

Diseño y Construcción de un Sistema Electrónico para la
Adquisición de Señales de Activación Muscular en
Levantamiento de Pesas

Edgardo Luis Mercado Medina

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

**Universidad Tecnológica de Bolívar
Facultad de Ingenierías
Programa de Ingeniería Eléctrica
Cartagena**

Julio de 2015

Diseño y Construcción de un Sistema Electrónico para la
Adquisición de Señales de Activación Muscular en
Levantamiento de Pesas

Edgardo Luis Mercado Medina

Trabajo de grado para optar al título de

Ingeniero Eléctrico

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

Universidad Tecnológica de Bolívar
Facultad de Ingenierías
Cartagena

Julio de 2015

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
FACULTAD DE INGENIERÍAS

Título: Diseño y Construcción de un Sistema Electrónico para la Adquisición de Señales de Activación Muscular en Levantamiento de Pesas

Autor: Edgardo Luis Mercado Medina

Jurado

Asesor: Juan Carlos Martinez Santos

Director: Sonia Helena Contreras Ortiz

Cartagena, Julio de 2015

Resumen

Los sistemas electrónicos para el monitoreo del rendimiento deportivo basados en redes de área corporal emplean sensores para adquirir las señales del deportista al realizar el gesto técnico y un dispositivo para transmitir esta información a un computador para procesarla y analizarla. En Colombia, el uso de ayudas tecnológicas en el deporte, y específicamente en el levantamiento de pesas, no está muy difundido. La incorrecta ejecución de los movimientos puede provocar bajo rendimiento y posibles lesiones en los deportistas. La electromiografía de superficie (EMGS) permite estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto técnico y de marcha, en estudios de fatiga muscular y de rendimiento deportivo. Mediante este proyecto, se pretende diseñar, construir y validar un sistema electrónico para el monitoreo de la actividad muscular del deportista en levantamiento de pesas. Para la realización de este proyecto se diseñó y construyó un electromiógrafo con las siguientes etapas: un amplificador de instrumentación para aumentar la amplitud de la señal EMG, la cual se encuentra en el rango de 0.1-5 mV; un filtro pasabanda para delimitar el rango de frecuencias de la señal, el cual está entre 30 y 450 Hz; una etapa rectificadora, y un filtro pasabajos para obtener la envolvente de la señal. El sistema diseñado se alimenta con baterías, es liviano y portátil. Se han realizado pruebas de adquisición de la señal EMG del músculo bíceps durante la ejecución de contracciones musculares y se han obtenido voltajes de salida en el orden de los voltios.

Índice general

1. Introducción	9
2. Materiales y Métodos	13
2.1. Amplificador de instrumentación	13
2.2. Filtro pasabanda	15
2.3. Filtro rechazabanda	17
2.4. Rediseño del amplificador de instrumentación	20
2.5. Rediseño del filtro pasabanda	22
2.6. Rectificador de precisión	24
2.7. Filtro Pasabaja	26
3. Resultados y Discusión	29
4. Conclusiones y Recomendaciones	35

Lista de Figuras

2.1. Circuito del amplificador de instrumentación	13
2.2. Simulación del amplificador de instrumentación	14
2.3. Circuito del filtro pasabanda	15
2.4. Simulación del filtro pasabanda.	17
2.5. Circuito del filtro rechazabanda.	18
2.6. Simulación del filtro rechazabanda.	19
2.7. Circuito rediseño del amplificador de instrumentación.	20
2.8. Simulación rediseño del amplificador de instrumentación.	21
2.9. Circuito rediseño del filtro pasabanda.	22
2.10. Simulación rediseño del filtro pasabanda.	24
2.11. Circuito del rectificador de precisión.	25
2.12. Simulación del rectificador de precisión.	26
2.13. Circuito del filtro pasabaja.	27
2.14. Simulación del filtro pasabaja.	28
2.15. Tarjeta electrónica del electromiógrafo.	28

3.1. Señales EMG adquiridas con el primer prototipo diseñado al contraer el músculo bíceps.	29
3.2. Señales EMG de contracción adquiridas con el segundo prototipo diseñado al contraer el músculo bíceps.	31
3.3. Señales EMG adquiridas con el segundo prototipo diseñado al sostener una pesa en equilibrio	33
3.4. Curva Amplitud máxima/amplitud promedio Vs. Masa sostenida. . .	34

Lista de Tablas

3.1. Masa de cada pesa utilizada y la amplitud máxima y promedio de la señal EMG obtenida	32
--	----

Capítulo 1.

Introducción

La electromiografía (EMG) es el estudio electrofisiológico del sistema neuromuscular que se realiza al obtener la señal eléctrica proveniente de la actividad muscular. Generalmente, para el registro de esta actividad, se utilizan dos elementos: los electrodos que detectan la señal eléctrica producida por la actividad muscular y pueden ser de carácter invasivo o no invasivo; y el electromiógrafo, el cual es el sistema electrónico que adquiere la señal, la procesa y permite su visualización.

Las señales EMG son señales eléctricas producidas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. Los valores de amplitud de dicha señal varían en el rango de 0.1-5 mV aproximadamente [9]. En cuanto al espectro de frecuencia de la señal EMG, se considera que va desde aproximadamente 0 Hz hasta 400-450 Hz [4]. En la selección de la frecuencia de corte inferior del sistema de adquisición de la señal hay un compromiso entre reducir el ruido (línea base, artefactos, etc) y conservar componentes de baja frecuencia de la señal EMG, es por esto que la determinación de esta frecuencia requiere de mayor atención y depende de la aplicación. Existen varias recomendaciones y estándares con respecto a la selección de la frecuencia de corte inferior:

- 1) La Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología recomienda una frecuencia de corte inferior de 20 Hz.
- 2) Estándares para reporte de datos EMG recomienda 5 Hz.
- 3) La revista de Electromiografía y Kinesiología recomienda una frecuencia de 10Hz.
- 4) SENIAM (Surface EMG Noninvasive Assessment of Muscles) recomienda 10-20 Hz [4]. Por otra parte, otros autores recomiendan el uso de frecuencias más altas en aplicaciones que incluyan actividades físicas como el deporte, con el fin de reducir al máximo el ruido de baja frecuencia [6].

El estudio de la señal EMG se remonta al año 1849, cuando Du Bois Reymond demostró la actividad eléctrica del músculo humano durante la contracción voluntaria, conectando la mano de un sujeto a las agujas de un galvanómetro y observando que cuando el brazo era flexionado, la aguja se defleca y el grado de deflexión aumentaba con la fuerza de contracción [5]. Posteriormente, Adrian y Bronk, en 1929 utilizaron la señal EMG para estudiar la organización funcional de los movimientos en el diagnóstico diferencial de las atrofas neurógenas y miógenas, proporcionando la primera evidencia de las posibilidades diagnósticas de la señal EMG [1].

