



VNIVERSITATIS VALÈNCIA

FACULTAD DE FÍSICA

Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión

Doctorado en Optometría y Ciencias de la Vision

**MÉTODO DE CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA
LENTE INTRAOCULAR PSEUDOFÁQUICA EN
PACIENTES INTERVENIDOS PREVIAMENTE DE
CIRUGÍA REFRACTIVA CORNEAL LÁSER**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

José Antonio Calvache Anaya

Directores:

Dr. Andrés Gené Sampedro

Dra. Inmaculada Bueno Gimeno

Valencia, noviembre 2018



VNIVERSITATIS VALÈNCIA

FACULTAD DE FÍSICA

Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión

Doctorado en Optometría y Ciencias de la Vision

**MÉTODO DE CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA
LENTE INTRAOCULAR PSEUDOFÁQUICA EN
PACIENTES INTERVENIDOS PREVIAMENTE DE
CIRUGÍA REFRACTIVA CORNEAL LÁSER**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

José Antonio Calvache Anaya

Directores:

Dr. Andrés Gené Sampedro

Dra. Inmaculada Bueno Gimeno

Valencia, noviembre 2018

D. Andrés Gené Sampedro, Profesor Titular de Escuela Universitaria del Dpto. de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión de la Universidad de Valencia,

Dña. Inmaculada Bueno Gimeno, Profesora Contratada Doctora del Dpto. de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión de la Universidad de Valencia,

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, titulada “Método de cálculo de la potencia de la lente intraocular pseudofáquica en pacientes intervenidos previamente de cirugía refractiva corneal láser”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por D. José Antonio Calvache Anaya, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Optometría y Ciencias de la Visión de la Universidad de Valencia.

Y para que conste firman el presente certificado en Valencia, a 7 de noviembre de 2018.

Dr. Andrés Gené Sampedro

Dra. Inmaculada Bueno Gimeno

AGRADECIMIENTOS

Agradecimientos

A mis directores de la tesis, Dr. Andrés Gené Sampedro y Dra. Inmaculada Bueno Gimeno, por creer en mí, por tener tanta paciencia y darme todo su apoyo en esta gran aventura de la investigación.

A mis compañeros oftalmólogos de Clínica Baviera, Dra. Arantxa Urdiales Merino y Dr. Santiago Tomás Barberán, por darme la oportunidad de conocer este apasionante mundo del cálculo de lentes intraoculares, sus consejos... y aguantar mis disertaciones sobre óptica fisiológica estoicamente.

A todos los ópticos optometristas y oftalmólogos de Clínica Baviera, de los que he aprendido mucho para poder enfrentarme a esta investigación.

A todas mis compañeras, auxiliares y gerencia, de la Clínica Baviera de Palma de Mallorca, por su cariño y ánimos para desempeñar este gran trabajo.

Y a toda mi familia.

ABREVIATURAS

Abreviaturas

Listado de abreviaturas y acrónimos presentados en la presente tesis, por orden alfabético. En algunos casos, para facilitar la comprensión, se ha considerado mantener el término en inglés por lo extendido de su uso.

ΔR_V	Cambio refractivo medido desde el vértice corneal
ACCP	Average central corneal power
ASCRS	American Society of Cataract and Refractive Surgeons
CRCL	Cirugía refractiva corneal láser
DE	Desviación estándar
ECC	Espesor corneal central
EE	Equivalente esférico
EE _{Imp}	Equivalente esférico resultante del implante de la lente intraocular
EE _{Plano_LIO}	Equivalente esférico medido en el plano de la lente intraocular
EE _{POT4}	Equivalente esférico previsto si se hubiera implantado la lente del método propuesto en esta tesis
EffRP	Effective refractive power
ERM	Error refractivo medio
ERM _{Abs}	Valor medio de los valores absolutos de los errores refractivos
ErMedA	Mediana de los errores refractivos en valores absolutos
Error _{PlanoLIO_POT4}	Error refractivo medido en el plano de la lente intraocular
H-CRCL	Cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía
H-LASIK	Laser in situ keratimileusis para la hipermetropía
IC	Intervalo de confianza
LA	Longitud axial
LASIK	Laser in situ keratomileusis
LIO	Lente intraocular
M-CRCL	Cirugía refractiva corneal láser para la miopía
MedDif	Mediana de las diferencias entre dos muestras
M-LASIK	Laser in situ keratomileusis para la miopía
MHC	Método de la historia clínica
n_c	Índice de refracción de la córnea
n_{HA}	Índice de refracción del humor acuoso
n_Q	Índice de refracción queratométrico
PC	Potencia corneal
PCA	Profundidad de la cámara anterior
PC _{Anterior}	Potencia de la superficie corneal anterior
PC _{Correg}	Potencia corneal corregida
PC _{Idon}	Potencia corneal idónea
PC _{Posterior}	Potencia de la superficie corneal posterior
PC _{Postop}	Potencia corneal postoperatoria
PC _{Preop}	Potencia corneal preoperatoria

PCQ	Potencia corneal queratométrica
PEL	Posición efectiva de la lente
PEL _{Epit_Med}	Posición efectiva de la lente medida desde el epitelio corneal
PEL _{Haigis}	Posición efectiva de la lente según el algoritmo de Haigis
PLIO	Potencia de la lente intraocular
PLIO _{Correg}	Potencia de la lente intraocular corregida
PLIO _{EE}	Potencia de la lente intraocular para un equivalente esférico programado
PLIO _{EE=0}	Potencia de la lente intraocular para resultado refractivo ementrópico
PLIO _{Imp}	Potencia de la lente intraocular implantada
PLIO _{POT4}	Potencia de la lente intraocular según el método propuesto en esta tesis
P _{ojo}	Potencia dióptrica total del ojo
POT	Potencia óptica total
POT4	Potencia óptica total en la zona de 4 mm
PRK	Photorefractive keratotomy
SimK	Potencia queratométrica simulada por topografía corneal

RESUMEN

Resumen

Antecedentes

El valor de la potencia de la lente intraocular (PLIO) que sustituirá al cristalino en una cirugía de cataratas o lensectomía refractiva, es una función de la longitud axial (LA), la posición efectiva de la lente (PEL) y la potencia corneal (PC). Estas variables se introducen en una fórmula que proporciona el valor preciso de la PLIO para alcanzar el resultado refractivo programado. En ojos sin cirugías corneales previas, el resultado refractivo tras el implante es el esperado, con pequeños errores no significativos clínicamente. Sin embargo, cuando se calcula la PLIO en pacientes intervenidos previamente de cirugía refractiva corneal láser (CRCL), el resultado no es tan preciso como en pacientes sin cirugías refractivas previas, produciéndose con frecuencia resultados refractivos inesperados e indeseados. Las causas recaen en que en estos pacientes se miden erróneamente dos de las variables involucradas en el cálculo de la PLIO. En primer lugar, la medida de la PC no es válida en pacientes intervenidos de CRCL, ya que se rompe la relación fisiológica entre el radio anterior y posterior en la que se basa la medida del queratómetro. En segundo lugar, se produce una predicción también errónea de la PEL, ya que en algunas de las fórmulas de cálculo utilizadas, este valor se obtiene a partir de la PC. Por lo tanto, un método de cálculo de la PLIO en pacientes intervenidos de CRCL tiene que proponer un algoritmo de predicción de la PEL y una modalidad de medida de la PC que sea aplicable en ojos operados, y el valor de la PLIO calculado debería de proporcionar resultados refractivos similares a los obtenidos en ojos sin cirugías corneales previas.

Objetivo

Presentar y validar un método de cálculo de la PLIO en pacientes que han sido sometidos previamente a CRCL para la miopía o la hipermetropía, consistente en un modelo de predicción de la PEL, un método de medida de la PC y una fórmula de cálculo de la PLIO.

Material y métodos

Se revisaron retrospectivamente las historias clínicas de 88 pacientes intervenidos de implante de lente intraocular (LIO) en la Clínica Baviera de Palma de Mallorca. La muestra contiene dos grupos con diferentes características y objetivos: los grupos 1 y 2. El grupo 1, consta de 56 ojos de 56 pacientes a los que se implantó una LIO trifocal difractiva. Este grupo servirá para obtener un algoritmo de predicción de la PEL que sea aplicable en ojos tras CRCL. Para ello, se utilizó el tomógrafo Orbscan IIz para medir la profundidad de la cámara anterior (PCA) antes del implante, y la PEL tras el implante, determinando un modelo de regresión lineal para la predicción de la PEL en función de la PCA. El grupo 2 está formado por 32 ojos de 32 pacientes que habían sido intervenidos de CRCL y posteriormente implantados con los mismos modelos de LIO que el grupo 1. En estos pacientes se aplicará el método de cálculo de la PLIO. Para ello, antes del implante de la LIO se midió la LA mediante el biómetro óptico IOL Master, y se utilizó el tomógrafo corneal Orbscan IIz para medir la potencia óptica total en la zona de 4 mm (POT4) y la PCA. Se dedujo una fórmula de cálculo de la PLIO a partir de un modelo de ojo pseudofáquico, y se calculó la PLIO en cada caso con los datos de la LA, la PEL calculada a partir de la PCA, y la medida de la POT4. Se compararon los resultados refractivos previstos con el método propuesto con los publicados en la literatura para ojos intervenidos y no intervenidos previamente de CRCL.

Resultados

El error refractivo medio previsto fue de $+0,13 \pm 0,53$ D, y el valor medio de los errores refractivos previstos en valores absolutos de $+0,45 \pm 0,31$ D. Los porcentajes de equivalente esférico dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D fueron del 62,50% y 93,75%, respectivamente.

Conclusión

El método de cálculo de la potencia de la LIO propuesto en esta tesis proporciona resultados refractivos similares a los obtenidos en ojos sin CRCL previa.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Agradecimientos	V
Abreviaturas	IX
Resumen	1
1. Introducción	11
1.1 Presentación del problema.....	13
1.2 Introducción a las estrategias de resolución del problema.....	19
1.2.1 Obtención de la potencia corneal tras cirugía refractiva.....	19
1.2.2 Corrección de la posición efectiva de la lente.....	21
1.3 Medida de la potencia corneal.....	23
1.3.1 Un poco de historia de la queratometría.....	23
1.3.2 El índice de refracción keratométrico.....	24
1.3.3 Corrección refractiva mediante ablación láser.....	27
1.3.4 Ablación láser y error en la medida de la potencia corneal.....	28
1.3.5 Topografía y tomografía corneal.....	29
1.3.6 Descripción del tomógrafo corneal Orbscan IIz.....	30
1.4 Predicción de la posición efectiva de la lente.....	33
1.4.1 Posición efectiva de la lente y refracción postoperatoria.....	33
1.4.2 La posición efectiva de la lente intraocular y la cirugía de cristalino.....	34
1.4.3 Influencia de la posición efectiva de la lente en el resultado refractivo post quirúrgico.....	35
1.4.4 Algoritmos de predicción de la posición efectiva de la lente utilizados en las fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular.....	38
1.5 Fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular.....	39
1.5.1 Evolución de las fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular.....	40
1.5.2 Optimización de las constantes de lente.....	41
1.5.3 Fórmula paraxial de cálculo de la potencia de la lente intraocular.....	42
1.6 Métodos de cálculo de la potencia de la lente intraocular en pacientes intervenidos de cirugía refractiva.....	43
1.6.1 Presentación de resultados refractivos en estudios de lentes intraoculares.....	43

1.6.2	Resultados refractivos del implante de lente intraocular en ojos no operados de cirugía refractiva.....	45
1.6.3	Revisión general de métodos de cálculo de la potencia de la lente intraocular en ojos intervenidos de cirugía refractiva corneal.....	48
1.6.4	Calculadora on line de la American Society of Cataract and Refractive Surgery.....	61
1.6.5	Estudios y métodos con el tomógrafo Orbscan.....	61
2.	Justificación del estudio.....	67
3.	Hipótesis.....	71
4.	Objetivos.....	75
5.	Material y métodos.....	79
5.1	Introducción a la metodología.....	81
5.2	Paradigma metodológico.....	83
5.2.1	Diseño de la investigación.....	83
5.2.2	Descripción de la muestra y criterios de inclusión y exclusión...	83
5.2.3	Cirugías realizadas.....	86
5.3	Instrumentos de medida y lentes intraoculares implantadas.....	87
5.3.1	Autorrefractómetro.....	87
5.3.2	Instrumental utilizado para las medidas biométricas.....	87
5.3.3	Descripción de las lentes intraoculares implantadas.....	87
5.4	Toma de medidas y procesamiento.....	89
5.5	Toma de medidas y procesamiento en el grupo 1.....	90
5.6	Toma de medidas en el grupo 2.....	92
5.6.1	Equivalente esférico residual.....	92
5.6.2	Medida de la potencia óptica total a 4 mm.....	93
5.6.3	Medida de la longitud axial y la potencia corneal queratométrica.....	95
5.6.4	Medida de la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente.....	95
5.7	Cálculos en el grupo 2.....	96
5.7.1	Cálculo de la posición efectiva de la lente pronosticada.....	96
5.7.2	Cálculo de la potencia de la lente intraocular con el método propuesto.....	96
5.7.3	Potencia de la lente idónea y resultado refractivo esperado con el método propuesto.....	97

5.7.4	Cálculo de la potencia corneal idónea.....	99
5.7.5	Cálculo de la potencia corneal que se hubiera obtenido con otros métodos.....	100
5.8	Análisis estadístico.....	101
5.8.1	Análisis estadístico en el grupo 1.....	101
5.8.2	Análisis estadístico en el grupo 2.....	102
6.	Resultados.....	105
6.1	Introducción.....	107
6.2	Medidas biométricas.....	108
6.2.1	Comparación entre las muestras de los grupos 1 y 2.....	109
6.3	Análisis de regresión para la determinación de la posición efectiva de la lente en el grupo 1.....	111
6.3.1	Lente AT Lisa tri 839MP.....	111
6.3.2	Lente Finevision.....	114
6.3.3	Comparación de ambos subgrupos.....	116
6.4	Medidas biométricas en el grupo 2.....	119
6.4.1	Comparación de los parámetros biométricos por cirugía refractiva corneal previa.....	119
6.5	Cálculo de la posición efectiva de la lente.....	122
6.5.1	Comparación de la posición efectiva de la lente según el modelo de lente intraocular implantado.....	122
6.5.2	Comparación según el tipo de cirugía refractiva previa.....	124
6.5.3	Comparación entre la posición efectiva de la lente pronosticada y medida.....	125
6.5.4	Comparación con otros métodos.....	128
6.6	Potencia de la lente intraocular calculada y potencia de la lente intraocular idónea.....	131
6.6.1	Comparación por tipo de cirugía refractiva previa.....	132
6.6.2	Comparación entre la potencia de la lente idónea y la potencia calculada con el método estudiado para todo el grupo 2 y por cirugía refractiva previa.....	133
6.6.3	Comparación con los valores de potencias de lente calculadas con los métodos Haigis-L, Shammas-PL y Barret true-K.....	133
6.6.4	Comparación con los valores de potencias de lente calculadas con los métodos Haigis-L, Shammas-PL y Barret true-K según el tipo de cirugía refractiva previa.....	135
6.7	Error refractivo medio y error refractivo medio en valores absolutos....	137

6.7.1 Comparación por tipo de cirugía refractiva previa.....	137
6.8 Porcentajes de ojos dentro de los intervalos $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D e histograma de resultados refractivos.....	138
6.8.1 Comparación de los porcentajes de ojos dentro de los intervalos $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D e histograma de resultados refractivos por cirugía refractiva.....	139
6.9 Cálculo de la potencia corneal idónea y comparación con la potencia óptica total a 4 mm y la potencia corneal queratométrica.....	140
6.9.1 Comparación con otros métodos de obtención de la potencia corneal tras cirugía refractiva.....	146
7. Discusión.....	149
7.1 Introducción.....	151
7.2 Análisis de la muestra incluida en este estudio.....	153
7.3 La posición efectiva de la lente.....	155
7.4 Potencia de la lente intraocular.....	167
7.5 Resultados refractivos.....	169
7.5.1 Error refractivo medio y error refractivo medio absoluto.....	170
7.5.2 Porcentajes de ojos dentro de los intervalos refractivos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D.....	173
7.5.3 Confirmación de la hipótesis.....	174
7.6 Potencia corneal.....	176
7.7 Disertación general.....	181
7.8 Limitaciones y líneas futuras.....	185
8. Conclusiones.....	187
Bibliografía.....	191
Anexos.....	201
Anexo 1: Influencia en la refracción del cambio en la posición efectiva de la lente.....	203
Anexo 2: Deducción de la fórmula paraxial de cálculo de la potencia de la lente intraocular.....	207
Lista de tablas.....	211
Lista de figuras.....	213
Lista de ecuaciones.....	217

1. Introducción

“Es absolutamente imposible encarar problema humano alguno con una mente carente de prejuicios”

Simone de Beauvoir

1.1 Presentación del problema.

El cálculo de la potencia de la lente intraocular (PLIO) pseudofáquica es un procedimiento realizado rutinariamente como parte del protocolo de pruebas preoperatorias para la cirugía de cristalino. El valor de la PLIO que sustituirá al cristalino debe ser tal, que la refracción tras la operación sea la emetropía, o el equivalente esférico (EE) neutro, o bien, en aquellos casos en los que pueda resultar necesario, una ametropía previamente programada.

Gracias a los avances en instrumentación y al desarrollo de fórmulas de cálculo más precisas, los resultados refractivos tras el implante son cada vez más predecibles, produciéndose pocos errores refractivos postoperatorios significativos.^{1,2}

Sin embargo, con la creciente popularización de la cirugía refractiva corneal láser (CRCL), se ha puesto de manifiesto que la aplicación de los procedimientos habituales de cálculo de la PLIO en pacientes operados, puede conllevar a errores refractivos indeseados que pueden ser significativos. A estos resultados inesperados, se les han llamado *sorpresas refractivas*.³⁻⁵

Cada vez son más los pacientes operados de miopía, hipermetropía o astigmatismo, que precisan posteriormente la sustitución del cristalino por una lente intraocular (LIO). La causa puede estar en la aparición de cataratas, pero cada vez es más frecuente la realización de una lensectomía refractiva con implante de una LIO multifocal en pacientes presbitas.

Muchos de estos pacientes suelen tener altas expectativas sobre el resultado tras la intervención, sobre todo aquellos a los que se implantan las cada vez más populares LIO multifocales.⁶ Por lo tanto, cuando un clínico se encuentra con la situación de calcular la PLIO en un paciente operado previamente de CRCL, la preocupación por evitar la sorpresa refractiva y conseguir el resultado refractivo más cercano posible al objetivo planeado es cada vez más importante.

Desde que a principios de los años 90 del siglo pasado se evidenció el problema, numerosos investigadores han dedicado sus esfuerzos al desarrollo

de métodos de cálculo de la PLIO tras CRCL.^{6,7} El objetivo de estos métodos es conseguir refracciones postoperatorias similares a los que se consiguen en ojos sin una CRCL previa. Sin embargo, los resultados siguen siendo impredecibles, incluso aplicando los métodos más aceptados, por lo que son necesarios nuevos estudios.⁵ En esta tesis, se va a estudiar la eficacia de un método de cálculo de la PLIO tras una CRCL, cuyos detalles serán descritos más adelante.

A continuación se expondrá un resumen del problema que dio origen a esta investigación.

El cálculo de la PLIO requiere de la obtención de dos importantes medidas biométricas: la logitud axial (LA) del ojo y la potencia corneal (PC).¹ Estos datos, son introducidos en una fórmula de cálculo que proporciona el valor necesario de la potencia dióptrica a implantar para alcanzar el objetivo refractivo deseado.

Otro valor importante a tener en cuenta es la distancia entre la córnea y la LIO tras la intervención: la conocida como posición efectiva de la lente (PEL).¹ Esta distancia no puede ser medida a priori, por lo que las fórmulas de cálculo aplican un algoritmo para predecirla en función de alguna o algunas medidas preoperatorias y las características de la lente. Se presenta un esquema del proceso en la figura 1.

Por lo tanto, puede decirse que la PLIO para un EE programado ($PLIO_{EE}$) es una función de la LA, la PC, la PEL y el EE objetivo. Esto puede expresarse matemáticamente de manera genérica como sigue:

$$PLIO_{EE} = f(LA, PC, PEL, EE)$$

Ecuación 1

Si alguno de los datos introducidos en la fórmula es erróneo, el valor de PLIO calculado también lo será, por lo que no se alcanzará previsiblemente el objetivo refractivo planeado.

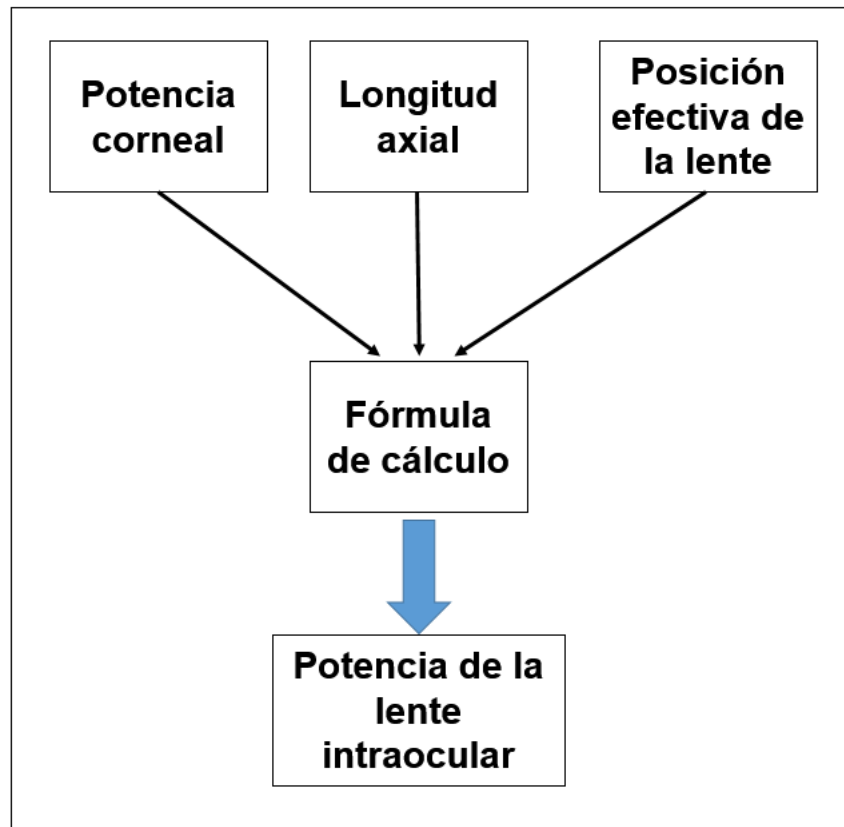


Figura 1. Esquema del proceso de cálculo de la potencia de la lente intraocular.

En un paciente intervenido de una CRCL para la miopía (M-CRCL) o la hipermetropía (H-CRCL), la LA no se ve alterada por la intervención corneal, ya que el cambio en esta medida provocado por la ablación es despreciable. Sin embargo, la PC sí se modifica, y de hecho el cambio en la PC es el mecanismo utilizado para influir en el estado refractivo ocular, como se verá en apartados posteriores.

Esta modificación de la PC conlleva a error en la medida producida por los queratómetros convencionales, ya sean manuales o automáticos.⁴ Las causas que provocan este error son tres. A continuación se explican.

Primera, el queratómetro manual o automático mide la potencia en un anillo de aproximadamente 3 mm de diámetro, asumiendo un perfil corneal fisiológico suave. Sin embargo, la ablación máxima producida por el láser puede ser más apical, por lo que el queratómetro no detecta la verdadera potencia corneal.⁸

Estas diferencias en el perfil corneal tras la CRCL se aprecian en las figuras 2 y 3.

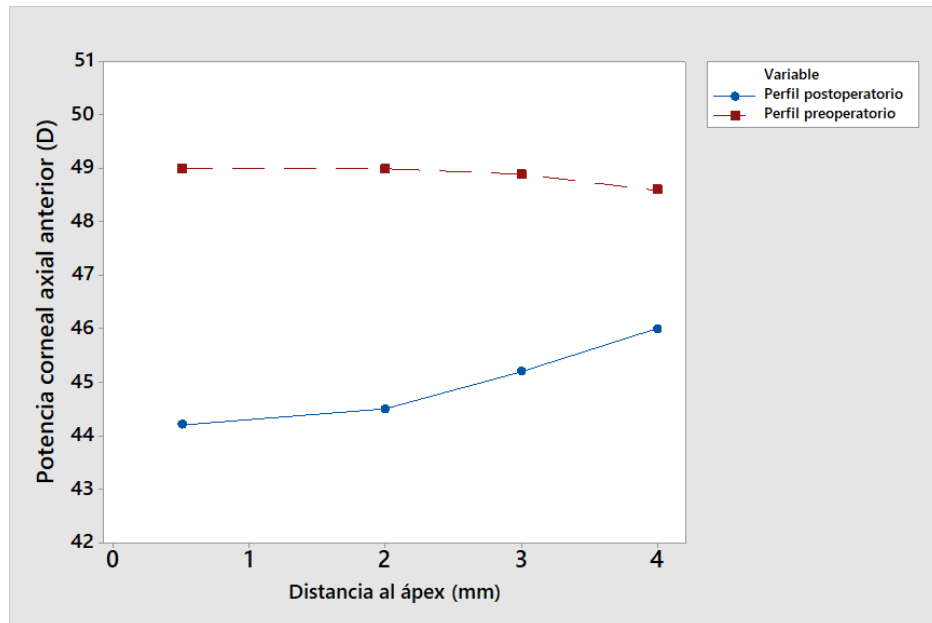


Figura 2. Cambio en el perfil de potencia corneal anterior medido con el tomógrafo corneal Orbscan IIz, en la ablación miópica (-4,27 D), con el láser excimer TecnoLass, con una zona óptica de 6 mm. (Fuente: elaboración propia).

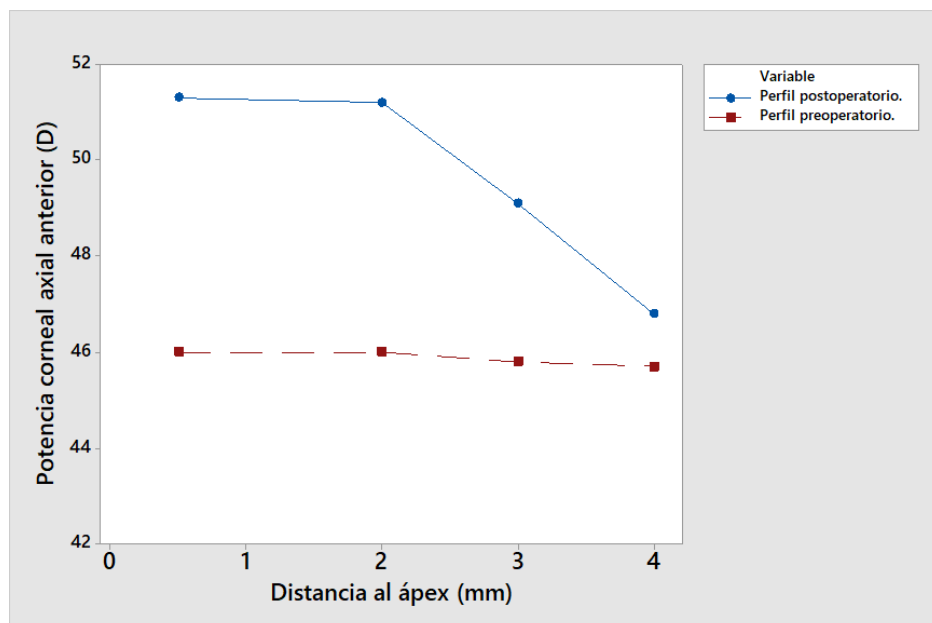


Figura 3. Cambio en el perfil de potencia corneal anterior en la ablación hipermetrópica (+5,32 D) realizada con el láser TecnoLass, y medido con el tomógrafo corneal Orbscan IIz. (Fuente: elaboración propia).

En segundo lugar, la medida del queratómetro se basa en la asunción de que existe una relación fisiológica entre los radios anterior y posterior corneales, lo que permite la medida de la potencia corneal mediante los datos del radio anterior y el índice de refracción queratométrico. En ojos intervenidos de CRCL, se modifica el radio anterior, pero no el posterior, por lo que esta relación se rompe, y el índice de refracción queratométrico queda invalidado.

En tercer lugar, las fórmulas de tercera generación, como la SRK/T, la Hoffer-Q o Holladay 2, ampliamente utilizadas en la práctica clínica, predicen la PEL en función de la PC y la LA. El uso de la PC como variable para la predicción de la PEL se basa en la asunción de que córneas más planas se corresponden con una distancia córnea cristalino más corta, y córneas más curvadas con cámaras más anchas. Asumiendo igualmente una relación entre la profundidad de la cámara anterior (PCA) y la PEL, se tendría que en córneas más planas la PEL es más corta que en córneas más curvadas. Esto puede verse en la figura 4, izquierda, en la que una córnea plana se correspondería con una PCA corta, y por lo tanto con una PEL también corta. A la derecha, una córnea más curvada, se correspondería con una cámara anterior más larga, y por lo tanto una PEL más larga. Si por ejemplo, se somete el ojo a una M-CRCL, la córnea se aplanará, por lo que la medida del queratómetro introducida en la fórmula engaña al algoritmo, el cuál realizará el cálculo partiendo de una córnea mucho más plana, y por lo tanto una PCA y una PEL más cortas que la que hubiera medido antes de la intervención. Sin embargo, la operación no ha influido realmente en la PCA, y por lo tanto, en la PEL. La modificación del radio corneal por la cirugía láser, rompe estas asunciones. Así, en la M-CRCL, el aplanamiento del radio corneal provocará que se asuma una PCA más corta que la anatómica del paciente, y lo contrario en la H-CRCL.⁴ Esto inducirá un error en el cálculo de la PLIO, ya que se asumirá una separación entre córnea y LIO errónea.

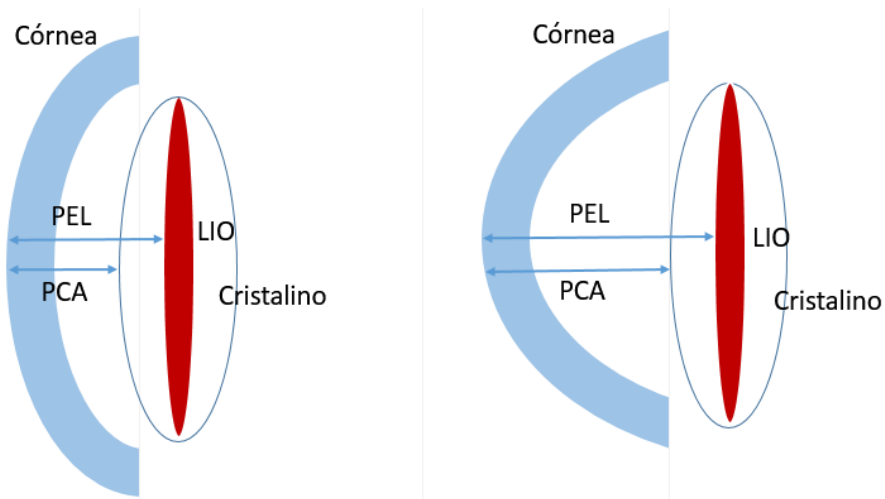


Figura 4. Relación entre la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente. Siendo PEL: posición efectiva de la lente; PCA: profundidad de la cámara anterior; LIO: lente intraocular.

Se han propuesto numerosos métodos de cálculo de la PLIO en estos pacientes. Los métodos propuestos tienen como objetivo resolver los problemas que se acaban de describir para obtener valores corregidos de PC y PEL.^{4,7}

A continuación se muestra un resumen de las principales estrategias.

1.2 Introducción a las estrategias de resolución del problema.

De lo apuntado anteriormente, se desprende que un método de cálculo de la PLIO tras una CRCL debe solucionar dos problemas, obteniendo unos valores de la PC y la PEL válidos. Se verán a continuación estas dos cuestiones.

1.2.1 Obtención de la potencia corneal tras cirugía refractiva.

Para lograr un valor de la PC válido tras una CRCL se utiliza alguna de las siguientes tres estrategias:

- Primera: deducción de la PC a partir de los datos pre y postoperatorios.

Éste es el llamado método de la historia clínica (MHC).³ Asumiendo que el cambio en la refracción se corresponde con el cambio en la PC, el valor de la PC postoperatoria (PC_{Postop}) se obtiene sumando el cambio refractivo a vértice corneal inducido por el láser (ΔR_V) a la PC preoperatoria (PC_{Preop}), tal y como se muestra en la ecuación 2.

$$PC_{Postop} = PC_{Preop} + \Delta R_V$$

Ecuación 2

- Segunda: modificación de la medida del queratómetro.

La medida del queratómetro es corregida mediante un algoritmo basado en técnicas estadísticas de regresión simple o múltiple,⁹ o bien sumando la potencia corneal anterior postoperatoria medida al valor medio poblacional de la potencia corneal posterior.^{10,11}

- Tercera: medida directa de la córnea.

Obtención de la PC mediante instrumentos que la reproducen fielmente, gracias a la medida de sus dos superficies, como los tomógrafos corneales.¹²⁻¹⁵

El MHC para la obtención de la PC postoperatoria en pacientes operados de una CRCL ha sido considerado como referencia o *gold estándar* para la

comparación con otros métodos en muchos estudios. Sin embargo, en la actualidad es considerado menos exacto que procedimientos basados en la medida directa.^{4,7} Además, en muchas ocasiones el clínico se encuentra en la situación de que no dispone de los datos preoperatorios necesarios para la aplicación de este método, o estos no son del todo fiables.

El análisis de regresión para la modificación de la potencia postoperatoria es utilizado por Haigis, mediante su fórmula conocida como Haigis-L,⁹ y por Shammas, en su fórmula Shammas-PL.¹¹

En la actualidad, cada vez son más los autores que abogan por métodos de medida directa, utilizando para ello tecnologías basadas en tomografía corneal, que permiten la medición de las dos superficies corneales, proporcionando datos de potencia y espesor punto a punto.^{5,12,16,17} Esto debería proporcionar, teóricamente, valores de la PC más precisos.

En efecto, si se dispone de los radios corneales anterior y posterior, se calcula la potencia de cada superficie ($P_{Superficie}$) a partir de su radio ($R_{Superficie}$) mediante la fórmula de la potencia del menisco esférico:¹⁸

$$P_{Superficie} = \frac{n_2 - n_1}{R_{Superficie}}$$

Ecuación 3

Y con las potencias de cada superficie, la potencia corneal total (PC_{Total}) se calcula mediante:¹⁸

$$PC_{Total} = PC_{Anterior} + PC_{Posterior} - \frac{ECC}{n_c} PC_{Anterior} PC_{Posterior}$$

Ecuación 4

donde la $PC_{Anterior}$, la $PC_{Posterior}$, el ECC y n_c son las potencias anterior y posterior de la córnea, el espesor corneal central y el índice de refracción de la córnea, respectivamente.

Los tomógrafos corneales Pentacam (Pentacam, Oculus, Wetzlar, Germany), Galilei (Galilei, Ziemer Ophthalmics AG, Port, Switzerland) y Sirius (Costruzione Strumenti Oftalmici, Florence, Italy) se basan en cámaras de Scheimpflug para reproducir una imagen tridimensional de la córnea.¹⁹ El

tomógrafo Orbscan IIz (Bausch & Lomb, New York, US) combina la tecnología de imágenes de hendidura, para la obtención de datos de elevación, con el disco de Plácido, para la reproducción más precisa de la primera superficie corneal. La combinación de ambas tecnologías en este tomógrafo, permite la obtención de una imagen tridimensional de la córnea, incluyendo datos de curvaturas de ambas superficies, así como de su espesor en cada punto.²⁰

1.2.2 Corrección de la posición efectiva de la lente.

Obtener un valor correcto de la PC no es suficiente para resolver el problema, sino que hay que calcular la PEL sin los errores inducidos por la cirugía.

La corrección del error en la predicción de la PEL es realizada modificando el algoritmo de predicción de esta distancia. Para ello, se evita utilizar la PC postoperatoria, proponiendo que sea una función de otras medidas biométricas, como la PCA o la LA. La fórmula Haigis-L,⁹ y la Shammas-PL,¹¹ incluyen algoritmos de predicción de la PEL que no incluyen el radio corneal.

Otra estrategia es la propuesta por Aramberri en el método conocido como de la doble-K de Aramberri.²¹ Este método consiste en utilizar dos valores de la PC: el preoperatorio para la obtención de la PEL, y el postoperatorio para el cálculo de la PLIO. De esta manera, la PEL será obtenida correctamente, ya que se utiliza el valor preoperatorio de la PC, que se correlaciona con la PEL.

En la figura 5 se muestran resumidas las estrategias para evitar las sorpresas refractivas.

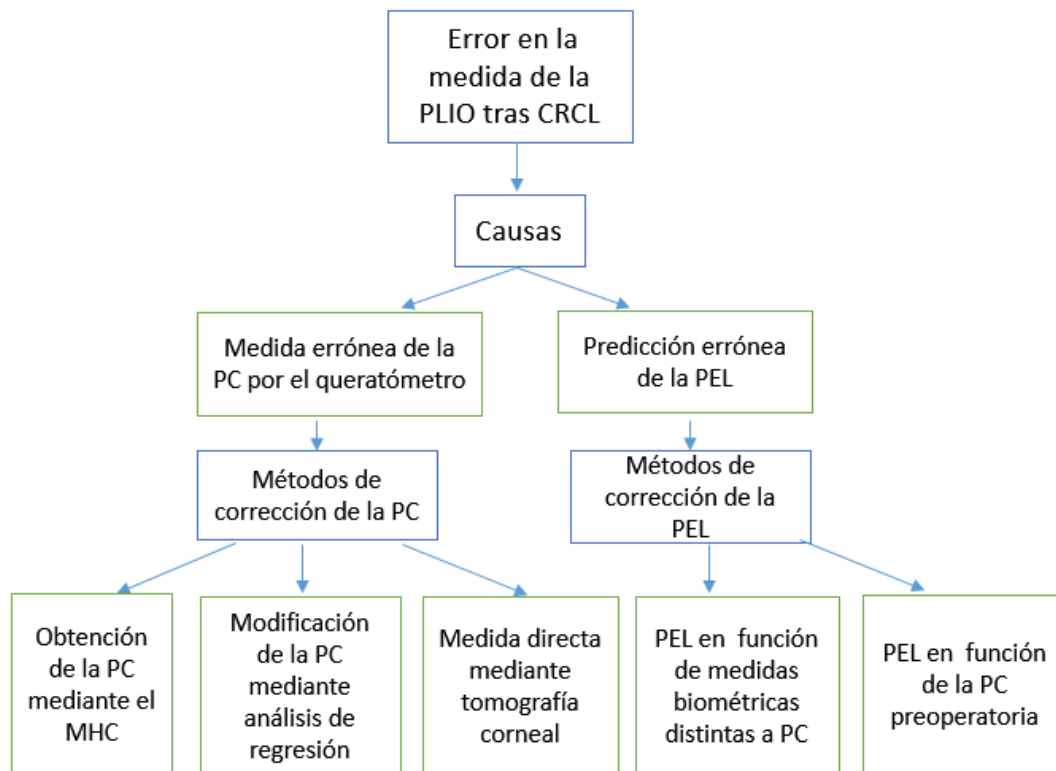


Figura 5. Resumen esquemático del problema y las estrategias de solución en el cálculo de la lente intraocular en pacientes intervenidos de cirugía refractiva corneal láser. Siendo PLIO: potencia de la lente intraocular; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PC: potencia corneal; PEL: posición efectiva de la lente; MHC: método de la historia clínica.

De lo escrito hasta ahora se deduce que, para acercarse a la resolución del problema, hay que analizar:

Primero, cómo se mide actualmente la PC y qué efecto tiene sobre ella la CRCL.

Segundo, cómo se obtiene la PEL y de qué depende.

Y tercero, cómo calcular la PLIO una vez conseguidos datos fiables, es decir, qué fórmula de cálculo utilizar.

Y éstos serán los temas que se desarrollarán en los siguientes apartados.

1.3 Medida de la potencia corneal.

El ojo pseudofáquico está formado por dos lentes: la córnea y la LIO. Es evidente que para poder calcular el valor de la PLIO para un determinado resultado refractivo, es necesario conocer la potencia de la otra lente, la córnea. Por lo tanto, la correcta obtención de la PC es esencial para calcular la PLIO, y así obtener la refracción deseada, que suele ser el EE neutro.

La medida de la PC es realizada de manera rutinaria en la prueba preoperatoria de la cirugía de cristalino, utilizando para ello los queratómetros manuales o automáticos convencionales. El valor es introducido en la fórmula de cálculo de la PLIO, proporcionando buenos resultados en ojos normales. Sin embargo, los queratómetros convencionales miden mal la PC en ojos operados de CRCL, lo que inducirá un error en el cálculo de la PLIO y, como consecuencia, un resultado refractivo indeseado.

En este apartado, se analizarán más en profundidad las causas de la medida errónea corneal, sus consecuencias, y algunos métodos propuestos para corregir la medida.

1.3.1 Un poco de historia de la queratometría.

Los primeros intentos para medir la curvatura corneal se debieron a que en 1779 Jesse Ramsdem y Everard Home querían comprobar la hipótesis de que los cambios en la acomodación ocular se debían a cambios en el radio corneal. Para ello, desarrollaron un instrumento que permitía comprobar si el radio se modificaba durante la acomodación, hipótesis propuesta por Kepler, mediante la observación con un telescopio de la reflexión de una mira doble sobre la córnea.²² Ellos comprobaron que no se producía ningún cambio en el radio, pero aun así perseveraron en su hipótesis inicial.

Hubo que esperar a 1853 para que Hermann von Helmholtz aplicara la idea fundamental de medir el aumento de una mira conocida sobre la córnea para calcular el radio de curvatura, asimilando la córnea a un espejo esférico. Gracias a los avances progresivos en su diseño, y a su popularización en el

campo de la oftalmología y la optometría, este instrumento ha sido el de referencia para la medida de la curvatura y la PC.²²

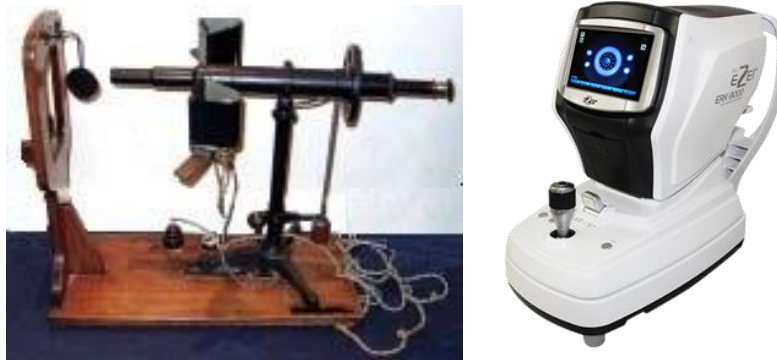


Figura 6. A la izquierda, queratómetro Pfister & Streit, fabricado en 1904, basado en el modelo de Javal and Schiøtz (1881). A la derecha, moderno queratómetro automático.

En la actualidad, los queratómetros manuales y automáticos se utilizan rutinariamente en optometría y oftalmología para la medida del radio y la potencia corneal.

1.3.2 El índice de refracción queratométrico.

El queratómetro mide el aumento producido por la primera superficie corneal de una mira de tamaño conocido, y de esta manera se deduce el radio de la superficie que produjo este aumento. En la figura 7 se muestra un esquema en el que se representa una mira de tamaño conocido y, situada a una distancia conocida d , que se refleja sobre la superficie corneal, la cual se asimila a un espejo de radio r , centro C y focal F' . El trazado de rayos localiza la situación y tamaño de la imagen (y'). La segunda superficie corneal, representada mediante línea discontinua, no interviene en la medida de r .

El radio del espejo se calcula mediante:

$$r = \frac{2 * d * y'}{y}$$

Ecuación 5

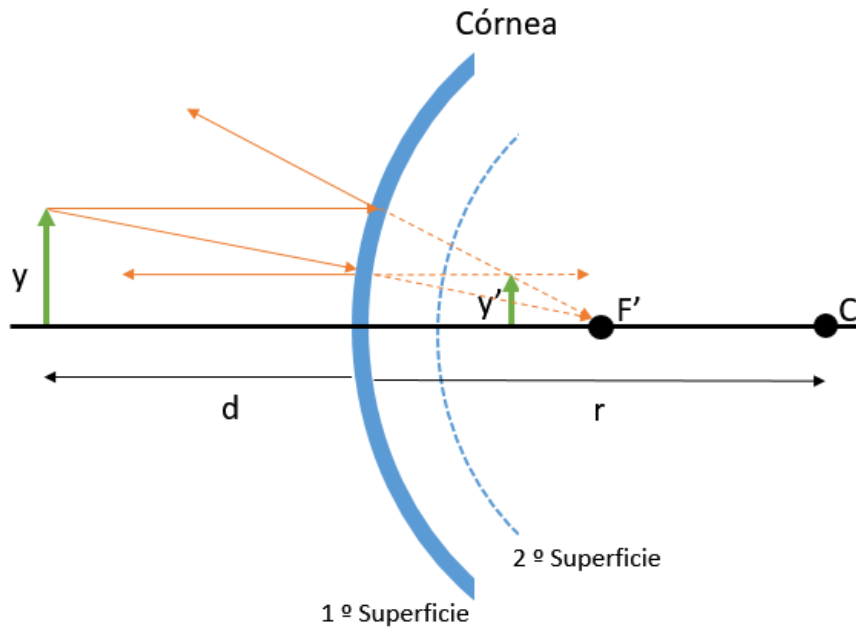


Figura 7. Esquema que ilustra el mecanismo por el cual el queratómetro mide el radio corneal de la primera superficie. Véase en el texto la definición de las variables de la figura.

La córnea tiene dos superficies, pero el queratómetro sólo tiene acceso a la medida de la primera. Este dato es suficiente para algunos procedimientos clínicos, como la adaptación de lentes de contacto, pero para el cálculo de la PLIO es necesario conocer el dato de potencia total corneal. Por lo tanto, se hizo necesario algún tipo de procedimiento para obtener el valor de la potencia total de la córnea, conociendo únicamente el radio de la primera superficie.

Debido a las dificultades iniciales para medir el radio posterior, la conversión de radio de curvatura anterior a potencia corneal total se basó en la asunción de la existencia de una relación fisiológica y suficientemente constante entre los radios anterior y posterior. Asumiendo esto, se asimila la córnea, formada por dos superficies, de radios R_1 y R_2 , e índice de refracción entre ambas superficies n_c , a un único dioptrio de radio R_1 , al que se asigna un índice de refracción ficticio, denominado índice de refracción queratométrico, n_q .²³ En la figura 8 se muestra esto último de manera esquemática.

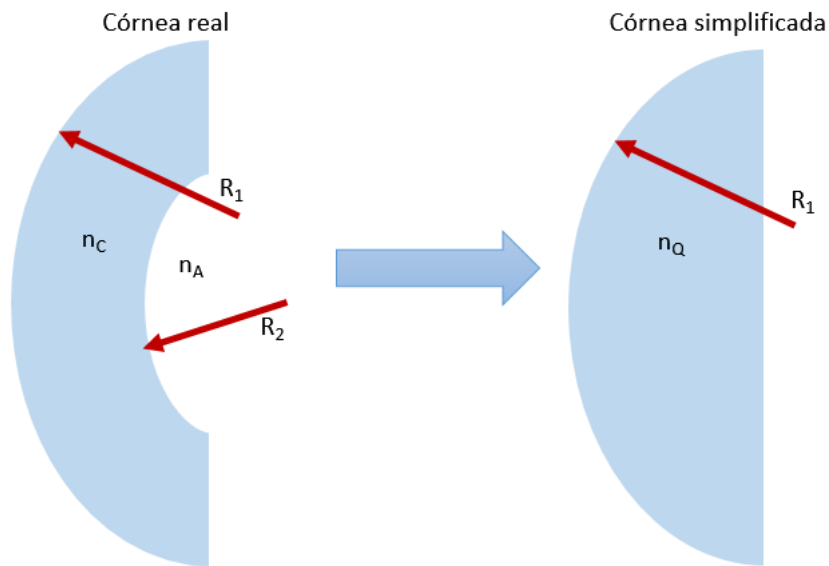


Figura 8. Simplificación de una córnea real de dos superficies de radios R_1 y R_2 , e índice de refracción n_C , a un menisco de radio R_1 e índice de refracción ficticio n_Q .

De esta manera, la potencia corneal queratométrica, a la que denominamos PCQ, se calcula mediante la ecuación paraxial para el cálculo de la potencia de un dioptrio esférico de radio R_1 , siendo el índice anterior al de la superficie el del aire:

$$PCQ = \frac{n_Q - 1}{R_1}$$

Ecuación 6

donde n_Q es el índice de refracción queratométrico, que puede depender del queratómetro utilizado, pero en la actualidad el valor más usado es de 1,3375.

Se acepta que, en condiciones normales, el valor de PC calculado con la ecuación 6 es válido en la mayoría de las ocasiones.²⁴ Sin embargo, el algoritmo de simplificación puede proporcionar errores en la PC debidos a dos fallos: una tendencia general a la sobrevaloración del valor real de PC calculado mediante la ecuación 6 utilizando el n_Q aceptado,²³⁻²⁵ y que la relación entre las superficies anterior y posterior tiene cierta variabilidad.²⁶

En la actualidad, y sabedores de esta tendencia a la sobrevaloración y posibles errores de medida de la PC del queratómetro, este instrumento es aún considerado por muchos como el de elección para su medida. Las fórmulas de

cálculo de la PLIO en ojos sin una CRCL previa, que se expondrán en apartados posteriores, utilizan el valor dióptrico de la PCQ de la ecuación 6 para calcular la PLIO, produciéndose muy pocos errores en ojos normales. Sin embargo, cuando comenzaron a operarse de cataratas pacientes que previamente habían sido intervenidos de una CRCL para la miopía, tanto con las técnicas incisionales, queratotomía radial y queratotomía arcuata, como ablativas mediante láser, el *laser in situ queratomileusis* (LASIK), o la *photorefractive keratotomy*, (PRK), se puso en evidencia que este instrumento no medía con precisión la PC en estos casos.

Se expone a continuación el mecanismo de actuación de la CRCL.

1.3.3 Corrección refractiva mediante ablación láser.

En 1970, Basov desarrolló un nuevo modelo de láser usando un dímero del gas xenón, al que llamó láser excimer, de *excited dimer*.²⁷ Más tarde, Taboada en 1981,²⁸ demostró que la ablación láser sobre el tejido corneal no producía daño en el tejido adyacente, sino que más bien se trataba de una separación directa no térmica de los enlaces moleculares. A este proceso lo llamó fotoablación. En mayo de 1983, en *el Conference on Lasers and Electro-Optics*, James J. Wynne presentó una comunicación en la que demostraba la capacidad del láser excimer de producir complejos patrones ablativos, removiendo únicamente una micra en cada pulso.²⁷

En 1988, Munnerlyn propuso un algoritmo, adaptado de uno previo de Barraquer, para obtener el perfil de la ablación en función de la zona óptica y la refracción que se desea operar.²⁹ La profundidad de la ablación (PA) en función del diámetro de la zona óptica (Φ_{zo}) y la refracción operada (RO) se calcula mediante la versión aproximada de la conocida fórmula de Munnerlyn:

$$PA = \frac{\Phi_{zo}^2}{3} \cdot RO$$

Ecuación 7

Tras numerosos ensayos clínicos, el láser excimer fue aplicado a ojos humanos sanos con intención refractiva. En 1991, el láser VISX 20/20 (VISX Inc,

Santa Clara, California), es considerado un dispositivo seguro para el tratamiento de los defectos refractivos mediante la PRK.³⁰ A partir de este momento, la técnica se populariza y multitud de personas son tratadas en todo el mundo, con una tendencia creciente gracias al perfeccionamiento de las técnicas y láseres.

