

Diseño de Pletismógrafo

- Marcoc-rasi

Contenido

Diseño de Pletismógrafo	2
Introducción	2
Desarrollo	3
Timer 555 a 600 [Hz]	3
Led IR383-Bpw34	5
Amplificador de Instrumentación, basado en AD620.	7
Amplificador Filtro Pasa Bajas 2 [Hz]	10
Amplificador Derivador	11
Salida Amplificador NO Inversor con ganancia de 97	12
Controlador de pantalla de puntos y/o barras LM3914	13

Conclusión	14
Nota Como medir el pulso cardiaco a través de electrodos	15
Diagrama esquemático completo	16

Diseño de Pletismógrafo

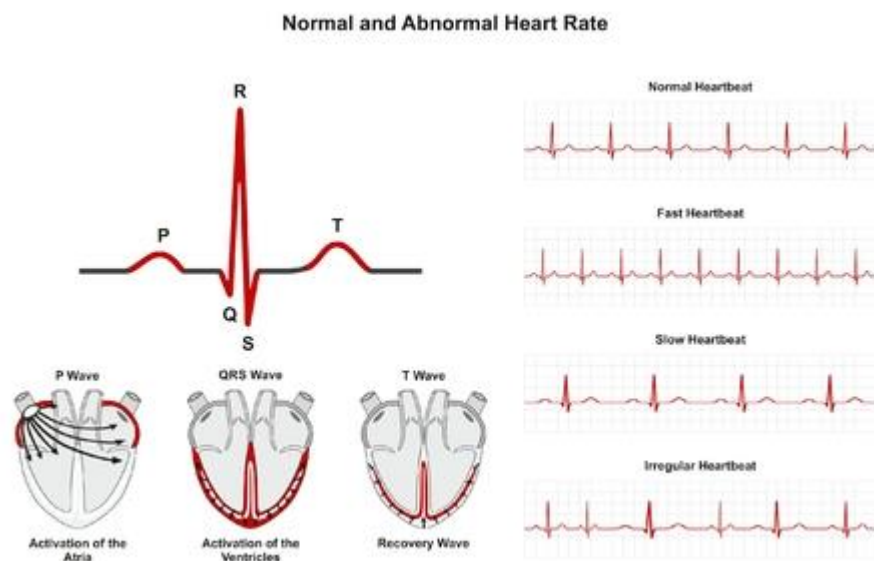
Introducción

La primera vez que escuche esta palabra “pletismógrafo”, no sabía que significaba así que creo que ese es un buen comienzo.

“La pletismografía corporal (PC) es una prueba de función respiratoria que mide el volumen de gas intratorácico (TGV) y la resistencia específica de la vía aérea (sRaw).”

Neumol Cir Torax, Vol. 75, No. 4, Octubre-diciembre 2016

Bien, así que lo que intentaremos hacer es medir cambios de volumen, la idea principal de este proyecto es medir el pulso, cardiaco, pero, ¿cómo lo podemos hacer a través de un pletismógrafo?, la respuesta no es tan sencilla, pero tratare de responderla. La sangre viaja a través de nuestro cuerpo, guiada por el ritmo del corazón, este ritmo, tiene forma de pulsos, ya que no es continuo, de ahí viene su nombre, pulso cardiaco, este mismo, tiene un régimen estable de funcionamiento, sus medidas son fácilmente reconocibles, tienen la siguiente forma:



Ahora que sabemos que forma tiene la onda, podemos deducir un par de cosas, la primera es que el volumen de sangre que viaja por nuestras venas no es constante, por lo que tiene un cambio volumétrico, que sigue al movimiento del corazón, específicamente como el del pulso cardiaco, ya que

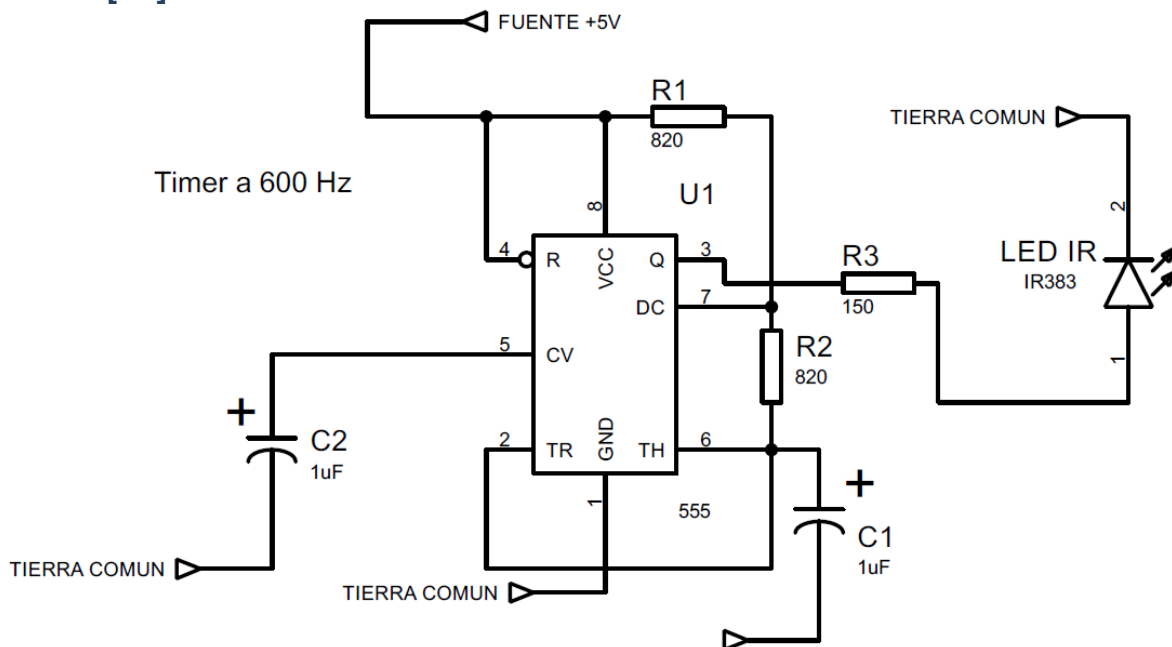
este pulso se ve producido por la contracción y expansión de los músculos que forman el corazón, entonces, si nosotros somos capaces de medir la variación de volumen dentro de una vena, podremos inferir nuestro pulso cardiaco.

Con la explicación pasada, sabemos nuestro propósito, ahora tenemos que plantearnos como queremos representar, ese pulso cardiaco, nosotros lo hicimos a través de forma eléctrica. Queremos representar el pulso cardiaco a través de la variación en el voltaje, de nuestra señal de salida, el objetivo es que los cambios de volumen sean convertidos en cambios de voltaje.

