

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

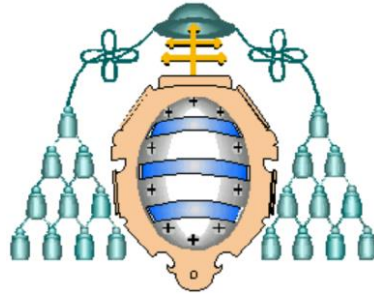
INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA
Y SU APLICACIÓN A SISTEMAS MÉDICOS
ASISTENCIALES**

ALBERTO LÓPEZ MARTÍNEZ

JULIO 2018



UNIVERSITY OF OVIEDO

ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERING

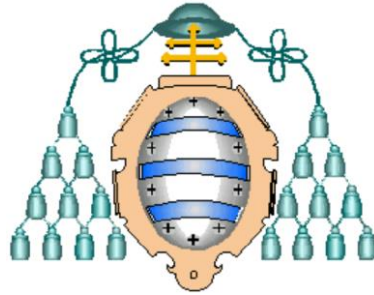
DOCTORAL THESIS

**STUDY OF ELECTROOCULOGRAPHIC SIGNAL
AND ITS APPLICATION TO MEDICAL CARE SYSTEMS**

ALBERTO LÓPEZ MARTÍNEZ

JULY 2018

DIRECTOR: FRANCISCO J. FERRERO MARTÍN



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

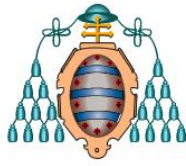
TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA
Y SU APLICACIÓN A SISTEMAS MÉDICOS
ASISTENCIALES**

ALBERTO LÓPEZ MARTÍNEZ

JULIO 2018

DIRECTOR: FRANCISCO J. FERRERO MARTÍN



UNIVERSIDAD DE OVIEDO



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

D. FRANCISCO JAVIER FERRERO MARTÍN, Doctor Ingeniero Industrial y Profesor Titular del Área de Tecnología Electrónica de la Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón.

CERTIFICO:

Que el trabajo titulado **“ESTUDIO DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA Y SU APLICACIÓN A SISTEMAS MÉDICOS ASISTENCIALES”** ha sido realizado bajo mi dirección y cumple los requisitos para ser presentado como tesis para optar al grado de Doctor en Ingeniería Eléctrica y Electrónica por la Universidad de Oviedo.

Para que conste y a los efectos oportunos, expido el presente certificado en Gijón, a 30 de mayo de 2018.

Fdo.: Prof. Francisco Javier Ferrero Martín

Abstract

In 1848 the German physicist Emil du Bois-Reymond observed after several studies that the eye behaved as an electric dipole in which the cornea was the positive pole and the retina the negative pole, so that the eye movements caused variations in the potential of the aforementioned dipole. What is known today as electrooculography had just been born.

From the point of view of the physiology of the eye the corneal-retinal potential is generated due to the electrical response of the cones and rods located in the retina. This means that the measured potential variation is affected by light conditions. On the other hand the amplitude and frequency of the electrooculographic signal, hereinafter EOG, depends on each person. So, it is not possible to establish specific values, although they are usually considered between the μV and a few mV with a frequency range between DC and 50 Hz.

Electrooculography is currently used mainly in medical applications, complementing other biopotential detection systems, especially electroencephalography and electromyography. The EOG record is a diagnostic method that is commonly used to investigate the human oculomotor system because eye movements reveal critical signs of neurological disorders.

In addition to the medical applications described, it is possible to use the EOG signals to develop simple human-machine interfaces (HCI). These offer the user, usually people with major motor disabilities, the possibility of performing simple communication tasks and/or control, which improve their quality of life. It is in this field of application that the present PhD work is framed.

The study of the EOG signal and its application to healthcare systems is extremely complex, since it requires the involvement of different fields of

science and technology. In recent years numerous articles have been published in which the EOG signal has been analyzed from different points of view. This work begins by reviewing the state of the art of this technology in order to identify its main practical limitations and propose solutions to them. To achieve this goal it is necessary to address the problem from both the hardware and software points of view. Thus, a hardware platform was developed for the acquisition of EOG signals and a software platform in which the EOG signal processing techniques were implemented.

The hardware device performs basically the conditioning of the EOG signals and their transmission via Bluetooth to the computer. The developed blocks are well known in the field of electronic instrumentation; however, the specific characteristics of the EOG signal make a careful electronic design necessary. Once the EOG signals are in the computer its digital processing is proceeded to, downloading this task to the hardware. First, a digital filtering is performed to eliminate the noise that could not be eliminated by hardware. For this purpose the Wavelet transform method is used. It is a mathematical tool especially suitable for signals that like EOGs have spectral components that can vary over time. This technique has been applied previously to electrocardiographic (ECG) and electromyographic (EMG) signals, and to a lesser extent to EOG signals. In this paper a systematic study is provided that enables selecting the wavelet function that best fits the EOG signal for its application in noise elimination. Once the EOG signal is free from interference, the problem of its classification arises considering the singularities that it presents. It involves extracting the characteristics of the signal identifying the different types of movements of the eye and establishing a univocal correspondence with the actions to be carried out by the system. Two methods were proposed. The first method of classification was to establish tension thresholds corresponding to the four main movements of the eye (up, down, left and right), as well as voluntary and involuntary (shorter duration) blinking. This technique, although simple in its conception, is not free from disadvantages derived mainly from the different physiological behavior of the eye in each person, so that is why it is necessary to calibrate the system periodically. To get around this limitation, it was decided to turn to classifiers in the field of Machine Learning. This technique allows patterns in the data to be identified and thus predict future actions from these patterns. In particular, a machine learning module based on Boosting algorithms was implemented. The idea is to create a strong hypothesis from the linear combination of weak hypotheses. The weights of this linear

combination are modified at each iteration according to the training error of the hypothesis returned by the weak learner, so that in the next iteration of the algorithm we learn from the data misclassified by the previous hypothesis.

Once the different aspects of the EOG signal and its processing have been analyzed it becomes possible to offer the user a low cost solution for their communication and entertainment needs. In this regard a novel writing system was developed that, controlled by eye movement, enables those people with severe motor disabilities to write on a computer. The computer application is complemented by a game that in addition to entertaining provides training to improve control over eye movements. It is believed that all this can contribute to the quality of life of this group of people.

In summary, the work presented travels the entire path from the capture of the EOG signal to its application in the development of a care system, proposing concrete solutions for the different tasks to be performed. There is awareness that some of these tasks could have been done differently and could even be improved upon. That is why at the end of this paper some future lines of work have been suggested. They can contribute to improving the system, as well as extending its applicability to other presently unidentified fields of action.

Resumen

En el año 1848 el físico alemán Emil du Bois-Reymond observó, tras diversos estudios, que el ojo se comportaba como un dipolo eléctrico en el que la córnea era el polo positivo y la retina el negativo, de tal forma que los movimientos oculares daban lugar a variaciones en el potencial de dicho dipolo. Acababa de nacer lo que hoy se conoce como electrooculografía.

Desde el punto de vista de la fisiología del ojo el potencial córneo-retinal se genera debido a la respuesta eléctrica de los conos y bastones situados en la retina. Esto significa que la variación del potencial medido se ve afectado por las condiciones de luminosidad. Por otro lado la amplitud y frecuencia de la señal electrooculográfica, en adelante EOG, depende de cada persona, por lo que a priori, no es posible establecer unos valores concretos, aunque se suelen considerar comprendidas entre los μV y unos pocos mV , con un margen de frecuencia entre DC y 50 Hz.

En la actualidad la electrooculografía se utiliza principalmente en aplicaciones médicas, complementando otros sistemas de detección de biopotenciales, especialmente electroencefalografía y electromiografía. El registro EOG es un método de diagnóstico que se utiliza habitualmente para investigar el sistema oculomotor humano debido a que el movimiento de los ojos revela signos críticos de trastornos neurológicos.

Además de las aplicaciones médicas descritas es posible utilizar las señales EOG para desarrollar sencillos interfaces hombre-máquina (HCI, por sus siglas en inglés). Estos ofrecen al usuario, normalmente personas con grandes discapacidades motrices, la posibilidad de realizar sencillas tareas asistenciales, de comunicación y/o de control, que mejoren su calidad de vida. Es en este campo de aplicación donde se encuadra el presente trabajo de doctorado.

El estudio de la señal EOG y su aplicación a los sistemas asistenciales es sumamente complejo, por cuanto requiere de la participación de diversos campos de la ciencia y de la tecnología. En los últimos años se han publicado numerosos artículos en los que se ha analizado la señal EOG desde diferentes puntos de vista. En este trabajo se comienza revisando el Estado del Arte de esta tecnología con el fin de identificar sus principales limitaciones prácticas y proponer soluciones a las mismas. Para alcanzar dicho objetivo es necesario abordar el problema tanto desde el punto de vista *hardware* como *software*. Así, se desarrolló una plataforma *hardware* para la adquisición de las señales EOG y una plataforma *software* en la se implementaron las técnicas de procesamiento de la señal EOG.

El dispositivo *hardware* desarrollado realiza básicamente el acondicionamiento de las señales EOG y su transmisión vía Bluetooth al computador. Los bloques desarrollados son bien conocidos en el ámbito de la Instrumentación Electrónica, sin embargo, las características específicas de la señal EOG hacen que sea necesario un diseño electrónico cuidadoso. Una vez que las señales EOG están en el computador se procede a su procesamiento digital, descargando de esta tarea al *hardware*. En primer lugar se lleva a cabo un filtrado digital para eliminar el ruido que no se había podido eliminar mediante *hardware*. Para este fin se utiliza el método de la Transformada wavelet. Esta es una herramienta matemática especialmente adecuada para señales que, como las EOG, tienen componentes espectrales que puede variar en el tiempo. Esta técnica ha sido aplicada con anterioridad a señales electrocardiográficas (ECG) y electromiográficas (EMG), y en menor medida a las señales EOG. En este trabajo se aporta un estudio sistemático que permite seleccionar la función *wavelet* que mejor se ajusta a la señal EOG para su aplicación a la eliminación de ruido. Una vez la señal EOG está libre de interferencias, se plantea el problema de su clasificación atendiendo a las singularidades que presenta. Se trata de extraer las características de la señal identificando los distintos tipos de movimientos del ojo y establecer una correspondencia unívoca con las acciones a realizar por el sistema. Para ello se propusieron dos métodos. El primer método de clasificación consistió en establecer unos umbrales de tensión correspondientes a los cuatro principales movimientos del ojo (arriba, abajo, izquierda y derecha), así como el parpadeo voluntario y el involuntario (de menor duración). Esta técnica, aunque simple en su concepción, no está exenta de inconvenientes derivados principalmente del distinto comportamiento fisiológico del ojo en cada persona, por lo que se requiere calibrar periódicamente el sistema. Para abstraerse de esta limitación se decide acudir a clasificadores del

campo del aprendizaje automático (*Machine Learning*). Esta técnica permite identificar patrones en los datos y así predecir las acciones futuras a partir de dichos patrones. En concreto se implementó un módulo de aprendizaje automático basado en algoritmos de *Boosting*. La idea es crear una hipótesis fuerte a partir de la combinación lineal de hipótesis débiles. Los pesos de esta combinación lineal son modificados en cada iteración de acuerdo al error de entrenamiento de la hipótesis retornada por el aprendiz débil, de tal forma que en la siguiente iteración del algoritmo se aprende de los datos mal clasificados por la hipótesis anterior.

Una vez analizados los diferentes aspectos de la señal EOG y su procesamiento estamos en condiciones de poder ofrecer al usuario una solución de bajo coste para sus necesidades de comunicación y entretenimiento. En este sentido se desarrolló un novedoso sistema de escritura que, controlado por el movimiento ocular, facilita a aquellas personas con graves discapacidades motrices escribir en el computador. Se completa la aplicación informática con un juego que además de entretener, sirve de entrenamiento para mejorar el control sobre los movimientos oculares. Creemos que todo ello puede contribuir a mejorar la calidad de vida de este grupo de personas.

En resumen, el trabajo presentado recorre el camino completo desde la captación de la señal EOG hasta su aplicación al desarrollo de un sistema asistencial, proponiendo soluciones concretas para las distintas tareas a realizar. Somos conscientes de que algunas de estas tareas podrían haberse realizado de otra forma e incluso serían mejorables. Es por ello que por último se proponen futuras líneas de trabajo que pueden contribuir a mejorar el sistema, así como extender su aplicabilidad a otros campos de actuación ahora desconocidos.

Acknowledgements

First of all, I would like to thank my dissertation supervisor, Francisco Ferrero, for all the support he has offered me during this time. I owe him my deepest thanks for his unconditional advice and help.

I would also like to thank my colleagues, Isidoro Rodríguez, Héctor Rodríguez, Diego Fernández and Marta Fernández, students at the University of Oviedo, who helped me with the experimental tests conducted.

Thanks to Professor Octavian Postolache for accepting me onto his team at the Instituto de Telecomunicações at the University of Lisbon during my stay. His ideas marked a new approach during the course of this thesis.

I would like to express my gratitude to my colleagues in the Electronic Technology Area, especially Tina, who, in a disinterested way, dealt with my questions.

And, finally, I wish to thank my family who has always been there for me. I want to express my special gratitude to my parents, who have been guides and role models throughout my life.

Agradecimientos

En primer lugar quiero dar las gracias a mi director de tesis, Francisco Ferrero, por todo el apoyo que me ha ofrecido durante este tiempo. Le debo mi más profundo agradecimiento por sus consejos y ayuda incondicional.

Por otro lado, quiero dar las gracias a mis compañeros Isidoro Rodríguez, Héctor Rodríguez, Diego Fernández y Marta Fernández, estudiantes de la Universidad de Oviedo, que me ayudaron con las pruebas experimentales realizadas.

Mi agradecimiento al profesor Octavian Postolache por aceptarme en su equipo del Instituto de Telecomunicações de la Universidad de Lisboa durante mi estancia. Sus ideas significaron un nuevo enfoque en el transcurso de esta tesis.

Quiero mostrar mi gratitud a los compañeros del Área de Tecnología Electrónica, especialmente a Tina, que, de forma desinteresada, atendieron mis consultas.

Y, por último, doy las gracias a mi familia; que siempre está ahí. Quiero expresar mi especial gratitud a mis padres, quienes han sido guía y modelo durante toda mi vida.

To my parents...

*and to Paco, for his invaluable help without
which this thesis would not have been possible.*

A mis padres...

*y a Paco, por su inestimable ayuda sin
la cual no hubiese sido posible esta tesis.*

ÍNDICE

CHAPTER 1. INTRODUCTION

1.1	<i>Introduction</i>	1-3
1.2	<i>Motivation</i>	1-5
1.3	<i>Aims</i>	1-6
1.4	<i>Thesis structure</i>	1-7

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1	Introducción	1-3
1.2	Motivación	1-5
1.3	Objetivos del trabajo	1-6
1.4	Estructura de la tesis	1-7

CAPÍTULO 2. FISIOLÓGÍA DEL OJO HUMANO

2.1	Introducción	2-3
2.2	Anatomía básica del ojo humano	2-4
2.2.1	El ojo y la visión	2-4
2.2.2	Formación de la imagen en la retina	2-6
2.2.3	Los músculos extraoculares	2-7
2.3	Tipos de movimientos oculares	2-9
2.3.1	Movimientos compensatorios	2-9
2.3.2	Sacádicos	2-9
2.3.3	Movimientos de fijación	2-10
2.3.4	Movimientos de seguimiento o persecución lenta	2-10
2.3.5	Movimientos de vergencia	2-10
2.3.6	Nistagmo ocular	2-11
2.4	Variables físicas mediables del movimiento ocular	2-12
2.4.1	Potencial córneo-retinal. Dipolo ocular	2-12
2.4.2	Impedancia eléctrica	2-13
2.4.3	Reflexiones en la córnea	2-13
2.4.4	Reflexiones de otras curvas ópticas	2-13
2.4.5	Limbus	2-14
2.4.6	Pupila	2-14
2.4.7	Otras características ópticas y no ópticas	2-14

CAPÍTULO 3. ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA

3.1	Introducción	3-3
3.2	Métodos y técnicas de seguimiento ocular	3-4
3.2.1	Lentes de contacto o bobinas de búsqueda	3-4
3.2.2	Seguimiento de pupila, limbus y párpados	3-5
3.2.3	Seguimiento del centro del reflejo de la córnea	3-5
3.2.4	Método de la doble imagen de Purkinje	3-7
3.2.5	Videoculografía	3-8

3.2.5.1	Cámara fija a la cabeza	3-8
3.2.5.2	Cámara sobre soporte fijo	3-9
3.2.6	Electrooculografía	3-10
3.3	Aplicabilidad de la señal electrooculográfica	3-13
3.3.1	Diagnóstico en oftalmología	3-13
3.3.2	Polisomnografía	3-15
3.3.3	Diagnóstico de enfermedades neurodegenerativas	3-20
3.3.4	Sistemas asistenciales orientados a personas discapacitadas	3-23
3.4	Soluciones comerciales basadas en el seguimiento ocular	3-25
3.4.1	Lentes de contacto Chronos Vision	3-25
3.4.2	Blink	3-25
3.4.3	SMI (SensoMotoring Instruments)	3-26
3.4.4	Tobii	3-27
3.4.5	Irisbond	3-27
3.4.6	EagleEyes	3-28
3.4.7	BioControl Systems (BCS)	3-29
3.4.8	Cyberlink de Brain Actuated Technologies	3-29
3.4.9	Bionomadix 2CH EOG Amplifier - BN-EOG2	3-29
3.4.10	BlueGain EOG Biosignal Amplifier	3-30

CAPÍTULO 4. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

4.1	Introducción	4-3
4.2	Características de la señal electrooculográfica	4-4
4.3	Fuentes de interferencias	4-6
4.3.1	Interferencias capacitivas	4-6
4.3.1.1	Interferencias capacitivas con el usuario	4-7
4.3.1.2	Interferencias capacitivas entre los conductores y el equipo de medida	4-9
4.3.2	Interferencias inductivas	4-10
4.3.3	Ruido electrónico	4-12
4.3.4	Interferencias debidas al interfase electrodo-piel	4-13
4.3.5	Otros tipos de interferencias	4-15
4.3.5.1	Interferencias provocadas por otros biopotenciales	4-15
4.3.5.2	Derivas de la señal EOG sobre la línea base	4-16
4.3.5.3	Interferencias electromagnéticas	4-17
4.4	Adquisición de la señal electrooculográfica	4-19
4.4.1	Seguridad del usuario	4-20
4.4.2	Amplificación diferencial	4-20
4.4.3	Circuito de realimentación activa	4-20
4.4.4	Filtrado analógico de la señal	4-25
4.4.5	Etapa final de amplificación	4-27
4.4.6	Digitalización de la señal electrooculográfica	4-28
4.5	Medida de biopotenciales mediante electrodos	4-33
4.5.1	Circuito equivalente de los electrodos	4-33
4.5.2	Configuraciones de los electrodos	4-36
4.5.2.1	Configuración de 4 electrodos	4-37
4.5.2.2	Configuración de 5 electrodos	4-39

4.5.2.3 Configuración de 5 electrodos cruzados	4-40
4.5.2.4 Configuración de 8 electrodos	4-41
4.5.3 Dispositivos de fijación de los electrodos a la piel	4-43

CAPÍTULO 5. PROCESAMIENTO DIGITAL DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

5.1	Introducción	5-3
5.2	Eliminación de ruido	5-4
5.2.1	Caracterización matemática de la señal EOG	5-4
5.2.1.1	La Transformada de Fourier	5-5
5.2.1.2	La Transformada de Fourier con ventana	5-5
5.2.2	La Transformada wavelet	5-6
5.2.2.1	Definición matemática de la Transformada wavelet	5-7
5.2.2.2	Tipos de <i>wavelets</i> y sus propiedades	5-9
5.2.2.3	Transformada wavelet continua	5-13
5.2.2.4	Transformada wavelet discreta	5-14
5.2.2.5	Transformada wavelet estacionaria	5-16
5.2.3	Eliminación de ruido mediante la Transformada wavelet	5-17
5.2.3.1	Aplicación de la Transformada wavelet al análisis y filtrado de la señal electrooculográfica	5-22
5.2.3.2	Resultados obtenidos	5-23
5.3	Clasificación de la señal electrooculográfica	5-29
5.3.1	Algoritmos de aprendizaje automático	5-31
5.3.1.1	Aprendizaje supervisado	5-32
5.3.1.2	Aprendizaje no supervisado	5-32
5.3.1.3	Aprendizaje semi-supervisado	5-33
5.3.1.4	Aprendizaje por refuerzo	5-33
5.3.1.5	Transducción	5-33
5.3.1.6	Aprendizaje multi-tarea	5-33
5.3.2	Algoritmo Adaboost	5-34

CAPÍTULO 6. ARQUITECTURA SOFTWARE

6.1	Introducción	6-3
6.2	Lenguaje de programación	6-4
6.3	Arquitectura <i>software</i>	6-5
6.3.1	Módulo de adquisición de datos	6-6
6.3.2	Módulo de mapeado de datos	6-6
6.3.3	Módulo de procesamiento de datos	6-7
6.3.4	Módulo de toma de decisión	6-8
6.3.5	Comunicación entre módulos	6-11
6.4	Estudio de la fiabilidad	6-12
6.4.1	Pruebas con parámetros de configuración	6-12
6.4.2	Pruebas de interoperabilidad	6-13
6.5	Estudio del retardo	6-14

CAPÍTULO 7. APLICACIÓN A SISTEMAS MÉDICOS ASISTENCIALES

7.1	Introducción	7-3
7.2	Trabajos relacionados	7-4
7.3	Desarrollo de un teclado virtual	7-7
7.3.1	Descripción del funcionamiento	7-8
7.3.2	Pruebas	7-12
7.4	Desarrollo de un videojuego	7-15
7.3.1	Descripción del funcionamiento	7-15
7.3.2	Pruebas	7-20
7.5	Protocolo de pruebas	7-23

CAPÍTULO 8. APORTACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

8.1	Aportaciones	8-3
8.2	Líneas futuras	8-6

CHAPTER 8. CONTRIBUTIONS AND FUTURE LINES

8.1	<i>Contributions</i>	8-3
8.2	<i>Future lines</i>	8-5

ANEXOS

ANEXO 1. NORMATIVA ASOCIADA AL DISEÑO DE DISPOSITIVOS ELECTROMÉDICOS

A1.1	Introducción	A1-3
A1.2	Directivas y reglamentos	A1-4
A1.2.1	Directiva 2011/65/UE sobre restricción de sustancias	A1-4
A1.2.2	Directiva 2012/19/UE sobre residuos	A1-5
A1.2.3	Directiva 2014/30/UE sobre compatibilidad electromagnética	A1-5
A1.2.4	Reglamento 2017/745/UE sobre dispositivos de uso sanitario	A1-5
A1.3	Consideraciones adoptadas de la Norma EN 60601	A1-7

ANEXO 2. ESQUEMAS ELÉCTRICOS

A2.1	Diagrama de bloques del dispositivo	A2-3
A2.2	Circuito de acondicionamiento del canal vertical	A2-4
A2.3	Circuito de acondicionamiento del canal horizontal	A2-5
A2.4	Circuito de control de carga de la batería	A2-6
A2.5	Circuito del microcontrolador y módulo <i>bluetooth</i>	A2-7
A2.6	Placa de circuito impreso (cara <i>Top</i>)	A2-8
A2.7	Placa de circuito impreso (cara <i>Bottom</i>)	A2-9
A2.8	Placa de circuito impreso (componentes)	A2-10

ANEXO 3. INSTALACIÓN Y CONFIGURACIÓN DE LA APLICACIÓN

A3.1	Instalación y configuración	A3-3
------	-----------------------------	------

REFERENCIAS

PUBLICACIONES

ÍNDICE DE FIGURAS

CHAPTER 1. INTRODUCTION

Figure 1.1. Thesis structure. 1-8

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

Figura 1.1. Estructura de la tesis. 1-8

CAPÍTULO 2. FISIOLÓGÍA DEL OJO HUMANO

Figura 2.1. Esquema de las principales partes del ojo. 2-4

Figura 2.2. Representación de los posibles estados de la pupila. 2-5

Figura 2.3. Anatomía del globo ocular. 2-5

Figura 2.4. Ejemplo de formación de la imagen en la retina. 2-6

Figura 2.5. a) Músculos extrínsecos del ojo; b) glóbulo ocular con sus músculos asociados en la cavidad craneal. 2-8

Figura 2.6. Representación del potencial córnea-retinal generado por el movimiento ocular. 2-12

Figura 2.7. Representación simplificada de las formas de onda que se obtienen según la disposición de los electrodos mostrada. 2-13

CAPÍTULO 3. ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA

Figura 3.1. a) Lente de contacto con filamentos; b) lente colocada en el ojo. 3-4

Figura 3.2. Varios puntos reflejados en la córnea. 3-6

Figura 3.3. Sucesivas reflexiones en diferentes capas cuando la luz incide en el ojo visto como: a) sección lateral; b) de frente; c) para una imagen en particular. 3-7

Figura 3.4. Sistemas de videooculografía con cámara fija a la cabeza. 3-8

Figura 3.5. Sistema comercial Irisbond Primma. 3-9

Figura 3.6. Esquema de los puntos de fijación y de los movimientos oculares utilizados durante el registro de la señal EOG para calcular el coeficiente de Arden. 3-13

Figura 3.7. Esquema de un registro normal en el que se ve la disminución progresiva de la amplitud del potencial córneo-retiniano en la fase de oscuridad y su aumento progresivo en la fase de iluminación. 3-14

Figura 3.8. Emplazamiento de los distintos electrodos de superficie generalmente utilizados en la polisomnografía nocturna. 3-17

Figura 3.9. Polisomnografía de la señal EOG en las distintas fases del sueño. 3-18

Figura 3.10. Registro polisomnográfico para el diagnóstico de la apnea. 3-19

Figura 3.11. Representación espacial de los movimientos del ojo como respuesta a un estímulo: a) representación espacial; b) estímulo adelantado; c) estímulo retrasado. 3-22

Figura 3.12. a) Sistema Blink; b) dispositivo instalado en unas gafas funcionales; c) dispositivo instalado en una montura de gafas. 3-26

Figura 3.13. Modelo *Eye Tracking Glasses 2 Wireless* diseñado por la empresa SMI. 3-26

Figura 3.14. Equipos de seguimiento de la pupila a través de luz infrarroja: a) sistema Tobii; b) equipo Irisbond.	3-28
Figura 3.15. Equipo EagleEyes y uno de sus primeros usuarios.	3-28
Figura 3.16. a) Equipo BioMuse; b) dispositivo Cyberlink.	3-29
Figura 3.17. Equipo: a) Bionomadix; b) BlueGain EOG.	3-30

CAPÍTULO 4. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Figura 4.1. Variación de la diferencia de potencial con el ángulo de giro.	4-5
Figura 4.2. Representación de la diferencia de potencial generada al realizar un movimiento ocular con un ángulo de giro de: a) 15° a la izquierda; b) 30° a la derecha.	4-5
Figura 4.3. Acoplamiento capacitivo entre la red eléctrica y el usuario.	4-7
Figura 4.4. Electrodo auxiliar utilizado en el acoplamiento capacitivo.	4-9
Figura 4.5. Acoplamiento capacitivo entre los conductores y el equipo.	4-9
Figura 4.6. Trenzado de los cables de los electrodos para minimizar el área del bucle inductivo.	4-11
Figura 4.7. Reducción del ancho de banda en un amplificador.	4-12
Figura 4.8. Curva característica de la densidad espectral de la tensión de ruido de un amplificador operacional.	4-13
Figura 4.9. Circuito equivalente de la interfase electrodo-electrolito-piel.	4-14
Figura 4.10. Efecto del parpadeo en la señal EOG.	4-16
Figura 4.11. Efecto de la deriva y de la saturación de los amplificadores sobre la señal EOG.	4-16
Figura 4.12. Circuito utilizado para atenuar las interferencias de RF en el amplificador de instrumentación AD620.	4-17
Figura 4.13. Principales fuentes de interferencias en la señal electrooculográfica.	4-18
Figura 4.14. Diagrama de bloques del bioamplificador de señales EOG desarrollado.	4-19
Figura 4.15. Amplificador de instrumentación utilizado para amplificar la señal diferencial correspondiente al movimiento horizontal de los ojos.	4-21
Figura 4.16. Amplificador de instrumentación en que se ha sustituido R_G por dos resistencias en serie $R_G/2$.	4-22
Figura 4.17. Estructura interna de un amplificador de instrumentación.	4-22
Figura 4.18. Estructura interna del amplificador de instrumentación con las tensiones de entrada en función de las tensiones de modo común y diferencial.	4-23
Figura 4.19. Circuito de realimentación negativa utilizado para minimizar la tensión de modo común.	4-23
Figura 4.20. Circuito de realimentación activa con limitación de corriente.	4-24
Figura 4.21. Amplificación de la señal diferencial correspondiente al canal horizontal que se realimenta de forma activa.	4-25
Figura 4.22. Comparación de: a) la respuesta de fase; b) retardos de grupo normalizados de filtros de 4º orden.	4-26
Figura 4.23. Filtro paso bajo de 2º orden, Sallen Key, de tipo Bessel y con frecuencia de corte 30 Hz: a) esquema eléctrico; b) respuesta de ganancia y fase; c) retardo de grupo.	4-27

Figura 4.24. Ajuste de la ganancia y del <i>offset</i> mediante potenciómetros.	4-28
Figura 4.25. Ajuste de la ganancia mediante un microinterruptor.	4-28
Figura 4.26. Detalle del proceso de conversión analógico-digital y posterior transmisión al computador.	4-29
Figura 4.27. Esquema eléctrico simplificado del bioamplificador desarrollado.	4-31
Figura 4.28. Imagen del prototipo de bioamplificador desarrollado.	4-31
Figura 4.29. Circuito equivalente de electrodos conectados a un medio biológico.	4-33
Figura 4.30. a) Electrodo de lengüeta; b) electrodo de corchete.	4-34
Figura 4.31. Sección transversal de un electrodo de corchete de Ag/AgCl.	4-35
Figura 4.32. Circuito equivalente de las interfases electrodo-electrolito-piel considerando las glándulas sudoríparas.	4-35
Figura 4.33. Configuraciones de electrodos: a) 4 electrodos; b) 5 electrodos; c) 5 electrodos mediante canales cruzados; d) 8 electrodos.	4-37
Figura 4.34. Placa de conexiones utilizada en la evaluación de las configuraciones de electrodos.	4-37
Figura 4.35. a) Configuración de 4 electrodos; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.	4-38
Figura 4.36. a) Configuración de 5 electrodos; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.	4-39
Figura 4.37. a) Configuración de 5 electrodos con canales cruzados; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.	4-40
Figura 4.38. a) Configuración de 8 electrodos; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.	4-41
Figura 4.39. Disposición de los electrodos sobre la piel y usuario con las gafas que incorporan los electrodos.	4-43
Figura 4.40. Registro de la señal EOG mediante gafas convencionales y electrodos ITO.	4-43

CAPÍTULO 5. PROCESAMIENTO DIGITAL DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Figura 5.1. Ejemplos de familias <i>wavelet</i> : a) Haar; b) Mexican Hat; c) Daubechies2; d) Symlet, e) Coiflet1; f) Gaussinana; g) Morlet; h) Meyer; i) Biorthogonal1.5.	5-10
Figura 5.2. Árbol de descomposición mediante <i>wavelets</i> de tres niveles.	5-15
Figura 5.3. Implementación de la TWE representada como banco de filtros.	5-16
Figura 5.4. Filtros de la TWE con proceso de undecimado.	5-16
Figura 5.5. Esquema general del procedimiento de filtrado basado en la TW.	5-17
Figura 5.6. Representación de las <i>wavelet</i> madre de la familia Biortogonal disponibles en MatLab. La señal de la derecha se corresponde con la de descomposición y la de la izquierda con la de reconstrucción.	5-18
Figura 5.7. Proceso de descomposición y recuperación para un nivel.	5-19
Figura 5.8. Técnicas de estimación de una señal mediante umbrales.	5-20
Figura 5.9. Fenómeno de Gibbs en una señal en forma de pulso.	5-22
Figura 5.10. Aplicación desarrollada en LabVIEW para llevar a cabo un análisis sistemático del filtrado de la señal EOG.	5-24

Figura 5.11. Señales EOG originales y filtradas mediante la TWE, wavelet bior5.5 y cálculo de umbral Minimax: a) señal EOG original obtenida del movimiento ocular horizontal; b) señal EOG original obtenida del movimiento ocular vertical. c) señal EOG filtrada obtenida del movimiento ocular horizontal. d) señal EOG filtrada obtenida del movimiento ocular vertical.	5-27
Figura 5.12. Diagrama del proceso de detección del parpadeo.	5-28
Figura 5.13. a) Señal EOG original; b) detección de los parpadeos.	5-28
Figura 5.14. Clasificación de la señal EOG mediante umbrales.	5-29
Figura 5.15. Constelación de señal compuesta de tres símbolos.	5-30
Figura 5.16. División de la pantalla en: a) 9 puntos (n=2); b) en 49 puntos (n=3).	5-32
Figura 5.17. Pseudocódigo del algoritmo Adaboost.	5-35
Figura 5.18. Diagrama de flujo del funcionamiento de AdaBoost.	5-36
Figura 5.19. Implementación del decisor débil.	5-37
Figura 5.20. Pulsos aleatorios generados en Matlab sin ruido: a) negativo; b) positivo.	5-37
Figura 5.21. Error de entrenamiento (azul) y clasificación (rojo) en función del número de iteraciones.	5-38
Figura 5.22. Cuatro pasos consecutivos del algoritmo de clasificación basado en AdaBoost sobre diez muestras.	5-38

CAPÍTULO 6. ARQUITECTURA SOFTWARE

Figura 6.1. Diagrama de bloques de la arquitectura <i>software</i> desarrollada.	6-5
Figura 6.2. Diagrama de flujo del módulo de adquisición de datos.	6-6
Figura 6.3. Diagrama de flujo del módulo de mapeado.	6-7
Figura 6.4. Diagrama de flujo del procedimiento de clasificación mediante umbrales.	6-8
Figura 6.5. Diagrama de flujo implementado en el módulo de decisión para determinar el movimiento del cursor.	6-9
Figura 6.6. Diagrama de flujo para la detección de parpadeos.	6-10
Figura 6.7. Mecanismo de comunicación mediante señales y ranuras.	6-11
Figura 6.8. Retardo promediado en el tiempo.	6-15
Figura 6.9. Histograma del retardo introducido por el sistema.	6-15

CAPÍTULO 7. APLICACIÓN A SISTEMAS MÉDICOS ASISTENCIALES

Figura 7.1. a) Menú principal; b) módulo de escritura presentado en [59].	7-4
Figura 7.2. a) Módulo de escritura desarrollado en [143]; b) teclado virtual presentado en [92].	7-5
Figura 7.3. Interfaz del videojuego desarrollado en [60]; b) captura de pantalla del videojuego Aquadventure.	7-6
Figura 7.4. Interfaz basado en el sensor Kinect que permite amplificar los desplazamientos y movimientos del avatar aplicando cinemática inversa. Imagen superior izquierda: el usuario levanta ligeramente la mano. Imagen inferior izquierda: el usuario descansa la mano sobre el reposabrazos de la silla de ruedas. Imagen de la derecha: el usuario levanta la mano tanto como puede.	7-6
Figura 7.5. Menú principal de la aplicación desarrollada.	7-7

Figura 7.6. Módulo de escritura y lectura de mensajes.	7-8
Figura 7.7. Etapa 1 del sistema de escritura mediante crucetas.	7-9
Figura 7.8. Etapa 2 del sistema de escritura mediante crucetas.	7-10
Figura 7.9. Etapa 3 del sistema de escritura mediante crucetas.	7-10
Figura 7.10. Flujograma de funcionamiento del teclado virtual.	7-11
Figura 7.11. Teclado tradicional desarrollado en una fase previa.	7-12
Figura 7.12. Evolución de: a) la velocidad de escritura y b) la precisión con el número de pruebas.	7-13
Figura 7.13. Interfaz del videojuego diseñado.	7-15
Figura 7.14. Flujograma del videojuego.	7-16
Figura 7.15. Mensaje de error que indica que el movimiento realizado no es válido.	7-17
Figura 7.16. Análisis de las posibles jugadas a realizar en el primer tablero del videojuego.	7-18
Figura 7.17. a) Señales EOG correspondientes al movimiento del cursor de la posición 1 a la 3 y la señal de validación (parpadeo). El jugador vuelve a situar el cursor en la posición inicial; b) trayectoria del cursor para realizar la jugada.	7-19
Figura 7.18. El estado de validación se representa mediante marcas verdes sobre los elementos alineados.	7-19
Figura 7.19. Puntuación total obtenida por: a) las siete jugadoras y b) los siete jugadores en las seis primeras jugadas.	7-21
Figura 7.20. Número frutas intercambiadas por: a) las siete jugadoras y b) los siete jugadores en las seis primeras jugadas.	7-22
Figura 7.21. El dispositivo <i>hardware</i> desarrollado se sujeta al brazo del usuario y los electrodos se disponen en la cara.	7-23
Figura 7.22. Ventana de calibración del sistema. En la parte superior izquierda se registran los umbrales de cada eje.	7-24
Figura 7.23. Dos usuarios interaccionando con el sistema de escritura y con el videojuego.	7-25

ANEXO 3. INSTALACIÓN Y CONFIGURACIÓN DE LA APLICACIÓN

Figura A3.1. Arborescencia de la aplicación.	A3-3
Figura A3.2. Menú de configuración de la aplicación.	A3-4
Figura A3.3. Ficheros de configuración: a) config.ini; b) mapper.ini.	A3-4

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 2. FISIOLOGÍA DEL OJO HUMANO.

Tabla 2.1. Relación de músculos oculares y su movimiento asociado.	2-7
--	-----

CAPÍTULO 3. ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA

Tabla 3.1. Resumen de los métodos de seguimiento ocular con sus principales ventajas e inconvenientes.	3-11
Tabla 3.2. Comparación de las técnicas electrooculográfica y videooculográfica.	3-12
Tabla 3.3. Sistemas comerciales de seguimiento del movimiento ocular destacando su principal inconveniente.	3-30

CAPÍTULO 4. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Tabla 4.1. Características de las principales señales bioeléctricas.	4-4
Tabla 4.2. Principales biopotenciales que interfieren en la medida de la señal EOG.	4-15

CAPÍTULO 5. PROCESAMIENTO DIGITAL DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Tabla 5.1. SNR y MSE obtenidos utilizando diferentes familias de <i>wavelets</i> y distintos métodos de umbralizado con la TWD y TWE.	5-26
Tabla 5.2. Criterios de clasificación de los movimientos oculares y su función asociada en la simulación de un ratón.	5-29

ANEXO 1. NORMATIVA ASOCIADA AL DISEÑO DE DISPOSITIVOS ELECTROMÉDICOS

Tabla A1.1. Corrientes de fuga según tipo de protección (en mA).	A1-8
--	------

INTRODUCTION

Chapter

1

-
- 1.1 Introduction
 - 1.2 Motivation
 - 1.3 Aims
 - 1.4 Thesis structure
-

1.1 INTRODUCTION

The combined use of electronic technology and information in the field of health care has resulted in what is known as "e-Health". This is one of the main priorities of the European Union, as formulated on 12 September 2012. On that day the European Regional Office of the World Health Organization (WHO) adopted a framework to promote the health of Europeans, especially the most vulnerable groups. This new health policy, called Health 2020, addresses the challenges that currently affect the European Union. Some of them are: health inequalities between countries, the reduction of public services caused by the economic crisis and the increase of chronic non-communicable diseases such as mental health disorders, obesity, cancer or cardiovascular diseases. The main objectives are to increase productivity by optimizing health care systems and reducing costs.

According to the WHO, European health policy must be oriented towards three fundamental aspects. First, investment must be focused on improving the health of the population and adapted to the human life cycle while promoting personal autonomy. Secondly, health plans need to adapt to demographic changes, as well as to diseases with a higher prevalence, "especially with regard to mental health, chronic diseases and conditions associated with ageing". Finally, it is necessary to strengthen health systems by orienting them to people, and by improving responsiveness to ensure high-quality care [1, 2].

On the other hand, the vertiginous technological development of Electronic Engineering and its synergy with the medical sector is making possible the application of new techniques of diagnosis and treatment. In addition, it is allowing the process of ambulatory care and, therefore, the appearance of what has been called "Hospitals without beds". These changes are having a very significant impact on the configuration of hospitals and, in general, on the whole care model. Aspects such as increasing the capacity of citizens for self-care and the assurance of continuous of care are factors that also favor the outpatient process.

It seems inevitable that sooner or later there will be an effective paradigm shift in the concept of health towards a model in which the citizen and the patient become the central axis of the health model [3]. In this respect, TICs are showing great potential in the area of care and diagnosis.

The biopotentials generated by the human body have given rise to numerous studies and to some applications. One of these biopotentials is the one generated by the movement of the eyes giving rise to the electrooculographic signal (EOG). The origin of this technique goes back to the year 1848 when the German physicist Emil du Bois-Reymond observed for the first time in history that the front of the eyeball (the cornea)

is electrically positive with respect to the back (the retina), thus concluding that the eye could be modeled as a dipole. The eye, by performing different movements within its orbital cavity, generates a measurable potential by means of conveniently arranged electrodes. This is the basis of electrooculography upon which the subsequent studies are based and which gave rise to this work.

The recording of this biopotential called electrooculogram allows the detection of different factors such as ocular movement or light stimulation. Besides, this recording complements other systems of diagnosis and detection of biopotentials such as electroencephalography or electromyography.

The EOG signal is one of the weakest biopotentials in the human body with amplitude ranging from microvolts to a few millivolts and a bandwidth from continuous to a few tens of hertz. To support this study it is necessary to develop a hardware prototype that validates theoretical studies. It corresponds to this hardware prototype the work of amplification, filtering and processing of the signal, in order to reveal the signal of the interferences that accompany it. The acquisition and the digital processing of the EOG signal are two fundamental aspects to which special attention must be paid in order to obtain a good signal quality that can be used in different types of applications.

Among the applications of electrooculography is the development of systems oriented to people suffering from severe motor disabilities. This condition is a health problem of considerable magnitude, especially because of its significant prevalence. This is estimated at 1.71% of the Spanish population, according to reports from the Ministry of Health, Social Services and Equality [4]. This high prevalence, coupled with the scarcity of resources, has led to the emergence of critical situations because of the limited health coverage provided by devolved administrations. This entails the need to look for alternative or complementary techniques to the current ones which will be effective and less costly. It also will allow a higher quality of life for this group.

1.2 MOTIVATION

Currently electrooculography is used, in combination with other techniques, mainly in the diagnosis of various pathologies that are connected with the human oculomotor system, such as the diagnosis of apnea, neurodegenerative diseases, etc. However, it is possible to extend its field of application to welfare systems aimed at people with disabilities. This second type of application, whilst of less importance, is having a significant impact on society today where the number of people with severe disabilities is relatively high. This is possible since the creation of commands from an EOG signal register allows, a priori, its use as a reliable method in the control of human-machine interfaces (HMIs).

In the literature, we can find numerous research papers that address different aspects of electrooculography, ranging from the way to acquire the EOG signal to its application in the design of graphic interfaces controlled by these signals. However, these are generally papers that address very specific aspects of this field, without a comprehensive system proposal. This is where this paper can be considered as a contribution, since it goes all the way from the capture of the signal to its application in a care environment, proposing concrete solutions in each case. It is true that there are other less intrusive systems for ocular monitoring, mainly videooculography (VOG). However, the author believes that electrooculography can be a reliable technique if developed properly.

All of these questions have been decisive for the undertaking of the present study. The interest received from the National Association of Spinal Cord Injury and Large Physical Disability (Aspaym) has also contributed to it.

1.3 AIMS

The general objective of the present study is to develop a complete system (hardware and software) that, based on electrooculographic techniques, provides reliable solutions to people with major motor disabilities.

The specific objectives pursued are basically the following:

- 1) To carry out a study of the biopotentials generated by eye movements. As a result of this study it should be possible to identify their main electrical characteristics, the types of eye movements, the main sources of interference, etc.
- 2) To develop a portable, low cost hardware device that allows the acquisition of EOG signals, as well as their wireless transmission to the computer. This device must be versatile enough to be able to perform gain adjustments, cutoff frequencies, etc.
- 3) To develop digital processing algorithms of EOG signal that enable improvement of its signal-to-noise ratio, as well as to carry out an efficient classification of the signal. For the latter, the desirability of using algorithms from the field of Machine Learning will be investigated.
- 4) To develop a software application that allows the user to interact with the computer using only the basic movements of the eyes. The aim is to facilitate user communication with the surrounding environment as well as providing entertainment and thus improving quality of life.

It is important to emphasize that the development of a final device is not among the objectives of this paper, but rather to develop a prototype with which to test at the hardware and software level the methods and techniques proposed in this study.

1.4 THESIS STRUCTURE

The present paper is composed of eight chapters, three annexes, references and the publications which have so far resulted.

In order to understand the origin of biopotentials and the problems posed, it is necessary to start by studying the physiology of the human eye. **Chapter 2**, in which a brief description of the basic anatomy of the human eye is made, is dedicated to this task, especially those characteristics most closely related to the generation of EOG signals. **Chapter 2** also describes the physical characteristics of the eye used in the measurement of ocular movement. These are measurable physical variables of the eyeball that enable the orientation of the eye with respect to the socket that houses it to be known at all times. These variables are the basis of the various techniques and methods used in ocular monitoring.

Once the EOG signals characteristics are known in detail, the possible alternatives must be analyzed. To achieve this it is necessary to know the current state of the art. This is the purpose of **Chapter 3**. This chapter describes, firstly, the methods and techniques currently used to record ocular movement. A comparative study of these methods, mainly on the basis of criteria of cost, comfort and applicability is carried out. Secondly, the different applications derived from the use of EOG signals, both those related to the diagnosis of pathologies, and the assistance oriented to disabled persons, are covered.

Chapter 4 is basically devoted to the development of the prototype hardware necessary for the acquisition of the EOG signal. In this respect it is essential to analyze the possible sources of interference and how to minimize their effect. Another aspect to which special attention is given in this chapter is the number and placement of the electrodes used in the capture of biopotentials, and a comparative study of different topologies was carried out.

Chapter 5 is dedicated to the digital processing of the EOG signal. There are two main tasks to be carried out. On the one hand the noise and interferences due other biopotentials have to be suppressed. To do this, the Wavelet transform method is used. This mathematical tool has proved to be very effective for these types of signals that are not stationary. On the other hand, this chapter carries out an analysis to classify eye movements, seeking to establish a correspondence between these movements and the commands that represent them. This task is resolved assigning to those movements a representative set of voltage thresholds. In order to improve this classification immersion in the techniques of Machine Learning through supervised learning algorithms is undertaken.

Chapter 6 presents the software architecture that enables the functionalities described in the previous chapter to be implemented. It is intended that such

architecture be modular, allow real-time operation and does not slow down sampling. Therefore, the most appropriate programming tools should be selected in accordance with the described objectives.

Once the various elements that integrate a system controlled by eye movement have been analyzed and specific technological proposals have been made for each of them **Chapter 7** presents two examples of applications in medical care systems. The first application developed aims to facilitate the communication of disabled people with their environment through an efficient writing system. As a second application a video game is proposed that, in addition to serving as entertainment, is capable of improving the ability to control eye movements.

Finally, in **Chapter 8**, the contributions derived from this study are presented, as well as interesting research proposals that have emerged from the present study.

Figure 1.1 shows the structure of this work and the interconnection between the different chapters that compose it, which can help towards a clearer overview.

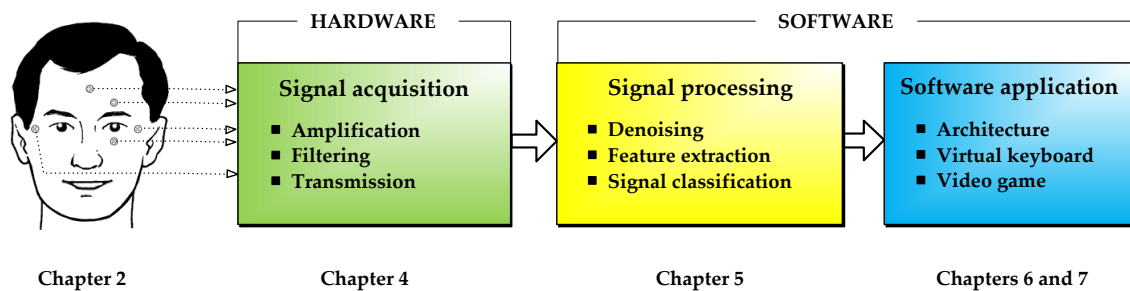


Figure 1.1. Thesis structure.

INTRODUCCIÓN

Capítulo

1

-
- 1.1 Introducción
 - 1.2 Motivación
 - 1.3 Objetivos del trabajo
 - 1.4 Estructura de la tesis
-

1.1 INTRODUCCIÓN

El uso combinado de la tecnología electrónica y de la información en el ámbito de la sanidad ha dado como resultado a la conocida como «Sanidad Electrónica». Esta representa una de las principales prioridades de la Unión Europea, tal y como se formuló el 12 de septiembre de 2012. Ese día la Oficina Regional Europea de la Organización Mundial de la Salud (OMS) aprobó un marco para promover la salud de los europeos, en especial de los grupos más vulnerables. Esta nueva política sanitaria, denominada Salud 2020 (*Health 2020*), afronta los desafíos que afectan actualmente a Unión Europea. Algunos de ellos son: las desigualdades sanitarias entre los distintos países, la reducción de los servicios públicos motivada por la crisis económica y el aumento de las dolencias crónicas no contagiosas como los trastornos de salud mental, la obesidad, el cáncer o las enfermedades cardiovasculares. Los principales objetivos son el aumento de la productividad optimizando los sistemas de asistencia sanitaria y la reducción de costes.

Según la OMS, la política sanitaria europea debe orientarse hacia tres aspectos fundamentales. En primer lugar, que la inversión esté enfocada a la mejora de la salud de la población y adaptada al ciclo de vida, promocionando la autonomía personal. En segundo lugar, los planes sanitarios han de adaptarse a los cambios demográficos, así como a las enfermedades con mayor prevalencia, «especialmente en lo que respecta a la salud mental, enfermedades crónicas y condiciones asociadas al envejecimiento». Por último, es necesario fortalecer los sistemas sanitarios orientándolos a las personas, mejorando la capacidad de respuesta para garantizar una atención de alta calidad [1, 2].

Por otro lado, el vertiginoso desarrollo tecnológico de la Ingeniería Electrónica y su sinergia con la disciplina médica está haciendo posible la aplicación de nuevas técnicas de diagnóstico y tratamiento. Además, está permitiendo la ambulatorización del proceso asistencial y, por lo tanto, la aparición de lo que se ha denominado el «Hospital sin camas». Estos cambios tienen un impacto muy importante en la configuración de los hospitales y en general en todo el modelo asistencial. Aspectos como el aumento de la capacidad de los ciudadanos para el autocuidado y el aseguramiento de la continuidad asistencial, son factores que favorecen también el proceso de ambulatorización.

Parece inevitable que antes o después se produzca un cambio efectivo de paradigma en el concepto de sanidad hacia un modelo en el que el ciudadano y el paciente pasen a ser el eje central del modelo sanitario [3]. En este sentido, las TICs están demostrando un gran potencial en el ámbito asistencial y de diagnóstico.

Los biopotenciales generados por el cuerpo humano han dado lugar a numerosos trabajos y a algunas aplicaciones. Uno de dichos biopotenciales es el generado por el movimiento de los ojos; dando lugar a la señal electrooculográfica (EOG). El origen de esta técnica se remonta al año 1848 cuando el físico alemán Emil du Bois-Reymond observó, por primera vez en la historia, que la parte frontal del globo ocular (la córnea) es eléctricamente positiva con respecto a la parte posterior (la retina), concluyendo así que el ojo se puede modelar como un dipolo. El ojo, al realizar diferentes movimientos dentro de su cavidad orbital, genera un potencial medible mediante electrodos convenientemente dispuestos. Este es el fundamento de la electrooculografía sobre el que se asientan los estudios posteriores y que da origen a este trabajo.

El registro de este biopotencial denominado electrooculograma permite detectar diferentes factores como el movimiento ocular o la estimulación lumínica; además de complementar otros sistemas de diagnóstico y detección de biopotenciales como la electroencefalografía o la electromiografía.

La señal EOG es uno de los biopotenciales más débiles del cuerpo humano con una amplitud que va desde los microvoltios hasta los pocos milivoltios y un ancho de banda desde continua hasta unas pocas decenas de hercios. Para dar soporte a este estudio es necesario desarrollar un prototipo *hardware* que valide los estudios teóricos. A dicho prototipo *hardware* le corresponde realizar labores de amplificación, filtrado y procesamiento de la señal, a fin de desenmascarar la señal de las interferencias que la acompañan. La adquisición, así como el procesamiento digital de la señal EOG, son dos aspectos fundamentales a los que se debe poner especial atención para obtener una buena calidad de señal que pueda ser utilizada en diferentes tipos de aplicaciones.

Entre las aplicaciones de la electrooculografía destaca el desarrollo de sistemas orientados a personas que padecen graves discapacidades motrices. Esta afección constituye un problema de salud de magnitud considerable, especialmente por su significativa prevalencia. Esta está estimada en un 1,71% de la población española, según informes del Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad [4]. Esta elevada prevalencia, unida a la escasez de medios, ha motivado la aparición de situaciones críticas de baja cobertura sanitaria facilitada por las Administraciones. Esto conlleva la necesidad de buscar técnicas alternativas o complementarias a las actuales, eficaces y menos costosas, que permitan dotar de una mayor calidad de vida a este colectivo.

1.2 MOTIVACIÓN

En la actualidad la electrooculografía encuentra aplicación, en combinación con otras técnicas, principalmente en diagnóstico de diversas patologías que tienen que ver con el sistema oculomotor humano, como es el diagnóstico de la apnea, enfermedades neurodegenerativas, etc. Sin embargo, es posible extender su campo de aplicación a los sistemas asistenciales orientados a personas discapacitadas. Este segundo tipo de aplicaciones, aun siendo en la actualidad minoritarias, tienen una especial incidencia en la sociedad actual, donde el número de personas con discapacidades severas es relativamente elevado. Esto es posible ya que la creación de comandos a partir de un registro de señales EOG permite, a priori, su uso como un método fiable en el control de interfaces usuario-máquina.

En la bibliografía se pueden encontrar numerosos trabajos de investigación que abordan diversos aspectos de la electrooculografía, que van desde la forma de adquirir la señal EOG hasta su aplicación al diseño de interfaces gráficos controlados por dichas señales. Sin embargo, se trata en general de trabajos que abordan aspectos muy concretos de este campo, sin una propuesta global de sistema. Es aquí donde este trabajo se puede considerar como una aportación, ya que recorre todo el camino desde la captación de la señal hasta su aplicación en un entorno asistencial, proponiendo soluciones concretas a cada caso.

Es cierto que existen otros sistemas menos intrusivos para el seguimiento ocular, principalmente la videooculografía (VOG). Sin embargo, creemos que la electrooculografía puede resultar una técnica fiable si se desarrolla adecuadamente.

Todas estas cuestiones han sido determinantes para la realización del presente trabajo. A ello ha contribuido también el interés recibido por parte de la Asociación Nacional de Lesionados Medulares y Grandes Discapacitados Físicos (Aspaym).

1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO

El objetivo general del presente trabajo es desarrollar un sistema completo (*hardware* y *software*) que, basado en técnicas electrooculográficas, aporte soluciones fiables a las personas que padecen grandes discapacidades motrices.

Los objetivos específicos que se persiguen son básicamente los siguientes:

- 1) Realizar un estudio de los biopotenciales generados por los movimientos oculares. Como resultado de este estudio se ha de poder identificar sus principales características eléctricas, los tipos de movimientos oculares, las principales fuentes de interferencias, etc.
- 2) Desarrollar un dispositivo *hardware* portátil y de bajo coste que permita la adquisición de señales EOG, así como su transmisión inalámbrica al computador. Dicho dispositivo ha de ser lo suficientemente versátil como para poder realizar ajustes de ganancias, frecuencias de corte, etc.
- 3) Evaluar algoritmos de procesamiento digital de señal EOG que permitan mejorar su relación señal-ruido, así como realizar una clasificación eficiente de la señal. Para esto último se investigará la conveniencia de utilizar algoritmos del campo del aprendizaje automático (*Maching Learning*).
- 4) Desarrollar una aplicación *software* que permita al usuario interactuar con el computador sirviéndose exclusivamente de los movimientos básicos de los ojos. El objetivo es facilitar la comunicación del usuario con su entorno, así como su entretenimiento; mejorando de este modo su calidad de vida.

Es importante destacar que entre los objetivos de este trabajo no está el desarrollar un dispositivo final, sino un prototipo con el que experimentar a nivel *hardware* y *software* los métodos y técnicas propuestas en este trabajo.

1.4 ESTRUCTURA DE LA TESIS

El presente trabajo está compuesto por ocho capítulos, tres anexos, referencias y las publicaciones que hasta el momento ha dado lugar.

Para poder entender el origen de los biopotenciales y su problemática, es necesario empezar estudiando la fisiología del ojo humano. A esta tarea se dedica el **Capítulo 2** en el que se realiza una breve descripción de la anatomía básica del ojo humano, especialmente de aquellas características más relacionadas con la generación de las señales EOG. Así mismo se describen las características físicas del ojo utilizadas en la medida del movimiento ocular. Se trata de variables físicas medibles del globo ocular que permiten conocer en todo momento la orientación del ojo respecto a la cuenca que lo alberga. Estas variables son la base de las diversas técnicas y métodos utilizados en el seguimiento ocular.

Una vez se conoce en detalle las características de las señales EOG, se deben analizar las posibles alternativas disponibles, para lo cual es necesario conocer el estado actual de la técnica. Este es el objetivo del **Capítulo 3**. En este capítulo se describen, en primer lugar, los métodos y técnicas actualmente utilizados para registrar el movimiento ocular, realizándose un estudio comparativo de dichos métodos atendiendo principalmente a criterios de coste, comodidad y aplicabilidad. En segundo lugar se hace un recorrido por las distintas aplicaciones derivadas del uso de las señales EOG, tanto las relativas al diagnóstico de patologías como las asistenciales orientadas a personas discapacitadas.

El **Capítulo 4** está dedicado básicamente al desarrollo del prototipo *hardware* necesario para la adquisición de la señal EOG. En este sentido es clave analizar las posibles fuentes de interferencias y cómo poder minimizar su efecto. Otro aspecto al que se presta especial atención en este capítulo hace referencia al número y colocación de los electrodos empleados en la captación de los biopotenciales, realizándose un estudio comparativo de diversas topologías.

El **Capítulo 5** está dedicado al procesamiento digital de la señal EOG. Dos son las principales tareas a realizar. Por un lado hay que eliminar el ruido e interferencias debidas a otros biopotenciales. Para ello se utiliza el método de la Transformada wavelet. Esta herramienta matemática ha demostrado ser muy efectiva para este tipo de señales que no son estacionarias. Por otro lado, este capítulo lleva a cabo un análisis para clasificar los movimientos oculares, buscando establecer una correspondencia entre dichos movimientos y los comandos que los representan. Esta tarea se resuelve asignando a dichos movimientos un conjunto representativo de umbrales de tensión. Con objeto de mejorar esta clasificación se hace una inmersión en las técnicas del aprendizaje automático a través de algoritmos de aprendizaje supervisado.

En el **Capítulo 6** se expone la arquitectura *software* que permite implementar las funcionalidades descritas en el capítulo anterior. Se pretende que dicha arquitectura sea modular, permita un funcionamiento en tiempo real y no ralentice la toma de muestras. Por ello se han de seleccionar las herramientas de programación más adecuadas de acuerdo con los objetivos descritos.

Una vez han sido analizados los distintos elementos que integran un sistema controlado por el movimiento ocular y habiendo realizado propuestas tecnológicas concretas para cada uno de ellos, en el **Capítulo 7** se presentan dos ejemplos de aplicación a sistemas médicos asistenciales. La primera aplicación desarrollada tiene como objetivo facilitar la comunicación de las personas discapacitadas con su entorno a través de un eficiente sistema de escritura. Como segunda aplicación se propone un videojuego que, además de servir de entretenimiento, sea capaz de mejorar la capacidad de control de los movimientos oculares.

Por último, en el **Capítulo 8**, se presentan las aportaciones derivadas de este estudio, así como interesantes propuestas de investigación que han surgido a partir del presente estudio.

La Figura 1.1 muestra la estructura de este trabajo y la interconexión entre los diferentes capítulos que lo componen, lo cual puede ayudar a tener una visión de conjunto más clara.

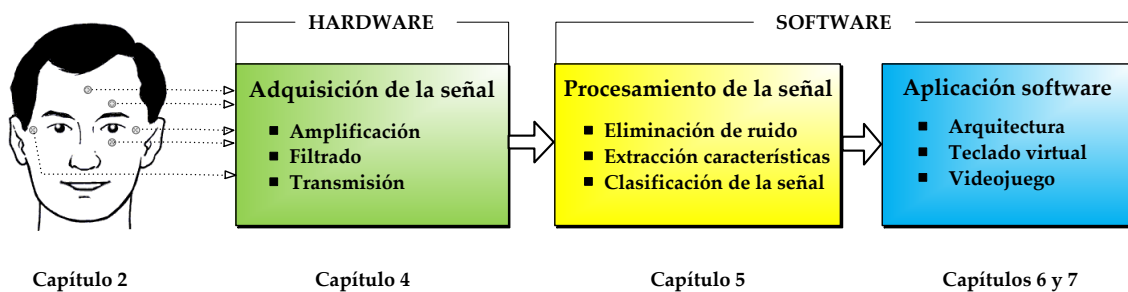


Figura 1.1. Estructura de la tesis.

FISIOLOGÍA DEL OJO HUMANO

Capítulo

2

-
- 2.1 Introducción
 - 2.2 Anatomía básica del ojo humano
 - 2.3 Tipos de movimientos oculares
 - 2.4 Variables físicas medibles del movimiento ocular
-

2.1 INTRODUCCIÓN

El ojo es el órgano del cuerpo humano que se encarga de transformar la energía lumínica radiada por los objetos de nuestro entorno en señales eléctricas, las cuales son enviadas al cerebro a través del nervio óptico. Ya en el cerebro estas señales son interpretadas mediante un complejo mecanismo en el que intervienen millones de neuronas, siendo este proceso la base del sentido de la vista.

En este capítulo se realiza una breve descripción de la anatomía básica del ojo humano, especialmente de las características más relacionadas con la generación de las señales electrooculográficas, que son el origen de este trabajo. En este sentido, en los siguientes apartados se expone los movimientos oculares sacádicos, origen de la generación de las señales electrooculográficas. Se hace necesario también abordar el estudio de la anatomía asociada al globo ocular, así como los músculos que intervienen en la generación de dichos movimientos oculares.

Por otra parte, en este capítulo se describen las características físicas del ojo utilizadas en la medida del movimiento ocular. Se trata de variables físicas medibles del globo ocular que permiten conocer en todo momento la orientación del ojo respecto a la cuenca que lo alberga. Estas variables son la base de las diversas técnicas y métodos utilizados en el seguimiento ocular. Tanto estas técnicas como sus sistemas electrónicos asociados se exponen en detalle en el Capítulo 3, dedicado al estado actual de la técnica.

2.2 ANATOMÍA BÁSICA DEL OJO HUMANO

El conocimiento de la estructura y funcionamiento del ojo humano es fundamental para comprender y analizar el comportamiento del mismo a nivel óptico, muscular y eléctrico; parámetros necesarios para obtener las pautas interpretativas y aplicarlas a cualquier sistema automático. En los siguientes apartados se explican los conceptos básicos asociados al órgano del ojo, las cuales servirán de ayuda para una mejor comprensión del resto de capítulos.

2.2.1 EL OJO Y LA VISION

El ojo es comúnmente denominado el órgano de la visión, sin embargo, es el cerebro quien efectúa este proceso. La función del ojo es convertir las ondas electromagnéticas de la luz que capta en impulsos nerviosos que son transmitidos al cerebro mediante el nervio óptico.

El globo ocular es una estructura esférica de aproximadamente 2,5 cm de diámetro con un marcado abombamiento sobre su superficie anterior. Como se observa en la Figura 2.1, la parte exterior del ojo se compone de tres capas. La primera de ellas, la más externa, se llama esclerótica y su función es protectora, ya que cubre unos cinco sextos de la superficie ocular y continúa por la parte anterior. La segunda es la capa intermedia llamada úvea, la cual tiene a su vez tres partes diferenciadas: la coroides, el cuerpo ciliar y el iris. Por último, se tiene la capa más interna llamada retina que es sensible a la luz.

Observando la Figura 2.1 se puede ver otras partes destacadas del globo ocular. La córnea es una membrana resistente, compuesta por cinco capas, a través de la cual la luz penetra en el interior del ojo. Por detrás, hay una cámara llena de un fluido claro y húmedo (el humor acuoso) que separa la córnea del cristalino. El músculo ciliar y los tejidos circundantes forman el cuerpo ciliar. Esta estructura aplana o redondea la lente del ojo, cambiando su longitud focal. El iris es una estructura pigmentada suspendida entre la córnea y el cristalino y tiene una abertura circular en el centro, la pupila.

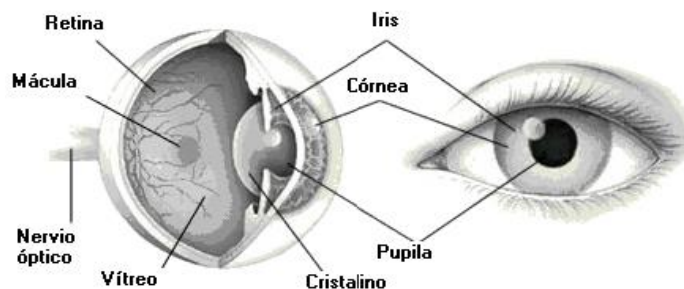


Figura 2.1. Esquema de las principales partes del ojo ^[5].

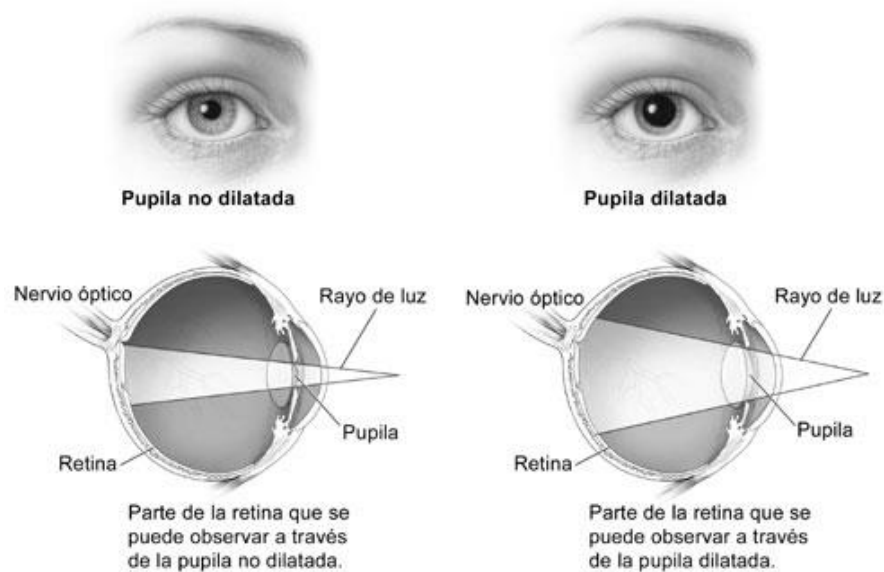


Figura 2.2. Representación de los posibles estados de la pupila ^[6].

El tamaño de la pupila varía en función de dos músculos que rodea sus bordes. El tamaño de la pupila aumenta por acción del músculo dilatador y disminuye cuando se contrae el músculo esfínter de la pupila. De esta forma se controla la cantidad de luz que entra en el ojo (Figura 2.2). Por otra parte, el ojo está lleno de una sustancia transparente y gelatinosa llamada humor o cuerpo vítreo. Esta sustancia está encerrada en la membrana hialoidea. La presión que ejerce el humor vítreo hace que se mantenga distendido el globo ocular [7].

La Figura 2.3 muestra con más detalle la anatomía del ojo. La retina es una capa compuesta por células nerviosas con forma de conos y bastones. Estas células receptoras sensibles a la luz se encuentran en la superficie exterior de la retina. Ésta tiene una pequeña mancha de color amarillo que recibe el nombre de mácula lútea, que es la zona del ojo con mayor agudeza visual y en cuyo centro se encuentra la fovea.

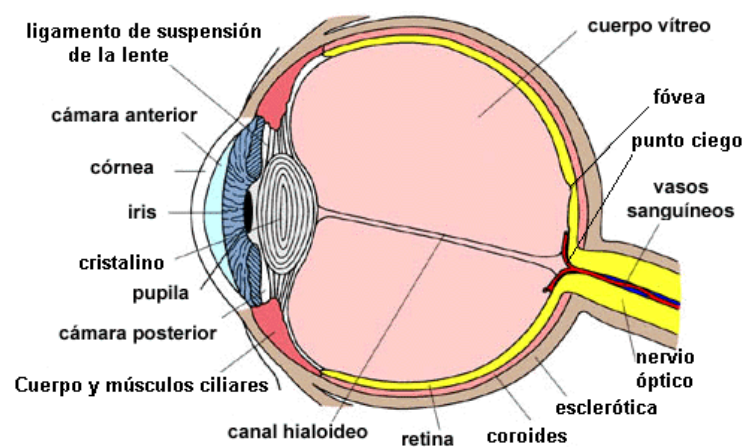


Figura 2.3. Anatomía del globo ocular ^[7].

Como se observa en la Figura 2.3, el nervio óptico entra por debajo del globo ocular, provocando en la retina una pequeña mancha con forma redonda. Ésta recibe el nombre de disco óptico y conforma el punto ciego del ojo al carecer de células sensibles a la luz.

2.2.2 FORMACIÓN DE LA IMAGEN EN LA RETINA

El cristalino es una lente que forma en la retina la imagen invertida de los objetos que enfoca. Este enfoque se lleva a cabo mediante un proceso de acomodación, por el cual el cristalino se aplanan o redondea. En un ojo normal no es necesaria la acomodación para ver los objetos distantes, pues se enfocan en la retina cuando la lente está aplanada gracias al ligamento suspensorio. Para ver los objetos más cercanos, el músculo ciliar se contrae y por relajación del ligamento suspensorio, la lente se redondea de forma progresiva.

Debido a la estructura nerviosa de la retina, las células con forma de conos están conectadas de forma individual con otras fibras nerviosas, de modo que los estímulos que llegan a cada una de ellas se reproducen y permiten distinguir los pequeños detalles. Por otro lado, las células con forma de bastones se conectan en grupo y responden a los estímulos que alcanzan un área general (es decir, los estímulos luminosos), pero no tienen capacidad para separar los pequeños detalles de la imagen visual. La diferente localización y estructura de estas células conducen a la división del campo visual del ojo en una pequeña región central de gran agudeza y en las zonas que la rodean, de menor agudeza y con una gran sensibilidad a la luz. Así, durante la noche, los objetos confusos se pueden ver por la parte periférica de la retina cuando son invisibles para la fóvea. La Figura 2.4 muestra la formación de dicha imagen en la retina. Como se puede observar, la imagen se invierte al pasar por el cristalino debido a que es una lente convexa.

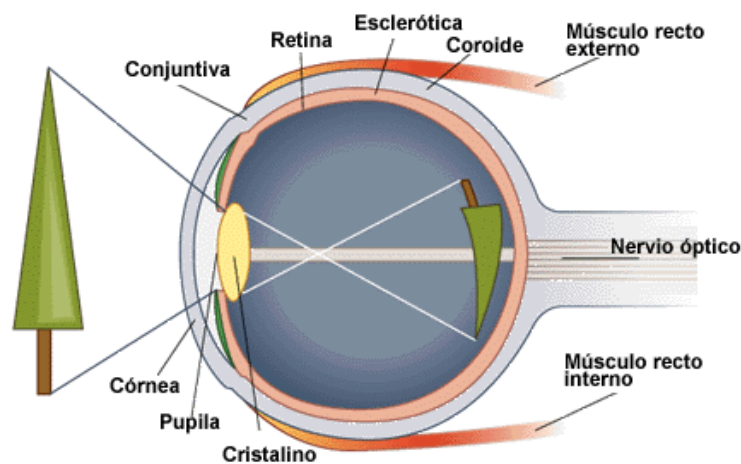


Figura 2.4. Ejemplo de formación de la imagen en la retina ^[8].

Los ojos están en constante movimiento, por lo que la retina se excita en diferentes zonas. Esto hace que las personas no sean conscientes de las distintas zonas en las que se divide su campo visual. Se estima que los ojos pueden moverse para enfocar, al menos, cien mil puntos distintos del campo visual [8]. Los músculos de los dos ojos funcionan de forma simultánea, por lo que también desempeñan la importante función de converger su enfoque en un punto para que las imágenes de ambos coincidan. El movimiento ocular y la fusión de las imágenes contribuyen también en la estimación visual del tamaño y de la distancia.

2.2.3 LOS MUSCULOS EXTRAOCULARES

Los ojos se mueven en distintas direcciones gracias a seis músculos extraoculares, inervados a su vez por tres nervios craneanos: nervio oculomotor (o motor ocular común), nervio troclear (o patético) y nervio abducente (o motor ocular externo).

La tabla 2.1 recoge la relación de músculos oculares con su nervio y el tipo de movimiento asociado.

Músculo que actúa	Inervación	Movimiento
Recto externo	Abducente	Hacia el lado temporal
Recto interno	Oculomotor	Hacia el lado nasal
Recto superior	Oculomotor	Hacia arriba y temporal
Recto inferior	Oculomotor	Hacia abajo y temporal
Oblicuo superior	Troclear	Hacia abajo y nasal
Oblicuo inferior	Oculomotor	Hacia arriba y nasal

Tabla 2.1. Relación de músculos oculares y su movimiento asociado.

La Figura 2.5a muestra los músculos extrínsecos unidos al globo ocular. Los cuatro rectos están alineados con sus puntos de origen, mientras que los dos oblicuos se insertan en la superficie ocular formando un ángulo. El músculo oblicuo superior se inserta en la región superior externa del globo ocular traccionándolo en dirección hacia abajo y hacia afuera, efectuando una rotación en sentido nasal. Por la acción de este músculo, las personas miran hacia abajo en forma convergente y pueden bajar una escalera con más seguridad. El músculo oblicuo inferior se inserta en la región inferior externa del globo ocular traccionándolo en dirección hacia arriba y hacia afuera, efectuando una rotación en sentido temporal [9]. En la Figura 2.5b se puede ver la disposición de estos músculos dentro de la cavidad craneal.