1.3.4 Ablación láser y error en la medida de la potencia corneal.

La capacidad del láser excimer de producir patrones ablativos sin alterar el tejido circundante, con una precisión micrométrica, permite tallar la superficie corneal anterior, siguiendo un patrón establecido para modificar su curvatura.

Es aceptado que por cada dioptría que cambie la PC, cambia 1 dioptría la refracción medida a plano corneal.⁴ Las técnicas ablativas mediante láser, como el LASIK y la PRK, modifican únicamente el radio de la primera superficie corneal en una cantidad tal, que se reduzca el valor de la PC total en una cantidad igual a la refracción que se desea modificar, trasladada al vértice corneal. El cambio refractivo se debe casi exclusivamente a los cambios en el radio corneal anterior.^{31,32} Un cambio de 1 mm en el radio anterior corneal se corresponde aproximadamente con 5 D de cambio refractivo.³²

El hecho de que el láser modifique únicamente el radio de la primera superficie corneal, es una de las causas del error en la medida de la PC por los queratómetros. Esto provoca la ruptura de la relación fisiológica entre los radios anterior y posterior, invalidando el algoritmo de cálculo de la PC basado en la medida únicamente del radio anterior.

Por otro lado, se provoca un cambio significativo en el perfil corneal, pasando de una córnea con cambios suaves en la potencia en función de la distancia al vértice, a cambios más bruscos inducidos por la ablación láser, más pronunciados en el vértice que en la periferia, como se mostró en las figuras 2 y 3.

En la actualidad, además del queratómetro para la medida de la PC, cada vez son más utilizados los topógrafos y tomógrafos corneales. La principal ventaja de los tomógrafos corneales es la reproducción de las dos superficies

corneales, por lo que teóricamente es posible obtener un valor de la PC más real, además de la gran versatilidad que proporcionan, ya que permite la medida de la PC en diferentes zonas. En la siguiente sección se describen en mayor detalle.

1.3.5 Topografía y tomografía corneal.

El error del queratómetro es, básicamente, un error en la adquisición de la PC producida por las limitaciones en el diseño del instrumento. El queratómetro mide sólo la curvatura en una zona limitada de la córnea y en la superficie anterior. Estas limitaciones se superan gracias a la topografía y tomografía corneal.

Un mapa topográfico corneal reproduce su superficie, mostrando sus diferencias de elevación o potencia mediante códigos de colores. La tomografía se refiere a los sistemas que son capaces de reproducir una imagen tridimensional de la córnea usando una serie de cortes ópticos seccionales, proporcionando información de ambas superficies.³³

1.3.5.1 Un poco de historia.

En 1880, Antonio Plácido usó una serie de círculos blancos concéntricos sobre fondo negro con el objeto de observar su reflejo sobre la córnea,³⁴ (figura 9). Es el conocido como Disco de Plácido. En teoría, los círculos reflejados deberían estar más juntos en las zonas corneales más elevadas. De esta manera, se evaluaron por primera vez las diferencias de curvatura en la superficie corneal. Fueron los primeros intentos de realizar una topografía corneal.



Figura 9. Disco de Plácido.

El primer mapa corneal de curvaturas codificado por colores se realizó en 1987, y fue el inicio del diseño de varios videoqueratoscopios comerciales.³³ Los videoqueratoscopios proporcionaron información en dos dimensiones sobre la curvatura a lo largo de toda la superficie corneal, siendo muy útiles para el diagnóstico y evolución de patologías corneales, como el queratocono, y para la evaluación pre y post cirugía refractiva.

El paso a la tomografía o imagen tridimensional de la córnea se produjo gracias a la tomografía de elevación. En 1995, el sistema Orbscan utilizó cortes ópticos seccionales para calcular la elevación.³³

Otros sistemas como Galilei, Pentacam y Sirius realizan tomografía basada en cámaras de Scheimpflug.

El instrumento de medida utilizado en esta investigación será el Orbscan IIz, por lo que se explicarán con mayor profundidad sus características.

1.3.6 Descripción del tomógrafo corneal Orbscan IIz.

El sistema Orbscan II utiliza la combinación del Disco de Plácido con la tomografía de elevación para reproducir la córnea en tres dimensiones. El sistema de lámpara de hendidura realiza un escaneo de toda la superficie corneal mediante la proyección de 40 cortes ópticos, 20 por la derecha y 20 por la izquierda, de 12,5 mm de altura y 0,3 mm de anchura, con un ángulo de 45°.

La actualización más reciente, el Orbscan IIz, integra un aberrómetro de Hartmann-Shack. El tomógrafo Orbscan, Orbscan II y Orbscan IIz (figura 10) ha sido utilizado por muchos investigadores para la obtención de la PC en ojos tras CRCL.^{12,16,35-38}

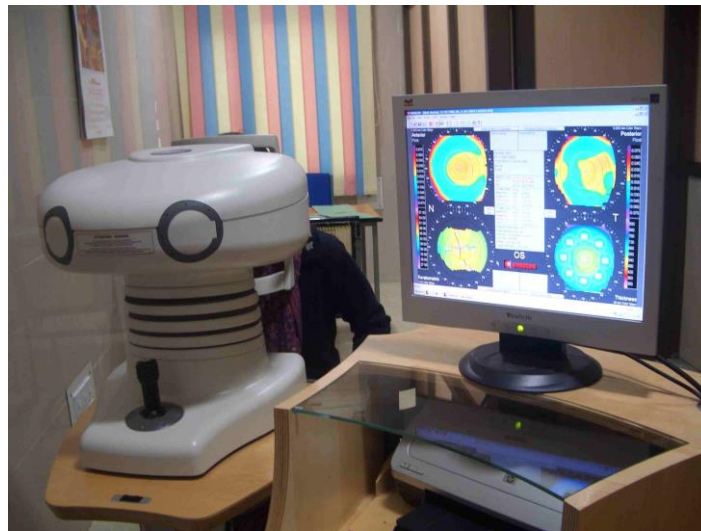


Figura 10. Tomógrafo corneal Orbscan IIz. En la pantalla se muestra una típica configuración Quad, con los mapas de elevación anterior (superior izquierda) y posterior (superior derecha), topográfico (inferior izquierda) y paquimétrico (inferior derecha).

Entre las distintas modalidades de la PC medidas por este tomógrafo, la potencia óptica total (POT), en una zona de 4 mm de diámetro con centro en el ápex (POT4), ha sido sugerida por otros investigadores como un valor de PC válido tras una CRCL.^{16,35}

La POT se calcula mediante trazado de rayos con la ley de Snell, calculando para cada punto la trayectoria de un rayo que entra paralelo al eje siendo refractado por las dos superficies corneales, anterior y posterior, y teniendo en cuenta el espesor corneal en cada punto.³⁸ Por lo tanto, este valor de potencia debería ser, teóricamente, un valor válido de la PC para cada punto.

En la figura 11 se muestra la trayectoria de un rayo que incide paralelo a la córnea a una altura h . El ángulo de incidencia respecto a la normal en el punto

de entrada es ε_1 , y el refractado ε'_1 . En la segunda superficie el rayo incide con un ángulo ε_2 , saliendo finalmente de la córnea con un ángulo ε'_2 . Utilizando la ley de Snell se obtienen los ángulos de refracción en cada una de las dos superficies corneales.

$$n_1 \cdot \sin \varepsilon_1 = n_2 \cdot \sin \varepsilon'_1$$

Ecuación 8

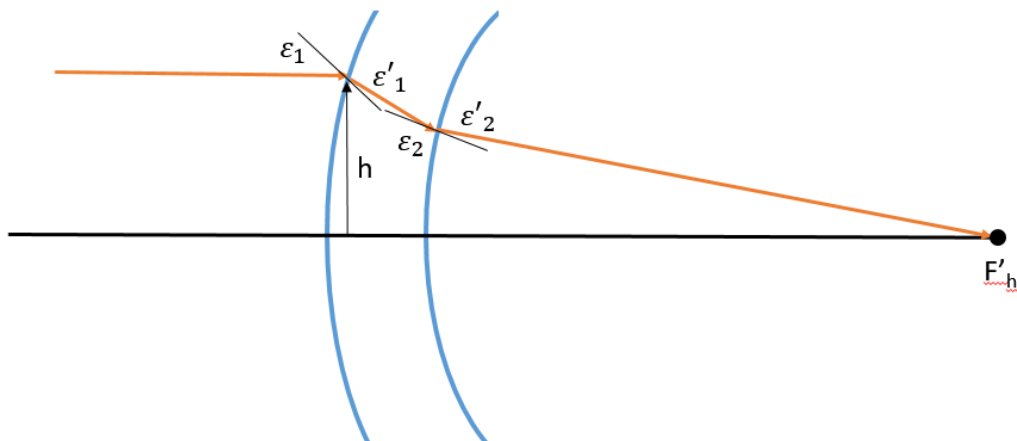


Figura 11. Camino de un rayo a través de la córnea incidiendo a una altura h .

El tomógrafo proporciona la opción de medir la POT en un punto a una determinada distancia del ápex, promediada en un área de un diámetro seleccionado con centro en el ápex, o en un anillo de diámetro y espesor elegidos por el operador del instrumento.

Este instrumento proporciona la medida de la PCA desde el epitelio, mediante un proceso de triangulación. Se ha descrito que la precisión y repetibilidad de la medida de la PCA es similar a la obtenida mediante ultrasonidos.⁶⁵

Como se ha indicado, el tomógrafo Orbscan IIz será el instrumento que se utilizará para realizar las medidas de la PC, la PCA desde endotelio y la PEL.

1.4 Predicción de la posición efectiva de la lente.

Durante la intervención de cirugía de cataratas convencional, el cirujano implanta la lente en el interior del saco del cristalino, quedando ésta situada a cierta distancia de la córnea. Esta distancia es conocida internacionalmente como ELP, del inglés *effective lens position*, aunque en este trabajo de investigación se ha utilizado el acrónimo del español posición efectiva de la lente, (PEL). Esta medida determina en gran medida el resultado refractivo, como se verá a continuación.

Una característica importante de la PEL es que el cirujano no puede ajustarla con precisión, es decir, no puede situar la LIO a una distancia predeterminada de la córnea, sino que hay que realizar una predicción.

Entonces pueden plantearse varias hipótesis: podría pensarse que la separación córnea-LIO es la misma en todos los ojos y para todos los modelos de lente; o bien afirmar que depende del modelo de lente; o plantear la hipótesis de que depende de alguno o algunos de los parámetros biométricos medibles preoperatoriamente y de las características de la LIO.

Según se elija una u otra hipótesis, el modelo predictivo puede proporcionar diferentes resultados, pero además, puede quedar invalidado en ojos con determinadas características, como ocurre con los operados de una CRCL.

En este apartado se va a analizar la PEL, de qué depende según diferentes autores, cómo influye en el estado refractivo tras el implante y por qué los algoritmos de predicción de algunas fórmulas utilizadas habitualmente proporcionan valores erróneos en ojos operados de CRCL.

1.4.1 Posición efectiva de la lente y refracción postoperatoria.

En la figura 12 se muestra esquemáticamente un ojo pseudofáquico, formado por la córnea y la LIO. La potencia del sistema ocular pseudofáquico viene dada por:³⁹

$$P_{ojo} = PC + PLIO - \frac{PEL}{n_{HA}} \cdot PC \cdot PLIO$$

Ecuación 9

donde P_{ojo} es la potencia total del ojo, n_{HA} el índice de refracción del humor acuoso y PEL la distancia entre el epitelio corneal y la posición que ocupa la lente en el interior del ojo. Se considera la LIO como una lente delgada.

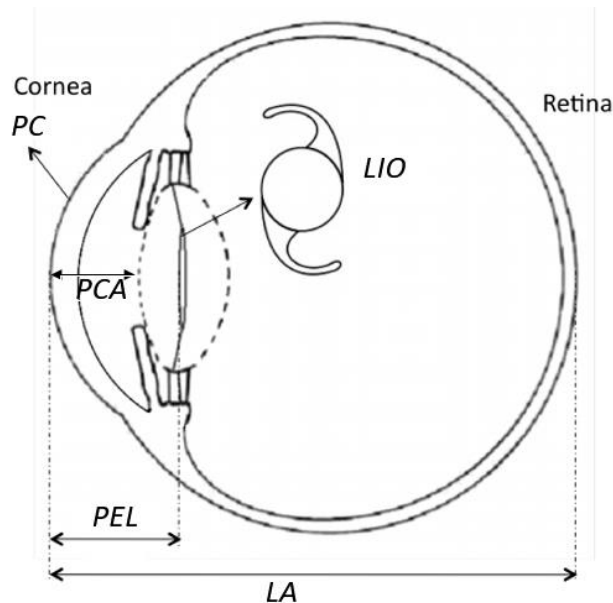


Figura 12. Esquema del ojo pseudofáquico. Siendo PC: potencia corneal; PCA: profundidad de la cámara anterior; PEL: posición efectiva de la lente; LA: longitud axial; LIO: lente intraocular.

De la ecuación 9 se desprende que la potencia ocular, y por lo tanto el estado refractivo del ojo pseudofáquico, depende de la potencia dióptrica de las dos lentes que lo componen y de la distancia que las separa. De aquí que a lo largo de la corta historia del cálculo de la potencia de la LIO se hayan realizado numerosos estudios para determinar esta distancia.^{1,40-42}

1.4.2 La posición efectiva de la lente intraocular y la cirugía de cristalino.

En la actualidad, la cirugía de implante de LIO utilizada rutinariamente es la denominada facoemulsificación con implante de LIO intracapsular. El proceso consiste esquemáticamente en:

1. Facoemulsificación y aspiración del núcleo y corteza del cristalino: se emulsifica la corteza y el núcleo del cristalino mediante ultrasonidos, extrayéndose mediante aspiración, y dejando el saco capsular vacío como receptor de la LIO.
2. Implante de la LIO en el saco capsular: se implanta la LIO en el interior del saco capsular mediante un inyector.

Por lo tanto, al estar situada en el lugar que ocupaba antes el cristalino, y en el interior de su saco capsular, es evidente que la situación final de la LIO va a depender en parte de la situación del cristalino antes de la intervención, es decir, de la PCA.

1.4.3 Influencia de la posición efectiva de la lente en el resultado refractivo post quirúrgico.

En el anexo 1 se realiza un análisis del cambio en la refracción inducido por cambios en la distancia LIO-córnea. En la figura 13 se presenta uno de sus resultados: el gráfico del cambio en la refracción por mm de cambio en la PEL.

Se observa en esta figura como el cambio en la refracción por mm de cambio en la posición de la lente es mayor cuanta mayor la potencia. En lentes de valores entre 20,00 y 22,00 D, que son las que se obtienen para ojos en el entorno de la emetropía preoperatoria, la modificación en la refracción en gafa por mm de cambio en la PEL es de aproximadamente 1,3 D.

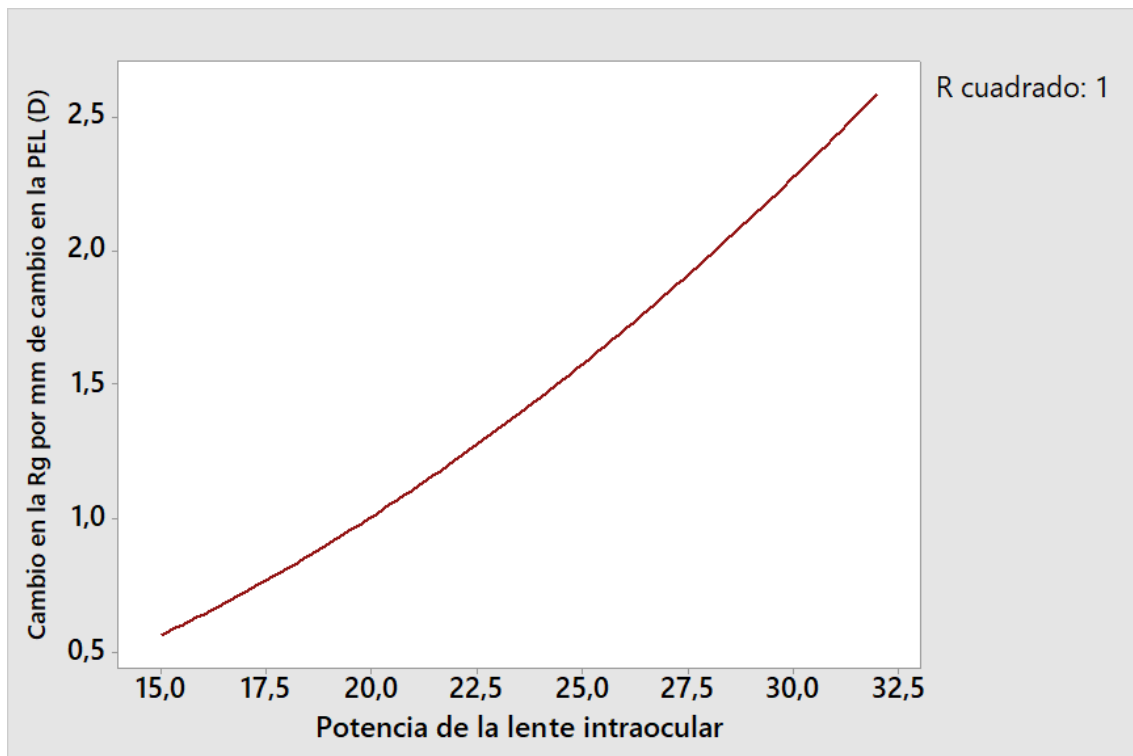


Figura 13. Cambio en la refracción en gafa (Rg) por mm de cambio en la posición efectiva de la lente para diferentes valores de potencia de la lente intraocular.

En la figura 14 se muestra un esquema de un ojo pseudofáquico con la LIO situada en tres posiciones: la posición correcta, 1 mm más cerca de la córnea y 1 mm más alejada de la córnea. La lente situada en el centro, de color verde, es la que con su valor de potencia induce la emetropía, y está situada a 4,5 mm del epitelio corneal. Suponiendo que se trata de una LIO de potencia de entre 20,00 y 22,00, si la lente se aleja o acerca 1 mm respecto a esta posición, se producirá un error de unas 1,3 D en la refracción postoperatoria. En el caso de acercamiento de la LIO a la córnea (lente de color rojo) el cambio es miópico, ya que la potencia total del sistema aumenta, e hipermetrópico cuando la LIO se aleja de su posición ideal (lente de color azul), ya que la potencia del sistema disminuye. Por lo tanto, se comprueba la importancia de la determinación precisa de la PEL para la consecución del objetivo refractivo programado.

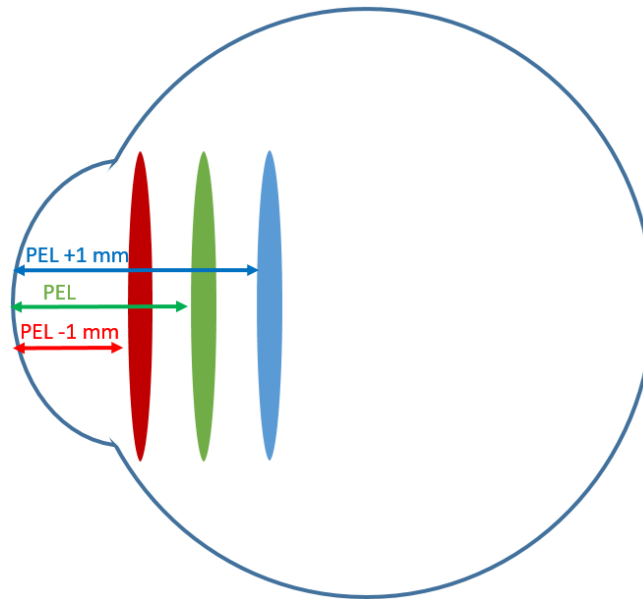


Figura 14. Esquema de un ojo pseudofáquico con la lente intraocular de la misma potencia situada en tres posiciones distintas. Siendo PEL: posición efectiva de la lente.

Se analiza a continuación como esto último influye en la sorpresa refractiva tras una CRCL. Se parte en este análisis de una LIO de potencia entre 20 y 22 D, que es la que suele calcularse en estos casos, ya que son pacientes previamente intervenidos y su refracción antes del implante es cercana a la emetropía.

En el caso de la M-CRCL, la córnea se aplana, y los algoritmos en los que interviene la PC predicen que la LIO quedará más cerca de la córnea de lo que realmente resulta, por lo que la fórmula calculará una PLIO como si estuviera más cerca de la córnea de la real, entonces la PLIO será inferior a la necesaria, y el paciente resulta hipermetrope de 1,3 D por mm de error.

En el caso de la H-CRCL, el láser produce una córnea más curva, por lo que el algoritmo de cálculo supondrá una lente más alejada de la córnea, y se calculará una PLIO más alta que la necesaria, teniendo como consecuencia una sorpresa refractiva miópica.

Por lo tanto, se pone de manifiesto que los algoritmos que incluyan la PC en la predicción de la PEL en pacientes con CRCL inducen a errores que dependen de la cantidad de refracción intervenida.

1.4.4 Algoritmos de predicción de la posición efectiva de la lente utilizados en las fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular.

En 1988, Holladay propone una fórmula, conocida como Holladay I, en la que propone un algoritmo de predicción de la PEL basado en el radio corneal, la LA y una constante que depende del modelo de LIO, denominada constante A.⁴³

Posteriormente, Retzlaff, Sanders y Kraff publicaron su conocida fórmula SRK/T.⁴⁴ Más tarde, Hoffer publica su fórmula, conocida como Hoffer-Q.³ Estas dos fórmulas de cálculo de la PLIO son las más utilizadas en la práctica clínica habitual. En ambos casos, el algoritmo de predicción de la PEL también depende de la PC y la LA.

En la actualidad, los modelos de predicción de la PEL incluyen más variables. En la fórmula Holladay II, que no ha sido publicada, la PEL depende de siete variables, entre ellas la LA, la PC, la PCA, la edad y la refracción.⁴⁵ En la fórmula publicada por Haigis, la PEL es una función de la PCA y la LA.⁴⁶ El modelo para predecir la PEL según Haigis es:

$$PEL = a_0 + a_1 \cdot PCA + a_2 \cdot LA$$

Ecuación 10

Donde a_0 , a_1 y a_2 son tres constantes que dependen del modelo de LIO.

Como conclusión a este apartado, diremos que el uso de la PC en un modelo de predicción de la PEL induce a errores en el cálculo de la PLIO, por lo tanto, un algoritmo de predicción de la PEL debería evitar el uso de esta variable. La fórmula de Haigis es un ejemplo de modelo en el que la PC se evita, siendo una función de la LA y la PCA preoperatoria.

En este estudio, se obtendrá la PEL en función de variables biométricas como la LA y/o la PCA preoperatoria, sin utilizar la PC.

1.5 Fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular.

Durante la Segunda Guerra Mundial, el oftalmólogo londinense Dr Harold Ridley se ocupó de la cura de las heridas oculares de los pilotos de combate de la fuerza aérea británica. Este médico observó que los ojos de los pilotos con cuerpos extraños intraoculares, procedentes de las ventanillas de los aviones de combate Spitfire, fabricadas en PMMA, no producían una reacción de rechazo en el tejido del interior del ojo. Esta observación le llevó a pensar si una lente fabricada en PMMA podría ser utilizada para sustituir al cristalino en la cirugía de la catarata, lo que evitaría la afaquia y las altas refracciones postoperatorias.⁴⁷

El 29 de noviembre de 1949, el Dr Ridley implantó la primera LIO durante una operación de cataratas, en el hospital St. Thomas de Londres. Inicialmente se implantaron lentes de potencia estándar en todos los ojos, de +18,00 D. Más adelante se adoptó la estrategia de modificar este valor en función de la refracción del paciente, restando en miopes y sumando en hipermetropes. Con la acumulación de la experiencia, se comprobó la inexactitud de los resultados refractivos postoperatorios, con lo que se vio la necesidad de desarrollar una fórmula para calcular con mayor exactitud la PLIO para que el paciente resultara emétrope (o con EE neutro) tras el implante.¹

Se han desarrollado dos tipos de fórmulas: las teóricas y las empíricas. Las fórmulas teóricas están basadas en el planteamiento del sistema óptico ocular pseudofáquico y resolver el valor de la variable PLIO. Las empíricas se basan en análisis de regresión de cientos de ojos, en el que la variable dependiente es la PLIO y las independientes la PC y la LA. Una de las primeras fórmulas utilizadas es la SRK.^{46,48} Esta fórmula es empírica. Se escribe a continuación por su simplicidad:

$$PLIO = A - 2,5 \cdot LA - 0,9 \cdot PC$$

Ecuación 11

La fórmula SRK muestra de manera sencilla las variables de las que depende la PLIO: la PC, la LA y la constante A, que depende del modelo de la LIO, y que está relacionada con la PEL.

1.5.1 Evolución de las fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular.

A lo largo de 40 años se han propuesto diferentes fórmulas para calcular la PLIO, organizadas en generaciones, de la 1ª a la 4ª. La principal diferencia entre generaciones es la manera de determinar la PEL.

Así, las fórmulas de 1ª generación asumen una PEL constante, Pertenecen a este grupo las fórmulas de Fyodorov (1967), Colenbrander (1973), Hoffer (1974) y Binkhorst (1976).¹

En las fórmulas de 2ª generación, se postula la hipótesis de que la PEL depende de la LA. A esta generación pertenecen las fórmulas propuestas por Shammas (1982) y Hoffer (1984).¹

Más adelante, se comprobó que el radio corneal, o equivalentemente su potencia, es una variable que influye también en la PEL. Así, las fórmulas de 3ª generación predicen la PEL como función de la LA y la PC. A esta generación pertenecen las fórmulas Holladay (1988),⁴³ SRK/T (1990),⁴⁴ y HofferQ (1993).³

En las fórmulas de 4ª generación la PEL se predice o bien utilizando más de dos variables, como la Holladay 2 (1996), o bien valores distintos a la PC y la LA, como la Haigis (1997).⁴⁶

En la práctica clínica habitual, son muy utilizadas las fórmulas SRK/T y Hoffer Q, ya que proporcionan buenos resultados en ojos normales, aunque ha sido cuestionada por otras fórmulas posteriores, como la Haigis,⁴⁹ y la Barrett Universal II.⁵⁰

En los servicios de oftalmología de muchos hospitales y centros privados, se utiliza habitualmente la SRK/T en ojos con una LA superior a 22 mm, y la Hoffer Q en ojos cortos con una LA menor a 22 mm.¹

La fórmula Barret Universal II,⁵⁰ desarrollada en 1993 por Barrett, tuvo como objetivo proporcionar buenos resultados en cualquier ojo, independientemente de su LA. Por este motivo la define el autor como “universal”, en contraposición a las clásicas SRK/T y Hoffer-Q, las cuales funcionan mejor en diferentes intervalos de LA. Los detalles de la fórmula no han

sido publicados. Puede aplicarse mediante una herramienta web.^A Esta fórmula calcula la PEL a partir de la LA y la PCQ.

En 2010, Sheard et al.⁵¹ publican una modificación de la SRK/T, a la que denominan T2, en la que corrigen el comportamiento erróneo de esta fórmula en algunos tramos de LA y PCQ.

1.5.2 Optimización de las constantes de lente.

Las fórmulas de cálculo utilizan un valor llamado constante de lente. La fórmula SRK/T utiliza la constante A.⁴⁸ La fórmula Hoffer Q utiliza la constante ACD.³ La Haigis utiliza tres constantes, a_0 , a_1 y a_2 .⁹ Estas constantes están relacionadas con las características de fabricación que determinan la PEL final, que puede ser distinta en distintos modelos. Cuando un laboratorio fabrica una nueva lente, tiene que establecer su constante.

Muchos autores recomiendan la optimización de las constantes de las LIO que se utilizan en los servicios de oftalmología a partir del valor recomendado por el fabricante.⁵² El proceso de optimización se realiza ajustando los valores de las constantes en función de los resultados que van obteniéndose. Es decir, la optimización de los resultados refractivos se realiza mediante el ajuste en la PEL.

Este procedimiento es utilizado en los estudios sobre métodos y fórmulas de cálculo de la PLIO. La optimización de las constantes, proporciona los mejores resultados posibles del método estudiado.^{49,53}

Sin embargo, como afirman Norrby et al.,⁴² el proceso de optimización conduce a que la PEL de las fórmulas de cálculo no sea la distancia real a la que se posiciona la LIO, sino el valor que hace el residuo refractivo medio neutro para esa fórmula. Se trata de un valor ajustado obtenido mediante el análisis de los resultados refractivos de cientos de cirugías, con el objetivo de optimizar el resultado de la fórmula de cálculo. Es decir, se minimizan los errores en el cálculo

^A http://www.apacrs.org/barrett_universal2/, último acceso 25 de septiembre de 2018

de la LIO ajustando la PEL. Éste es un punto importante que será analizado con mayor detalle en esta investigación.

1.5.3 Fórmula paraxial de cálculo de la potencia de la lente intraocular.

En el anexo 2 se presenta el proceso de deducción de la fórmula paraxial de cálculo de la PLIO que será usada en esta tesis. La ecuación para el objetivo refractivo emétrópico es:

$$PLIO_{EE=0} = \frac{n_{HA}}{LA - PEL} - \frac{PC}{1 - \frac{PEL}{n_{HA}} \cdot PC}$$

Ecuación 12

Donde la $PLIO_{EE=0}$ es la PLIO para resultado de $EE = 0$, $n_{HA} = 1,336$ el índice de refracción del acuoso y la PEL la posición de la lente medida desde el epitelio. Las unidades para la LA y la PEL son metros.

Esta es la fórmula que se utilizará en esta tesis. La PC será la POT4 y la PEL se calculará mediante análisis de regresión lineal cuyas variables serán la LA y/o la PCA preoperatoria.

1.6 Métodos de cálculo de la potencia de la LIO en pacientes intervenidos de cirugía refractiva.

Desde que se evidenció el problema del cálculo de la PLIO tras cirugía refractiva corneal, se han propuesto numerosos métodos específicos para impedir las sorpresas refractivas. En este apartado, se van a describir los principales métodos, presentándolos mediante una perspectiva histórica.

Se estructura en cinco apartados.

En primer lugar, se describen brevemente los procedimientos establecidos para informar de los resultados refractivos de los estudios en este campo de las ciencias de la visión.

A continuación, se presentan algunos estudios representativos de los resultados en ojos no intervenidos de una CRCL. Estos valores servirán como referencia para comparar con los métodos y fórmulas en ojos operados.

En tercer lugar, se realiza una revisión de los métodos más significativos que permiten comprender la evolución de las aportaciones a la solución del problema.

En una cuarta parte, se describirá una herramienta de cálculo on line que la American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS) pone a disposición de los profesionales para calcular la PLIO según diferentes métodos.

Por último, se presentará una revisión de los métodos en los que se utiliza el tomógrafo Orbscan que, tal y como se indicó anteriormente, es el instrumento de medida de la PC que se utiliza en esta investigación.

1.6.1 Presentación de resultados refractivos en estudios de lentes intraoculares.

Lo que interesa conocer en estos estudios, desde el punto de vista del resultado refractivo, es el valor promedio de todos los EE resultantes, el valor

promedio de todos los valores absolutos, y los porcentajes de ojos con EE resultante dentro de unos intervalos específicos.

A continuación se describen estos parámetros.

a) Error refractivo medio.

Es el valor medio de las diferencias entre los EE programados y los resultantes tras la intervención. Se calcula sumando todas las diferencias entre los EE resultantes y los programados con su signo, y dividiendo la suma por el número de ojos. Se designa como error refractivo medio (ERM). En la literatura científica en lengua inglesa es de amplio uso el término ME, (*mean error*). Informa sobre si una fórmula tiende a proporcionar valores de EE miópicos o hipermetrópicos.^{2,49}

b) Valor medio de los valores absolutos de los errores refractivos

Es el valor medio de los valores absolutos de las diferencias entre los EE programados y los resultantes tras la intervención. Se calcula transformando los EE resultantes en su valor absoluto, sumándolos y dividiendo el resultado por el número de ojos. Se designará como error refractivo medio absoluto (ERMAbs). En la literatura científica en lengua inglesa es conocido como MAE (*mean absolute error*). Este valor proporciona una información más adecuada de la calidad de un método, ya que el ERM puede ser cero o muy cercano a cero, pero sin embargo contar con valores extremos altos de diferente signo, que pueden cancelarse y producir finalmente un ERM muy bajo o incluso de cero. El ERMAbs, al contar siempre con valores positivos, no se ve afectado por este sesgo, por lo que proporciona una referencia más fiable de la calidad de un método de cálculo de la PLIO.⁴⁹ Esto último se observa en aquéllos estudios en los que se ha optimizado la constante de lente, en los cuales muchas veces el ERM es cero, pero el ERMAbs es más alto.

c) Mediana de los errores absolutos.

Algunos estudios presentan también la mediana de los valores absolutos. Lo designaremos como ERMedA.

d) Porcentajes de ojos dentro de intervalos refractivos resultantes.

Son los porcentajes de ojos con EE dentro de los intervalos $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D.⁵⁴ Los más utilizados son los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D. Estos valores son una importante referencia para conocer la fiabilidad de un método de cálculo de la PLIO, y es considerado, junto con el ERMAbs, como los principales indicadores de la calidad de un servicio de biometría y cálculo de la PLIO.⁵⁵ En el presente estudio, estos serán los valores de referencia.

1.6.2 Resultados refractivos del implante de lente intraocular en ojos no operados de cirugía refractiva.

Actualmente, gracias a los avances en instrumentación y las mejoras en las fórmulas de cálculo, los resultados refractivos del implante de la LIO en ojos sin cirugía refractiva previa son cada vez mejores. De hecho, en muchas ocasiones el implante de la LIO es más un procedimiento de cirugía refractiva que una cirugía de cataratas, ya que cada vez más pacientes presbítas solicitan el implante de lentes multifocales, aunque no sufran cataratas. Como ya se apuntó anteriormente, a este procedimiento se le ha denominado lensectomía refractiva.

En este apartado, se van a presentar algunos estudios significativos que informan sobre los resultados en pacientes no operados de cirugía refractiva previa. Estos valores, optimizados tras años de evolución y mejora, deberían ser el objetivo de todo método de cálculo de la PLIO en cualquier situación, y serán considerados como referencia a alcanzar por el método de cálculo presentado en esta investigación.

Se analizan a continuación cuatro estudios representativos de los resultados refractivos del implante de la LIO sin cirugías refractivas previas.

Los estudios de Cooke et al.⁴⁹, y Kane et al.⁵³, analizan los resultados refractivos de diferentes fórmulas de cálculo de la PLIO. Ambos estudios son retrospectivos y utilizan constantes de lente optimizadas. El estudio de Cooke presenta los datos refractivos del implante de LIO a 1454 ojos de 1454 pacientes, utilizando nueve fórmulas. El de Kane muestra lo que ocurre tras el implante de 3241 ojos de 3241 pacientes, utilizando siete fórmulas. En este análisis se

presentan los resultados de las siete fórmulas que comparten ambos estudios: la Barret Universal II, la Haigis, la T2, la Holladay 1, la Holladay 2, la SRK/T y la Hoffer Q.

En la tabla 1 se presentan los valores obtenidos a nivel refractivo en ambos estudios. En la última fila de la tabla 1 se han calculado los valores medios de todas las fórmulas para cada parámetro.

Tabla 1. Resultados refractivos de los estudios de Cooke et al.⁴⁹ y Kane et al.⁵³

Fórmula	ERM (D)	ERMAbs (D)	EMedA (D)	Porcentajes de ojos dentro de ± 0,50 D	Porcentajes de ojos dentro ±1,00 D
Barrett					
Cooke	0,00	+0,32	+0,25	80,60	99,30
Kane	-0,19	+0,38	+0,30	72,30	94,50
Haigis					
Cooke	0,00	+0,32	+0,27	79,80	98,70
Kane	+0,01	+0,42	+0,34	68,30	92,90
T2					
Cooke	0,00	+0,32	+0,26	79,00	98,70
Kane	-0,03	+0,41	+0,33	70,00	93,90
Holladay 1					
Cooke	0,00	+0,33	+0,27	79,50	98,40
Kane	0,00	+0,41	+0,33	69,40	93,70
Holladay 2					
Cooke	0,00	+0,35	+0,30	75,20	98,10
Kane	0,00	+0,42	+0,34	67,40	93,70
Hoffer Q					
Cooke	0,00	+0,34	+0,28	75,10	97,40
Kane	-0,01	+0,43	+0,35	67,20	92,70
SRK/T					
Cooke	0,00	+0,35	+0,29	75,10	98,10
Kane	-0,01	+0,41	+0,33	69,60	93,80
Valores medios					
Cooke	0	+0,33	+0,27	77,75	98,38
Kane	-0,03	+0,41	+0,33	69,17	93,60
Total	-0,01	+0,37	+0,30	73,46	95,99

ERM: error refractivo medio; ERMAbs: error refractivo medio en valores absolutos; EMedA: error de la medida en valores absolutos; EE: equivalente esférico.

A continuación, se presentan los resultados de otros dos estudios cuyo objetivo no fue la comparación de fórmulas, sino presentar los valores refractivos resultantes del implante de la LIO en dos sistemas públicos de salud, el británico y el suizo, con el objetivo de establecer estándares de calidad.

El estudio de Gale et al.⁵⁵ en el año 2009, tuvo como objetivo establecer unos estándares refractivos que sirvieran de referencia para cualquier servicio de oftalmología del Reino Unido. Para ello, realizan un seguimiento de tres años, recogiendo los resultados de sus implantes con diferentes modelos de LIO. Dividieron el estudio en tres ciclos, mejorando instrumentos y optimización de constantes de LIO. Los valores refractivos para el último ciclo, de 1448 ojos, fueron de ERMAbs = $+0,55 \pm 0,64$ D, con un intervalo de confianza (IC) del 95% de $+0,50$ D a $+0,60$ D. Los porcentajes de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D fueron de 60,2% y 87%, respectivamente.

En 2012, Behndig et al.² presentan los resultados refractivos de 17056 implantes de diferentes modelos de LIO en el sistema sueco de salud. Los valores fueron de ERMAbs = $+0,40 \pm 0,39$ D, con porcentajes de ojos dentro de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D de 71% y 93%, respectivamente. No informan acerca de si hubo optimización de constantes.

En la tabla 2 se resumen estos dos estudios.

Tabla 2. Estándares para los resultados refractivos según los estudios de Gale et al.⁵⁵ y Behndig et al.²

Autores	Número de ojos	ERMAbs \pm DE (D)	Resultados dentro de $\pm 0,50$ D (%)	Resultados dentro de $\pm 1,00$ D (%)
Gale et al.	1448	$+0,55 \pm 0,64$	60,2	87
Behndig et al.	17056	$+0,40 \pm 0,39$	71	93

ERMAbs: error medio en valor absoluto; DE: desviación estándar.

Estos dos últimos estudios son una buena referencia para evaluar la eficiencia de un método de cálculo de la PLIO. El de Behndig,² sin embargo, es el más apropiado para comparar con el presentado en esta tesis, ya que no hace

referencia a optimización de constantes, de aquí que haya sido elegido como *gold estándar* principal para la comparación con los resultados obtenidos en este estudio.

1.6.3 Revisión general de métodos de cálculo de la potencia de la lente intraocular en ojos intervenidos de cirugía refractiva corneal.

El primer artículo de revisión aparece en el *Journal of Refractive Surgery*,³ en noviembre de 1995. En este artículo se analizan las causas de las sorpresas refractivas en pacientes operados de queratotomía radial, apuntando a una medida errónea de la PC en ojos operados. La CRCL aún no se había difundido de manera significativa, ya que el primer láser excimer quirúrgico se aprobó sólo unos pocos años antes, en 1991.³⁰

En 1994, Leshner et al.⁵⁶ publican un caso clínico de implante de una LIO tras PRK, el cuál es, según ellos, el primer caso de implante de LIO tras una CRCL. Según los autores, el resultado visual fue bueno, y concluyeron que el procedimiento estándar de cálculo de la PLIO proporcionaba buenos resultados en córneas tras una PRK. Sin embargo, Morris et al.⁵⁷ publican poco después un caso clínico de un paciente de 66 años, operado de PRK miópico (-4,50 D en ojo derecho, -7,00 D en ojo izquierdo). Dos años después, desarrolló una catarata nuclear en su ojo izquierdo que requirió cirugía. Tras el cálculo de la PLIO con un objetivo refractivo de -1,50 D para el ojo izquierdo, el paciente resultó con una refracción de +4,50 esf -1,00 cil a 45°. Se le recambió la LIO seis meses después, sufriendo complicaciones intraoperatorias que requirieron su implante en sulcus. Los autores sugieren que la medida errónea de la PC fue la causa de esta sorpresa refractiva, proponiendo que una valoración de la PC más correcta puede ser obtenida mediante la sustracción del cambio refractivo producido por la PRK a la PC preoperatoria. Kaslky et al.⁵⁸ llegan a la misma conclusión en un trabajo en el que presentan los resultados del implante de la LIO tras una PRK para la alta miopía.

En 1999, Seitz et al.⁸ presentaron los resultados de 31 ojos de 31 pacientes a los que se implantó una LIO tras una PRK para la miopía,

concluyendo que la medida queratométrica se infravaloraba en un 24% de media, siendo la infravaloración directamente proporcional al equivalente esférico operado. Concluyen que el mejor método hasta el momento para obtener un valor de córnea válido es restar el cambio refractivo a la PC preoperatoria. Gimbel et al.⁵⁹ y Odenthal et al.⁶⁰ llegan a resultados similares.

El primer estudio en el que se analiza el resultado refractivo tras el implante de una LIO tras la M-CRCL y la H-CRCL fue el realizado por Feiz et al.⁶¹ en 2001. En este estudio se presentan los resultados refractivos tras el implante de una LIO en 19 ojos de 10 pacientes con un LASIK para la miopía (M-LASIK) previo y 8 ojos de 4 pacientes con un LASIK para la hipermetropía (H-LASIK) anterior. Concluyen que los métodos convencionales de cálculo de la PLIO resultan en la infravaloración de la potencia en ojos con un M-LASIK, con un resultado refractivo hipermetrópico, y en una sobrevaloración de la PLIO en pacientes con un H-LASIK previo, resultando en refracción postoperatoria miópica. Como anteriores autores, deducen de sus resultados que el mejor método hasta ese momento es restar el cambio refractivo a la PC preoperatoria.

Las primeras soluciones descritas y propuestas por los autores comentados son la base del análisis de los datos de la historia clínica, descrito por primera vez por Holladay.⁶² El MHC se basa en la premisa de que el cambio en el equivalente esférico de la refracción es equivalente al cambio en la potencia media de la córnea. La aplicación de este método está supeditada a disponer de los datos de la PC preoperatoria y el cambio refractivo inducido por la cirugía. El MHC ha sido considerado por muchos investigadores como el *gold estándar* para la comparación con otros métodos estudiados.

Los sistemas topográficos fueron aplicados también de manera temprana para aproximarse al problema. En 1998, Smith et al.⁶³ investigan la posibilidad de medir el cambio refractivo tras la queratotomía radial o la CRCL (PRK o LASIK) mediante topografía corneal. Los estudios anteriores mostraban que en la CRCL o la queratotomía radial, la PC se infravaloraba. De aquí que los investigadores se centraron en verificar si mediante topografía corneal era posible medir correctamente el cambio en la PC inducido por la cirugía. Para ello, calcularon la mejor esfera ajustada al perfil corneal antes y después de la

intervención a 40 ojos de 40 pacientes. Además, tuvieron en cuenta el efecto Stiles-Crawford, ponderando la eficiencia luminosa de los rayos entrantes en función de la distancia al centro corneal. El resultado fue que el método propuesto predecía mejor el cambio refractivo que la medida de la queratometría convencional o el SimK topográfico.

En el 2001, Hamed et al.⁶⁴ estudian si el EffRP (effective refractive power), del topógrafo EyeSys Corneal Analysis System, (Premier Laser Systems, Inc., Irvine, CA), proporciona valores similares a los obtenidos mediante el MHC en pacientes intervenidos de un M-LASIK. Analizan los resultados de la cirugía en 100 ojos de 63 pacientes. Obtuvieron un valor medio de el EffRP superior al del MHC, en $0,87 \pm 0,68$ D. La conclusión fue que el valor de EffRP había que modificarlo en función del cambio refractivo, según la expresión:

$$EffRP_{Ajustado} = EffRP_{Postoperatorio} - 0,15 \cdot \Delta R_V - 0,05$$

Ecuación 13

Con la expresión anterior, la diferencia entre el EffRP_{Ajustado} y la PC del MHC fue de menos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D en el 70% y en el 94% de los casos, respectivamente.

La aparición de la tomografía corneal supuso la posibilidad de poder medir ambas superficies corneales, y por lo tanto, deducir un valor de la PC total, teniendo en cuenta ambas superficies y, por lo tanto, evitando el error del queratómetro y los topógrafos previos con medidas de sólo la primera superficie. Se han desarrollado diferentes tecnologías: tomografía corneal de elevación (Orbscan), tomografía de coherencia parcial (OCT, de optical coherence tomography) y cámara de Scheimpflug.^{18,65-67} Pentacam (Oculus, Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Germany) y Galilei (Dual Scheimpflug Analyzer; Ziemer Ophthalmics AG, Port, Switzerland) son tomógrafos corneales basados en la captura de imágenes con cámara de Scheimpflug.

En 1999, Srivannboon et al.³⁵ publican el primer estudio en el que se utiliza el sistema Orbscan para la medida de la córnea en pacientes tras un M-LASIK. Más adelante se analizará este trabajo con más detalle.

Otra manera de enfocar el problema fue trasladar el cambio refractivo al plano de la LIO. Feiz et al.⁶¹ proponen trasladar el cambio refractivo al plano de la LIO y sumarlo al valor calculado de la PLIO mediante los datos preoperatorios, asumiendo que cada D en el plano de la gafa se corresponde con 0,7 D en el plano de la LIO. Así, la potencia corregida de la LIO ($PLIO_{Correg}$) se calcula mediante:

$$PLIO_{Correg} = PLIO_{Preop} + \frac{\Delta R_V}{0,7}$$

Ecuación 14

Donde la $PLIO_{Preop}$ es la PLIO calculada con la fórmula SRK/T a partir de los datos previos a la operación láser.

Otra forma de enfocar el problema es tratar de corregir la PC medida mediante el queratómetro. En esto se basa el método propuesto por Shammas en 2003.⁶⁸ Para ello, analiza los datos pre y postoperatorios a los 3 meses tras la intervención en una muestra de 100 pacientes operados de miopía. Realiza un análisis de regresión en el que la variable dependiente es la PC derivada de la historia clínica y la independiente la PC medida con el queratómetro convencional, la PCQ. El resultado es una fórmula de regresión lineal simple que corrige el valor de la PCQ tras M-CRCL:

$$PC_{Postop} = 1,14 \cdot PCQ - 6,8$$

Ecuación 15

Este valor corregido de la PC es introducido en una fórmula de cálculo para la obtención de la PLIO.

Muchos de los primeros intentos de corregir los errores en el cálculo se centraron en obtener un valor de la PC válido, como el que se acaba de describir. Sin embargo, aún existe el problema del cálculo erróneo de la PEL, debido a la falta de correlación entre la PC postoperatoria y la PCA. En 2003, Aramberri observó que, efectivamente, aunque se obtenga un valor de la PC correcto con el MHC, al introducir este valor en una fórmula de 3ª generación, se obtendrá un valor erróneo de la PEL, ya que esta distancia se correlaciona con la PC preoperatoria, no con la postoperatoria, aunque esté corregida. En base a este

razonamiento, este autor propuso el método denominado de la doble K de Aramberri.²¹ Este método consiste en utilizar dos valores de PC para calcular la PLIO: la PC preoperatoria para el cálculo de la PEL, y la postoperatoria para el cálculo de la PLIO, utilizando para ello la PEL obtenida en el primer paso. De esta manera se corrigen los dos errores que provocan el cálculo erróneo de la PLIO en ojos operados. Sin embargo, la correcta aplicación de este método exige el conocimiento de los datos preoperatorios y postoperatorios. Si no se dispone de los datos preoperatorios, algunos autores han utilizado para el cálculo la PC media de la población como valor de la PC preoperatoria.¹⁴

Wang et al.⁶⁹ obtienen un valor de la PC ajustado a partir de la del topógrafo Zeiss Humphrey Atlas 9000 (Carl Zeiss, Meditec, Germany) en la zona de 4 mm. Este valor se modifica en función del cambio refractivo inducido por el láser (ΔR_V) según:

$$PC \text{ ajustada} = PC \text{ Atlas 9000 (4 mm)} - 0,2 \cdot \Delta R_V$$

Ecuación 16

Los mismos autores proponen calcular la PC a partir del valor medio de las potencias del topógrafo Zeiss Humphrey Atlas 9000 en los anillos a 0,0 mm, 1,0 mm, 2,0 mm, 3,0 mm (PC Atlas 9000(0 – 3)), calculando la PC mediante:

$$PC \text{ ajustada} = PC \text{ Atlas 9000 (0 – 3)} - 0,2 \cdot \Delta R_V$$

Ecuación 17

Masket et al.⁷⁰ utilizan el enfoque de corregir el valor de la PLIO calculado con los métodos convencionales en función del cambio refractivo, según la ecuación:

$$PLIO_{\text{Correg}} = PLIO_{\text{Calculada}} - \Delta R_V \cdot 0,326 - 0,101$$

Ecuación 18

En el 2007, Wang y Koch,⁶⁹ modifican el método propuesto por estos mismos autores, obteniendo un valor de PC modificada a partir de la medida del topógrafo Atlas en la zona de 4 mm, utilizando:

$$PC \text{ Modificada} = 1,114 \cdot PC \text{ Atlas} - 5,59$$

Ecuación 19

Chokshi et al.⁷¹ analizan el problema específico del efecto de la cirugía refractiva de la hipermetropía en el cálculo de la PLIO. Proponen una fórmula para obtener la PLIO a partir de la PLIO calculado con la PCQ y el ΔR_V , según la expresión:

$$PLIO = PLIO_{PCQ} - 0,27 \cdot \Delta R_V - 1,53$$

Ecuación 20

En el 2007, Shammas et al.¹¹ amplían el método propuesto por él, descrito más arriba, en el que se corrige la PC queratométrica,⁶⁸ añadiendo una fórmula de cálculo y un algoritmo de obtención de la PEL independiente de PC. Esta fórmula, denominada Shammas-PL, es la siguiente:

$$PLIO_{Shammas} = \frac{1336}{LA - 0,1 \cdot (LA - 23) - (C + 0,05)} - \frac{1}{\frac{1,025}{PC_{Postop}} - \frac{C + 0,05}{1336}}$$

Ecuación 21

donde la PC_{Postop} es el valor corregido de la PCQ de la ecuación 15 y C es la PEL, que se obtiene a partir de la constante A de la lente mediante:

$$C = 0,5835 \cdot A - 64,40$$

Ecuación 22

En 2013, Shammas amplía el método para ojos con CRCL para la hipermetropía.⁷² En este caso, la PC se calcula mediante:

$$PC_{Postop} = 1,0457 \cdot PCQ - 1,9538$$

Ecuación 23

El método propuesto por Shammas es un sistema completo de cálculo de la PLIO, incluyendo una corrección de la PCQ, un algoritmo de predicción de la PEL sin incluir la PC en su cálculo, y una fórmula de cálculo de la PLIO específica a partir de los datos anteriores y la LA.

