

Universidad Autónoma de Baja California

FACULTAD DE INGENIERÍA



“Registro del Movimiento Ocular a través de Señales Electrooculográficas y sus Aplicaciones.”

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:
LICENCIATURA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

PRESENTA

Christian Andres de León López

DIRECTOR

Dra. Wendy Flores Fuentes

CODIRECTOR

Dr. Julio C. Rodríguez Quiñonez

Mexicali, B.C. a 16 de mayo de 2025

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Universidad Autónoma de Baja California, por haberme formado académicamente como ingeniero durante el transcurso de mi licenciatura.

Agradezco también al programa educativo Ingeniero en electrónica, a los profesores que lo conforman por sus enseñanzas y consejos, y a mis compañeros por su apoyo.

Quiero agradecer especialmente a la Dra. Wendy Flores Fuentes, quien es la directora de esta tesis, por su apoyo y guía durante la realización de este ejercicio investigativo.

DEDICATORIA

A mis abuelos quienes siempre me apoyaron hasta el final, a mi madre que siempre ha estado conmigo en todo momento y a mi hermana que siempre me apoya en cualquier circunstancia.

RESUMEN

El movimiento ocular puede ser utilizado para diversas aplicaciones de salud, como tecnológicas. Existen distintas tecnologías y metodologías para realizarlo. En este trabajo se aborda la adquisición de señales electrooculograficas a través del estudio de la fisiología del ojo humano, las señales bioeléctricas, la instrumentación de un sistema de adquisición de señales y su correlación con los movimientos oculares realizados durante su adquisición. Se discuten las principales aplicaciones, beneficios y retos para implementarlas.

ABSTRACT

Eye movement can be used for various health applications, such as technology. There are different technologies and methodologies to do it. This work addresses the acquisition of electrooculographic signals through the study of the physiology of the human eye, bioelectric signals, the instrumentation of a signal acquisition system and its correlation with the eye movements made during its acquisition. The main applications, benefits and challenges to implement them are discussed.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	I
DEDICATORIA	II
RESUMEN	III
ABSTRACT	IV
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Introducción	1
2. PROPÓSITO DE LA INVESTIGACIÓN	2
2.1. Planteamiento del problema	2
2.2. Justificación	2
2.3. Hipótesis	3
2.4. Objetivos de la investigación	3
2.4.1. Objetivo general	3
2.4.2. Objetivos específicos	3
3. ANTECEDENTES	5
3.1. Sistema de video infrarrojo	5
3.1.1. Oculografía infrarroja	6
3.2. Seguimiento ocular a través de cámaras WEB	6
3.3. Bobina de búsqueda	7
3.4. Sistema de seguimiento ocular de tipo óptico	8
3.5. Rastreador de imágenes duales de Purkinje	8
3.6. Electro-oculograma	9
4. FUNDAMENTOS	11
4.1. Bioseñales	11
4.1.1. Electroencefalografía (EEG)	11
4.1.2. Electrocardiografía (ECG)	12
4.1.3. Electromiografía (EMG)	13
4.1.4. Electrogastrografía (EGG)	15
4.1.5. Electrooculografía (EOG)	16
4.2. Movimientos Oculares	16
4.2.1. Estructuras del ojo	17

4.2.2.	Anatomía del globo ocular	19
4.2.3.	Formación de las imágenes	21
4.3.	Sistemas de electrooculografía (EOG)	23
4.3.1.	Electrodos (tipos y formas de colocarse)	23
4.3.2.	Fuentes de Ruido en Señales de EOG	25
4.3.3.	Componentes de la Señal EOG	25
4.3.4.	Técnicas de Mitigación de la Deriva de la Línea Base EOG	26
4.3.5.	Estimación del posicionamiento de la mirada	27
5.	APLICACIONES	29
5.1.	Interfaz humano-máquina	29
5.1.1.	Escritura ocular	29
5.1.2.	Control de robots	30
5.1.3.	Control de TV	30
5.1.4.	Control de silla de ruedas	30
6.	METODOLOGÍA DE LA EXPERIMENTACIÓN	31
6.1.	Adquisición y procesamiento de señales	31
6.1.1.	Alimentación del sistema electrónico para la adquisición de EOG	31
6.1.2.	Electrodos y circuito de pierna derecha	32
6.1.3.	Amplificador de instrumentación	33
6.1.4.	Filtrado de ruido	33
6.1.5.	Señal AC en el osciloscopio	35
6.1.6.	Señal DC en el osciloscopio	35
6.1.7.	Conjunto de datos	35
7.	RESULTADOS	38
8.	CONCLUSIONES	46
	REFERENCIAS	49

Índice de Figuras

3.1. Medición del movimiento ocular utilizando sistemas infrarojos.	6
3.2. Un sujeto utilizando una bobina de búsqueda escleral de manera convencional (A), el cable sale directamente (flecha blanca). Al usar una lente de vendaje en la parte superior de la bobina (B), el alambre se aplica a la esclerótica y sale del ojo cerca del canto interno (flecha gris). La lente de vendaje (C, centro) tiene un diámetro 5 mm mayor que una bobina de búsqueda escleral (C, derecha).	8
3.3. A: A medida que la luz ingresa al ojo, se crea una imagen de Purkinje. B: La primera y la cuarta imagen de Purkinje demuestran cada una su propia imagen reflejada de la fuente de luz entrante. (i) A medida que el ojo se aleja de la fuente de luz, las 2 imágenes de Purkinje se separan más. (ii) A medida que el ojo gira hacia la fuente de luz, las 2 imágenes de Purkinje se acercan, cada una moviéndose hacia el centro de la pupila.	9
3.4. Posición de los electrodos.	10
4.1. Ejemplo de EEG registrado durante la vigilia en una mujer de 24 años. En un periodo de 10 segundos de duración.	12
4.2. Relación entre la actividad eléctrica cardíaca regional y el electrocardiograma de superficie.	13
4.3. Señal EMG y la descomposición del MUAP.	15
4.4. (A) Ondas lentas gástricas normales de un perro. (B) Taquigastria ectópica espontánea en un perro.	16
4.5. Diagrama de las estructuras externas del ojo.	17
4.6. Vista anterior del aparato lacrimal.	18
4.7. Corte sagital del ojo y sus estructuras.	19
4.8. Plano sagital del iris y la córnea.	20
4.9. Vista superior del corte transverso del globo ocular derecho.	21
4.10. Refracción de los rayos de luz.	22
4.11. Vista de un objeto distante.	22
4.12. Acomodación.	23
4.13. Electrodo comunes.	23
4.14. Electrodo implementados en gafas.	24
4.15. Electrodo implementados en una banda para la cabeza.	24
4.16. Colocación sugerida para 7 electrodos. Donde el electrodo no.7 corresponde a tierra.	25
4.17. Colocación sugerida para 6 electrodos.	25

4.18. Diagrama de la configuración para la medición de la señal EOG A) horizontal y B) vertical.	28
6.1. Diagrama de bloques del circuito de adquisición.	31
6.2. Diagrama electrónico del bloque de alimentación del sistema.	32
6.3. Diagrama electrónico del bloque del circuito de pierna derecha.	33
6.4. Diagrama electrónico del bloque de adquisición de la señal EOC.	33
6.5. Diagrama electrónico del bloque de filtrado del ruido mediante filtros notch. . .	34
6.6. Diagrama electrónico del bloque del filtro pasa-bajas a 30Hz.	34
6.7. Diagrama electrónico del bloque del filtro pasa-altas con frecuencia de corte de 0.1Hz.	35
6.8. Ejemplos de imágenes de algunas categorías utilizadas para las pruebas.	36
7.1. Amplificador de instrumentación utilizado para amplificar el voltaje de las señales obtenidas en los electrodos.	39
7.2. Ejemplo gráfico del amplificador funcionando, en este caso se le suministró 1V para obtener una salida de 2V.	39
7.3. Filtrado rechaza-banda utilizado para eliminar la frecuencia de 60 Hz.	40
7.4. Gráfica de la respuesta en frecuencia de la señal de salida de la etapa de filtrado con filtros notch.	41
7.5. Filtro pasa-bajas utilizado en el filtrado de ruido de la señal para eliminar el frecuencias mayores a 30 Hz.	42
7.6. Señal de DC del EOG con deriva.	42
7.7. Sistema de adquisición completo con cada una de sus etapas.	43
7.8. Respuesta del filtro pasa alta.	44
7.9. Señal de DC del EOG.	45
7.10. Señal de AC del EOG.	45

Índice de Tablas

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción

Los movimientos oculares son posibles debido a los músculos extra oculares. Estos músculos adheridos a la esclerótica son los encargados de generar los movimientos de rotación en el globo ocular, permitiendo mover los ojos en diferentes direcciones, para enfocar objetos, realizar movimientos de seguimiento y otras acciones visuales. Seis músculos por cada ojo, recto inferior, recto superior, recto media, recto lateral, oblicuo superior y oblicuo inferior.

Cuando los músculos extra oculares se contraen o se relajan, se produce el movimiento ocular, lo cual causa que se presente una diferencia de potencial entre la córnea y la retina. El origen de esta diferencia de potencial se encuentra en el epitelio pigmentario de la retina y permite considerar la presencia de un dipolo, donde la córnea corresponde al extremo positivo y la retina al extremo negativo de dicho dipolo. De este modo, los giros del globo ocular provocan cambios en la dirección del vector correspondiente a este dipolo eléctrico.

La diferencia de potencial córneo-retina se genera debido a la respuesta eléctrica de los conos y bastones situados en la retina. De manera que las condiciones de luminosidad ambiental pueden afectar la variación de dicha diferencia de potencial. Mientras que las amplitudes y frecuencias presentes en la señal eléctrica pueden variar de persona a persona.

Esta diferencia de potencial se registra a través de la aplicación de electrodos sobre la piel alrededor de los ojos, conectados a un sistema de adquisición y procesamiento de señales eléctricas. Al registro de estas señales eléctricas se les llama electrooculograma (EOG, de sus siglas en inglés).

La medición, el registro y análisis de la señal EOG es una herramienta importante que puede ser útil en una variedad de campos, desde la medicina hasta la tecnología, al proporcionar información valiosa sobre la actividad ocular.

Debido a esto en la presente tesis se explora la importancia de estudiar las señales EOG y cómo se utilizan en diversas aplicaciones.

CAPÍTULO 2

PROPÓSITO DE LA INVESTIGACIÓN

2.1. Planteamiento del problema

Se sabe que el registro del movimiento ocular puede ser utilizado para diversas aplicaciones tanto para la caracterización del estado de salud, de concentración y atención, así como para ser utilizado como un comando a través de la interfaz humana-máquina para el control de actuadores mecánicos, digitales y/o electrónicos.

A fin de proveer solución a necesidades de la humanidad, como lo es el controlar sistemas operativos de dispositivos utilizados por personas con movilidad motriz restringida para comunicarse.

Se requiere aplicar la metodología de investigación, los conocimientos de las principales disciplinas de la electrónica y competencias adquiridas en el diseño y análisis de circuitos para instrumentar un sistema de adquisición de señales electrooculograficas, para mostrar su fundamento, importancia y posibles aplicaciones.

Para esto es necesario conocer la estructura fisiológica del ojo humano. Comprender la relación de la estructura fisiológica del ojo humano, los movimientos oculares y las señales electrooculograficas. Aplicar los conocimientos adquiridos en las disciplinas relacionadas con la adquisición, procesamiento, y aplicaciones de señales eléctricas para instrumentar dicho sistema de adquisición de señales EOG.

Además, es necesario mostrar la adquisición de señales EOG y relacionarlas con el movimiento ocular realizado durante su adquisición. Examinar la investigación y los resultados de medición del sistema de adquisición de señales EOG para determinar posibles aplicaciones, los beneficios y retos para su implementación.

2.2. Justificación

Una de las principales razones para estudiar las señales EOG es su utilidad en la comprensión de la actividad ocular. El movimiento de los ojos es un proceso complejo que involucra la coordinación de varios músculos, la respuesta eléctrica debido a la relación de posicionamiento entre la retina y la córnea, el cual está vinculado estrechamente a la percepción visual y la atención. Al analizar las señales EOG, se pueden descubrir patrones de actividad ocular y

comprender mejor cómo se mueven los ojos en respuesta a estímulos visuales o cognitivos, identificar trastornos oculares y/o de salud para la toma de decisiones sobre tratamientos, además puede ser utilizado para la creación de avanzadas interfaces hombre-máquina para múltiples propósitos y aplicaciones.

2.3. Hipótesis

Es posible aplicar la metodología de investigación, los conocimientos de las principales disciplinas de la electrónica y competencias adquiridas para el diseño y análisis de circuitos para instrumentar un sistema de adquisición de señales electrooculograficas, a fin de mostrar su fundamento, importancia y posibles aplicaciones.

2.4. Objetivos de la investigación

2.4.1. Objetivo general

El objetivo general del desarrollo de esta tesis es aplicar los conocimientos adquiridos durante la formación como Ingeniero en Electrónica para investigar la importancia del registro del movimiento ocular a través de señales electrooculográficas y sus aplicaciones. A fin de demostrar las competencias adquiridas en las disciplinas relacionadas con la adquisición, procesamiento, y aplicaciones de señales eléctricas a través de la instrumentación y mediciones automáticas para el diseño de sistemas.

2.4.2. Objetivos específicos

Los objetivos específicos de la presente tesis son los siguientes:

- Conocer la estructura fisiológica del ojo humano.
- Investigar y compilar las distintas técnicas para caracterizar y medir el movimiento ocular.
- Describirlas distintas bioseñales relacionadas con la adquisición y procesamiento de señales eléctricas.
- Comprender la relación de la estructura fisiológica del ojo humano, los movimientos oculares y las señales electrooculograficas.
- Explicar las distintas aplicaciones de las señales EOG.
- Aplicar los conocimientos adquiridos en las disciplinas relacionadas con la adquisición, procesamiento, y aplicaciones de señales eléctricas para instrumentar un sistema de adquisición de señales EOG.
- Mostrar la adquisición de señales EOG y relacionarlas con el movimiento ocular realizado durante su adquisición.

- Examinar la investigación y desarrollo electrónico realizado para anunciar en las conclusiones los principales hallazgos, áreas de oportunidad y trabajo a futuro.

CAPÍTULO 3

ANTECEDENTES

El seguimiento ocular es una tecnología de sensado que puede detectar la posición de la mirada de una persona y seguir lo que está mirando en tiempo real. La tecnología convierte los movimientos oculares en un flujo de datos que contiene información como la posición de la pupila, el vector de mirada de cada ojo y el punto de mirada. Básicamente, la tecnología decodifica los movimientos oculares y los traduce en información que se puede utilizar en una amplia gama de aplicaciones o como una modalidad de entrada adicional.

3.1. Sistema de video infrarrojo

Los sistemas de video infrarrojo (Infrared Video System o IRVS por sus siglas en inglés), utilizan las mediciones de la reflexión difusa de la luz infrarroja de la superficie frontal del globo ocular. Varias fuentes de luz IR son utilizadas para su iluminación, a su vez, utiliza fotodetectores destinados a recibir la luz reflejada para adquirir la señal, como se muestra en la Figura 3.1, tomada de [1]. Los sistemas rastrean el limbo (el límite entre la esclerótica y el iris), o el límite pupilar-iris, para medir la rotación ocular relativa.

Se utiliza luz infrarroja al ser indetectable para el ojo humano, ya que no distrae al paciente. Los detectores infrarrojos no se ven influenciados en gran medida por otras luces fuentes, por lo tanto, el nivel de iluminación ambiental no afecta las mediciones. La detección para medir los movimientos oculares horizontales tiene un rango bastante amplio entre $\pm 15^\circ$ y $\pm 40^\circ$ dependiendo del sistema. Por otro lado, para movimientos verticales, la señal es casi inexistente, debido a que los párpados obstruyen el límite iris-esclerótica [1].

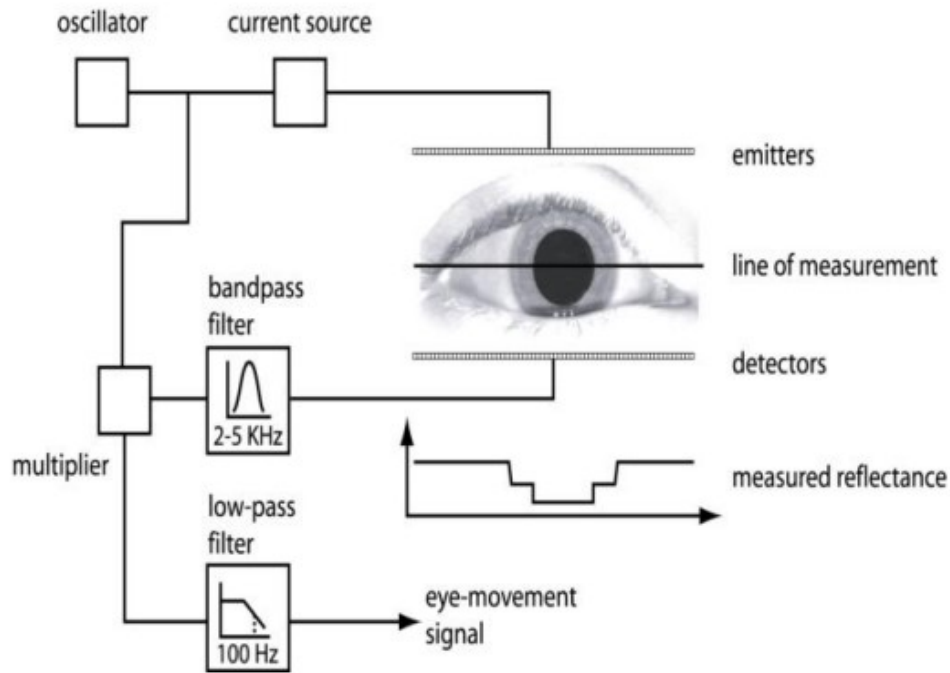


Figura 3.1: Medición del movimiento ocular utilizando sistemas infrarrojos.

