

Electrónica

Práctica 2

1 Electrocardiógrafo

En esta práctica se procederá al diseño de un amplificador electrocardiográfico realizado mediante el amplificador de instrumentación AD623 y los filtros adecuados, implementados con amplificadores operacionales TL071. Así mismo el alumno realizará las medidas de cada uno de los circuitos que lo componen y que se encuentran montados en un módulo. Estos circuitos son: un amplificador de instrumentación, un filtro paso alto, y otro paso bajo formando un filtro paso banda, un amplificador de ganancia variable y un filtro elimina banda de banda estrecha. De esta forma el alumno se familiarizará con el diseño y empleo de los amplificadores operacionales y de instrumentación.



Departamento de Ingeniería Electrónica - ETSII - Universidad Politécnica de Valencia

Tabla de contenido

1 Electrocardiógrafo	1
1.1 Objetivos	4
1.2 Estructura de la práctica	4
1.3 Introducción	5
1.3.1 Señales eléctricas del cuerpo humano	5
1.3.2 El electrocardiograma	5
1.3.3 Estudio teórico del Electrocardiógrafo	6
1.4 Diseños y cálculos teóricos	8
1.4.1 Amplificador de instrumentación	8
1.4.2 Filtro paso alto	9
1.4.3 Filtro paso bajo	10
1.4.4 Amplificador de ganancia variable	11
1.4.5 Filtro elimina banda (opcional)	12
1.5 Instrumentos y material	14
1.5.1 Instrumentos	14
1.5.2 Materiales	14
1.6 Desarrollo de la práctica	15
1.6.1 Amplificador de instrumentación	15
1.6.2 Filtro paso alto	16
1.6.3 Filtro paso bajo	18
1.6.4 Amplificador de ganancia variable	19
1.6.5 Filtro elimina banda (opcional)	19
1.7 Apéndice 1	21

1.1 Objetivos

- Aplicar los conocimientos teóricos adquiridos en la realización de circuitos lineales con un amplificador de instrumentación y con amplificadores operacionales.
- Conseguir medir la ganancia diferencial y común de un amplificador de instrumentación y la respuesta en frecuencia de los filtros utilizados.
- Familiarizarse con la utilización de circuitos integrados analógicos específicos implementados sobre placa de circuito impreso.

1.2 Estructura de la práctica

La práctica está estructurada de la siguiente forma:

- 1) Obtención teórica de los valores de los componentes a utilizar en los circuitos que se desarrollarán en la práctica teniendo en cuenta los datos facilitados y las hojas de catálogo suministradas. Los resultados obtenidos se anotarán en las casillas preparadas para cada circuito. *Estos cálculos deberán realizarse con anterioridad a la asistencia a la práctica.* El proceso será el siguiente:
 - a) Análisis del amplificador de instrumentación realizado mediante el circuito integrado AD623 y cálculo de los componentes especificados.
 - b) Diseño del filtro paso alto con estructura de Sallen-Key de segundo orden realizado mediante el amplificador operacional TL071.
 - c) Diseño del filtro paso bajo con estructura de Sallen-Key de segundo orden realizado mediante el amplificador operacional TL071.
 - d) Estudio del amplificador de ganancia variable realizado con un AO TL071.
 - e) Estudio de un filtro elimina banda de banda estrecha en “doble T” implementado mediante el amplificador operacional TL072 y cálculo de sus componentes (opcional).
- 2) Desarrollo de la práctica mediante la utilización de un módulo, implementado en una placa de circuito impreso, que contiene los cinco circuitos a analizar. Realización de las medidas necesarias para comprobar si realmente estas se ajustan a las especificaciones dadas.
 - a) Comprobación del correcto funcionamiento de la fuente de alimentación.
 - b) Realización de medidas en el amplificador de instrumentación.
 - c) Medidas en el filtro paso alto de segundo orden.
 - d) Medidas en el filtro paso bajo de segundo orden.
 - e) Mediciones en el amplificador de ganancia variable.
 - f) Ajustes y medidas en el filtro rechazo de banda de banda estrecha implementado mediante una estructura en doble T (opcional).

1.3 Introducción

1.3.1 Señales eléctricas del cuerpo humano

Como es sabido, dentro del organismo de los seres vivos se producen constantemente reacciones químicas a nivel celular. Algunas de ellas producen señales eléctricas como por ejemplo las células nerviosas. Estas señales eléctricas elementales dan lugar a tensiones medibles en determinados puntos o zonas del organismo y su evaluación e interpretación constituyen una valiosa ayuda para establecer un buen diagnóstico médico. Un ejemplo típico es la actividad de las células musculares constituyentes del miocardio, cuya manifestación bioeléctrica puede medirse sobre el propio músculo cardíaco o en diversas regiones del cuerpo realizando un *electrocardiograma*.

Del mismo modo, el sistema nervioso central da lugar a una serie de señales de baja frecuencia detectables en el cerebro o en el exterior del cráneo cuyo registro se denomina *electroencefalograma*. La actividad muscular, en general, origina diversos tipos de impulsos eléctricos cuya forma de onda varía según el estado de contracción de las fibras musculares. Estos impulsos musculares pueden registrarse superficialmente mediante un *electromiograma*.

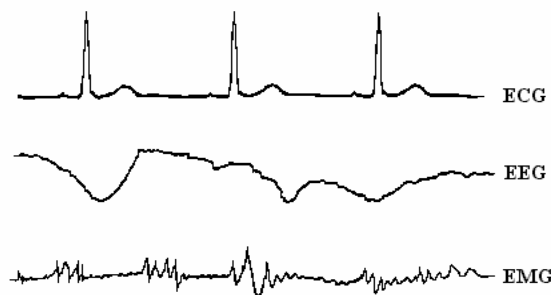


Figura 1.1 Ejemplos de formas de onda correspondientes a registros normales.

En la Figura 1.1, se representan las formas de onda correspondientes a registros normales de un electrocardiograma (ECG), de un electroencefalograma (EEG) y de un electromiograma (EMG).

En la Tabla 1.1 se muestran algunos parámetros de las señales bioeléctricas más típicas del cuerpo humano, así como la forma de realizar su medida.

Tipo de señal	Amplitud	Ancho banda	Comentarios sobre la medida
ECG	0,1 - 1 mV	0,1 - 100 Hz	Superficial con electrodos en puntos normalizados
EMG	0,01 - 1 mV	10 - 5 kHz	Insertando agujas en el músculo
EEG	10 - 100 μ V	0,1 - 100 Hz	Sobre el cuero cabelludo (electrodos superficiales)
EOG	0,1 - 1 mV	0,1 - 20 Hz	Superficial con electrodos

Tabla 1.1 Cuadro resumen de algunas de las señales bioeléctricas típicas del ser humano.

