

**GENERACIÓN DE SEÑALES DE CONTROL PARA PRÓTESIS A  
PARTIR DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS**

**CARLOS ANDRÉS ARENAS CORREA**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR  
FACULTAD DE INGENIERÍAS  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
CARTAGENA, BOLÍVAR**

**2007**

**GENERACIÓN DE SEÑALES DE CONTROL PARA PRÓTESIS A  
PARTIR DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS**

**CARLOS ANDRÉS ARENAS CORREA**

**TRABAJO DE GRADO**

**DIRECTOR: ING. OSCAR ACEVEDO**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR  
FACULTAD DE INGENIERÍAS  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
CARTAGENA, BOLÍVAR**

**2007**

Nota de aceptación:

---

---

---

---

---

---

---

Firma del presidente del jurado

---

Firma del jurado

---

Firma del jurado

Cartagena, 26 de agosto de 2007

Dedicatoria

*A mi familia.*

## **AGRADECIMIENTOS**

A todas las personas que de una u otra forma me han ayudado y apoyado para la culminación de este proyecto, entre ellos

*Hivy Mora, José Andrés Benedetti, Iveth Rodrigues*

# CONTENIDO

	Pág.
<b>LISTA DE FIGURAS</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE TABLAS</b>	<b>X</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>1. TRABAJO PREVIO</b>	<b>2</b>
1.1 SEÑALES BIOMÉDICAS, ASPECTOS FISIOLÓGICOS DEL MÚSCULO	2
<i>1.1.1 Aspectos Fisiológicos y Contracción muscular</i>	2
<i>1.1.2 Señal mioeléctrica o EMG</i>	10
<i>1.1.3 Características temporales y espectrales de la señal mioeléctrica</i>	14
1.2 TIPOS DE PRÓTESIS	16
<b>2. METODOLOGIA</b>	<b>20</b>
2.1 JUSTIFICACIÓN Y PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	20
2.2 HIPÓTESIS Y ALCANCE DEL PROYECTO	20
2.3 OBJETIVOS DEL PROYECTO	21
<i>2.3.1 Objetivo General</i>	21
<i>2.3.2 Objetivos Específicos</i>	21
2.4 DIAGRAMA METODOLÓGICO	22
<b>3. INSTRUMENTACIÓN</b>	<b>24</b>
3.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG	24
<i>3.1.1 Estándares para la detección EMG</i>	25
<i>3.1.2 Electrodo</i>	25
<i>3.1.3 Amplificador diferencial</i>	27
<i>3.1.4 Filtro Pasa-Banda</i>	28
<i>3.1.5 Tarjeta de adquisición de datos</i>	34
<b>4. ADQUISICIÓN</b>	<b>36</b>

4.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	36
4.2 SEÑALES OBTENIDAS CON LA UNIDAD AMPLIFICADORA	36
<b>5. ANÁLISIS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA</b>	<b>39</b>
5.1 MUESTRAS DEL VALOR RMS DEL MÚSCULO BÍCEPS	39
5.2 ANÁLISIS DE LOS DATOS	40
<b>6. APLICACIÓN</b>	<b>44</b>
6.1 GENERACIÓN DE LA SEÑAL PWM	44
6.2 RELACIÓN ENTRE NIVEL RMS Y ANCHO DEL PULSO	46
<b>7. CONCLUSIONES</b>	<b>49</b>
<b>ANEXO A. HOJA TÉCNICA DEL INA128</b>	<b>53</b>
<b>ANEXO B. HOJA TÉCNICA DEL LF351</b>	<b>54</b>
<b>ANEXO C. CONJUNTO DE MUESTRAS DE UNA SEÑAL MIOELÉCTRICA EN EL TIEMPO</b>	<b>55</b>
<b>ANEXO D. CONJUNTO DE 44 MUESTRAS DEL BÍCEPS EN CONTRACCIÓN PROGRESIVA</b>	<b>68</b>

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1</i> Potencial de Acción [10].....	3
<i>Figura 2</i> Fibras Mielinicas y Amielinicas [10].....	3
<i>Figura 3</i> Constitución de las fibras musculares [10] .....	4
<i>Figura 4</i> Secciones de la red nerviosa .....	5
<i>Figura 5</i> Inserción nerviosa en las fibras musculares .....	5
<i>Figura 6</i> Segregación de acetilcolina .....	6
<i>Figura 7</i> Entrada de iones de sodio a la membrana muscular .....	6
<i>Figura 8</i> Adicción de frecuencia y tetanización [10].....	8
<i>Figura 9.</i> Músculos Antagonistas Bíceps y Tríceps. ....	9
<i>Figura 10</i> Estructura de un electrodo activo. ....	11
<i>Figura 11</i> Electrodoes superficiales pasivos .....	12
<i>Figura 12</i> Factores que alteran la señal EMG [3] .....	13
<i>Figura 13</i> Espectro de frecuencia de señal mioeléctrica [11] .....	14
<i>Figura 14</i> Prótesis cosmética [19].....	16
<i>Figura 15</i> Prótesis convencional [19] .....	17
<i>Figura 16</i> Prótesis mioeléctrica [19].....	18
<i>Figura 17</i> Metodología desarrollada para el proyecto.....	23
<i>Figura 18</i> Diagrama de bloques de la unidad amplificadora.....	24
<i>Figura 19</i> Distribución básica de electrodoes [11].....	25
<i>Figura 20</i> Configuración utilizada en el proyecto .....	26
<i>Figura 21</i> Señal EMG en diferentes partes del músculo [2].....	26
<i>Figura 22</i> Esquema del INA128. Datasheet Texas Instrument .....	27
<i>Figura 23</i> Filtro pasa bajo.....	28
<i>Figura 24</i> Filtro pasa alto.....	31
<i>Figura 25</i> Esquema completo de la tarjeta de adecuación (1 canal): Amplificador de instrumentación y filtro pasa banda. ....	33
<i>Figura 26</i> Señal mioeléctrica de entrada simulada .....	33
<i>Figura 27</i> Señal mioeléctrica de salida simulada.....	33
<i>Figura 28</i> Diagrama de bode del filtro pasa banda.....	34
<i>Figura 29</i> Tarjeta de adquisición PCI6024E de National Instrument .....	35
<i>Figura 30</i> Diagrama de flujo del proceso de adquisición.....	36
<i>Figura 31</i> Señal mioeléctrica del músculo bíceps.....	37

<i>Figura 32 Señal mioeléctrica del músculo bíceps en contracción progresiva.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 33 Señal mioeléctrica rectificada.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 34 Método de contracción muscular utilizado para la toma de muestras.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 35 Diagrama de celdas .....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 36 Regresión lineal .....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 37 Regresión logarítmica.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 38 Regresión exponencial .....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 39 Diagrama de flujo para la generación de la señal PWM.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 40 Señal PWM al 30% d ciclo Duty (valor RMS mínimo) .....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 41 Señal PWM al 67% o 1.2V de valor RMS .....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 42 Curva que muestra la relación entre el nivel RMS y el ancho del pulso.....</i>	<i>48</i>

## LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 1 Señales Bioeléctricas [3]</i> .....	10
<i>Tabla 2 Ejemplo de tres muestras obtenidas</i> .....	39
<i>Tabla 3 Relación entre nivel RMS y ancho del pulso</i> .....	47
<i>Tabla 4 Muestras 1 a 5</i> .....	68
<i>Tabla 5 Muestras 6 a 10</i> .....	68
<i>Tabla 6 Muestras 11 a 15</i> .....	69
<i>Tabla 7 Muestras 16 a 20</i> .....	69
<i>Tabla 8 Muestras 21 a 25</i> .....	70
<i>Tabla 9 Muestras 26 a 30</i> .....	70
<i>Tabla 10 Muestras 31 a 35</i> .....	71
<i>Tabla 11 Muestras 36 a 40</i> .....	71
<i>Tabla 12 Muestras 41 a 44</i> .....	72

# INTRODUCCIÓN

El control de las prótesis mecánicas actuales son un gran reto para las personas discapacitadas, ya que para su manejo necesitan aprender movimientos nuevos que involucren partes del cuerpo que no tienen que ver mucho con el movimiento natural del brazo, e.g., el uso de toda la espalda superior. Esto provoca un cansancio general en la persona discapacitada además de tener un largo entrenamiento para un manejo aceptable de la prótesis.

Debido a estas y otras más dificultades el uso de las señales mioeléctricas como señales de control en prótesis electromecánicas se ha convertido en el nuevo objetivo de toda la comunidad científica. Siendo este un método natural del cuerpo para el control de las extremidades.

Con este trabajo se pretende iniciar a la comunidad estudiantil al estudio de las señales mioeléctricas como señales de control para prótesis electromecánicas. Abarcando los estudios de la fisiología del músculo y la señal mioeléctrica, la instrumentación básica necesaria para adquisición de la señal mioeléctrica, el comportamiento del valor RMS de la señal mioeléctrica en el tiempo para su utilización como señal de control y la generación de una señal de control para actuadores.

Para establecer que el valor RMS de la amplitud de la señal EMG es óptimo para generar señales de control en cualquier individuo se recolectaron datos de contracciones progresivas del músculo bíceps en diferentes individuos sanos, es decir, sin ninguna amputación, a estas muestras se le aplicaron métodos de regresión para establecer una relación en el comportamiento del valor RMS de la señal EMG de dichos sujetos.

Cabe recordar que es un estudio preliminar y que dependiendo del tipo de amputación que tenga la persona se elegirá un músculo saludable para la generación de la señal de control.

# **1. TRABAJO PREVIO**

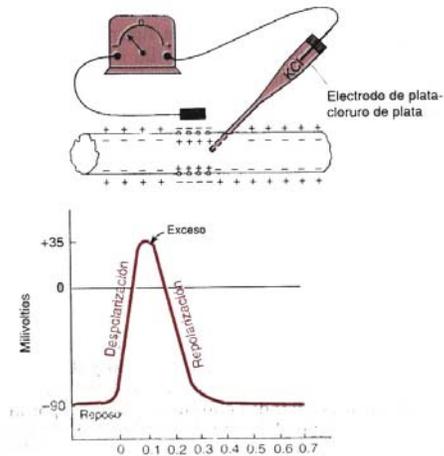
En este capítulo se expondrá la fisiología del músculo y la generación de la señal mioeléctrica, además de cuales son los diferentes tipos de prótesis que se pueden encontrar en el mercado ya sean mecánicas o electromecánicas, también se dará una presentación acerca de los estudios de la generación y características de la señal mioeléctrica, y por último se presentarán trabajos que están relacionados directamente o indirectamente con la adquisición de señales mioeléctricas y el control de prótesis mioeléctricas. El capítulo estará dividido en cuatro secciones que son: Tipos de prótesis, La señal mioeléctrica, Características de la señal mioeléctrica y Métodos de identificación de movimiento.

## **1.1 SEÑALES BIOMÉDICAS, ASPECTOS FISIOLÓGICOS DEL MÚSCULO**

### **1.1.1 Aspectos Fisiológicos y Contracción muscular**

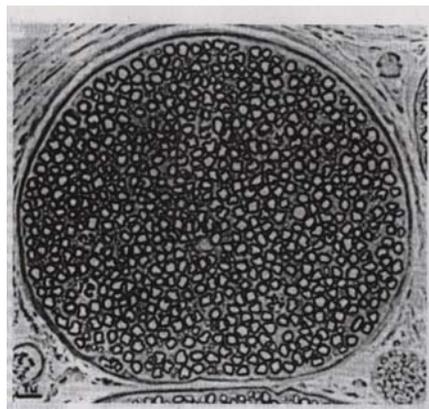
La transmisión de las señales nerviosas se realiza mediante los denominados potenciales de acción, los cuales son cambios rápidos en el potencial de membrana de los nervios. El potencial de membrana de los nervios en reposo es de  $-90\text{mV}$ . Como se puede ver en la figura 1, el potencial de membrana sufre una despolarización y una repolarización en un lapso aproximado de diezmilésimas de segundo [10].

**Figura 1 Potencial de Acción [10]**



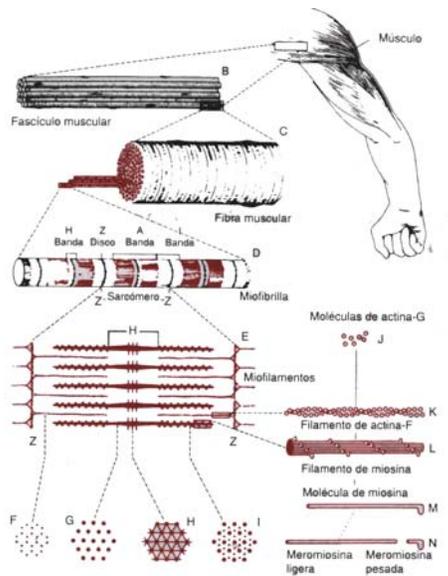
Existen dos tipos de fibras nerviosas, mielinicas y amielinicas. Las fibras mielinicas son fibras grandes con una velocidad de conducción de hasta  $100\text{m/seg}$  y las fibras amielinicas son fibras pequeñas con una velocidad de conducción de  $0.25\text{m/seg}$ . En la figura 2 se muestra un pequeño tronco nervioso donde se encuentran estos dos tipos de fibras.

**Figura 2 Fibras Mielinicas y Amielinicas [10]**



Al igual que el tronco nervioso, el músculo está conformado por varias fibras colocadas de forma paralela y estas a su vez están constituidas por miofibrillas, véase figura 3. En la mayor parte de los músculos, las fibras se extienden por toda la longitud del mismo; con la excepción de un 2% aproximadamente de las fibras, cada una está inervada por una sola terminación nerviosa, localizada cerca de su porción media.

**Figura 3 Constitución de las fibras musculares [10]**

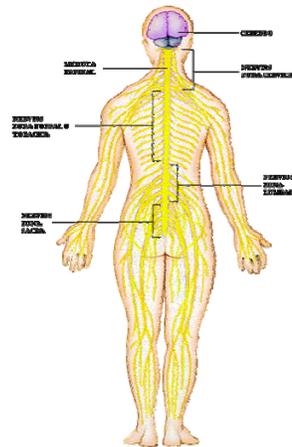


Habiendo visto que es el potencial de acción y la fisiología del músculo veremos como se realiza la contracción muscular.