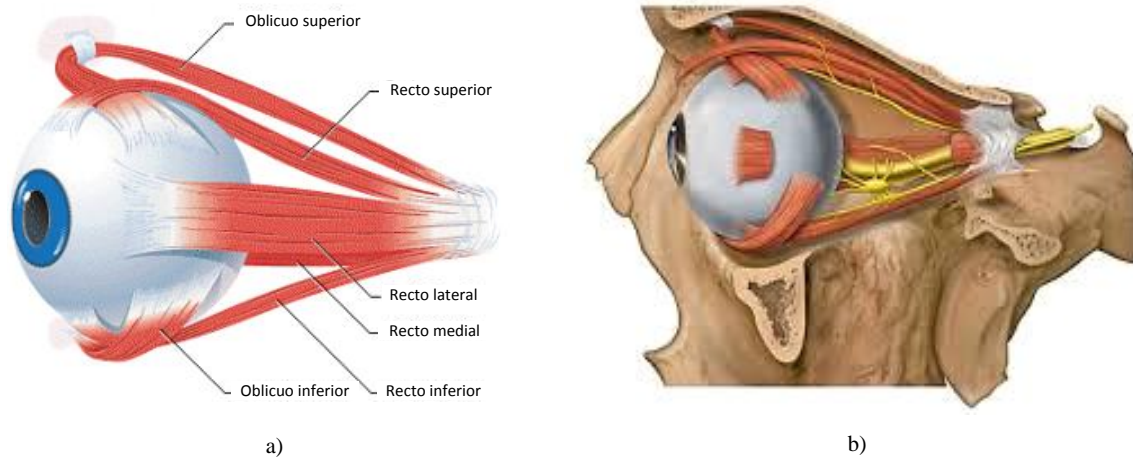


Figura 2.5. a) Músculos extrínsecos del ojo ^[10]; b) glóbulo ocular con sus músculos asociados en la cavidad craneal ^[11].

2.3 TIPOS DE MOVIMIENTOS OCULARES

Los movimientos oculares son rotaciones en torno a los ejes horizontal y vertical. Las distintas combinaciones de movimientos en estos ejes generan los movimientos característicos que se exponen a continuación.

2.3.1 MOVIMIENTOS COMPENSATORIOS

Este tipo de movimientos son reflejos e implican la participación coordinada de ambos ojos. Surgen como un mecanismo de fijación del campo visual ante movimientos de la cabeza o del tronco. Es importante destacar la funcionalidad del denominado Reflejo Vestíbulo Ocular (RVO) de rápida respuesta (16 ms). Este produce movimientos oculares para compensar desplazamientos de la cabeza, asegurando así estabilidad en la imagen que se forma en la retina. Al caminar, la cabeza se desplaza 30° a la izquierda, por lo que el RVO realiza un movimiento ocular de 30° a la derecha compensando dicho desplazamiento y asegurando así la estabilidad de la imagen visual [12].

2.3.2 SACÁDICOS

Este tipo de movimientos oculares es uno de los más característicos, siendo fundamentalmente voluntarios aunque también pueden ser involuntarios. Un ejemplo de los primeros son los movimientos de orientación que nos permiten visualizar las diferentes zonas de una escena. Los movimientos sacádicos voluntarios los usamos para orientar la mirada a diferentes zonas, facilitando así la recogida de información. Un ejemplo de los segundos, los involuntarios, es el movimiento realizado en la fase REM (*Rapid Eye Movement*) del sueño.

Con los movimientos sacádicos la imagen visual se dispone en la fóvea. Cuando se produce el movimiento sacádico tiene lugar el denominado fenómeno de supresión sacádica, durante el cual la recogida de información visual del medio queda prácticamente interrumpida (aunque no en su totalidad). Una forma de comprobar este fenómeno consiste en ponerse delante de un espejo y tratar de observar el movimiento de nuestros propios ojos. Con toda seguridad lo único que podremos percibir será una imagen estática de nuestros ojos y nunca el movimiento porque cada vez que éste se realiza se interrumpe la recogida de información.

La característica que diferencia un movimiento sacádico del resto de movimientos es la relación existente entre la amplitud del movimiento y su velocidad: a mayor amplitud, mayor velocidad. Es la denominada *main-relation*. Por ejemplo, un movimiento sacádico que abarque 80° de ángulo visual puede alcanzar velocidades de hasta 700°/s. Asimismo, la duración media de un sacádico también depende de su

magnitud y oscila entre promedios de 30 y 120 ms. El área típica de cobertura de un sacádico alcanza unos 30° aproximadamente, ángulo a partir del cual la conducta exploratoria precisa cada vez más del movimiento de la cabeza. Por otra parte, los movimientos sacádicos exhiben un periodo de latencia (tiempo entre la aparición de un estímulo y el inicio del desplazamiento ocular hacia el mismo) que oscila entre 180 y 300 ms.

Alrededor de 230.000 movimientos sacádicos son ejecutados a lo largo de un día sin que seamos conscientes de ello. Los ojos sólo permanecen relativamente quietos para enfocar una zona concreta de una escena durante periodos de tiempo muy breves, frecuentemente, de 200 a 350 ms de duración [13, 14].

2.3.3 MOVIMIENTOS DE FIJACIÓN

Durante las fijaciones oculares en un objeto del ambiente es posible descubrir micromovimientos de naturaleza involuntaria (*drifts* y *flicks*) que presentan una amplitud inferior a 1°. La misión de estos movimientos es la de ubicar la imagen en la fovea de la forma más precisa. Los *drifts* son movimientos lentos (0,1°/s) mientras que los *flicks* son movimientos microsacádicos muy rápidos. La amplitud de los *flicks* puede alcanzar 1° de ángulo visual y tienen lugar en intervalos de unos 20-30 ms. Durante las fijaciones también es posible descubrir minúsculos movimientos de temblor o vibración del ojo (tremor), con frecuencias entre 30-150 Hz [13, 14].

2.3.4 MOVIMIENTOS DE SEGUIMIENTO O PERSECUCIÓN LENTA

Este tipo de movimientos se producen de forma coordinada entre ambos ojos y tienen por finalidad seguir estímulos visuales que se desplazan lentamente. Su velocidad oscila entre 1 y 30°/s. En principio no son movimientos voluntarios y su finalidad no es otra que la de estabilizar la imagen visual en movimiento sobre la retina. Sin embargo, es posible ejercer control sobre los mismos mediante un adecuado entrenamiento [13, 14].

2.3.5 MOVIMIENTOS DE VERGENCIA

Alternativamente a los movimientos de persecución, los de vergencia implican el movimiento de los ojos en direcciones opuestas. Su finalidad es la de proyectar la imagen sobre ambas retinas y obtener una única imagen fusionada. Los movimientos de vergencia son de dos tipos: convergencia y divergencia. En el primer caso el movimiento de los ojos se dirige hacia la nariz y ocurre cuando el campo visual u objeto a explorar se acerca hacia el sujeto. En el segundo caso (divergencia) el movimiento de los ojos se produce hacia el exterior y aparece en el supuesto contrario.

Ambos movimientos de vergencia llegan a alcanzar velocidades de unos $10^{\circ}/s$ y su amplitud alcanza los 15° de ángulo visual.

Un fenómeno relacionado con la vergencia ocular es el denominado error de vergencia o disparidad de la fijación. Este consiste en que en numerosas ocasiones el ángulo de convergencia generado por la línea de la mirada de ambos ojos está ligeramente desplazado (adelantado o retrasado) del objeto o localización exacta que se pretende observar [13, 14].

2.3.6 NISTAGMO OCULAR

Este tipo de movimiento sigue un patrón coordinado y se caracteriza por una oscilación rítmica o alternante de los ojos. Tiene dos fases: una de ida (fase lenta) y otra de retorno (fase rápida). En la fase lenta del nistagmo los ojos se mueven para focalizar un objeto en la retina -similar al observado en los movimientos de seguimiento o persecución lenta- mientras que la fase rápida se caracteriza por un movimiento de vuelta o retorno similar a un salto sacádico.

Se distinguen dos tipos de nistagmo: el optocinético y el vestibular. El nistagmo optocinético se puede inducir en un sujeto haciéndole percibir un campo visual en movimiento que contenga patrones repetidos. La frecuencia del nistagmo es variable, aunque con movimientos del estímulo rápidos puede alcanzar los 5 Hz y un tiempo entre fases rápidas de 200 ms. Por su parte, el nistagmo vestibular presenta un patrón de movimiento similar al anterior pero aparece como consecuencia de una estimulación diferente.

2.4 VARIABLES FÍSICAS MEDIBLES DEL GLOBO OCULAR

Los ojos presentan una serie de características geométricas, ópticas y eléctricas que pueden ser utilizadas para caracterizar el movimiento ocular. En los siguientes subapartados se exponen las características más significativas que han servido de base a los distintos trabajos de investigación desarrollados a lo largo de estos últimos años.

2.4.1 POTENCIAL CÓRNEO-RETINAL. DIPOLO OCULAR

En el ojo existe una diferencia de potencial de hasta 1 mV entre la córnea y la retina [12]. Ésta diferencial de potencial se puede medir mediante electrodos situados cerca del ojo. En la Figura 2.6 se representan los vectores asociados al movimiento de la cabeza y a la mirada. El potencial corneo-retinal varía con las condiciones lumínicas y con el nivel de adaptación a la luz. Por tanto, es necesario un periodo de adaptación de entre 30 y 60 minutos [13, 14].

Para la captación de las señales EOG se puede utilizar un número variables de electrodos que dependerá en gran medida de la precisión con la que se quiera detectar los movimientos oculares. En la Figura 2.7 se muestran las formas de onda ideales que se obtendrían a la salida del circuito de acondicionamiento de la señal con las cinco posiciones características de los ojos. Como veremos en los próximos capítulos las señales reales se alejan mucho de este comportamiento ideal. En dicha figura se han utilizado 5 electrodos, dos para la captación del movimiento horizontal del ojo, otros dos para el movimiento vertical y otro más en el centro que para minimizar la tensión de modo común presente entre el usuario y la tensión de referencia (masa) del amplificador.

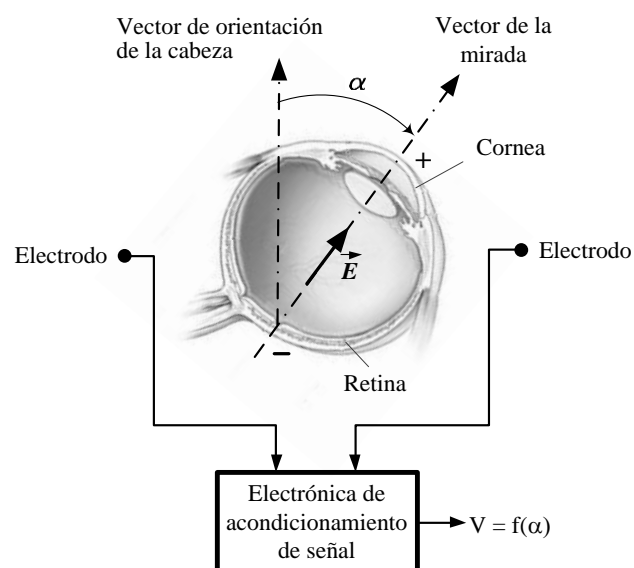


Figura 2.6. Representación del potencial córneo-retinal generado por el movimiento ocular.

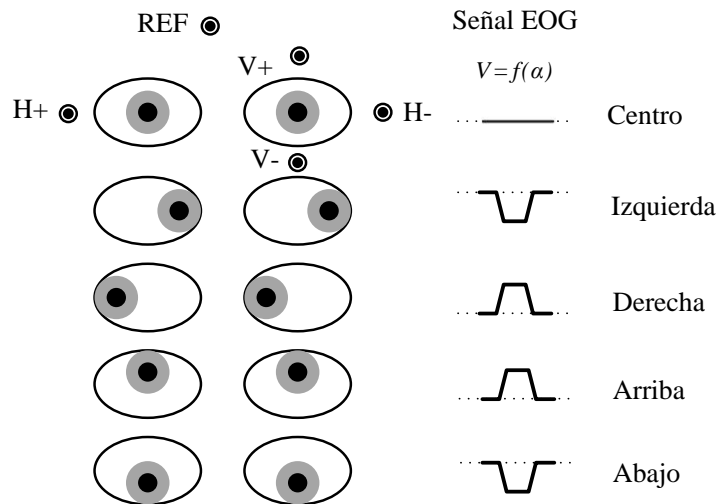


Figura 2.7. Representación simplificada de las formas de onda que se obtienen según la disposición de los electrodos mostrada.

2.4.2 IMPEDANCIA ELÉCTRICA

Al registrar la impedancia entre dos electrodos colocados en los cantos exteriores de los ojos, se puede ver que la impedancia varía con la posición de los ojos. Esta variación de la resistencia se relaciona tanto con la naturaleza anisotrópica de las características eléctricas de los tejidos oculares, como con la forma no esférica del ojo. Cuando se produce un movimiento ocular, tiene lugar un cambio en el camino resistivo entre los ojos [12].

El registro de la impedancia eléctrica se realiza mediante un par de electrodos situados en la periferia de la órbita del ojo. Los electrodos utilizados en esta medida responden ante variaciones de amplitud de una frecuencia portadora de corriente alterna causada por los cambios en la impedancia entre dichos electrodos. Un dispositivo de acondicionamiento conectado a ambos electrodos muestra la magnitud del cambio de impedancia debida a variaciones en la orientación del globo ocular [15].

2.4.3 REFLEXIONES EN LA CÓRNEA

La superficie frontal de la córnea, a pesar de no ser una superficie óptica perfecta, se aproxima a una sección de esfera de 25° . Como en el caso de un espejo convexo, las reflexiones de un objeto brillante en esta superficie forman una imagen virtual detrás de ella que puede ser grabada. La posición de la reflexión, comúnmente vista como un brillo en el ojo, es función de la posición del ojo [14].

2.4.4 REFLEXIONES DE OTRAS CURVAS ÓPTICAS

Si bien la reflexión más brillante de una luz incidente es la anteriormente citada, la luz también se refleja en cada capa del ojo donde hay un cambio del índice de

refracción. Por lo tanto, las reflexiones se producen también en la superficie trasera de la córnea y en las superficies frontal y trasera del cristalino. Estas cuatro se conocen como las imágenes de Purkinje. Las reflexiones más visibles son la primera y la cuarta, y la medida de su posición relativa representa una técnica de medida activa de la orientación espacial del ojo, independiente de su relación con la posición de la cabeza.

2.4.5 LIMBUS

El iris, normalmente visible y claramente distinguible respecto a la esclerótica, es la base para algunos métodos de medida del ángulo de la mirada. La posición del límite entre el iris y la esclerótica (limbus) puede ser medida respecto a la cabeza. La relación entre el iris oscuro y la esclerótica brillante en ambos lados izquierdo y derecho del ojo puede ser medida directamente mediante sensores, o indirectamente en una imagen del ojo. Esta relación está inequívocamente asociada a la posición horizontal del ojo.

2.4.6 PUPILA

La pupila puede distinguirse del iris por la diferencia en sus índices de reflexión. Se puede conseguir que la pupila aparezca mucho más oscura que el iris cuando la mayoría de la luz incidente no viene del mismo eje de medida. Por otro lado, se puede conseguir que la pupila aparezca muy brillante cuando la mayoría de la luz incidente entra a lo largo del eje óptico y se refleja en la retina. En ambos casos la pupila puede separarse de su alrededor ópticamente. Esto puede ser especialmente acentuado con el uso de luz infrarroja, que será prácticamente absorbida en su totalidad cuando entra en el ojo; mostrándose así la pupila mucho más oscura.

El diámetro de la pupila en adultos varía en el rango de 2 a 8 mm. Aunque su forma es elíptica, puede aproximarse por un círculo. La excentricidad de la pupila puede servir de base para la medida del ángulo del ojo [14].

2.4.7 OTRAS CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS Y NO ÓPTICAS

Además de la pupila y el iris, pueden utilizarse otras características del ojo. Las propias venas y arterias de la esclerótica pueden identificarse y utilizarse para la medida de movimientos oculares. Así mismo los vasos sanguíneos de la retina pueden ser identificados y seguidos. De esta forma constituyen una medida precisa de la posición de la retina en la que se forma la imagen, es decir, donde el objeto se está viendo, lo que implica el punto exacto de enfoque del ojo.

Existen estudios en los que, para realizar el seguimiento de los movimientos oculares, se colocan marcas artificiales en el ojo. Los materiales utilizados son principalmente mercurio, carbón y membrana de huevo. Este tipo de soluciones no son operativas en aplicaciones reales, son simplemente estudios.

ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA

Capítulo

3

-
- 3.1 Introducción
 - 3.2 Métodos y técnicas de seguimiento ocular
 - 3.3 Aplicabilidad de la señal electrooculográfica
 - 3.4 Soluciones comerciales basadas en el seguimiento ocular
-

3.1 INTRODUCCIÓN

Este capítulo se compone de tres apartados que ayudan a comprender el estado actual de la técnica. En primer lugar se exponen los métodos y técnicas actualmente utilizados para registrar el movimiento ocular. Se realiza un estudio comparativo de dichos métodos atendiendo principalmente a criterios de coste, comodidad y aplicabilidad. Desde estos puntos de vista la técnica electrooculográfica se perfila como una de las más interesantes por su sencillez, bajo coste y posibles aplicaciones. En segundo lugar se hace un recorrido por las distintas aplicaciones derivadas del uso de las señales electrooculográficas. Estas aplicaciones las podemos considerar agrupadas en dos grandes campos: el diagnóstico de patologías y los sistemas asistenciales orientados a personas discapacitadas. Por último se presentan algunos dispositivos comerciales que implementan los métodos y técnicas anteriores. Se trata de dispositivos específicos en la mayoría de las ocasiones orientados a personas con grandes dificultades de movilidad.

3.2 MÉTODOS Y TÉCNICAS DE SEGUIMIENTO OCULAR

En los últimos años se han multiplicado las aplicaciones que utilizan técnicas de seguimiento de la mirada. Su objetivo es pasar del ámbito puramente experimental y del laboratorio a convertirse en soluciones comerciales capaces de servir de apoyo al diagnóstico de ciertas enfermedades y también como herramientas de asistencia a personas con grandes discapacidades motrices. En los siguientes subapartados se describen las principales características de las técnicas de seguimiento ocular existentes actualmente, así como un estudio comparativo de dichas técnicas [14, 16].

3.2.1 LENTES DE CONTACTO O BOBINAS DE BÚSQUEDA

Es uno de los métodos más precisos pero también el más intrusivo para el usuario, es además incómodo y las lentes son complejas de colocar. El usuario ha de colocarse unas lentes de contacto especiales que permiten hacer una medida precisa de la dirección de la mirada. Existen dos técnicas: la primera introduce uno o varios microespejos en la lente y mide la reflexión de los rayos de luz que inciden sobre ella, y a partir de esta información calcula la posición de los ojos. La segunda consiste en incrustar una microbobina en la lente. Con esto, la cabeza del usuario se somete a un campo electromagnético de alta frecuencia y como consecuencia, se crea una señal eléctrica en la bobina que es amplificada y registrada. La señal se descompone en sus componentes vertical y horizontal, reflejando los movimientos en estas direcciones. Si además se añade una segunda microbobina en forma de «8» también se podrán detectar los movimientos de torsión del ojo. Añadiendo una tercera bobina en la frente se pueden medir los movimientos de la cabeza [17].

Este método se suele emplear dentro de un margen de medida de $\pm 40^\circ$, tanto en horizontal como en vertical, siendo altamente preciso (inferior a 1°) y exacto. Sin embargo, necesita de una lente especial y un casco para crear el campo electromagnético, además solo puede ser usado durante 20 a 30 minutos seguidos. Por otro lado, calcula la dirección de los ojos respecto a la cabeza, por lo que no da la dirección absoluta de la mirada (ojos más cabeza). En la Figura 3.1 podemos ver una de estas lentes con unos hilos en su interior que son los que, mediante un campo magnético, detectan la posición ocular.

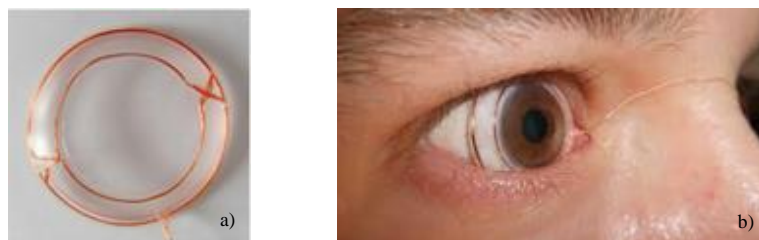


Figura 3.1. a) Lente de contacto con filamentos; b) lente colocada en el ojo ^[18].

3.2.2 SEGUIMIENTO DE PUPILA, LIMBUS Y PÁRPADOS

La frontera entre el iris y la esclerótica (limbus) es un límite fácilmente identificable que puede ser detectado y seguido ópticamente. Si el iris completo fuera siempre visible y no estuviera parcialmente cubierto por los párpados, sería cuestión de trazar su circunferencia y determinar su centro. Sin embargo, debido a que normalmente sólo una parte del iris es visible, son necesarios otros métodos ópticos, como el seguimiento de la pupila para encontrar su centro. Cuando únicamente interesan los desplazamientos horizontales, se puede realizar un seguimiento de los extremos derecho e izquierdo del iris por diferencias de la luz reflejada o por un sistema de vídeo. Cuando se necesitan mediciones verticales se puede seguir los niveles de los párpados, la posición de la pupila o el movimiento vertical de una zona visible del limbus. Casi todos los sistemas de seguimiento de limbus usan iluminación invisible, generalmente infrarroja.

Existen dos grupos de sistemas que tratan de realizar el seguimiento del limbus. El primer grupo utiliza la señal de vídeo adquirida mediante una cámara de vídeo normal y a partir de esa señal trata de encontrar el iris y su centro. Se consiguen rangos de movimiento de $\pm 15^\circ$ y resoluciones de $0,1^\circ$. El segundo grupo utiliza dos o más fotocélulas que observan zonas específicas del ojo. A estas técnicas se les conoce con el nombre de Oculografía de infrarrojo (IROG, por sus siglas en inglés). Esta técnica consiste en determinar la posición del iris a partir de la diferencia de iluminación.

Desde el punto de vista del seguimiento ocular, la pupila ofrece varias ventajas frente al limbus. Por un lado, es más pequeña y por ello queda oculta en menos ocasiones por el párpado. Por otra parte, el centro de la pupila coincide virtualmente con el eje óptico de la fovea del ojo, existiendo una desviación de 5 ó 6 grados corregible mediante calibrado. El borde de la pupila es más limpio y definido que el existente entre iris y esclerótica. Todo ello lleva a una medida de mayor resolución. Sin embargo, una desventaja que presenta la pupila es el hecho de que su diámetro varía por influencias fisiológicas y psicológicas, dificultando así la medida de su centro.

3.2.3 SEGUIMIENTO DEL CENTRO DEL REFLEJO DE LA CÓRNEA

Los sistemas anteriores estudian los movimientos oculares respecto a la cabeza, en lugar de la dirección de la mirada. Para poder determinar ésta, independientemente de los movimientos de la cabeza que se realicen, es necesario disponer de dos puntos del ojo que se muevan de diferente manera en función de los movimientos de cabeza y de la rotación del ojo, pudiendo así deducir la dirección de la mirada independientemente de los movimientos de la cabeza. Esta característica la cumplen la reflexión en la córnea y el centro de la pupila.

Si una persona mira directamente a una fuente de luz, se pueden observar dos fenómenos. El primero es que la imagen del punto donde la persona está mirando aparece en el centro de la pupila. El segundo es que el ángulo de la mirada con respecto a la fuente de luz es proporcional a la distancia entre la imagen de la fuente de luz en la córnea y el centro de la pupila. Estas dos propiedades son equivalentes. Haciendo uso de la primera se utiliza un conjunto de fuentes de luz y el punto donde se está mirando se determina por la fuente de luz que aparece en el centro de la pupila. Haciendo uso de la segunda, se utiliza una única fuente de luz y se mide la distancia existente entre la imagen y el centro de la pupila.

En una realización real del primer tipo de medida se utiliza la escena iluminada como fuente de luz, y a partir de una imagen ampliada del ojo, se determina qué parte de la escena aparece en el centro de la pupila. El método no ofrece una gran resolución debido a que toda la escena aparece reflejada en la córnea. Además, para poder obtener la escena reflejada, ésta debe poseer varios puntos muy luminosos frente a un fondo oscuro. Sin embargo, el método no presenta restricciones con respecto al movimiento de cabeza. En otra realización práctica se ilumina con una matriz de infrarrojos y se determina el punto de enfoque del ojo. En investigaciones previas que se pueden encontrar en la literatura, se han conseguido rangos de 40° con resoluciones de $\pm 2,5^\circ$ empleando esta técnica.

En el segundo tipo de medida se debe registrar la distancia entre el reflejo producido por una única fuente de luz y el centro de la pupila. En cuanto a la fuente de luz, se suele utilizar luz infrarroja por ser invisible y por lo tanto no molesta, pero también existen realizaciones con luz visible. En una de estas realizaciones toda la luz ambiente se polariza excepto en una pequeña zona. La luz de retorno se pasa a través de un filtro de polarización y se obtiene una imagen nítida del reflejo. Una variante de éste segundo tipo de medida utiliza dos puntos reflejados en la córnea para eliminar los efectos de cambio de distancia a la óptica (Figura 3.2). La separación entre los dos puntos se convierte en la longitud respecto a la que se normalizan el resto de medidas. Así se elimina la necesidad de un calibrado absoluto y la posición de la pupila se mide con respecto al punto medio entre los dos puntos reflejados en la córnea.

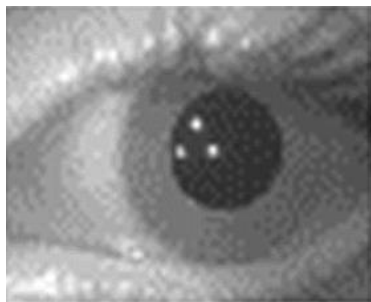


Figura 3.2. Varios puntos reflejados en la córnea ^[19].

En general los métodos que hacen uso de reflexiones en la córnea están limitados por la propia curvatura de la córnea a un margen de $\pm 15^\circ$. A partir de ese punto la córnea se aplana y la medida se convierte en no lineal. Además pueden existir imperfecciones en la córnea que impliquen cierta no linealidad en la medida.

3.2.4 MÉTODO DE LA DOBLE IMÁGEN DE PURKINJE

Conforme la luz atraviesa el ojo, se producen sucesivas reflexiones en varias capas como se observa en la Figura 3.3a. En la superficie de la córnea aparece la conocida reflexión de la córnea o primera imagen de Purkinje. Una segunda reflexión tiene lugar en la parte posterior de la córnea. La tercera en la parte frontal de la lente o cristalino y la cuarta en la parte posterior de la lente, donde se encuentra en contacto con el humor vítreo. La segunda imagen de Purkinje es relativamente débil y la tercera se forma en un plano lejano a las demás; de modo que estas dos no se utilizan en el método de medida.

La primera y cuarta imágenes de Purkinje (Figura 3.3b) son dos características del ojo que se mueven conjuntamente frente a translaciones del ojo pero de manera diferente frente a rotaciones. Si el ojo está mirando en la dirección de la luz incidente, la luz colimada incidente creará las dos imágenes (primera y cuarta) que se superponen en un punto medio equidistante de ambas superficies (Figura 3.3c). Frente a una rotación del ojo, las imágenes de Purkinje dejarán de coincidir en este punto medio y aparecerán a una distancia relativa que es proporcional al seno del ángulo de rotación e independiente de translaciones de la cabeza. La óptica de adquisición se encarga de trasladar las dos reflexiones a dos fotodetectores, cada uno de los cuales genera una señal eléctrica proporcional a la posición de la imagen respecto al centro. La salida de un posible sistema basado en esta técnica sería la diferencia entre las dos señales eléctricas generadas.

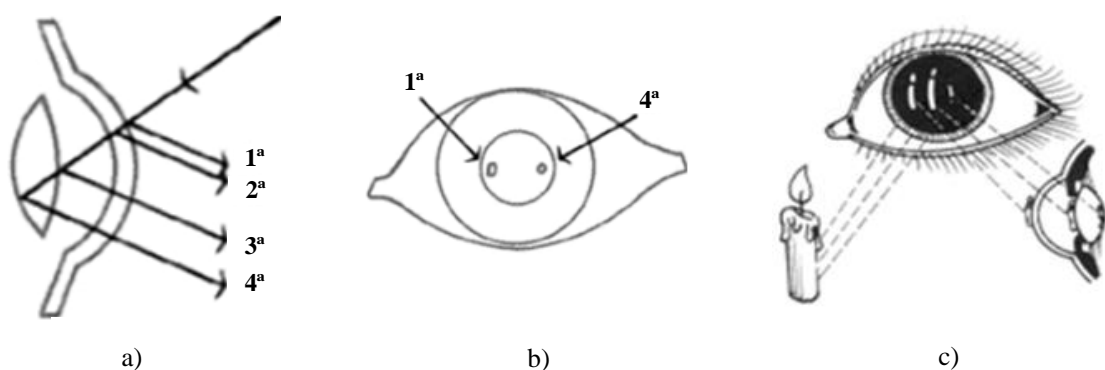


Figura 3.3. Sucesivas reflexiones en diferentes capas cuando la luz incide en el ojo visto como: a) sección lateral; b) de frente; c) para una imagen en particular (adaptación de [14]).

3.2.5 VIDEOOCULOGRAFÍA

En esta categoría se agrupan los métodos basados en imágenes. En general son los métodos más precisos pero también los más complejos. La videooculografía consiste en utilizar cámaras de vídeo para calcular la dirección de la mirada. Se coloca una o varias cámaras con sensores CCD (*charge-coupled device*) de reducidas dimensiones que está (o están) continuamente enfocando el ojo (o los ojos) sobre el que se desea hacer el seguimiento. La señal de vídeo de la cámara es digitalizada y posteriormente procesada empleando técnicas de visión artificial. En función de la posición de la cámara se distinguen diversas configuraciones [20]:

3.2.5.1 Cámara fija a la cabeza

En estos sistemas la cámara se integra en un casco y se sitúa frente al ojo. Para evitar perder campo visual, en el ojo donde está ubicada la cámara se puede colocar un cristal semitransparente que permita ver a través de él y además tomar un primer plano del ojo mediante una cámara situada encima. En sistemas de realidad virtual, la cámara puede ir colocada en el interior de las gafas utilizando también un cristal semitransparente. El sistema es muy preciso (inferior a 1°) dentro de un rango de medida medio ($\pm 30^\circ$ en horizontal y $\pm 25^\circ$ en vertical).

Este sistema es incómodo al ser necesario que el usuario se coloque un casco. Además este tipo de sistemas suelen requerir iluminación adicional pudiendo aparecer problemas de reflejos en función de la iluminación ambiente. Es un sistema referenciado a la cabeza y por lo tanto los movimientos que detecta son de los ojos con respecto a la cabeza, no calcula la dirección absoluta de la mirada. En la Figura 3.4 se presenta la estructura de dos sistemas comerciales llamados H.E.D. (*Headband/Helmet-mounted Eye tracking Device*) que realizan el seguimiento de ambos ojos y de uno solo a través de un cristal semitransparente [20].

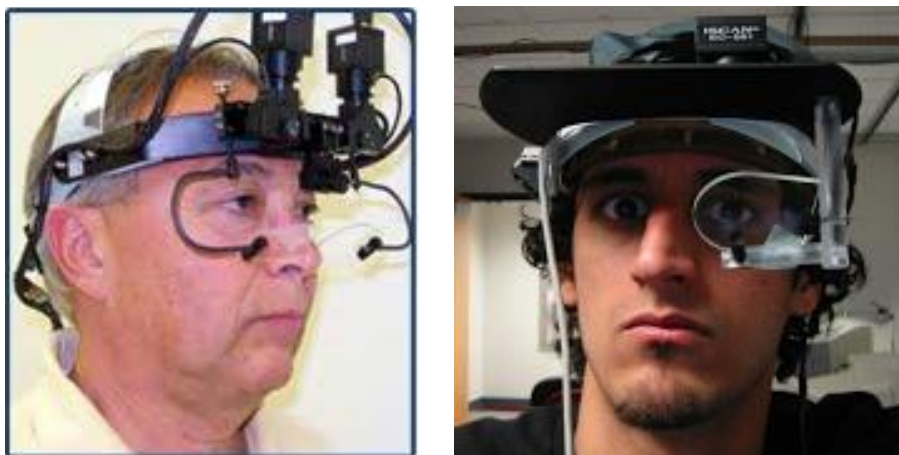


Figura 3.4. Sistemas de videooculografía con cámara fija a la cabeza [20].

3.2.5.2 Cámara sobre soporte fijo

En esta configuración la cámara se coloca sobre un soporte fijo a una corta distancia (inferior a un metro) pero sin que moleste a la visibilidad del usuario. Se distinguen a su vez cuatro técnicas:

- Se añade una óptica con gran capacidad de enfoque para que obtenga un primer plano del ojo y así poder analizar los movimientos con una resolución similar a la configuración anterior, pero sin ser intrusiva, ya que el usuario no tiene que ponerse ningún elemento adicional. El principal inconveniente de este método es el desencuadre de la escena, ya que, como se está capturando un primer plano del ojo, los movimientos de la cabeza pueden hacer que el ojo se salga de la escena. Aunque se reduzca algo el enfoque, este sistema requiere que el usuario mantenga la cabeza inmóvil y además, para cada uno de ellos, hay que ajustar la cámara y calibrar el sistema. Las medidas se hacen con respecto a la cabeza y es muy sensible a la iluminación ambiente, siendo necesario utilizar iluminación especial. Un ejemplo de este tipo de sistemas es el dispositivo Irisbond Primma mostrado en la Figura 3.5.
- Cámara que captura un plano de la cabeza. En este caso se utilizan algoritmos para calcular la dirección de la mirada de forma absoluta (ojos más cabeza). La posición de los ojos se captura con menor resolución que en los casos anteriores y, por tanto, la precisión del sistema es menor. Sin embargo, al tomar una imagen de toda la cara permite utilizar otras variables para la comunicación, como son los gestos. Es un sistema no intrusivo y permite movimientos de la cabeza. Es sensible a la iluminación ya que las imágenes de la cara se toman con iluminación ambiente. Su uso es aconsejable cuando no se requiera gran exactitud y donde la comodidad y la seguridad del usuario sean lo más importante.



Figura 3.5. Sistema comercial Irisbond Primma [21].

- Una cámara toma un plano de la cabeza y otra, dotada de movimiento de elevación, azimut y zoom, toma un primer plano del ojo. Este sistema es una mezcla de los dos anteriores y agrupa las ventajas de ambos eliminando sus problemas. La cámara que toma un plano general de la cabeza calcula la dirección de la misma y la posición de los ojos. Una segunda cámara toma un primer plano del ojo en la posición calculada por la anterior.
- Sistema estereoscópico con dos cámaras que toman un plano de la cabeza. La idea es utilizar técnicas estereoscópicas para hacer un modelo 3D de la cabeza que permita calcular fácilmente la posición de la mirada. Es el método más interesante y cómodo de los aquí analizados pero también el más complejo de implementar.

3.2.6 ELECTROOCULOGRAFÍA

Esta técnica consiste en la detección de los movimientos de los ojos mediante el registro de la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina. El potencial corneo-retiniano está producido por hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células nerviosas de la retina del ojo. La señal electrooculográfica (EOG) típicamente varía entre 50 y 3500 mV en los seres humanos pero depende de diferentes condiciones, especialmente las de luminosidad, ya que es relativa a la respuesta eléctrica de las células sensibles a la luz (conos y bastones), así como del sistema nervioso de los ojos. La señal EOG, convenientemente capturada mediante electrodos colocados en puntos específicos de la cara y procesada, permite conocer con razonable exactitud la dirección de la visión de una persona. Además, si ésta tiene un buen control sobre su mirada, es posible utilizar dicha información como un medio de control y comunicación [22].

La utilización de las señales EOG como fuente de comandos es fiable, ya que a pesar de ser propensa a perturbaciones, mediante un adecuado tratamiento, es posible conseguir una relación unívoca entre la posición del ojo dentro de su cuenca y la selección de un comando en un interfaz con el computador. Esto se debe a que dichas perturbaciones son fácilmente predecibles. En la literatura se encuentran referencias al control de una silla de ruedas [23], diagnóstico de la Ataxia SCA-2 [24], estudio del sueño [25] y al diseño de sistemas asistenciales [26-29]. Es en este último campo donde se sitúa este trabajo. El objetivo es aprovechar la potencia y bajo coste de los dispositivos microelectrónicos actuales, junto con el conocimiento en el procesamiento digital de las señales, para desarrollar un sistema que aporte una solución de bajo coste a los problemas asistenciales de las personas con grandes discapacidades motrices. Es sin duda un reto difícil de alcanzar ya que en el camino se encontrarán múltiples problemas.

Finalmente y a modo de resumen en la Tabla 3.1 se presentan las principales ventajas e inconvenientes de los métodos y técnicas analizados.

Método	Ventajas	Inconvenientes
Lentes de contacto	- El más preciso	- El más intrusivo - Incómodo - Complejo de colocar
Seguimiento de pupila, limbus y párpados	- Preciso - Poco intrusivo	- Complejo - Susceptible de interferencias - Equipamiento costoso
Seguimiento del centro del reflejo de la córnea	- No le afecta el movimiento de la cabeza	- Complejo - Baja resolución - Susceptible de interferencias - Equipamiento costoso
Doble imagen de Purkinje	- No le afecta el movimiento de la cabeza	- Baja resolución - Susceptible de interferencias - Equipamiento costoso
Videoculografía	- Poco intrusivo - Alta precisión	- Complejo - Alto coste - No permite el registro con los ojos cerrados
Electrooculografía	- Sencillo - Bajo coste - Poco invasivo - Permite registro con los ojos cerrados	- Incómodo - Le afecta el movimiento de la cabeza

Tabla 3.1. Resumen de los métodos de seguimiento ocular con sus principales ventajas e inconvenientes.

La Tabla 3.2 muestra una comparación entre las dos principales técnicas de seguimiento ocular. En ella se puede ver que, aunque la técnica de la videoculografía es menos intrusiva, presenta dificultades en el registro del movimiento ocular y su posterior procesamiento. Esto lleva a elegir la técnica de la electrooculografía para el desarrollo de esta tesis.

Criterio	Electrooculografía	Videoculografía
Intrusión	Electrodos adheridos a la piel de la cara	Menos si la cámara está independiente que si está montada sobre una gafas
Complejidad	Depende del número de electrodos empleados	El procesamiento de las imágenes y la calibración son complejos
Influencia del ruido	Las señales electromiográficas influyen en la señal	La luz y el movimiento de la cabeza es el principal problema. Es necesario mantener los ojos en el campo de visión de la cámara
Tiempo de procesamiento	Rápido. Sin embargo es necesaria una fase previa de calibración o entrenamiento	El procesamiento de las imágenes es lento. Es necesaria una fase previa de calibración o entrenamiento
Precisión de clasificación	Alto, pero depende del ángulo de visión, número de electrodos y algoritmo empleado	Alto, pero depende del ángulo de la cabeza, el entorno y el algoritmo empleado

Tabla 3.2. Comparación de las técnicas electrooculográfica y videoculográfica.

3.3 APLICABILIDAD DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

El registro y posterior procesamiento de la señal electrooculográfica encuentra aplicación en dos grandes campos: los sistemas de diagnóstico de patologías y los sistemas asistenciales orientados a personas discapacitadas. En este apartado se hará un breve recorrido por algunas de las aplicaciones más significativas.

3.3.1 DIAGNÓSTICO EN OFTALMOLOGÍA

El registro de la señal EOG es un método de diagnóstico que se aplica de forma rutinaria en oftalmología para investigar el sistema oculomotor humano. Esto se debe al hecho de que los movimientos oculares muestran signos críticos de enfermedades del globo ocular, así como trastornos neurológicos. Como ya se ha comentado, la señal EOG representa la variación del potencial entre la córnea y la retina. En este sentido permite registrar la relación de cambios de potencial con las condiciones lumínicas. Para comparar la variación de la amplitud de dicho potencial en condiciones de iluminación y oscuridad se utiliza el llamado coeficiente de Arden.

El cálculo del coeficiente de Arden tiene una duración de unos 45 minutos y se puede realizar con o sin dilatar la pupila. Se colocan 5 electrodos con la configuración mostrada en la Figura 1.1 y se deja al paciente 15 minutos de adaptación en condiciones de iluminación. Posteriormente, y en oscuridad, se coloca al paciente frente a una pantalla que contiene un punto de fijación central y otros dos a cada lado. El paciente debe mirar alternativamente (Figura 3.6) mientras se miden las variaciones de potencial córneo-retiniano durante 15 minutos. Después se ilumina la pantalla y se recogen de nuevo los potenciales durante otros 15 minutos. En la oscuridad se obtiene el valor más bajo (DT) aproximadamente a los 12 minutos y el valor más alto (LP) en condiciones de iluminación a los 8 ó 10 minutos (Figura 3.7). El coeficiente de Arden (LP/DT) normal es superior a 1,85 [30, 31].

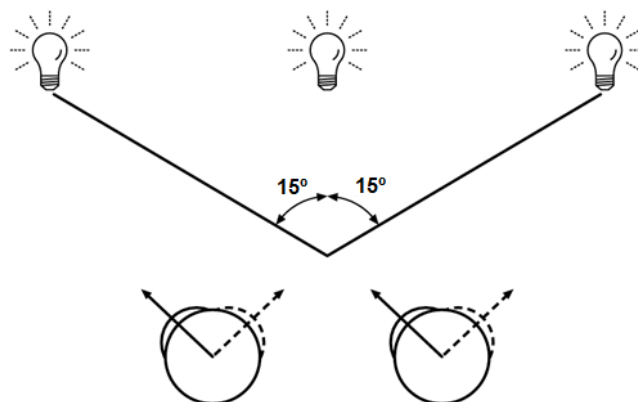


Figura 3.6. Esquema de los puntos de fijación y de los movimientos oculares utilizados durante el registro de la señal EOG para calcular el coeficiente de Arden ^[32].

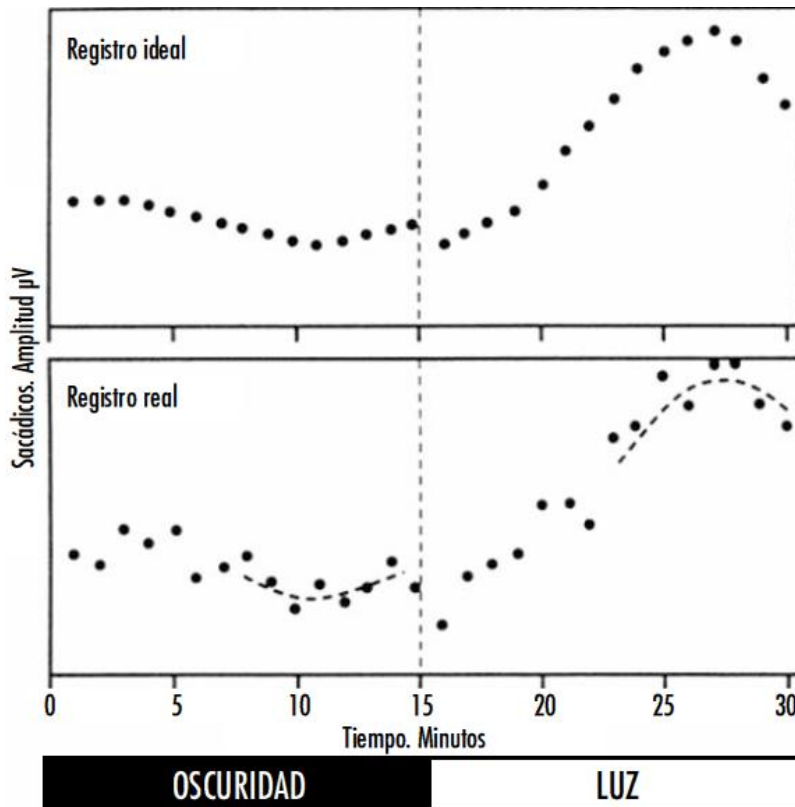


Figura 3.7. Esquema de un registro normal en el que se ve la disminución progresiva de la amplitud del potencial córneo-retiniano en la fase de oscuridad y su aumento progresivo en la fase de iluminación ^[32].

La sospecha de que un paciente padezca la enfermedad de Best o disco viteliforme macular lleva a realizar esta prueba, ya aparece una considerable reducción del coeficiente de Arden tanto en pacientes enfermos como en portadores. En estos pacientes el electroretinograma (ERG) es normal, mientras que el EOG es útil para diferenciar la enfermedad de Best de las distrofias maculares en patrón, en las que el EOG es normal o moderadamente reducido. El papel del EOG en el diagnóstico de otras distrofias del epitelio pigmentario y en las distrofias de los fotorreceptores es limitado debido a su variabilidad. En estos casos el EOG se utiliza en fases tardías de la enfermedad cuando la afectación retiniana es muy extensa.

La oclusión de la arteria carótida interna y de la arteria oftálmica provoca una severa alteración del EOG. En la obstrucción de la vena central de la retina se produce una disminución del coeficiente de Arden tanto mayor cuanto mayor es el grado de isquemia retiniana, por lo tanto, el EOG podría ser un instrumento adicional de diagnóstico a la hora de indicar una panfotocoagulación retiniana [33, 34]. En las enfermedades inflamatorias difusas como la retinocoroidopatía de Birdshot y las epitelitis existe una correlación entre el grado de reducción del EOG y la extensión de la enfermedad [35, 36]. También se ha propuesto su utilidad junto con el ERG en el seguimiento de los pacientes en tratamiento con vigabatrina y deferoxamina. Otra situación en la que se puede utilizar el EOG como un elemento más de seguimiento es

en casos de sospecha de cuerpo extraño metálico intraocular, en los que podría alterarse antes el EOG que el ERG.

En resumen, el EOG es especialmente útil en el diagnóstico de la enfermedad de Best, siendo secundario en otras degeneraciones retinianas hereditarias. Puede ser un buen parámetro de seguimiento en las enfermedades inflamatorias difusas y en la oclusión de la vena central de la retina, así como en la monitorización del tratamiento con didanosina [32].

3.3.2 POLISOMNOGRAFÍA

Cuando se sospecha de una alteración o patología relacionada con el sueño, debe realizarse una polisomnografía, también denominada estudio del sueño nocturno. Ésta se considera el estándar de referencia para la evaluación de los trastornos del sueño [37-39].

Las alteraciones del sueño se manifiestan con frecuencia en pacientes con trastornos mentales y, a su vez, los trastornos psiquiátricos tienden a ser comunes en pacientes con alteraciones del sueño. Aproximadamente el 40% de las personas que padecen insomnio y el 46,5% de quienes muestran excesiva somnolencia diurna presentan alguna enfermedad psiquiátrica [40]. En los trastornos de ansiedad el 23,9% de los pacientes refieren insomnio y el 27,6% excesiva somnolencia diurna [41]. Además, el trastorno del sueño puede llegar a predecir hasta el 47% de los casos de depresión mayor [42], así como los trastornos de ansiedad y trastorno de estrés postraumático (TEPT). La ansiedad que acompaña al TEPT trae como consecuencia insomnio y despertares frecuentes.

Por otra parte, las alteraciones nocturnas del sueño constituyen una queja común entre los pacientes con esquizofrenia [43, 44]. Durante la fase de esta enfermedad en la que predominan los síntomas positivos y la agitación, aparecen períodos de disminución de sueño, y al desaparecer la agitación se establece el insomnio [45]. El insomnio persistente también se presenta durante las exacerbaciones de las crisis psicóticas y puede aparecer antes que las alucinaciones o las ideas delirantes en las recaídas. Los pacientes con esquizofrenia pueden sufrir de alucinaciones hipnagógicas con gran contenido de terror, las cuales son propias de la entrada al sueño y de pesadillas [45, 46]. Cuando la esquizofrenia se da en un paciente con síndrome de apnea durante el sueño, los síntomas psicóticos pueden ser más intensos [47]. Esto demuestra la estrecha relación entre los síntomas de la esquizofrenia y la polisomnografía.

El estudio del sueño o polisomnografía está justificado en los siguientes casos:

- Insomnios (fraccionamientos del sueño o despertar precoz) por sospecha de:
 - Problemas respiratorios (apneas).
 - Movimientos periódicos de las piernas (mioclonía nocturna).
 - Síndrome de las piernas inquietas.
 - Alteraciones psicológicas.
 - Algunos casos de depresión.
- Somnolencia excesiva diurna (hipersomnias) por:
 - Síndrome de apnea del sueño.
 - Narcolepsia.
 - Otras hipersomnias.
- Parasomnias (fenómenos patológicos que ocurren durmiendo) debidas a:
 - Sonambulismo, terrores nocturnos o trastornos de conducta durante la noche.
 - Crisis comiciales nocturnas.
 - Sospecha de alteraciones irritativas en el electroencefalograma de epilépticos, que no se ponen de manifiesto durante la vigilia.

Procedimiento clínico

El objetivo básico del proceso de construcción del hipnograma (gráfico en el cual se puede ver los ciclos y las fases de sueño derivados de una noche de registro) es obtener la secuencia de fases por las que transcurre el sueño del paciente. El procedimiento típico empleado para ello se encuentra descrito en el manual publicado por Rechtschaffen y Kales [48], que constituye actualmente el paradigma de referencia para la clasificación del sueño.

Según se describe en este manual, la información básica necesaria para clasificar las distintas fases de sueño se obtiene a partir de tres medidas electrofisiológicas, registradas en la polisomnografía:

- El electroencefalograma (EEG).
- El electromiograma (EMG).
- El electrooculograma (EOG).

Las variables típicas monitorizadas son, esencialmente, determinaciones de las fases del sueño, el flujo aéreo y el esfuerzo respiratorio. En la Figura 3.8 se aprecia la disposición de los electrodos y de los sensores necesarios para registrar el hipnograma de un paciente.

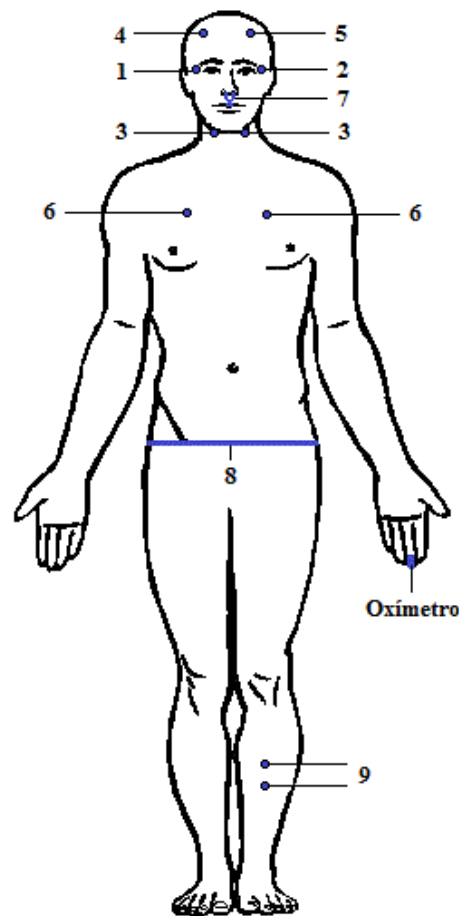


Figura 3.8. Emplazamiento de los distintos electrodos de superficie generalmente utilizados en la polisomnografía nocturna (adaptada de [37]).

- **Electrodos 1 y 2:** situados en el ángulo inferior del ojo derecho y superior del ojo izquierdo recogen los movimientos oculares (EOG).
- **Electrodos 3:** dos electrodos situados en la zona submentoniana recogen el tono muscular durante la noche (EMG).
- **Electrodos 4 y 5:** recogen la actividad eléctrica cerebral (EEG) mediante dos electrodos situados en la zona rolándica (opcionalmente se añaden dos electrodos en la zona occipital).
- **Electrodos 6:** se utilizan dos electrodos situados en región paraexternal para recoger actividad cardíaca (ECG).
- **Sensor 7:** termistor nasobucal que recoge el flujo respiratorio.
- **Sensor 8:** banda abdominal, para registrar respiración abdominal (suele complementarse con una banda torácica).
- **Electrodos 9:** dos electrodos situados en el músculo tibial anterior para recoger movimientos anormales de las piernas.

Mediante estos registros el sueño se divide en dos categorías: sueño de movimientos oculares rápidos (MOR), más conocido internacionalmente por el acrónimo REM (*Rapid Eye Movement*), y sueño no MOR o sueño no REM, que incluye cuatro estadios, de los cuales los dos últimos corresponden al sueño de ondas lentas (SOL) también conocido como SEM (*Slow Eye Movement*). Con este estudio se pueden diferenciar claramente los siguientes estadios (Figura 3.9):

- 1) **Vigilia:** antes de comenzar el sueño, la persona está despierta, relajada y con los ojos cerrados. Los movimientos de los ojos están presentes y el tono muscular es elevado.
- 2) **Sueño lento o sueño no REM:** sin movimientos oculares rápidos. Es el «sueño profundo», en el que resulta difícil despertar a la persona. Comprende cuatro estadios de progresiva profundización:
 - **Fase 1:** coincide con el inicio de la somnolencia. La actividad alfa disminuye y se intercala con una actividad desincronizada compuesta por ondas beta y theta. La persona va progresando paulatinamente hacia un sueño más profundo.
 - **Fase 2:** la actividad de base es theta, sobre la que aparecen de manera intermitente los complejos K. Es una fase de sueño ligero.
 - **Fase 3:** sueño mediano. Predomina el ritmo delta.
 - **Fase 4:** es la fase de sueño profundo. Es monomorfo, sólo existen ondas delta de elevada amplitud.
- 3) **Sueño REM o sueño paradójico:** el EOG registra movimientos oculares rápidos.

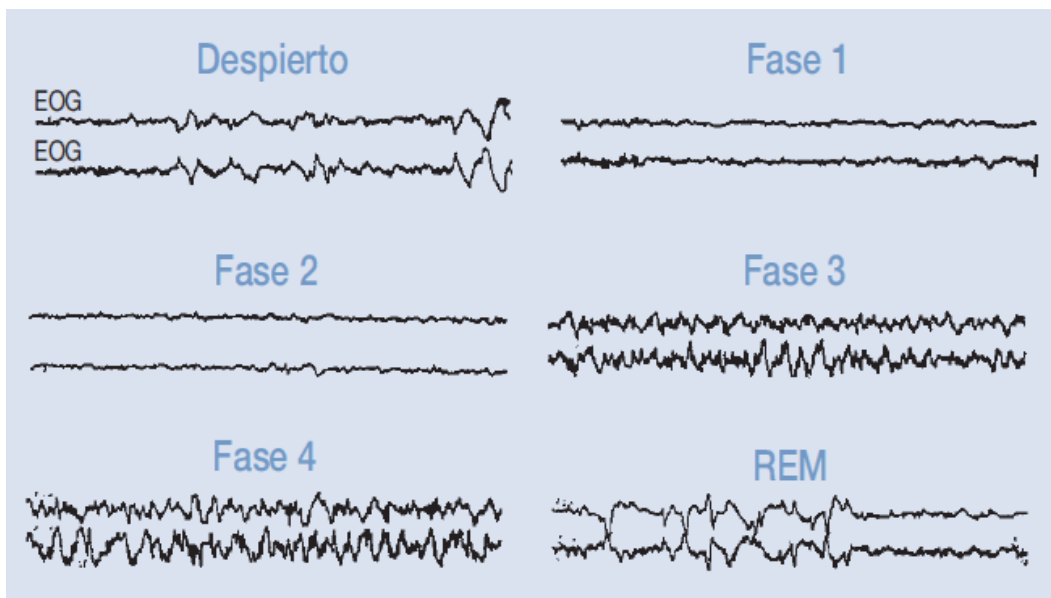


Figura 3.9. Polisomnografía de la señal EOG en las distintas fases del sueño (adaptada de [49]).

Diagnóstico de la apnea

Existen hasta setenta y siete tipos de desórdenes del sueño, siendo el más habitual la apnea. Para su diagnóstico se realizan registros polisomnográficos. Durante ocho horas de sueño del paciente se registran hasta dieciséis canales: EEG, EMG, EOG, ritmo cardiaco, oximetría, etc. Los registros polisomnográficos se analizan en ventanas de treinta segundos denominadas épocas. Para el diagnóstico, los neurofisiólogos realizan dos tipos de estudios:

- Una clasificación de cada época en una de las 6 posibles fases del sueño.
- Detección de ciertos eventos: complejos K, *spindles*, *arousals*, que ayudan al estadiaje o son indicativos de algún desorden.

Estos estudios son problemas de clasificación y detección que pueden ser resueltos mediante técnicas de tratamiento de señal. En el caso de las señales EOG nos interesa obtener su densidad espectral de potencia (DEP) en dos bandas de frecuencia: (0-0,5 Hz) y (0,5-2 Hz) que se corresponden con el movimiento de los ojos. Posteriormente se calcula la DEP y se integra por bandas.

En la Figura 3.10 se observa un registro polisomnográfico de un paciente sano en fase REM de sueño. En él se aprecia la regularidad de las ondas que dibujan el flujo aéreo y los movimientos torácicos y abdominales (esfuerzo respiratorio). Son evidentes los llamativos entrecruzamientos que caracterizan a los movimientos oculares rápidos en el electrooculograma. Por simplicidad, no se muestran los canales asociados al registro EEG.

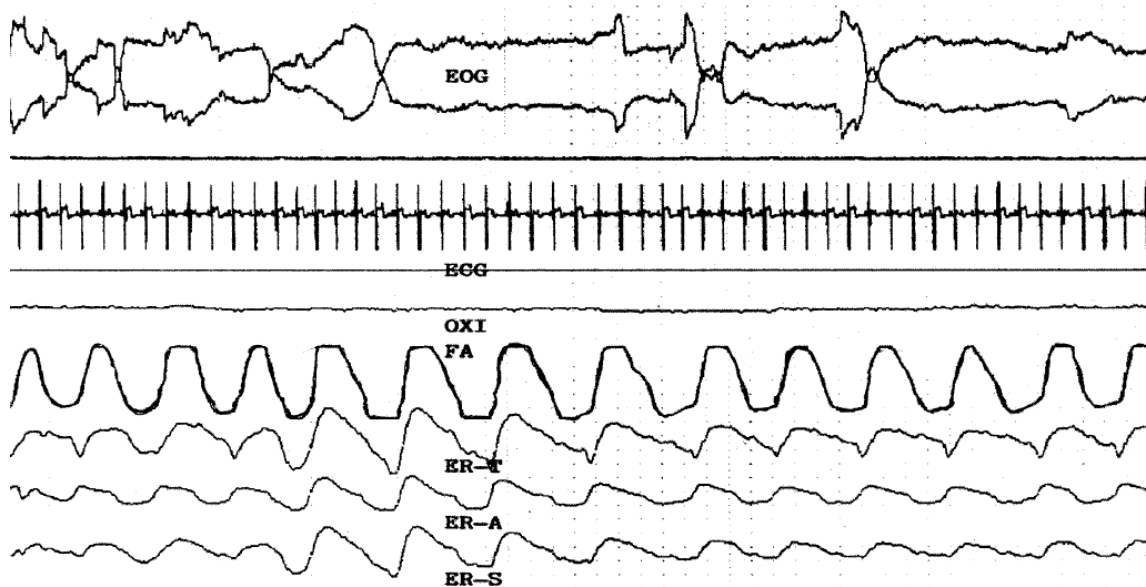


Figura 3.10. Registro polisomnográfico para el diagnóstico de la apnea: **EOG**: electrooculograma (dos canales); **ECG**: electrocardiograma; **OXI**: oximetría; **FA**: flujo aéreo; **ER-T**: esfuerzo respiratorio torácico; **ER-A**: esfuerzo respiratorio abdominal; **ER-S**: esfuerzo respiratorio de suma ^[50].

Dado que el ojo actúa como un dipolo rotativo, los movimientos oculares se reflejan en el EOG como variaciones de amplitud, siendo estas variaciones sincronas en ambos canales pero de sentido opuesto. Se dice que un movimiento ocular es rápido cuando las ondas o grupos de ondas que lo componen son de gran amplitud, baja frecuencia y pendiente acentuada en los flancos [51]. Sin embargo, no existe consenso respecto a qué valores concretos de amplitud y frecuencia caracterizan a los REM. Los SEM se diferencian de los REM en que la variación de amplitud es de pendiente más suave y de mayor duración (varios segundos).

3.3.3 DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS

La señal EOG se puede utilizar también en el diagnóstico de enfermedades neurodegenerativas como la Ataxia, Párkinson, Alzheimer, Esquizofrenia, etc. [38]. El diagnóstico que se realiza en cada una de ellas es muy similar, por lo que a continuación solo se expone el procedimiento que se sigue para la Ataxia.

La ataxia es la alteración, parcial o total, de la coordinación muscular [52]. Puede manifestarse como temblor involuntario de determinadas partes del cuerpo durante la realización de movimientos voluntarios (típicamente en las manos). También se presenta como dificultad para realizar movimientos precisos, para mantener el equilibrio de la postura corporal, pérdida de reflejos en los tendones (reflejos osteotendinosos anormales), fatiga muscular, así como escoliosis (curvatura de la espina dorsal hacia un lado). Además se puede manifestar como diferentes enfermedades cardiacas resultantes de la atrofia muscular, disartria (lentitud en el habla o dicción indistinta), movimientos involuntarios de los ojos, etc. [53, 54].

Bajo el nombre de ataxia se esconde toda una serie de enfermedades degenerativas (muchas de origen aún difuso) o trastornos del sistema nervioso asociadas a este término que presentan un cuadro sintomático similar. En realidad la ataxia no es una enfermedad en sí misma, sino un síntoma característico de algunos procesos como la enfermedad de Parkinson. Puede ser causada por un traumatismo o una enfermedad del sistema nervioso central, en especial si afecta al cerebelo, los ganglios basales de los movimientos o al cerebro.

En la mayoría de los casos la ataxia es causada por la pérdida de funciones en la parte del encéfalo que actúa como centro de coordinación, el cerebelo, o por la disfunción de vías que entran o salen él. La ataxia hereditaria (es decir, con causa desconocida) de tipo SCA viene siempre dada por una mutación genética que facilita la producción de proteínas anormales que afectan las células nerviosas, especialmente en el cerebelo (aunque también en otras partes del cerebro) y la médula espinal. Los detalles sobre qué partes concretas daña viene dada por el tipo de mutación presente y por lo tanto los síntomas varían de una mutación a otra, facilitando así su clasificación [55].

La ataxia espinocerebelosa tipo 2 (SCA-2) va acompañada de unos síntomas que pueden ser o no comunes a otras ataxias pero que siempre acompañan a ésta. Uno de ellos es el de descoordinación y movimientos involuntarios de los ojos que se da hasta en un 50% de los pacientes con SCA-2 cuando la enfermedad ya ha superado las primeras etapas, siendo un indicador de avance de la enfermedad. Con un porcentaje tan elevado este síntoma es una incidencia significativa en este tipo de ataxia. Es importante porque la función de coordinación ocular (no la función visual) se concentra en gran parte en el cerebelo y los nervios de la médula oblonga, por lo que puede ofrecer un diagnóstico sencillo y preciso del grado de avance de la ataxia. Teniendo en cuenta además los antecedentes hereditarios.

La ataxia no tiene cura por el momento, es una enfermedad crónica, pero el diagnóstico temprano y el seguimiento de la misma es importante para que el paciente mantenga una buena calidad de vida dentro de las posibilidades de cada caso.

Diagnóstico de la ataxia

En pacientes con SCA-2 la función oculomotora está desestructurada debido a la incapacidad del cerebelo de coordinar los movimientos. Por lo que se dan grandes dificultades en la fijación, iniciación sacádica y precisión de la misma, así como el seguimiento visual de un objeto. El paciente puede tener dificultades en fijar la vista sobre un objeto determinado y puede generar movimientos sacádicos de forma caótica e involuntaria. Este trastorno del movimiento ocular está limitado a los movimientos oculares guiados visualmente [56].

La descoordinación ocular se manifiesta por una incapacidad del paciente para alcanzar con precisión un objeto, a pesar de verlo. Por ejemplo, cuando el médico mueve un dedo frente a él de izquierda a derecha, el paciente tiene problemas tanto en el seguimiento visual del dedo como en la fijación de la mirada sobre éste. Se trata de un problema de coordinación muscular por parte del cerebelo sobre los músculos responsables del movimiento ocular.

Para determinar un diagnóstico comparativo de progreso de la ataxia en pacientes debemos observar: los movimientos sacádicos en el seguimiento ocular de objetos en movimiento y la capacidad de fijación de la mirada sobre un objeto en reposo [24]. A partir de los conocimientos sobre el funcionamiento del sistema motor ocular y sus movimientos nos podemos hacer una idea inicial sobre la forma de señal que debemos esperar, tanto en casos de pacientes sanos como en pacientes con problemas de coordinación visual.

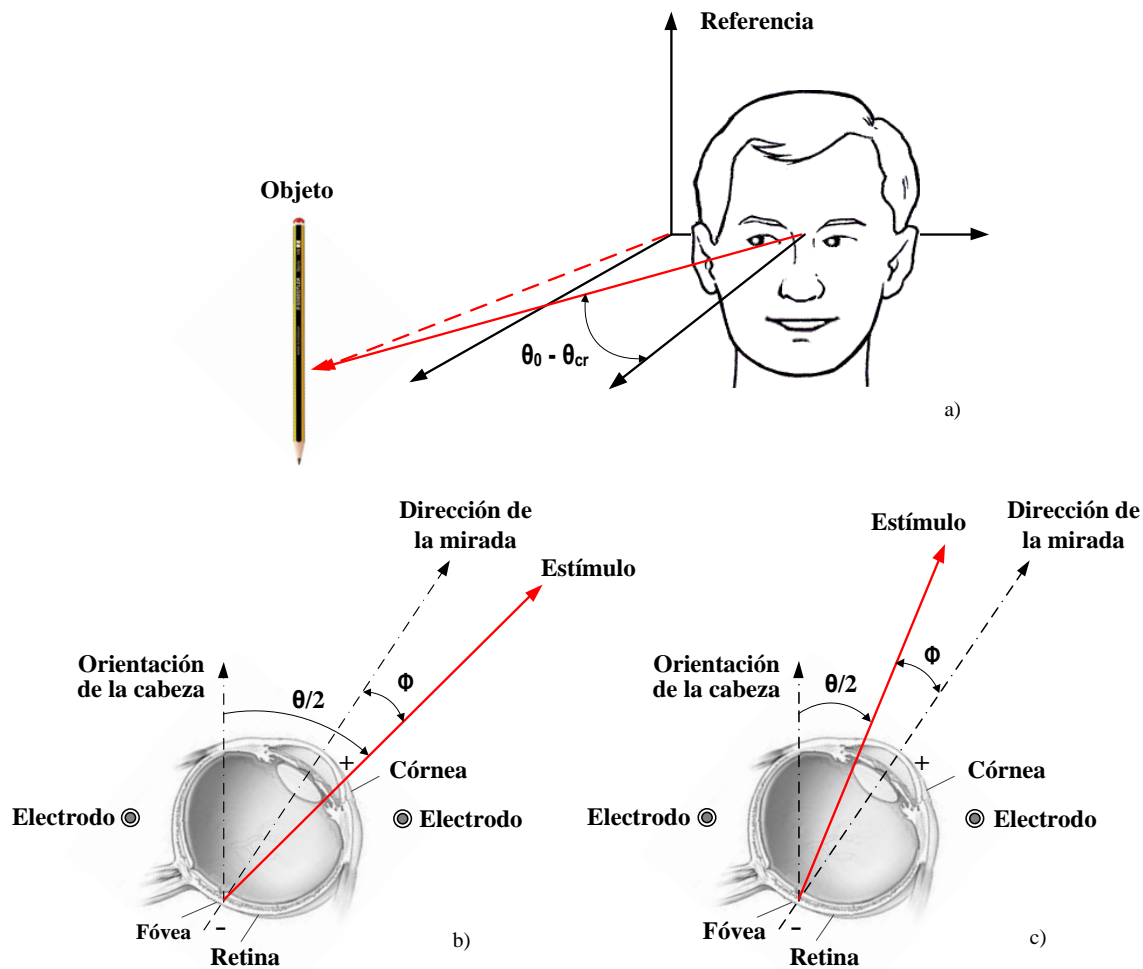


Figura 3.11. Representación espacial de los movimientos del ojo como respuesta a un estímulo: a) representación espacial; b) estímulo adelantado; c) estímulo retrasado.

La Figura 3.11 representa un ejemplo de diagnóstico. Se hace aparecer un objeto (en este caso un lápiz) a una distancia determinada sobre el eje negativo de las abscisas. A continuación se desplaza suavemente hacia otra posición negativa del eje de abscisas con sentido hacia el punto de referencia del plano, es decir, con sentido de izquierda a derecha dentro del lado izquierdo del campo visual. De esta forma se provoca un movimiento MOL de los ojos que seguirán el objeto creando una pendiente con valor negativo entre sacadas. Después tendremos un desplazamiento inverso a lo largo del eje positivo de las abscisas (desplazamiento de derecha a izquierda) que dibujará una pendiente positiva entre sacadas. En pacientes con registro normal, ésta pendiente será totalmente lineal [57, 58]. Sin embargo, en pacientes afectados por ataxia, ésta pendiente será interrumpida por los mismos picos generados por sacadas involuntarias anómalas. Los picos de tendencia positiva serán movimientos que retroceden en el sentido de la trayectoria del objeto en los movimientos de izquierda a derecha y que avanzan en los movimientos de derecha a izquierda. Lo contrario ocurre con los picos de tendencia negativa.

Otra prueba alternativa consistiría en mover el lápiz sobre el eje negativo de abscisas (izquierda del campo visual), después se hace desaparecer y aparece sobre el eje positivo (derecha del campo visual) a la misma distancia del centro, y así alternadamente durante un periodo de tiempo determinado. En el registro de una persona con un sistema motor ocular totalmente sano (registro normal) podemos ver que la señal esperada será idealmente la de una señal cuadrada. Esto se debe a que después del movimiento inicial de sacada, que mueve el ojo centrando la fovea en la posición del objeto muy rápidamente, tendremos una línea totalmente plana que representa el periodo de fijación (cuando el ojo se encuentra quieto en una misma posición angular). Cuando el objeto aparece en la posición opuesta, después de otra sacada inicial rápida, obtenemos la misma respuesta pero de forma invertida.

En un paciente afectado por ataxia, debido a la imposibilidad de fijar la mirada en un objeto, la línea del periodo de fijación no será totalmente plana y presentará picos que son los movimientos sacádicos involuntarios que impiden la fijación. Habrá sacadas hacia la izquierda del objeto y picos de tendencia positiva (hacia arriba), o sacadas hacia la derecha del objeto y picos de tendencia negativa (hacia abajo). La amplitud del pico dependerá del recorrido angular de la sacada. Lo mismo sería válido para movimientos oculares verticales, es decir, un objeto que aparece a una distancia equidistante a lo largo del eje de ordenadas (arriba-abajo del campo visual). Como ya se comentó en los apartados previos, la obtención de ambos registros, vertical y horizontal, sólo depende de la posición de los electrodos ya que el principio de generación de biopotenciales es el mismo en ambos casos.

3.3.4 SISTEMAS ASISTENCIALES ORIENTADOS A PERSONAS DISCAPACITADAS

Las discapacidades motrices pueden deberse a diferentes patologías tales como: distrofia muscular, parálisis cerebral, lesiones en la espina dorsal o esclerosis múltiple. Así mismo hay personas que padecen una discapacidad debido a un accidente o una lesión repentina que afecta al movimiento de sus extremidades. Uno de los métodos para acceder a un computador de manera no convencional (teclado o ratón) es a través de la utilización de técnicas electrooculográficas, ya que generalmente en cualquier tipo de discapacidad el movimiento ocular es algo que rara vez se pierde. Esto se debe a que el movimiento ocular es controlado directamente por el cerebelo y no por la médula espinal. El cerebelo es una región del encéfalo cuya función principal es la de integrar las vías sensitivas y las vías motoras. La parte derecha del cerebelo controla la coordinación de la parte derecha del cuerpo y la parte izquierda controla la coordinación de la izquierda. La parte central del cerebelo está relacionada con la coordinación de los movimientos de la marcha o el caminar.

Por otra parte, la tecnología asistencial que agrupa equipos, dispositivos, instrumentos o programas para incrementar, mantener o mejorar la calidad de vida y la autonomía de las personas, está desarrollando sistemas que aumentan la movilidad y la comunicación entre personas discapacitadas. Especialmente aquellas que no pueden utilizar el típico teclado, *joystick* o ratón, pantallas táctiles, acústicas o de tipo Braille. En este sentido se han desarrollado sistemas que favorecen la autonomía personal [59-61], el control de brazos robots [62], de prótesis [63] así como de sillas de ruedas [23, 64-66].

En la última década se han producido grandes avances en las tecnologías de seguimiento ocular, lo que ha conducido a un interés significativo en el desarrollo de productos comerciales con aplicaciones basadas en esta técnica. Sin embargo, las investigaciones no están lo suficientemente avanzadas como para considerar que los sistemas actuales satisfacen plenamente las necesidades de las personas con discapacidades motrices graves.

3.4 SOLUCIONES COMERCIALES BASADAS EN EL SEGUIMIENTO OCULAR

A continuación se presentan los dispositivos comerciales más destacados que registran la posición ocular y utilizan dicho conocimiento para controlar diferentes dispositivos. A pesar de sus virtudes, sus precios los hacen poco accesibles para el usuario medio y es por esta razón por la que este estudio es más necesario.

3.4.1 LENTES DE CONTACTO CHRONOS VISION

La empresa Chronos Vision cuenta con una experiencia de más de 25 años en el registro de los movimientos oculares a través de la utilización de lentes de contacto. La mejora constante de sus dispositivos se basa en la cooperación entre numerosos científicos e ingenieros de Europa, EE.UU. y Asia.

Su bobina escleral de búsqueda (SSC, por sus siglas en inglés) fue diseñada originalmente por H. Collewijn y actualmente se presenta en dos modalidades: registro de los movimientos oculares en 2 ó 3 dimensiones. En la Figura 3.1 se muestra esta última. Las bobinas se componen de un anillo de silicona con un diseño adecuado para que se adhiera a la esclerótica del ojo alrededor del iris. Al anillo de silicona se le incrusta un anillo de alambre de cobre que produce el campo magnético comentado en el apartado 3.2.1. La curvatura interior de la corona circular de silicona está dimensionada para asegurar la adhesión al globo ocular por fuerzas capilares y de aspiración [18].