Casi al mismo tiempo, Haigis propone un sistema similar: el método conocido como Haigis-L.⁹ Mediante un análisis de regresión lineal similar al utilizado por Shammas, Haigis propone modificar el radio corneal postoperatorio mediante la fórmula:

$$r_{Correg} = \frac{331,5}{-5,1625 \cdot r_{Med} + 81,9103}$$

Ecuación 24

donde r_{Correg} es el radio corneal corregido y r_{Meas} el radio corneal medio medido por el queratómetro. A partir de r_{Correg} , se calcula la potencia corregida (PC_{Correg}) mediante:

$$PC_{Correg} = \frac{n_Q - 1}{r_{Correg}}$$

Ecuación 25

Donde en este caso $n_Q = 1,3315$, es el índice de refracción queratométrico utilizado por Haigis. La PEL según Haigis (PEL_{Haigis}) se obtiene como una función de la PCA y la LA, mediante la ecuación 10, que se escribe de nuevo aquí:

$$PEL_{Haigis} = a_0 + PCA \cdot a_1 + LA \cdot a_2$$

Ecuación 26

en la que a_0 , a_1 y a_2 son las constantes de lente propuestas por Haigis. La PLIO se calcula con:

$$PLIO = \frac{n_{HA}}{LA - PEL_{Haigis}} - \frac{n_{HA}}{\frac{PC_{Correg} + \frac{R}{1 - d \cdot R}}{R} - PEL_{Haigis}}$$

Ecuación 27

donde n_{HA} es el índice de refracción del acuoso (1,336), R la refracción objetivo y d la distancia del vértice corneal al plano de la gafa (asumida como igual a 12 mm).

Al igual que el de Shammas, el método Haigis-L es un sistema completo, en el que se corrige la PCQ mediante análisis de regresión, se calcula la PEL independientemente de la PC y se propone una fórmula específica. La fórmula Haigis-L forma parte del software del biómetro óptico IOL Master.⁷³

Wong et al.⁷⁴ ponen a prueba el método Haigis-L, realizando un estudio en ojos tras CRCL para la miopía, con un ERM de $-0,44 \pm 0,98$ D y un ERMAbs de $+0,87 \pm 0,62$ D.

Awwad et al.⁷⁵ proponen un método similar al de Wang, Booth y Koch, en el que calculan un valor de PC modificada a partir de la ACCP (*average central corneal power*) del topógrafo Tomey TMS-4 (Tomey Corp.) y el ΔR_V , mediante:

$$PC \text{ Modificada} = ACCP - 0,16 \cdot \Delta R_V$$

Ecuación 28

En 2009, Barrett GD presenta en el Congreso de American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS) un método de cálculo de la PLIO tras el M-LASIK, el H-LASIK, la PRK miópica e hipermetrópica y la queratotomía radial, conocido como método Barrett true-K. Este método utiliza la fórmula de cálculo Barrett Universal II,⁵⁰ requiriendo la queratometría y la refracción antes y después de la intervención, y de este modo aplicar un método de doble K, utilizando la preoperatoria para el cálculo de la PEL, y la postoperatoria para el cálculo de la PLIO.

Awwad et al.⁷⁶ estudian en 2009 los resultados de la estimación de la PC y el cálculo de la PLIO tras el H-LASIK. A partir de los datos postoperatorios de la LIO implantada, la LA y el EE residual, calculan el valor de la PC idónea (PC_{Idon}) con la fórmula Hoffer-Q en 24 ojos de 16 pacientes. Este valor de la PC_{Idon} es considerado como de referencia, y sirve para realizar análisis de regresión lineal, en el que la PC_{Idon} es la variable dependiente, y las independientes son el SimK, la PC en la zona de los 3 mm centrales medidos con el topógrafo corneal TMS y el ΔR_V . En cuanto a la PLIO, consideran como de referencia el valor implantado ($PLIO_{Imp}$), siendo el objetivo refractivo el valor del EE residual post-implante. Sus conclusiones son que los valores ajustados del SimK y la PC a 3 mm tienen una alta correlación con la PC_{Idon} ($r = 0,94$ y $r = 0,96$, respectivamente). Además, utilizando los valores ajustados del SimK y la PC a 3 mm en la fórmula Hoffer-Q, se obtienen valores muy similares a la $PLIO_{Imp}$, utilizada como referencia.

Huang et al.⁷⁷ proponen en 2013 una fórmula de cálculo de la PLIO utilizando un valor modificado de la PC obtenido mediante tomografía OCT (*optical coherence tomography*). Estos autores desarrollan una fórmula de vergencia para el cálculo de la PLIO, calculan la PC a partir de las medidas de la OCT basado en estudios anteriores,^{78,79} y proponen un algoritmo de predicción

de la PEL basado en las medidas preoperatorias de la PCA, espesor del cristalino y la LA. La PC la calculan obteniendo los radios anterior y posterior, y junto con el ECC, aplican la fórmula de cálculo de la PC total a partir de la potencia de cada superficie.

H. Potvin y W Hill proponen en 2015 un algoritmo de cálculo de la PLIO basado en la medida del topógrafo Pentacam.⁸⁰ El objetivo de este estudio fue dilucidar qué valor de la PC proporcionado por el tomógrafo Pentacam proporciona mejores resultados en el cálculo de la PLIO tras el M-LASIK. El resultado fue que el valor de la PC que mejores resultados proporcionó fue el *true net power* en la zona de 4 mm centrado en el ápex.

Abufalia et al.⁷³ en 2016, comparan los resultados de la fórmula Barret true-K con otros métodos disponibles en la calculadora on line de la ASCRS. Comparan los resultados de su aplicación a 88 ojos de 66 pacientes con los obtenidos mediante la PC del Atlas 9000, los métodos Masket y Masket modificado, el método Wang-Koch-Maloney, el de Shammas-PL y el Haigis L. Analizan los resultados a dos grupos, uno de ellos con datos preoperatorios disponibles, y un segundo grupo sin datos preoperatorios. En la tabla se resumen los resultados de este estudio para el ERM, el ERMAbs, y los porcentajes de ojos dentro de los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D, para el grupo sin datos preoperatorios.

Tabla 3 . Resultados del estudio de Abulafia et al.⁷³

	ERM \pm DE (D)	ERMAbs \pm DE (D)	Mediana (D)	EE dentro de $\pm 0,50$ D (%)	EE dentro de $\pm 1,00$ D (%)
Shammas-PL	-0,34 \pm 0,72	+0,63 \pm 0,48	+0,53	50,0	80,0
Haigis-L	-0,50 \pm 0,65	+0,68 \pm 0,45	+0,62	46,7	76,7
True-K	-0,20 \pm 0,64	+0,52 \pm 0,43	+0,41	63,3	93,3
Promedio	-0,31 \pm 0,67	+0,59 \pm 0,44	+0,53	53,3	83,3

ERM: error refractivo medio; DE: desviación estándar; ERMAbs: valor medio de los valores absolutos de los errores refractivos; EE: equivalente esférico.

Estos autores concluyen que el método Barrett true-K es el que tiene menor error medio en valores son signo y absolutos.

En la tabla 4 se presenta un resumen de los principales estudios publicados sobre este tema, con algunas de sus características más importantes.

Tabla 4. Resumen de los estudios de calculo de LIO tras CRCL.

Estudio	Objetivo	Datos preoperatorios	Tipo de cirugía refractiva corneal	Obtención de PC	Obtención de PLIO	Número de ojos incluidos	Resultado
Holladay. ⁶²	Obtención de la PC postoperatoria	Si	QR	MHC	No incluida	No informado	-
Hoffer. ³	Obtención de la PC postoperatoria	No	QR	Topografía corneal (EyeSys, 2-3 mm anillos centrales)	No incluida	No informado	-
Smith et al. ⁶³	Obtención de la PC postoperatoria	No	QR, PRK, M-LASIK, queratoplastia lamelar hipermetrópica	Topografía corneal (TMS en los 6 mm centrales). Mejor esfera ajustada. Efecto Stiles-Crawford.	No incluida	40 ojos de 40 pacientes	El cambio en la mejor esfera ajustada se correlaciona mejor con el ΔR_v que el cambio en el SimK o queratometría ($R^2 = 0,88$).
Srivannaboon et al. ³⁵	Obtención de la PC postoperatoria	No	M-LASIK	POT medida con el tomógrafo corneal Orbscan a los diámetros 2,0 mm, 3,0 mm, 4,0 mm y 5,0 mm..	No incluida	20 ojos de 10 pacientes	El cambio en la POT a 4,0 mm se correlacionó mejor con el cambio refractivo que la medida a otros diámetros corneales ($R^2 = 0,83$).
Hamed et al. ⁶⁴	Obtención de la PC postoperatoria.	No	M-LASIK	Modificación de EffRP del EysSys a 3 mm en función de ΔR_v .	No incluida	100 ojos de 63 pacientes	Comparado con el MHC, el 70% y el 94% de las diferencias estaban entre $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D.

LIO: lente intraocular; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PC: potencia corneal; PLIO: potencia de la lente intraocular; MHC: método de la historia clínica; QR queratotomía radial; PRK: photorefractive keratectomy; LASIK: laser in situ keratomileusis; M-LASIK; laser in situ keratomileusis para la miopía; POT: potencia óptica total; H-LASIK: laser in situ keratomileusis para la hipermetropía; M-PRK: photorefractive keratectomy para la miopía; H-PRK: photorefractive keratectomy para la hipermetropía; ASCRS: american society of cataract and refractive surgery;

Tabla 4 (continuación). Resumen de los estudios de calculo de LIO tras CRCL.

Estudio	Objetivo	Datos preoperatorios	Tipo de cirugía refractiva corneal	Obtención de PC	Obtención de PLIO	Número de ojos incluidos	Resultado
Shammas et al. ⁶⁸	Obtención de la PC postoperatoria.	No	M-LASIK	Obtención de la PC postoperatoria a partir de la queratometría postoperatoria mediante análisis de regresión lineal.	No incluida.	200 ojos de 200 pacientes	La correlación entre la PC del MHC y la PC de Shammas fue de $r = 0,96$. La diferencia media fue de $0,02 \pm 0,58$ D. El 95% de IC para las diferencias fue de $-0,14$ a $+0,10$ D.
Aramberri. ²¹	Obtención de la PLIO corrigiendo el error en la PEL.	Si	M-LASIK, M-PRK	Se utiliza la doble-K: la PC postoperatoria mediante el MHC para el cálculo de la PLIO y la PC preoperatoria para el cálculo de la PEL.	SRK/T doble-K.	9 ojos	El 66,66% y el 88,88% de los ojos tuvieron un resultado refractivo dentro de los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D.
Masket et al. ⁷⁰	Obtención de la PLIO en función de ΔR_v .	No	M-LASIK, M-PRK, H-LASIK, H-PRK	No necesario	SRK/T, Hoffer-Q	30 ojos de 20 pacientes	El error medio en el cálculo de PLIO fue de $-0,15 \pm 0,29$ D. El 93,3% de los ojos tuvieron un error menor a $\pm 0,50$ D, y el 100% menor a $\pm 1,00$ D.
Modificado de Wang et al. ⁶⁹ Presentado en el ASCRS del 2007.	Obtención de la PC postoperatoria	No	M-LASIK	Modificación de la PC obtenida con el tomógrafo Galilei	Shammas- PL	No informado	No hay datos

LIO: lente intraocular; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PC: potencia corneal; PLIO: potencia de la lente intraocular; MHC: método de la historia clínica; QR queratometría radial; PRK: photorefractive keratectomy; LASIK: laser in situ keratomileusis; M-LASIK: laser in situ keratomileusis para la miopía; POT: potencia óptica total; H-LASIK: laser in situ keratomileusis para la hipermetropía; M-PRK: photorefractive keratectomy para la miopía; H-PRK: photorefractive keratectomy para la hipermetropía; ASCRS: american society of cataract and refractive surgery;

Tabla 4 (continuación). Resumen de los estudios de calculo de LIO tras CRCL.

Estudio	Objetivo	Datos preoperatorios	Tipo de cirugía refractiva corneal	Obtención de PC	Obtención de PLIO	Número de ojos incluidos	Resultado
Chokshi et al. ⁷¹	Obtención de la PLIO	Si	H-LASIK	Ajuste de la PLIO obtenida con la queratometría postoperatoria en función del ΔR_v .	La seleccionada	20 ojos de 13 pacientes.	No hubieron diferencias significativas entre la PLIO ideal y la ajustada.
Shammas et al. ¹¹	Obtención de la PLIO	No	M-LASIK	Cálculo de la PLIO mediante la fórmula Shammas-PL, con un valor de PC modificado de la queratometría y la PEL en función de la constante de la LIO.	Shammas-PL	15 ojos de 15 pacientes.	El error medio en la predicción de la PLIO fue de $-0,003 \pm 0,63$ D. El 93.3% de los ojos resultaron con una refracción dentro del intervalo de $\pm 1,00$ D.
Awwad et al. ⁷⁵	Obtención de la PC postoperatoria		No	Ajuste del valor de PC central media del topógrafo Tomey TMS-4 y el ΔR_v .	No especificado	30 ojos de 23 pacientes	Comparado con la PC idónea, la PC ajustada tuvo un $r = 0,989$, y un error medio de $0,30 \pm 0,30$ D.
Barret true-K, presentado en la ASCRS de 2009. Resultados estudiados por Abufalia et al. ⁷³	Cálculo de la PLIO y comparación con los métodos de la calculadora on line de la ASCRS		Con y sin datos preoperatorios	Si no se dispone de historia clínica preoperatoria, cálculo a partir de la queratometría mediante una fórmula de regresión.	Barrett Universal II. No publicada	88 ojos de 66 pacientes	La fórmula Barret true-K tiene resultados refractivos iguales o mejores a los disponibles en la calculadora de la ASCRS.

LIO: lente intraocular; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PC: potencia corneal; PLIO: potencia de la lente intraocular; MHC: método de la historia clínica; QR queratometría radial; PRK: photorefractive keratectomy; LASIK: laser in situ keratomileusis; M-LASIK; laser in situ keratomileusis para la miopía; POT: potencia óptica total; H-LASIK: laser in situ keratomileusis para la hipermetropía; M-PRK: photorefractive keratectomy para la miopía; H-PRK: photorefractive keratectomy para la hipermetropía; ASCRS: american society of cataract and refractive surgery;

1.6.4 Calculadora on line de la American Society of Cataract and Refractive Surgery.

La ASCRS desarrolla en 2007 una calculadora on line con los métodos de cálculo de la PLIO tras cirugía refractiva más utilizados.⁸¹ Se trata de un sitio web gratuito, disponible para todos los profesionales de la visión que requieran una herramienta multi-método de ayuda en el cálculo de la PLIO tras cirugía refractiva corneal.^B La última actualización fue en 2017.

Se ofrecen tres opciones: para el cálculo tras la M-CRCL, la H-CRCL, o la queratotomía radial.

Los métodos propuestos se dividen en dos grupos: cuando se dispone del cambio refractivo inducido por la cirugía y cuando sólo se tienen datos postoperatorios.

1.6.5 Estudios y métodos con el tomógrafo Orbscan.

El sistema de tomografía corneal Orbscan ha sido utilizado por muchos autores para la medición de la córnea en ojos tras la CRCL. Muchos de los estudios tienen como objetivo dilucidar cuál de las modalidades de la PC proporcionadas por este topógrafo se corresponde mejor con la PC efectiva. Para ello se compara la PC medida con el Orbscan con un *gold estándar*, y en algunos casos se calcula la PLIO con una modalidad de la PC de este instrumento y la ayuda de una fórmula de cálculo.

El primer estudio de este tipo es el de Srivannboon et al.³⁵ en 1999. Estos autores investigan si la POT, en diferentes áreas centradas en el ápex corneal, reproducen el cambio refractivo tras el LASIK. La POT obtiene la PC calculada mediante trazado de rayos a través de ambas superficies corneales. La idea fue que si la POT es un valor válido de potencia de la córnea, entonces el cambio refractivo real producido por la cirugía en el plano de la córnea debería ser igual al cambio en el valor de la POT. Así pues, los investigadores hallaron la

^B La dirección web es <http://iolcalc.ascrs.org/>. Último acceso 25 de septiembre de 2018.

correlación entre el cambio refractivo producido por el láser con el cambio en la POT a diferentes diámetros. El resultado fue que el cambio en la POT a 4 mm (POT4) es el valor que se correlaciona mejor con el cambio refractivo, con $R^2 = 0,835$ ($p < 0,004$).

Sónego-Krone et al. realizan en 2004 un estudio retrospectivo incluyendo 26 ojos con M-LASIK.³⁶ Los investigadores compararon el cambio refractivo inducido por la cirugía con el cambio en la POT y la potencia óptica media a diferentes diámetros, con el valor de la PC obtenido aplicando el MHC. Concluyen que la potencia óptica media a 2 mm y la POT4 son las modalidades de PC proporcionadas por el Orbscan 2 que mejor representan el cambio refractivo, obteniendo diferencias medias entre el MHC y la potencia óptica media en un área de 2 mm de diámetro de $+0,07 \pm 2,00$ D (con 1 caso con diferencia superior a $\pm 1,00$ D), y entre el MHC con la POT4 de $-0,08 \pm 0,53$ D (con dos casos con diferencia superior a $\pm 1,00$ D).

Leyland lleva a cabo en 2004 un estudio para validar la medida de la potencia corneal posterior para el cálculo de la PLIO en ojos normales (sin cirugía ni patologías),⁸² obteniendo la PC total a partir de las curvaturas anterior y posterior, y aplicando la fórmula de acoplamiento de sistemas (ecuación 4). En este trabajo se sugiere que este método puede ser válido para el cálculo de la PC en pacientes intervenidos de cirugía refractiva. Siguiendo este camino, Cheng et al.³⁷ en 2005 utilizan el valor de la PC obtenido mediante la fórmula de acoplamiento de sistemas a 121 ojos de 61 pacientes con el M-LASIK. A partir de los radios anterior, posterior y el ECC, aplican la ecuación 4 para obtener la PC total y comparan estos valores con los obtenidos con el MHC. Los autores obtienen el radio anterior a partir de la esfera que mejor se ajusta a un área central de 5 mm alineada con el ápex, y el radio posterior con la esfera de máximo ajuste en un área central de 10 mm. Los valores de la PC obtenidos mediante el MHC y la fórmula de acoplamiento fueron de $36,15 \pm 2,63$ D y $36,28 \pm 2,21$ D respectivamente, mientras que para el SimK obtuvieron $38,32 \pm 2,00$ D. La diferencia media entre los dos métodos fue de $0,13 \pm 0,75$ D (t-test para muestras emparejadas, $p = 0,062$), con límites de acuerdo de $-1,37$ D a $+1,63$ D.

Gelender usó en 2006 el Orbscan II para el cálculo de la PLIO tras el M-LASIK.¹⁶ Diseñó un experimento en dos fases. En la primera, comparó prospectivamente el cambio en la refracción inducido por el láser con el cambio en la POT a 1,0, 1,5, 2, 2,5 y 3,0 mm de distancia del ápex, en una muestra de 59 ojos de 30 pacientes, concluyendo que los valores de la POT a 3 mm que mejor se correspondían con el cambio refractivo fueron las medidas de la POT a 3 y la POT4. En una segunda fase, aplicó la medida de la POT a 3 mm para el cálculo a 17 ojos de 13 pacientes. Mediante este método de obtención de la PC, y aplicando la fórmula SRK/T, se obtuvo un resultado refractivo medio de +0,05 D, con un 60% de ojos dentro del intervalo de $\pm 0,50$ D y un 91% en el intervalo de $\pm 1,00$ D.

Qazi et al.³⁸ miden en 2007 la potencia corneal mediante queratometría convencional, videoqueratografía (Atlas 995 Topographer, Zeiss Meditec, Germany), y tomografía Orbscan 2. Estos autores utilizan como la PC de referencia el valor que aquí se ha denominado como la PC_{Idon}. El valor de la PC_{Idon} lo calculan tras el implante, a partir de los datos biométricos, la PLIO implantada y el resultado refractivo, utilizando un programa informático desarrollado por Holladay (Holladay IOL Consultant). Los investigadores calcularon el intervalo de confianza del 95% de la diferencia entre las modalidades de la PC entre Orbscan 2 y la PC_{Idon}, e impusieron que el tipo de la PC equivalente a la PC_{Idon} es aquella cuyo IC 95% esté dentro del intervalo de -0,50 a +0,50 D. Resultó que el valor de la PC que cumplió esta condición fue la POT4, con una diferencia media de $+0.04 \pm 0.72$ D, sin que existieran diferencias estadísticamente significativas entre la PC_{Idon} y la POT4 ($p = 0,77$).

En 2008 Cheng et al.⁸³ realizan un estudio retrospectivo con una muestra de 50 ojos de 50 pacientes intervenidos de un M-LASIK, comparando diferentes métodos de obtención de la PC, algunos sin medidas con Orbscan (Maloney,⁶⁹ Wang,⁶⁹ y Shamma,⁶⁸) y otros incluyendo medidas realizadas con el Orbscan 2 que han sido descritos más arriba (método de Sónego-Krone,³⁶ método de Srivannaboon,³⁵ y método del acoplamiento de sistemas a partir de los radios anterior y posterior del Orbscan,³⁷). Aceptando como valor de referencia el obtenido mediante el MHC, concluyen que el valor obtenido mediante la ecuación 4 a partir de las medidas del Orbscan 2 es el que mejor se ajusta al valor de

referencia. Los resultados son muy similares a los obtenidos con el método de Sónego-Krone (potencia óptica media a 2 mm) y el de Sribannaboon (POT4).

Arce et al.¹² realizan en 2009 un estudio multicéntrico con el objetivo de validar los resultados de Sónego-Krone, estudiando los resultados del cálculo de la PLIO utilizando la potencia óptica media a 2 mm y la fórmula SRK/T en 77 ojos de 61 pacientes intervenidos de queratotomía radial, el M-LASIK, la PRK para la miopía y el H-LASIK. El resultado refractivo medio fue de $+0,12 \pm 0,93D$ (rango de -2,18 a +2,62 D), con el 39%, 77% y 96% de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,50$, $\pm 1,00$ y $\pm 2,00$ D.

Tay et al.¹³ analizan en 2011 los resultados del implante de la LIO en 25 ojos de 19 pacientes operados de el M-LASIK y la PRK para la miopía, comparando la PC_{Idon} con el resultado de la PC obtenido mediante el MHC, el método de Maloney, la fórmula Gaussiana (a partir de los radios de las esferas ajustadas anterior y posterior) y los valores de la PC axial, la potencia óptica media y POT en las zonas de radio 0,5 a 4,5 mm en pasos de 0,5 mm. Los resultados fueron que el mapa total axial a 2 mm, el método de Maloney modificado, el POT en la zona de 3 mm y el MHC infravaloraron la PC en 0,11 D, 0,13 D, 0,22 D y 0,26 D con respecto a la PC_{Idon} , respectivamente.

Kwitko et al.¹⁴ aplicaron el método de la doble K de Aramberri junto con la potencia óptica media en la zona de 2 mm y 4 mm para ojos con el M-LASIK previo y el H-LASIK, respectivamente. La PC preoperatoria utilizada fue el valor medio de la población, 43,8 D. Emplearon la fórmula SRK/T para ojos de LA > 22,51 mm la Hoffer Q para LA < 22,50 mm. Los resultados fueron: para ojos con el M-LASIK previo, un equivalente esférico post-implante de $-1,04 \pm 1,42$ D (rango de -3,10 D a +0,65 D), y para ojos con el H-LASIK previo de $+0,05 \pm 1,76$ D (rango de -2,25 a +2,40 D).

Kim et al.¹⁵ comparan en 2012 el resultado del cálculo de la PLIO utilizando la fórmula SRK/T y los valores de la PC obtenidos mediante imágenes de Scheimpflug (Pentacam) y Orbscan 2, y el método de Haigis-L en 47 ojos de 47 pacientes con el M-LASIK o la PRK miópica. Los valores de potencia tomográfica utilizados fueron la potencia neta total del Pentacam y la POT4 del Orbscan 2. Para el método Haigis L, los ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D,

$\pm 1,00$ D, $\pm 1,50$ D y $\pm 2,00$ D fueron de 64,5%, 80,6%, 92,3% y 100%, y para el método usando la POT4 y la SRK/T fueron de 19,5%, 45,2, %58,1% y 80,6%. Concluyen que el método Haigis-L es el más preciso para el cálculo de la PLIO cuando no se tienen datos preoperatorios.

Lekhanont et al.¹⁷ comparan en 2015 los valores de la PC del Pentacam, el Orbscan IIz y los calculados mediante el MHC en 55 ojos de 55 pacientes sometidos al M-LASIK o a una PRK miópica. Los valores comparados del Pentacam fueron las potencias equivalentes a 3,0, 4,0 y 4,5 mm, y las del Orbscan IIz la POT en los 3 mm centrales y la POT4. Las desviaciones medias y rangos con respecto al MHC fueron, para las potencias equivalentes de Pentacam a 3,0, 4,0 y 4,5 mm, de $-0,18 \pm 1,18$ D (rango de $-2,48$ a $+2,12$ D), $-0,46 \pm 1,08$ D (rango de $-2,57$ a $+1,65$ D) y $-0,62 \pm 1,07$ (rango de $-2,72$ a $+1,47$ D), respectivamente, y para las POT del Orbscan IIz a 3,0 y 4,0 mm de $0,74 \pm 0,91$ D (rango de $-1,05$ a $+2,53$ D) y $+0,53 \pm 0,92$ D (rango de $-1,37$ a $+2,43$ D). Sólo la potencia equivalente del Pentacam a 3,0 mm no tuvo diferencias significativas con la del MHC ($p = 0,173$).

Jabbarvand et al.,⁸⁴ estudian en 2017 el nivel de acuerdo entre las medidas de esferas de mejor ajuste anterior y posterior, el ECC y la PCA del Orbscan II y el Pentacam tras H-PRK. Concluyen que ambos instrumentos proporcionan medidas equivalentes de las esferas de mejor ajuste y el ECC, pero no para la PCA.

De la revisión anterior se deduce que los investigadores han evolucionado en sus objetivos, comenzando por corregir el valor de la PC, continuando con el problema de la PEL, para terminar proponiendo sistemas completos en los que se presenta un método que por sí sólo proporciona el valor de la PLIO en un paciente operado de CRCL.

La obtención de la PC se ha enfocado desde tres puntos de vista: el MHC, a partir de los datos pre y postoperatorios, la modificación de la PC del queratómetro, a partir del análisis de regresión, y la medida directa, utilizando tomografía corneal. El MHC es, en la actualidad, poco utilizado en la práctica clínica, debido a que generalmente ha transcurrido un lapso de tiempo importante desde la operación de la CRCL y el cálculo de la LIO, por lo que

aunque se disponga de los datos de la historia clínica, los obtenidos en ese momento pueden no ser fiables, ya que la evolución refractiva podría estar causada por una catarata de índice.⁴ Sin embargo, es utilizado como referencia para la validación de nuevos métodos en estudios bien controlados, en los que el paciente ha sido intervenido hace poco tiempo y se dispone de datos clínicos fiables. El otro método de referencia utilizado por los investigadores es el cálculo *a posteriori* de la PC_{don} . En el presente estudio, dado que en la gran mayoría de los casos no disponemos de datos preoperatorios, se utilizará el método de cálculo de la PC_{don} como referencia para comparar con la POT4.

La corrección de la PCQ mediante análisis de regresión es uno de los métodos más utilizados en la actualidad, dado que proporcionan valores de la PC más acertados que el MHC,⁸⁵ y se obtiene modificando el dato medido mediante queratómetros convencionales. Sin embargo, dado que están basados en análisis de regresión, sus resultados pueden ser válidos en córneas de curvaturas medias, pero podrían proporcionar valores erróneos en curvaturas extremas.⁷⁷ Lo que favorece este método es su facilidad de aplicación. El método Haigis-L es parte del sistema IOL Master (Versión 4.0 y posteriores),⁵ por lo que directamente, tras la medida de la LA y la PCQ, se obtiene la PLIO según este método.

La medida directa, mediante tomografía corneal, utilizando alguno de los modernos topógrafos corneales como Orbscan II z, Pentacam o Galilei, es otro de los enfoques en los que se están concentrando esfuerzos en la actualidad.⁸⁶

Evitar el uso de la PC para la predicción de la PEL fue otra de las mejoras en el cálculo de la PLIO en estos pacientes. Aramberri propone su método de la doble K, gracias al cual la PEL se calcula con la PC preoperatoria;²¹ Shammas calcula la PEL directamente a partir de la constante A de la LIO, sin utilizar ningún parámetro biométrico del ojo,¹¹ y Haigis deduce la PEL en función de la PCA preoperatoria y la LA.⁹

2 Justificación del estudio.

***“El hombre de ciencia ha aprendido a creer en la justificación,
no por la fe, sino por la verificación”***

Thomas Henry Huxley

En la actualidad, el cálculo de la PLIO en pacientes con una CRCL previa sigue siendo un tema de estudio importante, ya que en algunos casos aún se producen sorpresas refractivas significativas provocadas por errores en la medida de la córnea, en una predicción de la PEL incorrecta, o en ambos parámetros a la vez. Por otro lado, cada vez son más los pacientes operados de CRCL que desarrollan posteriormente cataratas, por lo que es muy necesario el desarrollo de métodos fiables de cálculo de la PLIO en estas situaciones especiales.

Los resultados refractivos del cálculo de la PLIO en ojos sin cirugía refractiva previa están siendo estandarizados,^{2,55} y sería de desear que los métodos de cálculo en ojos operados lo fueran igualmente, y sobre todo, con resultados altamente predecibles.

Actualmente, cada vez más se aboga por métodos de medida directa de la córnea, utilizando tomografía corneal para la obtención de valores de la PC que tengan en cuenta ambas superficies corneales, y que se obtenga la PEL según un procedimiento que corrija el error en su predicción en estos pacientes.

El estudio presentado en esta tesis incluye una medida directa de la PC, utilizando el valor obtenido mediante trazado de rayos por el topógrafo corneal Orbscan IIz, y un algoritmo de cálculo de la PEL dependiente de variables no influenciadas por la CRCL que puedan conducir a error en su predicción, por lo que se alinea con la idea de otros investigadores de abogar por una medida directa de la córnea, eliminando así una de las dependencias aleatorias. De esta manera, sería presumible que sus resultados fueran más robustos en presencia de datos extremos, sobre todo en la medida de la PC.

Por lo tanto, la justificación principal de este estudio es avanzar en el desarrollo de métodos de cálculo de la PLIO tras CRCL basado en la medida directa de la PC y una fiable predicción de la PEL, con el objetivo de alcanzar resultados refractivos similares a los obtenidos en ojos sin cirugías previas.

3 Hipótesis.

“Imaginada la hipótesis, menester es someterla a la sanción de la experiencia, para lo cual escogemos experimentos u observaciones precisas, completas y concluyentes”

Santiago Ramón y Cajal

La hipótesis que se plantea es la siguiente:

El método de cálculo de la potencia de la lente intraocular pseudofáquica propuesto en esta tesis, de aplicación en ojos intervenidos de cirugía refractiva corneal láser, proporciona un valor medio de los valores absolutos de los equivalentes esféricos resultantes, y unos porcentajes de ojos con equivalentes esféricos resultantes dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D, similares a los obtenidos en ojos sin cirugías refractivas previas.

Se formulan las siguientes hipótesis secundarias:

1. La posición efectiva de la lente se puede pronosticar con precisión a partir de la profundidad de la cámara anterior.
2. La potencia óptica total en la zona de 4 mm, medida con el tomógrafo corneal Orbscan IIz, reproduce la potencia corneal en ojos con cirugías refractivas corneales para la hipermetropía y la miopía.
3. El método estudiado proporciona valores de potencia de la lente intraocular que son equivalentes a la potencia de la lente ideal.

4 Objetivos.

***“Cuando el objetivo te parezca difícil,
no cambies de objetivo,
busca un nuevo camino para llegar a él”***

Confucio

El objetivo principal es desarrollar un método de cálculo de la potencia de la lente intraocular para ojos tras cirugía refractiva corneal láser para la miopía y la hipermetropía, que proporcione resultados similares a los obtenidos con los métodos convencionales en ojos no operados. El método se aplicará a dos modelos de lentes intraoculares trifocales difractivas.

Para alcanzar este objetivo, y valorar algunos de sus aspectos, se definen los siguientes objetivos secundarios:

1. Desarrollar un modelo de predicción de la posición efectiva de la lente, definida como la distancia entre el epitelio corneal y la primera superficie de la lente, teniendo en cuenta la profundidad de la cámara anterior preoperatoria medida desde epitelio, la longitud axial, o ambas variables.
2. Comparar el modelo obtenido con los valores propuestos por las fórmulas SRK/T, Haigis y Shammas-PL, considerando como gold estándar las mediciones reales.
3. Deducir una ecuación para el cálculo de la potencia de la lente intraocular.
4. Obtener los resultados refractivos esperados de la aplicación del método de esta tesis a la muestra seleccionada, comparándolos con los obtenidos por otros investigadores en ojos operados y en ojos no operados.
5. Analizar la precisión con que el método estudiado proporciona el valor de la potencia de la lente intraocular, comparándola con la potencia de la lente idónea y la obtenida con otros métodos.
6. Comprobar si la potencia óptica total en la zona de 4 mm, medida con el tomógrafo corneal Orbscan IIz, reproduce la potencia corneal efectiva en córneas operadas, y confrontar esta medida con los valores utilizados en las fórmulas Haigis-L y Shammas-PL.

5 Material y métodos.

***“Nada tiene tanto poder para ampliar la mente
como la capacidad de investigar de forma sistemática y real
todo lo que es susceptible de observación en la vida”***

Marco Aurelio

5.1 Introducción a la metodología.

Todo método de cálculo de la PLIO pseudofáquica debe constar de:

1. Un protocolo de adquisición de medidas biométricas, en el que se especifica cómo se obtienen las variables necesarias para el cálculo de la PLIO. Estas variables son la LA, la PEL y la PC.
2. Una fórmula de cálculo en la que se introducen las variables, obteniéndose el valor de PLIO para el objetivo refractivo programado.

En el presente estudio, se comprobará la eficacia de un método de cálculo de la PLIO, de aplicación en pacientes intervenidos de CRCL, en el que la LA se medirá mediante biometría óptica y la PC será la POT4 del tomógrafo corneal Orbscan IIz. La PEL no puede ser medida durante la prueba preoperatoria, sino que se realiza un pronóstico mediante una ecuación de regresión lineal en función de los parámetros biométricos. Introduciendo estos tres datos en la ecuación 12, se obtiene el valor de PLIO en cada caso.

El procedimiento de obtención de la LA lo comparten todos los métodos de cálculo. Ya sea medida mediante biometría ultrasónica u óptica, el valor obtenido se introduce en cualquiera de las fórmulas, sin que existan diferencias entre ellas. Los valores que cambian entre diferentes métodos son la manera de medir la PC, la predicción de la PEL, y la fórmula de cálculo utilizada. Es también una característica de otros métodos de cálculo tras la CRCL que sea aplicable a ojos tras la M-CRCL o la H-CRCL, con procedimientos diferentes en cada caso

El dato principal que se valora finalmente en un estudio de esta naturaleza es la refracción resultante del implante de la lente de la potencia calculada mediante el método propuesto. Sin embargo, dado que en esta investigación se realizará un estudio retrospectivo, los valores de la PLIO implantados a los pacientes de la muestra estudiada no son los calculados con el presente método. Por lo tanto, es necesario aplicar un proceso para la obtención del resultado refractivo que se hubiera obtenido con su aplicación. A partir de los valores refractivos reales que se obtuvieron en estos pacientes, junto con el valor de la potencia de la lente que se implantó, es posible obtener la potencia ideal de la LIO que hubiera inducido la emetropía, a la que se ha llamado la PLIO idónea

($PLIO_{Idon}$), mediante el proceso que se describirá más adelante en este apartado. A partir del la $PLIO_{Idon}$ y la PLIO calculada con el método propuesto, puede calcularse el resultado refractivo que se hubiera obtenido con la aplicación del método estudiado.

Como se indicó anteriormente, los valores refractivos que se analizan en estudios de métodos de cálculo de la PLIO han sido estandarizados con anterioridad. Estos son el ERM, el ERMAbs y los porcentajes de ojos con EE dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D. Estos valores son los que dan una idea de la calidad del método, y son los que serán comparados con los estándares para validar o rechazar la hipótesis

En resumen, el proceso metodológico que se seguirá puede resumirse en:

1. Obtención del modelo de predicción de la PEL.
2. Calcular la potencia de la lente para la emetropía en una muestra de ojos intervenidos previamente de una CRCL y con un implante de la LIO posterior, utilizando la LA medida mediante biometría óptica, la POT4 del tomógrafo Orbscan IIz y la PEL pronosticada con la ecuación de regresión.
3. Análisis de los resultados refractivos que se hubieran obtenido con la aplicación del método estudiado.

Adicionalmente, se compararán algunos de los resultados de este estudio con los obtenidos por otros autores.

5.2 Paradigma metodológico.

Se presentan a continuación las claves metodológicas que enmarcan esta investigación.

5.2.1 Diseño de la investigación.

Se realizará un estudio retrospectivo a partir de una revisión de las historias clínicas de pacientes de la Clínica Baviera de Palma de Mallorca, que cumplan los criterios de inclusión, recopilando los datos clínicos necesarios para la investigación. El procedimiento fue la búsqueda de casos que cumplan las condiciones que se describen en el siguiente apartado, procedentes de la base de datos de la Clínica Baviera de Palma de Mallorca, desde enero de 2012 a enero de 2018. Se utilizaron hojas de cálculo Excel (Microsoft Office 2013) para la recolección de datos.

El estudio se adhirió a los principios de la Declaración de Helsinki. Al inicio de las pruebas preoperatorias, los pacientes firmaron un consentimiento informado en el que se especificaba que sus datos clínicos podrían ser utilizados posteriormente para la investigación científica.

5.2.2 Descripción de la muestra y criterios de inclusión y exclusión.

A partir de una muestra total de 88 ojos de 88 pacientes, se formaron dos grupos de pacientes, denominados grupo 1 y grupo 2. El criterio de inclusión para los pacientes del grupo 1 fue que se les implantó la LIO trifocal difractiva AT Lisa tri 839MP (Carl Zeiss Meditec, Jena, Germany) o Finevision (Physiol, Liege, Belgium). El criterio de inclusión para los pacientes del grupo 2 fue que hubiesen sido sometidos a una M-CRCL o una H-CRCL y posteriormente implantados con los mismos modelos de LIO del grupo 1. De cada grupo se formaron subgrupos según el modelo de lente implantado. Se definió un subgrupo del grupo 2, formado por pacientes de los que se tenía la medida de la PEL.

Se incluyó en el estudio un solo ojo por paciente, seleccionando el derecho o izquierdo de manera aleatoria.

Los criterios de exclusión son, para ambos grupos: pacientes que hubieran sufrido complicaciones intra o postoperatorias en la cirugía de implante de la LIO, pacientes sin tomografía Orbscan IIz o con imágenes tomográficas incompletas, con patología corneal activa, astigmatismo irregular, AV en visión lejana inferior a 0,6 decimal tras el implante de la LIO, y patología ocular o sistémica que influya en el estado refractivo. En el grupo 2, se descartaron ojos con signos topográficos de ectasia corneal o crecimiento de células epiteliales en la interfase.

A continuación se describen los grupos:

- a) **Grupo completo:** se trata de la muestra completa, que consta de 88 ojos de 88 pacientes, formado por 38 hombres y 50 mujeres, con implante de una de las LIO trifocal descritas. La edad media de la muestra completa fue de $55,12 \pm 9,69$ años, con un rango de 39 a 81 años.
- b) **Grupo 1:** subgrupo del grupo completo que consta de 56 ojos de 56 pacientes con implante de una LIO trifocal difractiva, sin CRCL previa. Se seleccionó el ojo derecho o izquierdo de cada paciente de manera aleatoria. Según la LIO implantada, se definen los subgrupos:
 - Grupo1-Lisa: implantados con la LIO AT Lisa tri 839MP, con N = 24 ojos de 24 pacientes.
 - Grupo 1-Fine: implantados con la LIO Finevision, con N = 32 ojos de 32 pacientes.

La edad media de la muestra del grupo 1 fue de $55,43 \pm 11,54$ años, con un rango de 39 a 81 años.

- c) **Grupo 2:** subgrupo del grupo completo que consta de 32 ojos de 32 pacientes con implante de una LIO trifocal difractiva y con una CRCL previa. En 19 ojos de este grupo se había realizado una CRCL para la hipermetropía, y en 13 para la miopía. Se definen los subgrupos:
 - Grupo 2-Lisa: implantados con la LIO AT Lisa tri 839MP, con N = 14 ojos de 14 pacientes.

- Grupo 2-Fine: implantados con la LIO Finevision, con N = 18 ojos de 18 pacientes.
- Grupo 2-PEL: ojos del grupo 2 de los que se tienen los datos de PEL tras el implante. Consta de 22 ojos de 22 pacientes.

La edad media de la muestra del grupo 2 fue de $54,81 \pm 5,72$ años, con un rango de 43 a 65 años.

En la tabla 5 se presentan resumidas las características de la muestra incluida en este estudio.

Tabla 5. Descripción de la muestra incluida en este estudio.

Grupo	N (pacientes)	N (ojos)	Edad \pm DE (años)	Rango de edad (años)	Descripción
Toda la muestra	88	88	$55,08 \pm 9,69$	39 a 81	Muestra completa
Grupo 1	56	56	$55,43 \pm 11,54$	39 a 81	Pacientes con implante de LIO
Grupo 1- Lisa	24	24	$54,03 \pm 10,24$	39 a 72	Pacientes con la LIO AT Lisa
Grupo 1- Fine	32	32	$56,83 \pm 12,84$	41 a 81	Pacientes con la LIO Finevision
Grupo 2	32	32	$54,81 \pm 5,72$	43 a 65	Pacientes con CRCL e implante de LIO posterior
Grupo 2- Lisa	14	14	$52,36 \pm 5,92$	43 a 63	Pacientes con CRCL e implante posterior de la LIO AT Lisa
Grupo 2- Fine	18	18	$56,72 \pm 4,91$	46 a 65	Pacientes con CRCL e implante posterior de la LIO Finevision
Grupo 2- PEL	22	22	$55,77 \pm 5,09$	45 a 65	Pacientes del grupo 2 con medida de la PEL

LIO: lente intraocular; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PEL: posición efectiva de la lente. DE: desviación estándar.

No existieron diferencias estadísticamente significativas entre las edades de los grupos 1 y 2 ($p = 0,82$, IC del 95% para la media de -3,22 a 4,06 años, t de Student para muestras independientes).

5.2.3 Cirugías realizadas.

- Cirugía de cristalino.

La cirugía de implante de la LIO se realizó mediante facoemulsificación con implante de la LIO intracapsular, por dos cirujanos experimentados, A.U.M. y S.T.B. No se produjeron complicaciones intra o postoperatorias en la muestra analizada.

El método de cálculo de la PLIO utilizado fue el Haigis-L para ojos tras una M-CRCL o una H-CRCL. En algunos casos el valor de la $PLIO_{imp}$ final fue modificado en función del resultado del primer ojo y de la experiencia de cada cirujano.

- Cirugía refractiva corneal láser.

Sólo se dispone de datos preoperatorios de la CRCL en 6 ojos de la muestra total del grupo 2. En dos pacientes del grupo 2 se realizó una PRK y en el resto un LASIK.

En todos los casos habían transcurrido al menos 6 años desde la CRCL a la fecha del implante de la LIO.

5.3 Instrumentos de medida y lentes intraoculares implantadas.

Se indican a continuación los instrumentos de exploración utilizados y las características más importantes de las lentes trifocales difractivas que se implantaron.

5.3.1 Autorrefractómetro.

Se utilizó el autorrefractómetro y queratómetro Nidek ARK-1.

5.3.2 Instrumental utilizado para las medidas biométricas.

- **Tomógrafo corneal Orbscan IIz** (Bausch & Lomb, Orbtex Inc., UT, USA, versión 2.22).

Se medirá con este instrumento la POT4, la PCA desde endotelio, el ECC y la PEL.

- **IOL Master 500**, versión software 7.5 (Carl Zeiss, Jena, Germany)

Se medirá con este instrumento la LA y la PCQ.

5.3.3 Descripción de las lentes intraoculares implantadas.

- **La LIO AT Lisa tri 839 MP** es una lente trifocal difractiva de diseño esférico, con adición de +3,33 D para visión de cerca y +1,66 D para la visión intermedia. Está fabricada con material acrílico hidrofílico con superficie hidrófoba, con un diámetro de zona óptica de 6 mm y un diámetro total de 11 mm. La constante A recomendada por el fabricante es 118,3.
- **La LIO Finevision** es una lente trifocal difractiva, de diseño esférico, con adición de +3,50 D para visión cercana y +1,75 D para visión intermedia. El

material es hidrofílico acrílico, con un diámetro de zona óptica de 6 mm y total de 11,4 mm. La constante A recomendada por el fabricante es 118,8.

5.4 Toma de medidas y procesamiento.

Las medidas recogidas y su procesamiento será distinto en los grupos 1 y 2. Con los datos recogidos del grupo 1 se establecerán las ecuaciones de regresión para la predicción de la PEL, y con los datos del grupo 2 se calculará la PLIO y el resultado refractivo esperado de la aplicación del método estudiado.

Adicionalmente, y con el objeto de comparar los resultados de esta investigación con los que se hubieran obtenidos por otros autores, se calculará la PC y la PEL resultantes con otros métodos. En la figura 15 se describe el proceso de manera esquematizada, y a continuación se expone en detalle.

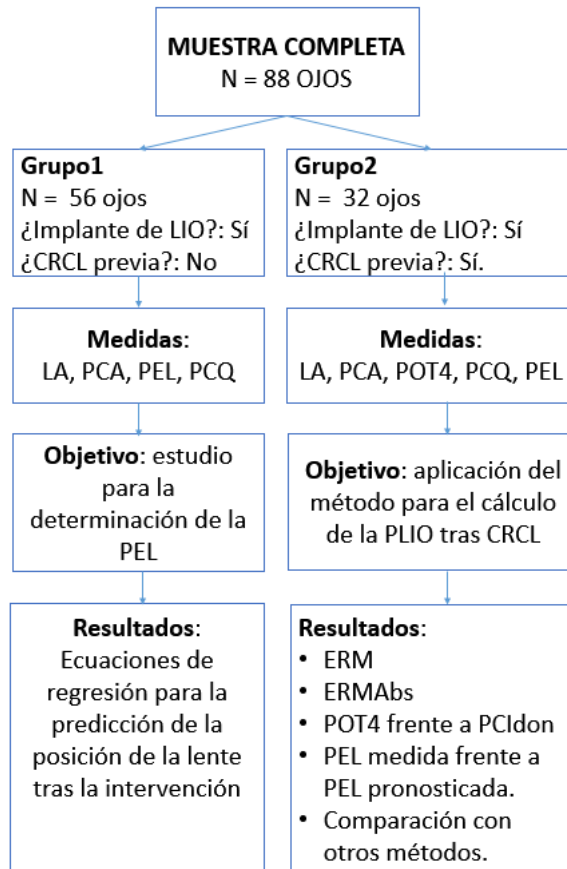


Figura 15. Proceso de investigación esquematizado. Siendo LIO: lente intraocular; PCA: profundidad de la cámara anterior; PEL: posición efectiva de la lente; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; LA: longitud axial; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm de diámetro; PC: potencia corneal; PLIO: potencia de la lente intraocular; ERM: error refractivo medio; ERMAbs: error refractivo medio en valor absoluto

5.5 Toma de medidas y procesamiento en el grupo 1.

El objetivo de esta fase es el desarrollo de modelos de regresión para la predicción de la PEL a partir de las medidas biométricas preoperatorias del grupo 1, para que sean aplicados para el cálculo de la PLIO en el grupo 2. Se propone inicialmente un modelo en el que la PEL depende de la PCA y la LA, mediante una ecuación de la forma:

$$PEL = a + b \cdot PCA + c \cdot LA$$

Ecuación 29

El análisis determinará los valores de los coeficientes a, b y c para cada uno de los dos modelos de LIO. Se comprueba igualmente si alguno de estos coeficientes es cero o muy pequeño, de tal manera que la variable de la que es factor no sea predictora. Para determinar el número de variables del modelo predictor, se utiliza el método de mínimos cuadrados parciales que se describe en el apartado de métodos estadísticos. Se realiza un análisis independiente para los 24 ojos del grupo 1-Lisa y los 32 ojos del grupo 1-Fine.

A continuación se describe el proceso de toma de estas medidas.

- Recogida de datos pre-implante de la LIO.

A partir de la tomografía corneal Orbscan IIz preoperatoria de cada paciente del grupo 1, se extrajo la PCA endotelial (PCA_{Endo}), considerada como la distancia endotelio corneal-primera superficie del cristalino, y el ECC. A la profundidad de la cámara anterior medida desde epitelio (distancia epitelio-primera superficie del cristalino), la denominamos PCA sin subíndice. Se obtiene como la suma de PCA_{Endo} y ECC (figura 16, izquierda):

$$PCA = PCA_{Endo} + ECC$$

Ecuación 30

Se midió la LA mediante el biómetro óptico IOL Master 500.

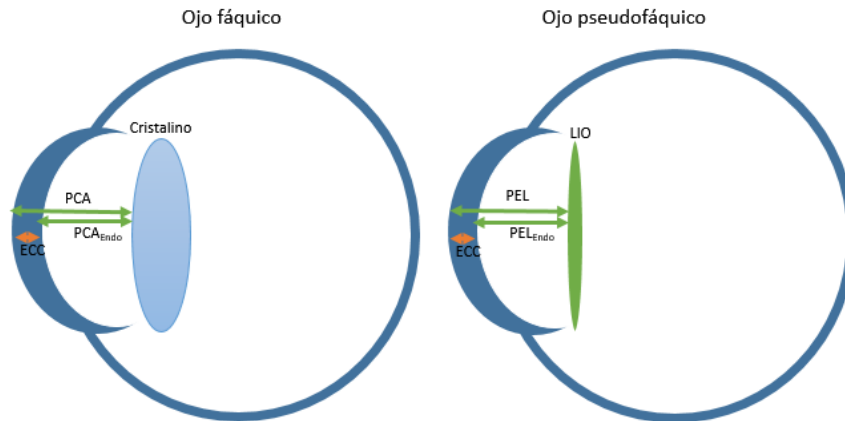


Figura 16. Profundidad de la cámara anterior epitelial y endotelial. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior medida desde el epitelio corneal; PCA_{Endo} : profundidad de la cámara anterior medida desde el endotelio corneal; PEL: posición efectiva de la lente medida desde el epitelio corneal; PEL_{Endo} : posición efectiva de la lente medida desde el endotelio corneal.

- Recogida de datos post-implante.

Tres meses tras el implante, se midió a los mismos pacientes y con el mismo instrumento la PEL endotelial (PEL_{Endo}), considerada como la distancia entre el endotelio corneal y la primera superficie de la LIO (figura 16, derecha). Sumando a esta distancia el ECC, se obtiene la posición efectiva de la lente desde epitelio, que se denominará como PEL sin subíndices, que es la distancia entre el epitelio corneal y la primera superficie de la LIO.

$$PEL = PEL_{Endo} + ECC$$

Ecuación 31

Para descartar la existencia de diferencias biométricas entre los dos subgrupos del grupo 1, se verificó que no existieran diferencias estadísticamente significativas entre las medidas biométricas mediante los test de hipótesis apropiados.