**Mecanismo general de la contracción muscular [10]**

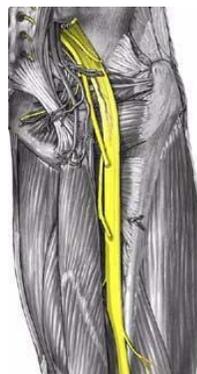
1. *El cerebro envía una señal eléctrica al nervio motor a través de la medula espinal Como se puede observar en la figura 4.*

**Figura 4 Secciones de la red nerviosa**



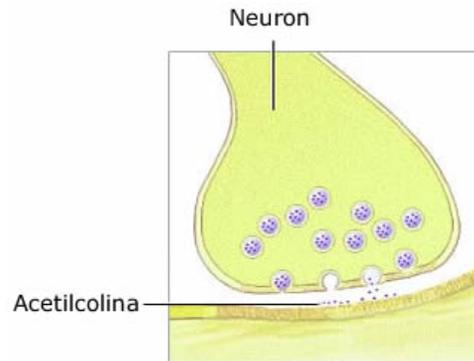
2. *Un potencial de acción viaja a lo largo de un nervio motor hasta sus terminaciones en las fibras musculares. En la figura 5 se observa la inserción del nervio en el músculo*

**Figura 5 Inserción nerviosa en las fibras musculares**



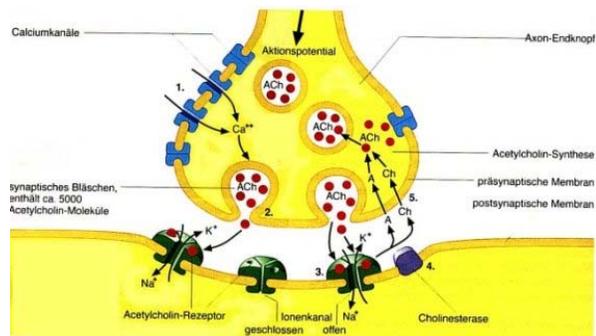
3. *En cada terminación, el nervio secreta una pequeña cantidad de la sustancia neurotransmisora acetilcolina como se puede observar en la figura 6.*

**Figura 6 Segregación de acetilcolina**



4. *La acetilcolina actúa sobre una zona local de la membrana de la fibra muscular para abrir múltiples canales con puerta de acetilcolina en las moléculas proteicas de dicha membrana.*
5. *La abertura de los canales de acetilcolina permite que grandes cantidades de iones sodio fluyan al interior de la membrana de la fibra muscular en el punto de la terminación nerviosa. Esto inicia un potencial de acción en la fibra muscular que se observa en la figura 7.*

**Figura 7 Entrada de iones de sodio a la membrana muscular**



6. *El potencial de acción viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular, de la misma manera que viajan los potenciales de acción a lo largo de las membranas de los nervios.*
7. *El potencial de acción despolariza la membrana de la fibra muscular, donde hace que el retículo sarcoplasmático libere en las miofibrillas grandes cantidades de iones de calcio que estaban almacenadas en el retículo.*
8. *Los iones de calcio inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y de miosina, haciendo que se deslicen entre si, lo cual constituye el proceso de contracción.*
9. *Transcurrida una fracción de segundo, los iones calcio son bombeados de nuevo al interior del retículo sarcoplasmático, donde permanecerán almacenados hasta la llegada de un nuevo potencial de acción al músculo; esta retirada de los iones de calcio de las miofibrillas hace que cese la contracción muscular.*

La mecánica de contracción que se presentó corresponde a una fibra muscular, ahora veremos como se realiza la contracción del músculo esquelético en conjunto para poder realizar los movimientos de las extremidades.

Como vimos anteriormente, el músculo está constituido por muchas fibras musculares, estas fibras musculares están distribuidas en grupos llamados unidades motoras, estas unidades motoras solo reciben una inervación nerviosa; esto quiere decir que al recibir un potencial de acción de un determinado nervio, solo se activarán las fibras musculares pertenecientes a la unidad motora de ese nervio, unas cuantas fibras musculares del músculo excitado. Ahora, estas fibras pertenecientes a una unidad motora también se encuentran intercaladas con otras fibras pertenecientes a otra unidad motora vecina para poder realizar apoyo a otras unidades al momento de la contracción. Los músculos pequeños que se utilizan para movimientos finos y exactos poseen pocas unidades motoras,

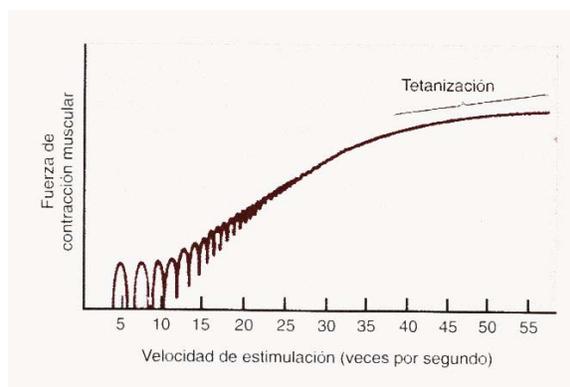
al contrario de los grandes músculos que se utilizan para ejercer gran fuerza y que no necesitan de movimientos precisos.

El cuerpo para poder realizar un aumento en la intensidad de la contracción muscular se vale de un método sencillo para lograrlo, reuniendo todas las contracciones débiles, a esto se le conoce con el nombre de adición de Fuerzas. La *adición de fuerzas* se puede lograr de dos formas:

La primera es la adición de múltiples fibras, que es la excitación, primero de las fibras musculares más pequeñas y poco numerosas, y luego, de las fibras musculares más grandes y numerosas al aumentar el nivel excitación, a esto se le conoce como el *principio de tamaño*, esto es muy importante ya que permite que la graduación de la fuerza muscular se realice en pasos pequeños y cuando se requieren, en pasos mas grandes.

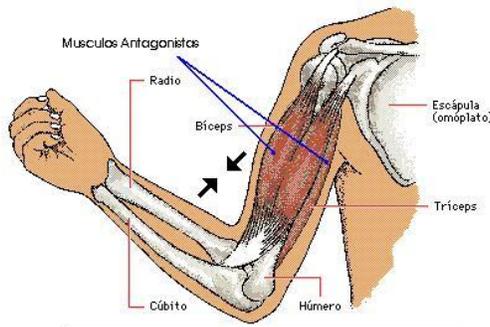
La segunda es la adición de frecuencia, donde la excitación del músculo se realiza por medio de potenciales de acción a frecuencias determinadas, cuando se requiere una contracción pequeña se envían potenciales de acción a baja frecuencia y cuando se requiera una mayor contracción, se aumenta la frecuencia sumándose parcialmente una contracción con otra, logrando así una contracción progresiva. Este mecanismo se puede observar en la figura 8.

**Figura 8** Adición de frecuencia y tetanización [10]



Conociendo como se produce la excitación de los músculos esqueléticos, ahora se presenta como se realiza el posicionamiento de las extremidades. El posicionamiento de una extremidad se logra por medio de la contracción y relajación simultánea, de dos músculos antagonistas, donde esto es controlado por los mecanismos motores del cerebro, a este proceso se le llama coactivación. En la figura 9 se muestra como ejemplo dos músculos antagonistas, los cuales son el bíceps y el tríceps, ambos encargados de la flexión y extensión del antebrazo principalmente.

**Figura 9. Músculos Antagonistas Bíceps y Tríceps.**



Enciclopedia Encarta, © Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.

La posición de cada parte separada del cuerpo, tal como un brazo o una pierna, esta determinada por los grupos relativos de contracción de los conjuntos de los músculos antagonistas.

Por ejemplo, supongamos que queremos colocar un brazo o una pierna en una posición determinada. Para hacerlo, los músculos antagonistas de la extremidad se excitan y se relajan respectivamente. Es preciso recalcar que un músculo alargado se contrae con más fuerza que un músculo acortado. Por consiguiente, el músculo antagonista mas largo se contrae con mucha mayor fuerza que el músculo mas corto. Según se van moviendo el brazo o la pierna, disminuye la fuerza del músculo mas largo, mientras que aumenta la del

más corto, hasta tomar la posición deseada la cual es retroalimentada por el sentido de la vista. En este punto cesa el movimiento del brazo o de la pierna. Por tanto, el sistema nervioso dirige el *posicionamiento* del brazo o de la pierna variando las relaciones entre el grado de activación de los músculos antagonistas.

### 1.1.2 Señal mioeléctrica o EMG

Se refiere propiamente a la *actividad eléctrica del músculo esquelético*. Las señales bioeléctricas del cuerpo poseen muchas características en común, y lo que difiere de una a otra son los rangos de operación de ellas.

Las señales bioeléctricas se han estudiado desde hace muchos años por diferentes científicos alrededor del mundo, se han podido encontrar registros bioeléctricos que datan de principios del siglo XIX, estos son llamados experimentos de Galvani, pero es en el siglo XX donde se realizan los avances más importantes en esta área.

Las señales bioeléctricas más comunes con sus características y tipos de electrodo para su registro se muestran en la tabla 1.

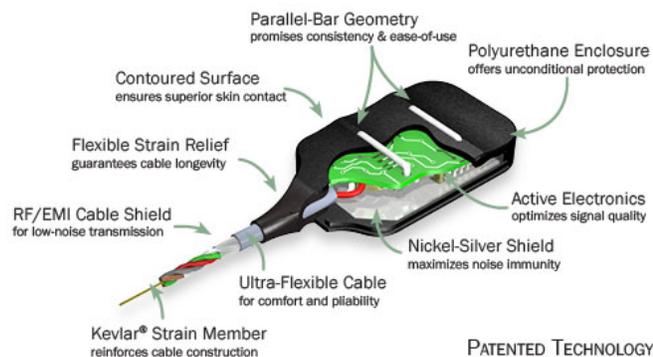
**Tabla 1 Señales Bioeléctricas [3]**

Señal	Rango de frecuencia	Rango de voltaje
electroneurograma (ENG)	100 Hz - 1 KHz.	5 $\mu$ V - 10 mV
Electroretinograma (ERG)	0,2 Hz - 200 Hz	0,5 $\mu$ V - 1 mV
Electrooculograma (EOG)	DC - 100 Hz	10 $\mu$ V - 5 mV
Electroencefalograma (EEG)	0,5 Hz - 100 Hz	2 $\mu$ V - 100 $\mu$ V
Potencial evocado visual (VEP)	1 Hz - 300 Hz	1 $\mu$ V - 20 $\mu$ V
Potencial evocado somatosensorial (SEP)	2 Hz - 3 KHz.	0,5 $\mu$ V - 10 $\mu$ V
Potencial evocado auditivo (AEP)	100 Hz - 3 KHz.	0,5 $\mu$ V - 10 $\mu$ V

Electrocorticograma (EcoG)	100 Hz - 5 KHz.	0,5 $\mu$ V - 10 $\mu$ V
Electromiograma (fibra única SFEMG)	0,5 Hz - 10 KHz.	1 $\mu$ V - 10 $\mu$ V
Electromiograma de superficie (SEMG)	2 Hz - 500 Hz	50 $\mu$ V - 5 mV
Electrocardiograma (ECG o EKG)	0,05 Hz - 100 Hz	1 $\mu$ V - 10 mV
ECG de alta frecuencia	100 Hz - 1 KHz.	100 $\mu$ V - 2 mV

El tipo de electrodo usado para el registro de la señal EMG es una elección bastante importante, ya que este es, el puente o intermediario entre el cuerpo humano y la unidad amplificadora, existen dos tipos básicos de electrodos, los electrodos de aguja y los electrodos superficiales, los primeros son usados para realizar electromiografía de fibra única y los segundos, para electromiografía superficial, pero estos últimos también se dividen a su vez en dos clases, electrodos monopolares y electrodos bipolares, estos pueden ser pasivos o activos. Los electrodos activos como el de la figura 10 presentan una gran ventaja con respecto a los pasivos, ya que estos aprovechan la tecnología de la microelectrónica para realizar una preamplificación a la señal EMG [1] la cual elimina la atenuación y el crosstalk producido por los cables de los electrodos.

**Figura 10 Estructura de un electrodo activo.**



Los electrodos de aguja presentan una mejor resolución en la señal ya que estos no abarcan un área de censado demasiado grande, por lo que las unidades motoras de la vecindad no influyen, este tipo de electrodo se utiliza mas para analizar anomalías en la forma de onda

de la señal EMG, ya que este es un método invasivo debe ser utilizado con mucho cuidado. Por esto se utilizaron los electrodos pasivos superficiales de la figura 11 para la obtención de la señal.

**Figura 11 Electrodoes superficiales pasivos**

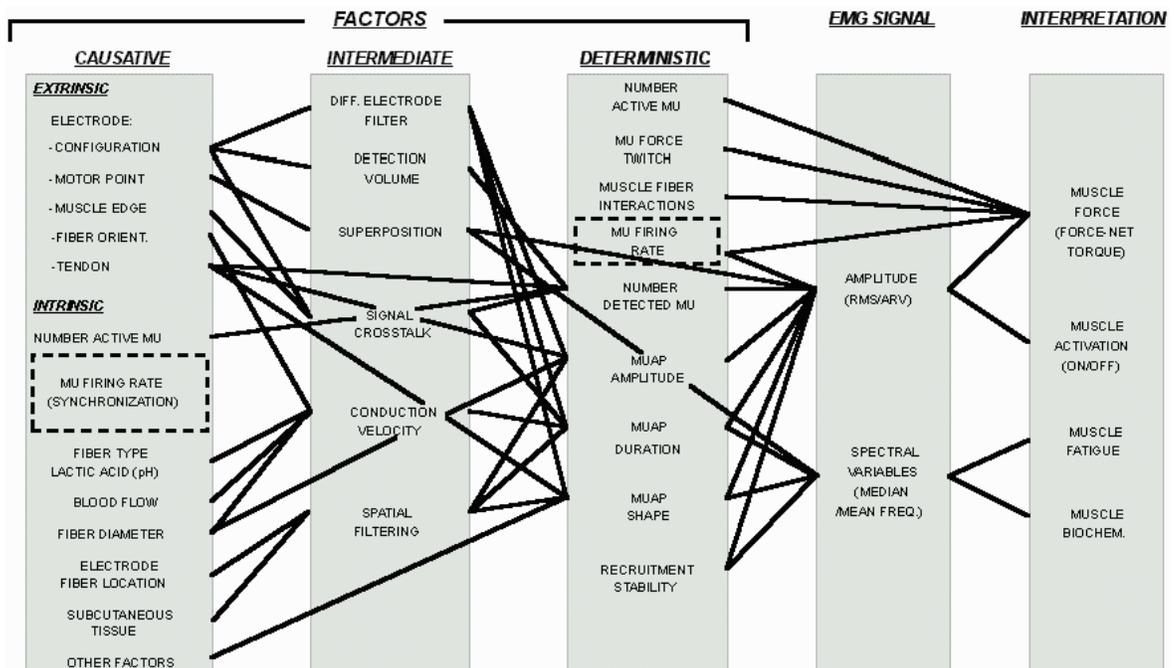


Al momento de elegir un electrodo se deben tener presentes los siguientes factores, para obtener una óptima señal EMG

1. La relación señal a ruido de la señal detectada.
2. El ancho de banda de la señal.
3. El tamaño de la muestra muscular (número de fibras musculares).
4. La susceptibilidad al crosstalk.

DELSYS INC presenta un estudio donde establece factores que afectan el registro de la señal EMG [2]. En este estudio podemos encontrar desde agentes fisiológicos hasta agentes eléctricos externos e internos que deben tenerse en cuenta a la hora de realizar un análisis detallado de la señal EMG. Estos factores se muestran a continuación en la figura 12

Figura 12 Factores que alteran la señal EMG [3]



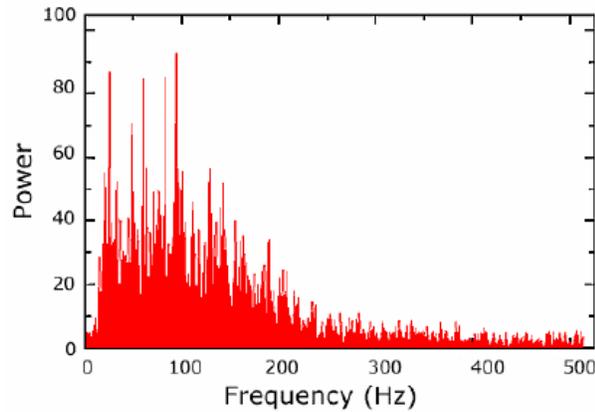
## Características de la señal mioeléctrica o EMG

Las características más importantes de la señal EMG son:

**Amplitud:** La señal EMG va desde 0 a  $10mV_{pp}$

**Ancho de banda efectivo:** La señal EMG posee un ancho de banda que va desde 0 a 500 Hz aproximadamente, pero la energía más significativa se concentra en un ancho de banda de 20 Hz a 160 Hz, lo que sería el ancho de banda efectivo de la señal [11], esto lo podemos apreciar en la figura 13.

