

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

MÁSTER EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN



UNIVERSITAS  
*Miguel Hernández*

“DISEÑO DE UNA PLATAFORMA  
MULTICANAL PARA EL REGISTRO DE  
SEÑALES EMG”

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

Septiembre – 2021

AUTOR: Óscar Fernández Ballesteros

DIRECTOR/ES: Eduardo Iáñez Martínez

Mario Ortiz García



## Agradecimientos

Agradezco a mis tutores por la oportunidad de realizar este proyecto, su ayuda proporcionada y su dedicación. Sobre todo, a Eduardo por la ayuda y atención proporcionada en tiempos difíciles de la pandemia.

También agradecer a mi familia, sin cuya ayuda incondicional y apoyo durante estos meses esto no hubiera sido posible.





## Resumen

El presente proyecto tiene como objetivo el diseño de una plataforma de adquisición de señales electromiográficas, con el fin de aportar una alternativa de bajo coste frente a los dispositivos comerciales existentes en el mercado actual. Para ello, se ha realizado el diseño de un circuito analógico cuyo fin es adquirir y acondicionar la señal, y la cual posteriormente es digitalizada mediante PSoC y enviada a Matlab para aplicar un último procesamiento digital. Esto puede ser útil en multitud de aplicaciones como por ejemplo en prótesis o exoesqueletos.

También se ha evaluado la adquisición de señal EMG en un usuario real y se ha comparado con un dispositivo comercial como la placa de evaluación eHealth.

Además, mediante unas gráficas se puede obtener información relevante de la señal EMG durante el tiempo de adquisición, como la envolvente de la señal y si el usuario ha realizado o no fuerza en formato binario.





## Índice

1	Introducción .....	9
1.1	Motivación .....	9
1.2	Objetivo .....	10
1.3	Estructura .....	10
2	Estado del arte .....	13
2.1	Señal mioeléctrica .....	13
2.2	Adquisición de la señal mioeléctrica .....	16
2.3	Interferencias .....	18
2.3.1	Eliminación de interferencias .....	21
2.4	Tipos de electrodos y posicionamiento .....	21
2.5	Aplicaciones de la señal EMG .....	23
3	Materiales y métodos .....	27
3.1	Hardware .....	27
3.1.1	PSoC 4: CYCKit-044 .....	27
3.1.2	INA 128P .....	33
3.1.3	Amplificadores operacionales .....	34
3.1.4	Componentes discretos .....	36
3.1.5	eHealth .....	36
3.2	Adquisición de la señal .....	40
3.2.1	Electrodos .....	40
3.2.2	Ubicación y colocación .....	41
3.2.3	Consideraciones prácticas .....	44
3.3	Procesamiento y acondicionamiento de la señal .....	44
3.3.1	Adquisición .....	45
3.3.2	Filtrado .....	46
3.3.3	Rectificación .....	49
3.3.4	Obtención de envolvente .....	50
3.3.5	Amplificación final .....	51
3.3.6	Digitalización .....	52
3.3.7	Procesamiento digital .....	54
3.4	Estrategia de pruebas y definición de umbral .....	56
4	Pruebas experimentales .....	59

4.1	Frecuencia de muestreo PSoC.....	59
4.2	Pruebas con señales ideales.....	63
4.3	Detección de envoltente .....	65
4.4	Validación en varios músculos.....	67
4.5	Comparación señal obtenida con equipos comerciales como eHealth.....	69
4.6	Detección varios niveles de fuerza.....	74
5	Conclusiones .....	77
5.1	Trabajos futuros .....	78
	Referencias .....	81





# 1 Introducción

## 1.1 Motivación

Los biopotenciales son señales generadas por la actividad electroquímica de las células excitables, donde se produce una diferencia de potencial entre el interior y el exterior de su membrana, el cual se denomina potencial de reposo cuando las células se encuentran en este estado y potencial de acción cuando estas reciben un estímulo. Esta actividad eléctrica tiene lugar debido al intercambio de iones en la membrana celular, lo cual ocurre en diferentes lugares del cuerpo humano, como por ejemplo en los músculos [1].

La señal electromiográfica es un biopotencial producido durante el proceso de contracción y relajación de los músculos. El estudio de esta señal permite diagnosticar diferentes patologías de forma rápida y precisa. En la actualidad, existen diferentes dispositivos médicos que se basan en la adquisición y procesamiento de señal EMG para realizar diagnósticos, no obstante, no es la única finalidad, ya que hoy en día también existen diferentes sistemas de ayuda a personas como exoesqueletos o prótesis, las cuales mediante una interfaz apropiada pueden basarse en el reconocimiento de activación muscular para realizar una determinada acción.

En los países occidentales, la tendencia es de crecimiento de la esperanza de vida. Se estima que en 2050 la población que supere los 65 años sea mayor que ahora [2]. El envejecimiento de la población, unido a unos malos hábitos de vida, hace que lamentablemente aumenten ciertas enfermedades, tales como trastornos musculares o enfermedades cerebrovasculares. Las primeras precisan de métodos de diagnóstico basados en electromiografía y los segundos provocan que en España aumenten cada vez más el número de personas con daño cerebral adquirido, las cuales ven limitadas sus capacidades para poder llevar a cabo una vida cotidiana y requieren de ayuda para poder llevarla a cabo [3].

Pese a que la electrónica que se necesita para realizar la adquisición de señal EMG es aparentemente sencilla, los equipos comerciales actuales tienen un precio elevado, lo cual encarece los equipos médicos de diagnóstico u otros aparatos que basen sus acciones en la adquisición de esta señal como los exoesqueletos, por lo tanto, estos dispositivos se alejan de la población media y dificulta el acceso a ellas.

## 1.2 Objetivo

El objetivo principal de este proyecto es el diseño, montaje y validación de una plataforma de bajo coste capaz de adquirir y acondicionar señal EMG, de forma que permita conocer información relevante del usuario.

La estrategia de pruebas elaborada permite evaluar la envolvente de la señal EMG para detección de activación muscular, lo cual se puede observar de forma visual mediante la obtención automatizada del umbral durante la prueba y las diferentes gráficas generadas. Estas permiten observar la envolvente de la señal frente al tiempo de la prueba, con el umbral superpuesto, de forma que visualmente es sencillo analizar la fuerza realizada por el usuario durante la prueba. Además, también se realiza la comparación de la fuerza con el umbral, mostrándose de forma binaria la misma, lo cual permite conocer los instantes de fuerza o reposo.

## 1.3 Estructura

La memoria se ha distribuido de la siguiente forma:

- Capítulo 2: Estado del arte.

En este capítulo se hablará sobre la señal EMG, cómo se origina y su forma. También se hablará de la adquisición de la señal, cómo es posible realizarla y consideraciones a tener en cuenta como interferencias externas y como evitarlas. Finalmente se mencionarán aplicaciones de la señal EMG donde se mencionarán ejemplos reales.

El objetivo de este capítulo es enfocar la idea de cómo la adquisición de señal EMG es imprescindible y muy útil para determinadas aplicaciones y todo lo que ofrece esta adquisición.

- Capítulo 3: Materiales y métodos.

En este capítulo se exponen los diferentes componentes hardware utilizados para diseñar el circuito de adquisición, acondicionamiento y digitalización. También se explica cómo se ha realizado la adquisición, las consideraciones prácticas y se explica el diseño del circuito de adquisición y acondicionamiento en las diferentes etapas de las que se compone. Por último, se define la estrategia de pruebas y cómo se va a calcular el umbral de la señal EMG de forma automática en cada prueba.

- Capítulo 4: Pruebas experimentales.

En este capítulo se exponen las pruebas iniciales donde se determina la limitación en la frecuencia de muestreo de PSoC 4. También se realizan pruebas de validación del circuito con señales ideales y posteriormente con señal EMG real, comparando la señal graficada en Matlab con la señal observada en un osciloscopio a la salida del circuito. Por último, se realizan pruebas de validación en varios músculos y se compara con la adquisición realizada mediante una plataforma comercial como eHealth. Además, se realizan pruebas para la evaluación de adquisición de varios niveles de fuerza.

- Capítulo 5: Conclusiones.

En este capítulo se expondrán las conclusiones generales y precio aproximado de todo el circuito. También se mencionarán trabajos futuros, discutiendo sobre posibles mejoras y aplicaciones.





## 2 Estado del arte

### 2.1 Señal mioeléctrica

Las membranas celulares se caracterizan por ser semipermeables debido a la distribución de cargas en el exterior de la célula ya que en el interior se encuentran las proteínas que provocan un exceso de cargas negativas y atraen cationes como el potasio (K) y el sodio (Na) o el cloro (Cl) y repelen los aniones, por tanto, las células son excitables y existe un potencial de reposo para todas las membranas celulares en el cual la membrana es permeable al potasio y prácticamente nada al sodio. Además de la dependencia de la permeabilidad a un determinado ion, la concentración de un ion a cada lado de la membrana depende de la magnitud de la fuerza que actúa sobre este. Se crea un gradiente de difusión debido a las diferentes concentraciones de los iones en el exterior y esto provoca que dichos iones intenten atravesar la membrana celular para alcanzar un equilibrio osmótico. Por ejemplo, en el caso del potasio se crea un gradiente eléctrico debido a los iones del interior, lo cual provoca que el potasio se mueva hacia el interior de la célula al mismo tiempo que la magnitud de este gradiente se ve disminuida ya que ahora las cargas negativas atraídas que atraen al potasio se ven compensadas por la entrada del mismo y esto a su vez crea un gradiente de concentración que debido a que la concentración de los iones de potasio es mayor que la extracelular tiende a sacar potasio de la célula; esto ocurre hasta que se llega al denominado potencial de equilibrio del ion que es un estado de equilibrio entre las fuerzas que actúan sobre el potasio (gradiente electroquímico) en el cual el flujo neto entre el interior y exterior de la célula es nulo. Esto ocurre para cualquier ion y el potencial de equilibrio para cada uno se puede calcular mediante la ecuación de Nernst [4].

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln \frac{C_o}{C_i} (V) \quad (1)$$

El tejido muscular por tanto se puede catalogar como excitable ya que ante un estímulo presenta un cambio en la magnitud de su potencial de reposo de membrana y en caso de que el dicho estímulo tenga la suficiente intensidad, se generan potenciales de acción. Esto ocurre debido a que cuando un estímulo excita la célula se producen cambios en la permeabilidad de la membrana a los iones, sobre todo al sodio y al potasio. En la figura 2.1 pueden verse los diferentes estados por los que pasa una célula, la cual parte de un estado de reposo y cuando un estímulo es aplicado aumenta la permeabilidad de la membrana al sodio por lo que este ion entra en mayor cantidad a la célula, y a su vez la

membrana se hace cada vez más permeable a dicho ion lo cual provoca que se produzca un efecto avalancha de forma que la despolarización sea mayor. Mientras tanto, la permeabilidad del potasio cambia de forma que los iones comienzan a moverse hacia el exterior de la célula compensando así la entrada de iones de sodio. El flujo de iones de sodio y potasio hacia interior y exterior respectivamente provoca que se llegue al potencial de acción, que es un nuevo estado de equilibrio, en el cual hay una diferencia de potencial entre el exterior y el interior de la célula, la cual está despolarizada en este estado. Cuando se deja de excitar la célula esta vuelve a alcanzar el potencial de reposo, que es el estado de reposo de esta. Posteriormente la célula no responde a nuevos estímulos durante un tiempo entrando en un periodo refractario de inacción [4][5].

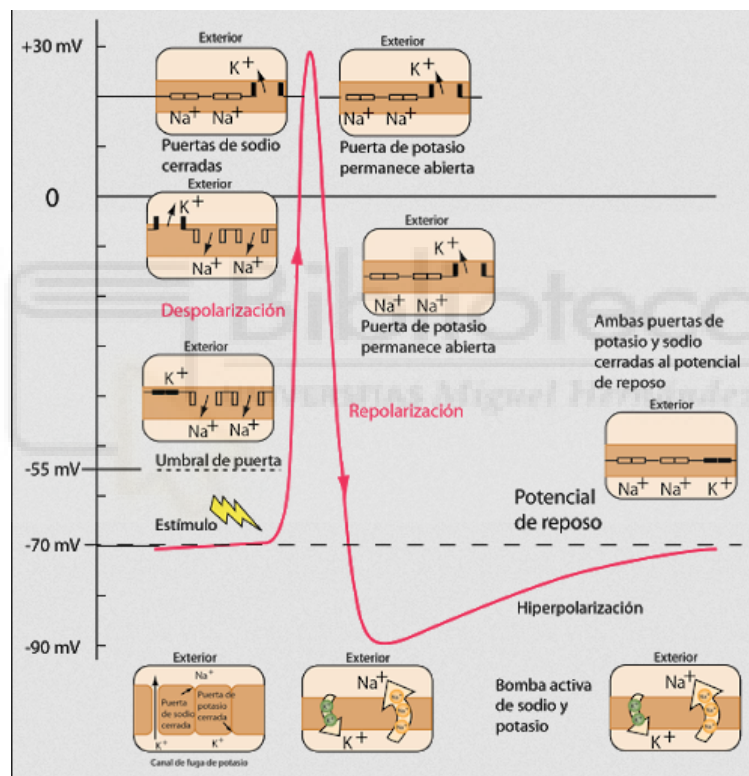


Figura 2.1 Evolución del potencial de membrana cuando recibe un estímulo [5]

El sistema musculoesquelético tiene la funcionalidad de proporcionar movimiento al cuerpo humano ya que al contraer los músculos se mueven las articulaciones. La contracción de las fibras musculares esqueléticas del cuerpo humano es controlada mediante el sistema nervioso por medio de las motoneuronas alfa situadas en la asta anterior de la médula espinal las cuales reciben la información de centros motores superiores como la corteza cerebral. Cada una de las motoneuronas inerva un determinado número de fibras musculares de un grupo muscular, lo cual recibe el nombre de unidad

motora. Por tanto, se puede decir que un músculo es inervado por un número de motoneuronas, mayor o menor en función de la fuerza que se ejerza, que durante la contracción muscular se descargan de forma sincronizada. Cuando una fibra muscular recibe un potencial de acción neuronal genera un potencial de acción el cual da comienzo al proceso contráctil por medio de la liberación de calcio del retículo sarcoplásmico, es decir, se produce un evento eléctrico (potencial de acción) que provoca un evento mecánico (contracción muscular) [4]. La unidad motora se activa mediante un impulso nervioso y las ondas de despolarización se propagan por las fibras musculares, lo cual da lugar a una despolarización sincronizada de las fibras en la unidad motora y esto provoca un fenómeno eléctrico que se conoce como señal mioeléctrica. Cuando se mide esta señal con electrodos se mide la suma de los potenciales de acción de todas las fibras musculares de la misma unidad motora, más conocidos como MUAP (Motor Unit Action Potential). Por tanto, se puede afirmar que la señal electromiográfica está formada por la suma de todos los potenciales de acción de la fibra muscular que se producen en los músculos adyacentes al músculo que se desea estudiar en detalle [6][7].

La señal mioeléctrica se caracteriza por ser una señal de baja amplitud, la cual oscila entre  $50\mu\text{V}$  y  $30\text{mV}$  en condiciones normales y presenta información relevante en un ancho de banda comprendido entre  $0.4\text{Hz}$  y  $512\text{Hz}$  donde la señal comienza a decrecer directamente con el aumento de la frecuencia [8]. La señal EMG se compone de los potenciales de acción de cada una de las fibras que componen el músculo y también se ve afectada por diferentes artefactos. La señal EMG adquirida incorpora componentes de ruido que puede provenir de diferentes orígenes: del equipo que se use para realizar la adquisición, de la red de alimentación, interferencias electromagnéticas u otras señales biológicas [9]. En la figura 2.2 se puede visualizar una señal electromiográfica (EMG) sin procesar y su espectro electromagnético.

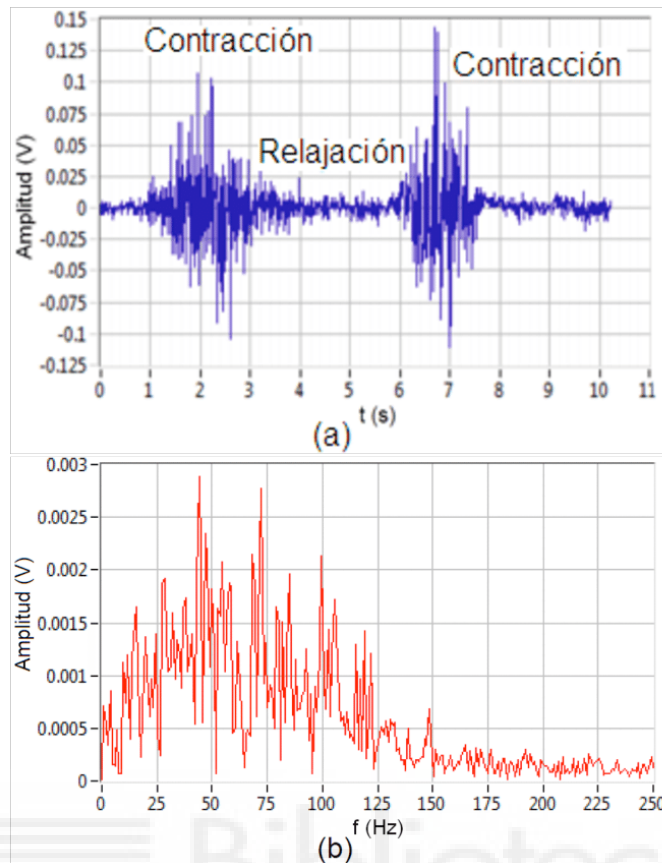


Figura 2.2 (a) Señal EMG sin procesar medida en el bíceps del brazo derecho realizando la secuencia contracción, relajación y contracción. (b) Espectro frecuencial de la señal registrada [10].

## 2.2 Adquisición de la señal mioeléctrica

Existen dos métodos de adquisición de la señal EMG: invasivos y no invasivos. La diferencia entre ambos métodos es el instrumento que se utiliza para realizar la adquisición, para los métodos invasivos se utilizan electrodos de aguja, los cuales se introducen a través de la piel hasta estar en contacto con el músculo que se desea medir; en cambio, los no invasivos son electrodos de superficie que se sitúan sobre la piel en la zona muscular que se desea estudiar, por lo que este método es mucho más útil por su carácter no invasivo y la facilidad de colocar los electrodos.

El sensor utilizado para la adquisición de la señal EMG en ambos métodos es el electrodo que se basa en la conversión de corrientes iónicas con procedencia del cuerpo humano en corriente eléctrica. Están formados por una superficie metálica y un electrolito que se encuentra en contacto con la piel por lo que la señal EMG es transmitida por dos interfaces distintas, entre la piel y el electrolito y entre este y la parte metálica [11].



- Interfaz electrodo-electrolito

Cuando el electrodo y el electrolito entran en contacto tiene lugar una transferencia de electrones en dirección contrario a la corriente neta en el electrodo, cationes en la misma dirección de la corriente y aniones en sentido opuesto a la corriente en el electrolito. Esto se debe a que el electro es un metal y el electrolito es una solución iónica con carga formada por movimiento de iones y como no existen electrones libres en él ni cationes o aniones en el electrodo provoca oxidación, y a su vez los átomos de metal oxidados entran en el electrolito en forma de catión, el cual se descarga en el electrolito mientras que los electrones siguen en el electrodo como portadores de carga. Al mismo tiempo, en el electrolito los aniones pierden electrones los cuales pasan al electrodo y los cationes del electrolito ganan electrones. Existe este flujo de corriente hasta que estos se igualan, momento en el cual se alcanza la condición de equilibrio, en la que el electrolito tiene un potencial diferente que el resto, el denominado potencial de media celda que es causado por las reacciones químicas contenidas [11].

La interfaz electrodo-electrolito encuentra su equivalencia en el modelo eléctrico que puede observarse en la figura 2.3. En este modelo se puede comprobar una propiedad de los electrodos, en los cuales para frecuencias altas su impedancia es menor que para las bajas y es que como se puede observar a frecuencias bajas  $C_d$  se comporta como un circuito abierto y a altas como un cortocircuito, por tanto, la resistencia del electrodo en ambos casos es de  $R_s+R_d$  y  $R_s$  respectivamente.

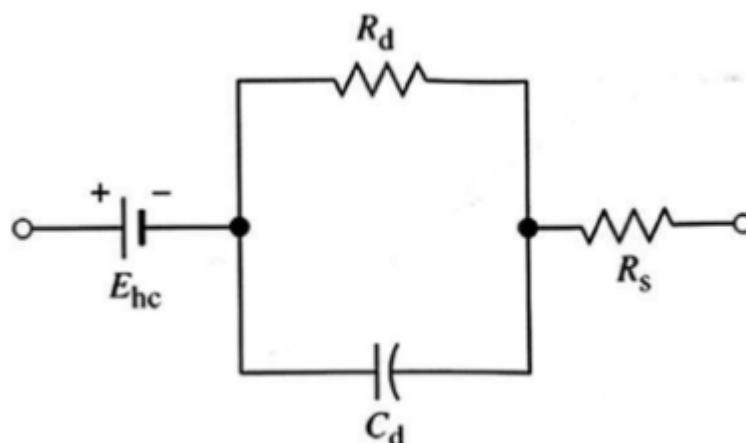


Figura 2.3 Modelo eléctrico equivalente a la interfaz electrodo-electrolito [11]

- Interfaz electrodo-piel

Esta interfaz se caracteriza por tener una dependencia de la anatomía de la epidermis, debido a los continuos cambios de esta y a la acumulación de células muertas que pueden hacer varias las características del tejido vivo. Asimismo, también influyen en esta interfaz las glándulas y los conductos sudoríparos de la dermis y epidermis. Al igual que la interfaz electrodo-electrolito, esta también encuentra su equivalencia en un modelo eléctrico, el cual se puede observar en la figura 2.4 [11].

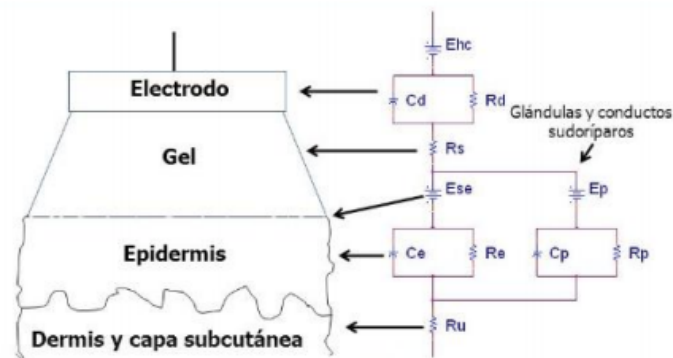


Figura 2.4 Modelo eléctrico equivalente a la interfaz electrodo-piel [11]

Como se puede ver, los electrodos introducen una resistencia adicional que puede influir en la calidad de la señal EMG que se desea medir, la cual ya de por sí se caracteriza por ser de baja amplitud. Esta resistencia introducida por los electrodos es inevitable ya que no se puede modificar la estructura, geometría o el material de los electrodos, así como tampoco se pueden variar las características de la dermis. La única opción que se puede llevar a cabo con el fin de reducir la resistencia es aplicar un gel conductor entre el electrodo y la epidermis, con lo cual se facilita la conductividad y la estabilidad de la señal ya que se reduce la resistencia entre ambos extremos.

### 2.3 Interferencias

Es común que se superponga ruido a la señal de interés, lo cual puede deberse a diferentes motivos. Esto puede observarse en la figura 2.5, donde se muestran las posibles fuentes de interferencia y formas de acoplamiento de estas para el caso de amplificación de biopotenciales adquiridos mediante métodos no invasivos, el cual introduce mayores interferencias que los métodos invasivos [12].

