
Análisis del uso de la Potencia Óptica de Lentes Electrónicos Controlados por Señales EMG: Un Enfoque Cuantitativo de Fatiga Ocular

Autor
William Andrés Gómez Roa

Director
Ing. German Yamhure Kattah Ms.C

Presentado a
Ing. Wilder Eduardo Castellanos Hernández, Ph.D.

Cliente
Ing. Arturo Fajardo Jáimes, Ph.D.



Pontificia Universidad
JAVERIANA
Colombia

Pontificia Universidad Javeriana
Facultad de Ingeniería
Bioingeniería

Bogotá - Colombia, Noviembre 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	7
6.1. Visión Humana	7
6.1.1. Anatomía relevante	7
6.1.2. Errores refractivos del ojo	9
6.1.3. Acomodación	11
6.2. Lente sintonizable eléctricamente	15
6.2.1. Lente eléctricamente ajustable	15
6.2.2. Gafas inteligentes autoenfocables	16
6.2.3. Gafas inteligentes biorrealimentadas con señales EMG	17
6.3. Fatiga Visual Digital	17
6.3.1. Síntomas de la FVD	18
6.3.2. Causas de la FVD	18
6.3.3. Factores Oculares Relacionados con la FVD	18
6.4. Diseño de Experimentos	19
7. Estandares del proyecto	23
8. Antecedentes	24
9. Solución propuesta	27
9.1. Implementación del montaje	27
9.1.1. <i>Software</i> de LabVIEW	28
9.2. Diseño de experimentos	29
9.2.1. Criterios de selección y exclusión de participantes	30
9.2.2. Pruebas subjetivas	30
9.2.3. Pruebas objetivas	31
9.2.4. Actividades visuales en una pantalla digital	32
9.2.5. Pruebas para mitigar los efectos de la intervención	33
9.2.6. Procedimiento experimental	34
9.3. Almacenamiento de los datos	36
9.3.1. Modelo Entidad-Relacion	36

10. Planeación del Trabajo	37
11. Presupuesto	41
Referencias	45

Índice de figuras

1.	Montaje para validar el sistema de control de lentes autoenfocables de la marca Optotune® mediante biorrealimentación con señales EMG [1].	1
2.	Ojo humano adulto. Observe la esclerótica de color blanco, la pupila y el iris; la córnea, transparente, se encuentra por delante de estas estructuras [19].	7
3.	Mecanismo de acomodación de Helmholtz. En la mitad superior del diagrama, el ojo está en estado no acomodado. En la mitad inferior, el ojo está en estado acomodado.[18]. El cristalino es la estructura color azul.	8
4.	Cuando los rayos de luz paralelos inciden en los ojos emétropes (A), hipermetrópес (B) y miopes (C), se enfocan en, detrás y delante de la retina, respectivamente. Se adopta un ojo simplificado que consta de una sola superficie refractante que converge los rayos incidentes hacia la retina [20].	10
5.	Una representación esquemática de un modelo ocular con una sola superficie refractante donde ρ es el diámetro pupilar, f es la distancia focal desde la retina donde se forma la imagen del objeto cercano, c es el tamaño límite del conjunto de fotorreceptores (similar al tamaño del grano o píxel), n es el índice de refracción, D_1 es la potencia dióptrica del ojo al ver un objeto infinito, $D_2 = \frac{n}{f+x}$ es la potencia dióptrica del ojo al ver un objeto cercano. Por lo tanto, la profundidad de enfoque es $D_1 - D_2 = \frac{n}{f} - \frac{n}{f+x}$. En última instancia, encontramos que $D_1 - D_2 = \frac{nc}{f\rho}$ [18].	13
6.	Tabla de Snellen	14
7.	(a) Un modelo objetivo de la amplitud de acomodación. Esta amplitud disminuye progresivamente con la edad (presbicia) y se mide en dioptrías (D). La curva de Duane muestra que esta se reduce a menos de 1.0 dioptría con los años. (b) Gafas autoenfocables que miden la distancia hasta los objetos (el inverso de la amplitud de acomodación) con un sensor de tiempo de vuelo, por ejemplo, y pueden ser configuradas desde el celular.	17
8.	La fotorefacción infrarroja de los ojos muestra la tríada acomodativa: la acomodación, la constricción de la pupila y la convergencia a medida que el sujeto cambia la fijación de un objeto lejano (A) a un objeto cercano (B) que se encuentra a pocos centímetros de la nariz. El cambio óptico acomodativo en la potencia del ojo es evidente en las imágenes de fotorefacción debido a los crecientes más brillantes de luz en la parte inferior de las pupilas cuando los ojos se enfocan en el objeto cercano [18].	19
9.	Gafas diseñadas por el ingeniero Juan Diego Barco [1].	24
10.	La sección <i>Hardware</i> muestra los actuadores y sensores del sistema, mientras que la sección <i>Software</i> contiene la implementación en <i>LabVIEW</i> [1].	24
11.	Montaje implementado para realizar experimentos en un ambiente controlado [1].	25
12.	(a) El texto en una pantalla ubicada a 30 cm de distancia se muestra sin corrección dióptrica, y (b) con una corrección de 3.8 dioptrías en la imagen [1].	25
13.	Diagrama del montaje experimental	28
14.	Diagrama de bloques de <i>software</i> de <i>LabVIEW</i>	29
15.	Protocolo experimental planteado.	35
16.	Modelo Entidad-Relación de la Base de Datos para Registros Experimentales. .	36
17.	Descomposición de las actividades planeadas.	38

18.	Planación cronológica de las actividades del proyecto.	39
19.	Planación de actividades: Etapa 1 y 2.	39
20.	Planación deactividades: Etapa 3 y 4.	40
21.	Presupuesto del Proyecto. Se destaca tanto el costo para el cliente como el derivado de la matrícula universitaria.	41

1. Introducción

En este trabajo de grado se evalúa un sistema de gafas autoenfocables controladas de manera autónoma mediante señales electromiográficas (EMG) en un entorno experimental controlado, haciendo uso de lentes de la marca Optotune[®], modelo EL-16-40-TC-VIS-20D. Este sistema de visión con biorrealimentación fue previamente desarrollado y presentado en un trabajo de grado anterior [1]. Estos lentes son reconocidos por su aplicación en la corrección de la presbicia [2] y la mejora de la calidad de imagen en sistemas de realidad virtual para corregir errores de miopía e hipermetropía [3], entre otros usos [4]. En términos generales, el objetivo de la investigación es determinar la capacidad de este sistema de visión para aliviar la fatiga visual al realizar tareas frente a una pantalla digital durante períodos prolongados.

Los lentes autoenfocables han demostrado su eficacia en la corrección de diversos errores refractivos [5], como la presbicia [6], la miopía y el astigmatismo [7], [8], al permitir mejorar la claridad visual mediante la corrección del ángulo de entrada de la luz en los ojos [2]. Sin embargo, estos lentes se enfrentan a desafíos en términos de su controlabilidad [2]. Para abordar la presbicia, por ejemplo, algunas soluciones utilizan sensores para determinar la distancia de los ojos al objeto que se desea visualizar, ya que existe una relación inversa con la potencia óptica requerida para generar una imagen clara en la retina [2], [9]. Otras estrategias incluyen el monitoreo de la mirada mediante video para estimar el ángulo de convergencia de los ojos y, por ende, determinar la potencia óptica que necesitan ajustar los lentes [5]. Sin embargo, estas soluciones pueden limitar la libertad del usuario, reducir su rango normal de visión, generar incomodidad y aumentar la fatiga ocular [1].

Recientemente, se ha propuesto el control de lentes automáticos a través de la acción muscular, utilizando las señales electromiográficas (EMG) para ajustar la potencia óptica, facultando al usuario a controlar los lentes de manera voluntaria. En un trabajo de grado anterior [1], se ideó y materializó dicho sistema, incorporando un control automático de los lentes mediante gestos como fruncir el ceño y levantar las cejas del usuario. Con el objetivo de validar su correcto funcionamiento, se realizó un montaje de laboratorio que permitía evaluar la controlabilidad del sistema. Las pruebas realizadas demostraron que el sistema permitía un ajuste eficaz de la potencia óptica según la preferencia del usuario. En la figura 1 se muestra el montaje realizado.



Figura 1: Montaje para validar el sistema de control de lentes autoenfocables de la marca Optotune[®] mediante biorrealimentación con señales EMG [1].

No obstante, en este trabajo de grado, se busca comprender cómo interactúa este novedoso sistema con un usuario durante diversas actividades visuales, especialmente al realizar tareas prolongadas en una pantalla digital, fijada a una distancia constante. El objetivo es investigar si con el tiempo, los usuarios optan por ajustar una mayor potencia óptica en los lentes artificiales, proporcionando así evidencia de la relajación del cristalino, el lente natural del ojo, y permitiendo explorar su posible correlación con la fatiga ocular.

El objetivo principal es diseñar e implementar experimentos en un entorno controlado, como el montaje utilizado por [1], que permitan evaluar de manera objetiva la potencia óptica delegada a los lentes por el usuario mientras se realiza una actividad visual en una pantalla digital durante un período de tiempo suficiente para observar los efectos de la fatiga visual digital (FVD).

2. Descripción del Problema

En la actualidad, el uso prolongado de dispositivos digitales ha dado lugar a un aumento significativo en la fatiga visual digital (FVD) o síndrome de visión por computadora (SVC) en la población [10], [11]. Este problema se manifiesta en una variedad de síntomas, como sequedad ocular, visión borrosa, dolores de cabeza y dificultades para enfocar, afectando la calidad de vida y el rendimiento productivo de millones de personas [12].

Recientemente, se ha desarrollado un sistema innovador para abordar problemas oculares, utilizando señales de electromiografía (EMG) para controlar gafas inteligentes con enfoque autoajustable [1]. Este sistema biorrealimentado permite a los usuarios controlar voluntariamente la potencia óptica de los lentes, y se hipotetiza que podría regular la potencia óptica de los ojos para disminuir la tensión muscular sobre el cristalino y prevenir la fatiga ocular.

Aunque esta posible forma de abordar la fatiga ocular aún no ha sido verificada objetivamente, existe un montaje experimental diseñado para evaluar la controlabilidad de este sistema optoelectrónico biorrealimentado. En este montaje, se aíslan algunas variables físicas relevantes, como la iluminación y la distancia de enfoque. Además, permite medir objetivamente la potencia óptica delegada a los lentes. Sin embargo, aún no se han llevado a cabo experimentos que permitan evaluar los posibles cambios en la potencia óptica de los lentes optoelectrónicos al observar una pantalla digital durante un tiempo prolongado.

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Medir cuantitativamente la potencia óptica delegada por un usuario a un sistema de lentes autoenfocables, realimentados con señales electromiográficas (EMG), mientras realiza actividades visuales en una pantalla digital durante un tiempo suficiente para generar fatiga visual.

3.2. Objetivos Específicos

- Apropiar y modificar el sistema previamente desarrollado [1], integrando de manera efectiva el sistema profesional de adquisición de señales EMG de la marca *G.TEC* ®, incorporando una cámara para captar los movimientos oculares del voluntario y modificando el programa existente de *LabVIEW* para hacer funcional la camara.
- Diseñar y realizar experimentos con un mínimo de 8 voluntarios sin astigmatismo, con el fin de medir cuantitativamente la potencia óptica delegada por el voluntario a los lentes externos en condiciones controladas (por ejemplo, distancia de proyección o iluminación).
- Crear una base de datos, en la cual se consignen los datos experimentales de las mediciones.

4. Requerimientos

Se identifican criterios requeridos, desde aspectos tecnológicos hasta consideraciones éticas y de participación, para guiar la investigación sobre la fatiga ocular inducida por pantallas electrónicas.

1. Equipamiento Tecnológico:

- Lentes Optotune® controlados electrónicamente.
- Dispositivo de adquisición de señal EMG profesional marca G.TEC®.
- Implementar cámara digital para grabar los ojos del usuario de los lentes durante los experimentos.

2. Software y Herramientas:

- Software LabVIEW® para controlar y programar los lentes electrónicos y demás implementos del montaje experimental.
- Base de datos relacional.

3. Participantes:

- Mínimo 8 voluntarios sin presbicia ni astigmatismo.

4. Procedimientos Éticos:

- Aprobación ética para llevar a cabo investigaciones en humanos.

5. Tiempo:

- Un semestre para realizar las actividades visuales y recopilar datos significativos sobre la fatiga ocular.

6. Documentación:

- Documentar todos los programas e implementaciones realizadas para finalizar el trabajo de grado.

5. Estado del Arte

A pesar de su prevalencia, la base fisiológica exacta de la fatiga visual digital (FVD) sigue siendo incierta. Se han utilizado diversas medidas objetivas de la función visual para evaluar el síndrome [10]; la respuesta a la luz pupilar y su tamaño son aspectos cruciales en la FVD [13]. La monitorización de las características pupilares ha llevado a la hipótesis de que un aumento en el tamaño pupilar indica fatiga visual. Además, el tipo de tarea ha demostrado influir en los cambios en el diámetro pupilar [10].

También, la frecuencia de parpadeo disminuye significativamente durante el uso de dispositivos electrónicos, lo que podría estar vinculado a fatiga ocular y síntomas de ojo seco. Además, la falta de parpadeo completo y el entrecerrar involuntario de los ojos han sido estudiados y podrían contribuir a la fatiga visual [10]. La Frecuencia de Fusión-Crítica (CFF) se ha destacado como un indicador reconocido de fatiga mental y se ha relacionado con quejas oculares específicas [14].

Por último, el error de acomodación y el retardo de acomodación son factores importantes al estudiar la FVD [10].

En el estudio de la fatiga visual, los cuestionarios se han convertido en herramientas valiosas para comprender las experiencias de los pacientes. Dado que aún no existe consenso sobre una definición clínica del síndrome visual digital, una forma segura de diagnóstico consiste en considerar únicamente a aquellos sujetos que obtengan un puntaje patológico en uno de estos cuestionarios validados [11].

Seleccionar el diseño de estudio adecuado es fundamental para llevar a cabo investigaciones efectivas en los campos de la biomédica y la salud pública. Dentro de las amplias categorías de estudios observacionales y estudios de intervención, existen diversas opciones entre las cuales elegir [15].

En un estudio experimental de intervención llevado a cabo entre participantes en una clínica de optometría, se quería evaluar la efectividad de una intervención educativa para reducir los síntomas de la FVD. El estudio incluyó a 40 participantes que sufrían de FVD, cuyas edades oscilaban entre los 21 y 38 años, y fueron asignados aleatoriamente a dos grupos iguales. El grupo de intervención ($n = 20$) fue educado acerca del FVD y se les proporcionó un folleto estructurado con consejos sobre cómo reducir el FVD y los síntomas relacionados utilizando la regla 20/20/20 (cada 20 minutos, tomar un descanso de 20 segundos y enfocar la vista en algo al menos a 20 pies de distancia). El estudio reveló que la intervención educativa indujo cambios significativos en los síntomas de ojo seco ($p = 0.045$). Sin embargo, no hubo cambios significativos en las puntuaciones del FVD entre las visitas en el grupo de intervención ($p = 0.38$) [16].