5.6 Toma de medidas en el grupo 2.

En este grupo se calculará el valor de la PLIO para la emetropía con la ecuación 12. Las medidas necesarias para el cálculo de la potencia de la lente son la POT4, la PCA, y la LA. Se recoge también la PCQ, con el objeto de realizar una comparación entre valores de la PC y el cálculo de la PEL con otros métodos. La refracción resultante del implante será necesaria para obtener el valor de la lente idónea. En los casos en los que se dispuso de tomografía Orbscan IIz tras el implante, se anotó el valor de la PEL obtenido mediante esta prueba. Estos casos formaron el grupo 2-PEL, que será utilizado para realizar algunos análisis comparativos que se explicarán más adelante.

Las variables biométricas serán comparadas por tipo de CRCL previa.

Dado que los resultados del análisis de regresión lineal realizado con los datos del grupo 1, se aplicarán al grupo 2, se comprobó que no existieran diferencias significativas entre los parámetros biométricos de ambas muestras.

A continuación se explica el proceso de toma de medidas en detalle.

5.6.1 Equivalente esférico residual.

Se recogieron los resultados refractivos del implante de la LIO de potencia $PLIO_{imp}$, al menos a los 3 meses del implante. La refracción fue realizada en todos los casos por el autor de esta tesis (J.A.C.A.). No se utilizaron midriáticos.

Para obtener la refracción, se partió del resultado de una autorrefractometría. El valor de esfera y cilindro se ajustó mediante los métodos clínicos convencionales de refracción. A partir de la esfera y cilindro refractivos, se calculó el equivalente esférico de la refracción subjetiva resultante del implante (EE_{imp}).

5.6.2 Medida de la potencia óptica total a 4 mm.

A partir de la tomografía Orbscan IIz de cada paciente, se obtuvo el valor de la POT4 siguiendo el siguiente procedimiento:

- Paso 1: seleccionar el mapa topográfico a analizar (figura 17).

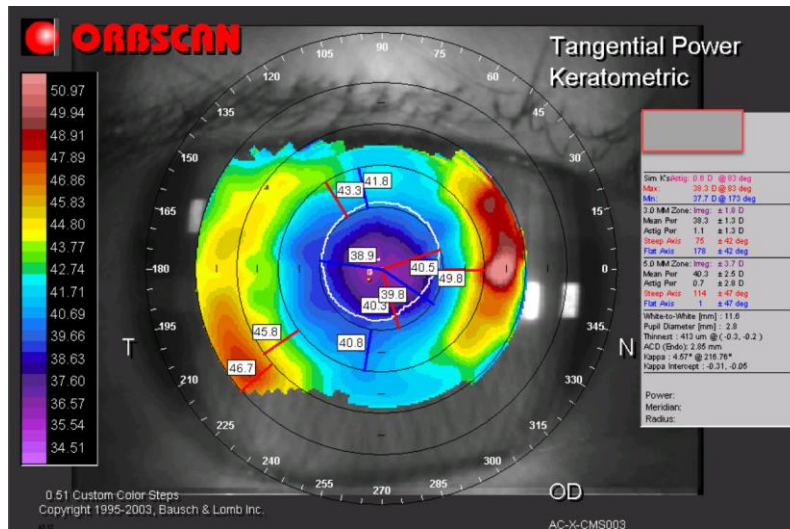


Figura 17. Paso 1 del texto. Mapa topográfico tangencial de un paciente intervenido de cirugía refractiva corneal láser para la miopía.

- Paso 2: con el botón derecho del ratón, seleccionar el mapa Total Optical Power (figura 18).

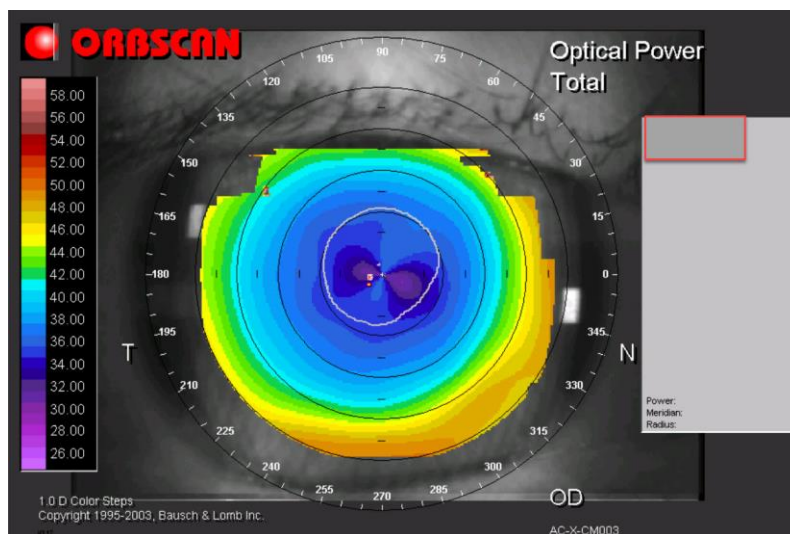


Figura 18. Paso 2 del texto. Mapa de la potencia óptica total del mismo paciente de la figura anterior.

- Paso 3: con el botón derecho, en el menú seleccionar Stats -> Analyze Area -> Analyze Area-Statistics (figura 19).

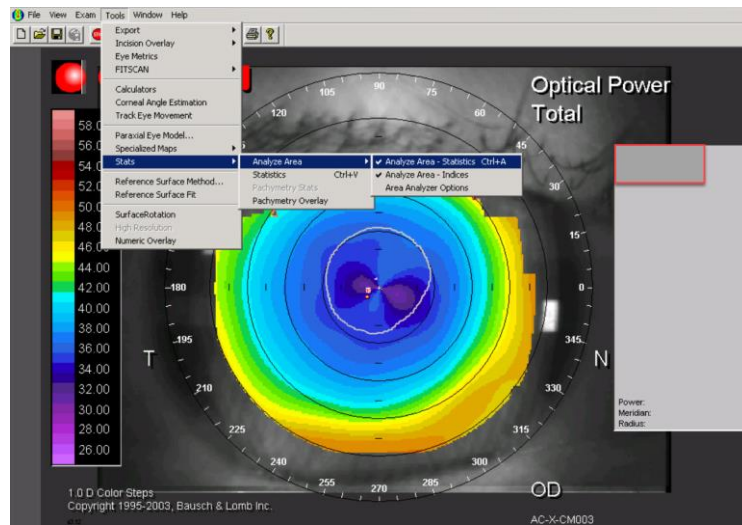


Figura 19. Paso 3 del texto. Selección del menú Analyze Area-Statistics para obtener los valores de potencia óptica total a diferentes diámetros. Se trata del mismo ojo de la figura anterior.

- Paso 4: clic sobre el mapa topográfico. Se abrirá entonces la ventana de las potencias a diferentes distancias del ápex. Se selecciona la de 2 mm Zone (ver figura 20).

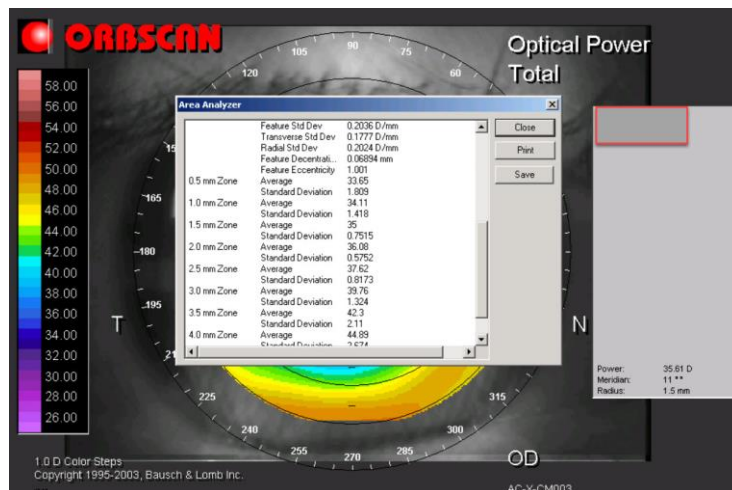


Figura 20. Paso 4 del texto. Valores de potencia óptica total a diferentes diámetros. En este estudio, se selecciona la zona de 2 mm de radio, que se corresponde con un diámetro de 4 mm.

5.6.3 Medida de la longitud axial y la potencia corneal queratométrica

La LA se obtuvo en todos los casos mediante biometría óptica, utilizando el biómetro IOL Master 500. La PCQ se obtuvo a partir de la medida del IOL Master 500.

5.6.4 Medida de la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente.

A partir de la tomografía Orbscan IIz de cada paciente, se extrajeron los valores de la PCA_{Endo} y el ECC, calculando la PCA como su suma. El mismo procedimiento se seguirá en aquellos pacientes con tomografía postoperatoria para el cálculo de la PEL, obteniendo en este caso la medida desde el epitelio corneal a la primera superficie de la lente

5.7 Cálculos en el grupo 2.

A partir de los datos recogidos, se calculará para cada caso del grupo 2 el valor de la PEL pronosticada, la PLIO con el método propuesto y el EE que hubiera resultado del implante de la PLIO calculada.

Se calcularán también los valores de la PC y la PEL que se hubieran obtenido con otros métodos.

Se describe a continuación el proceso en detalle.

5.7.1 Cálculo de la posición efectiva de la lente pronosticada.

Se utilizaron las fórmulas de regresión resultantes para cada modelo de la LIO, obteniéndose el valor de la posición de la lente tras la intervención medida desde el epitelio.

Se compararán los siguientes valores:

- Los valores de la PEL según el tipo de la CRCL previa y según el modelo de la LIO implantado.
- Los resultados de la PEL medido frente a la PEL pronosticada, a partir de los datos del grupo 2-PEL.
- Los datos de la PEL obtenidos en la presente investigación con los valores calculados con otros métodos.

5.7.2 Cálculo de la potencia de la lente intraocular con el método propuesto y con otros métodos de otros autores.

Con los datos de la PEL, la POT4 y la LA, se calculó la $PLIO_{POT4}$ para resultado emetrópico utilizando la ecuación 12. Se calcularon los valores de potencia de la lente que se hubieran obtenido con la aplicación de los métodos Haigis-L, Shammas-PL y Barret true-K. Para ello, se usó la herramienta de cálculo *on line* de la ASCRS.

5.7.3 Potencia de la lente idónea y resultado refractivo esperado con el método propuesto.

Con los valores de la $PLIO_{Imp}$ y el EE_{Imp} , se calculará la PLIO que hubiera inducido el EE neutro, que se ha denominado $PLIO_{Idon}$, siguiendo el siguiente procedimiento:

- Cálculo de la potencia de la lente intraocular idónea.

El EE_{Imp} en el plano de la gafa se traslada al plano de la LIO (EE_{Plano_LIO}), asumiendo que EE_{Plano_LIO} y el EE_{Imp} se relacionan mediante:⁶¹

$$EE_{Plano_LIO} = \frac{EE_{Imp}}{0,7}$$

Ecuación 32

La potencia de la LIO que hubiera inducido la emetropía ($PLIO_{Idon}$), es:

$$PLIO_{Idon} = PLIO_{Imp} + EE_{Plano_LIO}$$

Ecuación 33

- Cálculo del equivalente esférico esperado con el método propuesto.

A partir de la $PLIO_{Idon}$, se calcula el EE que se hubiera obtenido con el método propuesto en esta tesis, de esta manera:

Se obtiene en primer lugar el error de $PLIO_{POT4}$ respecto a la idónea en el plano de la LIO:

$$Error_{PlanoLIO_POT4} = PLIO_{Idon} - PLIO_{POT4}$$

Ecuación 34

El $Error_{PlanoLIO_POT4}$ es el EE en el plano de la LIO que hubiera resultado de implantar la $PLIO_{POT4}$, que hubiera sido hipermetrópico si el valor es positivo, y miópico si es negativo. Trasladando este valor al plano de la gafa, se obtiene el EE_{POT4} .⁶¹

$$EE_{POT4} = 0,7 \cdot Error_{PlanoLIO_POT4}$$

Ecuación 35

Que es el EE esperado, en el plano de la gafa, que se hubiera obtenido del implante de la LIO de potencia $PLIO_{POT4}$.

El procedimiento se resume en la figura 21.

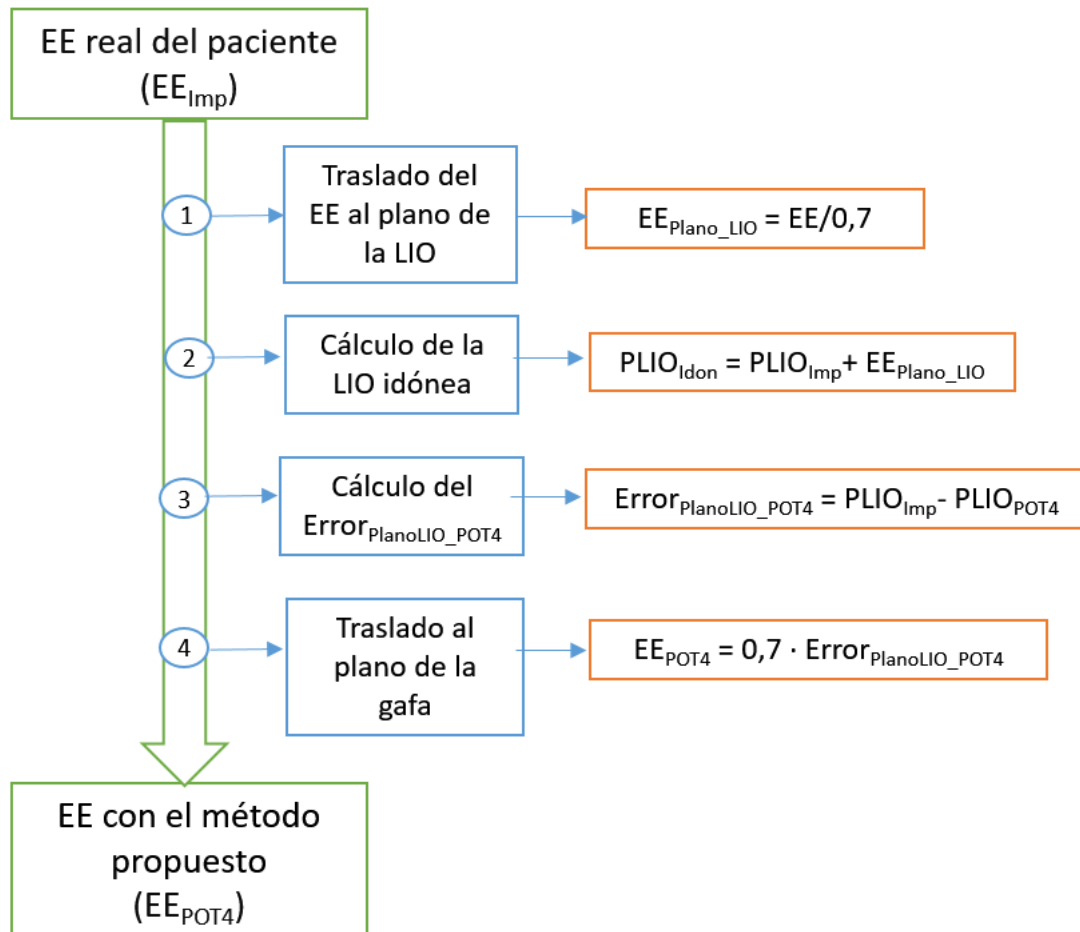


Figura 21. Proceso de traslación del equivalente esférico, en el plano de la gafa, resultante del implante de la lente, al equivalente esférico en el plano de la gafa, que hubiera resultado del implante de la lente intraocular de la potencia calculada con el método de esta tesis. Siendo: EE_{Imp} : equivalente esférico residual; EE: equivalente esférico; EE_{Plano_LIO} : equivalente esférico residual en el plano de la lente intraocular; $PLIO_{Idon}$: potencia de la lente intraocular idónea; $PLIO_{Imp}$: potencia de la lente intraocular implantada; $Error_{PlanoLIO_POT4}$: error en el cálculo de la lente intraocular según el método propuesto respecto a la lente idónea, en el plano de la lente intraocular; EE_{POT4} : equivalente esférico esperado en el plano de la gafa.

Una vez obtenidos los resultados de el EE_{POT4} para cada caso, se calculará:

- El error refractivo medio previsto de la muestra: el ERM.
- El error refractivo medio en valores absolutos de la muestra: el ERMAbs.
- Los porcentajes de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,25$, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D. Los porcentajes que se usarán para la validación de la hipótesis serán los de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D, como ya se indicó anteriormente.

5.7.4 Cálculo de la potencia corneal idónea.

El objetivo de este análisis es obtener el valor de la potencia de la córnea que, introducido en la ecuación 12, hubiera inducido un resultado emétrico. Para resolver este problema, se parte de la base de que si la ecuación 12 describe matemáticamente un ojo pseudofáquico emétrope, y se introducen en ella las siguientes variables: $PLIO_{Idon}$, que es la potencia para la emetropía, la LA y el valor de la PEL real, entonces la PC que verifique esta configuración debe de ser la teóricamente idónea para la emetropía. Para ello, se despeja la PC de la ecuación 12, y se calcula este valor a partir de los datos de la $PLIO_{Idon}$, la LA y la PEL. Dado que es necesario el dato de la posición real de la lente, se usarán los datos del grupo 2-PEL.

Despejando la PC de la ecuación de la PLIO para la emetropía, y sustituyendo los nombres de las variables por las consideradas en este análisis, se tiene:

$$PC_{Idon} = \frac{1,336(PEL \cdot PLIO_{Idon} - LA \cdot PLIO_{Idon} + 1,336)}{PEL^2 \cdot PLIO_{Idon} - LA \cdot PEL \cdot PLIO_{Idon} + LA \cdot 1,336}$$

Ecuación 36

Este valor de la potencia de la córnea será considerado el *gold estándar* para comparar con el valor de la POT4 y las PC calculadas con otros métodos. Los valores de LA y la PEL se introducen en metros.

5.7.5 Cálculo de la potencia corneal que se hubiera obtenido con otros métodos.

Se calcularán los valores de la PC que se hubieran utilizado con las fórmulas de Shammas (ecuación 15, obtención de la PC modificada para la M-CRCL, y 23, obtención de la PC modificada para la H-CRCL) y Haigis (ecuación 25, cálculo de la PC modificada para la M-CRCL), y se comparará con la POT4 y la PC_{don} .

Dado que Haigis no ha publicado el algoritmo de modificación de la PC tras la H-CRCL, se ha despejado de la ecuación 27 el valor de la PC, y a partir de los valores de PCQ, LA y el resultado de la PLIO según Haigis obtenido en la herramienta de cálculo on line descrita anteriormente, se obtuvo el valor de la PC modificada según Haigis para ojos tras la H-CRCL.

Se realizará este análisis comparativo con el grupo 2-PEL, ya que la PC_{don} , que es el valor de referencia, solo se obtiene a partir de los datos de este grupo.

5.8 Análisis estadístico.

Se utilizará el programa Minitab®, v18.1 (2017 Minitab Inc.) y el programa Sigmaplot v14.0 (2017 Systat Inc.)

Dada la alta correlación entre los parámetros biométricos de los ojos de un mismo paciente, se seleccionó aleatoriamente sólo un ojo de cada paciente.

Para cada muestra de datos, si se aplica un método paramétrico de análisis, se comprobará la normalidad de la distribución mediante el test de Kolmoronov-Smirnov y la homocedasticidad mediante el test de Levene.⁸⁷

Se fija el nivel de significación estadístico en $p < 0,05$.

Se especifica a continuación el análisis aplicado en los grupos 1 y 2.

5.8.1 Análisis estadístico en el grupo 1.

La función de los pacientes del grupo 1 fue realizar un análisis de regresión lineal para la determinación de la PEL en función de los parámetros biométricos preoperatorios. Se consideran inicialmente como variables predictoras la LA y la PCA.

Una de las condiciones para el análisis de regresión lineal múltiple es que las variables predictoras tienen que ser linealmente independientes.⁴² Debido a que la PCA y la LA están significativamente correlacionadas,⁸⁸ la aplicación de métodos de análisis de regresión múltiple mediante mínimos cuadrados ordinarios podría conducir a resultados erróneos.⁴² Por este motivo, se aplicará el método de regresión en mínimos cuadrados parciales.

Esta modalidad de análisis es una técnica estadística que tiene por objeto la reducción de las variables predictoras en juego a un conjunto optimizado de componentes no correlacionados, pero que proporcione un modelo eficaz para la respuesta. Para ello se utiliza el método de validación cruzada, que determina el número más adecuado de componentes del modelo. Una vez determinado el número de componentes, se realiza un análisis de mínimos cuadrados ordinario con las variables que optimizan el modelo, proporcionando los coeficientes de la regresión.⁴²

La manera de decidir el número de componentes del modelo es comparar los valores de R^2 y R^2 pronosticado para cada sub-modelo de n elementos. El valor de R^2 pronosticado indica la capacidad predictiva de cada modelo. Cuando la diferencia entre R^2 y R^2 pronosticado para el modelo con $n+1$ componentes aumenta respecto al que tiene n , el modelo puede estar sobredimensionado, y entonces el número óptimo de componentes es n . Estas instrucciones provienen del manual on line del programa Minitab.^c

Se proporcionarán los valores de los coeficientes de la recta de regresión, el coeficiente de regresión lineal (R^2), el de correlación lineal (R), el error estándar de la estimación y los valores p del test de hipótesis para cada coeficiente.

Dado que se incluyen dos modelos de LIO en este estudio, realizando un análisis de regresión en cada grupo, se comprobará que los ojos de ambos grupos no tienen diferencias significativas en las variables consideradas mediante un test t de Student.

5.8.2 Análisis estadístico en el grupo 2.

Dado que el número de ojos de este grupo es pequeño, y que se definirán subgrupos aún más pequeños, se aplicarán métodos no paramétricos de análisis para la comparación de medianas.

De cada muestra se indicará la media y desviación estándar (DE), la mediana y el rango en algunas de las medidas.

Para la comparación de las medianas de dos muestras independientes, se utilizará el test de Mann-Whitney. Se indicará el p -valor del test de hipótesis, la mediana de las diferencias entre las dos muestras y el IC del 95% para la mediana de las diferencias. Si no se verifica la homocedasticidad de las

^c Disponible en <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/modeling-statistics/regression/supporting-topics/partial-least-squares-regression/what-is-partial-least-squares-regression/> Último acceso Septiembre 2018.

muestras, se aplica el test de Welch. Si las dos muestras no son independientes, se aplica el test de Wilcoxon.

En el caso de comparaciones entre más de dos muestras relacionadas, se aplicará el test de Friedman para medidas repetidas, y la comparación por parejas de Tukey. Se indicará en este caso las parejas con diferencias significativas.

6 Resultados.

“No sé lo que podré parecer al mundo, pero a mí me parece como si hubiese sido un niño que juega en la orilla del mar y se divierte de tanto en tanto encontrando un guijarro más pulido o una concha más hermosa de lo común, mientras que el inmenso océano de la verdad se extiende inexplorado ante mí”

Isaac Newton

6.1 Introducción.

El esquema que se seguirá para la presentación de los resultados será el siguiente:

- Presentación de las medidas biométricas de toda la muestra y separadas por grupos.
- Comparación de los parámetros biométricos de los grupos 1 y 2.
- Con el grupo 1:
 - Resultados del análisis de regresión lineal simple a la muestra del grupo 1 para la predicción de la PEL y obtención de las fórmulas de regresión para cada modelo de la LIO.
 - Comparación de los grupos implantados con cada tipo de LIO.
- Con el grupo 2:
 - Análisis comparativo de las medidas biométricas del grupo 2.
 - Cálculo de la PEL, análisis y comparación con los valores propuestos por otras fórmulas.
 - Cálculo de la PLIO según el método estudiado y comparación con la PLIO idónea.
 - Resultados refractivos esperados con el método propuesto.
 - Porcentajes de ojos dentro de los intervalos refractivos de $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D.
 - Cálculo de la potencia corneal idónea, comparación con la POT4 y con los valores calculados con otros métodos de cálculo tras la CRCL.

6.2 Medidas biométricas.

En la tabla 6 se presentan los resultados de las medidas biométricas realizadas a la muestra, segregadas por grupos. En el grupo 1, no se obtuvo la medida de la POT4, ya que no fue necesaria para el análisis de regresión, y en el grupo 2 la PEL no es una medida (excepto en el grupo 2-PEL), sino un resultado de la aplicación de las fórmulas de regresión para su predicción, por lo que solo se incorpora en la tabla para este grupo. La PCQ se incluye, pero no es una variable que se utilice para el cálculo de la PLIO, sino que se recoge con el fin de comparar el valor de la POT4 con la PCQ, y confrontarlo con los resultados de otros investigadores, y obtener los valores de la PEL calculados con otros métodos en los que la potencia de la córnea es un dato.

Tabla 6. Medidas biométricas de la muestra.					
Grupo	LA (mm)	POT4 (D)	PCQ (D)	PCA (mm)	PEL (mm)
Toda la muestra	23,12 ± 1,25	-	43,54 ± 2,02	3,07 ± 0,32	-
Grupo 1	22,99 ± 1,01	-	43,70 ± 1,41	3,10 ± 0,31	4,43 ± 0,15
Grupo 1-Lisa	23,03 ± 1,04	-	43,70 ± 1,04	3,11 ± 0,32	4,46 ± 0,12
Grupo 1-Fine	22,96 ± 1,01	-	43,70 ± 1,66	3,09 ± 0,30	4,41 ± 0,19
Grupo 2	23,34 ± 1,57	42,14 ± 2,79	43,27 ± 2,79	3,02 ± 0,33	-
Grupo 2-Lisa	23,99 ± 1,46	41,08 ± 2,70	42,24 ± 2,59	3,11 ± 0,29	-
Grupo 2-Fine	22,83 ± 1,50	42,96 ± 2,63	44,07 ± 2,74	2,95 ± 0,34	-
Grupo 2-PEL	23,22 ± 1,51	42,37 ± 2,54	43,34 ± 2,65	2,99 ± 0,35	4,39 ± 0,13

LA: longitud axial; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica; PCA: profundidad de la cámara anterior; PEL: posición efectiva de la lente.

6.2.1 Comparación entre las muestras de los grupos 1 y 2.

Se realiza a continuación una comparación entre las muestras de los grupos 1 y 2 para la LA y la PCA que son las variables involucradas en el análisis de regresión. No existieron diferencias significativas entre ambos grupos. En la tabla 7 se muestran estos resultados.

Tabla 7. Comparación entre los parámetros biométricos de los grupos 1 y 2.

	Mediana grupo 1	Mediana grupo 2	MedDif	IC del 95 % para la MedDif	p-valor*
LA (mm)	23,10	22,92	-0,15	-0,78 a 0,43	0,70
PCA (mm)	3,10	3,01	0,09	-0,07 a 0,23	0,30

LA: longitud axial; PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio; MedDif: mediana de las diferencias; IC: intervalo de confianza.
*Mann Whitney.

En la figuras 22 y 23 se presentan los diagramas de caja para la LA y la PCA de los grupos 1 y 2, respectivamente. Los rangos para la LA de los grupos 1 y 2 fueron de 19,99 mm a 25,74 mm y 20,67 mm a 26,90 mm, y para la PCA de 2,30 mm a 3,69 mm y 2,46 mm a 3,69 mm, respectivamente.

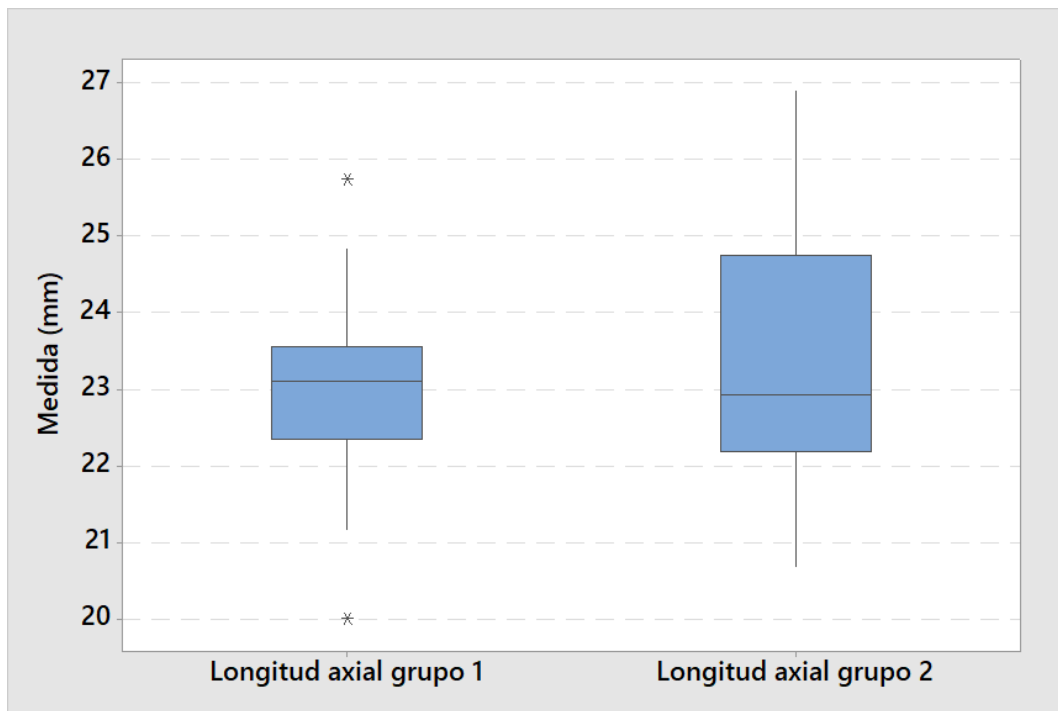


Figura 22. Diagrama de caja comparando las longitudes axiales de los grupos 1 y 2.

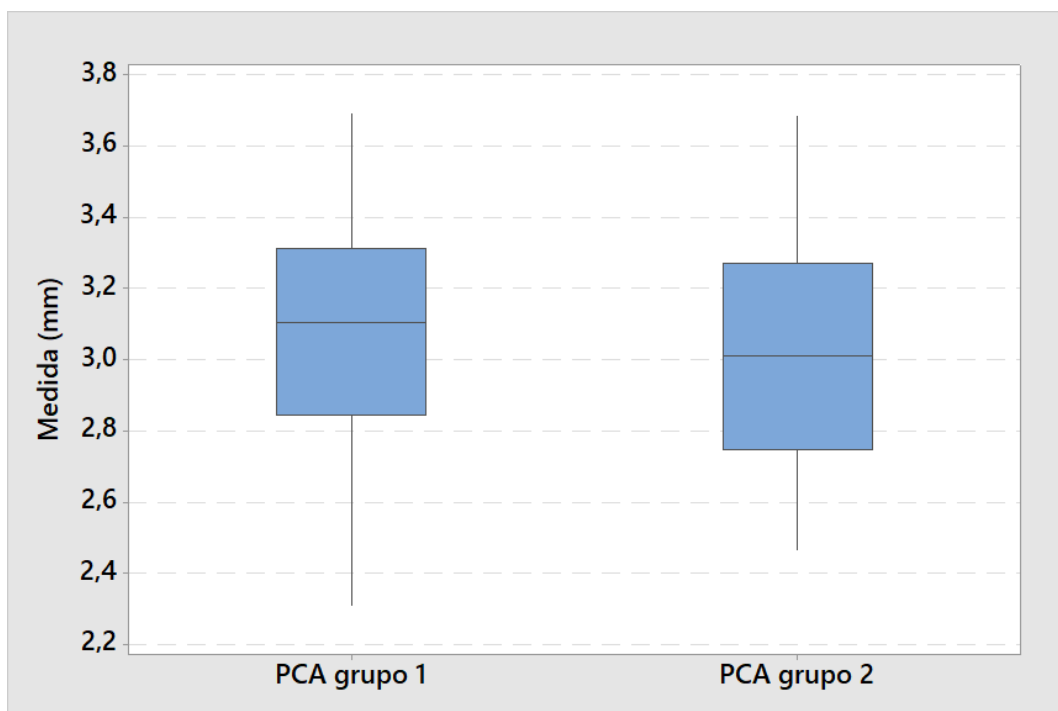


Figura 23. Diagrama de caja comparando la profundidad de la cámara anterior de los grupos 1 y 2. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior.

6.3 Análisis de regresión para la determinación de la posición efectiva de la lente en el grupo 1.

Se inicia el análisis de regresión para la determinación de la PEL, presentando en la tabla 8 la estadística descriptiva para los parámetros biométricos del grupo 1 involucrados.

Tabla 8. Parámetros biométricos del grupo 1 utilizados para los análisis de regresión lineal.

	Media \pm DE	Mediana	Rango
LA (mm)	22,99 \pm 1,01	23,10	19,99 a 25,74
PCA (mm)	3,10 \pm 0,31	3,10	2,31 a 3,69
PEL (mm)	4,43 \pm 0,16	4,44	3,91 a 4,72

LA: longitud axial; PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio.

A continuación, se presentan los resultados de los análisis de regresión para cada modelo de LIO.

6.3.1 Lente AT Lisa tri 839MP.

a) Medidas.

De los 24 ojos de 24 pacientes, 11 fueron ojos derechos y 13 ojos izquierdos.

En la tabla 9 se muestran los parámetros descriptivos para las medidas de la LA, PCA y PEL para el grupo 1-Lisa. La diferencia media (DM) entre PCA y PEL fue de -1,34 mm, con un IC del 95% para la DM de -1,49 a -1,20 mm, siendo estadísticamente significativa ($p < 0,001$, test de Welch, ya que las varianzas no fueron homogéneas).

Tabla 9. Resultados de las medidas para la longitud axial, la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente en el grupo 1-Lisa.

Parámetro	Media \pm DE	Mediana	Rango (mm)
LA (mm)	23,03 \pm 1,04	22,99	21,64 a 25,74
PCA (mm)	3,12 \pm 0,32	3,14	2,31 a 3,69
PEL (mm)	4,46 \pm 0,12	4,49	4,15 a 4,61

PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio corneal;
 PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio corneal; LA: longitud axial; DE: desviación estándar.

En la figura 24 se presenta el diagrama de caja para las medidas de PCA y PEL.

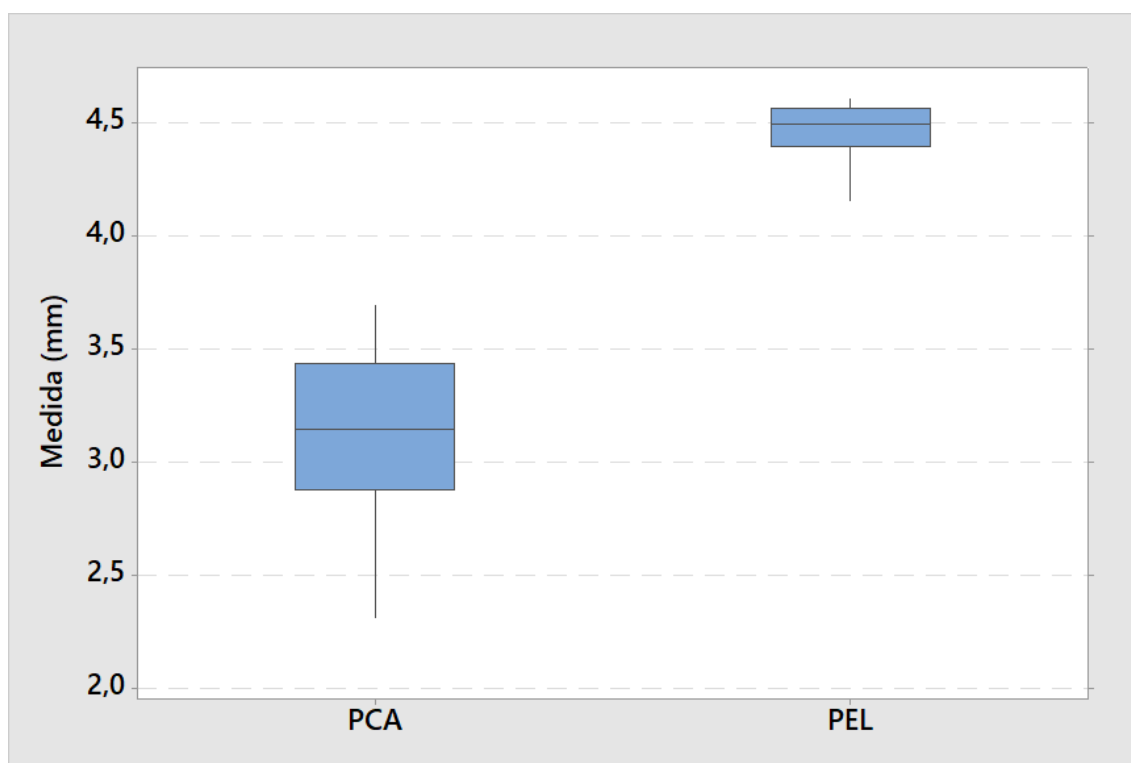


Figura 24. Grafica de caja para los valores medidos de profundidad de la cámara anterior y posición efectiva de la lente para la lente intraocular trifocal AT Lisa tri. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio corneal; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio corneal.

b) Análisis de regresión para AT-Lisa.

Los resultados del análisis de regresión por mínimos cuadrados parciales, utilizando el método de validación cruzada, se muestran en la tabla 10.

Tabla 10. Resultados del análisis de regresión en mínimos cuadrados parciales para la lente AT-Lisa.

Número de componentes	R ²	R ² pronosticado	Diferencia
1 (PCA)	0,52	0,40	0,12
2 (PCA y LA)	0,53	0,38	0,15

PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio; LA: longitud axial.

En la tabla 10 se comprueba que la diferencia entre ambos valores de R² crece en el modelo de 2 componentes respecto al de uno sólo, por lo que el modelo óptimo es el de un solo componente, la PCA.

Dados los resultados del análisis, se selecciona el modelo con un solo componente, por lo que se pronosticará la PEL a partir del valor de la PCA. Así, el coeficiente c del análisis de regresión se fija en cero.

En la tabla 11 se muestran los resultados para los coeficientes de regresión lineal.

Tabla 11. Resultados de los coeficientes de regresión del grupo 1-Lisa.

Coficiente	Valor	Error estándar	IC del 95%	p-valor
a _{Lisa}	3,648	0,057	(0,143-0,379)	< 0,001
b _{Lisa}	0,261	0,178	(3,279-4,017)	< 0,001
c _{Lisa}	0	-	-	-

IC: intervalo de confianza.

La ecuación de regresión para la obtención de la PEL en función de la PCA para la lente AT-Lisa es:

$$PEL = 3,648 + 0,261 \cdot PCA$$

Ecuación 37

El coeficiente de correlación fue de $R = 0,70$, y el de regresión lineal $R^2 = 0,49$, con un error estándar de la estimación de 0,09 mm.

A continuación, se presenta los datos y análisis de regresión para la LIO Finevision.

6.3.2 Lente Finevision.

a) Medidas.

Se incluyen en la muestra 32 ojos de 32 pacientes, 15 OD y 17 OI.

La DM entre PEL y PCA fue de $-1,32 \pm 0,29$ mm, siendo estadísticamente significativa ($p < 0,001$, test de Welch para varianzas desiguales). El IC del 95% para la DM fue de -1,45 a -1,19 mm. En la tabla 12 se presentan los resultados para estos dos parámetros y la LA.

Tabla 12. Resultados de las medidas para la longitud axial, la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente en el grupo 1-Fine.

Parámetro	Media \pm DE	Mediana	Rango (mm)
LA (mm)	22,96 \pm 1,01	23,10	19,99 a 24,84
PCA (mm)	3,09 \pm 0,30	3,07	2,56 a 3,67
PEL (mm)	4,41 \pm 0,19	4,43	3,91 a 4,72

PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio corneal; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio corneal; LA: longitud axial; DE: desviación estándar;

En la figura 25 se presenta el diagrama de caja para las medidas de PCA y PEL para el grupo 1-Fine.

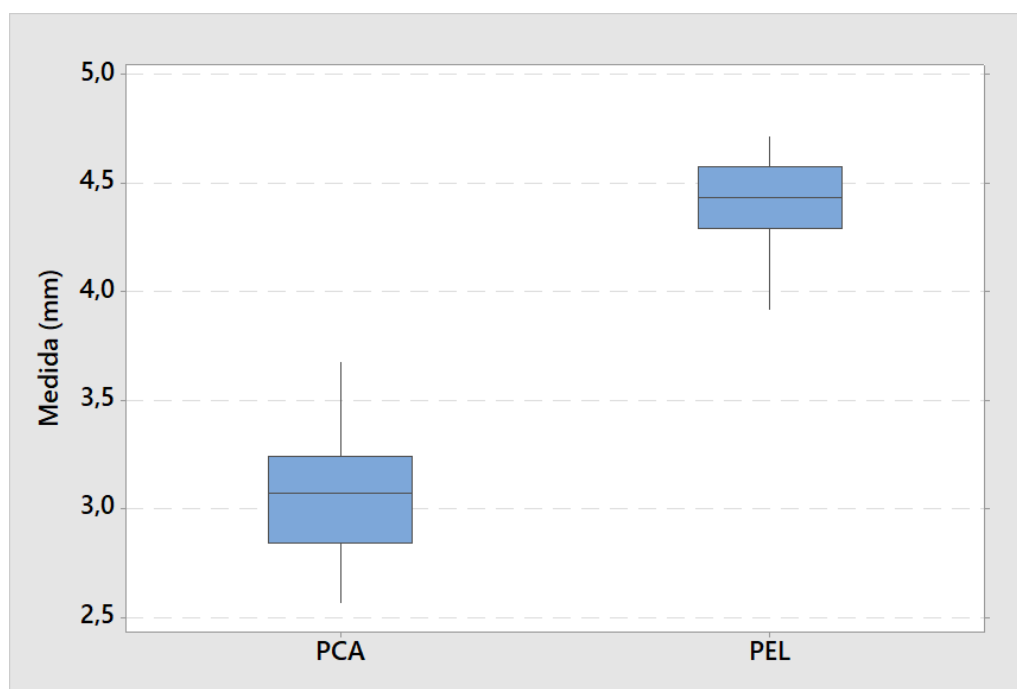


Figura 25. Gráfica de caja para los valores medidos de profundidad de la cámara anterior y posición efectiva de la lente para la LIO trifocal Finevision. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio corneal; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio corneal.

b) Análisis de regresión para Finevision.

En la tabla 13 se presentan los valores de R^2 y R^2 pronosticado resultantes del análisis. Al igual que ocurrió con la LIO AT-Lisa, la diferencia entre ambos valores crece en el modelo de dos componentes respecto al de uno sólo, por lo que el modelo óptimo es el de 1 sólo componente, la PCA. Por lo tanto, se calculará la PEL como función de la PCA.

Tabla 13. Análisis de regresión en mínimos cuadrados parciales para la LIO Finevision.

Número de componentes	R^2	R^2 pronosticado	Diferencia
1 (PCA)	0,37	0,22	0,15
2 (PCA y LA)	0,39	0,15	0,24

LIO: lente intraocular; PCA: de la cámara anterior desde epitelio; LA: longitud axial.

El coeficiente de correlación fue de $R = 0,61$, y el de regresión lineal $R^2 = 0,37$, con un error estándar de la estimación $0,15$ mm.

En la tabla 14 se presentan los resultados para los coeficientes. Como para la AT-Lisa, el coeficiente de regresión c es cero.

Tabla 14. Resultados del análisis estadístico de los coeficientes de regresión del grupo 1-Fine.				
Coefficiente	Valor	Error estándar	IC del 95%	p-valor
a_{Fine}	3,228	0,09	(0,198-0,567)	< 0,001
b_{Fine}	0,383	0,28	(2,656-3,801)	< 0,001
c_{Fine}	0	-	-	-
IC: intervalo de confianza.				

La ecuación de regresión lineal es para la predicción de la PEL en función de la PCA para la lente Finevision es:

$$PEL = 3,228 + 0,383 \cdot PCA$$

Ecuación 38

Por lo tanto, el resultado del análisis de regresión es que en ambas LIO se selecciona el modelo en el que la variable predictora es únicamente la PCA, obteniéndose la PEL mediante las ecuaciones 37 (LIO AT-Lisa) y 38 (LIO Finevision).

6.3.3 Comparación de ambos subgrupos.

La LA, la PCA y la PEL tuvieron una distribución normal en ambos subgrupos (test de Kolmoronov-Smirnov). Se realizaron test t de Student comparando los valores de la PCA, la PEL y la LA de los grupos 1-Lisa y 1-Fine. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para la PCA ($p = 0,76$, DM de $0,026$ mm, IC del 95 % para la DM de $-0,14$ a $0,19$ mm), para la PEL ($p = 0,22$, DM de $0,05$ mm, IC del 95% para la DM de $-0,04$ a $0,12$ mm) ni para

la LA ($p = 0,81$, DM de $-0,07$ mm, IC del 95% para la DM de $-0,62$ a $0,49$ mm) entre ambos sub-grupos.

En las figuras 26 y 27 se muestran los gráficos para los datos de LA, PCA y PEL de ambos grupos.

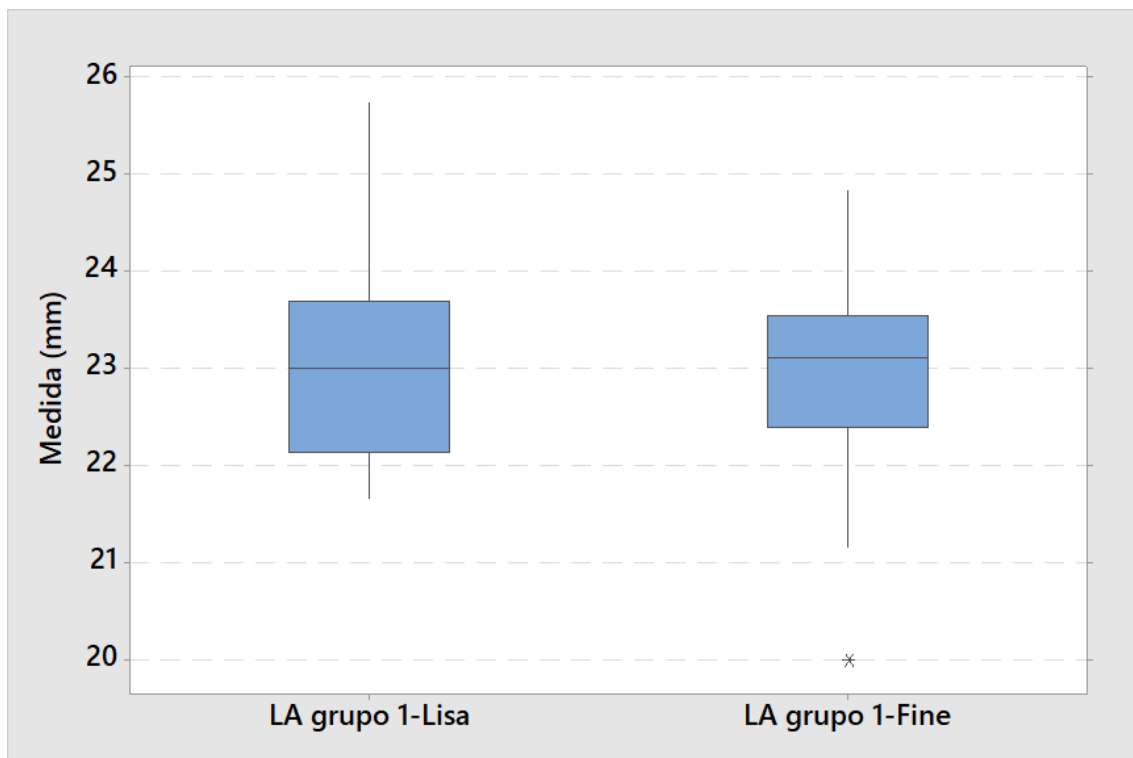


Figura 26. Gráfica de caja para la longitud axial de los sub-grupos 1-Lisa y 1-Fine. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Siendo LA: longitud axial.

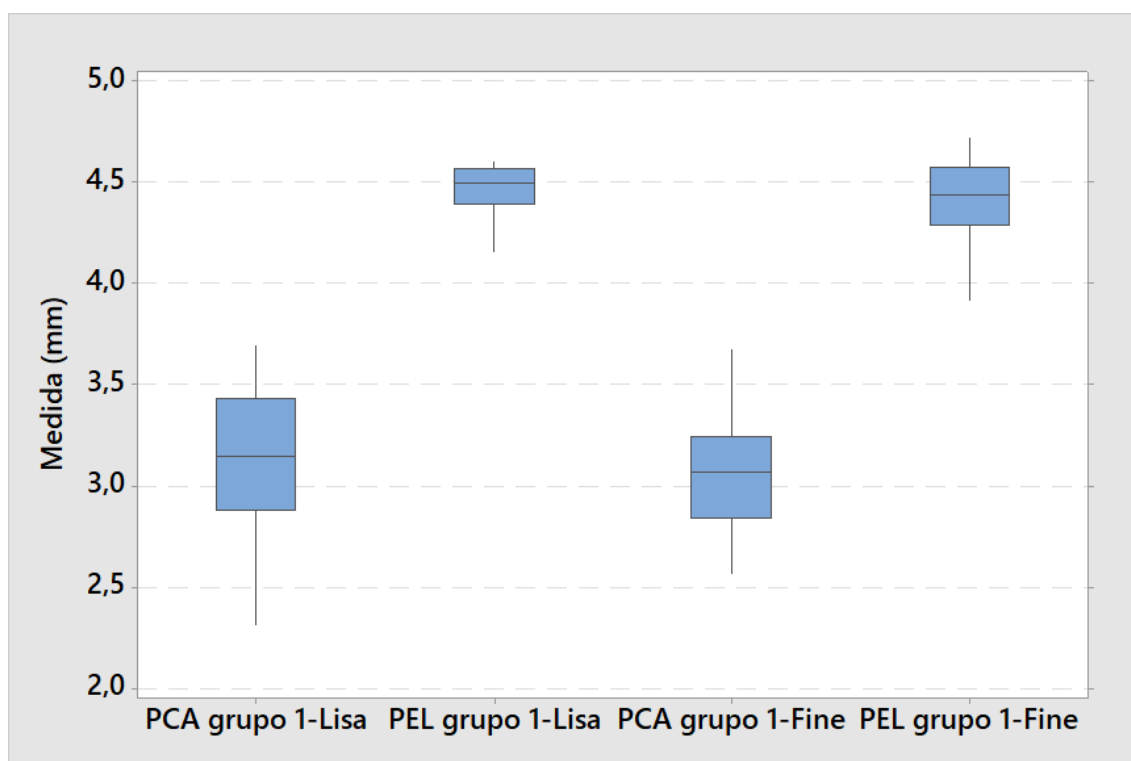


Figura 27. Gráfica de caja para los valores medidos de profundidad de cámara anterior y posición efectiva de la lente, de los sub-grupos 1-Lisa y 1-Fine. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior; PEL posición efectiva de la lente.

Una vez obtenidas las ecuaciones de regresión para la obtención de la PEL con cada LIO, se presentan las medidas biométricas en el grupo 2.

6.4 Medidas biométricas en el grupo 2.

En la tabla 15 se muestran los estadísticos descriptivos para los parámetros biométricos obtenidos en el grupo 2, formado por pacientes con CRCL previa al implante de la LIO. Las medidas obtenidas fueron la LA, la POT4, la PCQ y la PCA.

Tabla 15. Valores biométricos para el grupo 2.

	Media \pm DE	Mediana	Rango
LA (mm)	23,34 \pm 1,57	22,92	20,67 a 26,90
POT4 (D)	42,14 \pm 2,79	42,63	36,09 a 45,94
PCQ (D)	43,27 \pm 2,79	43,26	37,84 a 48,26
PCA (mm)	3,02 \pm 0,33	3,01	2,46 a 3,69

LA: longitud axial; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica; PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio.

6.4.1 Comparación de los parámetros biométricos por cirugía refractiva corneal previa.

En la tabla 16 se muestran los resultados de la comparación de los parámetros biométricos del grupo 2 por tipo de cirugía refractiva previa.

Tabla 16. Comparación de los parámetros biométricos entre pacientes con previa cirugía refractiva láser para la miopía y la hipermetropía.

Parámetro	Mediana grupo M-CRCL	Mediana grupo H-CRCL	MedDif	IC del 95 % para la MedDif	p-valor*
LA (mm)	24,94	22,23	2,47	1,42 a 3,14	<0,01
POT4 (D)	39,66	44,42	-4,75	-5,77 a -3,47	<0,01
PCQ (D)	40,47	45,50	-4,75	-5,74 a -3,47	<0,01
PCA (mm)	3,21	2,92	0,28	-0,04 a 0,50	0,07

M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía; LA: longitud axial; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica; PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio; MedDif: mediana de las diferencias; IC: intervalo de confianza. *Test de Mann-Whitney.

En las figuras 28, 29 y 30 se muestran los gráficos de caja para las medidas biométricas consideradas

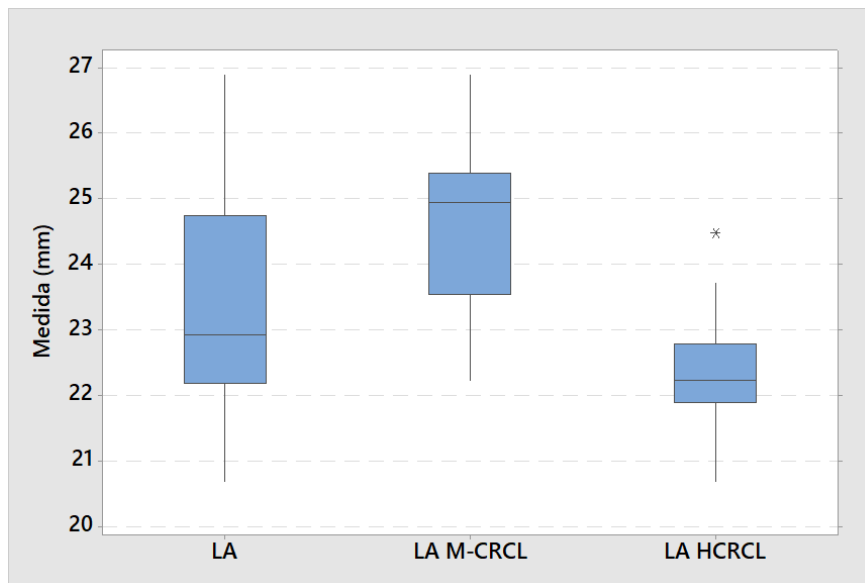


Figura 28. Gráficos de caja para los resultados de las medidas de longitud axial obtenidas con el biómetro óptico IOL Master. Siendo LA: longitud axial; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía.

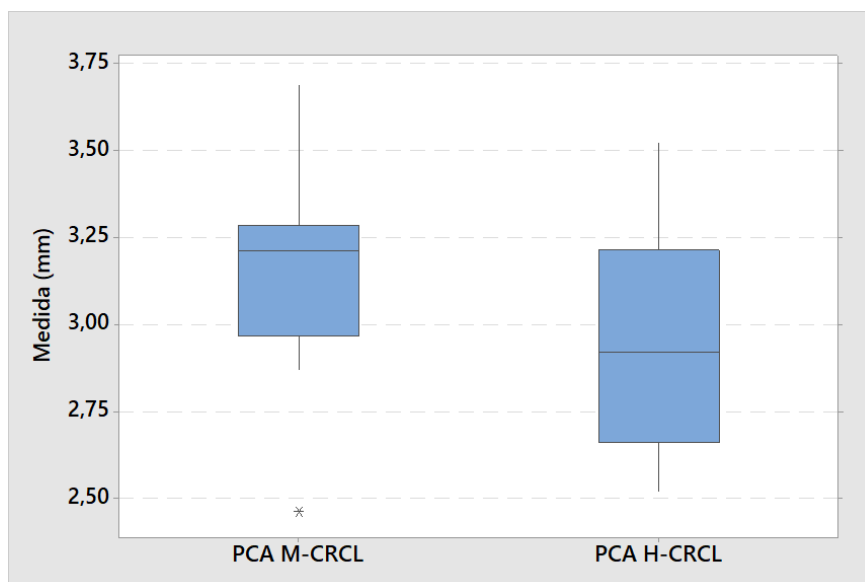


Figura 29. Gráficos de caja para los resultados de las medidas de profundidad de la cámara anterior en el grupo 2. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía

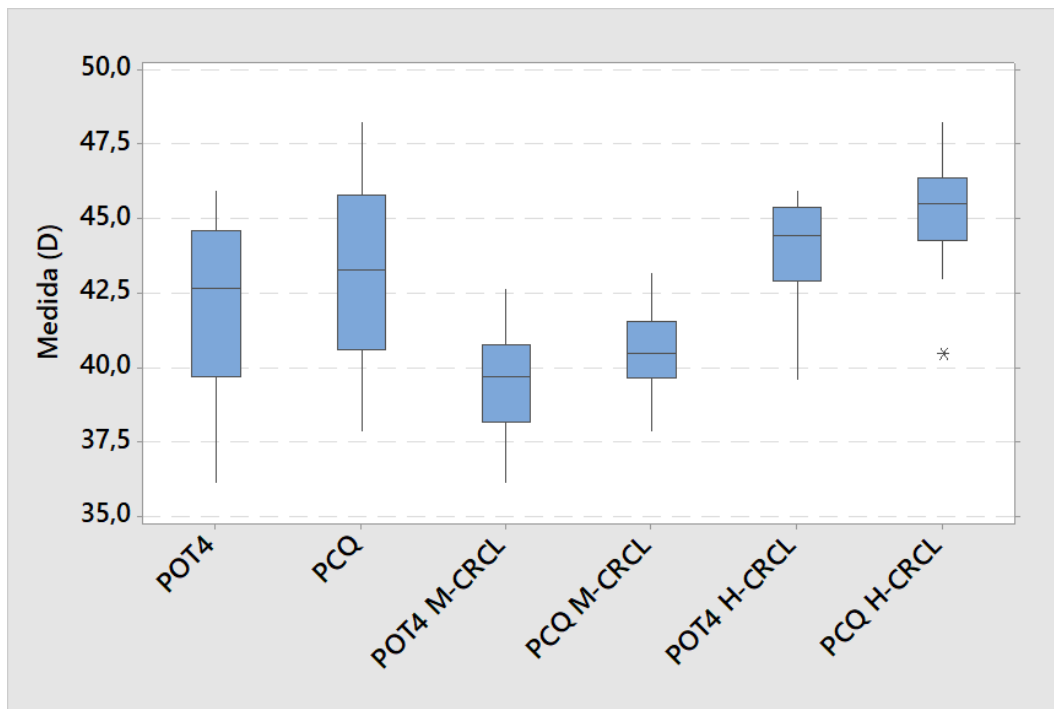


Figura 30. Gráfico de caja para los resultados de las medidas de potencia óptica total en la zona de 4 mm del tomógrafo Orbscan IIz y la potencia corneal queratométrica. Se presentan los resultados para el grupo 2 completo, y segregados por tipo de cirugía refractiva previa. Siendo POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía.

6.5 Cálculo de la posición efectiva de la lente.

Se aplicaron las ecuaciones de regresión lineal a toda la muestra del grupo 2, obteniendo los valores de la PEL a partir de la PCA en cada caso. En la tabla 17 se muestra la estadística descriptiva de esta variable.

Tabla 17. Resultados del cálculo de la posición efectiva de la lente.

	Media \pm DE	Mediana	Rango
PEL (mm)	4,40 \pm 0,12	4,42	4,17 a 4,61
PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio.			

6.5.1 Comparación de la posición efectiva de la lente según el modelo de lente intraocular implantado.

Se comparan los valores de la PCA y la PEL según el modelo de LIO implantado. No se cumple la condición de homocedasticidad para la PEL entre ambas lentes ($p = 0,04$, test de Levene), pero sí la condición de normalidad, por lo que la comparación entre los valores de PEL para las LIO AT-Lisa y Finevision se realiza mediante el test de Welch para varianzas heterogéneas. Los valores de la PCA verifican las condiciones de normalidad y homocedasticidad, por lo que para la comparación entre los valores de la PCA de ambas lentes, se aplica el test de Mann-Whitney, según las reglas establecidas para el análisis estadístico en el apartado de materiales y métodos. El resultado es que existieron diferencias estadísticamente significativas entre la PEL pronosticada de ambas lentes. En la tabla 18 se resumen los resultados para estas dos variables en cada modelo de LIO. La diferencia de medianas entre la PEL de ambas LIO fue de 0,11 mm, situándose la AT Lisa algo más alejada de la córnea que la Finevision.

Tabla 18. Comparación entre los valores de profundidad de la cámara anterior y posición efectiva de la lente según el modelo de lente intraocular implantado.

Parámetro	Mediana para el grupo 2-Lisa	Mediana para el grupo 2-Fine	p-valor
PCA (mm)	3,12	2,93	0,23*
PEL (mm)	4,46	4,35	0,01**

PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio.

*Test de Mann-Whitney

**Test de Welch

En la figura 31 se presenta el gráfico de caja para la PEL en los dos modelos de LIO.

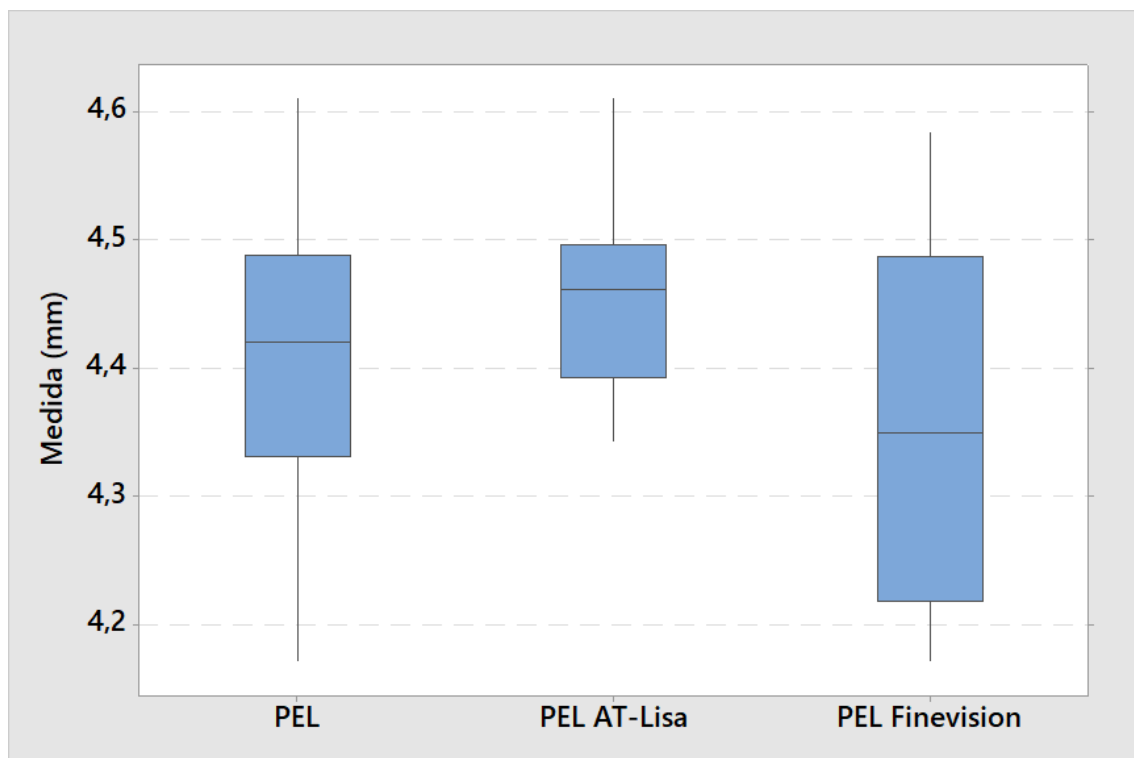


Figura 31. Gráfico de caja para los valores de posición efectiva de la lente para el grupo 2, y para los subgrupos con implante de la LIO AT-Lisa y Finevision. Siendo PEL: posición efectiva de la lente calculada desde epitelio.

6.5.2 Comparación según el tipo de cirugía refractiva previa.

La comparación entre la PEL en ojos tras M-CRCL y H-CRCL resultó en que no existieron diferencias estadísticamente significativas, aunque el valor de p fue cercano al nivel de significación ($p = 0,06$, Mann-Whitney). En la tabla 19 se presentan estos resultados.

Tabla 19. Comparación de los valores de posición efectiva de la lente entre pacientes con previa cirugía refractiva láser para la miopía y la hipermetropía.

Parámetro	Mediana grupo M-CRCL	Mediana grupo H-CRCL	MedDif	IC del 95 % para la MedDif	p -valor*
PEL (mm)	4,47	4,35	0,11	-0,00 a 0,17	0,06

M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio. MedDif: mediana de las diferencias; IC: intervalo de confianza. *Test de Mann-Whitney.

En la figura 32 se muestra el gráfico de cajas comparando los valores de la PCA y la PEL para ojos intervenidos de cirugía refractiva para la miopía y la hipermetropía.

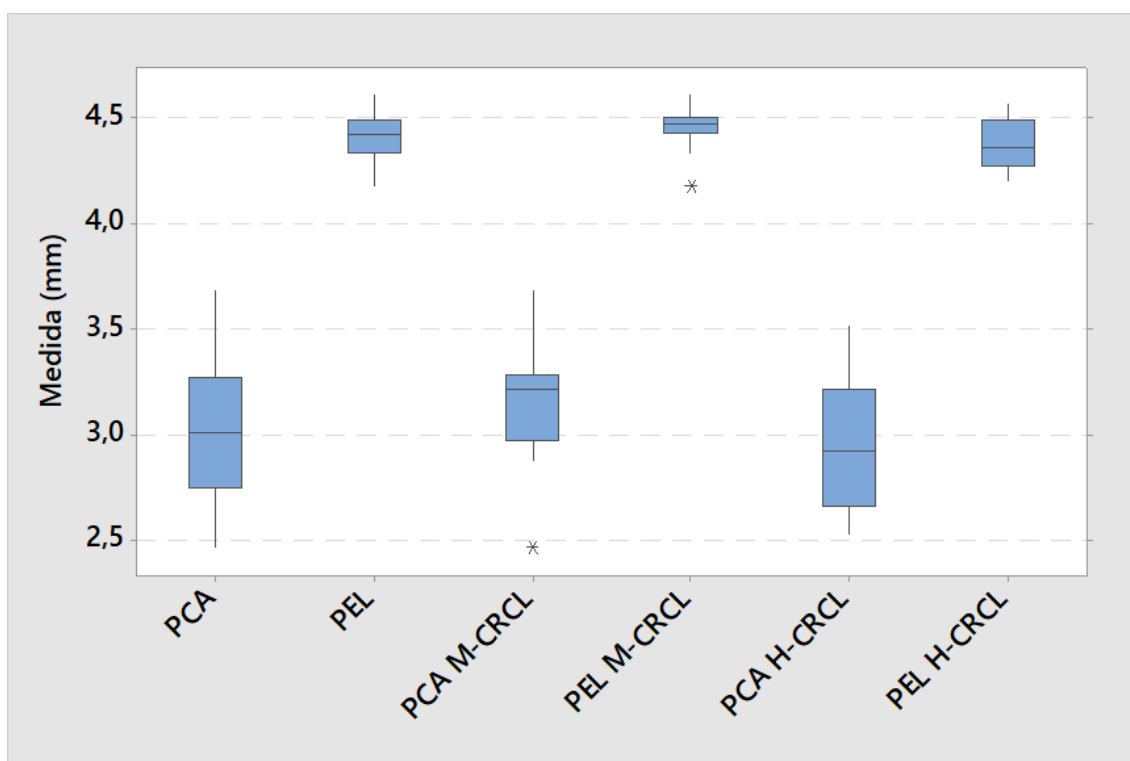


Figura 32. Gráfico de cajas para los resultados de las medidas de profundidad de la cámara anterior obtenidas con el tomógrafo Orbscan IIz para el grupo 2 completo, y segregados por CRCL previa. Siendo PCA: profundidad de la cámara anterior medida desde epitelio; PEL: posición efectiva e la lente desde epitelio; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía.

6.5.3 Comparación entre la posición efectiva de la lente pronosticada y medida.

Con los datos del grupo 2-PEL, se realiza a continuación la comparación entre los valores de PEL pronosticados y medidos. En la tabla 20 se muestran los resultados de la estadística descriptiva y los test de comparación para los valores pronosticados y medidos de esta variable.

En la muestra de ojos con la PEL medida, se verifica igualmente que la LIO AT Lisa se sitúa algo más alejada que la Finevision, pero la diferencia no fue estadísticamente significativa (MedDif = 0,12 mm, IC del 95% para la MedDif de -0,20 mm a 0,06 mm, $p = 0,16$, test de Mann-Whitney).

Tabla 20. Comparación entre los valores de posición efectiva de la lente pronosticada y medida.

	Pronosticada		Medida		p-valor*
	Media \pm DE (mm)	Mediana (mm)	Media \pm DE (mm)	Mediana (mm)	
Grupo 2-PEL	4,39 \pm 0,13	4,39	4,43 \pm 0,25	4,53	0,13
PEL AT Lisa	4,46 \pm 0,08	4,45	4,49 \pm 0,25	4,53	0,31
PEL Finevision	4,32 \pm 0,13	4,32	4,38 \pm 0,25	4,40	0,31

PCA: profundidad de la cámara anterior desde epitelio; PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio.

*Test de Wilcoxon para medidas emparejadas

En la figura 33 se muestra el gráfico de cajas comparando los valores de la PEL pronosticados y medidos para ambas LIO.

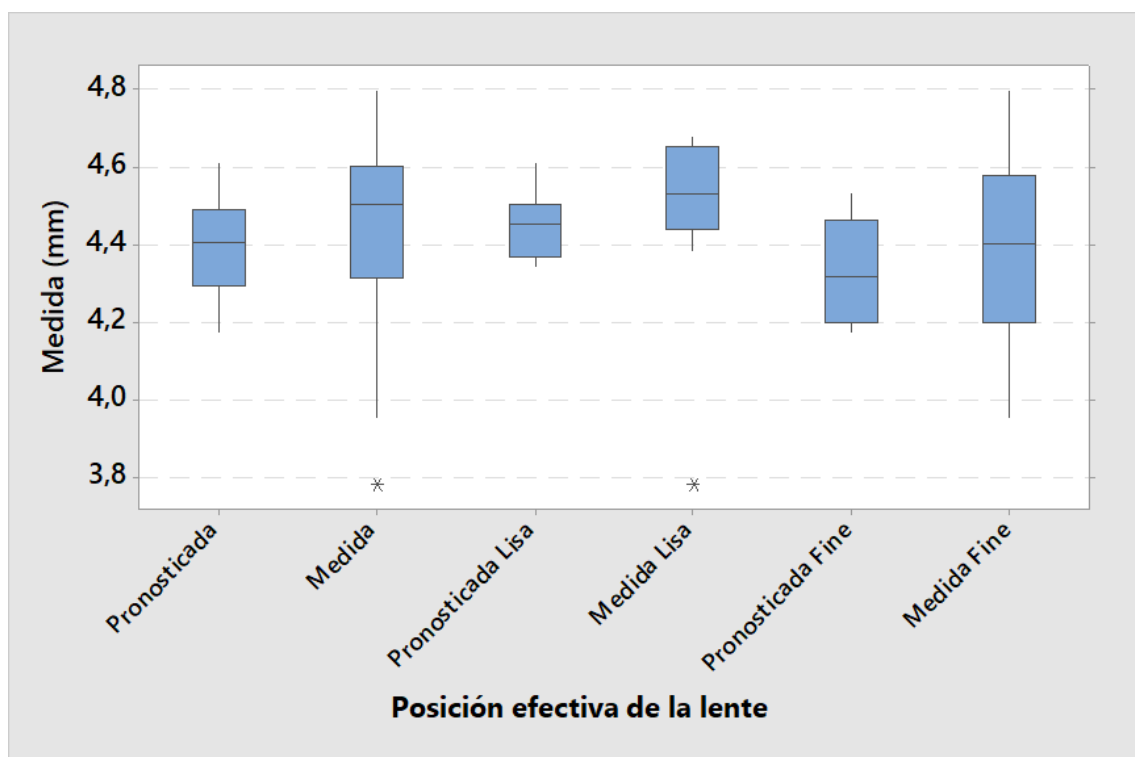


Figura 33. Valores de posición efectiva de la lente pronosticada y medida para las lentes AT Lisa y Finevision.

En la figura 34 se presenta el gráfico de la PEL pronosticada frente a la medida. Se obtuvo un $R^2 = 0,34$, con un error estándar de la estimación de 0,11 mm.

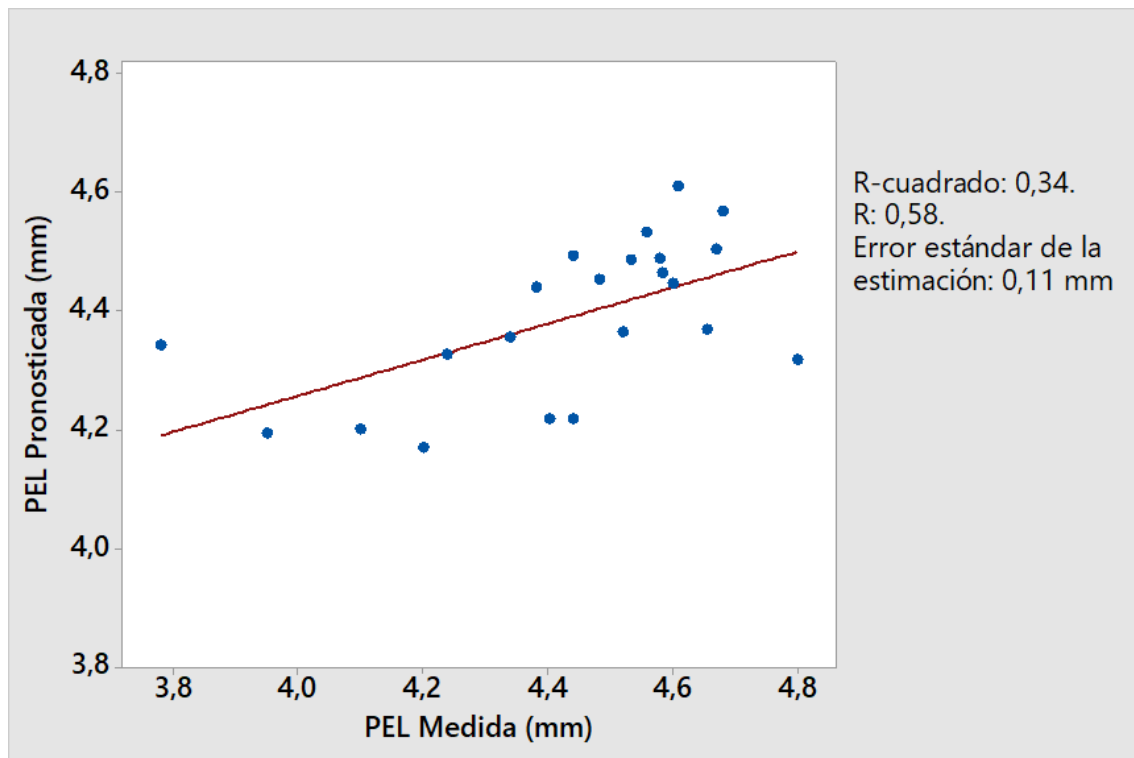


Figura 34. Gráfica de posición efectiva de la lente pronosticada frente a la medida. Siendo PEL: posición efectiva de la lente.

La figura 35 muestra el gráfico Bland-Altman comparando los valores de la PEL medida y pronosticada. La DM fue de -0,04 mm, con límites de acuerdo del 95 % de -0,44 mm a 0,35 mm.

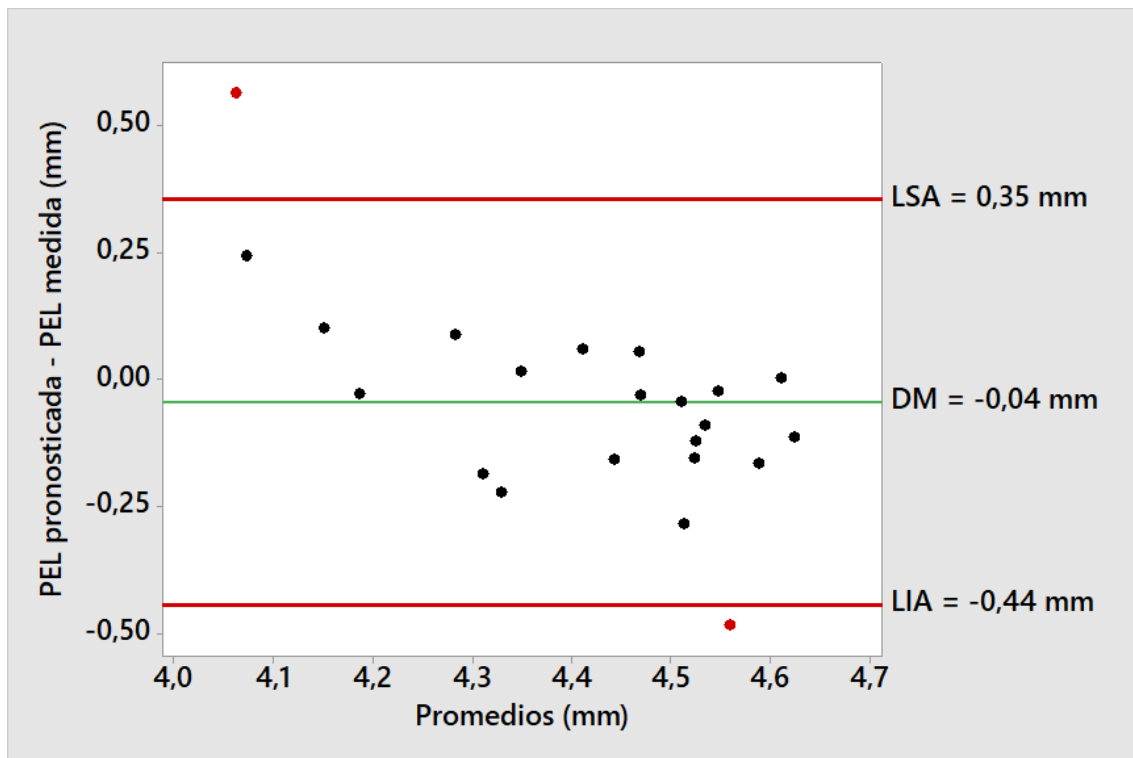


Figura 35. Gráfico Bland Altman para los valores de posición efectiva de la lente medidos y pronosticados. Siendo PEL: posición efectiva de la lente; LIA: límite inferior de acuerdo; DM: diferencia media; LSA: límite superior de acuerdo.

6.5.4 Comparación con otros métodos.

A partir de los datos biométricos del grupo 2-PEL, se realizó una comparación entre los valores de la PEL pronosticada con el método investigado y los que se hubieran obtenido aplicando los algoritmos de obtención de la PEL de las fórmulas SRK/T, Haigis y Shamma-PL, considerando como valor de referencia la PEL medida.

En la tabla 21 se presentan los resultados para estos métodos, y en la figura el gráfico de caja para los valores de PEL considerados.

Tabla 21. Comparación entre los valores de posición efectiva de la lente para diferentes métodos, en el grupo 2-PEL.

Método	Media \pm DE (mm)	Mediana (mm)	Rango (mm)
PEL pronosticada	4,39 \pm 0,13	4,39	4,17 a 4,49
PEL medida	4,43 \pm 0,25	4,53	3,78 a 4,60
PEL SRK/T	5,15 \pm 0,28	5,19	4,49 a 5,63
PEL Haigis	4,77 \pm 0,28	4,74	4,37 a 5,33
PEL Shammas- PL	4,90 \pm 0,10	4,90	4,80 a 5,01

PEL: posición efectiva de la lente desde epitelio; DE: desviación estándar

Se realizó un test de Friedman para medidas repetidas, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre estos métodos de obtención de la PEL ($p < 0,001$). En la tabla 22 se presenta el resultado de la comparación por parejas de Tukey.

Tabla 22. Resultado de la comparación por parejas de Tukey.

	<i>p</i> -valor
Medida vs pronosticada	0,90
Medida vs SRK/T	<0,01
Medida vs Haigis	0,01
Medidas vs Shammas	<0,01
Pronosticada vs SRK/T	<0,01
Pronosticada vs Haigis	<0,01
Pronosticada vs Shammas	<0,01

En la figura 36 se presenta el gráfico de caja comparando los valores de PEL según esta investigación con los de otros métodos de cálculo.

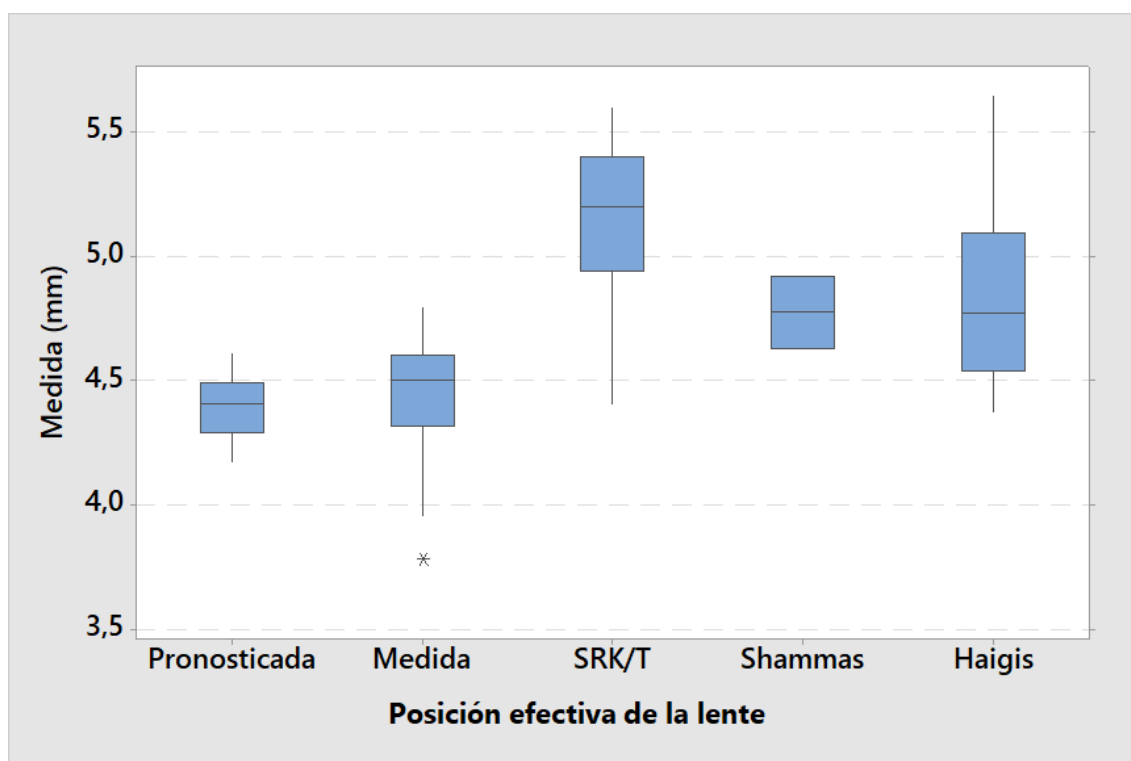


Figura 36. Valores de posición efectiva de la lente obtenidos con el método de esta investigación y otros métodos de otros autores.

6.6 Potencia de la lente intraocular calculada y potencia de la lente intraocular idónea.

Siguiendo el proceso explicado en el apartado 5.7.3 (ecuaciones de la 32 a 34), se calcularon los valores de potencia de la LIO idónea, y con la ecuación 12, la PLIO con el método propuesto. En la tabla 23 se presentan los resultados para todo el grupo 2.

Tabla 23. Potencias de lente intraocular y error en la potencia de la lente intraocular calculada por el método estudiado.

	Media \pm DE (D)	Mediana (D)	Rango (D)
PLIO_{Imp}	22,48 \pm 2,81	21,75	17,50 a 30,00
EE_{Imp}	-0,20 \pm 0,45	-0,25	-1,00 a 1,00
PLIO_{Idon}	22,20 \pm 2,93	21,68	17,14 a 29,29
PLIO_{POT4}	22,00 \pm 3,22	21,64	15,48 a 28,55
Error_{PlanoLIO_POT4}	0,19 \pm 0,76	0,16	-1,41 a 1,66

PLIO_{Imp}: potencia de la lente implantada; EE_{Imp}: equivalente esférico resultante de la lente implantada; PLIO_{Idon}: potencia de la lente idónea; PLIO_{POT4}: potencia de la lente calculada con el método estudiado; Error_{PlanoLIO_POT4}: error de la lente intraocular calculada por el método estudiado, en el plano de la lente.

En la figura 37 se presenta el gráfico de cajas para los valores de potencias de LIO implantada, idónea y calculada según el método de esta tesis.

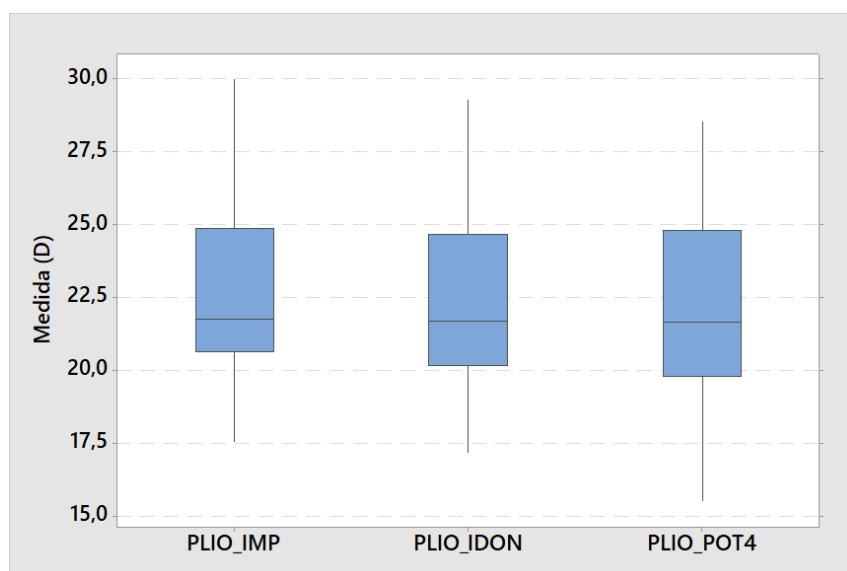


Figura 37. Gráfico de caja para las potencias implantada, idónea y calculada con el método estudiado. Siendo PLIO_IMP: potencia de la lente implantada; PLIO_IDON: potencia de la lente idónea; PLIO_POT4: potencia de la lente calculada con el método estudiado.

6.6.1 Comparación por tipo de cirugía refractiva previa.

Se presentan en la tabla 24 los valores de potencias de lente separados por tipo de CRCL previa. Se verificó la homocedasticidad de todas las variables consideradas y se compararon mediante un test de Mann-Whitney.

Tabla 24. Potencias de lente intraocular por tipo de cirugía refractiva previa.

	Mediana M-CRCL (D)	Mediana H-CRCL (D)	MedDif (D)	IC del 95% para la MedDif (D)	p-valor*
PLIO_{Imp}	21,00	22,00	-2,00	-3,50 a -0,00	0,06
EE_{Imp}	-0,50	-0,25	-0,12	-0,50 a 0,25	0,40
PLIO_{Idon}	20,79	22,00	-2,1	-4,03 a 0,64	0,09
PLIO_{POT4}	19,73	22,49	-2,22	-4,75 a 0,30	0,06
Error_{PlanoLIO_POT4}	0,56	0,02	0,47	-0,11 a 1,06	0,11

PLIO_{Imp}: potencia de la lente implantada; EE_{Imp}: equivalente esférico resultante de la lente implantada; PLIO_{Idon}: potencia de la lente idónea; PLIO_{POT4}: potencia de la lente calculada con el método estudiado; Error_{PlanoLIO_POT4}: error de la lente intraocular calculada en el plano de la lente; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía; MedDif: mediana de las diferencias. *Test de Mann-Whitney.

6.6.2 Comparación entre la potencia de la lente idónea y la potencia calculada con el método estudiado para todo el grupo 2 y por cirugía refractiva previa.

Se comparan los valores de potencia de la lente que hubiera inducido la emetropía, la $PLIO_{Idon}$, con la potencia de la lente obtenida con el método estudiado, la $PLIO_{POT4}$, para el grupo 2 completo y separados por tipo de CRCL previa. Se realizó un test de Wilcoxon para comparar muestras relacionadas, resultando en la no existencia de diferencias significativas para todo el grupo 2 entre ambos valores de potencia ($p = 0,19$) ni para el grupo con H-CRCL ($p = 1$). En ojos con M-CRCL, el p -valor se encontró en el límite de significación estadística fijado ($p = 0,05$). La tabla 25 muestra estos resultados.

Tabla 25. Potencias de lente intraocular por tipo de cirugía refractiva previa.

	Mediana $PLIO_{Idon}$	Mediana $PLIO_{POT4}$	MedDif	IC del 95% para la MedDif	p -valor*
Grupo 2	21,68	21,64	0,20	-1,46 a 1,66	0,19
M-CRCL	20,79	19,73	0,55	-2,45 a 3,44	0,05
H-CRCL	22,00	22,49	0,07	-1,59 a 1,49	1

$PLIO_{Idon}$: potencia de la lente intraocular idónea; $PLIO_{POT4}$: potencia de la lente intraocular calculada con el método estudiado; MedDif: mediana de las diferencias; IC: intervalo de confianza; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía.
* Test de Wilcoxon.

6.6.3 Comparación con los valores de potencias de lente calculadas con los métodos Haigis-L, Shammas-PL y Barret true-K.

Se calcularon los valores de PLIO que se hubieran obtenido con otros métodos de cálculo tras CRCL para la miopía y la hipermetropía. Los resultados se muestran en la tabla 26. Se realizó un test de Friedman de medidas repetidas, resultando en que existieron diferencias significativas entre estos métodos. El análisis por parejas de Tukey resultó en que sólo el método Shammas-PL tuvo diferencias significativas con el resto de métodos.

Tabla 26. Potencias de lente según diferentes métodos.

	Media \pm DE	Mediana	Rango
PLIO _{Idon}	22,32 \pm 3,08	21,57	17,14 a 29,29
PLIO _{POT4}	22,07 \pm 3,43	21,87	15,48 a 28,55
Haigis-L	22,85 \pm 3,03	21,68	18,13 a 31,23
Shammas-PL	23,42 \pm 3,32	22,27	17,98 a 32,77
Barret true-K	22,87 \pm 3,02	21,83	17,87 a 31,10

PLIO_{Idon}: potencia de la lente idónea; PLIO_{POT4}: potencia de la lente calculada con el método estudiado.

En la figura 38 se presenta el gráfico de caja para estos valores de potencia de lente.

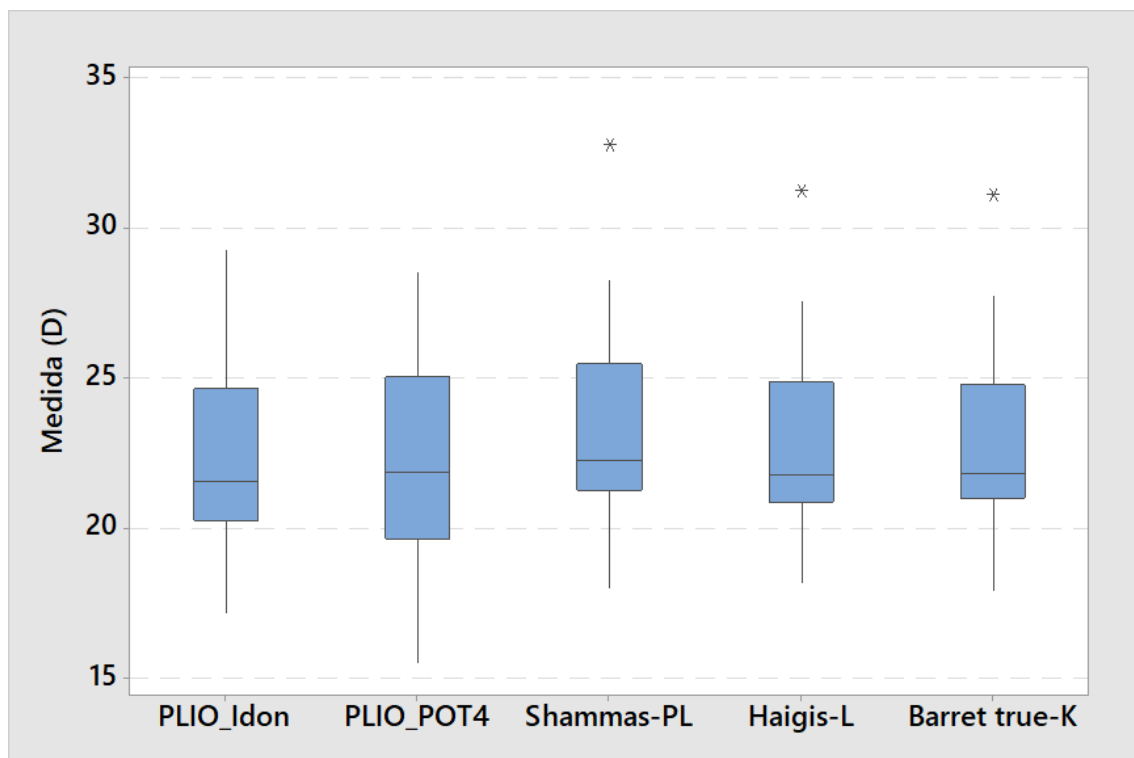


Figura 38. Gráfico de caja para las potencias de lente idónea, calculada con el método estudiado, y los métodos Shammas-PL, Haigis-L y Barret true-K. Siendo PLIO_{Idon}: potencia de la lente idónea; PLIO_{POT4}: potencia de la lente calculada con el método estudiado.

6.6.4 Comparación con los valores de potencias de lente calculadas con los métodos Haigis-L, Shammas-PL y Barret true-K según el tipo de cirugía refractiva previa.

Se realizó un análisis comparativo para estos métodos de cálculo tras CRCL separados por el tipo de refracción operada. En la tabla 27 se presentan los resultados. Se realizaron test de Friedman de medidas repetidas para los grupos intervenidos de miopía o hipermetropía previa. En el grupo con M-CRCL, el test de comparación por parejas de Tukey resultó en que existieron diferencias entre el método Shammas-PL con la $PLIO_{Idon}$ y $PLIO_{POT4}$, y entre Haigis-L con $PLIO_{Idon}$ y $PLIO_{POT4}$. En el grupo con H-CRCL previa, sólo resultaron diferencias significativas del método Shammas-PL con la fórmulas Haigis-L y la $PLIO_{Idon}$.

Tabla 27. Potencias de lente según diferentes métodos separados por cirugía refractiva previa.

	Media \pm DE $PLIO_{Idon}$	Media \pm DE $PLIO_{POT4}$	Media \pm DE Shammas- PL	Media \pm DE Haigis-L	Media \pm DE Barret true- K
M-CRCL	21,38 \pm 4,07	20,64 \pm 4,32	23,46 \pm 4,60	22,99 \pm 4,09	22,80 \pm 4,16
H-CRCL	22,86 \pm 2,35	22,89 \pm 2,64	23,40 \pm 2,54	22,77 \pm 2,42	22,92 \pm 2,33

$PLIO_{Idon}$: potencia de la lente intraocular idónea; $PLIO_{POT4}$: potencia de la lente intraocular calculada con el método estudiado; DE: desviación estándar; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía.

En la figura 39 se presenta el gráfico de cajas para las potencias de lente comparadas.

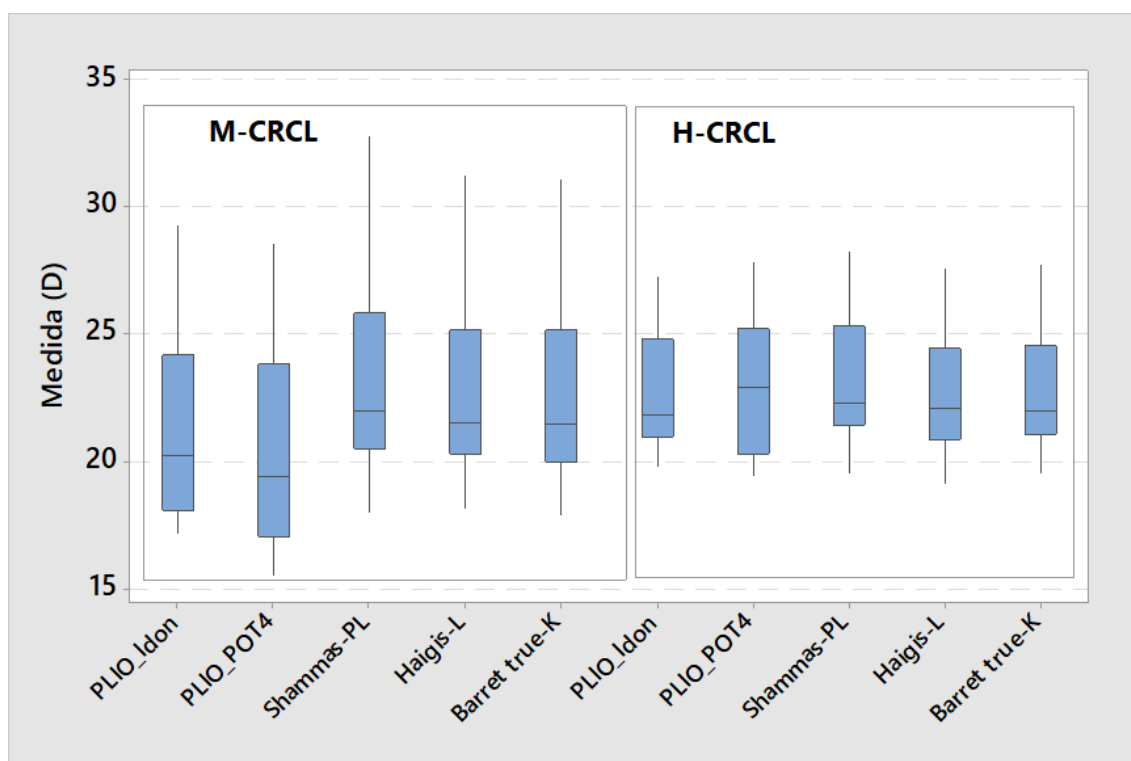


Figura 39. Gráfico de caja para las potencias de lente idónea, calculada con el método estudiado, y los métodos Shammas-PL, Haigis-L y Barret true-K, separados por cirugía refractiva previa. Siendo: PLIO_IMP: potencia de la lente implantada; PLIO_I don: potencia de la lente idónea; PLIO_POT4: potencia de la lente calculada con el método estudiado.

6.7 Error refractivo medio y error refractivo medio en valores absolutos.

En la tabla 28 se presentan los resultados refractivos esperados de la aplicación del método propuesto en esta tesis.

Tabla 28. Resultados refractivos esperados de la aplicación del método estudiado en esta tesis.			
	Media \pm DE	Mediana	Rango
ERM (D)	+0,13 \pm 0,53	+0,11	-0,99 a +1,16
ERMAbs (D)	+0,45 \pm 0,31	+0,39	+0,02 a +1,16

ERM: error refractivo medio; ERMAbs: error refractivo medio en valores absolutos.

6.7.1 Comparación por tipo de cirugía refractiva previa.

Se separaron los resultados por tipo de CRCL previa. En la tabla 29 se muestran estos valores y los resultados del test de Mann-Whitney.

Tabla 29. Resultados refractivos esperados separados por tipo de cirugía refractiva previa.		
	M-CRCL	H-CRCL
ERM (D)	+0,33 \pm 0,48	-0,00 \pm 0,54
ERMAbs (D)	+0,47 \pm 0,33	+0,43 \pm 0,30

ERM: error refractivo medio; ERMAbs: valor medio de los valores absolutos de los errores refractivos.

El test de Mann-Whitney comparando las medianas de los resultados por CRCL previa, mostró que no existieron diferencias significativas entre los grupos con M-CRCL y H-CRCL ($p = 0,11$, MedDif = +0,33, IC del 95% para la MedDif de -0,07 a +0,74).

6.8 Porcentajes de ojos dentro de los intervalos $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D e histograma de resultados refractivos.

En la tabla 30 se muestran los porcentajes de ojos con EE dentro de los intervalos $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D.

Tabla 30. Porcentajes de ojos dentro de los intervalos refractivos establecidos.

	$\pm 0,25$ D	$\pm 0,50$ D	$\pm 1,00$ D	$\pm 1,50$ D
Porcentaje (%)	28,12	62,50	93,75	100,00
IC del 95% para el porcentaje (%)	14,10 a 46,74	43,70 a 78,90	79,19 a 99,23	91,00 a 100,00

IC: intervalo de confianza.

En la figura 40 se presenta el histograma de resultados refractivos esperados de la aplicación del método estudiado.

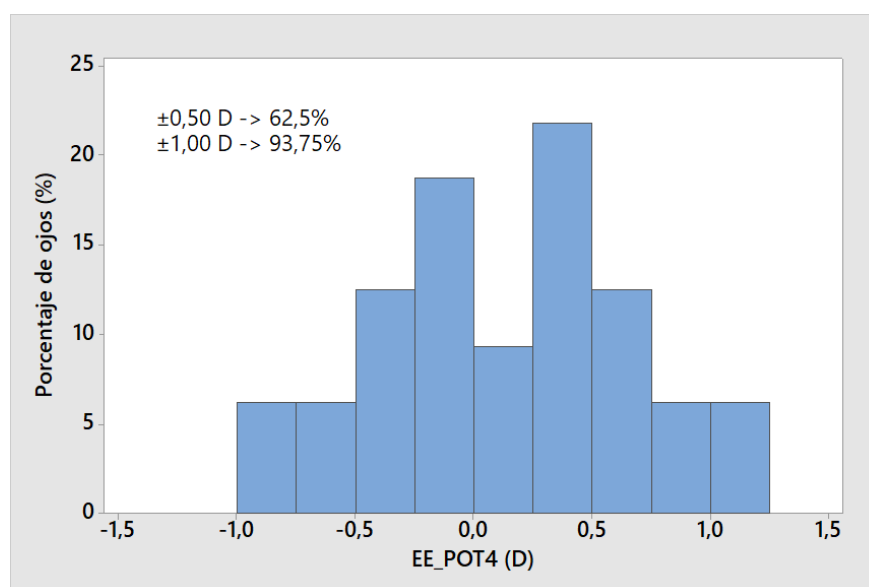


Figura 40. Histograma de resultados refractivos. Siendo EE_POT4: equivalente esférico previsto según el método estudiado.

6.8.1 Comparación de los porcentajes de ojos dentro de los intervalos $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D e histograma de resultados refractivos por cirugía refractiva previa.

