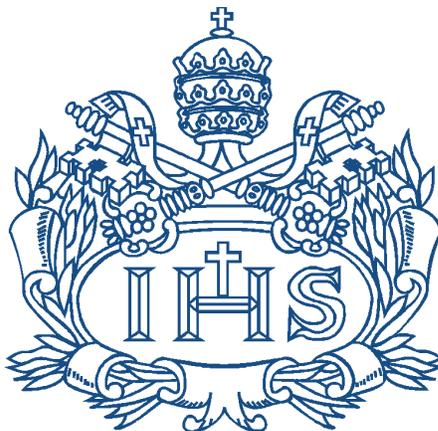


**EVALUACIÓN DE LA MEJORA DE LA AGUDEZA VISUAL CON UN
SISTEMA BIO-REALIMENTADO**



Rafael David Linero Ramos
Estudiante de Maestría en Ingeniería Electrónica
Énfasis en Bioingeniería

Germán Yamhure Kattah MSc.
Director

Trabajo de Investigación Presentado a la Pontificia Universidad Javeriana
Como Requisito Parcial para Optar por el Título de
Magister en Ingeniería Electrónica
Mayo 2017

AGRADECIMIENTOS

A mi director de investigación Germán Yamhure Kattah, por sus excelentes ideas y por haberme guiado en este proceso investigativo para optar por mi título de magister.

A mi esposa Yesica Tatiana Beltrán Gómez, por haber estado literalmente a mi lado en todo este proceso de investigación y por apoyarme en todo momento (fue mi compañera de cubículo y voluntaria para los experimentos).

A mi familia, mi padre Rafael Linero y mi madre Nohora Ramos que todos los días le pedía a Dios que me diera sabiduría y entendimiento para sacar adelante mis estudios.

A todos esos profesores y profesoras que me guiaron en este proceso de estudios e investigación, pero en especial a esos que me enseñaron a procesar señales.

A los voluntarios y voluntarias que cooperaron para la realización de los experimentos de esta investigación.

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1. Errores de Refracción Oculares	3
2.2. Sistemas Bio-realimentados.....	5
3. ESTADO DEL ARTE	7
4. OBJETIVOS.....	9
4.1. Objetivo General.....	9
4.2. Objetivos Específicos	9
5. DESARROLLO Y ESPECIFICACIONES	10
6. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	20
7. CONCLUSIONES.....	27
8. BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS	28
9. ANEXOS	30
9.1. Anexo 1: Gráfica de Snellen.....	30
9.2. Anexo 2: Sistema Óptico Controlable Electrónicamente (Dimensiones y Peso)..	31
9.3. Anexo 3: Diagrama de Bloques del Programa CONTROL-TGM1603 en LabView.....	32
9.4. Anexo 4: Protocolo de pruebas	34
9.5. Anexo 5: Consentimiento Informado	37
9.6. Anexo 6: Ampliación de Resultados de Pruebas Realizadas con Voluntarios ..	40

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Errores de Refracción Esféricos.	3
Figura 2. Deterioro de la Capacidad de Acomodación del Cristalino con los Años....	4
Figura 3. Sistema de Control de Lazo Cerrado.	5
Figura 4. Diagrama de bloques del sistema bio-realimentado.	10
Figura 5. Sistema bio-realimentado para evaluar la mejora de la agudeza visual.	11
Figura 6. Usuario Utilizando el Sistema Bio-realimentado Implementado.	14
Figura 7. Guía de colocación de los electrodos en los músculos corrugadores superciliares.	15
Figura 8. Interfaz diseñada para el sujeto de prueba.	16
Figura 9. Interfaz diseñada para el investigador.	16
Figura 10. Diagrama de Bloques de la Adquisición y Procesamiento de Señales EMGS.	18
Figura 11. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 1.	20
Figura 12. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 2.	21
Figura 13. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 3.	22
Figura 14. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 4.	22
Figura 15. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 5.	23
Figura 16. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).	25
Figura 17. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).	25
Figura 18. Tiempos tomados en experimentos realizados con sujetos de prueba.	26
Figura 19. Gráfica de Snellen.	30
Figura 20. Sistema Óptico Controlable Electrónicamente.	31
Figura 21. Diagrama de Bloques del Control de la Potencia Óptica de las Lentes a partir de la Adquisición de Señales EMGS.	32
Figura 22. Programación del Modo de Operación de la Lente Izquierda.	33
Figura 23. Programación del Modo de Operación de la Lente Derecha.	33

Figura 24. Guía de colocación de los electrodos en los músculos corrugadores superciliares.....	34
Figura 27. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).....	40
Figura 28. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).....	40
Figura 29. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 2 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).....	41
Figura 30. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 2 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).....	41
Figura 31. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 3 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).....	41
Figura 32. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 3 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).....	42
Figura 33. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 4 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).....	42
Figura 34. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 4 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).....	42
Figura 35. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 5 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).....	43
Figura 36. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 5 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).....	43

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características principales de las lentes electrónicas EL-16-40-TC-VIS-20D.....	12
Tabla 2. Características principales del controlador: Electrical Lens Driver 4.....	12
Tabla 3. Características principales del dispositivo g.MOBILab+.....	14
Tabla 4. Resultados de los experimentos realizados.	24

1. INTRODUCCIÓN

La discapacidad visual está relacionada con una deficiencia, es decir un problema que afecta a una estructura o función corporal, en este caso del sistema de la visión, cuando existe disminución de la agudeza visual, campo visual, motilidad ocular, visión de los colores o profundidad, afectando la capacidad de una persona para ver [1].

La agudeza visual es la capacidad de ver en detalle las cosas que nos rodean a una determinada distancia, esta capacidad depende del funcionamiento normal y coordinado entre ambos ojos y cerebro [2].

En el mundo hay aproximadamente 285 millones de personas con discapacidad visual de las cuales 39 millones son ciegos y 246 millones presentan baja visión. Cabe resaltar que la discapacidad visual abarca la ceguera y la discapacidad visual moderada y grave que se reagrupan comúnmente bajo el término baja visión [3].

La Organización Mundial de la Salud calcula que en el mundo hay 153 millones de personas con discapacidad visual debido a errores de refracción no corregidos, dentro de los cuales se encuentran la miopía, la hipermetropía, el astigmatismo y la presbicia, siendo estos errores una de las principales causas de discapacidad visual a nivel mundial, aunque actualmente pueden tratarse con gafas correctoras, lentes de contacto o cirugía refractiva [4].

La miopía está asociada a la dificultad para ver claramente los objetos distantes, la hipermetropía está asociada a la dificultad para ver claramente los objetos cercanos y el astigmatismo está asociado a la visión distorsionada debido a la curvatura anormal de la córnea [4].

La presbicia es un error de refracción que tiene como consecuencia la dificultad para leer o enfocar bien a un brazo de distancia y está asociado al envejecimiento natural del ser humano, a medida que avanza la edad este error es de tipo progresivo, debido a la reducción de la capacidad de acomodación del cristalino, el cual es una lente biconvexa que permite al ojo humano enfocar a diferentes distancias. Para tratar la presbicia en muchas ocasiones es necesario el uso de gafas correctoras con lentes bifocales o lentes progresivas, las cuales se dividen en pequeñas zonas focales dependiendo de la distancia a la que se desea enfocar [4].

Con base en lo anterior se planteó la siguiente pregunta de investigación para el desarrollo del presente proyecto: ¿Es posible mejorar errores de refracción oculares relacionados con la disminución de la agudeza visual con un sistema bio-realimentado?

En la sección 2 del presente documento, se presenta un resumen de los conceptos teóricos sobre errores de refracción oculares y sistemas bio-realimentados, necesarios para el desarrollo de la presente investigación.

Posteriormente, en la sección 3 se presenta una revisión del estado del arte, en la que se realiza una documentación de investigaciones que proponen sistemas para la mitigación de errores de refracción y de discapacidades visuales.

En la sección 4 se presenta el objetivo general y los objetivos específicos planteados para cumplir con el desarrollo de la presente investigación.

En la sección 5, se presentan las especificaciones y la descripción de los diseños y la tecnología utilizada en la investigación. Adicionalmente se describen los experimentos diseñados para evaluar la modificación de la agudeza visual, con el fin de probar si es posible mejorar errores de refracción oculares relacionados con la disminución de la agudeza visual, mediante el uso del sistema bio-realimentado implementado.

En la sección 6, se presentan los resultados obtenidos con la realización de la presente investigación, y un análisis de éstos. Posteriormente en la sección 7, se presentan las conclusiones de la presente investigación.

En la sección 8, se presentan la bibliografía y referencias utilizadas para la realización de la presente investigación y finalmente en la sección 9 se presentan los anexos.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Errores de Refracción Oculares

Dentro de los errores de refracción oculares causantes de discapacidad visual, se encuentran los errores esféricos, los cuales son simétricos alrededor del eje óptico del ojo, siendo el mismo error en todos los meridianos del globo ocular. Con los errores de refracción esféricos el ojo forma una imagen nítida de un objeto en un punto alejado de la retina, por lo cual la imagen sobre ésta, es desenfocada como se muestra en la Figura 1 [5].

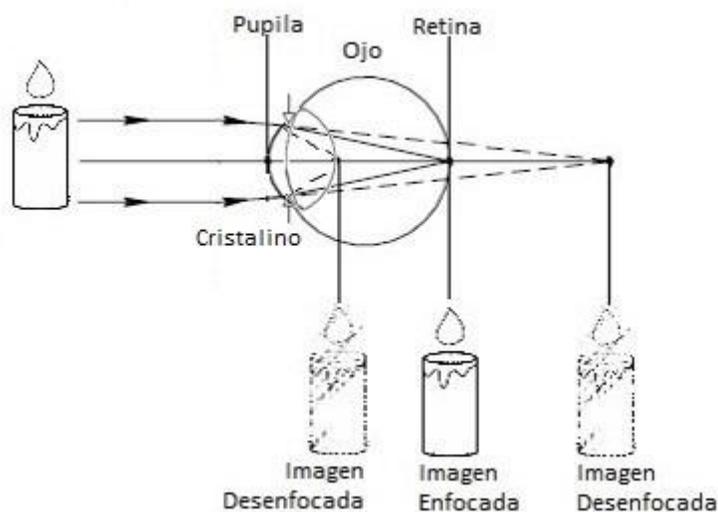


Figura 1. Errores de Refracción Esféricos [5].

Cuando el foco de imagen del sistema óptico del ojo se encuentra detrás de la retina el error se denomina hipermetropía, con el cual los rayos de luz que entran por el ojo son interceptados por la retina antes de alcanzar su foco de imagen. Con este error de refracción se tiene un déficit de potencia óptica en el ojo, con lo cual la agudeza visual desmejora a distancias cercanas (por ejemplo: 0,3 metros) [5].

Cuando el foco de imagen del sistema óptico del ojo está delante de la retina el error se denomina miopía, con el cual se tiene un exceso de potencia óptica en el ojo para su longitud axial. La agudeza visual de un miope no corregido continuará disminuyendo a medida que los objetos se encuentran más lejos de su punto visión (por ejemplo: 6 metros) [5].

La visión normal se entiende como una agudeza visual igual a 20/20, en donde el numerador de la fracción indica a la distancia que se ve (en pies) y el denominador indica la distancia a la que un ojo normal ve. En el sistema óptico humano el cristalino es una estructura en forma de lente biconvexa, que mediante un aumento o disminución funcional de su curvatura y de su espesor, es decir, mediante un

proceso de acomodación, permite enfocar objetos situados a diferentes distancias. Este proceso de acomodación del cristalino se mide en dioptrías, las cuales son la unidad de medida de la potencia óptica de una lente y equivalen al inverso de la distancia entre el centro óptico de la lente y el punto que se desea enfocar [6].

La presbicia es un error de refracción de tipo progresivo, que tiene como consecuencia la pérdida de la visión a corta distancia por el deterioro natural del ojo, esta condición está asociada a la edad, aparece generalmente alrededor de los 45 años de edad y se debe a la reducción de la capacidad de acomodación del cristalino. Es por esto que luego de esta edad el punto de visión más cercano de las personas sobrepasa la distancia de lectura y regularmente ponen dicho material más lejos para poder ver con claridad [6].

De acuerdo con los resultados mostrados en la Figura 2, a los 8 años de edad se cuenta con una capacidad de acomodación del cristalino en promedio de 14 dioptrías por lo que el punto de visión más cercano se encuentra 7 cm, en cambio a los 55 años la capacidad de acomodación del cristalino es en promedio de 1.75 dioptrías por lo que el punto de visión más cercano se encuentra 57 cm [6].

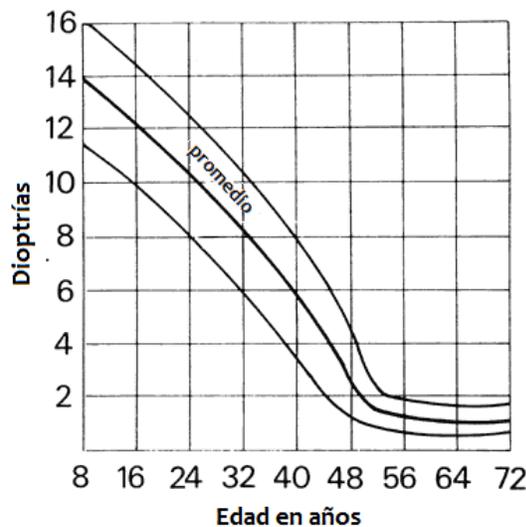


Figura 2. Deterioro de la Capacidad de Acomodación del Cristalino con los Años [6].

Para evaluar la agudeza visual, es utilizado comúnmente el test de Snellen, el cual consiste en identificar correctamente las letras de la gráfica de Snellen, presentada en el Anexo 1, en la cual las letras tienen un tamaño decreciente y cada línea de esta gráfica representa un nivel de agudeza visual, teniendo en cuenta que el nivel que indica 20/20, representa la visión normal. Este test fue diseñado para realizarse a 20 pies (6 metros) de distancia, entre la persona examinada y la gráfica de Snellen, haciéndole preguntas a dicha persona acerca de las letras que puede leer y el último nivel en el que lee las letras con precisión, es el nivel de agudeza visual de la persona examinada [7].

2.2. Sistemas Bio-realimentados

La bio-realimentación (*biofeedback*) es un proceso que le permite a un individuo aprender cómo cambiar la actividad fisiológica a efectos de mejorar la salud y el rendimiento. Este proceso se emplea para controlar las funciones fisiológicas de los seres humanos, mediante un sistema de realimentación que informa al sujeto del estado de la función que se desea controlar de manera voluntaria. Algunos instrumentos miden la actividad fisiológica como: las ondas cerebrales, la función del corazón, la respiración, la actividad muscular y temperatura de la piel. Estos instrumentos pueden medir de forma rápida y precisa la actividad fisiológica y realimentan información al usuario [8].

Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por los músculos durante el proceso de contracción y relajación. Las señales electromiográficas superficiales (EMGS) son fuente de información que puede ser utilizada para el control de dispositivos electrónicos y/o virtuales, y son esencialmente un patrón unidimensional, por lo que múltiples técnicas de procesamiento de señales para extracción de características y reconocimiento de patrones son aplicables a este tipo de señales. Las señales EMG son colectadas típicamente mediante electrodos bipolares de superficie, ubicados sobre la piel y la extracción de la información puede realizarse a través de técnicas tales como: análisis temporal y técnicas de análisis espectral [9].

Para controlar dispositivos electrónicos y así realizar un proceso de realimentación del estado de diferentes funciones fisiológicas de los seres humanos, a través de distintas señales, comúnmente se utilizan sistemas de control de lazo cerrado, los cuales se encuentran realimentados, lo que vuelve la respuesta del sistema estable frente a perturbaciones externas y a las variaciones internas en los parámetros del sistema. Este tipo de sistemas cuentan con una señal de entrada, controladores, un proceso, una planta, elementos de realimentación (transductores) y una señal de salida, como se puede observar en la Figura 3 [10].

