ESCUELA DE DOCTORADO
INTERNACIONAL DE LA USC

Ángel
Sánchez García

Tesis doctoral

Evaluación clínica del comportamiento de las lentes de contacto hidrogel silicona tóricas monitorizada y guiada topográficamente: Correlaciones entre parámetros morfométricos y calidad visual

Santiago de Compostela, 2022

Programa de doctorado en Ciencias de la Visión

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

TESIS DE DOCTORADO

EVALUACIÓN CLÍNICA DEL COMPORTAMIENTO DE LAS LENTES DE CONTACTO HIDROGEL SILICONA TÓRICAS MONITORIZADA Y GUIADA TOPOGRÁFICAMENTE: CORRELACIONES ENTRE PARÁMETROS MORFOMÉTRICOS Y CALIDAD VISUAL

Ángel Sánchez García

ESCUELA DE DOCTORADO INTERNACIONAL DE LA UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA VISIÓN

SANTIAGO DE COMPOSTELA

2022

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

DECLARACIÓN DEL AUTOR DE LA TESIS

Evaluación clínica del comportamiento de las lentes de contacto hidrogel silicona tóricas monitorizada y guiada topográficamente: Correlaciones entre parámetros morfométricos y calidad visual

D. Ángel Sánchez García

Presento mi tesis, siguiendo el procedimiento adecuado al Reglamento y declaro que:

1) La tesis abarca los resultados de la elaboración de mi trabajo.
2) En su caso, en la tesis se hace referencia a las colaboraciones que tuvo este trabajo.
3) Confirmo que la tesis no incurre en ningún tipo de plagio de otros autores ni de trabajos presentados por mi para la obtención de otros títulos.
4) La tesis es la versión definitiva presentada para su defensa y coincide con la versión enviada en formato electrónico.

Y me comprometo a presentar el Compromiso Documental de Supervisión en caso de que el original no esté en la Escuela.

En Santiago de Compostela, 13 de enero de 2022

Fdo. Ángel Sánchez García

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR / TUTOR DE LA TESIS

Evaluación clínica del comportamiento de las lentes de contacto hidrogel silicona tóricas monitorizada y guiada topográficamente: Correlaciones entre parámetros morfométricos y calidad visual

D. Javier González Pérez

INFORMA:

Que la presente tesis, se corresponde con el trabajo realizado por D. Ángel Sánchez García, bajo mi dirección, y autorizo su presentación, considerando que reúne los requisitos exigidos en el Reglamento de Estudios de Doctorado de la USC, y que como director de esta no incurre en las causas de abstención establecidas en la Ley 40/2015.

De acuerdo con lo indicado en el Reglamento de Estudios de Doctorado, declara también que la presente tesis doctoral es idónea para ser defendida en base a la modalidad de COMPENDIO DE PUBLICACIONES, en los que la participación del doctorando fue decisiva para su elaboración y las publicaciones se ajustan al Plan de Investigación.

En Santiago de Compostela, 13 de enero de 2022

Fdo. Javier González Pérez

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

DECLARACIÓN DE CONFLICTOS DE INTERÉS

D. Ángel Sánchez García

Declara no tener ningún conflicto de interés económico ni de otra índole en relación con la Tesis Doctoral con título:

Evaluación clínica del comportamiento de las lentes de contacto hidrogel-silicona tóricas monitorizada y guiada topográficamente: Correlaciones entre parámetros morfométricos y calidad visual

En Santiago de Compostela, 13 de enero de 2022

Fdo. Ángel Sánchez García

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

A Míriam

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

AGRADECIMIENTOS

La elaboración de este trabajo no hubiera sido posible sin la inestimable ayuda del Profesor Doctor Javier González Pérez, director y tutor de esta tesis, además de mentor a lo largo de mi etapa universitaria predoctoral. Sin su pasión por su trabajo y estimulo constante, no se hubiera despertado en mi la curiosidad por el maravilloso mundo de la investigación, y esta tesis no hubiera sido una realidad.

A María, mi pareja, con la que comparto mi vida, junto con nuestra hija Míriam. Su apoyo incondicional, entrega e infinita paciencia tras siete años de carrera de fondo, en los cuales ha nacido nuestra maravillosa hija, han sido clave para querer, desear y anhelar seguir adelante.

A mis padres, que siempre han estado a mi lado, que siempre han creído en mí, y que siempre me han apoyado y animado en todos los proyectos en los que me he embarcado, fueran cuales fueran las circunstancias. Haciéndolo todo, siempre con el mayor afecto y cariño, y sin dudar en ningún momento.

A mi tío Pepe, José García Ferreira, que ha dedicado gran parte de su vida a esta Institución, y que me ha enseñado a apreciarla y a formar parte de ella. Además, de ser un guía constante, aconsejándome siempre con objetividad, rigor y afecto, motivándome, y creando en mí el ansía de crecer en todos los aspectos, mediante una sencilla receta: esfuerzo, perseverancia y "sentidiño".

Al Profesor Doctor Andrés García Suárez, amigo desde hace un cuarto de siglo, con el que he compartido y espero compartir muchas inquietudes. Sin sus consejos, interés y ayuda, la elaboración de esta tesis no hubiera llegado a buen puerto.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

"Son vanas y están plagadas de errores las ciencias
que no han nacido del experimento,
madre de toda certidumbre"

Leonardo da Vinci

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

RESUMEN

OBJETIVOS

Los **objetivos primarios** de esta tesis por compendio se desenvuelven a través de dos artículos dentro de la *Fase 2*, y esencialmente tienen como propósito evaluar el comportamiento estático y dinámico de diferentes lentes de contacto silicona hidrogel tóricas (LCT SI-H) actuales en dos momentos diferentes. Asimismo, en la *Fase 2* se analizarán las repercusiones del uso de las lentes sobre los parámetros topográficos y aberrométricos corneales, así como su implicación en la calidad visual y el confort.

Los **objetivos secundarios** se desarrollan durante la *Fase 1*, en dos etapas diferenciadas. La *Fase 1A* tiene como propósito evaluar la precisión y reproducibilidad de un topógrafo corneal a la hora de medir el espesor central corneal (ECC), respecto a otras alternativas como el tomógrafo de coherencia óptica de segmento anterior (AS-OCT), el paquímetro ultrasónico (PUS) y el tonopaquímetro de no contacto. En la *Fase 1B*, el objetivo es valorar la calidad de vida asociada a la visión (CVAV) en portadores de lentes de contacto (LC) Si-H en régimen de uso continuado, y compararla con la obtenida mediante otras alternativas refractivas, como las lentes de terapia refractiva corneal (CRT) o la cirugía LASIK.

MÉTODOS

Para la consecución de los mencionados objetivos, el presente trabajo se estructura en dos fases diferenciadas, una inicial, *Fase 1*, que sirve como marco introductorio a la unidad temática principal de la tesis, la cual se despliega a lo largo de la *Fase 2*.

Los artículos de la *Fase 1* se han desarrollado como estudios transversales, y han empleado sujetos con una miopía de -6,00 a -0,50 D y un astigmatismo inferior a -1,75 D. En la *Fase1A* se han realizado mediciones de ECC, por parte de un único clínico, en 52 ojos de 52 pacientes voluntarios. Realizando así, tres medidas consecutivas con PUS, tonopaquímetro de no contacto, topógrafo corneal y AS-OCT. Para realizar los diversos análisis estadísticos se empleó el valor medio de las tres medidas tomadas. Se ha empleado el análisis ANOVA multifactorial para comparar los resultados, el coeficiente de Pearson para evaluar el grado de correlación y el análisis de Bland-Altman para medir el grado de concordancia entre los diferentes dispositivos. En la *Fase 1B* han participado un total de 96 sujetos con una edad media de 30,0±7,9 años, de los cuales 72 eran miopes, con una esfera media equivalente de -2,74 ±0,98 D (-5,50 a -1,25 D). Del total de los pacientes, 24 fueron tratados con LASIK, 24 con lentes ortoqueratológicas Paragon CRT, y 24 con LC Si-H Air Optix Night & Day en régimen de uso continuado. El cuestionario NEI RQL-42 se empleó para comparar las diferencias de CVAV entre los grupos de tratamiento, así como en un grupo control de 24 sujetos emétropes.

La *Fase 2* se realizó como un estudio prospectivo unicéntrico longitudinal y aleatorizado, incluyendo 95 ojos de 50 sujetos con ausencia de patologías oculares y sistémicas, con una refracción esférica comprendida entre -12,00 y +5,00 D y un cilindro de -2,25 a -0,75 D. Todos

los sujetos realizaron un total de 5 visitas programadas, una exploratoria, dos de dispensa y dos de seguimiento tras dos semanas de porte pautado de LCT Si-H. Para valorar la posición, estabilidad, cambios topográficos, aberrométricos, calidad visual y confort, los usuarios han portado cuatro LCT Si-H con diferentes sistemas de estabilización. Las LCT Si-H tenían diseños: 1) peribalastrado, Biofinity Toric (BT); 2) peribalastro modificado, Air Optix Aqua for Astigmatism (AOAfA); 3) doble achaflanado, Acuvue Vita for Astigmatism (AVfA); y 4) prisma balastrado, Saphir RX Toric (SRXT). La orientación y descentramiento de la lente se han evaluado mediante el software ImageJ a partir de fotogramas extraídos con una aplicación desarrollada en Python, y el tiempo de estabilización rotando la lente 45º de forma inferotemporal, liberándola, midiendo el lapso hasta que esta alcanzaba la posición de equilibrio. Los datos relativos a la calidad visual, como la agudeza visual (AV) o la sensibilidad al contraste (SC), se han medido siempre bajo las mismas condiciones mesópicas. Los datos topográficos y aberrométricos (para pupilas de 4 y 6 mm) se obtuvieron mediante topografía computarizada en la visita exploratoria y en las visitas de dispensa y seguimiento, inmediatamente después de retirar las LCT Si-H.

RESULTADOS

En la *Fase 1A*, se ha hallado que los valores medios de ECC obtenidos para el PUS, el tonopaquímetro, el topógrafo corneal y el AS-OCT han sido 558,9±31,2 µm, 525,8±43,1 µm, 550,4±30,5 µm, y 545,9±30,5 µm respectivamente. Además, se encontraron correlaciones positivas entre AS-OCT y PUS (r= 0,979, P < 0,001), topógrafo corneal y PUS (r= 0,946, P < 0,001) y entre topógrafo corneal y AS-OCT (r= 0,951, P = 0,001). Asimismo, se halló una correlación baja entre el tonopaquímetro de no contacto y los otros tres instrumentos. El coeficiente de correlación intraclase ha mostrado una excelente reproducibilidad entre pares, excepto para el tonopaquímetro respecto a los otros instrumentos, que ha resultado ser moderado.

En la *Fase 1B*, se encontraron tras un año de tratamiento, diferencias significativas entre todos los grupos en las subescalas de deslumbramiento (P=0,017), síntomas (P=0,016), dependencia de la corrección (P<0,001), y preocupación (P<0,001). Las diferencias de CVAV en los pacientes tratados respecto a los sujetos emétropes, fueron de -5,5% (P=0,063) para los intervenidos con LASIK, -2,0% (P=0,212) para los tratados con ortoqueratología y +1,6% (P=0,934) para los portadores de LC Si-H en uso continuado.

En la *Fase 2*, la rotación de las lentes tras 20 minutos de porte mostró el valor máximo para la lente SRXT, -20,41±10,84º, y el menor para la AOAfA -1,43±7,48º. Además, la AOAfA presentó el mayor descentramiento horizontal, -0,627±0,330 mm, mientras que la BT mostró el más valor bajo, 0,004±0,270 mm. Asimismo, la AVfA presentó la cifra más elevada para el descentramiento vertical, -0,652±0,369 mm, y la AOAfA la más baja (-0,126±0,231 mm). Además, la SRXT reveló el tiempo de estabilización más elevado, 80,70±33,26 s, y la BT, el más reducido (43,67±23,70 s). La AOAfA, fue la única lente que presentó diferencias significativas tras dos semanas de porte, y lo hizo para la rotación (P=0,020) y el descentramiento horizontal (P<0,001). Asimismo, cuando se realizaron comparaciones pareadas de los parámetros de comportamiento estáticos y dinámicos entre las diferentes LCT Si-H, se encontraron diferencias significativas (P<0,001). Por otra parte, se encontraron cambios significativos en todos los parámetros topográficos corneales analizados, con P≤0,024, cuando se realiza el análisis de varianza incluyendo a todos los grupos de lentes. Todas las lentes mostraron un aplanamiento en ambos meridianos corneales, incremento del astigmatismo, y descenso del valor queratométrico máximo (Kmax). Además, se hallaron

diferencias significativas en el patrón aberrométrico ($P \leq 0{,}002$), concretamente para el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}) y el coma vertical (Z_3^{-1}) con todas las LCT Si-H en ambas visitas, para diámetros pupilares de 4 y 6 mm. Asimismo, la AV presentó diferencias significativas ($P \leq 0{,}048$) en ambas visitas, además, la SC mostró diferencias significativas ($P = 0{,}009$) para la frecuencia de 3 ciclos por grado (cpg) tras dos semanas de uso. El grado de confort reflejó diferencias significativas ($P \leq 0{,}011$) en ambas visitas, cuando se comparan las cuatro lentes entre sí. Por último, los análisis de correlación entre aberraciones, parámetros corneales y AV desvelaron múltiples correspondencias significativas.

CONCLUSIONES

Las medidas de ECC tomadas mediante PUS, AS-OCT, y topógrafo basado en el principio de Scheimpflug son equiparables, por lo tanto, estos dispositivos podrían ser intercambiables en la práctica clínica para la valoración de sujetos sanos.

Los usuarios de LC Si-H en régimen de uso continuado mostraron la mayor CVAV del estudio, mientras que los sujetos intervenidos con LASIK presentaron el valor más bajo, siendo similar a la que obtuvieron los individuos sometidos a CRT.

Las lentes AOAfA, con su sistema de peribalastro modificado, mostraron la menor rotación y descentramiento vertical, mientras que los usuarios de las lentes peribalastradas (BT) presentaron el menor valor para el tiempo de estabilización y descentramiento horizontal. Asimismo, las lentes con diseño peribalastrado indujeron mayores cambios en los parámetros topográficos, destacando el aplanamiento corneal y el incremento en astigmatismo y aberraciones de bajo orden. Finalmente, las lentes con un mejor perfil de adaptación, y que paradójicamente indujeron mayores cambios topográficos, son las que proporcionaron un mejor comportamiento visual.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ABSTRACT

OBJECTIVES

Main aims of this compendium are part of two papers in *Stage 2*. The purpose of this stage is to evaluate in two different moments the static and dynamic behavior of different silicone-hydrogel toric contact lenses (Si-H TCLs). These Si-H TCLs used four different stabilization methods. Furthermore, *Stage 2* includes analysis of visual performance, comfort, topographic and aberrometric changes after Si-H TCL wear.

Secondary aims are present in *Stage 1*, which consists of two different phases, *Stage 1A* and *Stage 1B*. The paper of *Stage 1A* compares central corneal thickness (CCT) measured by corneal topography, ultrasound pachymetry (USP), anterior segment optical coherence tomography (AS-OCT), and non-contact tonopachymetry. *Stage 1B* assesses and compares the visual-related quality of life (VRQL) acquired with Si-H contact lens (CL) under continuous wear, corneal refractive therapy (CRT), and LASIK surgery.

METHODS

To achieve the objectives, this research is structured with two defined periods, an initial one, *Stage 1*, which introduces the main topic of this thesis exposed throughout *Stage 2*.

The papers of *Stage 1* were based on cross-sectional studies, using myopic subjects with spherical refractive error from -6.00 to -0.50 D, and astigmatism under -1.75 D. In *Stage 1A*, CCT was measured in 52 eyes of 52 healthy volunteers by a single examiner. Three consecutive measurements were done by USP, non-contact tonopachymeter, corneal topographer, and AS-OCT. The results were compared using multifactorial ANOVA test, linear regression, and Pearson correlation. Agreement among the devices was analyzed using mean differences and Bland-Altman analysis. In *Stage 1B* participated 96 subjects with a mean age of 30.0±7.9 years. There were 72 myopic subjects with a mean spherical equivalent of -2.74±0.98 D (-5.50 D to -1.25 D). Twenty-four subjects were corrected with LASIK, 24 with Paragon CRT orthokeratology lenses, and 24 with Air Optix Night & Day Si-H CL under continuous wear. The NEI RQL-42 survey was used to compare differences of VRQL between groups as well as with 24 emmetropic subjects.

Stage 2 was conducted as a prospective, observational, randomized, and single-center case series including 95 astigmatic eyes of 50 healthy subjects with spherical refraction from -12.00 to +5.00 D and astigmatism from -2.25 to -0.75 D. Subjects did 5 scheduled visits, a screening one, two dispensing and two follow-up visits. To assess misalignment, stability, topographic and aberrometric changes, visual quality, and comfort, CL users wore four different stabilized Si-H TCLs for two weeks. The lenses used in the study had four different designs: 1) peri-ballasted, Biofinity Toric (BT); 2) modified peri-ballast, Air Optix Aqua for Astigmatism (AOAfA); 3) double slab-off, Acuvue Vita for Astigmatism (AVfA); and 4) prism-ballasted, Saphir RX Toric (SRXT). Orientation and decentration were analyzed with ImageJ software from video-frames extracted with a Python application. Recovery time was measured until the

lens showed no-spinning after 45 degrees of inferior-temporal misorientation. Visual acuity (VA) and contrast sensitivity (CS) were measured under mesopic controlled conditions. Anterior corneal topographic and aberrometric data were assessed at the initial screening visit and immediately after lens removal. Corneal aberrations were analyzed with 4- and 6-mm pupil diameters.

RESULTS

Stage 1A presented mean CCT by USP, tonopachymeter, corneal topographer, and AS-OCT and were 558.9±31.2 µm, 525.8±43.1 µm, 550.4±30.5 µm, and 545.9±30.5 µm respectively. There was a significant positive correlation between AS-OCT and USP (r=0.979, P<0.001), corneal topography and USP (r= 0.946, P=0.001) and corneal topography and AS-OCT (r= 0.951, P< 0.001). There was a lower correlation between the tonopachymeter and the other three devices. Intraclass correlation coefficients showed excellent reliability between pairs, except for tonopachymeter against the other three instruments that were found moderate.

Stage 1B showed after one year of treatment significant differences among all groups in the subscales of glare (P=0.017), symptoms (P=0.016), dependence on correction (P<0.001), and worry (P<0.001). The mean difference in VRQL compared with emmetropes were -5.5% (P=0.063) for LASIK patients, -2.0% (P=0.212) for orthokeratology subjects and +1.6% (P=0.934) for the Si-H CL under continuous wear group.

Stage 2 revealed the highest misorientation for SRXT, -20.41±10.84 deg after 20 minutes of wear, and lowest for AOAfA, -1.43±7.48 deg. The highest horizontal misalignment was found for AOAfA, -0.627±0.330 mm, and the lowest for BT, 0.004±0.270 mm. Vertical misalignment presented the highest value for AVfA, -0.652±0.369 mm, and the lowest for AOAfA, -0.126±0.231 mm. Recovery time showed the highest amount for SRXT, 80.70±33.26 s, and the lowest for BT 43.67±23.70 s. Only the AOAfA presented significant differences after two-week of wear for misorientation (P=0.020) and horizontal misalignment (P<0.001). When pairwise comparisons are made between Si-H TCL, significant differences (P<0.001) were found.

Moreover, changes in corneal parameters revealed significant differences in all of them, with P≤0.024 when different Si-H TCL are compared. The four lenses showed corneal flattening in both meridians, corneal astigmatism increase, and maximum keratometry (Kmax) decrease. Furthermore, significant differences were present in the aberrometric pattern for changes in oblique astigmatism (Z_2^{-2}) and vertical coma (Z_3^{-1}) for all Si-H TCLs at 4 and 6-mm pupil diameters in both visits (P≤0.002). VA showed significant differences with the four lenses at dispensing and follow-up visits (P≤0.048). There were significant differences in CS at 3 cycles per deg after two weeks (P=0.009). Comfort presented significant differences with the four lenses in both visits (P≤0.011). Additionally, the correlation analysis showed multiple significant results between aberrations, corneal parameters, and logMAR visual acuity.

CONCLUSIONS

Mean CCT measurements among USP, AS-OCT, and corneal topographers based on the Scheimpflug principle were comparable and had significant linear correlations. Thus, in clinical practice, these three devices could be interchangeable with healthy patients.

The Si-H CL under continuous wear users showed the highest VRQL, while the patients who underwent LASIK had the lowest valuation. Subjects treated with CRT showed similar results compared with the LASIK group across all the subscales.

The modified peri-ballasted design used in the AOAfA helped to minimize rotation and vertical misalignment. Additionally, the peri-ballast of the BT improved rotational recovery and horizontal misalignment compared to the other Si-H TCLs. Moreover, peri-ballasted CLs showed the highest corneal flattening, astigmatism, and low-order aberrations. Finally, lenses with a better fitting profile showed better visual performance. Although those lenses induced the highest corneal changes.

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS ..... **XI**

RESUMEN ..... **XV**

ABSTRACT ..... **XIX**

ABREVIATURAS ..... **XXV**

LISTADO DE FIGURAS ..... **XXVII**

1 INTRODUCCIÓN **1**

1.1 ERRORES REFRACTIVOS 3
1.1.1 Hipermetropía *3*
1.1.2 Miopía *5*
1.1.3 Astigmatismo *7*
1.2 ABERRACIONES 9
1.2.1 Aberraciones cromáticas *9*
1.2.2 Aberraciones monocromáticas *10*
1.3 TRATAMIENTOS REFRACTIVOS 12
1.3.1 Cirugía LASIK *12*
1.3.2 Terapia refractiva corneal *15*
1.3.3 Lentes de contacto de silicona hidrogel *17*
1.4 ANÁLISIS DEL SEGMENTO ANTERIOR 20
1.4.1 Topografía corneal *20*
1.4.2 Tomografía de coherencia óptica *22*
1.5 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD VISUAL 24
1.5.1 Agudeza visual *24*
1.5.2 Sensibilidad al contraste *26*
1.5.3 Calidad de vida asociada a la visión *28*
1.6 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO 30
1.7 PLANIFICACIÓN DEL ESTUDIO 31

2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS **35**

2.1 HIPÓTESIS 35
2.2 OBJETIVOS 35
2.2.1 Objetivos primarios *35*
2.2.2 Objetivos secundarios *36*

3 METODOLOGÍA **39**

3.1 ARTÍCULO 1 39
3.1.1 Sujetos *39*
3.1.2 Procedimiento e instrumental *39*
3.1.3 Análisis estadístico *39*
3.2 ARTÍCULO 2 40

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

3.2.1 Sujetos ... *40*
3.2.2 Procedimiento e instrumental ... *40*
3.2.3 Análisis estadístico ... *40*
3.3 ARTÍCULO 3 ... 40
3.3.1 Sujetos ... *41*
3.3.2 Lentes de contacto y procedimiento ... *41*
3.3.3 Análisis estadístico ... *42*
3.4 ARTÍCULO 4 ... 42
3.4.1 Procedimiento ... *42*
3.4.2 Análisis estadístico ... *43*
4 RESULTADOS ... 47
4.1 ARTÍCULO 1 ... 49
4.2 ARTÍCULO 2 ... 67
4.3 ARTÍCULO 3 ... 85
4.4 ARTÍCULO 4 ... 103
5 DISCUSIÓN GENERAL ... 127
5.1 PRINCIPALES HALLAZGOS DEL ESTUDIO ... 128
5.2 COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS ... 131
5.2.1 Medida instrumental del ECC en sujetos sanos ... *131*
5.2.2 Calidad de vida asociada a la visión proporcionada por las LC Si-H ... *133*
5.2.3 Comportamiento estático y dinámico de las LCT Si-H ... *134*
5.2.4 Calidad visual y cambios topográficos tras el porte de LCT Si-H ... *137*
5.3 FORTALEZAS DE LA INVESTIGACIÓN ... 140
5.4 IMPLICACIONES PARA LA PRÁCTICA CLÍNICA E INVESTIGACIÓN ... 141
5.5 LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN ... 143
6 CONCLUSIONES ... 147
7 REFERENCIAS ... 151
8 ANEXOS ... 173
ANEXO I: TRABAJO PUBLICADO O ACEPTADO I ... 175
ANEXO II: TRABAJO PUBLICADO O ACEPTADO II ... 185
ANEXO III: TRABAJO PUBLICADO O ACEPTADO III ... 193
ANEXO IV: INFORME DEL COMITÉ DE BIOÉTICA ... 203
ANEXO V: COMUNICACIONES EN CONGRESOS ... 205

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

ABREVIATURAS

AAO: aberraciones de alto orden, 9

ABO: aberraciones de bajo orden, 10

ACL: aberración cromática longitudinal, 9

ACT: aberración cromática transversal, 9

ADV: *Activity Daily Questionnaire*, 29

AOAfA: *Air Optix Aqua for Astigmatism*, 41

AS-OCT: *anterior segment optical coherence tomographer/tomography*, 22

AV: agudeza visual, 3

AVfA: *Acuvue Vita for Astigmatism*, 41

BFC: *best fit cylinder*, 42

BFS: *best fit sphere*, 42

BfTI: *best fit topographic irregularity*, 42

BT: *Biofinity Toric*, 41

CLIQ: *Contact Lens Impact on Quality of life*, 29

cpg: ciclos por grado, 27

CRT: *corneal refractive therapy*, 12

CVAV: calidad de vida asociada a la visión, 17

EC: excentricidad corneal, 42

ECC: espesor corneal central, 36

ETDRS: *Early Treatment Diabetic Retinopathy Study*, 25

FSC: función de sensibilidad al contraste, 27

Kmax: máximo valor queratométrico, 42

LASEK: *laser assisted subepithelial keratomileusis*, 12

LASIK: *laser assisted in situ keratomileusis*, 12

LC: lente de contacto, 2

LCT: lente de contacto tórica, 7

LIO: lente intraocular, 9

logMAR: *logarithm of the minimum angle of resolution*, 25

NEI RQL-42: *National Eye Institute Refractive error Quality of Life instrument 42*, 29

NEIVFQ: *National Eye Institute Visual Function Questionnaire*, 29

OCT: *ocular coherence Tomographer/tomography*, 13

PMMA: polimetilmetacrilato, 15

PRK: *photorefractive keratectomy*, 12

PUS: paquímetro ultrasónico, 21

QIRC: *Questionnaire of the Impact of Refractive Correction*, 29

QoV: *Questionnaire of Visual quality*, 29

RGP: rígida gas permeable, 7

RMS: *root mean square*, 10

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

RSVP: *Refractive Status and Vision Profile*, 29

SC: sensibilidad al contraste, 9

SD-OCT: *spectral domain optical coherence tomographer/tomography*, 23

SF-36: *Short Form 36*, 29

Si-H: silicona hidrogel, 17

SMILE: *small incision lenticule extraction*, 12

SRXT: *Saphir RX Toric*, 41

SS-OCT: *swept source optical coherence tomographer/tomography*, 23

TD-OCT: *time domain optical coherence tomographer/tomography*, 23

UHR-OCT: *ultra-high-resolution optical coherence tomographer/tomography*, 23

VAQ: *Visual Activities Questionnaire*, 29

VF-14: *Visual Function 14*, 29

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Sección sagital del globo ocular humano 2
Figura 2. Diagramas esquemáticos de diferentes ojos amétropes 3
Figura 3. Globo ocular en función de la magnitud miópica 5
Figura 4. Aberraciones cromáticas 10
Figura 5. Polinomios de Zernike 11
Figura 6. Cirugía LASIK 13
Figura 7. Ametropías y su corrección con LASIK 14
Figura 8. Topografía pre y post-ortoqueratológica 16
Figura 9. Sistemas de estabilización en lentes de contacto tóricas silicona hidrogel 19
Figura 10. Topografía con disco de Plácido 21
Figura 11. Capturas de un topógrafo con cámara de Scheimpflug 22
Figura 12. Imágenes obtenidas con AS-OCT 23
Figura 13. Optotipo del estudio para el tratamiento temprano de la retinopatía diabética (ETDRS) 26
Figura 14. Test de Pelli-Robson 28
Figura 15. Cronograma de la tesis 32

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

INTRODUCCIÓN

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

1 INTRODUCCIÓN

El ojo es un instrumento óptico capaz de proyectar la luz reflectada de los objetos que nos rodean en forma de imagen sobre la retina. La luz que llega a la retina es convertida mediante los fotorreceptores en impulsos eléctricos, que son conducidos a través de las vías visuales. La información transducida en la retina es procesada y codificada en diversas áreas cerebrales dando lugar a la visión del entorno que nos rodea.[1,2]

El ojo humano tiene una longitud axial anteroposterior de entre 22 y 27 mm, pudiendo segmentarse en tres compartimentos: cámara anterior, posterior y vítrea. Por otra parte, el globo ocular puede dividirse en tres capas que a su vez se pueden subdividir en otras. La capa más externa incluye a la córnea y a la esclera, junto con la zona de transición denominada limbo; la capa central está formada por la úvea que vasculariza al globo ocular y que comprende a la coroides, iris y cuerpo ciliar; y en último lugar se encuentra la capa de la retina estructurada en diez subcapas histológicas diferentes.[3]

La cámara anterior está comprendida entre la cara posterior de la córnea y la cara anterior del iris y del cristalino, y a su vez transversalmente contenida por el ángulo iridocorneal que contiene los canales de drenaje para el humor acuoso (**Figura 1**). Mientras que la cámara posterior está comprendida entre la cara posterior del cristalino, iris, zónula ciliar, y la cara anterior del humor vítreo, rodeada a su vez periféricamente por los procesos ciliares.[3] Entre la cámara anterior y posterior se sitúan los elementos dióptricos del ojo, cornea y cristalino que son capaces de dotar al ojo de una potencia aproximada de 60 D.[4] El cristalino es una lente con poder refractivo variable y es capaz de pasar en reposo de 22 D a aproximadamente 30 D en plena acomodación,[5] mientras que la córnea proporciona aproximadamente dos tercios de la potencia ocular cuando no existe acomodación.[6]

La córnea posee una geometría convexa con una superficie asférica de mayor curvatura en la zona central que en la periférica, con unos espesores corneales en la zona central que van de 551 a 565 µm, hasta unos espesores de 612 a 640 µm en la periferia. A parte de ser el dioptrio principal del ojo, tiene la misión de proteger las estructuras internas del ojo. Sus propiedades ópticas se deben a su geometría, separación de medios con diferente índice de refracción (aire-córnea) y a su transparencia, debida a su organización estructural y a la ausencia de vascularización en las capas que la conforman.[7]

La córnea se divide en seis capas: epitelio, membrana de Bowman, estroma, capa de Dua,[8] membrana de Descemet y endotelio. La córnea está compuesta por una matriz extracelular que incluye glicosaminaglicanos y proteoglicanos combinados con colágeno, mientras que la fase celular incluye, células epiteliales, queratocitos y células endoteliales. El epitelio corneal consta de 5 a 7 capas de células, que tienen un espesor aproximado de 50 µm, y funciona como barrera inmunológica y además como sustento para la lágrima. Las células epiteliales surgen del ectodermo epidérmico en la zona del limbo corneal tras 5 semanas de gestación, y tienen una vida media de 7 a 10 días. La membrana de Bowman tiene un espesor de 12 µm y se da por la acumulación de colágeno y proteoglicanos su función es ayudar a mantener la forma de la

córnea. El estroma abarca aproximadamente el 80% de la estructura corneal, y está compuesto por queratocitos y una matriz extracelular con fibras de colágeno distribuidas paralelamente de forma muy precisa, proporcionándole transparencia a esta capa, y confiriéndole a su vez resistencia mecánica y estructural. La capa de Dua tiene un espesor de 6 a 15 µm y está compuesta por colágeno exclusivamente, y su existencia puede repercutir en la biomecánica y en la patología de la córnea posterior. La membrana de Descemet tiene un espesor aproximado de 7 µm y contiene una mezcla de colágeno y laminina, que sirve de soporte para las células endoteliales. El endotelio es la última capa de la córnea, posee un espesor de 5 µm y está constituida por células hexagonales, que tienen como misión regular el contenido de agua en la córnea, además de presentar la peculiaridad de que no se regeneran en los adultos, disminuyendo así gradualmente su cantidad a lo largo de la vida.[7,9]

Las lentes de contacto (LC) pueden repercutir en la anatomía corneal, alterando la geometría y/o procesos fisiológicos de la córnea. Por ejemplo, una lente con parámetros geométricos no adecuados puede causar daños en la zona epitelial, limbal y/o palpebral, mientras que una lente con una insuficiente transmisibilidad de oxígeno puede ocasionar edema estromal, y en casos extremos neovascularización corneal. Por todo ello, es determinante a la hora de adaptar LC conocer los parámetros morfométricos de la córnea, como la curvatura, diámetro y su topografía, así como los parámetros de las lentes que se adaptan.[10–12]

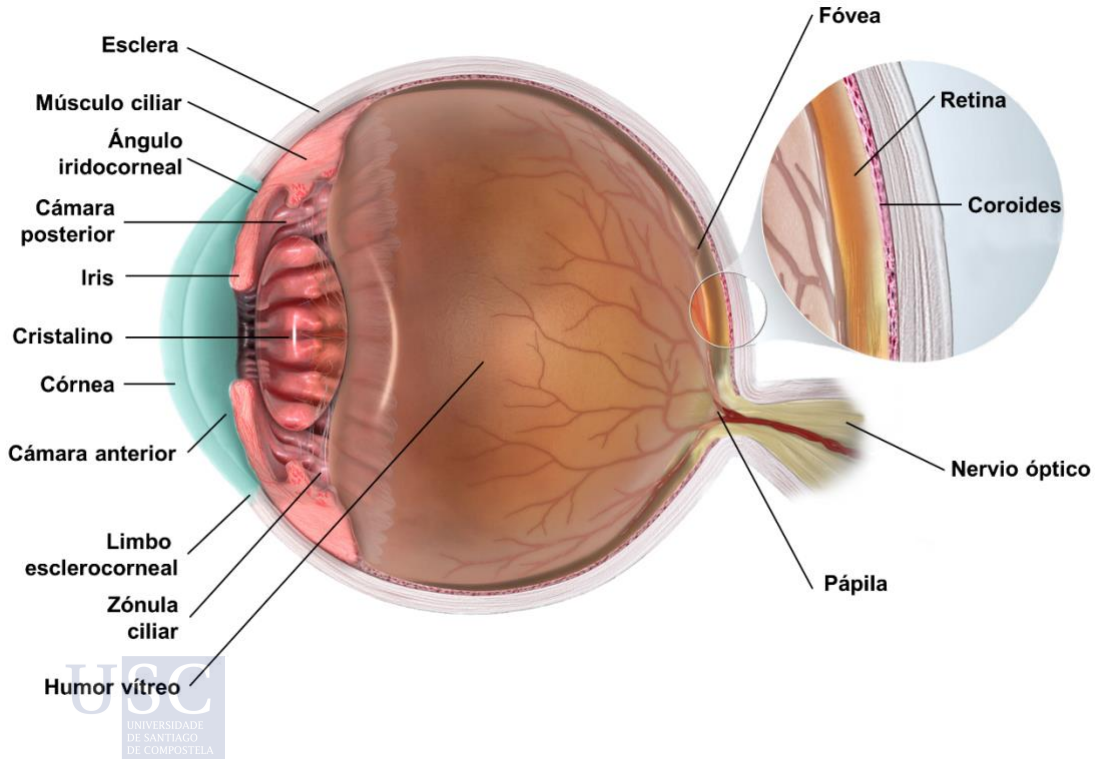


Figura 1. Sección sagital del globo ocular humano. En esta representación se puede visualizar la posición de la cámara anterior, posterior y vítrea, así como los principales elementos dióptricos, córnea y cristalino, además de la retina, lugar donde se da la fototransducción. Adaptada de https://www.scientificanimations.com y con licencia Creative Commons 4.0.

1.1 ERRORES REFRACTIVOS

La emetropía es la condición refractiva "normal", en la que los rayos de luz que provienen paralelos de un objeto lejano, mientras el cristalino no acomoda, convergen en un punto de la retina, mientras que la ametropía, se da cuando esto no se cumple. Los errores refractivos son la causa principal de reducción en la agudeza visual (AV) en el ser humano.[13,14] Los errores refractivos no patológicos se deben esencialmente a que los ojos que los padecen, presentan un sistema óptico con una discordancia entre poder refractivo y longitud axial.[15] Como se puede ver en la **Figura 2**, estas ametropías se pueden clasificar en ametropías esféricas, que son rotacionalmente simétricas (hipermetropía, miopía) y en cilíndricas, que son rotacionalmente asimétricas (astigmatismo).

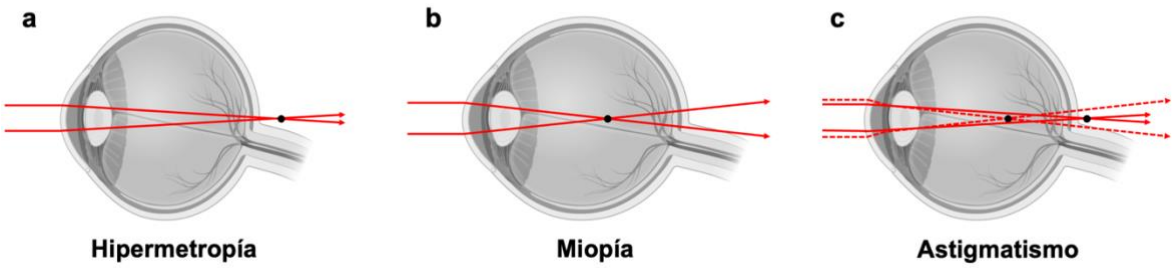


Figura 2. Diagramas esquemáticos de diferentes ojos amétropes. a) Hipermetropía, que desplaza al plano imagen por detrás de la retina. b) Miopía, cuyo plano focal imagen se sitúa por delante de la retina. c) Astigmatismo, en el que el plano focal imagen se desdobla en dos perpendicularmente, de forma anterior y posterior respectivamente a lo largo del eje. Adaptada a partir de imagen creada con biorender.com.

