



UNIVERSIDAD DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

TESIS DOCTORAL

Estudio del uso de dispositivos móviles para la monitorización de hábitos digitales y el seguimiento remoto de la progresión de la miopía y la presbicia.

Dña. Rosa María Salmerón Campillo
2023



UNIVERSIDAD DE MURCIA
ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
TESIS DOCTORAL

Estudio del uso de dispositivos móviles para la monitorización de hábitos digitales y el seguimiento remoto de la progresión de la miopía y la presbicia

Autora: Dña. Rosa María Salmerón Campillo

Director: D. Norberto López Gil



**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD
DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

Aprobado por la Comisión General de Doctorado el 19-10-2022

Dña. Rosa María Salmerón Campillo

doctorando del Programa de Doctorado en

Envejecimiento y Fragilidad

de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad Murcia, como autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y titulada:

Estudio del uso de dispositivos móviles para la monitorización de hábitos digitales y el seguimiento remoto de la progresión de la miopía y la presbicia

y dirigida por,

D. Norberto López Gil

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Si la tesis hubiera sido autorizada como tesis por compendio de publicaciones o incluyese 1 o 2 publicaciones (como prevé el artículo 29.8 del reglamento), declarar que cuenta con:

- *La aceptación por escrito de los coautores de las publicaciones de que el doctorando las presente como parte de la tesis.*
- *En su caso, la renuncia por escrito de los coautores no doctores de dichos trabajos a presentarlos como parte de otras tesis doctorales en la Universidad de Murcia o en cualquier otra universidad.*

Del mismo modo, asumo ante la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada, en caso de plagio, de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Murcia, a 6 de julio de 2023

Fdo.: Rosa María Salmerón Campillo

Esta DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD debe ser insertada en la primera página de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor.

Información básica sobre protección de sus datos personales aportados	
Responsable:	Universidad de Murcia. Avenida teniente Flomesta, 5. Edificio de la Convalecencia. 30003; Murcia. Delegado de Protección de Datos: dpd@um.es
Legitimación:	La Universidad de Murcia se encuentra legitimada para el tratamiento de sus datos por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento. art. 6.1.c) del Reglamento General de Protección de Datos
Finalidad:	Gestionar su declaración de autoría y originalidad
Destinatarios:	No se prevén comunicaciones de datos
Derechos:	Los interesados pueden ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación, oposición, limitación del tratamiento, olvido y portabilidad a través del procedimiento establecido a tal efecto en el Registro Electrónico o mediante la presentación de la correspondiente solicitud en las Oficinas de Asistencia en Materia de Registro de la Universidad de Murcia

Agradecimientos

En este punto, me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que, directa o indirectamente, contribuyeron en la realización de esta tesis. Su apoyo incondicional, orientación y colaboración fueron fundamentales para el éxito de este trabajo de investigación.

A continuación, me gustaría reconocer y agradecer a mi director, Norberto, por su orientación experta y apoyo constante a lo largo de todo el proceso de investigación. Su profundo conocimiento, su capacidad para desafiarme y su disposición para brindarme retroalimentación constructiva me han ayudado a crecer como investigadora y a alcanzar resultados sólidos en este estudio.

Aprovecho para dar las gracias a la empresa Visionapp, por la confianza que depositaron en mí hace 4 años, por su apoyo y por formar parte de mi camino hacia el logro de mis metas académicas. Además, quiero agradecer a Matt por su amabilidad, generosidad y gran ayuda en cada uno de los estudios llevados a cabo. También a Ginés por sus recomendaciones en el ámbito estadístico.

En este punto quiero mostrar mi agradecimiento a Arthur Bradley por su gran ayuda en varios de los experimentos realizados, por sus consejos y por su cercanía y amabilidad. También agradecer a ZEISS Vision Care por su colaboración referente al estudio del Capítulo 2 y al equipo del Dr. Suh de *University of California Irvine School of Medicine*, por su colaboración en las medidas del Capítulo 4.

Quiero agradecer a mi familia, Mamá, Papá y Antonio, todo su apoyo incondicional a lo largo de mi trayectoria académica. Su confianza en mí, su ánimo y sacrificio han sido fundamentales para mi crecimiento personal. Desde el principio, han estado a mi lado, brindándome el apoyo y la motivación que necesitaba para enfrentar los desafíos y superar los obstáculos en el camino. Agradezco de corazón el tiempo que han dedicado para escucharme, asesorarme y orientarme. Su comprensión, paciencia y ánimo constante han sido un pilar fundamental. Saber que siempre puedo contar con su apoyo me ha dado fuerza para no rendirme ante nada. Además, quiero reconocer y agradecer el esfuerzo y los sacrificios que han hecho para apoyarme financieramente en mi formación.

También quiero dar gracias a mi otro gran apoyo incondicional, Peyo. Gracias por creer en mí, por su paciencia, por escucharme cada día, por estar a mi lado en cada paso del camino y por apoyarme en todo. Por ser mi confidente, mi gran defensor, mi paño de lágrimas y bocanada de aire fresco cuando lo necesitaba. Gracias de corazón.

Aprovecho para agradecer a mis amigos por ser mi gran apoyo. Sus consejos y sugerencias han sido de gran ayuda en la mejora de mi trabajo. Quiero dar las gracias a Laura, que, a pesar de la distancia, cada vez que necesitaba una segunda opinión o una revisión crítica, estaba para ayudarme, por su apoyo incondicional y por creer en mí desde el primer momento. Gracias a Tania por su apoyo moral incluso desde la distancia, por sus correcciones, sus consejos, por confiar en mí más que yo misma y por hacer que el tramo final de esta etapa fuese más agradable. También, muchas gracias a María y Jose por sacar un momento para echarme una mano con correcciones y por sus sugerencias. Gracias a todos los que han puesto su granito de arena participando, de alguna manera, en algún experimento, gracias por su paciencia.

A ellos y todos los demás, quiero agradecerles por estar presentes en mi vida. Nuestros momentos de distracción, risas y aventuras han sido un impulso para seguir adelante, gracias por ayudarme a recargar las pilas en cada encuentro.

Por último, y no por ello menos importante, me gustaría dar las gracias a todas las mujeres valientes que, a lo largo de la historia, nos han abierto camino en la ciencia y la investigación desafiando los límites y demostrando que no hay fronteras para el conocimiento.

"La ciencia no tiene género. El éxito en la ciencia se logra a través de la curiosidad, la perseverancia y el amor por el conocimiento." - Marie Curie

Resumen

La era digital ha transformado la atención visual haciendo posible realizar consultas optométricas y test visuales a distancia (tele-optometría). Sin embargo, el uso excesivo de los dispositivos electrónicos podría causar la aparición o progresión de la miopía. Se realizan una serie de estudios que analizan el uso de los *smartphones* como herramienta, tanto para la medida de la iluminación ambiental, el tiempo y distancia de uso (hábitos digitales) y de sus posibles efectos en la miopía, como de seguimiento del posible cambio en agudeza visual (AV) y refractivo del usuario.

En un primer estudio se tomaron medidas objetivas de hábitos digitales en un grupo de jóvenes en el que no se usaba ningún tipo de alerta (grupo pasivo) y en otro grupo en el que se usaron alertas de distancia mínima de uso o de iluminación (grupo activo). El grupo activo presentó un valor medio distancia de uso del dispositivo de 343 ± 32 mm frente al pasivo con 307 ± 57 mm ($p = 0,019$). No hubo diferencias ($p = 0,461$) en cuanto la iluminación ambiental entre grupos. Se encontró una correlación débil entre el equivalente esférico y los hábitos digitales.

En un segundo estudio se analiza la exactitud de las medidas de iluminancia tomadas por el sensor de luz del dispositivo y se estudia un método original de medida de la iluminancia facial. Los resultados mostraron que el sensor de luz responde de una forma muy lineal a variación de la iluminancia ($R^2 > 0,98$) aunque sobreestima o subestima los valores de luminancia según el tipo de fuente. Para una fuente típicamente de interiores, la medida de la iluminancia fue del 25% por debajo del valor real. El método propuesto permite una medida de la iluminación facial con un error medio del 27%.

En un tercer estudio se realizaron varios experimentos con el fin de conocer si es posible medir con precisión la AV con un *smartphone* y una aplicación (app) que usa estímulos en luz blanca o en azul. En cuanto al uso de luz blanca, se encontró una diferencia de 0.01 logMAR ($p > 0,47$) entre la medida de la AV con un *smartphone* y la medida clínica. En cuanto al uso de la luz azul, tras la determinación de un valor medio de $-0,67 \pm 0,21$ D para la aberración cromática longitudinal entre píxeles azules y blancos de pantallas OLED de un *smartphone*, se encontró en el 90% de los sujetos una AV de 0,15 logMAR mayor para luz blanca que en azul.

Por último, en un cuarto estudio se tomaron medias del punto remoto (PR) con una app utilizando luz azul en sujetos a los que se les indujeron ciertos valores de miopía. Los resultados mostraron una buena correlación entre la miopía inducida y la obtenida a partir del PR medido con la app ($R^2 = 0,80$). La diferencia media entre ambos métodos fue $0,46 \pm 0,23$ D. También se tomaron medidas de punto próximo (PP) en presbitas induciendo a los sujetos una cierta adición y se encontró una buena correlación entre la adición inducida y la obtenida a partir del PP medido con la app ($R^2 = 0,81$). La diferencia media entre ambos métodos fue $0,03 \pm 0,40$ D.

En conclusión, con los actuales *smartphones* es posible medir: los hábitos digitales y modificar al menos la distancia de uso del *smartphone*; la iluminancia facial dentro de los límites de precisión del sensor del dispositivo; la AV, aunque la AV en azul es ligeramente inferior a la obtenida clínicamente; la posición del punto remoto y el próximo de forma relativamente precisa.

Summary

The digital age has transformed visual care making it possible to perform remote optometric consultations and visual tests (tele-optometry). However, excessive use of electronic devices could cause the onset or progression of myopia. A series of studies are carried out that analyze the use of smartphones as a tool, both for the measurement of illuminance, the time and distance of use (digital habits) and its possible effects on myopia, as well as monitoring the possible refractive change and visual acuity (VA) of the user.

In a first study, objective measurements of digital habits were taken in a group of young people in which no type of alert was used (passive group) and in another group in which minimum use, distance or lighting alerts were used (active group). The active group presented a mean distance of use of the device of 343 ± 32 mm compared to the passive group with 307 ± 57 mm ($p = 0.019$). There were no differences ($p = 0.461$) in terms of illuminance between groups. A weak correlation was found between the spherical equivalent and digital habits.

In a second study, the accuracy of the illuminance measurements taken by the device's light sensor was analyzed and an original method of facial illuminance measurement was studied. The results showed that the light sensor responds in a very linear way to illuminance variation ($R^2 > 0.98$) although it overestimates or underestimates the luminance values depending on the type of light source. For a typical indoor light source, the illuminance measurement was 25% below the actual value. The proposed method allows a measurement of facial illumination with a mean error of 27%.

In a third study, several experiments were carried out in order to find out if it is possible to accurately measure VA with a smartphone and a mobile application (app) that uses white or blue light stimuli. Regarding the use of white light, a difference of 0.01 logMAR ($p > 0.47$) was found between the VA measurement with a smartphone and the clinical measurement. Regarding the use of blue light, after determining a mean value of -0.67 ± 0.21 D for the longitudinal chromatic aberration between blue and white pixels of OLED screens of a smartphone, 90% of the subjects had a VA value that was 0.15 logMAR greater for white light than blue light.

Finally, in a fourth study, far point (FP) measurements were taken with an app using blue light in subjects who had various amounts of induced myopia. The results showed a good correlation between induced myopia and that obtained from the FP measured with the app ($R^2 = 0.80$). The mean difference between the two methods was 0.46 ± 0.23 D. Near point (NP) measurements were also taken in presbyopes, by inducing a certain addition in the subjects, and a good correlation was found between the induced addition and that obtained from the measured NP with the app ($R^2 = 0.81$). The mean difference between both methods was 0.03 ± 0.40 D.

The main conclusions of the work are that with current smartphones it is possible to measure: digital habits and modify at least the distance of use of the smartphone; facial illuminance within the accuracy limits of the device sensor; VA, although the VA in blue is slightly lower than that obtained clinically; the position of the far and near point with relatively accuracy.

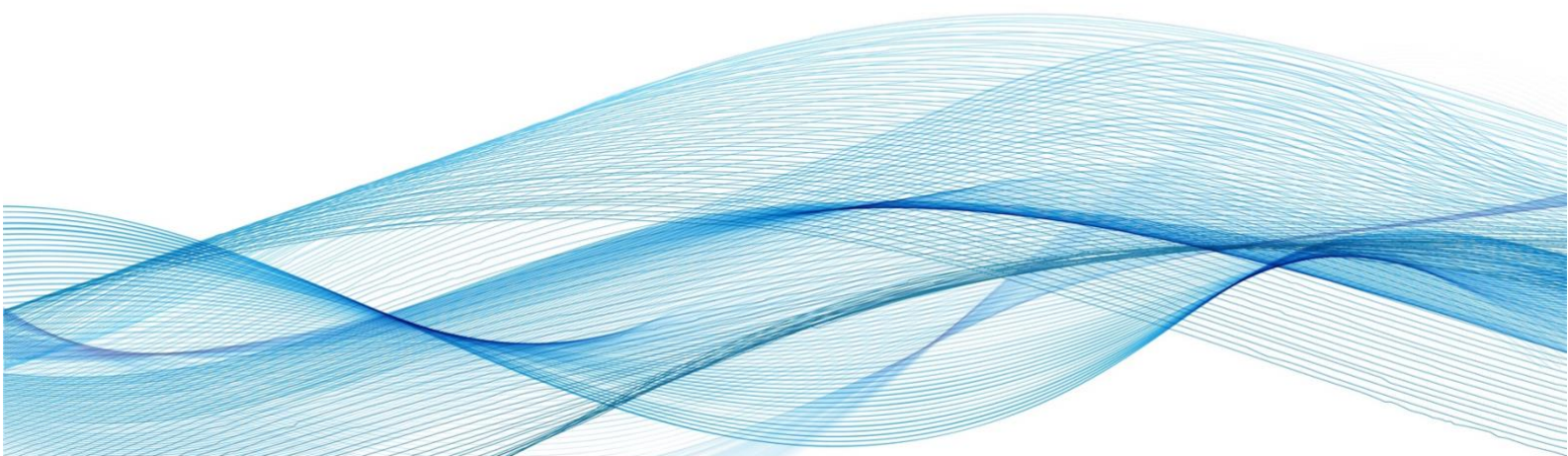
Tabla de contenido

Capítulo 1. <i>Introducción general y propósito de la tesis</i>	10
1.1. Tele-optometría y dispositivos móviles	10
1.2. Miopía y dispositivos electrónicos	12
1.3. Propósito y organización de la tesis	16
Capítulo 2. <i>Medida de hábitos digitales con una aplicación móvil: comparación entre población joven y adulta</i>	20
2.1. Introducción	20
2.2. Metodología	23
2.3. Resultados	25
2.4. Discusión	30
Capítulo 3. <i>Medida de la iluminancia facial con smartphones y tabletas</i>	36
3.1. Introducción	36
3.2. Metodología	37
3.2.1. Cuantificación de la iluminancia facial	37
3.2.2. Calibración	40
3.2.3. Selectividad angular de los sensores de luz ambiental del dispositivo	41
3.2.4. Medidas de iluminancia facial usando la cámara	42
3.3. Resultados	43
3.4. Discusión	45
Capítulo 4. <i>Validación clínica de una aplicación móvil para medir la agudeza visual</i>	50
4.1. Introducción	50
4.2. Metodología	54
4.2.1. Experimento E1: estimación de la AV con luz blanca de pantallas OLED	54
4.2.2. Experimento E2: evaluación de la LCA entre píxeles azules y blancos	57
4.2.3. Experimento E3: estimación de la AV con luz azul de pantallas OLED	59
a. Comparación de medidas de AV entre luz blanca y azul con la misma luminancia.	59
b. Medida de AVsc con una app utilizando luz azul.	60
4.3. Resultados	62
4.3.1. Experimento E1: estimación de la AV con luz blanca de pantallas OLED	62
4.3.2. Experimento E2: evaluación de la LCA entre píxeles azules y blancos	63
4.3.3. Experimento E3: estimación de la AV con luz azul de pantallas OLED	64
4.4. Discusión	66

Capítulo 5. Evaluación preliminar de medida del punto remoto y punto próximo con un smartphone	78
5.1. Introducción	78
5.2. Metodología	82
5.2.1. Experimento E1: evaluación del PR medido con luz azul en una pantalla OLED	83
5.2.2. Experimento E2: evaluación del PP en presbitas, medido con luz azul en una pantalla OLED	85
5.3. Resultados	87
5.3.1. Experimento E1: evaluación del PR medido con luz azul en una pantalla OLED	87
5.3.2. Experimento E2: evaluación del PP en presbitas, medido con luz azul en una pantalla OLED	89
5.4. Discusión	92
Capítulo 6. Conclusiones y futuros estudios	98
Referencias	102
Apéndices	120
Glosario de acrónimos y definiciones	120
Listado de publicaciones	124
Informe de la Comisión de Ética de Investigación	126

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN GENERAL Y PROPÓSITO DE LA TESIS



Capítulo 1. Introducción general y propósito de la tesis

1.1. Tele-optometría y dispositivos móviles

En la era digital, los dispositivos electrónicos se han convertido en las herramientas de precisión que están revolucionando la forma en que se brinda atención médica, fusionando la ciencia con la tecnología para mejorar la salud y transformar el cuidado de los pacientes¹.

La telemedicina no es una simple herramienta de investigación sino un servicio clínico basado en la conexión entre la medicina y la tecnología². Los avances tecnológicos permiten que los pacientes se conecten con los profesionales de la salud de manera remota, a través de dispositivos electrónicos como *smartphones*, tabletas y ordenadores. Esto ha abierto un mundo de posibilidades en términos de acceso a la atención médica, especialmente para aquellos que se encuentran en espacios rurales o tienen dificultades para desplazarse^{3,4}. La revisión de la literatura demuestra que esta técnica se ha utilizado con éxito en oftalmología y que establece una conexión entre especialistas y pacientes⁵⁻⁸. La telemedicina y la teleoftalmología han experimentado un crecimiento exponencial durante la pandemia del COVID-19, emergiendo como herramientas vitales para mantener la continuidad de la atención visual y oftalmológica en tiempos de distanciamiento social⁹⁻¹². Además, en los últimos años también ha surgido una nueva modalidad de atención a distancia en el campo de la salud ocular llamada tele-optometría. Tanto la teleoftalmología como la tele-optometría utilizan la tecnología para ampliar el acceso a la atención visual, aunque son conceptos relacionados existen algunas diferencias específicas. La teleoftalmología implica la evaluación y diagnóstico de enfermedades oculares por parte de oftalmólogos mediante la transmisión de imágenes, datos y comunicación en tiempo real, mientras que la tele-optometría se centra más en la detección y monitoreo de problemas de la visión y medidas de refracción, agudeza visual (AV), sensibilidad al contraste, visión del color, etc. Son los optometristas los profesionales que llevan a cabo la tele-optometría. Los optometristas tienen la oportunidad de usar herramientas como los dispositivos electrónicos para realizar exámenes visuales básicos, como la medición de la AV, la refracción y la evaluación de la salud ocular de forma remota⁴.

Los avances tecnológicos en el campo de la teleoftalmología están revolucionando la manera en que se diagnostican y tratan algunas de las enfermedades oculares. La implementación de

herramientas como la Inteligencia Artificial (IA), el *Machine Learning* (ML) y el *Deep Learning* (DL) ha permitido mejorar la detección de enfermedades oculares graves sin la necesidad de la atención personal directa de un oftalmólogo¹⁰. La IA se refiere al uso de tecnología para imitar el comportamiento humano, mientras que el ML se basa en sistemas que pueden aprender de la experiencia en lugar de requerir una programación humana directa. Por su parte, el DL es un subconjunto del ML que expande aún más la capacidad de la tecnología para aprender y predecir¹³. Se ha demostrado que la aplicación de estas herramientas a las imágenes oftálmicas ha logrado una detección clínica precisa, especialmente en el caso de la retinopatía diabética, degeneración macular asociada a la edad (DMAE), glaucoma y enfermedades del segmento anterior¹⁴⁻²⁰.

Los teléfonos inteligentes (*smartphones*) se están convirtiendo en una parte imprescindible en la vida cotidiana con un gran impacto en todo el mundo. Statista informó que aproximadamente el 70% de la población mundial son usuarios de *smartphones* en 2023, siendo 43 millones de usuarios en España²¹. Esta gran expansión mundial del uso de los *smartphones*, junto a su alto rendimiento como dispositivos informáticos y de detección, es una de las principales fuerzas impulsoras del surgimiento de la telemedicina^{22,23}.

En la última década, los avances en la tecnología de pantallas de diodos orgánicos emisores de luz (OLED) han permitido que estos dispositivos alcancen densidades de píxeles adecuadas para su utilidad clínica en aplicaciones de teleoftalmología²⁴⁻²⁶. La mayoría de los *smartphones* pueden generar una resolución de pantalla de hasta 2K (más de 3 millones de píxeles) con valores de luminancia superiores a 1000 nit.²⁷ Los microprocesadores de alta velocidad permiten que estos dispositivos muestren y analicen videos de alta definición (HD) a velocidades superiores a 1 GHz²⁸. Estos grandes avances permiten, mediante el uso de aplicaciones móviles (apps) apropiadas, que los pacientes puedan autoevaluarse y contactar con un profesional antes de que la enfermedad ocurra o avance. De esta forma, gracias a la teleoftalmología o tele-optometría, con la ayuda de los *smartphones*, se puede detectar alguna anomalía visual e incluso prevenir o detener el progreso de enfermedades o disfunciones visuales^{4,29}. En la actualidad, existen diversas apps disponibles en el mercado para autoevaluar la salud visual, aunque no existen demasiados estudios de validación clínica que avalen la fiabilidad y precisión de los resultados obtenidos.³⁰⁻³⁵ Si bien los *smartphones* pueden ser de gran ayuda si se utilizan como herramientas para la enseñanza y el aprendizaje o para la

interacción y la socialización³⁶, también existen numerosos aspectos negativos relacionados con su uso excesivo, como la adicción, la distracción y problemas cognitivos y visuales^{37,38}. Dentro de los problemas visuales asociados al uso excesivo de los *smartphones* se encuentra la aparición y progresión de miopía^{39,40}.

Se ha planteado la hipótesis de que el uso intensivo de dispositivos electrónicos por parte de los niños podría desencadenar la aparición y acelerar la progresión de la miopía⁴¹ y, sin embargo, comienzan a usarlos a una edad cada vez más temprana⁴². En 2020, el tiempo medio diario que los niños menores de 8 años pasaban con pantallas fue de 2,24 h, de las cuales 1,15h utilizaban *smartphones*, siendo tres veces mayor que en 2013^{42,43}. El riesgo sigue siendo alto entre los estudiantes universitarios, que pasan muchas horas frente a libros y dispositivos electrónicos, lo que aumenta la posibilidad de desarrollar miopía tardía⁴⁴. Además, la cantidad de horas que se pasan frente a los dispositivos electrónicos todos los días ha aumentado en el último año debido a las clases virtuales a distancia realizadas durante la pandemia de COVID-19. De hecho, estudios recientes muestran un aumento significativo en la progresión de la miopía en 2021 en comparación con años anteriores⁴⁵⁻⁴⁹.

Wang et al. encontró un cambio refractivo significativo en evaluaciones visuales realizadas en una escuela en 2020 en comparación con años anteriores (desde 2015 a 2019) en niños < 6 años (-0,32 D), 7 años (-0,28 D) y 8 años (-0,29 D). Además, la prevalencia de miopía en las evaluaciones de 2020 también fue más elevada (21,5 % frente a 5,7%)⁴⁵. Además, Xu et al. encontró que la tasa de incidencia de miopía aumentó del 8,5% antes de la cuarentena por COVID-19 al 13,6% después del confinamiento⁴⁶.

1.2. Miopía y dispositivos electrónicos

La miopía es una de las principales causas de pérdida de visión en todo el mundo, y su prevalencia va en aumento^{50,51}. Se ha convertido en un importante problema de salud pública ya que podría ser un desencadenante de ceguera con el paso del tiempo⁵². Cada vez es más urgente identificar los factores con mayor impacto en la aparición y progresión de la miopía, así como las intervenciones que podrían prevenir su aparición o frenar su progresión. Numerosos estudios muestran que la miopía puede ser consecuencia de una interacción de factores genéticos^{53,54} y ambientales⁵⁵, como el trabajo de cerca⁵⁶⁻⁵⁹ y los niveles de luz ambiental^{60,61}.

La relación entre el trabajo de cerca continuado que demanda altos niveles de acomodación y el desarrollo de miopía está bien documentada⁶². Los estudios epidemiológicos también han mostrado una correlación entre la cantidad de trabajo de cerca y el inicio y la progresión de la miopía^{56,63,64}. Al mismo tiempo, el uso casi universal de dispositivos electrónicos en los últimos años ha aumentado la cantidad de actividades diarias a distancias cercanas, ya que las pantallas a menudo se ven más cerca que un texto impreso^{65,66}. En consecuencia, el esfuerzo de acomodación requerido durante el trabajo de cerca se ha propuesto como un factor causal en el desarrollo de la miopía pero la relación entre la demanda acomodativa y la miopía es compleja, ya que los métodos de intervención actuales no han mostrado resultados significativos⁶⁷. Mutti et al. encontró diferencias significativas entre los niños miopes y emétopes en cuanto al tiempo dedicado a tareas cercanas ($p = 0,0003$), en concreto, los miopes pasaron más tiempo realizando tareas escolares ($p = 0,024$) y leyendo por placer ($p = 0,002$). En consecuencia, la correlación entre dioptrías por hora también fue significativamente mayor en los miopes que en los emétopes ($p = 0,002$)⁵⁶. Un metaanálisis publicado en 2015 en el que participaron más de 25.000 sujetos de entre 6 y 18 años encontró una fuerte correlación entre el trabajo de cerca y la miopía. La asociación entre el trabajo de cerca y la probabilidad de progresión de miopía aumentó un 2% por cada dioptría/hora adicional de actividad de trabajo de cerca⁵⁷. Sin embargo, Foreman et al.⁶⁸ realizó un metaanálisis de estudios que relacionan el uso de dispositivos electrónicos y la miopía. Aunque se encontró cierta evidencia en relación con el trabajo en cerca, la falta de estudios que utilicen medidas objetivas de la distancia de uso y del tiempo de pantalla, indica la necesidad de más investigaciones en este campo³⁹.

Por otro lado, se ha mostrado una relación significativa entre la exposición a la luz ambiental y el desarrollo y avance de la miopía en niños⁶⁹⁻⁷¹. Un metaanálisis que evaluó el impacto de las actividades al aire libre y la probabilidad de aparición de miopía, indicó una disminución del 2% por cada hora adicional de tiempo al aire libre por semana⁷². Estos resultados han sido confirmados por un trabajo más reciente de Xiong et al.⁷³ quien informó que el tiempo que los niños dedican a actividades al aire libre en condiciones de alta iluminación tuvo un efecto protector sobre el inicio de su miopía, con una reducción de entre el 2% y 5%, pero no sobre la progresión de la miopía. En un estudio de 2018, Wu et al.⁷⁴ concluyó que los altos niveles de luz ambiental pueden ayudar al proceso de emetropización. Se estima que el nivel de iluminación en un día soleado puede ser de aproximadamente 100.000 lux, mientras que en

interiores suele estar entre 100 y 500 lux⁷⁵. En colegios de varios países del mundo, se han establecido normas académicas en las que se han implementado más actividades al aire libre para que los niños puedan descansar del trabajo cercano en el interior. En el caso de Taiwan, tras un año de estudio longitudinal, se descubrió que la incidencia de miopía en estos niños se redujo al 8,4% en comparación con el 17,6% en los niños que no tenían miopía⁷⁶.

Realizar trabajos de cerca en interiores y actividades al aire libre son dos factores que pueden, o no, estar relacionados, aún se desconoce si alguno de estos factores predomina sobre el otro. Por ejemplo, ¿el efecto de estos factores en un niño que está al aire libre jugando al baloncesto será el mismo que el de un niño que está al aire libre usando su *smartphone* a una distancia cercana? El alcance de la influencia de estos factores en la aparición y la progresión de la miopía aún no se conoce bien debido al hecho de que es muy difícil medir estos factores en condiciones reales. Al mismo tiempo, si se van a implementar intervenciones conductuales para abordar la miopía (modificar la distancia de trabajo en cerca, aumentar el tiempo al aire libre o aumentar la iluminación del aula), es fundamental cuantificar la "dosis" y garantizar que se cumpla con tales intervenciones. Esto requiere herramientas y métodos que puedan medir y monitorizar estos factores de forma independiente, continua y precisa en tiempo real.

Desafortunadamente, hasta hace poco, los métodos se limitaban a las respuestas obtenidas de los cuestionarios de los niños o sus padres^{60,63,77,78}. Por ejemplo, incluyen preguntas como: "¿cuántos libros ha leído el niño en los últimos 3 meses?" o "¿cuántas horas a la semana pasa el niño en espacios exteriores?". Los resultados obtenidos de este modo son poco exactos y precisos, porque dependen de la memoria y los sesgos humanos. Como ejemplo, Li et al.⁷⁹ realizó un estudio sobre la validez y fiabilidad de cuestionarios relacionados con la actividad al aire libre, encontrando que la correlación entre dos encuestas repetidas, con un intervalo de 3 semanas, fue solamente 0,63. Aunque los padres pueden estimar el tiempo que pasan al aire libre, no pueden cuantificar las distancias de trabajo en cerca ni la iluminación de la habitación de sus hijos.

Los *smartphones* incluyen cámaras, sensores de luz, pantallas de alta resolución y velocidad de procesamiento, lo que crea una oportunidad para medir los hábitos digitales de los usuarios y además, poder incluso avisar al usuario si las condiciones de uso son inapropiadas o

perjudiciales para su salud visual⁸⁰. Se consideran hábitos digitales del usuario al tiempo que pasa mirando la pantalla, la distancia de uso y las condiciones ambientales de iluminación.

Actualmente, existen algunos dispositivos electrónicos que hacen posible la monitorización de estos hábitos consiguiendo una toma objetiva de datos. Usando alguno de estos dispositivos que le permitía tomar medidas objetivas de iluminación ambiental Read et al.⁸¹ tomó medidas objetivas de iluminación ambiental usando un sensor de luz portátil del tamaño de un reloj de pulsera (Actiwatch[®]). Verkicharla et al. tomaron medidas objetivas de iluminación ambiental con un sensor (FitSight[®]) de características similares a Actiwatch^{®82}. Estos dispositivos basados en una pulsera presentan algunas limitaciones: falta precisión, no miden realmente la iluminación que llega a los ojos, sino la cantidad de luz que hay en el ambiente; el sensor puede, a veces, dejar de medir correctamente si, por ejemplo, involuntariamente el sensor queda oculto tras la manga de una camisa. Además, existen dos dispositivos en el mercado capaces de registrar datos de la iluminación ambiental, distancia, tiempo y ángulo de lectura^{83,84}: Clouclip[®] y Vivior[®] que constan de un pequeño dispositivo que se incorpora en la varilla de las gafas del niño^{85,86}. Un inconveniente de estos dispositivos es que el niño debe llevar puestas las gafas para poder utilizarlos.

Por otro lado, en Murcia utilizamos una app (vision.pp, VisionApp Solutions S.L.) para tomar datos de iluminación ambiental, tiempo y distancia de uso del propio teléfono móvil o tableta⁸⁰. Se obtuvieron datos de iluminación, distancia y tiempo de uso de los dispositivos, en las aulas de dos centros docentes diferentes, donde utilizan a menudo tabletas para impartir las clases. Una limitación del método es que los datos se recogen solo cuando los niños utilizan sus tabletas o móviles a través del sensor que estos dispositivos presentan junto a la cámara delantera. Recientemente Apple Inc. ha incluido en su app *Salud* dos prestaciones como método preventivo de la miopía. Una de ellas integrada en el *Apple Watch* que mide el tiempo de exposición a la luz diurna, y otra, incorporada en iPhone o iPad, que utiliza la cámara *TrueDepth* para medir la distancia cara-pantalla y así poder indicar a los usuarios que alejen el dispositivo⁸⁷. Estas prestaciones han sido incorporadas recientemente y todavía no se dispone de información ni estudios utilizándolas.

Además de intentar prevenir la aparición o frenar la progresión de la miopía mediante la medida objetiva de los factores ambientales que se muestran influyentes en el desarrollo de la

miopía, también es importante destacar la importancia de mantener un control exhaustivo de cambios del error refractivo y el crecimiento ocular por el profesional de la visión. Es importante realizar una evaluación continua de cambios en la refracción ya que es fundamental la detección temprana de la miopía en niños y adolescentes para poder mitigar la epidemia de miopía^{88,89}. Aunado a ello, se conoce que el error refractivo no corregido tanto en personas adultas como niños es la principal causa de discapacidad visual en todo el mundo a pesar de tener tratamiento, lo que supone un problema de salud pública^{90,91}. Aprovechando los últimos avances de tecnología móvil, ya existen algunas apps de medida de error refractivo. Por ejemplo, Netra (EyeNetra, Massachusetts, EE.UU.) es una tecnología que utiliza un accesorio adicional y una app para evaluar el error refractivo⁹² o myRx Refraction Exam (Luna Solutions, LLC) es una app que también ofrece resultados de error refractivo (esfera, cilindro y eje), y son supervisados por un optometrista⁹³.

Los estudios mencionados que registran los factores distancia, iluminancia y tiempo de trabajo presentan algunas limitaciones en la monitorización y mediciones objetivas de estos factores. En primer lugar, Actiwatch y FitSight, que miden la exposición a la luz y la actividad física, no proporcionan una medición precisa de la iluminación que llega a los ojos. Además, estos dispositivos basados en pulseras pueden tener problemas de precisión y pueden dejar de medir correctamente en ciertas situaciones. Por otro lado, Clouclip y Vivior, que se incorporan en las gafas del niño, pero requieren que el niño lleve gafas para utilizarlos. Las limitaciones que presentan los métodos de medida de error refractivo son: la necesidad de obtener un accesorio auxiliar para poder realizar las medidas, en el caso de Netra y myRx Refraction Exam solo está disponible para iPhone y descarta automáticamente a los usuarios con medidas fuera del rango: esfera entre -1,0 D y -5,0 D, cilindro $> -2,0$ D y potencia total (esfera + cilindro) $> -6,0$ D. Estas limitaciones destacan la necesidad de abordar y mejorar la precisión y la comodidad en la recopilación de datos objetivos en futuros estudios.

1.3. Propósito y organización de la tesis

El objetivo principal de la tesis es evaluar la capacidad de utilizar los *smartphones* como instrumento de medida y control del cambio refractivo con el paso del tiempo, tanto en jóvenes (progresión de miopía) como mayores (progresión de presbicia) y de monitoreo de sus hábitos digitales. Para poder alcanzar este objetivo se han realizado una serie de estudios que se han incluido como capítulos separados según la temática.

En el Capítulo 2 se propone un nuevo método de obtención de valores objetivos de comportamiento de visualización y hábitos digitales (tiempo frente a la pantalla, distancia cara-dispositivo e iluminación ambiental) en una población de adultos y jóvenes con una app, como posible solución a la falta de métodos de recogida de datos objetivos de hábitos digitales, útiles tanto en el ámbito de investigación para conocer datos reales, como en la vida cotidiana de los usuarios de *smartphones* para mejorar sus hábitos.

En el Capítulo 3, se propone un nuevo método de medida de iluminancia facial con una app que proporcione una medida de la iluminación ambiental más estrechamente relacionada con la iluminación retiniana que las medidas alternativas de luz ambiental de campo amplio utilizadas anteriormente.