A continuación se mencionan algunos estudios relacionados con sistemas para la adquisición de la señal EMG para ser aplicados en la biomecánica, rehabilitación y para el monitoreo de la actividad muscular de deportistas. En 2007 Hughes et. al. [3] desarrollaron un sistema inalámbrico EMG con N canales, las cuales consisten en un modem transmisor ZigBee, un microcontrolador de 8-bits, un filtro pasabaja y

un preamplificador. La señal es transmitida a un computador que tiene conectado directamente un receptor y los datos son visualizados en LabView. En 2007 Salazar et. al. [7] diseñaron un electromiógrafo con un procesador digital de señales (DSP) para la adquisición de las señales EMG que se generan durante la actividad muscular. Los resultados del análisis de la señal son visualizados en pantalla por medio de un computador, el cual se comunica de forma serial con el DSP. Los datos resultado del procesamiento son recibidos mediante una aplicación elaborada en turbo C para DOS la que permite presentar una interfaz gráfica con el usuario final. En 2009 Wonkeun et. al. [10] desarrollaron un sistema de medida EMG inalámbrico de tamaño compacto, el cual está compuesto por un preamplificador que incluye un electrodo para la medición de la señal EMG, un amplificador, un procesador DSP y un módulo Bluetooth para la comunicación inalámbrica. En 2014 Grujic et. al. [8] diseñaron e implementaron un sistema EMG de bajo costo, el cual consiste en dos bioamplificadores en cascada con ganancia igual a 2000 y un filtro pasabanda de 3-500 Hz.

La señal EMG también se ha utilizado como interfaz hombre-máquina, para controlar dispositivos robóticos y prótesis mecatrónicas. En 2008 Young et. al. [11] desarrollaron un microsistema EMG inalámbrico para el control mioeléctrico de prótesis accionadas. El sistema consiste en un ASIC de diseño personalizado, una bobina de telemetría RF, y dos electrodos de Pt-Ir epimysial EMG, y es capaz de transmitir de forma inalámbrica los datos digitalizados a un telémetro externo montado en un encaje protésico. Como una solución para personas con discapacidades motoras, se

ha desarrollado un sistema que al detectar una contracción muscular por medio de la señal EMG, envía una señal al puerto USB del computador para emular el click del mouse [2].

En este proyecto se pretende diseñar y construir un sistema electrónico para el monitoreo de la actividad muscular del deportista en levantamiento de pesas y, de esta manera, apoyar su proceso de formación. En este informe se muestra el diseño y construcción de un electromiógrafo compuesto por cuatro etapas (amplificador de instrumentación, filtro pasabanda, rectificador de precisión y filtro pasabaja). Se presentan los resultados preliminares obtenidos con el prototipo implementado, y las conclusiones obtenidas en este proceso.

Capítulo 2. Materiales y Métodos

Primeramente, el diseño del electromiógrafo se realizó en 3 etapas: Amplificador de instrumentación, filtro pasabanda y filtro rechazabanda. A continuación se muestra el diseño de cada etapa:

2.1. Amplificador de instrumentación

Se utilizó el Amplificador AD620, conectado como se muestra en la siguiente configuración.

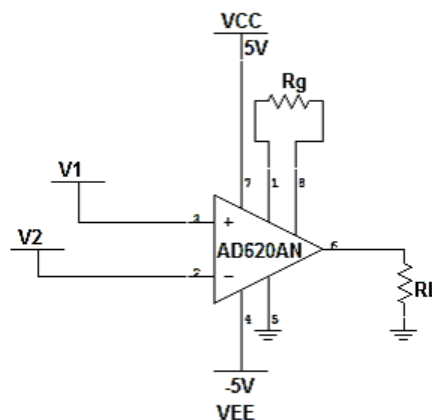


Figura 2.1: Circuito del amplificador de instrumentación

Para el cálculo de la resistencia externa (R_g), se utilizó la hoja de datos del AD620, de la cual se obtuvo la siguiente expresión:

$$R_g = \frac{49,4k\Omega}{A_v - 1}$$

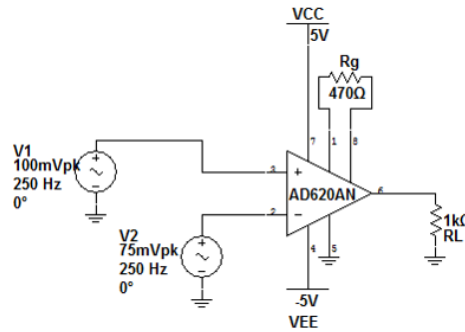
Se seleccionó una ganancia de 100, dando como resultado una resistencia externa de:

$$R_g = \frac{49,4k\Omega}{100 - 1} = 498,99\Omega$$

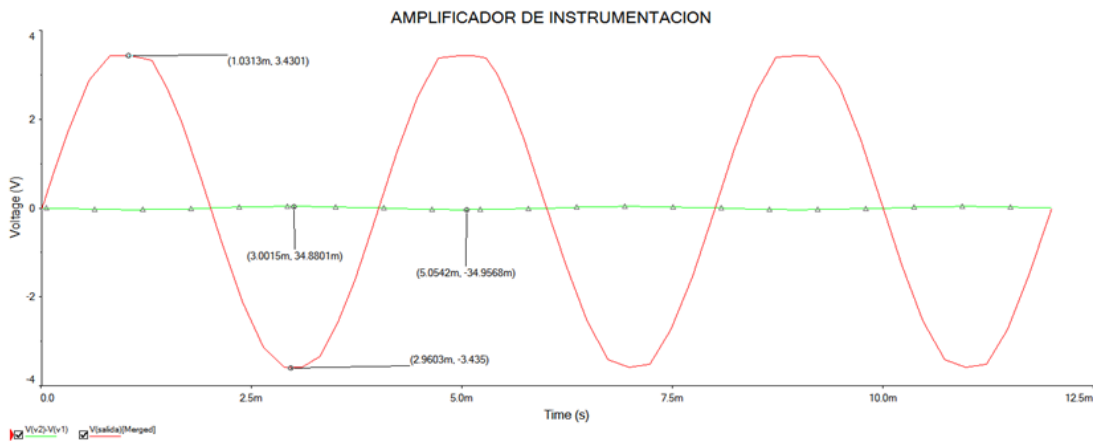
Se seleccionó el valor comercial de 470Ω . Teniendo el valor comercial de la resistencia externa, se calculó la ganancia así:

$$A_v = \frac{49,4k\Omega + R_g}{R_g} = 106,11$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.2: Simulación del amplificador de instrumentación

2.2. Filtro pasabanda

En esta segunda etapa se utilizó el amplificador TL084, como se muestra en la siguiente figura.

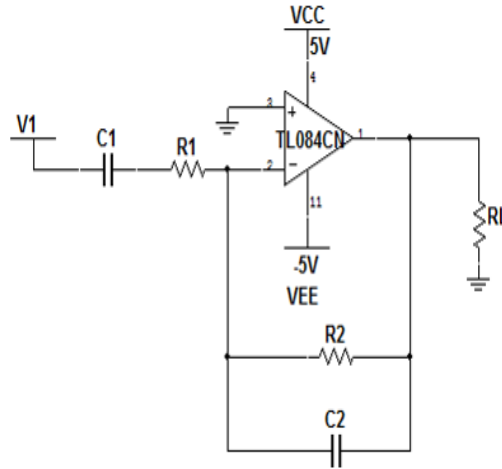


Figura 2.3: Circuito del filtro pasabanda

Para el diseño, se seleccionó un rango de frecuencias de $0,5 - 500\text{Hz}$ y una ganancia unitaria. Para la red pasa alto se tiene que la frecuencia de corte es igual a:

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi C_1 R_1}$$

Se seleccionó el condensador C_1 igual a $10\mu\text{F}$ y se calculó el valor de la resistencia R_1 , así:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi(10\mu\text{F})(0,5\text{Hz})} = 31,833\text{k}\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $30\text{k}\Omega$.