1.1.1 Hipermetropía

La hipermetropía se da en ojos cuyas imágenes resultan enfocadas en un plano posterior a la retina, dando lugar así una imagen difuminada del objeto que se intenta visualizar. Los ojos hipermétropes con un error refractivo de moderado a alto obtienen imágenes carentes de nitidez, tanto para los objetos lejanos como para los próximos. En los sujetos jóvenes, las hipermetropías de baja magnitud pueden llegar a compensarse mediante la acomodación del cristalino.[14] Sin embargo, los sujetos en edad adulta con hipermetropía moderada, tendrán que recurrir a ayudas ópticas para poder compensar la ametropía. La hipermetropía suele presentarse más a menudo por el déficit de potencia de los elementos dióptricos, que por la longitud axial. Habitualmente la hipermetropía es causada por un aplanamiento corneal o por un cristalino con potencia insuficiente.[15]

1.1.1.1 Prevalencia

La hipermetropía tiende a descender durante la infancia, mediante el mecanismo de emetropización. La hipermetropía alcanza su valor máximo aproximadamente a los 3 años de edad, aunque tras el proceso de emetropización parcial o total, la prevalencia aumenta de forma clínicamente significativa y gradual en la edad adulta, a la par que se va reduciendo la compensación por acomodación, sobre todo a partir de la aparición de la presbicia.[15] El 30% de los recién nacidos suelen mostrar hipermetropías de más de 3,00 D,[16] y desde los 6 hasta los 72 meses, el 3,2% de los niños presenta una hipermetropía superior a 4,00D, mientras que el 15,6%

muestra un error refractivo superior a 2,00D.[17,18] Durante la edad escolar el error refractivo desciende, mostrando solamente hipermetropía el 12,8% de los sujetos.[19] Dentro de los niños en edad escolar, el 48% de los niños hipermétropes muestran una magnitud baja, mientras que el 33% presentan un error refractivo moderado y el 19% un valor elevado.[20] Manteniéndose la prevalencia de la hipermetropía baja durante la adolescencia y la edad adulta, pasando a incrementarse tras la aparición de la presbicia, debido a la merma en la capacidad acomodativa de los sujetos. En Europa el 25,2% de las personas de entre 25 y 90 años tienen una hipermetropía comprendida entre 1,00 y 6,00 D, y de los 25 a los 45 años de edad, la prevalencia se mantiene entorno al 6,5% elevándose drásticamente a partir de los 55 años de edad, dónde abarca tasas del 31,2% al 56,3% de población, entorno a los 75años de edad.[21]

1.1.1.2 Etiología

La hipermetropía suele darse cuando el mecanismo de emetropización fracasa en algunos sujetos, normalmente en sujetos con ojos de una mayor defecto refractivo, que siguen conservando la hipermetropía de forma parcial con el transcurso del tiempo.[22] Además, el factor genético y racial poseen implicaciones potenciales, a la hora de padecer hipermetropía.[19] En los niños pequeños, la hipermetropía puede incurrir en el desarrollo secundario de endotropía acomodativa, por lo cual es importante detectar el error refractivo de forma prematura, para poder compensarlo y evitar los riesgos asociados.[16]

1.1.1.3 Signos y síntomas

Los sujetos que padecen hipermetropía suelen aproximarse al texto a la hora de leer y frotarse los ojos. En algunos casos pueden aparecer problemas de visión binocular, como endotropía en visión próxima y ambliopía, en caso de no hacerse una compensación refractiva a tiempo. La sintomatología típica de los sujetos hipermétropes sin corrección abarca desde astenopia y visión borrosa, hasta fotofobia y lagrimeo al usar la visión próxima, presentándose a veces diplopía, relacionada con la demanda del sistema visual, capacidad de acomodación y la relación acomodación-convergencia.[15]

1.1.1.4 Clasificación

La hipermetropía se puede clasificar de en función de las características anatómicas, magnitud de ametropía, capacidad acomodativa y por origen patogénico. Por parámetros anatómicos, la hipermetropía puede ser axial, debida a una longitud axial ocular reducida o refractiva, causada por una potencia refractiva insuficiente de la córnea y/o cristalino, ya sea por anomalías en el índice de refracción, curvatura o longitud de la cámara anterior. Por potencia refractiva, la hipermetropía se considera baja cuando tiene una potencia inferior a 3,00D, media con refracciones de 3,25 a 5,00D y alta para potencias superiores a 5,25 D.[17,20] Cuando la hipermetropía se ordena por capacidad acomodativa, se considera hipermetropía absoluta aquella que no puede ser compensada por el sistema de acomodación, y se considera hipermetropía facultativa a la que sí puede ser amortiguada por la acomodación del cristalino. Por otra parte, está la hipermetropía latente, que se da de forma involuntaria en sujetos jóvenes por un exceso de tonicidad del músculo ciliar, y la hipermetropía manifiesta, que es aquella, en la que el sujeto no acomoda de forma involuntaria y está presente de forma adicional. Además, figuraría la hipermetropía total, cuyo valor se obtiene tras la refracción con cicloplégico, y la fisiológica, debida a causas de descompensación dióptrica y/o de longitud axial.

1.1.2 Miopía

Un ojo miope es aquel en el que las imágenes en vez de formarse en el plano de la retina lo hacen en uno anterior, con lo que la imagen retiniana que se obtiene está desenfocada. La miopía está considerada como el error refractivo más discapacitante, sobre todo cuanto más se incrementa su magnitud.[13] Normalmente la miopía se da por un exceso de longitud axial, aunque estos ojos habitualmente presentan un exceso de potencia (**Figura 3**) que afecta sobre todo a la visión de objetos lejanos y a objetos situados a una distancia intermedia o medianamente próxima cuando su magnitud es elevada.[23] Los ojos miopes, sin recurrir a la acomodación, presentan una visión nítida para los objetos situados a una distancia focal, que es recíproca a su grado ametropía.[15] La miopía presenta un riesgo para la integridad de la retina, y está relacionada con patologías como maculopatía miópica, glaucoma, cataratas e incluso presencia de desgarros en sujetos con magnitudes bajas o moderadas, aunque el riesgo aumenta potencialmente para miopías superiores a -6,00 D.[18,23–26]

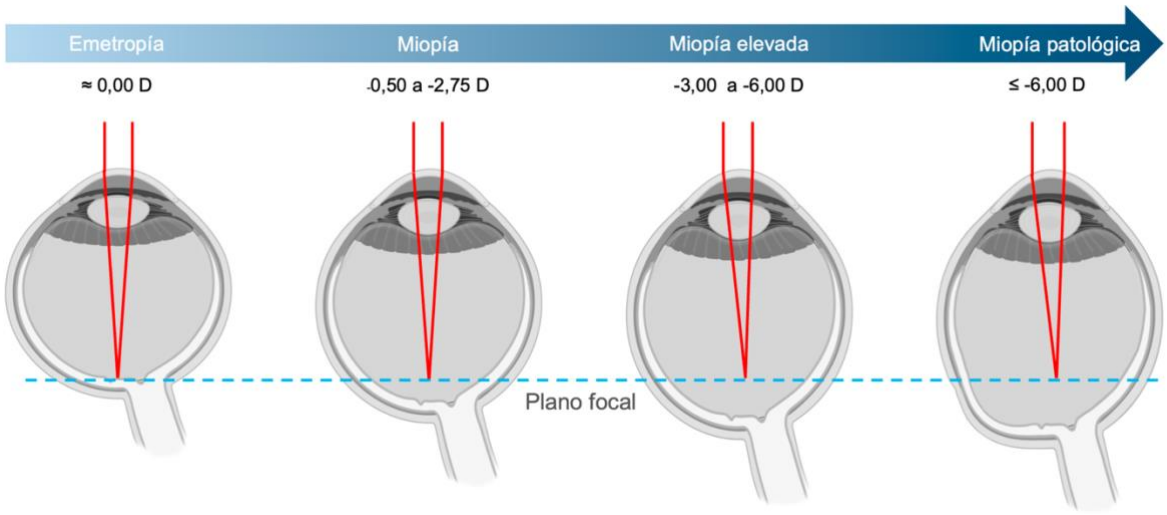


Figura 3. Globo ocular en función de la magnitud miópica. Se puede apreciar que en miopías bajas y moderadas existe una pequeña elongación en el eje anteroposterior, que desplaza al plano focal de la retina, mientras que para miopías elevadas la separación entre el plano focal y la retina foveal se incrementa sustancialmente. Cómo se puede apreciar en la figura, las miopías patológicas ocasionalmente presentan protrusiones en la parte posterior del globo ocular, denominadas estafilomas, que suelen estar asociados a hemorragias, desprendimientos o desgarros de la retina. Adaptada a partir de imagen creada con biorender.com.

1.1.2.1 Prevalencia

La prevalencia de la miopía a nivel global ha aumentado de un 10,4% a un 34,2%. en los últimos 30 años.[15,27] La miopía suele surgir en edades comprendidas entre los 6 y los 8 años, con una prevalencia aproximada del 5%, que se incrementa durante la infancia hasta el 11,7% para miopías de -0,50 D o más,[15] aunque esta cifra puede elevarse hasta el 20 o incluso el 30% en los países del este asiático.[18] Normalmente los niños que desarrollan la miopía en edad escolar suelen presentar una progresión inicial rápida, y de forma ocasional muestran una estabilización entre los 15 y 21 años, aunque esto puede variar en función del individuo y de la raza del mismo.[24] Varios estudios describen que tras la etapa de estabilización de la miopía, y en función del entorno del sujeto y de su actividad, puede desencadenarse una segunda etapa

de progresión de la miopía. Debido a los hábitos de la sociedad actual, lo más probable es que la prevalencia de la miopía alcance el 50% a nivel global antes del año 2050.[15,25] A pesar de que en los países del este asiático, ya se han alcanzado tasas del 80 al 90% de miopes dentro de la población adulta joven.[18,23,26]

1.1.2.2 Etiología

Los principales componentes etiológicos de la miopía pueden deberse parcialmente a un síndrome congénito que afecta al desarrollo de varios tejidos, aunque habitualmente suelen clasificarse los mecanismos etiológicos en función de la edad de aparición de la miopía. Las miopías que surgen en edad juvenil y adulta son frecuentemente de naturaleza axial, y se deben a una descompensación en el crecimiento del globo ocular.[18,25,26] Normalmente los sujetos cuyos progenitores padecen miopía suelen presentar también miopía, incrementándose sustancialmente la probabilidad de sufrir miopía con respecto a los sujetos en los que solo uno de sus progenitores es miope.[15,27] En el caso de las miopías magnas, si ambos progenitores la padecen, sus hijos la desarrollarán, además el 13,3% de niños prematuros también padecerán este tipo de miopía.[24] Además se debe considerar, que el factor epigenético en la miopía suele ser de mayor relevancia que el genético, porque el factor entorno es clave en el desarrollo de la miopía, algo que es de total relevancia en la actualidad. Diversos estudios han encontrado que el uso excesivo de la visión próxima, debido a motivos de estudio o trabajo, es clave en la progresión de la miopía, aunque la magnitud difiere en función del lugar del mundo en el que se analice.[18,24,26,27] El uso de la visión próxima, mediante los mecanismos de acomodación y convergencia genera unos estímulos que provocan la elongación del globo ocular, incrementando así su magnitud refractiva. Además, la miopía juvenil es en la actualidad la forma más común de miopía, y resulta ser multifactorial e incluye aspectos como la genética y el entorno, estando ambos factores están íntimamente relacionados en el desarrollo de la misma.[15]

1.1.2.3 Signos y síntomas

Los pacientes miopes tienden a guiñar los ojos cuando observan a lo lejos, en el intento de lograr una hendidura estenopeica, para poder incrementar su AV, además sus pupilas suelen ser midriáticas, y tienden a la oblicuidad postural, para poder fijar con áreas periféricas a la fóvea, además en caso de poseer una refracción elevada suelen presentar exoftalmos. En los casos de miopías magnas, los pacientes presentarán protrusión ocular, corneas de gran diámetro y aplanadas, junto con deformación en el eje anteroposterior, alteraciones en coroides y retina.[18] La sintomatología común del miope es la borrosidad en visión lejana, merma de la AV en condiciones mesópicas y escotópicas, por incrementarse el grado de aberración cromática y esférica positiva, debido a su vez por su excesiva midriasis, además de poder padecer ocasionalmente astenopía.[24] Los pacientes con miopías patológicas refieren como sintomatología una excesiva dificultad de visión durante condiciones nocturnas o problemas de enfoque con su corrección correspondiente.

1.1.2.4 Clasificación

La miopía se puede categorizar en función de su progresión, características anatómicas oculares, grado de ametropía, patogenia y edad de aparición. Según el tipo de progresión la miopía puede ser simple/estacionaría, progresiva temporal o progresiva permanente. La miopía simple se manifiesta durante la etapa de crecimiento con valores de aproximadamente -2,00 D, manteniéndose estable durante la etapa adulta, mientras que la miopía progresiva temporal

surge durante la pubertad, estancándose aproximadamente a los 30 años, y de forma diferente actúa la miopía progresiva permanente, que evoluciona rápidamente hasta los 25-30 años, incrementándose de forma más paulatina a partir de esa edad. En función de las características anatómicas, la miopía puede ser axial, originada por un excesivo incremento en la longitud del eje anteroposterior o refractiva, causada por un incremento de la potencia refractiva, ya sea por anomalía de los índices refractivos, por un exceso de curvatura de los elementos dióptricos o por una diminución de la profundidad de la cámara anterior.[23] Según su patogenia, la miopía puede ser fisiológica cuando los valores refractivos y anatómicos se encuentran dentro de una "normalidad" o patológica, en la cual se exceden los parámetros de dicha "normalidad", estando esta última causada habitualmente por una longitud axial exacerbada del globo ocular.[23] En función de la edad de aparición la miopía puede ser: congénita, desde el nacimiento, juvenil (aparece entre los 6 años y la adolescencia, creciendo hasta los 20 años), de edad adulta temprana (surgiendo entre los 20 y 40 años, siendo leve), y de edad adulta avanzada, la cual hace aparición tras superarse los 40 años de edad.

1.1.3 Astigmatismo

Un ojo astígmata es aquel en el que surgen dos líneas focales perpendiculares diferentes, en el que al menos una de las líneas no coincide con el plano retiniano, provocando que la imagen obtenida sobre la retina se distorsione, causando una elongación en uno de los ejes y un desenfoque asimétrico de la imagen resultante.[28–30] Normalmente el astigmatismo se origina por la asimetría rotacional de la córnea, del cristalino, de ambos y/o a una inclinación del cristalino. Cuando el astigmatismo está causado por el cristalino, se denomina interno, aunque este normalmente suele compensarse con el astigmatismo corneal, reduciéndose así la magnitud del astigmatismo total.[30] De forma habitual el astigmatismo se presenta en el ojo conjuntamente con miopía o hipermetropía, especialmente los ojos que presentan una mayor magnitud. El astigmatismo regular se puede tratar completamente mediante alternativas refractivas convencionales implementando lentes esferocilíndricas, como pueden ser las gafas, las lentes de contacto tóricas (LCT) e incluso la cirugía refractiva, sin embargo un astigmatismo irregular, derivado normalmente de patologías corneales, típicamente ectasias corneales, requiere de métodos refractivos más complejos como LC rígidas gas permeable (RGP), LC esclerales específicas, y/o técnicas quirúrgicas específicas, ofreciendo frecuentemente en una calidad visual inferior a la que presentan los sujetos que padecen astigmatismo regular.[15,29]

1.1.3.1 Prevalencia

El astigmatismo es el defecto refractivo más común, aproximadamente un 90% de la población posee algún grado de astigmatismo, pero suelen ser inferiores a 0,50 D y por ende asintomáticos.[30,31] La prevalencia de astigmatismos entre la población infantil de más de 0,50 D es del 14,9% y para astigmatismos superiores a 2,00 D es del 4,6%, con lo que la prevalencia de astigmatismo es superior a la de hipermetropía infantil.[15,32] Mientras que en la población adulta la prevalencia es mucho mayor, siendo del 40% para astigmatismos mayores a 0,50 D,[29] pasando del 16 al 28% para edades comprendidas entre los 25 y los 70 años, y obteniendo valores de entre el 34 y el 55% de los 70 a los 90 años, incrementándose su magnitud progresivamente a partir de los 50 años.[21,31,33] La prevalencia del astigmatismo es muy variable entre los diferentes países, por lo que, se acepta que la genética y el entorno pueden afectar a la prevalencia de este error refractivo.[30,34]

1.1.3.2 Etiología

De un modo similar a la hipermetropía, los valores más elevados de astigmatismo se encuentran durante la infancia, disminuyéndose durante el desarrollo ocular temprano.[15] Un astigmatismo residual significante, puede ser causa de ambliopía,[28] ya que afecta tanto a la visión próxima como a la lejana. Los recién nacidos suelen mostrar una córnea muy curva, con un astigmatismo elevado, de 2,00 D aproximadamente y en contra de la regla. El astigmatismo suele evolucionar a la baja hasta los 18 años de edad, y de forma más acelerada durante la infancia, modificando su patrón hacia el más habitual, el directo o a favor de la regla.[28,30,33,34] Aunque a partir de los 40 años de edad vuelve a reaparecer el astigmatismo en contra de la regla, debido a la tendencia a un aplanamiento del meridiano horizontal de la córnea. Las modificaciones originadas por la edad en el astigmatismo durante los primeros años de vida están relacionadas con el crecimiento del ojo y la modificación de la estructura ósea orbitaria. A partir de los 50 años, la estructura ósea orbitaria vuelve a alterarse y el astigmatismo tiende a convertirse en inverso. Los factores genéticos y de mecánica palpebral pueden estar implicados en las diferencias de astigmatismo existente entre las diferentes razas.[15,28,35] De hecho, se han encontrado mutaciones en genes, tanto en europeos como en asiáticos asociados a un astigmatismo superior a 0,75 D.[29] El astigmatismo puede deberse además a alteraciones en la estructura colágena de la córnea y/o del cristalino. Las variantes corneales se dan por falta de simetría o toricidad, presentando normalmente una superficie corneal tórica, en lugar de asférica. Por otra parte, las modificaciones en el cristalino incluyen alteraciones en su curvatura e inclinaciones de la lente.[30]

1.1.3.3 Signos y síntomas

Los sujetos con astigmatismo muestran pupilas mióticas, hendiduras palpebrales estrechas, cejas contraídas y algunos pacientes tienden a inclinar las gafas o la cabeza, en el intento de compensar la ametropía. La sintomatología del astígmata incluye visión borrosa en todo el rango de distancias, para valores superiores a 0,50 D,[30] astenopia originada por el intento de querer enfocar la imagen próxima al círculo de mínima confusión, que a su vez pueden dar lugar a cefaleas y lagrimeo.

1.1.3.4 Clasificación

El astigmatismo puede clasificarse en función de la posición entre sí de sus meridianos, por la contribución de los dioptrios oculares, por la orientación de los meridianos principales del ojo, y según el tipo de error refractivo.[29,34] Conforme a la posición de los meridianos entre sí, el astigmatismo se puede clasificar en regular, cuando estos forman un ángulo de 90º, o irregular cuando los meridianos no se sitúan de forma perpendicular entre sí, originando esta situación una gran cantidad de aberraciones, que suele asociarse a patologías del segmento anterior del ojo. Por contribución de los dioptrios oculares, el astigmatismo se puede segmentar en corneal anterior, que es el más común y el que más afecta al astigmatismo refractivo, y en corneal posterior, que no suele ser elevado, ya que esta superficie solo aporta el 10% del poder dióptrico al ojo. Además, puede presentarse astigmatismo interno o residual, que se produce por alteraciones en la anatomía del cristalino o por desplazamiento del eje óptico, causando astigmatismo oblicuo.[28,30] Con respecto a la posición de los meridianos principales, el astigmatismo se puede considerar: a favor de la regla o directo (de 0 a 20º y de 160 a 180º), en contra de la regla o inverso (de 70 a 110º) y oblicuo (de 20 a 70º y de 110 a 160º).[29] En función del error refractivo se puede clasificar como simple, cuando un meridiano es emétrope,

presentándose como miópico simple o como hipermetrópico simple, o puede ser compuesto, cuando ambos meridianos son amétropes, pudiendo resultar miópico compuesto, cuando ambas líneas focales se encuentran por delante de la retina, hipermetrópico compuesto, cuando ambas líneas focales se localizan detrás de la retina, o mixto, cuando una línea focal queda por delante de la retina y la otra por detrás, causando que el círculo de mínima confusión resulte próximo a la retina, proporcionando una mejor AV que en los astigmatismos mencionados previamente.[29]

1.2 ABERRACIONES

En teoría, siempre que un frente de ondas atraviesa la pupila de salida de un sistema óptico es esférico, pero en realidad esto no se cumple, ya que los sistemas ópticos nos son perfectos y no están carentes de defectos, por lo que los frentes de onda suelen estar deformados.[36,37] En un ojo sano, como en cualquier otro sistema óptico, las aberraciones se presentan en el frente de ondas final que forma la imagen, en el cual cristalino y córnea aportan el 90% del total de las aberraciones.[38] La córnea es el dioptrio que más aberraciones aporta al ojo, ya que proporciona la mayor potencia al sistema óptico, y más en concreto su superficie anterior, capaz de proporcionar el triple de aberraciones que la cara posterior.[4,6,37,39] Por otra parte, la calidad óptica de la imagen final se puede ver condicionada por efectos difractivos, inducidos por el tamaño de la pupila, degradándose la calidad de imagen conforme se disminuye su diámetro, sin embargo las aberraciones incrementan su magnitud con el diámetro pupilar.[40] Las aberraciones deforman el frente de onda, de modo que para un objeto puntual los rayos no convergen, originando así una imagen distorsionada del punto.[36] Las aberraciones ópticas implican una merma en la AV y en la sensibilidad al contraste (SC).[40,41]

Las aberraciones se pueden clasificar inicialmente en dos categorías, en cromáticas y monocromáticas. La aberración cromática se origina por la dispersión de los rayos que tienen diferentes longitudes de onda a través de los medios dióptricos del ojo, debido a la naturaleza policromática de la luz blanca. Las aberraciones monocromáticas se dan para longitudes de onda únicas y pueden a su vez clasificarse en aberraciones de bajo y alto orden.

1.2.1 Aberraciones cromáticas

Estas aberraciones se presentan para diámetros pupilares de cualquier tamaño y pueden subclasificarse en dos principales, aberración cromática longitudinal (ACL) y transversal (ACT) (**Figura 4**). La ACL provoca que la luz policromática descompuesta en sus diferentes longitudes de onda se enfoque en puntos diferentes a lo largo del eje óptico, proyectándose con anterioridad a la retina las longitudes de onda más cortas y con posterioridad las longitudes de onda más largas.[42,43] Estas aberraciones pueden ser compensadas mediante lentes intraoculares (LIO), pero para corregirlas, primero se deben neutralizar las aberraciones de alto orden (AAO). Además, se pueden reducir las ACL, restringiendo la amplitud de espectro policromático que llega al ojo mediante filtros selectivos, aunque el hecho de compensar las ACL no repercute en gran cuantía a la mejora de la calidad visual, sino que podrían empeorarla, ya que una pequeño descentramiento en las lentes compensadoras puede incrementar el valor de la ACT.[44] La ACT se produce por la desviación angular con respecto al eje visual, a su vez causada porque el ojo es un sistema óptico excéntrico, ya que la fóvea se encuentra descentrada con respecto al eje óptico. Ambas aberraciones cromáticas se dan principalmente por la dependencia directa de las longitudes de onda con respecto al índice de refracción de los medios oculares.[40]

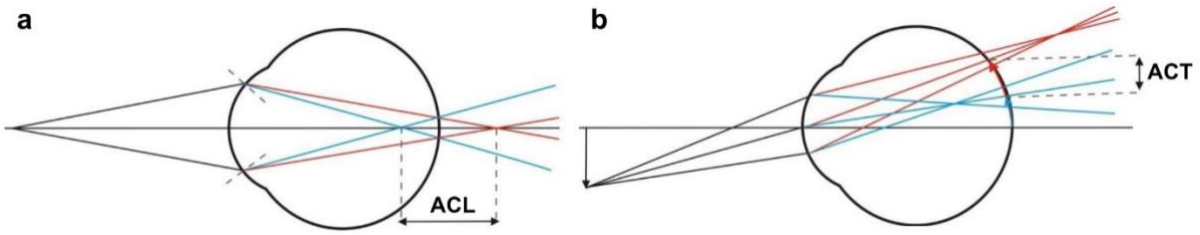


Figura 4. Aberraciones cromáticas. a) Aberración cromática longitudinal (ACL) en un ojo esquemático. Para un punto situado en el eje óptico y centrado, esta aberración causa una dispersión del punto focal. Las longitudes de onda azules son enfocadas antes de la retina y las rojas tras la retina, esto se debe a que el ojo muestra una menor potencia dióptrica para el rojo, ya que el índice de refracción es inversamente proporcional a la longitud de onda. Entre ambos extremos del espectro cromático existen aproximadamente 2D de aberración cromática. b) La aberración cromática transversal (ACT) se da por la asimetría rotacional del ojo, causando que eje óptico y visual no coincidan, desviándose así los haces policromáticos de la zona foveal.

1.2.2 Aberraciones monocromáticas

El método descriptivo usual para definir la aberración de onda es mediante los términos de los polinomios de Zernike, cuyos coeficientes cuantifican el aporte de cada polinomio al frente aberrado.[37,40,45] Los polinomios de Zernike poseen tres componentes, que se expresan mediante coordenadas polares (Z_n^m), factor de normalización *N*, dependencia radial *n* (potencia más alta), y frecuencia acimutal *m*, que a mayor valor, implicará a una aberración más periférica.[46] Las aberraciones de bajo orden (ABO) se corresponden con los errores refractivos convencionales, mientras que los términos de primer orden están relacionados con los defectos prismáticos, los de segundo orden lo están con la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo. Las AAO incluyen a las típicas aberraciones esféricas y al coma, siendo esta última una aberración asimétrica rotacionalmente.[4] Una forma global de evaluar el error de frente de onda es mediante la raíz de medios al cuadrado (RMS), que se puede aplicar al total de las aberraciones, a las de bajo o a las de alto orden.[45–47]

1.2.2.1 Aberraciones de bajo orden

Las ABO incluyen a los polinomios cuyos índices radiales van desde *n*=0 hasta *n*=2 (Figura 5), que suponen aproximadamente entre el 80 y el 90% del total de las aberraciones de onda en el ojo. Las aberraciones de orden 0 y 1 están consideradas invariables en casi todos los sistemas ópticos, y se compensan habitualmente de forma fisiológica,[48] mientras que las aberraciones de segundo orden radial coinciden con las ametropías refractivas, aumentando de forma cuasi-lineal la magnitud del desenfoque (Z_2^0), con la miopía o la hipermetropía, según sea el caso, al igual que sucede con los astigmatismos oblicuo (Z_2^{-2}) y vertical (Z_2^2), con respecto al astigmatismo refractivo.[40,46]

1.2.2.2 Aberraciones de alto orden

Como se puede observar en la **Figura 5**, las AAO se originan desde *n*=3, perdiendo repercusión en el deterioro de la calidad visual conforme se desciende hacia la base de la pirámide. Estas aberraciones presentan mayores consecuencias durante la visión nocturna, debido a la midriasis pupilar, lo cual causa merma en la AV y en la SC, diplopía, aparición de halos, deslumbramientos, destellos, imágenes "fantasma" o incapacidad de fijación, siendo todos los efectos de difícil corrección.[47–49] Dentro de estas aberraciones la que más trastorno

causan son las de tercer y cuarto orden.[4] El coma, tanto vertical (Z_3^{-1}), como horizontal (Z_3^1) pueden incrementarse en presencia de alteraciones corneales y/o de la cara posterior del cristalino, siendo significativos en ectasias corneales, cirugía refractiva,[50,51] queratoplastias, implantes de LIO o anillos intraestromales, crosslinking,[37] tratamientos ortoqueratológicos,[51,52] porte de LC, y sequedad ocular.[37,40] El lobulado, tanto vertical (Z_3^{-3}), como oblicuo (Z_3^3) se ven normalmente más afectados con la visión periférica, que con la central.[48] La aberración esférica (Z_4^0) afecta a los puntos del eje visual y es inherente al ojo humano, evitando que los rayos periféricos focalicen sobre la retina, deteriorando así la calidad visual. Esta aberración causa el fenómeno de multifocalidad corneal en visión próxima y está directamente implicada en la miopía nocturna. [53] La aberración esférica puede ser positiva en córneas oblatas y negativa en las prolatas, además, esta aberración puede ser compensada fisiológicamente por la córnea posterior y/o el cristalino. Tras la cirugía refractiva para compensar la miopía la aberración esférica se convierte en positiva y en negativa si se compensa la hipermetropía, debido a la zona de reducido diámetro de la intervención. El astigmatismo secundario, tanto vertical (Z_4^{-2}), como horizontal (Z_4^2), repercute en la visión medio periférica y en el astigmatismo refractivo. El tetralóbulo en sus dos formas, Z_4^{-4} y Z_4^4, afecta a la visión periférica y a los valores esféricos y de astigmatismo.[48] Las aberraciones de quinto orden no deterioran la imagen en condiciones mióticas, sin embargo lo hacen considerablemente durante la midriasis. Las aberraciones de sexto orden se consideran las últimas significativas, y al igual que las de orden superior a estas, solo afectan a los sujetos miopes magnos. Las AAO no se pueden compensar mediante LC u oftálmicas convencionales.

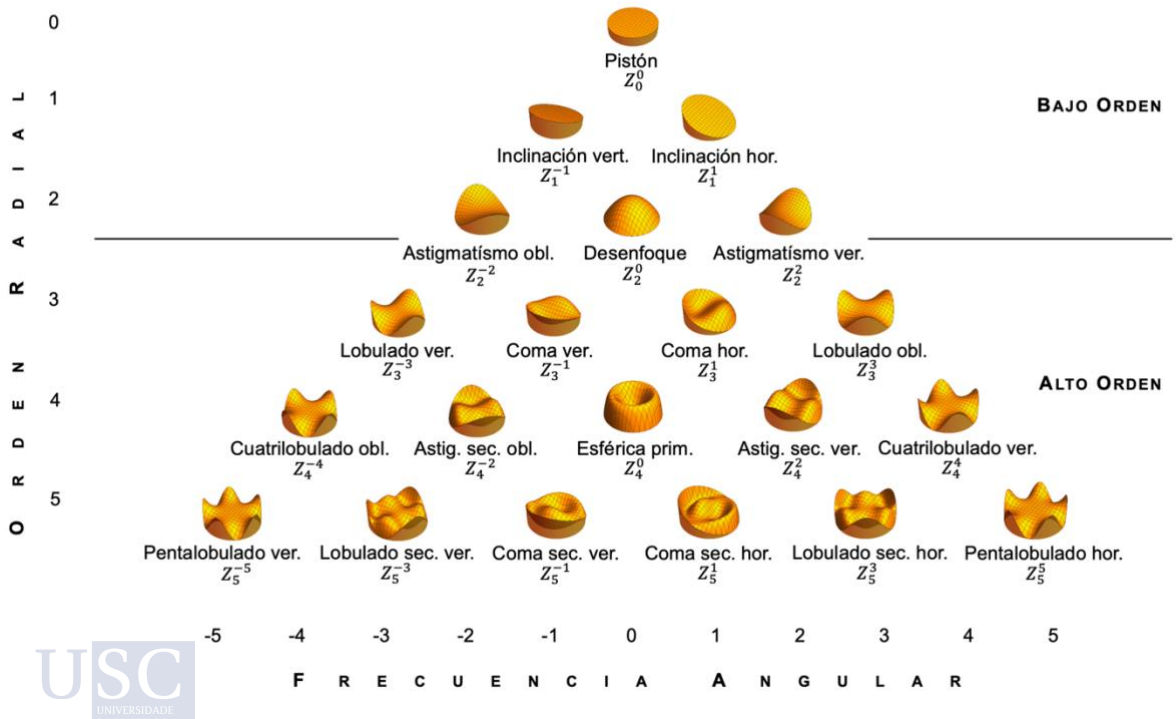


Figura 5. Polinomios de Zernike. En la pirámide se pueden observar los polinomios de hasta quinto orden. Cada polinomio coincide con una forma geométrica, repartiéndose en términos, con un coeficiente que indica la contribución de ese elemento a la imagen. El nivel indica el grado de la aberración, medido usualmente en µm o en número de longitud de onda. El impacto de la aberración crece cuanto más centrado y próximo esté de la cúspide. Adaptada de commons.wikimedia.org y con Licencia Creative Commons 1.0.

1.3 TRATAMIENTOS REFRACTIVOS

En la actualidad existen diferentes tratamientos refractivos, que van desde los menos invasivos, gafas, a los que modifican estructuralmente la anatomía ocular, como por ejemplo la cirugía refractiva. Entre los métodos de corrección refractiva alternativos a la gafa destacan las LC que, desarrolladas mediante diversas tecnologías y materiales, permiten varios tipos de porte, dentro de estas, se incluyen también a las lentes de terapia refractiva corneal (CRT) u ortoqueratológicas, que basan su funcionamiento en el moldeado de la superficie corneal para compensar los defectos refractivos. Finalmente, se pueden emplear diferentes técnicas de cirugía refractiva, que repercuten directamente en los tejidos oculares, modificándolos de forma irreversible o incluso pueden realizarse implantes intraoculares de dispositivos ópticos para poder compensar las alteraciones refractivas presentes en el ojo.

1.3.1 Cirugía LASIK

Las técnicas quirúrgicas queratorrefractivas no son algo reciente, ya que desde hace más de un siglo se han intentado compensar los defectos refractivos mediante la modificación de la superficie corneal.[54,55] Aunque en las últimas décadas se ha innovado mucho en el ámbito y las técnicas quirúrgicas han evolucionado de forma inusitada, haciéndose populares y tornándose en alternativas cada vez más solicitadas por los pacientes, debido a la sensación de reducción de dependencia del método de compensación refractivo,[56] convirtiéndose de este modo en una opción a las gafas y a las LC.[48,57] De hecho la cirugía refractiva láser, como la queratomileusis asistida por láser in situ (LASIK) y las técnicas de ablación como la queratomileusis subepitelial asistida por láser (LASEK) o la queratectomía fotorrefractiva (PRK), especialmente empleada esta última en córneas delgadas, se han establecido como procedimientos seguros, logrando resultados óptimos en pacientes con ametropías bajas y moderadas. De hecho, han surgido técnicas recientemente que amplían el rango de aplicación refractivo, como la técnica de extracción de lentículo mediante incisión pequeña (SMILE), que emplea un láser femtosegundo para crear un lentículo intraestromal, que se extrae mediante una incisión de 4 mm practicada en las proximidades del tejido estromal a retirar, minimizando así el trauma causado en la córnea, reduciendo el tiempo de postoperatorio y la sequedad ocular, obteniendo unos resultados ópticos similares a los proporcionados por el LASIK, permitiendo intervenir miopías de hasta -10,00 D.[58–60] Además existen técnicas alternativas basadas en el implante de lentes intraestromales o LIO, que permiten compensar ametropías mayores que la técnica SMILE.[54,56,61]

En las dos últimas décadas, el LASIK ha suscitado un mayor interés entre los miopes como método de corrección refractiva, sobre todo entre los usuarios de LC,[50,62] motivado por su seguridad y relativa predictibilidad para reducir los errores esferocilíndricos, a pesar de la conocida merma en la calidad visual nocturna.[63] De hecho, actualmente, el LASIK es el procedimiento quirúrgico más empleado para la corrección de hipermetropía, miopía y astigmatismo, ya que es el que mayor factor de predictibilidad muestra entre sus alternativas, además de su reducido periodo postoperatorio.[61] No obstante, presenta sus inconvenientes, como presentar riesgo de sequedad ocular o sufrir ectasia corneal tras la cirugía, debido a la perdida de resistencia biomecánica de la córnea, por el adelgazamiento estromal que disminuye la resistencia estructural. Además, los sujetos intervenidos con LASIK corren el riesgo de no ser corregidos completamente, debido a la ausencia de una predictibilidad exacta, sobre todo con errores refractivos elevados, teniendo la probabilidad de presentar astigmatismos irregulares postquirúrgicos y merma en la AV progresiva, con el tiempo tras la cirugía.

Actualmente, muchos de estos inconvenientes pueden verse reducidos con la utilización de láseres femtosegundo.[60,64] Además, en la actualidad para llevar a cabo de forma segura las intervenciones quirúrgicas, minimizando el riesgo de ectasia y sequedad ocular, está siendo fundamental en la evaluación preoperatoria el análisis del polo anterior del ojo mediante los topógrafos modernos o los tomógrafos de coherencia óptica (OCT), que ayudan a analizar multitud de parámetros corneales para proporcionar el éxito y la seguridad de la intervención, evitando los potenciales e indeseables efectos secundarios derivados de la cirugía. Además de las técnicas de parametrización de la córnea anterior, el análisis aberrométrico puede proporcionar información de gran utilidad previa a la cirugía, mejorando los resultados de la misma, así como de los efectos post-quirúrgicos.[54,61]

A la fase de fotoablación de la intervención LASIK le precede la ejecución de un acceso al estroma, retirando una lamela corneal efectuada con una incisión transversal al eje anteroposterior de la córnea, que contiene epitelio, membrana de Bowman y una fina capa estromal.[55] Para efectuar el colgajo corneal, se emplea un microqueratomo mecánico que se fija a la córnea mediante succión, tras este paso se disecciona el tejido corneal con una cuchilla oscilante,[56] aunque el microqueratomo puede ser reemplazado por un láser femtosegundo, típicamente un Nd-YLF de 1056 nm, que es capaz de obtener una ablación inducida por plasma, de espesor inferior a 160 µm, quedando muy próxima a la membrana de Bowman (**Figura 6**).[60,65] Para efectuar la fotoablación se pueden utilizar diversas fuentes láser, aunque lo habitual es emplear un láser excímer, típicamente de Ar-F y 193 nm. El láser eyecta las moléculas residuales disociadas del colágeno estromal durante el proceso de fotoablación, y minimiza los efectos térmicos, debido a la breve duración de los pulsos originados, inferiores a 20 ns. Tras haber realizado el proceso de ablación, se procede a cubrir el estroma expuesto con la lámela corneal.[66] La utilización del láser femtosegundo para la creación del colgajo proporciona mejores resultados quirúrgicos, reduciendo las complicaciones y mejorando la estabilidad biomecánica corneal,[61] además reduce el tiempo de recuperación de la AV lejana y disminuye el dolor. El láser femtosegundo deja una mayor cantidad de estroma útil para poder efectuar la ablación que el microqueratomo,[59,60] ampliando así el rango refractivo de las miopías y astigmatismos mixtos a intervenir.[64,67]

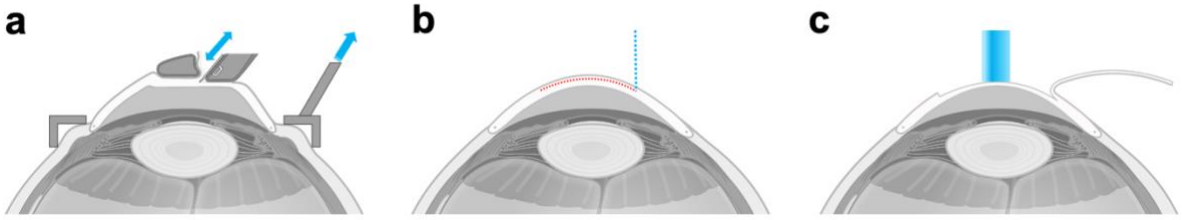
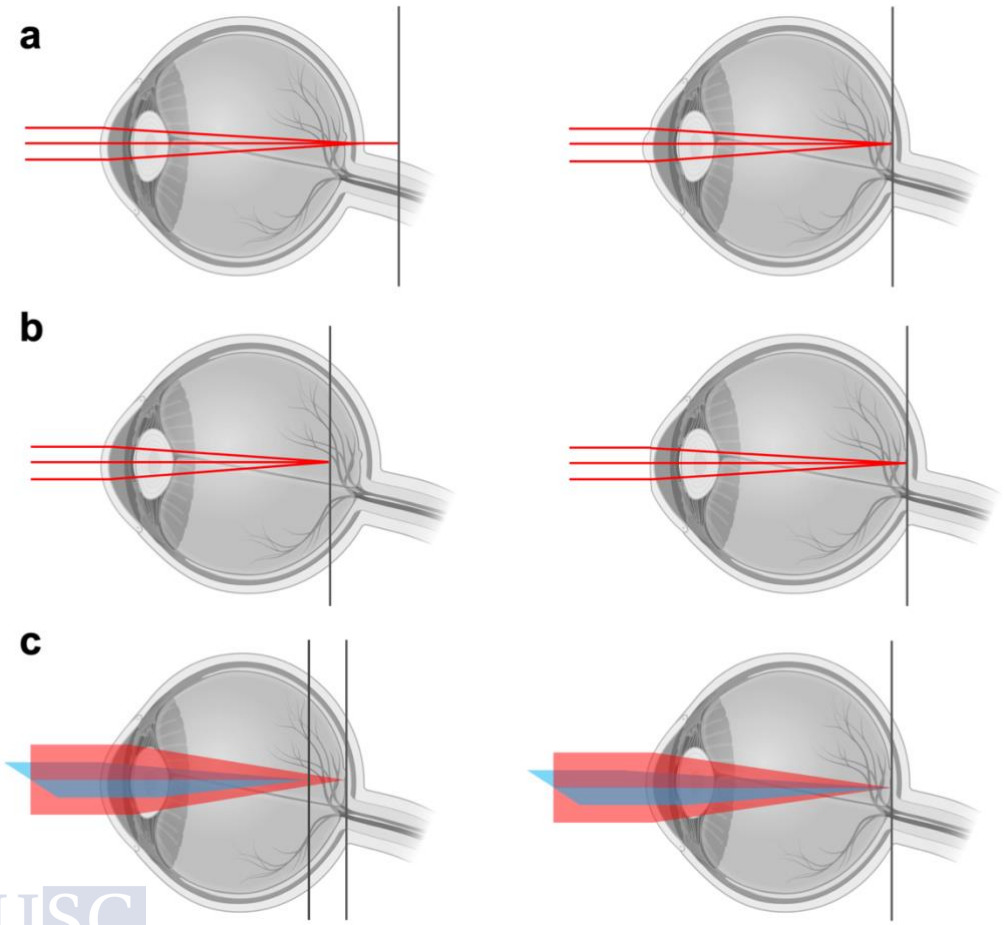


Figura 6. Cirugía LASIK. a) Obtención de lámela corneal mediante microqueratomo mecánico con cuchilla oscilante, previa fijación del ojo mediante succión de la zona escleral perilímbica. b) Proceso de creación del colgajo corneal mediante un láser femtosegundo, c) Fotoablación del estroma con láser excímer, después de separar la lamela del estroma, tras haber sido creada mediante microqueratomo o láser femtosegundo. Adaptada a partir de imagen creada con biorender.com.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

La queratomileusis en ojos miopes causa un aplanamiento corneal, que disminuye la potencia total del ojo, mientras que en los hipermétropes se talla una superficie con mayor curvatura que la corneal media, y en caso de astigmatismos aplana el meridiano de mayor curvatura (**Figura 7**).[68] Normalmente el diámetro sobre el que trabaja el láser excímer es de aproximadamente 6 mm, quedando relegado a la zona central, dejando la periférica intacta, lo cual cambia la asfericidad corneal tras la intervención, convirtiendo a la superficie prolata en oblata por un mayor aplanamiento central con respecto al paracentral, sobre todo en sujetos miopes. Las alteraciones geométricas, junto con el pequeño diámetro de la ablación suelen ser fuente de AAO,[36,48,49] que repercuten directamente en la merma de la AV en todo tipo de condiciones lumínicas y SC, ya que causan halos, deslumbramientos y destellos, entre otros artefactos.[50,69] Parte de estas aberraciones inducidas, se pueden compensar utilizando un frente de onda guiado, que trata de mantener la aberración esférica corneal y compensar otras AAO preexistentes en el ojo. Aunque el frente de onda guiado es más efectivo cuando el error refractivo y las aberraciones son de origen córneal.[55,61]



USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Figura 7. Ametropías y su corrección con LASIK. a) A la izquierda se encuentra un ojo hipermétrope con su plano focal por detrás de la retina y a su derecha con un lentículo corneal central tras la fotoablación, obteniendo una curvatura mayor de la córnea central. b) En la izquierda se presenta un ojo con miopía sin corregir y en la derecha tras compensar su ametropía, aplanando la córnea. c) En la izquierda se observa un ojo astígmata con dos líneas focales diferentes, a la derecha, tras aplanar uno de sus meridianos, logrando llevar ambas líneas focales a la retina. Adaptada a partir de imagen creada con biorender.com.

