



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Implementación de un Sistema de Captación
Multiparamétrica para Asistencia en la Evaluación de la
Respuesta a Terapias de Estimulación

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Garrido Bellvís, Pepe

Tutor/a: Rieta Ibañez, José Joaquín

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCOLA TÈCNICA
SUPERIOR ENGINYERIA
INDUSTRIAL VALÈNCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CAPTACIÓN MULTIPARAMÉTRICA PARA ASISTENCIA EN LA EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA A TERAPIAS DE ESTIMULACIÓN

AUTOR: PEPE GARRIDO BELLVÍS
TUTOR: JOSÉ JOAQUÍN RIETA IBÁÑEZ

Curso Académico: 2022-23

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mis familiares cercanos por el apoyo que he recibido en todo momento y por enseñarme que con constancia y esfuerzo se alcanzan las metas.

A mis amigos y compañeros durante estos cuatro años de carrera que han hecho de ella una experiencia inolvidable y que sin duda repetiría.

Por último, a mí tutor, por la confianza depositada desde primer momento y las horas de trabajo y atención.

RESUMEN

En este trabajo se pretende dar respuesta a la necesidad clínica de la evaluación objetiva de la respuesta a terapias de estimulación en el tratamiento de pacientes con Estados Alterados de Conciencia (EAC). Entre un 30-40% de pacientes con daño cerebral grave presentan EAC, como el Coma, el Síndrome de Vigilia sin Respuesta o estado vegetativo, y el Estado de Mínima Conciencia.

Dada la inexistencia de dispositivos multiparamétricos específicos capaces de analizar objetivamente la respuesta a estímulos de pacientes con EAC, este TFG tiene por objetivo implementar un sistema de captación multiparamétrica basado en microcontrolador que permita visualizar y almacenar varios tipos de bioseñales y sus parámetros fisiológicos procedentes de pacientes con EAC. Dichas bioseñales son susceptibles de verse modificadas por el efecto de estímulos externos debido a la activación del sistema nervioso simpático, el cual está relacionado con las emociones y el comportamiento humano en general. Se implementará captación de electroencefalograma, electrocardiograma, electromiograma, fotopleletismograma y resistencia galvánica. Además, también se planteará y realizará el diseño del software de análisis, que deberá procesar las señales adquiridas y ofrecer un resultado en la pantalla de un ordenador personal sobre la reactividad de pacientes con EAC.

Palabras Clave: Registro multiparamétrico, nivel de consciencia, captación de bioseñales, terapias de estimulación, electroencefalograma, electrocardiograma, electromiograma, fotopleletismograma, resistencia galvánica.

RESUM

En aquest treball es pretén donar resposta a la necessitat clínica de l'avaluació objectiva de la resposta a teràpies d'estimulació en el tractament de pacients amb Estats Alterats de Consciència (EAC). Entre un 30-40% de pacients amb dany cerebral greu presenten EAC, com el Coma, el Síndrome de Vigília sense Resposta o estat vegetatiu, i l'Estat de Mínima Consciència.

Donada la inexistència de dispositius multiparamètrics específics capaços d'analitzar objectivament la resposta a estímuls de pacients amb EAC, aquest TFG té com a objectiu implementar un sistema de captació multiparamètrica basat en microcontrolador que permeti visualitzar i emmagatzemar diversos tipus de biosenyals i els seus paràmetres fisiològics provinents de pacients amb EAC. Aquestes biosenyals són susceptibles de ser modificades per l'efecte d'estímuls externs degut a l'activació del sistema nerviós simpàtic, el qual està relacionat amb les emocions i el comportament humà en general. Es realitzarà la captació de l'electroencefalograma, electrocardiograma, electromiograma, fotopletismograma i resistència galvànica. A més, també es plantejarà i es realitzarà el disseny del software d'anàlisi, que haurà de processar les senyals adquirides i oferir un resultat en la pantalla d'un ordinador personal sobre la reactivitat de pacients amb EAC.

Paraules clau: Registre multiparamètric, nivell de consciència, captació de biosenyals, teràpies d'estimulació, electroencefalograma, electrocardiograma, electromiograma, fotopletismograma, resistència galvànica

ABSTRACT

In this project, the objective is to address the clinical need for objective evaluation of response to stimulation therapies in the treatment of patients with Altered States of Consciousness (ASC). Approximately 30-40% of patients with severe brain damage present ASC, such as Coma, Unresponsive Wakefulness Syndrome (UWS) or vegetative state, and Minimally Conscious State (MCS).

Given the lack of specific multiparametric devices capable of objectively analyzing the response to stimuli in patients with ASC, this project aims to implement a multiparametric acquisition system based on a microcontroller. The system will allow visualization and storage of various types of biosignals and their physiological parameters from patients with ASC. These biosignals can be modified by the effect of external stimuli due to the activation of the sympathetic nervous system, which is related to emotions and human behavior in general. The acquisition of electroencephalogram, electrocardiogram, electromyogram, photoplethysmogram, and galvanic resistance will be implemented. Additionally, the design and implementation of analysis software will be proposed, which will process the acquired signals and provide a result on the screen of a personal computer regarding the reactivity of patients with ASC.

Keywords: Multiparametric register, level of consciousness, biosignal acquisition, stimulation therapies, electroencephalogram, electrocardiogram, electromyogram, photoplethysmogram, galvanic resistance.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

I.	MEMORIA.....	1
1.	INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN.....	2
2.	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	3
2.1	EL ELECTROCARDIOGRAMA.....	3
2.2	EL ELECTROENCEFALOGRAMA.....	5
2.3	EL ELECTROMIOGRAMA.....	6
2.4	LA RESISTENCIA GALVÁNICA DE LA PIEL.....	8
2.5	LA FOTOPLETISMOGRAFÍA.....	9
3.	ESTADO DEL ARTE.....	11
3.1	NEUROBIT OPTIMA.....	11
3.2	BIS VISTA.....	13
3.3	GE HEALTHCARE CARESCAPE MONITOR B850.....	14
4.	DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE CAPTURA.....	16
4.1	DESARROLLO DEL HARDWARE DEL DISPOSITIVO.....	16
4.1.1	Arduino Uno.....	16
4.1.2	AD8232 ECG.....	17
4.1.3	EEG Click.....	19
4.1.4	CJMCU-6701 GSR.....	20
4.1.5	MH-ET Live Max30102.....	21
4.1.6	AD8832 EMG.....	22
4.1.7	Electrodos	23
4.1.8	Montaje.....	24
4.2	DESARROLLO DEL SOFTWARE DEL DISPOSITIVO.....	27
4.2.1	Diseño de la interfaz de usuario.....	29
5.	PRUEBAS Y VALIDACIÓN.....	30
5.1	RESULTADOS.....	30
5.2	LIMITACIONES.....	33
6.	LÍNEAS FUTURAS.....	35
7.	CONCLUSIONES.....	37
8.	BIBLIOGRAFÍA.....	39
II.	MANUAL DE USUARIO.....	44
1.	CAPTURAR DATOS.....	45
2.	PARAR.....	47
3.	GUARDAR.....	47
4.	NUEVO REGISTRO.....	48
5.	REVISAR REGISTRO ANTIGUO.....	48
III.	PRESUPUESTO.....	49

1.	CUADRO DE PRECIOS DE MANO DE OBRA.....	50
2.	CUADRO DE PRECIOS DE MAQUINARIA.....	51
3.	CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS.....	52
4.	PRESUPUESTO TOTAL.....	56
<i>IV.</i>	<i>ANEJOS</i>	<i>57</i>
1.	ANEJO 1. CÓDIGO DE ARDUINO.....	58
2.	ANEJO 2. CÓDIGO DE APPDESIGNER.....	60

I. MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

En el campo de la medicina, el control y evaluación de pacientes con estados alterados de consciencia (EAC) representa un desafío significativo para los profesionales [1]. Dentro de los EAC encontramos condiciones como el coma, el Síndrome de Vigilia sin Respuesta o estado vegetativo, y el Estado de Mínima Conciencia. Todos ellos son trastornos en los que la función cerebral normal se encuentra alterada, dificultando así tareas como la comunicación o la comprensión. Aproximadamente entre un 30-40% de personas con daño cerebral grave, manifiestan alteraciones en el nivel de consciencia [2], por lo que los dispositivos biomédicos multiparamétricos son un gran aliado del personal clínico en el monitoreo y seguimiento de dichos pacientes pues permiten una medición continua y simultánea de múltiples parámetros fisiológicos de interés como podrían ser la actividad cerebral, la actividad eléctrica del corazón, la resistencia galvánica de la piel, la actividad muscular o la saturación de oxígeno en sangre.

La necesidad de dispositivos de este tipo viene justificada por la complejidad y heterogeneidad en cuanto a diagnóstico, pronóstico y tratamiento que manifiestan los pacientes con EAC [1]. Es importante disponer de una valoración objetiva, cuantitativa y a tiempo real, para comprender el estado fisiológico de los mismos y cómo les afectan las terapias que se les aplican. Estos dispositivos proporcionan una visión general de la función corporal facilitando así la detección temprana de cambios significativos en los parámetros fisiológicos y la evolución de la respuesta al tratamiento.

Además, los dispositivos de adquisición multiparamétrica presentan la ventaja de ser no invasivos. Esto permite un seguimiento prolongado en el tiempo a la par que preciso que facilita la toma de decisiones y el tratamiento personalizado según las necesidades del individuo.

En el presente proyecto, se pretende implementar un sistema de captación multiparamétrica para la evaluación de la respuesta a terapias de estimulación varias que sea de bajo coste y código abierto. Las señales biomédicas que va a registrar el dispositivo son las de electroencefalografía (EEG), electrocardiografía (ECG), electromiografía (EMG), resistencia galvánica de la piel (GSR) y saturación de oxígeno en sangre, susceptibles de modificación frente a estímulos a causa de la activación del sistema nervioso simpático que se relaciona con las emociones y el comportamiento humano en general. Es de especial interés que el dispositivo sea de bajo coste pues los dispositivos actuales de las casas comerciales presentan precios muy elevados.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

En el siguiente apartado se van a definir aspectos teóricos fundamentales de cada una de las señales biomédicas que va a ser capaz de registrar de forma simultánea el dispositivo, así como valores de interés para las mismas.

2.1 EL ELECTROCARDIOGRAMA

El electrocardiograma (ECG) es una señal biomédica que representa la actividad eléctrica del corazón, medida en la superficie del cuerpo. Es la herramienta por excelencia empleada en prevención, control y diagnóstico de enfermedades cardiacas [3]. Esta señal proporciona información crucial sobre el ritmo cardiaco, la conducción del impulso eléctrico responsable del latido así como de múltiples anomalías cardiacas, por ello es una señal de interés para implementar en un dispositivo multiparamétrico que de información valiosa sobre un paciente con dificultades o incluso incapacidad para la comunicación. Con el objetivo de saber cómo afecta a un paciente una terapia en concreto es importante que su interpretación sea la correcta [4].

El registro de la actividad eléctrica del corazón se obtiene colocando electrodos de superficie en la piel del paciente. Estos electrodos se deben colocar de forma estratégica en ubicaciones como brazos, piernas y pecho para obtener así una señal global de la actividad eléctrica cardiaca. Una posible colocación de los electrodos es la que se ve en la *Figura 1*.

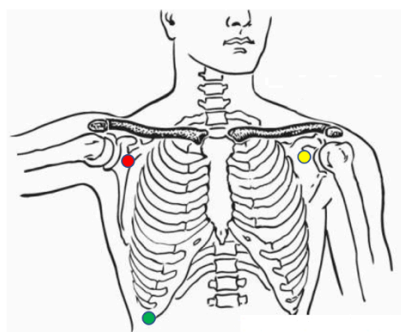


Figura 1: Posible colocación de electrodos para registro de ECG [4].

Las bases fisiológicas de la generación de la señal cardiaca involucran un tipo de células especializadas responsables de generar y propagar impulsos eléctricos, que son las responsables de la contracción rítmica del músculo cardiaco. La generación y la propagación del impulso por toda la anatomía cardiaca es lo que dará como resultado la señal con su morfología característica [5].

En cuanto a la amplitud de la señal, esta representa la cantidad de corriente eléctrica generada durante su ciclo de contracción-relajación. Este valor se mide en milivoltios (mV) y será distinto en cada paciente en función de factores individuales. La amplitud de la señal será un factor a tener en cuenta pues está relacionada con información valiosa sobre la salud y estado del corazón. El ECG es por lo general una señal de baja amplitud cuyos valores van desde los 0'5 mV hasta los 2'5 mV [4].

La frecuencia del electrocardiograma se caracteriza por ser baja, lo que hace que la señal sea fácilmente contaminable por ruido como el producido por la respiración o incluso por la red eléctrica. También es un valor de gran interés ya que va a proporcionar información sobre el ritmo cardiaco. Los valores normales de registro de esta señal están entre los 0'5-150 Hz [6]. Este rango de frecuencias permite la visualización adecuada de los componentes más importantes de la señal del corazón, como el complejo QRS, la onda P y el segmento ST. Filtrando la señal en este intervalo de frecuencias se eliminan interferencias y se mejora la calidad de la señal registrada, favoreciendo así la interpretación y el diagnóstico [4].

La morfología típica de una señal de ECG que cabría esperar en un paciente sano es la que se muestra en la *Figura 2*.

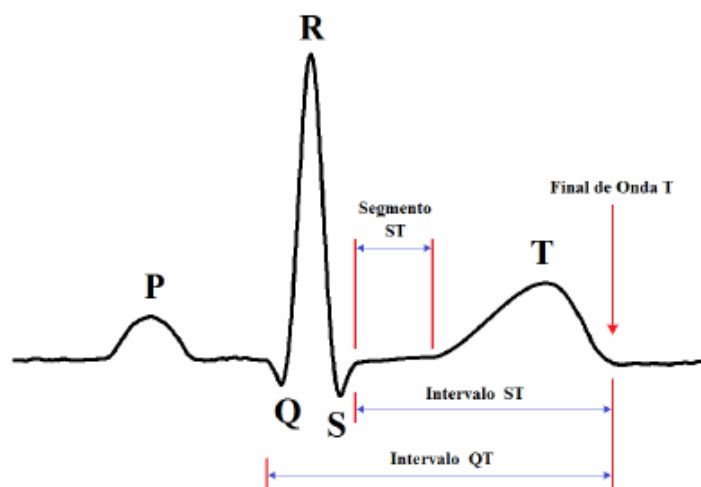


Figura 2: Señal de ECG con los diferentes intervalos que la componen [7].

2.2 EL ELECTROENCEFALOGRAMA

El electroencefalograma (EEG) es el registro no invasivo de la actividad eléctrica del cerebro. Permite estudiar la actividad neuronal general y por ello es una herramienta ampliamente utilizada en la práctica clínica y en la investigación en neurociencia [8, 9]. Realmente la actividad eléctrica que se registra en un EEG es únicamente la de las capas más superficiales del córtex ya que el campo eléctrico generado por las neuronas es de pequeño valor y se atenúa muy fácilmente con la distancia. La actividad eléctrica que caracteriza la señal es el resultado de la suma de potenciales de acción simultáneos de miles de neuronas [9].

Frente a la presencia de estímulos, se liberan una serie de neurotransmisores que alteran la permeabilidad de los canales iónicos de las neuronas consiguiendo así un flujo de iones a través de estos canales y haciendo, por tanto, que varíe el potencial transmembrana, dando lugar a potenciales de acción que se transmitirán entre las neuronas y se suman permitiendo obtener así una señal medible. De forma individual, la actividad eléctrica de una sola célula no sería registrable empleando electrodos de superficie [10]. La base fisiológica que hay detrás del EEG es la responsable de que esta bioseñal presente una morfología aleatoria y no tan estructurada y repetitiva como puede ser la del ECG. Este hecho dificulta su interpretación en gran medida, lo que hace que se requiera de experiencia y conocimientos especializados. Sin embargo, su monitorización es imprescindible en el estudio de patologías y trastornos cerebrales pues permite obtener información cuantitativa y prolongada en el tiempo muy valiosa en cuanto al pronóstico, diagnóstico y evolución de la condición cerebral [8, 10]. Por este motivo es una señal necesaria a la hora de diseñar un dispositivo multiparamétrico como el que se expone en el actual trabajo. El EEG permite evaluar la respuesta cognitiva que tienen los pacientes con EAC al someterles a terapias variadas como fisioterapia o musicoterapia.

Para el registro de la señal de EEG se colocan los electrodos de medida en el cuero cabelludo del individuo. La señal va a ser la diferencia de potencial entre dos puntos y además se coge otro como referencia. Como el cráneo presenta una atenuación relativamente grande, la actividad registrada será una actividad de todo el córtex, en ningún momento va a representar fielmente la actividad de las zonas situadas debajo de los electrodos [9]. Comúnmente, en neurología se emplea el sistema de colocación de electrodos 10-20 que se puede ver en la *Figura 3*, donde para cada electrodo se empleará la inicial de la zona en la que se coloca (F: frontal, Fp: frontopolar, C: central, T: temporal, P: parietal, O: occipital) [12].

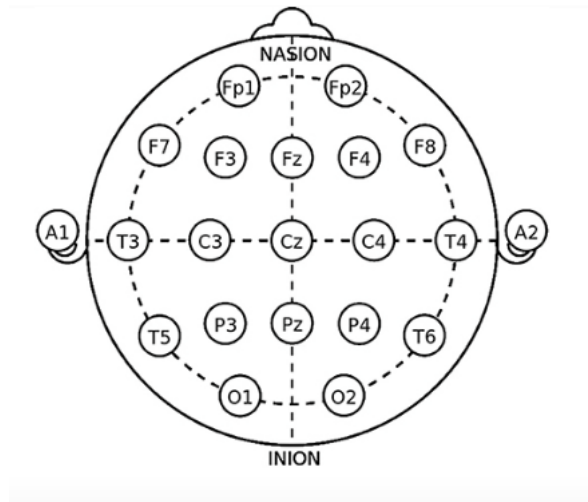


Figura 3: Sistema internacional 10-20 para la colocación de electrodos en registro de EEG [12].

En cuanto a la morfología, como se ha mencionado anteriormente, es aleatoria y desincronizada. Señales de mayor frecuencia y menor amplitud se relacionan con estados de mayor actividad mental pues las neuronas actúan con mayor independencia y asincronía, mientras que señales de menor frecuencia y mayor amplitud suelen indicar una función cerebral reducida e incluso patológica en la que las neuronas actúan de forma síncrona. La sincronía de la señal de EEG guarda una estrecha relación con el estado de consciencia del individuo [8,10]. La amplitud de la señal hace referencia a la magnitud de los potenciales eléctricos registrados y esta está en el orden de los microvoltios (μV). Su rango variará en función de la actividad cerebral entre los 10-200 μV [9]. Por otra parte, la frecuencia se organiza en bandas, representadas en la siguiente *Tabla*.

