 10 dias. Foram recolhidos dados relativos à fisiologia ocular, parâmetros lacrimais e conhecida a opinião dos participantes face às LC que experimentaram. O ensaio clínico foi ainda complementado com um trabalho laboratorial, cuja finalidade foi determinar as alterações dos materiais das LC resultantes do seu uso no índice de refração (IR) e conteúdo em água (CA) das LC.

Apesar dos diferentes materiais utilizados e das suas respetivas características, a avaliação do comportamento das LC foi satisfatória para todas as lentes em estudo. A monitorização dos parâmetros clínicos não comprovou existirem alterações na fisiologia ocular dos participantes adaptados com as diversas LC.

Os tempos de rotura lacrimal (TRL) decrescem com o tempo de uso de LC. A lente 1-Day Acuvue® TruEye® manifestou uma redução mais acentuada dos tempos de rotura lacrimal pré-lente (TRLPL).

Os resultados do trabalho laboratorial demonstraram existir uma diminuição mais evidente do CA para as LC 1-Day Acuvue® TruEye® e Proclear® 1 day após a sua utilização. Esta variação foi acompanhada de um aumento do IR.

Na avaliação subjetiva, os participantes revelaram uma ligeira preferência pelas lentes Dailies Total1® e 1-Day Acuvue® TruEye® uma vez que estas LC obtiveram pontuações mais altas nos questionários de conforto e secura ocular.

Em termos globais, todas as LC analisadas manifestaram um bom desempenho clínico.

ABSTRACT

Contact lenses (CL) are increasingly used for the compensation of refractive problems.

Over the past 30 years have been several advances in the development of these devices, particularly for soft contact lenses (SCL). The addition of new components such as silicone allowed to create more oxygen permeable lenses that are healthier for the ocular tissues.

Daily disposable lenses are known for their convenience, exceptional comfort and reduced rates of ocular complications. Currently there are several daily CL containing different humectants. These agents are aimed at improving comfort and overall satisfaction. In this context, a pilot open randomized study intended to evaluate the clinical performance of six CL (MyDay®, Dailies Total1®, Dailies® AquaComfort Plus®, 1-Day Acuvue® TruEye®, Biotrue® ONEday e Proclear® 1 day) for an observation period of 10 days. Data was collected for the ocular physiology, tear film parameters and the participant's satisfaction was recorded in relation to the CL used.

The clinical trial was further complemented with laboratory work, whose purpose was to determine changes in refractive index (RI) and on water content (WC) of the LC resulting from their use.

Despite the different materials tested, the CL behavior was satisfactory for all the lenses tested. The changes in ocular physiology were similar among the CL wearers.

The tear break up time (NIBUT) decrease with the lens use. 1-DAY ACUVUE® TruEye® expressed a marked reduction of the pre-lens break up time (PLNIBUT).

The results of the laboratory work showed that there is an evident decrease in WC for 1-Day Acuvue® TruEye® and Proclear® 1 day lenses after its use. This change was accompanied by an increase in RI values.

The participants showed a slight preference for Dailies Total1® and 1-Day Acuvue® TruEye® as these CL obtained high scores in the questionnaires of comfort and ocular dryness.

Overall, all the CL analyzed showed a good clinical performance.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	iii
RESUMO	v
ABSTRACT	vii
ABREVIATURAS E SIGLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
ÍNDICE DE TABELAS.....	xvi
ÍNDICE DE EQUAÇÕES	xviii
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1. Objetivos	4
1.1.1. Hipóteses formuladas	4
Capítulo 2 – Revisão bibliográfica	5
2.1. A evolução dos materiais de lentes de contacto: Do hidrogel ao silicone-hidrogel	7
2.2. As lentes descartáveis	9
2.3. Em busca da Biocompatibilidade: Os novos materiais recomendados para o regime de substituição diário.....	12
2.4. O filme lacrimal.....	17
2.4.1. Composição e estrutura do filme lacrimal.....	18
2.4.2. Interações entre as lentes de contacto e o filme lacrimal	19
2.5. Estabilidade do filme lacrimal.....	21
2.5.1. O efeito do pestanejo na estabilidade do filme lacrimal.....	22
2.6. Fatores que afetam o conforto em utilizadores de LC.....	23
2.7. A resposta vascular ocular ao uso de LC.....	27
2.8. Propriedades das lentes de contacto.....	29
2.8.1. Índice de refração.....	29
2.8.2. Equilíbrio no conteúdo em água	31
2.8.3. Humectabilidade	32
Capítulo 3 – Materiais e métodos	35
3.1. Tipologia do estudo.....	37
3.2. Protocolo do estudo	37
3.3. Composição da amostra	38
3.4. Procedimentos clínicos.....	39
3.4.1. Avaliação do estado refrativo	39

3.4.2. Exames de saúde ocular.....	40
3.4.3. Adaptação de lentes de contacto	40
3.5. Lentes de contacto adaptadas	42
3.6. Parâmetros registados.....	44
3.7. Avaliação da sintomatologia	45
3.7.1. Questionário de <i>McMonnies</i>	45
3.7.2. Questionário de conforto, visão e secura ocular	46
3.8. Exploração ocular.....	46
3.9. Avaliação da qualidade lacrimal.....	47
3.10. Análise laboratorial das LC.....	49
3.10.1. Instrumento de investigação	49
3.11. Medição do índice de refração	51
3.11.1. Procedimento utilizado	51
3.11.2. Medição do índice de refração das lentes desidratadas	51
3.11.3. Medição do índice de refração das lentes usadas pelos participantes.....	52
3.11.4. Solução de manutenção	52
3.12. Análise estatística.....	53
Capítulo 4 - Resultados.....	55
4.1. Caracterização da amostra	57
4.2. Questionário de <i>McMonnies</i>	60
4.2.1. Análise da sintomatologia	61
4.3. Adaptação de LC.....	66
4.4. Análise dos tempos de rotura lacrimal.....	69
4.5. Exploração ocular.....	72
4.6. Análise das propriedades das LC	77
4.6.1. Índice de refração.....	77
4.6.2. Conteúdo em água	79
4.7. Avaliação subjetiva	82
4.7.1. Conforto.....	82
4.7.2. Qualidade de visão	85
4.7.3. Sensação de secura ocular	87
4.7.4. Tempo de uso total e tempo de uso confortável.....	90
Capítulo 5 - Discussão.....	93
5.1. Caracterização da amostra	95

5.2. Questionário de <i>McMonnies</i> e análise da sintomatologia.....	96
5.3. Adaptação das LC.....	98
5.4. Análise dos tempos de rotura lacrimal.....	99
5.5. Exploração ocular.....	100
5.6. Análise das propriedades das LC.....	101
5.7. Avaliação subjetiva.....	104
Capítulo 6 - Conclusões.....	109
Capítulo 7 - Trabalho futuro.....	113
Capítulo 8 - Bibliografia.....	117
Capítulo 9 - Anexos.....	139
Anexo 1 – Ficha clínica.....	141
Anexo 3 – Esquema das lentes de contacto usadas pelos participantes.....	144
Anexo 4 – Questionário de <i>McMonnies</i> e esquema de pontuação.....	145
Anexo 5 – Questionário de avaliação subjetiva.....	147
Anexo 6 – Escala utilizada na quantificação dos parâmetros clínicos.....	148
Anexo 7 – Índice de refração das lentes de contacto desidratadas (IR_d) e correspondente tempo de desidratação (T).....	149

ABREVIATURAS E SIGLAS

- AC: Ângulo de contacto
AP: Abertura Palpebral
AV: Acuidade visual
CA: Conteúdo em água
CoF: Coeficiente de fricção
DHIV: Diâmetro horizontal de iris visível
Dk: Permeabilidade ao oxigénio
Dk/t: Transmissibilidade ao oxigénio
DLC: Desconforto associado ao uso de LC
DMPC: Fosfatidicolina
DP: Diâmetro pupilar
ECA: Equilíbrio no conteúdo em água
FDA: *Food and drugs administration*
FLPL: Filme lacrimal pré-lente
FLPO: Filme lacrimal pré-ocular
FLPoL: Filme lacrimal pós-lente
FP: Frequência do pestanejo
GPC: Conjuntivite papilar gigante
HCB: Hiperemia conjuntival bulbar
HCL: Hiperemia conjuntival limbal
pHEMA: poli-2-hidroxietil metacrilato
Hi: Hidrogel
HPMC: Hidroxipropil-metil celulose
IR: Índice de refração
Km: Raio de curvatura médio da córnea
LC: Lentes de contacto
LCH: Lentes de contacto hidrófilas
LWE: Epiteliopatia da pálpebra
MAPD : Miristamidopropil dimetilamina
NEOV: Neovascularização corneal
NVP: N-vinil pirrolidona
PC : 2-metacriloxi-etil fosforilcolina

PEG: Polietileno glicol

Polyquad: Polyquaternium 1

PVA: Álcool polivinílico

PVP: polivinil pirrolidona

RC: Raio de curvatura da LC

RPG: Rígidas permeáveis aos gases

Si-Hi: Silicone-hidrogel

TC: Tempo de uso confortável de lentes de contacto

TFO: *Tear Film and Ocular Surface Society*

TRL: Tempo de rotura lacrimal

TRLNI: Tempo de rotura lacrimal não invasivo

TRLPL: Tempo de rotura lacrimal pré-lente

TT: Tempo de uso total diário de lentes de contacto

UV: Ultravioleta

VAS: Escalas visuais análogas

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Representação do equilíbrio no conteúdo em água de diversos materiais em silicone-hidrogel em função da sua permeabilidade ao oxigénio.....	9
Figura 1.2. Perfis das lentes de contacto em teste depois da abertura do blister (Time 0s) e após desidratação (Time 180s)	14
Figura 1.3. Representação esquemática do material delefilcon A	15
Figura 1.4. Representação esquemática da estrutura do filme lacrimal pré-ocular, de acordo com o modelo proposto por <i>Wolf</i>	19
Figura 1.5. Representação esquemática da estrutura do filme lacrimal pré-ocular na presença de uma lente de contacto	20
Figura 1.6. Manifestações clínicas de etiologia mecânica.....	25
Figura 1.7. Exemplo representativo de hiperemia conjuntival bulbar.....	27
Figura 1.8. Exemplo representativo de hiperemia conjuntival limbal	28
Figura 1.9. Exemplo representativo de neovascularização corneal.....	29
Figura 1.10. Relação entre o índice de refração e o conteúdo em água para diversas lentes de contacto de hidrogel	30
Figura 1.11. Esquema ilustrativo da distribuição de um líquido sobre uma superfície sólida	33
Figura 3.1. Esquema de revisões utilizado no estudo.....	38
Figura 3.2. Escala de avaliação para o conforto utilizada no questionário	46
Figura 3.3. Escala de <i>Efron</i> utilizada para a quantificação da hiperemia conjuntival bulbar	47
Figura 3.4. O <i>tearscope</i> (<i>Keeler Instruments Ltd, Windsor, UK</i>).....	47
Figura 3.5. Filtro utilizado nas medições.....	48
Figura 3.6. Padrão de reflexão de rede projetada pelo <i>tearscope</i>	48
Figura 3.7. O refratómetro CLR 12-70 (<i>Index Instruments, Cambridge, UK</i>)	49
Figura 3.8. Exemplificação dos dados recolhidos para a percentagem de água no <i>display</i> do equipamento	50
Figura 3.9. Exemplificação dos dados recolhidos para o índice de refração no <i>display</i> do equipamento ..	51
Figura 4.1. Lentes de contacto utilizadas pelos participantes antes de iniciarem o estudo	57
Figura 4.2. Gráfico de dispersão e reta de regressão linear entre os tempos de rotura lacrimal não invasivo e a frequência do pestanejo	59
Figura 4.3. Representação da percentagem dos sintomas assinalados pelos participantes	62

Figura 4.4. Frequência de sintomas reportados	63
Figura 4.5. Presença de sintomas em ambientes específicos	63
Figura 4.6. Questões complementares avaliadas no questionário	64
Figura 4.7. Medicação efetuada pelos participantes durante o período em que decorreu o estudo	66
Figura 4.8. Classificação do conforto aquando da inserção para as diversas lentes de contacto	67
Figura 4.9. Classificação do movimento das lentes de contacto para os diversos grupos em teste	67
Figura 4.10. Classificação da centragem para as diversas lentes em teste	68
Figura 4.11. Classificação da cobertura das lentes de contacto para os diversos grupos de teste	69
Figura 4.12. Valores médios registados para os tempos de rotura lacrimal não invasivos e pré-lente da amostra	70
Figura 4.13. Valores médios dos tempos de rotura lacrimal não invasivos e pré-lente em função dos grupos de estudo	71
Figura 4.14. Evolução das classificações para a hiperemia conjuntival, limbal e neovascularização corneal ao longo do tempo de uso de lentes de contacto	73
Figura 4.15. Gráfico de dispersão entre os valores do índice de refração para as lentes novas e imersas em solução por 24h	78
Figura 4.16. Gráfico de dispersão entre o índice de refração das lentes novas e os valores de referência fornecidos pela FDA	78
Figura 4.17. Variação do conteúdo em água entre os instantes de medida para as diversas lentes	81
Figura 4.18. Gráfico de dispersão entre as medições registadas para o índice de refração e conteúdo em água para lentes de contacto analisadas	82
Figura 4.19. Cotação média do conforto às 17h para os diversos grupos	84
Figura 4.20. Variação do conforto às 17h ao longo de 10 dias para os grupos de utilizadores da Biotrue 1D e 1D Acuvue TruEye	85
Figura 4.21. Cotação média da sensação de secura ocular às 17h para os diversos grupos	88
Figura 4. 22. Gráfico de dispersão entre as pontuações registadas para o conforto e sensação de secura ocular	89
Figura 4.23. Cotação média para os tempos de uso confortável para os diversos grupos	91
Figura 4.24. Gráfico de dispersão e reta de regressão linear entre os tempos de uso total e tempos de uso confortável com lentes de contacto	91

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1. Classificação subjetiva da humectabilidade.....	32
Tabela 3.1. Critérios de exclusão do estudo.....	39
Tabela 3.2. Principais características das lentes de contacto utilizadas no estudo	42
Tabela 3.3. Parâmetros registados e método de quantificação	44
Tabela 3.4. Sintomas e frequência avaliados com o questionário de <i>McMonnies</i>	45
Tabela 3.5. Constituição da solução Opti-free PureMoist	52
Tabela 4.1. Parâmetros oculares médios registados	58
Tabela 4.2. Parâmetros oculares registados em função dos grupos de utilizadores de lentes de contacto em estudo	60
Tabela 4.3. Cotação dos questionários em função da idade dos participantes.....	61
Tabela 4.4. Representação dos valores médios dos tempos de rotura lacrimal não invasivos em função dos grupos de estudo.....	70
Tabela 4.5. Representação dos valores médios dos tempos de rotura lacrimal pré-lente para os diversos grupos.....	72
Tabela 4.6. Valores médios iniciais da hiperemia conjuntival bulbar, limbal e neovascularização corneal da amostra	73
Tabela 4.7. Classificações da hiperemia conjuntival bulbar ao longo do tempo, para os diversos grupos de estudo	74
Tabela 4.8. Classificações da hiperemia conjuntival limbal ao longo do tempo, para os diversos grupos de estudo	75
Tabela 4.9. Classificações da neovascularização corneal ao longo do tempo, para os diversos grupos de estudo	76
Tabela 4.10. Índice de refração médio das lentes novas e após a imersão em solução de conservação, para cada grupo de lentes.....	77
Tabela 4.11. Índice de refração médio das lentes de contacto reidratadas e após a sua utilização.....	79
Tabela 4.12. Valores do conteúdo em água para as lentes novas, reidratadas e usadas, para cada grupo de lentes.....	80
Tabela 4.13. Cotações médias obtidas para o conforto às 11h e 17h, para os diversos grupos	83
Tabela 4.14. Cotações médias obtidas para o conforto às 11h e às 17h ao longo dos 10 dias	84
Tabela 4.15. Cotações médias obtidas para a qualidade de visão às 11h e 17h para os diversos grupos.....	86

Tabela 4.16. Cotações médias obtidas para qualidade de visão às 11h e às 17h ao longo dos 10 dias ..	87
Tabela 4.17. Cotações médias obtidas para a sensação de secura ocular às 11h e 17h para os diversos grupos	87
Tabela 4.18. Cotações médias obtidas para a secura ocular às 11h e às 17h ao longo dos 10 dias.....	89
Tabela 4.19. Tempo médio de uso total e tempo médio de uso confortável para os diversos grupos.....	90

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1.1. Índice de refração de um material.....	30
Equação 1.2. Permeabilidade ao oxigénio de uma lente de contacto hidrófila.....	32
Equação 1.3. Equação de <i>Young-Dupré</i>	34
Equação 3.1. Equação utilizada pelo refratómetro para o cálculo da percentagem do conteúdo em água.	50

Capítulo 1



Introdução

As LC são um dos dispositivos biomédicos mais utilizados em todo o mundo. A sua aplicação poderá servir um simples propósito cosmético, uma compensação ótica ou de uma forma mais elaborada desempenhar uma função terapêutica como no caso de tratamento de patologias do segmento ocular anterior. Ainda que a sua aplicação possa cobrir diversas finalidades, as LC constituem um meio cada vez mais utilizado para a compensação de problemas refrativos.

Em 2005 o número de usuários de LC foi estimado em 140 milhões de indivíduos em todo o mundo,¹ sendo expectável que este número tenha aumentado exponencialmente até aos dias de hoje.² Apesar do número crescente de utilizadores, os clínicos deparam-se ainda com uma elevada taxa de descontinuação ou abandono do seu uso.

Os estudos de desempenho ou *performance* clínica têm como objetivo analisar o comportamento dos diferentes materiais que constituem as LC e determinar o seu impacto sobre a fisiologia ocular e conforto. Estes estudos são percursos para o desenvolvimento de novos polímeros biocompatíveis que visam minorar efeitos oculares adversos e proporcionar uma melhor experiência aos utilizadores.

As LC descartáveis diárias correspondem à modalidade de uso que apresenta um maior crescimento de mercado. Este crescimento reflete-se no aumento das taxas de adaptação e readaptação de LC ao longo dos últimos anos. Em relação a 2009, a adaptação deste tipo de lentes aumentou em 17% face às restantes modalidades.³

Atualmente existem diversas LC diárias disponíveis com diferentes formulações e que incorporam agentes humectantes distintos. Neste contexto, considerou-se relevante elaborar um estudo clínico comparativo de forma a determinar a eficiência destes novos componentes. Este trabalho poderá ainda servir de base para outros estudos clínicos de maior amplitude.

1.1. Objetivos

O objetivo deste estudo consistiu em avaliar o desempenho clínico de 6 LC descartáveis diárias disponíveis no mercado.

De forma a cumprir com os objetivos, foram recolhidos dados da fisiologia ocular e de alguns parâmetros da película lacrimal descritos posteriormente. Através do preenchimento de um questionário, cada participante deu a conhecer a sua opinião relativa à sua experiência com as LC. Pretende-se assim estabelecer uma análise comparativa entre os diferentes materiais que constituem as LC.

O estudo foi composto ainda uma componente laboratorial, cujo objetivo foi identificar possíveis alterações de alguns parâmetros – IR e CA - das LC antes e após a sua utilização.

1.1.1. Hipóteses formuladas

Os valores de TRLPL variam em função dos materiais de LC usados. As lentes que contêm agentes hidratantes na sua composição apresentam tempos de rotura mais consistentes, comprovando assim uma melhor humectabilidade do material.

TRLPL mais estáveis estão associados com uma maior cotação nos questionários de secura ocular.

As LC Si-Hi proporcionam um maior conforto e alteram menos a superfície ocular em relação às lentes em Hi convencional.

O IR de uma LC aumenta após a sua utilização.

Capítulo 2

Revisão bibliográfica

Na revisão bibliográfica são abordados alguns temas considerados relevantes para a elaboração deste estudo.

Na primeira parte é feita uma breve revisão histórica sobre a evolução dos materiais de LC e as suas principais características, desde a introdução dos hidrogéis aos polímeros utilizados hoje em dia para o regime de substituição diário.

A segunda parte versa sobre o filme lacrimal, a sua composição, estabilidade e as interações deste com as LC.

Em seguida são abordados os fatores que afetam o conforto em utilizadores de LC e a resposta vascular ao uso destes dispositivos.

E por fim são descritas algumas propriedades relativas às LC: Índice de refração, equilíbrio no conteúdo em água e humectabilidade.

2.1. A evolução dos materiais de lentes de contacto: Do hidrogel ao silicone-hidrogel

Os hidrogéis são polímeros com uma estrutura tridimensional específica que apresentam uma elevada capacidade de absorção e retenção de água.^{4,5,6} Esta capacidade é conferida pelos grupos funcionais hidrofílicos ligados à estrutura principal.^{4,5,6}

A rede polimérica é formada por ligações cruzadas entre um ou vários monómeros^{4,5} e a resistência destes materiais à dissolução advém da natureza das suas ligações cruzadas.⁵

A descoberta deve-se a *Wicherle* e *Lim* que em 1956 sintetizaram pela primeira vez poli-2-hidroxietil metacrilato (pHEMA) com a finalidade de o utilizar em aplicações médicas.^{4,6,2} Entre outras características, este material era flexível, insolúvel à temperatura corporal e permeável a nutrientes e elementos metabólicos.²

Os primeiros estudos de biocompatibilidade produziram resultados por volta de 1960, altura em que o oftalmologista *Dreifus* demonstrou interesse na utilização deste material em implantes intra-oculares.^{2,4} Um dos artigos mais importantes foi publicado na revista *Nature*,⁷ no qual os seus autores revelam terem sido obtidos resultados promissores na produção de LC.

Após uma melhoria nos processos de fabricação, as primeiras LCH foram lançadas no mercado internacional em 1972 pela empresa Baush&Lomb®.⁸ Estas lentes foram um imediato sucesso

de mercado, devido ao conforto que proporcionavam e elevada biocompatibilidade. Nos anos 90 as adaptações de LCH correspondiam a 74% de todas as vendas de LC a nível mundial.⁹

As lentes de silicone-hidrogel (Si-Hi) surgiram nos finais dos anos 90 e constituíram um avanço significativo na redução de complicações relacionadas com a hipoxia da córnea.^{10,11,12,13} A incorporação de moléculas de siloxano favorece a permeabilidade gasosa da lente e permite uma maior oxigenação do tecido corneal,¹⁴ através da sua maior transmissibilidade ao oxigénio (Dk/t) quando comparado com os materiais em Hi.^{15,16}

Ainda que a presença de silicone aumente as propriedades elastoméricas do material, também confere rigidez. Como tal, as primeiras LC Si-Hi apresentavam módulos de elasticidade altos (1.1-1.4 Mpa), o que representava um maior grau de desconforto experienciado pelos utilizadores e uma maior incidência de lesões de etiologia mecânica.^{13,17,18,19}

A natureza hidrófoba do silicone levou os investigadores a desenvolverem técnicas para melhorarem a humectabilidade dos materiais. Nas lentes da primeira geração, foram introduzidos processos como a oxidação de plasma em câmaras de gás ou o revestimento das superfícies com tratamentos de plasma de forma a criar superfícies mais hidrofílicas e consequentemente mais humectáveis.^{10,11,17,19,20}

A introdução de moléculas de alto peso molecular, tal como o polivinil pirrolidona (PVP), permitiu desenvolver LC mais confortáveis e sem necessidade de tratamentos de superfície.^{10,12,17,19,20,21} O polímero PVP é reconhecido pela *Food and drugs Administration* (FDA) como um demulcente oftálmico,²² utilizado também em lágrimas artificiais. A incorporação deste componente em hidrogéis de base pHEMA leva a uma redução significativa do coeficiente de fricção medido *in vitro*.²²

As lentes de terceira geração apresentam uma estrutura química particular, constituída por longas cadeias de siloxano combinada com outros componentes.^{10,17,20} Esta configuração permite um fluxo de oxigénio mais eficiente e com uma menor incorporação de silicone, resultando assim num módulo de elasticidade mais baixo (0.75-0.5 Mpa).¹⁰

Outra particularidade destes materiais, reside no facto de não seguirem a mesma relação entre a permeabilidade ao oxigénio (Dk) e o equilíbrio no conteúdo em água (ECA) observada para as outras LCH. Contrariamente ao que sucede nos hidrogéis, na qual a permeabilidade gasosa se obtém através do ECA, nos materiais de Si-Hi é obtida pela componente de silicone.^{10,13} Como tal, o valor de Dk está dependente da estrutura do material e da sua proporção entre material e água.

De acordo com *French e Jones*^o (figura 1.1), constata-se que o lotrafilcon A (1^a geração de Si-Hi) apresenta um ECA de 25% e um Dk de 140 Barrer. Em contrapartida, o material galyfilcon A (2^a geração de Si-Hi) possui um ECA de 47% e um Dk de 60 Barrer.

A exceção ocorre para os materiais asmoofilcon A e comfilcon A, que exibem valores de Dk mais elevados quando comparados com os seus ECA. Estes materiais constituem a terceira geração de materiais em Si-Hi.

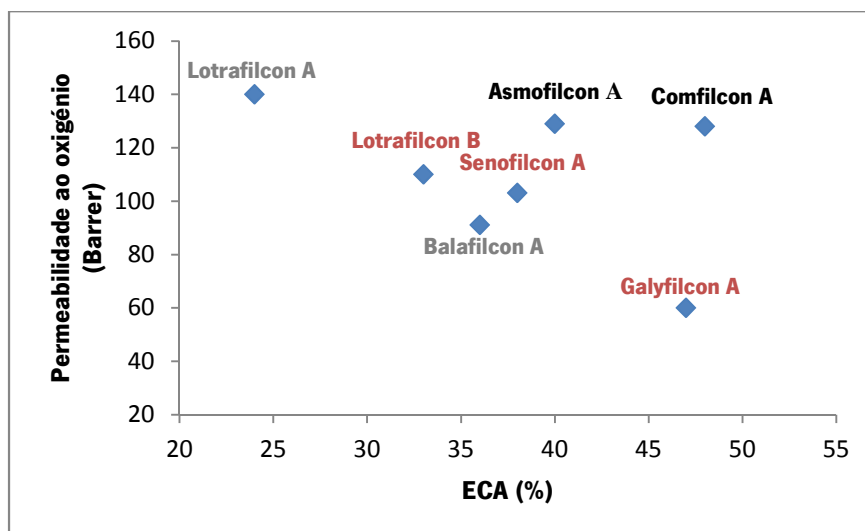


Figura 1.1. Representação do equilíbrio no conteúdo em água de diversos materiais em silicone-hidrogel em função da sua permeabilidade ao oxigénio

2.2. As lentes descartáveis

Nos primeiros anos de comercialização das LCH, os pacientes usavam o mesmo par de lentes durante longos períodos de tempo, até que estas se tornassem demasiado desconfortáveis, causassem uma reação ocular severa ou simplesmente atingissem um nível de deterioração tal que impossibilitava o seu uso.²³

As implicações do uso prolongado de LCH sobre a fisiologia da córnea foram publicadas em 1985 num estudo que ficou conhecido pelo “estudo de Gotemburgo”. Neste trabalho, *Holden et al.*²⁴ demonstraram existir uma redução da espessura do epitélio e estroma da córnea, aparecimento de microquistos epiteliais e aumento do polimegatismo endotelial, em 27 pacientes utilizadores de LC de hidrogel (Hi) de alta hidratação e de uso prolongado (62±29 meses). Com este estudo clínico, foi comprovada a importância de uma substituição mais frequente de LC de forma a preservar a saúde ocular.

As lentes descartáveis surgem por volta de 1987.^{2,23} A empresa responsável pelo seu lançamento, a Vistakon® (Johnson&Johnson)® desenvolveu um novo sistema de fabricação, por moldagem que permitiu a fabricação em grande escala e com um elevado grau de reprodutibilidade. Após este ano, outras LC descartáveis foram surgindo, produzidas por empresas como a Ciba Vision® e a Baush&Lomb®.

Vários autores^{25,26,27} afirmam existir uma menor taxa de complicações oculares em pacientes utilizadores de lentes descartáveis (substituição frequente) comparativamente a utilizadores de LCH convencionais. A incidência de eventos inflamatórios associados ao uso de LC é também inferior em utilizadores de LC descartáveis.^{25,26,27}

Embora seja ainda controverso,^{25,1,28} o risco de infeção bacteriana (queratite microbiana) parece ser mais reduzido no regime de substituição diário sendo que esta patologia está relacionada em grande parte com o incumprimento de normas de higiene.²⁸

De acordo com alguns estudos, o conforto e a satisfação global são também superiores em utilizadores de LC descartáveis.^{25,26} Este fator poderá estar relacionado com uma substituição mais frequente das LC o que por sua vez induz uma menor acumulação de depósitos.²⁹

O último marco no desenvolvimento das lentes descartáveis foram as lentes de uma só utilização ou de substituição diária.

A empresa escocesa Award pc® (posteriormente adquirida pela Baush&Lomb®) desenvolveu uma técnica na qual uma das partes do molde utilizado para o fabrico da lente serviria posteriormente para o seu armazenamento. Esta nova técnica permitiu a redução dos custos de produção.²³

A primeira lente descartável diária surge em 1994 pela Vistakon® (Johnson&Johnson)®.²³

As LC diárias oferecem ao utilizador uma maior comodidade, pois possibilitam a colocação de uma lente nova a cada dia. Esta modalidade reduz a possibilidade de acumulação de depósitos favorecendo o conforto ao longo do dia, a qualidade visual e a redução no risco de infeção.^{21,30,31,32,33}

A utilização de soluções de limpeza poderá ser por si só um fator associado ao desconforto.³⁰ Quando libertados sobre a superfície ocular, alguns constituintes das soluções únicas poderão estar na origem de reações citotóxicas.³⁰ As LC diárias, pelo facto de não necessitarem de soluções de manutenção, demonstraram reduzir significativamente o número de reações tóxicas e de hipersensibilidade quando comparados com outros tipos de lentes descartáveis.³⁴ Por sua vez, o risco de contaminação das LC é muito reduzido,^{30,31} uma vez que a lente é descartada ao final do dia de uso.

*Fahmy et al.*³⁵ demonstraram existir uma redução na hiperemia conjuntival bulbar e limbal, tal como no tingido conjuntival em 81 pacientes utilizadores de LCH convencionais readaptados com LC diárias (nelfilcon A plus).

Num estudo clínico cruzado,³² os investigadores observaram uma menor presença de tingido corneal em 100 olhos adaptados com LC diárias quando comparados com LCH de uso prolongado, ao longo de 60 dias de uso.

O impacto das LC diárias no conforto poderá ser ainda mais notório em pacientes sintomáticos. Consequentemente, a readaptação desta modalidade em pacientes que experienciam desconforto com LC poderá ser a chave para evitar a descontinuação.²¹ De acordo com um inquérito realizado em 2014, a readaptação de LC diárias é considerada a forma de tratamento mais efetiva na redução da secura ocular associado ao uso de LC.³⁶ *Hickson-Curran et al.*³⁷ evidenciaram uma melhoria no conforto em 217 utilizadores de LC “problemáticos” quando readaptados com LC diárias (etafilcon A e nelfilcon A) ao longo de uma semana.

A modalidade de uso diário é também considerada a melhor opção para pacientes atópicos, tendo em conta que se elimina a exposição a soluções desinfetantes que poderão ser potencialmente alergénicas.³⁰

A acumulação de proteínas desnaturadas e antigénios sobre a superfície anterior podem ser responsáveis pela irritação conjuntival e ativação da cascata inflamatória.³⁰ As lentes diárias, ao serem descartadas no final do dia de uso, reduzem a deposição destes componentes e limitam a sua exposição ao globo ocular e pálpebras.^{30,38,39}

A eficiência das LC diárias em pacientes atópicos foi publicada num ensaio clínico bilateral cruzado³⁹ envolvendo 128 indivíduos atópicos. Neste trabalho, 67% dos participantes referiram uma melhoria no conforto após o uso de LC diárias (etafilcon A) comparativamente às suas lentes habituais. *Hayes et al.*³⁹ constataram ainda que no início do ensaio mais de metade dos participantes necessitavam de medicação para o alívio da sintomatologia. Após 1 mês de utilização de LC, alguns participantes reportaram diminuir ou mesmo suspender a dose de medicação tomada. A superfície da lente parece assim atuar como uma barreira adicional contra alergénios externos.^{30,40}

A reutilização indevida das lentes diárias, tal como para outras modalidades de lentes descartáveis,⁴¹ é um dos principais problemas com os quais os clínicos se podem deparar.

Alguns estudos^{42,43} revelaram taxas de incumprimento por parte dos utilizadores mesmo para esta modalidade de uso. A questão financeira é apontada como uma das razões para a reutilização.⁴² Este incumprimento leva inevitavelmente a uma má conservação e limpeza das LC,³⁰ tendo em conta que estes utilizadores não são instruídos sobre a correta manutenção das mesmas. Assim sendo, o papel dos prestadores de cuidados de saúde será fundamental para uma correta utilização e reforço das normas de higiene.

A questão ambiental foi abordada por *Morgan et al.*⁴⁴ Quando avaliado o impacto ambiental de LCH em 3 modalidades distintas, os investigadores constataram que as lentes convencionais são responsáveis pelo maior impacto ambiental quando comparados com o regime de substituição planeada e diária. Porém, o impacto global gerado pelos resíduos resultantes do uso de LC foi considerado insignificante (0.5%) quando comparado com a quantidade de resíduos gerados no dia-a-dia por cada consumidor.

Apesar do regime mensal continuar a ser a modalidade mais recomendada pelos profissionais (45% de todas as adaptações), de acordo com os dados relativos ao relatório anual,³ o segmento das LC diárias regista o maior crescimento ao longo dos últimos anos, correspondendo a 28% de todas as adaptações e readaptações em 2015.

2.3. Em busca da Biocompatibilidade: Os novos materiais recomendados para o regime de substituição diário

O termo biocompatibilidade refere-se à capacidade com que um dispositivo realiza a função pretendida, com o grau desejado de incorporação no hospedeiro, sem provocar quaisquer efeitos adversos locais ou sistémicos.⁴⁵ Esta definição aplica-se a todos os dispositivos aplicados no corpo humano e estes princípios são fundamentais para o progresso e aperfeiçoamento de novas tecnologias.

Ao longo dos anos, a investigação na área das LC favoreceu o desenvolvimento de novos aditivos e matérias com a finalidade de melhorar o conforto dos utilizadores e minorar os problemas associados ao seu uso.

O omafilcon A (Proclear®, CooperVision®) foi um dos primeiros polímeros referidos com tendo propriedades biomiméticas.⁴⁶ Este material é constituído por pHEMA e PC (2-metacrilóxi-etil fosforilcolina).⁴⁷ As moléculas de fosforilcolina constituem os grupos polares de alguns

fosfolípidos presentes nas membranas celulares.⁴⁸ Estas moléculas desempenham um papel fundamental na compatibilidade celular humana.⁴⁶

Devido ao seu carácter hidrofílico, a adição de PC permite que as moléculas de água sejam atraídas para a matriz da lente evitando assim a desidratação da mesma.⁴⁹ São diversos os estudos^{46,50,51,52} que comprovam existir uma elevada resistência deste material à desidratação.

Num estudo prospetivo no qual foram inseridos 76 indivíduos com evidências de olho seco, *Lemp et al.*⁵¹ demonstraram a eficácia deste material na redução de sintomas, melhoria do conforto e diminuição do tingido corneal em indivíduos adaptados com omafilcon ao longo de três meses. Em estudos posteriores^{53,54} foram também obtidos resultados semelhantes em populações de utilizadores de LC sintomáticos. *Riley et al.*⁵³ evidenciaram ainda uma diminuição do tingido conjuntival com verde lisamina em pacientes adaptados com este material.

O nelfilcon A plus (Dalies® AquaComfort Plus®, Alcon®) surgiu como uma opção válida para os utilizadores de LC descartáveis diárias em 2006. Este material é composto por 69% de água e 31% de PVA (álcool polivinílico) parcialmente acetalizado com N-formilmetil acrilamida.⁵⁵

Os hidrogéis de PVA são caracterizados pela sua resistência e reduzida absorção proteica quando comparados com os tradicionais hidrogéis de base pHEMA.⁵⁶

Este polímero é ainda reconhecido pelo efeito estabilizador sobre a película lacrimal e é um componente habitualmente usado em gotas de conforto ocular.⁵⁷

Durante o processo de fabricação nem todo o PVA é polimerizado, sendo que cerca de 0.5% é incorporado sob a matriz da lente após a sua formação.⁵⁸ O PVA não funcional distribui-se uniformemente sobre a superfície da lente e atua como agente humectante. Com o auxílio do pestanejo, o agente humectante é libertado para o filme lacrimal.

*Peterson et al.*⁵⁸ demonstraram existir uma melhoria no conforto e um ligeiro mas significativo aumento dos valores de TRL sobre as lentes constituídas por nelfilcon A plus quando comparadas com outras lentes de composição semelhante.

Em outro estudo cujo objetivo era investigar a performance clínica de 4 LC descartáveis (hilafilcon A, etafilcon A, nelfilcon A plus, nelfilcon A), o material nelfilcon A plus revelou uma maior estabilidade nos valores de TRL ao longo de 16 horas de uso.⁵⁹

Com um aparecimento mais recente, o nesofilcon A (Biotrue® ONEday, Bausch&Lomb®) obteve a aprovação de comercialização pela FDA em 2012.^{60,61}

Esta LC é constituída por pHEMA, NPV (N-vinil pirrolidona) e um filtro de absorção à radiação ultravioleta (UV).

A Bausch&Lomb® denomina este novo polímero de *Hypergel* pelo seu elevado conteúdo em água (ECA 78%) e descreve-o como tendo propriedades biomiméticas.⁶²

Apesar do seu elevado ECA, *Schafer et al.*⁶³ demonstraram existir uma menor taxa de desidratação deste material face a outras lentes descartáveis de Hi (etafilcon A) e Si-Hi (narafilecon A) em ambiente de baixa humidade relativa (6%). Neste estudo, os investigadores não observaram indícios de tingido da córnea nos 23 sujeitos adaptados com nesofilcon A ao longo das 4 horas de uso. Esta característica contradiz os resultados de estudos anteriores,^{64,65} nos quais fora encontrada uma maior prevalência de tingido da córnea em utilizadores de lentes de Hi finas ($t = 0.03$ mm) e de alto teor aquoso (ECA 60%) comparativamente a lentes de baixo ECA (38%).

De acordo com o fabricante, o polímero em estado líquido contém um surfactante que migra para a superfície da lente durante o processo de fabricação.^{62,66} Este processo cria uma superfície resistente à desidratação, semelhante à camada lipídica existente na lágrima. Crê-se que esta resistência está também associada à incorporação de NPV.⁵⁷

Estudos de desidratação *in vitro* revelaram que a lente Biotrue® ONEday mantém uma forma mais consistente após um período de exposição de 20 minutos quando equiparada com outras lentes (etafilcon A, narafilecon A, nelfilcon A),^{67,68} em condições de temperatura e humidade relativa controladas (figura 1.2).