En un estudio observacional transversal realizado en la Universidad Al-Ahliyya Amman en Jordania, se evaluó el Síndrome de Ojo Seco (DES) en estudiantes utilizando el Cuestionario del Síndrome de Visión por Computadora (CVS-Q). Los resultados revelaron una alta prevalencia de CVS (94,5 %) entre los estudiantes, con síntomas como el lagrimeo siendo comunes. Además, más del 55 % de los estudiantes usaban dispositivos digitales durante más de seis horas al día, y un considerable porcentaje informó dolor en las articulaciones de los dedos y las muñecas después de usar dispositivos móviles. Se destaca la importancia de promover hábitos seguros en el uso de dispositivos digitales, especialmente en el contexto de la creciente dependencia de la educación en línea debido a la pandemia de COVID-19 [17].

6. Marco Teórico

6.1. Visión Humana

La calidad de imagen del ojo humano adulto es superior a la del ojo infantil, pero probablemente inferior de algunas aves depredadoras. Aunque tiene un amplio rango de enfoque, este es limitado en comparación con ciertas aves buceadoras. La sensibilidad del ojo humano a la luz baja es más débil que la de las arañas y otros animales con un tapetum lucidum. A pesar de su capacidad de autorreparación, el ojo humano es probablemente menos eficiente que el de ciertos animales, como las salamandras, que pueden formar una nueva lente en caso de daño. Además, el ojo humano puede transmitir emociones, como la excitación mediante la dilatación de las pupilas o la tristeza a través del llanto, pero con menos intensidad que algunos peces que revelan una barra pigmentada junto al ojo cuando están a punto de atacar [18].

6.1.1. Anatomía relevante



Figura 2: Ojo humano adulto. Observe la esclerótica de color blanco, la pupila y el iris; la córnea, transparente, se encuentra por delante de estas estructuras [19].

Cornea

La córnea humana es un tejido único. En primer lugar, es el elemento de enfoque más potente del ojo, aproximadamente el doble de potente que el cristalino dentro del ojo. Es mecánicamente resistente y transparente. Su resistencia proviene de sus capas de fibras de colágeno. Alrededor de 200 capas de fibras cruzan la córnea en diferentes direcciones. Estas fibras están dispuestas en un espeso gel acuoso llamado glicosaminoglicano [18].

En el ojo humano adulto, figura 2, una córnea promedio y normal tiene un radio de curvatura de aproximadamente $+7,8\text{mm}$, un grosor de alrededor de $0,25\text{mm}$ cerca del eje óptico, y proporciona alrededor del 70 % del poder refractivo óptico del ojo. La luz pasa desde un entorno de aire, con un índice de refracción de aproximadamente 1,00, a través de la película lagrimal y hacia la córnea. La córnea está compuesta principalmente de fluidos y proteínas, por lo tanto, tiene un índice de refracción mayor que el aire, alrededor de 1,376. La potencia óptica de la córnea se debe a la combinación del radio de curvatura positivo y el índice de

refracción corneal más alto que el del aire circundante. La luz luego pasa a través de la córnea y llega al humor acuoso. Dado que el índice de refracción del humor acuoso es cercano al de la córnea (alrededor de 1,336), hay relativamente poco efecto óptico en la interfaz posterior de la córnea/humor acuoso. Luego, la luz entra en la superficie anterior del cristalino [18].

Cristalino

La capacidad de enfoque del cristalino dentro del ojo, figura 3, se debe a su alto contenido de proteínas. Estas proteínas mantienen espacios entre sí, lo que permite que la luz pase a través del cristalino sin obstáculos. Sin embargo, si se produce un problema, las proteínas se agrupan y el cristalino pierde su claridad, lo que resulta en una catarata. La concentración proteica del cristalino es excepcionalmente alta, lo que lo hace único en su capacidad para enfocar la luz sin formar precipitados como lo haría una solución proteica común [18].

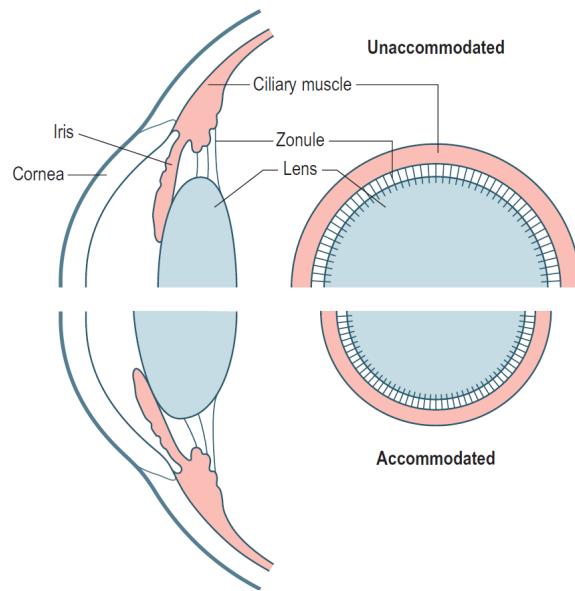


Figura 3: Mecanismo de acomodación de Helmholtz. En la mitad superior del diagrama, el ojo está en estado no acomodado. En la mitad inferior, el ojo está en estado acomodado.[18]. El cristalino es la estructura color azul.

La superficie del cristalino tiene un índice de refracción ligeramente mayor que el del humor acuoso. El cristalino contribuye al poder óptico del ojo gracias a sus superficies anterior y posterior, que tienen diferentes curvaturas. Durante la acomodación, el cristalino cambia su forma para ajustar su poder óptico y permitir que el ojo enfoque objetos cercanos y lejanos en la retina. En resumen, el cristalino es esencial para la capacidad de enfoque del ojo [18].

Músculos ciliares

El músculo ciliar está compuesto por tres grupos de fibras musculares identificados por sus posiciones y orientaciones relativas, formando una estructura tridimensional morfológica y funcionalmente integrada [18].

La acomodación es un cambio dióptrico en la potencia óptica del ojo debido a la contracción del músculo ciliar. La contracción prolongada causa fatiga ocular [20]. Este proceso ocurre

principalmente de acuerdo con el mecanismo propuesto originalmente por Helmholtz, figura 3. La contracción del músculo ciliar mueve el ápice del cuerpo ciliar hacia el eje del ojo y libera la tensión zonular que descansa alrededor del ecuador del cristalino. Cuando se libera esta tensión zonular, la cápsula elástica del cristalino moldea el cristalino joven en una forma más esférica y acomodada. Durante la acomodación, el diámetro del cristalino disminuye, su grosor aumenta y las superficies anterior y posterior del cristalino se curvan, lo que resulta en un aumento en la potencia óptica del cristalino. Estos cambios físicos en el cristalino y el ojo permiten un aumento en la potencia óptica del ojo para enfocar objetos cercanos [20].

Pupila

La pupila tiene varias funciones clave en la visión. En respuesta a cambios en la intensidad de la luz, la pupila se contrae para optimizar la iluminación retiniana y mejorar la percepción visual. En condiciones de poca luz, la dilatación de la pupila maximiza la entrada de luz en la retina, facilitando la adaptación a la oscuridad. Además, el tamaño de la pupila puede mejorar la calidad de la imagen en la retina: una pupila más pequeña reduce la aberración cromática y esférica, mejorando la nitidez de la visión. También aumenta la profundidad de campo del ojo, lo que ayuda a enfocar objetos cercanos de manera más nítida. En resumen, la pupila desempeña un papel esencial en la adaptación visual a diferentes condiciones de luz y en la mejora de la calidad de la imagen retiniana [18].

6.1.2. Errores refractivos del ojo

El estado refractivo ocular se refiere al lugar dentro del ojo que se conjuga con el infinito óptico durante una acomodación mínima [20]. Bajo estas condiciones:

- En un ojo **emétreope**, los rayos de luz paralelos incidentes se enfocan en la retina.
- En un ojo **hipermétrope**, los rayos de luz paralelos incidentes se enfocan detrás de la retina.
- En un ojo **miope**, los rayos de luz paralelos incidentes se enfocan delante de la retina [20].

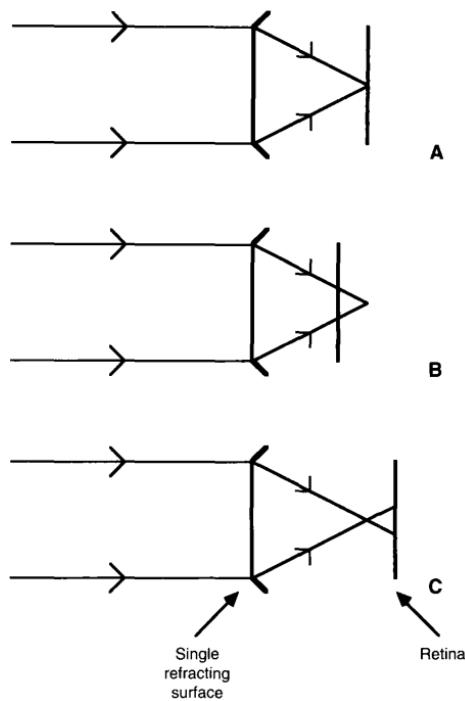


Figura 4: Cuando los rayos de luz paralelos inciden en los ojos emétropes (A), hipermétropes (B) y miopes (C), se enfocan en, detrás y delante de la retina, respectivamente. Se adopta un ojo simplificado que consta de una sola superficie refractante que converge los rayos incidentes hacia la retina [20].

Los recién nacidos presentan una amplia gama de errores refractivos. Los bebés con miopía tienden hacia la emetropía. Los bebés hipermétropes también se desplazan hacia la emetropía, de modo que a los 5 o 6 años, la gran mayoría de los niños son emétropes [20].

La miopía tiende a desarrollarse durante los años escolares y aumenta hasta la adolescencia tardía. Desde finales de la adolescencia hasta aproximadamente los 40 años, la refracción suele ser estable, aunque muchas personas miopes pueden experimentar aumentos en su miopía durante este período. Algunas personas emétropes pueden volverse miopes. En la juventud, las tasas de progresión de la miopía suelen ser menores que en la infancia, y las personas con hipermetropía a veces experimentan aumentos en su hipermetropía. Después de los 40 años, generalmente hay un cambio lento hacia la hipermetropía, pero algunas personas miopes pueden experimentar aumentos adicionales en su miopía. Las personas con cataratas nucleares pueden desarrollar miopía. El astigmatismo tiende a cambiar hacia el astigmatismo en contra de la regla, que se vuelve más común que el astigmatismo a favor de la regla por primera vez desde la infancia. Estos cambios en el astigmatismo refractivo pueden atribuirse a cambios en el astigmatismo corneal [20].

Astigmatismo

Normalmente, la córnea y el cristalino en la parte frontal del ojo tienen una forma redonda y uniforme. Esto ayuda a enfocar los rayos de luz de manera nítida en la retina para que puedas ver claramente [21].

Con el astigmatismo, el ojo tiene forma de huevo u ovalada, similar a un balón de fútbol americano. Hay dos tipos básicos de astigmatismo: astigmatismo horizontal, cuando el ojo es más ancho que alto y astigmatismo vertical, cuando el ojo es más alto que ancho. Con cualquiera de estos tipos de astigmatismo, la visión de cerca y de lejos es borrosa debido a la forma irregular del ojo [21].

El astigmatismo puede tener una etiología corneal, lenticular o retinal. Los síntomas comunes del astigmatismo incluyen astenopía, incomodidad, visión borrosa y defectuosa, elongación de objetos y problemas de acomodación. Los signos pueden manifestarse como un cierre parcial del párpado, inclinación de la cabeza, disco óptico vertical u inclinado y diferentes potencias en diferentes meridianos [22].

Presbicia

La presbicia es la disminución gradual de la capacidad de enfocar objetos cercanos que se relaciona con la edad. Comienza temprano en la vida y eventualmente resulta en la pérdida total de esta habilidad alrededor de los 50 años [18].

Los dispositivos actuales para corregir la presbicia, como las lentes multifocales y progresivas, no devuelven la visión normal. En cambio, dividen el campo de visión en zonas con distancias de enfoque fijas. Para restaurar la visión normal en personas con presbicia, se necesitan lentes de enfoque variable que puedan adaptar su poder óptico y corregir el error refractivo del usuario a todas las distancias. Los avances recientes en sistemas ópticos adaptables indican que las gafas inteligentes adaptables pueden implementarse de forma ligera. Por ejemplo, las gafas inteligentes con autofocus pueden corregir automáticamente la acomodación y potencialmente restaurar una visión casi normal en personas con presbicia [23].

6.1.3. Acomodación

La acomodación se refiere al proceso mediante el cual el poder dióptrico del cristalino cambia para obtener y mantener una imagen enfocada en la retina, específicamente en la fóvea, que es la parte de alta resolución del ojo que se utiliza para ver objetos con claridad [20].

Durante la acomodación, el músculo ciliar es el único componente activo en el proceso. Los demás elementos actúan de forma pasiva [20]. Cuando el ojo joven no está enfocado para la distancia, el músculo ciliar está relajado. Para enfocar de cerca, el músculo ciliar se contrae, moviendo el ápice interno del cuerpo ciliar hacia adelante y hacia el eje del ojo. Este movimiento estira las fibras zonulares y libera la tensión en reposo alrededor del cristalino [18]. Las fuerzas elásticas de la cápsula del cristalino y las propiedades viscoelásticas del cristalino hacen que este se vuelva más esférico. Como resultado, la potencia total del cristalino aumenta [20].

Dioptrías

Durante la acomodación, el poder óptico del cristalino aumenta, permitiendo que el ojo cambie el enfoque de la visión de lejos a cerca. El cambio dióptrico en el poder del ojo define la acomodación y se mide en unidades llamadas dioptrías (D). Una dioptría es el recíproco de un metro y es una medida de la convergencia de la luz [18].

Medición de la acomodación

Aunque existen métodos objetivos para medir la acomodación, lamentablemente, en la

práctica clínica se utiliza con mayor frecuencia la medición subjetiva del punto cercano de visión clara. Los métodos subjetivos tradicionalmente utilizados para evaluar la amplitud acomodativa son inherentemente inexactos y sobreestiman la verdadera amplitud acomodativa [18].

- La medición subjetiva de la acomodación se basa en la percepción del sujeto sobre la claridad del enfoque de un objeto visual a medida que el objeto se mueve hacia los ojos.
- La estimación subjetiva de la distancia de lectura cercana tiende a sobreestimar la amplitud de la respuesta acomodativa, principalmente debido a la profundidad de campo del ojo.
- La profundidad de campo del ojo aumenta a medida que la pupila se contrae y, dado que la pupila se contrae durante la acomodación, esto aumentará aún más la profundidad de campo del ojo.
- La medición objetiva de la acomodación se puede realizar midiendo el cambio refractivo en la potencia óptica del ojo con un instrumento objetivo como un autorefractor o un aberrómetro, mientras el ojo cambia su enfoque de un objetivo lejano a uno cercano.

