



**Universidad**  
Zaragoza

# Trabajo Fin de Grado

Sensor EMG para biofeedback en fisioterapia

EMG sensor for biofeedback in physiotherapy

Autor

Rafael Fernández Gómez

Directores

Roberto Casas Nebra  
Ángel Asensio Gimeno

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA  
Grado en Ingeniería Electrónica y Automática  
Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones  
Diciembre 2017



DECLARACIÓN DE  
AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D<sup>a</sup>. Rafael Fernández Gómez

con nº de DNI 75165116N en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster) Grado en Ingeniería Electrónica y Automática, (Título del Trabajo) Sensor EMG para biofeedback en fisioterapia.  
(EMG sensor for biofeedback in physiotherapy).

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 23 de Noviembre de 2017

Fdo: Rafael Fernández Gómez

# “Sensor EMG para biofeedback en fisioterapia”

## Resumen

En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un prototipo para la adquisición de señales electromiográficas provenientes de los potenciales eléctricos generados por los músculos. Este prototipo será utilizado por profesionales sanitarios como son los fisioterapeutas para ayudarles a tener un mayor biofeedback del paciente, consiguiendo así poder tratarlo de forma más eficiente y poder detectar posibles lesiones que éste padezca. Con la ayuda de este dispositivo se pretende mejorar las sesiones de rehabilitación que el fisioterapeuta realice.

Además de recibir la señal EMG, el prototipo contará con sensores de presión consiguiendo de esta forma un mayor biofeedback de la respuesta muscular ante la fuerza ejercida por el profesional.

El prototipo a construir será inalámbrico y se comunicará con el fisioterapeuta mediante *Bluetooth* a su *smartphone*, tablet, etc. El envío de los datos será mediante mensajes de tipo *beacons* a través de *Bluetooth*, por lo que se podrá tener más de un dispositivo recibiendo dichos datos al mismo tiempo.

## Agradecimientos

Agradezco todo el apoyo de mi familia, amistades y compañeros de la universidad para que siguiese adelante con mis objetivos y poder cumplirlos, consiguiendo de esta forma poder terminar esta etapa de mi vida.

## Tabla de contenidos

Índice de figuras .....	8
Índice de tablas .....	10
1. Introducción a las señales bioeléctricas .....	11
1.1. Antecedentes del EMG .....	12
1.2. Electromiografía .....	13
1.2.1. Electroodos .....	14
1.3. Objetivos .....	15
1.4. Alcance .....	15
1.5. Acondicionamiento de las señales biológicas .....	16
1.5.1. Secuencia de etapas necesarias para el acondicionamiento de la señal EMG .....	16
1.5.2. Estándares para la adquisición de señales bioeléctricas .....	16
1.5.3. Pre amplificación .....	17
1.5.4. Filtrado .....	18
1.5.5. Opciones en el diseño .....	19
1.6. Contenido de la memoria .....	19
1.7. Planificación .....	20
2. Diseño Hardware .....	21
2.1. Introducción .....	21
2.2. Descripción general .....	21
2.3. Características técnicas del microcontrolador PSoC .....	21
2.3.1. Placa de desarrollo empleada .....	22
2.4. Alimentación y consumo .....	24
2.4.1. Alimentación .....	24
2.4.2. Consumo .....	26
2.5. Sensores .....	26
2.6. Etapa analógica .....	27
2.6.1. Filtro paso bajo .....	27
2.6.2. Filtro paso alto .....	29
2.6.3. Filtro Notch .....	30
2.7. Simulaciones de los filtros .....	31
2.8. Características no ideales de los amplificadores operacionales .....	31
2.8.1. Tensión de offset .....	31
2.8.2. Corrientes de polarización de entrada ( $I_B$ – Input bias current) .....	31
2.8.3. Slew-rate .....	32
2.8.4. Factor de rechazo en modo común (CMRR) .....	32
2.9. Multiplexor .....	33
3. Prototipo alfa .....	34
3.1. Diagrama de bloques del esquemático .....	34
3.2. Diseño Esquemático .....	34
3.2.1. Alimentación .....	34

3.3.	Bill of Material (BOM).....	40
3.4.	Diseño PCB.....	41
3.5.	Puesta a punto .....	42
3.5.1.	Soldadura .....	42
3.5.2.	Programación.....	43
3.5.3.	Testeo .....	43
3.5.4.	Correcciones .....	43
3.6.	Conclusiones .....	44
4.	Prototipo beta.....	45
4.1.	Esquemático.....	45
4.1.1.	Cargador de batería.....	45
4.1.2.	Regulador de tensión .....	45
4.1.3.	Multiplexor .....	46
4.1.4.	AO's de instrumentación .....	46
4.1.5.	Sensores de presión .....	46
4.1.6.	Grove – EMG Detector.....	46
4.2.	Diseño PCB.....	47
4.3.	Bill of Material (BOM).....	48
4.4.	Soldadura .....	49
4.5.	Programación .....	51
4.6.	Testeo .....	51
4.7.	Conclusiones.....	53
5.	Diseño Firmware .....	54
5.1.	Introducción .....	54
5.2.	Descripción general .....	54
5.3.	Recepción de datos .....	55
5.4.	Tratamiento de datos.....	57
5.4.1.	EMG .....	57
5.4.2.	Presión .....	58
5.5.	Comunicación Bluetooth por Beacons .....	58
6.	Conclusiones.....	60
6.1.	Trabajo Futuro .....	60
7.	Bibliografía.....	60
	Anexos.....	62
1.	Hardware y Firmware.....	62
1.1.	Electrodos .....	62
1.1.1.	Electromiografía de superficie.....	62
1.1.2.	Electromiografía invasiva.....	62
1.1.3.	Disposición de los electrodos, forma y tamaño.....	63
1.2.	Opciones en el diseño .....	65
1.2.1.	Tensión Bipolar: .....	65
1.2.2.	Tensión Unipolar .....	65
1.3.	Etapa analógica .....	66

1.3.1.	Filtro paso bajo de segundo orden .....	66
1.3.2.	Filtro paso bajo de segundo orden .....	67
1.3.3.	Filtro Notch .....	67
1.4.	Simulaciones de las etapas analógicas .....	68
1.4.1.	Filtro paso alto de segundo orden a 20Hz .....	68
1.4.2.	Filtro paso bajo de primer y segundo orden a 500Hz.....	69
1.4.3.	Comparación entre ambos órdenes del filtro paso bajo.....	71
1.4.4.	Filtro notch .....	72
1.4.5.	Toda la etapa analógica con y sin filtro notch .....	73
2.	Planos .....	75
2.3.	Grove .....	75
2.3.2.	Esquemático .....	75
2.4.	Prototipo alfa.....	77
2.4.1.	Esquemático .....	77
2.4.2.	PCB.....	79
2.5.	Prototipo Beta .....	80
2.5.1.	Esquemático .....	80
2.5.2.	PCB.....	84
3.	PSoC Creator 4.0 .....	85
3.1.	Esquemático .....	85
3.2.	Configuración de pines y bloques de analógica .....	86
3.3.	Software.....	88
3.3.1.	Main.c .....	88
3.3.2.	Main.h.....	95
3.3.3.	EMGyPressure.c .....	96
3.3.4.	EMGyPressure.h.....	100
3.3.5.	Eddystone.c .....	101
3.3.6.	Eddystone.h .....	116
3.3.7.	WatchdogTimer.c .....	119
3.3.8.	WatchdogTimer.h .....	124
4.	Datasheets .....	125

## Índice de figuras

Figura 1. Potencial de acción.....	11	
Figura 2. Gráfica del espectro de frecuencia de varias señales EMG .....	13	
Figura 3. Relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal EMG.....	13	
Figura 4. Diagrama de bloques del sistema de adquisición de EMG .....	16	
Figura 5. Diagrama del amplificador de instrumentación.....	17	
Figura 6. Espectro de frecuencias de una señal EMG, obtenida mediante la transformada de Fourier.....	18	
Figura 7. Efectos de filtro pasa banda aplicado a un potencial de una unidad motora. ....	18	
Figura 8. Diagrama de Gantt.....	20	
Figura 9. Diagrama general de bloques .....	21	
Figura 10. PCB del Grove - EMG Detector	Figura 11. KIT Grove - EMG Detector.....	22
Figura 12. Biceps relajado	Figura 13. Biceps semi contraído.....	23
Figura 14. Biceps totalmente contraído .....	23	
Figura 15. KIT CY8CKIT-042-BLE-A .....	24	
Figura 16. Esquemático de la aplicación típica del buck-boost .....	24	
Figura 17. Eficiencia vs Corriente de salida en el buck-boost .....	24	
Figura 18. Esquemático de la aplicación típica del step-down .....	25	
Figura 19. Eficiencia vs Corriente de carga en el step-down .....	25	
Figura 20. Esquemático de la aplicación típica del LDO .....	25	
Figura 21. Tensión de Dropout vs Corriente de salida en el LDO .....	25	
Figura 22. Tiempo de cómputo con modo low power .....	26	
Figura 23. Tiempo de cómputo sin el modo low power.....	26	
Figura 24. Filtro paso bajo de primer orden implementado en el prototipo alfa y beta .....	27	
Figura 25. Filtro paso bajo de segundo orden implementado en el prototipo alfa .....	28	
Figura 26. Filtro paso alto de segundo orden implementado en el prototipo alfa y beta .....	29	
Figura 27. Filtro Notch implementado en el prototipo alfa y beta .....	30	
Figura 28. Diagrama de bloques funcional del multiplexor.....	33	
Figura 29. Diagrama de bloques del esquemático .....	34	
Figura 30. Diagrama de bloques de la alimentación.....	34	
Figura 31. Bloque del cargador de batería implementado en el prototipo alfa .....	35	
Figura 32. Relación entre la resistencia de programación con la corriente de carga.....	35	
Figura 33. Bloque del Buck-Boost implementado en el prototipo alfa .....	35	
Figura 34. Configuración de la tensión de referencia .....	36	
Figura 35. Bloque de la tensión de referencia .....	36	
Figura 36. Bloque del microcontrolador PSoC 4 .....	36	
Figura 37. Puerto de programación.....	37	
Figura 38. Interfaz Led.....	37	
Figura 39. Configuración del sensor de presión.....	37	
Figura 40. Bloque del sensor de presión .....	37	
Figura 41. Conector Jack para el sensor EMG.....	38	
Figura 42. Bloque de la amplificación diferencial del EMG .....	38	
Figura 43. Amplificación final con etapa no inversora .....	39	
Figura 44. Corriente máxima admisible por las pistas.....	41	
Figura 45. Modelo 3D de la PCB del prototipo alfa .....	41	
Figura 46. Soldadura cara TOP del prototipo alfa .....	42	
Figura 47. Soldadura cara BOTTOM del prototipo alfa .....	42	
Figura 48. Estado de la patilla STAT del cargador de batería.....	43	
Figura 49. Bloque cargador de batería del prototipo beta .....	45	
Figura 50. Bloque del regulador de tensión del prototipo beta .....	45	
Figura 51. Bloque de los multiplexores.....	46	
Figura 52. Bloque de la conexión de los groves.....	46	
Figura 53. Modelo 3D de la PCB del prototipo beta .....	47	
Figura 54. Antena del módulo del PSoC 4.....	47	
Figura 55. Cara TOP de la PCB del prototipo beta sin soldar.....	49	
Figura 56. Cara BOTTOM de la PCB del prototipo beta sin soldar.....	50	

Figura 57. Cara TOP del prototipo beta soldada .....	50
Figura 58. Cara BOTTOM del prototipo beta soldada .....	51
Figura 59. Ruido por encendido de luces en el EMG del prototipo beta .....	51
Figura 60. Biceps semi contraído en el prototipo beta .....	52
Figura 61. Biceps completamente contraído en el prototipo beta .....	52
Figura 62. Diagrama de flujo .....	54
Figura 63. Configuración general CAD.....	55
Figura 64. Configuración de los canales del CAD.....	56
Figura 65. Señal EMG de contracción suave y con pulsos positivos .....	57
Figura 66. Señal EMG de contracción fuerte y con pulsos positivos .....	57
Figura 67. Configuración general BLE.....	58
Figura 68. Configuration profiles Eddystone UUID BLE .....	59
Figura 69. Configuration profiles Eddystone BLE.....	59
Figura 70. Lectura de datos en una app de Smartphone.....	59
Figura 71. A) Electrodo de fibra simple, B) Electrodo de aguja concéntrico, .....	63
Figura 72. a) Histograma del diámetro del electrodo. b) Histograma de la distancia inter-electrodo.....	64
Figura 73. Diagrama del proceso de amplificación en cascada del sistema .....	65
Figura 74. Efecto de $\delta$ en el filtro paso bajo .....	66
Figura 75. Efecto de $\delta$ en el filtro paso alto.....	67
Figura 76. Filtro paso alto a 20Hz de segundo orden .....	68
Figura 77. Datos en la frecuencia de corte del filtro paso alto de segundo orden .....	68
Figura 78. Caída en dB en una década del filtro paso alto de segundo orden .....	68
Figura 79. Filtro paso bajo a 500Hz de primer orden .....	69
Figura 80. Datos en la frecuencia de corte del filtro paso bajo de primer orden .....	69
Figura 81. Caída en dB en una década del filtro paso bajo de primer orden.....	69
Figura 82. Filtro paso bajo a 500Hz de segundo orden .....	70
Figura 83. Datos en la frecuencia de corte del filtro paso bajo de segundo orden.....	70
Figura 84. Caída en dB en una década del filtro paso bajo de segundo orden.....	70
Figura 85. Comparación entre diferentes órdenes en el filtro paso bajo.....	71
Figura 86. Datos en la frecuencia de corte del filtro paso bajo .....	71
Figura 87. Caída en dB en una década del filtro paso bajo de primer y segundo orden .....	71
Figura 88. Frecuencia de aplicación del filtro Notch.....	72
Figura 89. Datos en la frecuencia de aplicación del filtro Notch .....	72
Figura 90. Frecuencias de corte del filtro Notch .....	72
Figura 91. Datos en las frecuencias de corte del filtro Notch .....	72
Figura 92. Etapa analógica con filtro Notch con ganancia de 760.....	73
Figura 93. Etapa analógica con filtro Notch con ganancia de 2500.....	73
Figura 94. Etapa analógica sin filtro Notch con ganancia de 760.....	74
Figura 95. Etapa analógica sin filtro Notch con ganancia de 2500.....	74
Figura 96. PCB Rules .....	79
Figura 97. Cara TOP de la PCB del prototipo alfa .....	79
Figura 98. Cara BOTTOM de la PCB del prototipo alfa .....	79
Figura 99. Cara TOP de la PCB del prototipo beta .....	84
Figura 100. Cara BOTTOM de la PCB del prototipo beta.....	84
Figura 101. Bloque Bluetooth Low Energy en PSoC.....	85
Figura 102. Bloque de interfaz Led en PSoC .....	85
Figura 103. Bloque del control de los Multiplexores en PSoC.....	85
Figura 104. Bloque del Watch Dog Timer en PSoC .....	85
Figura 105. Bloque de los AOs y del CAD en PSoC .....	85
Figura 106. Configuración de pines en el microcontrolador.....	86
Figura 107. Lista de los pines usados en el microcontrolador .....	86
Figura 108. Configuración de la analógica interna del microcontrolador .....	87

## Índice de tablas

<i>Tabla 1. Características técnicas del microcontrolador</i> .....	22
<i>Tabla 2. Consumo de los componentes</i> .....	26
<i>Tabla 3. Bill of Material del prototipo alfa</i> .....	40
<i>Tabla 4. Bill of Material del prototipo beta</i> .....	49

## 1. Introducción a las señales bioeléctricas

Las señales bioeléctricas son potenciales iónicos producidos por la actividad electroquímica de cierto tipo de células “excitables”, que están presentes en el sistema cardíaco, nervioso y muscular [3].

En función de su origen, estas señales bioeléctricas están asociadas a la actividad cerebral (EEG), a la actividad cardíaca (ECG) y a la actividad muscular (EMG).

De este modo las células de estos sistemas, a partir de los potenciales de acción [4] (figura 1), generan sus propias señales de monitorización (señales bioeléctricas), que permiten la obtención de información acerca de su funcionamiento.

En la propagación de los potenciales de acción las células generan un potencial de acción que pueden excitar las células adyacentes provocando una corriente iónica. El período refractario evita la activación de una célula que acaba de excitarse.

La forma más usual de medir biopotenciales es la medida del efecto combinado de un gran número de potenciales de acción, que aparecen en la superficie del cuerpo o en zonas cercanas a la actividad del sistema fisiológico que se desea monitorizar [3].

Las medidas de potenciales bioeléctricos corresponden a la medida de diferencias de potencial iónico. Las cuales se captan mediante dos o más sensores especializados (electrodos).

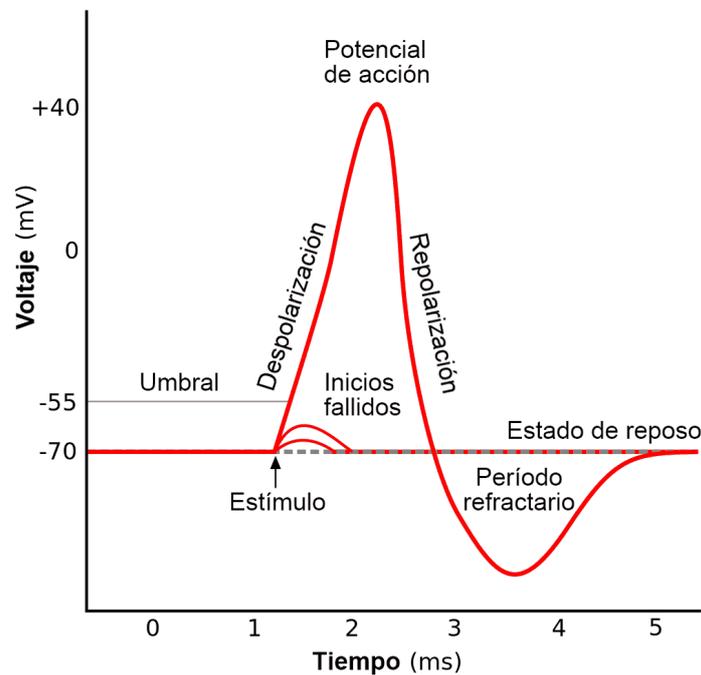


Figura 1. Potencial de acción

## 1.1. Antecedentes del EMG

En el trabajo de Francesco Redi en 1666 fue donde apareció por primera vez el EMG. Redi descubrió un músculo especializado en la anguila eléctrica *Electrophorus electricus* que generaba electricidad [7].