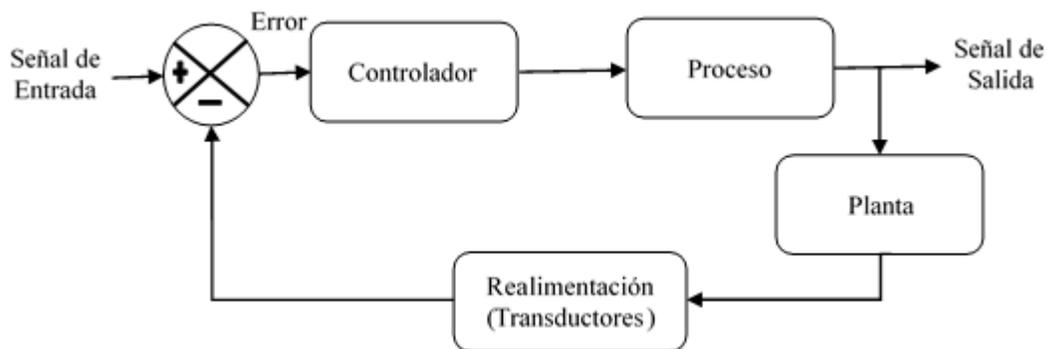


Figura 3. Sistema de Control de Lazo Cerrado [10].

En la interacción del hombre con las máquinas en sistemas bio-realimentados a través de medios computacionales, es importante tener en cuenta la interfaz hombre-máquina, que es un medio para la entrega de información y la comunicación entre los seres humanos y las máquinas, que permite que los usuarios u operadores de los sistemas, interactúen con los procesos [8].

Una interfaz hombre-máquina cuenta con: entradas, por medio de las cuales el hombre entrega información a la máquina; y salidas, por medio de las cuales la máquina entrega información al hombre, acerca del estado de los procesos, o se ejecutan acciones de mando [8].

3. ESTADO DEL ARTE

Debido a que los errores de refracción oculares son una de las principales causas de discapacidad visual a nivel mundial, se hace necesaria la búsqueda constante de nuevos métodos para evitar, tratar, curar o mitigar dichos errores, adicionales a los actuales que consisten en gafas correctoras, lentes de contacto o cirugía refractiva. A continuación se presentan algunas de las investigaciones más relevantes encontradas:

En el año 2002 se publicaron los resultados de una investigación que propuso un método de bio-realimentación para la rehabilitación de discapacidades de baja visión, el proceso de bio-realimentación en esta investigación se realizó a través de foto-estimulación infrarroja y estimulación de la fovea para evaluar la agudeza visual, visión de color, perimetría visual y sensibilidad al contraste, logrando mejoras en la agudeza visual en promedio de 20/150 a 20/60, mediante la utilización del sistema bio-realimentado desarrollado [11].

En otra investigación publicada en el año 2009, se estudió la eficacia de la rehabilitación de discapacidades de baja visión utilizando un sistema bio-realimentado con audio, en pacientes con diferentes enfermedades maculares, tales como distrofia, degeneración, trastornos o cicatrices en la mácula (parte de la retina del ojo encargada de la visión de los detalles y el movimiento). En esta investigación se concluyó que la bio-realimentación con audio puede, mediante el aumento de la modulación atencional, ayudar al cerebro a fijar el locus preferido de la retina para lograr la rehabilitación de discapacidades de baja visión, teniendo en cuenta que dicha bio-realimentación de audio facilita la transmisión de estímulos entre la retina y el cerebro [12]. El término locus preferido de la retina (PRL por su sigla en inglés), describe un área de la retina que actúa como una pseudo-fovea para poder enfocar objetos y realizar tareas visuales que impliquen una visión fina de detalles, cuando existen enfermedades en la fovea que afectan el rendimiento visual [13].

En esta investigación [12], los resultados más importantes estuvieron relacionados con que los pacientes mostraron mejoría en la agudeza visual, el comportamiento de fijación, la sensibilidad de la retina y la velocidad de lectura, lo cual se vio reflejado en que la velocidad de lectura mejoró de un valor promedio de 64.3 palabras por minuto a 92 palabras por minuto, acompañado de una mejora de la agudeza visual que pasó de un rango entre 20/400 y 20/50 a un rango entre 20/100 y 20/30, adicional a esto el tamaño de los caracteres leídos pasó en promedio de 11.7 (4.12 mm) a 7.8 (2.75 mm), leyendo a una distancia de 25 cm.

Por otra parte, en el año 2015 en la Pontificia Universidad Javeriana se desarrolló de un sistema para el control del grado de enfoque de la lente de una cámara por medio de señales electromiográficas superficiales (EMGS) tomadas de los músculos de la frente, en el cual se pudo modificar el grado de enfoque de manera voluntaria a partir de señales electromiográficas [14], lo cual es una aproximación a la investigación que se

realizó en el presente trabajo, en el que se desarrolló un sistema bio-realimentado mediante señales EMGS, para modificar la potencia óptica de unas lentes electrónicas.

Actualmente se han empezado a utilizar lentes de potencia variable, sintonizables electrónicamente, para superar errores de refracción no corregidos, y de esta forma optimizar aplicaciones de realidad virtual, lo cual es planteado como las bases para que las próximas generaciones de pantallas computacionales puedan ser utilizadas por la mayoría de personas, superando limitaciones visuales. En esta investigación realizada para optimizar aplicaciones de realidad virtual, se realizaron variaciones de la distancia virtual de la pantalla de un sistema implementado sobre una plataforma de realidad virtual (*Gear VR de Samsung*) con un teléfono móvil (*Samsung Galaxy S7*), y utilizando lentes sintonizables electrónicamente, los resultados obtenidos de esta investigación correspondieron a un 80% de 70 usuarios que prefirieron la visualización de la pantalla corregida a través de estas lentes electrónicas [15].

Finalmente, en una investigación realizada en la Universidad de Utah se implementó una lente de cristal líquido, que tiene la capacidad de cambiar automáticamente y de manera electrónica su potencia óptica, a través de actuadores mecánicos que empujan la lente hacia adelante y hacia atrás, cambiando el radio de curvatura de la lente. Actualmente se encuentran desarrollando un marco especial, en el cual se encuentran medidores de distancia desde las lentes hasta un objeto a través de pulsos de luz infrarroja, para cambiar automáticamente la potencia óptica de las lentes [16].

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema bio-realimentado mediante señales electromiográficas para evaluar la mejora de la agudeza visual orientada a mejorar errores de refracción oculares.

4.2. Objetivos Específicos

- Diseñar un sistema óptico modificable para variar la agudeza visual.
- Diseñar un sistema para adquirir y procesar señales electromiográficas.
- Diseñar e implementar un sistema bio-realimentado a partir de señales electromiográficas para controlar el enfoque del sistema óptico desarrollado.
- Diseñar los experimentos que permitan evaluar la modificación de la agudeza visual utilizando el sistema bio-realimentado implementado.
- Evaluar la mejora de la agudeza visual utilizando el sistema bio-realimentado implementado.

5. DESARROLLO Y ESPECIFICACIONES

En el presente trabajo de investigación se diseñó e implementó un sistema bio-realimentado a partir de señales electromiográficas para controlar el enfoque de un sistema óptico modificable electrónicamente, desarrollado con el fin de evaluar la mejora de la agudeza visual orientada a mejorar errores de refracción oculares.

Para la implementación del sistema bio-realimentado, se acopló un sistema óptico modificable electrónicamente con un sistema de adquisición de señales electromiográficas, a través de una interfaz de control diseñada en el software LabView. En la Figura 4 se muestran de manera general los bloques que componen el desarrollo del sistema bio-realimentado, con el cual se realiza la evaluación de la mejora de la agudeza visual y cómo un sujeto interactúa con éste y en la Figura 5 se muestra dicho sistema.

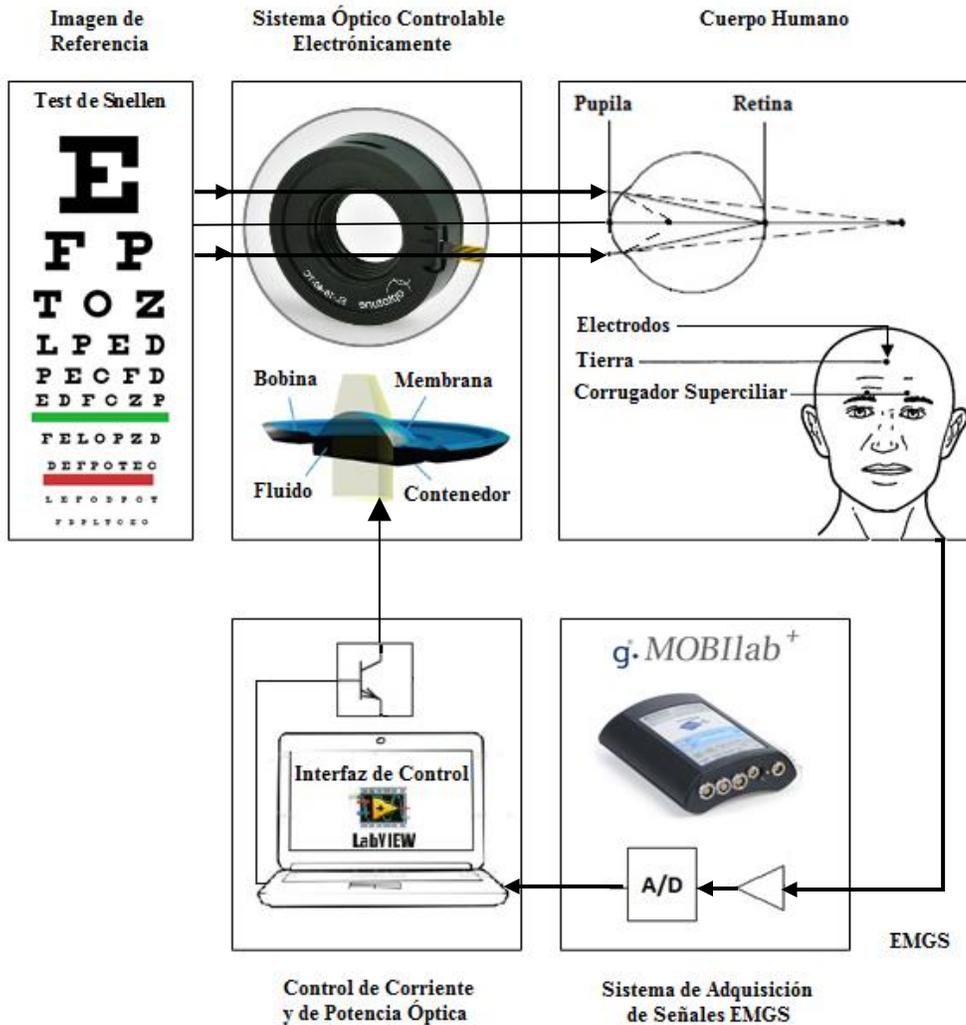


Figura 4. Diagrama de bloques del sistema bio-realimentado.

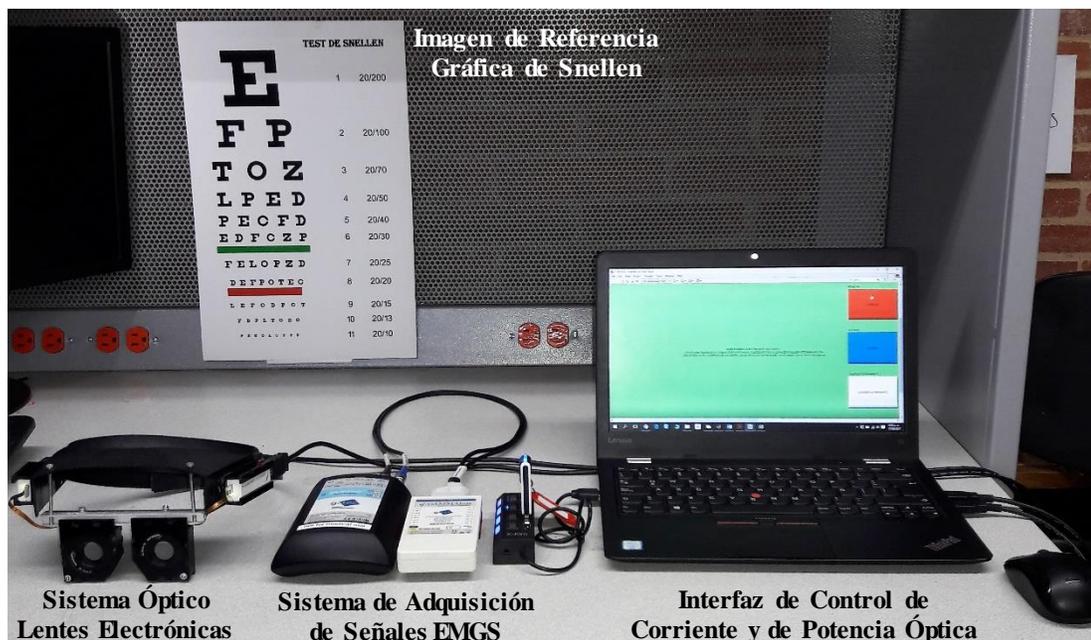


Figura 5. Sistema bio-realimentado para evaluar la mejora de la agudeza visual.

Previo a la implementación del sistema óptico modificable para variar la agudeza visual, se establecieron una serie de criterios de diseño, con el fin de seleccionar los componentes que conforman este sistema. Los criterios de diseño fueron los siguientes:

- Variación electrónica de la potencia óptica del sistema, debido a que dicha potencia se controla a través de un proceso bio-realimentado mediante señales electromiográficas.
- Apertura numérica de las lentes superior a los 9 mm, debido a que el diámetro de las lentes debe ser superior al diámetro de la pupila del ser humano, la cual toma valores promedio entre los 3 y 5 mm en condiciones normales y entre los 5 y 9 mm en la oscuridad [5].
- Tiempos de respuesta y estabilización del sistema inferiores a 200 ms, debido a que de acuerdo con algunas investigaciones, el tiempo de respuesta en la acomodación visual varía entre los 200 y 500 ms [17].
- Voltaje de alimentación de 5 V, para utilizar los puertos USB (*Universal Serial Bus*) de un computador portátil como fuente de alimentación.
- Potencia óptica variable entre -6 y +6 dioptrías, debido a que el sistema óptico modificable es utilizado para variar la agudeza visual orientada a mejorar errores de refracción oculares, tales como: miopía, hipermetropía o presbicia.

Se definió que la potencia óptica del sistema debe ser variable entre -6 y +6 dioptrías, porque regularmente en algunos estudios e investigaciones se encuentran valores medios de miopía comprendidos entre -2 y -6 dioptrías [18], de hipermetropía entre +1 y +6 dioptrías [19] y para presbicia hacia los 55 años la capacidad de acomodación del cristalino es en promedio de 1.75 dioptrías [6].

Entonces para un caso de miopía de -6 dioptrías se necesitaría una lente correctora de -6 dioptrías. Para un caso de hipermetropía entre de +6, se necesitaría una lente correctora de +6 dioptrías.

