



PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA

---

# Control de un sistema óptico mediante señales electromiográficas

---

*Autores:*

Eduar Stiven Infante Ayala  
Juan Felipe Maldonado Salcedo

*Director:*

Ing. Germán Yamhure Kattah, MSc

Tesis de trabajo de grado 1903

2 de diciembre de 2019

## Resumen

Los lentes *Optotune* controlados electrónicamente permiten variar su potencia óptica desde -10 hasta 10 dioptrías, gracias a ello se han elegido en este proyecto para corregir problemas relacionados con la vista como lo son: presbicia, miopía e hipermetropía los cuales son problemas de tipo esférico que se pueden corregir con un lente positivo o negativo. En este trabajo se propone usar unos lentes como los mencionados anteriormente para reemplazar los lentes progresivos que se ven obligadas a usar las personas con presbicia. Adicionalmente, se desea realizar el control de los lentes por medio de señales electromiográficas tomadas de la frente del usuario, de tal forma que si la persona levanta las cejas indica que quiere ver a una distancia lejana y por ende una disminución de la potencia óptica, si la persona frunce el ceño indica que quiere ver a una distancia cercana y por ende un aumento de la potencia óptica y si la persona no realiza ningún gesto no habría variación de la misma. Estos gestos se eligieron puesto que es la forma mas natural de realizar el control de los lentes y no intervienen de forma directa en el proceso de acomodación del cristalino. Por ultimo, se plantea la hipótesis de si una persona usando los lentes podría delegar potencia óptica a estos y reducir posiblemente la fatiga visual lo cual según los resultados obtenidos se ha demostrado que luego de un proceso de aprendizaje es posible que la persona delegue potencia óptica a los lentes.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>6</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>7</b>
<b>3. Marco teórico</b>	<b>10</b>
3.1. Electromiografía . . . . .	10
3.2. Proceso de acomodación . . . . .	11
3.3. Fatiga visual . . . . .	12
<b>4. Objetivo del proyecto</b>	<b>13</b>
4.1. Objetivos . . . . .	13
4.1.1. Objetivos Generales . . . . .	13
4.1.2. Objetivos específicos . . . . .	13
4.2. Descripción del Proyecto . . . . .	13
4.3. Experimentos . . . . .	15
4.3.1. Procedimiento . . . . .	15
4.4. Montaje Físico . . . . .	15
4.5. Base de datos . . . . .	15
<b>5. Desarrollo</b>	<b>16</b>
5.1. Diagrama de bloques . . . . .	16
5.1.1. <i>Hardware</i> . . . . .	16
5.1.2. <i>Software</i> . . . . .	25
5.2. Diagrama de Flujo . . . . .	27
5.3. Montaje físico . . . . .	30
5.4. Base de datos . . . . .	32
<b>6. Protocolo de pruebas</b>	<b>34</b>
6.1. Pruebas sobre el PCB . . . . .	34
6.2. Protocolo de experimentos . . . . .	34
6.2.1. Descripción de Protocolos . . . . .	35
6.2.2. Experimentos . . . . .	37
<b>7. Análisis de resultados</b>	<b>39</b>
7.1. Resultados Experimentos . . . . .	39
7.1.1. Corrección de potencia Óptica . . . . .	39
7.1.2. Respuesta paso . . . . .	40
7.1.3. Capacidad de acomodación . . . . .	42
7.1.4. Modificación del enfoque . . . . .	45
<b>8. Conclusiones y recomendaciones</b>	<b>46</b>
8.1. Conclusiones . . . . .	46
8.2. Recomendaciones y trabajos futuros . . . . .	46
<b>9. Anexos</b>	<b>47</b>
<b>Bibliography</b>	<b>49</b>

# Índice de figuras

2.1. Gafas progresivas (tomado de [1]). . . . .	7
2.2. Prototipo diseñado en la universidad de Stanford (tomado de [2]). . . . .	8
2.3. Montaje realizado por el ingeniero Juan Diego Barco (tomado de [3]). . . . .	8
3.1. Músculos superiores de la cara (tomado de [4]). . . . .	10
3.2. Posición de los electrodos en la frente. . . . .	11
3.3. Acomodación del cristalino (tomado de [5]). . . . .	11
4.1. Diagrama de bloques general. . . . .	14
5.1. Diagrama de bloques. . . . .	16
5.2. Electrodo Pasivos, tomado de [6] . . . . .	17
5.3. Esquemático interno del amplificador de instrumentación AD8221, tomado de [7] . . . . .	17
5.4. Circuito amplificador de instrumentación . . . . .	18
5.5. Señal de entrada (rojo) y salida (verde) . . . . .	18
5.6. Simulación, salida del filtro de realimentación . . . . .	18
5.7. Circuito amplificador de instrumentación (DC de 0.1 Hz) . . . . .	19
5.8. Simulación amplificador de instrumentación (DC de 0.1 Hz) . . . . .	19
5.9. Filtro Notch a 60 Hz . . . . .	19
5.10. Simulación Monte Carlo (Filtro Notch a 60 Hz) . . . . .	20
5.11. Filtro pasa-altas a 10 Hz . . . . .	20
5.12. Simulación del filtro pasa-altas . . . . .	20
5.13. Filtro pasa-bajas a 500 Hz . . . . .	21
5.14. Simulación del filtro pasa-bajas . . . . .	21
5.15. Diseño de la PCB. . . . .	22
5.16. PCB terminada . . . . .	22
5.17. Salida del amplificador de instrumentación . . . . .	23
5.18. Salida del filtro Notch . . . . .	23
5.19. Salida del filtro pasa-altas . . . . .	23
5.20. Salida del filtro pasa-bajas . . . . .	24
5.21. Sensor Ultrasónico HC-CR04, tomado de [8] . . . . .	24
5.22. Lentes electrónicos <i>Optotune</i> EL-16-40-TC-VIS-20D, tomado de [9] . . . . .	25
5.23. Interfaz gráfica en LabVIEW . . . . .	26
5.24. Diagrama de flujo (mayor resolución ver anexo 3) . . . . .	28
5.25. Gafas de Realidad Virtual . . . . .	30
5.26. Prototipo Final . . . . .	30
5.27. Caja PCB . . . . .	31
5.28. Controles deslizantes en LabVIEW . . . . .	31
5.29. Mando inalámbrico . . . . .	32
5.30. Relaciones de la base de datos . . . . .	32
5.31. Base de Datos . . . . .	33
6.1. Espacio para realizar experimento en un ambiente controlado . . . . .	34
6.2. Ubicación de los electrodos . . . . .	36
7.1. Resultados Corrección potencia óptica . . . . .	39
7.2. Resultados Corrección potencia óptica aplicado a una persona mayor de 45 con presbicia . . . . .	40
7.3. Resultados de respuesta paso de lejos a cerca . . . . .	41
7.4. Resultados de respuesta paso de lejos a cerca . . . . .	41
7.5. Resultados de respuesta paso de cerca a lejos en una persona mayor a 45 años y con presbicia . . . . .	42

7.6. Resultados de respuesta paso de cerca lejos en una persona mayor a 45 años y con presbicia	42
7.7. Resultados de la capacidad de acomodación positiva . . . . .	43
7.8. Resultados de la capacidad de acomodación positiva, en una persona mayor a 45 años y con presbicia . . . . .	43
7.9. Resultados de la capacidad de acomodación negativa . . . . .	44
7.10. Resultados de la capacidad de acomodación negativa . . . . .	44
7.11. Resultados de la modificación del enfoque . . . . .	45
7.12. Resultados de la modificación del enfoque, en un usuario con presbicia . . . . .	45

# Índice de cuadros

3.1. Capacidad de acomodación según la edad (datos tomados de [10]). . . . .	12
--	----

# Capítulo 1

## Introducción

El ojo humano tiene la capacidad de enfocar a diversas distancias por medio de un proceso llamado acomodación, dicho proceso se encarga de cambiar la curvatura del cristalino modificando su espesor, por ende modificar la potencia óptica, por medio del musculo ciliar. La potencia óptica se calcula con el inverso de su longitud focal (distancia focal) expresada en metros y su unidad es la dioptría. Si el ojo enfoca a una distancia lejana o tendiendo al infinito la potencia óptica teórica es igual a 0 dioptrías y el musculo ciliar estará relajado, lo que implica que el espesor del cristalino es mínimo, si por el contrario, se esta enfocando un objeto cercano, por ejemplo a 30 cm, esto implica un aumento de la potencia óptica a 3.333 dioptrías, en este caso el musculo ciliar presentara contracción y aumentara el espesor del cristalino.

Dado que este proceso implica la contracción de los músculos ciliares y el cambio del espesor del cristalino, al contraer los músculos por un periodo de tiempo prolongado de tiempo se pueda presentar fatiga ocular [11]. El proceso de acomodación del cristalino junto a otros factores, hacen que con el paso del tiempo la capacidad de enfocar distancias cercanas se vea afectada y se pierda, a esto se le conoce como presbicia [12].

Para ayudar a las personas con perdida de la capacidad de acomodación existen varios lentes como lo son los bifocales [13], o los lentes progresivos [14] los cuales disponen de áreas en el lente para efectuar un enfoque a diferentes distancias. Por otro lado existen los lentes ajustables [15], los cuales por medio de un dial permiten realizar un ajuste del enfoque. Una descripción mas extensa se encuentra en el capítulo 2 de Antecedentes. Sin embargo, el uso de estos lentes se encuentra limitado, ya sea por las áreas a una potencia óptica fija, o por limitantes en los máximos y mínimos de distancias a las cuales pueden enfocar. Dada la problemática y el estado del arte se proponen gafas que tengan lentes electrónicos que permitan efectuar variaciones en la potencia óptica, y que se puedan controlar a voluntad del usuario.

En el actual proyecto daremos continuación al trabajo de grado realizado por el ingeniero Juan Diego Barco [3], el cual es un sistema bio-realimentado por electrodos, que detectan la señal EMG de músculos en la frente, para controlar, mediante la actividad muscular que se genera al realizar gestos, a la potencia óptica de lentes electrónicamente controlables, esta potencia óptica esta relacionada con la medición de distancia, mediante un sensor ultrasónico. El sistema también cuenta con el constante monitoreo por video grabado con la cámara integrada en el PC. Este sistema esta controlado con el software de LabVIEW que permite exportar los datos sensados por los electrodos, la potencia óptica, la distancia del objeto y el video realizado en el experimento.

Motivados en lo anterior, se realizaron avances sobre el prototipo, cambiando los electrodos activos que se usaron en el trabajo de grado anterior [3], por electrodos pasivos, lo cual implicó la adecuación de la señal EMG para los electrodos pasivos, se cambio el cuerpo físico, con un montaje que permite utilizar el prototipo de manera cómoda para los usuarios, y de este modo realizar experimentos que impliquen periodos de tiempo mas prolongados. Se adecuó un espacio para realizar experimentos en un ambiente controlado, que puede ser utilizado para futuros trabajos de grado, se realizaron modificaciones en el programa implementado en LabVIEW y el diagrama de flujo correspondiente, finalmente se creó una base de datos relacionada donde se almacenan los datos de los experimentos y de los usuarios en una estructura de datos. En los capítulos de objetivos y desarrollo se realiza una descripción extensa de los apartados mencionados.

El desarrollo y modificación del laboratorio experimental permite cumplir con el objetivo de evaluar cuanta potencia óptica delega un usuario al usar un sistema de lentes controlados electrónicamente, mientras realiza una actividad por un periodo de tiempo determinado.

## Capítulo 2

# Antecedentes

Por varios siglos se han desarrollado diferentes lentes para mejorar o corregir la visión humana, incluso desde finales del siglo XIII en donde un monje creó las primeras gafas de la historia propiamente dichas, cabe resaltar que antes de esto ya existían estudios sobre la cornea humana y los efectos de los rayos de luz en espejos y lentes, todo esto fue la base teórica para la creación de las gafas [16]. Actualmente existen diferentes clases de lentes, se usan lentes negativos para corregir la miopía, lentes positivos para la hipermetropía y una lente asimétrica para el astigmatismo [17].

La presbicia también conocida como vista cansada, es una condición que afecta a una gran parte de la población provocando pérdida gradual de la vista. De tal forma que la persona no logra enfocar objetos cercanos y este punto se hace cada vez más distante [18]. Los lentes bifocales, luego de ellos los tri-focales y por último los progresivos han sido la solución más eficiente para la presbicia en el último siglo. Estos permiten corregir la visión a diferentes distancias, ya que disponen en su parte superior un lente para distancia lejana, en la parte central para distancia intermedia y en la parte inferior para distancia cercana, como se ilustra en la figura 2.1. Estas gafas permiten que el usuario vea a través del lente adecuado según la distancia a enfocar, por ejemplo si desea leer el periódico tendría que usar el lente inferior el cual proporciona la mayor potencia óptica siendo este para distancias cercanas [1].

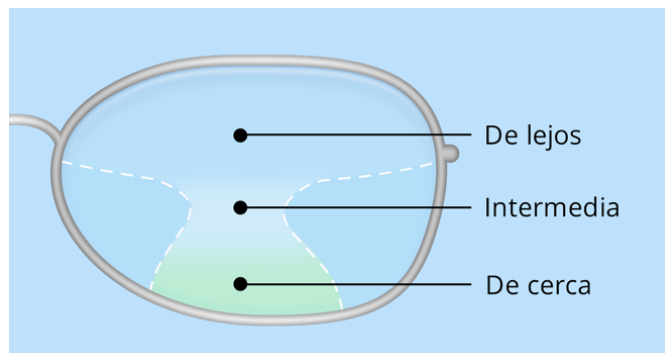


Figura 2.1: Gafas progresivas (tomado de [1]).

En los lentes progresivos se pueden presentar varias dificultades, no solo el hecho de que la persona se ve obligada a mover constantemente su cabeza, sino también la separación física entre los lentes, otro problema es la potencia óptica fija en los 3 lentes ya mencionados, puesto que si el usuario desea enfocar varios puntos entre 10 cm y 3 m, lo logrará ver claramente aun usando las 3 zonas que proporciona estos lentes progresivos [19]. Debido a esto, en la actualidad existen diferentes prototipos o modelos de lentes a los cuales se les puede variar su potencia óptica. Estos lentes varían su espesor o curvatura, logrando cambiar físicamente la estructura del mismo, en la mayoría de los casos mediante presión mecánica o algún tipo de excitación eléctrica. El control que permite realizar este cambio se ha diseñado de varias formas, en algunos casos mediante un dial o perilla ajustable el cual le permite controlar la potencia óptica directamente al usuario [20]. En un caso bastante particular en la universidad de Stanford, se hace el control de forma automática calculando la distancia entre los lentes y el objeto de interés, para finalmente realizar la variación de potencia óptica según el punto que se desea enfocar [2].



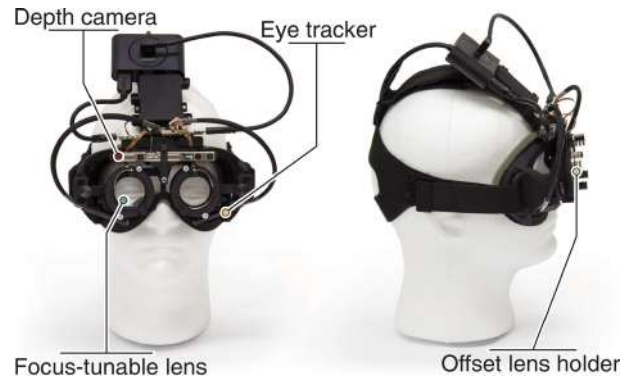


Figura 2.2: Prototipo diseñado en la universidad de Stanford (tomado de [2]).

Como punto de partida nos basaremos en el trabajo realizado por el ingeniero Juan Diego Barco [3]. En donde hace uso de unos lentes marca *Optotune*, que permiten ser controlados electrónicamente, mediante una bobina que modifica una membrana de polímero elástico que contiene un fluido óptico. Esta membrana al recibir una excitación electrónica, proveniente de su correspondiente driver, genera una variación en su curvatura y por ende un cambio en la potencia óptica que aporta los lentes. En la figura 2.3 se muestra el montaje para los lentes diseñado por el Ingeniero Juan Diego Barco.

Se realizó el control de la potencia óptica mediante señales electromiográficas provenientes de la frente del usuario, usando electromiografía de superficie que permite medir la señal directamente del musculo. Según el gesto que la persona realice, levantar la cejas o fruncir el ceño, se detecta una variación en la señal que permite diferenciar un gesto del otro. El principal problema es el ruido eléctrico que interfiere en la señal medida, ya que a pequeñas variaciones de las condiciones de la medición realizada, genera señales muy diferentes.

Adicionalmente, en el trabajo hecho por el Ingeniero Juan Diego [3] se realizó un laboratorio en donde se consigna en LabVIEW las mediciones electromiográficas, los datos del sistema de control y el monitoreo realizado mediante una cámara web *Logitech*. Para esto se diseña un circuito de adecuación de la señal EMG y la entrega a un módulo de adquisición de datos de *National Instruments*, realiza la conversión de analógica a digital de 16 bits que luego se entrega a la plataforma de LabVIEW para su procesamiento digital. En la misma plataforma se realiza el control que permite diferenciar entre la señal generada por el gesto de fruncir el ceño y levantar las cejas. Un gran problema en esta sección es que los gestos no son fácilmente diferenciables debido al ruido eléctrico y segundo la forma en que el usuario realice el gesto, debido a las variaciones anatómicas entre individuos estos podrían aplicar diferente fuerza a los gestos. En algunos casos se hace necesario que el usuario aplique mayor fuerza entre un gesto y el otro.



Figura 2.3: Montaje realizado por el ingeniero Juan Diego Barco (tomado de [3]).

Otro soporte adicional para este proyecto es la tesis de maestría realizada por el ingeniero Rafael David Lineros Ramo [21], en donde se presenta la evaluación de la agudeza visual con un sistema bio-realimentado mediante señales electromiográficas, para esto se usaron los lentes *Optotune* ya mencionados los cuales permiten la variación de la potencia óptica. El objetivo principal de este proyecto fue comprobar

si con dichos lentes era posible corregir o mejorar errores de refracción oculares como lo son miopía, hipermetropía y presbicia. Luego de realizar los correspondientes experimentos con el test de Snellen, Rafael Lineros indico en su tesis que los sujetos de prueba en un 90 % veían en detalle la linea que indica visión 20/20 graduando la potencia óptica con los lentes controlados electrónicamente. Según lo dicho anteriormente, se comprueba el correcto funcionamiento de los lentes para su correspondiente control mediante señales EMG y el posterior planteamiento de si las personas podrían delegarle potencia óptica a los lentes y por ende disminuir la fatiga visual, objeto de estudio de este proyecto.

## Capítulo 3

# Marco teórico

### 3.1. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es la rama o técnica usada para la captura y análisis de señales generadas por la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos. La EMG es usada como herramienta de evaluación en áreas como investigación aplicada, fisioterapia, entrenamiento deportivo, entre otras. La señal eléctrica producida durante la activación del músculo, también conocida como señal mioeléctrica, es producida por pequeñas corrientes generadas por el intercambio de iones. La electromiografía de superficie (SEMG) permite obtener información sobre la función y conducción muscular, mediante electrodos ubicado sobre la piel para obtener la señal mioeléctrica. Cuando la señal se obtiene de músculos específicos como hombros o tronco superior en configuración monopolar, la mayoría de las veces esta señal es contaminada por señales de electrocardiograma, para lo cual es conveniente medir en configuración diferencial [22].

Hay muchos factores que afectan la señal electromiográfica, como las características de los tejidos, ruido externo, la ubicación incorrecta de los electrodos, etc. La captura de la señal EMG de superficie es un método seguro, catalogado como fácil y no invasivo. Este método permite conocer la función muscular observando la energía del músculo en reposo y supervisando sus cambios sin tener que penetrar la piel. Sus aplicaciones en el área de la medicina están ligadas a la evaluación de enfermedades neurológicas y neuromusculares, sin embargo también desempeña un papel importante en biomecánica [23].

Para nuestro caso particular analizaremos la señal EMG proveniente de los músculos de la frente, ya que estos son los encargados de generar las expresiones faciales las cuales usaremos para el control de los lentes. Estas expresiones permiten realizar el control de forma relativamente natural en la medida en que están cerca del ojo, aunque estrictamente hablando no intervienen en el proceso de acomodación, para esto usaremos 2 electrodos de superficie en modo diferencial y un tercer electrodo para la referencia. La señal EMG que se registra con los electrodos de superficie puede ser contaminada con la señal proveniente de músculos adyacentes, para esto se debe tener total claridad del músculo del cual se extrae la señal y el correcto posicionamiento de los electrodos. En la figura 3.1 se muestran los músculos que corresponden a la parte superior de la cara.