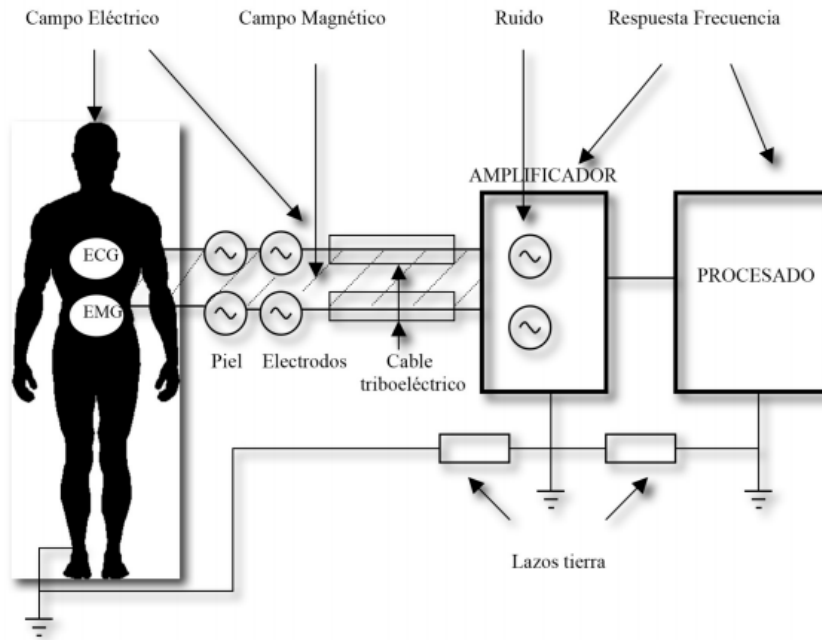


Figura 2.4 Fuentes de interferencias y acoplamiento en la adquisición de ECG y EMG [12]

Las fuentes de interferencia pueden clasificarse principalmente en dos grupos [12][13]:

- Interferencias internas del sistema de medida
  - Artefactos

Principalmente existen dos fuentes de artefactos que afectan a la señal, la primera es en la interfaz electrodo-piel, la segunda en el movimiento del cable que interconecta los electrodos con el amplificador. Estas fuentes de interferencias son conocidas y pueden evitarse mediante el diseño electrónico correspondiente ya que su espectro de frecuencia oscila entre 0-20Hz.

- Ruido del amplificador

Existen diferentes tipos de ruido que puedan generar interferencias asociadas al circuito. Los principales son los siguientes:

-Ruido térmico. Es causado por el movimiento térmico de electrones en el interior de una resistencia.

-Ruido shot. Es debido a la corriente que se mueve mediante la unión semiconductor y las fluctuaciones de ella en torno a su valor medio.

-Ruido de contacto. Es debido a la oscilación de conductibilidad causada por un contacto que no es correcto entre dos materiales.

-Ruido popcorn. Es debido a los diferentes defectos que pueden existir en los dispositivos debidos a los procesos de fabricación.

- Interferencias externas al sistema de medida

Este grupo de interferencias son debidas a aquellas que no proceden del cuerpo humano ni del equipo de medida y son debidos a algún acoplamiento resistivo, capacitivo, inductivo u electromagnético y a diferentes interferencias.

- Acoplamiento resistivo.

Tiene lugar cuando se emplean impedancias comunes, lo cual provoca diferencias de potencial entre las referencias.

- Acoplamiento capacitivo.

Se produce una interferencia entre los diferentes conductores del sistema y la fuente de interferencias. También se puede producir un acoplamiento capacitivo con el usuario.

- Acoplamiento inductivo.

Se produce una corriente que genera un campo electromagnético debido a las inductancias mutuas existentes entre el sistema y la fuente que genera la interferencia.

- Acoplamiento electromagnético.

Este acoplamiento es igual al acoplamiento capacitivo e inductivo creados por campos electromagnéticos siempre que la distancia de acoplamiento entre el sistema y la fuente de interferencias es del orden de  $\lambda/2$  o mayor. Aunque para bajas frecuencias este acoplamiento puede ser ignorado ya que la distancia supera las centenas de metros, por lo que tan sólo se considera el acoplamiento capacitivo e inductivo de forma individual.

- Interferencia de la red

Esta interferencia está formada por un campo eléctrico y magnético. El primero induce una corriente a través de la capacidad formada entre el usuario y la red, lo cual provoca una caída en el voltaje entre los electrodos. Además, también induce otra corriente a través de la capacidad formada entre los cables y la red eléctrica, lo cual provoca una caída en el voltaje en la interfaz electrodo-piel. Esto provoca una diferencia de potencial entre el usuario y la referencia, lo cual genera una señal en modo común a la entrada del

amplificador. En cambio, el campo magnético, induce un voltaje generado al cruzar el lazo cerrado por los cables, el usuario y amplificador.

- Electricidad estática

En ocasiones el propio movimiento del usuario puede provocar corrientes que atraviesen al mismo y los electrodos, provocando de esa forma caídas en el voltaje, lo cual es relevante si las impedancias de estos son altas.

- Interferencia de radiofrecuencia

Las interferencias de radiofrecuencia son causadas por cualquier equipo en el entorno del usuario.

### **2.3.1 Eliminación de interferencias**

Existen diferentes técnicas de eliminación de las interferencias, tanto para eliminar las que son externas al circuito como las internas [12][14].

- Se pueden evitar los artefactos reduciendo la impedancia de la piel mediante la utilización de geles o también realizando una pequeña abrasión de la piel.
- Se puede eliminar el ruido generado por el movimiento de los cables mediante la utilización de un amplificador de ganancia unitaria conectado al electrodo.
- Para evitar las interferencias de red se debe alejar al usuario y al circuito de adquisición de la fuente de interferencias y para evitar acoplamiento entre los cables estos se han de trenzar. No obstante, también puede aplicarse un filtrado Notch a la frecuencia de la red para eliminar esta interferencia.
- Aplicar la técnica de promediado espacial.
- Filtros adaptativos para eliminar interferencias RF.

## **2.4 Tipos de electrodos y posicionamiento**

Tal y como se indica en 2.2, existen dos tipos de adquisición de la señal EMG: invasivo y no invasivo, para los cuales se emplean diferentes tipos de electrodos. Para el primer tipo de adquisición se usan electrodos intramusculares y para el segundo, electrodos de superficie, ejemplo de los cuales se observan en las figuras 2.5 y 2.6 respectivamente. Los primeros se caracterizan por permitir un registro más localizado del músculo tanto a nivel

superficial como a mayor profundidad, además que requieren un menor grado de preparación de la piel y captan un mayor espectro de frecuencia con la desventaja de que son invasivos mientras que los segundos no lo son y se diferencian por ello principalmente y también porque permiten una medida global del músculo por lo que sólo es posible estudiar los músculos de forma superficial, lo cual provoca que haya que preparar más la piel y se obtenga un menor espectro de frecuencias, pero en cambio no existen limitaciones en la superficie estudiada ni en el tiempo de registro.



Figura 2.5 Electrodo intramuscular de aguja [15]



Figura 2.6 Electrodo superficial con pregel

Con el fin de realizar correctamente la adquisición de la señal se ha de verificar que los electrodos estén colocados sobre el músculo que se desea medir y también se ha de tener en cuenta la distancia entre los propios electrodos y la orientación de los mismos, la cual ha de seguir la dirección de las fibras ya que es la dirección del potencial de acción. Esto está recogido en la normativa Seniam [16], la cual aplicada a este proyecto recomienda que para electrodos bipolares EMG la distancia entre estos sea de entre 2 y 3 cm para

músculos grandes o si estos son relativamente pequeños, la distancia entre los electrodos no ha de ser superior a  $\frac{1}{4}$  del tamaño de la fibra muscular con tal de evitar las interferencias de tendones u otras terminaciones de las fibras.

Aparte de colocar los electrodos en la zona de interés, también se ha de colocar uno o varios electrodos de referencia en partes que sean eléctricamente silenciosas, de forma que el potencial se mida respecto a dicha referencia.

## 2.5 Aplicaciones de la señal EMG

Existen numerosas aplicaciones basadas tanto en análisis temporal como temporal de la señal EMG procesada. Un ejemplo de ello es [17] donde se describen técnicas de procesamiento de señal EMG para diagnóstico de trastornos neuromusculares, basadas en algoritmos matemáticos y métodos estadísticos que permiten identificar, clasificar y editar la señal EMG de forma automática. En este trabajo concluyen que es posible diagnosticar daños neuromusculares basándose en variaciones de la morfología de los potenciales de unidad motora y del proceso en el reclutamiento de las fibras musculares respecto a los patrones normales, ya que esto implica cambios anatómicos y fisiopatológicos. Tal y como se muestra en la figura 2.6, se pueden observar diferencias entre las señales EMG medidas en un músculo sano, uno con un patrón neurógeno y otro último con un patrón miógeno.

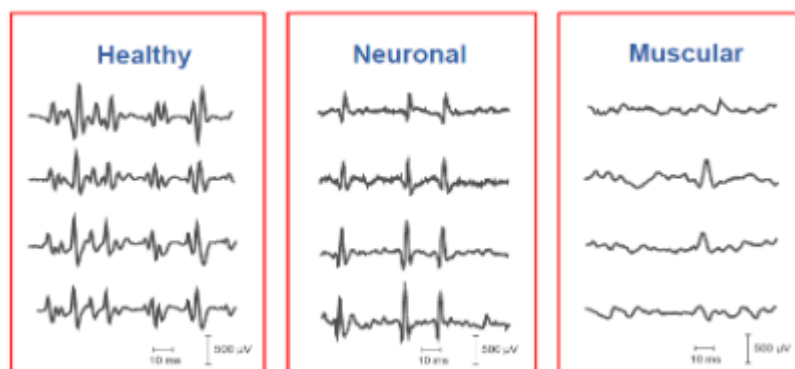


Figura 2.6 Diferencias en la señal EMG entre un músculo sano, uno con patrón neurógeno y otro con patrón miógeno [17]

Otro ejemplo de aplicación de EMG es en el análisis de la marcha como en [18], donde se evalúan casos de inestabilidad articular o lesión de ligamentos gracias a la señal EMG ya que de ella se pueden extraer características como el tiempo de activación y



coordinación intermuscular, lo cual permite valorar patologías en el trastorno del movimiento que pudieran tener origen neurológico.

También se puede utilizar señales EMG en medicina laboral y ergonomía ya que permite evaluar la fatiga muscular. Esto es debido a que en actividad muscular prolongada se producen unos determinados cambios electrofisiológicos relacionados con la aparición de fatiga muscular, lo cual se puede observar en la señal EMG. Esto se aplica para evaluar la existencia o no de fatiga, su desarrollo temporal y cotejar su comportamiento en diferentes situaciones como por ejemplo en el impacto de tareas de trabajo [19]. Además, se puede emplear también con fines deportivos, esto es interesante desde el punto de vista del rendimiento deportivo, ya que el estudio muscular permite la mejora en eficacia y ello se traduce en que un trabajo muscular requiera de menor esfuerzo o en la prevención de lesiones. Por lo tanto, el estudio de señal EMG ayudaría en estos casos a mejorar una tarea, tanto desde el punto de vista de activación muscular como de fatiga, en base a un análisis frecuencial [20]. No obstante, cabe mencionar que no existe relación entre actividad EMG y fuerza, tan sólo a nivel cualitativo [21]

Otro caso en el que se puede emplear la señal EMG es para el reconocimiento de movimiento, como en [22]. En este trabajo se realiza la extracción de características necesarias y la clasificación de las mismas para diferenciar el movimiento de los dedos de una mano. Para ello, emplean identificación difusa, lo cual les permite interpretar conjuntos difusos distinguibles y extraer reglas de los datos basados en la delimitación elipsoidal, que utilizan una medida media recortada para evitar conjuntos de datos poco frecuentes. Esta clase de estudios son muy útiles para aplicaciones como prótesis o exoesqueletos, lo cual es muy útil para personas que sufren pérdida de movilidad y requieren de asistencia. Un ejemplo de estos últimos es [23], donde se diseña un exoesqueleto controlado por señales EMG. Inicialmente validaron la funcionalidad del exoesqueleto calculando las diferentes posiciones del exoesqueleto están basadas en la salida predictiva de una red neuronal con un modelo de activación EMG que parametriza el retraso electromecánico. Finalmente se obtuvieron del antebrazo izquierdo de un usuario real, accionando los dedos de la mano, obteniendo buen feedback del usuario respecto al movimiento realizado.

Como último ejemplo cabe mencionar el de exoesqueletos controlados por EMG para rehabilitación como por ejemplo el diseñado en [24] donde diseñan una interfaz capaz de detectar actividad muscular del grupo muscular Flexor Digitorum Superficialis y mover



los dedos del paciente. Gracias a ello estos proyectos se puede crear un sistema destinado a personas que pierden musculatura de la mano tras sufrir una enfermedad cerebrovascular, una lesión o alguna operación.





### 3 Materiales y métodos

#### 3.1 Hardware

##### 3.1.1 PSoC 4: CYCKit-044

Los dispositivos PSoC (Programmable System on Chip) de la marca Cypress son microcontroladores que se caracterizan por el manejo de señales tanto analógicas como digitales debido a que son capaces de integrar módulos analógicos y digitales en el mismo chip, además de poder reconfigurar de forma dinámica las entradas y salidas. PSoC es muy flexible debido a su facilidad en el desarrollo de sistemas electrónicos embebidos, lo cual supone una ventaja ya que el número de circuitos integrados para interconectar sistemas analógicos y digitales es menor. Hay un gran número de placas de desarrollo de PSoC, pero en este proyecto se usa el kit de desarrollo CYCKIT-044, el cual está basado en un PSoC 4 de la familia 4200M de Cypress y un PSoC 5 que sirve para programar el PSoC 4 y para establecer conexiones con el ordenador mediante la UART. En la figura 3.1 se pueden observar las diferentes partes y los pines que se pueden encontrar en la placa que se va a utilizar en este proyecto y como se puede ver, muchas tiras de pines son compatibles con la placa de Arduino de forma que se puede hacer uso de ella para realizar un proyecto usando ambos sistemas. También se pueden ver pines de conexión al PSoC 5, el cual se puede programar y se puede hacer uso de él, aunque de forma más compleja [25].

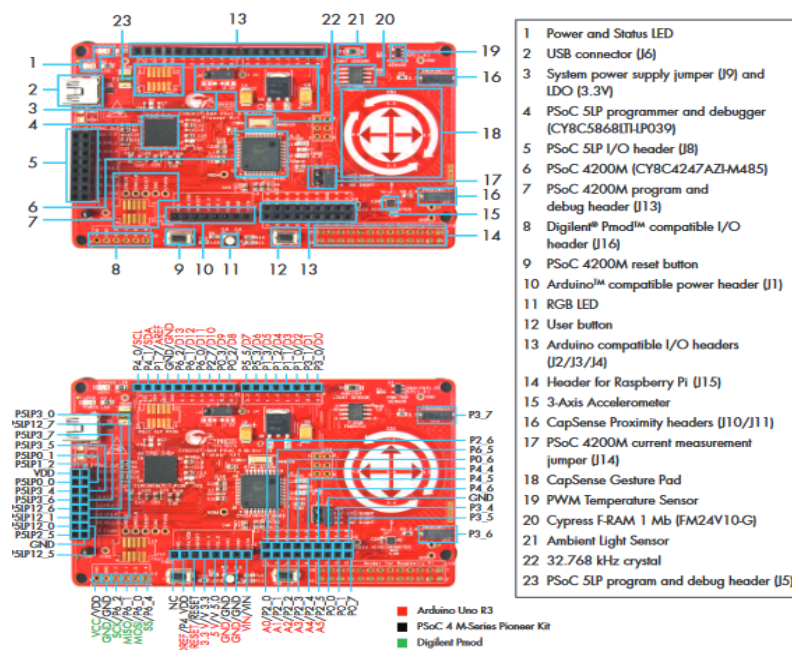


Figura 3.1 Detalles de PSoC CYCKIT-044 [26]

Lo que caracteriza a la placa de este kit y la diferencia de otras es que está basada en PSoC 4, cuyos diferentes bloques se pueden observar en la figura 3.4, los cuales están claramente diferenciados y cabe destacar los siguientes [25][26]:

- CPU. Formada por el microprocesador ARM Cortex-M0 de 32 bits que funciona a 48 MHz, una memoria flash de 32 KB, una memoria SRAM de 4 KB y una memoria SROM de 4 KB. LA memoria flash se encuentra mapeada en la región de código de la CPU, la SRAM está mapeada en la región SRAM de la CPU, los registros de los periféricos están mapeados en la región de periféricos y la memoria SROM contiene las rutinas de arranque y configuración. También se puede emular una EEPROM, de forma que se guarden datos que sobrevivan a procesos de encendido-apagado. Todos los elementos que componen la CPU están interconectados por el bus AHB, el cual también comunica la CPU con los periféricos. El procesador soporta interrupciones y excepciones, la diferencia es que las primeras son eventos generados por periféricos mientras que las segundas son eventos generados por la CPU y, en ambos casos se interrumpe el programa, se guardan los datos y se ejecuta una subrutina asociada.
- Programmable Digital. En este bloque se encuentran cuatro TCPWMs de 16 bits y cuatro Universal Digital Blocks (UDB) los cuales se pueden configurar para definir su comportamiento, soportando los protocolos SPI, UART e I2C y además pueden generar interrupciones para despertar al PSoC del estado Deep-Sleep. Cada TCPWM puede comportarse como timer, counter, capture, quadrature decoding, PWM, pseudo-random PWM o PWM con tiempos muertos.
- Programmable Analog. En este bloque se encuentran los diferentes periféricos analógicos integrados en PSoC 4:
  - Dos Low Power Comparator (LPC) cuyas salidas pueden ser leídas por la CPU y generar interrupciones. Los LPC se pueden usar para comparar señales externas y voltajes generados internamente.
  - Un conversor analógico digital (SAR) de 12 bits (también puede configurarse a 8 o a 10 bits) que mide tensiones en el rango entre 1.71 V y 5.5 V y puede realizar la adquisición utilizando hasta 8 canales y un canal extra llamado “injection channel”. Se puede alcanzar una velocidad de muestreo de 1 Msps con una resolución de 12 bits, para lo cual el reloj funciona a 18 MHz con el reloj del sistema (IMO) configurado a 36 MHz.

Todas las entradas deben estar en el rango  $V_{SSA}$  y  $V_{DDA}$  además de estar limitadas por la  $V_{REF}$  utilizada. Para filtrar el ruido de las referencias se puede conectar un condensador de bypass en el pin P[1.7] con el fin de aumentar la velocidad de muestreo.

- Dos amplificadores operacionales.
- Multiplexores analógicos en los cuales se pueden conectar hasta 64 canales analógicos en modo single o 32 en modo diferencial.
- Capsense. Entre los periféricos analógicos cabe destacar el que se incorpora en la placa de este kit como se puede observar en la imagen 3.3. Capsense es un sensor táctil capacitivo. Cuando este sensor táctil no se utiliza se pueden emplear los dos convertidores digitales-analógicos (de 7 y 8 bits) de corriente en modo independiente.
- System Resources. Este bloque se compone de:
  - El sistema de entrada/salida se compone de 36 GPIO distribuidos en 5 puertos. Los GPIO se caracterizan por comportarse como entrada o salida digital o analógica, poder absorber 8 mA y ser capaz de proporcionar 4 mA actuando en modo digital, registros independientes de lectura/escritura, permiten interrupciones en flancos de subida o de bajada, permiten seleccionar los umbrales de voltaje entre CMOS y LVTTTL y cada pin permite la configuración individual en cualquiera de los 8 modos de funcionamiento (High Impedance Analog, High Impedance Digital, Resistive Pull Up, Resistive Pull Down, Open Drain Drives Low, Open Drain Drives High, Strong Drive y Resistive Pull Up & Pull Down). Los pines se pueden conectar a los periféricos mediante la matriz de entrada y salida HSIOM que multiplexa la señal de los periféricos para conectarla al pin seleccionado.

Los pines GPIO que se configuran como “High Impedance Analog mode” son conectados a los recursos analógicos mediante los multiplexores AMUX\_A/B. Los pines P1[2] y P1[3] están conectados directamente a las salidas de los operacionales OPAMP0 y OPAMP1, lo cual es importante conocer con el fin de ahorrar recursos del sistema y ganar eficiencia. Además, los pines P0[3:0] están conectados directamente a las entradas LPCOMP0 y LPCOMP1.

- Relojes. PSoC 4 incluye dos fuentes de reloj internas basadas en dos osciladores de 3-48 MHz y de 32 kHz, un reloj externo (EXTCLK) generado por la señal de un pino I/O, un reloj de alta frecuencia (HFCLK) hasta 48 MHz generado desde el IMO o el EXTCLK, un reloj de baja frecuencia (LFCLK) generado por el ILO, un reloj dedicado (SYSCLK) hasta 48 MHz generado por el HFCLK, 4 divisores de reloj para periféricos los cuales cuentan cada uno con 3 divisores de 6 bits concatenables y 16 relojes analógicos y digitales para periféricos.
- Alimentación. PSoC 4 se puede alimentar por una tensión que se encuentre en el rango de 1.71-5.5 V y si la alimentación es mayor de 1.89 V PSoC usa los reguladores internos. Es importante conocer que  $V_{DD5}$  y  $V_{DDD}$  han de tener la misma tensión y en caso de ser alimentados por distintas fuentes  $V_{DDA}$  ha de estar antes disponible. También se puede monitorizar la alimentación y generar interrupciones cuando se detecta un voltaje por debajo del umbral, por ejemplo.
- Modos de operación. PSoC 4 tiene diferentes modos de operación con el objetivo de hacer reducir el consumo, adaptándolo a cada aplicación. Estos modos son los siguientes (ordenados de mayor a menor consumo):
  - Active: Todos los periféricos están disponibles y la CPU activa.
  - Sleep: Todos los periféricos están disponibles, en cambio, la CPU están en stand-by hasta que ocurra una interrupción y la SRAM no puede realizar lecturas ni escrituras, pero mantiene sus datos. Después de que ocurra una interrupción PSoC pasará a estar en modo Activo. Este modo es útil cuando los periféricos tienen que estar activos pero no es necesario el uso de la CPU.
  - Deep-Sleep: En este modo los periféricos, la CPU y los relojes están deshabilitados, tan sólo está habilitado el reloj ILO y el bloque I2C. PSoC entrará en modo Activo cuando ocurra alguna interrupción de I2C, watchdog, pines, LPC y LVD. Es adecuado el uso de este modo cuando los periféricos no son necesarios, pero se requiere despertar al sistema periódicamente.
  - Hibernate mode: En este modo están deshabilitados los relojes y los periféricos síncronos, tan sólo están activos los pines y los LPC, mientras que la SRAM y los registros de las UDBs se mantienen.

Cuando ocurre una interrupción en los pines o en los LPC PSoC despertará se reiniciará y pasará al Active Mode. Existe una función para conocer la causa del reset.

- Stop mode: En este modo todos los periféricos están deshabilitados y la SRAM y los registros se borran, además los pines pueden estar congelados manteniendo su drive mode y sus estados lógicos. Tan sólo se puede salir de este modo es mediante el pin Wakeup P0[7] que puede ser activo a nivel bajo o a nivel alto y ha de ser configurado antes de entrar en este modo. Al igual que en el modo Hibernate la salida de este modo es mediante un reset y también es posible conocer la causa del reset. Cuando PSoC pasa a modo Active es necesario activar los pines ya que siguen estando congelados a no ser que se use la función necesaria. Este modo es útil para tener un consumo mínimo y se dispone de un controlador que sea capaz de activar el pin wake-up.
- Watchdog Timer. Este timer tiene la funcionalidad de realizar un reset automático del PSoC cuando pasa un intervalo de tiempo previamente configurado a no ser que se anule por firmware. También puede ser usado para generar interrupciones o como wakeup en los modos de bajo consumo ya que puede activarse en los modos Active, Sleep y Deep-Sleep. Este timer cuenta con dos contadores de 16 bits y uno de 32 que pueden trabajar de forma independiente o en cascada.
- Sistema de reset. PSoC puede ser resetado por diferentes causas:
  - Power On Reset
  - Brownout Reset
  - Watchdog Reset
  - Reset por software
  - Reset externo
  - Protection Fault Reset
  - Hibernate Mode Wake Up Reset
  - Stop Mode Wake Up Reset

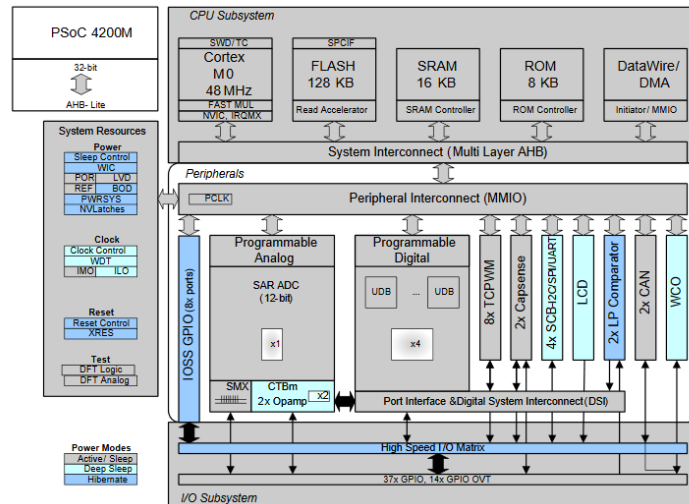


Figura 3.2 Diagrama de bloques de PSoC 4 [38]

En este proyecto se ha utilizado el software PSoC Creator en su versión 4.4 para programar el microcontrolador. Este entorno de desarrollo permite la configuración de los bloques digitales y analógicos del microcontrolador además de permitir la escritura del código de programación en lenguaje C.