Para un caso de presbicia con una amplitud de acomodación del cristalino de 1.75 dioptrías, el punto de visión más cercano se encuentra a 57 cm, entonces para poder observar objetos a una distancia de 30 cm se necesitaría una lente correctora de 1.45 dioptrías, tal y como se muestra en las ecuaciones de la 1 a la 3 [5].

$$p_{\text{necesaria}} = \frac{1}{d_{\text{necesaria}} + d_{\text{vértice}}} = \frac{1}{0.3\text{m} + 0.012\text{m}} = 3.2 \text{ dioptrías} \quad (1)$$

$$p_{\text{actual}} = 1.75 \text{ dioptrías} \quad (2)$$

$$p_{\text{lente}} = p_{\text{necesaria}} - p_{\text{actual}} = 1.45 \text{ dioptrías} \quad (3)$$

Para implementar el sistema óptico modificable electrónicamente, se seleccionaron un par de lentes ajustables electrónicamente EL-16-40-TC-VIS-20D fabricadas por Optotune, con sus respectivos controladores (un controlador para cada lente), las cuales cuentan con las características especificadas en las Tablas 1 y 2, cumpliendo con los criterios establecidos anteriormente.

Apertura numérica	16	mm
Potencia óptica	-10 a +10	dioptrías
Tipo de lentes	plano-cóncavo o plano-convexo	-
Tiempo de respuesta (típico a 30°C, paso de 0 a +/- 250mA)	7	ms
Tiempo de estabilización (típico a 30°C, paso de 0 a +/- 250mA)	40	ms
Corriente nominal de control	-250 a +250	mA
Voltaje de alimentación (Vcc)	3.3	V
Potencia de consumo	0 a 1	W
Transmisión de datos desde y hacia controlador	Vía cable FPC Flex	-

Tabla 1. Características principales de las lentes electrónicas EL-16-40-TC-VIS-20D [20].

Máxima corriente de salida	-290 a 290	mA
Voltaje de entrada	5	V
Potencia de consumo	50-1100	mW
Convertor digital-análogo (resolución)	12	bit
Tiempo de respuesta (paso de 0 a +/- 200mA)	2-4	ms
Tiempo de estabilización (paso de 0 a +/- 200mA)	15	ms
Transmisión de datos desde y hacia PC	Vía USB	-

Tabla 2. Características principales del controlador: *Electrical Lens Driver 4* [21].

El principio de funcionamiento de estas lentes se basa en la tecnología de lentes de polímeros que cambian de forma. En éstas, un fluido óptico se encierra herméticamente con una membrana elástica de polímeros. Un actuador electromagnético es utilizado para ejercer presión sobre el contenedor de la lente, cambiando la curvatura de la lente que va de cóncava a convexa. Así cambiando la corriente eléctrica que fluye a través de la bobina del actuador, se controla la potencia óptica de la lente entre -10 y 10 dioptrías [20].

Los componentes electrónicos para implementar el sistema óptico para variar la agudeza visual, fueron ensamblados en una estructura que brinda la posibilidad de colocarla alrededor de la cabeza de un sujeto de prueba, para que los lentes queden ubicados delante de sus ojos, como se puede observar en la Figura 6.

Por otra parte, se establecieron una serie de criterios de diseño, con el fin de seleccionar los componentes que conforman el sistema de adquisición de señales electromiográficas. Los criterios de diseño fueron los siguientes:

- Voltaje de alimentación entre 3 y 9 V, para utilizar baterías como fuente de alimentación.
- Sensibilidad de +/- 5mV, debido a que es una amplitud típica de las señales EMGS [22].
- Frecuencia de entrada entre 20 – 150 Hz, debido a que en esta banda de frecuencia se encuentra la mayor concentración de energía de las señales EMGS [22].
- Baja potencia de consumo, menor o igual a 0.1 W, teniendo así un consumo de 100 mAh.
- Aislamiento eléctrico entre el dispositivo y el sujeto de prueba, por su seguridad, dando cumplimiento al estándar IEC 60601-1 para equipos médicos [23].
- Para dar cumplimiento a los requerimientos de aislamiento eléctrico (IEC 60601-1), la corriente de alimentación, de entrada o de salida, en caso de una falla en los circuitos, debe ser máximo de 10 mA con un voltaje de alimentación de 5 V, además se debe tener una relación IMRR (*Isolation Mode Rejection Ratio*) entre los 120 y 160 dB [24].

Posteriormente para implementar el sistema bio-realimentado, adicional al sistema óptico modificable electrónicamente, se seleccionó el dispositivo g.MOBILab+ fabricado por g.tec, para la adquisición de señales electromiográficas, debido a que este es un sistema portátil de adquisición y análisis de señales biológicas, que tiene dentro de sus funciones previstas, la adquisición de señales EMG superficiales en seres humanos con fines investigativos, teniendo en cuenta las características documentadas en la Tabla 3, las cuales cumplen con los criterios establecidos anteriormente [25].

Tipo de electrodos	Activos	-
Tipo de dispositivo	Inalámbrico	-
Transmisión de datos inalámbrica hacia PC	Vía bluetooth 2.0	-
Voltaje nominal (DC)	3	V
Potencia nominal	0.1	W
Número de canales de entrada	8	-
Sensibilidad (mínima)	+/- 500	μ V
Sensibilidad (máxima)	+/- 250	mV
Banda de paso	0.5 – 100	Hz
Frecuencia de muestreo	256	Hz
Convertor análogo-digital (resolución)	16	bit

Tabla 3. Características principales del dispositivo g.MOBILab+ [25].

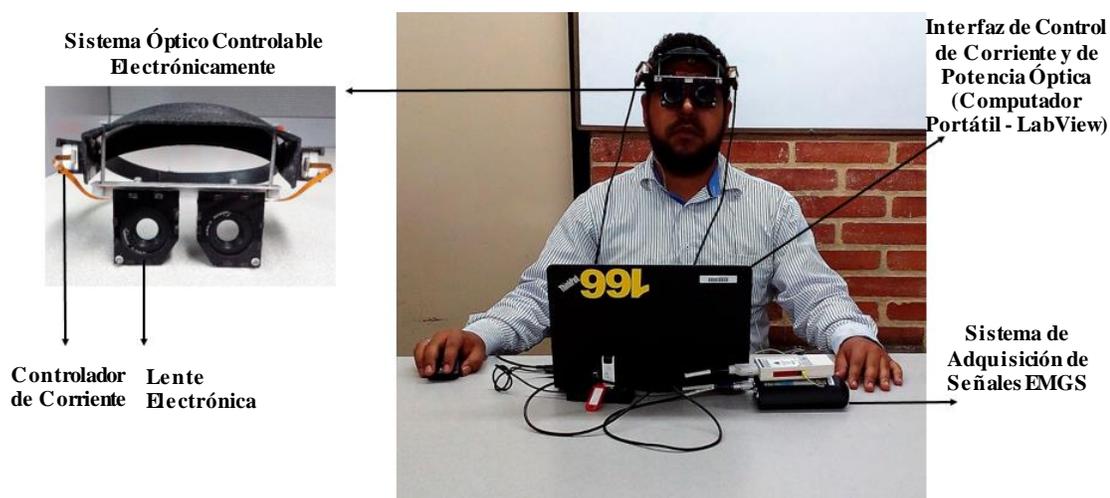


Figura 6. Usuario Utilizando el Sistema Bio-realimentado Implementado.

Finalmente se escogió el software LabView para diseñar un programa, con el fin acoplar el sistema óptico electrónico con el sistema de adquisición de señales EMG y para el procesamiento de las señales EMG superficiales adquiridas, debido a su compatibilidad de comunicación tanto con el sistema g.MOBILab+ como con las lentes electrónicas EL-16-40-TC-VIS-20D, adicional a esto el software LabView fue seleccionado por la capacidad con la que cuenta para el procesamiento de señales en tiempo real.

En el programa diseñado en LabView, se desarrolló una plataforma que permite la lectura de señales electromiográficas superficiales, con el fin de procesarlas y a partir de éstas controlar la potencia óptica del sistema implementado. El sujeto de prueba interactúa con este programa a través de una interfaz de usuario que le permite controlar sentido de la variación de la potencia óptica de las lentes (aumentar o disminuir), cada vez que se detecte actividad electromiográfica, proveniente de los músculos corrugadores superciliares de la frente (frunciendo el ceño o levantando las cejas), la ubicación de estos músculos es mostrada en la Figura 7.

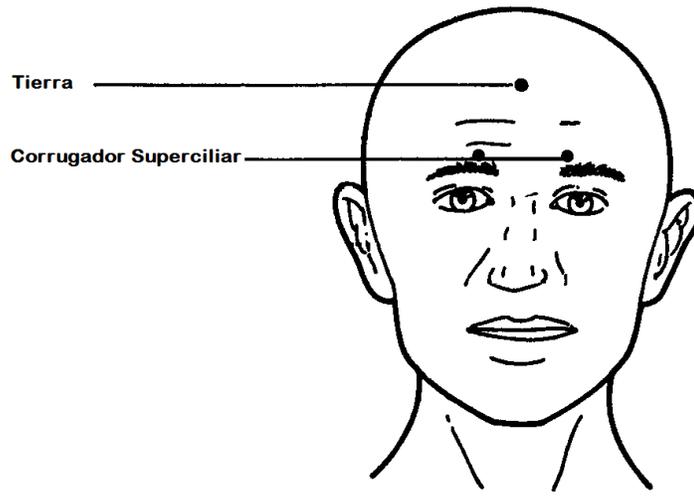


Figura 7. Guía de colocación de los electrodos en los músculos corrugadores superciliares [26].

En el programa desarrollado se ejecutan las siguientes funciones:

1. Una interfaz de usuario para el sujeto de prueba.
2. Una interfaz de usuario para el investigador que realiza el acompañamiento en la realización de las pruebas.
3. Adquisición de las señales EMGS y su procesamiento.
4. Programación del modo de operación de las lentes electrónicas.
5. Control de la potencia óptica de las lentes electrónicas.
6. Almacenamiento de los datos resultantes de las pruebas realizadas: nombre del sujeto de prueba, tiempo tomado en la prueba, potencia óptica de las lentes, hora, fecha.

La interfaz diseñada para el sujeto de prueba (Ver Figura 8), consta de cuatro botones, uno para cambiar el sentido de la variación de la potencia óptica de las lentes (aumentar o disminuir), cada vez que se detecte actividad electromiográfica, este botón abarca la mayor parte de la interfaz. Un segundo botón para reiniciar la potencia óptica de las lentes en caso de ser necesario. Un tercer botón, para indicar en qué momento ve en detalle las cosas que rodean a una determinada distancia a la persona que realiza la prueba con el sistema bio-realimentado y un último botón para guardar el experimento realizado.

La interfaz diseñada para el investigador que realiza el acompañamiento en la realización de las pruebas (Ver Figura 9), permite ingresar el nombre de la persona que realizará la prueba, seleccionar el tipo del experimento que se realizará, seleccionar los puertos utilizados por las lentes electrónicas y por el dispositivo de adquisición de señales EMGS, visualizar la señal EMGS adquirida, ingresar la potencia inicial y visualizar la potencia de las lentes, visualizar la fecha, hora y tiempo tardado en

experimento, observar la calibración de corriente de las lentes, visualizar los posibles errores presentados en la ejecución del programa y botones para terminar la ejecución de éste.

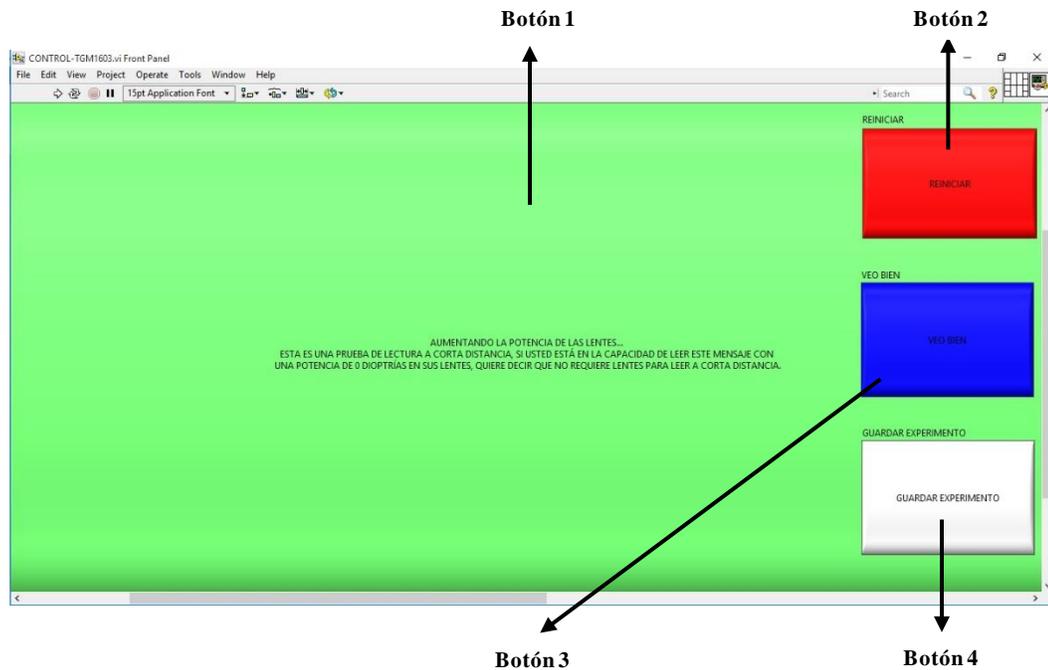


Figura 8. Interfaz diseñada para el sujeto de prueba.

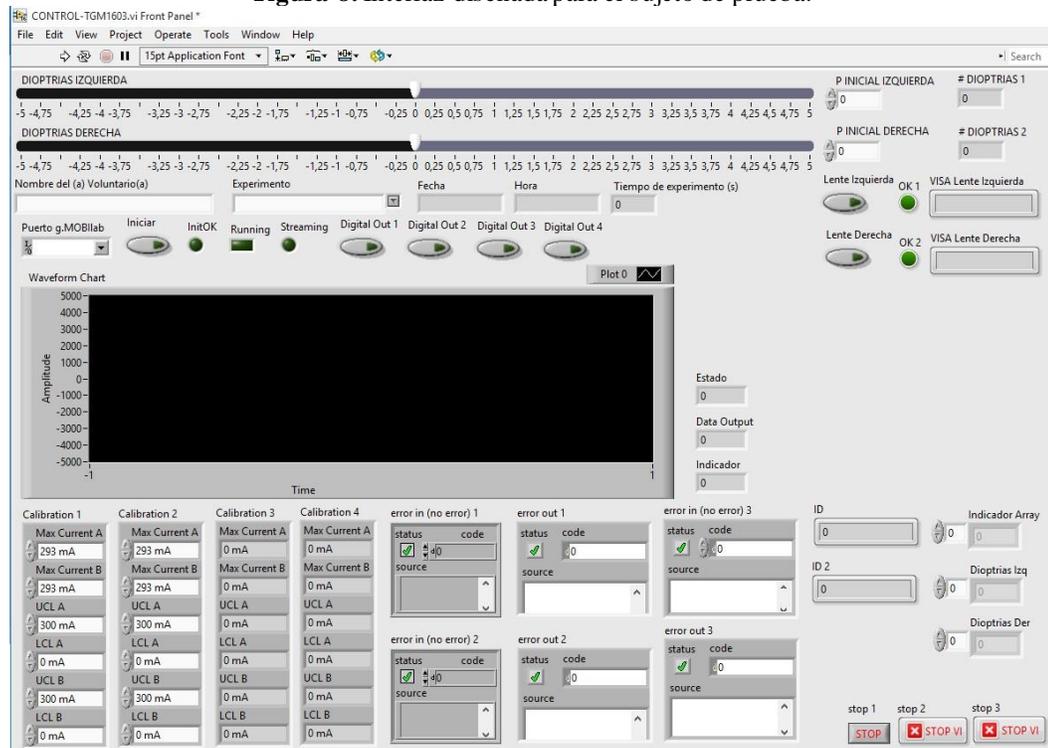


Figura 9. Interfaz diseñada para el investigador.

