

## CARACTERÍSTICAS, MODELOS FUNCIONALES Y SIMULACIÓN DE LENTES INTRAOCULARES: UNA REVISIÓN

### CHARACTERISTICS, FUNCTIONAL MODELS AND SIMULATION OF INTRAOCULAR LENSES: A REVIEW

L. F. Calderari\*<sup>1</sup>, R. F. Sánchez<sup>1</sup> y L. A. Issolio<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión e Instituto de Luz, Ambiente y Visión  
Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología - Universidad Nacional de Tucumán – CONICET  
Av. Independencia 1800 - (4000) Tucumán - Argentina

Recibido: 19/10/2023 ; Aceptado: 21/12/2023

Se presenta una revisión de los modelos matemáticos que predicen calidad visual de lentes intraoculares en función de los parámetros de calidad óptica que las caracterizan, y una revisión de las metodologías empleadas para la simulación de visión con lentes intraoculares. Se muestra que las técnicas de simulación existentes podrían ser de utilidad para evaluar los distintos modelos de calidad visual en lentes intraoculares de diseño multifocal.

*Palabras claves:* lentes intraoculares, simulación de visión, calidad visual.

A review of the mathematical models that predict visual quality of intraocular lenses as a function of the optical quality parameters that characterize them, and a review of the methodologies used for the simulation of vision with intraocular lenses are presented. It is shown that the existing simulation techniques could be useful to evaluate the different models of visual quality in multifocal design intraocular lenses.

*Keywords:* intraocular lenses, vision simulation, vision quality.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2024.35.2.28>



ISSN - 1850-1168 (online)

#### I. INTRODUCCIÓN

Una lente intraocular (LIO) es un implante que se coloca en la bolsa capsular del ojo humano para tratar problemas en la visión muy frecuentes como las cataratas y la presbicia, ambas afecciones relacionadas con la edad de las personas. Las cataratas son ocasionadas por la opacificación del cristalino que produce una disminución de la calidad de la imagen que se forma en la retina, principalmente por una disminución en el contraste [1, 2]. La presbicia, en cambio, consiste en una pérdida de la capacidad acomodativa del ojo que en visión cercana produce una imagen desenfocada en la retina [3-5]. En el tratamiento de estas afecciones, el cristalino es reemplazado por la LIO mediante un procedimiento quirúrgico donde primero se realiza una micro incisión, a través de la cual se remueve el cristalino opaco mediante una técnica denominada facoemulsificación, donde se expone al cristalino a ondas de ultrasonido hasta desarmarlo y extraerlo, para luego inyectar la LIO en la bolsa capsular. Debido a la remoción del cristalino este tipo de LIO es conocida como afáquica [6-8]. La cirugía de cataratas ha evolucionado de ser una práctica que buscaba originalmente paliar los efectos adversos a un procedimiento que busca resultados óptimos en visión [9].

En esta revisión proponemos describir algunos de los aspectos constructivos y ópticos de las LIOs que actualmente se implantan, desarrollar los procedimientos que se usan para su caracterización óptica, y describir las nuevas tecnologías para la simulación de los efectos de las LIOs previo

a su implante.

#### II. ESTADO DEL ARTE. MATERIALES Y DISEÑO ÓPTICO.

En relación a los materiales con que se construyen las LIOs, actualmente hay disponible una variedad de biomateriales que incluyen colámero, acrílico hidrofóbico, acrílico hidrofílico, copolímero PHEMA, polimetilmetacrilato (PMMA) y silicona [10]. Estos polímeros de alta calidad con distintas propiedades físicas y ópticas para la fabricación de LIO han evolucionado para satisfacer requisitos de biocompatibilidad, tener un índice de refracción ajustable para lograr una potencia ocular específica para cada paciente, y evitar la opacificación capsular posterior, una condición posquirúrgica producida por células remanentes de la cápsula que contenía el cristalino.

Con respecto a su estructura, las LIOs cuentan con unas extensiones llamadas hápticas para centrarla y fijarla en la cápsula y así lograr una visión estable. No obstante, para las personas con problemas acomodativos existen diseños de LIO donde las hápticas permiten un ejercicio de acomodación. El implante de una LIO ofrece además la posibilidad de corregir grandes errores refractivos adicionando al cristalino un delgado menisco que en este caso se conoce como LIO fáquica [11-15].

Existen LIOs con diferentes propiedades ópticas como las de superficie tórica para corregir el astigmatismo, donde además de lograrse el centrado de la lente se debe asegurar su estabilidad rotacional al descentrado, aunque esta situación no ocurra frecuentemente [16-18]. El desempeño

\* lfcalderari@facet.unt.edu.ar

de estas lentes es satisfactorio eliminando el astigmatismo, aunque algunos autores evaluaron posibles efectos negativos relacionados con la pérdida de agudeza visual [19-23].

En el caso de la LIO monofocal, esta actúa formando una imagen en la retina de los rayos provenientes de un objeto distante, mientras que las LIOs multifocales tienen la capacidad de enfocar en la retina dos o más planos objeto lo que permite corregir la visión para distintas distancias en forma simultánea [24-26]. Con el aumento de la presbicia con la edad también se empieza a perder la visión en el rango de enfoque intermedio, con lo que una LIO monofocal de visión cercana se vuelve insuficiente. Para paliar esta condición se puede usar la técnica de pulsado láser mediante la cual es posible lograr pequeños cambios en la potencia de la LIO [27].

Una LIO bifocal, que permite visión cercana de lectura y visión intermedia de trabajo, independiza al usuario del uso de anteojos de corrección intermedia y/o cercana. Por su parte, las LIOs trifocales, permiten visión lejana, cercana e intermedia y aseguran una muy buena independencia de anteojos [28]. Las LIOs multifocales presentan el inconveniente de que requieren que el usuario se adapte a la visión simultánea de las diferentes imágenes en la retina. Esta característica de las multifocales implica que el procesamiento neural postreceptorial de las múltiples imágenes en la retina "priorice" un plano imagen sobre el otro, para lograr una visión selectiva de objetos a distintas distancias [29-32].

En el caso de las LIOs multifocales, el diseño óptico de las mismas toma relevancia ya que los fabricantes no solo recurren a la refracción producida en la superficie de la lente sino también a la difracción. Las lentes refractivas logran la multifocalidad mediante la combinación de superficies con diferentes focales resultantes. En ese diseño, la distribución de las superficies es importante en el desempeño de la lente ya que, por ejemplo, en las lentes con distribución de potencias alternadas en anillos, el tamaño pupilar determina los anillos que efectivamente inciden en la formación de imágenes. De esta manera, para pupilas dilatadas como ocurre en ambientes poco iluminados el diseño bifocal o multifocal funciona bien, mientras que para ambientes bien iluminados donde la pupila tiende a contraerse la respuesta óptica puede quedar limitada a la potencia de la zona central de la LIO. Un diseño alternativo que evita esta limitación contempla las distintas potencias ópticas segmentadas sin simetría rotacional [33]. Por otra parte, las lentes difractivas logran la multifocalidad mediante la superposición de ondas difractadas, las cuales forman múltiples imágenes de distintos planos objeto mediante las diferencias de fase. Las lentes difractivas logran en general una mejor calidad visual en cuanto a agudeza visual y percepción, sin embargo, a diferencia de las refractivas suelen producir halos y deslumbramiento ante la presencia de fuentes intensas de luz en el campo visual, por lo que no resultan convenientes para la conducción nocturna en rutas [9]. El efecto de multifocalidad también puede lograrse en una LIO monofocal donde el único foco tiene un rango extendido [34].

### III. CARACTERIZACIÓN ÓPTICA Y DESEMPEÑO VISUAL DE LENTES INTRAOCULARES

La necesidad de conocer el desempeño visual de una LIO en pacientes, con anticipación a la implantación de la misma, ha llevado a estudiar la relación entre distintos parámetros de calidad óptica y de calidad visual global y, de esta manera, seleccionar el modelo de LIO que mejor se adapta a cada paciente. Además, con la creciente oferta de LIOs en el mercado, hay un interés en estudiar y explicar las diferencias entre los distintos diseños de LIO [35-42].

