



Instituto Politécnico Nacional.

Escuela Superior de Cómputo.



Práctica #3.
“Sensor de señal electromiográfica”

Integrantes:

- Frías Mercado Carlos Elliot – 2016630119.
- Gómez Ramírez Oswaldo – 2016630149.
- Hernández Castro Karla Beatriz – 2016630173.

Grupo:
3CM4

Fecha de entrega:
30 de septiembre 2018

Profesor:
Ing. Juan Carlos Téllez Barrera.

PRÁCTICA #3

“Electrocardiograma”

Introducción:

¿Qué es un electrocardiograma?

El electrocardiograma (EKG o ECG) es una prueba diagnóstica que evalúa el ritmo y la función cardíaca a través de un registro de la actividad eléctrica del corazón.

El corazón late porque se emiten señales eléctricas que nacen de la aurícula derecha (en una estructura llamada nodo sinusal) y se transmiten por unas vías específicas que se distribuyen por todo el corazón, dando lugar al latido cardíaco. Esta actividad eléctrica se puede recoger a través de unos electrodos que se pegan en la piel, concretamente en la parte anterior del pecho y en los brazos y piernas.

Los impulsos eléctricos se registran en forma de líneas o curvas en un papel milimetrado, las cuales traducen la contracción o relajación tanto de las aurículas como de los ventrículos. Este registro en papel es lo que se llama electrocardiograma.

A través de este registro obtenemos la respuesta muscular a un estímulo. Es decir, los potenciales bioeléctricos absorbidos con la actividad muscular. Estos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con un electrodo de aguja. Hay que decir que la señal recibida no es únicamente la del músculo en estudio sino una suma de todos los situados en el campo de los electrodos. Por tanto, los potenciales de músculos grandes cercanos pueden interferir a los intentos de medida en el EMG de músculos pequeños, aunque utilicemos electrodos de aguja.

Los potenciales EMG de un músculo o grupo de músculos producen una señal parecida a un sonido que varía de amplitud. Las amplitudes varían desde 50 μ V hasta aproximadamente 1mV y la frecuencia puede oscilar entre 10Hz y 3KHz.

Los electromiógrafos no acostumbran a llevar registro en papel e incorporan una pantalla de osciloscopio dado que permite una mejor visualización de las variaciones de frecuencia. También acostumbran a llevar un amplificador de sonido para poder sentir los sonidos del EMG. Así mismo también es fácil encontrar incorporado un estimulador para medir el tiempo de conducción o la velocidad en nervios.

¿Qué es un amplificador de instrumentación?

El amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial tensión-tensión cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a su propia especificación aún en un entorno hostil, y cuenta con las siguientes características:

1. Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
2. Su ganancia diferencial se controlada mediante un único elemento analógicos (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
3. Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
4. Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
5. Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
6. Bajo nivel de la tensión de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.
7. Una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.
8. Un factor de ruido muy próximo a la unidad, Esto es, que no incremente el ruido.
9. Una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.

Una característica importante en el amplificador de instrumentación es la Relación de Rechazo de Modo Común o CMRR, la cual se define como la capacidad del amplificador de rechazar las señales de interferencia comunes a ambas entradas y amplificar únicamente la diferencia entre las entradas.

El CMRR está dado por:

$$\text{CMRR} = 20\text{Log}_{10}(G_{\pm}/G_c)$$

Donde:

G_{\pm} es la ganancia diferencial

G_c es la ganancia de modo común

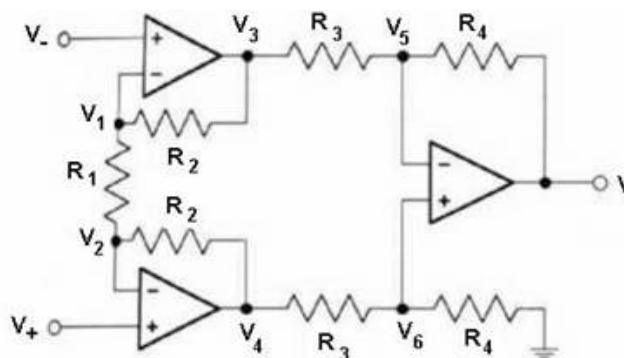


Figura 1: Circuito del amplificador de instrumentación basado en 3 amplificadores Operacionales

Un amplificador de instrumentación tiene dos entradas, V_+ y V_- , una salida V_O y una tierra común. Idealmente la ganancia diferencial G_{\pm} está dada por:

$$G_{\pm} = \frac{V_O}{V_+ - V_-}$$

El amplificador de instrumentación se divide en 2 etapas:

Etapa pre-amplificación

Aumenta la impedancia de entrada del conjunto, gracias a su configuración no inversora iguala la impedancia del circuito a la del amplificador operacional.

Suelen utilizarse operacionales con entradas basadas en FET para conseguir bajas corrientes de polarización.

Etapa diferencial

El amplificador operacional en modo diferencial con ganancia controlada, o también conocido como amplificador diferencial, amplifica la diferencia entre las dos entradas de voltaje. La no inversora menos la inversora. La ventaja de el amplificador diferencial es que rechaza el ruido en modo común. En este caso, la salida está en función a una ganancia, la cual es proporcional a la relación de resistencias.

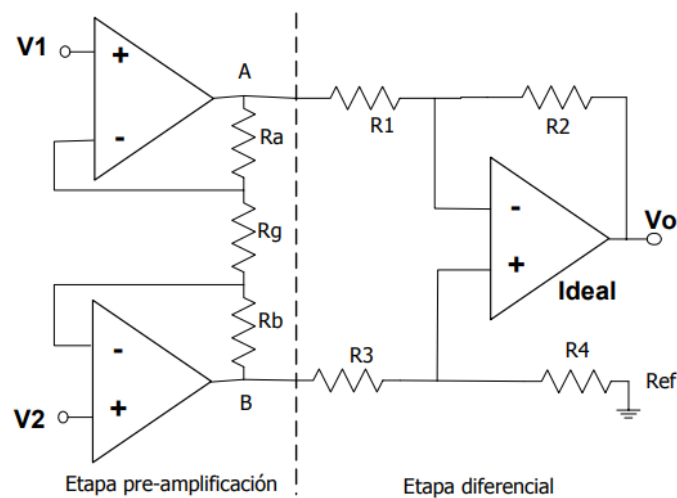


Figura 2: Etapas del amplificador operacional de instrumentación

Desarrollo Experimental:

En esta parte vamos a desarrollar un sensor que nos mide la actividad eléctrica muscular a partir de una señal electromiográfica.

