

# Circuitos Electrónicos y Señales: Práctica 2

Máximo García Aroca

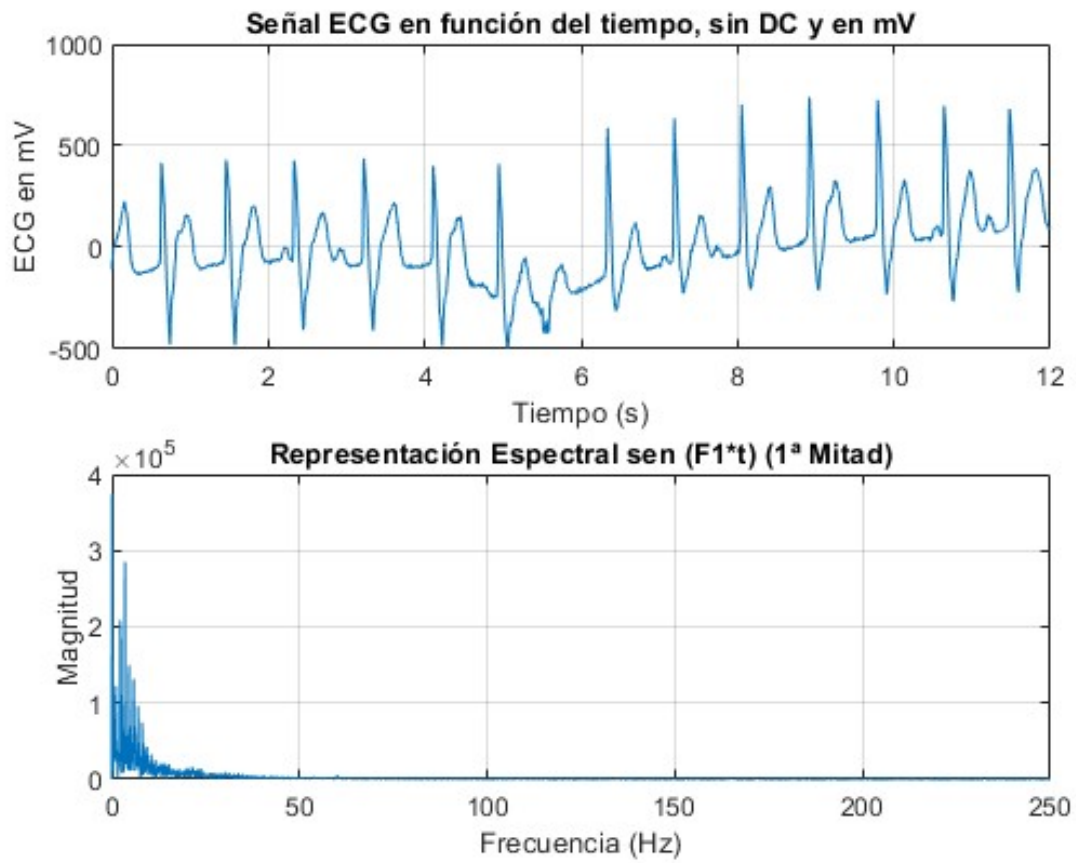
En esta práctica, se realizaron diversas operaciones en MATLAB para analizar una señal de ECG (Electrocardiograma) y aplicar filtros a fin de eliminar ruido no deseado. A continuación, se presentan los pasos realizados y sus resultados:

## 1 Señal de ECG

Para este ejercicio he seguido estas instrucciones:

En este primer apartado, cargamos un archivo de señal de ECG llamado "e1071230.MAT" y realizamos una serie de operaciones:

1. Cargamos el archivo de ECG utilizando el comando `load` y asignamos la señal a la variable `ECG_1`.
2. Calculamos la longitud de la señal.
3. Definimos la frecuencia de muestreo (`Fs`) y el periodo de muestreo (`Ts`).
4. Creamos un intervalo de tiempo (`t`) para representar la señal.
5. Eliminamos la componente de continua (DC) restando la media de la señal original.
6. Calculamos la Transformada de Fourier de la señal `ECG_sin_DC` y representamos la magnitud en función de la frecuencia.