1.3.2 El electrocardiograma

El sistema circulatorio de un ser vivo se podría definir desde el punto de vista de teoría de sistemas, como el sistema de transmisión bioquímica del organismo. En consecuencia, a través del conocimiento de los parámetros de este sistema se puede llegar a conocer hasta cierto punto el estado del emisor y del receptor de la información (pulmones, páncreas, corazón, etc.). Por todo

esto la medida de los parámetros cardiovasculares presenta una singular importancia dentro del campo de las medidas biomédicas.

Para la toma de los registros electrocardiográficos se utilizan determinados puntos del cuerpo sobre los que se sitúan los electrodos. Estos puntos pueden observarse en la Figura 1.2. El que la polaridad durante cada ciclo sea positiva o negativa depende de la orientación de los electrodos respecto al flujo de corriente en el mismo corazón.

El triángulo de Einthoven representado en la Figura 1.2, y que rodea a la zona cardiaca es un medio esquemático para señalar que los brazos y la pierna izquierda forman los vértices de un triángulo que rodea al corazón. El ángulo inferior es el punto donde la pierna izquierda se conecta eléctricamente con los líquidos de la base del corazón. Por lo tanto en estas zonas es donde debemos situar nuestros electrodos para conseguir una mejor representación de los impulsos producidos en el corazón.

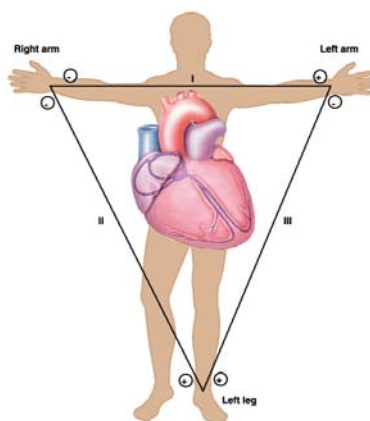


Figura 1.2 Puntos de conexión de los electrodos y Triángulo de Einthoven.

1.3.3 Estudio teórico del Electrocardiógrafo

La función principal de un electrocardiógrafo es la de amplificar las señales producidas por el corazón y visualizarlas o registrarlas en un osciloscopio, registrador gráfico, etc. La forma de captar estas señales es mediante los electrodos. Estos son unos dispositivos capaces de convertir las corrientes producidas por la distribución de potencial en el interior del tejido vivo en corrientes eléctricas que pueden ser tratadas mediante instrumentación electrónica convencional. El esquema del circuito equivalente de un electrodo conectado es el que se muestra en la Figura 1.3, donde V_e es la diferencia de potencial entre el electrodo y la piel, R es la resistencia interna del electrodo (1-10 k Ω). Se puede observar que V_e es continua, mientras que la señal que nos interesa es alterna. Por lo tanto tendremos que eliminar esta componente mediante un filtro paso alto.

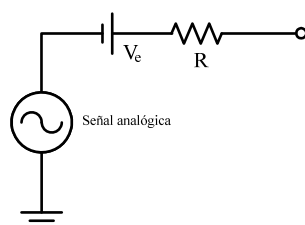


Figura 1.3 Circuito equivalente de un electrodo conectado a un paciente.

Por otro lado no sabemos el valor exacto de la resistencia interna del electrodo y en consecuencia no podremos averiguar la caída de tensión debida al paso de la corriente por ella. Este

problema se soluciona utilizando un circuito de elevada Z_e , de tal manera que la resistencia interna del electrodo sea despreciable.

La señal que nos interesa amplificar tiene las siguientes características: Señal diferencial, amplitud típica de 0,1 mV a 1 mV y ancho de banda de 0,1 Hz a 120 Hz.

Para tratar esta señal el circuito debe: Captar las señales cardíacas mediante los electrodos, amplificar dichas señales diferenciales, que se caracterizan por ser de bajo nivel, y además presentar alta impedancia Z_e y un alto CMRR. Estos inconvenientes se solucionan en la práctica mediante la utilización de un Amplificador de Instrumentación (AI) y por último eliminar por medio de filtros las interferencias y señales no deseadas.

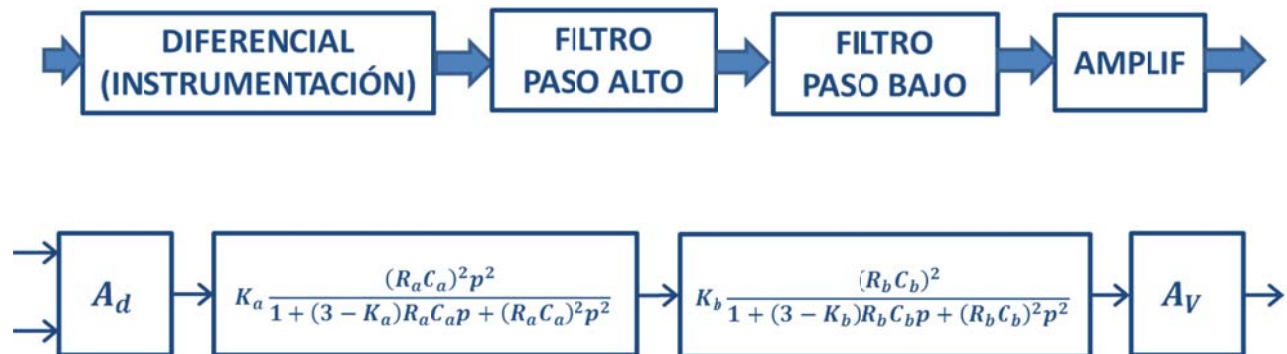


Figura 1.4 Diagrama de bloques del electrocardiógrafo

Electrodos

Existen en el mercado multitud de electrodos: electrodos de aplicación clínica, implantables crónicos y microelectrodos para investigación a nivel celular.

El Amplificador diferencial (Instrumentación)

El amplificador que interesa para esta aplicación, como se ha comentado anteriormente, será de tipo diferencial, ya que la señal a amplificar será la diferencia de las señales tomadas por los electrodos. Ha de tener elevada impedancia de entrada, para que el efecto de la impedancia interna de los electrodos en su contacto con la piel sea despreciable. Debe así mismo poseer un rechazo del modo común (CMRR) elevado, para reducir en lo posible la señal común producida especialmente por la red eléctrica (50 Hz) y que es conducida a través del cuerpo hasta los electrodos. Por todo ello se ha seleccionado un amplificador de instrumentación.

Filtros

Los filtros los utilizamos para eliminar señales no deseadas que enmascararían el electrocardiograma.

Veamos cuáles son esas señales no deseadas:

Frecuencia superior de corte: por las características de la señal no nos interesa que se sobrepasen los 120 Hz. Tendremos que utilizar un *filtro paso bajo* de 120 Hz de frecuencia de corte. En nuestro caso será de 2º orden, implementado mediante una célula de *Sallen-Key*.

Frecuencia inferior de corte: no nos interesa que la señal llegue con una componente de continua procedente de las tensiones de contacto, ya que estas saturan el amplificador dada la

elevada ganancia diferencial, y por las características de la señal tampoco nos interesan frecuencias que sean inferiores a 0,1 Hz por lo que desacoplaremos la continua utilizando para ello un *filtro paso alto* de segundo orden, implementado como el anterior mediante una célula de *Sallen-Key*.