En la tabla 31 se muestran los resultados para los porcentajes separados por CRCL previa. No se produjeron diferencias significativas entre ambos grupos para cada porcentaje.

Tabla 31. Porcentajes de ojos dentro de los intervalos refractivos establecidos separados por cirugía refractiva previa.			
Intervalo refractivo	Porcentaje M-CRCL	Porcentaje H-CRCL	p-valor*
$\pm 0,25$ D	30,77	26,31	1
$\pm 0,50$ D	61,54	63,16	1
$\pm 1,00$ D	92,31	94,74	1
$\pm 1,50$ D	100	100	1

M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía. *Exacto de Fisher

La figura 41 presenta el histograma de resultados refractivos separados por tipo de CRCL previa.

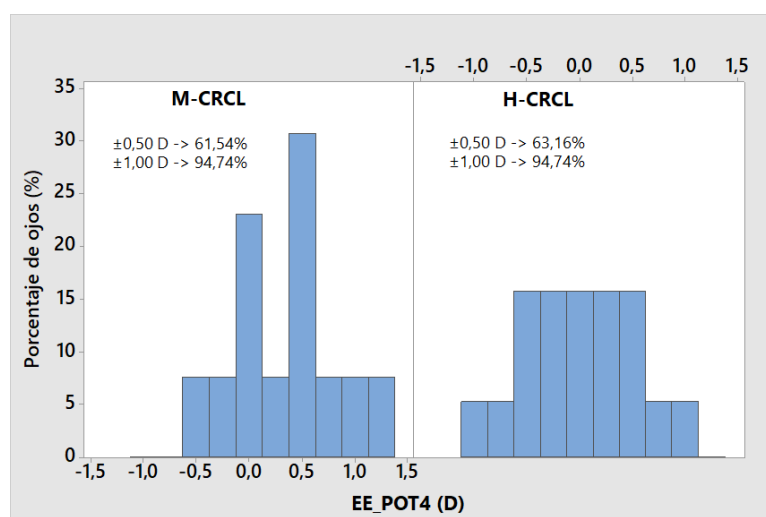


Figura 41. Histograma de resultados refractivos por tipo de cirugía refractiva previa. Siendo EE_POT4: equivalente esférico previsto según el método estudiado; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía.

6.9 Cálculo de la potencia corneal idónea y comparación con la potencia óptica total a 4 mm y la potencia corneal queratométrica.

Para la aplicación de la ecuación para la PC_{Idon} , se necesitan los datos de la $PLIO_{Idon}$, la LA y la $PELEpit_Med$. Para ello se dispone de los ojos del grupo 2-PEL.

En la tabla 32 se presentan los estadísticos descriptivos para los tres valores de la PC.

Tabla 32. Potencias corneales idónea, óptica total a 4 mm y queratométrica.

	Media \pm DE (D)	Mediana (D)	Rango (D)
PC_{Idon}	42,24 \pm 2,79	42,22	36,45 a 45,68
POT4	42,37 \pm 2,54	42,63	36,09 a 45,61
PCQ	43,34 \pm 2,65	43,26	37,84 a 46,81

PC_{Idon}: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica.

Para la comparación entre los valores de la PC_{Idon} , la POT4 y la PCQ, se aplicó un test de Friedman de medidas repetidas y un análisis por parejas de Tukey. El resultado fue que existieron diferencias significativas ($p < 0,001$), siendo la PCQ significativamente distinta a la PC_{Idon} y la POT4, mientras que estos dos últimos valores no fueron significativamente distintos ($p = 1,00$)

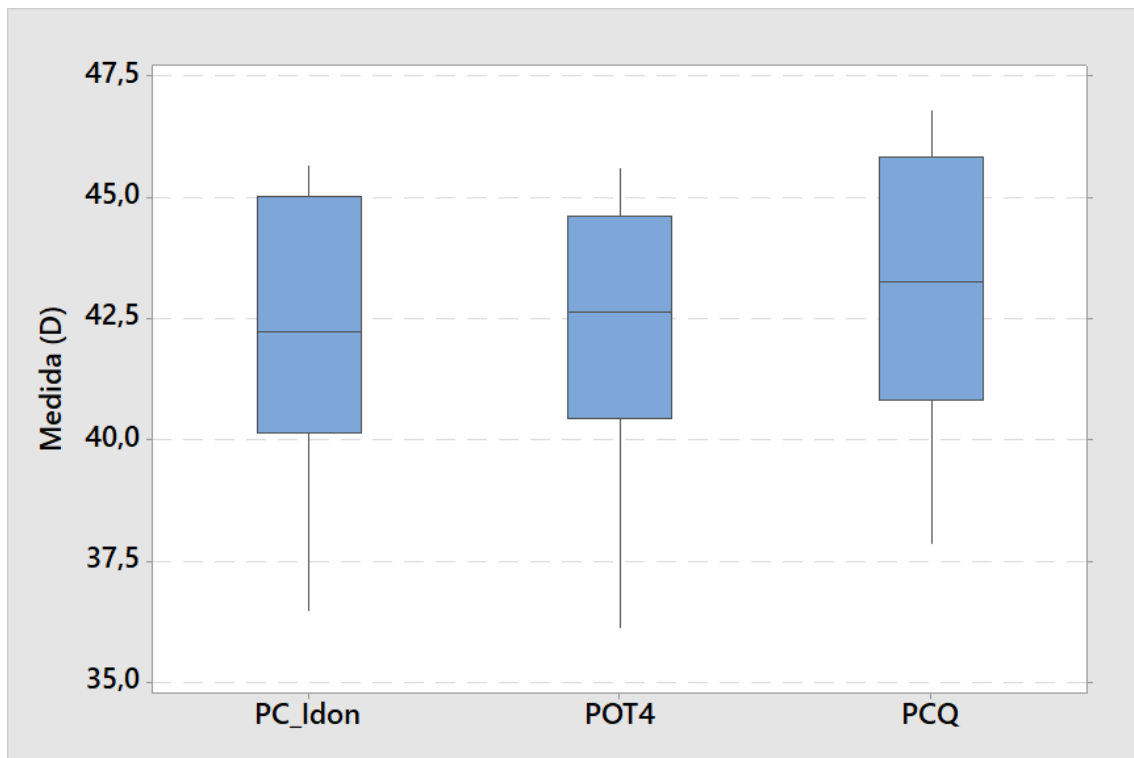


Figura 42. Gráfico de cajas comparando la potencia óptica total y la potencia queratométrica con la idónea. Siendo PC_Idon: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica.

La figura 43 muestra el gráfico de la PC_{Idon} frente a la POT4 y frente a la PCQ. El coeficiente de regresión lineal y el error estándar de la estimación entre PC_{Idon} y POT4 y entre PC_{Idon} y PCQ fue de $R^2 = 0,94$ ($p < 0,001$), con un error estándar de la estimación de 0,69 D, y $R^2 = 0,96$, con un error estándar de la estimación de 0,55 D.

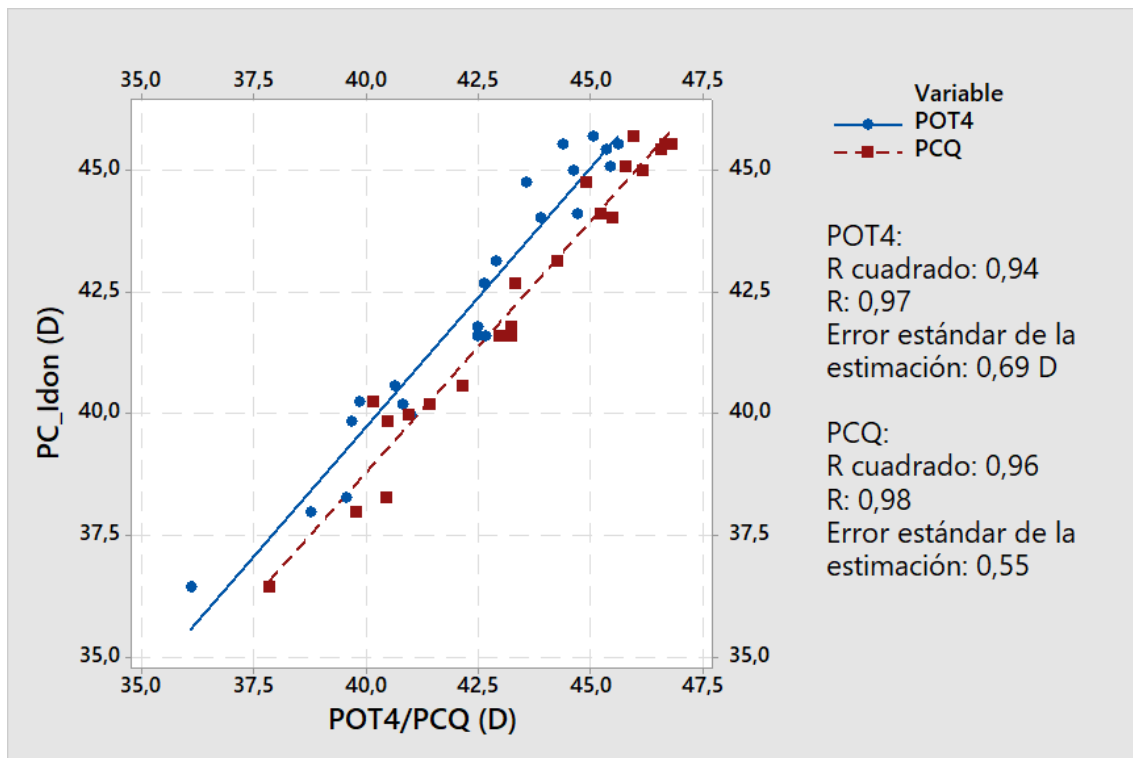


Figura 43. Gráfica de potencia corneal idónea frente a la potencia óptica total en la zona de 4 mm y la potencia corneal queratométrica. Siendo PC_Idon: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica.

En las figuras 44, 45 y 46 se presentan los gráficos de Bland-Altman comparando los valores de PC_{Idon} con los de POT4, los de PC_{Idon} con los de PCQ y los de POT4 con PCQ. Los límites de acuerdo del 95% y DM para estas comparaciones fueron de -1,48 D a +1,23 D, con una DM de -0,12 D, de -2,16 D a -0,04 D, con una DM de -1,10 D, y de -2,08 D a +0,12 D, con una DM de -0,98 D, respectivamente.

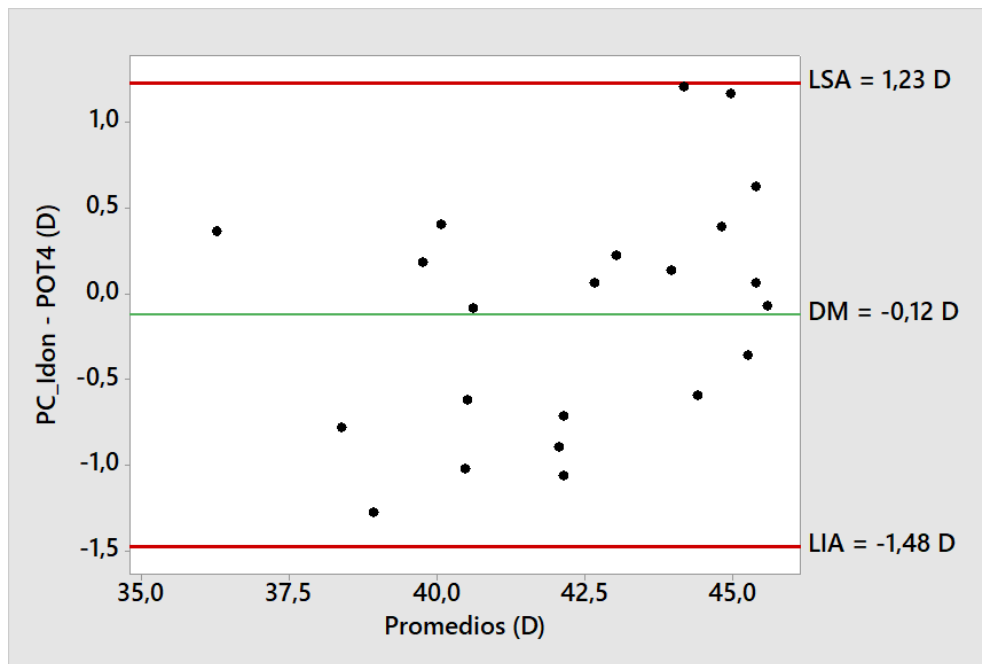


Figura 44. Gráfico Bland Altman comparando la potencia corneal idónea y la potencia óptica total a 4 mm. Siendo PC_Idon: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; LIA: límite inferior de acuerdo; LSA: límite superior de acuerdo.

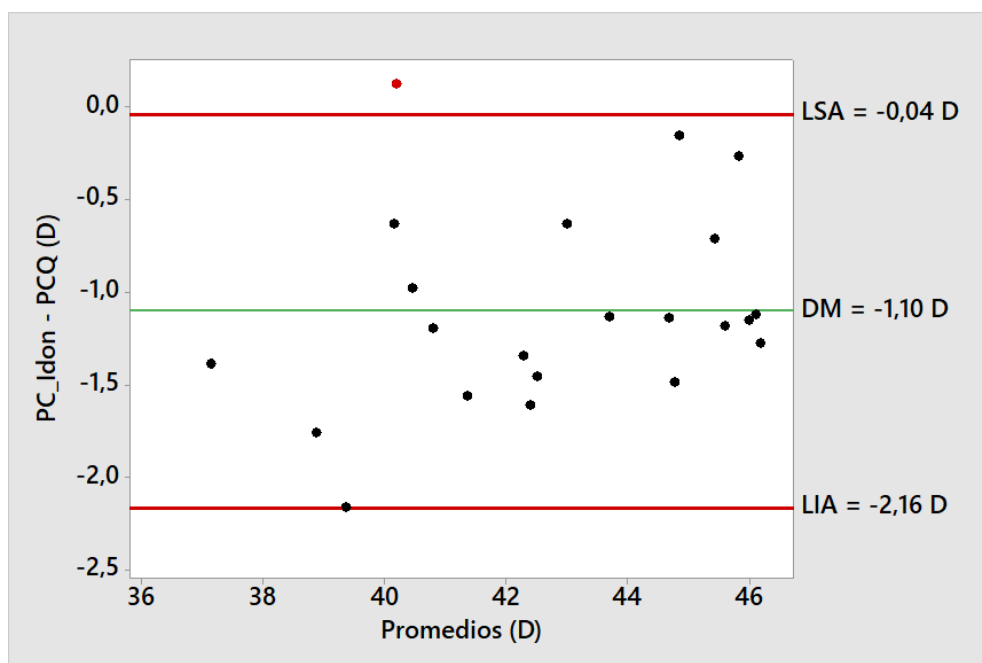


Figura 45. Gráfico Bland Altman comparando la potencia corneal idónea y la potencia corneal queratométrica. Siendo PC_Idon: potencia corneal idónea; PCQ: potencia corneal queratométrica; LIA: límite inferior de acuerdo; LSA: límite superior de acuerdo.

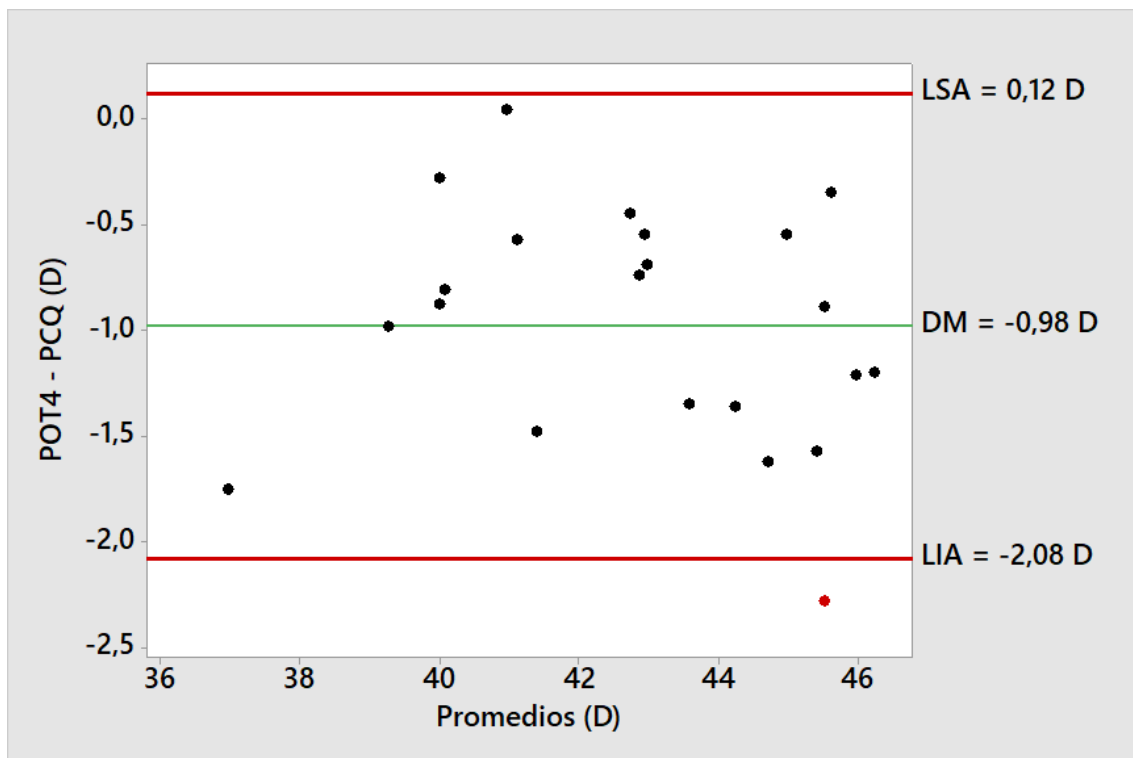


Figura 46. Gráfico Bland Altman comparando la potencia óptica total en la zona de 4 mm y la potencia corneal queratométrica. Siendo POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica; LIA: límite inferior de acuerdo; LSA: límite superior de acuerdo.

En la tabla 33 se muestran los valores de las PC consideradas separados por CRCL previa. Se aplicó también el test de Friedman de medidas repetidas con el análisis comparativo post hoc de Tukey. Tanto en el grupo con M-CRCL como en el de H-CRCL, existieron diferencias, siendo únicamente la PCQ diferente a la PC_{Idon} y la POT4. En el grupo con la M-CRCL previa, la POT4 fue mayor que la PC_{Idon} , con una MedDif de -0,33, pero la diferencia no fue significativa ($p = 0,23$, test de Wilcoxon).

Tabla 33. Potencias corneales separadas por cirugía corneal previa.

	PC Idónea (D)		POT4 (D)		PCQ (D)	
	Media \pm DE	Mediana	Media \pm DE	Mediana	Media \pm DE	Mediana
M-CRCL	39,60 \pm 1,62	40,08	39,93 \pm 1,93	40,25	40,73 \pm 1,62	40,70
H-CRCL	43,75 \pm 2,10	44,42	43,76 \pm 1,65	44,12	44,84 \pm 1,82	45,37

M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía. PC_{Idon}: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica.

En la figura 47 se muestran los gráficos de caja para las PC consideradas, separadas por CRCL previa.

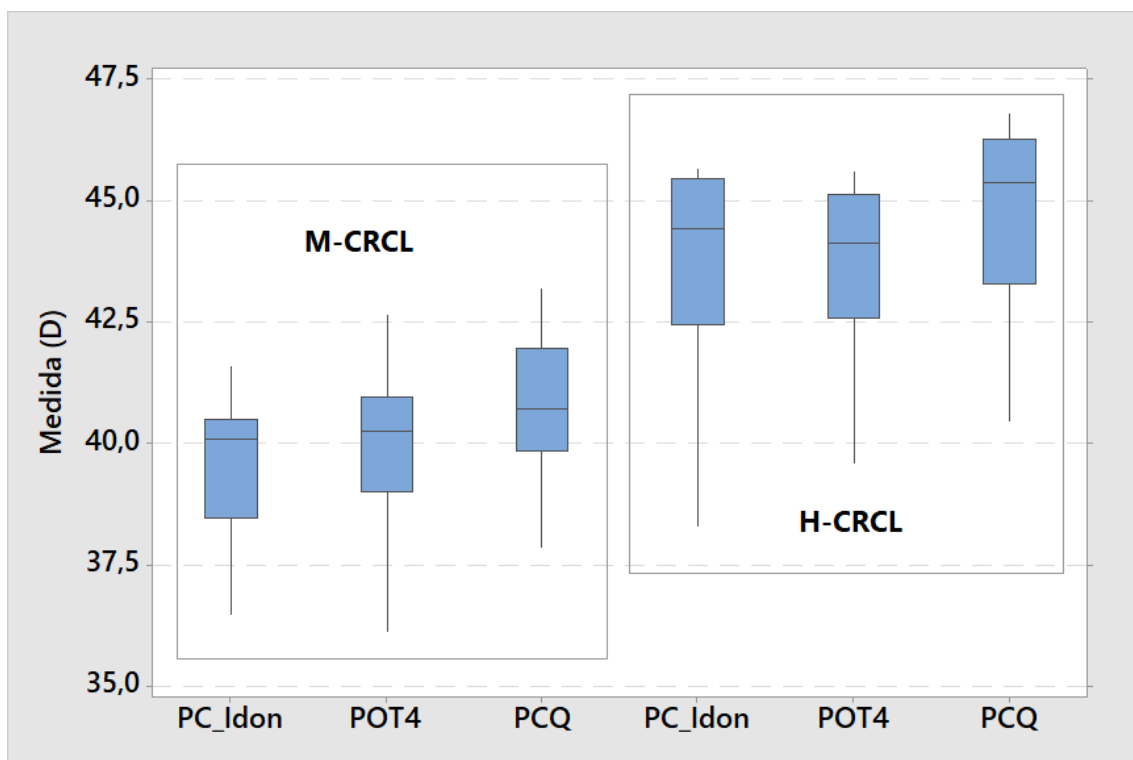


Figura 47. Potencias corneales separadas por cirugía refractiva corneal previa. Siendo M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía. PC_{I don}: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PCQ: potencia corneal queratométrica.

6.9.1 Comparación con otros métodos de obtención de la potencia corneal tras cirugía refractiva.

Se calculó la PC con los métodos de Haigis y Shammas para ojos tras M-CRCL y H-CRCL. En la tabla 34 se presentan los estadísticos descriptivos, y en la figura 48 el gráfico de caja para estos valores. Se realizó un test de Friedman de medidas repetidas, resultando en que existieron diferencias significativas entre los valores de PC. El análisis por parejas de Tukey mostró que sólo la PC según Shammas tuvo diferencias significativas con el resto de valores.

Tabla 34. Comparación con valores de potencia corneal obtenidos por otros métodos de cálculo tras cirugía corneal láser.

	Media \pm DE	Mediana	Rango
PC_{Idon}	42,24 \pm 2,79	42,22	36,45 a 45,68
POT4	42,37 \pm 2,54	42,63	36,09 a 45,61
PC Haigis	42,39 \pm 3,14	42,62	35,86 a 46,64
PC Shammas	43,01 \pm 3,19	43,29	36,34 a 46,99

PC_{Idon}: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PC: potencia corneal.

Se muestran en la figura 48 los gráficos de caja para los valores de PC analizados en esta sección.

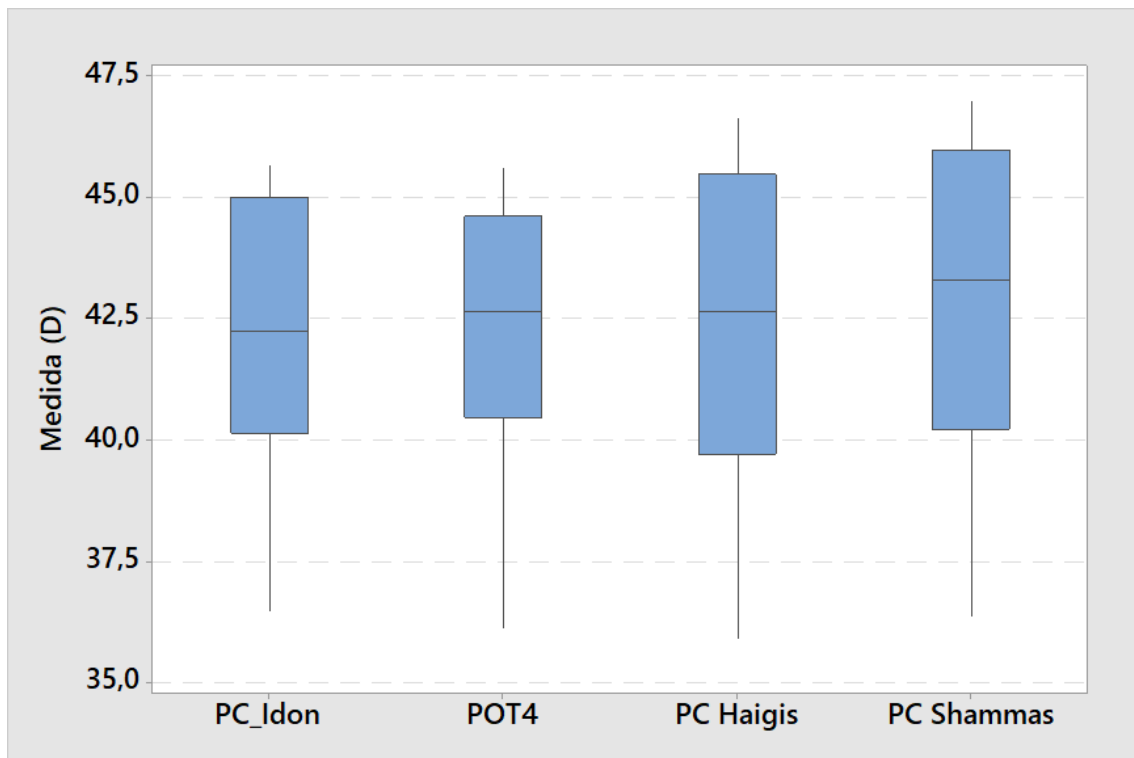


Figura 48. Gráfica de caja para la comparación con otros métodos de cálculo tras cirugía refractiva corneal láser. Siendo PC_Idon: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PC: potencia corneal.

En la tabla 35 se muestran los valores de PC calculados para el grupo 2-PEL con los algoritmos de predicción de Haigis y Shammas, separados por cirugía refractiva previa.

Tabla 35. Potencias corneales según otros métodos separadas por cirugía refractiva corneal previa.

	PC Haigis (D)		PC Shammas (D)	
	Media \pm DE	Mediana	Media \pm DE	Mediana
M-CRCL	39,07 \pm 1,72	39,10	39,63 \pm 1,84	39,60
H-CRCL	44,28 \pm 1,91	44,61	44,93 \pm 1,90	45,49

M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía. PC: potencia corneal.

El test de Friedman comparando los valores de la PC para ojos con previa M-CRCL según Haigis, Shammas, la PC idónea y la POT4 resulta en que existieron diferencias significativas, pero el análisis por parejas de Tukey demostró que únicamente fueron diferentes la POT4 y la PC según Haigis. En cuanto a los valores para ojos con previa H-CRCL, se encontraron diferencias significativas entre la PC según Shammas con la POT4 y la PC_{Idon}, y la PC según Haigis con la POT4.

En la figura 49 se muestra el gráfico de cajas comparando las PC obtenidas en esta investigación y las que se hubieran utilizado al aplicar los métodos Haigis-L y Shammas-PL.

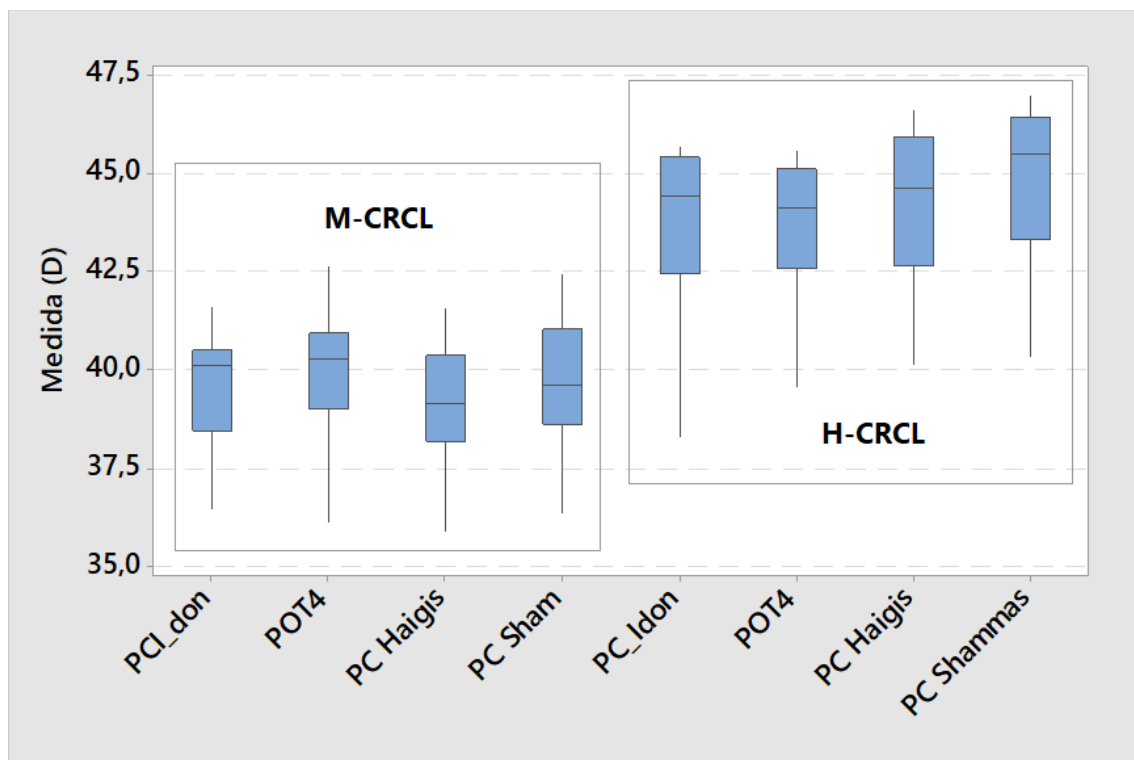


Figura 49. Gráfica de caja para la comparación entre las potencias corneales idónea, la óptica total y las obtenidas mediante los métodos de Haigis-L y Shamas. Siendo PC_Idon: potencia corneal idónea; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PC: potencia corneal ; M-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la miopía; H-CRCL: cirugía refractiva corneal láser para la hipermetropía

7 Discusión.

“En cuestiones de ciencia, la autoridad de miles no vale más que el humilde razonamiento de un único individuo.”

Galileo Galilei

7.1 Introducción.

La presente investigación tuvo como objeto evaluar la eficacia de un método de cálculo de la PLIO en pacientes que fueron sometidos previamente a una CRCL para la miopía y la hipermetropía. En el diseño del estudio, se implementaron estrategias para eludir las causas de los errores en el cálculo que se producen en estos pacientes. Estas estrategias se resumen en:

- a) La obtención de un modelo de predicción de la PEL independiente de la PC: la predicción de la PEL a partir de la PCA.
- b) Un método de medida directa de la PC, basado en trazado de rayos a través de ambas superficies corneales: la POT4 del tomógrafo corneal Orbscan IIz.
- c) El uso de una fórmula de cálculo basada en la óptica paraxial: la ecuación 12.

El objetivo de todo método de cálculo de la PLIO es la obtención de la refracción postoperatoria programada. En ojos sin una CRCL, el uso de las fórmulas de tercera o cuarta generación proporcionan resultados refractivos muy cercanos al programado. Sin embargo, en pacientes con una CRCL la sorpresa refractiva es más probable, debido a errores en las medidas y cálculos.

Los primeros signos de alarma de que algo no iba bien en el cálculo tras cirugía refractiva vinieron de las sorpresas refractivas de los primeros pacientes con una queratotomía radial que fueron implantados con una LIO.^{3,62} El uso de los métodos de medida y fórmulas convencionales, conducían a refracciones postoperatorias hipermetrópicas importantes. Estas sorpresas hipermetrópicas son especialmente indeseables en pacientes sin acomodación alguna, ya que no disponen de ninguna distancia de visión nítida delante de sus ojos.

Holladay en 1989, apuntó que la causa de estos errores recaía sobre una medida errónea de la PC.⁶² Algo más tarde, en 1995, Hoffer afirma lo mismo en pacientes tras una PRK.³

Hubo que esperar hasta 2003 para que Aramberri advirtiera de que había otra fuente de error en el cálculo de la PLIO: la PEL se calculaba erróneamente en pacientes tras cirugía refractiva.²¹

Una vez conocidas las causas, muchos investigadores han dedicado sus esfuerzos a reducir las refracciones indeseadas en estos pacientes.

Se estructura la discusión de esta manera:

- Análisis de las medidas biométricas obtenidas en la muestra, y su comparación según el tipo de CRCL previa al implante.
- Comparación del modelo de predicción de la posición efectiva de la lente propuesto en este estudio con los valores medidos y los propuestos por otros autores.
- Potencias de lente y resultados refractivos.
- Validez de la POT4 y comparación con los valores de otros autores.

7.2 Análisis de la muestra incluida en este estudio.

En este estudio se incluyeron 88 ojos, que se dividieron en dos grupos: grupo 1, con implante de una LIO difractiva, y grupo 2, con una CRCL previa al implante de la LIO difractiva. La causa de disponer de estos dos grupos fue obtener una ecuación de regresión para la determinación de la PEL en un grupo, y aplicarla a otro distinto. Dado que la muestra de pacientes del grupo 2 (que es el grupo diana) es pequeña (32 ojos), no habían suficientes ojos para dividir esta muestra en dos subgrupos, obtener la ecuación en un subgrupo, y aplicarla al otro. Sin embargo, sí que existían en la base de datos suficientes ojos con implante de LIO, pero sin cirugías refractivas previas, y así se pudo disponer de un grupo independiente del grupo 2 para la realización del análisis de regresión.

Como las variables involucradas en el análisis de regresión fueron la LA y la PCA, se realizó una comparación estadística para verificar que no existieran diferencias en los parámetros biométricos entre el grupo en el que se realizó el análisis de regresión y el grupo en el que se aplicó, resultando en que no existieron diferencias estadísticamente significativas.

La muestra del grupo 2 es relativamente pequeña, debido a que los pacientes intervenidos de CRCL previa y que desarrollan cataratas posteriormente, o solicitan lensectomía refractiva, son aún pocos, aunque la incidencia va en aumento. Además, algunos ojos tuvieron que descartarse por datos insuficientes o medidas poco fiables.

Un subgrupo importante del grupo 2 es el grupo 2-PEL. La característica más importante de este grupo es que se dispuso de la medida de la PEL. No se tuvo en todos los casos (en 22 de 32), ya que la tomografía Orbscan postoperatoria, de la que se obtiene la PEL, se realiza en la visita en la que se da de alta al paciente, y no todos los pacientes del grupo 2 estaban de alta en la fecha en la que se cerró la toma de datos, o bien la medida no fue fiable. Este grupo cumplió una importante función porque:

- El valor de PEL medido fue el gold estándar para la comparación con la pronosticada y las obtenidas con otros métodos.

- Es un dato necesario para obtener otro gold estándar: la PC_{Idon} , que es la de referencia para la comparación con la PC utilizada en este estudio, la POT4, y las de otros métodos de cálculo tras CRCL, el de Haigis-L y Shamma-PL.

7.3 La posición efectiva de la lente.

La correcta determinación de la PEL es clave para obtener el resultado refractivo planeado. Como se demostró en el anexo 1, en una LIO de una potencia alrededor de 21,00 D, el cambio en la refracción es de 1,3 D por cada mm de cambio en la PEL, y este cambio es mayor cuanta mayor sea la potencia de la lente considerada.

Diferentes fórmulas proponen diferentes modelos de predicción de la PEL, incluyendo distintas variables. A lo largo de la historia del cálculo de la PLIO, que comenzó en los años 50 del siglo pasado, la predicción de la PEL ha pasado de ser un valor fijo a calcularla a partir de 7 variables.¹

En la actualidad, las fórmulas clásicas de tercera generación SRK/T y Hoffer Q, utilizadas habitualmente en la práctica clínica habitual, predicen la PEL como función de la PCQ, la LA y la constante A de la LIO.¹ En pacientes intervenidos de una CRCL, estas fórmulas quedan invalidadas, ya que el uso de la PCQ provoca los errores ya analizados.⁶¹ Otras fórmulas más modernas, como Holladay 2 y Barret Universal II incluyen también la PCQ para el cálculo de la PEL.^{43,50}

De este problema fue consciente Aramberri quién propuso su conocido método de la doble K, el cual utiliza la PCQ preoperatoria para la obtención de la PEL y la postoperatoria para el cálculo de la PLIO.²¹ Esta estrategia permite obtener una PEL correcta, pero para ello es necesario conocer la PCQ preoperatoria, lo que no siempre ocurre y, en la práctica, se tiene este dato en muy pocas ocasiones. Siendo conscientes de esto, algunos investigadores han dedicado esfuerzos a encontrar métodos de cálculo de la PEL que no dependan de la PCQ.^{9,11}

Las fórmulas de cuarta generación, pronostican la PEL a partir de más variables, como la refracción, la edad, la PCA y el espesor del cristalino. En algunas de ellas, no se incluye la PCQ, como la propuesta por Haigis,⁹ o Shammas.¹¹

El objetivo de esta tesis fue desarrollar un modelo de predicción de la PEL que no se viera influido por cirugías refractivas previas. Para ello, es importante no incluir la PC postoperatoria como una variable predictiva, ya que ésta no se correlaciona con la PCA, y por lo tanto tampoco con la PEL. Estudios previos de otros autores testan modelos en los que la PEL depende de la PCA y la LA,^{9,42,89} llegando a la conclusión de que un modelo de regresión en el que la PEL depende únicamente de la PCA predice correctamente la posición final de la lente.

En la presente investigación, se estudió la influencia de la PCA y la LA en la predicción de la PEL, llegando a la conclusión de que la PCA es un buen predictor, y que la introducción de la LA no aporta precisión al modelo. Esto se ha validado mediante análisis de regresión en mínimos cuadrados parciales en los dos tipos de LIO incluidos en el estudio.

Los trabajos de Norrby et al.⁴² y Cánovas y Artal,⁸⁹ están en consonancia con los resultados obtenidos en la presente investigación para la predicción de la PEL.

En el trabajo de Norrby, se estudia la contribución de 7 variables oculares en la predicción de la PEL mediante análisis de regresión en mínimos cuadrados parciales, las cuales son: la LA, la PCA, el radio corneal medio, el espesor del cristalino, el ECC, el EE y la edad. Llegan a la conclusión de que es suficiente con incluir la LA y la PCA como predictores de la PEL, y que de hecho la PCA sola actúa como un buen predictor de la PEL. Según estos autores, las fórmulas de regresión obtenidas a partir de una muestra agrupada de pacientes implantados con dos modelos de LIO (ZA9003 y ZCB00, Abbott Medical Optics) son, para dos variables (la PCA y la LA):

$$PEL = 3,074 + 0,085 \cdot LA + 0,296 \cdot PCA$$

Ecuación 39

y para una (la PCA):

$$PEL = 4,415 + 0,359 \cdot PCA$$

Ecuación 40

Esta segunda expresión es muy similar a las obtenidas como resultado del análisis de regresión de esta tesis para las dos LIO estudiadas (ecuaciones 37 y 38). En sus conclusiones, apoyan la idea de que la PCA es suficiente predictor para la PEL, y que la introducción de más variables obliga a tomar más medidas, aumentando la probabilidad de la existencia de “ruido estadístico”. Sin embargo, apuntan a la posibilidad de que la LA sea un predictor si la muestra tuviera una distribución suficiente de la LA.

El valor medio para la LA en el estudio de Norrby fue de $23,49 \pm 0,69$ mm, con un rango de 22,02 mm a 25,37 mm. El análisis de regresión del presente estudio se realizó en una muestra de operados de cataratas o lensectomía con intención refractiva (grupo 1), con un valor medio de LA de $22,29 \pm 1,01$ mm, con rango de 19,99 mm a 25,74 mm. Los resultados del análisis se aplicaron al grupo 2, con promedio de LA de $23,33 \pm 1,55$ mm, y rango de 20,67 mm a 26,90 mm. Los pacientes de este segundo grupo habían sido sometidos previamente a CRCL, algunos para la hipermetropía, otros para la miopía. Esto se refleja en la figura 50, en la que se presentan los histogramas para la LA de los grupos 1 y 2. Se observa que para la LA, el grupo 1 tiene una distribución normal ($p > 0,10$), pero en el grupo 2 la distribución no es normal ($p = 0,03$), presentando en cambio una distribución bimodal, que refleja la existencia de pacientes operados de miopía e hipermetropía. Sin embargo, a pesar de la diferente distribución e historia quirúrgica, el test de Mann-Whitney resultó en que no habían diferencias significativas entre las LA de los grupos 1 y 2 ($p = 0,70$, IC 95% para la MedDif de -0,78 mm a 0,43 mm).

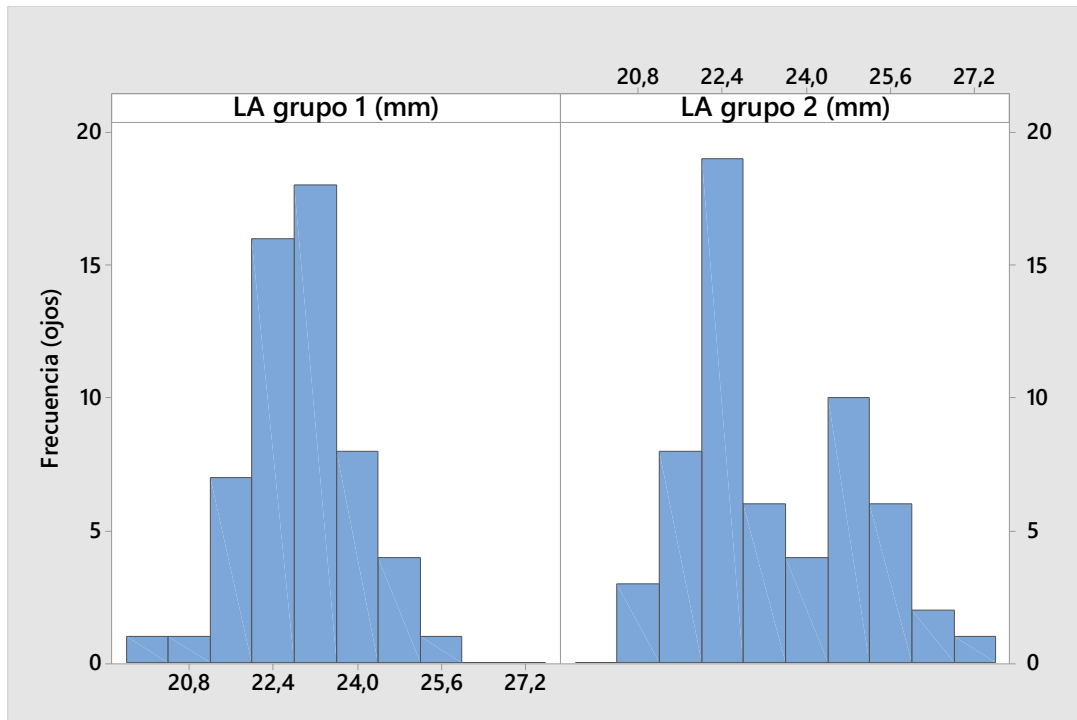


Figura 50. Distribución de los valores de la longitud axial para los grupos 1 y 2. Siendo LA: longitud axial.

Las diferencias en la distribución de los grupos 1 y 2 para la LA podría conducir a pensar en la posibilidad de que la aplicación de las ecuaciones de regresión obtenidas en el grupo 1 no sean aplicables al grupo 2. Para dilucidar este punto, se representa en la figura 51 el error en la PEL (la PEL medida menos la calculada) frente a la LA. El análisis de regresión no resulta significativo, ($R^2 = 0,0002$, $p = 0,90$), lo que implica que no existe una clara relación entre la LA y el error en el cálculo de la PEL. En el trabajo de Norrby, se analizó también esta correlación, resultando igualmente que no era significativa ($R^2 = 0,03$), pero la muestra no tenía una CRCL previa, por lo que, aunque no informan sobre la distribución, es previsible se parezca a la del grupo 1 de esta tesis.

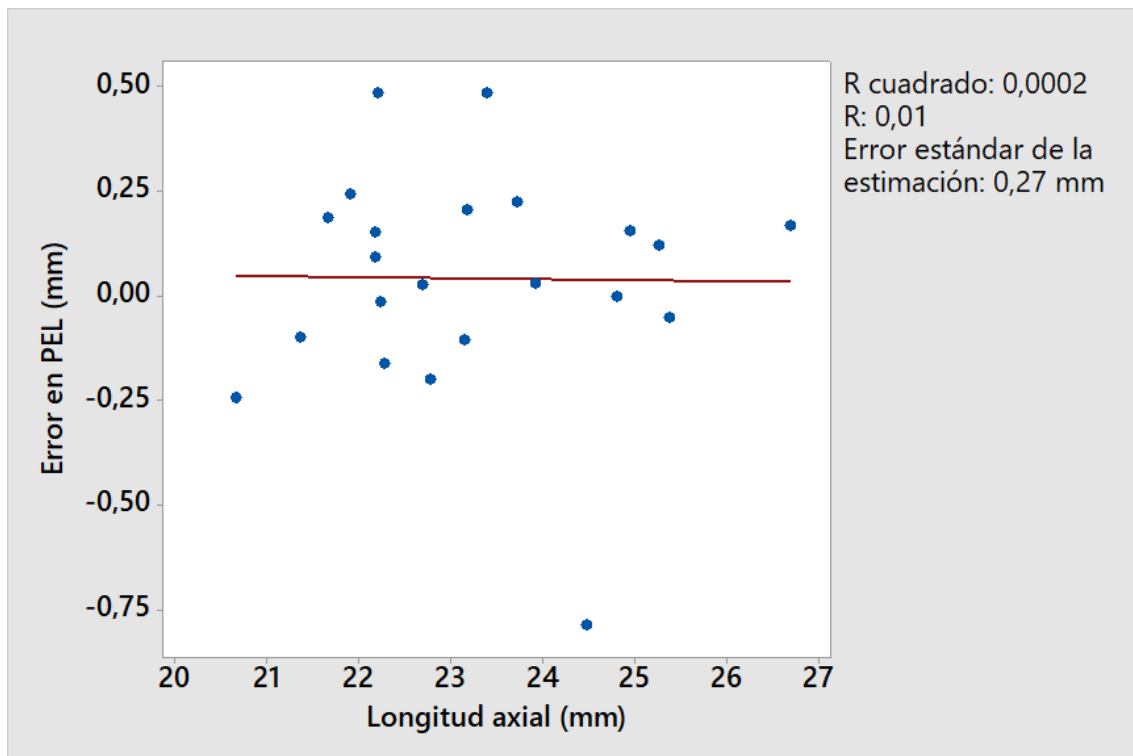


Figura 51. Gráfica del error en la predicción de la PEL resultante de la aplicación del método propuesto. Siendo PEL: posición efectiva de la lente.

Thomas Olsen estuvo especialmente interesado en la predicción de la PEL. En 2006, analiza la contribución en la PEL de las siguientes variables oculares: LA, PCA, EC, radio corneal, refracción subjetiva, edad del paciente y diámetro corneal.⁴ Los resultados del estudio en 900 ojos fueron que la PEL está significativamente correlacionada con 5 de estas variables: la PCA, la LA, el espesor del cristalino, el radio corneal medio y EE de la refracción preoperatoria. La ecuación de regresión lineal múltiple que propone es:

$$ACD_{Calc} = ACD_{Const} - 4,03 + 0,19 \cdot LA + 0,49 \cdot PCA + 0,28$$

$$\cdot \text{Espesor del cristalino} + 0,41 \cdot \text{Radio corneal medio} + 0,028 \cdot EE$$

Ecuación 41

Donde ACD_{Const} es un valor constante propio de la LIO, y EE el equivalente esférico preoperatorio. Con esta ecuación, el 82,1% de los valores de la PEL calculados tenían un error menor a $\pm 0,50$ mm. La aplicación del modelo de regresión propuesto en esta tesis al grupo 2-PEL para estos dos tipos de LIO

difractiva, produjo un 95,45% de errores inferiores a $\pm 0,50$ mm. El coeficiente de regresión entre los valores calculados y observados en el trabajo de Olsen fue de $R^2 = 0,24$, frente al del presente estudio, que resultó en $R^2 = 0,34$. El hecho de que la ecuación propuesta por Olsen contenga variables que no son linealmente independientes, podría estar conduciendo a relaciones de regresión imprecisas.⁴ En la investigación de esta tesis, con sólo una variable, se predice con mayor precisión la posición de la lente tras el implante.

Más adelante, en 2014, Olsen y Hoffmann simplifican el modelo de predicción de la PEL, postulando que la LIO, tras una facoemulsificación e implante intracapsular convencional, tiende a situarse a una distancia de la córnea dada por:⁴¹

$$LIO_{\text{Centro}} = PCA + C \cdot \text{Espesor del cristalino}$$

Ecuación 42

Donde LIO_{Centro} es la posición del centro de la LIO respecto al epitelio corneal, PCA la profundidad de la cámara anterior preoperatoria y C una constante que depende del modelo de LIO. La ecuación propuesta por estos autores puede interpretarse como que el centro de la LIO quedará situado a una distancia que es la suma de la PCA y una fracción del espesor del cristalino. Los valores de C para cada modelo estudiado se obtuvieron mediante las medidas de 2043 pacientes.

En el presente estudio, no se ha introducido el espesor del cristalino como variable predictora por dos motivos: en primer lugar, los trabajos de Norrby y Cánovas indican que el espesor del cristalino no es un valor que aporte precisión al modelo, y en segundo lugar, por simplicidad, teniendo como objetivo incluir el menor número de variables posibles, manteniendo la capacidad predictiva. Por otro lado, tal y como afirma el grupo de Norrby en su estudio, en la fórmula de Olsen la única variable de la regresión es el coeficiente para el espesor del cristalino, la constante C de cada modelo de LIO, por lo que necesariamente convierte al cristalino como predictor significativo.

La capacidad predictiva de la ecuación de Olsen y Hoffmann fue comprobada en un subgrupo de 1007 ojos, obteniendo un error medio de $0,00 \pm$

0,17 mm y un coeficiente de regresión entre la PEL calculada y la observada de $R^2 = 0,74$. Nuestros resultados para el error medio en el grupo 2-PEL fueron de $0,04 \pm 0,19$, con $R^2 = 0,34$. La causa del alto coeficiente de regresión en el estudio de Olsen y Hoffmann, puede estar en que se aplicó la fórmula a un subgrupo de ojos cuyos datos formaron parte del análisis para obtener C, mientras que en la presente investigación la ecuación de regresión se aplicó a un grupo distinto al utilizado para su obtención.

Analizamos a continuación la contribución del error en la estimación de la PEL sobre el EE previsto con nuestro método.

En la figura 52 se representa el error en la PEL frente al EE para el grupo 2-PEL. La regresión no fue significativa ($p = 0,47$, $R^2 = 0,03$). Por lo tanto, puede deducirse que, en la muestra estudiada, el error en la predicción de la PEL sería el responsable de aproximadamente el 3,3% del error en el EE previsto. En 2007, Olsen encontró que los errores en la predicción de la PEL serían responsables del 42% del error en el cálculo de la PLIO, mientras que Norrby,⁹⁰ estimó este porcentaje en un 35%. Los resultados de esta tesis apuntan a que el error en el EE previsto es bastante independiente del error en la predicción de la PEL.