Teniendo los valores comerciales se calculó la frecuencia de corte inferior de la

siguiente manera:

$$F_{cl} = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} = \frac{1}{2\pi(10\mu F)(30k\Omega)} = 0,53Hz$$

Como se había mencionado anteriormente, la ganancia es unitaria y ésta es igual a:

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

Por lo cual, se calcula el valor de R_2 , de la siguiente manera:

$$R_2 = A_v * R_1 = 30k\Omega$$

Ahora, para la red pasa baja, se tiene que la frecuencia de corte es igual a:

$$F_{ch} = \frac{1}{2\pi C_2 R_2}$$

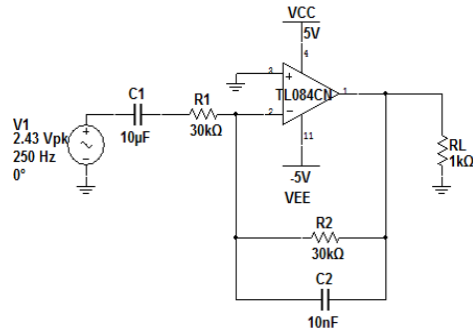
Por lo tanto, el valor de C_2 se calcula de la siguiente manera:

$$C_2 = \frac{1}{2\pi F_{ch} R_2} = \frac{1}{2\pi(500Hz)(30k\Omega)} = 10,61\eta F$$

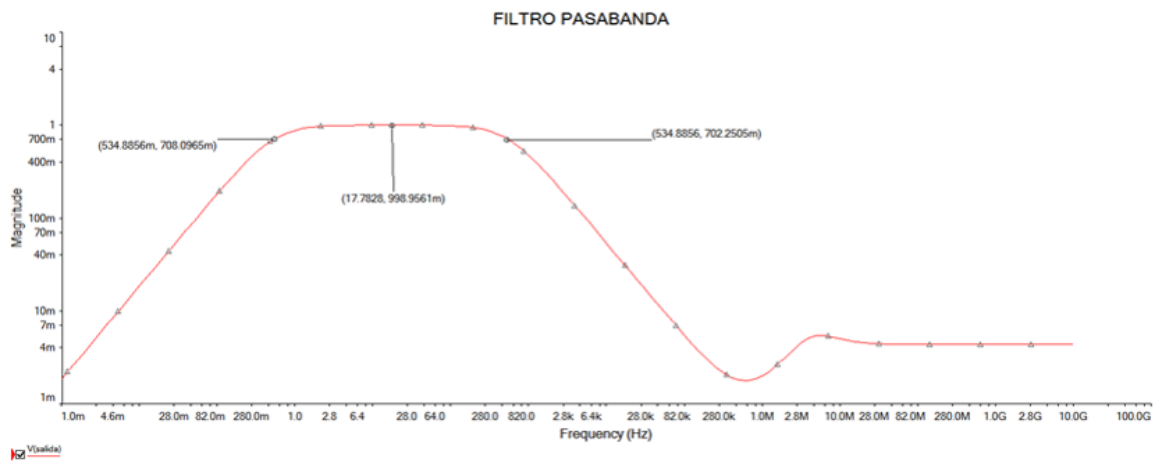
Se seleccionó el valor comercial de $10\eta F$. Teniendo los valores comerciales se calculó la frecuencia de corte superior de la siguiente manera:

$$F_{ch} = \frac{1}{2\pi C_2 R_2} = \frac{1}{2\pi(10\eta F)(30k\Omega)} = 530,52Hz$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.4: Simulación del filtro pasabanda.

2.3. Filtro rechazabanda

Para esta última etapa también se utilizó el amplificador TL084, Ver Figura 2.5.

Para el diseño, se partió de las siguientes ecuaciones:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1$$

$$Q = \frac{0,5}{2 - A_v}$$

$$F_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

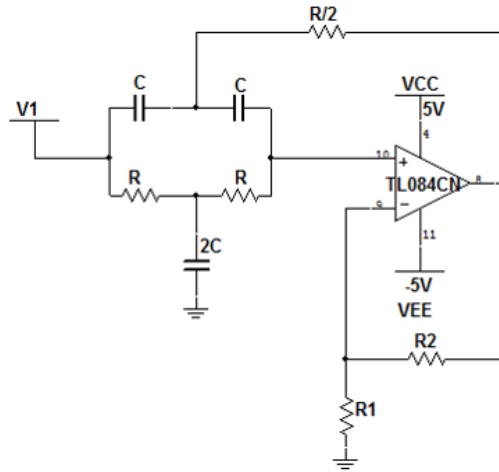


Figura 2.5: Circuito del filtro rechazabanda.

Como la frecuencia que se quiere eliminar es el ruido de $60Hz$, tenemos que $F_0 = 60Hz$. Se seleccionó un condensador C de $120\eta F$ y la resistencia R se calculó de la siguiente manera:

$$R = \frac{1}{2\pi F_0 C} = \frac{1}{2\pi(60Hz)(120\eta F)} = 22,1k\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $22k\Omega$.

Para que el factor de calidad sea alto, se necesita que la ganancia sea lo más cercano posible a 2, por lo tanto se necesita que la relación $\frac{R_2}{R_1}$ sea lo más cercano posible a 1, partiendo de esta premisa, se seleccionaron los valores de las resistencias R_1 y R_2 de 13 y $12k\Omega$ respectivamente.

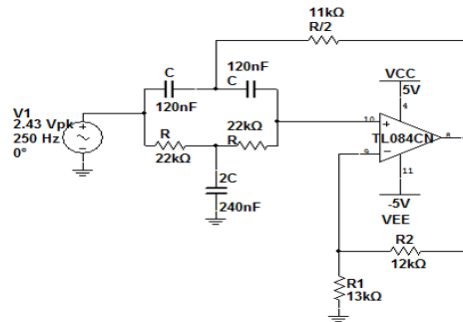
Teniendo todos los valores comerciales de los elementos del circuito se procedió a calcular la ganancia, factor de calidad y frecuencia de corte:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1 = \frac{12k\Omega}{13k\Omega} + 1 = 1,92$$

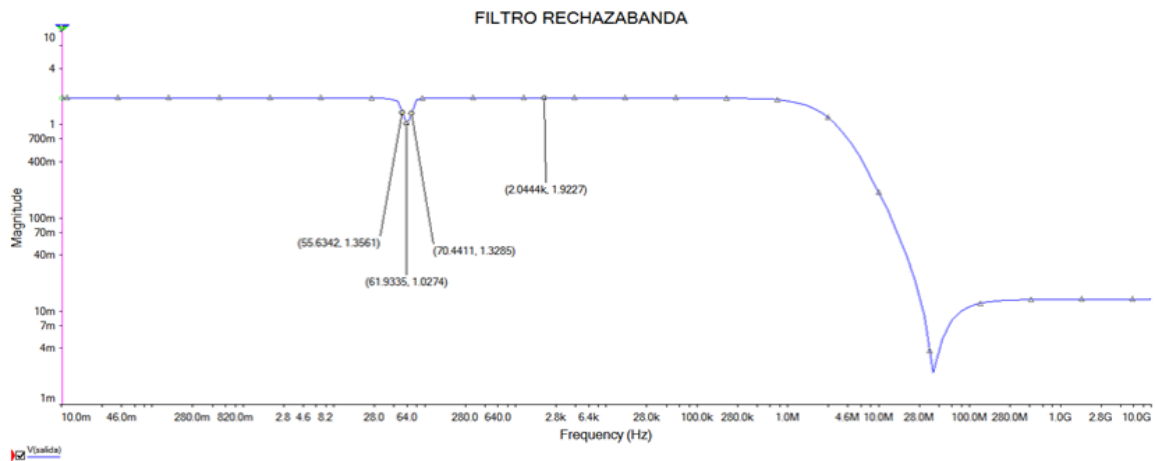
$$Q = \frac{0,5}{2 - A_v} = \frac{0,5}{2 - 1,92} = 6,25$$

$$F_0 = \frac{1}{2\pi * R * C} = \frac{1}{2\pi(22k\Omega)(120nF)} = 60,28Hz$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.6: Simulación del filtro rechazabanda.

