

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Departamento de Ingeniería Biomédica**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Electromiógrafo de 4 canales con PSoC para  
discriminar dos movimientos de la muñeca**

**Autor: Victor San Gil Hernández**

**Tutor: MSc. Roberto Díaz Amador**

**Cotutor: MSc. Alexander Falcón Ruiz**

**Santa Clara**

**2014**

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Departamento de Ingeniería Biomédica**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Electromiógrafo de 4 canales con PSoC para  
discriminar dos movimientos de la muñeca.**

**Autor: Victor San Gil Hernández**

**vsangil@gmail.com**

**Tutor: MSc. Roberto Díaz Amador**

**Cotutor: MSc. Alexander Falcón Ruiz**

**Santa Clara**

**2014**



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

---

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

---

Firma del Tutor

---

Firma del Jefe de Departamento  
donde se defiende el trabajo

---

Firma del Responsable de  
Información Científico-Técnica

## PENSAMIENTO

*... las personas que están lo suficientemente locos como para pensar que pueden cambiar el mundo, son los que lo hacen.*

*Steve Jobs*

## **DEDICATORIA**

*A mi familia*

## AGRADECIMIENTOS

*A mis padres, por el apoyo y la confianza que me han dado a lo largo de todos los años de estudio.*

*A mi tutor Roberto por su esfuerzo y paciencia.*

*A mis amigos por su apoyo en cada momento que necesité su ayuda.*

*A todos los que han contribuido a que yo sea la persona que soy después de terminar los estudios.*

## TAREA TÉCNICA

- ◆ Estudio de la literatura para determinar las características de la señal electromiográfica y sus requerimientos de adquisición.
- ◆ Diseño de un sistema de adquisición utilizando PSoC que cumpla con los requerimientos.
- ◆ Implementación del prototipo.
- ◆ Adquisición de señales con el prototipo.
- ◆ Realización de pruebas para evaluar el sistema diseñado.

---

Firma del Autor

---

Firma del Tutor

## **RESUMEN**

La electromiografía es la técnica basada en registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos y que encuentra una gran gama de aplicaciones en el mundo moderno. Entre las aplicaciones más novedosas se encuentra la utilización de estas señales en control de prótesis inteligentes. En este trabajo se realiza un sistema de adquisición de la señal electromiográfica utilizando PSoC para ser utilizado en el antebrazo que permita la detección de dos tipos de movimientos de la muñeca. La comunicación con la computadora se realiza mediante una interfaz serie. Los resultados preliminares muestran tasas de clasificación correcta de 78 %.



## TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO .....	i
DEDICATORIA .....	ii
AGRADECIMIENTOS .....	iii
TAREA TÉCNICA .....	iv
RESUMEN .....	v
INTRODUCCIÓN .....	1
CAPÍTULO 1. Electromiografía de superficie y su adquisición. ....	3
1.1 Electromiografía .....	3
1.1.1 Electromiografía intramuscular .....	4
1.1.2 Electromiografía de superficie .....	4
1.1.3 Aplicaciones de la señal EMG .....	4
1.2 Características de los sistemas de adquisición de la señal EMG superficial. ....	5
1.2.1 Electroodos .....	5
1.2.2 Etapa de preamplificación. ....	6
1.2.3 Etapa de filtrado. ....	6
1.2.4 Conversión A/D .....	7
1.3 Sistemas de adquisición de EMG .....	7
1.3.1 No comerciales .....	7

1.3.2	Comerciales. ....	7
1.4	Características del PSoC .....	8
1.4.1	Características de la familia PSoC1 (CY8C2xxxx).....	10
1.4.2	Señales de reloj .....	11
1.4.3	Tierra y referencia.....	12
1.4.4	Sistema Analógico .....	13
1.4.5	Sistema digital.....	14
1.4.6	Características de los terminales entrada/salida (I/O).....	14
1.5	Conclusiones del Capítulo 1.....	15
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....		16
2.1	Análisis de Requerimientos.....	16
2.2	Chip CY8C29466.....	16
2.2.1	Sistema analógico .....	18
2.2.2	Sistema digital.....	19
2.3	Herramientas de desarrollo de software .....	19
2.3.1	PSoC <i>Designer</i> .....	19
2.3.2	PSoC <i>Programmer</i> .....	19
2.4	Matlab .....	20
2.5	Proteus (electrónica) .....	20
2.6	Diagrama en bloques del sistema de adquisición de EMG.....	21
2.6.1	ElectrodosAg/AgCl.....	22
2.6.2	Amplificador de Instrumentación .....	23
2.6.3	Filtro de alta ganancia.....	24
2.6.4	Filtro paso bajo .....	26

2.6.5 Convertidor analógico-digital (CAD).....	27
2.6.6 Alimentación del sistema.....	28
2.7 Circuito de comunicación RS-232.....	28
2.8 Diagrama de flujo .....	29
2.9 Configuración interna del PSoC .....	30
2.10 Configuración de los pines y recursos consumidos .....	31
<b>CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....</b>	<b>33</b>
3.1 Adquisición de la señal analógica.....	33
3.2 Transmisión de valores conocidos a través del PSoC.....	34
3.3 Prueba basada en la adquisición de una señal conocida .....	34
3.4 Señal EMG adquirida por el sistema .....	35
3.5 Clasificación de la intensidad de movimiento utilizando el sistema diseñado.....	37
3.6 Circuito impreso final .....	39
3.7 Análisis de costo .....	40
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>41</b>
Conclusiones.....	41
Recomendaciones .....	41
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>42</b>
<b>Anexos .....</b>	<b>45</b>
Anexo I. Terminales y encapsulado del PSoC.....	45
Anexo II Código fuente para la prueba de transmisión. ....	45
Anexo III Script para la recepción de datos serie en Matlab. ....	46
Anexo IV Análisis económico.....	47
Anexo V Esquema del circuito para imprimir .....	48

Anexo VI Datasheet del LM7805 .....	49
Anexo VII Datasheet del CNY17F_3 .....	50

## **INTRODUCCIÓN**

La electromiografía es la técnica basada en registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. La técnica de electromiografía se desarrolla utilizando un instrumento médico llamado electromiógrafo, para producir un registro que se conoce como electromiograma. Un electromiógrafo detecta el potencial de acción que activa las células musculares.

El estudio de la señal electromiográfica o electromiograma (EMG) encuentra aplicación en el campo de la bioingeniería para la diagnosis de enfermedades como la esclerosis, la neuropatía motora, la distrofia muscular y en la rehabilitación de pacientes. En el campo de la medicina deportiva se emplea para el diagnóstico de la fatiga muscular y el cálculo de la carga de entrenamiento de los atletas. Por otra parte, se usa en el estudio de los movimientos y coordinación del cuerpo humano y sus mecanismos para realizar tareas complejas. Así mismo estos estudios se han sistematizado a partir del desarrollo de sistemas de interacción hombre-máquina y en el perfeccionamiento de prótesis controladas a voluntad conocidas como prótesis mioeléctricas.

En todos estos casos es fundamental la adquisición de la señal. Existen diversos electromiógrafos disponibles comercialmente que permiten la adquisición de la señal EMG. Sin embargo los principales fabricantes usualmente son EE.UU y Europa, y los precios de este equipamiento suelen ser elevados. En este trabajo se aborda el diseño de un sistema de adquisición o electromiógrafo para captar señales superficiales del antebrazo para su posible aplicación en el estudio del control de prótesis, en particular del movimiento de la muñeca.

Dentro de las diferentes alternativas a ser utilizadas, debido a las dimensiones pequeñas que permite lograr, y a la disminución del número de componentes externos, se encuentran los sistemas programables en un *Chip* PSoC.

Es por ello que surge la siguiente **interrogante científica**: ¿Es posible implementar en PSoC un electromiógrafo de reducido tamaño para ser utilizado en el estudio del control de movimientos de la muñeca?

El **objetivo general** de este trabajo es el diseño de un sistema de adquisición de la señal EMG del antebrazo utilizando PSoC para controlar movimientos de la muñeca.

Los **objetivos específicos** trazados para alcanzar este objetivo general son:

1. Determinar, mediante el análisis de la bibliografía, los requerimientos del sistema.
2. Realizar el diseño del sistema en el PSoC Designer.
3. Realizar la obtención de señales con el prototipo diseñado.
4. Comprobar, en Matlab, su desempeño para el control de dos movimientos de la muñeca.

### **Organización del Informe:**

El informe final se ha estructurado en Introducción, tres capítulos, Conclusiones y Recomendaciones y Anexos. En el capítulo 1 se abordan las características básicas de la electromiografía y del sistema PSoC. El capítulo 2 se dedica al diseño propuesto con los materiales y métodos utilizados. En el capítulo 3 se discuten los resultados obtenidos. En las conclusiones se resumen los resultados alcanzados, mientras que en las recomendaciones se hace una serie de propuestas para trabajos futuros. Por último, se incluyen anexos con tablas, figuras y programas que permiten la mejor comprensión del texto.

## **CAPÍTULO 1. Electromiografía de superficie y su adquisición.**

### **1.1 Electromiografía**

La electromiografía es la técnica mediante la cual se adquieren, registran y analizan las señales producidas por los músculos esqueléticos (1) como respuesta a un estímulo nervioso o, en ocasiones, producidas por un estímulo eléctrico. Estas señales son conocidas como señales electromiográficas o EMG.

La señal mioeléctrica se produce en los músculos cuando estos se contraen debido al intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares. El músculo esquelético está compuesto por largas fibras rodeadas de una membrana celular llamada sarcolema. Estos músculos se encuentran inervados a partir del sistema nervioso central y la mayor parte de ellos están unidos a zonas del esqueleto a través de tendones. Las fibras motoras inervadas por una fibra nerviosa reciben el nombre de unidad motora. Las acciones que ejecuta cada unidad motora son la contracción y la relajación. La señal EMG en definitiva, puede medir la acción de una unidad motora en particular o la combinación de la acción efectuada por el conjunto de unidades motoras. La adquisición de la señal EMG puede realizarse de manera invasiva, llamada intramuscular; y de manera no invasiva, llamada electromiografía de superficie. (2)

Las características de la señales EMG son multifactoriales, dependiendo del tiempo, la intensidad de la señal muscular, la distancia entre el electrodo, la zona de actividad muscular y las propiedades del electrodo.

### **1.1.1 Electromiografía intramuscular**

La electromiografía intramuscular mide la acción individual de las unidades motoras mediante el uso de electrodos de aguja insertados directamente en el músculo. La amplitud registrada dependerá del área de registro que ocupen y de la cercanía a la unidad motora. En general, en varias aplicaciones se demuestra la superioridad de la electromiografía intramuscular pero su uso está restringido por el hecho de ser extremadamente invasiva.

### **1.1.2 Electromiografía de superficie**

Esta técnica, contrario a lo explicado en 1.1.1, se basa en el uso de electrodos superficiales colocados directamente sobre la superficie de la piel, por lo que no es posible medir la acción de una unidad motora en particular, sino que miden la combinación de la acción de varias unidades motoras, aunque es posible descomponer la señal EMG de superficie en sus componentes individuales. Sin embargo, en muchas aplicaciones no es necesario conocer el aporte de las unidades individuales, sino que lo realmente útil es la información contenida en el conjunto, donde se puede estudiar el comportamiento promedio de la actividad eléctrica en el músculo (32).

El hecho de colocar los electrodos en la piel implica que se debe tener en cuenta dos nuevas variables que pueden afectar las características de la señal medida: las propiedades de la piel y la calidad de la interfaz piel-electrodo. La piel es un tejido conductor donde la corriente se transporta por los iones contenidos en el material intra y extracelular, por lo que la impedancia de la piel puede ser afectada por la sudoración o la sequedad excesiva. En el caso de los electrodos, estos generalmente están compuestos por metales que son altamente conductivos, por lo que la unión electrodo-piel se caracteriza por ser altamente ruidosa.

### **1.1.3 Aplicaciones de la señal EMG.**

El estudio de la señal EMG encuentra aplicación en el campo de la bioingeniería para la diagnosis de enfermedades como la esclerosis, la neuropatía motora, o la distrofia muscular (3). En la medicina deportiva en el diagnóstico de la fatiga y el cálculo de la carga de entrenamiento de los atletas (4), en la rehabilitación (5), en el estudio de los movimientos y



coordinación del cuerpo humano (6) y sus mecanismos para realizar tareas complejas (7) y más recientemente en el desarrollo de sistemas de interacción hombre-máquina.

## 1.2 Características de los sistemas de adquisición de la señal EMG superficial.

### 1.2.1 Electrodo

Para la obtención de la EMG superficial se utilizan electrodos superficiales, que pueden ser secos y húmedos. Entre las características deseables de los electrodos se encuentra que la impedancia de contacto se mantenga constante en el tiempo, o lo más constante posible y que no sea polarizado. Ello implica que el potencial en el electrodo no varíe apreciablemente cada vez que circula corriente por él.

Los electrodos húmedos son aquellos en los que se utiliza una sustancia electrolítica o gel conductor entre la placa y la piel, mejorando la conductividad y el flujo de corriente. Generalmente los electrodos de superficie se construyen de plata, oro, acero inoxidable o platino, siendo los de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl) de los más utilizados (8).

En cuanto a la propiedad de mantener constante la impedancia de contacto en (9) se realizó un estudio comparativo entre electrodos secos y electrodos de Ag/AgCl, observándose que la impedancia de contacto en los electrodos secos de titanio y de acero inoxidable tiene una impedancia de contacto muy parecida y aceptable. Sin embargo, los de Ag/AgCl muestran una impedancia de contacto bastante constante. Los resultados se aprecian en la Figura 1.1.

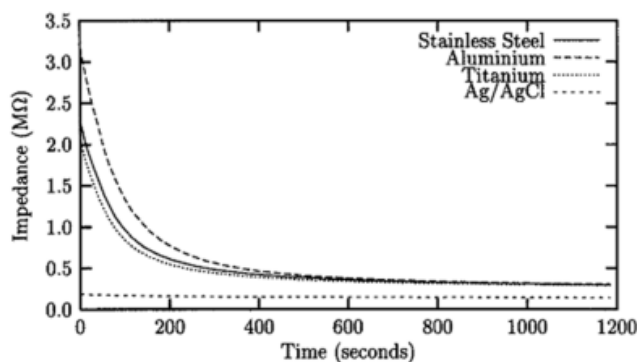


Figura 1.1: Impedancia de contacto entre la piel y el electrodo contacto de contra tiempo. (Tomado de (9))

De acuerdo a la propiedad de no ser polarizados, los electrodos de Ag/AgCl han demostrado tener los estándares adecuados para cumplir esa característica.

### **1.2.2 Etapa de preamplificación.**

En electromiografía suelen utilizarse amplificadores del tipo diferencial, ubicados cerca de los electrodos y el sujeto para evitar artefactos de movimiento y capacitancias parásitas. Las características deseables son: (1) dado que la señal está en el orden de los 0.1 – 0.5 mV, debe tener una ganancia que garantice que se cubra el rango dinámico del convertidor, (2) la impedancia de entrada para no causar perturbaciones de voltaje y corriente a la entrada del amplificador debe ser del orden de  $1 \cdot 10^9$  Ohm y (3) una razón de rechazo al modo común (CMRR) de al menos 60 dB.