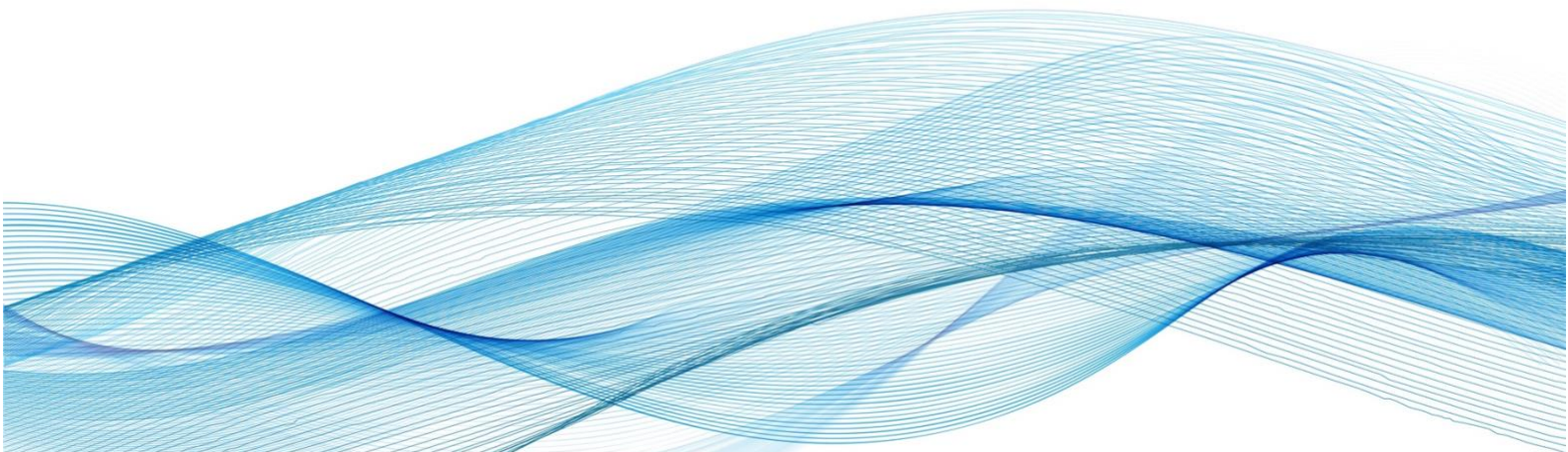
En el Capítulo 4, se plantea la validación clínica de la AV medida mediante una app. La AV está directamente relacionada con el error refractivo, ya que la refracción subjetiva se basa en optimizar la AV de un sujeto comparando diferentes cambios de visión. Por lo tanto, la AV es un factor imprescindible en el proceso de refracción subjetiva. Por otro lado, se busca determinar si la luz azul emitida por las pantallas de los *smartphones* se puede utilizar para obtener medidas de AV en comparación con las mismas obtenidas mediante un método clínico estándar, con el propósito de realizar medidas a una distancia cómoda y asequible en cualquier vivienda.

Por último, en el Capítulo 5 se presenta una evaluación preliminar de medidas de refracción esférica (punto remoto (PR)) y adición (punto próximo (PP)) mediante una app. Ya que mediante el método de medida del PR no somos capaces de detectar errores refractivos mayores de 0,20 D, se plantea la medida de PP para conseguir medir estos valores.

En términos generales, con esta tesis se busca abordar las interrogantes planteadas y contribuir al conocimiento existente en el campo, brindando una comprensión más profunda de los avances en la tecnología y su aplicación en el campo de la salud visual como método de diagnóstico y prevención de problemas visuales.

CAPÍTULO 2

MEDIDA DE HÁBITOS DIGITALES A TRAVÉS
DE UNA APLICACIÓN MÓVIL: COMPARACIÓN
ENTRE POBLACIÓN JOVEN Y ADULTA



Capítulo 2. Medida de hábitos digitales con una aplicación móvil: comparación entre población joven y adulta

2.1. Introducción

Los *smartphones* se están convirtiendo en una parte imprescindible en la vida cotidiana. En 2019, la industria de los *smartphones* alcanzó aproximadamente el 41,5% de la población mundial⁹⁴. En 2018, la mitad de la población china (700 millones) eran usuarios de *smartphones*⁹⁵. Además, más del 90% de los jóvenes de entre 16 y 34 años en el Reino Unido tenían un *smartphone* en 2019⁹⁶. Según el último informe de *The Common Sense Consensus*, los usuarios adolescentes de entre 13 y 18 años pasan entre 6 y 9 horas al día frente a sus pantallas⁹⁷.

Muchos investigadores han señalado el uso excesivo de los *smartphones* como un motivo de preocupación general^{39,98}, en particular, como un riesgo significativo de aparición y progresión de la miopía en niños⁴⁰. Todavía se desconoce la causa exacta, pero los estudios publicados en la última década indican que la miopía es un resultado de la interacción entre factores genéticos^{53,99}, trabajo cercano^{56,63,79,100} e iluminación ambiental^{70,71,101}.

El estudio del efecto de cada uno de estos factores en el desarrollo y progresión de la miopía es muy complicado y necesita estudios longitudinales en grandes poblaciones¹⁰². Dadas las limitaciones de los cuestionarios, varios investigadores han señalado la necesidad de que datos objetivos de estos factores, se correlacionen con la progresión de la miopía⁶⁸.

Hasta donde sabemos, existen pocos estudios que recopilen datos objetivos de hábitos digitales^{80,103,104}. Se han llevado a cabo algunos estudios utilizando sensores de luz incluidos en pulseras o relojes^{81,82,105,106} (Figura 2.1). Read et al.⁸¹ mostró que los niños miopes presentaban un promedio diario de exposición a la luz considerablemente menor que los niños no miopes, aunque los niveles de actividad física realizada también eran menores, no fueron estadísticamente significativos. Tomaron medidas objetivas de iluminación ambiental usando un sensor de luz portátil del tamaño de un reloj de pulsera (Actiwatch[®]) con el que se recopilaron mediciones de exposición a la luz y actividad física, ya que la pulsera lleva incorporado un acelerómetro. También demostró en otro estudio, que el crecimiento ocular

axial de los niños expuestos diariamente a niveles bajos de luz aumentó en 0,1 mm más que los niños expuestos a niveles de luz natural más elevados^{105,106}. Verkicharla et al. tomaron medidas objetivas de iluminación ambiental con una app (FitSight) disponible para relojes *Smartwatch*, se registró el tiempo medio que pasaron al aire libre (> 1000 lux) durante los días de semana (1,0 h) y los fines de semana (1,3 h) (60 ± 46 minutos frente a 79 ± 53 minutos, $p = 0,19$)⁸². Estos dispositivos basados en una pulsera presentan algunas limitaciones: falta precisión, no miden realmente la iluminación que llega a los ojos, sino la cantidad de luz que hay en el ambiente; el sensor puede a veces dejar de medir correctamente, por ejemplo, involuntariamente el sensor puede quedar oculto tras la manga de una camisa.



Figura 2.1. Algunos dispositivos de medida objetiva de iluminación ambiental, distancia y tiempo de lectura. De izquierda a derecha: FitSight App[®], Actiwatch[®], HOBO Pendant[®], arriba Vivior[®] y abajo Clouclip[®].

Dharani et al. comparó el tiempo al aire libre registrado en un diario y el medido con un medidor de luz portátil (HOBO[®]) durante un período de 1 semana en 117 niños singapurenses de 6 a 12 años. Los niños pusieron el medidor en sus camisas utilizando un alfiler para sujetarlo, con el sensor de luz hacia fuera. El tiempo promedio al aire libre registrado en el diario y el tiempo con niveles de luz fue de 5,44 horas por semana y 7,91 horas por semana. Los coeficientes de correlación fueron de 0,21 y 0,28 para el tiempo al aire libre registrado en el diario y el medidor de luz (con un límite de 1000 lux) durante el período escolar y las vacaciones escolares, respectivamente. Las limitaciones que presenta este dispositivo son similares a las que presenta cualquier dispositivo de pulsera, se puede ocultar y realmente no recoge la iluminación que llega a la cara del niño.

Además, existen dos dispositivos en el mercado capaces de registrar datos de la iluminación ambiental, distancia, tiempo y ángulo de lectura^{83,84}: Clouclip[®] y Vivior[®]. Ambos constan de

un pequeño dispositivo que se incorpora en la varilla de las gafas del niño^{85,86} (Figura 2.1). Wen et al. compararon respuestas a cuestionarios con medidas objetivas de trabajo cercano y tiempo al aire libre tomadas con Clouclip[®] en 80 participantes. En cuanto a las medidas objetivas, el máximo error relativo fue del 2,07% para la distancia y del 2,23% para la iluminancia. Suponiendo que < 30 cm era la distancia típica para las actividades de cerca y >1000 lux era el umbral típico para los entornos exteriores, el cuestionario mostró una tendencia de sobreestimación para ambos factores y una correlación débil entre ambos métodos ($p > 0,05$)⁸⁴. Un inconveniente de estos dispositivos es que el niño debe llevar puestas las gafas para poder utilizarlos.

Otro estudio en el que, usando la misma tecnología que utilizaremos en este estudio, con una app se recopilan datos de distancia de uso de pantallas, de iluminación ambiental y de tiempo con pantallas en dos colegios. Salmerón-Campillo et al.⁸⁰ utilizó la app vision.pp (VisionApp Solutions S.L., España) para tomar datos de iluminación ambiental, tiempo y distancia de uso del propio teléfono móvil o tableta. Se obtuvieron datos de iluminación, distancia y tiempo de uso de los dispositivos, en las aulas de dos centros docentes diferentes, donde utilizan a menudo tabletas para impartir las clases. Una limitación del método es que los datos se recogen solo cuando los niños utilizan sus tabletas o móviles a través del sensor que estos dispositivos presentan junto a la cámara delantera.

Existe otro estudio en el que se recopilan datos de hábitos digitales de usuarios de *smartphones*¹⁰⁷. El estudio se realizó en 272 adolescentes (14 ± 1 años) durante 5 semanas. Los sujetos usaban la app Myopia app (Innovatic[®], Países Bajos), esta incluía un cuestionario con algunas preguntas como: "¿Cuánto tiempo pasó al aire libre el último sábado?", mientras el sujeto respondía el cuestionario, se medía la distancia cara-dispositivo usando la cámara frontal del *smartphone*. Además, hacían preguntas sobre la exposición al aire libre dos veces por semana a través de notificaciones emergentes y medían el tiempo de uso. Enthoven et al. es un estudio original e innovador, aunque tiene algunas limitaciones: el nivel de iluminación se midió mediante cuestionarios, la distancia cara-dispositivo solo se midió cuando se estaba contestando al cuestionario de iluminación y no todo el tiempo y el tiempo de uso obtenido no correspondía al tiempo de pantalla exclusivamente. Por ejemplo, un usuario puede usar el *smartphone* para escuchar música, pero no estar mirando a la pantalla y en este estudio lo

considerarían tiempo de uso, quizás por este motivo excluían a niños con un uso continuo del dispositivo de más de 5 horas.

En este contexto, el objetivo principal de nuestro estudio fue obtener valores objetivos de hábitos digitales (tiempo frente a la pantalla, distancia cara-dispositivo e iluminación) en una población de jóvenes y presbitas en condiciones normales de uso, y relacionar los datos obtenidos con valores clínicos de refracción.

2.2. Metodología

Participantes

Se reclutaron 68 sujetos (35 ± 12 años) a través de 13 centros optométricos españoles: 4 centros de Alicante, 1 centro de Barcelona, 1 centro de Jaén, 1 centro de Madrid y 6 centros de Murcia. El único criterio de exclusión de participantes fue padecer alguna patología ocular (glaucoma, ambliopía, etc.). Se obtuvo la aprobación del Comité Ético de la Universidad de Murcia y se adhirió a los principios de la Declaración de Helsinki.

Procedimiento y app

Los sujetos fueron refraccionados subjetivamente en su centro y se recogieron datos de sus hábitos digitales (distancia cara-dispositivo (d), tiempo de uso (t) e iluminación ambiental (i)), a una frecuencia de 1Hz, mediante la app vision.app (Visionapp Solutions S.L., España) que debían instalar en sus dispositivos móviles. Esta app es capaz de trabajar en segundo plano mientras el usuario está utilizando su *smartphone* con naturalidad, incluso utilizando apps como Instagram[®], Whatsapp[®], etc. y registrar y almacenar datos de hábitos digitales de cada usuario. Además, una de las funcionalidades propuestas por la app para intentar corregir malos hábitos digitales consiste en notificar al usuario mediante alertas (oscurecimiento de la pantalla con mensajes como “Estás demasiado cerca”, “Estás demasiado tiempo usando el dispositivo” o “Hay poca luz”) indicando que no cumple con las condiciones establecidas por el profesional (Figura 2.2).

El optometrista u oftalmólogo se encarga de establecer una distancia mínima de uso, iluminación ambiental mínima y tiempo de uso máximo para cada paciente. En este estudio se utilizó un límite de distancia de uso de 300 mm y 100 lux, para que los sujetos estuvieran cómodos, pero a la vez generar un límite en cuanto a distancia de uso e iluminación que

podrían considerarse saludables, ya que 30 cm es la distancia típica de visualización del *smartphone*^{108,109} y 100 lux es la iluminación ambiente que debería considerarse mínima de cualquier habitación con, al menos, una fuente difusa de luz artificial⁸⁰. Unos límites inferiores podrían ser molestos para el uso normal del dispositivo.



Figura 2.2. Imágenes obtenidas de la app utilizada en este estudio, vision.app.

El algoritmo de medición de la distancia cara-dispositivo requiere un procedimiento de calibración individual único (por sujeto y dispositivo), cuyo principio se expresa en:

$$K = d_c \cdot n_c \quad \text{Ec. 2.1}$$

donde K es un valor constante que depende del dispositivo y se puede calcular mediante la ecuación (Ec. 2.1) conociendo el valor de d_c , que es la distancia de calibración, y el valor de n_c , el número de píxeles en la imagen de la cabeza del usuario capturada por una cámara frontal del dispositivo durante la calibración. La distancia cara-dispositivo d_t se puede estimar en tiempo real utilizando la siguiente ecuación:

$$d_t = \frac{K}{n_t} \quad \text{Ec. 2.2}$$

donde n_t es el número de píxeles en la imagen de la cabeza del usuario capturada por una cámara frontal del dispositivo en el momento t . La metodología se describe con más detalle en la patente de López-Gil y Liu¹¹⁰.

Los sujetos que participaron en este estudio se dividieron en 3 grupos:

- i) **Grupo 1 o grupo de jóvenes influenciado (G1).** 20 sujetos de edades entre 18 y 37 años (26 ± 5 años) con alertas activas. La app les advertía cuando $d < 300$ mm o $i < 100$ lux.
- ii) **Grupo 2 o grupo de jóvenes no influenciado (G2).** 20 sujetos de edades entre 18 y 37 años (27 ± 4 años) con alertas desactivadas. La app recogía datos de d , i y t pero no mostraba alertas.
- iii) **Grupo 3 o grupo de presbitas no influenciado (G3).** 28 sujetos ≥ 38 años (48 ± 7 años) con alertas desactivadas.

Se analizaron los datos registrados de hábitos digitales de cada sujeto y se evaluó estadísticamente la correlación entre los hábitos digitales y el equivalente esférico (EE = esfera + $\frac{1}{2}$ cilindro negativo) de los participantes. En total se obtuvieron más de 29 millones de muestras de datos.

Análisis estadístico

Se representaron los valores medios de d , i y t medios diarios y las desviaciones estándar (SD) para cada sujeto de cada grupo mediante un gráfico de barras. La comparación entre los datos de hábitos digitales de los grupos se realizó estadísticamente un test paramétrico o no paramétrico en caso de que no se cumplan los supuestos de normalidad y homocedasticidad. Además, la correlación entre los hábitos y el EE de los sujetos se evaluó mediante un análisis de regresión lineal para cada uno de los factores: d , i y t . Para el análisis estadístico se utilizó el programa R Studio v. 2022.7.2.576.

2.3.Resultados

La Figura 2.3 muestra la distancia media de uso del dispositivo, la iluminación ambiental media y el tiempo medio diario de uso del dispositivo para cada sujeto y la media total de estos factores en cada uno de los grupos.

Los resultados del G1 indican que la d (Figura 2.3) de los sujetos fue de 343 ± 32 mm cuando utilizaban sus *smartphones* mientras que los datos del G2 indican una d media de uso de 307 ± 57 mm. La d media de uso de dispositivos para el G3 fue de 339 ± 105 mm. Respecto a los resultados de iluminación obtenidos, para el G1 indican que la i media fue de 651 ± 961 lux

mientras que para el G2 fue de 447 ± 637 lux. La i media para el G3 fue de 528 ± 534 lux. El t medio diario (Figura 2.3) fue similar para cada grupo como se puede ver en la Tabla 2.1, siendo el G2 el grupo que más tiempo medio al día lo ha utilizado (3895 s = 1h 08min).

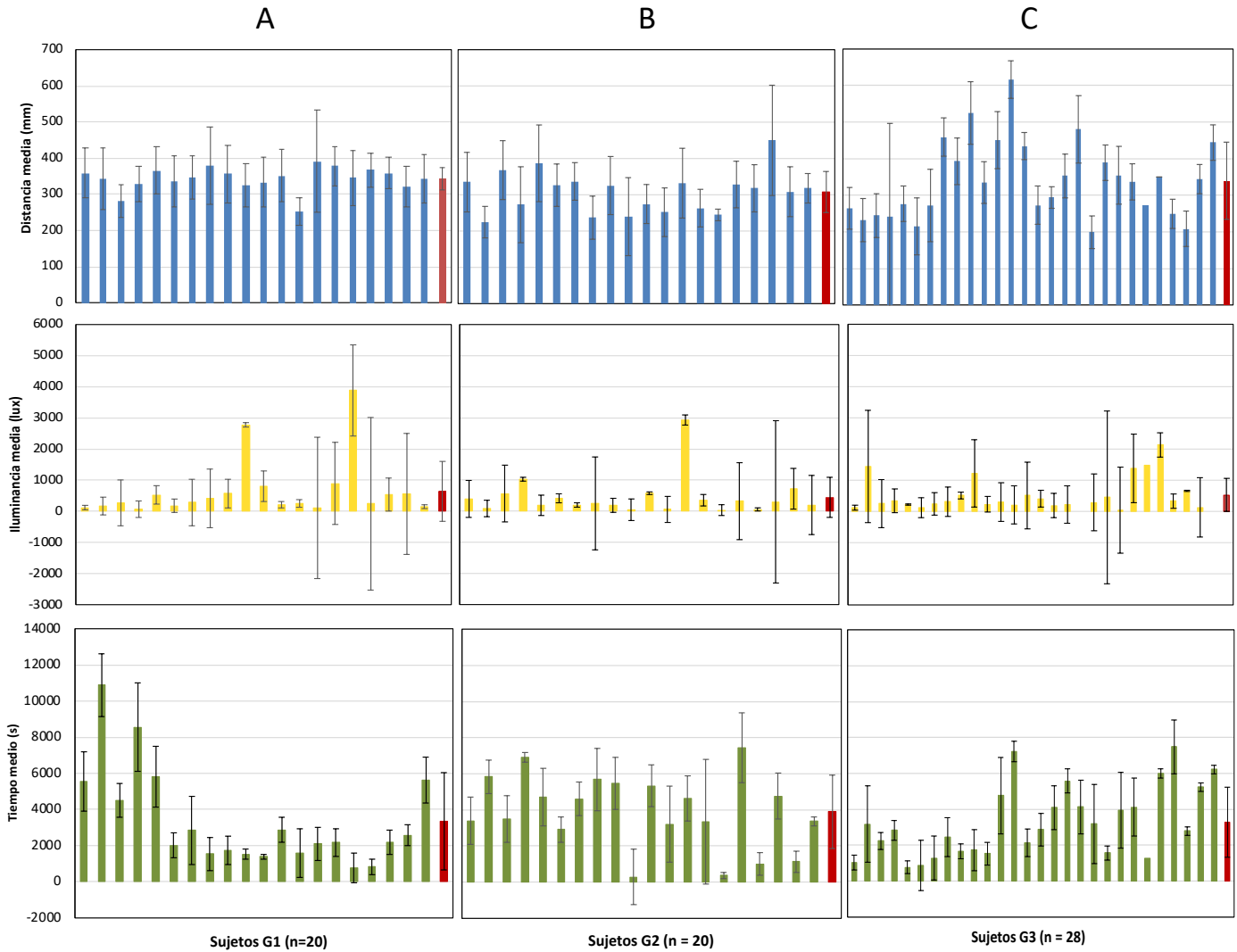


Figura 2.3. Valores medios de d , i y t para cada sujeto (barras azules, amarillas y verdes, respectivamente) y valores medios totales de d , i y t de cada grupo (barras rojas). A) G1, B) G2 y C) G3. Las barras de error representan ± 1 SD.

Grupo/Factor	d (mm)	i (lux)	t (s)
G1	343 ± 32	651 ± 961	3353 ± 2693
G2	307 ± 57	447 ± 637	3895 ± 2048
G3	339 ± 105	528 ± 534	3291 ± 1956

Tabla 2.1. Resumen de distancia, iluminación y tiempo medios de uso de cada grupo.

Se ha establecido un objetivo, que es ver si existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores medios de los grupos G1 y G2 para cada uno de los factores (d , i y t). Al comparar los valores medios de d obtenidos entre el grupo de jóvenes influenciado y no influenciado (G1 vs G2) se cumple el supuesto de normalidad y no se cumple el de homocedasticidad tras realizar la prueba de Shapiro Wilk (S-W) obteniendo un resultado $p = 0,250$ y una prueba F de Snedecor siguiendo el criterio de Levene, para comparar las dos varianzas obteniendo un resultado $p = 0,017$. El test de Welch reveló diferencias estadísticamente significativas en la d entre G1 y G2 ($p = 0,019$).

En el caso del factor i no se cumple el supuesto de normalidad, pero si el de homocedasticidad tras realizar la prueba de S-W obteniendo un resultado $p = 0,001$ y una prueba F de Snedecor, para comparar las dos varianzas obteniendo un resultado $p = 0,081$. Se utilizó el test no paramétrico de Wilcoxon Mann Whitney (W-M) que reveló que no existen diferencias estadísticamente significativas en la i entre G1 y G2 ($p = 0,461$).

Por último, para el factor t se cumplen los supuestos de normalidad y homocedasticidad tras realizar la prueba de S-W obteniendo un resultado $p = 0,722$ y una prueba F de Snedecor siguiendo el criterio de Levene, para comparar las dos varianzas obteniendo un resultado $p = 0,241$. Se utilizó la prueba t de Student paramétrica que reveló que no existen diferencias estadísticamente significativas en el t entre G1 y G2 ($p = 0,479$).

En cuanto a las posibles diferencias relacionadas con la edad entre los grupos no influenciados (G2 y G3), para el factor d se cumple el supuesto de normalidad, pero no el de homocedasticidad tras realizar la prueba de S-W para cada grupo, debido al diferente tamaño muestral, obteniendo unos resultados $p = 0,214$ (G2) y $p = 0,087$ (G3) y una prueba F de Snedecor, para comparar las dos varianzas obteniendo un resultado $p = 0,008$. Se utilizó el test de Welch paramétrico que reveló que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en d para G2 y G3 ($p = 0,175$).

En el caso del factor i no se cumple el supuesto de normalidad, pero sí de homocedasticidad tras realizar la prueba de S-W para cada grupo obteniendo unos resultados $p = 1,755 \cdot 10^{-6}$ (G2) y $p = 6,103 \cdot 10^{-6}$ (G3) y una prueba F de Snedecor para comparar las dos varianzas obteniendo

un resultado $p = 0,335$. Se utilizó el test no paramétrico de W-M que reveló que no existen diferencias significativas en i para G2 y G3 ($p = 0,439$).

Por último, para el factor t se cumplen los supuestos de normalidad y homocedasticidad tras realizar la prueba de S-W para cada grupo, obteniendo unos resultados $p = 0,387$ (G2) y $p = 0,062$ (G3) y una prueba F de Snedecor siguiendo el criterio de Levene, para comparar las dos varianzas obteniendo un resultado $p = 0,811$. Se utilizó la prueba t de Student paramétrica que reveló que no existen diferencias significativas en t para G2 y G3 ($p = 0,311$). En la Tabla 2.2. se recoge un resumen de los valores obtenidos en el análisis estadístico.

<i>Comparación grupos/Factor</i>	<i>d</i>	<i>i</i>	<i>t</i>
<i>Test utilizado</i>	<i>Welch</i>	<i>W-M</i>	<i>t Student</i>
G1 – G2	$p = 0,019^*$	$p = 0,461$	$p = 0,479$
G2 – G3	$p = 0,175$	$p = 0,439$	$p = 0,311$

Tabla 2.2. Resultados de análisis estadístico de comparación de valores medios de hábitos digitales entre los grupos de jóvenes influenciado y no influenciado (G1 y G2) y ambos grupos no influenciados (G2 y G3).

Correlación entre hábitos digitales y EE

La Figura 2.4 muestra los resultados correspondientes a la correlación entre el EE de los 68 sujetos y cada uno de los factores (d , i y t).

Además, el coeficiente de correlación de Pearson indicó que existe una correlación débil para los factores d , i y t lo que significa que no hay una relación lineal clara entre el EE y cada uno de los factores. La Tabla 2.3 muestra los valores de correlación obtenidos.

<i>Ojo/Factor</i>	<i>d</i>	<i>i</i>	<i>t</i>
OD	0,077	0,081	-0,119
OS	0,083	0,087	-0,107

Tabla 2.3. Coeficiente de correlación de Pearson entre EE de ambos ojos y cada uno de los factores.

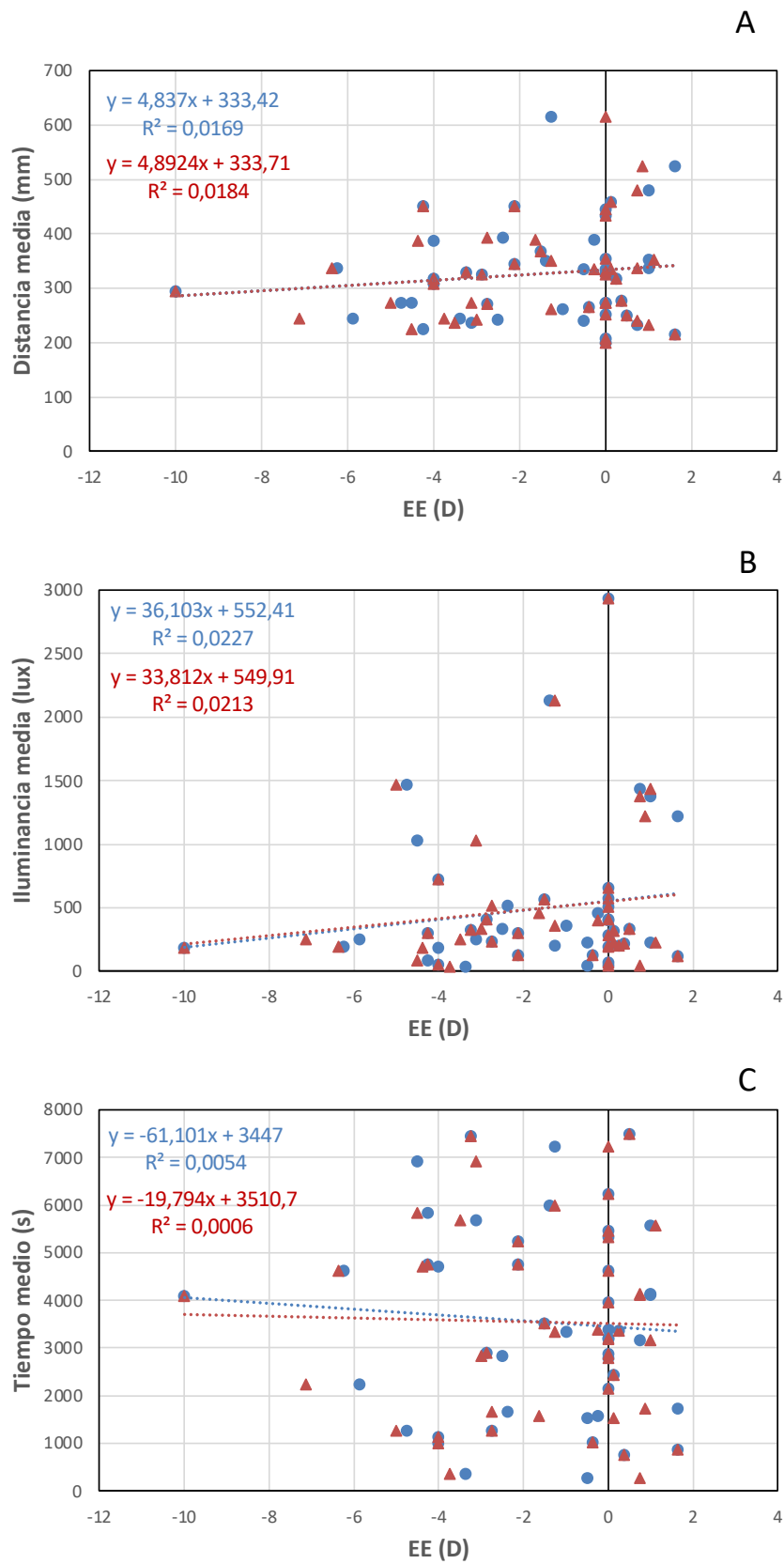


Figura 2.4. Correlación entre EE y hábitos digitales: A) distancia media diaria, B) iluminación ambiental media diaria y C) tiempo de uso medio diario. Los círculos azules muestran los valores para OD y los triángulos rojos para OS y las líneas discontinuas las rectas de ajuste lineal para cada ojo.

2.4. Discusión

Se han recogido datos objetivos de comportamiento visual y hábitos digitales en 68 usuarios de dispositivos móviles mediante una app, obteniendo un total de 29 millones de muestras de datos, correspondientes a 1h 08 min por sujeto, aproximadamente.

Se realizaron comparaciones de valores medios de hábitos digitales entre los grupos de jóvenes influenciados y no influenciados. Los resultados indican que el G1 utilizó sus dispositivos 3,6 cm más lejos que el G2. La d en G1 fue superior a 30 cm para todos los sujetos excepto para dos de ellos que estaban a una distancia media de 28,1 cm y 25,3 cm, lo que puede deberse a pequeños errores de calibración individuales, lo que obliga al oscurecimiento de la pantalla del dispositivo por debajo de 30,0 cm. Las diferencias entre las distancias medias de uso de dispositivos entre sujetos del G1 y G2 fueron estadísticamente significativas ($p = 0,019$). Esto indica que la distancia de uso de dispositivos en adultos puede ser modificada utilizando una app en sus dispositivos de uso habitual, haciendo que estos utilicen sus dispositivos a una distancia más alejada.

En un estudio de 2015, se utilizó el sistema VICON[®], una tecnología especializada en captura del movimiento, para medir la distancia media de uso de un *smartphone* que fue $33,8 \pm 5,1$ cm¹⁰⁹. Enthoven et al. tomó medidas de distancia de uso utilizando la cámara frontal del móvil, en 525 jóvenes mientras completaban un cuestionario y obtuvo una distancia de trabajo media de $29,1 \pm 6,3$ cm¹⁰⁷. Ambos resultados son similares a la d obtenida en el grupo de jóvenes no influenciado ($30,7 \pm 5,7$ cm) de este estudio. Soler et al. tomó medidas de distancia de uso del dispositivo en 454 participantes utilizando la misma app que en este estudio y encontró que esta distancia fue más corta que la usada habitualmente en trabajo cercano siendo el valor medio obtenido 31,89 cm, no se encontró ninguna correlación entre estas distancias ($r = 0,206$, $p = 0,053$)¹¹¹. En 2020, Wen et al. también obtuvo valores similares de distancia media usando Clouclip, aunque encontraron diferencias significativas entre niños miopes y no miopes ($p = 0,011$). Mostró que los niños miopes realizaban las tareas una media de 2,7 cm más cerca que los no miopes ($31,2 \pm 4,9$ cm frente a $33,9 \pm 3,4$ cm, respectivamente)⁸³. Además, también se registraron valores medios de iluminación superiores a los obtenidos en nuestro estudio (447 ± 637 lux), siendo $739,4 \pm 429,1$ lux para miopes y $831,7 \pm 440,0$ lux para no miopes ($p = 0,054$). En 2019, Wen et al. realizó comparaciones de distancia e iluminancia media entre niños de zonas urbanas y rurales donde encontró diferencias significativas entre ambos grupos

30,9 ± 4,1 cm y 614,1 ± 178,8 lux frente a 34,8 ± 3,9 cm y 918,4 ± 257,8 lux ($p < 0,001$ en ambos casos)¹⁰³. Ribeiro et al. registró datos de hábitos visuales en una población presbita utilizando el dispositivo Vivior (Vivior AG, Zürich, Suiza) colocado en las varillas de las gafas de los 40 participantes¹⁰⁴. Encontraron que dedicaban el 42,5 ± 15,0 % a tareas de visión cercana (< 50 cm) y solamente un 29,3 ± 17,0 % de tareas en condiciones escotópicas de iluminación. No se conocen valores exactos de distancia o iluminación, pero coincide con el presente estudio ya que d media de uso es 34,3 ± 32,0 cm (< 50 cm).

Los valores de iluminancia media medidos en ambos grupos fueron de 2 a 3 veces superiores a los 248 ± 168 lux obtenidos en 2017 por Ostrin et al. utilizando un dispositivo de muñequera (Actiwatch) en una escuela¹¹². Dado que los sensores de luz ambiental incluidos en los relojes inteligentes y las pulseras son dispositivos similares a los que se incluyen en los *smartphones* y las tabletas, es probable que la mayor iluminancia medida con los *smartphones* se deba a que en ocasiones, la muñeca se puede bajar hasta el nivel de la cadera o cubrirse con la ropa, mientras que las tabletas o *smartphones* siempre se dirigen hacia la cara del usuario. La aplicación registró datos solo cuando la cara del usuario estaba presente en la imagen de la cámara frontal. Dharani et al. encontraron diferencias entre niveles medios de iluminancia en estudiantes durante el periodo escolar y vacaciones (702,9 lux frente 950,9 lux)¹¹³. Verkicharla et al. registró valores objetivos de iluminancia en niños usando Fitsight. Obtuvo un valor medio de 731 ± 501 lux entre semana, 621 ± 620 lux fines de semana y 1005 ± 1031 lux en vacaciones ($p = 0,16$). Las diferencias con estudios previos también pueden explicarse por las diferentes ubicaciones geográficas, la estación y la hora del día. Ambos lugares (Murcia y Houston o Singapur) comparten latitudes similares, pero el primero tiene niveles de exposición solar anual ligeramente mayores¹¹⁴. Las grandes variaciones en la iluminación en grupos y sujetos (Fig. 2.3) son típicas ya que una persona puede usar el *smartphone* durante bastante tiempo en una terraza (> 50.000 lux) mientras que otro lo usa demasiado tiempo en casa con las ventanas cerradas, sin luz exterior o incluso por la noche (< 50 lux)¹¹⁵.

Por otro lado, se realizaron comparaciones de valores medios de hábitos digitales entre ambos grupos no influenciados con el fin de encontrar posibles diferencias relacionadas con la edad media de estos grupos, aunque no se encontraron diferencias significativas para los distintos factores d , i y t ($p = 0,175$, $p = 0,439$ y $p = 0,311$, respectivamente).

Se evaluó la existencia de una correlación entre el EE de los 68 sujetos y cada uno de los factores d , i y t . El coeficiente de correlación de Pearson reveló que no existe una correlación lineal clara entre el EE y alguno de los factores (ver resultados en Tabla 2.3). Como se observa en la Tabla 2.3 tanto la distancia como la iluminación muestran correlaciones muy bajas pero positivas, lo que indica que a medida que aumenta la distancia de uso del dispositivo o la iluminación ambiental también lo hace el EE (menos negativo). Sin embargo, los coeficientes de correlación para el tiempo de uso son también muy bajos pero negativos, lo que indica una relación inversa, es decir, a medida que aumenta el tiempo de uso del dispositivo disminuye el EE (más negativo).