**Figura 13 Espectro de frecuencia de señal mioeléctrica [11]**



### **1.1.3 Características temporales y espectrales de la señal mioeléctrica**

Las características temporales que posee la mioeléctrica son: el valor RMS, el valor de la varianza (VAR), el valor medio absoluto (VMA), el valor medio absoluto de la diferencia (VMAD), y las características espectrales son: coeficientes auto regresivos (AR) y coeficientes cepstrales (CEP) [16].

*Valor RMS (Root Mean Square)*. El valor de RMS permite caracterizar la señal de acuerdo a la estimación del contenido de energía, relacionado con su amplitud, en un determinado intervalo de tiempo. Para una señal discreta, la cual consiste en  $N$  muestras igualmente espaciadas  $x(n)$ ,  $n=1$  a  $N$ , la estimación está dada algebraicamente por medio de la siguiente ecuación:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [x(k)]^2} \quad k=1, 2, \dots, N$$

Donde,  $N$ , es el número total de muestras  $x(k)$  de la señal, y  $RMS$  es la estimación de la energía.

*Valor Medio Absoluto (VMA)*. Este es un estimador del valor medio absoluto de la señal,  $x_i$ , en el segmento  $i$ , el cual tiene  $N$  muestras de longitud. Está dado por:

$$\overline{x_i} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k|$$

Donde  $x_k$  es la muestra  $k$ -ésima en el segmento  $i$ .

*Valor Medio Absoluto de la Diferencia (VMAD)*. Este es el valor medio absoluto de la diferencia entre muestras adyacentes,  $k$  y  $k+1$  y está definido por:

$$\overline{\Delta x_i} = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} |x_{k+1} - x_k|$$

*Valor de la Varianza (VAR)*. Es un estimador de la varianza de la señal en el segmento  $i$ . Esta definida por:

$$\sigma_i^2 = E\{x_i^2\} - E^2\{x_i\}$$

Donde  $E\{x_i\}$  es el valor esperado de la señal en el segmento  $i$ .

*Coefficientes de un modelo Auto Regresivo (AR)*. Estos son los coeficientes de un modelo paramétrico AR y contienen información acerca de la localización de los picos de la señal en su espectro. El modelo AR es un modelo estacionario lineal.

El modelo AR para una dada señal es:

$$y(k) = -\sum_{i=1}^P a_i \cdot y(k-i) + e(k) \quad k=0, 1, 2, \dots (5)$$

$y(k)$  denota la señal,  $a_i$  son los coeficientes AR,  $P$  es el orden del modelo AR y  $e(k)$  es la secuencia de ruido blanco.

*Coefficientes Ceptrales (CEP)*. También son obtenidos de métodos paramétricos y contienen información del espectro de la señal. La función Cepstrum está definida como la transformada inversa del logaritmo del espectro de potencia de la señal. Para una función

de transferencia todo polo, el primer coeficiente Cepstral puede ser obtenido directamente desde los coeficientes AR de un modelo de P-ésimo orden.

A partir de este puede calcularse el resto de los coeficientes de la siguiente manera

$$c_1 = -a_1$$
$$c_i = -a_i - \sum_{n=1}^{i-1} \left(1 - \frac{n}{i}\right) \cdot a_n \cdot c_{i-n} \quad 1 < i \leq P$$

## 1.2 TIPOS DE PRÓTESIS

Existen tres clases de prótesis para miembros superiores, las cuales son [19]:

- **Prótesis cosmética:** A las prótesis cosméticas se les denomina en ocasiones prótesis pasivas porque la mano protésica no es funcional. Es decir, raramente da la capacidad para sujetar objetos. En la figura 1 se puede apreciar una prótesis de mano

Figura 14 Prótesis cosmética [19]



- **Prótesis convencional:** Una prótesis accionada por el cuerpo, a la que se le denomina en ocasiones prótesis convencional, es accionada y controlada por los movimientos generales del cuerpo. Estos movimientos usualmente del hombro, la

parte superior del brazo o el pecho son capturados por un sistema de arneses que esta sujeto a un cable que se conecta a un dispositivo terminal (gancho o mano). En la figura 2 se muestra una prótesis convencional accionada por el hombro

**Figura 15 Prótesis convencional [19]**



- **Prótesis eléctricas y mioeléctricas:** Esta categoría de prótesis usa pequeños motores eléctricos para proporcionar funcionalidad. Estos motores pueden hallarse en el dispositivo terminal (la mano o el gancho), la muñeca o el codo. Una prótesis accionada por electricidad utiliza un sistema de batería recargable para alimentar los motores. Hay varias formas de controlar este tipo de prótesis (esquemas de control):
  - Control mioeléctrico
  - Servo control
  - Control con botón pulsador
  - Control con interruptor de arnés

En la figura 3 se muestra una prótesis con control mioeléctrico

**Figura 16 Prótesis mioeléctrica [19]**



A continuación se muestran en que casos se pueden implementar las diferentes clases de prótesis según el tipo de amputación realizada

### **1. Parcial de mano.**

Prótesis Convencional: Guante cosmético con plastezote o espuma flexible.

### **2. Amputación debajo de codo.**

- Prótesis convencional: Arnés para trabajo pesado o normal, socket elaborado en resina con articulación de puño, gancho terminal (acero o aluminio), mano terminal activa y guante cosmético.
- Prótesis mioeléctrica: Arnés, socket elaborado en resina con mano mioeléctrica, gancho de poder, unidad de giro y guante cosmético.

### **3. Desarticulado de codo.**

- Prótesis convencional: Arnés para trabajo pesado o normal, socket elaborado en resina con articulación de codo y puño, gancho terminal (acero o aluminio), mano terminal activa y guante cosmético.
- Prótesis mioeléctrica: Arnés, socket elaborado en resina con codo mioeléctrico, mano mioeléctrica, gancho de poder, unidad de giro y guante cosmético.

- Prótesis híbrida: Arnés, socket elaborado en resina con articulación de codo, mano mioeléctrica, gancho de poder, unidad de giro y guante cosmético.

#### 4. **Amputación arriba de codo.**

- Prótesis convencional: Arnés para trabajo pesado o normal, socket elaborado en resina con articulación de codo y puño, gancho terminal (acero o aluminio), mano terminal activa y guante cosmético.
- Prótesis mioeléctrica: Arnés, socket elaborado en resina con codo mioeléctrico, mano mioeléctrica, gancho de poder, unidad de giro y guante cosmético.

#### 5. **Desarticulado de hombro.**

- Prótesis convencional: Arnés, socket elaborado en resina con articulación de hombro, codo y puño, mano terminal activa, gancho terminal (acero o aluminio) y guante cosmético
- Prótesis cosmética modular: Articulación de hombro, tubo pilón bloqueo codo, muñeca pasiva, anillo de ensamble - Espuma, mano pasiva, guante cosmético, terminación en espuma.

## **2. METODOLOGIA**

### **2.1 JUSTIFICACIÓN Y PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

La pérdida de alguna extremidad, en particular, un miembro superior ocasiona graves problemas emocionales al individuo haciéndolo sentir inútil para la sociedad y convirtiéndolo en una carga para los demás, es por esto que el estudio y desarrollo de prótesis capaces de realizar las mismas tareas de la extremidad perdida y en especial que puedan ser controladas de la misma forma que una extremidad natural, ha tomado un gran auge desde los años 60. Con este tipo de prótesis se busca reducir el trauma psicológico en las personas afectadas y convertirlas nuevamente en personas útiles y productivas para la sociedad.

A lo largo de la evolución en el desarrollo de prótesis, los controles de estas han variado desde el no control, hasta el manejo por medio de dispositivos electromecánicos, similares a un robot. Recientemente se ha incursionado en el desarrollo de prótesis que se controlen de una forma mas natural para la persona, utilizando señales de control provenientes del propio cuerpo humano, por ejemplo, las señales mioeléctricas de los músculos. Esto lleva a plantear la siguiente pregunta de investigación:

¿Qué característica de las señales mioeléctricas de los músculos del brazo se puede utilizar para generar una señal útil para el controlador de una prótesis?

### **2.2 HIPÓTESIS Y ALCANCE DEL PROYECTO**

Basado en la información presentada en el capítulo uno, y en respuesta a la pregunta planteada en la sección anterior, se formula la siguiente hipótesis: La amplitud de la señal

mioeléctrica puede ser utilizada como señal de referencia para controladores de prótesis, gracias a su comportamiento proporcional respecto a la contracción muscular.

Se espera que en un análisis de regresión de los datos obtenidos, se demuestre una relación lineal de la amplitud mioeléctrica respecto a la contracción muscular.

Para este proyecto se trataran solamente las extremidades superiores, ya que las extremidades inferiores no necesitan de gran precisión y se consiguen buenos resultados con las prótesis mecánicas. Luego de elegir que extremidad que se estudiara, se escogerá el músculo a sensar. Para este proyecto se elegirá un músculo de gran proporción y sano, ya que esto facilitara el censado con los electrodos superficiales, las dos opciones que hay son el antebrazo y el bíceps, pero como el antebrazo no es un músculo que se encuentre ejercitado en igualdad de condiciones en todos los individuos se elegirá el bíceps, por ser un músculo de gran actividad que siempre se encuentra con un buen grado de desarrollo muscular en la mayoría de los individuos. En este trabajo se asumirá que la persona tiene el bíceps completo. Otros casos serán dejados como trabajo futuro de este proyecto.

## **2.3 OBJETIVOS DEL PROYECTO**

En base a la hipótesis planteada se trazaron los siguientes objetivos:

### **2.3.1 Objetivo General**

Registrar y analizar la actividad eléctrica de los músculos de las extremidades superiores por medio de instrumentación electrónica para generar señales aplicables a controladores de posición para prótesis.

### **2.3.2 Objetivos Específicos**

- Desarrollar la unidad de amplificación básica para el registro de la señal mioeléctrica

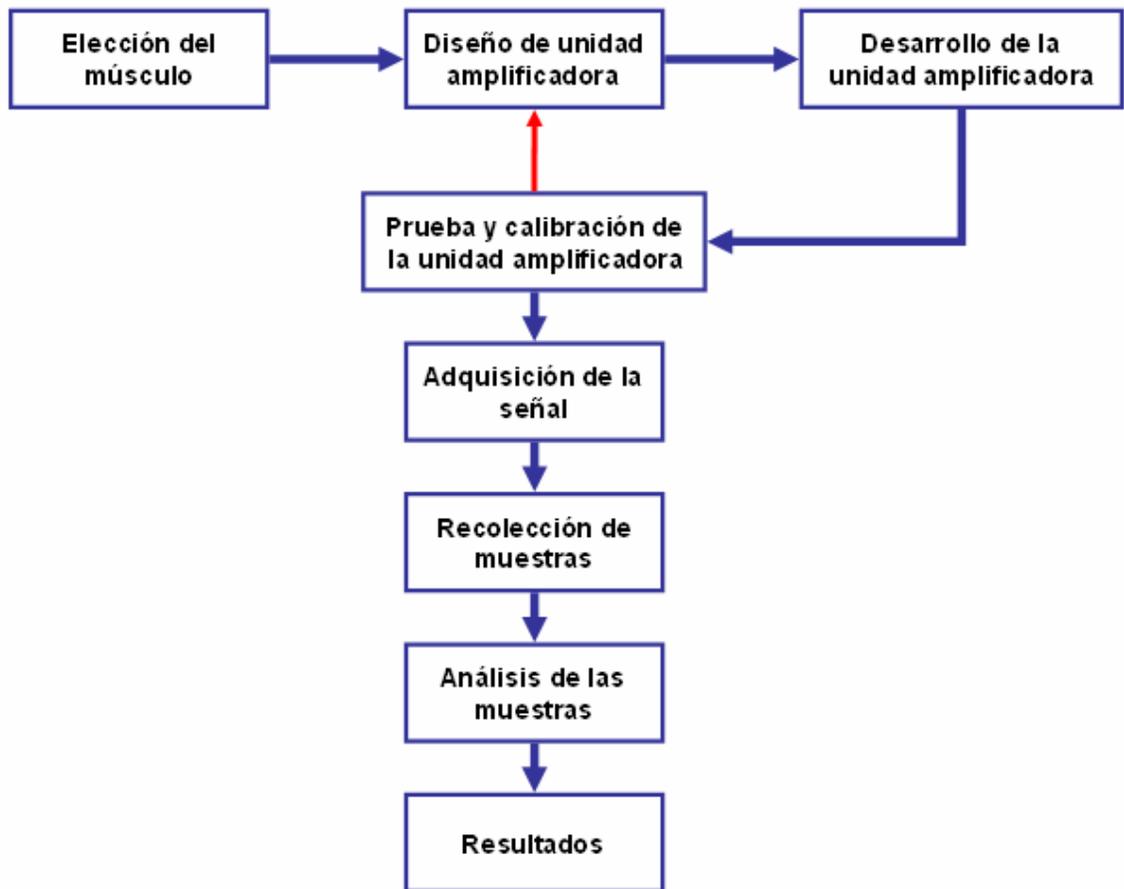
- Adquirir muestras de la señal mioeléctrica con respecto al grado de excitación muscular con el fin de analizar la relación entre dichas variables
- Realizar un controlador didáctico de señal PWM para manejar los actuadores de una prótesis

## **2.4 DIAGRAMA METODOLÓGICO**

De acuerdo a la hipótesis planteada y a las características de la señal mioeléctrica expuestas en el capítulo anterior, sección 1.1.3, se optará por escoger una característica temporal. De las características temporales disponibles, se utilizará el valor RMS, ya que este no necesita un proceso de cálculo muy complejo y puede realizarse de forma análoga, pudiendo así crear controladores sencillos completamente análogos. Adicionalmente, la señal RMS ayuda a reducir el ruido presente en la señal, sin perder detalles importantes de la misma.

En la siguiente figura se muestra la metodología desarrollada para el desarrollo del proyecto

Figura 17 Metodología desarrollada para el proyecto

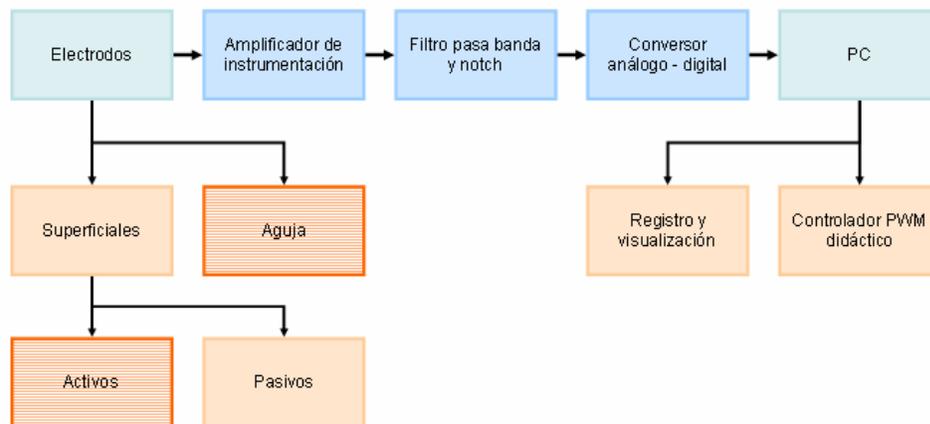


### 3. INSTRUMENTACIÓN

#### 3.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG

El proceso de adquisición se muestra en la Figura 18, el cual esta basado en el modelo propuesto por Ton-Tai Pan en [18], cuyas características son sencillez y eficiencia:

Figura 18 Diagrama de bloques de la unidad amplificadora



El primer criterio que tomaremos en cuenta será la ganancia de tensión del sistema, para esto, tenemos en cuenta que la amplitud de la señal mioeléctrica es de 5mV máxima, pero que los valores de amplitud mas frecuentes están en el orden de los 200 $\mu$ V, por lo que utilizaremos una ganancia de 3000 para obtener una amplitud de 6V. Esta ganancia será obtenida en parte a través del amplificador diferencial y también de la etapa de filtrado, siendo una ganancia para el amplificador diferencial de 30 y para el filtro pasa banda de 100 (10 y 10).