En 1773, Walsh demostró que el tejido muscular de la Raya Eléctrica tenía la capacidad de generar una chispa de electricidad.

En 1792 en una publicación titulada *De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius* escrita por Luigi Galvani, aparecía que el autor demostraba que la electricidad podía iniciar contracciones musculares. Seis décadas después, en 1849, Dubois-Raymond descubrió que era también posible llevar un registro de la actividad eléctrica durante la actividad de la contracción muscular. El primer registro real fue hecho por Marey en 1890, quien además introdujo el término de electromiografía.

En 1922, Gasser y Erlanger usaron un osciloscopio para mostrar las señales eléctricas de los músculos. Entre 1930 y 1950 los científicos comenzaron a utilizar electrodos mejorados y más sofisticados para los estudios musculares [8].

El uso clínico del EMG de superficie (SEMG) para el tratamiento de desórdenes más específicos comenzó en la década de los 60. Hardyck y sus colaboradores fueron los primeros en usar el SEMG. En los comienzos de la década de los 80, Cram y Steger introdujeron un método clínico para escanear una variedad de músculos utilizando un dispositivo para el sensado del EMG [7].

No fue hasta mediados de la década de los 80, cuando las técnicas de integración en los electrodos fueron lo suficientemente avanzadas para permitir la producción por lotes de la instrumentación requerida.

Investigaciones recientes han resultado en una mejor comprensión de las propiedades del SEMG. La electromiografía de superficie es crecientemente usada para el registro de músculos superficiales en protocolos clínicos o kinesiológicos, mientras que los electrodos intramusculares son utilizados para investigar músculos profundos o actividad muscular localizada.

Aplicaciones donde es utilizado el EMG [7]:

- Clínicamente para el diagnóstico de problemas neurológicos y neuromusculares.
- Diagnósticamente por los laboratorios de marcha y por clínicos entrenados en el uso del biofeedback o el aseguramiento ergonómico.
- En muchos tipo de laboratorios de investigación, incluyendo a los que están involucrados en el campo de la biomecánica, el control motor, la fisiología neuromuscular, los desórdenes de movimiento, el control postural y la terapia física.

## 1.2. Electromiografía

Una de las principales técnicas para adquirir información del cuerpo es la electromiografía. La electromiografía (EMG) es el estudio de los potenciales eléctrico generados por los músculos durante el movimiento [9].

Como la electromiografía tiene por objeto el estudio de la actividad muscular, no se puede pasar por alto la actividad de las unidades motoras (UMs) [1]. En una contracción muscular voluntaria la fuerza es modulada por una serie de cambios en la frecuencia de la actividad de las UMs, es decir, que la frecuencia de disparo de los potenciales de las UMs depende de la fuerza aplicada y la velocidad de contracción muscular [9].

El espectro de frecuencia de las unidades motoras durante una contracción muscular voluntaria o (MVC) puede apreciarse en la figura 2 mientras que en la figura 3 se aprecia la relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica de superficie.

En base a estas figuras se puede observar que la mayor cantidad de actividad electromiográfica está presente alrededor de los 50Hz. En una contracción del musculo esquelético, los rangos de potenciales van desde los 50 $\mu$ V hasta los 1.5mV [10]. Existen dos formas principales de registrar las señales electromiográficas: la electromiografía de superficie o no invasiva y la electromiografía invasiva.

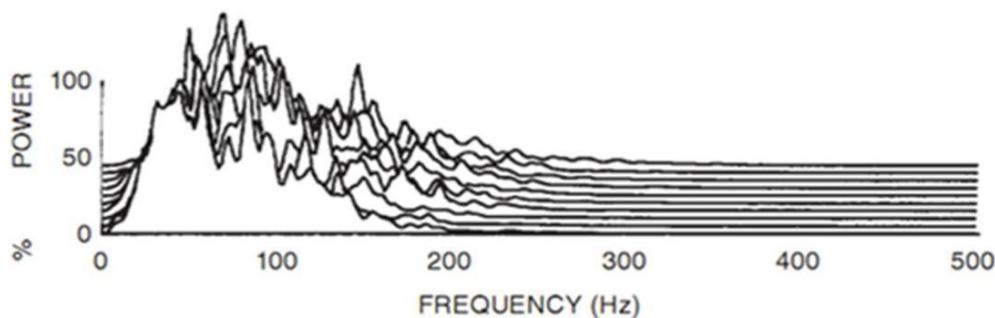


Figura 2. Gráfica del espectro de frecuencia de varias señales EMG

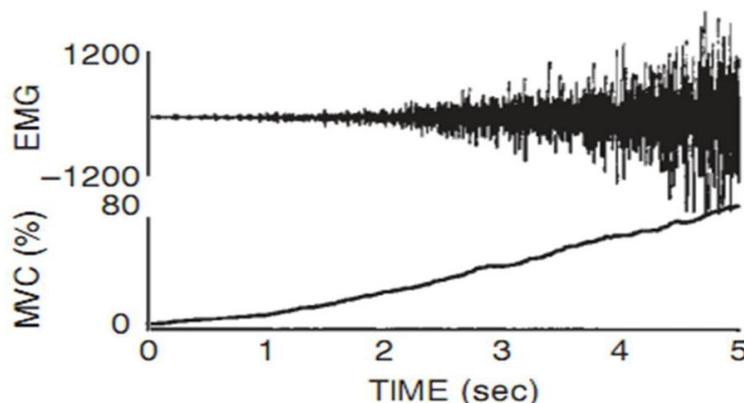


Figura 3. Relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal EMG

### 1.2.1. Electrodo

La manera de obtener información acerca de nuestro entorno y transferirla a algún dispositivo electrónico se lleva a cabo mediante un transductor. En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodo [4]. Los electrodo hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición [2]. Entre las señales biológicas más estudiadas y registradas se encuentran las electrocardiográficas (ECG), electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG) [1]. Para el registro de estas señales se suelen utilizar principalmente dos tipos de electrodo, los electrodo de superficie y los electrodo invasivos.

- Electrodo de superficie (SEMG): son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica.
- Electrodo invasivos: son insertados en el tejido para tomar directamente la diferencia de potencial existente entre la membrana celular y la piel.

Los electrodo más eficientes son los invasivos pero para usar estos electrodo hay que tener un gran conocimiento del cuerpo humano por lo que éstos son usados por los médicos y especialistas. En nuestro caso usaremos los SEMG que son muy fáciles de usar y sin la necesidad de contar con un especialista para su uso.

En el apartado 1.1 de anexos se incluye una explicación más detallada de los tipos de electrodo, su forma, tamaño y disposición.

### 1.3. Objetivos

El objetivo de este T.F.G. es el desarrollo de un sistema de biofeedback para su uso en rehabilitación en fisioterapia. Con este sistema se pretende ayudar al profesional responsable a establecer una diagnosis asistida por EMG, además de localizar una posible lesión muscular.

El T.F.G. se ha realizado con el grupo HOWLab (Human Openware Research Lab) [18]. HOWLab es un grupo de investigación universitario, cuyo objetivo principal es la investigación y el desarrollo de tecnologías centradas en las personas y sus entornos.

Para conseguir desarrollar este sistema se han determinado los siguientes pasos a seguir:

En primer lugar, una vez conocido como funcionan los biopotenciales y como pueden ser medidos se necesita conocer en que frecuencias están comprendidos dichos potenciales, para hacer una selección del rango de frecuencias para la adquisición de la señal EMG.

Una vez conocido el rango de frecuencias de la señal EMG se necesitará realizar un diseño electrónico para poder adquirir esas señales y tratarlas para poder ser leídas de forma eficiente por un microcontrolador.

Con el diseño electrónico terminado se implementará en una PCB, creando un prototipo del proyecto a realizar. En este prototipo los datos recibidos del sensor EMG serán leídos por un conversor analógico digital del microcontrolador para su posterior tratamiento y emisión mediante Bluetooth low energy (BLE).

Con la finalización del prototipo se procederá al testeo y análisis de resultados comparando las señales recibidas del EMG con las obtenidas de un dispositivo de captación de la señal EMG de un producto comercial.

Por último, se busca poder construir un prototipo que sea eficiente y con el menor coste posible para facilitar el acceso a la tecnología EMG sin grandes inversiones económicas.

### 1.4. Alcance

El producto final obtenido a través de este trabajo es un prototipo de recogida de los potenciales eléctricos generados por los músculos (EMG) y la captación de una presión ejercida.

Este T.F.G. está orientado para ser utilizado por fisioterapeutas en sesiones de rehabilitación. El profesional sanitario deberá colocar los electrodos superficiales en los músculos a tratar y dispondrá de varios sensores de presión para conocer la fuerza ejercida sobre el paciente.

Los datos obtenidos de los sensores se enviarán por bluetooth mediante mensajes tipo *broadcast* como las que usan las *beacons* y visualizarlos en algún dispositivo como puede ser el *Smartphone*, tablets, etc.

## 1.5. Acondicionamiento de las señales biológicas

### 1.5.1. Secuencia de etapas necesarias para el acondicionamiento de la señal EMG

1ª. Pre-Amplificación:

Con amplificador operacional de instrumentación.

2ª. Etapa de filtrado:

Filtro paso alto a 20Hz.

Filtro notch a 50Hz.

Filtro paso bajo a 500Hz.

3ª. Etapa de amplificación final.

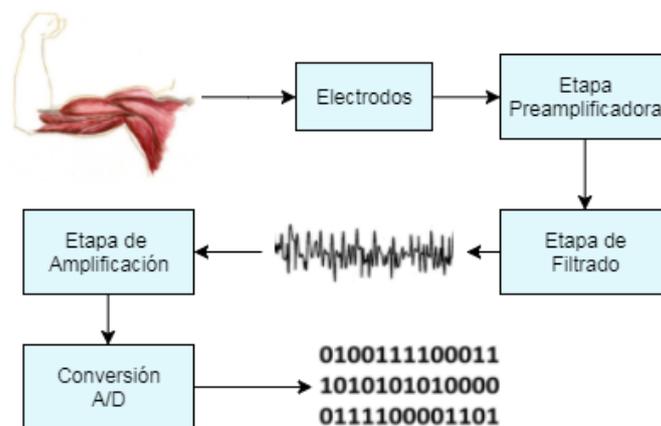


Figura 4. Diagrama de bloques del sistema de adquisición de EMG

Una vez conocida la señal a tratar se deben de tener en cuenta unas determinadas especificaciones técnicas que debe cumplir nuestro prototipo. Éstas se nombraran a continuación [1].

### 1.5.2. Estándares para la adquisición de señales bioeléctricas

Algunas de las entidades más importantes que regulan los procedimientos y equipos para la medición de señales bioeléctricas tanto para la protección de los pacientes y la buena calidad de los registros son:

- IEC: International Electrotechnical Committee.
- ANSI: American National Standards Institute.
- AAMI: Association Advancement of Medical Instrumentation.
- ISEK: Internacional Society of Electrophysiological Kinesiology.

Algunos códigos y estándares importantes son:

- IEC: International Electrotechnical Comitee.
- NFPA 99: Standards for Health Care Facilities.
- ANSI/AAMI ES1-1993: Safe Current Limits for Electromedical Apparatus.
- BS 5724: Electrical Safety of Medical Equipment.

### 1.5.2.1. Especificaciones técnicas para EMG

Las especificaciones mínimas para las señales EMG según la Sociedad Internacional de kinesiología Electrofisiológica [15] son:

- Impedancia de entrada  $> 10^{10}$  en DC y  $> 10^8$  a 100Hz.
- Ganancia de amplificación:  $200 - 100000 \pm 10\%$  en incrementos discretos.
- CMRR  $> 90\text{dB}$  a 60Hz.
- Corriente de bias de entrada  $< 50\text{nA}$ .

### 1.5.3. Pre amplificación

Una señal de EMG tiene rangos de amplitud que van desde 0.1 a 1.5mV. El preamplificador usado para EMG corresponde a uno de tipo diferencial. Además es recomendable ubicar el preamplificador bastante cerca de los electrodos y el sujeto, evitando las capacitancias parásitas.

Una de las configuraciones más utilizadas con AO's como preamplificador es el amplificador de instrumentación. Este circuito consta de tres amplificadores y tiene la función de amplificar la diferencia de los voltajes presentes en sus entradas ( $V_1$  y  $V_2$ ). El amplificador de instrumentación tiene la característica de tener impedancias de entrada bastante elevadas y un alto CMRR. Son utilizados frecuentemente para amplificar señales muy pequeñas, como son las señales del cuerpo humano Figura 5.

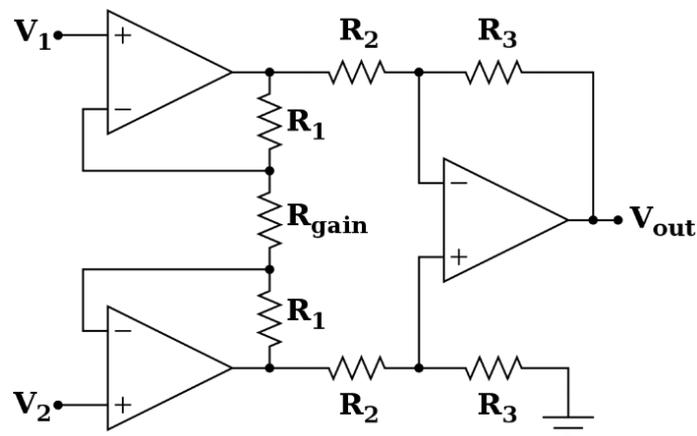


Figura 5. Diagrama del amplificador de instrumentación

### 1.5.4. Filtrado

La señal amplificada proveniente de la etapa de pre amplificación contiene una mezcla de señales biológicas, como son las señales de ECG, respiración y dependiendo del lugar se podrían encontrar rastros de EEG. Es por esta razón que para tener registros claros de EMG es necesario filtrar la señal.

Para la realización de éstos filtros se usaran amplificadores operacionales para obtener únicamente la señal EMG, estas señales se presentan en el rango de frecuencia de 10 a 500Hz como puede apreciarse en la figura 6. Sin embargo las señales de ruido se encuentran entre 0 y 15Hz, es por esa la razón por la que se prefiere hacer un filtro paso alto a partir de 15 o 20Hz [2].

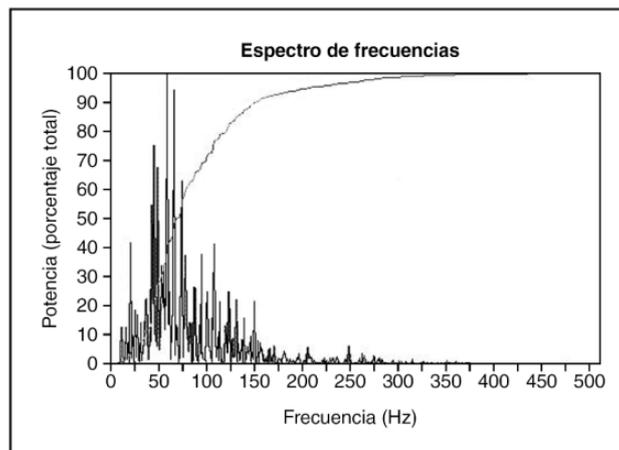


Figura 6. Espectro de frecuencias de una señal EMG, obtenida mediante la transformada de Fourier.

Para evitar el ruido de la toma de corriente y del ambiente sería necesario incluir un filtro Notch, el cual rechaza una determinada frecuencia, sin embargo esto tiene algunas complicaciones, en el caso particular de la EMG el mayor número de componentes de estos potenciales se encuentran alrededor de 50 y 60Hz, por lo que si se aplicara esta técnica de reducción de ruido se podría perder información muy valiosa.

Para hacer el filtrado de la señal, se cuenta con múltiples configuraciones, también se tiene que tomar en cuenta el orden del filtro; el cual es un factor importante y ayuda en gran medida a la reducción del ruido. La Figura 7 muestra un potencial típico de EMG al cual se le ha aplicado filtrados de primer y segundo orden.

Es posible observar como el filtrado ayuda a procesar mejor las señales reduciendo el ruido y definiendo más los potenciales de acción.

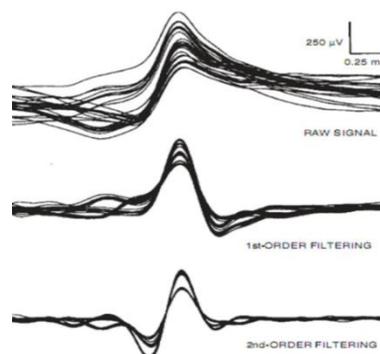


Figura 7. Efectos de filtro pasa banda aplicado a un potencial de una unidad motora.

### 1.5.5. Opciones en el diseño

Para el diseño de nuestro prototipo se tienen dos opciones en la alimentación, que sea bipolar o unipolar.

Como se trabajará con integrados con tecnología LVTTL y no se necesita un alto valor en tensión se optará por el uso de una tensión unipolar. Una batería tipo Li-Ion nos proporcionará la tensión unipolar necesaria. Partiendo de una tensión de 3.7~4V se reducirá a 3.3V, que es la tensión de trabajo.

En el apartado 1.2 de anexos se encuentra una explicación más detallada entre la tensión bipolar y unipolar.

### 1.6. Contenido de la memoria

Para documentar el T.F.G. se ha redactado la presente memoria donde se plasma el trabajo realizado: búsqueda de información, diseño y fabricación de los prototipos. Se ha estructurado en los siguientes capítulos:

- Capítulo 1. Introducción: Se recopila la información entorno al EMG y se describe el objetivo y alcance del proyecto.
- Capítulo 2. Diseño Hardware: Se documenta como se ha diseñado el hardware del prototipo.
- Capítulo 3 y 4. Desarrollo prototipo alfa y beta: Se incluye la realización del diagrama de bloques, diseño del esquemático, diseño de PCB, soldadura y puesta a punto de la PCB.
- Capítulo 5. Diseño Firmware: Se describe la recepción, tratamiento y comunicación de los datos recibidos de los sensores.
- Capítulo 6. Conclusiones: Se contrastan los objetivos del proyecto con lo logrado al finalizarlo. Además se describe el trabajo futuro a realizar para versiones posteriores del prototipo.
- Anexo I: Se adjunta información adicional de algunos bloques de la memoria.
- Anexo II: Se encuentran todos los planos referidos al diseño hardware.
- Anexo III: Se muestra la programación de los bloques y el código de programación del prototipo beta.
- Anexo IV: Se adjuntan las hojas más importantes de los datasheet de los componentes utilizados.

