



# **ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y  
PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS CON  
MATLAB PARA LA IDENTIFICACIÓN DE LOS MOVIMIENTOS  
EXTENSIÓN, FLEXIÓN, PRONACIÓN Y SUPINACIÓN DE UN  
BRAZO HUMANO.**

**LUIS ALBERTO ZABALA AGUIAR**

**Trabajo de Titulación modalidad: Proyectos de Investigación y Desarrollo,  
presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH,  
como requisito parcial para la obtención del grado de:**

**MAGISTER EN SISTEMAS DE TELECOMUNICACIONES**

**RIOBAMBA-ECUADOR**

**OCTUBRE 2017**



## ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

### CERTIFICACIÓN:

EL TRIBUNAL DEL TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA QUE:

El Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo, denominado: “Desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab para la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación de un brazo humano.”, de responsabilidad del señor LUIS ALBERTO ZABALA AGUIAR, ha sido minuciosamente revisado y se autoriza su presentación.

Tribunal:

Ing. Wilson Zúñiga MSc.

**PRESIDENTE**

---

Ing. Oswaldo Geovanny Martínez Guashima MSc.

**DIRECTOR DE TESIS**

---

Ing. Paul David Moreno Avilés PhD.

**MIEMBRO DEL TRIBUNAL**

---

Ing. Ruth Genoveva Barba Vera MSc.

**MIEMBRO DEL TRIBUNAL**

---

Riobamba, Octubre 2017

## **DERECHOS INTELECTUALES**

Yo, Luis Alberto Zabala Aguiar soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este **Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo**, y el patrimonio intelectual del mismo pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

---

LUIS ALBERTO ZABALA AGUIAR

No. Cedula: 060356401-4

## **DEDICATORIA**

Este trabajo va dedicado a mi Esposa Anita y a mi princesita Sofía quienes son el motivo y fortaleza para seguir adelante en el campo de la investigación.

A mi mami, Yoli ejemplo de mujer, madre y amiga, gracias por creer siempre en mí y acompañarme en cada paso que doy.

A mis hermanos Xavi, Hugo y Lili, gracias por apoyarnos en todo, con su tiempo y paciencia, son los mejores.

A cada una de las personas que en mi camino estudiantil han podido enseñarme algo de ciencia y de la vida.

Luis

## **AGRADECIMIENTO**

Gracias estimado Director Ing. Oswaldo Martínez MSc., por apoyarme en este recorrido, por los valiosos aportes y recomendaciones. Gracias también Ing. David Moreno PhD., un experto en la programación. Ing. Ruth Barba MSc. estimada amiga gracias por su valioso tiempo y experiencia.

A todos los profesores del programa de maestría que aportaron con su experiencia para aprender un poquito más en este gran campo científico.

Luis.

## CONTENIDO

RESUMEN.....	xii
--------------	-----

ABSTRACT .....	xiii
----------------	------

### CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN .....	1
1.1 Planteamiento del Problema .....	1
1.1.1 <i>Situación Problemática</i> .....	1
1.1.2 <i>Formulación del Problema</i> .....	2
1.2 Preguntas directrices o específicas .....	2
1.3 Justificación.....	3
1.4 Objetivo General.....	4
1.5 Objetivos Específicos .....	4
1.6 Hipótesis.....	4

### CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO .....	5
2.1 Antecedentes del Problema .....	5
2.2 Bases Teóricas .....	6
2.2.1 <i>Sistemas de Medida</i> .....	6
2.2.2 <i>Electromiografía</i> .....	7
2.2.2.1 <i>Unidad motora</i> .....	7
2.2.2.2 <i>Señal Electromiográfica</i> .....	8
2.2.3 <i>Adquisición de Biopotenciales</i> .....	8
2.2.3.1 <i>Método Invasivo</i> .....	9
2.2.3.2 <i>Método No Invasivo</i> .....	10
2.2.4 <i>Electrodos y Ubicación</i> .....	10
2.2.5 <i>Acondicionamiento de señales</i> .....	13
2.2.5.1 <i>Amplificación</i> .....	13
2.2.5.2 <i>Filtrado</i> .....	14
2.2.5.3 <i>Conversión Analógica-Digital</i> .....	16

2.2.6	<i>Electrodos Myoware</i> .....	18
2.2.7	<i>Placa Myoware Muscle Sensor</i> .....	19
2.2.8	<i>Sensor Mpu6050</i> .....	23
2.2.9	<i>Arduino Pro Micro</i> .....	25
2.2.10	<i>Módulo Wifi Esp8266</i> .....	26
2.2.11	<i>Procesamiento Digital De Señales</i> .....	27
2.2.11.1	<i>Métodos de Umbralización</i> .....	28
2.2.11.2	<i>Ventana de análisis</i> .....	29
2.2.12	<i>Matlab</i> .....	29

### CAPÍTULO III

3.	<b>METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN</b> .....	30
3.1	<b>Tipo y Diseño de Investigación</b> .....	30
3.2	<b>Métodos de la Investigación</b> .....	30
3.3	<b>Enfoque de Investigación</b> .....	30
3.4	<b>Alcance de la Investigación</b> .....	31
3.5	<b>Población de Estudio</b> .....	31
3.6	<b>Unidad de Análisis</b> .....	31
3.7	<b>Selección de la Muestra</b> .....	31
3.8	<b>Técnica de recolección de datos primarios y secundarios</b> .....	31
3.9	<b>Instrumentos de recolección de datos primarios y secundarios</b> .....	32
3.10	<b>Instrumentos para procesar datos recopilados</b> .....	32
3.11	<b>Desarrollo del Sistema</b> .....	32
3.11.1	<i>Elementos de Integración</i> .....	32
3.11.2	<i>Integración del Hardware</i> .....	33
3.11.3	<i>Software de Matlab</i> .....	35
3.11.4	<i>Captura de Datos</i> .....	38
3.11.5	<i>Extracción de Características</i> .....	42

### CAPÍTULO IV

4.	<b>RESULTADOS</b> .....	43
----	-------------------------	----

<b>4.1</b>	<b>Datos Almacenados.....</b>	<b>43</b>
<b>4.2</b>	<b>Histogramas de Tendencia Central.....</b>	<b>48</b>
<b>4.3</b>	<b>Probabilidad del Sistema.....</b>	<b>51</b>
<b>4.4</b>	<b>Prueba de Hipótesis .....</b>	<b>51</b>
<b>4.5</b>	<b>Costos de Desarrollo .....</b>	<b>54</b>
	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>56</b>
	<b>RECOMENDACIONES.....</b>	<b>58</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>59</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-2</b> Factor de calidad Q de filtros.....	15
<b>Tabla 1-4</b> Resumen de datos para validación del sistema .....	44
<b>Tabla 2-4</b> Resumen de medias aritméticas .....	48
<b>Tabla 3-4</b> Costos de desarrollo del proyecto.....	54
<b>Tabla 4-4</b> Costo del dispositivo inalámbrico.....	55

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-2</b> Esquema típico de un sistema de medida de señales biomédicas .....	6
<b>Figura 2-2</b> Unidad motora.....	7
<b>Figura 3-2</b> Señal EMG del brazo .....	8
<b>Figura 4-2</b> Características de la Señal EMG.....	9
<b>Figura 5-2</b> Método invasivo.....	9
<b>Figura 6-2</b> Adquisición no invasiva.....	10
<b>Figura 7-2</b> Electrodo de Ag-AgCl.....	11
<b>Figura 8-2</b> Ubicación de electrodos .....	12
<b>Figura 9-2</b> Recomendaciones SENIAM .....	12
<b>Figura 10-2</b> a) Amplificador diferencial. b) Entradas en términos de CMRR y Modo diferencial.....	14
<b>Figura 11-2</b> Comparación de filtros .....	15
<b>Figura 12-2</b> Filtro de segundo orden.....	16
<b>Figura 13-2</b> Partes de un conversor analógico-digital.....	17
<b>Figura 14-2</b> Conversión analógica-digital.....	17
<b>Figura 15-2</b> Electrodo Myoware .....	18
<b>Figura 16-2</b> Layout de la placa Myoware .....	19
<b>Figura 17-2</b> Ubicación de la placa .....	20
<b>Figura 18-2</b> Conexión de la placa .....	21
<b>Figura 19-2</b> Ubicación de la placa .....	21
<b>Figura 20-2</b> Diferencias entre RAW EMG y EMG envolvente.....	22
<b>Figura 21-2</b> Comunicación I2C del MPU 6050 .....	24
<b>Figura 22-2</b> Ejes del MPU6050 .....	25
<b>Figura 23-2</b> Arduino Pro Micro .....	26
<b>Figura 24-2</b> Módulo WIFI Esp8266.....	27
<b>Figura 1-3</b> Esquema general del sistema.....	33
<b>Figura 2-3</b> Diseño del circuito .....	33
<b>Figura 3-3</b> Diseño del PCB .....	34
<b>Figura 4-3</b> Integración del Hardware .....	34
<b>Figura 5-3</b> Interfaz de Matlab .....	36
<b>Figura 6-3</b> Diagrama de Flujo del sistema.....	36
<b>Figura 7-3</b> a) Supinación del brazo b) Flexión del brazo.....	39
<b>Figura 8-3</b> Prueba 1-Extension .....	39

<b>Figura 9-3</b> Prueba 1-Supinación .....	40
<b>Figura 10-3</b> Prueba 1-Pronación .....	41
<b>Figura 11-3</b> Prueba 1-Flexión .....	41
<b>Figura 1-4</b> Histograma de extensión .....	49
<b>Figura 2-4</b> Histograma de supinación .....	49
<b>Figura 3-4</b> Histograma de pronación .....	50
<b>Figura 4-4</b> Histograma de flexión .....	50
<b>Figura 5-4</b> Resultados observados .....	52
<b>Figura 6-4</b> Resultados esperados.....	52
<b>Figura 7-4</b> Distribución Chi-cuadrado .....	53

## RESUMEN

El objetivo fue desarrollar un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab para la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación del brazo humano. Se inició con determinación de la técnica de procesamiento digital en base al fundamento teórico, luego de lo cual se diseñó e integró el hardware para la adquisición y procesamiento de las señales y finalmente se programó el software en Matlab para mostrar los resultados a través de un mensaje y un gráfico en tiempo real. El sistema está compuesto de un sensor electromiográfica más un acelerómetro los cuales envían las lecturas a una placa arduino, este a su vez envía esta información vía comunicación inalámbrica al computador. Las señales son procesadas en Matlab para un grupo de muestras y el resultado se indica a través de una gráfica según sea el caso. El dispositivo ha sido validado con un grupo de personas, e indica que su probabilidad de éxito es superior al 96%. Además el análisis estadístico con chi-cuadrado da índice de 7.8 siendo aceptada la hipótesis planteada. El dispositivo integrado funciona correctamente para las 4 posiciones planteadas, con una distancia limitada debido a la antena del transmisor. Sin embargo la respuesta se visualiza en tiempo real. Es necesario ubicar correctamente el sensor electromiográfico en el brazo y tener cargada la fuente de alimentación para evitar datos erróneos.

**Palabras clave:** <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>, <INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES>, <PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES>, <MATLAB (SOFTWARE)>, <ARDUINO (SOFTWARE – HARDWARE)>, <BIOINGENIERÍA>.

## ABSTRACT

The objective was to develop a system for acquiring and processing electromyographic signals with Matlab for the identification of the extension, flexion, pronation and supination movements of the human arm. It was started with determination of the digital processing technique based on the theoretical basis, after which it was designed and integrated the hardware for the acquisition and processing of the signals and finally the software was programmed in Matlab to show the results through of a message and a graph in real time.

The system is composed of an electromyographic sensor plus an accelerometer which send the readings to an Arduino board, this in turn sends this information via wireless communication to the computer. The signals are processed in Matlab for a group of samples and the result is indicated by a graph as the case maybe. The device has been validated with a group of people and indicates that its probability of success is greater than 96%. In addition, the chi-square statistical analysis gives an index of 7.8 and the planned hypothesis is accepted. The integrated device works correctly for the 4 raised positions, with a limited distance due to the transmitter antenna. However, the response is displayed in real time. It is necessary to place the electromyographic sensor correctly in the arm and have the power supply charged to avoid erroneous data.

**Key words:** <TECHNOLOGY AND SCIENCE OF ENGINEERING>, <TELECOMMUNICATIONS ENGINEERING>, <DIGITAL SIGNAL PROCESSING>, <MATLAB>, <ARDUINO(SOFTWARE-HARDWARE)>,<BIOENGINEERING>

# CAPÍTULO I

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 Planteamiento del Problema

#### 1.1.1 *Situación Problemática*

Desde sus inicios la ciencia electrónica viene aumentando y disminuyendo en dos sentidos. Aumentando en capacidades tanto de almacenamiento y procesamiento y disminuyendo en tamaño y compactación de dispositivos.

La interacción entre el humano y las máquinas, cada vez se va mejorando, tanto si crea dispositivos que puedan tomar sus propias decisiones, o con poca intervención humana. Esto es de gran ayuda para las personas, al facilitar tareas de cálculos, procesamientos, o acciones que puedan resultar tediosas, o simplemente que representen un nivel de riesgo en la salud de las personas. El Hardware y Software que se utiliza para esto va en un constante desarrollo, permitiendo realizar tareas que hace 20 o más años atrás se las hacían ocupando una gran cantidad de espacio con poco rendimiento. El hardware ha venido disminuido su tamaño, por el contrario el software ha aumentado su nivel de complejidad y capacidad de procesamiento, sin embargo, los mismos se siguen complementando debido a que el hardware son los sensores del mundo real del software.

En ciencias como la medicina, la electrónica ayuda a obtener mejores resultados respondiendo en forma oportuna a situaciones donde se requiere controles críticos de forma automática.

En la actualidad mucho de este trabajo que antes realizaba el hardware, ha sido relegado al software, obteniéndose muy buenos resultados debido a que no se requieren costos de implementación, sino únicamente una simulación del sistema en estudio.

Software como Matlab<sup>1</sup> es muy usado en el área académica y profesional para que las máquinas interactúen con el mundo real.

Hasta agosto del 2015, según el Ministerio de Salud Pública, en el Ecuador existen 410832 personas con discapacidades, de estos el 48% corresponde a discapacidades del tipo física. Para estas personas representa un tipo de desventaja su condición física (Gaona, 2017).

Actualmente se fabrican prótesis mioeléctricas en países extranjeros todavía con un alto costo de desarrollo, por lo que este tipo de biomecanismos aún se encuentran inaccesibles a personas de condiciones físicas diferentes, para que permitan tareas de ayuda cuando han perdido su antebrazo. Sin embargo en el Ecuador aún está en el inicio del camino para tener estos dispositivos controlados con señales mioeléctricas.

### **1.1.2      *Formulación del Problema***

¿El Desarrollo de un sistema HW/SW para la adquisición y procesamiento de señales EMG con Matlab permitirá la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación del brazo humano?

## **1.2            Preguntas directrices o específicas**

¿La elaboración de la base teórica permitirá determinar la técnica de adquisición de señales electromiográficas, la selección de hardware y técnicas de procesado digital?

¿El diseño y la integración de hardware para interfaces de adquisición de señales electromiográficas brindarán un correcto acondicionamiento y procesamiento en Matlab?

¿El desarrollo del software en Matlab ayudará a determinar el tipo de movimiento realizado con el brazo humano?

---

<sup>1</sup> Matrix Laboratory

### 1.3 Justificación

Actualmente está en análisis el uso de señales electromiográficas EMG<sup>2</sup> para controlar dispositivos electromecánicos como motores, actuadores neumáticos, hidráulicos, etc., que permitan la ayuda en tareas de manipulación y movimientos de prótesis robóticas.

Para esto es necesario realizar una adecuada adquisición y procesamiento de dicha señal eléctrica, que pueda ser utilizada para reproducir movimientos definidos. De aquí será necesario un sistema de adquisición de datos refiriéndonos al hardware y un sistema de procesado de datos para un correcto tratamiento a nivel de software.

Para el primer paso, es necesario una amplificación de la señal a niveles que puedan ser leídos por las tarjetas microcontroladoras. El segundo evento que es la etapa de filtrado, necesario para eliminar componentes no relacionadas con la información útil de la señal como el ruido.

Finalmente luego de haber acondicionado la señal, viene el procesamiento a través de la herramienta Matlab, en donde se requieren técnicas de extracción, caracterización y operaciones matriciales para su posterior clasificación e identificación de los 4 tipos de movimiento a realizar por el brazo humano.

Al final de esta investigación se proporcionara una herramienta que sirva como base para futuras investigaciones y aportes para la creación de brazos robóticos o prótesis de manera relativamente más económica en comparación a productos extranjeros que representan un alto costo en la adquisición.

El sistema conformado por hardware y software lograra el procesamiento de señales mioeléctricas que se puedan utilizar para identificar 4 posiciones del brazo humano, Extensión, Pronación, Supinación y Flexión. Con esto se espera obtener un gráfico y un mensaje digital de forma que indiquen el tipo de movimiento que se realiza con el brazo.

Logrando tener una gran importancia en el estudio de prótesis mioeléctricas para un futuro, con beneficio en personas con discapacidades en sus extremidades superiores o para controlar servomecanismos que eviten el contacto humano con un proceso de riesgo para la salud.

---

<sup>2</sup> Técnica de registro gráfico de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos

#### **1.4 Objetivo General**

Desarrollar un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab para la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación del brazo humano.

#### **1.5 Objetivos Específicos**

- Determinar la aplicación de la técnica de adquisición de señales EMG, la selección de hardware, técnicas de procesado digital en base al fundamento teórico.
- Diseñar e integrar el hardware para las interfaces de adquisición de señales electromiográficas de forma inalámbrica, para un correcto acondicionamiento y procesamiento en Matlab.
- Desarrollar una interfaz gráfica en Matlab que permita visualizar y procesar las señales de entrada y muestre el grafico resultante del tipo de movimiento del brazo humano.

#### **1.6 Hipótesis**

El desarrollo de un sistema hardware/software para la adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab, permitirá la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación del brazo humano.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Antecedentes del Problema

En el trabajo “Control de señales EMG para el movimiento de un brazo robótico de tres grados de libertad”, se construye un sistema de adquisición con 5 canales para lo cual utilizaron 10 electrodos para el censado de 5 músculos del brazo, también utilizaron la ayuda de lógica difusa de 23 reglas para lograr la clasificación de los movimientos, obteniéndose como resultados porcentaje de aciertos y de confianza del 95%. (Aguirre Vargas, Flores Abad, Alba Baena, Acosta Guadarrama, & Canales Valdiviezo, 2015).