BANDA DE FRECUENCIA	RANGO (Hz)
Delta (δ)	0'5-3'5
Theta (θ)	3'5-7
Alfa (α)	7-13
Beta (β)	13-30
Beta2 (β_2)	30-50

Tabla 1: Bandas de frecuencia del EEG [10].

2.3 EL ELECTROMIOGRAMA

El electromiograma (EMG) es la señal mediante la que se evalúa la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos tanto en reposo como cuando entran en contracción. Proporciona información de interés como posibles problemas musculares, nerviosos o

ambos. El EMG nos permite conocer si los músculos responden de forma correcta frente los estímulos nerviosos o si hay un daño en la conducción nerviosa [12], por lo que presenta un gran valor en el diagnóstico y seguimiento de trastornos neuromusculares así como en la evaluación de la eficacia de tratamientos y terapias. Esto hace que sea interesante su implementación en dispositivos multiparamétricos de asistencia médica [13]. A través de la señal electromiográfica es posible estudiar la respuesta a ejercicios terapéuticos realizados en fisioterapias o sesiones de rehabilitación. Mediante el EMG se puede evaluar la eficacia de técnicas de recuperación y por tanto llevar un mejor seguimiento de la patología y el estado del paciente [13].

El EMG se basa en el registro de la actividad eléctrica que generan las unidades motoras en el músculo esquelético. Una unidad motora se compone por una neurona motora encargada del transporte del estímulo nervioso hasta el músculo y las fibras musculares que esta inerva. Cuando una neurona motora se activa, genera un potencial de acción que se propaga a través de las fibras musculares generando una señal medible de forma no invasiva en la superficie de la piel [14]. Para la captación de la señal se emplean electrodos de superficie colocados próximos a la musculatura que se desea estudiar.

De nuevo, al igual que en el EEG, el electromiograma es una señal caótica y no repetitiva que va a reflejar la cantidad de actividad eléctrica generada por las unidades motoras que se recluten para contraer el músculo. Se expresa en microvoltios (μV) y va a depender de factores como la fuerza ejercida, la fatiga muscular o la presencia de patologías neuromusculares. La amplitud en una señal de EMG va a ser proporcional a la intensidad de la actividad muscular. Este valor podría estar comprendido entre los 0-500 μV [14]. El rango de frecuencias es muy amplio, abarcando desde unos 10 Hz hasta varios kHz dependiendo de la intensidad. La actividad de baja frecuencia se asocia con la activación de unidades motoras grandes y una actividad muscular sostenida en el tiempo, mientras que una actividad de alta frecuencia se debe a la activación de múltiples unidades motoras más pequeñas que se superponen y que se deben a contracciones musculares rápidas y poco prolongadas en el tiempo [14].

La morfología de las señales de EMG es como la que se puede apreciar en la *Figura 4*.

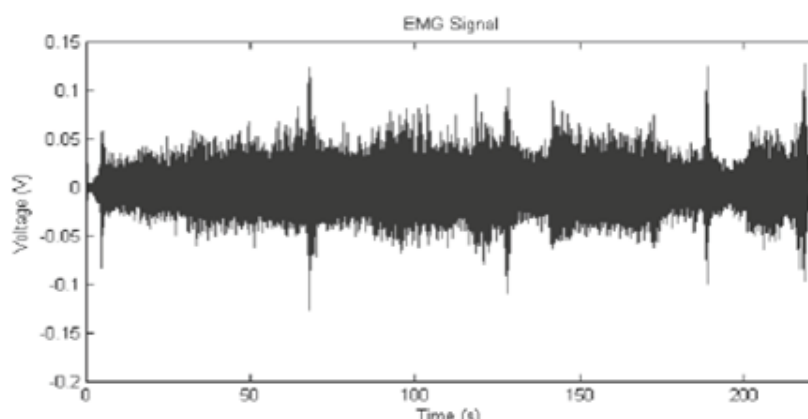


Figura 4: Señal de EMG obtenida durante una contracción estática [15].

2.4 LA RESISTENCIA GALVÁNICA DE LA PIEL

La resistencia galvánica de la piel (GSR), también conocida como actividad electrodérmica (EDA) es una medida fisiológica utilizada principalmente para evaluar la conductividad eléctrica de la piel, la cual puede cambiar por fenómenos como la hidratación o la sudoración del cuerpo humano [16].

Tradicionalmente esta se ha obtenido aplicando una corriente eléctrica continua entre dos electrodos (aunque cada vez más se está recurriendo a corriente alterna), de baja intensidad y a través de la piel para medir la resistencia del tejido al flujo de dicha corriente. Los electrodos de medida se colocan en el segundo y tercer dedo de la mano, pero recientemente se están desarrollando wearables que implementan la medición de GSR por medio de brazaletes, pulseras, relojes [17]...

La medición de la GSR es muy interesante a la hora de estudiar la respuesta de pacientes a distintas terapias ya que es una señal muy relacionada con el Sistema Nervioso Autónomo (SNA). Esto se debe a que cuando el SNA se excita, aumenta la actividad de las glándulas sudoríparas y por tanto incrementa la sudoración de la piel, aumentando así la conductancia de la misma, facilitando el flujo de la corriente que se hace circular por los electrodos. Por ello, midiendo dicha conductancia se obtiene una medida de la respuesta del Sistema Nervioso Autónomo del paciente [18, 19]. Se sabe que este sistema está muy involucrado en la regulación del comportamiento emocional de los humanos y en estados mentales como el estrés o el cansancio, algo que va a resultar de especial interés en pacientes con EAC [16]. La secreción de sudor se ve incrementada en situaciones de estrés o incomodidad siendo un indicador clave en el estudio de la afectación de distintas terapias en diferentes individuos.

La EDA tiene un rango de frecuencias que va desde los 0'01 Hz hasta 1 kHz, frecuencias suficientemente bajas como para evitar la estimulación muscular y permitir una medición precisa de la resistencia de la piel. La unidad que va a caracterizar la medida de la respuesta galvánica de la piel es el ohmio (Ω). El valor va a depender en gran medida de factores como la hidratación de la piel, el sexo, la sudoración de cada persona o la edad. Se podría considerar el rango de valores entre los 500-3000 Ω [20]. En la siguiente *Figura* se puede ver cómo sería una señal de GSR.

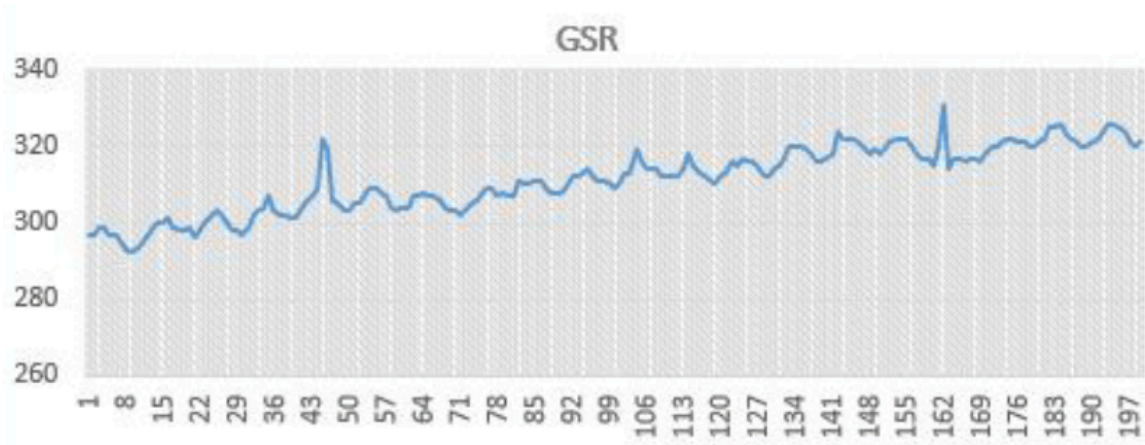


Figura 5: Señal de GSR usada en un polígrafo [20].

2.5 LA FOTOPLETISMOGRAFÍA

La fotopletismografía (PPG), es una técnica no invasiva de medición óptica empleada para detectar cambios en el volumen sanguíneo de los tejidos como consecuencia de la actividad cardiaca. Es posible la obtención de esta señal gracias a la absorción y dispersión de luz por parte de los tejidos y la sangre. Estos fenómenos son los que van a permitir obtener información sobre como es el flujo sanguíneo y su variabilidad en la región corporal en la que se realice la medida. Para el estudio y captación de estos fenómenos ópticos se requiere de un sensor LED que emita luz y un fotodetector capaz de detectarla [21].

La implementación de PPG en un dispositivo multiparamétrico puede ser muy ventajosa dada su gran capacidad clínica. Algunas de las aplicaciones clínicas de esta técnica son la medición de la frecuencia cardiaca, de la presión arterial, de la saturación de oxígeno en sangre y del gasto cardiaco. Todos estos parámetros son indicadores de interés para el análisis de la respuesta de un individuo a una terapia específica [21, 22]. Además, permite valorar aspectos como el envejecimiento vascular, la arteriosclerosis, el estrés y la respuesta emocional [23]. Todos estos motivos justifican la necesidad de su implementación en un dispositivo para el seguimiento de terapias a tiempo real en pacientes que muestran estados alterados de consciencia.

La base fisiológica de esta técnica es que cuando el corazón se contrae, los vasos sanguíneos se llenan de sangre, incrementando su volumen, lo cual resulta en una mayor absorción de luz cuando se ilumina la piel con el LED. Al contrario ocurre cuando el corazón se relaja, se ve reducido el volumen en los vasos y por tanto la absorción de luz es menor. Estos cambios son los que van a registrarse como la señal de PPG [23].

La luz emitida por el LED por lo general presenta dos componentes, una roja y otra verde. La componente roja se encuentra aproximadamente en el rango de los 600-700 nm y es

absorbida por la hemoglobina de los glóbulos rojos por lo que se suele emplear para medir el nivel de oxígeno en sangre. La componente verde llega hasta los capilares y es capaz de detectar el flujo sanguíneo en los mismos por lo que va a ser una señal con más picos y variaciones [23, 24].

La amplitud de la señal de PPG va a variar a medida que se produzcan los cambios volumétricos en los vasos sanguíneos (mayores cambios en el volumen se traducen en una mayor amplitud de la señal) por lo que su morfología típica consiste en una serie de pulsos que se corresponden con los latidos cardiacos. En cuanto a su frecuencia, se encuentra en el rango de los 0'5-3 Hz, lo que nos permite obtener información directa sobre la frecuencia cardiaca del individuo [22]. Una señal de PPG podría verse como la que se muestra en la *Figura 6*.

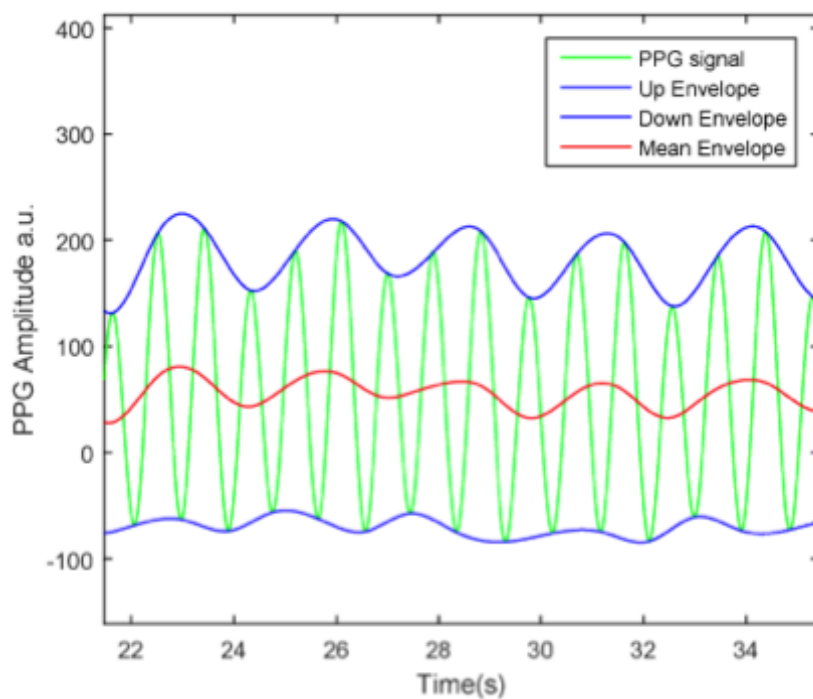


Figura 6: Señal de fotopleletismografía (en verde) y sus envolventes, superior, media e inferior [21].

3. ESTADO DEL ARTE

En esta parte del trabajo va a analizarse el estado del arte en cuanto al seguimiento y evaluación de pacientes con EAC y lo cierto es que a pesar de que en los últimos años ha habido avances significativos en el desarrollo de dispositivos de captura multiparamétricos que permiten el monitoreo de estos pacientes, el mercado no es muy extenso. Aquí van a analizarse algunos de los dispositivos más extendidos en el campo. El principal inconveniente de todos ellos es su elevado precio. Lo que se pretende con la realización de este TFG es el diseño e implementación de un dispositivo similar a los que se muestran a continuación pero de bajo coste y centrado especialmente en las señales biomédicas que resultan de mayor interés en el análisis de pacientes con EAC.

3.1 NEUROBIT OPTIMA

En primer lugar, se encuentra Neurobit Optima, ofrecido por la casa comercial Neurobit Systems, cuya producción es toda en la Unión Europea. Es una familia de dispositivos portátiles multiparamétricos, altamente integrados para la medida de señales fisiológicas, empleados sobre todo en el campo de la investigación y del análisis psicológico.

Los dispositivos están equipados con de 2 a 4 canales de medición versátiles, precisos y de bajo ruido con funciones que se pueden configurar de forma individual para la adquisición de las señales biomédicas de interés. Además, el equipo está disponible en versión inalámbrica, alimentada por batería, alimentada por USB y portátil. También ofrece la posibilidad de combinar con aplicaciones software para el procesado, visualización y almacenamiento de señales a tiempo real. El precio de estos dispositivos está dentro del rango de los 700-1000 \$ [25]. Son dispositivos como el que se ve en la *Figura 7*.



Figura 7: Dispositivo *Neurobit Optima 2BT* de la casa *Neurobit Systems* [25].

Se trata de dispositivos muy versátiles con múltiples aplicaciones entre las cuales podemos destacar el registro y monitorización multiparamétricos, la investigación, interfaces cerebro-máquina (BCI) y neurofeedback [25]. Las señales biomédicas cuya captación se puede implementar en el Neurobit Optima son la frecuencia cardiaca (HR), variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV), fotopletismografía, tensión respiratoria, EMG, EEG, GSR y temperatura corporal.

El *neurofeedback* (NFB) es una técnica no invasiva que permite a las personas volver a entrenar de forma progresiva sus patrones de ondas cerebrales. Se analiza el EEG y se emplea dicha información para dar retroalimentación a tiempo real de forma que las personas pueden autorregular su función cerebral. La técnica se basa en el principio de que el cerebro es capaz de cambiar y adaptarse y puede aprender a regular su actividad para mejorar su funcionamiento [26]. Es una técnica que ha mostrado buenos resultados a la hora de estudiar, concentrarse, competir, actuar bajo estrés, cargas notables de trabajo [25, 26]... Sin embargo, el interés que presenta este dispositivo en el presente trabajo es que también ha mostrado resultados positivos en pacientes con síndrome de vigilia sin respuesta, que es un estado alterado de consciencia [27]. En dos de tres pacientes que participan en el estudio se muestra la primera evidencia clínica de que mediante *neurofeedback* es posible lograr una ligera recuperación de las funciones cerebrales en pacientes con EAC [27].

3.2 BIS VISTA

El *BIS Vista* es un dispositivo que recurre al índice biespectral (BIS), un parámetro derivado de EEG, para monitorizar el nivel de sedación y de conciencia de los pacientes [28]. Es principalmente un dispositivo empleado en el campo de la anestesia, pero en ocasiones también ha sido empleado en el control y seguimiento de individuos con EAC. El que se ve en la *Figura 8*, comercializado por *Medtronic*, es uno de los más extendido en el mercado y su implementación ha ayudado notablemente a reducir y optimizar en gran medida las dosis de anestesia así como a mejorar los tiempos de recuperación de los pacientes [29].



Figura 8: Dispositivo BIS Vista de 2 canales de Medtronic [30].

Bis Vista, emplea tecnología de vanguardia para procesar la información del EEG e interpreta de manera no invasiva la actividad de las ondas cerebrales en correlación con los efectos anestésicos. Algunas de las ventajas que presenta la tecnología BIS son que ayudan al personal clínico a adaptar la dosis de anestesia a cada paciente, obtienen el nivel hipnótico del paciente en forma de fácil lectura y mejora los resultados y los tiempos de recuperación de los individuos. El producto dispone de un monitor en el que se recogen los datos del EEG y se presenta el índice BIS. Este monitor incorpora una pantalla que puede ser configurada por el personal sanitario [30].

En cuanto al seguimiento de pacientes con EAC como puede ser el coma a causa lesiones traumáticas en el cerebro, el BIS puede ser de gran utilidad pues se ha demostrado que presenta relación con la escala de Glasgow [31], herramienta clínica por excelencia utilizada para evaluar el nivel de conciencia y la función neurológica de pacientes con lesiones cerebrales o trastornos del estado de conciencia. Recurrir al índice BIS permite evaluar el nivel de conciencia de los pacientes de forma más objetiva que la *Glasgow*

Coma Scale (GCS). Los valores del BIS aumentan con un aumento de GCS, habiendo por tanto una correlación directa entre ambos parámetros. A pesar de ello, sigue estudiándose pues puede que la precisión del BIS no sea adecuada para todos los niveles de GCS [31].

También se ha demostrado que el índice BIS guarda relación con la prognosis del estado del coma. Valores más elevados se asocian a los pacientes con mejor pronóstico [32].

3.3 GE Healthcare Carescape Monitor B850

Al igual que con los dispositivos analizados anteriormente, la casa comercial *General Electrics Healthcare* también comercializa un monitor de adquisición de señales biomédicas multiparamétrico. Es el que se ve en la siguiente *Figura 9*.



Figura 9: Monitor Carescape B850 de GE Healthcare [33].

Este se caracteriza por emplear tecnología clínicamente muy avanzada y por su fácil configuración, que permite una gran versatilidad y adaptabilidad a las cambiantes necesidades de los pacientes. Dispone de hasta siete módulos de parametrización flexibles y configurables [33] a los cuales se les pueden añadir más parámetros si se combinan con otros monitores *Carescape*.