La adquisición de las señales EMGS y su procesamiento, se realizan vía *bluetooth* y a través del bloque *gMOBilabplus.vi*, desarrollado por el fabricante del sistema de adquisición de señales biológicas utilizado (g.MOBilab+), con el cual se capturan los datos, se selecciona la sensibilidad con la cual se captura la señal EMGS y se realiza un filtrado rechazando la frecuencia del ruido de línea (60 Hz). Posterior a esto, se utiliza el bloque *Trigger and Gate*, cuya función es permitir el paso de señales que superen un umbral predeterminado.

La programación del modo de operación de las lentes electrónicas, se realiza utilizando el bloque *VISA*, para configurar los puertos de comunicación serial a los que se conectan los controladores de las lentes, luego utilizando el bloque *Write Read Lens Driver*, desarrollado por el fabricante Optotune, donde se programa el modo de operación de las lentes, el cual es el modo de control de potencia óptica, en el que de acuerdo con la potencia óptica requerida en las lentes, sus controladores realizan una interpolación entre curvas de temperatura almacenadas en la memoria *EEPROM* de éstos, para solicitar la corriente necesaria a la fuente de energía y así fijar la potencia óptica requerida en las lentes, en este caso los puertos USB de un computador portátil. Todo esto teniendo en cuenta que la membrana de las lentes puede cambiar su curvatura en la medida que la temperatura afecte el fluido óptico contenido en dicha membrana.

El control de la potencia óptica de las lentes, se realiza con una serie de estructuras condicionadas a partir de una comparación realizada con los datos de salida de la función *Trigger and Gate*, que permite el paso de las señales EMG que superan un umbral predeterminado.

Para almacenar los datos resultantes de las pruebas realizadas en archivos de texto, para observar cuanto tiempo tomó una persona en la prueba para mejorar su agudeza visual, también la potencia óptica de las lentes con la cual la persona indicó que mejoró su agudeza visual, a qué hora y en qué fecha se realizó la prueba, se utilizó el bloque *Write To Measurement File*.

En la Figura 10 se muestra un diagrama de bloques ilustrativo del proceso realizado con las señales EMGS, para controlar la potencia óptica del sistema implementado y en el Anexo 3 se muestra el diagrama de bloques completo del programa desarrollado en LabView, para controlar la potencia óptica del sistema implementado a partir de señales EMGS.

Los experimentos diseñados para evaluar la modificación de la agudeza visual, con el fin de probar si es posible mejorar errores de refracción oculares relacionados con la disminución de la agudeza visual, consisten en la realización de Test de Snellen utilizando el sistema bio-realimentado implementado, siguiendo un protocolo de pruebas diseñado (Ver Anexo 4).

Para la realización de los experimentos utilizando el sistema bio-realimentado, es necesaria la disposición de un computador que tenga instalado el software LabView

2016 (64-bit) de National Instruments, sobre el cual es ejecutable el programa CONTROL-TGM1603, diseñado para acoplar el sistema óptico electrónico con el sistema de adquisición de señales EMGS.

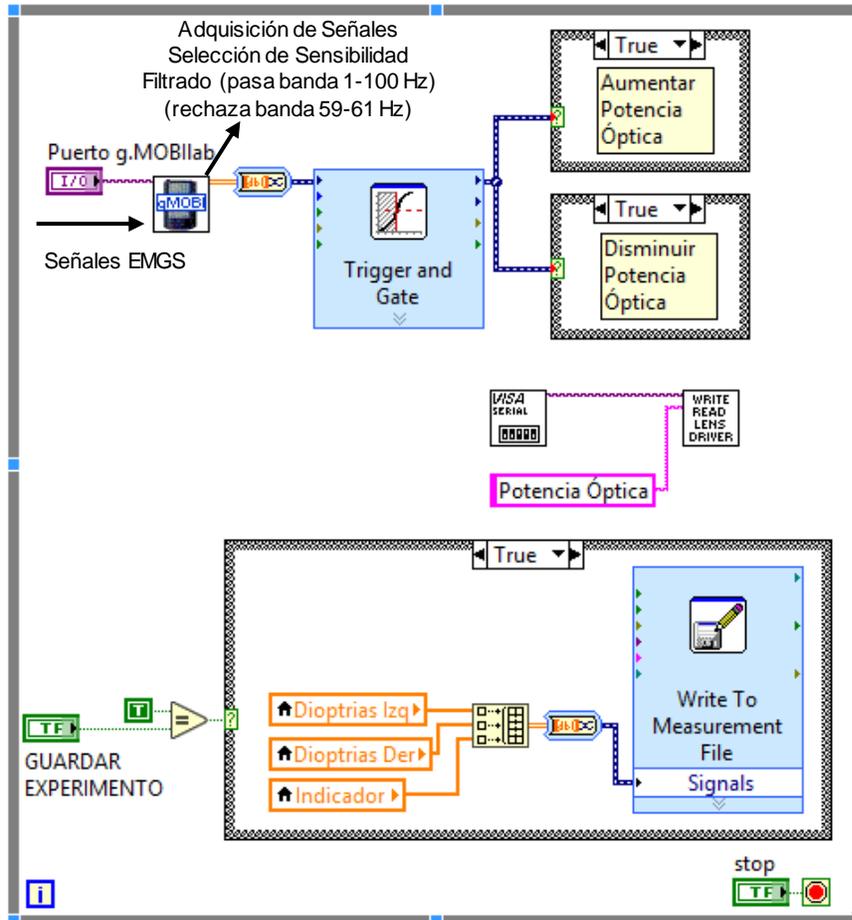


Figura 10. Diagrama de Bloques de la Adquisición y Procesamiento de Señales EMGS.

Para la realización de los Test de Snellen, se colocan los electrodos en los músculos corrugadores superciliares, como se mostró en la Figura 7, se conecta el sistema óptico electrónico y el sistema de adquisición de señales EMGS al computador y se inicializa el programa CONTROL-TGM1603 diseñado en LabView.

Posteriormente se ubica al voluntario de prueba en frente del computador y se le coloca el sistema óptico conformado por el par de lentes electrónicos con sus respectivos controladores, de tal forma que dichos lentes queden ubicados delante de los ojos del sujeto de prueba, como se mostró en la Figura 6.

Finalmente se le explica al sujeto de prueba su interacción con el sistema para la realización de los experimentos, con el fin de evaluar la mejora de la agudeza visual.

Se le indica al sujeto que la potencia de las lentes se inicializa en cero (0) dioptrías para voluntarios miopes (con dificultad para ver objetos distantes) y en diferentes potencias (entre 1 y 5 dioptrías aleatoriamente) para voluntarios emétopes (con visión normal), y a través del proceso de bio-realimentación con señales electromiográficas, generando actividad con los músculos de su frente (frunciendo el ceño o levantando las cejas), el sujeto de prueba debía variar la potencia óptica de las lentes electrónicas con el fin de modificar su agudeza visual y de esta forma intentar ver en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20 (visión normal), momento en el que debía indicar que veía bien a través del botón destinado para esto en la interfaz de usuario (Botón 3 – Figura 8).

El sujeto de prueba cuenta en la interfaz de usuario con un botón destinado para cambiar el sentido de la variación de la potencia óptica de las lentes (aumentar o disminuir), haciendo un clic sobre éste (Botón 1 – Figura 8), la potencia óptica del sistema fue programada para realizar cambios discretos de ± 0.25 dioptrías, para hacer compatibles los resultados con los obtenidos en el Test de Snellen estándar realizado en pruebas de optometría.

En este trabajo de investigación se realizaron un total de cien (100) pruebas con cinco (5) sujetos, de las cuales cada sujeto realizó veinte (20) pruebas, distribuidas en bloques de cinco (5) pruebas por día. La selección de los sujetos de prueba fue realizada por la disponibilidad de éstos en el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Pontificia Universidad Javeriana y su rango de edad se encuentra entre los 20 y los 27 años.

Los Test de Snellen fueron realizados en un laboratorio con medidas de 5.2 metros de largo, por 3.5 metros de ancho, por 2.2 metros de alto; por lo que la gráfica fue impresa a escala, teniendo unas medidas de la primera letra de 6.8 cm x 6.8 cm, equivalentes para realizar el Test desde con una distancia de 4.7 metros entre la gráfica y la persona examinada, esto teniendo en cuenta que en la gráfica original para realizar el test a 6 metros la primera letra mide 8.8 cm x 8.8 cm. Además de esto las condiciones de iluminación del laboratorio estaban dadas por 12 luminarias de 2506 lúmenes cada una y un color de temperatura de 6500 Kelvin, todo esto teniendo en cuenta que todas las pruebas realizadas fueron luego de las 6 p.m. hora (*Coordinated Universal Time*) UTC - 05:00.

6. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Implementando un sistema bio-realimentado, compuesto por un componente óptico controlable electrónicamente y por un componente de adquisición de señales EMG, acoplados a través de un programa diseñado en LabView, se obtiene el primer resultado del presente trabajo de investigación, relacionado con los primeros tres objetivos específicos. Este sistema bio-realimentado fue utilizado para evaluar la mejora de la agudeza visual orientada a mejorar errores de refracción oculares esféricos.

Adicional a esto, para realizar un análisis de la mejora de la agudeza visual utilizando el sistema bio-realimentado implementado, se almacenaron los resultados de las pruebas realizadas, los cuales se muestran en las gráficas publicadas en las Figuras 11 hasta la 15. En estas gráficas se muestran los resultados de los 20 experimentos realizados con cada sujeto de prueba, y se publica la potencia óptica fijada por los voluntarios, en cada uno de sus experimentos, en ambas lentes (izquierda y derecha), con la cual indicaron que veían en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20.

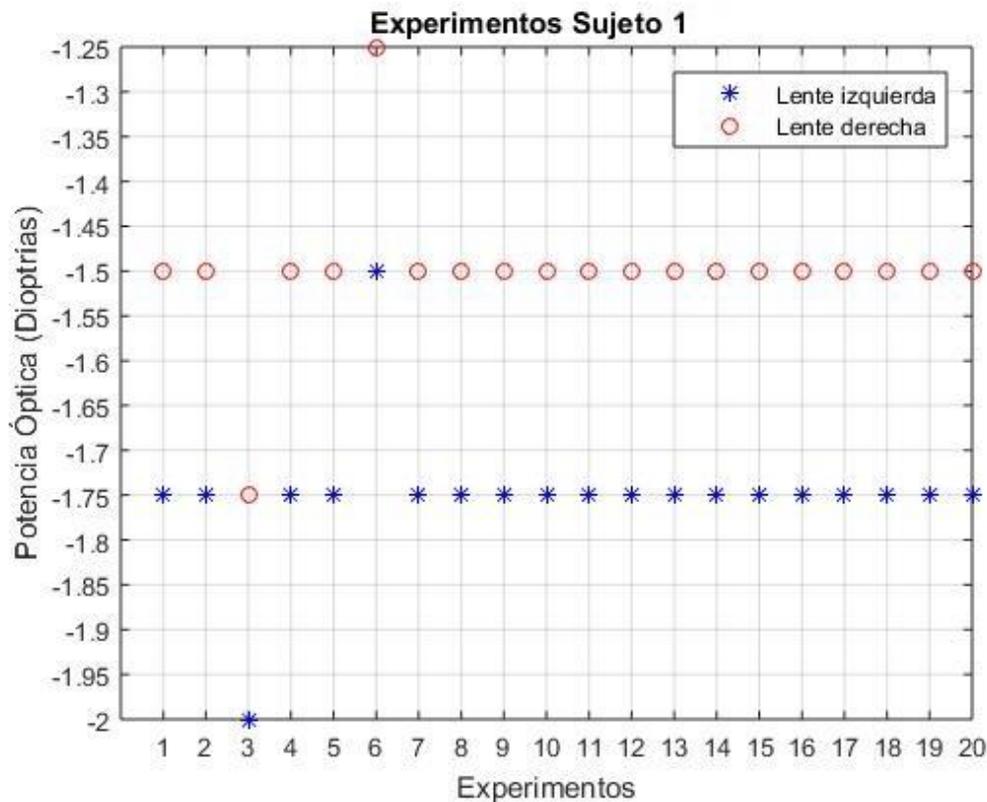


Figura 11. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 1.

Los resultados mostrados en la Figura 11, corresponden a un voluntario de prueba miope, para el cual las lentes se inicializaban en una potencia de 0 dioptrias, en éstos

el voluntario, indicó que veía en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20, graduando la misma potencia en las lentes en el 90% de las pruebas realizadas, correspondientes a -1.5 dioptrías para la lente derecha y -1.75 dioptrías para la lente izquierda.

Los cambios observados en las gráficas de la potencia óptica fijada por los sujetos de prueba, en ambas lentes (izquierda y derecha), fueron variaciones de potencia con valores entre - 0.25 y + 0.25 dioptrías, y éstas se presentan debido a que los sujetos (20 – 27 años de edad) cuentan con una lente ajustable funcional en su sistema óptico (el cristalino), la cual cuenta con un proceso de acomodación para enfocar objetos situados a diferentes distancias.

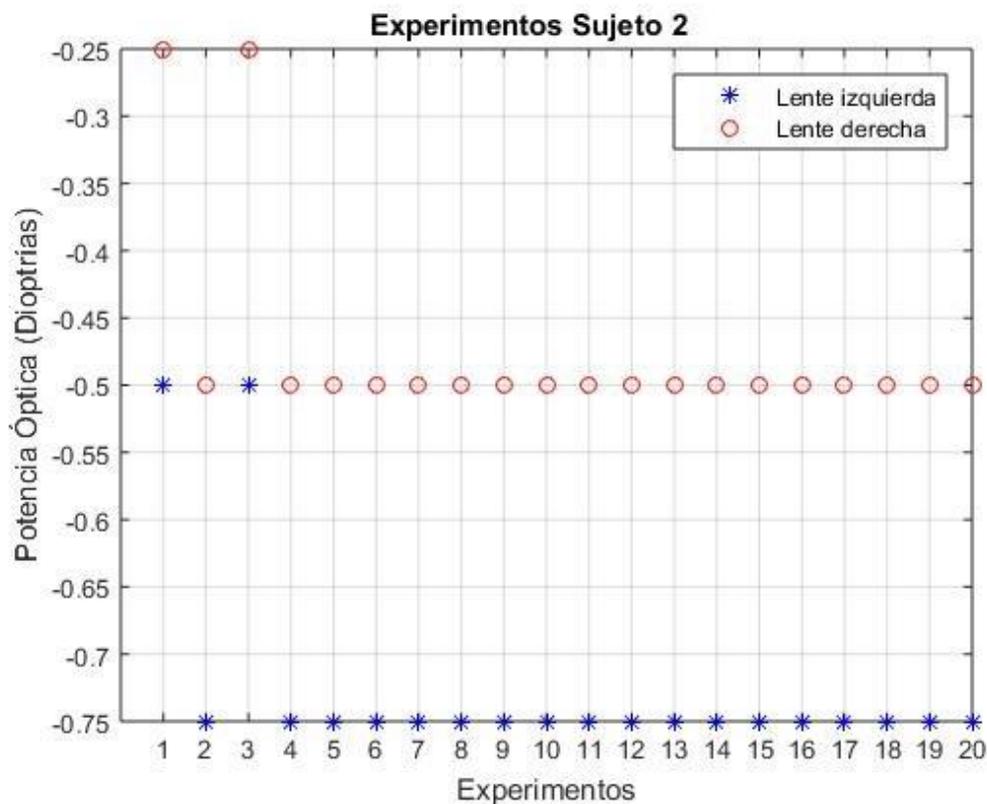


Figura 12. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 2.

Los resultados mostrados en la Figura 12, corresponden a un voluntario de prueba miope, para el cual las lentes se inicializaban en una potencia entre 0 y 5 dioptrías aleatoriamente, en éstos el voluntario, indicó que veía en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20, graduando la misma potencia en las lentes en el 90% de las pruebas realizadas, correspondientes a -0.5 dioptrías para la lente derecha y -0.75 dioptrías para la lente izquierda.