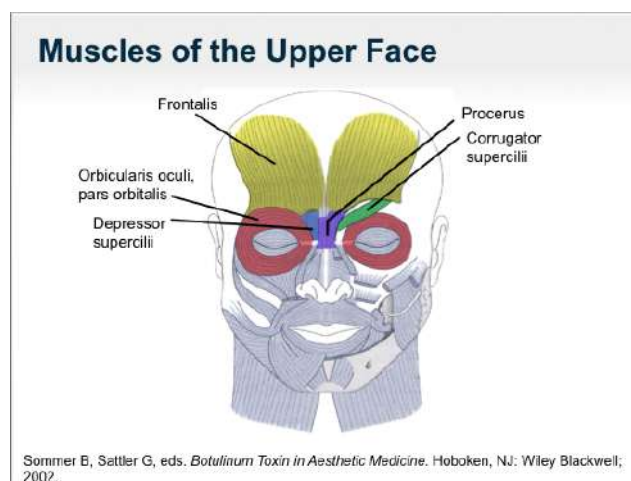


Figura 3.1: Músculos superiores de la cara (tomado de [4]).

Teniendo en cuenta lo anterior, se propone ubicar los electrodos en el músculo *Frontalis*, de tal forma que se obtenga la señal EMG y disminuya el ruido de los músculos adyacentes. Se debe poner un electrodo de referencia en la parte superior de la frente y 2 de forma vertical sobre el músculo [4]. En la figura 3.2 se muestra la configuración planteada para el posicionamiento de los electrodos.

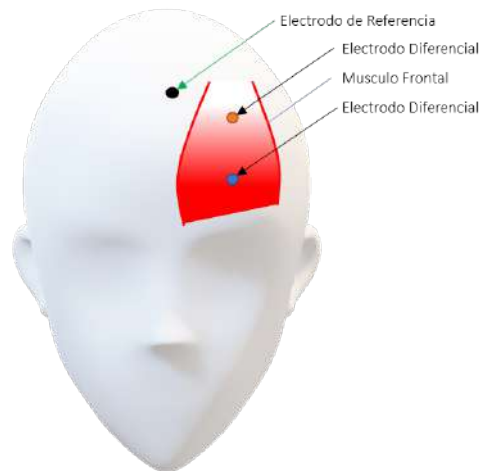


Figura 3.2: Posición de los electrodos en la frente.

### 3.2. Proceso de acomodación

El cristalino es una estructura transparente biconvexo, flexible y vascular: Está ubicado en el segmento anterior del ojo, tras el humor acuoso y el iris, separando estos del humor vítreo. Esta estructura evoluciona durante toda la vida mediante la creación de nuevas capas en su interior, su tamaño puede aumentar desde 3.5mm de espesor (recién nacido) hasta los 4.5mm (adulto mayor) y desde los 6mm de diámetro hasta los 9.5mm [5].

El proceso de acomodación es la función principal del cristalino en donde este desvía los rayos de luz para formar una imagen nítida sobre la retina con independencia de la distancia a la que se encuentre el objeto, dicho en otras palabras, adapta la visión a distintas distancias (visión próxima, media o lejana). Esto se logra mediante un incremento de su espesor y de la curvatura de las superficies del cristalino, gracias a la contracción de los músculos ciliares [24]. En la figura 3.3 se observa el cristalino como una estructura de color blanco la cual cambia de forma entre visión próxima y lejana.

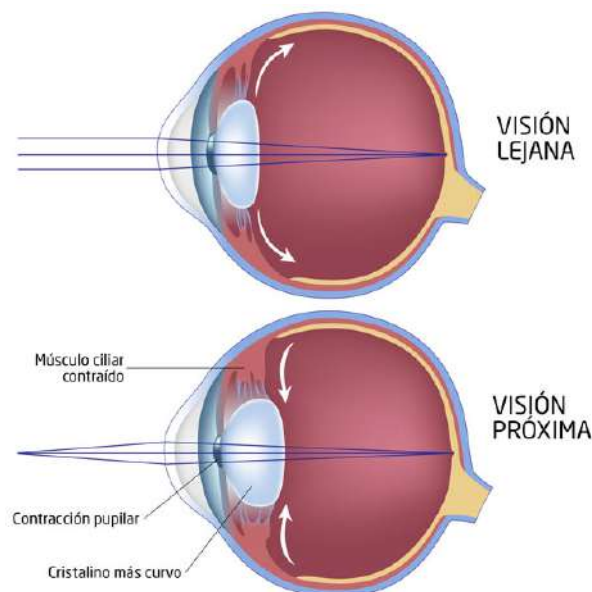


Figura 3.3: Acomodación del cristalino (tomado de [5]).

A la distancia mas cercana en la que el ojo puede enfocar se le conoce como punto próximo. En personas jóvenes (niños y adolescentes), este punto se encuentra entre los 7 y 10 cm con una potencia óptica hasta de 14 dioptrías. La capacidad de acomodación ocular va disminuyendo con la edad, normalmente se evidencia a partir de la cuarta década de vida en donde esta capacidad a disminuido hasta tan sólo 3 o 4 dioptrías [10]. Varios autores han desarrollado métodos para medir la acomodación del cristalino, el método de Donders muestra los resultados de experimentos donde se midió la amplitud de acomodación según la edad, como se muestra en el cuadro 3.1.

EDAD	AMPLITUD	EDAD	AMPLITUD
10	14 D	45	3.5 D
15	12 D	50	2.5 D
20	10 D	55	1.75 D
25	8.5 D	60	1 D
30	7 D	65	0.5 D
35	5.5 D	70	0.25 D
40	4.5 D	75	0 D

Cuadro 3.1: Capacidad de acomodación según la edad (datos tomados de [10]).

### 3.3. Fatiga visual

Día a día nuestros ojos hacen variaciones en la potencia óptica según la distancia a la que se encuentre el objeto que se quiere enfocar, sin embargo, al enfocar objetos a distancias cercanas durante un tiempo prolongado puede llegar a causar fatiga ocular [25] y dolor en los ojos sin daño orgánico, ejemplo de ello, es la continua visualización de contenido en pantallas [26]. “El Síndrome de Fatiga Ocular (SFO), denominado también «Fatiga visual» o «Astenopia» está reconocida por la Organización Internacional del Trabajo (OIT) dentro del grupo de enfermedades laborales. Se define como un conjunto de síntomas que van desde las molestias oculares (picor, ardor, sequedad, lagrimeo, parpadeo, dolor ocular), trastornos visuales (visión borrosa, visión fragmentada y diplopía) y síntomas extra oculares (cefalea, vértigo, molestias cervicales, náuseas)” [25].

En adición, la fatiga ocular puede ser causada por diversos factores presentes en el entorno donde se ejecute la actividad como la iluminación, la temperatura y el tipo de pantalla en el caso de usarla. Sin embargo, no son factores determinativos, como si lo puede ser el enfoque a distancias cortas durante largos periodos de tiempo [25].

## Capítulo 4

# Objetivo del proyecto

Este trabajo de grado da continuación inmediata al proyecto de investigación realizado por Juan Diego Barco [3], basado en sistemas bio-realimentados para el diseño y evaluación de sistemas, que permitan variar la potencia óptica por medio de lentes electrónicos controlados a voluntad del usuarios usando señales electromiográficas. El objetivo del presente trabajo de grado es realizar avances en la investigación, por medio de la evaluación de cuanta potencia óptica delega un usuario al usar un sistema de lentes controlados electrónicamente, mientras realiza una actividad por un periodo de tiempo determinado.

### 4.1. Objetivos

#### 4.1.1. Objetivos Generales

Evaluar cuanta potencia óptica delega un usuario al usar un sistema de lentes controlados electrónicamente, mientras realiza una actividad por un periodo de tiempo determinado

#### 4.1.2. Objetivos específicos

- Ajustar y/o definir los parámetros del sistema de control para los lentes, mediante señales electromiográficas.
- Diseñar y realizar experimentos para medir cuanta potencia óptica delega el usuario al sistema, en función del tiempo, en un ambiente controlado.
- Realizar los experimentos con un mínimo de 6 usuarios, teniendo en cuenta características, como género y edad.
- Mejorar el montaje físico de los lentes y el sistema actual de control por señales electromiográficas mediante el diseño de amplificadores y la implementación de electrodos pasivos, a partir de los diseñados en “Sistema óptico electrónico bio-realimentado por medio de señales electromiográficas”[3]
- Crear una base de datos que nos permita consignar los datos de los experimentos realizados y su correspondiente análisis.

### 4.2. Descripción del Proyecto

En el presente trabajo de grado se implementa un prototipo de laboratorio bio-realimentado, el cual, por medio de la medición de señales electromiográfica de la frente, o bien por medio de un *joystick*, permite controlar la potencia óptica otorgada por lentes ajustables electrónicamente. El prototipo adquiere la señal electromiográfica y la procesa para determinar la acción que se realizara, ya sea de aumentar o disminuir la potencia óptica, como se puede observar en el diagrama de bloques general en la figura 4.1. El sistema cuenta con un sensor Ultrasónico que permite realizar la medición de la distancia a la cual esta viendo el usuario, para relacionarla con la potencia óptica que esta implementado por medio de los lentes electrónicos.

El sistema se dividió en dos partes, *Hardware* y *software*, de modo que se pueda diferenciar las etapas que lo componen y las funciones que deben cumplir. La señal es medida por medio de los electrodos pasivos, los cuales sensan la señal electromiográfica, sin embargo, esta señal es del orden centenas de micro voltios, y es vulnerable al ruido, de marea que la señal está contaminada, principalmente con la



La descripción detallada de cada una de las etapas mencionadas se encuentra en el capítulo de desarrollo y protocolo de pruebas

### 4.3. Experimentos

La hipótesis planteada valida con las mediciones que permitan su comprobación, para ello se diseñó un protocolo de pruebas, en el cual, se sigue una secuencia de procedimientos diseñados para lograr sensar la señal electromiográfica de manera correcta, y así mismo se planteó un grupo de experimentos diseñados para la toma de datos relevantes, que permitan evaluar la hipótesis. Dichos experimentos se plantearon con base a un ambiente controlado que permite que cada uno de los experimentos se realice pocas variaciones del entorno, las variables que se controlaron son: la iluminación, la distancia, posicionamiento del usuario y los elementos que se visualizan en cada experimento.

#### 4.3.1. Procedimiento

- Posicionamiento: Con el fin de tener una buena lectura de la señal electromiográfica, que permita definir la intensidad del usuario, se debe limpiar la superficie con alcohol y ubicar los electrodos de manera que la medición, que se puede observar en la interfaz gráfica de LabView, del *Waveform Length* sea apropiada y en dado caso, se deberán modificar los valores de los límites, superior e inferior.
- Punto de referencia: Por punto de referencia se entiende el punto de vista normal, en donde según la aberración visual y la distancia a la que se vaya a trabajar, se tiene una buena visión. Para algunas personas va a ser necesario acomodar el punto de referencia por encima o por debajo de 0 dioptrías, y la adecuación de este no será necesariamente igual para ambos ojos. De modo que se busca definir el punto de referencia en donde los sujetos puedan observar, una imagen u objeto a una resolución adecuada, a la distancia que se va a realizar el experimento.
- Aprendizaje: Una vez se cumpla con los pasos anteriores se da un tiempo de aprendizaje donde el sujeto, experimentará con los lentes cambiando el punto de enfoque por medio de los gestos predefinidos como lo son el fruncir el ceño para enfocar de cerca o levantar las cejas para cambiar el enfoque a lo lejos.
- Experimento: Se realizarán los experimentos planteados para de este modo obtener datos relevantes en la discusión de la hipótesis planteada para el trabajo de grado.

La descripción detallada del procedimiento se encuentra en el capítulo de protocolo de pruebas.

### 4.4. Montaje Físico

Al evaluar el trabajo de grado anterior [3], se evidenciaron mejoras que podrían contribuir al uso del sistema de una manera mas cómoda para el usuario, de este modo se diseñó un segundo prototipo que permite, de una manera ergonómica, usar los lentes electrónicos realizando las mediciones especificadas en la descripción del proyecto.

### 4.5. Base de datos

Los archivos que se obtienen de cada experimento son elementos que contienen información general de cada usuario y los datos experimentales. Estos elementos se deben almacenar de una manera ordenada y de así mismo que permita realizar consultas rápidas. De tal modo que se diseñó una base de datos en *Access* que permitió crear una estructura de datos relacionados. Con esta base es posible filtrar datos y realizar consultas por medio de parámetros o criterios según se considere necesario.



# Capítulo 5

## Desarrollo

En el actual trabajo de grado se evidencian varias etapas de desarrollo que comprenden en conjunto, un sistema funcional, la descripción de cada una de las etapas se encuentra a continuación.

### 5.1. Diagrama de bloques

En el diagrama de bloques de la figura 5.1 se hace una descripción que permite organizar los procesos que se desarrollaron, el sistema se divide en dos áreas, tal y como se mencionó en la descripción del proyecto, la parte correspondiente a *Hardware* y la parte de *software*.

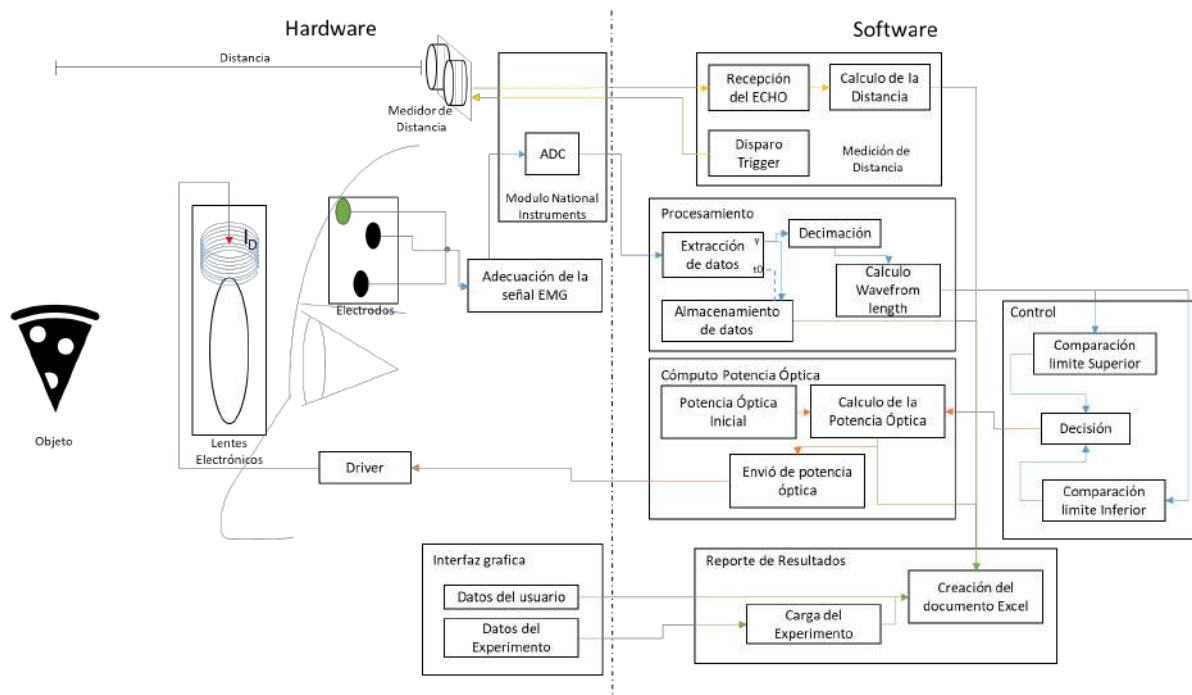


Figura 5.1: Diagrama de bloques.

#### 5.1.1. Hardware

##### Electrodos

Por medio de electrodos pasivos, figura 5.2, se hace el sensado de la señal electromiográfica, interprete de la intención del usuario.

##### Adecuación de la señal EMG (cálculos y simulación)

- La señal EMG en los electrodos, tiene la amplitudes de fracción de mV, y sumados a a estas aparece el ruido de diferentes fuentes, que puede ser de mayor amplitud que la señal de interés, razón por la cual, se hace filtrado y amplificación de la señal por medio de etapas, la primera conformada por



Figura 5.2: Electrodo Pasivos, tomado de [6]

el AD8221, un amplificador de instrumentación con ganancia programable, con un CMRR  $>80\text{dB}$  @ 10 kHz, *offset* de menos de  $25\text{ }\mu\text{V}$ , son algunas de las razones por las cuales es un componente ideal para estas ampliaciones, como se puede apreciar en la figura 5.3, este componente cuenta con alta resistencia de entrada y fuentes de corriente para lograr la mayor ganancia de los BJT.

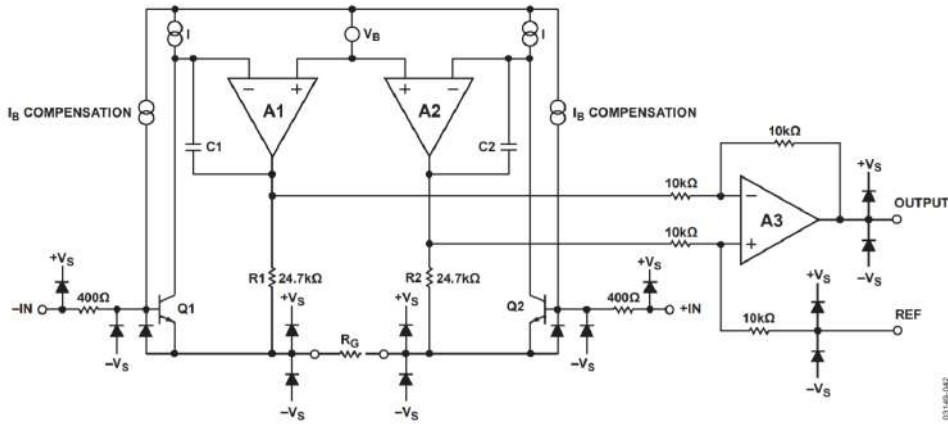


Figura 5.3: Esquemático interno del amplificador de instrumentación AD8221, tomado de [7]

Este amplificador de instrumentación se monto junto con un circuito de realimentación realizado con el integrado OP1177. Esta configuración es un filtro pasa-bajas el cual realimenta negativamente el DC o frecuencias muy bajas permitiendo eliminar el DC a la salida del AD8221, convirtiendo el circuito completo en una configuración pasa-altas. El cálculo para el circuito de realimentación se realizo a una frecuencia de corte de 10 Hz como se muestra en la ecuación (5.1).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 15,8k\Omega \cdot 1\mu F} = 10\text{ Hz} \quad (5.1)$$

En la figura 5.4 se muestra el circuito realizado, se puede apreciar que la señal en color rojo es la entrada, en este caso se selecciono para la simulación una señal de 100 Hz, 10 mV de amplitud y un offset de 300 mV. Puesto que la ganancia del amplificador es igual a 10 debido a la resistencia R1, en la salida del filtro se aprecia en color azul la señal con el offset de 300 mV multiplicado por la ganancia lo cual se realimenta negativamente y se logra que en la salida del AD8221 se tenga una señal (color verde) sin DC como se ve en la simulación.