Push-up

El método subjetivo del *push-up* requiere que el paciente mueva gradualmente una carta de letras cercana hacia los ojos y reporte cuando ya no puede mantenerla enfocada y clara. La distancia entre los ojos y la carta se utiliza como medida de la amplitud acomodativa en dioptrías. Sin embargo, esta prueba subjetiva tiene limitaciones, ya que el punto de enfoque varía entre individuos y está influenciado por factores como la profundidad de enfoque, la agudeza visual, la sensibilidad al contraste del ojo y el contraste de la imagen. Además, al acercar la carta, el aumento en el tamaño de la imagen retiniana puede afectar la legibilidad de las letras. Estas limitaciones hacen que la medición subjetiva del "push-up" sea menos precisa. Además, los diferentes niveles de iluminación pueden alterar el diámetro de la pupila, influyendo así en la profundidad de enfoque del ojo y afectando el punto cercano de visión clara [18].

Lentes de prueba con potencia negativa

La medición subjetiva de la amplitud acomodativa se puede realizar colocando lentes de prueba con potencia negativa frente a uno o ambos ojos para desenfocar una carta de letras a distancia. El desenfoque óptico inducido estimula la acomodación en un intento de mantener una imagen enfocada y nítida en la retina. La potencia del lente negativo se aumenta progresivamente hasta que la línea de letras más pequeñas legibles en una carta de Snellen a distancia ya no pueda mantenerse en enfoque claro. La amplitud acomodativa se determina por el lente negativo con mayor potencia a través del cual todavía se pueden leer claramente las letras más pequeñas legibles en la carta de Snellen [18].

Profundidad de enfoque

¿Cómo pueden los insectos o pequeños animales como las ratas ver objetos claramente desde 10 metros hasta 10 centímetros sin un mecanismo de enfoque? La respuesta es que tienen un sistema óptico con una mayor profundidad de enfoque [18].

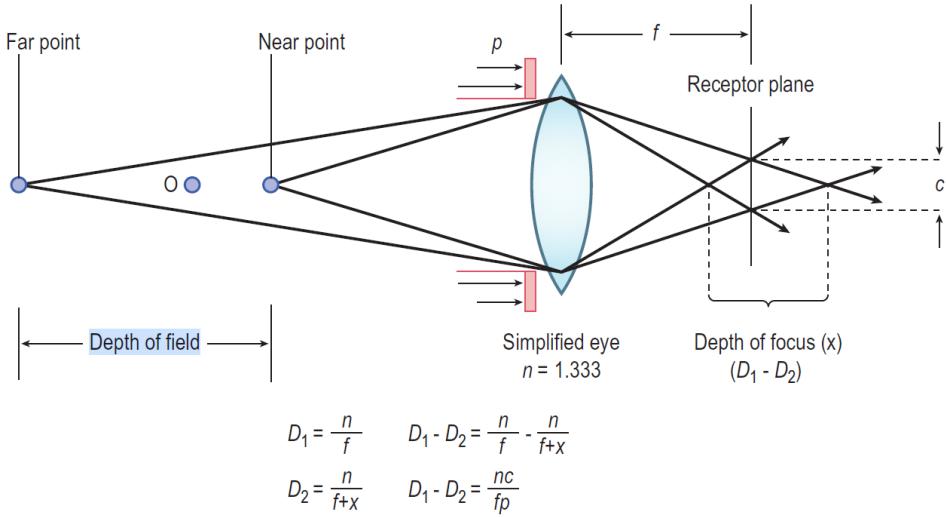


Figura 5: Una representación esquemática de un modelo ocular con una sola superficie refractante donde ρ es el diámetro pupilar, f es la distancia focal desde la retina donde se forma la imagen del objeto cercano, c es el tamaño límite del conjunto de fotorreceptores (similar al tamaño del grano o píxel), n es el índice de refracción, D_1 es la potencia dióptrica del ojo al ver un objeto infinito, $D_2 = \frac{n}{f+x}$ es la potencia dióptrica del ojo al ver un objeto cercano. Por lo tanto, la profundidad de enfoque es $D_1 - D_2 = \frac{n}{f} - \frac{n}{f+x}$. En última instancia, encontramos que $D_1 - D_2 = \frac{nc}{fp}$ [18].

Las imágenes se compone de puntos, y los detalles dependen del tamaño de píxeles, granos fotográficos o fotorreceptores. Se tolera un desenfoque si no supera el tamaño del receptor. Un punto de luz se enfoca como un disco de Airy, con 2-5 conos como límite del tamaño del grano (c).

La profundidad de campo en dioptrías ($D_1 - D_2$) es proporcional a n y al tamaño límite del grano del fotorreceptor (c). Además, la profundidad de campo es inversamente proporcional al tamaño de la pupila (ρ) o a la longitud focal del sistema (f) [18].

Profundidad de campo

En la práctica clínica, el punto más cercano de visión clara se mide subjetivamente moviendo una tabla de lectura cercana hacia los ojos y pidiendo al paciente que informe cuándo la visión se vuelve borrosa. Aunque se usa el recíproco de esta distancia como medida de la amplitud acomodativa, esta técnica no refleja con precisión el cambio dióptrico real del ojo debido a la profundidad de campo [18].

La profundidad de campo se define como el rango sobre el cual un objeto puede moverse hacia adelante o hacia atrás desde el ojo en el espacio del objeto sin un cambio perceptible en la borrosidad o enfoque de la imagen. Depende de varios factores, incluido el tamaño de la pupila: una pupila grande resulta en una profundidad de campo más pequeña, mientras que una pupila pequeña resulta en una profundidad de campo relativamente más grande. Además, la iluminación y las aberraciones ópticas como el astigmatismo aumentan la profundidad de campo. Durante la acomodación y con el envejecimiento, la pupila se reduce, lo que aumenta la profundidad de campo. En pruebas subjetivas de la capacidad de enfoque cercano, como el

método *push-up*, la profundidad de campo lleva a una sobreestimación del cambio dióptrico real en el poder óptico del ojo, lo que se conoce como pseudoacomodación [18].

La profundidad de campo del ojo humano depende del diámetro de la pupila, y el tamaño de la pupila varía según los niveles de iluminación. Con niveles de iluminación más altos, el tamaño de la pupila disminuye, aumentando así la profundidad de enfoque del sistema visual y reduciendo la amplitud de acomodación requerida para enfocar un objeto. Uno de los principales motivos por los cuales las personas presbíopes tienden a entrecerrar los ojos es porque esto mejora su agudeza visual a expensas de una menor luminosidad. A niveles de iluminación más bajos, el tamaño de la pupila aumenta, reduciendo la profundidad de campo y requiriendo una mayor amplitud de acomodación. También se ha demostrado que la acomodación depende de la actividad de los conos, que cesa por completo en condiciones de baja iluminación [23].

Agudeza Visual

Además de la profundidad de campo del ojo, la agudeza visual (AV) o la sensibilidad al contraste del ojo también afectan la medición subjetiva del punto cercano de visión clara [18].

La medición de la AV es una parte esencial de la evaluación oftalmológica y representa la prueba más común y útil para evaluar la función visual. Aunque generalmente consideramos la AV como una medida del poder resolutivo del área foveal, la evaluación de la función visual anormal puede estar relacionada con diferentes condiciones como errores refractivos, opacidades del medio ocular y enfermedades de la retina y las vías ópticas [23].

Tabla de Snellen

El cuadro de Snellen, a pesar de su amplia difusión, presenta limitaciones notables en las mediciones estándar, que incluyen el número desigual de optotipos por fila, una progresión irregular en el tamaño de las letras, diferencias en la dificultad de reconocimiento de los optotipos y variaciones en la luminancia de fondo relacionadas con diferentes fabricantes de la tabla [24].

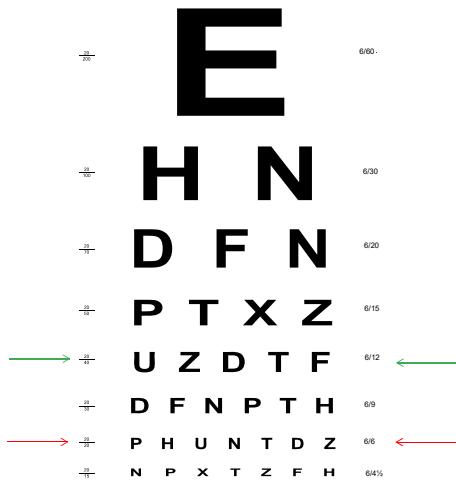


Figura 6: Tabla de Snellen

La tabla ETDRS

Es un intento importante de estandarizar las pruebas de agudeza visual. Muestra cinco optotipos Sloan por fila con tamaños y espaciado regulares, siguiendo una escala logarítmica en pasos de 0.1 unidades logarítmicas. Aunque tiene más optotipos por línea de lo recomendado y una luminancia de fondo superior a las recomendaciones, esto no afecta significativamente los resultados finales de la medida [24].

Respuesta acomodativa

La curva de respuesta a la acomodación se define como el cambio en la potencia óptica del cristalino en función de la distancia del objeto. La distancia del objeto se especifica mediante el parámetro de estímulo de acomodación (AS), que es el recíproco de la distancia del objeto. La diferencia entre el AS y el AR a menudo se denomina como adelanto acomodativo (diferencia positiva, sobreacomodación) y retraso acomodativo (diferencia negativa, subacomodación) o, de manera más general, error acomodativo ($AE = AS - AR$) [23].

La medición de la respuesta acomodativa subjetiva (AR), es decir, la corrección refractiva necesaria para que un individuo perciba el enfoque más claro posible en un plano objeto, proporciona mejor información sobre el rendimiento del ojo en situaciones del mundo real. El error de acomodación subjetivo (AE) representa la corrección óptica que se necesitaría proporcionar para lograr la visión más clara [23].

6.2. Lente sintonizable eléctricamente

6.2.1. Lente eléctricamente ajustable

Optotune EL-16-40-TC (versión 20D)

La lente EL-16-40-TC-VIS-20D de Optotune es una avanzada lente ajustable eléctricamente, ideal para aplicaciones de alta gama que requieren un enfoque rápido y preciso. Cambia su forma para ajustar el enfoque de -10 a +10 dioptrías en milisegundos y tiene una apertura de 16 mm. Su rápida respuesta y bajo impacto de la deriva térmica la hacen superior a los sistemas mecánicos convencionales.

Su diseño minimiza la deriva térmica a solo 0,02 dioptrías por grado Celsius y cuenta con un sensor de temperatura para una reproducibilidad de +/- 0,05 dioptrías. Esta alta precisión permite ajustes finos en su curvatura, favoreciendo sistemas ópticos más compactos y eficientes.

El documento ".Optimizando la Realidad Virtual para Todos los Usuarios mediante Pantallas con Enfoque Contingente y Adaptativo" demuestra la seguridad y eficacia de las lentes ajustables de enfoque de Optotune en sistemas de realidad virtual (VR). Estas lentes corrijen errores refractivos comunes, como la miopía y la hipermetropía, sin necesidad de anteojos adicionales, mejorando la experiencia del usuario. La investigación destaca que las lentes de Optotune proporcionan nitidez y fusión de imágenes comparables a los anteojos convencionales, respaldando su aplicación segura y efectiva en entornos digitales desafiantes. La mejora en la percepción visual, junto con las preferencias de los usuarios por la condición visual corregida, enfatiza el potencial de estas lentes para un uso extenso y la comodidad del usuario. En resumen, el estudio proporciona una base sólida para garantizar la seguridad y viabilidad de las lentes de Optotune en aplicaciones de realidad virtual, especialmente en el contexto de un experimento de visión.

6.2.2. Gafas inteligentes autoenfocables

Cuando la pérdida de acomodación es severa, se recurre a gafas recetadas para corregir la potencia óptica. Sin embargo, las gafas solo ofrecen un poder fijo y no ajustan la acomodación, lo que significa que permiten ver claramente a cierta distancia pero producen imágenes borrosas en otras distancias. Las gafas multifocales y progresivas intentan resolver este problema al dividir la lente en zonas de diferente potencia, aunque esto limita el campo de visión claro. Ninguna gafa de poder fijo puede reemplazar la función acomodativa del cristalino. Las gafas ideales deben tener enfoque variable para compensar la pérdida de acomodación, restaurando así la visión normal en personas con presbicia [25].

Para reducir la fatiga ocular provocada por el esfuerzo prolongado del músculo ciliar, se sugiere practicar ejercicios relajantes como yoga [26] o utilizar Gafas inteligentes autoenfocables controlada manualmente o por un sistema automatizado [1]. De esta manera se puede ajustar la potencia óptica para enfocar correctamente y relajar los músculos oculares, tanto en personas con visión normal como en presbicia [1].

Las lentes de enfoque adaptativo, capaces de ajustar su distancia focal a través de señales externas, han sido objeto de diversas investigaciones. Se han desarrollado tecnologías como lentes ajustables controladas por voltaje [27], lentes líquidas ajustables [28], lentes autoajustables con materiales piezoelectricos, entre otros. Estos avances han permitido diseñar sistemas optoelectrónicos para corregir la presbicia, utilizando sensores de tiempo de vuelo en las gafas para estimar la distancia focal [29] o inclusive el uso de seguidores oculares para determinar el ángulo de convergencia de la mirada [29]. Sin embargo, estas tecnologías presentan limitaciones, como la imposición de obligar al sistema visual a enfocar una imagen nítida por medio de la potencia óptica estimada por los parámetros del modelo, lo que aumenta aún más la fatiga visual.

Un dispositivo visual para corregir la visión puede ser construido por la unión de 2 de estos lentes autoenfocables en un montaje que asimile a unas gafas de prescripción médica [7], aunque, numerosas tecnologías para crear y controlar este tipo de lentes surgen continuamente y la necesidad de contar con modelos matemáticos objetivos del funcionamiento de estos dispositivos es de gran importancia [23], [30].

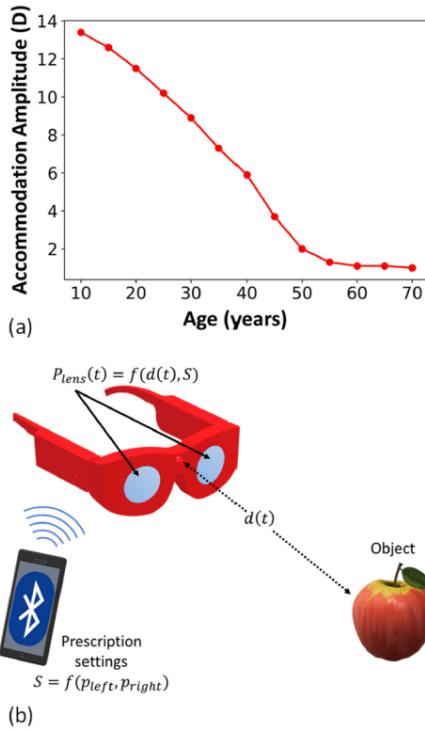


Figura 7: (a) Un modelo objetivo de la amplitud de acomodación. Esta amplitud disminuye progresivamente con la edad (presbicia) y se mide en dioptrías (D). La curva de Duane muestra que esta se reduce a menos de 1.0 dioptría con los años. (b) Gafas autoenfocables que miden la distancia hasta los objetos (el inverso de la amplitud de acomodación) con un sensor de tiempo de vuelo, por ejemplo, y pueden ser configuradas desde el celular.