3.1.1. Oculografía infrarroja

La oculografía infrarroja (Infrared Oculography o IROG por sus siglas en inglés) utiliza un sensor infrarrojo, generalmente integrado o conectado a la montura de unas gafas, que extrae los parámetros del parpadeo midiendo la posición de los párpados. La oculografía infrarroja se adjunta al individuo, lo que minimiza la pérdida de datos, pero los artefactos de movimiento pueden afectar la calidad de la señal, y algunos usuarios pueden encontrar incómodo o indeseable usar un dispositivo. Además, con la oculografía infrarroja, a menudo se requiere la calibración de la señal individual para obtener una calidad de señal óptima debido a las diferencias interindividuales en la estructura facial. A pesar de estas limitaciones, el video digital y la oculografía infrarroja tienen la ventaja de proporcionar un análisis en tiempo real adecuado para su uso en entornos operativos o ambulatorios.

3.2. Seguimiento ocular a través de cámaras WEB

La tecnología de seguimiento ocular a través de cámaras WEB (también conocido como "Webcam eye tracking", en inglés) es un método establecido para registrar y detectar movimientos oculares que reflejan cómo los humanos exploran el mundo visualmente. A través del seguimiento ocular, los investigadores pueden analizar el proceso cognitivo subyacente a la experiencia visual (p. ej., atención, preferencia, discriminación), así como cuantificar los parámetros de bajo nivel del control oculomotor (p. ej., latencia de respuesta, cinemática de los

movimientos oculares) [2]. Con el tiempo, la tecnología de seguimiento ocular ganó una atención generalizada en la investigación básica de funciones cognitivas en la psicología médica, y en investigaciones aplicadas, como la conducción autónoma, la autenticación de identidad y la interacción persona-computadora basada en los ojos.

En las últimas décadas, los avances en el desarrollo de la tecnología de seguimiento ocular han permitido la detección de un movimiento ocular más preciso con técnicas menos intrusivas [3]. Con el tiempo, se han ido forjando sistemas de seguimiento ocular cada vez más sofisticados y potentes. Sin embargo, el sistema de seguimiento ocular aún no se ha convertido en un dispositivo que pueda estar comúnmente disponible para la mayoría de las personas que lo necesitan, debido a su complicada configuración que genera costos elevados y el alto nivel profesional necesario para operar los equipos. Por otro lado, hoy en día las cámaras están en todas partes, y el avance de las técnicas de visión por computadora está logrando que sea posible aplicar las cámaras web en tecnologías basada en el seguimiento ocular [4].

3.3. Bobina de búsqueda

El sistema de seguimiento ocular con bobina de búsqueda (Search Coil o SC de sus siglas en inglés) constituye un enfoque efectivo, que se utiliza con frecuencia en experimentos de fisiología con animales y ofrece una muy buena resolución temporal y espacial, así como una excelente estabilidad y repetibilidad. Por el contrario, el sistema de seguimiento ocular por infrarrojos es un sistema no invasivo, fácil de usar y compatible con las imágenes mostradas en las pruebas. Sin embargo, tiene una resolución temporal baja y una relación señal/ruido baja debido a la diferencia en las geometrías de los ojos entre los sujetos, la inestabilidad del tamaño de la pupila y el parpadeo.

La medición del movimiento ocular con alta resolución temporal y espacial han sido las características principales de la técnica de la bobina de búsqueda escleral (SSC). Este método es semi-invasivo y requiere que se coloque un anillo de silicona en el ojo. Este anillo contiene una bobina de alambre de cobre delgado, que sale de la fisura palpebral en una esquina y se conecta a un enchufe externo. Cuando el sujeto se coloca en un campo magnético utilizando corriente alterna (CA), los movimientos oculares inducen una corriente en la bobina, que se utiliza para determinar la posición del ojo, ver Figura 3.2, tomada de [5]. Permite el análisis de los movimientos oculares en tres dimensiones (horizontal, vertical, torsional) con una resolución sobresaliente de $0,1^\circ$. Sin embargo, las investigaciones de [5] han demostrado una desventaja importante de la técnica SSC la cual es la limitación del intervalo experimental a unos 30 minutos, como sugieren los fabricantes de bobinas de búsqueda esclerales.

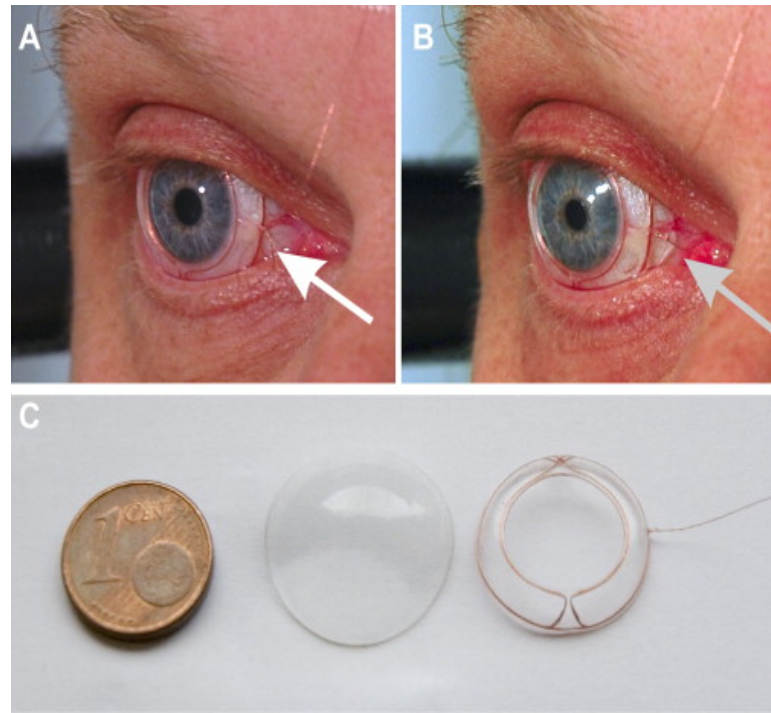


Figura 3.2: Un sujeto utilizando una bobina de búsqueda escleral de manera convencional (A), el cable sale directamente (flecha blanca). Al usar una lente de vendaje en la parte superior de la bobina (B), el alambre se aplica a la esclerótica y sale del ojo cerca del canto interno (flecha gris). La lente de vendaje (C, centro) tiene un diámetro 5 mm mayor que una bobina de búsqueda escleral (C, derecha).

Debido a esta desventaja del SSC, se utilizan ampliamente otros sistemas de registro como la videooculografía no invasiva. En la última década, el rendimiento mejorado de los sistemas basados en video ha mejorado su capacidad de resolución en comparación con SSC. Sin embargo, a diferencia de SSC, todavía no permiten registrar el movimiento de los ojos durante el cierre sostenido de los párpados o el parpadeo frecuente [6].

3.4. Sistema de seguimiento ocular de tipo óptico

3.5. Rastreador de imágenes duales de Purkinje

El rastreador ocular de imágenes duales de Purkinje (Dual-Purkinje-Image o DPI de sus siglas en inglés) ilumina el ojo con un haz infrarrojo y emplea una combinación compleja de lentes y espejos servocontrolados para ubicar continuamente las posiciones de la primera y la cuarta imagen de Purkinje. Estas imágenes de Purkinje están formadas por la luz reflejada en las superficies del ojo, como se muestra en la Figura 3.3. tomada de [7].

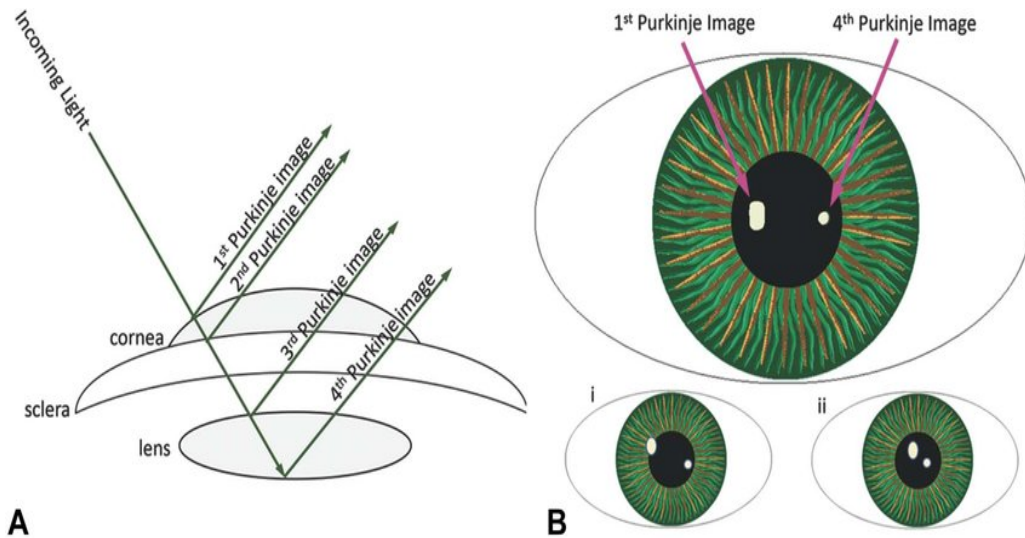


Figura 3.3: A: A medida que la luz ingresa al ojo, se crea una imagen de Purkinje. B: La primera y la cuarta imagen de Purkinje demuestran cada una su propia imagen reflejada de la fuente de luz entrante. (i) A medida que el ojo se aleja de la fuente de luz, las 2 imágenes de Purkinje se separan más. (ii) A medida que el ojo gira hacia la fuente de luz, las 2 imágenes de Purkinje se acercan, cada una moviéndose hacia el centro de la pupila.

Los avances que caracterizan al rastreador ocular de doble imagen de Purkinje (DPI) de quinta generación en comparación con la tercera generación incluyen una gran reducción de tamaño, importantes mejoras en la respuesta de frecuencia y el nivel de ruido, alineación automática de un sujeto y ajuste automático para diferentes separaciones entre los ejes visual y óptico, que pueden variar considerablemente de un sujeto a otro. En una serie de aplicaciones, el seguidor de movimientos oculares (eyetracker en inglés) se combina con otros dispositivos ópticos altamente especializados. Estas aplicaciones incluyen la estabilización precisa de una imagen en la retina de un sujeto; simular con precisión una región retiniana visualmente muerta (es decir, un escotoma) de forma, tamaño y posición arbitrarios; y, para fines clínicos, estabilizar la posición de un haz de coagulador láser en la retina de un paciente de modo que el punto de contacto no se vea afectado por los propios movimientos oculares del paciente [7].

3.6. Electro-oculograma

El electro-oculograma (Electro-Oculography o EOG de sus siglas en inglés), es un método de registro de los movimientos oculares basado en el registro de la diferencia de potencial entre la córnea y la retina. EOG se basa en el hecho de que el ojo actúa como un dipolo eléctrico entre la córnea (potencial positivo) y la retina (potencial negativo). El potencial entre ambas partes suele ser negativo, por lo que cualquier rotación del ojo provoca un cambio en la dirección del vector correspondiente al dipolo que se puede medir. Tienen un comportamiento prácticamente lineal para ángulos de mirada entre $\pm 50^\circ$ para movimiento horizontal y $\pm 30^\circ$ para movimiento vertical [8].

Para obtener los movimientos de los ojos, se necesitan colocar varios electrodos alrededor de los ojos. En la Figura 3.4 tomada de [8] muestra la distribución comúnmente utilizada de los electrodos. Se colocan dos electrodos para el canal vertical (V1 y V2), dos electrodos para el canal horizontal (H1 y H2), un electrodo se usa como referencia (REF) y, finalmente, se usa un electrodo de clip de oreja como tierra (GND). Comúnmente se utiliza gel conductor para su funcionamiento, lo que hace más fácil y rápida la colocación de los electrodos en la cara.

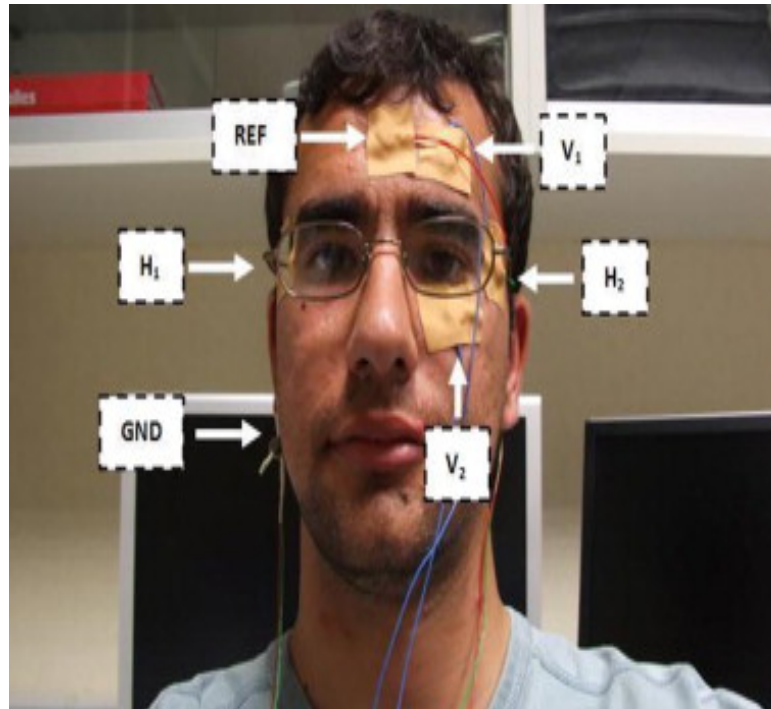


Figura 3.4: Posición de los electrodos.

CAPÍTULO 4

FUNDAMENTOS

4.1. Bioseñales

Las bioseñales, son registros de un evento biológico, como un latido del corazón o una contracción muscular. La actividad eléctrica, química y mecánica que ocurre durante este evento biológico a menudo producen señales que pueden medirse y analizarse. Por lo tanto, las bioseñales, contienen información que se puede utilizar para comprender los mecanismos fisiológicos y que puede ser útil para el diagnóstico médico.

Las señales biológicas se pueden adquirir de varias maneras, por ejemplo, por un estetoscopio para escuchar los sonidos del corazón o con la ayuda de instrumentos biomédicos avanzados. Después de la adquisición de datos, las señales biológicas se analizan para recuperar información utilizando métodos básicos de análisis de señales, como amplificación, filtrado, digitalización, procesamiento y almacenamiento, los cuales se pueden aplicar a muchas señales biológicas. Esto generalmente se logra con circuitos electrónicos simples o con computadoras digitales[9].

Algunas de las bioseñales son: electroencefalografía (EEG), electrocardiografía (ECG), electromiografía (EMG), electrogastrografía (EGG) y electrooculografía (EOG).

4.1.1. Electroencefalografía (EEG)

El EEG (electroencephalogram, de sus siglas en inglés) es una técnica electrofisiológica para el registro de la actividad eléctrica del cerebro humano. Dada su extrema sensibilidad temporal, la principal utilidad del EEG está en la evaluación del funcionamiento cerebral dinámico. Es particularmente útil para evaluar pacientes con sospecha de convulsiones, epilepsia y episodios inusuales.

EEG también se ha adoptado para otras indicaciones clínicas. Se puede usar para controlar la profundidad de la anestesia durante los procedimientos quirúrgicos; Dada su gran sensibilidad para mostrar cambios repentinos en el funcionamiento neuronal incluso cuando ocurren por primera vez, ha demostrado ser muy útil en este entorno para monitorear posibles complicaciones como isquemia o infarto. Las formas de onda de EEG también se pueden promediar, dando lugar a potenciales evocados (EP) y potenciales relacionados con eventos (ERP), potenciales que representan la actividad neuronal de interés que se relaciona temporalmente con un

estímulo específico. Los EP y los ERP se utilizan en la práctica clínica y la investigación para el análisis del funcionamiento visual, auditivo, somatosensorial y cognitivo superior.

Una muy grande desventaja que está muy presente en el EEG es que la actividad cerebral puede verse superada por otra actividad eléctrica generada por el cuerpo o en el medio ambiente. Los minúsculos voltajes del EEG generados cerebralmente primero pasan a través de múltiples filtros biológicos que reducen la amplitud de la señal y propagan la actividad del EEG más ampliamente que su vector fuente original. Los voltajes cerebrales deben atravesar el cerebro, las meninges, el cráneo y la piel antes de llegar al sitio de registro donde pueden detectarse. Además, otra actividad eléctrica generada biológicamente (por los músculos del cuero cabelludo, los ojos, la lengua e incluso el corazón distante) crea potenciales de voltaje masivo que con frecuencia abruman y oscurecen la actividad cerebral[10].

Una pantalla de EEG muestra una gráfica de los voltajes en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal como lo muestra la Figura 4.1, lo que proporciona una visualización casi en tiempo real de la actividad cerebral en curso.