## 1.7. Planificación

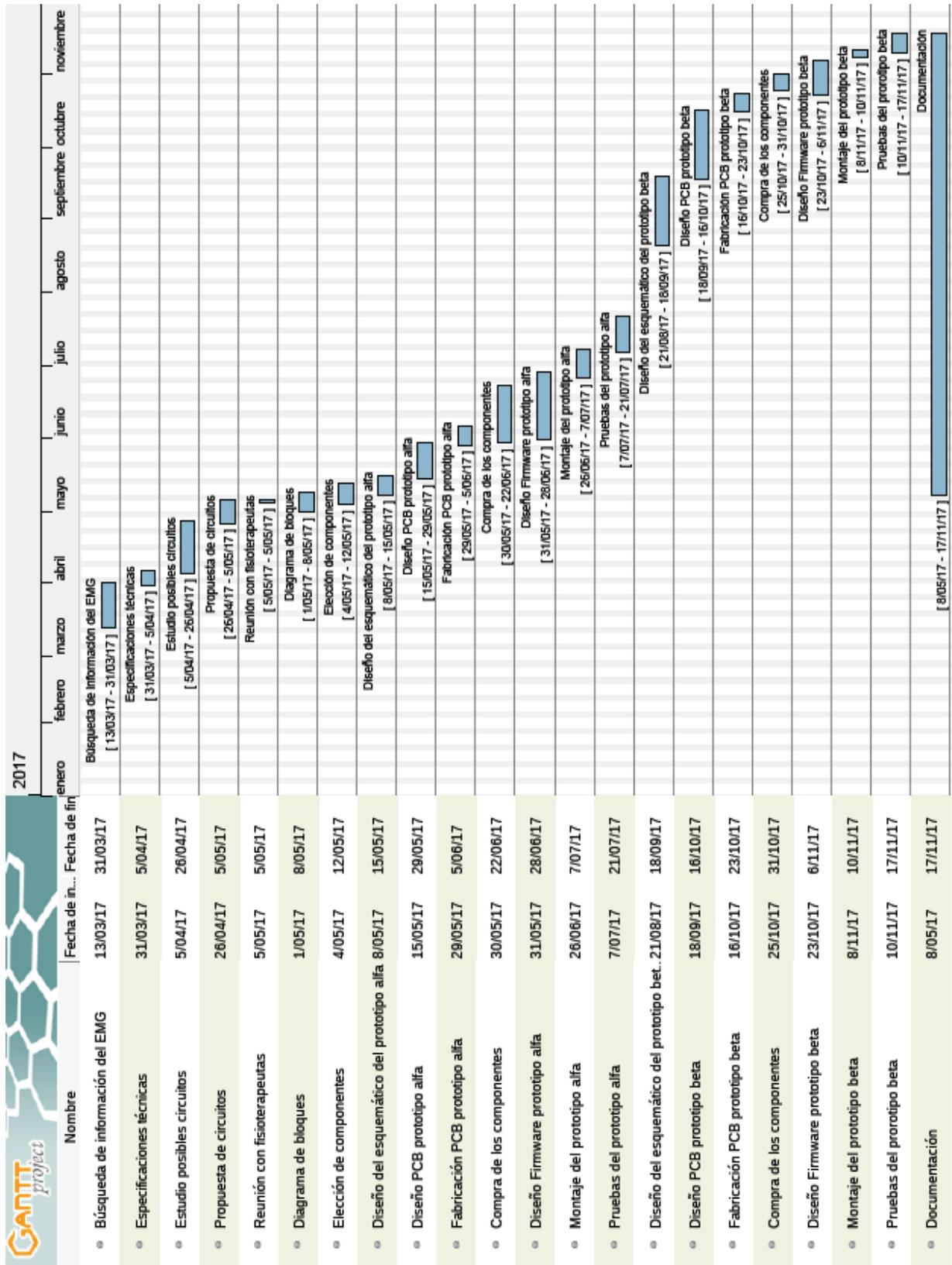


Figura 8. Diagrama de Gantt

## 2. Diseño Hardware

### 2.1. Introducción

Para la realización de nuestro diseño hardware se utilizará el programa CircuitMaker de Altium, versión 1.3.0. (build 181) [11]. En este programa se diseñará tanto el esquemático como la PCB de nuestro prototipo.

### 2.2. Descripción general

A continuación se adjunta un diagrama general de bloques de nuestro prototipo.

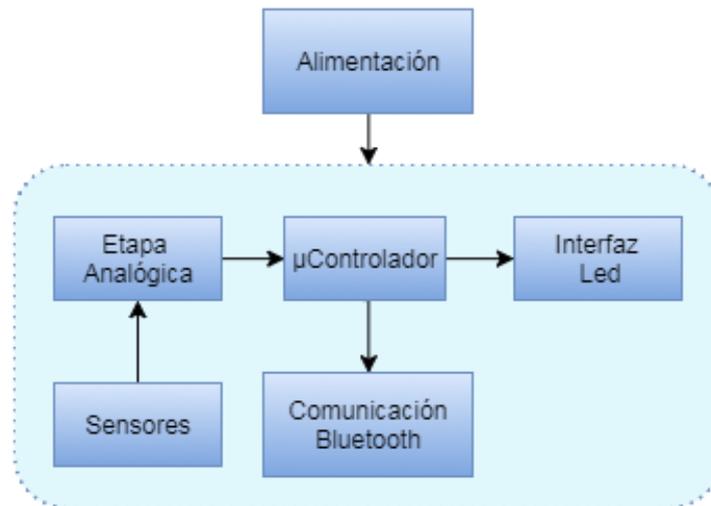


Figura 9. Diagrama general de bloques

### 2.3. Características técnicas del microcontrolador PSoC

Para la elección del microcontrolador para nuestro proyecto nos centramos en uno que tuviese tanto BLE (*Bluetooth Low Energy*) interno como amplificadores operacionales para así ahorrarnos la implementación de demasiada electrónica en nuestro prototipo. Y a ser posible que tuviese un entorno de trabajo sencillo e intuitivo.

Teniendo estas consideraciones en cuenta elegimos el CY8C4248LQI-BL583 [12], el cual nos ofrece todo lo que buscábamos además de otras tantas características que se nombran a continuación.

Algunas de sus características son:

CPU Core	ARM Cortex-M0
Dedicated ADC	SAR (12-bit)
Flash (KB)	256
Max. Operating Frequency (MHz)	48
Max. Operating Voltage (V)	5.5
Min. Operating Voltage (V)	1.9
Max. Operating Temp. (°C)	85
Min. Operating Temp. (°C)	-40
No. of Continuous Time Blocks	2
No. of DMA Channels	8
No. of Dedicated Timer/Counter/PWM Blocks	4
No. of Op Amps	4
No. of Serial Communication Blocks	2
No. of Universal Digital Blocks	4
SRAM (KB)	32
No. of Pins	56
Package Dimensions	275 L x 1 H x 275 W (Mils)

Tabla 1. Características técnicas del microcontrolador

### 2.3.1. Placa de desarrollo empleada

#### 2.3.1.1. Grove – EMG Detector

Para la realización de nuestro prototipo se ha partido del Grove – EMG Detector de SEEED STUDIO nº 151013167 [13]. Con el que se han podido hacer unas primeras pruebas de obtención de la señal EMG.



Figura 10. PCB del Grove - EMG Detector



Figura 11. KIT Grove - EMG Detector

A continuación se añaden unas imágenes obtenidas desde un osciloscopio, usando el sensor EMG en el bíceps en los siguientes casos:

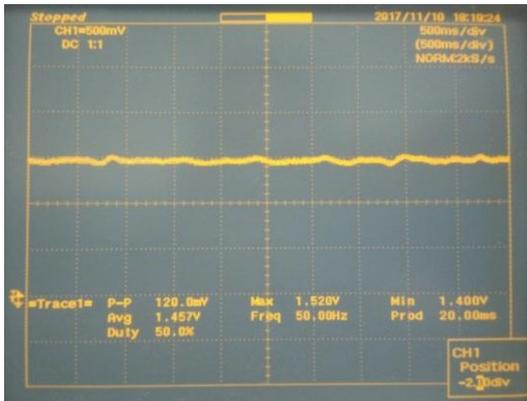


Figura 12. Biceps relajado



Figura 13. Biceps semi contraído

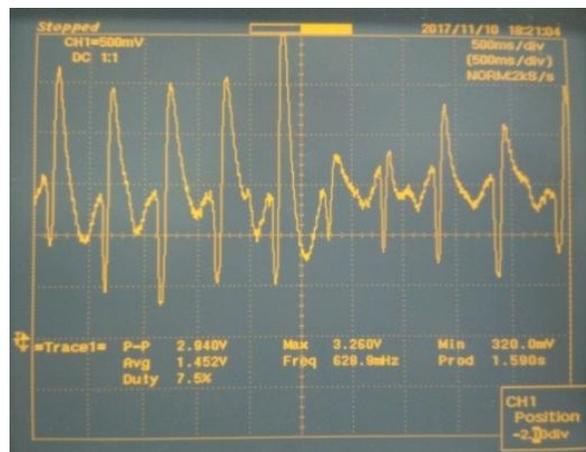


Figura 14. Biceps totalmente contraído

Como se puede apreciar en las imágenes existe una gran diferencia en los potenciales de acción del músculo ante diferentes situaciones.

El esquemático del Grove se incluye en el apartado 2.1.1 de anexos.

### 2.3.1.2. Cypress KIT

La elección del microcontrolador mencionado en el apartado 2.3 es de la familia del PSoC 4, el cual viene incluido en el kit CY8CKIT-042-BLE-A [16].



Figura 15. KIT CY8CKIT-042-BLE-A

Este KIT nos ofrece la posibilidad de poder desarrollar proyectos de bajo consumo y con acceso al BLE, siendo este de fácil uso. Además se tiene la opción de poder hacer una conexión por el puerto UART con el ordenador para la visualización de datos usando programas para la comunicación serie como puede ser el Termitte 3.3.

## 2.4. Alimentación y consumo

### 2.4.1. Alimentación

Una parte muy importante de cualquier prototipo es la elección de la alimentación de éste. Para nuestro prototipo alfa se eligió un *buck-boost*, el cual nos asegura una tensión de trabajo de 3.3V aunque la tensión de la batería sea inferior a esta. Una de las particularidades que tienen las baterías es su decaimiento de la tensión conforme se va agotando y por eso se eligió este microchip para tener siempre una tensión de trabajo de 3.3V. El *buck-boost* elegido fue el TPS63001DRCT, el cual tiene un rango de tensiones de entrada entre 1.8 y 5.5V, con capacidad de dar corriente entre 800 y 1200mA en modo *boost* y *step-down* respectivamente y con altas eficiencias.

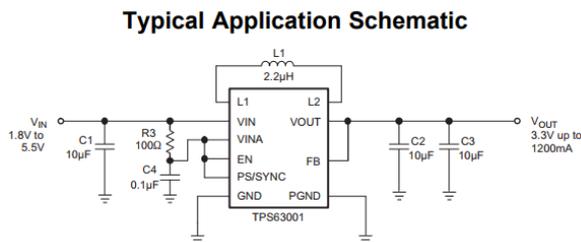


Figura 16. Esquemático de la aplicación típica del buck-boost

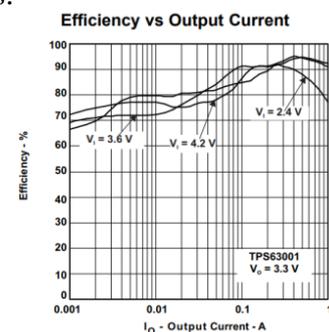


Figura 17. Eficiencia vs Corriente de salida en el buck-boost

Para el prototipo beta se decidió cambiar la parte de la alimentación, ya que en pruebas realizadas, la batería siempre estaba por encima del rango de tensión de 3.3V, por lo que no es necesario realmente el uso del *buck-boost*.

Al necesitar solo un reductor de tensión se busca que tenga baja caída de tensión, alta eficiencia y que no nos genere ruido, producidos por la bobina, los cuales puede llegar a afectar a las señales del EMG. Las opciones más viables son:

### 2.4.1.1. Step-Down

El elegido es el TPS62203DBVT con capacidad de dar hasta 300mA de corriente eficiencias sobre el 90-95%.

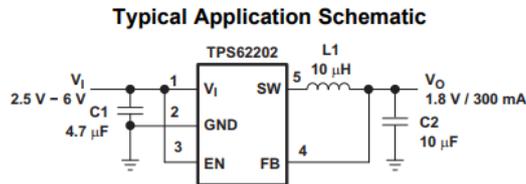


Figura 18. Esquemático de la aplicación típica del step-down

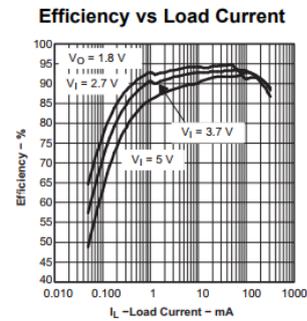


Figura 19. Eficiencia vs Corriente de carga en el step-down

El mayor problema de este tipo de convertidores DC/DC es que al llevar una bobina y trabajar con frecuencias genera ruido electrónico, y en nuestro caso al trabajar con pequeñas señales procedentes del EMG se quiere evitar la posible interferencia y distorsión de la señal original.

### 2.4.1.2. Low-Dropout Regulator

El elegido es el TLV7433PDBVR con capacidad de 300mA de suministro de corriente y con una muy baja caída de tensión, para la tensión de trabajo de 3.3V.

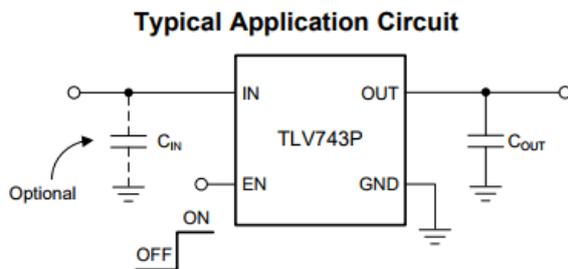


Figura 20. Esquemático de la aplicación típica del LDO

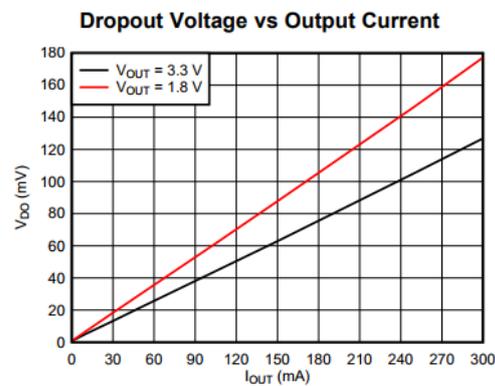


Figura 21. Tensión de Dropout vs Corriente de salida en el LDO

### 2.4.2. Consumo

El consumo es una parte importante del prototipo, dado que éste trabaja con batería. La siguiente tabla muestra los consumos de los componentes más relevantes:

Componente	Consumo
Led encendido	3.5mA
Interfaz Led	5mA
PSoC 4 (con BLE)	25mA
PSoC 4 (low power)	1mA
Zener LM4041	12mA
Multiplexor	1µA
Amplificador Operacional	17µA
Amplificador Diferencial	490µA

Tabla 2. Consumo de los componentes

El consumo máximo se ha estimado en unos 50mA y en modo *low power* en unos 20mA. A continuación se insertan unas imágenes donde se muestra el tiempo que está en funcionamiento tanto con el modo *low power* activo como sin él.

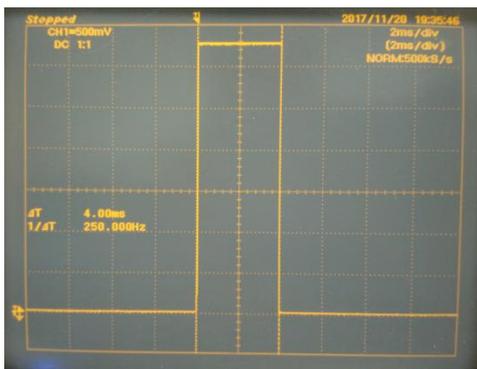


Figura 23. Tiempo de cómputo sin el modo low power



Figura 22. Tiempo de cómputo con modo low power

$$\text{Consumo medio} = (50\text{mA} * 0.25) + (20\text{mA} * 0.75) = 27.5\text{mA}$$

Con una batería de 750mAh tendría una autonomía de unas 28h, por lo que aguantaría varias jornadas laborales de 8h.

Si se utilizase una batería de unos 4400mAh como la utilizada en las pruebas del prototipo éste tendría una autonomía de 160h sin necesidad de cargarlo.

Con una conexión USB tipo mini B facilita la carga del dispositivo en momentos de descanso o de no utilización del producto.

### 2.5. Sensores

Además del sensor EMG que se ha explicado de mejor forma en apartados anteriores, se usarán sensores de presión para que el fisioterapeuta tenga un mayor biofeedback del paciente. El sensor utilizado es el MF01-N-221-A01, siendo capaz de medir hasta 1000g de fuerza (9.8N). Siendo ambos sensores analógicos.

## 2.6. Etapa analógica

La implicación del valor  $\delta$  con la sobreoscilación en los filtros aplicados, además de otras características de los filtros se explican en el apartado 1.3 de anexos.

### 2.6.1. Filtro paso bajo

#### 2.6.1.1. De primer orden

La frecuencia de corte se define como aquella para la que el valor óhmico de la resistencia coincide con el valor óhmico de la reactancia, capacitiva en este caso. Entonces:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

Como se quiere que la frecuencia de corte del filtro sea a los 500Hz, y asignando el valor del condensador en 10nF, se tiene:

$$R = \frac{1}{2 * \pi * 500 * 10^{-9}} = 31830\Omega$$

Siendo el valor comercial más cercano de 33k $\Omega$ .



Figura 24. Filtro paso bajo de primer orden implementado en el prototipo alfa y beta

### 2.6.1.2. De segundo orden

Una realización típica del filtro de paso bajo de segundo orden es la estructura de Sallen-Key.