Procedimiento experimental 1.- Implementación del sensor bioeléctrico.

- Esquema del circuito.

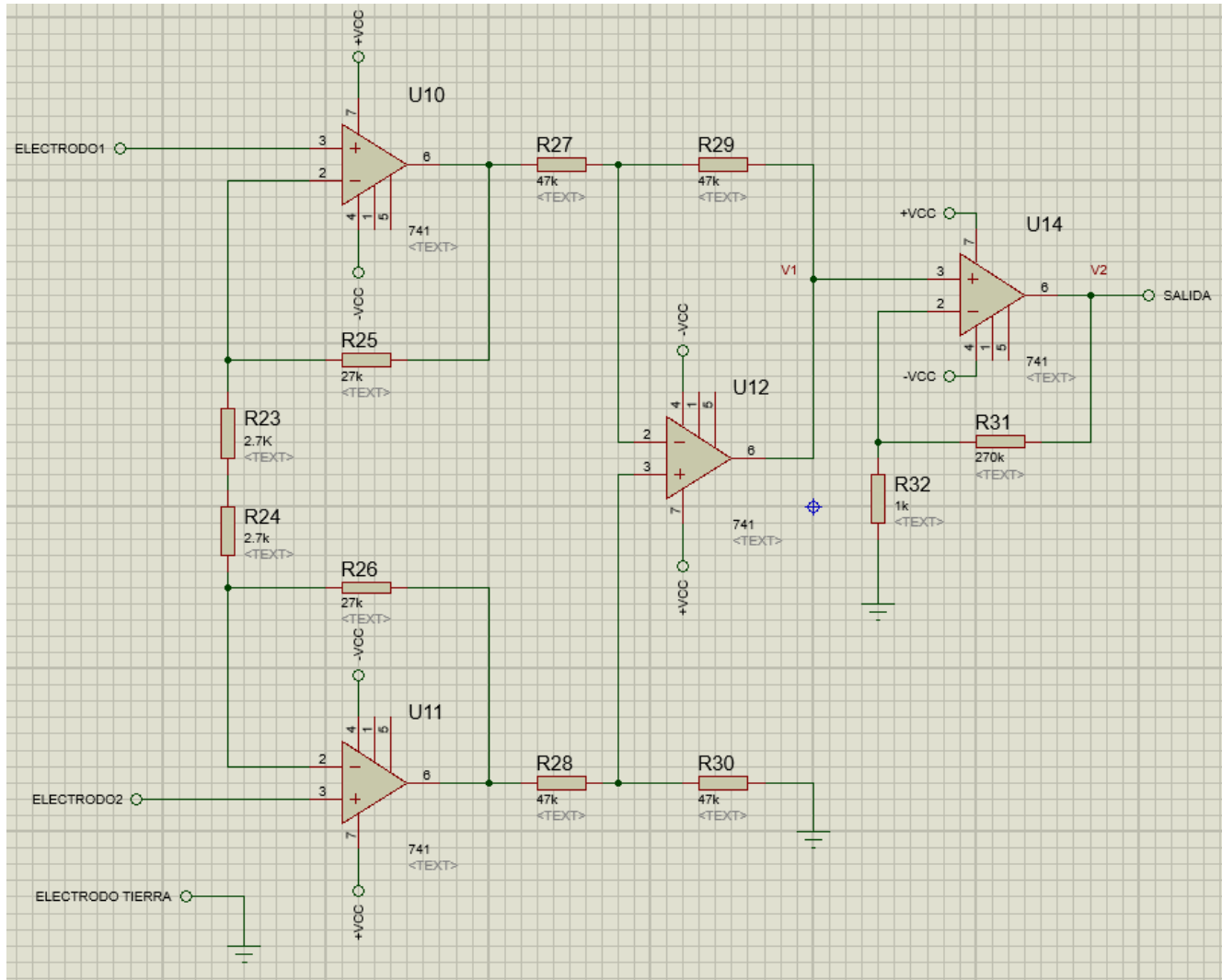


Ilustración 1. Configuración del amplificador de instrumentación.

- Explique el proceso de prueba.

Para realizar las pruebas y corroborar si el armado del circuito está bien, es necesario probar que nuestro amplificador de instrumentación funcione correctamente, esto es que vamos a medir la diferencia de potencial entre nuestras dos señales, cabe destacar que si estas dos señales son iguales nos debe dar 0V. Antes de empezar las pruebas físicas con el individuo, lo vamos a realizar con un generador de funciones con las siguientes características:

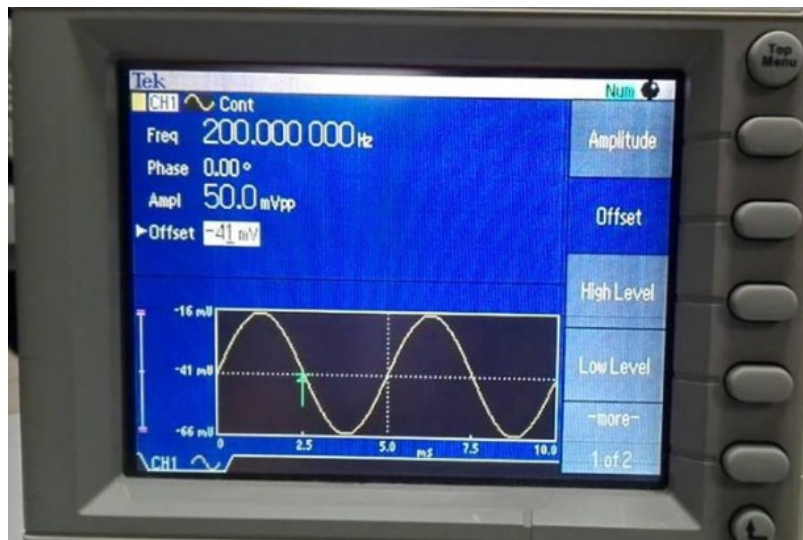


Ilustración 2. Configuración del generador de funciones.