Con este primer prototipo, se realizaron pruebas, colocando los electrodos en el músculo bíceps y por medio de un osciloscopio se logró observar la señal EMG al momento de contraer el mismo. Pero la señal obtenida era muy ruidosa, presentaba componentes negativos y no se lograba apreciar la envolvente, por lo tanto se rediseño

el electromiógrafo, pero esta vez en 4 etapas: Amplificador de instrumentación, filtro pasabanda, rectificador de precisión, filtro pasa baja. A continuación se muestra como se diseñó cada etapa:

2.4. Rediseño del amplificador de instrumentación

Esta etapa se mantuvo del primer prototipo, pero esta vez se utilizó el amplificador AMP04FPZ, siendo la conexión exactamente igual a la del amplificador AD620 utilizado en el primer prototipo, Ver Figura 2.7:

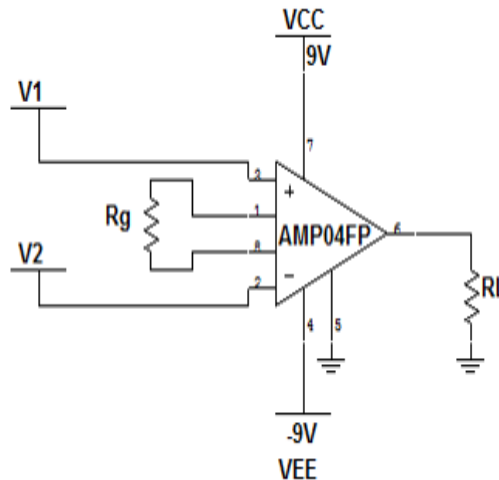


Figura 2.7: Circuito rediseño del amplificador de instrumentación.

Para el cálculo de la resistencia externa (R_g), se utilizó de la hoja de datos del amplificador la siguiente expresión:

$$R_g = \frac{100k\Omega}{A_v}$$

Se seleccionó nuevamente una ganancia de 100, dando como resultado una resistencia externa de:

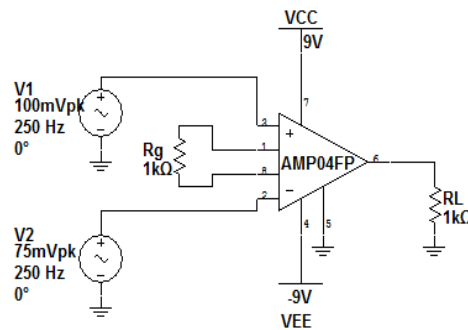
$$R_g = \frac{100k\Omega}{100} = 1k\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $1k\Omega$.

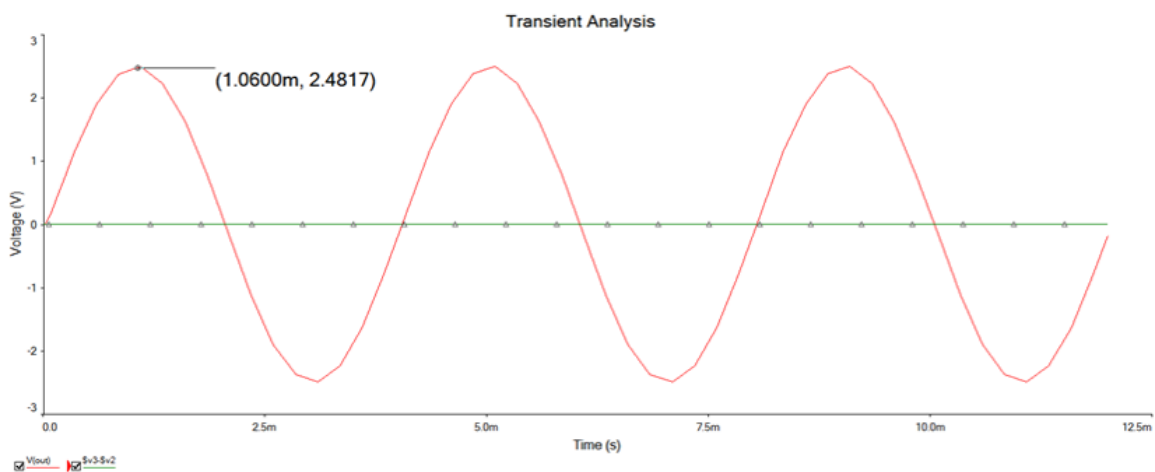
Teniendo el valor comercial de la resistencia externa, se calculó la ganancia así:

$$A_v = \frac{100k\Omega}{R_g} = \frac{100k\Omega}{1k\Omega} = 100$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.8: Simulación rediseño del amplificador de instrumentación.

2.5. Rediseño del filtro pasabanda

De igual manera que en el primer prototipo, se utilizó para esta etapa el amplificador TL084 mediante la misma conexión:

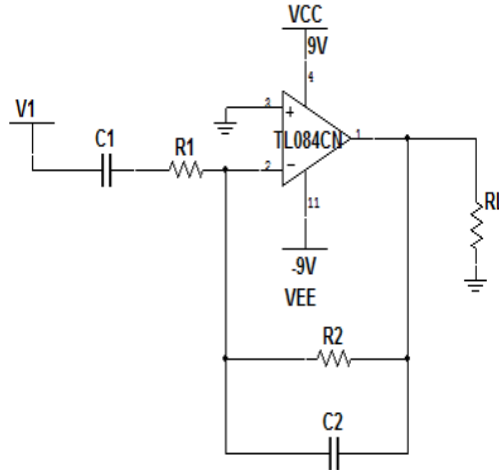


Figura 2.9: Circuito rediseño del filtro pasabanda.

La única diferencia fue que esta vez, para el diseño, se cambió el rango de frecuencias quedando entre $30 - 450Hz$, con el fin de eliminar ruido de baja frecuencia. Nuevamente se seleccionó la ganancia unitaria.

Para la red pasa alto se tiene que la frecuencia de corte es igual a :

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi C_1 R_1}$$

Se seleccionó el condensador C_1 igual a $1\mu F$ y se calculó el valor de la resistencia

R_1 , así:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi C_1 F_{c1}} = \frac{1}{2\pi (1\mu F)(30Hz)} = 5,3k\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $5,1k\Omega$.