En la Investigación “Diseño e implementación de un electromiógrafo mediante Matlab”, realizan un sistema de un solo canal con dos electrodos, el cual les permite tomar medidas del brazo desde el bíceps, y realizan la aplicación de filtros mediante software indicando que son más precisos que utilizar filtros analógicos. Sin embargo también indican que su aplicación no es en tiempo real sino con medidas ya tomadas, y si se desea hacerlo en tiempo real es necesario una tarjeta de adquisición de datos como Arduino. (Diaz Acevedo, Betancourt , & Hurtado).

En el trabajo “Brazo robótico controlado por electromiografía”, se presenta un brazo controlado por un sistema de un solo canal el cual ha sido diseñado de forma analógica desde su etapa de amplificación y llegando a la aplicación de ventanas para estudiar cada señal por separada. En su conclusión indica que su brazo es realizado con bajo costo de producción, para un nivel de 4 grados de libertad con una pinza en la punta. (Villamar Pinzon, Padilla Mayorga, & Cabrera Hurtado, 2012).

En el estudio “Adquisición y procesamiento de señales EMG para controlar movimiento de un brazo hidráulico”, se realiza cuatro etapas para lograr el objetivo. El primer paso es la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas del brazo humano, la segunda realiza la extracción de características de la señal, la tercera implementa un algoritmo de clasificación a través de una red neuronal artificial y finalmente se realiza el control del brazo hidráulico. Al

aplicar varias técnicas de procesado como FFT, DCT, Wavelet, determinan que el nivel de energía es la característica requerida para aplicar la red neuronal (García Pinzon & Mendoza, 2014).

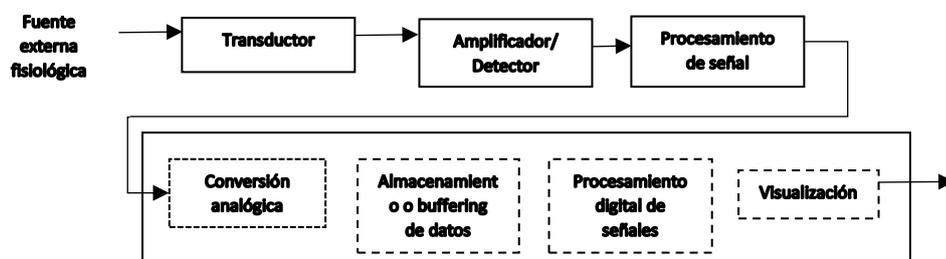
En el trabajo “Adquisición y procesamiento de una señal electromiográfica para control de una prótesis”, se construye un sistema de adquisición y acondicionamiento de la señal EMG de la mano, con amplificadores operacionales agregando un filtro pasa bajos de 15 a 500Hz, evitando así la implicación del ruido bajo 15Hz que puede afectar a la apertura y cierre de la prótesis. Con un resultado favorable se concluye que el arduino uno controla dos movimientos: puño cerrado y mano extendida (Ortega Mena, Vega Cano, & Ruíz Vega, 2014).

## 2.2 Bases Teóricas

### 2.2.1 Sistemas de Medida

En la Figura 1-2 se observa un típico sistema de medición de señales biomédicas. El transductor realiza la tarea de convertir el valor de variable física a una señal eléctrica. Algunas de estas señales luego de su conversión requieren ser amplificadas a través de amplificadores convencionales o de instrumentación. Dependiendo del análisis a realizar es necesario la implementación de filtros pasa bajos o pasa bandas. El procesamiento digital posterior es más cómodo ejecutarlo en software, para esto es necesario convertir la señal analógica en digital a través de un ADC<sup>3</sup>.

Según sea el requerimiento la señal digitalizada puede ser almacenada o guardada en un buffer de baja memoria. En algunas aplicaciones de tiempo real, la señal debe ser procesada rápidamente en un buffer muy pequeño, para no ser almacenada necesariamente. Ahora si los algoritmos de procesamiento digital pueden ser aplicados a estos bancos de datos (Semmlow, 2004).



**Figura 1-2** Esquema típico de un sistema de medida de señales biomédicas

Fuente: (Semmlow, 2004)

<sup>3</sup> Convertidor Analógico-Digital

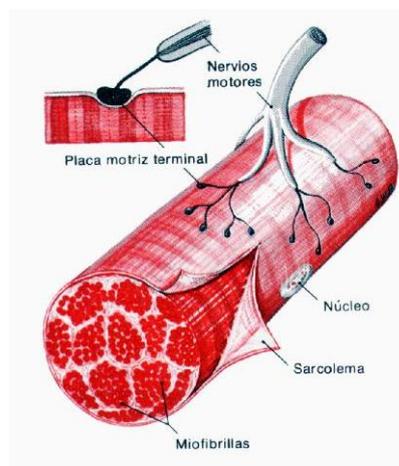
## 2.2.2 *Electromiografía*

### 2.2.2.1 *Unidad motora*

La unidad motora es el controlador más pequeño que el cuerpo humano posee, al enviar las señales neurales para una actividad muscular denominada contracción. Esta unidad está compuesta por una célula nerviosa, más una ramificación denominada axón y las demás fibras inervadas que hacen que la contracción muscular sea posible.

Las fibras musculares se reducen un 57% de su longitud en reposo al momento de realizar una contracción. Individualmente no se contraen sino más bien en grupos pequeños. (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015).

Los músculos pequeños están conformados por unidades motoras pequeñas, incluso entre 10 a 100um de longitud, mientras músculos grandes tienen unidades motoras más grandes. Como se ve en la Figura 2-2.



**Figura 2-1** Unidad motora

Fuente: (UCV, 2017)

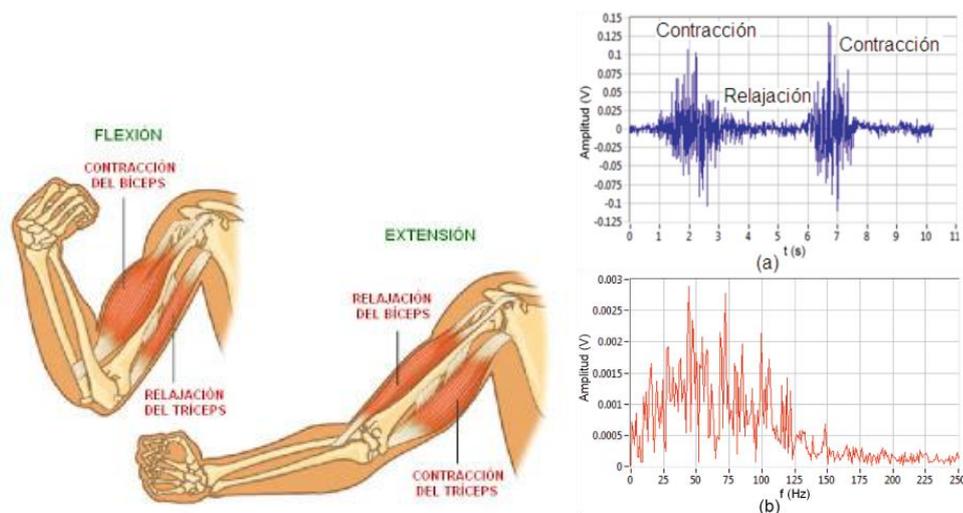
Los músculos del cuerpo humano están formados por dos tipos de fibras musculares según su apariencia; las rojas y las blancas. Las fibras rojas son de actuación lenta y se localizan en áreas que están en constante movimiento como el tronco, mientras que las blancas están presentes en músculos que generalmente están en reposo y son de actuación rápida. La apariencia se da debido a la cantidad de sangre que les llega.

### 2.2.2.2 Señal Electromiográfica

El movimiento de los iones cuando se da una señal desde el cerebro o la medula espinal, es el que genera una diferencia de potencial eléctrico entre la membrana interna y externa citoplasmática de las fibras musculares.

La señal EMG es generada cuando un grupo de fibras musculares es activado. Sin embargo, la amplitud de la señal depende mucho de la cantidad de tejido adiposo que encuentre entre el sensor y la fibra, en el caso de una adquisición superficial, caso que no ocurre cuando la señal es tomada de la fibra directamente (Cardona, 2013). Por ejemplo, si se toma una señal EMG del bíceps, esta tendrá mayor nivel de amplitud que si se toma de los glúteos por el mismo hecho que tienen mayor cantidad de tejido entre el sensor y la fibra muscular. Esto se debe a que el tejido se comporta como un filtro pasa bajos atenuando señales de alta frecuencia. (Cardona, 2013).

La señal EMG están dentro de un rango de frecuencia entre 20 y 1000Hz<sup>4</sup> y una amplitud entre 20 y 2000 uV<sup>5</sup>. Como se ve en la Figura 3-2 se registran valores en amplitud en el orden de los uV.



**Figura 3-2** Señal EMG del brazo

**Fuente:** (Varela Benitez, Rivera Delgado , Espina Hernández, & De la Rosa Vásquez, 2015)

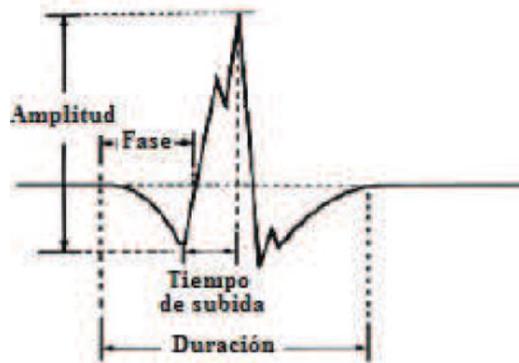
### 2.2.3 Adquisición de Biopotenciales

Las señales EMGs son demasiado pequeñas para ser procesadas directamente, para lo cual es necesario realizar un pre-procesamiento para que la señal sea acondicionada. En una señal EMG

<sup>4</sup> Hertzios: unidad de medida de la frecuencia

<sup>5</sup> Micro voltios:  $1 \times 10^{-6}$  voltios

se distinguen cuatro características principales: amplitud, fase, duración y tiempo de subida (Cabrera Ávila & Montes Fernández, 2012).



**Figura 4-2** Características de la Señal EMG

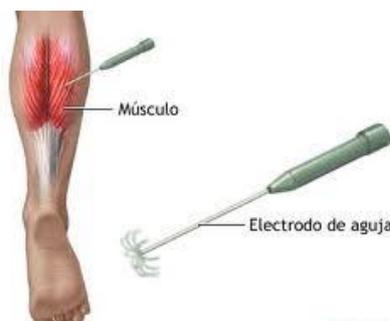
**Fuente:** (Cabrera Ávila & Montes Fernández, 2012)

Para medir esta señal se considera la amplitud pico a pico, el número de fases es el número de cruces por la línea de base más uno, ya sea cero o la base que se requiera. El tiempo de subida que puede variar según sea el movimiento de contracción, y es el tiempo entre el pico negativo inicial y el pico positivo máximo; y la duración que va desde que parte de la línea base variando su amplitud hasta que vuelve al estado de reposo nuevamente.

Según como se adquiere la señal EMG existen dos principales métodos para hacerlo: el método invasivo y el no invasivo.

### 2.2.3.1 Método Invasivo

Este método se refiere a la introducción de una aguja directamente en el músculo, evitando la atenuación que ofrece el tejido adiposo, de tal manera que las amplitudes de estas señales son mayores a señales de método no invasivo. En la Figura 5-2 se ve cómo se practica la invasión de la piel.



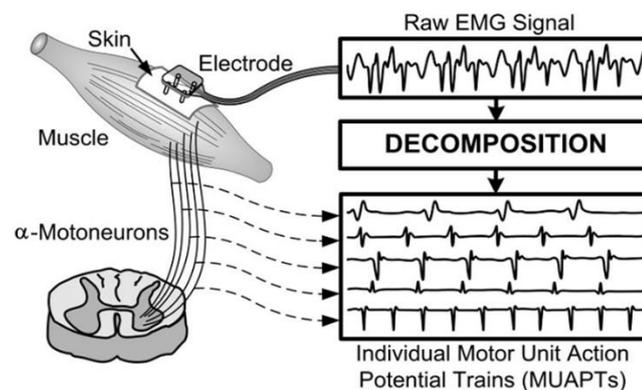
**Figura 5-2** Método invasivo

**Fuente:** (biologicblog , 2010)

Este tipo de adquisición se usa en fisioterapia para identificar músculos, nervios o fibras musculares que se encuentren afectadas por lesiones. Para esto se usan electrodos de aguja, los cuales son manipulados bajo supervisión médica debido a su naturaleza y dolor que genera este tipo de adquisición.

#### 2.2.3.2 Método No Invasivo

La electromiografía no invasiva o de superficie, se basa en el uso de electrodos superficiales, los cuales se colocan en el músculo del cual se desea conocer su actividad mioeléctrica. Estos electrodos adquieren señales de un grupo de unidades motoras, debido a que cubren un área mayor, que si se utiliza una aguja. Por esto no es muy utilizada esta técnica en cuanto a detección de músculos o nervios afectados. Más bien, sí se utiliza en estudios de fatiga muscular en deportistas. Otra aplicación muy importante de los electrodos de superficie son las investigaciones para el control de prótesis mioeléctricas.



**Figura 6-2** Adquisición no invasiva

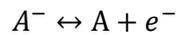
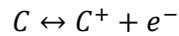
**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

De Luca (Cifuentes González, 2010) introdujo el estudio de adquisiciones de potenciales de acción unitarios y su posterior descomposición.

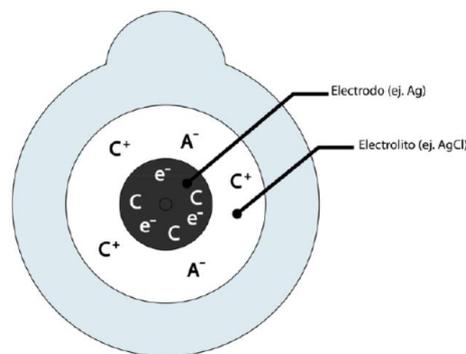
#### 2.2.4 Electrodo y Ubicación

Los flujos de corrientes iónicas generan los potenciales iónicos. Para que estos potenciales sean medidos adecuadamente es necesario convertirlos a potenciales eléctricos. De aquí esto permitió el desarrollo de nuevos instrumentos de medición que incluyen filtros que minimizan el ruido que se disponen hoy en día. Estos instrumentos que permiten la conversión de potenciales iónicos a potenciales eléctricos son los electrodos de superficie (Salas Flórez & Becerra Mora, 2007).

La operación de los electrodos de superficie se puede definir como una unión electrodo-electrolito. Para que exista un flujo de electrones entre ambos, el electrolito sin electrones libres y el electrodo sin cationes o aniones libres, debe suceder una reacción química como indica la siguiente relación:



A y C son aniones y cationes respectivamente del electrolito. El electrodo debe ser del mismo metal que el catión del electrolito para que permita la conducción como por ejemplo Ag y AgCl (plata y cloruro de plata) (Cardona, 2013).



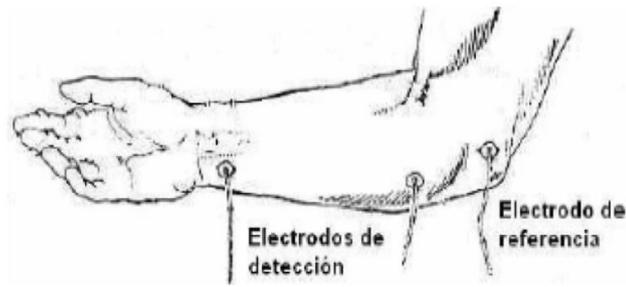
**Figura 7-2** Electrodo de Ag-AgCl

**Fuente:** (Cardona, 2013)

Resumiendo, cuando un metal del mismo material del electrolito es insertado, esto produce un desbalance de cargas positivas entre el electrodo y el electrolito, lo cual genera una diferencia de potencial.

Existen dos tipos de electrodos principalmente: húmedo y secos. Los húmedos son aquellos que entre la piel y el metal se encuentra una sustancia que mejora la conductividad y disminuye la impedancia que presenta la piel al acoplamiento con el metal, generalmente es un gel conductor que disminuye el ruido intrínseco y permite el flujo de electrones.

Para la adquisición de una señal EMG se requieren de 3 electrodos los dos primeros se sitúan muy cercanos y directamente sobre el músculo que se desea medir la actividad, mientras que un tercer electrodo sirve de referencia para los dos primeros y se ubica lejos del músculo a medir como se ve en la figura 8-2.

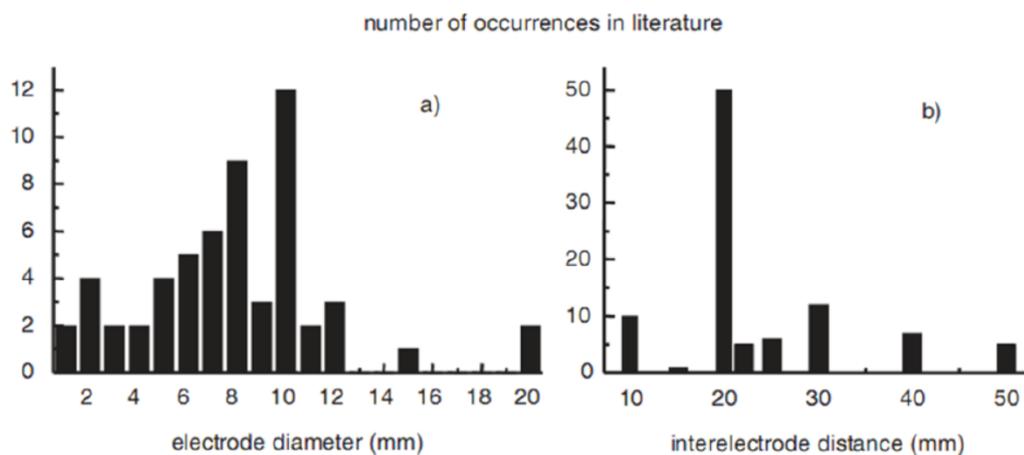


**Figura 8-2** Ubicación de electrodos

**Fuente:** (Salas Flórez & Becerra Mora, 2007).

Esta configuración de electrodos es denominada bipolar ya que se usan dos electrodos en el lugar de interés más uno de referencia. Aquí se mide la diferencia de potencial de cada uno de los electrodos respecto al de referencia.

La localización de los electrodos de superficie es muy discutida, debido a esto la SENIAM<sup>6</sup> realiza ciertas recomendaciones en cuanto al tamaño, localización y forma de los electrodos. En estas recomendaciones se indica que el tamaño más usado es de 10mm de diámetro y con esto la forma circular, es la más usada en investigaciones europeas (Cifuentes González, 2010). El material recomendado es el de Plata-Cloruro de plata Ag-AgCl.



**Figura 9-2** Recomendaciones SENIAM

**Fuente:** (Cifuentes González, 2010)

La SENIAM también recomienda que la distancia inter electrodo sea de 20mm de acuerdo a los resultados de pruebas según la Figura 9-2.