Cabe mencionar que inicialmente se comenzó a usar el kit CY8C58LP el cual está basado en un PSoC 5 cuyas características son las siguientes [27]:

- CPU ARM Cortex-M3 de 32 bits, 32 entradas de interrupción.
- Memoria flash de 256 KB con cache y funciones de seguridad y 32 KB de flash adicional para código de corrección de errores
- 64 KB de RAM
- EEPROM de 2 KB
- 32 GPIO
- SAR de 12 bits a 1 Msps y DelSig de 20 bits y 4 DACs de 8 bits y programables.
- 4 comparadores, 4 amplificadores operacionales y 4 amplificadores de ganancia programable.
- 62 GPIOs
- Controlador de acceso directo a memoria DMA) de 24 canales.
- DFB. Filtro digital de 24 bits.
- Rango de voltaje 1.71-5.5 V
- Interfaz UART, SPI, I2S, LIN 2.0, I2C
- Periféricos digitales y reloj programable



Entre otras cosas el uso de PSoC 5 según pruebas permitía una mayor tasa de muestreo por lo que permitiría más flexibilidad en la adquisición de la señal EMG y podría incluso adquirirse tras una pequeña etapa de amplificación, pero finalmente no pudo usarse este kit debido a un posible problema en el kit ya que los pines GPIO no funcionaban correctamente.

### 3.1.2 INA 128P

En el presente proyecto se ha utilizado el amplificador de instrumentación de baja potencia INA 128p. Las principales características de este amplificador son las siguientes [28]:

**Tabla 3.1 Características del amplificador de instrumentación INA128P**

Fabricante	Texas Instruments
Canales	1
Ancho de banda de 3 dB	200 kHz
CMRR	120 dB
Corriente de polarización de entrada ( $I_b$ )	5 nA
Voltaje de compensación de la entrada ( $V_{os}$ )	250 $\mu$ V
Corriente operativa	700 $\mu$ A
Rango de temperatura operativa	-40°C hasta +125 °C
Montaje	Through Hole
Encapsulado	PDIP-8
Dimensiones:	4.57 x 9.81 x 6.35 mm
Rango de alimentación ( $V_{in}$ )	$\pm$ 2.25 V hasta $\pm$ 18 V
Error de ganancia	0.012%
Densidad de ruido de tensión de entrada	8 nV/sqrt Hz
Ganancia	1-1000
Producto para ganancia de ancho de banda (GBP)	1.3 MHz
No linealidad integral	0.012%
Resistencia de entrada máxima	100 G $\Omega$

Bajo voltaje de compensación	50 $\mu$ V máximo
Baja deriva	0.5 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C máximo
Entradas protegidas	$\pm$ 40 V

En la figura 3.3 se puede observar el diagrama y la configuración de los pines del amplificador, además de la fórmula de la ganancia del mismo, la cual varía en función de la resistencia  $R_G$  situada entre los pines 1 y 8 del encapsulado.

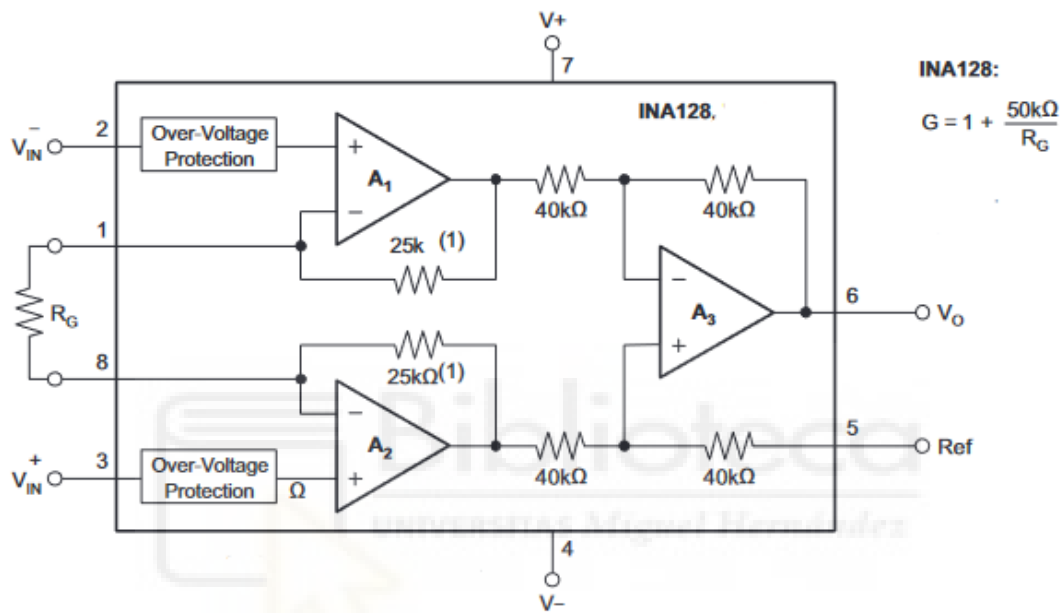


Figura 3.3 Diagrama y configuración de pines INA 128P [28]

### 3.1.3 Amplificadores operacionales

- LF353N

Se ha utilizado el amplificador operacional LF353N, el cual tiene las características mostradas en la tabla 3.2 [29].

Tabla 3.2 Características del amplificador operacional LF353N

Fabricante	Onsemi/Fairchild
Montaje	Through Hole
Encapsulado	PDIP-8
Canales	2

Tensión de alimentación diferencial máxima	$\pm 18\text{ V}$
Producto para ganancia de ancho de banda (GBP)	4 MHz
Velocidad de sesgo ( $V_s$ )	13 V/ $\mu\text{s}$
Voltaje de compensación de la entrada ( $V_{os}$ )	10 mV
Temperatura operativa	0°C hasta +70°C
Corriente de polarización de entrada ( $I_b$ )	200 pA
Corriente de suministro operativa	6.5 mA
Apagado	No shutdown
CMRR	70 dB
Densidad de ruido de tensión de entrada	16 nV/sqrt Hz
Dimensiones	3.4 x 9.2 x 6.4 mm
dB de ganancia de voltaje	100 dB

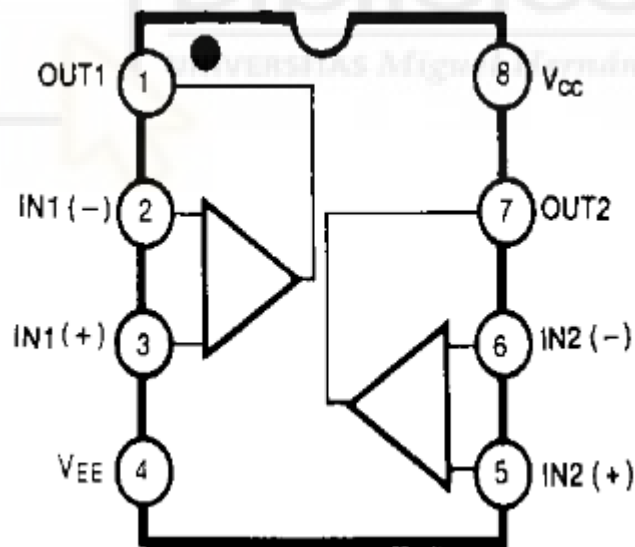


Figura 3.3 Diagrama y configuración de pines LF353N [29]

### 3.1.4 Componentes discretos

Se han utilizado diferentes componentes discretos THT para formar las diferentes etapas del circuito diseñado, los cuales se resumen en la tabla 3.3.

Tabla 3.3 Componentes discretos empleados en el circuito eléctrico

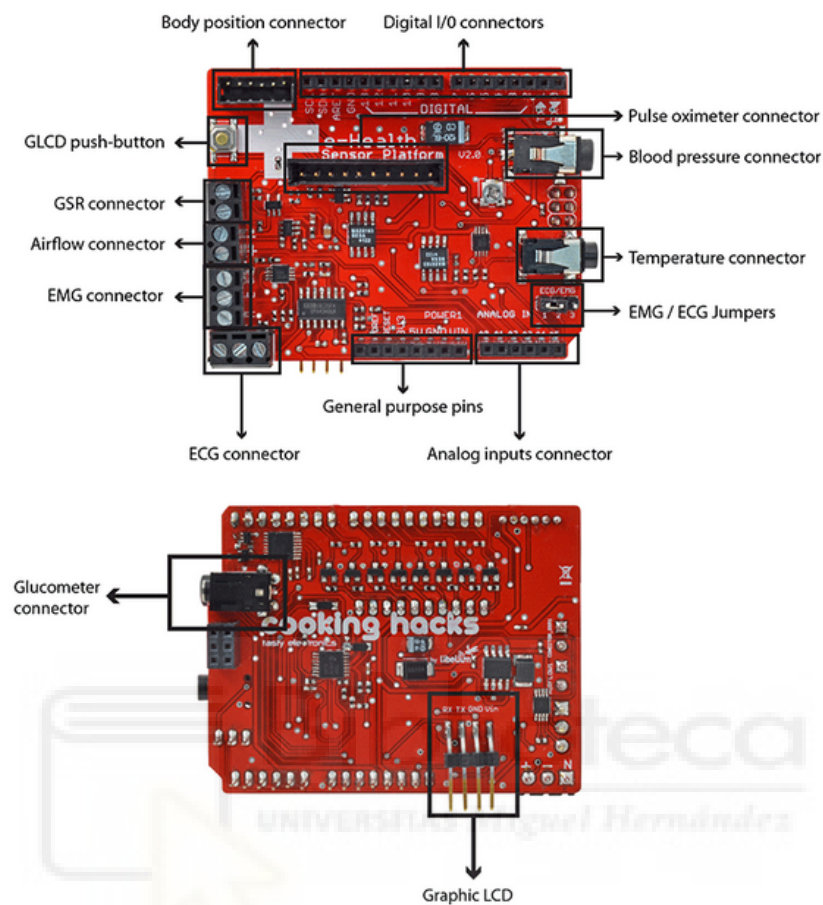
Componente	Características
Resistencias	-82 $\Omega$ -100 k $\Omega$ -2 x 3.3 k $\Omega$ -2 x 1 k $\Omega$ -5 x 180 k $\Omega$ -2 x 680 k $\Omega$
Condensadores cerámicos	- 3 x 0.1 $\mu$ F -10 nF
Diodos	-2 x 1N4148
Potenciómetro	-10 k $\Omega$

### 3.1.5 eHealth

Los desarrolladores Cooking Hacks lanzaron una placa de evaluación mediante la cual con Arduino o Raspberry Pi se podían obtener datos biométricos mediante la adquisición de señales bioeléctricas a través de los 10 sensores de los que dispone esta placa que son [30]

- Pulso y oxígeno en sangre
- Electrocardiograma (ECG)
- Respiración
- Temperatura corporal
- Presión arterial
- Posición del usuario
- Respuesta galvánica de la piel (GSR)
- Glucómetro
- Electromiógrafo

Esta placa puede observarse en la figura 3.4 y en la misma se han indicado los pines de conexión de los diferentes sensores.



**Figura 3.4 Conexiones de la placa de evaluación eHealth [30]**

La placa tiene múltiples ventajas ya que puede ser alimentada tanto por una fuente de alimentación externa como por USB mediante de Arduino o Raspberry por los puertos correspondientes.

En este proyecto se va a utilizar la placa para realizar la adquisición de señal EMG, por lo que se ha poner el Jumper en posición EMG y conectando los electrodos en los bornes correspondientes (el superior se corresponde con el de referencia).

El circuito eléctrico de la placa eHealth para la adquisición de señal EMG puede observarse en la figura 3.6, en la cual se muestra el esquemático del circuito EMG de la placa y consiste 4 etapas:

- Amplificación diferencial.

Esta etapa consiste en la amplificación de un canal diferencial mediante el amplificador operacional AD8221. Esta etapa tiene una ganancia de 206 ya que según su documentación esta se calcula de la siguiente forma [31]:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad [2]$$

El AD8221 con una ganancia superior a 100 ofrece un CMRR de 140 dB para frecuencias menores a 10 Hz, el cual decrece y llega a 100 dB para frecuencias de 1 kHz como puede observarse en la figura 3.5.

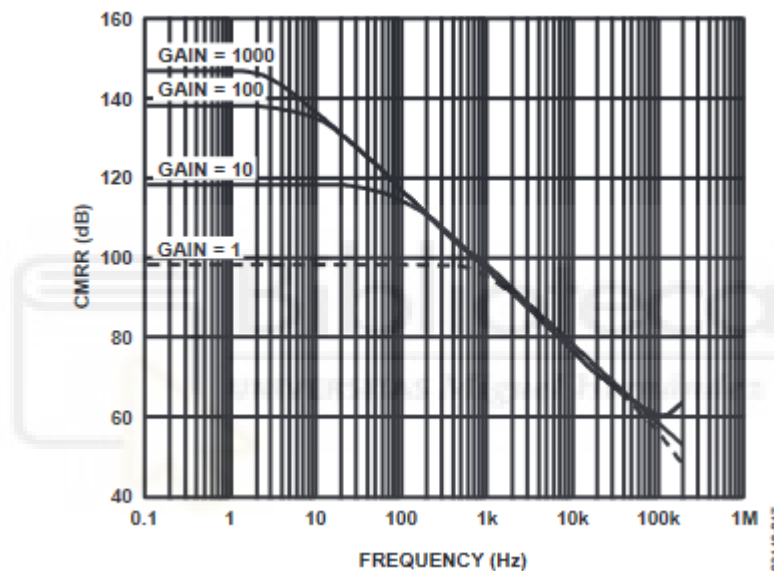


Figura 3.5 CMRR frente a frecuencia del AD8221 [31]

- Rectificación

En esta etapa se rectifica la señal con un rectificador de precisión de onda completa mejorado utilizando dos diodos y dos amplificadores operacionales. Esta etapa tiene ganancia unitaria ya que todas las resistencias tienen el mismo valor, su único fin es que el rango de tensión esté en valores positivos.

- Suavizado

Esta etapa se compone de un paso bajo inversor con frecuencia de corte a 1.975 Hz como se ha podido calcular en base a la función de transferencia del filtro:

$$H(j\omega) = -\frac{R_{13}}{R_2} \frac{\frac{1}{R_{13}C}}{j + \frac{1}{R_{13}C}} \quad [3]$$

La finalidad de este filtro paso bajo tras la etapa de rectificación es eliminar las frecuencias superiores a la frecuencia de corte, de forma que se obtendría la envolvente de la señal, lo cual es suficiente para detectar activación muscular.

- Amplificación

Finalmente se encuentra una etapa de amplificación la cual consiste en un amplificador inversor con ganancia regulable mediante un potenciómetro, lo cual permite amplificar más o menos la señal a la salida en función de las necesidades. La ganancia de esta etapa se puede calcular mediante la fórmula 4:

$$\frac{SIG}{SMOOTH} = -\frac{Potenciometro}{R_6} \quad [4]$$

En la figura 3.6 puede observarse el esquemático de la eHealth, donde se encuentran todas las etapas mencionadas anteriormente.

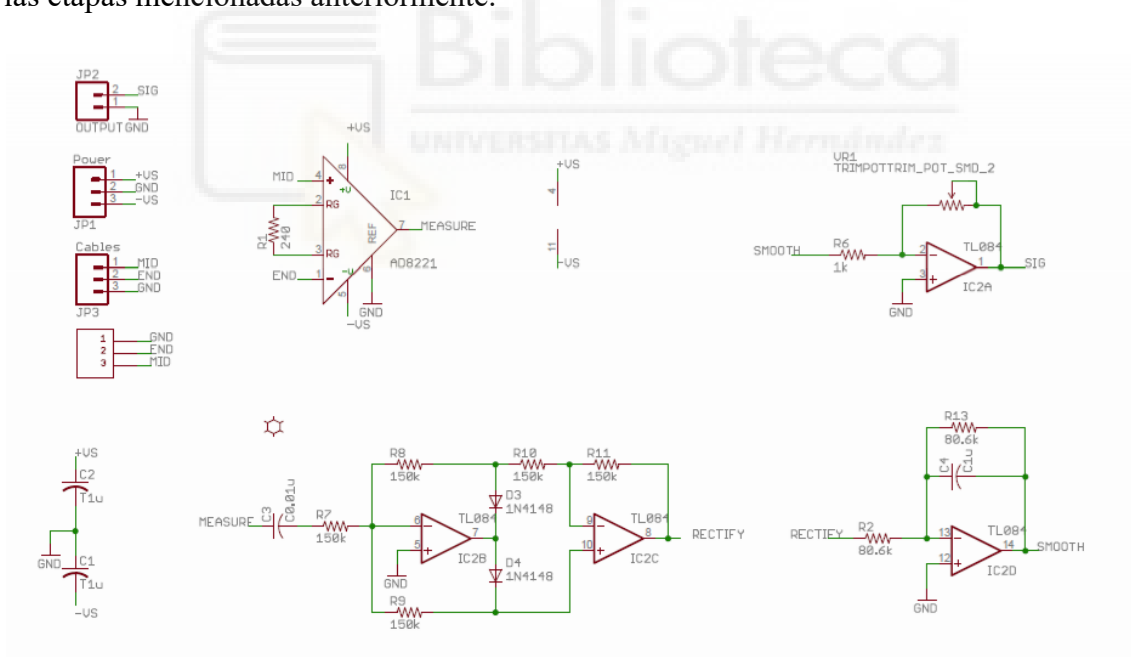


Figura 3.6 Esquemático de la placa de evaluación eHealth [30]

En este proyecto se ha utilizado eHealth para realizar la adquisición de señal EMG con el fin de comparar una placa comercial con el circuito diseñado, para ello, se ha usado también PSoC para realizar la digitalización de la señal y enviarlo a Matlab mediante puerto serie. Para ello, se ha alimentado la placa de eHealth mediante el pin de 5V de PSoC y se han puesto las tierras en común como puede verse en la figura 3.7. En este

caso PSoC lee el pin A0 de eHealth de forma que obtiene la envolvente de la señal mediante la lectura del pin analógico.

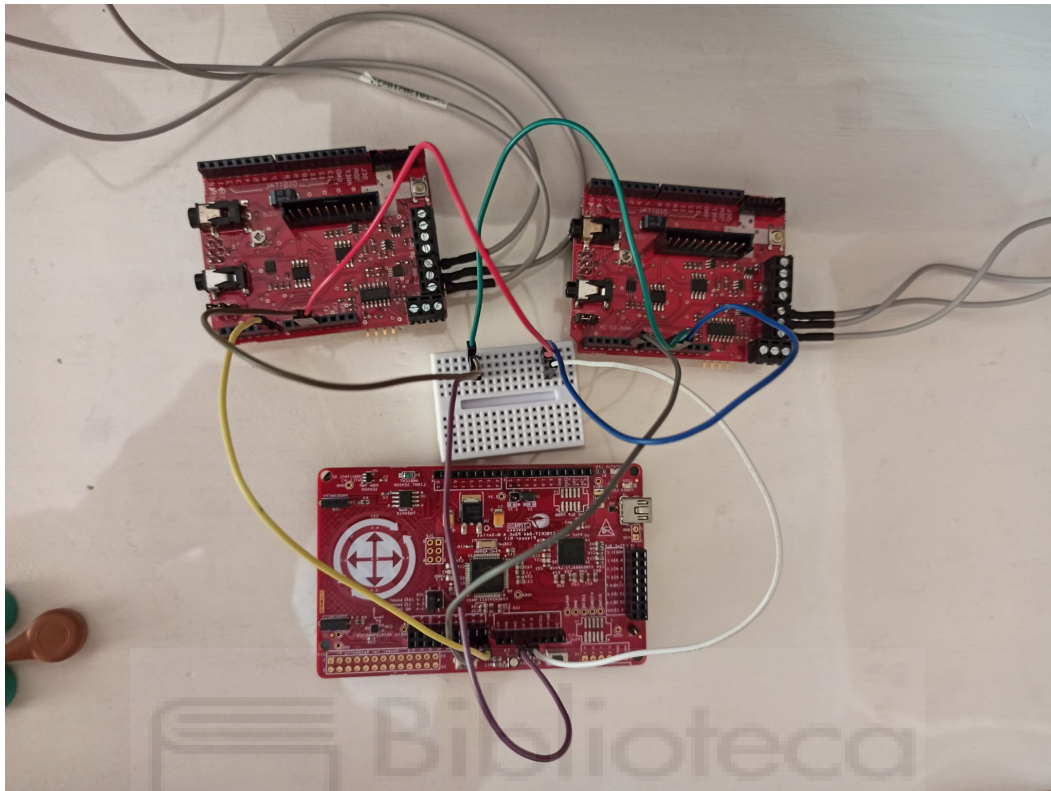


Figura 3.7 Conexión entre PSoC 4 y eHealth

## 3.2 Adquisición de la señal

### 3.2.1 Electrodo

La captación de señal EMG se realiza mediante un método no invasivo utilizando electrodos superficiales con pregel, además, la colocación de estos electrodos es muy sencilla y nada molesta. En la figura 3.8 pueden verse los electrodos empleados.



Figura 3.8 Electrodo superficial con pregel



Cabe mencionar que estos electrodos superficiales registran potenciales de todos los músculos dentro de su alcance, así que es posible que otros músculos puedan interferir en la señal de estudio, aunque en las pruebas que se realizarán se van a medir músculos relativamente grandes por lo que no habrá interferencias importantes.

### 3.2.2 Ubicación y colocación

Tal y como se indica en 2.3, es importante que los electrodos se coloquen en el músculo que se desea medir a una distancia de un par de centímetros en sí y con una orientación en dirección de las fibras musculares.

Se han realizado pruebas midiendo actividad muscular en parejas de músculos antagonistas para evaluar la fuerza adquirida en cada canal en cada momento y los grupos musculares antagonistas que se han medido han sido los siguientes:

- Extensor digitorum y grupo muscular flexor compuesto por carpi radialis y carpi ulnaris (Figura 3.9)
- Bíceps y tríceps (Figura 3.10).



Figura 3.9 A la izquierda se muestra el grupo muscular medido formado por los músculos flexores carpi radialis y carpi ulnaris superficiales [32]. A la derecha se muestra el extensor digitorum [33]

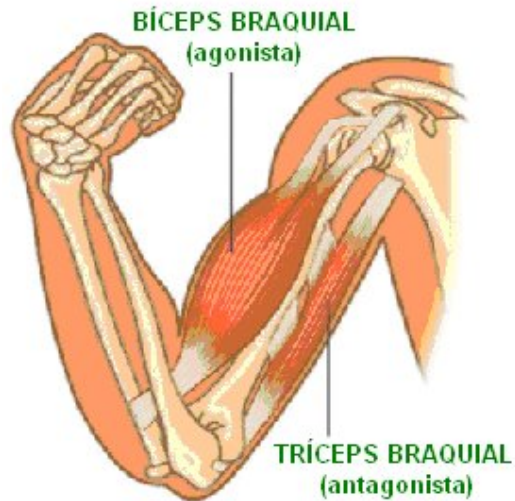


Figura 3.10 Músculos bíceps y tríceps [34]

En este proyecto se emplean 5 electrodos de forma simultánea, lo que es equivalente a dos canales. Un electrodo se coloca en la muñeca del brazo que queda inmóvil y los dos pares se colocan en dos músculos diferentes respectivamente tal y como puede observarse en las figuras 3.11, 3.12 y 3.13.



Figura 3.11 Electrodo de referencia en muñeca del brazo izquierdo



**Figura 3.12 Colocación de electrodos para realizar adquisición de grupo muscular flexor a la izquierda y extensor digitorum a la derecha**



**Figura 3.13 Colocación de electrodos para realizar adquisición de bíceps y tríceps**

### 3.2.3 Consideraciones prácticas

Es importante limpiar bien la zona antes de colocar los electrodos, basta con una toallita húmeda, ya que los electrodos llevan pregel, lo cual ya facilita la conductividad.

Aparte de limpiar la zona es importante la colocación de los electrodos, sobre todo el de referencia, ya que de forma contraria se obtienen señales muy ruidosas. En las pruebas realizadas en el presente proyecto se han probado varias ubicaciones para el electrodo de referencia, en los codos de ambos brazos y en el hueso de la muñeca del brazo que quedará inmóvil durante la prueba, siendo la mejor ubicación esta última ya que con las dos anteriores se han obtenido señales muy ruidosas.