Se busca un valor de  $\delta$  en el cual no se tenga sobreoscilación, éstos son para cuando  $\delta \geq 0.7$ , por lo que elegimos un valor de  $\delta = 0.7$ , se obtiene:

$$c = \delta^2 = 0.7^2 = 0.49$$

Elegimos que  $C = C_1 = 10\text{nF}$ , por lo que:

$$\frac{C_2}{C_1} = c \rightarrow C_2 = cC_1 = 0.49 * 10\text{nF} = 4.9\text{nF}$$

Como queremos que el filtro diseñado tenga una frecuencia de corte en los 500Hz, sólo nos falta por calcular el valor de las resistencias:

$$R = \frac{1}{2\pi f_n C \sqrt{c}} = \frac{1}{2 * \pi * 500 * (10 * 10^{-9}) \sqrt{0.49}} = 45472\Omega$$

Valores comerciales más cercanos para los componentes:

$$R_1 = R_2 = 47\text{k}\Omega$$

$$C_1 = 10\text{nF}, C_2 = 5\text{nF}$$

Una vez conocidos todos los valores de los componentes, nuestro filtro paso bajo de segundo orden queda de la siguiente forma:

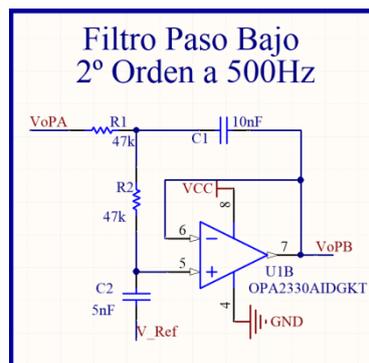


Figura 25. Filtro paso bajo de segundo orden implementado en el prototipo alfa

### 2.6.2. Filtro paso alto

Al igual que en el filtro paso bajo se ha elegido una estructura del filtro de Sallen-Key, en la que se han intercambiado las posiciones de las resistencias y los condensadores de la red selectiva a la frecuencia respecto de la configuración de paso bajo.

Para el diseño de nuestro filtro paso alto queremos una señal sin sobreoscilación, por lo que  $\delta \geq 0.7$ , así que elegimos  $\delta=0.7$  y una ganancia unidad con una frecuencia de corte de 20Hz.

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{r}} \rightarrow r = \frac{1}{\delta^2} = \frac{1}{0.7^2} = 2.0408$$

Asignando un valor para los condensadores de 100nF, se obtiene el valor de las resistencias necesarias:

$$R = R_1 = \frac{1}{2 * \pi * 20 * 100 * 10^{-9} * \sqrt{2.0408}} = 55704\Omega$$

$$R_2 = rR = 2.0408 * 55704 = 113681\Omega$$

Valores comerciales más cercanos:  $R_1=56k\Omega$  y  $R_2=110k\Omega$ .

Una vez conocidos todos los valores de los componentes, nuestro filtro paso alto de segundo orden queda de la siguiente forma:

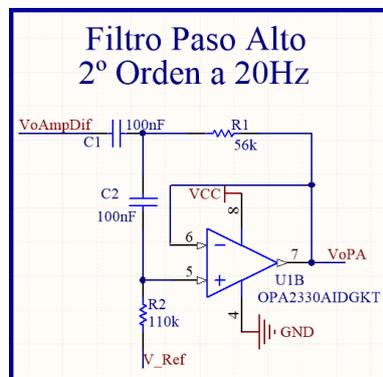


Figura 26. Filtro paso alto de segundo orden implementado en el prototipo alfa y beta

### 2.6.3. Filtro Notch

El filtro Notch se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que este interfiriendo a un circuito, en nuestro caso la frecuencia de 50Hz [6].

Se va a tomar la siguiente relación entre los componentes:

$$R_f = \frac{R}{2} \text{ y } C_f = 2C$$

Los valores de RC los obtenemos a partir de la frecuencia característica de  $\omega_o$ . En primer lugar tomamos un valor para C, siendo éste de 100nF, por lo tanto  $C_f$  será de 220nF.

$$R = \frac{1}{2\pi C f_o} = \frac{1}{2 * \pi * 100 * 10^{-9} * 50} = 31830\Omega$$

Valor comercial más cercano:  $R = 33k\Omega \rightarrow R_f = 15k\Omega$ .

Una vez conocidos todos los valores de los componentes, nuestro filtro notch queda de la siguiente forma:

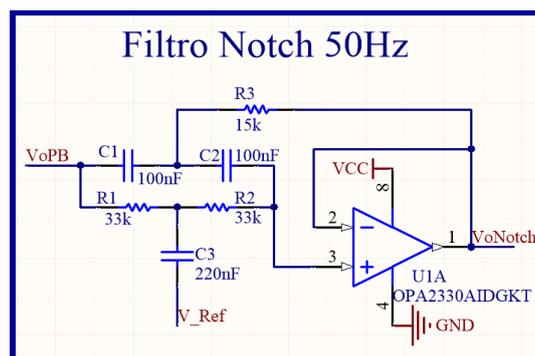


Figura 27. Filtro Notch implementado en el prototipo alfa y beta

## 2.7. Simulaciones de los filtros

Todos los filtros explicados en el punto anterior se han simulado, consiguiendo unos resultados esperados al comportamiento de éstos, tanto en frecuencia como la caída en dB por década dependiendo del orden del filtro a implementar. Todas las simulaciones vienen incluidas en el apartado 1.4 de anexos.

## 2.8. Características no ideales de los amplificadores operacionales

A continuación se hacen unas comprobaciones de las limitaciones y las posibles causas de error en las etapas utilizadas previamente con los AO's seleccionados.

### 2.8.1. Tensión de offset

Con el AO opa333 o el opa2333, ambos poseen una tensión de offset de  $10\mu V$ . Por lo que poniéndonos en la peor situación que es en la que mayor amplificación se hace, tenemos:

$$V_{error} = V_{offset} * Ganancia = 10\mu V * 250 = 2.5mV$$

Considerando el peor caso que es cuando se debe amplificar una tensión muy reducida como es el caso de  $0.1mV$ , se obtiene:

$$0.1mV * Ganancia_{total} = 0.1mV * 2500 = 250mV$$

Comparando el valor de la señal con el producido por la tensión de offset se obtiene que equivalga al 1% de la señal, por lo que se puede despreciar.

### 2.8.2. Corrientes de polarización de entrada ( $I_B$ - Input bias current)

El efecto de las corrientes de polarización de entrada en las etapas amplificadoras en lazo cerrado consiste en la aparición de una tensión de error que se superpone a la resultante de la excitación de entrada.

El valor de esta tensión de error equivale a la multiplicación de la corriente de polarización de entrada con la resistencia en lazo cerrado. El peor caso es cuando dicha resistencia tiene un valor muy elevado:

$$V_{error} = I_B * R_{lazocerrado} = 200pA * 250k\Omega = 0.05mV$$

Como se puede apreciar, dicha tensión de error se puede considerar insignificante para nuestro prototipo.

### 2.8.3. Slew-rate

El *Slew-rate* es el rango máximo de cambio de tensión en la salida, por lo que limita la frecuencia máxima de trabajo.

$$\left. \frac{dV_o(t)}{dt} \right|_{max} < SR$$

En el caso de ondas sinusoidales:

$$V_o(t) = |V_o| \text{sen}(\omega t), \frac{dV_o(t)}{dt} = |V_o| \omega \text{cos}(\omega t) \rightarrow |V_o| \omega < SR, |V_o| f < 0.16SR$$

En nuestro caso el opa2333 tiene un *Slew-rate* de 0.16V/μs.

$$|V_o| f < 0.0256 V * MHz = 25.6V * kHz$$

Por lo tanto, la frecuencia máxima de trabajo a 3.3V será:

$$f < 7.75kHz$$

Para nuestro caso en ningún momento se llegarán a alcanzar esas frecuencias, por lo que éste factor no nos afectará en nuestro prototipo.

### 2.8.4. Factor de rechazo en modo común (CMRR)

El CMRR es uno de los parámetros del amplificador operacional, y es igual a:

$$CMRR = \frac{k_d}{k_c}$$

Siendo  $k_d$  la ganancia en modo diferencial y  $k_c$  la ganancia en modo común.

Este parámetro normalmente viene expresado en dB, y en nuestro caso el INA331 posee un CMRR=94dB.

$$CMRR_{dB} = 20 \log(CMRR) \rightarrow 94dB = 20 \log(CMRR) \rightarrow CMRR \simeq 50000$$

A continuación se analiza el efecto del CMRR en el amplificador diferencial, siendo la tensión de salida la siguiente:

$$V_o = K(V_1 - V_2) + K \frac{V_1}{CMRR}$$

Por lo tanto, la tensión de error asociada al CMRR es:

$$V_{error} = K \frac{V_1}{CMRR} = 10 * \frac{1.8V}{50000} = 0.36mV$$

## 2.9. Multiplexor

En el prototipo beta de nuestro proyecto llevará varios canales EMG para la medición de un mayor número de músculos de forma simultánea, consiguiendo una gran versatilidad de esta forma.

Para evitar duplicar todas las etapas de filtrado de la señal EMG por cada canal se ha decidido incluir el uso de multiplexores. Nuestro prototipo beta contará con 2 canales de analógica con diferentes ganancias para la medición de cualquier músculo del cuerpo humano. Ambos canales analógicos cuentan con multiplexores.

Los multiplexores son circuitos combinatoriales con varias entradas y una única salida. Tienen entradas de control que sirven para seleccionar una de las entradas para permitir su transmisión desde la entrada hacia la salida.

El multiplexor utilizado tiene 2 entradas y una salida. Consiguiendo de esta forma poder conectar 2 sensores EMG a la misma analógica, controlando cuando elegir un EMG u otro con el microcontrolador.

El multiplexor elegido es el ADG3248BKSZ-REEL7.

### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

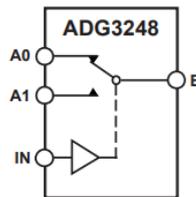


Figura 28. Diagrama de bloques funcional del multiplexor

### 3. Prototipo alfa

Para este primer prototipo se busca una primera prueba de nuestro diseño para la obtención de datos de un solo canal de EMG y de presión; además con los valores obtenidos de dichos sensores se mandarán mediante bluetooth a una aplicación móvil.

#### 3.1. Diagrama de bloques del esquemático

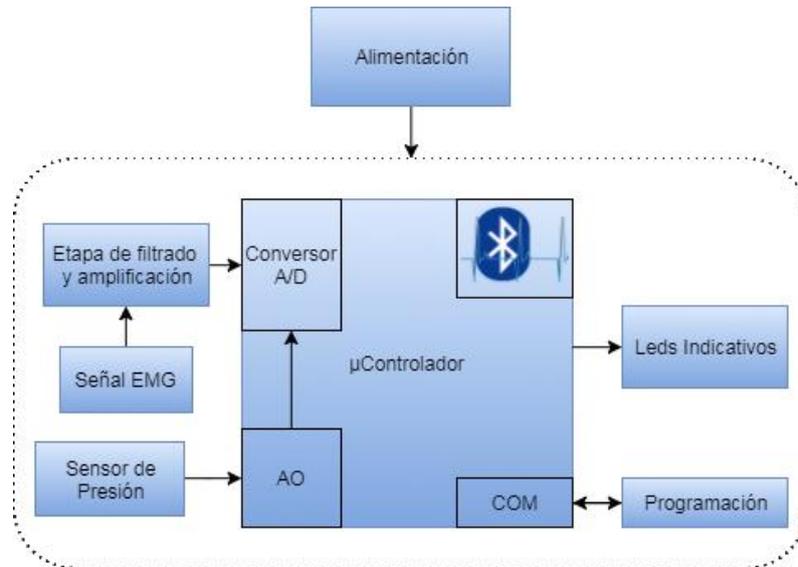


Figura 29. Diagrama de bloques del esquemático

#### 3.2. Diseño Esquemático

El diseño del esquemático se incluye en el apartado 2.4.2 de anexos.

##### 3.2.1. Alimentación

El bloque de la alimentación sigue el siguiente esquema:

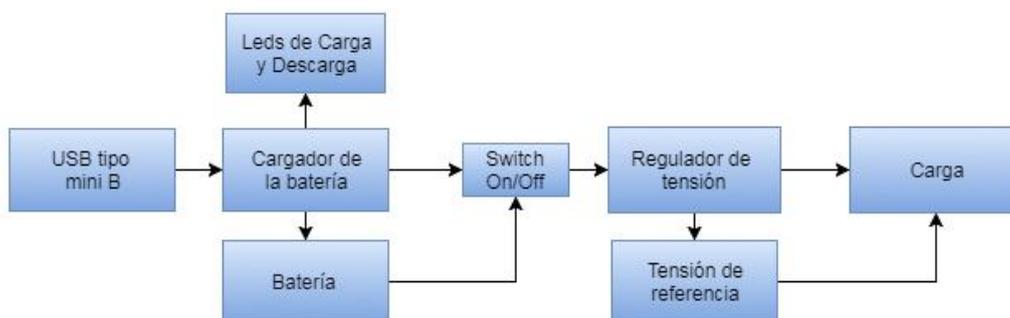


Figura 30. Diagrama de bloques de la alimentación

### 3.2.1.1. Cargador de Batería

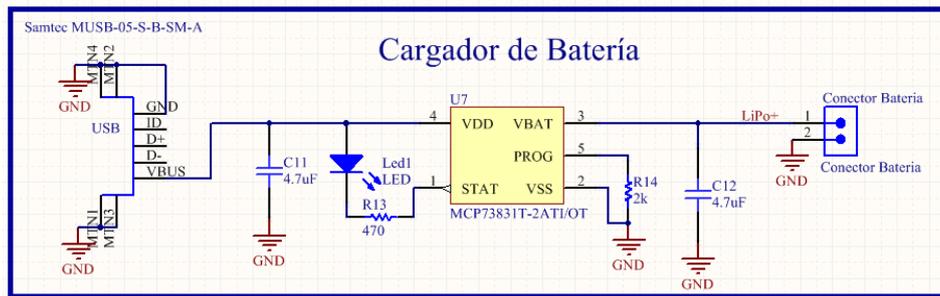


Figura 31. Bloque del cargador de batería implementado en el prototipo alfa

Ésta configuración se ha obtenido directamente desde el *datasheet*, ver apartado 4 de anexos.

La resistencia de programación es  $R_{14}$ .

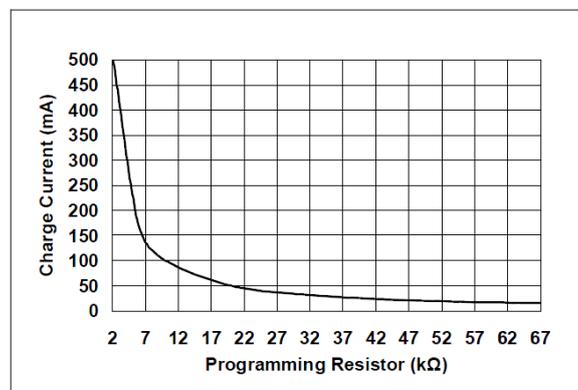


Figura 32. Relación entre la resistencia de programación con la corriente de carga

Con el valor de  $2k\Omega$  de ésta resistencia se programa una corriente de 500mA de carga hacia la batería.

El valor de los condensadores  $C_{11}$  y  $C_{12}$  se ha obtenido del *datasheet*, ver el apartado 4 de anexos.

### 3.2.1.2. Buck-Boost a 3.3V

Para asegurarnos la alimentación de 3.3V en nuestro prototipo se ha usado un *buck-boost*. El cual posee una alta eficiencia y con una capacidad de suministro de corriente de 1200mA.

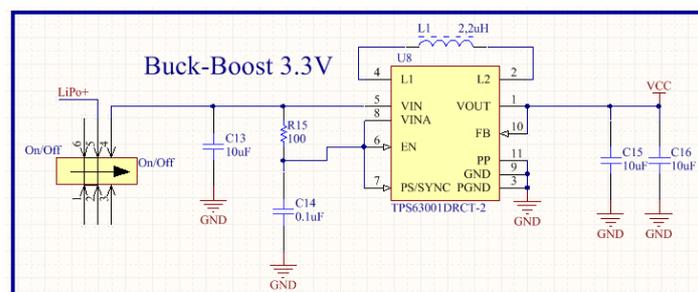


Figura 33. Bloque del Buck-Boost implementado en el prototipo alfa

El valor de los condensadores, la resistencia y la bobina viene determinado por el *datasheet*, ver apartado 4 de anexos.

### 3.2.1.3. Tensión de Referencia

Para este bloque se ha tenido en cuenta el circuito del Grove del que se partía además del datasheet del *zener adjust* LM4041. Se ha implementado para que nuestra señal del EMG esté referenciada sobre esta tensión, ya que solo poseemos tensión unipolar.

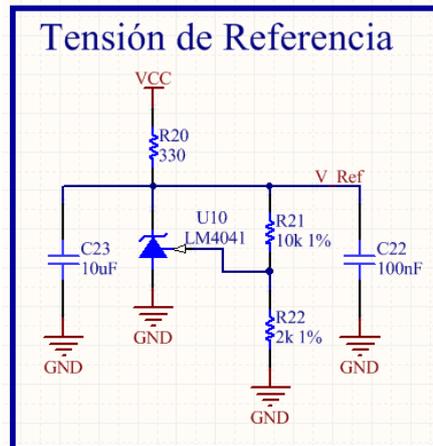


Figura 35. Bloque de la tensión de referencia

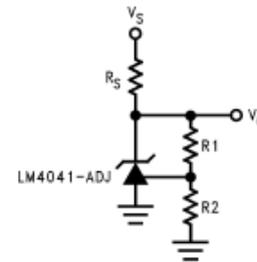


Figura 34. Configuración de la tensión de referencia

$$V_o = V_{REF} \left[ \left( \frac{R_2}{R_1} \right) + 1 \right]$$

En nuestro diseño la  $V_{Ref}$  es:

$$V_{Ref} = V_{REF} \left[ \left( \frac{R_2}{R_1} \right) + 1 \right] = 1.24V \left[ \left( \frac{2k}{10k} \right) + 1 \right] = 1.24 * 1.2 = 1.488V$$

Ésta tensión de referencia está aproximadamente en mitad entre GND y 3.3V.