1.3.2 Terapia refractiva corneal

Hacia la mitad del siglo XX, con el objetivo de reducir la miopía de forma transitoria, ha surgido la ortoqueratología, que se basa en el uso de LC rígidas que se portan mediante una pauta de uso previamente programada por el clínico.[70,71] Las LC de CRT inducen cambios en la curvatura corneal con el fin de compensar el error refractivo miópico original.[72,73] El error refractivo se compensa debido al aplanamiento generado en la córnea, tras aplicar unas LC con un diseño específico para ello,[68] logrando reducir miopías de forma segura de hasta -6,00 D.[72,74] Durante las décadas de 1970 y 1980 se llevaron a cabo diversos estudios sobre el procedimiento de gran amplitud, concluyendo que la córnea durante el tratamiento modificaba su geometría, transformándose de una forma elíptica a una más esférica, debido al aplanamiento ejercido en la zona central y al incremento de la curvatura en la zona paracentral tras el uso de las lentes. Además, se daba que el aplanamiento y consecuente reducción de miopía, eran mucho mayores en usuarios de lentes diseñadas específicamente para la CRT que con las LC convencionales de polimetilmetacrilato (PMMA).[75]

Los inicios de la CRT no han sido fáciles, ya que 20 años después de surgir la técnica, los profesionales de la visión empezaron a perder credibilidad en la disciplina, debido a su comportamiento impredecible, y a que en múltiples ocasiones no se alcanzaban los resultados deseados.[70] Tras el desarrollo del análisis mediante topografía corneal con videoqueratoscopio, los nuevos diseños y materiales empleados para la fabricación de lentes ortoqueratológicas, surgió un cambio de paradigma, que supondría el resurgir de la CRT.[76,77] El desarrollo de las lentes con diseño de geometría inversa, que ejercen una presión positiva en el área central corneal y otra negativa en la zona medio-periférica, supuso la capacidad de inducción de un cambio en la asfericidad corneal (**Figura 8**).[78] Esto, combinado con los nuevos materiales empleados en las LC RGP, y su alta transimisibilidad de oxígeno, permitirían realizar la terapia nocturna, lo cual repercutiría de forma directa en el grado de confort para los pacientes, alcanzando unos buenos resultados de compensación ametrópica, en un marco temporal más reducido.[72,73] La mayor parte de los cambios refractivos y visuales tras la CRT suceden después de 7 noches de tratamiento, y el máximo se alcanza 30 días después. Los cambios que induce la ortoqueratología son sostenibles durante 8 horas diarias tras retirar la lente, reduciendo su poder compensador al 50% tras 24 horas y el 90% tras 72 horas sin portar la lente.[70] La gran ventaja de la ortoqueratología nocturna es ofrecer la posibilidad a los pacientes de una independencia de los medios refractivos, LC o gafas durante el día, y todo con un grado de AV aceptable tras haberse despertado y retirado las lentes.

Mountford,[79] tras haber realizado un estudio con lentes de geometría inversa en el año 1997, encontró que los usuarios presentaban un cambio refractivo asociado al aplanamiento en la zona de los 5-6 mm centrales de la córnea, y una elevación topográfica en la zona paracentral, que causaban un cambio en el patrón asférico de la córnea. Por otra parte, Nichols et al.[80] posteriormente demostraron que la CRT con lentes de geometría inversa reduce miopías y astigmatismo bajos de forma temporal. Más tarde, Rah et al.[81] analizaron la seguridad respecto al procedimiento ortoqueratológico, no vislumbrando problemas y certificando la reversibilidad del proceso. Durante años han surgido diversas teorías para explicar el proceso biomecánico oculto tras la CRT, siendo la teoría de Alharbi et al.[82] la más aceptada, la cual indicaba que los cambios refractivos inducidos en la córnea, se deben a los cambios estructurales que surgen en la misma, causados por el adelgazamiento central de la córnea, sobre todo en la interfaz epitelial, y en menor medida en el área estromal, y además debido al engrosamiento que se da en las capas anteriores a nivel paracentral. Por todo ello, el mecanismo de redistribución o

remodelado tisular de la córnea anterior, parece ser el principal componente biomecánico implicado en la CRT, en mayor medida que la deformación o *bending* corneal.[70] El consenso en la comunidad de profesionales de la visión es cuasi-unánime con respecto al comportamiento de la cara anterior de córnea, tras aplicar la CRT. Aunque este consenso no evita discrepancias, en la actualidad todavía se suscitan dudas con respecto al rol de la cara posterior de la córnea en el proceso ortoqueratológico.[72,73] Por otra parte, los cambios inducidos en la córnea tras el uso de las LC ortorqueratológicas causan AAO, similares a las ocasionadas tras la intervención quirúrgica con LASIK, sobre todo en condiciones midríaticas, debido al reducido diámetro de la zona de aplanamiento corneal.[73,75,83] Madrid-Costa et al.[68] en un estudio señalaban que las AAO originadas tras la CRT deterioran más la calidad visual que las ocasionadas tras la cirugía LASIK, motivado sobre todo por la componente de aberración esférica. Las aberraciones de tercer y cuarto orden, son las de mayor implicación en la merma de calidad visual tras la CRT, destacando el coma vertical y horizontal, así como la previamente citada aberración esférica.[78,84] La ortoqueratología genera un incremento del valor RMS en las AAO y en el astigmatismo corneal, además de producir una reducción de la SC,[72,73,75] edema corneal, y en casos excepcionales queratitis microbiana por el adelgazamiento epitelial en la zona central de la córnea. La gran ventaja de la CRT es la total reversibilidad del proceso, con lo que cualquier efecto negativo sobre la integridad morfológica y fisiológica de la córnea se puede erradicar tras suspender el tratamiento.[72,84]

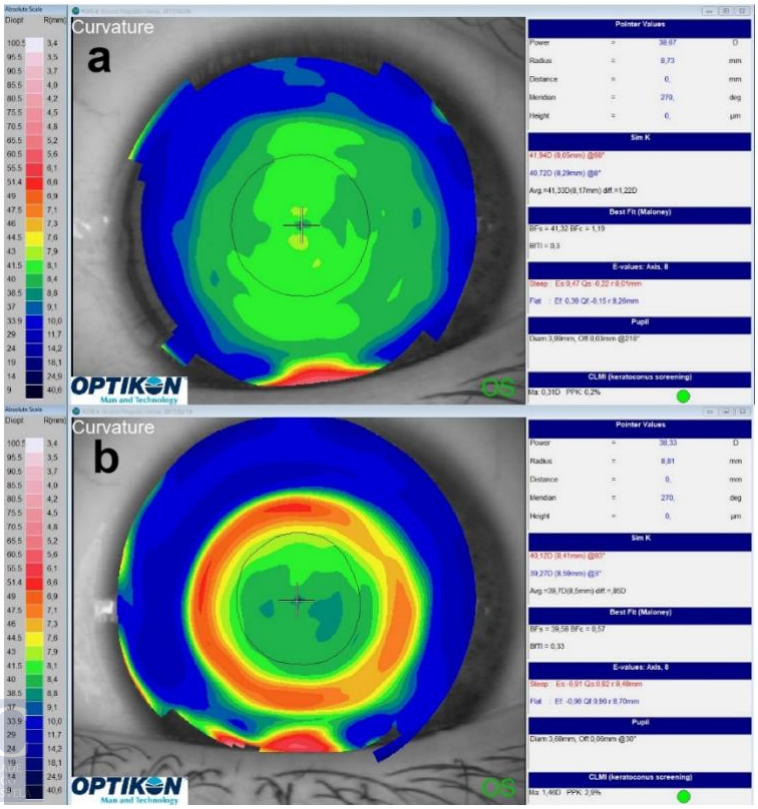


Figura 8. Topografía pre y post-ortoqueratológica. a) Captura de la córnea del ojo izquierdo con una geometría y asfericidad normales, antes de someterse a la terapia refractiva corneal (CRT). b) Topografía tras una semana de porte de LC CRT, dónde se aprecia el aplanamiento en el área central y la elevación en la zona paracentral.

En la actualidad la CRT es capaz de compensar miopías bajas y moderadas (inferiores a 6,00 D),[84,85] ofreciendo una adaptación relativamente rápida con respecto al confort y a la AV subjetiva.[86] Además las lentes tradicionales de CRT pueden compensar astigmatismos bajos en un 50%,[87] y las lentes específicas para compensar astigmatismo logran amortiguar hasta 1,75 D de astigmatismo corneal directo,[88] o 0,75 de astigmatismo inverso,[71] logrando reducir su magnitud hasta en un 80% tras 6 meses de tratamiento ortoqueratológico. En la última década también han surgido lentes para compensar la hipermetropía, que inducen un incremento de curvatura central y un aplanamiento paracentral,[85,89] aunque muestran una limitada capacidad de compensación, entre 1,50 y 2,00 D.[71,90]Además, recientemente las lentes de geometría inversa para compensar miopía han demostrado resultar beneficiosas en el proceso de control de miopía infantil.[71,85,91] De hecho, a nivel global las lentes para CRT suponen el 28% de las lentes rígidas prescritas en menores, y el 47% en niños de 6 a 12 años.[70] A nivel global, las lentes ortoqueratológicas suponen el 1,2% de todas las LC prescritas, representando Holanda el máximo exponente con un 6% de lentes prescritas, mientras que España está bien situada, en la parte alta del ranking, con una cifra próxima al 3%, lo que supone casi la mitad de las lentes rígidas que se adaptan.[70,77,92]

1.3.3 Lentes de contacto de silicona hidrogel

Las primeras lentes blandas surgieron durante la década de 1970, y fueron desarrolladas con un material hidrocoloide de nueva generación, en un intento para reemplazar a las LC rígidas que se utilizaban por aquel entonces.[93] La irrupción de las lentes blandas incrementó la popularidad de las LC como alternativa refractiva, haciendo que su uso se viese incrementado de modo exponencial en las décadas posteriores. La aparición de las LC silicona hidrogel (Si-H) a finales de la década de 1990 causó una reacción similar a la de las lentes hidrogel pioneras, provocando una segunda revolución en el mercado de LC, con lo que las LC Si-H en aproximadamente dos décadas han pasado a ser prescritas en más del 60% de las adaptaciones.[92] El éxito de las LC blandas, basado en su comodidad, facilidad de manejo, mantenimiento y rapidez de adquisición, ha relegado a las LC rígidas a un último plano, pasando a ser adaptadas de forma puntual y en casos especiales,[94] aunque habría que exceptuar a las lentes ortoqueratológicas, ya que han visto incrementada su adaptación en las últimas décadas.[83,95]

Los especialistas en contactología y los portadores de LC, demandaban proporcionar y tener respectivamente, una corrección visual constante a lo largo del día con las LC, con la posibilidad de portarlas incluso por la noche, para poder tener una mejor calidad de vida asociada a la visión (CVAV), además de tener una alternativa reversible a la cirugía refractiva, y carente de sus inconvenientes. Por ello, surgieron dos modalidades de porte nuevas para las LC, el uso prolongado, que permitiría portar las lentes hasta una semana y el uso continuado, que proporcionaría una corrección constante, evitando la manipulación de la LC por parte del portador durante 30 noches, aportando sensación de no dependencia de la corrección refractiva. El principal inconveniente de estas técnicas de porte eran los efectos secundarios asociados a la hipoxia, que repercutían directamente en la integridad física y fisiológica de la córnea, comprometiendo en gran medida a la visión.[93,96] La aparición de nuevos materiales con alta permeabilidad al oxígeno, marcaron un punto de inflexión en la aplicación del uso prolongado y continuado de LC, ya que los siloxanos basados en una fase polimérica e hidrofílica, son capaces de proporcionar unos valores de transmisibilidad al oxígeno (DK/t) mayores a 175×10^{-9} (cm·ml O_2)/(s·ml·mmHg), superando así el umbral mínimo establecido por Bonanno et al.[97] de 85×10^{-9} (cm·ml O_2)/(s·ml·mmHg), evitando así los problemas de acidificación

derivados del consumo de oxígeno durante el porte de las LC.[11,93] Por ello es importante utilizar lentes con un alto DK/t en uso prolongado y continuado, aunque autores como Brennan et al.[98] señalan que habitualmente es mejor recurrir lentes con un DK/t inferior a los más elevados, ya que esas LC normalmente poseen un menor módulo de elasticidad, con lo que sus repercusiones mecánicas sobre la superficie ocular y palpebral serán menores.[99] También es importante considerar el diseño más adecuado de la LC para cada paciente, en función de sus parámetros oculares, lo cual repercutirá en beneficio de la biomecánica y de la CVAV del paciente.

A pesar de las virtudes de la alta transmisibilidad de oxígeno y baja sequedad ocular que proporcionaban la primera generación de LC Si-H, estas presentaban problemas de comodidad, sobre todo al final del día, llevando a algunos de sus usuarios a abandonar la adaptación. Esto era causado sobre todo por su alto módulo de elasticidad, y la interacción de la lente con la conjuntiva palpebral, bulbar y con la córnea.[100,101] Para paliar estos inconvenientes, a mediados de la década de los 2000 se desarrollaron las LC Si-H de segunda generación, que proporcionaban un módulo de elasticidad más bajo, en detrimento de su Dk/t, pero mejorando sustancialmente su comportamiento mecánico y la comodidad respecto a sus predecesoras.[102] A principios de la década de 2010 comenzaron a salir al mercado las LC Si-H de tercera generación, que mejoraban las características mecánicas e incrementaban la cantidad de agua de las anteriores, [103,104] e incluían un tratamiento en la superficie mediante el plasma oxidado de hidrogel, con una capa de plasma adicional mezclada con agentes humectantes, que mejoraban sustancialmente la biocompatibilidad de la lente.[99,105]

Las LC Si-H de primera generación solían inducir cambios mecánicos corneales y conjuntivales, que tras el uso continuado podían causar moldeado corneal,[12] lesiones arqueadas en la zona epitelial superior de la córnea, además de una hendidura conjuntival tras retirar la lente, probablemente causado por el incremento de detritos acumulados durante el porte, aunque este comportamiento se vería mejorado significativamente en generaciones posteriores.[93] Bergenske et al.[106] observaron mediante un estudio comparativo que las LC Si-H en uso continuado mostraban una menor progresión de la miopía, sequedad ocular, fotofobia e hiperemia con respecto a los usuarios de lentes diarias. Otros estudios revelaron que tras el porte de LC Si-H se generaban cambios significativos en la topografía corneal, afectando a la curvatura y al espesor corneal, viéndose reducidos por causa de la interacción mecánica entre lente y córnea.[11,107] Además, Awwad et al.[108] detectaron que tras el porte de LC Si-H, se inducía aberración esférica positiva y un incremento tanto en el valor del coma, como del valor RMS de las AAO, independientemente de la potencia de las LC empleadas. Aunque estudios como los desarrollados por McAlinden et al.[109] señalan que los actuales diseños asféricos de las LC reducen la aberración esférica que originaban las geometrías convencionales, mejorando sustancialmente la calidad visual de los usuarios, a pesar de no poder evitar la inducción de aberraciones como el coma o el astigmatismo. Estos efectos en las aberraciones probablemente se deban a las repercusiones mecánicas de las LC Si-H sobre la córnea, dado el elevado módulo de elasticidad de estas lentes.[74,99,110] El uso de LC Si-H en modo prolongado repercute en el adelgazamiento epitelial debido al efecto mecánico del conjunto parpado-lente-córnea, sobre todo en el centro corneal, lo que causa una mayor permeabilidad epitelial y un posible riesgo de exposición a una queratitis microbiana, sobre todo tras el uso continuado de las LC.[93,111,112]

Las LCT son una buena opción para compensar el astigmatismo, y las LCT Si-H proporcionan unas características de biocompatibilidad superiores a las lentes de hidrogel, sobre todo en las últimas generaciones,[99] proporcionando una calidad visual igual o superior a otros métodos de corrección refractiva.[39,113] Aunque las LCT Si-H de primera generación

presentaban los mismos inconvenientes que las primeras lentes esféricas silicona hidrogel, podían mostrar problemas adicionales con la estabilidad en la orientación, riesgo de trauma mecánico y reducción del DK/t en la zona engrosada de las lentes de prisma balastrado, que se podían ver incrementados tras el uso prolongado o continuado.[114] Por otra parte, en la actualidad existen diversos laboratorios que realizan diseños personalizados de LCT Si-H, que permiten compensar refracciones esféricas de hasta ±30,00 D, cilindros de hasta -8,00 D, crear curvas base de 6,80 a 9,80 mm y diámetros de 13,00 a 16,00 mm,[115] lo que proporciona la posibilidad de adaptar LCT Si-H a casi cualquier paciente que así lo desee. Al igual que sucede con las LCT hidrogel, existen multitud de diseños tanto de perfil, como de sistema de estabilización de la lente. En la **Figura 9** se pueden observar los sistemas de estabilización más empleados actualmente en las LCT Si-H, que corresponden con el clásico prisma balastrado, que posee un engrosamiento en la zona inferior, a fin de compensar la rotación de la lente; el peri-balasto, que es una modificación del prisma balastrado con un adelgazamiento progresivo para causar un efecto similar al del prisma balastrado, pero con ausencia de prisma en la zona óptica; el peribalastro modificado, que es similar al anterior, pero con un perfil mucho más progresivo y suavizado; y el doble achaflanado, que se basa en un adelgazamiento de la lente tanto en la parte superior como en la inferior, y que al contrario de los sistemas anteriores, estabiliza por la presión ejercida por los párpados en las zonas adelgazadas, y no por efecto de la gravedad, además de carecer completamente de porción prismática en la zona óptica.[116–118] Los diferentes sistemas de estabilización implican que cada tipo de LCT Si-H presente comportamientos dinámicos y estáticos diferentes sobre la superficie ocular.[115,118–121]

En la actualidad a nivel global, más del 60% de usuarios de LC blandas utilizan LC Si-H, aunque en España la proporción baja aproximadamente al 40%.[92,122] El régimen de uso prolongado de LC supone a nivel mundial un 8% del total de portadores, mientras que en España esa cifra se reduce a un 4%, y en Noruega supone más del 25% de los usuarios de LC.[123] Sin embargo, la tercera parte de los usuarios de LC en régimen de uso prolongado, utiliza de forma contraindicada lentes convencionales de hidrogel, a pesar del riesgo que ello supone para su salud ocular.[93]

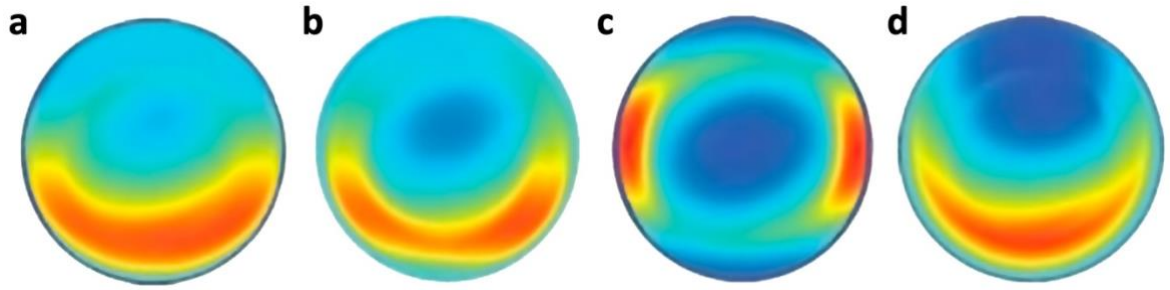


Figura 9. Sistemas de estabilización en lentes de contacto tóricas silicona hidrogel. Medición de los espesores de las lentes con los sistemas de estabilización más utilizados en la actualidad. Los colores más cálidos indican mayor espesor y los más fríos lo contrario. a) Lente peribalastrada, con una distribución de espesor muy gradual y uniforme entre las 4 y las 8. b) Sistema peribalastrado modificado con zonas de engrosamiento exactamente a las 4 y a las 8 y un borde en la zona central adelgazada. c) Lente con sistema de doble achaflanado a través de un adelgazamiento en cuña situado a las 6 y a las 12 y un engrosamiento a las 3 y a las 9. d) Prisma balastrado clásico, es la lente que mayor espesor muestra en la zona inferior y menor en la zona superior, tiene un perfil en gradiente casi constante desde la zona superior a la inferior. Adaptada de Sulley a. et al. 2014,[117] artículo Open Access con licencia Creative Commons 4.0.

1.4 ANÁLISIS DEL SEGMENTO ANTERIOR

Para poder parametrizar la superficie corneal y obtener información acerca de su topografía, en la actualidad se dispone de instrumentación que se puede dividir en función de cómo se generan las imágenes obtenidas para su posterior procesado. Para obtener imágenes del segmento anterior es suficiente con utilizar luz visible reflejada y refractada a través de los dioptrios corneales, y mediante este principio funcionan los topógrafos corneales.[124] Sin embargo, para obtener imágenes con mayor resolución e incluso poder acceder al segmento posterior del ojo, se tiene que recurrir a medios con capacidades semejantes a las de los ultrasonidos y hacer uso de luz no visible, normalmente en la zona de los infrarrojos, para este propósito se han desarrollado los OCT.[125] Estas herramientas son imprescindibles en la actualidad para realizar cirugías refractivas,[54,61] CRT,[76,77] y adaptar multitud de LC, incluidas las LC Si-H.[107,126,127]

1.4.1 Topografía corneal

El principio de los videqueratoscopios actuales se basa en la técnica inicial introducida por Plácido en 1880,[128] que se fundamenta en la reflexión de una fuente luminosa con anillos concéntricos oscuros sobre la córnea, y observando si la reflexión de los anillos presentaba alguna distorsión entre sus líneas era capaz de detectar alteraciones en la superficie corneal, creando así los primeros queratoscopios y fotoqueratoscopios manuales.[129] Gullstrand en 1896 ha sido el primero en analizar de forma cuantitativa la topografía corneal a través de las imágenes obtenidas con el fotoqueratoscopio, evaluando las anomalías presentes en los anillos del disco de Plácido reflejado sobre la córnea, sobre todo en los casos de astigmatismos elevados o alteraciones de la superficie corneal.[124,130]

En la década de 1980 Klyce desarrolló el germen de la videoqueratoscopía actual, combinando las cámaras de video y el procesado informático logró ejecutar de forma automatizada la interpretación de miles de puntos en las imágenes queratoscópicas, proporcionando así una topografía corneal anterior de alta resolución. A través de los puntos se generaba un mapa topográfico codificado con colores, donde las potencias bajas se plasmaban con colores fríos y las potencias elevadas con colores cálidos. A partir de entonces multitud de laboratorios comenzaron a desarrollar sus topógrafos basados en esta tecnología.[131] La mayoría de los topógrafos actuales siguen empleando el disco de Plácido,[132] y este puede ser combinado con otras tecnologías como el escaneo corneal, las imágenes de Scheimpflug y los aberrómetros por trazado de rayos. Los topógrafos de córnea anterior, están basados en el disco de Plácido (**Figura 10**) proporcionan medidas con elevada precisión y buena reproducibilidad, siendo muy versátiles a la hora de adaptar todo tipo de LC, medir aberraciones de la cara anterior de la córnea y detectar patologías ectásicas, pero presentan limitaciones como la ausencia de información de la cara posterior y de la córnea paracentral y periférica.[124,125]

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

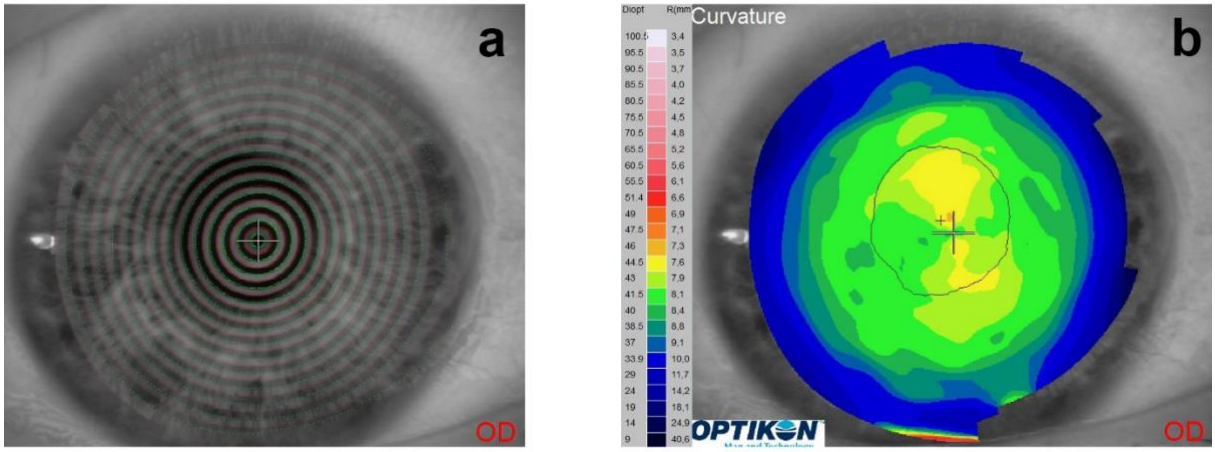


Figura 10. Topografía con disco de Plácido. a) Captura de los anillos concéntricos del disco de Plácido reflejados sobre la superficie corneal, donde se pueden apreciar irregularidades debido al astigmatismo corneal. b) Mapa topográfico asociado a los discos concéntricos anteriores, procesado por el instrumento, dónde se puede apreciar un patrón astigmático en forma de pajarita y a favor de la regla, en forma de colores más cálidos, mientras que las zonas de menor curvatura presentan colores fríos.

A mediados de la década de 1990, mediante la proyección de una hendidura de luz, se realizan las topografías de elevación.[133] La peculiaridad de esta técnica es que proporciona medidas tanto de la cara anterior como posterior de la córnea, obteniendo mediante triangulación con la luz reflejada y refractada en ambas caras una representación tridimensional de la córnea, así como los correspondientes mapas topográficos de ambas caras. Sin embargo, cuando la córnea presenta deficiencias en la transparencia, estos dispositivos tienen que recurrir un disco de Placido que tienen integrado, para evitar mediciones erróneas.[134] Además, algunos de estos topógrafos integran un aberrómetro de frente de onda, que proporciona información adicional sobre las aberraciones presentes en ambas caras de la córnea.[135] Una de las grandes ventajas de estos instrumentos es que proporcionan un mapa paquimétrico de toda la superficie corneal, pudiendo evaluarse así posibles patologías corneales o servir como instrumento de evaluación previa a la cirugía LASIK.[125] Aunque varios estudios señalan su imprecisión a la hora de obtener mediciones en la cara posterior, y sus valores paquimétricos distan mucho de los proporcionados por paquímetros ultrasónicos (PUS) o de los OCT.[136,137]

Los primeros topógrafos basados en el principio de Scheimpflug aparecen a comienzos del siglo XXI,[138–140] estos se basan en un principio, en el cual las imágenes se toman con el plano objeto de forma no paralela a la cámara,[141] obteniendo así una imagen con una gran profundidad de foco.[142] Las imágenes se obtienen gracias un sensor muy preciso, que es capaz de diferenciar la luz dispersada en cada capa de la córnea y el sistema las interpreta, generando una imagen de la superficie anterior y posterior de la córnea. Al igual que sucede con los sistemas topográficos de elevación, estos instrumentos son capaces de proporcionar mapas topográficos de ambas caras corneales, datos paquimétricos, profundidad de la cámara anterior, ángulo iridocorneal (**Figura 11**), diámetro pupilar y espesor del cristalino.[124,141,143,144] En la actualidad existen diversos dispositivos que emplean esta tecnología, y algunos utilizan una cámara secundaria, que compensa el movimiento ocular no intencionado, mientras que otros combinan la cámara o cámaras de Scheimpflug con un disco de Plácido, aumentando la precisión de los

resultados obtenidos. Estos instrumentos ofrecen una excelente precisión y reproducibilidad, siendo de gran utilidad previamente a la cirugía, y proporcionan resultados más fiables que los topógrafos de hendidura, aunque sus mediciones no se pueden considerar equivalentes.[145,146]

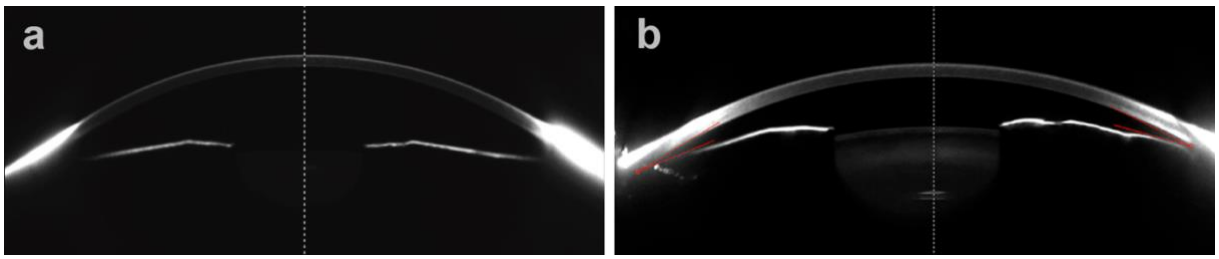


Figura 11. Capturas de un topógrafo con cámara de Scheimpflug. a) Cámara anterior de un ojo sano con ángulo iridocorneal normal. b) Imagen de segmento anterior en ojo que padece glaucoma primario de ángulo cerrado, con cámara anterior y ángulo iridocorneal reducidos. Adaptada de Nguyen AT. et al. 2016,[141] y de Riva I. et al. 2020,[144] artículos Open Access con licencia Creative Commons 4.0

Los topógrafos son capaces de proporcionar diferentes tipos de mapas: 1) de elevación en superficie anterior y posterior, donde las mediciones se comparan con una esfera de referencia calculada por la aplicación; 2) de curvatura, que a su vez se puede dividir en axial y en tangencial, siendo el primero adecuado para córneas normales y el segundo para corneas patológicas; 3) paquimétricos, que ofrecen el valor del espesor en cada punto de la córnea; y 4) refractivos, que ofrecen la potencia dióptrica en cada punto para una luz que incide paralela al eje óptico.[124]

1.4.2 Tomografía de coherencia óptica

Con la intención de observar el segmento posterior del ojo, y más en concreto la retina, el área papilar y el sistema vascular retiniano, en el año 1991 surgió el primer OCT de aplicación oftálmica,[147] y tres años después apareció el primer OCT de segmento anterior (AS-OCT) con la intención de adquirir imágenes transversales de alta resolución de forma no invasiva,[148,149] aunque comercialmente no estuvo disponible hasta 2005.[150,151] Los AS-OCT permiten visualizar la película lagrimal, conjuntiva, córnea, esclera, iris, ángulo camerular anterior, cristalino e incluso los músculos rectos.[147,149] Para obtener las imágenes que componen la tomografía, los OCT funcionan de forma análoga a los biomicroscopios ultrasónicos, pero sin contacto y con mayor resolución, mediante luz infrarroja.[150] Los AS-OCT se basan en la interferometría de baja coherencia, midiendo el tiempo de retardo y la intensidad de la luz reflejada en función de los diferentes índices de refracción de los tejidos, y su patrón de interferencia proporciona una imagen transversal del objetivo. Una tomografía se adquiere tras múltiples escaneos axiales bidimensionales, ofreciendo información a nivel de profundidad, y que combinados proporcionan un escaneo B o tomografía transversal, pudiendo ofrecer imágenes en dos o en tres dimensiones tras el procesado.[152,153]

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

En la actualidad existen dos plataformas de AS-OCT, los de dominio en el tiempo, o TD-OCT y los de dominio en espectro, o SD-OCT.[154] Los TD-OCT proporcionan imágenes, cambiando la posición del espejo y suelen emplear una luz de longitud de onda larga, típicamente 1310 nm, comparada con la empleada en los OCT de segmento posterior, lo cual reduce la dispersión y perdida de señal en tejidos densos y opacos como la esclera y el limbo, obteniendo imágenes con una resolución de 15 a 20 µm.[155] Los TD-OCT permiten además tomar imágenes en modo gran angular, llegando a abarcar 16 mm, al contrario que los SD-OCT que muestran un menor campo angular, como se puede ver en la **Figura 12**.[152,156] Los SD-OCT emplean un espejo de referencia estático, y la diferencia entre la muestra y la reflexión se analiza mediante un espectrómetro variando la longitud de onda de la luz en el tiempo, y a través de la transformada de Fourier, descomponiendo espectralmente la información del interferograma y de la cámara CCD se obtienen las imágenes transversales.[153,154] La ventaja de los SD-OCT radica en su velocidad, ya que al no tener un espejo móvil pueden capturar todos los escaneos axiales simultáneamente, obteniendo la imagen entre 10 y 100 veces más rápido que un TD-OCT,[157] además que gracias al empleo de una longitud de onda más corta, normalmente de 830 nm puede obtener imágenes con resoluciones de 4 a 7 µm.[158] Sin embargo los SD-OCT presentan la desventaja de su menor campo, ya que abarcan de 3 a 6 mm de anchura y una profundidad inferior a los 6 mm que proporcionan los TD-OCT.[153] Posteriormente se desarrolló una variante de los TD-OCT denominados OCT de fuente de barrido o SS-OCT,[147] que emplean un láser de barrido de cavidad corta, en lugar del diodo láser superluminiscente de los SD-OCT,[128,130] irradiando con una longitud de onda de 1310 nm que obtiene escaneos de 16 mm de ancho y una profundidad de 6 mm, pero una resolución axial de solo 10 µm,[147,159] con lo que en poco tiempo son capaces de adquirir una imagen completa de alto contraste de la cámara anterior (**Figura 12**), incluso hasta la cara posterior del cristalino.[147]

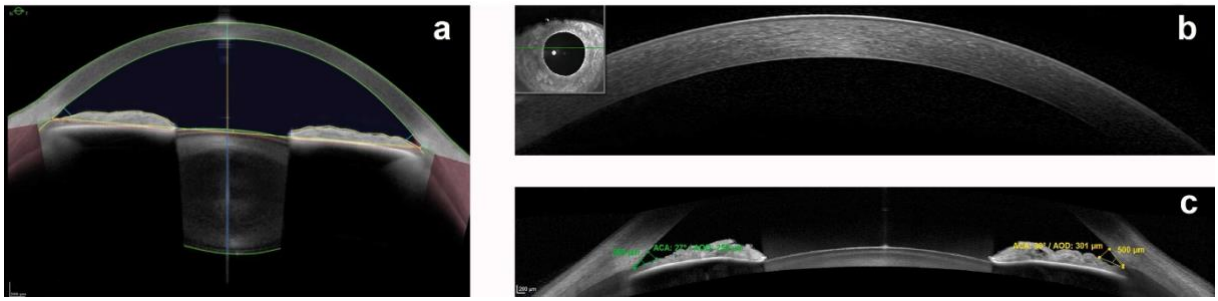


Figura 12. Imágenes obtenidas con AS-OCT. a) Tomografía del segmento anterior realizada con un SS-OCT, donde se puede apreciar un escaneo amplio y profundo, pudiendo apreciarse tanto la cara anterior como posterior del cristalino. b) Imagen de la córnea captada con un SD-OCT en la cual se pueden apreciar a simple vista, epitelio, estroma y endotelio. c) Sección de la cámara anterior proporcionada por un TD-OCT en la cual se pueden apreciar los ángulos iridocorneales, que pueden ser medidos gracias a la aplicación informática que gestiona al instrumento. Adaptada de Sousa Asam, J. et al. 2019,[147] capítulo de libro Open Access con licencia Creative Commons 4.0.

Recientemente se han desarrollado los OCT de ultra-alta resolución o UHR-OCT y que ofrecen resoluciones axiales de 1 a 4 µm y anchuras de barrido de 5 a 12 mm,[160] gracias al empleo de una luz con un gran ancho de banda, superior a los 100 nm y un espectrómetro capaz de detectar las franjas reflejadas desde los brazos de referencia y muestra del instrumento.[125,153] Estos dispositivos son capaces de proporcionar imágenes de cada una de las capas de la córnea,

conjuntiva, película lagrimal, así como de las interfaces lagrimales durante el porte de LC,[150,161] llegando incluso a distinguirse la membrana de Descemet, los nervios corneales o las células germinales en las criptas epiteliales.[125] Además, los UHR-OCT pueden ser de utilidad en el diagnóstico de diversas patologías corneales y oculares en general.[149] Estos dispositivos se diseñan a medida, para motivos específicos, y son empleados habitualmente en el ámbito de la investigación.[125,148]

Los OCT en la actualidad son de gran utilidad tanto en la fase pre como en la post-quirúrgica, para el diagnóstico de patologías, para analizar el comportamiento biomecánico corneal,[125,128] y como método de valoración para la pre y post-adaptación de LC. Los AS-OCT resultan ser una herramienta complementaria de gran ayuda al clínico, cuando la lámpara de hendidura o los topógrafos corneales no pueden proporcionar la resolución necesaria para evaluar el segmento anterior.[128,148] Por otra parte, se han desarrollado dispositivos capaces de realizar mapas topográficos parametrizados de la cara anterior y posterior de la córnea.[162–164] Además, el AS-OCT resulta ser un instrumento no invasivo, rápido y fácil de usar,[149,165] que adquiere imágenes in vivo, proporcionando la posibilidad de realizar mediciones cuantitativas de gran fiabilidad y con una excelente reproducibilidad sobre las estructuras oculares del segmento anterior.