Señal de ruido de red: tiene una frecuencia de 50 Hz que se encuentran en el centro del ancho de banda que nos interesa en nuestra aplicación. Además hay que considerar que la banda de rechazo debe ser muy estrecha por existir señales bioeléctricas que tenemos que amplificar muy cercanas a esta frecuencia. Para eliminarlo utilizamos un *filtro elimina banda de banda estrecha* en configuración de doble T resonante.

1.4 Diseños y cálculos teóricos

La práctica está constituida por seis bloques, un amplificador de instrumentación, un filtro paso alto, su salida se acopla a un filtro paso bajo y de este a un amplificador de ganancia variable, a continuación un filtro elimina banda de banda estrecha para la eliminación de la frecuencia de red.

La alimentación de los circuitos se realiza a partir de una tensión simétrica de entrada de ± 15 V y regulada internamente mediante dos reguladores integrados 7808 y 7908 a ± 8 V.

A continuación se van a describir cada uno de estos bloques y se pedirá el cálculo de alguno de sus componentes.

NOTA: EL ALUMNO HA DE REALIZAR ESTOS CÁLCULOS CON ANTERIORIDAD A LA IMPLEMENTACIÓN DE LA PRÁCTICA, PARA EL CORRECTO APROVECHAMIENTO DE ESTA.

1.4.1 Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación se muestra en la Figura 1.5, está realizado mediante el circuito integrado AD623, el cual es un amplificador de instrumentación integrado de *Analog Devices* cuya ganancia viene determinada por la resistencia existente entre las patillas 1 y 8.

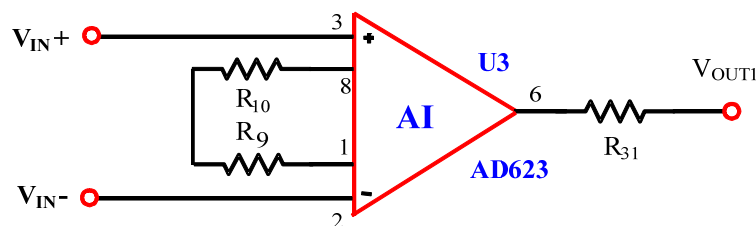


Figura 1.5 Amplificador de instrumentación.

La ganancia del amplificador de instrumentación viene dada por:

$$A_{vd} = 1 + \frac{100 \text{ k}\Omega}{R_9 + R_{10}}$$

La señal de entrada se aplica a las patillas 3 y 2 del AD623, la salida se realiza por la 6, la resistencia R_{31} se pone por protección del circuito ante cortocircuitos en la salida.

Diseño del amplificador de instrumentación

Calcular el valor de las resistencias R_9 y R_{10} del amplificador de instrumentación de la Figura 1.5, para que posea la ganancia de tensión diferencial A_{VD} que se te ha asignado.

	$R_9 = R_{10} \text{ (k}\Omega\text{)}$	A_{VD}
Valor asignado		
Valor calculado		
Valor normalizado		

Tabla 1.2 Valores asignados, calculados y normalizados del amplificador de instrumentación.

Buscar los valores normalizados, serie E12 (Apéndice 1), de las resistencias calculadas de tal forma que el valor de la nueva ganancia A_{VD} sea igual o superior a la solicitada, **anotando todo ello en la celdas en blanco (no oscuras)** de la tabla Tabla 1.2.

1.4.2 Filtro paso alto

El circuito correspondiente al filtro paso alto se muestra en la Figura 1.6, está realizado con una célula de Sallen-Key de segundo orden, mediante el operacional TL71 (U5).

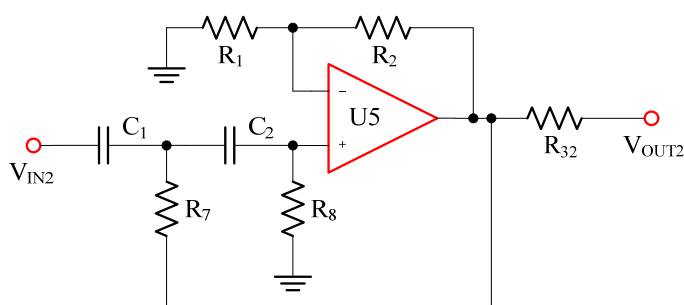


Figura 1.6 Filtro paso alto mediante célula de Sallen-Key.

La función de transferencia de dicho filtro es tras analizar el circuito:

$$\frac{V_o}{V_i} = K \frac{p^2}{p^2 + \frac{(3-K)}{RC} p + 1/(RC)^2}$$

$$\text{donde } K = 1 + \frac{R_2}{R_1} ; R = R_7 = R_8 \text{ y } C = C_1 = C_2$$

Que debemos comparar con la expresión normalizada de un filtro paso alto de segundo orden que es:

$$\frac{V_o}{V_i} = M \frac{p^2}{p^2 + 2\xi\omega_n p + \omega_n^2}$$

E identificando los coeficientes

$$\omega_n = \frac{1}{RC} \Rightarrow f_n = \frac{1}{2\pi RC} \quad \xi = \frac{3-K}{2} \quad M = K$$

Siendo f_n la frecuencia de corte, ξ el factor de amortiguamiento y M la ganancia en la banda de paso.

Diseño del filtro paso alto

Con los datos que se indican en la siguiente tabla y con la frecuencia f_n que ha sido asignada al grupo y que se anotará en dicha tabla se pide calcular:

- El valor de las resistencias $R_7=R_8$ del circuito de la Figura 1.6, para que la etapa actúe como un filtro paso alto con la frecuencia de corte asignada.
- El valor de $K=M$ para que la etapa posea el factor de amortiguamiento ξ indicado.
- A partir del valor de K y del valor de la resistencia R_1 dado, calcular el valor de R_2 .
- Buscar los valores normalizados, serie E12 (Apéndice 1), de las resistencias calculadas para que la frecuencia de corte sea igual o inferior a la calculada y el factor de amortiguamiento igual o inmediatamente superior al solicitado y con dichos valores recalcularemos el valor del factor de amortiguamiento ξ , ganancia de tensión en la banda de paso M y la frecuencia de corte f_n , anotando todo ello en la tabla Tabla 1.3.
- Representar gráficamente el diagrama de Bode de Magnitud asintótico teniendo en cuenta los valores normalizados de los componentes empleados.

	R_1 (k Ω)	R_2 (k Ω)	$C_1=C_2$ (nF)	$R_7=R_8$ (k Ω)	ξ	M	f_n (Hz)
Valor asignado	10		10		0,71		
Valor calculado							
Valor normalizado							

Tabla 1.3 Valores asignados, calculados y normalizados del filtro paso alto.