6.2.3. Gafas inteligentes biorrealimentadas con señales EMG

Biorealimentación

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

6.3. Fatiga Visual Digital

El síndrome de visión por computadora (SVC), también conocido como fatiga visual digital (FVD), es una condición que ha sido reconocida como un problema de salud durante más de 20 años. Aunque los síntomas suelen ser temporales, la FVD puede causar molestias significativas y tener consecuencias económicas substanciales [10].

6.3.1. Síntomas de la FVD

La fatiga visual digital (FVD), también conocida como síndrome de visión por computadora (SVC), se caracteriza por una serie de síntomas que afectan tanto externa como internamente a los ojos. Los síntomas externos, como ardor, irritación, lagrimeo y sequedad, están estrechamente relacionados con el síndrome del ojo seco. Por otro lado, los síntomas internos, como tensión, dolor y dolor de cabeza detrás de los ojos, están vinculados al estrés acomodativo y/o de visión binocular [31], [32].

Tras el confinamiento debido a la COVID-19, se ha observado un aumento significativo en el uso de dispositivos digitales, lo que ha contribuido a un deterioro gradual de la salud ocular en todas las edades [11], [33]. Este fenómeno, presente desde 1987 debido al uso prolongado de dispositivos digitales, manifiesta síntomas como cansancio ocular, dolores de cabeza, visión borrosa, ojos secos y molestias en el cuello y hombros [10], [34].

6.3.2. Causas de la FVD

6.3.3. Factores Oculares Relacionados con la FVD

Al considerar los factores oculares que pueden contribuir a la fatiga visual digital (FVD), se han identificado principalmente dos áreas: (1) respuestas oculomotoras inapropiadas y (2) ojo seco. Es importante destacar que las causas no oculares de la FVD, como el diseño deficiente u organización del lugar de trabajo, que pueden ser una causa significativa de síntomas como dolor de espalda, cuello, hombros y muñecas, así como la iluminación inadecuada y el exceso de deslumbramiento, están fuera del alcance de este documento y no se discutirán aquí. Sin embargo, fueron revisados exhaustivamente en [35]. Además, parece razonable suponer que una combinación de factores inductores de síntomas, como errores refractivos no corregidos e iluminación deficiente, podría ser aditiva, aumentando así la magnitud de los síntomas [35].

Factores de Influencia en la FVD

Diversos factores pueden influir en la FVD, entre ellos [31], [32], [35]:

- **Distancia:** La distancia entre los ojos y la pantalla.
- **Iluminación:** Las condiciones de iluminación del entorno.
- **Contraste:** La diferencia entre el texto y el fondo en la pantalla.
- **Parpadeos:** La frecuencia de parpadeo durante el uso de dispositivos.
- **Demanda visual:** La complejidad de la tarea visual realizada.
- **Tiempo:** La duración continua del uso de dispositivos.
- **Frecuencia crítica de fusión:** La capacidad de fusión de imágenes [14].
- **Ángulo de visión:** El ángulo entre la pantalla y la línea de visión.
- **Temperatura y Humedad:** Condiciones ambientales que pueden afectar la comodidad ocular.
- **Género y Edad:** Variables demográficas que pueden tener impacto.

■ **Ergonomía:** La disposición y diseño del entorno de trabajo.

Estos factores deben considerarse en la investigación de la FVD para comprender mejor sus mecanismos y desarrollar estrategias de prevención y manejo. Por ejemplo, la fotorefacción infrarroja (Figura 8) podría proporcionar información valiosa sobre la tríada acomodativa y guiar la evaluación objetiva de la fatiga visual [18].

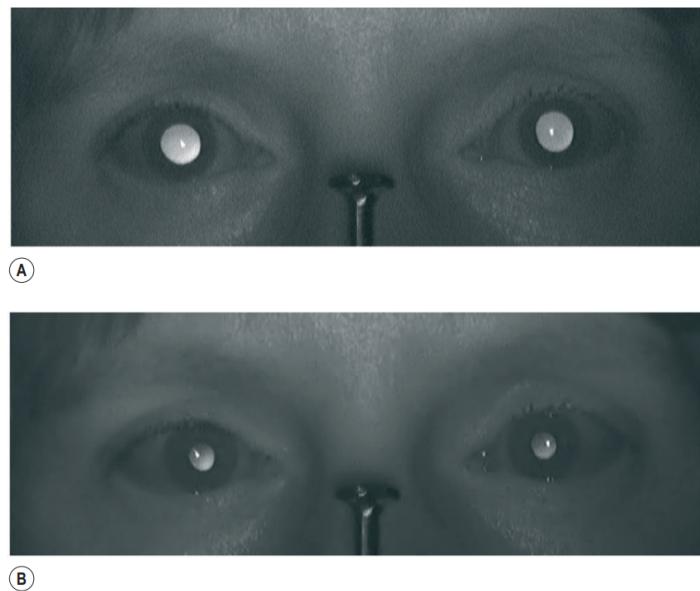


Figura 8: La fotorefacción infrarroja de los ojos muestra la tríada acomodativa: la acomodación, la constricción de la pupila y la convergencia a medida que el sujeto cambia la fijación de un objeto lejano (A) a un objeto cercano (B) que se encuentra a pocos centímetros de la nariz. El cambio óptico acomodativo en la potencia del ojo es evidente en las imágenes de fotorefacción debido a los crecientes más brillantes de luz en la parte inferior de las pupilas cuando los ojos se enfocan en el objeto cercano [18].

En resumen, la FVD es una condición que afecta a quienes utilizan dispositivos digitales de manera prolongada. Comprender sus síntomas, causas y factores de influencia es esencial para desarrollar experimentos relacionados con la fatiga visual digital y explorar posibles intervenciones y soluciones. La combinación de mediciones objetivas y cuestionarios subjetivos proporciona una visión integral de la FVD y facilita la evaluación objetiva de medidas [11].

6.4. Diseño de Experimentos

La elección adecuada del diseño del estudio es esencial para la ejecución exitosa de la investigación biomédica y de salud pública [15]. Existen muchos diseños de estudio para elegir dentro de dos categorías amplias: estudios observacionales y estudios intervencionistas [11]. Cada diseño tiene sus propias fortalezas y debilidades, y es necesario comprender estas limitaciones para llegar a conclusiones correctas en el estudio [15].

Dentro de la investigación primaria, existen dos tipos de estudios: los estudios observacionales, donde el investigador observa relaciones naturales entre factores y resultados sin intervenir

en los participantes; y los estudios intervencionistas, también conocidos como estudios experimentales, donde el investigador interviene como parte del diseño del estudio. Además, los diseños de estudio pueden clasificarse según el tiempo en que se recopilan los datos, ya sea retrospectivos (datos del pasado) o prospectivos (seguimiento a lo largo del tiempo). Los estudios prospectivos son menos propensos a sesgos y pueden demostrar mejor la relación causal [15].

Se han realizado varios estudios primarios para estudiar los síntomas de la fatiga ocular digital y los factores asociados (como errores refractivos, duración del uso de pantallas y tipo de pantalla utilizada), incluyendo estudios observacionales e intervenciones para aliviar los síntomas. Se han realizado ensayos controlados aleatorios (ECA), ensayos clínicos no aleatorizados y estudios observacionales. Algunos de estos estudios se resumen en la Tabla:

Tabla 1: Descripción de Estudios Relevantes

Título	Experimento	Grupo de Personas	Resultados Destacados
<i>Comparison of Seven Visual Fatigue Assessment Techniques (1998) [36]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 20 y 60 min. - Distancia: 80cm/40cm. - Contraste: 11:1. - Tareas: Monitoreo, lectura, seguimiento. 	10 personas, edad promedio 28.5 y 23.5 años.	<ul style="list-style-type: none"> - Duración de 60 minutos reveló diferencias significativas que con 20 minutos. - Factores de estrés: Corta distancia de visualización, bajo contraste de luminancia y objetivos en movimiento rápido. - Potencia de acomodación y agudeza visual menos sensibles que la velocidad del movimiento ocular y las evaluaciones subjetivas. - Mayor fatiga visual en tareas dinámicas que estáticas.
<i>Cognitive Demand, Digital Screens, and Blink Rate (2015) [37]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 10 min. - Distancia: 30 cm. - Contraste: 80 %. - Tareas: Alta y Baja Demanda. 	16 adolescentes, edad promedio 16.5 años.	<ul style="list-style-type: none"> - Cambiar la demanda cognitiva tuvo un mayor impacto en la frecuencia de parpadeo que el formato de presentación (tableta/papel). - Menos parpadeo en alta demanda: 7.43/6.67 parpadeos por minuto (tableta/papel) vs. 8.34/9.06 en baja demanda.

Tabla 1 – Continuación de la página anterior

Título	Experimento	Grupo de Personas	Resultados Destacados
<i>Blink Rate and Incomplete Blinks in Reading Conditions (2015) [38]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 6 condiciones de 3 y 6 min. - Distancia: 2 m, 40cm, 60cm. - Luminocidad: 130 cd/m² hasta 210 cd/m². - Tarea: Evaluación de frecuencia de parpadeo a un ángulo de 45°. 	50 participantes, edad promedio 34.1 años.	<ul style="list-style-type: none"> - El porcentaje de parpadeos incompletos aumentó durante la lectura electrónica, en comparación con papel. - La pantalla expandida a 330 % mostró la menor disminución de la FEP. - Implicaciones prácticas y conclusiones.
<i>E-Readers and Visual Fatigue (2013) [39]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 70 min/sesión, 3 sesiones separadas por 10 días. - Distancia: 60 cm. - Contraste: Variado. - Tareas: Lectura de novela en francés. 	12 participantes, edad promedio 27 años.	<ul style="list-style-type: none"> - Disminución significativa en CFF después de la lectura independientemente del dispositivo. - Lectura en pantalla LCD redujo el número de parpadeos en comparación con otros dispositivos. - Pantalla LCD redujo el tamaño pupilar en comparación con otros dispositivos debido al mayor nivel de luminancia.
<i>Relationship Between Ciliary Muscle Fatigue and Lighting (2005) [40]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 4 horas, 4 pruebas gráficas de papel. - Distancia: No especificada. - Luminocidad: 500lx. - Tarea: Marcar símbolos específicos. 	<ul style="list-style-type: none"> - Grupo I: 10 mujeres, edad promedio 31.6 años. - Grupo II: 10 mujeres con astigmatismo, edad promedio 31.4 años. 	<ul style="list-style-type: none"> - NVP aumentó después del trabajo en ambas condiciones de luz. - DLT empeoró bajo ciertas condiciones de luz en ambos grupos. - La luz de sodio causó mayor fatiga ocular.
<i>Immediate Effects of Different Screen Sizes (2021) [41]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 2 horas. - Distancia: No especificada. - Luminocidad: 450-500 lux. - Tareas: Uso de pantallas de 18.5" y 23". 	20 mujeres, edad promedio 22.00 años.	<ul style="list-style-type: none"> - No hubo diferencia significativa en la fatiga visual entre pantallas de 18.5" y 23". - Diferencias significativas en fatiga visual antes y después de usar ambas pantallas, pero no entre los tamaños de pantalla.

Tabla 1 – Continuación de la página anterior

Título	Experimento	Grupo de Personas	Resultados Destacados
<i>Eyelid Squint Response to Asthenopia-Inducing Conditions (2007) [42]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 5 y 15 minutos con diferentes condiciones. - Distancia: 16.7cm, 60 cm. - Luminocidad: 24,000 cd/m² y 1,000 cd/m² - Tarea: Lectura con diferentes condiciones, en impreso y pantalla digital a un angulo de visión de 10°. El tamaño de la letra variable. 	20 participantes, edad promedio no especificada.	<ul style="list-style-type: none"> - Errores refractivos, deslumbramiento, bajo contraste, letra pequeña y mirada hacia arriba aumentaron la potencia del EMG. - Estrés acomodativo y de convergencia no causaron cambios significativos.
<i>Compact Models of Presbyopia Accommodative Errors (2022) [23]</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Duración: 1.5 a 3 horas por participante. - Distancia: 1m, 70cm, 50cm y 30cm. - Contraste: No especificado. - Tarea: Leer optotipos a diferentes distancias. 	15 personas, edad promedio 54.6 años.	<ul style="list-style-type: none"> - Desarrollo de modelos empíricos de error de acomodación subjetiva. - Errores de acomodación subjetiva aumentaron con distancias de prueba más cortas.

7. Estandares del proyecto

En este apartado se detallan los estándares identificados para el desarrollo del proyecto, abarcando aspectos éticos, ergonómicos y de seguridad.

1. **RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993:** El Ministerio de Salud, a través de la Resolución Número 8430 de 1993, establece normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Este marco regulatorio aborda aspectos éticos, principios científicos y administrativos que deben regir la investigación en seres humanos, asegurando el respeto a la dignidad, derechos y bienestar de los participantes [43].
2. **Declaración de Helsinki:** La Asociación Médica Mundial (WMA) establece principios éticos para la investigación médica con participación de sujetos humanos. Esta declaración, referenciada en estudios previos [37], [38], proporciona directrices cruciales para investigadores y médicos involucrados en ensayos clínicos y otros estudios que incluyen la participación de personas.
3. **Ingeniería de Factores Humanos de Estaciones de Trabajo de Computadora (ANSI/HFES 100-2007):** Este estándar ofrece pautas detalladas para el diseño ergonómico de estaciones de trabajo de computadora. Incluye recomendaciones específicas sobre distancia de trabajo, altura de la pantalla, ángulo de visualización, iluminación, mobiliario, disposición del teclado y mouse, colocación de documentos, así como el uso de colores y contrastes. Estas directrices están diseñadas para optimizar la eficiencia, comodidad y seguridad del usuario, mitigando la fatiga visual y otros problemas asociados con el uso prolongado de computadoras [36].
4. **Recomendación de la Sociedad Internacional de Kinesiología Electrofisiológica (ISEK):** Se establece que la impedancia de entrada del preamplificador conectado a los electrodos debe ser mayor a 10^9 Ohms, asegurando la calidad y precisión de las mediciones electrofisiológicas.
5. **Circuito de Adecuación y Seguridad Eléctrica:** El dispositivo conectado al cuerpo humano para la adquisición de señales electromiográficas mediante electrodos de la marca G.TEC®, debe cumplir con requisitos de aislamiento para prevenir descargas eléctricas y garantizar la seguridad del usuario. Para ello, se adhiere al estándar IEC 60601-1-2, que establece los requisitos generales para la seguridad en dispositivos médicos.

8. Antecedentes

Este trabajo de grado continúa el trabajo de grado del ingeniero electrónico Juan Diego Barco Castellanos [1]. En este proyecto, se implementó un sistema de control para los lentes autoajustables con referencia EL-16-40-TC-VIS-20D de la marca Optotune y utilizados para crear el montaje de la Figura 9.



Figura 9: Gafas diseñadas por el ingeniero Juan Diego Barco [1].

El sistema de control se implementó en una interfaz de usuario en el programa *LabVIEW* que permite modificar parámetros de los lentes, controlar el aumento y realizar funciones similares. La interfaz también se creó para facilitar la creación y desarrollo de experimentos, almacenando además los datos en tablas relacionales, como se muestra en el diagrama de bloques diseñado por el ingeniero Juan Diego Barco de la Figura 10.