Generalmente se implementan en UCI's para la monitorización de pacientes en estado más crítico pero dada su versatilidad también se emplean para analizar la evolución de pacientes con estados alterados de consciencia. Este dispositivo cuenta con paquetes de software que ofrecen los mejores algoritmos permitiendo su adaptabilidad a los diferentes entornos clínicos.

Algunos parámetros más especiales que permite captar son la transmisión neuromuscular (NMT), el nivel de agente anestésico, volumen de CO₂ y O₂ y oximetría cerebral, los cuales van a facilitar la toma de decisiones de los clínicos [33].

4. DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE CAPTURA

Para el desarrollo del dispositivo de captura multiparamétrico ha sido necesario el desarrollo tanto del sistema hardware como del software. En los siguientes apartados se muestran cada uno de los componentes y herramientas necesarias para la realización del proyecto. En esta sección es imprescindible el compromiso entre la eficiencia (no se tienen que implementar los circuitos de cero ya que van todos implementados en placas comerciales), coste (es bajo ya que las placas comerciales que integran los circuitos de captura de las señales se comercializan a precios relativamente bajos y permiten ahorrar los costes de implementación) y funcionalidad (que el dispositivo cumpla con el cometido esperado de registro de señales de forma fiable).

4.1 DESARROLLO DEL HARDWARE DEL DISPOSITIVO

Para el desarrollo del hardware han sido necesarios circuitos electrónicos capaces de adquirir cada una de las señales biomédicas del dispositivo. Con el objetivo de facilitar la reproducibilidad y para conseguir que el dispositivo sea de bajo coste se han empleado circuitos electrónicos comerciales. Estos permiten implementar las funcionalidades deseadas y realizar un dispositivo funcional, aunque no comercializable a nivel sanitario, pero que cumple con las expectativas del proyecto de captar las tendencias de las señales biomédicas. Para la conversión analógico-digital, el muestreo de señales y la transmisión a ordenador se ha empleado una placa Arduino, también de bajo precio, y que requiere de pocos conocimientos para programar y utilizar. A continuación, se va a profundizar en mayor medida en los distintos componentes hardware.

4.1.1 Arduino Uno

La base del dispositivo es una placa de tipo Arduino Uno, de la marca Arduino. Esta se encarga de la conversión analógica-digital de las señales, así como del muestreo de las mismas y su transmisión a ordenador. Arduino es una plataforma libre de creación electrónica (que incluye hardware y software) de código abierto que destaca por su facilidad de uso para creadores y desarrolladores. La idea nace de varios estudiantes en el Instituto de Diseño Interactivo de Ivrea, Italia, con la finalidad de facilitar el acceso y uso de la electrónica y programación a estudiantes [34]. El resultado fue una placa con los elementos necesarios para conectar periféricos a las entradas y salidas de un

microcontrolador y programable en múltiples sistemas operativos. Mediante Arduino se pueden implementar desde simples experimentos realizados por principiantes hasta complejos sistemas automatizados desarrollados por aquellos más expertos. Otro aspecto destacable es que es compatible con múltiples sistemas operativos, ya sea MacOS, Windows o Linux.

Es una placa basada en un microcontrolador en el cual se pueden grabar instrucciones, escritas con el lenguaje de programación del entorno Arduino IDE. Estas instrucciones son las que permiten la creación de programas que interactúan con los circuitos de la placa [34]. En la *Figura 10* se puede ver la placa empleada para el desarrollo del proyecto.



Figura 10: Placa comercial Arduino Uno empleada en el montaje del dispositivo.

Arduino Uno es una placa que presenta un microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digitales, de los cuales 6 pueden emplearse como salidas de modulación de ancho de pulsos (PWM) y 6 como entradas analógicas (de A0 a A5). Estos pines son los que hacen posible que la placa reciba entradas analógicas o digitales, y que pueda generar salidas digitales. También dispone de un resonador de cerámica de 16 MHz (CSTCE16MOV53-R0), una conexión USB, una toma de corriente, un cabezal ICSP y un botón de reinicio [35]. Para alimentar el Arduino Uno simplemente se debe conectar al ordenador con un cable USB, colocarlo con un adaptador AC-DC o a una batería [36].

4.1.2 AD8232 ECG

Para el registro de la señal de ECG se emplea una placa AD8232 como la que se aprecia en la *Figura 11*. Es un módulo de bajo costo diseñado específicamente para la captación de señales electrocardiográficas desarrollado por la empresa *Analog Devices* [37]. Como la señal de ECG puede ser muy ruidosa, la placa AD8232 actúa como un amplificador

operacional y ayuda a obtener una señal clara en la que se diferencien los distintos pulsos y ondas características como pueden ser los intervalos PR y QT [38].

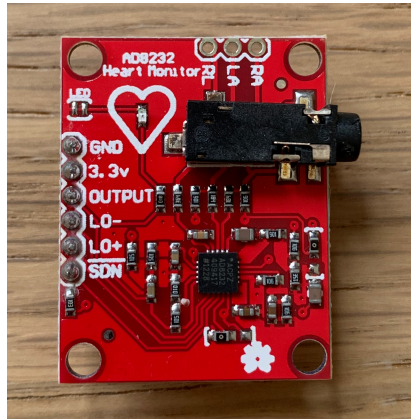


Figura 11: Placa AD8232 empleada para la captura de la señal de ECG.

El AD8232 presenta unas dimensiones de 28mm x 35mm e incorpora nueve pines para cables u otras conexiones. Entre ellos están las conexiones necesarias de RL (right leg), LA (left arm) y RA (right arm) para la colocación de los electrodos y posterior obtención de la señal eléctrica del corazón. De forma adicional hay un LED que emite luz al ritmo que se produce el bombeo del corazón. La alimentación es a 3'3 V [38]. La placa presenta un rechazo a ruido a 60 Hz con el objetivo de eliminar interferencias a causa de la red eléctrica y otras interferencias y puede medir señales en el rango de frecuencia de los 0'5 Hz a los 40 Hz a causa de los filtros paso alto y bajo que incorpora. Los filtros se diseñan de manera que la ganancia total del sistema es de 1100, aunque esta ganancia es ajustable en función de la amplitud de la señal de entrada [37]. En cuanto a la configuración, hay dos posibles modos, se puede obtener una señal de ECG o bien una salida en forma de lectura analógica.

Otro aspecto importante muy a tener en cuenta es que la mayor parte de la interferencia electromagnética se acopla al paciente a través de la piel. Para ello es importante el rechazo al modo común, que se implementa en la placa AD8232 mediante un amplificador operacional que envía señal hacia el paciente (dirección opuesta a la común) a través del electrodo que se coloca en la pierna [37]. Esto es lo que se conoce como realimentación activa y mejora notablemente la calidad de la señal obtenida.

La colocación de los electrodos será en el torso en los puntos que se indican en la *Figura 1*, aunque también se podrían colocar en brazos y piernas y se seguiría obteniendo señal. Estos se conectarán a la placa AD8232 a través de un conector Jack de 3'5 mm. La salida analógica del ECG estará disponible en el pin de OUTPUT de la placa [38].

4.1.3 EEG Click

El registro de la señal de EEG es posible gracias a la placa EEG Click desarrollada por la casa comercial *MikroElektronika*. Esta va a permitir la monitorización a tiempo real de la actividad cerebral empleando un único canal de entrada. Aunque esta placa no es adecuada para un examen clínico real, cumple con las expectativas del proyecto debido a que presenta un coste reducido en comparación a la electrónica que emplean los sistemas biomédicos comerciales y es capaz de proporcionar información útil sobre la actividad cerebral. Las dimensiones de la placa son 57'15 mm x 25'4 mm y la tensión de alimentación de 5 V [39].

La placa está equipada con un circuito de alta sensibilidad que permite amplificar señales de baja amplitud como lo son las procedentes de las neuronas a causa de la actividad cerebral. Para permitir una ganancia suficientemente alta y sin interferencias, el EEG Click recurre a un amplificador de instrumentación INA114, desarrollado por *Texas Instruments*, que ofrece un muy buen rechazo al modo común, bajo ruido y ajuste por láser para reducir el voltaje de *offset* (que será de 50 μV como máximo) [39]. Recurre a una sola resistencia para el ajuste de la ganancia, que puede ser de hasta 10 000. En este primer amplificador, por lo general se establece una ganancia de 12. Otra etapa de amplificación es llevada a cabo por el amplificador operacional MCP609 de cuatro canales. Tras la amplificación y filtrado de esta etapa el factor de ganancia será de 7800 aproximadamente [37, 39]. Es necesaria una buena amplificación ya que la señal de EEG se caracteriza por ser de muy baja amplitud, en el orden de los μV .

Algo a tener en cuenta sobre la señal del EEG es que sus ondas pueden ser tanto positivas como negativas. Por ello, EEG Click emplea un potencial de referencia de 2'048 V que también ayudará a reducir el modo común y el ruido y por tanto contribuye a obtener una lectura de la señal de mayor calidad. La señal analógica de la actividad cerebral ya amplificada y filtrada está disponible en el pin V0 de salida de la placa [39].

De forma ideal, las mediciones de EEG deberían realizarse en una habitación aislada para evitar interferencias electromagnéticas que puedan contaminar la señal aunque en el presente estudio las medidas se realizan sin tener esto en cuenta. A pesar de ello, el amplificador INA114 proporciona protección frente a interferencias electromagnéticas no deseadas, permitiendo cancelar con éxito la mayoría de ellas [39].

También hay que mencionar que el sistema está protegido eléctricamente contra picos de tensión que puedan ocasionarse en el cuerpo humano. Este sistema de protección se implementa mediante diodos que protegen los componentes del circuito [37].

Al igual que la placa de ECG, esta emplea un sistema de tres electrodos para la obtención de la medida que se conectan a través de un conector Jack de 3'5 mm. El fabricante recomienda que dos de los electrodos se coloquen detrás de las orejas (estos serán los

encargados de generar la señal bipolar como una diferencia de potencial) y el tercero se coloque alejado de los dos anteriores, en el centro de la frente, a modo de referencia (este tercer electrodo es el que ayuda a reducir la tensión de modo común y permite la obtención de una señal más nítida) [39].

La placa EEG Click que se emplea es la que se aprecia en la *Figura 12*.

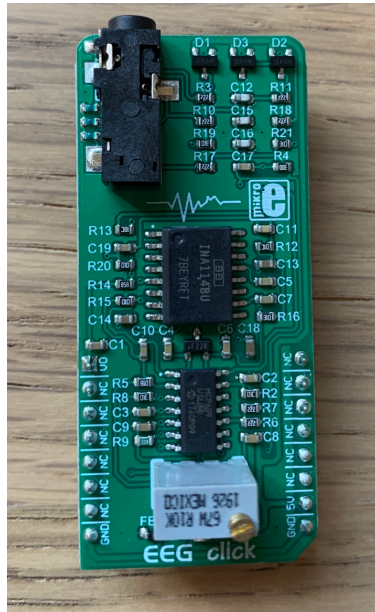


Figura 12: Placa EEG Click empleada para la captura de la señal de EEG.

4.1.4 CJMCU-6701 GSR

Para captar la respuesta galvánica de la piel se va a emplear la placa CJMCU-6701 GSR. Permitirá medir a tiempo real los cambios continuos en las propiedades eléctricas de la piel. Combinado con la monitorización de otros parámetros como son la frecuencia cardiaca y la actividad cerebral, la GSR o EDA es un valor de gran importancia a la hora de conocer el estado del sistema nervioso autónomo [40]. Se adapta a la perfección a las necesidades de este proyecto ya que se trata de una placa de bajo coste ideal para prototipado de dispositivos. Sus dimensiones son de 18 mm x 32 mm y dispone de un conector Jack para la conexión de los electrodos de medida, que comúnmente serán 2 e irán colocados en los dedos para evitar la mayor cantidad de ruido posible. En la *Figura 13* se puede apreciar cómo es la placa CJMCU-6701.

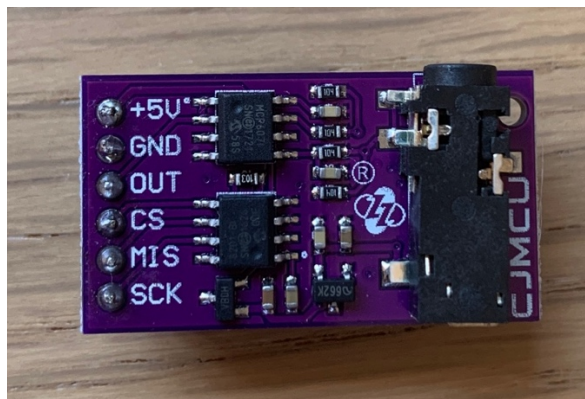


Figura 13: Placa CJMCU-6701 GSR para la captura de la señal de GSR.

La placa presenta un voltaje de alimentación de 5 V. También cuenta con un microchip MCP3201, con una resolución de 12 bits. Este es un convertidor analógico/digital que combina alto rendimiento con bajo consumo lo cual hace que sea excelente para la adquisición de datos y su funcionamiento como sensor de la GSR [41]. Por otra parte, cuenta con el amplificador operacional MCP607, fabricado por *Microchip Technology*. Debido a la baja corriente de polarización que presenta hace que sea ideal para aplicaciones de baja potencia, además presenta una baja corriente de reposo que ayuda a conservar la energía y por tanto reducir el consumo. La ganancia del amplificador puede llegar a ser de 100 dB. Esto permite la amplificación de señales débiles y mejora notablemente la relación señal/ruido, aspecto muy relevante en medidas de EDA. Su ancho de banda es de 2'8 MHz, posibilitando la amplificación de señales de alta frecuencia con gran precisión [42].

4.1.5 MH-ET Live Max30102

El sensor MH-ET Live Max30102 es un módulo para la detección del pulso y la concentración de oxígeno en sangre para Arduino. Fue diseñado por la empresa *Maxim Integrated*, especializada en diseño y fabricación de productos electrónicos y sensores, derivada de la multinacional *Analog Devices* [43, 44]. La placa que se emplea es la que se ve en la *Figura 14*.

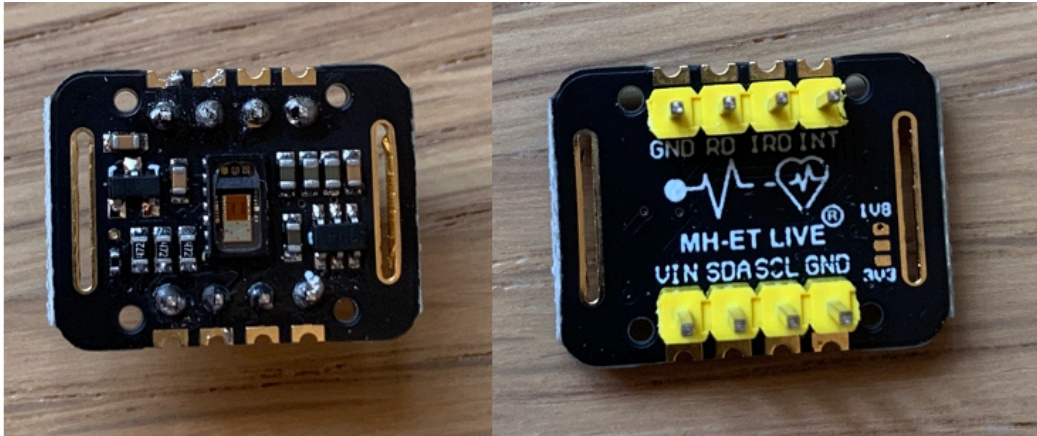


Figura 14: Placa MH-ET Live Max30102 para la captura de la señal de PPG.

Esta placa permite medir el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre de forma totalmente no invasiva por medio de un circuito fotoeléctrico. Para ello integra un pulsioxímetro que posee dos LED's, uno rojo que emite a una longitud de onda de 660 nm y otro infrarrojo que emite a 920 nm además de un fotodetector capaz de recibir la luz reflejada y estimar en función del parámetro la saturación de oxígeno. También incorpora la óptica necesaria, un filtro de luz ambiental entre los 50 y 60 Hz y un convertor analógico/digital de 16 bits y hasta 1000 muestras por segundo. Para evitar errores en las mediciones a causa de la temperatura, posee un sensor de temperatura interno [43]. La fuente de alimentación debe ser de 5 V pues requiere de 1.8 V para alimentar la circuitería y entre 3.3 y 5 V para los LED's y es el propio módulo el que incluye ambos reguladores de voltaje. Su consumo en cuanto a corriente es muy bajo, lo cual va a contribuir a no elevar el precio del prototipo en el que se incorpore y lo hace ideal para dispositivos portátiles [44].

4.1.6 AD8832 EMG

El registro de la actividad muscular es de gran importancia a la hora de estudiar pacientes con EAC. Para captar la señal de EMG se recurre a la placa AD8832 de *Analog Devices*. Al igual que todas las placas anteriores, satisface la necesidad de ser de bajo costo y de proporciones reducidas (27 mm x 27 mm), lo cual favorece su portabilidad y con ello la posibilidad de integración en dispositivos portátiles. La placa es la que se ve en la *Figura 15*.

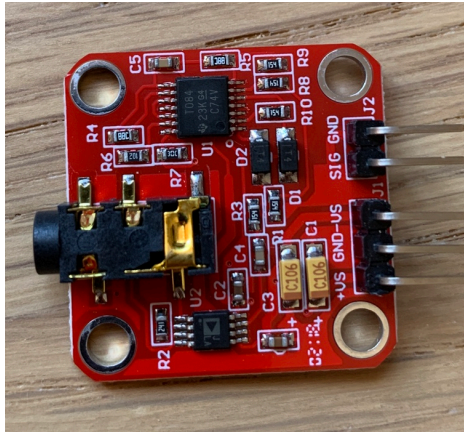


Figura 15: Placa AD8832 EMG para la captura de la señal de EMG.

Esta placa presenta un máximo voltaje de operación de ± 18 V, pero la casa comercial recomienda que su alimentación no exceda los 9 V para reducir riesgos de *shock* eléctrico [45]. En cuanto a sus especificaciones técnicas, es una placa muy similar a la empleada para la captura de ECG. Presenta un filtro paso alto de segundo orden que permitirá filtrar la señal de la actividad muscular y un rectificador que se encargará de proporcionar una señal positiva solamente, en el orden de los milivoltios (mV), aunque esto dependerá de la intensidad de la fuerza ejercida por el grupo muscular que se esté sensando. Es preferible frente a otros circuitos comerciales debido principalmente a su comodidad a la hora de colocar los electrodos aleatoriamente y su precio, el cual se adapta a la perfección a las expectativas de este proyecto. El propio módulo de captación de EMG presenta una ganancia de 10. El motivo es porque la señal procedente de la electromiografía es de baja amplitud. Por último, hay que tener en cuenta que la frecuencia de muestreo de un EMG es de aproximadamente unos 200 Hz para obtener toda la información necesaria [46].

