

Laboratorio de Sensores y Acondicionamiento de Bioseñales

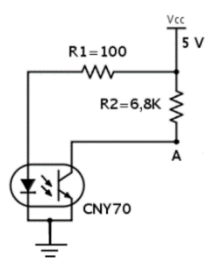
Hito 1 - Práctica 1. Diseño de un Pulsioxímetro

Pareja 1 – Felipe Ruiz Bernal y Laura Sánchez Garzón

Epígrafe 4 - Estudio teórico-práctico inicial. Cuestiones previas.

4.1. Acerca del CNY70

4.1.1 ¿Para qué sirven las resistencias colocadas entre alimentación y ánodo del diodo y entre alimentación y colector del transistor?



La R1 sirve para limitar la corriente que pasa por el diodo, ya que no se puede poner un diodo aislado, sino que se ha de proteger, en este caso, logrando una caída de tensión mediante el elemento resistivo.

En cuanto a la R2, por una parte, crea una caída de tensión adecuada entre V_{cc} y el nodo A, punto conectado al colector del transistor; por tanto, permite que, en presencia de luz en la base del transistor, circule corriente entre el colector y el emisor, generando, una corriente por la R2 y, un voltaje dependiente de cuanta luz haya en la base del transistor.

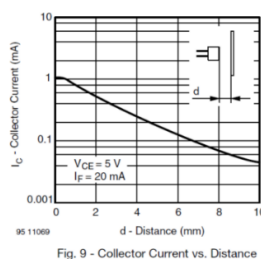
4.1.2 ¿Para qué se puede utilizar la señal que se obtiene en el punto A del circuito?

Ya que la señal A depende de la cantidad de luz que le llegue al detector y sabemos que en función de la cantidad de hematíes en la sangre mayor luz es reflejada, podemos “detectar” la cantidad de hematíes que hay en un tejido (perfusión) por la cantidad de luz reflejada en él y generar un voltaje proporcional a su cantidad. (Parte continua)

A su vez, en la sangre los hematíes circulan en base al ritmo cardíaco, ergo, también se puede usar para detectar los cambios pulsátiles de la sangre en sincronía con los latidos del corazón. (Parte Alterna)

Es decir, va a ser el punto de medida del circuito.

4.1.3 ¿Cuál será la corriente que circula por el colector del transistor si la superficie reflectante se coloca a una distancia de 2 mm?



Según la figura 9 de la hoja de características del CNY70, si la superficie se coloca a una distancia de 2 mm se obtienen entre 0.6 y 0.4 mA.

4.1.4 ¿Qué otras aplicaciones se le ocurren para utilizar el CNY70?

Aprovechando que se trata de un sensor compuesto de una fuente emisora de luz infrarroja (diodo) y el transductor que transforma la luz reflejada en señal, se puede aplicar a multitud de sistemas de medida que dependan de registrar cambios lumínicos, especialmente en el ámbito médico y biológico, dado que la distancia de medida es relativamente estrecha.

Se podría utilizar, por ejemplo, para realizar electrorretinogramas, que registraría las respuestas eléctricas generadas por la retina en respuesta a la estimulación visual (observar dónde mira o el nivel de contracción o dilatación de la pupila, por ejemplo). Otro uso podría ser medir el comportamiento de una colonia de células, según cuánto crezcan o si existen desplazamientos. Por último, podría utilizarse en mujeres embarazadas, para registrar la frecuencia cardíaca, tanto de la madre como del feto.