<sup>6</sup> Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles

## 2.2.5 *Acondicionamiento de señales*

### 2.2.5.1 *Amplificación*

El análisis presente esta realizado para una configuración bipolar en los electrodos. Según las recomendaciones de la SENIAM se deben seguir ciertos pasos para obtener lecturas correctas de las señales EMG. Se debe limpiar con alcohol el área de estudio. Según esto hay que seleccionar adecuadamente el tipo de electrodo a usar. Determinar la ubicación de los electrodos, fijar los electrodos y probar las conexiones. Aun así, siguiendo los pasos anteriores no se obtienen valores exactamente iguales en repetidas lecturas, ya que mientras más se experimenta los músculos se fatigan progresivamente lo que hace variar la longitud de contracción en cada medida haciendo variar la amplitud de la señal.

En una configuración bipolar las señales ingresan a un amplificador del tipo diferencial, el cual amplifica la diferencia entre ambas señales, de modo que se eliminan componentes en modo común. Si existe ruido añadido, también será amplificado en ciertas frecuencias, como de la red eléctricas o componentes electrónicos cercanos. Ruido debido a la componente DC<sup>7</sup> con frecuencia igual a cero, también es amplificado.

El amplificador de instrumentación, debe estar lo más cercano posible a los electrodos de medición, con esto se evita la inserción de ruido en las conductores.

La configuración y las características típicas son (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015):

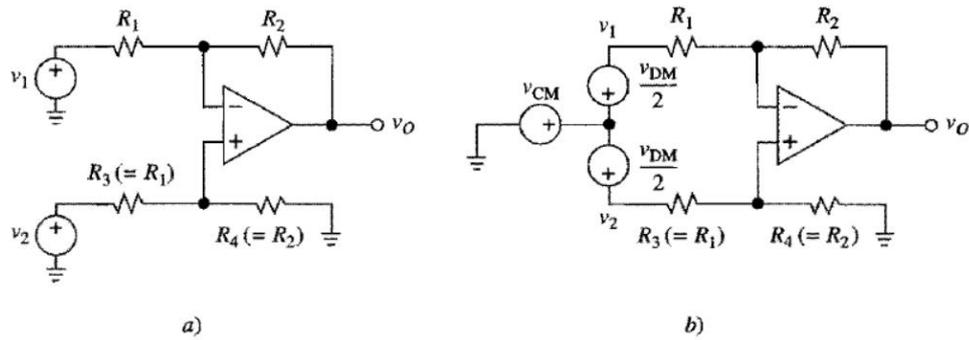
- Ganancia tal que, a la salida se obtenga una amplitud de aproximadamente  $\pm 1V$ .
- Impedancia de entrada  $> 10^{12}\Omega$  de resistencia en paralelo con una capacitancia 5pF.
- CMRR<sup>8</sup>  $> 100dB$ .
- Corriente de polarización de entrada lo más baja posible (típicamente menos de 50 pA).
- Ruido  $< 5\mu V_{rms}$ .
- Ancho de banda de 20 a 500Hz para electrodos de superficie.

El amplificador más usual para estos casos es el diferencial. Este recibe dos señales realiza la diferencia y amplifica el resultado como se ve en la Figura 10-2.

---

<sup>7</sup> Corriente Directa

<sup>8</sup> Relación de rechazo en modo común



**Figura 10-2** a) Amplificador diferencial. b) Entradas en términos de CMRR y Modo diferencial

Fuente: (Franco, 2002)

En relación con la Figura 10-2, hay que recordar que, en tanto la resistencia satisfaga la condición de puente balanceado:

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad \text{Ec. 1}$$

El circuito es un amplificador de diferencias verdadero, es decir, su salida es proporcional en forma lineal a la diferencia de sus entradas (Franco, 2002),

$$V_o = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1) \quad \text{Ec. 2}$$

De este modo, cada entrada representa un electrodo con valor de referencia al tercer electrodo.

### 2.2.5.2 Filtrado

Los filtros analógicos son dispositivos electrónicos que remueven frecuencias seleccionadas. Así entonces se encuentran los filtros pasa bajos que como su nombre indica solo permiten el paso de frecuencias bajas.

Los filtros pasa altos por el contrario permiten el paso de frecuencias altas. Los filtros pasa bandas atenúan frecuencias sobre y bajo un ancho de frecuencia deseado.

Mientras que el filtro rechaza banda atenúa solo la banda de frecuencia deseada.

Incluidos están los filtros analógicos en la circuitería del OPAMP<sup>9</sup>, por sus características resistivas y capacitivas, estos vienen a establecer el ancho de banda (Semmlow, 2004).

Así, existen varios tipos de filtros que pueden ser implementados dependiendo del requerimiento ya sea, tiempos de respuesta rápida o lenta; precisión en frecuencia de corte, calidad, etc.

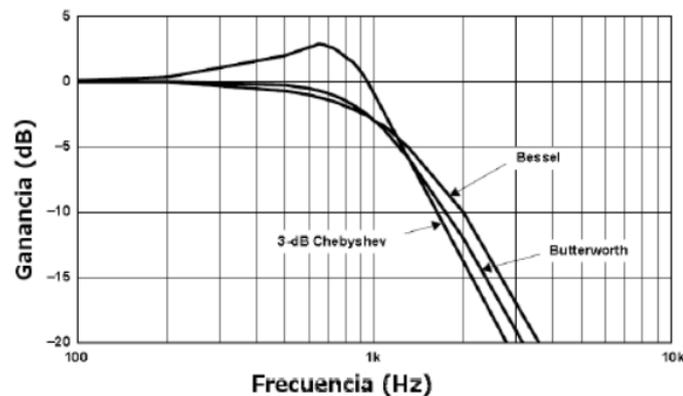
En la Tabla 1-2 se ven las principales características de 3 tipos de filtros muy utilizados en electromiografía.

**Tabla 1-2** Factor de calidad Q de filtros

Nombre	Q	Características
Butterworth	$\frac{1}{\sqrt{2}}$	Máxima respuesta plana en amplitud de banda pasante
Chebyshev	$> \frac{1}{\sqrt{2}}$	Mínimo tiempo de pasaje entre banda pasante y banda de rechazo. Presenta ripple en la banda pasante
Bessel	0.5773	Máxima linealidad en la respuesta de fase en la banda pasante

**Fuente:** (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015)

El factor Q es el valor de calidad del filtro definido para las características de la tabla anterior (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015).



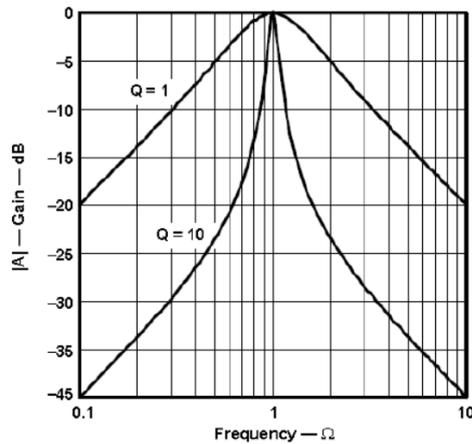
**Figura 11-2** Comparación de filtros

**Fuente:** (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015)

La Figura 11-2 muestra la respuesta en frecuencia de los tres filtros para una frecuencia de corte igual a 1KHz.

<sup>9</sup> Amplificador Operacional

Si se desea obtener un filtro pasa banda, se requiere un filtro pasa alto y uno pasa bajo uno a continuación del otro, es decir en cascada formando un filtro de segundo orden y con distintos valores del factor Q como se observa en la figura 12-2 (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015).



**Figura 12-2** Filtro de segundo orden

**Fuente:** (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015)

### 2.2.5.3 Conversión Analógica-Digital

La mayoría de señales del mundo real son analógicas y para ser procesadas digitalmente es necesario convertir a valores que los circuitos integrados del PC<sup>10</sup> o sistemas embebidos puedan entender. Y esto se realiza a través de dispositivos denominados convertidores analógico-digital. La conversión analógica-digital consta de 3 pasos necesarios:

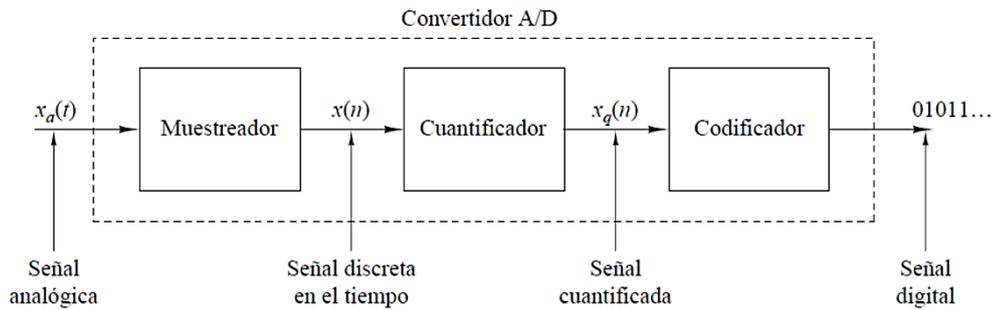
**Muestreo.-** Una señal continua en el dominio del tiempo es convertida en una señal discreta mediante la toma de muestras a un determinado periodo que puede ser uniforme o no. Por tanto, si  $x(t)$  es la entrada del muestreador, la salida será  $x(nT) \equiv x(n)$ , donde T es el intervalo de muestreo o periodo de muestreo.

**Cuantificación.-** Luego de tomada la muestra el siguiente paso es asignar un valor discreto en instantes de tiempo discreto. Aquí es donde toma la forma de señal digital. Este valor representa al conjunto finito de valores que están alrededor del valor que los representa. El error de cuantificación es la diferencia entre la muestra no cuantificada  $x(n)$  y la muestra cuantificada  $x_q(n)$ .

---

<sup>10</sup> Computador Personal

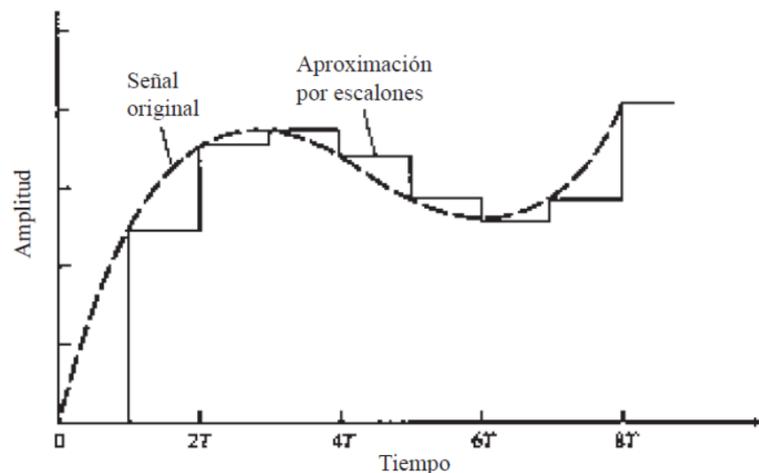
**Codificación.-** En este punto al valor discreto representativo se le asigna un código o conjunto de bits 1 y 0s que serán quienes representan al valor discreto. (Proakis & Manolakis, 2007).



**Figura 13-2** Partes de un conversor analógico-digital

Fuente: (Proakis & Manolakis, 2007)

El resultado de la conversión analógica-digital se puede observar en la Figura 14-2.



**Figura 14-2** Conversión analógica-digital

Fuente: (Proakis & Manolakis, 2007)

Como ya se dijo anteriormente el proceso de muestrear una señal, es tomar muestras a ciertos intervalos de tiempo que pueden ser uniformes o no, y estos intervalos de tiempo son el periodo de muestreo  $T$  y generalmente es el más usado en la vida práctica, cumpliéndose lo siguiente:

$$x(n) = x_a(nT), \quad -\infty < n < \infty$$

Donde  $x(n)$  es la señal discreta obtenida de tomar las muestras de la señal analógica  $x(t)$  cada  $T$  segundos. El inverso del periodo de muestreo se denomina frecuencia de muestreo  $F_s$  o tasa de muestreo con unidades en Hz.

$$F_s = 1/T$$

Según lo anterior surge una cuestión. ¿Cuál es la frecuencia necesaria para realizar la toma de muestras de una señal analógica sin perder información relevante?

Pues bien Nyquist propuso que la frecuencia mínima de muestreo para poder recuperar la señal sin ambigüedades debe ser igual a dos veces la frecuencia máxima de la señal. Esto fue corroborado matemáticamente por Shanon en 1949. Evitando de esta forma el aliasing<sup>11</sup> para frecuencias de muestreo menores a la siguiente relación:

$$F_s \geq 2 * F_{max}$$

### 2.2.6 *Electrodos Myoware*

Los electrodos Myoware son la interfaz piel-placa, que recogen y amplifican las señales electromiográficas de los músculos del brazo, a través de una combinación entre un gel conductor y la parte metálica del electrodo.

En la Figura 15-2 se observa el electrodo usado para esta investigación. Antes de su colocación en el área de estudio, es necesario realizar una limpieza de la zona, preferentemente con alcohol, para eliminar impurezas que pueden afectar la correcta lectura de potenciales eléctricos.

Para cada lectura, es necesario 3 electrodos, dos de los cuales están ubicados a 20mm entre sí; quienes respectivamente toman las señales e ingresan al amplificador de tipo diferencial, mientras el tercero sirve como referencia a los anteriores.



**Figura 15-2** Electrodo Myoware

Fuente: (Zambecka, 2017)

---

<sup>11</sup> Es el efecto que causa que señales continuas distintas se tornen indistinguibles cuando se muestrean digitalmente. Cuando esto sucede, la señal original no puede ser reconstruida de forma unívoca a partir de la señal digital.

## 2.2.7 Placa Myoware Muscle Sensor

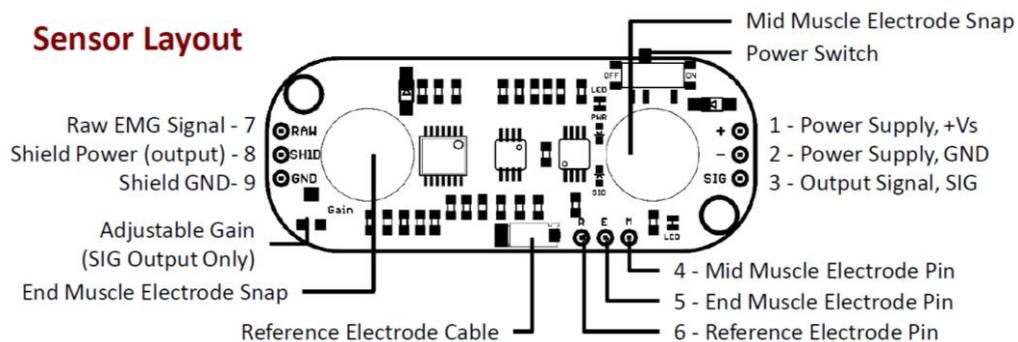
La placa Myoware Muscle Sensor, es una placa diseñada por la empresa Advancer Technologies la cual facilita la toma de señales mioeléctricas debido a que en su Hardware incorpora un circuito integrado amplificador y varios elementos como resistencias y capacitores que filtran las señales de ruidos añadidos.

Esta placa representa el pre-procesamiento de la señal debido a que entrega en su salida, una señal limpia y con valores de amplitud que van de 0 a +5VDC. Sin embargo, también está la opción de tomar la señal en bruto, es decir sin amplificar y sin filtrar a través de su salida EMG raw.

La placa tiene las siguientes características:

- Alimentación de +3.1 a +5.9VDC
- Protección de polaridad inversa
- Dos modos de salida: EMG envolvente o EMG RAW
- Escalable mediante shields<sup>12</sup>
- Indicadores Led
- Ganancia ajustable
- Diseñado para microcontroladores

Las principales aplicaciones de la placa se dan en: videojuegos, robótica, dispositivos médicos, ortesis, prótesis, dispositivos electrónicos móviles.



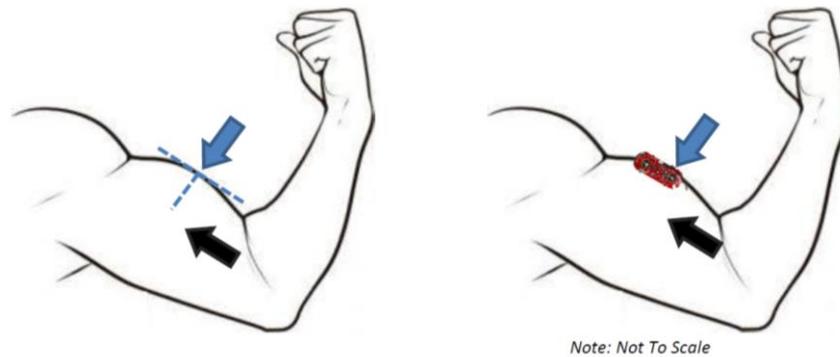
**Figura 16-2** Layout de la placa Myoware

**Fuente:** (Advancer Technologies, 2017)

<sup>12</sup> Son placas de circuitos modulares que se montan unas encima de otras para dar funcionalidad extra a sistemas micro controlados

En la Figura 16-2 se observa la distribución de las características tanto de entrada como salida. En éste estudio, se utiliza el pin número 3 como línea de salida el cual maneja una amplitud de 0 a 5vdc y sirve como entrada al microcontrolador a través de una entrada analógica.

La placa también permite usar electrodos de diferente fabricante a través de sus entradas 4,5 y 6.



**Figura 17-2** Ubicación de la placa

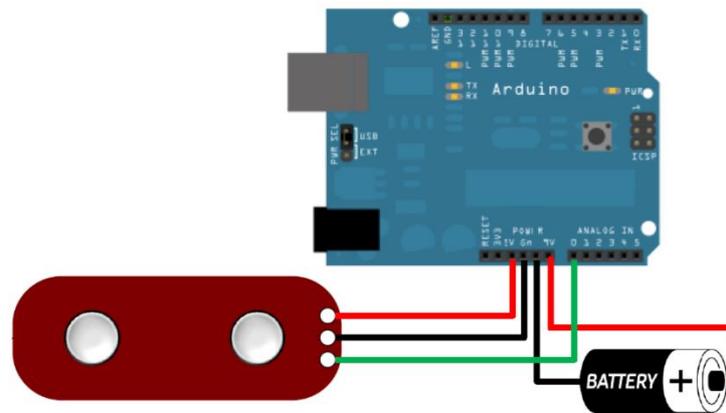
**Fuente:** (Advancer Technologies, 2017)

Cuando se utiliza los electrodos Myoware directamente en la placa, la ubicación de la placa va directamente en el bíceps, y el electrodo de referencia lo más alejado de los anteriores.