La señal DC que se puede afectar las mediciones varia lentamente en el tiempo como efecto de la interfaz piel - electrodo, además de ello, encontramos el ruido 1/f que se encuentra por debajo de 10 Hz. Estas señales de ruido se deben eliminar. Se realizó una simulación con una señal de 0.1 Hz

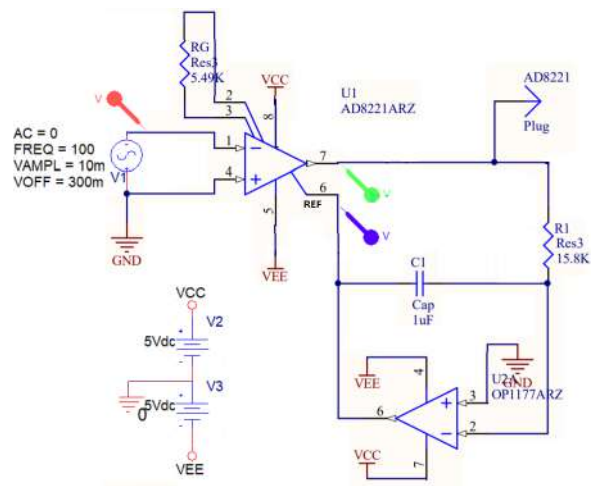


Figura 5.4: Circuito amplificador de instrumentación

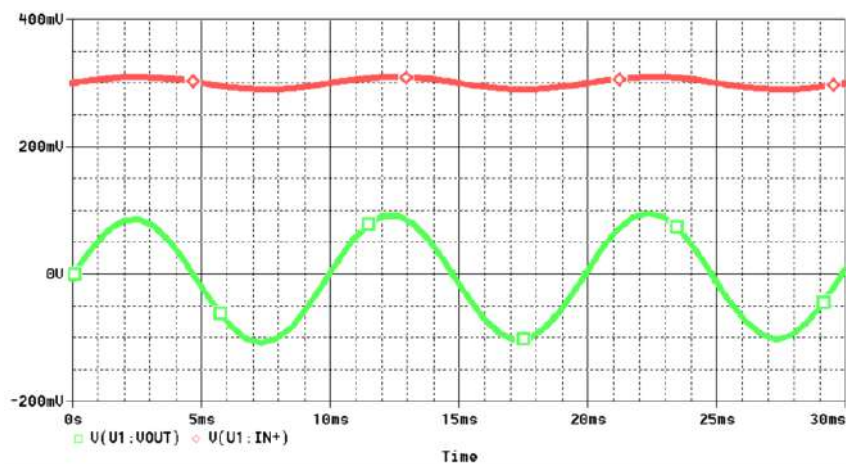


Figura 5.5: Señal de entrada (rojo) y salida (verde)

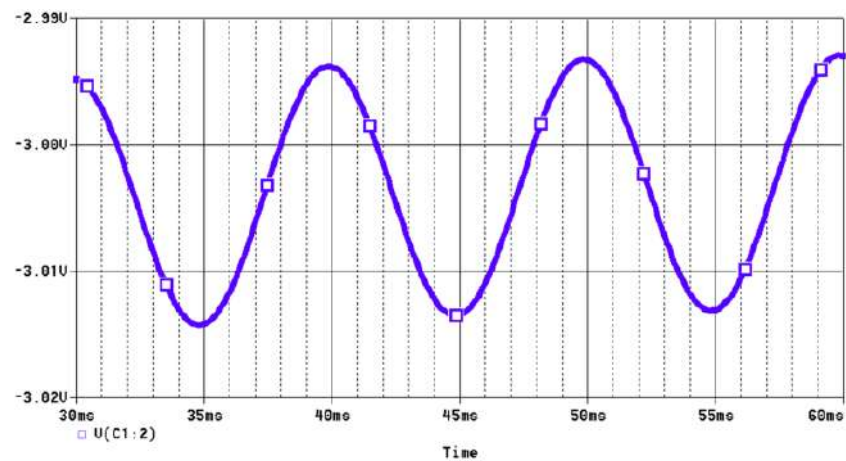


Figura 5.6: Simulación, salida del filtro de realimentación

y amplitud de 200 mV en serie a la entrada para verificar los resultados. En la figura 5.7 se muestra el circuito con su correspondiente simulación en la figura 5.8(a). Obteniendo a la salida del AD8221 únicamente la señal deseada.

- Dado que la señal de la línea que se encuentra sobre los 60 Hz, es mucho mayor que la señal de interés, se usó un amplificador diferencial, no obstante, se requiere un filtro que rechace la señal de 60 Hz, frecuencia que está dentro de la banda de interés, razón por la cual, se realiza un filtro *Notch* a 60 Hz de topología *Chevyshev* con 0.1 dB de ripple, una banda de paso de 10 Hz y ganancia

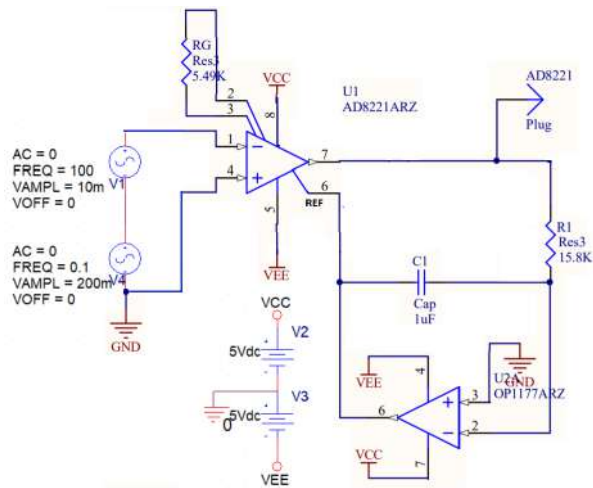
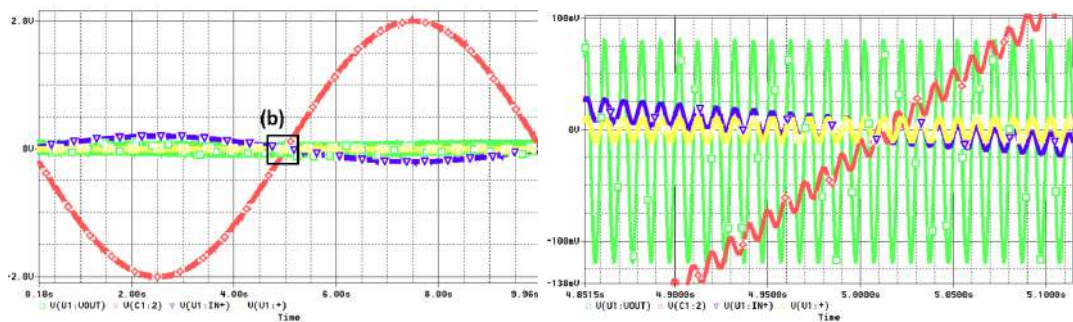


Figura 5.7: Circuito amplificador de instrumentación (DC de 0.1 Hz)



(a) Señal de entrada(amarillo), DC a la entrada (violeta), salida del AD8221 (verde) y salida OP1171 (rojo)

(b) Zoom de la zona marcada en la parte 5.8(a)

Figura 5.8: Simulación amplificador de instrumentación (DC de 0.1 Hz)

de 20 dB, lo cual lo hace un filtro de alto factor de calidad para eliminar la señal proveniente de la línea. En la figura 5.9, se observa la topología usada con su respectiva simulación en la figura 5.10. Dado que el factor de calidad de este filtro debe ser grande para no perder información de la señal, el filtro es muy sensible al valor y la tolerancia de los componentes, razón por la cual, se hizo una simulación Monte-Carlo con el porcentaje de variación de los componentes el cual es del 5 % para condensadores y del 0.1 % para resistencias, obteniendo una variación entre 58.87 y 61.64 Hz medida con cursores en la simulación de la figura 5.10.

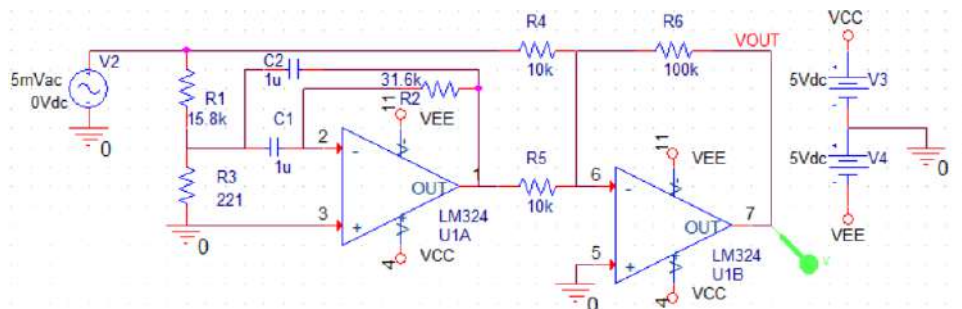


Figura 5.9: Filtro Notch a 60 Hz

- Seguido de este filtro se implementa un pasa-altas de cuarto orden *Chevyshev* con ripple de 0.1 dB, frecuencia de corte a 10 Hz, ganancia de 10 dB, este filtro permite eliminar ruido a bajas frecuencias. En las figuras 5.11 y 5.12 se muestra el circuito implementado y su correspondiente simulación.
- Finalmente, en el apartado de filtros, encontramos el filtro pasa-bajas *Chevyshev* de cuarto orden, con 0.5 dB de ripple, frecuencia de corte de 500 Hz y ganancia de 10 dB, eliminando ruido de altas

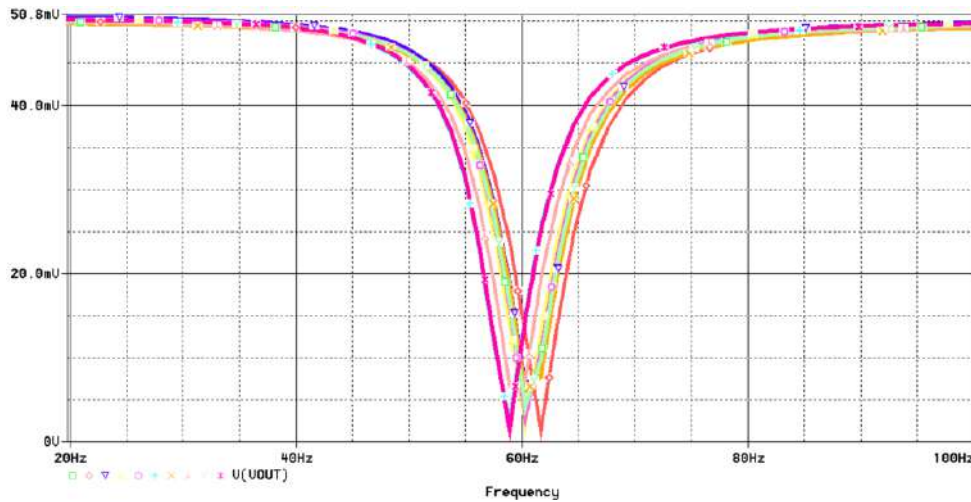


Figura 5.10: Simulación Monte Carlo (Filtro Notch a 60 Hz)

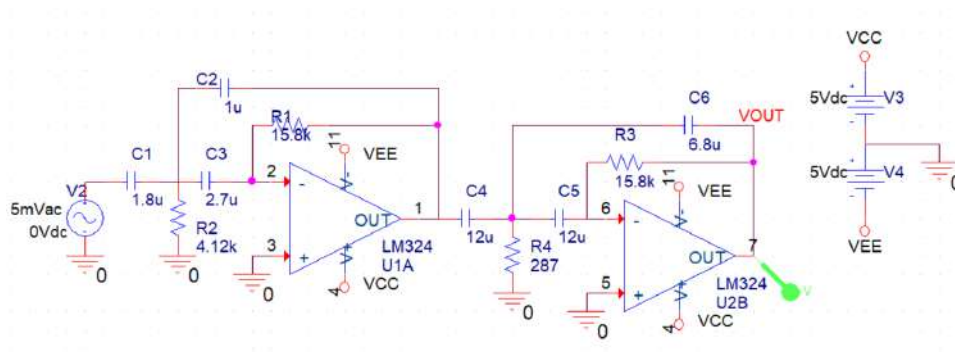


Figura 5.11: Filtro pasa-altas a 10 Hz

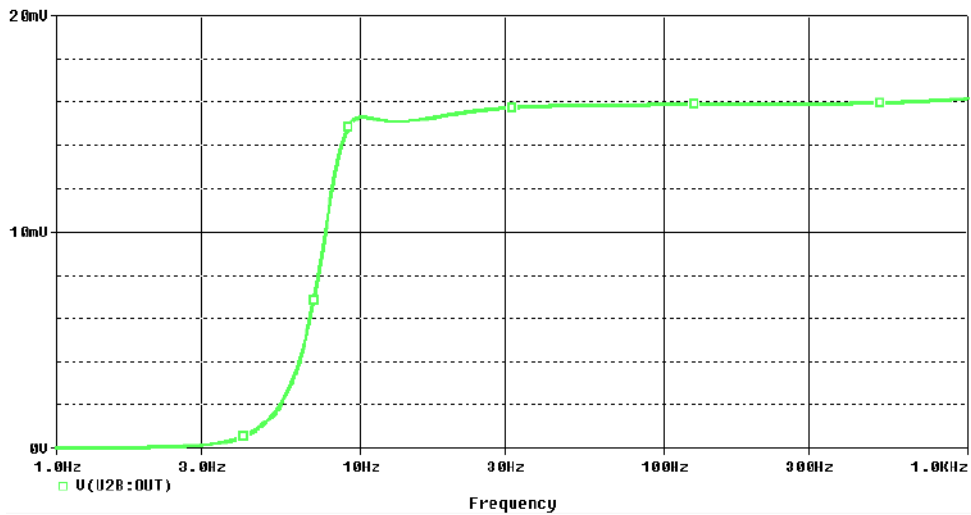


Figura 5.12: Simulación del filtro pasa-altas

frecuencias. En las figuras 5.13 y 5.14 se muestra el circuito implementado y su correspondiente simulación que muestra el cumplimiento de la frecuencia de corte deseada.

- Al ser un sistema que va a ser usado en la piel de las personas, se debe garantizar el aislamiento para cumplir con normativas de seguridad, en este caso el estándar IEC 60601-1-2 [27]. Para este caso se optó por usar un amplificador de aislamiento AMC 1311 el cual cuenta con un Isolation Voltage de 7000 Vrms, lo que lo posiciona por encima de los 3000 Vrms del estándar. Además, en el diseño de la PCB se tuvo en cuenta la separación entre los pines de entrada y salida mayor a la



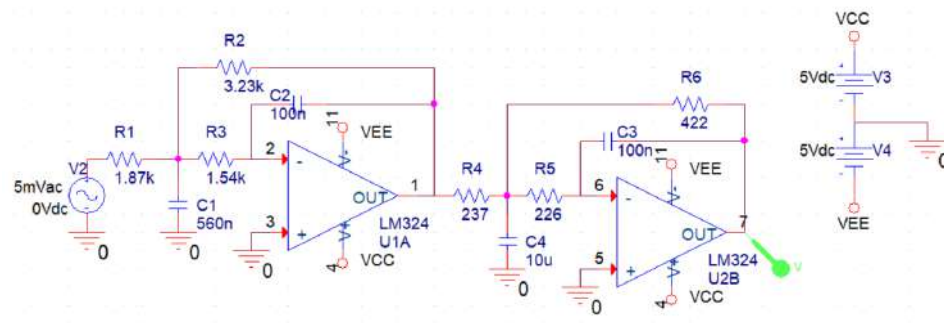


Figura 5.13: Filtro pasa-bajas a 500 Hz

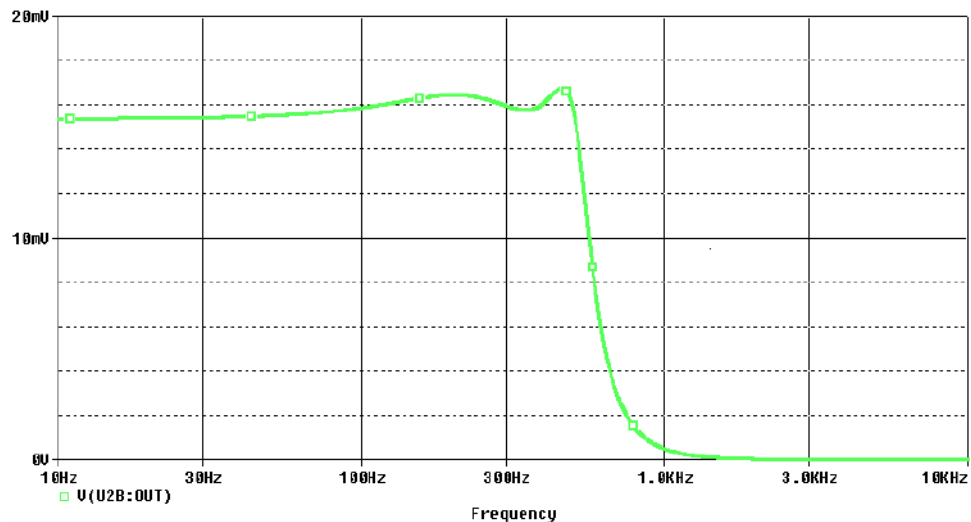


Figura 5.14: Simulación del filtro pasa-bajas

recomendada por el fabricante, para lograr el aislamiento especificado.

- Por ultimo se encuentra la etapa de amplificación con ganancia programable, ya que la amplitud de la señal EMG puede variar mucho de una persona a otra y de la ubicación de un electrodo a otro. Esta etapa, se realiza por medio de registros que se comunican por protocolo SPI, se hace por medio del integrado MAX 9939, con filtro pasa banda de 10 a 842 Hz con ganancia de 39 dB.
- En el diseño del circuito se tuvo en cuenta la alimentación por medio de dos baterías de 9 V conectadas a reguladores de voltaje con salida de -5 y +5 V, para ello se usaron los reguladores LM7905 y el LM7805 respectivamente.
- Anotaciones de diseño: La alimentación para cada uno de los integrados esta desacoplada con 0.1 y 1  $\mu$ F, además de contar con desacople entre fuentes haciendo uso de condensadores X2Y de 0.1  $\mu$ F cerca a las fuentes reguladas y de los integrados AD8221 y el OP1177. En el diseño de la PCB 5.15 se distribuyo la alimentación por medio de la conexión de fuentes y tierras en estrella. El PCB terminado se puede observar en la figura 5.16 El esquemático final se puede observar en el anexo 1.

### Adecuación de la señal EMG (resultados)

- Una vez realizado el montaje en el PCB, se procedió a realizar las correspondientes pruebas para comprobar el funcionamiento de cada una de las etapas de la adecuación de la señal EMG. Para esto, en vez de los electrodos se conecto una señal senoidal de 20 mVpp a frecuencia inicialmente de 60 Hz para probar el filtro notch y de 100 Hz. En la figura 5.17 se muestra el resultado obtenido a la salida del amplificador de instrumentación AD8221 a una frecuencia de 60 Hz, como se puede observar en la imagen tenemos un voltaje pico a pico de 200.43 mV lo que demuestra una ganancia de 10.02 v/v respecto a la señal de entrada.

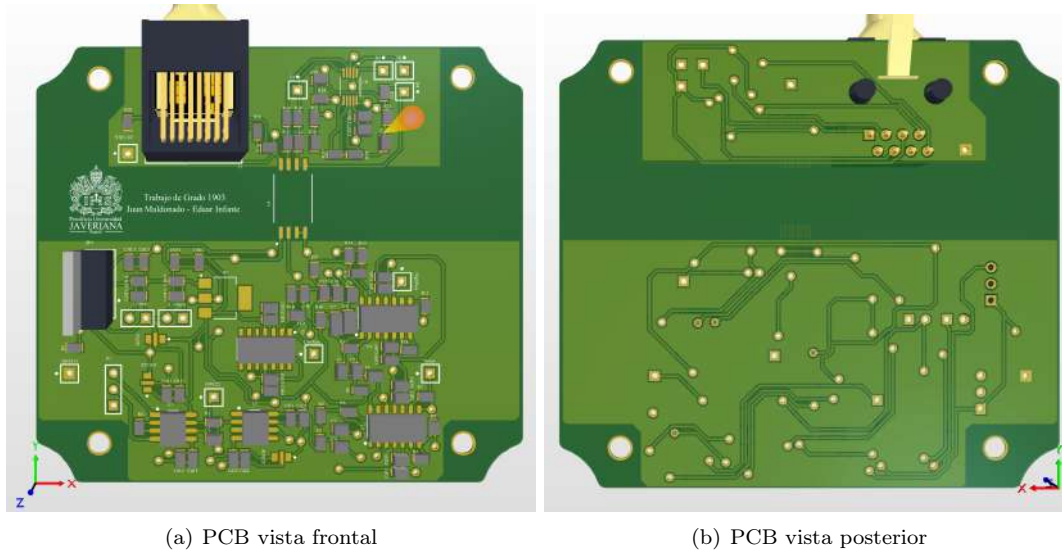


Figura 5.15: Diseño de la PCB.



Figura 5.16: PCB terminada

- Posteriormente, se encuentra el filtro notch, el cual se calculo para una ganancia de 10 dB equivalente a 3.162 v/v. En la figura 5.18 se puede observar que para la frecuencia de 100 Hz se tiene un voltaje pico a pico igual a 618.7 mV que corresponde a una ganancia de 3.09 v/v respecto a la salida del amplificador de instrumentación. En el caso de 60 Hz notamos que el voltaje pico a pico es de 251.97 mV equivalente a una ganancia de 1.25 v/v, lo que representa una atenuación de 0.4 v/v entre la banda de paso y la de rechazo.
- seguido al filtro notch, se cuenta con el filtro pasa-altas el cual se calculo con la misma ganancia de 3.162 v/v. En la figura 5.19 se ilustra un voltaje pico a pico de 1.5787 V a 100 Hz, que con un voltaje de entrada de 618.7 mV equivale a una ganancia de 2.55 v/v.
- Por ultimo, se tiene la salida del filtro pasa-bajas el cual se calculo de igual forma con una ganancia de 3.162 v/v. En la figura 5.20 se muestra el voltaje pico igual a 2.171 V que con su correspondiente entrada de 1.57 V se tiene una ganancia correspondiente de 1.3828 v/v a 100 Hz.