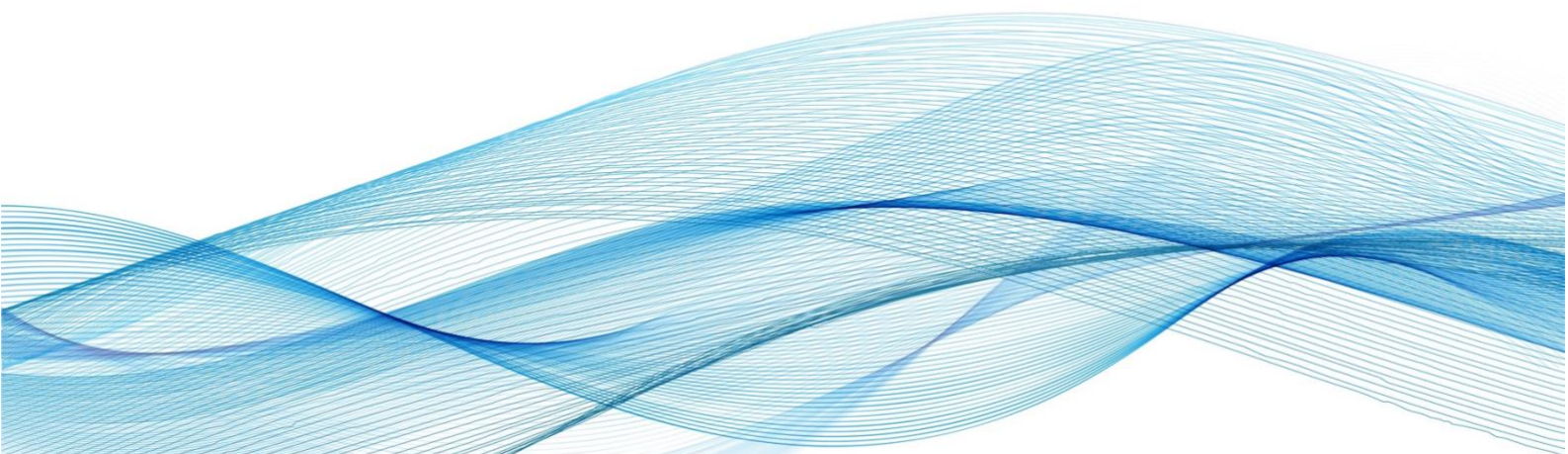
Los resultados obtenidos por Enthoven et al.¹⁰⁷ indican, al igual que nuestros resultados, una asociación débil entre un mayor uso continuo del dispositivo de más de 20 minutos con un EE más miope y mayor longitud axial (AL) ($R^2 = 0,014$ (OD) y $R^2 = 0,012$ (OS), respectivamente). Además, indica que el tiempo de exposición al aire libre disminuye la correlación entre el EE y AL con el aumento del uso continuo del dispositivo. Otros autores muestran que existe una asociación entre el excesivo tiempo de uso de pantallas y la miopía¹¹⁶⁻¹¹⁸, además indican que el aumento del uso de pantallas en 1h/día supondría un aumento del EE en $-0,28D$ (más miope)¹¹⁹.

Este nuevo método de recogida de datos objetivos de hábitos digitales cuenta con algunas limitaciones: respecto a la recogida de valores de distancia cara-dispositivo, la inclinación de la pantalla del *smartphone* puede afectar en la medida (ver referencia 80 - Figura 8) y en cuanto a la toma de datos de iluminación, los valores recogidos correspondían a la iluminación ambiental total y no solo a la iluminación que realmente llega a la cara. Por ejemplo, si el usuario tiene una ventana justo detrás de su cabeza, la iluminación que recogerá la app será mucho mayor que la que está llegando a su cara realmente. Se presentará una solución a esta limitación en el próximo capítulo (Capítulo 3). Por otro lado, en relación con la miopía y los factores de su progresión, lo interesante es recoger datos objetivos de distancia de trabajo en cerca, iluminación facial y el tiempo dedicado a cada uno de los factores, una limitación clara sería que solamente se están recogiendo datos mientras el usuario utiliza su *smartphone* o tableta, habría que buscar un método complementario para actividades con condiciones similares, donde no se use un dispositivo, como leer un libro, estudiar, jugar al tenis al aire libre, etc.

En conclusión, es posible medir hábitos digitales de usuarios de dispositivos móviles mediante una app como la usada en este estudio y poder controlar y modificar la distancia a la que usan el dispositivo normalmente. Además, no existe una correlación clara entre el EE de los usuarios y los factores distancia, iluminación y tiempo de uso de pantallas, por lo que es necesario un estudio longitudinal para ser capaces de encontrar una posible correlación entre ellos.

CAPÍTULO 3

MEDIDA DE LA ILUMINANCIA FACIAL CON
SMARTPHONES Y TABLETAS



Capítulo 3. Medida de la iluminancia facial con *smartphones* y tabletas

3.1.Introducción

La prevalencia de la miopía es menor en los niños que pasan más tiempo al aire libre⁷¹ incluso cuando ambos padres eran miopes⁹⁹, y aumentar el tiempo que los niños pasan al aire libre (en aproximadamente 80 minutos por día) redujo significativamente la incidencia y la progresión de la miopía en una población de niños de Asia oriental⁷⁴.

El entorno visual del interior difiere del exterior en tres formas principales: menor intensidad de luz, diferente composición espectral de la luz y, en general, distancias de visualización más cercanas^{52,74}. Los estudios experimentales con pollos y monos han revelado que los niveles bajos de luz pueden acelerar el crecimiento de los ojos, mientras que los niveles altos de luz pueden retrasarlo¹²⁰⁻¹²². Además, las variaciones estacionales en el crecimiento de los ojos en los niños del hemisferio norte respaldan indirectamente el importante papel del nivel de luz en la regulación del crecimiento de los ojos¹²³.

Los estudios que intentan descubrir una relación entre la exposición a la luz y el inicio y la progresión de la miopía en niños son complicados debido a la dificultad de monitorización del nivel de luz ambiental, particularmente aquellas características del entorno luminoso que afectan a la imagen de la retina. En muchas situaciones, las medidas de iluminación ambiental solo pueden tener una relación aproximada con la luz que llega a la retina porque, aunque la mayor parte de la luz que incide sobre el ojo se origina como luz reflejada por el entorno iluminado, el campo visual del ojo está restringido en su extensión. Por ejemplo, en el caso de un niño que mira la pantalla de un dispositivo móvil de alta luminancia en una habitación oscura, una medida general de la luminancia de la habitación indicará un valor deficiente de iluminación de la retina.

Dado que el uso de dispositivos móviles es un posible factor de riesgo para la miopía⁴⁰, la monitorización de la luz ambiental, que simule las medidas de iluminancia retiniana, debe tener en cuenta tanto la iluminancia ambiental difusa como cualquier fuente de luz local que se produzca en el centro del campo visual. Como se ha indicado en el capítulo anterior, existen

pequeños sensores de luz ambiental que pueden colocarse en la muñeca en forma de pulsera, en la ropa o incorporarse en monturas de gafas^{81-83,105,106,113,124} que se han empleado recientemente para monitorear los niveles de luz en los entornos de los niños y ayudaron a revelar que los niños miopes tienden a estar expuestos a menos luz^{71,101}.

La capacidad para capturar las características luminosas del entorno relevantes para el crecimiento del ojo mediante medidas de iluminancia facial es discutible dado que la iluminación retiniana que un estímulo genera depende de la luminancia del estímulo y del área pupilar, que a su vez depende de la dirección de la línea de visión del ojo. Por ejemplo, los detectores de pulsera pueden estar cubiertos por la ropa o apuntando a una dirección diferente a la línea de visión del ojo. Además, integran la luz en un amplio campo de visión que puede no coincidir con el campo visual. El presente capítulo examina la viabilidad y la precisión de la medición de la iluminancia facial como sustituto de la iluminancia retiniana utilizando la cámara frontal incluida en los dispositivos móviles. Si esto se demuestra, se ofrecería la oportunidad de recopilar datos de iluminancia facial de poblaciones muy grandes, con la ventaja de no requerir ningún equipo adicional. Actualmente, la mayoría de los *smartphones* llevan integrados en su parte frontal un sensor de luz que normalmente se usa en el ahorro de energía ya que el valor proporcionado puede ser usado por el dispositivo para regular la luminancia de la pantalla. El problema es que ese sensor de luz mira hacia la cara del sujeto en lugar de hacia la fuente de luz que ilumina la cara del sujeto, que es lo que realmente interesa medir.

Se propone un nuevo método de medida de iluminancia facial para que proporcione una medida de la iluminación ambiental más estrechamente relacionada con la iluminancia de la retina que las medidas alternativas de luz ambiental de campo amplio que se han utilizado anteriormente.

3.2. Metodología

3.2.1. Cuantificación de la iluminancia facial

Los niveles de luz ambiental generalmente se cuantifican utilizando la iluminancia¹²⁵. Los niveles de luz de una habitación dependen de la salida de flujo luminoso total de la fuente de luz principal (por ejemplo, el sol, la lámpara de la habitación, etc.), así como de la reflectividad de las fuentes secundarias (paredes, suelo, objetos, etc.).

La iluminancia medida también depende de la ubicación y orientación a la que se coloque el medidor de iluminancia (luxómetro). La iluminación que contribuye a la imagen retiniana se puede estimar montando un luxómetro de visión frontal cerca del ojo^{83,124}. El ángulo de integración de tales dispositivos de medición de visión frontal no debe exceder el área angular del campo visual humano. Por lo tanto, si se conoce la reflectancia de la cara, la luminancia de la cara puede proporcionar una medida precisa de la iluminancia ambiental visualmente relevante.

Las cámaras frontales de los dispositivos móviles capturan automáticamente la luz reflejada en la cara para formar imágenes (*selfies*). Proponemos un método para evaluar la iluminancia de la cara utilizando imágenes adquiridas por cámaras frontales. Además, comparamos las estimaciones de la iluminación facial de la cámara con las derivadas de los sensores de luz ambiental incluidos en la parte frontal de la mayoría de los dispositivos móviles¹²⁶.

Las propiedades fotométricas de la luz capturada por cada píxel de la cámara se pueden describir mediante tres valores en un espacio de color YUV, donde Y (luma) representa la cantidad de luz capturada por cada píxel de la imagen, que es proporcional a la recibida durante el tiempo de exposición (t_e) y a la ganancia del sensor de la cámara, que se expresa como valor ISO (I). Por lo tanto, si una parte de la imagen del rostro del usuario correspondiente al área alrededor de los ojos puede ser identificada en la imagen de la cámara, se puede calcular el valor medio de luminancia del rostro en esa zona (Y_m). Si a_p es el área de cada píxel que capta la imagen de esa región del rostro del usuario, la iluminancia recibida en esos píxeles (E_p) sería:

$$E_p = \frac{kY_m}{a_p I t_e} \quad \text{Ec. 3.1}$$

donde k representa una constante correspondiente a la pérdida de transmitancia de la cámara del dispositivo. La relación entre la luminancia del rostro (L_f) y la iluminancia de la imagen de la cámara (E_p) (Figura 3.1b) viene dada por:

$$L_f = \frac{f'^2 E_p}{A} = c(f/\#)^2 E_p \quad \text{Ec. 3.2}$$

donde f' es la distancia focal de la cámara frontal del dispositivo, A su apertura, c es una constante ($4/\pi$), y $f/\#$, el número f .

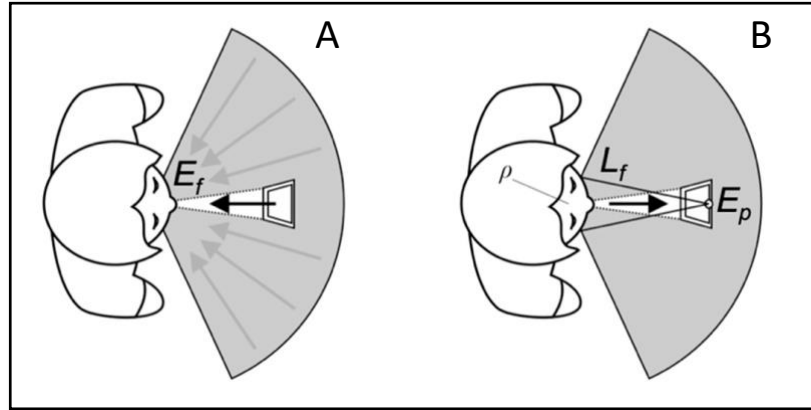


Figura 3.1. Geometría de medición de iluminación con dispositivos móviles. La iluminación de la cara (E_f) se ve afectada por la luz del campo visual periférico central y circundante (A). Parte de la luz se refleja (dependiendo de la reflectancia de la cara, ρ), y la luminancia resultante de la cara (L_f) determina la iluminación (E_p) presente en el sensor de imagen (CCD) de la cámara (B).

Conociendo la luminancia de la cara y suponiendo que la piel se puede aproximar a una superficie lambertiana con un valor de reflectancia constante, podemos calcular la iluminación de la cara (E_f , Figura 3.1a) como¹²⁷:

$$E_f = \frac{\pi L_f}{\rho} \tag{Ec. 3.3}$$

donde ρ representa la reflectancia espectral de la cara. Finalmente, al combinar las Ecuaciones (3.1) – (3.3) se obtiene:

$$E_f = \frac{\pi c(f/\#)^2 k Y_m}{\rho a_p I t_e} = k' \frac{(f/\#)^2 Y_m}{I t_e} \tag{Ec. 3.4}$$

donde la constante k' incluye todos los valores que se consideran constantes para una combinación particular de dispositivo y cara. Los valores restantes en la Ec. 3.4 generalmente son elegidos automáticamente por el sistema de exposición automática de la cámara en función de la escena. De todos estos valores, el que más varía en respuesta a un cambio en las condiciones de iluminación es la luminancia de los píxeles (nivel de gris) en el área de la imagen que incluye la cara. Debido a que se desconoce el valor k' para cada combinación de

dispositivo y rostro, se hace necesaria una calibración en cada caso para convertir los valores de luminancia de píxeles de la cámara (Y_m) en iluminancia facial (E_f).

3.2.2. Calibración

El sensor de luz ambiental incluido en el propio dispositivo permite calibrar el sistema para cada rostro y obtener el coeficiente k' . La luz que llega al sensor de luz (E^0_P) se mide inicialmente colocando el sensor cerca de los ojos del sujeto (Figura 3.2a), mirando hacia adelante. A continuación, el dispositivo se sitúa en su orientación natural, frente al usuario a una distancia cómoda (Figura 3.2b) y se determina una iluminación de calibración, E^0_P se determina a partir del CCD de la cámara del dispositivo (Figura 3.2b).

El valor medio Y_m se obtiene del área alrededor de los ojos en la imagen del rostro captada por la cámara frontal del dispositivo. El sistema de exposición de la cámara ajusta el tiempo de exposición, el valor ISO y el $f/\#$ automáticamente al tomar la imagen. Con este enfoque de calibración, utilizando el sensor de luz para calibrar las imágenes de la cámara, se conocen todos los valores de la Ec. 3.4, excepto la constante k' , que se calcula y, posteriormente, se puede aplicar a cualquier otra imagen capturada cuando el dispositivo se utiliza bajo cualquier otra condición de iluminación para la misma combinación cara-dispositivo.

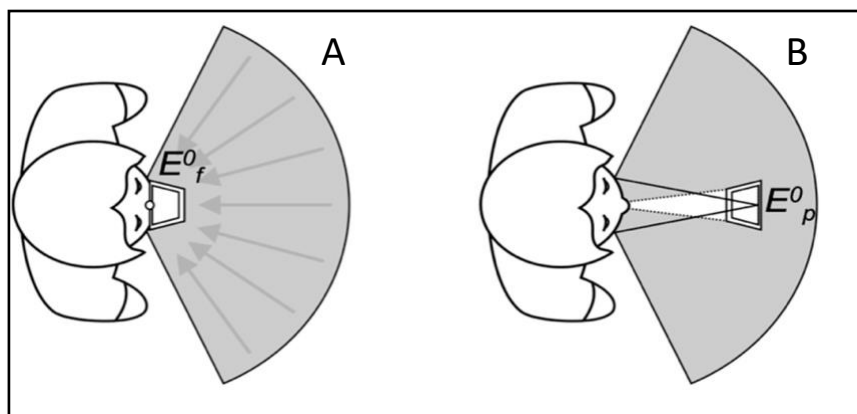


Figura 3.2. Método de calibración del dispositivo. El sensor de luz del dispositivo se coloca cerca de la cara para medir la iluminancia facial (E_f) (A). Luego, el dispositivo se coloca frente al sujeto a una distancia aproximada de 30 cm, y se mide la iluminancia calculada en el CCD de la cámara (B).

La metodología propuesta se evaluó utilizando dos dispositivos móviles: Samsung S6 Edge Plus (*smartphone*) y Samsung Galaxy Tab S2 (tableta). En primer lugar, se examinaron los valores de iluminancia medidos por los sensores de luz ambiental para conocer la limitación

de la metodología propuesta debido a los cambios en la estimación del valor k' durante el procedimiento de calibración con la distribución de luz ambiental.

Para proporcionar una medida de la sensibilidad angular de los sensores, se probaron las mediciones de iluminancia bajo tres fuentes de luz con diferentes distribuciones espaciales de luz y se compararon con las obtenidas con un luxómetro estándar (Konica Minolta Sensing T-10A) que incorpora un coseno de campo amplio. Esta prueba proporciona una medida de la sensibilidad angular de los sensores del dispositivo en relación con la del luxómetro que incluye una cúpula integradora. En segundo lugar, se realizó la calibración de la cámara del dispositivo en varias combinaciones de rostro/dispositivo con sujetos con diferente reflectancia de piel para confirmar la veracidad de la Ecuación 3.4.

3.2.3. Selectividad angular de los sensores de luz ambiental del dispositivo

Se examinaron tres fuentes de luz que representan el rango completo de selectividad angular:

(1) *Fuente homogénea de gran angular* – un campímetro modificado (Haag Streit Octopus 900, Suiza) que emitía una luz homogénea sobre un hemisferio completo (2π sr)¹²⁸. La iluminancia de la cúpula se ajustó en incrementos de 400 lux en un rango de 0 a 9000 lux. El luxómetro (T-10A, *Konica Minolta Sensing*) y los dispositivos con sensores de luz se colocaron en el centro del hemisferio frente al objeto de fijación central dentro de la cúpula del campímetro (Figura 3.3).



Figura 3.3. Campímetro modificado para emitir diferentes intensidades de iluminancia (izquierda) y entorno de oficina (derecha).

(2) *Fuente angular pequeña* – una luz incandescente de alta potencia (500 W) que subtiende un ángulo de menos de 2° desde la posición de los sensores de luz y que apuntan directamente

a la fuente de luz. Se apagaron las luces de la sala y se minimizó la luz procedente de los reflejos secundarios cubriendo los instrumentos con tela negra. Los valores de iluminación se midieron en un rango de 3 a 4000 lux.

(3) *Entorno de oficina* – se utilizó un conjunto de luces incandescentes e iluminación de techo de oficina controlable (rango de 80 a 700 lux) para iluminar una oficina que contenía un escritorio. El resto de la oficina se iluminó con luz reflejada y dispersa y con un conjunto de lámparas de techo (Figura 3.3).

Los sensores de luz no estaban iluminados directamente por las fuentes de luz, sino que apuntaban directamente a la luz emitida por una pantalla de ordenador que contribuía a la iluminancia medida por los sensores de luz.

3.2.4. *Medidas de iluminancia facial usando la cámara*

Se colocó la cámara del Samsung S6 Edge Plus a 30 cm de la cara, una distancia típica de visualización de pantallas de móviles¹⁰⁸, con la cara aproximadamente centrada en el campo de visión de la cámara. La calibración de la cámara se logró utilizando una iluminancia facial conocida de 52 lux. Debido a que la Ec. 3.4 depende de la reflectancia de la cara, el experimento se llevó a cabo en cuatro sujetos: uno africano (nativo de Ghana de 30 años, S2), uno oriental (de China de 42 años, S3) y dos caucásicos (33 años de Polonia, S1 y 51 años de España, S4) además de dos rostros artificiales de maniqués con diferentes tonos de piel (piel oscura, M2 y clara, M1) y color de cabello (Figura 3.4).



Figura 3.4. *Medición de iluminancia facial del maniqué M1 con la cámara de un teléfono móvil Samsung S6 Edge Plus.*

3.3.Resultados

Las calibraciones del sensor de luz del dispositivo revelaron tres hallazgos clave. En primer lugar, la respuesta del sensor es altamente lineal con valores de $R^2 \geq 0,99$ (Figura 3.5).

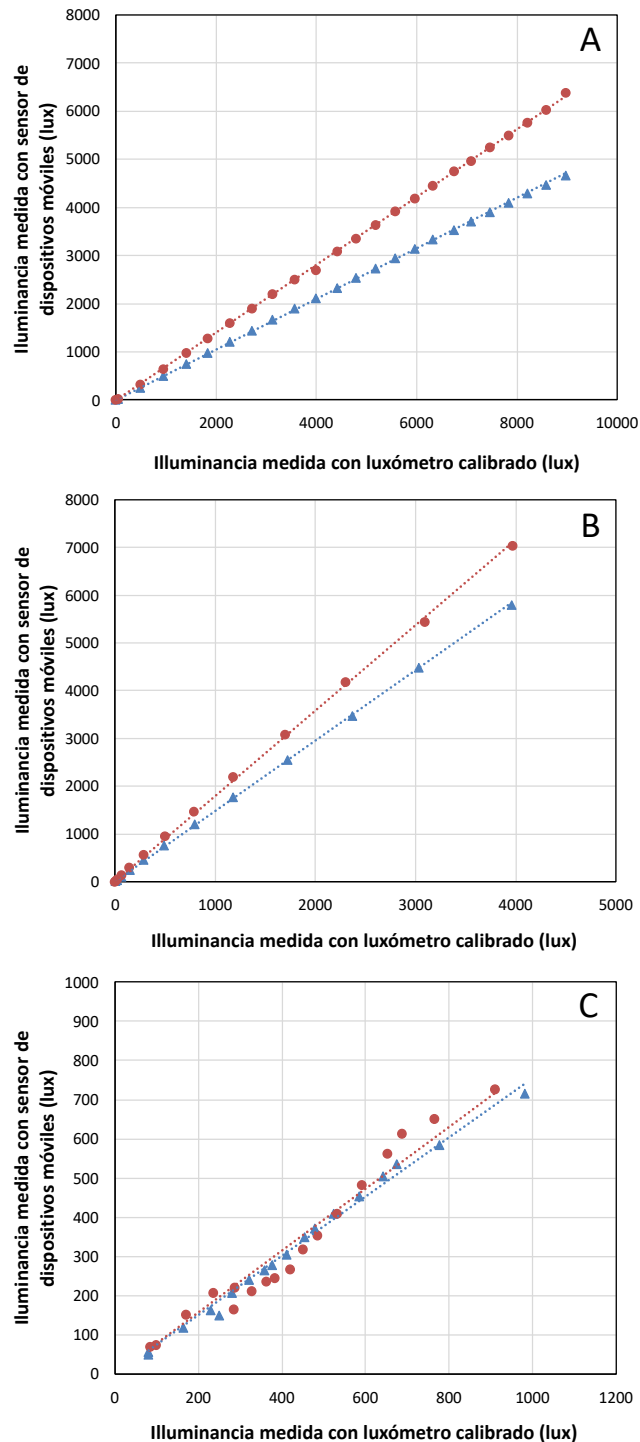


Figura 3.5. Comparación de la iluminancia medida por la tableta Galaxy Tab S2 (círculos rojos) y el smartphone Samsung S6+ (triángulos azules) con la iluminancia medida con el luxómetro calibrado (Konica Minolta Sensing T-10A). (a) Fuente homogénea de gran angular; (b) Fuente angular pequeño; (c) Ambiente de oficina. La línea negra discontinua representa la línea $Y = X$.

En los tres entornos, el sensor de la tableta mostró valores más altos que los del *smartphone* (por ejemplo, pendientes de 0,70 frente a 0,52 con la fuente de luz hemisférica). Las pendientes por debajo de 1 para el estímulo de campo amplio (Figura 3.5a) y las pendientes > 1 para el estímulo pequeño (Figura 3.5b) revelan una ponderación angular más estrecha para los detectores en cada uno en comparación con la ponderación de coseno de campo amplio informada para el luxómetro. Esta ponderación más estrecha será más apropiada para la integración del campo visual ya que el campo visual monocular es más pequeño que 2π sr debido a las restricciones de la frente, la nariz y la retina.

Para simplificar, se incluyen los valores de las pendientes y los coeficientes de regresión de las líneas de ajuste lineal de la Figura 3.4 en la Tabla 3.1. Los resultados obtenidos en un entorno de iluminación de oficina con ambos dispositivos (Figura 3.5c) indican que la iluminancia se puede medir dentro de un error relativo inferior al 25%.

<i>Dispositivo</i>	<i>Fuente homogénea de gran angular</i>	<i>Fuente angular pequeña</i>	<i>Entorno de oficina</i>
<i>Galaxy Tab S2</i>	$y = 0,703x$ $R^2 = 0,999$	$y = 1,788x$ $R^2 = 0,999$	$y = 0,789x$ $R^2 = 0,989$
<i>Samsung S6 Edge Plus</i>	$y = 0,525x$ $R^2 = 1,000$	$y = 1,475x$ $R^2 = 0,999$	$y = 0,754x$ $R^2 = 0,998$

Tabla 3.1. Valores de pendiente y coeficientes de regresión con cada dispositivo en cada una de las condiciones de iluminación.

La iluminancia de la cara se calculó a partir de los valores de píxel de la cámara aplicando la Ec. 3.4 al valor de píxel promedio obtenido de las imágenes que rodean los ojos y se compara con los obtenidos con el sensor de luz del *smartphone* (Figura 3.6). Se espera que las dos caras con piel más oscura revelen estimaciones más bajas debido a la reducción de la reflectancia de la piel. La Tabla 3.2 muestra los valores de las líneas de ajuste a los datos de la Figura 3.6.

<i>Sujeto</i>	<i>S1</i>	<i>S2</i>	<i>S3</i>	<i>S4</i>	<i>M1</i>	<i>M2</i>
<i>Pendiente</i>	$y = 0,944$	$y = 1,148$	$y = 1,055$	$y = 0,907$	$y = 1,022$	$y = 0,048$
<i>Coefficiente de regresión</i>	$R^2 = 0,987$	$R^2 = 0,946$	$R^2 = 0,949$	$R^2 = 0,951$	$R^2 = 0,995$	$R^2 = 0,971$

Tabla 3.2. Valores de pendientes y coeficientes de regresión correspondientes a las líneas de ajuste de regresión de la Figura 3.6.

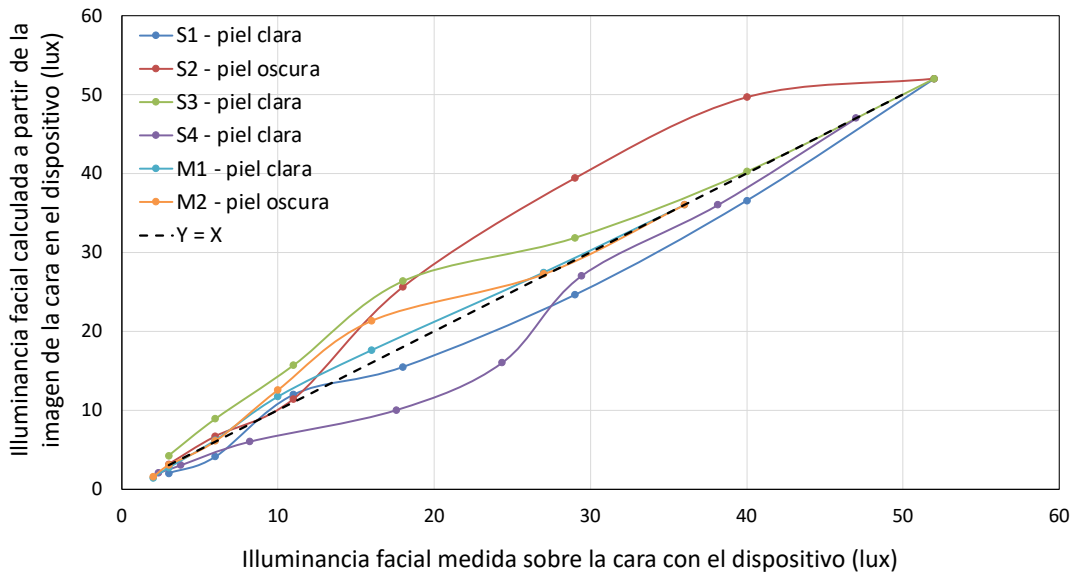


Figura 3.6. Iluminancia facial calculada según la metodología propuesta con la cámara del smartphone Samsung S6 Plus cuando se usa el teléfono de manera regular, como en la Figura 3.2b (eje Y) frente a las mediciones de iluminancia realizadas con el teléfono en la cara con el medidor de luz mirando hacia la posición donde se usa el teléfono regularmente, como en la Figura 3.2a (eje X).

3.4. Discusión

El objetivo de este proyecto fue evaluar la viabilidad de utilizar las cámaras de dispositivos móviles del mercado para controlar los niveles de iluminación a lo que se exponen generalmente los niños que podrían estar en riesgo de desarrollar miopía.

Aunque muchos *smartphones* incluyen un sensor de luz cuando se usa el dispositivo, el sensor de luz mira hacia el usuario y, por lo tanto, captura la luz que viaja en dirección opuesta a la luz que crea la imagen retiniana. Sin embargo, la cámara frontal captura una imagen de la cara, que a su vez está iluminada por las mismas fuentes de luz generales que crean la imagen de la retina (esos estímulos dentro del campo visual). Por lo tanto, las cámaras de los *smartphones* ofrecen una forma conveniente de evaluar la exposición a la luz ambiental visualmente relevante del usuario del dispositivo.

Nuestro enfoque para evaluar la viabilidad de usar estas cámaras empleó un luxómetro calibrado para evaluar el sensor de luz incorporado de los dispositivos móviles (Figura 3.5), que reveló que, en una situación típica de habitación, el sensor de luz incorporado proporcionaba medidas de iluminancia que coincidían estrechamente con las del luxómetro

calibrado. Este resultado es alentador porque permite utilizar el medidor de luz del *smartphone* como una forma de calibrar la cámara para mediciones de luz (consulte el método de calibración, Figura 3.2). Los resultados (Figura 3.6) indican estimaciones precisas de la iluminancia de la cara obtenidas usando la cámara y, por lo tanto, se puede obtener en tiempo real durante períodos prolongados una vez que se haya completado esta calibración inicial.

Los errores en las medidas de iluminancia facial realizadas con la cámara son relativamente pequeños (error medio = 27%) y la reflectancia de la piel también tiene un impacto relativamente menor. La pequeña magnitud de estos errores es insignificante en el amplio contexto de la evaluación de los niveles generales de luz experimentados por los niños, que variarán más de 1000 veces cuando se muevan del exterior en un día soleado a una habitación con poca luz.

La calibración del sensor de luz incorporado mostró una subestimación de alrededor del 50 % cuando se utilizó una fuente de iluminación homogénea que se extendía sobre un ángulo sólido de 2π sr (Figura 3.5a) y una sobreestimación de alrededor del 80% cuando la fuente de iluminación era de ángulo pequeño en un campo oscuro (Figura 3.5b). Estas incoherencias entre el sensor de luz del dispositivo y las mediciones del luxómetro reflejan una combinación de ganancia/sensibilidad de los sensores, así como la selectividad angular de los sensores, que dependen de su diseño óptico.

Se ha informado que los sensores en los *smartphones* evalúan los niveles de luz en aproximadamente $70^{\circ 108}$, siendo máximos en la dirección normal al detector y disminuyendo con la excentricidad¹²⁹. Dicha selectividad angular está bien diseñada para evaluar los niveles de luz visualmente relevantes, siempre que el sensor esté ubicado en el ojo o cerca del mismo y frente la cara.

Las dos principales conclusiones del estudio son:

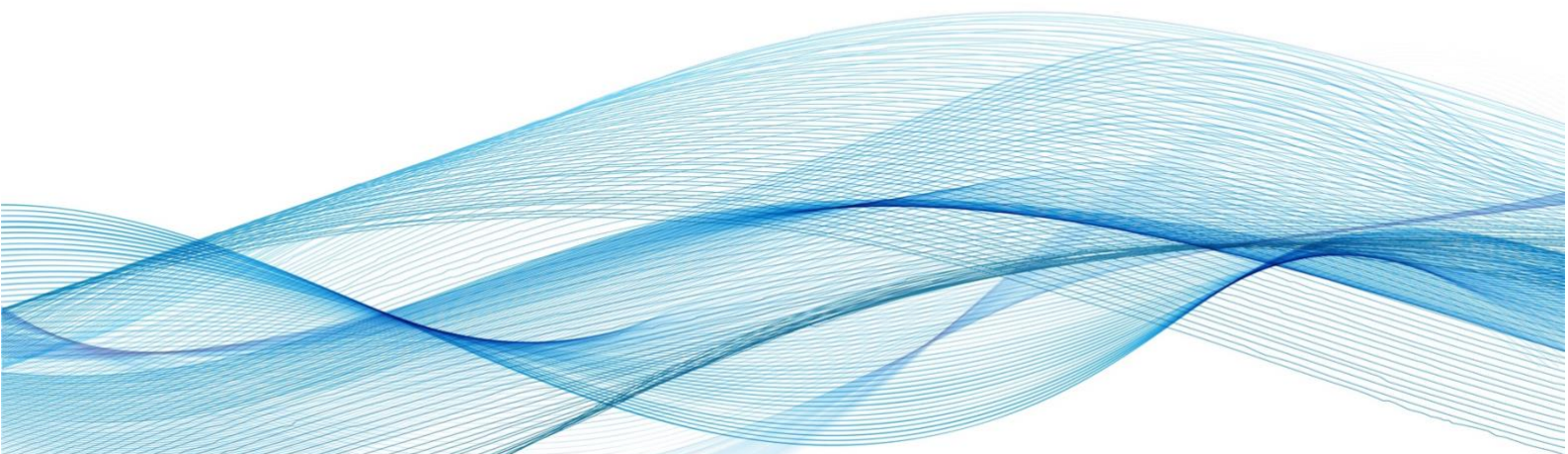
(1) La iluminancia resultante de los sensores de luz incluidos en los *smartphones* es altamente lineal y revela una ponderación espacial más estrecha que un luxómetro de hemisferio completo.

(2) Es posible usar la cámara de un *smartphone* para medir la iluminancia de la cara en tiempo real con una precisión de alrededor del 80% una vez que se haya realizado una calibración con el sensor de luz incorporado del dispositivo.

Si los resultados son extrapolables al resto de dispositivos (que normalmente utilizan cámaras y sensores de luz similares), el método propuesto puede dar una lectura continua de la iluminación de la cara del usuario, siempre que se esté utilizando el dispositivo electrónico y el sujeto lo esté mirando. Dicha tecnología implementada en un software (app) que trabaja en segundo plano en el dispositivo puede ser útil para obtener datos objetivos de la iluminación que recibe el sujeto mientras el usuario utiliza el dispositivo de forma natural. Por lo tanto, puede usarse como una herramienta para controlar la progresión de la miopía dado el gran tiempo que los niños y adultos pasan diariamente usando sus dispositivos electrónicos¹³⁰ en condiciones de iluminación relativamente baja, generalmente en interiores.

CAPÍTULO 4

VALIDACIÓN CLÍNICA DE UNA APLICACIÓN
MÓVIL PARA MEDIR LA AGUDEZA VISUAL



Capítulo 4. Validación clínica de una aplicación móvil para medir la agudeza visual

4.1. Introducción

La agudeza visual es un parámetro de calidad visual que se utiliza para describir el poder de resolución espacial de un sistema visual. Está relacionado con el ángulo más pequeño subtendido por un objeto que puede ser identificado por el observador¹³¹. La AV puede verse comprometida por defectos refractivos¹³², patologías ópticas de la córnea o el cristalino¹³³, o puede atribuirse a defectos anatómicos de las estructuras internas, incluidas las de la retina en patologías como la retinopatía diabética y la degeneración macular^{134,135}.