El segundo criterio será el ancho de banda de trabajo, dado que la señal EMG posee un ancho de banda de 20 – 500Hz teniendo un ancho de banda efectivo de 60Hz a 160Hz aproximadamente. El sistema utilizo un ancho de banda de 50Hz a 500Hz.

### 3.1.1 Estándares para la detección EMG

Cualquier sistema que se utilice para la detección EMG debe cumplir las siguientes características [12].

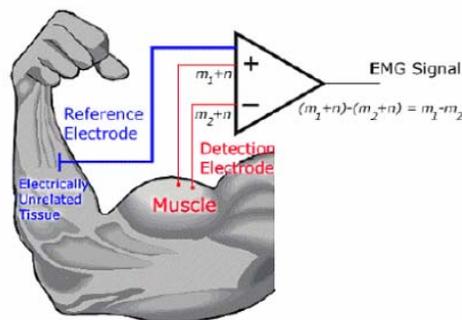
1. Monopolar, Diferencial, Diferencial Doble, etc.
2. Impedancia de entrada  $> 100 \text{ M}\Omega$
3. Relación de rechazo en modo común (CMRR)  $> 80 \text{ dB}$
4. Relación Señal a Ruido (SNR)  $< 2\mu\text{V rms}$ .
5. Rango de ganancia fijo o variable.
6. Resolución del conversor análogo – digital  $> 10 \text{ bits}$

En base a estos estándares se definirán los criterios de diseño y luego se elegirán los dispositivos que los cumplan.

### 3.1.2 Electrodo

La distribución de los electrodos es muy importante, ya que de esta depende la actividad eléctrica registrada. El registro se realiza por medio de tres (3) electrodos de tierra, de referencia y de detección, estos deben estar bien distribuidos para obtener el mejor registro. Una forma de distribuirlos se muestra en la figura 19.

Figura 19 Distribución básica de electrodos [11]



En este caso el electrodo de tierra es llamado electrodo de referencia. El electrodo de tierra puede estar ubicado en cualquier parte del cuerpo. Su función es colocar al cuerpo al mismo punto de tierra del circuito. El electrodo de referencia se coloca bastante cerca al electrodo de detección para eliminar el ruido corporal y para poder medir las mismas fibras que mide el electrodo de detección.

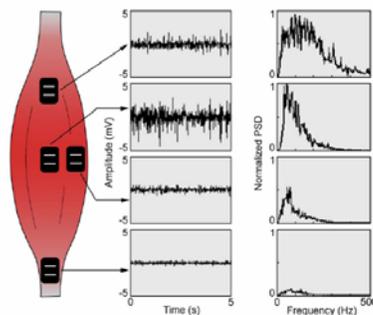
A continuación se presenta la distribución de electrodos en el músculo bíceps utilizada en el proyecto. Ver figura 20.

**Figura 20 Configuración utilizada en el proyecto**



Para tener idea de cómo la ubicación de estos afecta el registro, se presenta la figura 21, donde se muestra la actividad eléctrica censada en diferentes lugares del músculo.

**Figura 21 Señal EMG en diferentes partes del músculo [2]**



La grafica presenta la ubicación del electrodo principal en diferentes puntos del músculo bíceps. Se puede observar que la mayor amplitud se da en la zona media del músculo (segundo cuadro izquierdo de arriba hacia abajo).

### 3.1.3 Amplificador diferencial

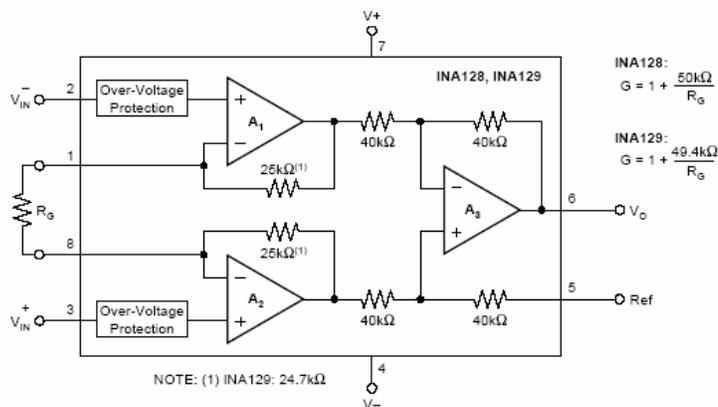
Para elegir nuestro amplificador diferencial se tuvieron en cuenta ciertas características eléctricas por parte del dispositivo, las cuales son:

- CMRR mínimo : 80dB
- Impedancia de entrada mínima: 100MΩ
- SNR máximo:  $2\mu V_{RMS}$

El integrado INA128P cumple con todas estas características, para mas información se puede consultar su hoja técnica en el anexo A.

Ahora se procederá a calcular su ganancia, recordamos que se planteo una ganancia general de 3000 donde el amplificador de instrumentación tendría una ganancia de 30. Para determinar el valor de la resistencia se utiliza la formula dada por el fabricante, a continuación se presenta el esquema interno del INA128P. Figura 22.

**Figura 22 Esquema del INA128. Datasheet Texas Instrument**



$$A_v = 1 + \frac{50k}{R_G} ; \text{Despejando } A_v \text{ obtenemos}$$

$$R_G = \frac{50k}{A_v - 1} = \frac{50k}{29 - 1}$$

$$R_G = 1.515 K\Omega$$

Utilizamos un valor comercial de:  $R_G = 1.5K\Omega$

### 3.1.4 Filtro Pasa-Banda

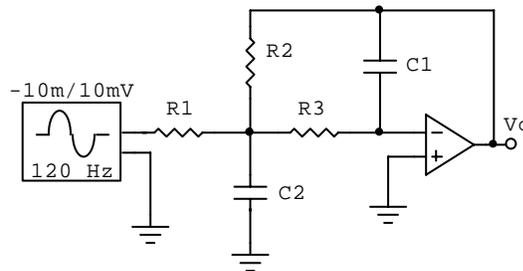
Para el desarrollo de los filtros se utilizara el integrado LF351N que es un amplificador de uso general CMOS de un buen rendimiento. Ver Anexo B.

El tipo de configuración del filtro escogido fue BUTTERWORTH de segundo orden por su respuesta en frecuencia plana.

A continuación se muestra el esquema de los filtros y su respectivo calculo.

#### *Diseño del Filtro Pasa-Bajo (LP)*

**Figura 23 Filtro pasa bajo**



#### *Premisas de Diseño*

$$f_c = 500\text{Hz}$$

$$K = 10$$

### *Ecuaciones*

$$K = -\frac{R_2}{R_1} \quad (1)$$

$$R_2 = \left[ \frac{2(K+1)}{aC_2 + \sqrt{a^2C_2^2 - 4bC_1C_2(K+1)}} \right] \omega_c \quad (2)$$

$$R_1 = \frac{R_2}{K} \quad (3)$$

$$R_3 = \frac{1}{bC_1C_2\omega_c^2R_2} \quad (4)$$

$$C_1 \leq \frac{a^2C_2}{4b(K+1)} \quad (5)$$

$$C_2 = \frac{10}{f_c} \quad (6)$$

Como el filtro es de tercer orden  $n = 2$  buscamos en tablas los valores de  $a$  y  $b$ , donde encontramos que  $a = 1.414214$  y  $b = 1$

Tomando  $m = 10000$ <sup>1</sup>

Reemplazando  $f_c$  en la ecuación (6) obtenemos

$$C_2 = \frac{10}{(500)(m)} = \frac{0.02}{10000} = 2\mu\text{F}$$

---

<sup>1</sup> Las características de un filtro activo permanecen inalteradas cuando se multiplica o se divide el valor de las resistencias por un factor  $m > 1$ , siempre que el valor de los condensadores sea dividido o multiplicado por el mismo factor.

$$C_2 = 2.2\mu F ; \text{ Tomando el valor comercial más cercano tenemos ahora } f_c = 454Hz$$

Reemplazando en (5) obtenemos

$$C_1 \leq \frac{1.414214^2 * 2.2 \times 10^{-6}}{4(1)(10+1)} = 100.00006nF$$

$$C_1 \leq 100nF$$

Reemplazando en (2) obtenemos

$$R_2 = \left[ \frac{2(10+1)}{(1.414214)(2.2 \times 10^{-6}) + \sqrt{(1.414214^2)(2.2 \times 10^{-6}) - 4(1)(100 \times 10^{-9})(2.2 \times 10^{-6})(10+1)}} \right] (1000\pi)$$

$$R_2 = 2251\Omega ; \text{ Tomando el valor comercial más cercano}$$

$$R_2 = 2.2K\Omega$$

Reemplazando en (3) obtenemos

$$R_1 = \frac{R_2}{10} =$$

$$R_1 = 220\Omega$$

Reemplazando en (4)

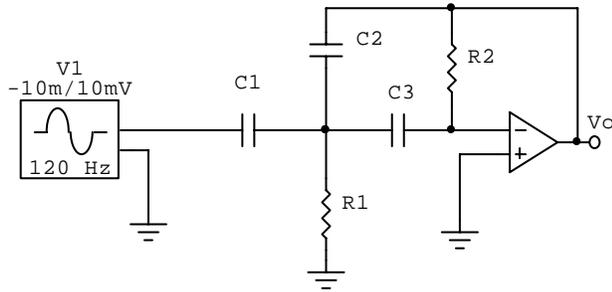
$$R_3 = \frac{1}{(1)(90 \times 10^{-9})(0.02)(1000\pi)^2 (R_2)} =$$

$$R_3 = 209.34 ; \text{ Tomando el valor comercial más cercano}$$

$$R_3 = 220\Omega$$

***Diseño del Filtro Pasa-Alto (HP)***

**Figura 24 Filtro pasa alto**



***Premisas de Diseño***

$$f_c = 50\text{Hz}$$

$$K = 10$$

$$a = 1.414214$$

$$b = 1$$

***Ecuaciones***

$$K = -\frac{C_1}{C_2} \text{ (Fase invertida)} \quad (7)$$

$$R_1 = \frac{a}{(2C_1 + C_2)\omega_c} \quad (8)$$

$$R_2 = \frac{(2C_1 + C_2)b}{aC_1C_2\omega_c} \quad (9)$$

$$C_1 = \frac{10}{f_c} \quad (10)$$

Tomando  $m = 100000$

Reemplazando en (10) obtenemos

$$C_1 = \frac{10}{(f_c)(m)} = \frac{10}{(50)(100000)} = 2 \times 10^{-6} ; \text{ Tomando el valor comercial más cercano}$$

$$C_1 = C_3 = 2.2 \mu F$$

Reemplazando en (7) obtenemos y despejando  $C_2$

$$K = -\frac{C_1}{C_2} \Rightarrow C_2 = -\frac{C_1}{K} = -\frac{2.2 \mu F}{10}$$

$$C_2 = 0.22 \mu F ; \text{ Tomando el valor comercial más cercano}$$

$$C_2 = 0.2 \mu F$$

Reemplazando en (9) obtenemos

$$R_2 = \frac{(2C_1 + C_2)b}{aC_1C_2\omega_c} = \frac{(2 * 2.2 \times 10^{-6} + 0.2 \times 10^{-6})}{(1.414214)(2.2 \times 10^{-6})(0.2 \times 10^{-6})(100\pi)} =$$

$R_2 = 23531 \Omega$  ; Tomando el valor comercial más cercano que este por debajo para que la frecuencia de corte no este por debajo del valor calculado

$$R_2 = 22 K \Omega$$

Reemplazando en (8) obtenemos

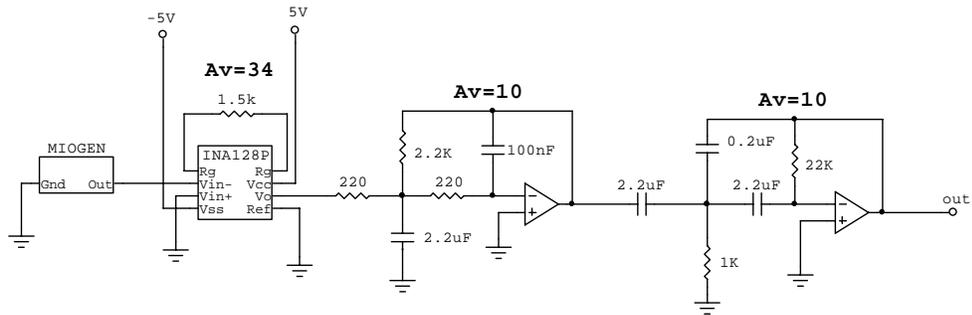
$$R_1 = \frac{a}{(2C_1 + C_2)\omega_c} = \frac{1.414214}{(2 * 2.2 \times 10^{-6} + 0.2 \times 10^{-6})(100\pi)}$$

$R_1 = 978.6 \Omega$  ; Tomando el valor comercial más cercano

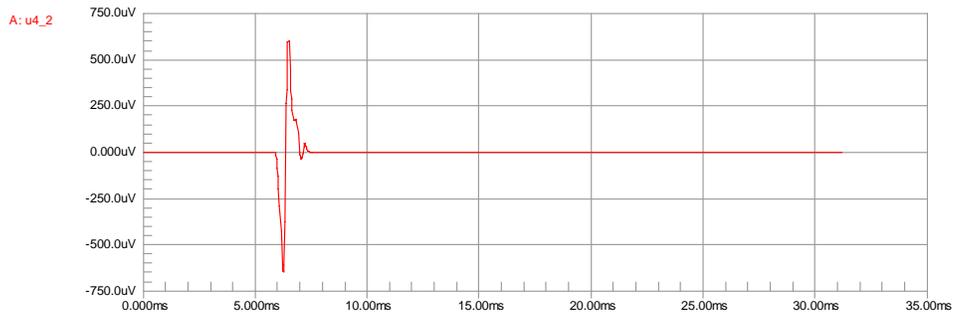
$$R_1 = 1 K \Omega$$

En la figura 25 vemos la unidad amplificadora básica con sus respectivos componentes

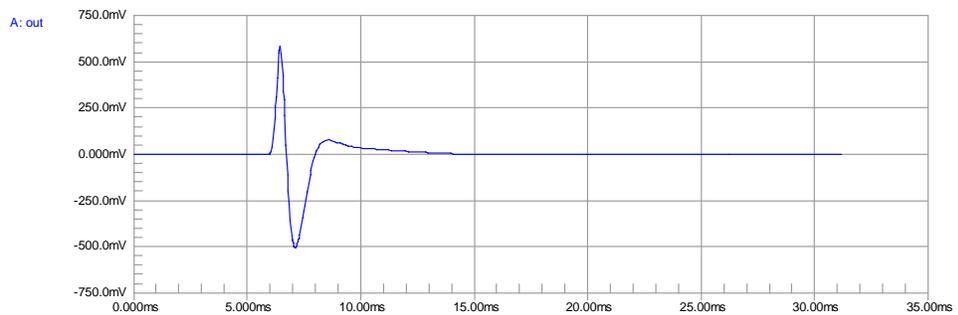
**Figura 25** Esquema completo de la tarjeta de adecuación (1 canal): Amplificador de instrumentación y filtro pasa banda.