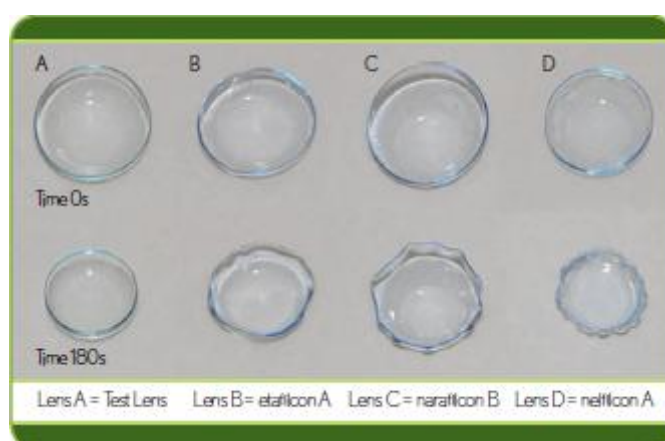


Figura 1.2. Perfis das lentes de contacto em teste depois da abertura do blister (Time 0s) e após desidratação (Time 180s)⁶⁹

(<http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2359803&resultClick=1>)

As LC Si-Hi em regime de substituição diário surgem em 2008 com a introdução do polímero narafilcon A (1-day Acuvue® TruEye®, Vistakon®/Johnson& Johnson®). Para além do Si-Hi, este material contém um agente hidratante interno (PVP) e um monómero de benzotriazol que atua como filtro UV.⁷⁰

A tecnologia utilizada pelo fabricante permite a incorporação de PVP na matriz da lente de forma a criar uma camada hidrofílica sobre a superfície e diminuir assim o grau de hidrofobicidade característico dos materiais de siloxano.^{12,19} Todavia os estudos de *performance* clínica^{71,72} não são conclusivos relativamente aos benefícios da adição de PVP em lentes de Si-Hi. *Morgan et al.*⁷¹ concluíram que o material narafilcon A exibe uma interferência mínima na fisiologia ocular em sujeitos neófitos, comparativamente a um grupo de controlo (sem LC).

Num outro estudo prospectivo⁷² no qual foram equiparadas 3 lentes do mesmo fornecedor (etafilcon A, narafilcon A e senafilcon A) em regime de uso diário, os pacientes adaptados com narafilcon A reportaram mais sintomas de secura ocular, desconforto e visão desfocada ao longo dos três meses de observação. Este grupo também apresentou uma maior incidência de reações adversas e descontinuação no uso de LC.

O delefilcon A (Dailies Total1®, Alcon®) surgiu no mercado europeu em 2012.⁷³ Este material é constituído por Si-Hi e fosfatidocolina (DMPC).^{74,75}

O polímero delefilcon A apresenta um gradiente aquoso que permite a transição entre uma estrutura interna (núcleo) em Si-Hi (ECA 33%) e uma superfície em Hi com conteúdo em água superior a 80% (figura 1.3).^{76,77,78,79,80}

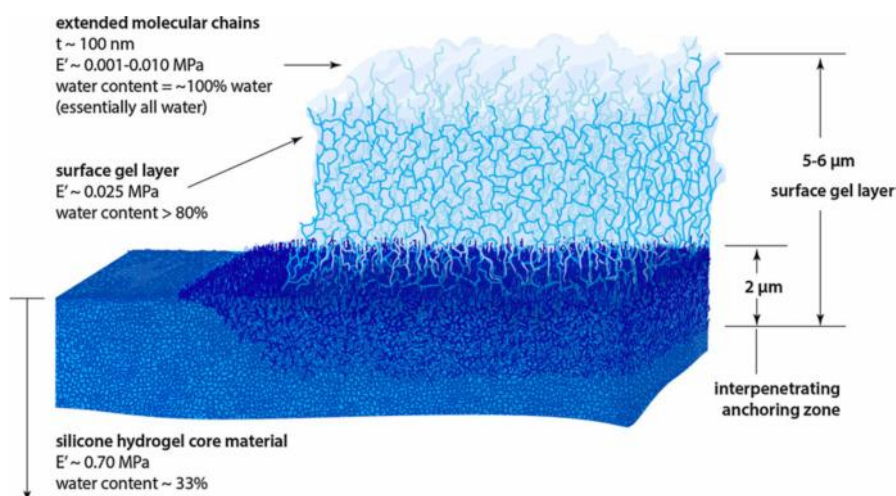


Figura 1.3. Representação esquemática do material delefilcon A

(http://www2.mae.ufl.edu/t.e.angelini/publications/dunn_trib_lett_2013.pdf)

De acordo com o fabricante, esta estrutura inovadora permite não só uma elevada transmissibilidade ao oxigénio (Dk/t 156), mas também uma superfície hidrofílica, humectável e resistente à deposição lipídica.⁷⁷

Os estudos^{79,80} envolvendo técnicas de microscopia de força atómica comprovam a presença deste gradiente e caracterizam as suas diferentes estruturas. Foi identificada uma zona de transição de 1-2 micra e uma camada superficial externa de 5-6 micra, quando analisadas seções transversais da lente (figura 1.3).^{78,80}

*Thekveli et al.*⁷⁹ utilizaram a microscopia confocal para demonstrar a existência de uma camada superficial com uma alta concentração em polímeros hidrofílicos e um núcleo rico em silicone. Os investigadores encontraram ainda evidências de um gradiente de módulo,^{78,79,80} sendo o seu valor 40-50% mais baixo na camada externa comparativamente ao seu interior.⁷⁹ A presença de um gradiente de módulo favorece o manuseamento da lente sem prejudicar o conforto.⁷⁷

O delefilcon A contém e liberta fosfatidocolina, que é um dos principais fosfolípidos presentes na lagrimeira.⁸¹ A incorporação de DMPC poderá melhorar a lubricidade e humectabilidade do material.

Os estudos de micro-tribologia demonstram que a camada superficial hidrofílica da lente apresenta um baixo CoF,^{82,83} mesmo em condições de lubrificação limite.⁷⁸

*Tucker et al.*⁸² utilizaram um plano inclinado para medir o CoF de diversas lentes descartáveis. O CoF mais baixo foi obtido para o material delefilcon A ($\mu = 0.039$), sendo que as lentes constituídas por pHEMA (polymacon) apresentaram um coeficiente mais elevado ($\mu = 0.095$).

Através do método da gota séssil, *Menzies e Jones*⁸⁴ analisaram os ângulos de contacto de 8 LC descartáveis diárias e 7 de substituição frequente. Foi demonstrado que o delefilcon A apresenta ângulos de avanço e recuo significativamente mais baixos em relação aos ângulos obtidos para os outros materiais.

A solução do blister no qual a lente vem imergida é constituída por solução salina tamponada e 0.3% de agentes poliméricos hidratantes – copolímeros de poli(amidoamina) e poli(acrilamida-ácido acrílico).^{74,75} A adição destes componentes poderá ter efeitos benéficos no conforto aquando da inserção da LC.

O stafilcon A (MyDay®) surge em 2013 por intermédio da CooperVision®.⁸⁵ Esta LC é composta por Si-Hi e apresenta também um filtro UV.⁸⁶

O stafilcon A (ECA 54%) apresenta na sua estrutura química uma cadeia longa de silicone rodeada de cadeias hidrofílicas laterais.⁸⁷ Esta configuração permite a criação de uma rede de canais de silicone que favorecem o transporte de oxigénio ao longo da lente.^{85,87,88} Consequentemente, a sua transmissibilidade é aumentada (Dk/t 100) com incorporação de menos silicone na matriz.^{87,88} Este fator também contribui para um módulo de elasticidade mais baixo (0.4 Mpa)^{87,88} comparativamente a outras lentes de Si-Hi.

Num estudo⁸⁷ cruzado e duplo cego realizado em 6 clínicas do Reino Unido, 100 indivíduos foram adaptados com stafilcon A e etafilcon A de forma aleatória e seguidos durante 4 semanas. Os parâmetros avaliados incluíam o conforto, sensação de secura e manuseamento. Os resultados indicaram uma preferência notória pelo material stafilcon A, em todos os parâmetros. Foi também observado uma ligeira melhoria na hiperemia limbal em sujeitos adaptados com stafilcon A em comparação com o outro grupo.

Em 2013, *Vega et al.*⁸⁹ confirmam a mesma tendência. Quando comparada com outra LC Si-Hi (narafilcon A), os indivíduos adaptados com a lente MyDay® apresentam uma maior cotação nos questionários de conforto e secura ocular ao longo de uma semana de uso (8 horas/dia).

2.4. O filme lacrimal

O filme lacrimal pré ocular (FLPO) desempenha um papel fundamental na fisiologia ocular, mantendo a integridade e funcionalidade da superfície anterior do olho.

São diversas as funções desempenhadas pelo filme lacrimal. Para além da ação lubrificante,⁹⁰ que permite uma suave interação entre a conjuntiva e a córnea, a sua estrutura permite a manutenção de uma superfície oticamente homogénea entre o ar e a superfície anterior.⁹¹

Na constituição do filme estão presentes nutrientes vitais para o epitélio da córnea, proteínas e outros componentes responsáveis pela resposta imunológica ocular.⁹² Assim sendo, o filme lacrimal age como uma importante barreira mecânica e imunológica contra corpos estranhos e organismos invasores.

2.4.1. Composição e estrutura do filme lacrimal

A espessura do FLPO é de aproximadamente 3 μm ,^{91,93,94} com diferenças entre estudos e as diversas técnicas utilizadas.^{95,96}

O FLPO tem sido descrito como tendo uma composição tri-laminar com diferentes níveis de complexidade (figura 1.4).^{92,95,97} Cada camada desempenha uma função de relevo para a formação e estabilidade da estrutura.

A camada lipídica apresenta uma espessura variável entre os 0.05 – 0.2 μm .^{81,91,98}

É constituída por lípidos produzidos em grande parte pelas glândulas de *Meibomio* e com contribuições das glândulas de *Moll* e *Zeiss*. Esta camada é composta por um segmento externo apolar e um segmento interno polar.^{81,98} O segmento polar, composto maioritariamente por fosfolípidos, é fundamental para a estabilidade do FLPO ao permitir uma interface entre a camada aquosa e o segmento apolar. Os lípidos apolares, como os ácidos gordos e colesterol, retardam a evaporação lacrimal e indiretamente medeiam os mecanismos de inflamação ocular.⁸¹

A camada aquosa compõe 98% do filme e é produzida pela glândula lacrimal principal e pelas glândulas acessórias de *Kraus* e *Wolfring*. Na camada aquosa encontram-se dissolvidos inúmeros nutrientes essenciais entre os quais existem eletrólitos, proteínas e mucinas solúveis.^{91,99} Embora não seja ainda conhecido o papel de algumas proteínas presentes na lágrima, existem enzimas (lisozima e beta-lisina) com propriedades antibacterianas. As imunoglobulinas estão relacionadas com aspetos imunológicos humorais.^{99,100}

A camada de mucina está em contacto com a córnea e o epitélio conjuntival. Representa cerca de 0.2% (0.2-0.5 μm) da espessura total do FLPO e é segregada primariamente pelas células caliciformes (goblet) presentes na conjuntiva mas também pelas criptas de *Henle*. Esta camada é constituída por diversas proteínas glicosiladas (mucinas) e tem como função a lubrificação e proteção da superfície ocular.¹⁰¹

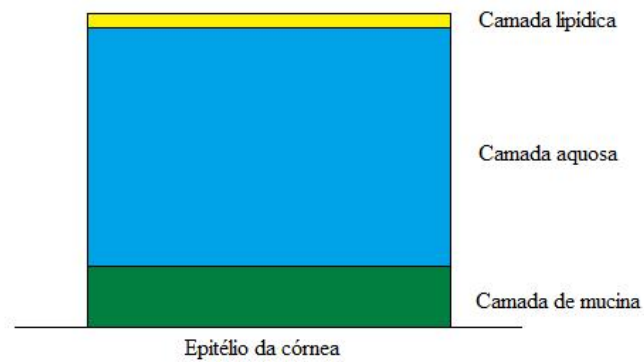


Figura 1.4. Representação esquemática da estrutura do filme lacrimal pré-ocular, de acordo com o modelo proposto por *Wolf*⁹⁵

2.4.2. Interações entre as lentes de contacto e o filme lacrimal

O estudo do filme lacrimal é de maior interesse tanto no processo de adaptação, como no seguimento de pacientes utilizadores de LC. Estima-se que 75% dos usuários de LCH já referiu ter experienciado, pelo menos uma vez, sintomas de *secura ocular*.¹⁰² Como tal, assume-se que o correto entendimento do filme lacrimal e da sua estrutura é em grande parte decisivo para o sucesso da adaptação.

A manipulação e inserção da LC no olho induzem uma hipersecreção lacrimal inicial,⁹⁰ resultante do estímulo mecânico que é mais evidente nas adaptações de lentes rígidas permeáveis aos gases (RPG).

A utilização de LC poderá conduzir a uma redução da secreção lacrimal a longo prazo devido a uma diminuição na sensibilidade corneal consequente de uma sobre estimulação nervosa.⁹⁹ No entanto, não existe um consenso face ao tema. A determinação da produção lacrimal é tecnicamente exigente e os resultados dos estudos divergem de acordo com os métodos e técnicas utilizadas.⁹¹

A presença de uma LC sobre o olho divide o filme lacrimal em duas estruturas: ^{90,91,99} O filme lacrimal pré-lente (FLPL) e o filme lacrimal pós-lente (FLPoL). O esquema desta divisão pode ser observado na figura 1.5.

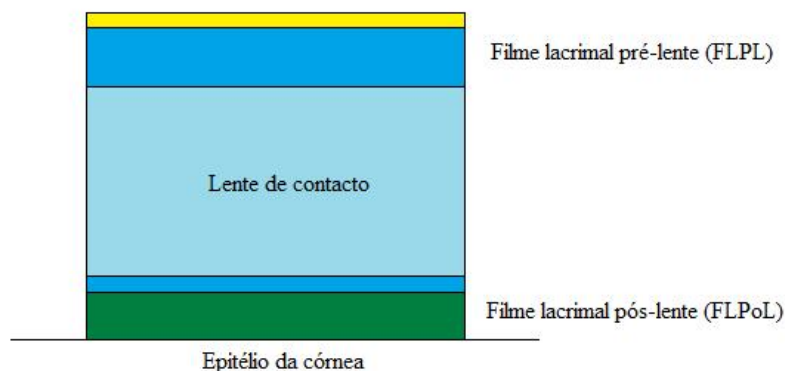


Figura 1.5. Representação esquemática da estrutura do filme lacrimal pré-ocular na presença de uma lente de contacto

O FLPL é constituído pela camada lipídica e uma camada aquosa mais reduzida (3-4 μm) do que a que se formaria em condições normais (sem LC).⁹⁹ A redução desta camada resulta numa camada lipídica mais fina e inconstante.⁹² Estas alterações podem conduzir a um aumento na taxa de evaporação e instabilidade lacrimal.^{29,91,103}

Existem estudos¹⁰⁴ que sugerem existir um FLPL mais espesso sobre a superfície de LCH de alto teor aquoso, imediatamente após a inserção. No entanto estas lentes são mais vulneráveis à desidratação após longos períodos de uso, manifestando uma redução significativa na espessura do FLPL e diminuição dos TRL.¹⁰⁵

Em contrapartida, um aumento na taxa de evaporação (e/ou diminuição da produção) poderá refletir-se num aumento da osmolaridade lacrimal. Esta propriedade define-se como o grau de salinidade da lágrima e está diretamente relacionado com a concentração de eletrólitos presente na camada aquosa.⁹¹ Um aumento da osmolaridade lacrimal (híper-osmolaridade) conduz à ativação da cascata inflamatória,¹⁰⁶ o que poderá ser potencialmente prejudicial para os tecidos oculares. Embora este processo não esteja totalmente esclarecido,⁹¹ a híper-osmolaridade é um potencial indicador de olho seco¹⁰⁶ e os usuários de LC tendem a apresentar valores de osmolaridade mais elevados em relação a não usuários.^{107,108,109}

Quando a camada aquosa se torna demasiado fina, existe a possibilidade de interação entre a camada lipídica e a LC, o que resulta em deposições sobre a superfície da LC.²⁹ Os depósitos lipídicos contribuem para uma degradação da qualidade ótica e aparecimento de áreas não humectáveis sobre a superfície da LC.¹¹⁰ A referida deposição é especialmente problemática nas LC Si-Hi, devido ao seu carácter hidrofóbico.²⁹

O FLPoL é constituído por uma camada aquosa muito fina ($< 1 \mu\text{m}$) e pela camada de mucina.⁹⁹ A sua função é essencial para a renovação lacrimal e oxigenação do tecido corneal.^{90,91,99} Esta estrutura é naturalmente afetada pelos parâmetros de adaptação tais como o raio de curvatura posterior e o diâmetro das LC.⁹⁰

O efeito do uso de LC sobre a camada de mucina é relevante. Existem diversos estudos^{111,112} que comprovam uma diminuição na expressão de mucinas em utilizadores de LC.

Uma das manifestações clínicas mais comuns que resultam da interação mecânica entre a superfície das LC e a camada de mucina são as chamadas bolas de mucina. Estas deposições podem ser observadas entre a superfície posterior da lente e o epitélio corneal como uns pontos cinzentos que parecem estar fixos. Apresentam um tamanho variável entre os 20-200 μm .^{29,113}

A incidência destas manifestações é aumentada em utilizadores de LC Si-Hi em regime prolongado.^{114,115} Contudo, o aparecimento de bolas de mucina não contradiz o uso de LC e não existem evidências que sugiram existir uma associação entre estas e o aparecimento de respostas oculares adversas.²⁹

2.5. Estabilidade do filme lacrimal

A estabilidade do FLPO depende da estrutura e composição das diversas camadas que o constitui.

A teoria proposta por *Holly*¹¹⁶ sugere que os mecanismos de rotura lacrimal advêm de desordens ocorridas na camada de mucina como resultado da contaminação com lípidos provenientes da camada lipídica criando áreas de hidrofobicidade no epitélio corneal. Assim sendo, uma separação adequada entre as camadas é também vital para a integridade do FLPO.

Por fim, a ação do pestanejo torna-se fundamental para uma correta distribuição de lágrima. Quando o pestanejo ocorre de uma forma completa e regular, criam-se condições para uma adequada proteção da superfície ocular⁹⁷

A estabilidade lacrimal pode ser medida através dos TRL. Este conceito foi inicialmente proposto por *Norr*¹¹⁷ e define-se como o intervalo de tempo, em segundos, entre o último pestanejo e o primeiro ponto de rotura. Para facilitar a observação, recorre-se à instilação de fluoresceína sódica no olho. O corante irá evidenciar as zonas de rotura lacrimal que aparecem como pontos negros. Um valor de TRL é considerado normal quando iguala ou supera os 10 segundos.¹¹⁸

O uso tópico de fluoresceína diminui a estabilidade do filme lacrimal.^{118,119} Por conseguinte foram desenvolvidas técnicas não invasivas para a medição dos TRL.

O TRLNI representa um método simples que permite a avaliação da estabilidade lacrimal recorrendo à observação do padrão de reflexão de miras ou redes projetadas sobre a superfície ocular.

Esta medição poderá ser efetuada com o auxílio de equipamentos como o queratómetro, topógrafo ou *tearscope*, sendo este último amplamente aceite e mais reprodutível quando comparado com outras técnicas.¹²⁰

Existem diversos fatores que afetam a estabilidade lacrimal. Entre os quais, as condições ambientais. Ambientes com humidade relativa reduzida podem contribuir para o decréscimo dos TRL^{121,122,123} e desencadear sintomatologia associada à *secura* ocular. Além do mais, a estabilidade do filme não é constante ao longo do dia, sendo que será de prever que os TRL sejam mais baixos imediatamente após acordar¹²⁴ e ao final do dia.¹²⁵

Tal como descrito anteriormente, o uso de LC afeta a estrutura e estabilidade do filme lacrimal. São diversos os estudos que demarcam uma redução dos TRL em usuários de LC comparativamente a não usuários.^{126,127,128}

Nas populações de utilizadores de LC, pacientes sintomáticos tendem a apresentar valores de TRL mais baixos em relação àqueles que não manifestam qualquer tipo de sintomas (assintomáticos).^{59,111,126,129} O mesmo acontece entre grupos de indivíduos tolerantes e intolerantes ao uso de LC.¹²⁷ Assim sendo, a existência de sintomatologia ocular parece estar associada a uma maior instabilidade lacrimal. A medição dos TRL poderá ser um potencial indicador para o sucesso na adaptação de LC.

2.5.1. O efeito do pestanejo na estabilidade do filme lacrimal

O pestanejo desempenha uma função vital para a superfície ocular, mantendo a sua hidratação. Quando este mecanismo é interrompido desenvolvem-se áreas secas na córnea e conjuntiva.¹³⁰ As anomalias do pestanejo conduzem inevitavelmente à *secura* ocular e este é um dos principais sintomas reportados pelos utilizadores de LC.^{53,131,132}

Os valores “normais” obtidos para a frequência do pestanejo (FP) podem variar substancialmente entre os 11 e os 26 pest./min.,^{133,134,135,136,137} estando associados a diversos fatores.

Embora não esteja completamente desvendado, a ação do pestanejo é controlada pelo córtex cerebral.¹³⁸ Consequentemente, a sua atividade é influenciada por fatores psicológicos e perceptuais tais como a atenção, nível de concentração, stress e ansiedade.¹³⁸

Apesar do controlo cortical, existem diversos fatores fisiológicos que afetam o pestanejo. Quando a superfície anterior apresenta uma lesão traumática, a FP é aumentada significativamente.¹³⁹ Por outro lado, em córneas anestesiadas a FP tende a diminuir mas não cessa por completo,¹⁴⁰ indicando que este mecanismo não é controlado primariamente pelo estado da córnea e conjuntiva.

A FP poderá estar dependente não só da resposta cortical, mas também da estabilidade do filme lacrimal.¹³⁴ Em pacientes com olho seco foi já demonstrado existir uma diminuição do TRL, acompanhado por um aumento no padrão do pestanejo,^{141,142} atuando como mecanismo compensatório.

Apesar de estar comprovada uma associação entre as duas grandezas, não existe ainda um consenso entre os investigadores relativamente a ao tema.^{133,134,141,143} *Yap*¹⁴³ encontrou uma forte associação negativa entre a FP e os TRL, contudo em outros estudos a correlação encontrada foi medíocre^{133,141} ou inexistente.¹⁴⁴ A natureza da correlação poderá estar assim afetada pelas diferentes dimensões da amostra e pelas diversas técnicas utilizadas para a realização das medidas.

2.6. Fatores que afetam o conforto em utilizadores de LC

O desconforto associado ao uso de LC (DLC) é um dos sintomas mais citados pelos utilizadores e é considerado uma das causas primárias apontadas para a descontinuação.^{145,146,147} Estima-se que as taxas de abandono de uso de LC se situem entre os 23-34%.^{145,146,148}

Apesar de ser um dos sintomas com que os clínicos se deparam com relativa frequência na sua prática diária, existe ainda pouca literatura detalhando a definição, classificação e etiologia associado ao desconforto. Com a finalidade de colmatar esta lacuna, a *Tear Film and Ocular Surface Society* (TFOS) conduziu em 2013 um *workshop* internacional¹⁴⁹ sobre o tema de forma a fornecer uma base adequada para o prosseguimento da investigação, diagnóstico, tratamento e

gestão da entidade. Assim sendo, o DLC poderá ser definido como uma condição caracterizada pela presença de sensações oculares adversas (episódicas ou persistentes), acompanhada ou não de perturbações visuais, relacionadas com o uso de LC, resultantes de uma reduzida compatibilidade entre a LC e a estrutura ocular e que se traduzem numa diminuição dos tempos de utilização e conseqüente descontinuação do seu uso.¹⁵⁰

O conforto proporcionado por uma LC está dependente de diversos fatores. Estes podem estar relacionados com as propriedades das lentes, características do paciente ou devido a elementos externos.¹⁵⁰

Embora as LCH de alto ECA proporcionem um aumento no conforto e maior transmissibilidade ao oxigénio, estes materiais apresentam taxas de desidratação elevadas^{106,151} e estão associadas a um aumento do tingido corneal^{64,65} e desconforto ao final do dia.^{152,103}

A ionicidade do material poderá também ter um impacto sobre a *performance* clínica das LC. Existem alguns estudos que demonstram existir uma maior taxa de desidratação em LC iónicas quando comparados com os grupos não iónicos^{129,153,154} e este fator poderá afetar negativamente o conforto. Todavia, estes estudos ignoram o efeito do desenho das LC e as diferenças observadas não podem ser atribuídas exclusivamente à alteração das propriedades do material.¹⁵⁵

Ainda que a relação entre a desidratação *in vivo* e o conforto se mantenha controversa,^{129,153} alguns investigadores constataram um aumento da sintomatologia em pacientes cujas lentes exibem uma maior desidratação.^{50,51,156} Os materiais de Si-Hi apresentam menores taxas de desidratação face a LCH convencional¹⁵⁷ e podem uma opção válida na redução de sintomas associados à *secura ocular*.

O módulo de elasticidade de um material refere-se à forma como este resiste à deformação. Nas LCH, um material com um módulo elevado apresenta uma estrutura mais rígida e isso beneficia o seu manuseamento e a *performance* óptica.^{18,19,158} Tal como foi referido, as LC Si-Hi possuem módulos de elasticidade mais elevados devido à incorporação de silicone. Assim sendo, a adaptação destes materiais torna-se crítica pelo facto de não se moldarem tão facilmente a superfície ocular.^{159,160} Em contrapartida, uma lente que apresente um excessivo movimento ou esteja descentrada irá induzir desconforto pela excessiva interação com as estruturas oculares. Num estudo conduzido por *Dumbleton et al.*¹⁶¹ onde se pretendia investigar o efeito da curvatura da lente no conforto subjetivo, 95 indivíduos foram adaptados com o material lotrafilcon A com um raio de curvatura (RC) de 8.6 mm e caso a adaptação fosse considerada incorreta ou os pacientes manifestassem desconforto após 15 minutos da colocação, seriam readaptados com o

mesmo material mas com um RC de 8.4 mm. Este estudo demonstrou que em 77% dos casos ($K \geq 45.50D$) a readaptação com um RC menor favoreceu o conforto e os critérios de adaptação.

A fricção ou atrito pode ser definida como a resistência natural desenvolvida entre 2 superfícies quando um dos corpos se move ou tenta movimentar sobre o outro. Tal como acontece quando a pálpebra superior se move sobre a superfície da LC durante o pestanejo.^{158,162}

O coeficiente de fricção (CoF) representa uma grandeza que relaciona a força de atrito e a força de compressão entre dois corpos. Esse coeficiente depende dos materiais envolvidos.^{158,162}

A lubricidade de uma LC pode ser determinada pela medição do seu CoF sendo que as duas grandezas são inversamente proporcionais.^{162,163}

A presença de depósitos e outros contaminantes sobre a superfície das LC são uma das principais causas para a redução da lubricidade ao longo do tempo.¹⁵⁸ Estes depósitos são responsáveis pelo aparecimento de áreas não humectáveis e pelo aumento da fricção entre a pálpebra superior e a LC. Alguns autores defendem a existência de uma correlação negativa entre o CoF e o conforto manifestado pelos usuários de LC.^{164,165,166} Por sua vez, uma excessiva interação mecânica poderá conduzir a diversas entidades clínicas, tais como epitelopatias palpebrais (LWE - Figura 1.6 A) e conjuntivites papilares gigantes (GPC - Figura 1.6 B). A incorporação de agentes humectantes, melhora a lubricidade e previnem a desidratação dos materiais proporcionando um aumento no conforto ao longo do tempo de utilização de LC.



(A)

(B)

Figura 1.6. Manifestações clínicas de etiologia mecânica

(A) Epiteliopatía da pálpebra (LWE); (B) Conjuntivite papilar gigante (GPC).

(<http://visionplusmag.fourplusmedia.com/?p=12572>)

(<http://imagebank.asrs.org/case/858/giant-papillary-conjunctivitis>)

Para além dos fatores inerentes às LC, existem fatores externos que condicionam o conforto nos usuários destes dispositivos.^{150,167} Tal como referido anteriormente, as condições ambientais extremas são suscetíveis de causar uma instabilidade no filme lacrimal. São exemplo disso os climas de temperaturas elevadas e/ou humidades relativas baixas, a exposição a alergénios e contaminantes.

Os fatores externos incluem também questões relacionados com os pacientes. Nesta categoria são referenciados os aspetos demográficos¹⁶⁸ tais como o sexo e a idade.

Embora existam evidências de que o sexo dos indivíduos poderá ter um papel determinante no desenvolvimento do DLC, os resultados de alguns estudos são divergentes.^{103,131,169,170} O sexo feminino parece ser mais suscetível de desenvolver sintomas de secura ocular associado ao uso de LC.^{103,170} Os mecanismos endógenos de regulação hormonal tais como o ciclo menstrual, uso de contraceptivos, menopausa e terapias de substituição hormonal poderão justificar o aumento na prevalência de sintomas.¹⁰³ Porém não foram encontrados indícios de que exista uma diferença significativa entre o sexo e as taxas de abandono de uso de LC.^{145,148}

A idade poderá ser relevante no aparecimento do DLC. *Chalmers et al.*¹³¹ demonstraram existir uma correlação negativa entre a secura ocular associada ao uso de LC e a idade. Sendo que os participantes mais novos apresentaram em norma maior sintomatologia. Estes resultados estão em consonância com um ensaio proposto por *du Toit et al.*¹⁷⁰ no qual foi constatado que os usuários mais novos (40-51 anos) experienciaram sensação de secura ocular com uma frequência 1.4 vezes superior quando comparado com indivíduos na faixa etária dos 52-71 anos. Ainda assim, esta relação não é linear sendo que está dependente de outros fatores tais como os materiais das LC. Nos utilizadores de LC Hi, a intensidade de sintomas parece ser aumentada com o avançar da idade.¹⁷¹ Contudo, o mesmo não acontece nas LC Si-Hi, na qual não é manifesto uma associação entre a idade e a intensidade dos sintomas.¹⁷¹

Existem diversos estudos que analisaram a presença de DLC em usuárias que recorrem a terapias anticoncepcionais. Apesar de não ser claro o efeito da utilização destas terapias sobre a produção e estabilidade lacrimal,^{172,173,174,175} existem evidências que confirmam um aumento na severidade nos sintomas em utilizadoras de LC que tomam contraceptivos orais.^{102,103,174,176} *Brennan e Efron*¹⁰² demonstraram existir uma associação significativa entre o uso de contraceptivos orais e os sintomas de secura ocular e prurido em 104 utilizadores de LC Hi.

De acordo com o relatado por *Nichols e Sinnott*,¹⁰³ o uso frequente de analgésicos estará relacionado com uma maior presença de sintomatologia associada ao desconforto ocular. Embora o mecanismo em si não tenha sido desvendado, uma possível explicação reside no facto destes pacientes serem mais sensíveis relativamente ao seu estado de saúde e procurarem uma solução rápida para o alívio dos problemas.

2.7. A resposta vascular ocular ao uso de LC

A resposta vascular ocular aos estímulos externos tem suscitado o interesse de investigadores e clínicos, desde a introdução das primeiras LC.

Uma das manifestações mais comuns associadas ao uso de LC é a presença de hiperemia conjuntival. Esta reação corresponde a uma alteração temporária e reversível na vascularização conjuntival e é vulgarmente reconhecida como olho vermelho.

A hiperemia bulbar corresponde à dilatação vascular localizada ou generalizada da conjuntiva bulbar¹⁷⁷ (figura 1.7).

Não obstante de este fenómeno estar presente mesmo após o fecho ocular durante as horas de sono em indivíduos que nunca usaram LC,¹⁷⁷ o grau de hiperemia é aumentado em utilizadores de LC, em particular para os utilizadores de LCH.^{178,179}



Figura 1.7. Exemplo representativo de hiperemia conjuntival bulbar

(<https://www.myalcon.com/education/academy-eye-care-excellence/cclm/interpalpebral-hyperemia.shtml>)

O preenchimento e dilatação dos capilares da região limbal são denominados de hiperemia limbal (figura 1.8).^{160, 180} Este fenómeno é resultante da pressão mecânica exercida pela LC sobre a conjuntiva¹⁶⁰ e pelo efeito fisiológico da hipoxia.¹⁸¹

Existem estudos que confirmam existir uma relação entre a transmissibilidade das LC e o aparecimento de hiperemia limbal.^{182,183, 180} Num ensaio conduzido por *Papas et al*,¹⁸² no qual se pretendia analisar a evolução da hiperemia em sujeitos neófitos adaptados com LC Hi (ECA 38%, pHEMA) e LC Si-Hi (ECA 20%, alto Dk/t), foi demonstrada uma redução dos graus de hiperemia limbal em olhos adaptados com LC Si-Hi durante um período de observação de 16h. Curiosamente, os indivíduos adaptados com LC Si-Hi manifestaram ainda graus de hiperemia semelhantes àqueles que não foram adaptados com qualquer tipo de lente.^{182,184,185} Para além de uma atenuação na resposta vascular, os materiais de elevada transmissibilidade ao oxigénio possibilitam uma recuperação mais rápida dos graus de hiperemia quando comparados com materiais de baixo Dk/t.¹⁸⁴ Este requisito torna-se fundamental para o sucesso da adaptação, em especial para os regimes de uso prolongado.



Figura 1.8. Exemplo representativo de hiperemia conjuntival limbal

(<https://www.myalcon.com/education/academy-eye-care-excellence/cclm/limbus.shtml>)

Apesar da hiperemia limbal ser um processo reversível, é clinicamente indesejado já que pode ser um precursor para a neovascularização (figura 1.9).^{160, 180} O aparecimento de novos vasos na região limbal poderá ser indicador de uma lesão mecânica, inflamação ou resultante de hipoxia crónica da córnea.^{180,186} Em utilizadores de LC, a neovascularização ocorre de uma forma assintomática, tem uma localização regional ou circunlimbal e os novos vasos procedem do limbo até à córnea.¹⁸⁷ Em casos mais severos, o crescimento dos vasos poderá aumentar o risco de opacificação do estroma, levar ao aparecimento de hemorragias, o que conduz inevitavelmente a uma redução na transparência corneal.¹⁸⁷

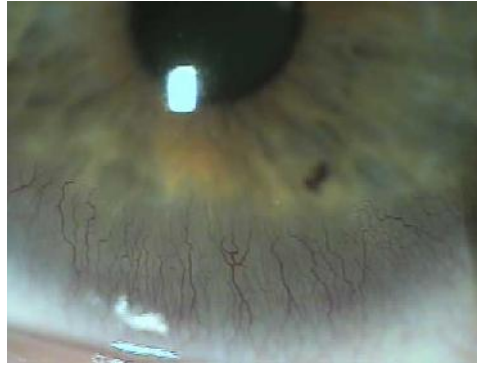


Figura 1.9. Exemplo representativo de neovascularização corneal
(<http://milburneyecenter.com/resources/eye-vision-problems/>)

A neovascularização parece ser reduzida em usuários de LC Si-Hi comparativamente a utilizadores de LC Hi.¹⁶⁰ *Dumbleton et al.*¹⁸⁰ constataram não existir neovascularização corneal em olhos adaptados com LC Si-Hi ao longo de 9 meses. Em contrapartida, os olhos adaptados com LC Hi convencional manifestaram uma neovascularização moderada após 2-3 meses de uso prolongado. Num outro estudo¹⁶⁰ onde se pretendia analisar a presença de neovasos em pacientes usuários de LC Hi, a readaptação de novos materiais em Si-Hi demonstrou uma redução significativa da neovascularização após 6 meses de uso prolongado.

A utilização de LC Si-Hi é assim recomendada em pacientes com elevadas ametropias, cujas lentes tendem a ser mais espessas na periferia. Sendo que estes pacientes são mais suscetíveis de desenvolver neovascularização corneal, como resultado de uma diminuição da transmissibilidade gasosa na periferia da LC.

2.8. Propriedades das lentes de contacto

Ao longo deste tema serão descritas algumas das propriedades que foram consideradas relevantes para a elaboração deste estudo.

2.8.1. Índice de refração

O índice de refração (IR) pode ser definido como a relação entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz num determinado meio.¹⁸⁸ A relação pode ser descrita pela equação 1.1:

Equação 1.1. Índice de refração de um material

$$IR = \frac{c}{v}$$

Na qual c corresponde à velocidade da luz no vácuo ($3 \cdot 10^8$ m/s) e v corresponde à velocidade da luz num meio específico.

Embora não seja medido com frequência, o IR é um parâmetro físico importante das LC. Este parâmetro está relacionado com composição do polímero e condiciona algumas características tal como a curvatura da superfície e espessura das LC.¹⁸⁹

O IR é também importante do ponto de vista fisiológico. Para as LCH, o seu valor está associado ao conteúdo em água (CA). As duas grandezas apresentam uma relação direta, sendo que à medida que o IR aumenta, o CA tende a diminuir (figura 1.10).^{190,191}

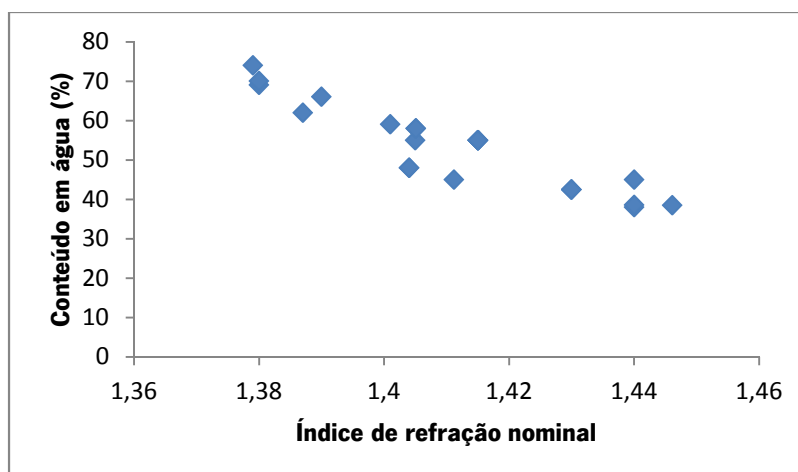


Figura 1.10. Relação entre o índice de refração e o conteúdo em água para diversas lentes de contacto de hidrogel¹⁹¹

Existem evidências que comprovam que um aumento no IR, quando comparado com o seu valor nominal, poderá ser indicativo da desidratação em LCH.¹⁹¹ A desidratação de uma lente poderá levar à alteração dos parâmetros de adaptação,^{192,193} contribuindo assim para uma menor *performance* clínica.