La medida de la AV es un procedimiento esencial en la medida de la refracción subjetiva y su valor dependerá del correcto funcionamiento de las dos etapas del proceso visual: la óptica y la neural, asumiendo que esta última incluye el procesado retiniano, la conexión a la corteza visual y el procesado neuronal. En la práctica clínica, la AV no corregida (AVsc) se define como la agudeza visual medida sin corrección (lentes oftálmicas o de contacto) aportando información conjunta de las dos etapas visuales (óptica y neural), mientras que la AV con corrección (AVcc) refleja principalmente la etapa neural del procesamiento visual, ya que estas medidas se obtienen cuando el paciente lleva lentes con su mejor corrección, eludiendo los posibles problemas ópticos generados por la óptica del ojo¹³¹.

En general, hay pocas causas ópticas que pueden reducir la calidad de la imagen retiniana de un ojo corregido, como la presencia de dispersión intraocular anormal debido a cataratas o aberraciones monocromáticas de alto orden¹³⁶. Por otro lado, la aberración cromática no parece jugar un papel muy importante en la AV¹³⁶, y en cualquier caso es muy similar entre sujetos¹³⁷. Ejemplos de patologías que pueden dar lugar a valores elevados de aberraciones que pueden afectar a la AVcc son: queratocono^{138,139} o modificación corneal severa como en el caso de queratoplastia penetrante¹⁴⁰⁻¹⁴².

La agudeza visual depende de parámetros del estímulo observado como el contraste, el color o la luminancia del fondo¹⁴³. Se han creado estándares para medirlo, como el estándar británico BS 427414. El hecho de que estos estándares recomienden situar el optotipo a 4,0 m o más es

principalmente para evitar posibles acomodaciones. La medida de AV también se ve afectada por la distancia al estímulo en ojos no corregidos (por ejemplo, en ojos miopes) por ello se recomienda situar los optotipos a 6,0 m (20 pies), lo que corresponde a la vergencia del estímulo (TV) de -0,17 D, que suele subtender ~5 grados desde el punto de vista del ojo. En algunos casos, como puede ser en pacientes ambliopes, esta distancia se reduce a 3 m (10 pies o TV = -0,33 D).

Existen numerosos métodos para medir la AV, uno de ellos es mediante apps, aunque la mayoría se publican sin pruebas externas de validación o confiabilidad antes de ser utilizadas en la práctica clínica^{144,145}. Según un estudio que revisó 35 aplicaciones diseñadas para la medición remota de AV, ninguna era adecuada para la consulta virtual¹⁴⁵. Los revisores determinaron que las apps carecían de suficiente precisión o accesibilidad para uso clínico. Además, los símbolos o letras usados en estas no eran consistentes entre los dispositivos del paciente y del profesional^{146,147}.

Se ha verificado algunos estudios de apps de medida de AV. Zhang et al. encontraron que la aplicación “Eye Chart Pro” de iOS instalada en un iPad fue un método fiable para evaluar la AV de lejos, pero solo cuando $AV < 20/200$ ¹⁴⁸. Black et al. demostraron que la AV de lejos utilizando la app “Visual Acuity XL” en un iPad fue estadísticamente equivalente a la AV medida con el test ETDRS en sujetos sanos, pero solo cuando se utilizaba un protector de pantalla antirreflejos¹⁴⁹.

En contraste con ambos estudios anteriores, Gounder et al. demostraron que la AV de lejos medida con la aplicación “EyeSnellen” en un iPad fue estadísticamente equivalente a la AV medida con un optotipo de Snellen estándar iluminado, para todos los niveles de AV¹⁵⁰. Bastawrous et al. encontraron que la AV de cerca medida con la app “Peek Acuity” en un *smartphone*, proporcionaba una medición precisa, repetible y consistente con la AV usando un test ETDRS, incluso en mayor medida que el test de Snellen estándar, tanto en adultos como en niños^{151,152}. Pathipati et al. compararon los resultados de AV de cerca obtenidos mediante la app “Paxos Checkup” (DigiSight Technologies, EEUU) con los obtenidos clínicamente con un test de cerca Rosenbaum sin obtener diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,264$)¹⁵³.

Estas apps presentan algunas limitaciones, por ejemplo, la mayoría de las apps usan optotipos que mantienen un tamaño estático, lo que obliga al sujeto a realizar la prueba a una distancia específica^{144,146,147}. No solo compromete potencialmente la integridad de las mediciones, sino que también requiere el uso de una cinta métrica o un dispositivo similar, que puede ser de difícil disponibilidad o acceso en zonas rurales¹⁴⁷. Otras, se centran en la medida de AV de cerca que no siempre corresponde con la de lejos (dependerá de su defecto refractivo)^{151,153}. Algunas aplicaciones se basan en el reconocimiento de un símbolo como una letra, un número, etc., que puede no ser factible para ciertas poblaciones, como pacientes pediátricos o aquellos con diferentes niveles de alfabetización¹⁵⁴.

Cuando se realizan mediciones de AVcc dentro del intervalo de visión clara (cerca del ojo en caso de miopía), la AV debe medirse correctamente considerando solo el tamaño angular, es decir, para una AV en particular, a medida que se acerca el estímulo, el tamaño de la letra debe disminuir para mantener el tamaño angular constante (Figura 4.1). Esta suposición se basa en el hecho de que la AV no está influenciada prácticamente por la acomodación, como se describe en detalle en la sección de Discusión de este capítulo. Luego, la AVcc podría, en teoría, medirse usando estímulos apropiados colocados dentro del intervalo de visión nítida del sujeto.

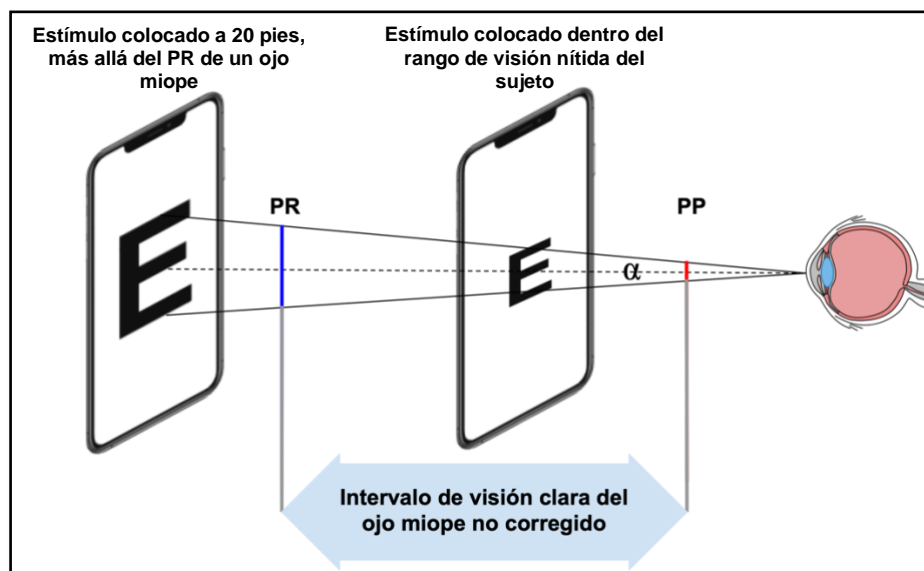


Figura 4.1. Medida de AVcc en un ojo miope no corregido colocando el dispositivo móvil dentro del intervalo de visión nítida. Cuando el dispositivo que contiene el estímulo se coloca entre el PR y el PP, y manteniendo el tamaño angular del estímulo constante, la AVcc se puede encontrar con el ángulo α de la letra legible más pequeña.

En cuanto a medidas de AVsc, la replicación de estas distancias de medida clínica estándar con *smartphones*^{155,156} enfrenta ciertos desafíos: a) la incapacidad de mostrar múltiples optotipos grandes a distancias lejanas, b) la dificultad para interactuar con dispositivos a distancias lejanas. Estas limitaciones podrían evitarse colocando el *smartphone* más cerca del ojo (es decir, a 1,50 m, subtendería ~6 grados). Sin embargo, en este caso el dispositivo ya no estaría situado cerca del PR de un ojo emétrope, a menos que se utilicen estímulos de longitudes de onda cortas, como es el caso de estímulos azules, donde el ojo humano presenta un aumento de potencia debido a los niveles significativos de aberración cromática longitudinal (LCA). Este cambio natural de refracción, que es muy similar en todos los sujetos humanos¹⁵⁷, puede ser aprovechado por los *smartphones* que pueden mostrar estímulos azules empleando tecnología de diodos emisores de luz (LED) u OLED que emiten luz de banda relativamente ancha¹⁵⁸. Por lo tanto, los píxeles azules en las pantallas digitales modernas se pueden usar para generar un PR más proximal, lo que permite el uso de dispositivos móviles a distancias relativamente cortas para monitorear la AV y la progresión de la miopía.

Sin embargo, el uso de la luz azul para probar el rendimiento visual puede ser limitado. En primer lugar, la luminancia efectiva de los estímulos de longitud de onda corta es generalmente baja, lo que podría limitar potencialmente la AV de los sujetos en luz azul¹⁵⁹. En segundo lugar, la falta de conos S en la fóvea central podría reducir los valores de AV y la detección de borrosidad que también podría afectar a cualquier medida de refracción con respecto al estándar clínico.

En este capítulo se proponen dos objetivos:

- 1) Analizar una funcionalidad que pueda ser usada en teleoptometría para la medida de la AV usando un *smartphone*.
- 2) Determinar si la luz azul emitida por las pantallas de *smartphones* se puede utilizar para obtener medidas de AV comparables con los métodos clínicos estándar.

Con este fin, se realizaron tres experimentos. En el primero, se midió empíricamente la LCA entre la luz azul y la blanca emitida por los píxeles en las pantallas de los *smartphones*. En el segundo, se evaluó la AVcc usando luz blanca mediante una app. Finalmente, en el tercer experimento se investigó el efecto de la luminancia del píxel azul en las medidas de AV.

4.2. Metodología

Se llevaron a cabo tres experimentos diferentes. En el primero (E1) se evaluó la AV_{cc} en 40 sujetos utilizando una app usando luz blanca. En el segundo experimento (E2) se determinó empíricamente la LCA del ojo en 10 sujetos para los estímulos azules mostrados en las pantallas OLED de los *smartphones* utilizando un sistema de óptica adaptativa (OA). Finalmente, el tercero (E3), se dividió en dos estudios. Primero, se realizó una comparación de medidas de AV_{cc} entre luz blanca y azul emitiendo la misma luminancia y segundo, se evaluó la AV_{sc} en los 40 mismos sujetos que en E1, usando una app y luz azul, y se comparó con medidas clínicas.

Para las medidas clínicas de AV se optó por un optotipo ETDRS (*Early Treatment Diabetic Retinopathy Study*) por ser el *gold standard* clínico¹³¹. Sin embargo, para las medidas de AV con *smartphones* se utilizó el optotipo de la C de Landolt, ya que la nueva norma DIN 58220 indica que el optotipo C de Landolt es el estímulo apropiado para usar en tabletas y *smartphones*²⁷.

Se obtuvieron las aprobaciones del Comité Ético para cada experimento. El estudio se llevó a cabo de conformidad con la Ley de Portabilidad y Responsabilidad de Seguros Médicos de los Estados Unidos y Europa (HIPAA) y se adhirió a los principios de la Declaración de Helsinki.

4.2.1. Experimento E1: estimación de la AV con luz blanca de pantallas OLED

Participantes

40 participantes (n = 80 ojos) fueron reclutados a través de correo electrónico. La edad de los participantes osciló entre 21 y 71 años (35 ± 16 años). Las medidas se obtuvieron de forma independiente en dos instituciones: Universidad de California, Irvine (UCI) y Universidad de Murcia, España (UM), siendo el número de sujetos en UCI y UM de 18 y 22, respectivamente.

Aplicación y dispositivos

La medición clínica de refracción subjetiva (Rx) y AV fue realizada por un oftalmólogo u optometrista para establecer una línea de base clínica con la que se compararían las mediciones con una app. Se tomaron medidas de AV_{cc} para cada ojo utilizando un test de ETDRS estándar colocado a 20 pies (6,00 m). La iluminancia de la habitación fue la misma en las medidas

clínicas y con la app, ya que ambas se tomaron con los sujetos en el mismo lugar. Se utilizaron 5 dispositivos diferentes en la medición de AV mediante una app. Los modelos usados y las características específicas del dispositivo se detallan en la Tabla 4.1.

<i>Dispositivo</i>	<i>Pulgadas pantalla</i>	<i>Puntos por pulgada (DPI)</i>
Samsung Galaxy™ Tab S2	8,00	320
Google Pixel™ 3	5,00	440
Xiaomi Redmi™ 9C	6,00	260
Huawei Mate™ 20 Pro	6,39	538
Huawei™ P20 Lite	5,85	432

Tabla 4.1. Características de los dispositivos utilizados

Procedimiento

Se instaló vision.app® (VisionApp Solutions S.L., España), en dispositivos que utilizaban el sistema operativo Android (Google). La app incluye varias funciones, una de las cuales es la medición de la AVcc y prueba la capacidad del usuario para reconocer la orientación de una C de Landolt para simular mediciones de AV en un entorno clínico. La app configura el brillo de la pantalla del móvil al máximo automáticamente cada vez que se va a realizar una prueba, asegurando así luminancias de fondo superiores a 300 nit y contraste de Michelson superior al 95%. Con el uso de la cámara frontal del dispositivo que nos permite medir la distancia cara-dispositivo, se escala el tamaño del optotipo que se muestra a la AV del estímulo deseado. Al final de la evaluación, la app informa al profesional de la visión sobre el test realizado.

Como paso preliminar, se le pidió al sujeto que se quitara la mascarilla y sostuviera el dispositivo a una distancia de calibración de 30,0 cm de su cara y confirmara, siguiendo el mismo procedimiento que en Capítulo 2. Luego, la app solicitó al sujeto que siguiera las instrucciones para medir la AV a una distancia cómoda (30,0 cm aproximadamente). La app mostraba una C de Landolt negro sobre un fondo blanco y utilizaba un procedimiento de elección forzada de 4 direcciones basado en FrACT (Freiburg Visual Acuity & Contrast Test)¹⁶⁰. El algoritmo utiliza un *best PEST* (mejor estimación de parámetros mediante pruebas secuenciales), es un procedimiento en el que se supone una función psicométrica que tiene una pendiente constante en una escala de agudeza logarítmica. Se muestran 24 letras, incluidas dos letras de "bonificación" que el sujeto puede ver claramente para generar confianza de que

la tarea se está realizando correctamente. El algoritmo muestra inicialmente un optotipo de baja AV (0,9 logMAR). Se impone un límite de 1,5 AV decimal (-0,18 logMAR) para evitar las limitaciones de la pantalla para mostrar frecuencias espaciales muy altas. De hecho, la resolución de la pantalla es una limitación importante cuando los DPI del teléfono no son demasiado altos y la prueba se realiza a una distancia relativamente cercana. Superamos esta limitación obligando al usuario a realizar la prueba a una distancia mínima que la aplicación calculaba internamente teniendo en cuenta los DPI de la pantalla y una AV decimal máxima de 1,5 (frecuencia espacial de 45 c/g). Cuando el sujeto colocaba el teléfono a una distancia inferior a la distancia mínima, la pantalla mostraba una advertencia al sujeto, para que se alejara, que desaparecía cuando la distancia real era igual o mayor que la distancia mínima. El sujeto debía deslizar el dedo en dirección a la abertura de una C de Landolt, como se indica en la Fig. 4.2. Si el paciente no podía identificar la apertura, se le daba la opción de seleccionar un botón en la parte inferior de la pantalla ("No lo veo") que indicaba que no podía resolver el estímulo. Después de la medición de AV, la app mostró una AV calculada en formato decimal, que fue la que se registró.

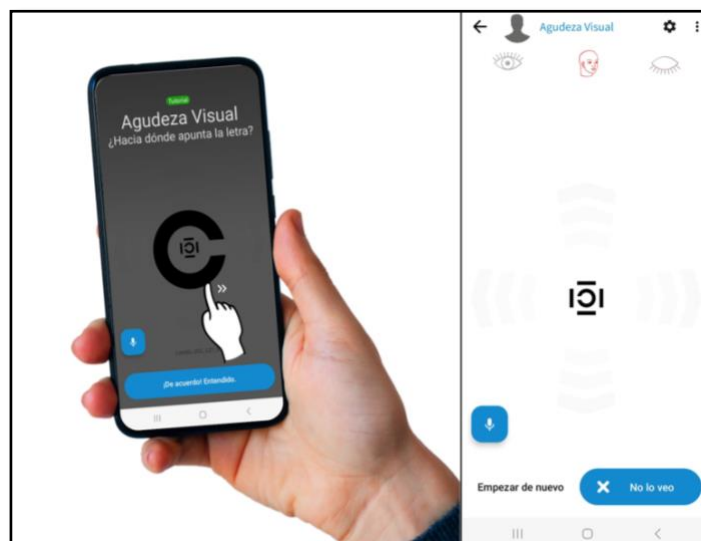


Figura 4.2. Test de AVcc con vision.app

Repetibilidad

La AVcc se midió cuatro veces por ojo a una distancia de aproximadamente 30 cm utilizando un *smartphone*. Se utilizó el mismo dispositivo para realizar 4 mediciones de AVcc consecutivas en el ojo derecho y posteriormente, utilizando el mismo dispositivo en las mismas condiciones, se realizaron 4 mediciones en el ojo izquierdo.

Análisis estadístico

La concordancia de los métodos de medición se evaluó a través de un análisis estadístico de Bland-Altman basado en una prueba t pareada de dos colas o un test W-M en caso de que no se cumplan los supuestos de normalidad y homocedasticidad. Estos métodos estadísticos fueron seleccionados tras realizar la prueba de S-W y un test F de Snedecor siguiendo el criterio de Levene para conocer la normalidad y homocedasticidad de la muestra.

Se calculó la diferencia media entre la AV medida tradicionalmente y con vision.app, la estadística de la prueba t o W-M, la desviación estándar (SD) asociada y la potencia de AVcc. Todas las medidas decimales registradas se convirtieron al formato logMAR para realizar el análisis estadístico. Siguiendo el método estadístico de C. McAlinden¹⁶¹, se realizó un test ANOVA para medidas repetidas con el fin de evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre medidas en un mismo ojo. Se utilizó el programa RStudio v. 2022.7.2.576 para el análisis estadístico.

4.2.2. Experimento E2: evaluación de la LCA entre píxeles azules y blancos

Participantes

Los valores de LCA entre los píxeles azules y blancos de banda relativamente ancha en una pantalla OLED se midieron en un ojo en 10 sujetos: 5 presbitas (edades 51 ± 8 años) y 5 adultos jóvenes (edades 24 ± 2 años). Este último grupo recibió cicloplejia con dos gotas de Tropicamida 10 mg/ml con 5' entre instilaciones. Todas las mediciones fueron monoculares y los sujetos iban corregidos.

Procedimiento

La Figura 4.3 muestra el sistema experimental de OA utilizado, que se describe en detalle en otro estudio (ver referencia 162)¹⁶². El espejo deformable (Fig. 4.3d) se utilizó para corregir pequeñas cantidades de aberraciones monocromáticas presentes en el propio sistema, que mostró una varianza de la aberración de onda (RMS) total de menos de $0,1 \mu\text{m}$ para una pupila de 4 mm. Se utilizó una cámara de pupila¹⁶² para asegurar que la pupila del sujeto estuviera centrada dentro del sistema y que el diámetro de la pupila fuera mayor a 4 mm durante el experimento. El estímulo (Fig. 4.3h) era una letra E de Snellen con una altura total de 1,22 mm y una frecuencia espacial de 7,2 c/d mostrada en una pantalla OLED del *smartphone* Samsung Galaxy S20 FE. El estímulo era azul ($R = G = 0$ y $B = 255$) con una luminancia de 50 nit sobre un fondo negro, o un estímulo blanco con una luminancia que coincidía con la del

estímulo azul. Los sujetos miraban el estímulo a través de una pupila artificial de 4 mm (Fig. 4.3g) que se conjugó ópticamente con la pupila de entrada del ojo y utilizaron un Badal motorizado (Fig. 4.3c) (paso < 0,01 D) para encontrar su PR subjetivo, donde las letras aparecían más nítidas. Si más de una posición del sistema Badal producía la misma nitidez, los sujetos elegían aquella con vergencia menos negativa (la más alejada).

Después de 3 ensayos de práctica, se midieron 5 posiciones repetidas del sistema Badal para cada color (azul y blanco). Entre cada medición, el estímulo se desenfocaba aleatoriamente en la dirección miope o hipermetrope para que pareciera borroso para el sujeto.

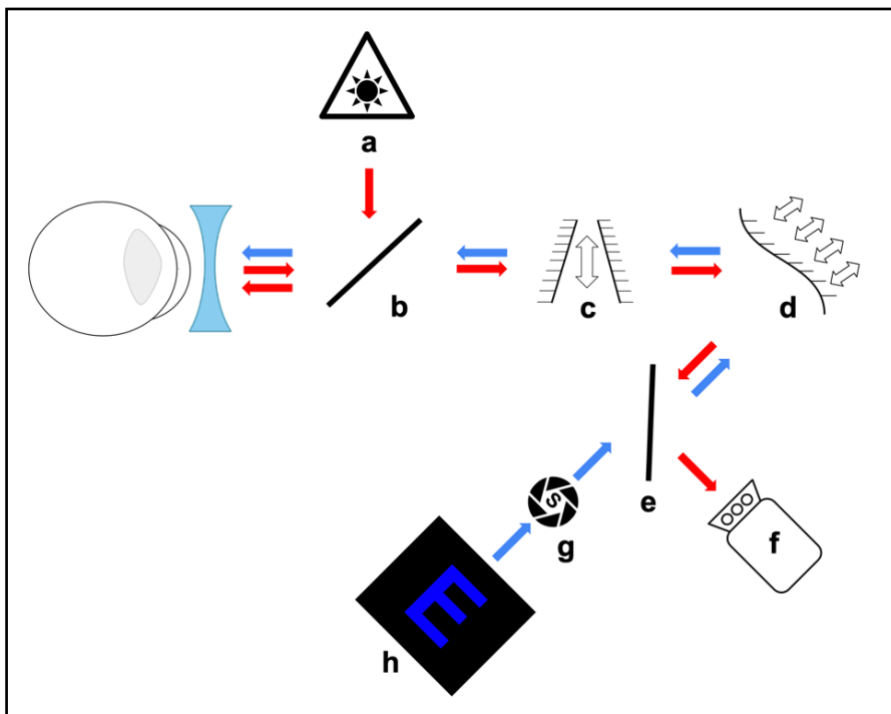


Figura 4.3. Configuración experimental usando un sistema Badal para que los sujetos encuentren subjetivamente su PR en luz azul y blanca. Las flechas muestran la trayectoria de la luz infrarroja (roja) y de estímulo (azul). (a) Diodo láser IR, (b) y (e) Divisor de haz ("hot mirror"), (c) Sistema Badal, (d) Espejo deformable, (f) Sensor de frente de onda, (g) Pupila artificial y (h) Estímulo azul.

Análisis estadístico

Se calculó la diferencia media en LCA entre píxeles azules y blancos de una pantalla OLED, la SD asociada a cada persona y al total. Se utilizó el programa Microsoft Excel v. 16.70 para el análisis estadístico.

4.2.3. Experimento E3: estimación de la AV con luz azul de pantallas OLED

a. Comparación de medidas de AV entre luz blanca y azul con la misma luminancia. Se conoce que la AV foveal es estable para iluminaciones retinianas de $\geq 100 \text{ td}^{143}$, pero se reduce para iluminaciones retinianas más bajas. La composición espectral de la luz emitida por los píxeles azules en las pantallas de los dispositivos se encontraba entre 400-500 nm, con una longitud de onda media de aproximadamente 460 nm. Para lograr 100 td de iluminación retiniana, se requería que la luminancia del estímulo estuviera en un nivel de al menos 20,4 nit (suponiendo un tamaño de pupila mínimo de 2,5 mm). Este valor se puede lograr utilizando píxeles azules en la mayoría de los *smartphones* disponibles actualmente en el mercado. Aunque el espectro de la luz azul emitida por las pantallas de los *smartphones* (consulte la Figura 4.10 en la sección Discusión) es más estrecho que el espectro blanco, concentra la luz sobre la región en la cual la pendiente de la LCA es mayor, lo que indica que el estado refractivo del ojo está cambiando más rápidamente¹⁵⁷. Se evaluó el impacto de la luz azul en la AV para verificar que esta no se veía afectada por la falta de conos S en la fovea. Este paso inicial fue necesario para demostrar que la AV se puede medir en luz azul siempre que la luminancia del estímulo sea adecuada.

Pacientes y procedimiento

Se tomaron medidas clínicas estándar de AV usando un optotipo ETDRS a 6,00 m de distancia en ambos ojos (no ciclopléjicos) en 4 sujetos (edades 30 ± 6 años) que llevaban su corrección esferocilíndrica y se compararon con los valores obtenidos usando un optotipo de luminancia coincidente a través de a) un filtro de interferencia con transmisión máxima de 467 nm (Balzers B-40 467g, Materion Balzers Optics), y b) dos filtros de densidad neutra con densidad total de 2,51 para igualar la luminancia (13 nit) con el filtro de interferencia azul y lograr la misma iluminación retiniana¹⁶³. Para el optotipo de luminancia coincidente, se utilizó un potente proyector (que emitía 4600 nit) para proyectar en una pantalla translúcida, a través del reflejo de un espejo, un optotipo ETDRS en blanco y negro. Las distancias a las que se situaba al sujeto para realizar estas mediciones con los filtros fueron de 1,13 m y 0,95 m (Figura 4.4), teniendo en cuenta el valor LCA para azul obtenido teóricamente (ver sección de discusión); las distancias corresponden a aproximadamente 6,00 m y 3,00 m para luz blanca, respectivamente. Se tomó una sola medida de AV para cada una de las condiciones de distancia e iluminación, y estos valores se compararon con los valores clínicos estándar.

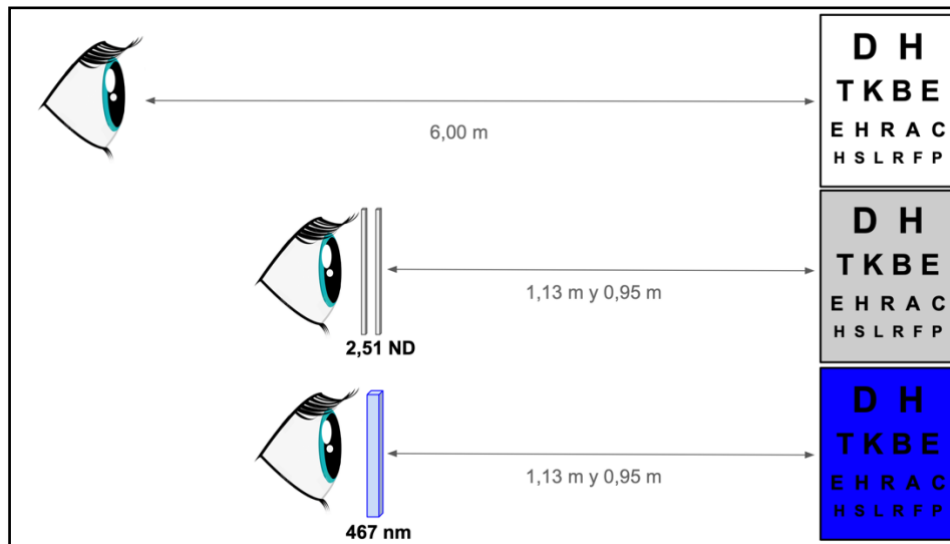


Figura 4.4. Esquema metodológico del experimento E3a, ilustrando la perspectiva visual de los sujetos a través de cada filtro utilizado.

Análisis estadístico

Se comparan valores clínicos estándar de AVcc con valores tomados con diferentes filtros, interferencial y de densidad neutra a diferentes distancias, teniendo en cuenta la SD intrasujeto en cada caso. Se utilizó el programa Microsoft Excel v. 16.70 para el análisis estadístico.

b. Medida de AVsc con una app utilizando luz azul.

Participantes

A continuación se midió la AVsc clínica y experimentalmente con la app utilizada en el experimento E1, en ambos ojos sin cicloplejía de los mismos sujetos que en el experimento E1 (40 sujetos de 35 ± 16 años). Se excluyeron sujetos con alguna patología ocular o EE < -4,50 D. Además, los sujetos con EE < -2,5 realizaron las mediciones con la mitad de su EE corregido (es decir, un ojo con la graduación -3,25 -0,50 @ 30° llevaba la corrección de -1,75 D). Esto aseguró que los altos niveles de desenfoque en estos ojos no requirieran que se mostraran optotipos más grandes que el tamaño de la pantalla.

Procedimiento

Se compararon las medidas clínicas de AVsc usando un optotipo ETDRS en blanco y negro situado a 6,00 m con los resultados obtenidos con la app. Para estas medidas, se utilizaron los mismos dispositivos que en E1 (Tabla 4.1) aunque la app mostró estímulos azules sobre fondo negro, usando una letra C de Landolt y siguiendo el mismo algoritmo de selección de cuatro

opciones basado en el test de FrACT¹⁶⁰ (Figura 4.5). Se tomaron 4 medidas repetidas para cada ojo a dos distancias: 1,0 m y 1,5 m.

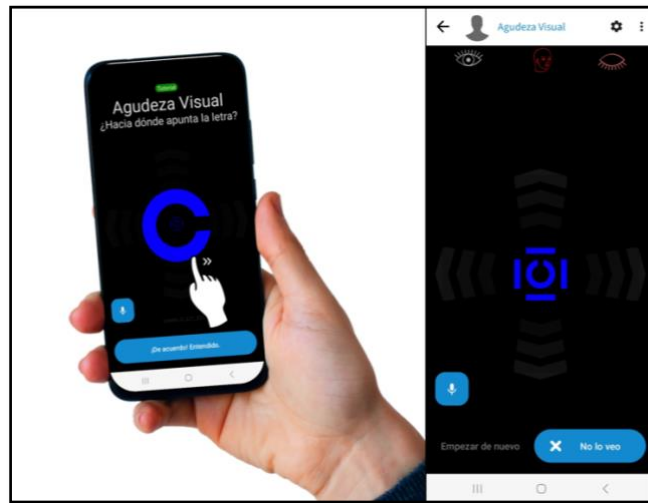


Figura 4.5. Test de AVsc con vision.app

Teniendo en cuenta la LCA del ojo humano, las vergencias del estímulo azul correspondieron a las mismas para los estímulos de luz blanca situados a 3,0 m y en el infinito, respectivamente. El tamaño angular de los estímulos se mantuvo constante ya que el tamaño de las letras se reescalaba automáticamente, como se indica en E1, si se detectaba un cambio en la distancia de visualización. La aplicación controló el brillo de la pantalla poniéndolo al valor máximo, lo que garantiza luminancias azules superiores a 30 nit y un contraste Michelson mayor a 87,5%.

Repetibilidad

La AVsc se midió cuatro veces por ojo para cada distancia, 1m y 1,5m utilizando un *smartphone*. Se utilizó el mismo dispositivo para realizar 4 mediciones de AVsc consecutivas en el ojo derecho y posteriormente, utilizando el mismo dispositivo en las mismas condiciones, se realizaron 4 mediciones en el ojo izquierdo.

Análisis estadístico

Las medidas estándar clínicas y con app de AVsc se compararon mediante un análisis estadístico de Bland-Altman basado en una prueba t pareada de dos colas o un test W-M en caso de que no se cumplan los supuestos de normalidad y homocedasticidad. Estos métodos

estadísticos fueron seleccionados tras realizar la prueba de S-W y un test F de Snedecor siguiendo el criterio de Levene para conocer la normalidad y homocedasticidad de la muestra.

Se calculó la diferencia media entre la AVsc medida tradicionalmente y con vision.app, la estadística de la prueba t o Wilcoxon, la SD asociada y la potencia de AVsc. Todas las medidas decimales registradas se convirtieron al formato logMAR para realizar el análisis estadístico. Siguiendo el método estadístico de C. McAlinden¹⁶¹, se realizó un test ANOVA para medidas repetidas con el fin de evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre medidas en un mismo ojo. Se utilizó el programa RStudio v. 2022.7.2.576 para el análisis estadístico.

4.3. Resultados

4.3.1. Experimento E1: estimación de la AV con luz blanca de pantallas OLED

La diferencia media entre las mediciones de AVcc en logMAR para 4 medidas repetidas fue $-0,01 \pm 0,04$ y $-0,01 \pm 0,04$ para OD y OS, respectivamente (Figura 4.6). Con 4 medidas repetidas se cumplen los supuestos de normalidad y homocedasticidad tras realizar la prueba de S-W obteniendo un resultado $p = 0,525$ (OD) y $p = 0,417$ (OS) y una prueba F de Snedecor para comparar las dos varianzas obteniendo un resultado $p = 0,141$ (OD) y $p = 0,256$ (OS). Además, la prueba t no reveló diferencias significativas en la AV medida entre vision.app y las medidas clínicas ($p = 0,478$ y $p = 0,608$ para OD y OS, respectivamente). El análisis de repetibilidad muestra diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones del OD ($p = 0,018$), mientras que no existen diferencias estadísticamente significativas para el OS ($p = 0,102$). Con 2 medidas repetidas no se cumplen los supuestos de normalidad y homocedasticidad, por lo que con el test no paramétrico de W-M no se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medidas clínicas y de la app para ambos ojos ($p=0,865$ (OD) y $p= 0,653$ (OS)).

Dado el tamaño de la muestra y los valores de SD obtenidos, se realizó un análisis estadístico utilizando el software G Power ³¹⁶⁴ para encontrar la potencia de la estadística utilizada para una diferencia entre los valores clínicos y de la app. Para una significación de $p = 0,05$ y considerando una diferencia clínicamente significativa de 0,1 logMAR, la potencia estadística obtenida de la diferencia entre ambos métodos es de 0,95.

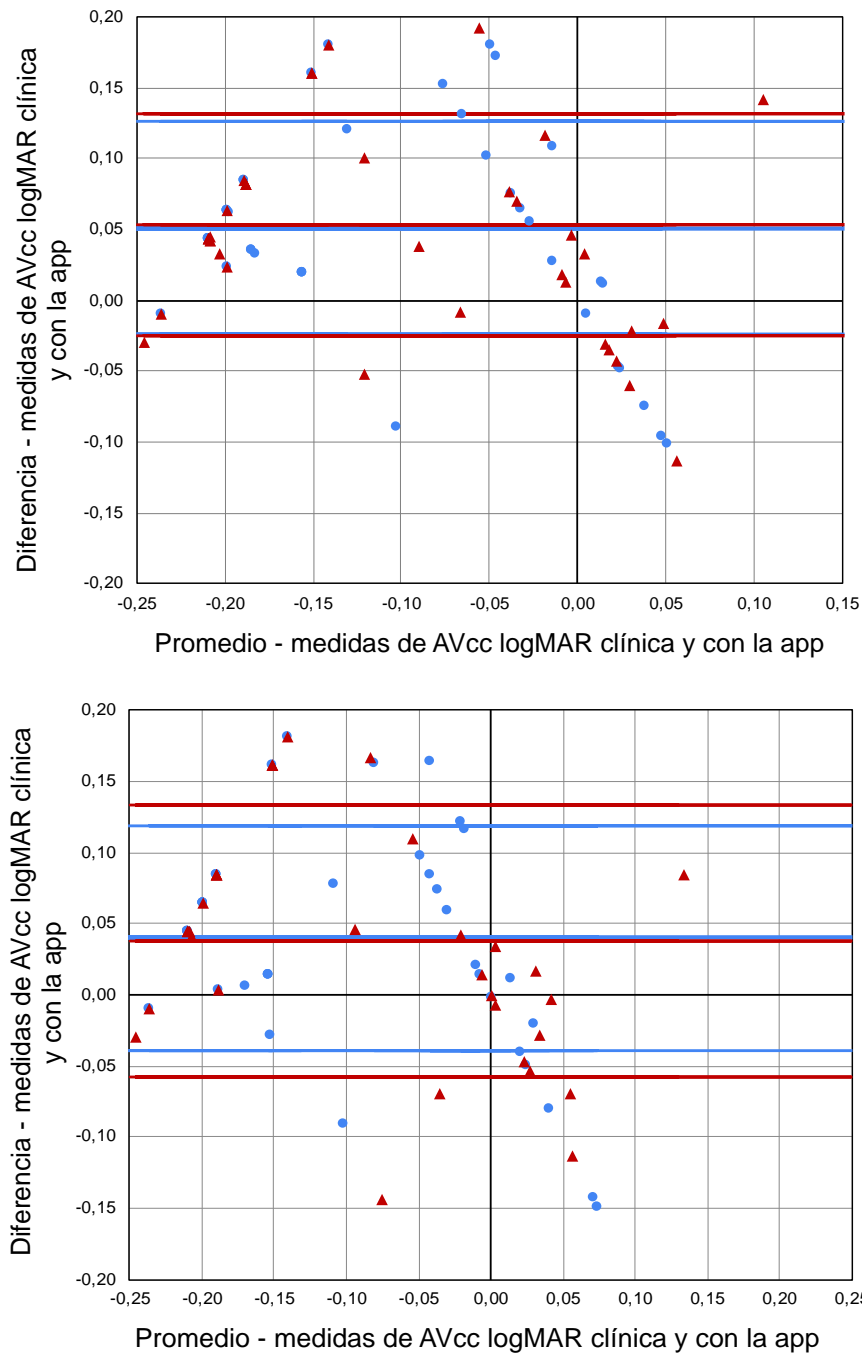


Figura 4.6. Bland-Altman de 4 (arriba) y 2 (abajo) medidas repetidas de AVcc con un smartphone a una distancia cómoda (30 cm). Los círculos azules corresponden a OD y los triángulos rojos a OS.