4.2. Acerca del circuito de acondicionamiento.

4.2.1 Cálculo del rango de frecuencias

Dado que, en un minuto, el rango de pulsaciones se da entre 40 y 200, y teniendo en cuenta que 1Hz es 1s⁻¹:

- 40 pulsaciones en un minuto corresponden a

$$\frac{40 \text{ pulsaciones}}{60 \text{ segundos}} = 0.66667 \frac{\text{pulsos}}{\text{segundo}} = 0.66667 \text{ Hz}$$

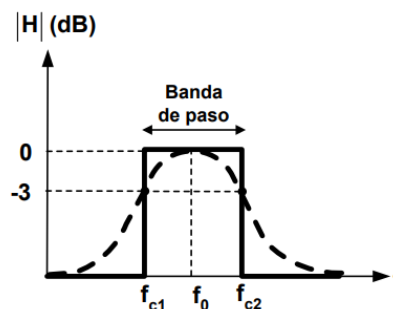
- 200 pulsaciones en un minuto corresponden a

$$\frac{200 \text{ pulsaciones}}{60 \text{ segundos}} = 3.333333 \frac{\text{pulsos}}{\text{segundo}} = 3.333333 \text{ Hz}$$

4.2.2 Filtrado paso banda.

Debido a que se trata de un rango de frecuencias extremadamente pequeño con el que nos tenemos que quedar, en lugar de sumar un FPB con un FPA, se pide realizar un filtro activo paso banda.

Dejaremos cierto margen para no cortar exactamente entre 0.67 Hz y 3.33 Hz (evitar atenuar dichas frecuencias, debido a las bandas de transición). Por tanto, partiendo de que un filtro de paso banda tiene esta estructura:



Nos basaremos en el diseño del circuito de una web que, para una f_0 , una Q , una ganancia y un condensador C_2 te calcula los demás parámetros automáticamente.

Haremos 2 circuitos para comparar distintos cortes en frecuencia.

$$Q = \frac{f_0}{f_{c2} - f_{c1}} \quad f_0 = \sqrt{f_{c1} f_{c2}}$$

1) $f_{c1}=0.5$ Hz y $f_{c2}=3.5$ Hz.

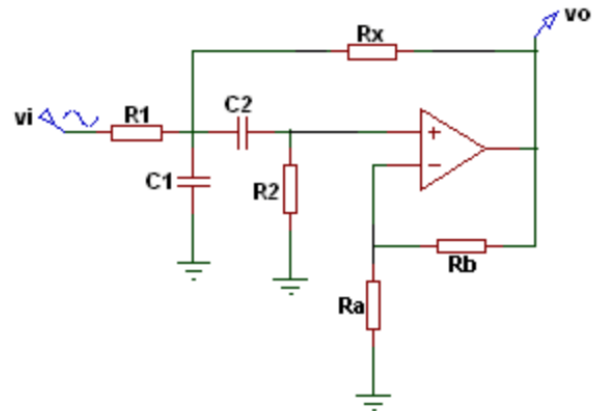
Según la web, f_0 será la media geométrica de ambas $=\sqrt{0.5 \cdot 3.5}=1.323$ Hz.

El factor de calidad $Q = \frac{f_0}{f_{c2}-f_{c1}} = 0.441$

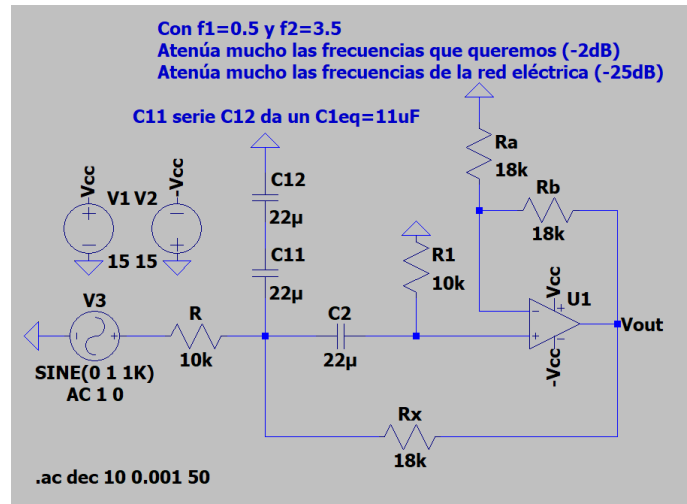
Queremos que sea de ganancia 1 y usar un $C_2=22\mu\text{F}$.