Las recomendaciones del fabricante, para la ubicación de la placa son:

- Limpiar completamente el área deseada con jabón para eliminar la suciedad y el aceite.
- Conectar los electrodos a los conectores rápidos de la placa.
- Ubicar los electrodos de forma que la entrada del músculo medio se coloque en el centro del músculo deseado y el la entrada del musculo final se ubique alineado a la longitud del músculo en estudio.
- Colocar el electrodo de referencia cerca de una parte huesuda o alguna parte no adyacente al músculo de análisis.
- Conectar la placa al microcontrolador (Arduino, Raspberry, etc).

## Conexión al Arduino

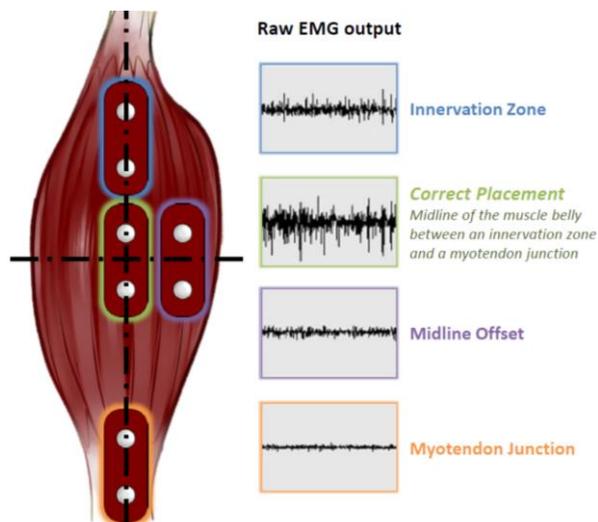


**Figura 18-2** Conexión de la placa

Fuente: (Advancer Technologies, 2017)

En la Figura 18-2 se observa que, la salida pre-procesada de la placa Myoware va directamente a una entrada analógica del microcontrolador en este caso se usa un arduino open source.

## Importancia de la ubicación de la placa



**Figura 19-2** Ubicación de la placa

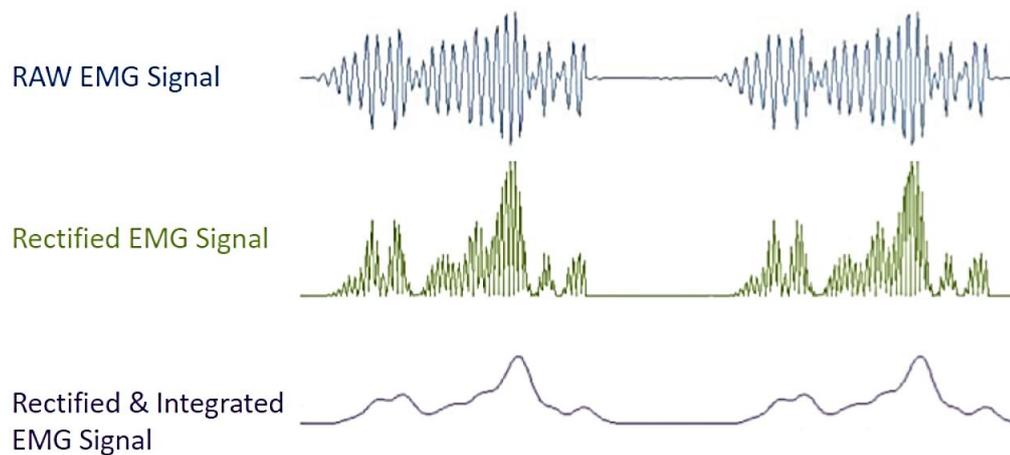
Fuente: (Advancer Technologies, 2017)

Es importante tomar en cuenta como debe ir ubicada la placa, ya que de no hacerlo como recomienda el fabricante, se pueden obtener señales que no representa el movimiento muscular como se observa en la Figura 19-2, dependiendo de la ubicación se pueden obtener distintas amplitudes, las cuales pueden o no servir para los casos de estudio de la investigación.

La mayor cantidad de unidades motoras se ubican al centro del músculo, y es ahí donde se tiene una mayor fuerza de la señal EMG y de mejor calidad.

El sensor muscular ofrece los dos tipos de salidas:

La señal en bruto o RAW EMG representa una señal sin filtros, mientras que la EMG envolvente representa la señal pre-procesada, a través de un filtro e integrada dando una señal envolvente para ser usada directamente en cualquier ADC.



**Figura 20-2** Diferencias entre RAW EMG y EMG envolvente

**Fuente:** (Advancer Technologies, 2017)

En este trabajo, se usa la EMG envolvente, sin embargo si se desea usar la RAW EMG para realizar su pre-procesamiento a través de hardware o software, se debe tomar en cuenta que la señal de salida, está centrada en torno a  $+V_s/2$ ; siendo  $+V_s$  la alimentación máxima que puede tener el microcontrolador, de forma que se asegura la parte positiva y negativa de la forma de onda de la salida.

El potenciómetro trim de la placa, permite la regulación de la ganancia en amplitud para la salida de la envolvente.

Sin embargo el fabricante envía regulado el trim, asegurando una correcta lectura, lo cual no es necesario modificar.

Aun así, si se desea variar la ganancia, se lo debe hacer girando en sentido de las manecillas del reloj para aumentar, y viceversa para disminuir.

### 2.2.8 *Sensor Mpu6050*

El sensor de movimiento MPU<sup>13</sup> 6050, es un poderoso sensor de muy bajo costo, el cual incluye un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes del mismo modo que vienen incluidos en los smartphones actuales, con un total de 6DOF<sup>14</sup>.

El giroscopio mide velocidades angulares, de ahí su nombre, al medir velocidades en torno al giro de un dispositivo.

Las principales características son:

- Salidas digitales de triple eje x, y, z con un amplio rango de escalas que van:  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$ , and  $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ .
- Señal de sincronización externa conectada al pin FSYNC soporta la sincronización de imagen, vídeo y GPS.
- Convertidor integrado ADCs de 16 bits.
- Estabilidad mejorada de la polarización.
- Rendimiento mejorado de baja frecuencia.
- Filtro pasa bajo programable digitalmente.
- Consumo de operación 3.6mA.
- Consumo de espera 5uA.
- Prueba de testeado de usuario.

El acelerómetro mide aceleración de la gravedad en sus 3 ejes, las características del acelerómetro son:

- Salida digital de 3 ejes para  $+2g$ ,  $+4g$ ,  $+8g$  y  $+16g$ .
- ADC de 16 bits con muestreo incluido.
- Consumo de operación 500uA.

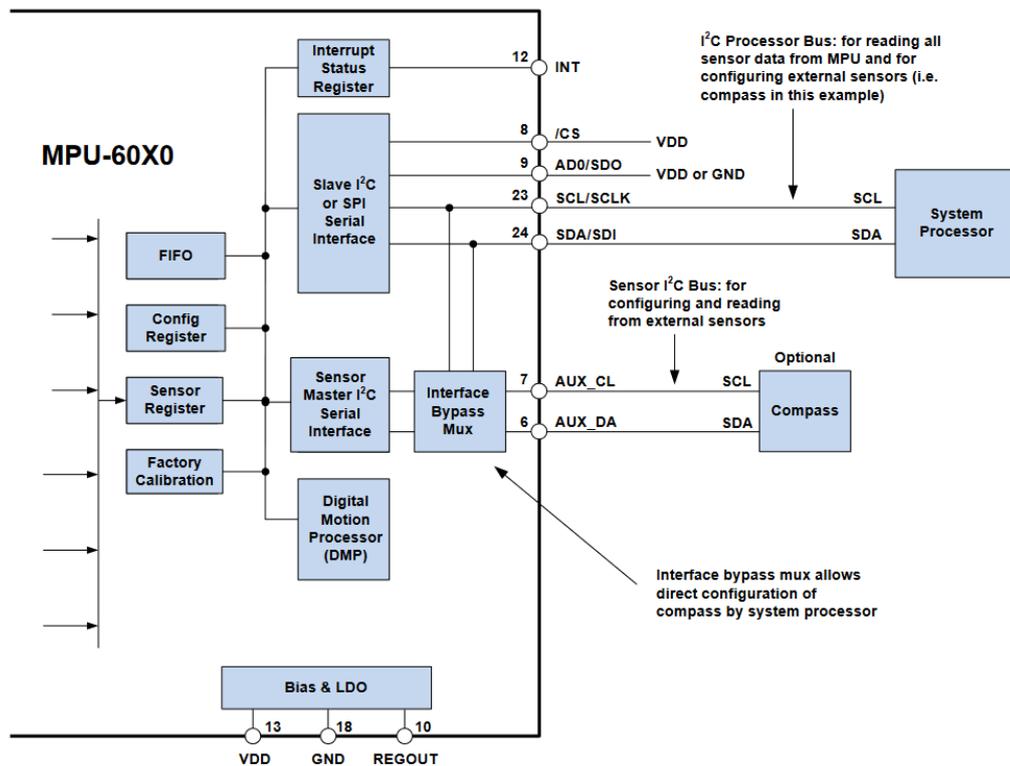
---

<sup>13</sup> Unidad de procesamiento de movimiento

<sup>14</sup> Grados de libertad

- Señalización y detección de orientación.
- Interrupciones de usuario programables.

El sensor MPU 6050, integra estos dos tipos de sensores en un empaquetado que funciona de 2.37 a 3.46+vdc, y envía sus datos a través del puerto I2C<sup>15</sup> al microcontrolador, como se observa en la Figura 21-2.



**Figura 21-2** Comunicación I2C del MPU 6050

Fuente: (TDK, 2017)

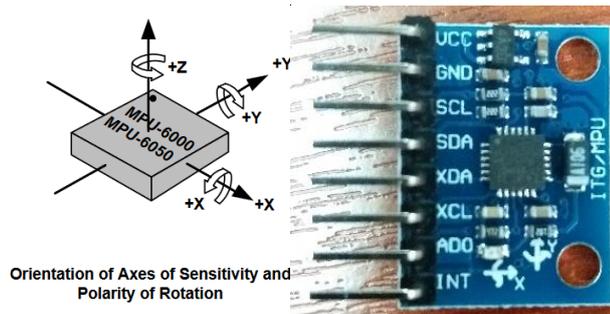
Las líneas de comunicación son el SDA<sup>16</sup>, que puede ser usado tanto unidireccional como bidireccional, la línea SCL<sup>17</sup> maneja la sincronización de reloj, enviada desde el microcontrolador master hacia el MPU.

La dirección de rotación se muestra a continuación, a tomar en cuenta la posición del circuito integrado.

<sup>15</sup> Circuito Inter-integrado

<sup>16</sup> Data Line

<sup>17</sup> Clock Line



**Figura 22-3** Ejes del MPU6050

Fuente: (Altronics, 2017)

El sensor envía señales de la aceleración en los 3 ejes como se indica en la Figura 22-2. Para este caso se utilizan nada más que los datos del eje Y y del eje X.

### 2.2.9 *Arduino Pro Micro*

El Pro Micro es similar al arduino Mini Pro excepto con un ATMEGA32U4 a bordo. Este chip hace la gran diferencia ya que además puede ser utilizado como dispositivo de interfaz humana. El transceptor USB<sup>18</sup> dentro del microcontrolador 32U4 nos permite añadir conectividad USB a bordo y acabar con voluminosas interfaces USB externas.

Sus principales características son:

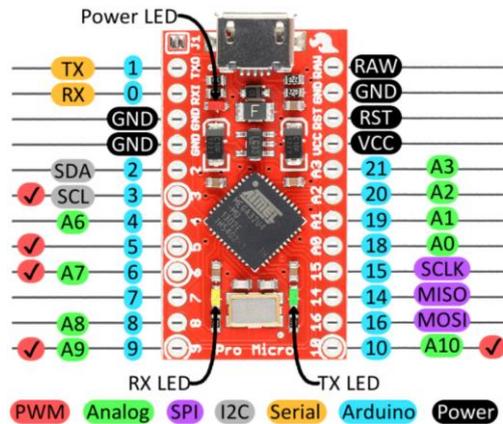
- Voltaje de operación 5 V.
- Voltaje de entrada de 5 a 12 V.
- 12 pines de entrada/salida digital (de las cuales 5 se puede usar como salidas PWM<sup>19</sup>).
- 4 pines de entrada analógica.
- Corriente DC por pin de entrada/salida: 150 mA.
- Velocidad de reloj de 16 MHz.

La Figura 23-2 muestra la placa de desarrollo descrita:

---

<sup>18</sup> Universal Serial Bus

<sup>19</sup> Pulse Width Modulation



**Figura 23-2** Arduino Pro Micro

Fuente: (Patagoniatec, 2017)

### 2.2.10 Módulo Wifi Esp8266

El módulo ESP-07 Wifi fue desarrollado por el equipo Ai-thinker. El procesador central ESP8266 integra un microcontrolador MCU<sup>20</sup> de 32 bits, de ultra baja potencia de la industria, con el modo corto de 16 bits. Soporta la velocidad de reloj de 80 MHz, 160 MHz, y soporta RTOS<sup>21</sup>, Wifi integrado MAC<sup>22</sup> / BB / RF / PA / LNA, antena a bordo.

El módulo admite el estándar IEEE802.11 b / g / n<sup>23</sup>, la pila de protocolo TCP / IP<sup>24</sup> completa. Los usuarios pueden utilizar los módulos de adición a una red de dispositivos existente o crear un controlador de red independiente.

Sus principales características son:

- Estándar 802.11 b/g/n.
- Microcontrolador de 32 bits de bajo costo integrado.
- Conversor ADC de 10 bits integrado.
- Pila de protocolo TCP/IP integrada.
- LNA (Amplificador de bajo ruido).
- Unidad de administración de energía y reguladores.
- Soporta diversidad de antenas.
- Rango de operación de 2.4 a 2.5GHz.

<sup>20</sup> Microcontrolador

<sup>21</sup> Sistema operativo en tiempo real

<sup>22</sup> Media Access Control

<sup>23</sup> Es una propuesta de modificación al estándar IEEE 802.11-2007 para mejorar significativamente el rendimiento de la red más allá de los estándares anteriores, tales como 802.11b y 802.11g, con un incremento significativo en la velocidad máxima de transmisión de 54 Mbps a un máximo de 600 Mbps

<sup>24</sup> Transport Protocol/Internet Protocol

- Soporta Seguridad WPA<sup>25</sup> y WPA2.
- Smart link con dispositivos móviles.
- Puertos I2C, SPI<sup>26</sup>, UART<sup>27</sup>, PWM, GPIO<sup>28</sup>.
- Consumo en modo dormido menor a 10uA.
- Consumo en stand by menor a 1mW.
- Potencia de salida +20dBm.
- Certificaciones FCC, Wifi Alliance, CE, TELEC, SRRC.



**Figura 24-24** Módulo WIFI Esp8266

Fuente: (Robot, 2017)

Este dispositivo inicialmente requiere ser configurado como un punto de acceso inalámbrico cualquiera, es decir se define el nombre de la red que va a propagar, si requiere o no encriptación. Para esto requiere un programador FTDI<sup>29</sup> a USB ya que no posee interfaz USB directa. Lo que hace fácil el uso del dispositivo es su comodidad de configuración, ya que utiliza el mismo software de arduino para cargar la configuración inicial.

Esta configuración se detalla línea a línea en el anexo 2.

### 2.2.11 *Procesamiento Digital De Señales*

El procesamiento digital, se lo encuentra en muchas áreas de aplicación como: compresión, cifrado, reconocimiento, identificación, sintetización, eliminación de ruido, estimación espectral y filtrado, etc.

<sup>25</sup> Wi-Fi Protected Access

<sup>26</sup> Serial Peripheral Interface

<sup>27</sup> Universal Asynchronous Receiver-Transmitter

<sup>28</sup> General purpose input output

<sup>29</sup> Future Technology Devices International(Tecnología Internacional de dispositivos futura)

La compresión consiste en la reducción de capacidad necesaria para almacenar o transmitir una señal. En telefonía celular señal de la voz es comprimida para poder transmitirla en anchos de banda relativamente pequeños, comparados con los utilizados en telefonía fija.

El cifrado es necesario cuando la confidencialidad de la información en las señales debe ser asegurada. Algoritmos complejos codifican la información de forma tal que solo el destinatario pueda decodificarla.

Tareas de reconocimiento intentan inferir de patrones en la señal, información contenida de forma implícita. Por ejemplo, de una señal de voz puede reconocerse tanto el mensaje hablado, como el hablante (reconocimiento de habla y de voz, respectivamente). En imágenes médicas pueden utilizarse algoritmos para reconocer tejidos malignos y benignos, o en imágenes industriales pueden ser reconocidos caracteres, formas de productos, el ensamblaje correcto de partes, etc.

La identificación está relacionada con el reconocimiento.

Aquí no se intenta descubrir una identificación para el contenido de una señal, sino verificar que una identidad previamente dada es compatible con la señal. Métodos de identificación se utilizan, junto con la encriptación, en aplicaciones de alta seguridad.

La sintetización permite producir señales artificiales similares a aquellas generadas a través de fenómenos físicos. Es utilizada por ejemplo en la elaboración de efectos acústicos e imitación de instrumentos musicales en sintetizadores de sonido. Otro ejemplo es la sintetización de voz humana, utilizada en interfaces avanzadas hombre-máquina. Las señales transmitidas por canales analógicos usualmente son perturbadas con ruido, es decir, con alteraciones indeseables que no contienen ninguna información relevante para la aplicación. Por medio del procesamiento digital es posible aplicar diversos algoritmos que permiten reducir el efecto de dichas distorsiones. (Alvarado Moya, 2011).

#### 2.2.11.1 *Métodos de Umbralización*

Se analizan dos métodos de umbralización: fuerte (hard thresholding), en la cual los coeficientes de valor absoluto menor al umbral se hacen 0 y los demás se dejan igual:

$$X_u = \begin{cases} x, & |x| > x_0 \\ 0, & |x| \leq x_0 \end{cases}$$

El segundo método corresponde a la umbralización suave o soft thresholding, en la cual los coeficientes cuyo valor absoluto se encuentran por debajo del umbral también se hacen 0, pero los coeficientes restantes son reducidos a un valor cercano a 0:

$$X_u = \begin{cases} \text{sgn}(x)(|x| - x_0), & |x| > x_0 \\ 0, & |x| \leq x_0 \end{cases}$$

Donde  $x_0$  es el umbral,  $x$  es la señal original y  $X_u$  es la señal umbralizada.

#### 2.2.11.2 Ventana de análisis

En el procesamiento digital de señales el cálculo del tamaño o ancho de la ventana de análisis es uno de los principales retos a vencer, el cual consiste en encontrar la longitud de datos sobre la cual se van a realizar la extracción de características ya sea temporales o frecuenciales. (Castaño, Delgado, Godino, & Castellanos, 2007).

#### 2.2.12 Matlab

El software por excelencia más utilizado en ingeniería en todo el mundo, usado para análisis diseño y simulación de sistemas de la mayoría de áreas técnicas. MATLAB está presente en sistemas de seguridad activa de automóviles, naves espaciales interplanetarias, dispositivos de monitorización de la salud, redes eléctricas inteligentes y redes móviles LTE.