### 3.2.1.4. PSoC 4

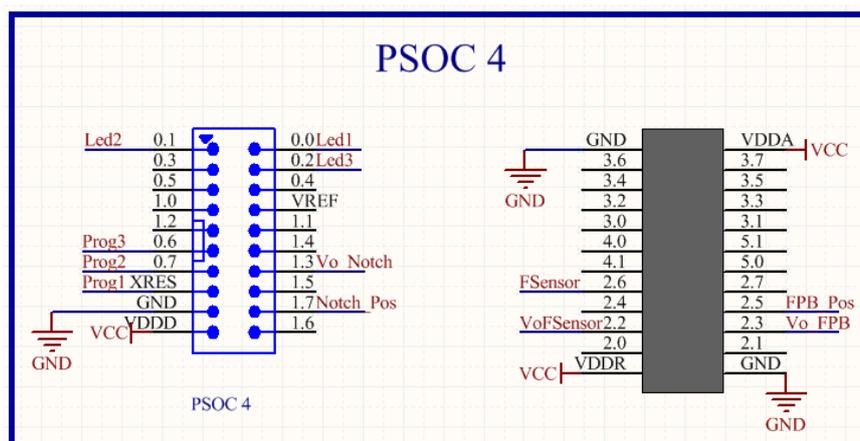


Figura 36. Bloque del microcontrolador PSoC 4

Se ha juntado los 2 zócalos necesarios para la conexión de nuestro microcontrolador. En el *datasheet* de éste se encuentran los que han sido usados en el kit de desarrollo utilizado, además de la distancia que debe estar separado.

### 3.2.1.5. Puerto de programación

Se ha incluido un puerto de programación para la programación de nuestro microcontrolador para evitar tener que sacar éste de nuestra PCB.

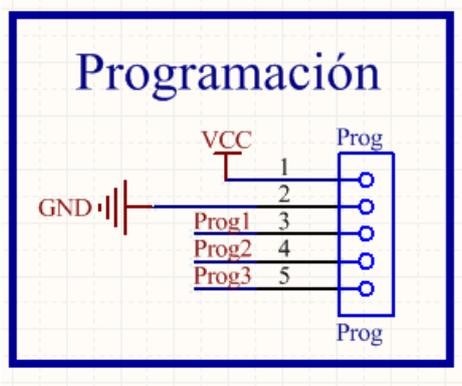


Figura 37. Puerto de programación

### 3.2.1.6. Leds indicativos

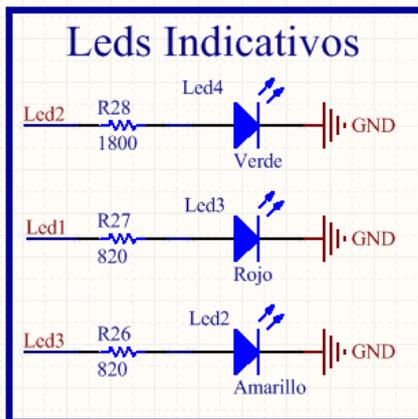


Figura 38. Interfaz Led

Estos leds están controlados con el microcontrolador y son usados para indicar que el bluetooth está activo, si se ha superado un determinado umbral en la señal del EMG o si se está aplicando demasiada fuerza en la zona a tratar.

### 3.2.1.7. Sensor de Presión

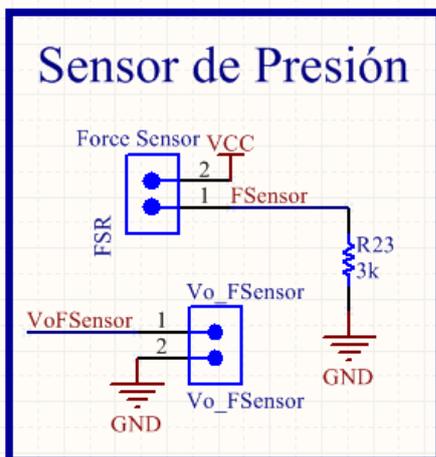


Figura 40. Bloque del sensor de presión

Para la obtención de datos del sensor de presión se conecta a uno de los amplificadores operacionales del microcontrolador y éste al convertidor analógico digital.

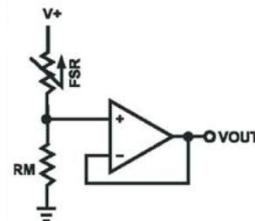


Figura 39. Configuración del sensor de presión

### 3.2.1.8. Entrada señal EMG

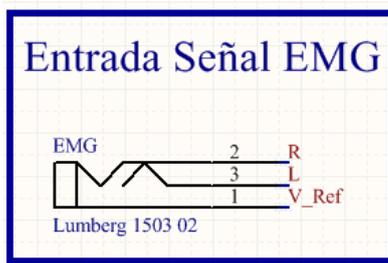


Figura 41. Conector Jack para el sensor EMG

La señal EMG se recibe mediante un conector Jack estéreo de 3.5mm de diámetro.

### 3.2.1.9. Amplificador Diferencial de Instrumentación

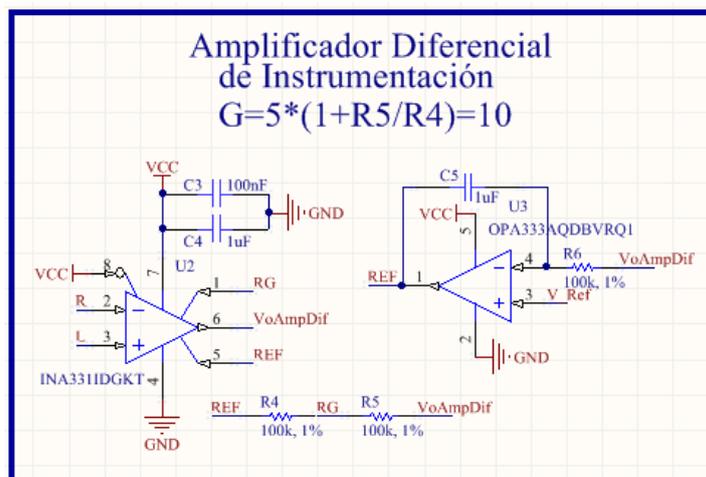


Figura 42. Bloque de la amplificación diferencial del EMG

La configuración del amplificador diferencial y el valor de sus componentes se han obtenido del *datasheet* y del *grove*.

### 3.2.1.10. Filtros de la etapa analógica

El filtro paso alto de segundo orden a 20Hz es el mismo que el de la figura 26 del apartado 2.6.2.

Además se han implementado un filtro paso bajo de primer y segundo orden a 500Hz en concordancia a lo explicado en el apartado 2.6 con el fin de hacer una comprobación entre ellos, con la diferencia de que en el filtro de segundo orden el amplificador operacional utilizado es uno interno del microcontrolador.

Para el filtro notch a 50Hz también se ha utilizado un amplificador operacional de nuestro microcontrolador, además de incluir una tira de pines para seleccionar si utilizar o no este filtro, comprobando así la implicación de este filtro a la señal EMG.

### 3.2.1.11. Amplificación Final

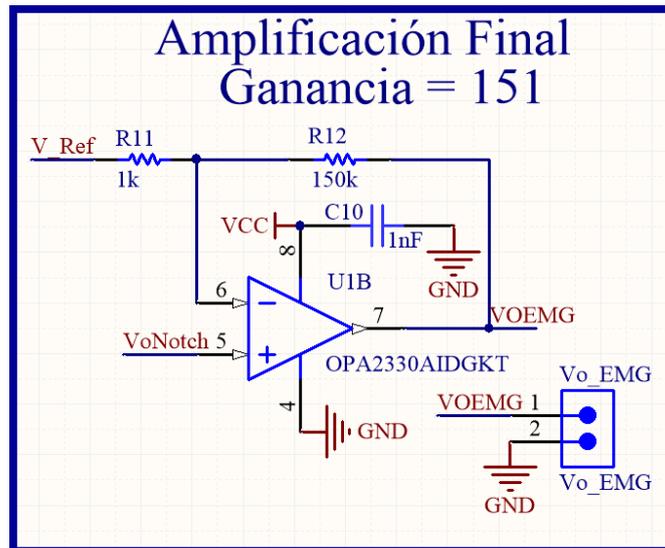


Figura 43. Amplificación final con etapa no inversora

Para la amplificación final de nuestra señal se ha usado un AO con una configuración no inversora.

## GANANCIA TOTAL DEL SISTEMA

Para saber cuál es la ganancia total de nuestro sistema para el EMG basta con multiplicar en cascada todas las ganancias utilizadas en las etapas usadas.

$$\begin{aligned} \text{Ganancia}_{total} &= K_{diferencial} * K_{p.alto} * K_{p.bajo} * K_{notch} * K_{ampfinal} \\ &= 10 * 1 * 1 * 1 * 151 = 1510 \end{aligned}$$

Los valores más altos de tensión que genera un músculo ronda los 1.2mV, junto con la amplificación diseñada nos aseguramos una amplificación óptima.

$$1.2mV * 1510 = 1.812V \rightarrow V_{EMG} + V_{ref} = 1.812V + 1.488V = 3.3V$$

### 3.3. Bill of Material (BOM)

Designator	Comment	Vendor ID	Vendor Name	Quantity	Vendor Cost
<b>EMG</b>	Lumberg 1503 02	1216979	Farnell	1	1,72 €
<b>Force Sensor</b>	FSR	104-MFS-C01	Mouser	1	6,64 €
<b>L1</b>	2,2uH	2457703	Farnell	1	0,61 €
<b>Led2</b>	Amarillo	1003208	Farnell	1	0,323 €
<b>Led3</b>	Rojo	1003210	Farnell	1	0,497 €
<b>Led4</b>	Verde	1003209	Farnell	1	0,309 €
<b>On/Off</b>	On/Off	2320018	Farnell	1	0,394 €
<b>PSOC 4</b>	TE Connectivity 103308-5	517-N2524-6002RB ---- 538-70246-2001	Mouser	1	2,83 € ---- 1,68 €
<b>R4, R5, R6</b>	100k, 1%	2614372	Farnell	3	0,141 €
<b>R7, R8</b>	47k	2614395	Farnell	2	0,156 €
<b>R9</b>	270k	9340335	Farnell	1	0,127 €
<b>R10</b>	560k	9340750	Farnell	1	0,127 €
<b>R11</b>	1k	9339779	Farnell	1	0,127 €
<b>R12</b>	150k	9340017	Farnell	1	0,122 €
<b>R16, R17, R19</b>	33k	9340424	Farnell	3	0,127 €
<b>R18</b>	15k	9340009	Farnell	1	0,127 €
<b>R21</b>	2k 1%	9340157	Farnell	1	0,131 €
<b>R22, R24, R25</b>	10k 1%	9339787	Farnell	3	0,127 €
<b>U1</b>	OPA2330AIDGKT	1782832	Farnell	1	3,06 €
<b>U2</b>	INA331IDGKT	1459472	Farnell	1	3,31 €
<b>U3</b>	OPA333AQDBVRQ1	1230456	Farnell	1	2,89 €
<b>U7</b>	MCP73831T-2ATI/OT	1834890	Farnell	1	0,56 €
<b>U8</b>	TPS63001DRCT-2	595-TPS63001DRCT	Mouser	1	2,44 €
<b>U10</b>	CJ432	1564708	Farnell	1	0,719 €
<b>USB</b>	Samtec MUSB-05-S-B-SM-A	1753806	Farnell	1	1,42 €
<b>Total</b>					<b>31.66€</b>

Tabla 3. Bill of Material del prototipo alfa

En esta lista de materiales para la fabricación del prototipo no se han tenido en cuenta alguna de las resistencias que no eran necesarias de precisión, los condensadores los cuales estaban disponibles en el laboratorio y el sensor EMG que ya se tenía del *grove*. Además se ha obviado el coste asociado a la fabricación de la PCB ya que se ha fabricado en el laboratorio y por último la batería usada tampoco se ha tenido en cuenta en el precio.

### 3.4. Diseño PCB

Este proyecto está constituido por una sola placa de circuito impreso, la cual está fabricada con componentes THD y SMD, aunque los componentes SMD se puedan poner en la cara BOTTOM se ha decidido que sólo estén posicionados en la cara TOP. La placa está fabricada en una PCB de doble cara para facilitar el ruteado, además se le han incluido dos planos de masa, uno en cada cara, evitando de esta forma reducir el camino de retorno de la corriente provocando con ello posibles interferencias amplificando de esta manera los ruidos.

Para la elección del tamaño de las pistas en nuestra PCB nos hemos basado en la norma UNE 20-621-84/3.

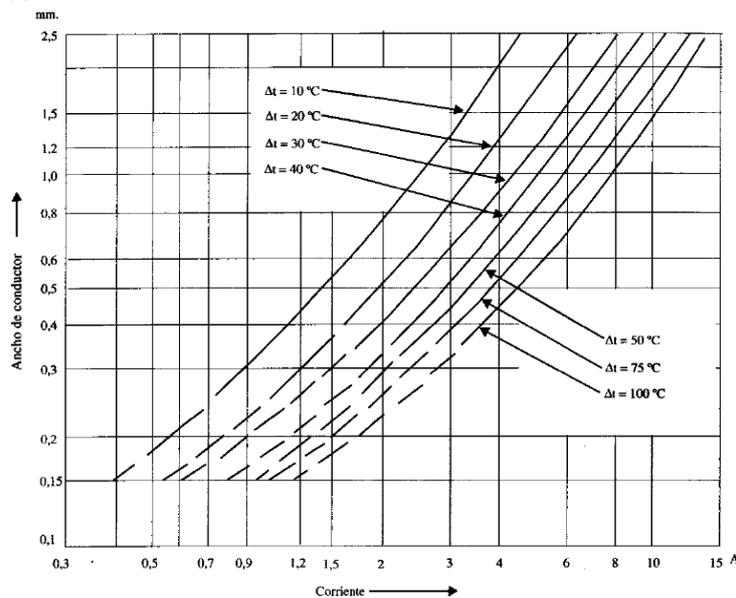


Figura 44. Corriente máxima admisible por las pistas

Las consideraciones técnicas de distancia entre pistas o de los pad con las pistas entre otras cosas se pueden ver en el apartado 2.4.2 de anexos.

A continuación se incluye una imagen del prototipo alfa en 3D.

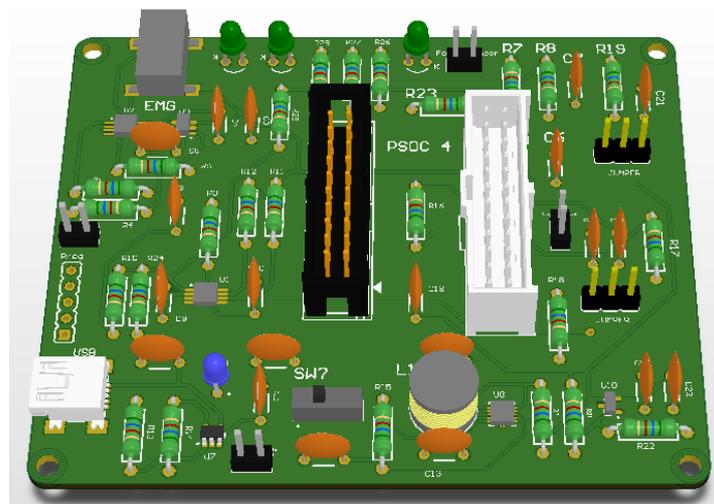


Figura 45. Modelo 3D de la PCB del prototipo alfa

El diseño de la PCB fabricada se puede ver en el apartado 2.2.2 de anexos.

## 3.5. Puesta a punto

### 3.5.1. Soldadura

Para la soldadura en primer lugar se fueron soldando las vías y los componentes SMD que son los de menor tamaño y a continuación el resto de componentes THD.

En todo momento y tras cada soldadura se hacía un chequeo de continuidad con el polímetro asegurando una buena soldadura y la ausencia de un posible cortocircuito con el plano de masa. A continuación se insertan unas fotografías de la soldadura realizada tanto en la cara TOP como en la cara BOTTOM.

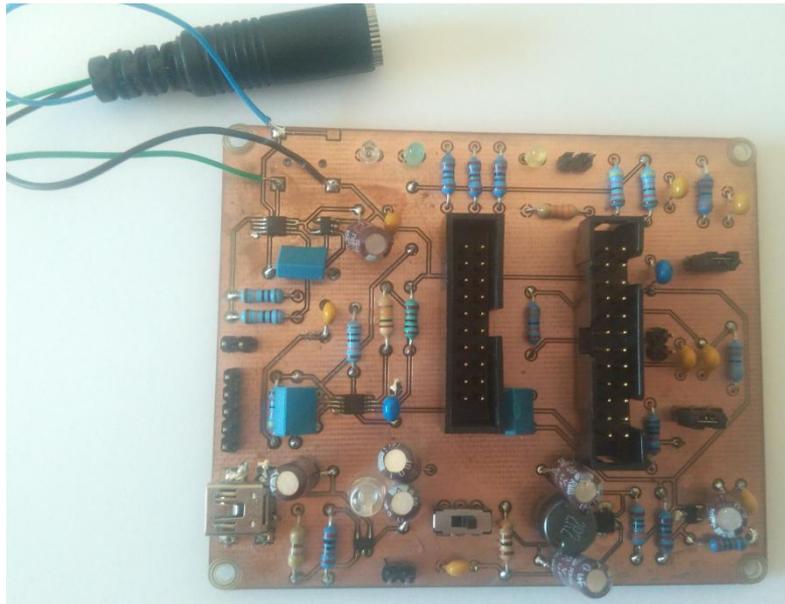


Figura 46. Soldadura cara TOP del prototipo alfa

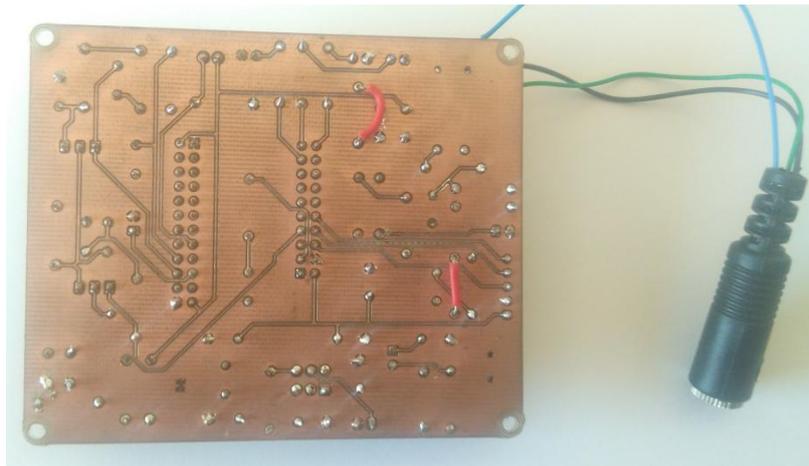


Figura 47. Soldadura cara BOTTOM del prototipo alfa

Mencionar que se puentearon dos resistencias como puede apreciarse en la figura 47. Este cambio se tuvo que hacer por un fallo en el esquemático, el cual ya está corregido en el diseño del esquemático que se adjunta en el apartado 2.2.1 de anexos.