Tipo de onda	Frecuencia	Amplitud	Offset
Senoidal	200Hz	50mVpp	-41mV

Para la realización de la práctica vamos a realizar tres pruebas con esta señal que se ingresará en los nodos de “Electrodo1” y “Electrodo2”.

Nota: es necesario recalcar que para este caso fue necesario el Offset en -41mV para que la señal de salida del osciloscopio saliera la misma señal en el origen.

Prueba 1:

En la primera prueba vamos a insertar en el “Electrodo1” la señal que nos proporciona el generador de funciones y en el “Electrodo2” va a ir conectado a tierra.

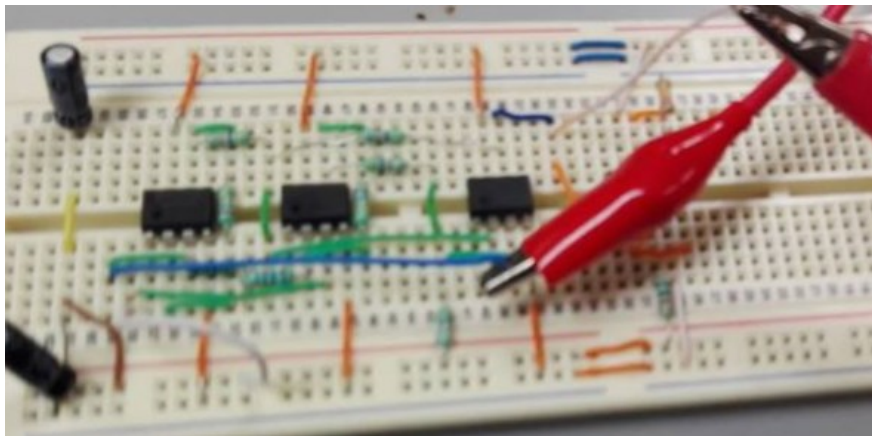


Ilustración 3.

Electrodo1-señal del generador y Electrodo2-tierra.

◆ Señal con osciloscopio.

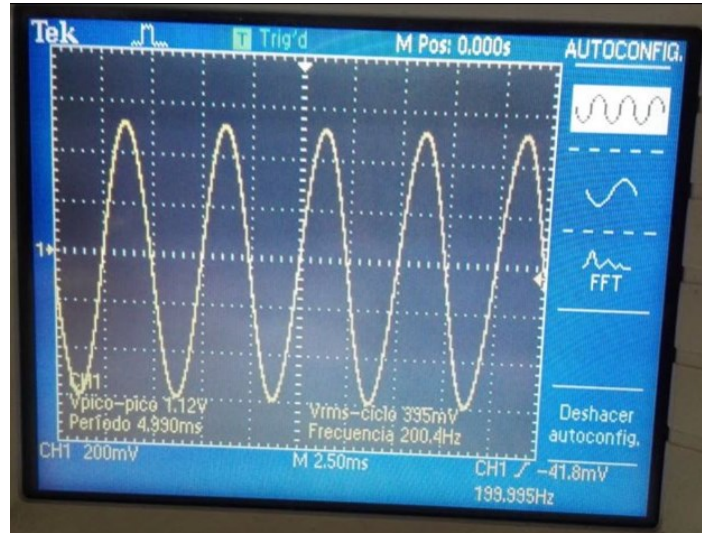


Ilustración 4. Salida de señal prueba1 en V1.

VALOR VPP	BASE DE TIEMPO	VOLTS POR DIVISIÓN	ACOPLAMIENTO DE SEÑAL	SONDA
1.12V	2.5ms/div	200mV/div	CC	1X

Como podemos observar en la figura la salida que obtenemos en el osciloscopio tiene la misma forma de onda senoidal que la del generador de señales, tiene la misma frecuencia de 200Hz, pero con la diferencia de que esa señal está amplificada de 10 a 15 veces.

Cabe destacar que esta señal sale en el origen debido a que se modificó el offset, en el caso de que este no hubiera sido modificado nuestra onda saldría su origen con un desplazamiento superior.

Prueba 2:

En la segunda prueba vamos a insertar en el “Electrodo1” va a ir conectado a tierra y en el “Electrodo2” la señal que nos proporciona el generador de funciones.

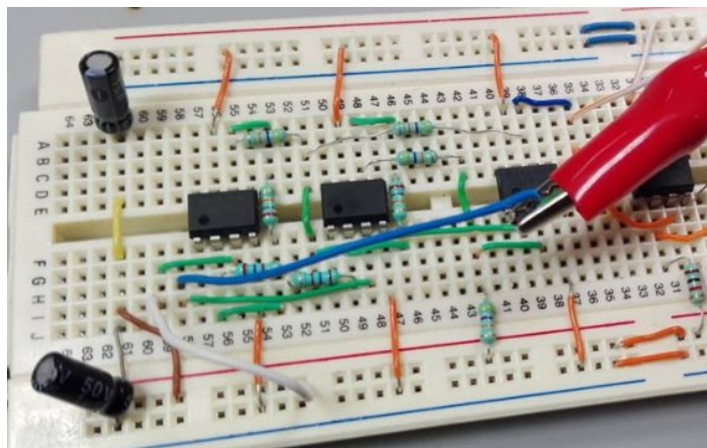


Ilustración 5. Electrodo1- tierra y Electrodo2- señal del generador.

◆ Señal con osciloscopio.