### 3.3 Procesamiento y acondicionamiento de la señal

Se ha diseñado un circuito con la finalidad de poder realizar la adquisición de un canal de datos y acondicionamiento de la señal EMG mediante las etapas de: adquisición y preprocesamiento, filtrado, rectificación y una amplificación final. Posteriormente, la señal EMG, tras ser digitalizada y enviada a Matlab por PSoC se le realiza una etapa de acondicionamiento de forma digital. El circuito analógico de un canal diseñado se puede observar en la figura 3.14.

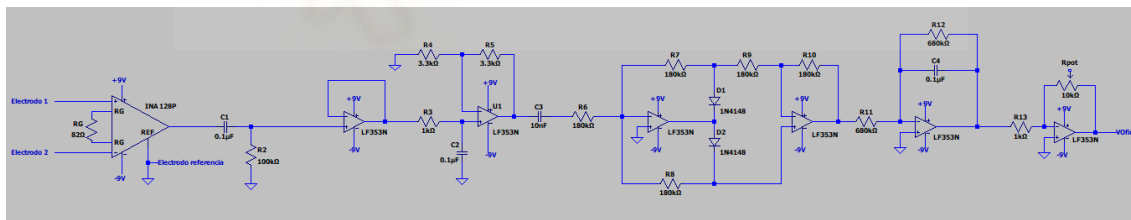


Figura 3.14 Esquemático del circuito final diseñado

En la figura 3.15 se puede observar el circuito final montado en una protoboard. El circuito se ha alimentado con dos pilas de 9V conectando el terminal negativo de la primera y el positivo de la segunda entre ellas y a la tierra común del circuito, de forma que el terminal positivo de la primera es +9V y el negativo de la segunda -9V.

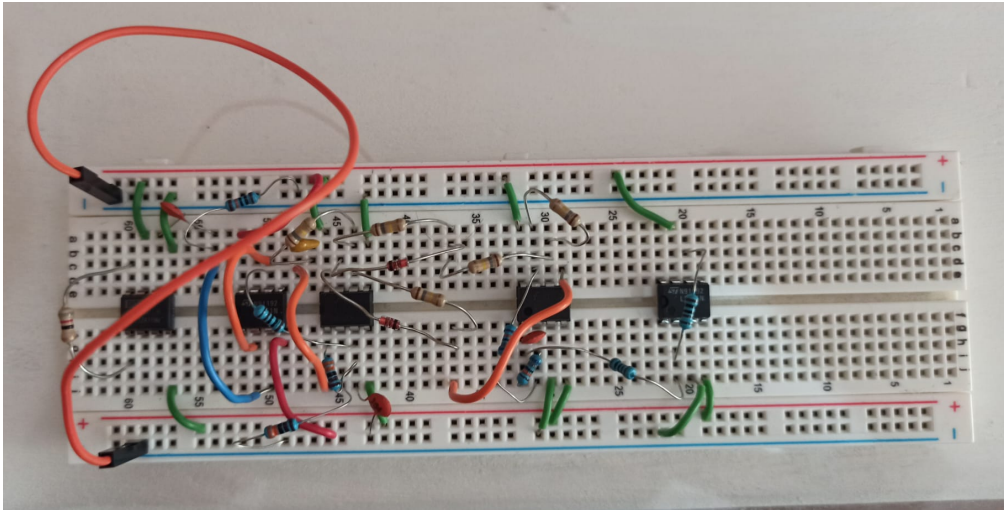


Figura 3.15 Circuito final con todas las etapas montado en protoboard

### 3.3.1 Adquisición

En esta etapa inicial se realiza la adquisición de un canal de señal EMG mediante el amplificador de instrumentación INA 128P y se realiza una amplificación de la señal de 610.75 en base a la fórmula 5 que proporciona el fabricante y a la utilización de la resistencia  $R_G$  de  $82 \Omega$ . El circuito diseñado puede observarse en la figura 3.16.

$$G_1 = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{82 \Omega} = 610.75 \quad [5]$$

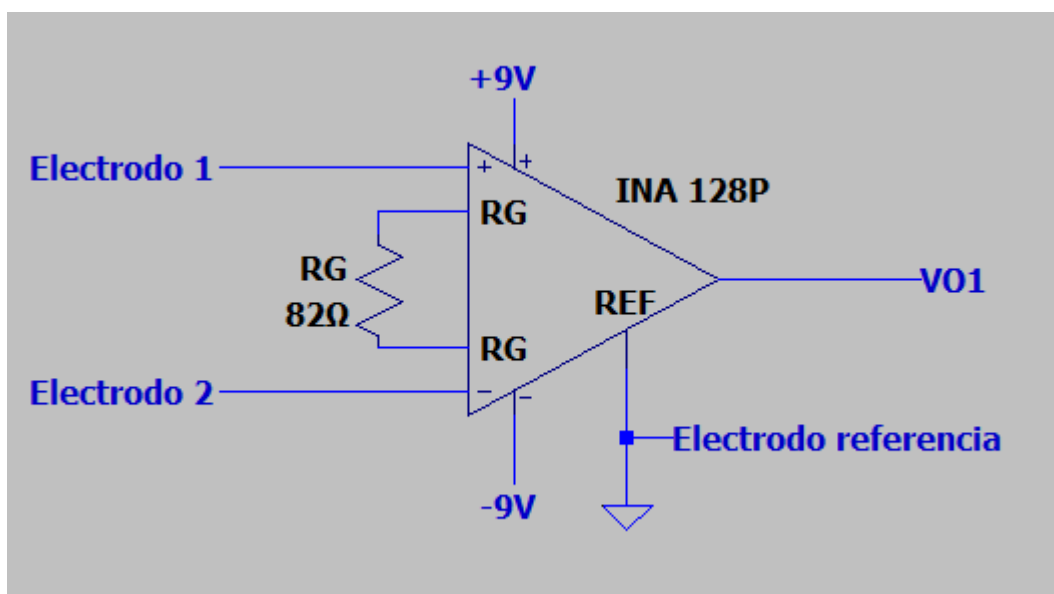


Figura 3.16 Circuito de etapa de adquisición



Se ha diseñado esta etapa con el fin de que se realice casi toda la amplificación en ella con el fin de que no se reduzca el valor de CMRR ya que el INA 128P tiene un rechazo de ganancia en modo común mínimo de 120dB en la frecuencia de interés y al acoplar más etapas en cascada con más amplificadores operacionales es posible que disminuya este valor, de igual forma que la tolerancia de las resistencias también puede afectar en la disminución del CMRR.

### 3.3.2 Filtrado

Esta etapa determina el ancho de banda del circuito. La señal EMG tiene componentes frecuenciales relevantes en el rango comprendido aproximadamente entre 15-500Hz pero el ancho de banda de esta etapa de filtrado está comprendido entre 15.91-1000Hz. Esto se ha realizado así debido a que los valores de los componentes que se disponían hacían más factible el montaje de un filtro paso bajo con esta frecuencia de corte ya que no se tenían los componentes necesarios para diseñar un filtro paso bajo con frecuencia de corte de 500Hz, además, esto no es muy relevante debido a que la salida del circuito es la envolvente de la señal EMG, es decir, las bajas frecuencias.

Aunque en este proyecto tan sólo se evalúe la amplitud de la señal ya que tan sólo se digitaliza la envolvente de la señal EMG, se ha diseñado esta etapa de filtrado digital que consta de dos filtros: uno paso alto y otro paso bajo.

El objetivo del paso alto es eliminar el nivel de DC que pueden introducir los electrodos y también las bajas frecuencias introducidas por artefactos. El diseño del filtro paso bajo se ha realizado en función del cálculo de su función de transferencia, la cual se muestra en la ecuación 6 y de ella se obtiene la ecuación 7, de la cual se obtiene el valor de 100 kΩ para R<sub>2</sub> fijando 0.1 μF para C<sub>1</sub>. En la figura 3.17 se puede observar el circuito que forma el paso alto pasivo de orden 1 diseñado.

$$\frac{V_{O2}}{V_{O1}}(s) = \frac{\frac{1}{C_1 R}}{1 + \frac{1}{C_1 R}} \quad [6]$$

$$R_2 = \frac{1}{2\pi f_c C_1} = \frac{1}{2\pi 15 * 0.1 * 10^{-6}} \cong 100 \text{ k}\Omega \quad [7]$$

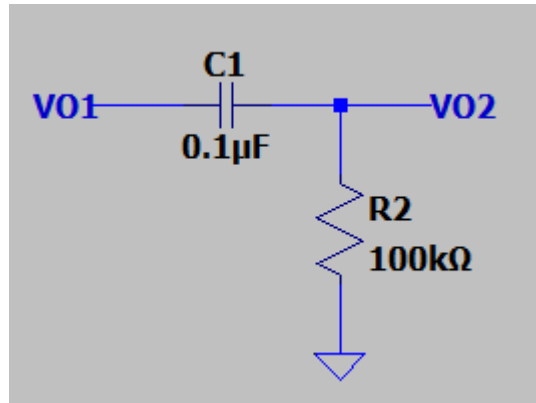


Figura 3.17 Circuito de paso alto pasivo

El filtro paso bajo tan sólo tiene función limitar las frecuencias máximas a 1 kHz, de forma que no haya frecuencias grandes que puedan interferir en el comportamiento de los diferentes componentes electrónicos. Se ha diseñado un filtro paso bajo activo no inversor de primer orden con el fin de que no invierta la salida, para ello igual que en el filtro paso alto, el diseño se ha basado en la función de transferencia que se ha calculado para el filtro, la cual se muestra en la ecuación 8, y de ella, mediante los cálculos necesarios se obtienen las ecuaciones de diseño 9, 10 y 11, mediante las cuales se obtienen los valores de  $R_3$ ,  $R_4$  y  $R_5$  fijando la ganancia ( $G_2$ ) en 2, la frecuencia de corte en 1 kHz y  $C_2$  como 0.1μF. En la figura 3.18 se puede observar el circuito que forma el paso bajo activo no inversor de orden 1 diseñado.

$$\frac{V_{O3}}{V_{O2}}(s) = \left(\frac{R_5}{R_4} + 1\right) \left(\frac{\frac{1}{C_2 R_3}}{s + \frac{1}{C_2 R_3}}\right) \quad [8]$$

$$R_3 = \frac{1}{2\pi f_c C_2} \cong 1 \text{ kHz} \quad [9]$$

$$R_4 = \frac{G_2 R_3}{G_2 - 1} \cong 3.3 \text{ kHz} \quad [10]$$

$$R_5 = G_2 R_3 \cong 3.3 \text{ kHz} \quad [11]$$

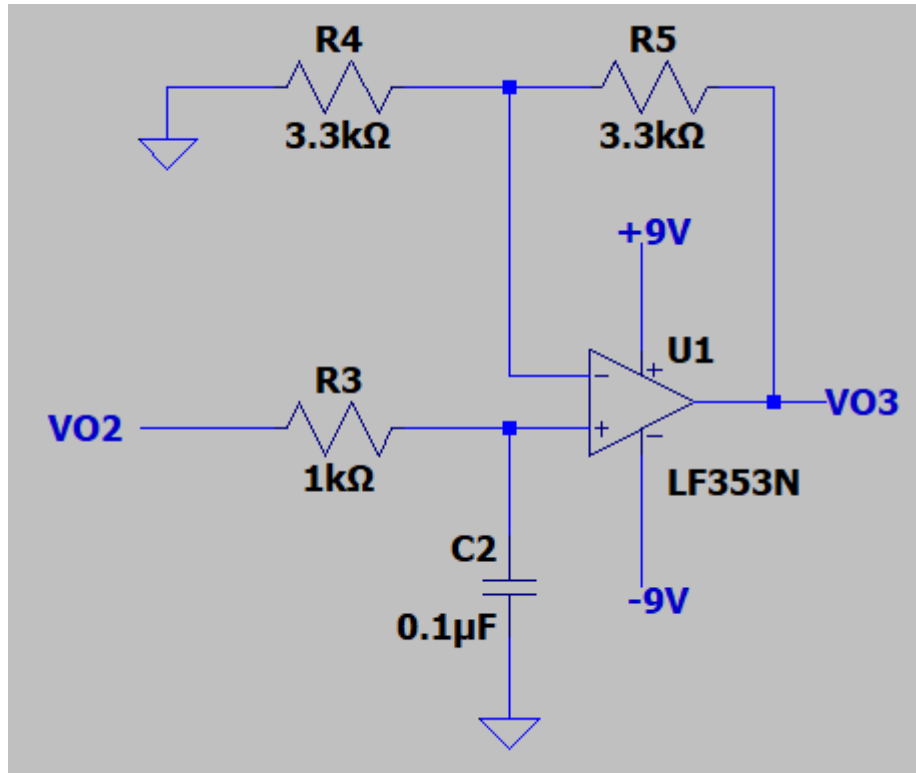


Figura 3.18 Circuito de paso bajo activo no inversor de primer orden

Cabe mencionar que se ha añadido un seguidor de tensión tras el paso alto con el fin de que no decaiga la tensión en la entrada del paso bajo al conectarlo en cascada. Por lo tanto, la etapa de filtrado quedaría finalmente como se muestra en la figura 3.19. En esta etapa se introduce una ganancia de 2, por lo que hace que la ganancia del circuito hasta este punto sea de 1221.51 tal y como se indica en la ecuación 12.

$$G_{Total} = G_1 G_2 = 610.75 * 2 = 1221.51 \quad [12]$$

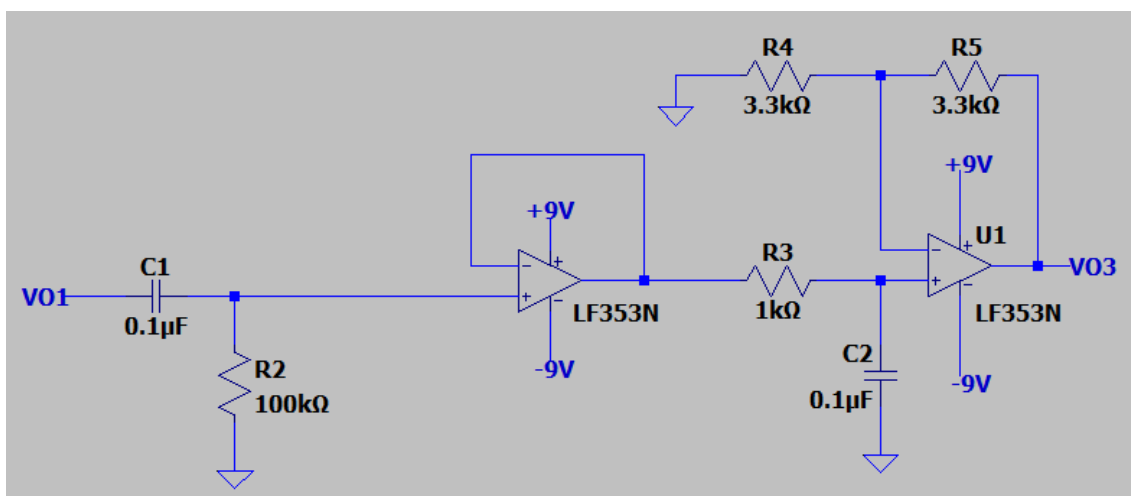


Figura 3.19 Circuito final de la etapa de filtrado compuesto de un filtro paso alto, un seguidor de tensión y un paso bajo



### 3.3.3 Rectificación

En esta etapa se ha diseñado un rectificador de onda completa basado en dos amplificadores operaciones, dos diodos y cinco resistencias del mismo valor como se muestra en la figura 3.20. El objetivo de esta etapa es eliminar la parte negativa de la señal de forma que la señal tenga tan sólo una única polaridad para que su media no sea nula, lo cual es importante para calcular la envolvente ya que si no se rectificase se obtendría una señal nula.

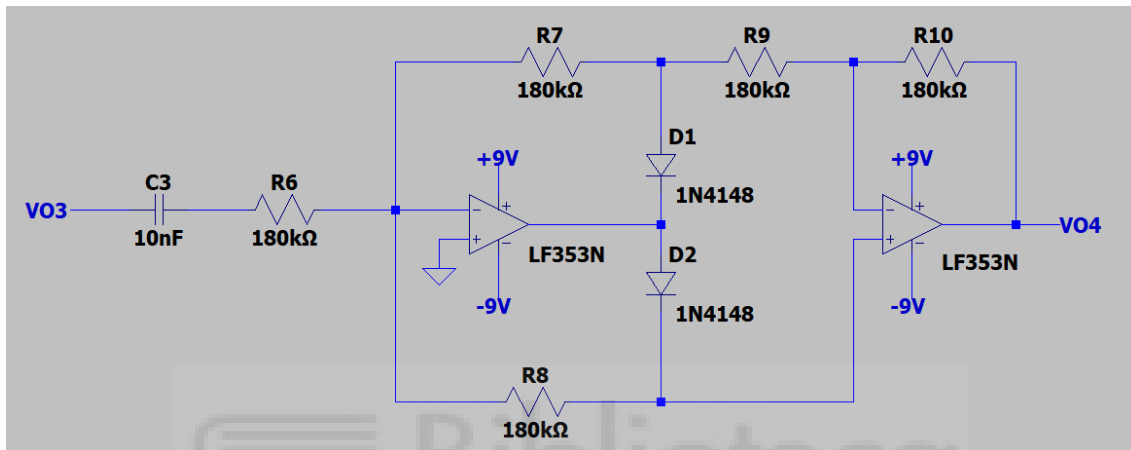


Figura 3.20 Circuito de rectificación

El funcionamiento de este circuito es sencillo y depende los valores de  $V_{O3}$ :

- Si  $V_{O3}$  es positivo entonces  $D_1$  conduce y los amplificadores operacionales se comportan como amplificadores inversores de ganancia unitaria, ya que todas las resistencias tienen el mismo valor, de forma que  $V_{O4} = +V_{O3}$ . En la figura 3.21 se muestran las direcciones de las corrientes y se puede observar cómo al conducir  $D_1$  el voltaje a la salida del primer inversor sería  $-V_{O3}$ .

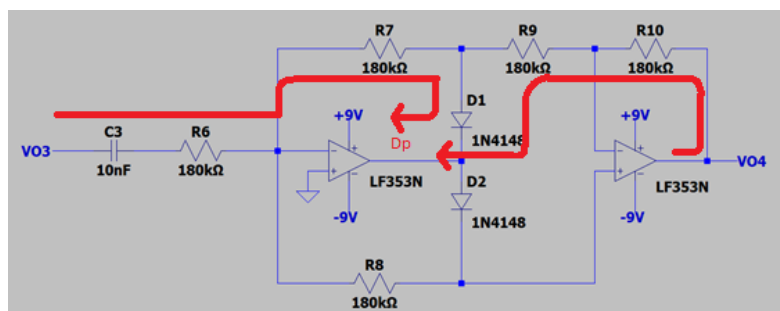


Figura 3.21 Comportamiento del circuito de rectificación cuando  $V_{O3}$  es positivo

- Si  $V_{O3}$  es negativo es el diodo  $D_2$  quien conduce, por lo que las corrientes que se generan se pueden ver en la figura 3.22. Esto hace que el segundo amplificador

operacional se comporte como un inversor, por tanto, el voltaje a la salida de la etapa sería  $V_{O4} = +V_{O3}$ .

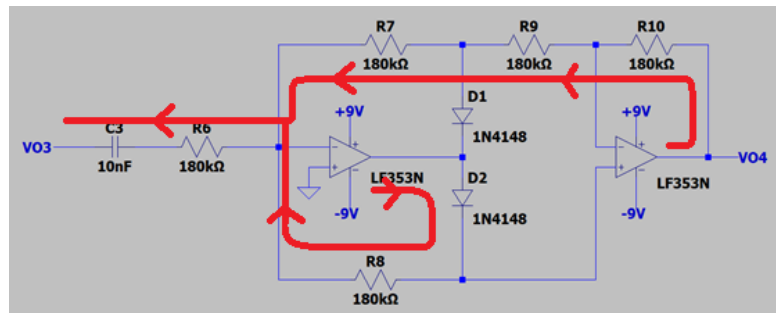


Figura 3.22 Comportamiento del circuito de rectificación cuando  $V_{O3}$  es negativo

Por lo tanto, la salida final del rectificador se corresponde con la ecuación 13.

$$V_{O4} = |V_{O3}| \quad [13]$$

### 3.3.4 Obtención de envolvente

En esta etapa se ha diseñado un filtro inversor paso bajo activo de primer orden como el que se muestra en la figura 3.23. El objetivo de este filtro es, tras la etapa previa de rectificación, obtener la envolvente de la señal.

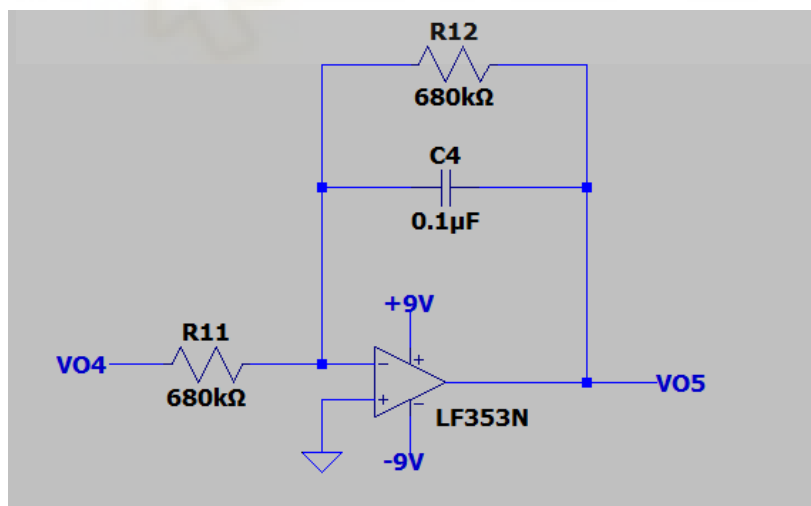


Figura 3.23 Filtro paso bajo inversor de primer orden

El diseño del filtro se ha realizado en base a su función de transferencia, la cual se presenta en la ecuación 14, y mediante la cual se obtienen las ecuaciones de diseño 15 y 16. Es en base a estas ecuaciones como se han obtenido los valores de los componentes del circuito,

fijando la frecuencia de corte en 2.34Hz, el condensador en 0.1  $\mu$ F ganancia unitaria se obtienen los valores de las resistencias.

$$\frac{V_{O5}}{V_{O4}}(s) = - \left( \frac{R_{12}}{R_{11}} \right) \left( \frac{\frac{1}{C_4 R_{12}}}{s + \frac{1}{C_4 R_{12}}} \right) \quad [14]$$

$$R_{12} = \frac{1}{2\pi f_c C_4} = 680 \text{ k}\Omega \quad [15]$$

$$R = \frac{R_{12}}{G} = 680 \text{ k}\Omega \quad [16]$$

### 3.3.5 Amplificación final

Finalmente se ha diseñado una etapa de amplificación final cuya función es la de invertir la señal de la etapa anterior y proporcionar una pequeña amplificación final en caso de que se requiera. La ganancia de esta etapa se puede obtener mediante la expresión 17, teniendo en cuenta que  $R_{pot}$  es un potenciómetro variable de 10  $k\Omega$  tal y como se muestra en la figura 3.24.

$$G_3 = \frac{V_{Ofinal}}{V_{O5}} = \frac{R_{pot}}{R_{13}} \quad [17]$$

Por lo tanto, la ganancia total del circuito se obtiene mediante la fórmula 18.

$$G_{Total} = G_1 G_2 G_3 = 610.75 * 2 * G_3 = 1221.51 G_3 \quad [18]$$

Cabe mencionar que este proyecto se ha utilizado una etapa de amplificación final de ganancia unitaria ya que no ha sido necesaria una amplificación extra a la señal EMG, por lo tanto, la ganancia total del circuito es de 1221.51.