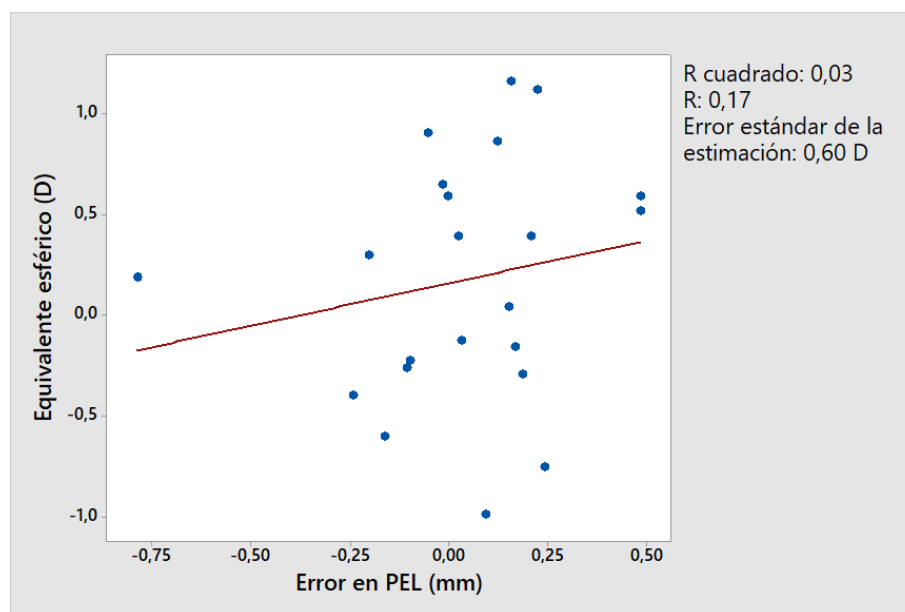


Figura 52. Gráfica del error refractivo provocado por el error en la posición efectiva de la lente. Siendo PEL: posición efectiva de la lente.

Por su lado, en 2011 Cánovas y Artal,⁸⁹ proponen un modelo de cálculo de la PLIO basado en trazado de rayos, y en una pequeña muestra de ojos, concluyen que la PCA es un buen y suficiente predictor para la PEL. La fórmula de regresión que proponen es:

$$PEL = 1,63 + 0,88 \cdot PCA$$

Ecuación 43

que, al igual que el modelo propuesto por Norrby, también es muy similar a las obtenidas en este estudio.

Los valores de PEL de SRK/T, Haigis y Shammas son significativamente más altos que la PEL medida, mientras que la pronosticada por el modelo propuesto en esta tesis no lo fue. Es decir, si se considera la PEL medida en el grupo 2-PEL como valor de referencia, los algoritmos de predicción de la PEL propuestos por estos autores sitúan la lente significativamente más lejos de la córnea que la distancia real. Las diferencias medias fueron para SRK/T, Haigis, Shammas y la de esta tesis de 0,72 mm, 0,34 mm, 0,47 mm y -0,04 mm, respectivamente.

En la figura 53 se muestra una simulación de las situaciones de las lentes previstas por cada modelo predictivo.

En todas estas fórmulas la lente queda situada más lejos de la córnea que la posición real. Esto está en consonancia con lo afirmado por Norrby et al.:⁴² la posición de la lente que se utiliza en el cálculo de la PLIO en las fórmulas utilizadas en la clínica habitual no es la real, sino aquella que reduce el valor medio de los resultados refractivos a cero durante el proceso de optimización de la constante.

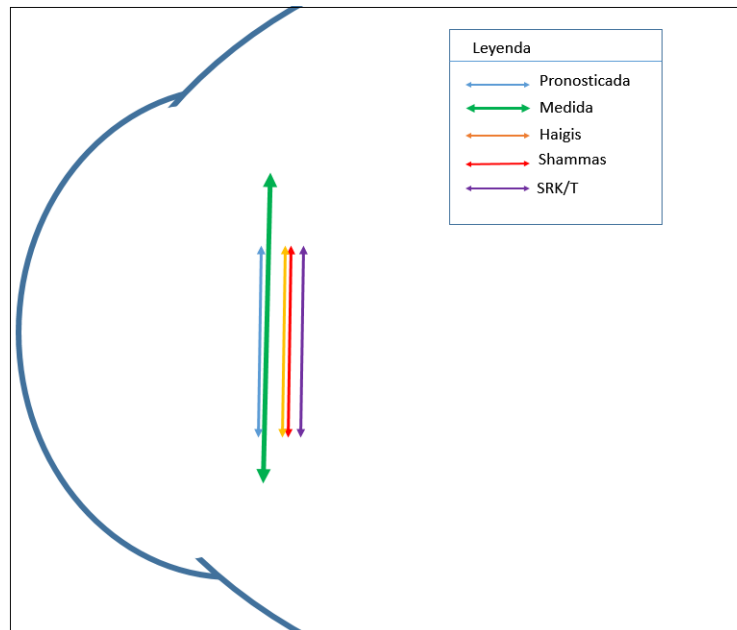


Figura 53. Simulación de las posiciones de las lentes según las fórmulas de Haigis, Shammas, SRK/T, la pronosticada según el modelo propuesto en esta tesis y la posición real medida en el grupo 2-PEL.

La causa de que el uso de la PEL real no resulte en una optimización directa de los resultados podría estar en que se debe contrarrestar un valor de PCQ que sobrevalora la PC real. Piñero et al.²³ proponen un índice de refracción queratométrico variable para reducir esta sobrevaloración de la PCQ. Ho et al.²⁵ encuentran también que la PCQ sobrevalora la PC calculada en $1,21 \pm 0,24$ D (rango de +0,17 a +1,99 D). En el grupo 2 de esta tesis, el valor de PCQ es 1,13 D más alto que la POT4, por término medio.

Esta diferencia entre el valor real de PC y el utilizado en las fórmulas, la PCQ, podría explicar este aumento artificial del valor de PEL, que podría producirse durante el proceso de optimización de la constante. En efecto, si el instrumento de medida, el queratómetro, proporciona un valor de PC superior al efectivo, y se introduce el valor de PEL real, entonces la PLIO sería más baja para contrarrestar el valor de PC erróneamente más alto que el efectivo. Entonces, para corregir la PLIO demasiado baja, se supone la lente situada algo más alejada de la córnea, como resultado del proceso de optimización, ya que el cálculo con una LIO más alejada proporciona un valor más alto de potencia. Es decir, las fórmulas calculan la PLIO con algo así como una “lente fantasma”,

situada más lejos que la situación que realmente va a ocupar, con una potencia más elevada para contrarrestar la PCQ de potencia dióptrica inferior a la real.

En el caso de la Haigis, la diferencia entre la PEL calculada y la medida no es tan importante, ya que esta fórmula utiliza un índice de refracción queratométrico distinto,⁹ 1,3315, frente al 1,3375 de SRK/T y Hoffer Q. El índice que utiliza Haigis proporciona un valor de PCQ algo menor que el que utilizan SRK/T y Shammas, por lo que la optimización no requiere que la PEL sea tan diferente de la real. En el estudio de Piñero, usando un índice de refracción queratométrico variable (en función del radio anterior), la sobrevaloración de PCQ se reduce prácticamente a 0 D,²³ y en el de Ho et al. a $0,43 \pm 0,23$ D.²⁵ Sin embargo, el uso de estos índices queratométricos modificados en una fórmula de cálculo de la PLIO, implicaría que previamente han de optimizarse las constantes de lente, ya que éstas están calculadas para el valor convencional de la PCQ de la fórmula utilizada.

En este estudio se ha considerado la LIO como una lente delgada, por lo que la medida entre el epitelio corneal y la primera superficie de la lente se considera la distancia entre el epitelio corneal y la LIO a efectos de los cálculos ópticos. Otros autores, como Olsen consideran el espesor de la LIO, calculado con la fórmula:⁴⁰

$$Espesor_{LIO} = Espesor_0 + 0,021 \cdot (P_{LIO} - P_0)$$

Ecuación 44

Donde $Espesor_{LIO}$ es el espesor de la LIO que se quiere calcular, $Espesor_0$ el de una LIO de referencia, P_{LIO} la PLIO de la lente que se quiere calcular y P_0 la PLIO de la LIO de referencia. Norrby incluye también el espesor de la LIO, proporcionado por el fabricante, para obtener las distancias desde epitelio a primera y segunda superficie de la LIO.⁴²

En el presente estudio no se consideró el espesor de la LIO, ya que entonces se deberían de medir las distancias con origen en los planos principales, situados en un lugar desconocido en el interior de la LIO. La localización de estos planos es de muy difícil cálculo, ya que en esta situación

clínica, en la gran mayoría de los casos se desconoce la potencia y modelo de la lente.

Las constantes de lente recomendadas por el fabricante para ambas LIO trifocales son de 118,3 y 118,8 para AT-Lisa y Finevision, respectivamente, situándose teóricamente la AT-Lisa más cerca de la córnea que la Finevision. Esta diferencia de constantes supone una diferencia media de la PEL de unos 0,37 mm. La angulación de los hápticos de la Finevision es de 5° , mientras que la de la AT-Lisa es de 0° . Como la longitud de los hápticos es de unos 5 mm para la Finevision, aplicando un sencillo cálculo trigonométrico se obtiene que la diferencia de 5° entre los hápticos de ambas lentes supone una diferencia de posición de unos 0,4 mm (figura 54), que concuerda con la diferencia de la PEL deducida de la diferencia de constantes A. Sin embargo, las constantes optimizadas para la SRK/T recomendadas por el *User Group for Laser Interference Biometry* (ULIB) son de 118,9 y 119,1 para AT-Lisa y Finevision, respectivamente, lo que supone en este caso una diferencia media de la PEL de sólo 0,11 mm. Si por cada mm de diferencia en la PEL se produce un cambio refractivo de 1,3 D en una LIO de potencia alrededor de +21 D, entonces esta pequeña diferencia en la PEL pronosticada entre ambas LIO se traduce en una diferencia en potencia de sólo 0,14 D.

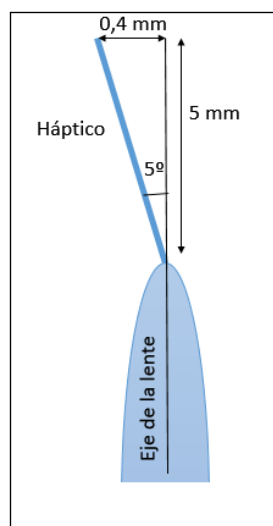


Figura 54. Distancia entre el eje de la lente y el borde del Háptico, que determina la situación final de la lente. Mediante cálculo trigonométrico, se obtiene un valor de 0,4 mmr.

En el modelo de regresión presentado en esta investigación la lente queda caracterizada por las constantes a y b . Los valores de estas constantes para los dos tipos de LIO proporcionan un resultado ligeramente distinto: la LIO AT-Lisa queda un poco más cerca de la córnea que la Finevision, sin embargo la diferencia entre los valores medidos de PEL en el grupo 1 para ambas LIO no fueron significativas, de 0,05 mm, por lo que podría decirse que ambas LIO se sitúan en la misma posición, o se encuentran muy cercanas, lo que concuerda con las constantes de lente optimizadas de la ULIB, que suponen una menor diferencia de posición que las constantes recomendadas por el fabricante. No obstante, los resultados obtenidos en la medida de la PEL en el grupo 1 no justifican la diferencia entre las constantes de ambas lentes.

En el grupo 2-PEL, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la PEL medida y calculada, lo que indica una buena precisión en la medida. Tampoco se encontraron diferencias entre los valores de la PEL medidos divididos por modelo de LIO ($p = 0,67$, Mann-Whitney). Por lo tanto, según nuestros resultados, las diferencias entre la PEL de ambas LIO son tan pequeñas al nivel de significación establecido que pueden considerarse prácticamente iguales.

Por último, nuestro objetivo ha sido la obtención de la PEL real para estos dos modelos de LIO. Los coeficientes a y b para cada modelo son susceptibles de mejora mediante optimización, que puede realizarse fácilmente repitiendo el análisis de regresión lineal simple, con medidas de la PCA preoperatoria y la PEL postoperatoria en cada modelo. Si se tiene confianza en que la PEL es la distancia real córnea-LIO, entonces se puede aplicar este valor en una fórmula "exacta", es decir, basada en la óptica paraxial, y con valores de distancias y potencias exactas. La LA es un valor que se obtiene con suficiente precisión, pero la PC es una medida con bastante controversia. Si se tuviera un valor de la PC confiable en cualquier situación clínica, el uso de la PEL real y la ecuación 12 deberían proporcionar valores de la PLIO correctos.

7.4 Potencia de la lente intraocular.

Para el cálculo de la PLIO según el método estudiado en esta tesis, se aplicó la ecuación 12. Esta ecuación se ha deducido en el anexo 1, y se deduce directamente de un modelo de ojo pseudofáquico.

A lo largo de la historia de las fórmulas de cálculo de la PLIO, se han publicado numerosas fórmulas. Una de las más modernas, la propuesta por Haigis, es idéntica a la ecuación 12.⁹ Difieren en los valores que se introducen: la predicción de la PEL y el valor de la PC que se introduce. En la versión para ojos sin una CRCL previa, la PC introducida es la queratométrica, mientras que en la versión tras una CRCL, la PC es modificada mediante análisis de regresión a partir de la PCQ según el tipo de refracción intervenida. Algo similar ocurre con la fórmula propuesta por Shammas.

Por lo tanto, las diferencias entre los resultados de estos métodos van a estar causados, principalmente, por los datos que se introducen.

La potencia de lente calculada con el método de este estudio se comparó con la potencia idónea calculada a partir de los resultados refractivos reales. El resultado de la comparación fue que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre la $PLIO_{POT4}$ y la $PLIO_{don}$, siendo el valor de la $PLIO_{POT4}$ ligeramente inferior a la idónea, con una MedDif de 0,20 D.

El hecho de que la $PLIO_{POT4}$ y la $PLIO_{don}$ sean algo superiores en ojos con una H-CRCL previa que en ojos con una M-CRCL (aunque la diferencia no fue significativa), sugiere la diferente evolución refractiva del ojo tras la cirugía: años después de la intervención, en el momento de calcular la PLIO para la cirugía de cristalino, el operado de una H-CRCL tiende a tener una refracción algo más hipermetrópica que el operado de una M-CRCL.

En ojos operados de miopía, la $PLIO_{POT4}$ fue algo menor que la idónea, con una MedDif de 0,55 D, mientras que en ojos con previa intervención de hipermetropía, ocurrió lo contrario, aunque la MedDif fue muy pequeña, de 0,07 D. En ojos con previa H-CRCL no existieron diferencias significativas. Sin embargo, en ojos con M-CRCL previa el p -valor de 0,05 se encontró en el límite

de la significación, por lo que no se podría aseverar que las diferencias no fueran significativas.

Los valores de la PLIO obtenidos con el método propuesto en esta investigación han sido comparados con los que se hubieran calculado con la aplicación de otros métodos utilizados ampliamente en clínica: los métodos de Haigis-L, Shammas-PL y Barret true-K. Estos métodos comparten una característica importante con el de esta tesis: son métodos completos de cálculo de la PLIO tras una intervención de CRCL, tanto para la hipermetropía como la miopía. Sin embargo, difieren en algo importante: no utilizan una medida directa de la PC. Por lo tanto, la comparación entre el método estudiado y estos otros es realmente una comparación entre un método de medida directa de la PC y otros en los que la PC se obtiene mediante análisis de regresión.

Comparando todos los métodos con la potencia de la lente ideal, resultó que en el grupo 2-PEL completo, con previa miopía e hipermetropía, sólo el de Shammas-PL fue significativamente distinto al resto, proporcionando un valor de potencia superior a los demás. En el grupo con M-CRCL previa, los métodos de Shammas-PL y Haigis-L proporcionaron valores de PLIO significativamente superiores a la potencia ideal, por lo que proporcionaría resultados refractivos ligeramente miópicos. Esto último concuerda con los estudios de otros investigadores.⁹¹ En el grupo con previa H-CRCL, sólo el método Shammas-PL resultó distinto del método Haigis-L y la potencia idónea. Se observa en el gráfico de cajas de la figura 39 la mayor similitud de los resultados en ojos con previa H-CRCL que los intervenidos de M-CRCL.

7.5 Resultados refractivos.

Se analizan en esta sección los resultados refractivos finales. En todo método de cálculo de la PLIO, éste es el análisis más importante. En la actualidad, el cálculo en pacientes sin una CRCL previa proporciona resultados muy predecibles, por lo que el clínico tiene por objetivo que este paciente especial, que ya se sometió previamente a otra cirugía con buenos resultados, resulte igualmente satisfecho. Por otro lado, muchos de los implantes de lente actuales no tienen por causa las cataratas, sino que se trata realmente de un procedimiento quirúrgico-refractivo, en el que se implantan lentes multifocales, las cuales pueden proporcionar una alta independencia de la corrección óptica, tanto para la visión lejana como la cercana. Dado que en estos casos se trata realmente de cirugía refractiva, con objetivo emetrópico en la mayoría de los casos, un residual que influya en la visión es muy molesto para el paciente, y quizá requiera de un tratamiento quirúrgico corneal adicional.

Por lo tanto, la consecución de la emetropía es el objetivo de todo método de cálculo de la PLIO, tanto en casos con CRCL previa como en ojos sin operar.

En este apartado, se van a analizar los resultados refractivos que se hubieran alcanzado con el implante de la potencia calculada según el método propuesto.

7.5.1 Error refractivo medio y error refractivo medio absoluto.

Los valores que se analizan en este tipos de estudios son el ERM, el ERMAbs y los porcentajes de ojos dentro de los intervalos de los EE establecidos. Los dos valores que mejor describen la eficacia de un método son el ERMAbs y los porcentajes de ojos dentro de los intervalos de EE. Como ya se indicó, el ERM puede resultar engañoso, ya que en una muestra pueden darse valores refractivos altos de distinto signo en un número significativo de casos, que si son simétricos puede producir un ERM cero o muy cercano a cero. El signo no afecta al ERMAbs, por lo que se ajusta mejor a la verdadera calidad del método.

En el presente estudio, el ERM y el ERMAbs fueron de $+0,13 \pm 0,53$ D y $+0,45 \pm 0,31$ D, respectivamente. Separados por CRCL previa, el ERMAbs fue casi el mismo, de $+0,47$ D y $+0,43$ D para los grupos con una M-CRCL y una H-CRCL, respectivamente, pero en ojos con una M-CRCL el ERM resultó algo hipermetrópico, con un valor de $+0,33$ D., mientras que en ojos con cirugía hipermetrópica, el ERM fue prácticamente de 0 D.

Los métodos propuestos por Shammas,¹¹ en 2007 y Haigis,⁹ en 2008 consisten en una modificación de la PC a partir de la PCQ, un modelo de predicción de la PEL a partir de la constante A de la LIO, en el de Shammas, y a partir de la LA y la PCA, en el de Haigis, y una fórmula de cálculo propuesta por cada autor. Aunque en estos métodos no se obtiene la PC mediante tomografía corneal, presentamos sus resultados porque son métodos completos, específicamente desarrollados para estos pacientes, que corrigen ambos errores en el cálculo de la PLIO, y que se utilizan en la práctica clínica habitualmente.

Shammas pone a prueba su método en 15 ojos de 15 pacientes, obteniendo un ERM medio de $-0,00 \pm 0,63$ D y un ERMAbs de $+0,55 \pm 0,31$ D. El porcentaje de ojos dentro del intervalo de $\pm 1,00$ D fue de 93,3%. No informa acerca del porcentaje dentro de $\pm 0,50$ D.¹¹

La versión para ojos con una H-CRCL del método de Shammas, fue comprobada también por el autor en 18 ojos de 18 pacientes, resultando en una ERM de $-0,03 \pm 0,72$ D, con rango de $-1,79$ D a $+1,54$ D, un ERMAbs de $+0,38$ D, y ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D de 66,67% y 83,3%.⁷²

El método Haigis-L fue validado por su autor aplicándolo a 187 ojos, obteniendo un ERM medio de $-0,04 \pm 0,70$ D, un ERMAbs de $+0,37$ D, y porcentajes de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D del 61% y 84%, respectivamente.⁹ Sin embargo, los resultados de Wong et al.⁷⁴ son de $-0,44 \pm 0,98$ D.

En la tabla 36 se presentan resumidos los resultados refractivos de algunos de los estudios más relevantes. Se incluyen trabajos en ojos sin y con CRCL previa, y de estos últimos algunos en los que se usa el Orbscan para medir la PC y otros en los que se utiliza la PCQ.

Tabla 36. Resultados para ERM y ERMAbs según diferentes estudios, incluyendo el de esta tesis.

	ERM \pm DE (D)	ERMAbs \pm DE (D)	CRCL previa (sí, no)	Instrumento de medida de la PC: Orbscan o queratómetro
Esta tesis	+0,13 \pm 0,53	+0,45 \pm 0,31	Sí	Orbscan
Qazi et al. ³⁸	+0,03 \pm 0,50	-	Sí	Orbscan
Shammas-PL. ¹¹	-0,00 \pm 0,63	+0,55 \pm 0,31	Sí	Queratómetro
Haigis-L. ⁹	-0,04 \pm 0,70	+0,37	Sí	Queratómetro
Arce et al. ¹²	+0,12 \pm 0,93	-	Sí	Orbscan
Gelender. ¹⁶	+0,05		Sí	Orbscan
Kim et al. ¹⁵	+0,37 \pm 2,18	-	Sí	Orbscan
Wong et al. ⁷⁴ (Haigis-L)	-0,44 \pm 0,98	+0,87 \pm 0,62	Sí	Queratómetro
Kwitko et al. ¹⁴	-1,04 \pm 1,42		Sí	Orbscan
Behndig. ²	-	+0,40 \pm 0,30	No	Queratómetro
Gale. ⁵⁵		+0,55 \pm 0,54	No	Queratómetro
Promedio de los resultados de Cooke, ⁴⁹ y Kane. ⁵³	-0,01	+0,37	No	Queratómetro

ERM: error refractivo medio; ERMAbs: error refractivo medio absoluto; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PC: potencia corneal.

En la figura 55 se muestra un gráfico con los resultados para el ERMAbs del método estudiado y otros métodos para ojos con y sin CRCL previa.

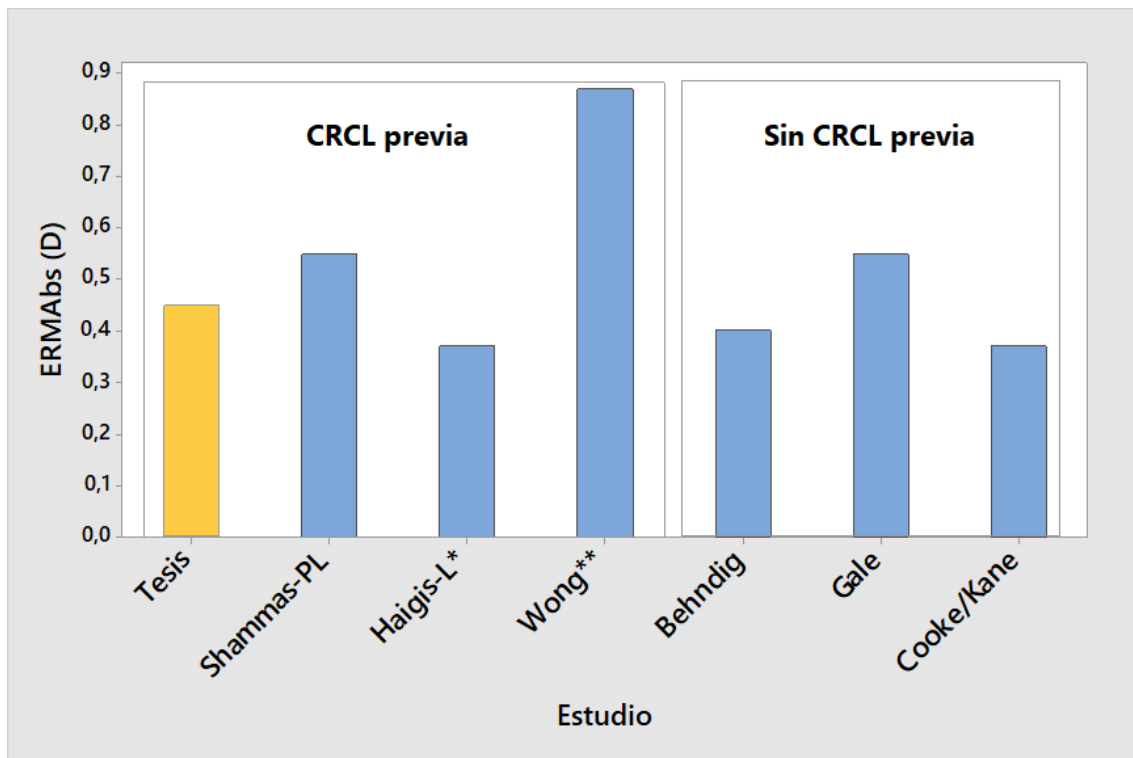


Figura 55. Gráfico de barras para los valores medios de los valores absolutos de los EE resultantes del presente estudio comparándolo con los de otros investigadores. Se realiza en anaranjado el resultado del método estudiado en esta tesis. (*Estudio realizado por el autor del método, W. Haigis; **Resultados de Wong para el método Haigis-L).

Los estudios publicados en los que el tomógrafo Orbscan está involucrado no son totalmente equivalentes a éste, ya que o sólo se ocupan de la validación de alguna modalidad de la PC del Orbscan, o si se aplica la PC para el cálculo de la PLIO, se utiliza una fórmula inadecuada. Así, los estudios de Gelender,¹⁶ Arce et al.¹², Tay et al.¹³, Qazi et al.³⁸ y Kim et al.¹⁵ calculan la PLIO, pero utilizando las fórmulas SRK/T, Hoffer-Q o Holladay 2, que se sabe no son idóneas en estos casos. Kwitko et al.¹⁴ se aproxima más a un método correcto utilizando el Orbscan y la SRK/T con doble-K de Aramberri.

De este análisis podemos afirmar que los valores obtenidos en la presente tesis para el ERM y el ERMabs son similares o mejores que algunos de los obtenidos por otros autores, tanto para ojos con previa CRCL como sin ella.

7.5.2 Porcentajes de ojos dentro de los intervalos refractivos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D.

Este resultado, junto con el ERMAbs, define muy bien la calidad de un método de cálculo de la PLIO, y es uno de los estándares para comparar estudios. En esta investigación, se obtuvo un 62,50% de ojos con un EE inferior a $\pm 0,50$ D (IC del 95% para el porcentaje de 43,70% a 78,90%), y un 93,75% con un EE dentro del intervalo de $\pm 1,00$ D (IC del 95% para el porcentaje de 79,19% a 99,23%). Estos resultados pueden considerarse como excelentes, tanto para ojos operados previamente como no. En la tabla 37 se presentan los resultados de otros investigadores y los de este estudio, indicando si se utilizó el Orbscan para la medida de la PC y si se incluyeron pacientes con una CRCL previa.

Tabla 37. Resultados para los EE medios, en valor absoluto y porcentajes de ojos en los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D.

	$\pm 0,50$ D (%)	$\pm 1,00$ D (%)	CRCL (Sí, no)	Medida de la PC: Orbscan o Queratómetro
Esta tesis	62,50	93,75	Sí	Orbscan
Qazi et al. ³⁸	80,90	95,20	Sí	Orbscan
Haigis-L. ⁹	61	84	Sí	Queratómetro
Wong et al. ⁷⁴ (Haigis-L)	35,7	63,1	Sí	Queratómetro
Arce et al. ¹²	39	77	Sí	Queratómetro
Kim et al. ¹⁵	19,50	45,20	Sí	Orbscan
Behndig. ²	71	93	No	Queratómetro
Promedio de los resultados de Cooke, ⁴⁹ y Kane. ⁵³	73,46	95,99	No	No

EE: equivalente esférico; CRCL: cirugía refractiva corneal láser; PC: potencia corneal.

En las figura 56 se presentan los porcentajes dentro de los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D en gráficos de barras.

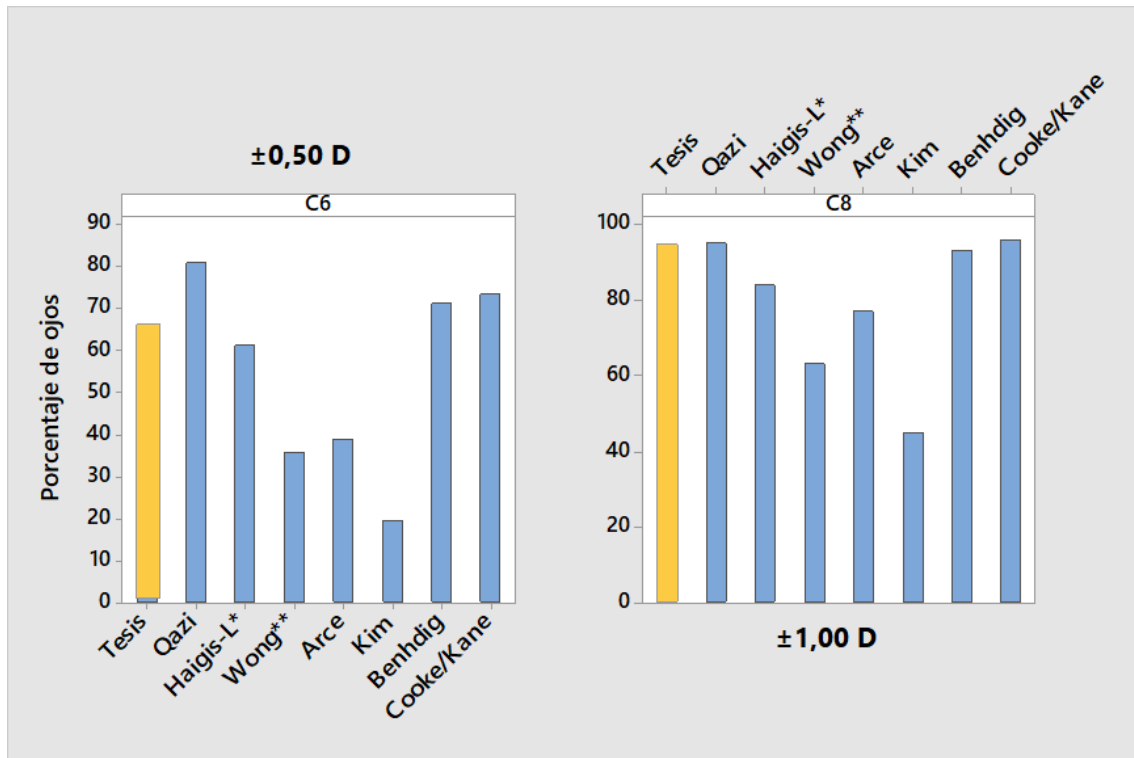


Figura 56. Gráfico de barras para los porcentajes de ojos con EE resultantes dentro de los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D, comparando los valores del presente estudio con los de otros investigadores. Se resalta en anaranjado el resultado del método estudiado en esta tesis. (*Estudio realizado por el autor del método, W. Haigis; **Resultados de Wong para el método Haigis-L).

7.5.3 Confirmación de la hipótesis.

Una vez expuestos los resultados refractivos de los apartados anteriores, se está en disposición de confirmar o refutar la hipótesis.

Se propuso como hipótesis de trabajo que los resultados refractivos para los valores de ERMAbs y los porcentajes de ojos dentro de los intervalos establecidos fueran iguales, o estuvieran en el entorno del IC del 95% para las medias y los porcentajes, a los publicados por Behndig.

En la tabla 38 se presentan los resultados publicados por Behndig et al., los cuales fueron propuestos como hipótesis, para su comparación con los obtenidos en esta tesis. Nos ceñimos en este análisis al EE medio en valor

absoluto (ERMAbs) y a los porcentajes de ojos con EE dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ y $\pm 1,00$ D, que son los valores principales informados por estos autores.

Tabla 38. Estándares para los resultados refractivos.

	ERMAbs \pm DE (D)	Resultados dentro de $\pm 0,50$ D (%)	Resultados dentro de $\pm 1,00$ D (%)
Behndig et al.	+0,40 \pm 0,39	71	93
Presente estudio	+0,45 \pm 0,31	62,5	93,75
IC del 95% para la media en el presente estudio	+0,33 a +0,56	43,60 a 78,90	79,19 a 99,23

ERMAbs: equivalente esférico medio en valor absoluto; DE: desviación estándar; IC: intervalo de confianza.

La diferencia entre el ERMAbs del estudio de Behndig y el nuestro no fue estadísticamente significativa ($p = 0,37$, DM de $-0,05$ D, IC de confianza del 95% para la DM de $-0,16$ a $0,06$ D, t de Student).

En cuanto a los porcentajes de ojos dentro de los intervalos, no se obtuvieron diferencias significativas en el intervalo de $\pm 0,50$ D ($p = 0,33$, test exacto de Fisher), ni para el intervalo de $\pm 1,00$ D ($p = 0,86$, test exacto de Fisher).

Por lo tanto, se confirma la hipótesis propuesta en esta tesis.

7.6 Potencia corneal.

Encontrar un valor de la PC válido para pacientes tras la CRCL ha sido y es uno de los principales problemas en este tema, habiendo sido motivo de múltiples estudios. El MHC para la obtención de la PC tras una CRCL ha sido considerado el gold estándar desde los inicios de las investigaciones, pero en la mayor parte de las situaciones clínicas no se dispone de los datos pre y postoperatorios, o estos no son fiables. Por estos motivos, fue necesario el desarrollo de nuevos métodos de medida u obtención de la PC aplicables en casos en los que no se tienen datos de la historia pre y postoperatoria.¹⁷

En casos sin datos preoperatorios, se ha abordado este problema desde dos estrategias muy distintas: la modificación de la PCQ y la medida directa de la PC.

La modificación de la PCQ se basa en ecuaciones de regresión que proporcionan un valor de la PC modificado a partir de la medida del queratómetro. Shammass en 2007,⁶⁸ y Haigis en 2008,⁹ propusieron métodos de cálculo de la PLIO completos, en los que se incluye un algoritmo de modificación de la PCQ a partir de análisis de regresión lineal. La estrategia seguida por ambos fue realizar un estudio en el que se realizó un seguimiento a 100 ojos de 100 pacientes, en el caso de Shammass, y a 40 ojos de 40 pacientes, en el estudio de Haigis, antes y tras la intervención de CRCL para la miopía. Dado que tuvieron los datos de PCQ preoperatoria, y el ΔR_v , pudieron obtener el valor de PC según el MHC. Así, pudieron relacionar la PCQ postoperatoria con la PC según el MHC, y realizar el análisis de regresión lineal. Ambos métodos tienden a infravalorar la PC postoperatoria, lo que induce resultados ligeramente miópicos tras el implante,⁷³ como se ha comprobado también en esta tesis. El principal inconveniente de los métodos de corrección de la PC mediante análisis de regresión es que pueden dar resultados incorrectos en valores de PC extremos.⁴

Barret propone también un método completo, conocido como *Barret true-K no history*.⁵⁰ Este método utiliza una fórmula de cálculo, la denominada Barrett Universal II, y un valor de PC modificado a partir de la PCQ, cuyos detalles no han sido publicados.

La otra estrategia de obtención de la PC tras CRCL es la medida directa de la córnea mediante los instrumentos tomográficos que miden ambas superficies corneales. Esta estrategia es la adoptada en la presente investigación. La posibilidad de obtener un valor de la potencia dióptrica de la córnea a partir de la medida de ambas superficies corneales, permite albergar buenas expectativas para la medida de la PC en pacientes intervenidos de una CRCL. Sin embargo, diferentes instrumentos proporcionan distintos valores de la PC, e incluso el mismo instrumento mide distintos valores, dependiendo del método de cálculo o el diámetro corneal considerado.³³ Muchos estudios se han centrado en comparar diferentes modalidades de la PC, verificando cuál de ellas reproduce mejor el cambio refractivo inducido por la cirugía.^{12,13,17}

Los trabajos de Srivannaboon en 1999,³⁵ de Sónego-Krone en 2004,³⁶ de Leyland en 2004,⁸² de Gelender en 2006,¹⁶ de Qazi en 2007,³⁸ de Arce en 2009,¹² de Tay en 2011,¹³ de Kwitko en 2012,¹⁴ de Kim en 2013,¹⁵ de Lekhanont en 2015,¹⁷ y Jabbarvand en 2017,⁸⁴ avalan el uso del tomógrafo Orbscan para la obtención de la PC tras una CRCL.

En el presente trabajo, de las modalidades de la PC proporcionadas por el tomógrafo corneal Orbscan Ilz, y las distintas zonas de análisis, se optó por usar la POT4 en base a investigaciones previas que apuntaban a que este valor reproduce correctamente la PC en estos pacientes.^{12,16,35,36,38} Además, los principios físicos en los que se basa la medida de la POT indican que este valor debería ser válido, ya que el instrumento mide ambas superficies corneales, proporcionando un valor resultante del acoplamiento entre ambas, utilizando para ello radios de curvatura, espesores e índices de refracción reales.

Los investigadores que analizan la eficacia de un método de la medida de la PC, necesitan un valor de referencia para comprobar si este valor es correcto o no. En este sentido, se han utilizado dos estrategias: o comparar el cambio refractivo con el cambio en la PC (obtención de la PC por el MHC), o comparar la medida estudiada con la PC_{Idon}, conocida en la literatura en inglés como *back-calculate corneal power* (BCK). En esta tesis, al igual que Qazi,³⁸ y Tay,¹³ se ha utilizado la segunda ya que no se dispuso del cambio refractivo. En los estudios

de Qazi y Tay, el método para calcular la PC_{Idon} fue mediante la fórmula Holladay II. Esta fórmula es de pago, y no ha sido publicada.

En esta investigación se ha deducido de la fórmula de cálculo de la PLIO el valor de la PC para un EE neutro (PC_{Idon}), utilizando como datos la LA, la PEL medida y la $PLIO_{Idon}$. De esta manera se pudo comparar la POT4 medida con el Orbscan IIz con la PC_{Idon} , que se consideró como la medida de referencia. Para ello se dispuso de los datos completos del grupo 2-PEL, y se calculó la PC_{Idon} para estos 22 ojos de 22 pacientes.

También se ha incluido la PCQ, con el objeto de demostrar las diferencias entre este valor, medido únicamente a partir de la primera superficie corneal, el valor de POT4, que proporciona la PC a partir de ambas superficies, y la PC_{Idon} , que es el valor de referencia.

En el grupo 2-PEL no se produjeron diferencias significativas entre los valores de PC_{Idon} y POT4 ($p = 0,47$, test de Wilcoxon). Los valores de PCQ sí que fueron significativamente distintos a PC_{Idon} y POT4, con una sobrevaloración de la PC de 1,10 D de media, lo que está en concordancia con estudios previos que apuntan a que el queratómetro que utiliza el índice de refracción habitual, 1,3375, sobreestima la PC.^{23,26,92} La diferencia entre la potencia idónea y la del Orbscan fue algo mayor en el grupo con una previa M-CRCL, siendo la POT4 ligeramente superior a la PC_{Idon} (MedDif = -0,33), pero la diferencia no fue significativa ($p = 0,27$, test de Wilcoxon).

En este estudio, la correlación entre la POT4 y la PC_{Idon} en el grupo 2-PEL fue de $R^2 = 0,94$ ($p < 0,001$). El análisis gráfico de Bland Altman para todo el grupo 2-PEL muestra que la medida POT4 algo superior a la PC_{Idon} , con una DM de 0,17 D, y límites de acuerdo del 95% de -1,48 D a +1,23 D.

En la figura 57 se presenta el gráfico del error refractivo previsto frente a la diferencia entre la POT4 y la PC_{Idon} , es decir, el error en la medida de la PC por el Orbscan, teniendo como referencia la PC_{Idon} . El coeficiente de regresión de $R^2 = 0,66$ ($p < 0,001$) demuestra que el error en la medida de la PC es la principal causa del error refractivo previsto.

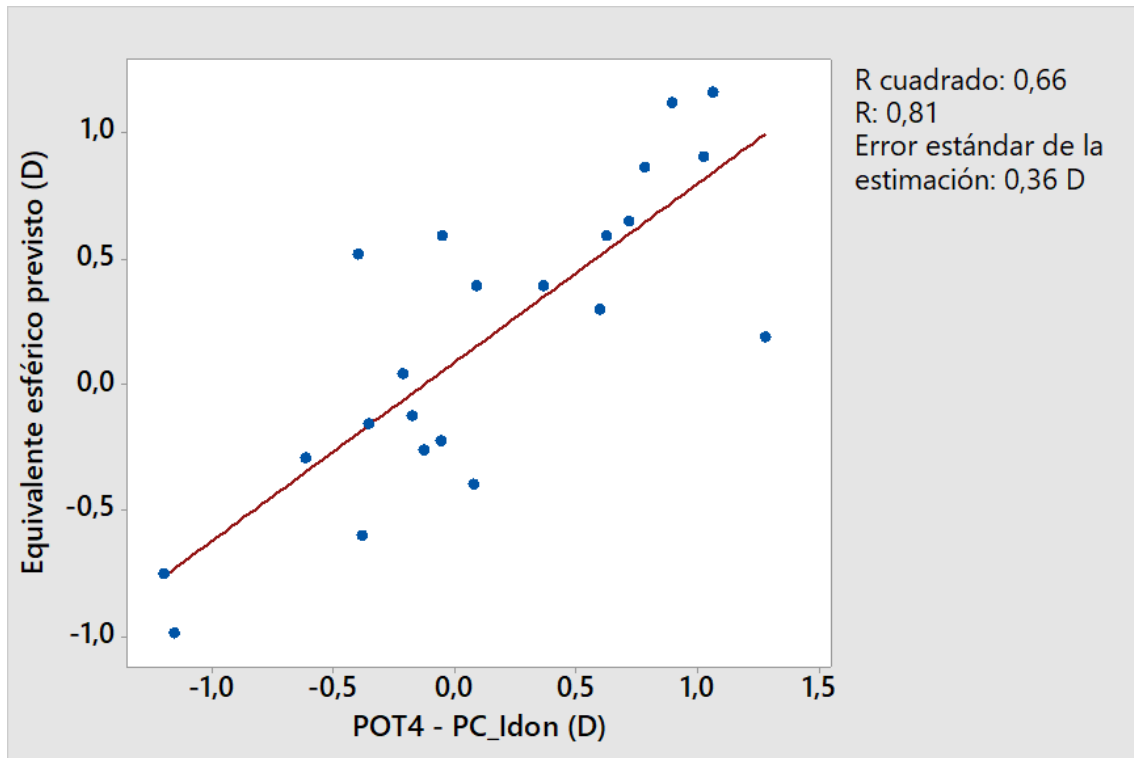


Figura 57. Error refractivo previsto frente al error en la medida de la potencia de la córnea del Orbscan Ilz. Siendo POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PC_I don: potencia corneal idónea.

En ojos con M-CRCL previa, la POT4 fue algo superior a PC_{I don}, mientras que en ojos con previa H-CRCL, la POT4 fue algo inferior a la PC_{I don}, sin que esta diferencia fuera significativa. Esta tendencia puede observarse en la figura 58, en la que se muestra el gráfico de dispersión del error en la POT4 frente a la LA. La regresión fue significativa, lo que sugiere que podría introducirse un factor de corrección para la POT4 en función de la LA.

En efecto, dado que se demostró que el mínimo error en la PEL no influye en el error refractivo, que el EE resultante depende del error en la medida de la POT4, y éste último error depende de la LA, si se introdujera un proceso de optimización, debería de ser en esta variable, ajustándola en función de la LA.

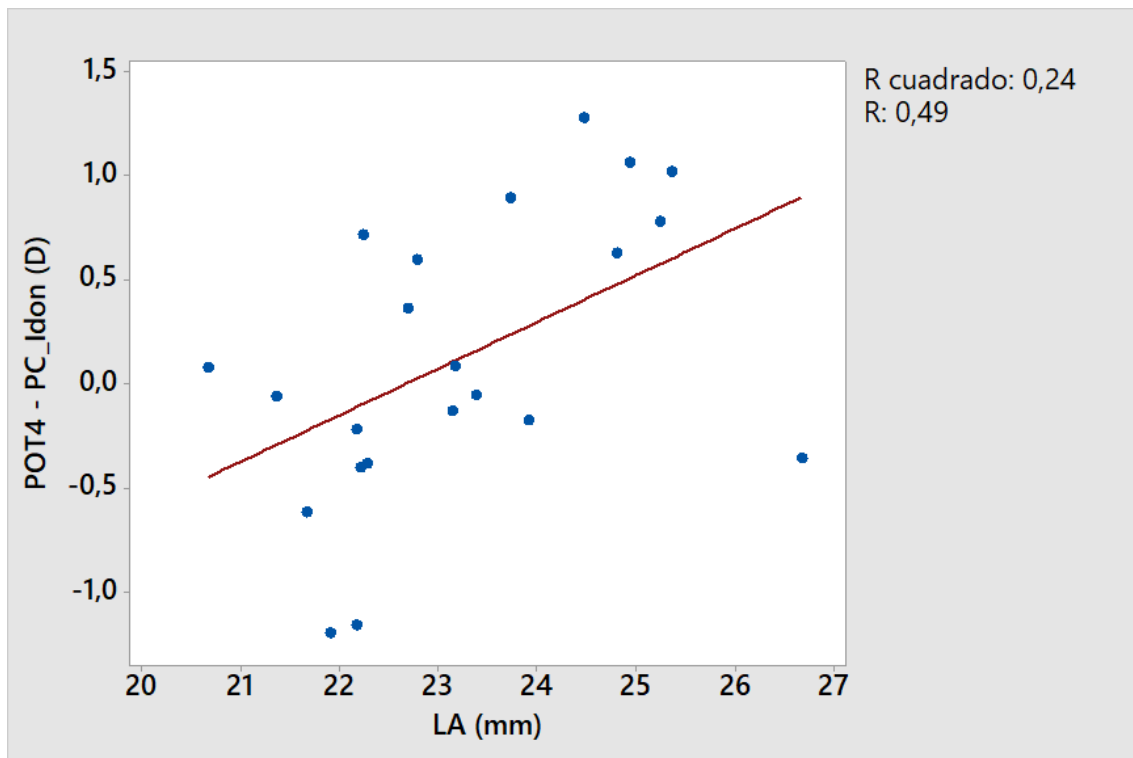


Figura 58. Error en la potencia óptica total en función de la longitud axial. Siendo LA: longitud axial; POT4: potencia óptica total en la zona de 4 mm; PC_Idon: potencia corneal idónea.

Se ha calculado la PC que se hubiera obtenido en la muestra del grupo 2-PEL mediante los métodos Shammas-PL y Haigis-L. Los valores para todo el grupo fueron muy similares, aunque el valor calculado por el método Shammas-PL resultó significativamente superior al resto, lo que sugiere un resultado miópico. Separando por tipo de CRCL previa, en ojos operados de miopía el método Haigis-L proporcionó un valor inferior a la POT4, y la diferencia resultó significativa. El valor de la PC_{Idon} se situó en medio de ambas PC, lo que explica que en la M-CRCL el uso de la POT4 induce una ligera hipermetropía, mientras que la Haigis-L resulta en una pequeña miopía.

7.7 Disertación general.

El método estudiado en esta tesis ha demostrado que pueden obtenerse resultados refractivos similares a los obtenidos en ojos sin una CRCL previa, mediante la medida directa de la córnea y la PEL real, sin realizar ningún proceso de optimización. La optimización podría realizarse por dos vías: primera, mejorar la predicción de la PEL mediante una muestra con mayor número de ojos; y segundo, mediante el ajuste de la PC en función de la LA. Según nuestros resultados, en ojos con una M-CRCL previa, la POT4 sobrevalora la PC en unas 0,40 D, por lo que modificar la POT4 en esta cantidad podría mejorar los resultados. Sin embargo, la muestra fue pequeña, y habría que confirmar este punto con una muestra mayor. Los resultados han sido mejores en ojos con una H-CRCL previa.

Los resultados para ERM, ERMAbs y porcentajes de ojos en los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D son equivalentes a los obtenidos por métodos completos muy utilizados en la práctica clínica, como el Haigis-L o el Shammas-PL.

Adicionalmente a la cuestión principal del cálculo de la PLIO tras la CRCL, este estudio ha puesto de manifiesto dos cuestiones que consideramos importantes respecto al cálculo de la PLIO en general.

En primer lugar, las fórmulas que se utilizan habitualmente calculan la PLIO con un dato que se sabe erróneo: la PCQ. Esto se ha puesto de manifiesto en pacientes con una CRCL previa, en los cuales el algoritmo de obtención de la PCQ ha fallado de manera importante. Sin embargo, en ojos sin una CRCL previa también mide incorrectamente la PC. Los queratómetros utilizan un algoritmo de cálculo basado en la medida de la primera superficie corneal, proporcionando un valor de la PC total mediante el índice de refracción queratométrico, cuyo valor más habitual es de 1,3375. Este valor de índice proporciona valores de la PC significativamente superiores al real, como se ha comentado anteriormente y puesto de manifiesto en diferentes estudios.^{23,26} Olsen en 1986 ya afirmó que el uso de un índice diferente, 1,3315, daría lugar a cálculos de PCQ más adecuados con la PC real.⁹² En un estudio de Ho et al.²⁵ en 2008, comparan los valores de PCQ utilizando diferentes índices

queratométricos, y la PC calculada a partir de ambas superficies corneales e índices de refracción reales, encontrando que el error en la PC al utilizar el índice 1,3375 es de $1,21 \pm 0,24$ D, y utilizando un índice optimizado por ellos, de valor 1,3281, obtienen errores de $0,00 \pm 0,24$ D. Es decir, el índice de refracción queratométrico que se utiliza de manera generalizada es erróneo, y ya se demostró en 1986.

Es algo ciertamente incomprensible que se esté utilizando durante decenios un valor que se sabe incorrecto en un algoritmo que ya de por sí proporciona un resultado inexacto. Sin embargo, parece que existe una inercia instaurada en el mundo clínico, que se ha trasladado al instrumental. Se mantiene, porque los resultados son aceptables gracias a la optimización de constantes de lente. Aún así, si se utilizara un índice queratométrico más acertado, siempre quedaría cierto nivel de incertidumbre, ya que la relación entre los radios anterior y posterior no es exactamente constante. En el trabajo de Ho et al.,²⁵ la relación entre el radio corneal anterior y posterior resultó en $1,223 \pm 0,034$, con un rango de 1,086 a 1,391. Esto pone de manifiesto una importante carencia: un instrumento que proporcione un valor de PC preciso y con las mínimas asunciones posibles. Es decir, un *gold estándar* instrumental para la PC.

Este error sistemático en la medida de la PC se contrarresta durante el proceso de optimización de la constante de lente, lo que supone un ajuste de la PEL. Como se ha demostrado en esta tesis, la PEL que proporcionan las fórmulas clásicas está más alejada de la córnea que la PEL real, que es la que se utiliza en el método presentado. Dada esta mayor distancia de la córnea, el valor de PLIO calculado es mayor, lo que corrige el menor valor de la PLIO que hubiera resultado de haber utilizado un valor de la PC inferior al real junto con una PEL verdadera, más corta. Por lo tanto, se está corrigiendo el error en un valor biométrico induciendo un error en otro, lo que podría estar introduciendo cierto nivel de incertidumbre en los resultados, e influyendo en algunas sorpresas refractivas inesperadas, incluso en ojos sin CRCL previa.