Se han desarrollado modelos matemáticos para predecir la agudeza visual en función del área bajo la curva de la función de transferencia de modulación (MTF, siglas del inglés modulation transfer function). La medición de agudeza visual está sujeta a condiciones muy específicas, donde se considera una iluminación óptima y la detección del mínimo detalle con máximo contraste [43-46]. Por su parte, la función de sensibilidad al contraste (FSC) está determinada por el mínimo contraste percibido (denominado contraste umbral) en redes sinusoidales de diferentes frecuencias espaciales y se cuantifica como la inversa del contraste umbral [47-52]. La FSC cuantifica la percepción de frecuencias espaciales individuales y está relacionada con la capacidad de detección de detalles [53-55].

La MTF de un sistema óptico determina en qué proporción las frecuencias espaciales son filtradas cuando incide una distribución de luz monocromática, o luz blanca acromática, es decir, cromáticamente homogénea. Considerada como una medida de calidad óptica del ojo humano, la MTF depende de las aberraciones del sistema y de la difusión intraocular. La MTF total de un ojo implantado dependerá de la MTF de los medios oculares (córnea, cristalino, humor acuoso, humor vítreo) y de la MTF del elemento que se implanta, resultando ser una función de la distancia al test objeto [56-60].

La calidad óptica de las LIOs se puede evaluar a partir de la determinación en banco óptico de la MTF, con un sistema de adquisición de imágenes limitado por difracción y una fuente de iluminación coherente. En particular, para medir la calidad óptica de LIOs se emplea un ojo artificial con la LIO insertada que representa una aproximación del ojo humano [61, 62].

Entre los parámetros de calidad óptica del modelo de ojo implantado, se emplean principalmente el área bajo la curva MTF y la eficiencia energética [63]. Estos parámetros son comparados con los resultados de las mediciones de calidad visual en pacientes con LIO implantada, como ser la velocidad de lectura y la agudeza visual.

### IV. MODELOS DE DESEMPEÑO VISUAL DE LIOS

Los modelos de desempeño visual de LIOs fueron pensados para relacionar algún parámetro que caracterice la respuesta óptica de la LIO con parámetros de calidad visual de los pacientes con LIO implantada. Para medir los parámetros físicos que cuantifican la respuesta de la LIO, se emplea un ojo artificial descrito por el modelo ISO 11979-2, al que se le inserta la LIO para luego determinar la MTF característica [64] y, posteriormente, se realizan las medidas de respuesta visual en pacientes implantados con el mismo

modelo de LIO, siendo la agudeza visual (AV) la función que normalmente se evalúa.

### Modelo lineal

Un modelo funcional de tipo lineal fue el primero que se propuso, relacionando el área bajo la curva de la MTF de la LIO en el ojo artificial con la agudeza visual del paciente implantado. La calidad óptica de la LIO se determina por medio de un sistema óptico, mientras que la respuesta visual de los pacientes implantados se obtiene mediante la medición con tests visuales.

En el modelo lineal propuesto por Felipe y colaboradores [65], el área bajo la curva MTF medida en una LIO se promedia en un rango de 0 a 100 cpmm (número de ciclos por mm en un patrón periódico de luminancia), de manera que el parámetro de calidad óptica es representativo del comportamiento espacial global de la LIO sin estar referido a un valor específico de frecuencia espacial. El valor de 100 cpmm en visión lejana es equivalente a 30 ciclos por grado (cpg) que se corresponde con una agudeza visual 0,1 logMAR (1,25 de AV decimal). El área bajo la MTF promedio (MTFa) tiene la ventaja de integrar múltiples frecuencias espaciales en un sólo número. Por otro lado, se mide la AV en pacientes implantados con esa LIO para diferentes condiciones de visión, simulando visión lejana, intermedia y cercana. Luego, se puede establecer una correlación entre las medidas de AV y MTFa, como se muestra en la Ec. (1), donde  $m$  es la pendiente y  $n$  la ordenada al origen:

$$AV(MTFa) = m \cdot MTFa + n \quad (1)$$

En la Fig. 1 se muestran los datos experimentales y el ajuste lineal obtenido por Felipe y colaboradores, para un modelo de LIO multifocal. Las medidas de AV se tomaron en condiciones fotópicas de iluminación para diferentes distancias entre los sujetos y el test (visión lejana, intermedia y cercana). Los datos se presentan como la AV logMAR en función del área bajo la MTF promedio. En la Fig. 2 se muestran los datos correspondientes a idénticas medidas, pero en condiciones mesópicas de iluminación. El nivel de iluminación del test determina el tamaño pupilar del sujeto evaluado. Para el rango fotópico, se considera un nivel de iluminación que produce un tamaño de pupila del observador de 3,5 mm que, de acuerdo al modelo de Watson [58] (2012), se corresponde con el caso de una persona de 30 años que enfrenta con visión binocular un campo visual de 60 grados de extensión con una luminancia fotópica de 1000 cd/m<sup>2</sup>. Y para el rango mesópico, un nivel de iluminación que resulta en una pupila de 5,5 mm que, en base al mismo modelo, se corresponde con un caso similar al anterior, pero con una menor luminancia fotópica del campo visual de 20 cd/m<sup>2</sup>. La Ec. (2) y la Ec. (3) corresponden a los ajustes lineales obtenidos por los autores para el caso fotópico ( $R^2 = 0,91$ ) y el caso mesópico ( $R^2 = 0,89$ ), respectivamente.

$$AV(MTFa) = -0,023 \cdot MTFa + 0,97 \quad (2)$$

$$AV(MTFa) = -0,023 \cdot MTFa + 1,11 \quad (3)$$

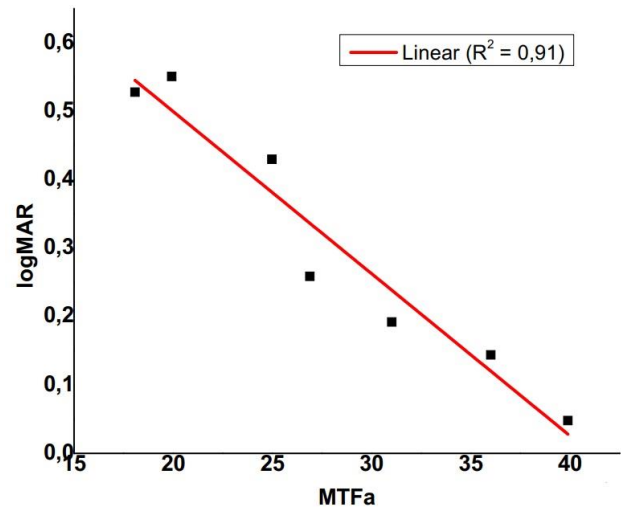


FIG. 1: Relación entre la agudeza visual promedio a distancia lejana, intermedia y corta, y el área de la MTF para tres LIOs en condiciones fotópicas y pupila de 3,5 mm.

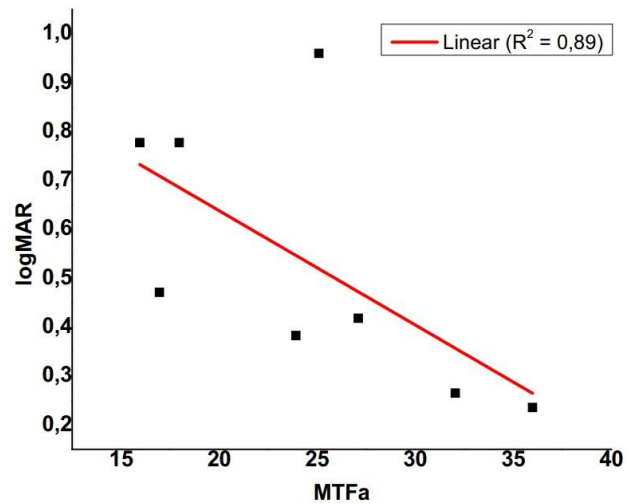


FIG. 2: Relación entre la agudeza visual promedio a distancia lejana, intermedia y corta, y el área MTF para tres LIOs en condiciones mesópicas y pupila de 5,5 mm.