A medição do IR poderá ser obtida utilizando métodos como a gravimetria e a refratometria (ISO 10339, 1997). Apesar de mais precisa, as técnicas gravimétricas são mais demoradas e os custos mais elevados.¹⁹⁴ Na atualidade, a refratometria representa um método verosímil para a medição do CA,^{191,194} graças à sua relação com o IR.

Através deste método, o CA é determinado pela medição do IR da lente em relação ao IR do prisma usado no refractómetro.^{195,196}

Em estudos anteriores, ficou demonstrado que o CA de uma LC poderá também ser obtido a partir dos valores de IR, recorrendo a equações polinomiais.¹⁹⁰

A escala de *Brix* é usada na indústria alimentar para medir a quantidade de sacarose em 100g de uma solução. *Brennan*¹⁹⁷ utilizou o mesmo fundamento para medir o IR em LC. Contudo, tendo em conta que a escala de *Brix* foi desenvolvida com base na relação entre a sacarose e a água, podem ser induzidos erros para os materiais em Hi.¹⁹⁵

O recurso à escala de *Brix* não é recomendado para a medição de LC Si-Hi, levando frequentemente a sobrestimar o seu CA¹⁹⁰. Este erro poderá ser devido à incorporação do siloxano que apresenta um IR mais baixo comparativamente aos materiais em Hi convencional.

Os valores habitualmente registados para o IR de LCH variam entre 1.38 a 1.41 para lentes de alta hidratação ($CA > 50\%$) e de 1.40 a 1.44 para lentes de média/baixa hidratação ($CA \leq 50\%$) e LC Si-Hi.

2.8.2. Equilíbrio no conteúdo em água

O equilíbrio no conteúdo em água (ECA) é uma propriedade intrínseca dos hidrogéis e representa a capacidade do material em manter o seu CA. Esta afinidade é determinada pela taxa entre radicais hidrofílicos e hidrofóbicos presentes no polímero, tal como a densidade das suas ligações cruzadas.¹⁹⁸

Existem diversos fatores que afetam o ECA das LC *in situ* incluindo tipo de material, o ECA inicial (ECA nominal), a espessura da lente, os TRLPL, a temperatura da superfície ocular, osmolaridade, pH, humidade relativa ambiental, horários de uso de LC entre outros.¹⁹¹

O desenho de uma LCH é também influenciado pelo seu ECA. As lentes com elevado ECA terão de ser produzidas com uma espessura maior de forma a manter as suas propriedades físicas e permitir o manuseamento. Porém, um aumento na espessura irá afetar a transmissibilidade ao oxigénio. Consequentemente, as LCH de alto conteúdo aquoso tendem a não cumprir com os requisitos mínimos em oxigénio necessários para o uso prolongado¹⁹⁹ e manifestam uma maior taxa de evaporação quando comparadas com LCH de média/baixa hidratação.¹⁰⁵

Para as lentes em Hi, existe uma relação importante entre o ECA e a permeabilidade ao oxigénio, uma vez que a difusão gasosa se realiza através da fase aquosa da matriz do material. Esta relação é definida pela equação 1.2:²⁰⁰

Equação 1.2. Permeabilidade ao oxigénio de uma lente de contacto hidrófila

$$Dk=1.67.e^{0.038.ECA}$$

Contudo, esta relação não é válida para as LC Si-Hi. Tendo em conta que a difusão do oxigénio é conseguida através das moléculas de siloxano (fase sólida do material). Tal como foi abordado anteriormente, esta inovação permite que LC com um baixo teor em água (ECA), apresentem um alto valor de permeabilidade ao oxigénio.⁴⁵

2.8.3. Humectabilidade

O termo humectabilidade refere-se à facilidade com que um fluido se espalha sobre uma superfície sólida ou mais especificamente, como um fluido adere a uma superfície sólida.²⁰¹A humectabilidade de um sólido é influenciada por 3 forças:^{202,203}A tensão superficial do sólido, a tensão superficial do líquido (fluido) e a tensão interfacial entre sólido e líquido.

Esta propriedade é fundamental para o desenvolvimento de novos materiais em LC. Um material mais humectável permitirá uma melhor distribuição e estabilidade do filme lacrimal sobre a superfície da lente.^{204,205} Por sua vez, uma superfície humectável irá favorecer o conforto, tendo em conta que serão menores as interações entre esta e as pálpebras.²⁰⁵

Em termos clínicos, a humectabilidade de uma LC pode ser avaliada de uma forma simples recorrendo à lâmpada de fenda com um feixe de 2-4 mm e baixa ampliação (10-20x), tal como descrito por *Morgan e Efron* (tabela 1.1).¹¹

Tabela 1.1. Classificação subjetiva da humectabilidade.

Grau	Descrição
0	Todas as regiões da superfície da lente se encontram humectáveis entre pestanejos (mínimo de 6 seg. entre pestanejos).
1	Algumas zonas não humectáveis após um mínimo de 3 seg. pós-pestanejo.
2	Área não humectável após 2-3 seg. do pestanejo.
3	Algumas áreas não humectáveis após 2-3 seg. do pestanejo.
4	Área(s) não humectáveis imediatamente após o pestanejo.

Os autores propõem a avaliação subjetiva da humectabilidade de acordo com 4 graus. Sendo o grau 0 o caso mais desejável e o grau 4 o mais extremo.

Outra técnica comumente utilizada envolve a medição *in vivo* dos TRLPL.^{19,97,206}

Neste procedimento, o clínico deverá ter em mente que a humectabilidade poderá ser alterada ao longo do tempo. Portanto, recomenda-se a medição do TRLPL no início e o final do uso de LC.²⁰⁶ Uma superfície humectável irá produzir valores de TRLPL mais estáveis ao longo do período de uso.

*Guillon*⁹⁷ propõe a utilização do *tearscope* para a medição dos TRLPL. Este equipamento permite a observação direta ou indireta (mediante a colocação de uma grelha) dos TRL.

Existem ainda diversas técnicas laboratoriais de medição da humectabilidade, através da medição do ângulo de contacto (AC) e a mais utilizada denomina-se de gota séssil.^{204,205} Esta técnica envolve a colocação de uma gota de líquido (com uma seringa) na superfície do material em teste. Quando o ângulo é maior existe pouca afinidade entre o líquido e a superfície sólida²⁰⁷ (figura 1.11 a) e esta apresenta um comportamento hidrófobo, indicando assim uma baixa humectabilidade. Se, pelo contrário, o AC for menor, significa que o líquido se espalha mais facilmente sobre o sólido (figura 1.11 b), assemelhando-se a uma superfície hidrofílica, o que é indicativo de uma boa humectabilidade.

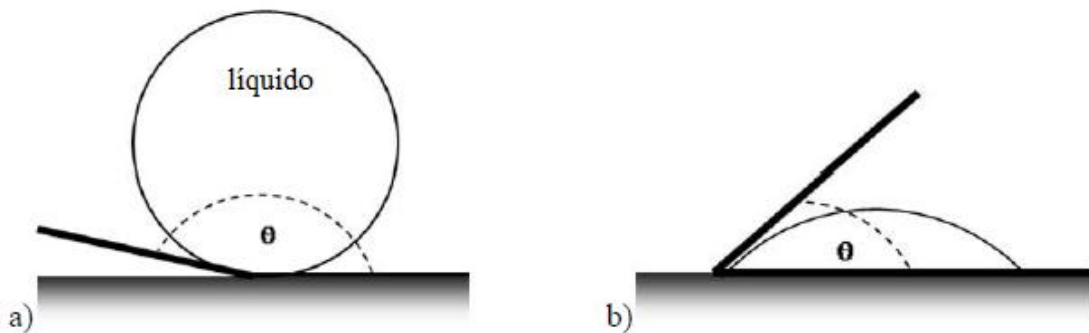


Figura 1.11. Esquema ilustrativo da distribuição de um líquido sobre uma superfície sólida²⁰⁸

a) AC () maior representativo de uma superfície hidrófoba.

b) AC () menor representativo de uma superfície hidrofílica.

(https://libuwspaceprd02.uwaterloo.ca/bitstream/handle/10012/5134/Menzies_Kara.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

Segundo *Oss e Giesse*⁰⁹ uma superfície considera-se hidrofílica se o AC for inferior a 50° e hidrofóbica caso o valor de AC seja superior a esse valor.

O valor do AC poderá ser calculado pela relação entre as tensões superficiais das diversas *interfaces*, respeitando a equação de *Young-Dupré* (equação 1.3).^{202,203,204,205}

Equação 1.3. Equação de *Young-Dupré*

$$\cos\theta = \frac{(\gamma_S - \gamma_{SL})}{\gamma_L}$$

Sendo que γ_S e γ_L correspondem à tensão superficial do sólido e líquido respetivamente e γ_{SL} corresponde à tensão interfacial entre o sólido e o líquido.

Apesar de ser uma técnica bastante utilizada, a gota séssil apresenta algumas limitações, como por exemplo, a evaporação do líquido (gota) ou a desidratação da superfície sólida que poderão afetar a medição do AC. Para minimizar estes problemas, os investigadores recomendam o uso de câmaras de vapor condensado com janelas transparentes para que as imagens possam ser capturadas e o ângulo possa ser determinado²⁰⁸.

Capítulo 3



Materiais e métodos

Ao longo deste capítulo são descritos os materiais e métodos utilizados durante a fase experimental.

Primeiramente é retratada a tipologia e protocolo do estudo e são abordados os aspetos relativos à composição da amostra.

Em seguida são descritos os procedimentos clínicos e diferentes técnicas de análise utilizadas, as características das LC em estudo e os parâmetros registados.

Por último, descreve-se a metodologia da estatística aplicada. Na qual se abordam os testes paramétricos e não paramétricos utilizados.

3.1. Tipologia do estudo

Este estudo é um ensaio experimental prospetivo randomizado aberto, recorrendo ao modelo do “olho contralateral”. O ensaio manteve-se aberto por não ter sido possível mascarar os investigadores e pela perda de esterilidade das lentes resultante de uma possível troca de embalagem.

O protocolo de estudo foi revisto e aprovado pelo Subcomité de Ética para as Ciências da Vida e da Saúde (SECVS- 020/2014) da Universidade do Minho.

Os dados e medições foram obtidos no gabinete de optometria da Visionlab S.A. e nos laboratórios do Departamento de Física da Universidade do Minho.

Esta investigação segue os princípios da Declaração de Helsínquia. Todos os participantes assinaram um consentimento informado após uma explicação clara de todos os procedimentos a realizar.

3.2. Protocolo do estudo

O ensaio clínico proposto foi organizado em 3 consultas ao longo de 10 dias, segundo o esquema representado na figura 3.1.

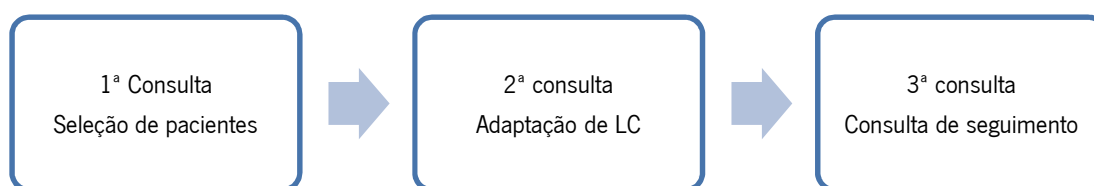


Figura 3.1. Esquema de revisões utilizado no estudo

A seleção dos participantes foi feita numa consulta inicial, na qual se registaram os dados de cada voluntário, realizada a anamnese, exames refrativos e de saúde ocular. Foi também explicado em que se baseava o estudo e solicitada a assinatura do consentimento informado referido anteriormente.

Na segunda consulta procedia-se à adaptação das LC, medição dos tempos de rotura lacrimal (TRLNI e TRLPL) e seguimento dos parâmetros clínicos ao longo do dia. Cada paciente era avaliado de manhã e à tarde, com um intervalo de 4-5 horas. Após esta avaliação, os participantes usaram as LC durante os 9 dias seguintes.

Mediante a disponibilidade de cada indivíduo, a terceira consulta servia para avaliar o estado geral de saúde ocular, averiguar o cumprimento das normas de higiene relativas ao uso de LC e recolher os dados dos questionários.

Paralelamente ao ensaio clínico foi realizado um trabalho laboratorial no qual foram medidos, através de refratometria, os valores do IR e posteriormente determinados o CA para cada uma das lentes utilizadas.

3.3. Composição da amostra

A amostra foi obtida a partir da base de dados de clientes da Visionlab S.A. e através de estudantes da Universidade do Minho que se disponibilizaram para o estudo.

Os participantes deveriam ter idade mínima de 18 anos e poderiam ou não ter experiência no uso de LC. Os critérios de exclusão encontram-se descritos na tabela 3.1.

Tabela 3.1. Critérios de exclusão do estudo

Pacientes com patologias sistémicas
Utilização de fármacos influentes na fisiologia ocular
Patologia ocular ativa
Antecedentes de cirurgia ocular
Astigmatismo refrativo superior a 1 D

Inicialmente foram avaliados 59 candidatos, porém apenas 27 terminaram a sessão experimental. A idade média dos participantes foi de 29.1 ± 8.1 anos, sendo a idade mínima e máxima de 18 e 45 anos respetivamente.

Dos 32 indivíduos que não completaram o ensaio, 23 cumpriam com os critérios de exclusão - maioritariamente por questões refrativas, 4 manifestaram indisponibilidade para cumprir o protocolo, 3 não compareceram na consulta de e 2 não se adaptaram às LC.

3.4. Procedimentos clínicos

Para a realização deste estudo, foram selecionados determinados exames e procedimentos que serão descritos ao longo deste capítulo.

3.4.1. Avaliação do estado refrativo

Os exames refrativos foram efetuados na primeira consulta e após a medição da acuidade visual (AV).

A medição da AV foi feita utilizando optotipos de *Snellen* projetados a uma distância de 6 metros, em condições fotópicas. Os valores foram registados em escala decimal, tanto monocular como binocularmente.

Os pacientes que tivessem sido submetidos a um exame visual há pelo menos seis meses e apresentassem uma AV de 10/10 em cada olho ou superior, não eram submetidos a novo exame refrativo.

Os utilizadores de LC eram aconselhados a retirar as suas lentes pelo menos 24 horas antes da realização do exame.

Os valores da refração objetiva e queratometria foram obtidos com o auxílio de um auto-refratómetro/queratómetro ARK 700 (*Nidek Co. Ltd.*, Aichi, Japan). A refração subjetiva foi obtida a partir dos valores objetivos, seguindo os procedimentos do exame subjetivo em visão de longe.

Tal como determinado pelos critérios de exclusão, os participantes que apresentassem valores de astigmatismo refrativo iguais ou superiores a 1.0 D não eram selecionados para o ensaio experimental. Nos casos em que os valores fossem inferiores a 1.0 D e caso se justificasse, era determinado o equivalente esférico.

3.4.2. Exames de saúde ocular

A oftalmoscopia e a biomicroscopia foram os métodos utilizados neste trabalho para avaliar a saúde ocular de cada participante e garantir a sua incorporação no estudo.

Recorrendo à lâmpada de fenda era feita uma observação, de forma a examinar as diversas estruturas oculares e identificar possíveis alterações anatómicas/fisiológicas.

Posteriormente era analisado em detalhe a conjuntiva e a córnea e as condições fisiológicas foram registadas na ficha clínica (Anexo 1) que serviriam de referência para as observações seguintes.

Para a observação do fundo ocular e transparência dos meios óticos, utilizou-se um oftalmoscópio *Welch Allyn* 11720 (Skaneateles Falls, USA). A observação foi realizada em ambiente com iluminação reduzida e com amplificação entre +2 e -2D. Para uma avaliação mais detalhada dos vasos retinianos, ocasionalmente recorria-se a amplificação adicional com lente Pan Retinal 2.2 (*Volk Optical Inc.*, Ohio, USA).

3.4.3. Adaptação de lentes de contacto

As LC foram adaptadas respeitando os parâmetros oculares medidos na consulta inicial.

As lentes eram colocadas no gabinete e avaliadas 10 minutos após a sua colocação. Foram avaliadas de acordo com o movimento, centragem, cobertura e conforto subjetivo. Para avaliação do conforto foi utilizada uma escala de 0 (muito desconfortável) a 10 (muito confortável).

A adaptação considerava-se aceitável nos casos em que a superfície anterior da córnea estivesse totalmente coberta pela lente e a mesma estivesse corretamente centrada. Em termos de pontuação, o movimento, centragem e cobertura da LC seriam considerados ótimos se obtivessem uma classificação de 3. As escalas utilizadas na avaliação e a descrição dos parâmetros encontram-se disponíveis no Anexo 2.

Após a avaliação da adaptação, era medida a AV e se necessário procedia-se à sobre refração. Em seguida, os pacientes eram instruídos quanto às regras de higiene e para uma correta utilização das mesmas (colocar/retirar uma lente nova a cada dia). Tratando-se de LC diárias não seriam necessários líquidos de manutenção.

3.5. Lentes de contacto adaptadas

Foram utilizadas 6 LC descartáveis diárias esféricas de diversos fabricantes e disponíveis para venda em Portugal.

Quatro dessas lentes foram apresentadas recentemente no nosso país e contém silicone na sua matriz. As restantes duas apresentam polímeros em Hi convencional.

As características das lentes adaptadas encontram-se na tabela 3.2.

Tabela 3.2. Principais características das lentes de contacto utilizadas no estudo ^{47,49,55,70,86,60,74,75}

Lentes de contacto	MyDay®	Dailies® AquaComfort Plus®	1-Day Acuvue® TruEye®	Dailies Total1®	Biotrue® ONEday	Proclear® 1 Day
Material	Stenfilcon A	Nelfilcon A	Narafilcon A	Delefilcon A	Nesofilcon A	Omafilcon A
Fabricante	Cooper Vision®	Alcon®	Jonhson& Johnson®	Alcon®	Bausch& Lomb®	Cooper Vision®
Grupo FDA	II	II	I	I	II	II
ECA (%)	54	69	48	33 - 80	78	60
Diâmetro (mm)	14.2	14.0	14.2	14.1	14.2	14.2
Raio de curvatura (mm)	8.4	8.7	8.5 9.0	8.5	8.6	8.7
Principais Monómeros	Si-Hi	PVA HPMC PEG	Si-Hi PVP	Si-Hi PC2	pHEMA PVP NVP	pHEMA PC
Espessura central (-3D) (mm)	0.08	0.1	0.07	0.09	0.1	0.09
DK/t (-3D) (Barrer)	100	26	118	156	42	36.6
IR (-3D)	1.4011	1.3800	1.4100	1.4200	1.3740	1.3870
Módulo de elasticidade (Mpa)	0.40	0.89	0.66	0.70	0.49	0.49

fosfatidicolina (DMPC); álcool polivinílico (PVA);
 Hidroxipropil-metil cellulose (HPMC); Polietileno glicol (PEG);
 Polivinil pirrolidona (PVP); N-vinil pirrolidona (NVP);
 poli-2-hidroxietil metacrilato (pHEMA); 2-metacriloxi-etil fosforilcolina (PC)

A seleção das LC seguiu um modelo aleatório contralateral. Apesar de para cada paciente, existir uma combinação de lentes pré-definida, nos casos em que a adaptação não fosse aceitável – por parte de sintomatologia apresentada pelo paciente ou por inadequação aos parâmetros oculares – procedia-se à escolha de uma nova combinação (Anexo 3). Com este modelo de seleção pretendia-se estabelecer uma análise comparativa entre as diversas lentes estudadas.

3.6. Parâmetros registados

Os parâmetros e métodos utilizados ao longo do estudo estão resumidamente descritos na tabela 3.3. Alguns dos parâmetros avaliados encontram-se descritos mais detalhadamente nesta secção.

Tabela 3.3. Parâmetros registados e método de quantificação

Parâmetro	Método de quantificação
<i>Acuidade Visual</i>	Decimal
<i>Parâmetros oculares:</i>	
Abertura palpebral	
Diâmetro de iris visível	Milímetros
Diâmetro pupilar fotópico	
Raio de curvatura médio	
<i>Classificação do pestanejo</i>	Completo/incompleto
<i>Frequência do pestanejo</i>	Pestanejos/minuto
<i>Exploração ocular:</i>	
Hiperemia conjuntival bulbar	4 Posições: nasal, temporal, superior e inferior
Hiperemia conjuntival limbal	Graus de 0-4
Neovascularização corneal	
<i>Adaptação das LC:</i>	
Movimento/ cobertura	Graus 0-5
Centragem	Graus 0-3
<i>Qualidade da película lacrimal:</i>	
TRLNI	Segundos
TRLPL	
<i>Avaliação subjetiva:</i>	
Conforto, visão, secura ocular	Graus 0-10
<i>Propriedades das LC:</i>	
Índice de refração	
Conteúdo em água	

3.7. Avaliação da sintomatologia

A identificação e análise de sintomas é uma prática importante na área da contactologia.

O desenvolvimento de uma anamnese detalhada e objetiva, com a devida atenção sobre determinadas queixas evidenciadas pelo paciente será crucial para o perfeito entendimento do problema e a sua correta resolução. Alguns estudos revelam que as principais causas de abandono de LC incluem o desconforto e a secura ocular.^{145,146,148}

Ao longo deste estudo, foram utilizadas técnicas de avaliação da sintomatologia validadas de forma a tornar a análise mais objetiva.

3.7.1. Questionário de *McMonnies*

O questionário de *McMonnies* veio complementar a recolha de informação obtida na anamnese. Com o preenchimento deste questionário, pretendia-se conhecer de uma forma mais detalhada, sintomas de secura, irritação ou desconforto ocular apresentados por cada paciente.

Segundo *Riley et al.*⁵³ a secura ocular – um dos sintomas mais reportados por utilizadores de LC – é uma queixa difícil de quantificar não só devido à natureza específica do sintoma, mas também pela falta de correlação entre a severidade do sintoma e os sinais clínicos observados.

O questionário é composto por 13 questões, nas quais são avaliados os sintomas e a frequência com que ocorreriam (tabela 3.4).

Tabela 3.4. Sintomas e frequência avaliados com o questionário de *McMonnies*

Sintomas	Frequência
Dor ocular	
Comichão (prurido)	
Olhos secos	Nunca
Sensação de areia	Às vezes
Ardência	Frequentemente
Irritação	Constantemente
Olho vermelho	
Sensibilidade ocular em ocasiões específicas (ambientes com fumo, ar condicionado, piscinas, após a ingestão de álcool)	

Para além da análise da sintomatologia, os questionários são uma ferramenta fundamental na deteção do olho seco. De acordo com o método proposto por *McMonnies* e *Ho*,²¹⁰ a cada resposta é atribuída uma cotação. A pontuação final do questionário permite diferenciar o grau de olho seco em três categorias principais:^{211,212} Olho normal (valores entre 0-9), olho seco marginal (valores entre 10-20) e olho seco (valores acima de 20).

As questões que compõem o questionário e as respetivas pontuações encontram-se disponíveis no Anexo 4.

3.7.2. Questionário de conforto, visão e secura ocular

Este questionário foi o método utilizado para conhecer a opinião – avaliação subjetiva - de cada paciente relativa às LC.

Durante a utilização das lentes, cada paciente preenchia uma tabela de forma a dar a conhecer a sua experiência com as mesmas (Anexo 5). Era pedido que avaliassem, numa escala de 0 (mau) a 10 (excelente), o conforto, a qualidade de visão e a sensação de secura ocular em dois momentos do dia. Estas escalas são comumente usadas em ciências da saúde e denominam-se de escalas visuais análogas (VAS) (figura 3.2).²¹³

No final de cada dia era pedido que apontassem também o número de horas de utilização de lentes e o número de horas que consideraram o seu uso confortável.

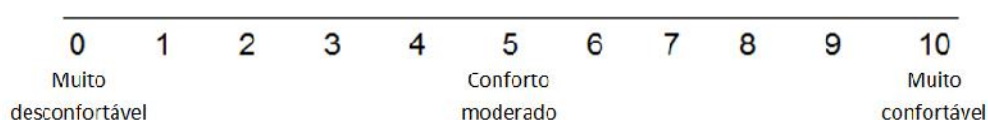


Figura 3.2. Escala de avaliação para o conforto utilizada no questionário

Pretendia-se assim obter uma comparação entre as diversas avaliações subjetivas com os diferentes tipos de lentes.

3.8. Exploração ocular

A exploração do polo anterior do olho é uma fase importante no decorrer do exame geral de saúde ocular.²¹⁴ O recurso à biomicroscopia é essencial para a avaliação preliminar e seguimento do paciente utilizador de LC.²¹⁵

Ao longo deste trabalho, a lâmpada de fenda foi o instrumento utilizado para avaliar a integridade do segmento anterior e detetar possíveis alterações que pudessem condicionar o uso de LC.

Os estados fisiológicos ou sinais clínicos foram quantificados recorrendo a escalas de graduação e quantificação sugeridos por *Efron* (Anexo 6).²¹⁵ Os sinais eram avaliados com base numa escala de 0 (ausente) – 4 (severo) tal como exemplificado para a hiperemia conjuntival na figura 3.3.

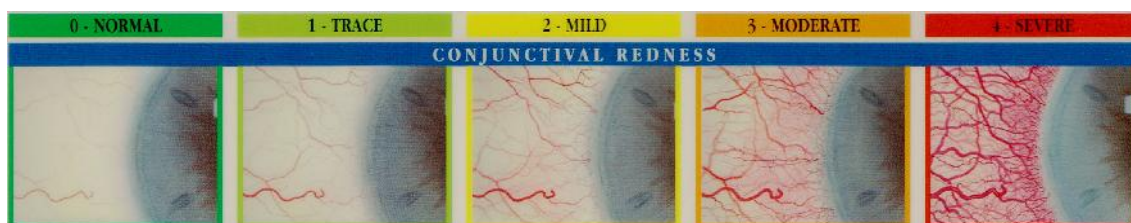


Figura 3.3. Escala de *Efron* utilizada para a quantificação da hiperemia conjuntival bulbar

Foram registados os dados para a hiperemia conjuntival e neovascularização corneal nos 4 quadrantes principais e em três momentos do dia: sem LC, após 10-15 minutos e entre 4 a 5 horas de uso de LC.

3.9. Avaliação da qualidade lacrimal

Existem numerosas técnicas para avaliar e caracterizar a película lacrimal. Neste trabalho, optou-se por medir a estabilidade lacrimal, utilizando o *tearscope* (*Keeler Instruments Ltd*, Windsor, UK). O *tearscope* tem a forma de uma pequena cúpula com um orifício central (figura 3.4). O equipamento utiliza um cátodo de luz fria como sistema de iluminação, de forma a não causar secura artificial do filme durante a execução do exame.



Figura 3.4. O *tearscope* (*Keeler Instruments Ltd*, Windsor, UK)

O que se pretende medir é o momento em que se dá a rotura do filme (TRL). A medição é registada com o auxílio de um cronómetro incorporado (figura 3.4). O equipamento vem acompanhado de um conjunto de filtros em forma de grelha que facilitam a observação e permitem melhorar a avaliação (figura 3.5).



Figura 3.5. Filtro utilizado nas medições

Durante os procedimentos de medida, os participantes eram instruídos para pestanejar e manter o olhar fixo até se observar alguma alteração na grelha refletida (figura 3.6). O tempo foi medido em segundos desde o último pestanejo até ao aparecimento da primeira distorção na grelha.

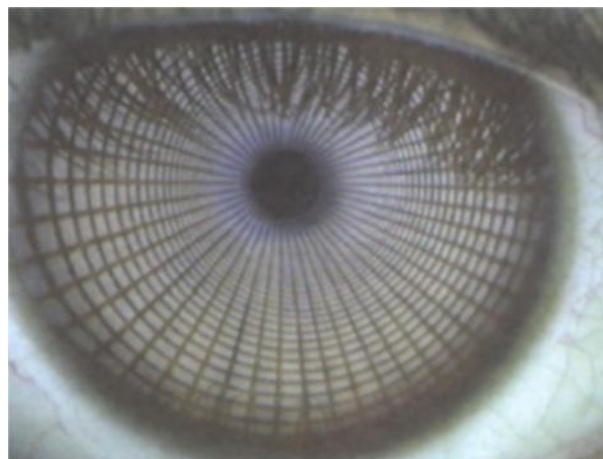


Figura 3.6. Padrão de reflexão de rede projetada pelo *tearscope*[®]

Os procedimentos foram realizados a uma temperatura média de $21.3 \pm 2.5^\circ\text{C}$ e uma humidade relativa média de $53 \pm 10\%$.

De forma a aumentar a fiabilidade, foram executadas 3 medições para cada um dos olhos e calculada a média aritmética.

Os TRL foram registados em 3 momentos do dia sem LC (TRLNI), após 20 minutos da colocação (TRLPL1) e no final do dia de uso (4.4 ± 0.2 horas – TRLPL2).

Pretendia-se assim determinar de uma forma indireta, a humectabilidade das LC em estudo, através da comparação dos tempos rotura registados sobre a LC.

3.10. Análise laboratorial das LC

O IR e o CA estão entre as propriedades com relevo no desenvolvimento de materiais biocompatíveis e a alteração destas propriedades poderá levar a efeitos irreversíveis na *performance* clínica das LC.

A componente laboratorial desenvolveu-se para caracterizar de forma objetiva as LC em estudo e analisar como estes parâmetros se alteram em função da utilização das mesmas.

3.10.1. Instrumento de investigação

O refratómetro digital CLR 12-70 (*Index Instruments*, Cambridge, UK) foi o equipamento utilizado para a medição do IR e do CA (figura 3.7).



Figura 3.7. O refratómetro CLR 12-70 (*Index Instruments*, Cambridge, UK)

O princípio de funcionamento deste instrumento baseia-se na medição do ângulo crítico por *back reflection*. O feixe de luz não atravessa diretamente a amostra, pelo que a transparência da lente não irá afetar a qualidade da medição.²¹⁶

Este aparelho fornece a leitura direta da medida com mínima influência do operador, indicando valores exatos e reprodutíveis do IR.^{191,217}

O instrumento foi programado a usar num varrimento contínuo e os procedimentos de medida utilizados seguiram as recomendações do fabricante¹⁹¹ e dos autores *Nichols et al.*²¹⁷

O *software* do CLR 12-70 está ainda programado com uma equação que relaciona o CA da amostra com o seu IR (equação 3.1).

Equação 3.1. Equação utilizada pelo refratómetro para o cálculo da percentagem do conteúdo em água

$$\%CA = \frac{n_1 - n_2}{n_1 - n_s}$$

A percentagem de água do polímero (%CA) é calculada através de uma relação entre o IR da lente (n_2), do material desidratado (n_1) e da solução envolvente (n_s).

Recorrendo a esta função, foram obtidos os dados relativos à %CA para cada uma das lentes estudadas (figura 3.8).



Figura 3.8. Exemplificação dos dados recolhidos para a percentagem de água no *display* do equipamento

Ao longo do período experimental, os procedimentos expostos foram realizados no mesmo local a uma temperatura média de $18.2 \pm 0.8^\circ\text{C}$ e a humidade média relativa de $50 \pm 5\%$.

3.11. Medição do índice de refração

Os valores do IR foram registados para lentes novas, desidratadas e após a sua utilização

3.11.1. Procedimento utilizado

A medição das lentes novas foi feita após a abertura do blister. Com o auxílio de uma pinça, retirou-se o excesso de solução com papel absorvente. Posteriormente, as lentes foram colocadas sobre o apoio do refratómetro e o equipamento realizava a medida instantaneamente (figura 3.9). A leitura foi registada apenas quando o valor fosse estável.



Figura 3.9. Exemplificação dos dados recolhidos para o índice de refração no *display* do equipamento

Repetiu-se o procedimento de forma a obter 4 valores de IR para cada LC. Foi considerado o valor médio destas medidas.

3.11.2. Medição do índice de refração das lentes desidratadas

Para se determinar a %CA através da equação 3.1, foi necessário obter o IR das LC desidratadas. As LC foram colocadas numa rede e expostas ao ar durante o período máximo de 1 hora. O valor do IR foi considerado como a última medição dada pelo refratómetro antes da lente se degradar. Os tempos necessários para a desidratação foram também registados (Anexo 7).

3.11.3. Medição do índice de refração das lentes usadas pelos participantes

As medições do IR das lentes usadas seguiram o mesmo procedimento descrito acima.

Não tendo sido possível efetuar a medição logo após a remoção da lente do olho do paciente, as lentes foram conservadas numa solução única por 24h e só então realizada a sua medição.

Para estabelecer uma análise comparativa, as lentes novas foram também medidas após imersão na mesma solução durante 24h.

3.11.4. Solução de manutenção

A solução utilizada para conservar as lentes foi a Opti-Free® PureMoist® (Alcon®, Texas, USA).

Esta solução única é recomendada para a desinfeção e conservação de qualquer tipo de LCH.²¹⁸ É constituída por um sistema de desinfeção duplo, composto por polyquaternium-1 (Polyquad) e miristamidopropil dimetilamina - MAPD (Aldox).^{219,220,221} A solução apresenta ainda um agente hidratante denominado de Hydraglyde^{219,221} (EOBO-41). Este componente associado com Tetronic 1304 criam uma matriz hidratante sobre a superfície da lente, promovendo a humectabilidade e o conforto aquando da inserção.^{218,221} Os principais constituintes desta solução estão descritos na tabela 3.5.

Tabela 3.5. Constituição da solução Opti-free PureMoist^{219,222}

	Fabricante	Agentes desinfectantes	Outros constituintes
Opti-free® PureMoist®	Alcon®	Polyquaternium-1 0.001% MAPD 0.0006% EDTA dissódico 0.05%	Tetronic 1304, EOBO-41, Citrato de sódio, cloreto de sódio, Ácido bórico, sorbitol, aminometilpropanol

Note-se que o uso da solução de manutenção foi feito apenas para conservar as lentes antes da medição.

3.12. Análise estatística

Nesta secção serão abordados os métodos que foram utilizados para conduzir a análise estatística. A análise dos resultados foi feita utilizando o SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 22 (SPSS Inc., USA).

Na aplicação de testes de hipótese estatísticos é essencial identificar a forma como se distribuem os valores de uma variável. Se a distribuição de valores seguir a distribuição normal poderemos utilizar os testes paramétricos ou testes *t*. Caso contrário, são recomendados os testes não paramétricos equivalentes.²²³

A normalidade das variáveis foi avaliada usando o teste de *Shapiro-Wilk*²²⁴ ($n < 30$). Para este teste a hipótese nula considera que o conjunto de dados segue uma distribuição normal. A hipótese nula é rejeitada se o valor de significância estatística (p) for inferior a 0.05. Assim sendo as variáveis seguem a distribuição normal caso $p > 0.05$. O nível de significância considerado neste estudo foi de $\alpha = 0.05$.

Os testes paramétricos mais utilizados foram o *t de student* para amostras emparelhadas e o *ANOVA*. O teste *t* para amostras emparelhadas permitiu comparar as diferenças nas médias entre duas variáveis dentro do mesmo grupo (p.e. comparar o impacto fisiológico induzido antes e depois da utilização de uma determinada LC).

O *ANOVA* é uma extensão do teste *t* para variáveis com mais do que duas classes. Este teste permitiu conhecer as diferenças nas médias entre os diferentes grupos estudados. Para a sua aplicação foi necessário cumprir com o pressuposto da homogeneidade de variâncias. A homogeneidade de variâncias foi calculada através do teste de *Levene*.²²³ Nos casos em que não se verificou este pressuposto foram aplicados os testes de robustez de *Brown-Forsythe*.²²⁵ Para uma análise mais detalhada, sempre que existiram diferenças entre as médias dos diferentes grupos, foram aplicados testes de *Post-Hoc*²²⁵ para determinar em quais grupos essas diferenças seriam mais significativas. O teste *Post-Hoc* utilizado foi o *Tukey HSD*.

Os testes não paramétricos utilizados foram o de *Wilcoxon* e o de *Kruskal-Wallis*.²²⁶ Estes testes evidenciaram a diferença nas medianas entre os dados do mesmo grupo (*Wilcoxon*) ou entre os diversos grupos estudados (*Kruskal-Wallis*).

As correlações entre grandezas foram estabelecidas usando os coeficientes de *Pearson* para dados com distribuição normal ou o de *Spearman* nos casos em que não se verificasse a

normalidade.²²⁷ O valor destes coeficientes varia entre -1 e 1. Quanto mais próximo estiver dos valores extremos, maior é a associação entre grandezas.

Capítulo 4



Resultados

Este capítulo encontra-se dividido em 7 temas principais.

Nos primeiros temas abordam-se as características da amostra e os resultados da análise do questionário de *McMonnies*.

Em seguida são expostos os resultados relativos à adaptação de LC, análise dos TRL e exploração ocular.

Nos últimos temas são apresentados os resultados do trabalho laboratorial (análise das propriedades) e da avaliação subjetiva.

4.1. Caraterização da amostra

Participaram 27 indivíduos na sessão experimental. A refração média da amostra foi de -2.77 ± 1.85 D, sendo o valor mínimo e máximo de -0.50 D e -10.00 D respetivamente. Cerca de 70% dos participantes são do sexo feminino. Esta discrepância é representativa da atual população usuária de LC, com uma maior incidência de utilizadores de lentes do sexo feminino.^{31,228} As idades médias registadas foram de 27.4 ± 7.3 e 33.3 ± 8.3 anos para os sexos feminino e masculino respetivamente.

Relativamente à experiência anterior com LC, 24 participantes referiram usar ou já terem usado LC no passado, sendo que 16 usam regularmente e 8 referiram usar lentes em situações pontuais. Apenas 3 indivíduos foram adaptados com LC pela primeira vez (neófitos).

O gráfico da figura 4.1 evidencia os materiais de LC usados pelos participantes antes de iniciarem o estudo.

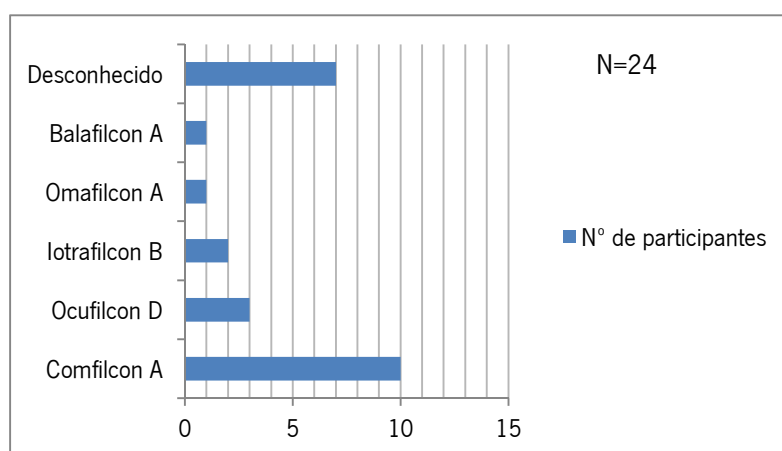


Figura 4.1. Lentes de contacto utilizadas pelos participantes antes de iniciarem o estudo

Verificou-se que todos os indivíduos têm experiência com o uso de LC descartáveis sendo que a maioria opta pelo regime de substituição mensal. No entanto, 7 desconhecem o tipo de lentes que usa porque faz um uso pontual ou altera frequentemente a marca de lentes.