3.4.2 BLINK

Este dispositivo inalámbrico está basado en la técnica de la videooculografía y fue presentado en el año 2002. Es cómodo, ligero y se puede utilizar con cualquier par de gafas. Blink consta de una cámara diminuta y una luz invisible que rastrea el movimiento de los ojos del usuario. Este dispositivo traduce acciones como abrir y cerrar los ojos en acciones similares a hacer clic en un ratón o pulsar un teclado. A diferencia de cualquier dispositivo de seguimiento ocular basado en videooculografía Blink es pequeño y portátil, como se puede apreciar en la Figura 3.12 [67].

El fundador de la compañía, CMS (*Communication and Mobility Systems*), Devon Greco se inspiró en su padre, afectado por esclerosis lateral amiotrófica para desarrollar este dispositivo. Blink es un sistema de seguimiento de los ojos simple pero adecuado para el uso diario. Tiene muchas aplicaciones, ya que al facilitar el acceso a un ordenador permite jugar, realizar pedidos, así como facilitar el acceso a la enseñanza. Además, se utiliza como un método alternativo de comunicación con los pacientes que han perdido la capacidad de escribir y hablar.

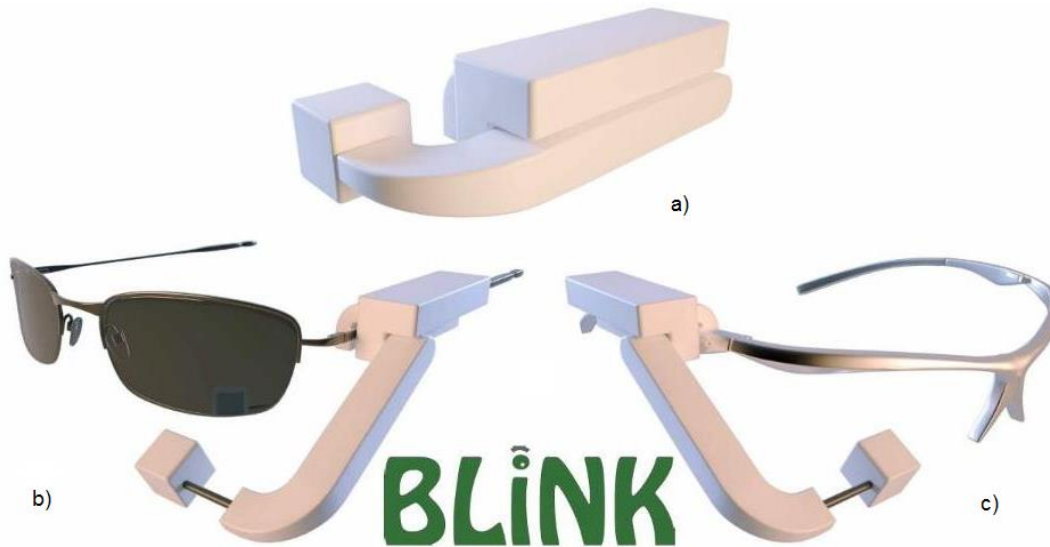


Figura 3.12. a) Sistema Blink; b) dispositivo instalado en unas gafas funcionales; c) dispositivo instalado en una montura de gafas ^[68].

3.4.3 SMI (SENSOMOTORING INSTRUMENTS)

Esta compañía, fundada en 1991, es a día de hoy líder mundial en aplicaciones de visión por ordenador. Cuenta con más de 20 años de experiencia en el desarrollo y comercialización de sistemas de seguimiento de la mirada. Dispone de una amplia gama de sistemas de seguimiento ocular y productos *software* específicos que combinan máximo rendimiento y facilidad de uso con la máxima calidad.

Su dispositivo *SMI Eye Tracking Glasses 2 Wireless* (Figura 3.13) es el más conocido. Éste proporciona un seguidor del movimiento ocular basado en videooculografía con diferentes aplicaciones orientadas a la investigación médica, especialmente en el campo de la oftalmología [69]. Este sistema permite comprender mejor el ojo humano y el diagnóstico de enfermedades. Sin embargo, el equipo básico tiene un precio de 9,900 €, pudiendo incrementarse con diferentes complementos, como *software* específico en el caso de que se quiera utilizar para registra el movimiento ocular en un teléfono móvil.



Figura 3.13. Modelo *Eye Tracking Glasses 2 Wireless* diseñado por la empresa SMI ^[69].

3.4.4 TOBII

El sistema de seguimiento ocular Tobii (Figura 3.14a), junto con su *software* Tobii Studio, permite registrar los movimientos oculares de forma fiable utilizando videooculografía. Esta empresa ofrece gran variedad de alternativas, como el dispositivo AAC Tobii C12, orientadas a personas discapacitadas. Estos dispositivos permiten llevar a cabo funciones de manera independiente utilizando únicamente los ojos y la cabeza. Son adecuados para personas que sufren limitaciones o pérdida de funcionalidad en sus manos, así como en otras partes del cuerpo debido a una lesión cerebrovascular, enfermedades del sistema nervioso, etc. Se puede adquirir por un precio de 6.500 €.

Una de las particularidades de su *software* AAC es que es flexible y ofrece varias opciones de montaje, siendo compatible con diferentes tecnologías asistivas: sillas de ruedas, andadores, reguladores de posición de una cama, etc. Tobii proporciona además un programa académico orientado a la investigación en el ámbito universitario. Los productos Tobii también son utilizados por los diseñadores web en las pruebas de usabilidad, obteniendo así información de lo que un usuario está mirando [70].

3.4.5 IRISBOND

La empresa guipuzcoana Irisbond ha desarrollado un sistema de control del ordenador mediante videooculografía que es fiable, intuitivo, sencillo de usar y preciso. Esta empresa de reciente creación (2013) tiene como objetivo el desarrollo de sistemas basados en tecnologías de comunicación asistida, especialmente orientados a personas con gran discapacidad que no pueden comunicarse a través de medios convencionales. Su dispositivo Irisbond Primma (Figura 3.14b) es muy similar al Tobii, permite sustituir el teclado y el ratón como medio para interactuar con el computador. Está compuesto, básicamente, por una videocámara y unos LEDs sincronizados que emiten luz infrarroja inocua. Este dispositivo se comunica con el computador mediante un puerto USB, donde reside la aplicación que incorpora el procesamiento de las imágenes y los algoritmos de control. Esta información es gestionada en el computador a través de la aplicación de tal manera que los movimientos de los ojos del usuario son transformados en coordenadas cartesianas de posición del ratón en pantalla. Su precio es de 2000 € [21].



Figura 3.14. Equipos de seguimiento de la pupila a través de luz infrarroja: a) sistema Tobii ^[70], b) equipo Irisbond ^[21].

3.4.6 EAGLEEYES

EagleEyes es un dispositivo desarrollado por el profesor Jim Gips en el Boston College basado en la técnica de la EOG. Las señales del movimiento ocular se utilizan para controlar el cursor en la pantalla del computador.

El equipo se puede utilizar para ayudar tanto en la comunicación como en la educación del paciente. También puede proporcionar entretenimiento para las personas con discapacidad y sus familias. En la actualidad existen diferentes programas *software* comercial y personalizado que se pueden utilizar en el sistema para ofrecer al usuario diversas funcionalidades. En la Figura 3.15 se puede ver el equipo y la colocación de los electrodos en uno de sus primeros usuarios.

Actualmente hay algunos equipos instalados y su funcionamiento es bastante satisfactorio. Es utilizado tanto por niños como por adultos con graves discapacidades. Desde su página web se pueden descargar videos que muestran el equipo en funcionamiento [71, 72].



Figura 3.15. Equipo EagleEyes y uno de sus primeros usuarios ^[72].

3.4.7 BIOCONTROL SYSTEMS (BCS)

BCS es una empresa con quince años de experiencia en el desarrollo de interfaces hombre-máquina mediante señales biológicas (EOG, EMG, ECG, etc.). Fue fundada en 1987 por el Dr. R. Benjamin Knapp y el Dr. Hugh Lusted. BCS no desarrolla sistemas de control de interfaces en sí mismos, su producto consiste en la tecnología necesaria para desarrollarlos. Su dispositivo BioMuse (Figura 3.16a) es un sistema de adquisición de ocho canales que sirve como base para el desarrollo de otros sistemas [73].

3.4.8 CYBERLINK DE BRAIN ACTUATED TECHNOLOGIES

Utilizando solo tres electrodos en una banda elástica, colocada alrededor de la cabeza (Figura 3.16b), este sistema permite controlar un computador mediante señales EOG, EMG y EEG. Las señales, una vez amplificadas y digitalizadas, son separadas en el computador en múltiples bandas de frecuencia que denomina Brainfingers. Cada una de estas bandas puede ser utilizada para controlar el computador. Se comercializa a un precio de 2000 € [74].

3.4.9 BIONOMADIX 2CH EOG AMPLIFIER - BN-EOG2

El dispositivo inalámbrico *Dual Wireless EOG BioNomadix* (Figura 3.17a) consta de un módulo transmisor y otro receptor compatibles entre sí diseñados para medir dos canales del electrooculograma. La batería del transmisor proporciona energía para un funcionamiento continuado de hasta 72 horas. Sus principales características son la alta relación señal-ruido que presenta, así como la resolución que proporciona al ser utilizado en la investigación del aparato oculomotor [75].

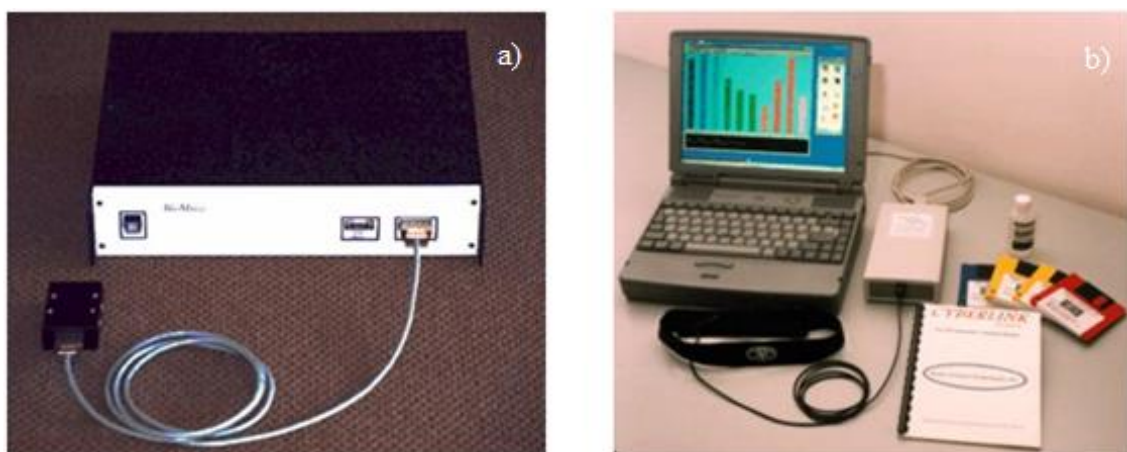


Figura 3.16. a) Equipo BioMuse [73]; b) dispositivo Cyberlink [74].

3.4.10 BLUEGAIN EOG BIOSIGNAL AMPLIFIER

La empresa Cambridge Research Systems ha desarrollado una gama de amplificadores biomédicos inalámbricos para la medida directa de biopotenciales en pacientes. En particular el BlueGain EOG (Figura 3.17b) se ha configurado para registrar electrooculogramas y enviar estas señales a través de la tecnología *bluetooth* a un ordenador central. Como característica más destacable, este dispositivo cuenta con un sensor de infrarrojos que permite que los datos se sincronicen con eventos externos. Tiene un precio de 1500 € [76].

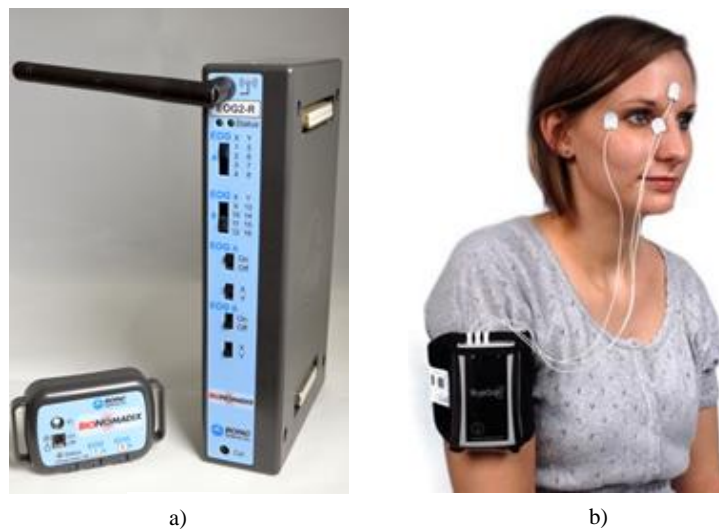


Figura 3.17. Equipo: a) Bionomadix [75], b) BlueGain EOG [76].

En la Tabla 3.3 se muestra un resumen de los sistemas comerciales expuestos clasificados por la técnica que utilizan para el seguimiento del movimiento ocular y su principal inconveniente.

Sistema	Método	Principal inconveniente
SSC	Lente de contacto	Intrusivo
Blink	VOG	Lento y poco preciso
SMI	VOG	Alto coste
Tobii	VOG	Coste
Irisbond	VOG	Coste
EagleEyes	EOG	Sistema voluminoso
BioMuse	EOG	Necesidad de aplicaciones específicas
Cyberlink	EOG	Coste y poco preciso
BioNomadix	EOG	Necesidad de aplicaciones específicas
BlueGain	EOG	Necesidad de aplicaciones específicas

Tabla 3.3. Sistemas comerciales de seguimiento del movimiento ocular destacando su principal inconveniente.

ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Capítulo

4

-
- 4.1 Introducción
 - 4.2 Características de la señal electrooculográfica
 - 4.3 Fuentes de interferencias
 - 4.4 Adquisición de la señal electrooculográfica
 - 4.5 Medida de biopotenciales mediante electrodos
-

4.1 INTRODUCCIÓN

Este capítulo está dedicado al desarrollo *hardware* del circuito de adquisición de la señal electrooculográfica. Se incluye también en este capítulo su digitalización y transmisión al computador a través de un enlace *bluetooth*. Para todo ello es necesario, en primer lugar, conocer con detalle las características más significativas de la señal, tanto en lo relativo a sus niveles de amplitud, rango de frecuencia, como sus principales fuentes de interferencias.

En cuanto a las fuentes de interferencias se refiere es necesario profundizar en su conocimiento ya que juegan un papel muy destacado en el diseño del sistema de adquisición. La principal fuente de interferencia externa es la red de distribución eléctrica, que origina interferencias tanto eléctricas como magnéticas.

La colocación de los electrodos es también un aspecto importante a considerar. En este capítulo se analizan diversas configuraciones de electrodos de cara a seleccionar aquella que permita obtener mejores prestaciones con el mínimo número de electrodos.

Finalmente no hay que olvidar el cumplimiento de la normativa de seguridad para la protección del usuario. En este sentido la directiva más significativa es la IEC-601, adoptada en Europa como EN-60601, que contempla los requisitos generales para la seguridad y funcionamiento general de los equipos médicos.

4.2 CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Desde la superficie corporal se puede realizar el registro de una serie de señales fácilmente medibles. Las más importantes son:

- Electrocardiograma (ECG) para la actividad del corazón.
- Electromiograma (EMG) para la actividad muscular.
- Electroencefalograma (EEG) para la actividad cerebral.
- Electrooculograma (EOG) para la actividad ocular.
- Electroretinografía (ERG) para la obtención de la respuesta promediada de los potenciales retinales.

En la Tabla 4.1 se muestran las principales características de las señales bioeléctricas anteriormente comentadas [77].

Tipo de señal	Amplitud típica	Ancho de banda	Registro
ECG	0,5 - 4 mV	0,01 Hz - 250 Hz	Superficial con electrodos en puntos normalizados
EMG	0,1 - 5 mV	CC - 150 Hz	Insertando agujas en el músculo
EEG	5 - 300 μ V	CC - 150 Hz	Sobre el cuero cabelludo con electrodos superficiales
EOG	50 - 3500 μ V	CC - 50 Hz	Superficial con electrodos
ERG	0 - 900 μ V	CC - 50 Hz	Por medio de una lente de contacto o con electrodos

Tabla 4.1. Características de las principales señales bioeléctricas.

La señal de EOG posee una amplitud que varía con cada persona y ambiente. Aunque no existe unanimidad [57, 78, 79], se considera que la amplitud de la señal EOG se encuentra en el margen de 50-3500 μ V y la frecuencia desde continua a unos 50 Hz, si bien, la casi totalidad de su espectro, donde reside la mayor parte de la información útil, no supera los 38 Hz. Otro aspecto interesante a tener en cuenta es que el ruido muscular se extiende a lo largo del ancho de banda de la señal de manera casi constante; lo que hace muy difícil eliminarlo en su totalidad. El hecho de que la señal EOG tenga un ancho de banda de interés bastante reducido es debido a que los potenciales de acción no se producen con una rapidez extrema.

La amplitud de la señal obtenida al colocar dos electrodos para su registro es directamente proporcional al ángulo de rotación de los ojos dentro del rango $\pm 30^\circ$ como se aprecia en la Figura 4.1. La sensibilidad es del orden de 20 μ V por grado de movimiento. En la Figuras 4.2 se observa dos ejemplos de la variación del potencial que se produce con el movimiento de los ojos.

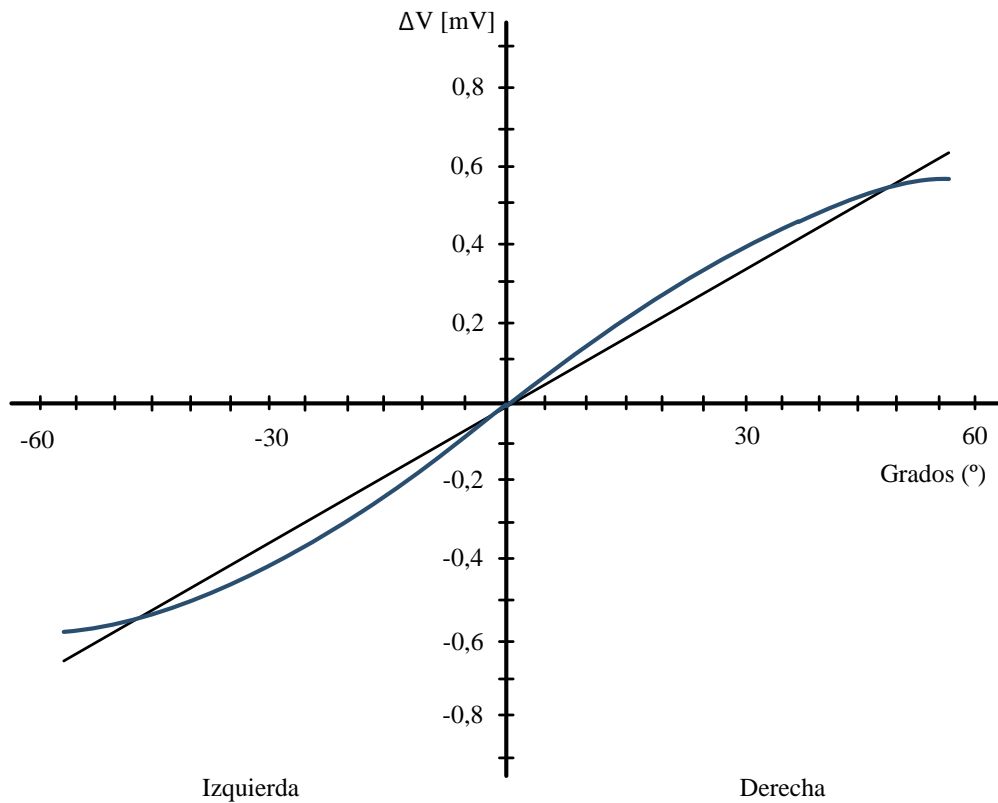


Figura 4.1. Variación de la diferencia de potencial con el ángulo de giro.

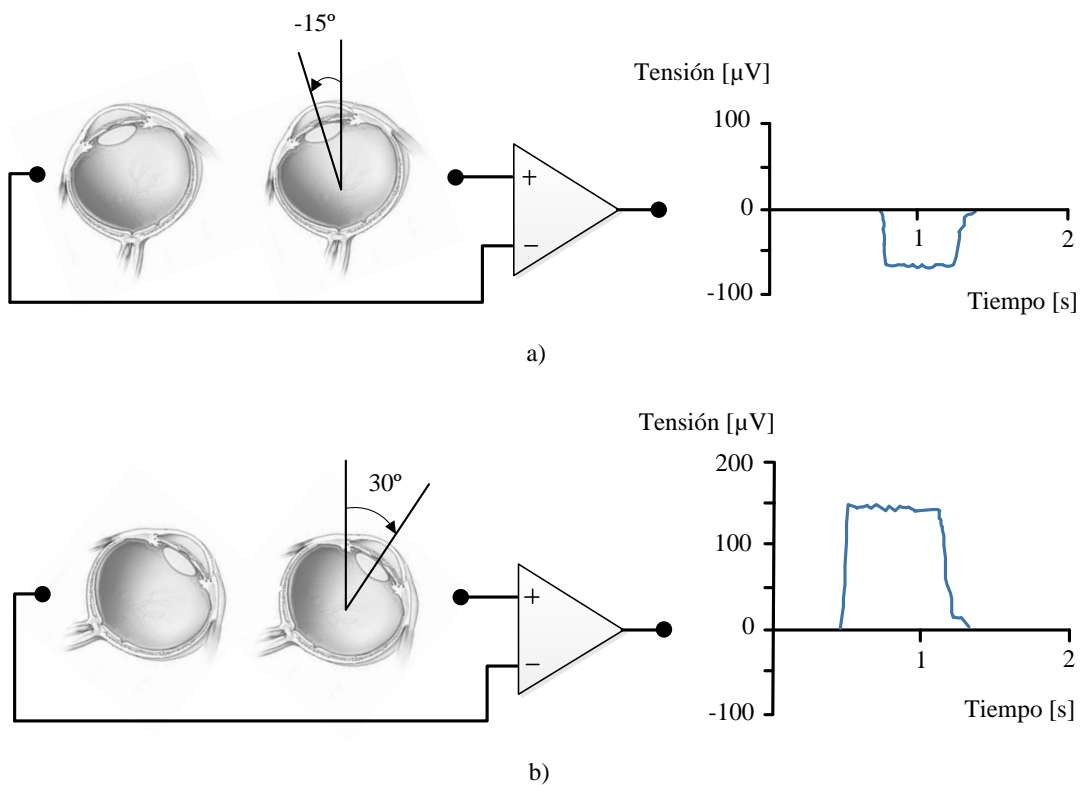


Figura 4.2. Representación de la diferencia de potencial generada al realizar un movimiento ocular con un ángulo de giro de: a) 15° a la izquierda; b) 30° a la derecha.

4.3 FUENTES DE INTERFERENCIAS

El bajo nivel que tienen las señales bioeléctricas puede dar lugar a pensar que para registrar dichas señales podría ser suficiente con proporcionales una adecuada amplificación. Sin embargo, la presencia de interferencias que se encuentran mezcladas con ellas complica su adquisición, hasta el punto de que dichas interferencias tienen una amplitud mucho mayor que la propia señal y además tienen un espectro de frecuencias que coincide, en parte, con el de ésta.

En este capítulo se analizan las diferentes causas que pueden provocar un error en la señal medida. Éstas se clasifican según sea su origen en interferencias externas o internas al circuito de medida. La principal fuente de interferencia externa es la red de distribución eléctrica [80]. El acoplamiento de la señal de 50 Hz puede producirse a través de un campo eléctrico (interferencias capacitivas), un campo magnético (interferencias inductivas) o una combinación de ambos (interferencias electromagnéticas). Las interferencias internas, también denominadas por algunos autores como ruido electrónico [81], son generadas fundamentalmente por la fuente de alimentación y por los componentes electrónicos del circuito.

Cabe esperar que algunas de las interferencias más importantes que pueden afectar a las señales de tipo EOG sean las electromiográficas (EMG) y las electroencefalográficas (EEG), dado que los electrodos utilizados para registrar las señales EOG se encuentran cerca de ambos biopotenciales. Existen otros factores además de la colocación de los electrodos, como son el contacto que éstos hacen con la piel del usuario o los movimientos de la cabeza, así como cualquier otro factor externo que genere un campo eléctrico cerca de los electrodos. En el caso de la plataforma *hardware* ha de prestarse especial atención al ruido del sistema y a las interferencias capacitivas e inductivas. Finalmente destacar que una mala colocación de los electrodos junto con una iluminación escasa del lugar de uso, puede provocar una correlación entre ambos canales. En este caso, uno de los canales podría llegar a reflejar la señal producida por el otro, inutilizando de esta forma el uso del sistema.

4.3.1 INTERFERENCIAS CAPACITIVAS

Este tipo de interferencias son debidas al acoplamiento capacitivo que, en mayor o menor grado, se produce entre los diferentes elementos que componen el sistema de medida (usuario, conductores, equipo de medida, etc.) y la red de energía eléctrica. Para mayor claridad se van a analizar por separado las interferencias con el usuario y las interferencias con los conductores y el equipo de medida.

4.3.1.1 Interferencias capacitivas con el usuario

Este tipo de interferencias son las que más influencia tienen en el diseño del circuito amplificador de biopotenciales. Como se muestra en la Figura 4.3 se forma con la red eléctrica, donde los conductores se comportan como las armaduras de un hipotético condensador en el que el aire es el dieléctrico. Las capacidades asociadas a este tipo de acoplamiento no son nada despreciables y oscilan entre 2 pF y 1 nF, en función de la posición del usuario y de las condiciones de adquisición [82]. En la Figura 4.3 el cuerpo humano se ha modelado como un volumen conductor, conectado al equipo de medida mediante dos electrodos cuyas impedancias de contacto electrodo-piel se han denominado Z_{e1} y Z_{e2} .

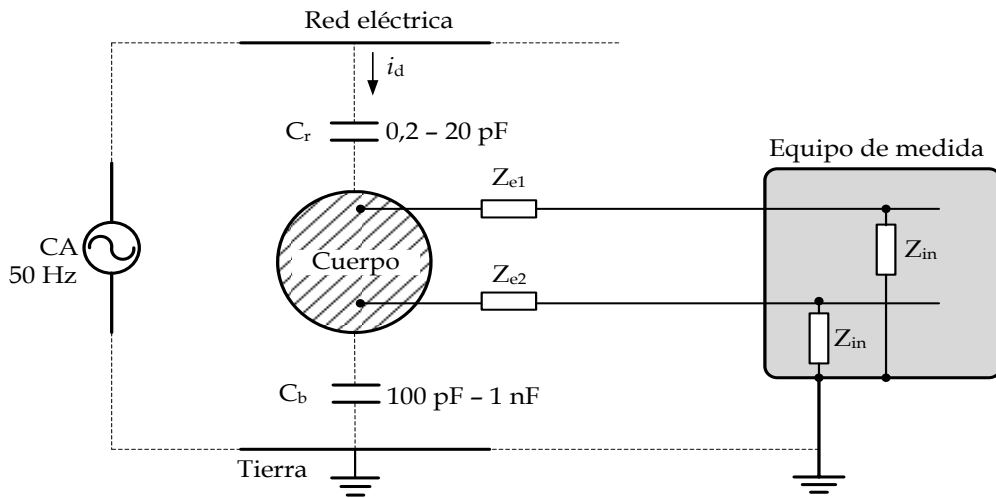


Figura 4.3. Acoplamiento capacitivo entre la red eléctrica y el usuario.

Este tipo de acoplamiento provoca la circulación de una corriente de desplazamiento i_d entre la red eléctrica y el cuerpo, cerrándose por capacidad del cuerpo a masa C_b . La caída de tensión origina que en el cuerpo se tenga una tensión de modo común V_{mc} de valor:

$$V_{mc} = i_d Z_b \quad (4.1)$$

Sustituyendo valores típicos [77] resulta $V_{mc} = (0,2 \mu A)(50 k\Omega) = 10 mV$. Esta tensión se verá atenuada por la presencia de las impedancia electrodo-piel y por la impedancia a masa de cada una de las entradas del equipo de medida, resultando una tensión diferencial dada por:

$$V_d = V_{mc} \left(\frac{Z_{e1}}{Z_{in} + Z_{e1}} - \frac{Z_{e2}}{Z_{in} + Z_{e2}} \right) \quad (4.2)$$

Dado que Z_{e1} y Z_{e2} son mucho menores que Z_{in} , resulta:

$$V_d = V_{mc} \left(\frac{Z_{e2} - Z_{e1}}{Z_{in}} \right) \quad (4.3)$$

y sustituyendo valores típicos en la ecuación 4.3 se tiene que:

$$V_d = (10 \text{ mV})(20 \text{ k}\Omega/5 \text{ M}\Omega) = 40 \text{ }\mu\text{V}$$

Este potencial será amplificado junto con la señal EOG pudiendo provocar la saturación del sistema de medida. Recordemos que la magnitud de las señales EOG varía entre 50 y 3500 μV .

De la expresión 4.3 se deduce que para minimizar este tipo de interferencia se debe:

- 1) Minimizar la tensión de modo común.
- 2) Reducir al máximo la dispersión entre las impedancias de contacto electrodo-piel, generalmente mediante el uso de un gel de contacto.
- 3) Seleccionar amplificadores con alta impedancia de entrada (generalmente amplificadores de instrumentación).

Si las impedancias de entrada del amplificador son muy elevadas surge un problema adicional y es que las corrientes de polarización de los transistores de la primera etapa no tienen un camino a masa, por lo que el amplificador acabará saturándose. Para garantizar la estabilidad en continua se coloca un electrodo auxiliar (o de referencia) entre el usuario y masa como se muestra en la Figura 4.4. Dado que la impedancia de este electrodo Z_{e3} es menor que Z_b , la tensión de modo común a la que se encuentra sometido el usuario vendrá dada por:

$$V_{mc} = i_d Z_{e3} \quad (4.4)$$

Suponiendo una impedancia electrodo-piel de 10 k Ω a 50 Hz, se tendría una tensión de modo común de 2 mV, valor que, aunque mucho menor que sin el electrodo de referencia, no es nada despreciable. Si bien con el electrodo auxiliar se consigue la circulación a masa de las corrientes de polarización, no es menos cierto que por él, y por tanto por el cuerpo, podrían circular corrientes de fuga (*leakage currents*) que podrían ser peligrosas. Además, si el contacto entre el electrodo de referencia y la piel no es bueno, la impedancia puede ser muy elevada (del orden de 100 k Ω) por lo que la tensión de modo común sería más elevada, pudiendo saturar el sistema de medida.

Para superar estos dos inconvenientes es habitual colocar el electrodo auxiliar a un potencial de referencia que sea proporcional a la tensión de modo común del paciente y de signo contrario [83]. Esta técnica conocida como realimentación activa se trata en detalle en el apartado 4.3.3.

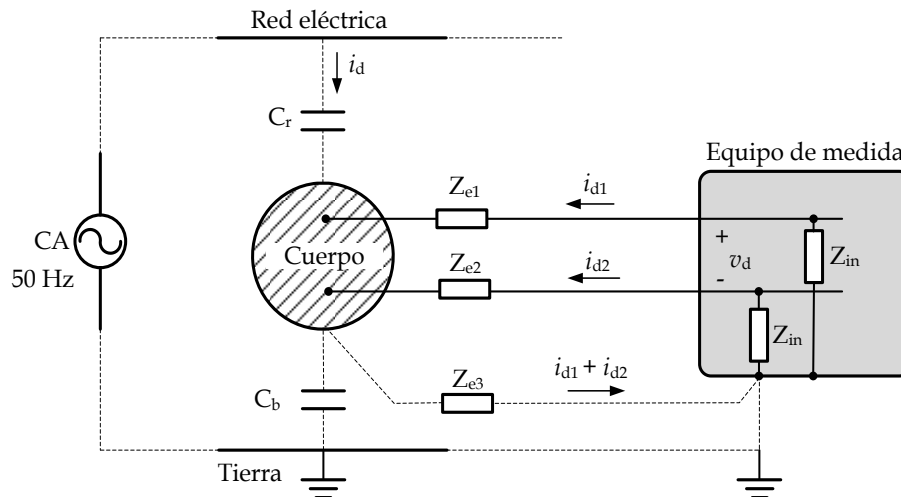


Figura 4.4. Electrodo auxiliar utilizado en el acoplamiento capacitivo.

4.3.1.2 Interferencias capacitivas entre los conductores y el equipo de medida

Para analizar este segundo tipo de acoplamiento se utilizará el circuito equivalente de la Figura 4.5, en el que C_1 , C_2 y C_3 representan las capacidades parásitas del acoplamiento entre la red eléctrica, los cables y el equipo de medida.

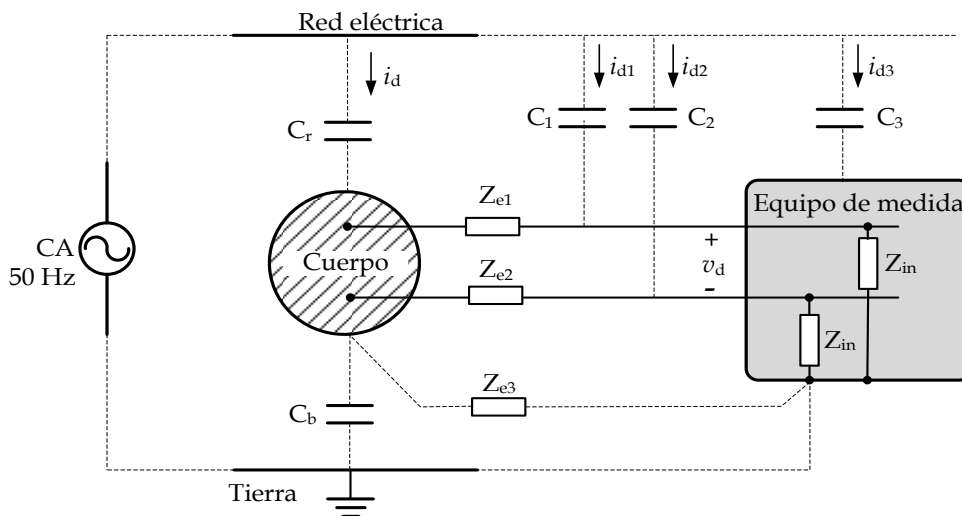


Figura 4.5. Acoplamiento capacitivo entre los conductores y el equipo.

La capacidad C_3 no causa interferencia ya que la corriente interferente que circula por ella va a masa por la carcasa del equipo, no entrando por tanto en él. Por otra parte, debido a la alta impedancia a masa de las entradas del amplificador, la corriente de desplazamiento i_{d1} circulará a masa a través de las impedancia Z_{e1} y Z_{e3} . Del mismo modo i_{d2} se cerrará a masa a través de Z_{e2} y Z_{e3} . Estas corrientes provocarán, por un lado la generación de una tensión de modo común que viene dada por la ecuación 4.5. Y por otro lado, una tensión diferencial en la entrada del amplificador debida a la

diferencia entre las intensidades de desplazamiento y el desequilibrio de las impedancias de las interfases electrodo-piel.

$$V_{mc} = Z_{e3}(i_{d1} + i_{d2}) \quad (4.5)$$

Despreciando la impedancia del cuerpo ($\approx 500 \Omega$) comparada con el resto de impedancias, la tensión diferencial viene dada por la siguiente ecuación:

$$V_d = i_{d1}Z_{e1} - i_{d2}Z_{e2} \quad (4.6)$$

Si los dos conductores tienen la misma longitud y se sitúan juntos hasta las proximidades del paciente, se puede considerar que $i_{d1} \cong i_{d2}$. En ese caso la ecuación 4.6 se puede simplificar de la siguiente forma:

$$V_d = i_d(Z_{e1} - Z_{e2}) \quad (4.7)$$

Esta interferencia puede llegar a ser muy elevada en caso de utilizar cables muy largos situados cerca de la red o del equipo al que estén conectados. Un valor típico para i_d puede ser 6 nA. En el caso de las impedancias electrodo-piel, éstas pueden llegar a diferir en 20 k Ω , por lo que la tensión interferente puede llegar a ser de 120 μ V, valor muy superior al permitido por la normas de protección del paciente.

De la ecuación 4.7 se puede concluir que para reducir esta clase de interferencias interesa que:

- 1) Aunque no siempre es posible, las impedancias electrodo-piel han de ser bajas siendo mínimo el desequilibrio entre ellas.
- 2) Se ha de utilizar conductores apantallados conectando la pantalla a masa para disminuir las corrientes de desplazamiento. No obstante, esta solución provocaría una disminución de la impedancia de entrada de modo común del amplificador. Esto se debe a que los cables tienen una capacidad del orden de 30-100 pF/m entre el conductor interno y la pantalla [84].

4.3.2 INTERFERENCIAS INDUCTIVAS

Este tipo de interferencias, al igual que las capacitivas, son causadas principalmente por la red eléctrica. La aparición de campos magnéticos variables en el tiempo se debe a la presencia de corrientes eléctricas variables. Estos campos magnéticos inducen en el bucle formado por el cuerpo, los cables y el equipo de medida una tensión interferente dada por la ley de Faraday expresada mediante la ecuación 4.8.

$$v_n = -\frac{d}{dt} \int_A \vec{B} \cdot d\vec{A} \quad (4.8)$$

Si el bucle es estacionario y la densidad de flujo es sinusoidal variando con el tiempo pero constante en el área del bucle, el valor eficaz de la tensión de ruido viene dada por:

$$V_n = j\omega B A \cos\theta \quad (4.9)$$

siendo A el área del bucle, B es el valor eficaz de la densidad de flujo y ω la frecuencia en rad/s. La tensión interferente es siempre proporcional a la frecuencia (en las capacitivas lo es sólo a baja frecuencia) y es independiente de la impedancia de entrada del circuito de medida (en las capacitivas aumentan al hacerlo dicha impedancia).

De la expresión 4.9 se puede deducir que para reducir las interferencias magnéticas, en principio se puede acudir a:

- Reducir B , separando el circuito fuente de interferencias.
- Reducir A , trenzado los cables de conexión de los electrodos.
- Reducir $\cos\theta$, reorientando el circuito.

De estas tres opciones lo más práctico es reducir el área del bucle de medida, lo cual se puede conseguir trenzando los cables que van desde el equipo de medida hasta las proximidades del cuerpo, como se muestra en la Figura 4.6. En este caso el empleo de una pantalla a masa, útil para minimizar el acoplamiento capacitivo, no resuelve el problema ya que el circuito de medida seguirá sometido a un potencial que se expresa mediante la ecuación 4.10.

$$V_n = j\omega M I \quad (4.10)$$

donde M es la inductancia mutua entre la fuente de interferencias y el circuito de medida.

En el caso de los circuitos impresos evidentemente no es posible trenzar los conductores. Para reducir el acoplamiento magnético se debe distribuir las pistas de tal forma que el flujo abarcado por el circuito sea mínimo.

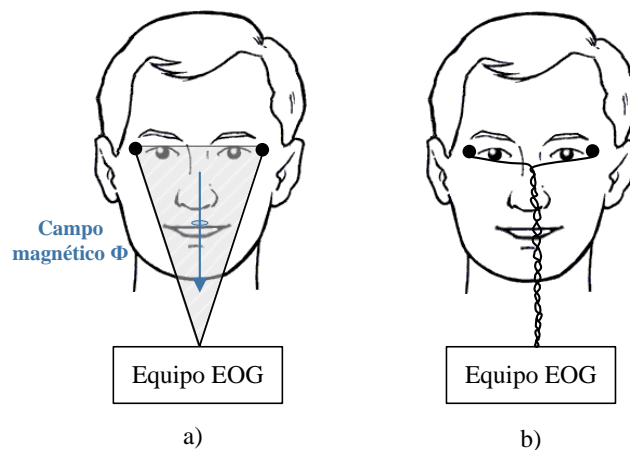


Figura 4.6. Trenzado de los cables de los electrodos para minimizar el área del bucle inductivo.

4.3.3 RUIDO ELECTRÓNICO

Los componentes electrónicos, tanto pasivos como activos, son otra posible fuente de interferencias. Esto cobra especial relevancia cuando se trata de amplificar pequeñas señales, como es el caso de las EOG.

La mayor parte del ruido electrónico es generado por los elementos pasivos, especialmente los resistivos. Los componentes electrónicos cuya composición sea en todo o en parte resistiva generan ruido debido a la agitación térmica de los portadores de carga (ruido térmico). El valor eficaz del ruido térmico viene dado por la ecuación 4.11.

$$V_n = \sqrt{4KTRB} \quad (4.11)$$

donde:

- K = constante del Boltzmann = $1,38 \cdot 10^{-23}$ (J/K).
- T = temperatura absoluta (°K).
- R = valor óhmico de la resistencia (Ω).
- B = ancho de banda del ruido (Hz).

La expresión (4.11) muestra que el ruido térmico depende del valor óhmico del elemento resistivo y del ancho de banda. De esta forma es aconsejable que las resistencias a utilizar no superen el mega-ohmio y que el ancho de banda sea el mínimo necesario. Un ejemplo típico de reducción del ancho de banda es el que se muestra en la Figura 4.7 en el que el condensador C , en paralelo con R_3 , actúa como un filtro paso bajo para el ruido, sin afectar a la ganancia del amplificador.

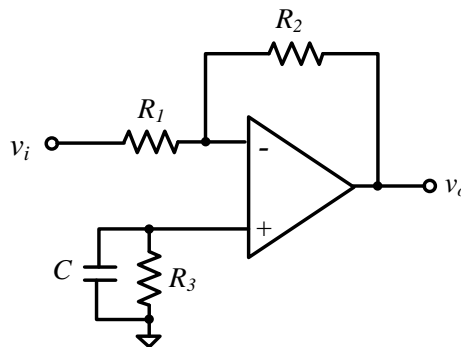


Figura 4.7. Reducción del ancho de banda en un amplificador.

El ruido generado por los dispositivos activos es una mezcla de ruido blanco con densidad espectral constante y de ruido *flicker* con densidad espectral de potencia de ruido inversamente proporcional a la frecuencia.

La Figura 4.8 muestra la curva característica de la densidad espectral de tensión de ruido de un amplificador operacional (AO). Una curva similar se tendría para la densidad espectral de corriente de ruido.

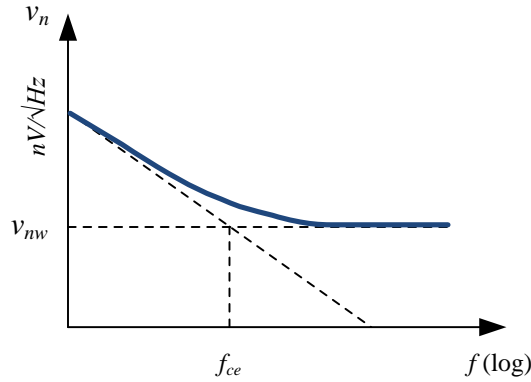


Figura 4.8. Curva característica de la densidad espectral de la tensión de ruido de un amplificador operacional.

El valor eficaz de la tensión de ruido a la entrada del circuito se puede obtener como la suma cuadrática de las potencias de ruido blanco y ruido *flicker* en el ancho de banda de interés. A partir del valor de la densidad espectral del ruido blanco, v_{nw} y de la frecuencia de corte f_{ce} se puede calcular el valor de la tensión de ruido a la entrada de un AO mediante la expresión [82]:

$$V_n = v_{nw} \sqrt{f_{ce} \ln\left(\frac{f_s}{f_i}\right) + (f_s - f_i)} \quad (4.12)$$

De igual forma el valor eficaz de la corriente de ruido viene dado por:

$$I_n = i_{nw} \sqrt{f_{ci} \ln\left(\frac{f_s}{f_i}\right) + (f_s - f_i)} \quad (4.13)$$

En resumen, de cara a diseñar un sistema de bajo ruido se deben tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- Elegir amplificadores operaciones con bajos valores de v_{nw} , i_{nw} , f_{ce} , f_{ci} .
- Seleccionar resistencias de valores bajos con objeto de minimizar tanto el ruido térmico como la densidad de corriente de ruido.
- Minimizar el ancho de banda de funcionamiento dentro de las posibilidades del espectro de la señal. Para ello se pueden utilizar filtros analógicos o digitales.

4.3.4 INTERFERENCIAS DEBIDAS AL INTERFASE ELECTRODO-PIEL

La Figura 4.9 muestra el circuito equivalente del interfase electrodo-electrolito-piel [84], donde: R_p y C_p representan la impedancia de polarización de la interfase electrodo-electrolito, R_s es la resistencia del electrolito, R_e y C_e representan el circuito eléctrico equivalente de la epidermis. Por otra parte, E_{ee} y E_{ep} representan el potencial de contacto de la interfase electrodo-electrolito y electrolito-piel respectivamente. Cabe

destacar que la impedancia que presenta la epidermis es la que más contribuye a la impedancia total del circuito.

Los potenciales de contacto variarán de forma transitoria si se produce un movimiento relativo del electrodo respecto del electrolito existente entre el electrodo y la piel. Este tipo de interferencias, denominadas artefactos de movimiento (*motion artifact*), se producen a frecuencias muy bajas (≤ 1 Hz). A estas frecuencias se tiene mucha información, por lo que no pueden ser filtradas. La solución consiste en fijar bien los electrodos al usuario para que no se muevan y limpiar la piel antes de utilizar el equipo. Es evidente que si los potenciales de contacto de ambos electrodos fueran iguales no influirían en una medida diferencial. En la práctica es imposible conseguir esta igualdad [84]. Así, en la interfase electrodo-electrolito de electrodos plata-cloruro de plata (Ag/AgCl), ese potencial es del orden de 222 mV. Sin embargo, en el interfase electrolito-piel es más complicado fijar el potencial debido a la variación del estrato córneo a lo largo de la epidermis. Por tanto, la señal bioeléctrica se sumará a una tensión continua, siendo ambas amplificadas.

Para eliminar el nivel de continua cabría pensar en utilizar un condensador en serie con la primera etapa amplificadora, sin embargo esta solución impediría la circulación de las corrientes de polarización del amplificador. En definitiva, es necesario gestionar dicho nivel de continua aplicando un primera ganancia que no sature el amplificador. Tras la primera etapa suele disponerse un filtro paso alto de 2º orden de frecuencia de corte 0,1 Hz, por ejemplo, que elimina la continua pero permite el paso sin distorsión apreciable de frecuencias superiores.

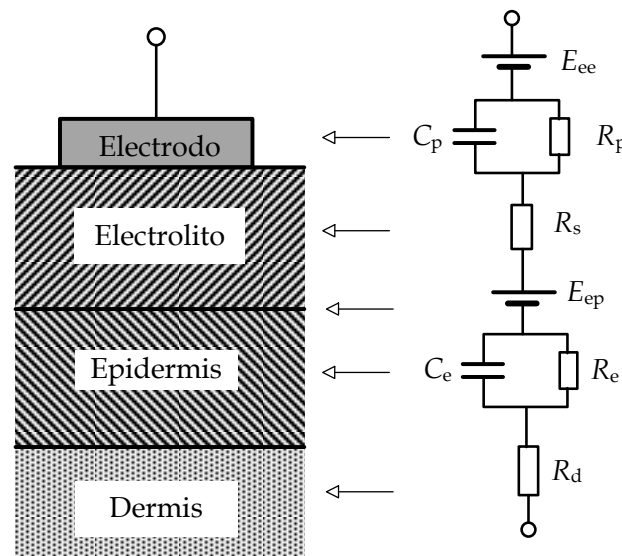


Figura 4.9. Circuito equivalente de la interfase electrodo-electrolito-piel.

4.3.5 OTROS TIPOS DE INTERFERENCIAS

Se distinguen principalmente otros tres tipos de interferencias que afectan a la adquisición de la señal EOG, las cuales han de tenerse en cuenta para su procesamiento.

4.3.5.1 Interferencias provocadas por otros biopotenciales

En el cuerpo humano están presentes otras señales de biopotenciales que, dado que no están aisladas, pueden interferir con la señal EOG. La Tabla 4.2 muestra la amplitud y ancho de banda de los principales biopotenciales que interfieren en la medida de la señal EOG por encontrarse dentro de su ancho de banda. Como se comentó al inicio de este capítulo, la señal EOG presenta un ancho de banda comprendido entre CC-50 Hz y una amplitud entre 50-3500 μ V.

Tipo de señal	Amplitud típica	Ancho de banda
ECG	0,5 - 4 mV	0,01 Hz - 250 Hz
EMG	0,1 - 5 mV	CC - 150 Hz
EEG	5 - 300 μ V	CC - 150 Hz

Tabla 4.2. Principales biopotenciales que interfieren en la medida de la señal EOG.

La señal EEG tiene una amplitud mucho menor que la de EOG por lo que no presenta una interferencia significativa. En cambio la señal EMG, debida a la actividad muscular, es especialmente importante ya que se produce cerca de los ojos, tiene una amplitud comparable a la señal EOG y abarca todo el espectro de la señal EOG. De las acciones musculares, la más importante para la señal EOG es la del parpadeo ya que es involuntaria y, aunque no modifica el potencial electrostático del ojo, puede mover los electrodos creando interferencias electrodo-piel. Además, el parpadeo puede confundirse con un movimiento sacádico ya que posee la misma frecuencia y amplitud, induciendo una interferencia en la derivación vertical durante el registro del EOG. Si bien no hay forma de eliminar la señal EMG, su efecto se puede reducir si el usuario tiene los músculos de la cara lo más relajados posible y evita movimientos durante el registro de la señal EOG. También es importante la colocación adecuada de los electrodos, posicionándolos en lugares donde prácticamente no haya músculos, como por ejemplo sobre los huesos, en el reborde orbitario o en base de la cavidad orbitaria.

En la Figura 4.10 se muestra el efecto del parpadeo en la señal EOG. Los parpadeos obedecen tanto a movimientos voluntarios como involuntarios afectando a la interpretación de la señal.

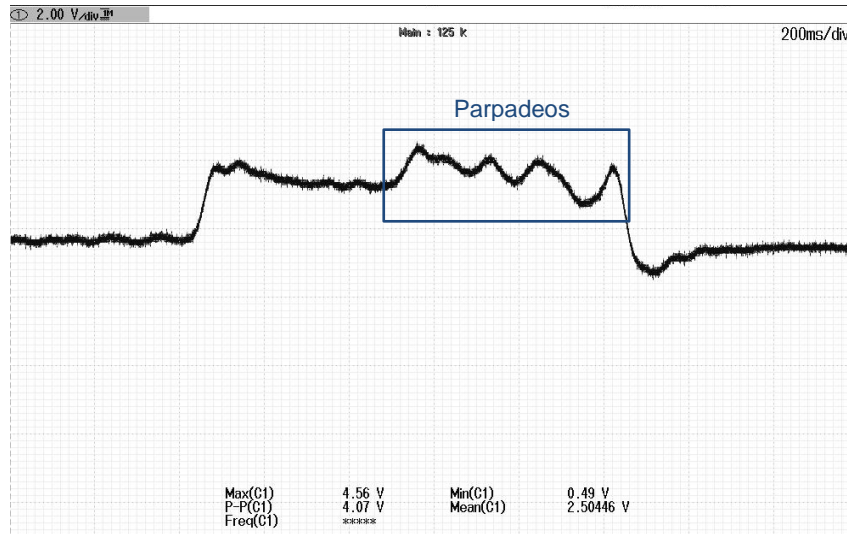


Figura 4.10. Efecto del parpadeo en la señal EOG.

4.3.5.2 Derivas de la señal EOG sobre la línea base

La señal EOG puede presentar una fuerte variación o desplazamiento de su componente continua sobre la línea base isoelectrónica (*baseline*), también conocido como *offset* o *drift*. Esta componente está producida por distintos factores y varía mucho de un paciente a otro.

Esta deriva se debe principalmente a las variaciones en la luminosidad ambiente y en el potencial del dipolo ocular. Esta última está motivada por las diferencias de polarización frente distintas intensidades de luz de los dos fotorreceptores de la retina (conos y bastones). Este factor hace que se cometan errores al determinar la posición ocular del usuario. Debido a las elevadas ganancias de amplificación que se deben utilizar para la adquisición de la señal del EOG, esta deriva puede llevar a la saturación de los amplificadores, como se muestra en la Figura 4.11.

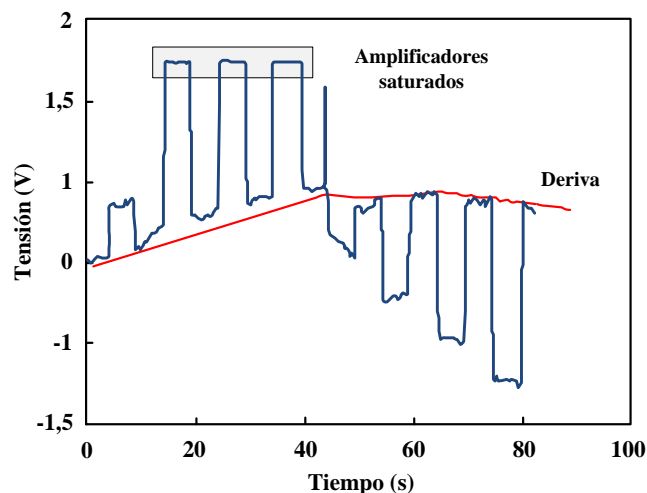


Figura 4.11. Efecto de la deriva y de la saturación de los amplificadores sobre la señal EOG (adaptada de [23]).

La deriva de la señal sobre la línea base no se puede eliminar, ya que se trata de un proceso de polarización intrínseco al funcionamiento de la retina, pero se puede minimizar controlando la luminosidad ambiente, realizando un filtrado adecuado y ajustando la ganancia de los amplificadores.

4.3.5.3 Interferencias electromagnéticas

Además de las interferencias debidas a campos eléctricos y magnéticos próximos al cuerpo humano, se tienen las interferencias debidas a campos electromagnéticos producidas por equipos de radio, TV, iluminación fluorescente, comunicaciones, etc. Se trata de interferencias de alta frecuencia (radio-frecuencia) para las que el usuario se comporta como una antena. Las uniones p-n de los dispositivos semiconductores del equipo de medida actúan como rectificadores generando una tensión interferente de corriente continua.

Una forma de minimizar estas interferencias consiste en situar a la entrada del circuito de amplificación filtros paso bajo. La Figura 4.12 muestra esta solución tomada de la hoja de características del amplificador de instrumentación AD620. De esta forma se introducen dos frecuencias de corte: una para la señal diferencial f_d (ecuación 4.14) y otra para la señal de modo común f_{mc} (ecuación 4.15). La Figura 4.13 sintetiza de forma gráfica las principales fuentes de interferencias.

$$f_d = \frac{1}{2\pi R(2C_d + C_c)} \quad (4.14)$$

$$f_{mc} = \frac{1}{2\pi R C_c} \quad (4.15)$$

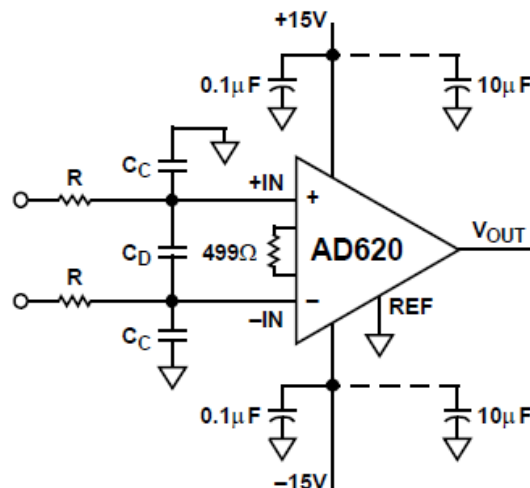


Figura 4.12. Circuito utilizado para atenuar las interferencias de RF en el amplificador de instrumentación AD620.

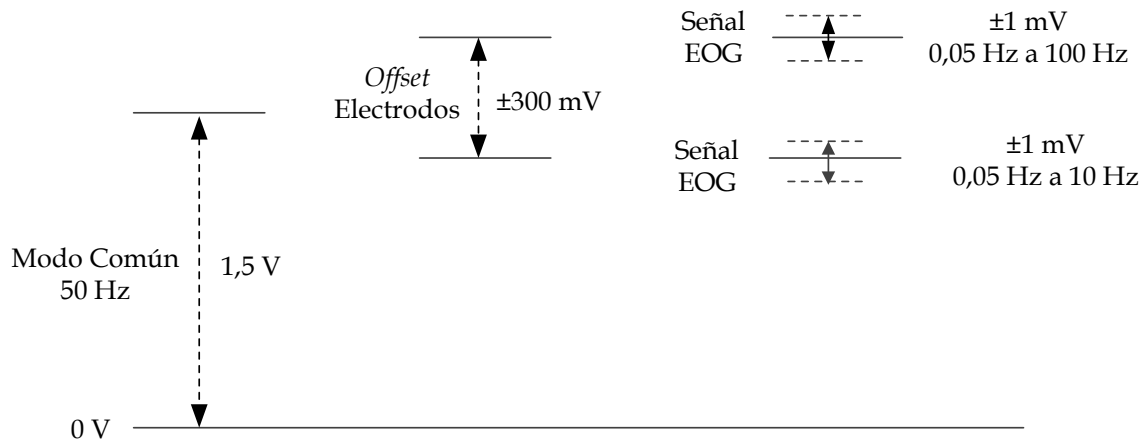


Figura 4.13. Principales fuentes de interferencias en la señal electrooculográfica.

4.4 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Una vez analizada la problemática general asociada a la adquisición de señal electrooculográfica, en esta sección se expone el *hardware* utilizado para realizar dicha adquisición.

La Figura 4.14 muestra el diagrama de bloques del prototipo de bioamplificador de señales EOG. Una primera versión de este sistema fue desarrollada en el Trabajo Fin de Máster realizado por el autor de este trabajo [85]. Consta básicamente de dos canales independientes: un canal para la captación del movimiento horizontal de los ojos y otro canal para la captación del movimiento vertical. Los dos canales son idénticos y constan de una etapa para la protección del usuario y el equipo, una etapa de preamplificación, un filtrado paso banda y una segunda etapa de amplificación. Para la captación de las señales se utiliza una configuración de cinco electrodos, colocados según se muestra en la figura. Las señales analógicas a la salida de los canales horizontal y vertical (Ch H y Ch V) son digitalizadas y enviadas al computador a través de un enlace *bluetooth*. El circuito se alimenta mediante una batería recargable de Ion-Litio de 3,7 V. En los siguientes apartados se comenta, de forma resumida, los principales aspectos del diseño electrónico.

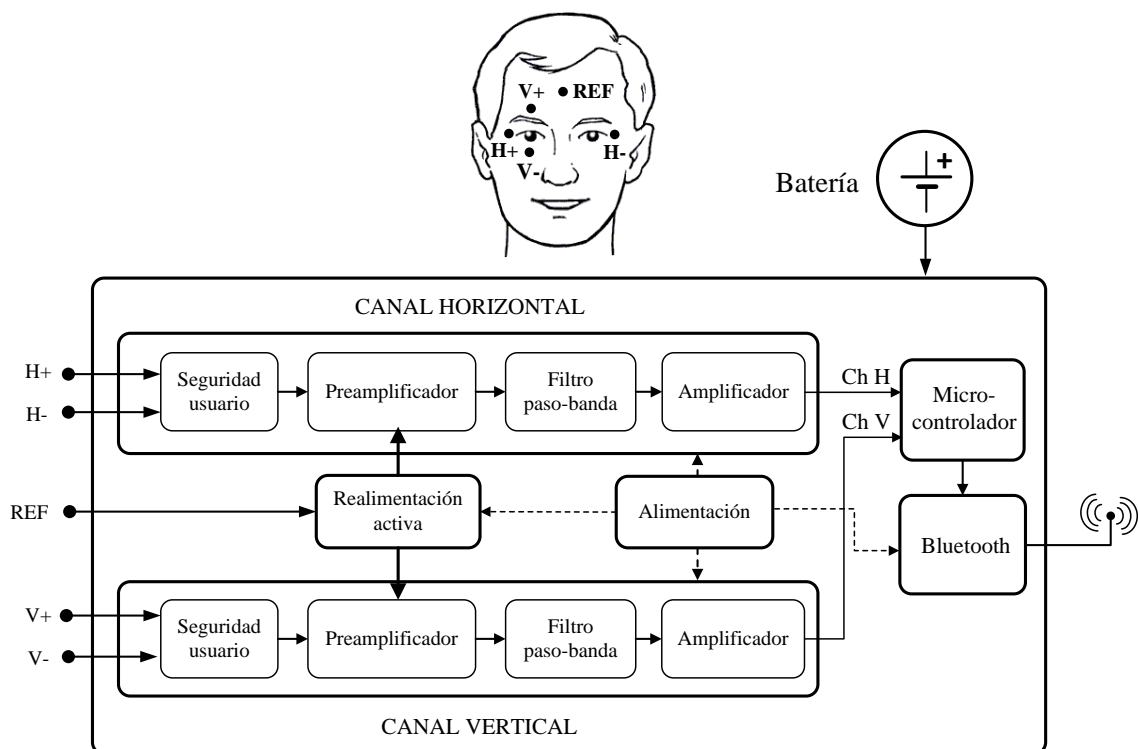


Figura 4.14. Diagrama de bloques del bioamplificador de señales EOG desarrollado.

4.4.1 SEGURIDAD DEL USUARIO

En todas aquellas aplicaciones médicas donde esté presente el usuario su seguridad es el primer aspecto a garantizar. Los equipos electrónicos destinados a uso médico deben cumplir ciertas normas que garanticen tanto la seguridad del usuario como la del operador, así como la del propio equipo electrónico.

Hay que tener en cuenta que una corriente alterna de 50 Hz de apenas 10 μA a través del corazón puede causar daños permanentes e incluso la muerte de una persona. Por tanto, siempre que se opere con señales bioeléctricas, se ha de tener en cuenta la normativa vigente [86]. En el Anexo 1 se detalla la normativa asociada al diseño de dispositivos electromédicos, así como las consideraciones adoptadas.

4.4.2 AMPLIFICACIÓN DIFERENCIAL

Como ya se ha comentado, la señal electrooculográfica tiene muy poca amplitud y está afectada por multitud de interferencias, muchas de ellas de mayor nivel que la propia señal. Por ello lo primero que se debe hacer es amplificarla con el fin de elevar su relación señal-ruido (SNR). Para poder rechazar en la medida de lo posible la tensión de modo común dicha amplificación ha de ser de tipo diferencial. A tal efecto es habitual acudir a un amplificador de instrumentación (AI). Como es sabido, este tipo de dispositivos presentan un alto rechazo a la tensión de modo común (CMRR, por sus siglas en inglés). En este trabajo se utilizó el INA327 de Texas Instruments [87], cuya CMRR típica es de 114 dB. Se trata de un AI de precisión y bajo coste, con entradas y salidas *rail-to-rail*. Esta última característica es muy importante ya que se alimenta el circuito con una baja tensión (3,3 V). Por otro lado, para minimizar el efecto de la variación de la tensión de alimentación, es importante que el AI ofrezca una alta relación de rechazo a variaciones de alimentación (PSRR, por sus siglas en inglés). Aunque tanto la CMRR como la PSRR varían con la frecuencia, un valor típico de la PSRR es de $\pm 3 \mu\text{V}/\text{V}$. La ganancia de esta primera etapa de amplificación no ha de ser muy grande ya que se podría saturar la primera etapa del AI al ser alimentados a baja tensión. Un valor razonable de ganancia puede ser 20 V/V.

4.4.3 CIRCUITO DE REALIMENTACIÓN ACTIVA

En el apartado 4.3.1.1 se ha justificado la necesidad de utilizar un electrodo adicional (electrodo de referencia) conectado a la masa del circuito con finalidad doble:

- Permitir la circulación a masa de las corrientes de polarización del AI.
- Reducir la tensión de modo común, al ser menor la impedancia a masa del usuario.

Sin embargo, la conexión a masa de dicho electrodo no es adecuada ya que se reduce la seguridad del paciente al permitir que, junto a las corrientes de polarización,

circulen otras posibles corrientes que puedan generarse en el mismo sistema de amplificación o en su entorno. Por otro lado, es cierto que en la ecuación 4.4 cuanto menor sea el valor de Z_{e3} menor será la tensión de modo común sobre el usuario, pero Z_{e3} es la impedancia de la interfase electrodo-piel que no es fácil de controlar [83].

Una opción para aumentar la seguridad del equipo sería colocar una resistencia de valor alto entre el usuario y masa, pero con ello perderíamos la ventaja de reducir la tensión de modo común.

Una técnica utilizada habitualmente en los equipos médicos es la denominada «realimentación activa» [88], la cual permite reducir la impedancia efectiva del electrodo de referencia sin disminuir la seguridad del paciente. Esta técnica sitúa el electrodo de referencia a un potencial proporcional a la tensión de modo común presente en el usuario, pero de signo contrario [83].

Para explicar esta técnica se parte del circuito de la Figura 4.15, en el que la tensión diferencia del canal horizontal es amplificada mediante un AI, siendo R_G la resistencia que determina la ganancia.

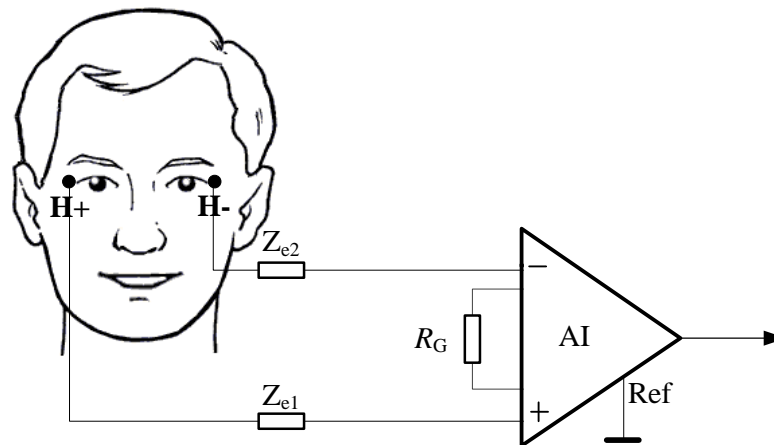


Figura 4.15. Amplificador de instrumentación utilizado para amplificar la señal diferencial correspondiente al movimiento horizontal de los ojos.

Si se sustituye R_G por dos resistencias en serie de igual valor, $R_G/2$, como se muestra en la Figura 4.16, se demuestra que en el punto de conexión de ambas resistencias se tiene la tensión de modo común.

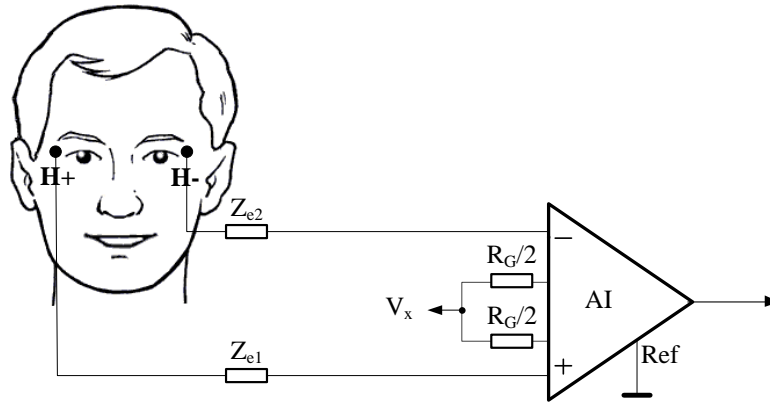


Figura 4.16. Amplificador de instrumentación en el que se ha sustituido R_G por dos resistencias en serie $R_G/2$.

Para poner de manifiesto la presencia de la tensión de modo común se considera el circuito de la Figura 4.17, que muestra la estructura interna de un AI típico. La etapa de entrada (AO1 y AO2) está formada por dos seguidores de tensión que aportan al AI una alta impedancia de entrada.

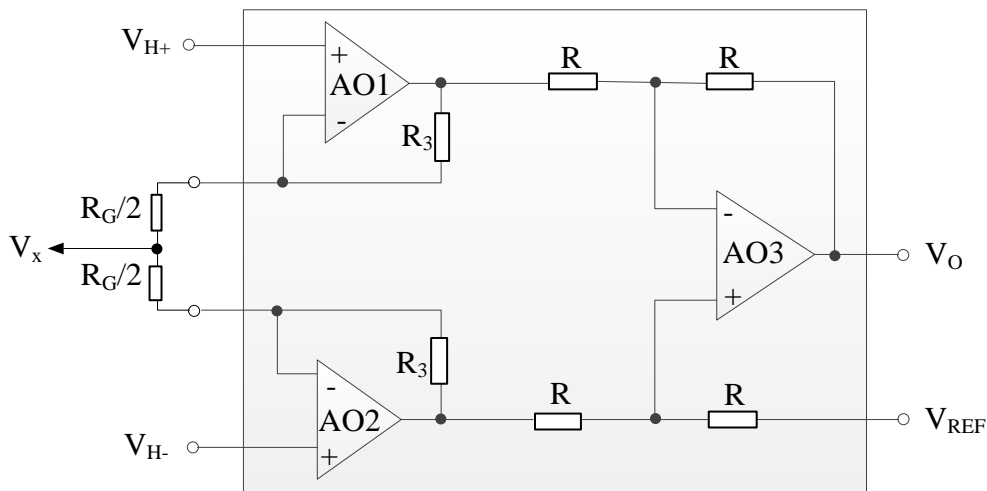


Figura 4.17. Estructura interna de un amplificador de instrumentación.

Sustituyendo las tensiones V_{H+} y V_{H-} por sus componentes de modo común y modo diferencial se obtiene:

$$V_{H+} = V_{mc} + \frac{V_d}{2} \tag{4.16}$$

$$V_{H-} = V_{mc} - \frac{V_d}{2} \tag{4.17}$$

resultando el circuito de la Figura 4.18:

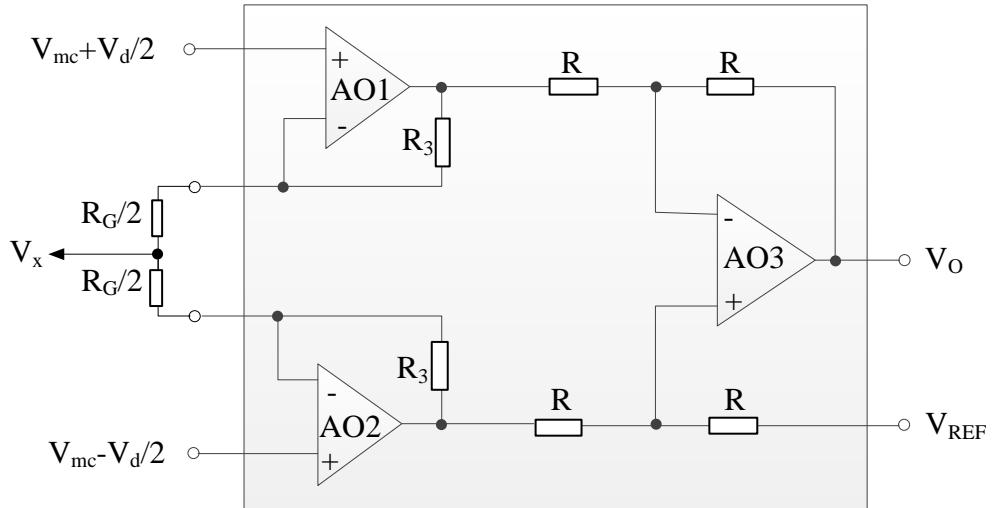


Figura 4.18. Estructura interna del amplificador de instrumentación con las tensiones de entrada en función de las tensiones de modo común y diferencial.

Dado que AO1 y AO2 están realimentados negativamente, la tensión en sus entradas inversoras sigue a la tensión de las no inversoras, por lo que V_x se puede obtener como el valor medio de las tensiones en extremos de las resistencias $R_G/2$, es decir:

$$V_x = \frac{(V_{mc} + V_d/2) + (V_{mc} - V_d/2)}{2} = V_{mc} \tag{4.18}$$

Si ahora se realimenta negativamente V_{cm} como se muestra en la Figura 4.19, se obtienen las ecuaciones 4.19 a 4.23:

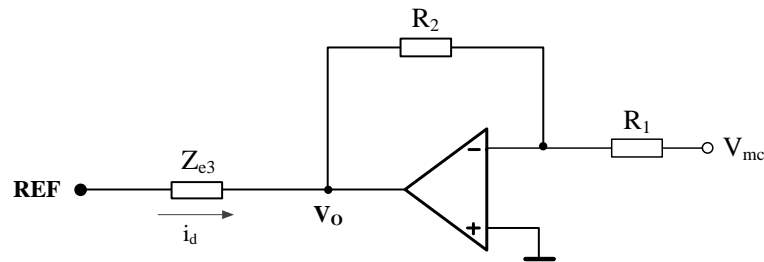


Figura 4.19. Circuito de realimentación negativa utilizado para minimizar la tensión de modo común.

$$V_o = -V_{mc} \frac{R_2}{R_1} \tag{4.19}$$

$$V_{mc} = V_o + Z_{e3} \cdot i_d \tag{4.20}$$

$$V_{mc} = -V_{mc} \cdot \frac{R_2}{R_1} + Z_{e3} \cdot i_d \tag{4.21}$$

$$V_{mc} = \frac{Z_{e3}}{1 + \frac{R_2}{R_1}} \cdot i_d = Z_{eq} \cdot i_d \quad (4.22)$$

$$Z_{eq} = \frac{Z_{e3}}{1 + \frac{R_2}{R_1}} \quad (4.23)$$

La ecuación 4.23 refleja que, con el circuito de la Figura 4.19, la impedancia equivalente del electrodo de referencia se reduce en un factor aproximadamente igual a la ganancia del circuito de realimentación.

Por otra parte, para limitar la corriente en caso de que se produzca un aumento brusco de la tensión de modo común, se coloca una resistencia R_0 de valor elevado a la salida del amplificador operacional, como se muestra en la Figura 4.20.

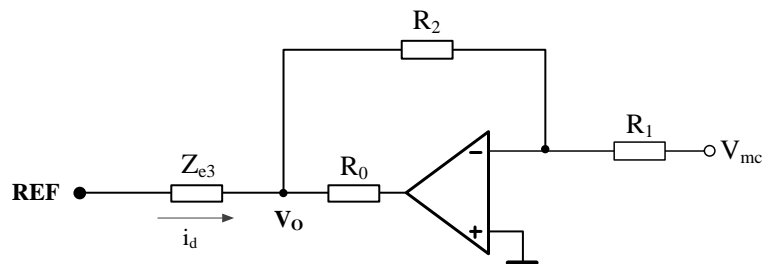


Figura 4.20. Circuito de realimentación activa con limitación de corriente.