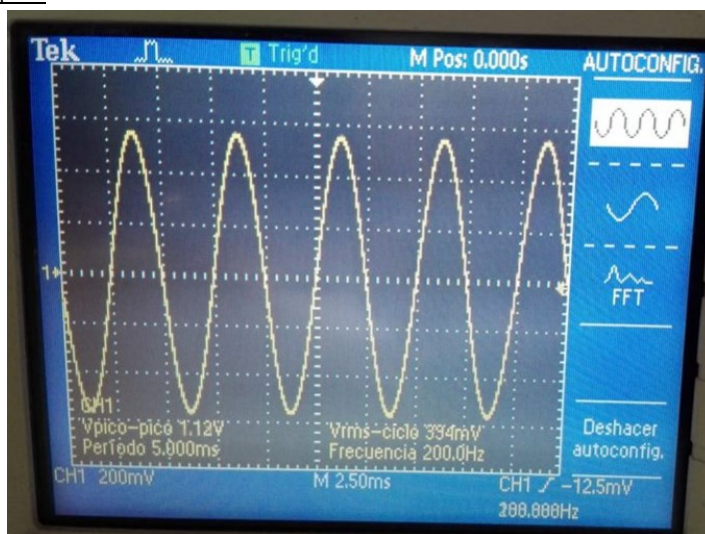


Ilustración 6. Salida de señal prueba2 en V1.

VALOR VPP	BASE DE TIEMPO	VOLTS POR DIVISIÓN	ACOPLAMIENTO DE SEÑAL	SONDA
1.12V	2.50ms/div	200mV/div	CC	1X

En la figura la salida que obtenemos en el osciloscopio tiene la misma forma de onda senoidal que la del generador de señales, tiene la misma frecuencia de 200Hz, pero con la diferencia de que esa señal está amplificada de 10 a 15 veces.

Si comparamos entre la prueba 1 y la prueba 2 podemos observar que las dos señales son iguales, lo que nos indica que hasta el momento nuestro amplificador de instrumentación está correcto porque la diferencia entre una onda senoidal comparado con la tierra es la misma onda senoidal, por lo tanto, por eso observamos la misma forma de la onda.

Prueba 3:

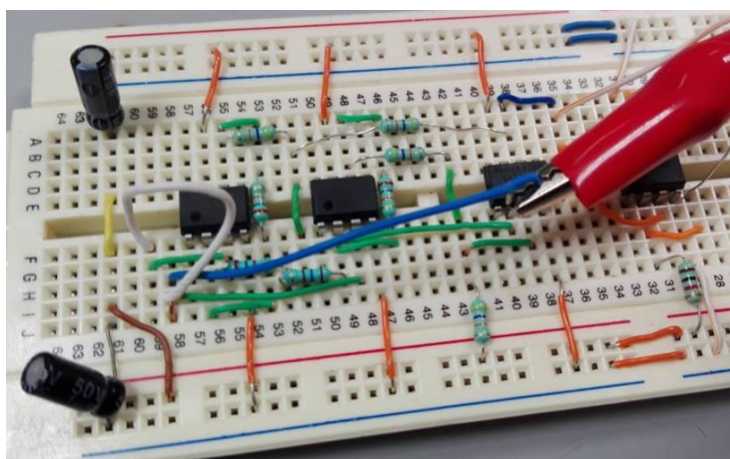


Ilustración 7. Electrodo1- señal del generador y Electrodo2- señal del generador

Durante la etapa de prueba 3 nos vamos a asegurar que verdaderamente funcione nuestro circuito, en este caso en el punto V2 vamos a colocar ahora el osciloscopio, y como en las entradas del “Electrodo1” y en la del “Electrodo2” vamos a insertar la misma señal como son iguales estas al final se van a cancelar dándonos 0 idealmente, pero como notamos a continuación nos da alrededor de 8mV. Esto nos va a ayudar porque nosotros al tener dos señales que se va a ingresar a nuestro circuito va a contener ruido por lo tanto este ruido se va a eliminar a la salida de nuestro circuito. Este circuito nos va a amplificar alrededor de 270 veces.

♦ Señal con osciloscopio.

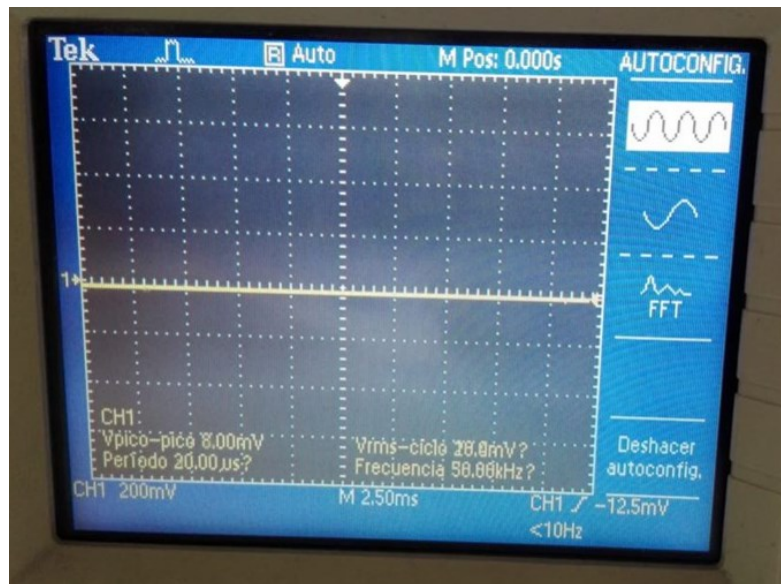


Ilustración 8. Salida de señal prueba3 en V2.

VALOR VPP	BASE DE TIEMPO	VOLTS POR DIVISIÓN	ACOPLAMIENTO DE SEÑAL	SONDA
8mV	2.5ms/div	200mV/div	CC	1X

Prueba 4:

-A partir de la señal obtenida del músculo:

♦ Describir cómo se realizó la medición.

A partir de que nosotros ya revisamos que las tres pruebas anteriores salieron correctamente, en esta etapa 4 vamos a aplicarlo directamente en el sujeto de pruebas. Esto lo vamos a realizar mediante “electrodos”.

La realización de estos electrodos es con placa fenólica de 2x5cm, a los cuales les vamos a perforar para así soldarle un alambre el cual va a ser conectado a nuestro circuito. A estas placas, además las necesitamos lijar para que hagan contacto correcto con el sujeto de prueba.

Para colocar las placas en el individuo, estas medirán la señal electromiográfica del músculo del brazo por lo tanto necesitamos colocar 3 electrodos, los cuales están colocados de la siguiente manera:

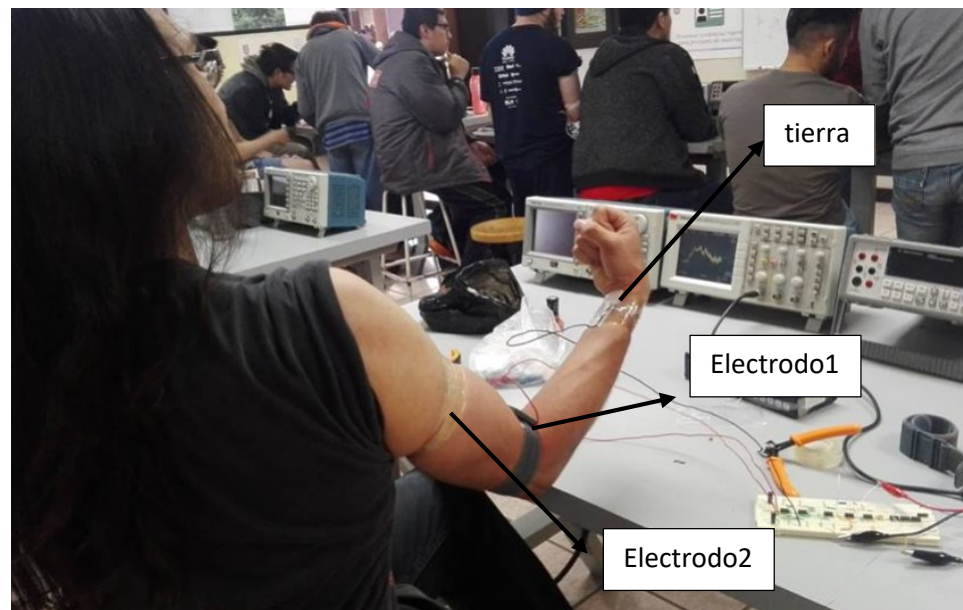


Ilustración 9. Colocación de los electrodos en el sujeto de prueba.

Colocándolo en nuestro circuito y nuevamente el osciloscopio conectado en el punto V2, obtenemos la siguiente señal, cuando nuestro compañero aplicó fuerza.

♦ Señal con osciloscopio.

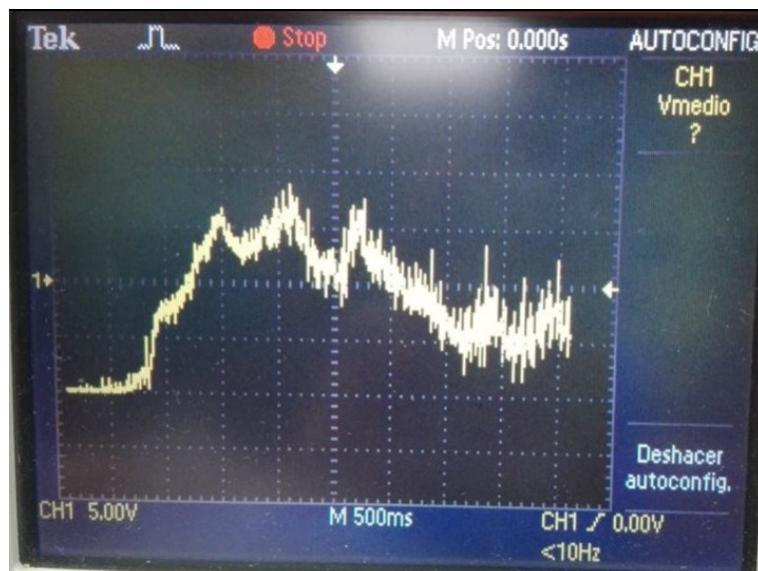


Ilustración 10. Colocación de los electrodos en el sujeto de prueba.

VALOR VPP	BASE DE TIEMPO	VOLTS POR DIVISIÓN	ACOPLAMIENTO DE SEÑAL	SONDA
19Vpp	500ms/div	5V/div	CC	1X

- ◆ ¿Cuál fue la máxima amplitud de salida? 9.5V

Procedimiento experimental 2.- Filtrado de señal.

- Explique cómo se realizó la medición.

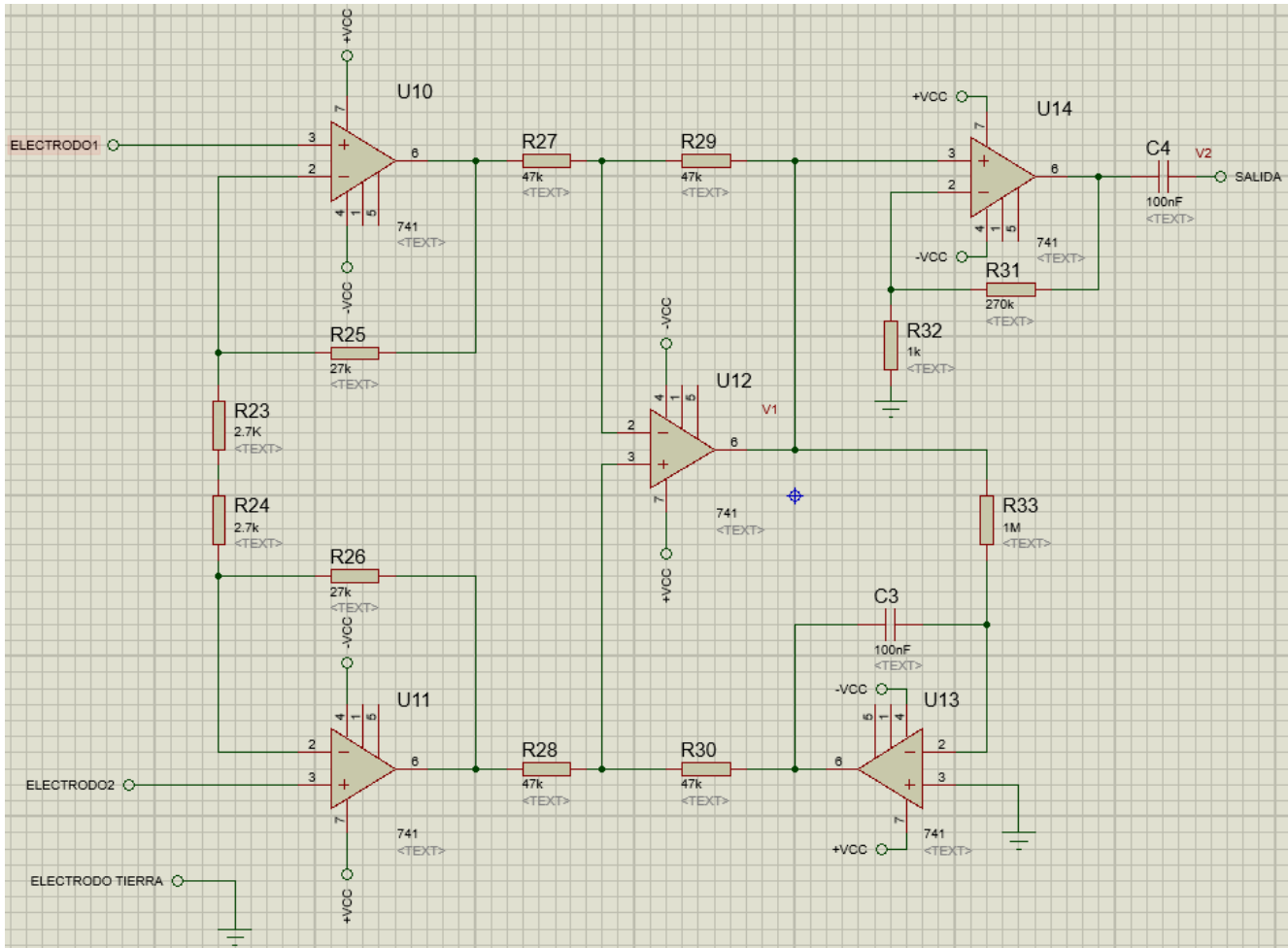


Ilustración 11. Configuración del amplificador de instrumentación con filtrado de señal.

Como nos pudimos dar cuenta en la imagen anterior ya obtuvimos una señal del osciloscopio la cual se ve definida, pero en este caso vemos que el origen se encuentra en la parte negativa en -10V, por lo tanto, necesitamos agregar un circuito el cual nos ayude a que se vea mejor la señal y que el origen se baje a cero; esto lo logramos a partir de un filtro.

En nuestro caso, aun colocando el filtro nuestro origen no se encontraba en 0, si no 5 volts arriba, por lo tanto se tuvo que colocar otro capacitor a la salida de V2, esto con el fin nuevamente de bajar a cero nuestro origen, nuestra señal que se encuentra en V2 antes del capacitor está conformada por una señal de corriente continua y además una señal de corriente alterna, el capacitor nos ayudará a eliminar la señal de corriente continua que es la que nos involucra un offset y solo nos dejará la señal de corriente alterna, que es la que necesitamos.

♦ Señal con osciloscopio.

Las siguientes dos señales son la misma, pero con diferencia en la base de tiempo para que su análisis sea mejor.

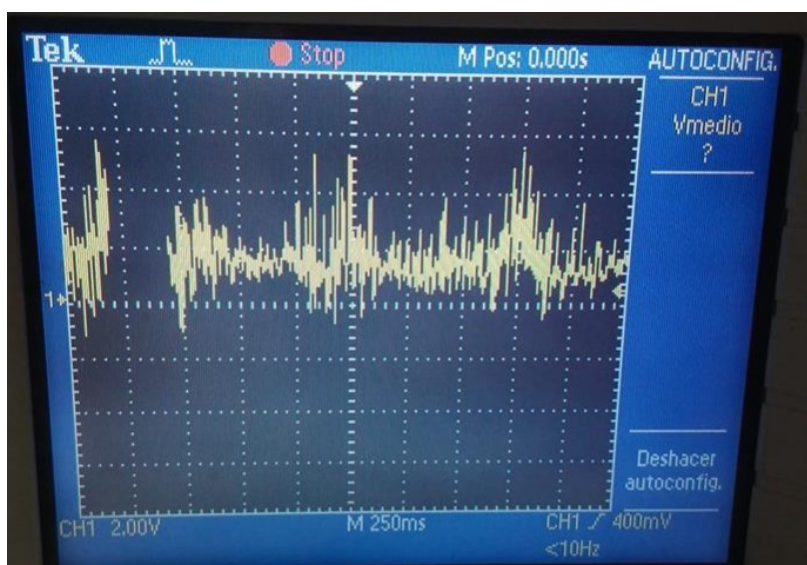


Ilustración 12. Señal después del filtrado.

VALOR VPP	BASE DE TIEMPO	VOLTS POR DIVISIÓN	ACOPLAMIENTO DE SEÑAL	SONDA
5.85V	250ms/div	2V/div	CC	1X

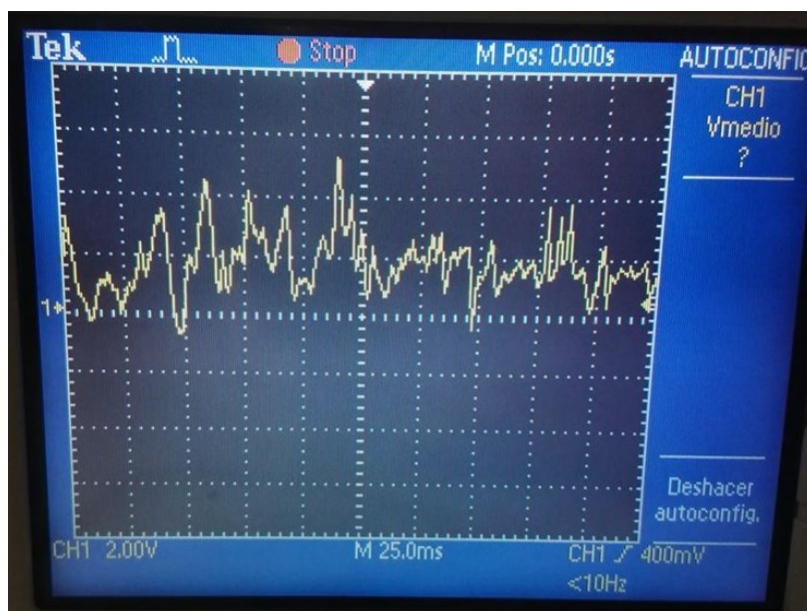


Ilustración 13. Señal después del filtrado.

VALOR VPP	BASE DE TIEMPO	VOLTS POR DIVISIÓN	ACOPLAMIENTO DE SEÑAL	SONDA
5.85V	25ms/div	2V/div	CC	1X

- Comparando con el procedimiento experimental 1. ¿Cuál es la diferencia?

La diferencia principal radica en que en el primer circuito la salida de la señal que obteníamos de nuestro sujeto de prueba contiene un offset en este caso negativo y además de que no está totalmente definida una forma. Después de colocar el filtro nuestra señal ya se veía más definida, pero teníamos una problemática esta era que seguíamos teniendo un offset por lo tanto se colocó un capacitor a la salida de V2. Este capacitor nos ayudó a eliminar el componente de corriente continua de nuestra señal, la cual estaba compuesta tanto por una corriente continua como una corriente alterna, y por lo tanto al final nuestra señal sale bien definida, con un voltaje de 5V aproximadamente y además sin offset.

Procedimiento experimental 3.- Aplicación del sensor vúmetro.

- Esquema del circuito completo.

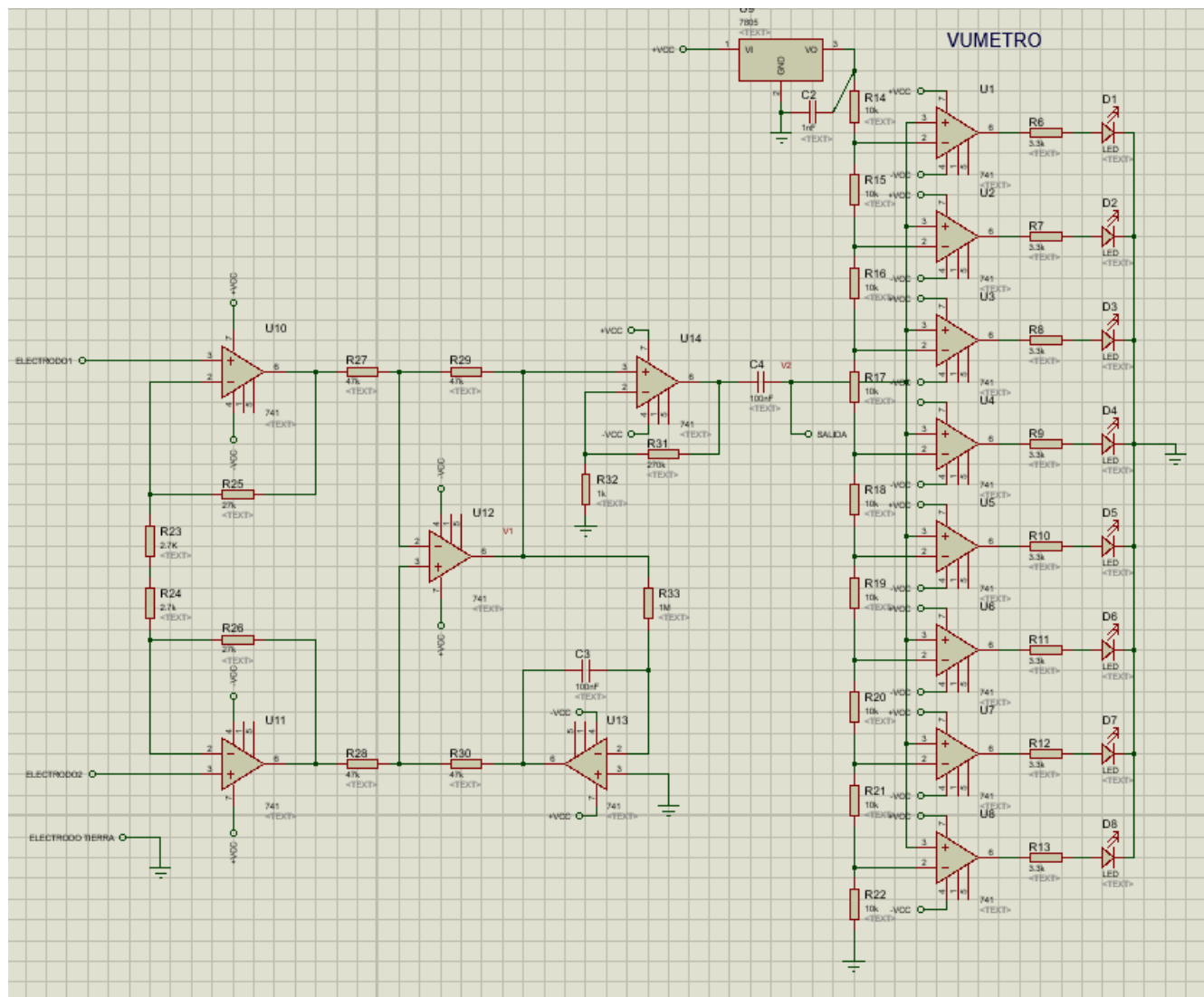


Ilustración 14. Circuito junto con la aplicación vúmetro.