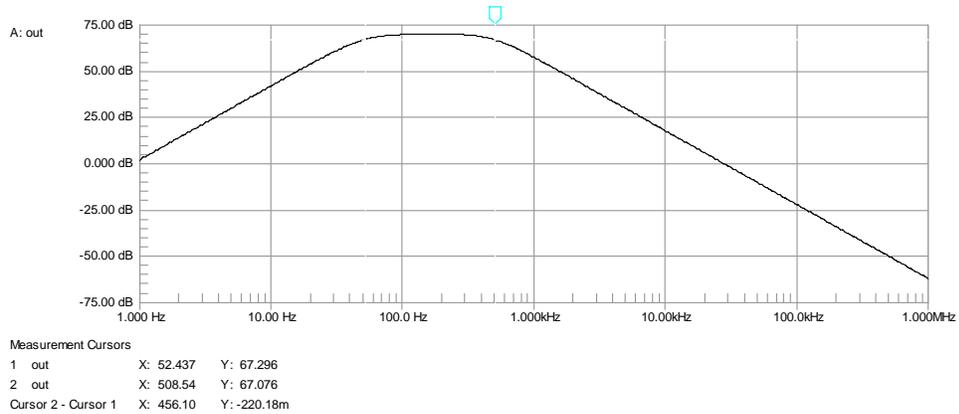
**Figura 26** Señal mioeléctrica de entrada simulada



**Figura 27** Señal mioeléctrica de salida simulada



**Figura 28 Diagrama de bode del filtro pasa banda**

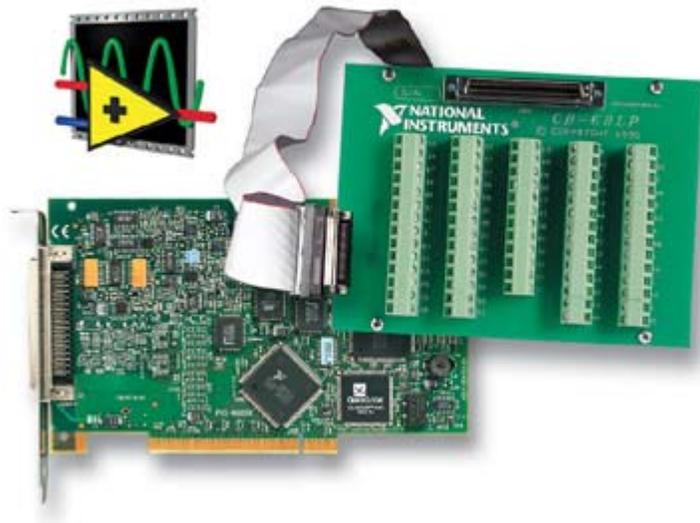


En las tres graficas anteriores obtenidas con la simulación de Circuitmaker podemos observar la señal de entrada (figura 26), la señal de salida (figura 27) y la respuesta en frecuencia de dicho circuito (figura 28). La verificación practica de las premisas de diseño para el filtro pasa banda arrojó los siguientes datos: Frecuencia de corte superior: 516 Hz (Teórica: 500 Hz), Frecuencia de corte inferior: 35 Hz (Teórica: 50 Hz) y una Ganancia total de 100 (Teórica: 100), los cuales se encuentran dentro de los rangos permitidos para la obtención de la señal mioeléctrica.

### **3.1.5 Tarjeta de adquisición de datos**

Para la digitalización de la señal se utilizó la tarjeta PCI-6024E de National Instrument, ver figura 29, la cual cumple con la característica de resolución mínima expuesta en la sección 3.1.1, sus características son:

**Figura 29 Tarjeta de adquisición PCI6024E de National Instrument**



Numero de canales: 16 single-ended, 8 differential

Tipo de conversión: Aproximaciones sucesivas

Resolución: 12 bits, 1 en 4096

Máxima rata de muestreo: 200 kS/s

Rangos de voltaje de entrada (bipolar):  $\pm 10$ ,  $\pm 5$ ,  $\pm 500$  mV,  $\pm 50$  mV

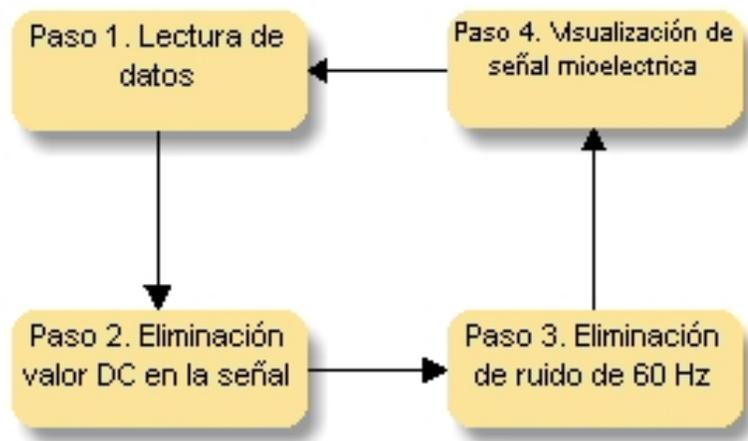
Tamaño del buffer FIFO: 2048 muestras

## 4. ADQUISICIÓN

### 4.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

Para el registro de la señal mioeléctrica se desarrollo una aplicación en Labview, de National Instrument. El proceso de adquisición se muestra en el siguiente diagrama de flujos de la figura 30

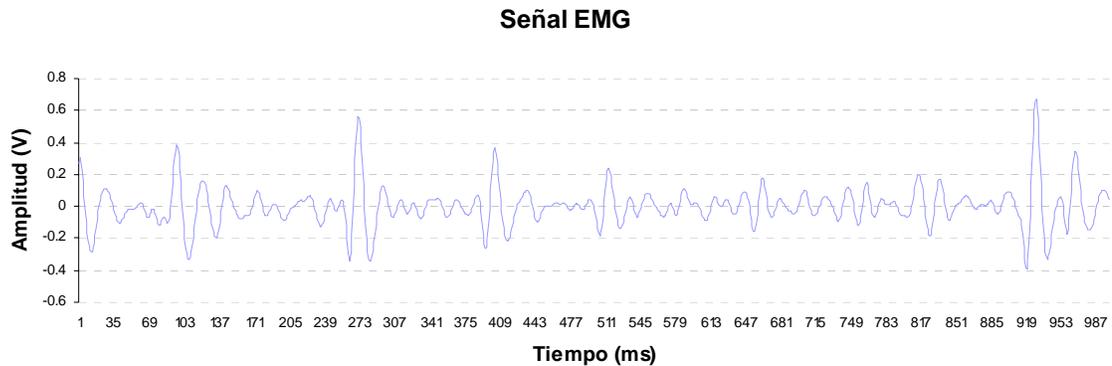
Figura 30 Diagrama de flujo del proceso de adquisición



### 4.2 SEÑALES OBTENIDAS CON LA UNIDAD AMPLIFICADORA

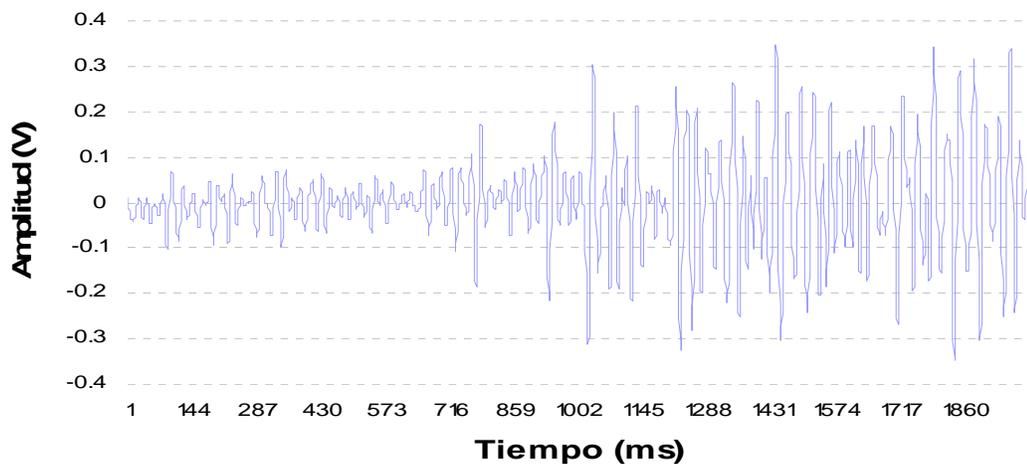
A continuación se presentan diferentes graficas de la señal mioeléctrica en diferentes estados de contracción.

**Figura 31 Señal mioeléctrica del músculo bíceps**



En la figura 31 se presenta una señal mioeléctrica del músculo bíceps en contracción suave constante, en esta grafica se pueden apreciar los diferentes pulsos nerviosos provenientes de los diferentes grupos de fibras nerviosas del músculo, esta señal es obtenida de un músculo completamente sano y es usada para determinar la calidad de la señal obtenida. En ella se puede apreciar que a señales de pequeñas amplitudes el ruido de 60 Hz puede afectarlas, ya que la línea base no se presenta con claridad.

**Figura 32 Señal mioeléctrica del músculo bíceps en contracción progresiva**

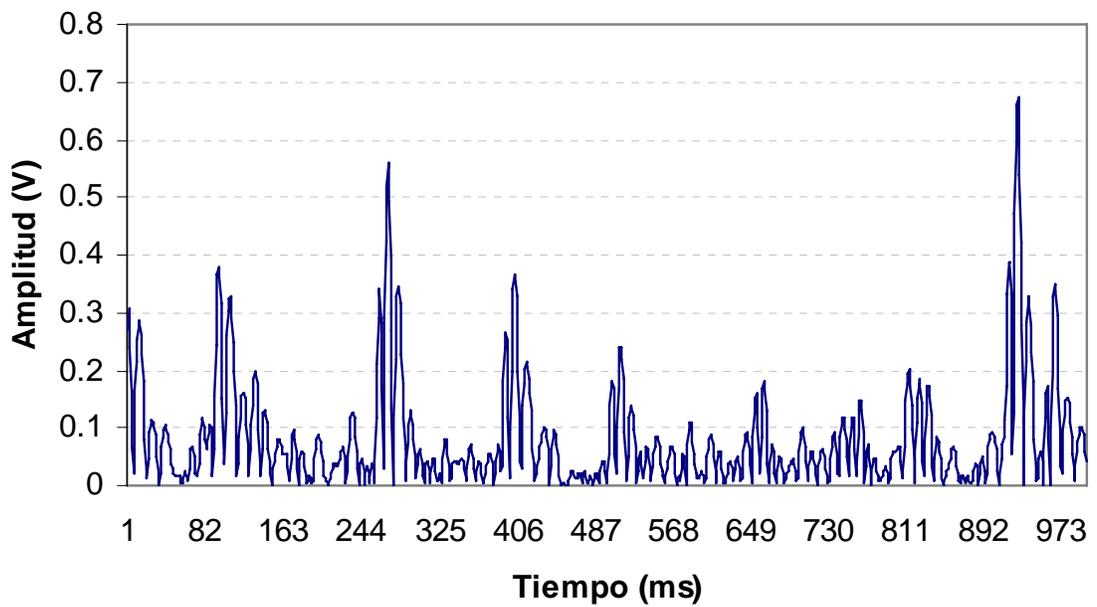


En la figura 32 podemos observar una señal mioeléctrica proveniente del músculo bíceps al realizar una contracción progresiva. Como se puede observar se aprecia que a medida que la contracción es mayor la amplitud de la señal aumenta así como la cantidad de picos, esto

es debido a que el conjunto de unidades motoras en la vecindad también son estimuladas para aumentar la contracción muscular.

Y por ultimo se muestra en la figura 33 la señal mioeléctrica rectificada, la cual es la usada para determinar el valor RMS para su posterior análisis.

**Figura 33 Señal mioeléctrica rectificada**



## 5. ANÁLISIS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

En esta sección se verificara el comportamiento lineal que existe entre la amplitud de la señal mioeléctrica y la contracción muscular, para esto se utilizara al método estadístico de regresión para determinar cual es el tipo de regresión que mas se ajusta al comportamiento de dicha señal, se expondrán tres tipos de regresión los cuales son: Regresión exponencial, Regresión Potencial y Regresión Lineal. Para realizar el análisis se tomo como variable a medir el valor RMS de la señal durante un lapso de tiempo, ya que este se convertiría en la señal de referencia para el controlador.

### 5.1 MUESTRAS DEL VALOR RMS DEL MÚSCULO BÍCEPS

Se tomaron 44 muestras del músculo bíceps con un grado de excitación aproximadamente constante, para esto se tomo como referencia una amplitud máxima de aproximadamente  $1V_{RMS}$  en una ventana de tiempo de 13ms.

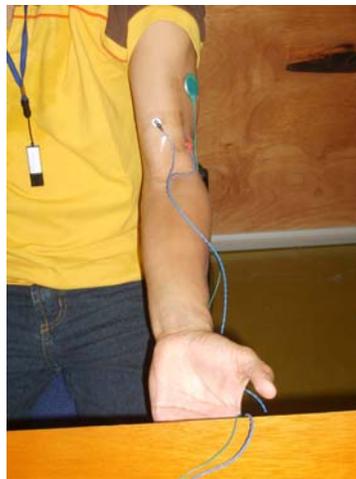
Todos los valores se encuentran en la escala de Voltios, exponiendo una variación desde 0.09V (90mV, estado de relajación del músculo) hasta 1.1V, se realizo la toma de las muestras, utilizando una técnica de contracción muscular utilizada en los exámenes realizados para examinar la excitación muscular, la cual consiste en realizar una excitación del músculo sin llegar a una contracción completa de este, para ello se apoya la palma de la mano en una superficie fija, como una mesa, de esta forma se puede controlar el grado de excitación ejercido en el músculo, este método se puede observar en la figura 34. En la siguientes tablas se muestran algunas de las muestras obtenidas, la colección de muestras completas se encuentran en el anexo D.