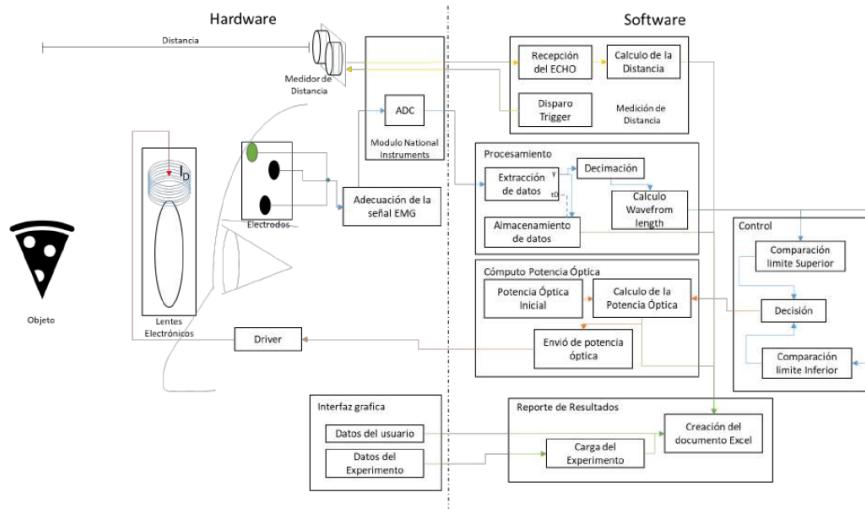


Figura 10: La sección *Hardware* muestra los actuadores y sensores del sistema, mientras que la sección *Software* contiene la implementación en *LabVIEW* [1].

Para realizar experimentos es importante tener un ambiente controlado y un protocolo que permita obtener resultados con pocas variaciones causadas por factores externos [1], [15]. Para estudiar el comportamiento de estos lentes, se desarrolló un montaje experimental (Figura 11)

que permite llevar a cabo pruebas controladas con participantes.



Figura 11: Montaje implementado para realizar experimentos en un ambiente controlado [1].

Dicho montaje experimental está diseñado para precisar la distancia de visualización de dispositivos digitales, ofreciendo cavidades específicas para posicionar pantallas a 32 cm y 55 cm. Esta estructura asegura el aislamiento de la iluminación externa y estabiliza los lentes para restringir el campo visual, minimizando así las distracciones del usuario. Específicamente, el montaje facilita la inserción de un dispositivo digital, como un portátil o una tableta, a una distancia predefinida. Se solicita a los participantes mirar a través de los lentes y enfocarlos utilizando sus propias señales musculares. Aunque se requiere un periodo de entrenamiento, los participantes logran, después de varios intentos, controlar efectivamente el enfoque de los lentes.

Este sistema fue validado mediante una prueba para determinar si el voluntario podía variar la potencia óptica de los lentes a través de las señales eléctricas de los músculos de su frente, permitiéndole ver con claridad las letras de una hoja ubicada a 60 cm de distancia, dichos resultados mostrados en la Figura 12, permitieron concluir que los usuarios pueden aprender a controlar los lentes mediante señales EMG, adaptándose rápidamente al sistema, especialmente cuando necesitan enfocar algo para leer o ver claramente [1].

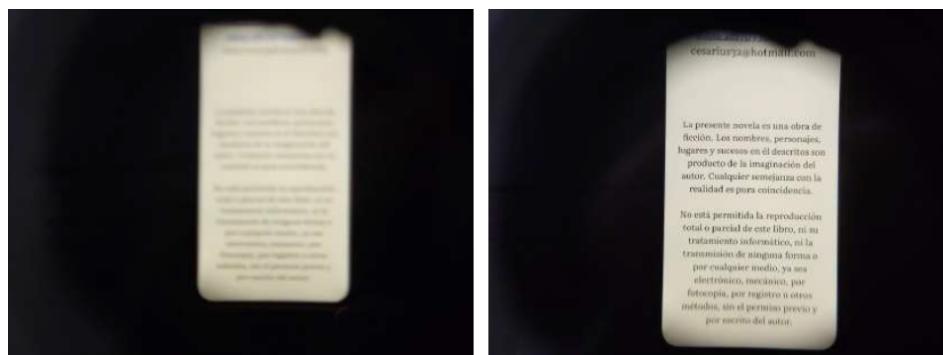


Figura 12: (a) El texto en una pantalla ubicada a 30 cm de distancia se muestra sin corrección dióptrica, y (b) con una corrección de 3.8 dioptrías en la imagen [1].

Por último, se plantea la hipótesis de si una persona usando los lentes podría delegar potencia óptica a estos y reducir posiblemente la fatiga visual, sin embargo, la verificación de dicha hipótesis no ha sido investigada. Es por esto que este trabajo de grado tiene como finalidad llevar a cabo experimentos que permitan evaluar cuantitativamente la potencia óptica delegada por un usuario a los lentes en condiciones de fatiga visual digital, utilizando un montaje como el propuesto en [1] y haciendo uso y modificación del *software* de *LabVIEW*.

9. Solución propuesta

El objetivo general de este trabajo de grado es diseñar y llevar a cabo experimentos, detallados en la sección 8.2.5 de este capítulo, para evaluar cuantitativamente la potencia óptica delegada por los usuarios a los lentes de Optotune® a lo largo del tiempo mientras observan una pantalla digital.

La hipótesis a investigar plantea que, durante una actividad visual prolongada frente a una pantalla digital, los usuarios podrían aprender a asignar una mayor potencia óptica a los lentes automáticos y reducir la potencia óptica de la lente interna del ojo; como resultado de la actividad visual digital, se generaría de forma normal fatiga en el músculo ciliar sobre el cristalino del ojo. Sin embargo, derivado de la capacidad de control voluntario proporcionada por la bio-realimentación en el manejo de los lentes, se espera que el usuario delegue mayor potencia a los lentes artificiales, aliviando así la fatiga interna del músculo ciliar.

9.1. Implementación del montaje

Utilizando la implementación previa del ingeniero electrónico Juan Diego Barco Castellanos, quien desarrolló un sistema en la plataforma de LabVIEW® para controlar la potencia óptica de lentes electrónicos mediante la actividad muscular [1], se busca adaptar y operar este sistema. La implementación original incluye programas en Labview que facilitan la manipulación de los lentes mediante interfaces gráficas y la realización de experimentos. También, se implementaron circuitos electrónicos para la adquisición y procesamiento de la señal EMG, aunque estos no serán utilizados en este trabajo de grado.

Con el fin de cumplir con el primer objetivo específico descrito en el Capítulo 3, se implementará un sistema profesional de adquisición de señales EMG aprobado por el INVIMA para obtener señales limpias de manera segura, modificando la plataforma de LabVIEW. A diferencia del sistema previamente desarrollado [1], se incorporará un video de los ojos del participante a través de los lentes, utilizando la cámara integrada en el computador portátil o la tableta. En caso de que la calidad de la imagen no sea suficiente, se considerará la implementación de una cámara web con mejor resolución, como se muestra en la Figura 13.

Los experimentos planeados con el montaje de la Figura 13 se detallan más adelante en este capítulo, en la sección 8.2.3 "*Pruebas objetivas*". La idea general consiste en utilizar este montaje experimental para visualizar una pantalla digital a una distancia concreta, en un rango de 35cm a 65cm, algo que realizamos cotidianamente en el trabajo o el estudio [10], [11], a través de los lentes autoenfocables de la marca Optotune®, modelo EL-16-40-TC-VIS-20D. Estos lentes son conocidos por su aplicación en la corrección de la presbicia [2], por mejora de la calidad de imagen en sistemas de realidad virtual, corrigiendo errores de miopía e hipermetropía [3], entre otros usos [4]; además, son certificados para su uso en oftalmología [4]. Los lentes pueden ajustarse para tener 0 dioptrías (D) de aumento o variar en un rango de -10D a +10D para suplir cualquier enfoque requerido de cualquier participante. Además, con la ayuda de la plataforma de LabVIEW cada lente se configurará de forma independiente para cada ojo, ajustando su potencia requerida. Posteriormente, ambos lentes se sincronizarán para aumentar o disminuir la potencia óptica de acuerdo con las señales generadas por el participante.

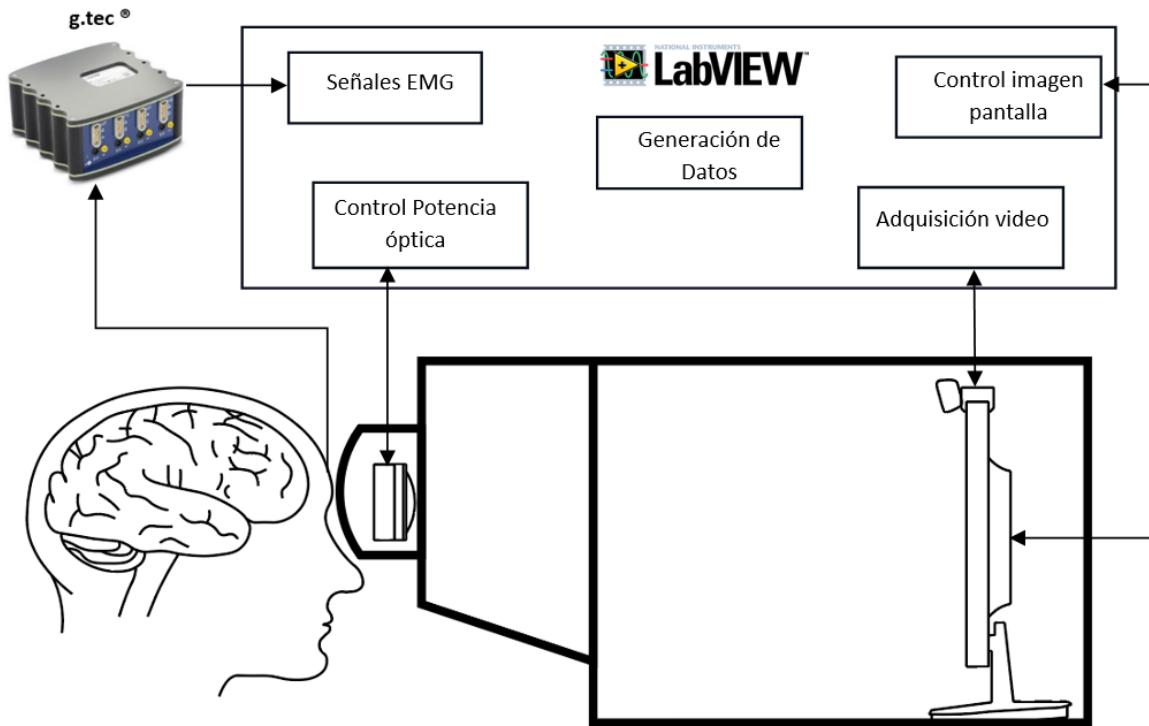


Figura 13: Diagrama del montaje experimental

9.1.1. Software de LabVIEW

La plataforma implementada en LabVIEW[®] previamente [1] proporciona una interfaz gráfica para el control de los lentes electrónicos mediante la adquisición y procesamiento de señales EMG. Esta plataforma cuenta con bloques de código que trabajan en conjunto de manera continua, permitiendo la adquisición, modificación y generación de señales de forma integrada para cumplir con el ciclo de control requerido. Además, LabVIEW[®] cuenta con un módulo especializado para la adquisición de señales de los equipos *g.tec*[®], lo que hace que la obtención de señales EMG con estas tecnologías sea muy conveniente.

La interfaz gráfica diseñada en LabVIEW[®], representada en la Figura 14, tiene como objetivo facilitar la interacción entre el investigador y el sistema de bio-realimentación. Su función principal es permitir el control de los lentes Optotune[®] mediante señales musculares adquiridas por el equipo *g.tec*[®]. La interfaz posibilita, además, el desarrollo e implementación de protocolos experimentales al manejar diferentes parámetros. Desde aquí se realiza la configuración de la imagen a reproducir en la pantalla digital, la inclusión de la señal de vídeo grabada por la cámara web, y ofrece la configuración de parámetros para el módulo de adquisición de señales EMG, así como el control individual y conjunto de los lentes automáticos. Finalmente, debe permitir el registro y almacenamiento de datos para futuros análisis.

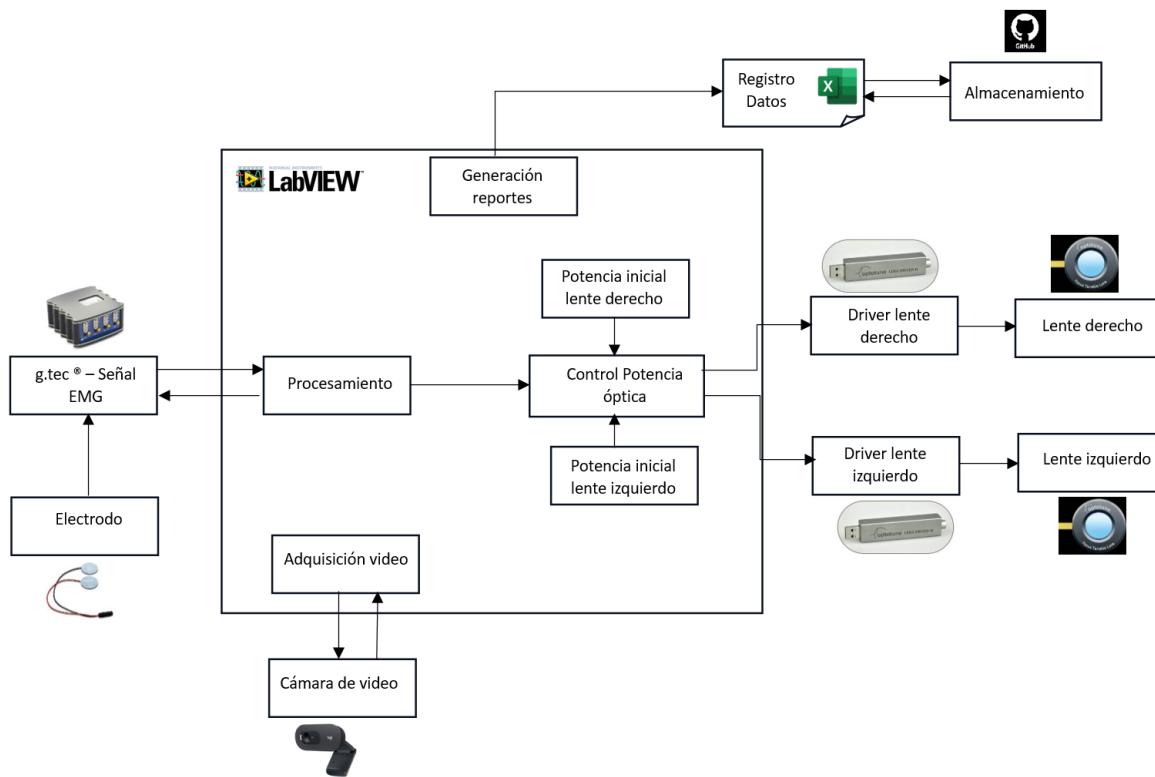


Figura 14: Diagrama de bloques de software LabVIEW

9.2. Diseño de experimentos

Según la Resolución número 8430 de 1993 del Ministerio de Salud, artículo 11, los experimentos propuestos en este trabajo de grado se clasifican como "*Investigación con riesgo mínimo*". Aunque implican una intervención intencionada, las posibilidades de afectar al sujeto son mínimas. Se utilizan procedimientos comunes, como pesar al sujeto, medirlo, registrar video de los ojos a través de los lentes, electromiografía, pruebas de agudeza visual, cuestionarios clínicamente validados para evaluar la fatiga ocular y la recolección de información sobre su estado refractivo. Los datos específicos recolectados se ilustran en la Figura 16 de la sección 8.3.1 "*Modelo Entidad-Relación*", que esquematiza la base de datos relacional. Es importante destacar que los datos serán anónimos para proteger la privacidad del participante. Además, se seguirán los principios éticos de la Declaración de Helsinki de 1964, y se solicitará permiso al comité de ética de la facultad de ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana.