1.5 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD VISUAL

El proceso de la visión incorpora muchas funciones como la resolución central, que da lugar a la AV, la mínima sensibilidad a la luz, la SC, la detección de movimiento, la percepción del color, el contraste del color y la visión periférica.[166] Pero clínicamente solamente se suele evaluar la AV, y en raras ocasiones la SC.[167] Esto se debe a que mediante la valoración de la AV se suelen descartar la mayoría de los trastornos visuales. Sin embargo, el análisis de la SC, podría aportar una información complementaria muy valiosa a la hora de evaluar el comportamiento de diversas alternativas de compensación refractiva, y a mayores el análisis subjetivo de la CVAV proporciona información sobre otras funciones visuales de difícil valoración a través métodos objetivos.[168]

1.5.1 Agudeza visual

La AV es un aspecto de la visión espacial que se emplea habitualmente para la valoración clínica y experimental, ya que es capaz de cuantificar la habilidad en la resolución de detalles finos,[167] y que clínicamente se podría definir como el menor tamaño de letra en blanco y negro que un sujeto puede reconocer, aunque este proceso implicaría la comprensión de lo que se está viendo, llevando asociados a otros centros de la percepción visual. Así que, la AV se podría definir como el ángulo mínimo de resolución, que permite al ojo identificar dos puntos distintos en una situación de alto contraste, como dos estímulos diferentes en el umbral de resolución, y el valor de la AV correspondería con el recíproco del umbral de resolución. Mientras que la discriminación a nivel retiniano podría estar determinada por estímulos menos complejos, como la SC.[166] La AV se encuentra limitada ópticamente por el tamaño de la pupila y por las aberraciones presentes en córnea y cristalino, cuyo valor se incrementa con el aumento de diámetro pupilar, destacando entre ellas, el aumento de la aberración esférica,[169,170] mientras que un menor tamaño de pupila podría llevar asociado un deterioro de la imagen causado por la difracción implícita.[36,38,40] Además, la AV se encuentra limitada por la retina, dónde está ubicada la fóvea, cuyo centro en un ojo sano posee una densidad aproximada de 200.000

conos/mm^2, distanciados a 2,5μm, que a su vez subtienden 28" de arco,[166] obteniéndose AV de Snellen teóricas de hasta 20/10,[171] y que se describen como el límite de Nyquist.[172] Esto quiere decir, que el ojo presenta un poder de resolución mucho mayor que el cuantificado por los optotipos, que se denomina hiperagudeza visual.[166] La AV también presenta un límite cortical, determinado por las vías visuales desde las células ganglionares, pasando por el núcleo geniculado lateral, hasta el córtex visual, aunque se desconoce exactamente el mecanismo de como varía en estos niveles.[173]

Donders ha sido el primer investigador que intentó cuantificar la AV, y estableció como resolución mínima del ojo humano el minuto de arco, diseñando a partir de ese parámetro la letra "E" basada en esa unidad. A partir de los fundamentos de Donders, Snellen desarrolló su optotipo, observando que un ojo sano en condiciones óptimas tiene una resolución límite de entre 30" y 1' de arco. El optotipo de Snellen se basa en varias letras que tienen un tamaño medio 5 veces mayor al ancho de cada hueco presente en la letra "E", y el tamaño de las letras disminuye en cada fila de forma proporcional, desde un tamaño inicial de 20/200 o 20/400, hasta el tamaño mínimo de 20/20, denominado "unidad". En estos optotipos la medida de la AV corresponde con el ángulo con el que subtiende en la retina la letra de menor tamaño reconocible.[166]

Existen multitud de métodos para valorar la AV, aunque lo habitual en el ámbito clínico es emplear optotipos que presentan una progresión geométrica descendiente en el tamaño de las letras, ya que este tipo de progresión es paralela a la que siguen las funciones en el sistema visual.[174] Los optotipos que presentan mejor reproducibilidad y que en la actualidad están estandarizados son los basados en el logaritmo del ángulo mínimo de resolución (logMAR).[175,176] Dentro de los optotipos logMAR, los más utilizados son el optotipo de Bailey-Lovie y el optotipo del estudio para el tratamiento temprano de la retinopatía diabética (ETDRS),[177,178] ambos emplean 10 letras diferentes y de similar legibilidad. Las letras del optotipo de Bailey-Lovie tienen una relación altura/anchura de 5:4, mientras que las letras del ETDRS (**Figura 13**) presentan un ratio de 5:5. Los optotipos logMAR contienen cinco letras de igual tamaño e igual separación en cada línea, y cada línea se separa entre sí por una distancia igual al tamaño vertical de los caracteres de la línea precedente, mientras que las líneas reducen su tamaño de arriba hacia abajo uniformemente en 1,25 unidades decimales o 0,1 unidades logarítmicas.[167] Cada letra de una línea tiene asignado un valor de 0,02 unidades logarítmicas, midiéndose la AV en función de las letras que se pueden visualizar,[174] en lugar de valorarse mediante líneas completas, como sucede en otros optotipos como el de Snellen, lo cual incrementa la exactitud y reproducibilidad de la medida.[179]

La AV es capaz de evaluar la capacidad de resolución espacial del sistema visual en situaciones de alto contraste de al menos un 85%, cuando todos los objetos se presentan a un mismo nivel de contraste, mientras que solamente discrepan en su tamaño.[180]

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

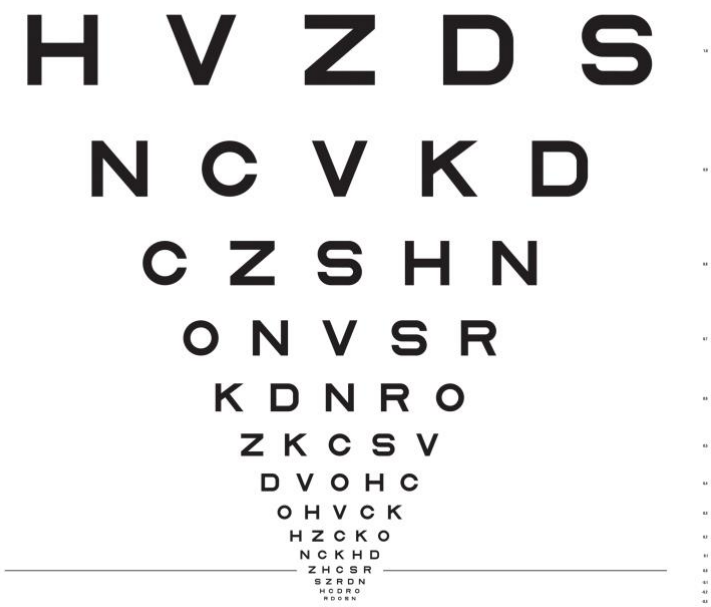


Figura 13. Optotipo del estudio para el tratamiento temprano de la retinopatía diabética (ETDRS). Este es uno de los optotipos basados en el logaritmo del ángulo mínimo de resolución (logMAR) más empleados en la medición de la agudeza visual, junto con el Bailey-Lovie.

1.5.2 Sensibilidad al contraste

La SC es otro de los aspectos de la visión espacial que se valoran clínicamente, aunque de forma ocasional, para poder cuantificar la capacidad de un sujeto en la identificación de objetos de varios tamaños y de bajo contraste.[173,181] A su vez, se podría definir el contraste espacial como la dimensión física que está implicada en la transición de claro a oscuro, en el borde o en el límite de una imagen que muestra un patrón u objeto.[182] Mientras que el contraste se describe como la relación entre las diferencias de luminancia de dos áreas adyacentes. Existen dos modos para expresar el contraste, uno es mediante el contraste de Michelson, que emplea enrejados periódicos con ondas sinusoidales, dónde se definen la luminancia máxima como el mayor valor de brillo de la imagen y la luminancia mínima como el menor valor de brillo de la imagen, y el valor de dicho contraste como la resultante de dividir la diferencia de luminancia máxima y mínima, entre la suma de ambas luminancias.[183,184] Los enrejados empleados, son para unos intervalos de frecuencias espaciales concretas, que se miden en ciclos/grado, correspondiendo las bajas frecuencias espaciales con las franjas anchas, mientras que las altas corresponden con las franjas estrechas.[167] El otro método para determinar el contraste es emplear patrones no periódicos, como letras oscuras sobre un fondo blanco en un optotipo, donde el contraste de Weber se obtiene como la luminancia de la letra menos la del fondo, dividida por la luminancia del fondo.[185] El contraste se expresa en forma de porcentaje del 0 a 100%, y este es nulo cuando no existen límites entre dos áreas adyacentes.[180]

El contraste que un sujeto necesita para poder visualizar un objeto se denomina umbral de contraste, y puede ser evaluado mediante las modalidades de discriminación, reconocimiento o identificación. Normalmente se utiliza la discriminación para el objeto de menor contraste en

la investigación clínica, y el umbral de contraste se expresa como SC, dónde el valor de la sensibilidad es el reciproco del umbral.[183] La SC mide el umbral del contraste para un objeto, cuyo contraste varía durante la prueba, reduciéndolo hasta que puede ser apreciado, y su magnitud se expresa en escala logarítmica por consenso.[180]

La SC para las diferentes frecuencias espaciales, está delimitada por factores ópticos y neurológicos,[167] y presenta una función de sensibilidad al contraste (FSC) cuya gráfica describe una curva cóncava con su valor máximo próximo a los 4 ciclos por grado (cpg), con una sensibilidad alta para frecuencias de 2 a 8 cpg.[180,183] Los factores ópticos incluyen esencialmente a las aberraciones oculares monocromáticas, mientras que los factores neurológicos incluyen al efecto Stiles-Crawford, a la fisiología y anatomía de la propia retina, a la transmisión de los impulsos eléctricos a través las vías visuales y al procesado de la información en el córtex.[184] Esto implica que el sistema visual humano es relativamente poco sensible frecuencias espaciales muy bajas y a frecuencias altas, además, este sistema es capaz de resolver fácilmente imágenes de alto contraste que subtienden un ángulo grande. La AV de un sujeto está directamente relacionada con la frecuencia espacial más alta que puede detectar su sistema visual con un 100% de contraste, lo cual implica que un sujeto con una buena SC tenga una alta probabilidad de poseer una buena AV, sin embargo la situación contraria es mucho más improbable que suceda, de ahí la importancia de la evaluación de la FSC.[173,175,186]

En la actualidad existen múltiples pruebas basadas en rejillas sinusoidales de contraste como las placas de Arden, las rejillas de Cambridge, las cartas de Ginsburg,[182] o el CSV-1000, que emplean diversas técnicas de iluminación y tamaños de rejillas, que a su vez analizan los diferentes canales en los que se puede descomponer una imagen en función de las frecuencias espaciales.[180,185] Sin embargo las pruebas más utilizadas en clínica para evaluar la SC, emplean letras, por la supuesta facilidad del paciente para reconocer letras, y por la creencia de que un paciente podría acertar aleatoriamente y con facilidad la orientación de una rejilla sinusoidal, mejorando así, según algunos clínicos la reproducibilidad del método.[175,180] Pelli et al.[187] desarrollaron un optotipo que basado en dos principios, evaluar la AV correspondiente a altas frecuencias espaciales y la SC para letras grandes, pudiendo así predecir la FSC del sujeto asociada. El optotipo de Pelli-Robson (**Figura 14**) tiene 16 grupos con tres letras de Sloan, de contraste descendiente, y cada grupo de tres letras tiene un contraste 0,15 unidades logarítmicas menor que la del grupo que le precede, esto combinado con el valor asignado a cada letra (0,05 unidades logarítmicas) garantiza su reproducibilidad, según sus creadores.[173] Sin embargo en la actualidad, cada vez se utilizan más a menudo las pantallas LCD, que incorporan multitud de pruebas para realizar la evaluación de la FSC, resultando ser muy eficientes con el empleo de letras de Sloan aisladas o con enrejados de onda sinusoidal aleatorias,[182] mostrando así estos dispositivos ser un medio rápido, fiable y reproducible para valorar la FSC, con unos resultados semejantes o incluso mejores a los obtenidos con el tradicional optotipo de Pelli-Robson.[167,185,188]

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA



Figura 14. Test de Pelli-Robson. Este optotipo es uno de los más empleados en el ámbito de la salud visual para analizar la sensibilidad al contraste (SC) y predecir la función de sensibilidad al contraste (FSC).

El análisis de la SC puede predecir de modo significativo la calidad visual en el día a día de un sujeto, y su valoración proporciona como repercute la visión espacial en la calidad visual, ya que permite evaluar como un individuo puede diferenciar dos áreas adyacentes y sus bordes con diferente cantidad de luz, por lo que su análisis conjuntamente con el de la AV puede proporcionar al clínico información relevante sobre el estado visual del paciente.[167] Además un análisis de SC puede revelar déficits visuales o neurológicos que otros métodos no pueden mostrar,[181,185] proporcionando información muy valiosa a investigadores y clínicos sobre el impacto de los diversos tratamientos ópticos y oftálmicos, y ofreciendo a su vez información sobre la discapacidad visual y el rendimiento funcional de los pacientes, además de la repercusión que tienen los tratamientos en la calidad de vida del paciente.[180,182]

1.5.3 Calidad de vida asociada a la visión

Para evaluar la CVAV, se debe recurrir a la psicometría,[168,189] que es una disciplina que combina la psicología con la estadística, y que a través un cuestionario especifico proporciona información de como un producto o intervención repercute en las actividades cotidianas de un sujeto.[190] La evaluación psicométrica analiza aspectos psicológicos, tales como conocimientos, capacidades, habilidades, entre otros.[191] Esta herramienta proporciona una buena confiabilidad test-retest, validez de aspecto, coeficiente de correlación intraclase y consistencia, a través de la teoría de test y métodos de elaboración de escalas, con lo que podría considerarse una medida objetiva y tipificada de una muestra conductual. El objetivo esencial de esta herramienta es valorar la respuesta del individuo, para poder así actuar en consecuencia y reevaluar si el sujeto ha mejorado tras la intervención.[168]

La psicometría no es algo novedoso en el ámbito de la salud visual, pues es utilizada a la hora de evaluar el campo visual o la visión cromática, y desde hace un par décadas se emplea para valorar aspectos clínicos de la calidad de vida, prescripciones o patologías.[168,191] La capacidad de valorar aspectos como dolores, molestias o incomodidad es la gran ventaja de este instrumento, ya que son difíciles de cuantificar debido a su subjetividad.[192–194]

Los cuestionarios para evaluar la CVAV, pueden pues, ser de aplicación con pacientes tratados con cirugía refractiva,[62,83,195–198] LC en sus diversas modalidades,[199–201] y con la ortoqueratología.[83,86,202] En la última década los profesionales de la visión han mostrado un especial interés por el desarrollo de nuevos instrumentos para evaluar de forma más precisa la CVAV, para poder discernir entre diversas alternativas terapéuticas a la hora de compensar los errores refractivos.[191,203] En la actualidad existen multitud de cuestionarios específicos para evaluar patologías como el *Short Form 36* (SF-36),[203,204] *Visual Function 14* (VF-14), *Activity Daily Questionnaire* (ADV),[194] *Visual Activities Questionnaire* (VAQ), *National Eye Institute Visual Function Questionnaire* (NEI VFQ) en versión 25 y 51,[189] también para evaluar el uso de LC como el *Contact Lens Impact on Quality of life* (CLIQ)[201] o el *Refractive Status and Vision Profile* (RSVP),[192,194] aunque los más empleados por los clínicos son el RSVP, *Questionnaire of the Impact of Refractive Correction* (QIRC),[62,190] *Questionnaire of Visual quality* (QoV) y el *National Eye Institute Refractive error Quality of Life instrument 42* (NEI RQL-42).[189,198]

El cuestionario NEI RQL-42 es uno de los más utilizados a la hora de evaluar tratamientos refractivos debido a su versatilidad, y a sus buenas cualidades, destacando por su excelente consistencia, confiabilidad, validez, variabilidad, sensibilidad y respuesta.[168,189,192,203] Otra de las ventajas que tiene, es que al ser probablemente el cuestionario más utilizado en el ámbito de la salud visual, los resultados obtenidos pueden ser contrastados con los obtenidos en otros estudios. Sin embargo existen autores como McAlinden et al.[205] que señalan deficiencias en la multidimensionalidad de la escala empleada en el test, proponiendo como alternativa el cuestionario QoV desarrollado por ellos mismos.[193] El test NEI RQL-42 ha sido desarrollado por el National Eye Institute en el año 2001, con el objetivo de evaluar el impacto del error refractivo y su corrección en el día a día de los pacientes.[189] El formulario consta de 42 preguntas de respuesta única, con la posibilidad de poder elegir entre 2 y 6 opciones, en función de la pregunta seleccionada. Los 42 puntos a valorar se agrupan en 13 subescalas diferentes, dependientes de las condiciones visuales a las que está expuesto el sujeto,[168] las subescalas son: 1) claridad de la visión, que evalúa la percepción del paciente sobre la visión con corrección en las últimas 4 semanas; 2) expectativas, que mide la calidad de vida con una buena visión sin corrección; 3) visión próxima, determinando la dificultad para realizar actividades en visión cercana; 4) visión lejana, que valora la dificultad para ejecutar tareas que requieran de la visión a distancias amplias, incluyendo la conducción; 5) fluctuaciones diurnas, que cuantifica las molestias y dificultades durante los cambios en la claridad visual a lo largo del día; 6) limitaciones, que valora los impedimentos causados por la visión a la hora de realizar actividades deportivas o de ocio; 7) deslumbramiento, que evalúa los artefactos causados en la visión por fuentes lumínicas en las últimas 4 semanas; 8) sintomatología, que valora las molestias físicas relacionadas con la visión durante las últimas 4 semanas; 9) dependencia de la corrección, que trata de valorar la necesidad de corrección refractiva para poder ejecutar las tareas más habituales a lo largo del día; 10) preocupación, que interpreta las inquietudes relacionadas con los problemas visuales; 11) corrección no optimizada, que comprueba la tolerancia a la infracorrección en las últimas 4 semanas; 12) apariencia, que valora la satisfacción estética que proporciona la corrección visual; y 13) satisfacción con la corrección, que parametriza de forma global la valoración del tratamiento que ha utilizado el paciente.[83,168] En función de la respuesta que proporcione el paciente a cada una de las preguntas, esta se valorará entre 0 y 100, obteniendo así el valor para cada subescala, calculado como la media aritmética de las preguntas que la componen. La puntuación total del cuestionario, es a su vez,

el resultado de la media aritmética de las 13 categorías que la conforman, y cuanto mayor sea la puntuación, mayor será la CVAV del sujeto.[189]

1.6 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

El astigmatismo es el error refractivo de mayor prevalencia entre la población adulta, situándose por delante de la hipermetropía y la miopía.[30,31,206,207] La prevalencia del astigmatismo se incrementa conforme va aumentando la edad del sujeto,[21,31] estudios previos se han encontrado con cifras globales comprendidos entre el 11 y el 90%.[31,39,122] Aproximadamente un 40% de la población mundial presenta un astigmatismo mayor que 0,50 D,[29] además, cerca de un 25% presentan potencias cilíndricas superiores a 1,00 D.[21]

Para tratar el astigmatismo se pueden emplear diversos procedimientos quirúrgicos como el LASIK,[59] la PRK,[61] la técnica SMILE,[54] o las LIO. [60] Además también se puede compensar esta ametropía con métodos menos invasivos y/o reversibles, cómo las gafas, las LC, y las lentes ortoqueratológicas, aunque para estas últimas, siempre y cuando la magnitud del defecto cilíndrico sea reducido.[71,88]

Estudios previos han determinado que aproximadamente el 50% de los potenciales usuarios de LC requieren corregir astigmatismos clínicamente significativos, es decir, con una magnitud mayor o igual a 0,75 D.[39,119,122] Además, las LCT previamente han demostrado que pueden proporcionar AV y SC semejantes a las obtenidas con las gafas.[113,208]

Desde que las LCT han comenzado a desarrollarse en la década de 1970, han evolucionado en muchos de los aspectos de diseño y manufacturación, siendo fácilmente reproducibles, pudiendo disponer de ellas en un breve plazo de tiempo, lo que las convierte en una primera opción para su prescripción.[119,122] Sin embargo en la actualidad todavía quedan bastantes clínicos con la creencia de que las LC esféricas pueden proporcionar mayor comodidad y una visión más estable en pacientes con astigmatismos bajos, mientras que solamente proporcionan LCT a aquellos pacientes que presentan un defecto cilíndrico elevado o en aquellos que no están conformes con las prestaciones obtenidas con las LC esféricas.[39,91,208] Por lo anteriormente expuesto, las LCT a nivel global solo se adaptan en un 25% de los usuarios de LC, mientras que en España esa cifra ronda el 35%, y en algunos países como Portugal este valor alcanza casi al total de sus potenciales usuarios, con aproximadamente un 50% de portadores de LCT.[113,122,209]

Las LCT han mostrado ser una buena opción para corregir el astigmatismo, y en concreto las LCT Si-H pueden ser una solución óptima para los pacientes astígmatas, incluso mejor que otras ayudas visuales o que la cirugía refractiva.[39,113] Dado que, en ocasiones las LC convencionales no proporcionan la suficiente comodidad, estabilidad, AV o SC, los profesionales de la salud visual han incrementado la prescripción de las lentes Si-H, pasando a ser las LC blandas más empleadas en la actualidad.[92,122] No obstante, hay estudios que reportan hasta un 30% de fracaso en las adaptaciones de LCT, haciendo constar cómo principales motivos de abandono a los problemas de comodidad, seguidos por una baja calidad de visión, AV insuficiente y una adaptación de la lente deficiente.[116,210–213]

Los parámetros de las LC pueden inducir efectos recíprocos entre la superficie corneal y la lente, que se pueden traducir en alteraciones biomecánicas, fisiológicas, estructurales y ópticas,[41,107,126,127,214–216] asimismo, el tiempo de porte y la frecuencia de uso de las LC blandas puede afectar de forma progresiva a la superficie corneal.[110] Además, las propiedades físicas de

las LCT Si-H, cómo el diseño y su módulo de elasticidad pueden repercutir también en los parámetros topográficos en la córnea.[102,107,217]

Las alteraciones ópticas tras el porte de LCT Si-H inciden directamente sobre las aberraciones corneales, que afectan a su vez a la SC y la AV.[218] Además, se debe considerar que la mayoría de cambios tras el porte de LC blanda, se producen en la cara anterior de la córnea, que a su vez es la superficie de mayor poder dióptrico del ojo, proporcionando hasta el triple de aberraciones que la cara posterior.[6,39,219] Las AAO que son causadas durante el porte de la LC pueden ocasionar merma en la AV y en la SC, diplopía, visión de halos, deslumbramientos, destellos y/o imágenes "fantasma", sobre todo durante la visión nocturna, en condiciones mesópicas o escotópicas.[48,49] El diseño, el método de estabilización, la técnica de fabricación y las propiedades de los materiales de las LCT Si-H pueden afectar directamente a las aberraciones oculares y a la calidad visual de forma significativa.[41,208,220]

En la actualidad existen pocos estudios que hayan evaluado las repercusiones visuales de la orientación del eje de la LCT, con respecto al eje fisiológico del ojo,[221–223] siendo además escasos los estudios que revisen el descentramiento y la rotación de las LCT Si-H, así como los que analicen los cambios topográficos inducidos en la córnea anterior después de portar LCT Si-H,[102,126,220] y además existen muy pocas investigaciones que evalúen el confort tras portar lentes de Si-H.[120,210] Además, al autor de la presente tesis, no le consta que existan estudios analizando la SC, el área bajo la SC, o correlaciones entre los diversos aspectos de la calidad visual y los cambios topográficos inducidos tras el uso de LCT Si-H.

Los resultados del presente estudio contribuirán a caracterizar la relación existente entre los diferentes sistemas de estabilización de las LCT Si-H de última generación, con respecto a su comportamiento dinámico y estático sobre la superficie ocular. Además, se describirán las repercusiones que tienen los diferentes diseños sobre la topografía, aberraciones corneales, AV, SC y confort. Todo ello, con la finalidad última de facilitar al clínico la predicción del comportamiento de las lentes tóricas en el ojo y conocer que diseños de LCT Si-H son más eficientes, evitando así dilatar el proceso de adaptación, y en su caso, el abandono del tratamiento por parte del paciente.

1.7 PLANIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Por todo lo expuesto en el apartado anterior, la presente tesis doctoral se ha planteado como un trabajo en dos etapas. Una fase inicial, a modo introductorio y una segunda de desarrollo de los contenidos principales de la unidad temática. La evolución de la tesis en el tiempo, a través de sus correspondientes fases se pueden observar en el cronograma de la **Figura 15** .

La **primera fase** consta de dos partes, en la primera se analiza la validez de los videoqueratoscopios, como instrumentos aptos para realizar la evaluación de los parámetros de la superficie corneal y la consecuente valoración topográfica de la misma, y se compararan con otros dispositivos como los AS-OCT. En la segunda parte, se evalúa la CVAV mediante una herramienta de medición psicométrica, el cuestionario NEI RQL-42,[189,198] midiendo de un modo subjetivo la calidad visual proporcionada por las LC Si-H, y si esta resulta semejante a la que proporcionan otras alternativas refractivas más invasivas, como la cirugía LASIK o la CRT, y todo ello dentro de un grupo de pacientes con una miopía de baja a moderada y un astigmatismo de baja magnitud.

La **segunda fase** se secuenciará a su vez en dos bloques, en el primero se tratará de determinar como la orientación, el tiempo de estabilización y el descentramiento de la lente

puede cambiar con diferentes diseños de LCT Si-H de última generación. Las mediciones anteriores se realizaron con un grupo de sujetos que poseían defectos esféricos y cilíndricos de bajos a moderados, tras haber portado las lentes durante 20 minutos, y tras 15 días de uso pautado, analizando así el comportamiento dinámico y estático de las lentes en función del diseño de su sistema de estabilización. En el segundo bloque de, con los mismos sujetos del bloque anterior, LCT Si-H y durante las mismas sesiones, se han evaluado los cambios topográficos y aberrométricos inducidos por las lentes tras su uso. Además, se analizaron la AV, la SC y el confort que habían proporcionado las lentes durante su uso, así como la relación de estos parámetros con las modificaciones causadas en el patrón aberrométrico y topográfico, tras el porte de las lentes.

FASES	Actividades	Año	2014		2015		2016		2017		2018		2019		2020		2021	
		Semestre	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
	Acceso a Programa de Doctorado en CC. de la Visión																	
	Aceptación y asignación del director																	
1A	Diseño del estudio																	
	Extracción y procesado de datos																	
	Revisión bibliográfica																	
	Redacción y Revisión																	
	Muestra de resultados parciales en congresos																	
	Publicación del artículo																	
1B	Diseño del estudio																	
	Extracción y procesado de datos																	
	Revisión bibliográfica																	
	Redacción y Revisión																	
	Muestra de resultados parciales en congresos																	
	Publicación del artículo																	
2A	Diseño del estudio																	
	Extracción y procesado de datos																	
	Revisión bibliográfica																	
	Redacción y Revisión																	
	Muestra de resultados parciales en congresos																	
	Publicación del artículo																	
2B	Diseño del estudio																	
	Extracción y procesado de datos																	
	Revisión bibliográfica																	
	Redacción y Revisión																	
	Muestra de resultados parciales en congresos																	
	Publicación del artículo																	
	Elaboración del manuscrito de la tesis																	

Figura 15. Cronograma de la tesis. En esta representación gráfica se puede ver la dedicación temporal a cada una de las etapas del presente estudio, donde se puede visualizar en tonos azules claros la *Fase 1* a su vez subdividida en parte A y B al igual que sucede con la *Fase 2*, representada en las tonalidades azules más oscuras.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

A continuación, se enumeran las hipótesis que han dado lugar al presente estudio y los objetivos clasificados por orden de prioridad, a partir de los cuales se ha planificado el desarrollo de la tesis.

2.1 HIPÓTESIS

Las hipótesis correspondientes a ambas fases del trabajo se muestran agrupadas a continuación:

1. Los topógrafos actuales proporcionan mediciones corneales de cara anterior y posterior precisas, con buena reproducibilidad, siendo similares a las obtenidas mediante dispositivos como el AS-OCT o el PUS, considerado el "estándar".
2. Las LC Si-H ofrecen una CVAV superior a la de otras alternativas refractivas como la ortoqueratología o la cirugía LASIK.
3. El sistema de estabilización de las LCT Si-H repercute directamente en el comportamiento estático y dinámico de las lentes sobre la superficie ocular.
4. Las LCT Si-H inducen cambios en la topografía y aberrometría corneal, cuya magnitud depende del diseño y del material empleado en la LC.
5. Las LCT Si-H con un mejor comportamiento estático y dinámico sobre la superficie ocular proporcionan una mejor calidad visual.

2.2 OBJETIVOS

Los objetivos del presente estudio, en función de su importancia, se pueden clasificar en primarios y secundarios.

2.2.1 Objetivos primarios

Estos objetivos se abordan en la publicación *"Objective evaluation of static and dynamic behavior of different toric silicone-hydrogel contact lenses"* y en el artículo pendiente de aceptación *"Visual performance and corneal changes associated with toric silicone-hydrogel contact lenses in low to moderate astigmatic eyes"*, y se podrían resumir en los siguientes:

1. Evaluar el comportamiento, tanto estático como dinámico, de los diferentes diseños de LCT Si-H tras un breve periodo de porte (20 minutos) y tras uno más largo (15 días), valorando los descentramientos horizontales, verticales, la rotación y el tiempo de estabilización de las lentes.
2. Analizar las posibles correlaciones de los parámetros de comportamiento estático y dinámico, respecto a los parámetros de las LCT Si-H, AV y características oculares.

3. Valorar los cambios topográficos en la córnea central, y las aberraciones corneales anteriores de bajo y alto orden tras el porte de las LCT Si-H durante 1 hora, y tras 15 días de uso previamente pautado.
4. Evaluar la AV, FSC, área bajo la FSC y el confort tras el porte de las diferentes lentes de contacto, tanto a corto como a largo plazo.
5. Realizar un análisis de correlaciones múltiples entre parámetros corneales, aberraciones, AV y SC.
6. Observar las diferencias que se dan entre las revisiones a corto y largo plazo para el comportamiento estático y dinámico de las LCT Si-H, cambios topográficos, cambios aberrométricos y parámetros relativos a la calidad visual.

2.2.2 Objetivos secundarios

Estos objetivos se encuentran en las publicaciones *"Comparison of central corneal thickness measured by standard ultrasound pachymetry, corneal topography, tono-pachymetry and anterior segment optical coherence tomography"* y en *"Vision-specific quality of life: laser-assisted in situ keratomileusis versus overnight contact lens wear"* y se pueden concretar en los siguientes puntos:

1. Evaluar la precisión y reproducibilidad de un topógrafo corneal a la hora de medir los espesores corneales centrales (ECC), comparándola con la de otros dispositivos como los AS-OCT, los PUS y los tono-paquímetros de no contacto.
2. Valorar la CVAV en los usuarios de LC Si-H, y compararla con la obtenida por sujetos tratados con lentes ortoqueratológicas e intervenidos con cirugía LASIK. Para evaluar la CVAV se utilizará el cuestionario NEI RQL-42, y se estudiarán las diferencias en cada una de sus subescalas.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

METODOLOGÍA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

3 METODOLOGÍA

Todos los artículos publicados o pendientes de publicar derivados de esta tesis se acogen a los principios que rigen la Declaración de Helsinki de 1964, amparada por la *World Medical Association*, además de contar con la aprobación del Comité de Bioética de la Universidad de Santiago de Compostela.

Debido a la ejecución de este trabajo en modo bifásico, con pacientes, material e instrumental diferente, la metodología presenta variaciones en cada uno de los artículos que componen el presente compendio. Por ello, a continuación, se fracciona el proceso metodológico en función de cada uno de los artículos que conforman este compendio.

3.1 ARTÍCULO 1

El artículo *"Comparison of central corneal thickness measured by standard ultrasound pachymetry, corneal topography, tono-pachymetry and anterior segment optical coherence tomography"* se basa en un estudio transversal que incluye 52 ojos de 52 pacientes sanos.

3.1.1 Sujetos

Los pacientes tenían una edad comprendida entre los 18 y los 30 años, con un patrón topográfico corneal normal, refracción esférica comprendida entre -6,00 y -0,50 D, astigmatismo inferior a -1,75 D, AV con corrección igual o superior a 20/20, no habían sido intervenidos previamente con cirugía refractiva, y no habían padecido enfermedades corneales o habían estado utilizando medicación tópica.

3.1.2 Procedimiento e instrumental

Se realizaron 3 mediciones de la paquimetría central con cada instrumento, y para evitar el efecto de las variaciones diurnas en el espesor corneal, se tomaron las medidas siempre entre las 14.00 y 18.00h. Para realizar las mediciones se emplearon un topógrafo Pentacam (Oculus Optigerate GmbH, Wetzlar, Alemania) basado en una cámara de Scheimpflug; un AS-OCT, el 3D OCT-2000 (Topcon, Tokio, Japón) fundado en un SD-OCT; un tonómetro de no contacto, el CT-1P (Topcon, Tokio, Japón) basado en un microscopio especular; y un PUS de contacto, concretamente el Paxis (Biovision Inc., Clermont-Ferrand, Francia), junto con el anestésico tópico de tetracaína hidrocloruro al 5% (Alcon Pharmaceuticals Ltd., Barcelona, España).

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

3.1.3 Análisis estadístico

Se empleó el coeficiente de correlación de Pearson para valorar la correspondencia de las mediciones de espesor entre instrumentos, el análisis de varianza ANOVA con corrección de Bonferroni para analizar las diferencias entre los diferentes instrumentos, y el análisis gráfico de Bland-Altman para valorar el grado de concordancia entre todos los instrumentos. Además,

se consideró estadísticamente significativo un valor *P* inferior a 0,05. Para el análisis estadístico de los datos se ha empleado el software SPSS v.20.0 (IBM Corporation, Armonk, EE. UU.).

3.2 ARTÍCULO 2

La publicación *"Vision-specific quality of life: laser-assisted in situ keratomileusis versus overnight contact lens wear"* es un estudio transversal que incluye a 72 pacientes miopes y a 24 sujetos emétropes sanos.

3.2.1 Sujetos

Los pacientes miopes contaban con un cilindro inferior a -1,75 D y una refracción esférica comprendida entre -6,00 y -0,50 D, AV corregible al menos a 20/20, mientras que los sujetos emétropes debían mostrar una refracción igual o inferior a ±0,50 D con una AV mínima de 20/20. Además, los sujetos participantes en el estudio tenían que ser mayores de edad y presentar un historial carente de patologías sistémicas u oculares, y los sujetos amétropes tratados, debían haber mostrado buenos resultados de AV después de 12 meses de tratamiento.

3.2.2 Procedimiento e instrumental

Los 72 pacientes miopes estaban distribuidos en 3 grupos de 24 sujetos, que iban a ser tratados con métodos refractivos diferentes. Uno de los grupos fue intervenido con cirugía LASIK mediante un láser Wavelight Alegretto Wave Eye-Q (Wavelight GmbH, Erlangen, Alemania), otro grupo portó lentes de contacto Si-H de modo continuo, las lentes Air Optix Night & Day (Alcon Pharmaceuticals Ltd., Ginebra, Suiza) y el último grupo fue tratado con CRT a través de las lentes ortorqueratológicas Paragon CRT 100 (Paragon Vision Sciences, Mesa, EE. UU.). Los sujetos miopes tras 12 meses de tratamiento y los sujetos emétropes cubrirían el formulario NEI RQL-42, que cuantifica la CVAV y proporciona una valoración subjetiva de la calidad visual percibida por el individuo, mediante 13 subescalas diferentes. Tras haber rellenado los cuestionarios, los pacientes fueron sometidos a un examen ocular completo, valorando su AV logMAR y el estado del segmento anterior ocular.

3.2.3 Análisis estadístico

La prueba de Shapiro-Wilk se empleó para valorar la normalidad de los datos, además se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis para analizar la varianza, mientras que, para hacer la comparación de dos grupos de tratamiento diferentes, se usó el *t*-test de muestras independientes para los datos distribuidos normalmente, y para los datos con una distribución no-normal, se aplicó la prueba Mann-Whitney *U*. Con propósitos estadísticos, se ha considerado un *P*-valor inferior a 0,05 como estadísticamente significativo. El procesado de datos estadísticos se realizó con el software SPSS v.22.0.0.0 (IBM Corporation, Armonk, EE. UU.) y Excel v.15.0 (Microsoft Corporation, Redmond, EE. UU.).

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

3.3 ARTÍCULO 3

El artículo *"Objective evaluation of static and dynamic behavior of different toric silicone-hydrogel contact lenses"* es un estudio prospectivo unicéntrico longitudinal y aleatorizado que incluye 95 ojos de 50 pacientes sanos.

3.3.1 Sujetos

Los participantes del estudio habían de tener cumplida la mayoría de edad y tener unas refracciones esféricas comprendidas entre -12,00 y +5,00 D, así como astigmatismos comprendidos entre -2,25 y -0,75D, que pudieran ser corregibles con una AV 0,00 logMAR o superior. Los sujetos no debían tener antecedentes de cirugía refractiva, enfermedades oculares o sistémicas, además de no haber estado utilizando medicación tópica alguna.

3.3.2 Lentes de contacto y procedimiento

Se emplearon cuatro LCT Si-H con diferentes sistemas de estabilización: 1) peribalastro, Biofinity Toric (BT) (CooperVision, Pleasanton, EE. UU.); 2) peribalastro modificado, Air Optix Aqua for Astigmatism (AOAfA) (Alcon Pharmaceuticals Ltd., Ginebra, Suiza); 3) doble achaflanado, Acuvue Vita for Astigmatism (AVfA) (Johnson & Johnson Vision, Jacksonville, EE. UU.); y prisma balastrado, Saphir RX Toric (SRXT) (Mark'Ennovy, Madrid, España). La refracción empleada en las LCT Si-H se ha calculado mediante una tabla distométrica a partir de la refracción en gafa, excepto para la SRXT, en la cual se ha utilizado una calculadora del fabricante, que además determinaba la curva base y el diámetro de las lentes a utilizar. Para el mantenimiento y limpieza de las lentes se ha empleado la solución única All Clean Soft (Avizor Eye Care Solutions, Madrid, España) y las LC se aclararon con suero fisiológico antes de insertarlas.