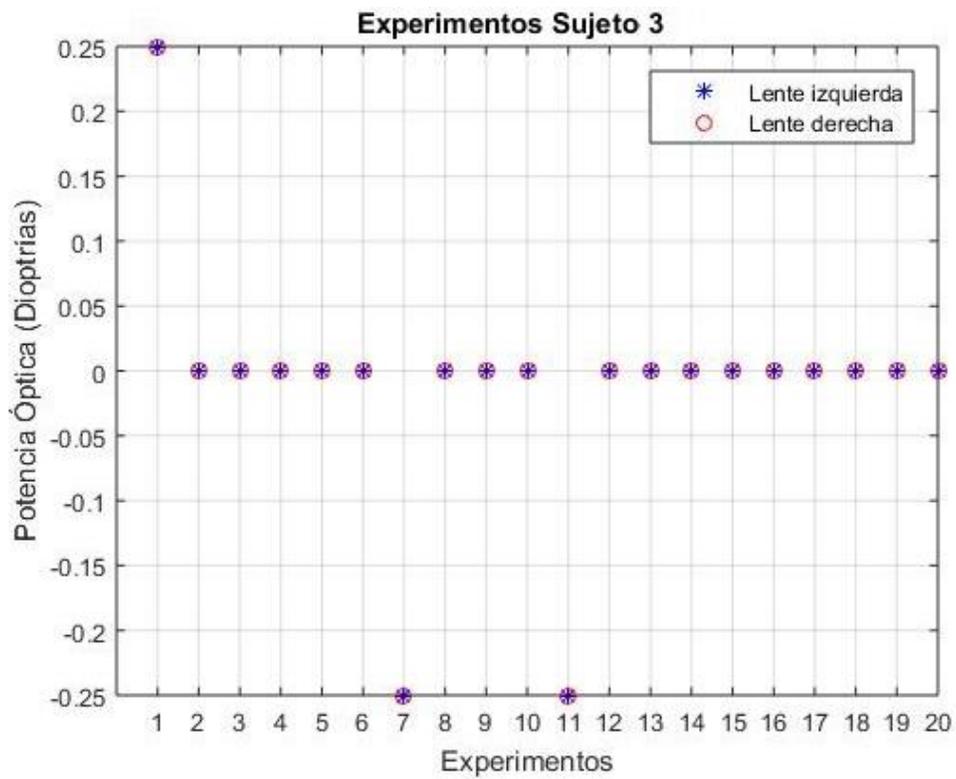


Figura 13. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 3.

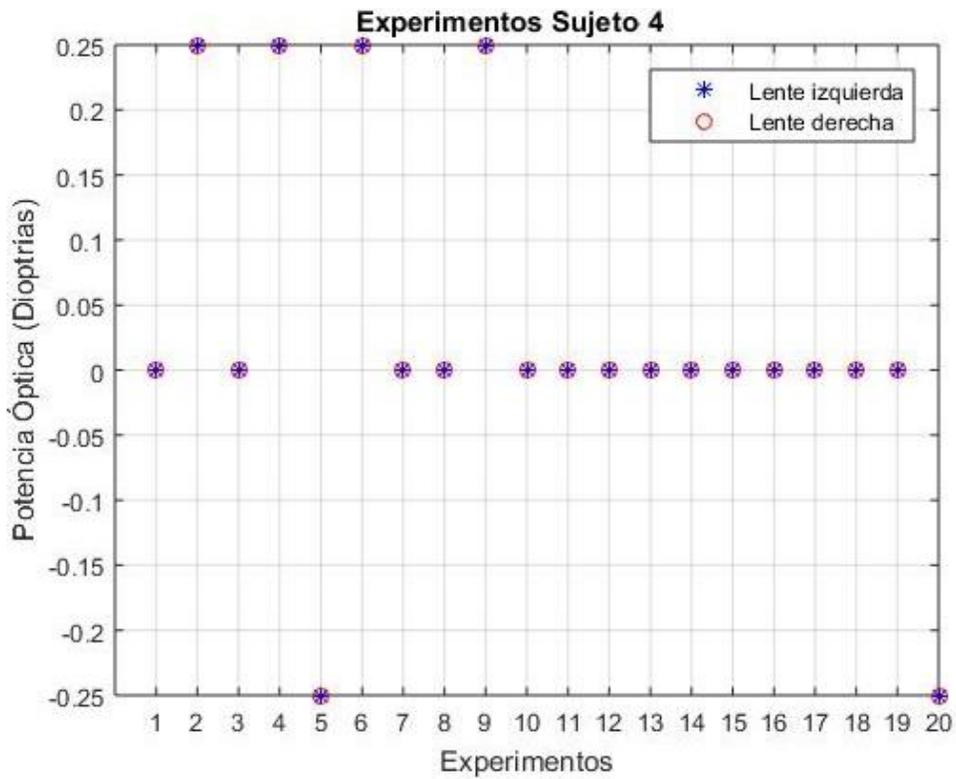


Figura 14. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 4.

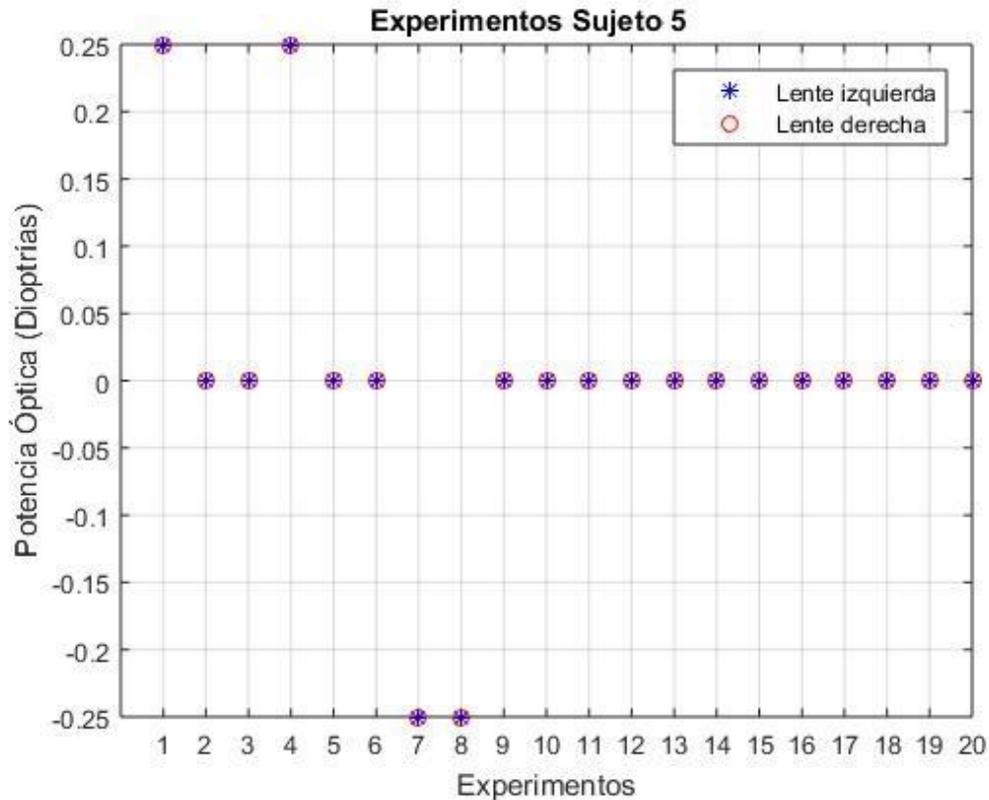


Figura 15. Resultados de los experimentos realizados con sujeto de prueba 5.

En los resultados mostrados en las Figuras 13, 14 y 15, correspondientes a voluntarios de prueba emétopes, para los cuales las lentes se inicializaban en una potencia entre 1 y 5 dioptrías aleatoriamente, éstos indicaron que veían en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20, graduando en 0 dioptrías la potencia de las lentes, hasta en un 85% de las pruebas realizadas.

En la Tabla 4 se presenta un resumen de los resultados, calculando la media, moda, varianza y el intervalo de confianza, de la potencia óptica para cada lente, para cada uno de los sujetos de prueba.

En esta tabla de resumen de resultados se muestra la tendencia de la potencia óptica con la cual los sujetos de prueba indicaron que veían en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20, a través del cálculo de la media y la moda de la potencia óptica de cada lente, para cada uno de los sujetos de prueba.

Adicionalmente, la desviación estándar calculada para la potencia óptica de cada lente, para cada uno de los sujetos de prueba, no superó las 0.14 dioptrías, lo cual se puede considerar como un valor mínimo de desviación con respecto a las medias calculadas, todo esto teniendo en cuenta que la variación de la potencia óptica del cristalino del ojo humano puede ser en promedio hasta de unas 14 dioptrías. Los intervalos de confianza del 95%, calculados para la potencia óptica cada sujeto, indican que si aleatoriamente

se selecciona la realización de un experimento, la probabilidad de que la potencia óptica fijada en dicho experimento se encuentre en el intervalo calculado es del 95%.

Sujeto	Caracterización	Lente	Media de la Potencia Óptica	Moda de la Potencia Óptica	Desviación Estándar de la Potencia Óptica	Intervalo de Confianza del 95%
1	Miope	Derecha	-1.5	-1.5	0.081	-1.54 – -1.46
		Izquierda	-1.75	-1.75	0.081	-1.79 – -1.71
2	Miope	Derecha	-0.48	-0.5	0.077	-0.51 – -0.44
		Izquierda	-0.73	-0.75	0.077	-0.76 – -0.69
3	Emétrope	Derecha	-0.01	0	0.099	-0.06 – +0.03
		Izquierda	-0.01	0	0.099	-0.06 – +0.03
4	Emétrope	Derecha	0.03	0	0.138	-0.04 – +0.09
		Izquierda	0.03	0	0.138	-0.04 – +0.09
5	Emétrope	Derecha	0	0	0.115	-0.05 – +0.05
		Izquierda	0	0	0.115	-0.05 – +0.05

Tabla 4. Resultados de los experimentos realizados.

Adicionalmente, se pudo observar en los datos de un experimento completo (desde la potencia óptica inicial hasta la potencia óptica final fijada por el sujeto en las lentes, para mejorar su agudeza visual), realizado el día uno (1) de pruebas y el mismo experimento realizado el día cuatro (4); que los sujetos de prueba a medida que realizaron más experimentos, adquirieron una mayor destreza para utilizar el sistema bio-realimentado implementado, lo cual se vio reflejado en los resultados, por ejemplo, obtenidos del sujeto de prueba 1 (ver Figuras 16 y 17), quien el día 1 tardó 73,52 segundos en fijar la potencia óptica con la que indicó podía leer el nivel que indica una agudeza visual 20/20 en la gráfica de Snellen y el día 4 tardó 35,05 segundos en fijar la misma potencia óptica en las lentes. Para observar resultados similares, obtenidos con los demás sujetos de prueba, ver el Anexo 6.

En la Figura 18 se grafican los tiempos tomados en los 20 experimentos realizados con cada sujeto de prueba, desde la potencia óptica inicial fijada en el sistema hasta la potencia óptica final fijada por cada sujeto en las lentes, con la cual indicaron que veían en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20.

Al observar los resultados de los tiempos mostrados en la Figura 18, se puede confirmar una tendencia de disminución del tiempo tomado por los sujetos de prueba, en indicar que veían en detalle la línea de la gráfica de Snellen que señala una agudeza visual igual a 20/20, a medida que dichos sujetos realizaron más experimentos utilizando el sistema bio-realimentado implementado.

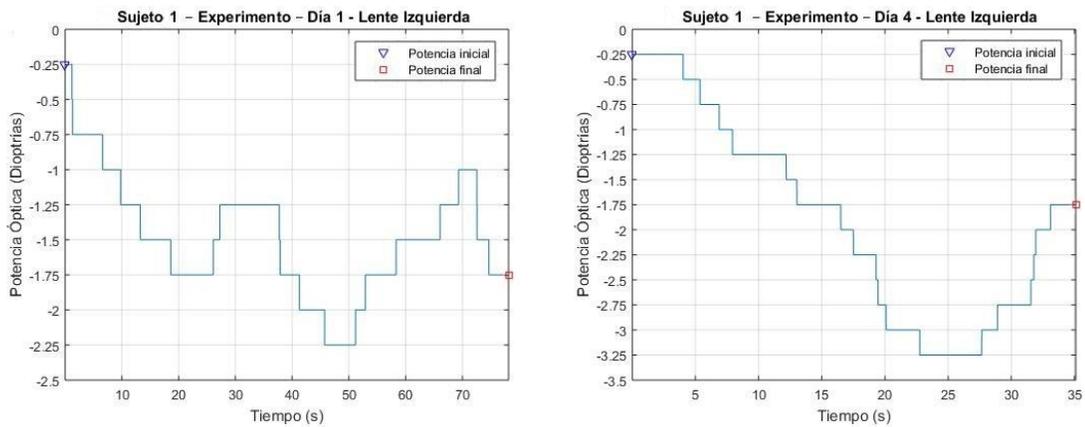


Figura 16. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).

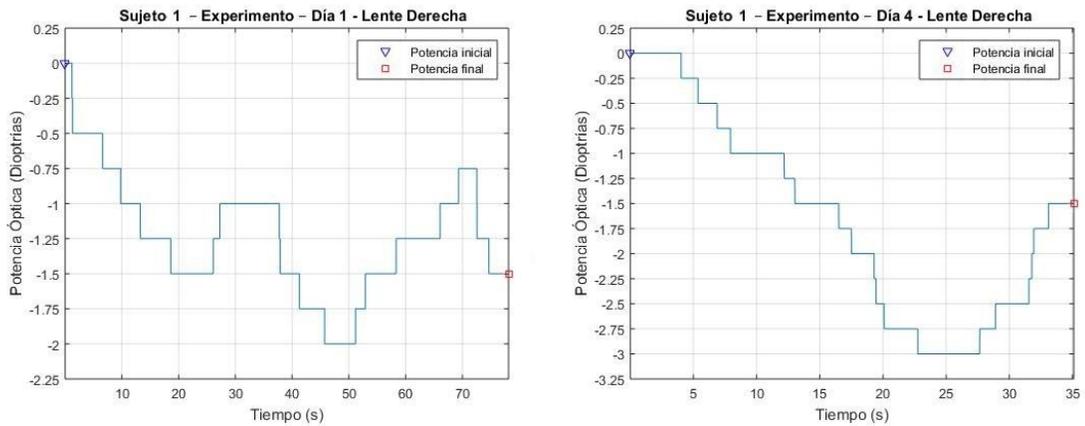


Figura 17. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).

Al realizar un análisis de estos tiempos tomados en los experimentos realizados con cada sujeto de prueba, se puede observar que:

Para el sujeto de prueba 1, el tiempo máximo de experimento el día 1 fue de 96.25 segundos y el tiempo mínimo fue de 52.33 segundos, mientras que el día 4 el tiempo máximo fue de 58.95 segundos y el tiempo mínimo fue de 27.66 segundos.

Para el sujeto de prueba 2, el tiempo máximo de experimento el día 1 fue de 175.37 segundos y el tiempo mínimo fue de 26.93 segundos, mientras que el día 4 el tiempo máximo fue de 53.21 segundos y el tiempo mínimo fue de 26.14 segundos.

Para el sujeto de prueba 3, el tiempo máximo de experimento el día 1 fue de 69.24 segundos y el tiempo mínimo fue de 21.29 segundos, mientras que el día 4 el tiempo máximo fue de 49.57 segundos y el tiempo mínimo fue de 12.37 segundos.