Se utiliza para aprendizaje automático, procesamiento de señales, procesamiento de imágenes, visión artificial, comunicaciones, finanzas computacionales, diseño de control, robótica y muchos otros campos.

La plataforma de MATLAB está optimizada para resolver problemas de ingeniería y científicos. El lenguaje de MATLAB, basado en matrices, es la forma más natural del mundo para expresar las matemáticas computacionales.

Los gráficos integrados facilitan la visualización de los datos y la obtención de información a partir de ellos. Una vasta librería de toolboxes permite trabajar inmediatamente con algoritmos esenciales.

Puede ejecutar análisis en conjuntos de datos de mayor tamaño y escalar a clústers y nubes. El código MATLAB se puede integrar con otros lenguajes, lo que permite desplegar algoritmos y aplicaciones en sistemas web, empresariales o de producción (Mathworks, 2017).

## CAPÍTULO III

### 3. METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN

#### 3.1 Tipo y Diseño de Investigación

La investigación es de tipo cuasi experimental, debido a que se busca integrar hardware y software, con el cual se requiere una serie de pruebas en la adquisición de señales, de este modo se investiga un problema de la realidad, para confrontarlo desde otro enfoque.

Longitudinal no se sale de una ciencia técnica, que en este caso el procesamiento de señales digitales es el pilar fundamental en el cual se basa la investigación.

#### 3.2 Métodos de la Investigación

##### **Inductivo**

Se ha investigado por separado todos los elementos necesarios, para integrar el hardware con el software y que se forme un todo, para lograr el objetivo que es la identificación del movimiento del brazo humano.

#### 3.3 Enfoque de Investigación

##### **Cuantitativo**

El uso de técnicas de procesamiento digital requiere de análisis estadísticos para determinar el comportamiento de las señales, y en base a esto determinar la certeza del dispositivo para identificar el movimiento realizado con el brazo humano.

### **3.4 Alcance de la Investigación**

#### **Descriptiva**

Esta investigación determina las características principales de las señales tomadas del brazo humano, con el fin de encontrar rasgos y comportamientos propios de cada señal pudiendo así clasificar las señales electromiográficas.

### **3.5 Población de Estudio**

Personas adultas de la Ciudad de Riobamba con un nivel moderado de discapacidad física (del 25 al 49%), que según el Ministerio de Salud Pública, corresponde a 3044 hasta 2015.

### **3.6 Unidad de Análisis**

Se medirá la fiabilidad del sistema en base al porcentaje de confianza que este brinde. Es decir el número de resultados positivos sobre el número de resultados medidos.

### **3.7 Selección de la Muestra**

Debido al caso de, población conocida se aplica la fórmula de cálculo de muestra obteniéndose lo siguiente:

Para N=3044,

$$n = \frac{N \cdot Z^2 \cdot p \cdot q}{e^2 \cdot (N - 1) + Z^2 \cdot p \cdot q}$$

Donde, Z es el nivel de confianza, p es la probabilidad de éxito, q la probabilidad de fracaso y d es el error máximo admisible.

Con un nivel de confianza del 95%, z=1.96, p=q=0.5, aceptando un error máximo del 10%, se determina una muestra de n=94.

### **3.8 Técnica de recolección de datos primarios y secundarios**

Lectura bibliográfica de trabajos similares, tesis relacionadas, artículos científicos, además de libros de procesamientos de señales digitales.

### **3.9 Instrumentos de recolección de datos primarios y secundarios**

El Hardware necesario se basa en tarjetas de adquisición como la Myoware Muscle Sensor, el acelerómetro y arduino para la toma de señales desde los electrodos colocados en el brazo, los cuales permitirán el acondicionamiento de las señales antes de ser ingresadas al pc.

### **3.10 Instrumentos para procesar datos recopilados**

Hojas de cálculo, graficas, tablas, figuras. Flujogramas, Matlab y computador personal.

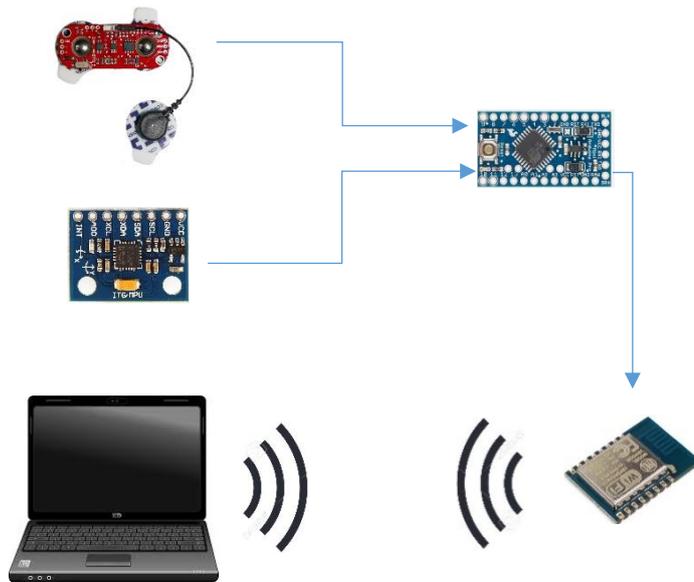
### **3.11 Desarrollo del Sistema**

El sistema se conforma de los elementos de hardware que permite la recolección de los datos del brazo, su acondicionamiento, digitalización y envío de la señal a través de la red inalámbrica EMG, y además de una aplicación de software en Matlab la cual se conecta al dispositivo, así como si lo hiciera con cualquier punto de acceso inalámbrico, y recoge los datos, los procesa y envía el resultado a través de una imagen que representa la posición actual del brazo.

El dispositivo creado para tomar y enviar la información de forma inalámbrica está compuesto de varios módulos que se detallan a continuación:

#### ***3.11.1 Elementos de Integración***

Los elementos de bajo coste usados en el dispositivo son como se muestra en la Figura 1-3:



**Figura 1-3** Esquema general del sistema

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

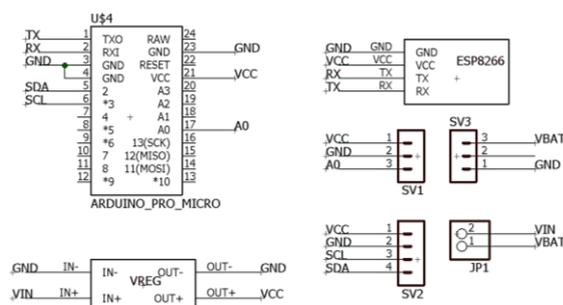
El sensor EMG, envía la señal envolvente al puerto analógico A0 del arduino, y el sensor acelerómetro a través del bus I2C usando los pines 5 y 6 del arduino.

A su vez la placa arduino se comunica de forma serial con los pines 1 y 2 hacia la placa ESP8266 para la transmisión de datos vía Wifi hacia la PC.

La PC se enlaza al Esp8266 que se encuentra en modo servidor y configurada con la IP por defecto 192.168.4.1.

### 3.11.2 Integración del Hardware

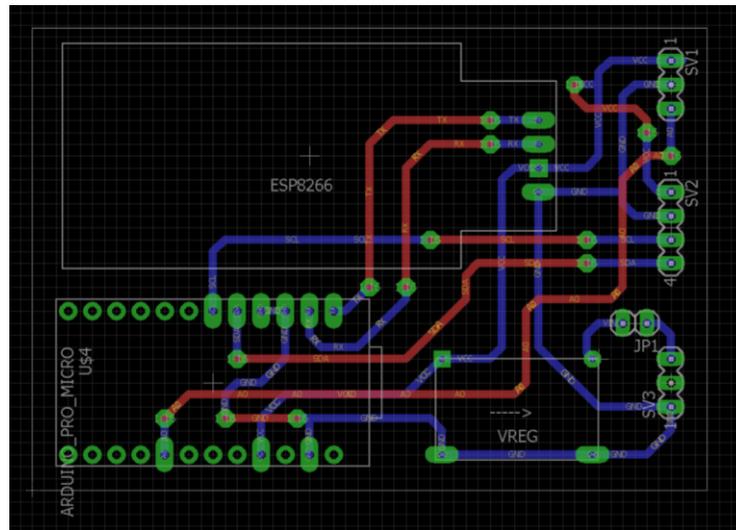
En la Figura 2-3 se observa el diseño circuito que integra los dos sensores, el arduino, el módulo Wifi. También se observa el diseño en PCB



**Figura 2-3** Diseño del circuito

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

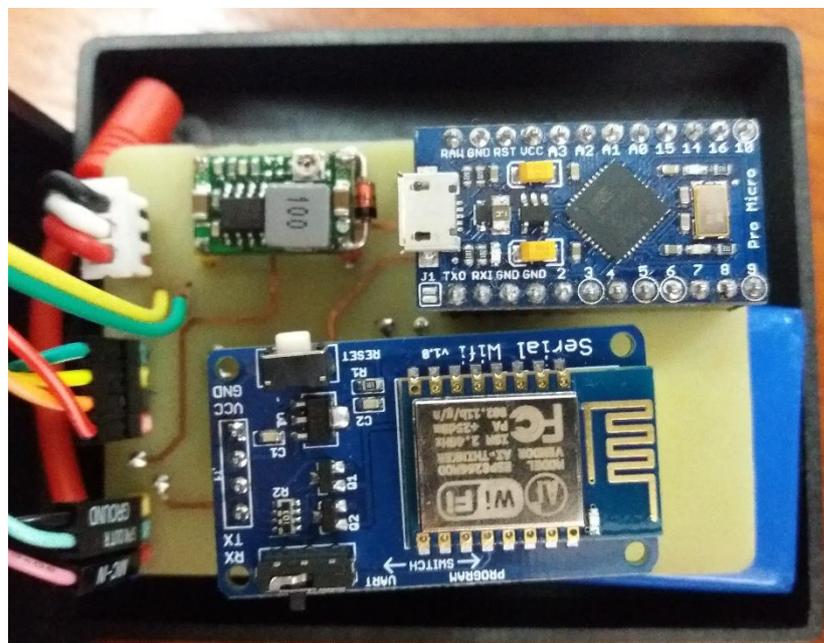
El diseño de placa PCB se observa en la Figura 3-3.



**Figura 3-1** Diseño del PCB

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

El resultado de la integración se observa en la Figura 4-3:



**Figura 4-3** Integración del Hardware

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

Como se ve en la Figura 4-3 el dispositivo al ser inalámbrico, la fuente de energía es una batería Lipo de 7.4V a 1500mAh, lo cual garantiza como mínimo 8 horas de trabajo ininterrumpido.

Las placas: arduino y Wifi trabajan a 5V para lo cual se ha insertado un regulador de bajo costo que mantiene estable los +5VDC.

El sensor Myoware Muscle sensor se alimenta de la salida del regulador al igual que el acelerómetro. El MPU6050 envía sus datos a través de dos líneas SCL y SDA que trabajan en el puerto I2C del Arduino.

### **3.11.3      *Software de Matlab***

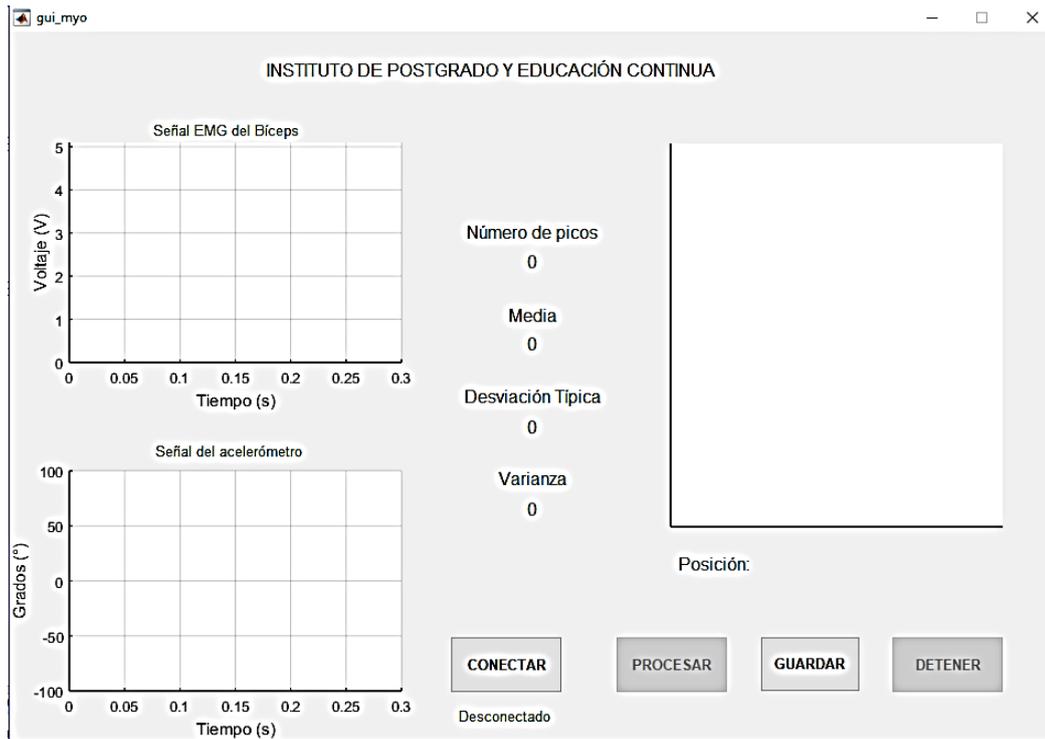
Para el monitoreo y procesamiento de las señales del dispositivo, se ha desarrollado una interfaz gráfica en Matlab (guide) en la cual, se visualizan prácticamente en tiempo real, los datos recibidos y los valores característicos temporales.

Para la visualización de los datos sensoriales se disponen 2 axes. El primer axes tiene una escala en el eje de las ordenadas el cual indica el nivel de voltaje del sensor EMG. El segundo axes muestra el ángulo de inclinación del acelerómetro. Luego están varios static text los cuales indican: el número de picos, la media, la desviación típica y la varianza de la señal EMG respectivamente.

Se dispone de un tercer axes el cual muestra la imagen relaciona a la posición en la cual se encuentra el brazo, acompañado de un cuadro indicador de texto para mostrar la palabra según el grafico.

En la parte inferior se ubica un botón el cual permite realizar la conexión y desconexión de Matlab al módulo Wifi. Un segundo botón que está inhabilitado hasta que se realce la conexión Wifi.

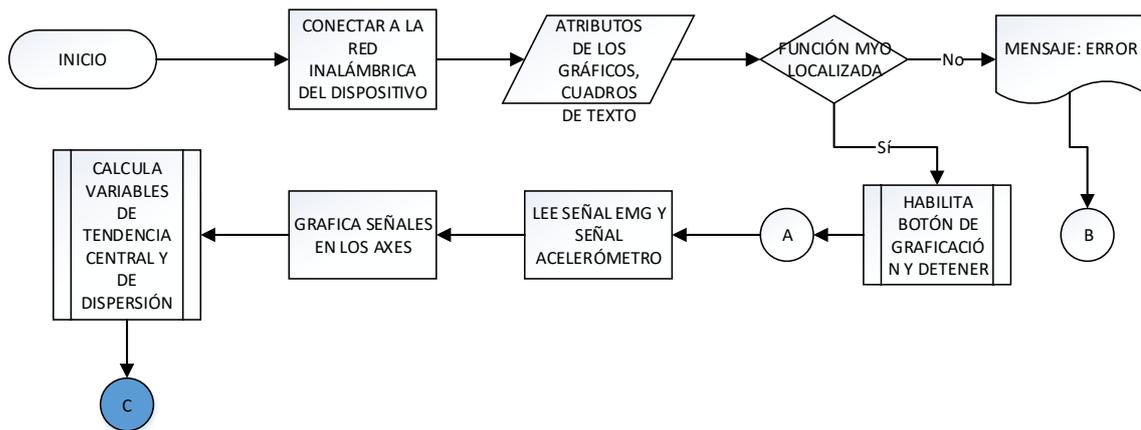
Este botón permite graficar las señales de entrada y mostrar la gráfica de salida. Finalmente un tercer botón que permite detener la adquisición y congelar el programa.

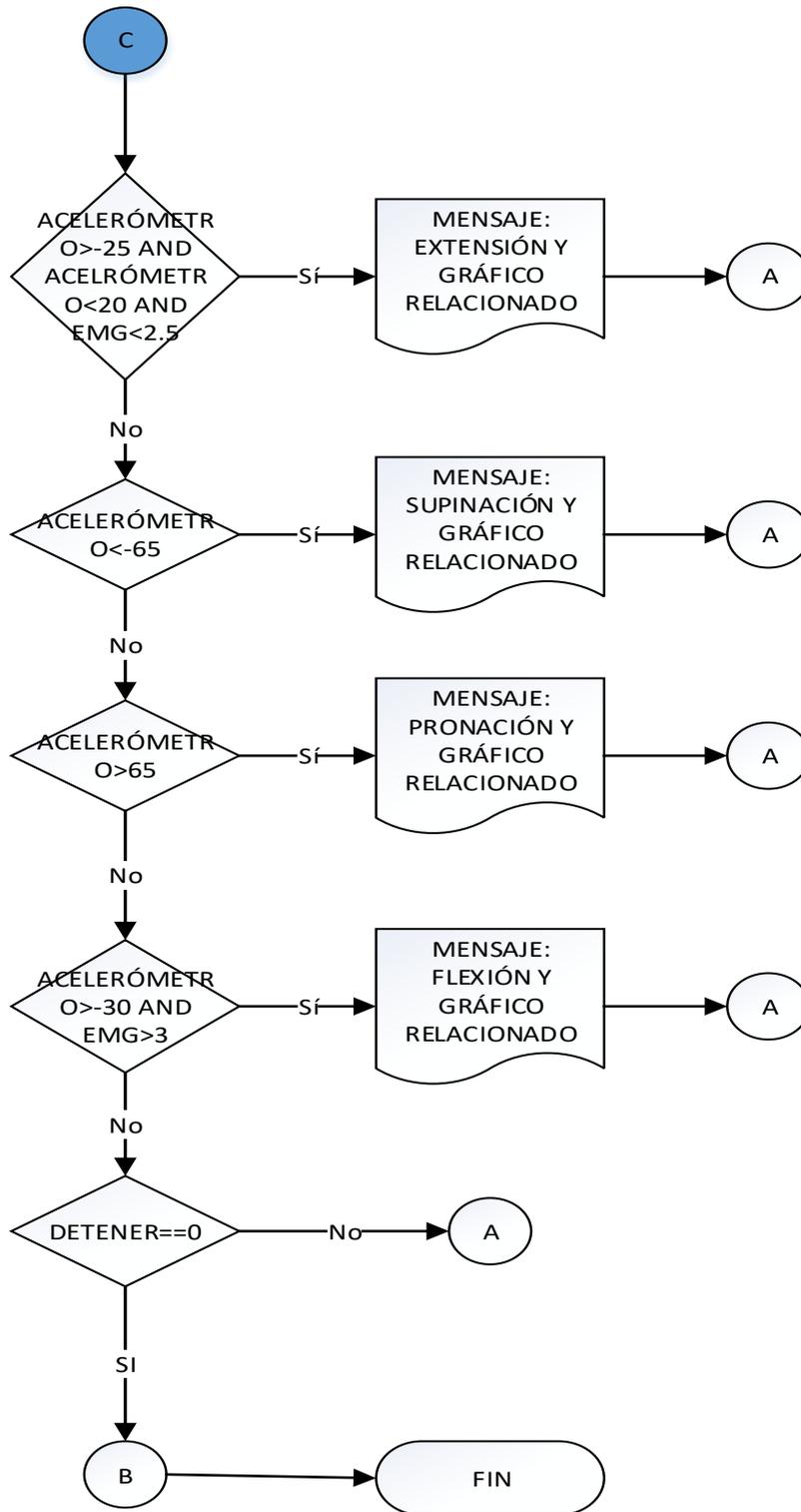


**Figura 5-3** Interfaz de Matlab

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

El software responde al siguiente algoritmo implementado en las funciones de los botones o callbacks como se observa en la Figura 6-3.