1.4.3 Filtro paso bajo

El circuito correspondiente al filtro paso bajo se muestra en la Figura 1.7, está realizado con una célula de Sallen-Key de segundo orden, mediante el operacional TL071 (U6).

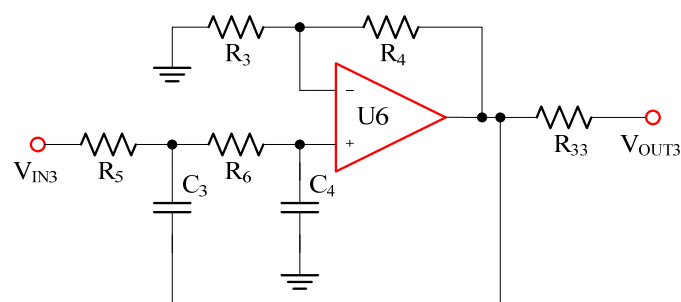


Figura 1.7 Filtro paso bajo mediante célula de Sallen-Key.

La función de transferencia de dicho filtro es tras analizar el circuito:

$$\frac{V_o}{V_i} = K \frac{1/(RC)^2}{p^2 + \frac{(3-K)}{RC}p + 1/(RC)^2}$$

$$\text{donde } K = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad ; \quad R = R_5 = R_6 \quad \text{y} \quad C = C_3 = C_4$$

Que debemos comparar con la expresión normalizada de un filtro paso bajo de segundo orden que es:

$$\frac{V_o}{V_i} = M \frac{\omega_n^2}{p^2 + 2\xi\omega_n p + \omega_n^2}$$

E identificando los coeficientes

$$\omega_n = \frac{1}{RC} \Rightarrow f_n = \frac{1}{2\pi RC} \quad \xi = \frac{3-K}{2} \quad M = K$$

Siendo f_n la frecuencia de corte, ξ el factor de amortiguamiento y M la ganancia en la banda de paso.

Diseño del filtro paso bajo

Tal como se ha realizado en el apartado del filtro paso alto actuaremos aquí para el filtro paso bajo. Con los datos que se indican en la siguiente tabla y con la frecuencia f_n que ha sido asignada al grupo y que se anotará en dicha tabla se pide calcular:

- El valor de las resistencias $R_5=R_6$ del circuito de la Figura 1.7, para que la etapa actúe como un filtro paso bajo con la frecuencia de corte asignada.
- El valor de $K=M$ para que la etapa posea el factor de amortiguamiento ξ indicado.
- A partir del valor de K y del valor de la resistencia R_3 dado, calcular el valor de R_4 .
- Buscar los valores normalizados, serie E12 (Apéndice 1), de las resistencias calculadas para que la frecuencia de corte sea igual o superior a la calculada y el factor de amortiguamiento igual o inmediatamente superior al solicitado y con dichos valores recalcular el valor del factor de amortiguamiento ξ , ganancia en la banda de paso M y la frecuencia de corte f_n , anotando todo ello en la Tabla 1.4.
- Representar gráficamente el diagrama de Bode de Magnitud asintótico teniendo en cuenta los valores normalizados de los componentes empleados.

	R_3 (k Ω)	R_4 (k Ω)	$C_3=C_4$ (nF)	$R_5=R_6$ (k Ω)	ξ	M	f_n (Hz)
Valor asignado	10		1		0,71		
Valor calculado							
Valor normalizado							

Tabla 1.4 Valores asignados, calculados y normalizados del filtro paso bajo.

1.4.4 Amplificador de ganancia variable

El circuito de la Figura 1.8 es un amplificador no inversor de ganancia variable mediante el potenciómetro R_{17} , realizado con el AO TL071 (U7).

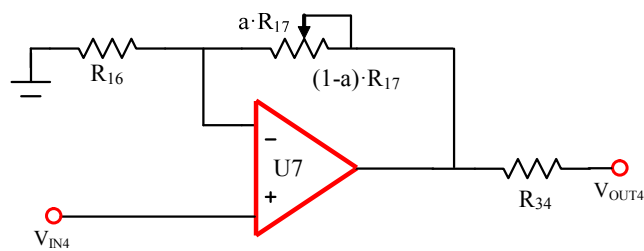


Figura 1.8 Amplificador de ganancia variable.

La función de transferencia del amplificador no inversor de la figura 1.8 es:

$$\frac{V_{out4}}{V_{IN4}} = 1 + \frac{a \cdot R_{17}}{R_{16} + a \cdot R_{17}}$$

Donde ‘a’ es la posición del cursor del potenciómetro ($0 < a < 1$) y R_{17} es el valor nominal del mismo.

Diseño del amplificador de ganancia variable

Calcular el valor de la resistencia R_{16} del circuito de la Figura 1.8, para que la etapa posea una ganancia comprendida entre 1 y la máxima que te ha sido asignada $A_{vm\acute{a}x}$.

	R_{17} (k Ω)	R_{16} (k Ω)	$A_{vm\acute{a}x}$
Valor asignado	100		
Valor calculado			
Valor normalizado			

Tabla 1.5 Valores asignados, calculados y normalizados del amplificador de ganancia variable.

Buscar el valor normalizado, serie E12 (Apéndice 1), de la resistencia R_{16} para que la ganancia sea igual o superior a la solicitada y con dicho valor hallar el valor de la nueva ganancia de tensión máxima $A_{vm\acute{a}x}$ anotando todo ello en la Tabla 1.5

1.4.5 Filtro elimina banda (opcional)

En el filtro elimina banda de banda estrecha que se muestra en la Figura 1.9 se desea calcular el valor de las resistencias $R_{13}=R_{14}=R_{19}=R_{20}$ para obtener el valor de la frecuencia central f_0 asignada.

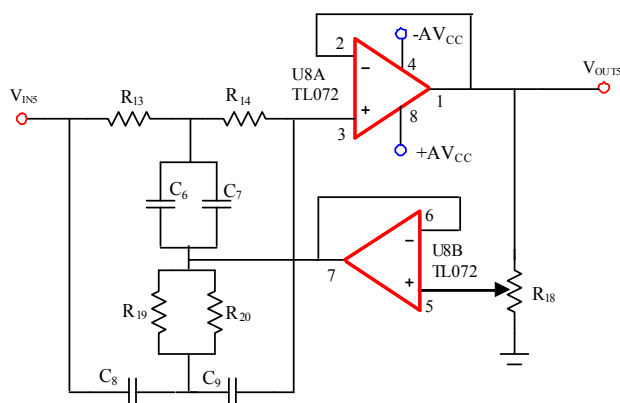


Figura 1.9 Filtro elimina banda en doble T.