Este modelo se caracteriza por tener un limitado rango de validez para valores bajos de frecuencia espacial. En general, un aumento del área bajo la MTF implica un aumento en la agudeza visual. Sin embargo, un cambio menor al 20% en el área bajo la MTF no produce un cambio perceptible en la agudeza visual, mientras que un cambio mayor al 25% produce una variación perceptible en agudeza visual. El ajuste lineal presenta un gran inconveniente que es la falta de precisión para valores altos de calidad visual. Para MTFs altas el modelo sobrestima la AV, ya que el incremento en la MTF solo produce cambios menores en la AV, debido a que el sistema visual se acerca al límite de su capacidad para enfocar y discernir detalles (usualmente 0,0 logMAR).

### Modelo potencial hiperbólico

Para superar la limitación del modelo lineal, Alarcón y colaboradores [66] recurrieron a un ajuste de tipo potencial entre la calidad óptica medida en banco óptico y calidad visual. Este modelo predice un incremento menor en agudeza visual cerca del límite superior, en función del aumento del

área bajo la MTF. Para calcular el área bajo la MTF, los autores integran frecuencias espaciales entre 0 y 50 cpmm, un rango más acotado comparado con el usado en el modelo lineal. La evaluación de la MTF se efectúa en un rango de focos desde 0 a  $-3D$ . El valor de aMTF se eleva a un exponente  $b$  con el que se logra el mejor ajuste para un valor  $b = -1$ , con lo que el modelo adopta la forma de una hipérbola (Ec. (4)).

$$AV(MTF_a) = a \cdot MTF^{-1} + c \quad (4)$$

Adicionalmente, los autores propusieron otras métricas basadas en la curva de la MTF, que se muestran en la Tabla 1, como wMTF, el producto del promedio de la MTF en un rango de 0 a 150 cpmm por el contraste umbral de la función de sensibilidad al contraste; y wOTF, la función de transferencia óptica ponderada por el contraste umbral. Estos tres parámetros (MTF<sub>a</sub>, wMTF y wOTF) mostraron buenos coeficientes de correlación. La MTF<sub>a</sub> elevada a un exponente  $b = -1$  da un coeficiente de correlación  $R^2 = 0,95$  (Fig. 3). Al considerar  $b = -0,8$  para la wMTF se obtiene  $R^2 = 0,94$  (Fig. 4).

Finalmente, tomando  $b = -0,4$  para wOTF, se obtiene  $R^2 = 0,96$  (Fig. 5).

TABLA 1: Área bajo la curva MTF promediada en el rango 0 a 50 ciclos por milímetro (MTF<sub>a</sub>), promedio de la MTF multiplicada por el contraste (CS) umbral (wMTF), promedio de la OTF ponderada por la CS umbral (wOTF).

$MTF_a = \sum_{f=1}^{50/d} \frac{d}{50} \cdot MTF(f \cdot d)$
$wMTF = \sum_{f=1}^{150/d} \frac{d}{150} \cdot MTF(f \cdot d) \cdot CS_{th}(f \cdot d)$
$wOTF = \sum_{f=1}^{150/d} \frac{d}{150} \cdot MTF(f \cdot d) \cdot CS_{th}(f \cdot d) \cdot \cos(PTF(f \cdot d))$

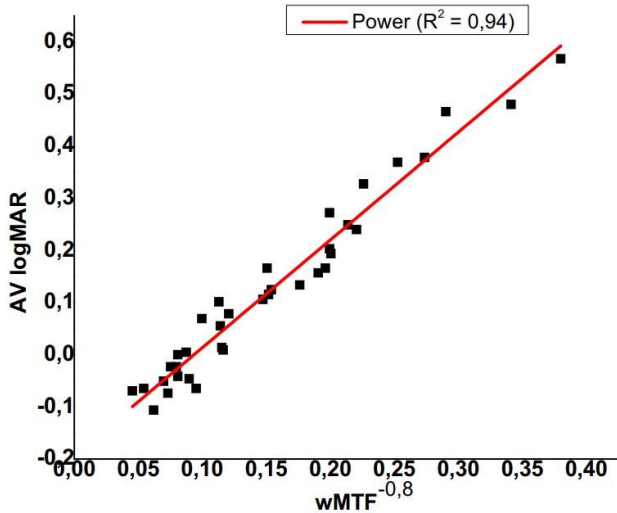


FIG. 3: Correlación entre el área bajo la MTF medida a través de foco de 0 a  $-3D$ , y la agudeza visual logMAR. Ajuste hiperbólico con buen coeficiente de correlación.

### Modelo exponencial

Comparando los ajustes del modelo potencial hiperbólico (Ec. (5)) con un modelo exponencial (Ec. (6)), Vega y colaboradores [67] observaron que este último es más representativo de los datos ya que presenta una asíntota horizontal que describe adecuadamente la respuesta visual en términos

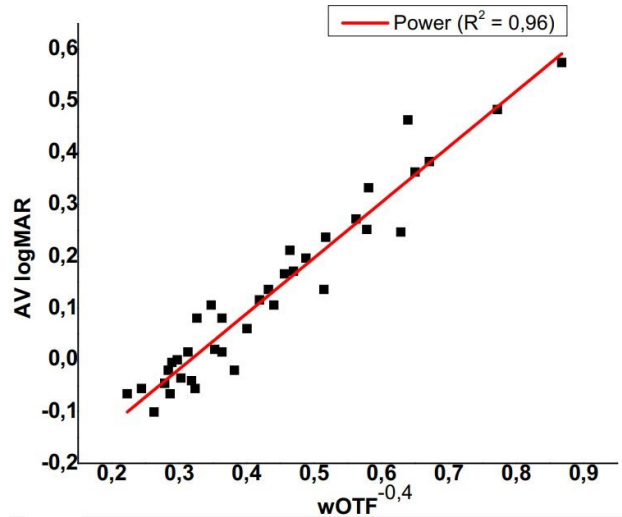


FIG. 4: Correlación entre el parámetro wMTF obtenido, y la agudeza visual logMAR. Ajuste de función potencial con buen coeficiente de correlación.

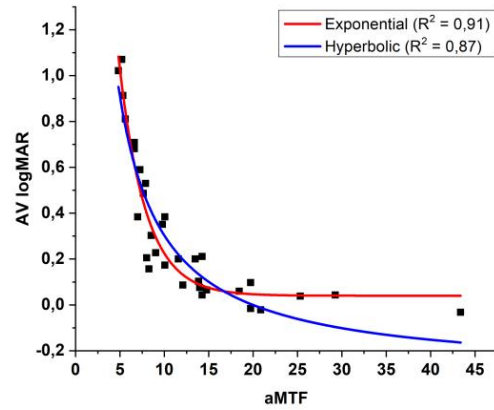


FIG. 5: Correlación entre el parámetro wOTF y la agudeza visual logMAR. Ajuste de función potencial con buen coeficiente de correlación.

de AV para altos valores de MTF como los que se presentan para muy pequeñas pupilas. A medida que se aumenta la calidad óptica de la LIO se alcanza un punto donde la calidad visual ya no mejora significativamente. La asíntota es próxima a una agudeza visual logMAR de 0 o AV lineal igual a 1 (Fig. 6). Este constituye un valor de visión óptica bastante común en personas.