De la ecuación 4.22 se deduce que para que la tensión de modo común sea lo menor posible, se debe diseñar el circuito de realimentación activa de modo que $R_0 \gg R_1$. Valores típicos son: $R_0=R_2=1 \text{ M}\Omega$, y $R_1=22 \text{ k}\Omega$. De este modo la Figura 4.21 muestra el circuito final que resulta.

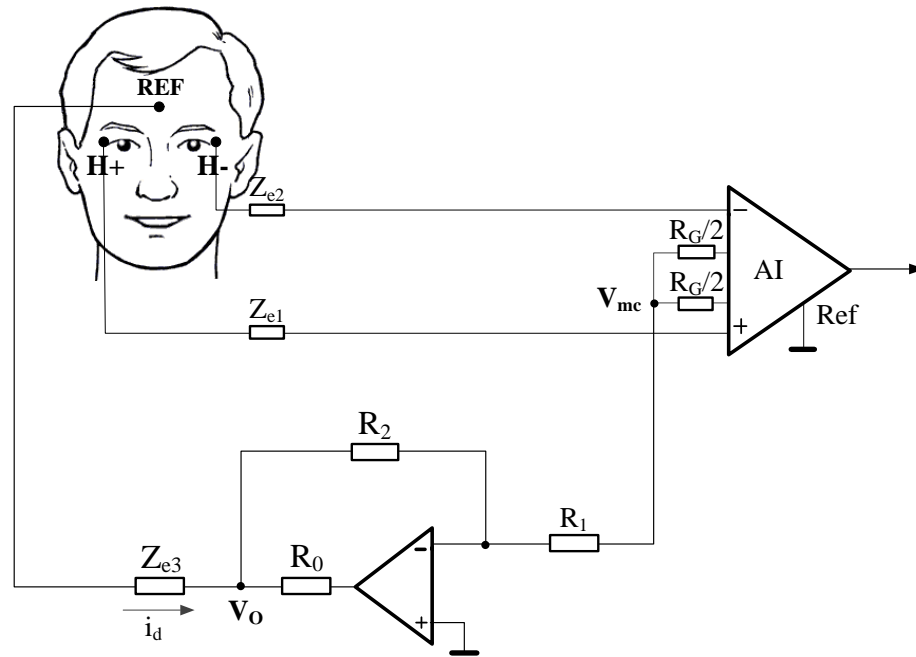


Figura 4.21. Amplificación de la señal diferencial correspondiente al canal horizontal que se realimenta de forma activa.

En definitiva, en un funcionamiento normal del circuito la resistencia efectiva que existe entre el usuario y masa es menor que la impedancia de un electrodo típico, por lo que la tensión de modo común disminuye. Al mismo tiempo, si el usuario se encuentra a un potencial alto, el operacional deja de funcionar linealmente y la resistencia que hay entre el sujeto y masa es muy alta; tanto como se haya elegido R_0 .

4.4.4 FILTRADO ANALÓGICO DE LA SEÑAL

Una vez realizada una primera amplificación de la señal EOG es necesario filtrarla para eliminar, en la medida de lo posible, el ruido que la acompaña. Como se expuso al inicio del capítulo, la banda de frecuencias de la señal EOG está comprendida entre continua y 50 Hz, aunque la mayor parte de la información no supera los 38 Hz. Esto permite pensar en una etapa de filtrado compuesta por un filtro paso alto seguido de un filtro paso bajo. El filtro paso alto eliminará las interferencias de muy baja frecuencia debidas al movimiento de usuario (frecuencia de corte típica de 0,05 Hz). Mientras que el paso bajo limitará el ancho de banda de la señal a la vez que atenuará los armónicos de la señal de la red eléctrica. Para este filtro se puede tomar una frecuencia de corte 30 Hz. Si se quiere atenuar más los armónicos de la red eléctrica se puede pensar en utilizar un filtro de rechazo de banda (de tipo *Notch*) a la frecuencia de 50 Hz.

A continuación es necesario decidir sobre el tipo de respuesta que se quiere tenga el filtro. Esta elección va a estar condicionada por la forma de onda de la señal EOG. Ésta, a consecuencia de los movimientos oculares, es de tipo cuadrada por lo que si se quiere

que no aparezca distorsionada a la salida del filtro, este ha de tener una respuesta de tipo Bessel. Los filtros de tipo Bessel son los más adecuados ya que ofrecen un retardo de grupo constante en la banda de paso, retardando por igual todas las componentes frecuenciales y por tanto, conservando la forma de onda cuadrada. Esto se puede apreciar en la Figura 4.22, en la que se comparan las principales respuestas de filtros en cuanto a su respuesta de fase y retardo de grupo se refiere.

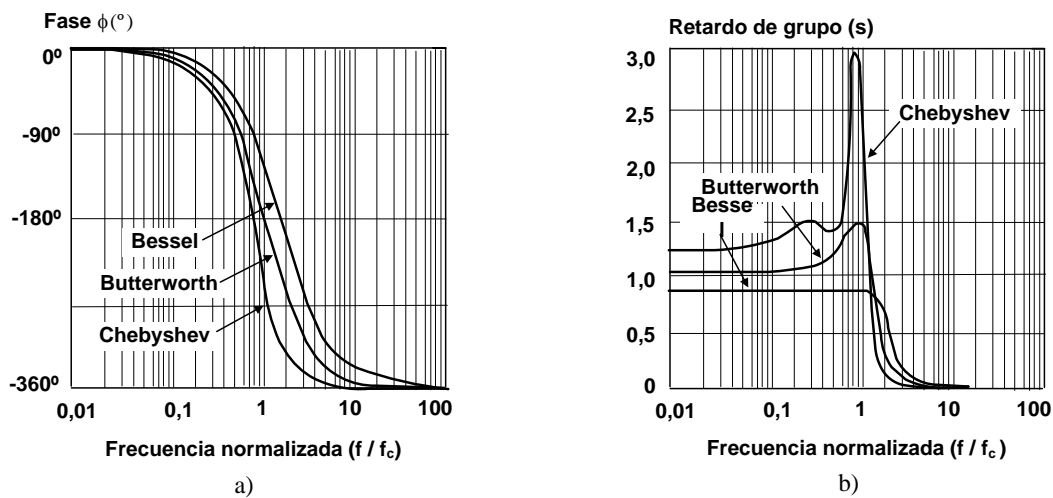
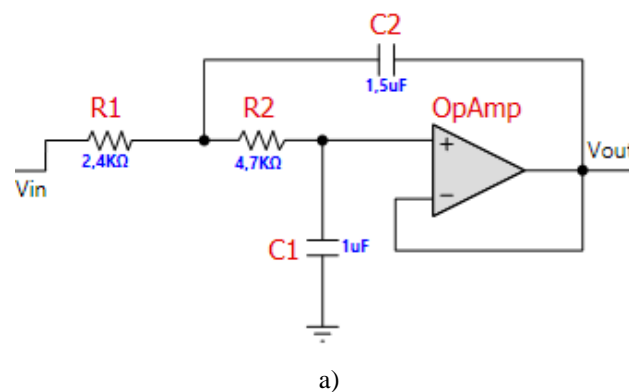


Figura 4.22. Comparación de: a) la respuesta de fase; b) retardos de grupo normalizados de filtros de 4º orden ^[87].

Con la ayuda del *software* FilterPro de Texas Instruments se diseñó un filtro paso bajo de 2º orden, Sallen Key, de tipo Bessel y con frecuencia de corte de 30 Hz. La Figura 4.23 muestra el circuito y la respuesta frecuencial de ganancia, fase y retardo de grupo.



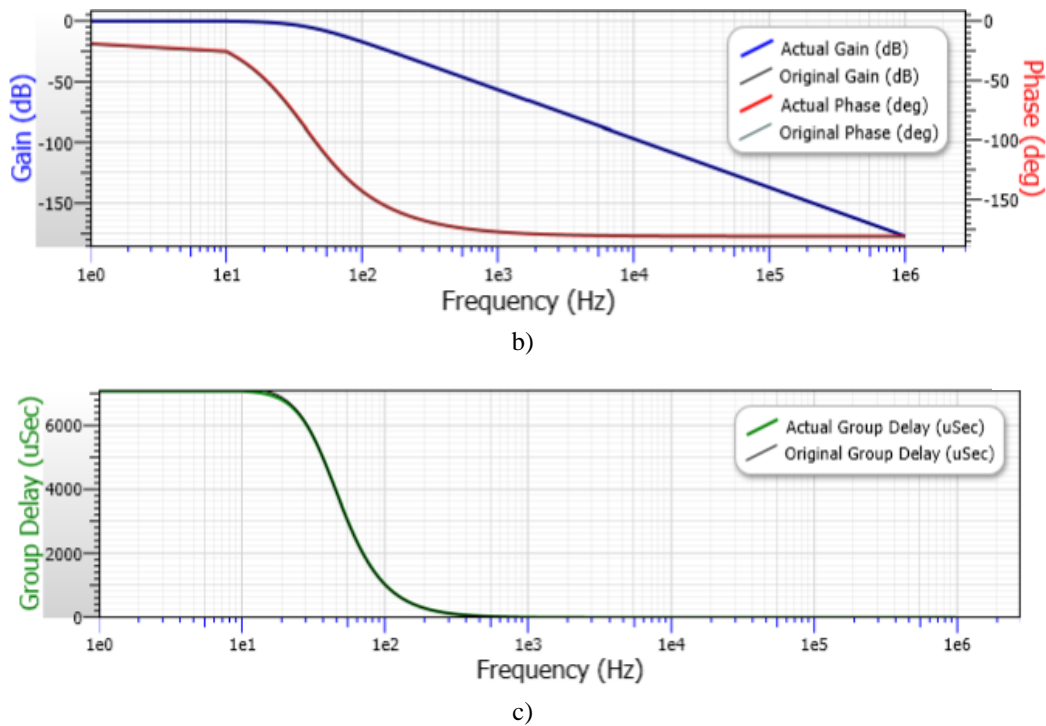


Figura 4.23. Filtro paso bajo de 2º orden, Sallen Key, de tipo Bessel y con frecuencia de corte 30 Hz: a) esquema eléctrico; b) respuesta de ganancia y fase; c) retardo de grupo.

4.4.5 ETAPA FINAL DE AMPLIFICACION

Tras las etapas de preamplificación y filtrado ya es posible visualizar la señal EOG, sin embargo, aún no está lo suficientemente adaptada a las exigencias de la etapa de digitalización. Antes es necesario realizar dos acciones:

- 1) Amplificar la señal para llevarla al margen de entrada del convertidor analógico-digital (CAD). Con ello se consigue la máxima resolución del CAD.
- 2) Desplazar la señal para evitar que tome valores negativos. Esto requiere introducir una tensión positiva (V_{BIAS}) por una de las patillas del AO.

La Figura 4.24 muestra el esquema simplificado de esta etapa. El potenciómetro R_2 permite ajustar la ganancia y el R_3 introduce la tensión necesaria para desplazar la salida a valores positivos. La tensión de salida viene dada por la expresión:

$$V_O = -\left(\frac{R_2}{R_1}\right) \cdot V_{IN} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot V_{BIAS} \quad (4.24)$$

La ganancia se puede ajustar también mediante un microinterruptor. La Figura 4.25 muestra un microinterruptor de cinco canales con el que, utilizando diferentes resistencias de realimentación, es posible obtener cinco valores diferentes de amplificación. Una opción interesante, no implementada en este prototipo, sería utilizar potenciómetros digitales que, controlados desde el microcontrolador, permitieran variar tanto la ganancia como el *offset*.

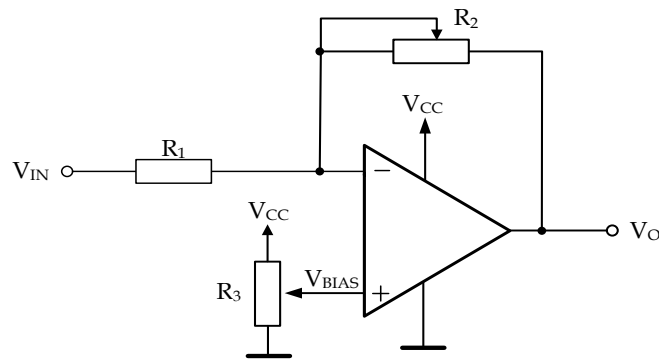


Figura 4.24. Ajuste de la ganancia y del *offset* mediante potenciómetros.

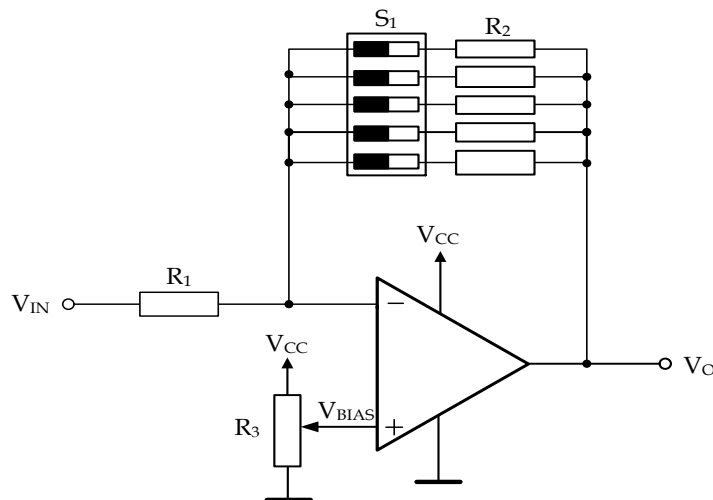


Figura 4.25. Ajuste de la ganancia mediante un microinterruptor.

4.4.6 DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Una vez realizado el acondicionamiento de la señal se procede a su digitalización, para posteriormente enviarla de forma inalámbrica al computador. Es en éste donde se realizará la separación entre la señal EOG y los parpadeos, así como la estimación de los parámetros de interés.

Para realizar el proceso de digitalización se puede pensar, en principio, en utilizar CADs de alta resolución como los Sigma Delta, que tienen resoluciones de hasta 24 bits. Sin embargo, el factor que realmente limita la resolución es el ruido, por lo que de nada serviría utilizar un CAD de alta resolución si el sistema posee un ruido superior. Por tanto, en este trabajo se ha optado por utilizar el CAD integrado en el microcontrolador. Este CAD tiene una resolución de 10 bits, suficiente para procesar la señal EOG. Dado que el rango de entrada de este CAD es de 3,3 V, se puede llegar a discriminar valores de tensión de $3,3 \text{ V}/2^{10} = 3,2 \text{ mV}$. En este trabajo se utilizó el microcontrolador ATMEL AT90USB1287 de 8 bits.

El siguiente aspecto a considerar es cuál ha de ser la frecuencia de muestreo. Para ello se ha de tener en cuenta la duración de los movimientos oculares. En este sentido es necesaria una frecuencia de muestreo superior a 100 muestras por segundo, puesto que así se permitiría detectar la mayoría de movimientos oculares; sobre todo los sacádicos. Sin embargo, en un futuro podría considerarse necesario una frecuencia de muestreo incluso mayor si el tratamiento digital de la información así lo requiriera.

Las muestras obtenidas se envían al computador de forma inalámbrica mediante el protocolo de comunicaciones *bluetooth*. Esta comunicación inalámbrica se basa en el estándar 802.15.1. En este trabajo se utilizó el módulo *bluetooth* de bajo consumo (es decir, versión 4.0) WT12. Este módulo utiliza el protocolo de descubrimiento para comprobar periódicamente la existencia de un dispositivo *bluetooth* que pueda recibir la señal EOG. La Figura 4.26 muestra los módulos que intervienen en la conversión analógico-digital de la señal y en la comunicación inalámbrica del dispositivo con el computador.

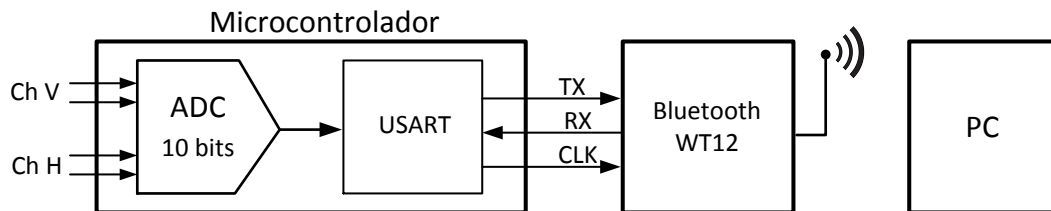


Figura 4.26. Detalle del proceso de conversión analógico-digital y posterior transmisión al computador.

Dado que las señales EOG tienen un rango de frecuencia entre 0-50 Hz, para cumplir con el teorema de Nyquist la frecuencia de muestreo ha de ser como mínimo el doble de la máxima frecuencia de la señal, es decir, se ha de muestrear como mínimo a 100 Hz. Como se trabaja con dos canales, la frecuencia de muestreo del CAD ha de ser al menos 200 Hz. Esto no supone un problema ya que la máxima frecuencia de muestreo del CAD es aproximadamente 15,38 kHz. Este valor se obtiene como la inversa del tiempo de conversión mínimo del CAD, es decir, 65 μ s.

La salida del CAD se lleva al módulo USART (transmisor/receptor serie asíncrono/síncrono) del microcontrolador donde se codifica la señal para enviarla al módulo *bluetooth*. El formato de la transmisión microcontrolador-*bluetooth* tiene un formato de texto de 10 caracteres con la estructura: `XXXXYYYY\r\n`, donde las «X» codifican el canal horizontal, las «Y» el canal vertical, «\r» es carácter de retorno de carro y «\n» el salto de línea. Los valores para cada canal oscilan entre 0 y 1023. Cada carácter X e Y son de 8 bits según la norma UTF-8. El módulo USART permite seleccionar diferentes valores de tasa de transmisión que depende de la frecuencia del oscilador. Para una frecuencia del oscilador de 8 MHz, este valor puede estar entre 2400 bps y 0,5 Mbps. El valor mínimo se obtiene de las siguientes relaciones:

$$\frac{100 \text{ muestras}}{\text{s}} \cdot \frac{10 \text{ caracteres}}{1 \text{ muestra}} \cdot \frac{8 \text{ bits}}{1 \text{ caracter}} = 8000 \text{ bps}$$

El valor más cercano al calculado es 9600 bps. A este valor le corresponde una frecuencia de muestreo de:

$$\frac{9600 \text{ bits}}{\text{sec}} \cdot \frac{1 \text{ caracter}}{8 \text{ bits}} = 1200 \frac{\text{caracteres}}{\text{s}} = 1200 \text{ baudios}$$

Lo cual equivale a:

$$1200 \frac{\text{caracteres}}{\text{sec}} \cdot \frac{1 \text{ muestra}}{10 \text{ caracteres}} = 120 \frac{\text{muestras}}{\text{s}}$$

En cuanto a la comunicación *bluetooth*-PC no se requiere ningún cálculo adicional ya que el *bluetooth* soporta velocidades de hasta 115200 bps. Es importante destacar que la tecnología *bluetooth* es altamente susceptible a interferencias y que requiere que los dispositivos enlazados estén cerca (a pesar de que el estándar indique un alcance de más de 10 metros). Estos factores pueden provocar pérdidas de información en el enlace, y por lo tanto la frecuencia de muestreo deducida podría no alcanzarse.

La conexión *bluetooth* sigue la siguiente lógica: en primer lugar se envía el comando «INQUIRY» al dispositivo *bluetooth*. Una vez recibido éste buscará dispositivos *bluetooth* dentro de su rango y les solicitará su dirección física. Cuando dispone de ella el programa está listo para comunicarse con el dispositivo con el que se quiere trabajar. Para ello se envía el comando «CALL» solicitando la conexión con dicho dispositivo en la dirección obtenida. El programa está diseñado de forma que el microcontrolador es capaz de establecer por sí mismo la conexión, su activación es la única condición para que empiece a correr. La tarea de conexión se divide en varias fases, si hay errores o resultados inesperados en el flujo de ejecución se retornará a la primera fase hasta que la conexión se establezca. Cuando se localiza el dispositivo por su nombre, se realiza una petición de conexión, la cual debe de ser respondida junto con una contraseña predeterminada. Una vez enlazados ambos dispositivos, el *hardware* comienza a enviar los resultados de la CAD. Esta conexión *bluetooth* será reconocida por ambos dispositivos como una conexión tipo serie que se gestionará mediante el protocolo RFCOMM de la pila *bluetooth*.

La Figura 4.27 muestra el esquema eléctrico simplificado del prototipo desarrollado. Se ha representado solo el canal horizontal ya que el vertical es idéntico. En el Anexo 2 se incluyen los esquemas eléctricos completos del prototipo desarrollado (Figura 4.28). La caja que protege el circuito tiene unas dimensiones de 100 mm × 50 mm.

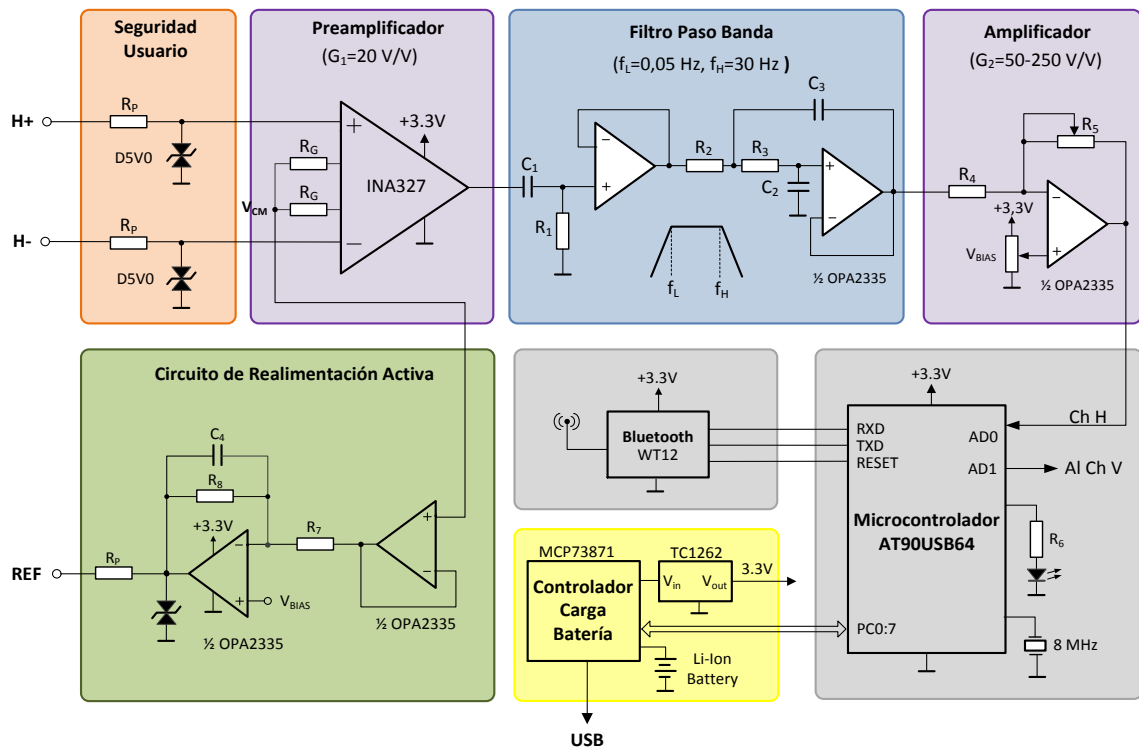


Figura 4.27. Esquema eléctrico simplificado del bioamplificador desarrollado.

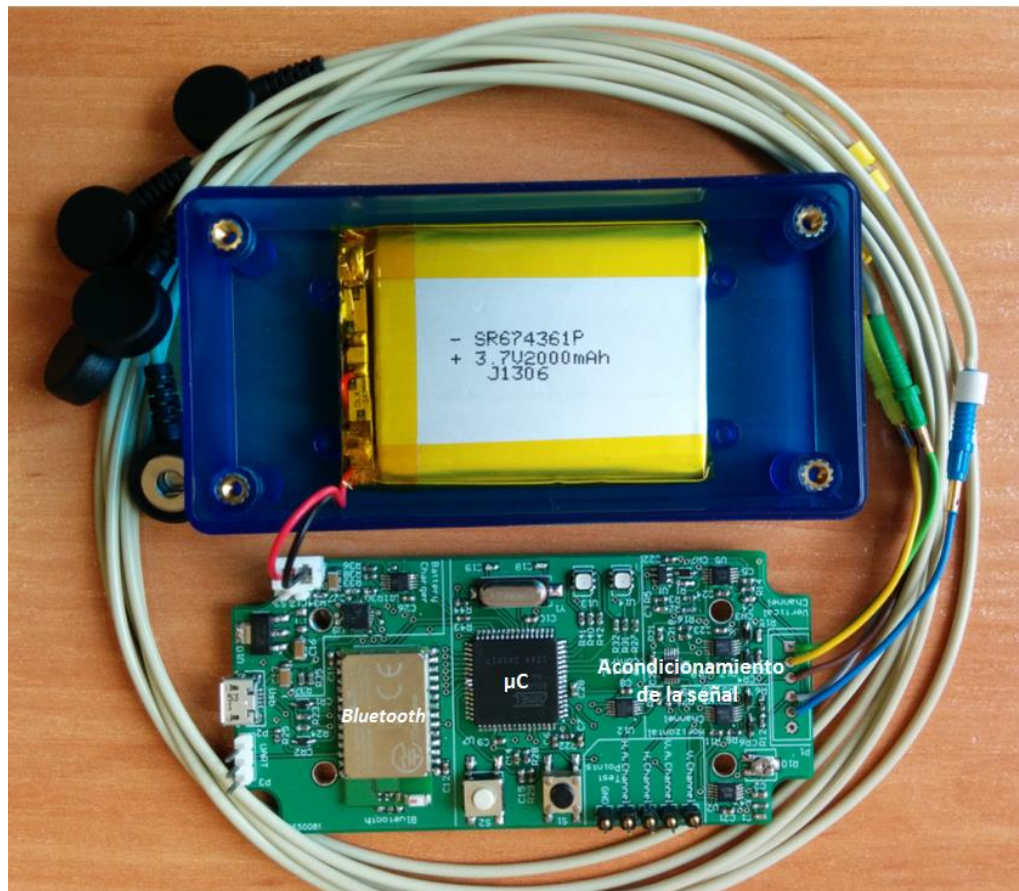


Figura 4.28. Imagen del prototipo de bioamplificador desarrollado.

Finalmente, para dotar al sistema de la portabilidad necesaria, se ha utilizado una batería recargable de Li-ión. La gestión de la carga de esta batería se realiza mediante el circuito MCP73871 de Microchip. Este dispositivo incluye indicadores de batería baja, alimentación correcta y dos indicadores de estado de carga que permiten salidas a LEDs o comunicación con el microcontrolador. También es posible alimentar el circuito a través de cable USB por medio del regulador TC1262 de baja caída de tensión.

La estimación de la duración de la batería se puede realizar dividiendo la capacidad de la batería (mAh) por la corriente media consumida por el dispositivo. La corriente media depende del número de estados posibles del dispositivo, de la corriente media en cada estado y del tiempo que permanece en cada uno de ellos. El microcontrolador tiene 5 estados: activo, apagado, ahorro de energía, inactivo y en espera. Por tanto es difícil saber el tiempo que pasa en cada estado. Sin embargo, es posible obtener resultados realistas considerando la corriente en el estado activo y multiplicando la duración de la batería por 0,7. La capacidad de la batería es de 2200 mAh y la corriente media de todos los dispositivos en estado activo es de aproximadamente 205 mA ($I_{\mu C}=70$ mA, $I_{\text{Bluetooth}}=60$ mA, $I_{IA}=25$ mA, $I_{OA}=50$ mA). Por lo tanto, la duración estimada de la batería es de aproximadamente 7,5 horas.

4.5 MEDIDA DE BIOPOTENCIALES MEDIANTE ELECTRODOS

El elemento esencial a la hora de detectar o registrar las señales biológicas es el electrodo. Un electrodo es un objeto metálico que se pone en contacto con la piel o con el medio interno del cuerpo para convertir las corrientes iónicas del organismo en señales eléctricas. El proceso tiene lugar en la unión metal-tejido biológico y es de naturaleza electroquímica. En los siguientes subapartados se exponen las principales características de los electrodos utilizados en este estudio, así como las diferentes topologías analizadas para el registro de la señal EOG.

4.5.1 CIRCUITO EQUIVALENTE DE LOS ELECTRODOS

Los electrodos pueden clasificarse en dos tipos atendiendo a la capacidad de reutilización de los mismos, tendremos de esta manera los reversibles y los no reversibles. Los electrodos no reversibles más utilizados son los de Ag-ClAg. Es importante entender lo que ocurre cuando se realiza una medida empleando electrodos superficiales. La Figura 4.29 muestra el circuito equivalente del proceso de medida utilizando dos electrodos.

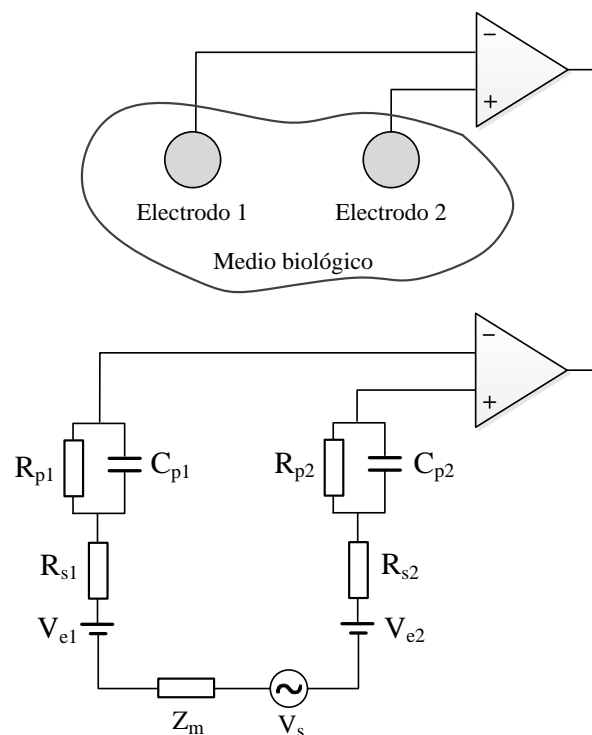


Figura 4.29. Circuito equivalente de electrodos conectados a un medio biológico ^[89].

No se puede asegurar que los elementos equivalentes correspondientes a cada electrodo, los pasivos (R_p , C_p , R_s) y el activo (V_e) sean siempre iguales. La diferencia entre las tensiones de ambas señales, al llevarlas al amplificador, da lugar a la aparición de una cierta tensión de *offset* que nada tiene que ver con la útil (V_s). Debido a esto, es

importante que los electrodos que se utilicen sean lo más similares posible. Además, puede ocurrir que el generador interno (V_s) tenga una componente de continua, en tal caso las tensiones de *offset* se confundirán con dicha componente continua falseando la medida.

En el caso de electrodos colocados sobre la piel, la tensión de *offset* puede variar bastante, por lo que se recurre a no registrar la componente continua. Además, a fin de no utilizar amplificadores con impedancias de entrada demasiado elevadas y de no introducir errores por desequilibrio, se suele colocar entre la piel y el metal algunas sustancias muy conductoras y que rebajan las impedancias de contacto hasta los centenares de ohmios. Estas sustancias suelen ser gel con una sal iónica disuelta.

Los electrodos más empleados son los de superficie, no obstante, en el mercado existen otros modelos como los de succión y los de aguja. Los electrodos de superficie pueden ser de lengüeta (Figura 4.30a) o de corchete (Figura 4.30b), presentando una mejor sujeción estos últimos.

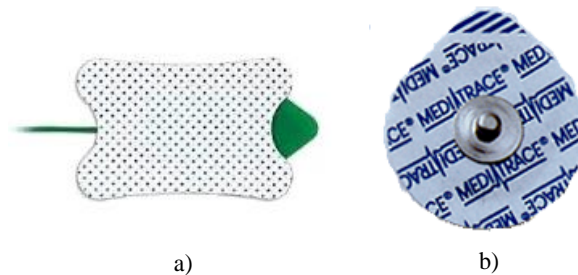


Figura 4.30. a) Electrodo de lengüeta; b) electrodo de corchete.

En los últimos años ha surgido un nuevo tipo de electrodos llamados «electrodos secos». Este tipo de electrodos permite registrar la señal EOG de la misma forma que los de superficie pero sin necesidad de gel conductor. Esto hace que sean más fáciles de colocar y menos incómodos para el usuario al reducir la irritación de la piel. En [90-92] se hace uso de este tipo de electrodos. Para la detección de parpadeos existe también la posibilidad de utilizar sensores formados por películas conductoras transparentes de óxido de indio y estaño (ITO). Las películas de ITO se pueden adherir a las lentes de las gafas convencionales, permitiendo así detectar parpadeos sin obstruir el campo de visión del usuario [93].

Los electrodos utilizados en las pruebas realizadas en este trabajo están formados por un metal (Ag) recubierto de una capa delgada de un compuesto iónico (AgCl); todo ello inmerso en el electrolito que contiene una alta concentración del anión Cl⁻ (suele ser gel). El electrolito presenta un potencial de semi-celda bajo, de 222 mV. Es muy estable y no presenta problemas de biocompatibilidad, características que lo hacen ideal para el uso en EOG. Sin embargo, este tipo de electrodos presenta la mayor parte del ruido a frecuencias bajas. En la Figura 4.31 se muestra un esquema del corte transversal de uno de los electrodos utilizados.

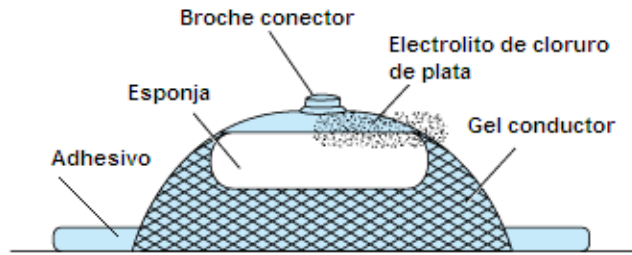


Figura 4.31. Sección transversal de un electrodo de corchete de Ag/AgCl.

Para entender mejor el funcionamiento de los electrodos es necesario profundizar en el interfase electrodo-piel.

La Figura 4.32 muestra el modelo eléctrico equivalente de un electrodo de superficie como los utilizados en este trabajo. Donde E_{ee} es el potencial de semi-celda, C_p y R_p son la capacidad y la resistencia equivalente del electrodo y R_s representa la resistencia equivalente del electrolito.

Cabe notar que la impedancia total de la interfase depende de la frecuencia:

- A altas frecuencias, donde $1/\omega C_p \ll R_p$, la impedancia es una constante de valor R_s .
- A bajas frecuencias, donde $1/\omega C_p \gg R_p$, la impedancia es de nuevo una constante, pero de valor $(R_s + R_p)$.
- A valores intermedios decae con la frecuencia entre los extremos anteriores.

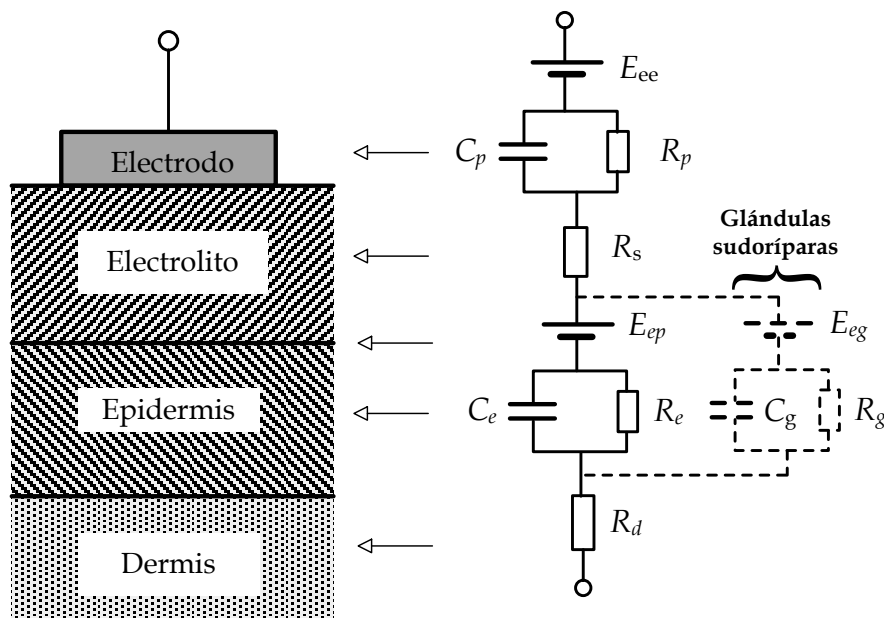


Figura 4.32. Circuito equivalente de las interfases electrodo-electrolito-piel considerando las glándulas sudoríparas ^[52].

En la banda de frecuencias de interés 0,05-40 Hz, la impedancia del electrodo de Ag/AgCl normalmente varía en el margen de 5-20 k Ω . Se puede comprobar la eficacia de los electrodos midiendo la resistencia sobre la piel. Al hacerlo, se puede ver que la resistencia es del orden de 3-4 M Ω , sin embargo, una vez colocados los electrodos, la resistencia disminuye a unos 40 k Ω [77, 94].

Al analizar la anatomía de la piel del ser humano se distinguen tres capas: la epidermis, la dermis y la capa de grasa subcutánea. Centrándonos en la epidermis, en su parte más externa se localiza el estrato córneo o capa córnea, que se puede considerar como una membrana semipermeable a iones. Por tanto, si existe una diferencia de concentración de iones a lo largo de ella, existe una diferencia de potencial. En la Figura 4.32 se denota esta diferencia de potencial como E_{ep} . Para reblandecer el estrato córneo y favorecer la captación de los impulsos se utiliza el gel conductor. Por otra parte, es conveniente frotar la piel con una gasa humedecida en acetona o alcohol para eliminar parte de esta capa.

La epidermis se representa por el circuito formado por R_e y C_e que en la Figura 4.32 aparece en paralelo a la red $R_g C_g$. Así se pone de manifiesto la acción de las glándulas sudoríparas y los iones K⁺, Cl⁻ y Na⁺ que contiene el sudor.

Cuando el electrodo se desplace sobre la piel del paciente cambia la distribución de cargas en la interfase electrodo-piel y el potencial E_{ep} varía. Esto hace que no sea igual al del resto de los electrodos implicados en la medición y es una causa importante de interferencia en la medida del EOG. En el dispositivo que se ha diseñado para el registro de las señales los electrodos son de superficie y presentan un adhesivo bastante potente que limita los desplazamientos. Aun así, puede variar el potencial de las interfases debido a la presencia de la capa córnea.

4.5.2 CONFIGURACIONES DE LOS ELECTRODOS

Los electrodos se disponen sobre la cara según distintas topologías. En la Figura 4.33 se muestran las más significativas. En todas ellas la colocación de los electrodos debe ser en forma perbiocular, es decir, en la vecindad de los dipolos oculares. Sin embargo, el registro de la señal EOG que se obtiene es diferente en cada caso, por lo tanto se hace necesario comparar cada una de las configuraciones. Este estudio comparativo de las topologías mostradas en la Figura 4.33 se ha presentado en el congreso MeMeA (Medical Measurements and Applications) de 2016 [95]. La señal de referencia se toma típicamente de la frente [64, 96] pero también es posible adquirirla del lóbulo de la oreja [97, 98], en la parte posterior de la mano [99] o en el cuello [65]. En todo caso la colocación de los electrodos debe minimizar la componente de EMG.

La Figura 4.34 muestra la placa de conexiones utilizada en la evaluación de las diferentes configuraciones de electrodos.

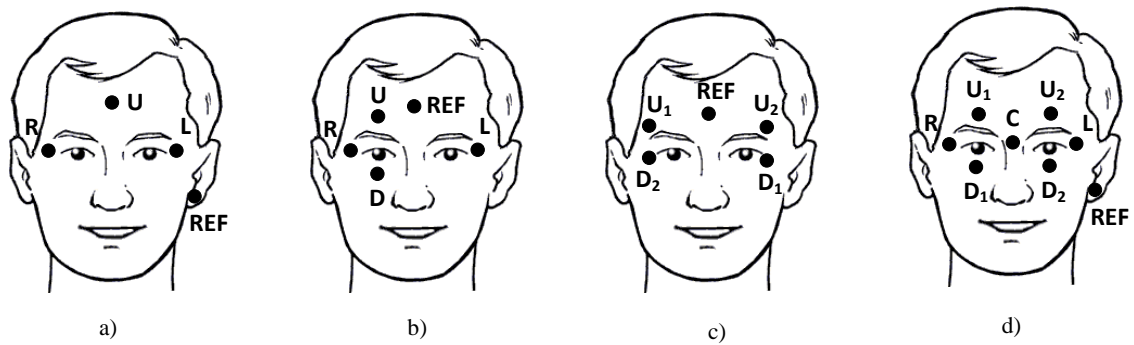


Figura 4.33. Configuraciones de electrodos: a) 4 electrodos; b) 5 electrodos; c) 5 electrodos mediante canales cruzados; d) 8 electrodos.

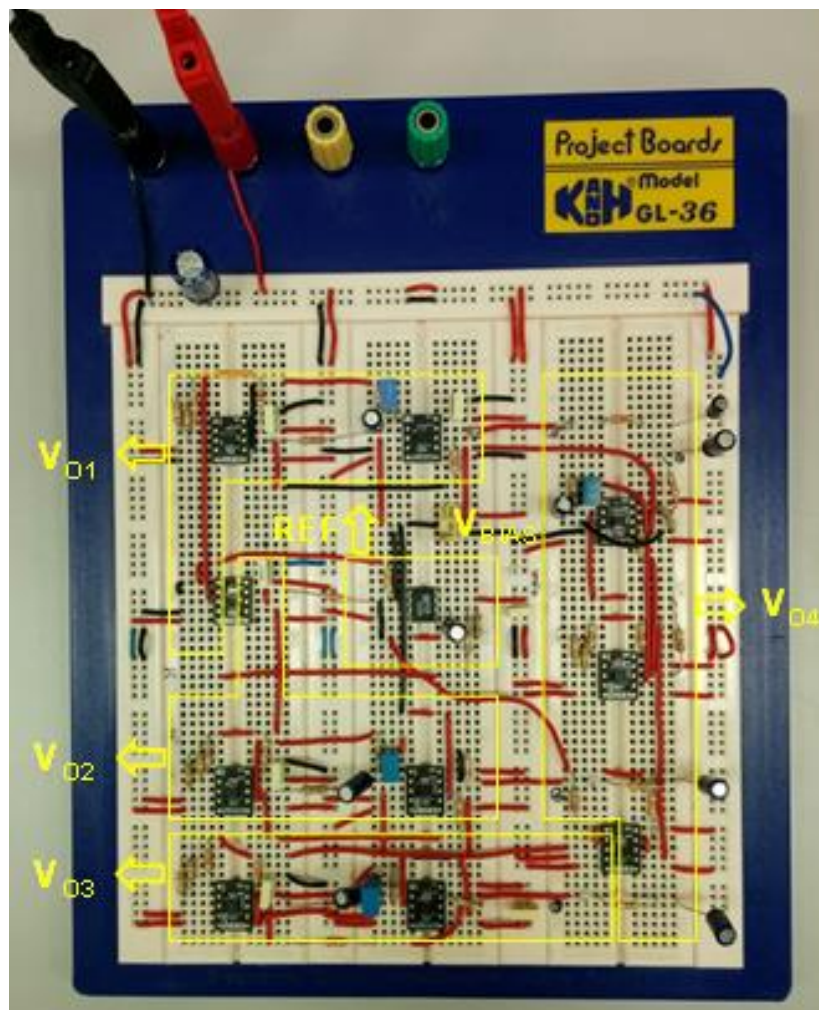


Figura 4.34. Placa de conexiones utilizada en la evaluación de las configuraciones de electrodos.

4.5.2.1 Configuración de 4 electrodos

La Figura 4.35 muestra esta configuración. Consta de tres electrodos principales para registrar dos medidas diferenciales: izquierda-arriba y derecha-arriba, y un cuarto electrodo adicional de referencia. Esta configuración se caracteriza por utilizar el

mínimo número de electrodos para la estimación completa de la orientación del ojo en ambas direcciones, así como de los parpadeos. Cuando se realiza un movimiento vertical se obtiene una señal similar de signo contrario en ambos canales, mientras que cuando el movimiento es horizontal ésta es prácticamente igual en ambos canales y bien definida. La principal debilidad se observa en la calidad de la señal horizontal. Esto se debe a que la comparación de cada canal se realiza con el electrodo «U» en vez de disponer de un canal específico.

Esta configuración se utiliza principalmente en aquellas aplicaciones que requieran una baja precisión. Se podría reducir aún más el número de electrodos, en cuyo caso solo se podría registrar los movimientos que se realizan en un único eje de coordenadas.

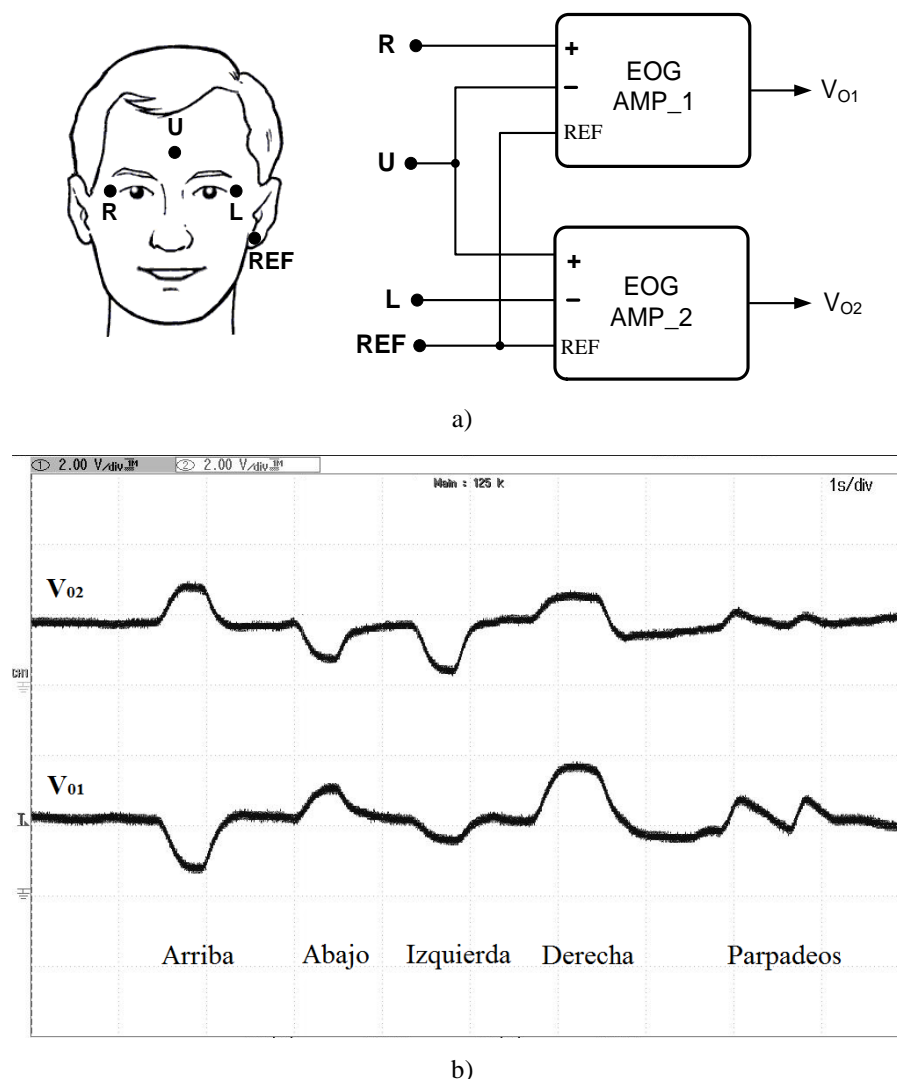


Figura 4.35. a) Configuración de 4 electrodos; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.

4.5.2.2 Configuración de 5 electrodos

La Figura 4.36 muestra la disposición de esta configuración. Los electrodos se colocan a ambos lados de los ojos (R-L) y por encima y por debajo de uno de ellos (U-D). El electrodo de referencia (REF) se sitúa típicamente en la frente, aunque también es común situarlo en el lóbulo de la oreja. Esto hace que la señal EOG pueda procesarse por separado a través de dos canales: horizontal y vertical. Esta configuración permite el registro de los mismos movimientos del ojo que con la configuración de 8 electrodos pero con menos resolución. Debido a la buena relación entre número de electrodos y eficiencia, esta configuración es la más utilizada en el desarrollo de interfaces de usuario. Con ésta configuración se obtienen pulsos bien definidos en cada canal. Sin embargo, muestran cierta correlación que se hace más evidente cuando se realizan movimientos verticales (tanto miradas como parpadeos).

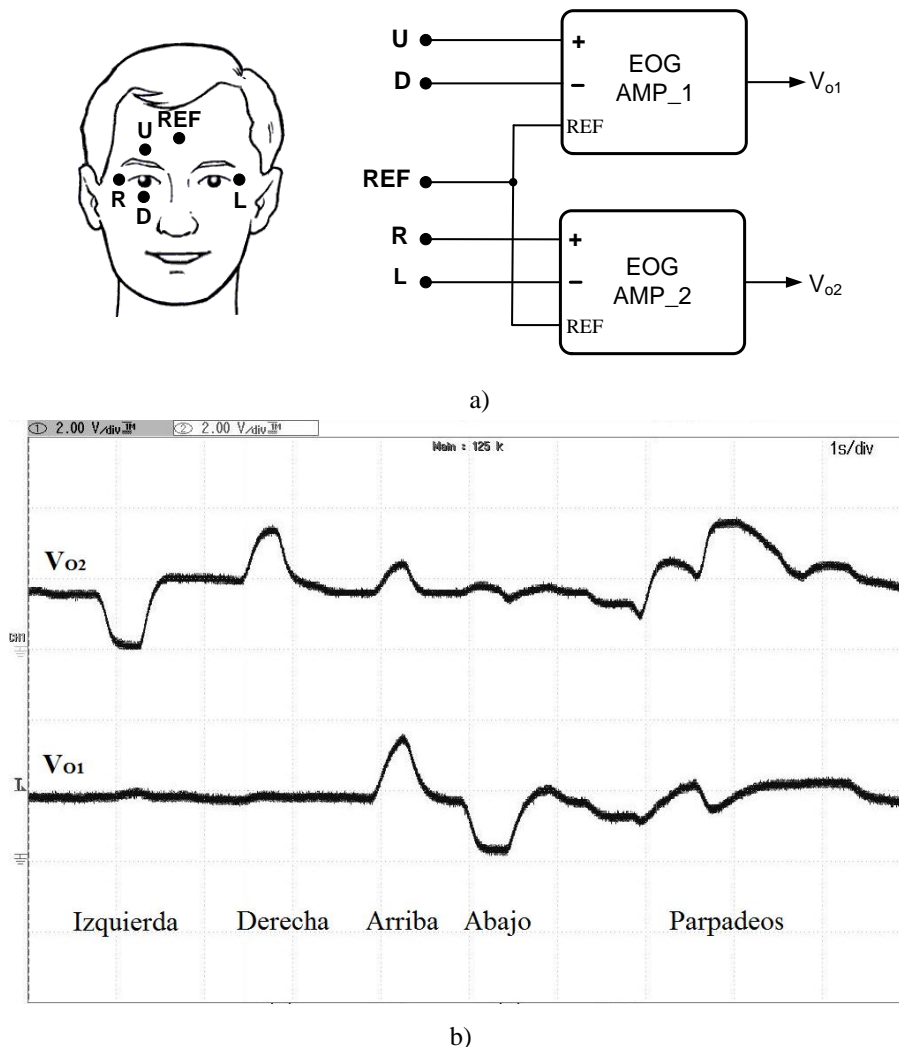


Figura 4.36. a) Configuración de 5 electrodos; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.

4.5.2.3 Configuración de 5 electrodos cruzados

Esta configuración fue propuesta inicialmente por M. Yan [100] y consiste en emplear canales cruzados (Figura 4.37), con lo que las señales del eje vertical y horizontal son registradas por los dos canales a la vez. Esto puede ayudar, tras un adecuado procesamiento, a eliminar disparidades en las mediciones de los dos canales. Además, en teoría, evita el acoplamiento entre ambos canales. Cabe destacar que, mediante esta disposición, los electrodos que normalmente corresponderían al canal horizontal ya no se encuentran directamente situados encima del músculo temporal. Esto ayuda a evitar las posibles interferencias debidas a la tensión muscular. Sin embargo, las pruebas realizadas con esta configuración no fueron tan buenas como cabría esperar, por lo que se decidió no utilizarla en este trabajo.

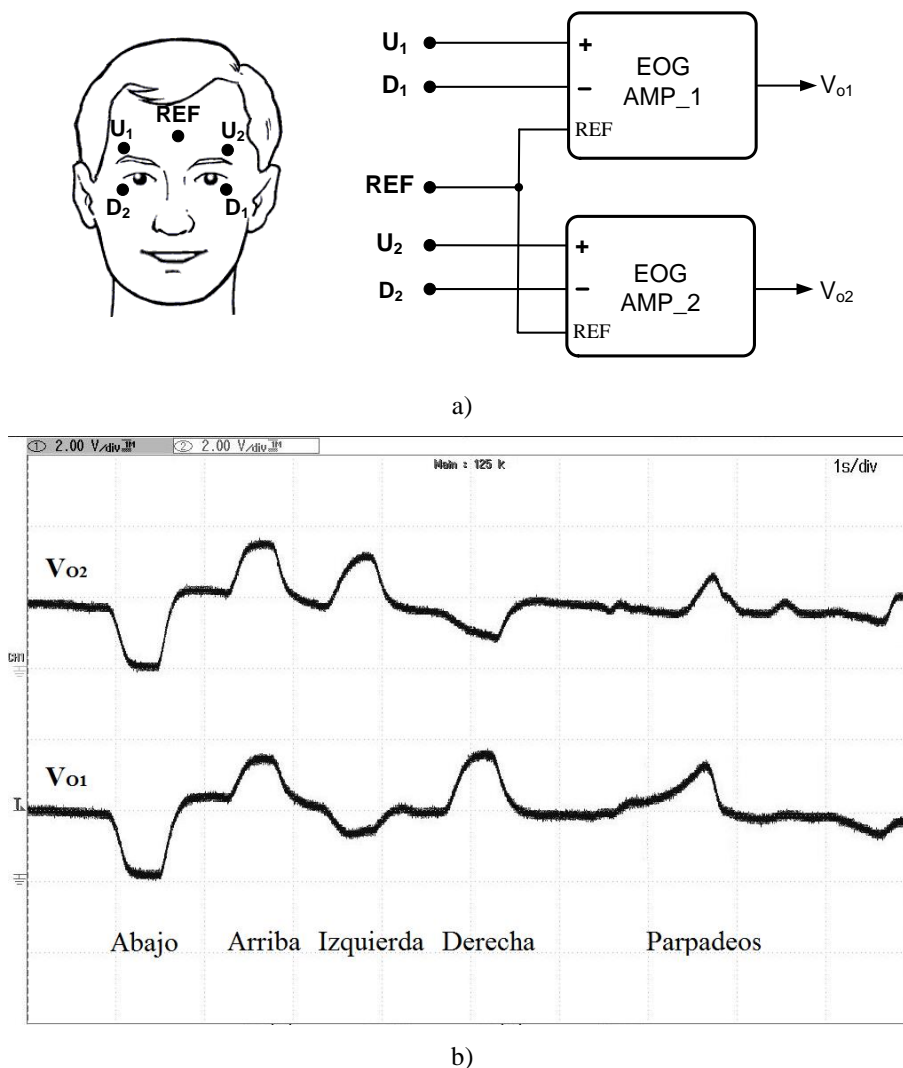


Figura 4.37. a) Configuración de 5 electrodos con canales cruzados; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.

4.5.2.4 Configuración de 8 electrodos

Esta configuración se caracteriza por registrar los movimientos de cada ojo (horizontal y vertical) de forma separada. De esta forma es fácil detectar cualquier tipo de movimiento: arriba, abajo, derecha, izquierda, arriba a la derecha, arriba a la izquierda, abajo a la derecha y abajo a la izquierda. El resultado es el registro de movimientos muy precisos, por lo que es especialmente interesante para aplicaciones médicas debido a su gran fiabilidad [88]. Presenta el inconveniente de hacer uso de un número elevado de electrodos. En la Figura 4.38 se puede observar la disposición de los electrodos en la cara, los canales necesarios para el registro, así como las señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento analógico.

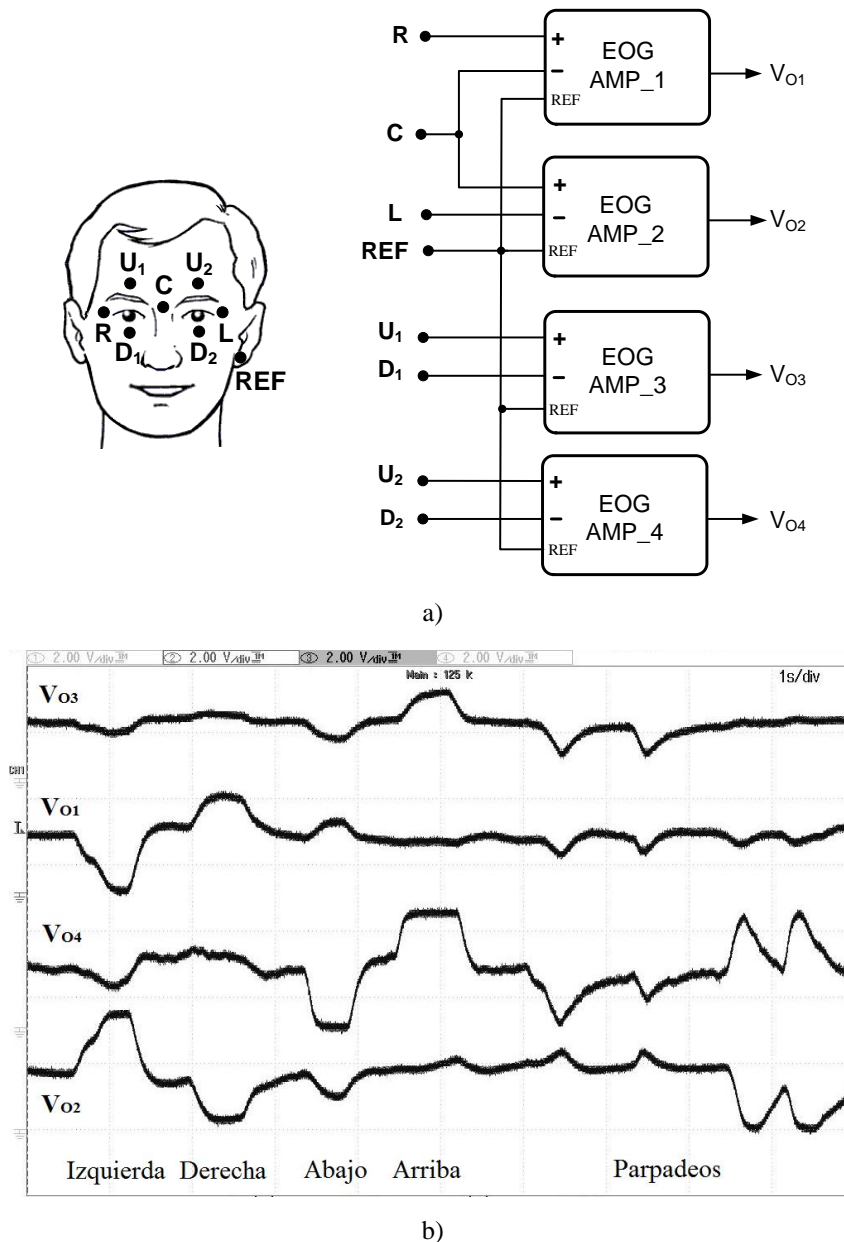


Figura 4.38. a) Configuración 8 electrodos; b) señales obtenidas a la salida de la etapa de acondicionamiento con dicha configuración.

En conclusión, se puede afirmar que la utilización de un mayor número de electrodos reduce la eficiencia a largo plazo debido a la degradación del contacto con la piel. Por tanto, es preferible un menor número de electrodos. En este sentido la configuración de 4 electrodos permite la colocación de los electrodos en partes menos visibles de la cara. La principal ventaja de la configuración de 5 electrodos es que cada movimiento ocular está mucho más definido, especialmente aquellos movimientos que se realizan en el plano horizontal.

Las formas de onda que se han obtenido con las configuraciones de 5 electrodos y 5 electrodos cruzados son similares pero en esta última cada movimiento ocular tiene impacto en cada canal, ofreciendo así redundancia. Sin embargo, en la configuración de canales cruzados se requiere de un análisis de post-procesamiento un poco más complejo sin observar una mejora respecto a la configuración de 5 electrodos. Estas dos configuraciones presentan un mejor compromiso entre el número de electrodos utilizados y variedad de comandos obtenidos.

Debido al movimiento de los electrodos, se observa una cierta correlación entre los canales que puede afectar a la interpretación de los movimientos de los ojos. Cuando se produce un parpadeo involuntario, éste afecta principalmente al canal vertical pero si presenta una mayor intensidad también afecta al canal horizontal. Para compensar este tipo de problemas el procesamiento digital de la señal jugará un papel clave. Esta etapa se expondrá en el siguiente capítulo.

4.5.3 DISPOSITIVOS DE FIJACIÓN DE LOS ELECTRODOS A LA PIEL

Aunque por defecto los electrodos se adhieren bien a la piel, en la literatura se pueden encontrar varios dispositivos que los fijan de forma adicional, además de mantenerlos en la posición deseada. Las investigaciones previas que se han llevado a cabo en este ámbito muestran diferentes diseños basados principalmente en la estructura de unas gafas (convencionales o diseñadas *ad hoc*).

En [97] solo se registra el movimiento horizontal de los ojos con el objetivo de controlar el movimiento de una silla de ruedas. En este trabajo se utilizan tres electrodos de superficie de tipo Ag/AgCl fijados a unas gafas. La disposición de los electrodos en la cara así como en las gafas se muestra en la Figura 4.39. Dos de ellos (A-B) se sitúan a la derecha y a la izquierda de los ojos con el objetivo de medir la dirección de la mirada en el eje horizontal. El tercer electrodo (C) se sitúa en el lóbulo de la oreja como electrodo de referencia.

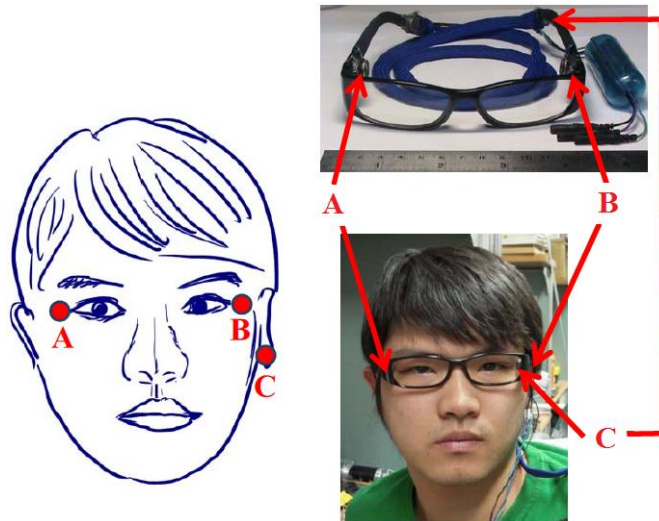


Figura 4.39. Disposición de los electrodos sobre la piel y usuario con las gafas que incorporan los electrodos ^[97].

Por otra parte, en [93] se propone una estructura montada sobre gafas convencionales utilizando películas de óxido de indio y estaño (ITO). Estas películas son transparentes, conductoras y se adhieren fácilmente al contorno de las gafas (Figura 4.40a). Dos tiras de película sensora se adhieren al lado proximal de la lente. El electrodo de apantallamiento se adjunta a la parte distal (Figura 4.40b), bloqueando así el ruido exterior (por ejemplo, el ruido de red a 50 Hz). La gran ventaja de las películas de ITO es que son cristalinas y no obstruye el campo de visión (Figura 4.40c).



Figura 4.40. Registro de la señal EOG mediante gafas convencionales y electrodos ITO ^[93].

Los electrodos de masa se adhieren a las plaquetas nasales de las gafas. Para estos electrodos se utiliza un polímero conductor para mayor comodidad. En este diseño se podría adherir fácilmente otro par de electrodos a la varilla de las gafas para registrar el movimiento horizontal. Este tipo de diseños ofrecen una sujeción más cómoda y segura que los basados únicamente en los adhesivos que incorporan los electrodos.

Se puede ver que, al igual que el anterior diseño, una de las ventajas de realizar el registro del movimiento ocular midiendo la señal EOG es que el campo de visión no se ve reducido por el uso de gafas o sensores que incorporen seguidores de la posición de la pupila.

**PROCESAMIENTO
DIGITAL DE LA SEÑAL
ELECTROOCULOGRÁFICA**

Capítulo

5

-
- 5.1 Introducción
 - 5.2 Eliminación de ruido
 - 5.3 Clasificación de la señal electrooculográfica
-

5.1 INTRODUCCIÓN

Una vez descrita la señal electrooculográfica, su proceso de captación, digitalización y transmisión inalámbrica, el siguiente paso es procesarla digitalmente. Esta etapa se compone de dos actuaciones diferentes. Por un lado es necesario realizar un filtrado digital de la señal para suprimir el ruido que no pudo eliminarse en la etapa analógica, y por otro, es preciso clasificar la señal con objeto de generar y enviar los comandos adecuados a las posibles aplicaciones.

El proceso de eliminación de ruido en señales es fundamental para el posterior análisis de la información enviada por el emisor. Dada la naturaleza no estacionaria de la señal EOG la eliminación de ruido se realizará mediante la aplicación del método de la Transformada wavelet. El uso de *wavelets* para la eliminación de ruido es relativamente nuevo y constituye una potente herramienta matemática en aplicaciones donde se trabaja con señales no estacionarias.

Por otro parte, en este capítulo se expone el estudio de diferentes métodos de clasificación de la señal EOG, centrándose en la aplicación de algoritmos de aprendizaje automático (*Machine Learning*). Este tipo de algoritmos resulta muy interesante para los sistemas analizados en este trabajo, que deben ser adaptativos y la decisión ha de tener en cuenta al usuario.

5.2 ELIMINACIÓN DE RUIDO

Basándose en el hecho de que el ruido y la distorsión son los principales elementos que limitan la capacidad de transmisión de datos y la precisión en los sistemas de comunicaciones, su estudio, modelado, así como la búsqueda de soluciones a estos problemas, es uno de los objetivos clave de este trabajo. Por ello, en este apartado se presenta un análisis detallado del filtrado digital de la señal EOG.

5.2.1 CARACTERIZACIÓN MATEMÁTICA DE LA SEÑAL EOG

Para la interpretación de la señal EOG es fundamental el concepto de proceso estocástico ya que una muestra de esta señal es, de hecho, una realización de uno de estos procesos. Un proceso estocástico es la caracterización estadística de una sucesión de variables aleatorias indexadas por otra variable, principalmente el tiempo. Cada una de estas variables tiene su función de distribución de probabilidad que puede estar o no correlacionada con la de las demás. En el caso de la señal EOG la variable aleatoria es la tensión de la señal, que se compone de la señal eléctrica de interés y de ruido, que se simplifica como gaussiano. Así mismo este proceso estocástico se denomina de tiempo continuo. Un proceso de tiempo continuo es aquel en el que la indexación de las variables aleatorias es función del tiempo y éste es a su vez un intervalo. En este caso el intervalo es $(0, \infty)$. La variable aleatoria toma valores en un conjunto que se denomina espacio probabilístico (Ω, \mathcal{B}, V) . En una muestra aleatoria de tamaño n se observa un suceso compuesto E formado por sucesos elementales ω :

$$E = \{\omega_1, \omega_2, \omega_3, \dots, \omega_n\} \subset \Omega \quad (5.1)$$

de manera que $E \in \mathcal{B}$.

El suceso compuesto es un subconjunto contenido en el espacio muestral. A cada suceso ω le corresponde un valor de V , de manera que V es función de ω :

$$V = V(\omega) \quad \omega \in \Omega \quad (5.2)$$

Si se observa el suceso ω en un momento t del tiempo:

$$V = V(\omega) \quad \omega \in \Omega, \quad t \in T, \quad -\infty < V < \infty \quad (5.3)$$

V define así un proceso estocástico [101].

Una vez definido el proceso de estudio como no estacionario se debe definir la herramienta matemática más apropiada para su análisis y en el caso concreto de este trabajo, para la eliminación de ruido.

5.2.1.1 La Transformada de Fourier

Una gran parte de las técnicas de análisis y eliminación de ruido se basan en la Transformada de Fourier (en adelante, TF). A continuación se describen sus principios básicos y con ellos el motivo por el cual, en este caso, ésta técnica no resulta adecuada.

La interpretación geométrica de la TF presenta el producto escalar de una señal con el conjunto de infinitas bases de la forma $e^{i2\pi\omega t}$. Definiéndose la TF según la ecuación 5.4.

$$TF(\omega) = \langle f(x), g(x, \omega) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{i2\pi\omega t} \quad (5.4)$$

La definición anterior se refiere a dos variables x y ω de dos espacios de señal generales. Comúnmente dichos espacios son el tiempo y la frecuencia. De esta forma la TF de una señal proporciona información sobre sus componentes frecuenciales. Cuanto mayor sea la componente de una determinada frecuencia de la señal, mayor será el valor de dicha frecuencia en su TF. Sin embargo, como se observa en la ecuación 5.4 la contribución de cada frecuencia se calcula en todo el rango temporal. Por ello, la TF de una señal representa toda su información frecuencial pero pierde su información temporal; sólo proporciona el contenido espectral de la señal y no la localización temporal de las componentes espectrales. Muchas de las características temporales de la señal, como su comienzo y fin si es finita, así como el instante de aparición de una singularidad si es transitoria, no se pueden analizar de forma adecuada mediante el análisis de Fourier. Esta es la razón por la cual la TF no es una técnica adecuada para el análisis de señales no estacionarias en las que la correspondencia tiempo-frecuencia es importante.

En aquellos casos en los que las señales no sean estacionarias y transitorias se emplea principalmente la Transformada de Fourier con ventana [102].

5.2.1.2 La Transformada de Fourier con ventana

Para analizar una señal que no es estacionaria se puede llevar a cabo un análisis espectral que depende del tiempo, de manera que la señal es dividida en fracciones de tiempo. Esto hace que la señal se pueda considerar como cuasi-estacionaria dentro de dichos rangos. Posteriormente se aplica la TF a cada segmento local de la señal.

De manera que se modifica la TF dando origen a la Transformada de Fourier de tiempo corto (en adelante, TFTC), también conocida como la Transformada de Gabor. Esta transformada se define como:

$$TFTC(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) g^*(t - \tau) e^{-i2\pi f t} dt \quad (5.5)$$

donde $g(t)$ es una ventana deslizante de ancho fijo y la variable τ hace referencia a la posición donde se realiza el análisis. El símbolo «*» representa el complejo conjugado.

La principal desventaja de esta transformada es el hecho de que la ventana de análisis sea de tamaño fijo, lo que hace que no se adapte a las características de la señal en los puntos de interés. Así, el físico inglés Gabor propuso en la década de los 40 la función gaussiana como la función ventana $g(t)$. Además, demostró que la TF de una ventana gaussiana continúa siendo gaussiana [103, 104].

La Transformada de Fourier con ventana (en adelante, TFV) localiza mejor las singularidades presentes en una señal. Sin embargo, solo se podrá conocer en qué intervalo de tiempo sucede dichas singularidades, ya que la capacidad de localizarlas depende del ancho de ventana seleccionado. Además, no se podrán resolver los eventos si estos aparecen muy cercanos entre sí, debido a que no es posible diferenciar distintos comportamientos con una única amplitud de ventana [105].

Una herramienta matemática que sí resuelve estas carencias es la Transformada wavelet. Ésta es capaz de analizar mejor que la TFV los fenómenos transitorios y de alta frecuencia. Con la TFV, una vez que se seleccionaba el ancho de la ventana, todas las frecuencias se analizan con la misma resolución de tiempo y frecuencia. En cambio, con la Transformada wavelet el ancho de la ventana se adapta a las frecuencias.

En el siguiente subapartado se desarrollan los conceptos relacionados con la Transformada wavelet, los cuales se han empleado en el estudio realizado en este trabajo.

5.2.2 LA TRANSFORMADA WAVELET

La Transformada wavelet (en adelante, TW) es una herramienta matemática creada en el año 1983 por un conjunto de matemáticos que ha sido calificada como una auténtica revolución, ya que presenta una alternativa al clásico análisis de Fourier por ventanas o localizado.

La señal electrooculográfica, como ya se comentó, no es estacionaria pero al igual que las estacionarias se puede descomponer en ondas. De esta forma los fenómenos transitorios se pueden representar como combinaciones lineales de *wavelets* (del inglés «onda pequeña»). Mientras que las senoides son suaves, regulares e infinitas, las *wavelets* son irregulares y asimétricas. Sin embargo, ambas tienen valor medio nulo. Al igual que la TF consiste en descomponer una señal en ondas senoidales de diversas frecuencias, la TW consiste en trocear una señal en versiones escaladas y desplazadas de una *wavelet* que se llama «*wavelet* madre». Desde el punto de vista del procesamiento de señales, las *wavelets* actúan como filtros paso banda, y pueden ser de tiempo-frecuencia, o bien tiempo-escala (espacio-escala), dependiendo de la naturaleza de la señal a analizar. Así, la TW es una representación estable de fenómenos transitorios y

conserva por tanto la energía [106]. De esta forma la TW proporciona mucha más información de la señal que la TF ya que permite resaltar sus peculiaridades al actuar como un microscopio matemático. El zum en pequeñas escalas revela de forma compacta los acontecimientos del tiempo-espacio, ofreciendo así grandes ventajas en la detección de características transitorias de importancia fisiológica o clínica de bioseñales, las cuales no pueden ser vistas mediante el uso de métodos tradicionales como la Transformada de Fourier rápida [107].