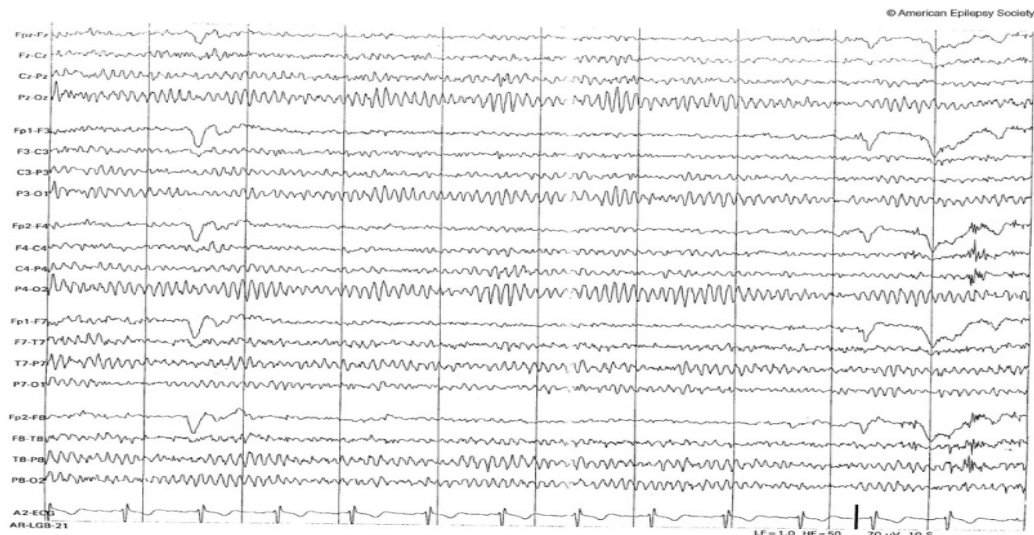


Figura 4.1: Ejemplo de EEG registrado durante la vigilia en una mujer de 24 años. En un periodo de 10 segundos de duración.

4.1.2. Electrocardiografía (ECG)

El electrocardiograma (ECG, de sus siglas en inglés) es una representación de la actividad eléctrica del corazón que es medida a partir de electrodos colocados en la superficie del cuerpo [11]. Cada componente (onda) del ECG representa la actividad eléctrica (potenciales de acción del miocardio) en regiones específicas del corazón como se representa en la Figura 4.2 tomada de [11].

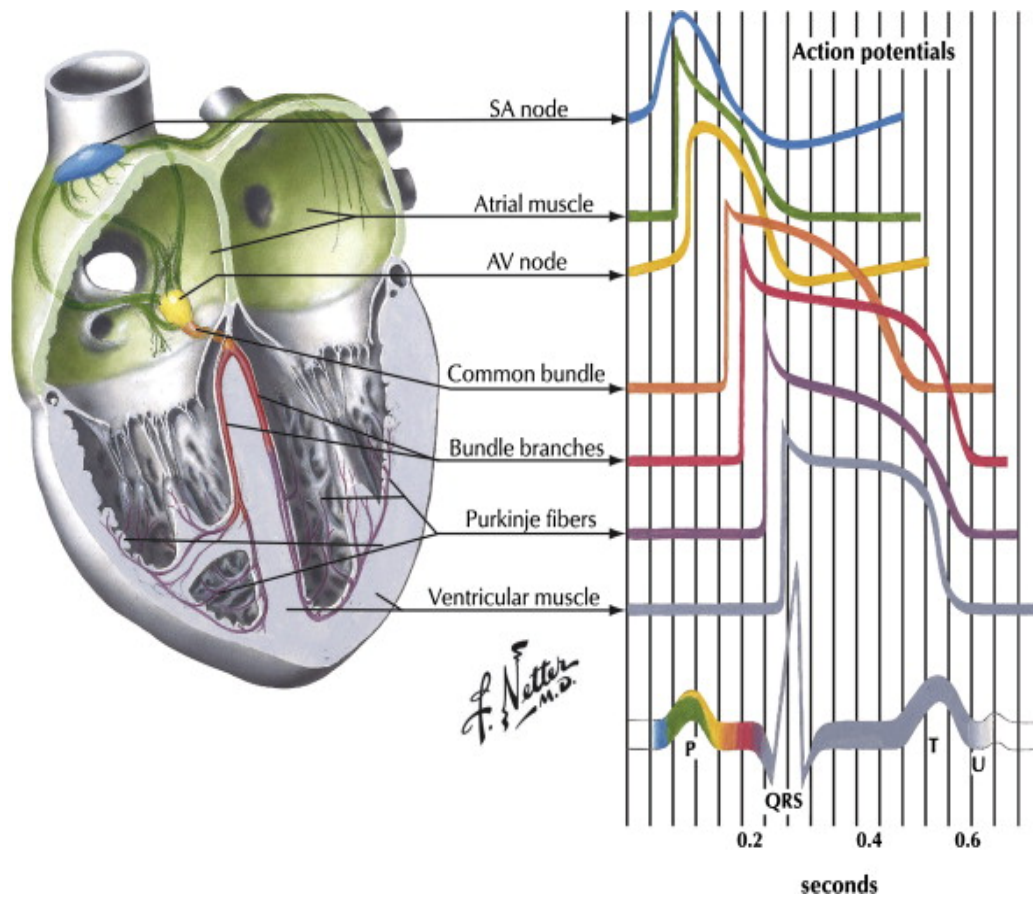


Figura 4.2: Relación entre la actividad eléctrica cardíaca regional y el electrocardiograma de superficie.

Los primeros sistemas de ECG incluían el registro y la impresión de la señal adquirida. En cambio, los sistemas modernos utilizan tecnología informática para proporcionar diagnósticos automatizados. Este se volvió un campo de investigación de suma importancia y se han propuesto muchos métodos y enfoques para la detección de isquemia, detección y clasificación de arritmias y diagnóstico de enfermedades miocárdicas crónicas. Estos métodos se basan en el procesamiento de la señal para eliminar el ruido, la extracción de ciertas características relacionadas con enfermedades y el análisis de las características para obtener la decisión final. El análisis generalmente se basa en conceptos de procesamiento de señales, lógica difusa y redes neuronales artificiales, combinados con el conocimiento proporcionado por expertos médicos. Hoy en día, esos sistemas se evalúan utilizando bases de datos estándar y deben introducirse en la práctica clínica para su posterior validación[12].

4.1.3. Electromiografía (EMG)

La señal EMG (electromyography, de sus siglas en inglés) es una señal biomédica que mide las corrientes eléctricas generadas en los músculos durante su contracción. El sistema nervioso siempre controla la actividad muscular. Por lo tanto, la señal EMG es una señal compleja, que

está controlada por el sistema nervioso y depende de las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos. La señal EMG adquiere ruido mientras viaja a través de diferentes tejidos. Además, si el detector EMG está en la superficie de la piel, recoge señales de diferentes unidades motoras a la vez, lo que puede generar una interacción de diferentes señales. El principal interés en el análisis de señales EMG se encuentra en el diagnóstico clínico y las aplicaciones biomédicas. Una de las áreas de importante aplicación es el campo de la gestión y rehabilitación de la discapacidad motora. Las formas y las tasas de activación de los potenciales de acción de la unidad motora en las señales EMG proporcionan una importante fuente de información para el diagnóstico de trastornos neuromusculares.

Hasta ahora, se han realizado varias investigaciones en el área, desarrollando mejores algoritmos, actualizando las metodologías existentes, mejorando las técnicas de detección para reducir el ruido y adquirir señales EMG precisas. Se han realizado implementaciones de hardware para el control de manos protésicas, el reconocimiento de agarre y la interacción hombre-máquina.

La tecnología EMG es relativamente nueva. Los avances recientes en las tecnologías de procesamiento de señales y modelos matemáticos han hecho que sea práctico desarrollar técnicas avanzadas de detección y análisis de EMG. El algoritmo genético también se ha aplicado en un chip de hardware evolutivo para el mapeo de las entradas de EMG a las acciones manuales deseadas[13].

EMG a veces se denomina actividad mioeléctrica. El tejido muscular conduce potenciales eléctricos de forma similar a como lo hacen los nervios, a estas señales eléctricas se les conoce como potencial de acción muscular. El cuerpo humano en su conjunto es eléctricamente neutro; tiene el mismo número de cargas positivas y negativas. Pero en estado de reposo, la membrana de la célula nerviosa está polarizada debido a las diferencias en las concentraciones y la composición iónica a través de la membrana plasmática. Existe una diferencia de potencial entre los fluidos intracelulares y extracelulares de la célula. En respuesta a un estímulo de la neurona, una fibra muscular se despolariza a medida que la señal se propaga a lo largo de su superficie y la fibra se contrae. Esta despolarización, acompañada de un movimiento de iones, genera un campo eléctrico cerca de cada fibra muscular. Una señal EMG es el tren del potencial de acción de la unidad motora (MUAP) que muestra la respuesta muscular a la estimulación neural, este proceso de adquisición se puede observar en la Fig 4.3 tomada de [13].

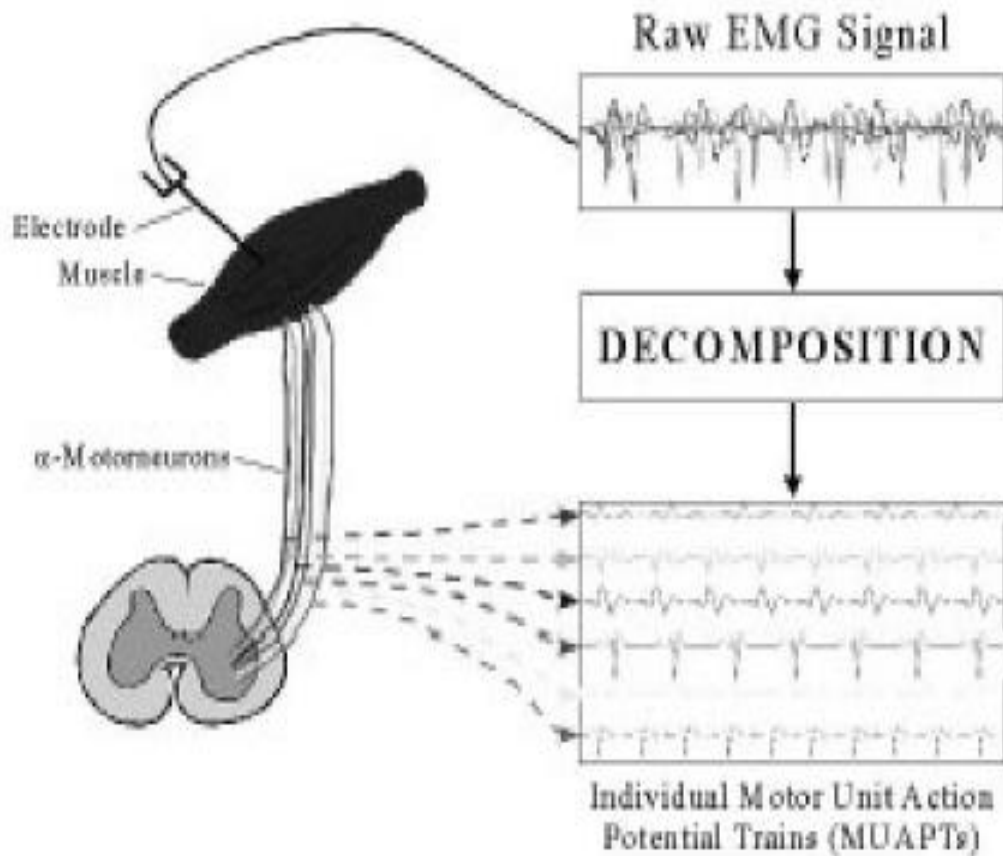


Figura 4.3: Señal EMG y la descomposición del MUAP.

4.1.4. Electrogastrografía (EGG)

La electrogastrografía es una técnica no invasiva que registra la actividad mioeléctrica gástrica mediante electrodos cutáneos colocados en la piel abdominal sobre el estómago. Algunos investigadores usan el EGG como medida no invasiva para la medición de las ondas lentas gástricas e incluso lo consideran un sustituto de la motilidad gástrica[14].

Así como en el corazón, hay actividad mioeléctrica a lo largo del intestino. La actividad mioeléctrica del estómago consiste en ondas lentas y picos de potencial. La onda lenta también se denomina potencial de marcapasos o actividad de control eléctrico, mientras que los picos de potencial se denominan potenciales de acción o actividad de respuesta eléctrica. La frecuencia de las ondas lentas gástricas normales depende de la especie, siendo de aproximadamente 3 ciclos por minuto (cpm) en humanos y 5 cpm en perros. La onda lenta gástrica determina la frecuencia máxima y la propagación de las contracciones gástricas. La Figura 4.4 tomada de [14] presenta ondas lentas gástricas normales medidas en un perro usando electrodos internos implantados permanentemente en la serosa gástrica.

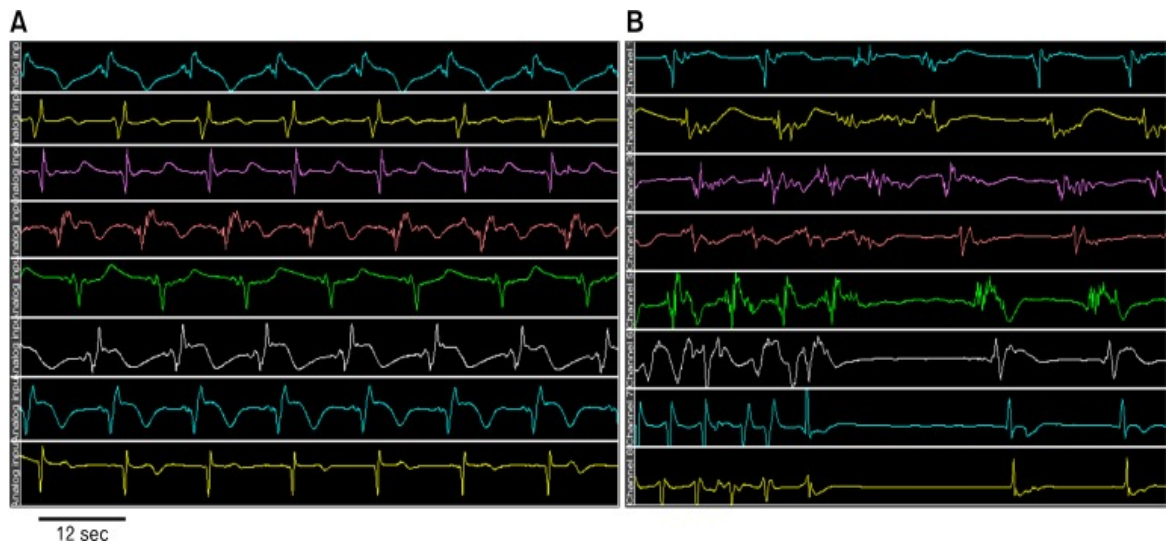


Figura 4.4: (A) Ondas lentas gástricas normales de un perro. (B) Taquigastria ectópica espontánea en un perro.

A diferencia del electrocardiograma en el cual un médico puede realizar el diagnóstico examinando visualmente el trazado, el EGG debe someterse a un análisis espectral computarizado. Esto se debe a que la señal de EGG es una suma ponderada de todas las ondas gástricas lentas presentadas en el estómago; su forma de onda depende de muchos factores incontrolables y no se han establecido criterios de diagnóstico utilizando la forma de onda del EGG. Los parámetros de EGG establecidos que se pueden extraer del análisis espectral incluyen frecuencia dominante y potencia, proporción de energía alimentada en ayunas, porcentaje de ondas lentas gástricas normales, porcentaje de arritmias gástricas y porcentaje de distribución de energía.

4.1.5. Electrooculografía (EOG)

El EOG (electro-oculography, por sus siglas en inglés) es una señal biomédica la cual se emplea para medir y analizar los movimientos oculares, estas señales generalmente se obtienen de electrodos, y capturan la diferencia de potencial entre el frente (polo positivo formado por la córnea) y detrás (polo negativo formado por la retina) del globo ocular debido a la presencia del sistema nervioso en la retina, puede verse como un dipolo eléctrico constante, con un polo negativo y un polo positivo en la retina y la córnea respectivamente, por lo tanto, se puede utilizar para la detección de movimientos oculares y parpadeos[15].

Entre la córnea y la retina existe una diferencia de potencial de aproximadamente 1 mV, que se utiliza para registrar los movimientos de los ojos.

4.2. Movimientos Oculares

La vista es uno de los sentidos más importantes para supervivencia. Más de la mitad de los receptores del cuerpo humano se localizan en el ojo, por lo cual, gran parte de la corteza

cerebral participa en el procesamiento de la información visual.

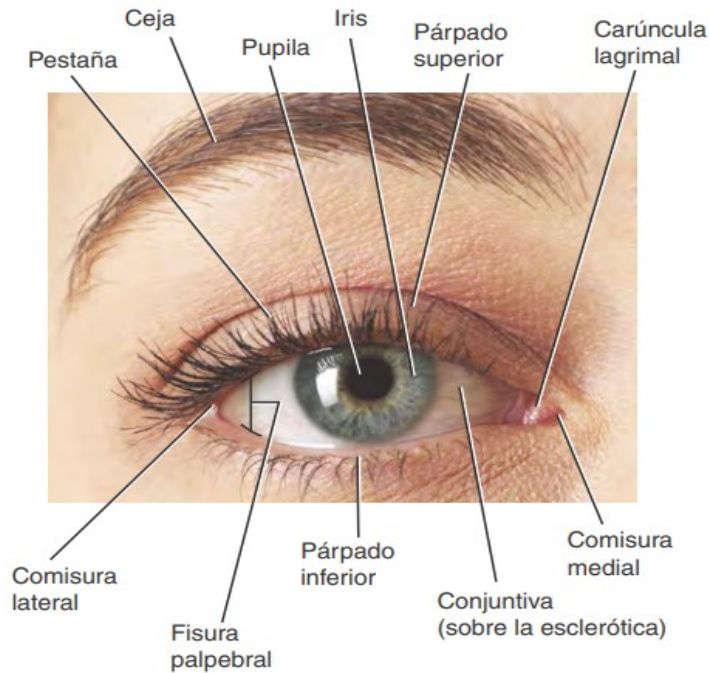


Figura 4.5: Diagrama de las estructuras externas del ojo.

4.2.1. Estructuras del ojo

Párpados

La función de los párpados es proteger a los ojos de la luz excesiva y de cuerpos extraños. El párpado superior es más móvil que el inferior y contiene en su parte superior al músculo elevador del párpado superior. Desde la superficie hacia la profundidad, cada párpado está constituido por epidermis, dermis, tejido subcutáneo, fibras de músculo orbicular, tarso, glándulas tarsales y conjuntiva.

Aparato lagrimal

Es un grupo de estructuras que produce y drena el líquido lagrimal. El líquido producido por las glándulas lagrimales es una solución acuosa que contiene sales, algo de mucus y lisozima (una enzima bactericida protectora). El líquido protege, limpia, lubrica y humedece el globo ocular. El líquido lagrimal se distribuye sobre la superficie del globo ocular mediante el parpadeo.

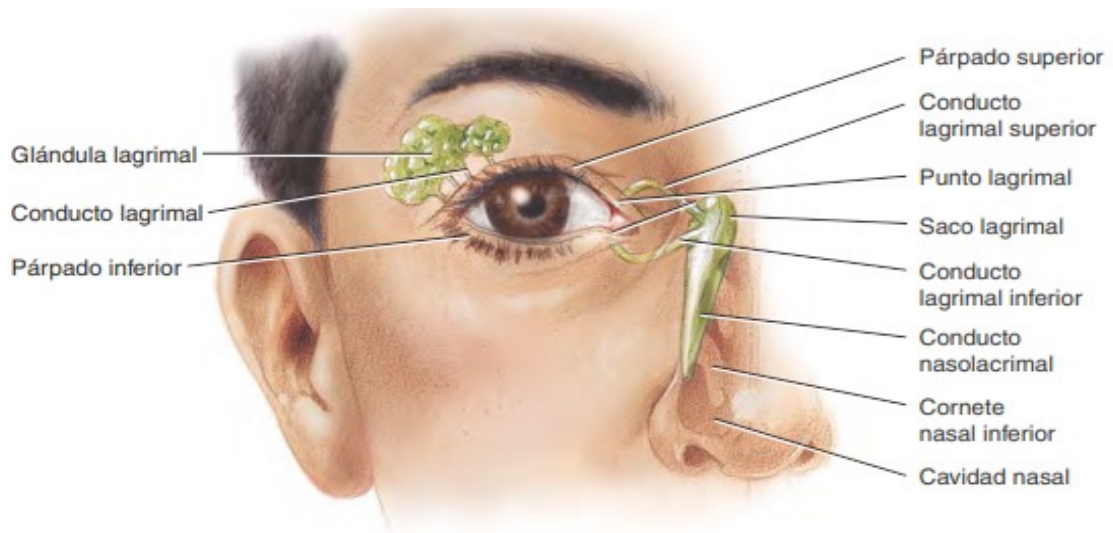


Figura 4.6: Vista anterior del aparato lagrimal.

Músculos extrínsecos del globo ocular

Cada ojo se mueve por la acción de seis músculos extrínsecos: recto superior, recto inferior, recto externo, recto interno, oblicuo superior y oblicuo inferior. Las unidades motoras son muy pequeñas y permiten un movimiento suave del ojo. Los músculos extrínsecos mueven el ojo en sentido lateral, medial, superior e inferior. Por ejemplo, para mirar a la derecha se necesita la contracción simultánea del músculo lateral derecho y del recto medial izquierdo. Los músculos oblicuos mantienen la estabilidad rotatoria del globo ocular.

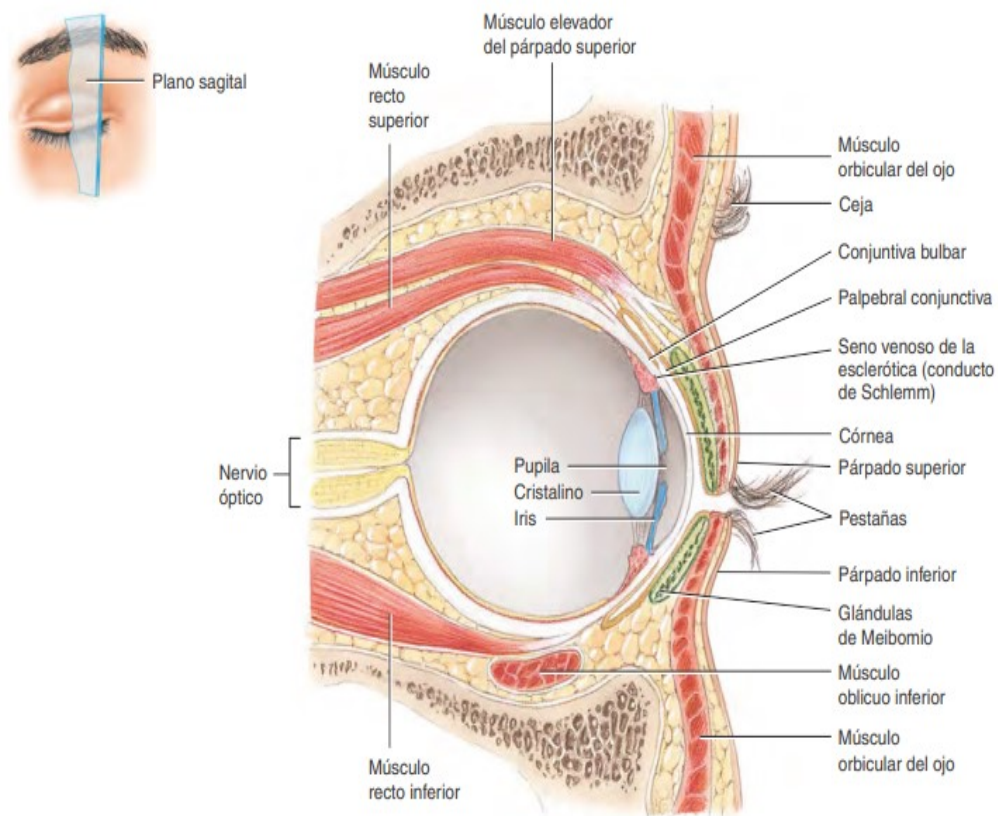


Figura 4.7: Corte sagital del ojo y sus estructuras.

4.2.2. Anatomía del globo ocular

El globo ocular de un adulto mide alrededor de 2.5 cm de diámetro. Una sexta parte de su superficie total está expuesta al exterior. La pared del globo ocular se conforma por tres capas: la capa fibrosa, la capa vascular y la retina.

Capa fibrosa

Es la cubierta superficial de globo ocular y está constituida por la córnea y la esclerótica.

La **córnea** es una túnica transparente que cubre al iris coloreado. Su curvatura ayuda a enfocar la luz.

La **esclerótica** es la parte "blanca" del ojo, es una capa de tejido conectivo denso conformado por fibras colágenas y fibroblastos. El globo ocular está cubierto casi por completo por la esclerótica (a excepción de la córnea).

Capa vascular

Es la capa media del globo ocular y se conforma de tres partes: la coroides, los cuerpos ciliares y el iris.

La **coroides** cubre la mayor parte de la cara posterior de la esclerótica. Contiene melanocitos que producen el pigmento melanina, el cual le confiere su característico color pardo a la capa. La melanina absorbe los rayos de luz, lo cual ayuda a proyectar una imagen nítida y clara en la retina.

El **cuerpo ciliar** está constituido por músculos ciliares y procesos ciliares, los primeros modifican la tensión del cristalino para adaptar la visión próxima o la visión lejana, mientras que los segundos son pliegues en la cara interna del cuerpo ciliar que contienen capilares que secretan el humor acuoso.

Por último el **iris** es la porción coloreada del globo ocular y tiene la forma de una rosquilla aplanada. Suspendido entre la córnea y el cristalino. Está constituido por melanocitos y fibras radicales y circulares de músculo liso. La principal función del iris es regular la cantidad de luz que entra en el globo a través de la pupila, el orificio que se encuentra dentro del iris.

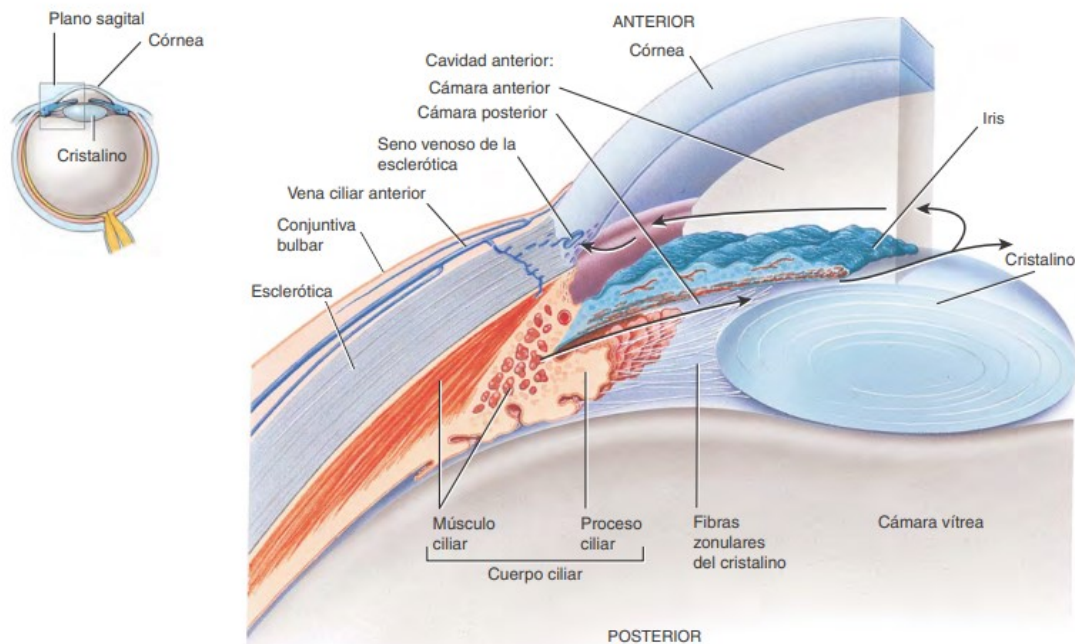


Figura 4.8: Plano sagital del iris y la córnea.

Retina

La capa más interna del globo ocular, tapiza las tres cuartas partes posteriores y representa el comienzo de la vía óptica. La retina está constituida por una capa pigmentaria y una capa nerviosa.

La **capa pigmentaria** es una lámina de células que contienen melanina y ayuda a absorber los rayos de luz desviados.

La **capa nerviosa** es una evaginación del cerebro que procesa los datos visuales antes de enviar impulsos nerviosos hacia los axones que forman el nervio óptico.

Cristalino

Está rodeado de una cápsula de tejido conectivo claro y se mantiene en su posición gracias a fibras zonulares circulares. El cristalino ayuda a enfocar la imagen en la retina para facilitar la visión nítida.

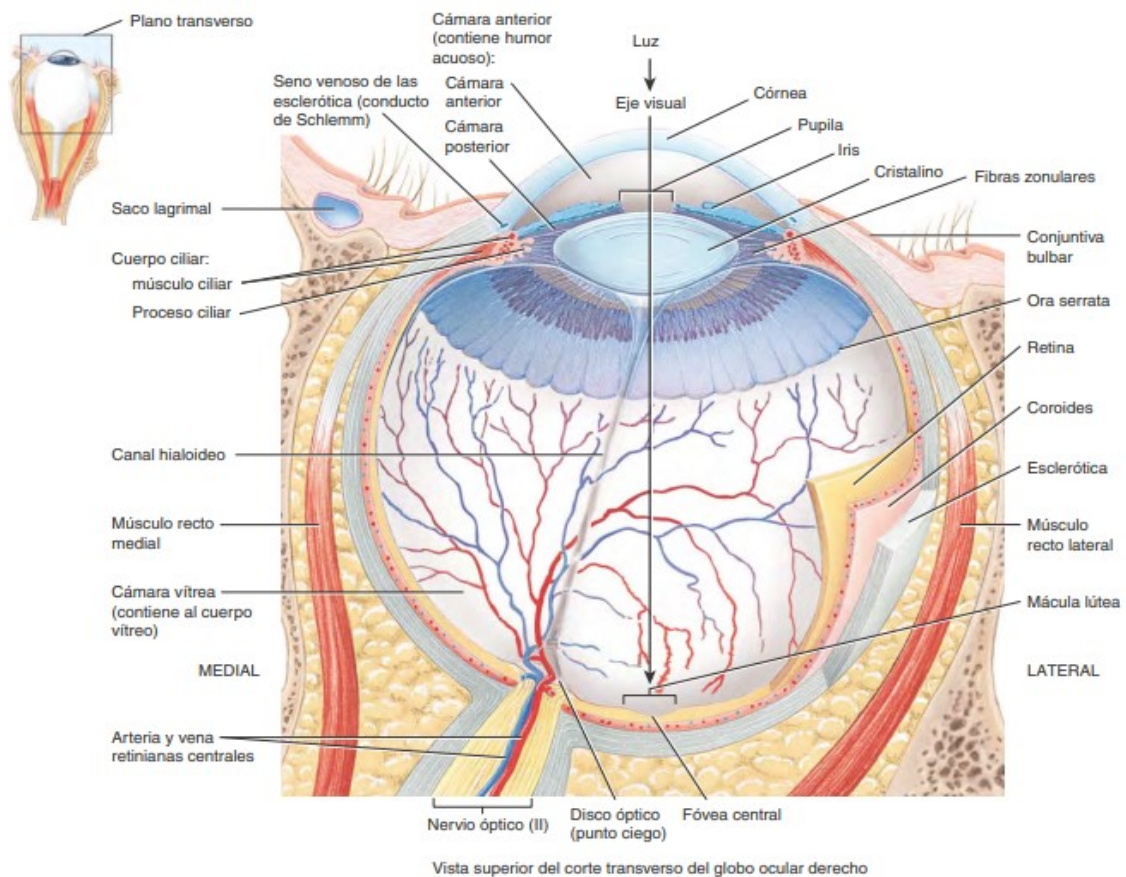


Figura 4.9: Vista superior del corte transverso del globo ocular derecho.

4.2.3. Formación de las imágenes

El ojo es como una cámara fotográfica, ya que sus elementos ópticos enfocan la imagen de algún objeto sobre una "película", a la vez que aseguran el paso de una cantidad adecuada de luz para permitir una exposición correcta. Se examinarán los 3 procesos principales con los cuales el ojo forma imágenes nítidas de los objetos en la retina.

Refracción de los rayos luminosos

A medida que los rayos de luz ingresan en el ojo, sufren una refracción en las caras anterior y posterior de la córnea. Ambas caras del cristalino refractan los rayos de manera que se enfocan exactamente sobre la retina.

Las imágenes enfocadas en la retina son invertidas de arriba hacia abajo y de izquierda a derecha.

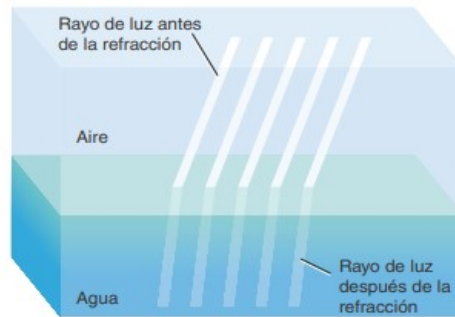


Figura 4.10: Refracción de los rayos de luz.

Acomodación y el punto de visión cercana

Cuando el ojo está enfocando un objeto cercano, el cristalino se curva más y ocasiona una refracción mayor de los rayos de luz. A este aumento en la curvatura del cristalino se le llama acomodación. El punto de visión cercana es la distancia mínima a la que debe estar separado un objeto del ojo para que pueda ser claramente enfocado con acomodación máxima.

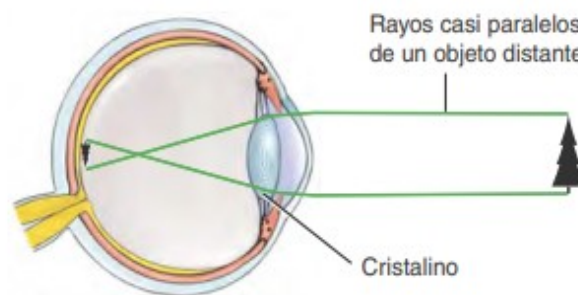


Figura 4.11: Vista de un objeto distante.

Constricción de la pupila

Este es el estrechamiento del diámetro del orificio a través del cual la luz entra en el ojo por la contracción de los músculos circulares del iris. Este reflejo ocurre simultáneamente con

la acomodación e impide que los rayos luminosos entren en el ojo a través de la periferia del cristalino.