Para el sujeto de prueba 4, el tiempo máximo de experimento el día 1 fue de 151.28 segundos y el tiempo mínimo fue de 42.65 segundos, mientras que el día 4 el tiempo máximo fue de 63.61 segundos y el tiempo mínimo fue de 32.74 segundos.

Para el sujeto de prueba 5, el tiempo máximo de experimento el día 1 fue de 60.13 segundos y el tiempo mínimo fue de 31.20 segundos, mientras que el día 4 el tiempo máximo fue de 37.74 segundos y el tiempo mínimo fue de 14.37 segundos.

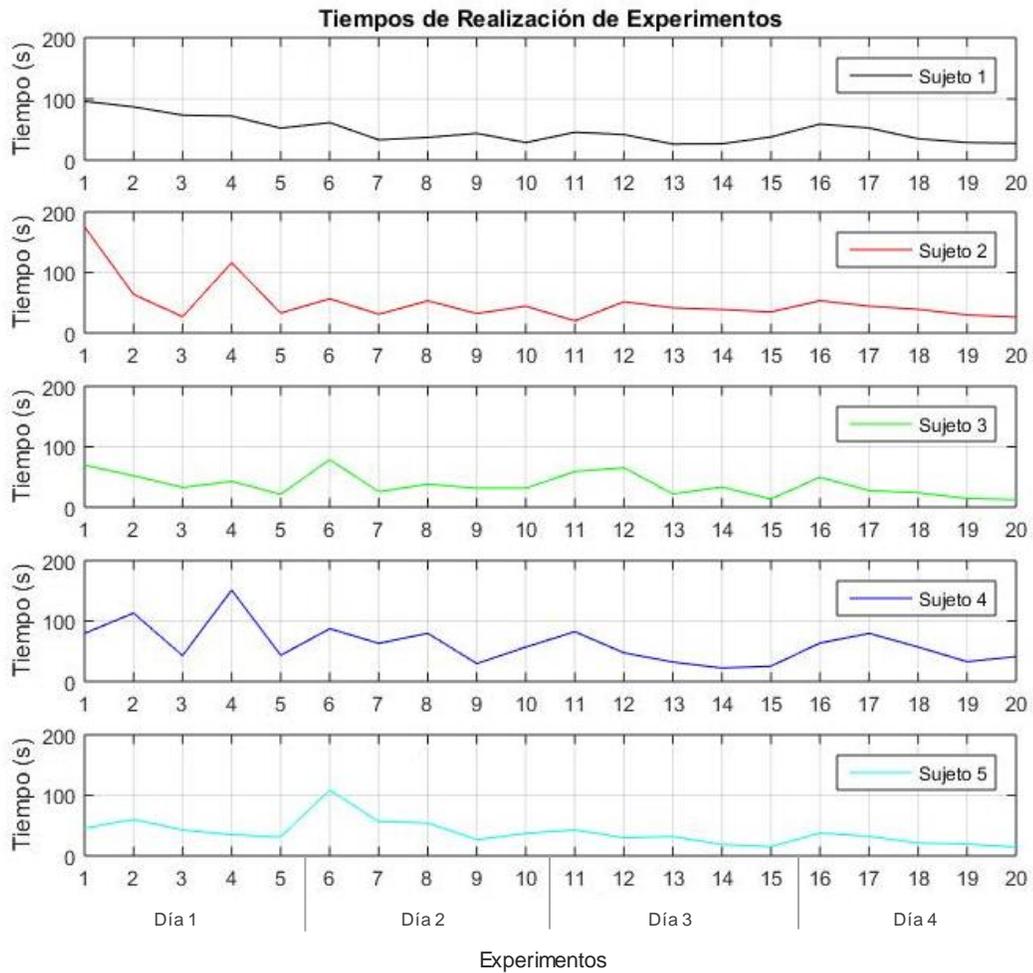


Figura 18. Tiempos tomados en experimentos realizados con sujetos de prueba.

7. CONCLUSIONES

- Se puede concluir, al analizar los resultados del presente trabajo de investigación, que sí es posible mejorar errores de refracción oculares relacionados con la disminución de la agudeza visual, con un sistema bio-realimentado mediante señales EMG, teniendo en cuenta que los sujetos de prueba indicaron hasta en un 90% de sus pruebas realizadas, que con una misma potencia óptica graduada con dicho sistema, veían en detalle la línea de la gráfica de Snellen, que indica una agudeza visual igual a 20/20 equivalente a visión normal.
- A medida que los sujetos de prueba realizaron más experimentos, adquirieron una mayor destreza para utilizar el sistema bio-realimentado implementado, lo cual se vio reflejado en los resultados, en una disminución del tiempo tardado para indicar que leían bien el nivel que indica una agudeza visual 20/20 en la gráfica de Snellen, entre los experimentos realizados el primer y el último día de pruebas.
- Con el sistema bio-realimentado mediante señales EMG implementado, es posible mejorar la agudeza visual y a su vez errores de refracción oculares esféricos, tales como miopía, hipermetropía y presbicia, debido a que las lentes utilizadas son esféricas.
- Para pensar en un sistema electrónico bio-realimentado, como el desarrollado en el presente trabajo de investigación, para el tratamiento de errores de refracción oculares, existen limitaciones relacionadas con que el tipo de lentes variables electrónicamente desarrolladas hasta el momento, no permiten mejorar o corregir errores de refracción cilíndricos, como el astigmatismo.
- Para medir la precisión del sistema implementado se recomienda agregar a éste en investigaciones futuras, medidores de distancia desde las lentes hasta un objeto, tales como una cámara digital o dispositivos emisores de luz infrarroja, para comparar la potencia óptica fijada en las lentes electrónicas con la distancia hasta el objeto enfocado, las cuales están inversamente relacionadas.
- Se recomienda continuar la investigación, realizando una variación continua de la potencia óptica de las lentes en lugar de discreta y con la realización de más experimentos, con pacientes con hipermetropía y presbicia, y por otra parte que permitan evaluar de forma dinámica la mejora de la agudeza visual.
- Para la continuación de la investigación, se recomienda la realización de experimentos con el acompañamiento de un asesor entrenado para medir la visión, detectar problemas oculares y a su vez realizar la prescripción de tratamientos para corregir o mejorar la agudeza visual.

8. BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS

- [1] Dirección General de Educación Especial, «Dirección General de Educación Especial - Secretaría de Educación del Estado de Veracruz,» [En línea]. Disponible: <http://eespecial.se.v.gob.mx/difusion/visual.php>. [Último acceso: 1 Marzo 2016].
- [2] A. Torres, «Atención al educando ciego o con deficiencias visuales,» San José, Costa Rica: *Universidad Estatal a Distancia*, 2006.
- [3] Organización Mundial de la Salud, «Ceguera y discapacidad visual,» *Organización Mundial de la Salud*, 2014.
- [4] Organización Mundial de la Salud, «Salud Ocular Universal,» 2013. [En línea]. Disponible http://www.who.int/blindness/AP2014_19_Spanish.pdf. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [5] M. Puell, «Óptica Fisiológica: El sistema óptico del ojo y la visión binocular,» Madrid: *Editorial Complutense*, 2006.
- [6] M. Katz y P. Kruger, «The Human Eye as an Optical System,» *Lippincott Williams & Wilkins*, vol. 1, nº 33, 2004.
- [7] H. Snellen, «Test-types for the determination of the acuteness of vision, » Utrecht: *P. W. van de Weijer*, 1962.
- [8] M. Li, «Proceedings of the 15th International Conference on Man–Machine–Environment System Engineering,» de *Design and Evaluation of Human-Machine Interface of Simulation Training System*, New York, 2015.
- [9] J. Brazeiro, S. Petraccia y M. Valdés, «Mano Controlada por Señales Musculares,» *Universidad de la República*, Montevideo, Uruguay, 2015.
- [10] K. Ogata, «Ingeniería de Control Moderna,» Madrid: *Pearson Educación S.A.*, 2003.
- [11] M. Contestabile, S. Recupero, D. Palladino, M. De Stefanis, S. Abdolrahimzadeh, F. Suppressa y C. Balacco-Gabrieli, «A new method of biofeedback in the management of low visión,» *Eye*, vol. 16, nº 4, pp. 472-480, 2002.
- [12] E. Vingolo, S. Salvatore y S. Cavarretta, «Low-Vision Rehabilitation by Means of MP-1 Biofeedback Examination in Patients with Different Macular Diseases: A Pilot Study,» *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 34, nº 2, pp. 127-133, 2009.
- [13] G. Watson, R. Schuchard, W. Del'Aun y E. Watkins, «Effects of preferred retinal locus placement on text navigation and development of advantageous trained retinal locus,» *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 43, nº 6, pp. 761-770, 2006.

- [14] S. Caicedo, «Desarrollo de un Sistema de Control de Grado Continuo de Enfoque en una Cámara,» *Pontificia Universidad Javeriana*, Bogotá, Colombia, 2015.
- [15] N. Padmanaban, R. Konrad, T. Stramer, E. Cooper y G. Wetzsteina, «Optimizing virtual reality for all users through gaze-contingent and adaptive focus displays,» *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 114, n° 9, p. 2183–2188, 2017.
- [16] N. Hasan, A. Banerjee, H. Kim y C. Mastrangelo, «Tunable-focus lens for adaptive eyeglasses,» *Optics Express*, vol. 25, 2017.
- [17] T. Lockhart y W. Shi, «Effects of Age on Dynamic Accommodation,» *Ergonomics - National Institutes of Health*, vol. 53(7), pp. 892–903, 2010.
- [18] G. Ostrow, L. Kirkeby y R. Iribarren, «Myopia,» *American Academy of Ophthalmology*, 2017. [En línea]. Disponible: <http://eyewiki.aaopt.org/Myopia>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [19] N. Carpenter y A. Grigorian, «Hyperopia,» *American Academy of Ophthalmology*, 2015. [En línea]. Disponible: <http://eyewiki.org/Hyperopia>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [20] Optotune, «Datasheet: EL-16-40-TC-VIS-20D Electrically Tunable Lens,» 20 Junio 2016. [En línea]. Disponible: <http://www.optotune.com/products/focus-tunable-lenses/electrical-lens-el-16-40-tc>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [21] Optotune, «Manual: Electrical Lens Driver 4,» 12 Agosto 2016. [En línea]. Disponible: <http://www.optotune.com/images/products/Optotune%20Lens%20Driver%204%20manual.pdf>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [22] H. Romo, J. Realpe y P. Jojoa, «Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano,» *Avances en Sistemas e Informática*, vol. 4, n° 1, pp. 127-136, 2007.
- [23] International Electrotechnical Commission, «International Electrotechnical Commission,» 20 Enero 2015. [En línea]. Disponible: <http://www.iec.ch/index.htm>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [24] Texas Instruments, «AMC1200/B Fully-Differential Isolation Amplifier,» 1 Julio 2015 [En línea]. Disponible: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/amc1200.pdf>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [25] G.tec Medical Engineering, «g.MOBILab+,» 2014. [En línea]. Disponible: <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.MOBILab-Specs-Features>. [Último acceso: 1 Mayo 2017].
- [26] A. Fridlund y J. Cacioppo, «Guidelines for Human Electromyographic Research,» *Psychophysiology*, vol. 23, n° 5, 1986.

ANEXOS

8.1. Anexo 1: Gráfica de Snellen

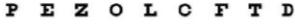
	1	20/200
	2	20/100
	3	20/70
	4	20/50
	5	20/40
 	6	20/30
	7	20/25
 	8	20/20
	9	20/15
	10	20/13
	11	20/10

Figura 19. Gráfica de Snellen [7].

8.2. Anexo 2: Sistema Óptico Controlable Electrónicamente (Dimensiones y Peso)

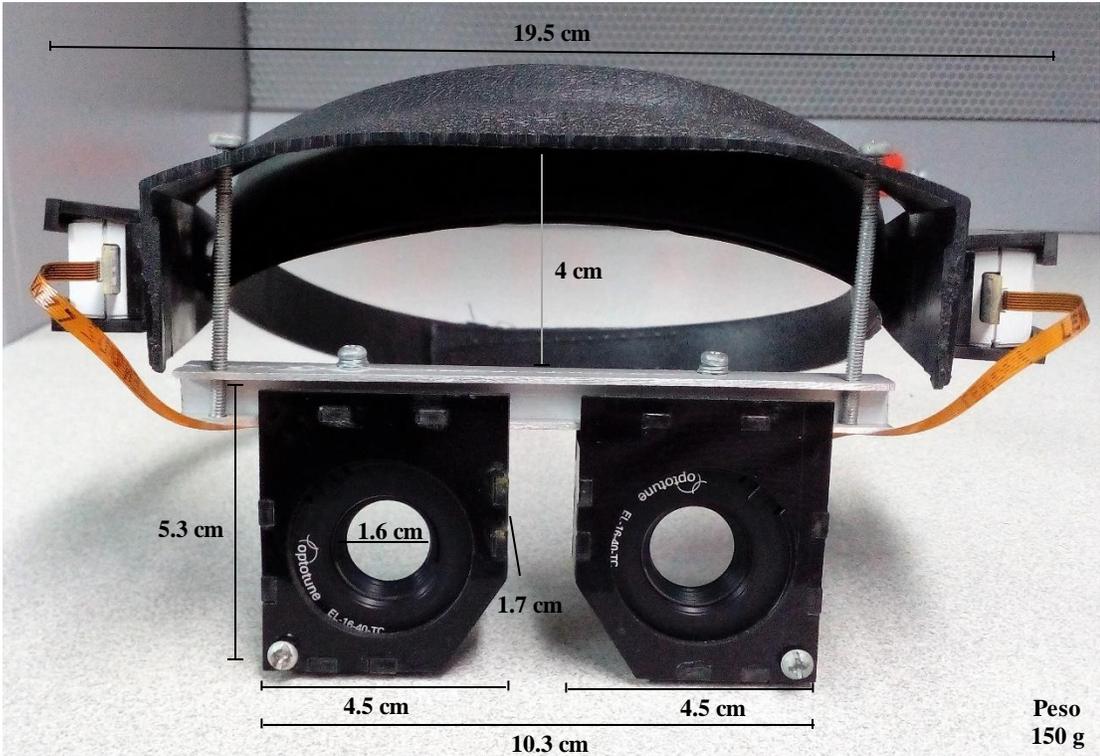


Figura 20. Sistema Óptico Controlable Electrónicamente.

8.3. Anexo 3: Diagrama de Bloques del Programa CONTROL-TGM1603 en LabView

A continuación se relacionan los diagramas de bloques del programa diseñado en LabView, utilizado para acoplar el sistema óptico electrónico con el sistema de adquisición de señales EMG con el fin de procesar las señales EMGS adquiridas y controlar la potencia óptica del sistema implementado a partir estas señales. Para una mejor visualización de cada uno de los bloques utilizados, se recomienda ampliar tamaño del documento en versión digital o abrir el programa CONTROL-TGM1603 en LabView (Anexos en CD).