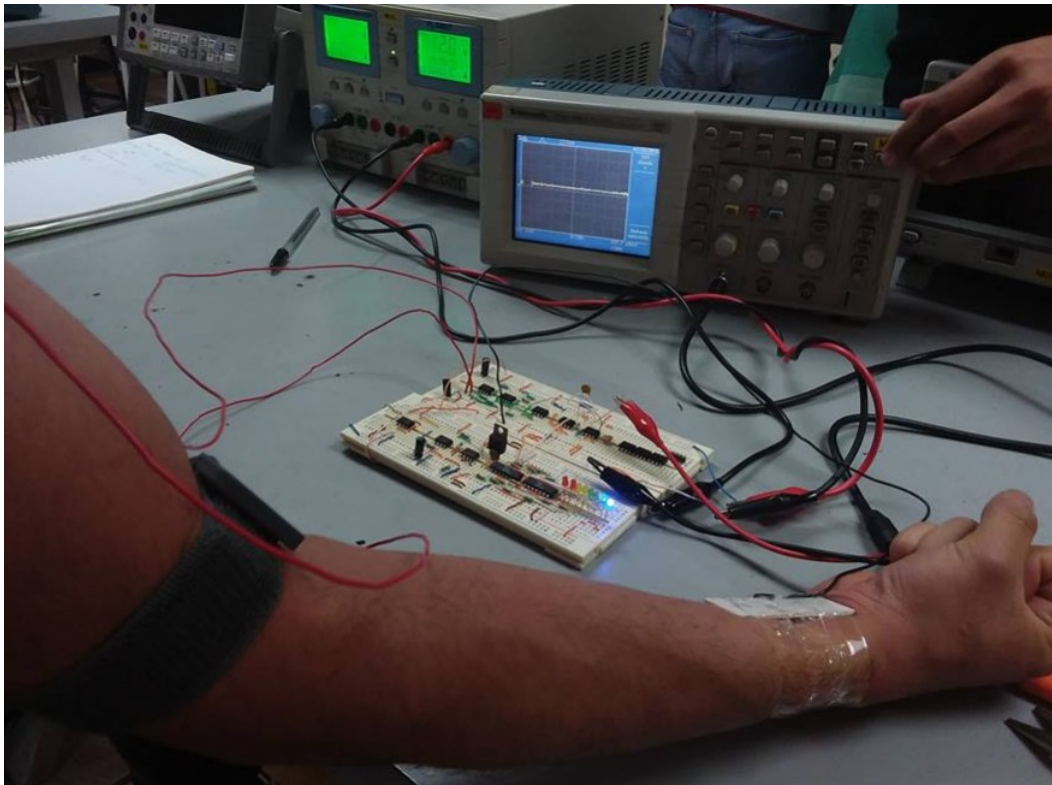
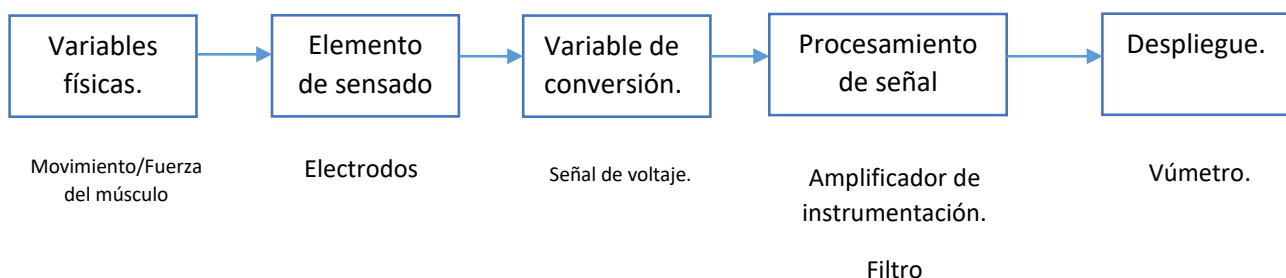


Ilustración 15. Circuito en funcionamiento.

-Funcionamiento desde el sensor electromiográfico hasta el Vúmetro

- ◆ Etapa1 Amplificador de instrumentación: En esta etapa vamos a obtener la señal del músculo a través de tres “electrodos”, dos directos que van a nuestro circuito y uno de ellos a tierra. En esta etapa se van a comparar los dos voltajes de entrada, se va a eliminar el ruido y así va a salir una señal que contiene un offset a su salida.
- ◆ Etapa2 Filtro: A partir de la señal que se obtuvo de salida de la etapa 1 es necesario colocar un filtro para que no tenga offset, así como la señal se vea con mayor definición y además con una retroalimentación.
- ◆ Etapa3 Vúmetro: En la etapa anterior nosotros ya obtuvimos una señal que alcanza 5 Volts, por lo tanto, podemos ponerlo en una aplicación que en este caso es un vúmetro, el cual por medio del voltaje de salida se va a desplegar en ocho diferentes leds.

- Dibuje un diagrama a bloques que represente a su sistema de medición e indique cuales elementos de circuito corresponden a cada etapa.



Conclusiones:

Frías Mercado Carlos Elliot:

El amplificador de instrumentación nos permitió eliminar el ruido de la señal electromiográfica permitiendo que ésta pasara limpia de los electrodos al osciloscopio, una vez ahí fue amplificada aproximadamente 270 veces, una vez que la señal fue amplificada y visualizada se envió al filtro el cual mejoró la calidad de la misma y bajó el origen de la señal a 0 para poder enviarla al vúmetro y visualizar de manera más gráfica la fuerza aplicada sobre el brazo.

Gómez Ramírez Oswaldo:

El amplificador de instrumentación es un tipo de amplificador compuesto por 2 etapas, una de pre amplificación y otra de diferenciación con las cuales se conserva y amplia únicamente la diferencia que existe entre las entradas $V+$ y $V-$, dichos amplificadores también tienen una ganancia controlada únicamente por el valor de la resistencia y dicha ganancia es estable, encontrándose en un valor entre el 1 y el 1000.

Hernández Castro Karla Beatriz:

El uso del amplificador operacional de instrumentación nos permitió obtener una señal electromiográfica limpia gracias a que por su construcción permite el paso de la diferencia de voltaje entre las dos entradas, dicha señal fue amplificada y filtrada para que pudiese llegar al vúmetro y ser mostrada la cantidad de fuerza aplicada en el brazo a través de los leds.