Anteriormente en la Universidad de Tübingen, Alemania, se llevó a cabo una intervención con lentes de Optotune® para diseñar un sistema de corrección de presbicia [2]. Durante este estudio, se colocó una pantalla digital a una distancia variable de 40 cm a 100 cm, utilizando lentes de Optotune (EL-30-45, Optotune AG, Dietikon, Suiza) controlados por un sensor LIDAR-3D para ajustar automáticamente la potencia óptica. Es importante destacar que el participante no tenía control sobre el sistema, ya que el sensor LIDAR determinaba la distancia de enfoque y ajustaba automáticamente los lentes. Un oftalmólogo administró un agente ciclopélico con el fin de reducir la capacidad de acomodación del ojo del participante median-

te el uso del fármaco Cyclopentolate (Titular de la aprobación: Alcon Ophthalmika GmbH, Stella-Klein-Löw-Weg 17, 1020 Wien). Además, se mantuvo una abertura de 3 mm frente al ojo para uniformar el tamaño de la pupila en todos los sujetos. Estos experimentos siguieron los principios éticos de la Declaración de Helsinki de 1964 y contaron con la aprobación del comité ético de la Universidad de Tübingen, obteniendo el consentimiento informado de todos los participantes.

9.2.1. Criterios de selección y exclusión de participantes

Se reclutarán a todos las personas que quieran participar voluntariamente en los experimentos, que sean mayores de 18 años, para que puedan firmar legalmente un consentimiento informado, es importante que no tengan astigmatismo, ya que los lentes de Optotune® son de geometría esférica y el astigmatismo requiere una geometría diferente para su corrección por lo que los participantes tendrían dificultades para ver con estos lentes.

Antes de la inclusión en el estudio, se espera que los participantes acepten de manera consciente y voluntaria las condiciones establecidas para los experimentos. Esto implica el reconocimiento de que no habrá remuneración monetaria por su participación y que su involucramiento en el experimento es completamente voluntario. Como parte de este proceso, se solicitará a los participantes que firmen un consentimiento informado detallado, en el cual se proporcionará información clara y comprensible sobre los objetivos de la investigación, los procedimientos a realizar y los posibles riesgos asociados.

Para cumplir con el objetivo específico 2 establecido en el Capítulo 3 de este trabajo de grado, se planifica la recolección de datos de al menos 8 participantes. No obstante, es fundamental señalar que la ejecución de esta etapa estará condicionada a la obtención previa del permiso correspondiente por parte del comité de ética, garantizando así la integridad y ética en el desarrollo de la investigación.

9.2.2. Pruebas subjetivas

Siguiendo las pautas sugeridas por [11] en el ámbito de la investigación biomédica sobre la fatiga visual digital, se aplicarán cuestionarios subjetivos clínicamente validados, como el *CVS-questionnaire (CVS-Q)*. Estos cuestionarios se utilizarán en conjunto con mediciones objetivas de fatiga visual para enriquecer la recopilación y análisis de los datos obtenidos. Además, se llevará a cabo un test de Snellen u otro método similar para evaluar la agudeza visual de cada participante, añadiendo así una dimensión subjetiva a las pruebas realizadas.

A continuación se presenta el paso a paso del procedimiento subjetivo a realizar :

Cuestionario sobre la FVD

1. El participante responde al cuestionario clínicamente validado sobre la Fatiga Visual Digital (FVD).
2. Se registra la puntuación del participante en el cuestionario para evaluar subjetivamente la presencia y gravedad de los síntomas de la FVD.

Test de Snellen

1. El participante se sitúa a una distancia específica, por ejemplo, 6 metros, frente a la tabla de Snellen.
2. Se le pide al participante que lea las letras de la tabla, comenzando desde la parte superior y descendiendo hasta que ya no pueda distinguir claramente las letras.
3. Se registra la última línea de letras correctamente leída por el participante.
4. Se almacena el puntaje de la agudeza visual del participante.

9.2.3. Pruebas objetivas

Potencia óptica delegada a los lentes Optotune®

La potencia óptica de los lentes Optotune® se ajusta mediante un sistema de control basado en bio-retroalimentación utilizando señales electromiográficas (EMG) del usuario en LabVIEW®. La investigación se enfoca en registrar la potencia óptica de los lentes a lo largo del tiempo mientras el usuario realiza una tarea visual en una pantalla digital durante un período prolongado. Esta medida clave permitirá analizar y verificar la hipótesis del estudio.

A continuación se presenta el paso a paso del procedimiento del experimento:

1. El participante se sienta y coloca sus ojos en el visor del montaje experimental con lentes automáticos incorporados (Figura 13).
2. Se conecta al participante a los electrodos del sistema de adquisición de señales *g.tec*®.
3. Se verifica la respuesta de los lentes a las señales del usuario en la plataforma de LabVIEW®.
4. Se ajusta la potencia de cada ojo de manera independiente, cubriendo el lente contrario para permitir la visión monocular.
5. Se inicia el registro de los datos de la potencia óptica delegada a cada lente por el usuario.
6. Comienza la actividad visual prolongada en la pantalla digital.
7. Al finalizar el período de la prueba o a solicitud del participante, se detiene el registro de datos.
8. Se obtiene la medición objetiva de la potencia óptica delegada por el usuario a los lentes durante la actividad visual prolongada en una pantalla digital.

Obtención de Videos

Se emplea el video grabado durante las pruebas para examinar el diámetro de las pupilas y evaluar la frecuencia y número de parpadeos, brindando detalles sobre la respuesta ocular a la fatiga visual digital.

Para preservar la objetividad de la experimentación y evitar sesgos, se informará a los participantes que se registrará por medio de video su actividad visual para analizar el movimiento de los ojos. Este enfoque asegura la integridad del experimento al tiempo que se adhiere a los

principios éticos, garantizando que los participantes estén completamente informados sobre el propósito general de la investigación sin influir en su comportamiento natural.

A continuación se presenta el paso a paso del procedimiento:

1. El participante se prepara en el montaje experimental (Figura 13) y se verifica el correcto funcionamiento del sistema bio-retroalimentado con señales EMG.
2. Se inicia la actividad visual prolongada en la pantalla digital.
3. Se comienza el registro de video de la pantalla digital.
4. Al finalizar el período de la prueba o a solicitud del participante, se detiene el registro del video.
5. Se obtiene un video de la actividad visual del usuario utilizando los lentes durante la actividad prolongada en la pantalla digital.

9.2.4. Actividades visuales en una pantalla digital

En el montaje experimental, el investigador tendrá la flexibilidad de seleccionar una actividad visual que se realizará durante un tiempo prolongado. En la literatura, se han llevado a cabo intervenciones similares para estudiar los efectos de la Fatiga Visual Digital (FVD) con duraciones que varían desde 20 minutos [36], 70 minutos [39], 2 horas [41] e incluso hasta 4 horas [40]. En este experimento, se propone una duración máxima de 2 horas, con la opción de que el participante se retire en cualquier momento que lo desee.

Lectura de un documento

Realizar la lectura de un documento en una pantalla digital mediante lentes controlados por señales musculares. Asegurar que el documento tenga texto con fondo y tamaño de letra constante. Procurar mantener la iluminación constante durante toda la actividad.

1. Iniciar la lectura del documento.
2. Esperar que transcurra el tiempo establecido.
3. Finalizar la lectura del documento.

Visualización de un video

Visualizar un video en la pantalla digital. Permitir que el participante intente manipular el sistema de forma inconsciente.

1. Iniciar la reproducción del video.
2. Esperar que transcurra el tiempo establecido.
3. Finalizar la visualización del video.

Uso del computador para tareas cotidianas

Utilizar el computador personal o del montaje experimental para realizar tareas cotidianas. Realizar tareas cotidianas durante la actividad, sin utilizar el teclado físico para no separar la mirada del visor; puede utilizar un teclado virtual.

1. Iniciar la realización de tareas cotidianas.
2. Utilizar las manos para mover el mouse, sin hacer uso del teclado físico.
3. Esperar que transcurra el tiempo establecido.
4. Finalizar la realización de tareas cotidianas.

9.2.5. Pruebas para mitigar los efectos de la intervención

Con el fin de minimizar los efectos causados por la intervención, que se centra únicamente en los síntomas de la fatiga visual digital, se propone la aplicación de dos metodologías respaldadas por la literatura. La primera implica una sección de relajación con ejercicios de Yoga, según lo sugerido por Gupta et al. [26]. La segunda se basa en una práctica conocida para prevenir la fatiga en pantallas digitales, denominada "20-20-20", que consiste en desviar la mirada hacia un objeto ubicado a 20 pies (6 metros) cada 20 minutos, durante un período de 20 segundos, aunque no se seguirá al pie de la letra debido a las extensas sesiones de estudio de la FVD, esta práctica tiene como objetivo reducir la fatiga visual digital y proporcionar un breve respiro para los ojos [44].

Sesión de Yoga para Alivio de la Fatiga Visual

Se llevará a cabo una breve sesión de Yoga diseñada para mitigar los efectos del cansancio ocular, siguiendo las recomendaciones de Gupta et al. [26]. Durante esta sesión, se aplicarán diversas técnicas, incluyendo el "palming" (cubrir los ojos con las palmas para inducir oscuridad y relajación), el parpadeo consciente (controlado para lubricar los ojos), movimientos oculares específicos.

A continuación se presenta el paso a paso del procedimiento a realizar:

1. Inicia la sesión de relajación visual, sentándose cómodamente en una silla.
2. Se tapa los ojos con las palmas de las manos durante 1 minuto, practicando una respiración consciente.
3. Realiza parpadeos prolongados de 1 segundo cada 5 segundos durante 1 minuto.
4. Mira hacia la izquierda, derecha, arriba y abajo durante 20 segundos en cada dirección, sin exceder su campo de visión ni causar incomodidad.
5. Finaliza la sesión.

Descanso Visual Adaptado: Regla "20-20-20"

Adaptando la regla conocida como "20-20-20" para prevenir la fatiga visual digital, se indicará a los participantes que dirijan su mirada hacia un punto en el infinito durante al menos

2 minutos al finalizar cada sección experimental. Aunque no se seguirá al pie de la letra esta regla debido a la necesidad de estudiar la FVD durante períodos prolongados, al concluir cada sección, se solicitará a los participantes que enfoquen su mirada en un punto situado a una distancia mayor a 10 metros durante al menos 3 minutos. Esta medida tiene como objetivo atenuar los efectos de la fatiga visual digital [44].

A continuación se presenta el paso a paso del procedimiento a realizar:

1. El participante se retira del montaje experimental (Figura 13).
2. El participante enfoca su mirada en un punto fijo ubicado a más de 20 metros durante al menos 2 minutos.
3. Finaliza la sesión.

9.2.6. Procedimiento experimental

El experimento implica llevar a cabo una actividad visual mediante lentes controlados por señales musculares en el montaje experimental (Figura 13), durante un período suficiente para estudiar los efectos de la fatiga visual digital (FVD). Los detalles específicos de los procedimientos experimentales han sido detallados en la sección anterior. A continuación, se presenta un diagrama de bloques que ilustra las etapas que seguirá el participante desde su inclusión en el experimento hasta su conclusión, Figura 15.

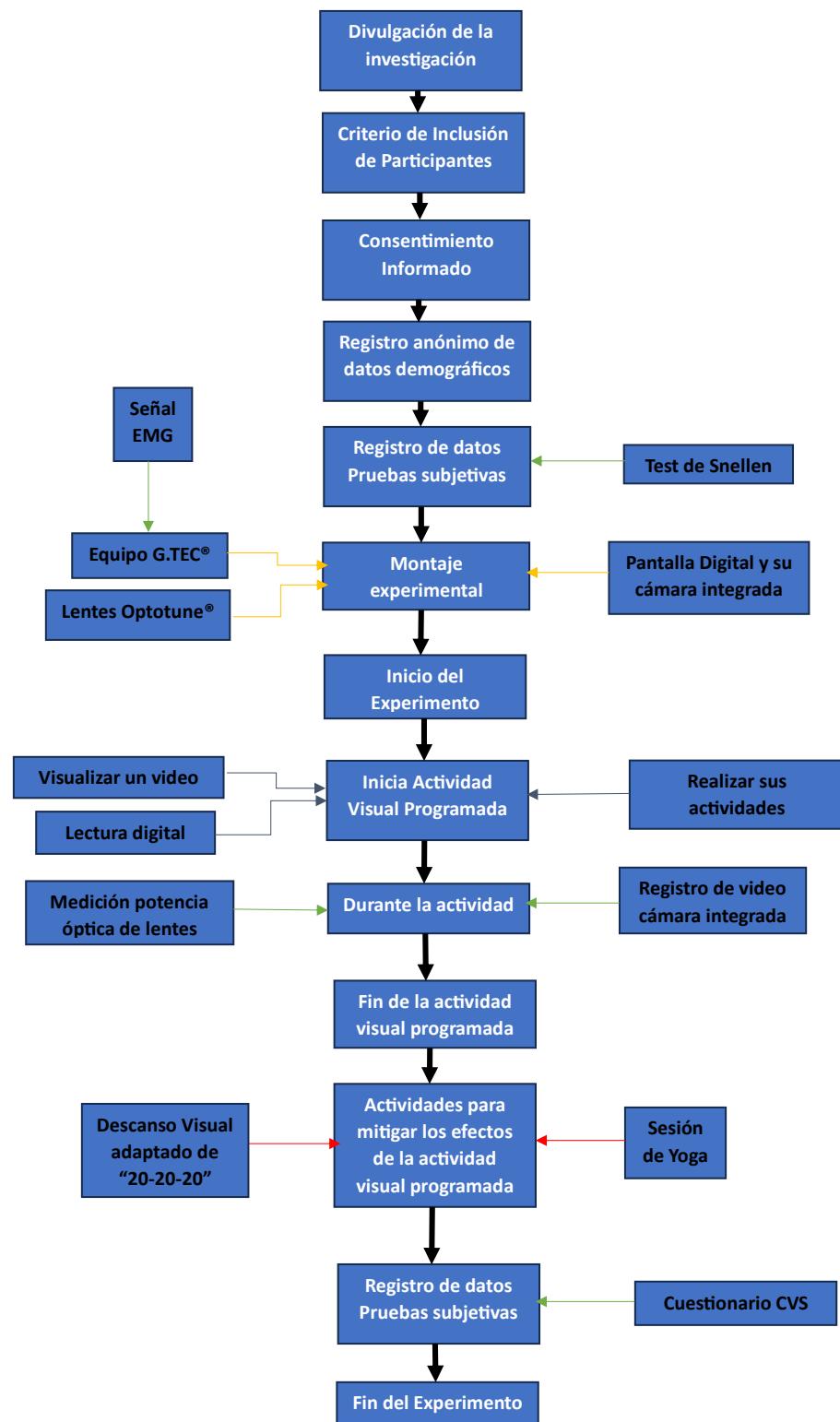


Figura 15: Protocolo experimental planteado.