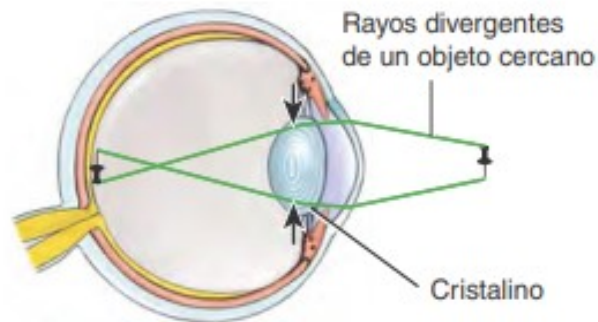


Figura 4.12: Acomodación.

4.3. Sistemas de electrooculografía (EOG)

4.3.1. Electrodo (tipos y formas de colocarse)

Para evitar la incomodidad de colocar sensores directamente sobre la piel fig 4.13, algunos enfoques utilizan gafas o artefactos basados en protectores faciales fig 4.14 o una banda para la cabeza fig 4.15.



Figura 4.13: Electrodo comunes.

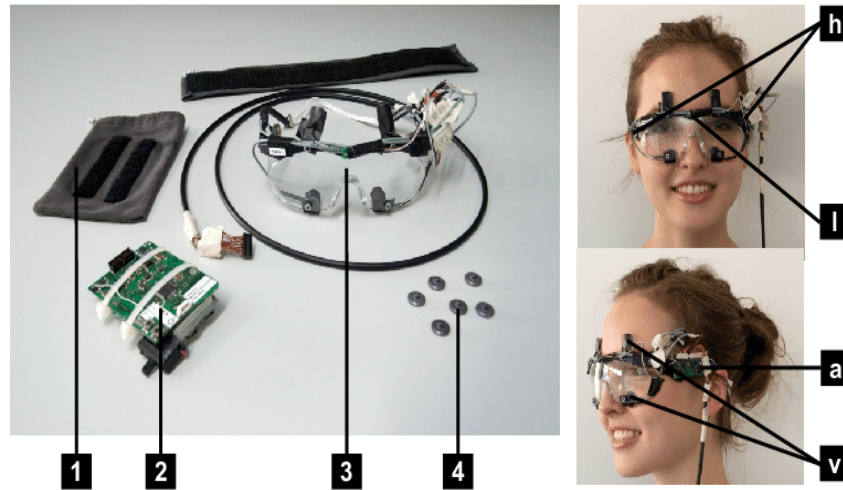


Figura 4.14: Electrodo implementados en gafas.

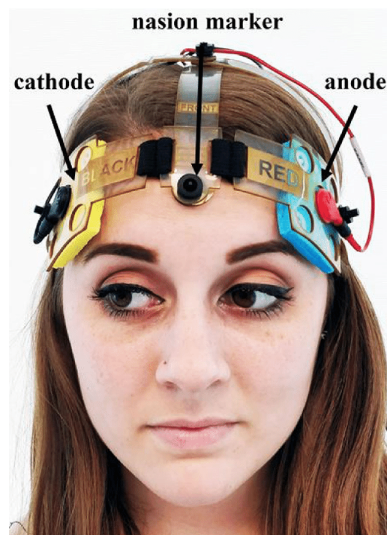


Figura 4.15: Electrodo implementados en una banda para la cabeza.

Hay muchas configuraciones para la colocación de electrodos. Los experimentos suelen utilizar cuatro electrodos, dos colocados horizontalmente para obtener EOG horizontal (HEOG, izquierda-derecha electrodo EOG) y dos verticales para obtener EOG vertical (VEOG, electrodo arriba-abajo), en este caso se registran dos señales dipolares. Sin embargo, en la fig 4.16 sacada de [16] se utilizan siete sensores, se utilizaron seis electrodos de potencial y un electrodo de tierra para mejorar la estimación en la precisión de la mirada. Otra colocación atípica de electrodos consta de seis electrodos colocados encima y debajo de ambos ojos como se muestra en la fig 4.17 tomada de [17].

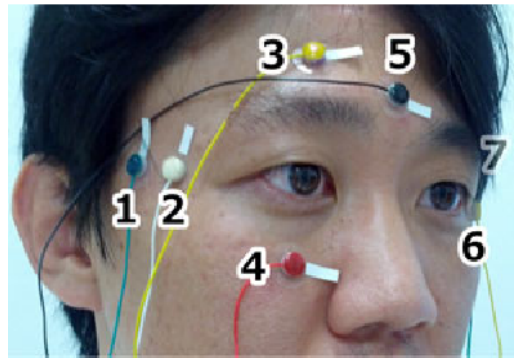


Figura 4.16: Colocación sugerida para 7 electrodos. Donde el electrodo no.7 corresponde a tierra.

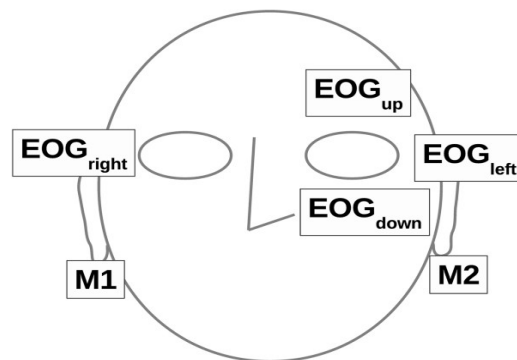


Figura 4.17: Colocación sugerida para 6 electrodos.

4.3.2. Fuentes de Ruido en Señales de EOG

Como en todos los métodos de medición y adquisición de datos, existen fuentes de ruido que interfieren con la correcta medición de las muestras. Las principales fuentes de ruido en las señales EOG son la interferencia de la red eléctrica de la cual se alimentan los dispositivos electrónicos con los que se trabajan, y la electromiografía de alta frecuencia (EMG), particularmente debido a las contracciones de los músculos faciales subyacentes, como al entrecerrar los ojos o sonreír. Otro factor de ruido es el efecto de deriva de la línea de base, que se refiere a una señal de baja frecuencia que interfiere con las señales EOG adquiridas y que surge debido a interferencia de la señal de fondo o a la polarización del electrodo [18].

4.3.3. Componentes de la Señal EOG

Se puede asumir de forma general que la señal EOG está conformada por tres componentes. El potencial EOG debido al dipolo del ojo que varía según la postura ocular, el componente de desviación de la línea base y el ruido. Las señales EOG pueden ser generalmente representadas

como una función de los ángulos de mirada tanto horizontal como vertical, $h(t)$ y $v(t)$ respectivamente, pueden ser colectivamente denotados por $\theta(t)$ y, por lo tanto, la señal EOG puede representarse como:

$$EOG_i(t) = f_i(\theta(t)) + b_i(t) + w_i(t) \quad (4.1)$$

donde $EOG_i(t)$ para $i \in \{h, v\}$ indica los componentes de la señal EOG horizontal y vertical respectivamente, $f_i(\theta(t))$ señala el componente relacionado con la pose ocular, mientras que $b_i(t)$ y $w_i(t)$ señalan el componente de deriva de la línea de base y el ruido en $EOG_i(t)$ [19].

4.3.4. Técnicas de Mitigación de la Deriva de la Línea Base EOG

Técnicas Ad hoc (específicas)

La técnica más sencilla para mitigar el efecto de la deriva de la línea base en las señales EOG es un método ad hoc (por su traducción, un método diseñado para un problema en específico) basado en reinicios constantes. En este caso, el efecto de desviación de la línea base no es causado por una técnica de preprocesamiento específica, sino más bien, mientras se realiza la aplicación, el sujeto, fija su mirada (POG, Point of Gaze de sus siglas en inglés), en un objetivo fijo en la pantalla (ya sea de forma lenta o periódica a intervalos de tiempo regulares)[8]. Los valores potenciales de EOG medidos se registran y se utilizan para restablecer la referencia de CC de EOG del sistema[8]. En este sentido, $EOG_i(t)$ puede representarse como:

$$EOG'_i(t) = EOG_i(t) - EOG_i(t_r) \quad (4.2)$$

donde $EOG_i(t_r)$ denota el potencial EOG registrado desde el canal i en el instante t_r en el que se habría producido el reinicio, donde $t > t_r$ [19].

Señal derivada/diferenciadora

Dado que el componente de deriva de la línea de base es una señal de baja frecuencia, la señal derivada y la señal diferenciadora [20, 21], se han utilizado para mitigar el efecto de la deriva de la línea base. Usando estas técnicas de preprocesamiento, los desplazamientos potenciales del EOG inducidos por movimientos sacádicos y parpadeantes abruptos se transforman en picos en las señales resultantes, mientras que el componente de deriva de la línea base se reduce a ruido en las frecuencias más bajas. Los estudios en los cuales se ha utilizado el método derivativo no especifican su implementación, por otro lado, aquellos que utilizan la señal diferenciadora definen la señal de diferencia $\Delta_\delta EOG_i(t)$, como [20, 21]:

$$\Delta_\delta EOG_i(t) = EOG_i(t) - EOG_i(t - \delta\Delta t) \quad (4.3)$$

donde δ representa la longitud del retardo, en muestras. La diferencia en la longitud del retardo de la señal no sé específica [20, 21] o se elige de manera que captura el desplazamiento potencial sacádico EOG del movimiento sacádico más alto [19].

Filtrado pasa-altas

Una técnica común de mitigación de la deriva de la línea base se logra utilizando un filtro de pasa altas en las señales grabadas. Al utilizar esta técnica, $EOG'_i(t)$ se puede representar como:

$$EOG'_i(t) = HPF_{f_c}\{EOG_i(t)\} \quad (4.4)$$

donde HPF_{f_c} es una operación de filtrado de pasa altas en $EOG_i(t)$ y f_c es la frecuencia de corte del filtro [19].

Multilevel 1D wavelet decomposition

Esta técnica se basa en la transformada wavelet discreta (DWT, por sus siglas en inglés) e implica pasar $EOG_i(t)$ a través de un filtro de paso bajo y de paso alto asociado con un wavelet elegido. Las señales resultantes obtenidas después de estos dos filtros se diezman diádicamente para producir los coeficientes de aproximación y detalle en el nivel 1, $\mathbf{A}_{1,i}[m]$ y $\mathbf{D}_{1,i}[m]$ respectivamente [19]. Al dejar que las respuestas de impulso de los filtros de pasa bajas y pasa altas se denoten por $g[n]$ y $h[n]$ respectivamente, $\mathbf{A}_{1,i}[m]$ y $\mathbf{D}_{1,i}[m]$ pueden representarse como [22]:

$$\mathbf{A}_{1,i}[m] = (EOG_i[n] * g[n]) \downarrow 2 \quad (4.5)$$

$$\mathbf{D}_{1,i}[m] = (EOG_i[n] * h[n]) \downarrow 2 \quad (4.6)$$

Siguiendo un procedimiento similar, los coeficientes de aproximación $\mathbf{A}_{1,i}[n]$ pueden ser descompuestos al nivel 2, para producir los coeficientes de aproximación $\mathbf{A}_{2,i}[m]$ y detalle $\mathbf{D}_{2,i}[m]$ correspondientes [19, 22].

$$\mathbf{A}_{j+1,i}[m] = (\mathbf{A}_{j,i}[n] * g[n]) \downarrow 2 \quad (4.7)$$

$$\mathbf{D}_{j+1,i}[m] = (\mathbf{A}_{j,i}[n] * h[n]) \downarrow 2 \quad (4.8)$$

La descomposición en cada nivel divide el ancho de banda de los coeficientes de aproximación a la mitad dos [19]. Por lo tanto, al seleccionar la wavelet y el nivel (L) de descomposición adecuadas, los coeficientes $\mathbf{A}_{L,i}[m]$ pueden usarse para reconstruir la componente de baja frecuencia $\alpha_i(t)$, utilizando el DWT inverso (IDWT) [22]. Por lo tanto, las señales corregidas por la desviación de la línea de base pueden obtenerse usando:

$$EOG'_i(t) = EOG_i(t) - \alpha_i(t) \quad (4.9)$$

4.3.5. Estimación del posicionamiento de la mirada

Bajo un marco con una configuración determinada, se puede estimar la posición de la mirada dentro del campo de visión delimitado por dicha configuración, a partir de la siguiente ecuación.

$$EOG = k \cdot \sin\Theta \quad (4.10)$$

Donde k es una constante. Sin embargo, la relación real depende de varios factores. Entre ellos están la ubicación de los electrodos, las propiedades del tejido corporal y la forma de la cabeza del sujeto [15].

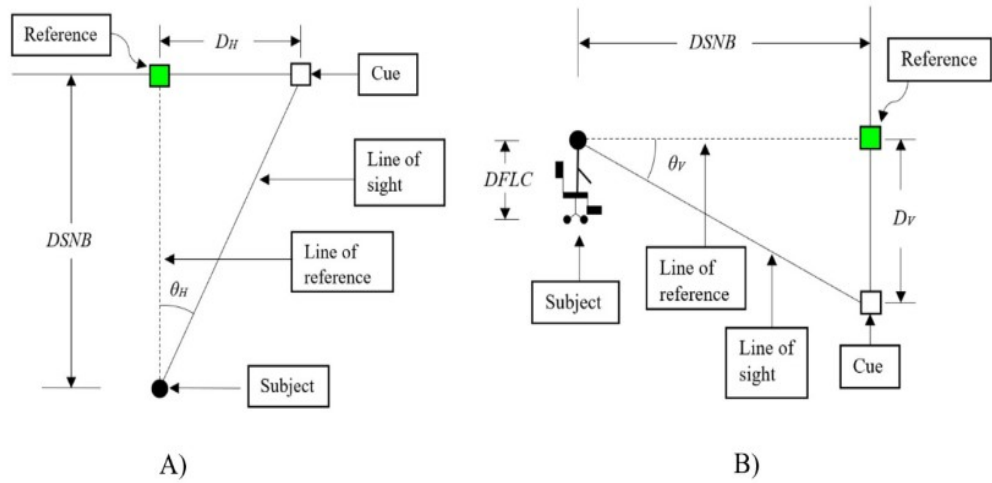


Figura 4.18: Diagrama de la configuración para la medición de la señal EOG A) horizontal y B) vertical.

En la fig 4.18 podemos observar que es necesario tener un punto de referencia para estimar la posición de la mirada horizontal y vertical. La distancia del sujeto al punto de referencia es un elemento que nos permite obtener el ángulo de visión cuando se mira un objetivo, o marcador a seguir (Cue en inglés).

Esta distancia se interpreta como $DSNB$ (por sus siglas en inglés, distancia desde el hueso nasal del sujeto a la referencia), también se considera a D_H y D_V como la distancia entre el punto de referencia y el marcador a seguir con la mirada. D_H para desplazamientos horizontales y D_V para desplazamientos verticales.

Utilizando trigonometría se puede formular una ecuación para estimar los ángulos de visión del sujeto [23].

$$\theta_{H,V} = \arctan(D_{H,V}/DSNB) \quad (4.11)$$

CAPÍTULO 5

APLICACIONES

Las señales electrooculográficas (EOG) suelen ser investigadas para ser utilizadas en diversas aplicaciones en campos de la medicina, la interacción humano-máquina y para el control de diversas tecnologías.

En el campo de la medicina, se utiliza como una herramienta para evaluación y detección de trastornos oculares (nistagmo, el estrabismo y la parálisis del músculo ocular, entre otros). Así como en estudios de sueño para diagnóstico de trastornos como la apnea del sueño y el trastorno de comportamiento del sueño REM (Rapid Eye Movement, en inglés).

En el campo de la interacción humano-máquina, se utilizan como una interfaz para que el cerebro humano pueda comunicarse con el computador de máquinas, esto permite el control de dispositivos utilizando movimientos oculares, lo cual tiene especial importancia para el apoyo de personas con parálisis muscular.

En el campo del control de diversas tecnologías, por ejemplo en aquellas que requieren de la evaluación de la fatiga del usuario para evitar accidentes debido a la falta de atención, es decir, conductores, pilotos, operadores de maquinaria. Incluso para evaluar la fatiga ocular durante la exposición de información a través de pantallas. Esto debido a que los movimientos oculares en tareas cognitivas y visuales pueden proporcionar información sobre la atención, la percepción y la memoria visual. Así también para aplicaciones virtuales como interface de los usuarios con videojuegos y aplicaciones de realidad virtual.

5.1. Interfaz humano-máquina

A continuación se presentan las principales aplicaciones de las señales EOG para la interacción humano-computadora (IHC).

5.1.1. Escritura ocular

Una de las posibles aplicaciones de estos sistemas IHC basados en el movimiento ocular es una plataforma de comunicación para pacientes con esclerosis lateral amiotrófica (ELA). Los pacientes con ELA sufren de progresiva parálisis de los músculos de las extremidades y del tronco, así como los utilizados para el habla.

Por tanto, los pacientes con ELA grave pierden por completo la capacidad de comunicarse a través de gestos o por voz. Sin embargo, los músculos asociados con los movimientos oculares

son menos afectados por la ELA que otros músculos. Por lo tanto, los movimientos oculares se pueden utilizar como vía alternativa de comunicación para pacientes con ELA [24].

5.1.2. Control de robots

Al utilizar las características extraídas de las señales EOG se puede controlar el movimiento de un robot. Los movimientos izquierdo y derecho del ojo pueden controlar la dirección de navegación del robot, así como su actuación. El objetivo de esta aplicación es permitir a una persona controlar dispositivos a través de la teleoperación [15].

5.1.3. Control de TV

La señal analógica adquirida del movimiento ocular se convierte en señal digital y luego se utiliza como señal de control para la interfaz hombre-computadora (IHC). Teniendo como función principal cambiar los canales y ajustar el volumen [15].

5.1.4. Control de silla de ruedas

Un sistema que se puede utilizar como medio de control que permite a los discapacitados, especialmente los que únicamente cuentan solamente con coordinación ojo-motora, vivir una vida más independiente. Los movimientos oculares requieren un mínimo esfuerzo y se utilizan técnicas de selección directa, esto aumenta el tiempo de respuesta y la tasa de flujo de información [25].

CAPÍTULO 6

METODOLOGÍA DE LA EXPERIMENTACIÓN

6.1. Adquisición y procesamiento de señales

La amplitud de la señal EOG se encuentra en el rango de los microvolts. Es necesario amplificar la señal para su correcta visualización y procesamiento. Por lo tanto, se implementa al circuito de adquisición el acondicionamiento de la señal para adaptarla para un futuro procesamiento, tal como se muestra en la fig 6.1.

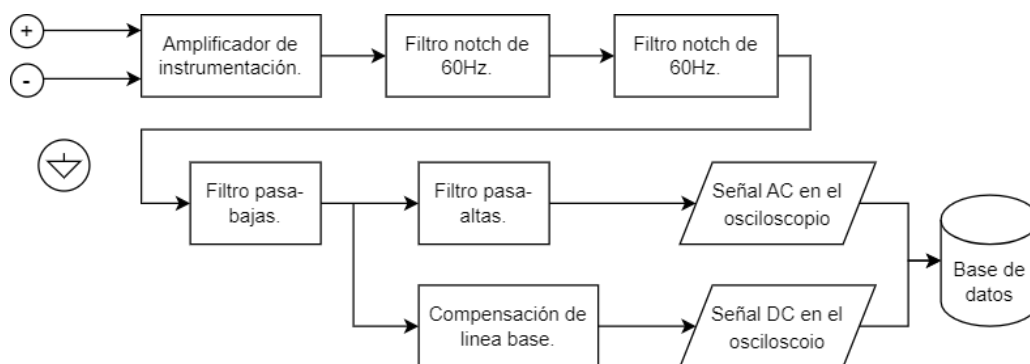


Figura 6.1: Diagrama de bloques del circuito de adquisición.

6.1.1. Alimentación del sistema electrónico para la adquisición de EOG

La etapa de alimentación es la encargada de suministrar el voltaje a los circuitos integrados del sistema de adquisición. Esta etapa consiste en dos baterías de 9 V conectadas en serie y cuyo nodo de conexión se define como el común o tierra. Los voltajes de los extremos de la combinación en serie de baterías son las entradas de los circuitos integrados que forman una fuente de voltaje asimétrica. Dicha fuente tiene un voltaje de salida de +5 V y -4 V; es decir,

una diferencia de potencial de 9 V. Los circuitos integrados de esta fuente son un regulador fijo de voltaje de +5 V y un regulador variable de voltaje negativo.

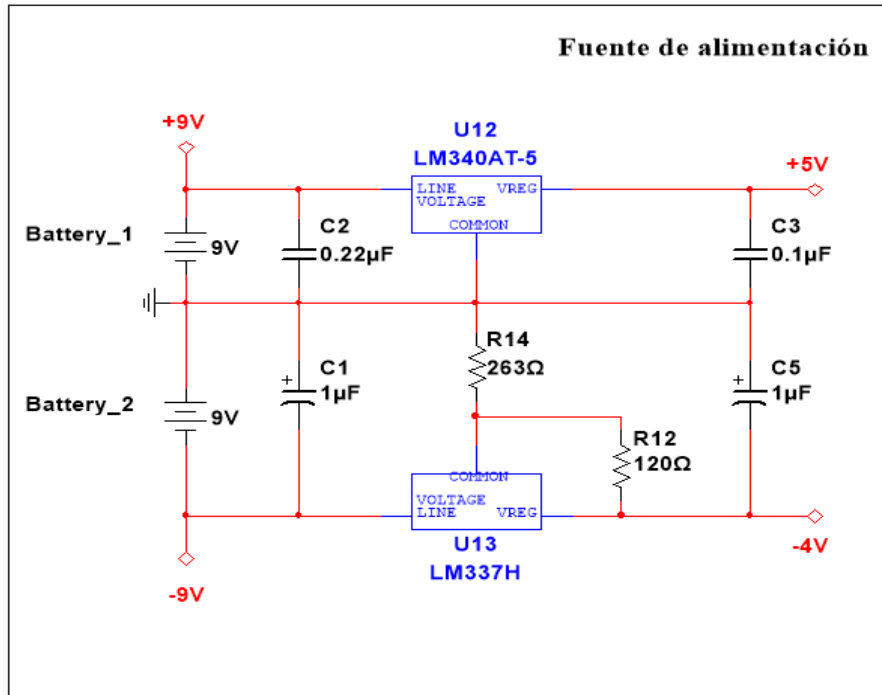


Figura 6.2: Diagrama electrónico del bloque de alimentación del sistema.

6.1.2. Electrodo y circuito de pierna derecha

Idealmente, el voltaje común a un par de señales no se encuentra presente en la salida del amplificador de instrumentación; sin embargo, los amplificadores no son ideales y suelen amplificar los voltajes que son comunes a ambas señales. Para minimizar este efecto, se utiliza un circuito denominado como "circuito de pierna derecha", que se encarga de disminuir de forma activa el voltaje común a la señal diferencial de EOG.

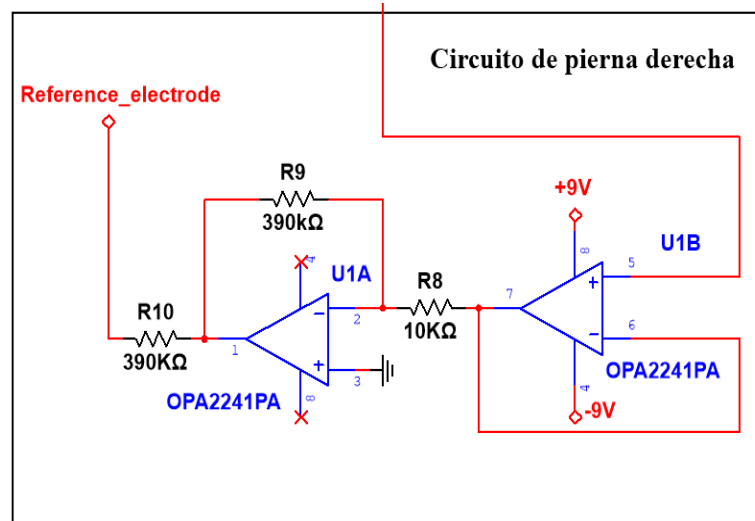


Figura 6.3: Diagrama electrónico del bloque del circuito de pierna derecha.

6.1.3. Amplificador de instrumentación

El primer bloque del circuito consta de un amplificador de instrumentación, el cual su ganancia se configuró en $501V/V$ para obtener una relación de rechazo de modo común (CMRR) de al menos $100dB$.

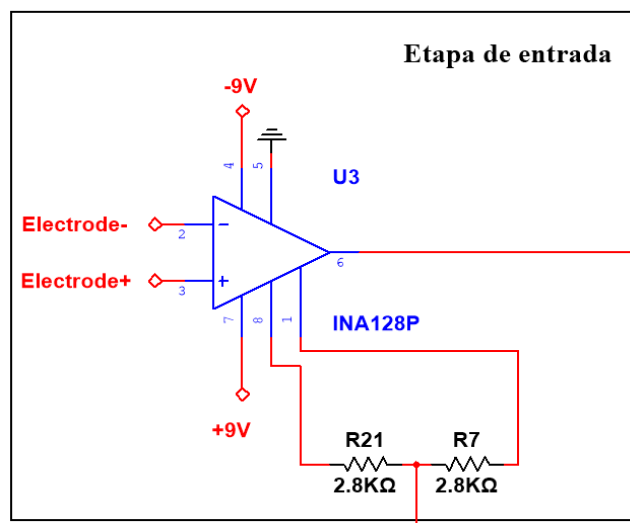


Figura 6.4: Diagrama electrónico del bloque de adquisición de la señal EOC.

6.1.4. Filtrado de ruido

La función de los siguientes 3 bloques es para el filtrado de señal, los cuales son dos filtros notch y un filtro pasa bajas que se conectaron en cascada. Los filtros de notch se configuraron

a una frecuencia de 60Hz para atenuar la interferencia de 60Hz . Para reducir los artefactos de alta frecuencia, se implementó un filtro de paso bajo de cuarto orden con un corte de 30Hz .

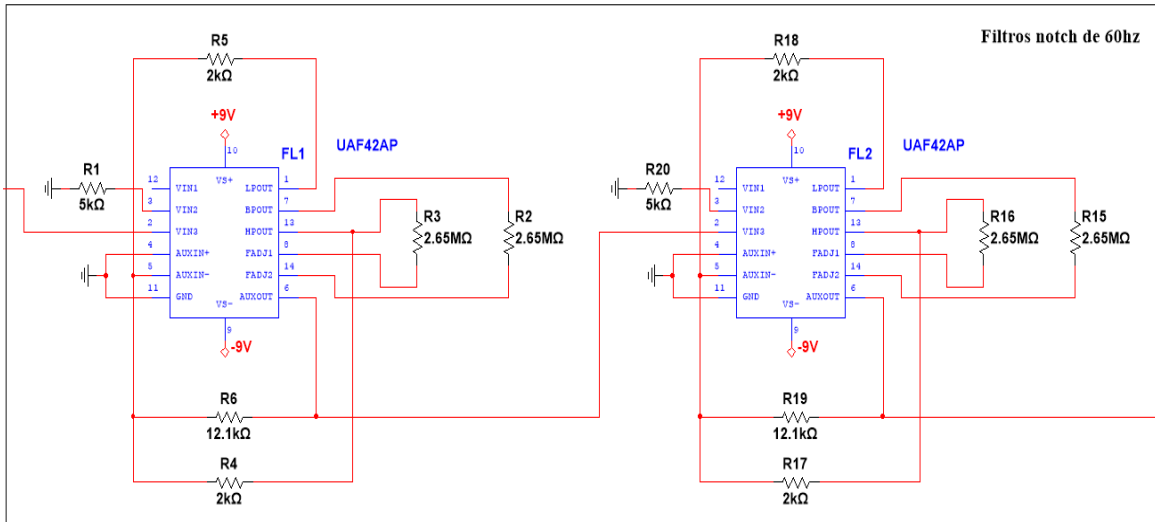


Figura 6.5: Diagrama electrónico del bloque de filtrado del ruido mediante filtros notch.

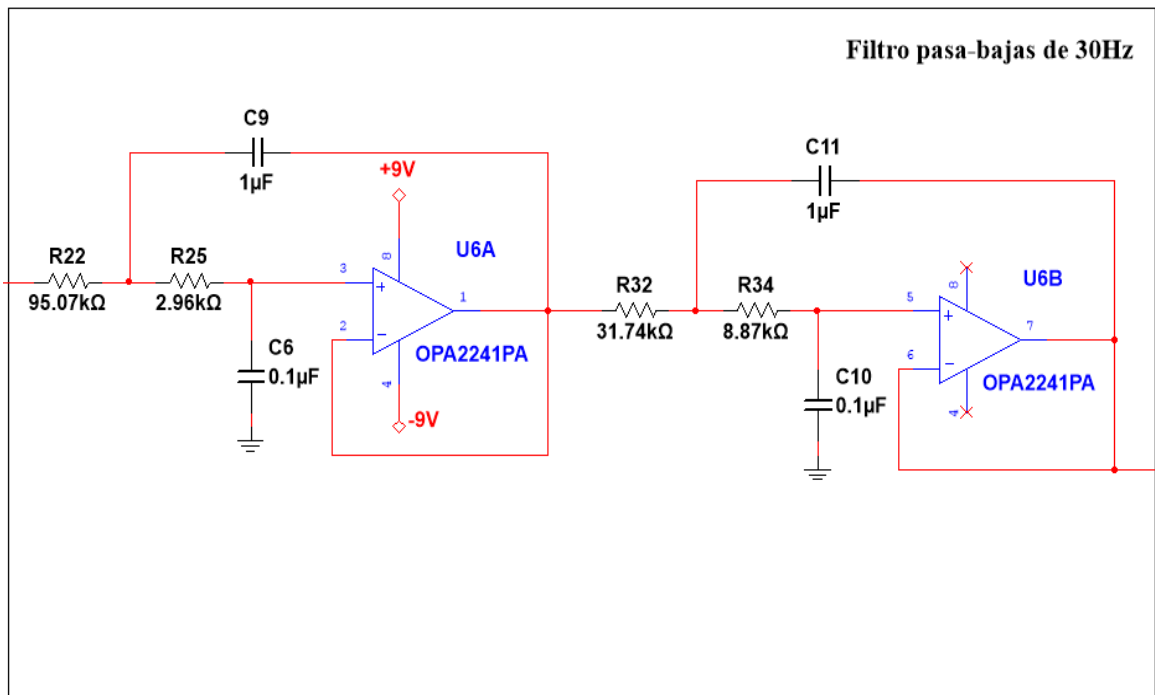


Figura 6.6: Diagrama electrónico del bloque del filtro pasa-bajas a 30Hz.

6.1.5. Señal AC en el osciloscopio

Posteriormente, se implementó un filtro pasa altas de primer orden con una ganancia ajustable y se seleccionaron los valores de resistencia y capacitancia para obtener una frecuencia de corte de $0,1\text{Hz}$ [23].

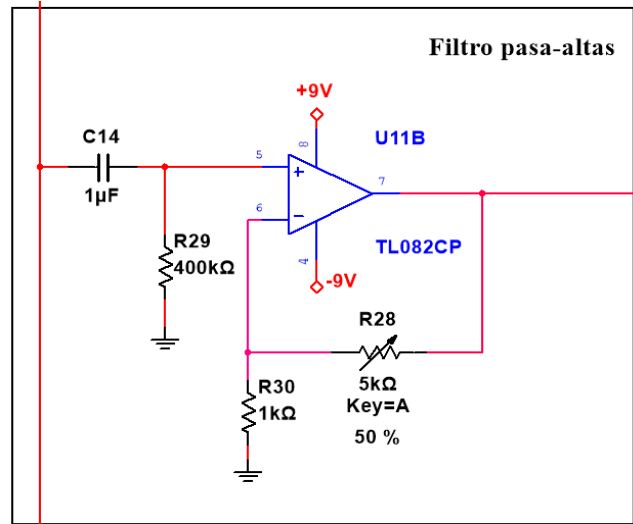


Figura 6.7: Diagrama electrónico del bloque del filtro pasa-altas con frecuencia de corte de 0.1Hz .

6.1.6. Señal DC en el osciloscopio

La señal se obtiene en la salida de la etapa de filtrado, esta señal tiende a irse a la deriva debido principalmente a procesos electro-químicos y mecánicos que se presentan entre la piel y el electrodo. Los efectos de deriva pueden ser opcionalmente mitigados con técnicas para compensar la línea base, como se desarrolló en la sección 4.3.4

6.1.7. Conjunto de datos

Los conjuntos de datos de EOG se pueden utilizar para diversas aplicaciones. Existen conjuntos de datos obtenidos con el fin de investigar el control mediante el movimiento ocular, otros conjuntos de datos son aplicables en el ámbito de la salud como el monitoreo de las etapas del sueño y también se tienen los conjuntos aplicables al reconocimiento de actividades y objetos.

El método para generar un conjunto de datos propuesto por [26] contiene alrededor de 2,7 millones de puntos de fijación de 949 observadores, que vieron un total de 1474 imágenes de diferentes categorías de imágenes, ver Figura 6.8. El conjunto de datos contiene datos de 11 estudios diferentes publicados y agrega 9 estudios que aún no se han publicado. Entre los estudios publicados se encuentran:

Reconocimiento de profundidad con la exploración visual de imágenes naturales en condiciones de presentación estereoscópica utilizando equipos especializados. Fueron tomadas imágenes en 3D de escenas naturales utilizando un par de cámaras digitales [27].

Reconocimiento de objetos con la exploración libre de imágenes para identificar lo que se mostraba presionando un botón tras el reconocimiento exitoso. Los estímulos permanecieron visibles durante 4 segundos después del reconocimiento. Finalmente, los participantes indicaron un conocimiento previo del estímulo y se calificó su certeza perceptiva [28].

Visión libre mediante la visualización de 255 imágenes diferentes en 4 categorías diferentes. Las imágenes se presentaron durante 6 segundos en orden aleatorio [29]. Mediante la visión libre también se evaluó la aparición de sesgos horizontales. Los participantes visualizaron los mismos grupos de imágenes con una mezcla de versiones originales e invertidas en espejo de las imágenes. Cada sujeto exploró solo una versión, original o invertida, de cada imagen [30]. Y la integración de fuentes de información visual y auditiva durante la visualización libre de imágenes naturales, y se mostraron 64 imágenes naturales. Se reproducían sonidos durante la presentación de estímulos visuales a través de las bocinas del monitor con un tiempo de presentación de 6 segundos [31].

El objetivo principal de este conjunto de datos es combinar estos diversos estudios y armonizar sus metadatos para que sean fácilmente accesibles para una audiencia más amplia.

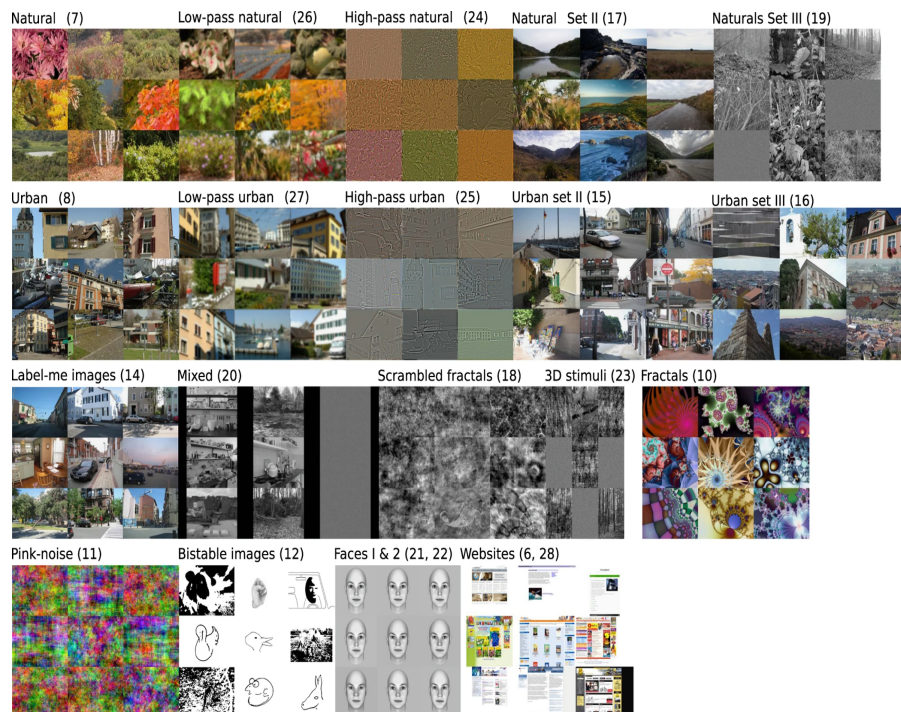


Figura 6.8: Ejemplos de imágenes de algunas categorías utilizadas para las pruebas.

Como se mencionó con anterioridad, los conjuntos de datos cuentan con muy amplia utilidad en el ámbito de la medicina y la salud. Este método para la validación e identificación de las etapas del sueño en los pacientes propuesto por [32] incluye un total de 151 grabaciones de PSG (Registros polisomnográficos del sueño) recopiladas retrospectivamente de la base de datos del centro del sueño del Haaglanden Medisch Centrum ¹ (HMC, La Haya, Países Bajos). Los registros de los pacientes se seleccionaron aleatoriamente de un grupo heterogéneo de pa-

¹El enlace <https://doi.org/10.13026/t79q-fr32> permite acceder a los archivos del conjunto de datos obtenidos.

cientes que fueron remitidos para un examen de PSG en 2018 debido a diferentes trastornos del sueño. No se aplicaron criterios de selección adicionales porque el estudio buscaba evaluar el rendimiento y la confiabilidad en el fenotipo de paciente más general y heterogéneo posible.

Los conjuntos de datos obtenidos por [33] tienen como propósito investigar el problema de reconocer actividades comunes de oficina a partir de los movimientos oculares². El escenario experimental involucró cinco actividades de oficina (copiar un texto, leer un artículo impreso, tomar notas escritas a mano, mirar un video y navegar por la Web) y períodos durante los cuales los participantes descansaron.

A pesar de contar con una amplia variedad de aplicaciones, en la actualidad no es tan común encontrar conjuntos de datos del movimiento ocular relacionado con la posición de la mirada. Uno de estos conjuntos de datos es el que propone [34], un experimento en el que se registraron los movimientos oculares horizontales y verticales junto con diferentes ángulos de movimiento³. Nos proporcionan un conjunto de datos de la señal EOG con ángulos de mirada de 10 a 55 grados para el canal horizontal y de 10 a 35 grados para el canal vertical, así como parpadeos y parpadeos dobles.

²Los conjuntos de datos de ‘Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography’ se encuentran en este enlace <https://doi.org/10.18419/darus-3135>

³En el enlace <https://dx.doi.org/10.21227/ttw6-ar70> se proporcionan los conjuntos de datos de este análisis.

CAPÍTULO 7

RESULTADOS

Aquí se describen los resultados obtenidos después de aplicar la metodología descrita en el Capítulo 6, la implementación física del sistema de adquisición de señales EOG, donde se muestran los resultados de las principales etapas de la circuitería electrónica implementada. Así como algunos ejemplos de señales adquiridas con el sistema completamente integrado.

En la Figura 7.1 se muestra el amplificador de instrumentación descrito en la Subsección 6.1.3 para amplificar la señal obtenida de los electrodos. Sé probó el amplificador con una señal senoidal y ganancia con valor de 2 para verificar su capacidad de funcionamiento y amplificación, como se muestra en la Figura 7.2, donde la señal amarilla representa la entrada (emulando la señal proveniente de los electrodos), y la señal verde es la respuesta del amplificador de instrumentación, concluyendo que los resultados son satisfactorios.

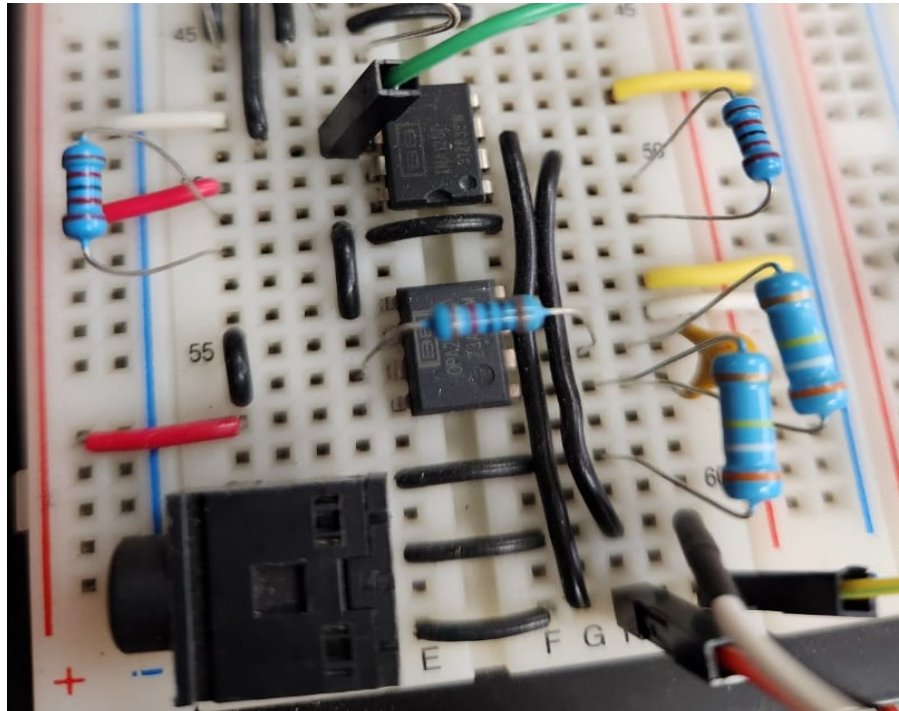


Figura 7.1: Amplificador de instrumentación utilizado para amplificar el voltaje de las señales obtenidas en los electrodos.

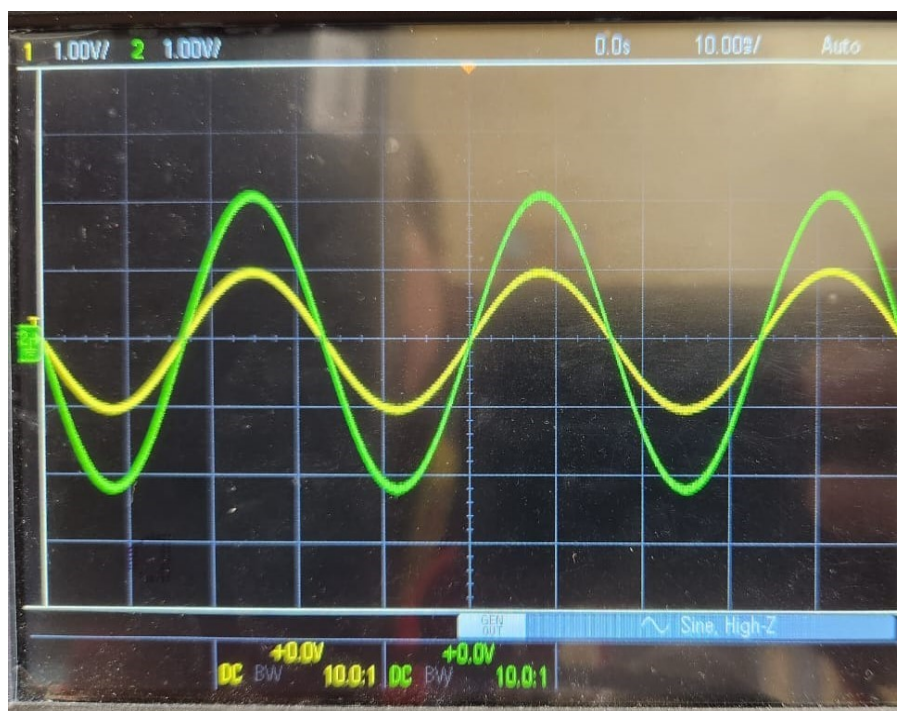


Figura 7.2: Ejemplo gráfico del amplificador funcionando, en este caso se le suministró 1V para obtener una salida de 2V.

A continuación se muestra la etapa de filtrado de ruido descrito en la Subsección 6.1.4. En la Figura 7.3 se encuentra los filtros notch que se encargan de eliminar la señal del voltaje de línea con frecuencia de 60 Hz. Se puede observar en la Figura 7.4 la respuesta del análisis en frecuencia, donde se confirma que se logró aislar la frecuencia de la señal de voltaje de línea de 60 Hz, conforme se esperaba.

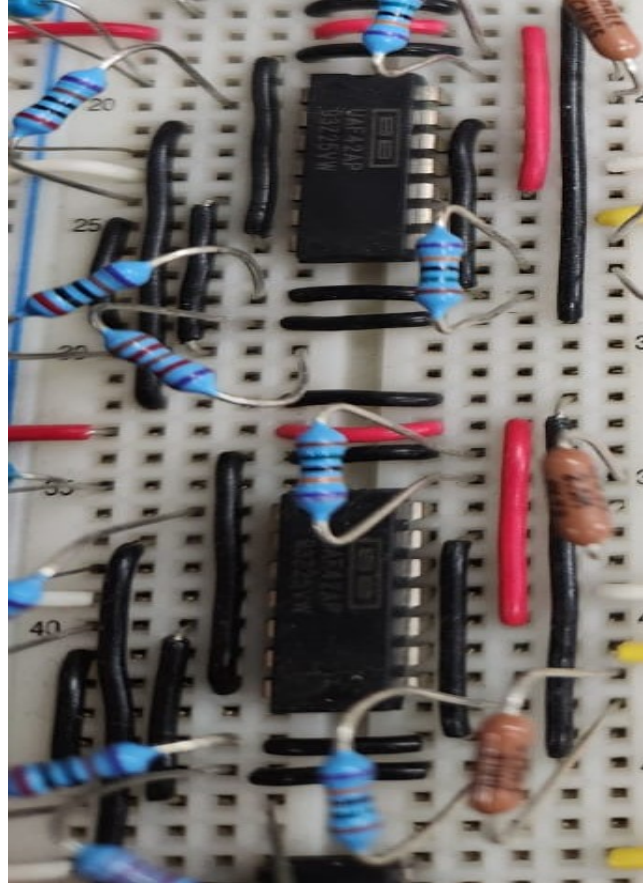


Figura 7.3: Filtrado rechaza-banda utilizado para eliminar la frecuencia de 60 Hz.



Figura 7.4: Gráfica de la respuesta en frecuencia de la señal de salida de la etapa de filtrado con filtros notch.

Mientras que en la Figura 7.5 se muestra el circuito del filtro pasa-bajas con frecuencia de corte de 30 Hz para eliminar el ruido de altas frecuencias debido a artefactos. También conocida como “Señal de DC del EOG” como se describe en la Subsección 6.1.6.

Considerándose hasta esta etapa un sistema completo para la adquisición de señales de EOG, donde se estima que el nivel del voltaje obtenido del circuito es directamente proporcional a los desplazamientos oculares, aunque con problemas de deriva debido al efecto de las reacciones que se originan en los electrodos-gel-piel. La deriva en la “Señal de DC del EOG” puede presentar comportamientos de tendencia ascendentes, descendentes, u oscilatorias, es decir, no predecibles, como se muestra en la Figura 7.6.

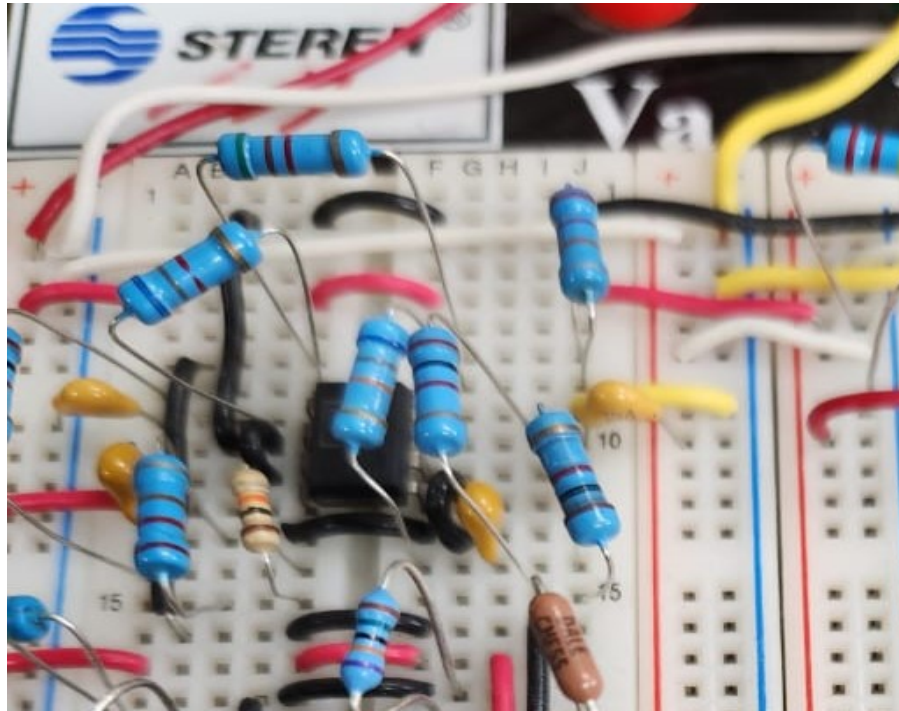


Figura 7.5: Filtro pasa-bajas utilizado en el filtrado de ruido de la señal para eliminar el frecuencias mayores a 30 Hz.

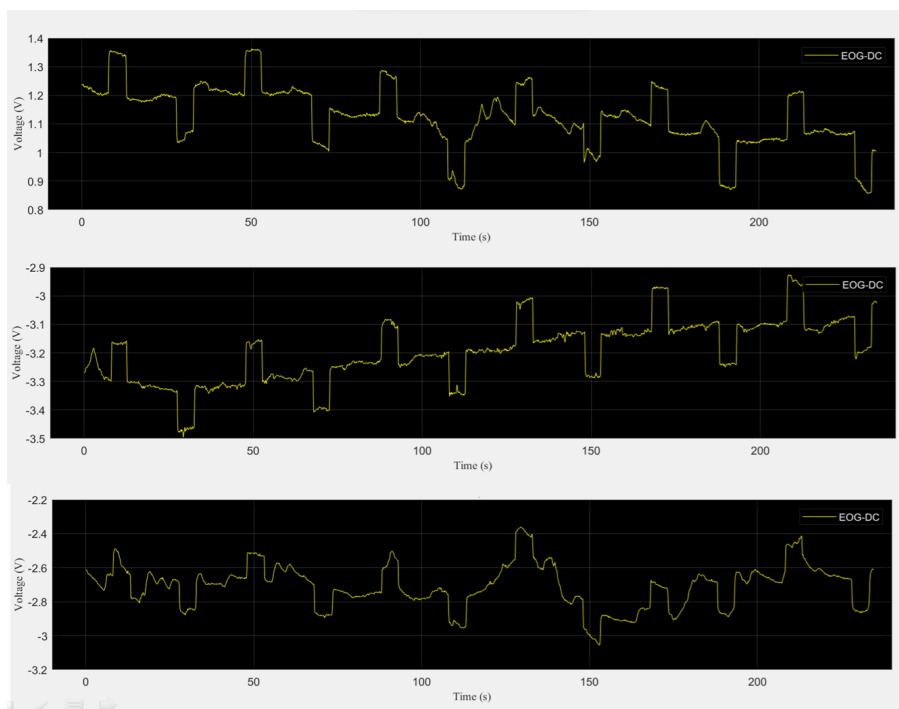


Figura 7.6: Señal de DC del EOG con deriva.

La deriva es un problema para el cual previamente se ha planteado en la literatura diversas técnicas para su mitigación, como se describe en la Subsección 4.3.4. Siendo una de ellas la aplicación de un filtro pasa altas, la cual permite mitigar el efecto de la deriva, sacrificando la morfología de la señal y afectando la relación directamente proporcional del nivel del voltaje y el desplazamiento ocular, pero dando lugar a otro tipo de procesamientos para codificar los movimientos oculares.