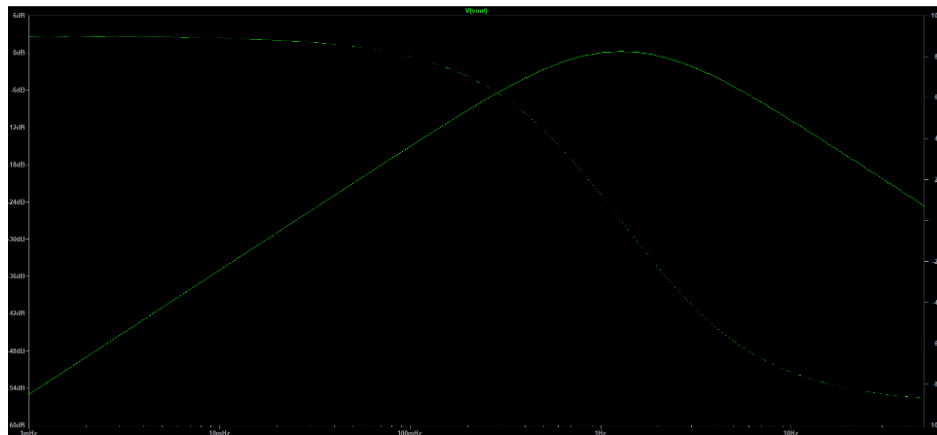
Calculadora Filtro Pasa banda Activo de 2do Orden

Frecuencia central f_0 : 1.323 Hz
 Factor de calidad Q : 0.441
 Valor Ganancia A : 1
 Valor condensador C_2 : 22 uF
 calcular
 Valor resistencia R : 9.3854784990 kΩ
 Valor resistencia R_a : 18.770956998 kΩ
 Valor resistencia R_b : 18.770956998 kΩ
 Valor resistencia R_x : 18.264452006 kΩ
 Valor condensador C_1 : 11.305049114 uF



Ahora lo simulamos usando las resistencias del laboratorio que más se parezcan a las obtenidas por el cálculo.