4.3.2. Experimento E2: evaluación de la LCA entre píxeles azules y blancos

La Figura 4.7 muestra la diferencia de LCA obtenida empíricamente, entre los píxeles azules y blancos en una pantalla OLED en 10 sujetos. Se encontró que el PR de luz azul era en promedio $-0,67 \pm 0,21$ D más miope que para la luz blanca.

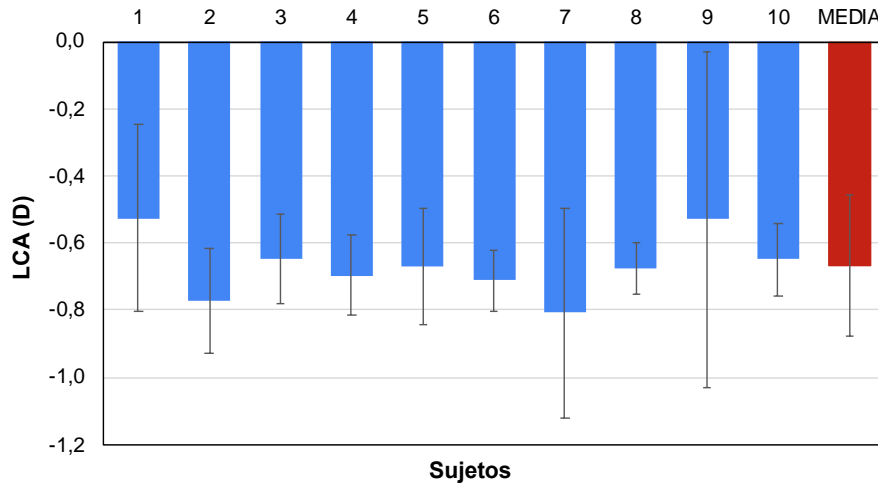


Figura 4.7. LCA obtenida empíricamente en 10 sujetos (barras azules) y media del grupo (barra roja). Las barras de error representan ± 1 SD.

4.3.3. Experimento E3: estimación de la AV con luz azul de pantallas OLED

a) Comparación de medidas de AV entre luz blanca y azul con la misma luminancia.

Los valores de AVcc obtenidos en 4 sujetos con diferentes filtros y valores clínicos estándar se representan en la Fig. 4.8.

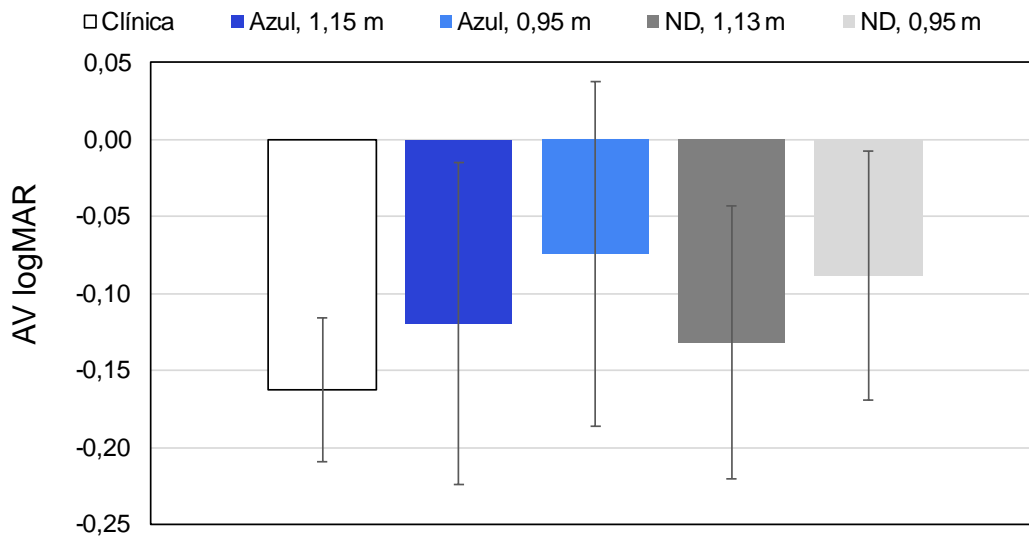


Figura 4.8. AV logMAR de 4 sujetos en cinco condiciones diferentes. Las barras de error representan ± 1 SD intrasujeto en cada condición.

b) Medida de AVsc con una app utilizando luz azul.

Los valores de AVsc obtenidos clínicamente fueron $0,24 \pm 0,36$ logMAR (OD) y $0,28 \pm 0,38$ logMAR (OS). Los valores de AVsc obtenidos con la app fueron $0,28 \pm 0,37$ logMAR (OD) y $0,33 \pm 0,38$ logMAR (OS) para la distancia cara-dispositivo de 1,00 m, y $0,28 \pm 0,40$

logMAR (OD) y $0,35 \pm 0,43$ logMAR (OS) para 1,50 m. La diferencia media entre los valores clínicos y con la app de AVsc fue de $-0,04 \pm 0,10$ logMAR (OD) y $-0,04 \pm 0,12$ logMAR (OS) logMAR para la distancia cara-dispositivo de 1,00 m, y $-0,04 \pm 0,13$ logMAR (OD) y $-0,07 \pm 0,13$ logMAR (OS) para 1,50 m (Figura 4.9).

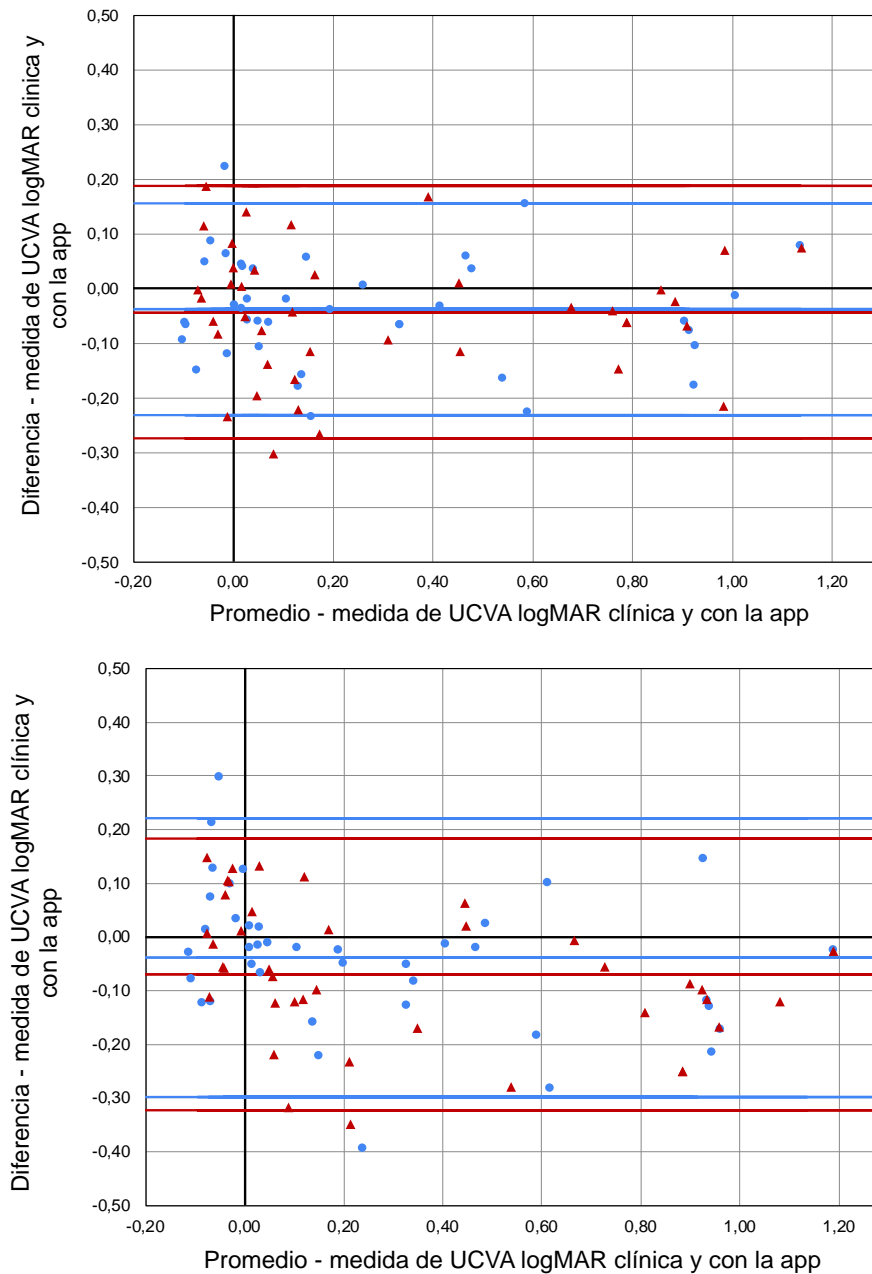


Figura 4.9. Bland-Altman de medidas clínicas de AVsc y 4 medidas repetidas de AVsc con un smartphone usando estímulos azules a 1,0 m (A) y 1,5 m (B) Los círculos azules corresponden a OD y los triángulos rojos a OS.

Para 4 medidas repetidas se cumplieron los supuestos de normalidad y homocedasticidad en la prueba de S-W obteniendo un resultado $p = 0,722$ (OD) y $p = 0,900$ (OS). La prueba F de

Snedecor mostró un valor $p = 0,886$ (OD) y $p = 0,972$ (OS) para medidas a 1,0 m. También se cumplen estos supuestos para las medidas a 1,5 m ($p = 0,772$ (OD) y $p = 0,460$ (OS) en cuanto a normalidad y $p = 0,505$ (OD) y $p = 0,487$ (OS) en cuanto a homocedasticidad). Además, la prueba t de Student reveló diferencias significativas entre los valores clínicos y los obtenidos con dispositivos que muestran optotipos azules para medidas a 1,0 m (valor de $p = 0,019$ (OD) y $0,025$ (OS)). Sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas para OD ($p = 0,075$) mientras que existen diferencias significativas para OS ($p = 0,002$) para medidas a 1,5 m. El análisis de repetibilidad no muestra diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones del OD ($p = 0,314$) ni OS ($p = 0,978$) para 1,0 m y del OD ($p = 0,937$) y OS ($p = 0,441$) para 1,5m.

Para medidas a 1m, con 2 medidas repetidas se cumplen los supuestos de normalidad ($p = 0,135$ (OD) y $p = 0,334$ (OS)) y homocedasticidad ($p = 0,839$ (OD) y $p = 0,960$ (OS)), por lo que se utilizó el test paramétrico t de Student en el que se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medidas clínicas y de la app para ambos ojos ($p = 0,001$ (OD) y $p = 0,001$ (OS)). Para medidas a 1,5 m, con 2 medidas repetidas se cumplen los supuestos de normalidad ($p = 0,147$ (OD) y $p = 0,057$ (OS)) y homocedasticidad ($p = 0,341$ (OD) y $p = 0,320$ (OS)), por lo que se utilizó el test paramétrico t de Student en el que se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medidas clínicas y de la app para ambos ojos ($p = 0,011$ (OD) y $p = 6 \cdot 10^{-6}$ (OS)).

Se realizó un análisis estadístico de la potencia de la prueba de hipótesis ($1 - \beta$) mediante el software G Power 3¹⁶⁴. Para un nivel de significación de $p = 0,05$ y considerando una diferencia clínicamente significativa de 0,10 logMAR, las potencias calculadas fueron 1,00 (OD) y 0,99 (OS) para las mediciones de AVsc a 1,00 m; y 0,997 (OD) y 0,998 (OS) a 1,50 m.

4.4.Discusión

En el experimento E1, se ha investigado una app para obtener la AVcc a una distancia cómoda (30 cm aproximadamente). La app tiene como objetivo abordar de manera efectiva las deficiencias de sus predecesores en cuanto a precisión de la medición, consistencia, distancia de realización y accesibilidad del paciente. Como se mencionó anteriormente, la app utiliza

un optotipo C de Landolt y ajusta el tamaño de la letra de acuerdo con la distancia entre la cara y el dispositivo. Esto facilita la auto medición a una distancia cómoda, lo que lo hace más atractivo para personas con limitaciones de movilidad o que viven de forma independiente o en áreas de bajos recursos. En lugar de pedirle al sujeto que identifique un símbolo ("A" frente a "B"), la app emplea un reconocimiento mucho más simple de "abierto frente a cerrado" en la C de Landolt que mejora la accesibilidad en diferentes idiomas y niveles de alfabetización.

La prueba t de Student no reveló diferencias significativas para 4 medidas repetidas de AVcc ($p = 0,478$ y $p = 0,608$ para OD y OS, respectivamente), con una diferencia media entre las medidas clínicas y de la app de menos de una línea ($-0,01$ logMAR). La Figura 4.6. muestra que la diferencia de medias entre los métodos de medición fue de $-0,01$ logMAR (intervalo de confianza (IC) del 95%), con un límite de concordancia de $\pm 0,07$ logMAR. Los resultados de la Figura 4.6 también indican que se necesitan 2 medidas repetidas para obtener un límite de concordancia de $\pm 0,08$ (OD) y $\pm 0,10$ (OS) logMAR (correspondiente al límite de significación clínica). Esto significa que solo 2 mediciones de AV con la app son suficientes en condiciones normales. En caso de que solo se tome una medida de AV con la app hemos encontrado que el límite de concordancia sería de $\pm 0,15$ logMAR, valor similar al encontrado clínicamente¹⁶⁵ y ligeramente inferior a los resultados encontrados por M. Back en el test-retest de reproducibilidad usando el FrACT ($\pm 0,20$ logMAR)¹⁶⁶.

Varios participantes se quejaron de ojo seco durante la prueba, esto podría ser una potencial fuente de error en el estudio, ya que la AV puede haberse visto comprometida debido a la fatiga del sujeto o la interrupción de la película lagrimal. Se podría considerar proporcionar gotas humectantes en los ojos a los participantes o reducir el número de ensayos realizados en futuros estudios.

Asumiendo una diferencia mínima clínica de una línea ($0,1$ logMAR), hemos encontrado un 86% de sujetos por debajo de una diferencia clínica entre ambos métodos teniendo en cuenta que se tomaron 4 mediciones repetidas, mientras que clínicamente se suele tomar una sola vez. No hemos encontrado diferencias significativas entre los resultados entre medidas clínicas y con la app ($p = 0,32$ (OD) y $p = 0,61$ (OS)).

Los resultados indican que la AVcc se puede medir cuando el estímulo (en este caso, una C de Landolt) que se muestra en la pantalla del *smartphone* o tableta se coloca dentro del intervalo de visión del sujeto. Esto es de esperar ya que la AV es una medida de la resolución del ojo, relacionada con el mínimo tamaño angular del estímulo en lugar de la distancia real. De hecho, varios estudios muestran que la AV no cambia con la acomodación si el estímulo está adecuadamente escalado^{167,168}. Este resultado puede explicarse desde un punto de vista de la óptica fisiológica considerando que el tamaño de la imagen retiniana de un ojo acomodado cambia muy poco (alrededor del 1% para 7,00 D de acomodación) respecto a la de un ojo relajado¹⁶⁹. Además, la óptica del ojo no cambia mucho durante la acomodación. Por ejemplo, las aberraciones cromáticas casi no varían con la acomodación¹⁷⁰ y la mayor aberración monocromática que cambia durante la acomodación es el desenfoque, es decir, el retraso acomodativo aumenta con el valor absoluto de la convergencia del estímulo¹⁷¹⁻¹⁷³, lo que puede causar una gran pérdida en la calidad de la imagen retiniana. Sin embargo, el retraso acomodativo es muy dependiente del estímulo. Heath realizó una serie de estudios relacionados con la respuesta acomodativa que mostraron claramente que cuanto mayor es el tamaño de la letra, mayor es el retraso acomodativo, por lo que la pendiente de la respuesta de acomodación disminuye muy por debajo de 1¹⁶⁸. En este sentido, recientemente se ha demostrado que la respuesta de acomodación se mantiene sin retraso acomodativo mientras el sujeto intenta realizar una medición de su AV, y como estímulo se utilizan letras muy pequeñas¹⁷⁴. Por lo tanto, un reescalado adecuado del estímulo (ver Fig. 4.1) reducirá el posible error de acomodación.

Con respecto al astigmatismo, también se sabe que prácticamente no cambia durante la acomodación¹⁷⁵⁻¹⁷⁹. Una posible discrepancia entre la medición de la AVcc al colocar el estímulo dentro del intervalo de visión de un ojo corregido frente a colocar el estímulo a 6 metros del ojo no corregido es cuando la visión se ve comprometida por el astigmatismo. En este caso, el intervalo de visión nítida corresponderá a la intersección entre los rayos de luz que llegan paralelos al eje del astigmatismo y otro correspondiente a los rayos de luz perpendiculares al eje. Si estos dos intervalos no se cruzan podría representar una limitación de la metodología utilizada. Sin embargo, en la práctica, no existe tal limitación por dos razones. En primer lugar, los sujetos que no tienen ningún intervalo de visión nítida suelen ser sujetos presbíteros con astigmatismo relativamente grande y suelen utilizar lentes progresivas para poder realizar la prueba con el *smartphone* llevando su corrección, incluyendo su adición.

En segundo lugar, si el *smartphone* muestra una C de Landolt con la apertura en una determinada dirección, el ojo acomodará inconscientemente para maximizar la calidad de la imagen retiniana y detectará la apertura en caso de que la letra sea lo suficientemente grande.

Finalmente, en cuanto a las aberraciones de alto orden, también es bien conocido que no cambian drásticamente durante la acomodación¹⁸⁰. Los principales cambios se deben a la disminución de la aberración esférica, pasando generalmente de un valor positivo a uno negativo, con mínima influencia en la AV medida¹⁸¹.

Los resultados de este estudio muestran una alta concordancia entre las medidas de AVcc con la app y clínicamente, tienen importantes implicaciones en el campo de la oftalmología y la optometría ya que cada vez se hace más evidente la necesidad de una telemedicina eficaz. Nuestros resultados sugieren que se puede obtener una medición fiable de AVcc utilizando un *smartphone* con una app capaz de reescalar el tamaño del estímulo de acuerdo con la distancia entre el dispositivo y el sujeto y colocando el dispositivo dentro de su intervalo de visión. Se pueden utilizar diferentes tipos de pruebas, aunque el uso de los optotipos C de Landolt o E de Snellen aumenta la utilidad de la app para diversas poblaciones con distintos grados de alfabetización.

Si bien los resultados de este estudio son alentadores, existen limitaciones y problemas que deben reconocerse. En primer lugar, la población del estudio en sí era relativamente pequeña ($n = 40$) con una amplia variedad de AVcc, en estudios futuros, sería ideal analizar una población más grande. Otras dos limitaciones son intrínsecas a la propia metodología. Primero, se supone que el *smartphone* puede situarse dentro del intervalo de visión del ojo desnudo, pero ese intervalo puede situarse lejos como es el caso de los presbíteros emétopes, o incluso, fuera de un intervalo real, como es el caso de un presbítero hipermetrope. En segundo lugar, como se mencionó en la Introducción, los ojos con grandes aberraciones de alto orden o dispersión (catarata) pueden tener defectos ópticos que no se pueden corregir colocando el *smartphone* en el intervalo de visión, ya que dicho intervalo no existe. Se puede argumentar que lo mismo ocurriría en el ojo corregido, por lo que se podría aplicar la metodología. Sin embargo, se conoce que una disminución en la calidad de la imagen retiniana producida por una dispersión puede reducir la respuesta de acomodación¹⁶⁸. Esto agrega un deterioro adicional (causado por el retraso acomodativo) en el caso de la AVcc medida en un punto

medio del intervalo de visión versus cuando se corrige en un punto lejano, como es el caso de la refracción clínica estándar.

Los resultados de este estudio pueden usarse como base para otros estudios que utilicen una metodología similar en situaciones específicas o para determinadas poblaciones. Una vía posible es validar la app utilizada en este estudio en una población pediátrica en la que algunos pacientes pueden tener dificultades para reconocer el test de Snellen tradicional colocado a mayor distancia.

Por otro lado, se propuso un método novedoso para abordar los desafíos mencionados anteriormente: a) la incapacidad de mostrar múltiples optotipos grandes a distancias lejanas, y b) la dificultad de interactuar con dispositivos a distancias lejanas.

Las pantallas OLED azules produjeron suficiente luminosidad (20-30 nit) para lograr una buena AV (hasta -0,2 logMAR). La idea central subyace de que la luz azul y la LCA ocular pueden permitir que una persona use su *smartphone* a una distancia cercana para medir su AV.

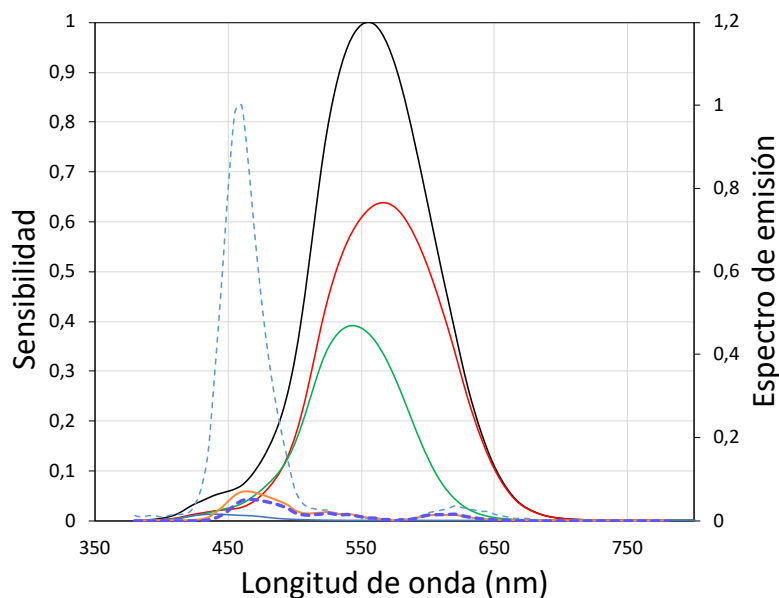


Figura 4.10. Sensibilidad de Conos S (línea azul), Conos M (línea verde) y Conos L (línea roja) para cada longitud de onda (eje Y izquierdo) y su suma (línea negra)¹⁸². Espectro de emisión normalizado para el azul de pantallas OLED (azul claro punteado) (eje Y derecho). La línea oscura punteada representa la multiplicación de la línea azul claro punteado y la línea negra ($V\text{-}\lambda$), con un máximo a 460 nm.

En el experimento E2 se midió empíricamente en 10 sujetos el valor de LCA para la luz de banda ancha emitida por los píxeles azules en las pantallas OLED. La diferencia dióptrica entre la luz blanca y la azul fue de aproximadamente - 0,7 D (Fig. 4.7). Se obtuvo un valor teórico que cuantifica la diferencia entre la luz azul y blanca emitida por la pantalla utilizando el método propuesto por Bradley¹⁸³. En este método, la emisión espectral de la pantalla OLED para LED azules (Fig. 4.10) se multiplica por la curva de sensibilidad espectral del ojo para obtener una nueva función, en la que el máximo asumiremos que corresponde a la longitud de onda que representa el espectro de luz azul¹⁸³. La Figura 4.10 muestra la nueva curva (en azul oscuro y discontinua) en la que el máximo corresponde a 460 nm.

Ahora podemos utilizar la fórmula de la diferencia cromática de foco del ojo humano obtenida anteriormente por otros autores¹⁵⁷:

$$R_{\lambda} = 1,68524 - \frac{0,63346}{\lambda - 0,2141} \quad \text{Ec. 4.1}$$

para calcular teóricamente la LCA entre 555 nm y 460 nm¹⁸³, se obtuvo un valor de - 0,72 D, muy similar al resultado obtenido empíricamente. Se puede suponer que la diferencia cromática entre el optotipo ETDRS clínico estándar y un estímulo azul que se muestra en una pantalla OLED es de aproximadamente -0,70 D. Aprovechando la LCA, un estímulo azul situado a 1,43 m (= 1 / 0,70 D) estaría en el PR de un ojo emétrope. Para imitar un optotipo situado a 6,0 m (20 pies), se debe colocar un estímulo azul equivalente a 1,15 m (= 1 / (1/6 + 0,70)). Además, un optotipo típico, en blanco y negro, utilizado en medidas de AV de ambliopes a 3,00 m sería equivalente a un estímulo azul colocado a 0,97 m (= 1 / (1/3) + 0,70)), que sería una distancia cómoda para controlar el progreso del tratamiento de ambliopía de los niños desde casa.

Los resultados de la primera parte del experimento E3 muestran que la AV en azul puede alcanzar valores altos incluso con un filtro de banda estrecha, lo que va en contra de la teoría de que los valores de AV relativamente altos cuando se usa un estímulo azul en un *smartphone* se logran principalmente como resultado del amplio ancho de banda espectral de la luz azul de las pantallas OLED. Los resultados del presente estudio concuerdan con los resultados obtenidos por Domenech et al.¹⁸⁴, que muestran que tras la compensación de LCA, los valores asintóticos para los tres colores (verde, rojo y azul) pueden considerarse idénticos, por lo que

no se encuentran diferencias estadísticas significativas cuando se mide la AV utilizando la iluminación típica del proyector de optotipos.

Además, en la segunda parte de E3 no se encontraron diferencias clínicas relevantes para 4 medidas repetidas a 1m ya que, asumiendo una diferencia mínima clínica de una línea (0,1 logMAR), hemos encontrado un 90% de sujetos por debajo de una diferencia de 0,15 logMAR entre ambos métodos, mientras que para medidas a 1,5 m se ha encontrado una mayor dispersión de datos y un 85% de sujetos por debajo de una diferencia de 0,2 logMAR entre ambos métodos. La prueba t de Student reveló diferencias significativas en la AVsc medida 1,0 m ($p = 0,019$ (OD) y $p = 0,025$ (OS)) aunque para medidas de AVsc a 1,5 m para el OD no se encontraron diferencias significativas ($p = 0,075$) y para OS sí ($p = 0,002$). Esta discrepancia entre ojos podría deberse a que las primeras 4 medidas se hacían a 1,5m y con el OS, a su vez sería una limitación, en futuros estudios las medidas deberían ser aleatorias tanto en la variable de distancia como en la de ojo. Para 2 medidas repetidas la prueba t de Student también reveló diferencias estadísticamente significativas a ambas distancias ($p < 0,05$).

El análisis de Bland-Altman mostró que la diferencia media entre los métodos de medición para 4 medidas repetidas fue de $-0,04 \pm 0,10$ para OD y $-0,04 \pm 0,12$ logMAR para OS en medidas a 1,0 m y de $-0,04 \pm 0,13$ para OD y $-0,07 \pm 0,13$ logMAR para OS en medias a 1,5 m. La SD obtenida para ambas condiciones corresponde a una línea de optotipo. K. Bellsmith et al.¹⁸⁵ realizaron mediciones de AV con una app diferente y obtuvieron resultados similares a los obtenidos en el presente estudio. También encontraron una diferencia de medias apreciable entre ambos métodos (-0,12) con límites de concordancia (LOA) de 0,26 y -0,5.

Debido a la alta dependencia de la AV de la luminancia del estímulo¹⁸⁴, no es de extrañar que la AV en luz azul proporcione habitualmente valores ligeramente inferiores que en luz blanca (ver Fig. 4.8). J. Pokorny et al.¹⁴³ demostraron que la AV aumenta a medida que aumenta la luminancia, hasta que se alcanza una agudeza visual máxima entre 30 y 100 td, más allá de la cual los aumentos adicionales de luminancia no mejoran la AV. Esta puede ser una de las razones por las que algunos valores de AV obtenidos con estímulos azules en pantallas OLED fueron inferiores a los obtenidos en las mediciones clínicas. Sin embargo, Y. Tanaka et al.¹⁸⁶ estudiaron el cambio de AV en humanos para 15 colores en 6 sujetos jóvenes y demostraron que no había diferencia significativa en AV para colores en el caso de fondos acromáticos

(grises) a 100 nit. Sin embargo, cuando la luminancia de fondo era de 30 nit, había diferencias significativas no solo en el azul sino también con muchos otros colores como el verde, para el que el ojo es muy sensible.

Otra posible explicación de la reducción de la AV en luz azul es que el muestreo de los conos en la fóvea central está ausente debido a la falta de conos S. Sin embargo, aunque los estímulos de longitud de onda corta generan la percepción del color azul gracias a la alta absorción de fotones por los conos S, los conos M y L son también sensibles a la luz de 460 nm (ver Fig. 4.10) lo que permite resolver frecuencias espaciales relativamente altas¹⁸⁷. Uno podría entonces preguntarse por qué las letras azules pequeñas no se ven amarillentas cuando se ven usando la visión central. Según Williams et al.¹⁸⁸, la percepción continua del azul se debe a la dispersión de la luz, aunque el estímulo sea pequeño y su imagen paraxial se forme sólo en la fóvea; la luz de longitud de onda corta se dispersa y alcanza a los conos S circundantes y probablemente gracias a los movimientos oculares se estimulen también conos S aunque el estímulo azul sea pequeño.

Las medidas de AVsc con la app presentan algunas limitaciones: las letras con una frecuencia espacial muy baja pueden no caber en la pantalla del dispositivo, hay un límite máximo de AV de 1,5 decimal debido a la resolución de algunas pantallas. Además, el contraste podría verse disminuido por suciedad en la pantalla y dependiendo del dispositivo la luminancia azul podría verse limitada (< 100 td) aunque la mayoría de los dispositivos del mercado sí alcanzan dicha luminancia. Finalmente, algunas pantallas pueden usar un espacio de color diferente que afectaría a la cromática.

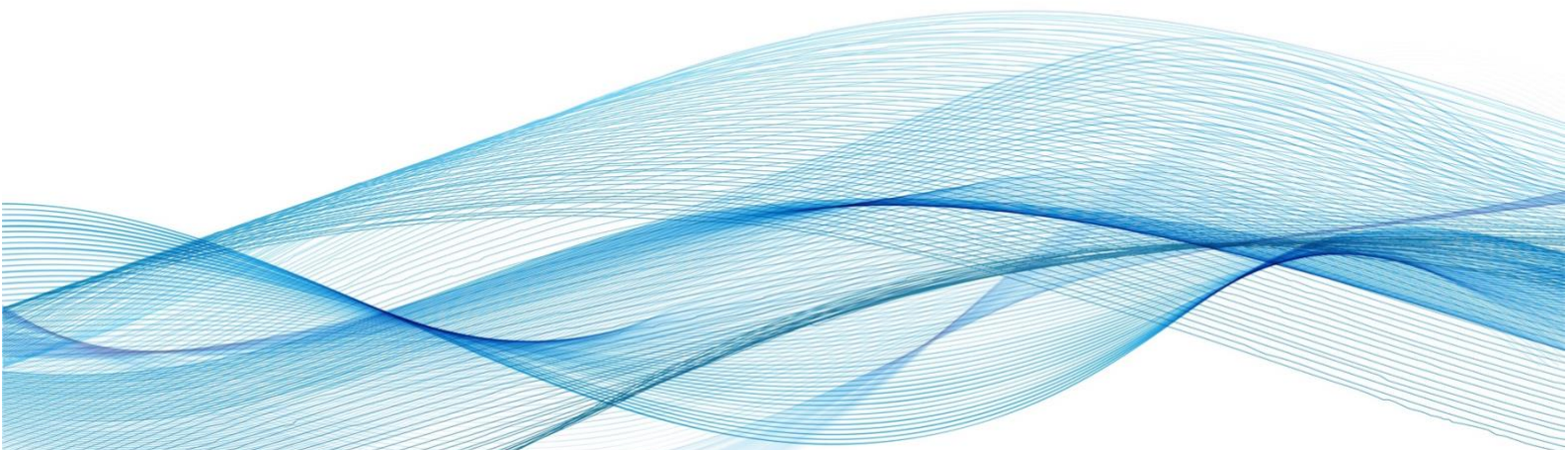
Como se mencionó en la sección de Introducción, las principales ventajas del método estudiado con luz azul son: no es necesario alejar demasiado el dispositivo para realizar las pruebas visuales, permite al usuario realizar las pruebas a cualquier distancia gracias al reescalado del estímulo con la distancia cara-dispositivo. Además, las personas podrán utilizar su *smartphone* para realizar un cribado de su salud visual.

En conclusión, los resultados de los tres experimentos muestran la posibilidad de utilizar un *smartphone* para obtener valores de AV (AVcc y AVsc) similares a los obtenidos clínicamente sin necesidad de colocar el estímulo lejos (6,00 m o 20 pies) gracias al efecto de la luz azul en

la aberración cromática del ojo humano. El método puede utilizarse para el cribado de anomalías que limitan la AV de los pacientes para su derivación a un profesional de la visión, así como para el seguimiento remoto de la evolución de tratamientos como la ambliopía.

CAPÍTULO 5

EVALUACIÓN PRELIMINAR DE MEDIDA DEL
PUNTO REMOTO Y PUNTO PRÓXIMO CON UN
SMARTPHONE



Capítulo 5. Evaluación preliminar de medida del punto remoto y punto próximo con un *smartphone*

5.1.Introducción

El error refractivo no corregido tanto en personas adultas como niños es la principal causa de discapacidad visual en todo el mundo a pesar de tener tratamiento, lo que supone un problema de salud pública^{90,91}. Hay estudios que demuestran que la prevalencia del error refractivo no corregido es debida principalmente al escaso número de profesionales de la salud visual y falta de estos servicios en algunas poblaciones remotas^{91,189,190}.

En el caso de la miopía, se ha convertido en una epidemia a nivel mundial¹⁹¹. Para 2050, se predice que más de la mitad de la población mundial será miope, y el 10% de miopes tendrán miopía magna ($< 6,00$ D)⁵³. Esto es preocupante ya que la miopía elevada se asocia con un mayor riesgo de aparición de patologías oculares¹⁹²⁻¹⁹⁵, además de ser un riesgo de pérdida permanente de la visión¹⁹⁶. Dado los actuales métodos para frenar la progresión de la miopía, la detección temprana de la miopía en niños y adolescentes es una medida fundamental para poder mitigar la epidemia de miopía^{88,89}. Esto requiere la evaluación continua de un gran número de personas y la capacidad de monitorear la progresión de la miopía. Los principales inconvenientes para implementar medidas de control de la miopía son el acceso y los recursos limitados de la atención oftalmológica u optométrica, sobre todo en países grandes en los que estos centros se encuentran masificados o en poblaciones rurales donde el acceso a estos servicios es complicado^{189,197}.