**Figura 6-3** Diagrama de Flujo del sistema

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

Nótese que el primer paso es la conexión del dispositivo al PC a través del punto de acceso que en este caso se encuentra configurado sin contraseña.

La interfaz gráfica define atributos de los axes al inicio. Luego se busca la función *myo* bajo la dirección ip por defecto 192.168.4.1 la cual contiene los valores de variables que se requieren.

Con esto se estableció la comunicación correcta con el dispositivo y se tienen localizada la función *myo*.

Ahora están habilitados los botones que permite graficar y detener el bucle infinito.

El botón graficar realiza el proceso de dibujar en las dos pantallas los valores de los sensores, calcular cada 150 muestras el número de picos, media aritmética, desviación típica y varianza y finalmente mostrar el resultado del procesamiento en un gráfico con la imagen correspondiente a cada uno de los cuatro movimientos.

La umbralización se define para 2 regiones en la señal EMG cuando el nivel de energía está bajo 2.5 voltios y además el acelerómetro en el eje Y se encuentra en el rango -25 a 20 grados y en el eje X es menor a 15 grados representa una posición de Extensión.

Para la identificación de la posición Flexión debe cumplir estrictamente que el valor de la señal electromiográfica sea mayor a 3V y el acelerómetro este entre -30 y 25 en el eje Y.

Para los casos de Pronación el acelerómetro debe ser menor a -65 y para Supinación mayor a 65 grados respectivamente.

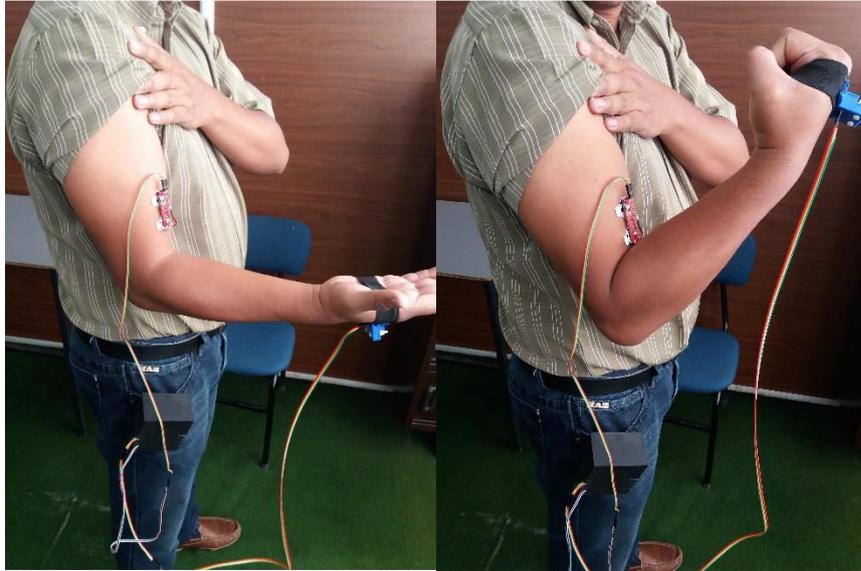
#### **3.11.4      *Captura de Datos***

El proceso de toma de datos se realizó en base a un grupo de personas físicamente saludables, de distintas características físicas y de los dos géneros masculino y femenino.

El dispositivo se ubica en el brazo en el musculo bíceps y con la referencia cerca al codo.

Mientras el acelerómetro se coloca la parte posterior a la palma de la mano.

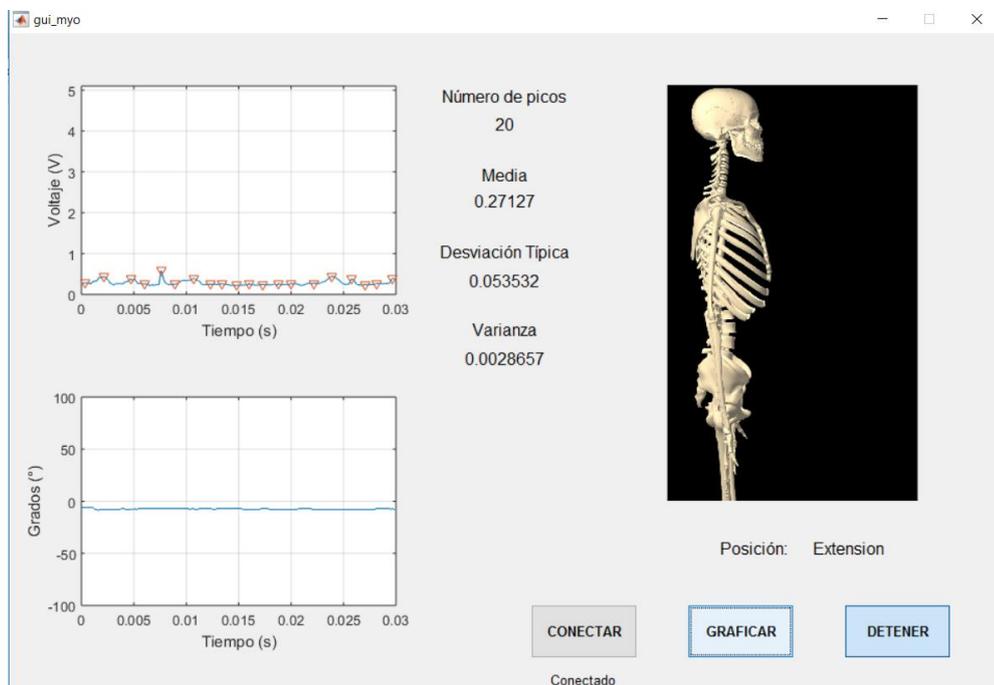
La Figura 7-3, muestra la referencia de la ubicación del dispositivo.



**Figura 7-3** a) Supinación del brazo b) Flexión del brazo

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

La Figura 8-3 muestra una captura de la interfaz cuando el sujeto tiene su brazo en posición de relajamiento o denominado extensión.

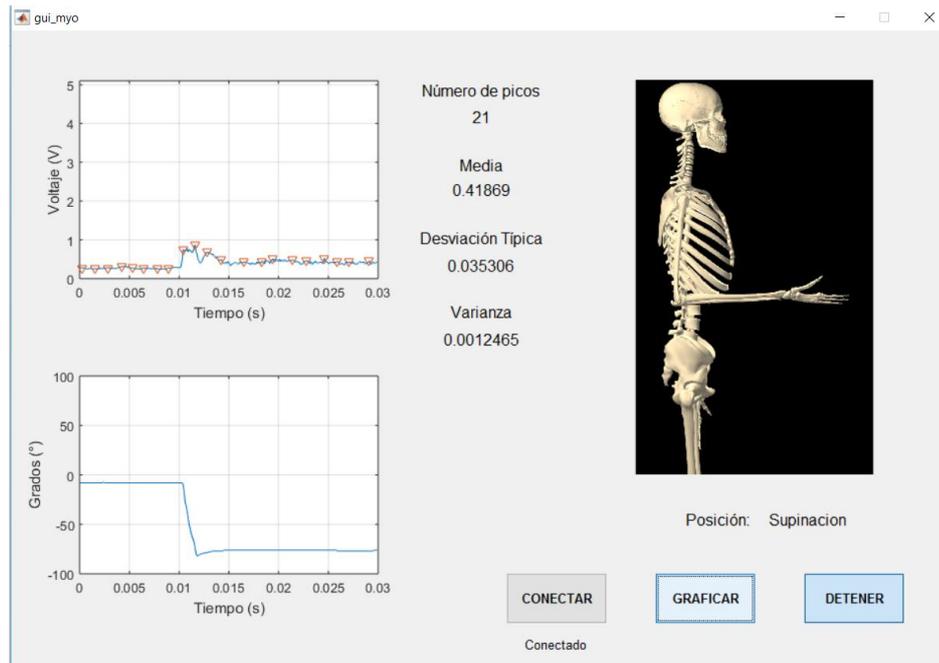


**Figura 8-3** Prueba 1-Extension

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

Se observa que el nivel de voltaje en extensión es bajo y la señal no varía bruscamente en el tiempo al igual que el ángulo del acelerómetro.

La Figura 9-3 muestra la posición de supinación. En esta se nota que el nivel de voltaje se ha incrementado un poco y hay ciertas variaciones en el tiempo.

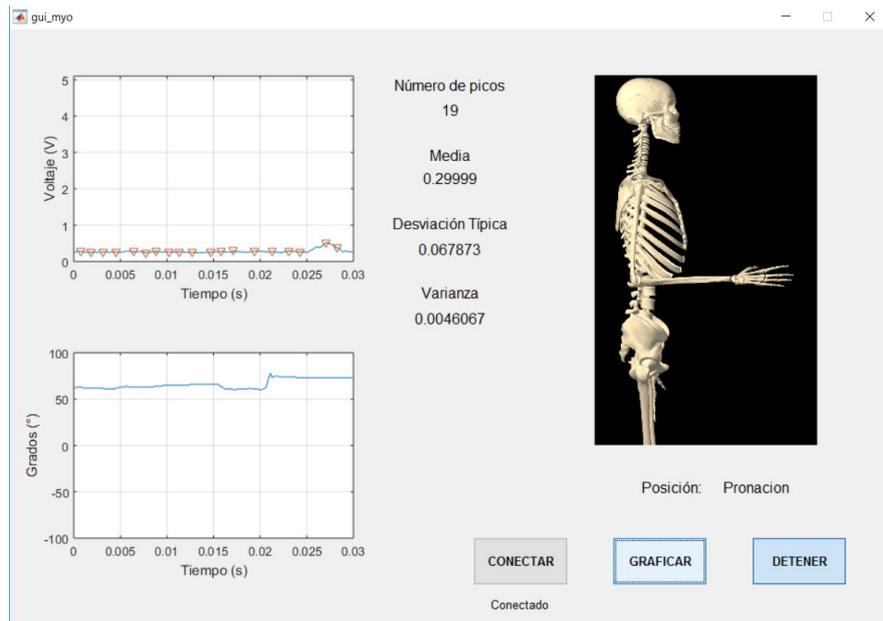


**Figura 9-3** Prueba 1-Supinación

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

El acelerómetro ha cambiado de aproximadamente 0 a -80 grados.

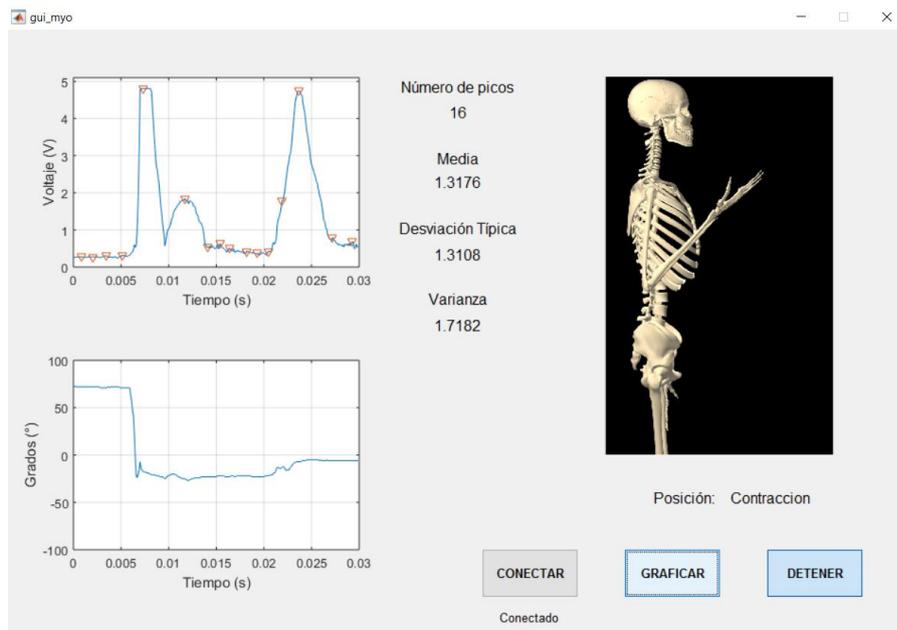
La Figura 10-3 indica que la posición calculada es pronación y la señal EMG nuevamente ha disminuido su valor y el ángulo ha cambiado de -80 a +80 grados aproximadamente.



**Figura 10-3** Prueba 1-Pronación

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

En la Figura 11-3 se ve claras variaciones con picos pronunciados e el tiempo llegando al máximo valor en instantes cortos de tiempo, viendo también que así como su valor instantáneo cambia, también el cálculo de la media aritmética. En este caso también el ángulo del acelerómetro ha variado de +80 a 0 aproximadamente.



**Figura 11-3** Prueba 1-Flexión

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

La toma de datos se ha optimizado agregando un botón adicional. El cual permite tomar los valores instantáneos de los 4 static text más el static text del resultado y los almacena en un archivo de Excel. De este modo se facilita la toma de muestras de 94 personas.

Los resultados y validación del dispositivo se verán en el capítulo 4.

### 3.11.5 *Extracción de Características*

El grupo de características más usado en el dominio de tiempo para analizar señales EMG son: la media del valor absoluto, el número de picos, la desviación típica y la varianza, cruce por cero.

**Media del valor absoluto:** es una estimación del valor medio absoluto de la señal  $x_i$  en un segmento  $i$  que tiene  $N$  muestra de longitud.

$$\bar{x}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k|: \quad \text{para } i = 1, \dots, I - 1$$

**Varianza:** desde 1970 este tipo de señales fueron modeladas como una distribución gaussiana en la cual la varianza está directamente relacionada con la fuerza aplicada por el musculo.

$$VAR = \sigma^2 = \frac{1}{N - 1} \sum_{k=1}^N x(k)^2$$

**Número de picos:** se refiere al número de veces que la onda de la señal cambia de dirección de incremento a decremento.

**Desviación Típica:** es raíz cuadrada de la Varianza e indica el grado de dispersión de los datos con respecto al valor promedio

$$D.T = \sqrt{\sigma^2} = \sigma$$

Los valores de estas características temporales están siendo calculados con las 150 últimas muestras recibidas y que están en constante recalcu.

## **CAPÍTULO IV**

### **4. RESULTADOS**

La toma de datos de 94 personas se llevó a cabo en el capítulo 3 y se almacenó en un archivo de Excel desde Matlab.

#### **4.1 Datos Almacenados**

Este archivo contiene los datos de las 4 posiciones de brazo de cada una de las 94 personas incluyendo el resultado que da el software en ese instante.

En la tabla 1-4 se presenta un cuadro resumen de los datos almacenados en Excel.

**Tabla 1-4** Resumen de datos para validación del sistema

#	EXTENSIÓN				SUPINACIÓN				PRONACIÓN				FLEXIÓN			
	PICOS	MEDIA	DESV. TIPICA	VARIANZA	PICOS	MEDIA	DESV. TIPICA	VARIANZA	PICOS	MEDIA	DESV. TIPICA	VARIANZA	PICOS	MEDIA	DESV. TIPICA	VARIANZA
1	14	0,38	0,04	0	20	0,46	0,14	0,02	18	0,45	0,18	0,03	20	1,9	0,94	0,88
2	20	0,44	0,16	0,03	18	0,4	0,14	0,02	19	0,5	0,22	0,05	20	2,22	0,36	0,13
3	15	0,27	0,08	0,01	18	0,39	0,19	0,03	18	1,5	1,7	2,91	19	1,05	1,08	1,17
4	16	0,84	0,83	0,69	16	0,32	0,02	0	17	0,65	0,34	0,11	17	1,22	1,02	1,03
5	19	0,8	0,39	0,15	20	0,82	0,38	0,15	21	0,63	0,17	0,03	20	1,41	0,8	0,64
6	16	0,29	0,03	0	21	0,41	0,19	0,04	20	0,44	0,19	0,03	21	0,98	1,03	1,07
7	20	0,24	0,01	0	19	0,33	0,23	0,05	19	0,37	0,24	0,06	20	0,93	0,95	0,91
8	20	1,39	0,85	0,72	22	0,79	0,55	0,3	20	0,45	0,21	0,04	21	0,85	0,85	0,72
9	20	0,48	0,18	0,03	19	0,54	0,27	0,07	18	0,59	0,28	0,08	20	1,78	1,42	2,02
10	22	0,65	0,45	0,2	22	0,49	0,11	0,01	20	0,44	0,15	0,02	20	2,57	1,38	1,9
11	18	0,4	0,17	0,03	20	0,42	0,15	0,02	19	0,45	0,14	0,02	19	1,88	0,67	0,45
12	11	0,62	0,3	0,09	13	0,6	0,34	0,11	17	0,62	0,31	0,1	22	2,32	1,22	1,49
13	22	0,38	0,09	0,01	22	0,51	0,12	0,01	22	0,54	0,12	0,01	21	2,03	1,45	2,09
14	17	0,32	0,1	0,01	18	0,4	0,19	0,03	21	0,46	0,11	0,01	21	2,1	1,11	1,23
15	21	1,18	1,02	1,04	19	0,45	0,18	0,03	21	0,45	0,18	0,03	19	2,63	0,56	0,31
16	18	1,1	1,07	1,16	21	0,54	0,17	0,03	21	0,39	0,13	0,02	20	1,79	0,25	0,06
17	19	0,5	0,15	0,02	16	2,63	1,46	2,14	18	0,96	0,61	0,38	20	2,36	0,56	0,31
18	21	0,42	0,06	0	18	0,75	0,39	0,15	16	0,5	0,27	0,08	21	2,03	0,31	0,1
19	21	0,3	0,07	0,01	21	0,64	0,1	0,01	19	0,55	0,26	0,07	19	2,32	0,36	0,13
20	18	0,26	0,03	0	18	0,61	0,12	0,01	19	0,34	0,1	0,01	17	0,29	0,02	0
21	19	0,41	0,32	0,1	19	0,62	0,08	0,01	20	0,32	0,09	0,01	18	2,22	0,52	0,27
22	20	0,33	0,09	0,01	18	0,54	0,18	0,03	19	0,47	0,13	0,02	21	2,11	0,26	0,07

23	17	0,81	0,56	0,31	19	0,57	0,15	0,02	20	0,45	0,16	0,03	20	2,01	0,63	0,39
24	19	0,56	0,42	0,18	18	0,6	0,21	0,05	19	0,8	0,49	0,24	21	1,87	0,83	0,69
25	18	0,35	0,06	0	19	0,58	0,29	0,08	20	0,71	0,51	0,26	20	2,3	0,61	0,38
26	16	0,29	0,06	0	20	0,52	0,12	0,01	19	0,36	0,16	0,02	20	2,63	0,87	0,76
27	18	0,29	0,07	0,01	17	0,49	0,16	0,03	20	0,47	0,22	0,05	20	1,85	1,11	1,23
28	18	0,37	0,18	0,03	19	0,41	0,21	0,05	19	0,46	0,25	0,06	19	1,45	0,7	0,49
29	19	0,24	0,02	0	19	0,5	0,28	0,08	21	0,45	0,19	0,03	20	2,02	0,38	0,15
30	19	0,36	0,19	0,04	19	0,51	0,22	0,05	19	0,43	0,18	0,03	21	1,72	0,48	0,23
31	19	0,31	0,13	0,02	18	0,39	0,08	0,01	19	0,45	0,16	0,03	21	1,91	0,45	0,2
32	18	0,35	0,19	0,03	19	0,49	0,22	0,05	21	0,42	0,21	0,04	19	1,5	0,57	0,33
33	19	0,47	0,36	0,13	18	0,52	0,19	0,04	20	0,57	0,3	0,09	20	1,72	0,33	0,11
34	20	0,28	0,03	0	19	0,49	0,25	0,06	19	0,38	0,18	0,03	20	2,3	0,98	0,95
35	18	0,27	0,02	0	18	0,52	0,16	0,03	22	0,35	0,14	0,02	22	1,35	1,17	1,38
36	18	0,26	0,02	0	21	0,52	0,19	0,04	19	0,29	0,08	0,01	21	2,05	0,37	0,13
37	20	0,25	0,02	0	19	0,66	0,17	0,03	21	0,37	0,2	0,04	21	1,57	0,81	0,65
38	17	0,26	0,02	0	22	0,59	0,09	0,01	17	0,37	0,14	0,02	18	3,37	1,2	1,45
39	20	0,34	0,18	0,03	19	0,58	0,12	0,02	19	0,38	0,15	0,02	20	3,83	1,04	1,08
40	20	0,42	0,25	0,06	19	0,58	0,1	0,01	20	0,38	0,11	0,01	19	3,27	0,72	0,52
41	19	0,27	0,05	0	20	0,52	0,08	0,01	20	0,39	0,19	0,04	20	2,6	0,66	0,44
42	17	0,4	0,12	0,01	19	0,53	0,2	0,04	21	0,45	0,14	0,02	20	2,69	0,5	0,25
43	18	0,43	0,16	0,03	19	0,46	0,16	0,03	19	0,44	0,13	0,02	21	3,25	0,83	0,7
44	16	0,32	0,04	0	18	0,49	0,14	0,02	19	0,42	0,15	0,02	19	2,83	1,08	1,16
45	17	0,4	0,23	0,05	19	0,51	0,12	0,01	20	0,28	0,06	0	18	0,27	0,03	0
46	18	0,29	0,08	0,01	17	0,47	0,12	0,01	20	0,31	0,06	0	21	4,6	0,47	0,22
47	20	0,27	0,02	0	19	0,46	0,11	0,01	24	0,29	0,1	0,01	21	3,02	0,85	0,72
48	20	0,3	0,05	0	20	0,47	0,18	0,03	19	0,37	0,12	0,01	20	1,96	0,92	0,84

49	18	0,33	0,15	0,02	18	0,49	0,2	0,04	22	0,26	0,01	0	21	2,37	0,52	0,27
50	18	0,37	0,29	0,08	20	0,55	0,21	0,04	19	0,36	0,17	0,03	20	2,2	0,35	0,12
51	20	0,4	0,13	0,02	20	0,51	0,27	0,07	19	0,36	0,17	0,03	19	1,65	0,48	0,23
52	21	0,33	0,08	0,01	18	0,47	0,18	0,03	19	0,51	0,17	0,03	21	2,55	1,84	3,37
53	22	0,33	0,09	0,01	18	0,65	0,26	0,07	19	0,36	0,08	0,01	19	2,66	1,2	1,44
54	18	0,35	0,11	0,01	20	0,48	0,17	0,03	20	0,37	0,14	0,02	20	1,9	1,85	3,41
55	21	0,31	0,04	0	20	0,41	0,14	0,02	20	0,47	0,18	0,03	19	2,24	2	4,01
56	19	0,32	0,13	0,02	22	0,51	0,21	0,05	18	0,39	0,13	0,02	19	3,06	0,87	0,76
57	19	0,82	0,58	0,34	17	0,49	0,19	0,04	20	0,31	0,08	0,01	22	2,86	0,66	0,44
58	18	0,38	0,13	0,02	20	0,43	0,14	0,02	20	0,37	0,12	0,01	19	2,74	1,1	1,21
59	16	0,71	0,65	0,42	20	0,36	0,11	0,01	18	0,38	0,19	0,04	21	1,82	1,42	2,03
60	18	0,3	0,07	0,01	18	0,49	0,28	0,08	18	0,42	0,16	0,03	21	2,46	0,97	0,94
61	20	0,36	0,12	0,01	20	0,44	0,16	0,02	16	0,45	0,21	0,05	19	2,05	0,44	0,19
62	18	0,85	0,85	0,72	17	0,43	0,2	0,04	18	0,46	0,2	0,04	21	2,26	0,51	0,26
63	21	0,34	0,16	0,03	18	0,48	0,18	0,03	18	0,4	0,21	0,04	20	2,35	1,42	2
64	17	0,34	0,09	0,01	20	0,46	0,21	0,04	17	0,35	0,07	0	19	2,1	1,04	1,08
65	20	0,31	0,08	0,01	17	0,46	0,12	0,01	21	0,43	0,21	0,04	20	1,22	1,19	1,42
66	21	0,34	0,09	0,01	22	0,5	0,22	0,05	19	0,42	0,19	0,03	21	3,31	0,93	0,87
67	21	0,37	0,1	0,01	18	0,46	0,17	0,03	18	0,42	0,23	0,05	22	2,16	0,99	0,98
68	19	0,38	0,13	0,02	18	0,5	0,25	0,06	21	0,31	0,1	0,01	21	2,75	0,6	0,35
69	19	0,26	0,02	0	21	0,54	0,11	0,01	21	0,36	0,2	0,04	20	2,39	0,68	0,46
70	19	0,32	0,04	0	20	0,52	0,13	0,02	18	0,42	0,18	0,03	22	1,83	0,27	0,07
71	18	0,34	0,14	0,02	19	0,57	0,14	0,02	20	0,36	0,09	0,01	22	2,43	0,56	0,31
72	21	0,37	0,1	0,01	20	0,46	0,11	0,01	20	0,34	0,08	0,01	21	1,9	0,52	0,27
73	16	0,33	0,04	0	20	0,46	0,09	0,01	20	0,34	0,08	0,01	21	1,85	1,14	1,29
74	17	0,61	0,04	0	19	0,47	0,17	0,03	20	0,45	0,17	0,03	21	2,25	0,8	0,63

75	18	0,61	0,04	0	21	0,55	0,15	0,02	19	0,57	0,39	0,15	20	2,36	0,67	0,45
76	15	0,66	0,88	0,77	18	0,43	0,12	0,02	20	0,89	0,33	0,11	19	2,31	0,48	0,23
77	17	0,66	0,42	0,18	19	0,71	0,18	0,03	18	0,58	0,28	0,08	21	2,48	1,23	1,51
78	17	2,74	1,34	1,8	18	1,14	1,02	1,03	17	0,55	0,44	0,19	20	3,06	1,25	1,56
79	19	0,98	1,01	1,02	15	0,66	0,66	0,43	18	0,28	0,05	0	20	2,57	1,8	3,23
80	21	0,58	0,5	0,25	18	0,58	0,3	0,09	19	0,56	0,22	0,05	20	2,86	1,51	2,29
81	19	0,35	0,04	0	19	0,55	0,23	0,05	20	0,47	0,16	0,03	21	2,18	1,3	1,68
82	19	0,33	0,04	0	20	0,55	0,27	0,07	19	0,56	0,27	0,07	19	2,59	0,98	0,97
83	19	2,22	0,99	0,98	20	0,53	0,22	0,05	18	0,36	0,16	0,03	19	1,51	1,05	1,1
84	19	2,22	0,99	0,98	20	0,57	0,23	0,05	20	0,43	0,12	0,01	20	1,46	1,59	2,53
85	19	0,42	0,04	0	20	0,52	0,16	0,03	22	0,39	0,15	0,02	18	1,53	0,99	0,98
86	17	0,26	0,03	0	21	0,49	0,17	0,03	21	0,37	0,15	0,02	19	0,52	0,69	0,48
87	20	0,32	0,09	0,01	19	0,62	0,13	0,02	19	0,45	0,26	0,07	19	1,72	1,48	2,18
88	20	0,24	0,02	0	20	0,5	0,3	0,09	19	0,39	0,16	0,03	20	0,61	1,05	1,1
89	18	0,83	1,32	1,76	21	0,44	0,17	0,03	18	0,33	0,16	0,02	19	0,67	1,14	1,31
90	19	1,34	1,18	1,39	19	0,48	0,29	0,09	18	0,39	0,18	0,03	19	2,5	1,52	2,31
91	20	0,26	0,02	0	19	0,44	0,24	0,06	18	1,13	1,08	1,17	18	1,55	1,47	2,15
92	19	0,25	0,02	0	20	0,98	1,12	1,26	19	0,45	0,14	0,02	18	0,99	1,07	1,14
93	18	0,29	0,1	0,01	19	0,6	0,18	0,03	21	0,49	0,33	0,11	21	0,67	0,98	0,97
94	18	2,13	1,53	2,33	20	0,53	0,36	0,13	19	0,37	0,17	0,03	18	0,47	0,11	0,01

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

En la Tabla 2-4 se indica los valores de las medias aritméticas para cada posición y para cada valor numérico.

**Tabla 2-4** Resumen de medias aritméticas

	<b>Extensión</b>	<b>Supinación</b>	<b>Pronación</b>	<b>Flexión</b>
<b>Media</b>	0,5247	0,5484	0,4595	2,0521
<b>Picos</b>	18,63	19,12	19,35	19,97
<b>Desviación</b>	0,2667	0,2249	0,2120	0,8768
<b>Varianza</b>	0,1972	0,0913	0,0868	0,9470

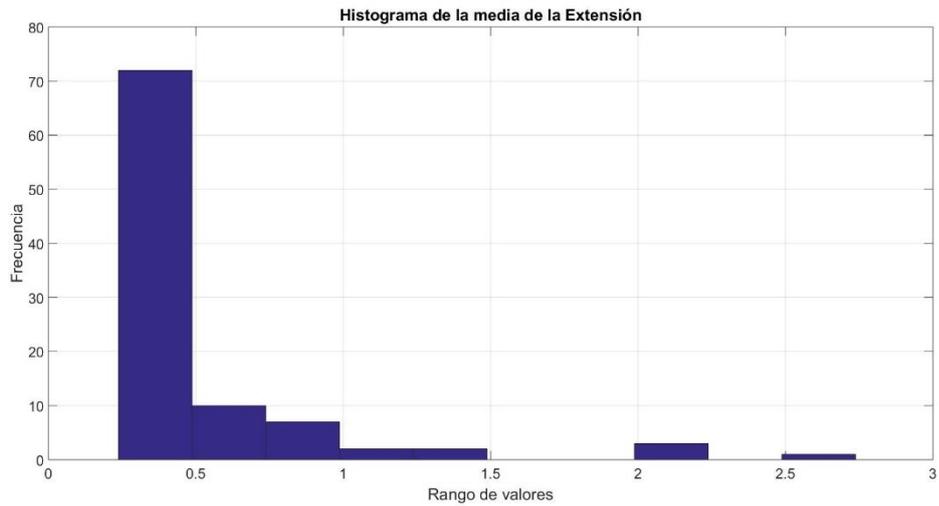
Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

La medida de tendencia central refleja la tendencia de los datos, los cuales para las 3 primeras posiciones son muy similares, sin embargo para la flexión la media se aleja de los anteriores y se determina claramente el valor para el cual el nivel de voltaje es mayor debido a la contracción del musculo.

El número de picos no difieren con relevancia entre una y otra posición por lo que no representa información útil para una acertada identificación de movimiento.

## **4.2 Histogramas de Tendencia Central**

En la Figura 1-4 se presenta el histograma de la posición extensión de las muestras tomadas a los sujetos.

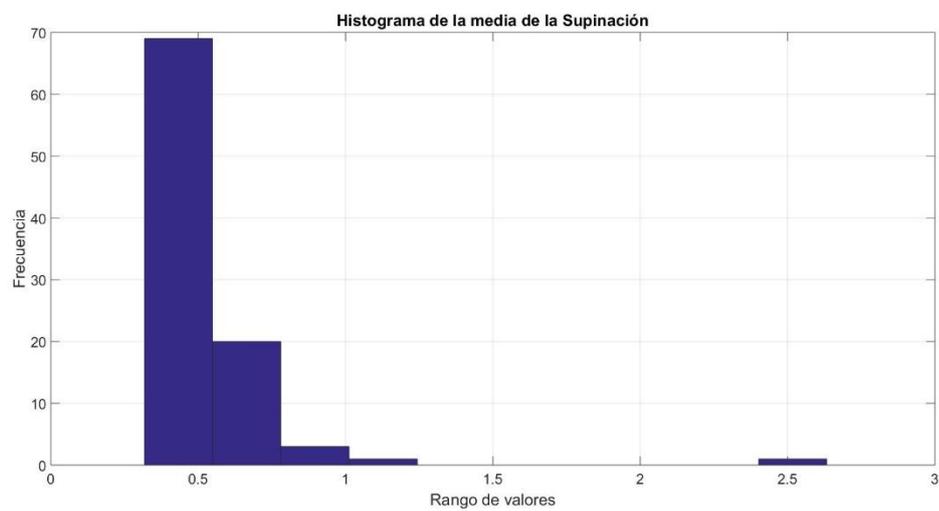


**Figura 1-4** Histograma de extensión

**Realizado por:** ZABALA, Luis, 2017

La frecuencia de ocurrencia para esta posición se centra en 0.35 para la posición de extensión con más de 70 muestras.

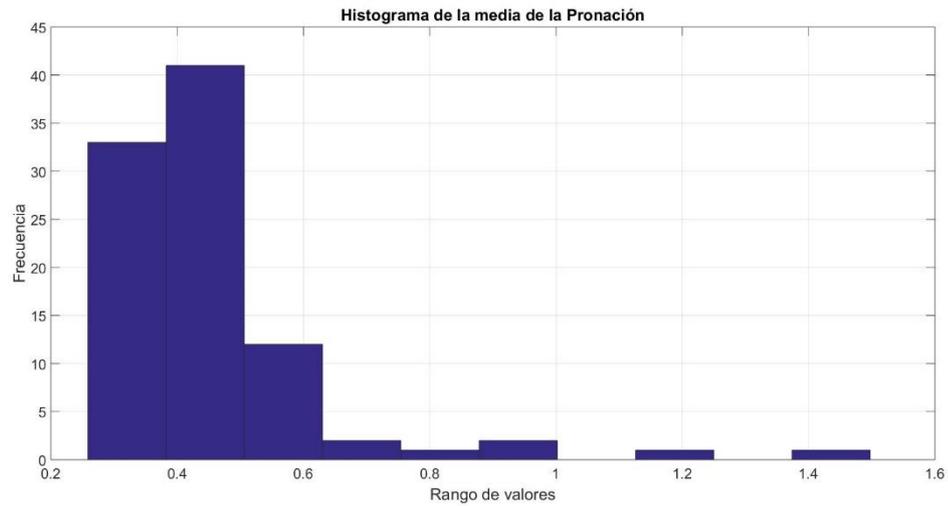
La figura 2-4 se incrementa la media a 0.45 aproximadamente y con un importante pico en 0.6



**Figura 2-4** Histograma de supinación

**Realizado por:** ZABALA, Luis, 2017

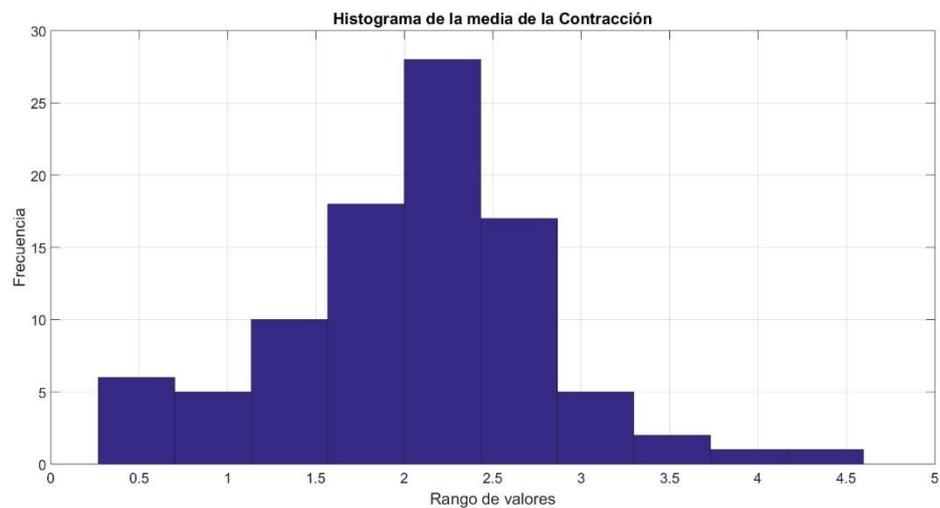
Los datos de pronación cubren un rango que va desde 0.3 a 0.55 aproximadamente.



**Figura 3-4** Histograma de pronación

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

Se observa claramente que los tres histogramas anteriores se encuentran bajo 1V con pocos valores sobre 0.8, lo que facilita el resultado aplicando los umbrales definidos en software.