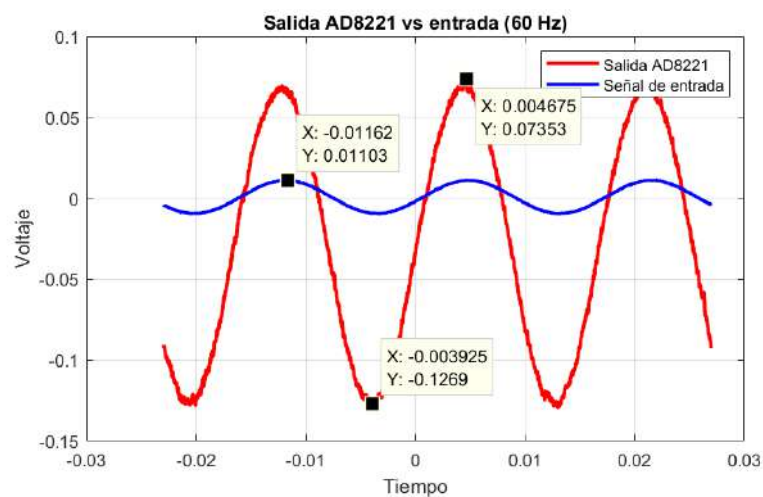


Figura 5.17: Salida del amplificador de instrumentación

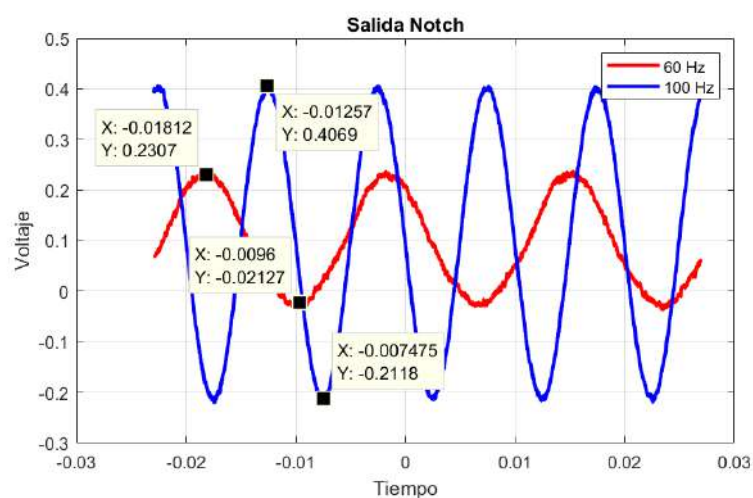


Figura 5.18: Salida del filtro Notch

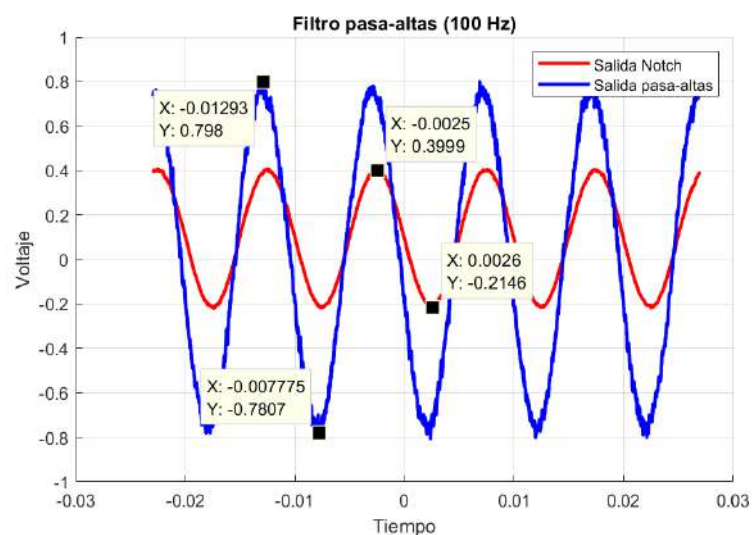


Figura 5.19: Salida del filtro pasa-altas

## Medición de Distancia

Para lograr la medición se dispone de un sensor de ultrasonido HC-SR04, el cual recibe la señal del disparo por medio de *Trigger*, esta señal se genera por medio del modulo de adquisición de datos de



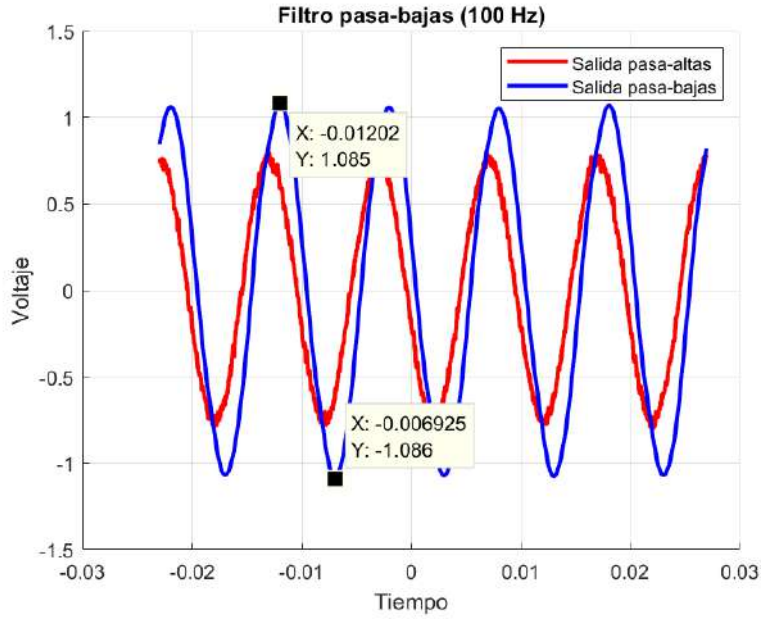


Figura 5.20: Salida del filtro pasa-bajas

*National Instruments* con un ancho de pulso de  $10 \mu s$ , con esta señal el sistema ultrasónico envía una ráfaga de ultrasonido a 40 kHz, y con el tiempo de vuelo se calcula la distancia. El dato de distancia se entrega en forma de pulso de acuerdo a la ecuación 5.2, dicho dato se obtiene por el pin *ECHO*.

$$Distancia = \frac{AnchoPulso \cdot 340m/s}{2} \quad (5.2)$$



Figura 5.21: Sensor Ultrasónico HC-CR04, tomado de [8]

### Módulo de *National Instruments*

El módulo de adquisición de datos NI USB-6211, el cual cuenta con entradas analógicas, ADC, y pines programables, se implementa para la adquisición de datos obtenida del bloque de la adecuación de la señal EMG, haciendo uso del conversor analógico digital. En el caso de la medición de la distancia, se adquieren los datos sincronizados con el disparo del *Trigger* que se genera desde el mismo. Además de ello, desde este módulo se hace el envío de protocolo SPI para el integrado de ganancia programable y se alimenta el mismo, debido a que el amplificador se encuentra después del amplificador de aislamiento.

## Lentes electrónicos

Los lentes EL-16-40-TC-VIS-20D, desarrollados por *Optotune*, tienen la capacidad de cambiar su espesor y la curvatura del lente, por medio de un actuador electromagnético que ejerce presión sobre las membranas de los lentes, ya que el lente cuenta con un líquido óptico en su interior, las membranas al ejercer presión y logran cambiar la forma del líquido, por ende, cambian su curvatura, como se puede observar en la figura 5.22. De manera que permiten la variación de la potencia óptica. La variación de la potencia óptica se efectúa por medio de la corriente que llega de los *drivers*.

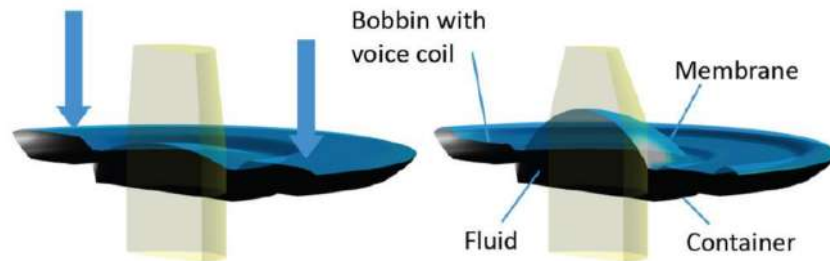


Figura 5.22: Lentes electrónicos *Optotune* EL-16-40-TC-VIS-20D, tomado de [9]

## Drivers

Los *drivers* son los encargados de recibir la potencia óptica solicitada desde el *software*, y dar salida en corriente a los lentes electrónicos, sin embargo, la corriente depende de la temperatura a la que se encuentren, para ello, internamente los *Drivers* miden la temperatura y calculan la corriente de salida correspondiente a dicha potencia óptica.

### 5.1.2. Software

El *software* implementado para el control de los lentes electrónicos a partir de señales EMG es LabVIEW, el cual, permite por medio el módulo de adquisición de datos de *National Instruments* trabajar con las señales adquiridas desde la interfaz de LabVIEW, este programa consiste en una interfaz gráfica y un diagrama de bloques interno, estos apartados trabajan en conjunto en un flujo continuo, donde se encuentra el programa que permite adquirir, modificar y generar señales. De este modo, implementamos un flujo de acciones que se desarrollan el sistema diseñado en un principio por Juan Diego Barco [3] y con modificaciones realizadas en este proyecto.

El sistema en LabVIEW consta de 3 opciones según el requerimiento del investigador.

1. Se ajusta la potencia óptica inicial de los lentes
2. Se tiene una visualización general donde podemos observar la cámara, la señal electromiográfica recibida por el módulo y la potencia óptica medida.
3. Se recibe los parámetros necesarios para ejecutar los experimentos y luego exportarlos en Excel

A continuación, se describen cada una de las partes ya mencionadas y adicionalmente los procesos que realiza el software para el adecuado control de los lentes y el reporte de los experimentos realizados.

## Interfaz gráfica

La interfaz gráfica de LabVIEW permite la interacción entre el investigador y el sistema, ya que allí es donde se configuran los parámetros iniciales para el módulo de adquisición de datos, se visualizan las señales de interés y el vídeo grabado por la cámara, también se configuran los parámetros de salida para la toma de los experimentos. Está compuesta por varios bloques, en el primero que se encuentra en la esquina superior izquierda en color amarillo, se puede seleccionar que se desea realizar, si ajustar la potencia óptica inicial, tener una visualización general de las señales de interés y la cámara o llevar a cabo un experimento. También, en el primer bloque hay un botón para finalizar una acción o dar por terminada la ejecución del software.

En el siguiente bloque hay 2 pestañas, la primera permite ajustar los valores de adquisición de la señal electromiográfica como lo es la frecuencia de muestreo, ganancia del amplificador, rango de voltaje y

puerto de entrada del módulo. En la segunda pestaña se puede ajustar la potencia óptica de cada lente en el caso que estemos configurando la potencia óptica inicial. Posteriormente, el siguiente bloque también tiene 2 pestañas, en la primera podemos visualizar la señal electromiográfica en el caso que estemos en visualización general y en la segunda visualizar la potencia óptica actual de los lentes y la distancia detectada por el sensor.

En el bloque superior derecho, se controlan las escalas de las gráficas, se pueden dejar automáticas o manuales en el caso que se desee cambiarlas. También hay otro bloque en la sección inferior izquierda, para controlar los parámetros de los experimentos, como lo son nombre del experimento, carpeta destino, entre otros. Por último, hay una pestaña con la visualización de la cámara y los parámetros de grabación. En la figura 5.23 se muestra una captura de la interfaz gráfica y posteriormente se describe cada una de las partes. En la Sección 5.2 Diagrama de Flujo se detalla el funcionamiento completo del programa en LabVIEW.

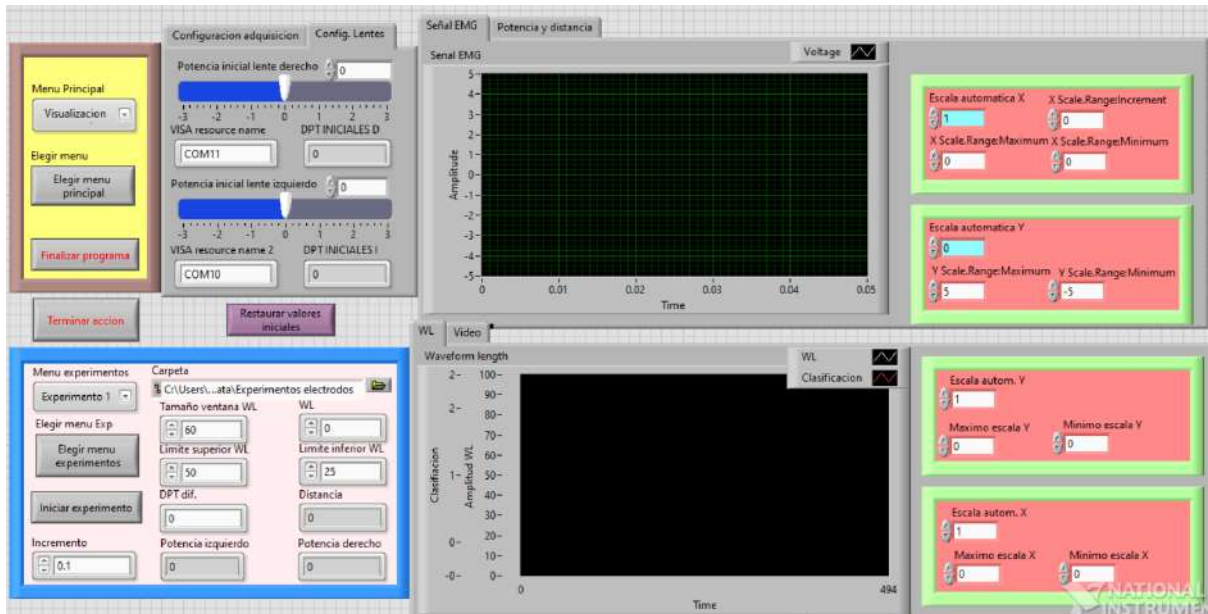


Figura 5.23: Interfaz gráfica en LabVIEW

### Ajuste de la potencia inicial

En este primer caso, se ajusta la potencia inicial de los lentes, estos bloques fueron proporcionados por *Optotune* y se adicionaron a la interfaz completa. Esta sección, esta conectada a la interfaz gráfica para poder controlar la potencia óptica desde ahí. Hay 2 sistemas exactamente iguales para el control de cada lente. Cabe recalcar que este control se realiza mediante corriente, realizando la conversión de potencia óptica a corriente para ser suministrada al driver.

### Visualización General

En esta sección, se recibe la señal electromiográfica proporcionada por el módulo de adquisición y se procesa para su visualización. Con los datos de la señal se crean 3 casos para el control de la potencia óptica, mantener la potencia óptica tal cual como está, aumentar la potencia óptica y disminuirla. En esta misma sección, se reciben los datos del sensor de distancia, para esto se genera un *trigger* para el módulo de adquisición. Luego se visualiza el valor medido junto con la potencia óptica, la cual está limitada en un rango de -6 y 6 dioptrías.

### Llevar a cabo un experimento

En este apartado se hace uso del menú experimentos ubicado en la interfaz gráfica, se ingresan los datos del usuario, se selecciona el experimento a realizar y se configuran las variables para el experimento como los límites de la ventana del *Waveform Length*, que varían dependiendo del usuario y el tamaño de la ventana el cual representa el tiempo de espera para ejecutar el control a partir de los datos medidos.

## Medición de Distancia

La medición de la distancia se realiza por medio de la recepción de la señal *ECHO*, la cual tiene la información del tiempo que se demoró en rebotar la señal que fue emitida con el disparo *Trigger*. Con dicha información se hacen los cálculos necesarios para pasar de tiempo a distancia.

## Procesamiento

Se toma la señal adquirida con los electrodos y muestreada por el ADC para extraer los datos, de manera que se separa la información del tiempo y de los datos de la señal EMG para su almacenamiento y a la vez, la decimación de la señal EMG para luego realizar el cálculo de la *Wavefrom length* que permitirá identificar la decisión del usuario sobre la potencia óptica.

## Computo de la potencia óptica

Con la decisión de aumentar, disminuir o mantener la potencia óptica, se debe determinar cuanta potencia óptica se aumenta, se disminuye o en cuanto debe mantenerse. Para ello, se tiene en cuenta a la potencia óptica inicial, y sobre ella se suma o resta potencia óptica para ambos ojos, con pasos de la escala que sea necesaria, según el experimento. De no ser necesario el cambio de potencia óptica se debe mantener le valor inmediatamente anterior. Una vez sea determinada la variación requerida en la potencia óptica, se realiza la comunicación con los *Drivers* para que envíen mas o menos corriente a los lentes según sea necesario. La cantidad de corriente depende de la potencia óptica que se requiera junto a la temperatura a la cual se encuentren los *Drivers*.

## Reporte de resultados

El *software* de LabVIEW toma los datos que se han almacenado en cada etapa y los almacena en arreglos de información, una vez se termina el experimento, se elige que datos se desean exportar, de este modo, estos datos se consigan en un archivo de *Excel*, en el cual se guarde en la primera hoja la información del usuario, y en la segunda hoja, las mediciones de las variables que se eligieron exportar.

## 5.2. Diagrama de Flujo

Mediante el diagrama de flujo ilustrado en la figura 5.24 se desea realizar la descripción del programa en LabVIEW, se debe considerar que se cuenta con una interfaz gráfica, en la cual se ingresan todos los datos necesarios para realizar una prueba o experimento y se visualizan todas las variables de interés. Aquí se realiza la descripción del diagrama en bloques de LabVIEW en donde todo está contenido dentro de un *while* que permite que todo se ejecute dentro de un loop, el cual finaliza con el botón Finalizar programa. A continuación, se realiza la descripción enumerada del diagrama en flujo con su respectiva ubicación en el mismo.

1. Este bloque permite cargar los experimentos ya previamente consignados en un archivo de texto mediante el bloque *Read Delimited Spreadsheet*, que permite leer los datos para seleccionar, de la primera columna el experimento a realizar y de la segunda la descripción del mismo.
2. Posteriormente, se inicializan como *Local Variable* y de valor cero, las variables de interés como lo son: potencia óptica del lente derecho, potencia óptica del lente izquierdo, potencia óptica diferencial y la distancia que va a registrar el sensor ultrasónico.
3. La elección del menú se realiza mediante un *Case Structure* que permite seleccionar la opción a ejecutar del menú principal, las cuales son: visualización general, ajustar potencia inicial de los lentes o llevar a cabo un experimento. En la interfaz gráfica se puede seleccionar cuál de estos 3 casos del *Case Structure* se desea ejecutar.
4. Esta es la primera opción del *Case Structure*, en donde se ajusta la potencia inicial de los lentes. Esta configuración se realiza individualmente para cada lente, mediante el driver del lente.
5. En este apartado, se configuran los parámetros iniciales de los lentes, como lo es la potencia inicial de cada uno. Esto se realiza mediante el *software* brindado por el fabricante.
6. En esta sección, se usa el bloque llamado *VISA Configure Serial Port* que permite configurar una entrada serial, en este caso cada uno de los lentes. Mediante la opción *VISA resource name*, se ingresa el nombre de la entrada serial en donde está conectado el dispositivo, en este caso al ser USB seria "COM00" dependiendo del puerto USB al que se conecte.