Teniendo los valores comerciales se calculó la frecuencia de corte inferior de la siguiente manera:

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} = \frac{1}{2\pi(1\mu F)(5,1k\Omega)} = 31,2Hz$$

Como se había mencionado anteriormente, la ganancia es unitaria y esta es igual a :

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

Por lo cual, se calcula el valor de R_2 para una ganancia unitaria, de la siguiente manera:

$$R_2 = A_v R_1 = R_1 = 5,1k\Omega$$

Ahora, para la red pasa baja, se tiene que la frecuencia de corte es igual a:

$$F_{ch} = \frac{1}{2\pi C_2 R_2}$$

Por lo tanto, el valor de C_2 se calcula de la siguiente manera:

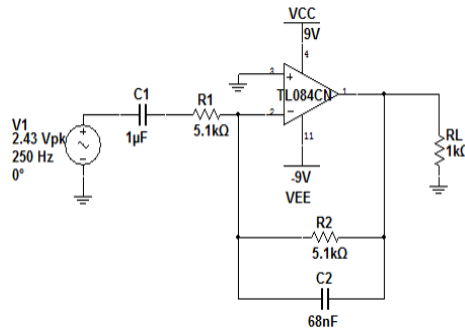
$$C_2 = \frac{1}{2\pi F_{ch} R_2} = \frac{1}{2\pi(450Hz)(5,1k\Omega)} = 69,35\eta F$$

Se seleccionó el valor comercial de $68\eta F$.

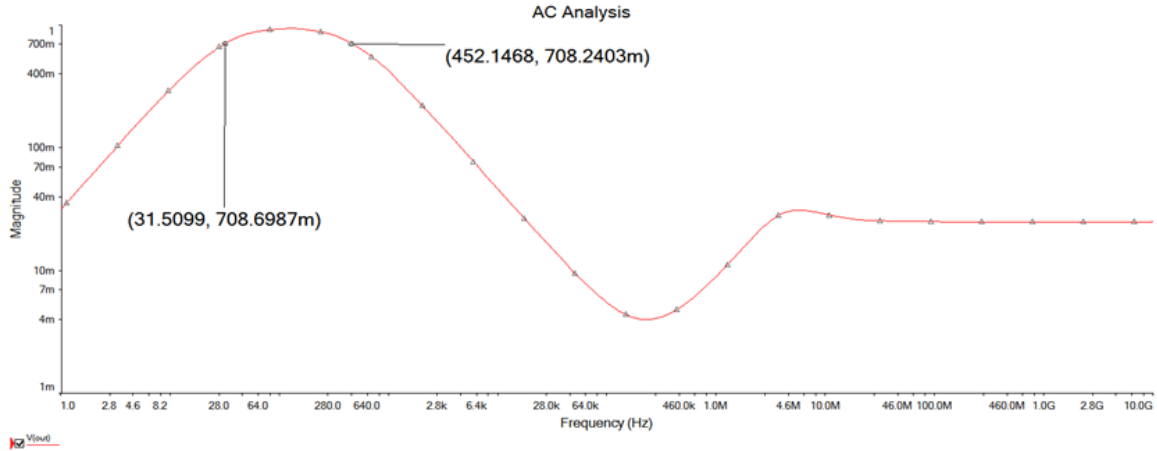
Teniendo los valores comerciales se calculó la frecuencia de corte superior de la siguiente manera:

$$F_{ch} = \frac{1}{2\pi C_2 R_2} = \frac{1}{2\pi (68\eta F)(5,1k\Omega)} = 458,92Hz$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.10: Simulación rediseño del filtro pasabanda.

2.6. Rectificador de precisión

Esta etapa se agregó al diseño con el fin de eliminar las componentes negativas de la señal EMG. Se utilizó el amplificador TL084 con una configuración inversora

y se le agregaron 2 diodos de conmutación rápida 1N4148 para la rectificación, lo anterior se muestra a continuación:

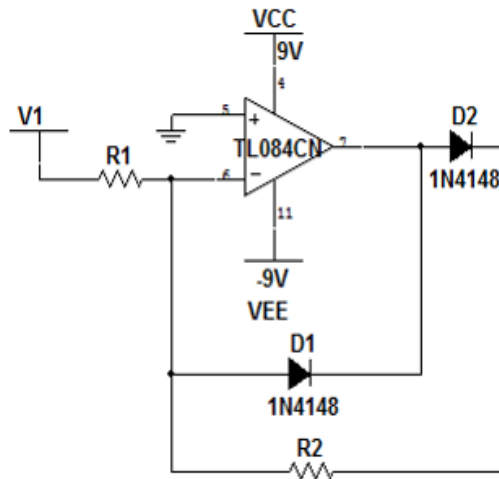


Figura 2.11: Circuito del rectificador de precisión.

Para el cálculo de R_1 y R_2 se seleccionó una ganancia unitaria, siendo igual a:

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

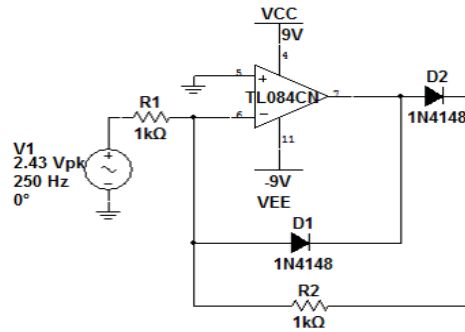
Por lo tanto:

$$R_2 = A_v R_1 = R_1$$

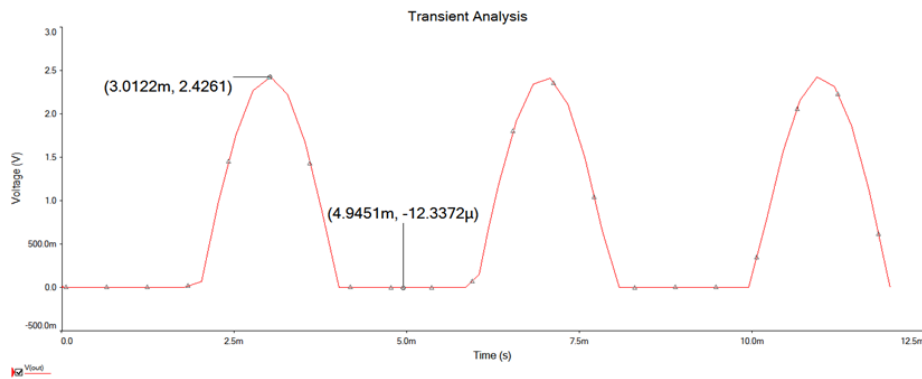
Se seleccionaron ambas resistencias de $1k\Omega$, por lo tanto:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} = \frac{1k\Omega}{1k\Omega} = 1$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.12: Simulación del rectificador de precisión.

2.7. Filtro Pasabaja

Esta etapa se agregó al diseño con el fin de reducir el ruido de alta frecuencia, para así poder suavizar la señal y obtener la envolvente de la misma. Aquí nuevamente se utilizó el amplificador TL084 mediante una configuración no inversora, *Ver Figura 2.13.*

Para el diseño se utilizaron las siguientes ecuaciones:

$$A_v = \frac{R_2 + R_1}{R_1}$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

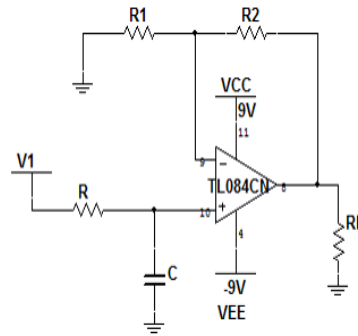


Figura 2.13: Circuito del filtro pasabaja.

Se seleccionó una ganancia de 15 y una frecuencia de corte de 35Hz . Se seleccionó $R_1 = 10\text{k}\Omega$, por lo tanto R_2 será igual a:

$$R_2 = R_1(A_v - 1) = 10\text{k}\Omega(15 - 1) = 140\text{k}\Omega$$

Se seleccionó el valor comercial de $150\text{k}\Omega$.

