
Determinación del Comportamiento de la Pupila en un Sistema Bioretroalimentado Híbrido durante el Control de la Acomodación con señales EMG

Autor

William Andrés Gómez Roa

Director

German Yamhure Kattah Ms.C

Presentado a

Wilder Eduardo Castellanos Hernández, Ph.D.

Cliente

Arturo Fajardo Jáimes, Ph.D.



Pontificia Universidad
JAVERIANA
Colombia

Pontificia Universidad Javeriana
Facultad de Ingeniería
Bioingeniería

Bogotá - Colombia, Septiembre del 2023

Índice

	Página
1. Introducción	1
2. Descripción del Problema	3
3. Objetivos	4
3.1. Objetivo General	4
3.2. Objetivos Específicos	4
4. Requerimientos	5
5. Estado del Arte	6
6. Marco Teórico	8
6.1. Presbicia	9
6.2. Estrategias actuales de corrección	10
6.3. Electromiografía Facial	11
6.4. Control de sistemas biorealimentados	11
6.4.1. Sistemas biorealimentados	11
6.4.2. Sistema optoelectrónico biorealimentado	11
7. Solución propuesta	13
8. Planeación del Trabajo	15
9. Presupuesto	18
Referencias	21

Índice de figuras

1.	Modelo de elementos finitos de los componentes del ojo.	9
2.	Modelo de envejecimiento del disco óptico o cristalino.	10
3.	La ubicación de los músculos faciales.	11
4.	Modelo de control cerebral simplificado para lentes sintonizables eléctricamente.	12
5.	Diagrama de bloques de la solución.	13
6.	Modelo del control de lentes optoelectrónicos.	13
7.	Modelo experimental propuesto en [1] para evaluar la controlabilidad del sistema	14
8.	Descomposición de las actividades planeadas.	16
9.	Diagrama de Gantt	17

Índice de tablas

1.	Presupuesto preeliminar.	18
----	----------------------------------	----

1. Introducción

La presbicia es una condición clínica prevalente que afecta a aproximadamente 1,8 mil millones de personas en todo el mundo [1]; todas las personas eventualmente desarrollan presbicia [2]. Las teorías actuales sobre cómo ocurre la presbicia se inclinan principalmente hacia dos explicaciones respaldadas por evidencia. Por un lado, está la pérdida de elasticidad en el cristalino del ojo [3], lo que lleva al consecuente endurecimiento y disminución de su capacidad óptica. Por otro lado, se ha sugerido que la capacidad contráctil de los músculos ciliares se atenúa con la edad. Sin embargo, a pesar de al menos un siglo de investigación, el mecanismo exacto de la acomodación y el impacto de los cambios relacionados con la edad en el aparato acomodativo siguen siendo equívocos [4].

La acomodación es el proceso de ajuste del poder refractivo del cristalino para enfocar imágenes de objetos en la retina a diferentes distancias [5]. Es decir, es el proceso de cambio en la potencia óptica del ojo para compensar el desenfoque inducido por diferentes distancias de visión [6]. El músculo ciliar es el motor que impulsa este proceso de acomodación [7]. El cristalino humano contribuye con aproximadamente 1/3 de la potencia total del ojo con cero dioptrías de acomodación. La potencia de la lente cambia significativamente con la acomodación, desde aproximadamente 21-22 dioptrías (D) para el estado no acomodado hasta más de 30 D para la lente completamente acomodada. La mayor parte de este fuerte cambio se explica por la variación en los radios de curvatura de las superficies del cristalino bajo la acción de los músculos ciliares [8]. Además del cristalino, la pupila también desempeña un papel importante en el proceso de acomodación, ya que al variar su diámetro, ajusta la "profundidad de campo visual" ayuda al sistema a ver claramente en un rango de distancias [9].

En los últimos tiempos, han surgido diversas alternativas para el tratamiento de la presbicia, que incluyen gafas para leer, lentes de contacto, gotas oftálmicas, electroestimulación del músculo ciliar, implantes intraoculares, lentes inteligentes autoenfocables, entre muchos otros [10], que ayudan a corregir el proceso de enfocar claramente.

Los lentes autoenfocables para corregir la presbicia son sistemas con lentes que, mediante algún mecanismo físico y el uso de sensores, logran ajustar la potencia óptica requerida para ver claramente [10][11]. Existen varias estrategias físicas para variar la potencia óptica de estos lentes, como ejercer fuerzas mecánicas, eléctricas, hidráulicas, entre otras [12] [13]. Asimismo, existen diferentes estrategias de control [14] y uso de señales [15], que sirven para ajustar la potencia óptica de los lentes y corregir la visión, es decir, estimar con precisión la distancia desde la retina del ojo hasta el objeto de visión involucrado, teniendo en cuenta que en la línea de visión se encuentran el lente artificial y todas las demás estructuras del ojo responsables de la acomodación.

Entre estas alternativas, es de particular interés para este trabajo de grado, comprender el efecto de un novedoso sistema de control para lentes autoenfocables inteligentes, clasificado como un "sistema biorrealimentado híbrido". El término "sistema biorrealimentado" se refiere a un sistema de control relacionado con el cuerpo humano que opera sobre dos elementos: un mecanismo de biorretroalimentación natural y otro artificial. La biorretroalimentación natural se describe como un mecanismo intrínseco del cuerpo humano para manejar el control interno de alguna función. La biorretroalimentación artificial se presenta como un sistema de control dotado de sensores que alertan a la persona para que interactúe con algún mecanismo regulador natural controlado por el cerebro. En estos términos, un sistema híbrido biorrealimentado es aquel en el que se controla un sistema natural del cuerpo humano mediante

bioretroalimentación, ya sea artificial y/o natural [1].

Específicamente, se desea estudiar el sistema de biorrealimentación híbrido que se crea al utilizar lentes autoenfocables controlados por señales electromiográficas (EMG) para corregir el mecanismo de la acomodación. Dado que este sistema híbrido es relativamente nuevo, no existen suficientes evaluaciones objetivas que permitan determinar su capacidad para aliviar la fatiga muscular o, en general, su capacidad para tratar la presbicia. Por lo tanto, es fundamental continuar con los trabajos realizados por [1], donde se busca cuantificar el aporte de los componentes del sistema natural, como el cristalino y la pupila, en situaciones experimentales controladas que simulan el proceso de la acomodación híbrida mediante señales EMG.

Para abordar la falta de información sobre el comportamiento de este sistema biorrealimentado híbrido, se ha desarrollado recientemente un montaje experimental especial por [1], que ha logrado avances significativos para determinar la efectividad del control del sistema mediante señales EMG, bajo condiciones controladas que mantienen la distancia de enfoque y la iluminación constantes, y reducen los artefactos de medición generados principalmente por los movimientos oculares. Sin embargo, en este montaje experimental no se incluyó la medición del diámetro de la pupila, ya que se consideró que su efecto era constante o mínimo para el alcance del proyecto. Sin embargo, se planteó la necesidad de incluir esta medición en los análisis experimentales para poder determinar con mayor precisión el aporte óptico de cada componente. Además, aún no se ha investigado de manera experimental el uso de este sistema biorrealimentado híbrido en tareas que generen fatiga ocular y posiblemente estimulen al sistema a relegar una mayor potencia óptica al sistema artificial, lo que ayudaría a relajar el sistema natural.

Finalmente, en este trabajo se plantea la posibilidad de utilizar los reflejos de Purkinje que permitan estimar el comportamiento del cristalino, con el fin de confirmar experimentalmente que el cristalino permanece efectivamente constante bajo las condiciones experimentales propuestas por [1]. Los reflejos de Purkinje son reflejos producidos al hacer incidir la luz en el ojo y generar reflejos debido a las estructuras con superficies reflectivas en el ojo humano, como lo es la córnea y el cristalino. A medida que el ojo se acomoda, los músculos ciliares se contraen y la curvatura del cristalino aumenta, lo que cambia la ubicación de los reflejos de Purkinje [16].

2. Descripción del Problema

La presbicia es una condición natural que ocurre con la edad, donde el cristalino del ojo, junto con los músculos ciliares, se ven afectados por el paso de los años y su capacidad para ayudarnos a enfocar se va reduciendo paulatinamente, disminuyendo así nuestra capacidad para ver de cerca. Diversas alternativas han evolucionado y emergido últimamente para el tratamiento de la presbicia; gafas para leer, lentes de contacto, gotas oftálmicas, implantes intraoculares, lentes inteligentes autoenfocables, entre muchos otros, que mejoran o ayudan en el proceso de enfocar claramente.

Una estrategia de control reciente que utiliza señales musculares faciales para controlar automáticamente el enfoque de un par de lentes optoelectrónicos y corregir así la presbicia [1], permite al cerebro ajustar a voluntad la potencia óptica del lente artificial y natural (cristalino) y encargarse de generar una visión clara, corrigiendo no solo la presbicia sino, presuntamente, aliviando la fatiga muscular asociada con ver de cerca. Sin embargo, de este sistema no se conoce aún de forma objetiva (cuantitativa) cuál es el comportamiento conjunto del cristalino con la pupila mientras se controla la potencia óptica, lo cual es importante conocer por dos motivos principales: para saber si con el uso de los lentes el sistema visual se autoregula y el cerebro delega mayor trabajo óptico a la parte artificial, relajando los músculos ciliares para aliviar la visión cansada, y por otro lado, para comprender de una forma objetiva el comportamiento conjunto del sistema y, por ende, ayudar a mejorar la controlabilidad del mismo.

Se han realizado avances importantes para medir de forma cuantitativa la respuesta de control del sistema, manteniendo una distancia de enfoque constante, es decir, una potencia óptica del cristalino constante, por medio de un montaje experimental especial donde se pueden controlar algunas variables externas como la luminosidad [1]. No obstante, el efecto que tiene la pupila al variar su diámetro para corregir el enfoque aún no se ha medido, por lo que es importante establecer qué tan significativo es el rol de la pupila en la controlabilidad de este sistema híbrido.

Por otro lado, no se ha realizado aún un experimento con la población con presbicia donde se pueda determinar si este sistema híbrido propuesto, bajo condiciones de fatiga muscular es capaz de delegar trabajo a la parte artificial para liberar del cansancio al sistema natural, es decir, para relajar los músculos ciliares.

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Medir de forma objetiva el comportamiento del sistema visual de enfoque biológico en personas con presbicia que controlan voluntariamente lentes correctivos optoelectrónicos con señales musculares faciales, a través de experimentos cuantitativos como se describe en [1]. El objetivo es conocer el efecto de este sistema híbrido para tratar la presbicia, midiendo el comportamiento del cristalino y de la pupila en condiciones establecidas de control.

3.2. Objetivos Específicos

- Implementar el montaje experimental descrito en [1] para familiarizarse con lo que ya está implementado en el entorno de programación de LabVIEW, incluyendo el enfoque con una cámara digital controlada mediante señales EMG y la configuración del experimento para controlar las variables que intervienen en las mediciones.
- Desarrollar un mecanismo de medición que permita obtener una estimación del diámetro de la pupila y que se pueda incorporar al montaje experimental.
- Realizar un experimento con varias personas para controlar el lente de una cámara con señales EMG en las condiciones controladas del montaje y medir el diámetro de la pupila.
- Analizar los resultados obtenidos y determinar cuál es la contribución de la pupila en el enfoque en personas con y sin presbicia cuando están sometidas a las condiciones experimentales.
- Investigar la posibilidad de integrar en el montaje experimental un destello de luz que permita generar y obtener los reflejos de Purkinje, con el objetivo de observar experimentalmente el comportamiento del cristalino junto con la medición de la pupila.
- Realizar un estudio cuantitativo para conocer el impacto que tienen los lentes "Optotune EL-16-40-TC" en el tratamiento de la presbicia utilizando condiciones controladas en un experimento con personas.

4. Requerimientos

El requerimiento principal de este trabajo de grado es continuar con el trabajo realizado en [1].

Además de esto se debe:

- Hacer uso del entorno de LabView
- Implementar el montaje experimental ya propuesto en [1]
- Utilizar un sistema de adquisición de señales que ya este listo para utilizarse, sin tener que preocuparse por la etapa de adquisición y acondicionamiento de la señal EMG.
- Realizar la medición de la pupila sin afectar las condiciones contraladas en el experimento.

5. Estado del Arte

La presbicia es un trastorno progresivo de la visión caracterizado por la incapacidad de enfocar objetos cercanos [17]. La presbicia puede ser parcialmente corregida a través del uso de ciertos dispositivos ópticos y algunos enfoques [1]. Estos incluyen gafas correctivas multifocales, bifocales o monofocales [18], lentes de contacto multifocales, expansión escleral, implantes intraoculares (IOLs), implantes corneales, ablandamiento del cristalino óptico con ultrasonido, uso de gotas oftálmicas, así como las gafas inteligentes con enfoque automático o adaptativo [10] y muchas otras [19].

Una lente de enfoque adaptativo es un dispositivo capaz de ajustar su distancia focal mediante un estímulo externo. Hasta ahora, se han descrito numerosas técnicas para la demostración de tales dispositivos. Por ejemplo, [20] ha utilizado un par de lentes ajustables que pueden cambiar su longitud focal en función del voltaje aplicado (Optotune, Dietikon, Suiza). Este es un lente con un amplio rango de potencias ópticas (desde -10 D hasta +10 D). Por otro lado, existe una amplia investigación en torno a las lentes líquidas ajustables con diferentes tecnologías en desarrollo [12][11][13]. La lente líquida adaptable es un sistema inteligente que modifica la potencia óptica mediante distintos mecanismos [14]. Clasificada en tres categorías según su principio de funcionamiento; una fómra involucra la transmisión de esfuerzo mecánico para deformar la superficie del lente líquido, por ejemplo, usando servomotores [14]. El segundo emplea sistemas hidráulicos para ejercer fuerza sobre el lente o incluso bombear líquido de adentro hacia afuera, y el tercero se basa en la deformación de materiales inteligentes, como el uso de materiales piezoeléctricos [14]. Sin embargo, según la literatura, Las lentes líquidas que están "basadas en electrodos con patrones para modulación de fase" proporcionan la mejor calidad de frente de onda óptica y calidad de imagen con aberraciones pequeñas [21].

Sin importar cuál sea la tecnología involucrada, un lente con enfoque automático es aquel que permite ajustar la potencia óptica del lente en función de una señal de control. Para diseñar los sistemas ópticos descritos, que permiten ajustar la distancia de enfoque de la visión y prometen corregir la presbicia [17], se han implementado interesantes sensores y metodologías para ayudar en el control del sistema optoelectrónico [22][16]. La aproximación clásica ha sido utilizar sensores de tiempo de vuelo ubicados en la parte frontal de las gafas, con el fin de estimar la distancia existente hasta el punto de o distancia focal [15]. Sin embargo, este sensor de profundidad no permite mover los ojos a los lados, pues se basa en mover la cabeza completa para mirar apuntando el sensor de distancia en la dirección del , entre otras complicaciones [15].

También se sugirió el uso de seguidores oculares para estimar el ángulo de convergencia de la mirada y determinar igualmente la distancia de enfoque requerida para el control de los lentes [15]. Esta es una alternativa más prometedora pero computacionalmente más demandante, ya que involucra analizar las imágenes de la pupila de los ojos en tiempo real [20].

Adicionalmente, ha surgido una técnica para determinar con gran precisión el ángulo de convergencia de los ojos [23], basándose en el uso de bobinas diminutas ubicadas en los lentes de contacto que se coloca la persona. El movimiento ocular produce un campo electromagnético que permite inducir una señal en las bobinas y transmitir la señal diferencial externamente para calcular el ángulo de convergencia.

Otra estrategia utiliza las reflexiones de Purkinje para estimar, mediante algoritmos de Aprendizaje Automático, el enfoque dinámico del cristalino [16]. Y por último, en [15] hacen

uso de la electrooculografía para medir las señales musculares faciales temporales y nasales, y poder determinar igualmente el ángulo de convergencia de los ojos.

6. Marco Teórico

El ojo humano es un órgano que tiene características anatómicas e histológicas singulares con propiedades fisiológicas complejas, lo que le permite desarrollar su función como “dispositivo” de formación de imágenes [24]. Las estructuras principales del ojo más relevantes para la visión según varios modelos matemáticos [8] [7], son la córnea, el lente cristalino, los músculos ciliares, la retina, la pupila, el iris y el humor acuoso. Al comprender el funcionamiento de estas estructuras es posible comprender los modelos de la visión y los sistemas ópticos.

En general, la córnea es una lente meniscoide. Su superficie anterior es la interfaz entre el aire y el ojo, y es la superficie con mayor poder de refracción en el ojo humano, alrededor de 48 dioptrías, mientras que su superficie posterior es la interfaz entre la córnea y el humor acuoso en el interior del ojo [8]. Las dioptrías son una unidad de medida en óptica utilizada para cuantificar la potencia de una lente o la refracción de un sistema óptico. Indican cuánto enfoque o desenfoque proporciona una lente en función de su curvatura.

El cristalino es el elemento interno que altera la distancia focal del ojo. Durante el enfoque, el cristalino humano sufre varios cambios: su diámetro disminuye, su grosor aumenta, las superficies anterior y posterior del cristalino se mueven hacia delante y hacia atrás, respectivamente, y las curvaturas de las superficies anterior y posterior del cristalino aumentan [10].

El músculo ciliar es un grupo de músculos en el ojo que desempeña un papel importante en el proceso de la acomodación visual [7]. La acomodación es el proceso de cambio en la potencia óptica del ojo para compensar el desenfoque inducido por diferentes distancias de visualización [6] [4]. El músculo ciliar está conectado al cristalino del ojo a través de una serie de fibras llamadas zónulas o ligamentos suspensorios [10]. Cuando el músculo ciliar se contrae, tira de las fibras zonulares, lo que libera la tensión sobre el cristalino. Esto permite que el cristalino se vuelva más redondeado y grueso, lo que es necesario para enfocar objetos cercanos de manera nítida en la retina [7]. En otras palabras, el músculo ciliar trabaja como un sistema de enfoque ajustable que nos permite ver con claridad tanto de cerca como de lejos al cambiar la forma del cristalino.

El iris es la parte coloreada del ojo que rodea la pupila. Su función principal es controlar el tamaño de la pupila. La pupila, es la abertura a través de la cual la luz entra en el ojo. La pupila se dilata y se contrae en respuesta a los cambios en la cantidad de luz disponible. Esta regulación de la pupila es esencial para mantener una visión óptima en diferentes condiciones de iluminación [24].

La retina es una capa delgada en la parte posterior del ojo que desempeña un papel fundamental en la visión. Tiene una curvatura que se adapta a la forma de las imágenes que vemos, lo que ayuda a mantener una buena calidad de imagen en los bordes de nuestra visión. Contiene células especializadas llamadas fotorreceptores, como los conos y los bastones, que convierten la luz en señales eléctricas. A medida que nos alejamos del centro del ojo, la eficiencia de cómo la luz estimula estas células disminuye [8].

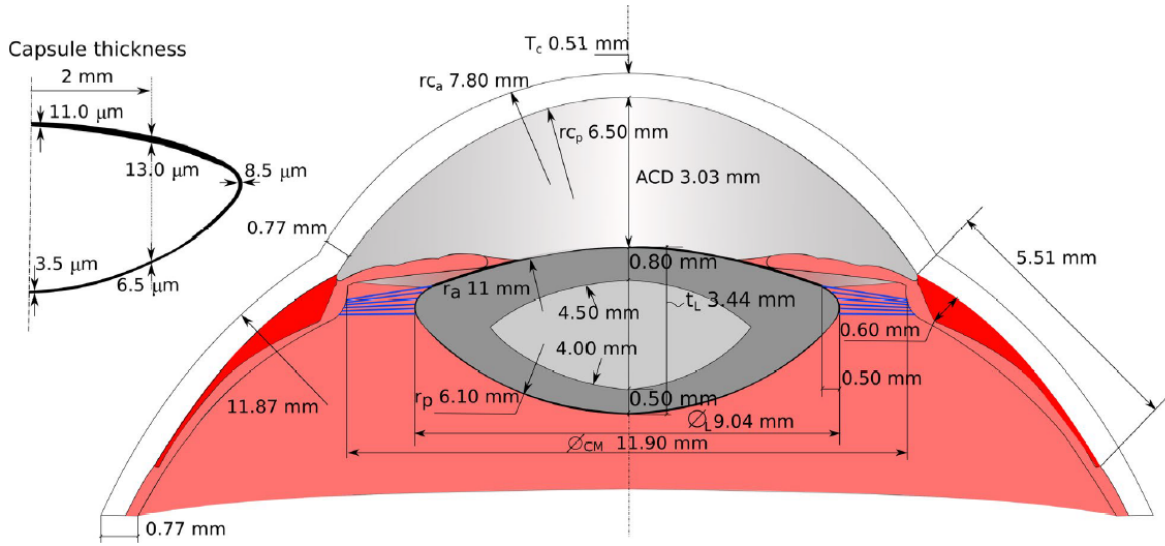


Figura 1: Modelo de elementos finitos de los componentes del ojo.

En la Figura 1 se observan estas estructuras mencionadas anteriormente, además, se ven en detalle las medidas aproximadas en la curvatura de estas superficies; dicho modelo se basa en una simulación reciente hecha con elementos finitos para simular la presbicia [7].

Un modelo simplificado de la visión es el siguiente: cuando la luz entra en el ojo, primero pasa a través de la córnea, que es la parte transparente en la parte frontal del ojo. Luego pasa por la pupila, que es la abertura en el centro del iris. El iris ajusta el tamaño de la pupila para controlar la cantidad de luz que entra en el ojo. La luz luego pasa a través del cristalino, que es una lente flexible en el ojo. El cristalino cambia de forma para enfocar la luz en la retina. La retina contiene células sensibles a la luz llamadas fotorreceptores, como los conos y los bastones. Estas células convierten la luz en señales eléctricas que se envían al cerebro a través del nervio óptico. El cerebro interpreta estas señales eléctricas como imágenes visuales. La retina y el sistema óptico del ojo trabajan juntos para asegurar que las imágenes se formen de manera clara y en el lugar correcto en la retina [4].

Por último, el ojo humano opera como un sistema óptico que recoge la luz a través de la córnea y el cristalino, formando imágenes en la retina. Aunque el ojo no es completamente simétrico, sigue principios de diseño simétrico para lograr un amplio campo visual.

6.1. Presbicia

La presbicia es parte del proceso de envejecimiento y todos los seres humanos se volverán presbíopes [2]. Es un trastorno refractivo relacionado con la edad causado por la pérdida de la sintonización focal del cristalino del ojo [25]. La amplitud de acomodación se reduce con la edad y llega a ser casi nula alrededor de los 52 años [6].

Las teorías actuales sobre la presbicia se derivan de nuestra comprensión del mecanismo de acomodación en los ojos jóvenes, basada en la teoría de Helmholtz [4]. Según esta teoría, la acomodación (enfoque), ocurre en respuesta a la contracción del músculo ciliar, el espesor del cristalino aumenta, el diámetro del cristalino disminuye y tanto la curvatura anterior como

posterior del cristalino aumentan lo que resulta en un aumento en el poder lenticular y, por lo tanto, en la acomodación [10], como se observa en la Figura 2.

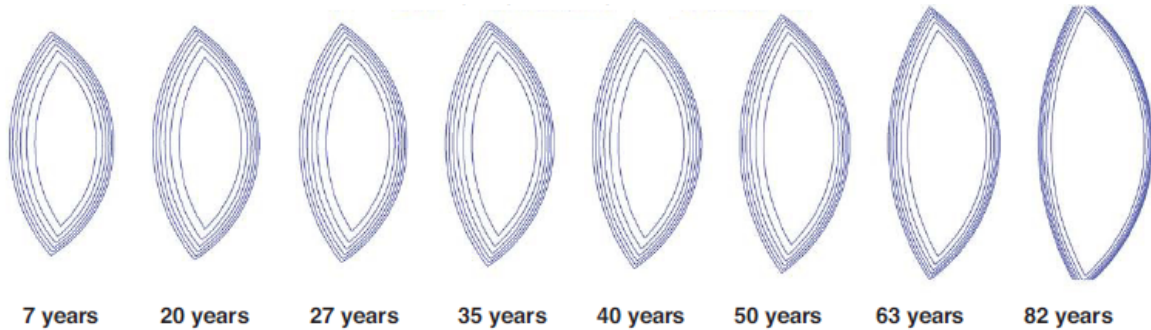


Figura 2: Modelo de envejecimiento del disco óptico o cristalino.

En resumen, la presbicia, también conocida como vista cansada, es un fenómeno que surge debido al envejecimiento natural del ojo. Con el tiempo, el ojo pierde gradualmente su capacidad para enfocar objetos cercanos de manera nítida. Cuando esta pérdida llega a un punto en el que incluso con la corrección adecuada para la visión de lejos, la visión de cerca se vuelve borrosa e insatisfactoria para realizar actividades cotidianas, se experimenta la presbicia [10].

Otras teorías sobre la pérdida de la acomodación hablan sobre la pérdida de elasticidad de los músculos ciliares [1] y el problema de esta estructura para ejercer la fuerza requerida sobre el disco óptico. Sin embargo aún no se sabe con exactitud el verdadero fenómeno.

6.2. Estrategias actuales de corrección

La corrección de la presbicia, a menudo considerada como el "Santo Grial de la corrección visual", implica el intento de devolver la capacidad de acomodación dinámica real al ojo presbíope [10]. La corrección 'ideal' de la presbicia se ha descrito como la capacidad de restaurar a niveles pre-presbíopes el rango dióptrico en el cual se puede lograr un enfoque preciso de manera suave y rápida. Además, debería poder mantener este rango durante las décadas restantes de la vida del individuo, sin necesidad de intervenciones adicionales, con el ojo siempre siendo emétrope en el extremo inferior del rango [10].

El abordaje de la corrección de la presbicia incluye diversas estrategias. Estas son: dispositivos ópticos como gafas, lentes bifocales o multifocales, monovisión (utilización de lentes de potencias diferentes en cada ojo), diseños multifocales para lentes intraoculares, expansión escleral, implantes intraoculares (IOLs) multifocales o "acomodativos", lentes de contacto o implantes corneales (inlays), cirugías refractivas con láser como la corrección corneal monovisión o el ablandamiento del cristalino, enfoque electroestimulado del músculo ciliar, proyecciones de imágenes mediante guías de onda, enfoque neural a través de técnicas de aprendizaje perceptual y tecnologías de lentes optoelectrónicas ajustables [10].

Estas opciones se exploran en función de sus capacidades para extender el rango de enfoque y satisfacer las necesidades individuales, y aunque se han llevado a cabo investigaciones en cada área, aún se requieren enfoques multidisciplinarios para lograr correcciones efectivas y seguras de los efectos de la presbicia [10].

6.3. Electromiografía Facial

El procedimiento general para registrar la señal de electromiografía (EMG) se puede dividir en tres etapas: (1) selección y colocación de electrodos; (2) registro de EMG; y (3) acondicionamiento de la señal. Cada etapa debe ser manejada cuidadosamente para eliminar posibles ruidos y corregir errores de medición [26].

La Figura 3 ilustra la anatomía de los músculos faciales.

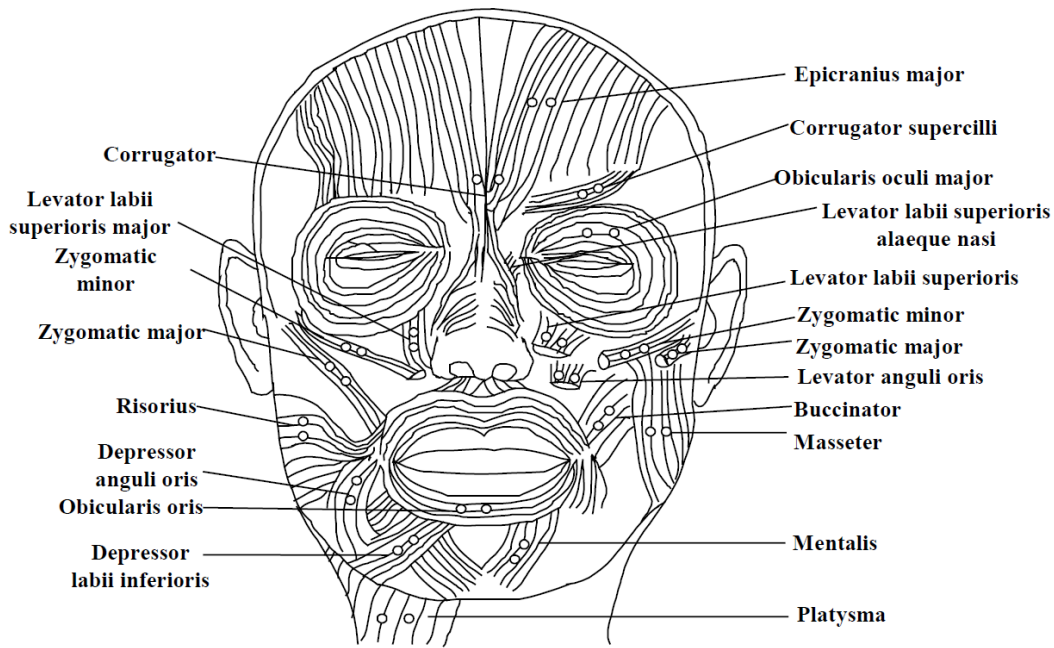


Figura 3: La ubicación de los músculos faciales.

6.4. Control de sistemas biorealimentados

6.4.1. Sistemas biorealimentados

El 'biofeedback' es un proceso que permite a las personas aprender a cambiar su actividad fisiológica para mejorar la salud y el rendimiento [1]. Se basa en sensores que proporcionan información sobre funciones como electromiografía, temperatura de la piel, ritmo cardíaco, entre otros. El proceso implica volverse consciente de estas funciones y manipularlas voluntariamente. Se ha aplicado en campos como la rehabilitación, sustitución sensorial y entrenamiento deportivo.

6.4.2. Sistema optoelectrónico biorealimentado

El sistema propuesto por [1] se observa en la Figura 4. Involucra un proceso de retroalimentación natural en el que el usuario puede corregir un error de estimación de distancia ajustando la potencia óptica de la lente externa hasta lograr la nitidez visual deseada utilizando sus señales fEMG. El modelo contempla dos ciclos de control del enfoque y los principales actuadores del sistema (los músculos ciliares y el músculo superciliar corrugador). Infinitas

combinaciones variables de potencias ópticas de lentes podrían producir una imagen nítida sin necesidad de medir la distancia.

Además, [1] enfatiza la importancia de tener un modelo funcional para analizar la controlabilidad del sistema pues existe una brecha actual en la evaluación de la controlabilidad en este tipo de modelos.

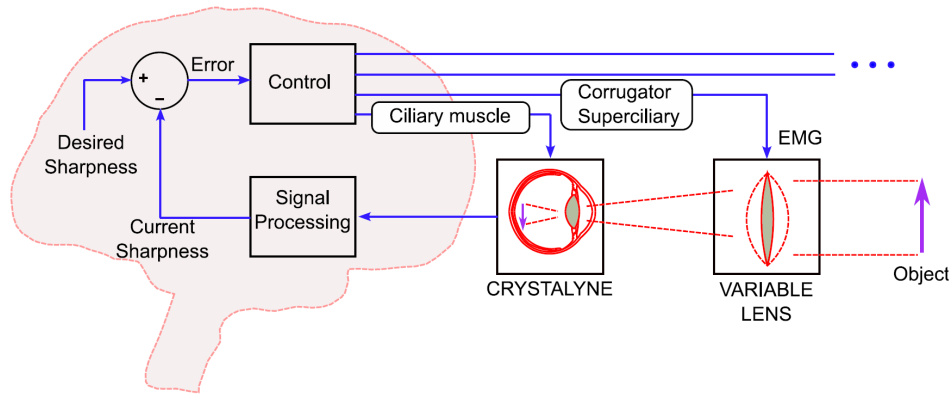


Figura 4: Modelo de control cerebral simplificado para lentes sintonizables eléctricamente.

7. Solución propuesta

Para abordar la problemática de la falta de información objetiva sobre el comportamiento de la pupila en el sistema híbrido de control y al deseo de querer verificar experimentalmente el comportamiento conjunto de todo el sistema, se ha dividido el proyecto en 2 etapas principales.

En la primera etapa se dará la familiarización de las herramientas necesarias, como lo es LabVIEW y la adquisición de señales EMG con un equipo profesional, así como el montaje experimental propuesto por [1]. Esta etapa además busca implementar y medir el comportamiento de la pupila.

La segunda etapa consiste en determinar la efectividad del sistema híbrido para corregir la presbicia, usando el sistema con los lentes de Optotune para evaluar el comportamiento que tienen sobre la acomodación.

El diagrama de bloques de la Figura 5 muestra el proceso que se va a implementar en la primera etapa del proyecto, siguiendo la referencia implementada en [1] anteriormente, para poder contar con el sistema de adquisición y control para evaluar los experimentos que se van a proponer implementar para evaluar la controlabilidad del sistema.

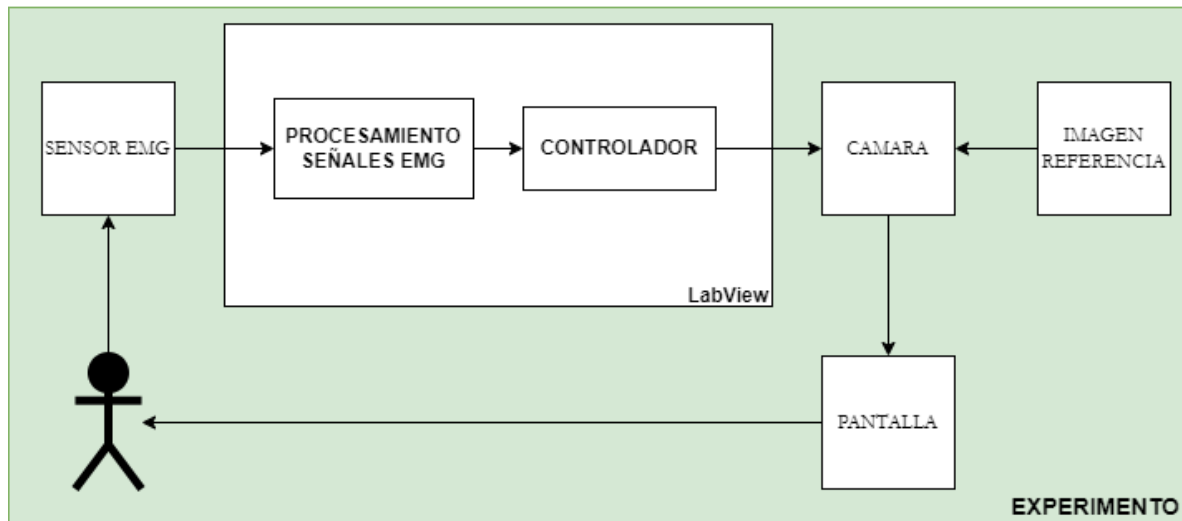


Figura 5: Diagrama de bloques de la solución.

La Figura 6 muestra el montaje final del dispositivo optoelectrónico siendo controlado por las señales fEMG del paciente.

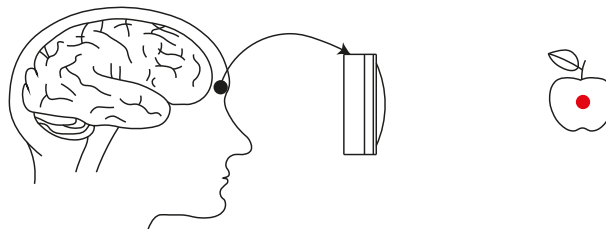


Figura 6: Modelo del control de lentes optoelectrónicos.

El diagrama de la Figura 7 ilustra el montaje experimental propuesto por [1] y esquematizado en la solución propuesta en el diagrama de bloques de la Figura 5.

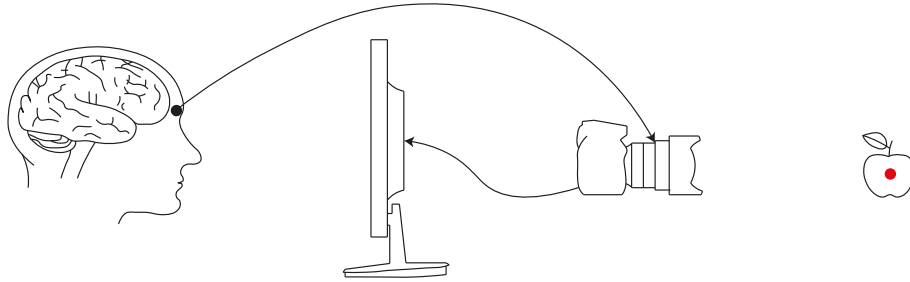


Figura 7: Modelo experimental propuesto en [1] para evaluar la controlabilidad del sistema

8. Planeación del Trabajo

El trabajo se dividió en sub tareas según los 6 objetivos específicos establecidos.

Determinación del comportamiento de la pupila en un sistema bioretroalimentado híbrido para el control de la acomodación con señales EMG

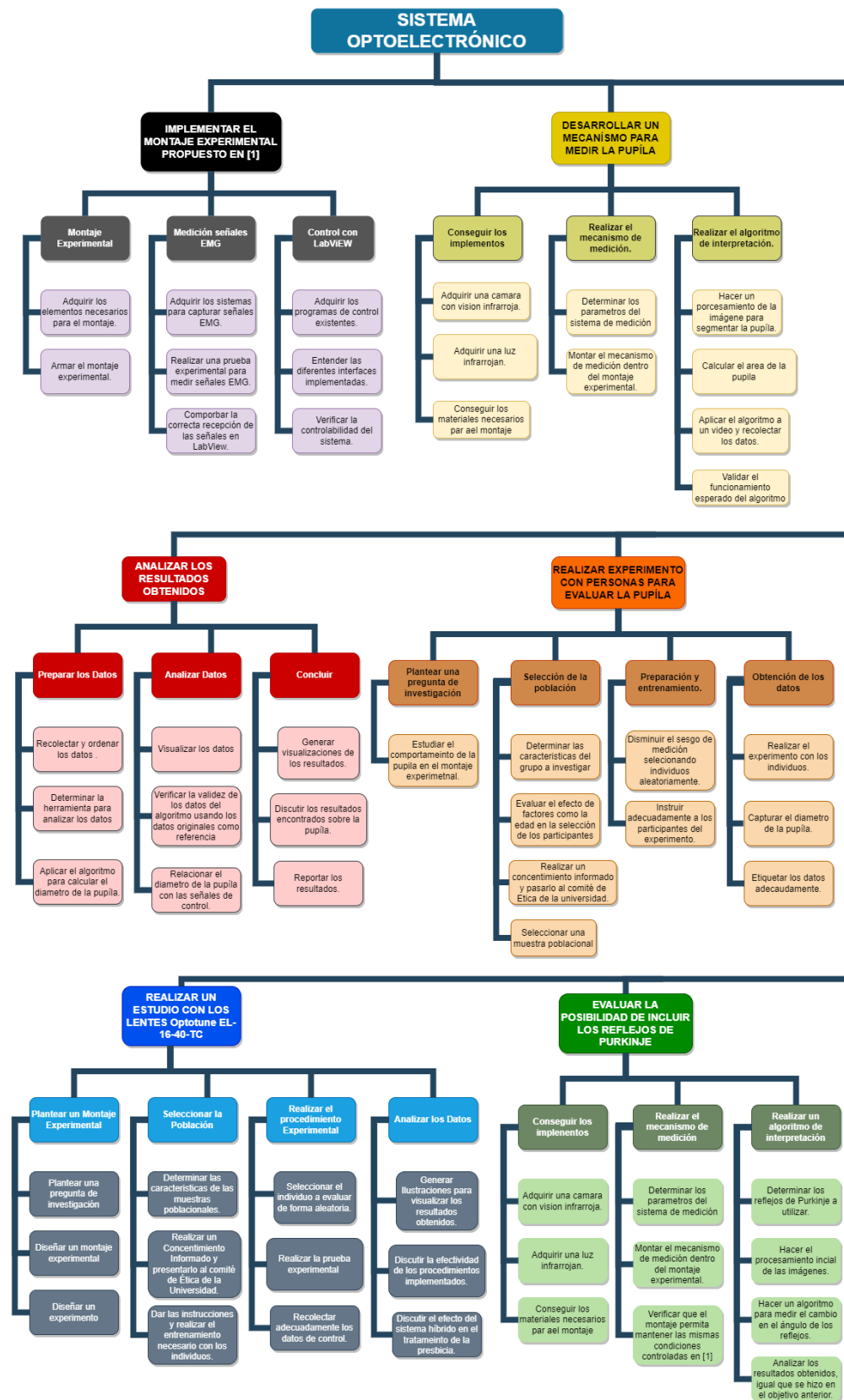


Figura 8: Descomposición de las actividades planeadas.