$$AV(MTF_a) = a \cdot MTF_a^{-1} + c \quad (5)$$

$$AV(MTF_a) = a \cdot e^{-\frac{MTF_a}{b}} + c \quad (6)$$

### Modelos para evaluar la calidad visual policromática

La medición de la agudeza visual normalmente se realiza con fuentes de iluminación acromática donde están presentes todas las componentes del espectro visible, mientras que las mediciones en el banco óptico para caracterizar las LIOs se realizan con luz monocromática. Esto plantea una dificultad para establecer una correspondencia directa entre ambas medidas. Para ello se propusieron dos modelos

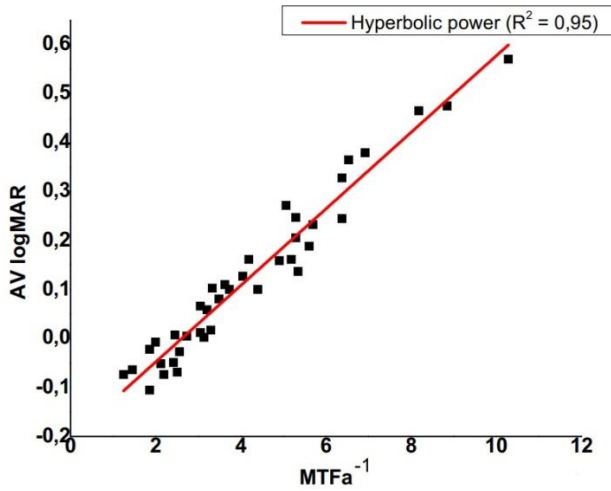


FIG. 6: Agudeza visual logMAR en función del área bajo la curva MTF (rojo). Como comparación se muestra la agudeza visual predicha por el modelo de Alarcón et al (azul).

que integran tres longitudes de onda para evaluar la calidad visual policromática (Ec. (7)) [68, 69].

$$MTF_{poly}(x) = \frac{\sum_{i=1}^3 S(\lambda_i) \cdot MTF(x, \lambda_i)}{\sum_{i=1}^3 S(\lambda_i)} \quad (7)$$

Donde  $\lambda_i$  son las longitudes de onda correspondientes al rojo, al verde y al azul (625, 530 y 455 nanómetros), S es el factor de peso asociado a la respuesta en sensibilidad espectral, y por último, x la vergencia.

De manera análoga, se puede definir un modelo reemplazando la MTF por la eficiencia energética EE. La eficiencia energética cuantifica la distribución de luz en los distintos planos focales de la LIO y resultó el parámetro más apropiado para caracterizar lentes difractivas y en mediciones de pacientes con pupila variable [70]. Para una fuente puntual en el infinito, la imagen formada en cualquier plano focal de una LIO multifocal consiste en un punto, donde convergen los rayos enfocados, y una distribución de luz desenfocada correspondiente a los otros focos de la LIO. La eficiencia energética se calcula como la relación entre la energía de la imagen enfocada y la energía total (Ec. (8)) [25]. Esta definición puede utilizarse para cualquier plano, donde  $I_{foco}$  se sustituye por la energía medida a través de foco.

$$EE = \frac{I_{foco}}{I_{total}} \quad (8)$$

Uno de los ajustes se basa en una función racional (Ec. (9)) mientras que el otro en una función exponencial (Ec. (10)).

$$AV(MTF_a) = a \cdot (MTF_a - b)^{-1} + c \quad (9)$$

$$AV(MTF_a) = a \cdot e^{-b \cdot MTF_a} + c \quad (10)$$

Para que el ajuste racional represente de manera adecuada los valores asintóticos de la agudeza visual se incluye la constante  $C = -0,1 \logMAR$ , obteniéndose los valores más aproximados, aunque de esta forma se excede el valor máximo de agudeza visual clínica. Para el caso del ajuste exponencial, el modelo tiende a una asíntota 0 en la agu-

deza visual que guarda una mejor correspondencia con los resultados obtenidos en las mediciones a pacientes (Figs. 7 y 8).

Al realizar las mediciones de MTFa y Ee en condiciones fotópicas y con dos tamaños pupilares, de 3 mm (Ec. (11)) y 4,5 mm de diámetro (Ec. (12)), la Ee muestra menor variación respecto al diámetro de la pupila, siendo el coeficiente de determinación  $R^2$  para el caso de pupila de 3 mm 0,97 y para 4,5 mm 0,91.

$$MTF_a = 40,81 \cdot EE + 3,36 \quad (11)$$

$$MTF_a = 35,42 \cdot EE + 3,82 \quad (12)$$

La pendiente menor en el caso de la pupila de 4,5 mm muestra que, para un valor dado de Ee, la MTFa decrece al dilatar la pupila. La presencia de aberraciones es la responsable de la disminución de la MTFa, convirtiéndolo en un parámetro sensible al tamaño pupilar. La Ee es un parámetro más robusto para condiciones de tamaño pupilar variable, resultando más conveniente para evaluar AV.

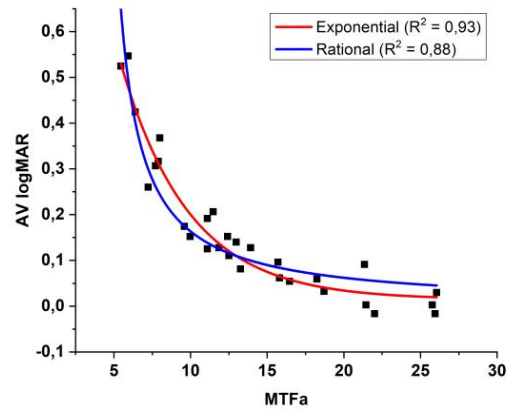


FIG. 7: Agudeza visual logMAR en función del área bajo la curva MTF policromática).

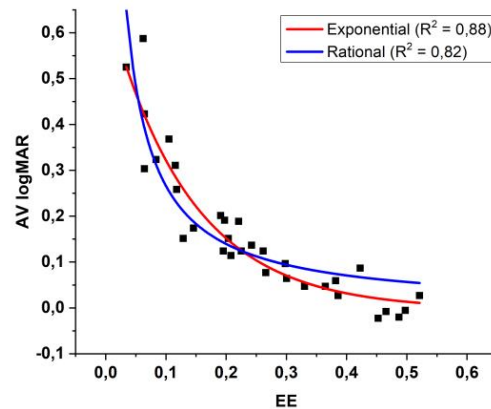


FIG. 8: Agudeza visual logMAR en función de la eficiencia energética policromática.

## V. SISTEMAS PARA LA SIMULACIÓN DE LENTES INTRAOCULARES

Los modelos funcionales descriptos ofrecen una información importante sobre el desempeño general de un diseño de LIO, sin embargo, otras alternativas se vienen desarrollando en los últimos años. Se trata de sistemas simuladores de LIOs, como los dispositivos comerciales SimVis, Virtiol, y otros basados en óptica adaptativa (OA) y otros sistemas ópticos. Estos dispositivos permiten a la persona que se le ha indicado la cirugía de implante de LIO experimentar su función visual como si ya la tuviera implantada en el ojo [71], con lo que surge la posibilidad de hacer evaluaciones para seleccionar el diseño que mejor se adapte a las expectativas de la persona. Además, los virtualizadores permiten realizar tareas de entrenamiento visual con LIOs simuladas con el objetivo de evaluar la capacidad de adaptación o de aprendizaje que una persona puede tener con una determinada LIO.

### Sistemas virtualizadores de LIOs

Un virtualizador de LIO es un sistema óptico de campo abierto que permite simular la visión con LIO en pacientes que no han sido implantados con la misma. Las mediciones con virtualizadores de LIOs tienen la ventaja de no requerir pacientes que hayan atravesado una cirugía de implantación de LIO. Pueden utilizarse para evaluar parámetros de calidad visual de LIOs, como la agudeza visual [72] o el impacto de una fuente que produce efecto de deslumbramiento en la percepción de sensibilidad al contraste [73].