4.1.7 Electrodo

Los electrodos son elementos clave para la captación de las señales biomédicas. Se fabrican de materiales conductores, metálicos generalmente, aunque cada vez más están surgiendo nuevos electrodos textiles y plásticos que añaden propiedades de interés. Concretamente todos los electrodos que se van a emplear en este trabajo son electrodos de superficie, que se van a colocar sobre la piel del individuo formando una interfaz electrodo-piel donde la corriente iónica del organismo se va a transformar en una corriente eléctrica medible y manipulable. Para incrementar el contacto del electrodo de medida con la superficie donde se mide y con el objetivo de facilitar la transducción de la señal es posible utilizar gel electrolítico aplicado sobre el electrodo, este permitirá la obtención de señales menos ruidosas y más fáciles de interpretar.

Como se ha mencionado, los electrodos pueden ser de muchos metales, pero uno de los más extendidos son los de plata-cloruro de plata, el cual destaca por introducir menos ruido en las medidas [47].

Además, los electrodos del presente proyecto son desechables. Estos han sido desarrollados y comercializados por *Comepa Industries*, con sede en Francia. Su coste es bajo y permiten obtener una señal de calidad tanto en monitorizaciones cortas como en largas ya que la conductividad a través de ellos se mantiene de forma eficiente gracias a la aplicación de gel electrolítico. Otra ventaja que presentan es su biocompatibilidad y que no deja residuos adhesivos al retirarlos [48]. En la *Figura 16* se pueden apreciar los electrodos que han sido empleados.



Figura 16: Electrodo de *Comepa Industries* para la captura de las señales biomédicas.

4.1.8 Montaje

Una vez descritos todos los sensores para la adquisición de las señales, se procede con el montaje y la conexión de cada uno de ellos a la placa Arduino. Por comodidad se va a mostrar la conexión de cada una de las placas por separado, que no difiere de su conexión conjunta.

En la *Figura 17* se aprecia la conexión de la placa AD8323 donde GND se conecta a la toma de tierra de Arduino, 3.3v a la alimentación de 3.3 V, el pin de OUTPUT al A0 y los pines LO- y LO+ a los pines digitales 11 y 10 respectivamente. Los electrodos van en la entrada Jack y se conectan al paciente de la forma ya mencionada en el presente proyecto, dos en el pecho a la derecha e izquierda del corazón y uno a la parte derecha del tronco pero más cercano alejado.

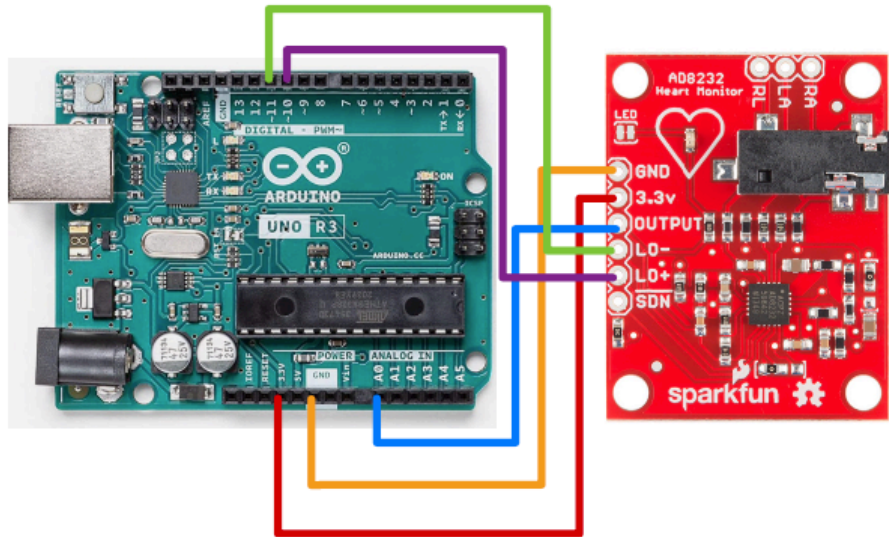


Figura 17: Montaje de la placa AD8232 con la placa Arduino Uno.

La siguiente placa es el EEG Click. En este caso ambos GND también va a los GND de Arduino, se alimenta con 5V y el pin de vo se conecta con A1, como se puede apreciar en la *Figura 18*. Los electrodos que se unen a la placa mediante la conexión Jack se colocan en la frente a modo de referencia y los de medida detrás de las orejas.

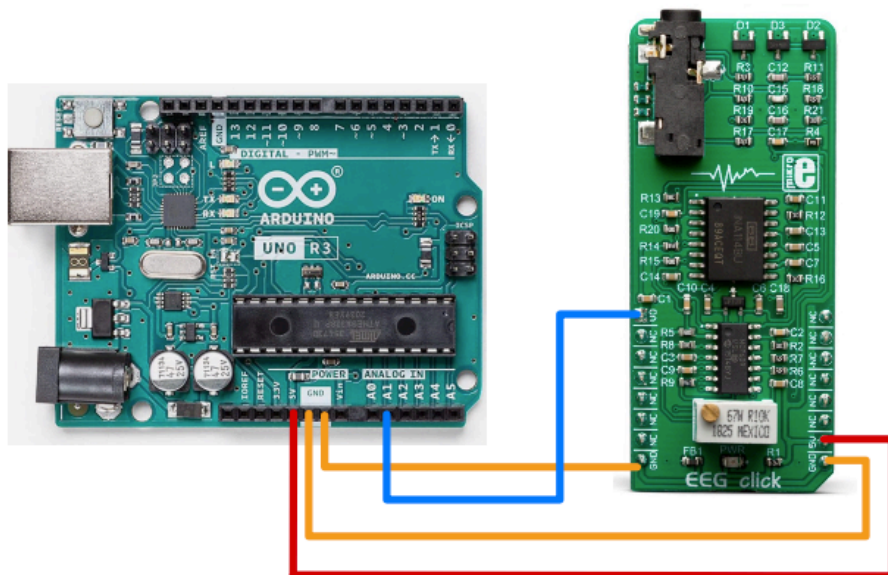


Figura 18: Montaje de la placa EEG Click con la placa Arduino Uno.

Para la medida de la resistencia galvánica de la piel las conexiones se realizan como se observa en la *Figura 19*. El pin de +5V a la alimentación de 5 V de Arduino, GND a tierra y el pin de OUT al A2 de la placa Arduino. En este caso también se emplean electrodos gracias a la entrada Jack y de estos se colocará uno en la palma de la mano por ejemplo y otro en un dedo de la misma mano.

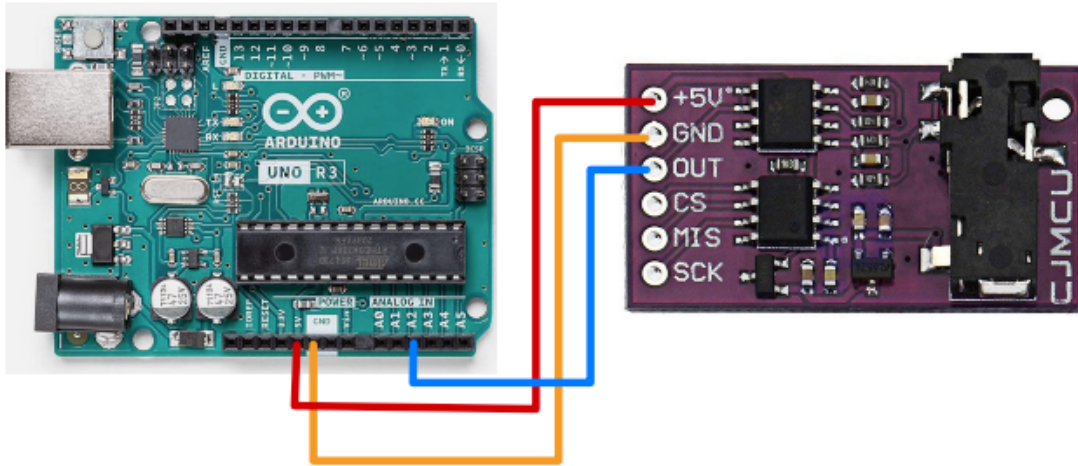


Figura 19: Montaje de la placa CJMCU-6701 con la placa Arduino Uno.

Un cuanto al sensor MH-ET Live, el GND se lleva a tierra, SDA y SCL se conectan con los pines A4 y A5 respectivamente y se alimenta VIN con los 5V de Arduino. Esto se puede ver en la siguiente *Figura*.

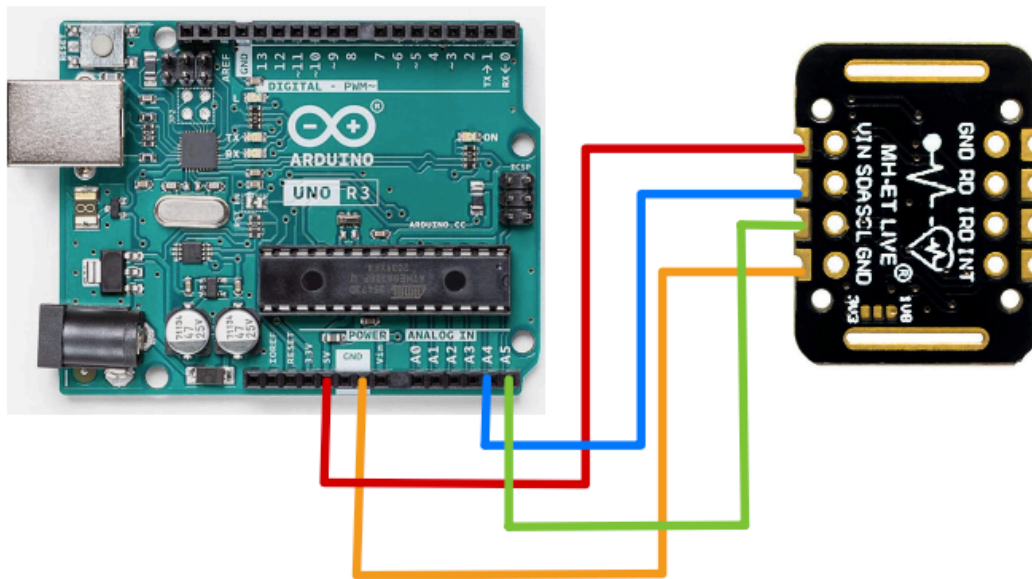


Figura 20: Montaje de la placa MH-ET Live con la placa Arduino Uno.

Por último, el sensor para la captación de EMG se conecta como se ve en la *Figura 21*. Los pines de la placa -Vs y +Vs van al borne positivo y negativo de las dos pilas, el GND al GND de las pilas y después el pin SIG se conecta al pin A3 del Arduino y el GND a la tierra.

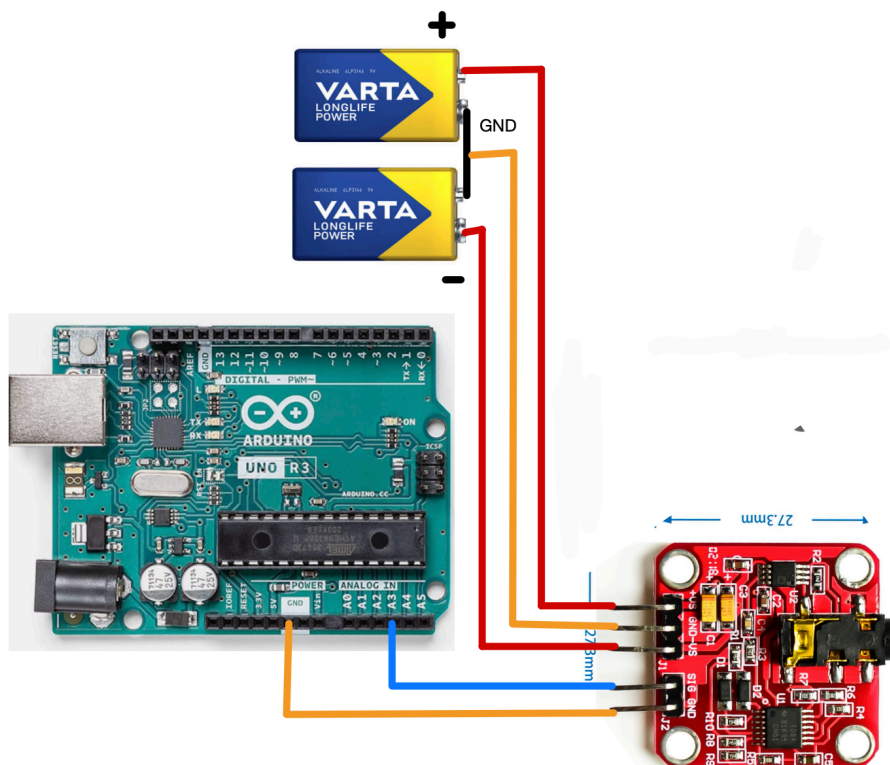


Figura 21: Montaje de la placa AD8832 con la placa Arduino Uno.

4.2 DESARROLLO DEL SOFTWARE DEL DISPOSITIVO

Para el desarrollo del software del dispositivo se han empleado dos entornos de programación. En primer lugar, el Arduino IDE (*Integrated Development Environment*). Es una herramienta de código abierto y multiplataforma (compatible en múltiples sistemas operativos como Windows, macOS y Linux) que proporciona una serie de funciones y bibliotecas que simplifican la programación y permiten escribir, compilar y cargar código en placas Arduino [49]. Lo que se ha hecho en este entorno es elaborar un código que permite la captura a tiempo real (y con las propias frecuencias de muestreo de cada una de las señales biomédicas) de cinco señales biomédicas distintas que serán captadas del paciente por medio de electrodos y las placas integradas vistas en apartados anteriores.

El lenguaje de programación que emplea Arduino se conoce como *Arduino Language* y está basado en C (considerado uno de los más importantes en la actualidad), lenguaje diseñado principalmente para facilitar la programación de microcontroladores y que aprovecha las bibliotecas y funciones ya predefinidas para alcanzar de la forma más simplificada posible el desarrollo de proyectos. De entre algunas de sus características podemos destacar que es un lenguaje estructurado, de nivel medio, que no depende de hardware, lo que permite que se traslade a otros sistemas y por tanto potencia su

versatilidad. Presenta un gran abanico de posibilidades, no es un lenguaje para una tarea específica y ofrece control absoluto de todo lo que sucede en el ordenador [50].

Arduino Language es realmente una versión simplificada y amigable del lenguaje C. Este se caracteriza por incorporar una serie de funciones y bibliotecas concretas de Arduino que facilitan el control de los pines de entrada y salida, la comunicación serial y la gestión de tiempos entre otras tareas. La estructura básica que sigue consta de dos funciones principales: '*setup()*' y '*loop()*'. La función '*setup()*' se ejecuta solo una vez cuando el microcontrolador Arduino se enciende. Por lo general se emplea para realizar una configuración inicial del entorno de programación y del hardware e inicializar posibles variables de interés. Se suele emplear para establecer la velocidad de comunicación, configurar qué pines son de entrada y cuáles de salida, iniciar la comunicación serial... Una vez se ejecuta esta función ya no se vuelve a llamar a la misma a menos que se reinicie el microcontrolador. Por otra parte está la función '*loop()*', que se ejecuta después de que '*setup()*' se haya ejecutado una vez. En esta, el microcontrolador entra en un bucle infinito que se repite de forma continua. Es aquí donde se coloca el código que describe el comportamiento del programa, es decir, aquello que debe repetirse para alcanzar el objetivo deseado.

El segundo entorno de programación empleado es Matlab de *MathWorks*. Matlab, cuyo nombre procede de "*Matrix Laboratory*" (laboratorio de matrices) es un entorno de programación de alto nivel diseñado principalmente para el cálculo numérico, análisis de datos y visualización de resultados [51]. Se ha convertido en una herramienta ampliamente extendida y utilizada en diversas áreas entre las cuales se incluye la ingeniería biomédica. Lo que se pretende lograr en este entorno es mostrar por la pantalla del ordenador las señales captadas por medio de los sensores y Arduino y crear una interfaz amigable e intuitiva que posibilite la visualización y guardado de todas las señales a tiempo real, la obtención de nuevos registros y la visualización de registros previos.

Para esto se va a recurrir concretamente al *AppDesigner* que implementa Matlab. Esto es una herramienta de desarrollo visual que facilita la creación de interfaces gráficas de usuario (GUI) de manera intuitiva y sin tener que escribir el código manualmente. Con esta herramienta los usuarios tienen la posibilidad de crear aplicaciones e implementar en ellas botones, controles, gráficos, tablas y muchos otros componentes. Los usuarios pueden incorporar componentes interactivos y ajustar sus propiedades visualmente de forma que no hay que modificar código manualmente, este se elabora automáticamente a medida que se diseña la GUI. Además, una de las ventajas que presenta es que las aplicaciones creadas se pueden guardar y distribuir de forma sencilla y como ejecutables independientes [52].

4.2.1 Diseño de la interfaz de usuario

Como ya se ha comentado, se ha empleado el entorno de Matlab, *AppDesigner* para diseñar la interfaz gráfica donde visualizar las señales adquiridas. Lo que se pretende es conseguir una interfaz amigable y visual que permita ver resultados y realizar acciones con facilidad. En este apartado se muestra el diseño final de la aplicación. Se trata de un primer diseño básico con amplias posibilidades de mejora. En la *Figura 22* se puede apreciar como es la interfaz una vez se ejecuta el código en el *AppDesigner*.