### **1.2.3 Etapa de filtrado.**

Para obtener registros EMG claros, es necesario eliminar la porción indeseable del espectro de frecuencias que puede contener contaminación de distintos tipos de ruidos o interferencias de otras señales biológicas como respiración. La señal EMG en la electromiografía de aguja tiene su rango de frecuencias útiles típicamente entre los 10 y 500 Hz.

Sin embargo, la electromiografía de superficie, las frecuencias útiles están en el rango de 20 a 150 Hz debido a la presencia de distintos tipos de ruidos y artefactos, vinculados entre otras cosas a la atenuación que presentan las componentes de frecuencia mayores a 150 Hz por el tejido graso y epitelial entre el músculo y el electrodo (27). De esta manera, en la aplicación que se quiere diseñar en este trabajo es necesario diseñar un filtro paso-alto con frecuencia de corte en 20 Hz y uno paso-bajo con frecuencia de corte en 150 Hz.

En dependencia de la aplicación se suele incluir además un filtro ‘notch’ para eliminar las oscilaciones producidas por la línea de alimentación. En esta aplicación es necesaria esta solución.

#### **1.2.4 Conversión A/D**

Para la conversión A/D hay que tener en cuenta el Teorema del muestreo (29). En el caso de la señal EMG superficial, las frecuencias más altas se encuentran alrededor de los 150 Hz, por lo que limitar la señal en banda a esa frecuencia como se menciona en el epígrafe anterior es adecuado. Los sistemas de adquisición de EMG típicamente utilizan frecuencias de muestreo de 1 kHz o de 2 kHz (28) (30).

### **1.3 Sistemas de adquisición de EMG.**

Existen diversas aproximaciones al tema de diseñar e implementar sistemas de adquisición de la señal EMG. En este epígrafe se describen algunas de estas aproximaciones.

#### **1.3.1 No comerciales**

En (10) se han aproximado a este tema diseñando sistemas de adquisición de la señal EMG, sin embargo, los resultados muestran una gran interferencia de otras señales no deseadas. En (11) se obtiene resultados superiores utilizando electrodos secos. No obstante, el prototipo que proponen solo capta un canal EMG, lo cual es una importante limitación para las aplicaciones actuales. Un sistema interesante, dado que es único de producción nacional del que se tenga conocimiento es el de 8 canales propuesto en (12). La peculiaridad de ese trabajo es el uso de la interfaz de comunicación USB para la calibración, también con comunicación USB pero utilizando PSoC es el trabajo descrito en (13).

#### **1.3.2 Comerciales.**

Desde el punto de vista comercial se han desarrollado un grupo de equipos que captan la señal EMG, tanto de manera única, como en sistemas multisensores que captan también otras señales, pero que incluyen la señal EMG, principalmente en sistemas dedicados al estudio polisomnográfico. Entre los más destacados se encuentran los que se resumen en la tabla 1.1.

Tabla 1.1: Algunos Sistemas de Adquisición EMG comerciales disponibles en el mercado (30)

Marca/Modelo	Canales Adq.	Tipo Conexión	Fs	Resolución	Alimentación	Precio, USD
<b>T9855B</b>	2	USB	2 kHz	-----	Baterías	\$ 4080.00
<b>FLEX10B</b>	10	USB, FO	2 kHz	14 bits	Baterías	\$ 11050.00
<b>I3306B</b>	12	USB	1 kHz	8 bits	Baterías	\$ 3 350.00
<b>PRO2B</b>	2	USB	-----	13 bits	Baterías	\$ 3145.00

De esta tabla se puede deducir que el número de canales utilizados oscila entre 2 y 12, se logran resoluciones de hasta 14 bits, y es predominante el uso de baterías, aunque también se encuentran algunos que se alimentan directamente de la línea de alimentación. Lo más significativo es tal vez, aunque no se trate de un aspecto técnico, los altos precios que presentan estos equipos.

#### 1.4 Características del PSoC

PSoC ó *Programmable System on Chip*, es la denominación comercial de una familia de microcontroladores programables desarrollada por *Cypress Semiconductor* en 2002. Esta tecnología de microcontrolador incorpora todo un sistema configurable dentro de un único chip. Comprende una matriz configurable de funciones analógicas, solapada con otra de funciones digitales, proveyendo al sistema de la capacidad de asignar cualquier función a cualquier terminal del circuito integrado, lo que confiere una gran versatilidad al dispositivo (14).

Los PSoC internamente cuentan con dispositivos electrónicos, entre ellos filtros, amplificadores, comparadores, convertidores análogos-digitales y digitales-análogos de varios tipos y resoluciones; moduladores de ancho de pulso (PWM) de 8, 16, 32 bit y

contadores de 8, 16, 32 bit. El microprocesador de estos chips varía según la familia de PSoC como se observa en la Tabla 1.2.

Tabla 1.2. Familias PSoC y núcleo procesador correspondiente

Familia	Núcleo procesador
<b>PSoC1<sup>®</sup> (CY8C2xxxx) (1<sup>ra</sup> generacion)</b>	M8C (8 bits) 4 MIPS
<b>PSoC3<sup>®</sup> (CY8C3xxxx)(2<sup>da</sup> generacion)</b>	8051 (8 bits) 33 MIPS
<b>PSoC5<sup>®</sup> (CY8C5xxxx) (3<sup>ra</sup> generacion)</b>	ARM Cortex M3 (32 bits) 84 MIPS

Para trabajar con los dispositivos de la familia PSoC1<sup>®</sup> se deben utilizar 2 programas: el PSoC *Designer* y el PSoC *Programmer*. En el PSoC *Designer* se seleccionan y diseñan de forma gráfica los componentes electrónicos, este permite programar dichos componentes y el microcontrolador interno; ya sea en lenguaje ensamblador o a través del lenguaje C para lo cual se requiere una licencia. Este programa también posee una hoja de datos (*datasheet*) de cada componente seleccionado, donde se especifican las características principales, cómo programarlo y obtener su mejor rendimiento.

El PSoC *Programmer*, una vez diseñado y compilado el programa, permite descargar el archivo *.hex* al microcontrolador por el puerto paralelo de la PC o el USB en dependencia del emulador utilizado (15).

Además de los programas antes mencionados, existe una herramienta de programación visual llamada PSoC *Express*, donde los usuarios trabajan directamente con objetos tales como LEDs, interruptores, sensores y otros, sin escribir una línea de código.

Para PSoC3<sup>®</sup> y PSoC5<sup>®</sup> la herramienta de desarrollo se llama PSoC *Creator*, y permite la configuración de los chips de forma gráfica. Se apoya en un potente compilador de la conocida firma Keil para PSoC3<sup>®</sup> y de las herramientas GNU para ARM en el caso del PSoC5<sup>®</sup>.

### 1.4.1 Características de la familia PSoC1 (CY8C2xxxx)

La mayor diferencia entre las tres familias está centrada en el procesador interno. En el caso de los PSoC1<sup>®</sup> el microprocesador es un M8C de 8-bit con arquitectura Harvard y 4 millones de instrucciones por segundo (MIPS); cuenta también con 5 registros internos: *Program Counter* (PC), *Stack Pointer* (SP), *Accumulator* (A), *Index* (X) y *Flags* (F). Cada uno de estos registros es de 8 bit con excepción del PC que es de 16 bit. Esta familia tiene una Unidad Aritmética Lógica (ALU) y una unidad de multiplicación (MAC) de 8 x 8, con resultados de almacenamiento en 32 bits. La velocidad del reloj interno puede seleccionarse desde 93.7 kHz hasta 24 MHz (Figura 1.2).

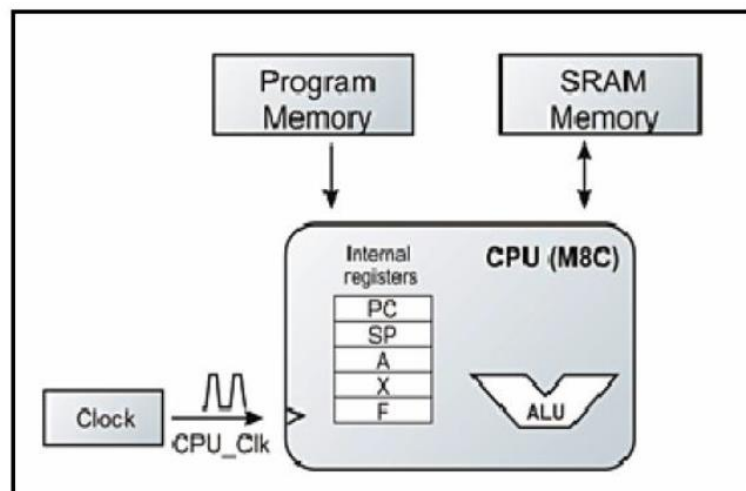


Figura 1.2. Estructura interna de PSoC1

Los PSoC están compuestos por dos bloques separados, uno del tipo analógico y otro digital (Figura 1.3). Dichos bloques pueden ser configurados con cientos de funciones, dependiendo de la aplicación electrónica que se quiera implementar.

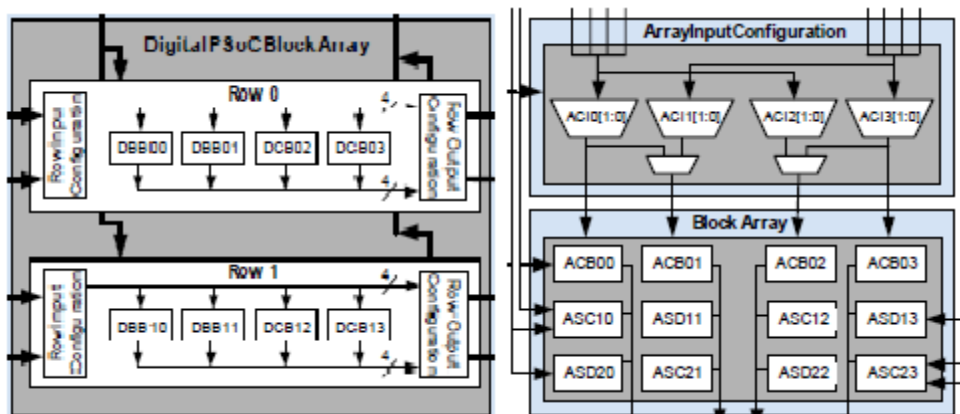


Figura 1.3 Esquema de bloques internos del PSoC1<sup>®</sup>

### 1.4.2 Señales de reloj

La señal de reloj del sistema se denomina SYSCLK y se obtiene con el reloj interno de 24MHz del chip o un reloj externo conectado por el terminal P1 [4]. La frecuencia máxima para un reloj externo es de 24MHz. A fin de lograr una frecuencia mayor de 24 MHz, el PSoC posee la opción SYSCLK\*2 que aumenta hasta un máximo de 48 MHz. En caso que se desee una frecuencia menor que SYSCLK, tiene la opción de dividir SYSCLK y lograr varias bases de reloj, como muestra la Tabla 1.3. Estas bases de reloj se utilizan para la sincronización de los componentes digitales y en el caso de las variables VC1 y VC2 se emplean, además, para las frecuencias de conmutación de los componentes de capacitores conmutados.

Tabla 1.3. Señales de reloj del sistema

<b>Variables de reloj</b>	<b>Características de la variable de reloj</b>
SYSCLK	Señal de reloj externa u oscilador interno
SYSCLK*2	2 veces la frecuencia de SYSCLK
CPUCLK	Se divide SYSCLK entre 8 posibles frecuencias para determinar la velocidad de la CPU (M8C)
VC1	Se divide SYSCLK para crear la variable de reloj 1. La división es un número natural en el rango de 1 a 16
VC2	Se divide VC1 para crear la variable de reloj 1. La división es un número natural en el rango de 1 a 16
VC3	Se divide SYSCLK, SYSCLK*2, VC1 o VC2 para crear la variable de reloj 1. La división es un número natural en el rango de 1 a 256

### 1.4.3 Tierra y referencia

Para la medición de voltajes analógicos y las aplicaciones de procesamiento de señales en PSoC se exigen precisión en la tierra y los voltajes de referencia. Las señales analógicas, en muchos casos, tienen polaridad positiva y negativa alrededor de una referencia o tierra; el PSoC solo admite señales con polaridades positiva respecto a  $V_{ss}$ .

Para proveer un punto de referencia para las señales de ambas polaridades está diseñada una tierra artificial dentro del chip, denominada Tierra Analógica (*Analog Ground*). El valor de referencia por encima de la Tierra Analógica se designa como *RefHI* y la referencia por debajo *RefLO* (ver Figura 1.4). (16)

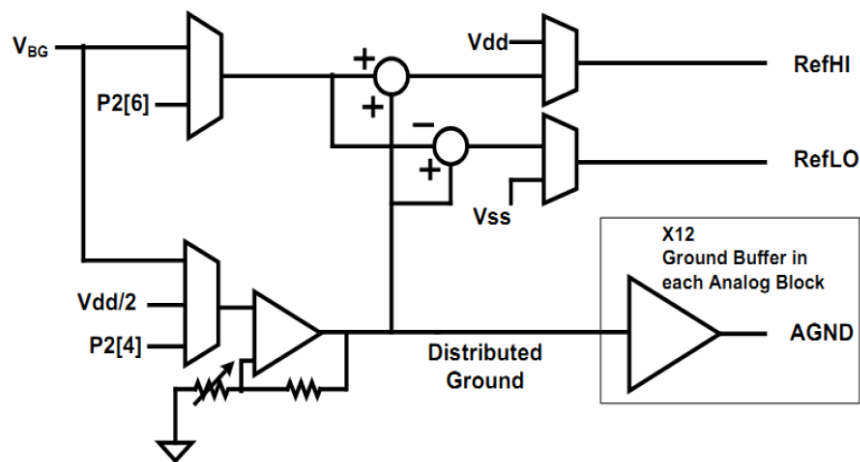


Figura 1.4. Estructura de la tierra y la referencia

La Tierra Analógica puede ser obtenida con un divisor de voltaje conectado a  $V_{dd}$  (la entrada de alimentación positiva externa) o con un múltiplo de la referencia interna del chip, *BandGap* (que se obtiene mediante un circuito que contiene internamente el PSoC). El término *BandGap* se refiere a la diferencia de potencial entre la banda de valencia y la banda de conducción en las estructuras atómicas. Este es un voltaje estable y que depende parabólicamente de la temperatura. Los valores de la Tierra Analógica y las referencias se determinan mediante *software* y las opciones de selección se muestran en la Figura 1.5.