**Tabla 2 Ejemplo de tres muestras obtenidas.**

Muestra 1 (V)	Muestra 2 (V)	Muestra 3 (V)
0.13	0.09	0.09
0.24	0.18	0.15
0.3	0.21	0.2
0.36	0.27	0.27
0.39	0.29	0.35

0.43	0.33	0.41
0.51	0.38	0.49
0.6	0.46	0.52
0.64	0.48	0.54
0.74	0.57	0.58
0.81	0.69	0.87
0.83	0.79	0.95
0.91	0.94	1.09

**Figura 34 Método de contracción muscular utilizado para la toma de muestras**

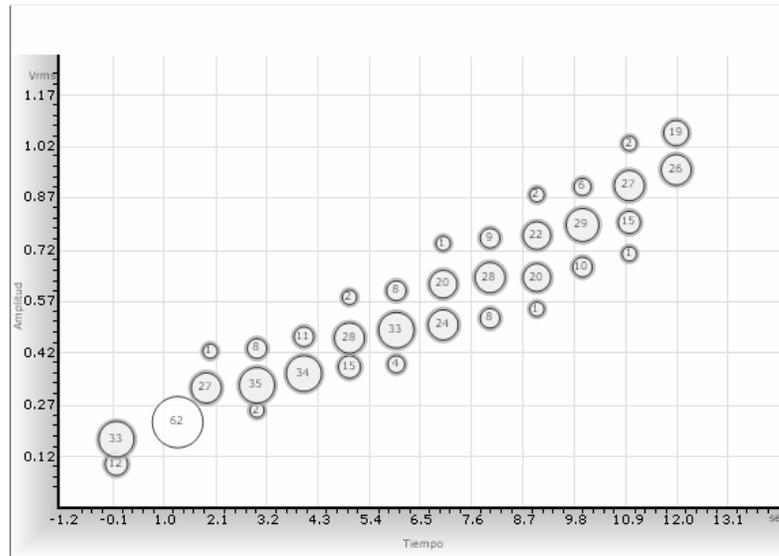


## 5.2 ANÁLISIS DE LOS DATOS

Los datos obtenidos fueron analizados con el software estadístico FindGraph V, ya que este software puede aplicar los diferentes métodos de regresión a un conjunto de muestra que esta conformada por diferentes grupos de datos.

Utilizando la opción *Diagram* del menú de *Plot* se obtuvo la siguiente grafica

**Figura 35 Diagrama de celdas**

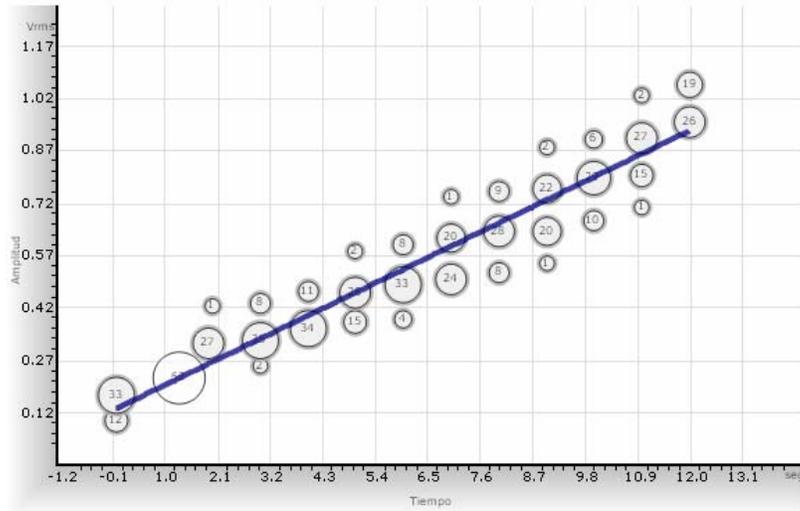


La figura 35 muestra los puntos agrupados en celdas. Los grupos de puntos son mostrados como círculos donde su centro (x,y) corresponde a la media y la moda respectivamente, y el valor mostrado en cada círculo es la cantidad de puntos agrupados, es decir, el área del círculo es proporcional a la cantidad de puntos agrupados en una celda.

Como se puede observar los círculos de mayor área tienden a ubicarse en la zona media a lo largo del tiempo, y solo unos cuantos puntos se encuentran dispersos a los lados de estos. Luego de agrupar los datos se procedió a realizar las diferentes regresiones al conjunto total de muestras conformado por 572 puntos.

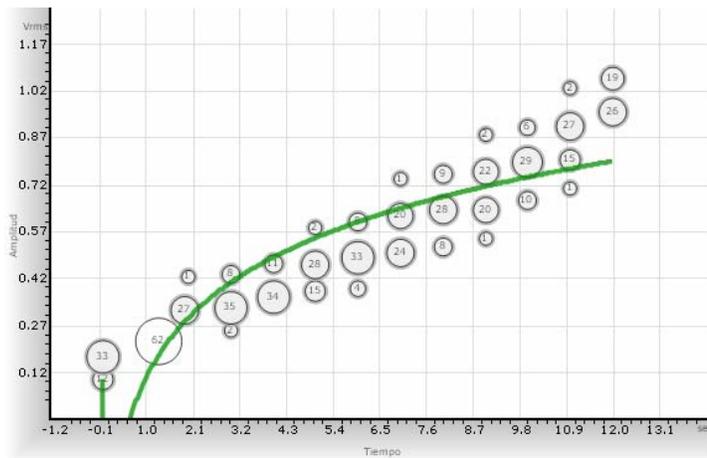
Utilizando la opción de *Lineal Regression* del menú de *Fit* de FindGraph se escogieron los tres tipos de regresión que se muestran en las siguientes figuras.

**Figura 36 Regresión lineal**



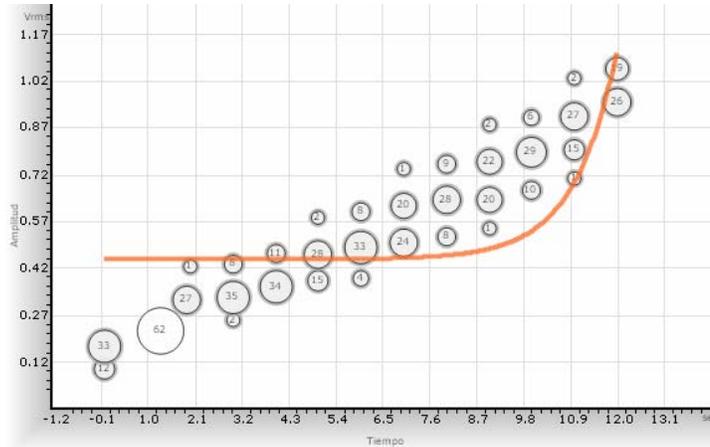
La figura 36 muestra la curva de la regresión lineal la cual obtuvo un error estándar del 7%.

**Figura 37 Regresión logarítmica**



La figura 37 muestra la curva de la regresión logarítmica la cual obtuvo un error estándar del 11.36%.

**Figura 38 Regresión exponencial**



La figura 38 muestra la curva de la regresión exponencial la cual obtuvo un error estándar del 18.37%.

Como se pudo apreciar en los resultados obtenidos, la curva que mejor se ajusto al comportamiento del valor RMS de la señal mioeléctrica fue la obtenida a partir de la regresión lineal, que obtuvo un error estándar del 7% comprobando así una relación lineal entre la amplitud de la señal mioeléctrica y la contracción muscular

## **6. APLICACIÓN**

En este capítulo se expondrá una aplicación práctica de la utilización de la señal mioeléctrica como señal de referencia para la generación de señales de control, en esta aplicación en particular se utilizó la señal PWM como señal de control ya que es muy utilizada para estos casos.

### **6.1 GENERACIÓN DE LA SEÑAL PWM**

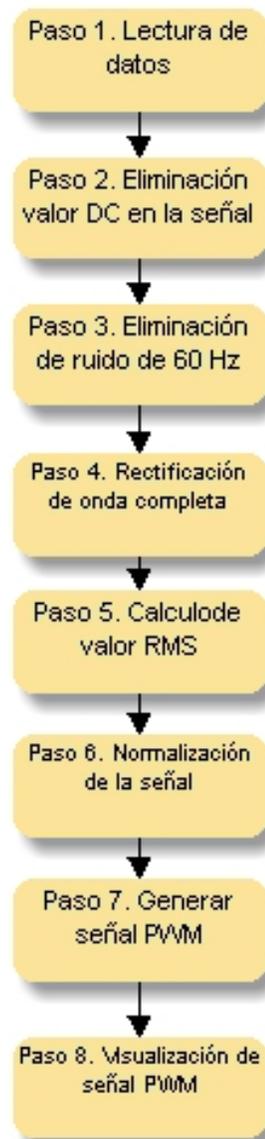
Dado que el coeficiente de correlación es mayor a 0.95, se demuestra que la hipótesis planteada es válida. Esto permite que se utilice el valor RMS de la señal mioeléctrica como referencia para sistemas de control diversos. La siguiente sección presenta un ejemplo que aprovecha este comportamiento lineal para generar una señal PWM que alimente un servomotor.

Para obtener una señal de control PWM primero debemos establecer los valores mínimos y máximos en que se debe trabajar, estos rangos corresponden a la mínima contracción necesaria y máxima contracción capaz de realizar respectivamente.

Se estableció como valor mínimo el 30% del valor máximo obtenido en la contracción, esto se hace para no tener falsas señales de control debido al ruido externo, el valor máximo puede variar por lo que se debe establecer previamente, para nuestra señal de control se utilizó un sujeto con un máximo de 1.8 V rms o 0.5mV rms. Para establecer el rango máximo no se puede tomar el límite ya que se presentaría una pérdida de la señal cuadrada convirtiéndose en una señal DC continua, para esto se estableció como valor máximo 2 V, teniendo así un rango del 10% para evitar que la señal cuadrada se pierda.

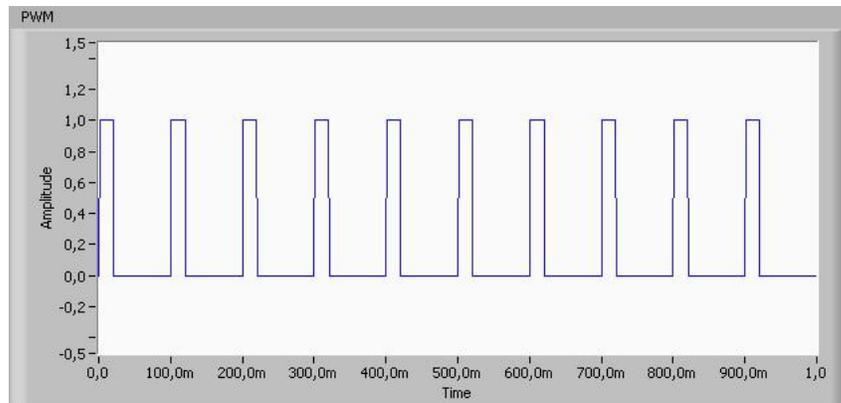
Para la obtención de la señal PWM se utilizó el diagrama de flujo que se muestra en la figura 39

**Figura 39 Diagrama de flujo para la generación de la señal PWM**

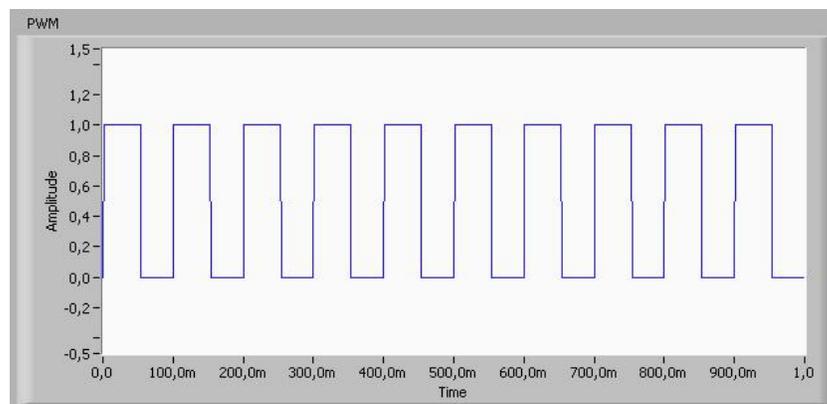


A partir del anterior diagrama de flujo se consiguió obtener una señal de control PWM de con buenas características la cual es mostrada en las figuras 40 y 41 a continuación.

**Figura 40 Señal PWM al 30% d ciclo Duty (valor RMS mínimo)**



**Figura 41 Señal PWM al 67% o 1.2V de valor RMS**



La señal PWM obtenida tiene una frecuencia de 1KHz y un voltaje pico de 1V, estos valores fueron escogidos para facilitar la lectura, ya que pueden ser configurados los valores mínimos y máximos del ancho del pulso, así como la frecuencia y la amplitud de la señal para actuadores específicos, i.e. las características de salida de la señal PWM depende del actuador que este utilizando en la prótesis.

## **6.2 RELACIÓN ENTRE NIVEL RMS Y ANCHO DEL PULSO**

Después de haber obtenido la señal de control PWM se procede a realizar una relación entre la amplitud del pulso de la señal PWM y el valor RMS de la señal mioeléctrica.

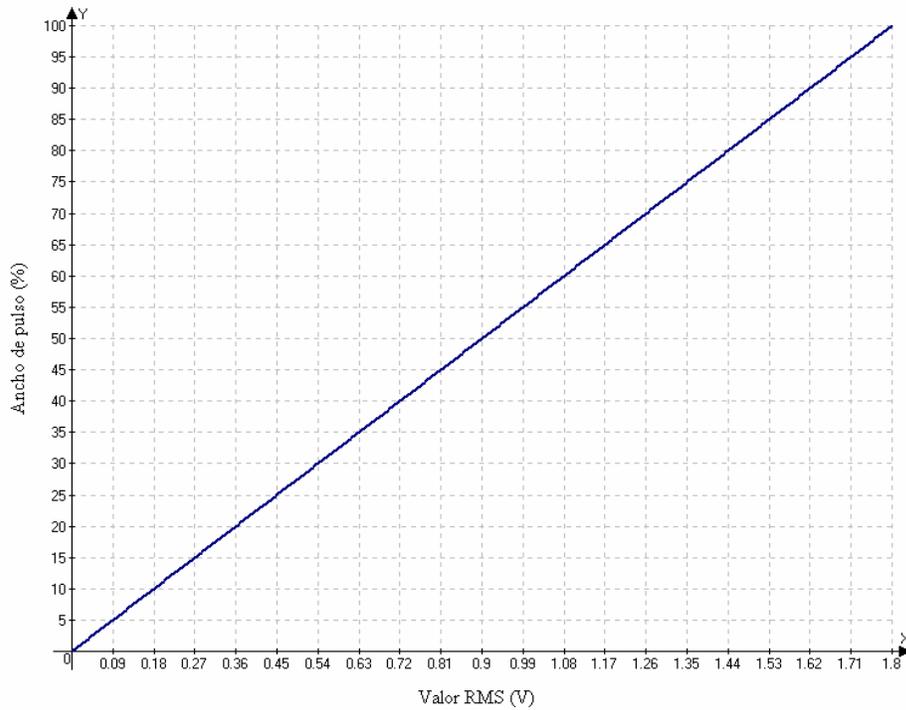
En la siguiente tabla se muestra la relación entre el valor RMS de una muestra y el ancho del pulso de la señal PWM.

**Tabla 3 Relación entre nivel RMS y ancho del pulso**

Valor RMS (V)	Ancho de pulso (%)
0.12	6.67
0.21	11.67
0.27	15.00
0.3	16.67
0.35	19.44
0.42	23.33
0.46	25.56
0.58	32.22
0.61	33.89
0.64	35.56
0.73	40.56
0.89	49.44
0.99	55.00

En la figura 42 se muestra la curva estimada desde el **0%** al **100%**

**Figura 42** Curva que muestra la relación entre el nivel RMS y el ancho del pulso



Esta relación se estableció a través de la curva de regresión lineal, hay que tener en cuenta que aun así existe un error estándar del 7% lo cual nos indica el grado de exactitud máximo que obtendría al realizar una implementación.

## 7. CONCLUSIONES

La unidad amplificadora presentó una respuesta adecuada a las especificaciones esperadas en el proyecto. Sin embargo, aun existe susceptibilidad al ruido. Se espera en el trabajo futuro la implementación de un sistema de filtrado mas robusto para solucionar este problema.