Todos los pacientes, antes de incorporarse al estudio realizaron una evaluación previa, en la que se valoró: AV sin corrección, error refractivo, AV con mejor corrección, superficie ocular y segmento anterior con lámpara de hendidura, película lagrimal, topografía y aberrometría corneal. Cada paciente hizo un total de 5 visitas programadas: 1) visita inicial (evaluación previa); 2) una visita de administración de dos lentes iniciales con un tiempo de porte de 20 minutos; 3) una visita de seguimiento tras dos semanas de porte de las LC primera y segunda; 4) una visita de dispensa y porte del segundo par de lentes durante 20 minutos; y 5) una visita de seguimiento tras dos semanas de porte de la tercera y cuarta lente. A los pacientes se les habían proporcionado dos LC aleatorias, una para cada ojo, en cada una de las visitas de administración. Tras 20 minutos de porte se evaluaron la AV, y con la lámpara de hendidura en posición primaria de mirada se valoró la rotación de la lente, el descentrado y el tiempo de recuperación de la posición de equilibrio de la lente. Además, se les dio a los pacientes una pauta de uso incremental de las LCT Si-H, partiendo de las 2, hasta alcanzar las 12 horas aproximadamente, a un ritmo de 2 horas diarias. Tras dos semanas de porte, los sujetos siguieron el mismo protocolo que en la visita anterior. Las visitas cuarta y quinta fueron idénticas a la segunda y tercera respectivamente, pero empleando las dos lentes restantes de modo aleatorio, una en cada ojo. Para evitar posibles efectos del porte de las lentes, se dejó un periodo de descanso de una semana entre la tercera y cuarta visita.

Para el análisis de la orientación y descentramiento de la lente se empleó el software ImageJ (National Institute of Health – Bethesda Softworks, Rockville, EE. UU.) a partir de los fotogramas más nítidos entre dos parpadeos completos, que fueron extraídos mediante un software propio programado en Python (Python Software Foundation, Wilmington, EE. UU.). Los videos fueron capturados con la cámara integrada en la lámpara de hendidura Topcon DC-3 (Topcon, Tokio, Japón). La orientación de la lente se capturó con un haz de luz estrecho (≈0,5 mm), con un aumento de 16× y medida en grados sexagesimales con respecto al eje vertical, mientras que la orientación inferonasal e inferotemporal, se representaron con signos positivo y negativo respectivamente. El tiempo de recuperación de la posición de equilibrio se obtuvo

tras rotar manualmente la lente con unas pinzas con puntas de silicona esterilizadas, alineando la marca de orientación de la LCT Si-H con un haz de luz estrecho (con un aumento de 16×) rotado 45º de modo inferotemporal, liberando la lente, activando el cronómetro, y deteniéndolo cuando la lente alcanzaba la posición de equilibrio. Antes de tomar la medición del tiempo de estabilización, los pacientes habían sido instruidos para parpadear aproximadamente 15 veces por minuto. Por otra parte, el descentramiento de la lente se evaluó empleando un haz ancho con un aumento de 10× y medido en milímetros con respecto al centro pupilar, representando el descentramiento superior e inferior con signos positivo y negativo respectivamente, y el desplazamiento nasal y temporal con signos positivo y negativo respectivamente. Todas las mediciones se han calculado a través de la media de 3 repeticiones para cada medida y para cada una de las lentes.

3.3.3 Análisis estadístico

Para evaluar la normalidad en la distribución de los datos se empleó la prueba Shapiro-Wilk. El análisis de la varianza se realizó con la prueba ANOVA para variables distribuidas normalmente y el Kruskal-Wallis para las no-normales. Para hacer comparaciones entre dos grupos se empleó el *t*-test de muestras independientes con variables distribuidas de forma normal y la prueba de Mann-Whitney *U* para las no-normales. Para evaluar las correlaciones entre los parámetros oculares y los de las lentes, se emplearon los coeficientes de Pearson y Spearman, para los datos distribuidos normalmente y no-normalmente respectivamente. Un *P*-valor inferior a 0,05 se ha considerado estadísticamente significativo. Todos los análisis estadísticos se han realizado con el software SPSS v.24.0 (IBM Corporation, Armonk, EE. UU.).

3.4 ARTÍCULO 4

El manuscrito *"Visual performance and corneal changes associated with toric silicone-hydrogel contact lenses in low to moderate astigmatic eyes"* se ha realizado con datos obtenidos durante la misma fase (*Fase 2A*) de estudio correspondiente al *Artículo 3*, por ello se omitirán las partes de la metodología que sean idénticas a las de este, como por ejemplo la parte relativa a los sujetos y a las lentes de contacto.

3.4.1 Procedimiento

Se realizó una medición de AV y SC (para 3, 6, 12 y 19 ciclos/grado) tras el porte de 1 hora de las LC en las visitas 2 y 4, mientras que en las visitas 3 y 5 se midieron previamente a la valoración de los comportamientos estáticos y dinámicos de las LCT Si-H, analizados en el *Artículo 3*. Además, se les consultó a los pacientes por el grado de confort proporcionado por las lentes tras el porte, haciendo una valoración en una escala de 0 a 5 puntos. La evaluación topográfica y aberrométrica se realizó justo tras efectuar la retirada de las lentes de los ojos. El análisis topográfico valoró los meridianos plano y curvo, astigmatismo corneal, mejor ajuste esférico (BFS), mejor ajuste cilíndrico (BFC), excentricidad corneal (EC), índice de irregularidad topográfica (BfTI) y el máximo valor queratométrico (Kmax). El análisis aberrométrico incluyó la valoración del astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), desenfoque (Z_2^0), astigmatismo vertical (Z_2^2), coma vertical (Z_3^{-1}), coma horizontal (Z_3^1), aberración esférica (Z_4^0), ABO RMS, y AAO RMS. Las aberraciones de la córnea anterior se valoraron tanto para pupilas de 4 como de 6 mm.

3.4.2 Análisis estadístico

Las pruebas y criterios empleados en el análisis del presente artículo son los mismos que se han utilizado en el *Artículo 3*, exceptuando que, en el análisis de correlaciones entre AV, FSC, área bajo FSC y parámetros corneales se empleó solamente el coeficiente de correlación de Spearman, dada la distribución no-normal en las series de datos evaluados. Adicionalmente, se empleó para las comparaciones entre visitas de dispensa y seguimiento con la misma lente el *t*-test de muestras pareadas, y la prueba de rango de signo de Wilcoxon para los datos distribuidos de forma normal y no-normal respectivamente. El procesado estadístico de los datos se ejecutó con las aplicaciones SPSS v.26.0 (IBM Corporation, Armonk, EE. UU.) y Microsoft Excel v.16.0.14 (Microsoft Corporation, Redmond, EE. UU.).

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

RESULTADOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4 RESULTADOS

Los resultados de la presente tesis doctoral se adjuntan a continuación como compendio de publicaciones para los Artículos 1, 2 y 3, anexando el manuscrito del Artículo 4, que en el momento de redacción de este texto se encuentra en fase de admisión para su publicación.

1. **ARTÍCULO 1**
   COMPARISON OF CENTRAL CORNEAL THICKNESS MEASURED BY STANDARD ULTRASOUND PACHYMETRY, CORNEAL TOPOGRAPHY, TONO-PACHYMETRY AND ANTERIOR SEGMENT OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

   Javier González Pérez, Juan Queiruga Piñeiro, Ángel Sánchez García y José Manuel González Méijome
   Current Eye Research. 43:7, 866-872, abril 2018
   DOI: 10.1080/02713683.2018.1461910
   https://doi.org/10.1080/02713683.2018.1461910

2. **ARTÍCULO 2**
   VISION-SPECIFIC QUALITY OF LIFE: LASER-ASSISTED IN SITU KERATOMILEUSIS VERSUS OVERNIGHT CONTACT LENS WEAR

   Javier González Pérez, Ángel Sánchez García y César Villa Collar
   Eye & Contact Lens. 45:1, 34-39, enero 2019
   DOI: 10.1097/ICL.0000000000000538
   https://doi.org/10.1097/ICL.0000000000000538

3. **ARTÍCULO 3**
   OBJECTIVE EVALUATION OF STATIC AND DYNAMIC BEHAVIOR OF DIFFERENT TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENS

   Ángel Sánchez García y Javier González Pérez
   Contact Lens & Anterior Eye. 44:2021, 101437, abril 2021
   DOI: 10.1016/j.clae.2021.03.004
   https://doi.org/10.1016/j.clae.2021.03.004

4. **ARTÍCULO 4**
   VISUAL PERFORMANCE AND CORNEAL CHANGES ASSOCIATED WITH TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENSES IN LOW TO MODERATE ASTIGMATIC EYES

   Ángel Sánchez García y Javier González Pérez
   Manuscrito pendiente de aceptación

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4.1 ARTÍCULO 1

COMPARISON OF CENTRAL CORNEAL THICKNESS MEASURED BY STANDARD ULTRASOUND PACHYMETRY, CORNEAL TOPOGRAPHY, TONO-PACHYMETRY AND ANTERIOR SEGMENT OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Javier González Pérez,[a] Juan Queiruga Piñeiro,[b] Ángel Sánchez García,[a] y José Manuel González Méijome.[a,c]

[a]*Laboratorio de Superficie Ocular y Lentes de Contacto, Facultad de Óptica y Optometría, Universidade de Santiago de Compostela, España*
[b]*Instituto Oftalmológico Fernández-Vega, Oviedo, España*
[c]*Clinical and Experimental Optometry Research Lab, Escola de Ciências, Universidade do Minho, Portugal*

Revista
Current Eye Research
ISSN: 0271-3683
Editorial: Taylor & Francis Inc.

Indicios de calidad en la Web of Science
Categoría: *Oftalmología*
Factor de impacto *JCR 2018: 1,672*
Posición en su categoría: *35/60*
Cuartil JIF: *Q3*

Indicios de calidad en Scopus
Categoría: *Oftalmología*
Factor de impacto *SJR 2018: 0,818*
Cuartil: *Q2*

DOI: 10.1080/02713683.2018.1461910
https://doi.org/10.1080/02713683.2018.1461910

Contribución del doctorando
Reclutamiento de pacientes y cribado para su participación en el estudio, revisión bibliográfica, análisis estadístico, colaboración en la redacción y revisión del artículo.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ARTÍCULO 1

COMPARISON OF CENTRAL CORNEAL THICKNESS MEASURED BY STANDARD ULTRASOUND PACHYMETRY, CORNEAL TOPOGRAPHY, TONO-PACHYMETRY AND ANTERIOR SEGMENT OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Javier González Pérez, Juan Queiruga Piñeiro, Ángel Sánchez García y José Manuel González Méijome

Resumen

El propósito de este estudio es comparar la medición del ECC, en sujetos sanos, con un PUS estándar y tres dispositivos de no contacto. Se trata de un estudio transversal de mediciones de ECC, realizado en 52 ojos, de 52 pacientes voluntarios, realizados por un único clínico en el Laboratorio de Superficie Ocular y Lentes de Contacto. Se realizaron tres medidas consecutivas con PUS estándar, tonopaquímetro de no contacto, topógrafo corneal Pentacam y con un AS-OCT. Los cálculos se realizaron empleando las medias de los valores tomados. Los resultados se compararon empleando el análisis ANOVA multifactorial, y la regresión lineal con la correlación de Pearson. El grado de intercambiabilidad entre dispositivos se realizó evaluando las diferencias existentes entre las medias de los resultados, mediante el análisis de Bland-Altman, con un 95% de límites en la concordancia. La reproducibilidad se analizó empleando el coeficiente de correlación intraclase. La media de los ECC para el PUS, el tono-paquímetro, el topógrafo corneal y el AS-OCT han sido 558,9±31,2 µm, 525,8±43,1 µm, 550,4±30,5 µm, y 545,9±30,5 µm respectivamente. Además, se encontraron correlaciones positivas entre AS-OCT y PUS (r= 0,979, P < 0,001), entre topógrafo corneal y PUS (r= 0,946, P < 0,001) y entre topógrafo corneal y AS-OCT (r= 0,951, P = 0,001). Asimismo, se encontró una correlación baja entre el tonopaquímetro CT-1P y los otros tres dispositivos. El coeficiente de correlación intraclase mostró una excelente reproducibilidad entre pares, excepto para el CT-1P con respecto a los demás instrumentos, ya que resultó moderado. Por todo ello, se puede decir que el tonopaquímetro CT-1P infravalora las medidas de ECC, cuando se compara con el topógrafo basado en el principio de Scheimpflug, el AS-OCT y el PUS. Esto significa que la medida de ECC con PUS, Pentacam y AS-OCT son equiparables ya que presentaron correlaciones lineales, y en la práctica clínica estos tres dispositivos podrían ser intercambiables para la medición del ECC en sujetos sanos.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4.2 ARTÍCULO 2

VISION-SPECIFIC QUALITY OF LIFE: LASER-ASSISTED IN SITU KERATOMILEUSIS VERSUS OVERNIGHT CONTACT LENS WEAR

Javier González Pérez,[a] Ángel Sánchez García,[a] y César Villa Collar.[b]

[a]*Laboratorio de Superficie Ocular y Lentes de Contacto, Facultad de Óptica y Optometría, Universidade de Santiago de Compostela, España*
[b]*Departamento de Farmacia Biotecnología, Nutrición, Óptica y Optometría, Facultad de Ciencias Biomédicas y de la Salud, Madrid, España*

Revista
Eye & Contact Lens – Science and Clinical Practice
ISSN: 1542-2321
Editorial: Lippincott Williams & Wilkins

Indicios de calidad en la Web of Science
Categoría: *Oftalmología*
Factor de impacto *JCR 2019: 1,521*
Posición en su categoría: *38/60*
Cuartil JIF: *Q3*

Indicios de calidad en Scopus
Categoría: *Medicina*
Factor de impacto *SJR 2019: 0,736*
Cuartil: *Q2*

DOI: 10.1097/ICL.0000000000000538
https://doi.org/10.1097/ICL.0000000000000538

Contribución del doctorando
Reclutamiento de pacientes de control y cribado para su participación en el estudio, revisión bibliográfica, extracción y procesamiento de datos del cuestionario NEI RQL-42, análisis estadístico, redacción y revisión del artículo.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ARTÍCULO 2

VISION-SPECIFIC QUALITY OF LIFE: LASER-ASSISTED IN SITU KERATOMILEUSIS VERSUS OVERNIGHT CONTACT LENS WEAR

Javier González Pérez, Ángel Sánchez García y Cesar Villa Collar

Resumen

El propósito de este estudio es comparar la CVAV en sujetos miopes con diversos tratamientos refractivos como el uso continuado de LC Si-H, CRT y la cirugía LASIK. Se trata de un estudio con un diseño transversal, que empleó el cuestionario NEI RQL-42, del National Eye Institute en 96 sujetos con una edad media de 30,0±7,9 años, de los cuales 72 eran miopes con una esfera media equivalente de -2,74 ±0,98 D (-5,50 a -1,25 D). Del total de los participantes del estudio, 24 fueron tratados con LASIK, 24 con lentes ortoqueratológicas Paragon CRT, y 24 con LC Si-H de lotrafilcon A en la modalidad de uso continuado. El formulario NEI RQL-42 se utilizó para evaluar las diferencias de CVAV existentes entre todos los grupos de tratamiento, así como en un grupo control de sujetos emétropes. Después de un año de tratamiento, se encontraron diferencias significativas entre todos los grupos de usuarios, en las subescalas de deslumbramiento (P=0,017), síntomas (P=0,016), dependencia de la corrección (P<0,001), y preocupación (P<0,001). Las diferencias de CVAV entre los pacientes tratados y los sujetos emétropes fueron de -5,5% (P=0,063) para los intervenidos con LASIK, -2,0% (P=0,212) para los tratados con ortoqueratología y +1,6% (P=0,934) para los portadores de LC Si-H. Por todo ello, los sujetos miopes analizados en este estudio presentaron mejor CVAV, cuando fueron tratados con LC Si-H en régimen uso continuado. Asimismo, la puntuación media alcanzada por los pacientes tratados con CRT fue similar a la de los sujetos emétropes, aunque estos mostraron como principal desventaja, la baja puntuación obtenida en la escala de preocupación. Los pacientes intervenidos con LASIK obtuvieron la puntuación más baja del estudio, destacando las deficientes valoraciones en las subescalas de fluctuaciones diurnas, deslumbramientos y concretamente en las de expectativas y preocupaciones, probablemente motivado por las dos primeras subcategorías mencionadas antes, y probablemente respaldadas por las falsas expectativas respecto al tratamiento.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4.3 ARTÍCULO 3

OBJECTIVE EVALUATION OF STATIC AND DYNAMIC BEHAVIOR OF DIFFERENT TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENSES

Ángel Sánchez García,[a] y Javier González Pérez.[a]

[a]*Laboratorio de Superficie Ocular y Lentes de Contacto, Facultad de Óptica y Optometría, Universidade de Santiago de Compostela, España*

Revista
Contact Lens and Anterior Eye
ISSN: 1367-0484
Editorial: Elsevier

Indicios de calidad en la Web of Science
Categoría: *Oftalmología*
Factor de impacto *JCR 2020: 3,077*
Posición en su categoría: *25/62*
Cuartil JIF: *Q2*

Indicios de calidad en Scopus
Categoría: *Medicina*
Factor de impacto *SJR 2020: 0,957*
Cuartil: *Q1*

Licencia de la publicación
Artículo *Open Access* con licencia Creative Commons 4.0
https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/

DOI: 10.1016/j.clae.2021.03.004
https://doi.org/10.1016/j.clae.2021.03.004

Contribución del doctorando
Diseño del estudio, reclutamiento y cribado de pacientes para su participación en el estudio, seguimiento de los pacientes del estudio, revisión bibliográfica, extracción y procesado de los datos, análisis estadístico, redacción y revisión del artículo.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ARTÍCULO 3

OBJECTIVE EVALUATION OF STATIC AND DYNAMIC BEHAVIOR OF DIFFERENT TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENSES

Ángel Sánchez García y Javier González Pérez

Resumen

El propósito de este estudio es evaluar como la posición del eje, el tiempo de estabilización el descentramiento, y la AV pueden variar tras portar diferentes diseños de las más recientes LCT Si-H, en dos momentos diferentes. Para valorar la posición y la estabilidad de las LCT Si-H, se realizó un estudio de tipo prospectivo unicéntrico, longitudinal y aleatorizado, que incorporó 95 ojos astigmáticos, que portaron cuatro LCT Si-H diferentes durante dos semanas. Para evaluar la orientación y el descentramiento de las lentes, se empleó el software ImageJ con los fotogramas que se extrajeron de un video mediante un programa desarrollado en Python. La rotación de las lentes tras 20 minutos de porte mostró el valor máximo para la lente SRXT, -20,41±10,84º, y el menor para la AOAfA -1,43±7,48º. Además, la AOAfA presentó el mayor descentramiento horizontal, -0,627±0,330 mm, mientras que la BT mostró el más valor bajo, 0,004±0,270 mm. Asimismo, la AVfA presentó la cifra más elevada para el descentramiento vertical, -0,652±0,369 mm, y la AOAfA la más baja (-0,126±0,231 mm). Además, la SRXT reveló el tiempo de estabilización más elevado, 80,70±33,26 s, y la BT, el más reducido (43,67±23,70 s). La lente AOAfA, es la única lente que presentó diferencias significativas tras dos semanas de porte, y lo hizo para la rotación (P=0,02) y el descentramiento horizontal (P<0,001). Asimismo, cuando se realizaron comparaciones pareadas de los parámetros de comportamiento estáticos y dinámicos entre las diferentes LCT Si-H, se encontraron diferencias significativas (P<0,001). Por todo ello, se podría concluir, que, a pesar de haberse mostrado una adaptación aceptable, basándose en el descentramiento, orientación y tiempo de estabilización con las lentes del estudio, el diseño del perfil y del sistema de estabilización empleado en la AOAfA favoreció la reducción de la rotación y del descentramiento vertical. Además, el peribalastro y el perfil de espesores presente en la BT mejoró el comportamiento en la rotación y en el descentramiento horizontal respecto a las demás lentes. Finalmente, las lentes con un mejor perfil de adaptación mostraron un mejor comportamiento visual.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

4.4 ARTÍCULO 4

VISUAL PERFORMANCE AND CORNEAL CHANGES ASSOCIATED WITH TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENSES IN LOW TO MODERATE ASTIGMATIC EYES

Ángel Sánchez García,[a] y Javier González Pérez.[a]

[a]*Laboratorio de Superficie Ocular y Lentes de Contacto, Facultad de Óptica y Optometría, Universidade de Santiago de Compostela, España*

Artículo pendiente de aceptación en el momento de redacción de este texto.

Contribución del doctorando
Diseño del estudio, reclutamiento y cribado de pacientes para su participación en el estudio, seguimiento de los pacientes del estudio, revisión bibliográfica, extracción y procesado de los datos, análisis estadístico, redacción y revisión del artículo.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ARTÍCULO 4

VISUAL PERFORMANCE AND CORNEAL CHANGES ASSOCIATED WITH TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENSES IN LOW TO MODERATE ASTIGMATIC EYES

Ángel Sánchez García y Javier González Pérez

Resumen

El propósito de este estudio es evaluar, y comparar los cambios que inducen diferentes lentes de contacto sobre la topografía y las aberraciones de corneales anteriores, así como sus en la calidad visual y la comodidad, en dos momentos diferentes. Esta investigación se desarrolló como un estudio unicéntrico, prospectivo y aleatorizado, que incluyó 95 ojos astigmáticos, que portaron cuatro modelos diferentes de LCT Si-H durante dos semanas. Tanto la AV logMAR, como la SC se evaluaron en condiciones mesópicas controladas. Los datos de la aberrometría y la topografía corneal anterior han sido obtuvieron en la visita exploratoria, y justo tras haber retirado las LC en las visitas de dispensa y seguimiento. Además, las mediciones de los cambios aberrométricos corneales se valoraron con diámetros pupilares de 4 y 6 mm. Las medidas de los parámetros, para cada una de las lentes, se han tomaron en las visitas de dispensa y seguimiento, tras dos semanas, después de haber llevado las lentes al menos una hora. Se encontraron cambios significativos en todos los parámetros topográficos corneales analizados, con $P \leq 0{,}024$, cuando se realiza el análisis de varianza con todos los grupos de LCT Si-H. Los cuatro modelos de LCT Si-H mostraron un aplanamiento corneal en ambos meridianos, aumento del astigmatismo corneal y un descenso del valor Kmax. Además, se hallaron diferencias significativas en el patrón aberrométrico ($P \leq 0{,}002$), concretamente en el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}) y en el coma vertical (Z_3^{-1}) con todas las LCT Si-H en ambas visitas, para diámetros pupilares de 4 y 6 mm. Asimismo, la AV presentó diferencias significativas ($P \leq 0{,}048$) en ambas visitas, además, la SC mostró diferencias significativas ($P = 0{,}009$) para la frecuencia de 3 cpg tras dos semanas de uso. El grado de confort presentó diferencias significativas en ambas visitas, entre las cuatro lentes ($P \leq 0{,}011$). El grado de confort reflejó diferencias significativas ($P \leq 0{,}011$) en ambas visitas, cuando se comparan las cuatro lentes. Por último, los análisis de correlación entre aberraciones, parámetros corneales y AV desvelaron múltiples correspondencias significativas. Con esos resultados, se puede concluir que el uso de LCT Si-H causa un aplanamiento corneal significativo, y que la magnitud de los cambios topográficos, aberrométricos y de confort están relacionados con el diseño y los materiales empleados en las LC. Además, la calidad visual, parece estar relacionado con tipo de lente utilizado.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

DISCUSIÓN GENERAL

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

5 DISCUSIÓN GENERAL

En la actualidad, aproximadamente la mitad de los usuarios de LC presentan un astigmatismo clínicamente significativo, es decir mayor o igual a 0,75 D,[39,122] con lo cual, estos sujetos requieren una compensación esferocilíndrica para poder obtener una calidad visual óptima.[91,208] A pesar de que diversos estudios han encontrado que las LCT pueden proporcionar una AV y una SC similar a la de las gafas,[113,208] aproximadamente un tercio de las adaptaciones de LCT fracasan, motivado principalmente por problemas relacionados con el confort, baja calidad visual, AV deficiente o un comportamiento de la lente anómalo.[116,211,213]

Las LCT basan su funcionamiento en la compensación del error refractivo a través de una geometría esferocilíndrica, que a su vez va acompañada por un sistema de estabilización, el cual procura mantener en equilibrio al eje de la corrección, que debe permanecer alineado con el eje fisiológico del astigmatismo.[115] Los fabricantes de LC con el tiempo han ido desarrollando diversos sistemas de estabilización, intentando así, mantener la posición de las LCT de la forma más invariable posible.[116,224] Además, en la actualidad, debido tanto a sus prestaciones físicas, como fisiológicas, los fabricantes y los clínicos se han decantado respectivamente más, por la manufacturación y prescripción de lentes de Si-H, que han pasado a tener más de un 60% de la cuota en el mercado global de LC.[92]

En el momento de elaboración de la presente tesis, existían pocos estudios que analizasen los efectos visuales de la desorientación de las LCT,[221–223] los cambios topográficos y aberrométricos tras portar LCT Si-H,[102,126,220] y el confort de porte con las lentes de Si-H,[120,210] siendo muy escasos los estudios que hubieran revisado el descentramiento de la lente.[119] Además de no haberse encontrado estudios que hubieran evaluado la SC, o hubieran hecho un estudio de correlaciones entre los diversos parámetros de calidad visual, y los cambios topográficos o aberrométricos tras portar LCT Si-H.

Para dotar de un marco introductorio a la principal unidad temática, la presente tesis se organiza estructuralmente en dos fases, una inicial o introductoria y una segunda o principal. En la fase inicial, en primer lugar, se analiza la precisión y reproducibilidad que pueden aportar los instrumentos de imagen para la caracterización de superficies corneales de no contacto, cómo el topógrafo o el AS-OCT, respecto al dispositivo considerado como el "estándar" en medición de espesores corneales, el PUS, que es un dispositivo de contacto. En segundo lugar, se ha evaluado la CVAV que pueden aportar diversas alternativas refractivas a las gafas, entre las cuales se encuentran la cirugía LASIK, la CRT y las LC Si-H.

Por todo lo anteriormente expuesto, la segunda fase de la presente tesis contiene a la unidad temática principal, entre cuyos principales objetivos figuran evaluar el comportamiento de diversos diseños de LCT Si-H sobre la superficie ocular, analizar parámetros de calidad visual cómo la AV y la SC, y estudiar los cambios topográficos que inducen las LCT sobre la superficie corneal y su patrón aberrométrico. Asimismo, se analizan las correlaciones que puedan existir entre los parámetros de las LCT y su comportamiento, además de las

correlaciones existentes entre los parámetros de calidad visual y los cambios topográficos o aberrométricos inducidos durante el porte de la lente.

5.1 PRINCIPALES HALLAZGOS DEL ESTUDIO

Se comienza el estudio valorando la precisión y reproducibilidad de los actuales topógrafos y AS-OCT a la hora de cuantificar el ECC en el ***Artículo 1***,[165] respecto a un tono-paquímetro de no contacto y al "estándar" en este tipo de mediciones, el PUS. A la hora de contrastar las mediciones de ECC, el dispositivo que mostró menor diferencia con respecto al PUS ha sido el topógrafo (8,5±10,2 μm), seguido por el AS-OCT (13,0±8,4 μm), y en último lugar el tono-paquímetro (33,1±33,3 μm), mientras que, a la hora de analizar las diferencias, combinando todos los dispositivos, la pareja que menor diferencia muestra es la formada por el topógrafo y el AS-OCT (4,5±9,5 μm). A la hora de realizar el análisis de correlación de Pearson de las mediciones tomadas con los diversos instrumentos respecto al PUS, el AS-OCT muestra el mayor valor de correspondencia (r=0,979, P<0,001), seguido por el topógrafo (r=0,946, P<0,001) y en último lugar con un valor significativamente menor, se sitúa el tono-paquímetro de no contacto (r=0,640, P<0,001). Además, cuando se hacen correlaciones entre los diversos instrumentos, el par constituido por topógrafo y AS-OCT muestra un valor muy elevado (r=0,951, P=0,001). El análisis de Bland-Altman corrobora los resultados obtenidos en el análisis de correlación, mostrando para un intervalo de confianza del 95%, las menores desviaciones en los resultados obtenidos con el PUS, el topógrafo y el AS-OCT. Sin embargo, el tono-paquímetro de no contacto presenta un sesgo mayor con respecto al resto de instrumentos, ya que infravalora de una forma sustancial la medición del ECC de forma global. De estos resultados, se puede extrapolar que tanto el AS-OCT, cómo el topógrafo pueden describir con precisión las superficies anterior y posterior, sobre todo en la zona central de la córnea, ya que las líneas topográficas se obtienen mediante la unión de multitud de puntos en ambas superficies corneales.[124,131,133]

En el ***Artículo 2***,[51] se ha evaluado la CVAV en 72 sujetos con miopías de bajas a moderadas y astigmatismos bajos, compensando sus defectos ametrópicos mediante una refracción equivalente esférica a través de tres tipos de corrección refractiva, cirugía LASIK, CRT y LC Si-H en uso continuado. Asimismo, en cada grupo de tratamiento se han empleado 24 pacientes, además de haber utilizado un grupo de 24 sujetos emétropes como grupo de control. Cuando se efectúa el análisis de varianza entre las diferentes subescalas del cuestionario NEI RQL-42, se encuentran diferencias estadísticamente significativas para las categorías de deslumbramiento (P=0,017), sintomatología(P=0,016), dependencia de corrección (P<0,001) y preocupación (P<0,001). Los valores globales obtenidos para cada grupo de tratamiento han sido de 87,1±6,4 para los portadores de LC Si-H, 85,5±12,8 para los emétropes, 83,5±6,4 para los compensados mediante CRT, y 80,0±10,2 para los tratados con cirugía LASIK. Por otra parte, si se realiza la diferencia de CVAV aportada por las lentes ortoqueratológicas y las LC Si-H respecto a la cirugía LASIK, se encuentran diferencias significativas solamente para el par LASIK-LC Si-H, en las cuatro categorías en las cuales se han encontrado diferencias mediante el análisis de varianza. Mientras que el par LASIK-CRT muestra muchas semejanzas, con unos valores de diferencia muy reducidos en todas las categorías. Cuando los sujetos son agrupados por intervalo de refracción esférica, en vez de hacerlo por tipo de tratamiento, el análisis de varianza mediante la prueba de Kruskal-Wallis, no presenta resultados estadísticamente significativos en ninguna de las 13 categorías del cuestionario NEI RQL-42. Además, cómo cabría esperar,

los sujetos emétropes han mostrado una mayor puntuación (85,5±12,8), seguida por la de los miopes de hasta -2,00 D (84,3±13,6), que han mostrado valores muy similares a los de los miopes de entre -2,25 y -3,00 D (83,1±16,4), y a la de los miopes de entre -3,25 y -6,00 D (83,4±13,1). De los resultados obtenidos, se puede dilucidar que el tipo de tratamiento refractivo empleado es clave en el nivel de CVAV adquirido, y que, a pesar de no haber diferencias estadísticamente significativas en los valores globales cuando se incorpora al grupo de sujetos emétropes en la comparativa, los portadores de LC Si-H muestran un valor de CVAV sustancialmente mayor al obtenido por los pacientes sometidos a cirugía LASIK o a la CRT. Además, cuando se realizan comparaciones pareadas con el t-test de muestras independientes, se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre todos los pares de grupos, excepto para el par LASIK-CRT, que muestra muchas similitudes en los resultados alcanzados a lo largo de todas las subcategorías en el cuestionario NEI RQL-42.

En el ***Artículo 3***,[115] se han estudiado los comportamientos dinámico y estático de cuatro LCT Si-H con diferentes sistemas de estabilización, la BT, la AOAfA, la AVfA y la SRXT en dos momentos diferentes, tras 20 minutos de porte y tras 15 días de uso. Los sujetos del estudio tenían una refracción esférica comprendida entre -12,00 y +5,00 D, y un defecto cilíndrico comprendido entre -2,25 y -0,75 D. Cuando se realizó el análisis de varianza entre todos los parámetros de comportamiento, tanto estática cómo dinámicamente, se han encontrado diferencias significativas para todos los parámetros y entre todas las LC (P<0,001). La lente que ha mostrado una menor rotación en ambas visitas ha sido la AOAfA (-1,43±7,48 y -4,81±7,35º respectivamente), mientras que tanto la BT, como la AVfA han mostrado una rotación nasal similar. Sin embargo, la SRXT ha mostrado la mayor desorientación del estudio (-20,41±10,84 y -20,22±9,60º). Asimismo, la BT ha mostrado el menor tiempo de recuperación de la posición de equilibrio en ambas visitas (43,67±23,70 y 41,72±28,81 s), seguida por la AOAfA, y tanto la AVfA, como la SRXT han obtenido tiempos similares, aunque esta última ha mostrado los valores más elevados del estudio (80,70±33,26 y 85,54±33,26 s). Las lentes que han presentado un menor descentramiento en el eje horizontal han sido las BT (0,004±0,2070 y -0,057 ± 0,214 mm) con un valor similar al obtenido por las AVfA, mientras que la AOAfA ha mostrado el mayor desplazamiento (-0,627±0,330 y -0,515±0,177 mm), semejante al descentramiento causado por las SRXT. El análisis del descentramiento vertical ha mostrado el menor valor para las AOAfA (-0,126±0,231 y -0,108±0,254 mm) con un valor similar al proporcionado por las BT, mientras que las AVfA han presentado el mayor valor de desplazamiento (-0,652±0,369 y -0,595 ± 0,383 mm) semejante al adquirido por las SRXT. Por otra parte, cuando se realizan comparaciones pareadas entre la primera y la segunda visita con las LC, solo se encuentran diferencias significativas para la AOAfA en el descentramiento horizontal (P<0,001) y en la rotación de la lente (P=0,020). Estos resultados inducen a pensar que el diseño de las LCT Si-H es fundamental en su comportamiento, y que los diseños peribalastrados (BT y AOAfA) muestran en conjunto un mejor comportamiento, tanto estático como dinámico.

El ***Artículo 4*** se presenta cómo la continuación del *Artículo 3*.[115] En este artículo, se analizan principalmente los cambios topográficos y aberrométricos en córnea anterior, así como la AV, la FSC y el confort que proporcionan las lentes tras 1 hora de uso y después de 15 días de uso pautado. Cuando se comparan los parámetros corneales, después de portar la lente respecto a la visita exploratoria inicial, se encuentran diferencias significativas, tanto para la visita de dispensa, como para la visita de seguimiento, en todos los parámetros con las BT y las

AOAfA (P<0,001). Asimismo, la AVfA muestra cambios significativos en la queratometría de ambos meridianos, EC, BFS, BfTI, y Kmax con P<0,001, mientras que la lente SRXT solo muestra cambios significativos en el meridiano curvo, BFS y Kmax, con P<0,001. Además, cuando se realiza el mismo tipo de comparación con las aberraciones de la superficie corneal, tanto para diámetros pupilares de 4 como de 6 mm, las lentes con peribalastro, BT y AOAfA muestran cambios significativos en el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), astigmatismo vertical (Z_2^2), coma vertical (Z_3^{-1}), coma horizontal (Z_3^1) y ABO RMS, con P<0,008. También, las lentes AVfA y SRXT mostraron diferencias significativas en el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), astigmatismo vertical (Z_2^2), coma horizontal (Z_3^1) y AAO RMS, con P<0,023. Al mismo tiempo que las lentes BT y AOAfA, solamente han mostrado cambios significativos en ambas visitas para las AAO RMS con pupilas de 6 mm (P<0,001). Mientras que todas las lentes han mostrado diferencias significativas en la aberración esférica (Z_4^0), solamente para la visita de seguimiento (P<0,007).

Cuando se analiza la evolución de los cambios (diferencias de cada visita con la lente, respecto a la visita inicial exploratoria) con las diferentes LC, todos los parámetros topográficos analizados muestran diferencias significativas tras el análisis de varianza con la prueba de Kruskal-Wallis (P<0,024), excepto para la EC en la visita de dispensa de las lentes. Destacando así, los cambios de potencia inducidos en los meridianos por las lentes peribalastradas en ambas visitas, dónde la AOAfA ha mostrado el valor máximo, -1,05±2,20 y 1,24±5,14 D para el meridiano plano, y -0,45±0,55 y -0,31±0,68 D para el meridiano curvo. Además, estas lentes presentan los mayores cambios de astigmatismo corneal, dónde la BT muestra el valor máximo 0,34±0,55 y 0,25 ±0,39 D. Las lentes AVfA y SRXT muestran valores muy reducidos en los cambios topográficos, y de similar magnitud. Cuando se realiza el mismo tipo de comparativa con cambios aberrométricos, el análisis de varianza revela diferencias estadísticamente significativas con ambos diámetros pupilares, y en ambas visitas para el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), el coma vertical (Z_3^{-1}) y las AAO RMS, además de mostrarse diferencias en otras aberraciones, pero con diámetros pupilares o visitas concretas. En general, se han incrementado tanto las AAO RMS cómo las ABO RMS tras el porte de LCT Si-H en ambas visitas, y con sendos diámetros pupilares. Además, cuando se hacen comparaciones pareadas entre los modelos de LCT Si-H, los pares que muestran mayor discrepancia son los que enfrentan a las lentes peribalastradas con respecto a la AVfA y la SRXT, y es que al igual que sucedía con los cambios topográficos, las primeras son las que más cambios aberrométricos inducen. Por otra parte, cuando se realiza el análisis de varianza con los parámetros de calidad visual y confort, se encuentran diferencias significativas entre las distintas lentes con la AV en ambas visitas (P<0,048), con la SC a 3 cpg para la segunda visita (P<0,009), y para el confort en ambas visitas (P<0,011). Cuando se realiza el análisis de la calidad visual, destacan las lentes peribalastradas, que aportan la mayor AV del estudio, de modo que la BT lo hace en la visita de dispensa, con un valor de -0,01±0,09 logMAR, y la AOAfA con un valor de -0,03±0,14 logMAR. Contrariamente, la SRXT aporta la menor AV en ambas visitas, 0,07±0,18 y 0,08±0,25 logMAR, mientras que sorprendentemente la AVfA muestra la mayor área bajo la FSC, con unos valores en ambas visitas de 1441,57±312,84 y 1414,30±314,86. Por otra parte, el análisis de confort muestra que en ambas visitas la lente más cómoda es la BT, con unos valores de confort de 4,50±0,74 y 4,29±0,92 (escala de 0 a 5), mientras que paradójicamente, la AOAfA es la lente menos confortable del estudio, con unos valores de 3,77±0,91 y 3,62±0,10.

USC DE COMPOSTELA

Cuando se estudian las correlaciones existentes entre los cambios topográficos y los aberrométricos, destacan dos parámetros sobre los demás, el cambio en el meridiano plano, que muestra altas correlaciones para todas las condiciones y aberraciones excepto para el astigmatismo vertical (Z_2^2) y el coma horizontal (Z_3^1), y por otra parte el Kmax, que muestra correlaciones en todas las casuísticas y aberraciones excepto para el astigmatismo vertical (Z_2^2), el coma horizontal (Z_3^1) y las ABO RMS. No obstante, dos pares de parámetros mostraron las correlaciones más elevadas del estudio, el par astigmatismo corneal–ABO RMS y el par BfTI–AAO RMS. Asimismo, cuando se intentan establecer correlaciones entre la AV y los cambios paramétricos, se encuentran correlaciones de grado medio entre astigmatismo corneal y BFC, y fuertes con el área bajo la FSC, mientras que la FSC muestra correlaciones débiles en algunos casos con el coma horizontal (Z_3^1), el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), el coma vertical (Z_3^{-1}) y el BFC.

Finalmente, cuando se realizan comparaciones entre visitas, la lente BT solo muestra cambios para la BFC y la Kmax (P<0,031), la AOAfA en el astigmatismo corneal (P<0,027), la AVfA en el meridiano plano, BFC y Kmax (P<0,034), y la SRXT en ambos meridianos, BfTI y Kmax (P<0,042). Con respecto a las aberraciones, la AVfA ha mostrado cambios en ambos astigmatismos (Z_2^2 y Z_2^{-2}), coma horizontal (Z_3^1), aberración esférica (Z_4^0), ABO RMS y AAO RMS (P<0,045), mientras que la SRXT lo ha hecho con el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), desenfoque (Z_2^0), coma horizontal (Z_3^1) y ABO RMS, con un P<0,033. Además, solamente la AOAfA muestra cambios en la agudeza visual entre visitas (P=0,012). Estos resultados dejan entrever que el diseño de la lente es clave en las alteraciones topográficas y aberrométricas corneales, y que aquellas lentes que inducen mayores cambios en un breve intervalo de tiempo, sobre todo en los meridianos corneales, astigmatismo y aberraciones, son las que proporcionan una mejor calidad visual.