Os parâmetros oculares da amostra encontram-se descritos na tabela 4.1.

Tabela 4.1. Parâmetros oculares médios registados

Parâmetro	Descrição
Raio de curvatura médio da córnea (Km)	7.73±0.22 mm
Diâmetro horizontal de íris visível (DHIV)	12.0±0.4 mm
Diâmetro pupilar (DP)	5.9±1.0 mm
Abertura palpebral (AP)	10.5±1.3 mm
Frequência do pestanejo (FP)	12.1±7.2 pest./min.
Classificação do pestanejo	15% pestanejo incompleto 85% pestanejo completo

Os diversos parâmetros foram correlacionados entre si numa tentativa de encontrar associações entre os mesmos:

- Foi encontrada uma correlação positiva entre o Km e o DHIV ($r=0.382$, $p=0.004$, *Spearman*). Esta correspondência está descrita na literatura^{229,230} sendo que raios de curvatura mais planos estão associados com córneas de maior diâmetro.
- Considerando o DP médio de 6.16 ± 1.10 mm e 5.25 ± 0.58 mm para o sexo feminino e masculino respetivamente, tornou-se evidente uma relação entre este parâmetro com a idade ($r=-0.656$, $p<0.001$ *Spearman*) e com o sexo dos participantes ($p=0.003$, *Mann-Whitney U*).
- De salientar também a existência de uma correlação moderada entre a FP e a AP ($r=0.379$, $p=0.005$, *Spearman*).
- Considerou-se ainda relevante investigar a existência de uma ligação entre os valores do TRLNI e a FP. Os resultados podem ser observados na figura 4.2.

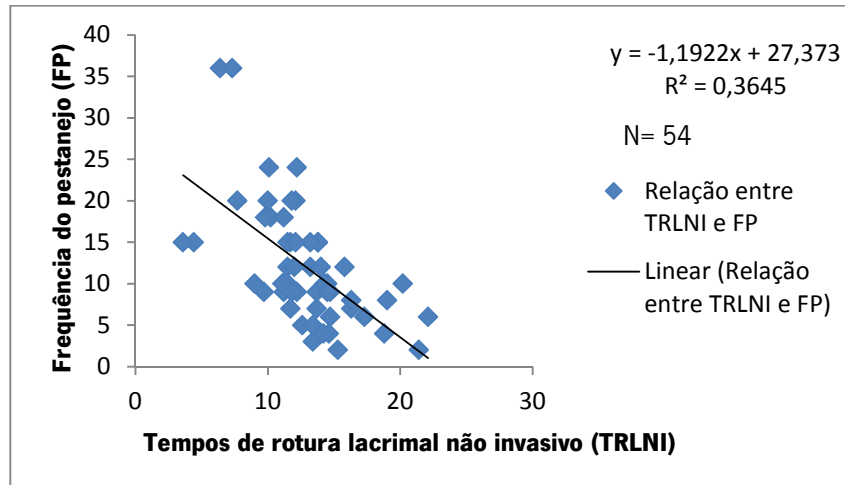


Figura 4.2. Gráfico de dispersão e reta de regressão linear entre os tempos de rotura lacrimal não invasivo e a frequência do pestanejo

O gráfico acima comprova a existência de uma associação negativa forte entre as duas grandezas. Com base nos resultados obtidos, tempos de rotura mais baixos correspondem a frequências de pestanejo mais elevadas ($r=-0.645$, $R^2=0.36$, $p<0.001$, *Spearman*).

De forma a facilitar a avaliação, os participantes foram organizados em 6 grupos em função das LC adaptadas. Cada grupo foi constituído por 9 participantes ($n=9$). Esta divisão permitiu analisar as diferenças entre os parâmetros oculares dos indivíduos que possam afetar o comportamento das LC.

Na tabela 4.2. encontram-se registados os parâmetros oculares para cada um dos grupos previamente estabelecidos.

Tabela 4.2. Parâmetros oculares registados em função dos grupos de utilizadores de lentes de contacto em estudo

	Km (mm)	DHIV (mm)	DP (mm)	AP (mm)	FP (pest./min.)
Pre-MyDay	7.67±0.28	12.1±0.4	5.9±1.0	10.3±1.5	13.1±9.8
Pre-Dailies Total1	7.74±0.13	12.0±0.4	6.1±1.0	10.9±1.6	15.6±9.3
Pre-Dailies Aquacomfort P.	7.81±0.26	12.0±0.4	5.7±1.2	10.4±1.2	9.7±4.1
Pre-1D Acuvue TruEye	7.77±0.17	11.9±0.5	6.0±1.0	10.8±1.0	13.4±6.9
Pre-Biotrue 1D	7.66±0.17	11.9±0.3	5.8±1.3	10.2±1.1	9.6±4.0
Pre-Proclear 1D	7.72±0.28	12.2±0.5	5.8±1.0	10.6±1.2	11.0±7.0
<i>p</i>	<i>0.70(a)</i>	<i>0.81(b)</i>	<i>0.94(b)</i>	<i>0.77(b)</i>	<i>0.57(b)</i>

(a) ANOVA

(b) Kruskal-Wallis

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os diversos grupos para cada um dos parâmetros em apreciação. Tendo em conta que os parâmetros oculares dos indivíduos que integram os diferentes grupos são idênticos entre si, presume-se assim que o comportamento observado para cada uma das LC em estudo não será afetado pelas características anatómicas/fisiológicas dos participantes.

4.2. Questionário de *McMonnies*

Após terem sido analisados os dados fornecidos pelo questionário, 63% dos participantes foram classificados como normais e 37% apresentaram olho seco marginal. Nenhum dos indivíduos foi classificado como tendo olho seco.

Os olhos foram categorizados como “normais” quando a pontuação ou cotação final do questionário se situasse entre 0 e 9. Por sua vez, a classificação de olho seco marginal ocorreu para pontuações entre 10 e 20 (Anexo 4).

A mediana registada foi de 7 sendo o valor máximo e mínimo de 16 e 2 respetivamente.

Quando analisadas as pontuações em função do sexo, não foram encontradas diferenças significativas ($p=0.76$, *Mann-Whitney U*). A mediana obtida para os indivíduos do sexo feminino foi de 8 e para o sexo masculino 7.

Os dados foram ainda agrupados de acordo com a faixa etária (tabela 4.3).

Tabela 4.3. Cotação dos questionários em função da idade dos participantes

Faixa etária (anos)	Mediana das cotações	Intervalo das cotações
[18,27[6	[2,11]
[27,36[12	[7,16]
[36,45]	9	[5,14]

A tabela acima representa a mediana das cotações para cada faixa etária. Estão também representados os intervalos das cotações máximas e mínimas registadas para cada grupo.

Verifica-se que as medianas diferem para cada faixa etária sendo esta diferença considerada estatisticamente significativa ($p=0.002$, *Kruskal Wallis*).

O teste de *Mann Whitney U* foi utilizado para investigar as diferenças entre as medianas dos diversos grupos e verificou-se que a diferença é mais evidente quando comparados os indivíduos da faixa etária dos [18,27[e dos [27,36[($p=0.001$).

4.2.1. Análise da sintomatologia

Os sintomas analisados incluíram a dor ocular, prurido, secura ocular, sensação de areia e ardência. O gráfico da figura 4.3 indica a distribuição da percentagem que cada um dos sintomas foi reportado.

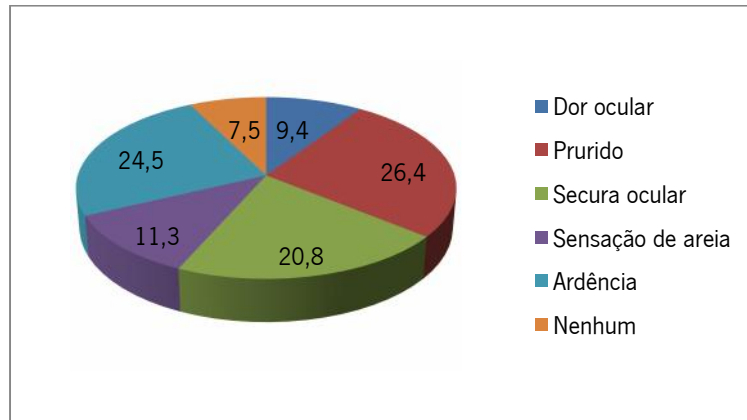


Figura 4.3. Representação da percentagem dos sintomas assinalados pelos participantes

Os sintomas mais referenciados pelos participantes foram o prurido (26.4%), a ardência (24.5%) e a secura ocular (20.8%). 7.5% da amostra não referiu qualquer tipo de sintoma (4 casos).

A presença de sintomatologia foi ainda analisada em função do sexo. Recorrendo ao teste do *qui-quadrado*, não foram encontradas associações entre o sexo dos participantes e a dor ocular ($p=0.14$), prurido ($p=0.20$), secura ocular ($p=1.00$), sensação de areia ($p=1.00$) e ardência ($p=0.10$). Relativamente ao número de sintomas, os sujeitos do sexo masculino reportaram mais sintomas comparativamente ao sexo feminino mas essa diferença não foi significativa ($p=0.07$, *Mann-Whitney U*). As medianas registadas foram de 1 e 2 para o sexo feminino e masculino respetivamente.

Quando comparados o número de sintomas em função da idade, os participantes com idade superior a 27 anos tendem a reportar em média a presença de mais 1 sintoma do que indivíduos na faixa etária dos [18,27[anos, embora essa diferença não fosse significativa ($p=0.3$, *Kruskal Wallis*).

Para além dos sintomas reportados, outro aspeto relevante é a frequência com que estes ocorrem (figura 4.4).

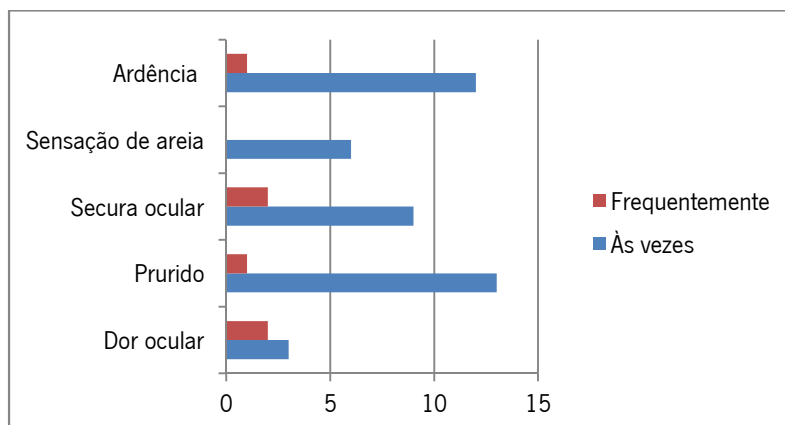


Figura 4.4. Frequência de sintomas reportados

A frequência com que os sintomas ocorreriam foi avaliada com base em 3 respostas possíveis: “Às vezes”, “frequentemente” e “constantemente”.

Optou-se por representar apenas as respostas “às vezes” e “frequentemente”, tendo em conta que nenhum dos participantes referiu apresentar um sintoma constantemente.

O número de indivíduos que referiu apresentar pelo menos um sintoma às vezes (20 casos) difere estatisticamente daqueles que o referem frequentemente (3 casos) e dos 4 casos considerados assintomáticos ($p < 0,001$, *Qui-quadrado*).

O questionário de *McMonnies* fornece também informações úteis sobre fatores ambientais que possam causar sintomatologia associada à secura ocular (figura 4.5).

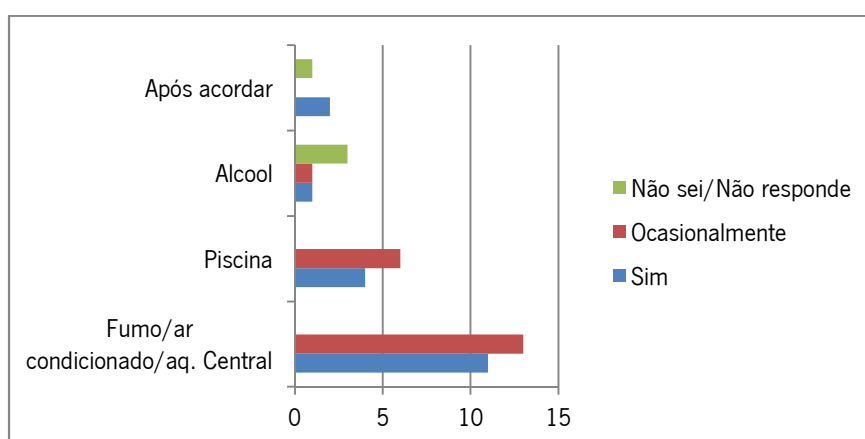


Figura 4.5. Presença de sintomas em ambientes específicos

No gráfico acima evidenciam-se as respostas dadas à presença de sintomatologia ocular em condições ou ambientes específicos. Como se pode observar, foram representadas as respostas “sim”, “ocasionalmente” e “não sei”.

Os ambientes com fumo, ar condicionado ou aquecimento central foram apontados como sendo os mais suscetíveis de induzir secura ocular. Cerca de 89% da amostra (24 casos) manifestaram sensibilidade nestes ambientes e esta diferença é estatisticamente significativa comparativamente às outras condições. ($p < 0,001$, *Qui-quadrado*). Cerca de 10 indivíduos expressam que os seus olhos ficam vermelhos e irritados quando nadam em piscinas sendo que 6 o apresentam ocasionalmente.

Não foi encontrada uma associação entre o número de sintomas reportados e as condições em que estes se manifestam. Assim sendo, os indivíduos que apresentam maior número de sintomas não reportam necessariamente a presença de mais sintomatologia em ambientes com fumo, ar condicionado ou aquecimento central ($p = 0,34$, *Qui-quadrado*), quando nadam na piscina ($p = 0,27$ *Qui-quadrado*), no dia seguinte a terem ingerido bebidas alcoólicas ($p = 0,76$ *Qui-quadrado*) e após acordar ($p = 0,17$ *Qui-quadrado*).

De forma a complementar as informações fornecidas pelo questionário, os participantes responderam ainda a algumas questões relacionadas com a presença de patologias sistémicas, comportamentos associados e tratamentos a que tenham sido submetidos. As condições analisadas estão representadas no gráfico da figura 4.6.

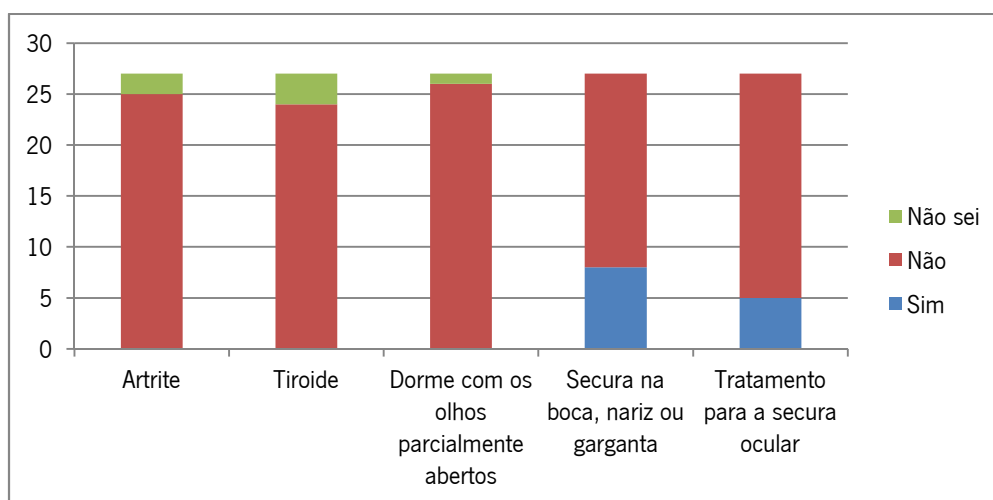


Figura 4.6. Questões complementares avaliadas no questionário

Para cada uma das condições, foram registadas as respostas “sim”, “não” e “não sei”.

Tal como seria de esperar, nenhum dos participantes respondeu afirmativamente às questões “Sofre de artrite?” e “Tem problemas de tiroide?”. , tendo em conta que a presença de patologias sistémicas seria um critério de exclusão do estudo. Quanto aos casos reportados como “não sei” foram justificados pela inexistência de sinais e sintomas associados às condições.

Cerca de 30% dos sujeitos manifestou apresentar secura na boca, nariz ou garganta (8 casos). No entanto não foi encontrada uma associação entre os participantes que reportam este sintoma e os que manifestaram secura ocular, ($p=0.65$ *Qui-quadrado*), ou os que tenham sido referenciados para tratamentos para a secura ocular ($p=1.00$ *Qui-quadrado*).

Apenas 5 participantes reportaram já terem sido submetidos a tratamentos para a secura ocular (19% da amostra). Estes indivíduos não apresentaram um maior número de sintomas ($p=0.97$, *Mann-Whitney U*) nem com mais frequência relativamente aos restantes ($p=0.13$, *Qui-quadrado*). Os TRL também não diferiram estatisticamente quando comparados com os valores médios obtidos para esta grandeza ($p=0.90$, *teste t para amostras independentes*). A média dos valores do TRLNI foi de $13.02 \pm 2.89s$ para os indivíduos referenciados para tratamentos de secura ocular e $12.81 \pm 3.55s$ para a restante amostra.

O uso de medicação poderá em certos casos favorecer o aparecimento de sintomatologia ocular. De forma a despistar estas condições e complementar as informações de saúde recolhidas durante a anamnese, o questionário de *McMonnies* fornece também indicações sobre a medicação que os participantes estivessem a fazer durante o período em que decorreu o estudo (figura 4.7).

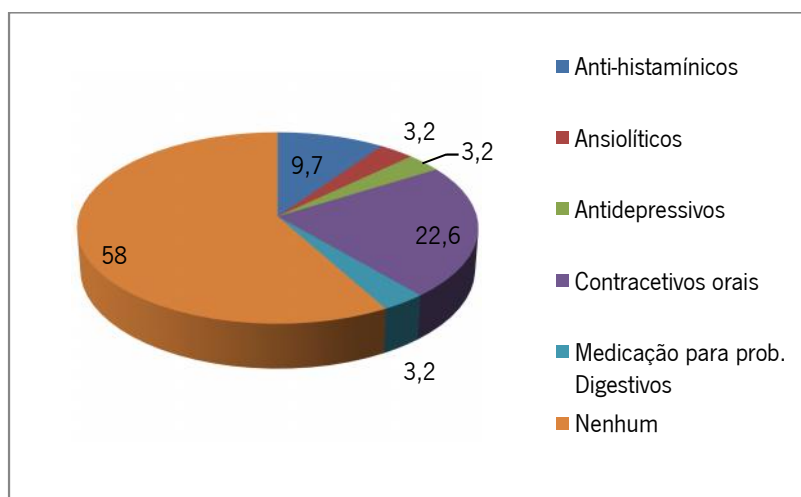


Figura 4.7. Medicação efetuada pelos participantes durante o período em que decorreu o estudo

Cerca de 58% dos indivíduos referiu não estar a fazer qualquer tipo de medicação.

Os fármacos mais citados foram os contracetivos orais (22.6%) e os anti-histamínicos. (9.7%). A percentagem de toma de contracetivos orais justifica-se pelo facto de a amostra ser constituída por 70% de indivíduos do sexo feminino.

Quando investigada a relação entre o número de sintomas reportados pelos participantes e o uso medicação, não foram encontradas quaisquer associações entre o número de sintomas e a toma de contracetivos orais ($p=0.48$, *Qui-quadrado*), anti-histamínicos ($p=0.33$, *Qui-quadrado*), ansiolíticos ($p=0.50$, *Qui-quadrado*), antidepressivos ($p=0.26$, *Qui-quadrado*) e medicação para problemas digestivos ($p=0.63$, *Qui-quadrado*).

4.3. Adaptação de LC

Os parâmetros avaliados incluíram o conforto, movimento, centragem e cobertura.

Os gráficos das figuras seguintes (figuras 4.8 à 4.11) demonstram os resultados obtidos para cada parâmetro analisado em função das LC em estudo. As barras de erro representam a cotação máxima e mínima para cada grupo de lentes.

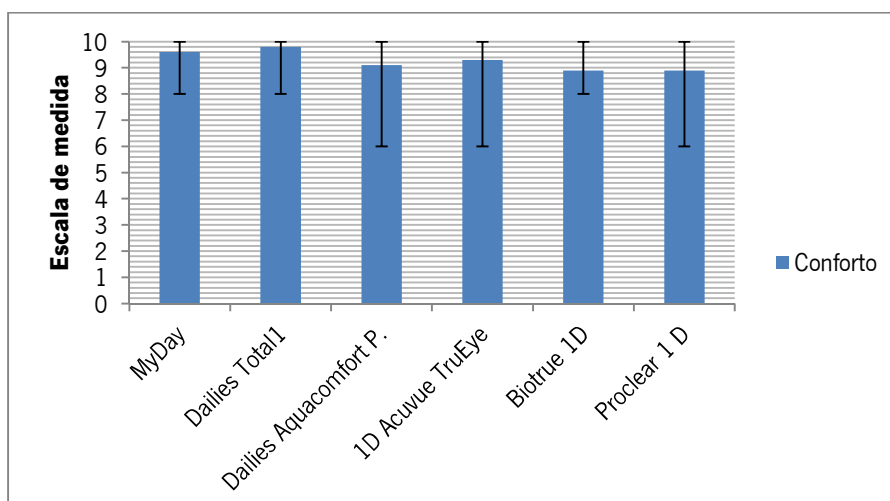


Figura 4.8. Classificação do conforto aquando da inserção para as diversas lentes de contacto

Pela observação do gráfico da figura 4.8 pode-se verificar que não existem diferenças substanciais nas classificações dadas pelos indivíduos ($p=0.42$, *Kruskal-Wallis*). Para cada uma das lentes, as classificações médias situam-se no intervalo de 8 a 10. A lente com melhor classificação foi a Dailies Total1 (9.8) e as que apresentaram uma cotação mais baixa foram a Biotrue 1D e Proclear 1D (8.9).

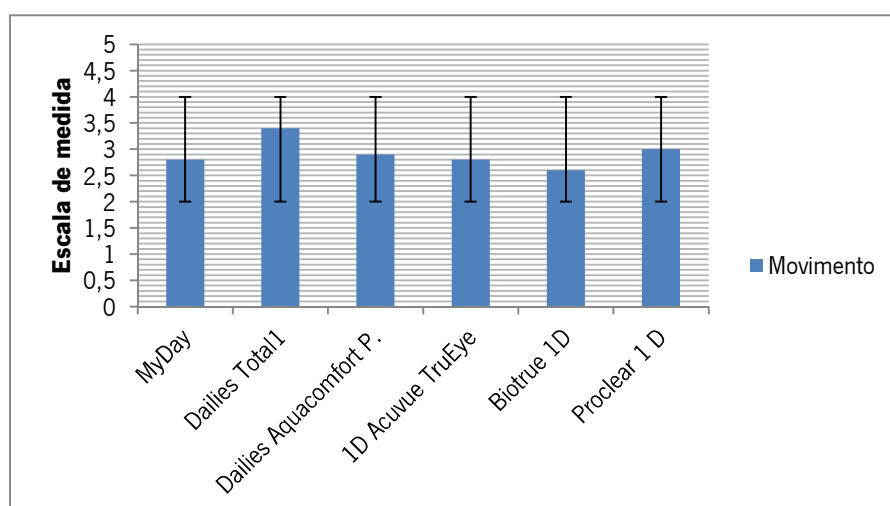


Figura 4.9. Classificação do movimento das lentes de contacto para os diversos grupos em teste

O gráfico da figura 4.9 evidencia os resultados obtidos para o movimento registado após adaptação das LC. Em média todas as lentes apresentam valores muito próximos mas inferiores a 3, com a exceção da Dailies Total1 (3.4) e a Proclear 1D (3.0). O que significa que na maioria dos casos as adaptações foram consideradas corretas embora ligeiramente fechadas. No

entanto, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para os valores do movimento entre os diversos tipos de lentes ($p=0.50$, *Kruskal-Wallis*).

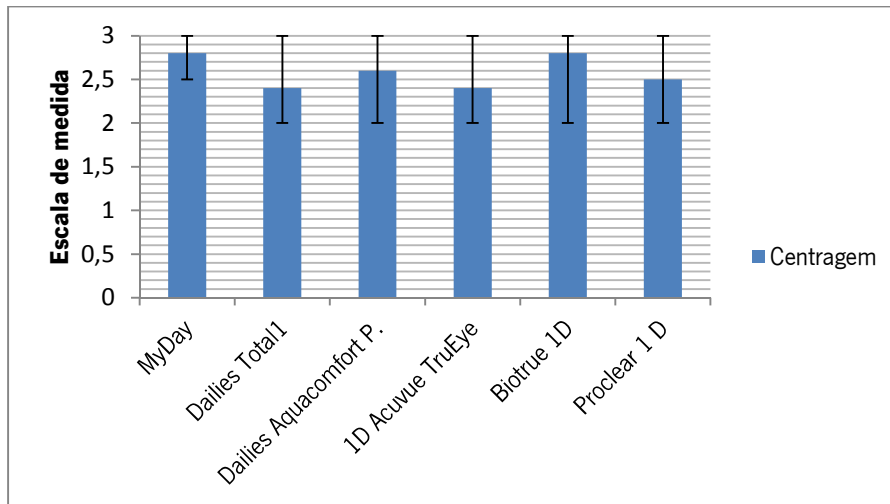


Figura 4.10. Classificação da centragem para as diversas lentes em teste

Perante a visualização do gráfico da figura 4.10, observa-se alguma variabilidade nas avaliações, sendo que a diferença nos valores encontrados não foi considerada significativa ($p=0.08$, *Kruskal-Wallis*).

A lente MyDay e Biotrue 1D apresentaram a melhor classificação média (2.8). Embora ligeiramente mais baixas, as classificações para as restantes LC foram igualmente aceitáveis.

Tal como para os parâmetros anteriores, o gráfico da figura 4.11 representa as avaliações da cobertura para as diferentes lentes em teste.

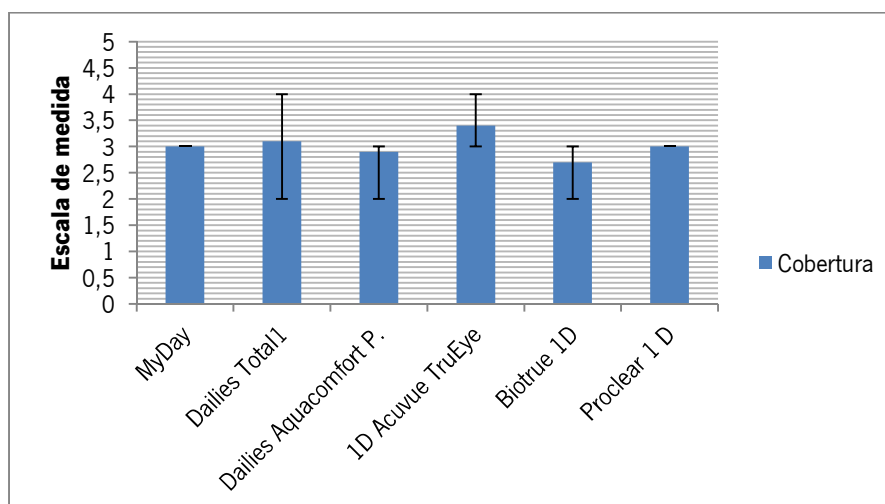


Figura 4.11. Classificação da cobertura das lentes de contacto para os diversos grupos de teste

As lentes MyDay e Proclear 1D registaram mesmo a classificação máxima (3.0) em todos os casos observados. A 1D Acuvue TruEye (3.4) e Biotrue 1D (2.7) registaram os valores mais distintos.

Mais uma vez, não foram registadas diferenças estatisticamente significativas para a cobertura das diversas lentes analisadas ($p=0.07$, *Kruskal-Wallis*).

4.4. Análise dos tempos de rotura lacrimal

A medição dos TRLNI ocorreu durante o período da manhã e sem LC.

O TRLNI não diferiu estatisticamente quando comparados os valores médios obtidos para o olho direito e esquerdo da amostra. O valor médio foi de 12.8 ± 3.7 s para o olho direito e 12.9 ± 3.5 s para o olho esquerdo ($p=0.77$, *teste t para amostras emparelhadas*).

Os valores médios do TRLNI estão representados na tabela seguinte, de acordo com os grupos em estudo.

Tabela 4.4. Representação dos valores médios dos tempos de rotura lacrimal não invasivos em função dos grupos de estudo

	TRLNI (s)
Pre- MyDay	12.53 ± 4.61
Pre- Dailies Total1	11.13 ± 3.67
Pre- Dailies AquaComfort P.	12.77 ± 1.65
Pre-1D Acuvue TruEye	13.79 ± 4.16
Pre-Biotrue 1D	13.88 ± 4.99
Pre-Proclear 1D	12.99 ± 1.71
<i>p</i>	<i>0.66</i>

Apesar de existirem algumas diferenças nos tempos de rotura, estas alterações não foram consideradas estatisticamente significativas ($p=0.66$, *ANOVA*).

Os tempos de rotura lacrimal pré-lente foram registados aos 20 minutos (TRLPL1) e 4.4±0.2 horas após a colocação de LC (TRLPL2). O gráfico da figura 4.12 exhibe os valores médios do TRLNI, TRLPL1 e TRLPL2 obtidos para os 27 participantes.

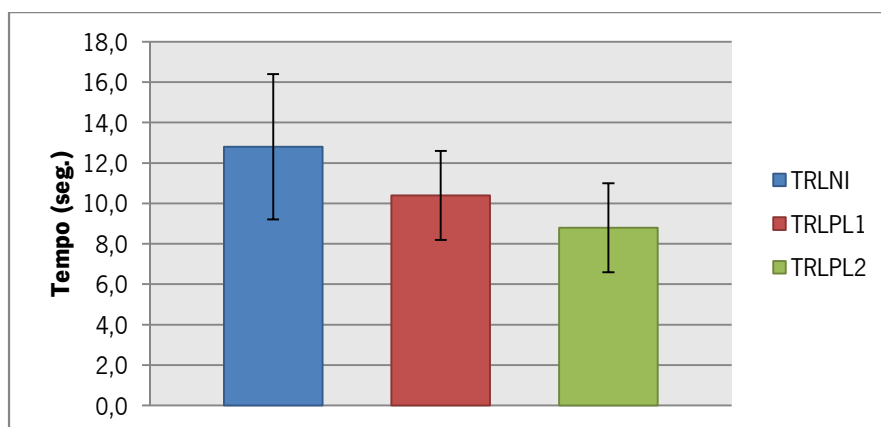


Figura 4.12. Valores médios registados para os tempos de rotura lacrimal não invasivos e pré-lente da amostra

Em termos globais, a utilização de LC afeta os TRL, sendo que estes decrescem ao longo do período de uso de lentes ($p<0.001$, *Wilcoxon*). Os valores médios foram de 12.8 ± 3.6 s para o TRLNI, 10.4 ± 2.2 s para o TRLPL1 e 8.8 ± 2.2 s para o TRLPL2.

De forma a investigar possíveis alterações nos TRL, os valores médios do TRLNI, TRLPL1 e TRLPL2 foram representados em função dos diversos grupos de estudo (figura 4.13).

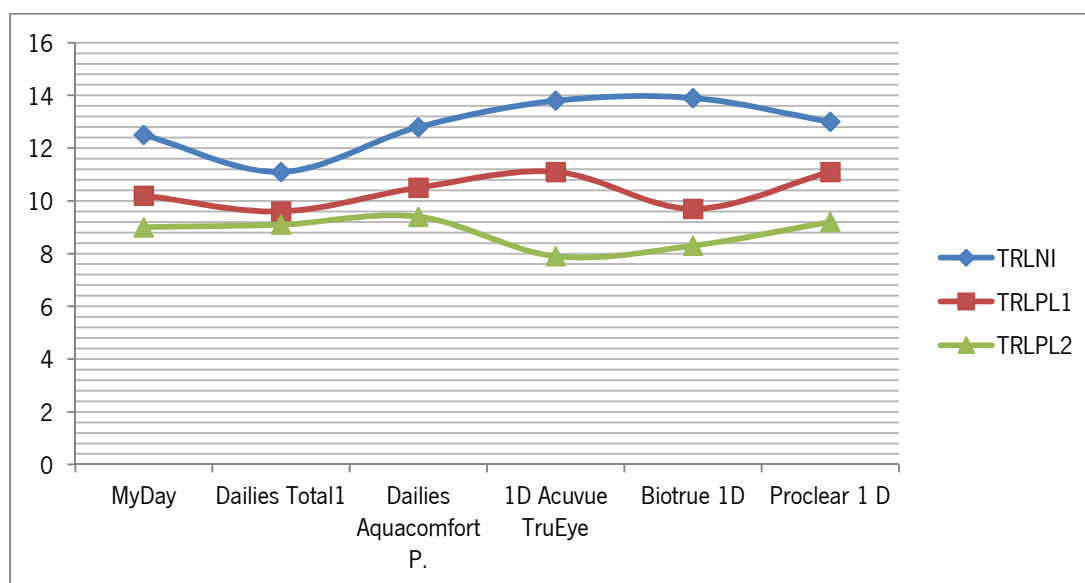


Figura 4.13. Valores médios dos tempos de rotura lacrimal não invasivos e pré-lente em função dos grupos de estudo

Através da visualização do gráfico da figura 4.13, pode-se observar que existe um maior decréscimo nos TRL para as LC 1D Acuvue TruEye e Biotrue 1D, Sendo que para a 1D Acuvue TruEye o valor decresceu de 13.79 ± 4.16 s para 7.91 ± 1.56 s ($p=0.008$, *Wilcoxon*) e para a Biotrue 1D o decréscimo registado foi de 13.88 ± 4.99 s para 8.27 ± 1.66 s ($p=0.008$, *teste t para amostras emparelhadas*). Porém os utilizadores da LC Dailies Total1 apresentaram uma maior estabilidade nos TRL. Sendo que o valor decresce de 11.13 ± 3.67 s e para 9.12 ± 1.67 s ($p=0.141$, *teste t para amostras emparelhadas*).

A redução acentuada dos TRLPL poderá ser interpretada como uma diminuição da humectabilidade da superfície da LC. Para complementar a análise, foram comparados os valores médios do TRLPL2 e do TRLPL1 (tabela 4.5).

Tabela 4.5. Representação dos valores médios dos tempos de rotura lacrimal pré-lente para os diversos grupos

	TRLPL1 (s)	TRLPL2 (s)	TRLPL	p
MyDay	10.16 ± 1.43	9.03 ± 1.84	- 1.13	0.151(a)
Dailies Total1	9.60 ± 1.76	9.12 ± 1.67	-0.48	0.102(a)
Dailies Aquacomfort P	10.46 ± 2.95	9.40 ± 3.81	-1.06	0.110(b)
1D Acuvue TruEye	11.10 ± 2.42	7.91 ± 1.56	-3.19	0.006(a)
Biotrue 1D	9.72 ± 2.12	8.27 ± 1.66	-1.45	0.520(a)
Proclear 1D	11.06 ± 2.26	9.21 ± 2.09	-1.85	0.150(a)

(a) *Teste t para amostras emparelhadas*(b) *Wilcoxon.*

A tabela acima exhibe a variação ocorrida entre as duas grandezas (TRLPL), para as diversas lentes em teste. A variação calculada para a LC 1D Acuvue TruEye foi de maior amplitude quando comparada com as restantes lentes e esta diferença foi considerada estatisticamente significativa ($p=0.006$).

4.5. Exploração ocular

Os participantes foram observados antes da colocação das LC (T_0), após 10-15 minutos da inserção (T_1) e no final do período de uso (T_2). Os parâmetros clínicos avaliados foram a hiperemia conjuntival bulbar (HCB), hiperemia conjuntival limbal (HCL) e neovascularização corneal (NEOV).

Na tabela 4.6 encontram-se representados os valores médios para os 4 quadrantes da HCB, HCL e NEOV, obtidos em T_0 para cada grupo de estudo.

Tabela 4.6. Valores médios iniciais da hiperemia conjuntival bulbar, limbal e neovascularização corneal da amostra

	HCB	HCL	NEOV
Pre-MyDay	0.38±0.31	0.18±0.18	0.00
Pre-Dailies Total1	0.46±0.56	0.32±0.55	0.04±0.09
Pre-Dailies Aquacomfort P.	0.53±0.24	0.24±0.28	0.08±0.14
Pre-1D Acuvue TruEye	0.57±0.43	0.24±0.30	0.00
Pre-Biotrue 1D	0.41±0.30	0.22±0.28	0.04±0.09
Pre-Proclear 1D	0.46±0.49	0.21±0.25	0.04±0.07
<i>p</i>(a)	<i>0.78</i>	<i>1.00</i>	<i>0.25</i>

(a) *Kruskal-Wallis*

Verifica-se que os valores médios obtidos para cada um dos parâmetros são muito semelhantes entre os grupos, não existindo portanto diferenças significativas na fisiologia ocular dos 27 participantes.

O gráfico da figura 4.14 representa a evolução das classificações dos parâmetros em análise no período em estudo.

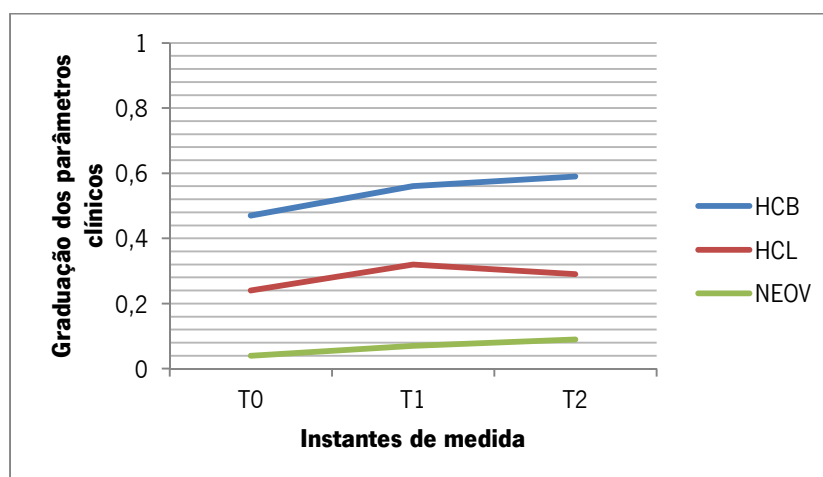


Figura 4.14. Evolução das classificações para a hiperemia conjuntival, limbal e neovascularização corneal ao longo do tempo de uso de lentes de contacto

Em termos globais, a utilização de LC afeta a fisiologia ocular, com a evolução nas classificações mais relevante observada para a HCB. Neste caso as cotações foram de 0.47 ± 0.39 em T_0 , 0.56 ± 0.34 em T_1 e 0.59 ± 0.32 em T_2 ($p=0.004$, *Friedman*).