En cuanto a la presbicia, una forma de detectar su aumento y, por tanto, la necesidad de una mayor adición (add) es determinar su PP. La medida del PP también podría ser usada para estimar el error refractivo conociendo la edad del sujeto¹⁹⁸, incluyendo en este caso al grupo de hipermetropes, que se vincula con la aparición de la miopía ya que, los niños con hipermetropías bajas son un grupo de riesgo de padecer miopía¹⁹⁹.

Una estrategia para abordar el problema de detección masiva de errores refractivos puede ser contratar personal no profesional y ofrecerles herramientas baratas, con gran disponibilidad y validadas para medir el error refractivo, así como utilizar refractómetros de bajo costo²⁰⁰.

Además, aprovechando las últimas tecnologías móviles en la era digital, los *smartphones* cuentan con grandes prestaciones indicadas en el Capítulo 1, una alta resolución, luminancia y contraste de las pantallas OLED para presentar estímulos adecuados²⁰¹ y además existe una gran disponibilidad en prácticamente toda la población para hacer frente a este problema.

Ya existen algunas aplicaciones móviles de medida del error refractivo. En primer lugar, Netra auto-refractor (EyeNetra, Cambridge, MA, USA)⁹², es una tecnología que utiliza un accesorio controlado manualmente con diferentes lentes y un *smartphone* para evaluar el error refractivo del usuario. Utiliza un dispositivo Samsung Galaxy S4 incorporado en el accesorio que se muestra en la Figura 5.1, el usuario debe seguir las instrucciones por voz que le indica el *smartphone* interactuando con los botones incorporados en el accesorio. El usuario debe girar el botón correspondiente al brillo para situar los paraguas rojo y verde de forma que estén lo más brillantes posible (Figura 5.1 derecha). Existen algunos estudios que mostraron que era una alternativa aceptable para evaluar el error refractivo cuando lo usaba con un instructor no profesional^{50,192,202}. Otro estudio reciente muestra la diferencia entre el equivalente esférico medido por un profesional de la visión en 36 sujetos y el dispositivo Netra utilizado por el usuario sin ayuda, obteniendo una media de error de +0,53 D y un intervalo de LOA de -0,87 D a +1,93 D siendo las medidas con Netra significativamente más negativas⁹². Una limitación práctica de esta tecnología es que para realizar las medidas es necesario un accesorio auxiliar al *smartphone* mientras que existen al menos tres aplicaciones móviles para medir el error refractivo que no necesitan ningún complemento y se describen a continuación.^{93,203}

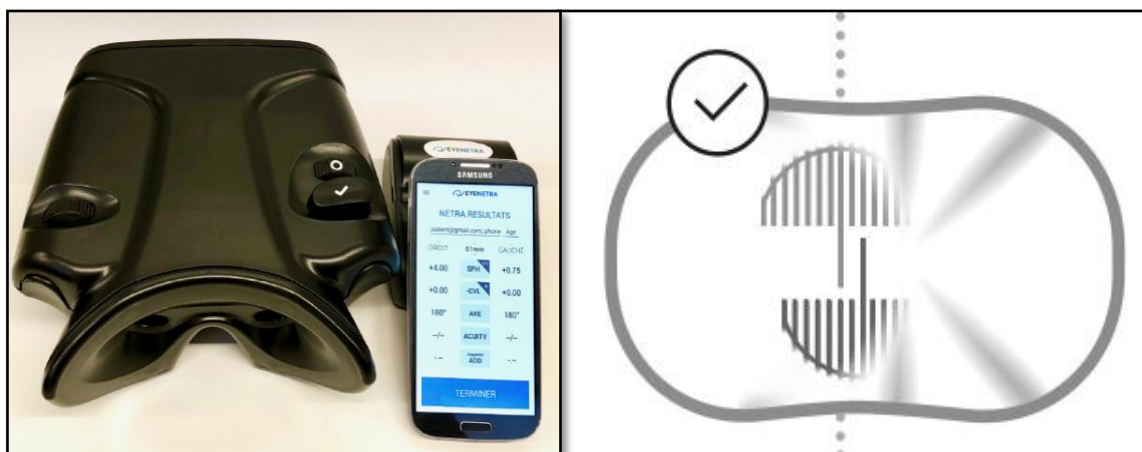


Figura 5.1. Dispositivo Netra auto-refractor (izquierda) y simulación de una de las pruebas que presenta (derecha).

Por otro lado, *Eye XM Virtual Visit* (EyeNexo LLC, Boston, EE.UU.) es una app de medida de AV, diseñada para iPad y no disponible en España. Un estudio reciente muestra una elevada correlación entre el equivalente esférico medido con la app creada por EyeNexo y medidas clínicas estándar (Pearson $R = 0,91$, $P < 0,001$), la SD del error de medida de la app fue de 0,83 D y la desviación absoluta media (error) fue de 0,65 D²⁰³. Existe otra app “myRx Refraction Exam” (Luna Solutions, LLC) que, a diferencia del resto, ofrece resultados de esfera, cilindro y eje. El procedimiento seguido en la app se recoge mediante imágenes en la Fig. 5.2, la app muestra estas imágenes y la tarea principal del sujeto es acercarse o alejarse a la pantalla hasta que consiga ver correctamente lo que se muestra. Presenta algunas limitaciones: solo está disponible para iPhone y en cuanto a criterios de exclusión: la app descarta automáticamente a los usuarios con medidas fuera del rango: esfera entre -1,00 D y -5,00 D, cilindro $> -2,00$ D y potencia total (esfera + cilindro) $> -6,00$ D. Los resultados obtenidos mediante la app son supervisados por un optometrista antes de mostrarlos al usuario⁹³.



Figura 5.2. Diferentes pantallas principales del examen visual de la app myRx Refraction Exam. La primera pretende identificar el grado de miopía de la persona. La segunda se usa para pretender identificar el eje y las dos últimas se usan para pretender identificar el valor del astigmatismo y la esfera.

Existen otras herramientas que tratan de evaluar el error refractivo de usuarios con dispositivos electrónicos. Opternative (Visibly, Inc., Chicago, EE.UU.) es un sistema que trata de evaluar el error refractivo usando un *smartphone*, una tableta o un ordenador, es un servicio exclusivo para habitantes de algunos estados de EE.UU., por valor de 35,00\$. Virtual Vision Test

(Warby Parker, Inc.) es una app de pago (15,00\$) disponible para iPhone y iPad en *Apple Store* mediante la que el usuario realiza un test de AV que sirve para identificar un posible aumento del error refractivo. OKKO Health (OKKO Health, Inc., Bristol, United Kingdom) es una app gratuita disponible para *iOS* y *Android* diseñada para que profesionales de la visión la prescriban a sus pacientes para controlar su salud visual con algunas pruebas interactivas. Tanto Opternative como Virtual Vision Test siguen el mismo método de detectar un posible cambio de error refractivo mediante un test de AV. Como se puede observar en la Figura 5.3a, Opternative requiere dos dispositivos (por ejemplo, un ordenador y un *smartphone*). La app indica al usuario que se sitúe a una distancia específica de la pantalla del ordenador y desde el *smartphone* tendrá que indicar hacia donde apunta la letra C. La app Virtual Vision Test utiliza solamente un dispositivo; normalmente un *smartphone* (Figura 5.3b). La app indica al usuario que se coloque a 10 pies del dispositivo y lea las letras que parecen en la pantalla. Que sepa, no se conocen estudios científicos y de validación clínica de las tecnologías mencionadas, exceptuando los sistemas de EyeNetra y EyeNexo.

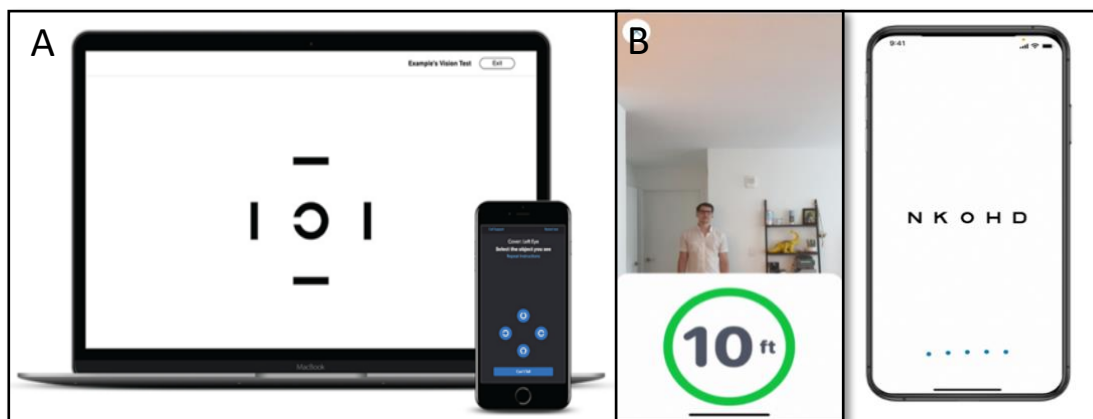


Figura 5.3. A) Imagen de la tecnología Opternative, B) Imágenes de la app Warby Parker.

Una limitación común en las metodologías que solo usan el móvil y no usan un hardware extra (como es el caso de Netra), es que solo pueden detectar cambios refractivos producidos por la miopía o astigmatismo miópico, sin tener en cuenta a los hipermétropes ni presbitas, siendo los niños con hipermetropía baja un grupo de riesgo de padecer miopía en un futuro próximo¹⁹⁹.

En este capítulo se propone un nuevo método de medida de la sobrerrefracción (SRx) esférica (SRx de lejos) y el cambio de la add (SRx de cerca) error refractivo a través de los valores de PR y PP obtenidos con un *smartphone*. El objetivo de este capítulo es comparar los resultados preliminares de error refractivo (PR y PP) obtenidos con una app, con los resultados de una

refracción clínica subjetiva, con el fin de saber si es posible conocer la aparición o progresión de la miopía de forma remota utilizando un *smartphone*.

5.2. Metodología

Se llevaron a cabo dos experimentos. En el primero (E1) se evaluó el PR usando un *smartphone* en sujetos jóvenes a los que se les había inducido unos ciertos valores de miopía usando lentes de prueba positivas sobre su corrección clínica esfero-cilíndrica. En el segundo experimento (E2) se evaluó el PP en sujetos presbítas utilizando un método similar al del primer experimento. A este grupo se les modificó la posición del PP mediante uso de lentes de prueba positivas o/y negativas sobre su corrección clínica esfero-cilíndrica.

Para las medidas clínicas de refracción subjetiva de visión lejana del E1 se optó por el método estándar a partir de la refracción objetiva obtenida con retinoscopio, alcanzando el máximo positivo máxima agudeza visual (MPMAV)^{204,205}. Para estas medidas se usó un optotipo ETDRS situado a 6,00 m del sujeto. Para las medidas clínicas de refracción subjetiva de visión cercana del E2 se optó por el método de tanteo de add basado en la edad del paciente²⁰⁴, haciendo variaciones conforme a la distancia de trabajo del paciente y su amplitud de acomodación. Hanlon et al. mostraron que este método producía el menor número de errores y de pacientes descontentos²⁰⁶.

Para ambos experimentos se obtuvo la aprobación del Comité Ético de la Universidad de Murcia y se adhirió a los principios de la Declaración de Helsinki.

Aplicación y dispositivos

Para las medidas de PR y PP con un *smartphone* se adaptó una app desarrollada por la empresa VisionApp Solutions S.L. para la realización de este experimento. La app medía a una frecuencia de 20 Hz la distancia cara-dispositivo que se monitoreó continuamente utilizando imágenes de la cabeza de un sujeto capturadas por la cámara frontal del dispositivo. El estímulo constaba de tres líneas azules paralelas y verticales, sobre un fondo negro, con un espacio negro entre las líneas cuatro veces más delgado que el grosor de las líneas. Como se ha indicado en el Capítulo 4, se usó el color azul con el fin de poder situar el teléfono más cerca del sujeto aprovechando la LCA del ojo humano.

Como se hizo en el estudio de la AV del capítulo anterior, los valores de la anchura y distancia entre las tres líneas se rescalaron en tiempo real con la distancia cara-dispositivo, de modo que las líneas subtendieran siempre el mismo ángulo desde el sujeto. El valor de la frecuencia espacial usada por las líneas correspondió al 80% de su AV decimal.

Se utilizaron 2 dispositivos diferentes en la medición de PR y de PP. Los modelos usados y las características específicas del dispositivo se detallan en la Tabla 5.1.

<i>Dispositivo</i>	<i>Pulgadas pantalla</i>	<i>DPI</i>	<i>Experimento</i>
Xiaomi Redmi™ Note 11	6,43	409	E1
Samsung Galaxy™ S20 FE	6,50	405	E2

Tabla 5.1. Características de los dispositivos utilizados en cada experimento

5.2.1. Experimento E1: evaluación del PR medido con luz azul en una pantalla OLED

Participantes

30 participantes universitarios fueron reclutados a través de correo electrónico. La edad de los participantes osciló entre 18 y 40 años (22 ± 5 años). Un optometrista realizó las medidas clínicas de refracción subjetiva monocular de visión lejana y AV del OD para establecer una línea de base clínica con la que comparar las medidas SRx esférica obtenidas con la app. La iluminancia de la habitación a nivel de la cara del sujeto fue la misma en medidas clínicas y con la app (≈ 250 lux).

Procedimiento

Como paso preliminar, se configuró la app para que el estímulo mostrado siguiera las características requeridas, definidas en detalle en el apartado *Aplicación y dispositivos*. A continuación, se corrigió al sujeto utilizando lentes y gafas de prueba y se le pidió que sostuviera el dispositivo a una distancia de calibración (ver descripción en el Capítulo 2) de 30 cm de su cara y confirmara.

Se colocó el dispositivo en un trípode y al sujeto con el OD corregido y el OS ocluido en una silla con ruedas (Figura 5.3) a 1,43 m (= 1/0,70 D) frente la pantalla del dispositivo. Teniendo en cuenta una LCA de -0,70 D para el azul, se está simulando un estímulo a 6,00 m, que es

donde se suele situar en las medidas clínicas (ver Capítulo 4, sección Discusión). Con este primer paso nos asegurábamos de que el sujeto iba bien corregido y era capaz de reconocer el estímulo en detalle preguntándole si distinguía 3 líneas azules claramente separadas.



Figura 5.3. Sujeto del experimento E1 situado a 1,43 m del dispositivo

Por último, el investigador indujo al sujeto diferentes grados de miopía utilizando lentes positivas desde 0,00 D a +1,50D en pasos de 0,25 D, tomando 3 medidas aleatorias con cada lente. Como tutorial, se le mostró al sujeto dos imágenes indicando que, con cada lente, se tiene que acercarse al dispositivo tanto como sea necesario hasta que sea capaz de ver 3 líneas (Figura 5.4a), alejarse de la pantalla hasta que no sea capaz de reconocerlas (Figura 5.4b) y confirmar al investigador. Se estableció una distancia máxima de alejamiento de 3,00 m, suponiendo que, teniendo en cuenta la LCA, el sujeto ya se encontraba a una distancia más alejada de los 6,00 m requeridos para que no afecte la acomodación.

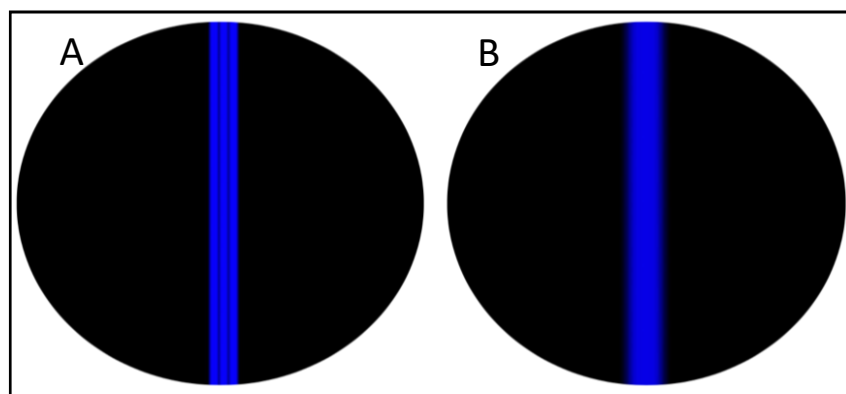


Figura 5.4. Estímulo utilizado para medidas de PR y PP con el smartphone.

Análisis estadístico

La sobrerrefracción esférica inducida y la medida con la app se compararon mediante un análisis de regresión lineal y un análisis Bland-Altman. Se calculó la diferencia media entre la sobrerrefracción inducida y medida con vision.app, la SD asociada inter e intrasujeto, el coeficiente de correlación de Pearson y se utilizó un modelo de efectos mixtos lineales ajustado utilizando el método de estimación REML para evaluar la relación entre las 3 medidas obtenidas por la app y la miopía real inducida²⁰⁷.

Además, tras realizar el ajuste lineal y sospechar de una relación entre variables no lineal, sino que posiblemente mostraban una débil tendencia curva, debido a la limitación de la distancia de 3,0 m, se realizó un ajuste cuadrático buscando un modelo lo más preciso posible. Para ello, se calculó el R^2 ajustado teniendo en cuenta los grados de libertad en cada ajuste. El R^2 ajustado se define como²⁰⁸:

$$R_a^2 = 1 - (1 - R^2) \frac{n-1}{n-p-1} \quad \text{Ec. 5.1}$$

donde p es el número de variables explicativas en el modelo y n es el tamaño de la muestra.

Finalmente se seleccionó el ajuste que ofreciera resultados más precisos, basados en el R^2 ajustado, aunque también se tuvo en cuenta en la selección el ajuste más simple.

5.2.2. Experimento E2: evaluación del PP en presbítas, medido con luz azul en una pantalla OLED

Participantes

Se reclutaron 20 participantes presbítas mayores de 52 años, ya que a partir de esta edad es cuando la amplitud de acomodación es prácticamente igual a 0,00 D, con el residuo aparente de 1,00 D que realmente refleja la profundidad de foco del ojo¹³¹. La edad de los participantes osciló entre 52 y 64 años (56 ± 3 años). Un optometrista realizó las medidas clínicas de refracción subjetiva de visión cercana y AV para establecer una línea de base clínica con la que comparar las medidas de add obtenidas con la app. La iluminancia de la habitación fue la misma en medidas clínicas y con la app (≈ 250 lux).

Procedimiento

Se siguieron los mismos pasos que en E1. Para realizar las medidas iban corregidos con lentes y gafas de prueba utilizando solamente su corrección de lejos (sin add), esta vez las pruebas se harán binocularmente, ya que las medidas de la add son más fiables cuando se miden binocularmente²⁰⁶. En este experimento, también se colocó al sujeto corregido en una silla con ruedas a 1,43 m para asegurarnos de que era capaz de reconocer el estímulo en detalle preguntándole si distinguía 3 líneas azules claramente separadas. El investigador inducía al sujeto diferentes grados de add utilizando lentes positivas desde 0,00 D a +2,75D (en pasos de 0,25 D) tomando 3 medidas aleatorias con cada lente. Se utilizó como máximo una lente de +2,75 D ya que raramente se utilizan adiciones mayores, excepto como ayuda de baja visión²⁰⁹.

Como tutorial, se le mostró al sujeto las mismas imágenes (Figura 5.4), con cada lente se tiene que acercarse a la pantalla del dispositivo tanto como sea necesario, hasta que solamente distinga una única línea azul (Figura 5.4b), alejarse de la pantalla poco a poco hasta que sea capaz de reconocer 3 líneas azules (Figura 5.4a) y confirmar al investigador. Se estableció una distancia de acercamiento máxima de 0,20 m para que el estímulo pudiera ser correctamente reescalado y para que la app fuese capaz de reconocer la cara del sujeto y medir correctamente la distancia.

Cálculo de adición obtenida con la app

Los datos que ofrece la app son valores de distancia cara-dispositivo, a partir de estos valores se hicieron cálculos siguiendo la teoría de cálculo de add de cerca. Generalmente, para obtener el valor de la add de cerca se debe tener presente que un esfuerzo acomodativo igual a la amplitud de acomodación no es sostenible sin presentar síntomas de fatiga visual²¹⁰.

Según los autores, existen dos criterios de cálculo de add de cerca. El criterio de dejar la mitad de la amplitud de acomodación (AA) en reserva donde $Add = \frac{1}{dt} - \frac{1}{2}AA$ o dejar un tercio de AA en reserva donde $Add = \frac{1}{dt} - \frac{2}{3}AA$, donde dt corresponde a la distancia de trabajo del sujeto, Teniendo en cuenta que los participantes fueron mayores de 52 años, consideramos que la AA será igual a 1,50 D aproximadamente²⁰⁵ y dt corresponderá a la distancia más cercana a la que cada sujeto distingue 3 líneas azules para cada una de las lentes.

Análisis estadístico

En primer lugar, la add realmente usada y la distancia de PP medida con la app se compararon mediante un análisis de regresión lineal. Segundo, a los valores de PP obtenidos con la app se le aplicó el criterio de la teoría del cálculo de la add de cerca en que se deja la mitad de la AA en reserva, obteniendo valores de add medidos con la app y se compararon con la add realmente usada mediante otro análisis de regresión lineal. Se calculó la diferencia media entre la add usada y medida con vision.app en un análisis Bland Altman, la SD asociada inter e intrasujeto y, replicando el análisis de E1, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson y un modelo de efectos mixtos lineales ajustado utilizando el método de estimación REML. Se utilizó el programa RStudio v. 2022.7.2.576 para el análisis estadístico.

5.3. Resultados

5.3.1. Experimento E1: evaluación del PR medido con luz azul en una pantalla OLED

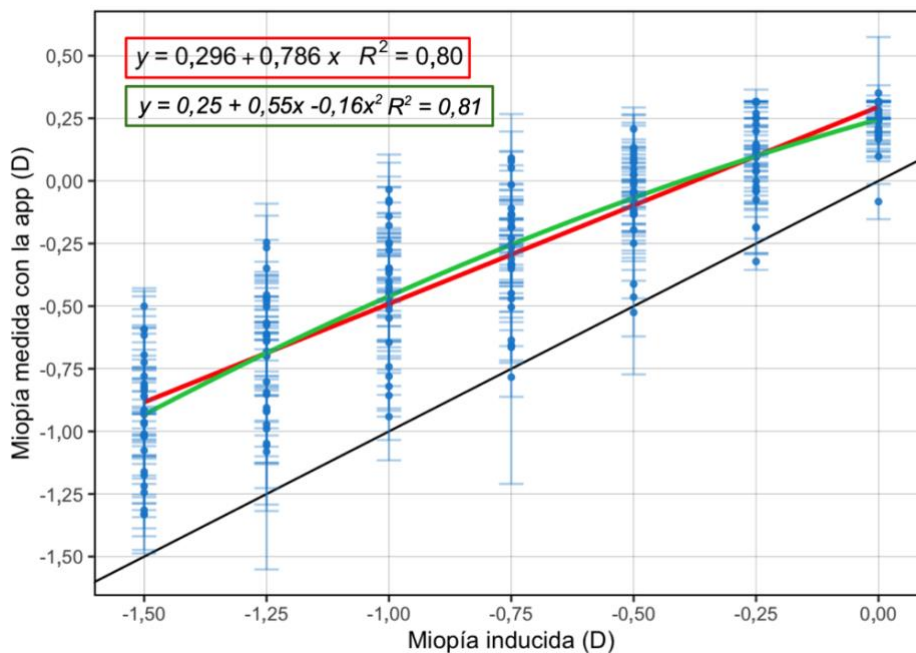


Figura 5.5. Análisis de regresión lineal y cuadrático comparando 3 medidas repetidas de PR con un smartphone con la miopía realmente inducida. La línea roja representa el ajuste lineal medio de todos los sujetos (intersujeto), la verde el ajuste cuadrático, la negra $X = Y$ y las barras de error representan ± 1 SD intrasujeto.

La Figura 5.5 muestra una recta de regresión lineal y cuadrática media intersujeto entre la miopía inducida y la medida con la app ($= \frac{1}{PR} - LCA$, donde PR y LCA siempre son valores negativos), obteniendo un buen ajuste del modelo tanto lineal ($R^2 = 0,80$) como cuadrático ($R^2 = 0,81$), siendo además similares. Además, el coeficiente de correlación de Pearson indica que ambas medidas están sumamente correlacionadas, siendo esta correlación altamente significativa ($p < 0,001$).

La Figura 5.6 junto a la Tabla 5.2, representan los resultados de un análisis Bland-Altman. La diferencia media entre 3 medidas repetidas de PR con la app y la miopía realmente inducida fue $0,46 \pm 0,23$ D, con unos LOA de 0,90 y 0,02 D (Figura 5.6). La diferencia media para cada lente inducida se muestra en la Tabla 5.2.

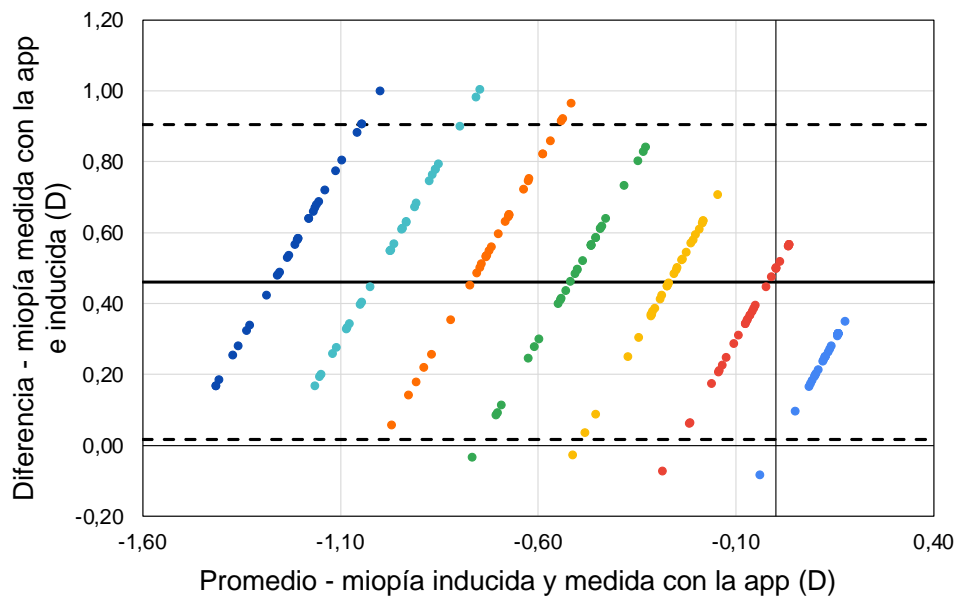


Figura 5.6. Análisis Bland-Altman de 3 medidas repetidas de PR con un smartphone. Cada color representa la potencia inducida: azul a la de 0,00D, rojo -0,25 D, amarillo -0,50 D, verde -0,75 D, naranja -1,00 D, turquesa -1,25 D y azul oscuro -1,50 D. La línea continua negra representa la media de todas las diferencias y las líneas negras discontinuas los LOA ($\pm 1,96SD$).

Se utilizó un modelo de efectos mixtos lineales ajustado utilizando el método de estimación REML para evaluar la relación entre las 3 medidas obtenidas por la app y la miopía real inducida. Los resultados indican que las medidas con la app están significativamente asociadas

con la miopía inducida ($t = 59,88$, $p < 0,001$) y existe una variabilidad significativa entre los sujetos en su respuesta a las diferentes miopías inducidas ($SD = 0,16$).

Miopía inducida (D)	Media (\bar{X}) \pm SD (D)	LOA (D)	
		$\bar{X} + 1,96SD$	$\bar{X} - 1,96SD$
0,00	0,25 \pm 0,09	0,42	0,08
-0,25	0,36 \pm 0,17	0,68	0,03
-0,50	0,44 \pm 0,18	0,78	0,10
-0,75	0,48 \pm 0,22	0,91	0,05
-1,00	0,57 \pm 0,24	1,04	0,11
-1,25	0,56 \pm 0,23	1,02	0,10
-1,50	0,57 \pm 0,23	1,01	0,12
Promedio	0,46 \pm 0,23	0,90	0,02

Tabla 5.2. Resultados del análisis Bland-Altman obtenidos para cada miopía inducida. \bar{X} representa la media de la diferencia entre la miopía medida con la app y la inducida.

5.3.2. Experimento E2: evaluación del PP en presbitas, medido con luz azul en una pantalla OLED

La Figura 5.7a muestra un ajuste lineal medio intersujeto entre la add usada y el PP medido con la app ($= \frac{1}{PP} - LCA$, donde PP y LCA) siempre son valores negativos, obteniendo un buen ajuste del modelo ($R^2 = 0,81$). La Figura 5.7b muestra otro ajuste de regresión lineal entre la add medida con la app ($add = \frac{1}{PP} + LCA - \frac{AA}{2}$), calculada a partir de los valores de PP obtenidos y suponiendo una AA de 1,50 D para todos los sujetos, y la add realmente usada. El coeficiente de correlación de Pearson indica que ambas medidas están altamente correlacionadas, siendo esta correlación altamente significativa ($p < 0,001$).

La Figura 5.8 junto a la Tabla 5.4, representan los resultados de un análisis Bland-Altman. La diferencia media entre 3 medidas repetidas de add con la app y la add realmente usada fue $0,03 \pm 0,40$ D, con unos LOA de 0,81 D y -0,76 D (Figura 5.6). La diferencia media para cada lente inducida se muestra en la Tabla 5.4.

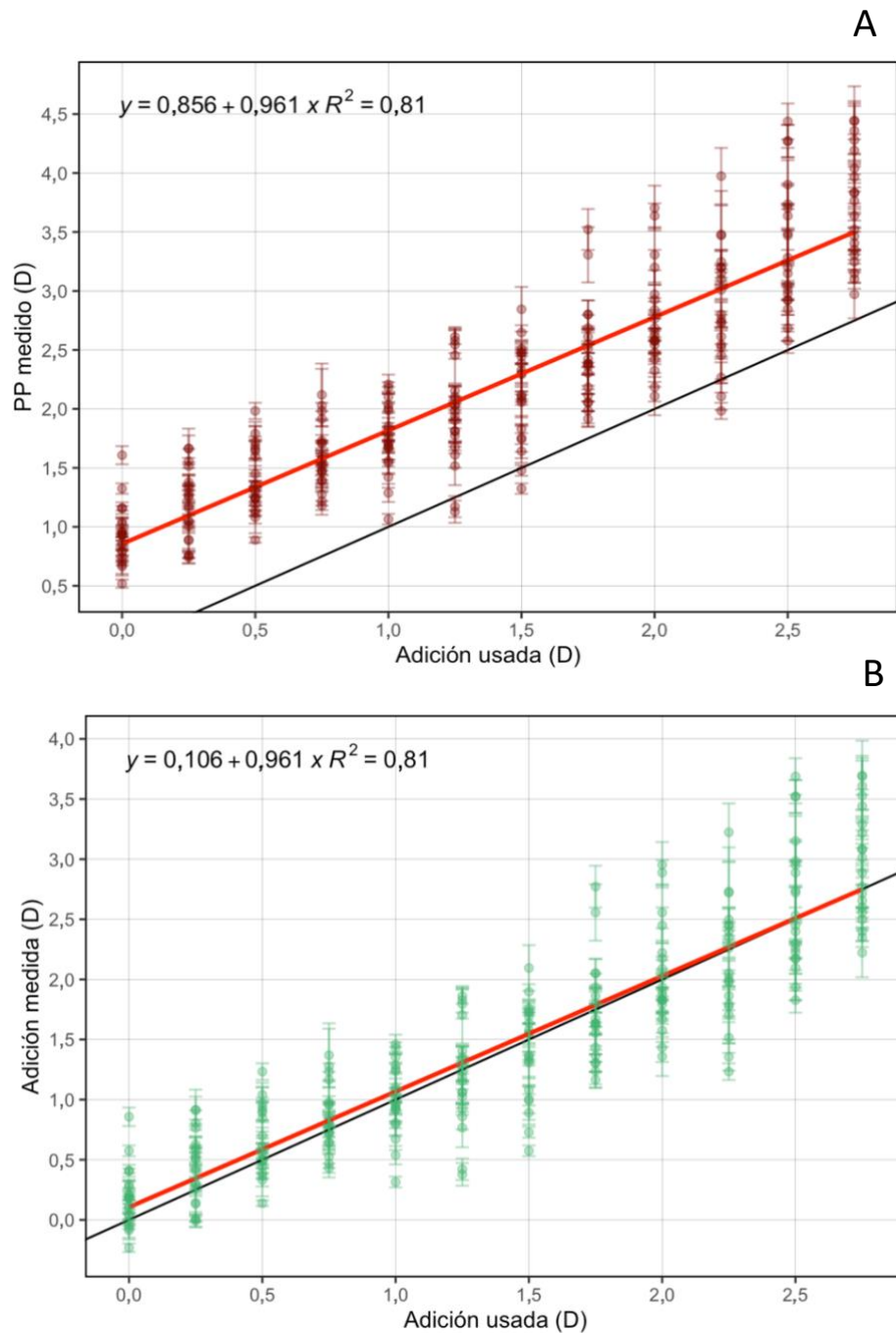


Figura 5.7. A) Análisis de regresión lineal comparando 3 medidas repetidas de PP con un smartphone con la add realmente inducida. B) Análisis de regresión lineal comparando la Add medida con con la app frente la realmente usada. Las líneas rojas representan el ajuste medio de todos los sujetos (intersujeto), las negras $Y = X$ y las barras de error representan ± 1 SD intrasujeto.

Los resultados del modelo de efectos mixtos indican que la add realmente usada tuvo un efecto significativo en la medida de la respuesta ($t = 67,88$, $p < 0,001$), con una diferencia media estimada de 0,96 unidades en la escala de medida. No se encontró una diferencia significativa en la medida de la respuesta entre los sujetos ($t = 1,69$, $p = 0,092$). Los efectos aleatorios

indican que hay una variabilidad en la respuesta entre los sujetos ($SD = 0,26$), lo que sugiere que los sujetos difieren en su sensibilidad a la add realmente usada.

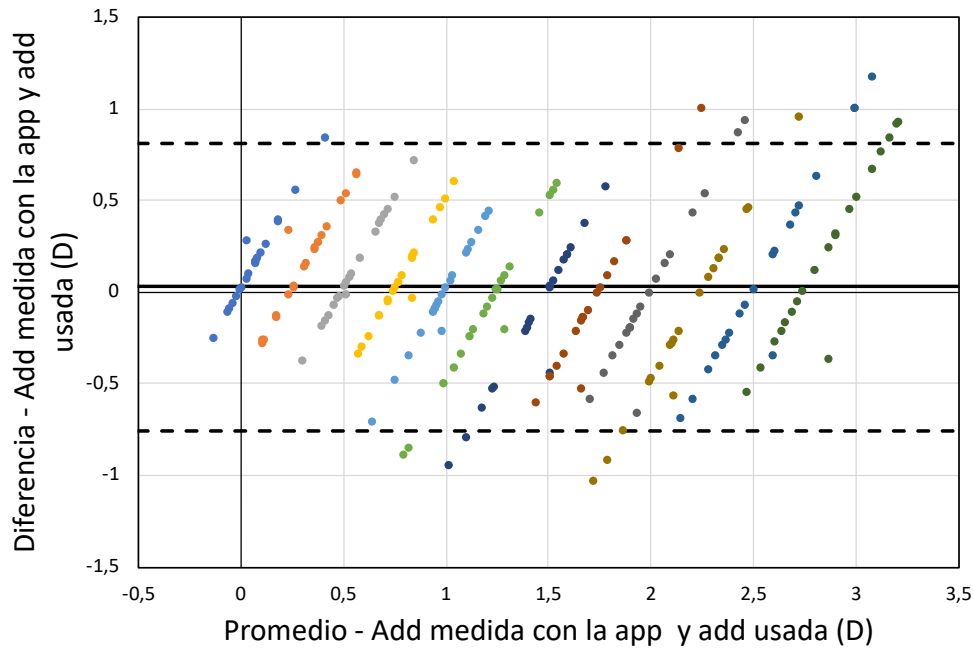


Figura 5.8. Análisis Bland-Altman de 3 medidas repetidas de PP con un smartphone. Cada color representa una lente, de izquierda a derecha desde 0,00 D a 2,75 D en pasos de 0,25 D. La línea continua negra representa la media de todas las diferencias y las líneas negras discontinuas los LOA ($\pm 1,96SD$).

Add usada (D)	Media \pm SD (D)	LOA (D)	
		+1,96SD	-1,96SD
0	0,16 \pm 0,25	0,65	-0,33
0,25	0,16 \pm 0,29	0,73	-0,41
0,5	0,13 \pm 0,28	0,67	-0,42
0,75	0,07 \pm 0,26	0,58	-0,45
1	-0,02 \pm 0,29	0,55	-0,60
1,25	-0,08 \pm 0,42	0,73	-0,89
1,5	-0,13 \pm 0,41	0,66	-0,93
1,75	-0,06 \pm 0,41	0,75	-0,87
2	-0,02 \pm 0,43	0,83	-0,87
2,25	-0,16 \pm 0,50	0,82	-1,13
2,5	0,10 \pm 0,54	1,17	-0,96
2,75	0,19 \pm 0,47	1,11	-0,73
Promedio	0,03 \pm 0,40	0,81	-0,76

Tabla 5.4. Resultados del análisis Bland-Altman obtenidos para cada add realmente usada. \bar{X} representa la media de la diferencia entre la add medida con la app y la realmente usada.

5.4. Discusión

En el experimento E1, la SRx subjetiva se estimó usando luz azul y se encontró una alta correlación entre la SRx inducida y la obtenida con el *smartphone* ($p < 0,001$). El coeficiente de regresión lineal de la media de los sujetos muestra un buen ajuste lineal entre ambas medidas (R^2 ajustado = 0,80) y la pendiente ($\beta = 0,782$) indica que la app subestima la medida de miopía (Figura 5.5). Esta subestimación podría deberse a que la AV del estímulo que se utiliza no corresponde al 100% de su mejor AVcc decimal sino a un 80%, por lo que el PR del sujeto se encuentra más alejado de lo que debería y, por tanto, el valor de miopía obtenida es más positivo que la realmente inducida. De hecho, el valor de la SRx obtenido con el *smartphone* cuando no se induce ninguna miopía resulta ser positiva en 0,30 D (Figura 5.5). Además, existe una profundidad de foco para cada persona que probablemente sea otro motivo por el cual los sujetos se alejen demasiado. Este patrón de pendiente podría deberse a dos factores: a) la distancia máxima de alejamiento de 3,00 m, junto al efecto de la profundidad de foco, hace que se acumulen valores de PR = 0,32 D que probablemente, sin este límite, serían más positivos y b) la distancia a la que se sitúa el PR tras inducir una miopía de -1,50 D está muy próxima a la pantalla/estímulo ($\approx 0,46$ m), podría resultar más sencillo sobrepasar la distancia exacta donde se encuentra su PR (parar más lejos de lo que debería), además de que, en dioptrías, un error de 0,01 m a 0,46 m de distancia es mucho más significativo que a 1,50 o 2,00 m. Las barras de error representan las bajas SD intrasujeto, obteniendo valores desde 0,10 a 0,29. Las rectas de regresión de todos los sujetos se encuentran en un intervalo de 0,45 D a -0,20 D para una miopía inducida de 0,00 D, este intervalo va aumentando junto a la dispersión de los puntos, con la potencia de la miopía inducida, alcanzando un intervalo de -0,45 D a -1,35 D para una miopía inducida de 1,50 D.

Estos factores provocaron que la distribución de los datos mostrara una débil tendencia curva y, por ello, se realizó un ajuste cuadrático buscando un modelo lo más preciso posible. Se obtuvo un R^2 ajustado = 0,81, similar al obtenido con el ajuste lineal (R^2 ajustado = 0,80). Si bien, el ajuste cuadrático fue 0,01 mejor que el lineal, se consideró una mejora insignificante y, por simplicidad, se seleccionó el ajuste lineal en la corrección de futuros valores obtenidos con la app.

El análisis de Bland-Altman mostró que la diferencia media entre los métodos de medición fue $0,46 \pm 0,27$ D con LOA de 0,90 D y 0,02 D (Figura 5.6). Aunque, se debe tener en cuenta

que existe un intervalo de tolerancia clínica de $\pm 0,50$ D²¹¹. Como se puede observar en la Tabla 5.2, las diferencias medias y LOA para cada una de las lentes es muy similar, por eso el análisis se hace en base al conjunto de medidas de todos los sujetos.

Estos resultados indican que si bien el error de medida del PR con el *smartphone* está por encima de la significancia clínica ($\pm 0,25$ D), la medida es bastante precisa, con lo que tras el correspondiente ajuste podrían obtenerse valores aceptables de la medición de la sobre refracción esférica, al menos hasta 1,50 D. Los resultados obtenidos son similares a algunos estudios anteriores. Luo et al. utilizaron una app para medir el error refractivo en 113 sujetos miopes y obtuvieron una alta correlación ($R = 0,91$, $p < 0,001$) y los LOA fueron $\pm 0,61$ D²⁰³ mientras que en nuestro caso son algo más bajos $\pm 0,44$ D. Por otro lado, Tousignant et al. utilizaron el accesorio Netra para medir refracciones subjetivas en 36 sujetos y obtuvieron una diferencia media entre la Rx clínica y la Rx con el accesorio de 0,53 D y unos LOA de $\pm 1,4$ D⁹².

Por otro lado, en el experimento E2 la add se autoestimó usando luz azul y se encontró una alta correlación entre la add realmente usada y la obtenida con el *smartphone*. Dado que en el experimento E1 el ajuste lineal y cuadrático ofrecen resultados similares de R^2 ajustado y dado que en el PP no existe ningún sesgo de limitación de distancia, se ha realizado un ajuste lineal. El coeficiente de regresión lineal de la media de los sujetos muestra un buen ajuste entre ambas medidas ($R^2 = 0,81$) y la pendiente ($\beta = 0,961$) indica que con la app se obtienen valores prácticamente igual que los inducidos (Figura 5.7b). Las barras de error representan las SD intrasujeto, obteniendo valores desde 0,03 a 0,10 D. Como se puede observar en la Figura 5.7b, las rectas de regresión de todos los sujetos se encuentran en un intervalo de 0,6 D a -0,4 D para una add inducida de 0,00 D, este intervalo aumenta levemente debido al aumento de dispersión de los puntos, con la potencia de la add inducida, alcanzando un intervalo de 2,00 D a 3,50 D para una add usada de 2,75 D. La explicación a esta diferencia podría surgir de la disminución de la profundidad de foco en presbitas ($\approx 1,00$ D constante)¹³¹ y de la inexistencia de un límite de distancia que induzca un sesgo en el ajuste, ya que raramente se acercaban más de 0,20 m.

El análisis de Bland-Altman mostró que la diferencia media entre los métodos de medición fue $0,03 \pm 0,40$ D con LOA de 0,81 D y -0,76 D (Figura 8). Como se puede observar en la

Tabla 5.4, las diferencias medias y LOA para cada una de las lentes utilizadas es muy similar, por eso el análisis se hace en base al conjunto de medidas de todos los sujetos.

Al realizar estas medidas en personas mayores de 52 años nos aseguramos de que la AA sea estable ($\approx 1,50$ D) y la distancia a la que el sujeto consigue reconocer el estímulo, corresponde a su PP, que se sitúa a una distancia en la que el móvil usado es capaz de medir la distancia (≈ 20 cm)⁸⁰. Actualmente no se conocen estudios de medida del PP con un *smartphone*. Este método podría ser usado en la medida de SRx de hipermétropes a partir del PP y la edad de la persona, ya que $AA = \frac{1}{PR} - \frac{1}{PP}$ ¹³¹. Aunque, se debe tener en cuenta que, en general, la distancia más próxima a la que los *smartphones* son capaces de medir fiablemente⁸⁰, lo que puede limitar este método a ciertos valores de hipermetropía.

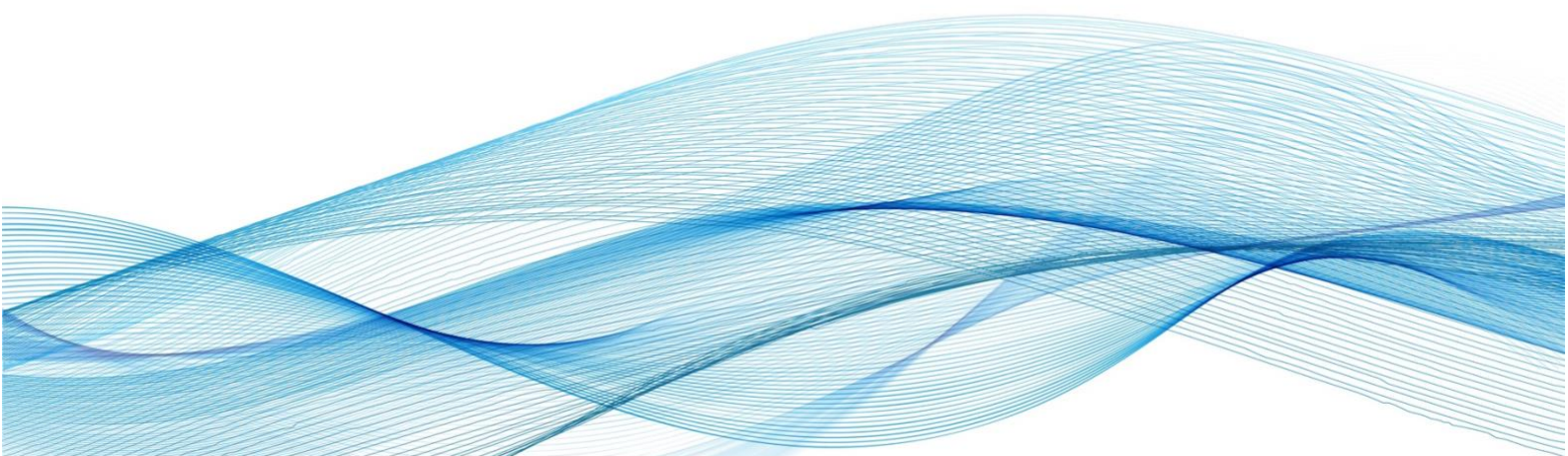
En general, el estudio presenta algunas limitaciones. En cuanto al estímulo utilizado para las medidas de PR y PR, usar 3 líneas paralelas en una única orientación limitan la medida del cambio refractivo en la dirección perpendicular, por lo que no se detectarían cambios refractivos del astigmatismo. Por otro lado, en cuanto a medidas de PR, debido a la limitación de resolución de las cámaras frontales, la medición de la distancia cara-dispositivo podría ser imprecisa para distancias mayores de aproximadamente 2 m⁸⁰. Esta distancia en azul correspondería a una hipermetropía de +0,17 D (+0,67 D - 0,50 D), por lo que, con el método de medida de PR, no es posible medir con fiabilidad una hipermetropía $> +0,17$ D. El tamaño de la muestra es reducido, sería recomendable realizar más estudios de ambos experimentos para validar clínicamente esta metodología. Se necesitan más estudios con una muestra mayor y de edades más variables para verificar el potencial de la app como herramienta para la medida de PP y add en presbitas y para confirmar los ajustes realizados. Por otro, lado es importante conocer que estas medidas solo podrán realizarlas sujetos sanos, sin patologías oculares o incluso sistémicas (diabetes, degeneración macular, etc.), ya que pueden alterar los resultados obtenidos. Por ejemplo, la retinopatía diabética y la neuropatía óptica de Kjer pueden afectar a la sensibilidad al contraste y al umbral de pureza cromática, sobre todo en luz azul^{212,213}.

En conclusión, los resultados de los dos experimentos muestran la posibilidad de utilizar un *smartphone* con luz azul para obtener valores de SRx y add similares a los inducidos. El método puede utilizarse para el cribado de anomalías que limitan la AV de los pacientes para

su derivación a un profesional de la visión, para el seguimiento a distancia de la evolución de la progresión de la miopía o la presbicia.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y FUTUROS ESTUDIOS



Capítulo 6. Conclusiones y futuros estudios

Los resultados principales de esta tesis muestran la viabilidad de utilizar un *smartphone* para recopilar datos objetivos de hábitos digitales, monitorear y controlar la distancia cara-dispositivo habitual de uso de dispositivos, y realizar mediciones de agudeza visual tanto con luz azul como sin ella, así como mediciones de punto remoto y punto próximo utilizando luz azul. A continuación, se presentarán de manera clara y concisa los resultados más relevantes.

En el Capítulo 2 se estudió la posibilidad de medir y modificar los hábitos digitales usando una aplicación móvil. Se tomaron medidas objetivas de distancia cara-dispositivo, tiempo de uso del dispositivo e iluminación ambiental a la que el usuario suele utilizar el dispositivo. Además, se controló y modificó la distancia a la que un grupo de jóvenes usan el dispositivo normalmente utilizando alertas de aviso como “estás demasiado cerca”. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la distancia media de uso del grupo influenciado (tenía activas las alertas) y del grupo no influenciado, sin alertas (343 ± 32 mm frente a 307 ± 57 mm, respectivamente, $p = 0,019$). Se encontró una correlación débil entre el EE y cada uno de los factores (distancia cara-dispositivo, iluminación ambiente y tiempo de uso de pantallas).

En el Capítulo 3 se desarrolló una nueva tecnología para medir la iluminancia facial con un *smartphone*. Se compararon valores de iluminancia medida con un luxómetro calibrado y con un nuevo método usando la cámara interna de 2 dispositivos electrónicos en 3 condiciones ambientales diferentes (fuente homogénea de gran angular, fuente angular pequeña y entorno de oficina) obteniendo respuestas altamente lineales (todos los valores $R^2 > 0,98$) aunque se mostró una subestimación del 50% para una fuente homogénea, una sobreestimación del 80% para una fuente angular pequeña. Para el entorno de oficina se encontró un error relativo inferior al 25%. Además, se tomaron medida de iluminancia facial en personas de diferentes etnias obteniendo un error medio del 27% donde la reflectancia de la piel tiene un impacto insignificante.

En el Capítulo 4 se estudió un nuevo método de medida de agudeza visual (AV) a una distancia cómoda con un *smartphone*. En el experimento E1 no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la medida de AV clínica y con la app ($p = 0,478$ para OD

y $p = 0,608$ para OS). Siendo la diferencia media entre estas $0,009 \pm 0,039$ y $-0,005 \pm 0,041$ logMAR con unos LOA de 0,13 y -0,02 aproximadamente. En el experimento E2 se midió con un sistema Badal la LCA entre pixeles azules y blancos de pantallas OLED y se encontró que el PR de luz azul era en promedio $-0,67 \pm 0,21$ D más miope que para la blanca. En el experimento E3, se mostró que la AV en azul puede alcanzar valores altos incluso con un filtro de banda estrecha. Además, no se encontraron diferencias clínicas relevantes entre medidas de AVsc clínicas y con la app usando luz azul ya que un 90% de los sujetos se encontraron por debajo de una diferencia de 0,15 logMAR. La diferencia media entre los métodos de medición fue de $-0,04 \pm 0,12$ con LOA de 0,26 y -0,50 logMAR.

Por último, en el Capítulo 5 se analizó la eficacia de un novedoso método de medida de error refractivo con un *smartphone*. Se tomaron medias del PR con una app utilizando luz azul y se encontró una buena correlación entre la miopía realmente inducida y la obtenida a partir del PR medido con la app ($R^2 = 0,80$). La diferencia media entre ambos métodos fue $0,46 \pm 0,23$ D, con unos LOA de 0,90 y 0,02 D. También se tomaron medidas de PP en presbítas y se encontró una buena correlación entre la adición realmente usada y la obtenida a partir del PP medido con la app ($R^2 = 0,80$). La diferencia media entre ambos métodos fue $0,03 \pm 0,4$ D, con unos LOA de 0,81 D y -0,76 D.

En orden de continuar con el avance del conocimiento en el campo de la tecnología móvil aplicada a la salud visual, a continuación, se presentan algunas recomendaciones para futuros estudios.

En relación al Capítulo 2, se está llevando a cabo un estudio longitudinal utilizando la misma aplicación en sujetos jóvenes. Este estudio tiene como objetivo establecer relaciones entre los hábitos digitales, el rendimiento universitario anual, la progresión de la miopía y el aumento de la longitud axial a lo largo de un período de 3 años.

En cuanto al Capítulo 3, se sugiere ampliar el estudio de medición de iluminancia facial mediante la inclusión de una muestra más amplia y la utilización de diferentes dispositivos para obtener resultados más sólidos y representativos.

Para el Capítulo 4, resultaría interesante llevar a cabo pruebas de la aplicación en una muestra de niños, tanto amblíopes como no, con el objetivo de evaluar su utilidad en el control de la agudeza visual durante un tratamiento de ambliopía, como terapia visual u oclusiones. Además, sería beneficioso realizar mediciones con filtros interferenciales y de densidad en un mayor número de participantes para corroborar los resultados obtenidos. Asimismo, se está realizando un estudio para medir la sensibilidad al contraste utilizando el mismo algoritmo que en este estudio, pero variando el contraste entre el fondo y el estímulo.

Por último, en relación al Capítulo 5, se sugiere llevar a cabo un estudio con una muestra más grande y el uso de diferentes dispositivos móviles para las mediciones de punto remoto y punto próximo. Además, se propone realizar mediciones de PP en sujetos jóvenes para investigar la capacidad de detectar errores refractivos hipermetrópicos a través del valor de PP y la edad del usuario.

En resumen, se plantean varias recomendaciones y áreas de investigación futura en relación a los diferentes capítulos, con el objetivo de mejorar la validez y generalización de los resultados obtenidos en este estudio.

Referencias

1. Dorsey ER, Topol EJ. State of Telehealth. *N Engl J Med*. 2016;375(2):154–61.
2. Sood S, Mbarika V, Jugoo S, Dookhy R, Doarn CR, Prakash N, et al. What is telemedicine? A collection of 104 peer-reviewed perspectives and theoretical underpinnings. *Telemed e-Health*. 2007;13(5):573–90.
3. Brown-Jackson KL. Telemedicine and Telehealth: The potential to improve Rural Access to Care. *Am J Nurs*. 2017;117(6):139–60.
4. Massie J, Block SS, Morjaria P. The Role of Optometry in the Delivery of Eye Care via Telehealth: A Systematic Literature Review. *Telemed e-Health*. 2022;28(12):1753–63.
5. Surendran TS, Raman R. Teleophthalmology in diabetic retinopathy. *J Diabetes Sci Technol*. 2014;8(2):262–6.
6. Strouthidis NG, Chandrasekharan G, Diamond JP, Murdoch IE. Teleglaucoma: Ready to go? *Br J Ophthalmol*. 2014;98(12):1605–11.
7. Kandasamy Y, Smith R, Wright I, Hartley L. Use of digital retinal imaging in screening for retinopathy of prematurity. *J Paediatr Child Health*. 2013;49(1):1–5.
8. Rudnisky CJ, Tennant MTS, Weis E, Ting A, Hinz BJ, Greve MDJ. Web-Based Grading of Compressed Stereoscopic Digital Photography versus Standard Slide Film Photography for the Diagnosis of Diabetic Retinopathy. *Ophthalmology*. 2007;114(9):1748–54.
9. Doraiswamy S, Abraham A, Mamtani R, Cheema S. Use of telehealth during the COVID-19 pandemic: Scoping review. *J Med Internet Res*. 2020;22(12):1–24.
10. Yuen J, Pike S, Khachikyan S, Nallasamy S. Telehealth in Ophthalmology. *Digit Heal*. 2022;1–14.
11. Manocchia A. Telehealth: Enhancing Care through Technology. *R I Med J* (2013) [Internet]. 2020;103(1):18–20. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32013298>
12. Chong JC, Tan CHN, Chen DZ. Teleophthalmology and its evolving role in a COVID-19 pandemic: A scoping review. *Ann Acad Med Singapore*. 2021;50(1):61–76.
13. Li J peng O, Liu H, Ting DSJ, Jeon S, Chan RVP, Kim JE, et al. Digital technology , tele-medicine and artificial intelligence in ophthalmology : A global perspective. *Prog Retin Eye Res*. 2021;82.
14. Beede E, Baylor E, Hersch F, Iurchenko A, Wilcox L, Ruamviboonsuk P, et al. A Human-Centered Evaluation of a Deep Learning System Deployed in Clinics for the Detection of Diabetic Retinopathy. *Conf Hum Factors Comput Syst - Proc*. 2020;1–12.
15. Gunasekeran D V., Ting DSW, Tan GSW, Wong TY. Artificial intelligence for diabetic retinopathy screening, prediction and management. *Curr Opin Ophthalmol*.

- 2020;31(5):357–65.
16. Bellemo V, Lim G, Rim TH, Tan GSW, Cheung CY, Sadda SV, et al. Artificial Intelligence Screening for Diabetic Retinopathy: the Real-World Emerging Application. *Curr Diab Rep.* 2019;19(9).
 17. Li B, Powell AM, Hooper PL, Sheidow TG. Prospective evaluation of teleophthalmology in screening and recurrence monitoring of neovascular age-related macular degeneration: A randomized clinical trial. *JAMA Ophthalmol.* 2015;133(3):276–82.
 18. Tsaousis KT, Empeslidis T, Konidaris VE, Kapoor B, Deane J. The concept of virtual clinics in monitoring patients with age-related macular degeneration. *Acta Ophthalmol.* 2016;94(5):e353–5.
 19. Hark L, Acito M, Adeghate J, Henderer J, Okudolo J, Malik K, et al. Philadelphia telemedicine glaucoma detection and follow-up study: Ocular findings at two health centers. *J Health Care Poor Underserved.* 2018;29(4):1400–15.
 20. Ting DSJ, Foo VHX, Yang LWY, Sia JT, Ang M, Lin H, et al. Artificial intelligence for anterior segment diseases: Emerging applications in ophthalmology. *Br J Ophthalmol.* 2021;105(2):158–68.
 21. Degenhard J. Statista [Internet]. Number of smartphone users worldwide from 2013 to 2028. 2023. Available from: <https://www.statista.com/forecasts/1143723/smartphone-users-in-the-world>
 22. Allaert FA, Legrand L, Abdoul Carime N, Quantin C. Will applications on smartphones allow a generalization of telemedicine? *BMC Med Inform Decis Mak.* 2020;20(1):4–9.
 23. Bhavnani SP, Narula J, Sengupta PP. Mobile technology and the digitization of healthcare. *Eur Heart J.* 2016;37(18):1428–38.
 24. Liesenfeld B, Kohner E, Piehlmeier W, Kluthe S, et al. A Telemedical Approach to the Screening of Diabetic Retinopathy: Digital Fundus Photography. *Diabetes Care.* 2000;23(3):345–8.
 25. Mohammadpour M, Mohammadpour L, Hassanzad M. Smartphone Assisted Slit Lamp Free Anterior Segment Imaging: A novel technique in teleophthalmology. *Contact Lens Anterior Eye* [Internet]. 2016;39(1):80–1. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clae.2015.09.005>
 26. Myung D, Jais A, He L, Chang RT. Simple, Low-Cost Smartphone Adapter for Rapid, High Quality Ocular Anterior Segment Imaging: A Photo Diary. *J Mob Technol Med.* 2014;3(1):2–8.
 27. Wesemann W, Heinrich SP, Jäggle H, Schiefer U, Bach M. New DIN and ISO norms for determination of visual acuity. *Ophthalmologe.* 2020;117(1):19–26.
 28. Boissin C, Fleming J, Wallis L, Hasselberg M, Laflamme L. Can we trust the use of

- smartphone cameras in clinical practice? Laypeople assessment of their image quality. *Telemed e-Health*. 2015;21(11):887–92.
29. Chhablani J, Kaja S, Shah V. Smartphones in ophthalmology. *Indian J Ophthalmol*. 2012;60(2):127–31.
 30. Kawamoto K, Stanojcic N, Li JPO, Thomas PBM. Visual Acuity Apps for Rapid Integration in Teleconsultation Services in all Resource Settings: A Review. *Asia-Pacific J Ophthalmol*. 2021;10(4):350–4.
 31. Steren B, Young B, Chow J. Visual acuity testing for telehealth using mobile applications. *JAMA Ophthalmol*. 2021;139(3):344–7.
 32. Cheng NM, Chakrabarti R, Kam JK. iPhone applications for eye care professionals: A review of current capabilities and concerns. *Telemed e-Health*. 2014;20(4):385–7.
 33. Rodin A, Shachak A, Miller A, Akopyan V, Semenova N. Mobile Apps for Eye Caare in Canada: An analysis of the iTunes Store. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2017;5(6):e84.
 34. Karuppasamy Karthikeyan S, Thangarajan R, Theruvedhi N, Srinivasan K. Android mobile application in eye care. *Oman J Opththalmol*. 2019;12(2):73–7.
 35. Lokeshwari A, Janakiraman A, Malligarjun B, Babu BM. Smartphone applications in ophthalmology: A quantitative analysis. *Indian J Ophthalmol*. 2021;69(3):548–53.
 36. Latif MZ, Hussain I, Saeed R, Qureshi MA, Maqsood U. Use of smart phones and social media in medical education: Trends, advantages, challenges and barriers. *Acta Inform Medica*. 2019;27(2):133–8.
 37. Fischer-Grote L, Kothgassner OD, Felnhofer A. Risk factors for problematic smartphone use in children and adolescents: a review of existing literature. *Neuropsychiatrie*. 2019;33(4):179–90.
 38. Golebiowski B, Long J, Harrison K, Lee A, Chidi-Egboka N, Asper L. Smartphone Use and Effects on Tear Film, Blinking and Binocular Vision. *Curr Eye Res [Internet]*. 2020;45(4):428–34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02713683.2019.1663542>
 39. Wang J, Li M, Zhu D, Cao Y. Smartphone overuse and visual impairment in children and young adults: Systematic review and meta-analysis. *J Med Internet Res*. 2020;22(12):1–22.
 40. Mccrann S, Loughman J, Butler JS, Paudel N, Flitcroft DI. Smartphone use as a possible risk factor for myopia. *Clin Exp Optom*. 2021;104(1):35–41.
 41. McCrann S, Flitcroft I, Lalor K, Butler J, Bush A, Loughman J. Parental attitudes to myopia: a key agent of change for myopia control? *Ophthalmic Physiol Opt*. 2018;38(3):298–308.
 42. Rideout V. *The Common Sense census: media use by kids age zero to eight*. 2017.

43. Rideout V, Robb MB. The common sense census: media use by kids age zero to eight, 2020. 2020.
44. Kaur K, Gurnani B, Nayak S, Deori N, Kaur S, Jethani J, et al. Digital Eye Strain- A Comprehensive Review. *Ophthalmol Ther* [Internet]. 2022;11(5):1655–80. Available from: <https://doi.org/10.1007/s40123-022-00540-9>
45. Wang J, Li Y, Musch DC, Wei N, Qi X, Ding G, et al. Progression of Myopia in School-Aged Children after COVID-19 Home Confinement. *JAMA Ophthalmol*. 2021;139(3):293–300.
46. Xu L, Ma Y, Yuan J, Zhang Y, Wang H, Zhang G, et al. COVID-19 Quarantine Reveals That Behavioral Changes Have an Effect on Myopia Progression. *Ophthalmology*. 2021;128(11):1652–4.
47. Wong C, Tsai A, Jonas J, Ohno-Matsui K, Chen J, Ang M, et al. Digital Screen Time During the COVID-19 Pandemic: Risk for a Further Myopia Boom? *Am J Ophthalmol*. 2021;223:333–7.
48. Ma M, Xiong S, Zhao S, Zheng Z, Sun T, Li C. COVID-19 home quarantine accelerated the progression of myopia in children aged 7 to 12 years in China. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2021;62(10):1–5.
49. Cyril Kurupp AR, Raju A, Luthra G, Shahbaz M, Almatooq H, Foucambert P, et al. The Impact of the COVID-19 Pandemic on Myopia Progression in Children: A Systematic Review. *Cureus*. 2022;14(8).
50. Holden B; Fricke T; Wilson D; et al. Global prevalence of myopia, high myopia, and temporal trends from 2000 to 2050. *Ophthalmology*. 2016;123(5):1036–42.
51. Dolgin E. The myopia boom. *Nature*. 2015;519:276–278.
52. Flitcroft DI. The complex interactions of retinal, optical and environmental factors in myopia aetiology. *Prog Retin Eye Res*. 2012;31(6):622–60.
53. Douglas F. Myopia. *BMJ*. 2002;324:1195–9.
54. Verhoeven VJM, Buitendijk GHS, Rivadeneira F, Uitterlinden AG, Vingerling JR, Hofman A, et al. Education influences the role of genetics in myopia. *Eur J Epidemiol*. 2013;28(12):973–80.
55. Ip JM, Rose KA, Morgan IG, Burlutsky G, Mitchell P. Myopia and the urban environment: Findings in a sample of 12-year-old Australian school children. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2008;49(9):3858–63.
56. Mutti D, Mitchell G, Moeschberger M, Jones L, Zadnik K. Parental Myopia, Near Work, School Achievement, and Children's Refractive Error. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2002;43:3633–40.
57. Huang HM, Chang DST, Wu PC. The association between near work activities and

- myopia in children - A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2015;10(10):1–15.
58. Kinge B, Midelfart A, Jacobsen G, Rystad J. The influence of near-work on development of myopia among university students. A three-year longitudinal study among engineering students in Norway. *Acta Ophthalmol Scand* [Internet]. 2000;78(1):26–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10726783>
 59. Dutheil F, Oueslati T, Delamarre L, Castanon J, Maurin C, Chiambaretta F, et al. Myopia and Near Work: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2023;20(1):1–22.
 60. Sherwin JC, Reacher MH, Keogh RH, Khawaja AP, Mackey DA FP. The association between time spent outdoors and myopia in children and adolescents: a systematic review and meta-analysis. *Ophthalmology*. 2012;119:2141–51.
 61. Norton TT, Siegwart Jr JT. Light levels, refractive development and myopia - a speculative review. *Exp Eye Res*. 2013;114:48–57.
 62. Rosenfield M, Gilmartin B. *Myopia and Nearwork*. Butterworth- Heinemann: Oxford; 1998.
 63. Ip JM, Saw SM, Rose KA, Morgan IG, Kifley A, Wang JJ, et al. Role of near work in myopia: Findings in a sample of Australian school children. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2008;49(7):2903–10.
 64. Saw SM, Tong L, Chua WH, Chia KS, Koh D, Tan DTH, et al. Incidence and progression of myopia in Singaporean school children. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2005;46(1):51–7.
 65. Bababekova Y, Rosenfield M, Hue JE, Huang RR. Font size and viewing distance of handheld smart phones. *Optom Vis Sci*. 2011;88(7):795–7.
 66. Myrberg C, Wiberg N. Screen vs. paper: What is the difference for reading and learning? *Insights UKSG J*. 2015;28(2):49–54.
 67. Logan NS, Radhakrishnan H, Cruickshank FE, Allen PM, Bandela PK, Davies LN, et al. IMI accommodation and binocular vision in myopia development and progression. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2021;62(5).
 68. Foreman J, Salim AT, Praveen A, Fonseka D, Ting DSW, Guang He M, et al. Association between digital smart device use and myopia: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Digit Heal* [Internet]. 2021;3(12):e806–18. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S2589-7500\(21\)00135-7](http://dx.doi.org/10.1016/S2589-7500(21)00135-7)
 69. Al. RKMIIJKAHSSW et. Outdoor activity reduces the prevalence of myopia in children. *Ophthalmology*. 2008;115:1279–85.
 70. Jones LA, Sinnott LT, Mutti DO, Mitchell GL, Moeschberger ML ZK. Parental history of

- myopia, sports and outdoor activities, and future myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2007;48:3524–32.
71. Wu PC, Tsai CL, Wu HL, Yang YH, Kuo HK. Outdoor Activity during Class Recess Reduces Myopia Onset and Progression in School Children. *Ophthalmology* [Internet]. 2013 May;120(5):1080–5. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0161642012010755>
 72. Wang J, He XG, Xu X. The measurement of time spent outdoors in child myopia research: A systematic review. *Int J Ophthalmol*. 2018;11(6):1045–52.
 73. Xiong S, Sankaridurg P, Naduvilath T, Zang J, Zou H, Zhu J, et al. Time spent in outdoor activities in relation to myopia prevention and control: a meta-analysis and systematic review. *Acta Ophthalmol*. 2017;95(6):551–66.
 74. Wu PC, Chen CT, Lin KK, Sun CC, Kuo CN, Huang HM, et al. Myopia Prevention and Outdoor Light Intensity in a School-Based Cluster Randomized Trial. *Ophthalmology* [Internet]. 2018;125(8):1239–50. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2017.12.011>
 75. Stone RA, Cohen Y, McGlenn AM, Davison S, Casavant S, Shaffer J, et al. Development of experimental myopia in chicks in a natural environment. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2016;57(11):4779–89.
 76. Wu PC, Tsai CL, Hu CH, Yang YH. Effects of outdoor activities on Myopia among rural school children in Taiwan. *Ophthalmic Epidemiol*. 2010;17(5):338–42.
 77. Kinge B. The influence of near-work on development of myopia among university students. A three-year longitudinal study among engineering students in Norway. *Acta Ophthalmol Scand*. 2000;78(1):26–9.
 78. Saw SM, Carkeet A, Chia KS, Stone RA, Tan DTH. Component dependent risk factors for ocular parameters in Singapore Chinese children. *Ophthalmology*. 2002;109(11):2065–71.
 79. Li SM, Li SY, Kang MT, Zhou Y, Liu LR, Li H, et al. Near work related parameters and myopia in Chinese children: The anyang childhood eye study. *PLoS One*. 2015;10(8):1–13.
 80. Salmerón-Campillo RM.; Jaskulski M.; Lara-Cánovas S.; González-Méijome JM.; López-Gil N. Novel Method of Remotely Monitoring the Face-Device Distance and Face Illuminance Using Mobile Devices. *J Ophtalmol*. 2019;2019.
 81. Read SA, Collins MJ, Vincent SJ. Light Exposure and Physical Activity in Myopic and Emmetropic Children. *Optom Vis Sci* [Internet]. 2014 Mar;91(3):330–41. Available from: <https://journals.lww.com/00006324-201403000-00013>
 82. Verkicharla PK, Ramamurthy D, Nguyen QD, Zhang X, Pu SH, Malhotra R, et al.

- Development of the FitSight Fitness Tracker to Increase Time Outdoors to Prevent Myopia. *Transl Vis Sci Technol*. 2017;6(3):20.
83. Wen L, Cao Y, Cheng Q, Li X, Pan L, Li L, et al. Objectively measured near work, outdoor exposure and myopia in children. *Br J Ophthalmol*. 2020;0:1–6.
 84. Wen L, Cheng Q, Cao Y, Li X, Pan L, Li L, et al. 1. Wen L, Cheng Q, Cao Y, Li X, Pan L, Li L, et al. The Clouclip, a wearable device for measuring near-work and outdoor time: validation and comparison of objective measures with questionnaire estimates. *Acta Ophthalmol*. 2021;99(7):e1222–35. The Clouclip,. *Acta Ophthalmol*. 2021;99(7):e1222–35.
 85. Vivior [Internet]. 2017. Available from: <https://www.vivior.com/>
 86. Clouclip [Internet]. 2017. Available from: <http://www.clouclip.com/>
 87. Apple Inc. Salud iOS [Internet]. Tus datos de salud. Bajo tu control. 2023. Available from: <https://www.apple.com/es/ios/health/>
 88. Han X, Liu C, Chen Y, He M. Myopia prediction: a systematic review. *Eye*. 2022;36(5):921–9.
 89. Grzybowski A, Kanclerz P, Tsubota K, Lanca C, Saw SM. A review on the epidemiology of myopia in school children worldwide. *BMC Ophthalmol* [Internet]. 2020;20(1):27. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12886-019-1220-0%0AREVIEW>
 90. Resnikoff S, Pascolini D, Mariotti SP, Pokharel GP. Global magnitude of visual impairment caused by uncorrected refractive errors in 2004. *Bull World Health Organ*. 2008;86(1):63–70.
 91. Holden BA, Fricke TR, Ho SM, Wong R, Schlenker G, Cronjé S, et al. Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol*. 2008;126(12):1731–9.
 92. Tousignant B, Garceau MC, Bouffard-Saint-Pierre N, Bellemare MM, Hanssens JM. Comparing the Netra smartphone refractor to subjective refraction. *Clin Exp Optom*. 2020;103(4):501–6.
 93. Luna. MyRx Refraction Exam [Internet]. 2023. Available from: <https://luna.io/refraction-exam/>
 94. Ertemel AV, Ari E. A marketing approach to a psychological problem: Problematic smartphone use on adolescents. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(7).
 95. Zhai X, Ye M, Wang C, Gu Q, Huang T, Wang K, et al. Associations among physical activity and smartphone use with perceived stress and sleep quality of Chinese college students. *Ment Health Phys Act* [Internet]. 2020;18:100323. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.mhpa.2020.100323>
 96. Csibi S, Griffiths MD, Demetrovics Z, Szabo A. Analysis of Problematic Smartphone

Use Across Different Age Groups within the 'Components Model of Addiction' Content courtesy of Springer Nature , terms of use apply . Rights reserved . Content courtesy of Springer Nature , terms of use apply . Rights. 2019;19:616–31.

97. Rideout V, Peebles A, Mann S, Robb MB. The Common Sense Census: Media Use by Tweens and Teens, 2021. San Fr CA Common Sense [Internet]. 2022;1–65. Available from: <https://www.commonsensemedia.org/research/the-common-sense-census-media-use-by-kids-age-zero-to-eight-2020>
98. Choi SW, Kim DJ, Choi JS, Ahn H, Choi EJ, Song WY, et al. Comparison of risk and protective factors associated with smartphone addiction and Internet addiction. *J Behav Addict*. 2015;4(4):308–14.
99. Morgan I, Rose K. How genetic is school myopia? *Prog Retin Eye Res* [Internet]. 2005 Jan;24(1):1–38. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350946204000564>
100. Saw SM, Chua WH, Hong CY, Wu HM, Chan WY, Chia KS, et al. Nearwork in early-onset myopia. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 2002;43(2):332–9.
101. Rose KA. ; Morgan IG.; Ip J.; Kifley A.; Huynh S.; Smith W. et al. Outdoor Activity Reduces the Prevalence of Myopia in Children. *Ophthalmology*. 2008;115(8):1279–85.
102. French AN, Morgan IG, Mitchell P, Rose KA. Risk factors for incident myopia in Australian schoolchildren: The Sydney Adolescent Vascular and Eye Study. *Ophthalmology* [Internet]. 2013;120(10):2100–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ophtha.2013.02.035>
103. Wen L, Cheng Q, Lan W, Cao Y, Li X, Lu Y, et al. An objective comparison of light intensity and near-visual tasks between rural and urban school children in China by a wearable device clouclip. *Transl Vis Sci Technol*. 2019;8(6).
104. Ribeiro F, Ferreira TB, Silva D, Matos AC, Gaspar S, Piñero DP. Analysis of Daily Visual Habits in a Presbyopic Population. *J Ophthalmol* [Internet]. 2023;2023:6440954. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/37089413><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC10118895>
105. Read SA, Collins MJ, Vincent SJ. Light Exposure and Eye Growth in Childhood. *Investig Ophthalmology Vis Sci* [Internet]. 2015 Oct 21;56(11):6779. Available from: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.14-15978>
106. Read SA. Ocular and Environmental Factors Associated with Eye Growth in Childhood. *Optom Vis Sci* [Internet]. 2016 Sep;93(9):1031–41. Available from: <https://journals.lww.com/00006324-201609000-00005>

107. Enthoven CA, Polling JR, Verzijden T, Tideman JW, Al-Jaffar N, Jansen PW, et al. Smartphone Use Associated with Refractive Error in Teenagers: The Myopia App Study. *Ophthalmology* [Internet]. 2021;128(12):1681–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2021.06.016>
108. Texas Instruments. OPT3007 Ultra-Thin Ambient Light Sensor [Internet]. Dallas; 2017. Available from: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opt3007.pdf?ts=1616976743426&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F
109. Points de vue. Impact of new Digital Technologies on posture. *Points Vue* [Internet]. 2015;72:1–9. Available from: <http://www.pointsdevue.com/print/1137?tab=tab-2>
110. López-Gil N, Liu Y. System and Method for Preventing sight Deterioration caused by near work with devices with electronic screens. WO 014960 A1, 2018.
111. Soler F, Sánchez-García A, Molina-Martin A, de Fez D, Díaz V, Piñero DP. Differences in Visual Working and Mobile Phone Usage Distance according to the Job Profile. *Curr Eye Res.* 2021;46(8):1240–6.
112. Ostrin LA. Objectively Measured Light Exposure in Emmetropic and Myopic Adults. *Optom Vis Sci.* 2017;94(2):229–38.
113. Dharani R, Lee CF, Theng ZX, Drury VB, Ngo C, Sandar M, et al. Comparison of measurements of time outdoors and light levels as risk factors for myopia in young Singapore children. *Eye* [Internet]. 2012;26(7):911–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/eye.2012.49>
114. Knight O. Assessing and Mapping Renewable Energy Resources. ESMAP Knowl Ser. 2016;
115. IDAE Instituto para la Diversificación y Ahorro de la Energía. Guía Técnica de Eficiencia Energética en Iluminación. Centros docentes. 2001.
116. Yang GY, Huang LH, Schmid KL, Li CG, Chen JY, He GH, et al. Associations between screen exposure in early life and myopia amongst Chinese preschoolers. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(3):1–16.
117. Harrington SC, Stack J, O'dwyer V. Risk factors associated with myopia in schoolchildren in Ireland. *Br J Ophthalmol.* 2019;103(12):1803–9.
118. Saxena R, Praveen V, Radhika T, Ravindra M. P, Amit B, Vivek G, et al. Incidence and progression of myopia and associated factors in urban school children in Delhi: The North India Myopia Study (NIM Study). *PLoS One* [Internet]. 2017;12(12):1–12. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L619853292%0Ahttp://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0189774>

119. Liu S, Ye S, Xi W, Zhang X. Electronic devices and myopic refraction among children aged 6-14 years in urban areas of Tianjin, China. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2019;39(4):282–93.
120. Ashby R, Ohlendorf A, Schaeffel F. The Effect of Ambient Illuminance on the Development of Deprivation Myopia in Chicks. *Investig Ophthalmology Vis Sci* [Internet]. 2009 Nov 1;50(11):5348. Available from: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.09-3419>
121. Cohen Y, Belkin M, Yehezkel O, Solomon AS, Polat U. Dependency between light intensity and refractive development under light–dark cycles. *Exp Eye Res* [Internet]. 2011 Jan;92(1):40–6. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0014483510003350>
122. Smith EL, Hung LF, Huang J. Protective Effects of High Ambient Lighting on the Development of Form-Deprivation Myopia in Rhesus Monkeys. *Investig Ophthalmology Vis Sci* [Internet]. 2012 Jan 25;53(1):421. Available from: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.11-8652>
123. Gwiazda J, Deng L, Manny R, Norton TT, Norton T, Grice K, et al. Seasonal variations in the progression of myopia in children enrolled in the correction of myopia evaluation trial. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2014;55(2):752–8.
124. Pajic B, Zakharov P, Pajic-Eggspuehler B, Cvejic Z. User friendliness of a wearable visual behavior monitor for cataract and refractive surgery. *Appl Sci.* 2020;10(6).
125. Do TH, Yoo M. Performance analysis of visible light communication using CMOS sensors. *Sensors (Switzerland).* 2016;16(3).
126. Bradley A. ; Jaskulski, M. T. ; Lopez-Gil N. A computer-implemented method and system for preventing sight deterioration caused by prolonged use of electronic visual displays in low-light conditions. WO2019166238A1, 2019.
127. Peter D. Hiscocks PE. *Measuring Luminance with a Digital Camera.* 2014.
128. Almutleb E, Bradley A, Jedlicka J, Hassan S. Simulation of a central scotoma using contact lenses with an opaque centre. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2018;38(1):76–87.
129. Ferraro V, Mele M, Marinelli V. Sky luminance measurements and comparisons with calculation models. *J Atmos Solar-Terrestrial Phys* [Internet]. 2011;73(13):1780–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jastp.2011.04.009>
130. Sarwar M, Soomro TR. Impact of Smartphone's on Society. *Eur J Sci Res.* 2013;98(2):216–26.
131. W. Benjamin; I. Borish. *Borish's Clinical Refraction* 2nd Edition. 2006. 1712 p.
132. Smith G. Relation between spherical refractive error and visual acuity. *Optom Vis Sci.* 1991;68(8):591–8.

133. JH L, A K. Visual Acuity Change. In: *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*. 3rd editio. Butterworths; 1990.
134. Behrendt CE. Visual acuity and its decrease in classic neovascular age-related macular degeneration. *Ophthalmic Epidemiol*. 2004;11(5):359–67.
135. Scanlon PH, Foy C, Chen FK. Visual acuity measurement and ocular co-morbidity in diabetic retinopathy screening. *Br J Ophthalmol*. 2008;92(6):775–8.
136. Campbell FW, Gubisch RW. The effect of chromatic aberration on visual acuity. *J Physiol*. 1967;192(2):345–58.
137. Howarth PA, Bradley A. The chromatic aberration of the human eye and its correction. *Vision Res*. 1986;26(2):361–6.
138. De Brabander J, Chateau N, Marin G, Lopez-Gil N, Der Worp E Van, Benito A. Simulated optical performance of custom wavefront soft contact lenses for keratoconus. *Optom Vis Sci*. 2003;80(9):637–43.
139. Gordon-Shaag A, Millodot M, Ifrah R, Shneor E. Aberrations and topography in normal, keratoconus-suspect, and keratoconic eyes. *Optom Vis Sci*. 2012;89(4):411–8.
140. Pantanelli S, MacRae S, Jeong TM, Yoon G. Characterizing the Wave Aberration in Eyes with Keratoconus or Penetrating Keratoplasty Using a High-Dynamic Range Wavefront Sensor. *Ophthalmology*. 2007;114(11):2013–21.
141. Pesudovs K CD. Penetrating keratoplasty for keratoconus: the nexus between corneal wavefront aberrations and visual performance. *J Refract Surg*. 2006;22(9):926–31.
142. López-Gil N. MJM. CMJF. BA. AP. Ocular and corneal aberrations after corneal transplantation. In: *Association for Research in Vision and Ophthalmology ARVO 2001*. Florida, United States; 2001.
143. Pokorny J, Graham CH, Lanson RN. Effect of wavelength on foveal grating acuity. *J Opt Soc Am*. 1968;58(10):1410–4.
144. Tiraset N, Poonyathalang A, Padungkiatsagul T, Deeyai M, Vichitkunakorn P, Vanikiyeti K. Comparison of visual acuity measurement using three methods: Standard etdrs chart, near chart and a smartphone-based eye chart application. *Clin Ophthalmol*. 2021;15:859–69.
145. Steren BJ, Young B CJ. Visual Acuity Testing for Telehealth Using Mobile Applications. *JAMA Ophthalmol*. 2021;139(3):344–7.
146. Han X, Scheetz J, Keel S, Liao C, Liu C, Jiang Y, et al. Development and validation of a smartphone-based visual acuity test (Vision at home). *Transl Vis Sci Technol*. 2019;8(4).
147. Satgunam, PN,. Thakur, M. , Sachdeva V., Reddy, S. , Kumari Rani P. Validation of visual acuity applications for teleophthalmology during COVID-19. *Indian J Ophthalmol*

- [Internet]. 2020;69(2):385–90. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28331284><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5354527><http://bmcpneurology.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-244X-11-49><http://bmcophthalmol.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12886>
148. Zhang ZT, Zhang SC, Huang XG, Liang LY. A pilot trial of the iPad tablet computer as a portable device for visual acuity testing. *J Telemed Telecare*. 2013;19(1):55–9.
 149. Black JM, Jacobs RJ, Phillips G, Chen L, Tan E, Tran A, et al. An assessment of the iPad as a testing platform for distance visual acuity in adults. *BMJ Open*. 2013;3(6):5–7.
 150. Gounder PA, Cole E, Colley S, Hille DM. Validation of a Portable Electronic Visual Acuity System. *J Mob Technol Med*. 2014;3(2):35–9.
 151. Bastawrous A, Rono H, Livingstone IAT, Weiss HA, Kuper H, Burton M. The Development and Validation of a Smartphone Visual Acuity Test (Peek Acuity) for Clinical Practice and Community-Based Fieldwork. *JAMA Ophthalmol*. 2017;133(8):930–7.
 152. Zhao L, Stinnett SS, Prakalapakorn SG. Visual Acuity Assessment and Vision Screening Using a Novel Smartphone Application. *J Pediatr* [Internet]. 2019;213:203-210.e1. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2019.06.021>
 153. Pathipati AS, Wood EH, Lam CK, Sáles CS, Moshfeghi DM. Visual acuity measured with a smartphone app is more accurate than Snellen testing by emergency department providers. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2016;254(6):1175–80.
 154. O'Neill S, McAndrew DJ. The validity of visual acuity assessment using mobile technology devices in the primary care setting. *Aust Fam Physician*. 2016;45(4):212–5.
 155. ISO 8596: Ophthalmic optics—Visual acuity testing—Standard optotype and its presentation. 1994;
 156. BS 4274: 1968 Specification for test charts determining visual acuity. British Standards Institute, London. Withdrawn. New standard is BS 4274-1: 2003 Visual acuity test types. Test charts for clinical determination of distance visual acuity. Specificat.
 157. Thibos LN, Ye M, Zhang X, Bradley A. The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans. *Appl Opt*. 1992;31(19):3594.
 158. Donato M, Imaging C. Towards Standardizing a Reference White Chromaticity for High Definition Television. 2014;1–16.
 159. Sheedy JE, Bailey IL, Raasch TW. Visual acuity and chart luminance. *Am J Optom Physiol Opt*. 1984;61(9):595–600.

160. Bach M. The Freiburg Visual Acuity Test - Automatic Measurement of Visual Acuity. *Optom Vis Sci.* 1996;73(1):49–53.
161. McAlinden C, Khadka J, Pesudovs K. Statistical methods for conducting agreement (comparison of clinical tests) and precision (repeatability or reproducibility) studies in optometry and ophthalmology. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2011;31(4):330–8.
162. Del Águila-Carrasco AJ, Marín-Franch I, Bernal-Molina P, Esteve-Taboada JJ, Kruger PB, Montés-Micó R, et al. Accommodation responds to optical vergence and not defocus blur alone. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2017;58(3):1758–63.
163. Kato K, Kondo M, Sugimoto M, Ikesugi K, Matsubara H. Effect of pupil size on flicker ERGs recorded with RETeval system: New mydriasis-free full-field ERG system. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2015;56(6):3684–90.
164. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175–91.
165. Arditi A, Cagenello R. On the statistical reliability of letter-chart visual acuity measurements. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 1993;34(1):120–9.
166. Bach M. The Freiburg Visual Acuity Test-Variability unchanged by post-hoc re-analysis. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2006;245(7):965–71.
167. Subbaram M V., Bullimore MA. Visual acuity and the accuracy of the accommodative response. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2002;22(4):312–8.
168. Heath G. The Influence of Visual Acuity on Accommodative Responses of The Eye. *Am J Optom.* 1956;33(10):513–24.
169. Legrand Y. *Optique physiologique 1.* Paris, Éd. de la Revue d'Optique.; 1952.
170. Wolfe J.M., Owens DA. Is accommodation colorblind? Focusing chromatic contours. *Perception.* 1981;10:53–62.
171. Plainis S, Ginis HS, Pallikaris A. The effect of ocular aberrations on steady-state errors of accommodative response. *J Vis.* 2005;5(5):466–77.
172. He, J.C., Burns, S.A., Marcos S. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision.* 1999;40(2000):41–8.
173. Atchison DA, Collins MJ, Wildsoet CF, Christensen J, Waterworth MD. Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the howland aberroscope technique. *Vision Res.* 1995;35(3):313–23.
174. López-Gil N, Martín J, Liu T, Bradley A, Díaz-Muñoz D, Thibos LN. Retinal image quality during accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2013;33(4):497–507.
175. Radhakrishnan H, Charman WN. Changes in astigmatism with accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2007;27(3):275–80.

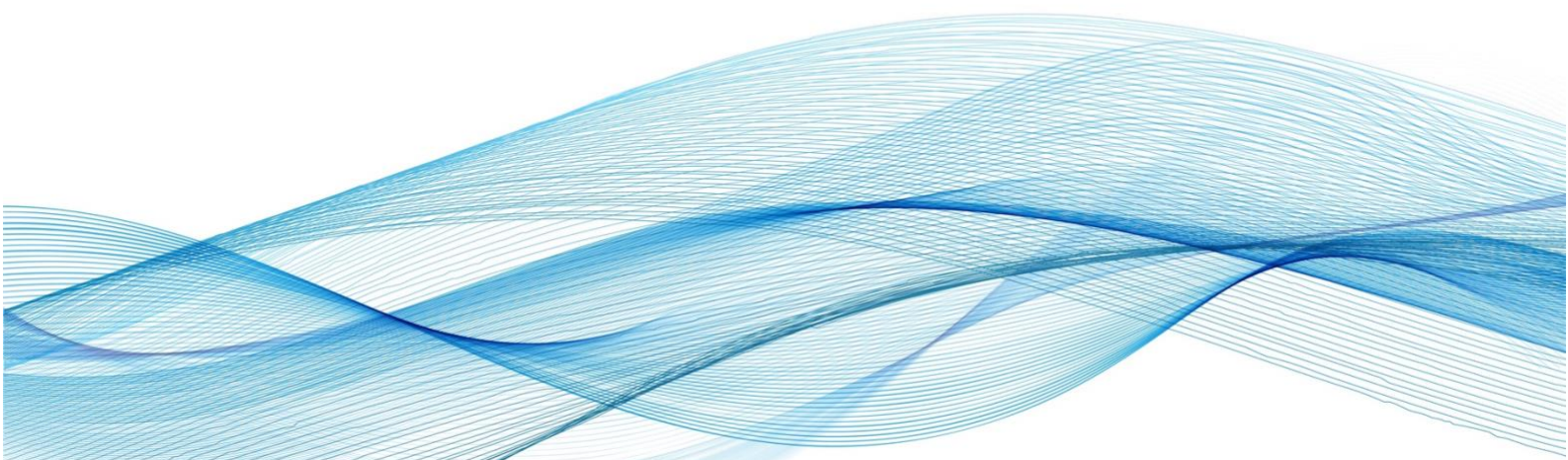
176. Bannon RE. A study of astigmatism at the near point with special reference to astigmatic accommodation. Vol. 23, *Optometry and Vision Science*. 1946. p. 53–75.
177. Hofstetter.W. H. The correction of astigmatism for near work. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. 1945;22(3):121–34.
178. Ukai, K., Ichihashi Y. Changes in ocular astigmatism over the whole range of accommodation. *Optom Vis Sci*. 1991;68(10):813–8.
179. Lara F, Del Águila-Carrasco AJ, Marín-Franch I, Riquelme-Nicolás R, López-Gil N. The Effect of Retinal Illuminance on the Subjective Amplitude of Accommodation. *Optom Vis Sci*. 2020;97(8):641–7.
180. Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, et al. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis*. 2004;4(4):272–80.
181. López-Gil N, Fernández-Sánchez V. The change of spherical aberration during accommodation and its effect on the accommodation response. *J Vis*. 2010;10(13):1–15.
182. Cone Fundamentals [Internet]. Available from: <http://www.cvrl.org/cones.htm>
183. Bradley A. Glenn A. Fry award lecture 1991: Perceptual manifestations of imperfect optics in the human eye: Attempts to correct for ocular chromatic aberration. *Optom Vis Sci*. 1992;69(7):515–21.
184. Domenech B, Seguí MM, Capilla P, Illueca C. Variation of the visual acuity-luminance function with background colour. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1994;14(3):302–5.
185. Bellsmith KN, Gale MJ, Yang S, Nguyen IB, Prentiss CJ, Nguyen LT, et al. Validation of Home Visual Acuity Tests for Telehealth in the COVID-19 Era. *JAMA Ophthalmol*. 2022;140(5):465–71.
186. Tanaka Y, Tanaka K, Yokoyama S, Nakamura H, Ichikawa K, Tanabe S. Characteristics of Color Visual Acuity for Normal Eyes of Young Subjects. 2012;
187. Anderson AJ, Johnson CA. Effect of spatial waveform on apparent spatial frequency. *Vision Res*. 2002;42(6):725–32.
188. Williams DR, Macleod JIA. FovealTritanopia(DavidRWilliams1981). 1981;
189. Dean WH, Buchan JC, Gichuhi S, Faal H, Mpyet C, Resnikoff S, et al. Ophthalmology training in sub-Saharan Africa: a scoping review. *Eye*. 2021;35(4):1066–83.
190. Bourne RRA, Steinmetz JD, Saylan M, Mersha AM, Weldemariam AH, Wondmeneh TG, et al. Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to VISION 2020: The Right to Sight: An analysis for the Global Burden of Disease Study. *Lancet Glob Heal*. 2021;9(2):e144–60.

191. Morgan IG, French AN, Ashby RS, Guo X, Ding X, He M, et al. The epidemics of myopia: Aetiology and prevention. *Prog Retin Eye Res* [Internet]. 2018;62:134–49. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2017.09.004>
192. Akiba J. Prevalence of Posterior Vitreous Detachment in High Myopia. *Ophthalmology* [Internet]. 1993;100(9):1384–8. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0161-6420\(93\)31471-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0161-6420(93)31471-5)
193. Mitchell P, Hourihan F, Sandbach J, Jin Wang J. The relationship between glaucoma and myopia. *Ophthalmology*. 1999;106(10):2010–5.
194. Marcus MW, De Vries MM, Junoy Montolio FG, Jansonius NM. Myopia as a risk factor for open-angle glaucoma: A systematic review and meta-analysis. *Ophthalmology* [Internet]. 2011;118(10):1989-1994.e2. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.optha.2011.03.012>
195. Jeon S, Kim HS. Clinical characteristics and outcomes of cataract surgery in highly myopic Koreans. *Korean J Ophthalmol*. 2011;25(2):84–9.
196. Fricke TR, Jong M, Naidoo KS, Sankaridurg P, Naduvilath TJ, Ho SM, et al. Global prevalence of visual impairment associated with myopic macular degeneration and temporal trends from 2000 through 2050: Systematic review, meta-analysis and modelling. *Br J Ophthalmol*. 2018;102(7):855–62.
197. Pascolini D, Paolo MS. Global estimates of visual impairment: 2010. *Br J Ophthalmol*. 2011;96(5):614–8.
198. López-Gil N, Bradley A, Jaskulski M. A computer-implemented method and system for interactively measuring ocular refractive errors, addition and power of reading glasses. WO/2020/216732, 2020.
199. Wu PC, Huang HM, Yu HJ, Fang PC, Chen CT. Epidemiology of myopia. *Asia-Pacific J Ophthalmol*. 2016;5(6):386–93.
200. Vincent JE. Simple Spectacles for Adult Refugees on the Thailand Burma Border Consortium. *Optom Vis Sci*. 2010;83(11):803–10.
201. Seetzen H, Li H, Ye L, Heidrich W, Whitehead L, Ward G. 25.3: Observations of Luminance, Contrast and Amplitude Resolution of Displays. *SID Symp Dig Tech Pap*. 2006;37(1):1229.
202. Saw SM, Goh PP, Cheng A, Shankar A, Tan DTH, Ellwein LB. Ethnicity-specific prevalences of refractive errors vary in Asian children in neighbouring Malaysia and Singapore. *Br J Ophthalmol*. 2006;90(10):1230–5.
203. Luo G, Lee CY, Shivshanker P, Cheng W, Wang J, Marusic S, et al. Preliminary Evaluation of a Smartphone App for Refractive Error Measurement. *Transl Vis Sci Technol*. 2022;11(2):1–7.

204. Rosenfield M, Logan N. Optometry: Science, Techniques and Clinical Management. 2009.
205. Elliot DB. Clinical procedures in primary eye care. Third Edit. Elsevier, editor. 2007.
206. Hanlon S, Nakabayashi J, Shigezawa G. A critical view of presbyopic add determination. J Am Optom Assoc. 1987;58(6):468–72.
207. Lindstrom MJ, Bates DM. Newton—Raphson and EM algorithms for linear mixed-effects models for repeated-measures data. J Am Stat Assoc. 1988;83(404):1014–22.
208. Yin P, Fan X. Estimating R² Shrinkage in Multiple Regression: A Comparison of Different Analytical Methods. J Exp Educ. 2001;69(2):203–24.
209. American Academy of Ophthalmology. Clinical optics American Academy of ophthalmology. 2018-2019 BCSC Basic and clinical Science Course. San Francisco; 2018.
210. Furlan W, García Monreal J, Muñoz Escrivá L. Fundamentos de Optometría. Refracción Ocular. 2000.
211. Bullimore MA, Fusaro R, Adams C. The Repeatability of Automated and Clinician Refraction. Optom Vis Sci. 1998;75(8):617–22.
212. Sánchez-Tocino H, De-Andrés-Santos A, Pascual-González P, Sanchidrián-Mayo M. The use of optical coherence tomography in hereditary optic neuropathies: description of a family. arch soc esp oftalmol. 2008;83:57–62.
213. Aspinall PA, Kinnear PR, Duncan LJP, Clarke BF. Prediction of diabetic retinopathy from clinical variables and color vision data. Diabetes Care. 1983;6(2):144–8.

APÉNDICES

GLOSARIO DE ACRÓNIMOS Y DEFINICIONES,
LISTADO DE PUBLICACIONES E INFORME
DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE
INVESTIGACIÓN



Apéndices

Glosario de acrónimos y definiciones

Acrónimos

AA	amplitud de acomodación
add	adición
AL	longitud axial
ANOVA	análisis de la varianza
app	aplicación móvil
AV	agudeza visual
AVcc	agudeza visual con corrección
AVsc	agudeza visual sin corrección
best PEST	mejor estimación de parámetros mediante pruebas secuenciales
CCD	dispositivo de carga acoplada (<i>charge-coupled device</i>)
<i>d</i>	distancia cara-dispositivo
DL	<i>Deep Learning</i>
dt	distancia de trabajo
DMAE	degeneración macular asociada a la edad
Ec	ecuación
EE	equivalente esférico = esfera + ½ cilindro
ETDRS	test de AV “ <i>Early Treatment Diabetic Retinopathy Study</i> ”
<i>f/#</i>	número F
FrACT	<i>Freiburg Visual Acuity & Contrast Test</i>
HD	alta definición (<i>high definition</i>)
<i>i</i>	iluminación ambiental de uso de dispositivo
IA	inteligencia artificial
LED	diodos emisores de luz
LCA	aberración cromática longitudinal
LOA	límites de concordancia
ML	<i>Machine Learning</i>
MPMAV	máximo positivo máxima agudeza visual
OA	óptica adaptativa
OD	ojo derecho

APÉNDICES

OLED	diodos orgánicos emisores de luz
OS	ojo izquierdo
PP	punto próximo
PPI/DPI	píxeles por pulgada
PR	punto remoto
REML	máxima verosimilitud restringida
RMS	varianza de la aberración de onda
Rx	refracción
SD	desviación estándar
SRx	sobrerrefracción
S-W	Shapiro Wilk
<i>t</i>	tiempo de uso del dispositivo
TV	vergencia del estímulo
UIT	Unión Internacional de Telecomunicaciones
W-M	Wilcoxon Mann Whitney

Definiciones

Aberración cromática longitudinal (LCA) | Diferencia de enfoque entre los diferentes colores de la luz. En este trabajo representa la diferencia refractiva entre las longitudes de onda 555 nm y 460 nm, y le asignamos un valor negativo entre esas dos longitudes de onda, es decir, $LCA = EE_{460 \text{ nm}} - EE_{555 \text{ nm}}$.

Hábitos digitales | Los hábitos digitales se refieren a los comportamientos y patrones de uso que las personas desarrollan en relación con la tecnología digital y los dispositivos electrónicos. Estos hábitos incluyen la distancia a la que el usuario utiliza habitualmente su dispositivo, la iluminación ambiental en la que se encuentra el usuario cuando utiliza su dispositivo habitualmente y el tiempo que suele utilizar su dispositivo.

Iluminancia (o iluminación) | Es la medida cuantitativa del flujo luminoso que recibe una superficie por unidad de área. Se expresa en lux (o lm/m^2). La iluminancia facial es la iluminancia que recibe la cara de un sujeto.

Iluminancia facial | La iluminancia facial se refiere a la cantidad de luz que incide en el rostro

Iluminación retiniana | Corresponde a la iluminancia retiniana que produce un determinado objeto de luminancia L . Se calcula como el producto de L (en nit) por el área pupila (en mm^2).

Luminancia | Es el flujo luminoso emitido por una fuente extensa de luz por ángulo sólido de emisión y por área. Se mide en unidades de nit ($= \text{cd}/\text{m}^2$).

Sobrerrefracción (SRx) | En optometría, el término sobrerrefracción se refiere a un procedimiento utilizado para determinar la corrección adicional necesaria en la prescripción de lentes en pacientes que han sido previamente sometidos a una refracción estándar. Se colocan diferentes lentes delante de los ojos del paciente para determinar si existe una corrección adicional que mejore aún más la visión. En este caso, nos referiremos con SRx, no tanto al procedimiento, sino a las lentes esféricas adicionales a su refracción.

Listado de publicaciones

Artículos científicos

R.M. Salmerón-Campillo, A. Bradley, M. Jaskulski, N. López-Gil. Measuring Facial Illuminance with Smartphones and Mobile Devices. Appl. Sci. 2021; 11: 7566. <https://doi.org/10.3390/app11167566> | Relacionado con *Capítulo 3*.

M. Ogino, **R.M. Salmerón-Campillo**, S. Hunter et al., Clinical validation of a novel smartphone application for measuring best corrected visual acuity, Journal of Optometry (2023), <https://doi.org/10.1016/j.optom.2023.01.001> | Relacionado con *Capítulo 4*.

R.M. Salmerón-Campillo, M. Ogino, S. Hunter, et al. Measuring visual acuity and spherical refraction with smartphone screens emitting blue light. Enviado a Journal of Optometry (14/04/2023). | Relacionado con *Capítulo 4*.

Ponencias y Pósters

R.M. Salmerón-Campillo, A. Bradley, M. Jaskulski, N. López-Gil. Medida de la iluminación facial con un móvil para prevenir la miopía. 5º Congreso Internacional Online de Jóvenes Optometrista (SIYO 2020) | Ponencia relacionada con *Capítulo 3*.

R.M. Salmerón-Campillo, M. Jaskulski, M. Ogino et al. Nuevo método de medida de la agudeza visual con un smartphone. 27 Congreso de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica (OPTOM 2022) | Ponencia relacionada con *Capítulo 4*.

R.M. Salmerón-Campillo, M. Jaskulski, M. Ogino et al. Novel Method of Measuring Uncorrected Visual Acuity with a Smartphone. ARVO 2022 Annual Meeting | Poster relacionado con *Capítulo 4*.

F. Varona-Gómez, N. López-Gil, **R.M. Salmerón-Campillo**, M. Jaskulski. New mobile app for tele-monitoring potential changes in spherical refraction. International Myopia Conference 2022 (IMC 2022) | Poster relacionado con *Capítulos 4 y 5*.

G. Martínez-Ros, **R.M. Salmerón-Campillo**, M. Jaskulski et al. Measuring and modifying digital habits using an app: comparison between young and adult population. ARVO 2023 Annual Meeting | Poster relacionado con *Capítulo 2*.

M. Jaskulski, **R.M. Salmerón-Campillo**, G. Martínez-Ros, N. López-Gil. Mobile app for tele-monitoring potential changes in myopia and presbyopia. Visual and Physiological Optics meeting (VPO 2023) | Abstract enviado, relacionado con *Capítulo 5*.

Informe de la Comisión de Ética de Investigación

UNIVERSIDAD DE
MURCIA

Vicerrectorado de Investigación
e Internacionalización



Comisión de
Ética de
Investigación



INFORME DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

Jaime Peris Riera, Catedrático de Universidad y Secretario de la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia,

CERTIFICA:

Que D.^a Rosa M.^a Salmerón Campillo ha presentado la memoria de trabajo de la Tesis Doctoral titulada "*Testeo de aplicaciones móviles para crear hábitos visuales*", dirigida por D. Norberto López Gil a la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia.

Que dicha Comisión analizó toda la documentación presentada, y de conformidad con lo acordado el día trece de mayo de dos mil veinte¹, por unanimidad, se emite INFORME FAVORABLE, desde el punto de vista ético de la investigación.

Y para que conste y tenga los efectos que correspondan firmo esta certificación con el visto bueno de la Presidenta de la Comisión.

Vº Bº
LA PRESIDENTA DE LA COMISIÓN
DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA
UNIVERSIDAD DE MURCIA

Fdo.: María Senena Corbalán García

ID: 2780/2020

¹A los efectos de lo establecido en el art. 19.5 de la Ley 40/2015 de 1 de octubre de Régimen Jurídico del Sector Público (B.O.E. 02-10), se advierte que el acta de la sesión citada está pendiente de aprobación

Tramite: JAIME PERIS RIERA. Fecha firm: 14/05/2020 17:56:54. Error del certificado: ChaC:PMMT:Usuarios:CA:Comer:CertPMF:R0M0:u01.
Firma de: MARÍA SENENA CORBALÁN GARCÍA. Fecha firm: 14/05/2020 10:00:00. Error del certificado: ChaC:PMMT:Usuarios:CA:Comer:CertPMF:R0M0:u01.



Código seguro de verificación: RUXFMKD5-5Q3fQaT2-q2GIbKkV-OtT6GFyU

COPIA ELECTRÓNICA - Página 1 de 1

este es una copia auténtica imprimible de un documento administrativo electrónico archivado por la Universidad de Murcia, según el artículo 27.3 a) de la Ley 39/2015, de 1 de octubre. Su autenticidad puede ser contrastada a través de la siguiente dirección: <https://sede.um.es/validador/>

**INFORME DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN
DE LA
UNIVERSIDAD DE MURCIA**

Jaime Peris Riera, Catedrático de Universidad y Secretario de la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia,

CERTIFICA:

Que D.^a Rosa María Salmerón Campillo ha presentado la memoria de trabajo del Trabajo Fin de Máster titulado "*Estudio de la medida subjetiva de la refracción mediante un dispositivo móvil*", dirigido por Ángel Ramón Gutiérrez Ortega y D. Norberto López Gil, a la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia.

Que dicha Comisión analizó toda la documentación presentada, y de conformidad con lo acordado el día trece de febrero de dos mil diecinueve¹, por unanimidad, se emite INFORME FAVORABLE, desde el punto de vista ético de la investigación.

Y para que conste y tenga los efectos que correspondan firmo esta certificación con el visto bueno del Presidente de la Comisión.

Vº Bº
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN
DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA
UNIVERSIDAD DE MURCIA

Fdo.: Francisco Esquembre Martínez

ID: 2256/2019

¹A los efectos de lo establecido en el art. 19.5 de la Ley 40/2015 de 1 de octubre de Régimen Jurídico del Sector Público (B.O.E. 02-10), se advierte que el acta de la sesión citada está pendiente de aprobación



Código seguro de verificación: RUXFMOG3-bJH8avtc-X61vMG7g-TOD9xOIe

COPIA ELECTRÓNICA - Página 1 de 1

Esta es una copia electrónica imprimible de un documento administrativo electrónico archivado por la Universidad de Murcia, según el artículo 27.3 c) de la Ley 39/2015, de 1 de octubre. Su autenticidad puede ser comprobada a través de la siguiente dirección: <https://sede.um.es/validador/>