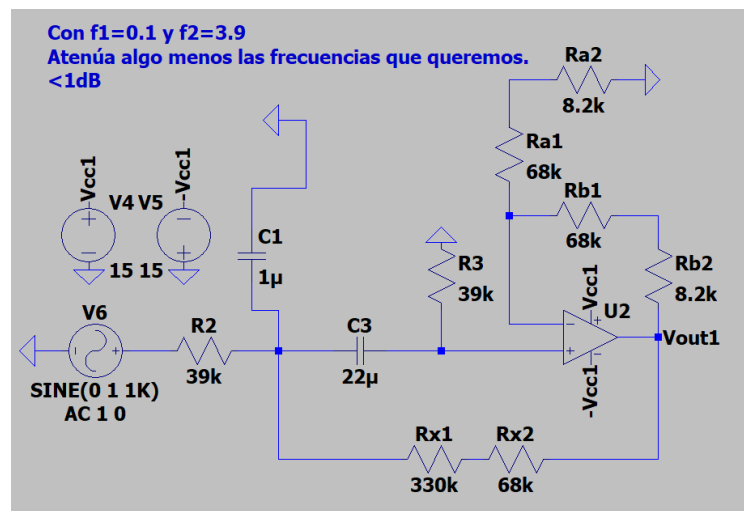


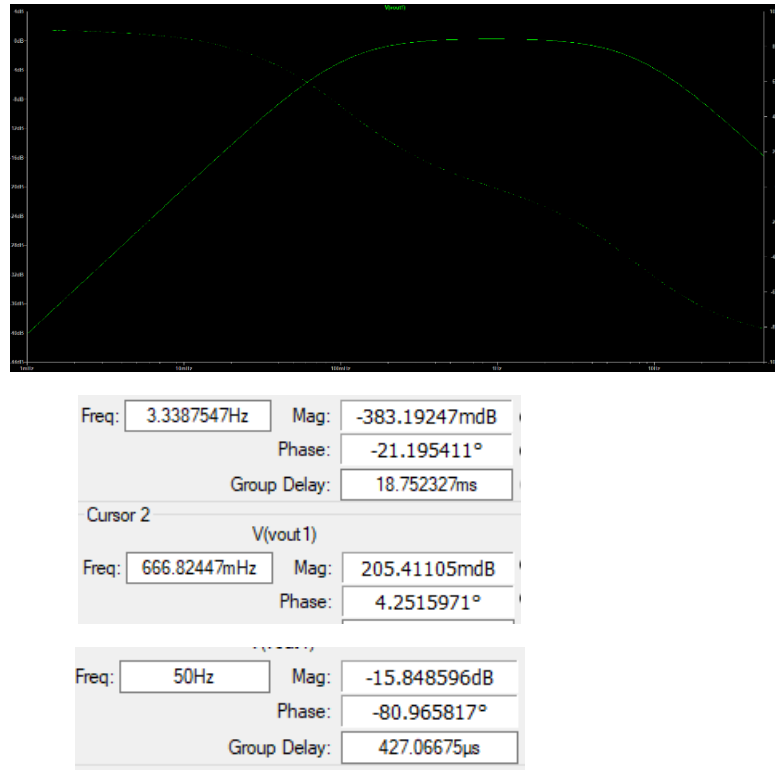
Freq:	3.3387Hz	Mag:	-2.7955883dB
		Phase:	-45.094204°
		Group Delay:	32.919658ms
Cursor 2			
	V(vout)		
Freq:	666.90315mHz	Mag:	-1.2488826dB
		Phase:	32.373459°
Cursor 2			
Freq:	50Hz	Mag:	-24.758202dB
		Phase:	-86.777999°
		Group Delay:	152.4374μs
Cursor 2			

2) Para $f_{c1}=0.1$ y $f_{c2}=4$:

Se obtienen puses: $f_0=0.632$ Hz y $Q = 0.162$

Frecuencia central f_0	: 0.632	Hz
Factor de calidad Q	: 0.162	
Valor Ganancia A	: 1	
Valor condensador C_2 :	22	uF
- calcular -		
Valor resistencia R	: 38.713827709	kΩ
Valor resistencia R_a	: 77.427655419	kΩ
Valor resistencia R_b	: 77.427655419	kΩ
Valor resistencia R_x	: 404.11674213	kΩ
Valor condensador C_1 :	2.1075697213	uF





Que para la frecuencia de 0.67Hz esté por encima del 0 puede ser por aproximar los valores que salen a las resistencias que tenemos en el laboratorio.

Finalmente, hemos decidido quedarnos con el caso 2, ya que, aunque no reduzca mucho el ruido a 50Hz, por lo menos las señales en el rango de frecuencias a estudiar no se reducirán comparando con el caso 1.

4.2.3 Etapa de amplificación y desplazamiento.

Según el enunciado, tenemos que amplificar una señal de 50mV (supondremos que pico-pico) a 2-3 V_{pp} → escogeremos $2.5V_{pp}$ para hacer los cálculos.

$$G = \frac{2.5}{0.05} = 50$$

Ahora, con la ganancia podemos sacar R_g para el INA correspondiente. Como no sabemos cuál vamos a usar, calcularemos los dos R_g posibles:

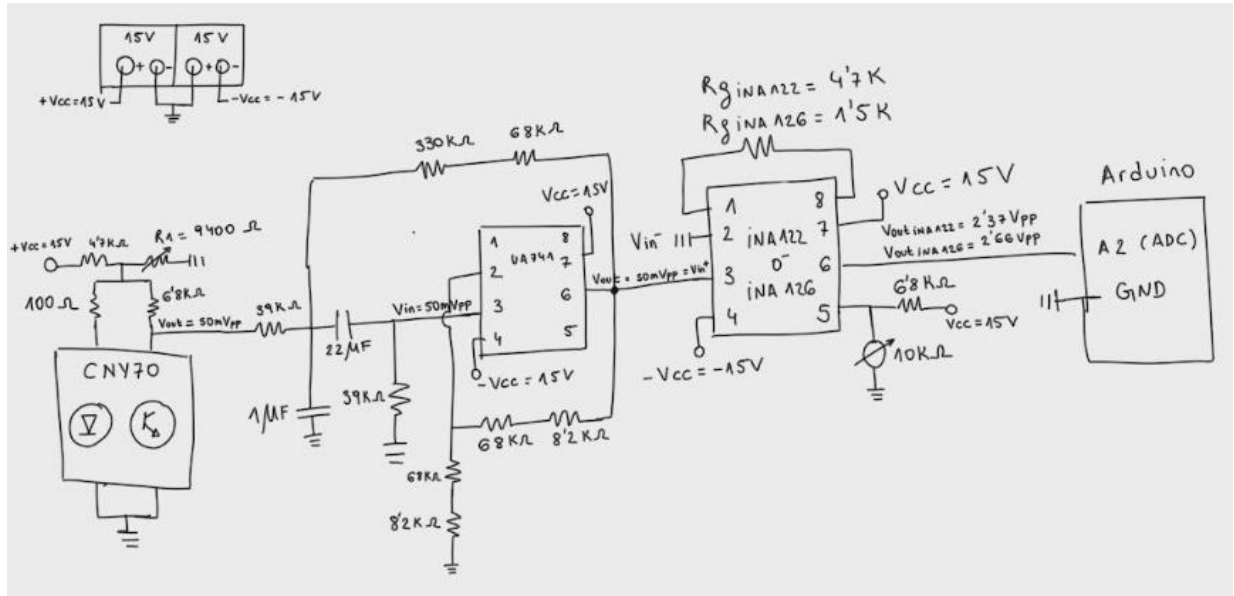
$$G_{INA122} = \frac{5 + 200k}{R_g} = 4.4k\Omega;$$

$$G_{INA126} = \frac{5 + 80k}{R_g} = 1.7k\Omega;$$

El enunciado no especifica el valor de tensión con la que alimentar el amplificador. En un principio podría optarse por utilizar la misma fuente de alimentación utilizada para el sensor (5V), sin embargo, dado que se requiere subir la señal para tener sólo valores positivos, se decide utilizar un V_{cc} de $\pm 15V$ (los INAs aguantan un V_{supply} de hasta $\pm 18V$ y el LM741 un V_{supply} hasta $\pm 15V$). De esta manera, aseguramos que no haya problemas de reducción de resolución o de saturación por el output swing de los amplificadores.

4.3. Acerca del Sistema de Medida completo

4.3.1. Diseña el esquema de conexiones completo



4.3.2. ¿Qué señal se obtendrá a la salida del circuito? ¿A qué es debido cada uno de sus picos? ¿Cómo se calcularían los latidos por minuto a partir de esta señal?

Tras las etapas de filtrado y amplificación (partiendo de una señal de 50 mV_{pp}), se obtienen 2.37 V_{pp} (para el INA 122) y 2.66 V_{pp} (para el INA 126). Como se están leyendo la cantidad de hemáties y estos son proporcionales a la presión, cada pico corresponde al final de una sístole, donde el corazón ejerce la máxima presión hacia los vasos sanguíneos seguida de una relajación (diástole) que puede (si se mide con poco ruido) tener un pequeño pico durante esta: la onda dicota, generada por la distensión de la aorta durante la sístole.

Deberá hacerse la conversión de voltaje a presión para poder observar una salida parecida a la de la siguiente figura:

