

CIRCUITO ESQUEMÁTICO DEL EMG

El electromiógrafo es un dispositivo capaz de captar las señales eléctricas que se producen en el cuerpo debido a una contracción muscular. Para este proyecto, la principal base como prevención del parto pretérmino han sido las contracciones uterinas. Para eso, vamos a diseñar el circuito electromiográfico siguiendo las diferentes etapas desde la adquisición de las señales eléctricas, pasando por amplificaciones y filtrados, para obtener las señales que nosotros queremos y eliminar cualquier tipo de ruido, y finalmente, un pequeño circuito de offset que hará que las señales que pudieran ser negativas, hacerlas positivas para que puedan ser reconocidas por el microcontrolador.

1. PREAMPLIFICACIÓN

Esta es la primera etapa, en donde los electrodos superficiales captan las señales eléctricas producidas por el miometrio de la paciente. Como sabemos, el orden de esta señal está en mV por lo que si queremos adecuarla para que pueda funcionar en el Arduino, tendría que ser amplificada hasta el orden de los voltios (V). Si es que el proyecto se realizará de manera presencial, se tendría que usar un integrado de un amplificador de instrumentación. Para los dispositivos médicos, tales como el electrocardiógrafo, electromiógrafo, etc, es muy común usar el AD620, que consta de 3 amplificadores operacionales y que su estructura interna está en su datasheet, como se presenta en la siguiente figura.

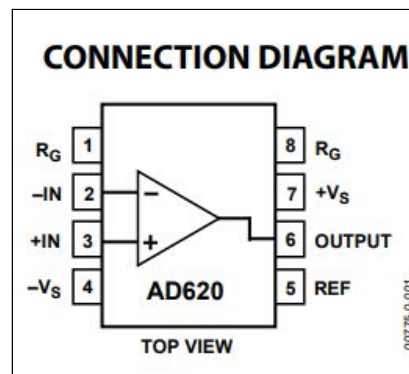


Figura 1. Circuito integrado AD620.[1]

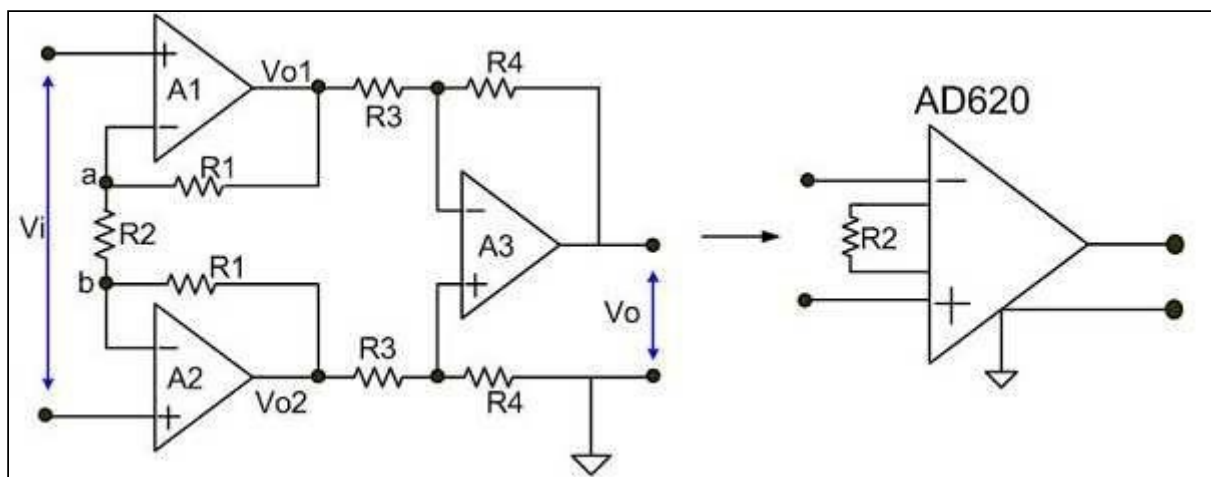


Figura 2. Circuito interno del AD620 que consta de 3 OpAmps. [19]

De esta manera, se puede hacer un diseño poniendo valores en las resistencias R_1 , R_2 , R_3 y R_4 para poder obtener la ganancia que nosotros queramos. Como sabemos que los amplificadores operacionales para la etapa de filtrado también cuentan con una ganancia, no lo amplificaremos en esta primera etapa a 1000. El acomodo de la amplitud de la señal para la entrada al microcontrolador se hará después de la etapa de filtrado. Para esta primera etapa, haremos una pre amplificación de aproximadamente 100, para lo cual tendremos que empezar a obtener los valores de las resistencias.

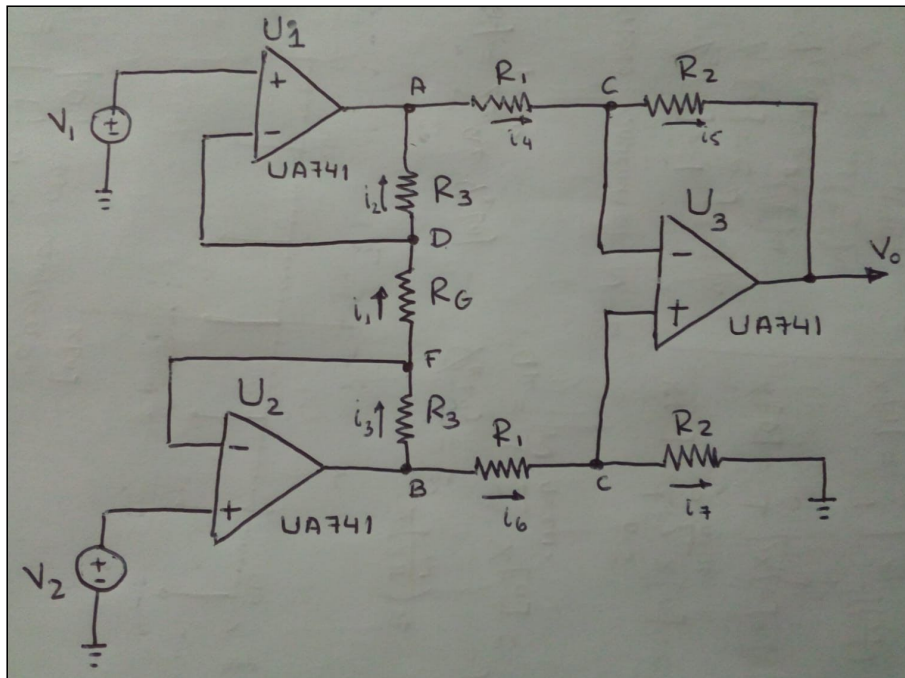


Figura 3. Circuito amplificador de instrumentación.

CÁLCULO DE LA GANANCIA DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN:

Para poder hallar la ganancia del circuito de la Figura 3 es necesario conocer los conceptos básicos de un amplificador operacional. La entrada que tiene un signo positivo se llama entrada No inversora, y la que tiene un signo negativo se llama entrada Inversora. Vale decir que los voltajes que ingresen por estas dos entradas son prácticamente iguales, y además, como la impedancia de entrada de cada amplificador operacional es muy grande, se sabe que la intensidad de corriente que van a entrar es demasiado pequeña, por lo que se desprecia y lo ponemos como igual a 0 A.

Amplificador U1:

Como se puede observar en la Figura 3, y gracias a los conceptos básicos mencionados, podemos decir que el voltaje en la entrada no inversora es igual a V_1 , igual al de la entrada inversora. Por ende, el voltaje en el punto D será igual a V_1 .

Amplificador U2.

De manera análoga, el voltaje en la entrada no inversora es igual a V_2 , igual al de la entrada inversora. Por ende, el voltaje en el punto F será igual a V_2 .

En la resistencia R_G , tenemos los voltajes de los terminales y la corriente que pasa por ella es i_1 . Por ley de Ohm, se puede sacar una relación:

$$i_1 = (V_2 - V_1) / R_G \dots (1)$$

Como no hay corrientes en las entradas inversoras de los amplificadores U_1 y U_2 , se puede decir que $i_1 = i_2 = i_3$. El voltaje en el punto A lo pondremos como V_A y el voltaje en el punto B lo pondremos como V_B . Por Ley de Ohm, tenemos las siguientes relaciones:

$$i_2 = (V_1 - V_A) / R_3 \dots (2)$$

$$i_3 = (V_B - V_2) / R_3 \dots (3)$$

De (1) y (2), tenemos:

$$\begin{aligned} i_1 &= i_2 \\ (V_2 - V_1) / R_G &= (V_1 - V_A) / R_3 \\ V_2 * R_3 - V_1 * R_3 &= V_1 * R_G - V_A * R_G \\ V_1 * R_G + V_1 * R_3 &= V_2 * R_3 + V_A * R_G \\ V_1 * (R_G + R_3) &= V_2 * R_3 + V_A * R_G \dots (4) \end{aligned}$$

De (1) y (3), tenemos:

$$\begin{aligned} i_1 &= i_3 \\ (V_2 - V_1) / R_G &= (V_B - V_2) / R_3 \\ V_2 * R_3 - V_1 * R_3 &= V_B * R_G - V_2 * R_G \\ V_2 * R_G + V_2 * R_3 &= V_1 * R_3 + V_B * R_G \\ V_2 * (R_G + R_3) &= V_1 * R_3 + V_B * R_G \dots (5) \end{aligned}$$

Amplificador U_3 :

Tenemos claro que los voltajes en el punto C serán iguales, y lo designaremos como V_C . Además, sabemos que las corrientes $i_4 = i_5$ y $i_6 = i_7$. Consideramos el voltaje de la salida también como V_o .

$$\begin{aligned} i_4 &= i_5 \\ (V_A - V_C) / R_1 &= (V_C - V_o) / R_2 \\ V_A * R_2 - V_C * R_2 &= V_C * R_1 - V_o * R_1 \\ V_C * R_1 + V_C * R_2 &= V_A * R_2 + V_o * R_1 \\ V_C * (R_1 + R_2) &= V_A * R_2 + V_o * R_1 \dots (6) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} i_6 &= i_7 \\ (V_B - V_C) / R_1 &= V_C / R_2 \\ V_B * R_2 - V_C * R_2 &= V_C * R_1 \\ V_C * R_1 + V_C * R_2 &= V_B * R_2 \\ V_C * (R_1 + R_2) &= V_B * R_2 \dots (7) \end{aligned}$$

De (4) y (5), obtenemos el valor de $V_B - V_A$, restando ambas ecuaciones

$$\begin{aligned} V_B * R_G + V_1 * R_3 - V_A * R_G - V_2 * R_3 &= V_2 * (R_G + R_3) - V_1 * (R_G + R_3) \\ (V_B - V_A) * R_G - R_3 * (V_2 - V_1) &= (V_2 - V_1) * (R_G + R_3) \\ (V_B - V_A) * R_G &= (V_2 - V_1) * (R_G + 2R_3) \\ V_B - V_A &= (V_2 - V_1) * (1 + (2R_3 / R_G)) \dots (8) \end{aligned}$$

De (6) y (7), obtenemos la relación entre los voltajes V_1 y V_2 con el voltaje de salida.

$$\begin{aligned} V_A * R_2 + V_o * R_1 &= V_B * R_2 \\ V_o * R_1 &= R_2 * (V_B - V_A) \\ V_o &= (R_2 / R_1) * (1 + (2R_3 / R_G)) * (V_2 - V_1) \end{aligned}$$

De esta manera podemos ver que la diferencia de potencial de voltajes de las entradas (V_2-V_1) se multiplica por un factor de ganancia para obtener el voltaje de salida V_o . definido por los valores de R_1 , R_2 , R_3 y R_G .

Se eligieron los valores (tal como lo recomienda el datasheet del AD620) iguales a $R_1=10k\Omega$, $R_2=10k\Omega$, $R_3=10k\Omega$ y $R_G=50\Omega$. Con esto obtenemos una ganancia de 100.

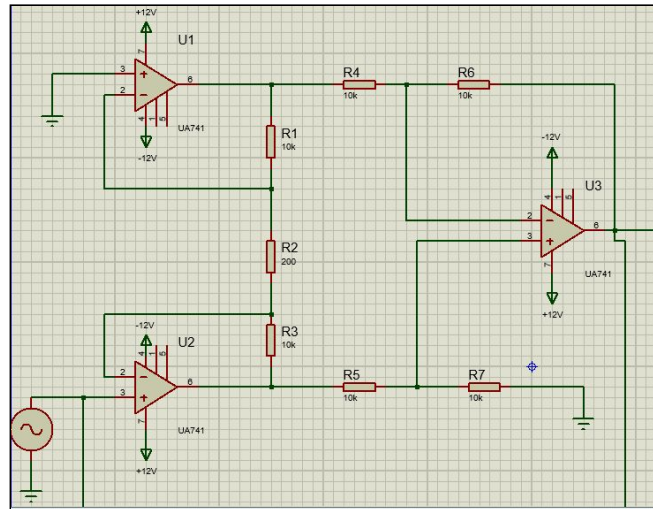


Figura 4. Circuito implementado en Proteus.

Como se ve en la figura 4, se escogieron esos valores de resistencia para obtener una ganancia igual a 100. En la siguiente figura se muestra la simulación usando un osciloscopio para un $V_2=5mV$ y un $V_1=0$. Se debería tener un V_o aproximadamente igual a $5mV \cdot 100 = 0.5V$. La señal de entrada está en color azul, y la señal de salida esta en color amarillo.

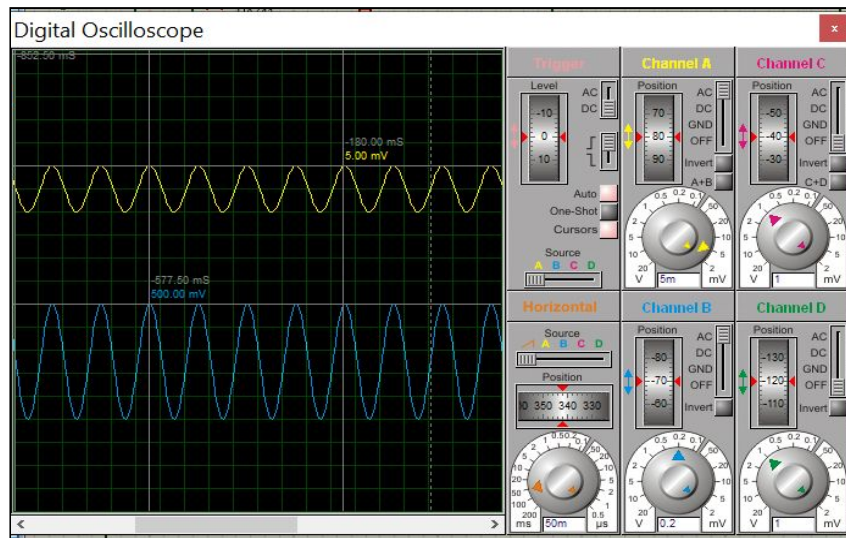


Figura 5. Simulación en Proteus.

2. FILTRADO

Una vez que hayamos acabado con la etapa de preamplificación, en donde hemos amplificado tanto la señal del EMG como el ruido existente, se tiene que tomar en cuenta la etapa de filtrado en donde rechazaremos cualquier señal que esté fuera de nuestro interés. Según la bibliografía

2.1 FILTRO NOTCH

Se usa este filtro rechaza banda para eliminar señales determinadas, como el común ruido eléctrico que se encuentra a una frecuencia de 60 Hz. Para el diseño de este circuito se tienen en cuenta los valores de las resistencias y condensadores para una determinada frecuencia de corte.

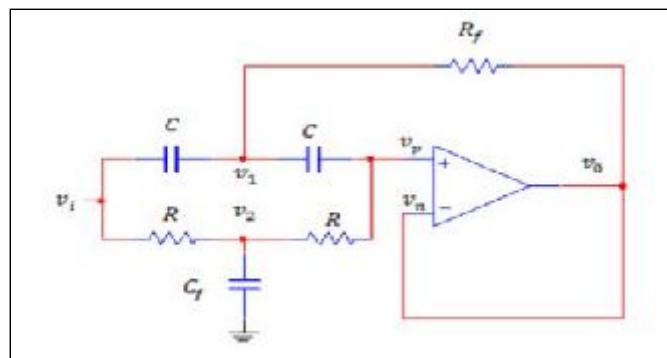


Figura 6. Filtro Notch [20]

Las ecuaciones que se usarán son las siguientes:

$R=1/(2*\pi*C*F_c)$, donde R es el valor de las resistencias, C es el valor del condensador y F_c es la frecuencia de corte que nosotros queremos rechazar, en este caso de 60 Hz. Para un valor comercial del capacitor de 100nF, obtenemos la resistencia igual a 26.525 k Ω .

El valor de R_f sigue la siguiente ecuación: $R_f=R/2$, y para el condensador C_f : $C_f=2C$. De esta manera, se obtiene un R_f igual a 13.26 k Ω y un C_f igual a 200nF.

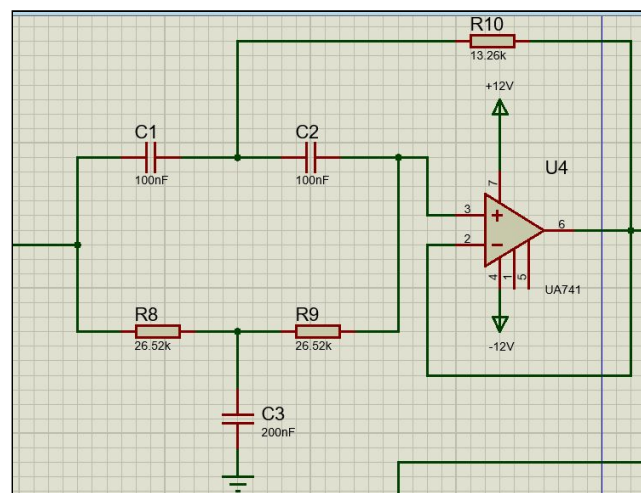


Figura 7. Filtro Notch en Proteus con valores establecidos.

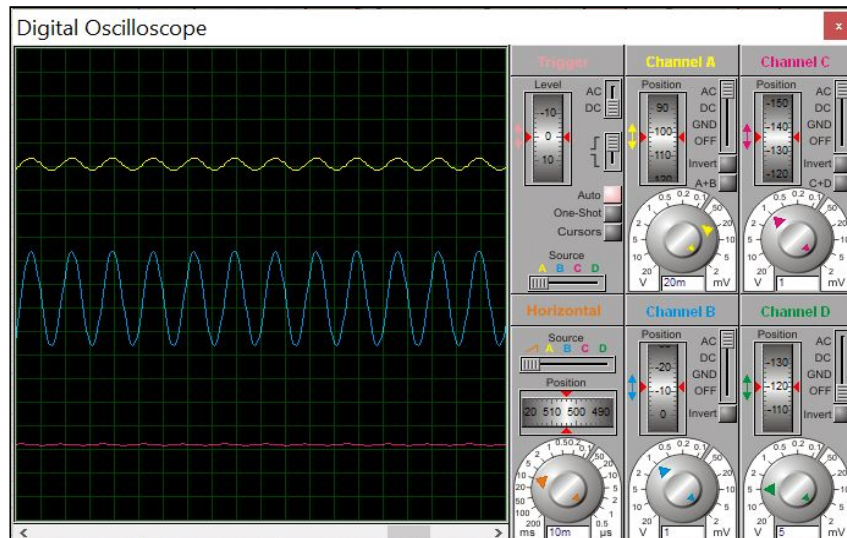


Figura 8. Simulación de Filtro Notch.

Para verificar el funcionamiento de nuestro filtro Notch se cambió la frecuencia de la entrada V2 en nuestro circuito principal. En la figura 8, la entrada de 5mV de voltaje pico se ve en la señal amarilla, la señal amplificada de 2V de voltaje pico de nuestro amplificador de instrumentación se ve en la señal azul. La última señal de color rosa, perteneciente a la salida del filtro, se ve atenuada. Esto quiere decir que el filtro disminuye o atenúa la señal de 60 Hz correctamente.

2.2 FILTRO PASA ALTAS

Las señales de electromiografía tienen un rango de importancia de entre 20 Hz y 450 Hz [14], por lo que en esta etapa nos centraremos en la frecuencia de corte de 20 Hz. Eso quiere decir que rechazaremos las señales menores a este valor. Para el diseño de este circuito se usará un filtro pasa alta de segundo orden Sallen Key, con una aproximación Butterworth. Se usó el siguiente enlace de diseño de filtro:

<https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-altos-activo-de-2do-orden-sallen-key.html>

Se obtuvieron los siguientes valores:

Calculadora Filtro Pasa altos Activo de 2do Orden Sallen Key	
Aproximación	: Butterworth
Factor Q:	0.7071
Factor k:	1.0000
Frecuencia de corte fc:	20 Hz
Valor condensador C :	1 uF
Valor Ganancia A	: 1
[calcular]	
Factor m	: 0.70711356243
Valor resistencia R1:	5.6270309394 kΩ
Valor resistencia R2:	11.253846026 kΩ
Valor resistencia Ra:	Infinity kΩ
Valor resistencia Rb:	11.253846026 kΩ

Figura 9. Valores para el filtro pasa altas a 20 Hz. [27]

El diseño es el siguiente:

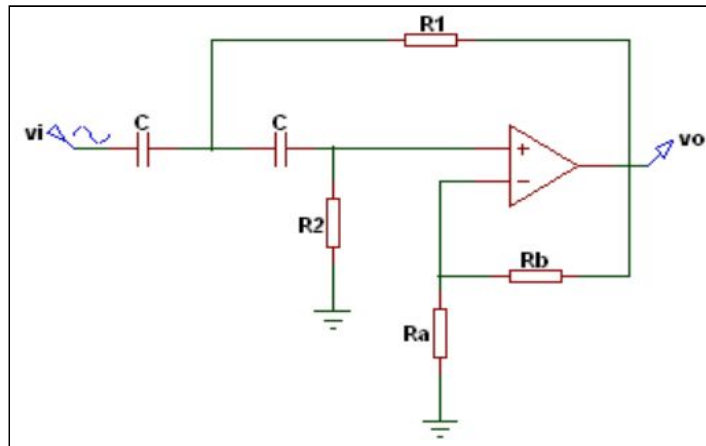


Figura 10. Filtro pasa altas.[27]

El valor de Ra en el simulador nos sale Infinity, esto quiere decir que se comporta como un circuito abierto, por lo que no lo pondremos.

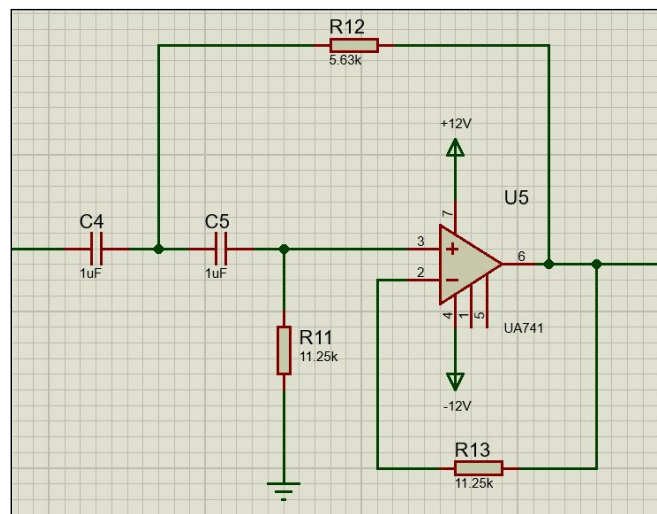


Figura 11. Filtro pasa altas a 20 Hz en Proteus.

2.2 FILTRO PASA BAJAS:

Nos centraremos en la frecuencia de corte de 450 Hz. Eso quiere decir que rechazaremos las señales mayores a este valor. Para el diseño de este circuito se usará un filtro pasa bajas de segundo orden Sallen Key, con una aproximación Butterworth. Se usó el siguiente enlace de diseño de filtro:

<https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-altos-activo-de-2do-orden-sallen-key.html>

El diseño es el siguiente:

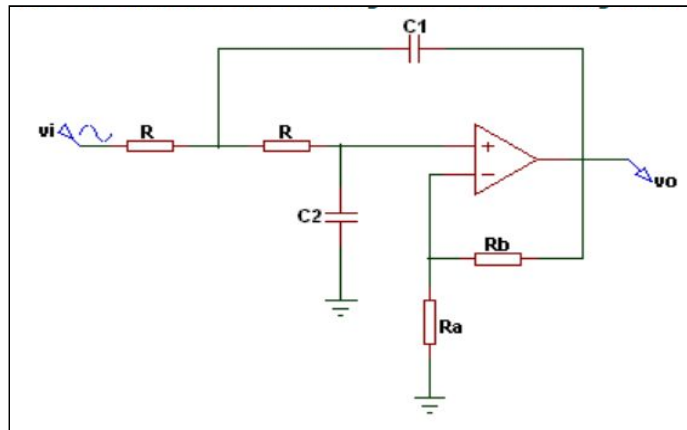


Figura 12. Diseño del filtro pasa bajas. [25]

Se obtuvieron los siguientes valores:

Calculadora Filtro Pasa bajas Activo de 2do Orden Sallen Key	
Aproximación	: Butterworth
Factor Q:	0.7071
Factor k:	1.0000
Frecuencia de corte fc:	450 Hz
Valor Ganancia A	: 1
Valor condensador C1	: 10 uF
[calcular]	
Factor m	: 0.70711356243
Valor resistencia R	: 50.0170934490 Ω
Valor resistencia Ra	: Infinity k Ω
Valor resistencia Rb	: 100.034186898 Ω
Valor condensador C2	: 5.00009590183 uF

Figura 13. Valores para el filtro pasa bajas a 450 Hz.[25]

Asumiendo un valor de C1 igual a 10uF y a una frecuencia de corte de 450 Hz, se obtuvieron los valores mostrados en la Figura 13. Como en el filtro pasa altas, el valor de Ra es infinito por lo que no se considera.

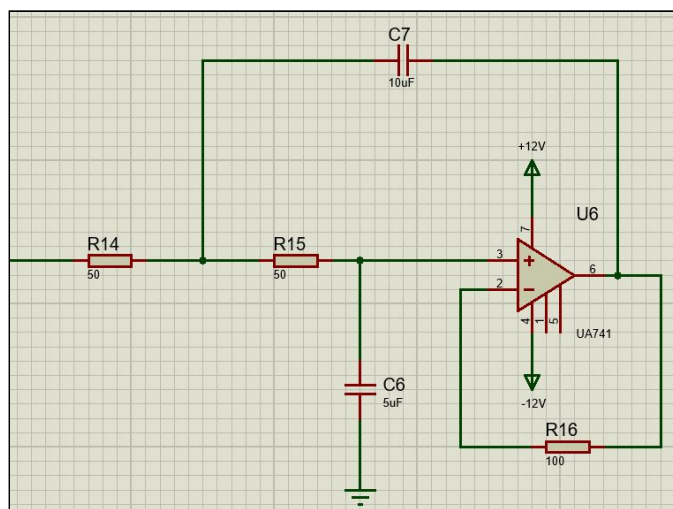


Figura 14. Filtro pasa bajas a 450 Hz en Proteus.

Después de haber simulado toda nuestra señal, como se muestra en la Figura 15, se obtiene una señal de color amarillo en la parte derecha de la figura. Como podemos recordar, la señal de entrada fue de 5mV como máximo y en la señal de salida se obtiene un valor de 420-430 mV.

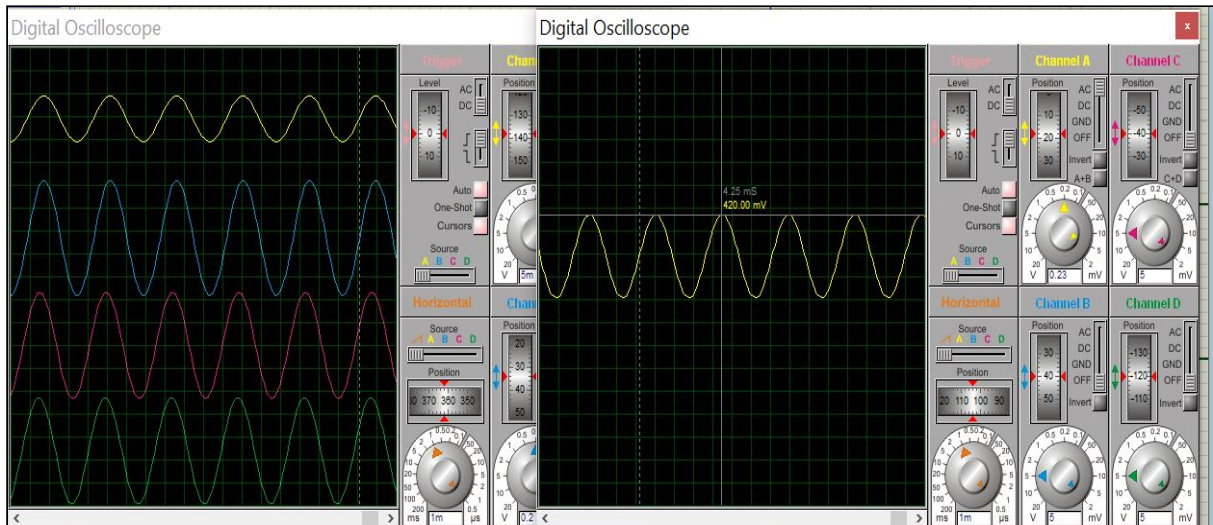


Figura 15. Señal después de preamplificación y filtrado.

3. AMPLIFICACION FINAL

Como se obtuvo una señal de alrededor 430 mV, tendremos que amplificarlo con una ganancia de 5 teniendo en cuenta también el offset, ya que el microcontrolador trabaja en el rango de 0-5V, con lo cual tendríamos una señal de aproximadamente 2.15 V. Para esto usaremos un amplificador no inversor, el cual tiene el siguiente diseño:

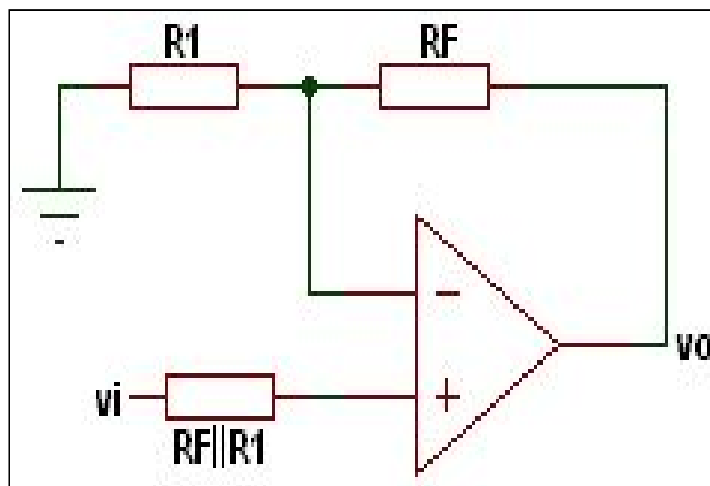


Figura 16. Amplificador no inversor. [23]

Para hallar los valores de R_f y R_1 se tiene en cuenta las ecuaciones que relacionan a estas resistencias con la ganancia que en este caso es igual a 10.

$$\text{GANANCIA} = 1 + (R_f/R_1)$$

Si elegimos el valor de R_f en $4k\Omega$, obtenemos el valor de R_1 igual a $1k\Omega$. Tenemos que tener en cuenta también las resistencias en paralelo, ya que su presencia nos ayudará a balancear el circuito, eliminando la corriente de bias, y por no se puede inducir al magnetismo en nuestra OpAmp.

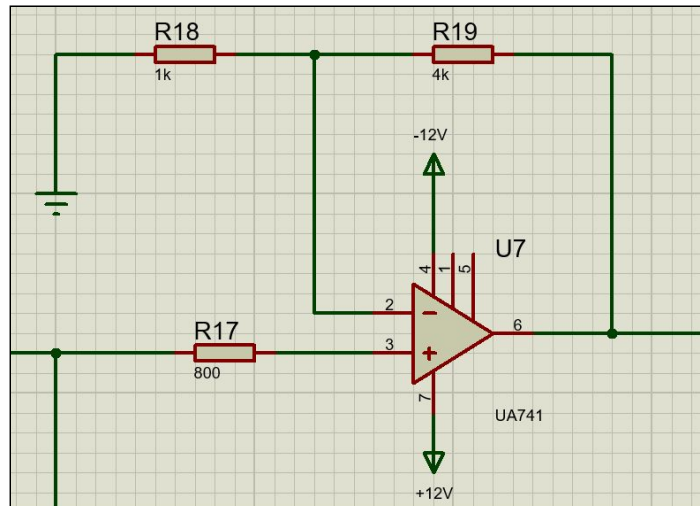


Figura 17. Amplificador No Inversor con ganancia de 10 en Proteus.

La simulación de nuestra señal después de la amplificación final se obtiene en la Figura 18, en donde se ve que nuestra señal se ha amplificado 5 veces.

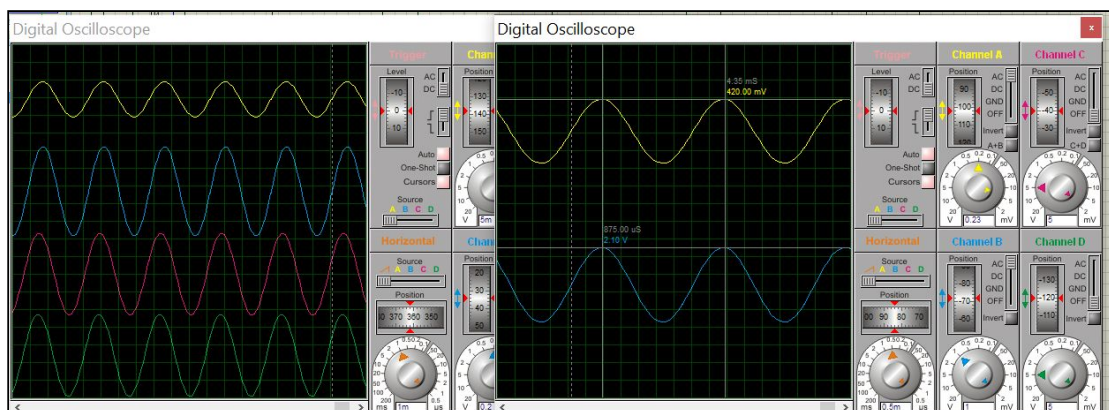
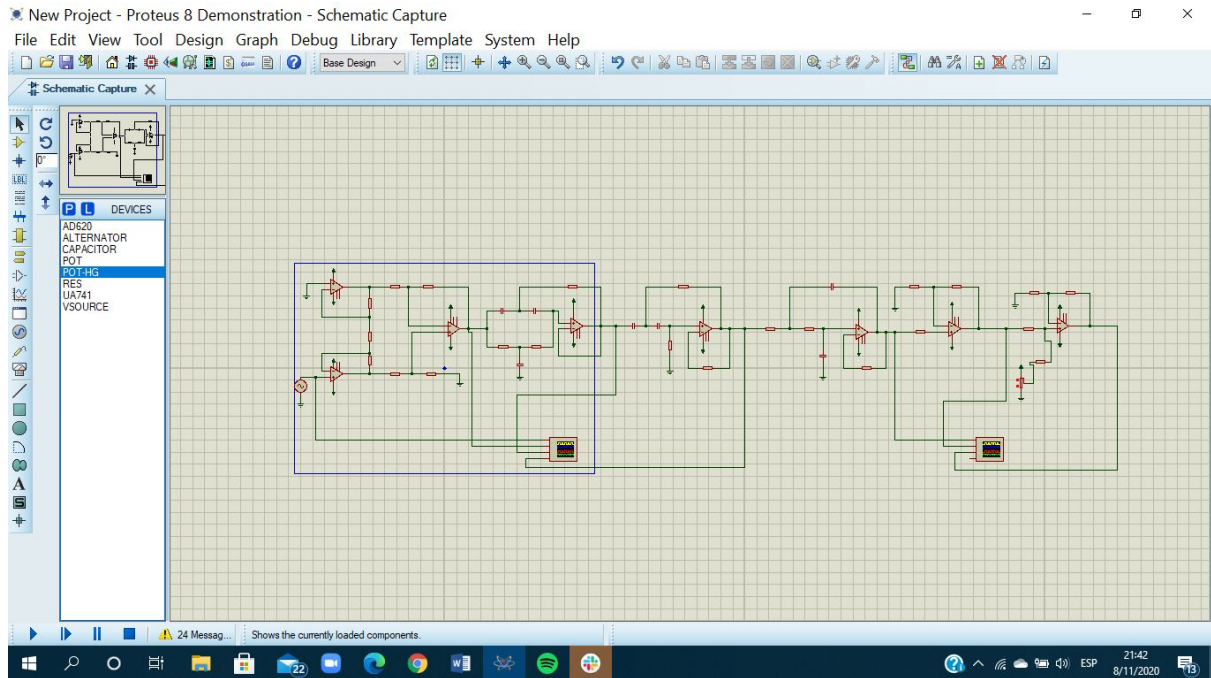


Figura 18. Simulación de la señal amplificada en Proteus.

4. CIRCUITO DE OFFSET **FALTA**

Como se puede observar en la Figura 18, la señal tiene un voltaje pico de 2.10 V. Esto quiere decir que tiene 2.10 V positivos y 2.10 V negativos, y como sabemos el microcontrolador trabaja con potenciales positivos. Debido a eso, es necesario hacer un circuito de offset de 2.10 V para que la señal ascienda hasta las 4.2V.



BIBLIOGRAFIA

[20]

https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Diseno-generico-del-filtro-Notch-Se-asume-un-valor-comercial-del-capacitor-de_fig1_293807119

[19]

https://www.researchgate.net/figure/Schematic-diagram-of-instrument-amplifier-AD620_fig5_325220456

[1]

https://www.researchgate.net/figure/Figura-9-Configuracion-de-pines-del-AD620-Su-bajo-ruído-lo-hace-adecuado-para_fig6_26611756

[14] C. J. De Luca. "A practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences". Delsys Inc. 2008.

[23] <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/amplificador-no-inversor.html>

[25]

<https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-bajos-activo-de-2do-orden-sallen-key.html>

[27]

<https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-altos-activo-de-2do-orden-sallen-key.html>