Al tener los valores comerciales, se calculó la ganancia de la siguiente manera:

$$A_v = \frac{R_2 + R_1}{R_1} = \frac{150\text{k}\Omega + 10\text{k}\Omega}{10\text{k}\Omega} = 16$$

Por otro lado, se seleccionó $R = 150\text{k}\Omega$, Por lo tanto C será igual a:

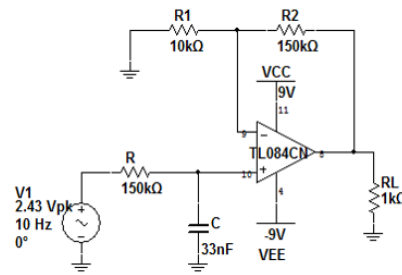
$$C = \frac{1}{2\pi R(F_c)} = \frac{1}{2\pi(150\text{k}\Omega)(35\text{Hz})} = 30,31\text{nF}$$

Se seleccionó el valor comercial de 33nF .

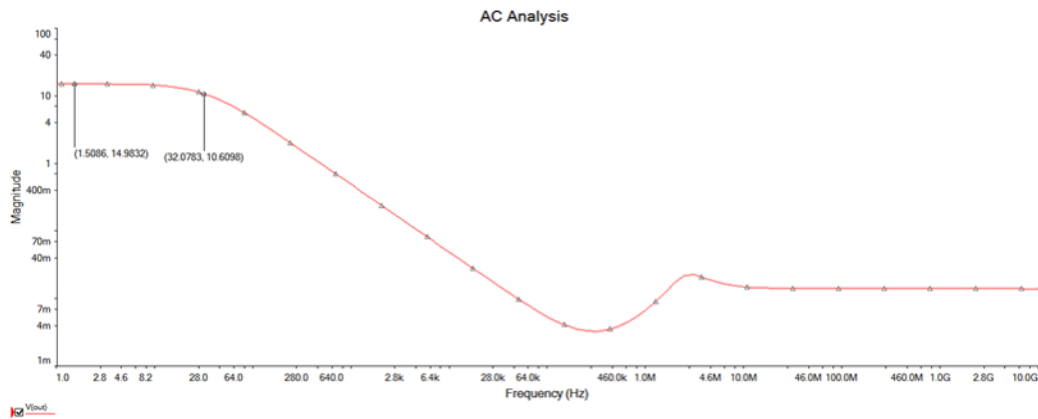
Con los valores comerciales se calculó la frecuencia de corte, dando como resultado:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(150\text{k}\Omega)(33\text{nF})} = 32,15\text{Hz}$$

A continuación se muestra la simulación de esta etapa:



(a) Esquemático



(b) Simulación

Figura 2.14: Simulación del filtro pasabaja.

A continuación se muestra la tarjeta de este segundo prototipo:

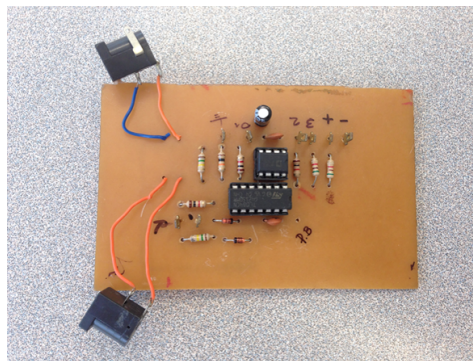


Figura 2.15: Tarjeta electrónica del electromiógrafo.

Con este circuito se hicieron las mismas pruebas que con el circuito anterior, los resultados se muestran en la siguiente sección.

Capítulo 3. Resultados y Discusión

A continuación se muestran los resultados obtenidos con el primer prototipo del electromiógrafo (Amplificador de instrumentación, Filtro pasabanda, Filtro rechaza-banda):

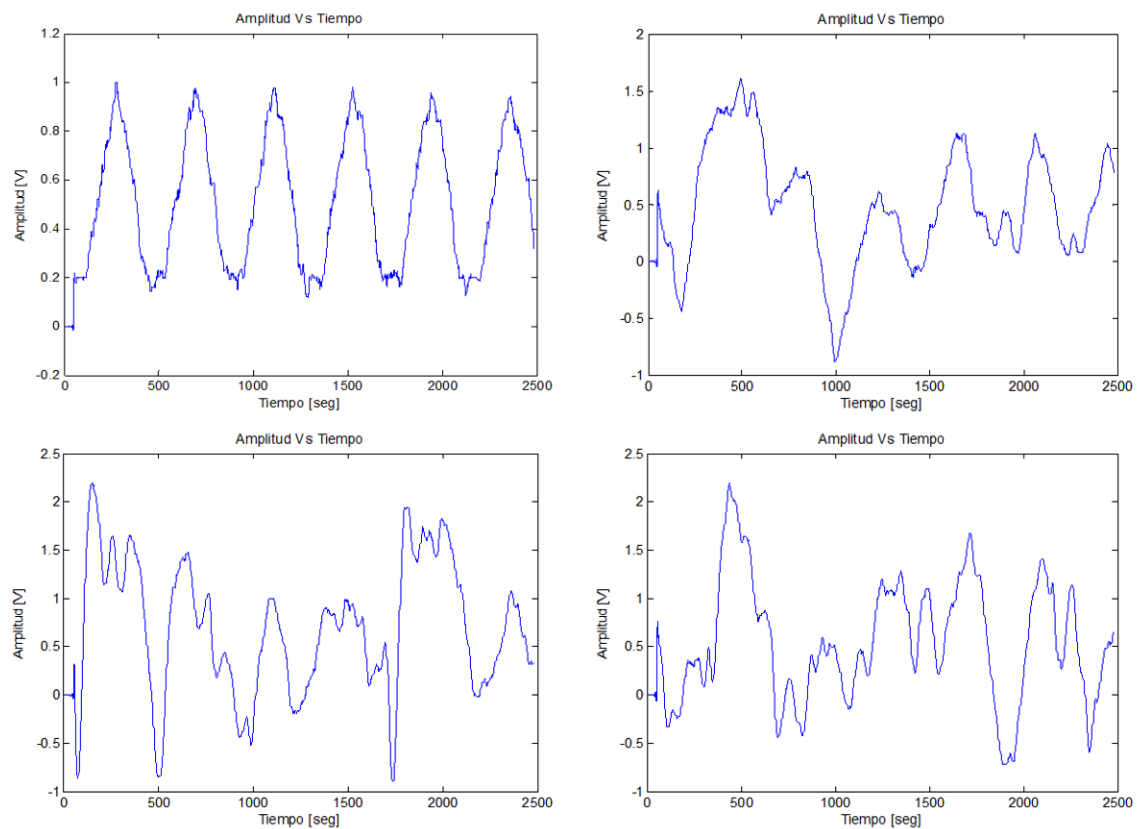


Figura 3.1: Señales EMG adquiridas con el primer prototipo diseñado al contraer el músculo bíceps.

En las gráficas anteriores, tomadas con un osciloscopio y luego procesadas por Matlab, se observa que a pesar de que el circuito posee un filtro rechazabanda, la señal posee ruido de 60 Hz. Por otra parte, no se obtiene la envolvente de la señal EMG sino la suma de ésta más la interferencia de la red. Por tal razón, fue necesario agregarle al circuito una etapa rectificadora, para eliminar las componentes negativas de la señal y un filtro pasabajos para suavizar la señal y así poder obtener la envolvente de la misma. El filtro rechazabanda se eliminó del electromiógrafo, puesto que la alimentación del circuito se realizó por medio de baterías, reduciendo así el ruido de 60 Hz. Por lo tanto, el nuevo electromiógrafo quedó conformado por 4 etapas (Amplificador de instrumentación, Filtro pasabanda, Rectificador de precisión, Filtro pasabajos).