A HCL apresentou uma classificação média mais alta em T_1 comparativamente a T_0 e T_2 ($p=0.021$, *Friedman*). Em T_0 o valor médio foi de 0.24 ± 0.31 , em T_1 0.32 ± 0.29 e em T_2 0.29 ± 0.20 .

Nas tabelas 4.7, 4.8 e 4.9 encontram-se as classificações médias registadas para a HCB, HCL e NEOV ao longo do tempo, para cada grupo de estudo e de acordo com os 4 quadrantes avaliados (nasal, temporal, inferior e superior).

Tabela 4.7. Classificações da hiperemia conjuntival bulbar ao longo do tempo, para os diversos grupos de estudo

Quadrante	Lente	T_0	T_1	T_2	$p(a)$
Nasal	MyDay	0.50±0.35	0.56±0.50	0.50±0.46	0.939
	Dailies Total1	0.61±0.74	0.81±0.59	0.78±0.51	0.513
	Dailies	0.78±0.51	0.72±0.26	0.78±0.51	0.882
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.78±0.57	1.10±0.30	0.78±0.44	0.468
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.61±0.42	0.56±0.39	0.78±0.26	0.468
	Proclear 1D	0.61±0.70	0.61±0.55	0.72±0.51	0.867
	$p(b)$	0.821	0.160	0.914	
Temporal	MyDay	0.44±0.58	0.63±0.59	0.75±0.46	0.223
	Dailies Total1	0.50±0.70	0.50±0.53	0.67±0.43	0.504
	Dailies	0.83±0.35	0.94±0.46	0.94±0.30	0.247
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.72±0.36	0.83±0.35	0.94±0.53	0.180
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.50±0.35	0.61±0.49	0.67±0.35	0.247
	Proclear 1 D	0.56±0.63	0.72±0.57	0.72±0.51	0.232
	$p(b)$	0.355	0.438	0.460	
Superior	MyDay	0.17±0.25	0.19±0.26	0.31±0.37	0.368
	Dailies Total1	0.33±0.43	0.38±0.35	0.39±0.33	1.000
	Dailies	0.22±0.26	0.22±0.26	0.33±0.25	0.264
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.39±0.49	0.72±0.52	0.44±0.39	0.261
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.17±0.35	0.33±0.35	0.50±0.35	0.021
	Proclear 1 D	0.22±0.36	0.39±0.33	0.28±0.36	0.311
	$p(b)$	0.788	0.122	0.804	
Inferior	MyDay	0.39±0.49	0.44±0.50	0.44±0.50	1.000
	Dailies Total1	0.39±0.55	0.44±0.32	0.44±0.39	0.939
	Dailies	0.28±0.36	0.39±0.33	0.56±0.30	0.223
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.39±0.49	0.50±0.35	0.56±0.46	0.368
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.33±0.35	0.22±0.26	0.33±0.25	0.449
	Proclear 1 D	0.44±0.46	0.50±0.66	0.39±0.42	0.607
	$p(b)$	0.988	0.717	0.793	

(a) *Friedman* (b) *Kruskal-Wallis*

Quando comparadas as classificações entre as LC, não existem diferenças evidentes, sendo que os valores evoluem de forma idêntica desde T_0 até T_2 .

As alterações observadas foram significativas apenas no quadrante superior para a lente Biotrue 1D ($p=0.021$).

Tabela 4.8. Classificações da hiperemia conjuntival limbal ao longo do tempo, para os diversos grupos de estudo

Quadrante	Lente	T_0	T_1	T_2	$p(a)$
Nasal	MyDay	0.39±0.43	0.31±0.26	0.25±0.27	0.174
	Dailies Total1	0.50±0.71	0.50±0.65	0.44±0.50	0.472
	Dailies	0.28±0.44	0.44±0.39	0.50±0.43	0.422
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.28±0.36	0.39±0.42	0.33±0.35	0.472
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.39±0.49	0.39±0.42	0.50±0.35	0.692
	Proclear 1 D	0.44±0.46	1.11±1.51	0.39±0.33	0.062
	$p(b)$	0.927	0.564	0.710	
Temporal	MyDay	0.22±0.36	0.19±0.26	0.13±0.23	0.368
	Dailies Total1	0.28±0.67	0.38±0.69	0.06±0.18	0.472
	Dailies				
	Aquacomfort	0.28±0.36	0.39±0.42	0.28±0.36	0.513
	Plus				
	1D Acuvue	0.39±0.42	0.22±0.26	0.17±0.25	0.247
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.28±0.36	0.17±0.25	0.39±0.22	0.135
Proclear 1D	0.28±0.36	0.39±0.42	0.39±0.22	0.449	
	$p(b)$	0.850	0.748	0.034	
Superior	MyDay	0.00	0.13±0.23	0.07±0.23	0.135
	Dailies Total1	0.28±0.44	0.31±0.37	0.19±0.26	0.368
	Dailies	0.22±0.26	0.28±0.36	0.17±0.25	0.779
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.17±0.25	0.56±0.53	0.28±0.26	0.036
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.17±0.25	0.28±0.26	0.44±0.30	0.108
	Proclear 1 D	0.06±0.17	0.44±0.30	0.28±0.26	0.009
	$p(b)$	0.269	0.269	0.211	
Inferior	MyDay	0.11±0.33	0.12±0.37	0.13±0.23	0.607
	Dailies Total1	0.22±0.51	0.25±0.38	0.36±0.52	0.449
	Dailies				
	Aquacomfort P.	0.17±0.35	0.17±0.25	0.17±0.25	0.819
	1D Acuvue	0.11±0.33	0.28±0.36	0.28±0.36	0.350
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.06±0.17	0.11±0.33	0.28±0.36	0.039
	Proclear 1 D	0.06±0.17	0.28±0.51	0.39±0.33	0.093
	$p(b)$	0.942	0.826	0.573	

(a) Friedman

(b) Kruskal-Wallis

Quando observados os dados relativos ao quadrante temporal da tabela, denotam-se a existência de alterações significativas em T_2 . As cotações das LC Biotrue 1D e Proclear 1D são mais elevadas quando comparadas com as restantes ($p=0.034$).

Tabela 4.9. Classificações da neovascularização corneal ao longo do tempo, para os diversos grupos de estudo

Quadrante	Lente	T_0	T_1	T_2	$p(a)$
Nasal	MyDay	0.00	0.06±0,18	0.06±0.18	0.368
	Dailies Total1	0.00	0.06±0,18	0.00	0.368
	Dailies	0.17±0.25	0.06±0,17	0.11±0.22	0.472
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.00	0.06±0,17	0.00	0.368
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.06±0.17	0.11±0,22	0.06±0.17	0.717
	Proclear 1 D	0.11±0.22	0.00	0.06±0.17	0.223
	$p(b)$	0.116	0.827	0.597	
Temporal	MyDay	0.00	0.06±0.18	0.00	0.368
	Dailies Total1	0.00	0.06±0.18	0.00	0.368
	Dailies				
	Aquacomfort Plus	0.11±0.22	0.06±0.17	0.00	0.223
	1D Acuvue	0.00	0.00	0.00	1.000
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.00	0.06±0.17	0.11±0.22	0.368
	Proclear 1 D	0.00	0.00	0.00	1.000
	$p(b)$	0.070	0.810	0.070	
Superior	MyDay	0.00	0.13±0.23	0.19±0.26	0.097
	Dailies Total1	0.17±0.35	0.19±0.26	0.22±0.36	0.717
	Dailies	0.00	0.06±0.17	0.33±0.35	0.015
	Aquacomfort P.				
	1D Acuvue	0.00	0.22±0.26	0.17±0.25	0.039
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.11±0.22	0.17±0.25	0.28±0.36	0.097
	Proclear 1 D	0.06±0.17	0.06±0.17	0.17±0.25	0.264
	$p(b)$	0.276	0.512	0.852	
Inferior	MyDay	0.00	0.06±0.18	0.06±0.18	0.368
	Dailies Total1	0.00	0.06±0.18	0.06±0.17	0.368
	Dailies				0.607
	Aquacomfort P.	0.06±0.17	0.11±0.22	0.06±0.17	
	1D Acuvue	0.00	0.06±0.17	0.00	0.368
	TruEye				
	Biotrue 1D	0.00	0.00	0.06±0.17	0.368
	Proclear 1 D	0.00	0.00	0.11±0.22	0.135
	$p(b)$	0.416	0.599	0.820	

(a) Friedman

(b) Kruskal-Wallis

Através da visualização da tabela, constata-se que os valores médios da NEOV são muito próximos de zero, existindo um aumento ténue das classificações ao longo do tempo de uso de LC. Quando avaliados os quadrantes individualmente, registou-se uma variação significativa apenas para o quadrante superior nas classificações das lentes Dailies Aquacomfort P. ($p=0.015$) e 1D Acuvue TruEye ($p=0.039$).

4.6. Análise das propriedades das LC

Os parâmetros analisados em laboratório incluíram o IR e o CA. Para cada parâmetro, serão apresentados os dados obtidos em LC novas, reidratadas e após a sua utilização.

4.6.1. Índice de refração

Para a caracterização inicial das LC, foram registados os valores do IR das LC novas.

A tabela 4.10 expõe os valores do IR médio das LC novas (retiradas do blister - IR_0) e após a imersão em solução de conservação por 24 h (IR_1).

Tabela 4.10. Índice de refração médio das lentes novas e após a imersão em solução de conservação, para cada grupo de lentes

	IR_0	IR_1	IR	$p(a)$
MyDay	1.4030±0.0020	1.4029±0.0022	-0.0001	0.83
Dailies Total1	1.4302±0.0033	1.4322±0.0040	0.0020	0.31
Dailies Aquacomfort P.	1.3826±0.0004	1.3822±0.0002	-0.0004	0.20
1D Acuvue TruEye	1.4149±0.0011	1.4173±0.0013	0.0024	0.03
Biotrue 1D	1.3728±0.0011	1.3752±0.0011	0.0024	0.01
Proclear 1D	1.3859±0.0111	1.3992±0.0022	0.0133	0.02

(a) *Wilcoxon*

O IR expressa a variação entre as duas grandezas analisadas.

Embora exista uma diferença entre os valores registados em IR_0 e IR_1 , o efeito que a solução de conservação tem sobre o IR de uma lente nova não é clinicamente evidente. Nas LC MyDay e Dailies Aquacomfort P. o valor decresce (IR negativo) e nos restantes casos o valor regista uma subida (IR positivo). Contudo, estas variações foram consideradas significativas apenas para as LC 1D Acuvue TruEye, Biotrue 1D, Proclear 1D.

Na figura 4.15 apresenta-se um gráfico de dispersão que relaciona IR_0 e IR_1 .

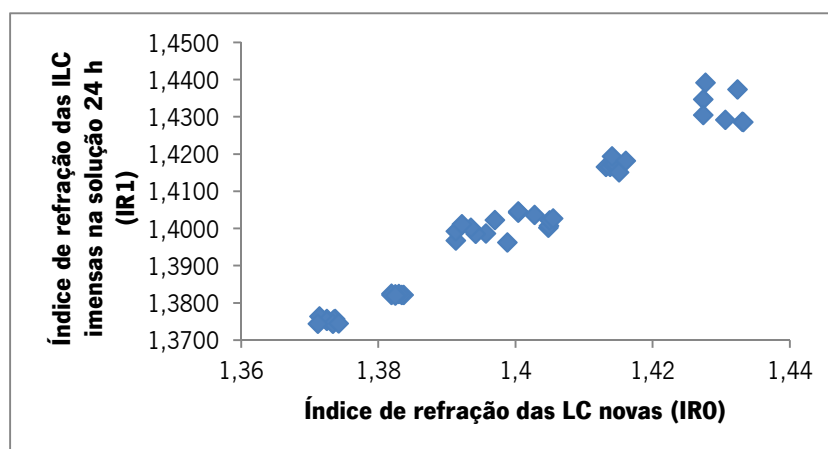


Figura 4.15. Gráfico de dispersão entre os valores do índice de refração para as lentes novas e imersas em solução por 24h

Apesar das diferenças evidenciadas na tabela 4.10, o gráfico da figura 4.15 demonstra uma grande associação entre as grandezas, existindo uma correlação positiva forte entre IR_0 e IR_1 ($r=0.960$, $p<0.001$, *Spearman*).

O gráfico da figura 4.16 exhibe a relação entre o IR_0 e os valores de referência fornecidos pela FDA.

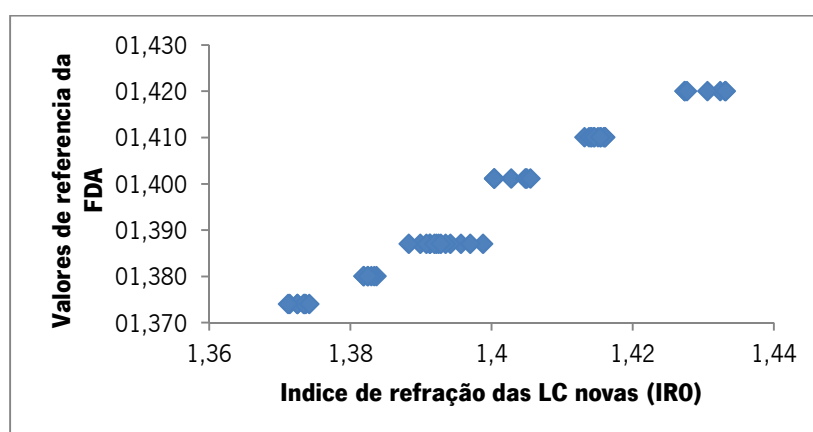


Figura 4.16. Gráfico de dispersão entre o índice de refração das lentes novas e os valores de referência fornecidos pela FDA

Tal como para o caso anterior, denota-se a existência de uma relação entre as duas grandezas ($r=0.952$, $P<0.001$, *Spearman*).

As medições do IR das LC usadas pelos participantes (IR_2) ocorreram 24 horas após a sua remoção e os seus valores encontram-se representados na tabela 4.11, em conjunto com os dados relativos ao IR_1 de acordo com os diversos grupos de estudo.

Tabela 4.11. Índice de refração médio das lentes de contacto reidratadas e após a sua utilização

	IR_1	IR_2	IR	$p(a)$
MyDay	1.4029±0.0016	1.4018±0.0008	-0.0011	0.187
Dailies Total1	1.4322±0.0040	1.4253±0.0004	-0.0069	<0.001
Dailies Aquacomfort P.	1.3822±0.0002	1.3830±0.0005	0.0008	0.189
1D Acuvue TruEye	1.4173±0.0013	1.4193±0.0016	0.0020	0.230
Biotrue 1D	1.3752±0.0007	1.3752±0.0005	0.0000	0.967
Proclear 1D	1.3992±0.0019	1.3967±0.0010	-0.0025	0.030

(a) *Teste t para amostras emparelhadas*

Verifica-se uma alteração no IR médio das LC após o seu uso, todavia esta variação não foi considerada significativa ($p=0.09$). Apenas a lente Dailies Total1 registou uma diminuição significativa do IR de 0.0069 entre os dois momentos de medida ($p<0.001$) e a variação obtida para a lente Proclear 1D foi também considerada significativa (IR=-0.0025, $p=0.03$).

4.6.2. Conteúdo em água

O procedimento utilizado para a análise do CA foi semelhante ao utilizado para o IR.

Na tabela 4.12 estão compilados os valores do CA para as lentes novas (CA_0), após imersão em solução por 24h (CA_1) e usadas pelos participantes (CA_2).

Tabela 4.12. Valores do conteúdo em água para as lentes novas, reidratadas e usadas, para cada grupo de lentes

Lente		CA (%) (Média ± Desvio padrão)	p
MyDay	Novas	53.7±1.9	0.402(a)
	Reidratadas	52.9±1.2	0.300(a)
	Usadas	53.7±1.5	
Dailies Total1	Novas	21.4±2.3	0.263(b)
	Reidratadas	20.4±3.6	<0.001(a)
	Usadas	25.5±1.3	
Dailies Aquacomfort P.	Novas	74.9±0.4	0.087(a)
	Reidratadas	75.2±0.1	0.200(a)
	Usadas	74.9±0.7	
1D Acuvue TruEye	Novas	45.6±0.7	0.009(a)
	Reidratadas	43.7±1.0	0.140 (b)
	Usadas	41.2±4.9	
Biotrue 1D	Novas	78.2±0.6	0.001(a)
	Reidratadas	76.8±0.4	0.491(a)
	Usadas	76.5±1.2	
Proclear 1D	Novas	32.0±3.3	0.001(a)
	Reidratadas	25.3±3.2	0.982(a)
	Usadas	25.3±4.3	

(a) *Teste t para amostras emparelhadas*(b) *Wilcoxon*

Verifica-se que o CA decresce após a conservação das LC na solução ($p < 0.001$, *Wilcoxon*). A exceção ocorre para o grupo das LC Dailies Aquacomfort P. nas quais o valor registado foi de 74.9 ± 0.4 % em CA_0 e 75.2 ± 0.1 % em CA_1 ($p = 0.09$).

Tal como constatado para os resultados do IR, a variação no CA ocorrida entre CA_0 e CA_1 foi estatisticamente significativa apenas para as lentes 1D Acuvue TruEye, Biotrue 1D e Proclear 1D. Embora tenha sido registada uma diferença nos valores médios entre CA_1 e CA_2 , o efeito da utilização de LC sobre o CA não foi considerado estatisticamente significativo ($p = 0.4$, *Wilcoxon*). Verifica-se que em algumas lentes o CA decresce após o seu uso e em outras o valor aumenta como é o caso das LC MyDay e Dailies Total1.

Com a finalidade de facilitar a observação dos resultados, os dados referentes à tabela 4.12 foram representados no gráfico da figura 4.17 em função dos instantes de medida.

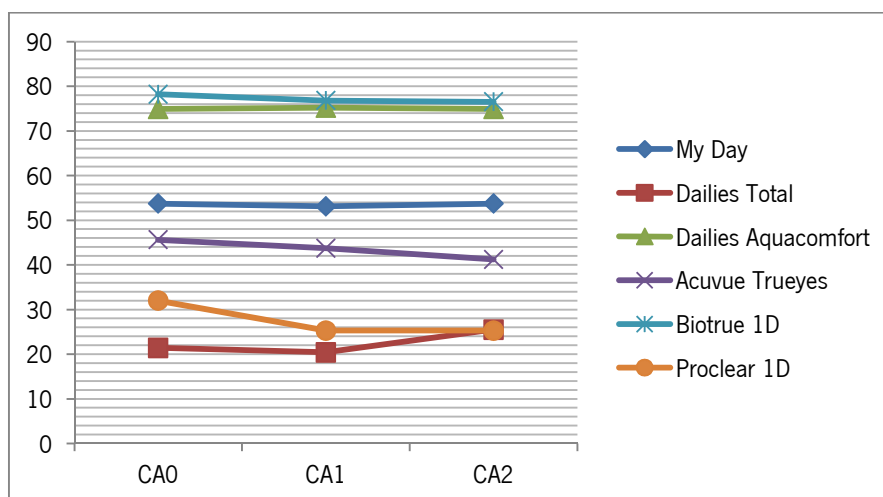


Figura 4.17. Variação do conteúdo em água entre os instantes de medição para as diversas lentes

A lente que apresentou um maior CA foi a Biotrue 1D. Para este caso, a variação registada (CA) foi de -1.7% entre o instante inicial (CA₀) e final (CA₂) ($p=0.003$, teste *t para amostras emparelhadas*). O valor negativo corresponde a uma perda no conteúdo aquoso após o uso.

A maior variabilidade foi registada para a LC Proclear 1D, sendo o CA calculado de -6.7% ($p=0.002$, teste *t para amostras emparelhadas*). Foi observado um comportamento semelhante para a 1D Acuvue TruEye, com uma diminuição entre a medição inicial e final também considerada significativa (CA= -4.4%, $p=0.008$, *Wilcoxon*).

De notar o comportamento evidenciado para a Dailies Total1, na qual a percentagem em água das LC usadas pelos participantes foi mais elevada comparativamente com o seu valor inicial (CA= +4.1%). Esta variação foi considerada estatisticamente significativa ($p<0.001$, teste *t para amostras emparelhadas*).

Após a análise dos dados relativos ao IR e CA, tornou-se pertinente averiguar a relação existente entre as duas propriedades (figura 4.18).

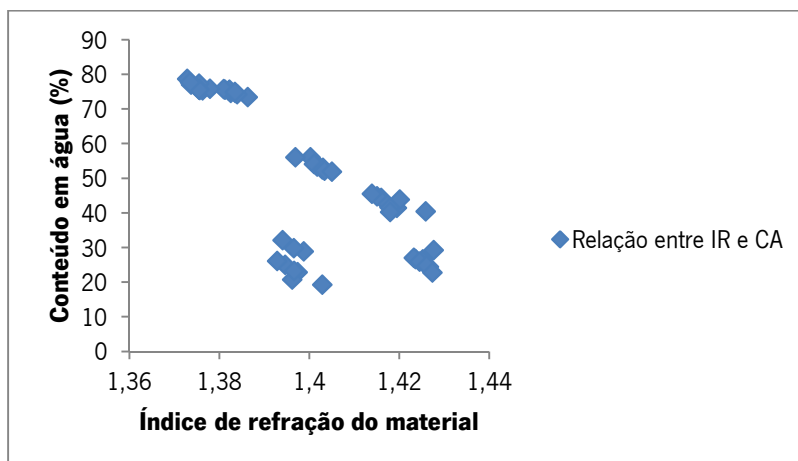


Figura 4.18. Gráfico de dispersão entre as medições registadas para o índice de refração e conteúdo em água para lentes de contacto analisadas

O gráfico da figura 4.18 exibe uma associação notória entre as duas grandezas e verifica-se que valores de IR mais baixos correspondem a CA mais elevados ($r=-0.755$, $p<0.001$, *Spearman*). A exceção ocorre para os dados relativos à LC Proclear 1D, cujos pontos de dispersão se encontram ligeiramente abaixo no gráfico. Para esta LC, os valores de CA foram mais baixos em relação ao IR correspondente.

4.7. Avaliação subjetiva

Os parâmetros avaliados incluíram o conforto, qualidade de visão e sensação de secura ocular. Os resultados para cada um dos parâmetros são expostos separadamente, bem como os tempos de uso total e uso confortável.

4.7.1. Conforto

As classificações médias obtidas para o conforto estão representadas na tabela seguinte. Para cada grupo de lentes foi registado o *score* às 11h (C_1) e às 17h (C_2).

Tabela 4.13. Cotações médias obtidas para o conforto às 11h e 17h, para os diversos grupos

	C₁	C₂	C	p
MyDay	9.29±1.11	9.18±1.13	-0.11	0.398(a)
Dailies Total1	9.64±0.66	9.56±0.67	-0.08	0.833(a)
Dailies Aquacomfort P.	9.01±1.11	8.60±1.09	-0.41	0.003 (b)
1D Acuvue TruEye	9.47±0.98	9.40±0.93	-0.07	0.483(a)
Biotrue 1D	9.04±0.96	8.66±0.65	-0.38	0.179(b)
Proclear 1D	9.08±0.73	8.75±0.84	-0.33	0.145(b)

(a) *Wilcoxon*(b) *teste t para amostras emparelhadas*

As classificações obtidas encontram-se no intervalo de 8 a 9 o que significa que os participantes reportaram uma boa experiência independentemente do material das LC usadas. O valor médio registado às 11h foi de 9.26±0.93 e de 9.02±0.94 às 17h (p=0.002, *Wilcoxon*).

A Dailies Aquacomfort P. apresentou o maior decréscimo nas classificações (C=-0.41, p=0.003). As LC 1D Acuvue TruEye (C=-0.07, p=0.483) e Dailies Total1 (C=-0.08, p=0.833) apresentaram valores mais estáveis entre C₁ e C₂.

Ainda na tabela 4.13 pode-se observar que a Dailies Total1 registou o *score* mais elevado em C₁, mas os valores não foram significativos quando comparados com as restantes lentes (p=0.26, *Kruskal Wallis*).

Quando comparadas as medianas entre os diversos grupos em C₂, existem diferenças entre os valores (p=0.03, *Kruskal Wallis*) – figura 4.19.

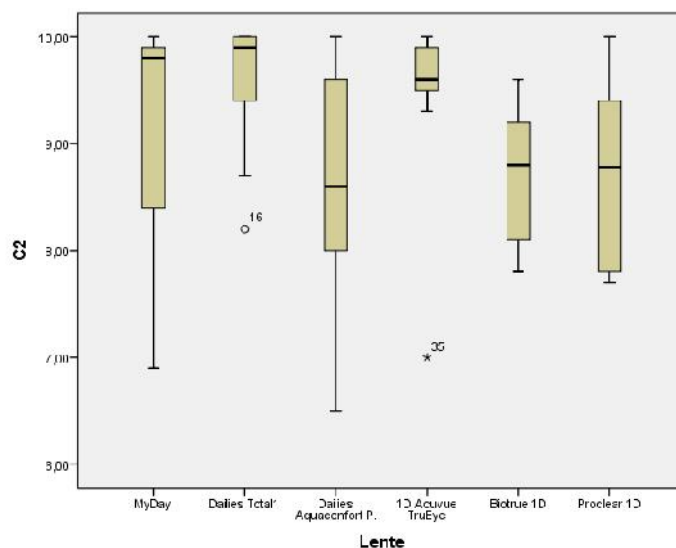


Figura 4.19. Cotação média do conforto às 17h para os diversos grupos

Estas diferenças são significativas quando comparados as LC Dailies Total1 com Biotrue 1D ($p=0.01$, *Mann-Whitney U*) e 1D Acuvue TruEye com Biotrue 1D ($p=0.01$, *Mann-Whitney U*).

Com o objetivo de analisar o conforto ao longo dos dias de uso de LC, as cotações médias para cada dia foram organizadas na tabela 4.14.

Tabela 4.14. Cotações médias obtidas para o conforto às 11h e às 17h ao longo dos 10 dias

	MyDay		Dailies Total1		Dailies Aquacomfort P.		1D Acuvue TruEye		Biotrue 1D		Proclear 1D	
	C ₁	C ₂	C ₁	C ₂	C ₁	C ₂	C ₁	C ₂	C ₁	C ₂	C ₁	C ₂
Dia 1	8.75	9.22	8.67	9.50	9.17	8.00	10.0	9.29	7.67	8.78	9.33	8.50
Dia 2	9.00	9.11	9.38	9.13	8.78	8.78	9.75	9.25	9.67	8.78	8.67	8.44
Dia 3	9.22	9.22	9.67	9.33	8.67	8.33	9.67	9.44	9.33	8.89	8.78	8.56
Dia 4	9.33	9.00	9.78	9.44	9.00	8.67	9.33	9.44	9.22	8.44	9.11	8.78
Dia 5	9.44	9.33	9.67	9.33	9.11	8.33	9.33	9.44	8.89	7.89	9.00	8.78
Dia 6	9.44	9.33	9.44	9.56	9.00	8.44	9.56	9.44	8.44	8.00	9.33	9.11
Dia 7	9.11	8.89	9.78	9.89	9.00	8.78	9.44	9.78	9.00	9.22	9.11	8.78
Dia 8	9.22	9.00	9.67	9.56	9.22	8.89	9.22	9.33	8.78	8.44	9.22	8.89
Dia 9	9.22	9.11	9.78	9.89	9.00	8.67	9.56	9.56	9.22	9.00	9.11	8.78
Dia 10	9.89	9.56	9.78	9.75	9.56	9.11	9.67	9.44	9.22	9.11	9.22	8.88
p(a)	0.29	0.54	0.21	0.49	0.58	0.36	0.43	0.24	0.24	0.04	0.54	0.85

(a) Friedman

Verifica-se que o conforto foi similar ao longo dos dias de utilização de LC.

Quando analisadas as cotações da tarde (C_2) foram encontradas diferenças significativas para a lente Biotrue 1D ($p=0.04$).

O gráfico da figura 4.20 expõe a variação na cotação do conforto para as LC 1D Acuvue TruEye e Biotrue 1D.

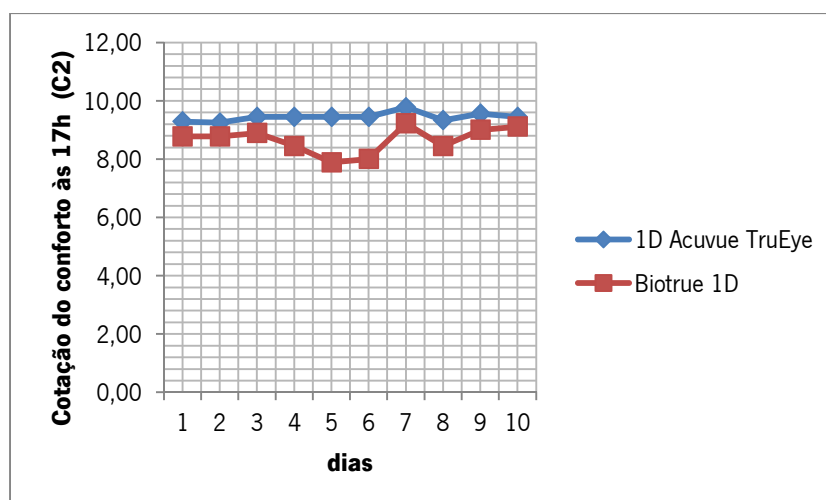


Figura 4.20. Variação do conforto às 17h ao longo de 10 dias para os grupos de utilizadores da Biotrue 1D e 1D Acuvue TruEye

Os *scores* registados para a lente Biotrue 1D foram mais baixos no 5º dia quando comparado com o 7º ($p=0.04$, *Wilcoxon*) e no 6º dia quando comparados com o 7º ($p=0.016$, *Wilcoxon*).

No gráfico acima estão também representadas as cotações do conforto para a lente 1D Acuvue TruEye. Esta lente foi escolhida por apresentar a menor variabilidade ao longo dos dias de uso.

4.7.2. Qualidade de visão

Tal como para o conforto, a qualidade visual foi avaliada subjetivamente às 11h (V_1) e às 17h (V_2) de cada dia de uso de LC. Na tabela seguinte 4.15 estão representadas as classificações médias dadas pelos participantes em V_1 e V_2 , discriminando os grupos de lentes em estudo.

Tabela 4.15. Cotações médias obtidas para a qualidade de visão às 11h e 17h para os diversos grupos

	V_1	V_2	V	$p^{(a)}$
MyDay	9.56±0.67	9.49±0.78	-0.07	0.27
Dailies Total1	9.46±0.80	9.52±0.77	0.06	0.11
Dailies Aquacomfort P.	9.21±0.93	9.09±0.97	-0.12	0.03
1D Acuvue TruEye	9.71±0.60	9.55±0.58	-0.16	0.04
Biotrue 1D	9.12±1.04	9.16±1.08	0.02	0.47
Proclear 1D	9.64±0.70	9.49±0.72	-0,15	0.29

(a) *Wilcoxon*.

Em média os participantes fizeram uma boa apreciação da qualidade visual com as LC que experimentaram. As cotações acima de 9 representam um alto grau de satisfação.

As variações ocorridas entre as cotações da manhã e tarde são baixas quando comparadas com as variações observadas para os outros parâmetros. Ainda assim as diferenças encontradas foram estatisticamente significativas ($p=0.05$, *Wilcoxon*).

As LC Dailies Aquacomfort P. ($V=-0.12$, $p=0.03$) e 1D Acuvue TruEye ($V=-0.16$, $p=0.04$) registaram um decréscimo nas pontuações. Contudo, estas diferenças não são consideradas relevantes em termos clínicos.

Quando comparadas as medianas entre os diversos grupos em V_1 e V_2 , não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas quer em V_1 ($p=0.49$, *Kruskal Wallis*), quer em V_2 ($p=0.72$, *Kruskal Wallis*). Comprovando assim não existirem diferenças evidentes nas classificações entre os diversos grupos.

A qualidade de visão foi ainda analisada ao longo dos dias de utilização de LC. Os resultados encontram-se representados na tabela 4.16.

Tabela 4.16. Cotações médias obtidas para qualidade de visão às 11h e às 17h ao longo dos 10 dias

	MyDay		Dailies Total1		Dailies Aquacomfort P.		1D Acuvue TruEye		Biotrue 1D		Proclear 1D	
	V ₁	V ₂	V ₁	V ₂	V ₁	V ₂	V ₁	V ₂	V ₁	V ₂	V ₁	V ₂
Dia 1	9.25	9.33	8.00	9.63	9.17	9.11	10.0	9.71	7.33	9.44	9.67	9.38
Dia 2	9.44	9.56	9.63	9.75	9.22	9.33	9.88	9.63	9.67	9.56	9.67	9.44
Dia 3	9.44	9.44	9.56	9.56	9.22	9.11	9.89	9.39	9.33	9.56	9.67	9.44
Dia 4	9.56	9.44	9.44	9.67	9.11	9.11	9.67	9.56	9.33	8.78	9.67	9.56
Dia 5	9.67	9.67	9.67	9.67	9.33	9.11	9.78	9.44	9.00	8.78	9.44	9.44
Dia 6	9.67	9.67	9.44	9.44	9.33	9.00	9.67	9.61	8.67	8.44	9.67	9.56
Dia 7	9.56	9.33	9.67	9.67	9.22	8.89	9.67	9.61	9.00	9.33	9.67	9.67
Dia 8	9.67	9.44	9.44	9.44	9.22	9.00	9.67	9.67	9.00	9.11	9.67	9.67
Dia 9	9.33	9.33	9.33	9.33	9.00	8.89	9.67	9.56	9.22	9.22	9.67	9.33
Dia 10	9.78	9.67	9.33	9.25	9.44	9.33	9.67	9.67	9.33	9.33	9.67	9.25
P_a)	<i>0.44</i>	<i>0.11</i>	<i>0.20</i>	<i>0.64</i>	<i>0.44</i>	<i>0.46</i>	<i>1.00</i>	<i>0.24</i>	<i>0.61</i>	<i>0.09</i>	<i>1.00</i>	<i>0.41</i>

(a) Friedman

Os valores de significância indicam que não existiram diferenças significativas para cada grupo, ao longo dos 10 dias de uso.

4.7.3. Sensação de secura ocular

As classificações médias para a sensação de secura ocular foram representadas na tabela 4.17. As siglas S₁ e S₂ correspondem às pontuações dadas pelos participantes às 11h e 17h respetivamente.

Tabela 4.17. Cotações médias obtidas para a sensação de secura ocular às 11h e 17h para os diversos grupos

	S ₁	S ₂	S	p
MyDay	9.57±0.71	9.11±1.06	-0.46	0.011 (a)
Dailies Total1	9.78±0.63	9.46±0.58	-0.32	0.046 (a)
Dailies Aquacomfort P.	9.27±0.63	8.62±0.93	-0.65	0.005 (b)
1D Acuvue TruEye	9.79±0.58	9.45±0.60	-0.34	0.042 (a)
Biotrue 1D	9.27±0.70	8.53±0.84	-0.74	0.078(b)
Proclear 1D	9.52±0.52	9.11±0.69	-0.41	0.076(b)

(a) Wilcoxon (b) teste t para amostras emparelhadas.

Tal como observado para os parâmetros anteriores, os valores em S_1 são em média superiores em relação a S_2 para todos os grupos analisados ($p < 0.001$, *Wilcoxon*). Esta diferença é mais significativa quando comparada com a avaliação do conforto e qualidade de visão.

As LC que registaram o maior decréscimo nas classificações foram a Biotrue 1D ($S = -0.74, p = 0.078$) e a Dailies Aquacomfort P. ($S = -0.65, p = 0.005$).

A lente Dailies Total1 obteve pontuações mais estáveis entre S_1 e S_2 ($S = -0.32, p = 0.046$).

Quando comparadas as medianas entre os diversos grupos, não existem diferenças significativas nas classificações às 11h ($p = 0.12$, *Kruskal-Wallis*). Contudo, os valores medianos registados às 17h diferem para cada grupo ($p = 0.05$, *Kruskal-Wallis*) (figura 4.21).

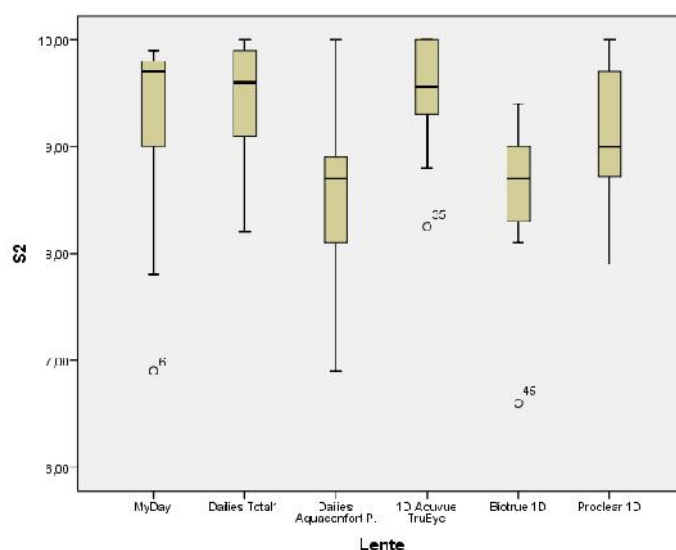


Figura 4.21. Cotação média da sensação de seca ocular às 17h para os diversos grupos

As diferenças observadas entre as medianas dos diversos grupos são mais evidentes quando comparadas as LC Dailies Total1 com Biotrue 1D ($p = 0.009$, *Mann-Whitney U*) e 1D Acuvue TruEye com Biotrue 1D ($p = 0.01$, *Mann-Whitney U*).

A tabela 4.18 expõe as classificações médias obtidas para a sensação de seca ocular, ao longo do período de utilização de LC.

Tabela 4.18. Cotações médias obtidas para a secura ocular às 11h e às 17h ao longo dos 10 dias.

	MyDay		Dailies Total1		Dailies Aquacomfort P.		1D Acuvue TruEye		Biotrue 1D		Proclear 1D	
	S ₁	S ₂	S ₁	S ₂	S ₁	S ₂	S ₁	S ₂	S ₁	S ₂	S ₁	S ₂
Dia 1	9.00	8.67	8.00	9.13	9.43	8.56	10.0	9.71	7.33	8.56	9.67	9.00
Dia 2	9.44	9.33	9.75	9.38	9.11	9.00	9.88	9.50	9.67	8.33	9.22	8.83
Dia 3	9.56	9.33	9.78	9.44	9.00	8.44	10.0	9.67	9.22	8.44	9.56	9.00
Dia 4	9.44	9.00	9.89	9.33	9.00	8.67	9.89	9.44	9.33	8.11	9.56	9.22
Dia 5	9.67	9.22	9.78	9.33	9.22	8.44	9.44	9.33	9.11	8.22	9.22	9.22
Dia 6	9.67	9.33	9.56	9.33	9.22	8.56	9.78	9.22	8.78	8.00	9.56	9.22
Dia 7	9.56	9.00	9.89	9.78	9.44	8.56	9.78	9.67	9.56	9.44	9.44	9.00
Dia 8	9.56	8.89	9.78	9.33	9.44	8.67	9.89	9.44	9.33	8.78	9.44	9.22
Dia 9	9.44	8.89	9.89	9.78	9.33	8.22	9.78	9.33	9.44	8.89	9.78	9.33
Dia 10	10.0	9.44	9.89	9.50	9.67	9.11	9.89	9.44	9.44	8.56	9.78	9.00
p_a	<i>0.14</i>	<i>0.61</i>	<i>0.20</i>	<i>0.76</i>	<i>0.26</i>	<i>0.41</i>	<i>0.44</i>	<i>0.30</i>	<i>0.26</i>	<i>0.23</i>	<i>0.43</i>	<i>0.78</i>

(a) Friedman

A sensação de secura ocular foi semelhante ao longo dos dias de utilização de LC. Não tendo sido encontradas diferenças significativas para as avaliações da manhã (S₁) e tarde (S₂).

O gráfico da figura 4.22 demonstra existir uma relação entre dois dos parâmetros analisados.

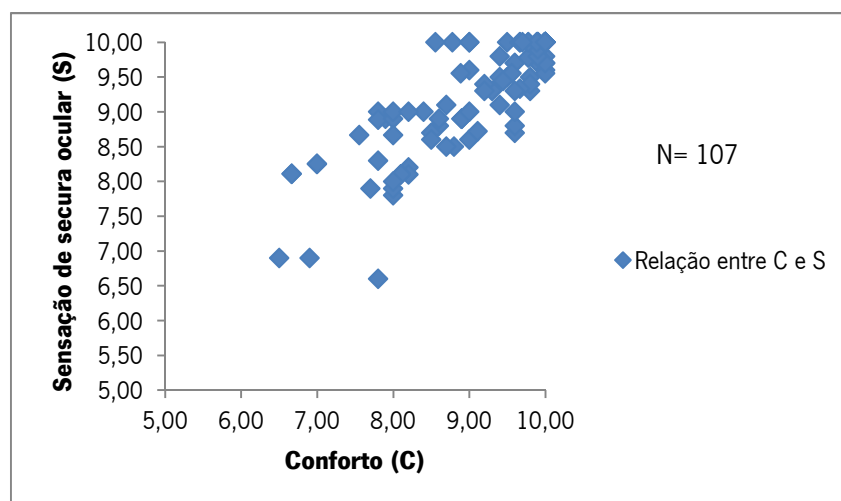


Figura 4. 22. Gráfico de dispersão entre as pontuações registadas para o conforto e sensação de secura ocular

Existe uma associação entre as pontuações registadas para o conforto e secura ocular. Assim sendo, uma classificação elevada para o conforto corresponde a uma classificação igualmente elevada para o questionário de secura ocular ($r=0.816$, $p<0.001$, Spearman).

Em contrapartida, os participantes que exibiram ser mais sensíveis à secura ocular (classificações mais baixas nos questionários) não apresentaram um maior decréscimo nos tempos de rotura lacrimal (TRLPL). Não existindo portanto uma associação entre as grandezas ($r=-0.230$, $p=0.101$)

4.7.4. Tempo de uso total e tempo de uso confortável

Os tempos de uso total (TT) e tempos de uso confortável (TC) foram registados pelos participantes juntamente com as pontuações do conforto, qualidade de visão e sensação de secura ocular. Os dados recolhidos estão representados na tabela 4.19.

Tabela 4.19. Tempo médio de uso total e tempo médio de uso confortável para os diversos grupos

	TT (horas)	TC (horas)	T	p^(a)
MyDay	12.24±2.69	10.73±2.30	-1.51	<i>0.065</i>
Dailies Total1	11.03±2.27	10.04±2.57	-0.99	0.047
Dailies Aquacomfort P.	11.91±2.06	10.40±2.09	-1.51	0.001
1D Acuvue TruEye	11.25±2.26	10.40±2.13	-0.85	0.008
Biotrue 1D	9.84±1.53	7.77±1.17	-2.07	<0.001
Proclear 1D	12.62±2.46	11.27±1.91	-1.35	<i>0.100</i>

(a) *Teste t para amostras emparelhadas*

Através da visualização da tabela, observa-se que os tempos de uso total são superiores aos tempos de uso confortável para todas as lentes analisadas ($p<0.001$, teste *t para amostras emparelhadas*).

Quando analisados os tempos de uso por lente, verifica-se que os utilizadores da LC Biotrue 1D apresentaram uma maior diferença entre os valores de TT e TC ($T=-2.07$, $p<0.001$). Igualmente significativa foi a variação registada para a lente Dailies Aquacomfort P. com uma diminuição de tempo de uso de cerca de 1.5 horas ($p=0.001$).

Os usuários das LC 1D Acuvue TruEye ($T=-0.85$, $p=0.008$) e Dailies Total1 ($T=-0.99$, $p=0.047$) reportaram tempos de uso confortável mais próximos dos tempos de uso total sendo a diferença registada significativa para ambos os casos.

Ainda que existam diferenças entre os tempos de uso total para cada uma das lentes avaliadas (tabela 4.19), estas diferenças não foram estatisticamente significativas ($p=0.13$, *ANOVA*). Contudo, foram detetadas diferenças entre as médias dos diversos grupos quando analisados os TC ($p=0.02$, *ANOVA*) – Figura 4.23.

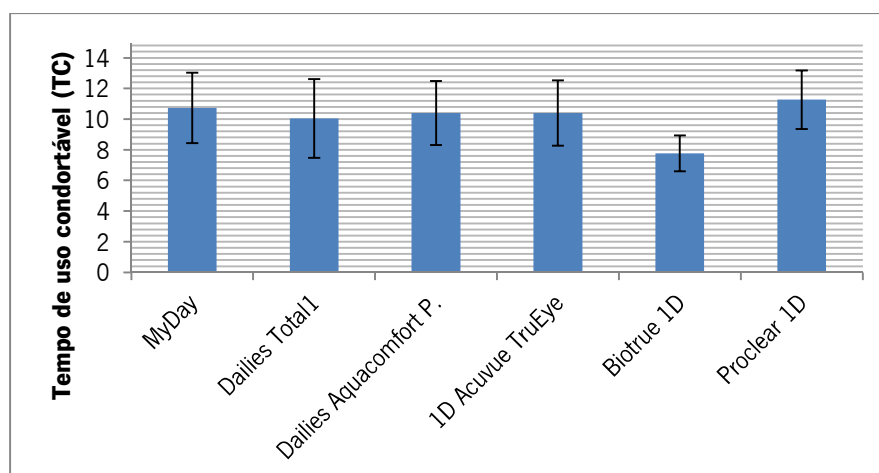


Figura 4.23. Cotação média para os tempos de uso confortável para os diversos grupos

Os testes de *Post-Hoc* evidenciaram diferenças nas médias entre as LC MyDay e Biotrue 1D ($p=0.04$) e entre os grupos Proclear 1D e Biotrue 1D ($p=0.01$).

A relação entre os TT e TC foi investigada. Os resultados estão expostos na figura 4.24.

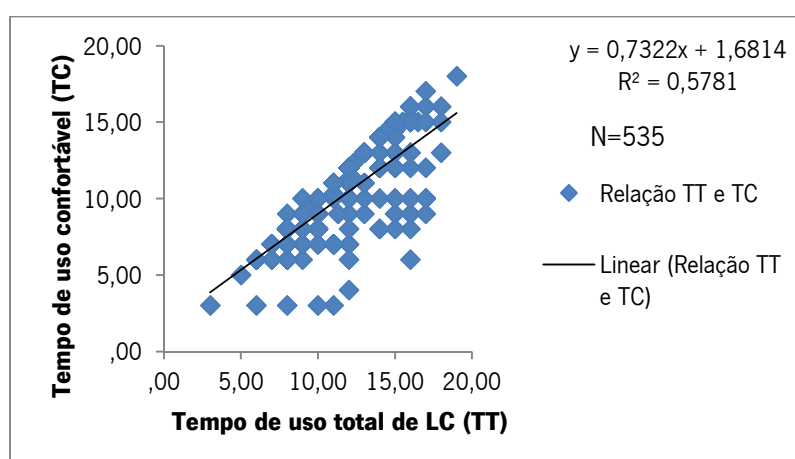


Figura 4.24. Gráfico de dispersão e reta de regressão linear entre os tempos de uso total e tempos de uso confortável com lentes de contacto

O gráfico da figura acima demonstra a existência de uma correlação robusta positiva entre as duas grandezas ($r=0.793$, $p<0.001$, *Pearson*). Em outras palavras, um aumento nos tempos de uso total corresponde a um aumento, ainda que mais ligeiro, nos tempos de uso confortável.

Não foi também demonstrada qualquer associação entre os tempos de uso total e as classificações para o conforto ($r=0.16$, $p=0.247$), qualidade de visão ($r=0.08$, $p=0.550$) e sensação de secura ocular ($r=0.12$, $p=0.373$). Porém, foram evidenciadas correlações entre os tempos de uso confortável e as pontuações relativas ao conforto ($r=0.28$, $p=0.04$, *Spearman*) e sensação de secura ocular ($r=0.36$, $p=0.008$, *Spearman*).

Capítulo 5



Discussão

A discussão dos resultados é referida de acordo com os temas organizados no capítulo anterior.

5.1. Caracterização da amostra

O valor obtido para o Km (7.73 ± 0.22 mm - Tabela 4.1) está de acordo com resultados obtidos em outros estudos.^{231,232,233} *Read et al.*²³¹ obtiveram um raio de curvatura médio de 7.7 ± 0.2 D quando analisados 100 jovens adultos, utilizando um vídeo-queratoscópio Medmont E300.

De forma a determinar o diâmetro de íris visível da população caucasiana, *Sanchis-Gimeno et al.*²³⁴ mediram o DHIV em 379 olhos emetropes, usando um topógrafo Orbscan II. Obtiveram um valor médio de 11.9 ± 0.2 mm. Estes valores estão em concordância com dados apresentados por outros autores^{233,235} e também com os obtidos no presente estudo (12.0 ± 0.4 mm - Tabela 4.1).

São diversos os fatores que afetam o diâmetro pupilar, entre os quais o grau de iluminação retiniana, o estado acomodativo, entre outras condições sensoriais e emocionais.²³⁶ O DP médio da amostra (5.9 ± 1.0 mm - Tabela 4.1) foi mais elevado quando comparado com outros estudos,^{234,237} porém não foram registados os valores de luminância no local onde se realizou a medida. Existem evidências que indicam que o tamanho pupilar tende a ser maior em míopes quando comparado com emetropes,²³⁸ no entanto não há ainda um consenso da comunidade científica relativamente a esta questão.^{236,234} Um ensaio recente desenvolvido por *Sanchis-Gimeno et al.*²³⁴ demonstrou existir uma ligação entre o género e o DP, sendo que indivíduos do sexo feminino apresentam tamanhos pupilares maiores. Estes resultados estão de acordo com a literatura clássica.²³⁹ A amostra do presente estudo foi constituída por 70% de indivíduos do sexo feminino e ficou comprovada uma diferença significativa entre o género e o DP ($p=0.003$).

A associação existente entre o tamanho pupilar e a idade está também descrita em diversos artigos.^{236,237, 238,240} No presente estudo foi evidenciada uma forte correlação negativa entre a idade dos sujeitos e o tamanho pupilar ($r=-0.66$, $p<0.001$). Como tal, o tamanho da pupila varia com a idade de um indivíduo, sendo que a população idosa tende a apresentar pupilas mais pequenas.

A frequência do pestanejo da amostra (12.1 ± 7.2 p/min. - Tabela 4.1) encontra-se dentro dos valores encontrados em outros ensaios estando geralmente situada entre os 11 e os 26 pest./min.^{133,134,135,136,137}

O pestanejo está dependente de diversos fatores psicológicos tais como os níveis de concentração e ansiedade.¹³⁸ O padrão do pestanejo é um parâmetro difícil de quantificar já que a observação direta poderá causar um constrangimento no paciente, alterando inevitavelmente o padrão habitual. Em alguns ensaios^{136,142} a FP é quantificada mediante técnicas de gravação de imagens. Contudo, no presente estudo estes dados foram recolhidos durante o exame de biomicroscopia.

Em pacientes com aberturas palpebrais maiores, a evaporação lacrimal pode ser aumentada pelo fato de existir uma maior área de exposição ocular.^{241,242} Alguns trabalhos científicos^{242,243,244} demonstraram existir uma alteração do padrão do pestanejo quando alterada a AP deliberadamente, pedindo aos sujeitos para dirigirem o olhar em diversas posições. No presente estudo, a FP foi registada apenas em posição primária, porém evidenciou-se a existência de uma associação moderada ($r=0.38, p=0.005$) entre o padrão do pestanejo e a AP dos participantes.

Embora existam evidências que comprovem existir uma ligação entre a FP e a estabilidade do filme lacrimal, não há um consenso face ao tema.^{133,134,141,143} Os resultados expostos neste trabalho apontam para uma associação negativa entre a FP e o TRLNI ($r=-0.65, p<0.001$, figura 4.2) e este fundamento é suportado também por outros ensaios.^{134,143}

A natureza da correlação poderá estar assim afetada pelas diferentes dimensões da amostra e pelas diversas técnicas utilizadas para a realização das medidas. Neste caso, foram utilizadas técnicas não invasivas para a medição da estabilidade lacrimal, o que produz tempos de rotura mais longos em comparação com outras técnicas.

5.2. Questionário de *McMonnies* e análise da sintomatologia

A interpretação dos questionários de *McMonnies* foi feita de acordo com a sua cotação e em função da sintomatologia apresentada pelos participantes.

Em amostras de dimensão reduzida é difícil obter uma aproximação à distribuição *qui-quadrado*. Quando as frequências esperadas apresentam valores baixos, recomenda-se o teste de *Fisher* que calcula a probabilidade exata do teste *qui-quadrado*.²⁴⁵ Este método foi utilizado pelo fato de apenas terem sido analisados 27 questionários.

A mediana obtida para o teste de *McMonnies* foi de 7, encontrando-se este valor dentro da normalidade (<10) e semelhante ao reportado por *Resúa et al.*²¹² numa amostra de 41 indivíduos com idades até aos 35 anos. Embora a amostra tenha sido constituída maioritariamente por

indivíduos do sexo feminino (70%), não foram encontradas diferenças quanto às cotações dos questionários e o sexo dos participantes ($p=0.76$).

Ainda que existam evidências de que as pontuações poderão aumentar com a idade dos sujeitos, resultado de uma diminuição na produção^{246,247} e/ou estabilidade lacrimal²⁴⁸, essa tendência não foi observada neste trabalho (tabela 4.3). Uma possível explicação reside no fato da amostra se situar na faixa etária dos 18 aos 45 anos, sendo que 48% dos participantes tem idade inferior a 27 anos.

*Brennan e Efron*¹⁰² utilizaram o questionário de *McMonnies* para identificar a sintomatologia apresentada por 104 utilizadores de LC de base pHEMA em regime de utilização diário e concluíram que os sintomas mais reportados foram a secura ocular (75%) e o prurido (52%). Num outro estudo,¹³² 502 utilizadores de LC responderam ao mesmo questionário e os resultados demonstram que 68% dos participantes referiram já ter experienciado sintomas de secura ocular, 36 % prurido e 9% ardência. Neste trabalho, os sintomas mais referenciados pelos participantes foram o prurido (26.4%), a ardência (24.5%) e a secura ocular (20.8%) (Figura 3.3). Apesar da variabilidade nas percentagens, considera-se que os sintomas reportados são representativos de uma população de utilizadores de LC. De salientar a menor percentagem obtida para a secura ocular quando comparada com os estudos acima referidos.^{132, 102} Este resultado poderá ser explicado pelo fato de a sensação de secura ocular (olhos secos) ser um sintoma difícil de reconhecer e facilmente confundido com outras expressões (“sensação de areia”, “ardência” ou “prurido”). Atendendo a que não existem recetores para a secura no corpo humano, a sensação de secura ocular poderá ser uma resposta a uma codificação específica dos neurónios aferentes.¹⁰² A natureza exata do estímulo que dá origem a esta sensação continua a ser controversa, tal como as razões que justificam a sua elevada frequência.¹⁰²

A frequência com que aparecem os sintomas pode ser um potente indicador de olho seco. Utilizando o questionário de *McMonnies*, *Guillon* e *Maissa*¹³² concluíram que a questão mais preditiva para a deteção de olho seco foi a frequência com que ocorria a sensação de secura ocular. No presente estudo a percentagem de indivíduos sintomáticos foi mais elevada quando comparada com populações de não utilizadores de LC referenciadas por outros investigadores.^{212,249} Cerca de 85.2% da amostra (figura 4.3) manifestou a presença de algum tipo de sintoma. Estes resultados suportam a ideia de que os utilizadores de LCH são mais suscetíveis de desenvolver sintomatologia ocular (e com mais frequência) quando comparado com não utilizadores.^{102,132, 250, 156}

Os principais fatores ambientais responsáveis pelo aparecimento de sintomatologia foram os locais com fumo/ ar condicionado ou aquecimento central (figura 4.5). Cerca de 89% dos participantes referiram apresentar sintomas de secura ocular nestes ambientes. Estes resultados estão de acordo com um outro estudo¹³² no qual se concluiu que os usuários de LC são particularmente sensíveis a estes ambientes.

5.3. Adaptação das LC

Neste ensaio optou-se por um método simples para examinar o comportamento clínico das LC. Este método, semelhante ao descrito por *Morgan e Efron*¹ propõe o uso de escalas de graduação para classificar e quantificar os diversos parâmetros em estudo.

Apesar de em norma se sugerir um período mais longo antes da avaliação,^{251,252} a avaliação das LC foi efetuada após 10 minutos da sua colocação. Alguns investigadores^{253,254,255,160} defendem que o tempo ótimo para a avaliação de uma LCH esférica ocorre 5 minutos após a colocação, desde que não exista uma excessiva lacrimação reflexa.¹⁶⁰ *Brennan et al.*²⁵⁴ monitorizaram o movimento de 26 adaptações de LC Hi (ECA 38% ou 67%) ao longo de 8 horas e concluíram não existir uma diferença significativa entre o movimento das LCH após os 5 minutos da colocação e o final do horário de uso (8 horas).

Para as LC Si-Hi utilizam-se os mesmos princípios gerais considerados para a adaptação de LCH. Contudo, a maior rigidez dos materiais em Si-Hi torna-os menos propensos a moldarem-se à superfície da córnea^{160,159,256} tendendo estas lentes a apresentar um maior movimento quando comparadas com LC Hi convencional^{160,159}. No presente estudo, esta tendência foi apenas observada nos usuários de Dailies Total1, que manifestou um movimento ligeiramente superior quando comparada com as restantes LC (figura 4.9). Porém, não foram encontradas diferenças significativas para o movimento ($p=0.5$), centragem ($p=0.08$), cobertura ($p=0.07$) e conforto após inserção ($p=0.45$) entre as diversas lentes analisadas (figuras 4.8 à 4.11). Apesar das suas diferentes características (tabela 3.2) o comportamento das LC foi semelhante para todos os casos estudados.

5.4. Análise dos tempos de rotura lacrimal

Os tempos médios de rotura lacrimal são variáveis de estudo para estudo, sendo que estas diferenças poderão ser justificadas pelas técnicas de medida utilizadas. Com o auxílio de um *tearscope*, Resúa et al.²⁵⁷ registaram um tempo médio de 17.5 ± 3.1 s em 31 sujeitos assintomáticos. A estabilidade do filme lacrimal parece ser um fator determinante para a presença de sintomatologia ocular sendo observado por alguns autores tempos de rotura mais baixos em pacientes sintomáticos^{103,129,127} e usuários de LC.⁹²

No presente estudo, o TRLNI médio registado foi de 12.8 ± 3.6 s (figura 4.12), ligeiramente abaixo do reportado em outros ensaios.^{257,127,92} Uma vez que dos 27 participantes observados, 23 referiram apresentar sintomatologia ocular e 24 indicaram ter experiência anterior com LC, estas condições poderão fundamentar os tempos de rotura apresentados.

As condições ambientais podem também desempenhar um papel relevante na estabilidade do filme lacrimal. Os ambientes com aquecimento central e humidade relativa reduzida são mais suscetíveis de criar sintomatologia, particularmente em utilizadores de LC. Foi já demonstrado um aumento das taxas de evaporação lacrimal^{123,122,258} e diminuição nos TRLNI^{123,121} em ambientes com humidade relativa reduzida.

Embora tenham sido desenvolvidos esforços para manter as condições ambientais, neste estudo não foi possível controlar a temperatura e humidade relativa ao longo do período experimental. Durante a realização das medidas, a temperatura média registada foi de $21.3 \pm 2.5^\circ\text{C}$ e a humidade relativa média foi de 53 ± 10 %.

A presença de uma LC sobre a superfície ocular pode afetar a estabilidade do filme lacrimal, dado que a espessura da camada aquosa da lágrima é mais fina sobre a superfície da LC, aumentando assim a possibilidade de desidratação.^{99,23,97} Consequentemente os TRL esperados são menores sobre a superfície de uma LC comparativamente aos tempos registados sob a superfície corneal (figura 4.12).^{99,97}

A humectabilidade de uma LC poderá ser determinada por meios laboratoriais através da medição dos ângulos de contacto ou *in vivo* pela análise dos tempos de rotura lacrimal pré-lente.^{206,19,97} Quanto maior for a estabilidade do TRLPL, maior será a capacidade do material em distribuir o filme lacrimal e por conseguinte mais humectável será a sua superfície.

Existem estudos que apontam para uma redução do TRLPL ao longo do período de uso de LC. *Wolffsohn et al.*⁵⁹ demonstraram existir uma redução do TRLPL ($p < 0.001$) entre as 8 e as 16 horas de uso, em pacientes adaptados com 4 lentes descartáveis diárias (Hilafilcon B, Etafilcon A Plus, Nelfilcon A and Nelfilcon A Plus). Esta tendência foi também confirmada neste estudo (figura 4.12) apesar do tempo de uso ter sido menor (4.4 ± 0.2 h) e as primeiras medições tenham ocorrido 20 minutos após a colocação das LC.

Os TRLPL variaram de forma distinta para cada uma das lentes adaptadas, sendo que os olhos adaptados com 1D Acuvue TruEye registaram um decréscimo significativo nos valores ao longo do período de uso (TRLPL=-3.19, $p=0.006$, tabela 4.5).

Surpreendentemente, estas lentes apresentaram *scores* mais elevados nos questionários do conforto e secura ocular, não ficando assim evidenciada uma associação entre a estabilidade dos tempos de rotura e a sensação de secura ($r=-0.230$, $p=0.101$).

O material que constitui a Dailies Aquacomfort P. - Nelfilcon A – é composto por PVA⁵⁵ e é conhecido pelo seu efeito estabilizador sobre a película lacrimal.^{59,58,56} Como tal, seria expectável que os utilizadores destas lentes apresentassem valores de TRLPL mais estáveis (TRLPL=-1.06, $p=0.110$, tabela 4.5). Apesar de não revelar um decréscimo acentuado, a Dailies Aquacomfort P. obteve tempos de rotura lacrimal menos estáveis comparativamente à Dailies Total1 (TRLPL=-0.48, $p=0.102$, tabela 4.5). Contudo a variação registada não foi estatisticamente significativa.

5.5. Exploração ocular

A fisiologia ocular é inevitavelmente afetada pela utilização de LC.^{259,260,181,261} Por conseguinte a monitorização dos parâmetros clínicos torna-se fundamental para a avaliação do desempenho clínico de uma LC.

Os utilizadores de LCH são mais suscetíveis de desenvolver sintomatologia associada ao olho vermelho.^{178,179,262} Esta condição deve-se principalmente à pressão mecânica exercida pela LC sobre as estruturas oculares¹⁶⁰ e pelo efeito fisiológico da hipoxia.¹⁸¹ Num estudo²⁶¹ envolvendo usuários de LCH, lentes RPG e um grupo controlo de utilizadores de óculos, foi observada hiperemia limbal em 85% dos utilizadores de LCH. Contudo, na década de 90 os materiais disponíveis apresentavam uma reduzida permeabilidade ao oxigénio e as diferenças observadas podem ter sido acentuadas por esse fator.

As LC Si-Hi produzem um menor grau de hiperemia quando comparados com os materiais em Hi convencional^{181,263,180} e estas alterações parecem ser mais significativas na região limbal.¹⁶⁰

No presente ensaio, as respostas fisiológicas foram monitorizadas durante um dia de utilização de LC e não foram registadas diferenças significativas para os diversos grupos de estudo (tabelas 4.7 à 4.9). Os graus de hiperemia e neovascularização aumentaram ligeiramente ao longo do dia, porém estes valores foram considerados pouco relevantes em termos clínicos (figura 4.14). Perante os *standards* propostos pela *CCLRU*,²⁶⁴ uma LC não deverá produzir alterações superiores a 1 grau de hiperemia, quantificadas pelas escalas de graduação, ao longo do período de utilização. Em nenhum dos casos se registou um aumento superior ao estabelecido.

Apesar de ter sido um dos objetivos inicialmente propostos, não foi possível realizar a exploração ocular no final dos 10 dias de utilização de LC. O agendamento da última revisão foi feita em função da disponibilidade dos participantes e apenas em alguns casos se conseguiu realizar a última consulta ao 10º dia. Em termos globais não seriam de esperar respostas fisiológicas adversas ao longo de um dia de utilização de LC.

5.6. Análise das propriedades das LC

Os valores do IR inicial das LC – após a abertura do blister - estão em consonância com os valores estipulados pela FDA ($r=0.952$, $p<0.001$, figura 4.16) e com o reportado por outros investigadores.^{191,265}

A utilização de soluções de limpeza e manutenção poderá levar a uma alteração do IR²⁶⁵ e esta alteração poderá afetar a *performance* clínica das LCH.²²² Além do mais, foi demonstrado existir um aumento do tingido corneal quando combinadas determinadas soluções de manutenção com LC Si-Hi.^{266,267}

A investigação da ação das soluções de manutenção sobre as LC descartáveis diárias considera-se pouco relevante pelo fato deste tipo de lentes não serem reutilizadas.

Tendo em conta que no presente estudo não foi possível medir o IR imediatamente após o uso das lentes, houve a necessidade de determinar o efeito da solução sobre as LC. A solução na qual as lentes foram acondicionadas após o uso e antes da medição foi a Opti-free PureMoist. Esta escolha deveu-se ao facto do refratómetro, durante o período experimental, estar a ser utilizado em outros trabalhos de investigação e ter sido previamente calibrado para o IR da referida solução.

O efeito da solução de manutenção sobre as LC novas não foi evidente (tabela 4.10). *Lira et al.*²⁶⁵ atribuíram esta variação à composição das soluções de manutenção e à ionicidade do material das LC. Segundo os autores, os materiais pertencentes ao grupo IV são mais sensíveis à composição das soluções, devido às interações electroestáticas entre a superfície da LC e determinados constituintes das soluções. Embora esteja enquadrada no grupo II, a lente Proclear 1D registou um aumento significativo do IR após a conservação na solução ((IR= 0.0133, p=0.02, tabela 4.10).

A utilização das LC parece não afetar significativamente o valor do IR (p=0.09, tabela 4.11). Porém, a introdução do líquido de conservação poderá ter “mascarado” os resultados, tendo em conta que após serem retiradas do olho, as lentes foram armazenadas por 24h antes de realizar a medição.

Num estudo²¹⁷ no qual se previa determinar o efeito do uso de LC no IR, não foram encontradas diferenças significativas antes e após o uso de LC Si-Hi (galyfilcon A, balafilcon A, lotrafilcon A and lotrafilcon B). No entanto, após serem usadas, as LC Hi (etafilcon A) aumentaram significativamente o seu IR (p<0.001). No presente estudo, as LC Si-Hi não apresentaram valores mais estáveis quando comparadas com as restantes lentes e estes resultados poderão ser explicados pelo reduzido tempo de uso das lentes (1 dia), enquanto no estudo referido anteriormente as LC Si-Hi foram usadas durante 1 mês e a convencional durante 15 dias estando mais sujeitas à interação com depósitos e deterioração do material.

Para as LCH existe uma relação direta entre o IR do material e o seu conteúdo em água^{191,190} e por conseguinte, é possível determinar o CA de uma lente com base no seu IR.^{191,190,268,217,269}

A medição do CA tornou-se fundamental para conhecer o nível da desidratação das LC antes e após o seu uso. Neste trabalho, o CA foi obtido através de uma equação (equação 3.1) que relaciona os IR da lente, do material desidratado e da solução envolvente.²¹⁶ O refratómetro utilizado possui memória para 10 lentes e calcula instantaneamente através dessa expressão o valor pretendido.

Embora o objetivo do estudo não fosse caracterizar o CA das diversas lentes novas (imediatamente após estas serem retiradas do blister), foram encontradas diferenças entre os valores do CA obtidos e o CA nominal. Uma possível explicação prende-se com o facto de não ter sido possível obter valores do IR do material totalmente desidratado (CA 0%). Ao perderem o seu conteúdo aquoso, as LCH perdem flexibilidade e facilmente se quebram. O valor do IR registado correspondeu à última medição dada pelo equipamento antes da lente se degradar, o que

poderá não ter correspondido exatamente ao nível de desidratação total do material. Consequentemente o CA obtido para cada medição sofre de um viés resultante da equação que o determina estar dependente do valor do IR do material desidratado. Esta diferença foi mais relevante para a Proclear 1D cujo CA nominal é de 60% e o alcançado neste trabalho foi de $32.0 \pm 3.3\%$ (tabela 4.12). Ao ser constituída por pHEMA, a Proclear 1D (omafilcon A) apresenta uma menor rigidez face aos materiais em Si-Hi¹⁹ e por conseguinte é mais suscetível de se degradar nas experiências envolvendo a sua desidratação.

Nas LC Hi, a rede polimérica é constituída por moléculas de água ligadas (*bound water*) e livres (*free water*).²⁷⁰ Estas moléculas livres são mais suscetíveis de sofrer evaporação.²¹⁷ Esta evaporação acrescida poderá ter condicionado os resultados obtidos para o Omafilcon A, tendo em conta que foi registada uma maior variabilidade nos valores médios para esta lente (CA= -6.7%, p= 0.002, figura 4.17).

Alguns estudos laboratoriais^{157,271} apontam para a importância das condições ambientais na medição do CA de LCH. *Martin-Montanez et al.*²⁷¹ concluíram que a desidratação de uma LC é aumentada em ambientes com humidade relativa reduzida quando estudados o padrão de desidratação em lentes de Hi (omafilcon A, vilfilcon A, polimacon) e Si-Hi (lotrafilcon B, balafilcon A, senofilcon A, comfilcon A) em ambientes de humidade e fluxo de ar distintos. Porém, estes resultados não estão em consonância com os ensaios realizados *in vivo*,^{272,273} que revelam que os fatores ambientais têm apenas uma influência mínima sobre a desidratação das LCH.²⁷⁴ No laboratório onde se realizaram as medições, a temperatura média registada foi de $18.2 \pm 0.8^\circ\text{C}$ e a humidade média relativa foi de $50 \pm 5\%$.

Em norma, IR maiores correspondem a um menor conteúdo aquoso do polímero^{190,191} e esta premissa foi também observada neste trabalho ($r = -0.755$, $p < 0.001$ - Figura 4.18).

O efeito da solução de manutenção sobre as LC é mais evidente nas medições do CA, quase todas as LC apresentaram um decréscimo no conteúdo aquoso após serem conservadas por 24h em Optifree PureMoist ($p < 0.001$).

Tal como registado para os dados do IR, o uso das LC não afetou significativamente o seu CA ($p = 0.4$). Todavia, será de evidenciar o comportamento observado para a Dailies Total1. Surpreendentemente esta lente reportou um aumento do conteúdo aquoso ao longo dos instantes de medida (CA= +4.1%, $p < 0.001$, figura 4.17). O material da Dailies Total1 (delefilcon A) é constituído por Si-Hi e fosfatidocolina (DMPC).^{4,75} A incorporação de DMPC poderá ter sido benéfica na retenção aquosa mesmo após o período de uso, tendo em conta que as

lentes foram conservadas por 24h após a utilização. Por outro lado, existem alguns estudos que confirmam a presença de um gradiente aquoso na estrutura do delefilcon A.^{79,80} Este gradiente permite a transição de um núcleo em Si-Hi (ECA 33%) para uma superfície externa hidrofílica (ECA 80%).^{76,77,78,79,80} A presença deste gradiente aquoso produz um gradiente no IR, sendo expectável que o seu valor seja mais elevado no interior quando comparado com a superfície. Estes fatores poderão ter contribuído para os resultados distintos demonstrados pela Dailies Total1.

A lente 1D Acuvue TruEye registou uma diminuição significativa do CA ao longo dos instantes de medida. A variação registada foi de -4.4% após o uso ($p=0.008$) – Figura 4.17.

Apesar do seu elevado CA ($78.2\pm 0.6\%$) e constituição de base pHEMA,⁶⁰ a Biotrue 1D é referida como tendo uma elevada resistência à desidratação.^{57,62,66} Esta característica poderá ser devida à incorporação de um agente hidratante NPV.⁵⁷ Num estudo conduzido por *Schafer et al.*,⁶³ foi demonstrado existir uma menor taxa de desidratação do material nesofilcon A (Biotrue 1D) após o uso quando comparado com narafilcon A (1D Acuvue TruEye) e etafilcon A, em ambiente de humidade relativa reduzida (6%). Não obstante de apresentar um decréscimo de -1.7% ($p=0.003$), no presente estudo o comportamento exibido por este material não se destacou face às outras lentes em estudo.

5.7. Avaliação subjetiva

Os questionários de avaliação da *performance* clínica são fundamentais na prática diária e de grande valor para os profissionais.

Considerando que os procedimentos habitualmente utilizados, tais como a medição da AV ou o exame de biomicroscopia, não são em norma indicadores da satisfação global dos usuários de LC, optou-se pelo desenvolvimento de um questionário simples mas personalizado constituído por uma tabela e uma escala VAS,^{122,222,213,275} na qual o participante representa a sua avaliação para o conforto, qualidade de visão e sensação e segura ocular em dois momentos do dia e, ao longo do período de utilização das LC.

Atendendo a que não foi possível mascarar a marca da lente dos participantes, os resultados obtidos sofrem de um viés resultante de um possível pré-conhecimento ou perceção da marca das LC por parte dos sujeitos. Para minimizar esse efeito, os blisters foram entregues fora das suas caixas habituais.

Todos os participantes reportaram uma boa experiência independentemente das LC usadas. As classificações para o conforto foram elevadas (acima de 8) tanto após a inserção como após 5 horas de uso. O conforto à tarde foi manifestamente mais baixo quando comparado com os *scores* da manhã para todas as lentes estudadas ($p=0.002$, tabela 4.13). Estes resultados estão em consonância com os resultados de outros estudos.^{275,276,277} Todavia o decréscimo no conforto ocular ao longo do dia poderá estar somente relacionado com fatores fisiológicos tais como a diminuição dos TRLNI que ocorre no final do dia.¹²⁵

Embora não esteja completamente esclarecido, o conforto associado ao uso de LC está dependente de diversos fatores, tais como o desenho da lente, as propriedades do material, o módulo de elasticidade, coeficiente de fricção e a humectabilidade da superfície entre outros.^{250,274,13,278,155} Os níveis de desidratação do material ao longo do dia poderão também estar relacionados com o conforto.^{129,10} Ao apresentarem taxas de desidratação mais elevadas,^{176,157,279} as lentes de Hi, particularmente as de alto teor aquoso, tendem a tornar-se mais desconfortáveis no final do dia,¹⁵² quando comparadas com as LC Si-Hi.^{250,156,12} Esta tendência foi também observada, sendo que as maiores diferenças entre as pontuações da manhã e tarde foram registadas para os materiais das lentes Dailies Aquacomfort P. ($C=-0.41$, $p=0.003$), Biotrue 1D ($C=-0.38$, $p=0.179$) e Proclear 1D ($C=-0.33$, $p=0.145$) – Tabela 4.13.

As classificações para o conforto foram mais elevadas para as lentes Dailies Total1 e 1D Acuvue TruEye, embora as diferenças observadas tenham sido mais significativas no período da tarde – Figura 4.19. O conforto proporcionado pela Dailies Total1 poderá estar relacionado, entre outros fatores, com a lubricidade da sua superfície já que existem estudos laboratoriais que confirmam uma redução do CoF.^{78,82,83} Em alternativa, a incorporação de PVP na composição do narafilcon A (1D Acuvue TruEye) poderá também produzir um efeito benéfico no conforto dos utilizadores.

Os ensaios clínicos envolvendo estes materiais são ainda escassos. *Varikooty et al.*²⁷⁷ conduziram um estudo para avaliar o conforto em 104 utilizadores de LC, considerando 3 lentes diárias de Si-Hi - delefilcon A (Dailies Total1), filcon II (Clariti) e narafilcon A (1D Acuvue TruEye). Os parâmetros avaliados incluíram o conforto após a inserção, ao longo do dia (4, 8, 12h) e ao final do dia de uso de LC. O material delefilcon A apresentou os *scores* mais elevados após 12 horas e no final do dia de uso, comparativamente aos restantes materiais.

Num outro estudo⁸⁷ bilateral randomizado envolvendo 100 participantes, o conforto foi avaliado ao longo de 4 semanas de uso de LC. Os materiais utilizados foram o stenfilcon A (MyDay) e

etafilcon A Plus (Acuvue Moist). O conforto global foi registado às 8, 12, 16 e 20 horas em 3 dias separados (3^o, 7^o e 13^o dia). O stenfilcon A registou cotações mais elevadas comparativamente ao material etafilcon A Plus ($p \leq 0.01$). No presente estudo, embora a lente MyDay tenha apresentado *scores* elevados para o conforto, não foi identificada uma diferença significativa face às outras lentes analisadas.

Além do conforto, a qualidade de visão é um fator determinante para os utilizadores de LC. Tem sido sugerido que a avaliação subjetiva da visão poderá ser um melhor indicador de *performance* em relação à medição objetiva em consultório da AV.^{30,280}

Ao longo do estudo, os 27 participantes reportaram uma boa qualidade visual com as pontuações acima de 9 sendo representativas disso mesmo. Os *scores* médios registados no período da tarde sofrem um ligeiro decréscimo quando comparados com os da manhã ($p=0.05$, tabela 4.15). A desidratação do material ao longo do tempo de uso poderá afetar os parâmetros das LC e as características da adaptação,¹⁹¹ conduzindo a uma possível alteração do comportamento ótico da lente. Contudo o tempo de utilização das LC foi reduzido o que torna o efeito da referida desidratação questionável e o decréscimo observado na qualidade de visão entre a manhã e a tarde não foi considerado clinicamente relevante.

A sensação de secura ocular foi o parâmetro que obteve maior variabilidade nas cotações. Foram identificadas diferenças significativas para quase todas as lentes analisadas (tabela 4.17). Tal como seria previsto, as classificações foram mais altas no período da manhã e decresceram no período da tarde ($p < 0.001$), o que demonstra que a sensação de secura ocular é maior após algumas horas de uso de LC. A desidratação *in vivo* é apontada como um dos fatores que levam ao aparecimento de sintomas associados à secura ocular.^{50,51}

Foi já referido que os materiais em Si-Hi tendem a apresentar uma maior resistência à desidratação. Contudo, os resultados expostos não revelaram um decréscimo substancial quando comparadas as classificações dos utilizadores de LC Si-Hi e Hi convencional ainda que as variações fossem mais notórias para as LC Dailies Aquacomfort P. ($S = -0.65, p = 0.005$) e Biotrue 1D ($S = -0.74, p = 0.078$) – Tabela 4.17.

Tal como para os dados relativos ao conforto, as pontuações para a sensação de secura ocular foram mais altas para as lentes Dailies Total1, 1D Acuvue TruEye e mais baixas para as lentes Dailies Aquacomfort P. e Biotrue 1D (figura 4.21), o que sugere existir uma relação entre os dois

parâmetros. Com base nestes resultados, pode-se constatar que uma LC é mais confortável quanto menor for a sensação de secura ocular experienciada pelo utilizador ($r=0.816$, $p<0.001$, figura 4.22).

O tempo médio de utilização de LC está geralmente situado entre as 12-16 horas por dia^{59,58,277} e este valor é variável em parte devido aos utilizadores ocasionais (uso pontual).

No presente estudo, verificou-se um tempo médio de uso de $11.5h\pm 2.3h$, ligeiramente abaixo quando comparado com outros estudos. Não obstante, este valor é próximo das 12h de uso diário recomendado pela *CLLRU*.²⁶⁴ Naturalmente, o tempo de uso de LC será afetado pelo conforto experienciado pelo utilizador, sendo expectável que lentes mais desconfortáveis sejam utilizadas durante um menor período de tempo.^{59, 58,281} Em norma, os usuários de LC referem que as suas lentes são confortáveis até cerca de 1 hora a menos do que o tempo total de uso.^{59,58} Neste trabalho, foi registado um tempo médio de uso confortável de $10.1\pm 2.3h$ e a diferença entre os dois tempos médios foi de 1.4h.

As LC MyDay ($10.73\pm 2.30h$) e Proclear 1D (11.27 ± 1.91) registaram um período de uso confortável mais longo mas estes valores são justificados pelo maior tempo de uso total por parte dos utilizadores (figura 4.23). A diferença entre os dois tempos é menor para as lentes 1D Acuvue TruEye ($T=-0.85$, $p=0.008$) e Dailies Total1 ($T=-0.99$, $p=0.047$) – Tabela 4.19. Este poderá ser um bom indicador de *performance* clínica tendo em conta que estas lentes apresentaram também *scores* mais elevados para o conforto e secura ocular.

Capítulo 6



Conclusões

Em face dos resultados obtidos, enumeraram-se em seguida as principais conclusões deste estudo:

Existe uma associação robusta entre os TRLNI e a FP no qual se verifica que tempos de rotura mais baixos correspondem a frequências do pestanejo mais elevadas ($r=-0.645$, $p<0.001$).

Ainda que moderada, foi evidenciada uma relação entre a FP e a AP. O pestanejo é mais intenso em aberturas palpebrais maiores ($r=0.379$, $p=0.005$).

A interpretação dos questionários de *McMonnies* não evidenciou uma tendência clara de aumento nas pontuações com a idade e não foi comprovada uma relação com o género dos participantes ($p=0.76$).

Os ambientes com fumo, ar condicionado e/ou aquecimento central são os mais suscetíveis de criar sintomatologia ocular ($p<0.001$).

O uso de fármacos, tais como os contraceptivos orais ($p=0.48$) e anti-histamínicos ($p=0.33$), não está associado a um aumento no número de sintomas referidos pelos participantes.

Apesar dos diferentes materiais utilizados e das suas distintas características, a avaliação das LC foi satisfatória para todas as lentes em teste. Não foram encontradas diferenças significativas para o movimento ($p=0.5$), centragem ($p=0.08$), cobertura ($p=0.07$) e conforto após inserção ($p=0.45$) entre as diversas lentes analisadas.

Os TRL decrescem com o período de utilização de LC ($p<0.001$), sendo dependente dos materiais. A lente 1D Acuvue TruEye manifestou uma redução mais acentuada dos tempos de rotura lacrimal pré-lente ($TRLPL=-3.19$, $p=0.006$).

Não se comprovou existirem diferenças significativas na fisiologia ocular dos participantes adaptados com LC Si Hi comparativamente aos utilizadores de LC Hi. Será necessário um período de observação mais longo para se detetarem possíveis alterações.

Existe uma relação entre o índice de refração e o conteúdo em água das LC. Quanto maior for o conteúdo aquoso de uma LC, menor será o seu IR ($r=-0.755$, $p<0.001$).

A utilização das LC não afeta significativamente o seu IR ($p=0.09$).

As LC Proclear 1D (CA=-6.7%, p=0.002) e 1D Acuvue TruEye (CA= -4.4%, p=0.008) manifestaram um maior decréscimo no conteúdo aquoso após a utilização.

Em termos globais, as LC estudadas obtiveram um bom desempenho clínico durante os 10 dias de uso. Contudo, o conforto (p=0.002) e a qualidade de visão (p=0.05) decrescem ao longo do dia e a sensação de secura ocular aumenta no mesmo período (p<0.001).

As LC Hi, em particular as Dailies Aquacomfort P. (C=-0.41, p=0.003), Biotrue 1D (C=-0.38, p=0.179) e Proclear 1D (C=-0.33, p=0.145) apresentaram uma redução mais acentuada no conforto ao longo do dia comparativamente às LC Si-Hi.

As lentes Dailies Total1 e 1D Acuvue TruEye obtiveram pontuações médias mais altas para o conforto (p=0.03) e sensação de secura ocular (p=0.05). Existe uma relação entre os dois parâmetros. Assim sendo, uma LC é mais confortável quanto menor for a sensação de secura ocular experienciada pelo utilizador (r=0.816, p<0.001).

A qualidade visual foi semelhante para todas as LC em estudo e não foram encontradas diferenças significativas para o período da manhã (p= 0.49) e tarde (p=0.72), entre os diversos materiais utilizados.

Os tempos de uso confortável de uma LC são em média inferiores aos tempos de uso total diário (p<0.001).

Os tempos de uso confortável estão associados ao conforto (r=0.28,p=0.04) e à sensação de secura ocular (r=0.36,p=0.008) experienciada pelos participantes. As LC 1D Acuvue TruEye (T=-0.85, p=0.008) e Dailies Total1 (T=-0.99, p=0.047) obtiveram *scores* mais elevados nos questionários e os tempos de uso confortável foram mais próximos dos tempos de uso total.

Capítulo 7

Trabalho futuro

De modo a complementar a investigação e consolidar os resultados existentes recomenda-se:

Aumentar o tamanho da amostra e acompanhar as alterações fisiológicas associadas ao uso de LC durante um período de observação mais longo. Incluir a análise de outros parâmetros clínicos tais como o tingido corneal e conjuntival.

Aplicar técnicas objetivas para a avaliação das LC, de forma a salientar diferenças subtis no comportamento das mesmas.

Estender a examinação dos TRL a um período mais longo (>5h) e englobar novos parâmetros de avaliação lacrimal.

Desenvolver estudos laboratoriais que comprovem a humectabilidade dos materiais e confrontar estes dados com os resultados obtidos *in vivo*.

Capítulo 8

Bibliografía

1. Stapleton F, Keay L, Jalbert I, Cole N. The epidemiology of contact lens related infiltrates. *Optom. Vis. Sci.* 2007;84(4):257-272. doi:10.1097/OPX.0b013e3180485d5f.
2. Gonzalez-Meijome. Origens e evolução das lentes de contacto. In: *Contactologia*. 1ª Edição. Santiago de Compostela: Unidixital S.L.; 2005:15-27.
3. Nichols J. Contact lenses annual report 2015. *Contact lens Spectr.* 2016;31(Janeiro 2016):18-23.
4. Kopeček J. Hydrogels from soft contact lenses and implants to self-assembled nanomaterials. *J. Polym. Sci. A. Polym. Chem.* 2009;47(22):5929-5946. doi:10.1002/pola.23607.
5. Ahmed EM. Hydrogel: Preparation, characterization, and applications: A review. *J. Adv. Res.* 2015;6(2):105-121. doi:10.1016/j.jare.2013.07.006.
6. Hoffman a S. Hydrogels for biomedical applications. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 2002;54:3-12. doi:10.1016/j.addr.2012.09.010.
7. Wichterle O, Lim D. Hydrophilic gels for biological use. *Nature* 1960;(4706):117-118. doi:10.1038/185117a0.
8. Efron N. Obituary—rigid contact lenses. *Contact lens anterior eye* 2010;33:245-52. doi:10.1016/j.clae.2010.06.009.
9. Yamane S. Are hard lenses superior to soft? The advantages of soft lenses. *Cornea* 1990;9(Suppl 1):S12-S14.
10. French K, Jones L. A decade with silicone hydrogels : Part 1. *Optom. Today* 2008;48(16):42-46.
11. Morgan PB, Efron N. Comparative clinical performance of two silicone hydrogel contact lenses for continuous wear. *Clin. Exp. Optom.* 2002;85(3):183-192.
12. Guillon M, Maissa C. Use of silicone hydrogel material for daily wear. *Cont. Lens Anterior Eye* 2007;30(1):5-10; quiz 71. doi:10.1016/j.clae.2006.09.008.
13. Stapleton F, Stretton S, Papas E, Skotnitsky C, Sweeney DF. Silicone Hydrogel Contact Lenses and the Ocular Surface. *Ocul. Surf.* 2006;4(1):24-43. doi:10.1016/S1542-0124(12)70262-8.
14. Efron N, Morgan PB, Cameron ID, Brennan N a, Goodwin M. Oxygen permeability and water content of silicone hydrogel contact lens materials. *Optom. Vis. Sci.* 2007;84(4):328-337. doi:10.1097/OPX.0b013e31804375ed.
15. Bonanno JA, Clark C, Pruitt J, Alvord L. Tear Oxygen Under Hydrogel and Silicone Hydrogel Contact Lenses in Humans. *Optom. Vis. Sci.* 2009;86(8):E936–E942. doi:10.1097/OPX.0b013e3181b2f582.Tear.
16. Flipecki J, Sitarz M, Kocela a., et al. Studying functional properties of hydrogel and silicone–hydrogel contact lenses with PALS, MIR and Raman spectroscopy. *Spectrochim. Acta Part A Mol. Biomol. Spectrosc.* 2014;131:686-690. doi:10.1016/j.saa.2014.04.144.
17. Chou B. The evolution of silicone hydrogel lenses. *Contact lens Spectr.* 2008. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleid=101744>. Accessed July 27,

- 2015.
18. French K, Jones L. A decade with silicone hydrogels : Part 2. *Optom. Today* 2008;48(18):38-43.
 19. Jones L, Subbaraman L. Surface treatment , wetting and modulus of silicone hydrogels. *Opt. - Contact lens Mon.* 2006;232:28-34.
 20. Szczotka-Flynn L. Looking at Silicone Hydrogels Across Generations. *Contact lens Spectr.* 2008;(Abril 2008).
 21. Cox F, Nichols J. Daily Disposables for the 21st Century. *Contact lens Spectr.* 2015;30:22-28. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=112908>. Accessed August 6, 2015.
 22. Yañez F, Concheiro A, Alvarez-Lorenzo C. Macromolecule release and smoothness of semi-interpenetrating PVP-PHEMA networks for comfortable soft contact lenses. *Eur. J. Pharm. Biopharm.* 2008;69:1094-1103. doi:10.1016/j.ejpb.2008.01.023.
 23. Efron N. Introduction. In: *Contact Lens Practice*. Butterworth-Heinemann; 2002:1-52.
 24. Holden BA, Sweeney DF, Vannas A, Nilsson KT, Efron N. Effects of Long-Term Extended Contact Lens Wear on the Human Cornea. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 1985;26:1489-1501.
 25. Nilsson SE. Ten years of disposable contact lenses-a review of benefits and risks. *Contact lens anterior eye* 1997;20(4):119-128. doi:10.1016/S1367-0484(97)80010-0.
 26. Solomon, Freeman, Boshnick, et al. A 3-year prospective study of the clinical performance of daily disposable contact lenses compared with frequent replacement and conventional daily wear contact lenses. *CLAO J.* 1996;22(4):250-257. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8906382>. Accessed August 2, 2015.
 27. Egger. Disposable contact lenses and their complications. *Wien Med Wochenschr* 1997;147(12-13):295-297. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9340927>. Accessed August 2, 2015.
 28. Eltis M. Contact-lens-related microbial keratitis: case report and review. *J. Optom.* 2011;4(4):122-127.
 29. Mann A, Tighe B. Contact lens interactions with the tear film. *Exp. Eye Res.* 2013;117:88-98. doi:10.1016/j.exer.2013.07.013.
 30. Cho P, Boost M V. Daily disposable lenses: the better alternative. *Contact lens anterior eye* 2013;36:4-12. doi:10.1016/j.clae.2012.10.073.
 31. Efron N, Morgan PB, Helland M, et al. Daily disposable contact lens prescribing around the world. *Contact lens anterior eye* 2010;33:225-227. doi:10.1016/j.clae.2010.06.003.
 32. Nichols JJ, Mitchell GL, Zadnik K. Daily disposable vs. disposable extended wear: a contact lens clinical trial. *Optom. Vis. Sci.* 2000;77(12):637-647. doi:10.1097/00006324-200012000-00010.
 33. Efron N, Morgan PB. Prescribing daily disposable contact lenses in the UK. *Contact lens anterior eye* 2008;31(2):107-108. doi:10.1016/j.clae.2008.01.005.

34. Radford CF, Minassian D, Dart JKG, Stapleton F, Verma S. Risk Factors for Nonulcerative Contact Lens Complications in an Ophthalmic Accident and Emergency Department. A Case-Control Study. *Ophthalmology* 2009;116:385-392. doi:10.1016/j.ophtha.2008.09.053.
35. Fahmy M, Long BB, Giles, Timothy, Wang, M C-H. Comfort-Enhanced Daily Disposable Contact Lens Reduces Symptoms Among Weekly/Monthly Wear Patients. *Eye Contact Lens* 2010;36(4):215-219. doi:10.1097/ICL.0b013e3181e5859f.
36. Ablamowicz A, Nichols J. Dry eye report - 2014 Report on Dry Eye Diseases. *Contact lens Spectr.* 2014;29:22-29. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=111342>. Accessed August 6, 2015.
37. Hickson-Curran S, Spyridon M, Hunt C, Young G. The use of daily disposable lenses in problematic reusable contact lens wearers. *Contact Lens Anterior Eye* 2014;37:285-291. doi:10.1016/j.clae.2014.03.002.
38. Stiegemeier M, Thomas S. Seasonal Allergy Relief with Daily Disposable Lenses. *Contact lens Spectr.* 2001. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=11956>. Accessed August 6, 2015.
39. Hayes VY, Schnider CM, Veys J. An evaluation of 1-day disposable contact lens wear in a population of allergy sufferers. *Contact Lens Anterior Eye* 2003;26:85-93. doi:10.1016/S1367-0484(03)00019-5.
40. Wolffsohn JS, Emberlin JC. Role of contact lenses in relieving ocular allergy. *Contact Lens Anterior Eye* 2011;34:169-172. doi:10.1016/j.clae.2011.03.004.
41. Yeung KK, Forister JFY, Forister EF, Chung MY, Han S, Weissman B a. Compliance with soft contact lens replacement schedules and associated contact lens-related ocular complications. *Optometry* 2010;81(11):598-607. doi:10.1016/j.optm.2010.01.013.
42. Dumbleton K, Richter D, Woods C, Jones L, Fonn D. Compliance with contact lens replacement in Canada and the United States. *Optom. Vis. Sci.* 2010;87(2):131-139. doi:10.1097/OPX.0b013e3181ca32dc.
43. Chalmers RL, Hickson-Curran SB, Keay L, Gleason WJ, Albright R. Rates of Adverse Events With Hydrogel and Silicone Hydrogel Daily Disposable Lenses in a Large Postmarket Surveillance Registry: The TEMPO Registry. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2015;56(1):654-663. doi:10.1167/iovs.14-15582.
44. Morgan SL, Morgan PB, Efron N. Environmental impact of three replacement modalities of soft contact lens wear. *Contact lens anterior eye* 2003;26(1):43-46. doi:10.1016/S1367-0484(02)00087-5.
45. Jacob JT. Biocompatibility in the development of silicone-hydrogel lenses. *Eye Contact Lens* 2013;39(1):13-19. doi:10.1097/ICL.0b013e31827dbb00.
46. Lebow K, Bridgewater B. A three month comparative daily wear study of two high water content soft lenses. *Int. Contact Lens Clin.* 1997;24:198-205.
47. Proclear 1 Day product specifications. Available at:

- https://coopervision.com/sites/default/files/Proclear-1-day-multifocal_Package-Insert.pdf. Accessed February 13, 2015.
48. Watanabe RK. Options for Dry Eye Patients. *Contact lens Spectr.* 2012;27(July 2012):21. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=107172>.
 49. Proclear 1 Day details. Available at: <http://coopervision.com/contact-lenses/proclear-1-day-contacts>. Accessed February 14, 2015.
 50. Hall B, Jones S, Young G, Coleman S. The on-eye dehydration of proclear compatibles lenses. *CLAO J.* 1999;25(4):233-7.
 51. Lemp M, Caffery B, Lebow K, R. L. Omafilcon A (Proclear) soft contact lenses in a dry eye population. *CLAO J.* 1999;25(1):40-7.
 52. Quesnel N-M, Giasson CJ. On-eye dehydration of Proclear, Resolution 55 and Acuvue contact lenses. *Cont. Lens Anterior Eye* 2001;24:88-93.
 53. Riley C, Chalmers RL, Pence N. The impact of lens choice in the relief of contact lens related symptoms and ocular surface findings. *Contact Lens Anterior Eye* 2005;28:13-19. doi:10.1016/j.clae.2004.09.002.
 54. Reeder RE, Boyce PJ, Mika R. The performance of two different hydrogel lenses in symptomatic dry-eye contact lens patients. *Int. Contact Lens Clin.* 2000;27(01):47-51. doi:10.1016/S0892-8967(01)00056-6.
 55. Dailies Aquaconfort Package insert. 2013. Available at: https://www.myalcon.com/docs/focus_dailies_default.pdf. Accessed February 14, 2015.
 56. Kita M, Ogura Y, Honda Y, Suong-Hyu Hyon. Evaluation of polyvinyl alcohol hydrogel as a soft contact lens material. *Graefe 's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1990;228:533-537.
 57. Willcox M. Biocompatibility: Buzzword or Breakthrough? *Review of Cornea & Contact Lenses* 2013. Available at: <http://www.reviewofcontactlenses.com/content/c/40958/>. Accessed February 14, 2015.
 58. Peterson RC, Wolffsohn JS, Nick J, Winterton L, Lally J. Clinical performance of daily disposable soft contact lenses using sustained release technology. *Contact Lens Anterior Eye* 2006;29(3):127-134. doi:10.1016/j.clae.2006.03.004.
 59. Wolffsohn JS, Hunt O a, Chowdhury A. Objective clinical performance of "comfort-enhanced" daily disposable soft contact lenses. *Contact lens anterior eye* 2010;33(2):88-92. doi:10.1016/j.clae.2010.01.004.
 60. Nefofilcon A FDA premarket notification. 2012.
 61. Mullarkey C. Product review - Biotrue 1 day contact lenses. *Rev. Optom.* 2012. Available at: <http://www.reviewofoptometry.com/content/d/technology/c/35638/>. Accessed March 2, 2015.
 62. Bausch+Lomb Hypergel videos. Available at: http://www.bausch.com/ecp/our-products/contact-lenses/myopia-hyperopia/hypergel-videos#.VPYs_vmsXSF. Accessed March 3, 2015.
 63. Schafer J. On-eye dehydration and corneal staining. *Opt. - Contact lens Mon.* 2012:24-25.

64. Zantos S, Orsborn G, Walter H, Knoll H. Studies on corneal staining with thin hydrogels. *J. B.C.L.A.* 1986;9(2):61-64.
65. Corneal desiccation staining with thin high water lenses. *CLAO J.* 1988;14(2):81-85.
66. Pence N. New introductions in the daily disposable modality. *Contact lens Spectr.* 2012;27(Agosto 2012):19. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=107287>.
67. Lee R, Fahy K, Cox I. Understanding lens shape dynamics during off-eye dehydration of contact lens materials with varying water content. *Abstr. / Contact Lens Anterior* 2012;35 S:e11.
68. Barr J. *Innovations - Drawing Inspiration from the Eye.*; 2012.
69. Lee RH, Fahy KJ, Cox I. Understanding lens shape dynamics during off-eye dehydration of contact lens materials with varying water content. *Contact Lens Anterior Eye* 2012;35:e11. doi:10.1016/j.clae.2012.08.035.
70. Narafilcon A FDA premarket notification. 2010. Available at: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf10/k100349.pdf.
71. Morgan PB, Chamberlain P, Moody K, Maldonado-Codina C. Ocular physiology and comfort in neophyte subjects fitted with daily disposable silicone hydrogel contact lenses. *Cont. Lens Anterior Eye* 2013;36:118-25. doi:10.1016/j.clae.2012.12.001.
72. Diec J, Jara PL de la, Willcox M, Holden BA. The Clinical Performance of Lenses Disposed of Daily Can Vary Considerably. *Eye Contact Lens* 2012;38(5):313 - 318. Available at: http://www.medscape.com/viewarticle/771906_4.
73. Pence N. What's New in Silicone Hydrogel Lenses? *Contact lens Spectr.* 2013;28(Agosto 2013):19. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=108715>.
74. Delefilcon A FDA premarket notification. 2012.
75. Alcon. Dailies Total 1 professional fitting and Information Guide. 2012:1-24.
76. Stone R. Introducing Water Gradient Technology. *Contact lens Spectr. - Spec. Ed.* 2013;28 -13:34-38. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=108561>.
77. Pruitt J, Bauman E. The Development of Dailies Total1 Water Gradient Contact Lenses. *Contact lens Spectr. - Spec. Ed.* 2013;28 - 13:40 - 44. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=108562>.
78. Dunn AC, Urueña JM, Huo Y, Perry SS, Angelini TE, Sawyer WG. Lubricity of surface hydrogel layers. *Tribol Lett* 2013;49:371-378. doi:10.1007/s11249-012-0076-8.
79. Thekveli S, Qiu Y, Kapoor Y, Liang W, Pruitt J. Structure–property relationship of delefilcon a lenses. *Contact lens anterior eye* 2012;35 S:e14.
80. Pruitt J, Qiu Y, Thekveli S, Hart R, Creek J. Surface Characterization of a Water Gradient Silicone Hydrogel Contact Lens (delefilcon A). *ARVO Meet. Present. Abstr.* 2012. Available at: <http://www.abstractsonline.com/Plan/ViewAbstract.aspx?mID=2866&sKey=9b600852->

- f1c2-4cbc-aaa4-9d7add18c11e&cKey=430e8b9c-b1aa-4b7b-b129-90462222e065&mKey=f0fce029-9bf8-4e7c-b48e-9ff7711d4a0e. Accessed April 22, 2015.
81. Pucker AD, Nichols JJ. Analysis of meibum and tear lipids. *Ocul. Surf.* 2012;10(4):230-250. doi:10.1016/j.jtos.2012.07.004.
 82. Tucker R, Patel D, Pruitt J. Comparative study of contact lens lubricity. *Contact lens anterior eye* 2012;35 S:e38. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clae.2012.10.017>.
 83. Sawyer WG. Lubricity in high water content surface gel layers. 2012.
 84. Menzies KL, Jones L. Sessile drop contact angle analysis of hydrogel and silicone hydrogel daily disposable and frequent replacement contact lenses. *Contact lens anterior eye* 2012;35 S:e12 - Abstract 36. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clae.2012.08.039>.
 85. Cooper Vision introduces MyDay™ daily disposable lenses. 2013. Available at: <http://coopervision.com/our-company/news-center/press-release/coopervision-introduces-myday%E2%84%A2-daily-disposable-lenses>. Accessed February 19, 2015.
 86. Stenfilcon A FDA premarket notification. 2013.
 87. Shah D, Richardson P, Vega J. Fitting My Day into practice. *Opt. - Contact lens Mon.* 2013:12-14.
 88. Kading D. One-day market, three new contact lenses. *Contact lens Spectr.* 2014;29(Janeiro 2014):17. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=109317>. Accessed February 27, 2014.
 89. Vega J, Nguyen M, McNally J, Chamberlain P, Walker J. Clinical performance of two daily disposable silicone hydrogel lenses. *Am. Acad. Optom.* Available at: <http://www.aaopt.org/clinical-performance-two-daily-disposable-silicone-hydrogel-lenses>. Accessed February 27, 2015.
 90. Purslow C. the Interaction Between Contact Lenses and the Tear Film. *Optom. Today* 2010. Available at: http://www.optometry.co.uk/uploads/articles/CET_260210-2POINT.pdf. Accessed October 16, 2015.
 91. Stapleton F, Marfurt C, Golebiowski B, et al. The TFOS International Workshop on Contact Lens Discomfort: Report of the Contact Lens Interactions With the Tear Film Subcommittee. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54(11):TFOS71-97. doi:10.1167/iops.13-13226.
 92. Guillon M, Styles E, Guillon JP, Maissa C. Preocular tear film characteristics of nonwearers. *Optom. Vis. Sci.* 1997;74(5):273-279.
 93. King-Smith PE, Fink BA, Fogt N, Nichols KK, Hill RM. The Thickness of the Human Precorneal Tear Film: Evidence from Reflection Spectra. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2000;41:3348-3359.
 94. Wang J, Fonn D, Simpson TL, Jones L. Precorneal and Pre- and Postlens Tear Film Thickness Measured Indirectly with Optical Coherence Tomography. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2003;44:2524-2528. doi:doi:10.1167/iops.02-0731.

95. Wolff E. The muco-cutaneous junction of the lid margin and the distribution of the tear fluid. *Trans Ophthalmol Soc UK* 1946;66:291-305.
96. Prydal JI, Campbell FW. Study of the pre-corneal tear film thickness and structure by interferometry and confocal microscopy. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 1992;33(6):1996-2005.
97. Guillon JP. Non-invasive Tearscope Plus routine for contact lens fitting. *Contact lens anterior eye* 1998;Supplement:S31-S40. doi:10.1016/S1367-0484(98)80035-0.
98. King-Smith P, Hinel EA, Nichols JJ. Application of a Novel Interferometric Method to Investigate the Relation between Lipid Layer Thickness and Tear Film Thinning. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2010;51(5):2418-2423. doi:10.1167/iovs.09-4387.
99. González-Méijome J. Estrutura e análise da lagrima na adaptação de lentes de contacto. In: *Contactologia*. 1ª Edição. Santiago de Compostela: Unidixital S.L; 2005:45-63.
100. Akpek E, Gottsch J. Immune defense at the ocular surface. *Eye* 2003;17:949-956. doi:doi:10.1038/sj.eye.6700617.
101. Argüeso P. Glycobiology of the ocular surface: Mucins and lectins. *Jpn J Ophthalmol.* 2013;57(2):150-155. doi:10.1007/s10384-012-0228-2.
102. Brennan N, Efron N. Symptomatology of HEMA contact lens wear. *Optom. Vis. Science* 1989;66(12):834-838.
103. Nichols JJ, Sinnott LT. Tear film, contact lens, and patient-related factors associated with contact lens-related dry eye. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2006;47(4):1319-1328. doi:10.1167/iovs.05-1392.
104. Young G, N. E. Characteristics of the pre-lens tear film during hydrogel contact lens wear. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1991;11(1):53-58.
105. Martin DK. Water transport in dehydrating hydrogel contact lenses: implications for corneal desiccation. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(7):857-865.
106. The definition and classification of dry eye disease: report of the Definition and Classification Subcommittee of the International Dry Eye WorkShop. *Ocul Surf.* 2007;5:75-92.
107. Martin D. Osmolality of the tear fluid in the contralateral eye during monocular contact lens wear. *Acta Ophthalmol* 1987;65(5):551-555.
108. Iskeleli G, Karakoç Y, Aydin O, Yetik H, H U, M. K. Comparison of tear-film osmolarity in different types of contact lenses. *CLAO J.* 2002;28(4):174-176.
109. Farris R. Tear analysis in contact lens wearers. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1985;83:501-545.
110. Gellatly K, Brennan N, Efron N. Visual decrement with deposit accumulation of HEMA contact lenses. *Am J Optom Physiol Opt.* 1988;65(12):937-941.
111. Dogru M, Ward SK, Wakamatsu T, et al. The effects of 2 week senofilcon-A silicone hydrogel contact lens daily wear on tear functions and ocular surface health status. *Contact lens anterior eye* 2011;34(2):77-82. doi:10.1016/j.clae.2010.12.001.

112. Berry M, Pult H, Purslow C, Murphy PJ. Mucins and Ocular Signs in Symptomatic and Asymptomatic Contact Lens Wear. *Optom. Vis. Sci.* 2008;85(10):E930-E938. doi:10.1097/OPX.0b013e318188896b.
113. Pritchard N, Jones L, Dumbleton K, Fonn D. Epithelial inclusions in association with mucin ball development in high-oxygen permeability hydrogel lenses. *Optom. Vis. Sci.* 2000;77(2):68-72. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10701804>. Accessed October 21, 2015.
114. Dumbleton K, Jones L, Chalmers R, Williams-Lyn D, Fonn D. Clinical characterization of spherical post-lens debris associated with lotrafilcon high-Dk silicone lenses. *CLAO J.* 2000;26(4):186-92. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11071342>. Accessed October 21, 2015.
115. Szczotka-Flynn L, Benetz BA, Lass J, et al. The Association Between Mucin Balls and Corneal Infiltrative Events During Extended Contact Lens Wear. *Cornea* 2010;30(5):1. doi:10.1097/ICO.0b013e3181fb8644.
116. Holly FJ. Formation and rupture of the tear film. *Exp. Eye Res.* 1973;15(5):515-25. doi:10.1016/0014-4835(73)90064-X.
117. Norn MS. Desiccation of the precorneal film. I. Corneal wetting-time. *Acta Ophthalmol.* 1969;47(4):865-80. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4187469>. Accessed October 21, 2015.
118. Mengher LS, Bron AJ, Tonge SR, Gilbert DJ. Effect of fluorescein instillation on the pre-corneal tear film stability. *Curr. Eye Res.* 1985;4(1):9-12. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3979093>. Accessed October 21, 2015.
119. Patel S, Murray D, McKenzie A, Shearer DS, McGrath BD. Effects of fluorescein on tear breakup time and on tear thinning time. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1985;62(3):188-90. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3985110>. Accessed October 21, 2015.
120. Elliott M, Fandrich H, Simpson T, Fonn D. Analysis of the repeatability of tear break-up time measurement techniques on asymptomatic subjects before, during and after contact lens wear. *Contact Lens Anterior Eye* 1998;21(4):98-103. doi:10.1016/S1367-0484(98)80002-7.
121. González-García MJ, González-Sáiz A, De La Fuente B, et al. Exposure to a controlled adverse environment impairs the ocular surface of subjects with minimally symptomatic dry eye. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2007;48(9):4026-4032. doi:10.1167/iovs.06-0817.
122. Tesón M, González-García MJ, López-Miguel A, et al. Influence of a controlled environment simulating an in-flight airplane cabin on dry eye disease. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2013;54(3):2093-2099. doi:10.1167/iovs.12-11361.
123. Abusharha A a., Pearce EI. The Effect of Low Humidity on the Human Tear Film. *Cornea* 2012;0(0):1-6. doi:10.1097/ICO.0b013e31826671ab.
124. Patel S, Bevan R, Farrell JC. Diurnal variation in precorneal tear film stability. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1988;65(3):151-4. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3364523>. Accessed October 21, 2015.

125. Lira M, Oliveira MECDR, Franco S. Comparison of the tear film clinical parameters at two different times of the day. *Clin. Exp. Optom.* 2011;94(6):557-62. doi:10.1111/j.1444-0938.2011.00647.x.
126. Faber E, Golding TR, Lowe R, Brennan NA. Effect of hydrogel lens wear on tear film stability. *Optom. Vis. Sci.* 1991;68(5):380-4. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1852401>. Accessed September 4, 2015.
127. Glasson MJ, Stapleton F, Keay L, Sweeney D, P. W. Differences in Clinical Parameters and Tear Film of Tolerant and Intolerant Contact Lens Wearers. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 2003;44(12):5116-5124. doi:10.1167/iovs.03-0685.
128. Chui WS, Cho P, Brown B. Soft contact lens wear in Hong Kong-Chinese: predicting success*. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2000;20(6):480-486. doi:10.1111/j.1475-1313.2000.tb01126.x.
129. Fonn D, Situ P, Simpson T. Hydrogel lens dehydration and subjective comfort and dryness ratings in symptomatic and asymptomatic contact lens wearers. *Optom. Vis. Sci.* 1999;76(10):700-704.
130. Sharma a, Ruckenstein E. Mechanism of tear film rupture and formation of dry spots on cornea. *J. Colloid Interface Sci.* 1984;106(1):12-27. doi:10.1016/0021-9797(85)90375-3.
131. Chalmers RL, Begley CG. Dryness symptoms among an unselected clinical population with and without contact lens wear. *Contact Lens Anterior Eye* 2006;29:25-30. doi:10.1016/j.clae.2005.12.004.
132. Guillon M, Maissa C. Dry eye symptomatology of soft contact lens wearers and nonwearers. *Optom. Vis. Sci.* 2005;82(9):829-834.
133. Patel S, Henderson R, Bradley L, Galloway B, Hunter L. Effect of visual display unit use on blink rate and tear stability. *Optom. Vis. Sci.* 1991;68(11):888-892. doi:10.1097/00006324-199111000-00010.
134. Al-Abdulmunem M. Relation between tear breakup time and spontaneous blink rate. *Int. Contact Lens Clin.* 1999;26:117-120. doi:10.1016/S0892-8967(00)00033-X.
135. Al-abdulmunem M, Briggs ST. Spontaneous blink rate of a normal population sample. *Int. Contact Lens Clin.* 1999;26:29-32.
136. Zaman ML, Doughty MJ, Button NF. The exposed ocular surface and its relationship to spontaneous eyeblink rate in elderly caucasians. *Exp. Eye Res.* 1998;67:681-686. doi:10.1006/exer.1998.0571.
137. Carney LG, Hill RM. The nature of normal blinking patterns. *Acta Ophthalmol.* 1982;60(3):427-433. doi:DOL: 10.1111/j.1755-3768.1982.tb03034.x.
138. Stern J a, Walrath LC, Goldstein R. The enogenous eyeblink. *Psychophysiology* 1984;21:22-32. doi:10.1111/j.1469-8986.1984.tb02312.x.
139. Gilbard JP, Farris RL. Ocular surface drying and tear film osmolarity in thyroid eye disease. *Acta Ophthalmol.* 1983;61(1):108-16. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6687972>. Accessed November 17, 2015.

140. Collins M, Seeto R, Campbell L, Ross M. Blinking and corneal sensitivity. *Acta Ophthalmol.* 1989;67(5):525-31. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2589051>. Accessed November 17, 2015.
141. Prause J, Norn M. Relation between blink frequency and break-up time? *Acta Ophthalmol.* 1987;65(1):19-22. doi:DOI: 10.1111/j.1755-3768.1987.tb08484.x.
142. Himebaugh NL, Begley CG, Bradley A, Wilkinson J a. Blinking and tear break-up during four visual tasks. *Optom. Vis. Sci.* 2009;86(2):E106-E114. doi:10.1097/OPX.0b013e318194e962.
143. Yap M. Tear break-up time is related to blink frequency. *Acta Ophthalmol.* 1991;69(1):92-94. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2028776>.
144. Yolton D, Yolton R, López R, Bogner B, Stevens R, Rao D. The effects of gender and birth control pill use on spontaneous blink rates. *J Am Optom Assoc.* 1994;65(11):763-770. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7822673>.
145. Dumbleton K, Woods CA, Jones LW, Fonn D. The impact of contemporary contact lenses on contact lens discontinuation. *Eye Contact Lens* 2013;39(1):93-9. doi:10.1097/ICL.0b013e318271caf4.
146. Richdale K, Sinnott LT, Skadahl E, Nichols JJ. Frequency of and factors associated with contact lens dissatisfaction and discontinuation. *Cornea* 2007;26(2):168-74. doi:10.1097/O1.ic0.0000248382.32143.86.
147. Rumpakis J. New data on contact lens dropouts: An international perspective. *Rev. Optom.* 2010. Available at: http://www.reviewofoptometry.com/content/d/contact_lenses_and_solutions/c/18929/. Accessed May 9, 2015.
148. Pritchard N, Fonn D, Brazeau D. Discontinuation of contact lens wear: a survey. *Int. contact lens Clin.* 1999;26(6):157-162. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11384832>. Accessed September 17, 2015.
149. Nichols JJ, Willcox MDP, Bron AJ, Belmonte C, Ciolino JB. The TFOS International Workshop on Contact Lens Discomfort: Executive Summary. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54(11):TFOS7–TFOS13. doi:DOI:10.1167/iovs.13-13212.
150. Nichols KK, Redfern RL, Jacob JT, et al. The TFOS International Workshop on Contact Lens Discomfort: Report of the Definition and Classification Subcommittee. *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.* 2013;54(11):TFOS14-19. doi:10.1167/iovs.13-13074.
151. McConville P, Pope JM. Diffusion limited evaporation rates in hydrogel contact lenses. *CLAO J.* 2001;27(4):186-91. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11725979>. Accessed November 5, 2015.
152. Efron N, Brennan N, Currie J, Fitzgerald J. Determinants of the initial comfort of hydrogel contact lenses. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1986;63(10):819-823.
153. Pritchard N, Fonn D. Dehydration, lens movement and dryness ratings of hydrogel contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt* 1995;15(4):281-286.
154. Brennan N, Russell L, Efron N. In vivo dehydration of disposable (Acuvue) contact lenses. *Optom. Vis. Sci.* 1990;67(3):201-203.