La TW, al igual que la TFV, realiza enventanado pero asumiendo la posibilidad de que las ventanas tomen anchuras variables, diferentes resoluciones para las distintas frecuencias, lo que otorga una gran versatilidad. En los segmentos de señal que interese información precisa de baja frecuencia, basta con tomar una ventana muy ancha; al contrario cuando se necesite más información de alta frecuencia. Esto favorece especialmente el tratamiento de señales que contienen componentes armónicas de alta frecuencia durante intervalos de tiempo cortos y componentes armónicas de baja frecuencia durante la mayor parte del tiempo [108]. El análisis de grandes rangos de frecuencias se lleva a cabo empleando ventanas estrechas y el análisis de rangos de frecuencias menores se realiza empleando ventanas anchas [104].

Como es sabido, la aptitud de un método de transformación para procesar una determinada señal se puede medir en función de la correlación existente entre dicha señal de interés y la función en la que se basa la descomposición. La ventaja de la TW es, por tanto, que sus funciones base se adaptan mejor a las características de las señales reales que las senoides en las que se basa la TF [108]. Como aplicaciones de esta herramienta matemática se pueden destacar las siguientes:

- Análisis local de las señales no estacionarias.
- Análisis de las señales electrocardiográficas, sísmicas, acústicas o de radar.
- Resolución de ecuaciones diferenciales.
- Reconocimiento de patrones.
- Compresión y procesado de imágenes.

Como se puede ver, la Teoría de wavelets tiene muchas aplicaciones pero la que interesa en este estudio es, lógicamente, la de reducir el ruido presente en la señal EOG.

5.2.2.1 Definición matemática de la Transformada wavelet

La TW de una función $f(t)$ se puede definir como la descomposición de ésta en un conjunto de funciones base $\psi_{s,\tau}(t)$ llamadas *wavelets* [104], las cuales parten de una función *wavelet* básica y se generan mediante traslaciones y dilataciones de ésta. Esta función permite reconstruir la señal original empleando la Transformada wavelet inversa (en adelante, TWI).

Las *wavelets* son familias de funciones que se utilizan como funciones de análisis. Éstas examinan a la señal de interés para obtener sus características de espacio, tamaño y dirección. La familia está definida según la ecuación 5.6.

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right); \quad s, \tau \in \mathbb{R}, \quad s \neq 0. \quad (5.6)$$

$\psi(t)$ es la función madre a la que se le agregan dos variables: el factor de escala s y el factor de traslación τ . El primero permite hacer dilataciones y contracciones de la señal mientras que el segundo permite desplazar la señal en el tiempo. Siempre se emplean factores de escala $s > 0$, cuando la escala $s > 1$ se dilata y cuando $s < 1$ se contrae. De este modo, al cambiar el valor de s , se abarcan diferentes rangos de frecuencias. Cuando el valor del parámetro s es grande, se corresponde a frecuencias de mayor rango, o una escala grande de $\psi_{s,\tau}(t)$. Cuando el valor de s es bajo, se corresponde, bien con frecuencias de menor rango o bien con una escala pequeña de $\psi_{s,\tau}(t)$ [109].

Si la función $f(t)$ y las *wavelets* son continuas, siendo los factores de escala y traslación discretos, la TW de dicha función resulta en una serie de coeficientes *wavelet* a los que se les denomina «descomposición en series *wavelet*» [104].

Por otra parte, la función $f(t)$ se puede reconstruir a partir de los coeficientes *wavelet* discretos $W_f(s, \tau)$ mediante la ecuación 5.7.

$$f(t) = A \sum_s \sum_\tau W_f(s, \tau) \psi_{s,\tau}(t) \quad (5.7)$$

cabe destacar que A es una constante que no depende de la función $f(t)$.

A estas funciones se las denomina «*wavelets* discretas» ya que son funciones continuas con factores de escala y traslación discretos que se expresan del siguiente modo [104]:

$$s = s_0^i \quad y \quad \tau = k\tau_0 s_0^i \quad (5.8)$$

donde la variable i y la constante k son valores enteros, siendo $s_0 > 1$ un paso fijo de dilatación.

La componente de traslación τ depende de la de dilatación s , según se puede inferir de la ecuación 5.8. Por tanto, combinando las ecuaciones 5.6 y la 5.8, las funciones *wavelet* discretas se pueden expresar mediante la ecuación 5.9 [103]:

$$\psi_{i,k}(t) = s_0^{-\frac{i}{2}} \psi\left(s_0^{-i}(t - k\tau_0 s_0^i)\right) = s_0^{-\frac{i}{2}} \psi(s_0^{-i}t - k\tau_0) \quad (5.9)$$

Analizando la ecuación 5.9 se puede ver que la TW de una función continua es una realización de dicha función a frecuencias y tiempos discretos, los cuales se corresponden con muestreos a distintas traslaciones y dilataciones.

Volviendo a la analogía entre el análisis basado en *wavelets* y el microscopio, se tiene que el factor de escala s_0^i se corresponde con el ajuste de la resolución y el factor de traslación τ con la ubicación donde el microscopio realiza la observación. Por tanto, si se desea observar aspectos muy pequeños de la señal, la resolución debe ser grande, es decir, se ha de elegir un valor grande y negativo para i . Esto genera una función *wavelet* que está muy concentrada y que presenta unos pasos de traslación pequeños. En el caso de que se elija un valor grande y positivo para i , la función *wavelet* se extenderá y los pasos de traslación se adaptarán a esa amplitud [104].

5.2.2.2 Tipos de *wavelets* y sus propiedades

Las funciones *wavelet* se distribuyen en familias que comparten ciertas características y su elección condicionará la correcta u óptima transformación. No se puede afirmar que exista una función *wavelet* óptima, sino que existirá una que se adapte mejor a la señal con la que se está trabajando.

El diseño de una función *wavelet* $\psi(t)$ debe ser optimizado con el fin de producir el mayor número de coeficientes *wavelet* de la TW próximos a cero. Una función $f(t)$ posee pocos coeficientes no despreciables si la mayor parte de los coeficientes *wavelet*, a alta resolución, son pequeños [106]. A continuación se indican las principales propiedades de las funciones *wavelet*:

1. **Momentos de desvanecimiento:** permite conocer la forma de la *wavelet* e indica lo hábil que es para suprimir un polinomio dado. La suavidad de la *wavelet* está limitada por el número de momentos de desvanecimiento que tenga.
2. **Soporte compacto:** útil para procesamiento de señales finitas (todas, en la práctica). Es una de las ventajas sobre el análisis de Fourier. Las *wavelets* de Haar, Daubechies, Coiflets y Biorotogonales sí lo tienen. Sin embargo, las que provienen de gaussianas como la Meyer y Morlet no presentan esta propiedad.
3. **Regularidad:** para poder emplear esta propiedad la función *wavelet* debe poseer suficientes momentos nulos. La regularidad influye en el error introducido al cuantificar los coeficientes *wavelet*. Útil para detección de singularidades o contornos en dos dimensiones. Las *wavelets* Daubechies, Coiflets y Biorotogonales presentan regularidad.
4. **Ortogonalidad:** propiedad útil para la compresión de señales e imágenes. Son ortogonales las *wavelets* Haar, Daubechies, así como las Coiflets.
5. **Simetría de la función de escala:** útil para el tratamiento de funciones simétricas así como en imágenes. La única *wavelet* ortogonal de soporte

compacto cuya función de escala es simétrica es la de Haar (que no es regular). Por su parte, las biortogonales sí pueden estar asociadas a funciones de escala simétricas.

6. **Momentos nulos de la *wavelet*:** hace referencia al número de momentos nulos del filtro.

En la Figura 5.1 se muestran algunas de las familias de funciones *wavelet* más usadas, las cuales se comentarán a continuación destacando sus principales características. El eje de abscisas representa el tiempo mientras que el de ordenadas la amplitud, ambas como factor de escala respecto a la señal a procesar.

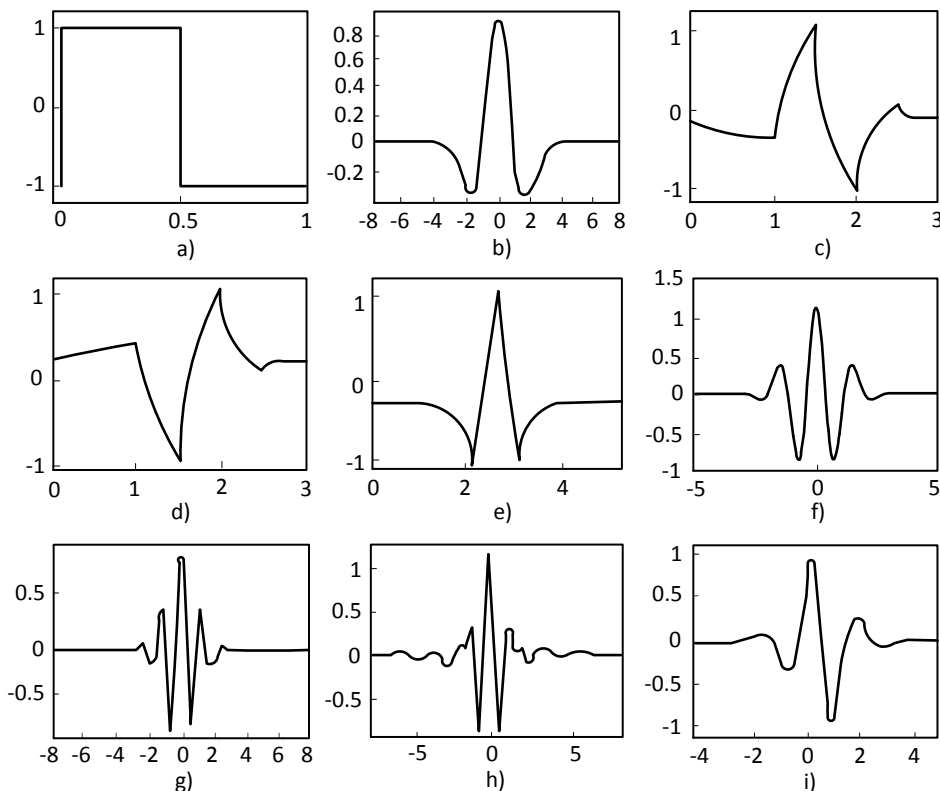


Figura 5.1. Ejemplos de familias *wavelet*: a) Haar; b) Mexican Hat; c) Daubechies2; d) Symlet2, e) Coiflet1; f) Gaussianana; g) Morlet; h) Meyer; i) Biortogonal1.5.

Haar

Es la *wavelet* más simple y antigua, sin embargo, es muy utilizada para el análisis de señales usando transformadas discretas y continuas. Presenta un solo momento de desvanecimiento y como se puede apreciar en la Figura 5.1a, es una función escalón definida de la forma:

$$h(t) = \begin{cases} 1; & 0 \leq t < \frac{1}{2} \\ -1; & \frac{1}{2} \leq t < 1 \\ 0; & \text{otro valor} \end{cases} \quad (5.10)$$

Mexican Hat (sombrero mejicano)

Es una *wavelet* también muy utilizada. Su nombre proviene de la forma que describe su gráfica. Matemáticamente está definida por la ecuación 5.11.

$$mexh(t) = \frac{2(1-t^2)e^{-\frac{t^2}{2}}}{\pi^{\frac{1}{4}}\sqrt{3}} \quad (5.11)$$

Su origen es la segunda derivada de la función de densidad de probabilidad gaussiana. Como se observa en la Figura 5.1b es simétrica, característica que le permite examinar a las señales de un modo simétrico y lineal en la fase, al igual que la onda Haar. Otra de sus características es que carece de función de escalado.

Daubechies

Esta *wavelet* puede tener un orden N dependiendo del número de momentos de desvanecimiento que se deseen. N es un entero positivo y denota el número de coeficientes de filtro que tiene esa *wavelet*. Se denota como dbN, siendo la Daubechies de orden 1 (db1) la *wavelet* Haar vista anteriormente.

Esta familia presenta la mayor cantidad de momentos nulos, es de soporte compacto y cuenta con las características de ortogonalidad y biortogonalidad; además de que se puede realizar con ella la transformada discreta y continua. En la figura 5.1c se muestra la *wavelet* Daubechies de orden 2 (db2).

Symlet

Esta es una *wavelet* que posee las características de ortogonalidad, biortogonalidad, además de permitir realizar las transformadas continua y discreta. Posee la cualidad de tener diferentes órdenes, siendo el número de desvanecimientos directamente proporcional al orden de la *wavelet*. La Figura 5.1d muestra la *wavelet* Symlet de orden 2 (sym2) que, como se aprecia en la figura, es asimétrica.

Coiflet

Esta *wavelet* presenta un mayor número de momentos de desvanecimiento y se denota como coifN, siendo N el orden. Para cada orden diferente se tienen 2N momentos de desvanecimiento y será simétrica o asimétrica dependiendo de dicho orden. En este caso la relación entre momentos de desvanecimiento y número de coeficientes se ha perdido. La Figura 5.1e muestra la coif1.

Gaussiana

La *wavelet* gaussiana se define como la derivada de la función de densidad de probabilidad gaussiana. Matemáticamente se expresa como:

$$gaus(t, n) = C_n \cdot \frac{d}{dt}(e^{-t^2}, n) \quad (5.12)$$

donde C_n es una constante determinada por $2 - \text{norm}[gaus(t, n)] = 1$. Con esta *wavelet* sólo es posible realizar la Transformada de wavelet continua y puede ser simétrica o asimétrica según el valor de n . La Figura 5.1f muestra la *wavelet* gaussiana.

Morlet

Esta *wavelet* se define según la ecuación 5.13. En la Figura 5.1g se puede ver que es una *wavelet* simétrica. Sin embargo, no posee características de ortogonalidad ni biortogonalidad y además, sólo es útil para realizar la Transformada wavelet continua.

$$morl(t) = e^{-\frac{t^2}{2}} \cos(5t) \quad (5.13)$$

Meyer

Esta otra *wavelet* se construye con filtros especulares conjugados y sus características principales son que es simétrica, ortogonal y de soporte compacto. En la Figura 5.1h se representa su forma de onda.

Biortogonal

Esta familia de *wavelets* utiliza bases biortogonales debido a que las ortogonales establecen condiciones demasiado restrictivas. La TW biortogonal ofrece una reconstrucción perfecta de la imagen o señal original. En la Figura 5.1i se representa la *wavelet* bior1.5.

Como se puede ver existe una gran variedad de *wavelets*. Todas ellas comparten la característica de ser funciones finitas, propiedad que se emplea y se ajusta a las necesidades particulares mediante las variables de dilatación y traslación. Estos valores determinan cuánto de abierta o cerrada estará la señal y también dará información sobre el lugar donde se centrará la señal en el plano que se está utilizando.

La TW comprende tanto la transformada continua (TWC) como la discreta (TWD). Ambas permiten el análisis de señales de forma similar a como lo hace la TF pero, a diferencia de ésta, dando información en el dominio del tiempo y de la frecuencia.

El análisis *wavelet* de una señal consiste en multiplicar cada punto de dicha señal por la *wavelet* que se haya elegido, cuyas características de escala y traslación serán permanentes para todo el proceso. Posteriormente, cada una de las muestras que se obtienen se suman y de este modo se obtiene la señal trasladada del dominio del

tiempo al dominio de la frecuencia y el tiempo. Este proceso es el mismo que utiliza la TFTC, sin embargo, existen algunas diferencias en los resultados como se comentó en el apartado 5.2.1.2.

5.2.2.3 Transformada wavelet continua

Partiendo de la ecuación 5.6, la TWC de una señal $f(t)$ está definida por la ecuación 5.14 [102].

$$TWC(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} \int \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) f(t) dt; \quad s, \tau \in \mathbb{R}, \quad s \neq 0 \quad (5.14)$$

donde s es la escala y τ es la translación, ambos números reales; $f(t)$ es la función a analizar. Es evidente que si la escala es cero la *wavelet* no existirá y el análisis se indeterminará. La variable de escala s puede ser vista como $s = \frac{f_0}{f}$ donde f_0 indica la frecuencia central de la *wavelet*. De este modo la ecuación 5.14 se puede expresar también de la siguiente forma:

$$TWC(f, \tau) = \sqrt{\left|\frac{f}{f_0}\right|} \int_{-\infty}^{\infty} \int \psi\left(\frac{f}{f_0}(t-\tau)\right) f(t) dt; \quad f, \tau \in \mathbb{R}, \quad f \neq 0 \quad (5.15)$$

La TWC de la señal $f(t)$ queda representada en el plano tiempo-escala, ya que como se observa en la ecuación 5.15, depende de dos variables. La variable de escala s contiene información de la dilatación y contracción de la señal. Esto permite obtener información de la señal al mismo tiempo que se conocen sus componentes frecuenciales.

En el dominio del tiempo la variable de translación τ indica en qué lugar del eje del tiempo se encuentra la *wavelet*. Estos datos se representan en forma de matriz, donde para cada integral que se resuelva, se tiene un punto del plano translación-escala, es decir, se tiene información en el dominio tiempo-frecuencia.

Este proceso de transformación de la señal es reversible. La Transformada wavelet inversa continua (en adelante, TWIC) se puede expresar mediante la ecuación 5.16.

$$f(t) = \frac{1}{C_{\Psi}^2} \iint \frac{TWC(s, \tau) \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)}{s^2} d\tau ds \quad (5.16)$$

donde C_{Ψ}^2 es la denominada constante de admisibilidad definida como:

$$C_{\Psi} = \sqrt{2\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega} < \infty \quad (5.17)$$

donde $\Psi(\omega)$ es la TF de $\psi(t)$. Este proceso de reconstrucción o síntesis de la señal se realiza generalmente después del proceso de análisis o descomposición de esa misma señal. Cabe destacar que la TWC se puede utilizar también para analizar señales que no son continuas [102].

5.2.2.4 Transformada wavelet discreta

En el campo del análisis numérico la TWD es cualquier TW en la que las funciones están discretizadas. Del mismo modo que otras TW, la TWD adquiere la información en el dominio tiempo-frecuencia [102].

El diseño de una versión discreta de la TW consiste esencialmente en definir una apropiada red discreta de parámetros $\{(s_j; \tau_{jk})\}$ de escalas y traslaciones, respectivamente. En general, constituye un problema caracterizar las *wavelets* que definen una transformada discreta, sin embargo, se dispone de varias clases de *wavelets* admisibles. Entre ellas se encuentra la familia de *wavelets* Daubechies.

En el análisis *wavelet* para señales discretas en una dimensión, que es el que aplica en este estudio, se utiliza una familia de *wavelets* ortonormales asociada a la siguiente red diádica de parámetros:

$$s_j = 2^{-j} ; \tau_{jk} = 2^{-j}k \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (5.18)$$

Bajo esta elección de parámetros, la expresión usual para las *wavelets* es de la forma:

$$\psi_{jk}(t) = 2^{-\frac{j}{2}}\psi(2^{-j}t - k) \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (5.19)$$

donde las variables j y k son valores enteros que escalan y dilatan la función madre $\psi_{jk}(t)$ para así crear la familia de *wavelets* discretas. De esta forma la variable j hace referencia a la anchura de la función *wavelet* y la variable k a la posición. Asumiendo que la *wavelet* madre $\psi_{jk}(t)$ es real y la señal $f(t)$ de energía finita, la transformada discreta asociada se define como:

$$TWD_{\psi}f(j, k) = \langle f, \psi_{jk} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{jk}(t)dt \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (5.20)$$

Por otra parte, se dispone de la siguiente ecuación de síntesis:

$$f(t) = \sum_j \sum_k c_{jk}\psi_{jk}(t) \approx \sum_j \sum_k \langle f, \psi_{jk} \rangle \psi_{jk}(t) \quad (5.21)$$

En el caso de que $\psi(t)$ genera una base ortonormal de *wavelets*, tenemos que $c_{jk} = \langle f, \psi_{jk} \rangle$ y la ecuación 5.21 es exacta. En la práctica se puede considerar que los coeficientes *wavelet* resumen la información de la señal, de forma análoga al caso continuo.

De este modo, analizar una señal por medio de la transformada discreta consiste en descomponer la misma en un banco de filtros analógicos. Los coeficientes se disponen en una matriz de transformación que se suministra a un vector de datos. Así los coeficientes se encuadran en dos patrones diferentes, uno que funciona como un filtro desvanecedor (filtro paso bajo) y otro como una pauta que muestra solo los detalles de la información (filtro paso alto). Esta clasificación de los coeficientes se conoce con el nombre de «filtros espejo de cuadratura» [110-112].

Al análisis de una señal a través de bancos de filtros se le denomina «descomposición en árbol de Mallat». En la Figura 5.2 se observa cómo la señal $x[n]$ se descompone en aproximaciones $a_j[n]$ y detalles $d_j[n]$ mediante los filtros paso bajo $g_j[n]$ y paso alto $h_j[n]$. El símbolo que sigue a los filtros ($\downarrow 2$) hace referencia al proceso de decimación, la variable n es un número entero y $j = 1, 2, 3 \dots k$ hace referencia al nivel de descomposición [111, 112].

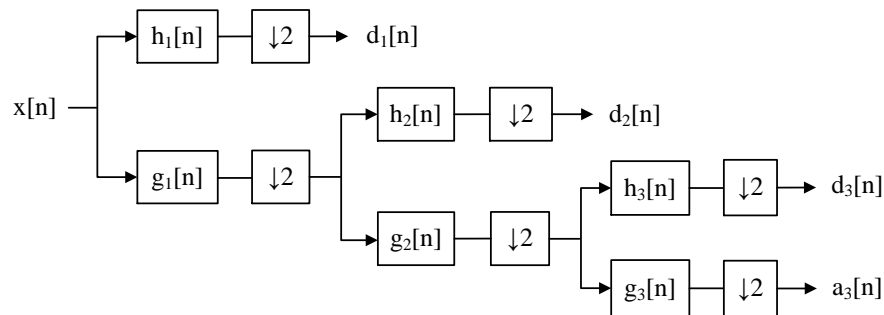


Figura 5.2. Árbol de descomposición mediante *wavelets* de tres niveles.

Como se expuso anteriormente, a diferencia de la TF, el método de la TW mantiene la información del dominio tiempo-frecuencia. A pesar de esto, la resolución del análisis depende del nivel de descomposición, por lo que se puede realizar un análisis en diferentes resoluciones (Análisis Multiresolución). La complejidad computacional de este análisis es lineal, es decir, $O(n)$. Al igual que la TWC, la TWD es un proceso reversible. La reconstrucción se realiza tomando los valores a la salida de los filtros. Estos se multiplican por la respuesta al impulso y se realiza un proceso de undecimado, como consecuencia de la decimación realizada en el proceso descomposición [111, 112].

Por otra parte, realizado el análisis, es posible reconstruir a discreción los componentes relevantes de la señal y caracterizar así diversos fenómenos de interés. Sin embargo, en este proceso de transformación existen también desventajas. Por un lado, la discretización no conserva ciertas propiedades importantes de la TWC, como por ejemplo la de invariancia respecto de las traslaciones. Otra de las desventajas que presenta la TWD es que las operaciones implican una importante carga computacional [113].

5.2.2.5 Transformada wavelet estacionaria

La Transformada wavelet estacionaria (en adelante, TWE), conocida también como Transformada wavelet no-decimada, tiene una estructura similar a la TWD. Sin embargo, ésta no realiza el proceso de decimación. La TWE modifica los filtros interpolando ceros en función del nivel de descomposición en los filtros paso bajo y paso alto [112, 114]. La implementación de esta técnica sobre una señal $x[n]$ se muestra en la Figura 5.3.

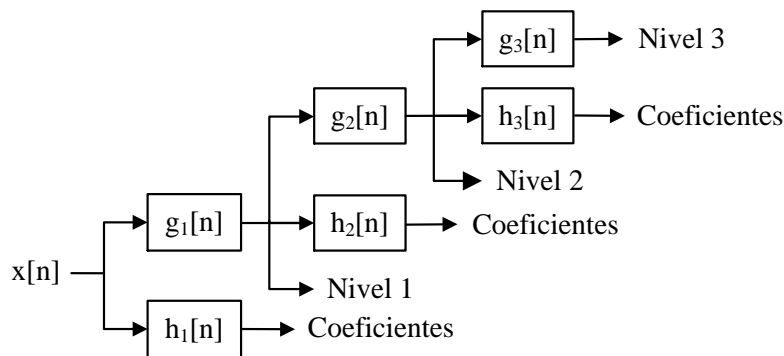


Figura 5.3. Implementación de la TWE representada como banco de filtros.

La señal $x[n]$ se descompone utilizando filtros paso bajo $g_j[n]$ y paso alto $h_j[n]$ como los mostrados en la Figura 5.4. Estos filtros realizan el proceso inverso de la decimación (undecimado) mediante el cual se insertan ceros entre cada dos muestras [112, 114].

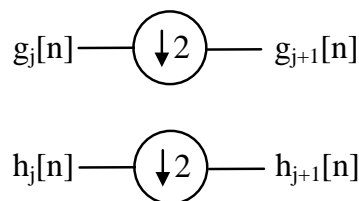


Figura 5.4. Filtros de la TWE con proceso de undecimado.

De esta forma la TWE presenta el mismo número de coeficientes en cada nivel, siendo igual al número de coeficientes de la señal. Esto hace a la TWE idónea para aplicaciones en las que se quiere reducir el ruido o detectar el contorno de una señal o imagen [115]. Como desventaja, la complejidad computacional de la TWE es superior a la de la TWD, siendo ésta cuadrática, es decir, $O(n^2)$ [111, 116].

5.2.3 ELIMINACIÓN DE RUIDO MEDIANTE LA TRANSFORMADA WAVELET

Una vez que se tiene un conocimiento profundo de las características matemáticas de señal EOG, se decide optar por realizar un filtrado digital de la señal mediante la TW. Como se ha visto en el apartado anterior, la eliminación de ruido utilizando la TW tiene muchas ventajas en comparación con los filtros que trabajan en el dominio espacial. Al tratarse de una transformación en el dominio frecuencial, se obtienen mejores resultados que con los filtros tradicionales basados en la TF. Sin embargo, es esencial entender la TF para comprender la TW [117]. Por otra parte se ha visto que los filtros digitales de tipo FIR o IIR además de los filtros adaptativos no se pueden aplicar a señales estacionarias como la EOG.

La Figura 5.5 muestra el esquema general del procedimiento de filtrado basado en la TW. El módulo de descomposición es el encargado de obtener los coeficientes *wavelet* de la señal EOG a la salida de la etapa de acondicionamiento (expuesta en el Capítulo 4). Por su parte, el umbralizado consiste en seleccionar un umbral apropiado para los coeficientes obtenidos en la etapa previa, de forma que los coeficientes de menor valor sean eliminados; ya que estos corresponden a ruido e interferencias que se suman a la señal. Por último, la señal EOG es reconstruida a través de los coeficientes no desechados en la etapa previa. Para ello se sigue el proceso inverso a la transformación *wavelet* realizada en el primer módulo.



Figura 5.5. Esquema general del procedimiento de filtrado basado en la TW.

Para que pueda llevarse a cabo una descomposición y reconstrucción completa de la señal, es necesario que los filtros de las estructuras *wavelet* posean un número finito de coeficientes (filtros FIR) y que sean regulares. Además, también es importante conseguir que los filtros presenten linealidad de fase. Esto impide el uso de filtros ortogonales no triviales, pero permite el empleo de los filtros biortogonales. Éste es el motivo por el cual es muy frecuente elegir la familia de funciones biortogonales para el desarrollo de la transformación y reconstrucción *wavelet*. En la Figura 5.6 se muestran las funciones *wavelet* de la familia biortogonal disponibles en Matlab [109].

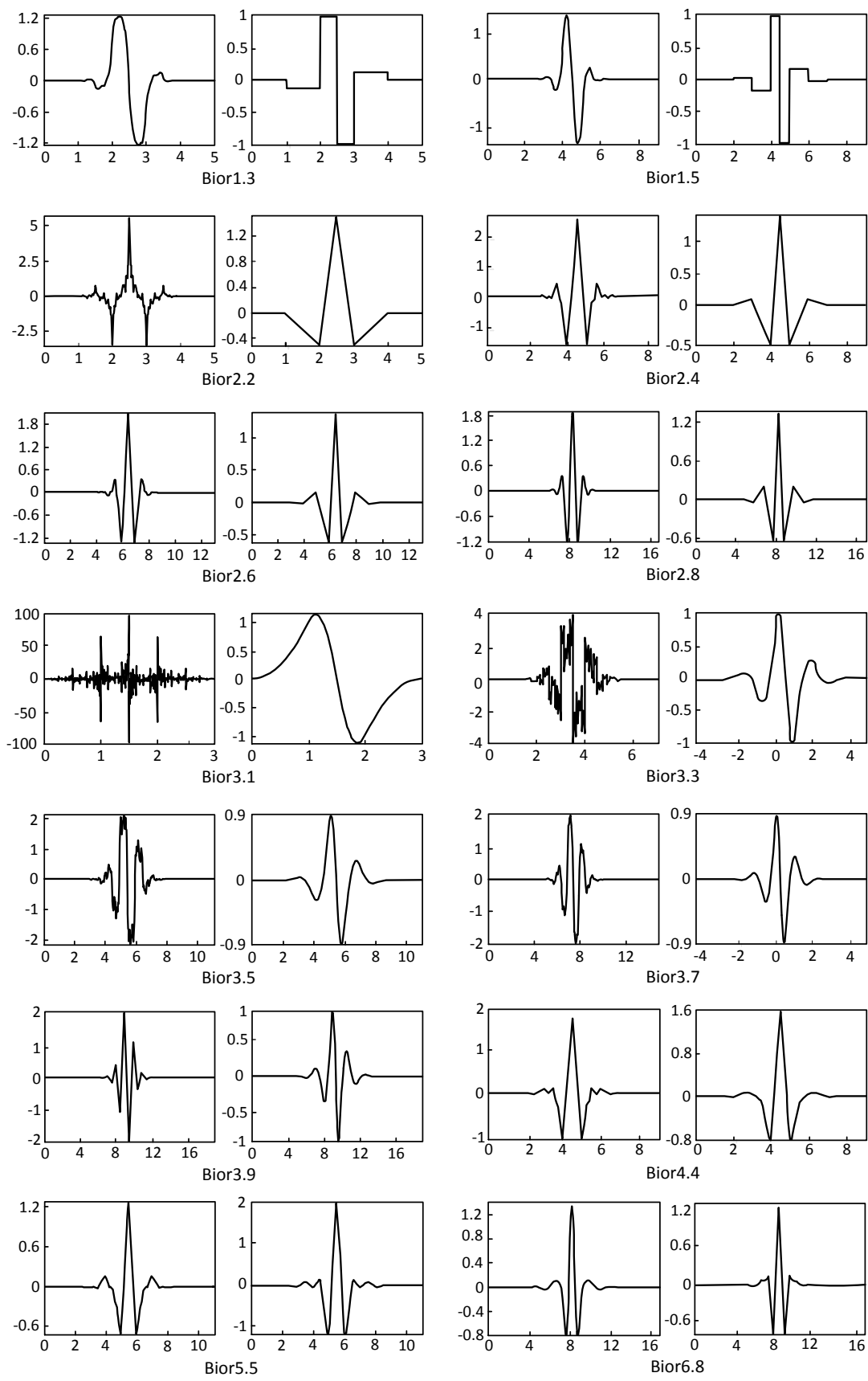


Figura 5.6. Representación de las *wavelet* madre de la familia Biortogonal disponibles en MatLab. La señal de la derecha se corresponde con la de descomposición y la de la izquierda con la de reconstrucción.

Como se puede observar en la Figura 5.6, en el caso de la familia de *wavelets* biortogonal hay una *wavelet* para la descomposición (figura de la izquierda) y otra *wavelet* para la reconstrucción (figura de la derecha).

En la Figura 5.7 se muestra el proceso de descomposición y recuperación para un nivel.

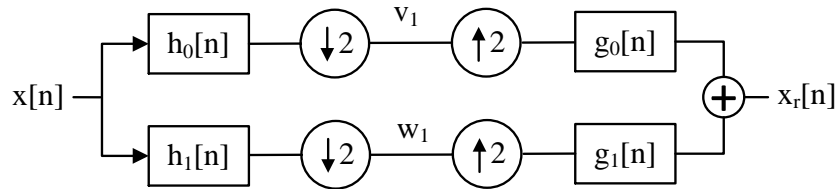


Figura 5.7. Proceso de descomposición y recuperación para un nivel.

Donde h_0 y h_1 son los filtros de análisis y g_0 y g_1 los filtros de síntesis. Estos filtros son FIR y en el dominio Z deben cumplir:

$$G_0[z] = z^j H_1[-z] \quad (5.22)$$

$$G_1[z] = -z^j H_0[-z] \quad (5.23)$$

O lo que es lo mismo:

$$g_0[n] = (-1)^n h_1[n - 1] \quad (5.24)$$

$$g_1[n] = (-1)^{n+1} h_0[n - 1] \quad (5.25)$$

Es decir, si uno de los filtros de síntesis es un paso bajo, el análisis opuesto debe ser un paso alto y viceversa.

Para conseguir una reconstrucción perfecta se debe cumplir que:

$$G_0[z]H_0[z] + G_0[-z]H_0[-z] = 2 \quad (5.26)$$

Siendo también necesario que los filtros sean biortogonales, es decir:

$$\langle g_i[n - 2k] h_i^*[2l - n] \rangle = \sum_n g_i[n - 2k] h_i[2l - n] = \delta_{kl} \quad (5.27)$$

El filtrado basado en la TW comúnmente se realiza con la técnica llamada *wavelet shrinkage* (encogimiento *wavelet*) [118]. Esta técnica reduce la magnitud de cada coeficiente dependiendo del nivel de ruido de la señal. Para ello se establece un valor umbral (λ), de forma que los coeficientes *wavelet* situados por debajo de él son eliminados (umbral brusco o *hard-threshold*) o reducidos en magnitud (umbral suave o *soft-threshold*) (Figura 5.8) [119]. Por tanto, el primer paso para reducir el ruido consiste en calcular la TWD (en este trabajo se calcula hasta el tercer nivel) de la señal. Después

se debe elegir un umbral con el objetivo de eliminar los coeficientes de menor energía que se corresponden con ruido. Por último se obtiene la TWDI a partir de los nuevos coeficientes obtenidos [112].

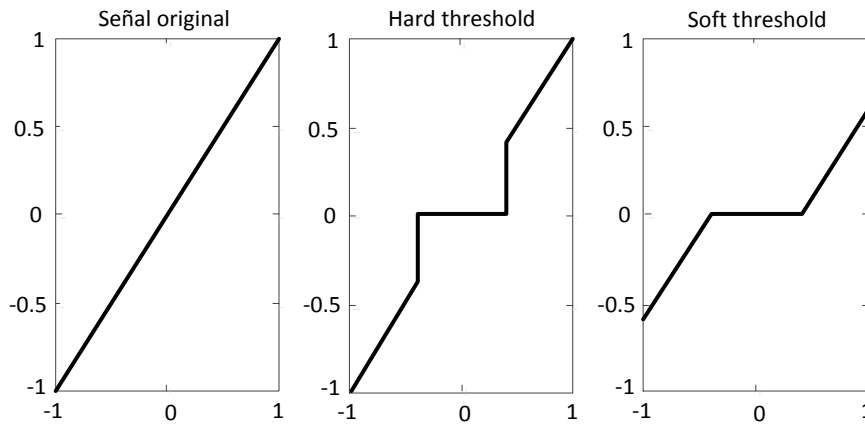


Figura 5.8. Técnicas de estimación de una señal mediante umbrales.

Los métodos de eliminación de ruido mediante umbrales se pueden clasificar en dos categorías [120]: los umbrales globales y los recursivos. Los primeros definen un valor fijo de umbral que será aplicado a todos los coeficientes *wavelet* mientras que los recursivos utilizan un umbral distinto para cada nivel de resolución [112]. Una vez seleccionado el tipo de umbral es importante definir su valor. Para determinar el valor del umbral se han utilizado diferentes estimadores estadísticos:

- **Sqtwolog**: es una ampliación del umbral estadístico denominado «universal» que pondera dicho estadístico con la desviación estándar de las muestras de cada nivel. Esta ampliación se denomina también como *Fixed Form* o *VisuShrink* y se expresa como [119, 121]:

$$\lambda = \sigma \sqrt{2 \log N} \quad (5.28)$$

En la ecuación 5.28 el valor N representa el número de muestras y σ la desviación estándar estimada como:

$$\sigma = \frac{DMA(\{|c_{jk}\})}{0,6745} \quad (5.29)$$

donde DMA hace referencia a la desviación media absoluta de los coeficientes *wavelet* c_{jk} [112].

- **Rigsure**: también conocido como estimador de riesgo no sesgado de Stein. El valor del umbral se calcula minimizando la siguiente función de riesgo:

$$\lambda = \sigma \sqrt{NV(k_{min})} \quad (5.30)$$

donde $NV(k)$ es un vector de coeficientes al cuadrado en orden ascendente. El riesgo del índice k viene dado por:

$$R(k) = \frac{N - 2k + \sum_{j=1}^k NV(j) + (N - k)NV(N - k)}{n} \quad (5.31)$$

En base a las ecuaciones 5.30 y 5.31 se selecciona el índice k que minimice el riesgo del vector $R(k)$.

- **Heursure:** es la forma abreviada de denominar al método sure heurístico, el cual selecciona el menor valor de umbral que se obtiene mediante los dos métodos anteriores. Es el estadístico más conservativo con respecto a la señal, pues fijando el umbral más bajo retiene más ruido.
- **Minimax:** este estimador se basa en una regla definida para una serie de datos:

$$\lambda = 0,3936 + 0,1829 \frac{\log(N)}{\log(2)} \quad (5.32)$$

donde N es el número de muestras.

- **Alpha-Trim:** en este caso los valores umbral se obtienen calculando la media y la mediana; siendo el rango de valores: $0 \leq \alpha \leq 0.5$. Si $\alpha = 0$, representa el filtro de media, mientras que si $\alpha = 0,5$, se convierte en el filtro de mediana.
- **Penalize:** el valor umbral (λ) se obtiene utilizando un método de penalización provisto por Birgé-Massart. Hay tres tipos: alto, medio y bajo.

Es importante tener en cuenta que al filtrar la señal mediante la TW se produce dos efectos colaterales [117]:

a) Difusión o *blurring*

Al procesar imágenes o señales, ya sea para realizar compresiones o para filtrarla, aparece como efecto secundario la difusión o difuminación (*blurring*) de la imagen o señal original. Dadas las características de la señal EOG, su importancia es menor y puede ser fácilmente compensado en la etapa de procesamiento.

b) Fenómeno de Gibbs

Este fenómeno se manifiesta como una oscilación en las discontinuidades de la señal. Dado que es difícil visualizar este efecto en el osciloscopio debido a las características de la señal, se ha representado en la Figura 5.9. Se puede apreciar que el fenómeno de Gibbs se manifiesta como pequeños lóbulos laterales.

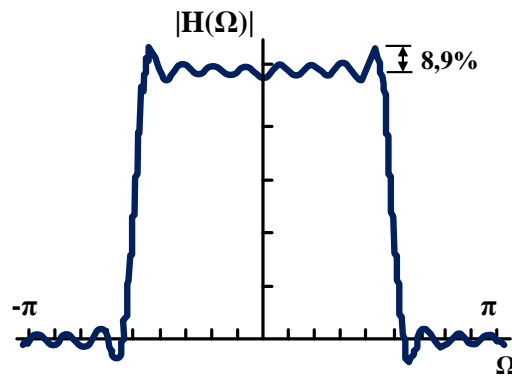


Figura 5.9. Fenómeno de Gibbs en una señal en forma de pulso.

5.2.3.1 Aplicación de la Transformada wavelet al análisis y filtrado de la señal electrooculográfica

La TW se ha utilizado con éxito en el análisis y eliminación de ruido de la señal de electrocardiográfica (ECG) [122] y electromiográfica (EMG) [123]. Sin embargo, en electrooculografía su uso es tan común. En la literatura se encuentran estudios en los que principalmente se hace uso de la TW para la detección de eventos asociados a la señal EOG, como un movimiento sacádico o un parpadeo. Esto es debido principalmente a que los movimientos sacádicos y los parpadeos están bien definidos y tienen una duración limitada en el tiempo [124]. A continuación se exponen algunos de los estudios más relevantes que se pueden encontrar en la literatura.

En [107] la señal es analizada y filtrada haciendo uso del escalograma y la *wavelet* db4. En [125] se comparan varias *wavelets* (haar, sym8, db4, db10, coif3) para la detección del parpadeo, llegando a la conclusión de que la mejor es la sym8. En él se hace uso de la técnica basada en umbrales comentado anteriormente. En [126] se propone el uso de la *wavelet* coiflet3 para eliminar el ruido de la señal. En dicho estudio la detección de parpadeos y movimientos sacádicos se ha mejorado empleando la *wavelet* Haar. En [116] se hace uso de la TWE para eliminar el ruido de la señal, usando principalmente *wavelets* de la familia biortogonal en sus investigaciones. En este trabajo se concluye que la bior3.3 es la más apropiada para filtrar la señal. Destacar también el estudio realizado en [127] con el objetivo de reducir las interferencias en la señal EOG empleando la TWD. Del mismo modo en [128] se filtra la señal EOG mediante la TWD y se sugiere como *wavelet* madre más apropiada la sym8 o la db5, empleando 4 niveles de descomposición. Finalmente destacar el trabajo [129] que analiza la señal EOG para detección de parpadeos, en él se emplea la TWD y se concluye que la sym8 es la más apropiada para éste propósito.

Como se puede ver, aunque hay algunos estudios relacionados con la aplicación de la TW al análisis y filtrado de la señal EOG, estos son escasos y presentan conclusiones dispares. Esto hace que sea necesario abordar un estudio sistemático de la *wavelet* más apropiada para procesar digitalmente la señal.

5.2.3.2 Resultados obtenidos

La teoría antes expuesta para la eliminación de ruido se implementó en un programa de Matlab el cual, básicamente, se encarga de leer las muestras de un archivo, obtener la TWD y TWE de la señal y a continuación realizar un filtrado digital que elimina o atenúa (en función de si el umbral es de tipo *hard* o *soft*) las componentes espectrales de menor peso. Finalmente el programa reconstruye la señal a partir de los coeficientes restantes.

Para decidir qué *wavelet* es la más adecuada para la eliminación de ruido se probaron varias familias de *wavelets*. En concreto se analizó la eficiencia del algoritmo con cinco de las más conocidas familias: Haar, Daubechies, Coiflet, Symlet y Biorotogonal; cada una de ellas con diferentes niveles de coeficientes. Notar que, por simplicidad, durante el estudio realizado se consideró ruido blanco gaussiano. Por otra parte, para comparar los resultados obtenidos se han empleado dos parámetros:

- **SNR (relación señal-ruido):** expresa la proporción que hay entre la potencia de la señal original y la potencia del ruido que interfiere en ella. Esta relación se mide en decibelios y se define como:

$$SNR = 10 \log \frac{\sum_{n=1}^N (x[n])^2}{\sum_{n=1}^N (x[n] - x_R[n])^2} \quad (5.33)$$

- **MSE (error cuadrático medio):** mide el promedio de los errores al cuadrado, es decir, la diferencia entre el estimador y lo que se estima. El MSE es una función de riesgo correspondiente al valor esperado de la pérdida del error al cuadrado o pérdida cuadrática:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n (x[n] - x_R[n])^2 \quad (5.34)$$

Las pruebas realizadas se llevaron a cabo de forma independiente al prototipo *hardware* desarrollado en este trabajo. Es decir, se toman muestras de señales EOG con él y se almacenan en un archivo que después se utiliza como entrada al programa de Matlab. En la Figura 5.10 se muestra una aplicación desarrollada en LabVIEW para llevar a cabo un análisis sistemático del filtrado de la señal EOG mediante la TF, la TFV y la TW. Se puede seleccionar entre TWD y TWE, así como diferentes niveles de descomposición y cálculo de umbrales.

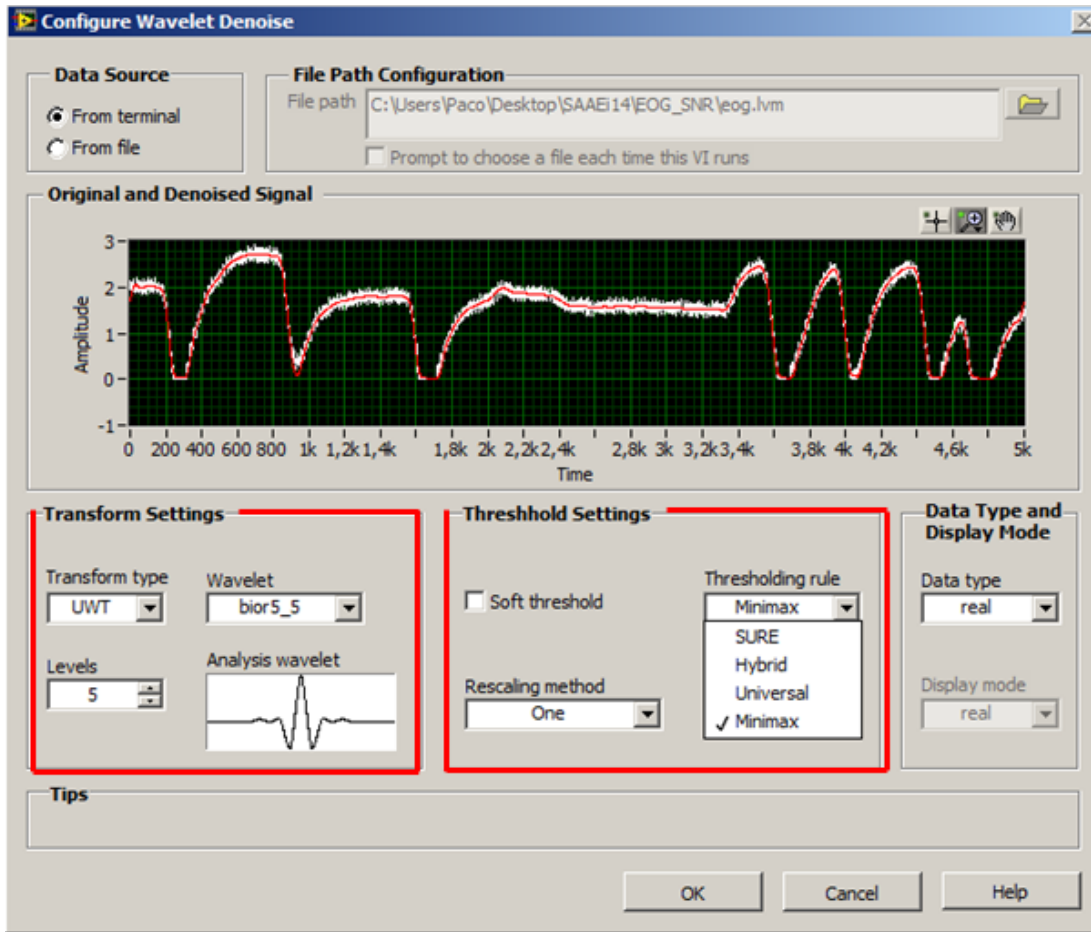
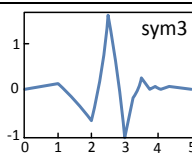
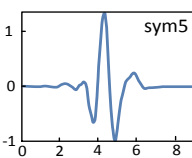
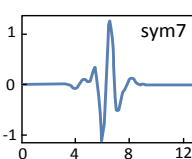
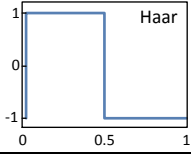
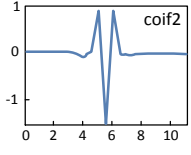
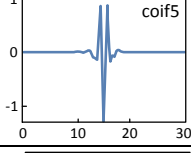
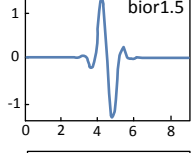
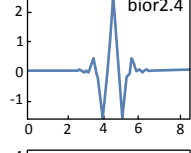
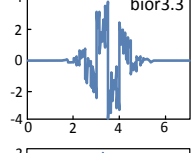
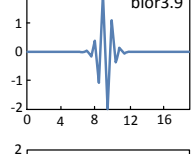
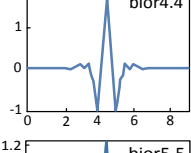
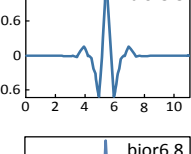
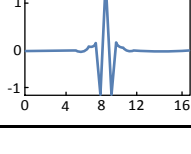


Figura 5.10. Aplicación desarrollada en LabVIEW para llevar a cabo un análisis sistemático del filtrado de la señal EOG.

A continuación se presentan los resultados obtenidos utilizando diferentes familias de *wavelets* y distintos métodos de cálculo de umbral con la TWD y TWE:

Wavelet	Umbralizado	TWD		TWE	
		SNR(dB)	MSE	SNR(dB)	MSE
Familia Symlet   	Universal	10,77	0,06	10,81	0,00
	Minimax	6,43	1,26	18,49	0,15
	SURE	11,19	0,00	11,24	0,00
	Universal	10,74	0,06	10,79	0,00
	Minimax	6,47	1,26	18,79	0,15
	SURE	11,20	0,00	11,26	0,00
	Universal	10,72	0,06	10,69	0,00
	Minimax	6,53	1,26	19,27	0,15
	SURE	11,19	0,00	11,24	0,00

Wavelet	Umbralizado	TWD		TWE		
		SNR(dB)	MSE	SNR (dB)	MSE	
Familia Haar 	Universal	10,90	0,06	10,91	0,00	
	Minimax	6,39	1,27	19,02	0,15	
	SURE	11,21	0,00	11,25	0,00	
Familia Coiflet 	Universal	10,85	0,06	10,90	0,00	
	Minimax	16,60	1,26	18,95	0,15	
	SURE	11,18	0,00	11,24	0,00	
	Universal	10,81	0,06	10,89	0,00	
	Minimax	16,10	1,26	19,25	0,15	
	SURE	11,18	0,00	11,24	0,00	
Familia Biortogonal		Universal	10,75	0,07	10,81	0,02
	Minimax	6,38	1,28	18,85	0,15	
	SURE	11,21	0,00	11,25	0,00	
		Universal	10,65	0,07	10,82	0,02
	Minimax	6,24	1,30	19,00	0,15	
	SURE	11,17	0,01	11,34	0,00	
		Universal	10,59	0,08	10,84	0,03
	Minimax	6,29	1,35	18,64	0,16	
	SURE	11,16	0,00	11,24	0,00	
		Universal	10,59	0,08	10,87	0,03
	Minimax	6,28	1,35	18,65	0,15	
	SURE	11,18	0,01	11,25	0,00	
	Universal	10,87	0,06	10,91	0,02	
Minimax	16,78	1,26	18,97	0,15		
SURE	11,18	0,00	11,25	0,00		
	Universal	10,97	0,05	10,99	0,01	
Minimax	16,66	1,22	19,66	0,15		
SURE	11,19	0,00	11,25	0,00		
	Universal	10,78	0,06	10,90	0,02	
Minimax	16,04	1,27	19,17	0,15		
SURE	11,18	0,00	11,24	0,00		

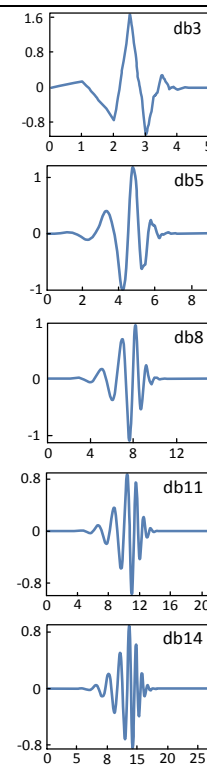
Wavelet	Umbralizado	TWD		TWE	
		SNR (dB)	MSE	SNR (dB)	MSE
Familia Daubechies 	Universal	11,77	0,03	11,81	0,00
	Minimax	6,43	1,26	18,49	0,15
	SURE	11,19	0,00	11,26	0,00
	Universal	10,82	0,06	10,94	0,00
	Minimax	6,85	0,02	19,01	0,15
	SURE	11,26	0,01	11,28	0,00
	Universal	10,83	0,06	10,94	0,00
	Minimax	6,18	1,25	19,27	0,15
	SURE	11,18	0,00	11,24	0,00
	Universal	10,82	0,06	10,95	0,00
	Minimax	6,80	0,02	19,43	0,15
	SURE	11,25	0,00	11,30	0,00
	Universal	10,79	0,06	10,88	0,00
	Minimax	6,57	1,26	19,60	0,15
	SURE	11,18	0,00	11,38	0,00

Tabla 5.1. SNR y MSE obtenidos utilizando diferentes familias de *wavelets* y distintos métodos de umbralizado con la TWD y TWE.

Como se desprende de la Tabla 5.1, los valores más altos de SNR y los más bajos de MSE se obtuvieron con el umbral Minimax. De los experimentos realizados con las diferentes familias de *wavelets*, se ha observado que debido a que la *wavelet* Haar presenta dos cambios abruptos muy notables, ésta consigue eliminar el ruido en la zona plana de la señal de forma muy eficiente. En cuanto a la *wavelet* de soporte compacto Daubechies, se ha visto que cuanto menor sea su orden, mejores resultados se obtienen en la parte plana de la señal, ya que éstas son continuas sin muchos cambios abruptos. Las de mayor orden son más eficientes en la detección de parpadeos y movimientos bruscos. Con las funciones *wavelet* de la familia Daubechies utilizadas, se ha observado que la db03 es la que muestra los mejores valores de SNR y MSE (11,806 dB y 0,02, respectivamente). De forma similar, se realizaron pruebas de filtrado mediante la familia de *wavelets* Coiflet, Symlet y Biortogonal.

En base a los resultados obtenidos y a modo de conclusión, se puede afirmar que la *wavelet* bior5.5, con umbral Minimax, es la más adecuada para eliminar el ruido de la señal EOG haciendo uso de la TWE. Esta ofrece mejores resultados tanto en las zonas planas como en los cambios abruptos de la señal, obteniendo una SNR y MSE de 19,66 dB y 0,15 respectivamente. La Figura 5.11 muestra las señales originales y las filtradas empleando esta técnica.

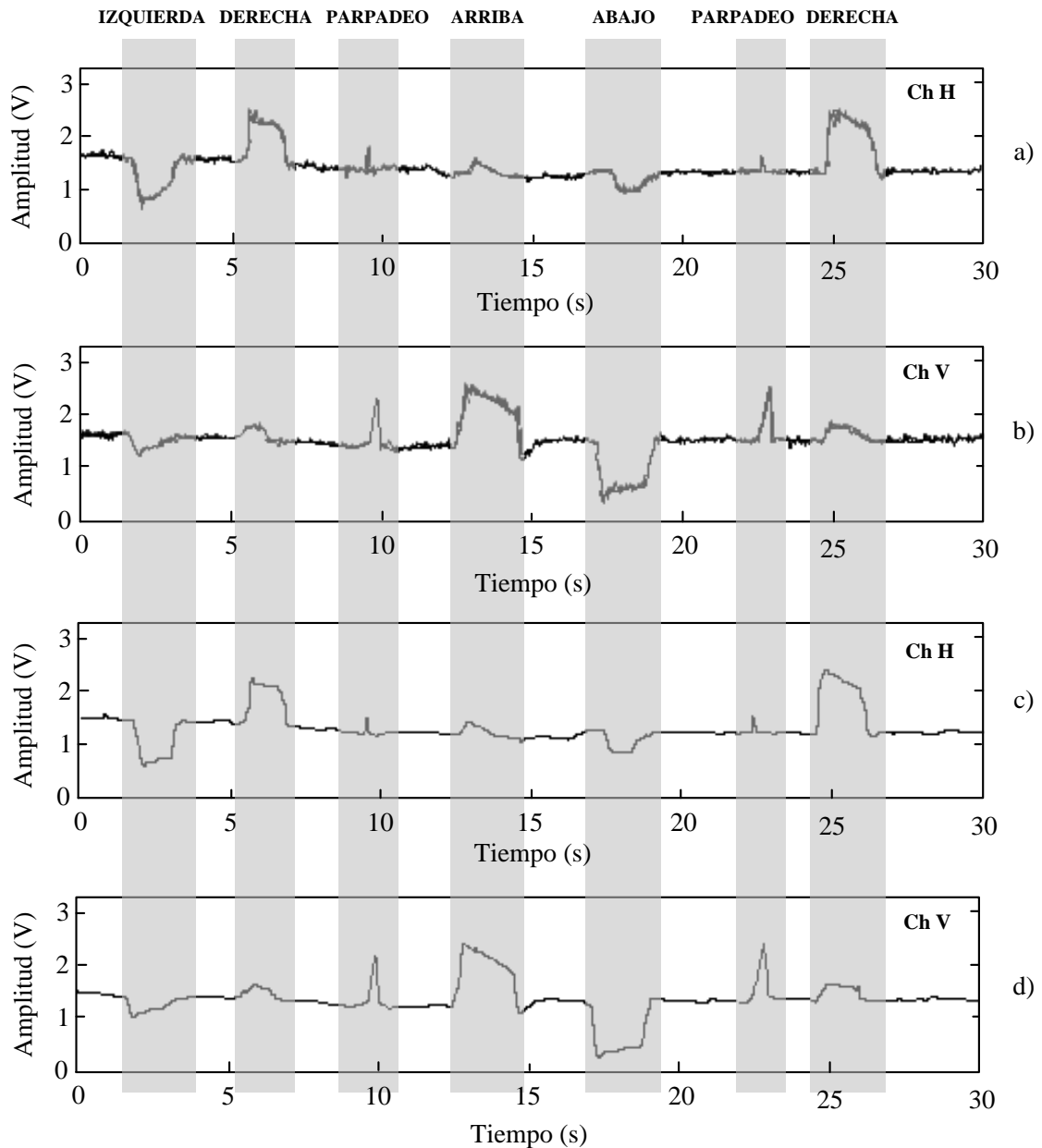


Figura 5.11. Señales EOG originales y filtradas mediante la TWE, *wavelet* bior5.5 y cálculo de umbral Minimax: a) señal EOG original obtenida del movimiento ocular horizontal; b) señal EOG original obtenida del movimiento ocular vertical. c) señal EOG filtrada obtenida del movimiento ocular horizontal. d) señal EOG filtrada obtenida del movimiento ocular vertical.

Los resultados obtenidos permiten aplicar la técnica descrita a la eliminación de ruido de la señal EOG obtenida en entornos ruidosos para su posterior utilización en el diagnóstico de patologías o en patrones de decisión con una mayor calidad.

Para detectar los picos en la señal debidos a los parpadeos, es necesario realizar un procesamiento independiente para ambos canales si se contempla la posibilidad del parpadeo asimétrico. El parpadeo típico se asocia con ambos párpados a la vez pero el parpadeo mediante un único párpado también es posible. Este análisis se realiza

mediante el esquema de la Figura 5.12. La Figura 5.13a muestra una señal EOG en la que se han realizado una serie de parpadeos consecutivos. Los puntos en rojo de la Figura 5.13b indican los picos debidos a los parpadeos mediante la técnica expuesta e implementada en Matlab.

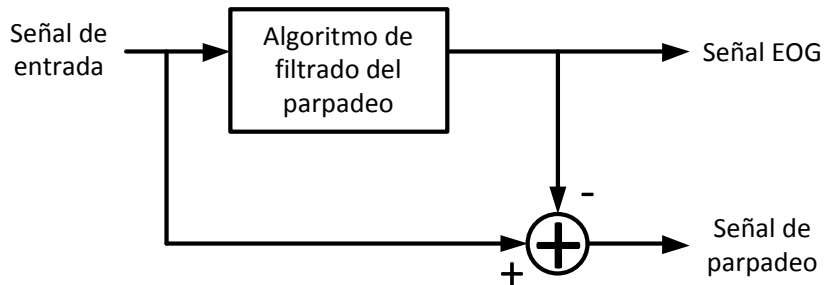


Figura 5.12. Diagrama del proceso de detección del parpadeo.

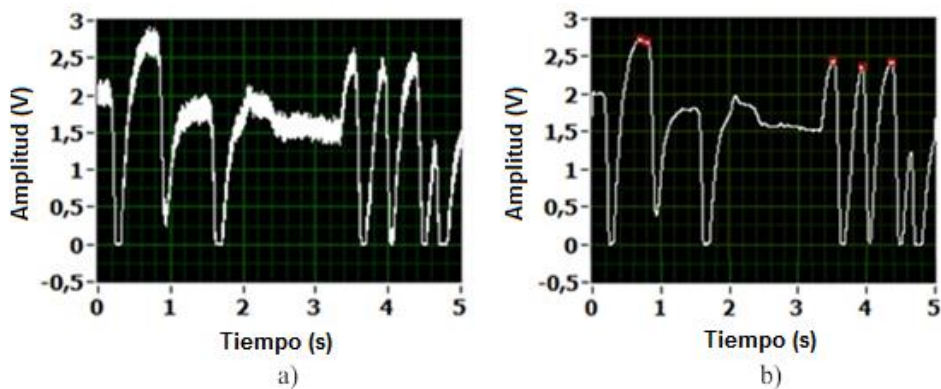


Figura 5.13. a) Señal EOG original; b) detección de los parpadeos.

5.3 CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Una vez acondicionada la señal tras los procesos de filtrado y eliminación de ruido de las etapas analógica y digital, es necesario extraer e interpretar la información recibida. Se ha de clasificar la señal, decidiendo qué comando envió el emisor. Para ello, es fundamental definir los símbolos del sistema y su esquema.

Para clasificar los movimientos oculares sacádicos se han establecido unos umbrales de tensión (TVH, TVL, THH, THL) para distinguir entre miradas hacia arriba, abajo, derecha e izquierda. Además, para distinguir entre las miradas hacia arriba, parpadeos involuntarios y voluntarios, se utiliza un umbral de tiempo λ (Tabla 5.2). Estos valores umbral son diferentes para cada canal y usuario. Su valor se establece en una primera fase de calibración del sistema. En la Figura 5.14 se puede ver un ejemplo de cómo se establecen los valores umbral sobre la señal EOG.

Movimiento ocular	Umbral	Función
Arriba	$V_U \geq TVH$	Cursor arriba
Abajo	$V_D \leq TVL$	Cursor abajo
Derecha	$V_R \geq THH$	Cursor a la derecha
Izquierda	$V_L \leq THL$	Cursor a la izquierda
Parpadeo voluntario	$V_U \geq TVH$ y $t_U \leq \lambda$	Validación

Tabla 5.2. Criterios de clasificación de los movimientos oculares y su función asociada en la simulación de un ratón.

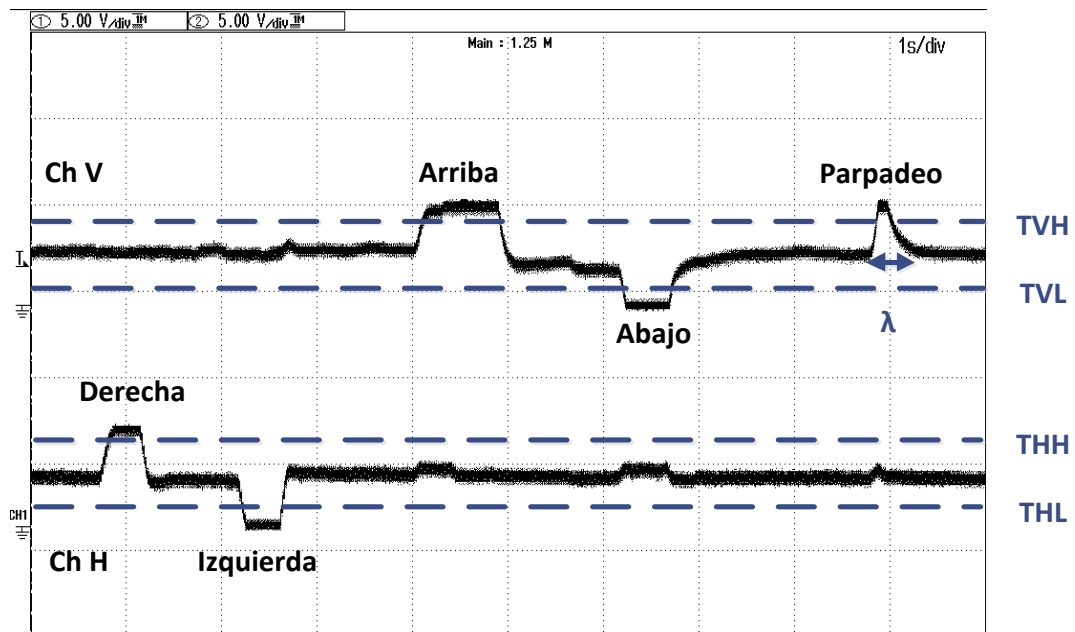


Figura 5.14. Clasificación de la señal EOG mediante umbrales.

Se han analizado otras técnicas de clasificación de la señal que se exponen a continuación. Dado que se trabaja con dos canales: vertical y horizontal, sobre ambos canales se definen dos símbolos formados por la modulación en amplitud de un pulso. Esta se puede considerar simétrica a la señal moduladora en una modulación PAM (*Pulse Amplitude-Modulation*), con la salvedad de que en este caso puede haber tramos de señal en los que no se envíe ningún símbolo. Esto obliga a implementar un sistema de detección de señal basado en la energía, pudiendo interpretar estos tramos de ausencia de pulsos como un tercer símbolo de la señal. Se habla entonces de tres símbolos para codificar información terciaria, no binaria. Es decir, el símbolo «A» para enviar la información de una dirección en el canal correspondiente, el símbolo «-A» para la dirección contraria, y el símbolo «0» para enviar la información de neutralidad. En la Figura 5.15 se puede ver la representación geométrica los símbolos de la modulación propuesta.

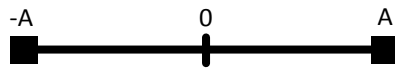


Figura 5.15. Constelación de señal compuesta de tres símbolos.

El proceso de decisión o clasificación se realiza de este modo en dos etapas: la primera etapa clasifica el segmento de señal en función de su energía decidiendo entre el símbolo central o alguno de los símbolos periféricos. En el caso de que no se haya decidido el símbolo central para la trama, se decide entonces entre los dos símbolos periféricos.

El sistema basado en señales EOG y la modulación PAM comparten características de interés, por ejemplo, la modulación PAM surge como consecuencia inmediata al muestreo de una señal analógica. Dicha señal analógica se muestrea a intervalos regulares, definiendo así cada intervalo un pulso de la misma duración. De esta forma la amplitud del pulso será la amplitud de la señal original en el momento del muestreo. Bajo este escenario, la distancia mínima entre símbolos será $A/2$. Este parámetro permite comparar la robustez ante el ruido entre diferentes modulaciones. La energía media por unidad de información será entonces:

$$\frac{1}{2}(-A)^2 + \frac{1}{2}A^2 = A^2 \quad (5.35)$$

Una vez definidas las características de la señal a clasificar, a continuación se expone una primera aproximación al estudio de los sistemas de decisión basados en aprendizaje automático, centrándonos en el algoritmo Adaboost. Este algoritmo resulta muy interesante en sistemas como los descritos en este trabajo, que deben ser adaptativos y en los que la decisión debe tener en cuenta al usuario que está haciendo uso del sistema.

5.3.1 ALGORITMOS DE APRENDIZAJE AUTOMÁTICO

El aprendizaje automático nació de la búsqueda de inteligencia artificial, es decir, del interés de hacer que las máquinas aprendan. Inicialmente surgieron los perceptrones (redes neuronales artificiales desarrolladas por el Dr. Frank Rosenblatt), así como con otros modelos fundamentalmente basados en modelos lineales generalizados. Las personas llevamos a cabo el aprendizaje de manera inconsciente, sin darnos cuenta de cómo se realiza. A través de los diferentes procesos de aprendizaje que se realizan durante la vida se adquiere conocimientos, así como habilidades para analizar y evaluar dicho conocimiento. Así mismo las personas desarrollan el aprendizaje a través de la propia experiencia. No obstante, a las máquinas hay que enseñarlas a aprender, ya que si no solo realizarán secuencias repetitivas. Y por último, no hay que olvidar que, además de tener el conocimiento, es necesario saber utilizarlo y aplicarlo. Es decir, un buen aprendizaje implica además conocer cómo y cuándo aplicar los conocimientos aprendidos.

El aprendizaje automático se centra en el desarrollo y la investigación de conjuntos de sentencias capaces de predecir y aprender de un conjunto de datos. Esta capacidad lo hace realmente atractivo para diferentes materias dentro del campo de las ciencias de la computación, como reconocimiento de patrones o teorías de aprendizaje computacional. El objetivo es producir programas con la capacidad de generalizar comportamientos en base a un conjunto de ejemplos que suministran información de forma no estructurada. Por último, destacar que para realizar un aprendizaje adecuado es necesario tener en cuenta todos los factores que rodean al sistema en el que se quiere aplicar.

En el aprendizaje automático podemos obtener tres tipos de conocimiento que se indican a continuación. La importancia de cada uno de ellos dependerá de las características de lo que se está tratando de aprender.

- **Crecimiento:** es el conocimiento que se adquiere de nuestro entorno, guardando la información en la memoria.
- **Reestructuración:** las personas, al interpretar el conocimiento, razona y genera nuevo conocimiento.
- **Ajuste:** es el conocimiento que se obtiene al generalizar conceptos o al generar los propios.

Centrándonos por ejemplo en el problema de ser capaces de deducir a qué punto de la pantalla del computador mira una persona, la solución será una muestra del espacio de posibles soluciones que surge de considerar un eje cartesiano de dos dimensiones, cuyo origen se sitúa en la esquina inferior izquierda de la pantalla. De esta abstracción se infiere que el conjunto de posibles soluciones es un conjunto continuo. Sin embargo, por simplicidad, se discretiza dicha abstracción de forma que los niveles de discretización en cada dimensión dependan del parámetro n en la ecuación 5.36.

$$L = 2^n - 1 \quad n \in \mathbb{N} \quad (5.36)$$

La variación de n genera un conjunto de posibles soluciones como se puede ver en la Figura 5.16.

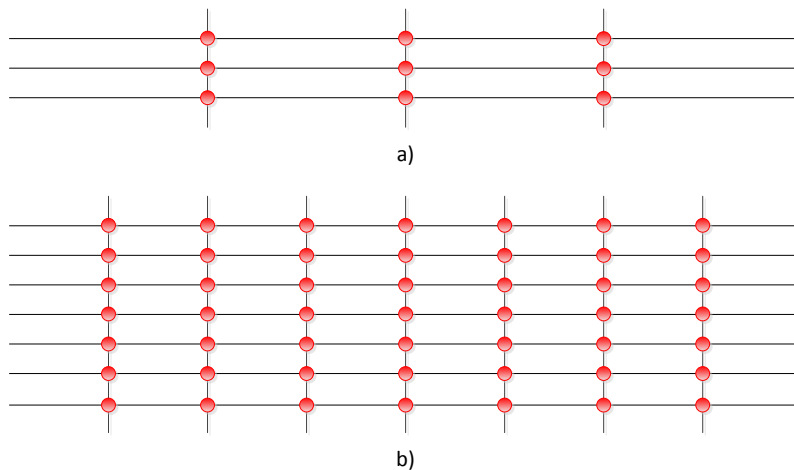


Figura 5.16. División de la pantalla en: a) 9 puntos ($n=2$); b) 49 puntos ($n=3$).

Una de las posibles clasificaciones de los algoritmos de aprendizaje automático se realiza en función del tipo de salida que producen. Según esto, el aprendizaje puede ser:

5.3.1.1 Aprendizaje supervisado

Este tipo de aprendizaje automático está caracterizado por disponer de información que indica qué conjunto de datos son adecuados para el aprendizaje. El algoritmo genera una función que establece una correspondencia entre las entradas y las salidas deseadas del sistema. De esta forma la clasificación se realiza etiquetando una serie de vectores utilizando una categoría. Su base de conocimiento está constituida por ejemplos de etiquetados anteriores. Un ejemplo de este tipo de aprendizaje es el algoritmo Adaboost que se expondrá en detalle más adelante.

5.3.1.2 Aprendizaje no supervisado

A diferencia del algoritmo supervisado, el no supervisado no cuenta con datos que definan qué información es satisfactoria o no. Su objetivo principal suele ser el de encontrar patrones que permitan separar y clasificar los datos en diferentes grupos en función de sus atributos. El modelado se realiza sobre un conjunto de ejemplos constituido únicamente por entradas al sistema, es decir, no se dispone de información sobre las categorías de esos ejemplos. Por lo tanto, el sistema ha de ser capaz de reconocer patrones para poder etiquetar las nuevas entradas. Para que la información que se obtiene mediante este algoritmo sea útil, debe ser interpretada por una persona.

Los algoritmos de aprendizaje no supervisado a su vez se clasifican en dos tipos: aprendizaje hebbiano, que analiza las características de los datos de entrada, y el aprendizaje competitivo y cooperativo, como el que realizan las neuronas. Un ejemplo de este tipo de aprendizaje es el *Learning Vector Quantization* (LVQ) [130].

5.3.1.3 Aprendizaje semi-supervisado:

Este tipo de aprendizaje combina los dos algoritmos anteriores para poder clasificar de manera adecuada, es decir, tiene en cuenta los datos marcados y los no marcados. Esta técnica surge como consecuencia de la dificultad para obtener los datos etiquetados requeridos por los métodos no supervisados, ya que éstos deben ser etiquetados por un experto de forma manual convirtiéndose en un trabajo pesado [131]. Un ejemplo de ésta técnica es el co-entrenamiento. En ella se entrenan dos o más sistemas, cada uno en un conjunto de ejemplos, de forma que cada uno de los sistemas utiliza un conjunto de características diferentes (e idealmente independientes) para cada ejemplo [132].

5.3.1.4 Aprendizaje por refuerzo

Este algoritmo está inspirado en la psicología conductista, cuyo objetivo es determinar qué acciones realizar en un entorno dado con el fin de maximizar alguna recompensa o premio [133]. El algoritmo aprende al observar el entorno que le rodea, es decir, la retroalimentación que obtiene del entorno como respuesta a sus acciones es su información de entrada. Debido a esto se puede decir que el sistema aprende mediante ensayo-error. *Q-learning* es el clásico algoritmo de aprendizaje por refuerzo, el cual se inventó hace ya más de 25 años [134].

5.3.1.5 Transducción

Este algoritmo de aprendizaje es similar al supervisado comentado anteriormente. Sin embargo, no construye de forma explícita una función si no que trata de predecir las categorías de los futuros ejemplos basándose en los de entrada.

5.3.1.6 Aprendizaje multi-tarea

Esta técnica hace referencia a los métodos de aprendizaje que utilizan conocimiento que ha sido aprendido previamente por el sistema con el objetivo de enfrentarse a problemas similares a los ya vistos anteriormente.

Indicar que para que un clasificador sea preciso debe cumplir tres condiciones [135]:

- 1) Haber sido entrenado con suficientes ejemplos-datos.
- 2) Tener un error de entrenamiento bajo.
- 3) Ser «simple».