5.2 COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS

En este apartado se confrontan los resultados obtenidos en los diferentes artículos del presente compendio, respecto a investigaciones similares de otros autores, estructurando los puntos de discusión, en función de la temática central de cada uno de los artículos anexados a la tesis.

5.2.1 Medida instrumental del ECC en sujetos sanos

Tras haber medido el ECC con topógrafo corneal, AS-OCT y tonopaquímetro en sujetos con miopía baja y moderada, se ha observado que estos instrumentos por regla general proporcionan valores inferiores a los obtenidos con el PUS, que está considerado el dispositivo "estándar" en este tipo de mediciones. Diversos estudios indican que los topógrafos basados en el principio de Scheimpflug suelen subestimar los resultados del ECC en pacientes miopes, antes y después de haber sido intervenidos con LASIK, cuando se cotejan los resultados con los proporcionados por el PUS.[225,226] No obstante, otros estudios señalan que los topógrafos con cámara de Scheimpflug, tienden a sobrevalorar el ECC cuando se comparan con el PUS.[227,228] Asimismo, otros autores han comparado diversos AS-OCT de dominio espectral, reportando la mayoría de ellos resultados similares los obtenidos en el presente estudio.[229–232] También existen investigaciones que han analizado los resultados proporcionados por tonopaquímetros basados en diversas tecnologías, y en todos los casos han subestimado el valor del ECC al ser contrastados con el PUS,[232–234] sin embargo las diferencias encontradas eran menores que las obtenidas en el presente estudio. Sagdik et al.[235] han sido los únicos autores que han empleado

el mismo modelo de tonopaquímetro que en este estudio, encontrando una diferencia de medida del ECC respecto al PUS de -28,4 μm, en lugar de los -33,1 μm que se han encontrado en la presente investigación. Además, se ha encontrado que el tonopaquímetro empleado en este estudio ha mostrado una tendencia a presentar diferencias grandes en la medición de ECC en corneas delgadas y pequeñas en las córneas gruesas, a pesar de mostrar una correlación moderada mediante el análisis Bland-Altman al enfrentar la diferencia con respecto a la media, aunque esta no es clínicamente significativa.

Las diferencias que se encuentran en todos los dispositivos analizados, con respecto al PUS, podrían ser explicadas por una medición no completamente perpendicular a la superficie corneal o por el empleo de anestésico con el PUS, lo cual podría incrementar las cifras de ECC hasta en 10 μm.[236,237] No obstante, el error inducido por la oblicuidad del lápiz del PUS respecto a la superficie corneal no puede ser muy grande, ya que este dispositivo no permite inclinaciones superiores a 10º, sin embargo, el exceso de penetración en la córnea y el desplazamiento de la lagrima podrían dar lugar a infravalorar el ECC, y a causar daños epiteliales. Además, la reproducibilidad de las medidas dependen directamente de la velocidad de los ultrasonidos a través de las diferentes capas corneales, por lo que el estado de hidratación corneal es fundamental, así como la experiencia del clínico en el manejo del PUS.[238,239] En cambio, los dispositivos de no-contacto evitan el riesgo de edema corneal y/o daños epiteliales, además los instrumentos, como el AS-OCT actuales permiten capturar hasta aproximadamente 26000 imágenes por segundo, con una resolución axial de hasta 5 μm, lo que permite obtener datos muy precisos y reproducibles, a pesar de que el ojo presente movimiento.[232,240,241] Los topógrafos basados en el principio de Scheimpflug, permiten capturar imágenes de las superficies anterior y posterior de la córnea, aunque son mucho más lentos adquiriéndolas que los AS-OCT, aunque se puede mejorar su reproducibilidad integrando una cámara secundaria y/o añadiéndole un disco de Placido. En cuanto a los resultados que proporcionan los AS-OCT con respecto a los del PUS existe controversia, tal y como se ha mencionado con anterioridad.[225–228] Por otra parte, los tonopaquímetros emplean la reflexión de la luz en ambas caras de la córnea, midiendo el ECC a partir de las imágenes reflejadas a la altura del sensor, con lo que esta medición puede variar con respecto a la obtenida con el topógrafo o el PUS.[235,242] En la medición del ECC a través de los diversos dispositivos, se debe tener en cuenta que a la hora de emplear el topógrafo o el AS-OCT, estos emplean la fijación macular para centrar las imágenes, sin embargo cuando se emplean el tonopaquímetro o el PUS no existe esa referencia, lo cual puede inducir un sesgo en las mediciones del ECC, y se debe tener en consideración.

Los resultados del presente estudio indican que las mediciones de ECC mediante AS-OCT y topógrafo son equiparables a las del PUS, ya que muestran una elevada correlación positiva y un óptimo grado de concordancia, lo que puede permitir la intercambiabilidad de los dispositivos. Sin embargo, el tonopaquímetro ha mostrado una correlación moderada y un grado de acuerdo bajo con respecto al PUS, al AS-OCT y al topógrafo. Los resultados de correlación obtenidos con el topógrafo y el PUS en este estudio, presentan semejanzas con los adquiridos en otros estudios con sujetos miopes sanos,[136,237,243,244] al igual que sucede con los proporcionados por el AS-OCT.[245,246] Basándose en los resultados obtenidos, se podría aceptar que los topógrafos fundamentados en la cámara de Scheimpflug y los AS-OCT podrían reemplazar a los PUS, mientras que los tonopaquímetros no lo podrían hacer, tal y como señalan Sagdik et al.,[235] aunque existen estudios que equiparan los tonopaquímetros basados en el principio de Scheimpflug con los PUS o los topógrafos basados en ese principio.[232–234]

5.2.2 Calidad de vida asociada a la visión proporcionada por las LC Si-H

Para evaluar la CVAV asociada a varios tratamientos refractivos (LC Si-H, CRT y LASIK), en pacientes con miopías bajas y moderadas tras un año de tratamiento, se les proporciona a dichos pacientes el cuestionario NEI RQL-42, así como a un grupo control de sujetos emétropes.[76,83,198,200] Los resultados de CVAV obtenidos en este estudio son similares a los que han hallado otros autores,[83,189] y superiores a los observados por Pakpour et al.,[203] aunque los valores de las puntuaciones obtenidas en el grupo de emétropes dentro de las subcategorías de síntomas, preocupaciones y satisfacción con la corrección son inferiores, probablemente debido a la edad media del grupo emetrópico del presente estudio (36,3±8,5 años). Los valores de CVAV alcanzados por el grupo de sujetos intervenidos con LASIK concuerdan con los hallados por McDonnell et al.,[198] Saragoussi et al,[197] y Queirós et al.[83] Los grupos tratados con LASIK y CRT presentan bajas valoraciones en las escalas de deslumbramiento y fluctuaciones diurnas, lo cual repercute directamente en las categorías de expectativas y preocupación, y a su vez sugiere una relación entre la calidad visual y las AAO, resultando en una AV deficiente en condiciones de bajo contraste.[66,69,73,75,78,84,202,247,248] La baja puntuación obtenida en la categoría de expectativas, probablemente esté relacionada por la escasa información preoperatoria acerca de los habituales efectos secundarios que se inducen tras la intervención. El grupo de usuarios de LC Si-H obtuvo unas cifras de CVAV superiores a las halladas con LC blandas en otros estudios.[76,83,199,200] No obstante, las LC Si-H en uso continuado, presentaron una puntuación muy baja en la categoría de dependencia de la corrección (23,3±15,8), causada probablemente por el alto valor de CVAV global que proporcionan las lentes, haciendo más conscientes a sus usuarios de la dependencia de este elemento refractivo para compensar su ametropía, sobre todo cuando comparan la CVAV con respecto a otros tratamientos previos, coincidiendo estos resultados con los obtenidos por otros autores.[76,199] El grupo tratado con lentes ortoqueratológicas presenta resultados que concuerdan con los obtenidos por Ritchey et al.[76] y Queirós et al.,[83] a pesar de que la categoría de preocupaciones muestra una baja puntuación, la cual se podría explicar por las necesidades específicas de los pacientes del presente estudio, en su mayoría atletas, pilotos u opositores a bomberos o fuerzas y cuerpos de seguridad del Estado. El bajo valor que muestra la dependencia de la corrección probablemente esté ligado a la necesidad imperiosa de obtener una buena AV hasta el final del día, radicando en una sobreutilización de las lentes, y no en un uso nocturno exclusivamente. Sin embargo, las categorías de expectativas, deslumbramiento y satisfacción con la corrección, han mostrado valores más elevados que los obtenidos en otros estudios,[76,83] probablemente ocasionado por la información detallada proporcionada a los pacientes sobre los posibles efectos secundarios que pueden inducir las lentes para CRT, y que pueden repercutir en los niveles de satisfacción con el tratamiento.[69,73,75,78,84,86,202,247,249]

Los resultados obtenidos en el estudio muestran un descenso significativo de la CVAV en los grupos de CRT y LASIK cuando son comparados con el grupo de sujetos emétropes, y a pesar de que los portadores de LC Si-H han mostrado resultados equivalentes, e incluso superiores a los de los emétropes, se han encontrado diferencias significativas entre todos los grupos, en las categorías de claridad de visión, sintomatología, dependencia de la corrección y preocupación. Cuando los resultados se comparan con los de otros estudios,[83,189,202] aparecen diferencias significativas en la mayoría de las escalas entre los diferentes tratamientos refractivos, probablemente debidos al tamaño muestral y a las fuentes de reclutamiento. Era de esperar que el grupo de sujetos emétropes mostrase una CVAV superior a la de cualquier tratamiento para la miopía, sin embargo, su valor es incluso ligeramente inferior al obtenido

por el grupo de portadores de LC Si-H, cuyos resultados son más elevados que los encontrados por otros autores.[76]

Cuando se analizan las diferentes subcategorías entre los diversos grupos de tratamiento, se encuentran diferencias significativas para: 1) claridad de visión en los usuarios de CRT con respecto a los sujetos emétropes, causada probablemente por la alteración inducida en la superficie corneal tras el uso de lentes ortoqueratológicas, coincidiendo con estudios previos;[73,78,199,202,250] 2) expectativas, que son más bajas en los pacientes intervenidos con LASIK, que en los emétropes o portadores de LC Si-H, probablemente debido a la visión de halos y deslumbramiento generados tras la cirugía, lo cual coincide con lo obtenido por otros autores;[83,197,203] 3) deslumbramientos en el grupo de LASIK, cuya puntuación es inferior a la obtenida por emétropes y usuarios de LC Si-H, cuyas diferencias probablemente estén originadas por las AAO inducidas en la córnea, coincidiendo a su vez con otros estudios;[83,189,197] 4) sintomatología, cuyos resultados muestran una diminución con respecto a otros estudios similares,[83,189,203] mientras que el valor más bajo se encuentra para los sujetos emétropes, lo cual probablemente esté relacionado por la presbicia incipiente o sin corregir de estos sujetos dada su edad; 5) dependencia de la corrección, donde el grupo de usuarios de LC Si-H ha mostrado el valor más bajo, resultando discrepante con el de otros estudios;[76,189,199] 6) preocupación, cuyos valores más bajos se han presentado en el grupo de LASIK y CRT, probablemente debido a la visión de halos y destellos durante condiciones mesópicas y escotópicas,[50,69,73,75,247,249] además de por la caída en la AV a lo largo del día en los pacientes tratados con CRT; 7) satisfacción con la corrección, la cual presenta diferencias con respecto a otros estudios en el grupo de emétropes, probablemente debido a la edad media de los sujetos, mientras que los usuarios de LC Si-H muestran un valor más alto que el encontrado por Ritchey et al.[76] Por otra parte, cuando se hacen comparaciones pareadas entre el grupo de CRT y el de LASIK, no se encuentran diferencias significativas en ninguna de las subcategorías, presentando valores muy similares de CVAV, cuyo motivo podrían ser los cambios topográficos inducidos por la CRT en un área central de similar diámetro al área de intervención quirúrgica, lo cual puede causar una reducción del ECC, cómo se menciona en el *Artículo 1*,[165] causando AAO similares después de ambos tratamientos.[68,73,78,248]

Cuando se analiza la CVAV por tramos de error refractivo, en lugar de hacerlo por tratamiento, se observan diferencias mínimas entre los grupos, presentándose diferencias en tan solo cuatro categorías, lo cual implica que el tratamiento refractivo al que se somete un sujeto es mucho más determinante que el grupo refractivo al que pertenece.

5.2.3 Comportamiento estático y dinámico de las LCT Si-H

Para evaluar los diferentes parámetros asociados al comportamiento estático y dinámico de las LCT Si-H en dos momentos diferentes (visita de adaptación y tras dos semanas de porte), se analizan la orientación de la lente, el tiempo de estabilización de la LCT Si-H y su descentramiento. Todo ello, para cuatro lentes con diferentes métodos de estabilización y observando las repercusiones del comportamiento sobre la AV.[118,251]

5.2.3.1 Rotación y tiempo de estabilización

El método de peribalastro modificado presente en la AOAfA, ha mostrado el menor valor absoluto para la rotación de la lente, lo cual concuerda con los hallazgos de Young et al.[119] Además, cabe señalar, que el peribalastro de la BT y el doble achaflanado de la AVfA no han mostrado diferencias significativas entre sí, mientras que el prisma balastrado de la SRXT

alcanzó el valor más elevado de rotación, lo cual está en desacuerdo con los resultados de Momeni-Moghaddam et al.[118] La rotación temporal mostrada por la lente con prisma balastrado, SRXT, y la rotación nasal de la lente de doble achaflanado, AVfA, son similares a las que han encontrado Zikos et al.,[121] y difieren de los comportamientos obtenidos por Tan et al.[120] Las diferencias existentes entre los valores de rotación de este estudio con respecto a otros, probablemente se deban a que el presente estudio emplea lentes con la refracción necesaria para cada ojo, mientras que los otros estudios emplean una única refracción para todos los ojos, independientemente de su error refractivo.[118,119]

Los diseños peribalastrados de las lentes BT y AOAfA, han mostrado los valores más bajos en el tiempo de estabilización, mientras que los diseños de doble achaflanado y prisma balastrado han mostrado los valores más elevados. Estos resultados son similares a los que han encontrado Momeni-Moghaddam et al.,[118] y similares a los hallados por Young et al.,[119] a pesar de que estos últimos no han encontrado diferencias significativas entre los diferentes diseños de LCT. El presente estudio muestra diferencias con respecto a los hallazgos de Tan et al.,[120] ya que estos autores han obtenido el menor tiempo de recuperación de posición para la lentes con doble achaflanado, mientras que no han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las lentes peribalastradas y las que emplean prisma balastrado. Estas diferencias probablemente vengan dadas por las características de los sujetos de los estudios, a los diferentes materiales de las lentes, a los diseños diferentes de las LCT y a la potencia única empleada en los estudios previos, respecto al presente estudio. Además, cabe señalar, que en otros estudios, como el de Tan et al.,[120] para hallar el tiempo de estabilización de la lente emplearon una rotación de 30º, mientras que en este estudio se ha utilizado un desplazamiento de 45º.

5.2.3.2 Descentramiento y consecuencias

El descentramiento de las lentes puede repercutir en varios aspectos, como la AV, la visión binocular, la estabilidad visual, el confort, la rotación o el tiempo de estabilización de la lente, e incluso puede causar la aparición de lesiones a nivel del limbo esclerocorneal.[117] Todas las lentes del estudio han mostrado un descentramiento temporal en el eje horizontal, excepto las BT que han mostrado un descentramiento casi nulo. Este comportamiento probablemente se deba al aplanamiento corneal que se da en la porción nasal, con respecto a las demás regiones.[252,253] Asimismo, todas las lentes tienden a descentrarse de forma inferior en el eje vertical, sobre todo la lente de prisma balastrado, la SRXT, mientras que las lentes peribalastradas, en coincidencia con lo encontrado por Young et al.[119] con LCT similares, han mostrado el menor descentramiento en el eje vertical. El elevado grado de descentramiento que presenta la SRXT, es debido probablemente al efecto que la gravedad induce en los prismas balastrados,[39] al perfil de espesores, al proceso de fabricación, o al diseño personalizado de la lente para su curva base y diámetro. Asimismo, el comportamiento que muestra la AVfA, se puede explicar por el diseño de su sistema de estabilización de doble chaflán y la interacción de este con la presión ejercida por el parpado superior sobre la superficie de la lente en forma de cuña.[114,116]

Es conocido, que las LCT tienden a descentrarse hacia el lado temporal, como sucede en este estudio, y este comportamiento se atribuye sobre todo a la diferencia de altura existente entre la córnea y la esclera en la región temporal.[217] Habitualmente la córnea temporal es más plana que la nasal, y la esclera nasal está más elevada que la temporal,[252,253] y de un modo similar la esclera inferior tiende a tener menos elevación que la superior. Mientras que el papel

de la elevación escleral y corneal es clave en el descentramiento de las LC, el parpado superior puede contribuir al desplazamiento de la LC, aunque no existe consenso sobre el efecto de la mecánica palpebral en el comportamiento de las LCT. Cui et al.[254] y Young et al.[119] han sugerido que existe una correlación entre la separación del parpado superior respecto al globo ocular y la resistencia a cerrar el parpado, lo cual podría implicar, que los portadores de LC con una mayor tensión palpebral presentaran un mayor descentramiento inferior de la lente. No obstante, en la actualidad no existen estudios en los que se compare la tensión del parpado superior y el descentramiento de la lente. Por otra parte, las propiedades de los materiales empleados en la elaboración de la LC, así como el diseño pueden estar relacionados con su comportamiento.[99] Asimismo, la elección de la curva base o de altura sagital, puede tener influencia en el comportamiento de la LC, de hecho las córneas planas muestran una menor altura sagital, por lo que necesitarían una lente con menor profundidad sagital, por lo tanto con radio de curvatura mayor.[217] Durante el desarrollo del presente estudio, solamente la lente SRXT permitía la elección de la curva base, según lo establecido en la guía de adaptación del fabricante, pero de forma inesperada, esta lente ha obtenido los mayores descentramientos y tiempos de estabilización, probablemente debido al material empleado o al proceso de fabricación. Por otra parte, la altura sagital no está solamente relacionada con la curvatura corneal, de hecho, depende en gran medida de parámetros como la asfericidad corneal, el diámetro corneal y la curvatura del área esclerocorneal. Sin embargo, las lentes peribalastradas, las cuales presentaban una menor altura sagital, han mostrado un menor descentramiento y tiempo de recuperación, que las lentes doblemente achaflanadas, las cuales poseían una mayor altura sagital. Esto podría indicar que la muestra presentaba de forma global córneas planas, y debido a esto las lentes más planas y gruesas han mostrado una mejor adaptación que la aportada por lentes más curvas y delgadas (AVfA). Por todo lo anterior, estos aspectos deberían ser tenidos en cuenta a la hora de elegir la LC definitiva para un paciente dado.

5.2.3.3 Rotación, descentramiento y AV

Las lentes que han presentado una menor rotación de su eje, AOAfA y BT, han mostrado los mayores valores de AV, lo cual probablemente esté motivado por el bajo efecto del cilindro cruzado que se induce con respecto al eje del cilindro fisiológico del ojo.[221,223] Además, las lentes que han presentado un menor descentramiento, han mostrado una mejor AV, lo cual se puede explicar por la discrepancia entre el eje óptico de la lente y el eje visual del ojo. A pesar de que la zona óptica de las LCT empleadas en el estudio son lo suficientemente amplias para proporcionar una imagen de buena calidad, las lentes con un mejor patrón de adaptación han mostrado una mayor AV, mientras que las LCT que presentan un comportamiento más errático han causado una merma en el valor de la AV, lo cual a su vez tal y como se observa en el *Artículo 2*,[51] puede implicar a mayores una merma de la CVAV.

5.2.3.4 Correlaciones con los parámetros oculares y la AV

Cuando se analiza el comportamiento de las LCT, los resultados entre la visita de dispensa y la de seguimiento son diferentes, lo cual se podría explicar por los cambios inducidos en la superficie corneal tras el porte de la lente durante dos semanas.[99,101,104,252] Por otra parte, las pocas correlaciones débiles y moderadas, que se han encontrado entre los diferentes diseños de LC, no parecen ser decisivas para establecer una correlación entre las variables que han sido analizadas, diámetro horizontal de iris visible, apertura palpebral y potencia de la lente, lo cual coincide con los resultados obtenidos en otros estudios.[116,120,255] Sin embargo, difiere de los

hallazgos realizados por Young et al.,[119] Sulley et al.[210] y Momeni-Moghaddan et al.,[118] aunque presenta todavía mayores discrepancias con los resultados obtenidos por Jin et al.,[251] probablemente debidas a las diferencias étnicas de los sujetos y al diseño del estudio. Además, la AV ha mostrado correlaciones débiles con la orientación y el descentramiento horizontal para todas las lentes en conjunto, haciéndose más moderadas con el análisis de las lentes por separado. Esto probablemente se deba al efecto de cilindro cruzado de la lente con respecto al eje fisiológico del ojo y al descentramiento de la LC con respecto al eje óptico, mencionados anteriormente.[221]

5.2.3.5 Diferencias entre visitas

Las pocas diferencias presentes entre la visita de dispensa de la LCT Si-H y la visita de seguimiento, se podrían explicar por los insuficientes cambios en la topografía corneal, tras dos semanas de porte para todas las lentes, excepto para la AOAfA. De hecho la AOAfA sufre un incremento de AV sustancial entre ambas visitas, algo que probablemente esté causado por el elevado módulo de elasticidad de la lente, y sus repercusiones en el moldeado corneal a lo largo del tiempo, lo cual afectaría al centrado y orientación de la lente.[99,104,114] Por ello, es importante hacer un seguimiento exhaustivo del paciente durante las primeras semanas de adaptación, con especial atención a los sujetos que presentan cambios de comportamiento en las lentes y AV, ya que ello permitiría optimizar el proceso de adaptación mediante la permuta de la LCT originalmente dispensada. Lo cual ayudaría a elegir una LCT más adecuada para el paciente, que le ofrezca un mejor comportamiento y una mejor AV asociada, reduciendo el tiempo del proceso y evitando un abandono prematuro de la adaptación por parte del paciente.

5.2.4 Calidad visual y cambios topográficos tras el porte de LCT Si-H

Desde su introducción a principios de la década de los 2000, las LCT Si-H han mejorado notablemente sus prestaciones, y por ello su uso se ha incrementado sustancialmente,[113,122,209] y en consecuencia se hace necesario el análisis detallado de los cambios morfológicos y de la calidad visual que proporcionan las lentes de última generación.[39]

5.2.4.1 Cambios topográficos y aberrométricos

Los resultados del presente estudio indican que las LCT Si-H inducen un leve aplanamiento corneal, cuyo valor va desde las 0,02 a las 1,24 D tras dos semanas de porte, mostrándose los mayores cambios sobre la curvatura corneal con las lentes peribalastradas. Las delgadas zonas del sistema de estabilización de la lente doblemente achaflanada (AVfA), parecen condicionar su bajo efecto en el aplanamiento, mientras que el inesperado comportamiento de la lente con prisma balastrado (SRXT), probablemente se deba a su diámetro y curva base personalizados, a su bajo módulo, o a su excesivo descentramiento inferior,[119] cómo ya se ha señalado en el *Artículo 3*.[115] Asimismo, las lentes peribalastradas, tanto la BT, como la AOAfA, han mostrado un cambio significativo en el patrón astigmático corneal, mientras que la AVfA y la SRXT no han mostrado cambios estadísticamente significativos. Diversos autores han descrito cambios topográficos tras el porte de diferentes tipos de LC, incluyendo lentes RGP,[256,257] lentes de hidrogel,[12,110] lentes de Si-H,[107,127] y LCT Si-H, [126,127] que son capaces de inducir aplanamiento corneal y cambios tanto en el astigmatismo como en la aberrometría corneal. Sin embargo, otros autores han reportado que no existen cambios significativos en los meridianos corneales tras el porte de LC.[102,258]

La superficie de la córnea anterior puede verse afectada por los cambios metabólicos o los efectos mecánicos tras el porte de las LC. Al mismo tiempo, que las LCT presentan una zona periférica que no es rotacionalmente simétrica, cuyo principal propósito es evitar la rotación de la lente, mediante el empleo de diversas técnicas de estabilización que presentan zonas con espesores asimétricos.[259] Las zonas de mayor espesor repercuten en el comportamiento mecánico de las lentes, que además podrían implicar alteraciones en la córnea por efecto de la presión del conjunto lente-parpado o por la hipoxia, llevando en algunos casos a la inducción de un edema estromal, el cual podría aplanar ligeramente la curvatura corneal.[127] No obstante, los sujetos que han participado en este estudio, han iniciado el proceso dos semanas después de haber dejado de usar sus LC anteriores, pudiendo resolverse así cualquier indicio de edema estromal previo.[260]

El análisis aberrométrico que se ha llevado a cabo en el presente estudio, podría explicar las diferencias existentes en la calidad visual en función de la LCT Si-H adaptada. Las ABO RMS tras dos semanas de uso aumentaron entre 0,023 y 0,345 μm para todas las lentes, diámetros de pupila y visitas, excepto para la lente AVfA con una pupila de 4 mm en la visita de seguimiento. Las lentes peribalastradas son las que mayor cambio han mostrado en las ABO, mostrando así cambios clínicamente significativos (≥0,100 μm) en todos los casos, mientras que las lentes AVfA y SRXT solo los han mostrado para diámetros pupilares de 6 mm.[47] Estos cambios suelen estar asociados con el aplanamiento corneal, que a su vez modifica el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}).[214,261] Por otra parte, las AAO RMS aumentaron de 0,003 a 0,523 μm para todas las lentes y casos, excepto en dos casos puntuales para la AOAfA en los que se redujeron de 0,026 a 0,029 μm. Al contrario de lo que sucedía con las ABO, las lentes peribalastradas son las que menor cambio sufren en las AAO, mientras que la AVfA y la SRXT muestran los mayores incrementos. Estas modificaciones en las AAO suelen estar directamente relacionadas con los cambios morfológicos de la córnea.[49,78,126,220]

Cuando se analizan las aberraciones monocromáticas por separado, el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}) cambia significativamente con todas las lentes y muestra las mayores diferencias para las lentes peribalastradas, lo cual está relacionado directamente con los índices topográficos que caracterizan al aplanamiento y astigmatismo corneales.[261] Además, el coma vertical (Z_3^{-1}) presenta diferencias estadísticamente significativas entre todas las lentes, y clínicamente significativas (≥0,240 μm) para las lentes peribalastradas con un diámetro pupilar de 6 mm.[262] Las lentes doblemente achaflanadas presentan el menor cambio en el coma vertical (Z_3^{-1}), concordando con los resultados obtenidos por Berntsen et al.[220] El cambio en el coma vertical (Z_3^{-1}), incrementando su valor negativo, implica que el área inferior de la córnea está más elevada tras haber portado LC,[261]y se puede deber al edema corneal presente en esta región, causado por la porción más engrosada de las lentes peribalastradas.[117] La lente SRXT ha mostrado un menor efecto cuando se compara con las lentes peribalastradas, y esto probablemente esté causado por su elevado descentramiento vertical y por su bajo módulo de elasticidad. Esta lente presenta además, un gran descentramiento horizontal, tal y cómo se describe en el *Artículo 3*,[115] que a su vez induce un cambio sustancial en el coma horizontal (Z_3^1).[263] Asimismo, De Gracia et al.[263] han sugerido que ciertas combinaciones de coma y astigmatismo pueden incrementar la calidad óptica sobre el astigmatismo en solitario. En último lugar, cabe señalar que las diferentes lentes empleadas en el estudio no han mostrado cambios significativos en el desenfoque (Z_2^0), o en la aberración esférica (Z_4^0).

5.2.4.2 AV, SC y confort

Aunque en general todas las lentes proporcionaron valores de AV aceptables tras dos semanas de porte de LCT Si-H, la AV muestra cambios significativos entre las diferentes lentes, obteniendo así las dos lentes peribalastradas los mejores resultados, aunque la lente con diseño de doble chaflán muestra una AV similar a la alcanzada por la BT. Estudios previos han señalado que la orientación y la estabilidad de las lentes tóricas puede estar influenciada por la anatomía palpebral,[118,224] parámetros corneales,[251] o el diseño de la lente.[115] El efecto de cilindro cruzado inducido por una lente desorientada con respecto a su eje está ampliamente documentado,[219,223,264] de hecho Pujol et al.[265] señalan que los mayores deterioros de la imagen retiniana son originados con rotaciones de la lente de ±5º. Debido a esto, las lentes con un mejor perfil de adaptación, BT y AOAfA, han mostrado una imagen de gran calidad, mientras que el peor comportamiento de la SRXT causa una significante merma en la AV.[115]

En este estudio, los cambios en la SC han resultado significativos solamente para las bajas frecuencias espaciales, coincidiendo con los hallazgos de Gifford et al.[84] No obstante, se encuentran diferencias clínicamente significativas (≥ 1,38 unidades decimales) entre todas las lentes, para las frecuencias espaciales medias y bajas, y para las frecuencias altas cuando se compara la SRXT con el resto de lentes. Las lentes peribalastradas y la doblemente achaflanada han mostrado los valores más elevados de SC, por lo que el área bajo la FSC es mayor en estas lentes, probablemente debido a su bajo contenido en agua, al proceso de fabricación y al diseño, características en las que difiere la SRXT.[41,215,216] Debido a que la SC es dependiente de la luminancia, ángulo de visión, visión periférica, calidad del cristalino y de la sensibilidad de los fotorreceptores,[182] no es extraño que las lentes con un mejor perfil de adaptación muestren una mejor transferencia de la información visual.

La evaluación del confort ha mostrado diferencias significativas entre todas las lentes, en ambas visitas, mostrando la BT la puntuación más elevada, semejante a la presentada por la AVfA, mientras que la AOAfA obtuvo el peor resultado. Las diferencias que se han encontrado, probablemente estén relacionadas con el módulo de elasticidad, contenido en agua, diseño y sus consecuentes interacciones son la superficie corneal y palpebral.[120,213,217,266] Aunque estos resultados discrepan con los encontrados en el *Articulo 2*,[51] donde con una lente similar, incluso con mayor módulo de elasticidad se alcanzó una buena puntuación en la categoría de sintomatología. Probablemente debido a que la lente empleada en el *Articulo 2*,[51] no era tórica y tenía un espesor menor, esta mostraba mayor grado de confort. Por todo lo señalado anteriormente, la calidad visual no parece ser el motivo por el que la AOAfA ha resultado la lente menos confortable del estudio, ya que es la lente que proporciona mayor AV y también ofrece una buena FSC. La evaluación de la comodidad en usuarios de LC es de vital importancia, ya que la falta de confort es el principal motivo para el abandono de la adaptación.[210–212]

5.2.4.3 Correlaciones entre topografía, aberrometría y calidad visual

Cómo cabía esperar, los cambios en la topografía corneal han resultado en cambios aberrométricos, los cuales están significativamente correlacionados.[52,261] Todos los índices topográficos analizados en este estudio, exceptuando la EC han presentado correlaciones entre moderadas y altas con el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), y el coma vertical (Z_3^{-1}) para ambos tamaños de pupila (4 y 6 mm) y en ambas visitas. El desenfoque (Z_2^0) ha mostrado correlaciones moderadas y altas con todos los parámetros topográficos, excepto con aquellos relacionados con el astigmatismo corneal, probablemente debido al efecto del aplanamiento corneal tras el

porte de las lentes sobre esta aberración.[40,214] El coma horizontal (Z_3^1) presentó correlaciones moderadas y altas con todos los parámetros topográficos analizados, y probablemente se deban al efecto del descentramiento de la lente sobre la córnea.[78,115,219,267] Los cambios en la aberración esférica (Z_4^0) reflejan correlaciones moderadas y altas en ambas visitas con los cambios en los meridianos corneales y Kmax, mientras que para el resto de índices, exceptuando el astigmatismo corneal, solo se han encontrado correlaciones en la visita de seguimiento. Estas correlaciones probablemente estén causadas por los cambios de curvatura que se dan en la córnea medio-periférica tras el porte de las LCT Si-H.[52,66,72] Las ABO RMS han presentado correlaciones moderadas y elevadas en ambas visitas, con los cambios en los parámetros relacionados con el astigmatismo y el meridiano plano. Además las AAO RMS han mostrado también correlaciones de moderadas a altas en ambas visitas, para todos los parámetros topográficos excepto para los relacionados con el astigmatismo, aunque hay autores que señalan que los cambios en las AAO, suelen estar relacionados con cambios en el espesor corneal.[78,107,127]

La AV ha mostrado una fuerte correlación con el área bajo la FSC en ambas visitas, lo cual demuestra que ese parámetro derivado de la FSC puede ser de utilidad para evaluar la calidad visual tras el porte de LC.[84,218] Asimismo, el área bajo la FSC ha presentado correlaciones moderadas durante la visita de dispensa con el coma horizontal (Z_3^1) para pupilas de 4 mm y durante la visita de seguimiento con el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}) y el coma vertical (Z_3^{-1}) con pupilas de 6 mm. Estos resultados son coherentes con los encontrados por Belda-Salmerón et al.[215] y Atchison et al.[219] La AV también ha mostrado correlaciones considerables con el astigmatismo corneal y el BFC en ambas visitas, por lo que la AV y la SC con las lentes utilizadas son probablemente independientes de los cambios producidos en los meridianos corneales, pero dependientes de los cambios en astigmatismo corneal y BFC.

5.2.4.4 Diferencias entre visitas

La baja magnitud de los cambios que se producen en los parámetros topográficos tras dos semanas de porte de las lentes AVfA y la SRXT, probablemente se deban a su bajo módulo de elasticidad y a su diseño, los cuales poseen poco efecto en el moldeado corneal con el tiempo. Sin embargo, la BT y la AOAfA causaron un aplanamiento considerable corneal en la primera visita, pero no han sido capaces de inducir suficientes cambios adicionales tras dos semanas de uso.[99,104,114] Por otra parte, solamente las lentes AVfA y SRXT han mostrado cambios significativos en las aberraciones, a la hora de comparar ambas visitas, probablemente causados por la correlación existente entre los cambios topográficos y aberrométricos.[52,126,261] Además, cabe señalar que la lente AOAfA ha experimentado un incremento sustancial en el valor de la AV entre ambas visitas, probablemente debido a su elevado módulo de elasticidad y a su comportamiento estático y dinámico.[115,118,120]

5.3 FORTALEZAS DE LA INVESTIGACIÓN

Este trabajo presenta diversos puntos fuertes, partiendo desde su concepción como un estudio bifásico, donde se analizan: 1) en una fase inicial, el instrumental que puede ser de utilidad en el desarrollo de la investigación, así como la comparación de la CVAV que pueden proporcionar las LC Si-H con respecto a otras alternativas refractivas; y 2) en una segunda fase, partiendo de las premisas de la primera, el comportamiento de las LCT Si-H sobre la superficie ocular, las repercusiones de las mismas sobre la topografía y aberrometría corneal, así como la

calidad visual y el confort que proporcionan las lentes. Además, esta estructura ha permitido desarrollar artículos novedosos, siendo el *Artículo 1*[165] uno de los pocos estudios analizando la correlación y el grado de acuerdo en la evaluación del ECC mediante AS-OCT, tonopaquimetría, topógrafo y PUS, aparte de haber sido de los primeros estudios en emplear dispositivos tan recientes como el tonopaquímetro CT-1P o el tomógrafo 3D OCT-2000. Asimismo, no existen muchos estudios publicados que empleen el cuestionario NEI RQL-42, y según consta a los autores, el *Artículo 2*,[51] es el primero en evaluar la CVAV con usuarios de LC Si-H en régimen de uso continuado. Por otra parte, en la literatura se han encontrado escasos estudios que analizasen el comportamiento estático y dinámico de las LCT Si-H, y según les figura a los autores del *Artículo 3*,[115] este es el primero que analiza esos parámetros en las LCT Si-H más recientes, y además el único que incluye un modelo de lente personalizado. El *Artículo 4*, es de los pocos que examinan los efectos de las LCT Si-H sobre la topografía y la aberrometría corneal, siendo, además, el único según sus autores, que analiza la FSC o los efectos de un modelo de lente personalizada sobre la córnea.

El diseño del estudio durante la *Fase 2*, cómo observacional, prospectivo, de serie de casos unicéntrico y aleatorizado, proporciona robustez a los datos obtenidos y a los resultados derivados de procesar esos datos. Además, durante el estudio, siempre que ha sido posible, se han realizado tres mediciones para cada uno de los parámetros a evaluar, obteniendo a partir de ellos su valor medio, minimizando así el error de tipo experimental. También se han procurado realizar todas las pruebas del estudio en el mismo entorno, bajo las mismas condiciones ambientales, tanto de temperatura, como de humedad, cómo de luminosidad, para poder así garantizar la reproducibilidad de las mediciones. Por otra parte, las medidas siempre las ha realizado un único investigador, evitando así posibles sesgos, además dicho investigador estaba previamente instruido y poseía experiencia en la toma de las mediciones con el instrumental empleado.

El análisis estadístico ha sido uniforme a lo largo de todo el estudio, realizando siempre un análisis previo de la distribución de los datos, y a partir de esos resultados aplicar los métodos paramétricos y no paramétricos correspondientes en función de cada caso. Además, siempre se ha realizado un análisis de varianza, para poder obtener una visión del conjunto, y para poder a posteriori proceder con las pruebas entre pares, obteniendo así resultados así más detallados. El análisis de correlaciones, también se ha realizado en función del tipo de distribución de los datos, y en la *Fase 1A*, adicionalmente se ha empleado un análisis de confiabilidad, para poder evaluar la intercambiabilidad entre los diferentes instrumentos. Asimismo, para evitar cualquier tipo de sesgo, los datos siempre se han procesado con el mismo paquete de software estadístico, siendo pre-procesados siempre mediante la misma hoja de cálculo.

Por último, cabe señalar, que se ha hecho un seguimiento riguroso de los pacientes para que cumplieran las pautas de uso de las LC y asistieran a las visitas programadas. Además, siempre se ha realizado una revisión en profundidad de la superficie ocular, consultado a los pacientes sobre posibles molestias, para evitar encontrarse con cualquier situación adversa durante el estudio.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

5.4 IMPLICACIONES PARA LA PRÁCTICA CLÍNICA E INVESTIGACIÓN

Los hallazgos del presente estudio pueden tener repercusiones importantes tanto en la práctica clínica como en el ámbito de la investigación. Esta tesis, trata de arrojar un poco de luz sobre el problema que subyace a la adaptación de las LCT, que es la elevada tasa de abandono de

dichas adaptaciones, aproximadamente un tercio de estas. Por ello, la presente investigación tiene como principal objetivo indagar en las causas que originan el abandono de la adaptación de la LCT, evaluando así, el comportamiento de diversos diseños de LCT Si-H sobre la superficie ocular, los efectos que estas pueden causar sobre la córnea, además de la calidad visual y el grado de confort que estas proporcionan. Pudiendo así, facilitar la elección del diseño más adecuado para cada paciente y evitar el rechazo del tratamiento mediante LCT.