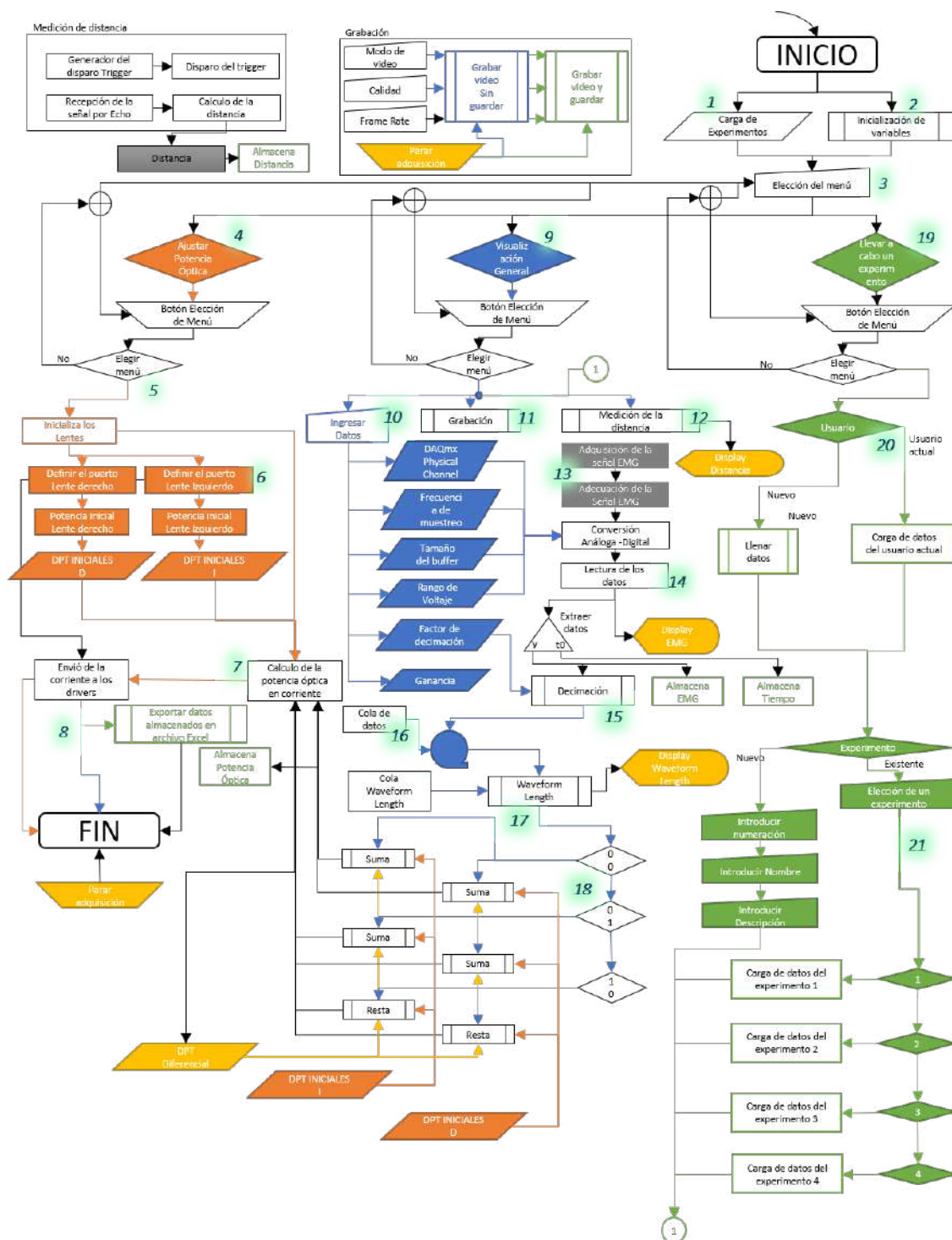


Figura 5.24: Diagrama de flujo (mayor resolución ver anexo 3)

7. Para que los lentes aumenten o disminuyan el número de dioptrías deseado, es primordial el cálculo de la corriente equivalente a dicho número de dioptrías. Para esto se puede realizar la conversión de potencia óptica a corriente mediante el *software* dado por el fabricante o con una simple fórmula matemática.
8. La corriente calculada anteriormente se envía al *driver* de los lentes mediante el bloque *write read Lens Driver*, se realiza de la misma forma para ambos lentes.
9. Visualización general es la segunda opción del *Case Structure*, en esta parte se realizan varias tareas simultáneamente, como lo son: la recepción de los datos del sensor de distancia y de la señal EMG del módulo de adquisición de datos. También se realiza el control de la potencia óptica a partir de las señales EMG, todos estos datos son visualizados en la interfaz gráfica.

10. EL ingreso de los datos para la señal EMG es lo primero que se realiza en el apartado de visualización general. En este se selecciona el puerto del módulo de adquisición por donde se va a recibir la señal, también se ingresan los parámetros de la señal EMG como lo son: frecuencia de muestreo, tamaño del *buffer*, rango de voltaje, factor con el cual se va a realizar la decimación y la ganancia. Estos parámetros se ingresan directamente desde la interfaz gráfica.
11. Mediante el bloque *Vision Acquisition* se realiza la grabación, a este bloque se le ingresa que cámara se desea usar en caso de tener la cámara web embebida en el *laptop* y una cámara externa y también los parámetros del video: Modo de video, Calidad, y *Frame Rate*. Esta grabación solo se realiza para visualizarla en la interfaz gráfica, puesto que no se guarda la grabación realizada.
12. Mediante el bloque *DAQ Assistant* se crea un tren de pulsos con periodo de 10 us y ciclo útil del 50 % como señal de *Trigger* para el sensor HC-SR04, adicionalmente se recibe la señal del pin ECO del mismo, por el cual se recibe la distancia a la que el sensor ultrasónico detecta un objeto, esto se realiza repetitivamente dentro de un *while* cada 200 ms. En este mismo bloque se convierte la medida del ECO de ancho de pulso en distancia mediante una operación matemática.
13. Esta sección representa la adquisición de la señal EMG, en donde se lee la señal EMG de los músculos en la frente del voluntario mediante electrodos y se realiza la adecuación de la misma por medio de amplificación y filtrado. Posteriormente, se realiza la conversión de analógica a digital de la señal mediante el módulo de *National Instruments*, para procesar la señal en LabVIEW.
14. Al recibe la señal EMG del módulo de adquisición con los parámetros ya establecidos, se descompone la señal en Y y t0. En donde Y son los datos de la señal y t0 el tiempo de inicio, luego se grafican los datos con el bloque *Waveform graph*.
15. Luego de tener los datos de la señal EMG, se realiza la decimación de esta señal para reducir la cantidad de puntos y por ende aumentar la velocidad de computo. Está decimación se realiza con el bloque *Decimate (continuous)* cuyas entradas son la señal a decimar y el factor con el que se desea realizar la decimación.
16. Se crea una cola de datos de la señal EMG para ir guardando uno a uno el dato ingresado mediante el módulo de adquisición. Estos datos, posteriormente se usan para el algoritmo del *Waveform length*.
17. Se crea una cola similar a la de la señal EMG, pero ahora con los datos dados por el algoritmo del *Waveform length*, que permite clasificar la señal EMG para realizar el correspondiente control según la contracción de los músculos.
18. En esta sección se realiza el control de la potencia óptica dependiendo de la clasificación del *Waveform length*. Para esto se crea un vector con 2 columnas y se tiene un valor de límite superior e inferior para el *Waveform length* los cuales se ingresan desde la interfaz gráfica, de tal forma que si el valor superó el límite superior guarda un 1 en la primera columna de lo contrario un 0 y si está en medio del límite superior e inferior guarda un 1 en la segunda columna de lo contrario un 0. De esta forma se realiza el control para 3 casos, cuando el valor es 00 indica que se debe dejar la potencia óptica tal como está, si el valor es 01 se aumenta la potencia óptica y cuando el valor es 10 la potencia óptica debería ser disminuida.
19. Esta es la última opción del *Case Structure*, denominada llevar a cabo un experimento, en donde se ejecuta un experimento y se guardan todos los datos registrados por el mismo. Está sección realiza las mismas tareas que la opción visualización general con la diferencia que se almacenan los datos del voluntario y también todas las variables medidas durante el experimento.
20. Al iniciar el experimento, el *software* le pregunta al investigador si el voluntario es nuevo o actual, en caso de ser nuevo se piden los datos del voluntario como lo son: cédula, nombre, edad y enfermedad visual si la tiene. En caso de ser un voluntario nuevo pasaría directamente a seleccionar el experimento a realizar.
21. Luego de ingresar los datos del voluntario, se selecciona si el experimento es nuevo o existente, al seleccionar existente se tienen guardados 4 experimentos que se cargaron inicialmente, de lo contrario permite crear un nuevo experimento y la descripción del mismo. Finalmente, se guardan todos los datos registrados en el experimento, para esto se selecciona que datos quiero almacenar, las opciones son: señal EMG, Potencia óptica y señal EMG junto con potencia óptica.

Con la descripción del diagrama de flujo y el ajuste de los parámetros del sistema de control para los lentes se cumple con el objetivo específico número 1.



### 5.3. Montaje físico

Teniendo como base el montaje físico del prototipo desarrollado por Juan Diego, se llevo a cabo mejoras de las cuales se obtuvo un segundo prototipo, que se desarrollo sobre un armazón de gafas de realidad virtual 5.25(a), las cuales ofrecen ventajas significativas para el montaje de los elementos que componen el prototipo, como lo es la comodidad que presentan hacia el usuario, con almohadillas para el contorno del rostro que entra en contacto con el prototipo y su soporte por correas de tres puntos, que distribuyen el peso al rededor de la cabeza, además de un mecanismo que facilita cambiar la apertura focal y la distancia de los lentes respecto al ojo 5.25(b).



(a) Gafas de realidad virtual, vista frontal



(b) Gafas de realidad virtual, vista trasera

Figura 5.25: Gafas de Realidad Virtual

Para poder implementar las gafas de realidad virtual como base del nuevo prototipo se deben adaptar para hacer uso de los elementos del sistema. Principalmente, se elimina la tapa donde se ubicaba el teléfono celular de las gafas VR, y se cambian los lentes por los *Optotune* EL-16-40-TC-VIS-20D y se realizan cortes en la parte superior para el paso de las cintas de los lentes. Además de ello, se fabrican compartimentos a medida para los *drivers* y se ubican a los costados de las gafas VR para su conexión por medio de la cinta a los lentes, para el sensor de distancia por ultrasonido se monta en la parte superior de las gafas con un soporte hecho a medida. Además del montaje del prototipo, se diseño una caja donde se ubicara el circuito de adecuación de la señal EMG 5.27(a). Con las mejoras realizadas se cumple con el objetivo específico numero 4.



(a) Prototipo final, vista frontal

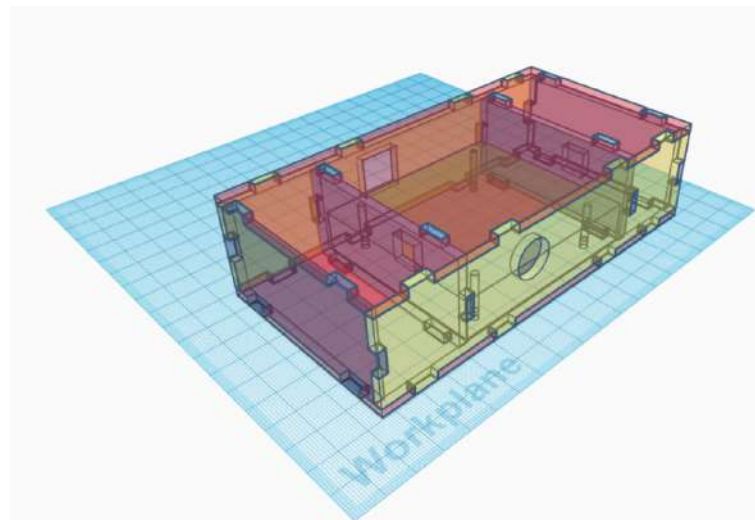


(b) Prototipo final, vista trasera

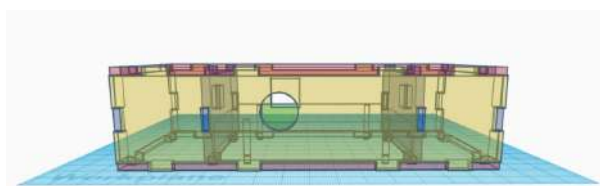
Figura 5.26: Prototipo Final

Junto al nuevo prototipo se diseño un espacio controlado para realizar experimentos, este diseño se puede ver en el capítulo 6.1 Protocolo de experimentos.

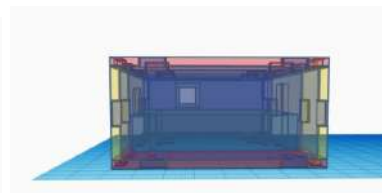
Adicionalmente, como mejora física y como segunda opción al momento de tomar los experimentos, se realizo la conexión de un control de videojuegos a la plataforma de LabVIEW. Este sistema trae varias ventajas como el hecho de que está completamente libre de ruido y sigue siendo un sistema bio-alimentado puesto que el usuario tiene el completo control de la potencia óptica, solo que ahora desde la palma de su mano. Como desventaja el usuario tendría al menos una mano ocupada al momento de usar los lentes y podría interferir con algunas actividades.



(a) Caja PCB



(b) Caja PCB, vista frontal



(c) Caja PCB, vista lateral

Figura 5.27: Caja PCB

Se configuraron los 2 joystick analógicos para controlar la potencia óptica independiente de cada lente, lo cual facilita realizar el ajuste de la potencia inicial. También se configuraron los gatillos para aumentar con el derecho y disminuir con el izquierdo ambos lentes al mismo tiempo. Para esto se asociaron las teclas del mando inalámbrico, directamente a la interfaz gráfica de LabVIEW donde se realizan estas respectivas configuraciones. En la figura 5.28 se muestran los controles de LabVIEW que se enlazaron a los correspondientes botones en el mando inalámbrico de la figura 5.29.

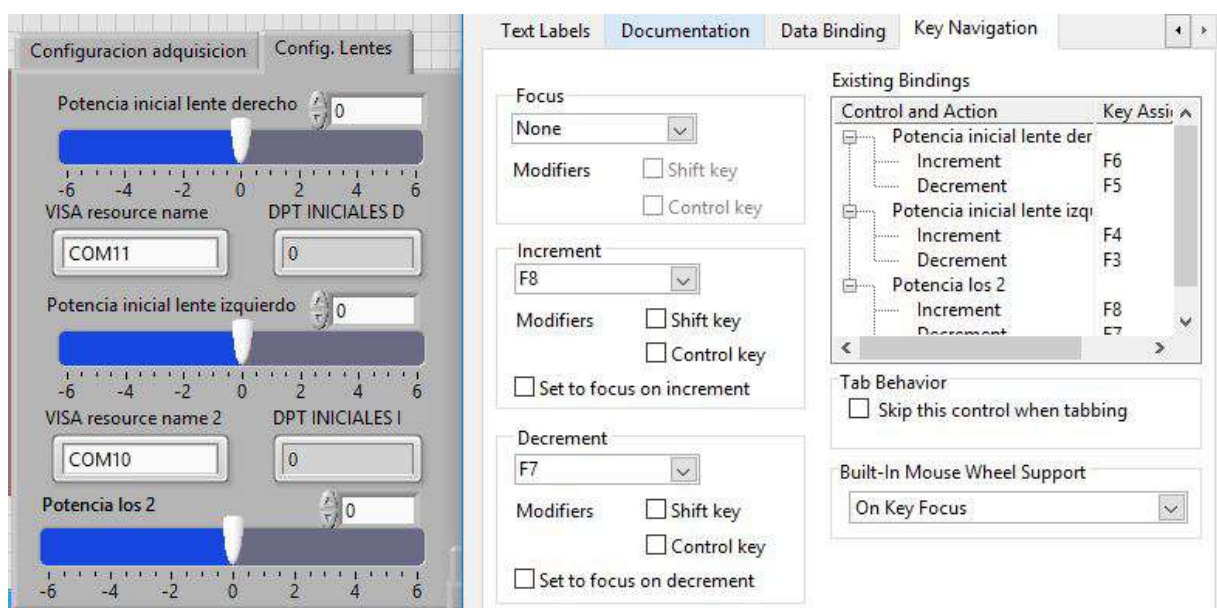


Figura 5.28: Controles deslizantes en LabVIEW





Figura 5.29: Mando inalámbrico

## 5.4. Base de datos

El *software* de LabView exporta los datos resultantes de los experimentos y la información del usuario a documentos de *Excel*. Estos documentos se deben almacenar en una estructura de tal manera que se pueda relacionar información de los usuarios permitiendo realizar búsquedas rápidas y eficientes. Para ello, se realizó una base de datos relacionada en el *software* de *Microsoft Access*, que permite almacenar la información de cada usuario y relacionarla con el documento adjunto de los resultados del experimento que se le han realizado. La información ha sido organizada en 4 tablas y ha sido relacionadas de la siguiente manera. Cada tabla cuenta con formularios para la consignación de datos, al mismo tiempo, se

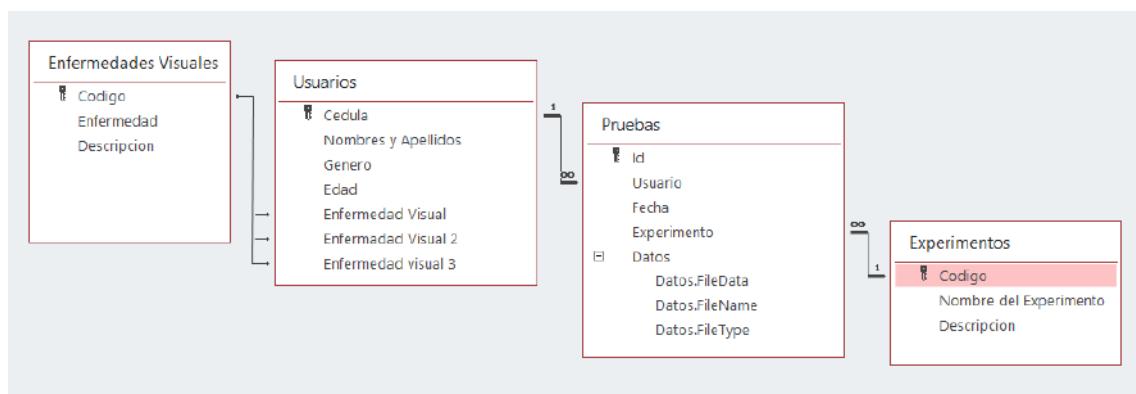


Figura 5.30: Relaciones de la base de datos

relaciona la información, de este modo se consigna de una manera sencilla la información en una estructura que permitirá realizar búsquedas rápidas.

Las tablas de “Enfermedades Visuales”, “Experimentos” y “Usuarios”, contiene información que servirá para alimentar la tabla de pruebas, debido a las relaciones que tiene. La tabla de pruebas se llena con registros por medio del “Formulario de pruebas” 5.31(a), el cual cuenta con cuadros combinados de donde

se puede seleccionar por medio del número de cédula y el nombre al usuario que realizó la prueba, junto al experimento que realizó. Al estar relacionada la información, cada experimento consignado en la tabla de pruebas tiene la información de la fecha y hora en la que se realizó, y está ligado a un usuario que tiene una relación con al menos una enfermedad visual, su género y su edad, además de la relación con el experimento que se realizó y su debida descripción. Estas relaciones son útiles al momento de ser requerida una consulta bajo los parámetros que se desee. Con la base de datos diseñada se cumple con el objetivo específico numero 5.

(a) Formulario de Pruebas

(b) Formulario de pruebas con cuadro combinado de usuarios

(c) Formulario de pruebas con cuadro combinado de experimentos

(d) Formulario de Usuarios

(e) Formulario de experimentos

(f) Formulario de enfermedades visuales

Figura 5.31: Base de Datos

## Capítulo 6

# Protocolo de pruebas

A continuación se hace una descripción de los protocolos seguidos en los experimentos.

### 6.1. Pruebas sobre el PCB

### 6.2. Protocolo de experimentos

Para realizar experimentos es importante tener un ambiente controlado y un protocolo que permita obtener resultados con pocas variaciones causadas por factores externos. Para lograrlo, se desarrollaron los experimentos haciendo uso del prototipo desarrollado durante el presente trabajo de grado, montado sobre una estructura que nos permitió delimitar las distancias para cada experimento, al tener espacios reservados para dos pantallas a 32 cm y 55 cm de distancia. Esta estructura nos permite también, controlar las variables como lo son, la variación de la iluminación, al ser una caja aislada de la iluminación ambiente, el ángulo de visión de los lentes y los grados de libertad que tendría el usuario de mirar a otras partes y distraerse, al tener los lentes en una posición fija en la estructura, como se ve en la figura 6.1.