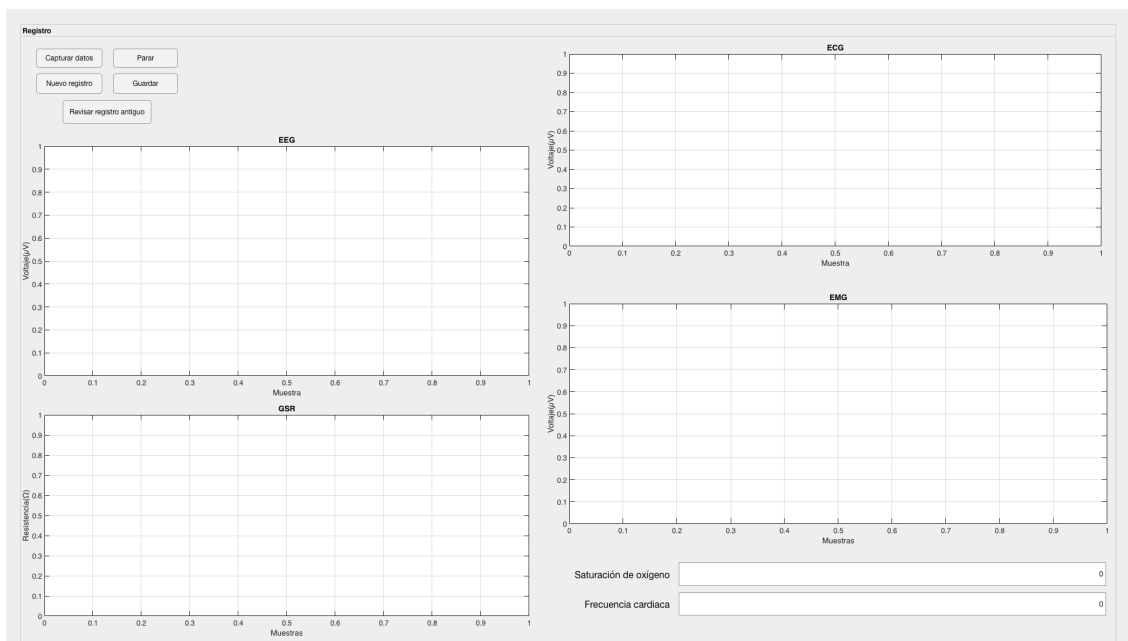


Figura 22: Interfaz de usuario al ejecutar el *AppDesigner*.

Se observan en la parte izquierda superior los botones con las diferentes funcionalidades. En primer lugar, el botón de *Capturar Datos* va a permitir realizar una primera captura de las señales biomédicas a tiempo real, las cuales van a ir construyéndose en las respectivas gráficas. Esta va a poder detenerse gracias al botón de *Parar*, el cual va a hacer que se pare de visualizar los datos captados, es decir, deja la gráfica congelada. El de *Nuevo Registro*, permite abrir una nueva interfaz que posibilita la captación de las señales de nuevo. El registro anterior va a poder ser visualizado gracias al botón *Revisar Registro Antiguo*. El botón de *Guardar* permite salvar los datos de las señales y los almacenará en ficheros de extensión *txt*.

A parte de los botones, se pueden ver las diferentes gráficas y cajas de valores. Cada gráfica va encabezada por el título correspondiente a la señal que en ella se registra. Las señales que se van a ver son las de electrocardiografía (ECG), electroencefalografía (EEG), respuesta galvánica de la piel (GSR) y electromiografía (EMG). Las cajas de valores reflejarán el dato de la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca del paciente.

5. PRUEBAS Y VALIDACIÓN

5.1 RESULTADOS

El paso previo al diseño de la interfaz de usuario es la comprobación de la captura de cada una de las señales fisiológicas en Arduino por medio de su placa correspondiente y su representación en Matlab. Una vez adquiridas de forma aislada se pasa a su implementación simultánea en la interfaz diseñada con el *AppDesigner*, descrita anteriormente. Las señales en Matlab se aprecian en la siguiente *Figura*.

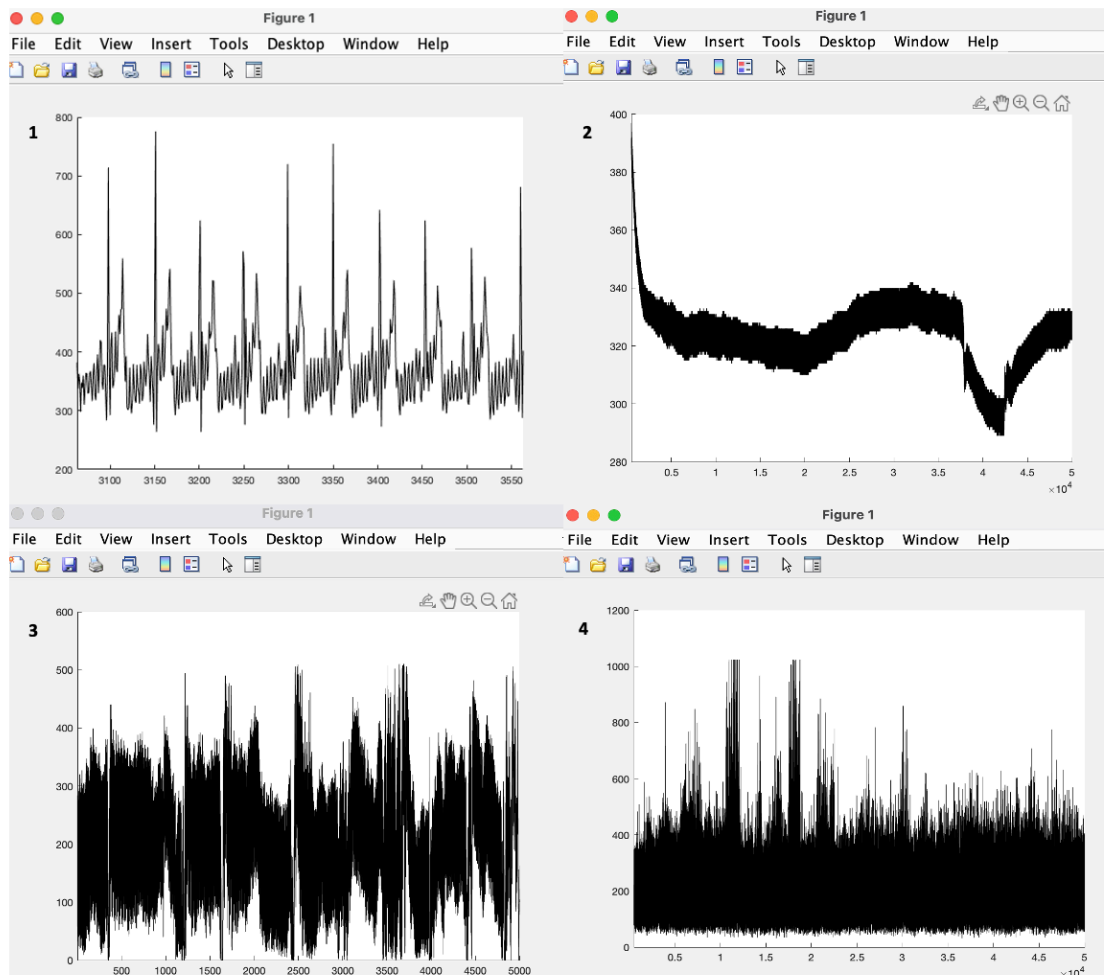


Figura 23: Captura de las señales analógicas de ECG (1), GSR (2), EEG (3), y EMG (4) mediante Arduino y visualización en Matlab.

Se puede observar en (1) una imagen de la señal eléctrica del corazón en la que se aprecia a la perfección los picos del complejo QRS, aunque a pesar de ello es una señal un poco ruidosa. Podría buscarse eliminar dicho ruido en líneas futuras o mejoras del

presente prototipo. La (2) es una señal que representa la respuesta galvánica de la piel. Durante la adquisición de la señal se procedió a humedecer parte de la zona comprendida entre los electrodos de medida y como consecuencia se aprecia un incremento en la conductividad del tejido, la bajada brusca que sigue se debe a una desconexión de uno de los electrodos, de ahí la morfología de la señal de la imagen. La (3) se corresponde con una señal de EEG. Esta fue adquirida mientras se realizaba un test intermitente de pequeñas pruebas intelectuales. Las bajadas en la amplitud de la señal se corresponden con los periodos de tiempo en los que el individuo estaba pensando las respuestas del test, ahí la actividad cerebral aumenta la frecuencia, pero disminuye la amplitud. Por último, el (4) se corresponde con una señal de la actividad muscular del bíceps. Los picos corresponden con momentos de reclutamiento de fibras musculares a causa de una ejecución de fuerza. La captación de cada una de las señales de forma individual se realizó como paso previo a su captación simultánea en la interfaz gráfica. Algo a tener en cuenta es que estas señales van a contener algo de ruido debido a que el único procesado de señal que se realiza es el de la propia placa sensor. Una reducción del ruido por medio de algún algoritmo podría ser una interesante perspectiva de futuro.

En la siguiente *Figura* se aprecia como sería la interfaz en funcionamiento, en ella se puede ver el registro completo de las señales, así como los distintos botones con las diferentes funcionalidades de la interfaz. Un aspecto a destacar es que la prueba se realiza sobre un individuo sano, con lo que se espera una obtención de señales con morfología fisiológica.

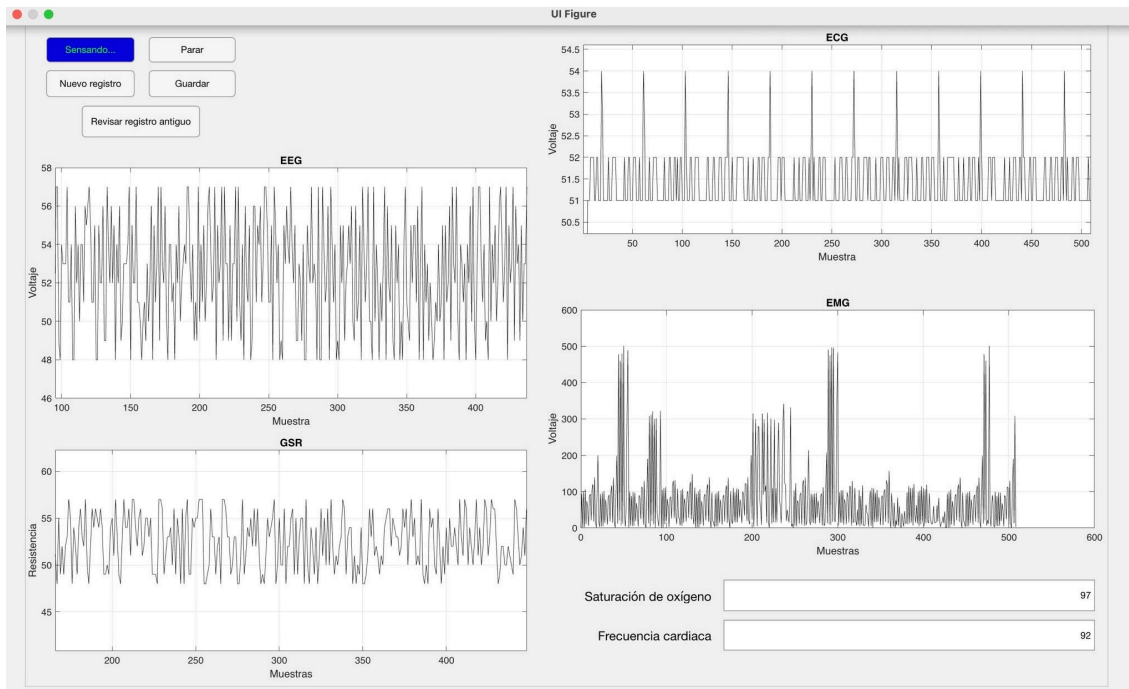
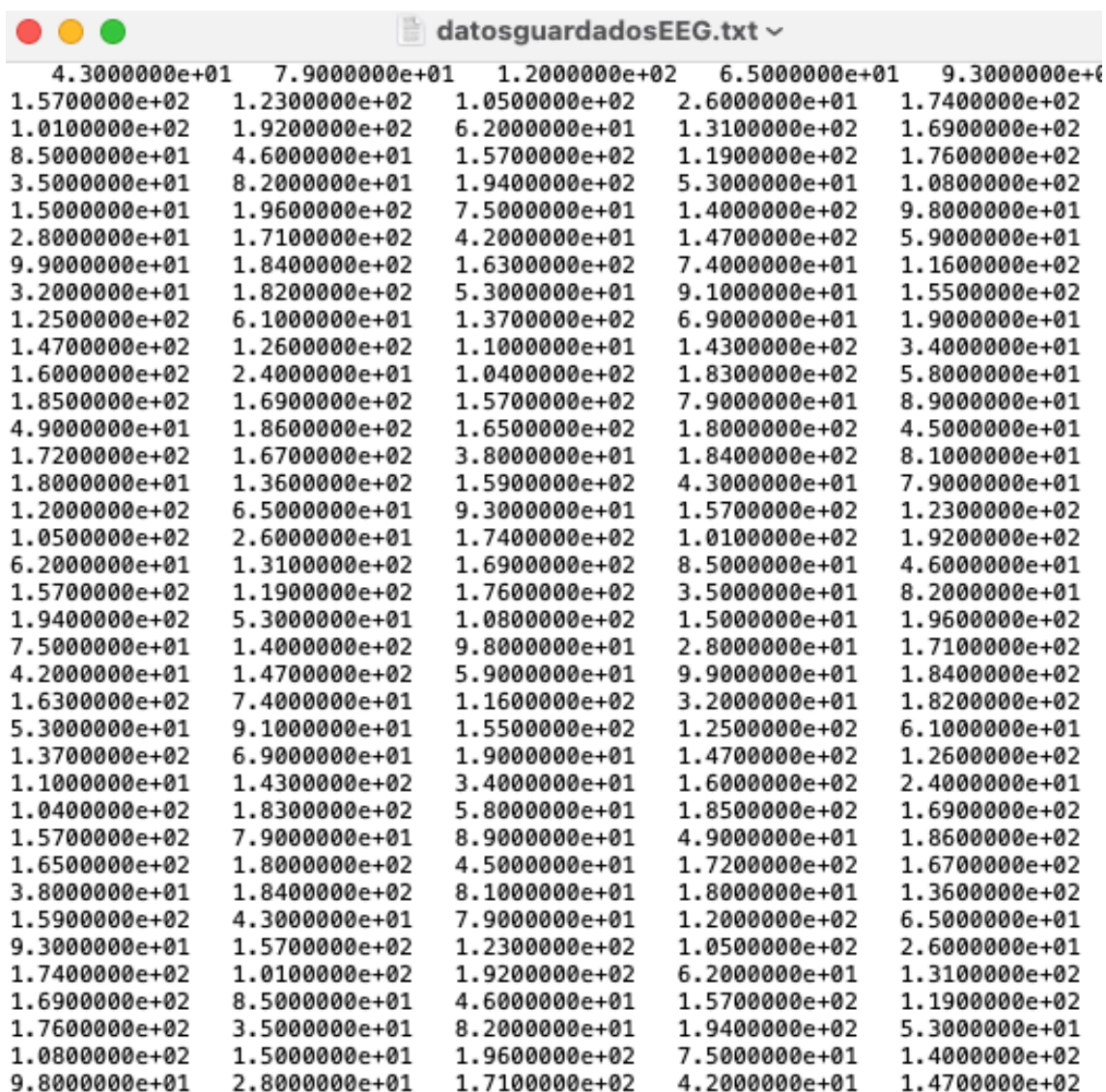


Figura 24: Interfaz de usuario en funcionamiento.

Este sería el resultado observable de un registro. En este caso, se observa en la señal del ECG gran cantidad de ruido que no permite distinguir la morfología de las ondas previas y posteriores al QRS, aunque los picos se distinguen con claridad. En cuanto a las otras tres gráficas, se obtienen morfologías similares a las esperadas, antes vistas en la *Figura 23*, aunque también ruidosas. El EEG es una señal muy caótica de difícil interpretación, al igual que la de GSR. Sin embargo, en la señal de EMG se pueden apreciar con claridad los picos que se crean en la señal a causa de la contracción muscular, hay unos picos de mayor intensidad y también se puede apreciar una contracción más prolongada. Por otra parte, los valores de saturación de oxígeno y de frecuencia cardíaca se corresponden con los valores esperados para una persona sana. Un pequeño detalle de la interfaz es que al darle al botón de *Capturar datos* el propio botón cambia y nos indica que se encuentra *Sensando*.

Si se le da al botón de guardar, los datos de cada una de las señales se guardan en un fichero *txt*. En la *Figura 25* se pueden ver los datos guardados para la señal de EEG.



datosguardadosEEG.txt				
4.3000000e+01	7.9000000e+01	1.2000000e+02	6.5000000e+01	9.3000000e+01
1.5700000e+02	1.2300000e+02	1.0500000e+02	2.6000000e+01	1.7400000e+02
1.0100000e+02	1.9200000e+02	6.2000000e+01	1.3100000e+02	1.6900000e+02
8.5000000e+01	4.6000000e+01	1.5700000e+02	1.1900000e+02	1.7600000e+02
3.5000000e+01	8.2000000e+01	1.9400000e+02	5.3000000e+01	1.0800000e+02
1.5000000e+01	1.9600000e+02	7.5000000e+01	1.4000000e+02	9.8000000e+01
2.8000000e+01	1.7100000e+02	4.2000000e+01	1.4700000e+02	5.9000000e+01
9.9000000e+01	1.8400000e+02	1.6300000e+02	7.4000000e+01	1.1600000e+02
3.2000000e+01	1.8200000e+02	5.3000000e+01	9.1000000e+01	1.5500000e+02
1.2500000e+02	6.1000000e+01	1.3700000e+02	6.9000000e+01	1.9000000e+01
1.4700000e+02	1.2600000e+02	1.1000000e+01	1.4300000e+02	3.4000000e+01
1.6000000e+02	2.4000000e+01	1.0400000e+02	1.8300000e+02	5.8000000e+01
1.8500000e+02	1.6900000e+02	1.5700000e+02	7.9000000e+01	8.9000000e+01
4.9000000e+01	1.8600000e+02	1.6500000e+02	1.8000000e+02	4.5000000e+01
1.7200000e+02	1.6700000e+02	3.8000000e+01	1.8400000e+02	8.1000000e+01
1.8000000e+01	1.3600000e+02	1.5900000e+02	4.3000000e+01	7.9000000e+01
1.2000000e+02	6.5000000e+01	9.3000000e+01	1.5700000e+02	1.2300000e+02
1.0500000e+02	2.6000000e+01	1.7400000e+02	1.0100000e+02	1.9200000e+02
6.2000000e+01	1.3100000e+02	1.6900000e+02	8.5000000e+01	4.6000000e+01
1.5700000e+02	1.1900000e+02	1.7600000e+02	3.5000000e+01	8.2000000e+01
1.9400000e+02	5.3000000e+01	1.0800000e+02	1.5000000e+01	1.9600000e+02
7.5000000e+01	1.4000000e+02	9.8000000e+01	2.8000000e+01	1.7100000e+02
4.2000000e+01	1.4700000e+02	5.9000000e+01	9.9000000e+01	1.8400000e+02
1.6300000e+02	7.4000000e+01	1.1600000e+02	3.2000000e+01	1.8200000e+02
5.3000000e+01	9.1000000e+01	1.5500000e+02	1.2500000e+02	6.1000000e+01
1.3700000e+02	6.9000000e+01	1.9000000e+01	1.4700000e+02	1.2600000e+02
1.1000000e+01	1.4300000e+02	3.4000000e+01	1.6000000e+02	2.4000000e+01
1.0400000e+02	1.8300000e+02	5.8000000e+01	1.8500000e+02	1.6900000e+02
1.5700000e+02	7.9000000e+01	8.9000000e+01	4.9000000e+01	1.8600000e+02
1.6500000e+02	1.8000000e+02	4.5000000e+01	1.7200000e+02	1.6700000e+02
3.8000000e+01	1.8400000e+02	8.1000000e+01	1.8000000e+01	1.3600000e+02
1.5900000e+02	4.3000000e+01	7.9000000e+01	1.2000000e+02	6.5000000e+01
9.3000000e+01	1.5700000e+02	1.2300000e+02	1.0500000e+02	2.6000000e+01
1.7400000e+02	1.0100000e+02	1.9200000e+02	6.2000000e+01	1.3100000e+02
1.6900000e+02	8.5000000e+01	4.6000000e+01	1.5700000e+02	1.1900000e+02
1.7600000e+02	3.5000000e+01	8.2000000e+01	1.9400000e+02	5.3000000e+01
1.0800000e+02	1.5000000e+01	1.9600000e+02	7.5000000e+01	1.4000000e+02
9.8000000e+01	2.8000000e+01	1.7100000e+02	4.2000000e+01	1.4700000e+02

Figura 25: Datos guardados en fichero *txt* para la señal de EEG.