5.3.2 ALGORITMO ADABOOST

El algoritmo de aprendizaje automático AdaBoost, abreviatura de *Adaptive boosting*, fue introducido hace dos décadas en el campo de la informática por Freund y Schapire [136]. Este algoritmo propone entrenar iterativamente una serie de clasificadores base, los cuales deben presentar un porcentaje de acierto mayor que la aleatoriedad (en el caso binario mayor que el 50%). En cada iteración, el clasificador base presta más atención a los datos que han sido clasificados de forma errónea por los clasificadores anteriores. De este modo el objetivo del algoritmo es combinar los diferentes clasificadores para obtener uno con elevadas prestaciones. Para ello, en cada iteración se asigna un peso a cada clasificador base, de manera que la salida global del sistema es el resultado de combinar de forma lineal y ponderada la salida de todos los clasificadores base.

Para lograr que cada clasificador ponga una mayor atención a los datos erróneos se utiliza una función de énfasis. Esta función tiene como objetivo ponderar la importancia que tiene cada dato durante la fase de entrenamiento del clasificador [137].

El algoritmo utiliza como entrada un conjunto de entrenamiento de la forma:

$$\{x_1, y_1\}, \{x_2, y_2\}, \dots, \{x_n, y_n\} \quad (5.37)$$

donde cada x_n pertenece al dominio o espacio de instancias X y cada valor de clasificación y_n a un conjunto Y compuesto por dos posibles valores, es decir, $Y = \{-1, +1\}$. Se considera así Y un espacio binario y, en consecuencia, el problema de clasificación un problema de clasificación binaria.

Adaboost itera sobre un conjunto de clasificadores débiles indexados por $t = 1, 2, \dots, T$. Por otra parte, el algoritmo mantiene una distribución de pesos sobre el conjunto de muestras de entrenamiento. El peso de esta distribución para la muestra « i » en la iteración « t » se denota como $D_t(i)$. Inicialmente se configuran todos los pesos con el mismo valor, posteriormente, tras cada iteración el peso de aquellas muestras que han sido incorrectamente clasificadas por el clasificador débil se incrementa. De este modo los posteriores clasificadores son forzados a centrarse en las muestras más difíciles de clasificar dentro del conjunto de entrenamiento.

La función del clasificador débil es encontrar una hipótesis $h_t: X \rightarrow \{-1, +1\}$ apropiada para la distribución D_t . El valor de dicha hipótesis se mide por su error:

$$\epsilon_t = P_{r_i \sim D_t}[h_t(x_i) \neq y_i] = \sum_{i: h_t(x_i) \neq y_i} D_t(i) \quad (5.38)$$

Cabe señalar que el error se mide respecto a la distribución D_t con la que se ha entrenado. Una vez se ha entrenado el decisor débil h_t se elige un valor del parámetro α_t . Intuitivamente este parámetro mide la importancia dentro de la combinación final

que va a tener el decisor débil h_t . $\alpha_t > 0$ siempre que $\epsilon_t \leq 1/2$. La distribución D_t se actualiza de acuerdo a la descripción del algoritmo presente en la Figura 5.17 para incrementar el peso de las muestras mal clasificadas en esta iteración y decrementar por el contrario el peso de aquellas bien clasificadas. De este modo se concentra el peso en las muestras difíciles de clasificar.

Dado: $(x_1, y_1), \dots, (x_m, y_m)$ donde $x_i \in X, y_i \in Y = \{-1, +1\}$

Inicializar: $D_1(i) = 1/m$.

Para $t = 1, \dots, T$:

- **Entrenar el clasificador débil usando la distribución D_t**
- **Obtener la hipótesis débil $h_t: X \rightarrow \{-1, +1\}$ con error**

$$\epsilon_t = P_{r_i \sim D_t}[h_t(x_i) \neq y_i]$$
- **Se elije $\alpha_t = \frac{1}{2} \ln \left(\frac{1-\epsilon_t}{\epsilon_t} \right)$.**
- **Actualizar:**

$$D_{t+1}(i) = \frac{D_t(i)}{Z_t} x \begin{cases} e^{-\alpha_t} & \text{if } h_t(x_i) = y_i \\ e^{\alpha_t} & \text{if } h_t(x_i) \neq y_i \end{cases} = \frac{D_t(i) \exp(-\alpha_t y_i h_t(x_i))}{Z_t}$$

donde Z_t es un factor de normalización

Salida de la hipótesis final:

$$H(x) = \text{sign} \left(\sum_{t=1}^T \alpha_t h_t(x) \right)$$

Figura 5.17. Pseudocódigo del algoritmo Adaboost.

La hipótesis final $H(x)$ es una suma de las diferentes hipótesis débiles h_t ponderadas por los coeficientes α_t . La Figura 5.18 muestra el diagrama de flujo del funcionamiento del algoritmo de aprendizaje automático Adaboost. Las principales ventajas y desventajas que presenta este algoritmo son las siguientes [138]:

Ventajas:

- Simple y rápido de programar.
- El único parámetro a establecer son las iteraciones.
- El clasificador débil no requiere conocimiento previo.

Desventajas:

- Clasificadores débiles complejos pueden llevar a sobreajuste (*overfitting*).
- Es vulnerable al ruido.

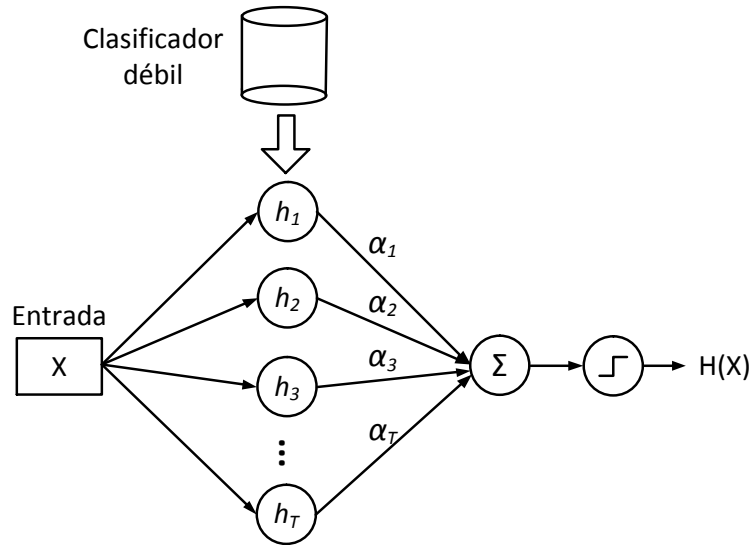


Figura 5.18. Diagrama de flujo del funcionamiento de AdaBoost.

Con el fin de adaptar el algoritmo a la casuística específica de este trabajo, se han realizado algunas modificaciones a la hora de implementarlo. El clasificador débil que se han implementado clasifica en base a la permanencia del valor de la señal por encima de un umbral durante un número de muestras determinado. Por tanto, la decisión será binaria: la señal siempre se compondrá de un pulso positivo o uno negativo, nunca habrá ausencia de pulso. Como se aprecia en la Figura 5.19 el algoritmo cuenta el número de muestras consecutivas por debajo del umbral. Si el número de muestras llega a 75 se decide que hay un pulso negativo, en cambio, si nunca llega a ese número, el pulso se considera positivo. Se ha probado el algoritmo simétrico, es decir, contando las muestras que superan un determinado umbral para decidir si el pulso es o no positivo. Los resultados obtenidos han sido los mismos en ambos casos. Este número de muestras a considerar es un parámetro de diseño que se ha elegido en base a los resultados que se han ido obteniendo. La primera implementación del algoritmo se realizó en Matlab para su posterior migración al lenguaje C++.

La Figura 5.20 muestra dos ejemplos de señales generadas en Matlab con las que se ha entrenado el algoritmo AdaBoost. Dichas señales son pulsos de valor aleatorio comprendido entre -3.3 y $+3.3$ V y duración aleatoria comprendida entre 75 y 150 muestras. A estos pulsos generados de manera aleatoria se les ha añadido ruido blanco gaussiano con potencia 0.1 dB.


```

function [class] = basicthreshold (signal, threshold)
    % número de muestras consecutivas para considerar
    % un pulso
    nSamples = 75;
    % hipótesis de que la señal está por debajo del umbral
    s = signal <= threshold;
    % por defecto se considera un pulso positivo
    class = 1;
    count = 0;

    for i= 1:length(s)
        if s(i) == 1
            count = count + 1;
            % si ha alcanzado el número de muestras
            % establecido se considera un pulso negativo
            if(count == nSamples)
                class = -1;
                break;
            end
        else
            % se resetea el contador
            count = 0;
        end
    end
end

```

Figura 5.19. Implementación del decisor débil.

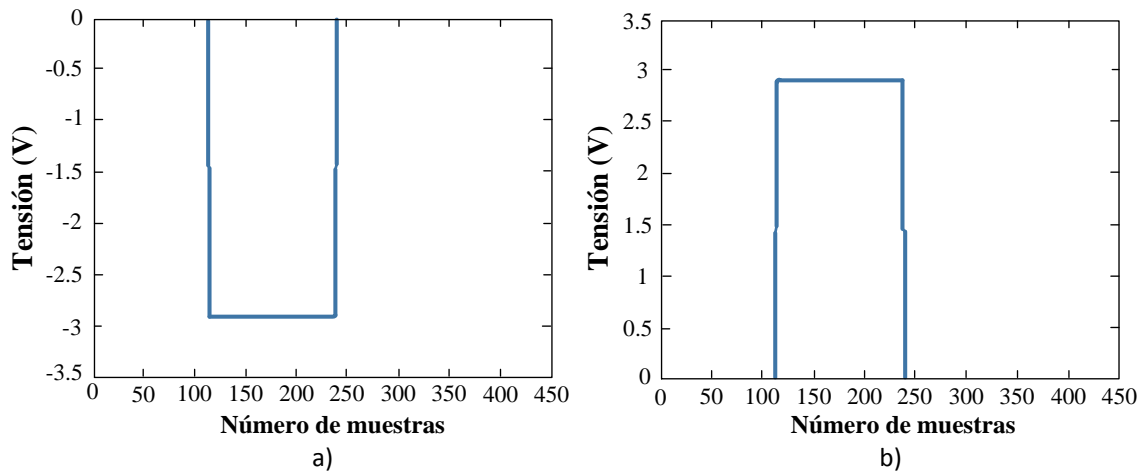


Figura 5.20. Pulsos aleatorios generados en Matlab sin ruido: a) negativo; b) positivo.

La Figura 5.21 muestra el error de entrenamiento (en azul) y clasificación (en rojo) después de 500 iteraciones del algoritmo. Se puede ver que el mínimo error de clasificación se obtiene en la iteración 251, obteniendo un 3.14% de error de clasificación y un 1.78% de error de entrenamiento. Por tanto, la hipótesis que se obtiene en esa iteración se elige como la hipótesis final, ya que a partir de esa iteración aunque el error de entrenamiento continúa disminuyendo, aumenta el de clasificación, lo que indica que la hipótesis se sobreajusta a los datos. Es decir, el algoritmo clasifica

muy bien los datos de entrenamiento pero peor los nuevos. La Figura 5.22 muestra cuatro pasos del algoritmo de clasificación. Las marcas se corresponden con diez muestras de entrenamiento proporcionadas al algoritmo.

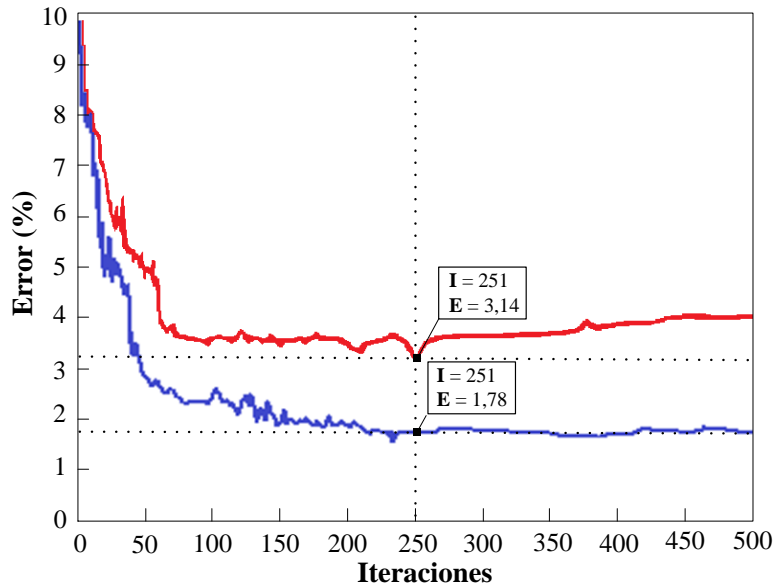


Figura 5.21. Error de entrenamiento (azul) y clasificación (rojo) en función del número de iteraciones.

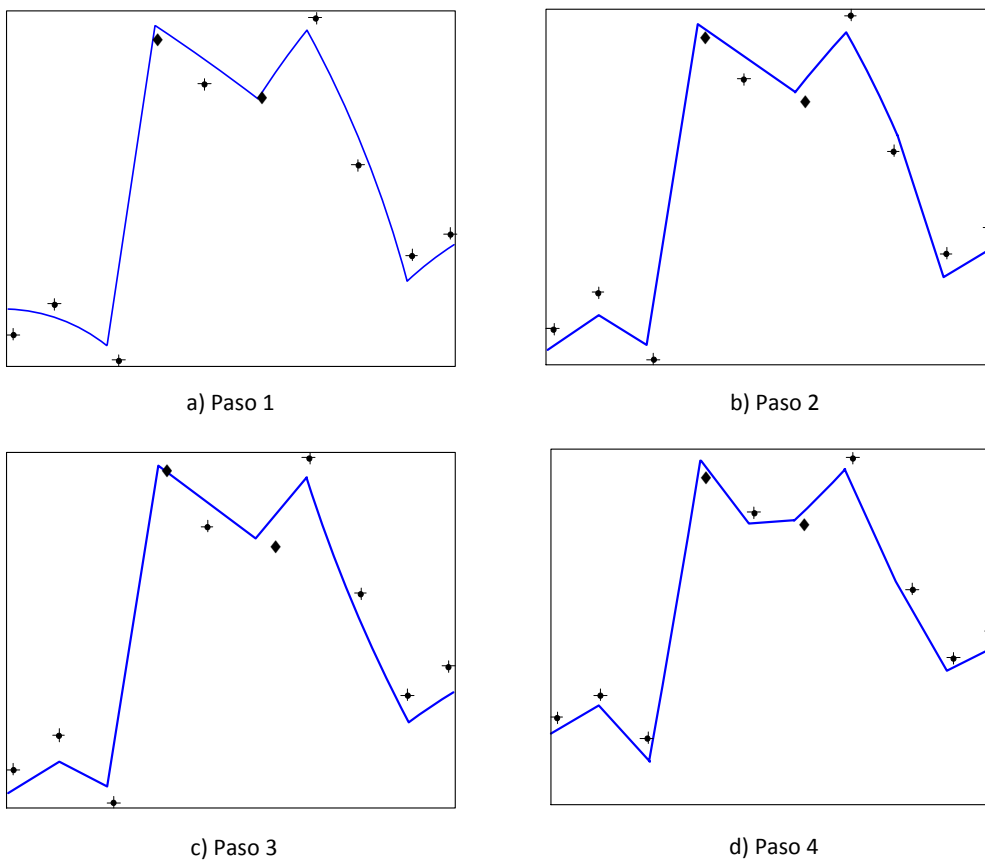


Figura 5.22. Cuatro pasos consecutivos del algoritmo de clasificación basado en AdaBoost sobre diez muestras de entrenamiento.

Los ejes de la Figura 5.22 no tienen unidades debido a que no proporcionan información sobre la figura representada. El color de cada marca representa la clase a la que pertenecen. Su posición es aleatoria y solo representativa de su ubicación respecto a la línea azul que marca la decisión del algoritmo. De ésta forma, la línea azul divide las marcas que decide como clase 1 por encima y las que decide como clase -1 por debajo. Esto hace que sea más fácil comprobar como en el paso 1 del algoritmo (Figura 5.22a) se tiene un 40% de error, en el paso 2 (Figura 5.22b) éste mejora hasta un 30% de error de clasificación. En la Figura 5.22c se aprecia cómo se reduce hasta un 20% en el paso 3. El algoritmo converge en el estado representando en el paso 4 (Figura 5.22d) con un 0% de muestras mal clasificadas [139].

**ARQUITECTURA
SOFTWARE**

Capítulo

6

-
- 6.1 Introducción
 - 6.2 *Arquitectura software*
 - 6.3 Estudio de fiabilidad
 - 6.4 Estudio del retardo
-

6.1 INTRODUCCIÓN

Una vez analizadas las cuestiones relativas al dispositivo *hardware* de adquisición desarrollado (Capítulo 4) y al procesamiento digital de la señal electrooculográfica (Capítulo 5), el objetivo de este capítulo es presentar una arquitectura *software* que dé soporte a las aplicaciones asistenciales. Esta arquitectura ha de tener las siguientes prestaciones: 1) modularidad, de forma que pueda ser ampliada con relativa facilidad, 2) eficiencia, de forma que permita un funcionamiento en tiempo real y 3) concurrencia, de forma que no se ralentice la toma de muestras. En este capítulo se propone una arquitectura *software* que cumple con estos criterios.

Una vez revisado el estado del arte específico de este capítulo, la siguiente cuestión que se plantea es seleccionar las herramientas *software* más adecuadas para cumplir con los objetivos descritos. A continuación se detalla la arquitectura *software* propuesta y se evalúa tanto su fiabilidad como el retardo que presenta. Con todo ello se pretende dar soporte a una aplicación gráfica que, controlada por el movimiento ocular, sirva como herramienta de comunicación y entrenamiento a personas que sufren grandes discapacidades motrices, la cual se expondrá en el Capítulo 7.

6.2 LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN

Cuando alguien se plantea el desarrollo de una aplicación informática la primera cuestión que surge es ¿qué lenguaje de programación elegir? Para contestar a esta pregunta es necesario valorar tanto las necesidades de la aplicación como las singularidades de cada lenguaje.

En este trabajo se ha priorizado la elección de un entorno de desarrollo para aplicaciones multiplataforma, que permita a su vez el desarrollo de una interfaz gráfica de sencillo manejo. Por ello se ha optado por utilizar el entorno de desarrollo Qt Creator 5.3.1 empleando como lenguaje de programación C++.

Qt es una biblioteca de desarrollo multiplataforma muy utilizada para la programación de aplicaciones con interfaz gráfica de usuario (GUI) [140]. Qt provee un conjunto de bibliotecas multiplataforma propias que permiten la abstracción del sistema operativo (en adelante, SO). Por otra parte, cuenta con un mecanismo de comunicación mediante señales y ranuras (*signals* y *slots*) que es idóneo para los propósitos de este proyecto. Además, Qt utiliza el lenguaje de programación C++ de forma nativa, por lo que también es el lenguaje por defecto a usar en este entorno de desarrollo. Sería posible utilizar otros lenguajes como Python o Ruby mediante el uso de *bindings* (una adaptación de las bibliotecas para ser usadas en un lenguaje de programación distinto de aquel en el que han sido escritas).

Por otra parte, C++ es un lenguaje de programación multiparadigma y orientado a objetos. Posee un conjunto completo de instrucciones de control (complementado además por Qt), permite su agrupación, la separación por módulos y su compilación independiente, así como la programación a bajo nivel y el uso de punteros. C++ es un lenguaje muy potente y robusto en lo que se refiere a la creación de sistemas complejos, e idóneo para el desarrollo del sistema *software*.

Para compilar la aplicación se ha utilizado el compilador MSVC2013 64 bits (Microsoft Visual C++) con el depurador WDK 8.1 (Windows Driver Kit). Además de las bibliotecas propias de Qt, también ha sido necesario el uso de la biblioteca MS Speech API (SAPI 5.4) de Microsoft para añadir la funcionalidad de lectura (sintetizador de voz) [141]. Esta biblioteca permite la lectura de un texto mediante el uso de la tecnología Text To Speech (TTS) a través de las bibliotecas de voz que provee Microsoft. En este trabajo se han utilizado las bibliotecas del español.

6.3 ARQUITECTURA SOFTWARE

El objetivo principal de la arquitectura a implementar debe ser el funcionamiento en tiempo real de las aplicaciones. Para ello ha de favorecer la concurrencia de las operaciones, es decir, ha de ser capaz de recibir un conjunto de muestras al mismo tiempo que realiza el tratamiento de otro conjunto recibido previamente. Por otra parte, la arquitectura ha de ser modular, trabajando los diferentes módulos que la componen de forma concurrente.

El paradigma de la modularidad consiste en diseñar una aplicación en bloques independientes que se puedan comunicar de forma transparente, es decir, sin que un bloque necesite conocer qué es lo que hará el siguiente bloque con los datos que le transmite. Esto permite, por ejemplo, que la obtención de datos pueda realizarse generando un bloque de conexión *bluetooth* o que el bloque de mapeado de datos reciba las muestras sin tener que realizar operaciones distintas en función de cuál es el origen de los datos. La modularidad proporciona además la capacidad de desarrollar independientemente cada uno de los apartados del núcleo de la aplicación sin tener que modificar el resto. Esto es especialmente adecuado en trabajos de investigación que requieren a más de una persona involucrada en el desarrollo [142].

La Figura 6.1 muestra un esquema simplificado de la arquitectura *software* propuesta. Como se puede ver, se trata de una arquitectura modular, en la que los diferentes módulos se comunican entre sí compartiendo información. En los siguientes apartados se describe la funcionalidad de cada uno de los módulos.

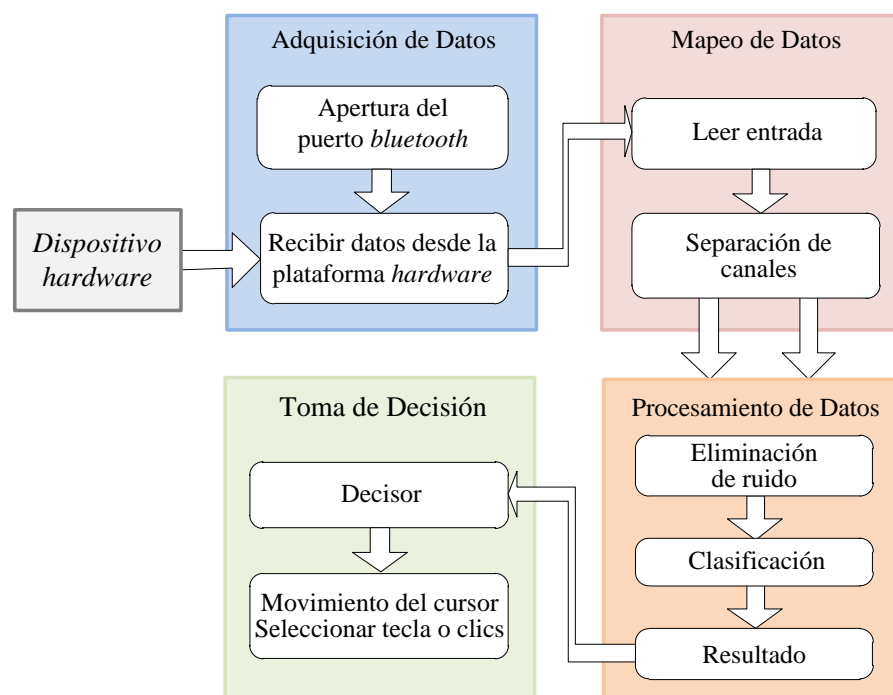


Figura 6.1. Diagrama de bloques de la arquitectura *software* desarrollada.

6.3.1 MÓDULO DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Este módulo se encarga de iniciar y gestionar la recepción de los datos procedentes de la plataforma *hardware* a través de un enlace *bluetooth*.

El flujograma de la Figura 6.2 trata de sintetizar las operaciones que tienen lugar en este módulo. Para llevarlas a cabo se utiliza la clase `QSerialPort` perteneciente a las librerías Qt disponibles. Esta permite crear un objeto que representa la conexión de datos en serie. A continuación el objeto envía una señal a la clase principal indicando que está listo para la recepción de datos. Cuando se crea esta conexión, el módulo recibe los parámetros de la conexión *bluetooth* que previamente se han almacenado en un archivo de configuración con extensión `.ini` (ver Anexo 3). Una vez realizada la conexión, el módulo comienza a leer línea a línea el puerto serie y envía los *bytes* leídos al módulo de mapeado emitiendo la señal correspondiente. Al terminar el envío de datos el objeto cierra el puerto y se liberan los recursos.

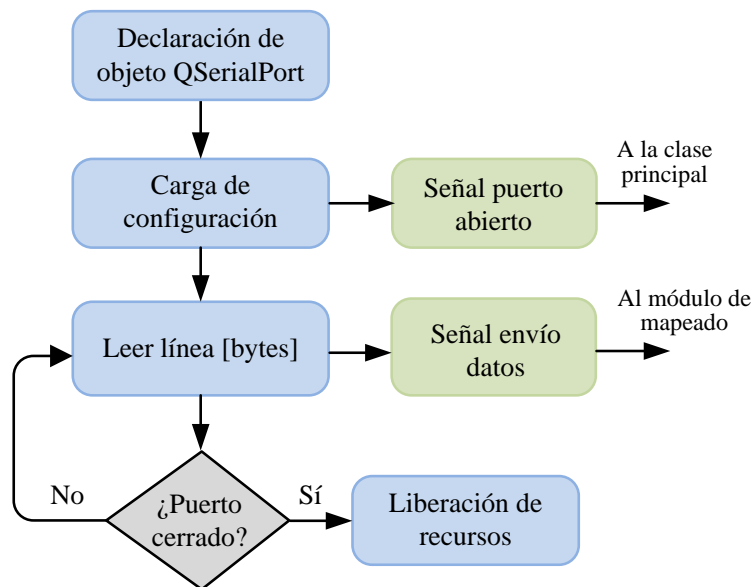


Figura 6.2. Diagrama de flujo del módulo de adquisición de datos.

6.3.2 MÓDULO DE MAPEADO DE DATOS

El objetivo de este módulo es convertir las cadenas de *bytes* procedentes del módulo de adquisición de datos a un formato adecuado para su procesamiento. El formato elegido es el siguiente:

$$XXXXYYYY\ r \ n$$

donde «XXXX» representa al canal horizontal, «YYYY» al vertical, «\r» el retorno de carro y «\n» final de línea.

La Figura 6.3 representa el flujograma de las operaciones que tienen lugar en este módulo. Si por algún motivo fuese necesario cambiar la estructura de las muestras

enviadas por la plataforma *hardware*, sería en este módulo en el que se deberían realizar las modificaciones necesarias para asegurar el correcto funcionamiento de la aplicación. Finalmente se envían los datos al módulo de tratamiento para procesar los valores obtenidos y determinar la dirección de la mirada.

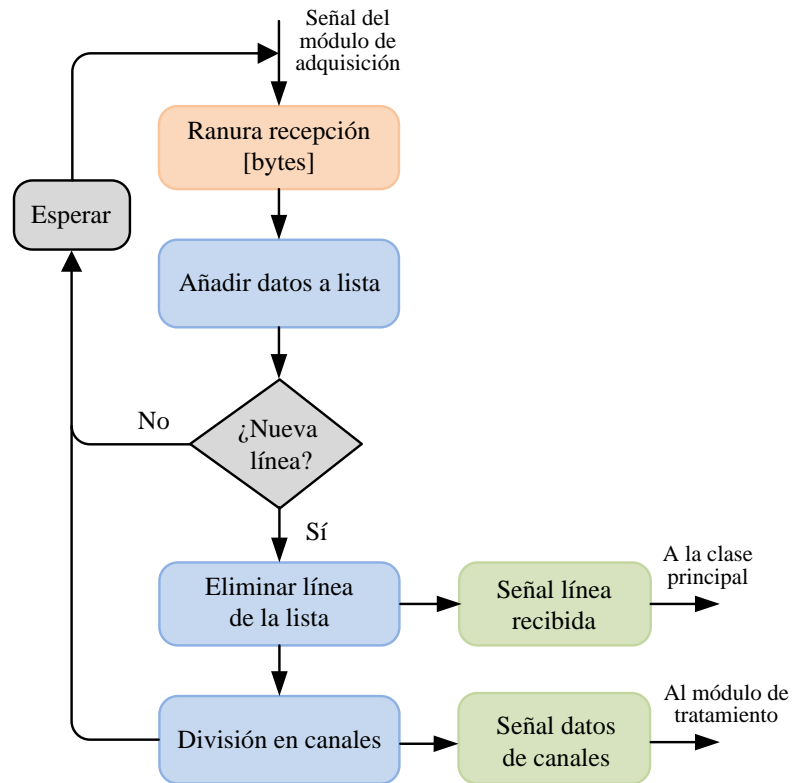


Figura 6.3. Diagrama de flujo del módulo de mapeado.

6.3.3 MÓDULO DE PROCESAMIENTO DE DATOS

El módulo de procesamiento de datos constituye el núcleo central de la arquitectura diseñada. En este módulo se realizan dos tareas: el filtrado de la señal mediante el método de la Transformada wavelet y la clasificación de la señal. La forma en que se realizan estas dos tareas se expuso en el Capítulo 5.

En este trabajo la clasificación de la señal consiste en establecer unos criterios en base a los cuales correlacionar el movimiento del ratón del computador con el movimiento de los ojos. En el módulo de procesamiento la clasificación se realiza atendiendo a la amplitud de la señal en relación con unos umbrales configurables para cada usuario. Estos umbrales se definen en el archivo de configuración *config.ini* (ver Anexo 3) y determinan qué movimiento se ha efectuado. La Figura 6.4 muestra el flujograma del procedimiento de clasificación mediante umbrales. Cada canal (vertical y horizontal) se procesa de manera independiente. El resultado obtenido se envía al módulo de decisión para que se ejecute la instrucción apropiada, la cual dependerá de la aplicación que se esté ejecutando.

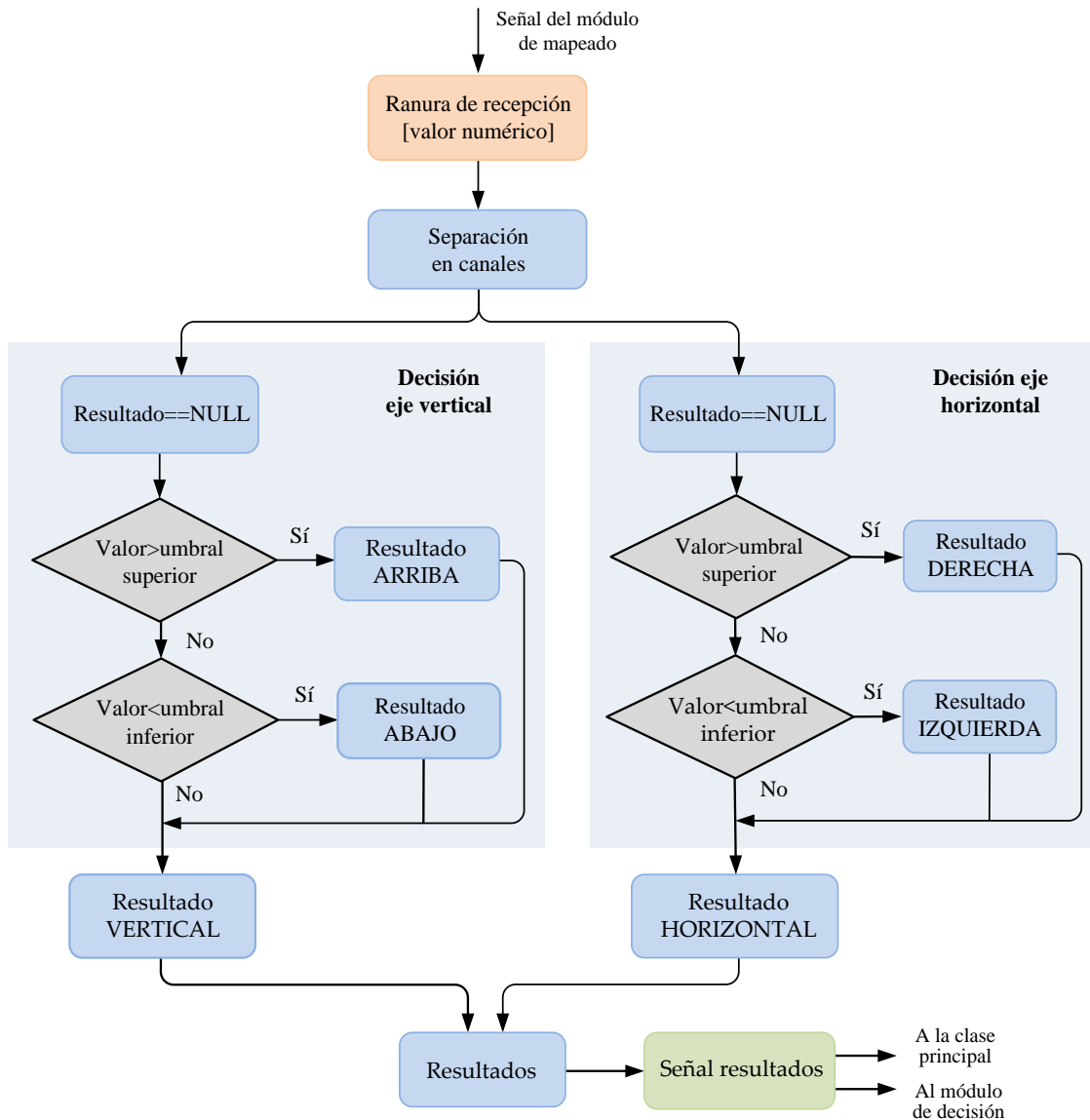


Figura 6.4. Diagrama de flujo del procedimiento de clasificación mediante umbrales.

6.3.4 MÓDULO DE TOMA DE DECISIÓN

Este módulo recibe los datos del módulo de tratamiento ya definidos como direcciones de la mirada. Sin embargo, es necesario añadir una lógica que determine si el movimiento se produjo en un solo eje o en los dos, o si se produjo un parpadeo, antes de tomar la decisión del comando a ejecutar en la interfaz de usuario.

La Figura 6.5 muestra el flujograma implementado en el módulo de decisión para determinar el movimiento del cursor. Éste detecta la posición (en forma de coordenadas) del cursor y la modifica, sumando o restando una cantidad predefinida denominada «mov» en ambos ejes, horizontal y vertical. El valor de «mov» dependerá de la frecuencia de muestreo: a mayor número de datos recibidos será necesario disminuir el valor «mov» para evitar que el cursor realice movimientos demasiado

amplios (puesto que se perdería precisión). Por otro lado, éste es un parámetro que el usuario puede modificar, al igual que se puede ajustar la «sensibilidad» del *hardware* de un ratón.

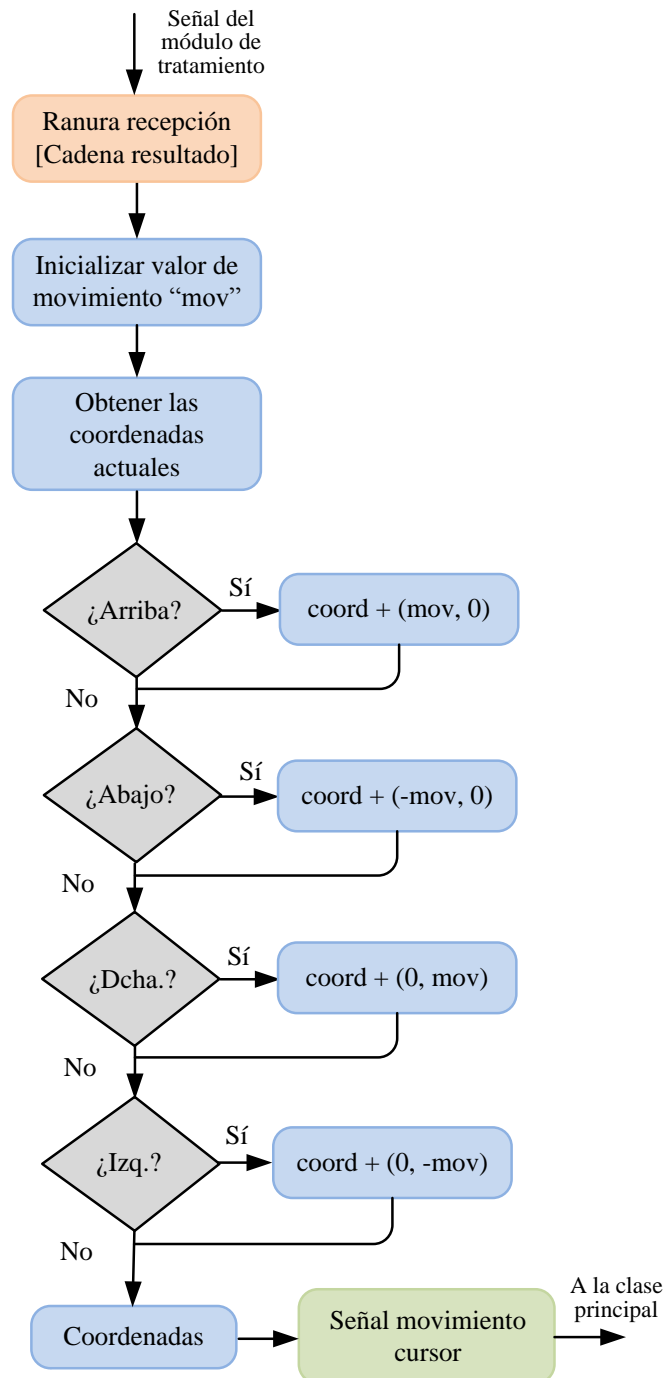


Figura 6.5. Diagrama de flujo implementado en el módulo de decisión para determinar el movimiento del cursor.

Este módulo incluye además la detección de parpadeos voluntarios y la simulación de clics de ratón mediante dichos parpadeos. Para ello se recogen los datos recibidos y se realiza un tratamiento adicional previo al movimiento del cursor. En él se

comprueba el número de veces que se ha recibido una señal equivalente a una mirada hacia arriba. Esta cuenta se detendrá una vez se reciba cualquier valor distinto del correspondiente a mirar hacia arriba.

Como se observa en la Figura 6.6, si el número de veces que se registra una señal equivalente a mirar hacia arriba se encuentra por encima del correspondiente a los parpadeos involuntarios (que debería estar ajustado a 200-300 ms) y por debajo del valor que indicaría un movimiento hacia arriba del cursor, entonces se realiza un clic izquierdo de ratón y se reinicia la cuenta. Estos umbrales del parpadeo están sujetos a cambios en función de la frecuencia de recepción de muestras EOG.

Una vez procesada la información se envían dos señales: una con la actualización de la posición del cursor y otra si se ha detectado un parpadeo voluntario. Ambas señales son recibidas por funciones definidas en la clase principal, la primera por la función encargada del movimiento del cursor y la segunda por la función encargada de invocar la rutina de clic del cursor. Ambas funciones utilizan la clase QCursor proporcionada por las librerías Qt que se comunica con el SO para que sea éste quien ejecute las órdenes correspondientes.

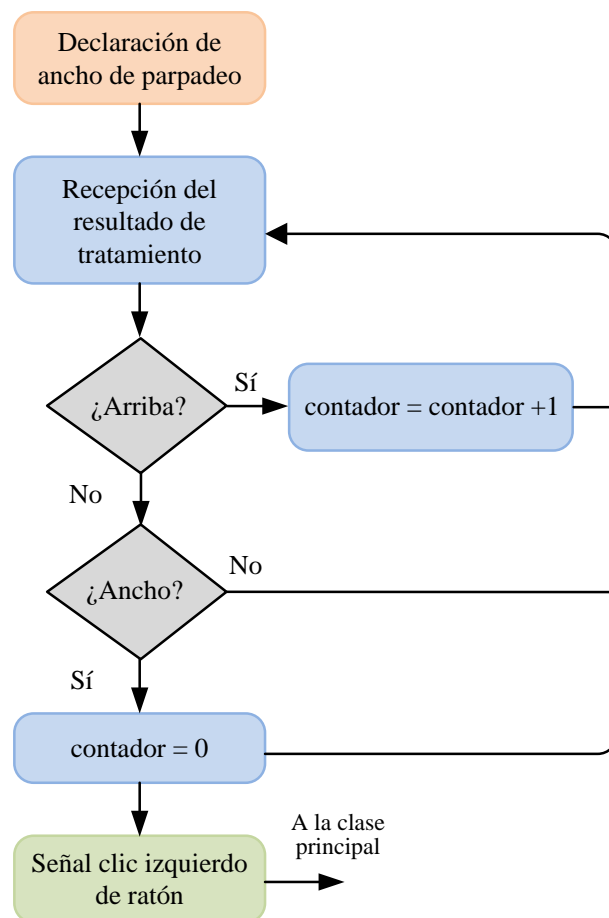


Figura 6.6. Diagrama de flujo para la detección de parpadeos.

6.3.5 COMUNICACIÓN ENTRE MÓDULOS

Para la comunicación entre módulos u objetos se han usado las funcionalidades de señales y ranuras de Qt. El mecanismo de *signal-slot* es una de las características más importantes de la librería Qt, probablemente la que la diferencia de otras infraestructuras (*frameworks*) para el desarrollo de interfaces de usuario. Las señales parten de un objeto emisor, pudiendo contener datos en las mismas, y llegan a un objeto receptor que decide si ejecuta un *slot* o emite una nueva señal para seguir con la comunicación. Los *slots* son pequeñas funciones que se ejecutan cuando se emite la señal correspondiente que la llama. Para que las señales y *slots* se comuniquen es necesario definir las conexiones siguiendo la siguiente sintaxis (ver Figura 6.7):

```
connect(emisor, SIGNAL(señal_emitida()), receptor, SLOT(slot_accion()))
```

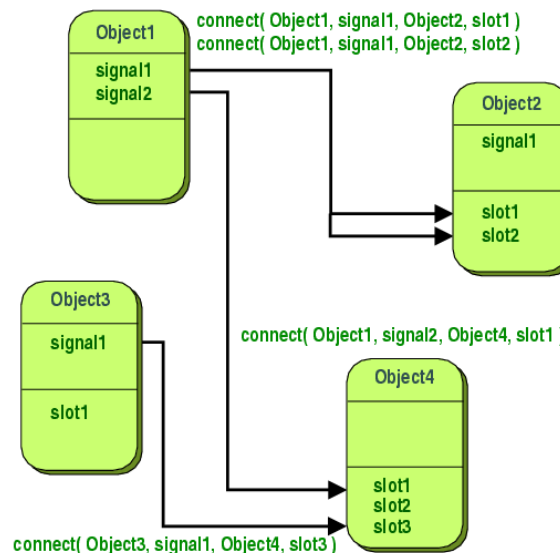


Figura 6.7. Mecanismo de comunicación mediante señales y ranuras ^[140].

Las conexiones entre objetos crean colas de señales (en un *buffer*) que se ejecutan según la disciplina de colas FIFO (*First In, First Out*) y se vacían a medida que los *slots* correspondientes se van ejecutando de manera secuencial. Mientras los objetos no sean complejos, los tiempos de retardo introducidos por la comunicación entre módulos son despreciables, de ahí que se haya optado por dividir el procesamiento digital de la señal en cuatro etapas.

Este sistema sigue el esquema de diseño de publicación/suscripción, en el que las clases que emiten las señales publican datos y las clases que los reciben (*slots*) se suscriben para recibirlos.

6.4 ESTUDIO DE FIABILIDAD

El sistema desarrollado debe cumplir ciertos requisitos de rendimiento para que pueda considerarse apto para su uso. Estos requisitos se centran principalmente en la fiabilidad y en la eficiencia. En los siguientes apartados se aborda esta fase tan importante en el diseño de una aplicación.

Con el objetivo de evaluar la fiabilidad del sistema se realizaron pruebas de usabilidad, probando diferentes valores en los parámetros de configuración y midiendo la respuesta del sistema. Además se probó la aplicación en varias plataformas para verificar su interoperabilidad.

6.4.1 PRUEBAS CON PARÁMETROS DE CONFIGURACION

Una vez generado el ejecutable de la aplicación es necesario ajustar varios parámetros para que el rendimiento de la aplicación sea óptimo. Inicialmente se establecieron unos parámetros de configuración que se cargan mediante fichero (ver Figura A3.3 del Anexo 3), con lo que no es necesario volver a compilar la aplicación cada vez que se desee ajustar el funcionamiento de la misma.

Se han probado varias configuraciones variando los siguientes parámetros:

- **Umbrales de miradas:** se definieron según los valores digitales a la salida de la plataforma *hardware*. En función de dichos valores umbral (definidos en tensión) el algoritmo de procesamiento de la mirada determina la dirección en la que se ha producido la misma.
- **Umbrales de parpadeo:** dado que el parpadeo se detecta en el canal vertical y tiene como resultado la saturación de éste por arriba, se definieron umbrales (en el tiempo) para distinguir éste comando de una mirada hacia arriba. Si la señal que genera la saturación del canal vertical se produce dentro de un margen definido en tiempo, se traducirá por un parpadeo y no por una mirada hacia arriba.
- **Salto de cursor:** mediante este parámetro se puede configurar la velocidad a la que se mueve el cursor. El algoritmo de actualización de coordenadas recibe éste parámetro para actualizar la posición del cursor a tiempo real, con lo que la actualización se producirá moviendo en el eje correspondiente el número de posiciones indicado por éste parámetro. El valor se ha fijado en 3 tras probar en un rango de 1 a 5, siendo así la interfaz más manejable con éste número de saltos por actualización de posición.
- **Parámetros de configuración de la conexión *bluetooth*:** se han probado diferentes velocidades de transmisión para ajustar el número de muestras por

segundo que recibe la aplicación. Se ha establecido una tasa de 9600 baudios como la más óptima.

6.4.2 PRUEBAS DE INTEROPERABILIDAD

Dado que la aplicación ha sido diseñada para cumplir el requisito de ser multiplataforma, ésta se ha probada sobre varios SO:

- Windows 8 64bits (PC de desarrollo).
- Windows 7 32 bits (PC del laboratorio).
- Ubuntu 64 bits (máquina virtual).

La aplicación ha funcionado según lo esperado en estos SO. Por otra parte, la aplicación *software* se instaló en tres dispositivos: un ordenador de sobremesa, un ordenador portátil y una tableta. En todos los casos la aplicación que controla el ratón mediante movimientos oculares y parpadeos funcionó correctamente.

6.5 ESTUDIO DEL RETARDO

Es importante calcular tanto el tiempo como los retrasos en la respuesta de la aplicación *software*, a fin de conocer el rango de frecuencia de muestreo de la plataforma *hardware* en el que el sistema funciona correctamente. El conocimiento de este rango permite aumentar la velocidad de comunicación, así como la frecuencia de muestreo sin que el sistema deje de funcionar correctamente.

El estudio del retardo consiste en realizar, para cada muestra, una marca de tiempo a la entrada del sistema y otra a la salida. El objetivo es determinar una frecuencia de muestreo máxima a partir de la cual el sistema se saturaría. Cabe destacar que se conoce, por limitaciones del enlace *bluetooth*, que la frecuencia de muestreo máxima es de 14,4 kHz. Esto implicaría que la conexión en serie estableciese la frecuencia máxima de muestreo en 150 Hz, y que la aplicación *software* tendría 6,67 ms para servir cada una de las muestras desde que entran en la aplicación hasta que salen.

Cabe destacar que este estudio no se puede basar en la utilización de una simulación de muestras recibidas. Esto se debe a que durante la simulación las muestras se leen de un archivo localizado en el disco duro, condicionando así el tiempo de respuesta de la aplicación al tiempo de respuesta de disco. Lo mismo ocurre con la memoria volátil (RAM) si se precargan la muestras en el sistema. Por lo tanto, para poder realizar un estudio lo más cercano al tratamiento real de datos, es necesario que las muestras pasen en memoria el menor tiempo posible. Es decir, este estudio se debe realizar en tiempo real.

Las condiciones del estudio del retardo son las siguientes:

- Se dispone de un sistema de tratamiento digital simple, utilizando umbrales.
- Se toman marcas de tiempo antes y después de que cada muestra entre en el sistema.
- Las marcas de tiempo se almacenan en memoria para volcarlas al final de la prueba.
- No deben almacenarse en un fichero una a una puesto que afectaría a las mediciones.
- Se deben descartar los valores de retardo obtenidos al inicio y al final de la prueba, por ser transitorios en los que los recursos comienzan y terminan de utilizarse.

En la Figura 6.8 se representa el retardo en el tratamiento digital promediado en el tiempo. En ella se puede observar cómo los primeros y últimos valores de la prueba se desvían del comportamiento normal. Esto se debe al uso de la memoria del programa. Inicialmente requiere reservar recursos que al utilizarse por primera vez supondrán más retardo. Al final de la prueba los recursos son mayores que la carga de trabajo. Al

dejar de recibir muestras el retardo disminuirá considerablemente. Por ello es necesario analizar el rango no transitorio de las muestras, para así determinar el retardo generado en el sistema.

Es importante destacar que los resultados de estas pruebas están altamente influenciados por las características del sistema sobre el que se realizan. Es por esto que se propone utilizar un sistema de calibrado que permita adaptar la frecuencia de muestreo (y por lo tanto el retardo) a las características del *hardware* sobre el que se ejecute la aplicación. Las pruebas fueron realizadas utilizando un procesador Intel Core i5 (2.3 GHz de frecuencia) y una memoria RAM DDR3 de 1333 MHz de frecuencia. Con estas características se han obtenido los resultados representados en la Figura 6.9.

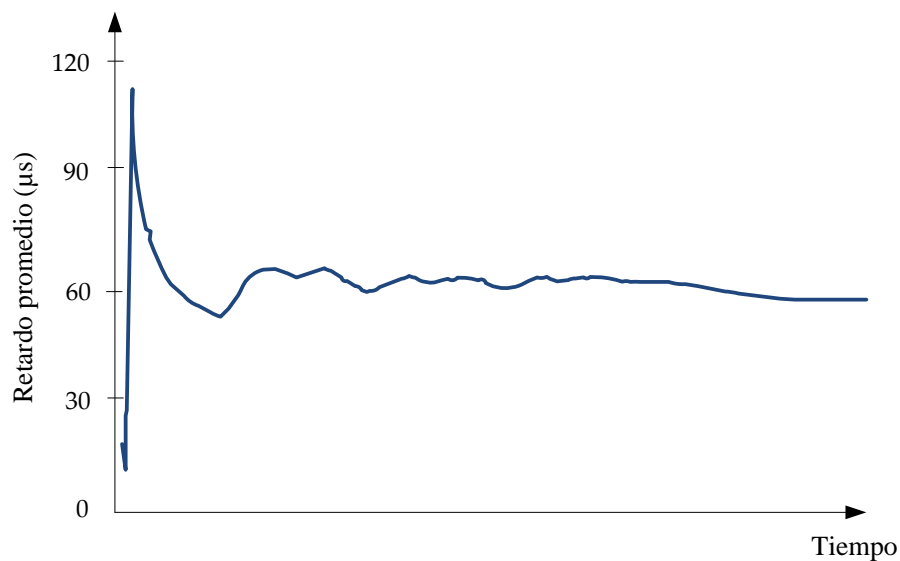


Figura 6.8. Retardo promediado en el tiempo.

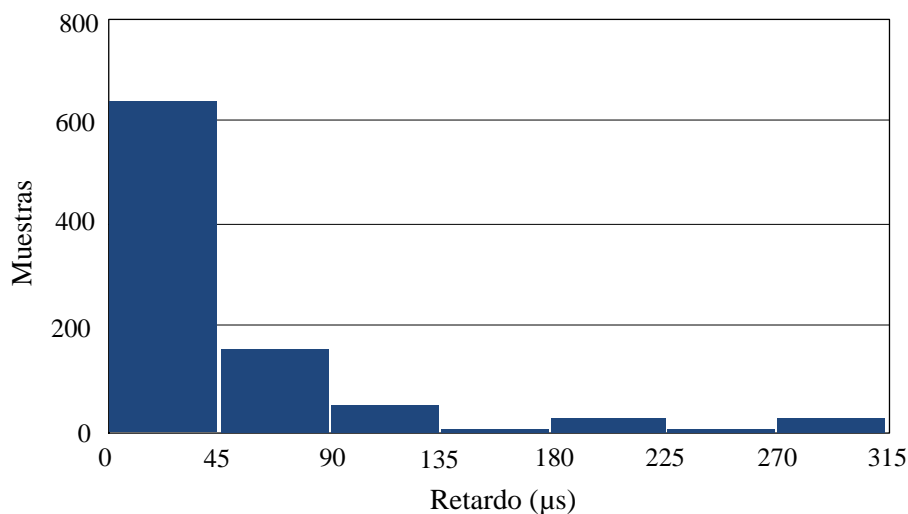


Figura 6.9. Histograma del retardo introducido por el sistema.

Si se descartan las muestras que corresponden al transitorio del uso de memoria y se presentan el resto de ellas en un histograma (quedarían alrededor de 900 muestras), se puede observar que la mayoría de muestras recibidas (847, que representan un 95%) experimentan un retardo siempre menor de 135 μ s. Por lo que la frecuencia que no provocaría una saturación podría estimarse en 7407 Hz. Este valor ha de tenerse en cuenta junto al correspondiente a la frecuencia máxima determinada por el enlace *bluetooth* y elegir aquel que sea más restrictivo. En este caso, la frecuencia máxima sería la del sistema, es decir, 7,4 kHz. Esta frecuencia obtenida no tiene porqué ser necesariamente la frecuencia a la que se muestreará la señal EOG, pero sí sirve para estimar un umbral a partir del cual no se puede asegurar un funcionamiento eficiente del sistema. Todo este proceso puede implementarse en una fase de calibrado del sistema, de forma que el usuario no tenga que preocuparse de la eficiencia en retardo. Esto haría que la aplicación pueda funcionar en cualquier entorno sin saturarse o utilizar menos recursos de los disponibles.

El sistema planteado muestra una fiabilidad suficiente para poder interactuar con las interfaces desarrolladas, las cuales se expondrán en el siguiente capítulo. Sin embargo, si se quisiera desarrollar una interfaz más compleja que requiriese sistemas de tratamiento y de decisión más elaborados, es necesario que la aplicación reciba suficientes datos. Este objetivo se alcanza aumentando la frecuencia de recepción de datos siempre y cuando no se sature el sistema. Para ello, es necesario tener en cuenta dos tipos de retardo:

- **Retardo introducido por el conjunto del sistema.** Es el retardo que indica cuál será la mayor frecuencia de muestreo de la plataforma *hardware* que, una vez superada, no permitiría el funcionamiento adecuado del sistema en general. Es necesario reducir este retardo en la medida de lo posible, siendo una de las condiciones fundamentales de desarrollo.
- **Retardo artificial introducido por el almacenamiento de los datos.** El tratamiento de los datos recibidos puede requerir que la aplicación almacene conjuntos de muestras. Este almacenamiento provoca un retardo artificial, sacrificando la condición de «aplicación en tiempo real» a cambio de una mayor fiabilidad.

Cualquier mejora introducida en el sistema debería seguir la premisa de reducir el retardo del conjunto de la aplicación. Aumentando la máxima frecuencia teórica de muestreo, así como la fiabilidad tratando de no incrementar demasiado el retardo artificial. Si el sistema planteado tiene una frecuencia de muestreo demasiado baja, la espera para tener el conjunto de muestras será excesiva. La solución ideal es minimizar al máximo el retardo global de la aplicación y ajustar la frecuencia a la máxima permitida (sin que se provoque una saturación). Al aumentar la frecuencia, el retardo artificial necesario será menor.

APLICACIÓN A SISTEMAS MÉDICOS ASISTENCIALES

Capítulo

7

-
- 7.1 Introducción
 - 7.2 Trabajos relacionados
 - 7.3 Desarrollo de un teclado virtual
 - 7.4 Desarrollo de un videojuego
 - 7.5 Protocolo de pruebas
-

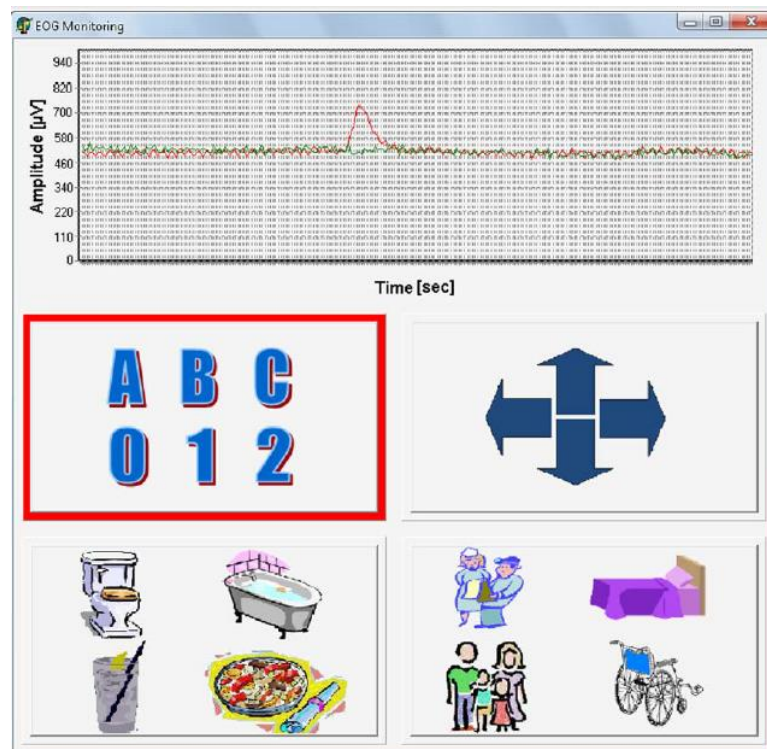
7.1 INTRODUCCIÓN

Una vez analizados los distintos elementos que integran un sistema controlado por el movimiento ocular y habiendo realizado propuestas tecnológicas concretas a cada uno de ellos, en este capítulo se presenta, mediante dos ejemplos representativos, su aplicabilidad a sistemas médicos asistenciales. En este trabajo se entiende por sistemas médicos asistenciales aquellas aplicaciones orientadas a la mejora de la calidad de vida de las personas que sufren graves discapacidades motrices y en las que el movimiento ocular es la última vía de comunicación.

La primera aplicación desarrollada tiene como objetivo facilitar la comunicación con el entorno a través de un eficiente sistema de escritura. En la segunda aplicación se propone un videojuego que, además de servir de entretenimiento, mejora la capacidad de control de los movimientos oculares. Con estas dos aplicaciones se quiere demostrar la viabilidad de las ideas presentadas en los capítulos anteriores. Para ello se han probado las dos aplicaciones con varios voluntarios sanos. Se estima que las personas discapacitadas a las que se orientan estas dos aplicaciones mostrarán un comportamiento similar, ya que el control sobre el sistema oculomotor no se ve afectado por tales discapacidades.

7.2 TRABAJOS RELACIONADOS

En esta sección se revisan los trabajos que se han presentado en los últimos años en relación a interfaces gráficas de usuario basadas en EOG similares a las que se proponen en este capítulo. En la figura 7.1 se puede ver un ejemplo de este tipo de interfaces. El menú principal, además de incluir un módulo de escritura, permite visualizar las señales EOG, controlar una silla de ruedas así como solicitar asistencia de diferente tipo [59]. La interfaz de escritura incorpora algunos caracteres especiales, sin embargo, su diseño es como el de un teclado tradicional.



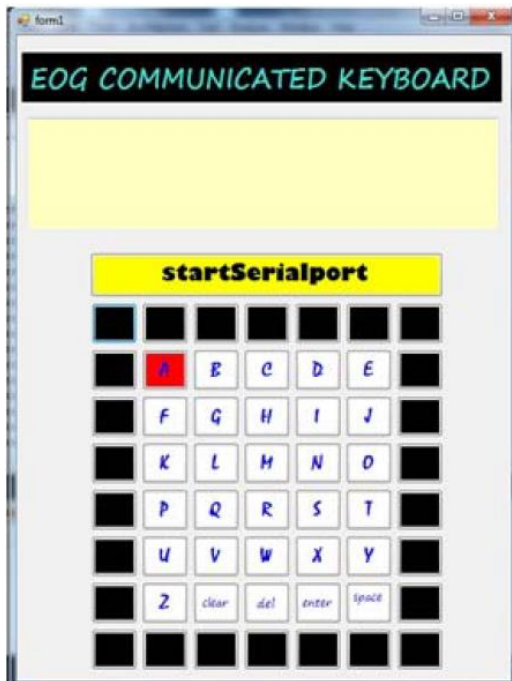
a)



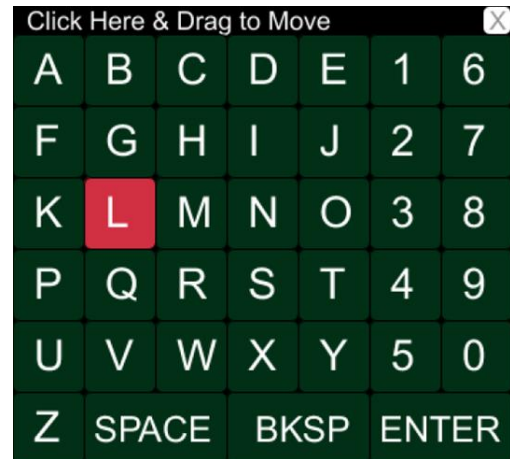
b)

Figura 7.1. a) Menú principal; b) módulo de escritura presentado en [59].

En las figuras 7.2a y 7.2b se puede ver otros dos teclados que asignan un botón a cada carácter. Este tipo de teclados se caracterizan por ser lentos y necesitar de una gran precisión para seleccionar cada carácter.



a)



b)

Figura 7.2. a) Módulo de escritura desarrollado en [143]; b) teclado virtual presentado en [92].

En relación al diseño de juegos en el ámbito sanitario se distinguen tres categorías principales [144]: prevención [145], intervención terapéutica [146, 147] y control y conocimiento de los pacientes [148, 149]. Es en esta última categoría donde se enmarca el videojuego que se ha desarrollado. Con él se trata de incrementar la capacidad de control de los movimientos oculares de personas con graves discapacidades motrices.

Al revisar el estado del arte de este tipo de juegos orientados a personas discapacitadas encontramos dos basados en señales EOG. En [150] se presenta una interfaz sencilla donde el paciente debe seguir con la mirada y parpadear los números resaltados en una pantalla dividida en 16 cuadros. El objetivo de este videojuego es puramente lúdico, al igual que el presentado en [60], similar al famoso Tetris. En él el usuario tiene que hacer coincidir bolas del mismo color. Cada vez que aparece una nueva bola, ésta se tiene que colocar adyacente a otra del mismo color para sumar puntos (Figura 7.3a).

A continuación se han seleccionado tres sistemas que, aunque no hacen uso de las señales EOG, persiguen el mismo objetivo que este trabajo, encuadrándolo así dentro del estado del arte. El propósito del videojuego presentado en [151] es el de apoyar el proceso de rehabilitación de pacientes que han padecido un derrame cerebral y que presentan discapacidades psicomotoras, principalmente en las extremidades

superiores. El videojuego que han desarrollado los autores de este trabajo consiste, básicamente, en mover el teléfono móvil y son estos movimientos del brazo los ejercicios de rehabilitación. Más recientemente se presentó el videojuego Aquaventure, el cual está diseñado para personas con movilidad reducida con el propósito de estimular los reflejos oculares y aumentar la conciencia del entorno [152]. En la Figura 7.3b se muestra una captura del videojuego en el que el control se realiza mediante un teclado y un pulsador para hacer saltar al personaje. Por último, destacar el juego para estimular la realización de ejercicios físicos por parte de personas discapacitadas [153]. En la Figura 7.4 se puede ver el interfaz basado en el sensor Kinect que permite amplificar los desplazamientos y movimientos del avatar aplicando cinemática inversa.

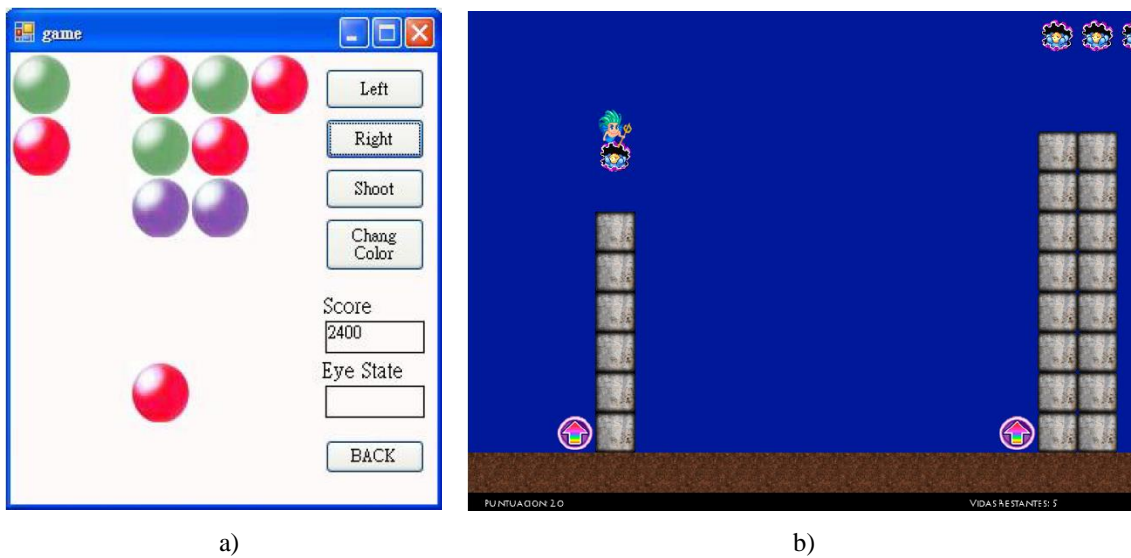


Figura 7.3. a) Interfaz del videojuego desarrollado en [60]; b) captura de pantalla del videojuego Aquaventure [152].

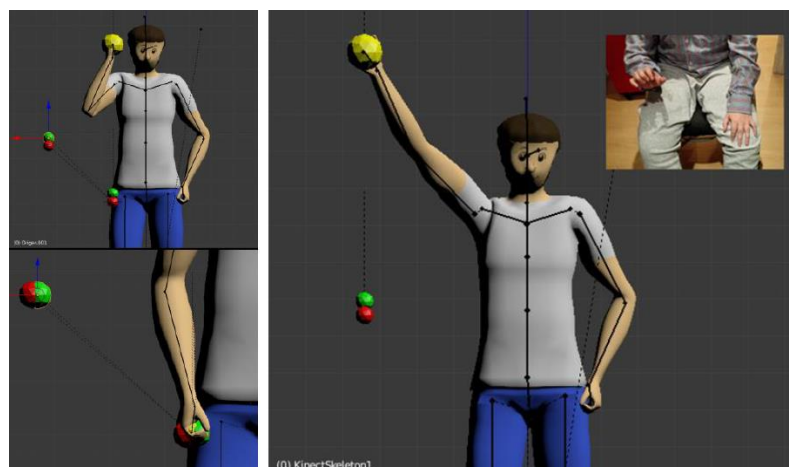


Figura 7.4. Interfaz basado en el sensor Kinect que permite amplificar los desplazamientos y movimientos del avatar aplicando cinemática inversa. Imagen superior izquierda: el usuario levanta ligeramente la mano. Imagen inferior izquierda: el usuario descansa la mano sobre el reposabrazos de la silla de ruedas. Imagen de la derecha: el usuario levanta la mano tanto como puede [153].

7.3 DESARROLLO DE UN TECLADO VIRTUAL

Como consideración previa es necesario tener en cuenta las limitaciones propias del sistema de tratamiento de señales EOG. En una situación ideal en la que se pudiese conocer el punto exacto de la pantalla en el que el usuario situase la mirada no sería necesario desarrollar interfaz, puesto que el usuario podría interactuar normalmente con el sistema operativo. En ese supuesto, tan sólo sería necesario tomar una referencia para los valores de la señal EOG en los extremos de la pantalla, para así poder identificar cada punto de la mirada con un punto de la misma. Este sistema, sin embargo, se aleja de las posibilidades actuales de desarrollo y se propone como una posible mejora o ampliación del presente trabajo.

Como se puede ver en la Figura 7.5, el objetivo es desarrollar una interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) que permita dotar a las personas con grandes discapacidades motrices de una serie de herramientas capaces de mejorar su calidad de vida. En este trabajo sólo se han desarrollado los módulos de escritura y juegos, quedando como trabajos futuros completar el resto de funcionalidades. El interfaz de usuario ha sido diseñado de la forma más sencilla y eficiente posible teniendo en cuenta las limitaciones del tipo de usuario al que va dirigido.

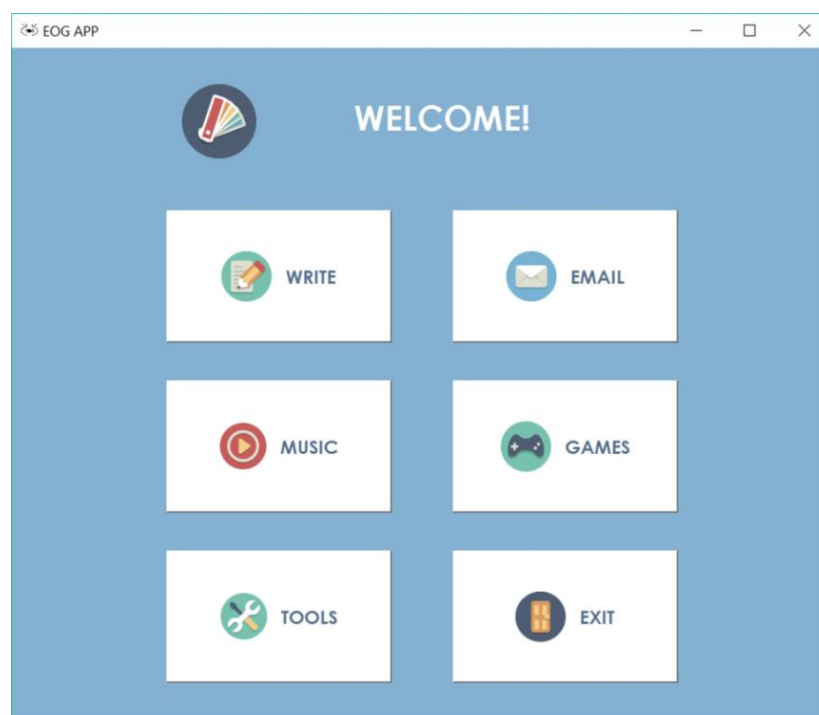


Figura 7.5. Menú principal de la aplicación desarrollada.

La interfaz fue diseñada utilizando el modo «diseño» de QtCreator que permite agregar *widgets* manualmente. Este modo facilita la presentación gráfica y la arquitectura de ranuras (*slots*) que se ejecutan al emitir la señal que indica que se han presionado los botones [154].

7.3.1 DESCRIPCIÓN DEL FUNCIONAMIENTO

El módulo de escritura/lectura consta de un cuadro de edición de texto donde va apareciendo el texto introducido por el usuario, así como de nueve botones con diferentes funcionalidades (Figura 7.6). El usuario se desplaza por el menú de la aplicación controlando el cursor mediante los movimientos oculares hasta llegar al botón correspondiente a la funcionalidad que se desea ejecutar. Por último, debe realizar un parpadeo voluntario para seleccionar dicha funcionalidad.

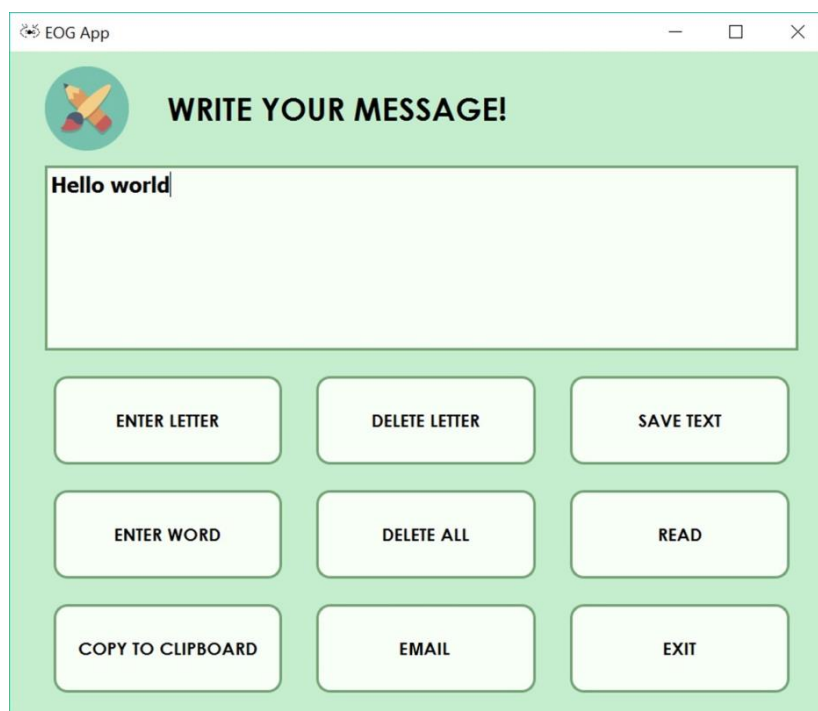


Figura 7.6. Módulo de escritura y lectura de mensajes.

En la actualidad existe una gran variedad de teclados virtuales de todos los tamaños y estilos imaginables, con lo que en principio parece que no sería necesario el desarrollo de uno nuevo, sino su integración con la aplicación. En este trabajo se propone un método de escritura optimizado para el tipo de usuarios al que va dirigido. Su diseño se aparta del concepto de teclado virtual existente, ya que con solo tres movimientos básicos de los ojos se alcanza cualquier carácter alfanumérico de los 64 disponibles en el sistema de cruceas diseñado [155].

En general se cumple que:

$$\text{N}^{\circ} \text{ de caracteres} = 4^n$$

donde 4 es el número de direcciones de cada cruzeta (arriba, abajo, izquierda y derecha) y «n» el número de iteraciones del algoritmo a ejecutar. Por ejemplo, con $n=4$ dispondríamos del número necesario para utilizar ASCII (256 caracteres). En el sistema desarrollado se han implementado tres iteraciones del algoritmo, con lo que resultan un total de 64 caracteres disponibles [142].

En la primera iteración del algoritmo (etapa 1) se mostrarán estos 64 caracteres agrupados en 4 grupos de 16 (en las cuatro direcciones de la cruzeta). En la segunda iteración (etapa 2) se mostrarán los 16 caracteres seleccionados en la primera iteración agrupados en 4 grupos de 4. Por último, en la tercera iteración (etapa 3) se mostrarán las 4 letras seleccionadas del grupo de la segunda iteración en las 4 direcciones de la cruzeta. Seleccionando así la letra deseada con el tercer movimiento.