155. Jones L, Brennan NA, González-Méijome J, et al. The TFOS International Workshop on Contact Lens Discomfort: Report of the Contact Lens Materials, Design, and Care Subcommittee. *Investig. Ophthalmology Vis. Sci.* 2013;54(11):TFOS37. doi:10.1167/iov.13-13215.
156. Young G, Riley CM, Chalmers RL, Hunt C. Hydrogel Lens Comfort in Challenging Environments and the Effect of Refitting with Silicone Hydrogel Lenses. *Optom. Vis. Sci.* 2007;84(4):302-308.
157. Jones L, May C, Nazar L, Simpson T. In vitro evaluation of the dehydration characteristics of silicone hydrogel and conventional hydrogel contact lens materials. *Contact Lens Anterior Eye* 2002;25(3):147-156. doi:10.1016/S1367-0484(02)00033-4.
158. French K. Why is modulus important? *Siliconehydrogels.org* 2007. Available at: http://www.siliconehydrogels.org/editorials/oct_07.asp. Accessed November 8, 2015.
159. Dumbleton K. Clinical performance and observation - Lens Fit. *Siliconehydrogels.org* 2002. Available at: http://www.siliconehydrogels.org/editorials/previous_editorials_kathryn2.asp. Accessed September 29, 2015.
160. Sweeney DF. Clinical performance of silicone-hydrogel lenses. In: Sweeney DF, ed. *Silicone-Hydrogels - Continuous Wear Contact Lenses*. 2ª Edição. Butterworth-Heinemann; 2004:164-216.
161. Dumbleton KA, Chalmers RL, McNally J, Bayer S, Fonn D. Effect of lens base curve on subjective comfort and assessment of fit with silicone hydrogel continuous wear contact lenses. *Optom. Vis. Sci.* 2002;79(10):633-7. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12395917>. Accessed November 5, 2015.
162. Fonn D. The clinical relevance of contact lens lubricity. *Contact lens Spectr. - Spec. Ed.* 2013;28(13):25-27.
163. Subbaraman L, Jones L. Measuring Friction and Lubricity of Soft Contact Lenses: A Review. *Contact lens Spectr. - Spec. Ed.* 2013;28(13):30-33.
164. Brennan N. Contact lens-based correlates of soft lens wearing comfort. *Opt Vis Sci* 2009;86:E-abstract 90957. Available at: <http://www.aaopt.org/contact-lens-based-correlates-soft-lens-wearing-comfort>.
165. Coles C, Brennan N. Coefficient of friction and soft contact lens comfort. *Opt Vis Sci* 2012;89:E-abstract 125603. Available at: <http://www.aaopt.org/coefficient-friction-and-soft-contact-lens-comfort>.
166. Kern JR, Rappon JM, Bauman E, Vaughn B. Relationship between contact lens coefficient of friction and subjective lens comfort. *Contact lens anterior eye* 2013;36:e26 - Abstract 31. doi:10.1016/j.clae.2013.08.094.
167. González-méijome JM, Parafita MA, Yebra-Pimentel E, Almeida JB. Symptoms in a Population of Contact Lens and Noncontact Lens Wearers Under Different Environmental Conditions. *Optom. Vis. Sci.* 2007;84(4):1-8.
168. Dumbleton K, Caffery B, Dogru M, Hickson-Curran S, Kern J. The TFOS International Workshop on Contact Lens Discomfort: Report of the Subcommittee on Epidemiology.

- Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54(11):TFOS20–TFOS36. doi:10.1167/iovs.13-13125.
169. Young G, Chalmers RL, Napier L, Hunt C, Kern J. Characterizing contact lens-related dryness symptoms in a cross-section of UK soft lens wearers. *Contact Lens Anterior Eye* 2011;34(2):64-70. doi:10.1016/j.clae.2010.08.005.
 170. du Toit R, Situ P, Simpson T, Fonn D. The effects of six months of contact lens wear on the tear film, ocular surfaces, and symptoms of presbyopes. *Optom. Vis. Sci.* 2001;78(6):455-62. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11444637>. Accessed November 9, 2015.
 171. Chalmers RL, Hunt C, Hickson-Curran S, Young G. Struggle with hydrogel CL wear increases with age in young adults. *Contact lens anterior eye* 2009;32(3):113-9. doi:10.1016/j.clae.2008.12.001.
 172. Frankel S, Ellis P. Effect of oral contraceptives on tear production. *Ann. Ophthalmol.* 1978;10(11):1585-1588. Available at: <http://www.poptline.org/node/437638>.
 173. Tomlinson A, Pearce E, Simmons P, Blades K. Effect of oral contraceptives on tear physiology. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2002;21(1):9-16. doi:10.1046/j.1475-1313.2001.00544.x.
 174. S C, Massaro-Giordano G, Pistilli M, Schreiber C, V B. Tear Osmolarity and Dry Eye Symptoms in Women Using Oral Contraception and Contact Lenses. *Cornea* 2013;32(4):423-428. doi:10.1097/ICO.0b013e3182662390.
 175. Kemdinum Idu F, Osita Emina M, Oyem Ubaru C. Tear secretion and tear stability of women on hormonal contraceptives. *J. Optom.* 2013;6(1):45-50. doi:10.1016/j.optom.2012.08.006.
 176. Morgan PB, Efron N. In vivo dehydration of silicone hydrogel contact lenses. *Eye Contact Lens* 2003;29(3):173-176. doi:10.1097/01.ICL.0000072825.23491.59.
 177. Gonzalez-Meijome J. Anatomia e fisiologia das pálpebras e da conjuntiva aplicadas à adaptação de lentes de contacto. In: *Contactologia*. 1ª Edição. Santiago de Compostela: Unidixital S.L; 2005:33-42.
 178. McMonnies CW, Chapman-Davies A, Holden BA. The vascular response to contact lens wear. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1982;59(10):795-9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6183976>. Accessed November 16, 2015.
 179. Holden BA, Sweeney DF, Swarbrick HA, Vannas A, Nilsson KT, Efron N. The vascular response to long-term extended contact lens wear. *Clin. Exp. Optom.* 1986;69(3):112-9. doi:10.1111/j.1444-0938.1986.tb06800.x.
 180. Dumbleton K a, Chalmers RL, Richter DB, Fonn D. Vascular response to extended wear of hydrogel lenses with high and low oxygen permeability. *Optom. Vis. Sci.* 2001;78(3):147-51. doi:00006324-200103000-00006 [pii].
 181. Fonn D, MacDonald KE, Richter D, Pritchard N. The ocular response to extended wear of a high Dk silicone hydrogel contact lens. *Clin Exp Optom* 2002;85(3):176-182. doi:ceo853176 [pii].
 182. Papas EB, Vajdic CM, Austen R, Holden BA. High-oxygen-transmissibility soft contact lenses do not induce limbal hyperaemia. *Curr. Eye Res.* 1997;16(9):942-8. Available at:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9288457>. Accessed November 15, 2015.
183. Papas E. On the relationship between soft contact lens oxygen transmissibility and induced limbal hyperaemia. *Exp. Eye Res.* 1998;67(2):125-31. doi:10.1006/exer.1998.0504.
 184. du Toit R, Simpson TL, Fonn D, Chalmers RL. Recovery from hyperemia after overnight wear of low and high transmissibility hydrogel lenses. *Curr. Eye Res.* 2001;22(1):68-73. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11402381>. Accessed November 15, 2015.
 185. Covey M, Sweeney DF, Terry R, Sankaridurg PR, Holden BA. Hypoxic effects on the anterior eye of high-Dk soft contact lens wearers are negligible. *Optom. Vis. Sci.* 2001;78(2):95-9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11265932>. Accessed November 16, 2015.
 186. Gonzalez-Meijome J. Estrutura e fisiologia da córnea e limbo esclero-corneal na adaptação de lentes de contacto. In: *Contactologia*. 1ª Edição. Santiago de Compostela: Unidixital S.L; 2005:67-86.
 187. Dumbleton K. Vascular Response. *Siliconehydrogels.org* 2002.
 188. Tunnacliffe A. Background optics. In: Optics A of BD, ed. *Introduction to Visual Optics*. London; 1993:1-28.
 189. González-Méijome J. Materiais utilizados no fabrico de lentes de contacto. In: *Contactologia*. Santiago de Compostela: Unidixital S.L; 2005:91-115.
 190. González-méijome JM, Lira M, López-alemany A, Almeida JB, Parafita MA, Refojo MF. Refractive Index and Equilibrium Water Content of Conventional and Silicone Hydrogel Contact Lenses. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2006;26:57-64.
 191. Nichols JJ, Berntsen D a. The assessment of automated measures of hydrogel contact lens refractive index. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2003;23:517-525. doi:10.1046/j.1475-1313.2003.00147.x.
 192. N. E, PB M. Hydrogel contact lens dehydration and oxygen transmissibility. *CLAO J.* 1999;25(3):148-151. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10444050>. Accessed July 21, 2015.
 193. Tranoudis I, Efron N. Parameter stability of soft contact lenses made from different materials. *Contact Lens Anterior Eye* 2004;27:115-131. doi:10.1016/j.clae.2004.03.001.
 194. López-alemany A, Refojo M. Comparative Study of the Hydration of Hydrophilic Contact Lenses by Refractive Index and Gravimetry. *CLAO J.* 2000;26(4):200-203. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11071344>. Accessed July 21, 2015.
 195. Nichols JJ, Good G. The Reliability and Validity of Hand-Held Refractometry Water Content Measures of. *Optom. Vis. Sci.* 2003;80(6):447-453.
 196. Efron N, Brennan N. The Soft Contact Lens Refractometer. *Optician* 1987;194:29-41.
 197. Brennan N. A simple instrument for measuring the water content of hydrogel lenses. *Int. Contact Lens Clin.* 1983;10:357-361.

198. Nichols JJ. Evaporative tear film and contact Lens factors associated with dry eye symptoms. 2004.
199. Méijome M. Objective analysis of properties an material degradation in contact lens polymers using different techniques. 2007.
200. Morgan PB, Efron N. The oxygen performance of contemporary hydrogel contact lenses. *Cont. Lens Anterior Eye* 1998;21(1):3-6. doi:10.1038/sj.clae.4300100.
201. Maldonado-Codina, Efron. Dynamic wettability of p-based hydrogel contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt* 2006;26(4):408-418.
202. enkiewicz M. Methods for the calculation of surface free energy of solids. *J. Achiev. Mater. Manuf. Eng.* 2007;24(1):137-145.
203. Abdallah W, Buckley JS, Carnegie A, et al. Fundamentals of Wettability. *Oilf. Rev.* 2007:44-61. Available at: https://www.slb.com/~ /media/Files/resources/oilfield_review/ors07/sum07/p44_61.pdf.
204. Lin MC, Svitova TF. Contact lenses wettability in vitro: effect of surface-active ingredients. *Optom. Vis. Sci.* 2010;87(6):440-447. doi:10.1097/OPX.0b013e3181dc9a1a.
205. Huth Z-JYS, Pananiban O, Croner D. Wettability of Contact Lenses - Are wetting angles clinically significant? *Rev. Cornea Contact Lenses* 2006:42-47.
206. Pult H. Influence of contact lens surface properties on wearing success. 2015:50-53. Available at: www.optometry.co.uk/cet. Accessed April 12, 2015.
207. Pethica B a. The physical chemistry of cell adhesion. *Exp. Cell Res.* 1961;8(FEBRUARY 1961):123-140. doi:10.1016/0014-4827(61)90344-5.
208. Menzies K. In vitro analysis of wettability and physical properties of blister pack solutions of hydrogel contact lenses. 2010.
209. Van Oss CJ, Giese RF. The hydrophilicity and hydrophobicity of clay minerals. *Clays Clay Miner.* 1995;43(4):474-477. doi:10.1346/CCMN.1995.0430411.
210. Caffery B. Dry eye: Diagnostic test template. 2004. Available at: [http://www.tearfilm.org/dewsreport/pdfs/Questionnaire McMonnies questionnaire \(Caffery\).pdf](http://www.tearfilm.org/dewsreport/pdfs/Questionnaire McMonnies questionnaire (Caffery).pdf). Accessed May 31, 2015.
211. O'Toole L. Therapeutics in practice - Disorders of the tears and lacrimal system. *Optom. Today* 2005;(April 8):47-52. Available at: http://www.optometry.co.uk/uploads/articles/611c6d6ba96b2c164fecc8a149146712_otoole20050408.pdf.
212. Resúa G, González-Peréz J., Yebra-Pimentel E. Test de McMonnies: Una Herramienta de apoyo en la Detección de la sequedad ocular. *REV. ESP. CONTACT.* 2004;11:63-70. Available at: <http://www.oftalmo.com/sec/01-04-tomo-1/11.htm>.
213. Aitken RC. Measurement of feelings using visual analogue scales. *Proc. R. Soc. Med.* 1969;62(10):989-993.
214. González J, Benavides C. *Atlas de Lámpara de Hendidura (biomicroscopia Ocular)*. (2ª Edição, ed.). Complutense; 2004.

215. Efron N. Patient examination and management. In: Efron N, ed. *Contact Lens Practice*. 1ª Edição. Butterworth-Heinemann; 2002:359-455.
216. Index Instruments. CLR 12- 70 – Contact lens refractometer, operator handbook.
217. Lira M, Santos L, Azeredo J, Yebra-Pimentel E, Real Oliveira MECD. The effect of lens wear on refractive index of conventional hydrogel and silicone-hydrogel contact lenses: A comparative study. *Contact Lens Anterior Eye* 2008;31(2):89-94. doi:10.1016/j.clae.2007.09.001.
218. OPTI-FREE® PureMoist® Solução de manutenção multipropósito. Available at: <http://www.opti-free.com.br/puremoist-contact-solution.aspx>. Accessed May 3, 2015.
219. Alcon Laboratories. OPTI-FREE PureMoist product specification.
220. Ward MA. MPS Dual Disinfection Trends. *Contact lens Spectr*. 2011;(November 2011). Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=106332>.
221. Brafman S, Eiden SB, Harthan J, Press D. Dual Disinfection for SiHy. *Review of Cornea & Contact Lenses* 2013. Available at: <http://reviewofcontactlenses.com/content/c/38472/>. Accessed May 3, 2015.
222. García-porta N, Rico-del-viejo L, Ferreira-neves H, Peixoto-de-matos SC, Queirós A, González-méijome JM. Performance of three multipurpose disinfecting solutions with a silicone hydrogel contact lens. *Biomed Res. Int*. 2015:1-13. doi:<http://dx.doi.org/10.1155/2015/216932>.
223. Field A. Exploring assumptions. In: *Discovering Statistics Using SPSS*. 3ª Edição. SAGE Publications Ltd; 2009:131-162.
224. Shapiro SS, Wilk MB. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika* 1965;52(3/4):591-611.
225. Field A. Comparing several means: anova (glm 1). In: *Discovering Statistics Using SPSS*. 3ª Edição. SAGE Publications Ltd; 2009:347-391.
226. Field A. Non-parametric tests. In: *Discovering Statistics Using SPSS*. SAGE Publications Ltd; 2009:539-580.
227. Prematunga RK. Correlational analysis. *Aust. Crit. Care* 2012;25:195-199. doi:10.1016/j.aucc.2012.02.003.
228. Nichols J. Contact lenses annual report 2014. *Contact lens Spectr*. 2015;30(Janeiro 2015):22-27.
229. Efron N. The anterior eye. In: *Contact Lens Practice*. Butterworth-Heinemann; 2002:11-36.
230. Iyamu E, Osuobeni E. Age, gender, corneal diameter, corneal curvature and central corneal thickness in Nigerians with normal intra ocular pressure. *J. Optom*. 2012;5(2):87-97. doi:10.1016/j.optom.2012.02.001.
231. Read S a., Collins MJ, Carney LG, Franklin RJ. The topography of the central and peripheral cornea. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci*. 2006;47(4):1404-1415. doi:10.1167/iovs.05-1181.
232. Mashige KP. A review of corneal diameter, curvature and thickness values and influencing

- factors. *South African Optom.* 2013;72(4):185-194.
233. Bron A, R. T, Tripathi B. *Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit.* (Edição 8ª, ed.). Chapman&Hall; 1997.
234. Sanchis-Gimeno J a., Sanchez-Zuriaga D, Martinez-Soriano F. White-to-white corneal diameter, pupil diameter, central corneal thickness and thinnest corneal thickness values of emmetropic subjects. *Surg. Radiol. Anat.* 2012;34:167-170. doi:10.1007/s00276-011-0889-4.
235. Caroline P, Andre M. The Effect of Corneal Diameter on Soft Lens Fitting, Part 1. *Contact lens Spectr.* 2002;(April 2002). Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=12130>.
236. Winn B, Whitaker D, Elliott DB, Phillips NJ. Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 1994;35(3):1132-1137.
237. Cosar, Sener. Orbscan corneal topography system in evaluating the anterior structures of the human eye. *Cornea* 2003;22(2):118-121. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12605044>.
238. W. C, Juwattanasomran W. Colvard pupillometer measurement of scotopic pupil diameter in emmetropes and myopes. *Jpn. J. Ophthalmol.* 2002;46(6):640-644. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12543190>.
239. Alexandridis. *The Pupil.* New York: Springer-Verlag; 1985.
240. Twa MD, Bailey MD, Hayes J, Bullimore M. Estimation of pupil size by digital photography. *J. Cataract Refract. Surg.* 2004;30(2):381-389. doi:10.1016/S0886-3350(03)00619-9.
241. Sotoyama M, Villanueva MB, Jonai H, Saito S. Ocular surface area as an informative ergonomics index of visual ergonomics. *Ind. Health* 1995;33:43-56.
242. Tsubota, Nakamori. Effects of ocular surface area and blink rate on tear dynamics. *Arch Ophthalmol.* 1995;113(2):155-158. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7864746>.
243. Cho P, Sheng C, Chan C, Lee R, Tam J. Baseline blink rates and the effect of visual task difficulty and position of gaze. *Curr Eye Res.* 2000;20(1):64-70. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10611717>.
244. Nakamori K, Odawara M, Nakajima T, Mizutani T, Tsubota K. Blinking is controlled primarily by ocular surface conditions. *Am J Ophthalmol.* 1997;124(1):24-30. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9222228>.
245. Field A. Categorical data. In: *Discovering Statistics Using SPSS.* 3ª Edição. Londres: SAGE Publications Ltd; 2009:686-721.
246. Furukawa R, Polse K. Changes in tear flow accompanying aging. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1978;55(2):69-74.
247. Mathers W, Lane J, Zimmerman M. Tear film changes associated with normal aging. *Cornea* 1996;15(3):229-234. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8713923>.
248. Patel S, Farrel J. Age related changes in precorneal tear film. *Am. Acad. Optom.*

- 1989;66(3):175-178.
249. Bhatnagar K, Pote S, Pujari S, D D. Validity of subjective assessment as screening tool for dry eye disease and its association with clinical tests. *Indian J. Ophthalmol.* 2015;8(174-181). doi:10.3980/j.issn.2222-3959.2015.01.31.
 250. Dumbleton K, Keir N, Moezzi A, Feng Y, Jones L, Fonn D. Objective and subjective responses in patients refitted to daily-wear silicone hydrogel contact lenses. *Optom. Vis. Sci.* 2006;83(10):758-768. doi:10.1097/01.opx.0000237547.35542.b8.
 251. Tranoudis I, Efron N. In-eye performance of soft contact lenses made from different materials. *Contact Lens Anterior Eye* 2004;27(3):133-148. doi:10.1016/j.clae.2004.02.004.
 252. Young G, Holden B, Cooke G. Influence of soft contact lens design on clinical performance. *Optom. Vis. Sci.* 1993;70(5):394-403.
 253. Wolffsohn JS, Hunt O a., Basra AK. Simplified recording of soft contact lens fit. *Contact Lens Anterior Eye* 2009;32(1):37-42. doi:10.1016/j.clae.2008.12.004.
 254. Brennan N, Lindsay R, McCraw K, Young L. Soft lens movement: Temporal characteristics. *Optom. Vis. Sci.* 1994;71(6):359-363.
 255. Schwallie J, Bauman R. Fitting characteristics of Dailies daily disposable hydrogel contact lenses. *CLAO J.* 1998;24(102-106).
 256. Snyder C. Modulus and its Effect on Contact Lens Fit. *Contact lens Spectr.* 2007. Available at: <http://www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleID=13188>. Accessed September 29, 2015.
 257. Resúa G, Lira M, Giráldez, Pérez G, Yebra-Pimentel E. Estudio del tiempo de ruptura lacrimal en una población joven. *REV. ESP. CONTACT.* 2005;12:17-26. Available at: <http://www.oftalmo.com/sec/05-tomo-1/06.htm>.
 258. McCulley JP, Aronowicz JD, Uchiyama E, Shine WE, Butovich I a. Correlations in a change in aqueous tear evaporation with a change in relative humidity and the impact. *Am. J. Ophthalmol.* 2006;141(4):758-760. doi:10.1016/j.ajo.2005.10.057.
 259. McMonnies C, Chapman-Davies A, Holden B. The vascular response to contact lens wear. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1982;59(10):795-799.
 260. Holden B a, Sweeney DF, Swarbrick H a, Vannas A, Nilsson KT, Efron N. The vascular response to long-term extended contact lens wear. *Clin. Exp. Optom.* 1986;69(3):112-119. doi:10.1111/j.1444-0938.1986.tb06800.x.
 261. Sweeney D, Gauthier C, Covey M. The effects of long-term contact lens wear on the anterior eye. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 1992;33s:1293.
 262. Vajdic C, Holden B, Sweeney D, Cornish R. The frequency of ocular symptoms during spectacle and daily soft and rigid contact lens wear. *Optom. Vis. Sci.* 1999;76(10):705-711.
 263. Dumbleton K, Richter D, Simpson T, Fonn D, Chalmers R. A Comparison of the Vascular Response to Extended Wear of Conventional Lower DK and Experimental High DK Hydrogel Contact Lenses. *Optom. Vis. Sci.* 1998;75 (supl.):170.

264. Terry R, Schnider C, Holden B, Cornish R, Grant T. CCLRU standards for success of daily and extended. *Optom. Vis. Ciencia* 1993;70(3):234-243.
265. Lira M, Franco S, Vazquez-Dorrio JB, Real Oliveira MECD, Costa MFM. Surface Roughness and Refractive Index Changes in Contact Lens Induced by Lens Care Systems. *Eye Contact Lens* 2014;40(3):140-147. doi:10.1097/ICL.0000000000000023.
266. Jones L, Powell CH. Uptake and release phenomena in contact lens care by silicone hydrogel lenses. *Eye Contact Lens* 2013;39(1):29-36. doi:10.1097/ICL.0b013e31827d4f25.
267. Andrasko G, Ryen K. Corneal staining and comfort observed with traditional and silicone hydrogel lenses and multipurpose solution combinations. *Optometry* 2008;79(8):444-454. doi:10.1016/j.optm.2008.04.097.
268. Gonzalez-Meijome J, López-alemany A, Lira M, Almeida JB, Oliveira ME. Equivalences Between Refractive Index and Equilibrium Water Content of Conventional and Silicone Hydrogel Soft Contact Lenses From Automated and Manual Refractometry. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 2007;80(1):184-191. doi:10.1002/jbmb.
269. Nichols JJ, Mitchell GL, Good GW. The reliability and validity of hand-held refractometry water content measures of hydrogel lenses. *Optom. Vis. Sci.* 2003;80(6):447-453. doi:10.1097/00006324-200306000-00011.
270. Tranoudis I, Efron N. Water properties of soft contact lens materials. *Contact Lens Anterior Eye* 2004;27(4):193-208. doi:10.1016/j.clae.2004.08.003.
271. Martin-Montanez V, Lopez-Miguel A, Arroyo C, et al. Influence of environmental factors in the in vitro dehydration of hydrogel and silicone hydrogel contact lenses. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 2014;102(4):764-771. doi:10.1002/jbm.b.33057.
272. Morgan PB, Efron N, Morgan SL, Little. Hydrogel contact lens dehydration in controlled environmental conditions. *Eye Contact Lens* 2004;30(2):99-102.
273. Brennan N, Efron N, Bruce A, Duldig D. Dehydration of hydrogel lenses: environmental influences during normal wear. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 1988;65(4):277-281.
274. Fonn D. Targeting contact lens induced dryness and discomfort: what properties will make lenses more comfortable. *Optom. Vis. Sci.* 2007;84(4):279-285. doi:10.1097/OPX.0b013e31804636af.
275. Dumbleton KA, Woods CA, Jones L, Fonn D. Comfort and adaptation to silicone hydrogel lenses for daily wear. *Eye Contact Lens* 2008;34(4):215-223. doi:10.1097/ICL.0b013e31816499dc.
276. Long B, McNally J. The clinical performance of a silicone hydrogel lens for daily wear in an Asian population. *Eye Contact Lens* 2006;32(2):65-71. doi:10.1097/01.icl.0000175915.01688.ba.
277. Varikooty J, Keir N, Richter D, Jones LW, Woods C, Fonn D. Comfort Response of Three Silicone Hydrogel Daily Disposable Contact Lenses. *Optom. Vis. Ciencia* 2013;90(945-953).
278. Chalmers R. Overview of factors that affect comfort with modern soft contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye* 2014;37(2):65-76. doi:10.1016/j.clae.2013.08.154.

279. González-méijome J, López-alemany A, Almeida J, Parafita M, Refojo M. Qualitative and Quantitative Characterization of the In Vitro Dehydration Process of Hydrogel Contact Lenses. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 2007;83(2):512-526. doi:10.1002/jbmb.
280. Woods J, Woods C, Fonn D. Using objective tests and novel subjective rating assessments to compare the performance of a new silicone hydrogel multifocal lens design to monovision. *Contact lens anterior eye* 2009;32:232.
281. Ortenberg I, Behrman S, Geraisy W, Barequet IS. Wearing time as a measure of success of scleral lenses for patients with irregular astigmatism. *Eye Contact Lens* 2013;39(6):381-384. doi:10.1097/ICL.0b013e31829e8faa.

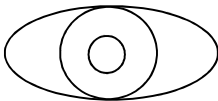
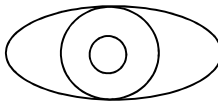
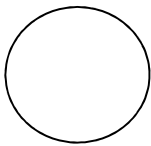
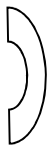
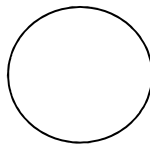

Capítulo 9



Anexos

Anexo 1 - Ficha clínica

Nome: _____ ID # _____ OT _____ Data: ___/___/___ Hora: ___:___					
Profissão: _____			Data de Nascimento ___/___/___		
Experiência com LC Utilizador Novo S / N Utilizador Anterior S / N Utilizador Actual S / N			Que tipo de lentes usa Descartáveis mensais / Outras: _____ Líquidos de manutenção: _____		
HISTORIA GERAL E OCULAR					
Antecedentes Gerais, antecedentes oculares (alergias), antecedentes familiares, medicação sistémica, medicação tópica					
REFRACÇÃO & AV					
REFRAÇÃO ATUAL (AV) ___ Esf ___ Cil x ___° (___) ___ Esf ___ Cil x ___° (___) (___)			CORREÇÃO ÓCULOS (AV) ___ Esf ___ Cil x ___° (___) ___ Esf ___ Cil x ___° (___) (___)		
AUTO QX					
OD __, __ D(__, __ mm)x ___° __, __ D(__, __ mm)x ___°			OE __, __ D(__, __ mm)x ___° __, __ D(__, __ mm)x ___°		
PARÂMETROS OCULARES E LÁGRIMA					
PARÂMETROS	OD	OE	LAGRIMA	OD	OE
DHIV	___(mm)	___(mm)			
Pupilar (fot.)	___(mm)	___(mm)			
ABERTURA PALPEBRAL	___(mm)	___(mm)	NIBUT1	___/___/___	___/___/___
			NIBUT2	___/___/___	___/___/___
PESTANEJO	Completo/Incompleto	Completo/Incompleto	NIBUT3	___/___/___	___/___/___
	Frequência ___(pest/min)	Frequência ___(pest/min)			

Ficha de Exploração Ocular		OLHO DIREITO					OLHO ESQUERDO								
ALTERAÇÕES PALPEBRAIS E CONJUNTIVAS															
HIPEREMIA CONJUNTIVA BULBAR (0-4) Nasal / Temporal / Superior / Inferior		___ / ___ / ___ / ___					___ / ___ / ___ / ___								
HIPEREMIA CONJUNTIVA LIMBAL (0-4) Nasal / Temporal / Superior / Inferior		___ / ___ / ___ / ___					___ / ___ / ___ / ___								
NEOVASCULARIZAÇÃO (0-4) Nasal / Temporal / Superior / Inferior		___ / ___ / ___ / ___					___ / ___ / ___ / ___								
ALTERAÇÕES DA CÓRNEA		Vista frontal		Vista secção			Vista frontal		Vista secção						
															
Teste		Data: ___/___/___													
Lente		Raio	Potência		Diâmetro			Sobre Rx			AV				
OD															
OE															
Conforto		0 - 10			LD(O)	LE(X)			Centragem			LD(O)	LE(X)		
Movimento		1	2	3	4	5	LD(O)	LE(X)			Cobertura			LD(O)	LE(X)
HIPEREMIA CONJUNTIVA BULBAR (0-4) Nasal / Temporal / Superior / Inferior		___ / ___ / ___ / ___					___ / ___ / ___ / ___								
HIPEREMIA CONJUNTIVA LIMBAL (0-4) Nasal / Temporal / Superior / Inferior		___ / ___ / ___ / ___					___ / ___ / ___ / ___								
NEOVASCULARIZAÇÃO (0-4) Nasal / Temporal / Superior / Inferior		___ / ___ / ___ / ___					___ / ___ / ___ / ___								

Anexo 2 – Avaliação do comportamento das lentes de contacto

Parâmetro avaliado	Cotação	Descrição
Movimento	1 – Muito desadequado	A lente não se move com o pestanejo
	2 – Desadequado	A lente move-se menos do que 0.2 mm após pestanejo
	3 – Ótimo	A lente move-se entre 0.2-0.4 mm após pestanejo
	4 – Um pouco excessivo	A lente move-se entre 0.4 – 1.0 mm entre pestanejo
	5 – Muito excessivo	A lente move-se mais do que 1.0 mm entre pestanejo

Parâmetro avaliado	Cotação	Descrição
Centragem	1 – Muito descentrada	A lente deixa o limbo exposto
	2 – Ligeiramente Descentrada	A lente está ligeiramente descentrada mas o limbo não está exposto
	3 – Ótimo	A lente assenta simetricamente em relação ao centro da córnea

Parâmetro avaliado	Cotação	Descrição
Cobertura	1 – Muito desadequado	A córnea fica parcialmente exposta
	2 – Desadequado	A lente sobrepõe o limbo em menos de 0.5 mm, mas sem deixar a córnea exposta
	3 – Ótimo	A lente sobrepõe o limbo em cerca de 1 mm
	4 – Um pouco excessivo	A lente sobrepõe o limbo em mais de 1 mm
	5 – Muito excessivo	A lente sobrepõe o limbo em mais de 1.5 mm

Escala usada para a avaliação do conforto após inserção:



Anexo 3 – Esquema das lentes de contacto usadas pelos participantes

Nº do paciente	Olho direito	Olho esquerdo
1	DT	MD
2	AC	AC
3	BT	BT
4	AT	DT
5	DA	BT
6	PC	DT
7	PC	DA
8	DA	MD
9	MD	PC
10	MD	PC
11	AT	DA
12	DT	MD
13	MD	DA
14	AT	DT
15	BT	BT
16	PC	AT
17	AT	DA
18	PC	MD
19	DT	BT
20	BT	DT
21	DA	BT
22	AT	DT
23	AT	PC
24	DT	BT
25	MD	DA
26	PC	DA
27	MD	PC

MD = MyDay; DT = Dailies Total1; DA = Dailies Aquacomfort Plus; AT = 1D Acuvue TruEye; BT = Biotrue 1D; PC = Proclear 1D

Anexo 4 – Questionário de *McMonnies* e esquema de pontuação

1. Atualmente usa lentes de contacto?
 - Não.
 - Sim, uso lentes moles.
 - Sim, uso lentes semi-rígidas.
2. Alguma vez lhe foi prescrito algum tratamento para a secura ocular (gotas oculares ou outro tratamento)?
 - Sim (2)
 - Não (1)
 - Não sei (0)
3. Já alguma vez sentiu algum dos seguintes sintomas oculares (marque todos aqueles que entender)?
 - Dor nos olhos (1)
 - Comichão (1)
 - Olhos secos (1)
 - Sensação de areia (1)
 - Ardência (1)
 - Outro. Qual? _____
4. Com que frequência estes sintomas aparecem?
 - Nunca (0)
 - Às vezes (1)
 - Frequentemente (2)
 - Constantemente (3)
5. Os seus olhos são sensíveis ao fumo do cigarro, fumo (poluição), ar condicionado, aquecimento central?
 - Sim (2)
 - Não (0)
 - Às vezes (1)
6. Os seus olhos ficam facilmente vermelhos e irritados quando nada na piscina?
 - Sim (2)
 - Não (0)
 - Às vezes (1)
7. Sente os olhos secos e irritados no dia seguinte após ter ingerido bebidas alcoólicas?
 - Sim (2)
 - Não (0)
 - Às vezes (1)

8. Faz alguma desta medicação?
- Anti-histamínicos (1)
 - Gotas oculares contendo anti-histamínicos (1)
 - Diuréticos (1)
 - Medicação para dormir (1)
 - Antidepressivos e/ou ansiolíticos (1)
 - Contraceptivos orais (1)
 - Medicamentos para úlcera duodenal ou problemas digestivos (1)
 - Medicação para a tensão alta (1)
 - Outro. Qual? _____
9. Sofre de artrite?
- Sim (2)
 - Não (0)
 - Não sei (1)
10. Sente secura na boca, nariz e/ou garganta?
- Não (0)
 - Às vezes (1)
 - Frequentemente (2)
 - Constantemente (3)
11. Tem problemas de tiroide?
- Sim (2)
 - Não (0)
 - Não sei (1)
12. Dorme com os olhos parcialmente abertos?
- Sim (2)
 - Não (0)
 - Não sei (1)
13. Sente os olhos vermelhos e irritados imediatamente após acordar?
- Sim (2)
 - Não (0)
 - Não sei (1)

Pontuação do questionário em função do sexo e da idade:

Sexo	Idade	Pontuação
Masculino ou feminino	Abaixo dos 25	0
Masculino	25-45	1
Feminino	25-45	3
Masculino	Acima dos 45	2
Feminino	Acima dos 45	6

Anexo 5 – Questionário de avaliação subjetiva

ID N.º _____

Data de Início: _____

Data da Revisão: _____

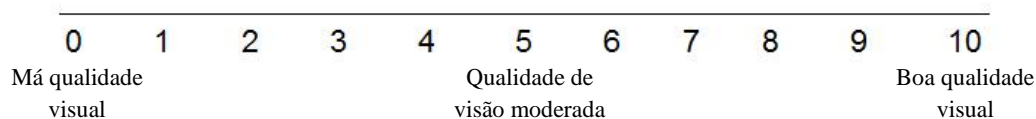
Com o auxílio das escalas, por favor gradue de 0 a 10 relativamente ao conforto, qualidade de visão e secura ocular que experienciou com a lente do olho direito e esquerdo.

Dia do mês	Olho esquerdo						Olho direito						Uso de horas diárias	
	Conforto		Visão		Secura		Conforto		Visão		Secura		Total	Confortável
	11h	17h	11h	17h	11h	17h	11h	17h	11h	17h	11h	17h		
1														
2														
3														
4														
5														
6														
7														
8														
9														
10														

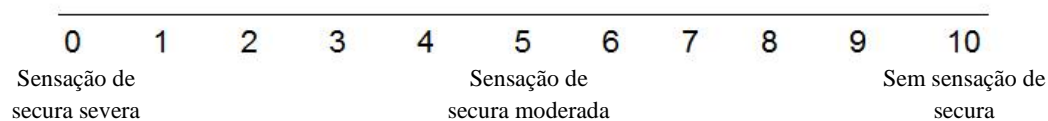
Conforto:



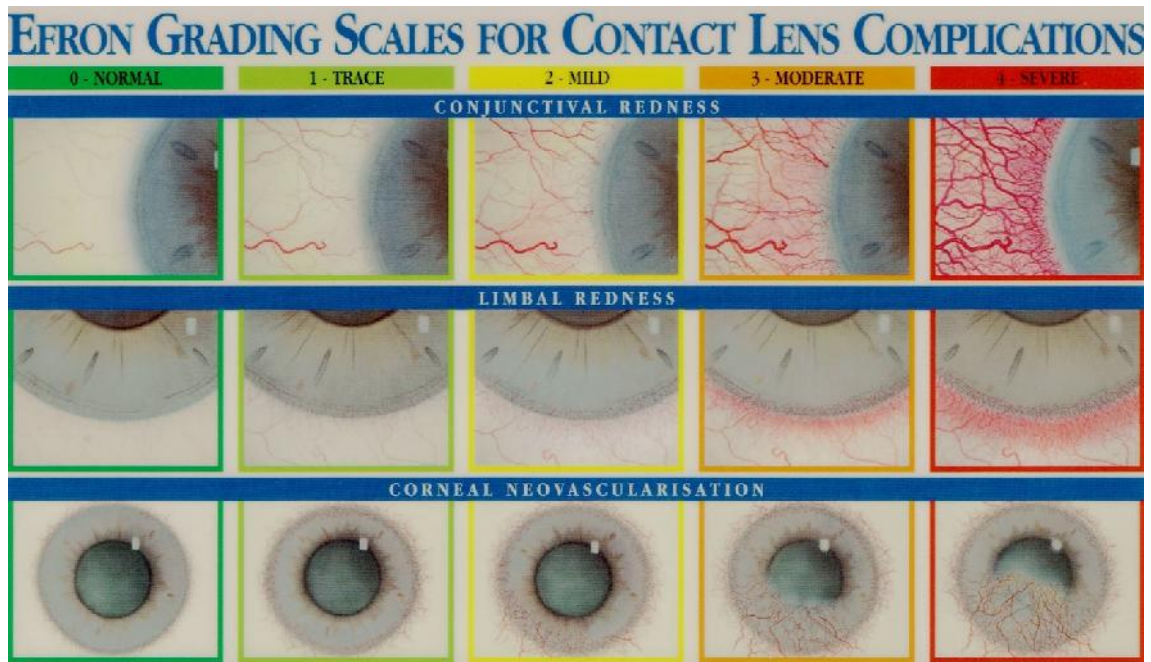
Qualidade de visão:



Sensação de secura ocular:



Anexo 6 – Escala utilizada na quantificação dos parâmetros clínicos



Anexo 7 - Índice de refração das lentes de contacto desidratadas (IR_d) e correspondente tempo de desidratação (T)

	IR_d	T (min.)
MyDay	1.4776±0.0002	47
Dailies Total1	1.4552±0.0001	47
Dailies Aquacomfort P.	1.4291±0.0004	60
1D Acuvue TruEye	1.4792±0.0002	70
Biotrue 1D	1.4483±0.0003	47
Proclear 1D	1.4190±0.0001	60