Por otro lado, se ha puesto de manifiesto que existen múltiples valores de la PC. En la presente investigación, se ha utilizado la POT4, que ha resultado

ser bastante similar a la PC_{Idon} , en consonancia con otros investigadores. Sin embargo, después de analizar numerosos estudios, que proponen diferentes modalidades de PC, incluyendo esta investigación, hemos de concluir que no existe un *gold estándar* para la medida de la PC.

De aquí que podría preguntarse: ¿cuál es la potencia corneal dióptrica verdadera?.

La respuesta podría ser: la PC verdadera es aquél valor de potencia que, acoplada con la del cristalino en reposo, resulta en un EE neutro en la refracción subjetiva en visión lejana, en un ojo emétrope.

En el ojo pseudofáquico la respuesta es más sencilla, ya que conocida la PLIO, la PC verdadera puede deducirse del resto de parámetros, cosa que se ha hecho en este estudio, la PC_{Idon} . Entonces se supone que este valor de PC_{Idon} es el valor de PC que, acoplado a la $PLIO_{Idon}$, produce un EE neutro en la refracción subjetiva en visión lejana.

En muchos de los estudios, incluyendo éste, se compara este valor de PC_{Idon} en ojos pseudofáquicos con valores medidos por diferentes instrumentos, y entonces se afirma: este valor de PC, medido con este instrumento, que utiliza este método de medida, y seleccionando este diámetro de medida, se corresponde mejor con la PC_{Idon} .

Los instrumentos que se utilizan actualmente para proporcionar diferentes valores de PC realizan una medida indirecta. Se miden curvaturas y espesores, se confía en los índices de refracción publicados, se aplican las fórmulas de cálculo de la óptica, y se proporciona un valor de potencia. Si uno se traslada al mundo de la medida de lentes, es como obtener la potencia de una lente midiendo sus curvaturas, con un esferómetro, y conociendo sus índices de refracción. Entonces se aplica la ecuación de la lente gruesa, y se calcula la potencia a partir de los datos.

Por lo tanto, puede concluirse que actualmente la PC no se mide, se calcula, es un valor derivado de otros.

Si se vuelve por un momento al mundo de las lentes, su potencia puede medirse en un banco óptico. Es más, existen instrumentos que se utilizan rutinariamente en los laboratorios de montaje de gafas, que proporcionan una medida directa: los frontofocómetros.

En la actualidad, no existe un instrumento que proporcione ese valor de PC verdadera de manera directa. No existe un “frontofocómetro corneal”.

Es ésta una importante carencia de la optometría y oftalmología actual.

Pero también un apasionante reto científico y técnico.

7.8 Limitaciones y líneas futuras.

Los principales puntos débiles de esta investigación han sido su carácter retrospectivo y el tamaño de la muestra.

El análisis retrospectivo de las historias clínicas ha dado lugar a algunas limitaciones. En primer lugar, no se dispuso de todos los datos de todos los pacientes. Además, algunos de los casos que podrían haber sido buenos candidatos, tuvieron que descartarse por existir en sus historias clínicas datos no fiables, sobre todo tomografías corneales con importantes lagunas en la medición en la superficie corneal.

Por otro lado, la muestra total de 32 ojos del grupo 2 ha sido pequeña. Aunque el número no es despreciable, la realización de un análisis estadístico riguroso obliga a no incluir datos que puedan estar correlacionados, como ocurre con muchos de los parámetros biométricos entre los ojos de una misma persona, por lo que no se pudo incluir la muestra total de los dos ojos de todos los pacientes.

La muestra se redujo aún más cuando se realizaron estudios comparativos en los que se necesitó la PEL observada. El grupo 2-PEL fue pequeño, y eso limitó en cierta medida la confianza en algunos resultados. La causa de esta limitación está en que en la actualidad, los pacientes operados de CRCL e implante posterior aún no son muchos, aunque el número es creciente, dado que estos pacientes entran en la edad en la que pueden desarrollar cataratas.

En cuanto a las líneas de investigación futuras, es importante avanzar en un método de la medida de la PC que pueda ser aplicado en cualquier situación clínica. Insistimos en la necesidad de utilizar medidas fiables y sin errores sistemáticos. Se ha demostrado en este estudio que la PEL puede ser predicha con bastante fiabilidad, tanto en ojos operados como no operados. Sin embargo, aunque no se ha hecho mención en esta tesis, el valor de la POT4 no proporciona buenos resultados en ojos no operados. En relación a este problema, en estos momentos el autor de esta tesis está estudiando la aplicación del método propuesto utilizando la potencia corneal medida con el tomógrafo Pentacam (el

denominado *true net power* en la zona de 3,5 mm), con resultados esperanzadores, tanto en ojos operados como no operados, con lo que sería posible avanzar en la unificación de métodos de cálculo de la potencia de la lente intraocular, es decir, un solo método de cálculo válido en ojos operados y no operados.

Esto último abre una línea de investigación que consideramos muy útil clínicamente, ya que simplificaría al máximo el proceso de cálculo de la PLIO. Como se ha comprobado en esta tesis, existen bastantes métodos de cálculo, tanto para ojos operados de cirugía refractiva como no operados, lo que puede producir cierta incertidumbre al cirujano o responsable del servicio de biometría.

El hecho de que para resolver un problema físico existan diferentes fórmulas puede sorprender a un físico o matemático, pero en este campo es así. En esta tesis, se aboga por no usar datos que se saben erróneos, como los valores de PC y PEL que se introducen en las fórmulas convencionales. Si se usa la separación correcta entre córnea y LIO, la potencia correcta de la córnea, y se conoce cuál debe ser la focal del sistema, es decir, la posición de la retina dada por la LA, entonces una fórmula que describa el ojo pseudofáquico debería de proporcionar el valor de PLIO que satisfaga la ecuación, y producir la emetropía tras el implante.

8 Conclusiones.

“No cabía duda de que las descripciones de sueños y los recortes recopilados por el profesor venían a corroborar los hechos, pero la racionalidad de mi mente y la extravagancia de todo este tema me llevaron a adoptar lo que a mi juicio eran las conclusiones más sensatas”

Howard Phillips Lovecraft.

Las conclusiones de esta investigación han sido las siguientes:

1. La predicción de la posición efectiva de la lente a partir de la medida preoperatoria de la profundidad de la cámara anterior para los dos modelos de lente estudiados, es suficientemente precisa para el cálculo de la potencia de la lente intraocular, en pacientes intervenidos previamente de cirugía refractiva corneal láser para la miopía y la hipermetropía, y el valor previsto no es diferente de la distancia real entre córnea y lente intraocular.
2. Los valores de error refractivo medio y error refractivo medio en valores absolutos de $+0,13 \pm 0,53$ D y de $+0,45 \pm 0,31$ D, respectivamente, y los porcentajes de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D de 62,50% y 93,75%, respectivamente, son resultados clínicamente óptimos, y comparables con los obtenidos en ojos no operados, utilizando los métodos de cálculo convencionales. En ojos con cirugía refractiva previa para la miopía, el resultado fue ligeramente hipermetrópico.
3. La potencia de la lente para la emetropía obtenida mediante el método estudiado, es similar a la potencia de la lente ideal que hubiera inducido la emetropía o el equivalente esférico neutro. Comparado con métodos de otros autores, para ojos con una cirugía refractiva previa para la miopía, los métodos Shammas-PL y Haigis-L proporcionaron valores significativamente superiores a los obtenidos en esta investigación, lo que explica los residuos miópicos de estas fórmulas. En ojos con cirugía hipermetrópica previa, sólo resultó distinto el resultado del método Shammas-PL. No existieron diferencias entre el método Barret true-K y el de esta tesis.
4. La potencia óptica total en la zona de 4 mm medida con el tomógrafo corneal Orbscan IIz:
 - 4.1 Es una medida de la potencia de la córnea que no es distinta de la potencia corneal idónea.
 - 4.2 En ojos con cirugía refractiva previa para la miopía, fue algo superior a la potencia corneal idónea, lo que justifica el resultado refractivo ligeramente hipermetrópico en estos pacientes.

4.3 En ojos con cirugía refractiva previa para la miopía, su valor es significativamente superior a los que se hubieran calculado con los métodos Haigis-L y Shammas-PL, lo que explica los resultados refractivos miópicos de estos métodos.

4.4 En ojos con cirugía refractiva previa para la hipermetropía, su valor es inferior a los obtenidos por los métodos Haigis-L y Shammas-PL, lo que explicaría resultados ligeramente hipermetrópicos de la aplicación de estos métodos.

5. La diferencia entre la potencia de la lente ideal y la obtenida en esta investigación, se debe principalmente a la diferencia entre la potencia corneal medida y la idónea.

Como conclusión final, se ha demostrado que la aplicación del método de cálculo propuesto en esta tesis a los dos modelos de lente intraocular trifocal difractiva estudiados, proporciona resultados refractivos comparables a los estándares obtenidos por otros investigadores en ojos sin cirugía refractiva corneal previa, siendo estos valores clínicamente óptimos.

6. Bibliografía

1. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand.* 2007; 85:472-485.
2. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterström C, Lundström M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: wedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38:1181-1186.
3. Hoffer KJ. Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy. *J Refract Surg.* 1995; 11:490-493.
4. Hodge C, McAlinden C, Lawless M, Chan C, Sutton G, Martin A. Intraocular lens power calculation following laser refractive surgery. *Eye and Vision.* 2015; 2:7.
5. Alió JL, Abdelghany AA, Abdou AA, Maldonado MJ. Cataract surgery on the previous corneal refractive surgery patient. *Surv Ophthalmol.* 2016; 61:769-777.
6. Kalyani SD, Kim A, Ladas JG. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2008; 19:357-362.
7. Chen X, Yuan F, Wu L. Metaanalysis of intraocular lens power calculation after refractive surgery in myopic eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:163-170.
8. Seitz B, Langenbucher A, Nquyen NX, Kus MM, Kuchle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology.* 1999; 106:693-702.
9. Haigis W. Intraocular lens power calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34:1658-1663.

10. Camellin M, Calossi A. A New Formula for Intraocular Lens Power Calculation after Refractive Corneal Surgery. *J Refract Surg.* 2006; 22:187-199.
11. Shamma HJ, Shamma MC. No-history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2007; 33:31-36.
12. Arce CG, Soriano ES, Weisenthal RW, Hamilton SM, Rocha KM, Alzamora JB, et al. Calculation of Intraocular Lens Power Using Orbscan II Quantitative Area Topography After Corneal Refractive Surgery. *J Refract Surg.* 2009; 20:1-14.
13. Tay E, Lim C, Gimbel H, Kaye G. Estimation of corneal power after myopic laser refractive surgery: Comparison of methods against back-calculated corneal power. *J Cataract Refract Surg.* 2011; 37:1945-1950.
14. Kwitko S, Marinho DR, Rymer S, Severo N, Arce CG. Orbscan II and double-K method for IOL calculation after refractive surgery. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2012; 250:1029-1034.
15. Kim EC, Cho K, Hwang HS, Hwang KY, Kim MS. Intraocular lens prediction accuracy after corneal refractive surgery using K values from 3 devices. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39:1640-1646.
16. Gelender H. Orbscan II-assisted intraocular lens power calculation for cataract surgery following laser in situ keratomileusis (An American Ophthalmological Society Thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc.* 2006; 104:402-413.
17. Lekhanont K, Nonpassopon M, Wannarosapark K, Chuckpaiwong V. Agreement between Clinical History Method, Orbscan II, and Pentacam in Estimating Corneal Power After Myopic Refractive Surgery. *PLOS One.* 2015; 10(4) e0123729. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0123729>.

18. Wang L, Mahmoud AM, Anderson BL, Koch DD, Roberts CJ. Total corneal power estimation: ray tracing method versus Gaussian optics formula. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011; 52:1716-1722.
19. Nasser CK, Singer R, Barkana Y, Zadok D, Avni I, Goldich Y. Repeatability of the Sirius imaging system and agreement with the Pentacam HR. *J Refract Surg.* 2012; 28:493-497.
20. Oliveira CM, Ribeiro C, Franco S. Corneal imaging with slit-scanning and Scheimpflug imaging techniques. *Clin Exp Optom.* 2011; 94:33-42.
21. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double K method. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29: 2063-2068.
22. Gutmark R, Guyton DL. Origins of the Keratometer and its Evolving Role in Ophthalmology. *Surv Ophthalmol.* 2010; 55:481-497.
23. Piñero DP, Camps VJ, Mateo V, Ruiz-Fortes P. Clinical validation of an algorithm to correct the error in the keratometric estimation of corneal power in normal eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38:1333-1338.
24. Fam HB, Lim KL. Validity of the keratometric index: Large population-based study. *J Cataract Refract Surg.* 2007; 33:686-691.
25. Ho J, Tsay C, Tsay R, Kuo L, Tsai I, Liou S. Validity of the keratometric index: evaluation by Pentacam rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34:137-145.
26. Kim M, Eom Y, Lee H, Suh YW, Song JS, Kim HM. Use of posterior/anterior corneal curvature radii ratio to improve the accuracy of intraocular lens power calculations: Eom's Adjustment Method. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2018; 59:1016-1024.
27. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. The History of LASIK. *J Refract Surg.* 2012; 28:291-298.

28. Taboada J, Mikesell G, Reed R. Response of the corneal epithelium to KrF excimer laser pulses. *Health Phys.* 1981; 40:677-683.
29. Munnerlyn C, Koons S, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surger. *J Cataract Refract Surg.* 1988; 14:46-52.
30. McDonald M, Liu JC, Byrd TJ, et al.. Central photorefractive keratectomy for myopia. Partially sighted and normally sighted eyes. *Ophthalmology.* 1991; 98:1327-1333.
31. Seitz B, Torres F, Langenbacher A. Posterior corneal curvature changes after myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology.* 2001; 108:666-672.
32. Khairat YM, Mohamed YH, Mofteh IA, Fouad N. Evaluation of corneal changes after myopic LASIK using the Pentacam®. *Clini Ophthalmol.* 2013; 7:1771-1776.
33. Belin MW, Khachikian SS, Ambrosio R. Tomografía corneal basada en la elevación. 2ª edición. Rep. Panamá: Jaipée - Hightlights Medical Publishers Inc.; 2012.
34. Roberts CA. *A Practical Guide to the Interpretation of Corneal Topography.* CL Spectrum. 1998; 13: 25-33.
35. Sribannaboon S, Reinstein DZ, Sutton HF, Holland SP. Accuracy of Orbscan total optical maps in detecting refractive change after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 1999; 25:1596-1599.
36. Sónego-Krone S, López-Moreon G, Balbi-Beaujon OV, Arce CG, Schor P, Campos M. A Direct Method to Measure the Power after Myopic Laser in situ Keratomileusis. *Arch Ophthalmol.* 2004; 122:159-166.
37. Cheng AC, Lam DS. Keratometry for Intraocular Lens Power Calculation Using Orbscan II in Eyes with Laser in Situ Keratomileusis. *J Refract Surg.* 2005; 21:365-368.

38. Qazi MA, Cua IY, Roberts CJ, Pepose JS. Determining corneal power using Orbscan II videokeratography for intraocular lens calculation after excimer laser surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg.* 2007; 33:21-30.
39. Atchinson DA, Smith G. *Optics of the Human Eye.* 1st edition. Butterworth-Heinemann; 2000.
40. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32:419-424.
41. Olsen T, Hoffmann P. C constant: New concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 2014; 40:764-773.
42. Norrby S, Bergman R, Hirnschall N, Nishi Y, Findl O. Prediction of the true IOL position. *Br J Ophthalmol.* 2017; 101:1440-1446.
43. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* 1988; 14:17-24.
44. Retzlaff J, Sanders D, Kraff M. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* 1990; 16: 333-340.
45. Narváez J, Zimmerman G, Stulting R, Chang D. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32:2050-2053.
46. Shamma HJ. *Intraocular lens power calculations.* 1st ed. Thorofare (NJ, USA): SLACK Incorporated; 2003.
47. Apple D, Sims J. Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. *Surv Ophthalmol.* 1996; 40:279-292.

48. Sanders D, Retzlaff D, Kraft M. Comparison of the accuracy of the Binkorst, Colenbrander, and SRK implant Power prediction formulas. *J Am Intraocul Implant Soc.* 1981; 7:337-440.
49. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:1157-1164.
50. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg.* 1993; 42:713-720.
51. Sheard RM, Smith GT, Cooke DL. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: the T2 formula. *J Cataract Refract Surg.* 2010; 36:1829-1834.
52. Aristodemou P, Knox-Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: refractive outcomes en 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2011; 37:50-62.
53. Kane JX, Heerden AV, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power calculation accuracy: comparison of 7 formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:1490-1500.
54. Hoffer KJ, Aramberri J, Haigis W, Olsen T, Savini G, Shammas HJ, et al. Protocols for studies of intraocular lens formula accuracy. *Am J Ophthalmol.* 2015; 160:403-405.
55. Gale RP, Saldana M, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye.* 2009; 23:152.
56. Leshner MP, Schumer DJ, Hunkeler JD, Durrie DS. Phacoemulsification with intraocular lens implantation after excimer photorefractive keratectomy: a case report. *J Cataract Refract Surg.* 1994; Suppl: 265-267.

57. Morris AH, Whitakker KW, Morris RJ, Corbett MC. Errors in intraocular lens power calculation after photorefractive keratectomy [letter]. *Eye*. 1998; 12:327-328.
58. Kalski RS, Danjoux JP, Fraenkel GE, Lawless MA, Rogers C. Intraocular Lens Power Calculation for Cataract Surgery after Photorefractive Keratectomy for Myopia. *J Refract Surg*. 1997; 13:362-366.
59. Gimbel HW, Sun R. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2001; 27:571-576.
60. Odenthal MTP, Eggink CA, Melles G, Pameyer JH, Geerards AJM, Bekhuis H. Clinical and theoretical results of intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for myopia. *Arch Ophthalmol*. 2002; 120:431-438.
61. Feiz V, Mannis MJ, Garcia-Ferrer F, Kandavel G, Darlington JK, Kim E, et al. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea*. 2001; 20:792-797.
62. Holladay JT. Consultations in refractive surgery. *Refract Corneal Surg*. 1989; 5:203.
63. Smith RJ, Chan WK, Maloney RK. The prediction of surgically induced refractive change from corneal topography. *Am J Ophthalmol*. 1997; 125:44-53.
64. Hamed AM, Wang L, Misra M, Koch DD. A comparative analysis of five methods of determining corneal refractive power in eyes that have undergone myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. 2002; 109:651-658.
65. Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: Attributes, applications and limitations. *J Cataract Refract Surg*. 2005; 31:205-220.

66. Savini G, Barboni P, Profazio V, Zanini M, Hoffer KJ. Corneal power measurements with the Pentacam Scheimpflug camera after myopic excimer laser surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34:809-813.
67. Tang M, Wang L, Koch DD, Li Y, Huang D. Intraocular lens power calculation after previous myopic laser correction based on corneal measured by Fourier-domain optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38:589-594.
68. Shamma HJ, Shamma MC, Garabet A, Kim JH, Shamma A, LaBree L. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol.* 2003; 136:426-432.
69. Wang L, Booth M, Koch D. Comparison of intraocular lens power calculation method in eyes that have undergone LASIK. *Ophthalmol.* 2004; 111:1825-1831.
70. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32:430-434.
71. Chokshi AR, Latkany RA, Speaker MG, Yu G. Intraocular Lens Calculations after Hyperopic Refractive Surgery. *Ophthalmology.* 2007; 114:2044-2049.
72. Shamma HJ, Shamma M, Hill WE. Intraocular lens power calculation in eyes with previous hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39:739-744.
73. Abufalia A, Hill WE, Koch DD, Wang L, Barrett GD. Accuracy of the Barrett True-K formula for intraocular lens power prediction after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy for myopia. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:363-369.

74. Wong C, Yuen L, Tseng P, Han D. Outcomes of the Haigis-L formula for calculating intraocular lens power in Asian eyes after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2015; 41:607-612.
75. Awwad ST, Manasseh C, Cavanagh HD, Verity S, Mootha V, McCulley JP. Intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis: Estimating the corneal refractive power. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34:1070-1076.
76. Awwad ST, Kelley PS, Bowman RW, Cavanagh RD, McCulley JP. Corneal Refractive Power Estimation and Intraocular Lens Calculation after Hyperopic LASIK. *Ophthalmology.* 2009; 116:393-400.
77. Huang D, Tang M, Wang L, Zhang X, Armour RL, Gattey DM, et al. Optical Coherence Tomography-Based Corneal Power Measurement and Intraocular Lens Power Calculation Following Laser Vision Correction (an American Ophthalmological Society Thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc.* 2013; 111:34-45.
78. Tang M, Li Y, Avila M, Huang D. Measuring total corneal power before and after laser in situ keratomileusis with high-speed optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32:1843-1850.
79. Tang M, Li Y, Huang D. An Intraocular Lens Power Calculation Formula Based on Optical Coherence Tomography: A Pilot Study. *J Refract Surg.* 2010; 26:430-437.
80. Potvin R, Hill W. New algorithm for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis based on rotating Scheimpflug camera data. *J Cataract Refract Surg.* 2015; 41:339-347.
81. Pérez-Straziota CE, Randleman JB. Intraocular lens calculations after laser vision correction. *Curr Opin Ophthalmol.* 2017; 28:16-22.
82. Leyland M. Validation of Orbscan II posterior corneal curvature measurement for intraocular lens power calculation. *Eye.* 2004; 18:357-360.

83. Cheng ACK, Rao SSK, Lau S, Wong A, Lam DSC. Comparison of Techniques for Corneal Power Assessment after Myopic LASIK without the use of Preoperative Data. *J Refract Surg.* 2008; 24:539-543.
84. Jabbarband M, Askarizadeh MR, Ghadimi H, Khosravi B, Amiri MA, Narooie-Noori F. Comparison between Pentacam HR and Orbscan II after Hyperopic Photorefractive Keratectomy. *J Ophthalmic Vis Res.* 2017; 12:374-379.
85. Wang L, Hill WE, Koch DD. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgery post-keratorefractive intraocular lens power calculator. *J Cataract Refract Surg.* 2010; 36:1466-1473.
86. Schuster AK, Schanzlin DJ, Thomas KE, Heichel CW, Purcell TL, Barker PD. Intraocular lens calculation adjustment after laser refractive surgery using Scheimpflug imaging. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:226-231.
87. Thode HJ. Testing for normality. 1st edition. New York: Marcel Dekker; 2002.
88. Sedaghat MR, Azimi A, Arasteh P, Theranian N, Bamdad S. The Relationship between Anterior Chamber Depth, Axial Length and Intraocular Lens Power among Candidates for Cataract Surgery. *Electron Physician.* 2016; 8:3127-3131.
89. Cánovas C, Artal P. Customized eye models for determining optimized intraocular lenses power. *Biomed Opt Express.* 2011; 2:1649-1662.
90. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34:368-376.
91. Saiki M, Negishi K, Kato N, Ogino R, Arai H, Toda I, et al. Modified double-K method for intraocular lens power calculation after excimer laser corneal refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2011; 39:556-562.
92. Olsen T. On the calculation of power from de curvature of the cornea. *British J Ophthalmol.* 1986; 70:152-154.

ANEXOS

“Es bien curioso, pero en las pocas ocasiones en que he sido requerido para tocar el bongo en público, al presentador nunca se le ocurrió mencionar que también me dedico a la física teórica. Pienso que esto puede deberse a que respetamos más las artes que las ciencias”

Richard Phillips Feynman

Anexo 1: Influencia en la refracción del cambio en la posición efectiva de la lente.

Se va a analizar en este anexo el cambio en la refracción por unidad de cambio en la PEL. Se responderá a la pregunta: ¿cuánto cambia la refracción en el plano de la gafa por mm de cambio en la PEL?

En el anexo 2 se llega a la siguiente ecuación, que describe un ojo pseudofáquico con refracción medida desde el plano principal objeto del ojo (R_H):

$$\frac{\frac{n'}{LA - PEL_{Epi} \cdot \left(1 - \frac{PC}{PC + PLIO - \frac{PEL_{Epi}}{n'} \cdot PC \cdot PLIO}\right)}} - R_H = PC + PLIO - \frac{PEL_{Epi}}{n'} \cdot PC \cdot PLIO$$

Ecuación 45

Despejando R_H , teniendo en cuenta que la relación entre R_H y la refracción en el plano de la gafa, R_G , se tiene:

$$R_H = \frac{\frac{n'}{LA - PEL_{Epi} \cdot \left(1 - \frac{PC}{PC + PLIO - \frac{PEL_{Epi}}{n'} \cdot PC \cdot PLIO}\right)}} - (PC + PLIO - \frac{PEL_{Epi}}{n'} \cdot PC \cdot PLIO)$$

Ecuación 46

En primer lugar, hay que encontrar la relación entre la refracción en el plano de la gafa y en el plano principal objeto del ojo.

La ecuación de Holladay traslada la refracción desde el vértice corneal a un punto en el interior del ojo. Aplicada al plano principal objeto, tenemos:

$$R_H = \frac{\frac{n'}{\frac{n'}{R_V + PC} - sH}} - \frac{\frac{n'}{PC} - sH}$$

Ecuación 47

La distancia sH puede aproximarse a la distancia entre el vértice corneal y el plano principal objeto del ojo:

$$sH = \frac{PEL_{Epi}}{n'} \cdot \frac{PLIO}{PLIO + PC - \frac{PEL_{Epi}}{n'} \cdot PLIO \cdot PC}$$

Ecuación 48

Dando valores a PLIO, PEL_{Epit} y PC, se obtiene la relación R_G y R_H . En la figura 70 se presenta la gráfica que relaciona estas dos variables.

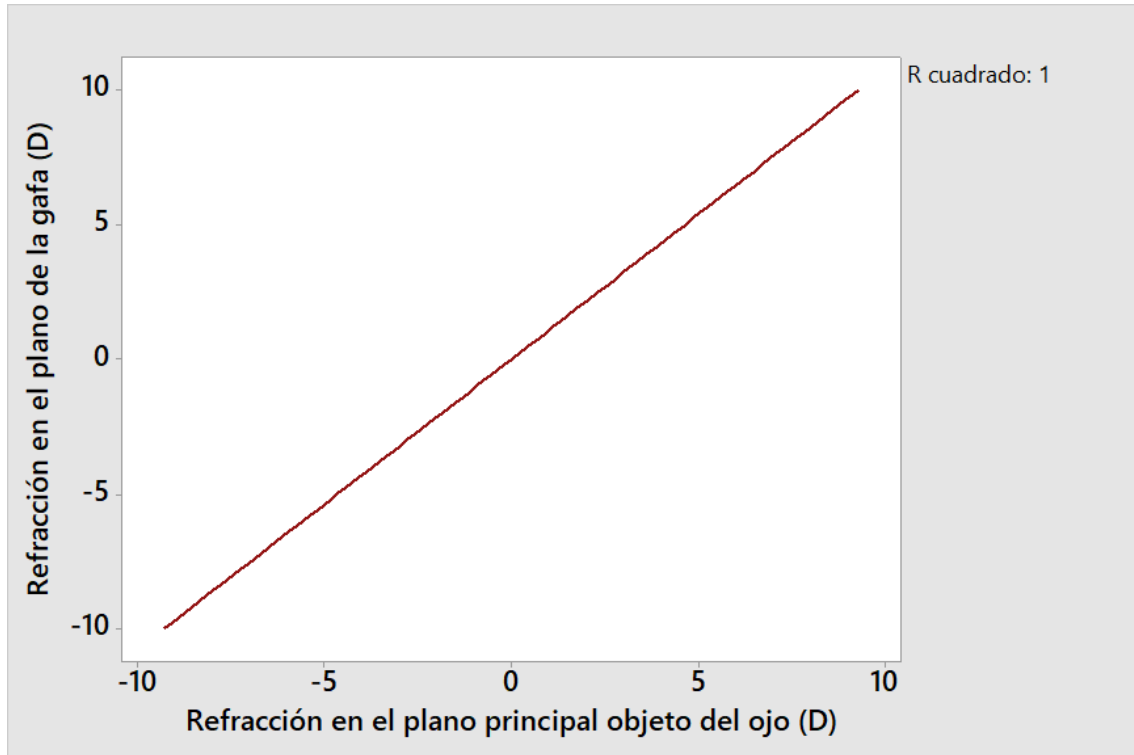


Figura 59. Relación entre la refracción en el plano de la gafa y en el plano principal objeto del ojo.

La relación entre las dos variables puede simplificarse a:

$$R_G = 0,93 \cdot R_H$$

Ecuación 49

Veamos el cambio en R_G cuando la PEL cambia de un valor PEL_1 a otro PEL_2 , con un valor de PLIO de un ojo emétrope. Para ello, seguimos el siguiente procedimiento:

1. Dar valores a la LA, n' , la PC y la PLIO.
 - a. LA = 23 mm
 - b. PC= 43 D
 - c. PLIO =21 D

Teniendo en cuenta la relación entre R_G y R_H , sustituyendo en la ecuación, tenemos:

$$R_G = \frac{1,24}{0,023 - PEL_{Epit} \cdot \left(1 - \frac{43}{64 - 675,90 \cdot PEL_{Epit}}\right)} - 59,52 + 628,58 \cdot PEL_{Epit}$$

Ecuación 50

2. Damos valores a la PEL_1 y la PEL_2 y se calcula el cambio en R_G . Por ejemplo, para $PEL_1 = 3$ mm, y $PEL_2 = 6$ mm, se obtiene un cambio en R_G de 3,94 D, y por lo tanto se produce un cambio en la refracción de 1,3 D por mm de cambio en la PEL.

Sin embargo, este cambio va a depender del valor de PLIO de la lente que se mueve. Es evidente que una LIO de alta potencia que se mueve en el ojo modificará más la potencia total, y por lo tanto la refracción, y lo contrario en una LIO de baja potencia.

Para evidenciar esto último, se ha aplicado la ecuación para diferentes valores de PLIO y LA, obteniéndose la gráfica de la figura 60. La ecuación de regresión cuadrática que se ajusta a la curva de la figura es:

$$\Delta R_G / mm = 2,53 \cdot 10^{-3} \cdot PLIO^2 - 0,01 \cdot PLIO + 0,41$$

Ecuación 51

que proporciona el cambio en la refracción por mm de cambio en la PEL para diferentes valores de la PLIO.

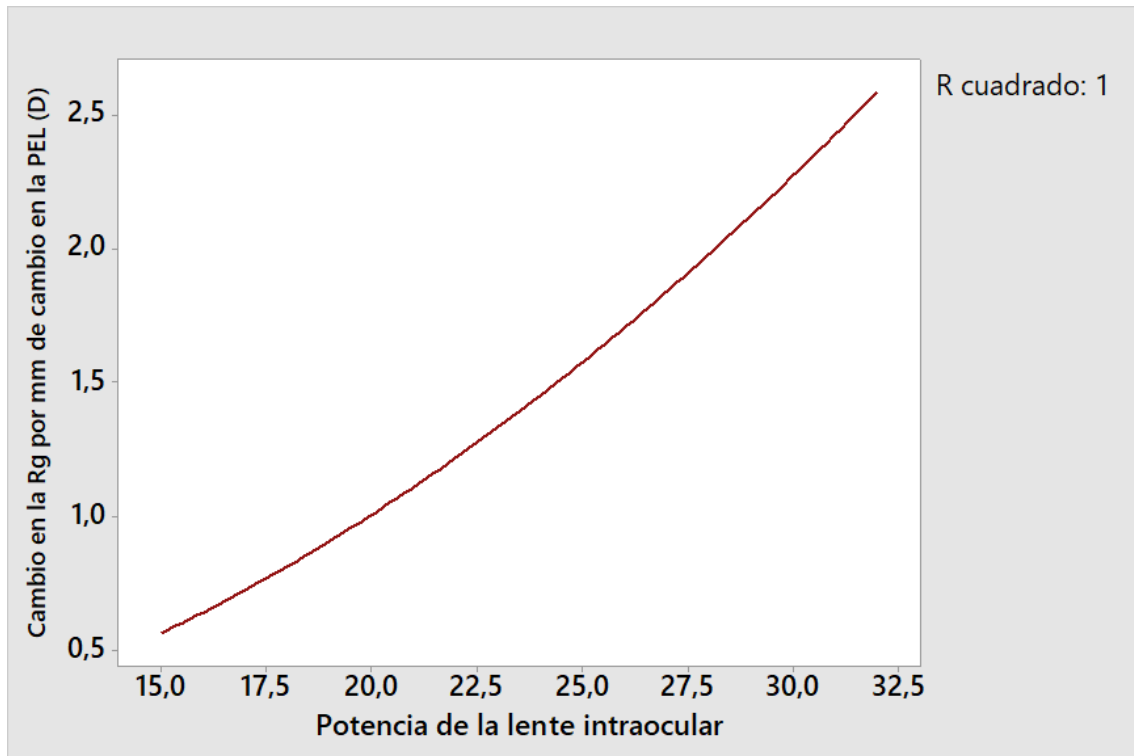


Figura 60. Cambio en la refracción en gafa (R_G) por mm de cambio en la posición efectiva de la lente para diferentes valores de potencia de la lente intraocular.

Para un valor de PLIO para un ojo emétrepe, de 21 D, R_G cambia 1,3 D por mm de cambio en la PEL.

Anexo 2: Deducción de la fórmula paraxial de cálculo de la potencia de la lente intraocular.

En la figura 61 se representa el esquema óptico del ojo pseudofáquico, en el que se muestra la córnea, de potencia PC , la LIO, de potencia $PLIO$ y el plano retiniano. Consideramos la LIO una lente delgada en la que sus planos principales coinciden con el plano de la lente.

En la figura 61, las variables son $PLIO$: potencia de la lente intraocular; R_H y R'_H : posiciones del punto remoto y su imagen a través del ojo, respectivamente; r_H : distancia entre el plano principal objeto y el punto remoto, r'_H : imagen del punto remoto a través del ojo; s : vértice corneal; sH' : distancia entre el vértice corneal y el plano principal imagen del ojo; PEL_{Epit} : distancia entre el vértice corneal y la lente intraocular; H'_2H' : distancia entre el plano principal imagen de la lente intraocular y el plano principal imagen del ojo; H y H' : planos principales objeto e imagen del ojo, respectivamente; LA : longitud axial.

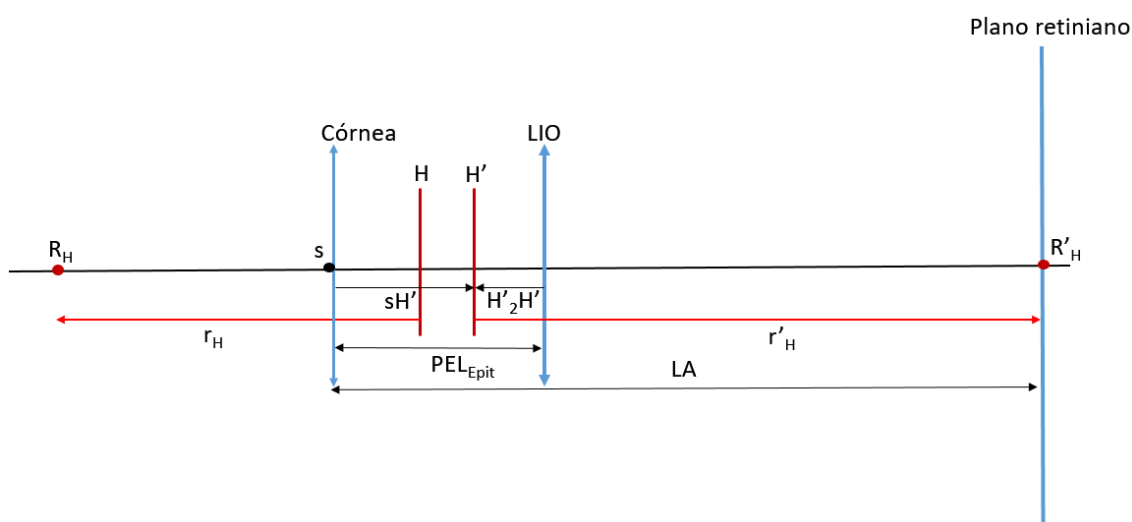


Figura 61. Esquema representativo de un ojo pseudofáquico utilizado para la deducción de la fórmula de cálculo de la $PLIO$. Por simplicidad, se presentan las lentes oculares, córnea y cristalino, como flechas dobles. Véase en el texto las denominaciones de las variables de este esquema.

Sean los puntos R_H y R'_H el punto remoto y su imagen a través del ojo, H y H' los puntos principales objeto e imagen del sistema ocular, r_H y r'_H las distancias desde el plano principal objeto al punto remoto y desde el plano

principal imagen al plano retiniano, respectivamente, s el vértice corneal anterior, PEL_{Epit} la distancia entre el epitelio corneal y el plano de la LIO, sH' la distancia entre el vértice corneal s y el plano principal imagen del sistema ocular y H'_2H' la distancia entre el plano principal imagen de la LIO y el plano principal imagen del sistema ocular.

Dado que R_H y R'_H son conjugados, si el ojo pseudofáquico tiene una potencia P_o , puede aplicarse la ecuación de Gauss al sistema:

$$\frac{n'}{r'_H} - \frac{n}{r_H} = P_o$$

Ecuación 52

Donde n' es el índice de refracción del humor vítreo, n el del aire y P_o la potencia total del sistema óptico ocular. De la Figura, se deduce de inmediato que:

$$r'_H = LA - sH'$$

Ecuación 53

Donde:

$$sH' = PEL - H'_2H'$$

Ecuación 54

Y:

$$H'_2H' = PEL \cdot \frac{PC}{P_o}$$

Ecuación 55

Donde PC es la potencia de la córnea. La potencia total del ojo pseudofáquico, que viene dada por:

$$P_o = PC + PLIO - \frac{PEL}{n'} \cdot PC \cdot PLIO$$

Ecuación 56

Donde n' es el índice de refracción del humor acuoso, que se ha considerado igual al del vítreo.

Si R_H se expresa en D, entonces la refracción medida desde el plano principal objeto del ojo es:

$$R_H = \frac{n}{r_H}$$

Ecuación 57

Sustituyendo finalmente en la ecuación 52, se tiene:

$$\frac{n'}{LA - PEL \cdot \left(1 - \frac{PC}{PC + PLIO - \frac{PEL}{n'} \cdot PC \cdot PLIO}\right)} - R_H = PC + PLIO - \frac{PEL}{n'} \cdot PC \cdot PLIO$$

Ecuación 58

Despejando PLIO de la ecuación 58, se obtendría la expresión buscada. Para la emetropía, $R_H = 0$, y entonces la ecuación resulta:

$$PLIO_{EE=0} = \frac{n'}{LA - PEL} - \frac{PC}{1 - \frac{PEL}{n'} \cdot PC}$$

Ecuación 59

Donde $PLIO_{EE=0}$ es la PLIO para resultado $EE = 0$ y las unidades para LA y PEL son m.

LISTA DE TABLAS

Número	Descripción	Página
1	Resultados refractivos en los estudios de Cooke y Kane	46
2	Estándares de valores refractivos propuestos por Gale y Behndig	47
3	Resultados del estudio de Abufalia	56
4	Resumen de estudios de cálculo de la potencia de la lente intraocular tras cirugía refractiva	58-60
5	Descripción de la muestra incluida en este estudio	85
6	Medidas biométricas de la muestra estudiada	108
7	Comparación entre las medidas de los grupos 1 y 2	109
8	Parámetros biométricos del grupo 1 para el análisis de regresión lineal	111
9	Medidas biométricas del grupo implantado con la lente AT-Lisa	112
10	Resultado del análisis de regresión por mínimos cuadrados parciales para la lente AT-Lisa	113
11	Coefficientes de regresión para la predicción de la posición efectiva de la lente para la lente AT-Lisa	113
12	Medidas biométricas del grupo implantado con la lente Finevision	114
13	Resultado del análisis de regresión por mínimos cuadrados parciales para la lente Finevision	115
14	Coefficientes de regresión para la predicción de la posición efectiva de la lente para la lente Finevision	116
15	Valores biométricos para el grupo 2	119
16	Tabla comparativa entre los parámetros biométricos de ojos operados de miopía e hipermetropía	119
17	Posición efectiva de la lente calculada en el grupo 2	122
18	Comparación entre la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente según el modelo de lente implantado	123
19	Comparación de la posición efectiva de la lente en ojos operados de miopía e hipermetropía	124
20	Posición efectiva de la lente pronosticada y medida	126

21	Comparación de la posición efectiva de la lente pronosticada por diferentes métodos de cálculo	129
22	Resultado de la comparación por parejas de Tukey para diferentes métodos de predicción de la posición efectiva de la lente	129
23	Potencia de lente la intraocular y error en la potencia de la lente	131
24	Potencias de lente intraocular implantada y error refractivo en el plano de la lente	132
25	Potencias de lente separados por tipo de cirugía refractiva previa	133
26	Potencias de lente calculadas por diferentes métodos	134
27	Potencias de lente calculadas por diferentes métodos separadas por tipo de cirugía refractiva	135
28	Resultados refractivos esperados de la aplicación del método estudiado	137
29	Comparación de los resultados refractivos esperados por tipo de cirugía refractiva previa	137
30	Porcentajes de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D	138
31	Porcentajes de ojos dentro de los intervalos de $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D, $\pm 1,00$ D y $\pm 1,50$ D separados por tipo de cirugía refractiva previa	139
32	Potencias corneales idónea, óptica total y queratométrica	140
33	Potencias corneales separadas por cirugía refractiva previa	145
34	Comparación con otros métodos de obtención de la potencia corneal tras cirugía refractiva	146
35	Potencias corneales según otros métodos separadas por tipo de cirugía refractiva previa	147
36	Resultados refractivos según diferentes métodos	171
37	Porcentajes de ojos dentro de los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D según diferentes estudios	173
38	Estándares de resultados refractivos según Behndig	175

LISTA DE FIGURAS

Figura	Descripción	Página
1	Esquema del proceso de cálculo de la potencia de la lente intraocular	15
2	Cambio en el perfil de potencia axial anterior tras cirugía refractiva corneal para la miopía	16
3	Cambio en el perfil de potencia axial anterior tras cirugía refractiva corneal para la hipermetropía	16
4	Relación entre la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente	18
5	Resumen de las estrategias de resolución del cálculo de lentes intraoculares tras cirugía refractiva	22
6	Queratómetro antiguo y queratómetro moderno	24
7	Esquema del mecanismo de funcionamiento del queratómetro	25
8	Esquema que ilustra la simplificación de una córnea de dos superficies a un menisco de una superficie	26
9	Disco de Plácido	30
10	Tomógrafo corneal Orbscan IIz	31
11	Camino del rayo que incide en la córnea a una altura h	32
12	Esquema de un ojo pseudofáquico	34
13	Cambio en la refracción de la gafa por mm de cambio en la posición de la lente intraocular	36
14	Esquema de un ojo pseudofáquico con una lente intraocular situada en distintas posiciones	37
15	Proceso de investigación esquematizado	89
16	Profundidad de la cámara anterior y posición efectiva de la lente	91
17	Mapa tangencial de un paciente operado de cirugía refractiva para la miopía	93
18	Mapa de la potencia óptica total de un paciente operado de cirugía refractiva para la miopía	93
19	Proceso de selección de <i>analyze area statistics</i> para obtener la potencia óptica total en la zona de 4 mm	94
20	Potencia óptica total a diferentes diámetros	94

21	Esquema del proceso de transformación del equivalente esférico real al previsto según el método estudiado	98
22	Diagrama de cajas comparando las longitudes axiales de los grupos 1 y 2	110
23	Diagrama de cajas comparando las profundidades de la cámara anterior de los grupos 1 y 2	110
24	Gráfica de cajas para la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente en los pacientes implantados con la lente AT-Lisa	112
25	Gráfica de cajas para la profundidad de la cámara anterior y la posición efectiva de la lente en los pacientes implantados con la lente Finevision	115
26	Gráfica de cajas para las longitudes axiales de los grupos implantados con la lente AT-Lisa y Finevision	117
27	Gráfica de cajas para los valores de profundidad de la cámara anterior y posición efectiva de la lente de los grupos implantados con la lente AT-Lisa y Finevision	118
28	Gráfica de cajas para las longitudes axiales de los ojos del grupo 2	120
29	Gráfica de cajas para la profundidad de la cámara anterior de los ojos del grupo 2	120
30	Gráfico de cajas para los parámetros biométricos separados por tipo de cirugía refractiva previa	121
31	Posición efectiva de la lente calculada para todo del grupo 2 y separados por modelo de lente implantada	123
32	Valores medidos de profundidad de la cámara anterior y posición efectiva de la lente separados por tipo de cirugía refractiva previa	125
33	Comparación entre la posición efectiva de la lente pronosticada y medida por modelo de lente	126
34	Gráfica de la posición efectiva de la lente pronosticada frente a la medida	127
35	Gráfico de Bland-Altman comparando los valores de posición de la lente pronosticada y medida	128
36	Gráfica de cajas para los valores de posición efectiva de la lente pronosticada por diferentes métodos	130

37	Gráfico de cajas para las potencias de lente implantada, idónea y calculada según el método estudiado	132
38	Gráfico de cajas para las potencias de lente calculadas por diferentes métodos	134
39	Gráfico de cajas para las potencias calculadas por diferentes métodos separadas por tipo de cirugía refractiva	136
40	Histograma de resultados refractivos	138
41	Histograma de resultados refractivos separados por tipo de cirugía refractiva previa	139
42	Gráfico de cajas comparando las potencias corneales idónea, total a 4 mm y queratométrica	141
43	Gráfico de línea de regresión para la potencia corneal idónea frente a la óptica total a 4 mm y la queratométrica	142
44	Gráfico de Bland-Altman comparando la potencia corneal idónea con la potencia óptica total en la zona de 4 mm	143
45	Gráfico de Bland-Altman comparando la potencia corneal idónea con la potencia corneal queratométrica	143
46	Gráfico de Bland-Altman comparando la potencia óptica total en la zona de 4 mm con la potencia corneal queratométrica	144
47	Gráfico de cajas de las potencias corneales separadas por tipo de cirugía refractiva previa	145
48	Gráfico de cajas de las potencias corneales calculadas con otros métodos	147
49	Gráfico de cajas de las potencias corneales calculadas con otros métodos separadas por cirugía refractiva previa	148
50	Histograma de la distribución de la longitud axial de los grupos 1 y 2	158
51	Gráfica de línea de regresión entre el error en la posición efectiva de la lente y la longitud axial	159
52	Relación entre el error en la posición efectiva de la lente y el error refractivo	161
53	Simulación de las posiciones de la lente según diferentes métodos	163
54	Distancia entre el eje de la lente y el borde del háptico	165
55	Gráfico de barras de resultados refractivos según diferentes métodos	172

56	Gráficos de barras para los resultados refractivos dentro de los intervalos $\pm 0,50$ D y $\pm 1,00$ D	174
57	Relación entre el error refractivo previsto y el error en la medida de la potencia óptica total a 4 mm	179
58	Relación entre el error en la potencia óptica total a 4 mm y la longitud axial	180
59	Relación entre la refracción en el plano principal objeto del ojo y el plano de la gafa	204
60	Cambio en la refracción de la gafa por mm de cambio en la posición de la lente intraocular	206
61	Esquema de un ojo pseudofáquico para la deducción de la fórmula de cálculo de la potencia de la lente intraocular	207

LISTA DE ECUACIONES

Ecuación	Descripción	Página
1	Variables de las que depende la potencia de la lente intraocular pseudofáquica	14
2	Potencia corneal postoperatoria tras cirugía refractiva corneal	19
3	Potencia dióptrica de un menisco esférico	20
4	Potencia dióptrica total de la córnea	20
5	Radio de curvatura del espejo asimilado a la superficie corneal	24
6	Potencia corneal queratométrica	26
7	Algoritmo de Munnerlyn	27
8	Ley de Snell	32
9	Potencia dióptrica del ojo pseudofáquico	34
10	Posición efectiva de la lente según Haigis	38
11	Fórmula SRK	39
12	Fórmula de cálculo de la potencia de la lente intraocular utilizada en esta tesis	42
13	Effective refractive power ajustado según el estudio de Hamed	50
14	Potencia corregida de la lente intraocular según el estudio de Feiz	51
15	Corrección de la potencia corneal queratométrica propuesta por Shammas para ojos tras cirugía miópica	51
16	Ajuste de la potencia corneal del topógrafo Atlas 9000 en la zona de 4 mm	52
17	Ajuste de la potencia corneal del topógrafo Atlas 9000 en la zona de 0 a 3 mm	52
18	Potencia corregida de la lente intraocular según Masket	52
19	Potencia corneal corregida del topógrafo Atlas	52
20	Corrección de la potencia de la lente intraocular propuesta por Chokshi	53

21	Fórmula de cálculo de la potencia de la lente intraocular propuesta por Shammas	53
22	Posición efectiva de la lente según Shammas	53
23	Corrección de la potencia queratométrica tras cirugía refractiva de la hipermetropía según Shammas	53
24	Corrección del radio corneal tras cirugía refractiva para la miopía según Haigis	54
25	Potencia corneal corregida según Haigis	54
26	Posición efectiva de la lente calculada según Haigis	54
27	Fórmula de cálculo de la potencia de la lente intraocular según Haigis	54
28	Corrección de la potencia corneal del topógrafo Tomey según Wong	55
29	Propuesta de modelo de regresión lineal múltiple	90
30	Profundidad de la cámara anterior desde el epitelio corneal	90
31	Posición efectiva de la lente desde el epitelio corneal	91
32	Paso del equivalente esférico en el plano de la gafa al plano de la lente intraocular	97
33	Potencia de la lente intraocular idónea	97
34	Error refractivo en el plano de la lente intraocular	97
35	Error refractivo previsto si se hubiera implantado la lente de la potencia calculada según el método estudiado	97
36	Potencia corneal idónea	99
37	Fórmula de regresión para la obtención de la posición efectiva de la lente en función de la profundidad de la cámara anterior para la lente AT-Lisa	114
38	Fórmula de regresión para la obtención de la posición efectiva de la lente en función de la profundidad de la cámara anterior para la lente Finevision	116
39	Posición efectiva de la lente en función de la profundidad de la cámara anterior y la longitud axial, según Norrby	156
40	Posición efectiva de la lente en función de la profundidad de la cámara anterior, según Norrby	156
41	Posición efectiva de la lente según Olsen	159

42	Posición efectiva de la lente, según Olsen y Hoffmann	160
43	Posición efectiva de la lente, según Cánovas y Artal	162
44	Espesor de la lente intraocular, según Olsen	164
45	Ecuación general para la deducción de la potencia de la lente intraocular	203
46	Valor de la refracción medida desde el plano principal objeto del ojo	203
47	Ecuación de Holladay trasladando la refracción del plano de la córnea al plano principal objeto del ojo	203
48	Distancia desde el vértice corneal al plano principal objeto del ojo	203
49	Relación entre la refracción en el plano principal del ojo y la refracción en la gafa	204
50	Refracción en la gafa para una posición efectiva de una lente de potencia 21 D	205
51	Cambio en la refracción en la gafa por mm de cambio en la posición de la lente en función de la potencia de la lente intraocular	205
52	Ecuación de Gauss aplicada al punto remoto objeto y su imagen a través del ojo	208
53	Posición de la imagen del punto remoto medida desde el plano principal imagen del ojo	208
54	Distancia desde el vértice corneal al plano principal objeto del ojo	208
55	Distancia entre el plano principal imagen de la lente y el plano principal imagen del ojo	208
56	Potencia ocular total	208
57	Refracción medida desde el plano principal objeto del ojo	209
58	Ecuación general del sistema ocular pseudofáquico	209
59	Fórmula para la potencia de la lente intraocular con objetivo emetrópico	209