La idea básica del sistema la presentan Kusel & Rassow (1999) [74] con ciertas limitaciones desde el punto de vista práctico. El montaje consta de un sistema 4f con el cual se lograba conjugar el plano de la LIO con el plano de la pupila de salida del sujeto y a la vez el plano imagen de la LIO con la retina del observador. Aunque sencillo, este diseño no tiene en cuenta la magnificación de la imagen en el plano de la retina provocado por la LIO. Para soslayar este inconveniente se propone el montaje experimental de la Fig. 9. Para obtener una imagen que subtienda un tamaño en la retina similar al que formaría un ojo emélope, se utiliza un ojo artificial que consiste de una cuba hermética que contiene a la LIO en solución fisiológica. En su entrada se ubica una lente de 40D (simulando el efecto refractivo de una córnea promedio) y a su salida un cristal transparente de alta calidad. La lente L2 con una potencia similar a la del ojo artificial (aproximadamente 60D, dependiendo de la LIO utilizada) tiene dos funciones fundamentales en el diseño: por un lado, permite conjugar el plano imagen del ojo artificial con el infinito óptico, el cual es luego conjugado con la retina de un ojo emélope proyectando así la imagen formada por la LIO al ojo del observador; por otro lado, permite conjugar el plano de la LIO con el plano de la pupila de salida del sujeto sin modificaciones considerables en el tamaño de la LIO en el plano de la pupila. Las lentes L3 y L4 junto a los espejos de primera superficie E2, E3 y el espejo dicróico forman un sistema afocal y sin magnificación que lleva el plano de la LIO a una distancia adecuada para poder ubicar el ojo del sujeto. El diseño se completa con un sistema de monitoreo de la pupila del observador, el cual se

consigue iluminando el ojo con LEDs IR y enfocando una cámara CCD en el plano de la pupila. La cámara no solo se utiliza para el correcto centrado de la pupila con respecto al eje óptico del sistema si no que se utiliza para conjugar el plano de la pupila de salida del observador con el plano de la LIO. El diafragma con apertura variable (PA) también se encuentra en un plano conjugado con la LIO y se utiliza para calibrar el sistema cada vez que se introduce en la celda una LIO diferente.

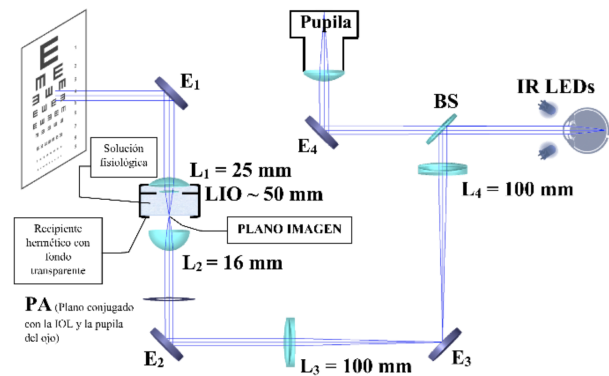


FIG. 9: Esquema del montaje virtualizador de LIO. Los espejos E1, E2 y E3 llevan los haces del objeto a través de la LIO y de las lentes L1, L2, L3 y L4. Estas lentes tienen como función generar una imagen de la LIO en el plano de la pupila. Las lentes L2, L3 y L4 son fijas, pero se puede variar la posición de la cubeta para lograr el cometido del sistema. El divisor de haz (BS) direcciona los haces hacia el ojo y permite que la cámara enfoque la pupila a través del espejo E4, para controlar la alineación del ojo con el sistema.

### Sistemas de óptica adaptativa

Se propone desde la óptica adaptativa dos diseños de sistemas ópticos de simulación de LIOs multifocales [75]. La óptica adaptativa permite una gran precisión en la simulación de visión, al corregir las aberraciones de alto orden. El primer diseño emplea una lente de foco variable electrónicamente para simular la LIO (Fig. 10). Estas lentes están hechas de un material piezoeléctrico, el cual varía sus dimensiones con el paso de corriente eléctrica. La variación de forma produce una variación en los focos de la lente. Cuando esta variación se produce de forma alternada y muy rápidamente, los planos imagen de los focos alternados se superponen en el campo de visión del observador. Esto se debe a que el tiempo de respuesta del sistema visual humano es mayor al tiempo de variación de la potencia óptica de la lente. El límite dado por el tiempo de respuesta visual se conoce como umbral de fusión de parpadeo. Los coeficientes temporales se calculan mediante un parámetro, la relación de Strehl, que cuantifica la calidad óptica de cada LIO a simular [76]. De esta manera, con el perfil temporal de la LIO, puede implementarse electrónicamente la variación de potencia en el tiempo, de modo que se simule una LIO multifocal [77]. Sin embargo, a diferencia del virtualizador, la lente deformable solamente puede simular multifocales refractivas, ya que no deja de ser una lente monofocal a la que se le modifica en el tiempo sus propiedades refractivas. La metodología funciona adecuadamente en personas con cataratas hasta un nivel moderado de la afección [78].

Otra alternativa consiste en variar la fuente de luz en vez de la lente ajustable, para lo que se utiliza como fuente luz espacialmente modulada para controlar el frente de onda de la luz incidente en el sistema óptico. Primero se determina el frente de onda que produce la LIO que se desea simular, luego se ajusta la fuente de manera que produce el mismo frente de onda. Estos sistemas de iluminación se logran con pantallas de cristal líquido segmentadas de manera que distintos sectores de la misma emiten luz a distinta fase, de manera que las diferencias de fase producen el frente de onda deseado.

Sin embargo, como la fase depende de la longitud de onda, no es posible modularla cuando existen múltiples longitudes de onda. Esta metodología sí permite simular tanto LIOs refractivas como difractivas, pero está limitada a luz monocromática. En un estudio que compara los moduladores espaciales de luz, con superficies manufacturadas para obtener los frentes de onda deseados se encontraron y analizaron las discrepancias entre los dos métodos [38]. Para corregir las aberraciones del observador, ambas alternativas de óptica adaptativa incorporan un espejo deformable dentro del sistema óptico, de manera que modifica el frente de onda compensando las deformaciones del frente de onda en el ojo.

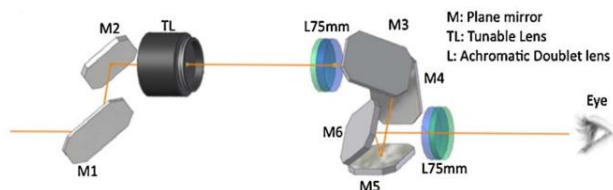


FIG. 10: Esquema del simulador de visión portátil SimVis Mini. La imagen obtenida por la lente deformable (TL) es proyectada al ojo utilizando un par de dobles acromáticos de 75 mm de focal. Espejos M1 y M2 sirven de alineación del eje óptico con la línea de visión. Espejos M3, M4, M5 y M6 actúan como prisma de Porro para enderezar imagen (Fig. 10).

## VI. DISCUSIÓN

Las LIOs se usan desde hace muchas décadas como prótesis oculares que solucionan las pérdidas visuales ocasionadas por la aparición de cataratas en el cristalino de las personas, especialmente en adultos mayores. Desde las primeras y más sencillas LIOs monofocales hasta las más modernas multifocales se desarrollaron diferentes tecnologías ópticas, constructivas, de materiales y también de equipamiento especializado para la cirugía de implante como lo son los facoemulsificadores, usados para desarmar y extraer de la cápsula al cristalino con cataratas.

Los modelos funcionales que presentamos en este trabajo describen muy bien el comportamiento óptico de una LIO, lo que nos permite entender aspectos generales del funcionamiento de la lente, a la vez que plantear modificaciones en su diseño en el caso del fabricante. Sin embargo, estos modelos no son lo suficientemente útiles para que el profesional de la oftalmología evalúe y seleccione la lente que considera más conveniente implantar en un paciente. En ese sentido, el uso de sistemas simuladores de LIOs ofrece un grado mayor de aproximación a la experiencia post-implante del paciente y aportan información complementaria

a partir de tests visuales personalizados.