### 3.5.2. Programación

Para la programación de nuestro prototipo se parte de un ejemplo del PSoC Creator 4.0: *Eddystone*, el cual manda información por bluetooth mediante *beacons*. El cambio en el código se basa en la recepción de los datos de nuestros sensores para poder enviarlos por *bluetooth*.

En cada ciclo se leen los valores obtenidos del conversor analógico digital y se guardan en variables. Los cuales se envían por bluetooth en los paquetes de información del Eddystone-UID, que posee 10 bytes de información.

### 3.5.3. Testeo

Para el testeo de nuestro prototipo se fueron haciendo pruebas de cada parte electrónica de la que se componía.

En primer lugar se comprobó el funcionamiento del cargador de batería. Mientras está conectada la PCB por USB se va cargando la batería y se ilumina el led, pero una vez que la batería está cargada por completo éste led se apaga, ya que cambia el nivel lógico del pin correspondiente, en la siguiente figura se puede comprobar cuando cambia el nivel lógico de dicho pin del integrado:

STATUS OUTPUT		
Charge Cycle State	STAT1	
	MCP73831	MCP73832
Shutdown	High Z	High Z
No Battery Present	High Z	High Z
Preconditioning	L	L
Constant-Current Fast Charge	L	L
Constant Voltage	L	L
Charge Complete – Standby	H	High Z

Figura 48. Estado de la patilla STAT del cargador de batería

A continuación se comprobó el funcionamiento del *buck-boost* asegurando un nivel de tensión en la PCB de 3.3V y su posterior reducción a 1.488V de la tensión de referencia con el *zener adjust* LM4041.

La última parte del testeo corresponde a la inclusión del microcontrolador y proceder a su programación desde la PCB y chequear el envío de los datos de los sensores mediante bluetooth.

### 3.5.4. Correcciones

Se tuvieron que hacer algunas correcciones en el valor de alguno de los componentes porque no quedaban en stock y por lo tanto había que rediseñar los filtros cambiando los valores de los componentes que lo componen.

Además se hizo un cambio en la compra de los componentes a la empresa de mouser [17] lo que provoco un problema en la distribución y por lo tanto no se contaban con existencias del conector Jack de la PCB. Por lo que se tuvo que arreglar con un Jack externo.

### 3.6. Conclusiones

Como era de esperar, a la hora de comparar los filtros paso bajo de primer y segundo orden no se encontró diferencia alguna en la señal obtenida. Por lo que de cara al prototipo beta se decidirá poner un filtro paso bajo de primer orden.

Como ya se mencionó en el apartado 2.4 el *buck-boost* se cambiará por un LDO en la versión beta.

En éste prototipo alfa como sólo se tenía un canal EMG y por lo tanto sólo una ganancia, se tienen algunas limitaciones en la medición de los músculos del cuerpo. Por lo que se ha decidido incrementar el número de canales de EMG utilizados y tener dos ganancias diferentes para abarcar un mayor rango de tensiones generadas por los músculos. Además, este cambio nos da la versatilidad para poder chequear varios músculos al mismo tiempo, consiguiendo un mayor biofeedback del paciente.

## 4. Prototipo beta

### 4.1. Esquemático

En la parte del esquemático se han hecho algunos ajustes respecto al prototipo alfa. El esquemático completo se incluye en el apartado 2.5.2 de anexos.

#### 4.1.1. Cargador de batería

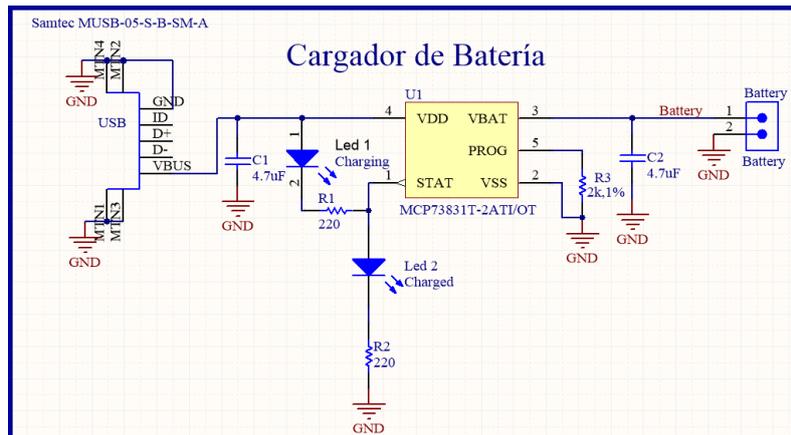


Figura 49. Bloque cargador de batería del prototipo beta

En este caso se ha mantenido todo igual, pero con pequeños cambios. Se ha incluido un led para indicar cuando la batería está cargada por completo, además de que estos leds ahora son de tecnología SMD.

#### 4.1.2. Regulador de tensión

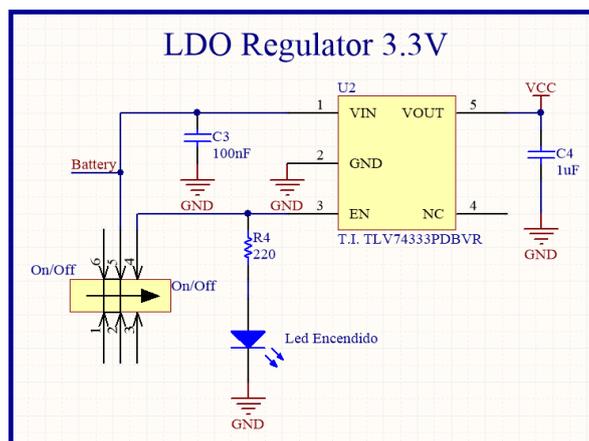


Figura 50. Bloque del regulador de tensión del prototipo beta

Como se había mencionado en el apartado 2.4, se ha cambiado la parte de la alimentación del *buck-boost* implementado en el anterior prototipo a este LDO en el prototipo beta. Además lleva un led para indicar cuando está en funcionamiento el regulador de tensión.

El valor de los condensadores se ha obtenido del *datasheet*, ver en el apartado 4 de anexos.

### 4.1.3. Multiplexor

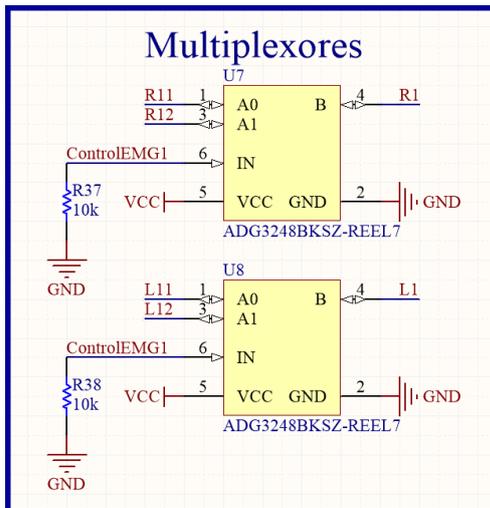


Figura 51. Bloque de los multiplexores

La inclusión de los multiplexores se decidió para poder implementar un mayor número de canales EMG sin necesidad de duplicar toda la analógica para cada canal.

### 4.1.4. AO's de instrumentación

Otro de los pequeños cambios que se han implementado ha sido el uso de amplificadores operacionales de instrumentación para todos los filtros usados, siguiendo la misma estructura que ya se ha mencionado anteriormente.

### 4.1.5. Sensores de presión

Se ha incluido un sensor de presión extra, por lo que éstos 2 sensores de presión van conectados a los amplificadores operacionales del microcontrolador y de forma interna éstos AO's van conectados al convertor analógico digital.

### 4.1.6. Grove - EMG Detector

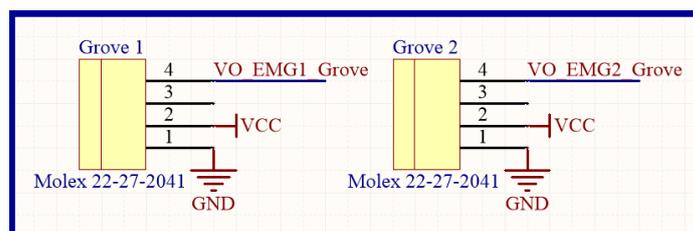


Figura 52. Bloque de la conexión de los groves

Además se incluyen 2 conectores para poder recibir datos de los kit del *grove*, para así poder hacer una comparación con las señales EMG de los otros canales implementados.

El resto de bloques que compone nuestro esquemático son iguales a los utilizados en el prototipo alfa.

## 4.2. Diseño PCB

Para el desarrollo de la PCB se han tenido en cuenta las mismas características que en el prototipo alfa. A continuación se expone el modelo 3D de nuestro prototipo beta:

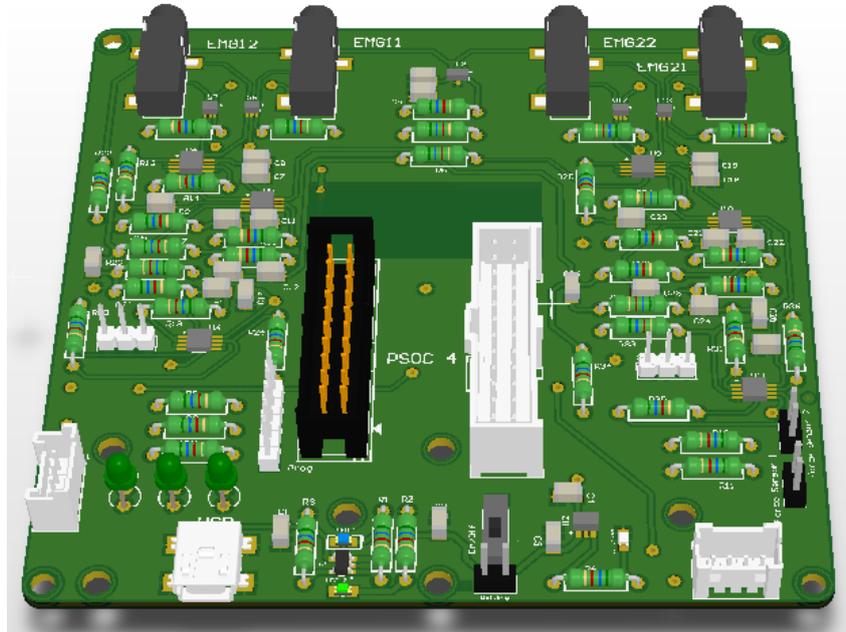


Figura 53. Modelo 3D de la PCB del prototipo beta

Los planos de la cara TOP y la cara BOTTOM se incluyen en el apartado 2.3.2 de anexos.

Como se puede observar tanto en el modelo 3D como en los planos de la cara TOP y BOTTOM de la PCB existe una “ventana” por encima del zócalo del PSoC, donde se ha eliminado el plano de masa en las dos caras de nuestra PCB. Se ha diseñado de esta forma porque en esa posición justo encima se encuentra la antena que viene incluida en el módulo del PSoC 4 (figura 54) para transmitir de forma más eficiente el bluetooth, y si se dejase el plano de masa atenuaría la señal bluetooth reduciendo la distancia del alcance de nuestra comunicación inalámbrica. En la figura 57 del apartado 4.4 puede apreciarse como queda la antena a la altura de la “ventana”.



Figura 54. Antena del módulo del PSoC 4

### 4.3. Bill of Material (BOM)

Comment	Designator	Vendor ID	Vendor Name	Quantity	Vendor Cost
<b>Battery Conector</b>	Battery Conector	929648-01-02-EU	Mouser	1	0,23 €
<b>4.7uF</b>	C1, C2	77-VJ1206V475MXQTBC	Mouser	2	0,09 €
<b>100nF</b>	C3, C6, C7, C10, C11, C13, C14, C18, C21, C22, C24, C25	77-VJ1206Y104KXXCBC	Mouser	12	0,09 €
<b>1uF</b>	C4, C8, C9, C19, C20	77-VJ1206Y105MXJTBC	Mouser	5	0,09 €
<b>10uF</b>	C5	77-VJ1206G106KXYTBC	Mouser	1	0,102
<b>10nF</b>	C12, C23	77-VJ1206Y103KXXCBC	Mouser	2	0,09 €
<b>220nF</b>	C15, C26	77-VJ1206Y224KXJTBC	Mouser	2	0,09 €
<b>1nF</b>	C17, C28	77-VJ1206Y102KXXCBC	Mouser	2	0,09 €
<b>CUI SJ-3523-SMT-TR</b>	EMG11, EMG12, EMG21, EMG22	SJ-3523-SMT-TR	Mouser	4	0,79 €
<b>Molex 22-27-2041</b>	Grove 1, Grove 2	538-35362-0450	Mouser	2	0,28 €
<b>Charging</b>	Led 1	755-SML-211UTT86	Mouser	1	0,32 €
<b>Charged</b>	Led 2	749-SM0805GCL	Mouser	1	0,32 €
<b>Rohm SML-211DTT86K</b>	Led Encendido	604-APTD2012LQBCD	Mouser	1	0,39 €
<b>Amarillo</b>	Led3	630-HLMP-1719	Mouser	1	0,35 €
<b>Rojo</b>	Led4	630-HLMP-K155	Mouser	1	0,63 €
<b>Verde</b>	Led5	630-HLMP-1790	Mouser	1	0,41 €
<b>On/Off</b>	On/Off	611-JS202011CQN	Mouser	1	0,34 €
<b>TE Connectivity 825433-5</b>	Prog	571-825433-5	Mouser	1	0,43 €
<b>220</b>	R1, R2, R4	603-MF0207FTE52-220R	Mouser	3	0,09 €
<b>2k,1%</b>	R3, R7	603-MF0207FTE52-2K	Mouser	2	0,09 €
<b>330</b>	R5	603-MF0207FTE52-330R	Mouser	1	0,09 €
<b>10k,1%</b>	R6	603-MF0207FTE52-10K	Mouser	1	0,09 €
<b>1800</b>	R8	603-MF0207FTE52-1K8	Mouser	1	0,09 €
<b>820</b>	R9, R10	603-MF0207FTE52-820R	Mouser	2	0,09 €
<b>3k3</b>	R11, R12	603-MF0207FTE52-3K3	Mouser	2	0,09 €
<b>10k, 1%</b>	R13, R14, R24, R25, R26, R36	603-MF0207FTE52-10K	Mouser	6	0,09 €
<b>100k, 1%</b>	R15, R27	594-MBB02070C1003FC1	Mouser	2	0,09 €
<b>56k</b>	R16, R28	MF0207FTE52-56K	Mouser	2	0,09 €
<b>110k</b>	R17, R29	MF0207FTE52-110K	Mouser	2	0,09 €
<b>33k</b>	R18, R20, R21, R30, R32, R33	603-MF0207FTE52-33K	Mouser	6	0,09 €
<b>15k</b>	R19, R31	603-MF0207FTE52-15K	Mouser	2	0,09 €
<b>1k</b>	R22, R34	279-LR1F1K0	Mouser	2	0,13 €
<b>75k</b>	R23	MF0207FTE52-75K	Mouser	1	0,09 €
<b>249k</b>	R35	MF0207FTE52-249K	Mouser	1	0,09 €
<b>10k</b>	R37, R38, R39, R40	603-MF0207FTE52-10K	Mouser	4	0,09 €
<b>HDR 1x3</b>	Selector 1, Selector 2	649-68000-103HLF	Mouser	2	0,24 €
<b>MCP73831T-2ATI/OT</b>	U1	579-MCP73831T-2ATIOT	Mouser	1	0,51 €
<b>T.I. TLV74333PDBVR</b>	U2	595-TLV74333PDBVR	Mouser	1	0,39 €
<b>LM4041</b>	U3	926-M4041DIM3ADJNOPB	Mouser	1	0,71 €

<b>INA331IDGKT</b>	U4, U9	595-INA331IDGKT	Mouser	2	2,51 €
<b>OPA2330AIDGKT</b>	U5, U6, U10, U11	595-OPA2330AIDGKT	Mouser	4	2,28 €
<b>ADG3248BKSZ-REEL7</b>	U7, U8, U12, U13	584-ADG3248BKSZ-R7	Mouser	4	1,66 €
<b>Samtec MUSB-05-S-B-SM-A</b>	USB	649-10033526-N3212LF	Mouser	1	1,42 €
<b>Cables</b>	Cabecera cables	485-266	Mouser	1	3,36 €
<b>Jumper</b>	Jumper	710-60900213421	Mouser	2	0,27 €
<b>Sensor Presión</b>	*	104-MFS-C01	Mouser	2	6,64 €
<b>Batería</b>	*	776-0914	RS	1	11,52 €
<b>Cable EMG</b>	*	909-SHIELD-EKGEMGPRO	Mouser	4	11,32 €
<b>Electrodos</b>	*	485-2773	Mouser	2	4,21 €
<b>Módulo PSoC 4</b>	*	727-CY8CKIT-143A	Mouser	1	12,43 €
<b>Total</b>					<b>132.30 €</b>

Tabla 4. Bill of Material del prototipo beta

En este caso en la lista de materiales del prototipo beta se han tenido en cuenta el coste de los cables EMG, electrodos, batería y el módulo del microcontrolador. Pero no se ha incluido el coste de la fabricación de la PCB.

Cabe destacar que todos estos precios son con un coste al por menor, por lo que si fuesen al por mayor se conseguiría reducir de forma considerable el precio total.

#### 4.4. Soldadura

Una vez recibida la PCB después de su fabricación en el laboratorio se procede a la soldadura de todos los componentes. A continuación se adjuntan unas imágenes de la PCB antes y después de realizar la soldadura de los componentes.