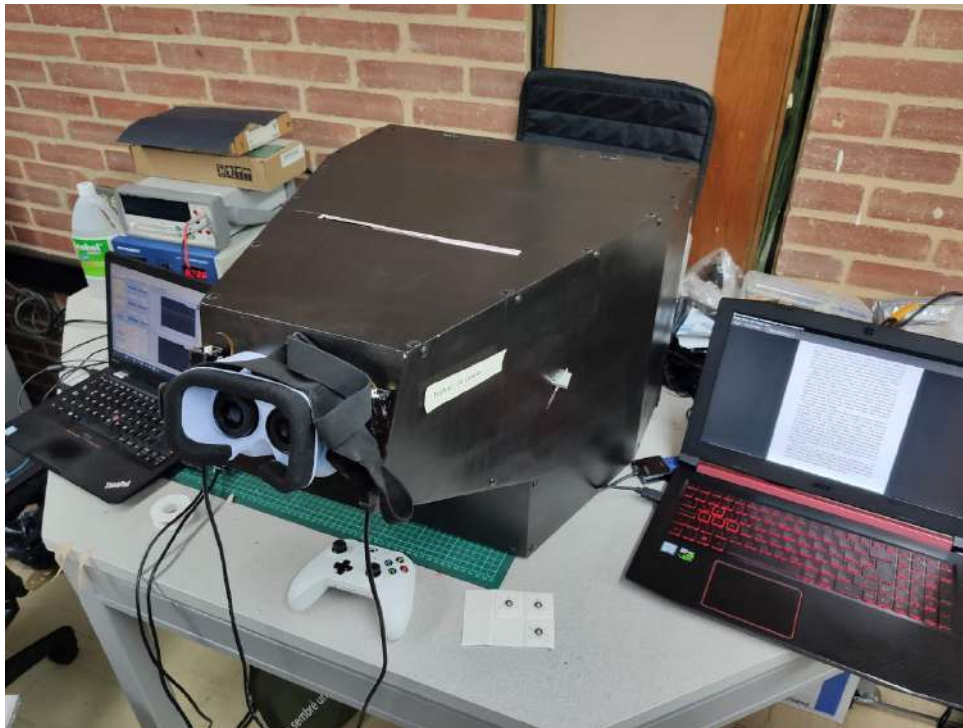
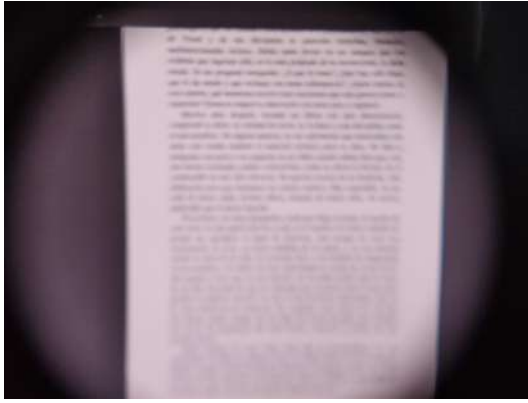


Figura 6.1: Espacio para realizar experimento en un ambiente controlado

Una prueba para revisar el funcionamiento de los lentes y la potencia óptica necesaria para enfocar los objetos que se visualizan en el espacio de ambiente controlado. En la figura 6.2 se puede observar, desde el enfoque al infinito de una cámara, como se observa el texto en pantalla a distancia de 55 cm



(a) Enfoque con cámara en 0 dioptrías y lentes en 0 dioptrías

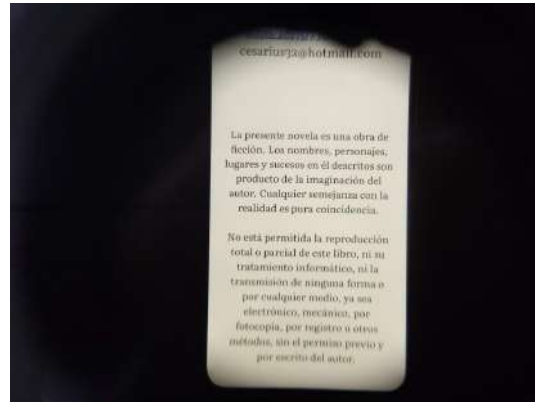


(b) Enfoque con cámara en 0 dioptrías y lentes en 1.25 dioptrías

con lentes en 0 dioptrías 6.2(a), y como se observa con 1.85 dioptrías 6.2(b). En la figura 6.2 se puede observar, desde el enfoque al infinito de una cámara, como se observa el texto en pantalla a distancia de 30 cm con lentes en 0 dioptrías 6.2(c), y como se observa con 3.8 dioptrías 6.2(d).



(c) Enfoque con cámara en 0 dioptrías y lentes en 0 dioptrías



(d) Enfoque con cámara en 0 dioptrías y lentes en 1.25 dioptrías

Al momento de que un usuario va a realizar un experimento, primeramente, debe firmar el consentimiento donde se le informa sobre el manejo de la información suministrada, una descripción de los experimentos a realizar, los riesgos que se pueden presentar, junto a las obligaciones de los usuarios y de los investigadores. Los experimentos se deben realizar después de aplicar protocolos que garanticen, que el usuario que está participando cuenta con:

- El posicionamiento de los electrodos en el área de la frente.
- Punto de referencia, siendo este, el punto de vista normal según la aberración visual y la distancia, a la cual se realizará el experimento.
- Aprendizaje del manejo de los lentes electrónicos haciendo uso de los gestos, por medio de la señal EMG.

### 6.2.1. Descripción de Protocolos

#### Posicionamiento

1. Limpiar el área donde se pondrán los electrodos, ver figura 6.2, con alcohol y preparar los electrodos aplicando gel en las copas hasta el punto en que se llenen.
2. Ubicar en el usuario el electrodo de referencia (Electrodo Verde) en el punto “Ref” de la Figura 1, el cual describe la ubicación más alta de la mitad de la frente, sin llegar a la zona capilar. Limpiar la zona y aplicar el gel como se define en el SENIAM, fijar el electrodo en el punto.
3. Ubicar el electrodo rojo, en la zona “A” de la Figura 6.2, aun no fijar el electrodo, el usuario deberá sostenerlo.

4. Ubicar el electrodo restante en la zona “B” de la Figura 6.2, aun no fijar el electrodo, el usuario deberá sostenerlo.

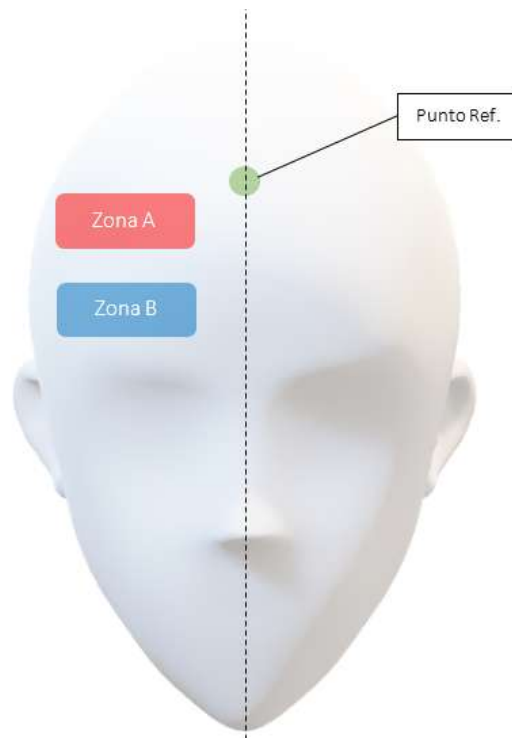


Figura 6.2: Ubicación de los electrodos

5. Hacer uso del apartado en la interfaz gráfica de LabView del menú de “visualización general”. Para determinar si la señal es adecuada se deben tener en cuenta los valores del Waveform Length, primero el investigador debe analizar los valores con los músculos relajados, si los valores del Waveform Length mantiene valores con variaciones bajas, significa que es una señal adecuada y se pueden fijar los electrodos, si la señal se encuentra oscilando con variaciones muy altas, se recomienda reacomodar los electrodos hasta lograr lo mencionando anteriormente. Por último, se definirán los límites superior e inferior. Para esto se le pedirá al usuario realizar los gestos de levantar las cejas y con los valores obtenidos, se definirá el límite superior de tal forma que este debe estar por debajo del valor de Waveform Length medido al realizar dicho gesto, de igual manera con el gesto de fruncir el ceño, en este caso ajustaremos el límite inferior por debajo del valor medido. Se debe asegurar que el Waveform Length al momento de fruncir el ceño no alcance el límite superior, y al estar el musculo relajado no alcance el límite inferior.
6. Fijar electrodos restantes con Micropore, y hacer uso de la banda para agregar presión sobre los electrodos pasar al apartado de Punto de referencia.

### Punto de referencia

1. Una vez fijos los electrodos, el usuario debe ponerse los lentes de manera que se sienta cómodo con el ajuste de las correas y la altura de las gafas.
2. Ubicar al usuario a la distancia del experimento visualizando texto en la pantalla.
3. Con potencia óptica en 0 dioptrías para ambos lentes, el usuario debe mirar con un solo ojo, tapando el otro ojo sin cerrarlo, la pantalla con un texto, la cual debe estar a la distancia a la que se realizara el experimento, se realizará una variación en la potencia óptica aumentando 0.25 dioptrías, evaluando si el usuario siente mejora o si empeora, con el fin de establecer el punto de referencia.
4. Del mismo modo que en el punto 3 se realizará el procedimiento para el ojo contrario.
5. Una vez ubicado el punto de referencia para ambos ojos, el usuario deberá enfocar nuevamente la pantalla que está a la distancia que se realizará el experimento, esta vez, con el fin de comprobar que

lo que está viendo por ambos ojos sea del mismo tamaño, el usuario deberá ver el texto alternando los ojos de la siguiente manera: viendo con un ojo por 5 segundos y luego con el contrario por otros 5 segundos, definir si ve del mismo tamaño la letra más grande. Sino es del mismo tamaño, se debe reajustar el punto de referencia al ojo en el cual se vea más grande la imagen. Si por el contrario ve del mismo tamaño, permitir que el usuario vea por ambos ojos y evalúe si se siente cómodo con dicha configuración, si es así, se puede continuar, de lo contrario repetir los procedimientos anteriores desde el numeral 3.

6. Fijar los valores de punto de referencia y continuar con aprendizaje.

## **Aprendizaje**

1. Con la potencia óptica de referencia ajustada para el usuario, y la pantalla a la distancia a la cual se realizará el experimento, se cambiará la potencia óptica a -6 dioptrías, el usuario deberá tratar de enfocar un objeto a la distancia del experimento, se busca que el usuario, de manera natural frunza el ceño, y de este modo modifique el enfoque para visualizar el objeto, aumentando la potencia óptica. De no lograr modificar la potencia óptica en un proceso natural, explicarle al usuario que gesto realizar. Del mismo modo si se está haciendo uso del Mando de Xbox, es necesario que al inicio del aprendizaje se le explique al usuario los movimientos a realizar con el control para efectuar los cambios en la potencia óptica.
2. Fijar la potencia óptica en +6 dioptrías, se busca que el usuario de manera natural levante las cejas y de este modo logre enfocar el objeto, disminuyendo la potencia óptica. De no ser natural la respuesta explicarle el gesto al usuario.
3. Si el usuario se siente cómodo con el uso de los gestos, se podrá continuar con los experimentos, de lo contrario, repetir desde el numeral 1.

### **6.2.2. Experimentos**

Inicialmente, se realizarán experimentos básicos para comprobar que el usuario se adaptó correctamente al proceso de aprendizaje y por ende puede ejecutar correctamente los experimentos, estos deberían durar entre 7 y 12 minutos aproximadamente. Posteriormente, pasaremos a realizar experimentos avanzados, los cuales están orientados a comprobar nuestra hipótesis. En donde, se quiere verificar si al realizar una actividad por un largo periodo de tiempo el usuario delega potencia óptica a los lentes y permite reducir el cansancio visual. Estos experimentos podrían durar entre 20 minutos a 1 hora según la disposición del usuario.

#### **Básicos**

##### **1. Corrección de potencia óptica**

El objetivo de este experimento es verificar que el usuario se haya adaptado correctamente durante el proceso de aprendizaje, de la misma forma medir los tiempos de adaptación al momento de enfocar un objeto a determinada distancia. Para esto, se dejará inicialmente la potencia óptica ajustada en el punto de referencia, con la pantalla a la distancia de 30 o de 60 cm, y posteriormente se ajustará una potencia óptica de 6 dioptrías, con el fin de que el usuario corrija la potencia realizando naturalmente el gesto de levantar las cejas y de esta forma disminuya la potencia óptica hasta el punto focal en que se sienta cómodo, si el usuario no logra disminuir la potencia óptica se le indicará el gesto que debe realizar. Por último, se hará el mismo procedimiento ajustando la potencia óptica en -6 dioptrías, de tal forma que el usuario ahora tenga que aumentar la potencia óptica con el gesto natural de fruncir el ceño.

##### **2. Respuesta paso**

En este experimento se desea medir el tiempo de respuesta de un usuario al controlar el sistema y se cambia el punto focal entre 2 objetos ubicados a diferentes distancias. Para esto, se dispondrá de un objeto a 30 cm y detrás un objeto a 66 cm, al usuario se le pedirá que visualice el primer objeto, luego de que logre enfocarlo, se retirará el objeto ubicado a 30 cm de tal forma que el usuario enfoque el objeto a 66 cm, esto nos permitirá medir el tiempo de respuesta del usuario a este cambio abrupto de distancia.

##### **3. Capacidad de acomodación del Usuario**

Mediante este experimento, podemos medir aproximadamente la capacidad de acomodación del cristalino del usuario, puesto que, si le aumentamos potencia óptica a los lentes, el usuario tendrá



que enfocar por sí solo el objeto de interés, permitiendo medir la distancia mínima a la que puede enfocar. De esta forma con la potencia óptica ajustada en el punto de referencia, se le pedirá al usuario enfocar un texto digital, a una distancia de 30 cm (60 cm), luego de 2 minutos de lectura, se aumenta la potencia óptica gradualmente, de tal forma que disponga de suficiente tiempo para realizar el proceso de acomodación a la potencia ajustada. Luego, se Identificará la potencia óptica máxima con la cual el usuario logra enfocar la letra y se siente cómodo realizando la lectura, para esto se aumenta la potencia óptica hasta encontrar el punto en que no logre enfocar la letra. (Pasos de 0,001 con joystick).

#### 4. **Modificación del enfoque**

Con el propósito, de realizar nuevamente la medición de la capacidad de acomodación del usuario y para que este, practique con el sistema y se le facilite el uso del mismo, se plantea realizar el mismo experimento anterior, pero con la variación de que ahora el usuario aumentara la potencia óptica por sí mismo con el sistema EMG. Se le recomendara al usuario que aumente la potencia óptica gradualmente y tan lento como sea necesario para que logre enfocar el objeto de interés y de la misma forma encontrar la potencia óptica máxima a la que puede enfocar.

#### 5. **Pruebas visuales (opcional)**

Con el fin de corroborar la información brindada por el usuario sobre la aberración visual que presenta, se realizarán algunas pruebas visuales a partir de imágenes y preguntas que permitirán definir primero si la prueba realizada es verídica y segundo si los resultados si corresponden a la información dada por el usuario. Para esto, se enfocarán diferentes imágenes diseñadas para realizar estas pruebas, y se variará la potencia óptica a voluntad del usuario para describir qué diferencias encuentra en la imagen con estas variaciones de potencia óptica.

### **Avanzados**

#### 1. **Lectura**

Este experimento se realiza, primero para verificar nuevamente la adaptación del usuario al sistema durante el proceso de aprendizaje y los experimentos básicos, y segundo para comprobar si la hipótesis en donde se planteó que al realizar una actividad que podría causar cansancio visual, esta se ve reducida por el uso de los lentes al delegarles potencia óptica. En donde, el usuario realizará alguna lectura de su interés, esta será digital. Luego de ajustar el punto de referencia, se dejará el control de la potencia óptica a disposición del usuario y se le recordará que puede variar la potencia según como se sienta más cómodo. Luego de realizar la lectura, mínimo 20 minutos. Se analizarán los valores de potencia óptica registradas, para comprobar si el usuario en algún momento vario la potencia óptica.

#### 2. **Contenido Multimedia**

Con el propósito de verificar los tiempos de respuesta del usuario luego de haber pasado por todo el proceso de adaptación, se propone que el usuario realice alguna actividad que incluya contenido multimedia como lo puede ser ver una serie o película subtitulada o en dado caso un vídeo juego en donde el usuario pueda interactuar con el contenido y cierta forma verse envuelto en la actividad. La potencia óptica se dejará libre para que el usuario la controle a voluntad, en determinados momentos se cambiara dicha potencia a un valor que puede ser muy alto o muy bajo, de tal forma que el usuario se vea obligado a enfocar mediante el sistema EMG para continuar la actividad con normalidad y así medir estos tiempos de respuesta.

Con los experimentos diseñados se cumple con el objetivo específico numero 2.

## Capítulo 7

# Análisis de resultados

Siguiendo el protocolo de pruebas descrito en el capítulo 6, se realizaron experimentos a 13 personas, incluyendo al director de la tesis y los autores, estos experimentos se encuentran documentados en la base de datos desarrollada, la descripción de la base de datos se encuentra en el capítulo 5.4 Bases de datos. Los resultados obtenidos son los siguientes:

### 7.1. Resultados Experimentos

#### 7.1.1. Corrección de potencia Óptica

En la gráfica 7.1 se puede apreciar los resultados del experimento realizado por 3 usuarios, los cuales veían un fragmento de texto en la pantalla a 55 cm de distancia, se observa que la potencia óptica inicia en el punto de referencia, luego se hace el cambio, sumando 6 dioptrías al punto de referencia, ante el cambio, los usuarios tienen una respuesta en contados segundos, al comenzar a disminuir la potencia óptica buscando un punto donde pudieran enfocar la imagen lo mejor posible. Se puede evidenciar que este punto en el cual, los usuarios pueden enfocar de nuevo la imagen no es el necesariamente el mismo que el punto de referencia.

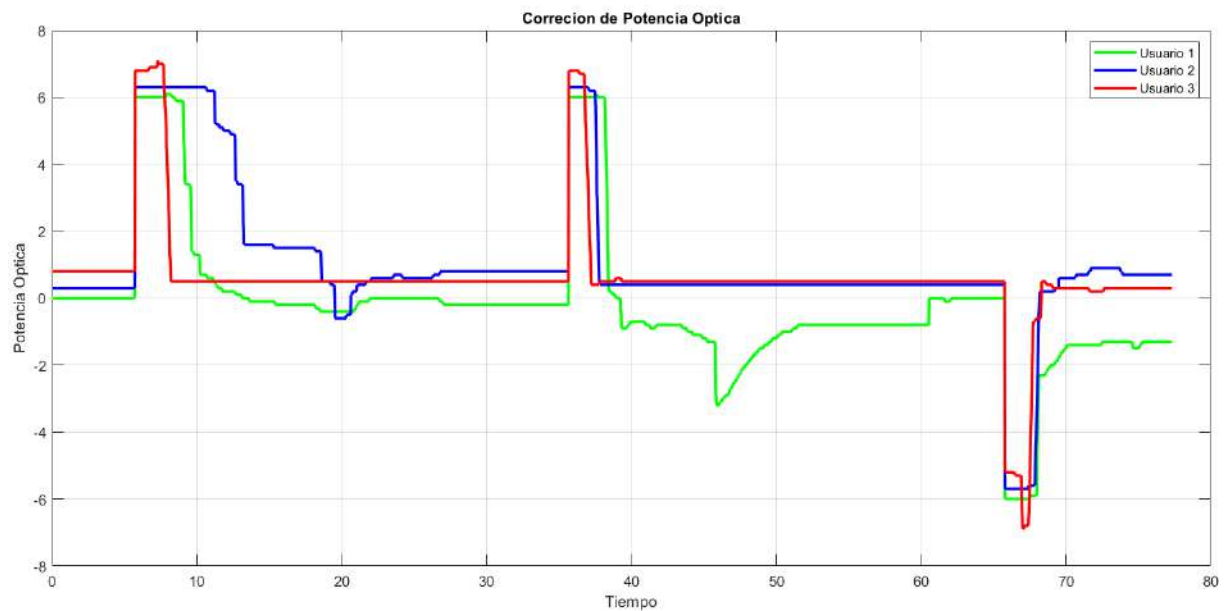


Figura 7.1: Resultados Corrección potencia óptica

Se puede observar que en el primer cambio de la potencia óptica los usuarios tardaron un periodo de tiempo mientras se adaptaban y decidían disminuir la potencia óptica, mientras que en la segunda ocasión en que aumentamos la potencia óptica, el tiempo de vio disminuido en la mayoría de los casos entre un 20 % a un 80 %. La respuesta de los usuarios a una potencia óptica de -6 dioptrías dio como resultado respuestas similares a las del segundo cambio en la potencia óptica, en lo que tiempo se refiere, sin embargo notamos que algunos usuarios trataban de responder con el mismo gesto que aplicaron en el primer y segundo cambio de potencia óptica, con una rápida corrección sobre el gesto.