Además del uso de LIOs en pacientes con cataratas, en los últimos años cada vez es más frecuente su uso en cirugías para corregir la presbicia mediante lentes multifocales, donde generalmente un paciente de entre 45 y 60 años busca evitar el uso de anteojos. Para este tipo de condiciones, donde el paciente tiene conservada una buena transparencia en sus medios oculares, el uso de simuladores de LIOs es una herramienta muy útil para la selección de la lente más adecuada a la funcionalidad visual de la persona. De esta manera, se han intensificado los estudios que caracterizan las LIOs así como el desarrollo de los simuladores que presentamos en este trabajo. Es por ello que toman mucha relevancia los trabajos que modelan la respuesta en calidad visual de las LIOs, que en general están limitados sólo a la agudeza visual con máxima iluminación del test. Además, las condiciones de estudio son ideales y no siempre representativas de la vida cotidiana del usuario [79]. En este sentido, el nivel de iluminación del test de agudeza visual restringe el estudio a las condiciones existentes en espacios exteriores a la luz del día. El modelo de LIO a implantarse debe tener en cuenta, además de la evaluación médica, el estilo de vida y expectativas del usuario [80], por ejemplo, un conductor profesional de vehículos va a tener una demanda visual muy diferente que el de una persona dedicada a la costura o cualquier otra tarea de detección de detalles y la solución óptica a sus problemas refractivos será necesariamente distinta.

Como ya se dijo, la AV es la función que normalmente se evalúa en los pacientes implantados, sin embargo, un paciente con presbicia puede ser estudiado con distintas LIOs usando otros tests visuales que permitan una evaluación más integral de su función visual y teniendo en cuenta los tipos de tarea visual que enfrenta. Como alternativa a la medición de AV se puede plantear la medida de la función de sensibilidad al contraste (FSC) que no solo da información sobre el detalle más pequeño de alto contraste que se puede detectar, sino que también permite caracterizar la visión para contrastes bajos, algo muy común en la vida cotidiana y particularmente para condiciones de baja iluminación. Además, la FSC es muy sensible a los efectos de las fuentes luminosas de alta intensidad en el campo visual de manera que su uso puede ser útil para comparar la respuesta visual entre lentes difractivas y refractivas, ya que las primeras suelen producir mayor deslumbramiento [81, 82]. También se ha encontrado que la medición del deslumbramiento, así como de las visiones cercana y lejana por medio de la sensibilidad al contraste en condiciones de baja iluminación, suele ser adecuada para sujetos que manejan en ruta con frecuencia [83].

Otra alternativa a la medición de agudeza visual es la medición de velocidad de lectura en personas que dedican mucho tiempo a esta actividad por medio de la evaluación del desempeño en visión cercana con una LIO monofocal simulada.

Desde el punto de vista de los usuarios de estos sistemas se debe tener en cuenta que los virtualizadores requieren una LIO introducida en el equipo para generar sus efectos en la visión del paciente y, una variedad de ellas, normal-

mente están disponibles para los profesionales de la oftalmología. Por su parte, los simuladores de óptica adaptativa, además de ser sistemas más complejos y costosos que los virtualizadores, requieren la información del frente de onda que genera cada LIO que se desea simular en una persona, información que normalmente sólo dispone el fabricante.

Las tecnologías de medición de calidad óptica y de simulación de LIO se complementan. El análisis mediante modelos empíricos permite evaluar los diseños de LIOs disponibles en el mercado. Cuando se determinan los diseños más adecuados, se evalúan las distintas LIOs con virtualizadores, a través de test personalizados. Además de su versatilidad para implementar test visuales, la virtualización permite contrastar las predicciones de calidad visual proporcionadas por los modelos analizados.

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue realizado con el financiamiento proveniente de los programas PIUNT E646 y PIUNT E724 de la UNT y de los proyectos PUE 0114 y PIP 2721 del CONICET.

## REFERENCIAS

- [1] S. Gholami, N. J. Reus y T. J. T. P. van den Berg. Changes in Intraocular Straylight and Visual Acuity with Age in Cataracts of Different Morphologies. *Journal of Ophthalmology* **2017**, 5649532 (2017).
- [2] A. A. Zein El-Dein, A. Elmassry, H. M. El-Hennawi y E. F. Mossallam. Objective and subjective evaluation of trifocal diffractive intraocular Lens after cataract extraction with phacoemulsification: a prospective clinical study. *BMC Ophthalmology* **21**, 179 (2021).
- [3] A. Glasser y M. C. Campbell. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Research* **38**, 209-229 (1998).
- [4] J. A. Martínez-roda, M. Vilaseca, J. C. Ondategui, M. Aguirre y J. Pujol. Effects of aging on optical quality and visual function. *Clinical and Experimental Optometry* **99**, 518-525 (2016).
- [5] I. Sanchez, S. Ortiz-Toquero, M. Blanco y R. Martin. A new method to analyse the effect of multifocal contact lenses on visual function. *Contact Lens and Anterior Eye* **41**, 169-174 (2018).
- [6] Y. J.J., L. Q.P., L. J.M. y Q. L. Comparison of visual outcomes with implantation of trifocal versus bifocal intraocular lens after phacoemulsification: a Meta-analysis. *International Journal of Ophthalmology* **11**, 484-492 (2018).
- [7] S. S. Khandelwal, J. J. Jun, S. Mak, M. S. Booth y P. G. Shekelle. Effectiveness of multifocal and monofocal intraocular lenses for cataract surgery and lens replacement: a systematic review and meta-analysis. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* **257**, 863-875 (2019).
- [8] C. Lu, S. Yu, H. Song, Y. Zhao, S. Xie, X. Tang y X. Yuan. Posterior capsular opacification comparison between morphology and objective visual function. *BMC Ophthalmology* **19**, 40 (2019).
- [9] J. L. Alio, A. B. Plaza-Puche, R. Fernández-Buenaga, J. Pikkel y M. Maldonado. Multifocal intraocular lenses: An overview. *Survey of Ophthalmology* **62**, 611-634 (2017).
- [10] M. Vacalebre, R. Frison, C. Corsaro, F. Neri, A. Santoro, S. Conoci, E. Anastasi, M. C. Curatolo y E. Fazio. Current State of the Art and Next Generation of Materials for a Customized IntraOcular Lens according to a Patient-Specific Eye Power. *Polymers* **15**, 1590 (2023).
- [11] P.-R. Preussner, J. Wahl, D. Weitzel, S. Berthold, K. Kriechbaum y O. Findl. Predicting postoperative intraocular lens position and refraction. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **30**, 2077-2083 (2004).
- [12] R. Menapace, O. Findl, K. Kriechbaum y C. Leydolt-Koepl. Accommodating intraocular lenses: a critical review of present and future concepts. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* **245**, 473-489 (2006).
- [13] L. Wang, W. E. Hill y D. D. Koch. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratorefractive Intraocular Lens Power Calculator. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **36**, 1466-1473 (2010).
- [14] R. Bellucci. en *ESASO Course Series* 38-55 (Karger Publishers, 2013).
- [15] E. M. Krall, E. M. Arlt, M. Hohensinn, S. Moussa, G. Jell, J. L. Alió, A. B. Plaza-Puche, L. Bascaran, J. Mendicute, G. Grabner y A. K. Dexl. Vector analysis of astigmatism correction after toric intraocular lens implantation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **41**, 790-799 (2015).
- [16] J. F. Alfonso, M. Knorz, L. Fernandez-Vega, J. L. Rincón, E. Suarez, C. Titke y T. Kohnen. Clinical outcomes after bilateral implantation of an apodized +3.0 D toric diffractive multifocal intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **40**, 51-59 (2014).
- [17] D. D. Koch, R. B. Jenkins, M. P. Weikert, E. Yeu y L. Wang. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **39**, 1803-1809 (2013).
- [18] N. Visser, N. J. Bauer y R. M. Nuijts. Toric intraocular lenses: Historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **39**, 624-637 (2013).
- [19] T. Miyake, K. Kamiya, R. Amano, Y. Iida, S. Tsunehiro y K. Shimizu. Long-term clinical outcomes of toric intraocular lens implantation in cataract cases with preexisting astigmatism. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **40**, 1654-1660 (2014).
- [20] J. S. Titiyal, M. Khatik, N. Sharma, S. V. Sehra, P. K. Maharana, U. Ghatak, T. Agarwal, S. Khokhar y B. Chawla. Toric intraocular lens implantation versus astigmatic keratotomy to correct astigmatism during phacoemulsification. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **40**, 741-747 (2014).
- [21] A. A. Aerts, S. M. Jonker, L. H. Wielders, T. T. Berendschot, M. Doors, J. De Brabander y R. M. Nuijts. Phakic intraocular lens: Two-year results and comparison of endothelial cell loss with iris-fixated intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **41**, 2258-2265 (2015).
- [22] M.-J. Kim, Y.-S. Yoo, C.-K. Joo y G. Yoon. Evaluation of optical performance of 4 aspheric toric intraocular lenses using an optical bench system: Influence of pupil size, decentration, and rotation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **41**, 2274-2282 (2015).