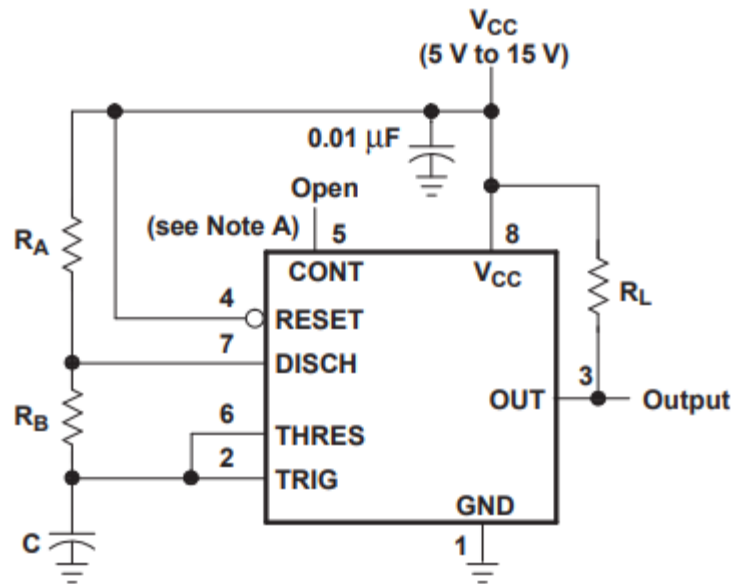
Ahora que tenemos nuestros objetivos definidos vamos a contar la resolución. La primera parte de la solución fue entregada por el profesor, pero para nuestra explicación procedimos a separar cada uno de los diagramas que nos fueron entregados, calcularemos los valores importantes de cada circuito, y explicaremos el funcionamiento de cada uno.

Desarrollo

Timer 555 a 600 [Hz]



Lo primero que haremos es saber que nos indica el fabricante del 555 sobre su funcionamiento, el timer 555 puede funcionar de dos modos, modo monoestable y modo a estable, el esquema corresponde a un a estable como nos los confirma la figura debajo.



Pin numbers shown are for the D, JG, P, PS, and PW packages.

NOTE A: Decoupling CONT voltage to ground with a capacitor can improve operation. This should be evaluated for individual applications.

Figure 12. Circuit for Astable Operation

También necesitamos las formulas para saber que queremos calcular

$$t_H = 0.693 (R_A + R_B) C$$

$$t_L = 0.693 (R_B) C$$

Other useful relationships are shown below:

$$\text{period} = t_H + t_L = 0.693 (R_A + 2R_B) C$$

$$\text{frequency} \approx \frac{1.44}{(R_A + 2R_B) C}$$

$$\text{Output driver duty cycle} = \frac{t_L}{t_H + t_L} = \frac{R_B}{R_A + 2R_B}$$

$$\text{Output waveform duty cycle} = \frac{t_H}{t_H + t_L} = 1 - \frac{R_B}{R_A + 2R_B}$$

$$\text{Low-to-high ratio} = \frac{t_L}{t_H} = \frac{R_B}{R_A + R_B}$$

Se nos pidió que la frecuencia fuera de 600 Hz, con la resistencia $R_B = 800 \, \Omega$, $R_A = 150$ y un $C = 1 \times 10^{-6}$ lo cual no da una frecuencia de 600 Hz, o bueno eso calculamos

$$f = \frac{1.44}{(R_A + 2 \cdot R_B) \cdot C}$$

$$f = \frac{1.44}{(150 + 800 \cdot 2) \cdot 1 \times 10^{-6}} = 822.85 \, [Hz]$$

A pesar de eso nosotros intentamos seguir el esquema original, pero la resistencia más cercana que teníamos era de 820Ω , por lo cual nuestra frecuencia era la siguiente

$$f = \frac{1.44}{(R_A + 2 \cdot R_B) \cdot C1}$$

$$f = \frac{1.44}{(150 + 820 \cdot 2) \cdot 1 \times 10^{-6}} = 804.46 [Hz]$$

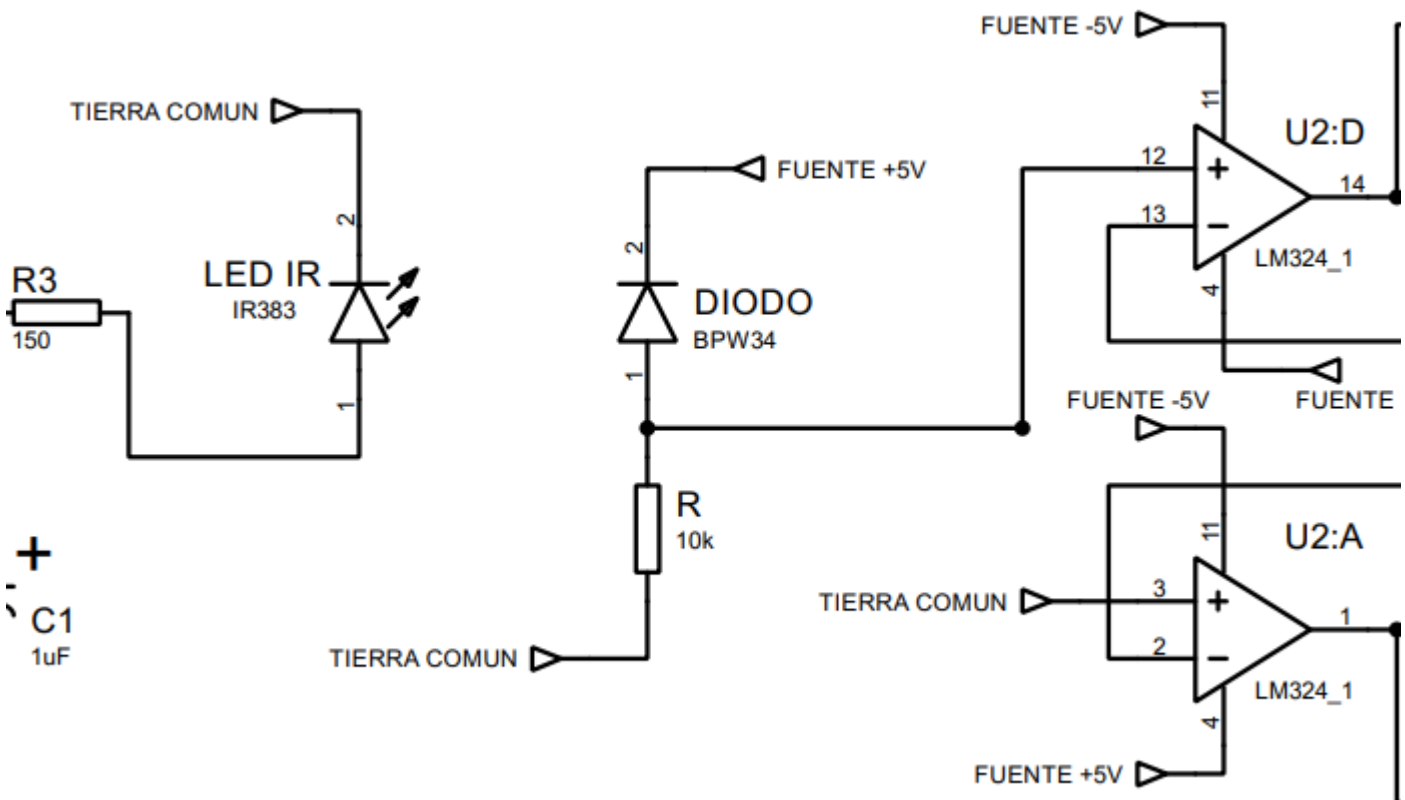
Como dato si se hubiera querido una frecuencia cercana a 600 Hz bastaría con una resistencia de $1.1k\Omega$ como podemos observar

$$f = \frac{1.44}{(R_A + 2 \cdot R_B) \cdot C1}$$

$$f = \frac{1.44}{(150 + 1100 \cdot 2) \cdot 1 \times 10^{-6}} = 612.76 [Hz]$$

Led IR383-Bpw34

Con esto verificamos que tenemos una señal constante lo siguiente es el elemento que va a medir la variación del volumen sanguíneo, este va a estar compuesto de la siguiente manera.



Un led Infrarrojo que va a estar recibiendo la señal producida por el “*timer*”, este led va a ser un IR383, del otro lado tenemos un fotodiodo un bpw34. Y para esto tenemos que explicar que es un fotodiodo.

El fotodiodo tiene básicamente la misma construcción que un diodo rectificador (está construido por una unión PN), sin embargo este tiene una característica que lo hace especial: es un dispositivo sensible a la luz visible e incluso a la infrarroja. En pocas palabras resulta ser un diodo con sensibilidad a la luz.

Al ser un diodo es muy importante tener en cuenta su polarización ya que en este tipo la corriente eléctrica fluye en sentido inverso, por lo que debemos polarizarlo de manera inversa. La mayoría vienen equipados con un lente que concentra la cantidad de luz que lo incide, por lo tanto, su reacción a la iluminación es más evidente. Al circular la corriente de manera inversa provoca un aumento de corriente dependiendo de la intensidad de luz que detecte.

En la siguiente imagen podemos ver las especificaciones de la hoja de datos del fotodiodo

PRODUCT SUMMARY			
COMPONENT	I_{ra} (μA)	ϕ (deg)	$\lambda_{0.1}$ (nm)
BPW34	50	± 65	430 to 1100
BPW34S	50	± 65	430 to 1100

Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

Y a continuación las del led infrarrojo

Características opto-electrónicas

Características	Símbolo	Condición de prueba	Min	Tipo	Máx.	Unidad
Voltaje en sentido directo	V_F	$I_F=20mA$	-	1.2	1.5	V
		$I_F=100mA$	-	1.4	1.85	
Corriente de fuga inversa	I_R	$V_R= 5V$	-	-	10	μA
Longitud de onda espectral pico	λ_P	$I_F= 20mA$	-	940	-	nm
Ancho de banda espectral	$\Delta\lambda$	$I_F= 20$	-	45	-	nm
Angulo para alta intensidad	$2\theta_{1/2}$	$I_F= 20mA$	-	20	-	Grados ($^\circ$)

Esto indica que el led funciona con una longitud de onda 940 nm, y el bpw34, recibe señales entre 430 y 1100 nm, por lo que podemos asegurar que el fotodiodo reaccionara a este led. Como curiosidad cabe resaltar que estamos en una de las mejores sensibilidades del dispositivo, como se muestra en la grafica

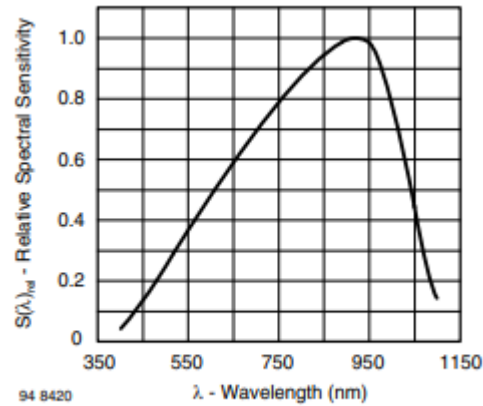
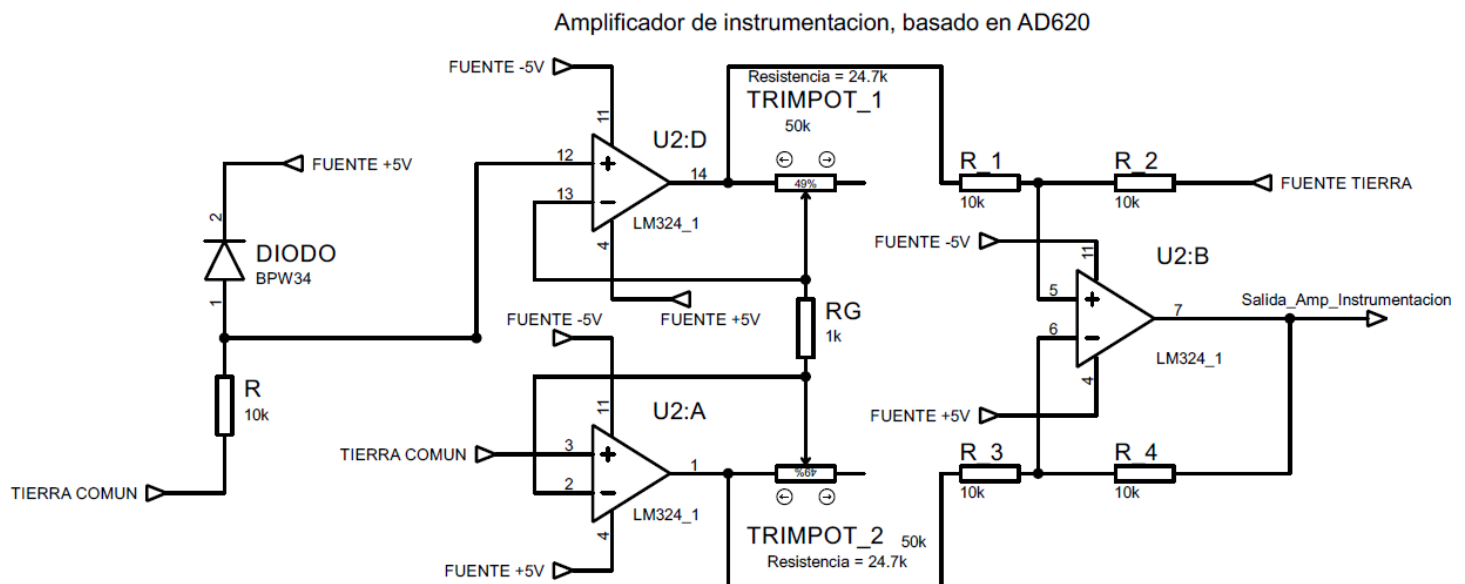


Fig. 7 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength

Ya que esta sensibilidad alcanza el valor unitario, en 950 nm, y se mantiene constante por esos valores, así que tenemos el máximo nivel de sensibilidad al cambio de luz que otorgue del led.

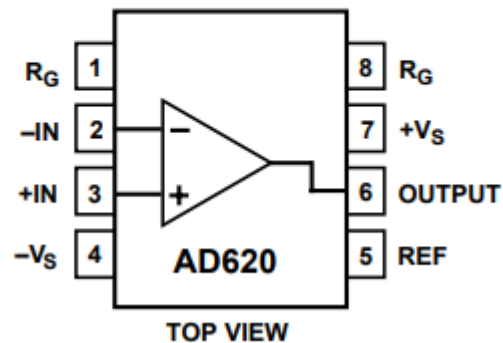
Otra pregunta que surge es como reaccionan la luz infrarroja y a través de que mecanismo podemos detectar el cambio de volumen. Esto es logrado gracias a la composición de la sangre, que contiene una proteína llamada hemoglobina, que está encargada de transportar el oxígeno por todo el cuerpo, esta a su vez tiene una característica peculiar, absorbe diferentes longitudes de onda, precisamente este mecanismo es el que nos va a ayudar a medir los cambios, ya que cuando pase mucha sangre pasara mas hemoglobina, por ende esta absorberá mas luz, lo que se traduce en un decaimiento de nuestro voltaje a través del bpw34, cuando pase menos sangre habrá menos hemoglobina por lo mismo se absorberá menos luz, y al ser el rayo de luz más fuerte el voltaje volverá a aumentar en el bpw34.

Amplificador de Instrumentación, basado en AD620.

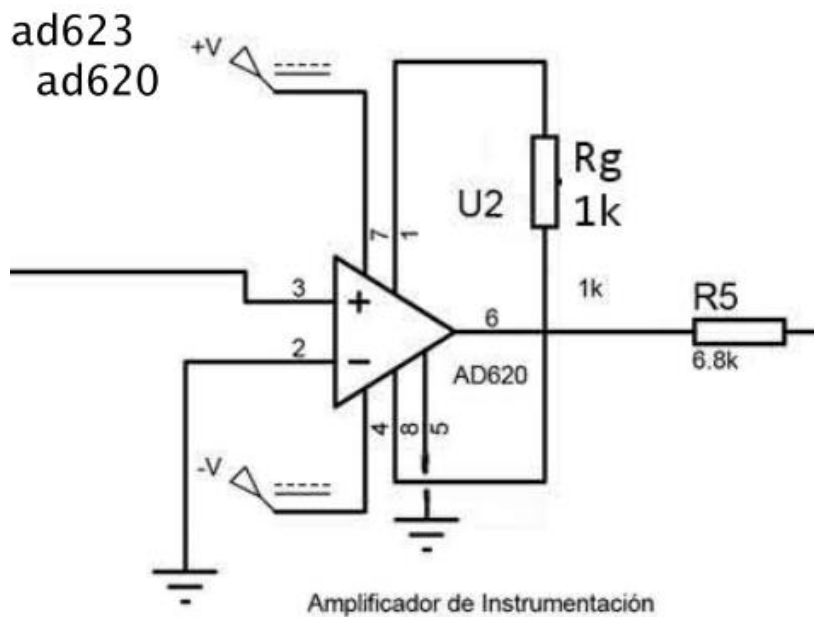


Este es un amplificador de instrumentación, primero vamos a hablar de su diseño y después de la razón por la que se usa un amplificador de instrumentación, de inicio el ad620 tiene el siguiente esquema

**8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages**



Y la configuración solicitada es la siguiente



Como se puede observar el amplificador no es parece nada al que tenemos, eso se explica porque, nosotros no usamos un ad620, la configuración de un amplificador de instrumentación viene dada por un arreglo de 4 amplificadores, conectados, entre si del siguiente modo.

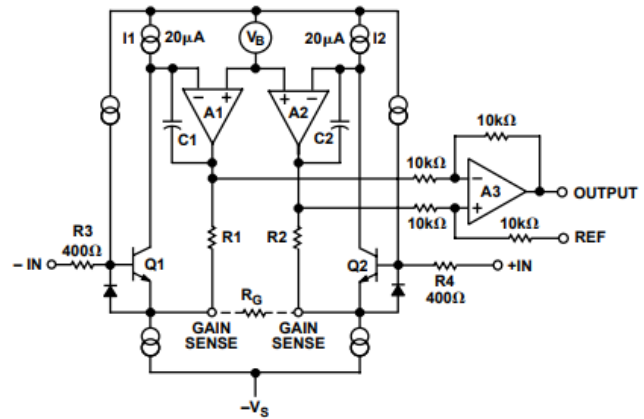
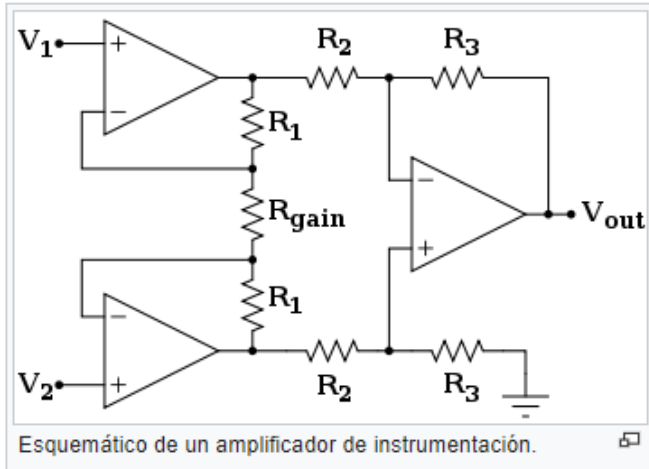


Figure 33. Simplified Schematic of AD620

A la izquierda el esquema general de un amplificador de instrumentación y a la derecha el esquema del ad620, si relacionamos las figuras podemos ver que R2 y R3, tienen un valor de 10kΩ, por otro lado, la hoja de datos del ad620 nos especifica lo siguiente.

“Las resistencias de ganancia internas, R1 y R2, se recortan a un valor absoluto de 24,7 kΩ, lo que permite programar la ganancia con precisión con una única resistencia externa.

La ecuación de ganancia es entonces”

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

so that

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

Por lo tanto, si observamos para igualar al ad620 tenemos resistencias de 24.7kΩ, en R1 y R2, y esos valores los logramos con unos Trimpots de 50kΩ, al 49%, logrando la misma ganancia, que el ad620 la cual tiene un valor de 50.4

$$G = \frac{49.4 \times 10^3 \Omega}{R_G \Omega} + 1$$

$$G = \frac{49.4 \times 10^3 \Omega}{1 \times 10^3 \Omega} + 1 = 50.4$$

Ya explicado el diagrama sigue explicar porque elegimos un amplificador de instrumentación. Con el fin de amplificar limpiamente el voltaje de entrada, el amplificador operacional tiene que ser capaz de ignorar los cambios de voltaje que son comunes a ambas de sus entradas. Cualquier amplificación de cambios de voltaje común se denomina ganancia en modo común. Un buen amplificador operacional,

entonces debe poder maximizar la ganancia diferencial manteniendo está en modo común a un mínimo. La capacidad de hacer esto se llama Relación de rechazo de modo común.

En un conjunto de amplificadores, configurados como amplificador de instrumentación, cuando el voltaje 1 y el voltaje 2 son iguales, existe una pequeña señal de salida, cuando lo ideal sería que esta fuera cero. La CMRR (Common Mode Rejection Ratio) es una medida del rechazo que ofrece la configuración a la entrada de voltaje común.

Es decir que cuando nuestra señal contenga algún ruido este se va a presentar en las dos terminales que tenemos conectadas, V1 Y V2, por lo cual tienen entrada de voltaje en modo común, el amplificador la rechaza, generando una entrada protegida, contra ruidos y perturbaciones.

Una vez adquirida la señal sigue pasamos al siguiente elemento:

Amplificador Filtro Pasa Bajas 2 [Hz]

Para poder determinar la frecuencia de muestreo requerida es necesario, primero, determinar las frecuencias de “trabajo” del corazón. El número de latidos por minuto del corazón, dividido por 60, dará la frecuencia de trabajo del corazón, si sabemos que el numero de latidos del corazón esta entre 60 y 120 para personas jóvenes y sanas, podemos saber que la máxima frecuencia es de

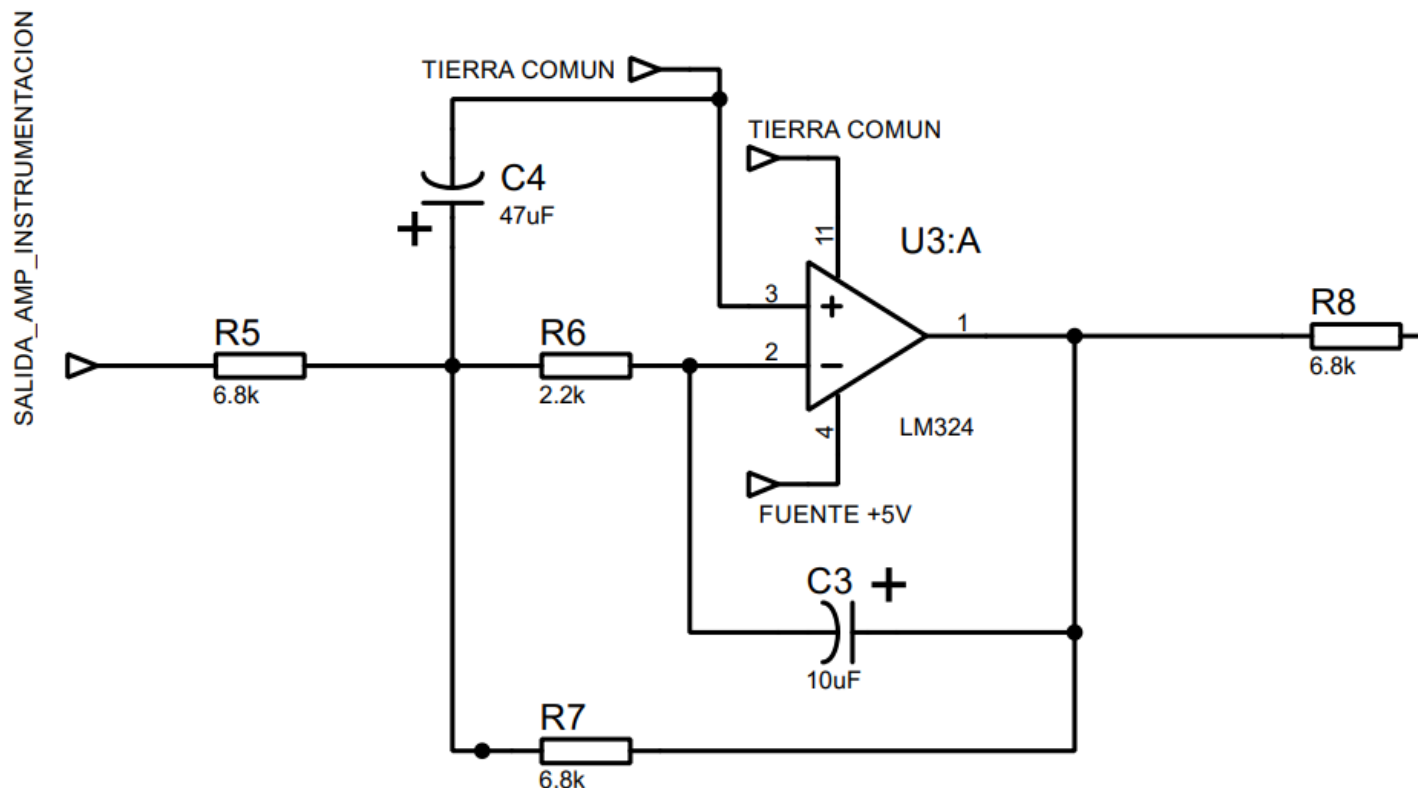
$$120 \frac{\text{Latidos}}{\text{min}} \left(\frac{1 \text{ min}}{60 \text{ s}} \right) = 2 \frac{\text{Latidos}}{\text{s}} = 2 \text{ Hz}$$

Ahora sabemos bien con que frecuencia máxima trabajaremos, el problema es que a primera parte del circuito contiene un oscilador con una frecuencia que calculamos de aproximada de 800 hz, esta señal podría opacar la señal que queremos obtener con el amplificador de instrumentación, por esto se implementara un filtro pasa bajas que solo deje pasar frecuencias de 2 Hz, el calculo exacto es el siguiente, y el circuito del filtro se muestra debajo, los valores de capacitores y resistencias, especifican la frecuencia de acuerdo a la siguiente formula.

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot R}$$

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 10 \times 10^{-6} \cdot 6.8 \times 10^3} = 2.340 \text{ [Hz]}$$

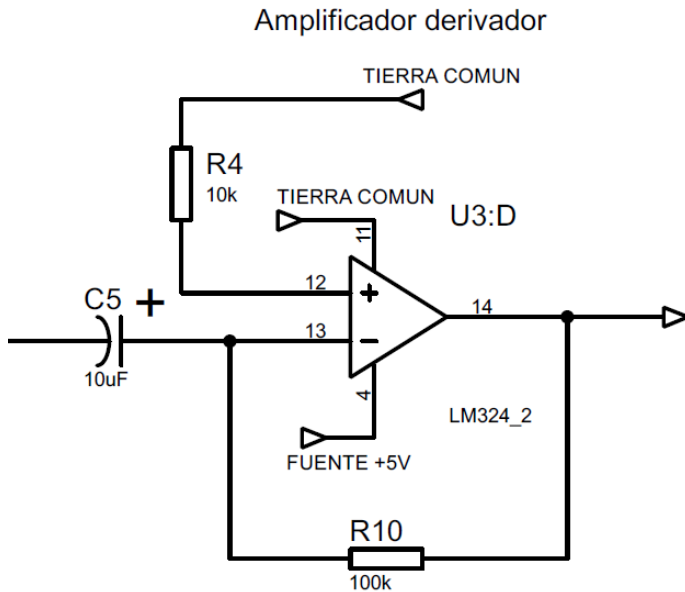
Amplificador filtro pasa bajas 2 Hz



Hasta el momento ya tenemos nuestra señal de muestreo limpia, lo que sigue es acondicionarla y eso nos lleva a los dos siguientes circuitos.

Amplificador Derivador

Para representar los la frecuencia cardiaca, con los cambios de absorción de nuestra luz infrarroja, lo que aremos será derivar la señal, de esta manera obtendremos la función, que muestra los cambios de pendiente, de la señal original. El esquema seguido es el siguiente, donde añadimos el cálculo de la función ya derivada.



$$V_0 = R_f \cdot C \cdot \frac{dv_i(t)}{dt}$$

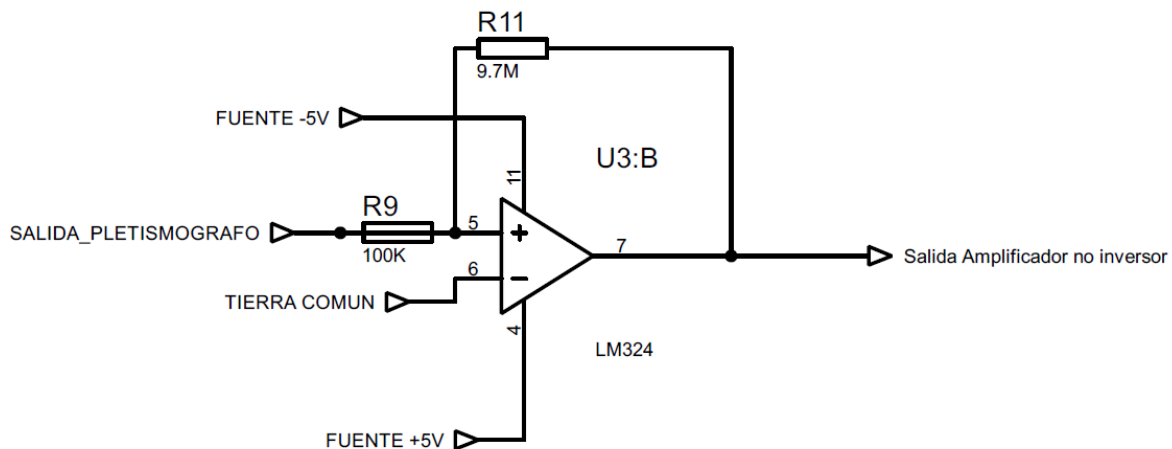
$$V_0 = 10 \times 10^3 \cdot 10 \times 10^{-6} \cdot \frac{dv_i(t)}{dt}$$

$$= 0.1 \frac{dv_i(t)}{dt}$$

Salida Amplificador NO Inversor con ganancia de 97

Para este punto ya tenemos la señal obtenida, es decir ya tenemos el pulso cardiaco, lo malo es que el voltaje de la señal es muy bajo, si queremos representarlo en un osciloscopio necesitamos aumentarlo, para eso usaremos un amplificador no inversor, es difícil saber que ganancia necesitaremos, por lo que la ganancia que obtuvimos fue a prueba y error, dependiendo de que dispositivo quieras usar para desplegar la señal deberás ajustar la ganancia para el rango el rango de voltaje sobre el que este trabaje, en nuestro caso fue de 97.

Salida Amplificador no inversor con ganancia de 97



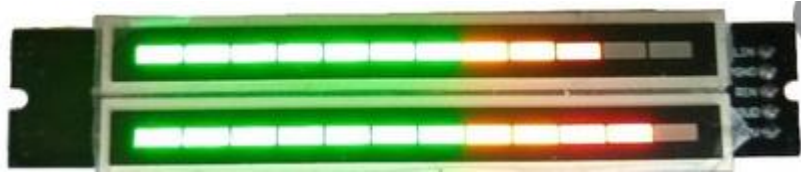
$$V_0 = [(Ganancia) + 1] \cdot V_i$$

$$V_0 = \left[\left(\frac{R_f}{R_i} \right) + 1 \right] \cdot V_i$$

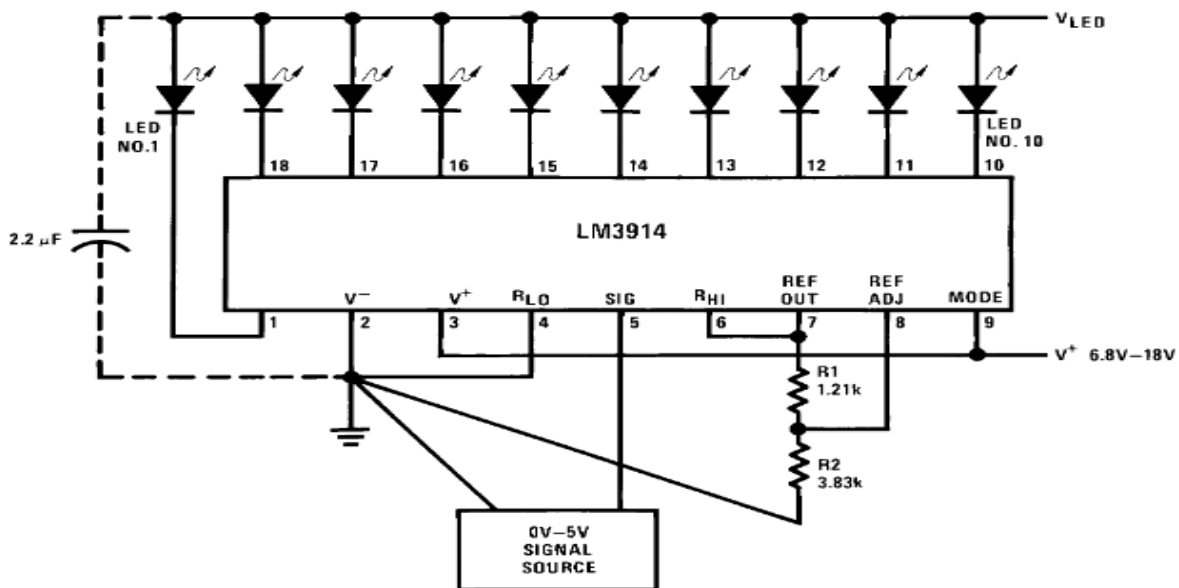
$$(Ganancia) = \left(\frac{R_f}{R_i} \right) = \frac{9.7 \times 10^6}{100 \times 10^3} = 97$$

Controlador de pantalla de puntos y/o barras LM3914

El ultimo paso es mostrar la señal, la idea original era usar un osciloscopio, lamentablemente, mi equipo no lo consiguió, así que después de pensar un rato como mostrar la señal adquirida recordamos que existen unos dispositivos llamados vúmetros, se muestra uno en la siguiente imagen



Las barras prenden según el voltaje que entre al dispositivo, nosotros usamos un circuito LM3914, que sirve para montar un vúmetro, el cual tiene el siguiente diagrama sacado de la hoja de datos



La hoja de datos nos muestra que se puede calcular el voltaje máximo de la señal de entrada, en este caso es de 0 a 5v, pero para estar seguros, hicimos los cálculos, y de paso también calculamos la ganancia que este circuito le otorga a la señal

$$V = 1.25 \cdot [1 + (\text{Ganancia})]$$

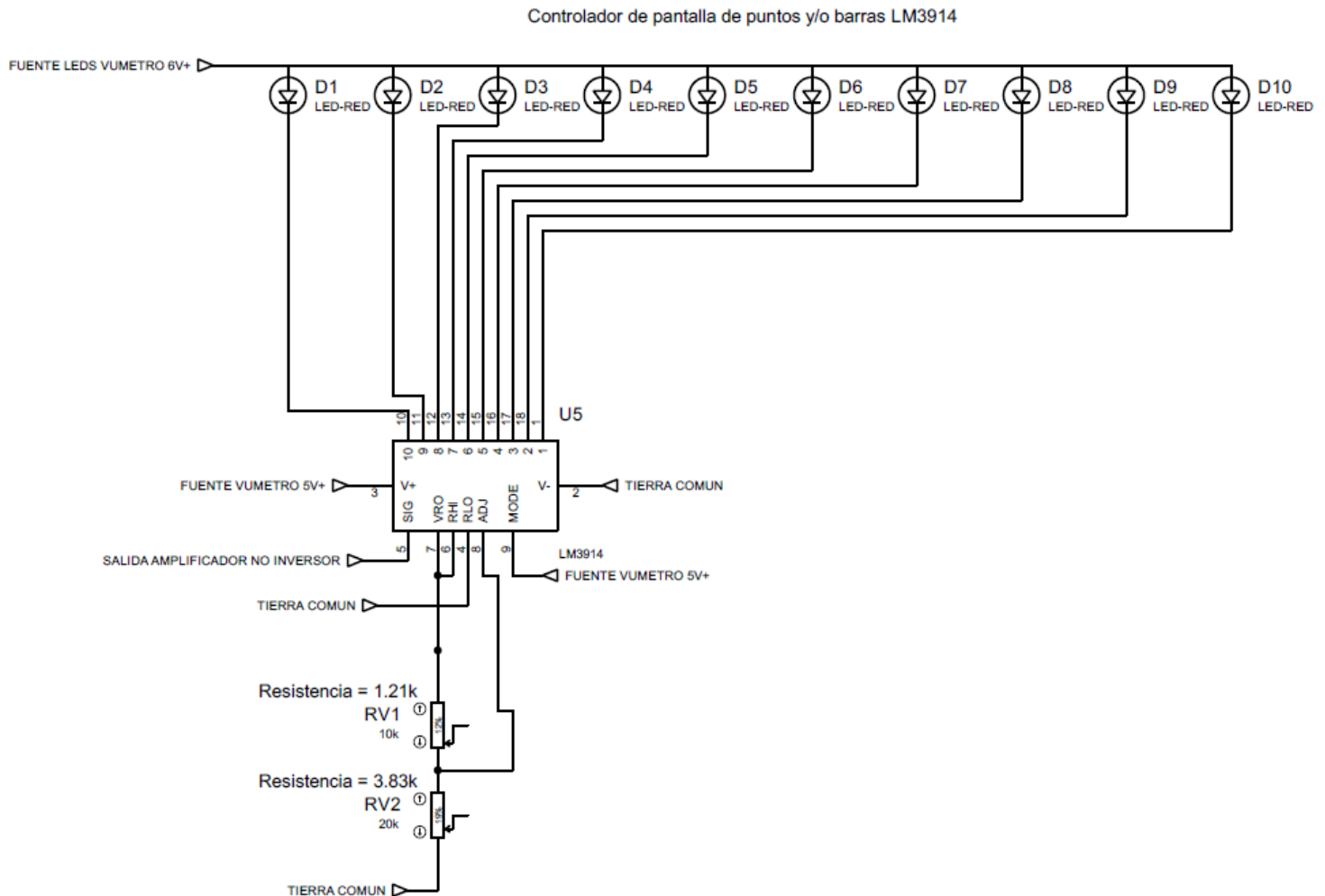
$$V = 1.25 \cdot \left[1 + \left(\frac{R_2}{R_1}\right)\right]$$

$$V = 1.25 \cdot \left[1 + \left(\frac{3.83 \times 10^3}{1.21 \times 10^3}\right)\right]$$

$$\text{Ganancia} = \frac{20 \times 10^3}{10 \times 10^3} = 3.17$$

$$V = 1.25 \cdot [1 + (2)] = 5.21 [V]$$

Como se puede observar que la señal en realidad va de 0 a 5.21v. Una cosa interesante es que de acuerdo a esta fórmula si variamos las resistencias podemos variar estos parámetros, por lo que nosotros colocamos dos Trimpots en cada una así podemos variar el brillo de los leds y el voltaje máximo de la señal de entrada, cabe destacar que ajustamos estos Trimpots a los valores que nos indica la hoja de datos porque nuestra fuente de alimentación era de 5v así que no tenía sentido aumentar el voltaje máximo de la señal de entrada. La siguiente imagen muestra como armamos el circuito.



Para este punto podíamos ver el pulso cardiaco representado en nuestro vúmetro.

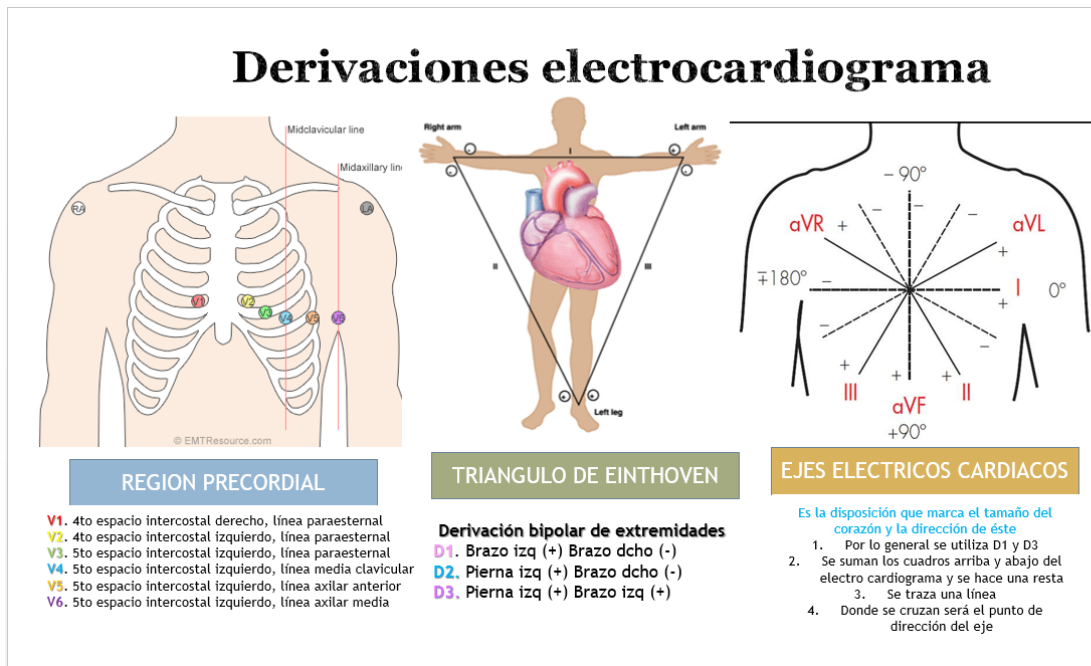
Conclusión

El medir señales del cuerpo de manera no invasiva es un trabajo arduo, y en ocasiones implica medir de manera indirecta, como nosotros hicimos, obtener el pulso cardiaco mediante los cambios de volumen de sangre en la punta de nuestros dedos. Otra parte importante, es limpiar la señal obtenida, de ruidos, he aquí la importancia del amplificador de instrumentación, y su característica de modo de rechazo en modo común, lo resaltable es que las señales de este tipo de amplificadores son muy pequeñas y en nuestro caso, fue necesaria una gran ganancia, ya que si contamos que en el amplificador no inversor tenemos una señal de ganancia de 97 y el lm3914 nos da una ganancia de 3 tenemos en total una ganancia total aproximada de $97 \times 3 = 291$.

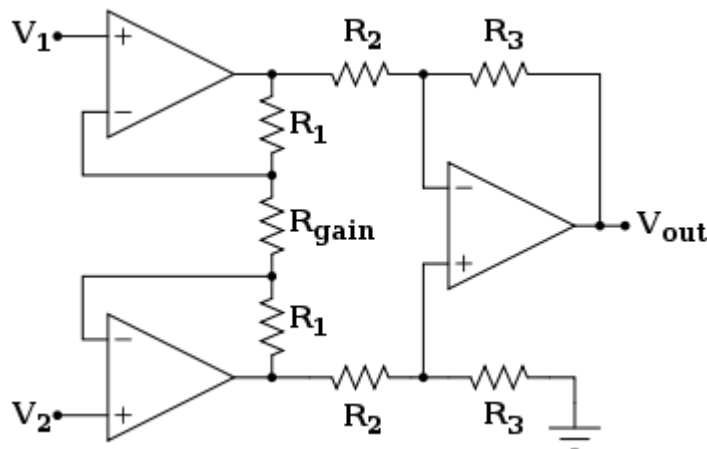
El vúmetro es una buena alternativa al uso del osciloscopio ya que pudimos verificar el funcionamiento de la medición de manera visual, lo malo es que no se pueden reconocer patrones en el pulso cardiaco, o la forma completa de la onda, como se haría en un osciloscopio.

Nota Como medir el pulso cardiaco a través de electrodos

La segunda parte de este circuito fue medir los pulsos cardiacos con el mismo circuito mediante electrodos esto se logra colocando los electrodos sobre el cuerpo humano de la siguiente manera



La disposición de arriba muestra todos los electrodos puestos en un electrocardiograma convencional, la única restricción que tenemos es que si se observa la imagen del lado izquierdo tenemos 6 electrodos, por lo que cada electrodo es una señal, y necesitaríamos un osciloscopio de 6 canales, nuestro circuito es de un solo canal, por lo que primero se colocó la parte negativa en el la muñeca del brazo izquierdo, y la tierra como nos indica la imagen es en la pierna izquierda, pero al no contar con cables tan largos tomamos como tierra nuestra cadera, y el punto positivo de nuestra señal es un electrodo en nuestro pecho, en cualquiera de las posiciones mostradas, nosotros elegimos V1. Para conectar nuestro circuito, mostramos el diagrama de nuestro amplificador de instrumentación.



La entrada V1 y V2 de nuestro amplificador de instrumentación, van a ser sustituidos por el cable del

electrodo de la muñeca (negativo) y el cable del electrodo de nuestro pecho (positivo), no importa a cuál conectemos cada uno solo hay dos maneras posibles, de las dos maneras el circuito funcionara. Una parte importante es conectar el cable del electrodo de nuestra cadera (tierra), a la tierra común de nuestro circuito para que funcione. Es importante desconectar de la entrada V1 o V2 la salida del bpw34, y solo conectar los electrodos, ya que la señal puede tener ruido.

Diagrama esquemático completo