La respuesta del usuario 2 es una respuesta que nos permite entender como funciona un sistema bio-realimentado, su comportamiento con ligeras correcciones al superar el punto donde vio con claridad la imagen, demuestran que el control realizado por el usuario esta realimentado por lo que puede visualizar y esto le permite seguir una referencia. Otro comportamiento que se asemeja es el de el usuario 1. Cabe resaltar la rápida respuesta del usuario 3 en todas la situaciones y lo estable que es su comportamiento.

Los anteriores resultados son de un grupo de personas de 21 a 23 años de edad, a continuación, se observa los datos obtenidos en la figura 7.2 con el mismo experimento realizado a un usuario mayor de 45 años que tiene presbicia. Se observa un comportamiento similar entre los usuarios, para este caso un

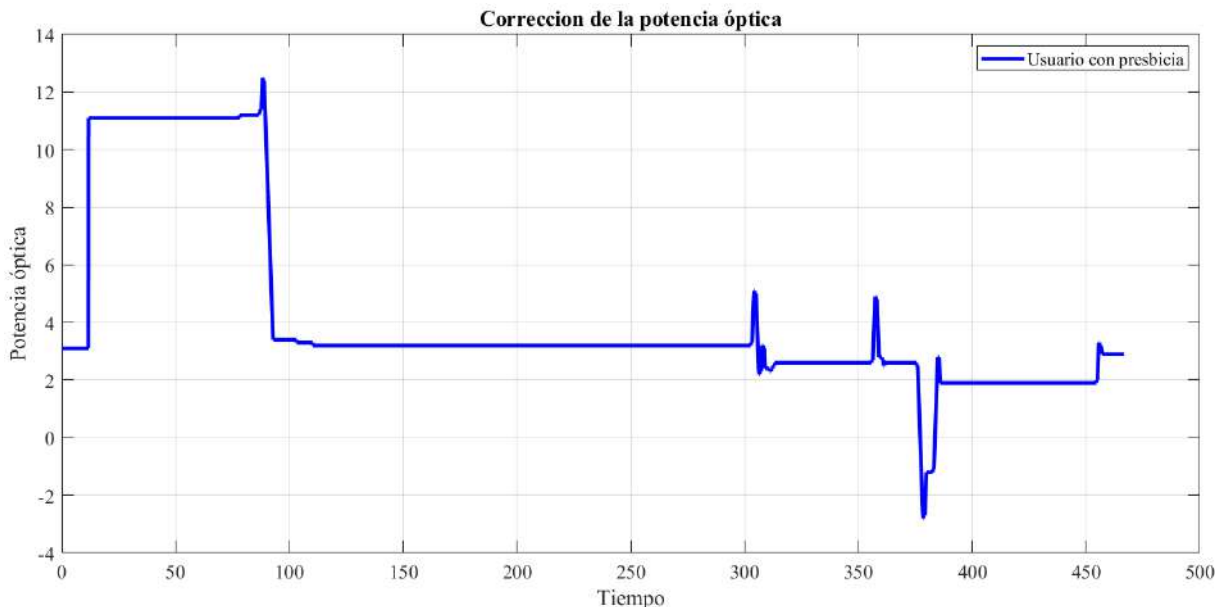


Figura 7.2: Resultados Corrección potencia óptica aplicado a una persona mayor de 45 con presbicia

tiempo de reacción lento comparado a los resultados, de 7.1 en el primer aumento de potencia óptica, y posterior a lograr retomar el punto de referencia, un aprendizaje sobre la marcha de las acciones asociadas aumentar o disminuir la potencia óptica, una vez se estabilizo la potencia óptica sobre el valor de referencia, se le resto -6 dioptrías y su respuesta fue mucho mas rápida, comparada al primer cambio, volviendo a su punto de referencia.

### 7.1.2. Respuesta paso

En respuesta paso tenemos dos experimentos que se pueden realizar, empezando con la pantalla cercana (30 cm) y pasar a la lejana (55 cm). El segundo experimento es el contrario, iniciando con la pantalla lejana y pasar a la cercana.

#### Respuesta paso: Lejos - Cerca

El usuario inicia con potencia óptica en el punto de referencia mirando la pantalla a 55 cm, luego de que se adecue, se hace el cambio a la pantalla de 33 cm, lo que se busca es apreciar un aumento en la potencia óptica. Podemos observar que los usuarios antes del cambio se adecuan y realizan variaciones de alrededor de 0.5 dioptrías y vuelven a puntos cercanos a su punto de referencia, cuando se realiza el cambio, a los 55 segundos, observamos que los usuarios 1 y 3 se mantienen y no varían la potencia óptica, lo que implica que el ajuste de la potencia óptica fue realizado por sus ojos, de manera que no les fue necesario variar la de los lentes. El comportamiento de el usuario 2 es el comportamiento que esperaríamos ver, al aumentar la potencia óptica y estabilizarse en -0.2 dioptrías.

Los resultados obtenidos en la figura 7.3 son de un grupo de personas entre los 21 y 23 años, los resultados de una persona mayor a 45 años y con presbicia se encuentran en la figura 7.4. En este caso vemos cambios de gran importancia para la investigación, si comparamos los resultados del grupo entre 21 y 23 años 7.3, con el usuario mayor a 45 y con presbicia, observamos que el grupo no necesita hacer variaciones significativas en la potencia óptica, ya que sus ojos logran hacer la acomodación del cristalino



Figura 7.3: Resultados de respuesta paso de lejos a cerca

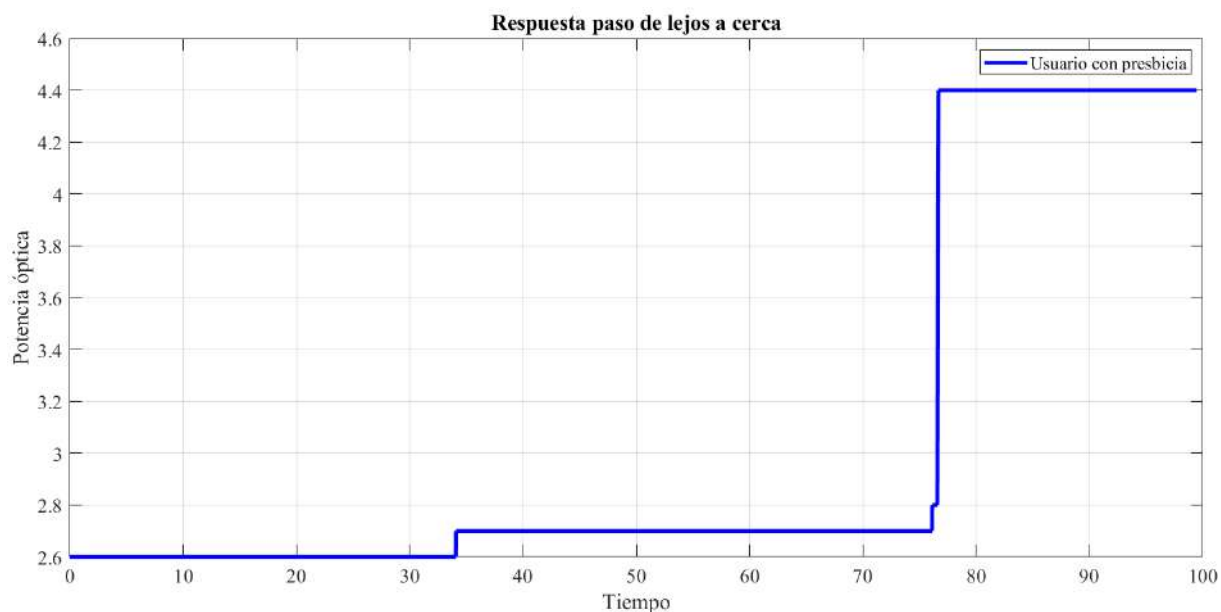


Figura 7.4: Resultados de respuesta paso de lejos a cerca

y aportar la potencia óptica necesaria, caso contrario en el usuario con presbicia, el cual sus ojos no le permiten realizar la acomodación y necesita aumentar la potencia óptica para lograr el enfoque a corta distancia.

### Respuesta paso: Cerca - lejos

Para este experimento, el usuario inicia con su potencia óptica de referencia, ve un fragmento de texto cerca y posterior a un tiempo de adecuación, se cambia la pantalla que se encuentra a 55 cm, de modo que el usuario puede llegar a modificar la potencia óptica. En la gráfica 7.5 observamos que el tiempo de adecuación a la pantalla cercana se da durante los primeros 30 segundos, posterior a ello se efectúa el cambio a la pantalla lejana donde obtenemos ligeras variaciones en la potencia óptica. Se observa que el usuario 1 y 2, durante la acomodación, busca el punto donde vea mejor la pantalla, sin embargo, vuelve al punto de referencia, comparando su comportamiento con el usuario 3, vemos que busca, aumentando la potencia óptica, mejorar el enfoque y se estabiliza en una potencia óptica mayor a la de su referencia.

Al realizar el cambio de distancia sobre los 38 segundos, observamos que la tendencia es a disminuir

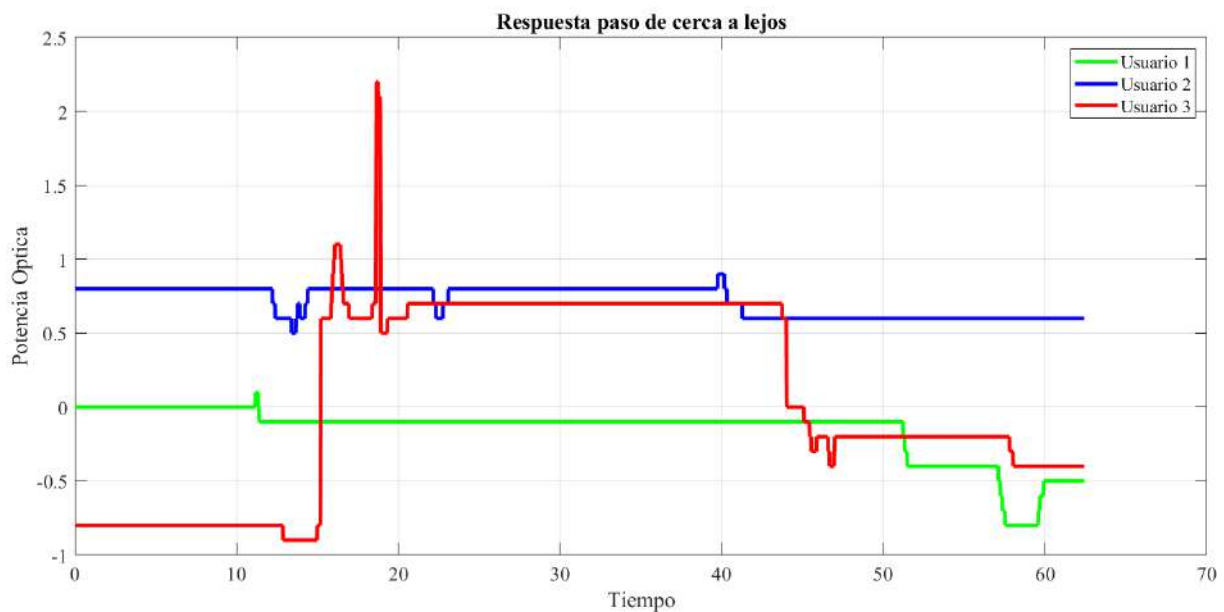


Figura 7.5: Resultados de respuesta paso de cerca a lejos en una persona mayor a 45 años y con presbicia

la potencia óptica ligeramente, sin embargo, pese a que todos la disminuyen, el comportamiento de cada uno es diferente.

Los resultados de la figura 7.5 son obtenidos de un grupo de personas que tiene de 21 a 23 años, los resultados obtenidos de una persona mayor a 45 años y que tiene presbicia se encuentran en la figura 7.6. Observamos que nuevamente el grupo de personas entre los 21 y 23 años realizan variaciones pequeñas,

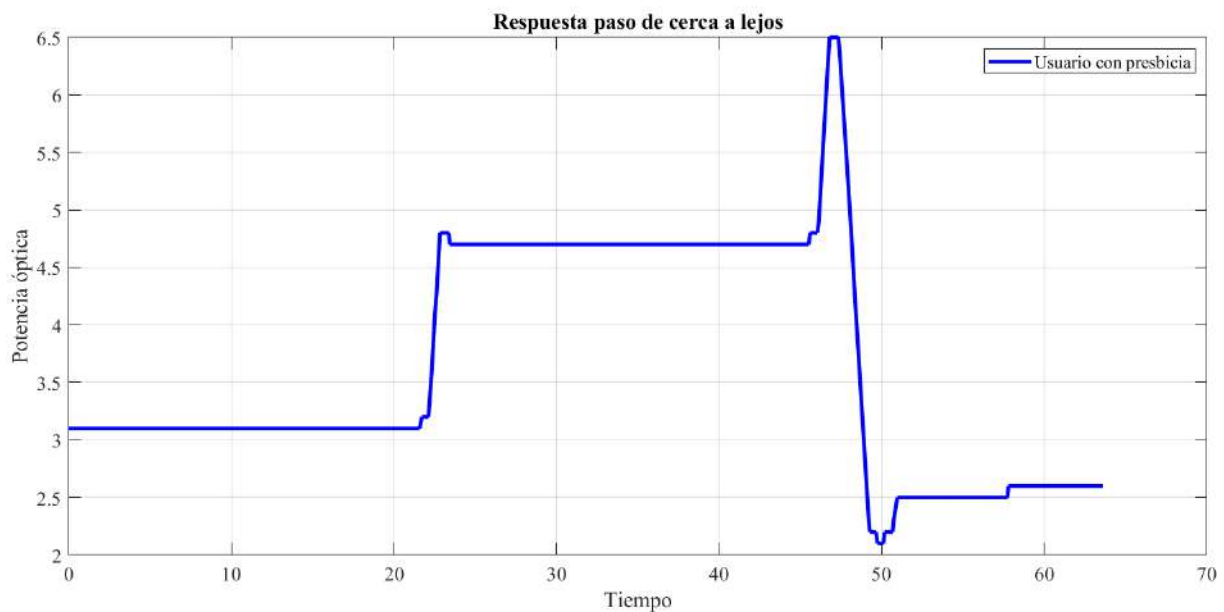


Figura 7.6: Resultados de respuesta paso de cerca lejos en una persona mayor a 45 años y con presbicia

comparadas al usuario con presbicia. Su capacidad de acomodación les permite hacer las variaciones necesarias por medio de sus ojos, caso contrario en el usuario con presbicia que hace cambios en la potencia óptica, tantos como vea necesarios para lograr el enfoque.

### 7.1.3. Capacidad de acomodación

Capacidad de acomodación la dividimos en dos, Positiva donde se aumente poco a poco la potencia óptica, negativa, donde se disminuye poco a poco la potencia óptica.

## Capacidad de acomodación positiva

Inicia el experimento con potencia óptica en el punto de referencia y observando un fragmento de texto en la pantalla a distancia de 55 cm. El investigador aumenta la potencia óptica hasta que los usuarios declaran que no pueden ver claramente el texto, como se puede observar en la figura 7.7 A la distancia

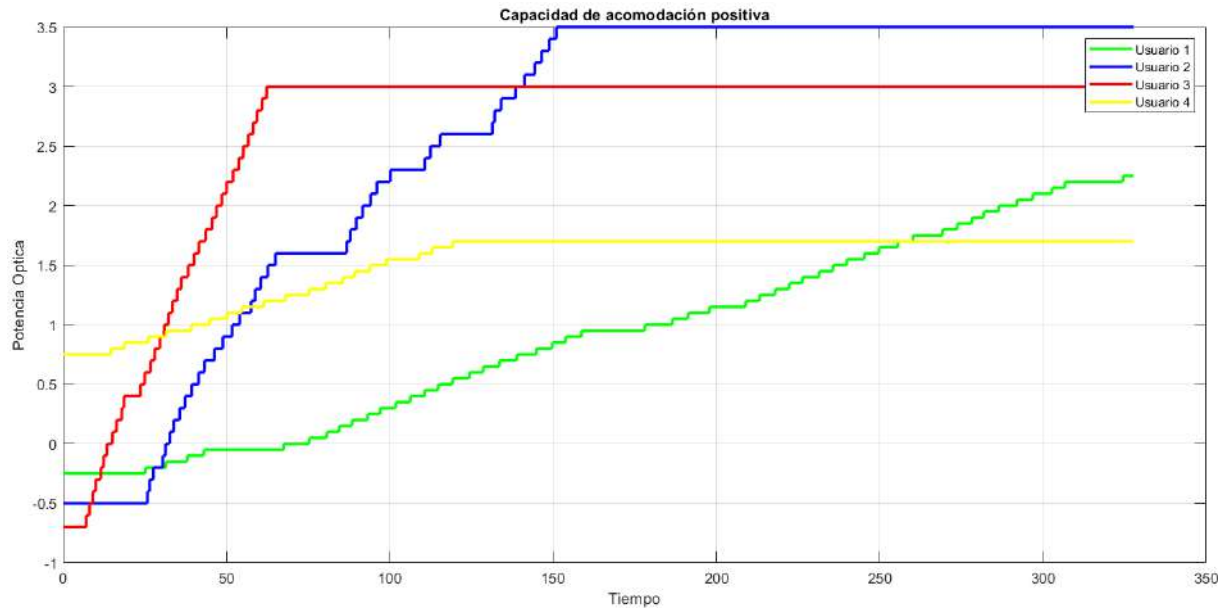


Figura 7.7: Resultados de la capacidad de acomodación positiva

que se encuentra la pantalla, la potencia óptica teóricamente necesaria para enfocar la pantalla está al rededor de 2 dioptrías, analizando el comportamiento de los usuarios y teniendo en cuenta los puntos de referencia, observamos que el comportamiento es el esperado. Aun con variaciones en los pasos que se hicieron encontramos respuestas muy similares.

Los resultados obtenidos en la figura 7.7 son realizados en un grupo de personas en un rango de edades entre 21 y 23 años, a continuación, en la figura 7.8, son resultados de una persona mayor a 45 años que tiene presbicia. Comparando los resultados, el usuario con presbicia inicia con un punto de referencia

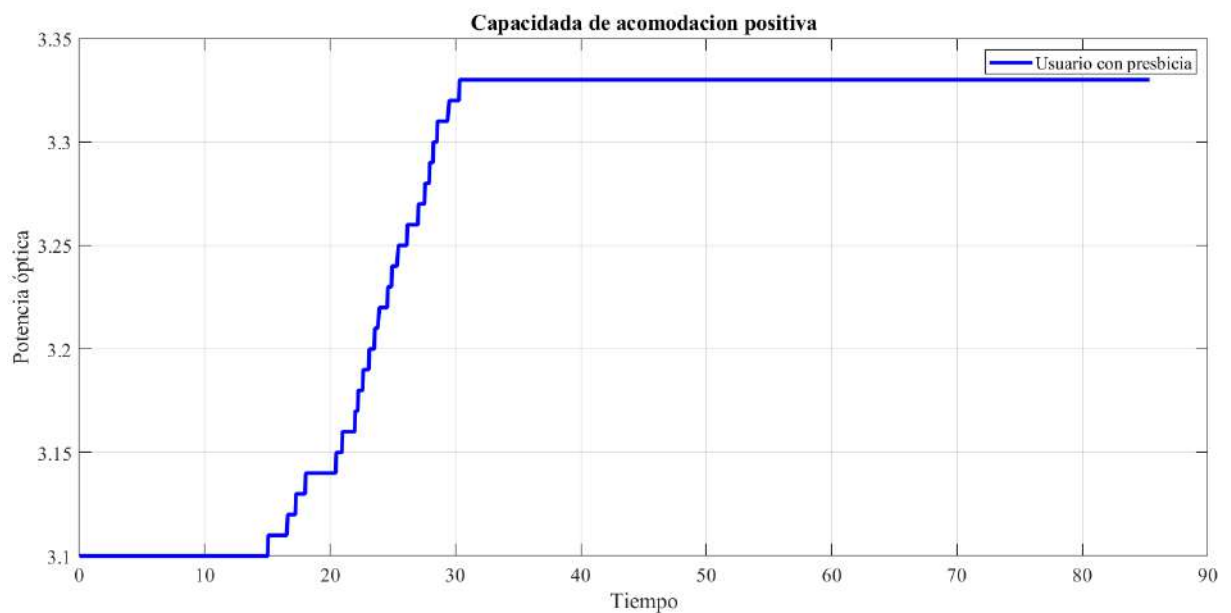


Figura 7.8: Resultados de la capacidad de acomodación positiva, en una persona mayor a 45 años y con presbicia

muy cercano al punto de enfoque, al cual tienden la mayoría de los usuarios que participaron en los experimentos de capacidad de acomodación positiva.