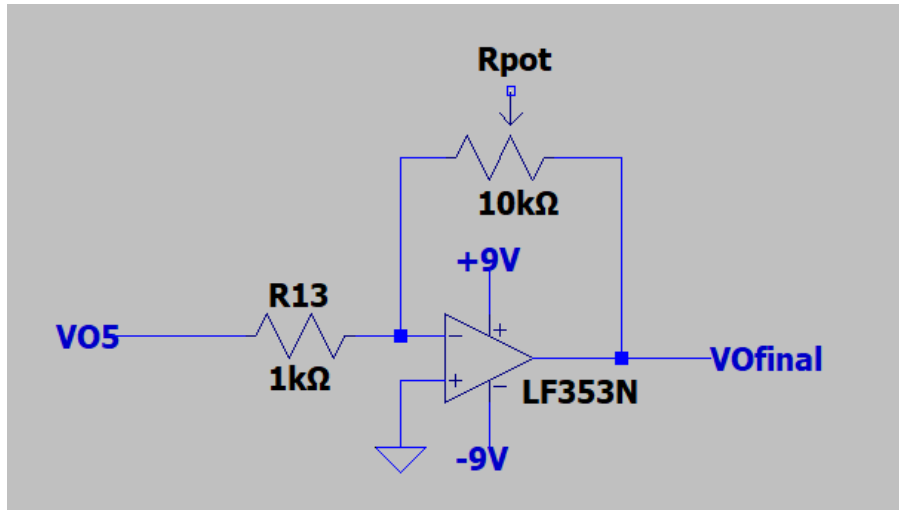


Figura 3.24 Amplificador inversor como amplificación final

### 3.3.6 Digitalización

Se ha utilizado PSoC 4 para realizar la digitalización de la señal EMG y enviarla a Matlab por puerto serie. Para ello, se ha realizado un diseño hardware que se muestra en la figura 3.25. El esquemático consta de varios componentes: un convertor analógico/digital, componente de la UART, un timer, una señal de reloj, una interrupción y un pin que se usa para leer la envolvente de la señal EMG. Este diseño hardware ha sido diseñado de forma que la señal EMG se registre por el pin Vin0 y se digitalice en el ADC, mientras que el timer se configura como se puede observar en la figura 3.26, con el fin de generar una interrupción cada segundo en la cual se mandan los datos a Matlab por puerto serie mediante UART, cuya configuración es de un baud rate de 115200, 8 bits de datos, ninguno de paridad y 1 de stop. La finalidad del timer es que el buffer del puerto serie no sature, de forma que de esta forma tan sólo se mandan datos cada segundo, lo cual no satura el buffer y permite no perder ningún valor por congestión.

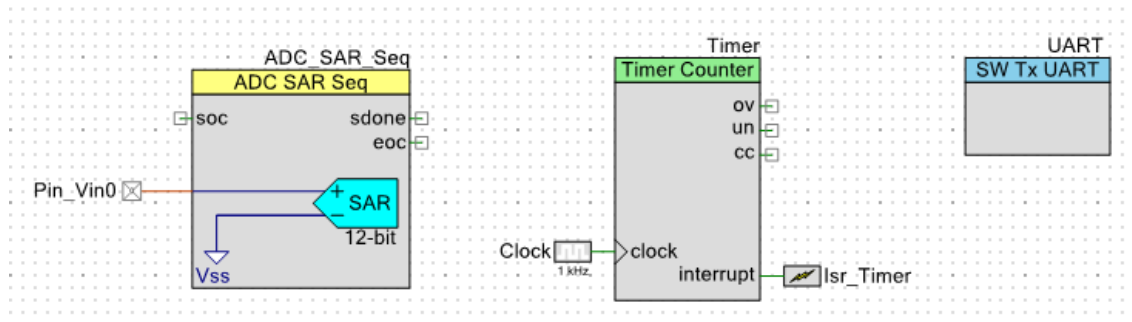


Figura 3.25 Diseño hardware implementado en PSoC 4

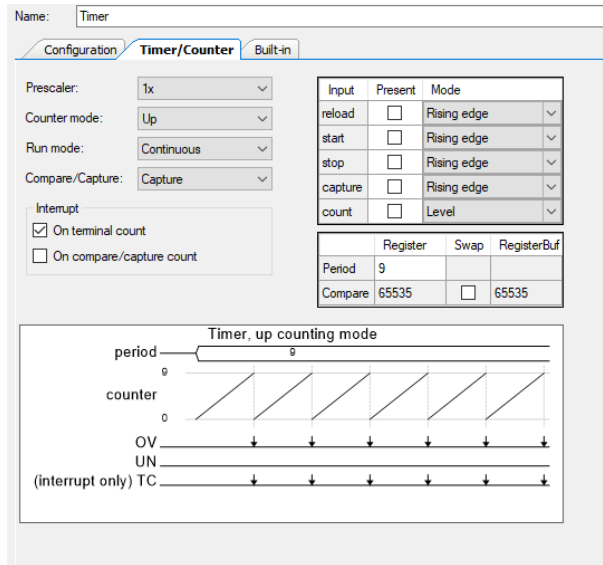


Figura 3.26 Configuración Timer

En la figura 3.27 se muestra la configuración del ADC, en la cual se muestra la frecuencia de reloj, el voltaje de referencia y rango de amplitud seleccionados, además del formato de datos, el cual es con signo y promediado.

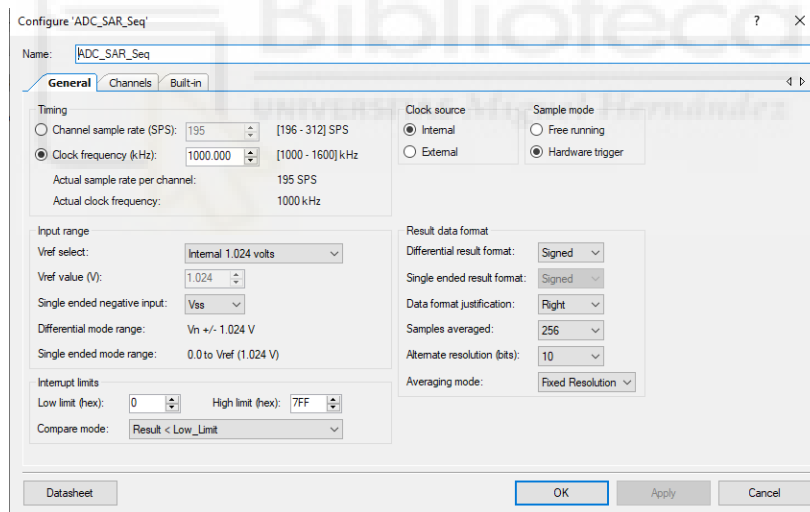


Figura 3.27 Configuración ADC

Tras este diseño del hardware se realiza el enrutamiento de pines, asociando el pin Vin0 a un pin GPIO de PSoC y los el puerto de la UART correspondiente. Posteriormente se realiza la programación del firmware mediante un script en C, el cual se encarga de realizar estas funciones:

- Inicia los componentes: UART, ADC y Timer.
- Empieza la conversión del ADC.

- La interrupción para el proceso y se envía el resultado de la conversión por UART.

Por último, se realiza el enrutado analógico y digital y se programa el PSoC 4.

Cabe mencionar que PSoC 4 es capaz de digitalizar varios canales de forma simultánea, no obstante, tan sólo se ha registrado uno ya que se ha realizado de esta forma el diseño del circuito analógico.

### 3.3.7 Procesamiento digital

PSoC se encarga de digitalizar la señal y enviarla por puerto serie al ordenador, donde Matlab se encarga de abrir puerto serie para establecer la comunicación, recibe la información, aplica un procesamiento digital sencillo y muestra la información relevante en una gráfica.

Una vez recibida la señal en Matlab se le aplica un sencillo procesado digital a la misma, el cual consta de varios pasos:

- Se convierten los bits recibidos a V

PSoC envía por puerto serie los datos a Matlab mediante bits, por lo tanto, teniendo en cuenta que el rango del conversor analógico/digital de PSoC es de 1.024V y la resolución de 10 bits, se establece una proporción para convertir los bits recibidos en voltaje. En la figura 3.28 se muestra la señal que se recibe y tras haber sido convertida a voltaje.

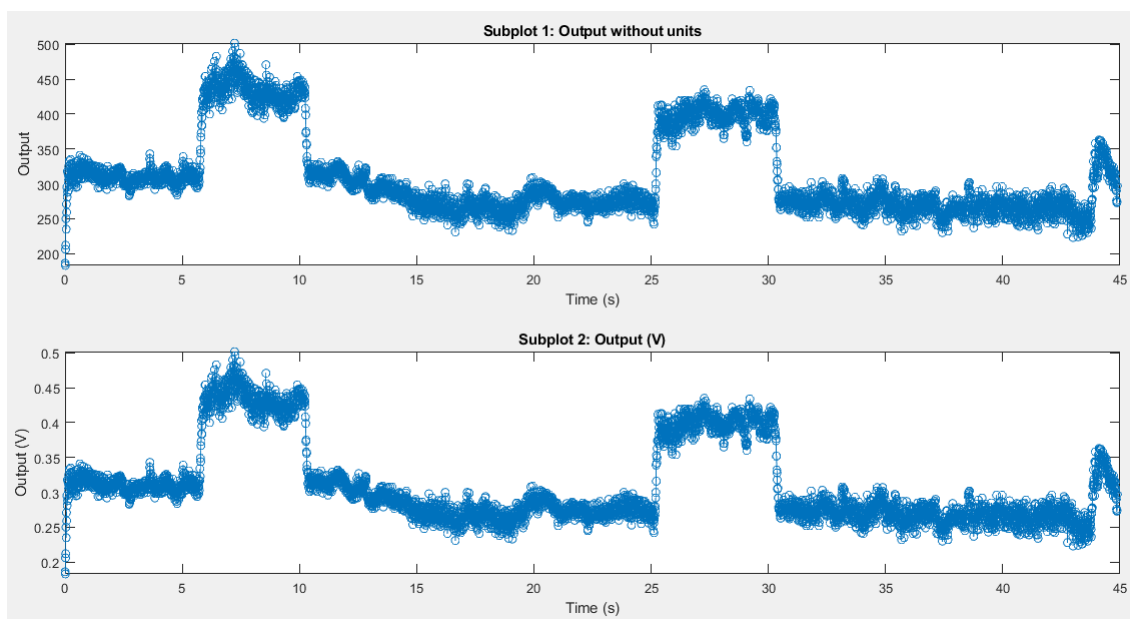
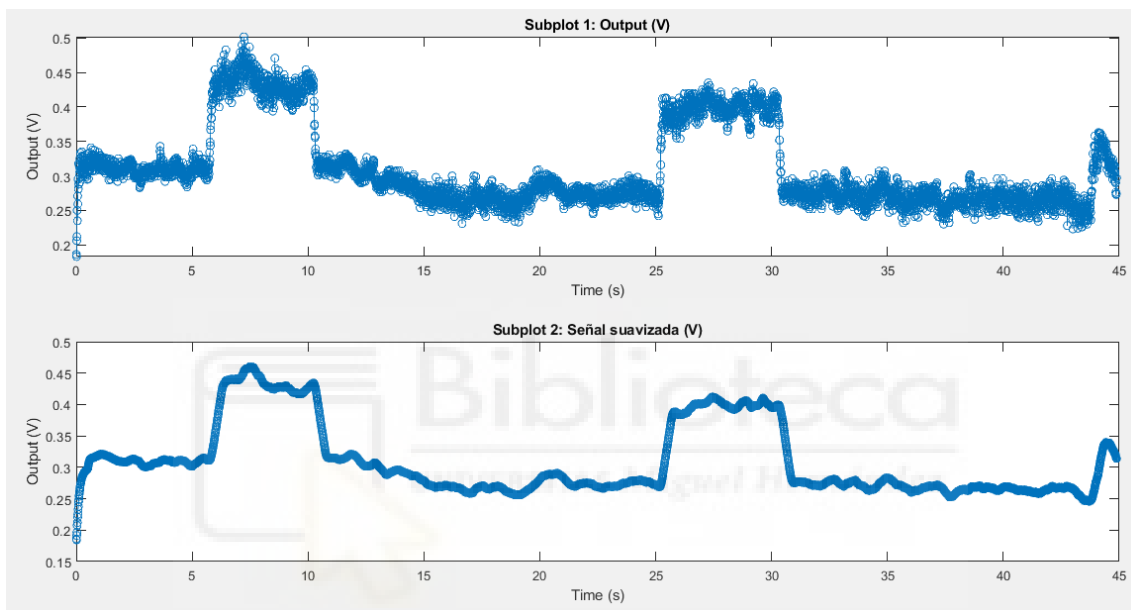


Figura 3.28 Señal recibida en Matlab en la gráfica superior y conversión a voltaje en la inferior

- Suavizado de la señal

Sabiendo que la señal recibida es la envolvente de la señal EMG, con el fin de facilitar la detección de fuerza, se aplica un suavizado a la señal, de forma que sea más sencillo observar las tendencias en los datos y eliminar un poco más el ruido que pudiera tener la señal, lo cual se puede comprobar en la figura 3.29, en la cual se compara la señal antes y después de aplicar el suavizado, siendo más interpretable visualmente el aspecto de la segunda, lo cual también facilita el cálculo del umbral y por consiguiente la detección automática de fuerza.



**Figura 3.29** En la gráfica de arriba se muestra la señal recibida en Matlab y convertida a V y abajo la señal suavizada

- Eliminación del offset de la señal

Con el fin de eliminar el offset de la señal se le quita el valor mínimo de la señal suavizada a la misma, de forma que la señal ahora queda sobre 0 tal y como se observa en la figura 3.30.

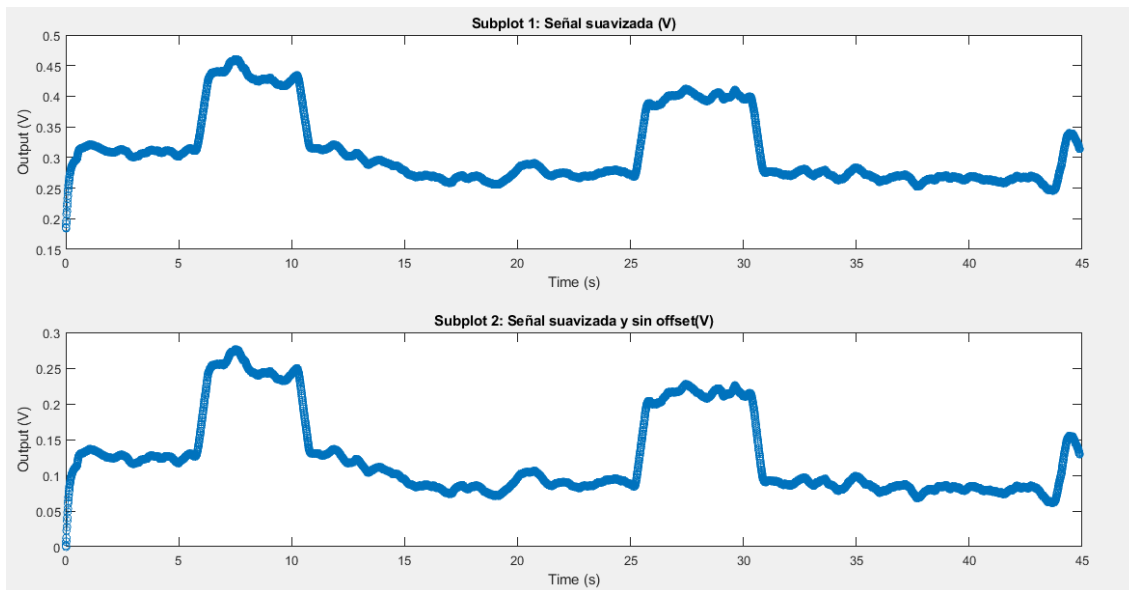


Figura 3.30 En la gráfica de arriba se muestra la señal suavizada y en la inferior sin offset

- Cálculo de umbral

Una vez se tiene calculada la señal suavizada y sin offset se calcula el umbral tal y como se explica en 3.4. Posteriormente, y tal y como se indica en dicho apartado, también se calcula el vector de fuerzas de la prueba, mostrándose de forma clara los momentos en los que se ha hecho fuerza o no, representándose con un 1 o 0 respectivamente frente al tiempo de la prueba.

### 3.4 Estrategia de pruebas y definición de umbral

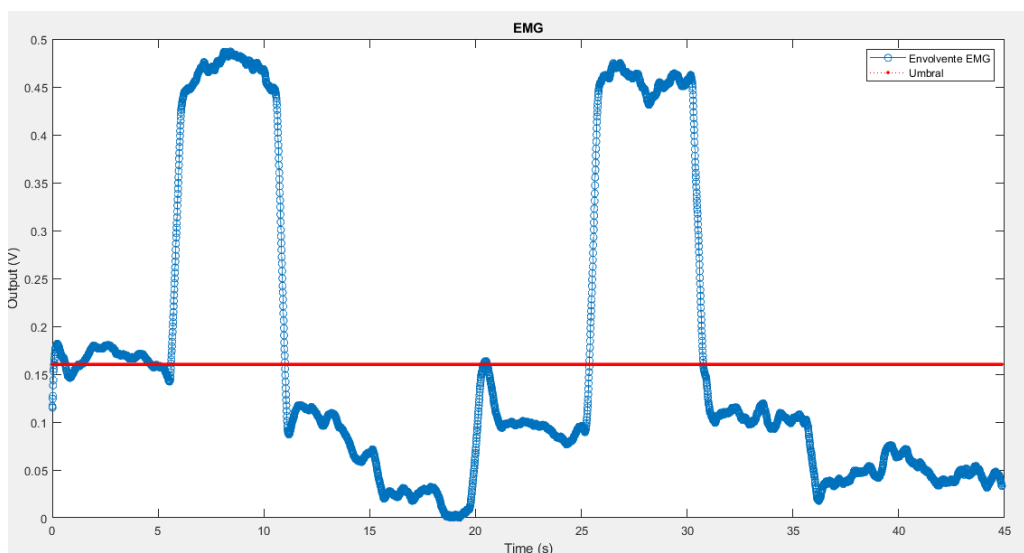
Para la validación del circuito diseñado se ha definido una estrategia de pruebas que consisten con una duración de 45 segundos y constan de diferentes fases cada 5 segundos, por lo que las pruebas tienen 9 intervalos distintos en los que se realiza fuerza o reposo alternativamente:

- Intervalo 1: 0-5 segundos. Reposo.
- Intervalo 2: 5-10 segundos. Fuerza músculo 1.
- Intervalo 3: 10-15 segundos. Reposo.
- Intervalo 4: 15-20 segundos. Fuerza músculo 2.
- Intervalo 5: 20-25 segundos. Reposo



- Intervalo 6: 25-30 segundos. Fuerza músculo 1.
- Intervalo 7: 30-35 segundos. Reposo.
- Intervalo 8: 35-40 segundos. Fuerza músculo 2.
- Intervalo 9: 40-45 segundos. Reposo.

Tras la finalización de la prueba se calcula el umbral como la media de los 5 segundos de cada fase de reposo y se le añade un 20% como valor de histéresis, tal y como se muestra en la figura 3.31, donde se muestra el cálculo del umbral de una señal siguiendo este proceso y se puede ver cómo mediante la selección de cada fase de reposo y un incremento del 20% se calcula el umbral, representado mediante una línea horizontal roja. Posteriormente, en base al valor de umbral calculado, se obtiene la fuerza realiza por el usuario, pudiéndose visualizar tanto en la envolvente de la señal como en una gráfica de fuerza binaria que se genera, en la que el estado 1 indica que el usuario ha superado el umbral, es decir, ha realizado fuerza, y el estado 0 significa que no ha habido activación muscular. Por tanto, tras la prueba se mostrarán tres gráficas: en la primera se mostrará la envolvente de señal EMG adquirida en cada canal en V y en la segunda se mostrará dicha envolvente con el umbral superpuesto por lo que se podrá ver de forma sencilla en qué momentos se ha realizado fuerza; por otra parte, también se mostrará en otra gráfica la fuerza en forma binaria.



**Figura 3.31 Resultado de cálculo de umbral en prueba real**

También se ha definido la misma prueba para detectar diferentes niveles de fuerza, pero en este caso los intervalos son los siguientes:

- Intervalo 1: 0-5 segundos. Reposo.
- Intervalo 2: 5-10 segundos. Fuerza fuerte músculo 1.
- Intervalo 3: 10-15 segundos. Reposo.
- Intervalo 4: 15-20 segundos. Fuerza fuerte músculo 2.
- Intervalo 5: 20-25 segundos. Reposo
- Intervalo 6: 25-30 segundos. Fuerza leve músculo 1.
- Intervalo 7: 30-35 segundos. Reposo.
- Intervalo 8: 35-40 segundos. Fuerza leve músculo 2.
- Intervalo 9: 40-45 segundos. Reposo.

La estrategia para calcular el umbral en este caso es la misma que se ha definido anteriormente.



## 4 Pruebas experimentales

### 4.1 Frecuencia de muestreo PSoC

El objetivo de estas pruebas es conocer la limitación en la etapa de digitalización, para ello se han introducido señales ideales desde un generador de funciones a PSoC, donde se digitalizan y se envían a Matlab por puerto serie, donde se dibujará y se calculará la frecuencia de muestreo en todas las pruebas se calcula como el número de muestras recibidas entre. el tiempo de la prueba

A continuación, se muestran los resultados para las señales de entrada de diferentes frecuencias y amplitud 1.5Vpp y la frecuencia a la que se ha muestreado cada señal:

- $f=10\text{Hz}$

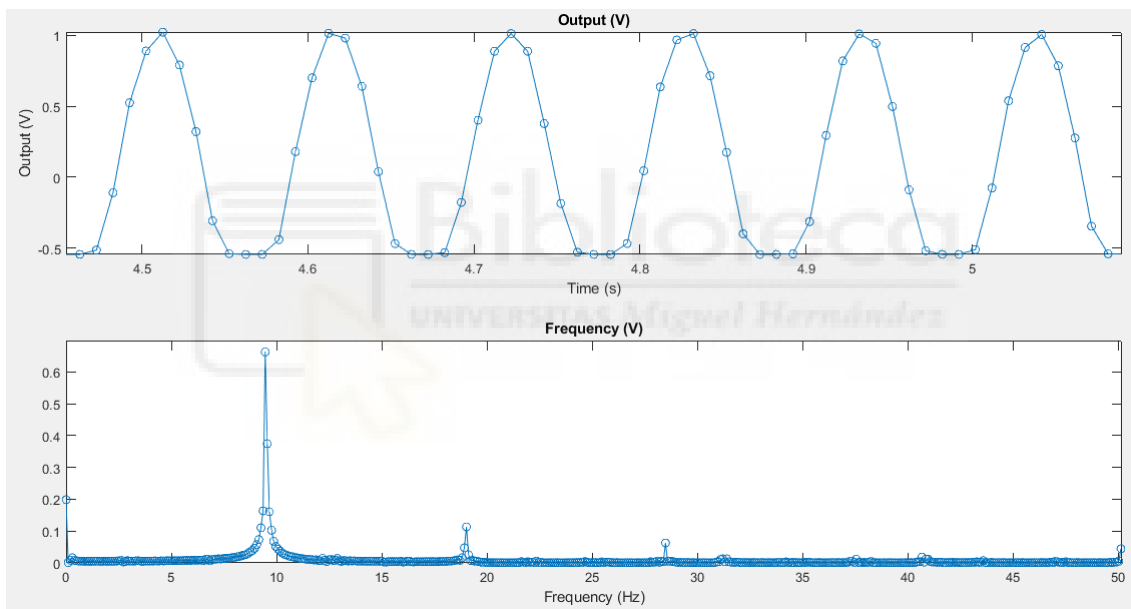
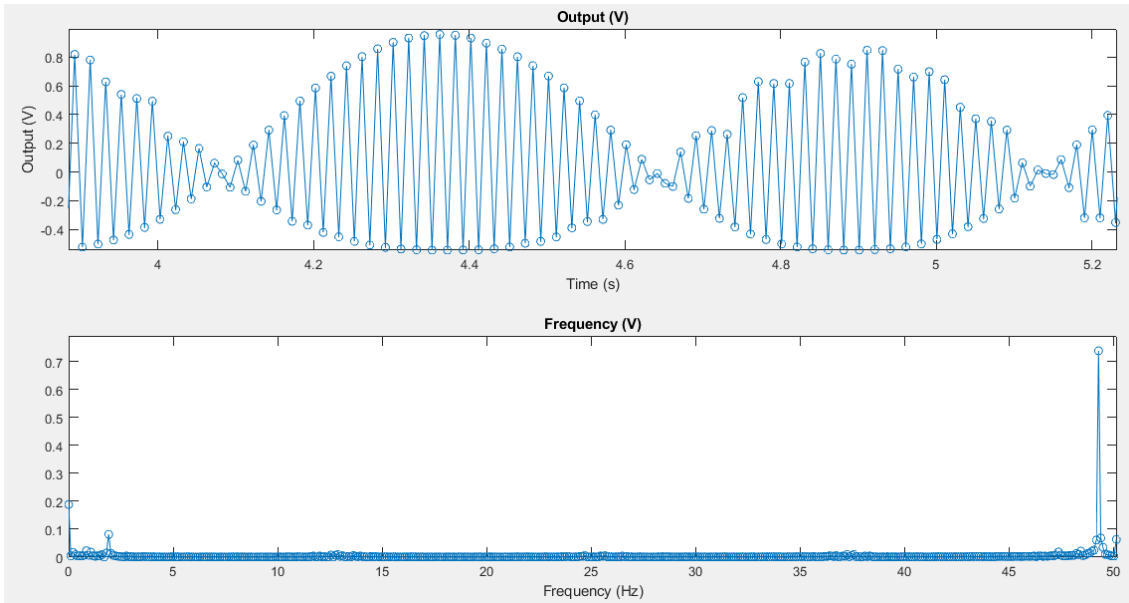