Los datos que se aprecian en la *Figura 25*, tan solo son una parte de todo el registro, que por extensión y para que se pueda visualizar cómodamente no se ha incluido por completo.

5.2 LIMITACIONES

Las limitaciones que presenta el dispositivo del presente proyecto son principalmente asociadas al bajo coste de producción e implementación, aunque a pesar de ello cumple con la funcionalidad para la cuál ha sido diseñado. No obstante, no es un dispositivo que esté cerca de ser homologado ni comercializado y que presenta una serie de limitaciones muy notables frente a dispositivos de las grandes casas comerciales del sector biomédico. Entre las limitaciones principales que podemos observar destacarían las siguientes:

1. **Precisión:** Al tratarse de placas de bajo coste y al acceso de todo el público la precisión en las medidas y la adquisición de las señales biomédicas puede no ser la mejor, llegando a ser notablemente inferior a la precisión que presentan algunos dispositivos médicos. Esto puede dar lugar a resultados menos confiables y dificultar el correcto seguimiento de la salud de los pacientes, en este caso de pacientes con EAC. El principal problema que se observa es que las señales obtenidas son ruidosas. Sirve para apreciar la tendencia de la señal pero no se visualizan limpias.
2. **Certificación:** Los dispositivos médicos que hay en el mercado deben cumplir con regulaciones y estándares estrictos que garanticen la seguridad en su empleo y la eficacia a la hora de cumplir con el objetivo para el que se diseña. Aquellos prototipos basados en Arduino como lo es el del presente trabajo, en su mayoría, no pasan por los procesos de validación y certificación necesarios, lo cual hace que sea dudosa su confiabilidad y precisión.
3. **Calibración:** A diferencia de los dispositivos comerciales que se calibran de manera rigurosa y periódica para garantizar la obtención de medidas valiosas, los dispositivos de bajo coste carecen de dicho proceso de calibración. Esto puede llevar a medidas inexactas y variabilidad en los resultados.
4. **Actualizaciones:** Los fabricantes de dispositivos de cualquier índole, y más en el sector médico, proporcionan soporte técnico periódico, así como actualizaciones tanto de software como de hardware y corrección de errores con el objetivo de garantizar la seguridad y la eficiencia en el empleo del dispositivo. Los dispositivos de bajo coste, en cambio, suelen carecer de este tipo de actualizaciones lo que afecta a su funcionalidad y favorece su obsolescencia.
5. **Durabilidad:** Al no someterse a controles periódicos y actualizaciones constantes, los dispositivos de bajo coste pueden carecer de la durabilidad y robustez que garantizan las casas de dispositivos comerciales. Además, puede que su vida útil se vea reducida en gran medida puesto que no están pensados para resistir entornos médicos exigentes.
6. **Interoperabilidad:** Es muy común que los dispositivos médicos cumplan con rigurosos estándares de interoperabilidad. Esto implica que se puedan integrar fácilmente en otros sistemas y plataformas. Dispositivos de bajo coste diseñados con Arduino pueden presentar limitaciones a la hora de comunicarse y compartir datos con otros dispositivos y sistemas médicos.
7. **Seguridad:** Generalmente los dispositivos de salud disponen de sistemas redundantes y protección contra fallos para garantizar en todo momento la salud tanto de pacientes como de profesionales. Esto se traduce en un notable aumento del coste y de la complejidad del producto por lo que los dispositivos de bajo coste no lo incorporan, pudiendo llegar a poner en riesgo las vidas de los usuarios.

6. LÍNEAS FUTURAS

Son numerosas las posibles mejoras que se podrían implementar en el presente proyecto, pero por cuestión de tiempo y complejidad principalmente, han sido imposibles de incorporar. En primer lugar, sería de gran interés solucionar las limitaciones expuestas en el apartado anterior, sobre todo aquellas relacionadas con la seguridad de pacientes y profesionales que usen el dispositivo, la calibración, la precisión en las medidas y la actualización y corrección de errores, aunque todo ello llevaría, por supuesto, a un notable incremento en el precio del dispositivo lo cual sale de los límites del desarrollo de este trabajo. Otro aspecto de interés hubiera sido emplear el dispositivo en pacientes con estados alterados de consciencia (en compañía de profesionales sanitarios con la capacidad de realizar valoraciones clínicas y evaluar la eficacia y utilidad del dispositivo) y no solo en pacientes sanos, con el objetivo de valorar realmente como les afectan algunas terapias. Emplearlo en un entorno clínico real, implica la necesidad de homologación del dispositivo.

Por otra parte, sería de interés implementarlo todo como un sistema completo integrado en una sola placa. Esto facilitaría su portabilidad y su versatilidad permitiendo trasladar todo el dispositivo con su funcionalidad de forma sencilla. Esto se puede combinar con la posibilidad de agregar conectividad inalámbrica, como Bluetooth o Wi-Fi para una mayor movilidad y comodidad del usuario. También se puede integrar con plataformas en la nube, donde disponer de espacio suficiente para el almacenamiento y análisis de las señales capturadas. Esto podría involucrar la integración de plataformas como *Amazon Web Services* o *Google Cloud Platform*. La ventaja es que permitiría un acceso más sencillo a los datos captados y almacenados y habilitaría la capacidad de realizar de realizar análisis a gran escala.

En cuanto al hardware, podrían mejorarse las placas empleadas, es decir, se podría recurrir a chips de mayor calidad (aunque ello implica un aumento notable en el coste de desarrollo del dispositivo) y procesadores más potentes. Una opción sería el *M5Stack*, que es una plataforma de desarrollo de hardware basada en el ESP32. El ESP32 es un microcontrolador de relativamente bajo coste y bajo consumo que permite la incorporación de Wi-Fi y Bluetooth en un solo chip. Se emplea mucho en proyectos muy variados de IoT (*Internet of Things*) dada su versatilidad y capacidades de conectividad. A nivel más técnico, el ESP32 está basado en el procesador Tensilica Xtensa LX6 de doble núcleo, que puede funcionar a una velocidad de hasta 240 MHz. Viene con una amplia variedad de periféricos, como puertos GPIO (Entrada/Salida de Propósito General), UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*), SPI (*Serial Peripheral Interface*), I2C (*Inter-Integrated Circuit*), PWM (Modulación por Ancho de Pulso), ADC (Convertidor Analógico a Digital) y DAC (Convertidor Digital a Analógico) [53]. Todo ello permite que

se conecten al *M5Stack* módulos adicionales como sensores, actuadores y otros periféricos de manera sencilla sin necesidad de conocimientos profundos de programación. De esta forma, se podría desarrollar un dispositivo similar al que se presenta en este proyecto pero más potente, versátil y portátil.

Por último, relacionado con el software, podría crearse un software compilado (no el Matlab) de captura de señales para su visualización en el teléfono móvil. Además, este software podría incluir un sistema avanzado de análisis y postprocesado de señales que incorpore algoritmos capaces de eliminar el ruido, dejando señales mucho más limpias y por tanto con muchísimo más valor diagnóstico y capaces de detectar anomalías en las distintas señales biomédicas. Por supuesto, se podría diseñar una interfaz gráfica más avanzada con gráficos más detallados, opciones de personalización y características adicionales para facilitar la interpretación de las señales capturadas y con ello la obtención de resultados pronósticos o diagnósticos.

7. CONCLUSIONES

En conclusión, en el actual proyecto se ha logrado la implementación de un sistema de captura de señales biomédicas (ECG, EEG, EMG, PPG y GSR) a tiempo real, de bajo coste y funcional y su transmisión a ordenador para la evaluación de la respuesta a terapias de estimulación en pacientes con EAC. Para cumplir con este objetivo se han empleado distintas placas comerciales que hacen que el dispositivo sea reproducible y de bajo coste, dos de los objetivos establecido al principio del proyecto. A pesar de esto, cabe destacar que no se trata de un dispositivo comercializable y capaz de cumplir con una labor de pronóstico o diagnóstico en un ambiente sanitario real. Esto se debe a que tanto a nivel software como hardware presenta carencias frente a equipos comerciales reales, entre ellas que las señales no se visualizan de forma limpia a causa del ruido y la ausencia de algoritmos de postprocesado de señal y que requiere de un ordenador para realizar el registro, lo cual no se termina de adaptar al modo de trabajar de la mayoría de profesionales sanitarios ya que estos suelen preferir dispositivos integrados con su propio monitor que sean portables y no dependan de un ordenador externo.

La implementación del dispositivo de captura mediante Arduino y su integración con Matlab han demostrado ser eficientes y confiables. Mientras Arduino se emplea para la adquisición de datos biomédicos, Matlab proporciona herramientas de visualización en tiempo real. Esta combinación permite un trabajo efectivo en el análisis de señales biomédicas. Esto se acentúa más todavía con la interfaz gráfica y amigable desarrollada con el *AppDesigner* que permite una interacción muy intuitiva con los diferentes registros.

Un prototipo evolucionado al que se muestra en el presente proyecto y completamente desarrollado tiene potencial en el campo del pronóstico y diagnóstico de pacientes con EAC ya que son pocos los dispositivos destinados a esta área. Además, presenta un gran abanico de posibilidades en cuanto a posibles mejoras, que harían del dispositivo una útil herramienta para los profesionales clínicos. Incluir técnicas de procesado de señales y mejoras en la interfaz gráfica permitiría, sin duda, incrementar la productividad y eficiencia de los profesionales, así como la obtención de mejores resultados.

Con un dispositivo como el planteado se pueden monitorizar pacientes con EAC y ver la respuesta fisiológica de los mismos frente a diferentes terapias, lo que favorece el pronóstico, el diagnóstico del grado de alteración de la consciencia del individuo y también la toma de decisiones en cuanto a qué terapias aplicar a los diferentes pacientes según la respuesta que presenten a ellas. También cabe mencionar que el dispositivo proporciona una base sólida para futuros estudios y posibles investigaciones en el campo de la monitorización biomédica.

En definitiva, se ha logrado el objetivo inicial del proyecto y se ha desarrollado un sistema de captura de señales de bajo coste, código abierto y funcional para la evaluación de pacientes con estados alterados de consciencia.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] NeuroRHB. «Diagnóstico y tratamiento de Estados Alterados de Conciencia». *IRENEA - Instituto de Rehabilitación Neurológica*, 19 de noviembre de 2014, <https://irenea.es/blog-dano-cerebral/estados-alterados-de-conciencia-diagnostico-pronostico-y-tratamiento/>.
- [2] «Estados Alterados de Conciencia». *Fisioterapia Neurológica*, <https://www.fisioterapieneurolologica.es/patologias/estados-alterados-conciencia/>. Accedido 29 de mayo de 2023.
- [3] Watson Hernández, R. (2022). Interpretación del electrocardiograma normal. *Revista Ciencia y Salud Integrando Conocimientos*.
- [4] Kashou A, May A, Desimone C, Noseworthy P. The essential skill of ECG interpretation: How do we define and improve competency? Vol. 96, *Postgraduate Medical Journal*. 2020. p. 125-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1136/postgradmedj-2019-137191>
- [5] Guyton, A.C., & Hall, J.E. (2011). *Tratado De Fisiologia Medica*.
- [6] Harris PR. The Normal Electrocardiogram: Resting 12-Lead and Electrocardiogram Monitoring in the Hospital. *Crit Care Nurs Clin North Am*. 2016 Sep;28(3):281-96. doi: 10.1016/j.cnc.2016.04.002. Epub 2016 Jun 22. PMID: 27484657.
- [7] Dugarte J, Nelson, et al. «Técnicas de procesamiento de la señal ECGAR aplicadas en el prototipo DIGICARDIAC». *Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel*, vol. 46, n.o1-2, diciembre de 2015, pp. 84-106. [ve.scielo.org, http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0798-04772015000100007&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0798-04772015000100007&lng=es&nrm=iso&tlng=es).
- [8] Keenan, S. A., Carrillo, O., & Casseres, H. (2013). Electroencephalography. *Encyclopedia of Sleep*, 66-70.
- [9] Britton JW, Frey LC, Hopp JL, Korb P, Koubeissi MZ, Lievens WE, Pestana-Knight EM, St. Louis EK. *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants* [Internet]. St. Louis EK, Frey LC, editors. Chicago: American Epilepsy Society; 2016. PMID: 27748095.
- [10] Rampil IJ. A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiology*. 1998 Oct;89(4):980-1002. doi: 10.1097/0000542-199810000-00023. PMID: 9778016.
- [11] Rojas GM, Alvarez C, Montoya CE, de la Iglesia-Vayá M, Cisternas JE, Gálvez M. Study of Resting-State Functional Connectivity Networks Using EEG Electrodes Position As Seed. *Front Neurosci*. 2018 Apr 24;12:235. doi: 10.3389/fnins.2018.00235. PMID: 29740268; PMCID: PMC5928390.

- [12] Electromiografía y estudios de conducción nerviosa: Prueba de laboratorio de MedlinePlus.<https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/>. Accedido 30 de mayo de 2023.
- [13] Schmidt, Bruna Garcia, et al. «The use of surface electromiography as a measure of physiotherapy outcomes in children with cerebral palsy: a systematic review». *Journal of Human Growth and Development*, vol. 30, n.o 2, junio de 2020, pp. 216-26. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.7322/jhgd.v30.10368>.
- [14] Heinrichs K. Introduction to Surface Electromyography. *J Athl Train*. 1999 Jan-Mar;34(1):69. PMID: PMC1322880.
- [15] Correa-Figueroa, J. L., et al. «Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular». *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 37, n.o 1, abril de 2016, pp. 17-27. SciELO, <https://doi.org/10.17488/RMIB.37.1.4>.
- [16] BrainSigns. GSR-Brainsigns. <https://www.brainsigns.com/es/science/s2/technologies/gsr>. Accedido 31 de mayo de 2023.
- [17] Tronstad, C., Amini, M., Bach, D.R., & Martinsen, Ø.G. (2022). Current trends and opportunities in the methodology of electrodermal activity measurement. *Physiological Measurement*, 43.
- [18] Boucsein, W., (2012) *Electrodermal Activity*, Springer
- [19] Canabal, M. F., et al. «Electrodermal Activity Smart Sensor Integration in a Wearable Affective Computing System». 2020 XXXV Conference on Design of Circuits and Integrated Systems (DCIS), IEEE, 2020, pp. 1-6. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/DCIS51330.2020.9268662>.
- [20] Seguridad|IPEE_ieseba_1213. https://www.edu.xunta.gal/centros/iesblancoamorcolleredo/aulavirtual/pluginfile.php/7043/mod_imscp/content/1/seguridad.html#:~:text=La%20piel%20seca%20tiene%20una,organismo%20puede%20producir%20la%20muerte. Accedido 31 de mayo de 2023.
- [21] de Donato, B. T. (2021). Evaluation of Meditation Practice Using a Physiological Computing Mobile Application (Doctoral dissertation, Universidade de Lisboa (Portugal)).
- [22] John Allen. “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement” . En: *Physiological measurement* 28.3 (2007), R1 (vid. págs. 11, 55).
- [23] Cano Serrano, J. (2020). Desarrollo de un método de estimación de la presión arterial combinando fotoplethysmografía y electrocardiografía (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de Valencia).
- [24] W Wang. “Robust and automatic remote photoplethysmography” . En: (2017) (vid. págs. 11, 12).

- [25] Neurobit Optima 2 BT / USB - Portable equipment for neurofeedback, biofeedback and physiological data acquisition. <http://www.neurobitsystems.com/neurobitoptima.htm>. Accedido 1 de junio de 2023.
- [26] Sitaram, R., Ros, T., Stoeckel, L.E., Haller, S., Scharnowski, F., Lewis-Peacock, J.A., Weiskopf, N., Blefari, M.L., Rana, M., Oblak, E., Birbaumer, N., & Sulzer, J.S. (2017). Closed-loop brain training: the science of neurofeedback. *Nature Reviews Neuroscience*, 18, 86-100.
- [27] Keller I, Garbacenkaite R. Neurofeedback in three patients in the state of unresponsive wakefulness. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 2015 Dec;40(4):349-56. doi: 10.1007/s10484-015-9296-7. PMID: 26159769.
- [28] D. Galante, M. Melchionda. The introduction of bispectral index (BIS) in anesthesia practice. *Anaesth Pain Intensive Care.*, 16 (2012), pp. 230-231
- [29] Gan TJ, Glass PS, Windsor A, Payne F, Rosow C, Sebel P, Manberg P. Bispectral index monitoring allows faster emergence and improved recovery from propofol, alfentanil, and nitrous oxide anesthesia. BIS Utility Study Group. *Anesthesiology*. 1997 Oct;87(4):808-15. doi: 10.1097/00000542-199710000-00014. PMID: 9357882.
- [30] Monitor BISTM Vista de 2 canales | Medtronic (ES). <https://www.medtronic.com/covidien/es-es/products/brain-monitoring/bis-complete-2-channel-monitor.html#>. Accedido 1 de junio de 2023.
- [31] Senapathi, T.G., Wiryana, M., Aribawa, I.G., & Ryalino, C. (2017). Bispectral index value correlates with Glasgow Coma Scale in traumatic brain injury patients. *Open Access Emergency Medicine : OAEM*, 9, 43 - 46.
- [32] Shi D, Shen C, Wu J, Xu F, Feng Z, Xiang D, Li J, Chen J. Evaluation of Prognosis of Coma Patients With Acute Brain Injury by Electroencephalogram Bispectral Index Monitoring. *J Trauma Nurs*. 2021 Sep-Oct 01;28(5):298-303. doi: 10.1097/JTN.0000000000000607. PMID: 34491945.
- [33] Monitor CARESCAPE B850 | Monitorización de pacientes. <https://www.gehealthcare.es/products/patient-monitoring/patient-monitors/carescape-b850-monitor>. Accedido 2 de junio de 2023.
- [34] Fernández, Yúbal. «Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno». Xataka, 23 de septiembre de 2022, <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-functiona-que-puedes-hacer-uno>.
- [35] «Arduino Uno Rev3». Arduino Official Store, <https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3>. Accedido 5 de junio de 2023.
- [36] *UNO R3 | Arduino Documentation*. <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>. Accedido 5 de junio de 2023.
- [37] García, Torre, y Ana de La. *Proyecto de Implementación de un Sistema de Bajo Coste y Código Abierto para Estimación del Nivel de Consciencia*. Universitat Politècnica de

- València, 17 de septiembre de 2021. *riunet.upv.es*,
<https://riunet.upv.es/handle/10251/172718>.
- [38] *AD8232 ECG Módulo Monitor de Pulso Cardíaco – Novatronic*.
<https://novatronic.com/index.php/product/ad8232-ecg-modulo-monitor-de-pulso-cardiaco/>. Accedido 5 de junio de 2023.
- [39] «EEG Click». *MIKROE*, <http://www.mikroe.com/eeg-click>. Accedido 6 de junio de 2023.
- [40] «CJMCU-6701 GSR Skin Sensor Module Analog SPI 3.3V/5V CJMCU for Arduino - Products That Work with Official Arduino Boards». *Elecbee Factory*,
<https://www.elecbee.com/en-26222-6701-GSR-Skin-Sensor-Module-Analog-SPI-3-3V-5V-for-Arduino-products-that-work-with-official-Arduino->. Accedido 8 de junio de 2023.
- [41] *MCP3201 A/D Converters - Microchip Technology | Mouser*.
https://www.mouser.es/new/microchip/microchip-mcp3201-ad-converters/?gclid=CjwKCAjw-IWkBhBTEiwA2exyOwE4SNcGtA_ts68jcUB5KzDGx_4ESVpdPSCPSBviD_81nk5WOyzhphoCk6QQAvD_BwE. Accedido 8 de junio de 2023.
- [42] «MCP607-I/SN Microchip Technology | Mouser». *Mouser Electronics*,
<https://www.mouser.es/ProductDetail/579-MCP607-I-SN>. Accedido 8 de junio de 2023.
- [43] «SENSOR DE CONCENTRACION DE OXIGENO MAX30102 MH-ET LIVE». *MACTRONICA*,
<https://www.mactronica.com.co/sensor-de-concentracion-de-oxigeno-max30102-mh-et-live>. Accedido 8 de junio de 2023.
- [44] *Mixed-signal and digital signal processing ICs | Analog Devices*.
<https://www.analog.com/en/index.html>. Accedido 8 de junio de 2023.
- [45] *Sensor de señal EMG Muscular para arduino EMG3 - Tecnoteca*.
<https://www.tecnoteca.es/producto/sensor-de-senal-emg-muscular-para-arduino-emg3/>. Accedido 13 de junio de 2023.
- [46] Ortega Toapanta, C. G. (2021). *Sistema electrónico de rehabilitación para personas que padecen la enfermedad neurológica de parálisis facial periférica* (Bachelor's thesis, Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial. Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones).
- [47] Córdova Ricapa, Fernando. *Desarrollo de un sistema para la evaluación de la actividad muscular mediante electrodos de superficie*. septiembre de 2013. *tesis.pucp.edu.pe*,
<https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/4768>.
- [48] «Monitoring». *comepa*, <https://www.comepa.com/copie-de-gamme-monitoring>.
Accedido 8 de junio de 2023.
- [49] *About Arduino*. <https://www.arduino.cc/en/about>. Accedido 14 de junio de 2023.

- [50] «Qué es C: Características y sintaxis». *OpenWebinars.net*, 4 de septiembre de 2019, <https://openwebinars.net/blog/que-es-c/>.
- [51] *MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico*. <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>. Accedido 14 de junio de 2023.
- [52] *MATLAB App Designer*. <https://es.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html>. Accedido 14 de junio de 2023.
- [53] «M5Stack - Modular Rapid ESP32 IoT Development Board - ESP32 Dev Kits». *M5stack-Store*, <https://m5stack.com/>. Accedido 15 de junio de 2023.

II. MANUAL DE USUARIO

Para la correcta utilización del sistema que se presenta en el proyecto, el individuo debe seguir los pasos que se establecen en el manual de usuario. A continuación, se explican los pasos a seguir para la obtención de los registros. Hay que considerar que se trata de una interfaz simple en su estado inicial de desarrollo con posibilidad de expandir sus prestaciones en gran medida. Son muchas las opciones de mejora en cuanto a robustez, comodidad y funcionalidad de la interfaz pero que por falta de tiempo y conocimientos no ha sido posible implementarlas. A pesar de ello se cumple con el objetivo inicial del proyecto que es el de crear un prototipo funcional.

1. CAPTURAR DATOS

PASO 1: Colocación de los electrodos de medida sobre el paciente para la obtención de las señales de ECG, EEG, EMG y GSR. Se deben colocar como lo indican las siguientes Figuras.

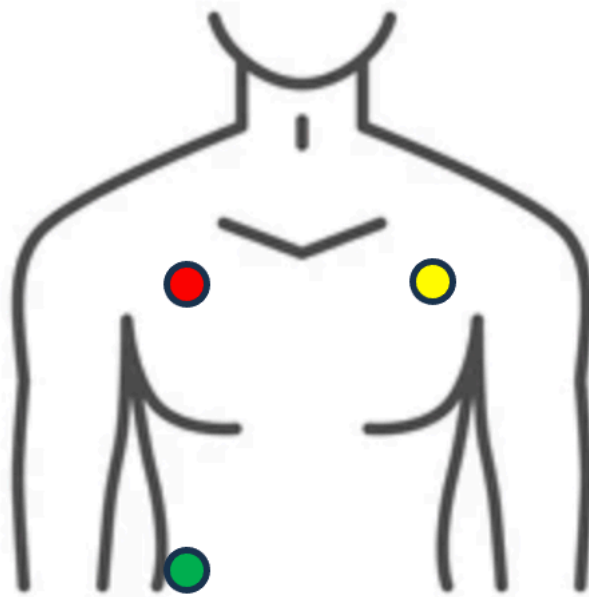


Figura 26: Colocación de los electrodos para la adquisición de ECG.

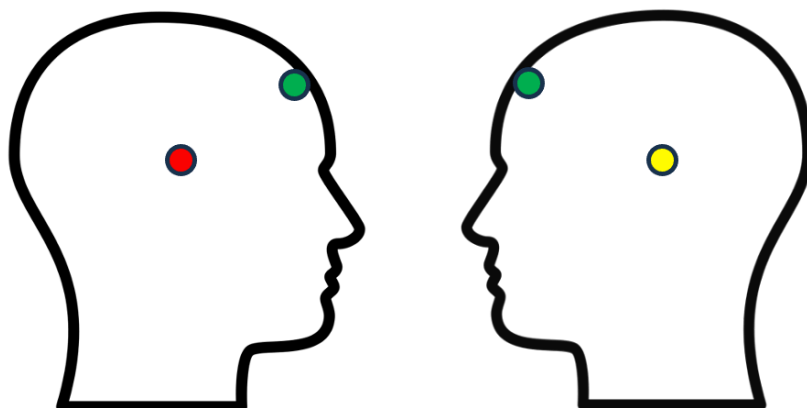


Figura 27: Colocación de los electrodos para la adquisición de EEG.

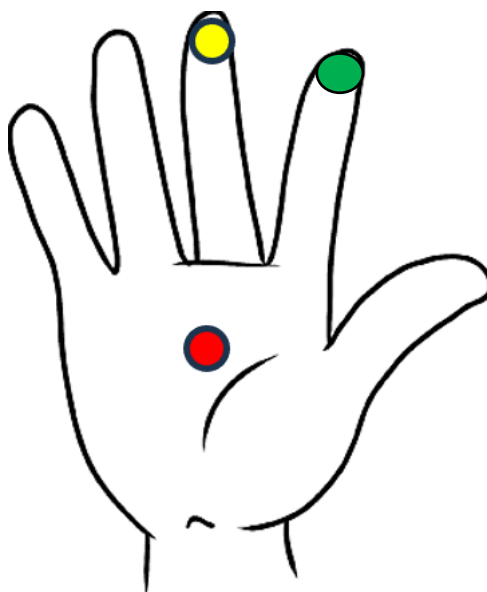


Figura 28: Colocación de los electrodos para la adquisición de GSR.

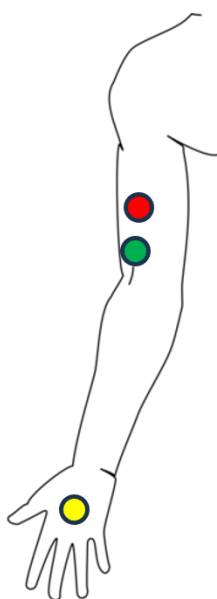


Figura 29: Colocación de los electrodos para la adquisición de EMG.

Para la obtención de los valores de PPG se debe apoyar suavemente y ejerciendo presión constante con el dedo índice sobre el sensor.

Paso 2: Conectar la placa Arduino Uno al ordenador a través de un puerto USB.

Paso 3: Abrir Matlab y abrir la interfaz gráfica con formato *mlapp*.

Paso 4: Pulsar el botón *Capturar datos*. Una vez pulsado, el mismo pasará a mostrar el mensaje de “*Sensando...*” y se irán formando las señales a tiempo real.

2. PARAR

Paso 1: Asegurarse de realizar los pasos 1, 2 y 3 del apartado anterior.

Paso 2: Una vez se estén capturando datos, pulsar el botón *Parar*. Esto dejará las gráficas congeladas, permitiendo la visualización estática de una parte de interés de la señal. Esta funcionalidad es de utilidad para analizar cambios en las señales que puedan ser indicadores del efecto de las terapias sobre los pacientes con EAC.

3. GUARDAR

Paso 1: Asegurarse de realizar los pasos 1, 2 y 3 del primer apartado.

Paso 2: Parar el registro cuando se crea oportuno o se quiera.

Paso 3: Pulsar el botón de *Guardar*. Esto automáticamente almacenará los datos de las señales en ficheros *txt*. Esto va a posibilitar que si se desea acceder a una señal en concreto, se tengan sus datos y sea fácil de representar en alguna aplicación como Matlab.

4. NUEVO REGISTRO

Paso 1: Asegurarse de realizar los pasos 1, 2 y 3 del primer apartado.

Paso 2: Si se ha pulsado el botón *Capturar datos* y se desea realizar una nueva captura, pulsar el botón *Nuevo registro* abrirá una segunda interfaz idéntica a la primera donde poder realizar una segunda adquisición de datos. De esta forma va a ser posible comparar dos registros realizados en distintos instantes.

5. REVISAR REGISTRO ANTIGUO

Paso 1: Asegurarse de realizar los pasos 1, 2 y 3 del primer apartado.

Paso 2: Pulsar el botón *Revisar Registro Antiguo* si se desea visualizar en la interfaz completa los datos previamente guardados en los ficheros *txt*.

III. PRESUPUESTO

1. CUADRO DE PRECIOS MANO DE OBRA

La mano de obra de este proyecto es un ingeniero biomédico junior encargado de la realización del trabajo en sí y un ingeniero biomédico senior con la función de supervisor del trabajo realizado.

Para calcular el coste por hora de cada uno de ellos hay que tener en cuenta que el salario anual de un ingeniero biomédico con poca experiencia es de 29.000 € y el de un ingeniero biomédico senior de 51.000 €.

Considerando que en un año se trabajan 224 días con una jornada laboral de 8 horas, el total es de 1792 horas en un año. Esto implica que el coste por hora de un ingeniero biomédico junior y senior es de 16,18 € y 28,46 € respectivamente.

Cuadro de mano de obra					Página 1
Num.	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IBJ	Ingeniero Biomédico Junior	16,180	215,000	3478,700
2	MO.IBS	Ingeniero Biomédico Senior	28,460	9,000	256,140
				Total mano de obra:	3734,840

Tabla 2: Cuadro de Mano de Obra.

2. CUADRO DE PRECIOS MAQUINARIA

Para especificar los costes referidos a la maquinaria hay que tener en cuenta el factor de la amortización para cada elemento. Se tendrá en cuenta como maquinaria el ordenador portátil, cada una de las placas hardware empleadas para el registro de señales y las licencias del Matlab y Microsoft365. El factor de amortización se calcula según la siguiente ecuación.

$$\text{Factor de amortización} = \frac{\text{Tiempo amortizado (años)}}{\text{Amortización (años)}} \quad (1)$$

Para el portátil se considera un tiempo amortizado de 3 meses y una amortización de 6 años. Para las placas hardware, un tiempo amortizado de 1 mes y una amortización de dos años (los electrodos son desechables por lo que se introduce su coste unitario ya que se van a emplear tan solo una vez). En cuanto a la licencia de Matlab se considera un tiempo amortizado de 2 meses y una amortización de 3 años y por último de la licencia de Microsoft365 el tiempo amortizado es de 3 meses y la amortización de 3 años.

Cuadro de maquinaria					Página 1	
Num.	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Factor Amortización	Total	
1	MAQ.PC	Ordenador Portátil	1.300,000	0,040	52,000	
2	MAQ.Matlab	Licencia Matlab 2021a	2.000,000	0,050	100,000	
3	MAQ.O365	Licencia de Office365	69,000	0,083	5,727	
4	MAQ.Ard	Arduino Uno	28,000	0,040	1,120	
5	MAQ.ECG	AD8323 ECG	12,000	0,040	0,480	
6	MAQ.EEG	EEG Click	43,000	0,040	1,720	
7	MAQ.GSR	CJMCU-670 1	7,000	0,040	0,280	
8	MAQ.PPG	MH-ET Live Max30102	2,000	0,040	0,080	
9	MAQ.EMG	AD8832 EMG	48,000	0,040	1,920	
10	MAQ.Elec	Electrodos	1,000	11,000	11,000	
11	MAQ.CE	Cable Electrodo	10,000	0,160	1,600	
12	MAQ.Cab	Cables de puente	0,100	1,160	0,116	
Total maquinaria:					176,043	

Tabla 3: Cuadro de Maquinaria.

3. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

En el siguiente apartado se especifica el precio de cada una de las fases del trabajo teniendo en cuenta la mano de obra y la maquinaria.

Cuadro de precios descompuestos					
Nº	Designación			Importe	
				Parcial (Euros)	Total (Euros)
1.1	1 Definición del proyecto				
	h Reunión inicial con el tutor del TFG para planificar el proyecto				
	(Mano de obra)				
		Ingeniero Biomédico Junior	1,000	16,180	16,180
		Ingeniero Biomédico Senior	1,000	28,460	28,460
	(Maquinaria)				
		Ordenador Portátil	0,040	1.300,000	52,000
	Licencia de Office365	0,083	69,000	5,727	
	4% Costes indirectos			4,095	
				106,462	
2.1	2 Investigación del estado del arte				
	h Investigación sobre Arduino, EAC y dispositivos comerciales actuales				
	(Mano de obra)				
		Ingeniero Biomédico Junior	30,000	16,180	485,400
		Ingeniero Biomédico Senior	1,000	28,460	28,460
	(Maquinaria)				
		Ordenador Portátil	0,040	1.300,000	52,000
	4% Costes indirectos			22,634	
				588,494	
2.2	h Aprendizaje del manejo de los software empleados				
	(Mano de obra)				
		Ingeniero Biomédico Junior	20,000	16,180	323,600
	(Maquinaria)				
		Ordenador Portátil	0,040	1.300,000	52,000
		Licencia Matlab	0,050	2.000,000	100,000
	4% Costes indirectos			19,024	
				494,624	

Nº	Designación	Importe	
		Parcial (Euros)	Total (Euros)
3.1	3 Implementación del hardware		
	u Dispositivos y sensores		
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	4,000	16,180
	(Maquinaria)		
	Arduino Uno	0,040	28,000
	AD8323 ECG	0,040	12,000
	EEG Click	0,040	43,000
	CJMCU-6701	0,040	7,000
	MH-ET Live Max30102	0,040	2,000
	AD8832 EMG	0,040	48,000
	Electrodos	11,000	1,000
	Cable Electrodo	0,160	10,000
	Cables de puente	1,160	0,100
4% Costes indirectos		3,321	
4.1	4 Implementación del software		86,357
	h Programación en Arduino para obtención de señales		
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	15,000	16,180
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
4% Costes indirectos		11,788	
4.2	h Programación en Matlab para visualización de señales		306,488
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	10,000	16,180
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
	Licencia Matlab	0,050	2.000,000
4% Costes indirectos		12,552	
			326,352

Nº	Designación	Importe	
		Parcial (Euros)	Total (Euros)
4.3	h Diseño y desarrollo de la interfaz de usuario		
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	15,000	16,180
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
	Licencia Matlab	0,050	2.000,000
	4% Costes indirectos		15,788
4.4	h Comprobación del funcionamiento		
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	5,000	16,180
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
	Licencia Matlab	0,050	2.000,000
	Arduino Uno	0,040	28,000
	AD8323 ECG	0,040	12,000
	EEG Click	0,040	43,000
	CJMCU-6701	0,040	7,000
	MH-ET Live Max30102	0,040	2,000
	AD8832 EMG	0,040	48,000
	Electrodos	11,000	1,000
	Cable Electrodo	0,160	10,000
Cables de puente	1,160	0,100	
	4% Costes indirectos		10,049
5.1	5 Redacción y defensa del TFG		
	h Redacción del documento		
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	100,000	16,180
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
	Licencia de Office365	0,083	69,000
	4% Costes indirectos		67,029
			261,265
			1742,756

Nº	Designación	Importe	
		Parcial (Euros)	Total (Euros)
5.2	h Revisión de documentos		
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	5,000	16,180
	Ingeniero Biomédico Senior	5,000	28,460
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
	4% Costes indirectos		11,008
5.3	h Preparación de la defensa del proyecto		286,208
	(Mano de obra)		
	Ingeniero Biomédico Junior	10,000	16,180
	Ingeniero Biomédico Senior	2,000	28,460
	(Maquinaria)		
	Ordenador Portátil	0,040	1.300,000
	4% Costes indirectos		10,829
			281,549

Tabla 4: Cuadro de precios descompuestos.

4. PRESUPUESTO TOTAL

Para la obtención del presupuesto total del proyecto se debe sumar el presupuesto total de mano de obra y de materiales. Esto es lo que se conoce como Presupuesto de Ejecución Material (PEM). A partir de este dato se calculan los Gastos Generales, que suponen un 12% del PEM y el Beneficio Industrial (6% del PEM). Sumando todos estos valores se obtiene el Presupuesto de ejecución por Contrata (PC), al cual se le tiene que aplicar el 21% de IVA. De esta forma se obtiene el Presupuesto Total.

Presupuesto Total			
Num.	Código	Concepto	Precio Total
1	MO	Coste de mano de obra	3734,840
2	MAQ	Coste de maquinaria	176,043
3		Total PEM	3910,883
4	GG	Gastos Generales	469,306
5	BI	Beneficio Industrial	234,653
6		Total PC	4614,842
7	IVA	Impuesto sobre el Valor Añadido	969,117
		Total Presupuesto	5583,959

Tabla 5: Presupuesto total.

IV. ANEJOS

ANEJO 1. CÓDIGO DE ARDUINO

```

//Librerías necesarias para el sensor MH-ET LIVE
#include <MAX30105.h>
#include <heartRate.h>
#include <spo2_algorithm.h>

//Variables para PPG-----
MAX30105 particleSensor;

#define MAX_BRIGHTNESS 255

#if defined(_AVR_ATmega328P) || defined(AVR_ATmega168_)
//Arduino Uno doesn't have enough SRAM to store 100 samples of IR led data and red led data in 32-bit format
//To solve this problem, 16-bit MSB of the sampled data will be truncated. Samples become 16-bit data.
uint16_t irBuffer[100]; //infrared LED sensor data
uint16_t redBuffer[100]; //red LED sensor data
#else
uint32_t irBuffer[100]; //infrared LED sensor data
uint32_t redBuffer[100]; //red LED sensor data
#endif

int32_t bufferLength; //data length
//int32_t spo2; //SP02 value
int spo2 = 0; //SP02 value
int8_t validSP02; //indicator to show if the SP02 calculation is valid
//int32_t heartRate; //heart rate value
int heartRate= 0;
int8_t validHeartRate; //indicator to show if the heart rate calculation is valid

byte pulseLED = 11; //Must be on PWM pin
byte readLED = 13; //Blinks with each data read

//Variables para el ECG-----
int analogPinECG = A0;
unsigned long currentTimeECG = 0;
unsigned long lastSampleTimeECG = 0;
unsigned int samplingTimeECG = 15;

//Variables para EEG-----
int analogPinEEG = A1;
unsigned long currentTimeEEG = 0;
unsigned long lastSampleTimeEEG = 0;
unsigned int samplingTimeEEG = 5;

//Variables para GSR-----
int analogPinGSR = A2;
unsigned long currentTimeGSR = 0;
unsigned long lastSampleTimeGSR = 0;
unsigned int samplingTimeGSR = 1;

//Variables para EMG-----
int analogPinEMG = A3;
unsigned long currentTimeEMG = 0;
unsigned long lastSampleTimeEMG = 0;
unsigned int samplingTimeEMG = 1;

```

```

void setup() {
  //Establecemos la conexión serial
  Serial.begin(9600);

  //Pines para PPG
  pinMode(pulseLED, OUTPUT);
  pinMode(readLED, OUTPUT);

  // Initialize sensor
  if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) //Use default I2C port, 400kHz speed
  {
    Serial.println(F("MAX30105 was not found. Please check wiring/power."));
    while (1);
  }

  byte ledBrightness = 60; //Options: 0=Off to 255=50mA
  byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
  byte ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR + Green
  byte sampleRate = 100; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
  int pulseWidth = 411; //Options: 69, 118, 215, 411
  int adcRange = 4096; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384

  particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate, pulseWidth, adcRange); //Configure sensor with these settings
}

void loop() {
  //Definición de los tiempos
  currentTimeEMG = millis();
  currentTimeECG = millis();
  currentTimeEEG = millis();
  currentTimeGSR = millis();

  //Código para ECG-----
  if (currentTimeECG - lastSampleTimeECG >= samplingTimeECG) {
    analogPinECG = analogRead(A0);
    lastSampleTimeECG = currentTimeECG;
  }

  //Código para EEG-----
  if (currentTimeEEG - lastSampleTimeEEG >= samplingTimeEEG) {
    analogPinEEG = analogRead(A1);
    lastSampleTimeEEG = currentTimeEEG;
  }

  //Código para GSR-----
  if (currentTimeGSR - lastSampleTimeGSR >= samplingTimeGSR) {
    analogPinGSR = analogRead(A2);
    lastSampleTimeGSR = currentTimeGSR;
  }

  //Código para EMG-----
  if (currentTimeEMG - lastSampleTimeEMG >= samplingTimeEMG) {
    analogPinEMG = analogRead(A3);
    lastSampleTimeEMG = currentTimeEMG;
  }

  //Código para MH-ET (oxígeno y frecuencia cardiaca)-----
  // Serial.print(F(", HR="));
  heartRate = analogRead(A4);
  spo2 = analogRead(A5);

  Serial.print(analogPinECG);
  Serial.print(",");
  Serial.print(analogPinEEG);
  Serial.print(",");
  Serial.print(analogPinGSR);
  Serial.print(",");
  Serial.print(analogPinEMG);
  Serial.print(",");
  Serial.print(spo2, DEC);
  Serial.print(",");
  Serial.println(heartRate, DEC);
}

```

ANEJO 2. CÓDIGO DE APPDESIGNER

```

classdef UltimaInterfaz < matlab.apps.AppBase

    % Properties that correspond to app components
    properties (Access = public)
        UIFigure                matlab.ui.Figure
        RegistroPanel            matlab.ui.container.Panel
        RevisarregistroantiguoButton matlab.ui.control.Button
        NuevoregistroButton      matlab.ui.control.Button
        FrecuenciacardiacaEditField matlab.ui.control.NumericEditField
        GuardarButton            matlab.ui.control.Button
        PararButton              matlab.ui.control.Button
        FrecuenciacardiacaEditFieldLabel matlab.ui.control.Label
        SaturaciondeoxigenoEditField matlab.ui.control.NumericEditField
        SaturacindeoxgenoLabel   matlab.ui.control.Label
        CapturardatosButton      matlab.ui.control.StateButton
        UIAxes4                  matlab.ui.control.UIAxes
        UIAxes3                  matlab.ui.control.UIAxes
        UIAxes2                  matlab.ui.control.UIAxes
        UIAxes                    matlab.ui.control.UIAxes
    end

```

```

    properties (Access = public)
        % Variables que contienen los datos para ser guardados
        Guardar_ECG
        Guardar_EEG
        Guardar_GSR
        Guardar_EMG
        Guardar_PPG1
        Guardar_PPG2
        Parar=0 % Para detener el envío de datos
        time_vector=[];
        sECG=[];
        sEEG=[];
        sGSR=[];
        sEMG=[];
        sPPG1=[];
        sPPG2=[];
    end

```

```

    % Callbacks that handle component events
    methods (Access = private)

        % Value changed function: CapturardatosButton
        function CapturardatosButtonValueChanged(app, event)
            value = app.CapturardatosButton.Value;
            killports
            s = serial('/dev/cu.usbmodem142201'); %Lectura puerto serie
            set(s, 'BaudRate', 9600); % lectura a 9600 baudios por segundo
            fopen(s) %Establecemos la conexión real
            clf;
        end
    end

```

```
app.time_vector(1)=0;

%ECG
xiniECG=0;
xfinECG=200;
Hecg=animatedline(app.UIAxes);
app.UIAxes.XLim=[xiniECG,xfinECG];

%EEG
xiniEEG=0;
xfinEEG=100;
Heeg=animatedline(app.UIAxes2);
app.UIAxes2.XLim=[xiniEEG,xfinEEG];

%GSR
xiniGSR=0;
xfinGSR=100;
Hgsr=animatedline(app.UIAxes3);
app.UIAxes3.XLim=[xiniGSR,xfinGSR];

%EMG
xiniEMG=0;
xfinEMG=200;
Hemg=animatedline(app.UIAxes4);
app.UIAxes4.XLim=[xiniEMG,xfinEMG];

k=1;

app.Parar=0;

while (value==1)&&(app.Parar==0)

if k>1
    app.time_vector(k)=app.time_vector(k-1)+1;
end

datos = fscanf(s);

app.sECG(k) = datos(1);
app.Guardar_ECG=app.sECG;

app.sEEG(k) = datos(2);
app.Guardar_EEG=app.sEEG;

app.sGSR(k) = datos(3);
app.Guardar_GSR=app.sGSR;

app.sEMG(k) = datos(4);
app.Guardar_EMG=app.sEMG;
```

```

app.sPPG1(k) = datos(5);
app.Guardar_PPG1=app.sPPG1;

app.sPPG2(k) = datos(6);
app.Guardar_PPG2=app.sPPG2;

if k<=100
    %app.time_vector(k)>=xiniECG & app.time_vector<=xfinECG

    xlim(app.UIAxes, [xiniECG,xfinECG]);
    xlim(app.UIAxes2, [xiniEEG,xfinEEG]);
    xlim(app.UIAxes3, [xiniGSR,xfinGSR]);
    xlim(app.UIAxes4, [xiniEMG,xfinEMG]);
else
    xiniECG=xiniECG+1;
    xfinECG=xfinECG+1;
    xlim(app.UIAxes, [xiniECG,xfinECG]);

    xiniEEG=xiniEEG+1;
    xfinEEG=xfinEEG+1;
    xlim(app.UIAxes2, [xiniEEG,xfinEEG]);

    xiniGSR=xiniGSR+1;
    xfinGSR=xfinGSR+1;
    xlim(app.UIAxes3, [xiniGSR,xfinGSR]);

    xiniEMG=xiniEMG+1;
    xfinEMG=xfinEMG+1;
    xlim(app.UIAxes4, [xiniEMG,xfinEMG]);
end

addpoints(Hecg,app.time_vector(k),app.sECG(k));
drawnow limitrate;

addpoints(Heeg,app.time_vector(k),app.sEEG(k));
drawnow limitrate;

addpoints(Hgsr,app.time_vector(k),app.sGSR(k));
drawnow limitrate;

addpoints(Hemg,app.time_vector(k),app.sEMG(k));
drawnow limitrate;

app.SaturaciondeoxigenoEditField.Value=app.sPPG1(k);
app.FrecuenciacardiacaEditField.Value=app.sPPG2(k);

k=k+1;

set(app.CapturardatosButton,'BackgroundColor', ...
|[0 0 1],'FontColor',[0 1 0],'Text','Sensando...');
    %pause(0.02);

end

```

```

end

% Button pushed function: NuevoregistroButton
function NuevoregistroButtonPushed(app, event)
    UltimaInterfaz;
end

% Button pushed function: RevisarregistroantiguoButton
function RevisarregistroantiguoButtonPushed(app, event)
    %ECG
    filenameECG = 'datosguardadosECG.txt';
    ECG=importdata(filenameECG);
    muestra=1:length(ECG);
    plot(app.UIAxes,muestra,ECG);

    %EEG
    filenameEEG = 'datosguardadosEEG.txt';
    EEG=importdata(filenameEEG);
    muestra=1:length(EEG);
    plot(app.UIAxes2,muestra,EEG);

    %GSR
    filenameGSR = 'datosguardadosGSR.txt';
    GSR=importdata(filenameGSR);
    muestra=1:length(GSR);
    plot(app.UIAxes3,muestra,GSR);

    %EMG
    filenameEMG = 'datosguardadosEMG.txt';
    EMG=importdata(filenameEMG);
    muestra=1:length(EMG);
    plot(app.UIAxes4,muestra,EMG);

    %PPG
    filenamePPG1 = 'datosguardadosPPG1.txt';
    PPG1=importdata(filenamePPG1);
    app.SaturaciondeoxigenoEditField.Value=PPG1;

    filenamePPG2 = 'datosguardadosPPG2.txt';
    PPG2=importdata(filenamePPG2);
    app.FrecuenciacardiacaEditField.Value=PPG2;
end

% Button pushed function: GuardarButton
function GuardarButtonPushed(app, event)

```

```

% Guardar datos ECG
ECG = app.Guardar_ECG
save('datosguardadosECG.txt','ECG','-ascii')

% Guardar datos EEG
EEG = app.Guardar_EEG
save('datosguardadosEEG.txt','EEG','-ascii')

% Guardar datos GSR
GSR = app.Guardar_GSR
save('datosguardadosGSR.txt','GSR','-ascii')

% Guardar datos EMG
EMG = app.Guardar_EMG
save('datosguardadosEMG.txt','EMG','-ascii')

% Guardar datos PPG
PPG1 = app.Guardar_PPG1
save('datosguardadosPPG1.txt','PPG1','-ascii')

PPG2 = app.Guardar_PPG2
save('datosguardadosPPG2.txt','PPG2','-ascii')

```

```
end
```

```

% Button pushed function: PararButton
function PararButtonPushed(app, event)
    app.Parar=1;

```

```
end
```

```
end
```

```

% Component initialization
methods (Access = private)

```

```

% Create UIFigure and components
function createComponents(app)

```

```

% Create UIFigure and hide until all components are
app.UIFigure = uifigure('Visible', 'off');
app.UIFigure.Position = [100 100 789 723];
app.UIFigure.Name = 'UI Figure';

```

```

% Create RegistroPanel
app.RegistroPanel = uipanel(app.UIFigure);
app.RegistroPanel.Title = 'Registro';
app.RegistroPanel.FontWeight = 'bold';
app.RegistroPanel.Position = [25 10 723 688];

```



```
% Create UIAxes
app.UIAxes = uiaxes(app.RegistroPanel);
title(app.UIAxes, 'ECG')
xlabel(app.UIAxes, 'Muestra')
ylabel(app.UIAxes, 'Voltaje( $\mu$ V)')
app.UIAxes.XGrid = 'on';
app.UIAxes.YGrid = 'on';
app.UIAxes.Box = 'on';
app.UIAxes.Position = [351 441 355 218];

% Create UIAxes2
app.UIAxes2 = uiaxes(app.RegistroPanel);
title(app.UIAxes2, 'EEG')
xlabel(app.UIAxes2, 'Muestra')
ylabel(app.UIAxes2, 'Voltaje( $\mu$ V)')
app.UIAxes2.XGrid = 'on';
app.UIAxes2.YGrid = 'on';
app.UIAxes2.Box = 'on';
app.UIAxes2.Position = [1 252 331 261];

% Create UIAxes3
app.UIAxes3 = uiaxes(app.RegistroPanel);
title(app.UIAxes3, 'GSR')
xlabel(app.UIAxes3, 'Muestras')
ylabel(app.UIAxes3, 'Resistencia( $\Omega$ )')
app.UIAxes3.XGrid = 'on';
app.UIAxes3.YGrid = 'on';
app.UIAxes3.Box = 'on';
app.UIAxes3.Position = [1 9 331 233];

% Create UIAxes4
app.UIAxes4 = uiaxes(app.RegistroPanel);
title(app.UIAxes4, 'EMG')
xlabel(app.UIAxes4, 'Muestras')
ylabel(app.UIAxes4, 'Voltaje( $\mu$ V)')
app.UIAxes4.XGrid = 'on';
app.UIAxes4.YGrid = 'on';
app.UIAxes4.Box = 'on';
app.UIAxes4.Position = [351 165 365 245];
```

```

% Create CapturardatosButton
app.CapturardatosButton = uibutton(app.RegistroPanel, 'state');
app.CapturardatosButton.ValueChangedFcn = createCallbackFcn(app, @CapturardatosButtonV
app.CapturardatosButton.Text = 'Capturar datos';
app.CapturardatosButton.Position = [27 627 112 32];

% Create SaturacindeoxgenoLabel
app.SaturacindeoxgenoLabel = uilabel(app.RegistroPanel);
app.SaturacindeoxgenoLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.SaturacindeoxgenoLabel.FontSize = 16;
app.SaturacindeoxgenoLabel.Position = [395 105 166 22];
app.SaturacindeoxgenoLabel.Text = 'Saturación de oxígeno';

% Create SaturaciondeoxigenoEditField
app.SaturaciondeoxigenoEditField = uieditfield(app.RegistroPanel, 'numeric');
app.SaturaciondeoxigenoEditField.Position = [576 96 130 40];

% Create FrecuenciacardiacaEditFieldLabel
app.FrecuenciacardiacaEditFieldLabel = uilabel(app.RegistroPanel);
app.FrecuenciacardiacaEditFieldLabel.HorizontalAlignment = 'right';
app.FrecuenciacardiacaEditFieldLabel.FontSize = 16;
app.FrecuenciacardiacaEditFieldLabel.Position = [411 46 150 39];
app.FrecuenciacardiacaEditFieldLabel.Text = 'Frecuencia cardiaca';

% Create PararButton
app.PararButton = uibutton(app.RegistroPanel, 'push');
app.PararButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app, @PararButtonPushed, true);
app.PararButton.Position = [157 627 110 32];
app.PararButton.Text = 'Parar';

% Create GuardarButton|
app.GuardarButton = uibutton(app.RegistroPanel, 'push');
app.GuardarButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app, @GuardarButtonPushed, true);
app.GuardarButton.Position = [157 583 110 34];
app.GuardarButton.Text = 'Guardar';

% Create FrecuenciacardiacaEditField
app.FrecuenciacardiacaEditField = uieditfield(app.RegistroPanel, 'numeric');
app.FrecuenciacardiacaEditField.Position = [576 46 130 39];

% Create NuevoregistroButton
app.NuevoregistroButton = uibutton(app.RegistroPanel, 'push');
app.NuevoregistroButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app, @NuevoregistroButto
app.NuevoregistroButton.Position = [27 583 112 34];
app.NuevoregistroButton.Text = 'Nuevo registro';

% Create RevisarregistroantiguoButton
app.RevisarregistroantiguoButton = uibutton(app.RegistroPanel, 'push');
app.RevisarregistroantiguoButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app, @Revisarre
app.RevisarregistroantiguoButton.Position = [72 532 150 40];
app.RevisarregistroantiguoButton.Text = 'Revisar registro antiguo';

% Show the figure after all components are created
app.UIFigure.Visible = 'on';
end
end

% App creation and deletion
methods (Access = public)

% Construct app
function app = UltimaInterfaz

```

```
% Create UIFigure and components
createComponents(app)

% Register the app with App Designer
registerApp(app, app.UIFigure)

if nargin == 0
    clear app
end
end

% Code that executes before app deletion
function delete(app)

    % Delete UIFigure when app is deleted
    delete(app.UIFigure)
end
end
end
```