La función de transferencia de dicho filtro es tras analizar el circuito:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{p^2 + 1/(RC)^2}{p^2 + \frac{4(1-K)}{RC}p + 1/(RC)^2} \quad \text{donde } K \text{ depende de la posición del potenciómetro } R_{18} \text{ y}$$

$$R = R_{13} = R_{14} = R_{19} = R_{20} \quad ; \quad C = C_6 = C_7 = C_8 = C_9$$

Comparando con la expresión normalizada de un filtro elimina banda de segundo orden que es:

$$\frac{V_o}{V_i} = M \frac{p^2 + \omega_o^2}{p^2 + \frac{\omega_o}{Q}p + \omega_o^2} \quad \text{E identificando los coeficientes tenemos que :}$$

$$\omega_o = \frac{1}{RC} \Rightarrow f_o = \frac{1}{2\pi RC} \quad ; \quad M = 1$$

$$Q = \frac{3-K}{2} \quad \text{depende de la posición del potenciómetro } R_{18}$$

Siendo f_o la frecuencia central, Q el factor de calidad y M la ganancia en las bandas de paso.

Diseño del filtro elimina banda (opcional)

Tal como se ha realizado en los apartados anteriores actuaremos aquí para el filtro elimina banda. Con los datos que se indican en la siguiente tabla y con la frecuencia f_o que ha sido asignada al grupo y que se anotará en dicha tabla se pide calcular:

- El valor de las resistencias $R_{13}=R_{14}=R_{19}=R_{20}$ del circuito de la Figura 1.9, para que la etapa actúe como un filtro elimina banda con la frecuencia central f_o asignada.
- Buscar los valores normalizados, serie E96 (Apéndice 1), de las resistencias calculadas para que la frecuencia central sea igual o superior a la solicitada y con dichos valores recalculamos el valor de la frecuencia central f_o , anotando todo ello en la Tabla 1.6.

	$R_{13,14,19,20} \text{ (k}\Omega\text{)}$	$C_{6,7,8,9} \text{ (nF)}$	f_o
Valor asignado		1	
Valor calculado			
Valor normalizado			

Tabla 1.6 Valores asignados, calculados y normalizados del filtro elimina banda.

1.5 Instrumentos y material

1.5.1 Instrumentos

Fuente de alimentación simétrica.
Generador de señales.

Osciloscopio de dos canales.
Módulo de prácticas.

1.5.2 Materiales

La práctica se realiza sobre un módulo implementado en una placa de circuito impreso, que contiene el amplificador electrocardiográfico y esta formado por los circuitos siguientes: amplificador de instrumentación, filtro paso alto y filtro paso bajo de segundo orden, formando un filtro paso banda de banda ancha, filtro elimina banda de banda estrecha, amplificador de señal, generador de señal de test y fuente de alimentación. La placa se muestra en la Figura 1.10.

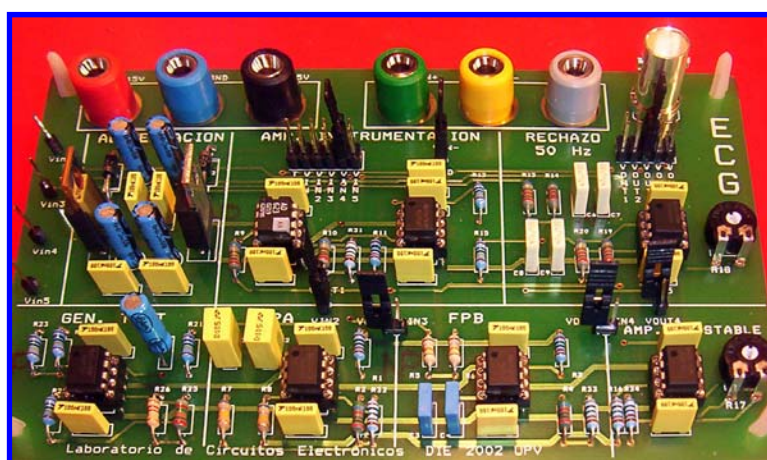


Figura 1.10 Placa de circuito impreso del módulo de prácticas.

1.6 Desarrollo de la práctica

Dada las bajas frecuencias que genera el corazón, y ante la dificultad de manejar señales de tan baja frecuencia, bien sea debido al generador de funciones o bien al osciloscopio, se han seleccionado para la realización de las medidas oportunas unas frecuencias de trabajo superiores, habiéndose realizado las modificaciones adecuadas en los circuitos de la práctica.

Tras la correcta alimentación del módulo de prácticas con ± 15 V procedentes de la fuente de alimentación, se procederá a realizar las medidas oportunas en cada uno de los subcircuitos por separado.

1.6.1 Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación se ha realizado mediante el circuito integrado AD623 tal como se muestra en la Figura 1.11, y un amplificador operacional TL071, para obtener la tensión adecuada de retorno, necesario para la correcta obtención del electrocardiograma.

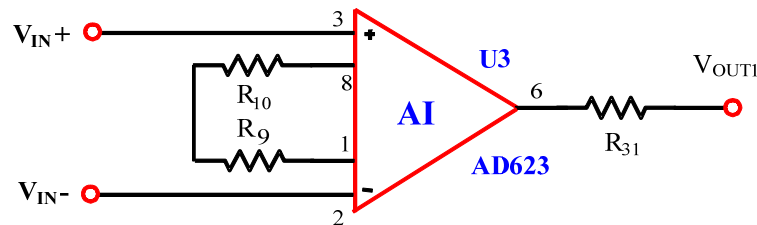


Figura 1.11 Amplificador de instrumentación.

Las entradas al amplificador de instrumentación del módulo son las representadas en la Figura 1.11, como V_{IN+} y V_{IN-} , el valor de las resistencias $R_9=R_{10}$ nos proporcionan la ganancia.

Ganancia diferencial

Introducir una señal sinusoidal de frecuencia 500 Hz sin nivel de continua y de 100 mV_{pp} procedente del generador de funciones entre las entradas V_{IN+} y V_{IN-} (Bornes verde y amarillo) teniendo en cuenta que el puente V_{IN-}/GND debe de estar puesto tal como muestra la Figura 1.12. Medir la tensión de salida de este circuito y calcular la ganancia diferencial del amplificador de instrumentación.

La señal diferencial aplicada a la entrada del amplificador de instrumentación no debe superar el valor indicado ni contener nivel de continua ya que ello podría destruir el amplificador de instrumentación.