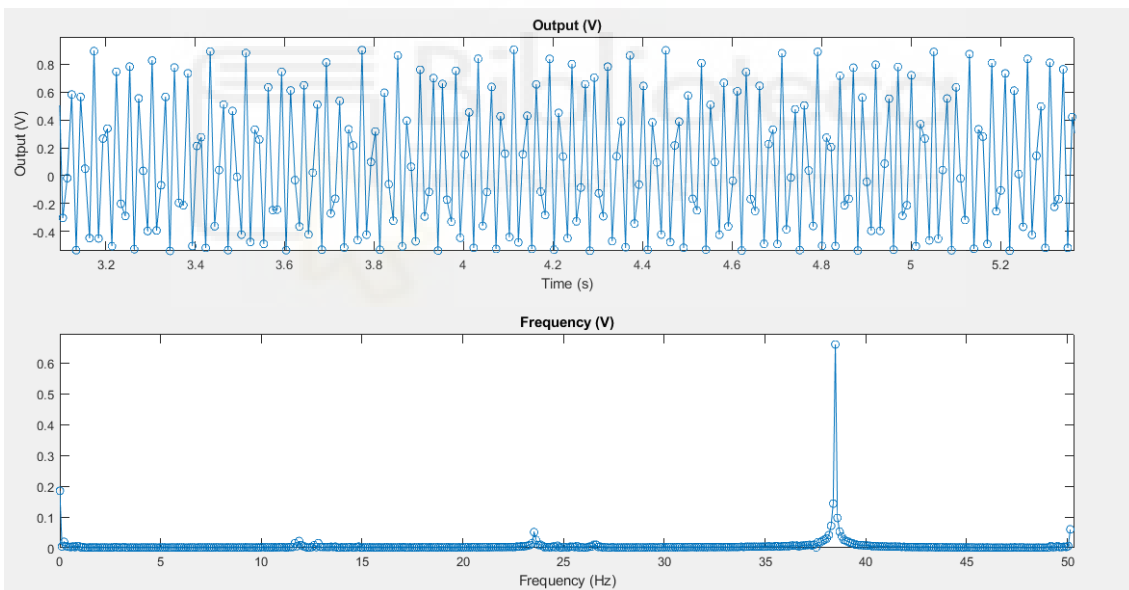
Figura 4.1 Señal adquirida con una frecuencia de muestreo de 100.2626 Hz

- $F=50\text{Hz}$



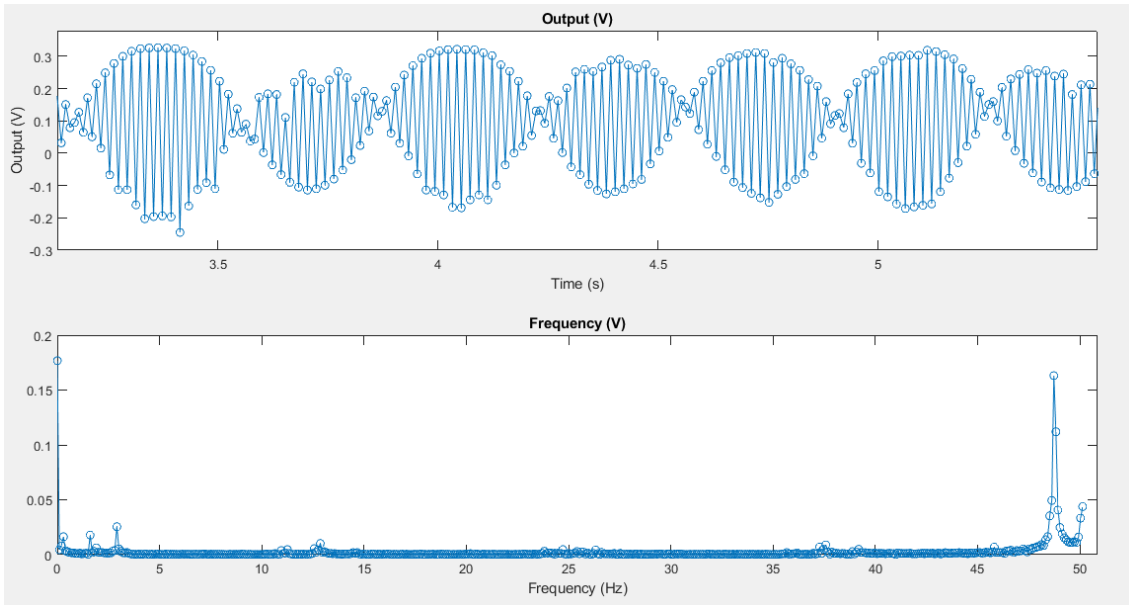
**Figura 4.2** Señal adquirida con una frecuencia de muestreo de 100.2876 Hz

- $f=60\text{Hz}$



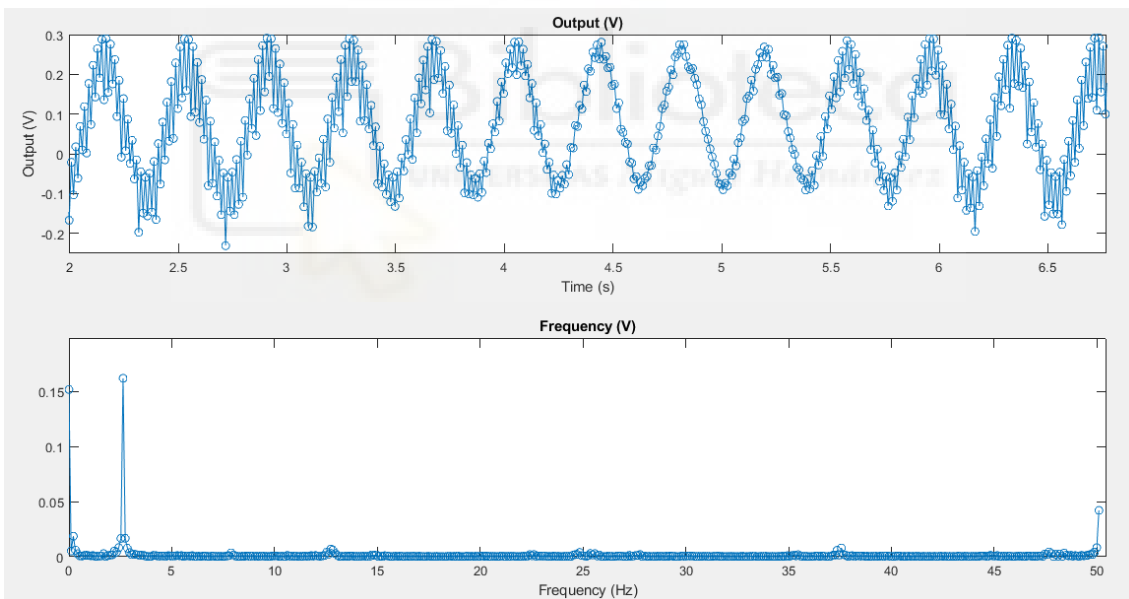
**Figura 4.3** Señal adquirida con una frecuencia de muestreo de 100.2893 Hz

- 150Hz



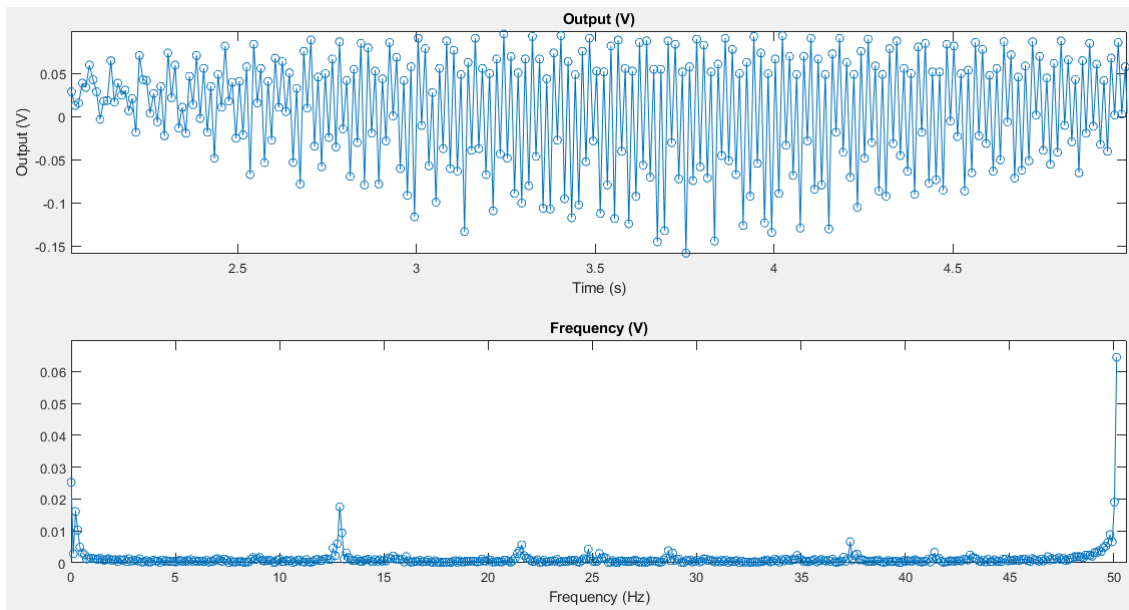
**Figura 4.4 Señal adquirida con una frecuencia de muestreo de 100.2694 Hz**

- 300Hz



**Figura 4.5 Señal adquirida con una frecuencia de muestreo de 100.1904 Hz**

- 1kHz



**Figura 4.6 Señal adquirida con una frecuencia de muestreo de 100.2815 Hz**

Como se puede observar, no hay componente frecuencial a partir de los 50Hz y la frecuencia de muestreo en todas las pruebas es de 100Hz. En base al teorema de Nyquist, la frecuencia de muestreo ha de ser mayor al doble de la frecuencia más alto de la señal que se desea adquirir, por lo que las señales que se pueden adquirir con PSoC 4 han de tener componentes frecuenciales menores de 50Hz, es por ello por lo que en este proyecto tan sólo es posible digitalizar la envolvente de la señal EMG. Esto se puede verificar en las pruebas realizadas ya que para frecuencias menores de 50Hz como la de 10Hz que se muestra en la figura 4.1 la digitalización es correcta, pero a partir de esta frecuencia de Nyquist se puede apreciar aliasing, apareciendo frecuencias bajas en los datos muestreados. También se puede apreciar que debido a la baja frecuencia de muestreo la reconstrucción de la señal no es completamente exacta a la forma de onda inicialmente introducida.

Cabe mencionar que también se realizaron pruebas con PSoC 5 y se consiguió una frecuencia de muestreo de 2 kHz, suficiente para registrar señal EMG y sin la limitación encontrada en PSoC 4, pero se descubrió un error en los pines por lo que no se podían introducir señales externas y por ello se continuó la investigación con PSoC 4.

## 4.2 Pruebas con señales ideales

Se han realizado pruebas para validar el funcionamiento de todos los puntos del circuito observando la salida en el osciloscopio, para ello se han introducido señales de distinta frecuencia de 1 Vpp y se ha cambiado el valor de la resistencia  $R_g$  por 50 k $\Omega$ , de forma que la ganancia ideal del circuito es de 4. Para ello, se ha medido la señal a la salida de las etapas de filtrado, rectificación y paso que se destacan en la figura 4.7 con los puntos A, B y C respectivamente.

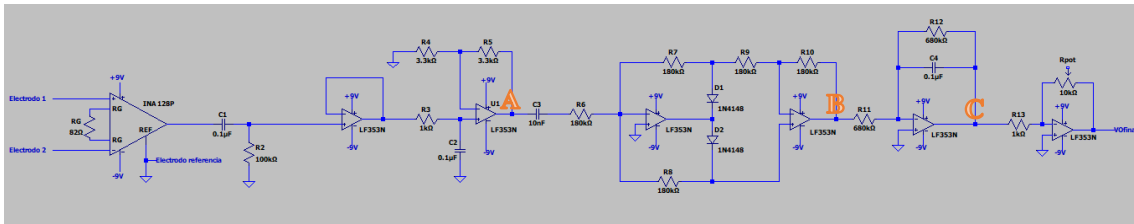


Figura 4.7 Puntos de evaluación del circuito

En la figura 4.8 se puede ver una señal de 3.5 Hz a la salida de la etapa de filtrado y como se puede observar la señal está muy atenuada, sin embargo, al introducir una señal a 100 Hz como en la figura 4.9 se puede ver cómo esta no está atenuada y está amplificada con la ganancia diseñada del circuito. Por último, también se ha introducido una señal de 1.2 kHz y también se puede ver en la figura 4.10 cómo la misma sufre atenuación debido a superar la frecuencia de corte del paso alto.

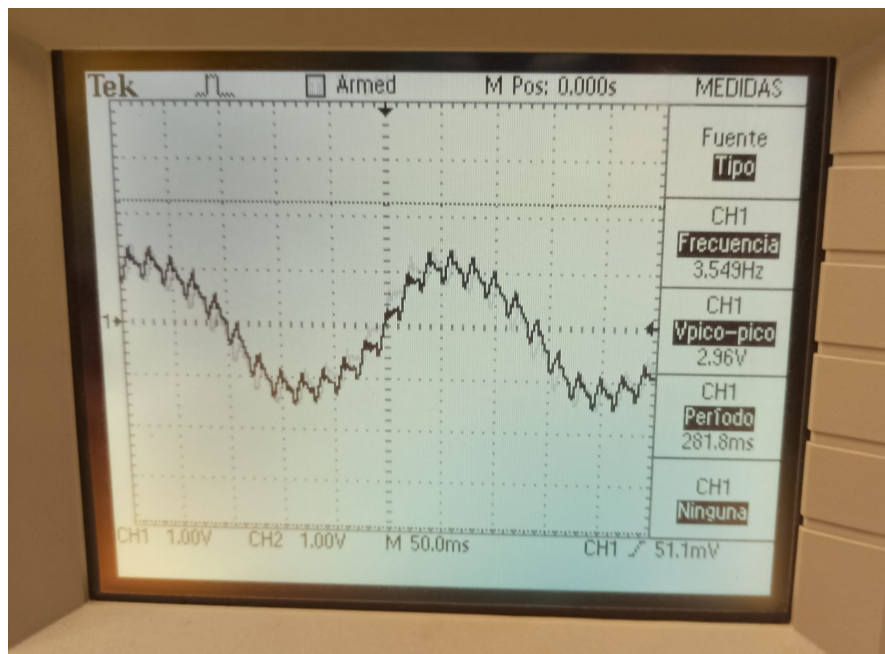


Figura 4.8 Señal de entrada de 3.5 Hz a la salida de la etapa de filtrado. Punto A



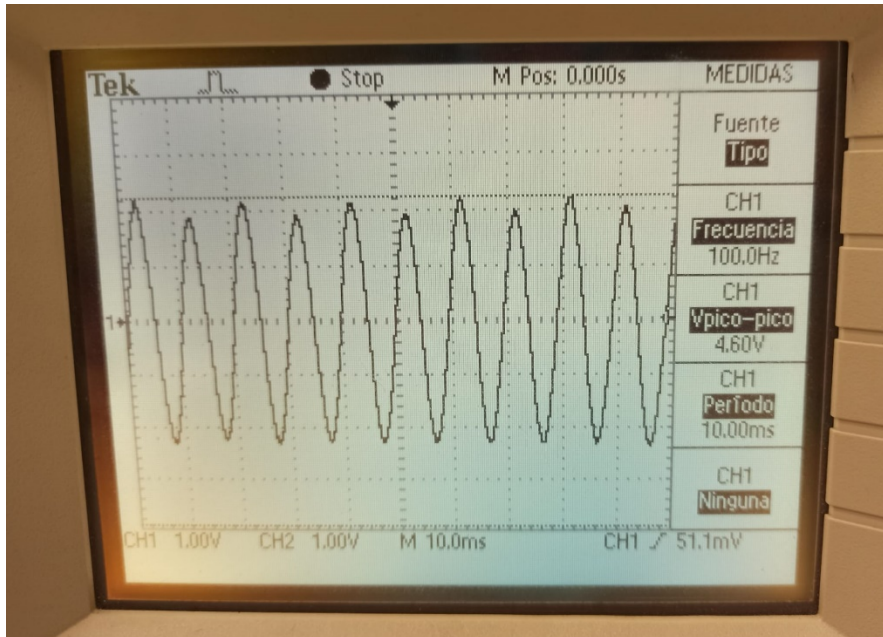


Figura 4.9 Señal de entrada de 100 Hz a la salida de la etapa de filtrado. Punto A

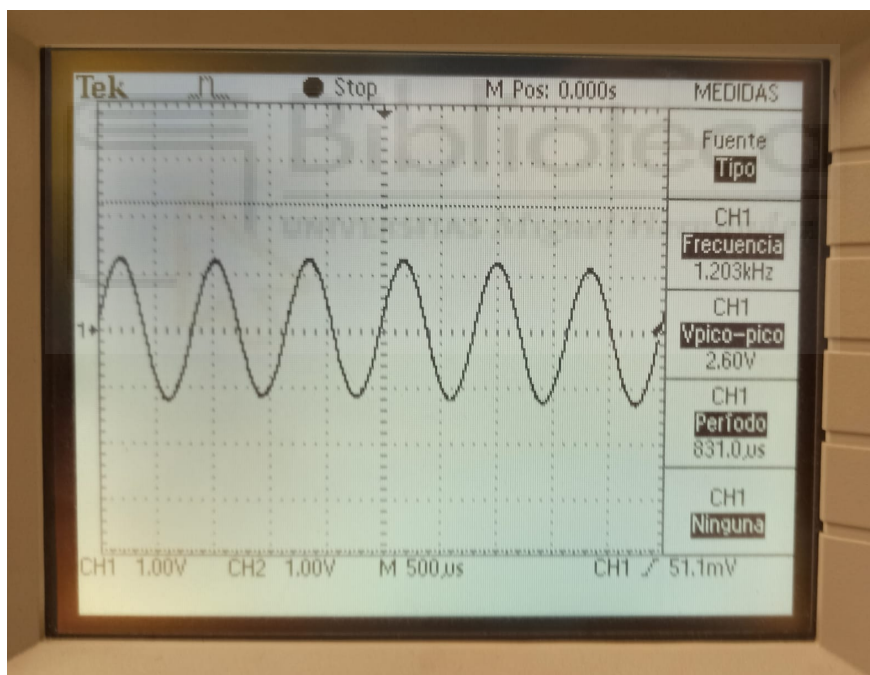
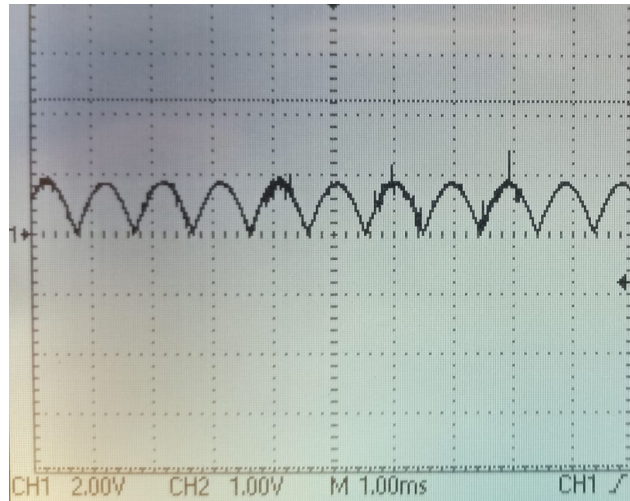


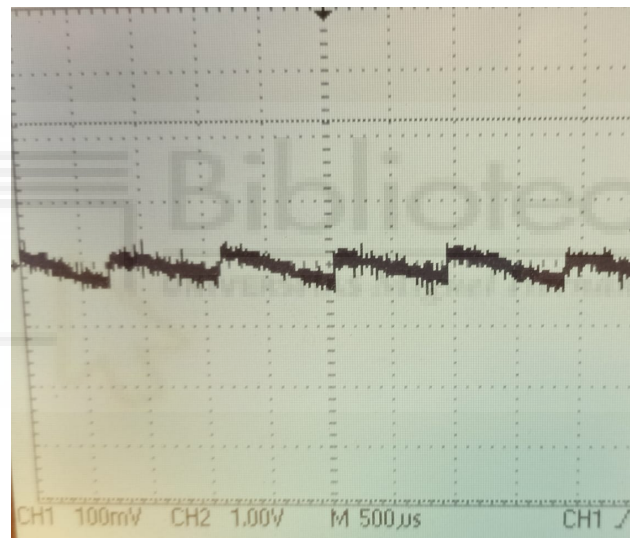
Figura 4.10 Señal de entrada de 1.2 kHz Hz a la salida de la etapa de filtrado. Punto A

También se han comprobado con una señal ideal sinusoidal de frecuencia 100Hz el funcionamiento de las etapas de rectificación y de obtención de la envolvente tras el paso bajo lo cual puede verse en las figuras 4.11 y 4.12. En la obtención de la envolvente puede observarse también un pequeño rizado.





**Figura 4.11** Señal de entrada de 100 kHz Hz a la salida de la etapa de rectificación. Punto B

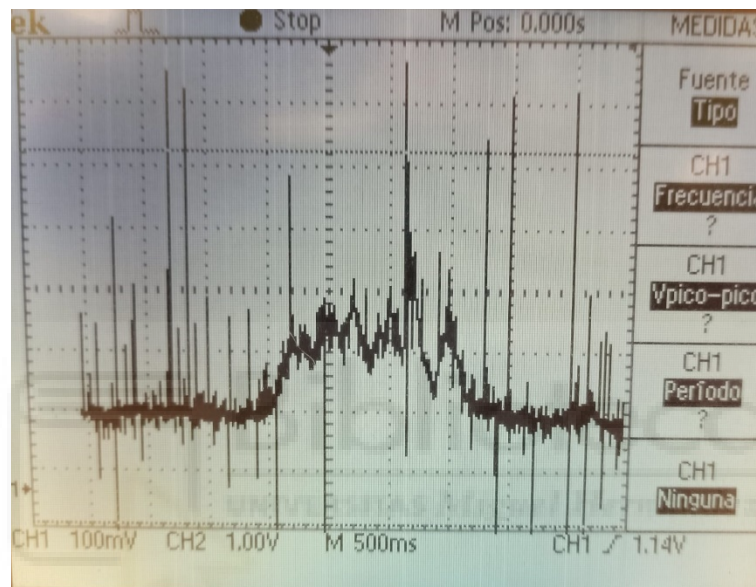


**Figura 4.12** Señal de entrada de 100 kHz Hz a la salida de la etapa de filtro paso bajo posterior al rectificado. Se puede observar la envolvente de una señal sinusoidal. Punto C

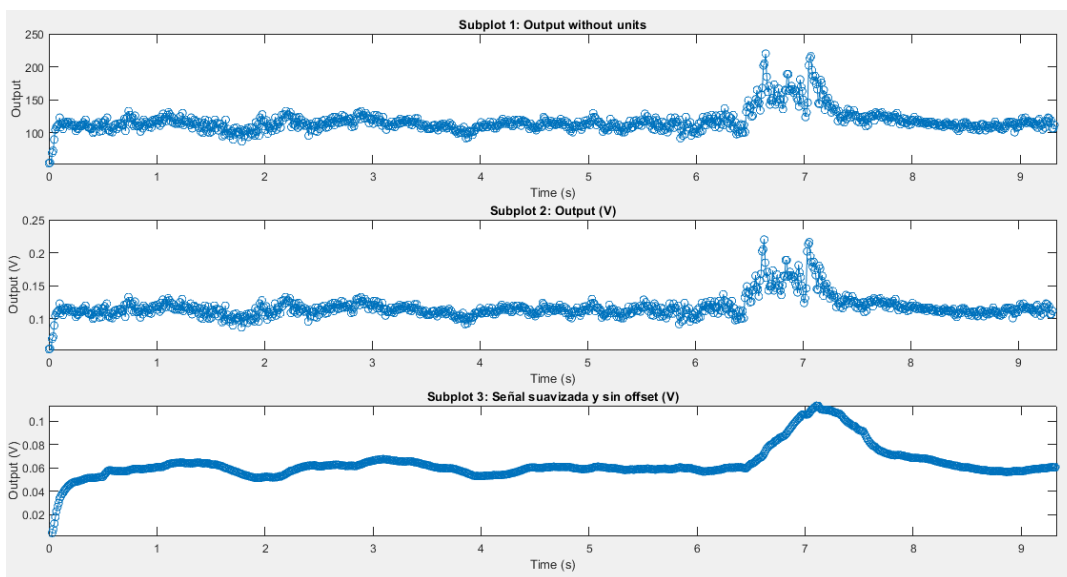
### 4.3 Detección de envolvente

En el apartado 4.2 se comprueba el correcto funcionamiento del circuito con señales ideales. Con el objetivo de validar el funcionamiento del circuito y el registro de la envolvente de la señal EMG real se han hecho pruebas de adquisición de señal muscular real. Para ello se han colocado los electrodos en bíceps como se explica en el apartado 3.2 y tomando las consideraciones de 3.3.

En las figuras 4.13 y 4.14 se puede observar la envolvente en el osciloscopio y también la misma envolvente tras haber digitalizado y enviado la señal a Matlab. Como se puede ver las señales son iguales en amplitud y tienen también el mismo valor de offset, aunque la señal registrada en el osciloscopio tiene mayor ruido, introducido por las sondas, en cambio, en la señal adquirida con PSoC no se observa este ruido, observándose claramente la activación muscular, e incluso al suavizar dicha señal de forma digital se observa de forma aún más clara. Tras estas pruebas se comprueba que la señal EMG se registra correctamente con el circuito diseñado.



**Figura 4.13 Visualización en osciloscopio de la señal registrada en bíceps tras activación muscular**



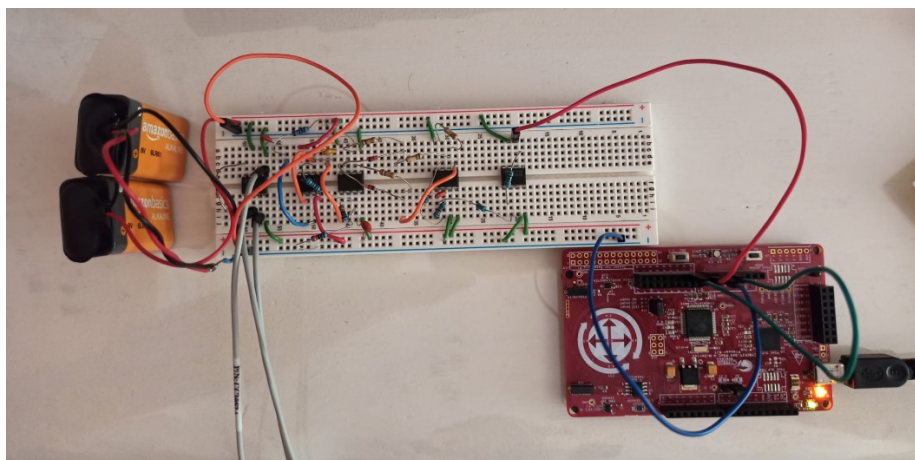
**Figura 4.14 Visualización en Matlab tras etapa de digitalización en PSoC de la envolvente de la señal registrada en bíceps tras activación muscular en el segundo 7 de la prueba**

#### 4.4 Validación en varios músculos

Tal y como se ha descrito en 3.4 se ha elaborado una estrategia de pruebas para la obtención de la fuerza del usuario mediante el cálculo del umbral en la prueba. La estrategia básicamente consiste en la activación muscular del músculo 1 y posteriormente el músculo 2, con un intervalo de reposo entre ambas activaciones, y esto se repite dos veces. No obstante, si se hubiera diseñado una etapa analógica capaz que adquirir otro canal, o se hubiera duplicado el circuito, se podrían adquirir más canales de forma simultánea.

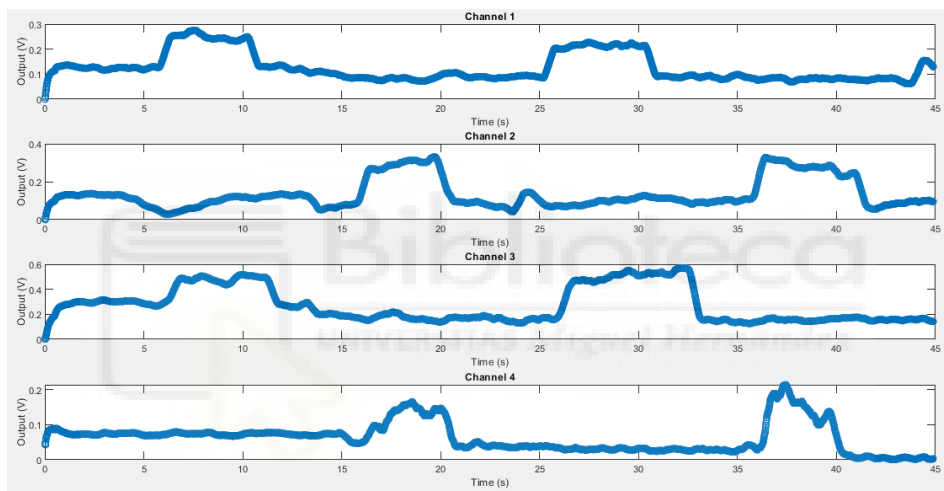
Aunque el circuito tan sólo es capaz de adquirir un canal de forma simultánea, se han puesto los electrodos en los grupos musculares a medir y se realizaba la prueba íntegra 4 veces, adquiriendo por separado cada músculo, de forma que una vez finalizaba la prueba se cambiaba el par de electrodos a medir y de esa forma se medía el siguiente canal de datos que registraba otro grupo muscular. Posteriormente en Matlab se juntado las señales obtenidas en cada prueba y se dibujan en la misma gráfica. La referencia es la misma para todas las pruebas. A continuación, se exponen los resultados de los experimentos para cada uno de ellos. Cabe mencionar que los músculos bíceps, tríceps, grupo muscular flexor y extensor digitorum se han adquirido en los canales 1, 2, 3 y 4 respectivamente.

En la figura 4.15 se observa el circuito en la protoboard conectado y la salida del mismo conectada a una entrada de PSoC. Este está conectado por USB al ordenador de forma que envía por puerto serie los datos a Matlab. Los electrodos se han conectado a la entrada de los pines del INA 128P tal y como indica el datasheet y se explica en 3.1.2 y los electrodos se colocan como se describe en 3.2.2.

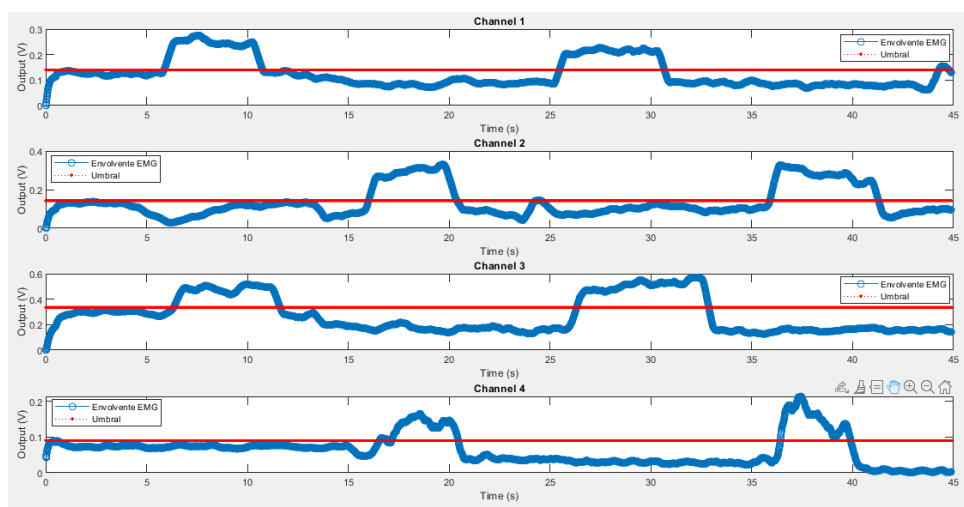


**Figura 4.15** Circuito final de pruebas en protoboard alimentado por pilas de 9V y salida de la última etapa conectada a un pin de PSoC para realizar la digitalización mientras este está conectado al PC por USB

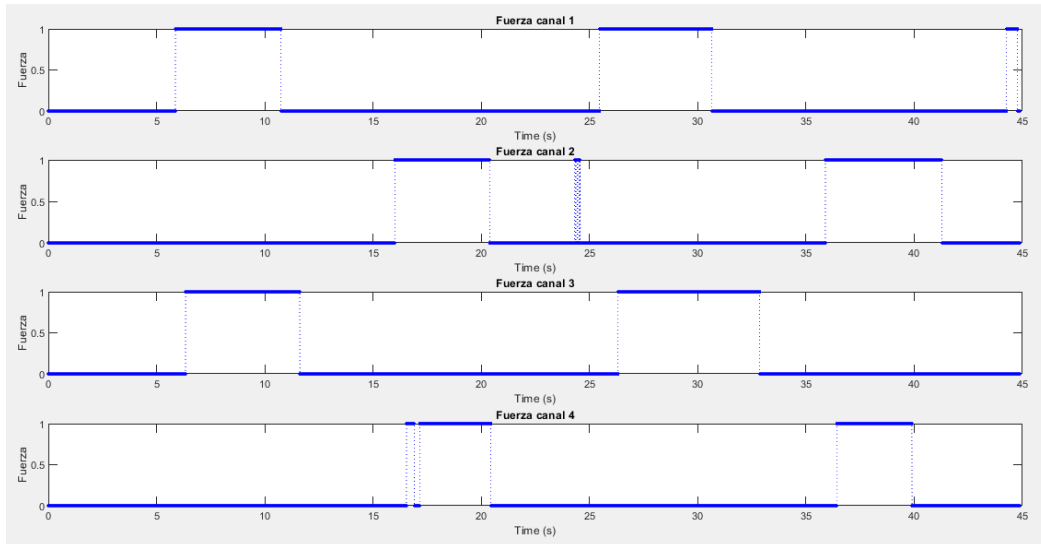
En las gráficas 4.16, 4.17 y 4.18 se muestran los resultados obtenidos para el usuario 1, en las cuales se puede observar la envolvente de la señal EMG obtenida tras las diferentes etapas y a simple vista pueden apreciarse las activaciones musculares en los 4 canales, lo cual puede comprobarse de forma más evidente en 4.17, mostrándose el umbral superpuesto en la envolvente como la línea roja horizontal. Cabe mencionar que al y como se ha indicado anteriormente, cada músculo ha sido adquirido de forma individual y en la gráfica 4.17 muestran las señales obtenidas para cada músculo juntas. Finalmente en 4.18 se muestra el vector de fuerzas binario en el cual el valor 1 equivale a la señal que ha superado el nivel de umbral calculado. La fuerza se realizó de forma aproximada en los intervalos de 5 segundos, esto puede observarse en las gráficas donde se aprecian ligeros retrasos en el inicio y fin de la fuerza muscular realizada.



**Figura 4.16** Señal EMG obtenida en los diferentes canales adquiridos frente al tiempo de la prueba



**Figura 4.17** Señal EMG obtenida en los diferentes canales adquiridos frente al tiempo de la prueba con el umbral calculado



**Figura 4.18 Vector binario de fuerzas: 1 indica fuerza y 0 reposo**

Como puede observarse también en las gráficas, las señales no están centradas y tienen offset, siendo en la primera etapa de relax la que mayor nivel de offset presenta en todos los músculos y siendo el valor de offset relativamente menor durante la prueba. También cabe mencionar que debido a la estrategia de cálculo de umbral se puede observar algún falso positivo, sobre todo cuando los niveles de offset crecen en algún instante temporal. El valor de umbral obtenido para cada canal está recogido en la tabla 4.1.

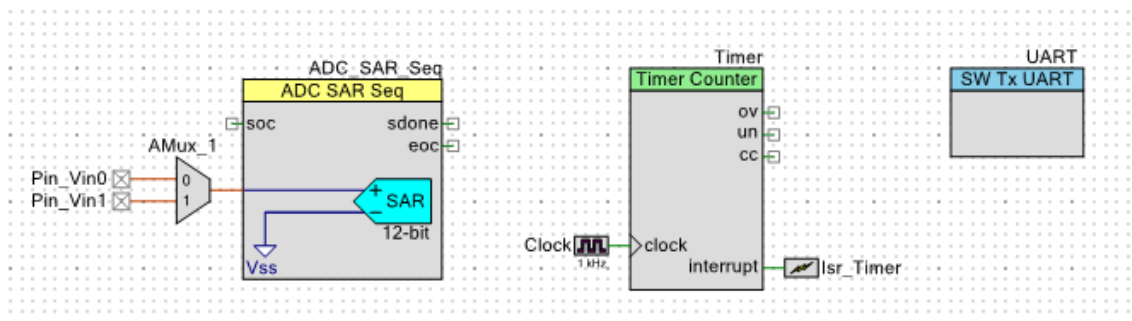
**Tabla 4.1 Valores de umbral obtenidos para cada canal**

	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4
Umbral usuario #1	0.1402	0.1431	0.3352	0.8932

## 4.5 Comparación señal obtenida con equipos comerciales como eHealth

En esta prueba se pretende comparar el circuito diseñado en este proyecto con un sistema de adquisición comercial como la placa eHealth, mediante la cual también se obtiene la envolvente de la señal. Para ello, se han realizado las mismas pruebas descritas en 3.4 y ya realizadas en 4.4, a diferencia que ahora sí que se registran dos canales de forma simultánea. Para ello, se registra cada canal mediante una placa eHealth y con PSoC 4 se lee el pin analógico correspondiente de cada placa tal y como puede observarse en la figura 3.7. En la figura 4.19 puede observarse el diseño hardware que se ha implementado en PSoC, en el cual los GPIO que leen los valores de envolvente de cada canal se conectan

a un multiplexor, cuyo selector cambia cuando se dispara la interrupción, por lo que cuando esta ocurre, se digitaliza y envía por puerto serie un canal y se cambia el valor del selector y en el siguiente parón de la interrupción se realiza lo mismo para el otro canal, lo cual ocurre sucesivamente hasta el final de la prueba.



**Figura 4.19** Diseño hardware PSoC para adquisición simultánea de dos canales EMG

Posteriormente en Matlab se separan los datos recibidos para cada canal y se calcula la frecuencia de muestreo para cada uno de ellos, la cual se ve reducida a la mitad, ya que para el mismo tiempo de la prueba se reciben la misma cantidad que datos que en la prueba realizada en 4.4 con un solo canal, pero esta vez cada canal tiene la mitad de datos y la misma duración de la prueba, por lo cual, como se indica anteriormente, la frecuencia de muestreo para cada canal se ve reducida a la mitad.

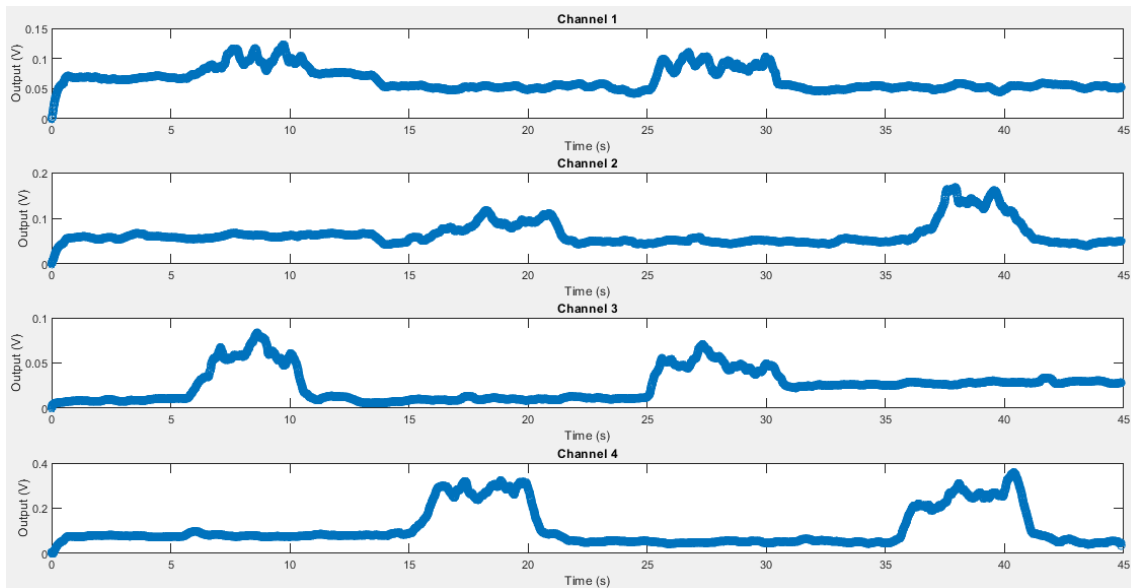
A continuación, se exponen los resultados obtenidos con eHealth y se comparará la señal obtenida en ambos métodos.

Se ha de tener en cuenta antes de realizar esta prueba que el jumper de eHealth esté en modo EMG.

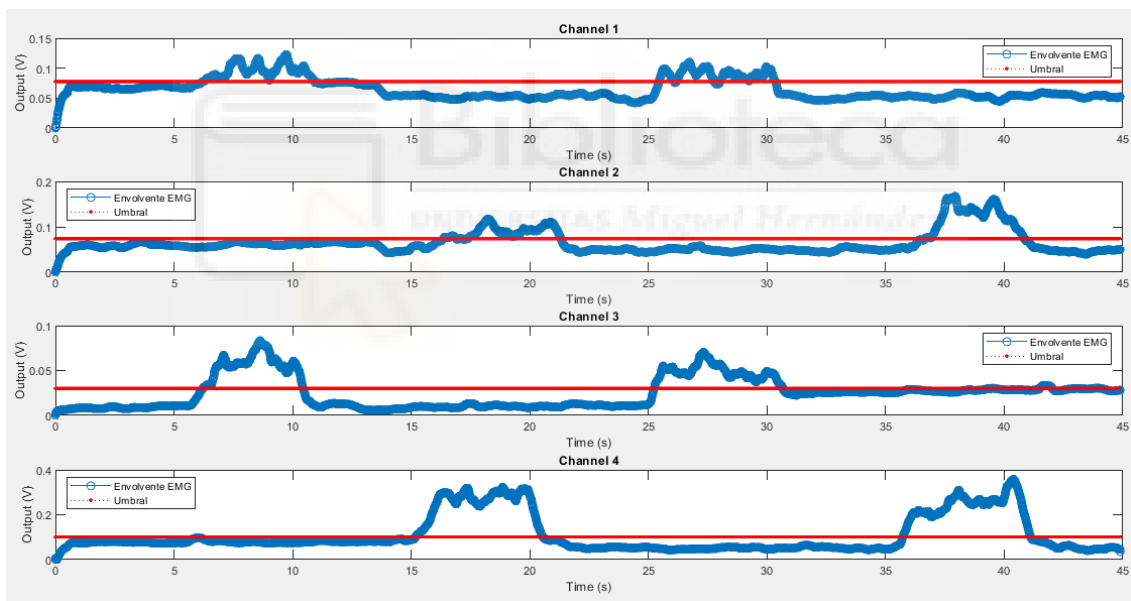
En las gráficas 4.20, 4.21 y 4.22 se pueden ver los resultados obtenidos en la prueba, en la cual se aprecian correctamente las activaciones musculares. Como se indica anteriormente, en la gráfica 4.20 se puede observar la envolvente de la señal y en 4.21 se superpone el umbral a dicha envolvente con lo cual puede comprobarse de forma más evidente la activación muscular. Por último, en 4.22 se muestra el vector de fuerzas binario en el cual el valor 1 equivale a la señal que ha superado el nivel de umbral calculado. Al igual que en las pruebas realizadas en 4.4, la fuerza se realizó de forma aproximada en los intervalos de 5 segundos, esto puede observarse en las gráficas donde



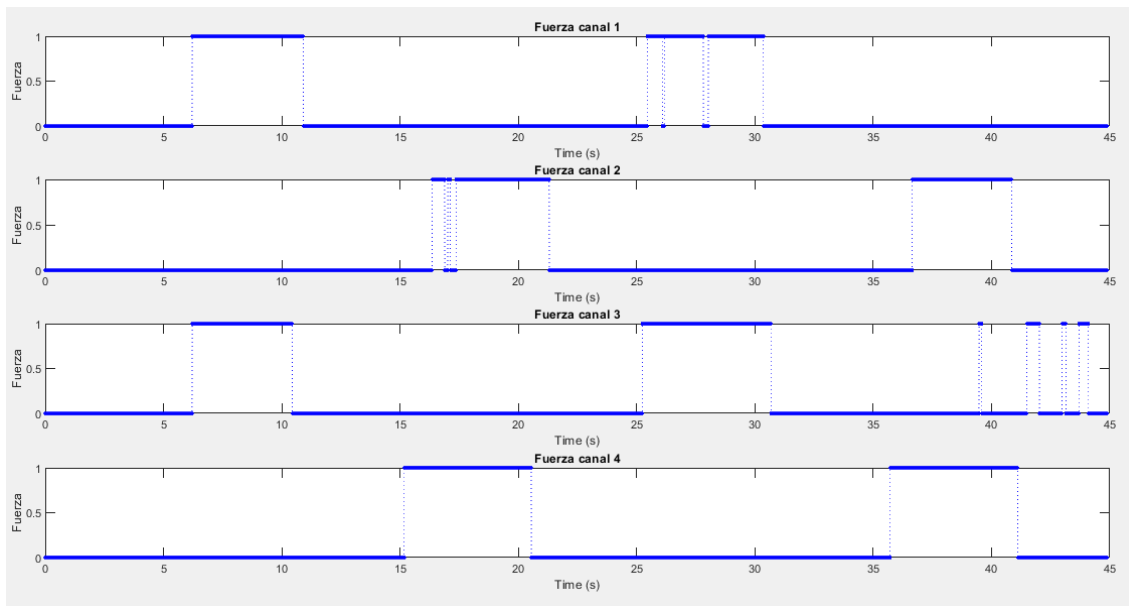
se aprecian ligeros retrasos en el inicio y fin de la fuerza muscular realizada.