Determinación del comportamiento de la pupila en un sistema bioretroalimentado híbrido para el control de la acomodación con señales EMG

A continuación se muestra una planeación preliminar de las actividades planeadas utilizando un diagrama de Gantt.

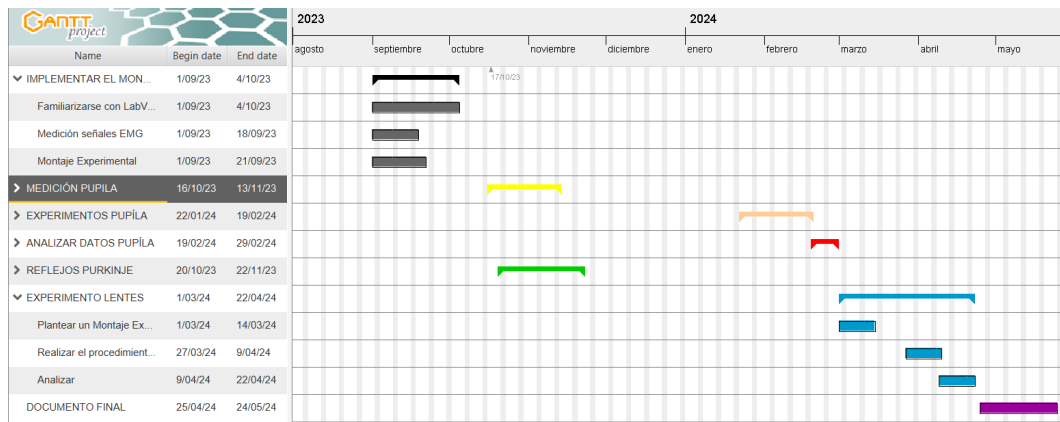


Figura 9: Diagrama de Gantt

9. Presupuesto

En la tabla 1 se observan los precios de los materiales con el prorrateo correspondiente a 1 año de duración del proyecto (2 semestres).

Presupuesto			
Item	Cantidad	Precio Unitario(COP)	Total(COP)
Horas de trabajo del estudiantes	500	\$15.000	\$7.500.000
Horas de trabajo del consultor	100	\$160.000	\$16.000.000
Horas de trabajo del asesor de concepción	100	\$160.000	\$16.000.000
Monitores	2	\$350.000	\$700.000
Camaras Web	2	\$200.000	\$400.000
Equipo profesional señales EMG	1	\$10.000.000	\$10.000.000
Luz infrarroja	2	\$100.000	\$200.000
Caja de madera	1	\$100.000	\$100.000
Papel seda blanco	1	\$30.000	\$30.000
Lentes Optotune	2	\$8.000.000	\$16.000.000
Cubículo de trabajo	1	\$2.000.000	\$2.000.000
TOTAL			\$68.930.000

Tabla 1: Presupuesto preeliminar.

Referencias

- [1] G. Yamhure, A. Fajardo, C. Paez-Rueda, G. Perilla y M. Pérez, «On the controllability assessment of biofeedback eyeglasses used in Presbyopia treatment,» *Displays*, pág. 102497, 2023, ISSN: 0141-9382. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.displa.2023.102497>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141938223001300>.
- [2] S. J. Han, J. L. Semmlow, B. Granger-Donnetti y T. L. Alvarez, «Convergence dynamics as an indicator for progressive addition lens acceptability among presbyopes,» en *2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference*, 2009, págs. 1-2. DOI: 10.1109/NEBC.2009.4967785.
- [3] J. Mompeán, J. L. Aragón y P. Artal, «Portable device for presbyopia correction with optoelectronic lenses driven by pupil response,» *Scientific Reports*, vol. 10, n.º 1, nov. de 2020. DOI: 10.1038/s41598-020-77465-5. dirección: <https://doi.org/10.1038/2Fs41598-020-77465-5>.
- [4] D. S. Laughton, A. L. Sheppard y L. N. Davies, «A longitudinal study of accommodative changes in biometry during incipient presbyopia,» *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 36, n.º 1, págs. 33-42, oct. de 2015. DOI: 10.1111/opo.12242. dirección: <https://doi.org/10.1111/2Fopo.12242>.
- [5] C.-C. Weng, D.-K. Hwang y C. J.-L. Liu, «Repeatability of the amplitude of accommodation measured by a new generation autorefractor,» *PLOS ONE*, vol. 15, n.º 1, A. Awadein, ed., e0224733, ene. de 2020. DOI: 10.1371/journal.pone.0224733. dirección: <https://doi.org/10.1371/2Fjournal.pone.0224733>.
- [6] N. Sharmin, P. Papadogiannis, D. Romashchenko, L. Lundström y B. Vohnsen, «Parafoveal and Perifoveal Accommodation Response to Defocus Changes Induced by a Tunable Lens,» *Applied Sciences*, vol. 13, n.º 15, 2023, ISSN: 2076-3417. DOI: 10.3390/app13158645. dirección: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/15/8645>.
- [7] I. Cabeza-Gil, J. Grasa y B. Calvo, «A validated finite element model to reproduce Helmholtz's theory of accommodation: a powerful tool to investigate presbyopia,» *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 41, n.º 6, págs. 1241-1253, ago. de 2021. DOI: 10.1111/opo.12876. dirección: <https://doi.org/10.1111/2Fopo.12876>.
- [8] R. Navarro, «The Optical Design of the Human Eye: a Critical Review,» *Journal of Optometry*, vol. 2, n.º 1, págs. 3-18, 2009. DOI: 10.3921/joptom.2009.3. dirección: <https://doi.org/10.3921/2Fjoptom.2009.3>.
- [9] W. Benjamin, *Borish's Clinical Refraction - E-Book: Borish's Clinical Refraction - E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2006, ISBN: 9780702038976. dirección: <https://books.google.com.co/books?id=uxHODAAAQBAJ>.
- [10] J. S. Wolffsohn y L. N. Davies, «Presbyopia: Effectiveness of correction strategies,» *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 68, págs. 124-143, ene. de 2019. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2018.09.004. dirección: <https://doi.org/10.1016/2Fj.preteyeres.2018.09.004>.