$\text{Ganancia diferencial } A_d =$	dB
--------------------------------------	-------------

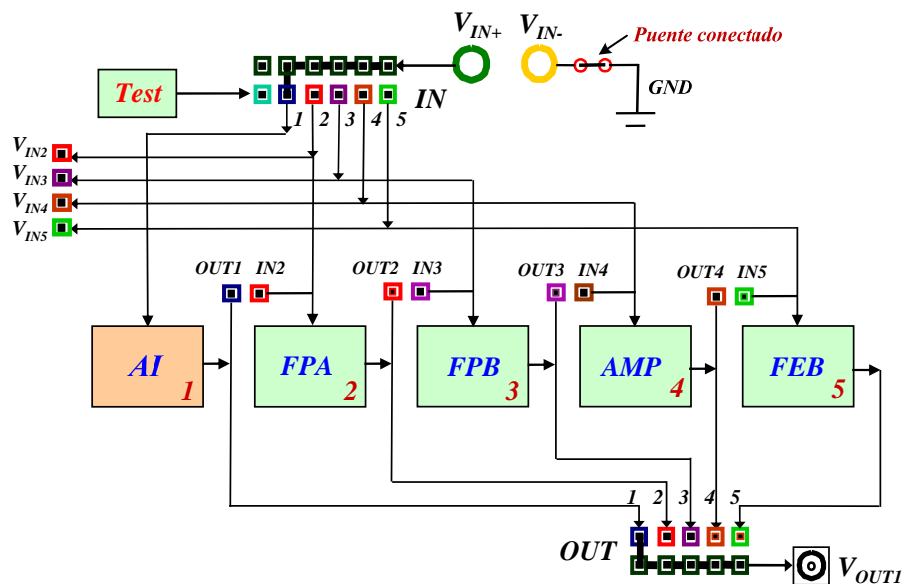


Figura 1.12 Ganancia diferencial del amplificador de instrumentación.

1.6.2 Filtro paso alto

Para eliminar el efecto de las tensiones y corrientes continuas se implementa un filtro paso alto que elimina las frecuencias inferiores reduciendo de esta forma su efecto. Este filtro ha sido implementado mediante una célula de Sallen-Key de segundo orden, cuyo circuito se representa en la Figura 1.13.

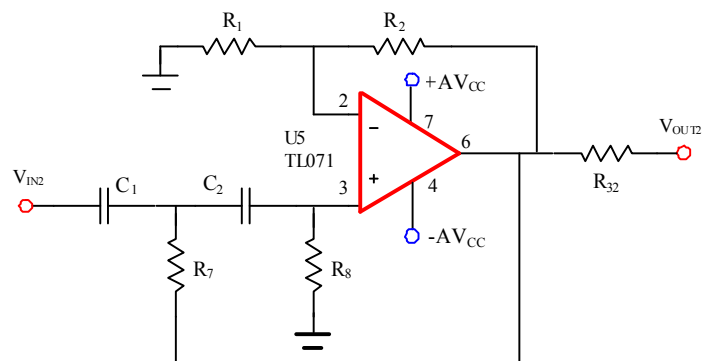


Figura 1.13 Filtro paso alto.

En este apartado se procederá a analizar la respuesta en frecuencia de dicho filtro. Para ello introduciremos por la entrada una señal de 1.000 mV_{pp} de amplitud de pico a pico tal como se muestra en la Tabla 1.7, completando esta tabla para las diferentes frecuencias indicadas en ella, teniendo en cuenta que el valor de la frecuencia de corte hay que hallarlo. Con las medidas realizadas dibujar la respuesta en la Gráfica 1.1, estando el eje vertical de ganancia expresado en dB y el horizontal en Hz.

Las conexiones de la placa deben realizarse tal como se muestran en la Figura 1.14, puesto que es el segundo circuito el puente de entrada y de salida estarán en la posición 2 y el puente que une el borne VIN- con GND conectado.

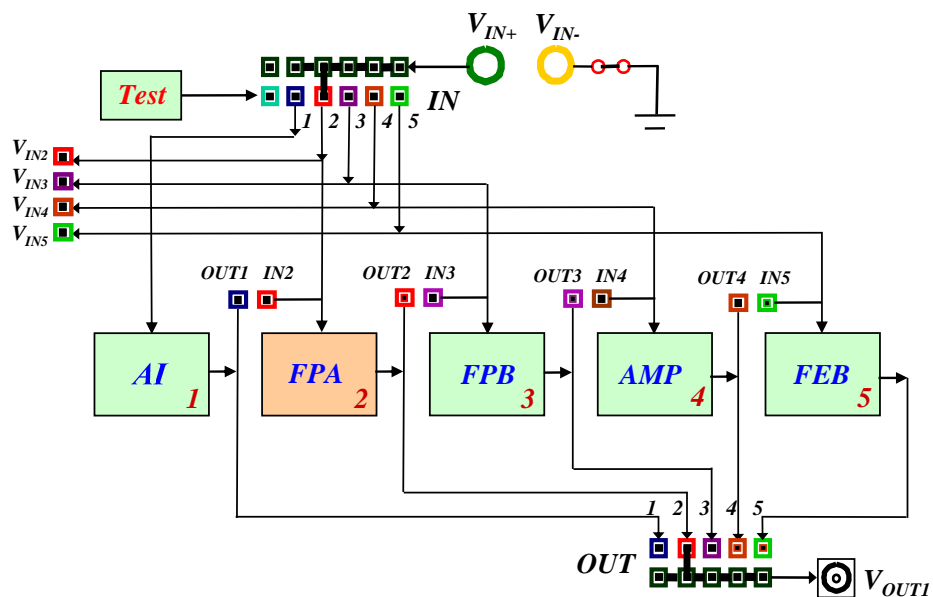
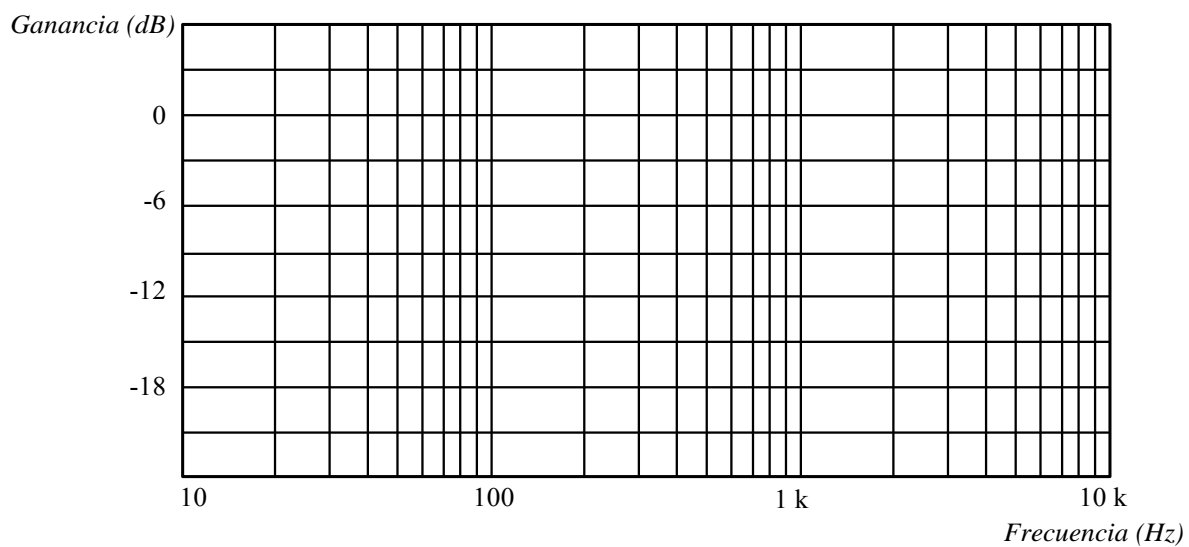


Figura 1.14 Respuesta filtro paso alto.