**Figura 4.20** Señal EMG obtenida en los diferentes canales adquiridos frente al tiempo de la prueba



**Figura 4.21** Señal EMG obtenida en los diferentes canales adquiridos frente al tiempo de la prueba con el umbral calculado

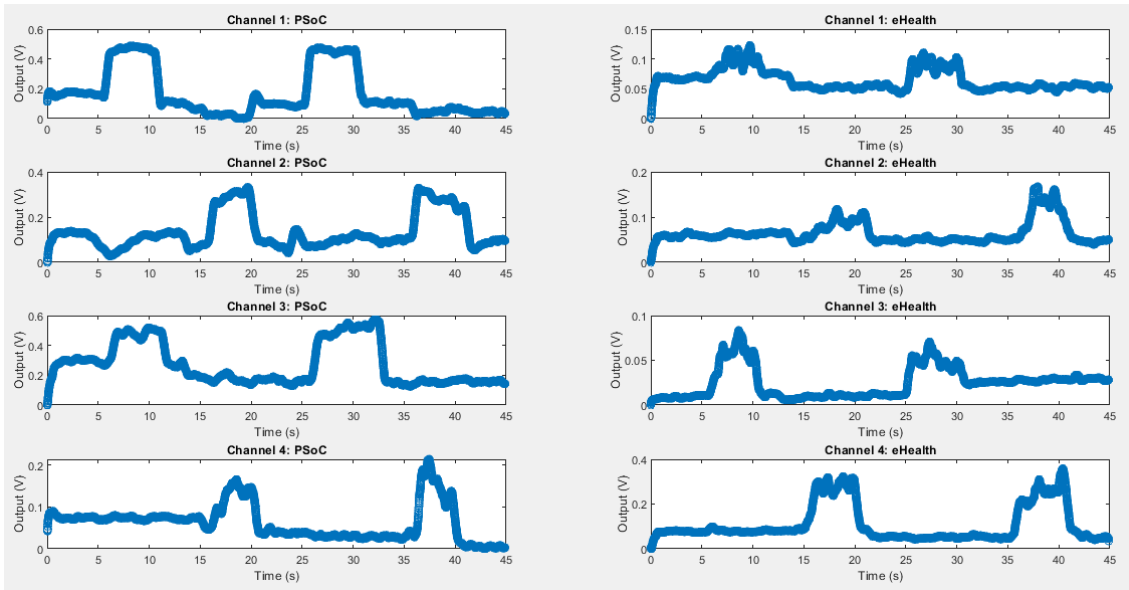


**Figura 4.22 Vector binario de fuerzas: 1 indica fuerza y 0 reposo**

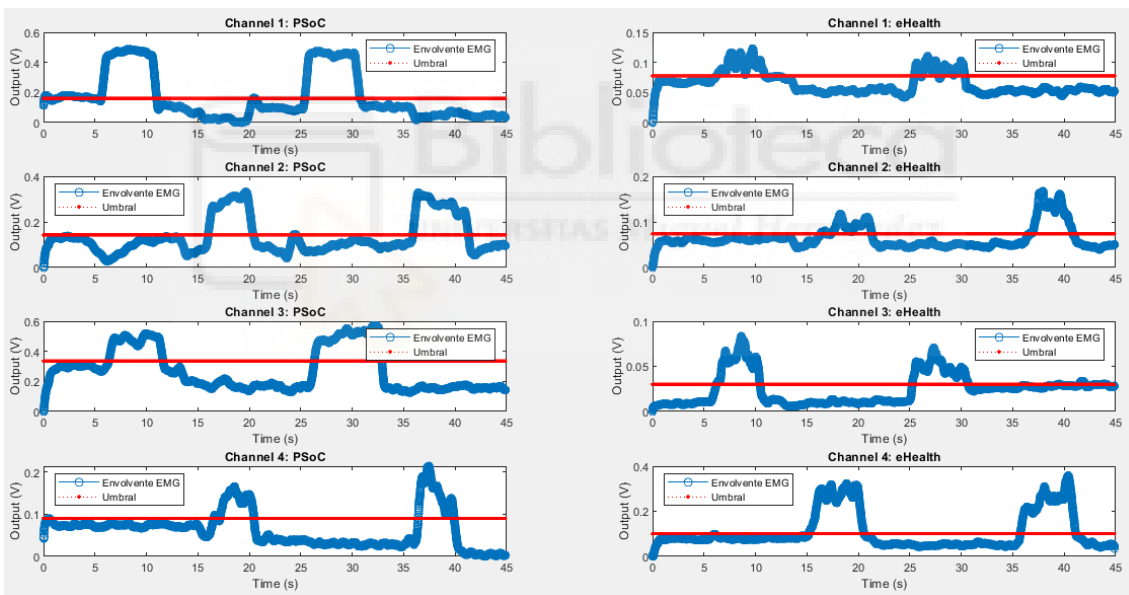
En las imágenes 4.23, 4.24 y 4.25 se muestra la comparación entre las señales EMG obtenidas mediante los dos métodos de adquisición, a la izquierda se muestran las señales obtenidas con el circuito diseñado en este proyecto y digitalizado con PSoC mientras que a la derecha se muestra la señal adquirida con la placa eHealth.

En ambas pruebas se ha realizado la misma activación muscular, no obstante, como se puede apreciar en la figura 4.23, la señal EMG adquirida con el circuito diseñado tiene un mayor nivel de offset, aunque la activación se ve de una forma más clara, lo cual ha permitido en las pruebas realizar menos fuerza en las pruebas con el circuito diseñado que en las pruebas con la placa eHealth donde para que se aprecie de forma notable la activación muscular era necesario realizar una mayor activación muscular. Esto puede verse claramente en 4.24, ya que en las activaciones musculares frente al reposo hay una notable diferencia en los niveles de señal en la prueba realizada con PSoC en comparación con la eHealth, lo cual permite conocer mejor los instantes de fuerza, que pueden verse en 4.25, en los cuales con PSoC son menores las falsas detecciones, exceptuando los falsos positivos debidos al alto valor de offset, sobre todo en el primer intervalo de reposo de la prueba. Con eHealth los casos de falsos positivos o fuerza que no supera el valor de umbral son más numerosos.





**Figura 4.23** A la izquierda señal EMG obtenida mediante PSoC en los diferentes canales adquiridos frente al tiempo de la prueba y a la derecha mediante eHealth.



**Figura 4.24** A la izquierda señal EMG obtenida mediante PSoC en los diferentes canales adquiridos frente al tiempo de la prueba y a la derecha mediante eHealth con los umbrales calculados.

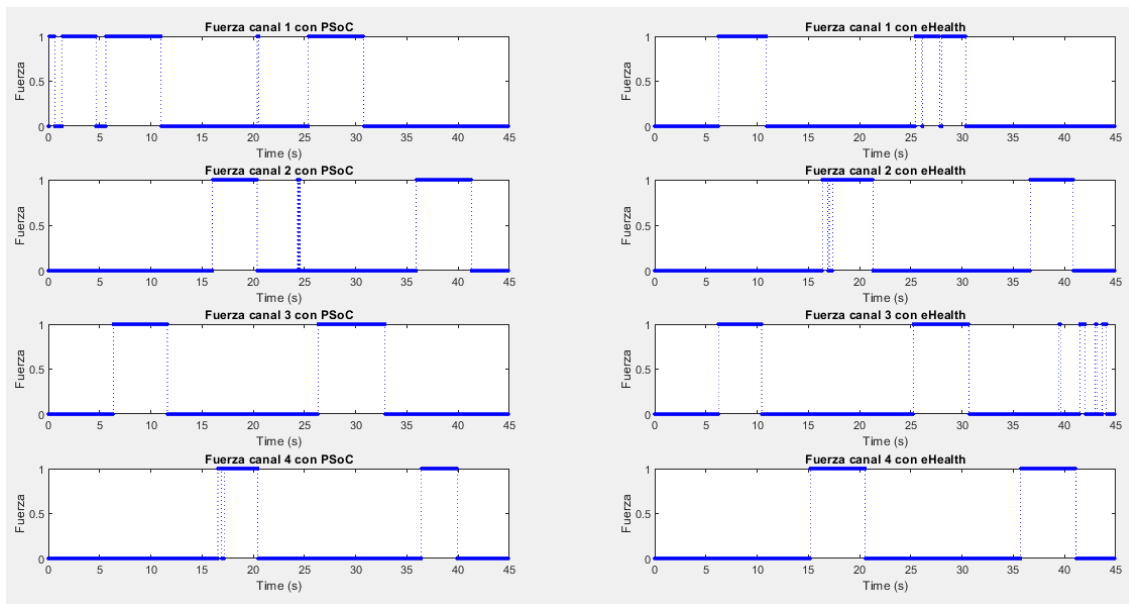
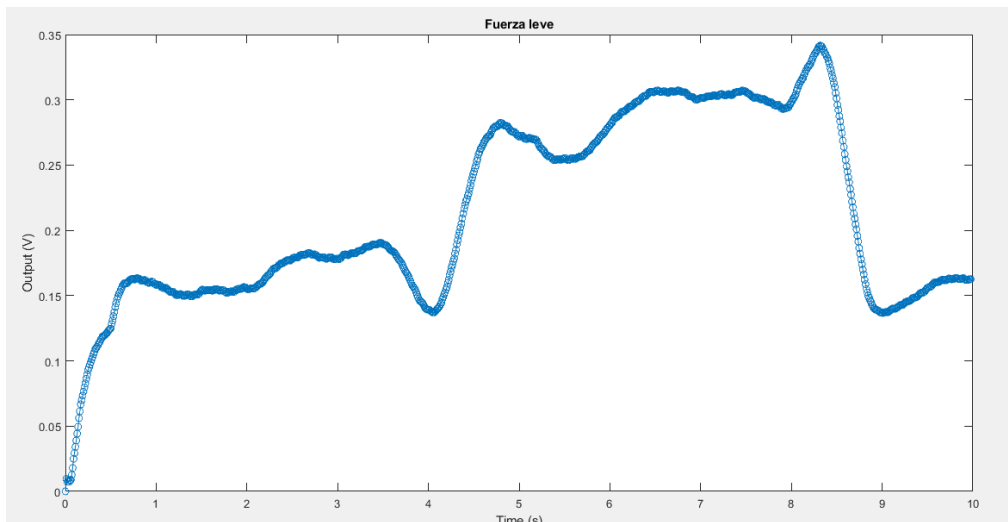


Figura 4.25 A la izquierda vector de fuerzas de la señal obtenido de la envolvente adquirida mediante PsoC y el umbral calculado y a la derecha el vector de fuerzas obtenido de la envolvente adquirida mediante eHealth y el umbral calculado: 1 indica fuerza y 0 reposo.

#### 4.6 Detección varios niveles de fuerza

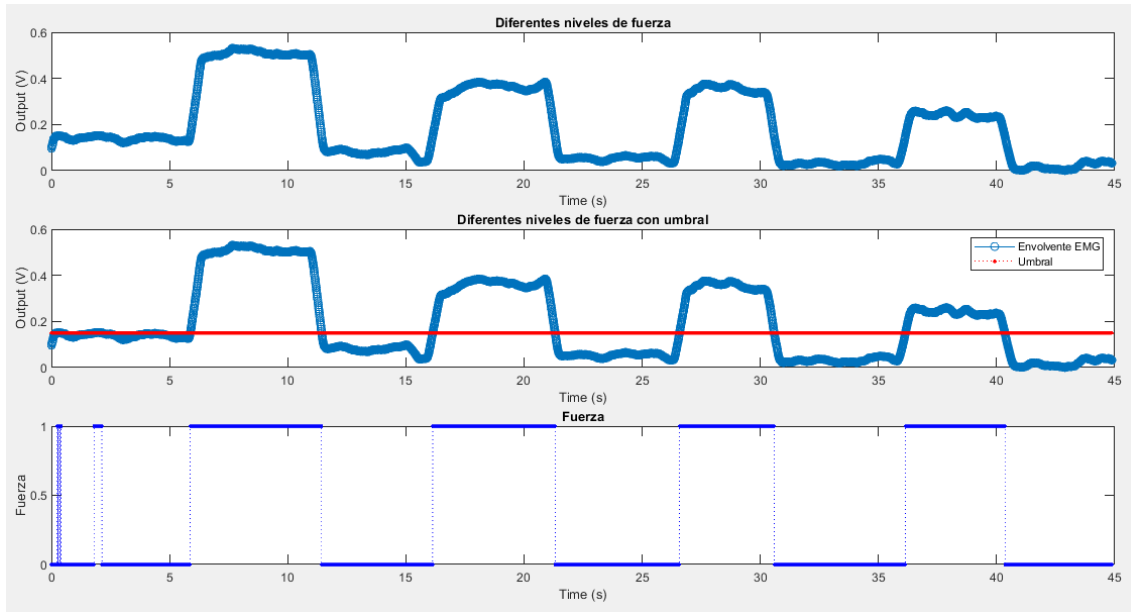
En esta prueba se pretende adquirir señal EMG de distintos niveles de fuerza, de forma que sea posible distinguir el grado de fuerza que ha realizado el usuario en cada intervalo. Para ello, se ha realizado una primera prueba de verificación que consiste en una prueba de 10 segundos de duración en la que el usuario realiza fuerza entre los segundos 4 y 8, lo cual puede observar en la gráfica 4.26, en ella también puede observarse como en la envolvente hay unos 100mV de diferencia entre el nivel de reposo y el nivel de fuerza. Cabe mencionar que en esta prueba se colocaron los electrodos en bíceps y la fuerza realizada fue la mínima posible.



**Figura 4.26** Señal EMG adquirida donde se realiza fuerza leve entre los segundos 4 y 8

Tras verificar correcto funcionamiento y adquisición de fuerza leve, se ha realizado una segunda prueba, la cual se describe también en el apartado 3.4. En esta prueba se han colocado los electrodos en bíceps (canal 1) y tríceps (canal 2) como en las pruebas realizadas en 4.4 y 4.5, a diferencia que en los segundos movimientos de fuerza de cada músculo la fuerza que se hará es menor, de forma que se podrá comprobar diferentes niveles de fuerza en la misma prueba.

En la gráfica 4.27 se pueden comprobar los resultados de esta prueba, en ella se muestra arriba la envolvente obtenida y en la gráfica intermedia la envolvente con el nivel de umbral calculado superpuesto, en ella puede verse cómo hay dos niveles diferentes de fuerza de bíceps (intervalo 2 y 6), apreciándose un menor nivel cuando se realiza menor fuerza, y lo equivalente para el tríceps (intervalos 4 y 8). Por último, en la última figura representada se puede ver el vector de fuerzas, en el cual se ven dos falsas activaciones en la etapa de reposo inicial (intervalo 1) debido al alto valor de offset en esta etapa, el cual es menor o incluso prácticamente nulo al final de la prueba.



**Figura 4.27 Prueba detección diferentes niveles de fuerza en bíceps y tríceps**

Por tanto, con esta prueba se comprueba que es posible diferenciar distintos niveles de fuerza señal EMG con el método de adquisición diseñado en este proyecto.



## 5 Conclusiones

En el presente proyecto se ha diseñado una plataforma de adquisición EMG de bajo coste y se ha evaluado con señales ideales y con un usuario real. Debido a las limitaciones en la frecuencia de muestreo de la etapa de digitalización, únicamente es factible adquirir la envolvente de la señal, por lo que tan sólo es posible detectar activación muscular, es decir, la plataforma diseñada permite conocer si el usuario ha realizado o no fuerza. No obstante, también es posible detectar varios niveles de fuerza.

También se ha diseñado una interfaz sencilla en Matlab que tras recibir la señal EMG, calcula el umbral y grafica la envolvente frente al tiempo de la prueba y en otra gráfica en base el umbral obtenido, muestra la fuerza en estado binario frente al tiempo de la prueba.

El precio total de la plataforma diseñada se desglosa en la tabla 5.1 siendo de un total de 40.61€, lo que lo hace más barata que prácticamente cualquier dispositivo comercial.

Tabla 5.1 Corte de la plataforma

CY8CKIT-044	25 €
3x LF353N	3 x 1.6 €
INA 128P	7.31 €
13x Resistencia	13x 0.1 €
4 x Condensador cerámico	4 x 0.3 €
2 x Diodos 1N4148	2 x 0.1 €
Potenciómetro	0.8 €
Total	40.61€

Por último, se ha validado la plataforma diseñada con una comercial como eHealth, la cual tiene un precio parecido en el mercado pese a estar ya descatalogada. Ambas plataformas miden la envolvente de la señal EMG. Las conclusiones obtenidas en esta comparación es que en la plataforma diseñada en este proyecto se observan ciertas mejoras:

- Mejor detección de los niveles de fuerza

El circuito diseñado tiene mayor ganancia que eHealth, por tanto, la activación muscular se observa mejor y tienen mayor sensibilidad. Esto provoca que, en base al cálculo de

umbral que se ha diseñado, las detecciones de activación muscular son más acertadas en la plataforma de este proyecto que en eHealth, ya que en esta última se han observado más falsos positivos, debidos al ruido de la señal.

- Número de etapas en el diseño

En la plataforma diseñada en este proyecto se han diseñado más etapas que las que contempla el circuito de eHealth, ya que en el circuito diseñado se cuenta con un filtrado digital entre 15.91 Hz y 1 kHz por lo que también se podría medir la señal en este punto intermedio del circuito antes de rectificar por lo que además de evaluar la fuerza observando la envolvente, también podría aplicar un análisis frecuencial de la señal EMG.

No obstante, no todo son ventajas, eHealth presenta una solución más compacta y robusta con un circuito impreso de poco tamaño, además, los niveles de offset son menores, aunque si sólo se quiere medir señal EMG queda desaprovechada ya que puede medir más bioseñales.

## 5.1 Trabajos futuros

Tras finalizar este proyecto y analizar las limitaciones que existen, se han planteado varias ideas que podrían ser aplicadas en futuros proyectos, las cuales se resumen a continuación:

- Mejorar el circuito con tal de que sea una plataforma multicanal real. Ya se ha demostrado que este circuito puede medir señal EMG correctamente por lo que partiendo de este diseño se pueden introducir más canales o realizar las modificaciones necesarias con tal de adquirirlos sin necesidad de diseñar de nuevo todas las etapas.
- Implementar diferentes modos de adquisición de forma que, por ejemplo, pulsando un botón se pueda capturar la envolvente de la señal o la señal antes de ser rectificadas.
- Mejoras en la detección de activación muscular. En ocasiones debido al offset de la señal, el cual bajaba durante la prueba, se detectaban falsas activaciones por lo que, para detectar de forma totalmente fiable la activación muscular se debería trabajar en este punto bajando ese nivel inicial de offset o definiendo una estrategia de cálculo de umbral diferente.

- Mejoras en la detección de diferentes niveles de fuerza, de forma se obtengan diferentes umbrales y se permita discernir el nivel de fuerza realizado. Esto se mostraría de forma visual en el vector de fuerzas que se obtiene en Matlab de forma que este tenga diferentes valores en función de la fuerza empleada por el usuario durante la prueba.
- Diseñar un circuito integrado. Los componentes empleados son componentes integrados, e incluso podrían emplearse componentes superficiales, los cuales tienen un tamaño mucho más reducido y se tendría el circuito en una PCB, lo que ofrecería una solución robusta y compacta, además de manejable.
- Mejoras en la comunicación estableciendo un canal inalámbrico con Matlab.
- Sustituir la etapa de digitalización ya que es aquí donde se encuentra la mayor limitación del circuito y la que encarece el precio final de la plataforma.
  - Se podría emplear un conversor analógico/digital, los cuales rondan un precio bajo en el mercado, no obstante, se debería de tener en cuenta la frecuencia de muestreo, ya que el rango de la señal EMG antes de ser rectificadas es 15.91Hz a 1 kHz, lo cual permitiría adquirir la señal antes de la etapa de rectificación.
  - Podría utilizarse también un chip de PSoC 5 ya que fue lo que inicialmente se estuvo probando en este proyecto y según las pruebas realizadas la máxima frecuencia de muestreo alcanzada fue de 2 kHz. Esto también permitiría diseñar más etapas ya que PSoC 5 tiene disponible un mayor número de componentes digitales, incluso dispone de amplificadores con ganancia programable.
  - También se podría dejar el circuito tal y como está y al digitalizar la señal con PSoC 5 se podría programar en el firmware una estrategia de cálculo de umbral, lo cual si se diseña una PCB haría de la plataforma un sistema autónomo y muy manejable, tan sólo dependiente de alimentación del circuito y podría emplearse en otros sistemas más complejos que basen su toma de decisiones en la señal EMG, como por ejemplo exoesqueletos.
- Realizar más pruebas de validación en diferentes usuarios.
- Integrar la plataforma en una aplicación real que precise de señal EMG.





## Referencias

- [1] Garza Lerma, A.L., Vazquez Ibarra, A., Guman Dionisio, R. (2015). Biopotenciales. Disponible en <http://arelyvaib.weebly.com/uploads/4/8/9/1/48919343/biopotenciales.pdf>
- [2] Fernández, Rosa (2019). Edad media de la población española 1950- 2050, cada cinco años. Disponible en: <https://es.statista.com/estadisticas/487165/edad-media-de-lapoblacion-espanola-cada-cinco-anos/> [Martínez, Laura (2014). En 2050 España será un país de mayores y habrá 5 millones menos de personas. Disponible en: [www.teinteresa.es/espana/Espana-pais-mayores-millonespersonas\\_0\\_1222078639.html](http://www.teinteresa.es/espana/Espana-pais-mayores-millonespersonas_0_1222078639.html)
- [3] FEDACE (2015). El DCA en cifras. Disponible en: [https://fedace.org/epidemiologia\\_dano\\_cerebral.html](https://fedace.org/epidemiologia_dano_cerebral.html)
- [4] Fernández Garza, N. E. (1999). Manual de laboratorio de Fisiología.
- [5] Olmo, M., & Nave, R. Potenciales de acción. Disponible en: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Biology/actpot.html#c9>
- [6] Serrano, Giordano. Electromiografía. Disponible en: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=22686>
- [7] DE CALDERON, R. D. (1983). La electromiografía en la evaluación de las enfermedades neuromusculares. Acta Médica Colombiana, 8(1).
- [8] Van Boxtel, A. (2001). Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. Psychophysiology, 38(1), 22-34.
- [9] Gila, L., Malanda, A., Rodríguez Carreño, I., Rodríguez Falces, J., & Navallas, J. (2009). Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas. In Anales del Sistema Sanitario de Navarra (Vol. 32, pp. 27-43).
- [10] Varela-Benítez, J. L., Rivera-Delgado, J. O., Espina-Hernández, J. H., & De La Rosa-Vázquez, J. M. (2015). Capacitive electrode with high sensitivity for detection of electrical biopotentials. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 36(2), 131-142.

- [11] Webster, J. G. (2009). Medical instrumentation application and design. John Wiley & Sons.
- [12] Martínez, J. G. (2010). Procesado Analógico de Bioseñales. Universidad de Valencia.
- [13] "Ingeniería Biomédica". J. Guerrero. Ed. Moliner 40.
- [14] "Biomedical Digital Signal Processing". W. J. Tompkins Ed. Prentice Hall. (1992)
- [15] dcdproducts. Electrodo de agujas monopares para EMG. Disponible en: <https://www.dcdproducts.com.ar/detalle.php?a=electrodos-de-agujas-monopares-para-emg&t=65&d=454>
- [16] Seniam. Disponible en <http://www.seniam.org/>
- [17] Osuna, S., González, J., & Ilzarbe, A. (2013). Procesado de señales EMG en trastornos neuromusculares. Univ. Politécnica de Catalunya.
- [18] Benoit, D. L., Lamontagne, M., Cerulli, G., & Liti, A. (2003). The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait & posture*, 18(2), 56-63.
- [19] Nordander, C., Hansson, G. Å., Rylander, L., Asterland, P., Byström, J. U., Ohlsson, K., ... & Skerfving, S. (2000). Muscular rest and gap frequency as EMG measures of physical exposure: the impact of work tasks and individual related. *Ergonomics*, 43(11), 1904-1919.
- [20] Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), 1750-1762.
- [21] Vilarroya, A., Marco, M. C., & Moros, T. (1997). Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación*, 31, 230-6.
- [22] Zeghib, A., Palis, F., & Ouedou, F. B. (2005). EMG-based Finger Movement Classification using transparent Fuzzy System. In *EUSFLAT Conf.* (pp. 816-821).
- [23] Ngeo, J., Tamei, T., Shibata, T., Orlando, M. F., Behera, L., Saxena, A., & Dutta, A. (2013, July). Control of an optimal finger exoskeleton based on continuous joint angle estimation from EMG signals. In *2013 35th Annual International*

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 338-341). IEEE.

- [24] Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G. (2005, June). An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. (pp. 371-374). IEEE.
- [25] PSoC 4: PSoC 4200M Datasheet. Disponible en: <https://www.cypress.com/file/377971/download>
- [26] CY8CKIT-044 PSoC 4 M-Series Pioneer Kit Quick Start Guide. Disponible en: <https://www.cypress.com/file/157896/download>
- [27] PsoC 5LP: CY8C58LP Family Datasheet: Disponible en: <https://www.cypress.com/documentation/datasheets/psoc-5lp-cy8c58lp-family-datasheet-programmable-system-chip-psoc#res575>
- [28] Texas Instrument. INA 128P Datasheet. Disponible en: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf?ts=1629319445660&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.ru%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf?ts=1629319445660&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.ru%252F)
- [29] Fairchild. LF353 Datasheet. Disponible en: <https://www.mouser.es/datasheet/2/308/LF353-1120832.pdf>
- [30] Cooking Hacks. eHealth Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric/Medical Applications]. Disponible en <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical.html>
- [31] Analog Devices. Precision Instrumentation Amplifier AD8221 Datasheet. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/AD8221.pdf>
- [32] Músculos brazo derecho. Disponible en <https://human.biodigital.com/index.html>
- [33] The Wellness Digest. Extensor Digitorum Anatomy: Origin, Insertion, Actions. Disponible en: <https://thewellnessdigest.com/extensor-digitorum-anatomy-origin-insertion-actions/>

[34] Anatomía en grupo. Miología: Clasificación de los músculos esqueléticos según su forma. Disponible en: <https://anatomiaengrupo.wordpress.com/miologia/>