Durante la *Fase 1* del estudio se ha podido observar que tanto los AS-OCT, cómo los topógrafos basados en el principio de Scheimpflug, son dispositivos que pueden reemplazar al PUS, debido a la alta correlación que presentan en sus mediciones los dos primeros con respecto al último, y a la alta confiabilidad de sus resultados. Esto supone, el poder realizar mediciones de ECC con instrumentos de no contacto, evitando la instilación de anestésico, molestias al paciente y posibles daños que pueden derivar del uso del PUS, cómo lesión epitelial o edema estromal, proporcionando adicionalmente mucha información sobre la córnea que un PUS no puede aportar. Sin embargo, uno de los dispositivos de no contacto, el tonopaquímetro CT-1P, ha mostrado una correlación moderada con respecto al PUS y una baja confiabilidad, por lo cual no puede ser intercambiable con este último, con el AS-OCT o con el topógrafo. Asimismo, durante esta fase, se ha comprobado que la utilización de pruebas psicométricas, como el cuestionario NEI RQL-42, pueden ser esenciales a la hora de valorar la calidad visual de un paciente, ya que cuantifican aspectos subjetivos de la visión que no son mesurables en la clínica mediante métodos objetivos. Además, los resultados obtenidos han revelado que las LC Si-H en régimen de uso continuado son una extraordinaria alternativa refractiva, que aporta niveles de CVAV superiores a los proporcionados por alternativas cómo el LASIK o el CRT, presentando unos valores parejos a los obtenidos por sujetos emétropes e incluso superiores en alguna de las subescalas del cuestionario.

Durante la *Fase 2* del estudio se ha podido comprobar que el diseño de las LCT Si-H es fundamental en el comportamiento estático y dinámico de la lente sobre la superficie ocular. Además, los diferentes diseños repercuten de forma heterogénea sobre la superficie ocular, alterando de forma diferente a los diversos parámetros topográficos y aberraciones corneales. Todo esto ha demostrado tener un efecto directo sobre la calidad visual, repercutiendo en la AV y en la FSC. Además, el diseño y los materiales empleados en las LCT Si-H de última generación han mostrado ser importantes en el grado de confort que estas aportan. Durante el estudio, las lentes que han mostrado un mejor comportamiento sobre la superficie ocular, las basadas en el peribalastro, BT y AOAfA, han proporcionado una mejor calidad visual, que parece estar condicionada por la inducción de un mayor aplanamiento corneal y cambio en el patrón astigmático, con respecto a las lentes con diseño de doble achaflanado (AVfA) y prisma balastrado (SRXT). Además, las lentes con un menor módulo de elasticidad tienden a ser más confortables, aunque el factor del diseño es clave, ya que la lente que proporciona mayor comodidad, la BT, posee uno de los módulos de elasticidad más altos del estudio.

Por todo ello, los hallazgos de esta investigación tienen la finalidad última de facilitar al clínico la predicción del comportamiento de las LCT, ayudando a elegir los diseños más eficientes en su comportamiento y que a su vez aportan mayor satisfacción visual, evitando demorar el proceso de adaptación, y en su caso la suspensión del tratamiento por parte del paciente. Además, los resultados adquiridos durante el presente estudio pueden aportar información valiosa para investigar, mejorar diseños o desarrollar nuevos sistemas de estabilización y perfiles de lente que mejoren su comportamiento y rendimiento visual, pudiendo así minimizar el abandono de las adaptaciones de LCT.

5.5 LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Probablemente la mayor limitación presente en esta investigación ha sido la disponibilidad de pacientes, debido a la dificultad de reclutar sujetos con un perfil concreto para cada una de las fases del estudio, así como a la necesidad de disponer de ellos durante periodos de varios meses, para poder efectuar el seguimiento y poder concertar las citas en el plazo necesario. Además, el hecho de tener varias visitas de hasta 2 horas de duración, ha dificultado el proceso de reclutamiento. Por ello, la cantidad de sujetos no ha sido todo lo amplia que se hubiese deseado inicialmente, aunque en algunas fases del estudio el número de participantes proporcionaba una potencia estadística suficiente.

Otra limitación del estudio, más en concreto de la *Fase 1*, ha sido la utilización de sujetos con miopía baja y moderada, excluyendo a sujetos hipermétropes, con miopías severas o a astígmatas moderados, con el fin de evitar sesgos en los resultados. A pesar de que se podrían haber incorporado al estudio, y posteriormente haber realizado grupos en función del defecto refractivo, pudiendo comparar así los resultados entre los diferentes grupos refractivos.

El criterio de inclusión de pacientes, puede suponer otra limitación, sobre todo de cara a la comparación de instrumental realizada en el *Artículo 1*,[165] en la cual se emplearon sujetos carentes de patologías oculares o de intervenciones quirúrgicas previas. Probablemente para investigaciones futuras, acerca de la fiabilidad y reproducibilidad de los diferentes dispositivos para el análisis del ECC, sería interesante reclutar sujetos con ojos que padezcan patologías cómo ectasias corneales o que hayan sido intervenidos quirúrgicamente con anterioridad.

La elevada proporción de mujeres presente en los grupos de usuarios de LC, puede suponer una limitación en el estudio, que puede inducir a un sesgo en los resultados. Aunque estas diferencias reflejan la tendencia asimétrica que existe en el mercado actual de las LC,[83,210,251] no obstante, estas diferencias podrían ser consecuencia de un bajo tamaño muestral.

La naturaleza del modelo de estudio transversal utilizado en el *Artículo 2*[51] puede suponer una limitación, así como el carácter subjetivo del cuestionario NEI RQL-42.[189,204,205] El desarrollo de un estudio de naturaleza longitudinal podría minimizar los inconvenientes de un estudio transversal. Asimismo, un diseño observacional ayudaría a establecer una relación causa-efecto para cada uno de los tratamientos, mediante un análisis pre y post tratamiento, pudiendo el paciente ser asesorado por el clínico durante el seguimiento.

El uso del cuestionario NEI RQL-42 en sí mismo, podría suponer una limitación, ya que algunos autores señalan que puede presentar deficiencias en la multidimensionalidad de la escala empleada.[205] Por lo que se podría haber empleado otro cuestionario como el QoV, o utilizar ambos para poder contrastar los resultados obtenidos. Asimismo, durante la *Fase 2* del estudio, se podrían haber utilizado el cuestionario NEI RQL-42 o el CLIQ, que es específico para usuarios de LC, pudiendo evaluar así la CVAV asociada tras el uso de las LC. Aunque con la metodología utilizada en el *Artículo 3*[115] y en *Artículo 4*, no se podrían aplicar las pruebas psicométricas, ya que cada paciente portaba una lente diferente en cada ojo, además de hacerlo durante un tiempo insuficiente (15 días). Una investigación futura, podría evaluar la CVAV con cada una de las LCT Si-H utilizadas en la *Fase 2*, después de portar las mismas lentes en ambos ojos durante varios meses.

Como se ha señalado anteriormente, un periodo de adaptación de las lentes más largo en el tiempo pudiera haber aportado información acerca de la CVAV, pero también podría desvelar si las LCT Si-H producen mayores alteraciones topográficas y/o aberrométricas tras un periodo de adaptación más largo. Por otra parte, en la *Fase 2* del estudio hubiese sido interesante haber

analizado las repercusiones sobre la córnea de las LCT Si-H tras un régimen de uso prolongado o continuado, así como la calidad visual obtenida con esas modalidades de porte.

Asimismo, el empleo de un único modelo de LCT Si-H por sistema de estabilización, puede suponer una limitación a la hora de obtener resultados. Por lo cual, el uso más modelos de LC, con diferentes materiales, módulos de elasticidad y contenido de agua podrían mejorar los resultados adquiridos, proporcionando así una visión más amplia sobre el comportamiento y prestaciones de las LCT Si-H de última generación. Además, un análisis más completo del comportamiento dinámico de la lente, la AV y la FSC en esas circunstancias, mediante pruebas adicionales, podrían revelar los motivos por los cuales existen ciertas diferencias en la calidad visual de forma estática y dinámica.

En último lugar, al margen de las futuras líneas de investigación propuestas previamente cómo enmiendas a las limitaciones que muestra la presente investigación, se podrían proponer diversos estudios para desarrollar a corto-medio plazo. Una de las futuras investigaciones podría analizar la rotación y el centrado de los diseños actuales de lentes para CRT tóricas, aprovechando la reducida cantidad de estudios publicados sobre este tipo de lentes. Otra línea de estudio podría evaluar la orientación, rotación y centrado de las LCT Si-H en sujetos previamente intervenidos con cirugía LASIK que necesitan compensación adicional, ayudando a comprender y a mejorar la adaptación de LCT en sujetos que presentan córneas con geometrías alteradas. Asimismo, se podría establecer otra línea de investigación, comparando la calidad visual y la CVAV en astígmatas leves y moderados tratados con LCT Si-H y LC Si-H esféricas (compensados mediante equivalente esférico). Finalmente, se podría iniciar una futura línea de estudio basada en los cambios de espesores corneales, epiteliales y endoteliales tras el porte de LCT Si-H en régimen de uso prolongado y/o continuado.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

CONCLUSIONES

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

6 CONCLUSIONES

1. Las medidas del ECC realizadas mediante PUS, AS-OCT y topógrafo basado en el principio de Scheimpflug, son equiparables, habiendo mostrado un elevado valor de correlación lineal, así como un alto grado de concordancia. Por ello, estos instrumentos podrían ser intercambiables entre sí en la exploración de sujetos sanos.
2. Los miopes leve-moderados presentan una mayor CVAV cuando se compensa su defecto refractivo mediante LC Si-H en régimen de uso continuado, alcanzando unos índices similares e incluso superiores a los de los sujetos emétropes. Sin embargo, los sujetos intervenidos mediante cirugía LASIK muestran la puntuación más baja en las escalas psicométricas empleadas en este estudio, siendo esta similar a la referida por los individuos sometidos a CRT.
3. Cuando se compensa al sujeto astígmata mediante LCT Si-H, el sistema de estabilización basado en el peribalastro modificado presente en la AOAfA consigue minimizar la rotación de la lente y su descentramiento vertical, especialmente cuando se compara con las LCT que implementan prisma balastrado clásico o doble achaflanado. Por otro lado, las LCT con diseño peribalastrado, cómo el de la BT, reducen el tiempo de estabilización y el descentramiento horizontal, particularmente, cuando se compara con otros sistemas de estabilización.
4. Las LCT Si-H adaptadas en sujetos astígmatas, inducen un cierto aplanamiento corneal, que resulta de mayor magnitud en el meridiano más plano (K). Consecuentemente, también inducen un cambio en el astigmatismo corneal, que tiende a incrementar en la muestra estudiada. Estos cambios han sido significativos, exclusivamente para las LCT con diseño peribalastrado (BT y AOAfA).
5. Las LCT Si-H con diseño peribalastrado (BT y AOAfA) condicionan cambios similares en el patrón de aberraciones corneales, siendo estos estadísticamente significativos para el astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), astigmatismo vertical (Z_2^2), coma vertical (Z_3^{-1}), coma horizontal (Z_3^1) y ABO RMS. Sin embargo, los usuarios de las LCT AVfA y SRXT mostraron un patrón de cambio diferente, afectando este de forma significativa al astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2}), coma vertical (Z_3^{-1}), coma horizontal (Z_3^1) y AAO RMS.
6. Las LCT Si-H que presentan un mejor perfil de adaptación (comportamiento estático y dinámico), condicionan una mejor calidad visual global. Paradójicamente, estas LCT son las que inducen un mayor cambio en los parámetros topográficos y en el patrón de las ABO.
7. El grado de confort que proporciona la LCT Si-H no depende exclusivamente del comportamiento in situ de la lente y de la calidad visual proporcionada. Probablemente, sean asimismo importantes sus particularidades de diseño y el material con que están

fabricadas (biocompatibilidad). El conjunto de todo ello es lo que determinará finalmente la adecuación de la LCT para cada sujeto.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

REFERENCIAS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

7 REFERENCIAS

1. Born RT. Visual processing: Parallel-er and parallel-er. *Curr Biol*. 2001;11(14):566-568. doi:10.1016/S0960-9822(01)00345-1

2. Moore T, Zirnsak M. Neural Mechanisms of Selective Visual Attention. *Annu Rev Psychol*. 2017;68:47-72. doi:10.1146/annurev-psych-122414-033400

3. Kels BD, Grzybowski A, Grant-Kels JM. Human ocular anatomy. *Clin Dermatol*. 2015;33(2):140-146. doi:10.1016/j.clindermatol.2014.10.006

4. Atchison DA, Thibos LN. Optical models of the human eye. *Clin Exp Optom*. 2016;99(2):99-106. doi:10.1111/cxo.12352

5. Esteve-Taboada JJ, Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T. Schematic eye models to mimic the behavior of the accommodating human eye. *J Cataract Refract Surg*. 2018;44(5):627-641. doi:10.1016/j.jcrs.2018.02.024

6. Leung TW, Lam AKC, Kee CS. Ocular aberrations and corneal shape in adults with and without astigmatism. *Optom Vis Sci*. 2015;92(5):604-614. doi:10.1097/OPX.0000000000000581

7. Mittanamally S Sridhar. Symposium Recent advances and challenges in the management of retinoblastoma Globe - saving Treatments. *Indian J Ophtalmol*. 2018;66(2):190-194. doi:10.4103/ijo.IJO_646_17

8. Dua HS, Faraj LA, Said DG, Gray T, Lowe J. Human corneal anatomy redefined: A novel pre-descemet's layer (Dua's Layer). *Ophthalmology*. 2013;120(9):1778-1785. doi:10.1016/j.ophtha.2013.01.018

9. Meek KM, Knupp C. Corneal structure and transparency. *Prog Retin Eye Res*. 2015;49:1-16. doi:10.1016/j.preteyeres.2015.07.001

10. Young G, Young AGH, Lakkis C. Review of complications associated with contact lenses from unregulated sources of supply. *Eye Contact Lens*. 2014;40(1):58-64. doi:10.1097/ICL.0b013e3182a70ef7

11. González-Méijome JM, González-Pérez J, Cerviño A, Yebra-Pimentel E, Parafita MAÁ. Changes in corneal structure with continuous wear of high-Dk soft contact lenses: A pilot study. *Optom Vis Sci*. 2003;80(6):440-446. doi:10.1097/00006324-200306000-00010

12. Schornack M. Hydrogel contact lens-induced corneal warpage. *Contact Lens Anterior Eye*. 2003;26(3):153-159. doi:10.1016/S1367-0484(03)00026-2

13. Irving EL, Machan CM, Lam S, Hrynchak PK, Lillakas L. Refractive error magnitude and variability: Relation to age. *J Optom*. 2019;12(1):55-63. doi:10.1016/j.optom.2018.02.002

14. Schiefer U, Kraus C, Baumbach P, Ungewiß J, Michels R. Refractive errors. Published online 2016:693-702. doi:10.3238/arztebl.2016.0693

15. Harb EN, Wildsoet CF. Origins of Refractive Errors: Environmental and Genetic Factors. *Annu Rev Vis Sci*. 2019;5:47-72. doi:10.1146/annurev-vision-091718-015027

16. Tarczy-Hornoch K. The epidemiology of early childhood hyperopia. *Optom Vis Sci*. 2007;84(2):115-123. doi:10.1097/OPX.0b013e318031b674

17. Jiang X, Tarczy-Hornoch K, Stram D, et al. Prevalence, Characteristics, and Risk Factors of Moderate or High Hyperopia among Multiethnic Children 6 to 72 Months of Age: A Pooled Analysis of Individual Participant Data. *Ophthalmology*. 2019;126(7):989-999. doi:10.1016/j.ophtha.2019.02.021

18. Wu PC, Huang HM, Yu HJ, Fang PC, Chen CT. Epidemiology of myopia. *Asia-Pacific J Ophthalmol*. 2016;5(6):386-393. doi:10.1097/APO.0000000000000236

19. Kleinstein RN, Jones LA, Hullett S, et al. Refractive error and ethnicity in children. *Arch Ophthalmol*. 2003;121(8):1141-1147. doi:10.1001/archopht.121.8.1141

20. Jeddi Blouza A, Loukil I, Mhenni A, Khayati L, Mallouche N, Zouari B. Prise en charge de l'hypermétropie de l'enfant. *J Fr Ophtalmol*. 2007;30(3):255-259. doi:10.1016/s0181-5512(07)89587-8

21. Williams KM, Verhoeven VJM, Cumberland P, et al. Prevalence of refractive error in Europe : the European Eye Epidemiology (E 3) Consortium. Published online 2015:305-315. doi:10.1007/s10654-015-0010-0

22. Siegwart JT, Norton TT. Response to interrupted hyperopia after restraint of axial elongation in tree shrews. *Optom Vis Sci*. 2013;90(2):131-139. doi:10.1097/OPX.0b013e31827cda85

23. Morgan IG, Ohno-Matsui K, Saw SM. Myopia. *Lancet*. 2012;379(9827):1739-1748. doi:10.1016/S0140-6736(12)60272-4

24. Charman WN. Myopia revisited, 2010-2015. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2015;35(6):637-642. doi:10.1111/opo.12259

25. Bremond-Gignac D. Myopie de l'enfant. *Médecine/Sciences*. 2020;36(8-9):763-768. doi:10.1051/medsci/2020131

26. Baird PN, Saw SM, Lanca C, et al. Myopia. *Nat Rev Dis Prim*. 2020;6(1). doi:10.1038/s41572-020-00231-4

27. Cooper J, Tkatchenko A V. A Review of Current Concepts of the Etiology and Treatment of Myopia. *Eye Contact Lens*. 2018;44(4):231-247. doi:10.1097/ICL.0000000000000499

28. Namba H, Sugano A, Murakami T, et al. Age-Related Changes in Astigmatism and Potential Causes. *Cornea*. 2020;39(11):S34-S38. doi:10.1097/ICO.0000000000002507

29. Woltsche N, Werkl P, Posch-Pertl L, Ardjomand N, Frings A. Astigmatismus. *Ophthalmologe*. 2019;116(3):293-304. doi:10.1007/s00347-019-0865-7

30. Read SA, Vincent SJ, Collins MJ. The visual and functional impacts of astigmatism and its clinical management. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2014;34(3):267-294. doi:10.1111/opo.12128

31. Sanfilippo PG, Yazar S, Kearns L, Sherwin JC, Hewitt AW, Mackey DA. Distribution of astigmatism as a function of age in an Australian population. Published online 2015:377-385. doi:10.1111/aos.12644

32. Sayed KM. Analysis of components of total astigmatism in infants and young children. *Int Ophthalmol*. 2017;37(1):125-129. doi:10.1007/s10792-016-0244-1

33. Næser K, Savini G, Bregnhøj JF. Age-related changes in with-the-rule and oblique corneal astigmatism. *Acta Ophthalmol*. 2018;96(6):600-606. doi:10.1111/aos.13683

34. Grosvenor T. Etiology of Astigmatism. *Am J Optom*. 1978;55(3):214-218. doi:10.1097/00006324-197803000-00012

35. Fozailoff A, Tarczy-Hornoch K, Cotter S, et al. Prevalence of astigmatism in 6- to 72-month-old African American and Hispanic children: The multi-ethnic pediatric eye disease study. *Ophthalmology*. 2011;118(2):284-293. doi:10.1016/j.ophtha.2010.06.038

36. Marcos S. Calidad óptica del ojo. Published online 2005:66-74. http://www.vision.csic.es/Publications/Reviews/Calidad de Imagen Retiniana.pdf

37. Oliveira CM, Ferreira A, Franco S. Wavefront analysis and Zernike polynomial decomposition for evaluation of corneal optical quality. *J Cataract Refract Surg*. 2012;38(2):343-356. doi:10.1016/j.jcrs.2011.11.016

38. Artal P, Benito A, Tabernero J. The human eye is an example of robust optical design. *J Vis*. 2006;6(1):1-7. doi:10.1167/6.1.1

39. Kurna SA, Şengör T, Ün M, Aki S, Ophthalmology C. Success rates in the correction of astigmatism with toric and spherical soft contact lens fittings. *Clin Ophthalmol*. 2010;4(1):959-966. doi:10.2147/opth.s9464

40. Marcos S. Image quality of the human eye. *Int Ophthalmol Clin*. 2003;43(2):43-62. doi:10.1097/00004397-200343020-00007

41. Montés-Micó R, Belda-Salmerón L, Ferrer-Blasco T, Albarrán-Diego C, García-Lázaro S. On-eye optical quality of daily disposable contact lenses for different wearing times. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2013;33(5):581-591. doi:10.1111/opo.12044

42. Thibos LN, Bradley A, Zhang X. Effect of ocular chromatic aberration on monocular. *Optom Vis Sci*. 1991;68(8):599-067. doi:10.1097/00006324-199108000-00005

43. Atchison DA, Smith G, Waterworth MD. Theoretical effect of refractive error and accommodation on longitudinal chromatic aberration of the human eye. *Optom Vis Sci*. 1993;70(9):716-722. doi:10.1097/00006324-199309000-00006

44. Suchkov N, Fernández EJ, Artal P. Impact of longitudinal chromatic aberration on through-focus visual acuity. *Opt Express*. 2019;27(24):35935. doi:10.1364/oe.27.035935

45. Lakshminarayanan V, Fleck A. Zernike polynomials: A guide. *J Mod Opt*. 2011;58(7):545-561. doi:10.1080/09500340.2011.554896

46. Olarte RV. Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas. 2011;9(2):105-122.

47. Applegate RA, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error. *Optom Vis Sci*. 2003;80(2):97-105. doi:10.1097/00006324-200302000-00005

48. Sinjab MM, Cummings AB. Customized laser vision correction. *Cust Laser Vis Correct*. Published online 2018:1-228. doi:10.1007/978-3-319-72263-4

49. Alzaben Z, Gammoh Y, Freixas M, Zaben A, Zapata MA, Koff DN. Inter-ocular asymmetry in anterior corneal aberrations using placido disk-based topography. *Clin Ophthalmol*. 2020;14:1451-1457. doi:10.2147/OPTH.S255086

50. Bailey MD, Mitchell GL, Dhaliwal DK, Boxer Wachler BS, Zadnik K. Patient satisfaction and visual symptoms after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. 2003;110(7):1371-1378. doi:10.1016/S0161-6420(03)00455-X

51. González-Pérez J, Sánchez García Á, Villa-Collar C. Vision-specific quality of life: Laser-assisted in situ keratomileusis versus overnight contact lens wear. *Eye Contact Lens*. 2019;45(1):34-39. doi:10.1097/ICL.0000000000000538

52. Tomiyama ES, Hu C, Marsack JD, Richdale K. Greater higher order aberrations induced by toric orthokeratology versus soft toric multifocal contact lens wear. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2021;41(4):726-735. doi:10.1111/opo.12839

53. Pérez GM, Manzanera S, Artal P. Impact of scattering and spherical aberration in contrast sensitivity. *J Vis*. 2009;9(3):1-10. doi:10.1167/9.3.19

54. Sachdev MS. Refractive surgery: Where are we today? *Indian J Ophthalmol*. 2020;68(12):2641-2642. doi:10.4103/0301-4738.301284

55. Sakimoto T, Rosenblatt MI, Azar DT. Laser eye surgery for refractive errors. *Lancet*. 2006;367(9520):1432-1447. doi:10.1016/S0140-6736(06)68275-5

56. Mcalinden C. Corneal refractive surgery: Past to present. *Clin Exp Optom*. 2012;95(4):386-398. doi:10.1111/j.1444-0938.2012.00761.x

57. Kohnen T. Expanding refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2017;43(6):715-716. doi:10.1016/j.jcrs.2017.06.007

58. Filip M, Nicolae M, Filip A, Dragne C, Triantafillydis G, Antonescu C. Refractive Surgery for High Ametropies, a Few Conclusions. *Rom J Ophthalmol*. 2015;59(2):97-99.

59. Bashir ZS, Ali MH, Anwar A, Ayub MH, Butt NH. Femto-LASIK: The recent innovation in laser assisted refractive surgery. *J Pak Med Assoc*. 2017;67(4):609-615.

60. Yesilirmak N, Davis Z, Yoo SH. Refractive Surgery (SMILE vs. LASIK vs. Phakic IOL). *Int Ophthalmol Clin*. 2016;56(3):137-147. doi:10.1097/IIO.0000000000000120

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

61. Kim T im, del Barrio JLA, Wilkins M, Cochener B, Ang M. Refractive surgery. *Lancet*. 2019;393(10185):2085-2098. doi:10.1016/S0140-6736(18)33209-4

62. Garamendi E, Pesudovs K, Elliott DB. Changes in quality of life after laser in situ keratomileusis for myopia. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(8):1537-1543. doi:10.1016/j.jcrs.2004.12.059

63. Zhang J, Zhou YH, Wang NL, Li R. Comparison of visual performance between conventional LASIK and wavefront-guided LASIK with iris-registration. *Chin Med J (Engl)*. 2013;121(2):137-142. doi:10.3980/j.issn.2222-3959.2013.04.17

64. Stanca HT, Munteanu M, Jianu DC, et al. Femtosecond-LASIK outcomes using the VisuMax®–MEL® 80 platform for mixed astigmatism refractive surgery. *Rom J Morphol Embryol*. 2018;59(1):277-283.

65. Taneri S, Weisberg M, Azar DT. Surface ablation techniques. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(2):392-408. doi:10.1016/j.jcrs.2010.11.013

66. Marcos S, Barbero S, Llorente L, Merayo-Lloves J. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2001;42(13):3349-3356.

67. Hoffart L. Astigmatism correction by femtosecond laser. *J Fr Ophtalmol*. 2012;35(3):202-205. doi:10.1016/j.jfo.2011.10.001

68. Madrid-Costa D, García-Lazaro S, Albarrán-Diego C, Ferrer-Blasco T, Montes-Micó R. Visual Quality Differences Between Orthokeratology and LASIK to Compensate Low-Moderate Myopia. *Cornea*. 2013;32(8):1137-1141. doi:10.1097/ICO.0b013e31828d6d4d

69. Queirós A, Villa-Collar C, González-Méijome JM, Jorge J, Gutiérrez AR. Effect of Pupil Size on Corneal Aberrations Before and After Standard Laser In Situ Keratomileusis, Custom Laser In Situ Keratomileusis, and Corneal Refractive Therapy. *Am J Ophthalmol*. 2010;150(1):97-109.e1. doi:10.1016/j.ajo.2010.02.003

70. Bullimore MA, Johnson LA. Overnight orthokeratology. *Contact Lens Anterior Eye*. 2020;43(4):322-332. doi:10.1016/j.clae.2020.03.018

71. Vincent SJ, Cho P, Chan KY, et al. CLEAR - Orthokeratology. *Contact Lens Anterior Eye*. 2021;44(2):240-269. doi:10.1016/j.clae.2021.02.003

72. Swarbrick HA. Orthokeratology review and update. *Clin Exp Optom*. 2006;89(3):124-143. doi:10.1111/j.1444-0938.2006.00044.x

73. Stillitano IG, Chalita MR, Schor P, et al. Corneal Changes and Wavefront Analysis after Orthokeratology Fitting Test. *Am J Ophthalmol*. 2007;144(3):378-386. doi:10.1016/j.ajo.2007.05.030

74. Madrid-Costa D, Tomás E, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Montés-Micó R. Visual performance of a multifocal toric soft contact lens. *Optom Vis Sci*. 2012;89(11):1627-1635. doi:10.1097/OPX.0b013e31826b0934

75. Hiraoka T, Okamoto C, Ishii Y, Kakita T, Okamoto F, Oshika T. Time course of changes

USC DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

in ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after overnight orthokeratology. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2008;49(10):4314-4320. doi:10.1167/iovs.07-1586

76. Ritchey ER, Barr JT, Mitchell GL. The comparison of overnight lens modalities (COLM) study. *Eye Contact Lens*. 2005;31(2):70-75. doi:10.1097/01.ICL.0000146323.18919.13

77. Morgan PB, Efron N, Woods CA, Santodomingo-Rubido J. International survey of orthokeratology contact lens fitting. *Contact Lens Anterior Eye*. 2019;42(4):450-454. doi:10.1016/j.clae.2018.11.005

78. Lian Y, Shen M, Huang S, et al. Corneal reshaping and wavefront aberrations during overnight orthokeratology. *Eye Contact Lens*. 2014;40(3):161-168. doi:10.1097/ICL.0000000000000031

79. Mountford J. An analysis of the changes in corneal shape and refractive error induced by accelerated orthokeratology. *Int Contact Lens Clin*. 1997;24(4):128-144. doi:10.1016/s0892-8967(97)00055-2

80. Nichols JJ, Marsich MM, Myhanh N, Barr JT, Bullimore MA. Overnight orthokeratology. *Optom Vis Sci*. 2000;77(5):252-259. doi:10.1097/00006324-200005000-00012

81. Rah MJ, Jackson JM, Jones LA, Marsden HJ, Bailey MD, Barr JT. Overnight orthokeratology: Preliminary results of the Lenses and Overnight Orthokeratology (LOOK) study. *Optom Vis Sci*. 2002;79(9):598-605. doi:10.1097/00006324-200209000-00011

82. Alharbi A, Swarbrick HA. The effects of overnight orthokeratology lens wear on corneal thickness. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2003;44(6):2518-2523. doi:10.1167/iovs.02-0680

83. Queirós A, Villa-Collar C, Gutiérrez AR, Jorge J, González-Méijome JM. Quality of Life of Myopic Subjects With Different Methods of Visual Correction Using the NEI RQL-42 Questionnaire. *Eye Contact Lens Sci Clin Pract*. 2012;38(2):116-121. doi:10.1097/ICL.0b013e3182480e97

84. Gifford P, Li M, Lu H, Miu J, Panjaya M, Swarbrick HA. Corneal versus ocular aberrations after overnight orthokeratology. *Optom Vis Sci*. 2013;90(5):439-447. doi:10.1097/OPX.0b013e31828ec594

85. Charm J. Orthokeratology: Clinical utility and patient perspectives. *Clin Optom*. 2017;9:33-40. doi:10.2147/OPTO.S104507

86. González-Méijome JM, Carracedo G, González-Pérez J, Peral A, Jorge J, Peixoto-de-Matos SC. Comfort and vision scores at insertion and removal during 1 month of wear of Paragon CRT for corneal reshaping. *Eye Contact Lens*. 2011;37(5):302-306. doi:10.1097/ICL.0b013e3182254caa

87. Jiang J, Lian L, Wang F, Zhou L, Zhang X, Song E. Comparison of Toric and Spherical Orthokeratology Lenses in Patients with Astigmatism. *J Ophthalmol*. 2019;2019:1-10. doi:10.1155/2019/4275269

88. Chen C, Cheung SW, Cho P. Myopia control using toric orthokeratology (TO-SEE study). *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2013;54(10):6510-6517. doi:10.1167/iovs.13-12527

89. Gifford P, Au V, Hon B, Siu A, Xu P, Swarbrick HA. Mechanism for corneal reshaping in hyperopic orthokeratology. *Optom Vis Sci*. 2009;86(4):e306-e311. doi:10.1097/OPX.0b013e3181989266

90. Gifford P, Alharbi A, Swarbrick HA. Corneal thickness changes in hyperopic orthokeratology measured by optical pachometry. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2011;52(6):3648-3653. doi:10.1167/iovs.10-6323

91. Morgan PB, Efron SE, Efron N, Hill EA. Inefficacy of aspheric soft contact lenses for the correction of low levels of astigmatism. *Optom Vis Sci*. 2005;82(9):823-828. doi:10.1097/01.opx.0000177792.62460.58

92. Morgan PB, Woods CA, Tranoudis IG, et al. International Contact Lens Prescribing in 2010. *Contact Lens Spectr*. 2011;25(2):30-36.

93. Papas EB, Sweeney DF, Fonn D, Swarbrick HA. *Extended and Continuous Wear Lenses*. Sixth Edit. Elsevier Inc.; 2019. doi:10.1016/B978-0-7020-7168-3.00012-X

94. Efron N. Obituary-Rigid contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye*. 2010;33(5):245-252. doi:10.1016/j.clae.2010.06.009

95. Efron N, Morgan PB, Helland M, et al. International rigid contact lens prescribing. *Contact Lens Anterior Eye*. 2010;33(3):141-143. doi:10.1016/j.clae.2009.11.005

96. Pérez JG, Méijome JMG, Jalbert I, Sweeney DF, Erickson P. Corneal epithelial thinning profile induced by long-term wear of hydrogel lenses. *Cornea*. 2003;22(4):304-307. doi:10.1097/00003226-200305000-00005

97. 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

98. Brennan N, Morgan PB. Clinical highs and lows of Dk/t. *Optician*. 2009;(July):16-20.

99. Rex J, Knowles T, Zhao X, Lemp J, Maissa C, Perry SS. Elemental Composition at Silicone Hydrogel Contact Lens Surfaces. *Eye Contact Lens*. 2018;44(November):S221-S226. doi:10.1097/ICL.0000000000000454

100. Guillon M. Are silicone hydrogel contact lenses more comfortable than hydrogel contact lenses? *Eye Contact Lens*. 2013;39(1):86-92. doi:10.1097/ICL.0b013e31827cb99f

101. Horst CR, Brodland B, Jones LW, Brodland GW. Measuring the modulus of silicone hydrogel contact lenses. *Optom Vis Sci*. 2012;89(10):1468-1476. doi:10.1097/OPX.0b013e3182691454

102. Alba-Bueno F, Beltran-Masgoret À, Sanjuan C, Biarnés M, Marín J. Corneal shape changes induced by first and second generation silicone hydrogel contact lenses in daily wear. *Contact Lens Anterior Eye*. 2009;32(2):88-92. doi:10.1016/j.clae.2008.11.002

103. Bhamra TS, Tighe BJ. Contact Lens and Anterior Eye Mechanical properties of contact lenses : The contribution of measurement techniques and clinical feedback to 50 years of materials development. *Contact Lens Anterior Eye*. 2017;40(2):70-81. doi:10.1016/j.clae.2016.11.005

104. Kim E, Ehrmann K, Saha M, Ehrmann K. Mechanical Properties of Contact Lens Materials. *Eye Contact Lens*. 2018;44(November):S148-S156. doi:10.1097/ICL.0000000000000442

105. Stephen C, Musgrave A, Musgrave CSA, Fang F. Contact lens materials: A materials science perspective. *Materials (Basel)*. 2019;12(2):1-35. doi:10.3390/ma12020261

106. Bergenske P, Long B, Dillehay S, et al. Long-term clinical results: 3 years of up to 30-night continuous wear of lotrafilcon A silicone hydrogel and daily wear of low-Dk/t hydrogel lenses. *Eye Contact Lens*. 2007;33(2):74-80. doi:10.1097/01.ICL.0000258591.35468.2c

107. Stachura J, Mlyniuk P, Bloch W, Jimenez-Villar A, Grulkowski I, Kaluzny BJ. Shape of the anterior surface of the cornea after extended wear of silicone hydrogel soft contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2021;41(4):683-690. doi:10.1111/opo.12830

108. Awwad ST, Sánchez P, Sánchez A, McCulley JP, Cavanagh HD. A preliminary in vivo assessment of higher-order aberrations induced by a silicone hydrogel monofocal contact lens. *Eye Contact Lens*. 2008;34(1):2-5. doi:10.1097/ICL.0b013e31804f8113\r00140068-200801000-00002 [pii]

109. McAlinden C, Moore JE, McGilligan VE, Moore TCB. Spherical aberration and higher order aberrations with Balafilcon A (PureVision) and Comfilcon A (Biofinity). *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2011;249(4):607-612. doi:10.1007/s00417-010-1476-9

110. Del Águila-Carrasco AJ, Domínguez-Vicent A, Pérez-Vives C, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Assessment of corneal morphological changes induced by the use of daily disposable contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye*. 2015;38(1):28-33. doi:10.1016/j.clae.2014.08.004

111. Lin MC, Yeh TN, Graham AD, et al. Ocular surface health during 30-day continuous wear: Rigid gas-permeable versus silicone hydrogel hyper-O2 transmitted contact lenses. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2011;52(6):3530-3538. doi:10.1167/iovs.10-6025

112. Robertson DM. The effects of silicone hydrogel lens wear on the corneal epithelium and risk for microbial keratitis. *Eye Contact Lens*. 2013;39(1):67-72. doi:10.1097/ICL.0b013e31827c5b73

113. Cox SM, Berntsen DA, Bickle KM, et al. Efficacy of Toric Contact Lenses in Fitting and Patient-Reported Outcomes in Contact Lens Wearers. *Eye Contact Lens*. 2018;44(5):S296-S299. doi:10.1097/ICL.0000000000000418

114. Young G. Toric contact lens designs in hyper-oxygen materials. *Eye Contact Lens*. 2003;29(1 Suppl):2002-2004. doi:10.1097/01.ICL.0000042405.00552.A7

115. Sánchez-García Á, González-Pérez J. Objective evaluation of static and dynamic behavior of different toric silicone-hydrogel contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye*.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

2021;(October 2020):101437. doi:10.1016/j.clae.2021.03.004

116. Edrington TB. A literature review: The impact of rotational stabilization methods on toric soft contact lens performance. *Contact Lens Anterior Eye*. 2011;34(3):104-110. doi:10.1016/j.clae.2011.02.001

117. Sulley A, Hawke R, Lorenz KO, Toubouti Y, Olivares G. Resultant vertical prism in toric soft contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye*. 2015;38(4):253-257. doi:10.1016/j.clae.2015.02.006

118. Momeni-moghaddam H, Naroo SA, Askarizadeh F, Tahmasebi F. Comparison of fitting stability of the different soft toric contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye*. 2014;37(5):346-350. doi:10.1016/j.clae.2014.05.003

119. Young G, McIlraith R, Hunt C. Clinical Evaluation of Factors Affecting Soft Toric Lens Orientation. *Optom Vis Sci*. 2009;86(11):1259-1266. doi:10.1097/OPX.0b013e3181bc63b4

120. Tan J, Papas E, Carnt N, et al. Performance standards for toric soft contact lenses. *Optom Vis Sci*. 2007;84(5):422-428. doi:10.1097/OPX.0b013e318059063b

121. Zikos GA, Kang SS, Ciuffreda KJ, et al. Rotational stability of toric soft contact lenses during natural viewing conditions. *Optom Vis Sci*. 2007;84(11):1039-1045. doi:10.1097/OPX.0b013e318159aa3e

122. Morgan PB, Efron N, Woods CA. An international survey of toric contact lens prescribing. *Eye Contact Lens*. 2013;39(2):132-137. doi:10.1097/ICL.0b013e318268612c

123. Efron N, Morgan PB, Woods CA. International survey of contact lens prescribing for extended wear. *Optom Vis Sci*. 2012;89(2):122-129. doi:10.1097/OPX.0b013e31823ee077

124. Martín R. Cornea and anterior eye assessment with placido-disc keratoscopy, slit scanning evaluation topography and scheimpflug imaging tomography. *Indian J Ophtalmol*. 2018;66(3):360-366. doi:10.4103/ijo.IJO_850_17

125. Shih KC, Tse RHK, Lau YTY, Chan TCY. Advances in corneal imaging: Current applications and beyond. *Asia-Pacific J Ophthalmol*. 2019;8(2):105-114. doi:10.22608/APO.2018537

126. Radaie-Moghadam S, Hashemi H, Jafarzadehpur E, Yekta AA, KhabazKhoob M. Corneal biomechanical changes following toric soft contact lens wear. *J Ophthalmic Vis Res*. 2016;11(2):131-135. doi:10.4103/2008-322X.183921

127. Tyagi G, Collins M, Read S, Davis B. Regional changes in corneal thickness and shape with soft contact lenses. *Optom Vis Sci*. 2010;87(8):567-575. doi:10.1097/OPX.0b013e3181e61b78

128. Kanclerz P, Khoramnia R, Wang X. Current developments in corneal topography and tomography. *Diagnostics*. 2021;11(8):1-13. doi:10.3390/diagnostics11081466

129. Courville CB, Smolek MK, Klyce SD. Contribution of the ocular surface to visual optics.

Exp Eye Res. 2004;78(3):417-425. doi:10.1016/j.exer.2003.10.012

130. Liu B, Kang C, Fang F. Biometric measurement of anterior segment: A review. *Sensors (Switzerland)*. 2020;20(15):1-31. doi:10.3390/s20154285

131. Klyce SD. Computer-Assisted Corneal Topography. High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1984;25:1426-1435.