- [23] P. Mojzisz, K. Majerova, A. B. Plaza-Puche, L. Hrcckova y J. L. Alió. Visual outcomes of a new toric trifocal diffractive intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **41**, 2695-2706 (2015).
- [24] F. Vega, F. Alba-Bueno y M. S. Millán. Energy Distribution between Distance and Near Images in Apodized Diffractive Multifocal Intraocular Lenses. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **52**, 5695 (2011).
- [25] F. Vega, F. Alba-Bueno y M. S. Millan. Energy efficiency of a new trifocal intraocular lens. *Journal of the European Optical Society: Rapid Publications* **9** (2014).
- [26] M. Sokolowski, J. Pniewski, R. Brygola y M. Kowalczyk-Hernandez. Hybrid heptafoveal intraocular lenses. en. *OPTICA APPLICATA* (2015).
- [27] R. Sahler, J. F. Bille, S. Enright, S. Chhoeung y K. Chan. Creation of a refractive lens within an existing intraocular lens using a femtosecond laser. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **42**, 1207-1215 (2016).
- [28] R. Bilbao-Calabuig, A. Llovet-Rausell, J. Ortega-Usobiaga, M. Martínez-del-Pozo, F. Mayordomo-Cerdá, C. Segura-Albentosa, J. Baviera y F. Llovet-Osuna. Visual Outcomes Following Bilateral Implantation of Two Diffractive Trifocal Intraocular Lenses in 10 084 Eyes. *American Journal of Ophthalmology* **179**, 55-66 (2017).
- [29] D. Ortiz, J. L. Alió, G. Bernabéu y V. Pongo. Optical performance of monofocal and multifocal intraocular lenses in the human eye. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **34**, 755-762 (2008).
- [30] M. J. Kim, L. Zheleznyak, S. MacRae, H. Tchah y G. Yoon. Objective evaluation of through-focus optical performance of presbyopia-correcting intraocular lenses using an optical bench system. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **37**, 1305-1312 (2011).
- [31] J. Alió, L. Salerno y M. Tiveron. Multifocal intraocular lenses: Types, outcomes, complications and how to solve them. *Taiwan Journal of Ophthalmology* **7**, 179-184 (2017).
- [32] J. Zvorničanin y E. Zvorničanin. Premium intraocular lenses: The past, present and future. *Journal of Current Ophthalmology* **30**, 287-296 (2018).
- [33] T. Kohnen, E. Hemkepler, M. Herzog, S. Schönbrunn, N. DeLorenzo, K. Petermann y M. Böhm. Visual Outcomes After Implantation of a Segmental Refractive Multifocal Intraocular Lens Following Cataract Surgery. *American Journal of Ophthalmology* **191**, 156-165 (2018).
- [34] H. A. Weeber, S. T. Meijer y P. A. Piers. Extending the range of vision using diffractive intraocular lens technology. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **41**, 2746-2754 (2015).
- [35] J. L. Alió, G. Grabner, A. B. Plaza-Puche, M. Rasp, D. P. Piñero, O. Seyeddain, J. L. Rodríguez-Prats, M. J. Ayala, R. Moreu, M. Hohensinn, W. Riha y A. Dexl. Postoperative bilateral reading performance with 4 intraocular lens models: Six-month results. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **37**, 842-852 (2011).
- [36] J. Liu, J. Zhao, L. Ma, G. Liu, D. Wu y J. Zhang. Contrast Sensitivity and Spherical Aberration in Eyes Implanted with AcrySof IQ and AcrySof Natural Intraocular Lens: the Results of a Meta-Analysis. *PLoS ONE* **8**, e77860 (2013).
- [37] J. L. Alió, A. Vega-Estrada y A. B. Plaza-Puche. Clinical outcomes with a new microincisional diffractive multifocal IOL. *Eye and Vision* **2**, 2 (2015).
- [38] M. Vinas, C. Dorronsoro, A. Radhakrishnan, C. Benedi-Garcia, E. A. LaVilla, J. Schwiegerling y S. Marcos. Comparison of vision through surface modulated and spatial light modulated multifocal optics. *Biomedical Optics Express* **8**, 2055-2068 (2017).
- [39] G. Łabuz, G. U. Auffarth, M. C. Knorz, H.-S. Son, T. M. Yildirim y R. Khoramnia. Trifocality Achieved Through Polypseudophakia: Optical Quality and Light Loss Compared With a Single Trifocal Intraocular Lens. *Journal of Refractive Surgery* **36**, 570-577 (2020).
- [40] Y. Liu, Q. Wu, H. Cai y X. Chen. Comparison of clinical effects of two brands of toric intraocular lens. (2020).
- [41] H. Tanabe, H. Tabuchi, T. Shoji, T. Yamauchi y K. Takase. Comparison of visual performance between monofocal and multifocal intraocular lenses of the same material and basic design. *Scientific Reports* **10**, 15490 (2020).
- [42] Y. Zhong, K. Wang, X. Yu, X. Liu y K. Yao. Comparison of trifocal or hybrid multifocal-extended depth of focus intraocular lenses: a systematic review and meta-analysis. *Scientific Reports* **11**, 6699 (2021).
- [43] On the statistical reliability of letter-chart visual acuity measurements. *Investigative ophthalmology & visual science* **34**, 120-129 (1993).
- [44] T. W. Raasch, I. L. Bailey y M. A. Bullimore. Repeatability of Visual Acuity Measurement. *Optometry and Vision Science* **75**, 342-348 (1998).
- [45] D. A. Rosser, S. N. Cousens, I. E. Murdoch, F. W. Fitzke y D. A. H. Laidlaw. How Sensitive to Clinical Change are ETDRS logMAR Visual Acuity Measurements? *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **44**, 3278 (2003).
- [46] P. Ruamviboonsuk, M. Tiensuwan, C. Kunawut y P. Masayaanon. Repeatability of an automated Landolt C test, compared with the early treatment of diabetic retinopathy study (ETDRS) chart testing. *American Journal of Ophthalmology* **136**, 662-669 (2003).
- [47] M. S. Banks, W. S. Geisler y P. J. Bennett. The physical limits of grating visibility. *Vision Research* **27**, 1915-1924 (1987).
- [48] K. R. Alexander, W. Xie y D. J. Derlacki. Spatial-frequency characteristics of letter identification. *Journal of the Optical Society of America A* **11**, 2375 (1994).
- [49] N. J. Majaj, D. G. Pelli, P. Kurshan y M. Palomares. The role of spatial frequency channels in letter identification. *Vision Research* **42**, 1165-1184 (2002).
- [50] S. T. Chung, G. E. Legge y B. S. Tjan. Spatial-frequency characteristics of letter identification in central and peripheral vision. *Vision Research* **42**, 2137-2152 (2002).
- [51] A. P. Ginsburg. Contrast Sensitivity and Functional Vision. *International Ophthalmology Clinics* **43**, 5-15 (2003).
- [52] R. Bellucci, A. Scialdone, L. Buratto, S. Morselli, C. Chierigo, A. Criscuoli, G. Moretti y P. Piers. Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **31**, 712-717 (2005).