En la Figura 7.7 se muestra el sistema de adquisición completo, incluido el filtro pasa alta dentro de un marco verde. Mientras que en la Figura 7.8 se observa su operación al aplicarle una señal de entrada de 5V (señal amarilla) y en respuesta al filtrado pasa alta, este provee una señal de salida en color verde, la cual inicia con un valor de 5 volts y va decayendo conforme avanza el tiempo, el cual es un comportamiento típico de un filtro pasa alta, motivo por el cual se pierde la morfología original de la señal.

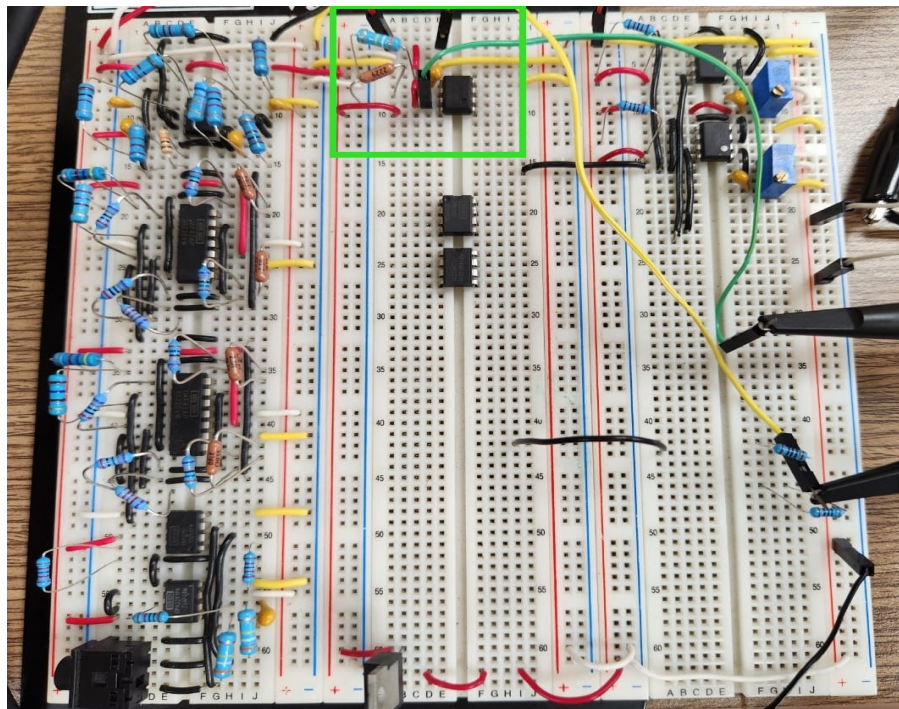


Figura 7.7: Sistema de adquisición completo con cada una de sus etapas.

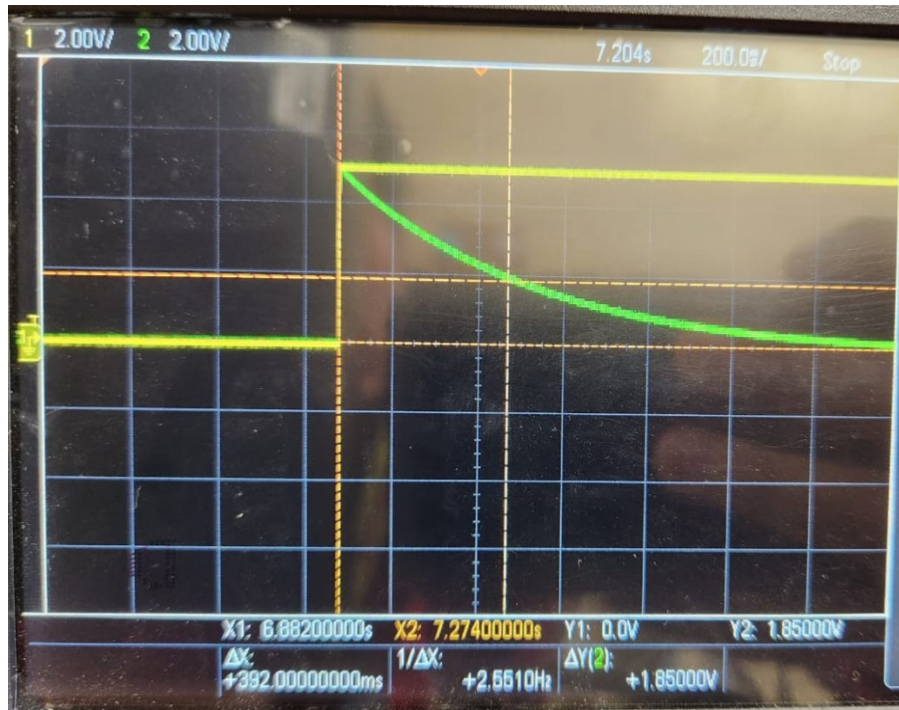


Figura 7.8: Respuesta del filtro pasa alta.

Finalmente, se muestran un patrón de movimiento ocular adquirido en la salida del sistema como “Señal de DC del EOG”, ver Figura 7.9, y para el mismo patrón de movimiento ocular la señal adquirida en la salida del sistema como “Señal de AC del EOG”, ver Figura 7.10.

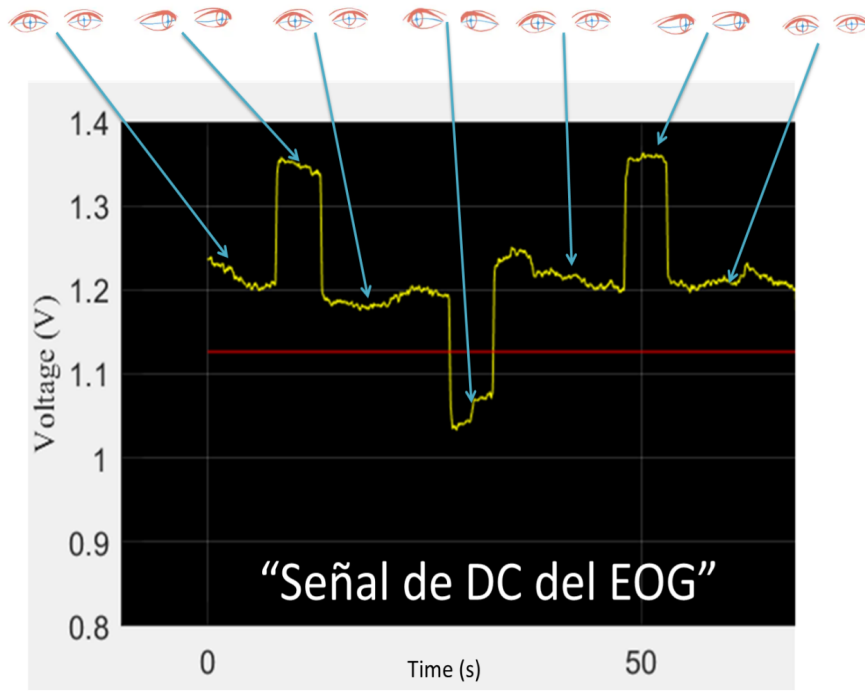


Figura 7.9: Señal de DC del EOG.

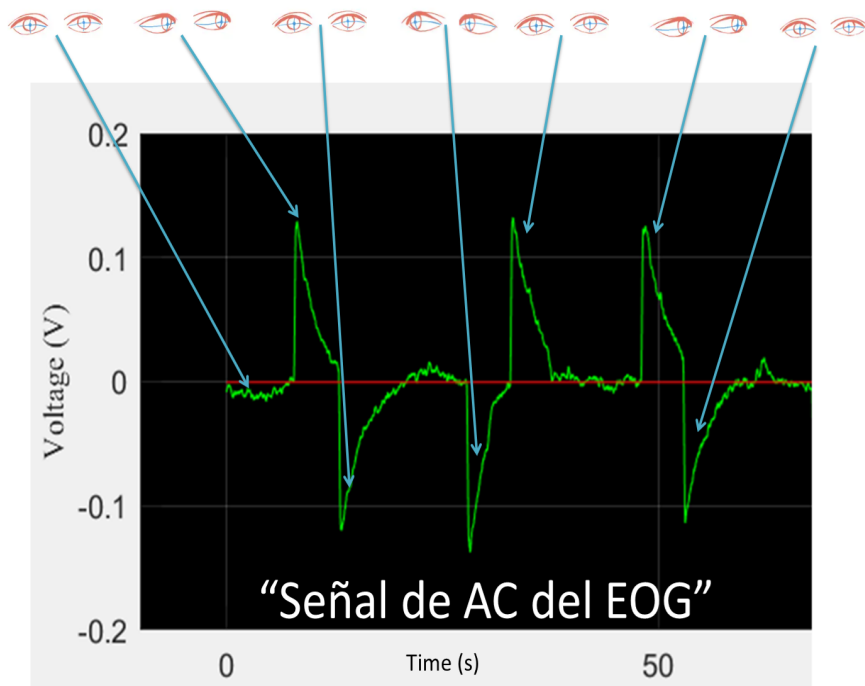


Figura 7.10: Señal de AC del EOG.

CAPÍTULO 8

CONCLUSIONES

El desarrollo de la presente tesis, permitió poner en práctica los conocimientos adquiridos durante los estudios de licenciatura, además de motivar el análisis, diseño, implementación y evaluación de circuitos electrónicos para una aplicación específica.

Se estudió el comportamiento del movimiento ocular y como este puede ser utilizado para diversas aplicaciones de salud, como tecnológicas.

Se abordó la adquisición de señales electrooculograficas a través del estudio de la fisiología del ojo humano, las señales bioeléctricas, la instrumentación de un sistema de adquisición de señales y su correlación con los movimientos oculares realizados durante su adquisición. Se discutieron las principales aplicaciones, beneficios y retos para implementarlas.

Referencias

- [1] Hari Singh and Jaswinder Singh. Human eye tracking and related issues: A review. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 2(9):1–9, 2012.
- [2] Mary Hayhoe and Dana Ballard. Eye movements in natural behavior. *Trends in cognitive sciences*, 9(4):188–194, 2005.
- [3] Nandini Modi and Jaiteg Singh. A review of various state of art eye gaze estimation techniques. *Advances in Computational Intelligence and Communication Technology: Proceedings of CICT 2019*, pages 501–510, 2021.
- [4] Zhongjun Lin, Yinghua Liu, Hui Wang, Zhengji Liu, Sijin Cai, Zhicheng Zheng, Yongjin Zhou, and Xinyu Zhang. An eye tracker based on webcam and its preliminary application evaluation in chinese reading tests. *Biomedical Signal Processing and Control*, 74:103521, 2022.
- [5] Andreas Sprenger, Birte Neppert, Sabine Köster, Steffen Gais, Detlef Kömpf, Christoph Helmchen, and Hubert Kimmig. Long-term eye movement recordings with a scleral search coil-eyelid protection device allows new applications. *Journal of Neuroscience Methods*, 170(2):305–309, 2008.
- [6] Andreas Straube and Ulrich Büttner. *Neuro-ophthalmology: neuronal control of eye movements*, volume 40. Karger Medical and Scientific Publishers, 2007.
- [7] Hewitt D. Crane and Carroll M. Steele. Generation-v dual-purkinje-image eyetracker. *Appl. Opt.*, 24(4):527–537, Feb 1985.
- [8] Yingxi Chen and Wyatt S Newman. A human-robot interface based on electrooculography. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004*, volume 1, pages 243–248. IEEE, 2004.
- [9] Monty Escabí. Chapter 11 - biosignal processing. In John D. Enderle and Joseph D. Bronzino, editors, *Introduction to Biomedical Engineering (Third Edition)*, Biomedical Engineering, pages 667–746. Academic Press, Boston, third edition edition, 2012.
- [10] Jeffrey W Britton, Lauren C Frey, Jennifer L Hopp, Pearce Korb, Mohamad Z Koubeissi, William E Lievens, Elia M Pestana-Knight, and EK St Louis. *Electroencephalography (eeg): An introductory text and atlas of normal and abnormal findings in adults, children, and infants*. 2016.

- [11] R.D. Sarazan. The qt interval of the electrocardiogram. In Philip Wexler, editor, *Encyclopedia of Toxicology (Third Edition)*, pages 10–15. Academic Press, Oxford, third edition edition, 2014.
- [12] Dimitris Fotiadis, Aristidis Likas, Lampros Michalis, and Costas Papaloukas. Electrocardiogram (ecg): automated diagnosis. *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*, 2006.
- [13] Mamun Bin Ibne Reaz, M Sazzad Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8:11–35, 2006.
- [14] Jieyun Yin and Jiande DZ Chen. Electrogastrography: methodology, validation and applications. *Journal of neurogastroenterology and motility*, 19(1):5, 2013.
- [15] B Estrany and Pilar Fuster-Parra. Human eye tracking through electro-oculography (eog): A review. In *Cooperative Design, Visualization, and Engineering: 19th International Conference, CDVE 2022, Virtual Event, September 25–28, 2022, Proceedings*, pages 75–85. Springer, 2022.
- [16] Hiroyuki Manabe, Masaaki Fukumoto, and Tohru Yagi. Direct gaze estimation based on nonlinearity of eog. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62:1553–1562, 2015.
- [17] Kati Pettersson, Sharman Jagadeesan, Kristian Lukander, Andreas Henelius, Edward Hægström, and Kiti Müller. Algorithm for automatic analysis of electro-oculographic data. *Biomedical engineering online*, 12(1):1–18, 2013.
- [18] Nathaniel Barbara, Tracey A Camilleri, and Kenneth P Camilleri. Eog-based eye movement detection and gaze estimation for an asynchronous virtual keyboard. *Biomedical Signal Processing and Control*, 47:159–167, 2019.
- [19] Nathaniel Barbara, Tracey A Camilleri, and Kenneth P Camilleri. A comparison of eog baseline drift mitigation techniques. *Biomedical Signal Processing and Control*, 57:101738, 2020.
- [20] Thum Chia Chieh, Mohd Marzuki Mustafa, Aini Hussain, Seyed Farshad Hendi, and Burhanuddin Yeop Majlis. Development of vehicle driver drowsiness detection system using electrooculogram (eog). In *2005 1st International Conference on Computers, Communications, & Signal Processing with Special Track on Biomedical Engineering*, pages 165–168. IEEE, 2005.
- [21] Gordon Mark Paul, Fan Cao, Russel Torah, Kai Yang, Steve Beeby, and John Tudor. A smart textile based facial emg and eog computer interface. *IEEE sensors journal*, 14(2):393–400, 2013.
- [22] RF Von Borries, JH Pierluissi, and H Nazeran. Wavelet transform-based ecg baseline drift removal for body surface potential mapping. In *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pages 3891–3894. IEEE, 2006.

-
- [23] Luis A Frem-Sosa, Mónica Valenzuela-Delgado, Wendy Flores-Fuentes, Julio C Rodríguez-Quiñonez, Oleg Sergiyenko, Daniel Hernández-Balbuena, Fabián N Murrieta-Rico, Jesús E Miranda-Vega, and Paolo Mercorelli. Design and characterization of an eog signal acquisition system based on the programming of saccadic movement routines. In *2023 IEEE 32nd International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, pages 1–5. IEEE, 2023.
- [24] Kwang-Ryeol Lee, Won-Du Chang, Sungkean Kim, and Chang-Hwan Im. Real-time “eye-writing” recognition using electrooculogram. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(1):37–48, 2016.
- [25] Rafael Barea, Luciano Boquete, M Mazo, and E López. Guidance of a wheelchair using electrooculography. In *Proceeding of the 3rd IMACS International Multiconference on Circuits, Systems, Communications and Computers (CSCC’99)*. Citeseer, 1999.
- [26] Niklas Wilming, Selim Onat, José P Ossandón, Alper Açık, Tim C Kietzmann, Kai Kaspar, Ricardo R Gameiro, Alexandra Vormberg, and Peter König. An extensive dataset of eye movements during viewing of complex images. *Scientific data*, 4(1):1–11, 2017.
- [27] Lina Jansen, Selim Onat, and Peter König. Influence of disparity on fixation and saccades in free viewing of natural scenes. *Journal of Vision*, 9(1):29–29, 2009.
- [28] Tim C Kietzmann, Stephan Geuter, and Peter König. Overt visual attention as a causal factor of perceptual awareness. *PloS one*, 6(7):e22614, 2011.
- [29] Selim Onat, Alper Açık, Frank Schumann, and Peter König. The contributions of image content and behavioral relevancy to overt attention. *PLoS One*, 9(4):e93254, 2014.
- [30] Jose P Ossandón, Selim Onat, and Peter König. Spatial biases in viewing behavior. *Journal of vision*, 14(2):20–20, 2014.
- [31] Selim Onat, Klaus Libertus, and Peter König. Integrating audiovisual information for the control of overt attention. *Journal of Vision*, 7(10):11–11, 2007.
- [32] Diego Alvarez-Estevéz and Roselyne M Rijsman. Inter-database validation of a deep learning approach for automatic sleep scoring. *PloS one*, 16(8):e0256111, 2021.
- [33] Andreas Bulling, Jamie A Ward, Hans Gellersen, and Gerhard Tröster. Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 33(4):741–753, 2010.
- [34] Oscar Isaid Pellico Sánchez, Paola Andrea Niño Suárez, Rubén Dario Hernández Bebeño, Oscar Fernando Avilés Sánchez, and Michael Hanns Pérez Bahena. Eye-movement electrooculography dataset. IEEE Dataport, 2022.