Se pudo verificar con éxito la relación lineal entre la amplitud de la señal mioeléctrica y la contracción muscular, con un coeficiente de correlación mayor al 0.95, para las pruebas realizadas. Una mayor cantidad de pruebas en diferentes pacientes permitirá obtener una relación más general de la señal mioeléctrica respecto a la contracción muscular. Se considera que el error obtenido (7%) en la curva de regresión lineal fue producido principalmente al movimiento de los electrodos durante las contracciones, ya que estos presentaban un leve deslizamiento sobre la superficie de la piel. Para aplicaciones en el futuro, se debe optar por utilizar una banda elástica que se pueda colocar sobre los electrodos para darle mejor fijación sin alterar el flujo sanguíneo de la extremidad ya que presentaría alteración la señal mioeléctrica.

Se realizó un controlador de posición didáctico para una prótesis que utilice servomotores. Esta aplicación funcionó de forma adecuada y demostró que es posible aplicar este trabajo al desarrollo de prótesis comerciales. En el trabajo futuro se espera realizar esta aplicación en hardware, con lo cual pueda ser incluido en una prótesis normal.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Carlo J. De Luca. Introduction to Surface EMG, Surface Electromyography: Detection and Recording. Paper. 2002 by DelSys Incorporated.
2. Carlo j. De Luca. The use of surface electromyography in biomechanics. Paper. Neuromuscular Research Center, Boston University. Wartenweiler Memorial Lectura (Tha Internacional Society for Biomechanics) 5 July 1993. Reprinted, by permission from C. J. De Luca, 1997, Journal of Applied Biomechanics. DelSys Incorporated.
3. Edward A. Clancy, Atephane Bouchard, Denis Rancourt. Estimation and Application of EMG Amplitud During Dynamic Contractions, Processing Nonstationary EMG for Applications in Prosthesis Control, Biofeedback, and Joint Torque Estimation. Paper. Departament of electrical and Computer Engineering and Departament of Biomedical Engineering, Worcester Polytechnic Institute and Departament of Mechanical Engineering, Laval University. November/December 2001 IEEE Engineering in Medicine and Biology.
4. Philipps Kampas. The optimal use of myoelectrodes. Paper. Translation of Myoelektroden – optimal eingesetzt: Medizinisch-Orthopädische Technik 1/2001. Jahrgang; Januar/Februar 2001; pp. 21-27.
5. N Chaiyaratana, A M S Zalzala and D Datta. Myoelectric signals pattern recognition for intelligent functional operation of upper-limb prosthesis. Robotics Research group, Department of Automatic Control and Systems Engineering, University of Sheffield. 1996 ECDVRAT and University of reading, UK.

6. Ferguson Simon, Dunlop G Reg. Grasp Recognition from myoelectric signals, Department of Mechanical Engineering, University of Canterbury, Christchurch. November 2002. New Zeland.
7. Alonso Alonso A., Hornero Sánchez R., Espino Hurtado P. De La Rosa Steinz R. Liptak L. Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. Original Paper. MAPFRE MEDICINA, 2002; Vol. 13, nº 1. Valladolid, España.
8. Ferrero Gustavo. Señales Bioeléctricas: Su origen, adquisición y tratamiento mediante computadoras. Congreso UIS 2000.
9. Guyton-Hall, Tratado de Fisiología medica.
10. De Luca, Carlo. Surface Electromyography: Detection and Recording. 2002 by Desliz Incorporated.
11. Merletti, Roberto. Dr. Standards for reporting EMG data. Politecnico di Torino, Italy.
12. Rafael Barea Navarro. Instrumentación Biomédica, Electromiografía. Monografía. Departamento de Electrónica, Universidad de Alcalá.
13. R. F. M. Kleissen, J. H. Buurke, J. Harlaar, G. Zilvod. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. Paper. Departament of Rehabilitation Medicine, University Hospital Vrije Universiteit, Amsterdam, The Netherlands. 3 June 1998, Elsevier.
14. Daisuke Nishikawa, Wenwei Yu, Hiroshi Yokoi and Yukinori Kakazu. EMG prosthetic hand controller using real-time learning method. Paper. Proceedings of

the 1999 IEEE Systems, Man, and Cybernetics Conference (SMC'99), Tokyo, Japan, Oct. 1999.

15. Hogan, N. y Mann, RW., Myoelectric Signal Processing: Optimization Applied to Electromyography – Part 1: Derivation of the optimal myoprocessor, *IEEE Tr. Biomedical Eng*, Vol. 40, No 1.
16. Fernando D. Farfán, Julio C. Politti y Carmelo J. Felice, Evaluación de Patrones Temporales y Espectrales para el Control Mioeléctrico. *Departamento de Bioingeniería – FACET – UNT. XV CONGRESO ARGENTINO DE BIOINGENIERIA*
17. Myer Kutz, standard handbook of biomedical engineering and design, 2003. MCGRAW-HILL.
18. Ton-Tai Pan, Ping-Lin Fan, Huihua Kenny Chiang, *Member, IEEE*, Rong-Seng Chang, and Joe-Air Jiang, *Member, IEEE*. Mechatronic Experiments Course Design: A Myoelectric Controlled Partial-Hand Prosthesis Project. *IEEE TRANSACTIONS ON EDUCATION*, VOL. 47, NO. 3, AUGUST 2004
19. Advanced Arm Dynamics – opciones protésicas. [www.armdynamics.com](http://www.armdynamics.com)

## Anexo A. Hoja técnica del INA128





**INA128**  
**INA129**

---

**Precision, Low Power**  
**INSTRUMENTATION AMPLIFIERS**

---

**FEATURES**

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50µV max
- LOW DRIFT: 0.5µV/°C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 5nA max
- HIGH CMR: 120dB min
- INPUTS PROTECTED TO ±40V
- WIDE SUPPLY RANGE: ±2.25 to ±18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 700µA
- 8-PIN PLASTIC DIP, SO-8

**APPLICATIONS**

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

**DESCRIPTION**

The INA128 and INA129 are low power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. Their versatile 3-op amp design and small size make them ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200kHz at G = 100).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. INA128 provides an industry standard gain equation; INA129's gain equation is compatible with the AD620.

The INA128/INA129 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.5µV/°C) and high common-mode rejection (120dB at G ≥ 100). It operates with power supplies as low as ±2.25V, and quiescent current is only 700µA—ideal for battery operated systems. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA128/INA129 is available in 8-pin plastic DIP, and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to +85°C temperature range. The INA128 is also available in dual configuration, the INA128.

NOTE: INA128 247kΩ

International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11483, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6739 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Telex: 910-892-4111  
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAX Line: (520) 548-4133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 906-4401 • FAX: (520) 899-0519 • Immediate Product Info: (800) 548-4132

©1995 Burr-Brown Corporation
PDS-1296C
Printed in U.S.A. October, 1996

SBOS051

## Anexo B. Hoja técnica del LF351



www.fairchildsemi.com

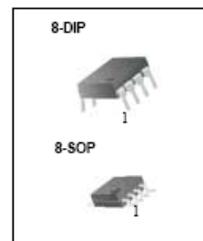
### LF351 Single Operational Amplifier (JFET)

#### Features

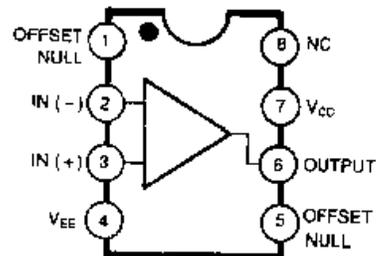
- Internally trimmed offset voltage: 10mV
- Low input bias current: 50pA
- Wide gain bandwidth: 4MHz
- High slew rate: 13V/ $\mu$ s
- High input impedance:  $10^{12}\Omega$

#### Description

The LF351 is JFET input operational amplifier with an internally compensated input offset voltage. The JFET input device provides wide bandwidth, low input bias currents and offset currents.



#### Internal Block Diagram



REV 1.01

©2001 FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION

## Anexo C. Conjunto de muestras de una señal mioeléctrica en el tiempo

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
1	0.27
2	0.308
3	0.295
4	0.242
5	0.161
6	0.069
7	-0.021
8	-0.1
9	-0.165
10	-0.216
11	-0.253
12	-0.276
13	-0.287
14	-0.282
15	-0.262
16	-0.228
17	-0.183
18	-0.132
19	-0.08
20	-0.03
21	0.013
22	0.048
23	0.075
24	0.094
25	0.105
26	0.112
27	0.113
28	0.109
29	0.101
30	0.088
31	0.071
32	0.05
33	0.027
34	0.002
35	-0.023
36	-0.047
37	-0.068
38	-0.086

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
39	-0.098
40	-0.104
41	-0.104
42	-0.098
43	-0.089
44	-0.077
45	-0.064
46	-0.051
47	-0.038
48	-0.028
49	-0.021
50	-0.017
51	-0.016
52	-0.017
53	-0.018
54	-0.018
55	-0.016
56	-0.012
57	-0.006
58	0.003
59	0.013
60	0.021
61	0.026
62	0.023
63	0.011
64	-0.008
65	-0.03
66	-0.05
67	-0.064
68	-0.069
69	-0.064
70	-0.052
71	-0.036
72	-0.021
73	-0.015
74	-0.02
75	-0.037
76	-0.062

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
77	-0.088
78	-0.109
79	-0.118
80	-0.115
81	-0.101
82	-0.081
83	-0.066
84	-0.063
85	-0.074
86	-0.093
87	-0.106
88	-0.102
89	-0.072
90	-0.016
91	0.064
92	0.155
93	0.244
94	0.317
95	0.365
96	0.381
97	0.363
98	0.314
99	0.241
100	0.152
101	0.056
102	-0.04
103	-0.128
104	-0.203
105	-0.261
106	-0.302
107	-0.325
108	-0.33
109	-0.318
110	-0.291
111	-0.25
112	-0.198
113	-0.139
114	-0.076
115	-0.015
116	0.039
117	0.084
118	0.118
119	0.141
120	0.155

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
121	0.16
122	0.159
123	0.15
124	0.133
125	0.107
126	0.071
127	0.028
128	-0.018
129	-0.064
130	-0.105
131	-0.139
132	-0.166
133	-0.186
134	-0.196
135	-0.194
136	-0.176
137	-0.142
138	-0.095
139	-0.04
140	0.016
141	0.065
142	0.103
143	0.125
144	0.131
145	0.124
146	0.108
147	0.086
148	0.064
149	0.041
150	0.021
151	0.002
152	-0.014
153	-0.029
154	-0.043
155	-0.055
156	-0.067
157	-0.077
158	-0.081
159	-0.081
160	-0.075
161	-0.067
162	-0.06
163	-0.056

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
164	-0.055
165	-0.055
166	-0.054
167	-0.046
168	-0.032
169	-0.01
170	0.017
171	0.045
172	0.07
173	0.089
174	0.097
175	0.094
176	0.08
177	0.057
178	0.029
179	0
180	-0.025
181	-0.045
182	-0.057
183	-0.061
184	-0.056
185	-0.046
186	-0.032
187	-0.018
188	-0.004
189	0.007
190	0.014
191	0.016
192	0.013
193	0.004
194	-0.009
195	-0.026
196	-0.045
197	-0.063
198	-0.078
199	-0.087
200	-0.09
201	-0.086
202	-0.075
203	-0.06
204	-0.044
205	-0.029
206	-0.018

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
207	-0.011
208	-0.008
209	-0.005
210	-0.002
211	0.003
212	0.011
213	0.019
214	0.028
215	0.034
216	0.037
217	0.037
218	0.035
219	0.034
220	0.035
221	0.039
222	0.047
223	0.057
224	0.065
225	0.069
226	0.065
227	0.051
228	0.03
229	0.004
230	-0.024
231	-0.052
232	-0.078
233	-0.1
234	-0.117
235	-0.126
236	-0.128
237	-0.12
238	-0.105
239	-0.083
240	-0.057
241	-0.03
242	-0.002
243	0.022
244	0.04
245	0.047
246	0.041
247	0.024
248	0.002
249	-0.019

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
250	-0.031
251	-0.032
252	-0.021
253	-0.003
254	0.017
255	0.032
256	0.038
257	0.031
258	0.005
259	-0.044
260	-0.12
261	-0.209
262	-0.29
263	-0.339
264	-0.338
265	-0.281
266	-0.173
267	-0.028
268	0.133
269	0.29
270	0.424
271	0.517
272	0.561
273	0.552
274	0.494
275	0.396
276	0.271
277	0.133
278	-0.002
279	-0.122
280	-0.22
281	-0.289
282	-0.33
283	-0.345
284	-0.339
285	-0.314
286	-0.277
287	-0.229
288	-0.175
289	-0.118
290	-0.062
291	-0.009
292	0.038

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
293	0.076
294	0.106
295	0.124
296	0.13
297	0.124
298	0.107
299	0.082
300	0.052
301	0.019
302	-0.011
303	-0.037
304	-0.055
305	-0.064
306	-0.063
307	-0.053
308	-0.037
309	-0.016
310	0.006
311	0.026
312	0.04
313	0.044
314	0.039
315	0.024
316	0.003
317	-0.019
318	-0.038
319	-0.048
320	-0.048
321	-0.04
322	-0.025
323	-0.008
324	0.008
325	0.018
326	0.02
327	0.012
328	-0.004
329	-0.025
330	-0.048
331	-0.067
332	-0.078
333	-0.079
334	-0.07
335	-0.054

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
336	-0.032
337	-0.01
338	0.011
339	0.027
340	0.037
341	0.042
342	0.042
343	0.041
344	0.039
345	0.039
346	0.04
347	0.043
348	0.046
349	0.048
350	0.047
351	0.041
352	0.03
353	0.012
354	-0.009
355	-0.031
356	-0.05
357	-0.064
358	-0.07
359	-0.068
360	-0.06
361	-0.046
362	-0.028
363	-0.01
364	0.008
365	0.024
366	0.036
367	0.041
368	0.04
369	0.031
370	0.019
371	0.004
372	-0.009
373	-0.019
374	-0.027
375	-0.035
376	-0.043
377	-0.051
378	-0.056

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
379	-0.056
380	-0.051
381	-0.039
382	-0.022
383	-0.002
384	0.02
385	0.041
386	0.058
387	0.069
388	0.071
389	0.058
390	0.024
391	-0.033
392	-0.106
393	-0.181
394	-0.238
395	-0.264
396	-0.252
397	-0.201
398	-0.118
399	-0.014
400	0.096
401	0.199
402	0.284
403	0.341
404	0.368
405	0.362
406	0.328
407	0.271
408	0.199
409	0.121
410	0.043
411	-0.029
412	-0.09
413	-0.14
414	-0.177
415	-0.202
416	-0.214
417	-0.215
418	-0.206
419	-0.187
420	-0.162
421	-0.13

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
422	-0.097
423	-0.065
424	-0.036
425	-0.012
426	0.007
427	0.022
428	0.034
429	0.045
430	0.055
431	0.066
432	0.076
433	0.087
434	0.095
435	0.101
436	0.103
437	0.097
438	0.084
439	0.062
440	0.034
441	0.001
442	-0.034
443	-0.064
444	-0.086
445	-0.097
446	-0.097
447	-0.087
448	-0.071
449	-0.052
450	-0.033
451	-0.018
452	-0.006
453	0.001
454	0.004
455	0.005
456	0.003
457	0
458	-0.001
459	0
460	0.004
461	0.01
462	0.018
463	0.024
464	0.026