Frecuencia (Hz)	V_{IN2} (mV _{pp})	V_{OUT2} (mV _{pp})	Ganancia	Ganancia (dB)
10.000	1.000			
5.000	1.000			
2.000	1.000			
1.000	1.000			
700	1.000			
$f_n=$	1.000			
100	1.000			
50	1.000			

Tabla 1.7 Respuesta en frecuencia del filtro paso alto.



Gráfica 1.1 Respuesta en frecuencia del filtro paso alto.

1.6.3 Filtro paso bajo

Puesto que las señales que deseamos medir se encuentran por debajo de una determinada frecuencia, es conveniente implementar un filtro que elimine las frecuencias superiores reduciendo de esta forma el ruido y las señales innecesarias. El filtro paso bajo ha sido implementado también mediante una célula de Sallen-Key de segundo orden, cuyo circuito se representa en la Figura 1.15.

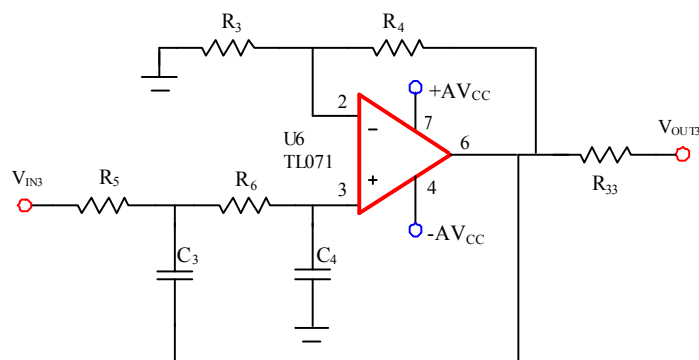


Figura 1.15 Filtro paso bajo.

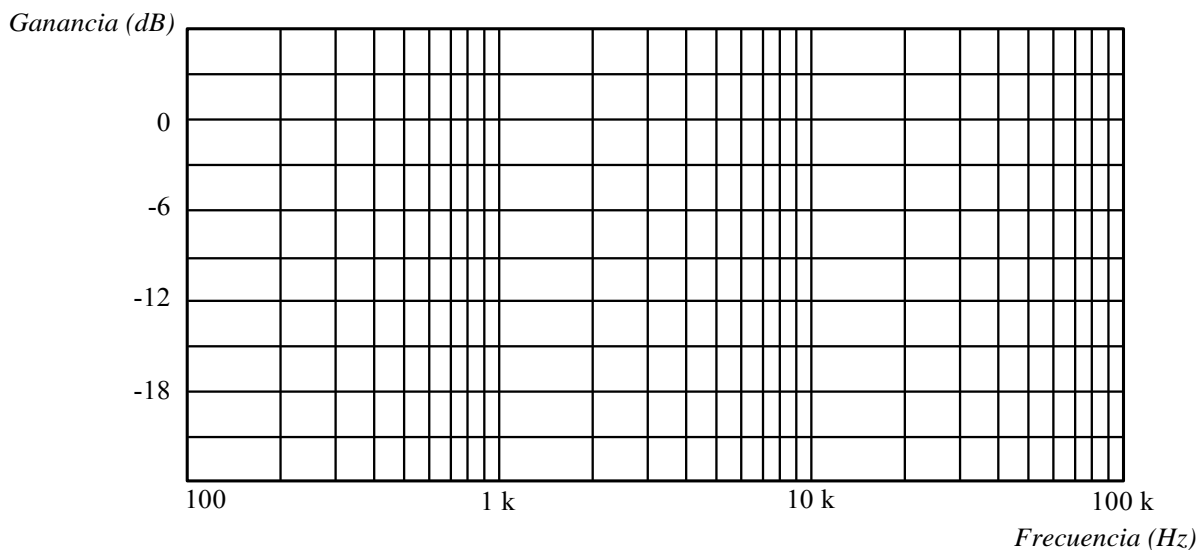
Procederemos a analizar la respuesta en frecuencia del filtro paso bajo. Las medidas las realizaremos entre los 100 Hz y los 100 kHz, con una amplitud de entrada pico a pico de 1.000 mV, completando la Tabla 1.8 con las medidas efectuadas y dibujando la respuesta en la Gráfica 1.2 estando el eje vertical de ganancia expresado en dB.

La frecuencia de corte superior se hallará de la misma manera que en el apartado anterior.

Las conexiones de la placa deben realizarse tal como se han hecho en el apartado anterior pero cambiando los puentes de entrada y de salida de la posición 2 a la posición 3.

Frecuencia (Hz)	V_{IN3} (mV _{pp})	V_{OUT3} (mV _{pp})	Ganancia	Ganancia (dB)
100	1.000			
300	1.000			
1.000	1.000			
2.000	1.000			
5.000	1.000			
10.000	1.000			
$f_n=$	1.000			
50.000	1.000			
100.000	1.000			

Tabla 1.8 Respuesta en frecuencia del filtro paso bajo.



Gráfica 1.2 Respuesta en frecuencia del filtro paso bajo.

1.6.4 Amplificador de ganancia variable

Medir el margen de ganancia del amplificador no inversor de la Figura 1.16, a la frecuencia de 1 kHz y con una amplitud adecuada para que la señal de salida no esté recortada. Para ello hay que girar el potenciómetro de un extremo al otro. Colocar los puentes de entrada y de salida de la posición 4.

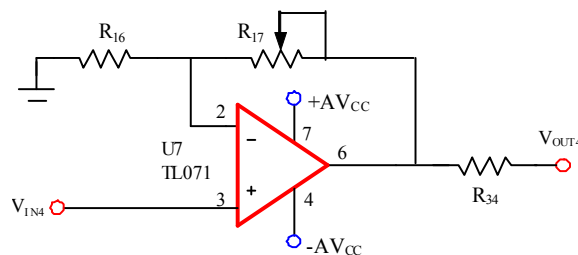


Figura 1.16 Amplificador de ganancia variable.

Margen de ganancia de tensión:

$$A_{Vmin} = \quad A_{Vmax} =$$

1.6.5 Filtro elimina banda (opcional)

El filtro elimina banda de banda estrecha se muestra en la Figura 1.17. Está realizado mediante un filtro activo de rechazo banda, de banda estrecha, en configuración de *doble T*. Esta estructura permite tener un alto valor de factor de calidad Q y la posibilidad de ajuste de este factor mediante el potenciómetro R_{18} . Colocar los puentes de entrada y de salida de la posición 5.

En primer lugar se aplicará a la entrada del circuito una señal sinusoidal procedente del generador de funciones y de frecuencia la obtenida en el cálculo previo con los valores normalizados. Se ajustará el potenciómetro R_{18} para obtener un rechazo de 20 dB (V_{out5} tiene que ser 10 veces más pequeña que la de entrada V_{IN5}).