132. Ortiz-Toquero S, Martin R. Current optometric practices and attitudes in keratoconus patient management. *Contact Lens Anterior Eye*. 2017;40(4):253-259. doi:10.1016/j.clae.2017.03.005

133. Rand RH, Howland HC, Applegate RA. Keratometer and Its Implications for Recovery of Corneal Topography. *Optom Vis Sci*. 1997;74(11):926-930.

134. Cairns G, McGhee CNJ. Orbscan computerized topography: Attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(1):205-220. doi:10.1016/j.jcrs.2004.09.047

135. Oliveira CM, Ribeiro C, Franco S. Corneal imaging with slit-scanning and Scheimpflug imaging techniques. *Clin Exp Optom*. 2011;94(1):33-42. doi:10.1111/j.1444-0938.2010.00509.x

136. González-Pérez J, González-Méijome JM, Rodríguez Ares MT, Parafita MÁ. Central corneal thickness measured with three optical devices and ultrasound pachometry. *Eye Contact Lens*. 2011;37(2):66-70. doi:10.1097/ICL.0b013e31820c6ffc

137. Martin R, De Juan V, Rodríguez G, Cuadrado R, Fernandez I. Measurement of corneal swelling variations without removal of the contact lens during extended wear. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2007;48(7):3043-3050. doi:10.1167/iovs.06-1372

138. O'Donnell C, Maldonado-Codina C. Agreement and repeatability of central thickness measurement in normal corneas using ultrasound pachymetry and the OCULUS Pentacam. *Cornea*. 2005;24(8):920-924. doi:10.1097/01.ico.0000157422.01146.e9

139. Quisling S, Sjoberg S, Zimmerman B, Goins K, Sutphin J. Comparison of Pentacam and Orbscan IIz on Posterior Curvature Topography Measurements in Keratoconus Eyes. *Ophthalmology*. 2006;113(9):1629-1632. doi:10.1016/j.ophtha.2006.03.046

140. Menassa N, Kaufmann C, Goggin M, Job OM, Bachmann LM, Thiel MA. Comparison and reproducibility of corneal thickness and curvature readings obtained by the Galilei and the Orbscan II analysis systems. *J Cataract Refract Surg*. 2008;34(10):1742-1747. doi:10.1016/j.jcrs.2008.06.024

141. Nguyen AT, Liu T, Liu J. Applications of scheimpflug imaging in glaucoma management: Current and potential applications. *J Ophthalmol*. 2016;2016. doi:10.1155/2016/3062381

142. Kitagawa K, Sakamoto Y, Sasaki K, Hanaki H. Evaluation of transparency and barrier function of the cornea by scheimpflug images. *Ophthalmic Res*. 1997;28(2):72-77. doi:10.1159/000267959

143. Winegarner A, Miki A, Kumoi M, et al. Anterior segment Scheimpflug imaging for detecting primary angle closure disease. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2019;257(1):161-167. doi:10.1007/s00417-018-4171-x

144. Riva I, Micheletti E, Oddone F, et al. Anterior chamber angle assessment techniques: A review. *J Clin Med*. 2020;9(12):1-25. doi:10.3390/jcm9123814

145. Crawford AZ, Patel D V., Mcghee CNJ. Comparison and repeatability of keratometric and corneal power measurements obtained by Orbscan II, Pentacam, and Galilei corneal tomography systems. *Am J Ophthalmol*. 2013;156(1):53-60. doi:10.1016/j.ajo.2013.01.029

146. de Jong T, Sheehan MT, Koopmans SA, Jansonius NM. Posterior corneal shape: Comparison of height data from 3 corneal topographers. *J Cataract Refract Surg*. 2017;43(4):518-524. doi:10.1016/j.jcrs.2017.03.021

147. Sousa Asam J, Polzer M, Tafreshi A, Hirnschall N, Findl O. *High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology*.; 2019. doi:10.1007/978-3-030-16638-0

148. Mittanamally S Sridhar, Martin R. Anterior segment optical coherence tomography for evaluation of cornea and ocular surface. *Indian J Ophtalmol*. 2018;66:367-372. doi:10.4103/ijo.IJO_823_17

149. Venkateswaran N, Galor A, Wang J, Karp CL. Optical coherence tomography for ocular surface and corneal diseases: a review. *Eye Vis*. 2018;5(1):1-11. doi:10.1186/s40662-018-0107-0

150. Ramos JLB, Li Y, Huang D. Clinical and research applications of anterior segment optical coherence tomography - A review. *Clin Exp Ophthalmol*. 2009;37(1):81-89. doi:10.1111/j.1442-9071.2008.01823.x

151. Han SB, Liu YC, Noriega KM, Mehta JS. Applications of Anterior Segment Optical Coherence Tomography in Cornea and Ocular Surface Diseases. *J Ophthalmol*. 2016;2016. doi:10.1155/2016/4971572

152. Doors M, Berendschot TTJM, de Brabander J, Webers CAB, Nuijts RMMA. Value of optical coherence tomography for anterior segment surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2010;36(7):1213-1229. doi:10.1016/j.jcrs.2010.05.002

153. Ang M, Baskaran M, Werkmeister RM, et al. Anterior segment optical coherence tomography. *Prog Retin Eye Res*. 2018;66(September 2017):132-156. doi:10.1016/j.preteyeres.2018.04.002

154. Bald M, Li Y, Huang D. Anterior chamber angle evaluation with fourier-domain optical coherence tomography. *J Ophthalmol*. 2012;2012:1-5. doi:10.1155/2012/103704

155. Radhakrishnan S, Rollins AM, Roth JE, et al. Real-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm. *Arch Ophthalmol*. 2001;119(8):1179-1185. doi:10.1001/archopht.119.8.1179

156. Rio-Cristobal A, Martin R. Corneal assessment technologies: Current status. *Surv Ophthalmol*. 2014;59(6):599-614. doi:10.1016/j.survophthal.2014.05.001

157. Kiernan DF, Mieler WF, Hariprasad SM. Spectral-Domain Optical Coherence Tomography: A Comparison of Modern High-Resolution Retinal Imaging Systems. *Am J Ophthalmol*. 2010;149(1):18-31.e2. doi:10.1016/j.ajo.2009.08.037

158. Maeda N. Optical coherence tomography for corneal diseases. *Eye Contact Lens*. 2010;36(5):254-259. doi:10.1097/ICL.0b013e3181ef0dbb

159. Leite MT, Rao HL, Zangwill LM, Weinreb RN, Medeiros FA. Comparison of the diagnostic accuracies of the spectralis, cirrus, and RTVue optical coherence tomography devices in glaucoma. *Ophthalmology*. 2011;118(7):1334-1339. doi:10.1016/j.ophtha.2010.11.029

160. Shousha MA, Perez VL, Wang J, et al. Use of Ultra-High-Resolution Optical Coherence Tomography to Detect In Vivo Characteristics of Descemet's Membrane in Fuchs' Dystrophy. *Ophthalmology*. 2010;117(6):1220-1227. doi:10.1016/j.ophtha.2009.10.027

161. Chen Q, Wang J, Tao A, Shen M, Jiao S, Lu F. Ultrahigh-resolution measurement by optical coherence tomography of dynamic tear film changes on contact lenses. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2010;51(4):1988-1993. doi:10.1167/iovs.09-4389

162. Karnowski K, Kaluzny BJ, Szkulmowski M, Gora M, Wojtkowski M. Corneal topography with high-speed swept source OCT in clinical examination. *Biomed Opt Express*. 2011;2(9):2709. doi:10.1364/boe.2.002709

163. Ortiz S, Siedlecki D, Pérez-Merino P, et al. Corneal topography from spectral optical coherence tomography (sOCT). *Biomed Opt Express*. 2011;2(12):3232. doi:10.1364/boe.2.003232

164. Higashiura R, Maeda N, Nakagawa T, et al. Corneal topographic analysis by 3-dimensional anterior segment optical coherence tomography after endothelial keratoplasty. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2012;53(7):3286-3295. doi:10.1167/iovs.12-9602

165. González-pérez J, Piñeiro JQ, Sánchez-García Á, González-pérez J. Comparison of Central Corneal Thickness Measured by Standard Ultrasound Pachymetry , Corneal Topography , Tono-Pachymetry and Anterior Segment Optical Coherence Tomography Coherence Tomography. *Curr Eye Res*. 2018;43(7):866-872. doi:10.1080/02713683.2018.1461910

166. Kniestedt C, Stamper RL. Visual acuity and its measurement. *Ophthalmol Clin North Am*. 2003;16(2):155-170. doi:10.1016/S0896-1549(03)00013-0

167. Roark MW, Stringham JM. Visual Performance in the "Real World": Contrast Sensitivity, Visual Acuity, and Effects of Macular Carotenoids. *Mol Nutr Food Res*. 2019;63(15):1-18. doi:10.1002/mnfr.201801053

168. Rojas JG, Rojas Yepes J. Psicometría en salud visual y ocular. Evaluación de la calidad de vida (Encuesta NEI-RQL 42). *Cienc Tecnol para la salud Vis y Ocul*. 2010;8(1):137-143. doi:10.19052/sv.836

169. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A*. 2002;19(1):137.

doi:10.1364/josaa.19.000137

170. Li J, Xiong Y, Wang N, et al. Effects of spherical aberration on visual acuity at different contrasts. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35(8):1389-1395. doi:10.1016/j.jcrs.2009.03.033

171. Curcio CA, Sloan KR, Kalina RE, Hendrickson AE. Human Photoreceptor Topography. *J Comp Neurol*. 1990;292:497-523.

172. Williams DR. Seeing through the photoreceptor mosaic. *Trends Neurosci*. 1986;9(C):193-198. doi:10.1016/0166-2236(86)90058-5

173. Zimmerman AB, Lust KL, Bullimore MA. Visual acuity and contrast sensitivity testing for sports vision. *Eye Contact Lens*. 2011;37(3):153-159. doi:10.1097/ICL.0b013e31820d12f4

174. Holladay JT. Visual acuity mesasurements. *J Cataract Refract Surg*. 2004;30(2):287-290. doi:10.1002/(sici)1097-4539(200001/02)29:1<1::aid-xrs418>3.3.co;2-q

175. Weatherill JR. Visual acuity assessment. *Eye*. 1993;7(1):26-28. doi:10.1038/eye.1993.6

176. Elliott DB. The good (logMAR), the bad (Snellen) and the ugly (BCVA, number of letters read) of visual acuity measurement. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2016;36(4):355-358. doi:10.1111/opo.12310

177. Bailey IL, Lovie JE. New Design Principles for Visual Auity Letter Charts. *Am J Optom Physiol Opt*. 1976;53(11):740-745.

178. Leat SJ, Yakobchuk-Stanger C, Irving EL. Differential visual acuity – A new approach to measuring visual acuity. *J Optom*. 2019;13(1):41-49. doi:10.1016/j.optom.2019.04.002

179. Bailey IL, Bullimore MA, Raasch TW, Taylor HR. Clinical grading and the effects of scaling. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 1991;32(2):422-432.

180. Owsley C. Contrast sensitivity. *Ophthalmol Clin North Am*. 2003;16(2):171-177. doi:10.1016/S0896-1549(03)00003-8

181. Yan FF, Hou F, Lu ZL, Hu X, Huang CB. Efficient Characterization and Classification of Contrast Sensitivity Functions in Aging. *Sci Rep*. 2017;7(1):1-15. doi:10.1038/s41598-017-05294-0

182. Ginsburg AP. Contrast sensitivity and functional vision. *Int Ophthalmol Clin*. 2003;43(2):5-15. doi:10.1097/00004397-200343020-00004

183. Pelli DG, Bex P. Measuring contrast sensitivity. *Vision Res*. 2013;90:10-14. doi:10.1016/j.visres.2013.04.015

184. Amesbury EC, Schallhorn SC. Contrast sensitivity and limits of vision. *Int Ophthalmol Clin*. 2003;43(2):31-42. doi:10.1097/00004397-200343020-00006

185. Richman J, Spaeth GL, Wirostko B. Contrast sensitivity basics and a critique of currently available tests. *J Cataract Refract Surg*. 2013;39(7):1100-1106. doi:10.1016/j.jcrs.2013.05.001

186. Haegerstrom-Portnoy G, Schneck ME, Lott LA, Brabyn JA. The relation between visual acuity and other spatial vision Measures. *Optom Vis Sci*. 2000;77(12):653-662. doi:10.1097/00006324-200012000-00012

187. Pelli DG, Robson JG, Wilkins AJ. The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity. *Clin Vis Sci*. 1988;2(3):187-199.

188. Hilmi MR, Khairidzan MK, Azemin ZC, Azami MH, Ariffin AE. Measurement of Contrast Sensitivity Using the M&S Smart System II Compared with the Standard Pelli–Robson Chart in Patients with Primary Pterygium. *Makara J Heal Res*. 2018;22(3). doi:10.7454/msk.v22i3.9978

189. Hays RD, Mangione CM, Ellwein L, Lindblad AS, Spritzer KL, McDonnell PJ. Psychometric Properties of the National Eye Institute-Refractive Error Quality of Life Instrument. *Ophthalmology*. 2003;110(12):2292-2301. doi:10.1016/j.ophtha.2002.07.001

190. Pesudovs K, Garamendi E, Elliott DB. The Quality of Life Impact of Refractive Correction (QIRC) Questionnaire: Development and Validation. *Optom Vis Sci*. 2004;81(10):769-777. doi:10.1097/00006324-200410000-00009

191. Erickson DB, Stapleton F, Erickson P, Du Toit R, Giannakopoulos E, Holden B. Development and Validation of a Multidimensional Quality-of-Life Scale for Myopia. *Optom Vis Sci*. 2004;81(2):70-81. doi:10.1017/CBO9781107415324.004

192. Nichols JJ, Mitchell GL, Saracino M, Zadnik K. Reliability and validity of refractive error-specific quality-of-life instruments. *Arch Ophthalmol*. 2003;121(9):1289-1296. doi:10.1001/archopht.121.9.1289

193. McAlinden C, Pesudovs K, Moore JE. The development of an instrument to measure quality of vision: The quality of vision (QoV) questionnaire. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2010;51(11):5537-5545. doi:10.1167/iovs.10-5341

194. Vitale S, Schein OD, Meinert CL, Steinberg EP. The Refractive Status and Vision Profile: A questionnaire to measure vision-related quality of life in persons with refractive error. *Ophthalmology*. 2000;107(8):1529-1539. doi:10.1016/S0161-6420(00)00171-8

195. Nunes LM, Schor P. Avaliação do impacto da cirurgia refrativa na qualidade de vida por meio do questionário NEI-RQL (National Eye Institute Refractive Error Quality of Life). *Arq Bras Oftalmol*. 2005;68(6):789-796. doi:10.1590/S0004-27492005000600015

196. Djadi-Prat J, Saragoussi JJ, Lebuisson DA, Arson B, Saragoussi D. Qualité de vie après Lasik : partie I. Validation de la traduction française de l'échelle NEI-RQL-42. *J Fr Ophtalmol*. 2011;34(3):143-156. doi:10.1016/j.jfo.2011.01.005

197. Saragoussi JJ, Djadi-Prat J, Lebuisson DA, Arson B, Saragoussi D. Qualité de vie après LASIK : partie II. Qualité de vie et satisfaction d'une population de patients opérée par LASIK. *J Fr Ophtalmol*. 2011;34(5):294-302. doi:10.1016/j.jfo.2011.01.007

198. McDonnell PJ, Mangione CM, Lee P, et al. Responsiveness of the National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument to Surgical Correction of Refractive Error.

Ophthalmology. 2003;110(12):2302-2309. doi:10.1016/j.ophtha.2003.02.004

199. Lipson MJ, Sugar A, Musch DC. Overnight Corneal Reshaping versus Soft Disposable Contact Lenses: Vision-Related Quality-of-Life Differences From a Randomized Clinical Trial. *Optom Vis Sci*. 2005;82(10):886-891. doi:10.1097/01.opx.0000180818.40127.dc

200. Lipson MJ, Sugar A, Musch DC. Overnight Corneal Reshaping Versus Soft Daily Wear. *Eye Contact Lens Sci Clin Pract*. 2004;30(4):214-217. doi:10.1097/01.ICL.0000140236.23820.97

201. Pesudovs K, Garamendi E, Elliott DB. The Contact Lens Impact on Quality of Life (CLIQ) questionnaire: Development and validation. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2006;47(7):2789-2796. doi:10.1167/iovs.05-0933

202. Berntsen DA, Mitchell GL, Barr JT. The effect of overnight contact lens corneal reshaping on refractive error-specific quality of life. *Optom Vis Sci*. 2006;83(6):354-359. doi:10.1097/01.opx.0000221401.33776.54

203. Pakpour AH, Zeidi IM, Saffari M, Labiris G, Fridlund B. Psychometric properties of the national eye institute refractive error correction quality-of-life questionnaire among Iranian patients. *Oman J Ophthalmol*. 2013;6(1):37-43. doi:10.4103/0974-620X.111911

204. Berry S, Mangione CM, Lindblad AS, McDonnell PJ. Development of the National Eye Institute Refractive Error Correction Quality of Life Questionnaire: Focus Groups. *Ophthalmology*. 2003;110(12):2285-2291. doi:10.1016/j.ophtha.2003.08.021

205. McAlinden C, Skiadaresi E, Moore J, Pesudovs K. Subscale assessment of the NEI-RQL-42 questionnaire with rasch analysis. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2011;52(8):5685-5694. doi:10.1167/iovs.10-67951

206. Mohammadpour M, Heidari Z, Khabazkhoob M, Amouzegar A, Hashemi H. Correlation of major components of ocular astigmatism in myopic patients. *Contact Lens Anterior Eye*. 2016;39(1):20-25. doi:10.1016/j.clae.2015.06.005

207. Asharlous A, Khabazkhoob M, Yekta A, Hashemi H. Comprehensive profile of bilateral astigmatism : rule similarity and symmetry patterns of the axes in the fellow eyes. 2017;37:33-41. doi:10.1111/opo.12344

208. Richdale K, Berntsen DA, MacK CJ, Merchea MM, Barr JT. Visual acuity with spherical and toric soft contact lenses in low- to moderate-astigmatic eyes. *Optom Vis Sci*. 2007;84(10):969-975. doi:10.1097/OPX.0b013e318157c6dc

209. Chu BS, Boon MY, Noh DH. Comparing spectacle and toric contact lens prescribing trends for astigmatism. *Clin Optom*. 2018;10:119-127. doi:10.2147/OPTO.S167238

210. Sulley A, Young G, Lorenz KO, Hunt C. Clinical evaluation of fitting toric soft contact lenses to current non-users. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2013;33(2):94-103. doi:10.1111/opo.12028

211. Maldonado-Codina C, Navascues Cornago M, Read ML, et al. The association of comfort and vision in soft toric contact lens wear. *Contact Lens Anterior Eye*.

2021;44(4). doi:10.1016/j.clae.2020.11.007

212. García-montero M, Rico-del-Viejo L, Llorens-Quintana C, Lorente-Velázquez A, Hernández-Verdejo JL, Madrid-costa D. Randomized crossover trial of silicone hydrogel contact lenses. *Contact Lens Anterior Eye*. 2018;(December):0-1. doi:10.1016/j.clae.2018.12.006

213. Koh S, Watanabe K, Nishida K. Objective evaluation of on-eye optical quality of daily disposable silicone hydrogel contact lens with internalwetting agents. *Clin Ophthalmol*. 2019;13:2159-2165. doi:10.2147/OPTH.S224450

214. Lu F, Mao X, Qu J, Xu D, He JC. Monochromatic wavefront aberrations in the human eye with contact lenses. *Optom Vis Sci*. 2003;80(2):135-141. doi:10.1097/00006324-200302000-00009

215. Belda-Salmerón L, Ferrer-Blasco T, Albarrán-Diego C, Madrid-Costa D, Montés-Micó R. Diurnal variations in visual performance for disposable contact lenses. *Optom Vis Sci*. 2013;90(7):682-690. doi:10.1097/OPX.0b013e318299088f

216. Sapkota K, Franco S, Lira M. Contrast sensitivity function with soft contact lens wear. *J Optom*. 2020;13(2):96-101. doi:10.1016/j.optom.2020.01.002

217. Young G, Schnider C, Hunt C, Efron S. Corneal topography and soft contact lens fit. *Optom Vis Sci*. 2010;87(5):358-366. doi:10.1097/OPX.0b013e3181d9519b

218. Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. Contrast sensitivity with presbyopic contact lenses. *J Mod Opt*. 2007;54(9):1325-1332. doi:10.1080/09500340600855452

219. Atchison DA, Suheimat M, Mathur A, Lister LJ, Rozema J. Anterior corneal, posterior corneal, and lenticular contributions to ocular aberrations. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2016;57(13):5263-5270. doi:10.1167/iovs.16-20067

220. Berntsen DA, Merchea MM, Richdale K, MacK CJ, Barr JT. Higher-order aberrations when wearing sphere and toric soft contact lenses. *Optom Vis Sci*. 2009;86(2):115-122. doi:10.1097/OPX.0b013e318194e951

221. Atchison DA, Mathur A. Visual acuity with astigmatic blur. *Optom Vis Sci*. 2011;88(7):798-805. doi:10.1097/OPX.0b013e3182186bc4

222. Wolffsohn JS, Bhogal G, Shah S. Effect of uncorrected astigmatism on vision. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(3):454-460. doi:10.1016/j.jcrs.2010.09.022

223. Vinas M, de Gracia P, Dorronsoro C, et al. Astigmatism Impact on Visual Performance. *Optom Vis Sci*. 2013;90(12):1430-1442. doi:10.1097/opx.0000000000000063

224. Young G, Hunt C, Covey M. Clinical Evaluation of Factors Influencing toric soft contact lens fit. *Optom Vis Sci*. 2002;79(1):11-19. doi:10.1097/00006324-200201000-00008

225. Ho T, Cheng ACK, Rao SK, Lau S, Leung CKS, Lam DSC. Central corneal thickness measurements using Orbscan II, Visante, ultrasound, and Pentacam pachymetry after laser in situ keratomileusis for myopia. *J Cataract Refract Surg*. 2007;33(7):1177-1182. doi:10.1016/j.jcrs.2007.03.028

226. Hashemi H, Mehravaran S. Central corneal thickness measurement with Pentacam, Orbscan II, and ultrasound devices before and after laser refractive surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg*. 2007;33(10):1701-1707. doi:10.1016/j.jcrs.2007.05.040

227. Al-Mezaine HS, Al-Amro SA, Kangave D, Al-Obeidan S, Al-Jubair KM. Comparison of central corneal thickness measurements using Pentacam and ultrasonic pachymetry in post-LASIK eyes for myopia. *Eur J Ophthalmol*. 2010;20(5):852-857. doi:10.1177/112067211002000507

228. Tai LY, Khaw KW, Ng CM, Subrayan V. Central corneal thickness measurements with different imaging devices and ultrasound pachymetry. *Cornea*. 2013;32(6):766-771. doi:10.1097/ICO.0b013e318269938d

229. Rao HL, Kumar AU, Kumar A, et al. Evaluation of central corneal thickness measurement with RTVue spectral domain optical coherence tomography in normal subjects. *Cornea*. 2011;30(2):121-126. doi:10.1097/ICO.0b013e3181e16c65

230. Kanellopoulos AJ, Asimellis G. Comparison of high-resolution scheimpflug and high-frequency ultrasound biomicroscopy to anterior-segment OCT corneal thickness measurements. *Clin Ophthalmol*. 2013;7:2239-2247. doi:10.2147/OPTH.S53718

231. Northey LC, Gifford P, Boneham GC. Comparison of topcon optical coherence tomography and ultrasound pachymetry. *Optom Vis Sci*. 2012;89(12):1708-1714. doi:10.1097/OPX.0b013e3182775c8c

232. Lee YG, Kim JH, Kim NR, Kim CY, Lee ES. Comparison between tonopachy and other tonometric and pachymetric devices. *Optom Vis Sci*. 2011;88(7):843-849. doi:10.1097/OPX.0b013e31821896f1

233. Lomoriello DS, Lombardo M, Tranchina L, Oddone F, Serrao S, Ducoli P. Repeatability of intra-ocular pressure and central corneal thickness measurements provided by a non-contact method of tonometry and pachymetry. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2011;249(3):429-434. doi:10.1007/s00417-010-1550-3

234. Garcia-Resua C, Blanco A, Miñones M, Yebra-Pimentel E, Jesus Giraldez M. Accuracy and repeatability of a new tono-pachymeter for measuring central corneal thickness. *Eye Contact Lens*. 2012;38(3):158-163. doi:10.1097/ICL.0b013e31824b005b

235. Sagdik H, Aktas S, Tetikoglu M, Ozcura F. Comparison of ultrasonic pachymetry, with a new optical biometry and tono-pachymetry. *Med Sci | Int Med J*. 2017;6(1):1. doi:10.5455/medscience.2016.05.8504

236. Asensio I, Rahhal SM, Alonso L, Sanchis-Gimeno JA. Corneal Thickness Values Before and After Oxybuprocaine 0.4% Eye Drops. 2003;22(6):527-532.

237. Sedaghat MR, Daneshvar R, Kargozar A, Derakhshan A, Daraei M. Comparison of central corneal thickness measurement using ultrasonic pachymetry, rotating scheimpflug camera, and scanning-slit topography. *Am J Ophthalmol*. 2010;150(6):780-789. doi:10.1016/j.ajo.2010.06.013

238. González-Méijome JM, Cerviño A, Yebra-Pimentel E, Parafita MA. Central and peripheral corneal thickness measurement with Orbscan II and topographical ultrasound

pachymetry. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(1):125-132. doi:10.1016/S0886-3350(02)01815-1

239. Nemeth G, Tsorbatzoglou A, Kertesz K, Vajas A, Berta A, Módis L. Comparison of central corneal thickness measurements with a new optical device and a standard ultrasonic pachymeter. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(3):460-463. doi:10.1016/j.jcrs.2005.12.138

240. Lackner B, Scmidinger G, Pieh S, Funovics MA, Skorpik C. Repeatability and Reproducibility of Central Corneal Thickness Measurement with Pentacam, Orbscan, and Ultrasound. *Optom Vis Sci*. 2005;82(10):892-899. doi:10.1097/01.opx.0000180817.46312.0a

241. Bayhan HA, Bayhan SA, Can I. Comparison of central corneal thickness measurements with three new optical devices and a standard ultrasonic pachymeter. *Int J Ophthalmol*. 2014;7(2):302-308. doi:10.3980/j.issn.2222-3959.2014.02.19

242. Barkana Y, Gerber Y, Elbaz U, et al. Central corneal thickness measurement with the Pentacam Scheimpflug system, optical low-coherence reflectometry pachymeter, and ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(9):1729-1735. doi:10.1016/j.jcrs.2005.03.058

243. Ciolino JB, Khachikian SS, Belin MW. Comparison of Corneal Thickness Measurements by Ultrasound and Scheimpflug Photography in Eyes That Have Undergone Laser In Situ Keratomileusis. *Am J Ophthalmol*. 2008;145(1). doi:10.1016/j.ajo.2007.08.026

244. Sadoughi MM, Einollahi B, Einollahi N, Rezaei J, Roshandel D, Feizi S. Measurement of central corneal thickness using ultrasound pachymetry and Orbscan II in normal eyes. *J Ophthalmic Vis Res*. 2015;10(1):4-9. doi:10.4103/2008-322X.156084

245. Ramesh PV, Jha KN, Srikanth K. Comparison of central corneal thickness using anterior segment optical coherence tomography versus ultrasound pachymetry. *J Clin Diagnostic Res*. 2017;11(8):NC08-NC11. doi:10.7860/JCDR/2017/25595.10420

246. Calvo-Sanz JA, Ruiz-Alcocer J, Sánchez-Tena MA. Accuracy of Cirrus HD-OCT and Topcon SP-3000P for measuring central corneal thickness. *J Optom*. 2018;11(3):192-197. doi:10.1016/j.optom.2016.12.004

247. Hiraoka T, Matsumoto Y, Okamoto F, et al. Corneal higher-order aberrations induced by overnight orthokeratology. *Am J Ophthalmol*. 2005;139(3):429-436. doi:10.1016/j.ajo.2004.10.006

248. Khan MS, Humayun S, Fawad A, Ishaq M, Arzoo S, Mashhadi F. Effect of wavefront optimized LASIK on higher order aberrations in myopic patients. *Pakistan J Med Sci*. 2015;31(5):1223-1226. doi:10.12669/pjms.315.7683

249. Berntsen DA, Barr JT, Mitchell GL. The effect of overnight contact lens corneal reshaping on higher-order aberrations and best-corrected visual acuity. *Optom Vis Sci*. 2005;82(6):490-497. doi:10.1097/01.opx.0000168586.36165.bb

250. Yoon JH, Swarbrick HA. Posterior Corneal Shape Changes in Myopic Overnight

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Orthokeratology. *Optom Vis Sci*. 2013;90(3):196-204. doi:10.1097/OPX.0b013e31828121eb

251. Jin W, Jin N, Chen Y, et al. The Impact of eyelid and eye contour factors on a toric soft contact lens fitting in Chinese subjects. *Eye Contact Lens*. 2014;40(2):65-70. doi:10.1097/01.ICL.0000436269.00879.4b

252. Hall LA, Hunt C, Young G, Wolffsohn J. Factors affecting corneoscleral topography. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2013;54(5):3691-3701. doi:10.1167/iovs.13-11657

253. Hall LA, Young G, Wolffsohn JS, Riley C. The influence of corneoscleral topography on soft contact lens fit. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2011;52(9):6801-6806. doi:10.1167/iovs.11-7177

254. Cui L, Chen S, Zhou W, et al. Characterization of Soft Contact Lens Edge Fitting during Daily Wear Using Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography. *J Ophthalmol*. 2018;2018. doi:10.1155/2018/3463595

255. Wong MK, Lee TT, Poon MT, Cho P. Clinical performance and factors affecting the physical fit of a soft toric frequent replacement contact lens. *Clin Exp Optom*. 2002;85(6):350-357. doi:10.1111/j.1444-0938.2002.tb02385.x

256. Yebra-Pimentel E, Giráldez MJ, Arias FL, et al. Rigid gas permeable contact lens and corneal topography. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2001;21(3):236-242. doi:10.1016/S0275-5408(00)00018-1

257. Ruiz-Montenegro J, Mafra CH, Wilson SE, Jumper JM, Klyce SD, Mendelson EN. Corneal Topographic Alterations in Normal Contact Lens Wearers. *Ophthalmology*. 1993;100(1):128-134. doi:10.1016/S0161-6420(93)31704-5

258. Lau W, Pye D. Changes in corneal biomechanics and applanation tonometry with induced corneal swelling. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2011;52(6):3207-3214. doi:10.1167/iovs.10-6754

259. Doll T, Moore J, Shihab AH, et al. Which feature influences on-eye power change of soft toric contact lenses: Design or corneal shape? *PLoS One*. 2020;15(11 November):1-23. doi:10.1371/journal.pone.0242243

260. Nourouzi H, Rajavi J, Okhovatpour MA. Time to Resolution of Corneal Edema After Long-Term Contact Lens Wear. *Am J Ophthalmol*. 2006;142(4):671-673. doi:10.1016/j.ajo.2006.04.061

261. Serramito-Blanco M, Carpena-Torres C, Carballo J, Piñero D, Lipson M, Carracedo G. Anterior Corneal Curvature and Aberration Changes after Scleral Lens Wear in Keratoconus Patients with and Without Ring Segments. *Eye Contact Lens*. 2019;45(2):141-148. doi:10.1097/ICL.0000000000000534

262. Francisco Castejón-Mochón J, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Res*. 2002;42(13):1611-1617. doi:10.1016/S0042-6989(02)00085-8

263. de Gracia P, Dorronsoro C, Marin G, Hernández M, Marcos S. Visual acuity under

combined astigmatism and coma: Optical and neural adaptation effects. *J Vis*. 2011;11(2):1-11. doi:10.1167/11.2.1

264. Alpins NA. Vector analysis of astigmatism changes by flattening, steepening and torque. *J Cataract Refract Surg*. 1997;23(10):1503-1514. doi:10.1016/S0886-3350(97)80021-1

265. Pujol J, Arjona M, Arasa J, Badia V. Influence of amount and changes in axis of astigmatism on retinal image quality. *J Opt Soc Am A*. 1998;15(9):2514. doi:10.1364/josaa.15.002514

266. Robitaille M, Shi J, Mcbride S, Wan KT. Mechanical performance of hydrogel contact lenses with a range of power under parallel plate compression and central load. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;22:59-64. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.03.007

267. Lu F, Wu J, Shen Y, et al. On the compensation of horizontal coma aberrations in young human eyes. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2008;28(3):277-282. doi:10.1111/j.1475-1313.2008.00565.x

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

ANEXOS

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

8 ANEXOS

A continuación, en esta sección se incluyen las copias de los *post-prints* de los artículos empleados en el compendio, de la siguiente forma: ***Anexo I: Trabajo publicado o aceptado 1*** para el artículo *Comparison of central corneal thickness measured by standard ultrasound pachymetry, corneal topography, tono-pachymetry and anterior segment optical coherence tomography*; ***Anexo II: Trabajo publicado o aceptado 2*** para el artículo *Vision-specific quality of life: laser-assisted in situ keratomileusis versus overnight contact lens wear*; y ***Anexo III: Trabajo Publicado o aceptado 3*** para el artículo *Objective evaluation of static and dynamic behavior of different toric silicone-hydrogel contact lens*. Asimismo, el ***Anexo IV: Informe del Comité de Bioética*** incluye una copia del informe favorable del Comité de Bioética de la Universidad de Santiago de Compostela para la realización de esta tesis, y el ***Anexo V: Comunicaciones en congresos*** contiene el listado de eventos a los que se ha asistido para mostrar resultados parciales derivados de la presente investigación.

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ANEXO I: TRABAJO PUBLICADO O ACEPTADO I

COMPARISON OF CENTRAL CORNEAL THICKNESS MEASURED BY STANDARD ULTRASOUND PACHYMETRY, CORNEAL TOPOGRAPHY, TONO-PACHYMETRY AND ANTERIOR SEGMENT OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Javier González Pérez, Juan Queiruga Piñeiro, Ángel Sánchez García y José Manuel González Méijome
Current Eye Research. 43:7, 866-872, abril 2018
DOI: 10.1080/02713683.2018.1461910

https://doi.org/10.1080/02713683.2018.1461910

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ANEXO II: TRABAJO PUBLICADO O ACEPTADO II

VISION-SPECIFIC QUALITY OF LIFE: LASER-ASSISTED IN SITU KERATOMILEUSIS VERSUS OVERNIGHT CONTACT LENS WEAR

Javier González Pérez, Ángel Sánchez García y César Villa Collar
Eye & Contact Lens. 45:1, 34-39, enero 2019
DOI: 10.1097/ICL.0000000000000538

https://doi.org/10.1097/ICL.0000000000000538

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ANEXO III: TRABAJO PUBLICADO O ACEPTADO III

OBJECTIVE EVALUATION OF STATIC AND DYNAMIC BEHAVIOR OF DIFFERENT TORIC SILICONE-HYDROGEL CONTACT LENS

Ángel Sánchez García y Javier González Pérez
Contact Lens & Anterior Eye. 44:2021, 101437, abril 2021
DOI: 10.1016/j.clae.2021.03.004

https://doi.org/10.1016/j.clae.2021.03.004

USC
UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ANEXO IV: INFORME DEL COMITÉ DE BIOÉTICA

VICERREITORÍA DE INVESTIGACIÓN
E INNOVACIÓN
Oficina de Investigación e Tecnoloxía
Servizo de Convocatorias e Recursos Humanos de I+S
Edificio CACTUS – Campus Vida
15782 Santiago de Compostela
Tel. 981 547 040 - Fax 981 547 077
Correo electrónico: citinfo@usc.es
http://imaisd.usc.es

JOSÉ MANUEL CIFUENTES MARTÍNEZ, PRESIDENTE DEL COMITÉ DE BIOÉTICA DE LA UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA,

INFORMA:

Que el proyecto de investigación: **"NOMOGRAMA PARA LA COMPENSACION DEL ASTIGMATISMO POST-QUIRURGICO MEDIANTE ANALISIS DE FRENTE DE ONDA Y MORFOMETRIA CORNEAL"*IN VIVO"***, del que es Investigador principal **D. Javier González Pérez,** ha sido examinado por el Comité de Bioética de esta Universidad, cumpliendo su protocolo experimental los requisitos éticos exigidos.

Este documento no exime de la obtención de permisos o autorizaciones y el cumplimiento de otras normativas de aplicación.

Lugo, 11 de mayo de 2017.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

ANEXO V: COMUNICACIONES EN CONGRESOS

- **VISER'14 – Vision Sciences and Eye Research Meeting**, organizado por la Sociedad Gallega de Optometría Clínica (SGOC), con la comunicación oral ***"Calidad de vida asociada a la visión: Queratomileusis asistida por láser in situ versus terapia refractiva corneal y lentes de contacto en uso continuado"***. 22 de noviembre de 2014, Santiago de Compostela, España.

- **OPTOM'16 – Congreso Internacional de Optometría y Óptica Oftálmica**, organizado por el Consejo General de Ópticos y Optometristas, con el poster ***"Calidad de vida asociada a la visión: Queratomileusis asistida por láser in situ versus terapia refractiva corneal y lentes de contacto en uso continuado"***. 8-10 de abril de 2016, Madrid, España.

- **OPTOM'18 – Congreso Internacional de Optometría y Óptica Oftálmica**, organizado por el Consejo General de Ópticos y Optometristas, con el poster ***"Comparación del Espesor Corneal Central obtenido mediante Paquimetría Ultrasónica, Topografía Corneal, Tono-Paquimetría Óptica y OCT en sujetos sanos"***. 13-15 de abril de 2018, Madrid, España.

- **CIOCV'20 – Congresso Internacional de Optometria e Ciências da Visão**, organizado por la Universidade do Minho, con el poster ***"Comparison of fitting stability of different types of toric silicone-hidrogel contact lenses"***. 18-19 de abril de 2020, Braga, Portugal.

- **OPTOM'21 – Congreso Internacional de Optometría y Óptica Oftálmica**, organizado por el Consejo General de Ópticos y Optometristas, con la comunicación oral ***"Predicción del comportamiento de diferentes lentes de contacto tóricas silicona hidrogel (LCT Si-H) en función de su diseño"***. 8 de mayo de 2021, Madrid, España.

- **OPTOM'21 – Congreso Internacional de Optometría y Óptica Oftálmica**, organizado por el Consejo General de Ópticos y Optometristas, con la comunicación oral ***"Redistribución del espesor epitelial y estromal en sujetos miopes sometidos a terapia refractiva corneal (CRT) durante 3 meses"***. 8 de mayo de 2021, Madrid, España.

USC UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

USC
UNIVERSIDADE
DE SANTIAGO
DE COMPOSTELA

En las últimas décadas, se han desarrollado lentes de contacto tóricas con diversos materiales y diseños. Este trabajo de investigación tiene como objetivo principal estudiar el comportamiento estático y dinámico de las actuales lentes de contacto hidrogel silicona tóricas. Asimismo, se analizan los efectos del uso de las lentes sobre los parámetros topográficos y aberrométricos corneales, así como su implicación en la calidad visual y el confort. Tras la evaluación de todo ello, las lentes con sistema peribalastrado han mostrado un mejor comportamiento rotacional y de centrado respecto a los otros diseños, además, indujeron mayores cambios topográficos y aberrométricos de bajo orden. Finalmente, se ha observado que las lentes con mejor perfil de adaptación proporcionaron una mejor calidad visual.