- [11] C. Mastrangelo, F. Khan, N. Hasan et al., «Lightweight smart autofocusing eyeglasses,» en *MOEMS and Miniaturized Systems XVII*, W. Piyawattanametha, Y.-H. Park y H. Zappe, eds., SPIE, feb. de 2018. DOI: 10.1117/12.2300737. dirección: <https://doi.org/10.1117/12.2300737>.
- [12] J. F. Algorri, D. C. Zografopoulos, V. Urruchi y J. M. Sánchez-Pena, «Recent Advances in Adaptive Liquid Crystal Lenses,» *Crystals*, vol. 9, n.º 5, pág. 272, mayo de 2019. DOI: 10.3390/cryst9050272. dirección: <https://doi.org/10.3390/2Fcrist9050272>.
- [13] W. Jia, D. Xiang y S. Li, «A liquid progressive multifocal lens adjusted by the deformation of a non-uniform elastic membrane due to the variation of liquid pressure,» *Journal of the European Optical Society-Rapid Publications*, vol. 14, n.º 1, jul. de 2018. DOI: 10.1186/s41476-018-0087-7. dirección: <https://doi.org/10.1186/2Fs41476-018-0087-7>.
- [14] H. Li, W. Ren, L. Yang, C. Ma, S. Tang y R. Yuan, «Tunable-focus liquid lens actuated by a novel piezoelectric motor,» *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, vol. 235, n.º 19, págs. 4337-4347, nov. de 2020. DOI: 10.1177/0954406220971666. dirección: <https://doi.org/10.1177/2F0954406220971666>.
- [15] N. Padmanaban, R. Konrad y G. Wetzstein, «Autofocals: Evaluating gaze-contingent eyeglasses for presbyopes,» *Science Advances*, vol. 5, n.º 6, jun. de 2019. DOI: 10.1126/sciadv.aav6187. dirección: <https://doi.org/10.1126/2Fsciadv.aav6187>.
- [16] F. O. Ozhan, U. Aygun, A. Sahin y H. Urey, «Dynamic accommodation measurement using Purkinje reflections and machine learning,» mayo de 2023. DOI: 10.21203/rs.3.rs-2807500/v1. dirección: <https://doi.org/10.21203/2Frs.3.rs-2807500/2Fv1>.
- [17] M. Brujic, P. Kruger, J. Todd et al., «Living with presbyopia: experiences from a virtual roundtable dialogue among impacted individuals and healthcare professionals,» *BMC Ophthalmology*, vol. 22, n.º 1, mayo de 2022. DOI: 10.1186/s12886-022-02432-9. dirección: <https://doi.org/10.1186/2Fs12886-022-02432-9>.
- [18] J. S. Fogt, K. Weisenberger y N. Fogt, «Visual performance with multifocal contact lenses and progressive addition spectacles,» *Contact Lens and Anterior Eye*, vol. 45, n.º 4, pág. 101472, 2022, ISSN: 1367-0484. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clae.2021.101472>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1367048421000928>.
- [19] P. S. Kollbaum y A. Bradley, «Correction of presbyopia: old problems with old (and new) solutions,» *Clinical and Experimental Optometry*, vol. 103, n.º 1, págs. 21-30, ene. de 2020. DOI: 10.1111/cxo.12987. dirección: <https://doi.org/10.1111/2Fcxo.12987>.
- [20] J. Mompeán, J. L. Aragón y P. Artal, «Energy-efficient design of a presbyopia correction wearable powered by mobile GPUs and FPGAs,» *The Journal of Supercomputing*, vol. 78, n.º 9, págs. 11657-11679, feb. de 2022. DOI: 10.1007/s11227-022-04332-7. dirección: <https://doi.org/10.1007/2Fs11227-022-04332-7>.
- [21] H. Deng y G. Li, «A High-Efficiency Low-Power Chip-Based CMOS Liquid Crystal Driver for Tunable Electro-Optic Eyewear,» *Electronics*, vol. 8, n.º 1, pág. 14, dic. de 2018. DOI: 10.3390/electronics8010014. dirección: <https://doi.org/10.3390/2Felectronics8010014>.

- [22] J. Jarosz, N. Molliex, G. Chenon y B. Berge, «Adaptive eyeglasses for presbyopia correction: an original variable-focus technology,» *Optics Express*, vol. 27, n.º 8, pág. 10 533, abr. de 2019. DOI: 10.1364/oe.27.010533. dirección: <https://doi.org/10.1364%2Foe.27.010533>.
- [23] C. Ghosh, S. Kalidasan, M. U. Karkhanis et al., «A Nano-Joule Burst-Mode Eye-Gaze Angle and Object Distance Sensor for Smart Contact Lenses,» en *2021 IEEE Sensors*, IEEE, oct. de 2021. DOI: 10.1109/sensors47087.2021.9639572. dirección: <https://doi.org/10.1109%2Fsensors47087.2021.9639572>.
- [24] A. R. Amorim, B. Bret y J. M. González-Méijome, «Opto-Mechanical Eye Models, a Review on Human Vision Applications and Perspectives for Use in Industry,» *Sensors*, vol. 22, n.º 19, 2022, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s22197686. dirección: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/19/7686>.
- [25] M. U. Karkhanis, A. Banerjee, C. Ghosh et al., «Compact Models of Presbyopia Accommodative Errors for Wearable Adaptive-Optics Vision Correction Devices,» *IEEE Access*, vol. 10, págs. 68 857-68 867, 2022. DOI: 10.1109/access.2022.3187036. dirección: <https://doi.org/10.1109%2Faccess.2022.3187036>.
- [26] C.-N. Huang, C.-H. Chen y H.-Y. Chung, «The Review of Applications and Measurements in Facial Electromyography,» 2004. dirección: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:16798312>.
- [27] R. Linero-Ramos, G. Yamhure-Kattah y J. Gomez-Rojas, «Evaluation of the Improvement in Visual Acuity Using Electronic System Biofeedback,»
- [28] B. Redondo, J. Vera, C. Carreño-Rodríguez, R. Molina-Romero y R. Jiménez, «Acute Effects of Caffeine on Dynamic Accommodative Response and Pupil Size: A Placebo-controlled, Double-blind, Balanced Crossover Study,» *Current Eye Research*, vol. 45, n.º 9, págs. 1074-1081, feb. de 2020. DOI: 10.1080/02713683.2020.1725060. dirección: <https://doi.org/10.1080%2F02713683.2020.1725060>.
- [29] M. U. Karkhanis, C. Ghosh, A. Banerjee et al., «Correcting Presbyopia With Autofocusing Liquid-Lens Eyeglasses,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 69, n.º 1, págs. 390-400, ene. de 2022. DOI: 10.1109/tbme.2021.3094964. dirección: <https://doi.org/10.1109%2Ftbme.2021.3094964>.
- [30] D. Tringali, D. Haci, F. Mazza, K. Nikolic, D. Demarchi y T. G. Constandinou, «Eye Accommodation Sensing for Adaptive Focus Adjustment,» en *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, nov. de 2021. DOI: 10.1109/embc46164.2021.9629844. dirección: <https://doi.org/10.1109%2Fembc46164.2021.9629844>.
- [31] J. S. Fogt, K. Weisenberger y N. Fogt, «Visual performance with multifocal contact lenses and progressive addition spectacles,» *Contact Lens and Anterior Eye*, vol. 45, n.º 4, pág. 101472, ago. de 2022. DOI: 10.1016/j.clae.2021.101472. dirección: <https://doi.org/10.1016%2Fj.clae.2021.101472>.