A continuación se procederá como en el apartado anterior, en vistas a realizar la representación de la respuesta del filtro en función de la frecuencia, anotando los valores obtenidos en la Tabla 1.9 y dibujando la respuesta del circuito en la Gráfica 1.3.

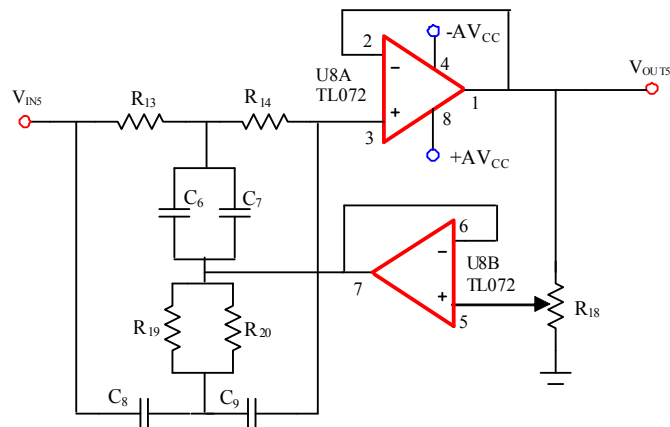
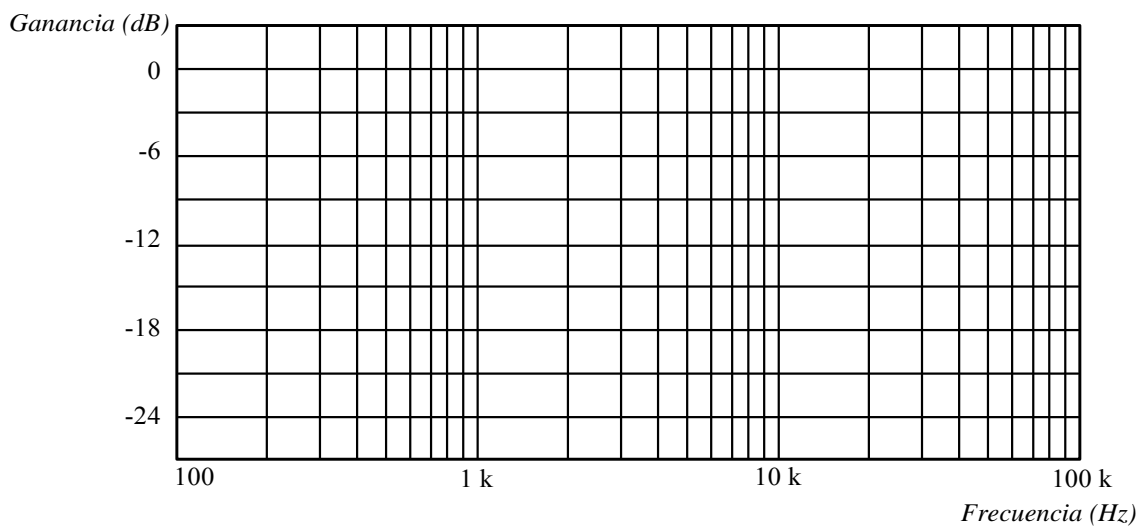


Figura 1.17 Filtro elimina banda en doble T.

Frecuencia (Hz)	V _{IN5} (mV _{pp})	V _{OUT5} (mV _{pp})	Ganancia	Ganancia (dB)
100	1.000			
300	1.000			
800	1.000			
$f_{ci} =$	1.000			
$f_o =$	1.000			
$f_{cs} =$	1.000			
10.000	1.000			
50.000	1.000			

Tabla 1.9 Respuesta en frecuencia del filtro elimina banda de banda estrecha.



Gráfica 1.3 Respuesta en frecuencia del filtro elimina banda de banda estrecha.

Ganancia en las bandas de paso $M =$ dB ; Frecuencia central $f_o =$ Hz

Frecuencia de corte superior $f_{cs} =$ Hz ; Frecuencia de corte inferior $f_{ci} =$ Hz

Ancho de banda $B = f_{cs} - f_{ci} =$ Hz

1.7 Apéndice 1

Código de Tolerancias

B=0.1%

G=2%

C=0.25%

J=5%

D=0.5%

K=10%

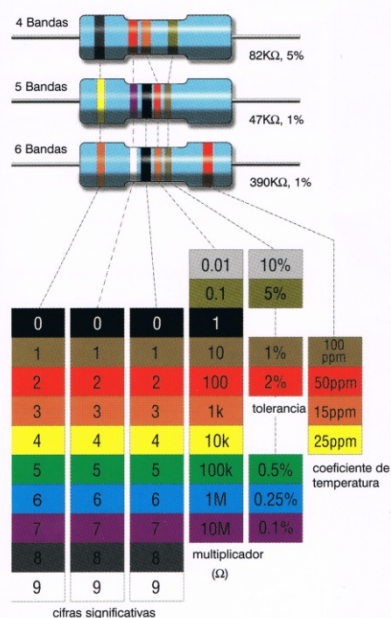
F=1%

M=20%

Valores de resistencias para las series

E6	E12	E24	E96	E6	E12	E24	E96	E6	E12	E24	E96
10	10	10	10.0				21.5				46.4
			10.2	22	22	22	22.1	47	47	47	47.5
			10.5				22.6				48.7
			10.7				23.2				49.9
		11	11.0				23.7			51	51.1
			11.3			24	24.3				52.3
			11.5				24.9				53.6
			11.8				25.5				54.9
	12	12	12.1				26.1	56	56	56	56.2
			12.4				27.7				57.6
			12.7			27	27.4				59.0
		13	13.0				28.0			62	61.9
			13.3				28.7				63.4
			13.7			30	29.4				64.9
			14.0				30.1				66.5
			14.3				30.9	68	68	68	68.1
			14.7				31.6				69.8
							32.4				71.5
15	15	15	15.0	33	33	33	33.2				73.2
			15.4				34.0				75.0
			15.8				34.8			75	76.8
		16	16.2				35.7				78.7
			16.5			36	36.5				80.6
			16.9				37.4			82	82.5
			17.4				38.3				84.5
			17.8			39	39.2				86.6
	18	18	18.2				40.2				88.7
			18.7				41.2				90.9
			19.1				42.2			91	93.1
			19.6				43.2				95.3
		20	20.0			43	43.2				97.6
			20.5				44.2				
			21.0				45.3				

Código de colores de resistencias



Nota: Se puede seleccionar cualquier múltiplo o submúltiplo de los valores indicados.

Ejemplo: Si en el cálculo nos da una resistencia de 5,4 kΩ y hemos de utilizar un valor normalizado de la serie E12 que esté por debajo o por encima según nos exija el diseño seleccionaremos 4,7 kΩ o 5,6 kΩ respectivamente ya que 47 o 56 están en la lista.