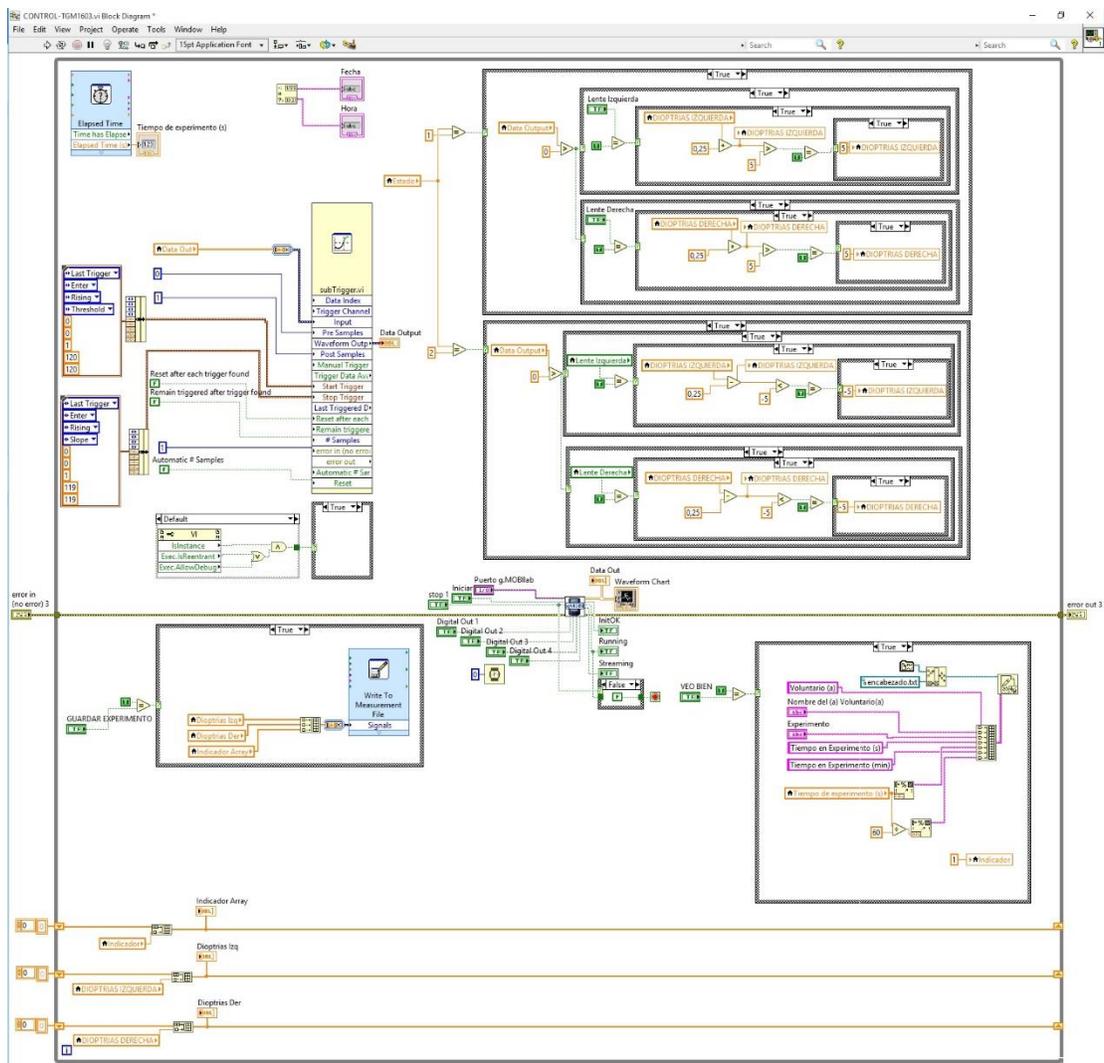


Figura 21. Diagrama de Bloques del Control de la Potencia Óptica de las Lentes a partir de la Adquisición de Señales EMGS.

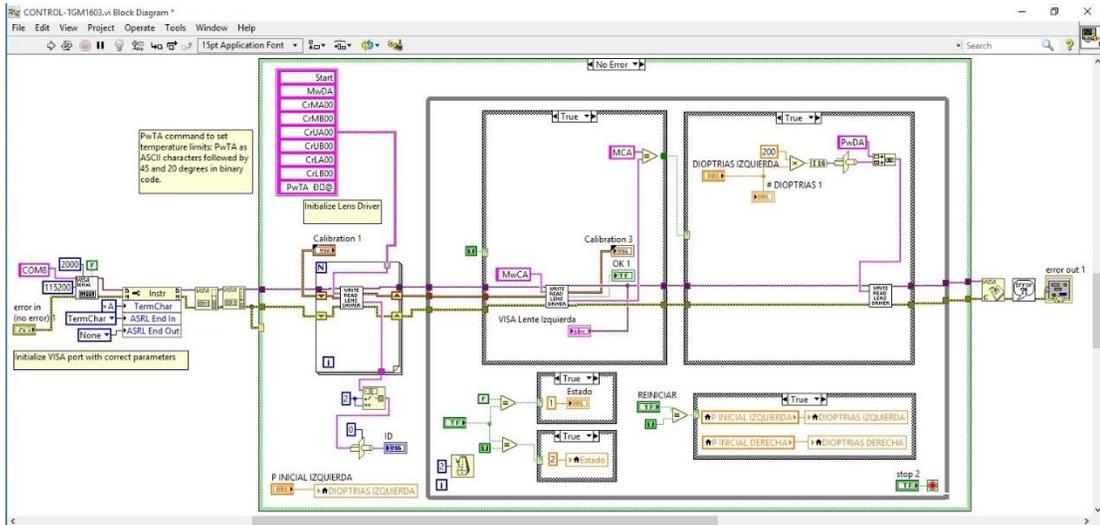


Figura 22. Programación del Modo de Operación de la Lente Izquierda.

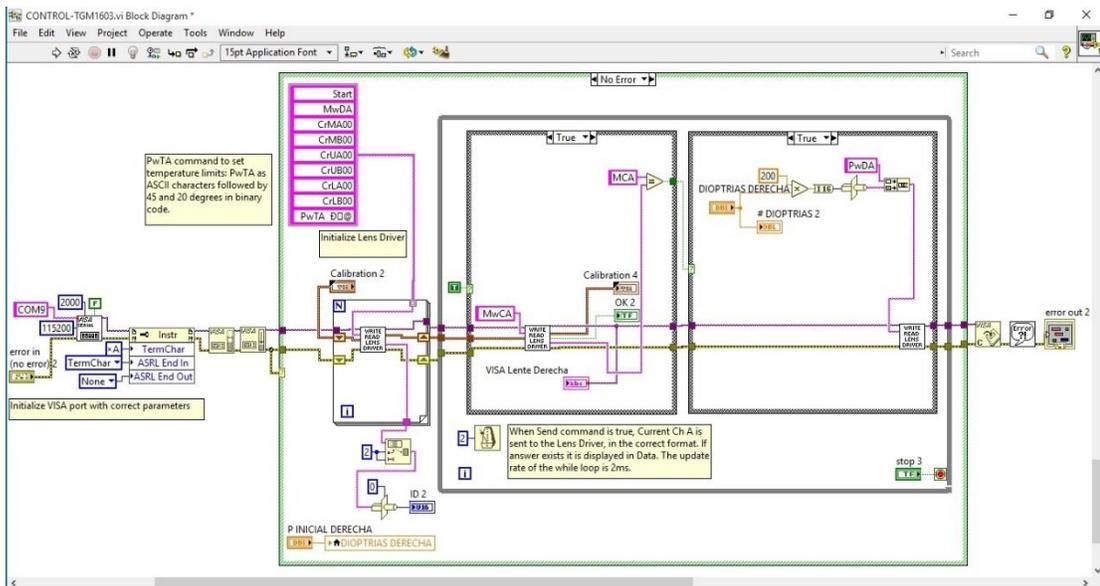


Figura 23. Programación del Modo de Operación de la Lente Derecha.

8.4. Anexo 4: Protocolo de pruebas

Para los experimentos a realizar, se debe tener en cuenta los siguientes elementos:

- Un computador portátil con mínimo cuatro (4) puertos USB disponibles.
 - En caso de no contar con cuatro (4) puertos USB disponibles, utilizar un multiconector USB.
 - Un dispositivo de adquisición de señales electromiográficas (EMG): g.MOBILab+.
 - Un sistema de lentes electrónicos con sus controladores: dos (2) lentes EL-16-40-TC-VIS-20D y dos (2) controladores Electrical Lens Driver 4.
 - Dos (2) extensiones para conexión USB.
1. El computador debe contar con el software LabView 2016 (64-bit) de National Instruments, con sus complementos y licencias completos para poder ejecutar el programa de adquisición de las señales EMG y del control del sistema óptico.
 2. Ubicar los elementos mencionados anteriormente en una mesa con dimensiones mínimas de: 60 cm de largo, 60 cm de ancho y una altura entre los 70 y 90 cm.
 3. Limpiar el área facial del voluntario de prueba, con toallas desechables, en donde se deben colocar los sensores (electrodos), en los músculos corrugadores superciliares, teniendo en cuenta las indicaciones de la Figura 21. Aplicar gel conductivo para electrodos activos (g.GAMMAgel) y fijar los electrodos en los puntos indicados con cinta micropore, teniendo en cuenta que el electrodo de color amarillo es el que se conecta a tierra.

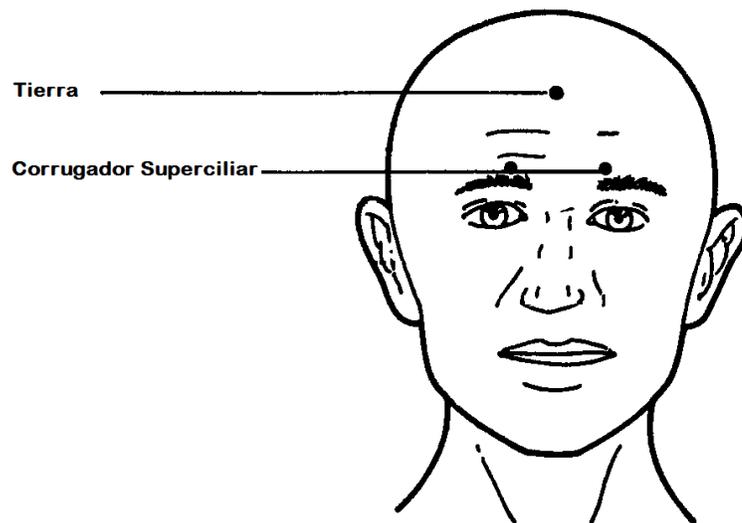


Figura 24. Guía de colocación de los electrodos en los músculos corrugadores superciliares [26].

4. Conectar los electrodos a la g.GAMMAbox para interconectar con el g.MOBILab+ teniendo en cuenta conectar el electrodo de color amarillo en la

entrada GND, y los electrodos de color gris en las entradas CH 9 y CH 10. Luego encender la g.GAMMAbox y el g.MOBILab+.

5. Conectar los dos dispositivos de conexión USB del g.MOBILab+ al computador portátil, necesarios para establecer la conexión vía Bluetooth, e inicializar el programa CONTROL-TGM1603.
6. Ubicar al voluntario de prueba en frente del computador portátil y colocarle el sistema óptico conformado por el par de lentes electrónicos con sus respectivos controladores, tal que dichos lentes queden ubicados delante de los ojos del voluntario.
7. Verificar que los lentes electrónicos estén conectados a sus controladores a través de sus conectores tipo Flex y proceder a conectar los controladores Electrical Lens Driver 4, al computador portátil a través de extensiones para conexión USB.
8. En la interfaz gráfica del programa CONTROL-TGM1603 inicializar las siguientes variables, de la siguiente forma:
Ingresar el nombre del voluntario.
Seleccionar el número de experimento que realiza el voluntario.
Puerto g.MOBILab: COM7 y habilitar el botón Iniciar.
Inicializar la potencia de las lentes en: P INICIAL IZQUIERDA y P INICIAL DERECHA, y habilitar los botones Lente Izquierda y Lente Derecha.
9. Ejecutar el programa CONTROL-TGM1603 con el botón “*Run Continuously*” de LabView.
10. Explicar al voluntario de prueba en que consiste el experimento:

Se ubicará una gráfica de Snellen a 4.7 metros de distancia del voluntario de prueba.

Posteriormente se le indicará al voluntario, que para realizar la prueba la potencia de las lentes se inicializa en cero (0) dioptrías para voluntarios miopes y en diferentes potencias (entre 1 y 5 dioptrías aleatoriamente) para voluntarios emétopes (con visión normal), y a través del proceso de bio-realimentación con señales electromiográficas, generando actividad con los músculos de su frente (frunciendo el ceño o levantando las cejas), el voluntario debe variar la potencia de las lentes electrónicas y de esta forma intentar ver en detalle la línea de la gráfica de Snellen que indica una agudeza visual igual a 20/20, momento en el que debe indicar que ve bien, a través del botón destinado para esto en la interfaz de usuario.

Se le indica al voluntario de prueba que cuando el botón que se encuentra en el panel frontal de la interfaz gráfica se encuentra de color azul, puede disminuir el valor de la fórmula de los lentes (potencia en dioptrías), y cuando este botón se encuentra de color verde puede aumentar el valor de la fórmula de los lentes (potencia en dioptrías), éste color lo puede cambiar el voluntario al hacer un clic sobre dicho botón.

Antes de la realización de las pruebas se le da a conocer a los voluntarios, un consentimiento informado, mediante el cual autorizan su participación en la presente investigación.

8.5. Anexo 5: Consentimiento Informado

Trabajo de Investigación	EVALUACIÓN DE LA MEJORA DE LA AGUDEZA VISUAL CON UN SISTEMA BIO-REALIMENTADO
Estudiante de Maestría en Ingeniería Electrónica	Rafael David Linero Ramos
Director del Trabajo de Investigación	Germán Yamhure Kattah
Universidad	Pontificia Universidad Javeriana – Bogotá
Documento	Consentimiento Informado

Este formulario de consentimiento informado se dirige a personas voluntarias, invitadas a participar en los experimentos del trabajo de investigación: **EVALUACIÓN DE LA MEJORA DE LA AGUDEZA VISUAL CON UN SISTEMA BIO-REALIMENTADO**. (Se le dará una copia del Documento completo de Consentimiento Informado)

INTRODUCCIÓN

En la presente investigación se está trabajando en comprobar si es posible mejorar la agudeza visual, utilizando un sistema bio-realimentado a partir de señales generadas por los músculos del cuerpo humano, con el fin de comprobar si es posible mejorar errores de refracción tales como: miopía, hipermetropía y/o presbicia.

SELECCIÓN DE PARTICIPANTES

Estamos invitando a personas con visión normal o con errores de refracción tales como, miopía, hipermetropía y/o presbicia, con valores entre -4 y 4 dioptrías, para participar en la investigación.

PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo. Usted puede cambiar de idea más tarde, en caso de no sentirse cómodo al momento de la realización de los experimentos y dejar de participar aun cuando haya aceptado antes. Los datos resultantes de los experimentos serán publicados de manera anónima en los reportes de la investigación.

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO

He sido invitado a participar en la investigación: EVALUACIÓN DE LA MEJORA DE LA AGUDEZA VISUAL CON UN SISTEMA BIO-REALIMENTADO.

Entiendo que utilizaré un sistema compuesto por tres (3) dispositivos electrónicos: un computador portátil, un dispositivo que adquiere, a través de tres sensores colocados sobre la piel, las señales producidas por mis músculos y un sistema de lentes electrónicos, colocados con una estructura alrededor de mi cabeza, para que los lentes queden ubicados delante de mis ojos. Interactuaré con el sistema intentando observar en detalle o leer imágenes de referencia, controlando los lentes electrónicos al generar actividad con los músculos de mi frente (frunciendo el ceño o levantando las cejas).

He sido informado que los riesgos son mínimos, teniendo en cuenta que me encuentro aislado de las fuentes de energía del sistema.

Sé que puede que no haya beneficios para mi persona y que no se me recompensará más allá de los gastos de traslado en caso de ser necesarios.

Sé que un beneficio puede ser la inclusión de mi nombre en los agradecimientos de los reportes de la presente investigación, en caso que yo autorice.

Se me ha informado que los datos resultantes en los experimentos, serán utilizados para realizar análisis y publicarlos de forma anónima en los reportes de la presente investigación.

Se me ha proporcionado claramente los nombres de las personas responsables de esta investigación, que pueden ser fácilmente contactados en la Maestría en Ingeniería Electrónica, en la Pontificia Universidad Javeriana – Bogotá, y además que uno de los investigadores estará a cargo del acompañamiento en la realización de los experimentos.