### capacidad de acomodación negativa

Del mismo modo que el anterior experimento, se inicia en el punto de referencia y el investigados disminuye la potencia óptica hasta que el usuario declara que no puede ver la letra en pantalla claramente. En la figura 7.9 observamos el limite de acomodación del ojo en 4 usuarios, al ser potencia óptica negativa

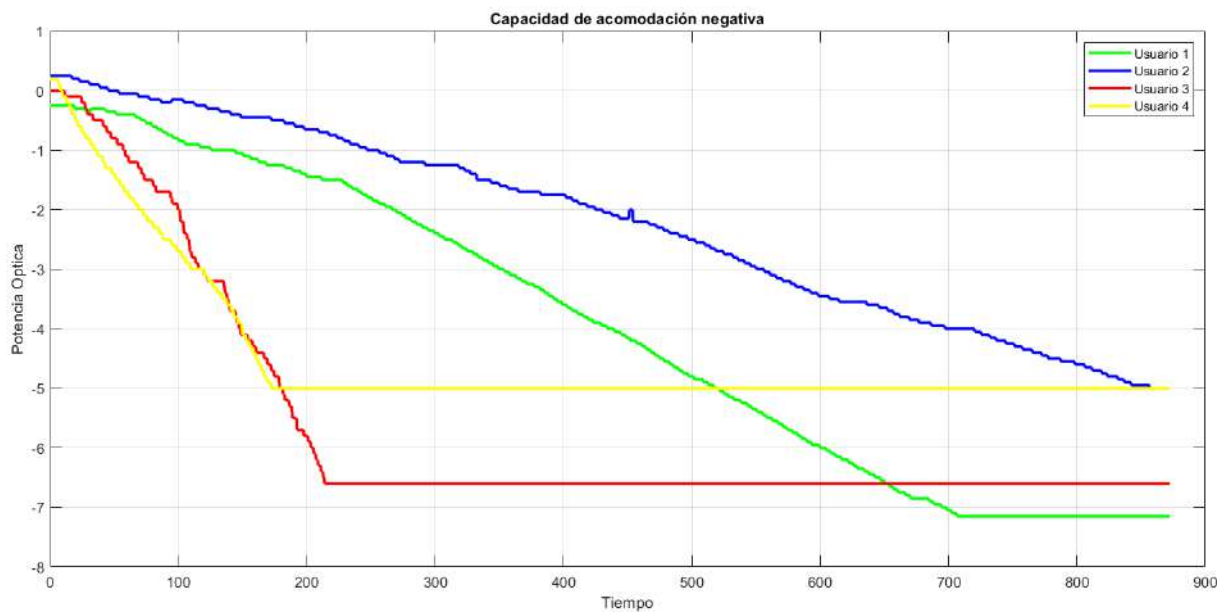


Figura 7.9: Resultados de la capacidad de acomodación negativa

la que se le esta entregando al usuario por medio de los lentes, los ojos del usuario deben suministrar la potencia óptica necesaria para enfocar la pantalla que esta a 55 cm, sin los lentes electrónicos se necesita el rededor de 2 dioptrías. Observando al usuario 1, llego al valor máximo de -7.1 dioptrías en los lentes, lo que significa que debió aportar potencia óptica al rededor de 9 dioptrías.

Los resultados de la figura 7.9 son obtenidos de un grupo de personas entre los 21 y 23 años, los resultados obtenidos de una persona mayor a 45 años y con presbicia e encuentra en la figura 7.10 Al

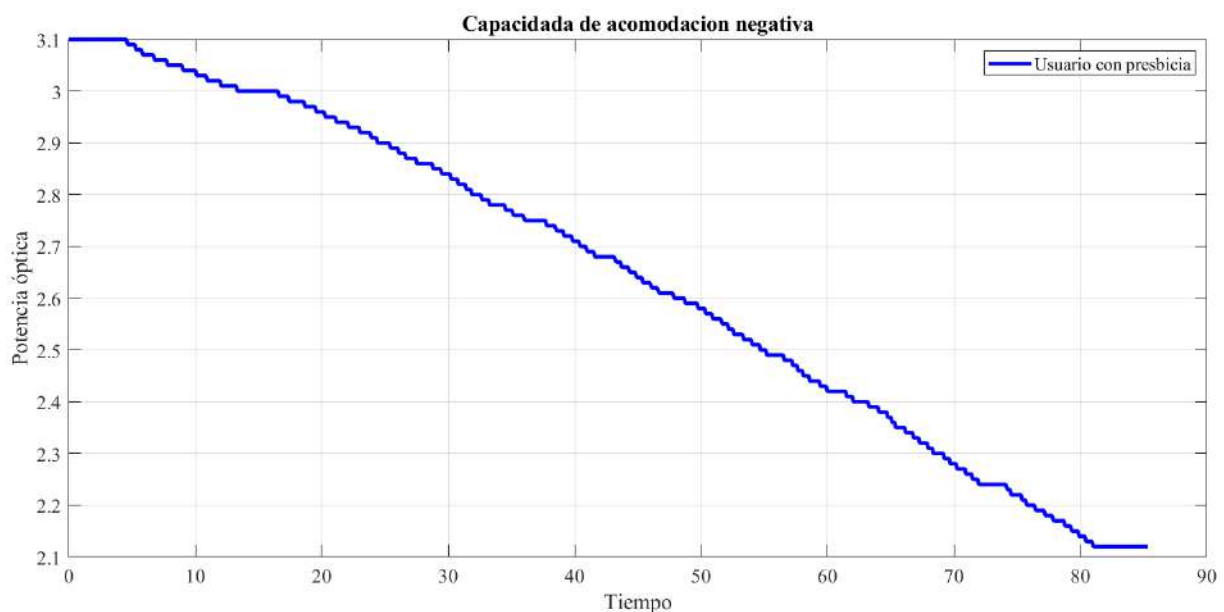


Figura 7.10: Resultados de la capacidad de acomodación negativa

comparar los usuarios entre 21 y 23 años con el usuario con presbicia, podemos observar la perdida de la capacidad de acomodación que presentan las personas mayores a 45 años, al ser mucho menos que el grupo de personas que no presentan esta condición visual.

#### 7.1.4. Modificación del enfoque

Los usuarios inician con potencia óptica en el punto de referencia, y ellos mismos prueban los límites aumentando o disminuyendo la potencia óptica con los gestos hasta los límites en donde no pudieran ver claramente.

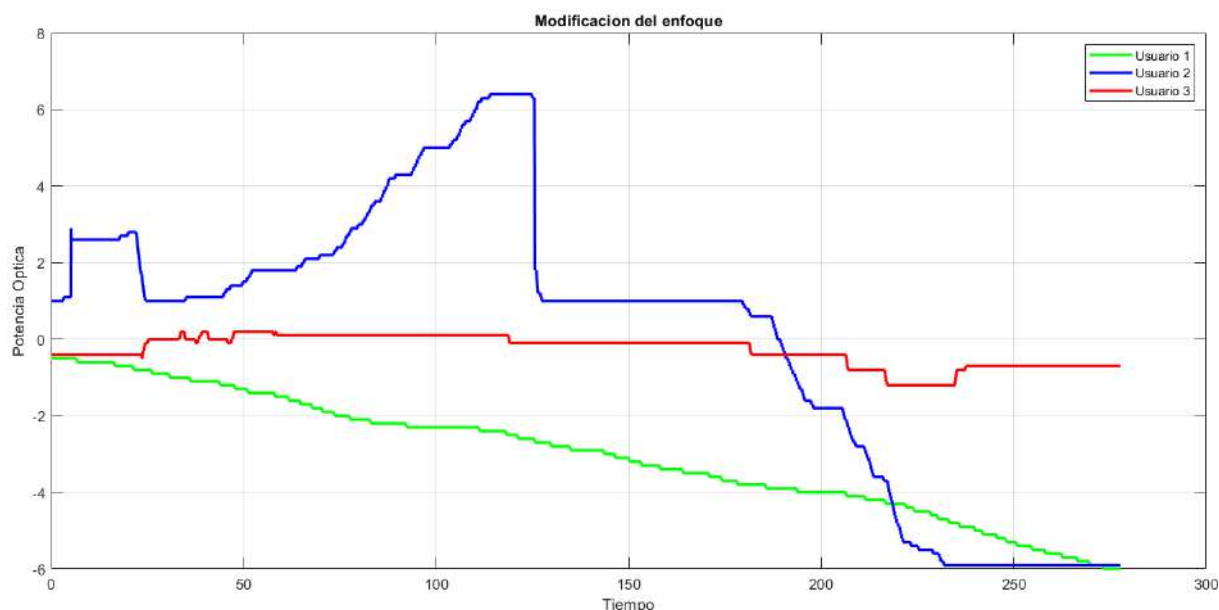


Figura 7.11: Resultados de la modificación del enfoque

El usuario 3 al igual que el usuario 2, buscaron el límite superior e inferior de la potencia óptica, sin embargo el usuario 3 no tuvo un rango de potencia óptica tan grande como el usuario 2.// // Los experimentos de la figura 7.11 se obtuvieron de un grupo de usuarios entre los 21 y 23 años. Los resultados obtenidos de un usuario con presbicia son los que se pueden observar en la figura 7.12 Observamos los

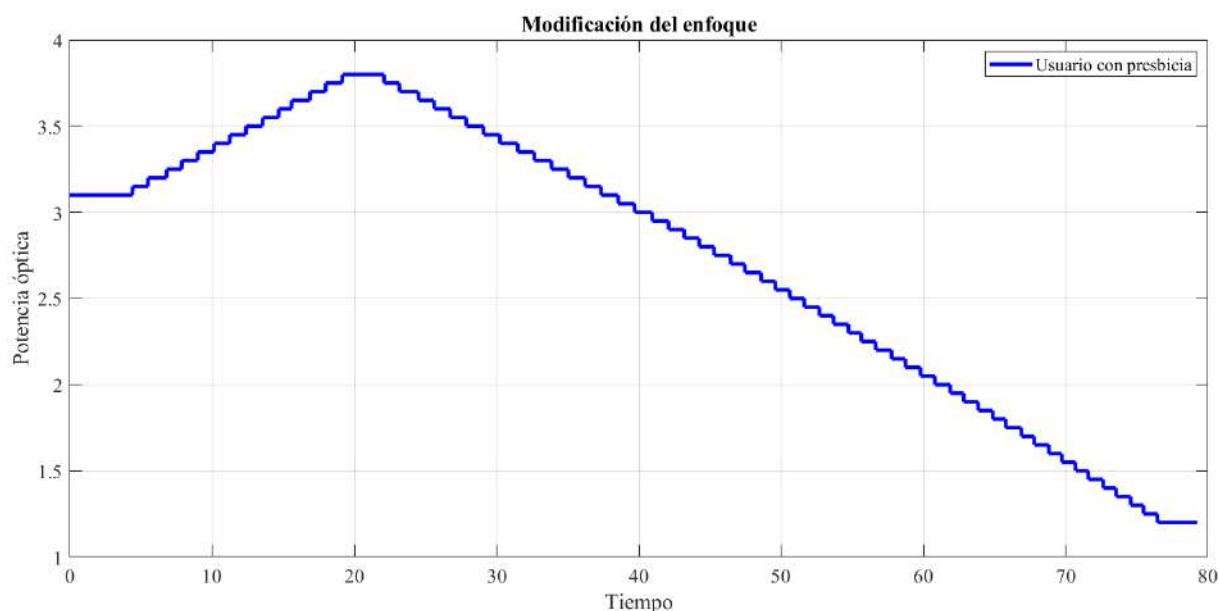


Figura 7.12: Resultados de la modificación del enfoque, en un usuario con presbicia

máximos y mínimos puntos de enfoque a los cuales pueden llegar los usuarios, para el caso de los usuarios entre 21 y 23 años, tiene una capacidad mayor de acomodación que la del usuario con presbicia, dado que así lo indica su condición visual se ha perdido dicha capacidad, y lo que se logra es una acomodación en rangos inferiores a los logrados por el grupo mencionado.

Los resultados obtenidos al realizar los experimentos nos permiten cumplir con el objetivo específico número 3.

## Capítulo 8

# Conclusiones y recomendaciones

Relacionar los puntos concluyentes producto del análisis y la interpretación de resultados; así mismo, deben escribirse los hallazgos encontrados al realizar el trabajo de grado. En este contexto se entienden los hallazgos como descubrimientos inesperados durante el desarrollo del proyecto. Las recomendaciones son de suma importancia en todo el trabajo, pues es el aporte que realizan los autores al avance del conocimiento. Tenga en cuenta que las conclusiones no son una lista de los resultados finales.

### 8.1. Conclusiones

- Las señales mioeléctricas pueden ser clasificadas según la actividad muscular realizada por el usuario, notando diferentes amplitudes eléctricas según el movimiento realizado.
- La amplitud de la señal EMG al hacer gestos como levantar las cejas o fruncir el ceño pueden variar dependiendo de la anatomía de la persona, por esto es tan posible encontrar una diferencia notable entre estas señales al realizar un gesto o el otro como puede que no.
- El sistema de adecuación de la señal permitió extraer la señal EMG, con una buena relación de señal a ruido para lograr la clasificación de los gestos y el control de los lentes.
- Los resultados demostraron que a pesar de las variaciones en los diferentes experimentos el usuario realiza el control del sistema hasta llegar al punto de visión 20/20.
- La edad de la persona es uno de los factores mas relevantes en los resultados de los experimentos puesto que se demostró que una persona con presbicia necesita una variación de la potencia óptica según la distancia a la que se encuentre el objeto de interés y en una persona joven (sin presbicia) el cristalino se acomoda a la distancia deseada evitando que le delegue potencia optica al sistema.
- Durante los experimentos se demostró que una persona puede adaptarse al sistema de control mediante señales EMG luego de un proceso de aprendizaje.
- El usuario se adapta mucho mas rápido al sistema en la medida que se ve obligado a usarlo, de tal forma que si necesita leer o visualizar lo que se encuentra frente a él, este cambia la potencia optica hasta lograrlo.

### 8.2. Recomendaciones y trabajos futuros

- El ruido a 60 Hz es mucho mayor a la señal EMG y se encuentra dentro de la banda de interés, por ende se recomienda, implementar filtros *Notch* a 60 Hz después del amplificador de aislamiento y considerar un filtro digital *Notch* implementado en LabVIEW.
- Partiendo del prototipo presentado en el actual trabajo de grado, diseñar un tercer prototipo que permita que se pueda usar como gafas de uso cotidiano.
- Contemplar la posibilidad de realizar el procesamiento de la señal en un microcontrolador.
- Analizar la posibilidad de controlar los lentes con otro tipo de elemento diferente a la toma de datos EMG, como bien puede ser, por medio periféricos o señales del cuerpo tomadas con diferentes tecnologías.

## Capítulo 9

# Anexos

1. Esquemático final en Altium Designer del circuito de adecuación de la señal EMG. Para acceder seleccionar aquí o ir al siguiente URL:  
[https://drive.google.com/drive/folders/1tPNDvcfLXum4uj9cUsbg\\_mGqMc7eH\\_GX?usp=sharing](https://drive.google.com/drive/folders/1tPNDvcfLXum4uj9cUsbg_mGqMc7eH_GX?usp=sharing)
2. Vídeos explicativos de la estructura y el funcionamiento del programa realizado en LabVIEW. Para acceder seleccionar aquí o ir al siguiente URL:  
[https://drive.google.com/drive/folders/1gD4wAHPoxGyvYIsct\\_nQSgp0dZ0zSmKV?usp=sharing](https://drive.google.com/drive/folders/1gD4wAHPoxGyvYIsct_nQSgp0dZ0zSmKV?usp=sharing)
3. Diagrama de flujo completo (máxima resolución). Para acceder seleccionar aquí o ir al siguiente URL:  
<https://drive.google.com/drive/folders/1qtA2C27wtBxGwMUkGN3aQvxjJqDse2kw?usp=sharing>



# Bibliografía

- [1] OD Gary Heiting. Los lentes bifocales y trifocales son buenas opciones en algunos casos. *All about vision*.
- [2] Robert Konrad Nitish Padmanaban and Gordon Wetzstein. Autofocals: Evaluating gaze-contingent eyeglasses for presbyopes. *Science Advances*, 5(6), 2019.
- [3] Juan Diego Barco. Sistema óptico electrónico bio-realimentado por medio de señales electromiográficas. *PUI*, 2018.
- [4] MD Susan H. Weinkle. Treatment of the aging upper face. *Medscape Education Dermatology*, 2002.
- [5] CLÍNICA RAHHAL. El cristalino del ojo: anatomía, funciones y afecciones. *Láser y microcirugía ocular*, 2015.
- [6] Neuromedical Supplies from Compumedics USA. Compumedics gold cup electrode 48 in (10/pkg) multicolor-nms - neuromedical supplies from compumedics usa. <https://www.neuromedicalsupplies.com/product/gold-cup-electrode-48-10pkg-multicolor-nms/>.
- [7] Analog.com. Ad8221. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8221.pdf>.
- [8] Elec Freaks. Ultrasonic ranging module hc - sr04. <https://www.mouser.com/datasheet/2/813/HCSR04-1022824.pdf>.
- [9] Optotune. Electrical lens el-16-40-tc. <https://www.optotune.com/products/focus-tunable-lenses/electrical-lens-el-16-40-tc>.
- [10] Lic. Opt. Karina Hilario Valerio. AcomodaciÓn. *Imagen Óptica - Revista* 46.
- [11] A. Prado Montes. Síndrome de fatiga ocular y su relacion con el medio laboral. *Med Segur Trab*, 63(249):345–61, 2017.
- [12] Dubbelman M. van der Heijde G. L. Heethaar R. M. Hermans, E. A. Change in the accommodative force on the lens of the human eye with age. *Vision Research*, <https://doi-org.ezproxy.javeriana.edu.co/10.1016/j.visres.2007.10.017>, 48(1):119–126, 2008.
- [13] A. López. Un invento revolucionario en la edad media: las gafas. 2018.
- [14] Gary Heitinh OD. Gafas progresivas reemplazan a las bifocales. 2018.
- [15] D. Vision. Gafas ajustables que se adaptan a su graduación. <https://www.botopro.com/dial-vision.html>, 2018.
- [16] Alfonso López. Un invento revolucionario en la edad media: las gafas. *National Geographic - España*, 2019.
- [17] ¿quÉ tipos de lentes son las mÁs apropiadas para cada defecto visual? *Fundación ALAIN AFFLELOU*, 2018.
- [18] Presbicia. <https://es.wikipedia.org/wiki/Presbicia>, 2009.
- [19] CuidaTuVista. ¿cómo elegir los mejores cristales progresivos para tus gafas? <https://cuidatuvista.com/gafas-progresivas-ventajas-problemas/>.
- [20] LongitudDeOnda. empower!, lentes con enfoque electrónico. <https://longitudonda.com/index.php/lentes-ofthalmicas-con-enfoque-electronico/>.

- [21] Rafael David Lineros Ramos. Evaluación de la mejora de la agudeza visual con un sistema bio-realimentado. *Repositorio Pontificia Universidad Javeriana*, [online] <http://hdl.handle.net/10554/34103>, 2017.
- [22] Bharati Sureshchandra Darak ; S. M. Hambarde. A review of techniques for extraction of cardiac artifacts in surface emg signals and results for simulation of ecg-emg mixture signa. *IEEE*, 978-1-4799-6272-3, 2015.
- [23] Medicina de l'sport. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. <https://www.apunts.org/en-aplicaciones-electromiografia-superficie-el-deporte-articulo-XX886658110515098>, 2010.
- [24] Acomodación (ojo). [https://es.wikipedia.org/wiki/Acomodacion\(ojo\)cite\\_note-2](https://es.wikipedia.org/wiki/Acomodacion(ojo)cite_note-2), 2011.
- [25] Álvaro Morales Caballero y Jossias Navor Molle Cassia Ana Prado Montes. Síndrome de fatiga ocular y su relación con el medio laboral. *Medicina y seguridad del trabajo*, [online] <http://scielo.isciii.es/pdf/mesetra/v63n249/0465-546X-mesetra-63-249-00345.pdf>, 2017.
- [26] Neisy Bernal Reyes y Luis Eduardo Camacho Rangel Alejandro Arias Díaz. Efectos de los dispositivos electrónicos sobre el sistema visual. *Revista Mexicana de Oftalmología*, [online] <https://cyberleninka.org/article/n/1394667>, 2016.
- [27] Medical electrical equipment. Iec 60601: General requirements for safety - collateral standard: Electromagnetic compatibility - requirements and tests. 2001.