9.3. Almacenamiento de los datos

Con el objetivo específico 3 establecido en el Capítulo 3 de este documento, es necesario crear una base de datos relacional que registre los datos experimentales de las mediciones. Para lograrlo, se ha llevado a cabo el diseño de las tablas utilizando un modelo entidad-relación, el cual se presenta detalladamente en la Figura 16. Es importante destacar que los datos del participante excluyen su nombre para preservar su anonimato. Este modelo proporciona una visualización precisa de los datos que se recopilarán y cómo se almacenarán.

9.3.1. Modelo Entidad-Relacion

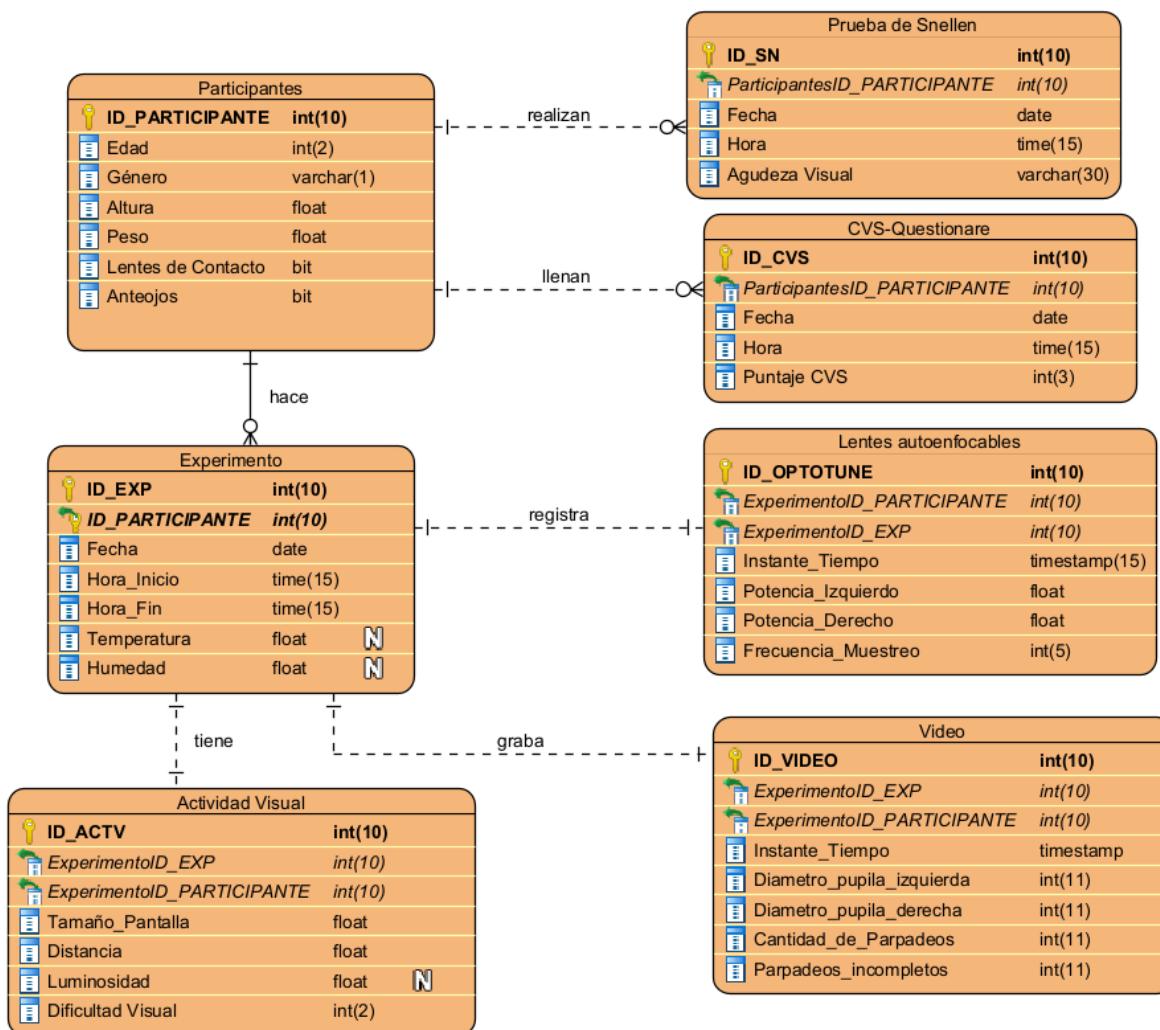


Figura 16: Modelo Entidad-Relación de la Base de Datos para Registros Experimentales.

Los datos se recopilarán tras la aprobación del comité de ética universitario, siguiendo los principios de la Declaración de Helsinki, como Consentimiento Informado, Diseño Ético, Integridad Científica, Confidencialidad, Derecho a Retirarse y Evaluación de Riesgos y Beneficios.

10. Planeación del Trabajo

La planificación del trabajo se estructura en cuatro etapas: la modificación del sistema implementado en un trabajo de grado anterior por el ingeniero Juan Diego Barco Castellanos [1], el diseño y la realización de experimentos para evaluar la potencia delegada por el usuario a los lentes mediante la bio-retroalimentación con señales musculares, la creación de una base de datos y la recopilación de datos derivados del experimento, y finalmente, la etapa de análisis de los datos recopilados para determinar si existen evidencias que respalden la hipótesis inicial planteada. La estructura de esta planificación se presenta en la Figura 17.

Además, las Figuras 18, 19, 20 presentan el cronograma de actividades para cada una de las cuatro etapas mencionadas. En la Figura 18, se proporciona una visión general del cronograma completo del proyecto. Se destacan en azul las semanas de clase disponibles para trabajar en el proyecto, en gris las semanas de vacaciones según el calendario académico de la universidad, en amarillo el periodo de la etapa 1, en naranja la etapa 2, en verde la etapa 3 y en rojo la etapa 4.

En la Figura 19, se detalla el período de duración de las actividades planificadas, con sus respectivas descripciones y ubicación en el tiempo. De manera similar, en la Figura 20, se presenta el cronograma de tiempo para las actividades planificadas en la etapa 4 o análisis de los datos. Además, en color negro se señala el período de tiempo reservado al final del semestre para asegurar suficiente tiempo dedicado a la elaboración adecuada del documento final del trabajo de grado y evitar llegar al final del proyecto sin tiempo suficiente.

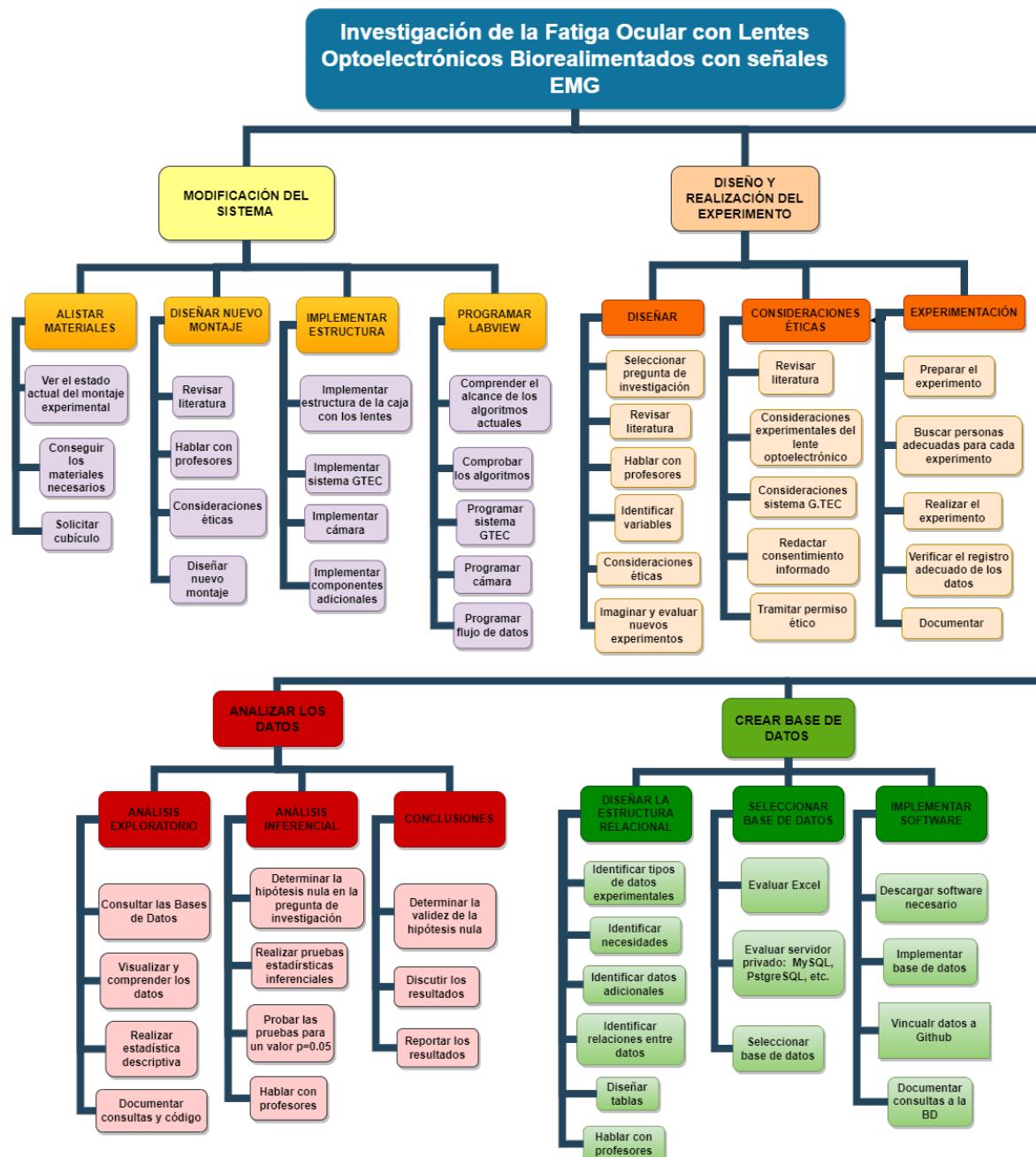


Figura 17: Descomposición de las actividades planeadas.

Análisis del uso de la potencia óptica de lentes electrónicos controlados por señales EMG: un enfoque cuantitativo de Fatiga Ocular

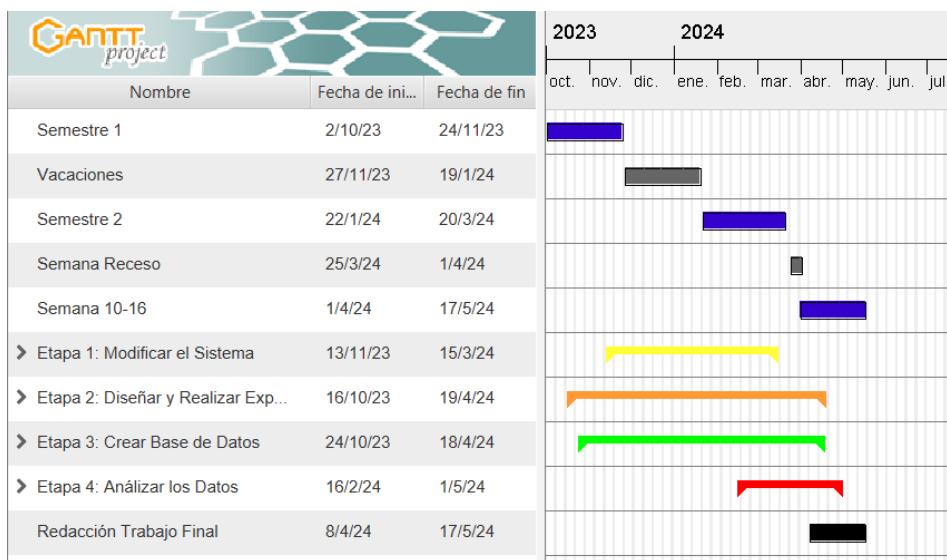


Figura 18: Planación cronológica de las actividades del proyecto.

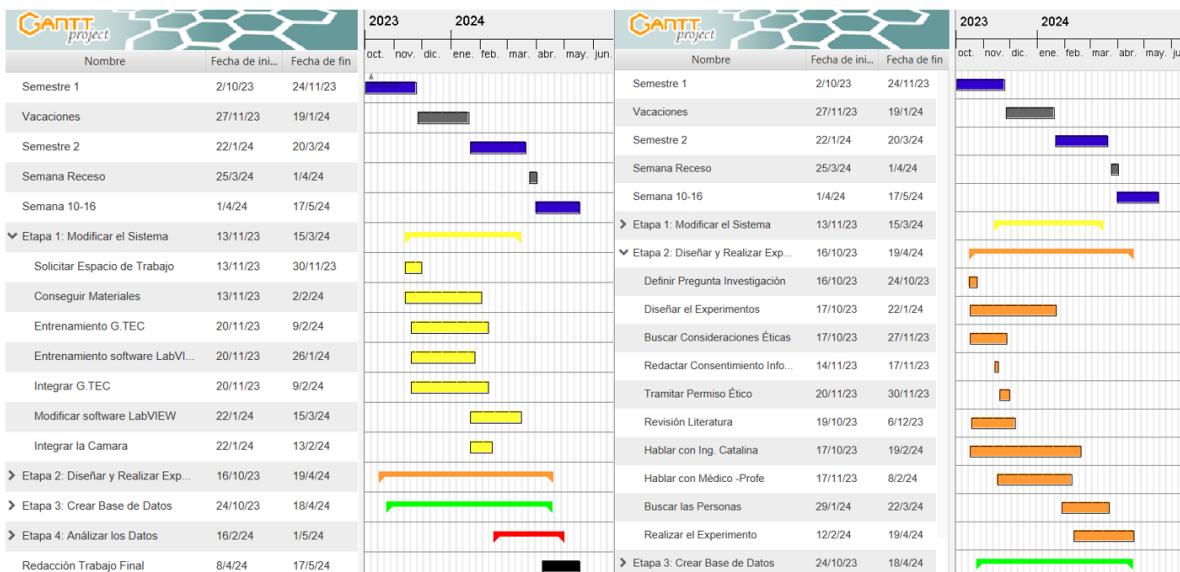


Figura 19: Planación de actividades: Etapa 1 y 2.