- [53] E. M. Colombo, L. A. Issolio, J. E. Santillán y R. C. Aguirre. What characteristics a clinical CSF system has to have? *Optica Applicata* (2009).
- [54] J. Einigamhammer, T. Olstrup, T. Bende y B. Jean. The Individual Virtual Eye: a Computer Model for Advanced Intraocular Lens Calculation. *Journal of Optometry* **2**, 70-82 (2009).
- [55] J. A. Aparicio, I. Arranz, B. M. Matesanz, J. G. Vizmanos, L. Padierna, V. R. González, S. Mar, J. A. Menéndez y L. Issolio. Quantitative and functional influence of surround luminance on the letter contrast sensitivity function. *Ophthalmic and Physiological Optics* **30**, 188-199 (2010).
- [56] J. D. Marsack, L. N. Thibos y R. A. Applegate. Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. *Journal of Vision* **4**, 322-328 (2004).
- [57] L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley y R. A. Applegate. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *Journal of Vision* **4**, 329-351 (2004).
- [58] A. B. Watson. A formula for the mean human optical modulation transfer function as a function of pupil size. *Journal of Vision* **13**, 18 (2013).
- [59] C. Y., W. X., Z. C. D. y W. Q. Evaluation of visual quality of spherical and aspherical intraocular lenses by Optical Quality Analysis System. *International Journal of Ophthalmology* **10**, 914-918 (2017).
- [60] J. A. Martínez-Roda, C. E. García-Guerra, F. Diaz-Doutón, J. Pujol, A. Salvador y M. Vilaseca. Quantification of forward scattering based on the analysis of double-pass images in the frequency domain. *Acta Ophthalmologica* **97**, e1019-e1026 (2019).
- [61] F. Alba-Bueno, F. Vega y M. S. Millán. Design of a Test Bench for Intraocular Lens Optical Characterization. *Journal of Physics: Conference Series* **274**, 012105 (2011).
- [62] G. Cardona, F. Vega, M. A. Gil, C. Varón, J. A. Buil y M. S. Millán. Visual acuity and image quality in 5 diffractive intraocular lenses. *European Journal of Ophthalmology* **28**, 36-41 (2017).
- [63] J. Armengol, N. Garzón, F. Vega, I. Altemir y M. S. Millán. Correlation between polychromatic image quality metrics to predict visual acuity in pseudophakic patients. *EPJ Web of Conferences* **238**, 12005 (2020).
- [64] ISO - International Organization for Standardization. *Ophthalmic implants. Intraocular lenses. Part 2. Optical Properties and Test Methods*. <https://www.iso.org/standard/55682.html>.
- [65] A. Felipe, F. Pastor, J. M. Artigas, A. Diez-Ajenjo, A. Gené y J. L. Menezo. Correlation between optics quality of multifocal intraocular lenses and visual acuity: Tolerance to modulation transfer function decay. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **36**, 557-562 (2010).
- [66] A. Alarcon, C. Canovas, R. Rosen, H. Weeber, L. Tsai, K. Hileman y P. Piers. Preclinical metrics to predict through-focus visual acuity for pseudophakic patients. *Biomedical Optics Express* **7**, 1877-1888 (2016).
- [67] F. Vega, M. S. Millán, N. Garzón, I. Altemir, F. Poyales y J. M. Larrosa. Visual acuity of pseudophakic patients predicted from in-vitro measurements of intraocular lenses with different design. *Biomedical Optics Express* **9**, 4893-4906 (2018).
- [68] D. A. Buralli y G. M. Morris. Effects of diffraction efficiency on the modulation transfer function of diffractive lenses. *Applied Optics* **31**, 4389-4396 (1992).
- [69] S. Ravikumar, L. N. Thibos y A. Bradley. Calculation of retinal image quality for polychromatic light. *Journal of the Optical Society of America A* **25**, 2395-2407 (2008).
- [70] J. Armengol, N. Garzón, F. Vega, I. Altemir y M. S. Millán. Equivalence of two optical quality metrics to predict the visual acuity of multifocal pseudophakic patients. *Biomedical Optics Express* **11**, 2818-2829 (2020).
- [71] S. Marcos, P. Artal, D. A. Atchison, K. Hampson, R. Le-gras, L. Lundström y G. Yoon. Adaptive optics visual simulators: a review of recent optical designs and applications [Invited]. *Biomedical Optics Express* **13**, 6508-6532 (2022).
- [72] P. Studený, J. Hlaváček, R. Chloupka, L. Veselý y A.-D. Baxant. Virtiol – Simulation of Quality of Vision with Multifocal and Edof Intraocular Lenses. *Czech and Slovak Ophthalmology* **74**, 219-225 (2018).
- [73] S. Wahl, C. Song y A. Ohlendorf. Comparison of two devices to simulate vision with intraocular lenses. *Clinical Ophthalmology* **13**, 123-130 (2019).
- [74] R. Kusel y B. Rassow. Präoperative Abschätzung des mit Intraokularlinsen erreichbaren Sehvermögens. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* **215**, 127-131 (1999).
- [75] M. Vinas, C. Benedi-Garcia, S. Aissati, D. Pascual, V. Akondi, C. Dorronsoro y S. Marcos. Visual simulators replicate vision with multifocal lenses. *Scientific Reports* **9** (2019).
- [76] V. Akondi, C. Dorronsoro, E. Gamba y S. Marcos. Temporal multiplexing to simulate multifocal intraocular lenses: theoretical considerations. *Biomedical Optics Express* **8**, 3410-3425 (2017).
- [77] C. Dorronsoro, A. Radhakrishnan, J. R. Alonso-Sanz, D. Pascual, M. Velasco-Ocana, P. Perez-Merino y S. Marcos. Portable simultaneous vision device to simulate multifocal corrections. *Optica* **3**, 918-924 (2016).
- [78] M. Vinas, S. Aissati, M. Romero, C. Benedi-Garcia, N. Garzon, F. Poyales, C. Dorronsoro y S. Marcos. Pre-operative simulation of post-operative multifocal vision. *Biomedical Optics Express* **10**, 5801-5817 (2019).
- [79] J. J. Britton, S. El-Defrawy, B. M. Wong, M. Chandrakumar, N. B. Omali, S. Pham y W. Hatch. Patient Satisfaction and Visual Function Following Implantation of Trifocal or Extended Range of Vision Intraocular Lenses. *Clinical Ophthalmology* **16**, 669-676 (2022).
- [80] J. L. Alio, A. Grzybowski, A. El Aswad y D. Romaniuk. Refractive lens exchange. *Survey of Ophthalmology* **59**, 579-598 (2014).
- [81] S. Pieh, H. Weghaupt y C. Skorpik. Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* **24**, 659-662 (1998).
- [82] S. Schmitz. Contrast sensitivity and glare disability by halogen light after monofocal and multifocal lens implantation. *British Journal of Ophthalmology* **84**, 1109-1112 (2000).
- [83] S. Ortiz-Peregrina, C. Ortiz, C. Salas, M. Casares-López, M. Soler y R. G. Anera. Intraocular scattering as a predictor of driving performance in older adults with cataracts. *PLOS ONE* **15**, e0227892 (2020).