He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado.

Consiento voluntariamente participar en esta investigación como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin que me afecte en ninguna manera.

Nombre del Participante _____

Número de Identificación _____

Fecha día / mes / año _____

Autorizo mi Inclusión en los Agradecimientos de la Investigación Si () No ()

Firma del Participante _____

Nombre del Investigador _____

Número de Identificación _____

Fecha día / mes / año _____

Firma del Investigador _____

Ha sido proporcionada al participante una copia de este documento de Consentimiento Informado _____ (visto bueno e iniciales del investigador).

8.6. Anexo 6: Ampliación de Resultados de Pruebas Realizadas con Voluntarios

A continuación, se relacionan las gráficas de un experimento completo (desde la potencia óptica inicial hasta la potencia óptica final fijada por el sujeto en las lentes para mejorar su agudeza visual), realizado el día uno (1) y un experimento similar realizado el día cuatro (4).

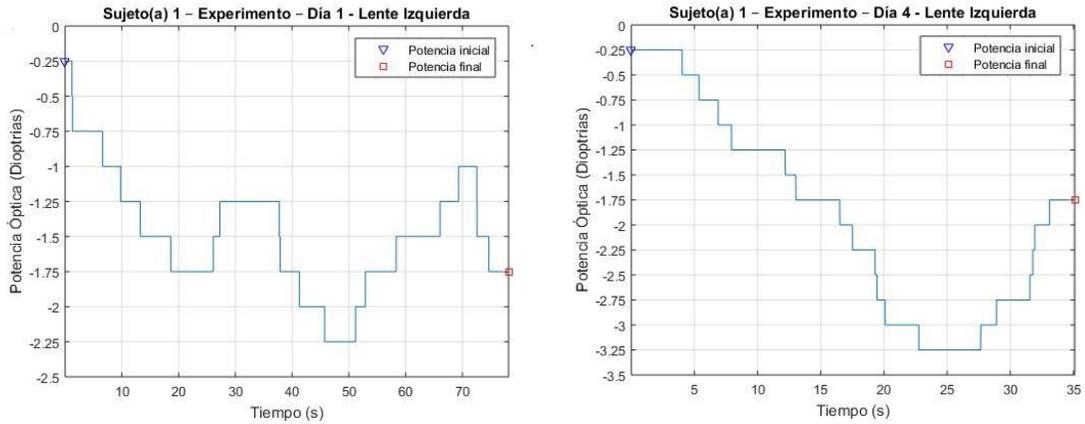


Figura 25. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).

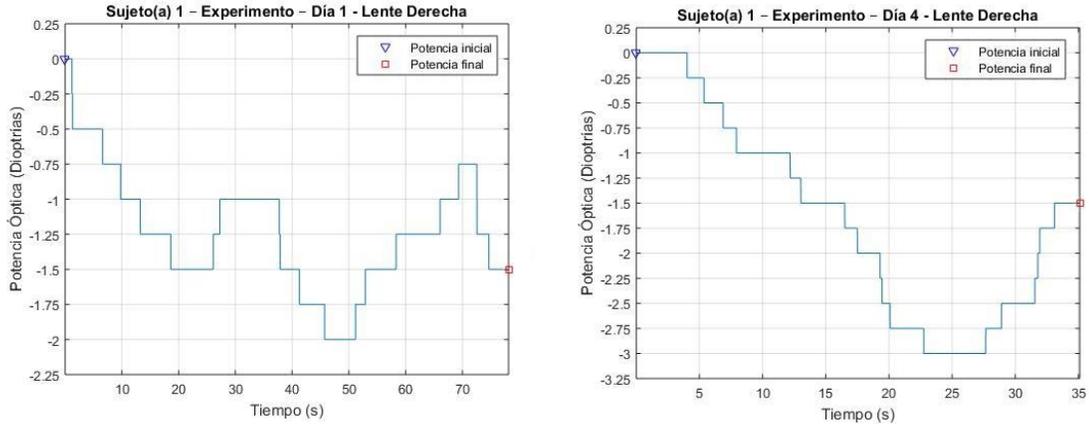


Figura 26. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 1 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).

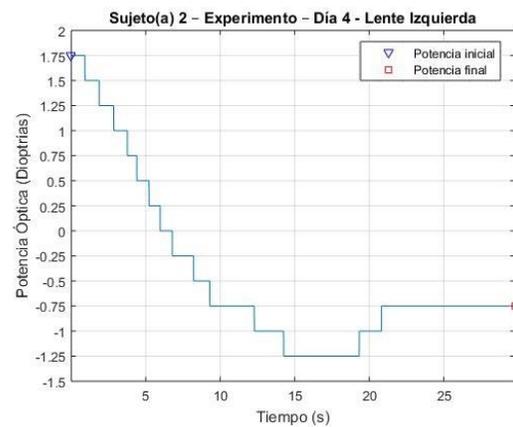
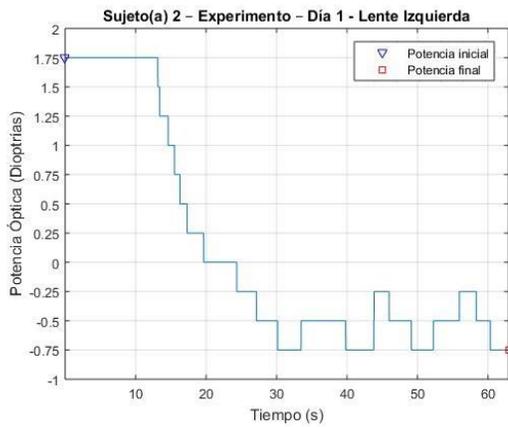


Figura 27. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 2 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).

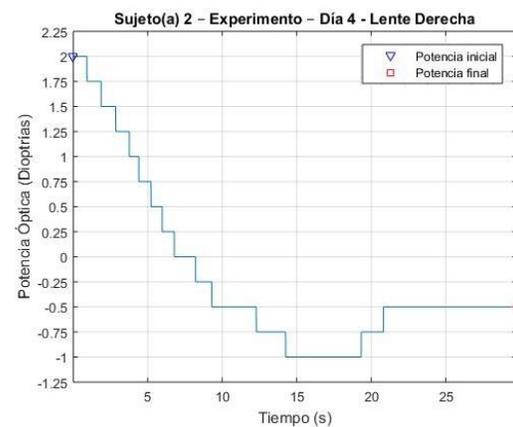
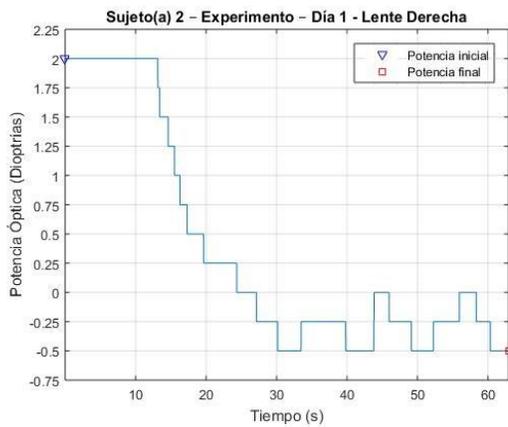
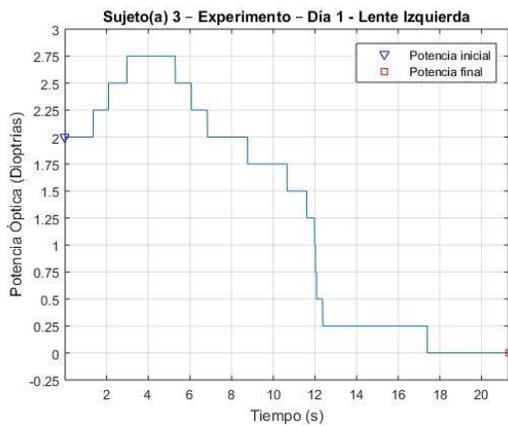


Figura 28. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 2 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).



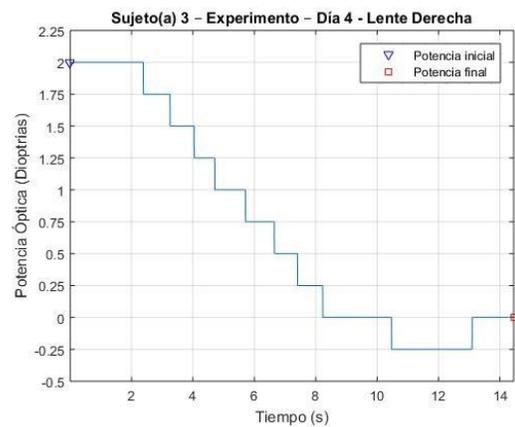
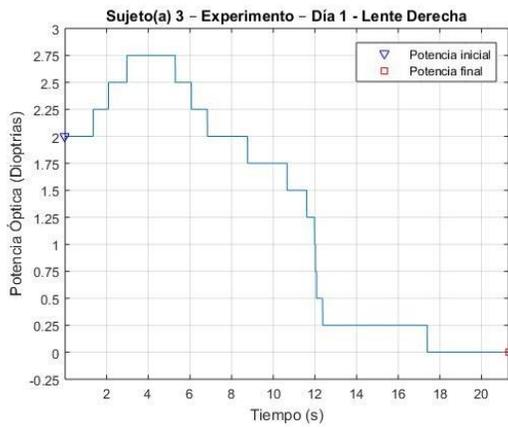


Figura 30. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 3 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).

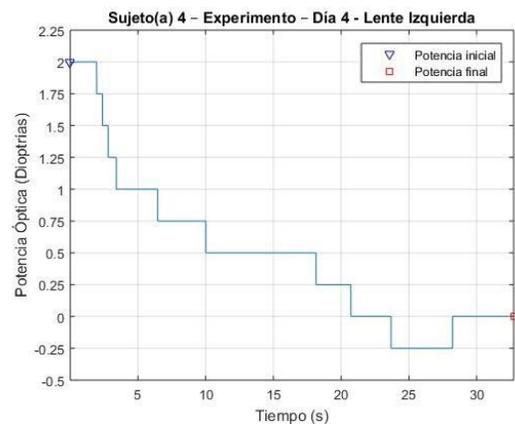
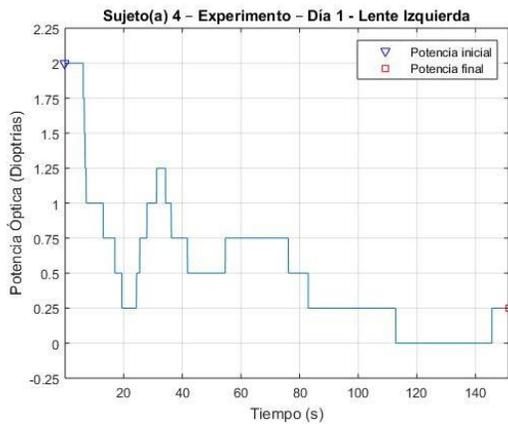


Figura 31. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 4 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).

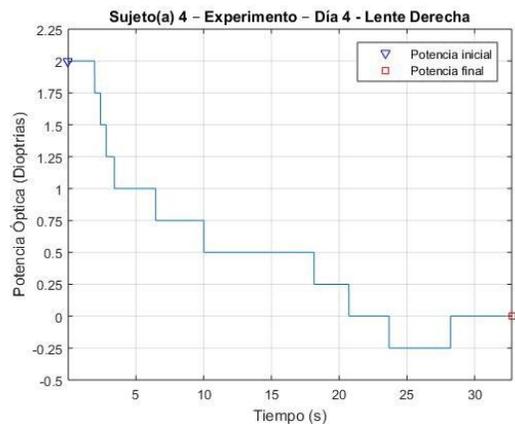
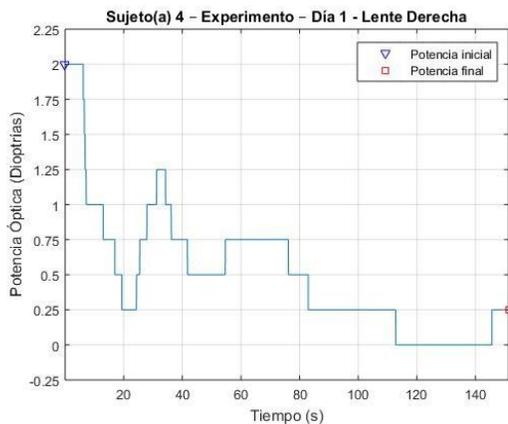


Figura 32. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 4 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).

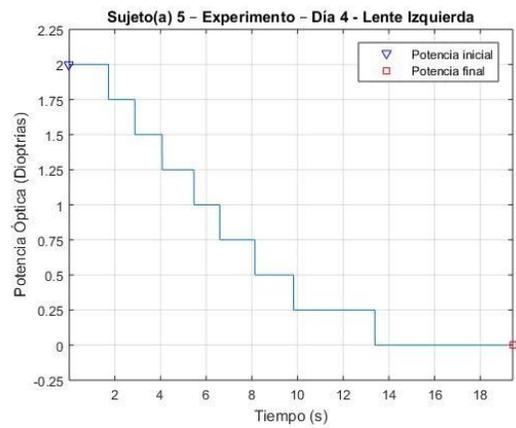
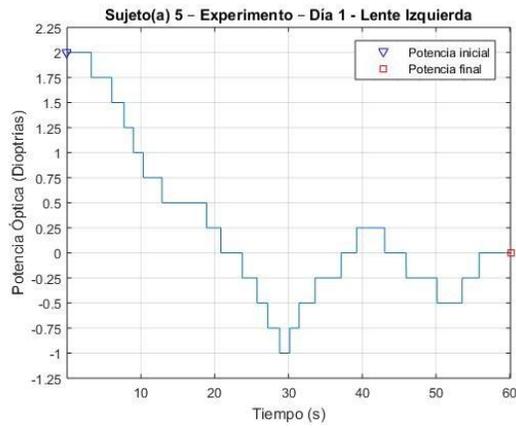


Figura 33. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 5 (Lente Izquierda - Día 1 Vs. Día 4).

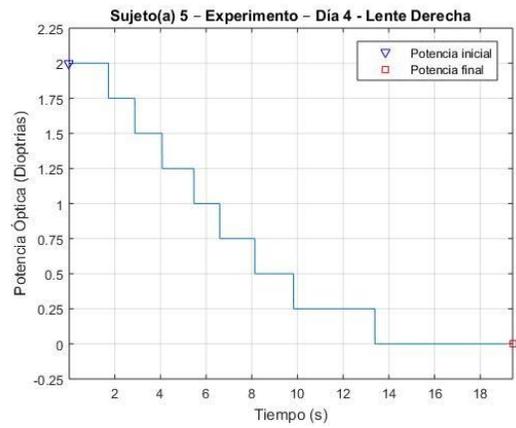
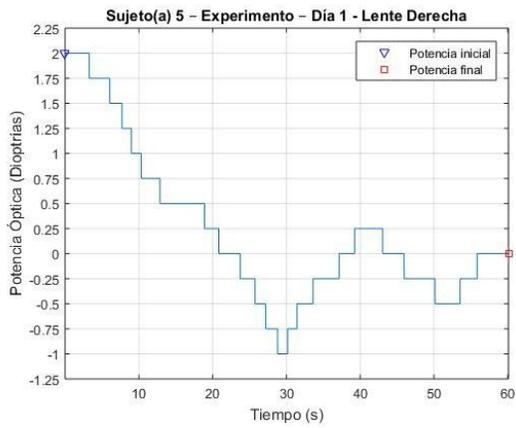


Figura 34. Comparación de resultados en experimentos realizados con sujeto de prueba 5 (Lente Derecha - Día 1 Vs. Día 4).