Análisis del uso de la potencia óptica de lentes electrónicos controlados por señales EMG: un enfoque cuantitativo de Fatiga Ocular

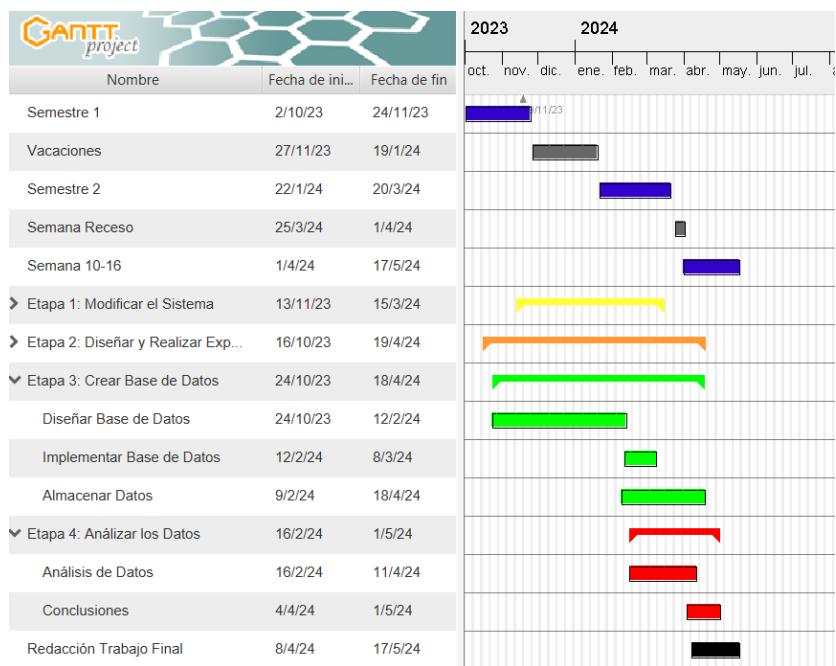


Figura 20: Planación de actividades: Etapa 3 y 4.

11. Presupuesto

Recursos	Cantidad	Precio Unitario Completo	Prorrateo Unitario 1 año	Fuente Financiación	TOTAL
Recursos Técnicos					
Computador	1	\$ 4.000.000,00	\$ 1.000.000,00	Cliente	\$ 1.000.000,00
LabVIEW - Licencia	1	\$ 2.500.000,00	-	Cliente	\$ 2.500.000,00
Camara IF	1	\$ 157.000,00	-	Cliente	\$ 157.000,00
Luz IF segura	1	\$ 100.000,00	-	Cliente	\$ 100.000,00
GTECH-EMG	1	\$ 15.000.000,00	\$ 3.750.000,00	Cliente	\$ 3.750.000,00
Pantallas	1	\$ 350.000,00	-	Cliente	\$ 350.000,00
Sensores EMG	5	\$ 100.000,00	-	Cliente	\$ 100.000,00
Camara Enfocable	1	\$ 150.000,00	-	Cliente	\$ 150.000,00
Lentes Optotune	2	\$ 10.000.000,00	\$ 2.500.000,00	Cliente	\$ 2.500.000,00
Caja Negra Madera	1	\$ 200.000,00	-	Cliente	\$ 200.000,00
Papel Blanco Iluminacion	1	\$ 100.000,00	-	Cliente	\$ 100.000,00
Luz iluminacion (500 lux)	1	\$ 100.000,00	-	Cliente	\$ 100.000,00
Costo Proyecto Cliente					\$ 11.007.000,00
Recursos Físico					
Cubículo de trabajo	1	\$ 20.000.000,00	\$ 2.000.000	Matricula	\$ 2.000.000
Recurso Humano					
Persona	Semanas	Horas / Semana	Precio Hora (COP)	Fuente Financiación	TOTAL
Horas de trabajo del Director Semanales	34	5	160.000	Matricula	\$ 27.200.000,00
Horas de trabajo del Asesor de concepción Semanales	34	2	160.000	Matricula	\$ 10.880.000,00
Horas de trabajo del estudiante	34	15	60.000	Matricula	\$ 30.600.000,00
Costo Proyecto Matricula					\$ 70.680.000,00
Costo total Poyecto					\$ 81.687.000,00

Figura 21: Presupuesto del Proyecto. Se destaca tanto el costo para el cliente como el derivado de la matrícula universitaria.

Referencias

- [1] J. D. Barco, «Sistema óptico electrónico bio-realimentado por medio de señales electromiográficas,» Pontificia Universidad Javeriana, 2018.
- [2] R. Agarwala, O. Lukashova Sanz, I. P. Seitz, F. F. Reichel y S. Wahl, «Evaluation of a liquid membrane-based tunable lens and a solid-state LIDAR camera feedback system for presbyopia,» *Biomedical optics express*, vol. 13, n.º 11, págs. 5849-5859, 2022. DOI: 10.1364/B0E.471190.
- [3] Y.-L. Chen, T.-H. Wu y J.-W. Pan, «Liquid lens used for the virtual reality system,» Cited by: 0, vol. 27, 2021, págs. 645-648. dirección: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85119969128&partnerID=40&md5=c48f12040729e6383d268a4bd4e21a79>.
- [4] Optotune. «Tunable Lenses.» (10 de nov. de 2023), dirección: <https://www.optotune.com/tunable-lenses>.
- [5] N. Padmanaban, R. Konrad y G. Wetzstein, «Autofocals: Evaluating gaze-contingent eyeglasses for presbyopes,» *Science Advances*, vol. 5, n.º 6, eaav6187, 2019. DOI: 10.1126/sciadv.aav6187. dirección: <https://doi.org/10.1126/sciadv.aav6187>.
- [6] J. Mompeán, J. Aragón y P. Artal, «Portable device for presbyopia correction with optoelectronic lenses driven by pupil response,» *Scientific Reports*, vol. 10, pág. 20293, 2020. DOI: 10.1038/s41598-020-77465-5. dirección: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77465-5>.
- [7] N. Hasan, M. Karkhanis, C. Ghosh et al., «Lightweight Smart Autofocusing Eyeglasses,» en *Proceedings of SPIE—the International Society for Optical Engineering*, vol. 10545, 2018, pág. 1054507. DOI: 10.1117/12.2300737. dirección: <https://doi.org/10.1117/12.2300737>.
- [8] 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, 2021. DOI: 10.1177/0954406220971666.
- [9] 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, págs. 10533-10552, 2019. DOI: 10.1364/OE.27.010533. dirección: <https://doi.org/10.1364/OE.27.010533>.
- [10] A. L. Sheppard y J. S. Wolffsohn, «Digital eye strain: prevalence, measurement and amelioration,» *BMJ open ophthalmology*, vol. 3, n.º 1, e000146, 2018. DOI: 10.1136/bmophth-2018-000146.
- [11] A. Mataftsi, A. K. Seliniotaki, S. Moutzouri et al., «Digital eye strain in young screen users: A systematic review,» *Preventive medicine*, vol. 170, pág. 107493, 2023. DOI: 10.1016/j.ypmed.2023.107493.
- [12] A. Uwimana, C. Ma y X. Ma, «Concurrent Rising of Dry Eye and Eye Strain Symptoms Among University Students During the COVID-19 Pandemic Era: A Cross-Sectional Study,» *Risk Management and Healthcare Policy*, vol. 15, págs. 2311-2322, dic. de 2022. DOI: 10.2147/RMHP.S388331.

- [13] H. Yu, W. Li, Z. Chen et al., «Is Ocular Accommodation Influenced by Dynamic Ambient Illumination and Pupil Size?» *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 19, n.º 17, pág. 10490, 2022. DOI: 10.3390/ijerph191710490. dirección: <https://doi.org/10.3390/ijerph191710490>.
- [14] T. Muth, J. D. Schipke, A. K. Brebeck y S. Dreyer, «Assessing Critical Flicker Fusion Frequency: Which Confounders? A Narrative Review,» *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, vol. 59, n.º 4, pág. 800, 2023. DOI: 10.3390/medicina59040800. dirección: <https://doi.org/10.3390/medicina59040800>.
- [15] M. S. Thiese, «Observational and Interventional Study Design Types: An Overview,» *Biochem Med (Zagreb)*, vol. 24, n.º 2, págs. 199-210, jun. de 2014, Epub ahead of print. DOI: 10.11613/BM.2014.022.
- [16] W. Alghamdi y S. Alrasheed, «Impact of an educational intervention using the 20/20/20 rule on Computer Vision Syndrome,» *African Vision and Eye Health*, vol. 79, n.º 1, pág. 6, 2020, ISSN: 2410-1516. DOI: 10.4102/aveh.v79i1.554. dirección: <https://avehjournal.org/index.php/aveh/article/view/554>.
- [17] Y. Gammoh, «Digital Eye Strain and Its Risk Factors Among a University Student Population in Jordan: A Cross-Sectional Study,» *Cureus*, vol. 13, n.º 2, e13575, 2021. DOI: 10.7759/cureus.13575. dirección: <https://doi.org/10.7759/cureus.13575>.
- [18] L. Levin, S. Nilsson, J. Hoeve, S. Wu, P. Kaufman y A. Alm, *Adler's Physiology of the Eye: Expert Consult - Online and Print*. Elsevier Health Sciences, 2011, ISBN: 9780323081160. dirección: <https://books.google.com.co/books?id=r1BtVqwSJBsC>.
- [19] P. Metropolitana, *Enfermedades de la vista en adultos mayores*, Policlínica Metropolitana, agosto de 2023. dirección: <https://policlinicametropolitana.org/informacion-de-salud/enfermedades-de-la-vista/>.
- [20] 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=uxHODAAQBAJ>.
- [21] K. Boyd. «What Is Astigmatism? Symptoms, Causes, Diagnosis, Treatment.» Accessed on 2023-11-06, American Academy of Ophthalmology. (ago. de 2022).
- [22] B. Gurnani y K. Kaur, «Astigmatism,» *StatPearls*, jun. de 2023. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK582142/>.
- [23] 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. 68857-68867, 2022. DOI: 10.1109/access.2022.3187036. dirección: <https://doi.org/10.1109%2Faccess.2022.3187036>.
- [24] F. Ricci, C. Cedrone y L. Cerulli, «Standardized measurement of visual acuity,» *Ophthalmic epidemiology*, vol. 5, n.º 1, págs. 41-53, 1998. DOI: 10.1076/opep.5.1.41.1499.
- [25] C. Mastrangelo, F. Khan, N. Hasan et al., «Lightweight smart autofocus 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%2F12.2300737>.

- [26] S. K. Gupta y A. S., «Effect of Yoga Ocular Exercises on Eye Fatigue,» *International Journal of Yoga*, vol. 13, n.º 1, págs. 76-79, 2020. DOI: 10.4103/ijoy.IJOY_26_19.
- [27] 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>.
- [28] 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%2Fcryst9050272>.
- [29] 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>.
- [30] M. U. Karkhanis, C. Ghosh, A. Banerjee et al., «Correcting Presbyopia With Autofocusing Liquid-Lens Eyeglasses,» *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, vol. 69, n.º 1, págs. 390-400, 2022. DOI: 10.1109/TBME.2021.3094964. dirección: <https://doi.org/10.1109/TBME.2021.3094964>.
- [31] J. E. Sheedy, J. N. Hayes y J. Engle, «Is all asthenopia the same?» *Optometry and Vision Science*, vol. 80, págs. 732-739, 2003.
- [32] J. K. Portello, M. Rosenfield, Y. Bababekova et al., «Computer-related visual symptoms in office workers,» *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 32, págs. 375-382, 2012.
- [33] A. Alamri, K. A. Amer, A. A. Aldosari et al., «Computer Vision Syndrome: Symptoms, Risk Factors, and Practices,» *J Family Med Prim Care*, vol. 11, n.º 9, págs. 5110-5115, sep. de 2022, Epub ahead of print. DOI: 10.4103/jfmpc.jfmpc_1627_21.
- [34] I. Mylona, M. N. Glynatsis, G. D. Floros y S. Kandarakis, «Spotlight on Digital Eye Strain,» *Clin Optom (Auckl)*, vol. 15, págs. 29-36, feb. de 2023. DOI: 10.2147/OPTO.S389114.
- [35] M. Rosenfield, «Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential treatments,» *Ophthalmic & Physiological Optics*, vol. 31, n.º 5, págs. 502-515, 2011. DOI: 10.1111/j.1475-1313.2011.00834.x.
- [36] C.-F. Chi y F.-T. Lin, «A Comparison of Seven Visual Fatigue Assessment Techniques In Three Data-Acquisition VDT Tasks,» *Human Factors*, vol. 40, n.º 4, págs. 577-590, 1998. DOI: 10.1518/001872098779649247. dirección: <https://doi.org/10.1518/001872098779649247>.
- [37] M. Rosenfield, S. Jahan, K. Nunez y K. Chan, «Cognitive demand, digital screens and blink rate,» *Computers in Human Behavior*, vol. 51, págs. 403-406, 2015, ISSN: 0747-5632. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.chb.2015.04.073>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0747563215003829>.
- [38] M. Argilés, G. Cardona, E. Pérez-Cabré y M. Rodríguez, «Blink Rate and Incomplete Blinks in Six Different Controlled Hard-Copy and Electronic Reading Conditions,» *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 56, n.º 11, págs. 6679-6685, 2015. DOI: 10.1167/iovs.15-16967.

- [39] S. Benedetto, V. Drai-Zerbib, M. Pedrotti, G. Tissier y T. Baccino, «E-readers and visual fatigue,» *PLoS One*, vol. 8, n.º 12, e83676, 27 de dic. de 2013. DOI: 10.1371/journal.pone.0083676.
- [40] H. Leśnik y J. Poborc-Godlewska, «The relationship between ciliary muscle fatigue and the type of artificial light used to illuminate the area of visual work,» *Polish Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, vol. 6, n.º 3, págs. 287-292, 1993.
- [41] S. Pakdee y P. a. Sengsoon, «Immediate Effects of Different Screen Sizes on Visual Fatigue in Video Display Terminal Users,» *Iranian Rehabilitation Journal*, vol. 19, n.º 2, 2021. DOI: 10.32598/irj.19.2.1108.2. eprint: <http://irj.uswr.ac.ir/article-1-1318-en.pdf>. dirección: <http://irj.uswr.ac.ir/article-1-1318-en.html>.
- [42] S. Gowrisankaran, J. E. Sheedy y J. R. Hayes, «Eyelid squint response to asthenopia-inducing conditions,» *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry*, vol. 84, n.º 7, págs. 611-619, 2007. DOI: 10.1097/OPX.0b013e3180dc99be.
- [43] Ministerio de Salud, *RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993*, Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, oct. de 1993.
- [44] C. Talens-Estarelles, A. Cerviño, S. García-Lázaro, A. Fogelton, A. Sheppard y J. S. Wolffsohn, «The Effects of Breaks on Digital Eye Strain, Dry Eye and Binocular Vision: Testing the 20-20-20 Rule,» *Contact Lens & Anterior Eye: The Journal of the British Contact Lens Association*, vol. 46, n.º 2, pág. 101744, 2022. DOI: 10.1016/j.clae.2022.101744.