Por ejemplo, para introducir la letra «H» se deberán efectuar tres movimientos en tres etapas (las tres iteraciones del algoritmo):

- **Etapa 1:** dado que la «H» se encuentra en el grupo de letras de la izquierda, la primera dirección de la mirada se debe realizar a la izquierda (Figura 7.7).

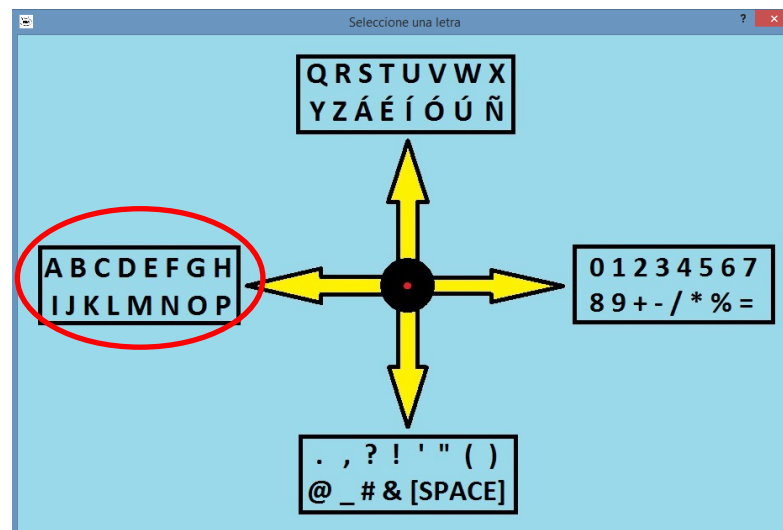


Figura 7.7. Etapa 1 del sistema de escritura mediante cruzetas.

- **Etapa 2:** el grupo de letras seleccionado en la etapa 1 se despliega en grupos de cuatro, en las cuatro direcciones de la cruzeta. En esta ocasión, se deberá dirigir la mirada hacia arriba para seleccionar el grupo de letras que contiene la letra «H» (Figura 7.8).

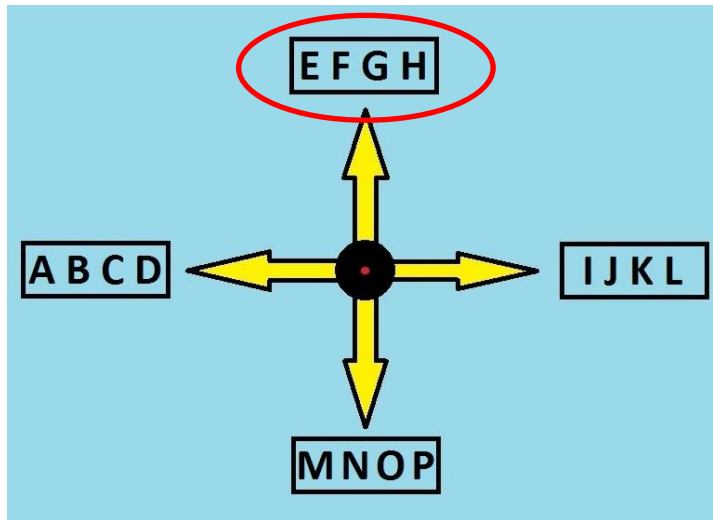


Figura 7.8. Etapa 2 del sistema de escritura mediante crucetas.

- **Etapa 3:** por último, tras desplegarse las cuatro letras seleccionadas en la etapa 2 (Figura 7.9), con una mirada hacia abajo, se selecciona la letra «H». Ésta aparecerá en el cuadro de texto de la ventana principal de la aplicación, pudiendo seleccionar otra o ejecutar cualquier otra funcionalidad de la misma.

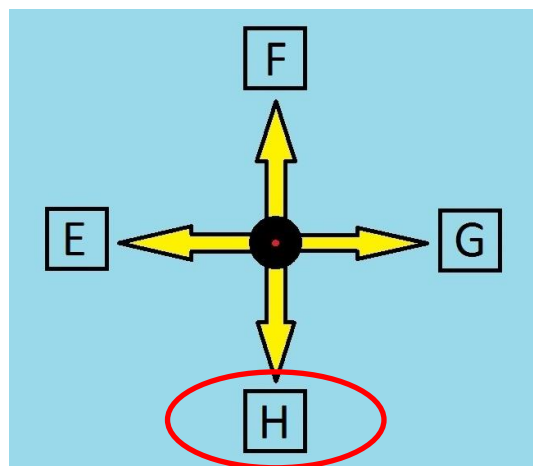


Figura 7.9. Etapa 3 del sistema de escritura mediante crucetas.

Para dar soporte a esta funcionalidad el sistema hace uso de varias funciones auxiliares que sirven al algoritmo principal. En primer lugar se desconectan las señales de decisión de las funciones de control del cursor y se crean nuevas conexiones para desplazarse por el menú de crucetas mediante los movimientos oculares (las conexiones serán restauradas tras introducir el carácter). Una función auxiliar muestra la cruceta correspondiente a la etapa de iteración, teniendo en cuenta las selecciones efectuadas previamente si las hubiera. En el mismo momento en que se muestra la imagen un *buffer* auxiliar comienza a almacenar las muestras recibidas de los hilos de procesamiento digital de la señal. Esto se produce hasta que se llena el vector de muestras de las cuatro direcciones de la cruceta disponibles (arriba, abajo, izquierda y

derecha). A continuación se envía a la función principal de selección de letra la dirección de la mirada, para desplazarse así por el sistema de crucetas. En función de esta dirección se irán mostrando las crucetas correspondientes con los grupos de letras que se van seleccionando.

La necesidad del *buffer* viene dado por el hecho de que la velocidad de muestreo genera un gran número de muestras por movimiento. Por cuestiones de funcionalidad ha sido necesario ajustar este número de muestras, ya que durante las primeras pruebas de rendimiento se observó que con una sola mirada se pasaba por todas las etapas de selección, llegando a la letra final con este único movimiento ocular. Además, dada la posibilidad de tener varias direcciones de la mirada en cada muestra, mediante el uso de este *buffer* se evitan duplicidades en las instrucciones de selección de la dirección de la cruceta. La Figura 7.10 representa el diagrama de flujo del módulo de escritura.

Mediante las bibliotecas MS Speech API (SAPI 5.4) de Microsoft, se lee el texto introducido haciendo uso de la tecnología *Text To Speech* (TTS) [141].

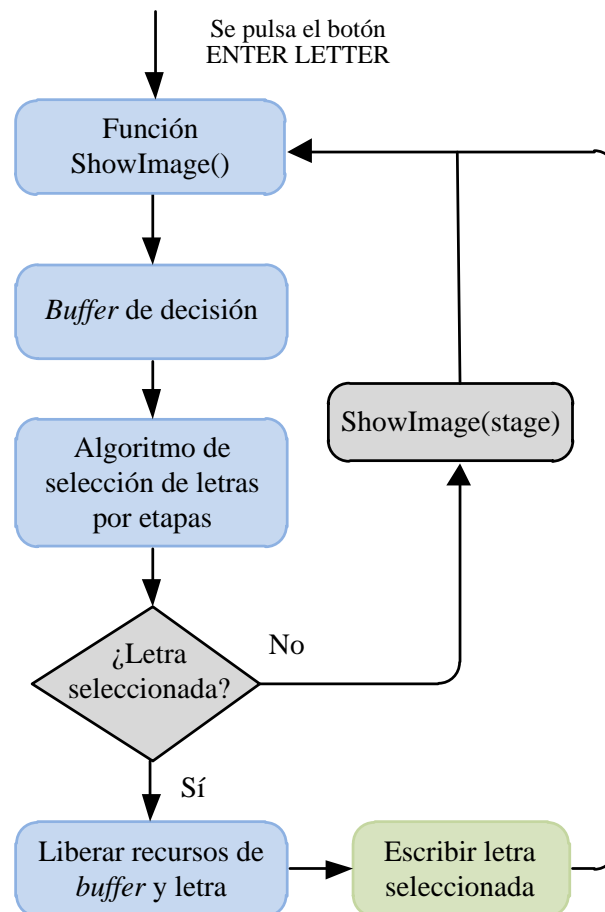


Figura 7.10. Flujograma de funcionamiento del teclado virtual.

7.3.2 PRUEBAS

Las pruebas del sistema de escritura se realizaron con veinte voluntarios, doce mujeres y ocho hombres con edades comprendidas entre los 21 y los 56 años (media: 27,1 años; desviación estándar: 9,2 años). De momento las pruebas se han llevado a cabo con personas que no padecen ningún tipo de discapacidad motriz.

Se comparó el sistema de escritura propuesto (Sistema I) con otro que se desarrolló en una primera fase (Figura 7.11), el cual implementa un teclado virtual tradicional (Sistema II) [156]. Para ello se utilizaron 5 electrodos de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl) colocados a ambos lados de los ojos (H₊, H₋) y por encima y por debajo del ojo derecho (V₊, V₋); siguiendo así la configuración de la Figura 4.33b. Las dos interfaces se presentaron en un ordenador portátil con sistema operativo Windows 10 Pro, CPU Intel Core i5-4460, 3.20GHz, 8.00 GB de RAM y sistema operativo de 64 bits. Bajo este escenario se solicitó a los 20 voluntarios que escribiesen «Hello world» en ambos sistemas.

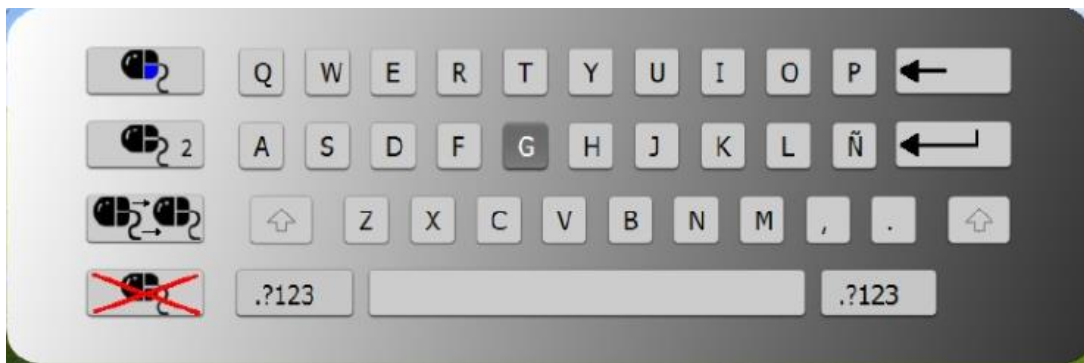


Figura 7.11. Teclado tradicional desarrollado en una fase previa ^[155].

Con el objetivo de comparar ambos sistemas se evaluaron dos parámetros típicos: la velocidad de escritura y la precisión. Estos parámetros han sido utilizados por otros autores en la literatura y nos permiten hacer comparaciones también con sus dispositivos [157-160]. A continuación se detalla el cálculo de estos dos parámetros:

$$velocidad = \frac{\text{número de caracteres}}{\text{tiempo de procesamiento}} \text{ [caracteres/min]} \quad (7.1)$$

$$precisión = \frac{\text{salidas correctas}}{\text{número total de entradas}} \times 100 \text{ [%]} \quad (7.2)$$

Para cada una de las 10 pruebas realizadas (primero con el sistema II y después con el Sistema I) y 20 usuarios se obtuvieron los dos parámetros anteriores y después se calculó el valor medio. La Figura 7.12 representa estos valores en función del número de prueba realizada, mostrando además los parámetros estadísticos desviación estándar, coeficiente de determinación (R²) y coeficiente de correlación de Pearson (r). Como se puede ver en la Figura 7.12a, la velocidad de escritura del Sistema I es

siempre mayor que la del Sistema II, presentando un valor máximo de alrededor del 40% superior. Además se puede ver que la velocidad de escritura mejora con el número de pruebas realizadas. Esta es una conclusión muy importante porque el Sistema I, con un entrenamiento adecuado, podría ser competitivo frente a sistemas basados en la técnica de la videooculografía.

La Figura 7.12b compara la precisión de ambos sistemas. En las tres primeras pruebas ambos sistemas presentan una precisión casi similar. Sin embargo, a partir de ese punto la precisión del Sistema I es aproximadamente un 10% superior a la del Sistema II. En las tres últimas pruebas la precisión del Sistema I se mantiene estable mientras que la del Sistema II continúa aumentando aunque siempre se mantiene por debajo de la del Sistema I. De este estudio se puede concluir que el Sistema I siempre presenta mejores prestaciones que el Sistema II.

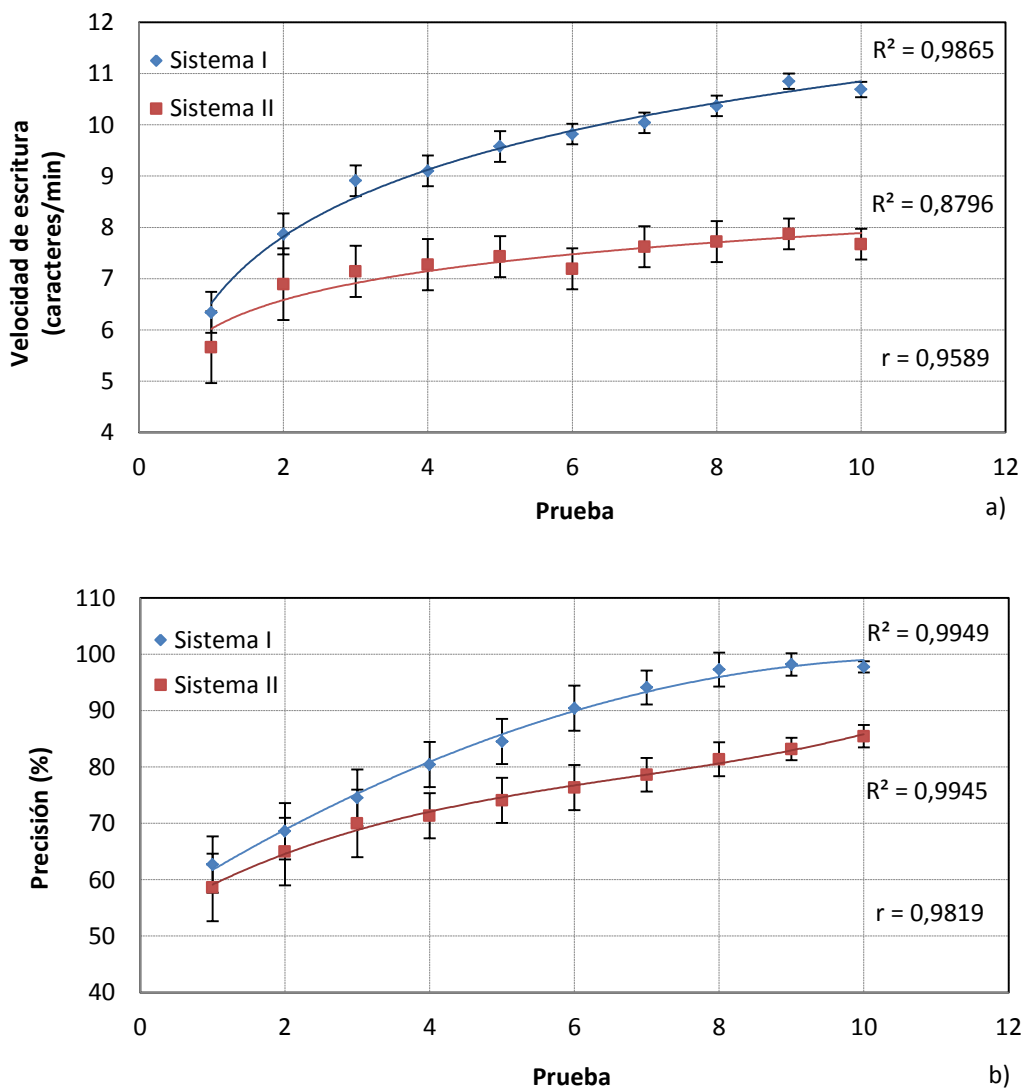


Figura 7.12. Evolución de: a) la velocidad de escritura y b) la precisión con el número de pruebas.

Si se compara el sistema de crucetas diseñado con otros similares que se pueden encontrar en la literatura, se puede observar que este sistema ofrece mejoras significativas. Por una parte los experimentos llevados a cabo en [143] escribiendo la palabra «HELLO» obtuvieron una precisión media del 95,2% y una velocidad media de escritura de sólo 2,37 caracteres/min. Por otro lado, la investigación realizada en [157] escribiendo cinco frases diferentes cinco veces, obtuvo una velocidad media de escritura de 5,88 caracteres/min. Este valor es casi la mitad del obtenido en nuestros experimentos. Por otra parte, este trabajo de investigación obtuvo un 93% de precisión, similar a la obtenida por nuestro sistema.

De las pruebas realizadas se puede concluir que los errores cometidos por los usuarios se deben principalmente a dos causas: en las primeras pruebas a la falta de práctica y en las últimas a la fatiga. Esta última observación se refleja en la Figura 7.12b, donde la curva comienza a disminuir ligeramente a partir de la prueba nueve. Para obtener buenos resultados es importante que los usuarios estén concentrados en interactuar con el sistema. Por otra parte, cabe destacar que con el tiempo los movimientos de fijación de los ojos producen un efecto llamado «jitter». Como consecuencia, la capacidad de los usuarios para controlar sus movimientos oculares disminuye inversamente con el cansancio. El efecto «jitter», debido a la pérdida de concentración y a la fatiga, típicamente aparece tras aproximadamente una hora de interacción con el sistema [160].

7.4 DESARROLLO DE UN VIDEOJUEGO

El videojuego desarrollado en este trabajo se basa en los populares videojuegos Match 3, cuyo propósito es alinear elementos del mismo tipo. En el videojuego que se propone aquí los elementos a alinear son frutas. Se ha demostrado que la práctica de este tipo de videojuegos puede ayudar a mejorar la memoria, la agilidad mental y los reflejos al fortalecer las conexiones del cerebro [161].

7.4.1 DESCRIPCIÓN DEL FUNCIONAMIENTO

En la Figura 7.13 se puede ver la interfaz del videojuego, siendo el tablero con las frutas a alinear el que ocupa la mayor parte del mismo. El parpadeo voluntario se utiliza como comando de selección, equivalente al clic del botón izquierdo de un ratón convencional. Un marcador que muestra la puntuación obtenida, un comando de reinicio de la partida y otro de salida completan el diseño de la interfaz.

Para hacer una jugada válida el jugador debe elegir dos elementos del tablero colocados de forma adyacente, ya sea en la dirección vertical u horizontal. El intercambio de las posiciones del par elegido de elementos deberá dar lugar a la alineación de al menos tres elementos del mismo tipo, vertical u horizontalmente. La Figura 7.14 muestra el flujograma de funcionamiento del videojuego [162].



Figura 7.13. Interfaz del videojuego diseñado.

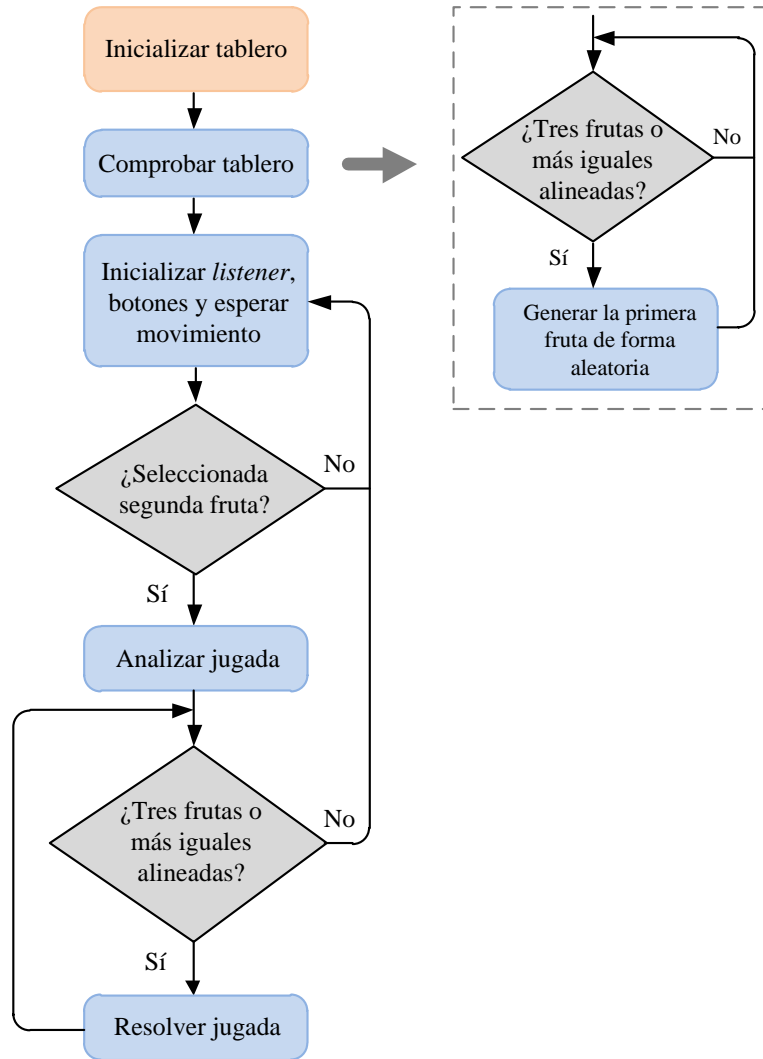


Figura 7.14. Flujograma del videojuego.

A continuación se describen las cinco etapas en las que se divide su funcionamiento:

1) Inicializar el tablero

El videojuego desarrollado implementa una matriz de objetos `QPushButton`, en la que cada objeto es una fruta a alinear. Al comienzo de la jugada se inicializa la matriz de frutas asignando valores aleatorios y se añade la imagen de fondo al *widget*.

2) Comprobar el tablero

Se comprueba que en la matriz que representa al tablero no hay tres o más elementos del mismo tipo seguidos, tanto horizontal como verticalmente. Es decir, se verifica elemento a elemento si los dos siguientes son del mismo tipo, si lo son, se les asigna un nuevo valor aleatorio diferente al que tenían anteriormente.

3) Inicializar los botones, el listener y esperar movimiento

Se espera a que el jugador realice algún movimiento en el tablero. Para ello se inicializan los botones y el *listener*, el cual sigue un patrón tipo «observador» con una relación de uno a muchos. De esta forma una sola función recibe una señal de cualquiera de los botones que componen la matriz. Esta función tiene dos variables que almacenan el primer y el segundo elemento seleccionados. Cuando se selecciona el segundo elemento se salta al siguiente paso.

4) Analizar la jugada

Dos funciones comprueban si el movimiento o jugada realizada en el paso anterior es válido. En el caso de que la jugada sea correcta se suma al marcador los puntos obtenidos de acuerdo con el siguiente criterio: 50 puntos si se alinearon tres elementos del mismo tipo, 100 puntos si fueron 4 elementos y 150 puntos si fueron cinco elementos iguales. En el caso de que el movimiento no sea correcto, se mostrará un mensaje de error como el de la Figura 7.15.

5) Resolver la jugada

Cuando la jugada es correcta, se realiza una animación intercambiando los iconos de las frutas alineados por el mismo icono pero con una marca verde superpuesta. De forma instantánea se eliminan los elementos alineados y se actualiza el tablero. Para ello, las frutas que estaban encima de las eliminadas bajan ocupando el sitio de estas. Este movimiento simula la caída de los elementos del tablero. Las casillas vacías de la parte superior del tablero se actualizan aleatoriamente. Después de este proceso se comprueba si se han alineado tres o más elementos del mismo tipo. Si este es el caso, se resolverá de la misma forma que se expuso en el paso 2 y si no, se permanece a la espera de que el usuario realice el siguiente movimiento.



Figura 7.15. Mensaje de error que indica que el movimiento realizado no es válido.

A continuación se muestra una jugada de ejemplo para comprender mejor las acciones a realizar por parte del usuario:

1) Análisis de las posibles jugadas a realizar

En la primera pantalla (Figura 7.13) se debe analizar cuál es el mejor movimiento a realizar. Como en el tablero predominan las sandías, ésta será la fruta a alinear. La Figura 7.16 muestra las dos mejores jugadas posibles. Con el movimiento indicado en verde el jugador obtendría 100 puntos, mientras que con el movimiento indicado en rojo obtendría 150 puntos. Por tanto, ésta será la jugada que se lleve a cabo.

2) Hacer los movimientos necesarios para alinear frutas

En este paso se identifican cuatro tareas a llevar a cabo para realizar la jugada que se decidió en el paso 1:

- Mover el cursor de la posición 1 a la posición 2 mostradas en la Figura 7.17b.
- Hacer clic (parpadeo voluntario) en la posición 2.
- Mover el cursor de la posición 2 a la posición 3.
- Hacer clic en la posición 3.

La Figura 7.17a muestra las señales obtenidas en los canales vertical y horizontal para realizar los movimientos del cursor y la señal de validación mostrados en la Figura 7.17b.

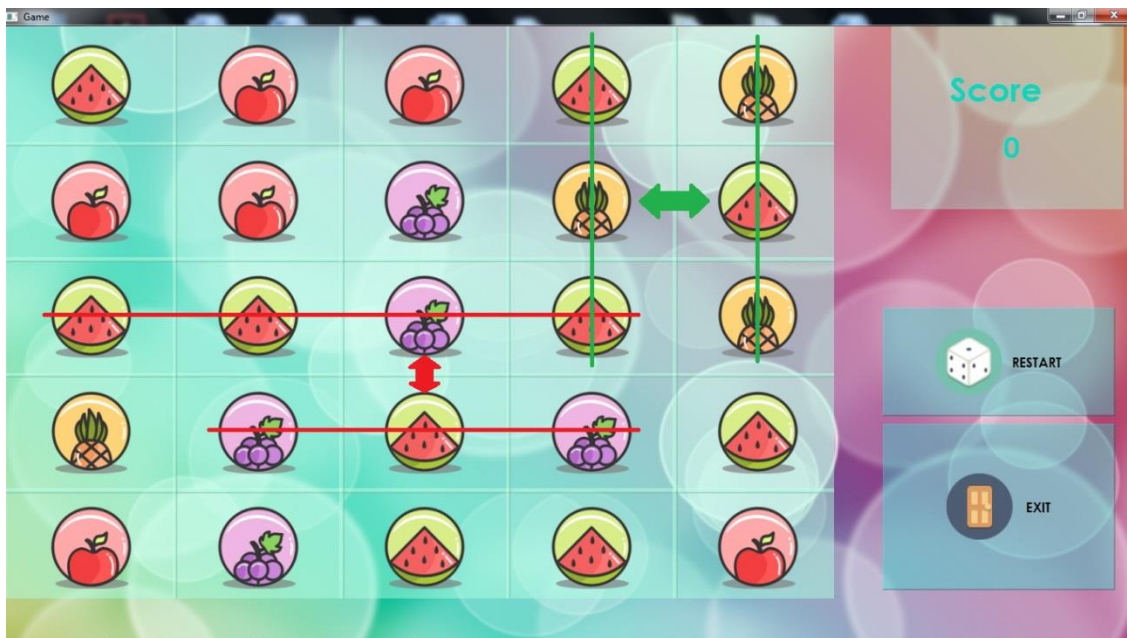


Figura 7.16. Análisis de las posibles jugadas a realizar en el primer tablero del videojuego.

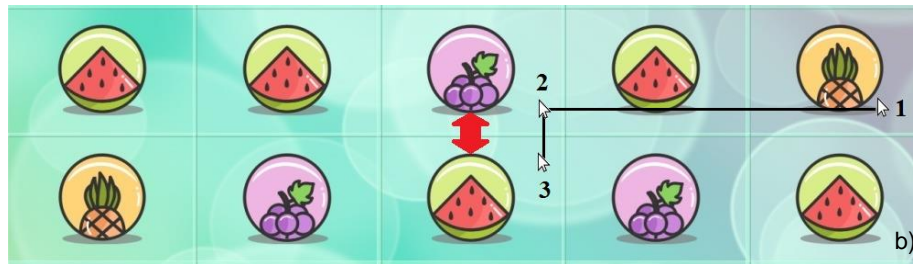
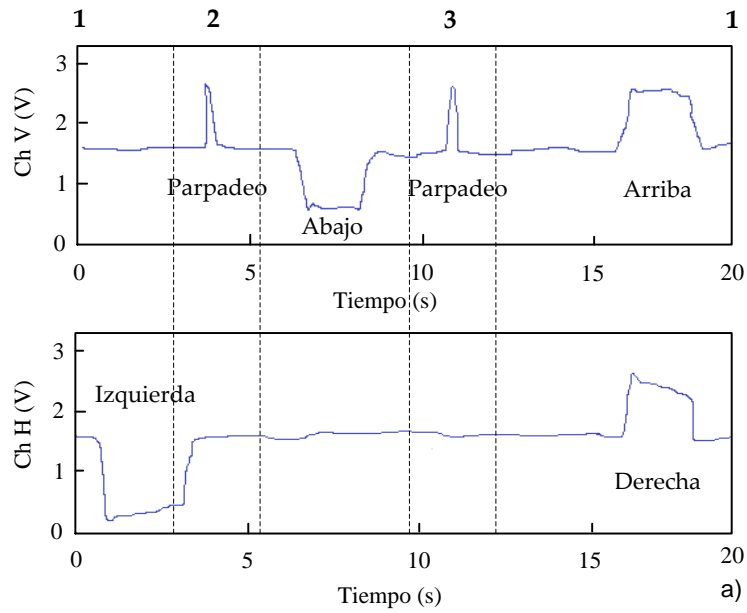


Figura 7.17. a) Señales EOG correspondientes al movimiento del cursor de la posición 1 a la 3 y la señal de validación (parpadeo). El jugador vuelve a situar el cursor en la posición inicial; b) trayectoria del cursor para realizar la jugada.

3) Resolver la jugada

Por último, los elementos alineados se identifican superponiendo una marca verde (ver Figura 7.18). De forma instantánea estos desaparecen y el marcador se actualiza con los puntos obtenidos. El lugar que antes ocupaban las frutas eliminadas pasa ahora a estar ocupado por las frutas situadas encima de ellas. Si al actualizar el tablero se generaron tres o más frutas alineadas, se resolverá la jugada como se comentó anteriormente para que no se dé esta circunstancia.



Figura 7.18. El estado de validación se representa mediante marcas verdes sobre los elementos alineados.

7.4.2 PRUEBAS

Las pruebas de funcionamiento del videojuego se llevaron a cabo con catorce voluntarios, siete mujeres y siete hombres con edades comprendidas entre los 24 y los 53 años (media: 38,8 años; desviación estándar: 10,6 años). Al igual que con el sistema de escritura desarrollado, de momento las pruebas se realizaron con personas que no padecen ningún tipo de discapacidad motriz.

Para evaluar el videojuego, se indicó a los catorce jugadores que realizasen seis jugadas con una duración de 5 minutos cada una de ellas. Entre cada jugada se estableció un descanso de 5 minutos para registrar sus impresiones. Los comentarios de los jugadores se usaron para posteriormente ajustar el diseño del sistema. Los ajustes realizados se han producido principalmente en la velocidad del movimiento del cursor, así como en el tamaño de las casillas del tablero que contienen las frutas para conseguir una experiencia de juego más simple y fluida.

Las Figuras 19a y 19b muestran la puntuación total obtenida en cada una de las seis jugadas por las siete jugadoras y los siete jugadores respectivamente. Como se puede ver, la puntuación obtenida aumenta con el número de jugadas realizadas. Sin embargo, una puntuación más alta no significa necesariamente una mejora en la capacidad de los jugadores para controlar el videojuego debido al criterio de puntuación diseñado. Por lo tanto, estas figuras deben leerse junto con las Figura 20a y 20b que muestran el número de frutas intercambiadas. De esta forma se puede ver que el número de movimientos correctos realizados sobre el tablero también aumenta con el número de jugadas. Otro dato importante es el número de errores debido a un movimiento que no está permitido. En la primera jugada, se cometió una media de 2,6 errores tanto en hombres como en mujeres. Tras cinco jugadas, el número de errores cometidos fue casi cero: 0,3 de media las mujeres y 0,4 de media los hombres. Por otra parte, no se han encontrado diferencias significativas entre jugadoras y jugadores o entre los jugadores más jóvenes (menos de 38,8 años) y los más mayores.

Como resultado de las pruebas realizadas, se pueden hacer las siguientes observaciones sobre el videojuego desarrollado:

- 1) Es fácil de usar y por lo tanto, es fácil de jugar.
- 2) El entrenamiento es un aspecto importante, cuanto más tiempo se juega con él, más rápido se consiguen puntuaciones más altas.
- 3) Mejora el control sobre los movimientos oculares.

Por tanto, este videojuego no sólo puede ayudar a mejorar el estado de ánimo de las personas con discapacidades motrices, sino que también les puede servir de entrenamiento para mejorar su capacidad de interacción con sistemas controlados mediante el registro del movimiento ocular.

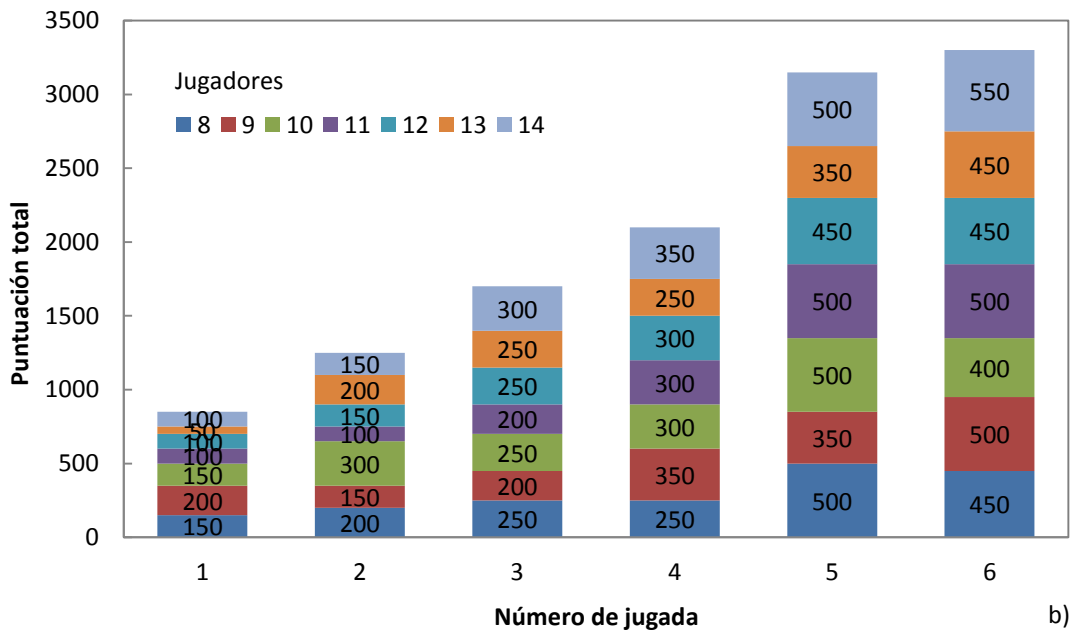
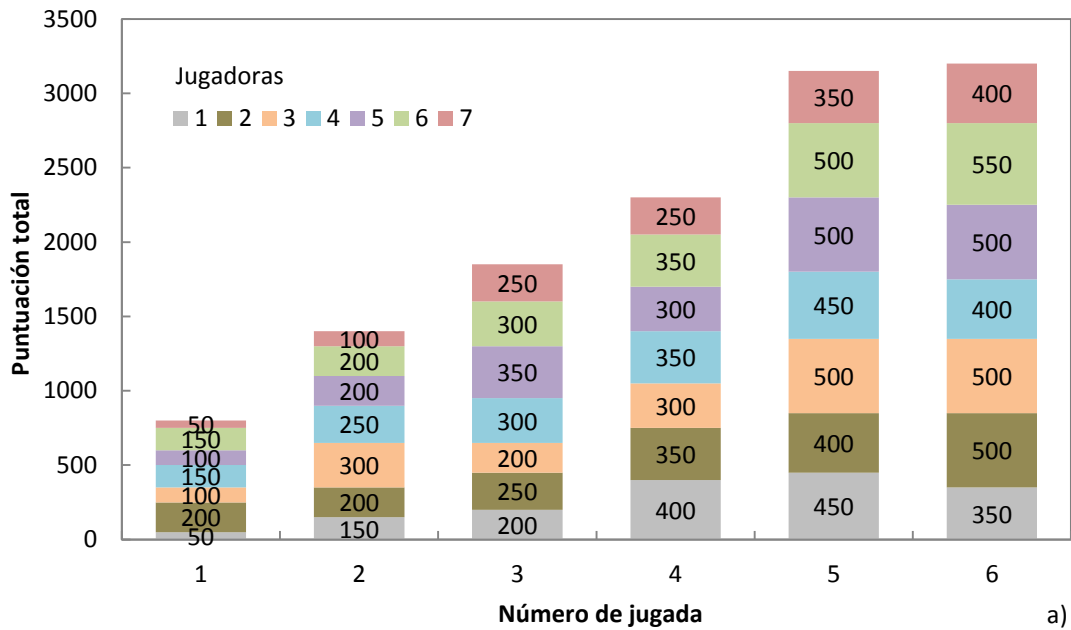


Figura 7.19. Puntuación total obtenida por: a) las siete jugadoras y b) los siete jugadores en las seis primeras jugadas.

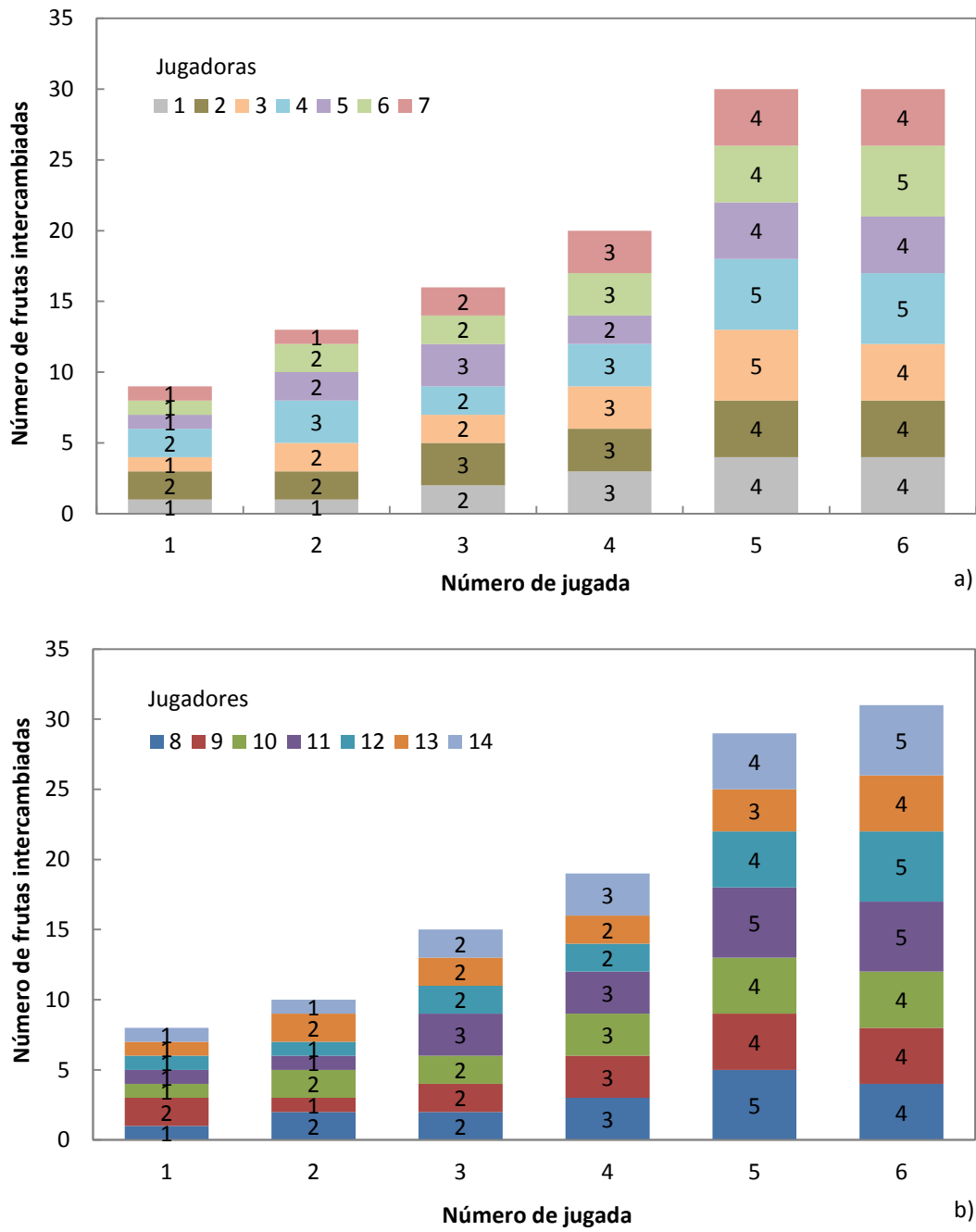


Figura 7.20. Número frutas intercambiadas por: a) las siete jugadoras y b) los siete jugadores en las seis primeras jugadas.

7.5 PROTOCOLO DE PRUEBAS

Las pruebas de funcionamiento del sistema de escritura y del videojuego se realizaron de acuerdo al siguiente protocolo:

1. Colocar los sensores (electrodos) sobre la superficie de la cara y conectarlos a los cables del dispositivo *hardware* como se indica en el apartado 4.5.2.2. La Figura 7.21 muestra la disposición de los electrodos y el dispositivo *hardware* desarrollado sujeto al brazo del usuario.
2. Comprobar que el nombre del computador donde está instalada la aplicación tiene como nombre «EOG». Si tiene otro nombre debe cambiarse por el de «EOG» para que puedan comunicarse.
3. Si fuera necesario se conecta el dispositivo *hardware* a un puerto USB disponible para su alimentación y puesta en funcionamiento.
4. El dispositivo *hardware* alimentado mediante batería comienza a buscar los dispositivos *bluetooth* disponibles dentro de su rango de señal. La conexión se realiza de manera automática hasta detectar un dispositivo con el nombre «EOG».
5. Se sincronizan los dispositivos de forma manual desde el computador. El módulo *bluetooth* solicitará la contraseña (1111) para establecer la conexión de manera segura.



Figura 7.21. El dispositivo *hardware* desarrollado se sujeta al brazo del usuario y los electrodos se disponen en la cara.

6. Una vez sincronizados los dispositivos, el módulo de conexión *bluetooth* espera por la apertura del puerto de comunicación de los datos. Los distintos estados en la conexión *bluetooth* se reflejan mediante un sistema de LEDs en el dispositivo *hardware*. Los colores y las fases de conexión son los siguientes:
 - Verde = Fase 1. El dispositivo está alimentado.
 - Naranja = Fase 2. Búsqueda de dispositivos con el nombre «EOG».
 - Azul = Fase 3. Dispositivo encontrado, se establece la comunicación.
 - Verde parpadeante = Fase 4. Transmisión en curso.
7. Una vez establecida la comunicación es conveniente esperar a que tanto el dispositivo *hardware* como los parámetros biométricos estén estables.
 - Nota: si una vez llegado a este punto no se ha establecido la conexión, se deberán revisar los parámetros de configuración *bluetooth* (ver Anexo A3) y adaptarlos a las necesidades del protocolo de comunicación.
8. A continuación el usuario tiene que hacer movimientos oculares para calcular la amplitud de su rango de movimientos y así ajustar los valores umbral. Para ello se ha creado un módulo (Figura 7.22) que registra los valores máximo y mínimo en cada eje. El usuario debe recorrer con la vista los cuadrados del 1 al 4 cinco veces. Una vez que lo ha hecho debe mirar el cuadrado 5 durante cinco segundos para así registrar los niveles de ausencia de movimiento. Para salir de este módulo, el usuario debe hacer un parpadeo voluntario con el ojo derecho, estableciendo de este modo el umbral del comando de selección. Este procedimiento siempre se realiza antes de usar el sistema y dura aproximadamente 30 s.

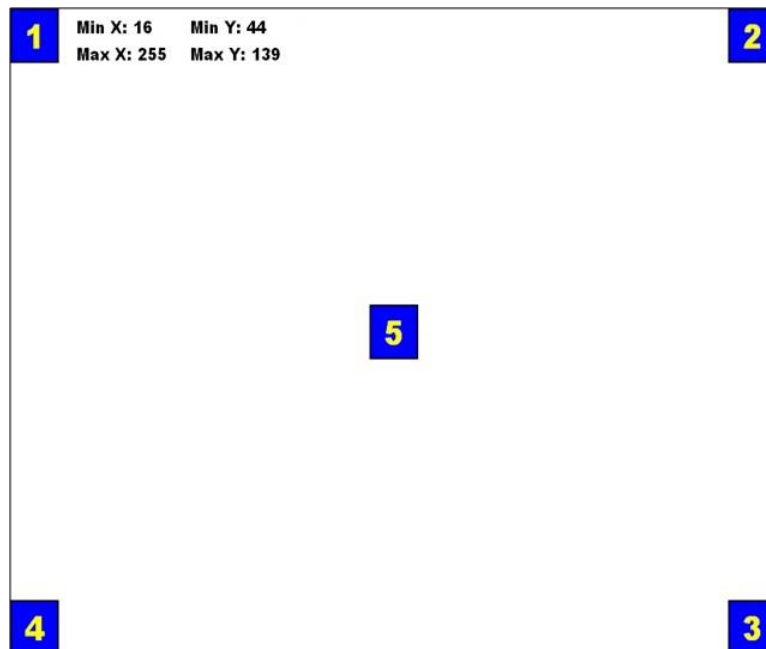


Figura 7.22. Ventana de calibración del sistema. En la parte superior izquierda se registran los umbrales de cada eje.

9. Por último, el usuario interactuará con la aplicación (Figura 7.23):

- Miradas en distintas direcciones: el ratón se moverá en la misma dirección que la mirada.
- Parpadeos voluntarios con el ojo derecho: se traducirán por clic izquierdo del ratón.
- Utilizar las aplicaciones desarrolladas.

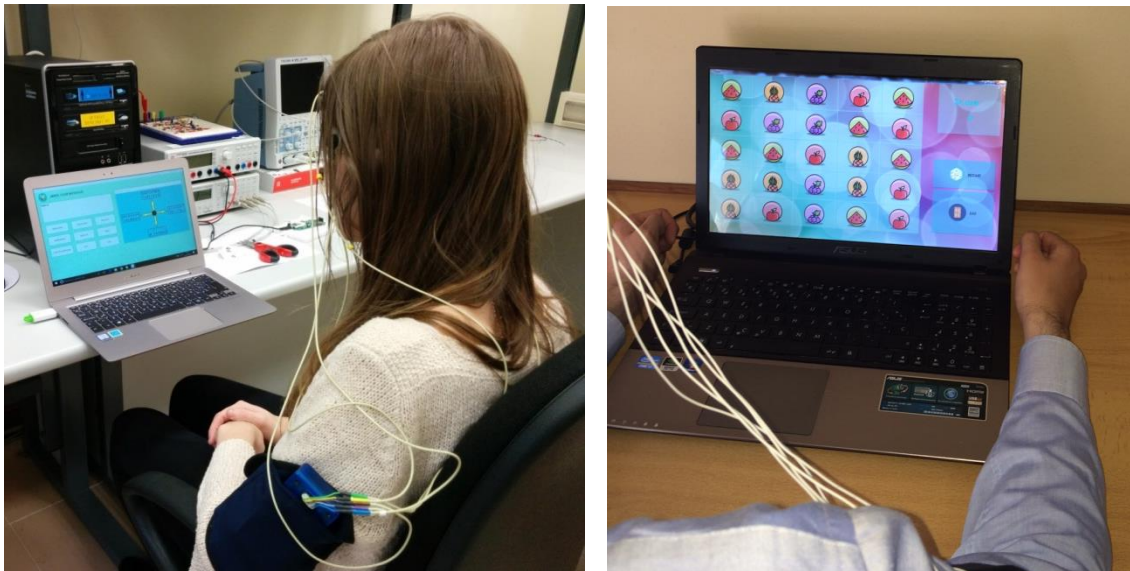


Figura 7.23. Dos usuarios interactuando con el sistema de escritura y con el videojuego.

APORTACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Capítulo

8

-
- 8.1 Aportaciones
 - 8.2 Líneas futuras
-

8.1 APORTACIONES

A través de los capítulos que componen esta memoria se ha presentado el estudio llevado a cabo en torno a las señales electrooculográficas (EOG). A continuación se resume el trabajo de investigación realizado con el objetivo de obtener una visión global de lo que ha supuesto el mismo y las aportaciones realizadas.

Dentro del trabajo realizado durante esta tesis destacan cuatro aportaciones respecto al estado previo de la técnica:

- 1) En los Capítulos 2 y 3 se realizó un profundo estudio de la fisiología del ojo humano y del estado del arte que son claves para entender los capítulos posteriores. Ambos capítulos vienen a recoger los conceptos teóricos de los que se dispone actualmente para el registro de los movimientos oculares.

En el Capítulo 2 se expuso un análisis de la fisiología del ojo humano centrándose en aquellas características más relacionadas con la generación de las señales EOG. Es clave entender los movimientos oculares sacádicos ya que son el origen de la generación de las señales EOG. Por ello fue necesario abordar el estudio de la anatomía asociada al globo ocular, en particular los músculos que intervienen en la generación de dichos movimientos oculares. Por otra parte, en el Capítulo 3 se presentó una revisión del estado actual de la técnica relativa al estudio y aplicación de las señales EOG. Así mismo se han valorado los sistemas disponibles en el mercado basados en esta técnica y en sus alternativas para el seguimiento ocular.

Esta etapa de revisión es sin duda tan importante como el estudio mismo que se realiza en los capítulos posteriores. Esto se debe a que permite saber el estado actual de este campo de investigación y de qué herramientas se dispone. Además, esta etapa previa de análisis evita replicar trabajos ya existentes.

- 2) El Capítulo 4, dedicado al desarrollo de una plataforma *hardware* para la adquisición de las señales EOG, mostró los tres aspectos clave a tener en cuenta en el diseño de cualquier bioamplificador: las características propias de la señal, las fuentes de interferencias, así como la seguridad del usuario. La plataforma *hardware* permitió disponer de dichas señales en la forma adecuada para su posterior procesamiento digital. Finalmente en este capítulo se realizó un estudio de los electrodos utilizados para adquirir la señal y de las diferentes topologías de colocación de los mismos. Se ha realizado un análisis comparativo entre las cuatro principales configuraciones de electrodos para la adquisición de la señal EOG. Este estudio, aunque simple en su concepción, es útil y relevante en el diseño de sistemas basados en el uso de señales EOG. El análisis realizado permite seleccionar aquella configuración que muestra mejores prestaciones con el mínimo número de electrodos. Dependiendo del

propósito para el que se diseñe el sistema de adquisición habrá una configuración de electrodos más eficiente. Las conclusiones expuestas en el Capítulo 4 pueden ser de especial utilidad en este sentido.

- 3) En el Capítulo 5 se abordó al procesamiento digital de la señal EOG. Para ello, por un lado se han utilizado herramientas matemáticas como la Transformada wavelet para el filtrado de la señal, complementando así al filtrado analógico realizado previamente. Cabe destacar el estudio comparativo realizado entre la Transformada wavelet discreta, la Transformada wavelet estacionaria y las diferentes familias de *wavelets*. Por otro lado se ha realizado una aproximación a los algoritmos de aprendizaje automático para la clasificación de los movimientos oculares. Este tipo de algoritmos resultan muy interesantes para aplicaciones como las desarrolladas en esta tesis, que deben ser adaptables a cada usuario y con una mejora progresiva con el uso. Este trabajo se ha centrado en el algoritmo Adaboost, proponiendo una adaptación del mismo respecto al original y realizando pruebas de su funcionamiento.

Las técnicas de procesamiento expuestas en este capítulo dotan al sistema de un gran potencial de cara a desarrollar futuras aplicaciones. A pesar de que se trata de técnicas conocidas, su uso en señales EOG no es tan común. De ahí la importancia del estudio realizado en este capítulo.

- 4) La arquitectura *software* sobre la que se apoyan las aplicaciones desarrolladas se caracteriza por su modularidad, lo que la hace fácilmente ampliable, y por la concurrencia de funcionamiento, lo que hace que sea más eficiente. Sobre esta arquitectura, que se ha diseñado expresamente para este trabajo, se han desarrollado dos aplicaciones. Ambas presentan un diseño novedoso y funcional. En el caso del sistema de escritura, el teclado basado en crucetas se ha comparado con otros trabajos similares. En cuanto al juego cabe destacar la idea de desarrollar un juego educativo basado en señales EOG. Nunca antes se había realizado, y al igual que el sistema de escritura, su capacidad para mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas es relevante.

El teclado virtual desarrollado permite que la escritura se realice con una relativa facilidad, sirviendo de medio de comunicación entre las personas discapacitadas y su entorno. Por otra parte, el juego además de servir de entretenimiento, mejora la capacidad de control de los movimientos oculares. La eficiencia de ambas aplicaciones fue evaluada a través de un conjunto de pruebas y parámetros. Aunque ambos sistemas pueden ser mejorados, sientan las bases para el desarrollo de futuras aplicaciones; algunas de las cuales se comentaron en el Capítulo 3.

Desde el punto de vista personal este trabajo ha representado un reto, tanto por el tiempo y esfuerzo dedicado a él como por los conocimientos adquiridos durante su desarrollo. Cabe destacar que el diseño de este tipo de sistemas conlleva el

conocimiento de diferentes disciplinas. Todo ello ha proporcionado una experiencia muy enriquecedora en el diseño de sistemas electrónicos a partir de biopotenciales. Finalmente, el haber podido desarrollar un prototipo de bajo coste que puede llegar a ser útil a muchas personas discapacitadas hace pensar que todo el esfuerzo realizado ha merecido la pena.

8.2 LÍNEAS FUTURAS

El presente trabajo es el primero que se realiza dentro de la línea de investigación en instrumentación médica. A lo largo del mismo se han abordado temas muy diversos y se han propuesto soluciones que no tienen por qué ser las mejores. Incluso se podría decir que si se volviera a empezar seguramente habría cosas que se harían de forma diferente. En cualquier caso este trabajo no se termina aquí sino que abre la puerta a otros futuros. A continuación se proponen cinco futuras líneas de investigación, que a la luz de la experiencia adquirida, podrían aumentar las prestaciones del sistema desarrollado acercándolo más al usuario final.

1. Los electrodos son sin duda la parte más hostil al usuario. Por razones de coste se han utilizados electrodos cuya sujeción al usuario se realiza mediante un adhesivo. Se sugiere diseñar un sistema ergonómico para la sujeción de los electrodos y que estos sean electrodos secos fácilmente manejables.
2. Las técnicas de procesamiento digital es un aspecto que merece la pena seguir trabajando. Especialmente atractivas son las técnicas de aprendizaje automático. En este sentido se propone investigar nuevos algoritmos que aumenten la tasa de aciertos en el posicionamiento del ratón del computador. Sería muy interesante llevar a cabo un estudio comparativo más exhaustivo de métodos de clasificación de la señal EOG.
3. El calibrado del sistema es otra de las cuestiones que se debe abordar en mayor profundidad para asegurar que el sistema sea compatible con todo tipo de entornos y usuarios.
4. En la aplicación de comunicación, un sistema de predicción de textos, común en los teléfonos móviles, reduciría el tiempo de escritura necesario. Hay que tener en cuenta que en el sistema aquí presentado la mejora en la precisión y efectividad se consigue con entrenamiento.
5. Por último, faltaría una puesta a punto del sistema con usuarios finales. Unas pruebas con pacientes que presenten distinto grado de discapacidad motriz permitirían obtener valiosos resultados que servirían para corregir posibles defectos de funcionamiento que en estos momentos pueden estar ocultos.

CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Capítulo

8

8.1 Conclusiones

8.2 Líneas futuras

8.1 CONCLUSIONES

A través de los capítulos que componen esta memoria se ha presentado el estudio llevado a cabo en torno a las señales electrooculográficas (EOG). A continuación se resume el trabajo de investigación realizado con el objetivo de obtener una visión global de lo que ha supuesto el mismo y las aportaciones realizadas.

Dentro del trabajo realizado durante esta tesis destacan cuatro aportaciones respecto al estado previo de la técnica:

- 1) En los Capítulos 2 y 3 se realizó un profundo estudio de la fisiología del ojo humano y del estado del arte que son claves para entender los capítulos posteriores. Ambos capítulos vienen a recoger los conceptos teóricos de los que se dispone actualmente para el registro de los movimientos oculares.

En el Capítulo 2 se expuso un análisis de la fisiología del ojo humano centrándose en aquellas características más relacionadas con la generación de las señales EOG. Es clave entender los movimientos oculares sacádicos ya que son el origen de la generación de las señales EOG. Por ello fue necesario abordar el estudio de la anatomía asociada al globo ocular, en particular los músculos que intervienen en la generación de dichos movimientos oculares. Por otra parte, en el Capítulo 3 se presentó una revisión del estado actual de la técnica relativa al estudio y aplicación de las señales EOG. Así mismo se han valorado los sistemas disponibles en el mercado basados en esta técnica y en sus alternativas para el seguimiento ocular.

Esta etapa de revisión es sin duda tan importante como el estudio mismo que se realiza en los capítulos posteriores. Esto se debe a que permite saber el estado actual de este campo de investigación y de qué herramientas se dispone. Además, esta etapa previa de análisis evita replicar trabajos ya existentes.

- 2) El Capítulo 4, dedicado al desarrollo de una plataforma *hardware* para la adquisición de las señales EOG, mostró los tres aspectos clave a tener en cuenta en el diseño de cualquier bioamplificador: las características propias de la señal, las fuentes de interferencias, así como la seguridad del usuario. La plataforma *hardware* permitió disponer de dichas señales en la forma adecuada para su posterior procesamiento digital. Finalmente en este capítulo se realizó un estudio de los electrodos utilizados para adquirir la señal y de las diferentes topologías de colocación de los mismos. Se ha realizado un análisis comparativo entre las cuatro principales configuraciones de electrodos para la adquisición de la señal EOG. Este estudio, aunque simple en su concepción, es útil y relevante en el diseño de sistemas basados en el uso de señales EOG. El análisis realizado permite seleccionar aquella configuración que muestra mejores prestaciones con el mínimo número de electrodos. Dependiendo del

propósito para el que se diseñe el sistema de adquisición habrá una configuración de electrodos más eficiente. Las conclusiones expuestas en el Capítulo 4 pueden ser de especial utilidad en este sentido.

- 3) En el Capítulo 5 se abordó al procesamiento digital de la señal EOG. Para ello, por un lado se han utilizado herramientas matemáticas como la Transformada wavelet para el filtrado de la señal, complementando así al filtrado analógico realizado previamente. Cabe destacar el estudio comparativo realizado entre la Transformada wavelet discreta, la Transformada wavelet estacionaria y las diferentes familias de *wavelets*. Por otro lado se ha realizado una aproximación a los algoritmos de aprendizaje automático para la clasificación de los movimientos oculares. Este tipo de algoritmos resultan muy interesantes para aplicaciones como las desarrolladas en esta tesis, que deben ser adaptables a cada usuario y con una mejora progresiva con el uso. Este trabajo se ha centrado en el algoritmo Adaboost, proponiendo una adaptación del mismo respecto al original y realizando pruebas de su funcionamiento.

Las técnicas de procesamiento expuestas en este capítulo dotan al sistema de un gran potencial de cara a desarrollar futuras aplicaciones. A pesar de que se trata de técnicas conocidas, su uso en señales EOG no es tan común. De ahí la importancia del estudio realizado en este capítulo.

- 4) La arquitectura *software* sobre la que se apoyan las aplicaciones desarrolladas se caracteriza por su modularidad, lo que la hace fácilmente ampliable, y por la concurrencia de funcionamiento, lo que hace que sea más eficiente. Sobre esta arquitectura, que se ha diseñado expresamente para este trabajo, se han desarrollado dos aplicaciones. Ambas presentan un diseño novedoso y funcional. En el caso del sistema de escritura, el teclado basado en crucetas se ha comparado con otros trabajos similares. En cuanto al juego cabe destacar la idea de desarrollar un juego educativo basado en señales EOG. Nunca antes se había realizado, y al igual que el sistema de escritura, su capacidad para mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas es relevante.

El teclado virtual desarrollado permite que la escritura se realice con una relativa facilidad, sirviendo de medio de comunicación entre las personas discapacitadas y su entorno. Por otra parte, el juego además de servir de entretenimiento, mejora la capacidad de control de los movimientos oculares. La eficiencia de ambas aplicaciones fue evaluada a través de un conjunto de pruebas y parámetros. Aunque ambos sistemas pueden ser mejorados, sientan las bases para el desarrollo de futuras aplicaciones; algunas de las cuales se comentaron en el Capítulo 3.

Desde el punto de vista personal este trabajo ha representado un reto, tanto por el tiempo y esfuerzo dedicado a él como por los conocimientos adquiridos durante su desarrollo. Cabe destacar que el diseño de este tipo de sistemas conlleva el

conocimiento de diferentes disciplinas. Todo ello ha proporcionado una experiencia muy enriquecedora en el diseño de sistemas electrónicos a partir de biopotenciales. Finalmente, el haber podido desarrollar un prototipo de bajo coste que puede llegar a ser útil a muchas personas discapacitadas hace pensar que todo el esfuerzo realizado ha merecido la pena.

8.2 LÍNEAS FUTURAS

El presente trabajo es el primero que se realiza dentro de la línea de investigación en instrumentación médica. A lo largo del mismo se han abordado temas muy diversos y se han propuesto soluciones que no tienen por qué ser las mejores. Incluso se podría decir que si se volviera a empezar seguramente habría cosas que se harían de forma diferente. En cualquier caso este trabajo no se termina aquí sino que abre la puerta a otros futuros. A continuación se proponen cinco futuras líneas de investigación, que a la luz de la experiencia adquirida, podrían aumentar las prestaciones del sistema desarrollado acercándolo más al usuario final.

1. Los electrodos son sin duda la parte más hostil al usuario. Por razones de coste se han utilizados electrodos cuya sujeción al usuario se realiza mediante un adhesivo. Se sugiere diseñar un sistema ergonómico para la sujeción de los electrodos y que estos sean electrodos secos fácilmente manejables.
2. Las técnicas de procesamiento digital es un aspecto que merece la pena seguir trabajando. Especialmente atractivas son las técnicas de aprendizaje automático. En este sentido se propone investigar nuevos algoritmos que aumenten la tasa de aciertos en el posicionamiento del ratón del computador. Sería muy interesante llevar a cabo un estudio comparativo más exhaustivo de métodos de clasificación de la señal EOG.
3. El calibrado del sistema es otra de las cuestiones que se debe abordar en mayor profundidad para asegurar que el sistema sea compatible con todo tipo de entornos y usuarios.
4. En la aplicación de comunicación, un sistema de predicción de textos, común en los teléfonos móviles, reduciría el tiempo de escritura necesario. Hay que tener en cuenta que en el sistema aquí presentado la mejora en la precisión y efectividad se consigue con entrenamiento.
5. Por último, faltaría una puesta a punto del sistema con usuarios finales. Unas pruebas con pacientes que presenten distinto grado de discapacidad motriz permitirían obtener valiosos resultados que servirían para corregir posibles defectos de funcionamiento que en estos momentos pueden estar ocultos.

**CONTRIBUTIONS AND
FUTURE LINES**

Chapter

8

8.1 Contributions

8.2 Future lines

8.1 CONTRIBUTIONS

Throughout the chapters that compose this dissertation the study carried out around electrooculographic (EOG) signals has been presented. Below is a summary of the research work done with the aim of obtaining an overall view of what it has entailed and the contributions made.

- 1) In Chapters 2 and 3 a thorough study of the physiology of the human eye and of the state of the art was made that is crucial to understanding the later chapters. Both chapters come from the collection of theoretical concepts that are currently available for recording eye movements.

In Chapter 2 an analysis of the physiology of the human eye has been made focusing on those characteristics most closely related to the generation of EOG signals. It is crucial to understand saccadic eye movements since they are the origin of the generation of EOG signals. Therefore, it was necessary to study the anatomy associated with the eyeball, in particular the muscles involved in the generation of such eye movements. A review of the current state of the art concerning the study and application of EOG signals has been carried out in Chapter 3. Likewise, the systems available on the market based on this technique and on its alternatives for eye tracking have been evaluated.

This review stage is undoubtedly as important as the study itself that is carried out in later chapters. This is because it allows to know the current status of this field of research and what tools are available. Besides, this previous stage of analysis avoids replicating existing works.

- 2) Chapter 4, dedicated to the development of a hardware device for the acquisition of EOG signals, showed the three key aspects to be considered in the design of any bioamplifier: the characteristics of the signal, the sources of interference, as well as user safety. The hardware device made it possible to have such signals in the form suitable for subsequent digital processing. Finally, in this chapter a study of the electrodes used to acquire the signal and the different topologies of electrode placement was carried out. A comparative analysis was performed between the four main electrode placements for the acquisition of the EOG signal. This study, although simple in its conception, is useful and relevant in the design of EOG-based systems. The analysis performed allows selecting the configuration that shows the best performance with the minimum number of electrodes. Depending on the purpose for which the acquisition system is designed, there will be a more efficient electrode placement. The conclusions presented in Chapter 4 may be particularly useful in this regard.

- 3) Chapter 5 addressed the digital processing of the EOG signal. To this end, on the one hand mathematical tools such as Wavelet transform have been used to filter the signal, thus complementing the analog filtering previously performed. It is worth mentioning the comparative study carried out between the Discrete wavelet transform, the Stationary wavelet transform and the different wavelet families. On the other hand, an approximation has been made to the machine learning algorithms for the classification of eye movements. This type of algorithm is very interesting for applications such as those developed in this thesis, which must be adaptable to each user with a progressive improvement with use. This work has focused on the algorithm Adaboost, proposing an adaptation of the same with respect to the original and performing tests on its operation.

The processing techniques discussed in this chapter give the system great potential for future applications. Although these techniques are well known, their use in EOG signals is not so common. Hence the importance of the study carried out in this field.

- 4) The software architecture on which the developed applications are supported is characterized by its modularity, which makes it easily expandable, and by concurrency of operation, which makes it more efficient. On this architecture, which has been specifically designed for this work, two applications have been developed. Both have novel functional designs. In the case of the writing system, the keyboard based on crossheads has been compared with other similar systems. As for the computer game, it is worth highlighting the idea of developing an educational game based on EOG signals. It has never been done before, and like the writing system, its ability to improve the quality of life of people with disabilities is relevant.

The developed virtual keyboard allows writing to be done with relative ease, serving as a means of communication between disabled people and their surroundings. Furthermore, the game, besides serving as entertainment, improves the ability to control eye movements. The efficiency of both applications was evaluated through a set of tests and parameters. Although both systems can be improved, they lay the groundwork for the development of future applications; some of which were discussed in Chapter 3.

From a personal point of view this work has represented a challenge, both for the time and effort dedicated to it and for the knowledge acquired during its development. It should be noted that the design of such systems involves the knowledge of different disciplines. All this has provided a very enriching experience in the design of electronic systems using biopotentials. Finally, having been able to develop a low-cost prototype that can be useful to many disabled people suggests that all the effort made has been worthwhile.

8.2 FUTURE LINES

The present work is the first one that has been carried out within the medical instrumentation line of research. Throughout this work diverse issues and proposed solutions have been addressed that are not necessarily the best. It could even be said that if one were to start again then there would surely be things that would be done differently. In any case this paper does not end here but opens the door to other future research works. Hereafter, five future lines of research are proposed, which in the light of experience gained could increase the performance of the developed system bringing it closer to the end user.

1. Electrodes are undoubtedly the most unfriendly aspect for the user. For reasons of cost, electrodes have been used which are attached to the user by means of adhesive. It is suggested to design an ergonomic system for holding the electrodes and that these are easily manageable dry electrodes.
2. Digital processing techniques are worth continuing to work with. The techniques of machine learning are especially attractive. Accordingly, it is proposed to investigate new algorithms that increase the rate of success in the positioning of the computer mouse. It would be very interesting to carry out a more comprehensive comparative study of EOG signal classification methods.
3. The calibration of the system is another issue that needs to be addressed in greater depth to ensure that the system is compatible with all types of environments and users.
4. In the communication application, a text prediction system common in mobile phones would reduce the writing time required. It should be noted that in the system presented here the improvement in accuracy and effectiveness is achieved with training.
5. Finally, a fine tuning of the system with end users is needed. Tests with patients with varying degrees of motor disability would yield valuable results that would correct potential defects that may be hidden at this time.

ANEXOS

Anexo 1 Normativa asociada al diseño de dispositivos electromédicos

Anexo 2 Esquemas eléctricos

Anexo 3 Instalación y configuración de la aplicación

**NORMATIVA ASOCIADA AL
DISEÑO DE DISPOSITIVOS
ELECTROMÉDICOS**

Anexo

1

A1.1 Introducción

A1.2 Directivas y reglamentos

A1.3 Consideraciones adoptadas de la Norma EN 60601

A1.1 INTRODUCCIÓN

Al abordar el diseño de dispositivos electrónicos que van entrar en contacto directo con personas, se debe tener en cuenta la seguridad tanto de los usuarios sobre los que se va a utilizar, como de los operarios que controlan el dispositivo. Entre ellos se encuentran los destinados al uso médico, encargados de realizar diagnósticos, tratamientos o vigilancias, dentro de los cuales se puede englobar el prototipo aquí expuesto.

Los niveles de seguridad que deben cumplir los equipos electromédicos están normalizados bajo estándares especiales, con el fin de minimizar los riesgos existentes. Esto se debe a que los pacientes y residentes de áreas hospitalarias suelen ser más susceptibles a los peligros de la corriente eléctrica.

Tanto en el ámbito internacional como nacional existen varias organizaciones que regulan la seguridad de este tipo de dispositivos, entre ellas se pueden citar [24]:

- IEC (The International Electrotechnical Commission).
- UL (Underwriters Laboratories, Inc).
- AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation).
- NFPA (National Fire Protection Association).
- CENELEC (Comité Européen de Normalisation Electrotechnique).
- AENOR (Asociación Española de Normalización y Certificación).

Los estándares publicados en las normas de IEC son adaptados a nivel europeo por CENELEC, y tienen su correspondiente versión nacional adaptada y publicada por AENOR. Por tanto, la norma bajo la que se diseña el prototipo, es la IEC-60601 adaptada y publicada para la Unión Europea como EN 60601 y cuyo equivalente en AENOR es UNE-EN 60601.

La normativa está pensada para la comercialización de los dispositivos, por lo que no solo tiene en cuenta los aspectos puramente técnicos o de diseño. Sin embargo, debido a la naturaleza de esta tesis y que el prototipo desarrollado presenta un diseño único y específico que no está destinado a su comercialización, sólo se han tenido en cuenta los aspectos técnicos de diseño. Es decir, en este estudio se han observado las normas para que el equipo mantenga un nivel teórico de seguridad y fiabilidad suficientes.

A1.2 DIRECTIVAS Y REGLAMENTOS

Dentro del territorio comunitario hay tres directivas y un reglamento a tener en cuenta para el diseño de equipos médicos:

- Directiva **2011/65/UE** sobre restricciones a la utilización de determinadas sustancias peligrosas en aparatos eléctricos y electrónicos (RoHS).
- Directiva **2012/19/UE** sobre residuos en aparatos eléctricos y electrónicos (RAEE).
- Directiva **2014/30/UE** sobre compatibilidad electromagnética (CEM).
- Reglamento **2017/745/UE** relativa a los dispositivos de uso sanitario.

Las Directivas RoHS y RAEE son de consideración medioambiental. La Directiva RoHS prohíbe la puesta en el mercado de dispositivos electrónicos que contengan en sus componentes cadmio, plomo, mercurio, cromo hexavalente, polibromobifenilos (PBB) o polibromodifeniléteres (PBDE).

El seguimiento de la normativa permite disponer de una guía con la cual dotar al diseño de unos requisitos mínimos de seguridad y fiabilidad acorde con la legislación internacional. Así mismo permite garantizar el mínimo impacto sobre el medioambiente por parte del dispositivo desarrollado, pero no la certificación de éste conforme cumple los requisitos legales.

A continuación se hace referencia a las disposiciones de las directivas que afecten al diseño del prototipo y que han sido contempladas, así como las consecuencias de su aplicación al diseño dentro de los parámetros que se han delimitado para esta tesis.

A1.2.1 DIRECTIVA 2011/65/UE SOBRE RESTRICCIÓN DE SUSTANCIAS

La Directiva RoHS establece en su Artículo 2, punto 1, las clases de aparatos que deben cumplir la Directiva según la clasificación realizada en el Anexo I de la Directiva 2011/65/UE sobre aparatos eléctricos y electrónicos.

Según la Directiva, los equipos sanitarios se clasifican como aparatos electrónicos en la categoría 8. Sin embargo, quedan excluidos los dispositivos diseñados exclusivamente para fines de investigación y desarrollo. Sin embargo, como no hay ninguna de las sustancias prohibidas que tengan una función crítica en el funcionamiento del prototipo *hardware*, se utilizarán elementos que cumplan con la Directiva RoHS para realizar su construcción. Además, cuando esto no haya sido posible, se indicará para que se pueda efectuar una eliminación más respetuosa con el medioambiente [162].

A1.2.2 DIRECTIVA 2012/19/UE SOBRE RESIDUOS

Esta Directiva tiene como objetivo concienciar sobre el reciclaje de los aparatos eléctricos y electrónicos, así como promover el diseño y desarrollo de productos que sean más fácilmente reciclables al final de su vida útil.

La política medioambiental de la Unión Europea pretende impulsar la conservación, la protección y la mejora de la calidad del medio ambiente, la salud de las personas, así como la utilización prudente y racional de los recursos naturales. Esta política se basa en los principios de cautela, acción preventiva y corrección de daños al medio ambiente. En este sentido los residuos de aparatos eléctricos y electrónicos (RAEE) son una de las áreas objetivo que debe ser regulada, con vistas a la aplicación de los principios de prevención, valorización y eliminación segura de los mismos.

Según lo dispuesto en el Artículo 4, se adopta la Directiva RoHS en la elección de los componentes del dispositivo para facilitar el posterior reciclaje del mismo, ocasionando así el menor impacto posible en el medioambiente. Así mismo, en caso de comercializarse se realizará un listado de los componentes que deben ser desmontados para su reciclaje y tratamiento selectivo por separado a efectos de garantizar la aplicación de esta Directiva. Las partes que no puedan ser recicladas mediante tratamiento específico por el receptor del aparato, deberán ser devueltas para que se realice el reciclaje apropiado [24, 163].