El circuito implementado se observa en la Figura 15. Se alimenta con dos baterías recargables de 9V. Se realizaron pruebas de adquisición de la señal EMG con la colaboración de un voluntario durante la contracción del músculo bíceps. Se emplearon electrodos superficiales Kendall (Ref. 31050522, Covidien, Mansfield, MA) ubicados sobre el músculo bíceps con separación aproximada de 5 cms, y el electrodo de referencia se ubicó sobre el codo. La señal de salida se observó con un osciloscopio (TDS2002C, Tektronix, Beaverton, OR), y se analizó y graficó con MATLAB (MathWorks, Natick, MA). La frecuencia de muestreo del osciloscopio es de 2500 Hz. A continuación se muestran los resultados obtenidos con el segundo prototipo:

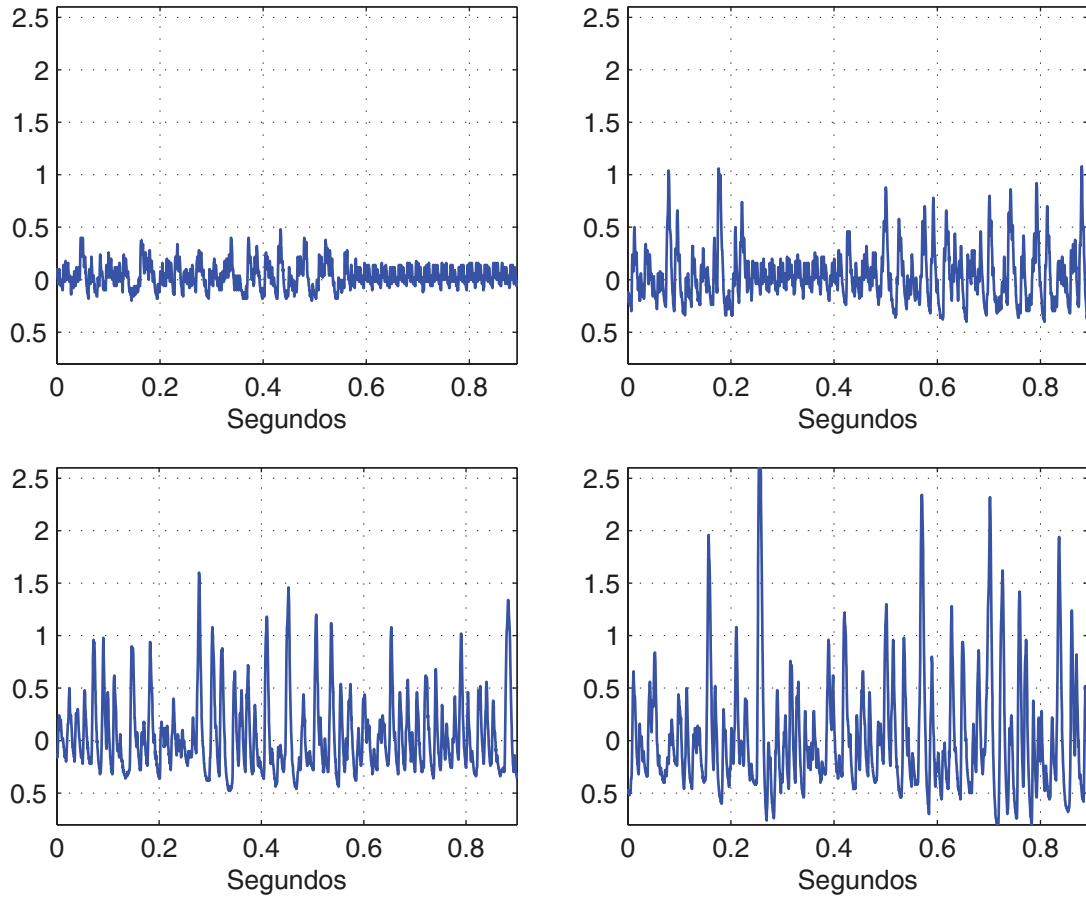


Figura 3.2: Señales EMG de contracción adquiridas con el segundo prototipo diseñado al contraer el músculo bíceps.

La gráfica superior izquierda muestra la señal EMG en el instante final de una contracción muscular seguida por ruido de fondo. El ruido de fondo tiene en este registro una amplitud máxima de $0,18V$. Las gráficas muestran las señales EMG obtenidas para diferentes niveles de fuerza ejercidos por el músculo, y sus amplitudes máximas oscilan entre $0,48$ y $2,6V$. Teniendo en cuenta que el circuito tiene una ganancia total de 1500 , los valores de la señal EMG superficial oscilaron entre $0,32$ y $1,7mV$ en estas pruebas.

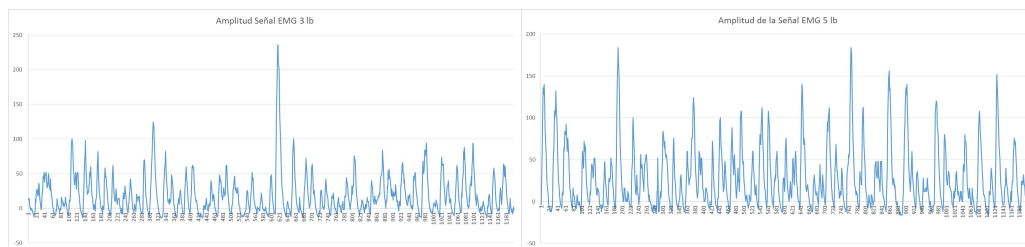
En las gráficas de la Figura 3.3 se observa la señal EMG obtenida del músculo bíceps, cuando este ejerce una fuerza para sostener una pesa en equilibrio, formando un ángulo de 90° entre el brazo y el antebrazo. La masa de la pesa se varió entre 3 y 16 Libras, tomando ocho valores diferentes.

La siguiente tabla muestra los valores de masa utilizados (mp), la amplitud máxima ($Amp.Máx$) y la amplitud promedio ($Amp. Prom$) de la señal EMG obtenida con cada pesa:

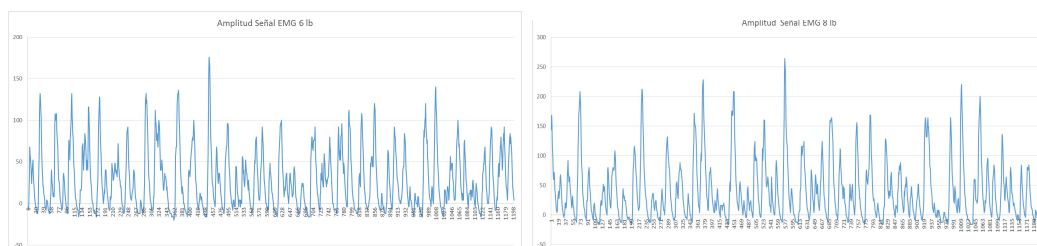
Tabla 3.1: Masa de cada pesa utilizada y la amplitud máxima y promedio de la señal EMG obtenida