**Figura 4-1** Histograma de flexión

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

El histograma de la Flexión o contracción de la Figura 4-4 muestra una distribución en torno a 2V facilitando considerablemente la identificación de esta posición.

### 4.3 Probabilidad del Sistema

El valor de probabilidad de que suceda un evento en este caso que ocurra una correcta identificación de la posición del brazo es la medida de la certeza con respecto al número total de tomas realizadas para ese evento. (Rodríguez Ojeda, 2007)

$$P = \frac{\text{numero de resultados correctos}}{\text{numero de muestras tomadas}} \times 100\%$$

La ecuación anterior se aplica en cada posición, es decir se determina un valor de probabilidad de éxito por cada 94 muestras.

Los valores han sido determinados a partir de los datos almacenados desde la interfaz gráfica en un archivo .xlsx y comparados con una columna donde se almaceno la posición real determinada por observación directa al momento de la toma de datos.

$$P_{Ext} = (92/94) \times 100\%$$

$$P_{Ext} = 97.8\%$$

$$P_{Sup} = (91/94) \times 100\%$$

$$P_{Sup} = 96.8\%$$

$$P_{Pro} = (91/94) \times 100\%$$

$$P_{Pro} = 96.8\%$$

$$P_{Flex} = (91/94) \times 100\%$$

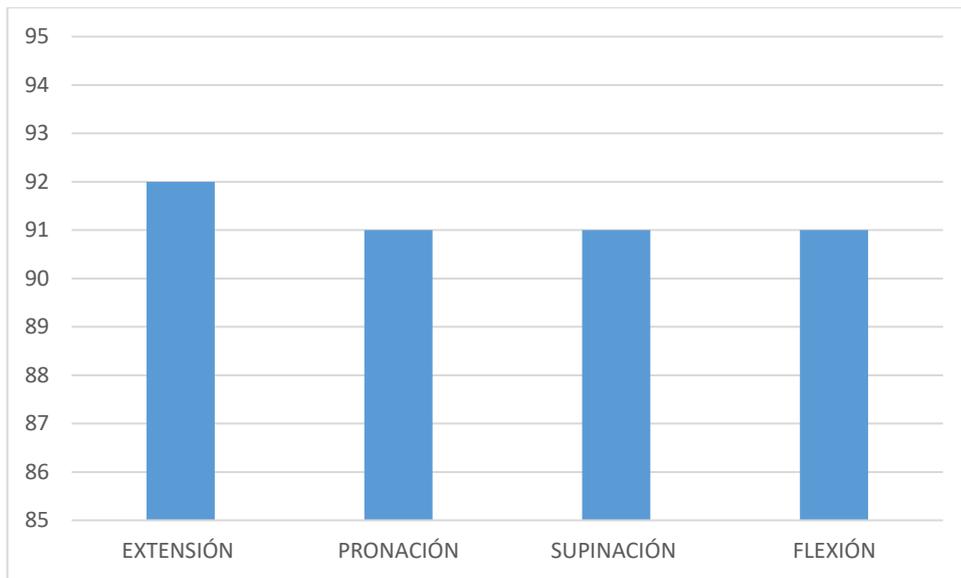
$$P_{Flex} = 96.8\%$$

En todos los casos anteriores, el dispositivo supera el 96% de probabilidad de éxito para las cuatro posiciones del brazo, validado en personas adultas hombres y mujeres entre 18 y 60 años de edad, de condición física saludable.

### 4.4 Prueba de Hipótesis

Para la Verificación de la Hipótesis se considera el modelo estadístico de Chi Cuadrado, considerando que es el modelo que más se ajusta para el tipo de datos que se obtienen en los resultados.

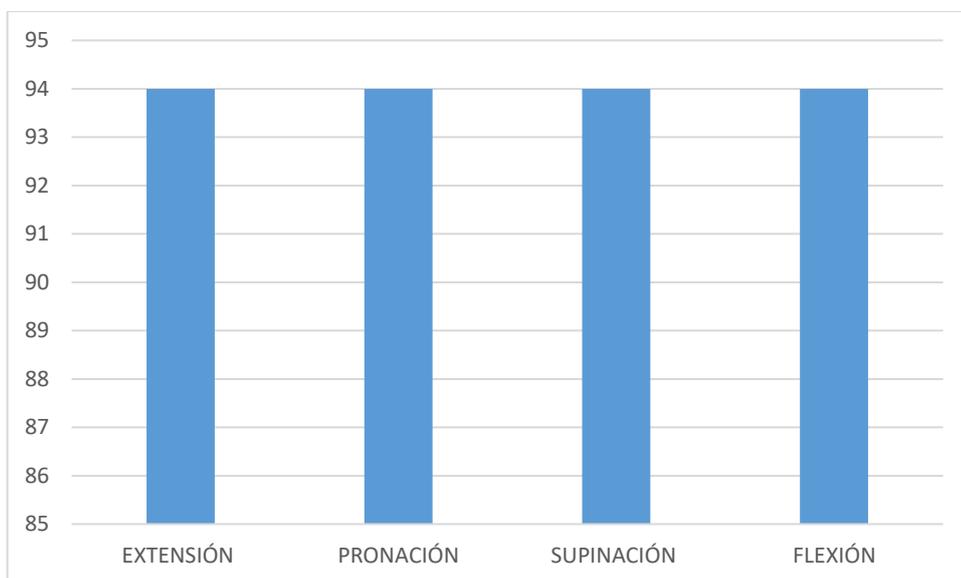
En la Figura 5-4 se observa los resultados Observados, esto es los obtenidos a través del Software.



**Figura 5-4** Resultados observados

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

En la Figura 6-4 se observa el histograma para los resultados esperados.



**Figura 6-4** Resultados esperados

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

Primero definiremos cuales son las hipótesis nula y alternativa

**H<sub>0</sub>:** El desarrollo de un sistema hardware/software para la adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab, permitirá la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación del brazo humano.

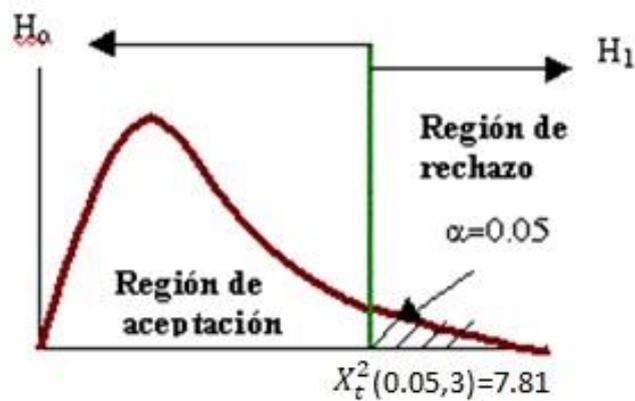
**H<sub>1</sub>:** El desarrollo de un sistema hardware/software para la adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab, no permitirá la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación del brazo humano.

Se calcula los grados de libertad con una significancia de 5% al extremo derecho.

$$G_L=4-1=3;$$

De acuerdo a las tablas de distribución Chi-cuadrado tabulado se tiene que:

$$X_c^2 = 7.815$$



**Figura 7-4** Distribución Chi-cuadrado

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

Regla de decisión:

Si  $X_c^2 \leq 7.815$  no se rechaza  $H_0$ .

Si  $X_c^2 > 7.815$  se rechaza  $H_0$ .

Con esto se aplica la fórmula para calcular el valor de Chi-cuadrado calculado con la siguiente ecuación:

$$X_c^2 = \sum_{j=1}^k \frac{(o_j - e_j)^2}{e_j}$$

$$X_c^2 = \frac{(92 - 94)^2}{94} + \frac{(91 - 94)^2}{94} + \frac{(91 - 94)^2}{94} + \frac{(91 - 94)^2}{94}$$

$$X_c^2 = 0.3297$$

Se tiene que,  $X_c^2 \leq X_t^2$ , lo que me indica que se acepta la hipótesis  $H_0$

#### 4.5 Costos de Desarrollo

La tabla 3-4 detalla los elementos necesarios para el funcionamiento del sistema.

**Tabla 3-4** Costos de desarrollo del proyecto

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Valor en USD</b>
1	Arduino Pro micro	10
1	Sensor MPU6050	7
1	Sensor Myoware	35
100	Electrodos de superficie	50
1	Módulo ESP8266	10
1	Regular de voltaje	5
1	Batería Lipo 7.4V	30
1	Computador portátil	1200
1	Placa y elementos varios	10
	<b>TOTAL</b>	1357

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

No se incluye el costo del software ya que la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo dispone de la licencia de uso de Matlab.

La tabla 4-4 detalla el costo únicamente del dispositivo inalámbrico de adquisición de señales electromiográficas.

**Tabla 4-1** Costo del dispositivo inalámbrico

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Valor en USD</b>
1	Arduino Pro micro	10
1	Sensor MPU6050	7
1	Sensor Myoware	35
3	Electrodos de superficie	1.50
1	Módulo ESP8266	10
1	Regular de voltaje	5
1	Batería Lipo 7.4V	30
1	Placa y elementos varios	10
	<b>TOTAL</b>	<b>108.50</b>

Realizado por: ZABALA, Luis, 2017

## CONCLUSIONES

- El sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas parte de la teoría de acondicionamiento de señales analógicas, ya que el musculo bíceps proporciona una señal en mili voltios. La etapa de amplificación y filtrado viene embebida en la placa Myoware Muscle sensor, que en este caso, se ubicó directamente en el brazo para evitar capacitancias parásitas que podrían generar si la placa estuviera alejada de los electrodos de superficie como se estudió en el fundamento teórico.
- Las señales de los sensores llegan a la plataforma arduino y son enviadas de forma serial al módulo Wifi el cual se encarga de enviar los datos al computador emulando un servidor web el cual aloja la función de envío de dato. Debido a la respuesta rápida del software, se considera una latencia casi nula ya que el computador usado es de medio rendimiento por sus características técnicas y la aplicación se ve en tiempo real. Esto indica que el diseño e integración de hardware funciona correctamente.
- La definición de umbrales para los valores de señal de los dos sensores fueron la mejor técnica de procesamiento digital para lograr el objetivo general, ya que se requiere una respuesta rápida se define una ventana de 150 muestras sobre las cuales se trabaja, definida mediante experimentación, y no se define un buffer de mayor capacidad porque no es necesario el almacenamiento de los datos, sino más bien se clasifica la respuesta con su valor instantáneo y su media aritmética.
- El módulo Wifi requiere ser configurado inicialmente antes de su integración, como un punto de acceso el cual permite agregar seguridad por contraseña, y para esto se usa el mismo IDE open source de arduino.
- El dispositivo es portátil y móvil es decir trabaja también en movimiento, limitando su distancia a 10 metros del computador, debido a la baja potencia de la antena que posee el módulo ESP8266. Sin embargo se puede mejorar el alcance agregando una antena de mayor potencia, esto implicará mayor consumo de energía.

- El funcionamiento del dispositivo ha sido probado en una muestra de 94 personas al 95% de nivel de confianza para una población de 3044 personas con algún tipo de discapacidad física en la ciudad de Riobamba.
- Los resultados indican que el dispositivo ha sido validado con un 96.8% de probabilidad de éxito; indicando que no se llega al 100% debido a que los errores de lectura se presentan en brazos con poco músculo esquelético o blandos.
- Se acepta la hipótesis nula con un  $X_c^2 = 0.3297$  y menor a  $X_t^2=7.815$ , lo cual comprueba que la hipótesis planteada, y asegura que el sistema está probado analíticamente.

## RECOMENDACIONES

- Al usar el sistema de adquisición y procesamiento es necesario que el músculo bíceps esté libre de impurezas, se puede limpiar con alcohol la zona donde se colocan los electrodos de lectura.
- Es aconsejable finalizar procesos en segundo plano, en el computador donde se ejecuta la aplicación de Matlab, con esto se dedica más recursos al procesamiento del software, y se obtiene una mejor lectura de datos.
- Si bien la placa Myoware entrega una señal envolvente limpia, se recomienda ejecutar la aplicación usando únicamente la batería del computador ya que la red eléctrica de corriente alterna puede agregar ruido eléctrico lo que perjudica en baja medida a los datos transmitidos.

## BIBLIOGRAFÍA

- 330ohms. (28 de 05 de 2017). *330ohms*. Obtenido de 330ohms:  
<https://www.330ohms.com/products/arduino-pro-mini-5v-16mhz>
- Advancer Technologies. (28 de 05 de 2017). Obtenido de *Advancer Technologies*:  
<http://www.advancertechnologies.com/>
- Aguirre Vargas, G., Flores Abad, A., Alba Baena, N., Acosta Guadarrama, J., & Canales Valdiviezo, I. (2015). Control de Señales EMG para el Movimiento de un Brazo Robótico de Tres Grados de Libertad. *Culcyt*, 5-14.
- Altronics. (28 de 05 de 2017). *Altronics*. Obtenido de Altronics: <https://altronics.cl/acelerometro-giroscopio-mpu6050>
- Alvarado Moya, J. P. (2011). *Procesamiento Digital de Señales*. Cartago: Tecnológico de Costa Rica.
- Biologicblog . (4 de 12 de 2010). Obtenido de biologicblog : <http://biologiablog-biologicblog.blogspot.com/2010/12/tecnologia-al-servicio-de-la-deteccion.html>
- Brazeiro, J., Petraccia, S., & Valdés, M. (2015). *Mano controlada por señales musculares*. Montevideo: Universidad de la República.
- Cabrera Ávila, E., & Montes Fernández, E. (2012). *Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femororotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de la rodilla*. Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana. [dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2819/1/UPS-CT002464.pdf](https://space.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2819/1/UPS-CT002464.pdf) URL
- Cardona, J. M. (2013). *Sistema De Adquisición De Biopotenciales Para Entornos Académicos*. Antioquia: Universidad CES. <http://repository.eia.edu.co/handle/11190/304>.
- Castaño, A., Delgado, E., Godino, J., & Castellanos, G. (2007). Análisis Acústico sobre Señales de Auscultación Digital para la Detección de Soplos Cardíacos. *Avances en Sistemas e Informática*, 171-182. <https://revistas.unal.edu.co/index.php/avances/article/view/9937>.

- Cifuentes González, I. (2010). *Diseño Y Construcción De Un Sistema Para La Detección De Señales Electromiográficas*. Mérida: Universidad Autónoma de Yucatán.  
<ftp://ftp.uady.mx/pub/tmp/smagana/TESIS%20FINALIZADA.pdf>
- Diaz Acevedo, J., Betancourt , I., & Hurtado, P. (s.f.). Diseño E Implementacion de un Electromiografo Mediante Matlab.  
  
[http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:IEwvF\\_kpBgJ:revistas\\_electronicas.unicundi.edu.co/index.php/Revistas\\_electronicas/article/download/28/pdf\\_3+&cd=2&hl=es&ct=clnk&client=firefox-b-ab](http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:IEwvF_kpBgJ:revistas_electronicas.unicundi.edu.co/index.php/Revistas_electronicas/article/download/28/pdf_3+&cd=2&hl=es&ct=clnk&client=firefox-b-ab)
- Franco, S. (2002). *Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos*. México: McGraw Hill.
- Gaona, J. (28 de 05 de 2017). *Discapacidades Ecuador*. Obtenido de Discapacidades Ecuador:  
<https://public.tableau.com/profile/javier.gaona#!/vizhome/DICAPACIDADESECUADOR/Discapacidades>
- García Pinzon, J. A., & Mendoza, L. E. (2014). Adquisición Y Procesamiento De Señales Emg Para Controlar Movimiento De Un Brazo Hidráulico. *Universidad de Pamplona*, 49-60.
- Mathworks. (28 de 05 de 2017). *Mathworks*. Obtenido de Mathworks: <http://es.mathworks.com/>
- Ortega Mena, A., Vega Cano, G. Y., & Ruíz Vega, N. (2014). Adquisición y procesamiento de una senal electromiografica para control de una prótesis. *SOMI Congreso de Instrumentación*.  
<http://somi.ccadet.unam.mx/somi29/memoriassomi29/PDFS/electronica/129-AOSOMI-99-129.pdf>
- Patagoniatec. (28 de 05 de 2017). *Patagoniatec*. Obtenido de Patagoniatec:  
<http://saber.patagoniatec.com/arduino-pro-micro-atmega32u4-arduino-argentina-ptec-leonardo/>
- Proakis, J., & Manolakis, D. (2007). *Tratamiento digital de señales*. Madrid: Prentice Hall.
- Robot, A. (28 de 05 de 2017). *Astral Robot*. Obtenido de Astral Robot:  
<https://astralrobot.com/collections/wireless/products/esp8266-esp-07-serial-wifi-transceiver-module-for-arduino-v1-0?variant=33054529412>
- Rodríguez Ojeda, L. (2007). *Probabilidad y Estadística Básica para Ingenieros*. Guayaquil: Instituto de Ciencias Matemáticas.  
[https://archuto.files.wordpress.com/2011/02/probabilidad\\_y\\_estadistica\\_basica.pdf](https://archuto.files.wordpress.com/2011/02/probabilidad_y_estadistica_basica.pdf)

- Salas Flórez, B., & Becerra Mora, Y. (2007). *Análisis De Señales Mioeléctricas Orientadas A La Robótica*. Bogota: Universidad De La Salle.  
<http://repository.lasalle.edu.co/bitstream/handle/10185/16516/44011113.pdf?sequence=2>
- Semmlow, J. (2004). *Biosignal and Biomedical Image Processing Matlab-Based Applications*. New York: Marcel Dekker, Inc.
- TDK. (28 de 05 de 2017). *TDK*. Obtenido de TDK: [www.invensense.com](http://www.invensense.com)
- UCV. (05 de 29 de 2017). *Morfofisiología Músculos*. Obtenido de Morfofisiología Músculos: [https://www.google.com/search?q=unidad+motora&client=firefox-b-ab&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjbgp-UjZbUAhVM6SYKHT7qCswQ\\_AUICigB&biw=1408&bih=692#imgrc=4s00OW9sDBO0iM](https://www.google.com/search?q=unidad+motora&client=firefox-b-ab&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjbgp-UjZbUAhVM6SYKHT7qCswQ_AUICigB&biw=1408&bih=692#imgrc=4s00OW9sDBO0iM):
- Varela Benitez, J., Rivera Delgado , J., Espina Hernández, J., & De la Rosa Vásquez, J. (2015). Electrodo Capacitivo de Alta Sensibilidad para la Detección de Biopotenciales Eléctricos. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 131-142.
- Villamar Pinzon, J., Padilla Mayorga, R., & Cabrera Hurtado, G. (2012). Brazo robótico controlado por electromiografía. *Scientia et Technica*, 165-173.
- Zambecka. (28 de 05 de 2017). Obtenido de Zambecka: [http://www.zambecka.cl/tiendaOficial/index.php?route=product/product&product\\_id=98](http://www.zambecka.cl/tiendaOficial/index.php?route=product/product&product_id=98)