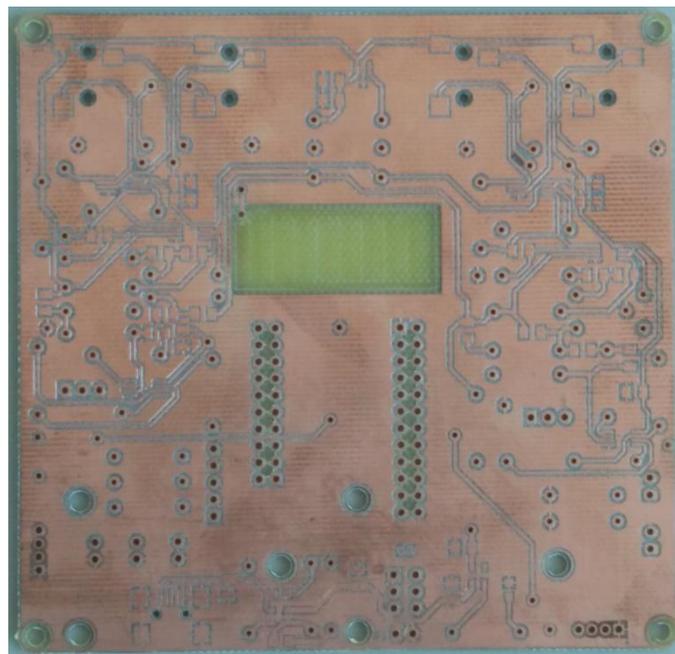


Figura 55. Cara TOP de la PCB del prototipo beta sin soldar

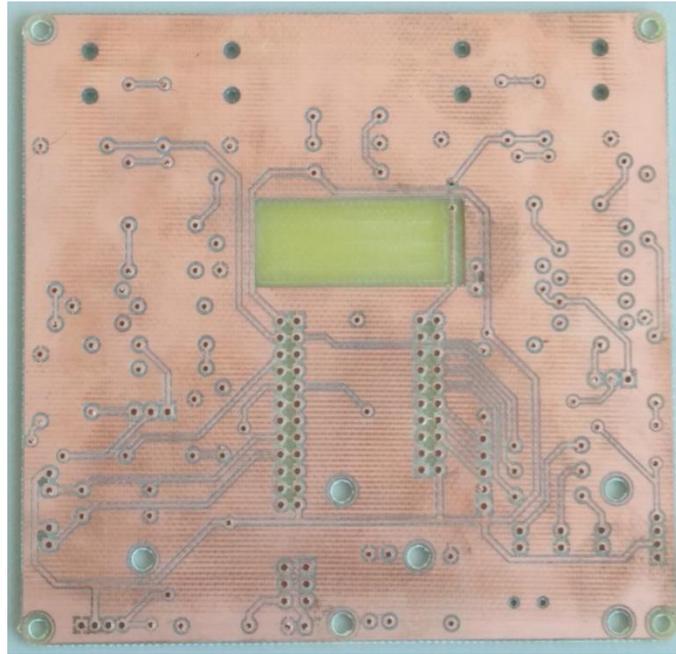


Figura 56. Cara BOTTOM de la PCB del prototipo beta sin soldar

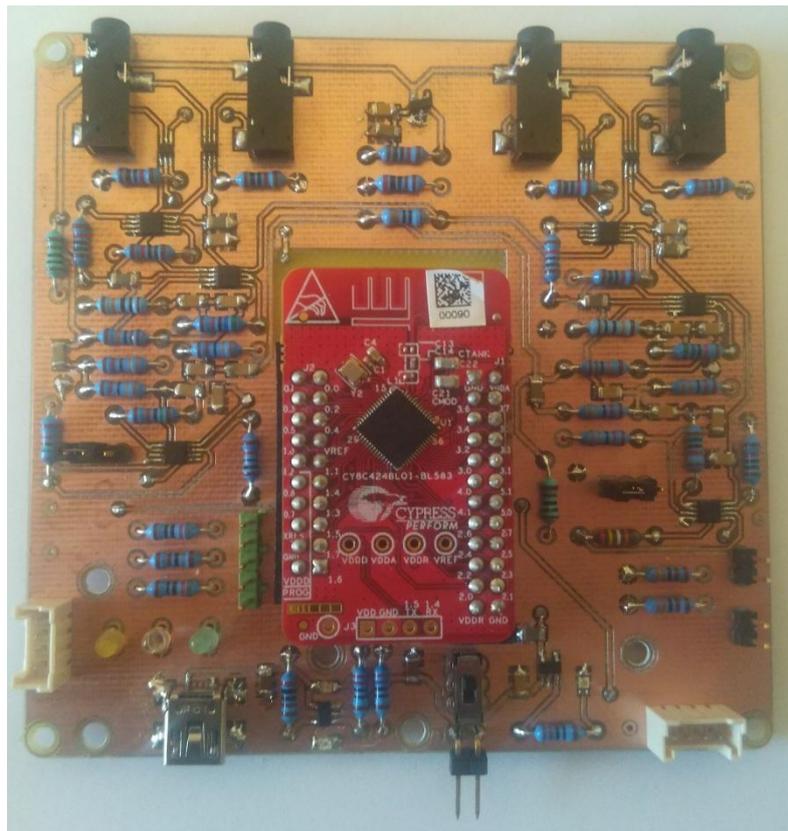


Figura 57. Cara TOP del prototipo beta soldada

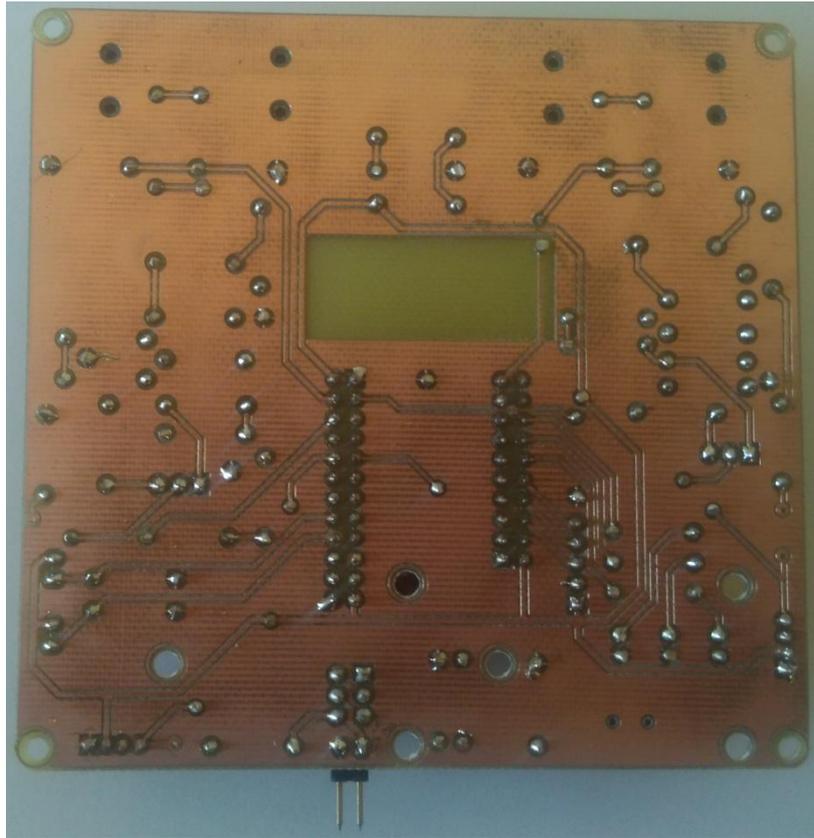


Figura 58. Cara BOTTOM del prototipo beta soldada

#### 4.5. Programación

La programación de nuestro microcontrolador del prototipo beta se adjunta en el apartado 3 de anexos. El cual poseerá tres partes: en primer lugar vendrá la configuración del esquemático, en segundo lugar se configuran los bloques internos usados y por último el código C de los archivos que componen nuestro proyecto.

#### 4.6. Testeo

A continuación se adjuntan algunas imágenes obtenidas de uno de los canales del EMG.

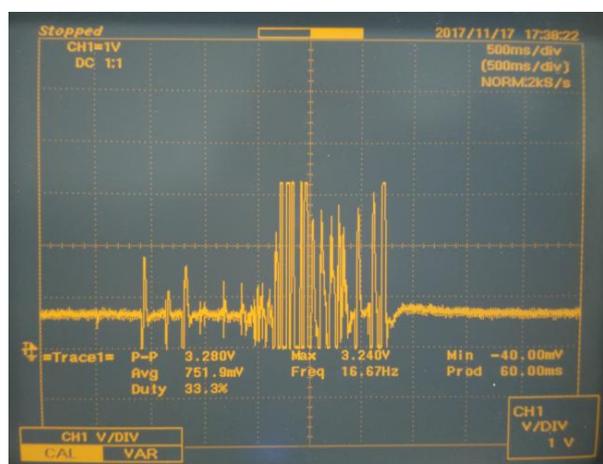


Figura 59. Ruido por encendido de luces en el EMG del prototipo beta

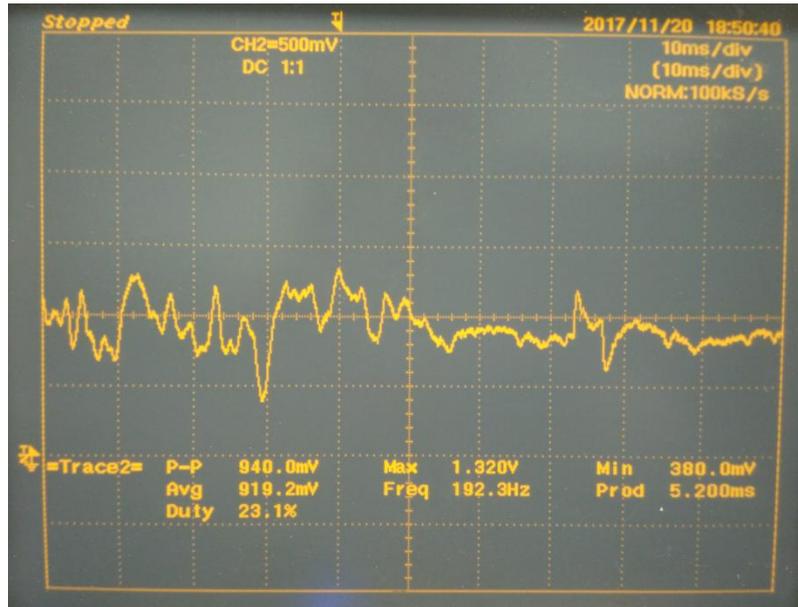


Figura 60. Biceps semi contraído en el prototipo beta

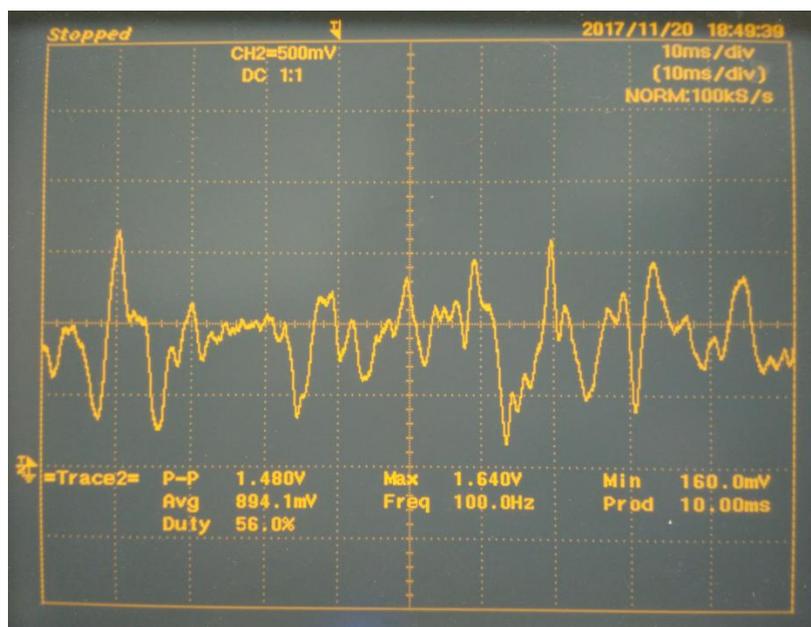


Figura 61. Biceps completamente contraído en el prototipo beta

En la primera imagen que se expone pueden apreciarse unas saturaciones, esto es debido al encendido de los fluorescentes del laboratorio donde se realizaron las pruebas. Una vez están encendidas las luces fluorescentes éstas funcionan a una frecuencia de 50Hz por lo que el filtro Notch elimina su implicación en las medidas que se obtienen.

Como pueden observarse en las imágenes anteriores el potencial de acción generado por el músculo bíceps, en este caso, depende del nivel de contracción generado por el sujeto de prueba.

## 4.7. Conclusiones

Se observaron variaciones de las señales de EMG, las cuales son dependientes de la posición, ubicación o el tamaño de los electrodos con los que son registradas, de igual manera, estas señales ganan amplitud conforme se aplica más fuerza sobre el músculo en el cual se realiza el registro.

Al poseer más canales EMG se tiene la versatilidad de poder monitorear un grupo muscular como puede ser el del brazo, siendo los músculos bíceps y tríceps, con la intención de que se tengan varias respuestas de EMG al ejecutar algún movimiento complejo. Detectando de ésta forma alguna posible lesión muscular que el paciente padezca.

En algunos casos si se requiere el chequeo de varios músculos de forma simultánea puede que el uso de solo 4 EMG sea insuficiente por lo que sería necesario incrementar el número de entradas de los multiplexores de 2 a 4 u 8 por ejemplo, incrementando de forma considerable el número de EMG a utilizar.

Se intentó realizar el mínimo número de vías en el diseño de la PCB ya que como éstas no se realizan con taladro metalizado, se necesita de un componente conductor para unir la pista de la cara TOP con la de la cara BOTTOM. Generando de esta forma mayor ruido en la señal a tratar.

Como puede apreciarse del BOM se ha conseguido diseñar y fabricar un prototipo con un coste bajo, por lo que podría llegar a fabricarse un producto con un coste muy inferior a los que ya existen. Incrementando las posibilidades a que se implemente esta tecnología en el uso diario de los fisioterapeutas.

## 5. Diseño Firmware

### 5.1. Introducción

Para la realización del diseño software se usará el programa PSoC Creator 4.0 Update 1 (4.0.0.432). Con este programa se llevará a cabo la programación de nuestro microcontrolador considerando todos los bloques que éste dispone para su uso como pueden ser: el *bluetooth*, CAD o los AO's.

### 5.2. Descripción general



Figura 62. Diagrama de flujo

### 5.3. Recepción de datos

En nuestro prototipo estamos utilizando 2 sensores diferentes que se han explicado en el apartado 2.5. Como allí se menciona éstos son sensores analógicos, por lo que será necesario hacer una conversión de analógico a digital para así poder leer los datos de éstos y poder hacer un “tratamiento” con estos datos para obtener un valor más representativo.

El CAD interno de nuestro microcontrolador se ha programado para que sea de 12bits y con posibilidad de leer 6 señales analógicas. Además posee un *Channel sample rate* (SPS – Tasa de muestro del canal) de 83333. Consiguiendo de esta forma un tiempo de conversión para cada canal de 2us. A continuación se muestra como se ha configurado el bloque del CAD en el PSoC Creator 4.0:

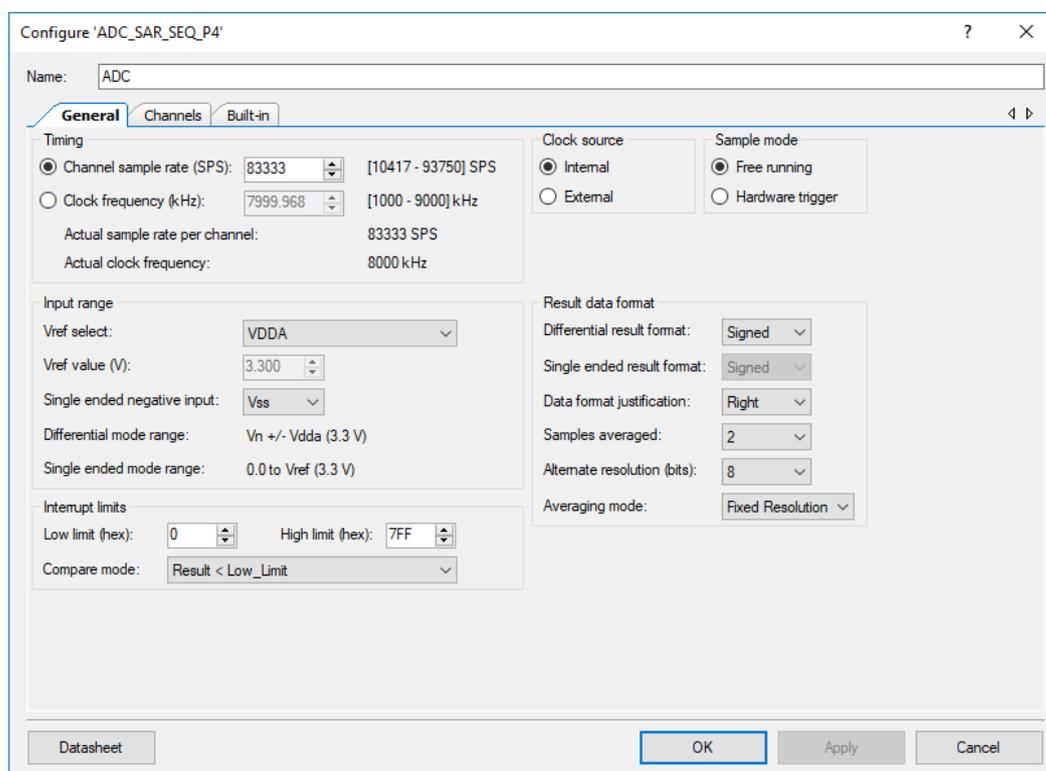


Figura 63. Configuración general CAD

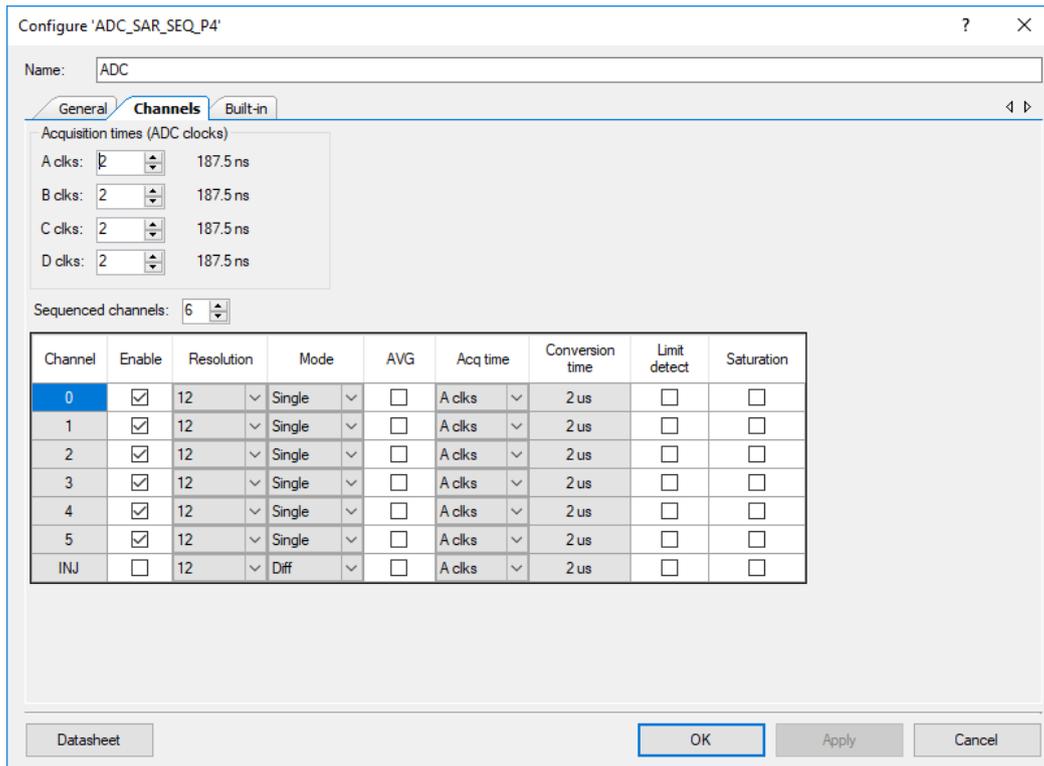


Figura 64. Configuración de los canales del CAD

Será necesario conocer cuál es la resolución de éste conversor analógico digital, por lo tanto se tiene:

$$\text{Resolución} = \frac{V_{max} - V_{min}}{2^n - 1} = \frac{3.3V - 0V}{2^{12} - 1} = \frac{3.3V}{4095} = 0.8059mV$$

Por lo tanto, la resolución a priori del CAD será de 0.8059mV por bit. Pero en la programación del CAD ya se cuenta con funciones creadas dentro del PSoC que recoge el valor del CAD y lo transforma a un valor en mV, por lo que la resolución que tendremos será de 1mV.