$mp(Lb)$	$Amp.Máx(mV)$	$Amp.Prom(mV)$
3	236	18,5717
5	184	27,4833
6	176	27,9200
8	264	40,2267
10	396	70,2200
11	368	63,2867
13	688	104,2733
16	1016	205,1667

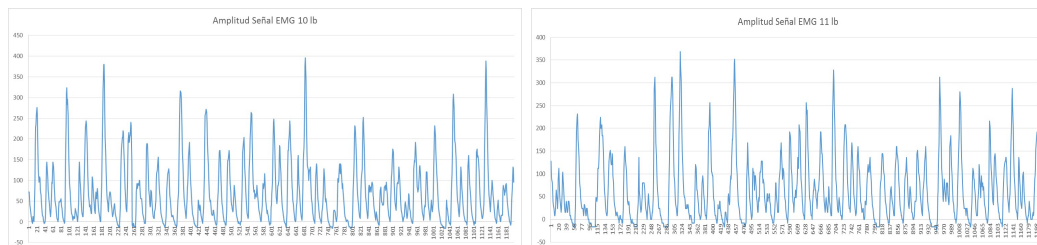
Con el fin de encontrar una relación entre la masa de la pesa y la señal EMG obtenida, se graficaron las curvas de amplitud máxima y amplitud promedio en función de la masa sostenida, *Ver Figura 3.4*



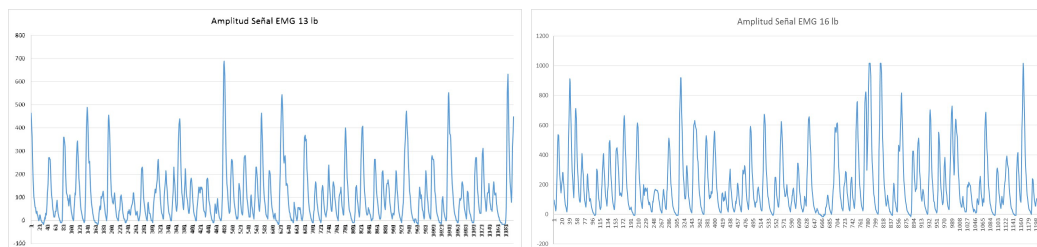
(a) Señal EMG sosteniendo una pesa de 3Lb (b) Señal EMG sosteniendo una pesa de 5Lb



(c) Señal EMG sosteniendo una pesa de 6Lb (d) Señal EMG sosteniendo una pesa de 8Lb



(e) Señal EMG sosteniendo una pesa de 10Lb (f) Señal EMG sosteniendo una pesa de 11Lb



(g) Señal EMG sosteniendo una pesa de 13Lb (h) Señal EMG sosteniendo una pesa de 16Lb

Figura 3.3: Señales EMG adquiridas con el segundo prototipo diseñado al sostener una pesa en equilibrio

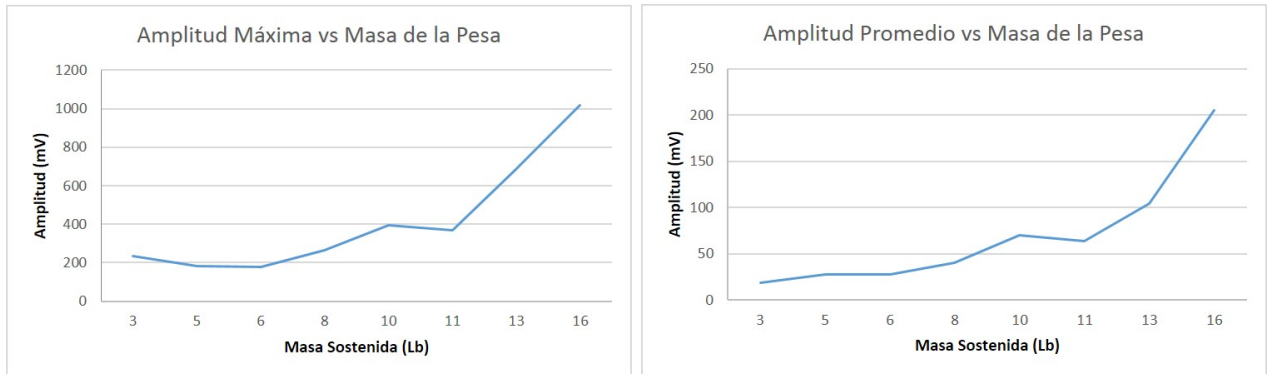


Figura 3.4: Curva Amplitud máxima/amplitud promedio Vs. Masa sostenida.

En las gráficas de la Figura 3.4 se observa que tanto la amplitud máxima como la amplitud promedio varía con respecto a la masa sostenida en equilibrio. A medida que la masa de la pesa aumenta, la fuerza que ejerce el músculo bíceps para sostenerla y la intensidad de la señal EMG también lo harán.

Capítulo 4.

Conclusiones y Recomendaciones

El uso de baterías para alimentar el circuito permite una operación segura, portable, y ofrece una buena relación señal a ruido. Las pruebas preliminares muestran que el electromiógrafo genera una señal de voltaje que se incrementa al aumentar la fuerza ejercida por el músculo. Sin embargo, haría falta realizar más pruebas para entender mejor la relación entre la fuerza ejercida y la amplitud de la señal EMG.

Este sistema ofrece una solución sencilla y de bajo costo para monitorear la señal de activación muscular con electrodos superficiales. Además del estudio del rendimiento deportivo, puede emplearse en procesos de rehabilitación y para estudiar la fatiga de los músculos.

Bibliografía

- [1] E. D. Adrian and D. W. Bronk. The discharge of impulses in motor nerve fibres part ii. the frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of physiology*, 67(2):i3–151, 1929.
- [2] M. Haberman and E. M. Spinelli. Dispositivo de asistencia a discapacitados motores: switch controlado por señales electromiográficas. In *II Jornadas de Investigación y Transferencia de la Facultad de Ingeniería*, 2013.
- [3] E. Hughes and A. Bell. A wireless surface electromyography system. In *SouthEastCon, 2007. Proceedings. IEEE*, pages 253–253, March 2007.
- [4] C. J. D. Luca, L. D. Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy. Filtering the surface {EMG} signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8):1573 – 1579, 2010.
- [5] R. Merletti and P. A. Parker. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*, volume 11. John Wiley & Sons, 2004.

- [6] J. Potvin and S. Brown. Less is more: high pass filtering, to remove up to 99 % of the surface emg signal power, improves emg-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3):389–399, 2004.
- [7] O. A. Salazar, J. G. Angarita, and J. M. Vargas. Diseño de un electromiógrafo con procesador digital de señales para captación de señales musculares. *Revista Médica de Risaralda*, 13(1), 2007.
- [8] A. K. . C. M. Supuk, Tamara Grujic ; Skelin. Design, development and testing of a low-cost semg system and its use in recording muscle activity in human gait. *U.S. National Library of Medicine*, 14(5)(1), 2014.
- [9] J. Webster. *Medical Instrumentation: Application And Design, 3rd Ed.* Wiley, 1997.
- [10] W. Youn and J. Kim. Development of a compact-size and wireless surface emg measurement system. In *ICCAS-SICE, 2009*, pages 1625–1628, Aug 2009.
- [11] D. Young, B. Farnsworth, and R. Triolo. Wireless implantable emg sensor for powered prosthesis control. In *Solid-State and Integrated-Circuit Technology, 2008. ICSICT 2008. 9th International Conference on*, pages 2541–2544, Oct 2008.