A1.2.3 DIRECTIVA 2014/30/UE SOBRE COMPATIBILIDAD ELECTROMAGNÉTICA

El sistema diseñado está excluido doblemente de esta Directiva según lo expuesto en el Artículo 2. Por una parte, por el punto 1 de dicho artículo, al tratarse de un dispositivo pasivo, es decir, que no emite perturbaciones electromagnéticas. Además difícilmente se puede ver afectado por éstas ya que opera en una banda de frecuencia muy baja y restrictiva por requisitos funcionales de diseño. Por otro lado, queda excluido totalmente por el punto 2, al tratarse de un dispositivo que está armonizado por una normativa específica: el Reglamento 2017/745/UE, mediante su norma EN 60601, eximiendo del cumplimiento de la directiva sobre CEM [24, 164].

A1.2.4 REGLAMENTO 2017/745/UE SOBRE DISPOSITIVOS DE USO SANITARIO

El sistema diseñado, como equipo dirigido a personas discapacitadas, está sujeto a las consideraciones que establece el Reglamento 2017/745/UE sobre seguridad, producción, calidad y comercialización en equipos sanitarios [165]. En este trabajo sólo se han tenido en cuenta los aspectos que atañen a seguridad del dispositivo. En este

sentido se ha diseñado con el objetivo de no comprometer el estado clínico ni la seguridad de los usuarios cuando se utilice con la finalidad prevista.

El Artículo 51 del Reglamento indica que los equipos médicos se clasifican en cuatro categorías (clases I, IIa, IIb y III) según el riesgo que plantean para el usuario, contemplándose distintas aplicaciones de la norma según su clasificación. Las reglas de clasificación se regulan por el Anexo VIII del Reglamento. El sistema diseñado se define por el punto 2.4 de dicho anexo como «producto activo terapéutico». Se trata de un producto activo ya que necesita para su funcionamiento una fuente de energía eléctrica y terapéutico ya que está destinado a restaurar funciones en el contexto del alivio de una lesión o deficiencia. Además, atendiendo a las reglas de clasificación contempladas en el capítulo III, se especifica que el sistema diseñado es clase I. Esta clasificación del Reglamento está basada en el tipo de protección contra descargas eléctricas. Quedar englobado dentro de la clase I supone que el prototipo puede entrañar bajo riesgo para los usuarios. Entre otras medidas, el dispositivo desarrollado consta de una carcasa aislante.

Por otra parte, según lo dispuesto en el Artículo 62 relativo a las investigaciones clínicas realizadas para demostrar la conformidad de los productos, éstas deberán estar diseñadas, autorizadas, realizadas, registradas y notificadas con arreglo a las disposiciones de éste artículo y de los Artículos 63 a 80. Esto es así cuando se efectúen para establecer y verificar que un producto esté diseñado, fabricado y embalado de modo que, en condiciones normales de uso, sea adecuado para algún fin específico y ofrezca el funcionamiento previsto. Así mismo, los resultados y las pruebas clínicas resultantes se deben documentar en un informe de evaluación clínica como se contempla en la Sección 4 del Anexo XIV. Este informe formará parte de la documentación técnica.

A1.3 CONSIDERACIONES ADOPTADAS DE LA NORMA EN 60601

El prototipo *hardware* no está sujeto a ninguna norma específica, ya que no se puede incluir en ninguna referencia de la norma EN 60601 [166]. Seguidamente se detallan las instrucciones técnicas (IT) de dicha norma que han sido contempladas para la realización de esta tesis.

IT-16.201 ENVOLVENTE

El prototipo debe estar provisto de una envolvente aislante y duradera. Esta ha de proporcionar protección contra el contacto directo con partes activas del circuito y también con aquellas que pudiesen llegar a serlo en caso de fallo.

Como la alimentación del prototipo puede realizarse mediante cable USB conectado a un computador o mediante batería, se ha dispuesto de una protección contra sobrecargas, así como contra cortocircuitos. Por otra parte, si se colocase la batería con la polaridad equivocada no supondría riesgo alguno para el usuario.

La norma fija una tensión de seguridad denominada «Muy Baja Tensión de seguridad para uso Médico» (MBTSM) cuyo valor eficaz no excede los de 25 V en CA o 60 V en CC. Dado que en el prototipo ningún elemento está alimentado a tensión superior a 3,3 V en CC y que cuando se desconecta no hay elementos que hagan que siga cargado a tensiones que pudiesen ser problemáticas en cuanto a la seguridad, se puede decir que cumple con la limitación de MBTSM.

IT-17.201 SEPARACIÓN ELÉCTRICA

Según la norma, las partes aplicables deben estar separadas eléctricamente de las partes activas, evitando así que se pueda cerrar cualquier bucle de corriente a través del usuario o riesgo de electroshock por fallo de los sistemas conectados. Este requisito se satisface gracias a la utilización de masas separadas. Además, el dispositivo diseñado limita la corriente a través de los electrodos a menos de 10 μA rms. Para asegurar este límite se coloca una resistencia de 330 k Ω en la trayectoria de la señal. Esta es una solución de bajo coste ampliamente utilizada.

Por otro lado, para proteger al usuario contra la sobretensión, se coloca un diodo supresor transitorio entre cada electrodo y tierra. Estos diodos operan suprimiendo toda la sobretensión por encima de su tensión de ruptura y derivando el exceso de corriente. Una solución más costosa para lograr un aislamiento galvánico sería utilizar un amplificador aislado entre el amplificador de instrumentación (AI) y la etapa de filtrado. Una solución típica es usar el amplificador ISO124 de Texas Instruments. Por último, se recomienda que el proceso de carga de la batería se realice sin que esta esté en uso.

IT-19.201 CORRIENTES DE FUGA

Se distinguen dos tipos de corrientes de fuga, la primera de ellas hace referencia a aquellas que aparecen en la envolvente. La disposición de un buen aislamiento es importante, pero en ocasiones, aun con su presencia, se pueden producir derivas de corriente a través del usuario. Por ejemplo, el acoplo entre un cable activo y la envolvente de un equipo puede crear corrientes de fuga de magnitud considerable. El segundo tipo de corrientes de fuga hace referencia a aquellas que se pueden derivar al usuario. En el prototipo desarrollado se utiliza el electrodo de referencia para eliminar el camino a tierra a través del usuario de dichas corrientes.

Para prevenir las corrientes de fuga, la normativa contempla tres grupos (B, BF, CF) en los que se clasifican los dispositivos según el tipo de seguridad que aspiran a alcanzar. Los equipos tipo B son aquellos que proveen protección contra corrientes de fuga y conexión a tierra, sin tener partes aplicadas sobre el usuario directamente. Por parte aplicada se entiende cualquier elemento activo o pasivo que está en contacto directo con el usuario como pueden ser unos electrodos. Por su parte, los equipos tipo BF, a diferencia de los tipo B, sí poseen partes o entradas aplicadas sobre el usuario. Las partes aplicadas deben estar aisladas del resto del dispositivo de tal manera que las corrientes de fuga que fluyan del usuario a tierra no deben exceder los límites indicados. Esto ha de ser así incluso cuando se presente una tensión igual al 110% de la indicada para la alimentación del dispositivo entre la parte aplicada y tierra. Por último, los dispositivos tipo CF son similares a los BF pero las partes aplicadas están provistas de un mayor nivel de protección que permiten incluso la conexión directa al corazón. Debido a que los electrodos del prototipo diseñado se aplican directamente sobre el usuario, éste se cataloga como de tipo BF.

En la Tabla A1.1 se especifican las corrientes de fuga permitidas para los distintos tipos de protección en condiciones normales y en condiciones de fallo. Las corrientes auxiliares son aquellas producidas por el dispositivo intencionadamente para determinar ciertos parámetros, como por ejemplo la resistividad de los tejidos [167].

Condición	Tipo de equipamiento					
	B		BF		CF	
	Normal	Fallo	Normal	Fallo	Normal	Fallo
Corriente de fuga a tierra	0,5	1	0,5	1	0,5	1
Corriente de fuga de la envolvente	0,1	0,5	0,1	0,5	0,1	0,5
Corriente de fuga del usuario	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05
Corriente de fuga del usuario (con la tensión de alimentación en la parte aplicada)	–	–	–	5	–	0,05
Corriente auxiliar del usuario CC	0,01	0,05	0,01	0,05	0,01	0,05
Corriente auxiliar del usuario CA	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05

Tabla A1.1. Corrientes de fuga según tipo de protección (en mA).

Según la normativa, en condiciones normales la corriente de fuga del dispositivo desde o entre partes del sistema no debe exceder los 0,1 mA, siendo las corrientes de fuga derivadas a tierra. En el prototipo desarrollado se puede garantizar este valor debido al bajo consumo de corriente de los elementos utilizados y, sobre todo, a la baja corriente de desviación que tiene el AI; 10 nA de valor máximo. Este amplificador es el que se conecta en serie con las partes aplicables del circuito. Además, la realimentación activa del usuario mediante un amplificador de alta impedancia ($>10^6 \Omega$) provee una protección contra corrientes de fuga de usuario equivalente a la clase BF. Por otra parte, si el usuario se encuentra a un potencial más alto de lo normal y las corrientes que circulan por él hacia las partes aplicables tienden a crecer, el dispositivo cuenta con circuitos de protección presentes en el AI frente a sobrecargas. Estos circuitos no permiten que las corrientes superen los 1,5 mA. Esto es debido al bajo consumo de los elementos activos elegidos, el uso de baja tensión y el aislamiento del usuario mediante elementos activos.

A pesar de que no se dispone de los recursos necesarios para realizar el ensayo de rigidez dieléctrica que indica el Capítulo 20 de la Norma CEI 60601-1. Se puede asegurar que los elementos de aislamiento cumplen la normativa y están certificados por el fabricante mediante sus propios ensayos.

IT-49.201 INTERRUPCIÓN DE LA ALIMENTACIÓN

De acuerdo a lo dispuesto en la Norma en cuanto a interrupción y restauración de la alimentación del dispositivo en caso de fallo, ésta no genera un riesgo a la seguridad del usuario debido al aislamiento y al hecho de que la función del equipo no es monitorizar procesos vitales.

IT-56.3.201 CONEXIONES

Aunque las clavijas de conexión de los electrodos son estándar para este tipo de dispositivos, se debe indicar en la envoltura del dispositivo de forma gráfica este posible riesgo para el usuario. Por otra parte, debido a que no se controla el diseño de los electrodos ni su fabricación, no se puede garantizar el total cumplimiento de la normativa en este apartado.

IT-57.10.201 DISPOSITIVOS DE SEPARACIÓN

En el diseño del dispositivo se ha tenido en cuenta las disposiciones en cuanto a aislamiento entre componentes. Según la Norma, las líneas de fuga no han de ser inferiores a los 1,6 mm y las distancias en el aire han de ser de 0,8 mm como mínimo.

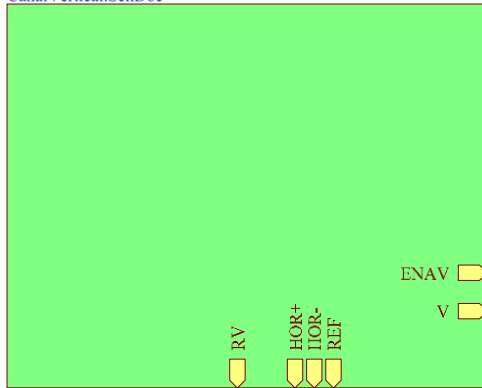
ESQUEMAS ELÉCTRICOS

Anexo

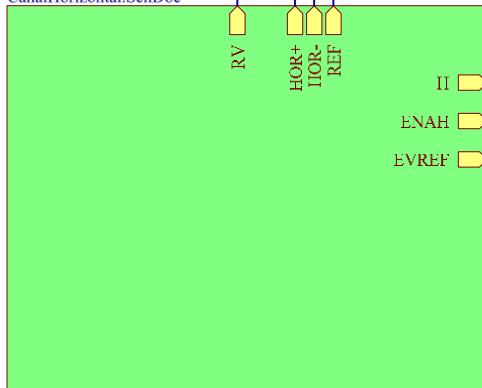
2

-
- A2.1 Diagrama de bloques del dispositivo
 - A2.2 Circuito de acondicionamiento del canal vertical
 - A2.3 Circuito de acondicionamiento del canal horizontal
 - A2.4 Circuito de control de carga de la batería
 - A2.5 Circuito del microcontrolador y módulo *bluetooth*
 - A2.6 Placa de circuito impreso (cara *Top*)
 - A2.7 Placa de circuito impreso (cara *Bottom*)
 - A2.8 Placa de circuito impreso (componentes)
-

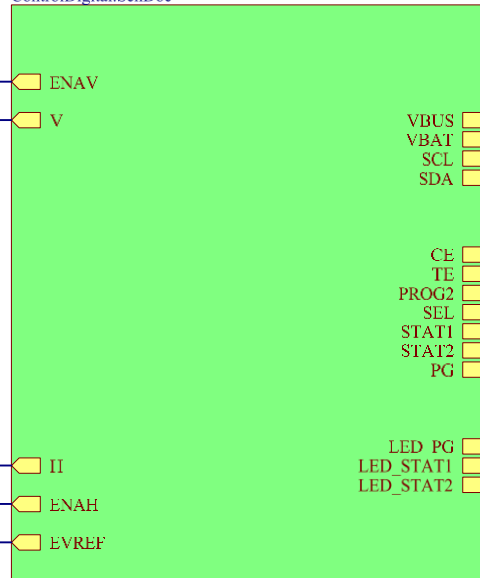
Adquisición Canal Vertical
CanalVertical.SchDoc



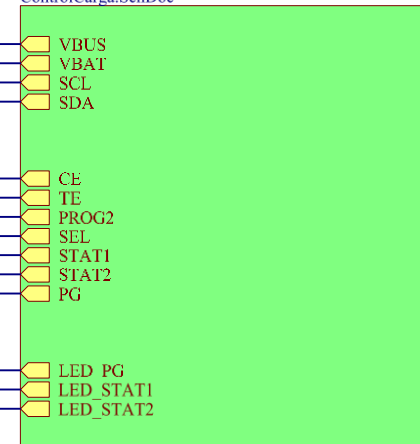
Adquisición Canal Horizontal
CanalHorizontal.SchDoc



Comunicación USB
ControlDigital.SchDoc



Control Carga Bateria
ControlCarga.SchDoc



Título: Diagrama de bloques del dispositivo

Diseñado por: Alberto López Martínez

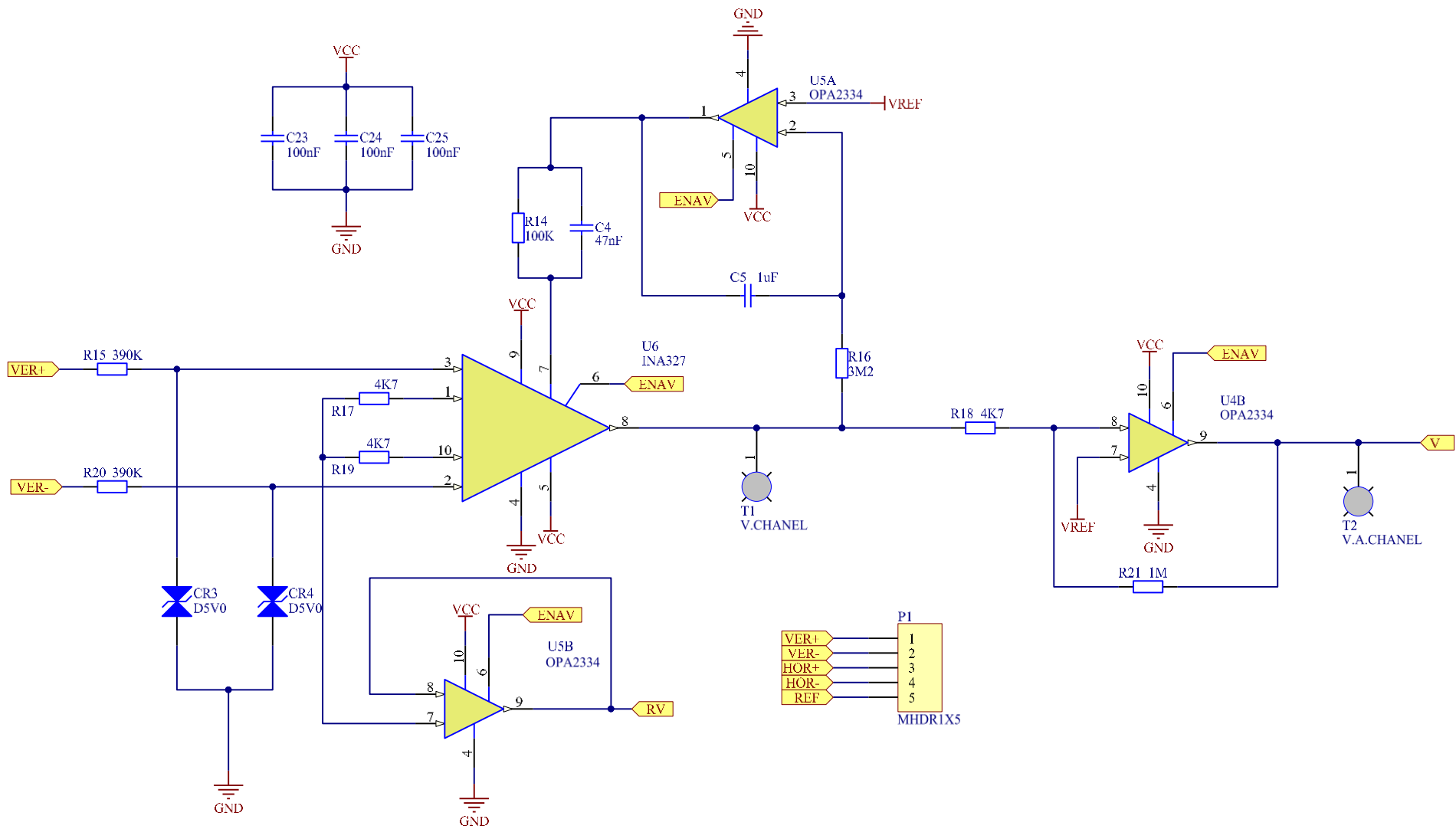
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín

Fecha: 11 de noviembre de 2014

Nº: 1 de 8



Universidad de
Oviedo



Título: Circuito de acondicionamiento del canal vertical

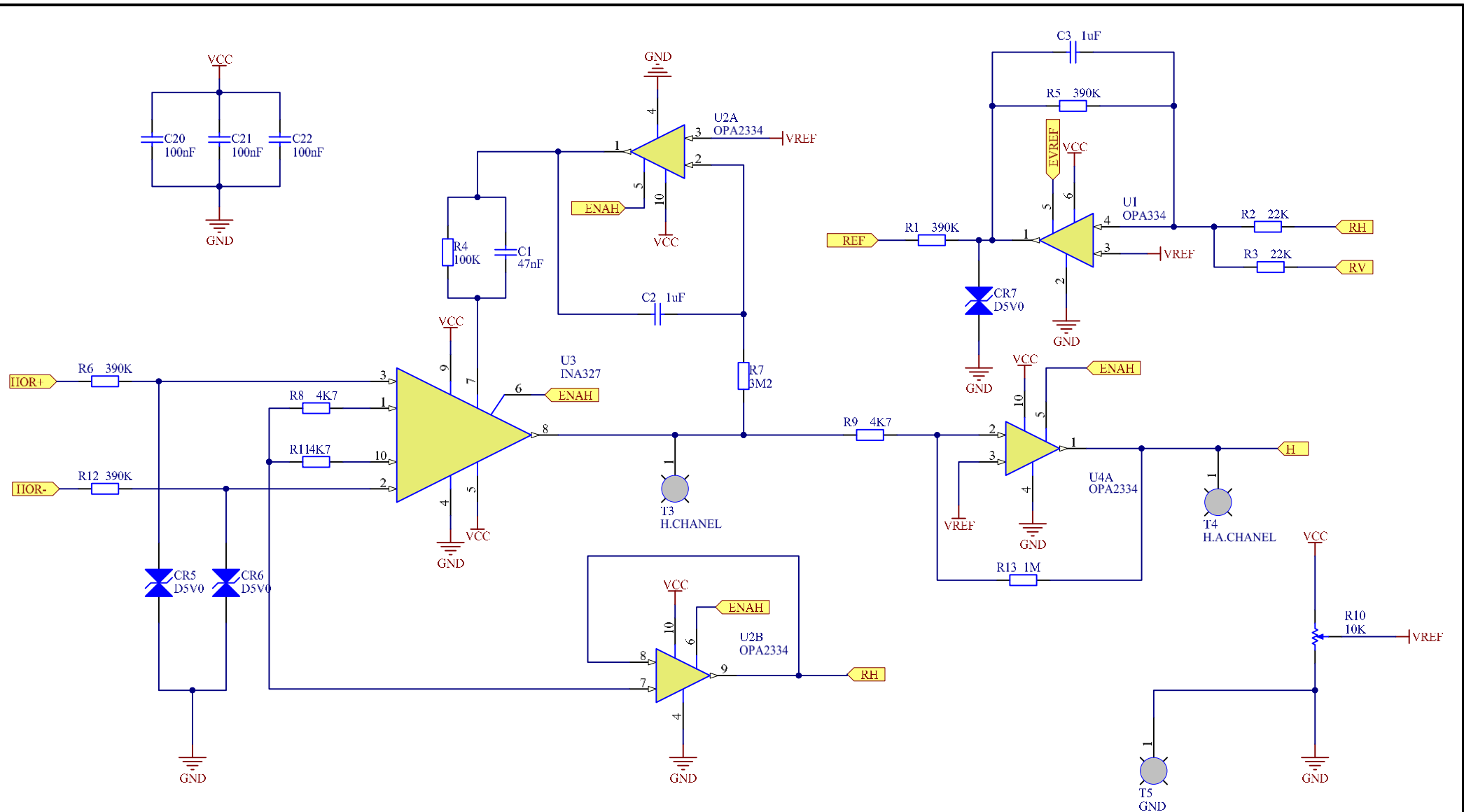
Diseñado por: Alberto López Martínez

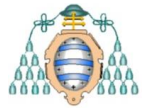
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín

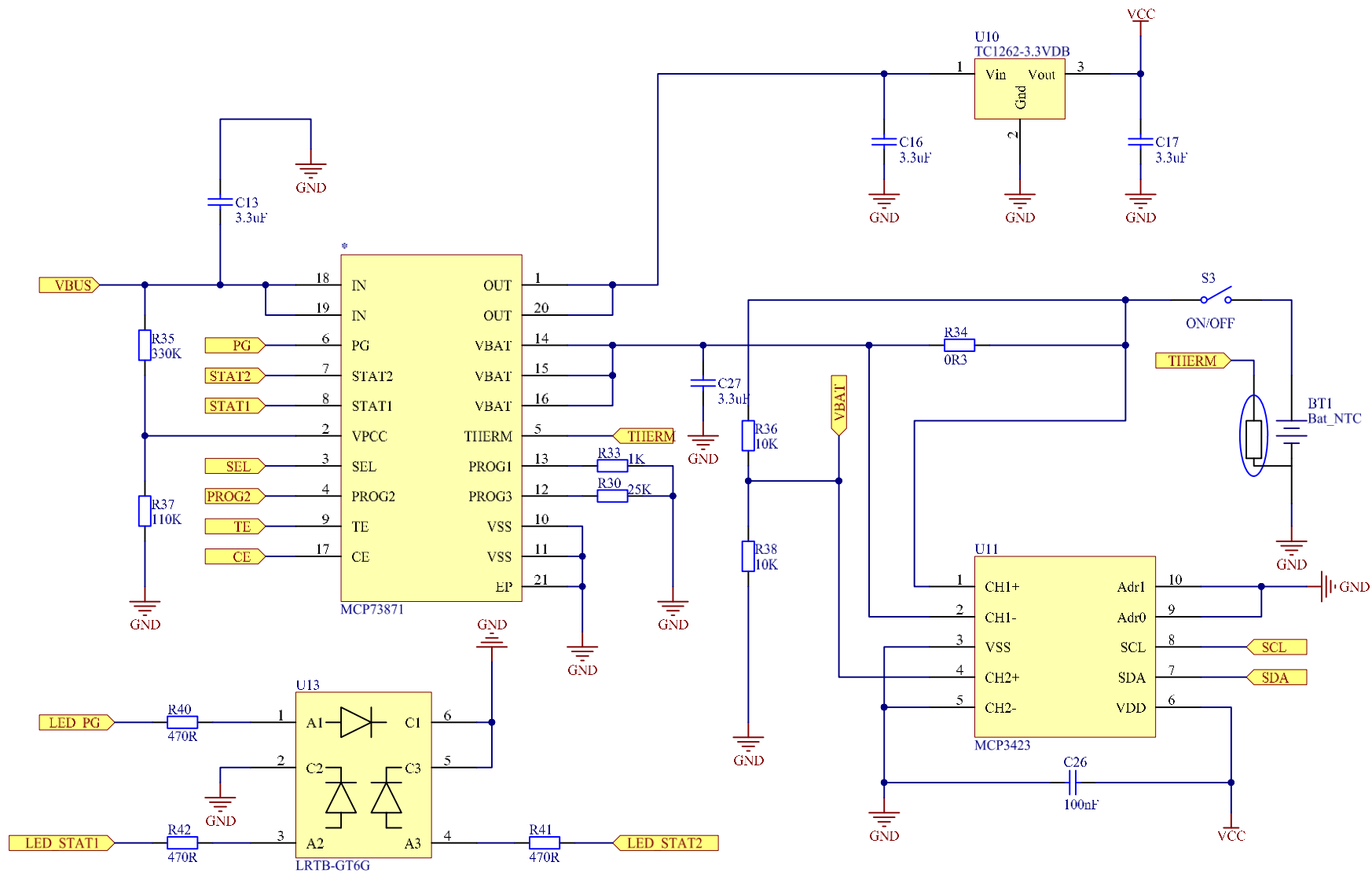
Fecha: 11 de noviembre de 2014

Nº: 2 de 8





Título: Circuito de acondicionamiento del canal horizontal		 Universidad de Oviedo
Diseñado por: Alberto López Martínez		
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín		
Fecha: 11 de noviembre de 2014	Nº: 3 de 8	



Título: Circuito de control de carga de la batería

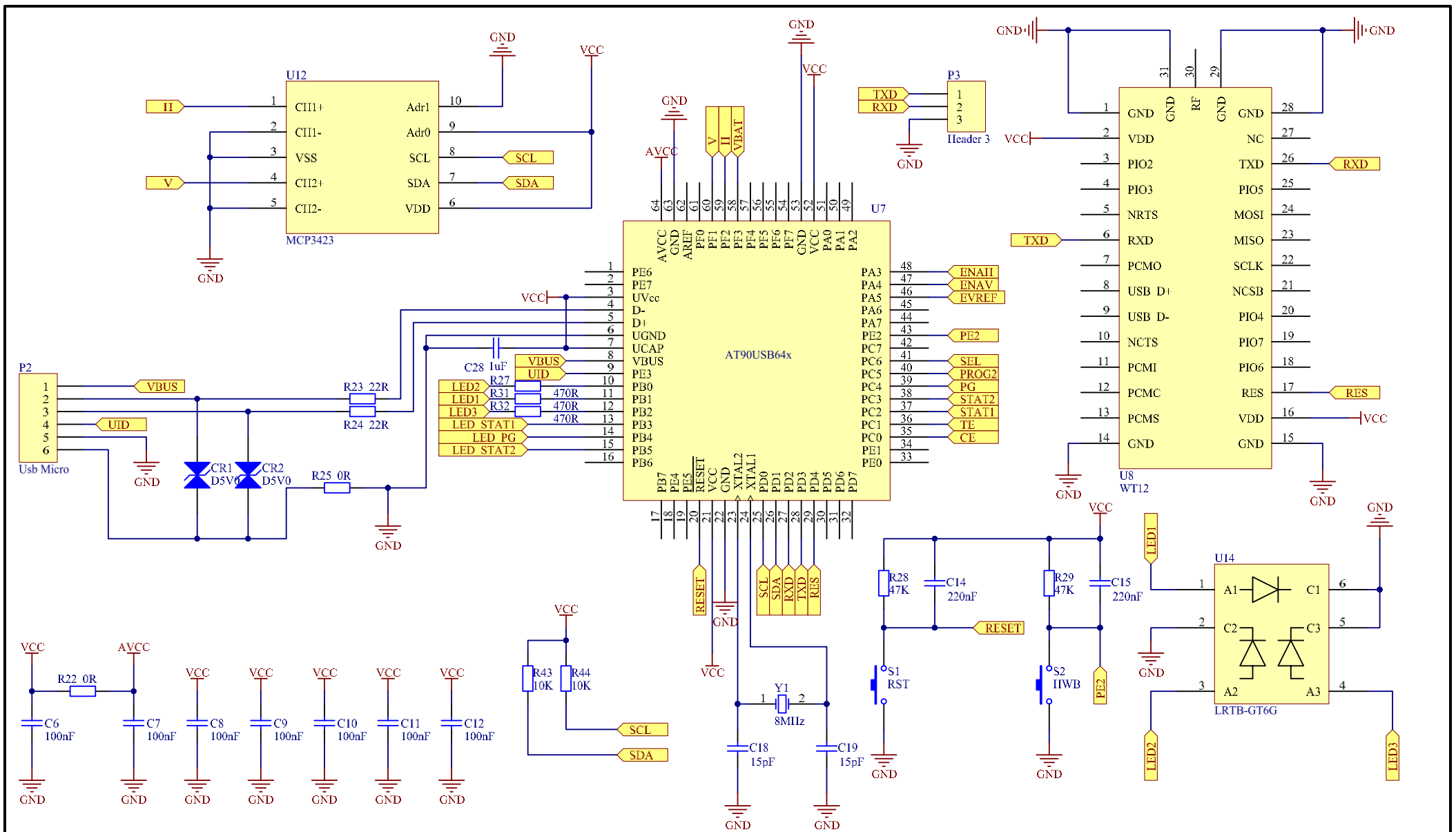
Diseñado por: Alberto López Martínez

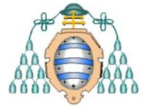
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín

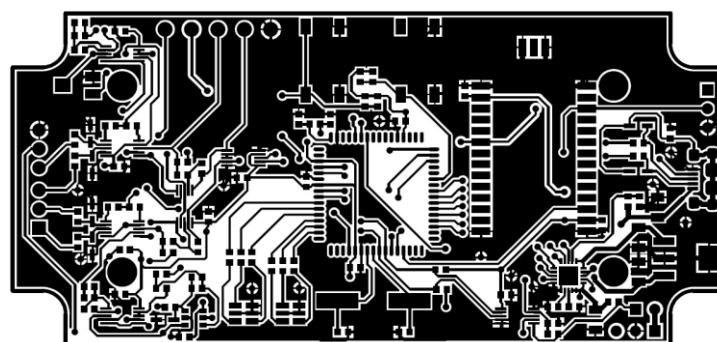
Fecha: 11 de noviembre de 2014

Nº: 4 de 8





Título: Circuito del microcontrolador y módulo <i>bluetooth</i>		 Universidad de Oviedo
Diseñado por: Alberto López Martínez		
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín		
Fecha: 11 de noviembre de 2014	Nº: 5 de 8	



Título: Placa de circuito impreso (cara *Top*)

Diseñado por: Alberto López Martínez

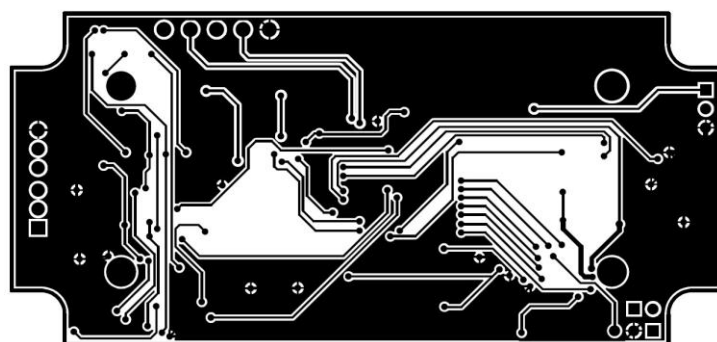
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín

Fecha: 11 de noviembre de 2014

Nº: 6 de 8



Universidad de
Oviedo



Título: Placa de circuito impreso (cara *Bottom*)

Diseñado por: Alberto López Martínez

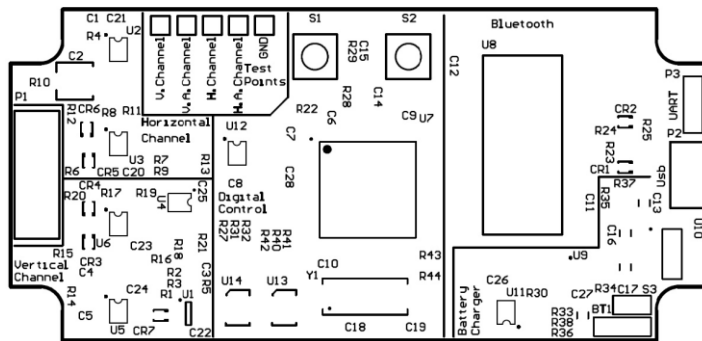
Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín

Fecha: 11 de noviembre de 2014

Nº: 7 de 8



Universidad de
Oviedo



Descripción	Etiqueta	Cantidad
Resistencia	R1 - R44	44
Condensador	C1 - C28	28
Diodo PGB001O603	CR1 - CR4	4
Amplificador OPA2334	U2, U4, U5	3
Amplificador INA327	U3, U6	2
CAD MCP3423	U11, U12	2
LED LRTB-GT6G	U13, U14	2
Amplificador OP196	U1	1
Microcontrolador AT90USB64x	U7	1
Bluetooth WT12	U8	1
MCP73832T-2AT/OT	U9	1
Regulador TC1262-3.3VDB	U10	1
Conector MHDR1X5	P1	1
Conector USB Micro	P2	1
Conector UART	P3	1
Potenciómetro 10K	R10	1
Botón Reset	S1	1
Botón Begin	S2	1
Interruptor On/Off	S3	1
Batería	BT1	1
Oscilador 8MHz	Y1	1

Título: Placa de circuito impreso (componentes)

Diseñado por: Alberto López Martínez

Revisado por: Francisco Javier Ferrero Martín

Fecha: 11 de noviembre de 2014

Nº: 8 de 8

**INSTALACIÓN Y
CONFIGURACIÓN
DE LA APLICACIÓN**

Anexo

3

A3.1 Instalación y configuración

A3.1 INSTALACIÓN Y CONFIGURACIÓN

A continuación se indican los pasos para instalar la aplicación *software* desarrollada [141]:

1. Se debe realizar una copia del contenido del DVD de la aplicación en la carpeta donde se desee instalar el *software* (por ejemplo, una carpeta en el escritorio). La arborescencia debe ser la mostrada en la Figura A3.1.

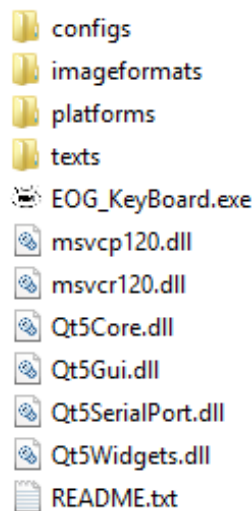


Figura A3.1. Arborescencia de la aplicación.

2. Opcionalmente, se puede crear un acceso directo desde el escritorio al ejecutable de la aplicación.
3. Es posible que en algunos equipos sea necesario indicar al antivirus que se confía en el editor de la aplicación y permitir su ejecución.
4. Será suficiente con un doble clic sobre el icono del ejecutable de la aplicación para su inicialización.

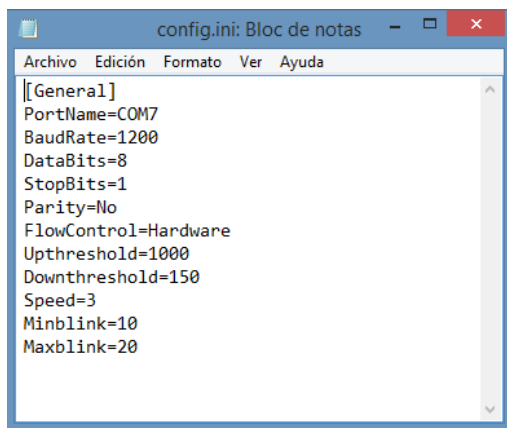
Debido a las diversas configuraciones disponibles para establecer la conexión *bluetooth*, se ha habilitado un diálogo de configuración con el fin de permitir establecer los parámetros de comunicación adecuados para cada usuario (ver Figura A3.2).

A través de este diálogo es posible configurar el puerto COM por el que se establece la comunicación, así como la velocidad en baudios, bits de datos y de parada, paridad y control de flujo. Será necesario reiniciar la aplicación para que los cambios surtan efecto, ya que estos parámetros se cargan en el arranque para establecer la conexión *bluetooth*.

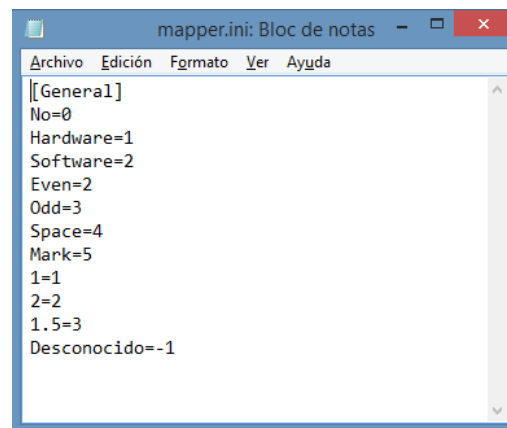
Los parámetros se configuran por defecto mediante la carga de los ficheros de configuración *config.ini* y *mapper.ini*. En la Figura A3.3 se muestra un ejemplo de cada uno de estos ficheros.



Figura A3.2. Menú de configuración de la aplicación.



a)



b)

Figura A3.3. Ficheros de configuración: a) config.ini; b) mapper.ini.

REFERENCIAS

- [1] Infocop online. Health 2020: nueva política sanitaria europea para la promoción de la salud y el bienestar. Recurso web disponible en: http://www.infocop.es/view_article.asp?id=4250. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [2] European Comisión, Information Society. Recurso web disponible en: http://www.euro.who.int/__data/assets/pdf_file/0009/169803/RC62wd09-Eng.pdf. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [3] Las TIC en la sanidad del futuro. Fundación Telefónica, Ed. Ariel, p. 120, 2006.
- [4] Base estatal de datos de personas con valoración del grado de discapacidad. Ministerio de sanidad, servicios sociales e igualdad. Recurso web disponible en: http://imserso.es/InterPresent2/groups/imserso/documents/binario/bdepcd_2014.pdf. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [5] El ojo humano. El funcionamiento del ojo y la percepción de los colores. Recurso web disponible en: <http://myblog-ojohumano.blogspot.com.es/>. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [6] Corrientes contemporáneas de la psicología, sensación y percepción. Estados de la conciencia. Recurso web disponible en: <http://mundodepsicologos2.blogspot.com.es/2012/06/iluminemos-la-estructura-del-ojo.html>. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [7] Monografías. Teoría de los sistemas. El ojo humano. Recurso web disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos34/ojo-humano/ojo-humano.shtml>. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [8] Globo ocular y formación de la imagen. Biología. Recurso web disponible en: www.lcqbiologia.blogspot.com. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [9] El ojo. Recurso web disponible en: www.anatomia.tripod.com/ojo.htm. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [10] Monografías. El ojo. Recurso web disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos5/ojo/ojo.shtml>. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [11] K.W. Wright, P.H. Spiegel, L. Thompson, "Anatomy and physiology of eye movements," Handbook of pediatric strabismus and amblyopia, Ed. Springer, cap. 2, pp. 24-47, 2006.
- [12] M.L. Pérez, "Detección de movimientos oculares para el control de dispositivos electrónicos como sistema de apoyo a discapacitados motores," Proyecto final de carrera. Universidad Austral de Chile. 2006.
- [13] Tipos de movimientos oculares. Eye-movement & Pupillometry ResearchGroup. Recurso web disponible en: www.uned.es/eyemovements-lab/links/tipos_movimientos.htm. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [14] Y. Blanco, A. Villanueva y R. Cabeza, "Síntesis visual del habla," Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. Universidad Pública de Navarra. Recurso web disponible en: www.cfnavarra.es/salud/anales/textos/vol23/n1/revis1a.html. Consultado el 13 de julio de 2016.
- [15] SPACELABS Inc., *Impedance oculograph*, SULLIVAN, George H., US, Int. Cl. 128-2.1, no 3217706. 16 de noviembre 1965.
- [16] A. Duchowski, "Eye-based interaction in graphical systems: theory & practice," Clemson University, Siggraph 2000, Course Notes.
- [17] D.A. Robinson, "A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field," *IEEE Trans. on Biomed. Elec.*, vol. 10, pp. 137-145, Octubre 1963.
- [18] Chronos Vision. Scleral Search Coils. Recurso web disponible en: http://www.chronos-vision.de/downloads/CV_Product_SSC.pdf. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [19] J. Merchant y R. Morrisette, "Remote measurement of eye direction allowing subject motion over cubic foot of space," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 21, pp. 309-317, 1974.

- [20] Cad engineering services. Eye trackers. Recurso web disponible en: Cad Engineering Services. Recurso web disponible en: www.cadengineering.co.in/home-6/products/eye-trackers. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [21] Irisbond. Recurso web disponible en: <http://www.irisbond.com/>. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [22] C. Fabian, M. Fuller, B. Guo, X. Lin y M.Kavanagh, "Development of an electro-oculography (EOG) measurement system," Vestibular and Balance Center, University of Virginia, USA. Recurso web disponible en: www.researcher.nsc.gov.tw/public/8905. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [23] R. Barea, "Interfaz usuario-máquina basado en electrooculografía. Aplicación a la ayuda a la movilidad," Tesis doctoral. Universidad de Alcalá, 2001.
- [24] D. Gallego, "Desarrollo de un sistema de adquisición y procesado de señales electrooculográficas para el diagnóstico de la ataxia," Universidad Politécnica de Cataluña. Tesis doctoral, Junio 2007.
- [25] C. Yue, "EOG signals in drowsiness research," Tesis fin de máster, Universidad de Linköping, 2011.
- [26] C.M. Gutiérrez, "eMouse. Sistema de control de interfaces mediante electro-oculograma," Proyecto final de carrera, Universidad de Oviedo, Diciembre 2004.
- [27] I. Rodríguez, "Control de mouse y teclado a través de señales EOG," Trabajo fin de grado, Universidad de Oviedo, Julio 2014.
- [28] H. Rodríguez, "Diseño de un interfaz de usuario para el control de un ratón mediante técnicas electrooculográficas," Trabajo fin de grado, Universidad de Oviedo, Julio 2015.
- [29] D. Fernández, "Diseño de un interfaz hombre-máquina para el control de un ratón mediante señales electrooculográficas," Trabajo fin de grado, Universidad de Oviedo, Julio 2015.
- [30] M.F. Marmor y E. Zrenner, "Standard for clinical electro-oculography," *Doc Ophthalmol.*, no. 85, pp. 115-124, 1993.
- [31] M.F. Marmor, "Standardization notice: EOG standard reapproved," *Doc Ophthalmol.*, 1998, no. 95, pp. 91-92.
- [32] J. Català y M. Castany, "Pruebas electrofisiológicas. Manual de instrucciones," Thea Innovación. Laboratorios Thea. pp. 5-7, Febrero 2010.
- [33] D. Papakostopoulos, P.A. Bloom, R.H. Grey y J.C. Dean, "The electro-oculogram in central retinal vein occlusion," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 76, no. 9, pp. 515-519, Septiembre 1992.
- [34] Y.H. Ohn, O. Katsumi, E. Kruger-Leite, E.W. Larson y T. Hirose, "Electrooculogram in central retinal vein obstruction," *Ophthalmol.*, vol. 203, no. 4, pp. 189-195, 1991.
- [35] H. Ikeda, A. Franchi, G. Turnen, J. Shilling y E. Graham, "Electroretinography and electro-oculography to localize abnormalities in early-stage inflammatory eye disease," *Doc Ophthalmol.*, vol. 73, vol. 4, pp. 387-394, Diciembre 1989.
- [36] P.J. Francis, A. Marinescu, F.W. Fitzke, A.C. Bird y G.E. Holder, "Acute zonal occult outer retinopathy: towards a set of diagnostic criteria," *Br. J. Ophthalmol.* vol. 89, no. 1, pp. 70-73, Enero 2005.
- [37] M. Pascual y E. Estivill, "Indicaciones y métodos de exploración del sueño," Clínica del sueño Estivill. USP Instituto Universitario Dexeus, Barcelona, España. Revista online JANO.es, no. 1.717, pp. 21-27, Noviembre 2008.
- [38] S.F. Liang et al., "Development of an EOG-based automatic sleep-monitoring eye mask," *IEEE Trans. on Inst. and Meas.*, vol. 64, no. 11, pp. 2977-2985, Noviembre 2015.
- [39] S.T.-B. Hamida y B. Ahmed, "A remote deep sleep monitoring system based on a single channel for in-home insomnia diagnosis," *7th Int. Conf. on New Tech., Mob. and Sec. (NTMS)*, pp. 1-2, Julio 2015.

- [40] R.M. Benca, W.H. Obermeyer, R.A. Thisted y J.C. Gillin, "Sleep and psychiatric disorders. A meta-analysis," *Arch. Gen. Psychiatry*, vol. 49, no. 8, pp. 651-668, Agosto 1992.
- [41] D.E. Ford y D.B. Kamerow, "Epidemiologic study of sleep disturbances and psychiatric disorders. An opportunity for prevention," *JAMA*, vol. 262, no. 11, pp. 1479-1484, Septiembre 1989.
- [42] W.W. Eaton, M. Badawi y B. Melton, "Prodromes and precursors: epidemiologic data for primary prevention of disorders with slow onset," *Am. J. Psychiatry*, vol. 152, no. 7, pp. 967-972, Julio 1995.
- [43] M.S. Keshavan, C.F. Reynolds y D.J. Kupfer, "Electroencephalographic sleep in schizophrenia: a critical review," *Compr. Psychiatry*, vol. 31, no. 1, pp. 34-47, Enero 1990.
- [44] R. Tandon et al., "Electroencephalographic sleep abnormalities in schizophrenia. Relationship to positive/negative symptoms and prior neuroleptic treatment," *Arch. Gen. Psychiatry*, vol. 49, no. 3, pp. 185-94, Marzo 1992.
- [45] K.L. Benson y V.P. Zarcone, "Schizophrenia, in Principles and practice of sleep medicine," Eds. M.H. Kryger, T. Roth y W.C. Dement. Philadelphia, Saunders, 2005, pp 1327-1337.
- [46] J.M. Monti y D. Monti, "Sleep in schizophrenia patients and the effects of antipsychotic drugs," *Sleep Med. Rev.*, vol. 8, no. 2, pp. 133-48, Abril 2004.
- [47] V.D. Wooten y D.J. Buysse, "Sleep in psychiatric disorders, in sleep disorders medicine: basic science, technical considerations and clinical aspects," Eds. S. Chokroverty, New York, Butterworth-Heinemann, 1999, pp 573-86.
- [48] A. Rechtschaffen y A. Kales, "A manual of standardized terminology. Techniques and scoring system for sleep stages of human subjects," National Institutes of Health, USA, no. 204, Eds. A. Rechtschaffen y A. Kales, 1968.
- [49] R. Hernández y M. Rodrigo, "Trastornos del sueño," Guías de práctica clínica en el sistema nacional de salud. Ministerio de sanidad, política social e igualdad, España. Recurso web disponible en: <http://docplayer.es/11168976-Trastornos-del-sueno-reyes-hernandez-guillen-1-mercedes-rodrigo-alfageme-2.html>. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [50] J.L. Álvarez-Sala, M. Calle, J.M. Fernández, R. Martínez y J.L. Rodríguez, "Apnea obstructiva del sueño," Informe Terapeuta Sistema Nacional de Salud, España, vol. 23, no. 5, pp. 121-131, 1999.
- [51] O. Pacheco, "Sistema asistido por computador de classificação do electroencefalograma do sono e detecção de micro despertares," Tesis doctoral. Universidade de Aveiro. Aveiro. Abril 1996.
- [52] U.S. National Library of Medicine. The Medline Plus Merriam-Webster Medical Dictionary. Recurso web disponible en: <http://medlineplus.gov/>. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [53] Centro para la investigación y la rehabilitación de la Ataxia Hereditaria. Holguín, Cuba. Recurso web disponible en: http://www.ataxiacubana.sld.cu/ataxia_es_index.htm. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [54] NINDS (National Institute of Neurological Disorders and Strokes). Ataxia de Friedreich. http://www.ninds.nih.gov/disorders/spanish/ataxia_de_friedreich.htm, 20 de Mayo 2006. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [55] NAF (National Ataxia Foundation). Minneapolis, EEUU. Recurso web disponible en: <http://www.ataxia.org/>. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [56] R.M. Benca, W.H. Obermeyer, R.A. Thisted y J.C. Gillin, "Sleep and psychiatric disorders. A meta-analysis," *Arch. Gen. Psychiatry*, vol. 49, no. 8, pp. 651-68, 1992.
- [57] J.D Enderle, "Eye movements," Encyclopedia of biomedical engineering, New York, Wiley, 2006.

- [58] L.R. Young, "A sampled data model for eye movements," Tesis doctoral, Massachusetts Institute of Technology (MIT), EEUU, 1962.
- [59] A. Bulent, U. Gurkan y S. Gurkan, "Design of a novel efficient human-computer interface: an electrooculogram based virtual keyboard," *IEEE Trans. on Instr. and Meas.*, vol. 59, no. 8, pp. 2099-2108, Agosto 2010.
- [60] L.Y. Deng, C.-L. Hsu, T.-C. Lin, J.-S. Tuan y Y.-H. Chen, "EOG-Based signal detection and verification for HCL," *8th Int. Conf. on Mach. Learn. and Cyb.*, pp. 3342-3348, Julio 2009.
- [61] X. Zheng, X. Li, J. Liu, W. Chen y Y. Hao, "A portable wireless eye movement-controlled human-computer interface for the disabled," *Int. Conf. on Complex Med. Eng. (ICME)*, pp. 1-5, Abril 2009.
- [62] A. Úbeda, E. Iáñez y J.M. Azorín, "An integrated electrooculography and desktop input bimodal interface to support robotic arm control," *IEEE Trans. on Human-Mach. Syst.*, vol. 43, no. 3, pp. 338-342, Mayo 2013.
- [63] M. Duvinage, T. Castermans y T. Dutoit, "Control of a lower limb active prosthesis with eye movement sequences," *IEEE Symp. on Comp. Intell., Cog. Alg., Mind, and Brain (CCMB)*, pp. 1-7, Abril 2011.
- [64] A. Al-Haddad, R. Sudirman y C. Omar, "Guiding wheelchair motion based on EOG signals using tangent bug algorithm," *3rd Int. Conf. on Comp. Intell., Model. and Simul. (CIMSIM)*, pp. 40-45, Septiembre 2011.
- [65] A. Banerjee, et al., "Electrooculogram based online control signal generation for wheelchair," *Int. Sym. on Elec. Syst. Design.*, pp. 251-255, Diciembre 2012.
- [66] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo y E. López, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography," *IEEE Trans. on Neural Syst. and Rehab. Eng.*, pp. 209-218, Diciembre 2002.
- [67] BLiNK. Introducing BLiNK system. Recurso web disponible en: <http://www.blinktracker.com/index.htm>. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [68] Plataforma de afectados por ELA-Compendio de información. Recurso web disponible en: <https://sites.google.com/site/plataformadeafectadosela/dispositivos/blink>. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [69] SensoMotoring Instruments (SMI), Recurso web disponible en: <http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/home.html>. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [70] Tobii dynavox. Recurso web disponible en: <http://www.tobiidynavox.com/pceye-mini/>. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [71] J. Gips, P. DiMattia, F. X. Curran y P. Olivieri, "EagleEyes Project," Computer Science Department, Boston College. Recurso web disponible en: www.bc.edu/schools/csom/eagleeyes. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [72] The Opportunity Foundation of America. EagleEyes Technology. Recurso web disponible en: <http://www.opportunityfoundationofamerica.org/eagleeyes/main>. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [73] BioMuse. BioControl Systems. Recurso web disponible en: www.biocontrol.com. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [74] The Cyberlink. Brain Actuated Technologies. Recurso web disponible en: www.brainfingers.com/cyberlink.htm. Consultado el 25 de julio de 2016.
- [75] Biopac Systems Inc., Recurso web disponible en: <http://www.biopac.com/product/bionomadix-2ch-eog-amplifier/>. Consultado el 15 de agosto de 2016.
- [76] Cambridge Research Systems. BlueGain EOG Biosignal Amplifier. Recurso web disponible en: <http://www.crsLtd.com/tools-for-vision-science/eye-tracking/bluegain-eog-biosignal-amplifier/>. Consultado el 15 de agosto de 2016.

- [77] J.G. Webster, "Medical Instrumentation: applications and design," John Wiley and sons. 4^a ed., cap. 5, 2007.
- [78] J.D. Enderle, "Observations on pilot neurosensory control performance during saccadic eye movements". *Aviat. Space Environ. Med.*, vol 59, no. 4, pp. 309–313, Abril 1988.
- [79] A. Cohen, "Biomedical signal processing," CRC Press, vol 1, 1986.
- [80] M. Fernández y R. Pallas-Areny, "A comprehensive model for power line interference in biopotential measurements," *IEEE Trans on Inst. and Meas.*, vol. 49, no. 3, pp. 573–578, Junio 2000.
- [81] H.W. Ott, "Electromagnetic compatibility engineering," John Wiley & Sons, Inc. 2009.
- [82] R. Pallas, "Sensores y acondicionadores de señal," Ed. Marcambo, 4^a ed., cap. 4, 2003.
- [83] R. Barea, "Instrumentación biomédica. Tema 3: Sistemas de acondicionamiento y adquisición de señales bioeléctricas," Servicio de Publicaciones de la Universidad de Alcalá, 2002.
- [84] J.M. Ferrero, "Bioelectrónica. Señales bioeléctricas," Servicio de Publicaciones de la Universidad Politécnica de Valencia. 1994.
- [85] A. López, "Sistema asistencial basado en computador empleando señales electrooculográficas orientado a personas discapacitadas," Tesis fin de máster. Universidad de Oviedo. Julio 2012.
- [86] AENOR. UNE-EN 60601-1-3:2008/A11:2017. Equipos electromédicos. Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial. Recurso web disponible en: <http://www.aenor.es/aenor/normas/normas/fichanorma.asp?tipo=N&codigo=N0057848#.Wb5z2bJbIU>. Consultado el 19 de marzo de 2016.
- [87] Hoja de características del INA327. Texas Instruments. Recurso web disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina326.pdf>. Consultado el 8 de septiembre de 2016.
- [88] N.V. Thakor, "Biopotentials and electrophysiology measurement," Ed. J.G. Webster, The Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook, CRC Press, vol. 74, 1999.
- [89] J. Mompín (coord.), "Transductores y medidores electrónicos," Marcombo Boixareu Editores, 2^a ed., 1982.
- [90] A. Úbeda, E. Iáñez y J.M. Azorín, "Wireless and portable EOG-based interface for assisting disabled people," *IEEE/ASME Trans. on Mecha.*, vol. 16, no. 5, pp. 870–873, Octubre 2011.
- [91] J. Arnin et al., "Wireless-based portable EEG-EOG monitoring for real time drowsiness detection," *35th Ann. Int. Conf. of the IEEE EMBS*, pp. 4977–4980, Julio 2013.
- [92] S.S. Surya, S.S. Embrandiri, N. Chandrachoodan y R. Reddy, "EOG based virtual keyboard," *41st Ann. Northeast Biomed. Eng. Conf., (NEBEC)*, pp. 1–2, Abril 2015.
- [93] J.S. Lee, Y.G. Lim, S.J. Kwon y K.S. Park, "Non-contact blink detection glasses utilizing transparent conductive film for binary communication," *Electronic Letters*, vol. 51, no. 5 pp. 382–384, Marzo 2015.
- [94] E.F. Treo, M.L. Zamora y G.A. Ruiz "Efecto del gel y limpieza en la impedancia electrodo-piel en registros de superficie", *Congreso Argentino de Bio-Ingeniería*, Octubre 2009.
- [95] A. López, F.J. Ferrero, M. Valledor, J.C. Campo y O. Postolache, "A study on electrode placement in EOG systems for medical applications," *IEEE Int. Symp. on Med. Meas. and Apps.* 2016, pp. 29–33, Mayo 2016.
- [96] P. Swami, R. Singh, T. Gandhi y S. Anand, "A novel embedded approach for the development of wireless electro-oculogram based human-computer interface," *2nd IEEE Int. Conf. on Parall., Distr. and Grid Comp.*, pp. 252–255, 2012.
- [97] K. Yamagishi, J. Hori y M. Miyakawa, "Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements," *28th Annual Int. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Bio. Soc.*, pp. 2574–2577, Agosto 2006.

- [98] C.-H. Kuo, Y.-Ch. Chan, H.-Ch. Choo y J.-W. Siao, "Eyeglasses based electrooculography human-wheelchair interface," *IEEE Int. Conf. on Sysys, Man, and Cybs*, pp. 4746–4751, Octubre 2009.
- [99] M. Duvinage et al., "A quantitative comparison of the most sophisticated EOG-based eye movement recognition Techniques," *IEEE Symp. on Comp. Intell., Cogn. Alg., Mind and Brain*, pp. 44–52, Abril 2013.
- [100] M. Yan, H. Tamura y K. Tanno, "A Study on gaze estimation system using cross-channels electrooculogram signals," *Int. Multiconf. of Eng. and Comp. Sci.*, vol. 1, pp. 112–116, Marzo 2014.
- [101] C. Dagum y E.M. Bee de Dagum, "Introducción a la Econometría," México: Siglo XXI Eds, 7ª ed., pp. 79–83, 1980.
- [102] M. Hernández, "Análisis comparativo de algoritmos para reducción de ruido en señales utilizando *wavelets*," Tesis de maestría, Universidad de las Américas, Puebla, México, caps. 2–3, Diciembre 2003.
- [103] M. Lester, "Introducción a la Transformada wavelet. Descomposición de señales," Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica, Material docente disponible en: <http://www.exa.unicen.edu.ar/escuelapav/cursos/wavelets/apunte.pdf>. Consultado el 9 de noviembre de 2016.
- [104] Y. Sheng, "The Transforms and Applications Handbook," CRC Press, 1996.
- [105] M. Vetterli y J. Kovacevic. "Wavelets and Subband Coding". Prentice Hall Signal Processing Series, 1995.
- [106] M.J. Lado y A.J. Méndez, "Algoritmos y aplicaciones en el análisis de gráficos de interfaz," Material docente asociado al programa de doctorado «Ingeniería de *software* basada en componentes reutilizables. Aplicaciones en interfaces hombre-máquina». Departamento de Informática, Universidad de Vigo, Curso 2003/2004.
- [107] W.M. Bukhari, W. Daud, R. Sudirman y C. Omar, "Identification of electrooculography signals frequency energy distribution using wavelet algorithm," *J. of Comp. Sci.*, vol. 7, no. 11, pp. 1619–1625, 2011.
- [108] S. Blasco, "Técnicas de umbralización orientadas a la implementación de sistemas portátiles de monitorización de electrocardiogramas," Proyecto final de carrera, Universidad de Sevilla, Julio 2007.
- [109] I. Daubechies, "Ten Lectures on Wavelets," The Society for Industrial and Applied Mathematics, 1992.
- [110] A. Graps, "An introduction to wavelets," *IEEE Comp. Sci. & Eng.*, pp. 50–61, 1995.
- [111] R.A. González, "Análisis comparativo de algoritmos para reducción de ruido en señales utilizando *wavelets*," Tesis de maestría, Universidad de las Américas, Puebla, México, caps. 2–3, Diciembre 2003.
- [112] R.A. Gonzalez, "Algoritmo basado en wavelets aplicado a la detección de incendios forestales," Tesis de maestría. Univeridad de las Américas, Puebla, México, cap. 3, 2010.
- [113] E.P. Serrano, "Introducción a la Transformada wavelet y sus aplicaciones al procesamiento de señales de emisión acústica," Actas E-GLEA 2, 2º Encuentro del Grupo Latinoamericano de Emisión Acústica, 1º Iberoamericano, Buenos Aires, Argentina, pp. 171–185, Diciembre 2004.
- [114] M.J. Shensa, "The discrete wavelet transform: wedding the «à trous» and Mallat algorithms," *IEEE Trans. Signal Proc.*, vol. 40, no. 10, pp. 2464–2482, Octubre 1992.
- [115] P.D. Shukala, "Complex wavelet Transforms and their applications," Tesis fin de máster, University of Strathclyde, Escocia, Reino unido, pp 141–142, 2003.
- [116] A.N. Rajesh, S. Chandralingam, T. Anjaneyulu y K. Satyanarayana, "Denoising EOG signal using Stationary Wavelet Transform," *Meas. Sci. Rev.*, vol. 12, no. 2, pp. 46–51, 2012.

- [117] V.F. Candela, "Apuntes para la clase: Aplicaciones de la Transformada wavelet. Cómo utilizar los *wavelets* sin tan siquiera intentarlo," Universidad de Valencia, Febrero 2008.
- [118] A. Pizurica, "Image denoising using wavelets and spatial context modeling," Tesis Doctoral, Universidad de Ghent, Bélgica, 2002.
- [119] D. Donoho y I. Johnstone, "Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage," *Biometrika*, vol. 81, pp. 425-455, 1994.
- [120] M.C.E., Rosas, "Método para la reducción de ruido en imágenes utilizando la Transformada Wavelet Compleja con un algoritmo de umbral óptimo," Tesis de maestría, Universidad de las Américas, Puebla. México, 2005.
- [121] D. Donoho, "De-noising by soft-thresholding," *IEEE Trans. on Inf. Theory*, vol. 41, no. 3, pp. 613-627, 1995.
- [122] D. Hanlei, "Detection of electrocardiography based on wavelet transform and extended Kalman filter," *4th. Int. Conf. on Intell. Hum.-Mach. Sys. and Cybs. (IHMSC)*, pp. 138-140, 2012.
- [123] M.S. Hussain, M.B.I. Reaz, F. Mohd-Yasin y M.I. Ibrahimy, "Electromyography signal analysis using Wavelet Transform and higher order statistics to determine muscle contraction," *Exp. Sys.*, vol. 26, no. 1, pp. 35-48, 2009.
- [124] R. Krupinski y P. Mazurek, "Real-time low-latency estimation of the blinking and EOG signals," *Real-Time Sys., Arch., Sche. and App.*, ed. INTECH, cap. 15, 2012.
- [125] M.S. Reddy, B. Narasimha, E. Suresh y K.S. Rao, "Analysis of EOG signals using Wavelet Transform for detecting eye blinks," *Int. Conf. on Wir. Comms. and Sig. Process.*, pp.1-4, 2010.
- [126] A. Bhandari, V. Khare, M. Trikha y S. Anand, "Wavelet based novel technique for signal conditioning of electro-oculogram signals," *Ann. IEEE India Conf.*, pp. 1-6, Septiembre 2006.
- [127] A.-H. T. Nguyen, "EOG artifact removal using a wavelet neural network," *Neurcomputing*, vol. 97, pp. 374-389, Mayo 2012.
- [128] J.J. Galiana-Merino, D. Ruiz-Fernández y A. Jaronés-González "Electrooculogram filtering using Wavelet and Wavelet Packet Transforms," *35th Ann. Int. Conf. of the IEEE EMBS*, pp. 1033-1036, Julio 2013.
- [129] M. Sanjeeva, B. Narasimha, E.Suresh y K. Subba, "Analysis of EOG signals using Wavelet Transform for detecting eye blinks," *Int. Conf. on Wireless Comm. and Signal Proc.*, pp. 1-4, Octubre 2010.
- [130] T. Kohonen, "Learning vector quantization", M.A. Arbib, *The Handbook of brain theory and neural networks*, Cambridge, MIT Press, pp. 537-540, 1995.
- [131] M. Gallardo, "Aplicación de técnicas de clustering para la mejora del aprendizaje," Proyecto fin de carrera, Universidad Carlos III de Madrid, 2009.
- [132] O. Chapelle, B. Schölkopf y A. Zien, "Semi-Supervised Learning," MIT Press, Cambridge, 2006.
- [133] R.J. Williams, "A class of gradient-estimating algorithms for reinforcement learning in neural networks," *1st An. Int. Conf. on Neu. Nets.*, vol. 2, pp. 601-608, 1987.
- [134] R. Sutton y A. Barto, "Reinforcement Learning: An Introduction," MIT Press, 1998.
- [135] V.N. Vapnik, "The nature of statistical learning theory", Springer, 2ª ed., cap. 1, 2013.
- [136] Y. Freund y R.E. Schapire, "A Decision-theoretic Generalization of On-line Learning and an Application to Boosting," *J. of Comp. and Sys. Sci.*, vol. 55, no. 1, pp. 119-139, Agosto 1997.
- [137] S. Muñoz-Romero, V. Gómez-Verdejo y J. Arenas-García, "Real adaboost ensembles with emphasized subsampling," *10th Int. Work-Conf. on Artif. Neur. Net.*, pp. 440-447, Junio 2009.

- [138] E. Emer, "Boosting (adaboost algorithm)," Recurso web disponible en: <http://math.mit.edu/~rothvoss/18.304.3PM/Presentations/1-Eric-Boosting304FinalRpdf.pdf>. Consultado el 9 de noviembre de 2016.
- [139] A. López, D. Fernández, F.J. Ferrero, M. Valledor y O. Postolache, "EOG signal processing module for medical assistive systems," *IEEE Int. Symp. on Med. Meas. and Appls.*, pp. 34–38, Mayo 2016.
- [140] Documentación Qt. Recurso web disponible en: <https://www.qt.io/>, <http://doc.qt.io/qt-5/>. Consultado el 8 de diciembre de 2016.
- [141] Biblioteca Microsoft Speech API (SAPI) 5.4. Recurso web disponible en: [https://msdn.microsoft.com/en-us/library/ee125663\(v=vs.85\).aspx2](https://msdn.microsoft.com/en-us/library/ee125663(v=vs.85).aspx2). Consultado el 8 de diciembre de 2016.
- [142] D. Yanguela, "Desarrollo de un teclado virtual controlado mediante señales electrooculográficas," Proyecto fin de carrera, Universidad de Oviedo, pp. 35–55, Julio 2016.
- [143] W. Tangsuksant, C. Aekmunkhongpaisal, P. Cambua, T. Charoenpong y T. Chanwimalueang, "Directional eye movement detection system for virtual keyboard controller," *Int. Conf. of Biomed. Eng.*, pp. 1–5, Diciembre 2012.
- [144] C. Gaudet-Blavignac y A. Geissbuhler, "Serious games in health care: a survey," *IMIA Yearbook of Medical Informatics*, pp. 30–33, 2012.
- [145] J.M. Burns, M. Webb, L.A. Durkin y I.B. Hickie, "Reach Out Central: a serious game designed to engage young men to improve mental health and wellbeing," *Med. J. Aust.*, vol. 192, pp. 27–30, 2010.
- [146] D.A. Lieberman, "Management of chronic pediatric diseases with interactive health games: theory and research findings," *J. Ambul. Care Manage.*, vol. 24, pp. 26–38, 2001.
- [147] L. Reichlin et al., "Assessing the acceptability and usability of an interactive serious game in aiding treatment decisions for patients with localized prostate cancer," *J. Med. Internet Res.*, vol. 13, 2011.
- [148] V. Brezinka, "Treasure Hunt - a serious game to support psychotherapeutic treatment of children," *Stud. Health Technol. Inform.*, vol. 136, pp. 71–6, 2008.
- [149] D. Thompson, T. Baranowski y R. Buday, "Conceptual model for the design of a serious video game promoting self-management among youth with type 1 diabetes," *J. Diabetes Sci. Technol.*, vol. 4, pp. 744–9, 2010.
- [150] B. Nouredin, P. Lawrence y G. Birch, "Time-frequency analysis of eye blinks and saccades in EOG for EEG artifact removal," *3rd Int. IEEE EMBS Conf. on Neural Eng.*, pp. 564–567, Mayo 2007.
- [151] C. Sík, V. Szűcs, E. László, T. Dömök, "Developing serious games for victims of stroke," *9th Int. Conf. on Disab., Virt. Real. & Ass. Techs.*, pp. 503–506, Septiembre 2012.
- [152] E. Dorrnzoro, I. Gómez, V. Medina y J.A. Gómez, "Design and implementation of a prototype with a standardized interface for transducers in ambient assisted living," *Sensors*, vol. 15, pp. 2999–3022, 2015.
- [153] M. Eckert, I. Gómez-Martinho, J. Meneses y J.-F. Martínez, "New approaches to exciting exergame-experiences for people with motor function impairments," *Sensors*, vol. 17, 354, 2017.
- [154] J. Blanchette y M. Summerfield, "Basic Qt," C++ GUI programming with Qt 4, 2ª ed., Prentice Hall, New Jersey, USA, pp. 10–26, 2008.
- [155] A. López, F.J. Ferrero, D. Yangüela, C. Álvarez y O. Postolache, "Development of a computer writing system based on EOG," *Sensors J.*, Junio 2017.
- [156] A. López, I. Rodríguez, F.J. Ferrero, M. Valledor y J.C. Campo, "Low-Cost system based on electro-oculography for communication of disabled people," *11th Int. Multiconf. on Sys. Signal and Devices*, pp. 1–5, Febrero 2014.

- [157] S. Soltani y V. Mahnam, "Design of a novel wearable human computer interface based on electrooculography," *21st IEEE Iran. Conf. on Elec. Eng.*, pp. 1-5, Mayo 2013.
- [158] S. Park, D.W. Kim y H.Ch. Kim, "Development of a human-computer interface device using electrooculogram for the amyotrophic lateral sclerosis patient," *3rd Europ. Med. and Bio. Eng. Conf.*, Noviembre 2005.
- [159] A.R. Kherlopian, "Electrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification model," *28th IEEE EMBS An. Int. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biolog. Soc.*, pp. 1295-1298, Agosto-Septiembre 2006.
- [160] R. Barea, L. Boquete, S. Ortega, E. López y J.M. Rodríguez-Ascariz, "EOG-based eye movements' codification for human computer interaction," *Expert Syst. with Appls.*, vol. 39, pp. 2677-2683, 2012.
- [161] J. Kwon y Y. Lee, "Serious games for the job training of persons with developmental disabilities," *Comp. & Ed.*, vol. 95, pp. 328-339, 2016.
- [162] M. Fernández, "Control de un ratón mediante señales electrooculográficas," Trabajo fin de grado, Universidad de Oviedo, Julio 2017.
- [163] Directiva 2011/65/UE del Parlamento Europeo y del Consejo sobre restricciones a la utilización de determinadas sustancias peligrosas en aparatos eléctricos y electrónicos. Recurso web disponible en: <https://www.boe.es/buscar/doc.php?id=DOUE-L-2011-81307>. Consultado el 19 de marzo de 2016.
- [164] Directiva 2012/19/UE del Parlamento Europeo y del Consejo sobre residuos de aparatos eléctricos y electrónicos (RAEE). Recurso web disponible en: https://www.boe.es/diario_boe/txt.php?id=DOUE-L-2012-81320. Consultado el 19 de marzo de 2014.
- [165] Directiva 2014/30/UE del Parlamento Europeo y del Consejo sobre la armonización de las legislaciones de los Estados miembros en materia de compatibilidad electromagnética. Recurso web disponible en: <https://www.boe.es/doue/2014/096/L00079-00106.pdf>. Consultado el 19 de marzo de 2016.
- [166] Reglamento 2017/745/UE del Parlamento Europeo y del Consejo sobre los productos sanitarios. Recurso web disponible en: <https://www.boe.es/doue/2017/117/L00001-00175.pdf>. Consultado el 19 de marzo de 2016.
- [167] D. Prutchi y M. Norris, "Design and development of medical electronic instrumentation," John Willey & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, pp. 100-102, 2005.



PUBLICACIONES

Revistas internacionales

- A. López, F.J. Ferrero, D. Yangüela, C. Álvarez y O. Postolache. Development of a computer writing system based on EOG. *Sensors Journal*, Junio de 2017. Factor de impacto (JCR): 2,68 (Q1).

Actas de congresos

- A. López, F.J. Ferrero, M. Valledor, J.C. Campo y O. Postolache. A study on electrode placement in EOG systems for medical applications. *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pp. 29–33, Benevento, Italia, 15–18 de mayo de 2016.
- A. López, D. Fernández, F.J. Ferrero, M. Valledor y O. Postolache. EOG signal processing module for medical assistive systems. *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pp. 34–38, Benevento, Italia, 15–18 de mayo de 2016.
- A. López, P.J. Arévalo, F.J. Ferrero, M. Valledor y J.C. Campo. EOG based system for mouse control. *IEEE Sensors*, pp. 1264–1267, Valencia, España, 3–5 de noviembre de 2014.
- A. López, F.J. Ferrero, J.C. Campo y M. Valledor. Procesamiento de la señal electrooculográfica mediante la Transformada wavelet. *Seminario Anual de Automática, Electrónica Industrial e Instrumentación (SAAEI)*, pp. 1–6, Tánger, Marruecos, 25–27 de junio de 2014.
- A. López, I. Rodríguez, F.J. Ferrero, M. Valledor, J.C. Campo. Low-Cost system based on electro-oculography for communication of disabled people. *IEEE International Multiconference on Systems Signal and Devices (SSD)*, pp. 1–6, Barcelona, España, 11–14 de febrero de 2014.
- A. López, F.J. Ferrero, J.C. Campo y M. Valledor. Sistema de seguimiento de la mirada mediante señales electrooculográficas para control de interfaces utilizando LabVIEW™. *Seminario Anual de Automática, Electrónica Industrial e Instrumentación (SAAEI)*, pp. 572–577, Guimarães, Portugal, 11–13 de julio de 2012.

Ponencias

- La Electrooculografía: retos tecnológicos y oportunidades para personas con discapacidades severas. *X Jornadas Fundación Vodafone en Accesibilidad y Nuevas Tecnologías*. Universidad de Alcalá de Henares. 12 de marzo de 2014.

Estancias en otros centros de investigación

- Instituto de Telecomunicações (IT Lab), Instituto Universitario de Lisboa, Lisboa, Portugal. Junio-julio de 2015 y junio-julio de 2016.