Ver el *datasheet* del CAD del PSoC en el apartado 4 de anexos.

## 5.4. Tratamiento de datos

### 5.4.1. EMG

De la recepción del valor del EMG se ha decidido discriminar entre valores digitales en relación al valor promedio de la señal. Con unas pruebas se ha llegado a la conclusión de que se suele obtener una amplitud de la señal de unos 2.85V por lo que el valor promedio será de:

$$V_{promedio} = V_{pico} * 0.636 \approx 1.8V$$

Con esta señal promedio, todo valor EMG que lo supere se activará un pulso positivo, por lo que en un determinado periodo dependiendo del número de pulsos estaremos ante una señal EMG suave o fuerte.

A continuación se exponen unas imágenes donde se muestra lo que se ha comentado anteriormente.

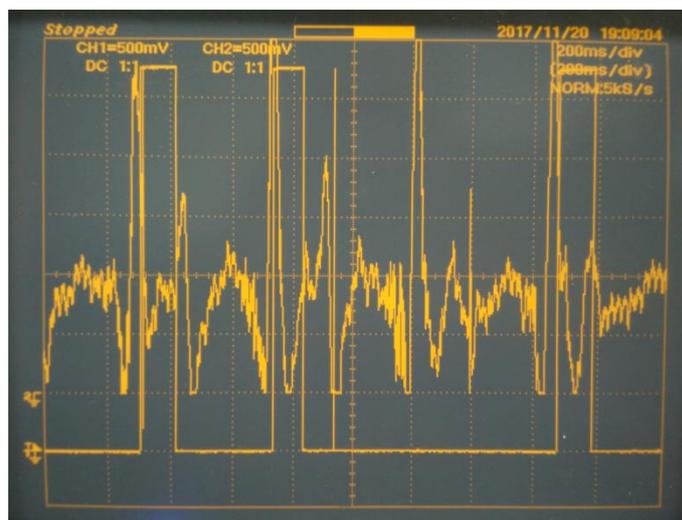


Figura 65. Señal EMG de contracción suave y con pulsos positivos

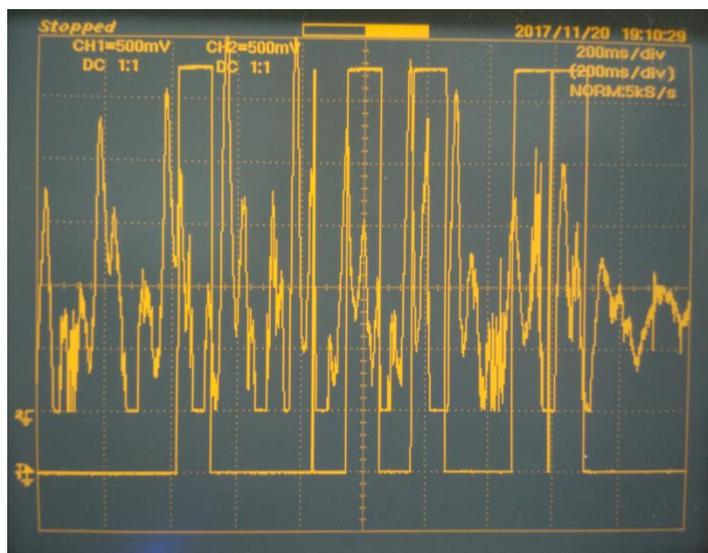


Figura 66. Señal EMG de contracción fuerte y con pulsos positivos

### 5.4.2. Presión

El sensor de presión tiene una curva característica muy lineal entre la fuerza aplicada con la resistencia óhmica. La relación entre la fuerza aplicada con la tensión que se obtiene en el CAD es la siguiente:

$$x(g) = \frac{y(mV)}{3}$$

Para el envío de los datos obtenidos del sensor de presión se ha decidido hacer una transformación a  $g/cm^2$ . Siendo la superficie de la aplicación de la fuerza el tamaño del sensor de presión, que es de 28mm. La información del tamaño del sensor como de la fuerza soportada vienen determinadas por el datasheet del componente, el cual se adjunta en el apartado 4 de anexos.

La ecuación a aplicar queda de la siguiente forma:

$$x\left(\frac{g}{cm^2}\right) = \frac{y(mV)}{3 * 2.8^2} = \frac{y(mV)}{23.52}$$

Como el valor máximo de lectura de la tensión es de 3300mV, al aplicar la ecuación se obtendría un valor máximo de  $140g/cm^2$ , por lo que con un byte sería suficiente para el envío de la información de la presión ejercida.

### 5.5. Comunicación Bluetooth por Beacons

Una vez que se han recibido los datos y se han procesado se mandaran por Bluetooth en forma de mensaje *broadcast* como los que usan las *beacons* para que así el fisioterapeuta los pueda visualizar en diferentes dispositivos y tener en todo momento un buen biofeedback del paciente. El objetivo del uso de estos *beacons* es que se puedan visualizar éstos datos en más de un dispositivo sin necesidad de hacer un emparejamiento uno a uno. A continuación se adjuntan algunas imágenes de la configuración del bloque BLE en PSoC Creator 4.0.

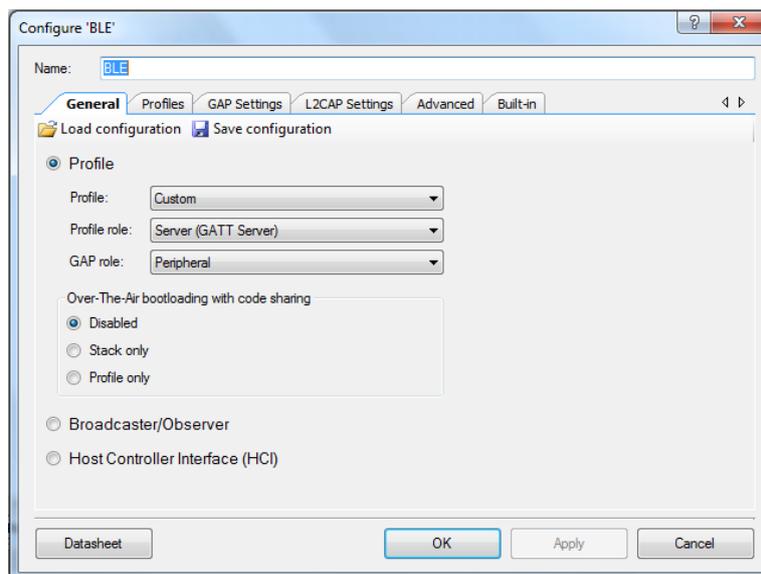


Figura 67. Configuración general BLE

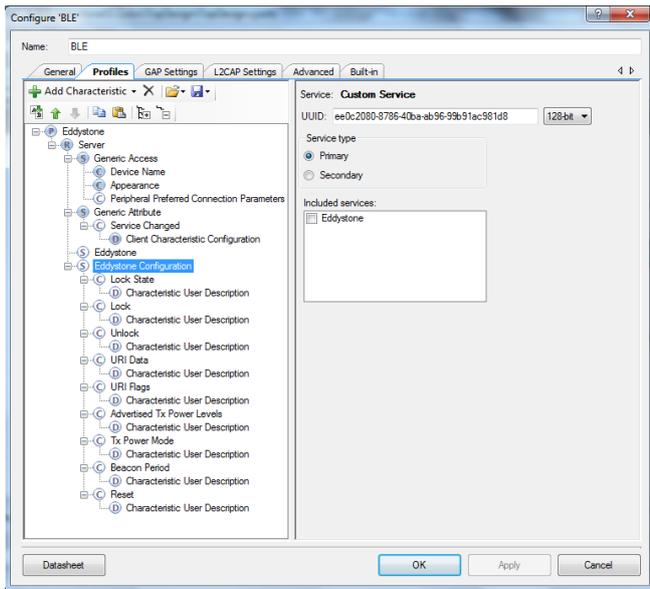


Figura 68. Configuration profiles Eddystone UUID BLE

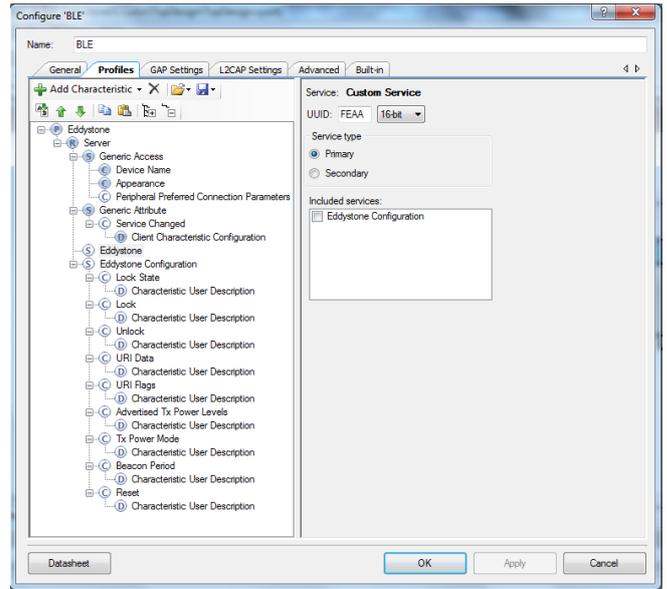


Figura 69. Configuration profiles Eddystone BLE

A continuación se incluye una imagen del funcionamiento del *Bluetooth* en una app de *Smartphone*, donde se recoge un histórico de los datos recibidos.

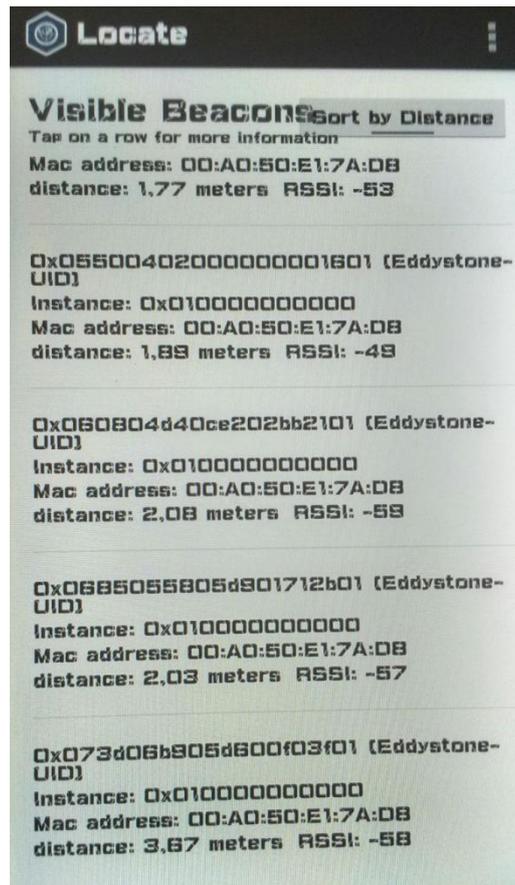


Figura 70. Lectura de datos en una app de Smartphone

## 6. Conclusiones

Se ha logrado diseñar y fabricar un prototipo el cual es capaz de captar señales electromiográficas para el uso en fisioterapia. Con el uso de esta tecnología, el profesional sanitario será capaz de tratar de forma más eficiente al paciente al tener un mayor biofeedback y no solo su conocimiento y experiencia en el campo.

Además, se ha logrado que el prototipo fabricado sea de bajo coste, por lo que es un gran aliciente para que estos profesionales estén dispuestos a usarlos en sus sesiones de rehabilitación.

### 6.1. Trabajo Futuro

Como posible trabajo futuro para este T.F.G. se podría plantear la utilización de los sensores EMG y de presión de forma wireless, consiguiendo de esta forma una mayor comodidad tanto para el paciente como para el profesional sanitario.

Además se le puede incorporar Wi-Fi al prototipo consiguiendo de esta forma poder conectarlo con internet, con la capacidad de poder subir los resultados de cada sesión a internet y llevar un seguimiento más detallado del paciente.

Por último se le podría incorporar una pantalla LCD donde poder graficar las señales EMG, además de tener un menú interactivo e intuitivo para el profesional.

## 7. Bibliografía

- [1] Xavier, P. (n.d.). Retrieved from:  
<http://www.pardell.es/electromiografo.html>
- [2] Villarroya A. (n.d.). Electromiografía cinesiológica. Retrieved from:  
<http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-electromiografia-cinesiologica-13082197>
- [3] José, D. (n.d.). Señales bioelectricas I. Retrieved from:  
[https://www.academia.edu/5049945/Se%C3%B1ales\\_bioelectricas\\_I](https://www.academia.edu/5049945/Se%C3%B1ales_bioelectricas_I)
- [4] José, M. (n.d.). Introducción a la bioingeniería. Retrieved from:  
[https://books.google.es/books?id=aqcaSGADoo4C&pg=PA87&lpg=PA87&dq=se%C3%B1ales%20bioel%C3%A9ctricas&source=bl&ots=ndbrkrnOTS&sig=5h-xERVNkc-bENWjmusE2U1L46o&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwjQ77SisNPXAhXHbhQKHZ\\_8A2w4ChDoAQg8MAQ#v=onepage&q=se%C3%B1ales%20bioel%C3%A9ctricas&f=false](https://books.google.es/books?id=aqcaSGADoo4C&pg=PA87&lpg=PA87&dq=se%C3%B1ales%20bioel%C3%A9ctricas&source=bl&ots=ndbrkrnOTS&sig=5h-xERVNkc-bENWjmusE2U1L46o&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwjQ77SisNPXAhXHbhQKHZ_8A2w4ChDoAQg8MAQ#v=onepage&q=se%C3%B1ales%20bioel%C3%A9ctricas&f=false)
- [5] (n.d.). Retrieved from:  
[http://seniam.org/sensor\\_location.htm](http://seniam.org/sensor_location.htm)
- [6] Meza, R. G. (n.d.). Filtrado Rechaza Banda (Filtro NOTCH. Retrieved from:  
[http://www.academia.edu/7419971/Filtrado\\_Rechaza\\_Banda\\_Filtro\\_NOTCH](http://www.academia.edu/7419971/Filtrado_Rechaza_Banda_Filtro_NOTCH)

[7] Electromiografía. (n.d.). Retrieved from:  
<https://es.wikipedia.org/wiki/Electromiograf%C3%ADa>

[8] (n.d.). Retrieved from:  
[http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol135\\_4\\_06/mil08406.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol135_4_06/mil08406.htm)

[9] Cirugías y procedimientos. (n.d.). Retrieved from:  
<http://carefirst.staywellsolutionsonline.com/Spanish/TestsProcedures/92,P09194>

[10] ELECTROMIOGRAFIA SOBRE 5 VARIANTES DE PUSH UP. (n.d.). Retrieved from:  
<http://deportemultidisciplinar.com/activacion-electromiografica-sobre-5-variantes-de-push-up/>

[11] The Community for Creative Electronics. (n.d.). Retrieved from:  
<https://circuitmaker.com/>

[12] (n.d.). Retrieved from:  
<http://www.cypress.com/part/cy8c4248lqi-bl583>

[13] Seeed. (n.d.). Grove - EMG Detector. Retrieved from: [http://wiki.seeed.cc/Grove-EMG\\_Detector/](http://wiki.seeed.cc/Grove-EMG_Detector/)

[14] Universidad, Z. (n.d.). EA Taller.

[15] ISEK XXII. (n.d.). Retrieved from:  
<https://isek.org/>

[16] CY8CKIT-042-BLE-A Bluetooth® Low Energy 4.2 Compliant Pioneer Kit. (n.d.). Retrieved from: <http://www.cypress.com/documentation/development-kitsboards/cy8ckit-042-ble-bluetooth-low-energy-42-compliant-pioneer-kit>

[17] (n.d.). Retrieved from:  
<https://www.mouser.es/>

[18] HOWLab – Open Technology for the People. (n.d.). Retrieved from  
<http://howlab.unizar.es/>