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
465	0.023
466	0.019
467	0.014
468	0.012
469	0.014
470	0.018
471	0.022
472	0.021
473	0.016
474	0.005
475	-0.008
476	-0.019
477	-0.024
478	-0.023
479	-0.016
480	-0.006
481	0.005
482	0.014
483	0.017
484	0.015
485	0.008
486	-0.001
487	-0.011
488	-0.019
489	-0.023
490	-0.021
491	-0.014
492	-0.003
493	0.011
494	0.025
495	0.037
496	0.044
497	0.044
498	0.037
499	0.024
500	0.005
501	-0.021
502	-0.055
503	-0.096
504	-0.138
505	-0.171
506	-0.183
507	-0.168

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
508	-0.124
509	-0.056
510	0.023
511	0.103
512	0.17
513	0.217
514	0.24
515	0.24
516	0.22
517	0.184
518	0.14
519	0.091
520	0.041
521	-0.007
522	-0.05
523	-0.087
524	-0.116
525	-0.134
526	-0.141
527	-0.136
528	-0.121
529	-0.096
530	-0.067
531	-0.034
532	-0.003
533	0.025
534	0.046
535	0.057
536	0.055
537	0.039
538	0.014
539	-0.016
540	-0.042
541	-0.061
542	-0.068
543	-0.063
544	-0.05
545	-0.03
546	-0.008
547	0.014
548	0.035
549	0.053
550	0.069

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
551	0.08
552	0.085
553	0.084
554	0.078
555	0.066
556	0.053
557	0.039
558	0.026
559	0.015
560	0.005
561	-0.005
562	-0.017
563	-0.03
564	-0.042
565	-0.053
566	-0.062
567	-0.066
568	-0.066
569	-0.062
570	-0.053
571	-0.038
572	-0.02
573	-0.002
574	0.013
575	0.018
576	0.01
577	-0.008
578	-0.03
579	-0.048
580	-0.056
581	-0.05
582	-0.03
583	0.001
584	0.036
585	0.07
586	0.096
587	0.109
588	0.108
589	0.096
590	0.077
591	0.056
592	0.037
593	0.022

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
594	0.014
595	0.011
596	0.013
597	0.018
598	0.022
599	0.024
600	0.022
601	0.015
602	0.003
603	-0.013
604	-0.031
605	-0.049
606	-0.065
607	-0.078
608	-0.087
609	-0.089
610	-0.085
611	-0.072
612	-0.051
613	-0.024
614	0.006
615	0.033
616	0.052
617	0.06
618	0.057
619	0.046
620	0.03
621	0.016
622	0.006
623	0.003
624	0.005
625	0.012
626	0.022
627	0.031
628	0.039
629	0.043
630	0.039
631	0.028
632	0.011
633	-0.009
634	-0.029
635	-0.044
636	-0.052

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
637	-0.052
638	-0.044
639	-0.03
640	-0.01
641	0.013
642	0.036
643	0.059
644	0.077
645	0.09
646	0.094
647	0.091
648	0.08
649	0.063
650	0.037
651	0.003
652	-0.039
653	-0.084
654	-0.125
655	-0.152
656	-0.159
657	-0.143
658	-0.103
659	-0.046
660	0.019
661	0.084
662	0.137
663	0.17
664	0.179
665	0.164
666	0.131
667	0.087
668	0.04
669	-0.004
670	-0.038
671	-0.061
672	-0.071
673	-0.07
674	-0.06
675	-0.042
676	-0.02
677	0.003
678	0.025
679	0.041

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
680	0.049
681	0.05
682	0.045
683	0.034
684	0.021
685	0.008
686	-0.003
687	-0.013
688	-0.019
689	-0.024
690	-0.029
691	-0.033
692	-0.038
693	-0.043
694	-0.046
695	-0.044
696	-0.037
697	-0.025
698	-0.007
699	0.014
700	0.036
701	0.058
702	0.078
703	0.093
704	0.1
705	0.099
706	0.088
707	0.069
708	0.044
709	0.017
710	-0.009
711	-0.032
712	-0.048
713	-0.057
714	-0.06
715	-0.056
716	-0.048
717	-0.035
718	-0.02
719	-0.002
720	0.016
721	0.033
722	0.048

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
723	0.058
724	0.063
725	0.063
726	0.058
727	0.05
728	0.04
729	0.029
730	0.017
731	0.005
732	-0.01
733	-0.028
734	-0.048
735	-0.069
736	-0.085
737	-0.094
738	-0.092
739	-0.078
740	-0.053
741	-0.02
742	0.017
743	0.053
744	0.083
745	0.105
746	0.116
747	0.118
748	0.112
749	0.098
750	0.079
751	0.052
752	0.017
753	-0.024
754	-0.066
755	-0.1
756	-0.119
757	-0.119
758	-0.1
759	-0.064
760	-0.015
761	0.038
762	0.087
763	0.126
764	0.148
765	0.149

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
766	0.129
767	0.094
768	0.049
769	0.004
770	-0.035
771	-0.06
772	-0.07
773	-0.066
774	-0.05
775	-0.026
776	0.001
777	0.024
778	0.041
779	0.047
780	0.045
781	0.037
782	0.026
783	0.016
784	0.01
785	0.007
786	0.008
787	0.012
788	0.018
789	0.024
790	0.029
791	0.032
792	0.029
793	0.02
794	0.006
795	-0.012
796	-0.03
797	-0.046
798	-0.056
799	-0.06
800	-0.06
801	-0.058
802	-0.059
803	-0.063
804	-0.067
805	-0.067
806	-0.06
807	-0.042
808	-0.013

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
809	0.024
810	0.066
811	0.109
812	0.146
813	0.176
814	0.195
815	0.201
816	0.193
817	0.173
818	0.14
819	0.097
820	0.047
821	-0.006
822	-0.06
823	-0.109
824	-0.15
825	-0.177
826	-0.185
827	-0.174
828	-0.143
829	-0.097
830	-0.041
831	0.018
832	0.074
833	0.121
834	0.155
835	0.172
836	0.172
837	0.156
838	0.124
839	0.082
840	0.035
841	-0.01
842	-0.047
843	-0.071
844	-0.083
845	-0.083
846	-0.075
847	-0.061
848	-0.045
849	-0.028
850	-0.013
851	0

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
852	0.009
853	0.016
854	0.02
855	0.025
856	0.031
857	0.038
858	0.048
859	0.057
860	0.063
861	0.066
862	0.064
863	0.057
864	0.046
865	0.034
866	0.02
867	0.007
868	-0.005
869	-0.013
870	-0.018
871	-0.017
872	-0.011
873	-0.003
874	0.006
875	0.013
876	0.015
877	0.013
878	0.009
879	0.005
880	0.004
881	0.008
882	0.016
883	0.026
884	0.034
885	0.037
886	0.032
887	0.019
888	0
889	-0.021
890	-0.039
891	-0.05
892	-0.051
893	-0.042
894	-0.025

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
895	-0.003
896	0.022
897	0.046
898	0.066
899	0.081
900	0.09
901	0.094
902	0.094
903	0.092
904	0.086
905	0.077
906	0.065
907	0.048
908	0.027
909	0.002
910	-0.023
911	-0.045
912	-0.061
913	-0.072
914	-0.085
915	-0.115
916	-0.174
917	-0.254
918	-0.334
919	-0.386
920	-0.389
921	-0.331
922	-0.216
923	-0.056
924	0.127
925	0.311
926	0.472
927	0.593
928	0.662
929	0.673
930	0.629
931	0.541
932	0.42
933	0.28
934	0.136
935	0
936	-0.12
937	-0.215

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
938	-0.282
939	-0.319
940	-0.329
941	-0.314
942	-0.28
943	-0.233
944	-0.18
945	-0.127
946	-0.079
947	-0.04
948	-0.01
949	0.013
950	0.031
951	0.047
952	0.059
953	0.06
954	0.042
955	0
956	-0.059
957	-0.118
958	-0.161
959	-0.172
960	-0.146
961	-0.085
962	0.002
963	0.102
964	0.199
965	0.278
966	0.33
967	0.349
968	0.336
969	0.296

Tiempo (ms)	Voltaje (V)
970	0.237
971	0.168
972	0.097
973	0.032
974	-0.023
975	-0.066
976	-0.098
977	-0.121
978	-0.136
979	-0.146
980	-0.15
981	-0.15
982	-0.143
983	-0.13
984	-0.11
985	-0.085
986	-0.055
987	-0.024
988	0.007
989	0.035
990	0.058
991	0.076
992	0.09
993	0.098
994	0.103
995	0.103
996	0.098
997	0.089
998	0.075
999	0.059
1000	0.041



## Anexo D. Conjunto de 44 muestras del bíceps en contracción progresiva

**Tabla 4 Muestras 1 a 5**

Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5
0,13	0,09	0,09	0,13	0,17
0,24	0,18	0,15	0,14	0,24
0,3	0,21	0,2	0,22	0,28
0,36	0,27	0,27	0,26	0,38
0,39	0,29	0,35	0,32	0,4
0,43	0,33	0,41	0,34	0,39
0,51	0,38	0,49	0,36	0,45
0,6	0,46	0,52	0,43	0,5
0,64	0,48	0,54	0,47	0,52
0,74	0,57	0,58	0,57	0,71
0,81	0,69	0,87	0,63	0,82
0,83	0,79	0,95	0,73	0,77
0,91	0,94	1,09	0,9	1,03

**Tabla 5 Muestras 6 a 10**

Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10
0,18	0,1	0,07	0,2	0,19
0,24	0,19	0,13	0,31	0,23
0,3	0,31	0,25	0,39	0,29
0,31	0,33	0,33	0,42	0,3
0,35	0,38	0,43	0,45	0,37
0,38	0,37	0,49	0,46	0,48
0,41	0,41	0,5	0,51	0,54
0,44	0,45	0,54	0,52	0,55

0,57	0,55	0,66	0,63	0,59
0,58	0,6	0,67	0,69	0,68
0,63	0,65	0,79	0,73	0,67
0,7	0,75	0,97	0,9	0,83
0,97	0,97	1,01	0,91	1,08

**Tabla 6 Muestras 11 a 15**

Muestra 11	Muestra 12	Muestra 13	Muestra 14	Muestra 15
0,12	0,16	0,15	0,16	0,19
0,25	0,19	0,19	0,22	0,35
0,34	0,23	0,25	0,27	0,42
0,42	0,29	0,32	0,33	0,46
0,37	0,53	0,38	0,34	0,5
0,46	0,51	0,4	0,38	0,56
0,58	0,54	0,5	0,44	0,6
0,61	0,58	0,55	0,48	0,63
0,67	0,65	0,68	0,54	0,64
0,74	0,72	0,77	0,59	0,67
0,72	0,79	0,8	0,67	0,7
0,82	0,86	0,88	0,78	0,93
0,95	0,94	1,08	0,98	0,98

**Tabla 7 Muestras 16 a 20**

Muestra 16	Muestra 17	Muestra 18	Muestra 19	Muestra 20
0,11	0,15	0,19	0,14	0,14
0,19	0,2	0,21	0,24	0,23
0,26	0,24	0,29	0,35	0,32
0,33	0,27	0,31	0,44	0,43
0,39	0,3	0,4	0,43	0,42
0,48	0,43	0,48	0,48	0,48
0,49	0,44	0,53	0,53	0,49
0,64	0,45	0,54	0,63	0,54
0,63	0,51	0,58	0,76	0,73

0,73	0,57	0,61	0,8	0,82
0,79	0,7	0,78	0,82	0,8
0,92	0,9	0,88	0,92	0,92
1,09	1,01	0,93	1,03	1,07

**Tabla 8 Muestras 21 a 25**

<b>Muestra 21</b>	<b>Muestra 22</b>	<b>Muestra 23</b>	<b>Muestra 24</b>	<b>Muestra 25</b>
0,15	0,16	0,23	0,14	0,18
0,21	0,2	0,26	0,19	0,21
0,28	0,23	0,35	0,25	0,27
0,35	0,31	0,37	0,31	0,29
0,38	0,39	0,43	0,42	0,32
0,46	0,52	0,44	0,54	0,37
0,49	0,58	0,59	0,62	0,4
0,52	0,54	0,68	0,69	0,47
0,61	0,59	0,76	0,77	0,5
0,68	0,64	0,87	0,74	0,54
0,8	0,69	0,98	0,83	0,61
0,87	0,73	1,01	0,94	0,79
1,08	0,95	1,08	0,97	1

**Tabla 9 Muestras 26 a 30**

<b>Muestra 26</b>	<b>Muestra 27</b>	<b>Muestra 28</b>	<b>Muestra 29</b>	<b>Muestra 30</b>
0,19	0,24	0,17	0,12	0,18
0,22	0,23	0,21	0,21	0,23
0,29	0,35	0,33	0,27	0,3
0,33	0,38	0,35	0,3	0,37
0,35	0,35	0,44	0,35	0,4
0,41	0,42	0,51	0,42	0,41
0,51	0,38	0,57	0,46	0,54
0,6	0,43	0,63	0,58	0,6
0,62	0,58	0,79	0,61	0,74
0,67	0,74	0,87	0,64	0,83

0,86	0,82	0,91	0,73	0,8
0,87	0,92	0,92	0,89	0,89
0,89	1	1,04	0,99	1,05

**Tabla 10 Muestras 31 a 35**

Muestra 31	Muestra 32	Muestra 33	Muestra 34	Muestra 35
0,17	0,18	0,14	0,12	0,09
0,23	0,21	0,24	0,2	0,18
0,26	0,29	0,35	0,22	0,32
0,3	0,32	0,42	0,32	0,36
0,35	0,37	0,38	0,33	0,37
0,39	0,51	0,43	0,39	0,41
0,46	0,52	0,46	0,44	0,46
0,5	0,51	0,56	0,47	0,53
0,66	0,71	0,69	0,61	0,65
0,81	0,73	0,74	0,67	0,7
0,89	0,79	0,87	0,77	0,77
0,91	0,83	1,03	0,8	0,9
1,02	0,96	1,04	0,95	1,05

**Tabla 11 Muestras 36 a 40**

Muestra 36	Muestra 37	Muestra 38	Muestra 39	Muestra 40
0,1	0,1	0,19	0,1	0,1
0,15	0,2	0,25	0,18	0,18
0,23	0,36	0,26	0,25	0,24
0,29	0,41	0,32	0,32	0,34
0,32	0,55	0,38	0,34	0,35
0,36	0,59	0,46	0,36	0,37
0,42	0,63	0,51	0,41	0,47
0,49	0,73	0,64	0,63	0,57
0,58	0,76	0,66	0,7	0,68
0,65	0,83	0,73	0,71	0,75
0,79	0,76	0,79	0,81	0,81

0,82	0,87	0,85	0,93	0,89
0,88	1,02	1,05	0,94	0,95

**Tabla 12 Muestras 41 a 44**

<b>Muestra 41</b>	<b>Muestra 42</b>	<b>Muestra 43</b>	<b>Muestra 44</b>
0,19	0,15	0,09	0,09
0,23	0,24	0,17	0,12
0,32	0,26	0,23	0,15
0,41	0,32	0,34	0,24
0,49	0,36	0,35	0,27
0,51	0,42	0,39	0,38
0,59	0,51	0,48	0,55
0,6	0,56	0,51	0,64
0,65	0,7	0,61	0,71
0,72	0,83	0,71	0,73
0,75	0,85	0,77	0,78
0,86	0,87	0,81	0,86
0,92	0,92	0,93	1,1