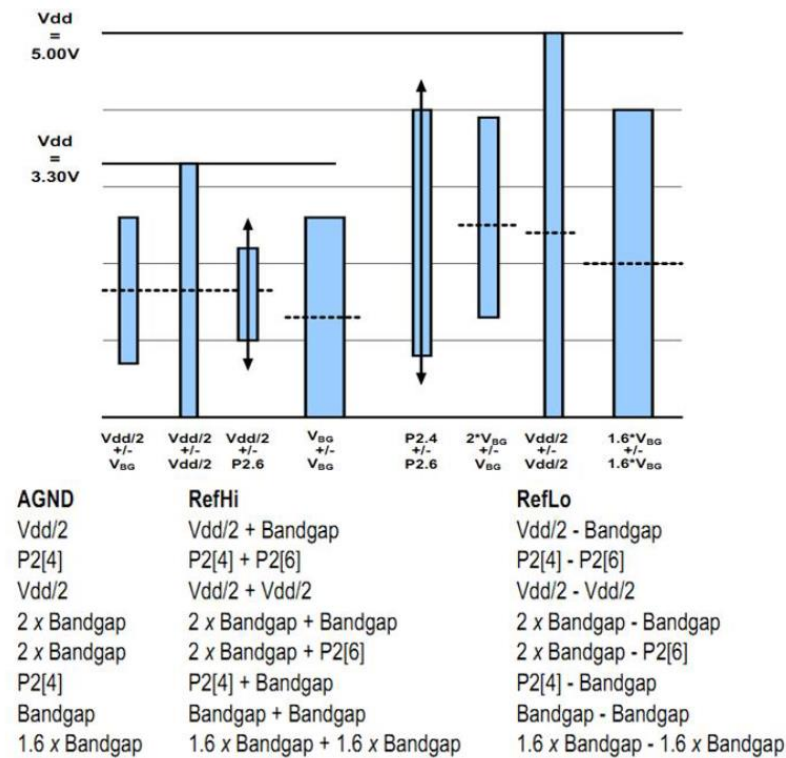


Figura 1.5. Rangos de referencia y Tierra Analógica

#### 1.4.4 Sistema Analógico

El sistema analógico, contiene bloques analógicos continuos ACB (*Analog Continue Blocks*), los cuales son utilizados para amplificadores, buffer, etcétera. También posee bloques de capacitores conmutados ASC (*Capacitor Analog Conmute*) tipo C y ASD (*Analog System Device*) tipo D. Los ACB emplean resistores para el efecto de movimientos de carga, mientras que los ASC y los ASD emplean capacitores conmutados para el efecto de movimiento de carga (17).

Otras características de los bloques del sistema analógico se muestran seguidamente:

ACB:

- Utilizados para colocar dispositivos que poseen una respuesta lineal respecto a su referencia.
- Se pueden unir bloques en cascada para una mayor amplificación.

ASC – ASD:

- En su interior posee amplificadores con entradas y salidas lineales, multiplexores y condensadores.

### 1.4.5 Sistema digital

El sistema digital contiene bloques básicos o DBB (*Digital Basic Block*), y bloques de comunicación o DCB (*Digital Communication Block*). En esta familia la cantidad máxima de bloques digitales es 16, estos se encuentran agrupados en columnas. Este sistema brinda la opción de realizar operaciones lógicas entre dos salidas de columnas diferentes como se muestra en la Figura 1.6 (17).

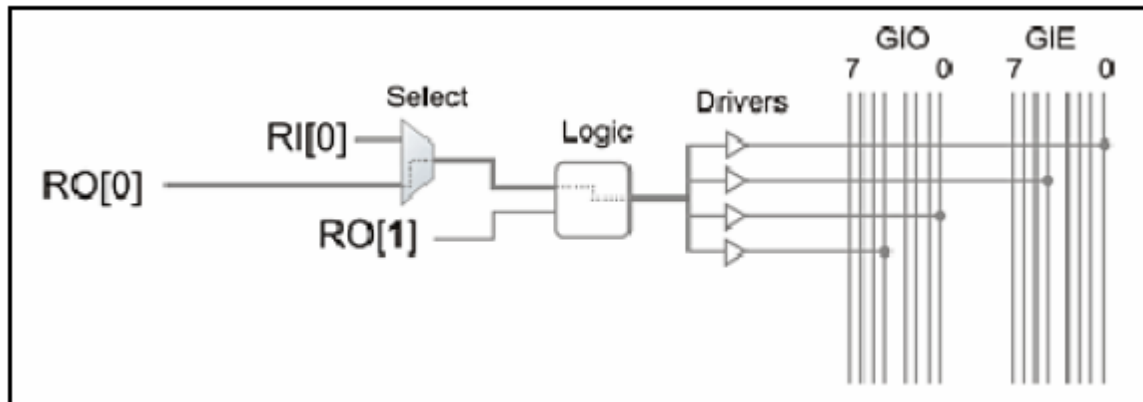


Figura 1.6 Salida Lógica

### 1.4.6 Características de los terminales entrada/salida (I/O)

A continuación se presentan las principales características de los terminales de entrada/salida (I/O) de los PSoC 1:

- Cada terminal puede proveer 10 mA y recibir 25 mA.
- Posee resistores integrados/seleccionables de *pull-up* y *pull-down*.
- 8 entradas analógicas multiplexables.
- 4 salidas analógicas cada una con excitación de 40 mA.
- 4 líneas analógicas de entrada directa.

Dentro de los distintos UM, disponen de:

- Amplificadores.
- Filtros analógicos.

- Comparadores (8, 16, 32 bits).
- Convertidores Analógico/Digital (de varios tipos y resoluciones).
- Convertidores Digital/Analógicos (de varios tipos y resoluciones).
- Moduladores de Ancho de Pulso (PWM), de 8, 16 y 32 bits.
- Contadores (8, 16, 32 bits).

### **1.5 Conclusiones del Capítulo 1**

En este capítulo se hace una revisión de los aspectos fundamentales de la señal EMG y su adquisición, así como de distintos sistemas, comerciales o no que se han desarrollado. A partir del análisis de estos sistemas, se llega a la conclusión de la viabilidad de realizar un diseño basado en PSoC para este fin. Por tal razón, se incluyen algunos aspectos básicos del PSoC.

## **CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS**

En este capítulo se exponen los materiales y métodos utilizados en el desarrollo del sistema de adquisición de la señal electromiográfica, así como los requerimientos que se deben tener en cuenta en el diseño del sistema para su óptimo desempeño.

### **2.1 Análisis de Requerimientos**

En el estudio de las señales del antebrazo el rango de frecuencias a muestrear está entre los 20 Hz y los 150 Hz, por tanto se necesita un filtro que tenga características deseables como corte abrupto en la banda de rechazo y una respuesta plana en la banda de paso para obtener solo el rango deseado. Los niveles de señal a captar están entre los 0.1 mV hasta 0.5 mV debido a esto la ganancia total del sistema debe ser aproximadamente de 9500 para obtener un valor cercano a 4 V en la entrada del convertidor analógico-digital (CAD). Esta es la amplitud ideal para cubrir completamente el rango dinámico del CAD de 10 bits. La frecuencia de muestreo debe ser 600 Hz, cuatro veces mayor que la frecuencia máxima de interés a muestrear. Esta tasa de muestreo es aceptable para el estudio realizado. El total de datos a transmitir es de 25,5 kb/s por lo que es suficiente configurar la transmisión UART a 38400 bps. Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto se selecciona el PSoC1<sup>®</sup>CY8C29466 debido a que reúne características deseables para adquirir y procesar la señal.

### **2.2 Chip CY8C29466**

El CY8C29466 es un *chip* de la generación PSoC1<sup>®</sup> con un procesador interno del tipo M8C con velocidad hasta 24 MHz y una arquitectura *Harvard*. El voltaje de alimentación

es de 3.0 a 5.25 V, aunque puede ser bajado a 1 V, usando *SMP* (*switch mode pump*). El rango de temperatura de trabajo va desde  $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $+85\text{ }^{\circ}\text{C}$  (18).

Cuenta con una memoria tipo flash de 32 Kb para el almacenamiento de programas y 2 Kb de memoria de acceso aleatorio estática (SRAM) para el almacenamiento de datos. Además tiene la posibilidad de una memoria de tipo EEPROM con emulación en flash y la opción de programación con el protocolo *in-system serial programming* (ISSP) (18).

Entre los recursos adicionales del sistema, el *chip* posee comunicación I2C esclavo, *master* y *multimaster* a 400 kHz, *Watchdog*, *sleep timers* y detector de caída de voltaje configurable por el usuario, como muestra la Figura 2.1 (18).

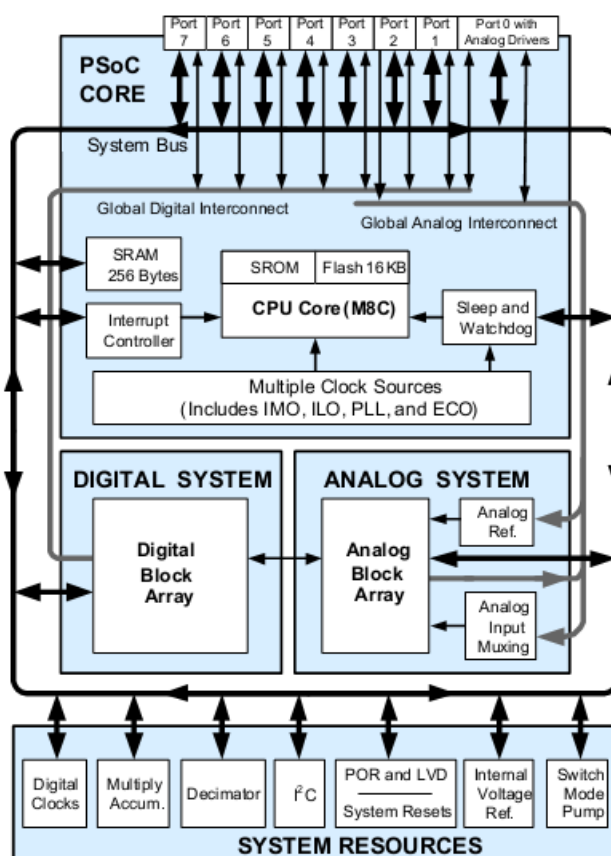


Figura 2.1. Diagrama en bloques (Fuente: (18))

Este dispositivo se puede encontrar en tres tipos de encapsulado PDIP, SSOP y SOIC. Consta de 28 pines cuya distribución y uso específico se observan en el Anexo I. Los pines admiten corrientes de 25 mA si se configuran como entrada y 10 mA como salida con excepción de 4 salidas analógicas de 40 mA cada una. Posee 8 entradas analógicas

multiplexables, interrupciones configurables en todos los puertos y seleccionables con cada borde/cambio de estado, además cuenta con 4 entradas analógicas directas a los bloques de capacitores conmutados (18).

Para el diseño de los componentes internos el chip cuenta con 12 bloques analógicos en los que se pueden situar un máximo de 4 convertidores analógico-digital (con resolución de hasta 14 bits) y hasta 4 digital-analógico (con resolución de hasta 9 bits), amplificadores de ganancia programable (hasta 4 con ganancia de 48x), amplificadores de instrumentación (configuración de dos o tres operacionales) con razón de rechazo al modo común máxima de 60 dB, comparadores y filtros programables. También para el diseño de los componentes internos pero en la parte digital posee 16 bloques donde se colocan Contadores (*Counters*), Temporizadores (*Timers*), Moduladores por Ancho de Pulso (PWMs), todos con resoluciones de 8 a 32 bits, Receptor-transmisor Asincrónico Universal (UART) de 8 bits con paridad seleccionable (máximo 2), comunicación serie SPI esclavo y *master* (máximo 2), comunicación I2C esclavo y *multimaster* (máximo 2), comunicación infrarroja IrDA (máximo 2), entre otros (18).

### 2.2.1 Sistema analógico

El sistema analógico presenta 12 bloques, de ellos 4 son de tiempo continuo, 4 de capacitores conmutados tipo C y 4 de capacitores conmutados tipo D (19). Algunas de las funciones analógicas más comunes que presenta el PSoC1<sup>®</sup> son las siguientes:

- Convertidores Análogo/Digital con resoluciones de 6 a 14 bits.
- Filtro de 2, 4, 6 u 8 polos: pasa banda, paso-bajo y Notch.
- Amplificadores con ganancia de 48x.
- Amplificadores de instrumentación con topologías de dos y tres operacionales, que poseen ganancia de 93x.
- Comparadores que poseen 16 umbrales seleccionables.
- Convertidores Digitales/Analógicos con resoluciones de 6 a 9 bits.

Los módulos de usuario del sistema analógico tales como los amplificadores operacionales poseen bajo *offset* y ruido de entrada, con valores menores a 5 mV y 80 nV/Hz

respectivamente, también presentan bajo ruido de camino a tierra. El sistema analógico ofrece 8 puntos de referencia analógica seleccionables, así como comparadores de baja potencia ( $< 15 \text{ nA}$ ). Los amplificadores de instrumentación poseen una razón de rechazo al modo común de unos 60dB (19).

### **2.2.2 Sistema digital**

El sistema digital posee 16 bloques, de los cuales 8 son básicos y 8 de comunicaciones, cada bloque posee 8 bits de recurso que pueden ser usados solo o con otros bloques, en dependencia del módulo de usuario que se seleccione (19). En este sistema pueden ser configurados contadores, temporizadores y moduladores de ancho de pulso, todos estos de 8 a 32 bits; puede ubicarse además el Receptor Transmisor Asincrónico Universal (UART) de 8 bits con la posibilidad de seleccionar su paridad.

## **2.3 Herramientas de desarrollo de software**

### **2.3.1 PSoC Designer**

PSoC *Designer* es el programa de desarrollo por medio de aplicación para System on Chip (Sistemas en Chip) de Cypress. Este *software*, compatible con Windows NT/2000/XP, permite la configuración dinámica de los componentes internos del chip y la programación en lenguaje ensamblador o en C. Este programa tiene la versatilidad que permite compartir instrucciones en ambos lenguajes (15).

PSoC *Designer* se divide en tres grandes subsistemas: Editor de dispositivos (*Device Editor*), Editor de aplicaciones (*Application Editor*) y Depurador (*Debugger*). Para la utilización de cada uno de ellos se accede al icono representativo en la barra de subsistema, donde aparecen además las opciones Vista de selección (*User Module Selection View*) y Vista de conexión (*Interconnect View*) propias del subsistema Editor de Dispositivos. (15)

### **2.3.2 PSoC Programmer**

El PSoC *Programmer* conjuntamente con un *hardware* de programación permite descargar en la pastilla el fichero generado tras diseñar el proyecto (*.hex*). Esta aplicación puede ser ejecutada accediendo desde el menú Inicio (Inicio/ Programas/ Cypress/ PSoC *Programmer*) o dentro del propio PSoC *Designer* ejecutando la opción *Program* (15).

## 2.4 Matlab

Para adquirir los datos en la PC enviados por el PSoC mediante la comunicación serie RS-232 se utilizó el Matlab 7.9 (Laboratorio de Matrices). Este es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Está disponible para las plataformas *Unix*, *Windows* y *Apple Mac OS X*. Entre sus prestaciones básicas se hallan: la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario (GUI) y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos *hardware*. El paquete Matlab dispone de dos herramientas adicionales que expanden sus prestaciones: Simulink (plataforma de simulación multidominio) y GUIDE (editor de interfaces de usuario - GUI). Además, se pueden ampliar las capacidades de Matlab con las cajas de herramientas (*toolboxes*); y las de Simulink, con los paquetes de bloques (*blocksets*) (20) (21).

## 2.5 Proteus (electrónica)

Para el desarrollo de tareas tales como la simulación y diseño del circuito impreso se utilizó el Proteus. Compilación de programas de diseño y simulación electrónica, desarrollado por *Labcenter Electronics* que consta de dos programas principales: Ares e Isis, y los módulos VSM y Electra. Una de las prestaciones de Proteus, integrada con ISIS, es el Sistema Virtual de Modelado (VSM), con la cual se puede simular en tiempo real; todas las características de varias familias de microcontroladores, introduciendo nosotros mismos el programa que controlará el microcontrolador y cada una de sus salidas, y a la vez, simulando las tareas que queramos que lleve a cabo con el programa (22) (23).

### 2.4.1 ISIS

Para la selección e interconexión de los componentes y la simulación de algunos de los bloques del sistema se utilizó el programa ISIS (Sistema de Enrutado de Esquemas Inteligente) permite diseñar el plano eléctrico del circuito que se desea realizar con componentes muy variados, desde simples resistencias, hasta alguno que otro microprocesador o microcontrolador, incluyendo fuentes de alimentación, generadores de señales y muchos otros componentes con prestaciones diferentes. Los diseños realizados en



Isis pueden ser simulados en tiempo real, mediante el módulo VSM, asociado directamente con ISIS (22) (23).

#### 2.4.2 ARES

Para obtener el circuito impreso se utilizó el ARES, que como sus siglas lo indican, este es un *software* de Edición y Ruteo Avanzado y es la herramienta de enrutado, ubicación y edición de componentes. Se utiliza para la fabricación de placas de circuito impreso, permitiendo editar generalmente, la capa superficial (*Top Copper*), y de soldadura (*Bottom Copper*). Este proceso se puede realizar de manera manual o automática; el primero consiste en ubicar cada uno de los componentes del circuito y realizar cada una de las conexiones, prestando especial atención al Verificador de Reglas de Diseño (DRC), en el segundo el programa realiza una ubicación de los componentes optimizando el área que estos ocupan, de manera que esta sea la menor posible sin que afecte la correcta funcionalidad del circuito, una vez ubicados todos los componentes trazará automáticamente las pistas realizando varias pasadas para optimizar el resultado. Con Ares además se puede tener una visualización en 3D del PCB que se ha diseñado, al haber terminado de realizar la ubicación de piezas, capas y ruteo, con la herramienta "*3D Visualization*", en el menú *output*, la cual se puede demorar, solo haciendo los trazos un período de tiempo un poco más largo que el de los componentes, los cuales salen al empezar la visualización en 3D (22) (23).

#### 2.6 Diagrama en bloques del sistema de adquisición de EMG.

El sistema está compuesto por cinco transductores de Ag/AgCl los cuales captan las señales de los músculos del antebrazo. Cuatro canales son seleccionables secuencialmente por el multiplexor (MUX) a una frecuencia cuatro veces superior a la frecuencia de muestreo y el quinto es común, unido directamente al otro terminal del amplificador. El amplificador de instrumentación (IA) implementado dentro del PSoC amplifica la señal del canal seleccionado, la envía al filtro de alta ganancia (FAG) que permite ajustar mejor los niveles de voltaje al rango dinámico del convertidor analógico-digital (CAD) y también cumple la función de filtrar las bajas frecuencias. Consecutivamente la señal es filtrada por un paso-bajo *anti-aliasing* (FPB) para utilizar solo las frecuencias deseadas. La señal analógica filtrada es digitalizada con un convertidor analógico-digital (CAD) Sigma-Delta con una

resolución que permite una calidad aceptable para el estudio posterior de la señal biológica. Las muestras de la señal convertida son enviadas a la PC mediante la interface de comunicación serie (TX8). Todo el proceso es controlado a través del procesador integrado en el PSoC (M8C). En la Figura 2.2 se muestra el diagrama en bloques del sistema propuesto para la adquisición de señales electromiográficas del antebrazo.

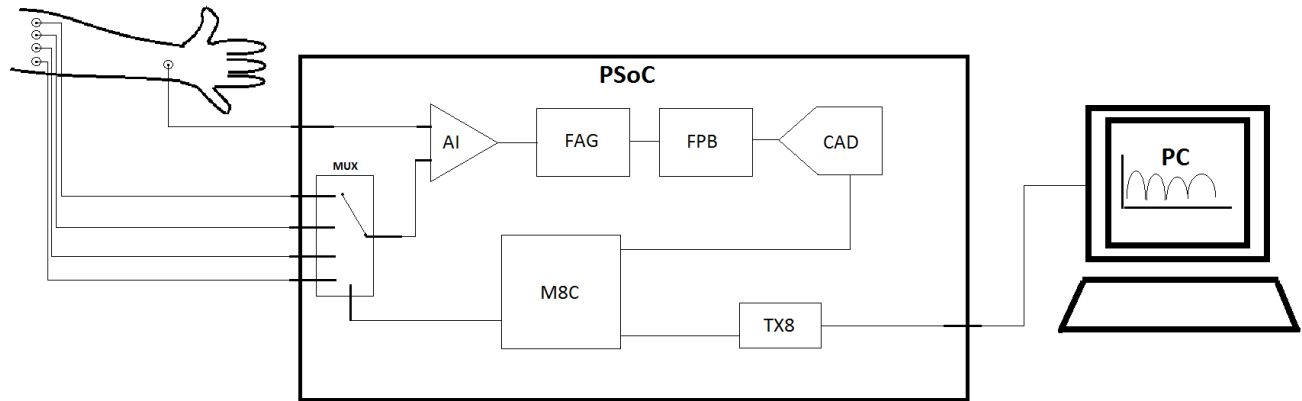


Figura 2.2 Diagrama en bloques del sistema para la adquisición de señales electromiográficas del antebrazo

### 2.6.1 Electrodo Ag/AgCl

Los electrodos Ag/AgCl son satisfactorios para la adquisición de la señal EMG superficial, debido a que presentan una impedancia aproximada de 30 k $\Omega$  en el rango de frecuencias de 20 a 150 Hz (Figura 2.3) muy estable en el tiempo (24)

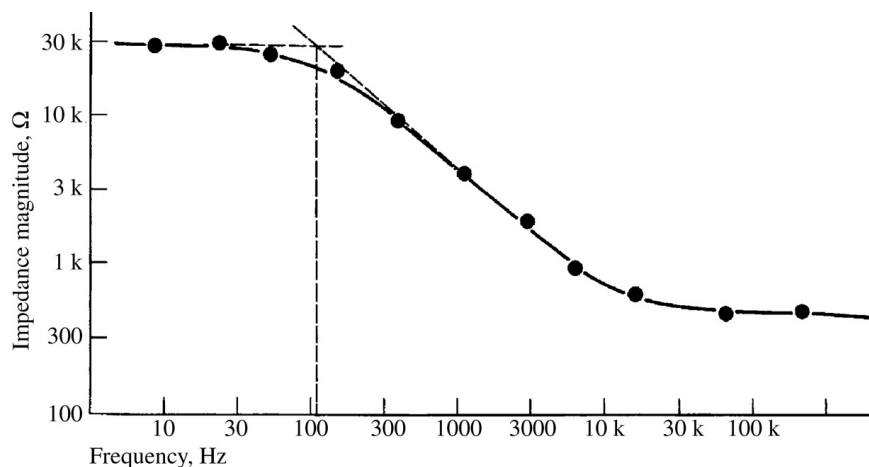


Figura 2.3 Curva de Impedancia contra frecuencia para el electrodo de Ag/AgCl. Tomado de (24)

### 2.6.2 Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación (AI) con topología de tres operacionales que posee internamente el PSoC (Figura 2.4), presenta dos bloques de tiempo continuo denominados *Inv* y *Non\_Inv* para señales procedentes de salidas diferenciales, esta etapa permite la selección de ganancias (*Diferencial Gain*) para aumentar la amplitud de dichas señales. Se estableció la ganancia en 48, para amplificar al máximo la señal en la primera etapa. La salida de la etapa diferencial es convertida a una única señal empleando un bloque de capacitores conmutados nombrado *Convert* con ganancia seleccionable (*Conversion Gain*) en este caso se seleccionó 1.93, el mayor valor permitido para contribuir en la ganancia total del sistema.

El AI posee la ventaja de sincronizarse con el convertidor A/D y con ello es innecesario el empleo de un circuito de muestreo y retención. La salida de este bloque puede conectarse a un pin del PSoC mediante un bus analógico o puede conectarse a otro bloque del mismo.

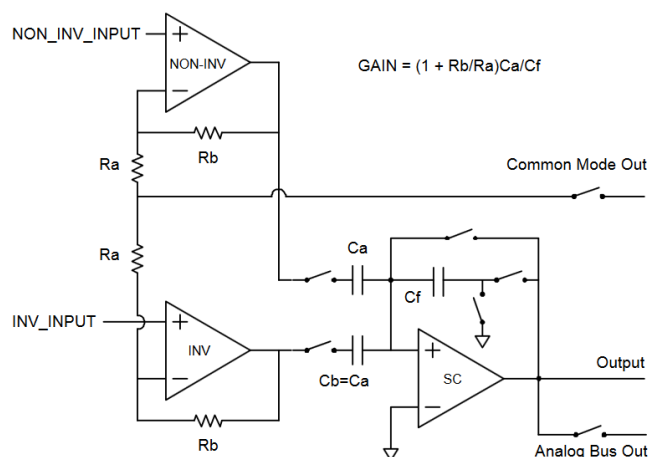


Figura 2.4 Amplificador de instrumentación del PSoC con topología de tres operacionales

### 2.6.3 Filtro de alta ganancia

Cuando no se eliminan las componentes de corriente directa (DC) de una señal, y es necesaria la conversión de dicha señal a valores digitales, trae consigo que el *offset* adicionado provoque la saturación del convertidor debido al corrimiento de la señal sobre el valor de referencia. Lo antes expuesto demuestra la necesidad de emplear una etapa que permita eliminar estas componentes de DC indeseables para la señal. El filtro de alta ganancia, como su nombre lo indica, proporciona una buena amplificación a la señal de entrada y a su vez, actúa como un filtro paso alto (Figura 2.5) (25).

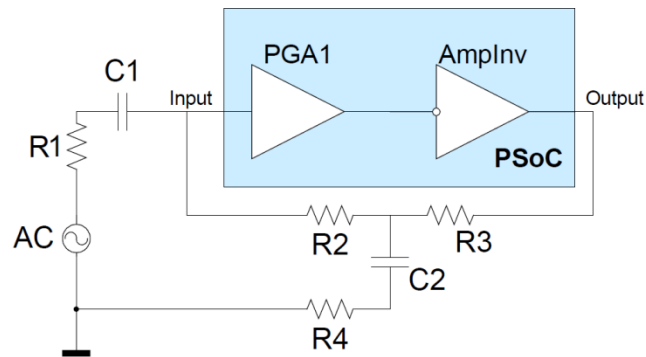


Figura: 2.5 Filtro de Alta Ganancia

Para la implementación de dicho filtro deben seguirse los criterios y ecuaciones de diseño siguientes (25):

Criterios de diseño:

$$R_1 < R_2 < R_3$$

$$R_3 > R_4$$

$$C_1 < C_2$$

Ecuaciones de diseño:

$$K(p) = -\frac{a_2 p^2 + a_1 p}{b_2 p^2 + b_1 p + b_0} \cdot k$$

El valor de k representa la ganancia conjunta de un Amplificador de Ganancia Programable (PGA) con un amplificador inversor, ambos seleccionados dentro del PSoC. En este proyecto se seleccionaron además del (PGA) dos bloques de capacitores conmutados

(SCBLK) para poder acceder a un pin impar del puerto cero y con ello colocar los componentes externos que requiere el filtro paso-alto. Añadir otro bloque posibilita aumentar la ganancia quedando establecida en esta etapa en 110, producto de la multiplicación de la ganancia del (PGA) 48, (SCBLK1) 1.93 y (SCBLK2) 1.18.

Los valores de  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $b_0$ ,  $b_1$  y  $b_2$  están dados por las siguientes expresiones:

$$a_1 = C_1(R_2 + R_3)$$

$$a_2 = C_1C_2(R_2R_3 + R_2R_4 + R_3R_4)$$

$$b_0 = k + 1$$

$$b_1 = C_1(R_1 + R_2 + R_3) + C_2R_3 + kC_1R_1 + (1 + k)C_2R_4$$

$$b_2 = C_1C_2R_3(R_1 + R_2) + C_1C_2R_4(R_1 + R_2 + R_3 + kR_1)$$

Conociendo que:

$$\omega_r^2 = \frac{b_0}{b_2}$$

$$\omega = 1/2\pi f$$

La frecuencia de corte se determina mediante la ecuación:

$$f_c = \sqrt{b_0/b_2}/2\pi$$

Para lograr una buena respuesta de este filtro, se combinan los valores de los componentes pasivos necesarios para la obtención de la frecuencia de corte deseada (20 Hz) con la respuesta de frecuencia lograda con los mismos. Para ello se emplea el software *Amplifier Simulation*, brindado gratuitamente por Cypress en su sitio web. En dicho *software* se introducen los valores reales de las componentes (Figura 2.6).

Para calcular con exactitud se elaboró un *script* en Matlab con las ecuaciones mostradas anteriormente.

```
function f = fc(R1, R2, R3, R4, C1, C2, k)
```

```
R1 = 1000*R1;
```

```
R2 = 1000*R2;
```

```
R3 = 1000*R3;
```

```
R4 = 1000*R4;
```

```
C1 = C1 * 1e-6;
```

```
C2 = C2 * 1e-6;
```

```
f = sqrt((k+1)/(C1*C2*R3*(R1+R2)+C1*C2*R4*(R1+R2+R3+k*R1)))/(2*pi);
```

Para los valores mostrados en la Figura 2.9 la frecuencia de corte obtenida es

$f = 20.0886$  Hz, valor aproximado al deseado para esta aplicación.

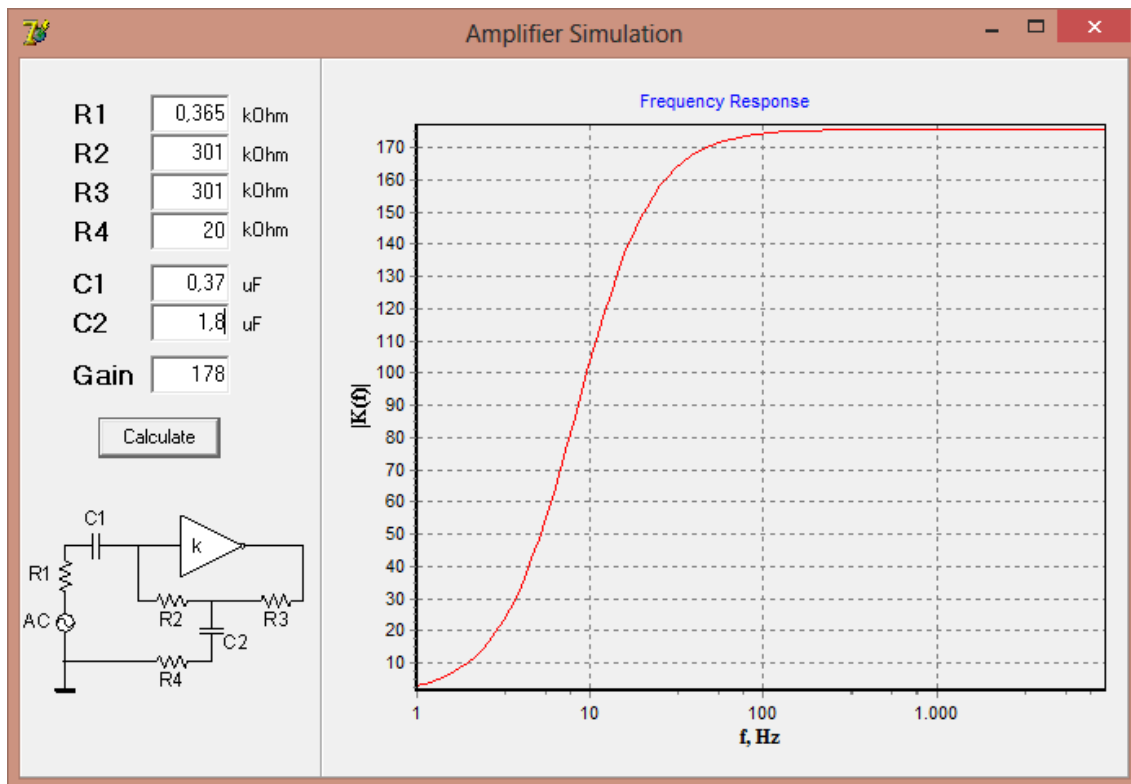


Figura 2.6 Respuesta de frecuencia del filtro de alta ganancia para los valores calculados

### 2.6.4 Filtro paso bajo

El filtro paso-bajo *anti-aliasing* se emplea para eliminar las componentes de alta frecuencia de la señal electromiográfica. Para ello se selecciona el filtro paso-bajo dentro del PSoC, este brinda en las opciones de diseño la posibilidad de seleccionar el tipo de aproximante, frecuencia de corte y ganancia en dB. Para este sistema, la frecuencia de corte necesaria es

de 150 Hz, la ganancia es de 0 dB, y en el tipo de aproximante la más conveniente es Bessel, ya que la misma posee una respuesta plana en la banda de paso y además tiene retardo de fase lineal con la frecuencia, siendo esta una de sus principales ventajas ya que se pueden alcanzar tiempos de establecimientos pequeños, aspecto muy deseable en los sistemas de acondicionamiento de señales.

### 2.6.5 Convertidor analógico-digital (CAD)

Para contribuir a la reducción de ruido en el sistema se utilizó un convertidor analógico-digital (CAD) Sigma-Delta de primer orden y de 10 bits de resolución, con una tasa de sobremuestreo de 256X que permite promediar las muestras y da una salida digital con mayor calidad. Consta de una frecuencia de muestreo máxima de 7812 muestras/segundo. En este trabajo se seleccionó una frecuencia de muestreo de 7200 muestras/segundo, debido a que la frecuencia de muestreo efectiva es de 600 Hz y se necesita muestrear 4 canales, además el CAD Sigma-Delta desecha 2 de cada 3 muestras cuando capta desde un multiplexor. Su diagrama se muestra en la Figura 2.7

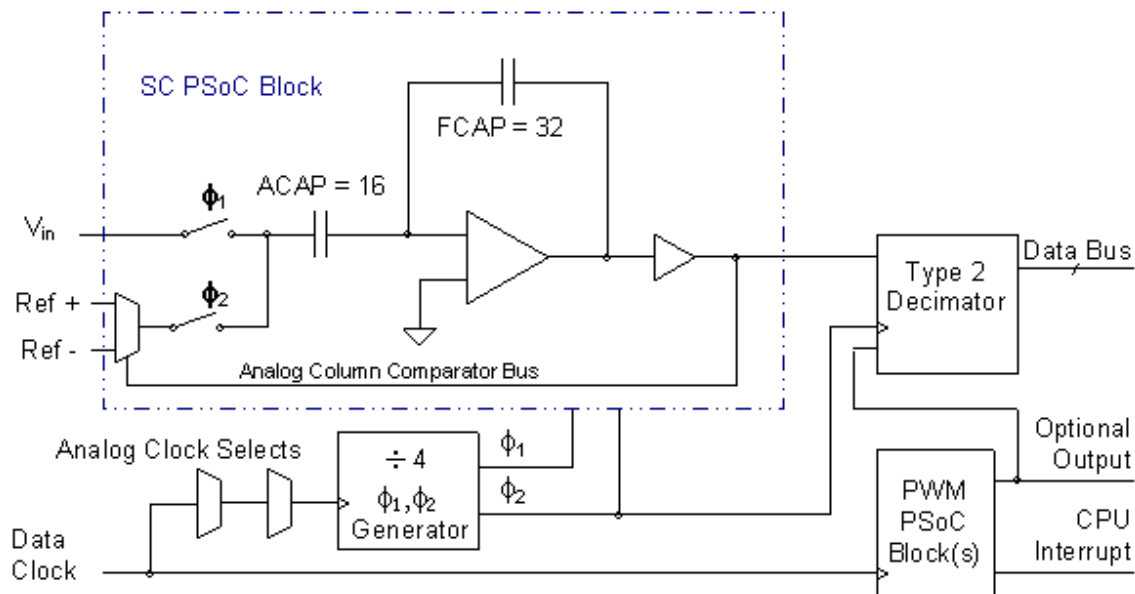


Figura 2.7 Diagrama del convertidor analógico-digital (CAD)

### 2.6.6 Alimentación del sistema

El sistema necesita un voltaje de 5 V para la alimentación del PSoC, para ello se emplea una batería de 9 V o una batería de Li-ion recargable de 7.6 V para extender la autonomía del sistema. Para lograr un voltaje estable se utilizó un regulador integrado L7805C (Anexo VI) cuya configuración brindada por el fabricante se muestra en la Figura 2.8.

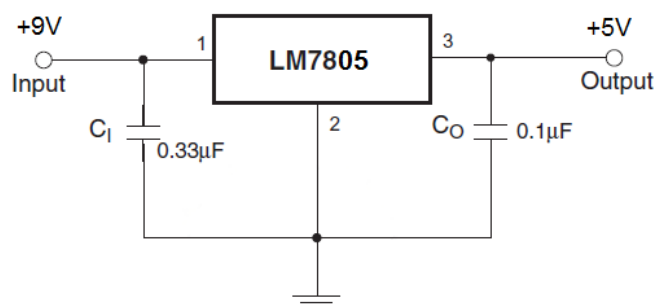


Figura 2.8 Circuito de alimentación

## 2.7 Circuito de comunicación RS-232

### Circuito adaptador de niveles

Para implementar la comunicación serie es necesario ajustar los niveles de voltaje procedente de PSoC, ya que el mismo utiliza en la transmisión y recepción niveles TTL (entre 0 y 5 V), mientras que el puerto serie de la PC utiliza niveles RS-232 que se encuentran (entre +12 y -12 V). Para esto se emplea el circuito integrado CNY17\_3, (Anexo VII) el mismo es un optoacoplador que para su correcto funcionamiento solo necesita 5 V de alimentación y dos resistencias, como se muestra en la Figura 2.9. Este circuito proporciona el aislamiento galvánico entre el sistema y la PC.



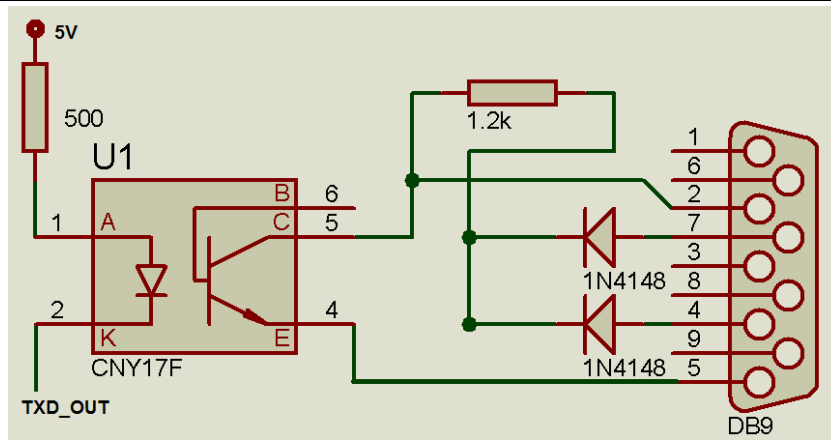


Figura 2.9 Circuito adaptador de niveles

## 2.8 Diagrama de flujo

El proceso inicia con el encendido de todos los módulos de usuario y quedan establecidos los parámetros de los mismos, después se envía el byte de sincronismo y se conmuta al canal 1, el convertidor analógico-digital declara si tiene la muestra disponible, de ser así se envía al puerto de serie y conmuta al siguiente canal. Tal como se muestra en la figura 2.10

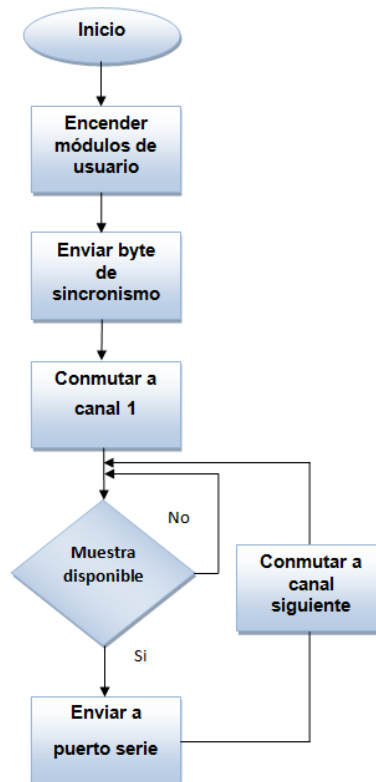


Figura 2.10 Diagrama de flujo

## 2.9 Configuración interna del PSoC

Los módulos de usuario escogidos para el proyecto son los siguientes (Figura 2.11):

- AMUX4 para multiplexar los 4 canales analógicos
- INSAMP para el amplificador de instrumentación, variante de 3 operacionales
- PGA + SCBLK1 + SCBLK2 para el filtro de alta ganancia (filtro paso-alto)
- LPF2 para el filtro paso-bajo *anti-aliasing*
- DelSig para el convertidor analógico-digital de tipo Sigma-Delta
- TX8 para la transmisión serie de las muestras

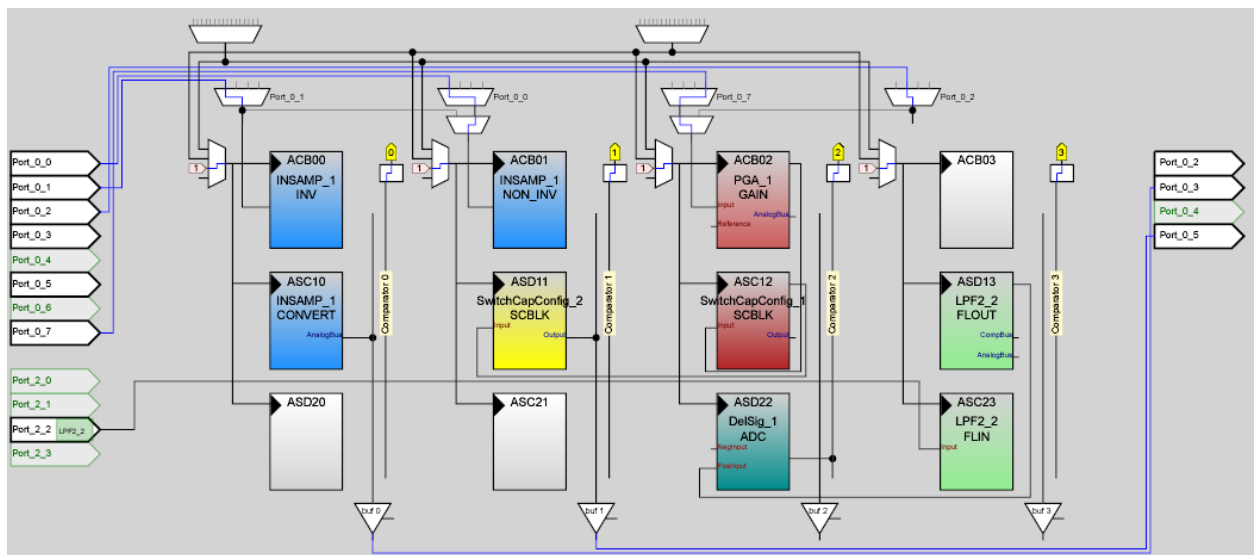


Figura 2.11. Ubicación e interconexión de módulos de usuario en la sección analógica de PSoC

Ubicación e interconexión de los módulos de usuario (Figura 2.12):

- INSAMP: se ubica en los bloques ACB00, ACB01 y ASD10. El bloque inversor (INV) se conecta fijo al terminal P01, mientras el bloque no inversor (NON\_INV) se conecta mediante el multiplexor a los terminales P00, P02, P04 y P06 (cada uno de estos se conecta a un canal distinto). La salida es conectada al buffer analógico de salida 0 a través del bloque de conversión (CONVERT) y luego al terminal P03.
- PGA: se ubica en el bloque ACB02. Su entrada se conecta mediante el multiplexor analógico al terminal P07, que deberá conectarse fuera de PSoC a la salida del amplificador de instrumentación (P03).

- SCBLK: los dos bloques SCBLK se ubican en ASC12 y ASD11 y van concatenados con el PGA. Se usaron dos bloques para lograr la salida por el terminal P05 que se conecta al buffer analógico de salida 1, debido a que los dos últimos buffers de salida se conectan a terminales pares de P0 que ya están siendo usados como entradas al multiplexor analógico ubicado antes del amplificador de instrumentación. La entrada del PGA (P07) y la salida de los bloques anteriores (P05) se conectan a una red RC externa que conforma el filtro de alta ganancia.
- LPF2: se ubica en los bloques ASD13 y ASC23. Su entrada es P22 que deberá conectarse externamente con P05 que es la salida del filtro de alta ganancia.
- DelSig: se ubica en el bloque ASD22, DBB00, DBB01. Su entrada es la salida del filtro *anti-aliasing*
- TX8: se ubica en el bloque DCB02. Su salida es conectada al terminal P20

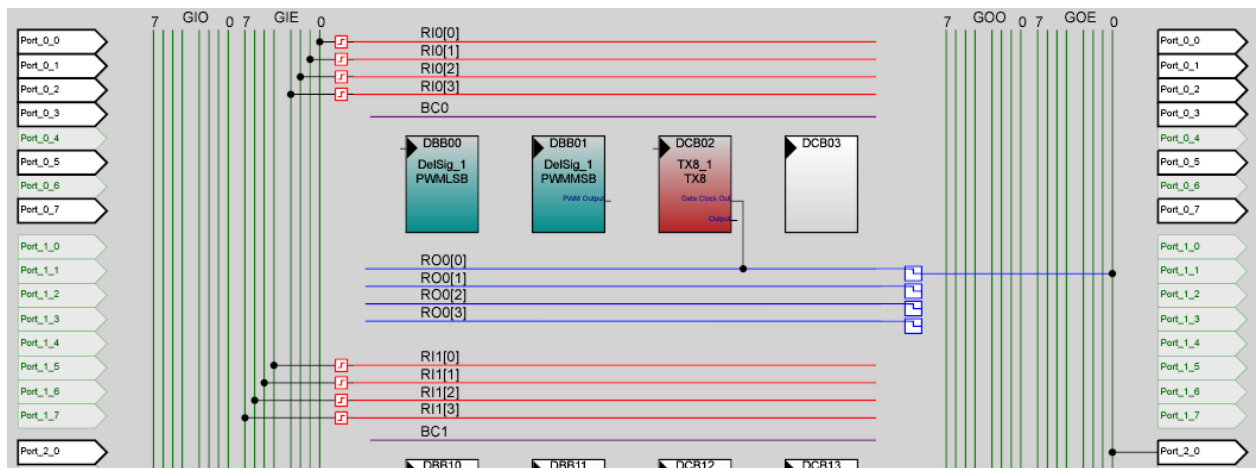


Figura 2.12. Ubicación e interconexión de módulos de usuario en la sección digital de PSoC

## 2.10 Configuración de los pines y recursos consumidos

Los pines utilizados y la configuración de cada uno de ellos están en la Figura 2.13. El pin *AGndBypass* es una opción que se activa en los recursos globales, para conectar un capacitor de 1  $\mu\text{F}$  que se pone por el pin 22 (P2[4]) y va a  $V_{ss}$ , con el objetivo de eliminar el ruido procedente de la tierra analógica (26). En esta figura también se puede apreciar que se consumieron 5 bloques digitales de 16 posibles, 9 bloques analógicos de 12 y la cantidad de memoria RAM y ROM utilizada; el *Decimator* lo utiliza el DELSIG.

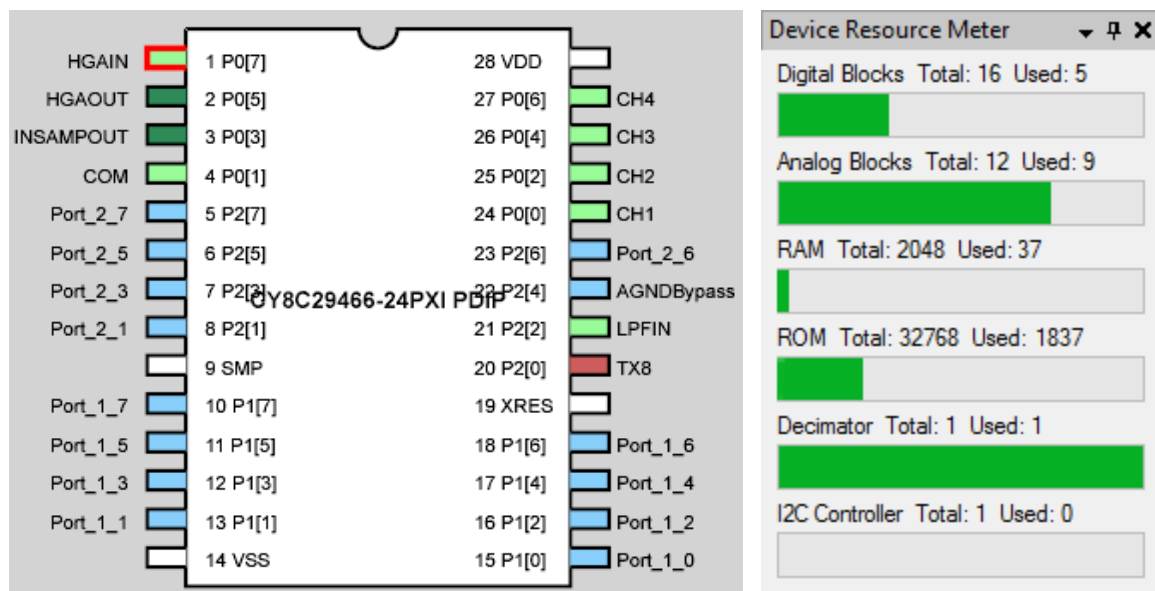


Figura 2.13. Pines utilizados y recursos consumidos en el PSOC

## CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1 Adquisición de la señal analógica

Como se observa en la figura 3.1 la adquisición de una señal analógica con el osciloscopio digital Tecktronix DPO 3014, es una onda sinusoidal de 100 Hz y amplitud 10 mV, la amplificación del sistema es buena y la señal no presenta ruido.

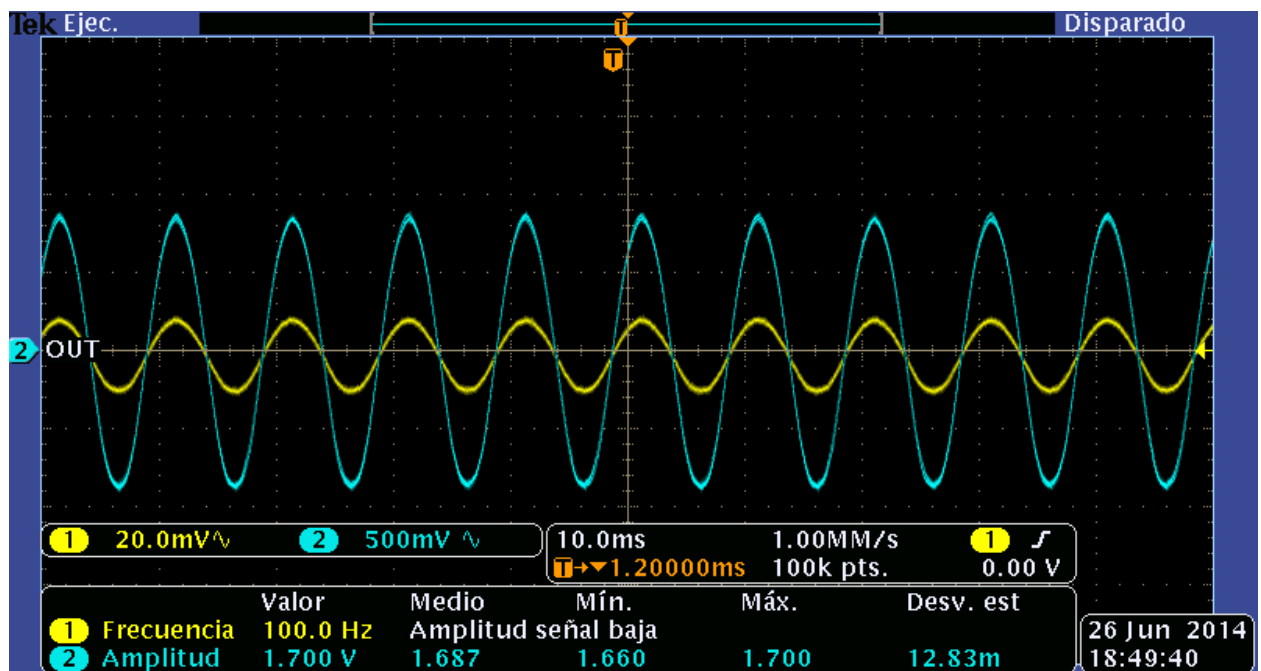


Figura 3.1 Señal analógica adquirida

### 3.2 Transmisión de valores conocidos a través del PSoC

Para la transmisión por el PSoC de valores conocidos se utilizó la herramienta de Windows *HyperTerminal*. En dicho programa se configuró la conexión por el puerto serie COM3, con una velocidad de 38400 baudios, 8bits de datos, sin paridad y sin control de flujo.

Los valores enviados a través del PSoC fueron 45h, 4Dh, 47h y 20h, correspondientes a E, M, G y un espacio en blanco respectivamente. Lo recibido por el *HyperTerminal* se muestra en la Figura 3.2 (Anexo II).

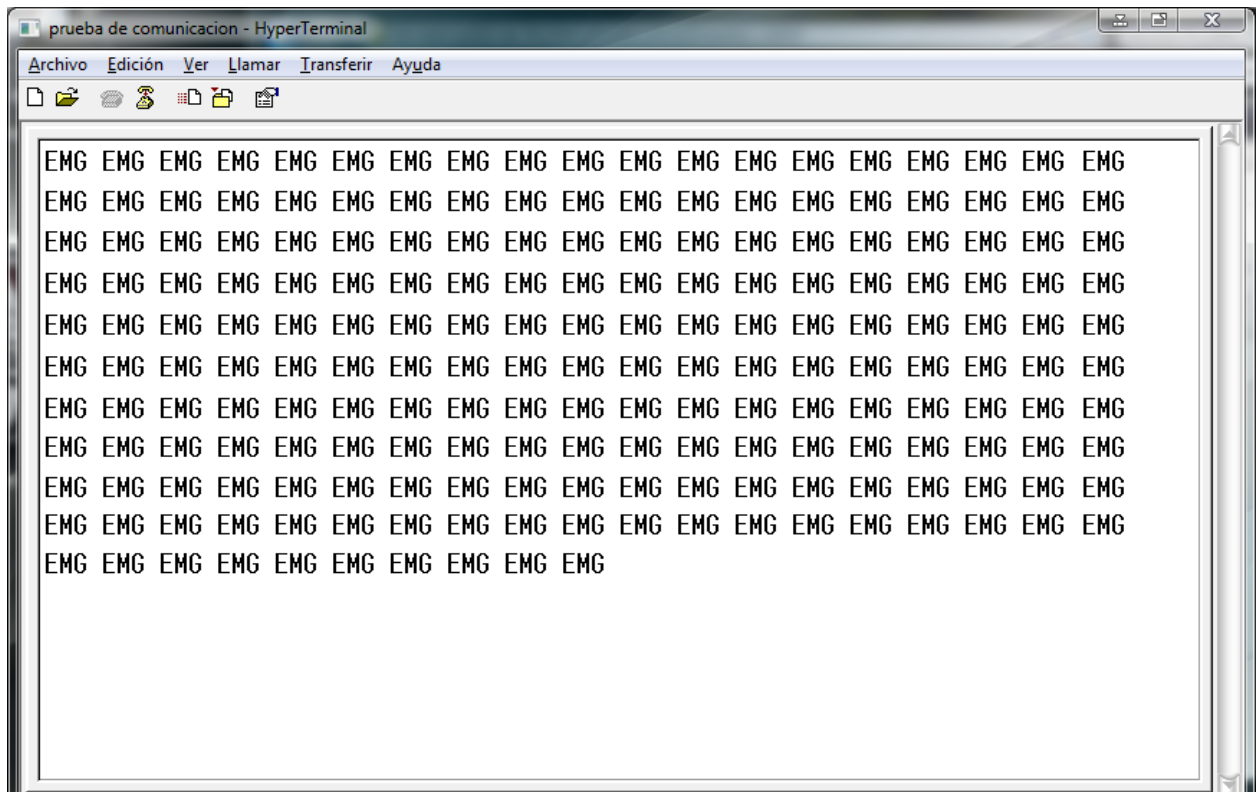


Figura 3.2 Datos adquiridos con el *HyperTerminal*

### 3.3 Prueba basada en la adquisición de una señal conocida

Como prueba inicial para comprobar el funcionamiento de sistema de adquisición propuesto se realiza la adquisición de una señal conocida. En este caso se utiliza una señal sinusoidal ruidosa, como se muestra en la figura 3.3.

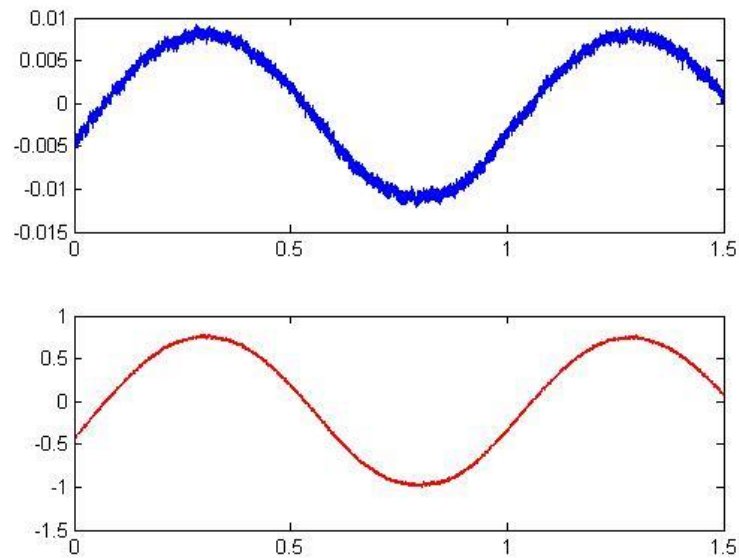
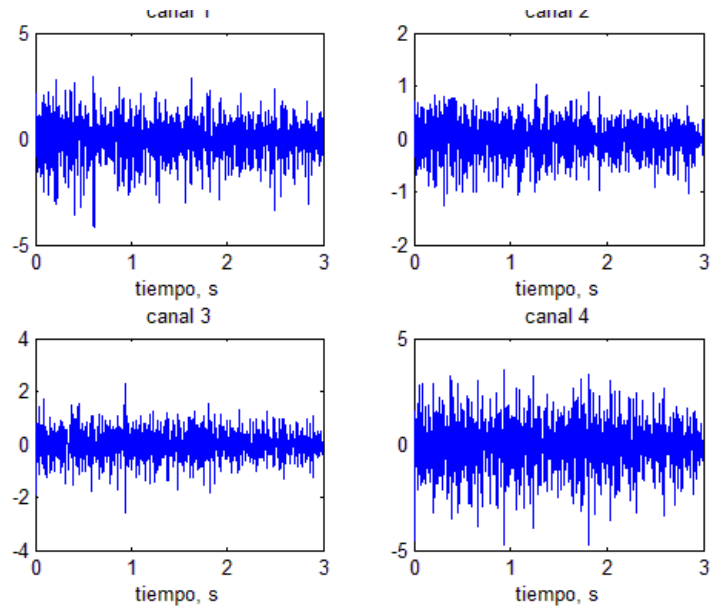


Figura 3.3: Señal sinusoidal adquirida. Arriba: señal original, debajo: señal adquirida con el PSoC

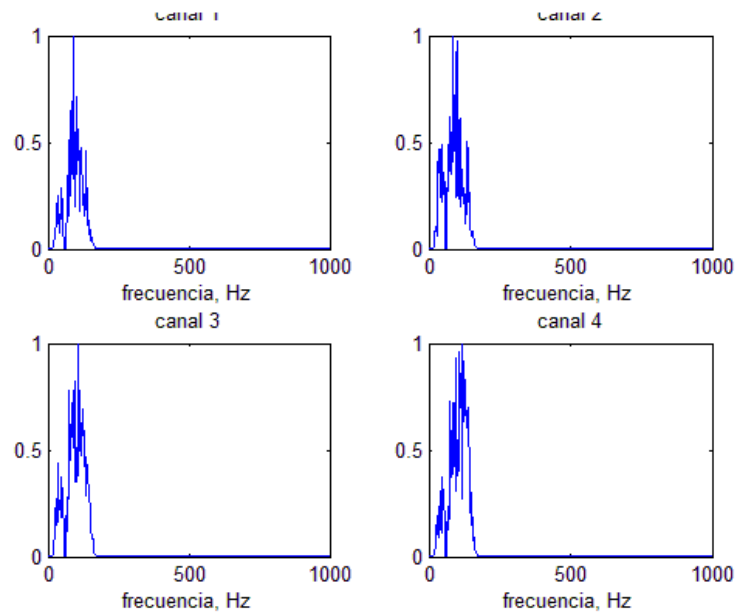
Como se puede observar en la figura 3.3, el sistema logra filtrar la señal y amplificarla. En esta etapa la amplificación alcanzada es de 91.

### 3.4 Señal EMG adquirida por el sistema

Para comprobar el funcionamiento del sistema de medición propuesto se adquirió y se envió al Matlab para su análisis. La figura 3.4 muestra los cuatro canales de la señal adquirida y estimado de la densidad espectral de potencia por el método de Welch.



(a)



(b)

Figura 3.4: Ejemplo de la señal adquirida con el dispositivo desarrollado, (a) en el dominio del tiempo (b) en el dominio de la frecuencia

En la figura se observa la conservación de las frecuencias útiles, en el rango de 20 a 150 Hz producto del proceso de filtrado y la eliminación de la frecuencia de la línea de alimentación de 60 Hz.



### 3.5 Clasificación de la intensidad de movimiento utilizando el sistema diseñado.

Para evaluar la utilidad del sistema de adquisición propuesto en la clasificación de la intensidad de movimiento se realiza un experimento consistente en discriminar entre dos clases de movimiento (extensión y flexión de la muñeca). Las señales captadas son almacenadas y el procesamiento se realiza *offline*. El experimento consiste en realizar tres repeticiones de ambos movimientos durante tres segundos de duración cada una. Las señales son procesadas en tramas de 250 ms con un solapamiento del 50 %, de donde se extraen rasgos dominio-temporales y se utiliza un clasificador basado en análisis discriminante lineal para tratar de discriminar entre las dos clases. Las dos primeras repeticiones se utilizan para construir el modelo discriminante, mientras que la segunda se utiliza para comprobar el resultado.

Los rasgos que se obtienen del dominio del tiempo para cada uno de los canales de adquisición son 4: (1) valor medio absoluto, (2) cruces por cero, (3) cambios de signo de la pendiente y (4) longitud de la forma de onda. Estos rasgos están descritos en (31)

El valor medio absoluto (MAV) es el promedio absoluto de la señal en un segmento determinado. Es una de las características basadas en estadísticos temporales, y está dada por la ecuación 3.1:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3.1)$$

El número de cruces por cero (ZC) es el número de veces que la señal pasa por cero y se calcula mediante la ecuación (3.2).

$$ZC = \sum_{i=1}^N sgn(-x_i * x_{i+1}) \quad sgn = \begin{cases} 1, & x > th \\ 0, & \text{otros} \end{cases} \quad (3.2)$$

Donde  $th$  es el 2 % del valor de la amplitud máxima en el segmento para evitar el conteo de cruces por cero provocados por ruidos.

El cambio de signo de la pendiente (NT) se calcula según la ecuación 3.3

$$NT = \sum_{i=1}^N \text{sgn}((x_{i+1} - x_i)(x_{i+2} - x_{i+1})) \quad \text{sgn} = \begin{cases} 1, x > th \\ 0, \text{otros} \end{cases} \quad (3.3)$$

Donde  $th$  toma el mismo valor que en 3.2

La longitud de la forma de onda da una idea de la amplitud relativa, la frecuencia y la duración de la forma de onda de la señal, se calcula mediante la ecuación 3.4, a partir de dos muestras consecutivas  $x_i$  y  $x_{i-1}$ .

$$WAVE = \sum_{i=n-N}^n |\Delta x_i| \quad \Delta x_i = x_i - x_{i-1} \quad (3.4)$$

Con estos rasgos se realiza una clasificación utilizando un clasificador discriminante lineal (LDA), considerando que las clases fueran equiprobables.

Los resultados alcanzados se muestran en la Tabla 3.1, donde puede verse que se logra una tasa de buena clasificación de 78.26 %, siendo la clase de extensión de la muñeca la de peor resultado con solo un 70%. Valores de sensibilidad y especificidad alcanzados son de 71.64 y 66.66.

Tabla 3.1: Resultados alcanzados en la clasificación de la intensidad de movimiento

	PercCorr	G1:1	G2:2	
G1:1	70	48	19	67
G2:2	84.61	24	132	156
Total	78.26	72	151	223
		Senc	Specif	
		71.641791	66.6666667	

Estos resultados, aunque no garantizan por sí solos la efectividad del sistema de adquisición diseñado, muestra la validez de usarlo para esta aplicación. Las bajas tasas de desempeño (78%) pueden deberse a diversos factores, algunos atribuibles al sistema de medición en sí, pero otros pueden estar relacionados a la poca cantidad de datos utilizados en este experimento piloto.

### 3.6 Circuito impreso final

En la figura 3.5 se muestra el circuito impreso simulado por la vista 3D del ARES herramienta dentro del Proteus. También se puede observar la esquemática del circuito en la figura 3.6.

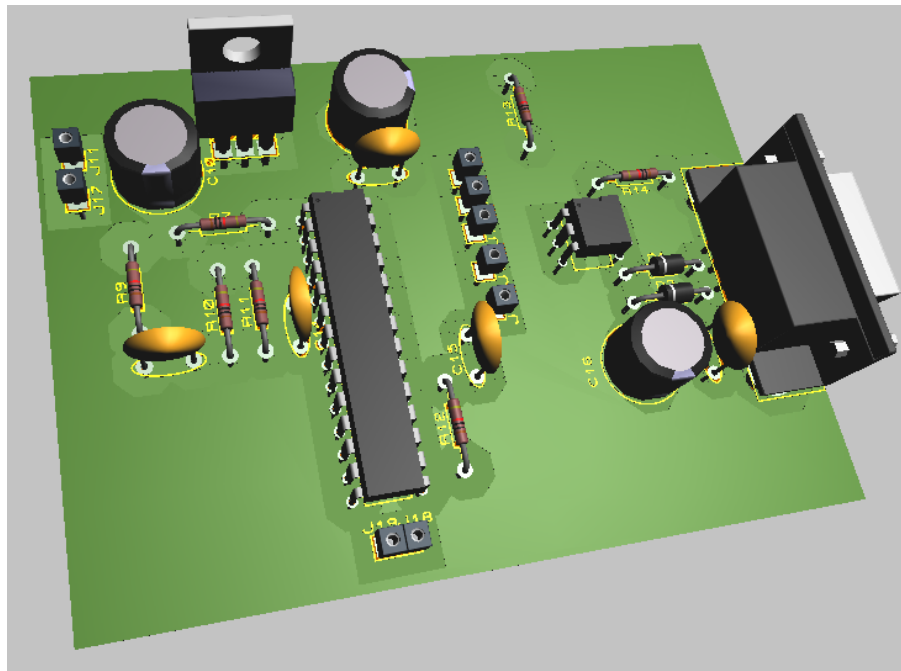


Figura 3.5 Circuito impreso simulado

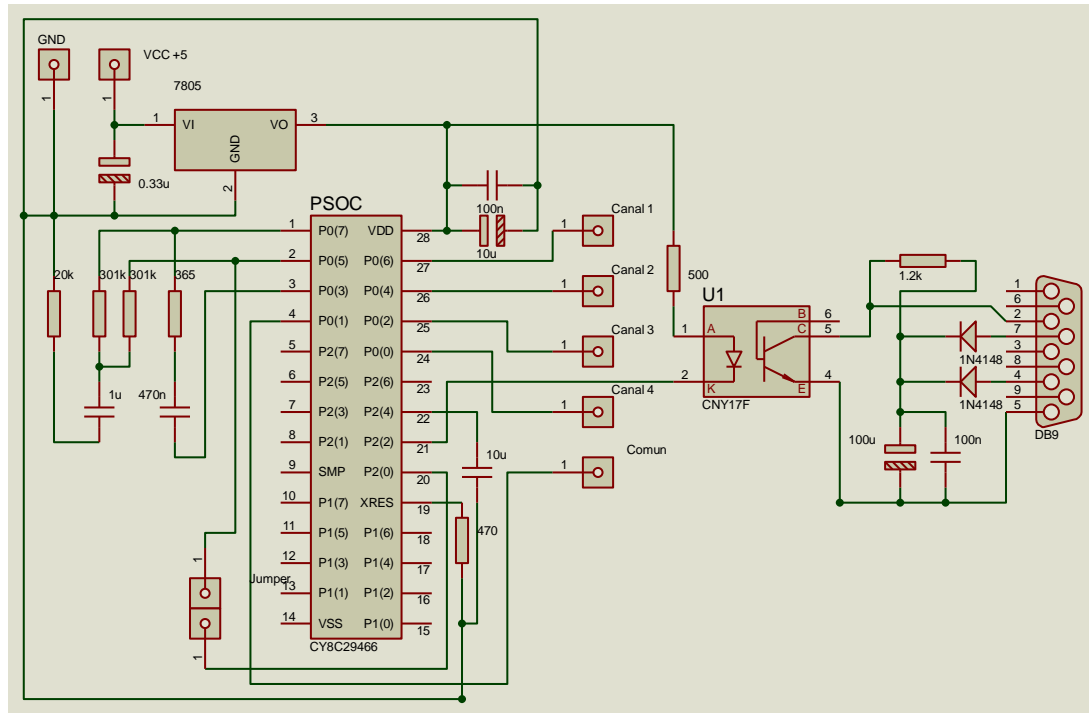


Figura 3.6 Esquemática del circuito

### 3.7 Análisis de costo

Teniendo en cuenta que se logró integrar la mayor parte de los componentes del sistema dentro del PSoC, los componentes externos son mínimos por lo que la complejidad del sistema y los costos disminuyen. Para tener una idea aproximada del costo del sistema desarrollado se realizó una búsqueda de precios de componentes similares a los utilizados, en el sitio *Digi-key*. En la tabla del Anexo IV se muestran los componentes con el precio correspondiente. El costo total aproximado del equipo implementado, sin incluir el montaje del impreso, es de 8.75 USD. Vale aclarar que la mayoría de los componentes que se utilizaron en este proyecto fueron recuperados de equipos en desuso, por eso la implementación del sistema se abarató aún más.

## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **Conclusiones**

La realización de este trabajo permite arribar a las siguientes conclusiones:

1. Se logró la adquisición de 4 canales de la señal, cumpliéndose con los requerimientos de diseño planteados.
2. El diseño realizado permite una baja utilización de componentes externas, abaratando así el prototipo.
3. Se logra un adecuado funcionamiento de la interfaz serie con la PC.
4. Utilizando en Matlab un sistema de clasificación basado en análisis discriminante lineal, se logra una tasa de buena clasificación del 78 %, para dos movimientos de la muñeca, que puede considerarse discreto.

### **Recomendaciones**

1. Realizar el montaje final del prototipo desarrollado.
2. Explorar la posibilidad de modificar las configuraciones del PSoC para aumentar la frecuencia de muestreo que permita la utilización del dispositivo en otras aplicaciones que requieran una alta resolución.

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. **Kamen, G.** Electromiography Kinesiology. [aut. libro] D.G. Robertson. *Research Methods in Biomechanics*. s.l. : Human Kinetics Publ., 2004.
2. **Merletti, R y Parker, F.** *Electromiography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. s.l. : John Wiley & Sons, 2004. 0-471-67580.
3. *The uses of myoelectric currents in the operations of prosthesis. Journal of Bone Joint Surg. Br.* **Battye, C., Nighthale, A. y J., Whillis.** 3, 1955, Vols. 37-B.
4. **Massó, N, y otros, y otros.** *Aplicaciones de la electromiografía en el deporte. Apunts Med.Sport*. s.l. : Elsevier, 2010. Vol. 45.
5. **García, M.** *Valoración de la electromiografía de superficie para el analisis de la mialgia de esfuerzo en musculos del antebrazo*. Barcelona : Universidad Politécnica de Cataluña, 2010.
6. *A strategy for identifying locomotion models using surface electromyography.* **Kuiken, H. y T., Lipschutz.** s.l. : IEEE Trans on Biomedical Eng., 2009, Vol. 56.
7. **Y. Huan y Low, K.Lim H.** *Initial analysis of EMG signals of hand functions associated to rehabilitation tasks*. s.l. : Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2009.
8. **Neuman, M.R.** Biopotential Electrodes. [aut. libro] J.D. Bronzino. *The Biomedical Eng Handbook*. s.l. : CRC Press, 2000.
9. **Searle, A. y L., Kirkup.** *A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recording electrodes*. Sidney : Departament of Applied Physics, University of Technology, 2007.
10. **Salas, B.F.** *Análisis de señales mioeléctricas orientadas a la robotica*. Bogotá : Universidad de la Salle, 2007.
11. **I.A., Cifuentes.** *sistema para la detección de señales EMG*. Merida, Mexico : s.n., 2010.
12. *Electromiografo digital de 8 canales. VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería.* **Rodríguez D. et al.** Habana : s.n., 2007.

13. *Implementación de un electromiografo con interfaz USB.* Tecnura. **Urbina, W.** 33, Bogotá : Redalyc, 2012, Vol. 16. 0123-921X.
14. **Cypress Semiconductor Corporation.** [<http://www.cypress.com>] 2014.
15. **Cypress Semiconductor Corporation .***IDE User Guide. Document # 38-12002 Rev. H.*[<http://www.cypress.com>] 2008.
16. **D. Seguire.***Selecting PSoC™ Ground and Reference. Cypress MicroSystems. Application Note, AN2219.* [ <http://www.cypress.com>] August 2004.
17. **Cypress Semiconductor Corporation.***PSoC Mixed Signal Array Technical Reference Manual (TRM) .* [<http://www.cypress.com>] 2009.
18. **Cypress Semiconductor Corporation.***CY8C29466, CY8C29566, CY8C29666, CY8C29866 PSoC® Programmable System-on-Chip™.* DocumentNumber: 38-12013 Rev. \*P.[<http://www.cypress.com>] 2006.
19. **CYPRESS, M.***PSoC Mixed-Signal Array Final Data Sheet CY8C29466, CY8C29566, CY8C29666, and CY8C29866.*[<http://www.cypress.com>] 2004.
20. **H. Demuth and M. Beale.***Neural network toolbox for use with MATLAB.* 1993.
21. **J. H. Mathews, K. D. Fink, P. J. P. Escolano, A. F. Carrión, and M. C. Márquezl.***Métodos numéricos con MATLAB vol. 2.* s.l. : Prentice Hal, 2000.
22. **Grishman, R.** *PROTEUS parserreference manual . PROTEUS Project Memorandum, vol. 4.* 1986.
23. **R. Grishman, C. Macleod, and A. Myers,.***COMLEX Syntax Reference Manual. Proteus Project.* s.l. : NYU, 1998.
24. *Defibrillation recovery curves for different electrode materials.* **Das, D. P., and J. G. Webster.**1992.
25. **V. Grygorenko.***Offset Compensation for High Gain AC Amplifiers. Cypress MicroSystems, Application Note, AN2320.* October 2005.
26. **D. Seguire.***Lower Noise Continuous Time Signal Processing with PSoC. Cypress MicroSystems, Application Note, AN2224.* December 2004.
27. **Hudgins B., Parker P., Scott RN.,***New Strategy for Multifunction Myoelectric Control,*IEEE Trans Biomed Eng. Vol. 40, pp. 82 94, 1993.
28. **Hargrove, L. J., Englehart, K., Hudgins B.** A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification, IEEE TransBiomedEng, 2007.
29. **R. Lyons,** Understanding Digital Signal Processing 2nd Edition, Eddison Wesley, 1997.

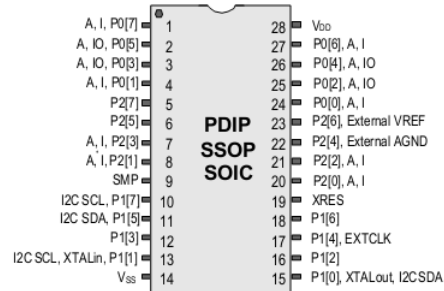
30. **todoenquipomedico.com**. [En línea] [Citado el: 5 de Junio de 2014.]  
<http://www.todoenquipomedico.com>.
31. **Gallant, P. J., Morin, E. L., Peppard, L. E.** Feature based classification of myoelectric signals using artificial neural networks, MedBiolEngComput, 1998.
32. **Merlo A., Campanini I.**, Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians, The Open Rehabilitation Journal, 2010, 3, 98-109



## Anexos

### Anexo I. Terminales y encapsulado del PSoC

Pin No.	Type		Pin Name	Description
	Digital	Analog		
1	I/O	I	P0[7]	Analog column mux input
2	I/O	I/O	P0[5]	Analog column mux input and column output
3	I/O	I/O	P0[3]	Analog column mux input and column output
4	I/O	I	P0[1]	Analog column mux input
5	I/O		P2[7]	
6	I/O		P2[5]	
7	I/O	I	P2[3]	Direct switched capacitor block input
8	I/O	I	P2[1]	Direct switched capacitor block input
9	Power		SMP	Switch mode pump (SMP) connection to external components required
10	I/O		P1[7]	I <sup>2</sup> C serial clock (SCL)
11	I/O		P1[5]	I <sup>2</sup> C serial data (SDA)
12	I/O		P1[3]	
13	I/O		P1[1]	Crystal (XTALin), I <sup>2</sup> C Serial Clock (SCL), ISSP-SCLK <sup>3</sup>
14	Power		V <sub>SS</sub>	Ground connection
15	I/O		P1[0]	Crystal (XTALout), I <sup>2</sup> C Serial Data (SDA), ISSP-SDATA <sup>3</sup>
16	I/O		P1[2]	
17	I/O		P1[4]	Optional external clock input (EXTCLK)
18	I/O		P1[6]	
19	Input		XRES	Active high external reset with internal pull-down
20	I/O	I	P2[0]	Direct switched capacitor block input
21	I/O	I	P2[2]	Direct switched capacitor block input
22	I/O		P2[4]	External analog ground (AGND)
23	I/O		P2[6]	External voltage reference (VREF)
24	I/O	I	P0[0]	Analog column mux input
25	I/O	I/O	P0[2]	Analog column mux input and column output
26	I/O	I/O	P0[4]	Analog column mux input and column output
27	I/O	I	P0[6]	Analog column mux input
28	Power		V <sub>DD</sub>	Supply voltage



### Anexo II Código fuente para la prueba de transmisión.

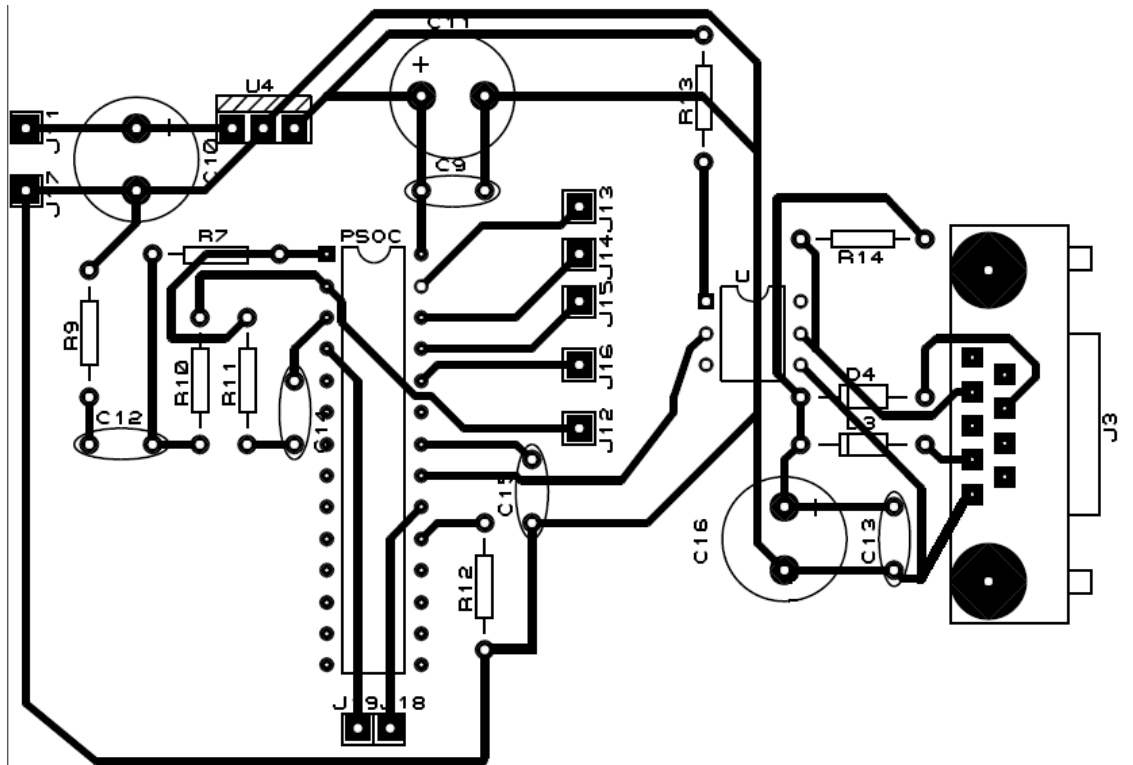
```
//-----
// C main line
//-----
#include <m8c.h> // part specific constants and macros
#include "PSoCAPI.h" // PSoC API definitions for all User Modules
void main()
{
    TX8_Start(TX8_PARITY_NONE);
    M8C_EnableGInt;
    for(;;)
    {
        TX8_PutChar(0x45);
        TX8_PutChar(0x4D);
        TX8_PutChar(0x47);
        TX8_PutChar(0x20);
    }
}
```

**Anexo III Script para la recepción de datos serie en Matlab.**

```
try
close all;
s =
serial('COM3','DataBits',8,'Parity','none','StopBits',1,'Baudrate',38400,'FlowControl','none',
'inputbuffersize', 50000);
fopen(s);
set(s, 'RequestToSend', 'on');
pause(20)
N = get(s, 'BytesAvailable')
data = uint8(fread(s, N));
fclose(s)
delete(s)
clear s
i = 1;
v = [];
while i < length(data)-6
if data(i) == 170 && data(i+3) == 170 && data(i+6) == 170
a = data(i+1);
b = data(i+2);
if a < 128
v = [v double(uint16(a)*2^8+uint16(b))];
else
v = [v -double(uint16(bitcmp(a))*2^8+ uint16(bitcmp(b))+1)];
end
%v = [v uint16(data(i+1))*2^8+uint16(data(i+2))];
i = i + 3;
else
i = i + 1;
end
end
v1 = v - mean(v);
catch
fclose(s)
delete(s)
clear s
end
```

**Anexo IV Análisis económico.**

Cantidad	Descripción	Fabricante	Precio (USD)
1	PSoC CY8C29466	Semiconductor Corp.	4.350000
1	CNY17_3	Vishay Semiconductor	0.610000
2	Capacitor de 10uF	TaiyoYuden	0.012500
1	Capacitor de 100uF	Panasonic Electronic	0.025700
2	Capacitor de 0.1uF	TaiyoYuden	0.002100
1	Capacitor de 0.33uF	TaiyoYuden	0.025000
1	Capacitor de 1.8uF	TaiyoYuden	0.002100
2	Capacitor de 0.47uF	Panasonic Electronic	0.001665
1	Capacitor de 2.2uF	TaiyoYuden	0.001935
1	Capacitor de 0.22uF	TaiyoYuden	0.002100
2	Resistencia 301k $\Omega$	Yageo	0.158000
1	Resistencia 470 $\Omega$	VishayBeyschlag	0.136000
1	Resistencia 20k $\Omega$	Yageo	0.013940
1	Resistencia 365 $\Omega$	VishayBeyschlag	0.136000
1	Resistencia 500 $\Omega$	Rohm Semiconductor	0.037000
1	Resistencia 1.2k $\Omega$	Rohm Semiconductor	0.029000
1	Conector DB9	TE Connectivity	2.350000
1	LM7805	Fairchild Semiconductor	0.600000
2	Diodo 1N4148	Fairchild Semiconductor	0.045100
TOTAL			8.757505

**Anexo V Esquema del circuito para imprimir**

## Anexo VI Datasheet del LM7805



August 2013

## LM78XX / LM78XXA

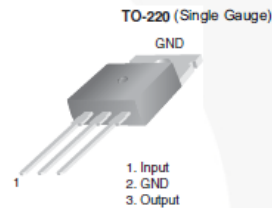
### 3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator

#### Features

- Output Current up to 1 A
- Output Voltages: 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 24 V
- Thermal Overload Protection
- Short-Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Protection

#### Description

The LM78XX series of three-terminal positive regulators is available in the TO-220 package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down, and safe operating area protection. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1 A output current. Although designed primarily as fixed-voltage regulators, these devices can be used with external components for adjustable voltages and currents.



#### Electrical Characteristics (LM7805)

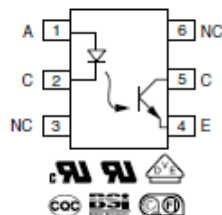
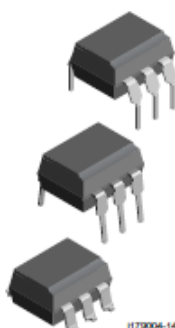
Refer to the test circuit,  $-40^{\circ}\text{C} < T_J < 125^{\circ}\text{C}$ ,  $I_O = 500\text{ mA}$ ,  $V_I = 10\text{ V}$ ,  $C_I = 0.1\text{ }\mu\text{F}$ , unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$V_O$	Output Voltage	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$	4.80	5.00	5.20	V
		$I_O = 5\text{ mA to }1\text{ A}$ , $P_O \leq 15\text{ W}$ , $V_I = 7\text{ V to }20\text{ V}$	4.75	5.00	5.25	
Regline	Line Regulation <sup>(2)</sup>	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$		4.0	100.0	mV
		$V_I = 7\text{ V to }25\text{ V}$		1.6	50.0	
Regload	Load Regulation <sup>(2)</sup>	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$		9.0	100.0	mV
		$I_O = 5\text{ mA to }1.5\text{ A}$		4.0	50.0	
$I_Q$	Quiescent Current	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$		5.0	8.0	mA
$\Delta I_Q$	Quiescent Current Change	$I_O = 5\text{ mA to }1\text{ A}$		0.03	0.50	mA
		$V_I = 7\text{ V to }25\text{ V}$		0.30	1.30	
$\Delta V_O / \Delta T$	Output Voltage Drift <sup>(3)</sup>	$I_O = 5\text{ mA}$		-0.8		mV/ $^{\circ}\text{C}$
$V_N$	Output Noise Voltage	$f = 10\text{ Hz to }100\text{ kHz}$ , $T_A = +25^{\circ}\text{C}$		42.0		$\mu\text{V}/V_O$
RR	Ripple Rejection <sup>(3)</sup>	$f = 120\text{ Hz}$ , $V_I = 8\text{ V to }18\text{ V}$	62.0	73.0		dB
$V_{DROP}$	Dropout Voltage	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$ , $I_O = 1\text{ A}$		2.0		V
$R_O$	Output Resistance <sup>(3)</sup>	$f = 1\text{ kHz}$		15.0		m $\Omega$
$I_{SC}$	Short-Circuit Current	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$ , $V_I = 35\text{ V}$		230		mA
$I_{PK}$	Peak Current <sup>(3)</sup>	$T_J = +25^{\circ}\text{C}$		2.2		A

## Anexo VII Datasheet del CNY17F\_3


[www.vishay.com](http://www.vishay.com)
**CNY17F**

Vishay Semiconductors

**Optocoupler, Phototransistor Output, no Base Connection****FEATURES**

- Isolation test voltage, 5000 V<sub>RMS</sub>
- No base terminal connection for improved common mode interface immunity
- Long term stability
- Industry standard dual-in-line package
- Material categorization: For definitions of compliance please see [www.vishay.com/doc?99912](http://www.vishay.com/doc?99912)

RoHS  
COMPLIANT**AGENCY APPROVALS**

Safety application model number covering all products in this datasheet is CNY17F. This model number should be used when consulting safety agency documents.

- UL file no. E52744
- cUL tested to CSA 22.2 bulletin 5A
- DIN EN 60747-5-5 (VDE 0884-5), available with option 1
- BSI: EN 60065, EN 60950-1
- FIMKO EN60950
- CQC GB8898-2011

**DESCRIPTION**

The CNY17F is an optocoupler consisting of a gallium arsenide infrared emitting diode optically coupled to a silicon planar phototransistor detector in a plastic plug-in DIP-6 package.

The coupling device is suitable for signal transmission between two electrically separated circuits. The potential difference between the circuits to be coupled is not allowed to exceed the maximum permissible reference voltages.

In contrast to the CNY17 series, the base terminal of the F type is not connected, resulting in a substantially improved common-mode interference immunity.

<b>ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS</b> ( $T_{amb} = 25^{\circ}\text{C}$ , unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
<b>INPUT</b>				
Reverse voltage		$V_R$	6	V
DC forward current		$I_F$	60	mA
Surge forward current	$t \leq 10 \mu\text{s}$	$I_{FSM}$	2.5	A
Power dissipation		$P_{diss}$	100	mW
<b>OUTPUT</b>				
Collector emitter breakdown voltage		$BV_{CEO}$	70	V
Collector current		$I_C$	50	mA
Collector peak current	$t_p/T = 0.5, t_p \leq 10 \text{ ms}$	$I_{CM}$	100	mA
Output power dissipation		$P_{diss}$	150	mW
<b>COUPLER</b>				
Isolation test voltage between emitter and detector	$t = 1 \text{ min}$	$V_{ISO}$	5000	V <sub>RMS</sub>
Storage temperature range		$T_{stg}$	-55 to +150	$^{\circ}\text{C}$
Ambient temperature range		$T_{amb}$	-55 to +110	$^{\circ}\text{C}$
Junction temperature		$T_J$	100	$^{\circ}\text{C}$
Soldering temperature <sup>(1)</sup>	2 mm from case, $\leq 10 \text{ s}$	$T_{sld}$	260	$^{\circ}\text{C}$
Total power dissipation		$P_{diss}$	250	mW