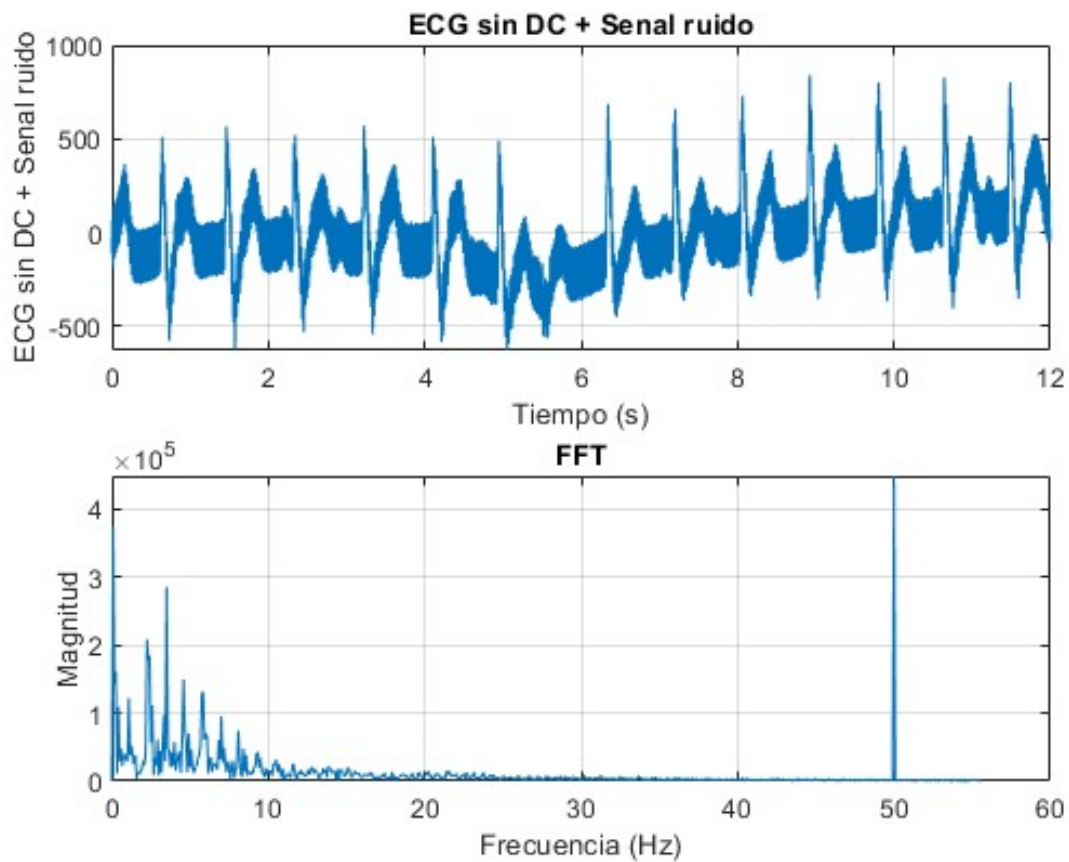
He cargado el archivo del electrocardiograma y lo he representado como una señal centrada en 0 mV. Luego le hice la Transformada de Fourier a la señal.

## 2 Simulación de Interferencia de Línea de Alimentación (50 Hz)

Para este ejercicio he seguido estas instrucciones:

En este segundo apartado, simulamos la interferencia de línea de alimentación (a 50 Hz) mezclando una señal senoidal de 50 Hz con la señal de ECG sin componente de continua. Realizamos las siguientes operaciones:

1. Generamos una señal senoidal de 50 Hz con una amplitud de 150 mV.
2. Mezclamos la señal senoidal con la señal de ECG.
3. Representamos gráficamente el resultado en el dominio del tiempo y de la frecuencia.



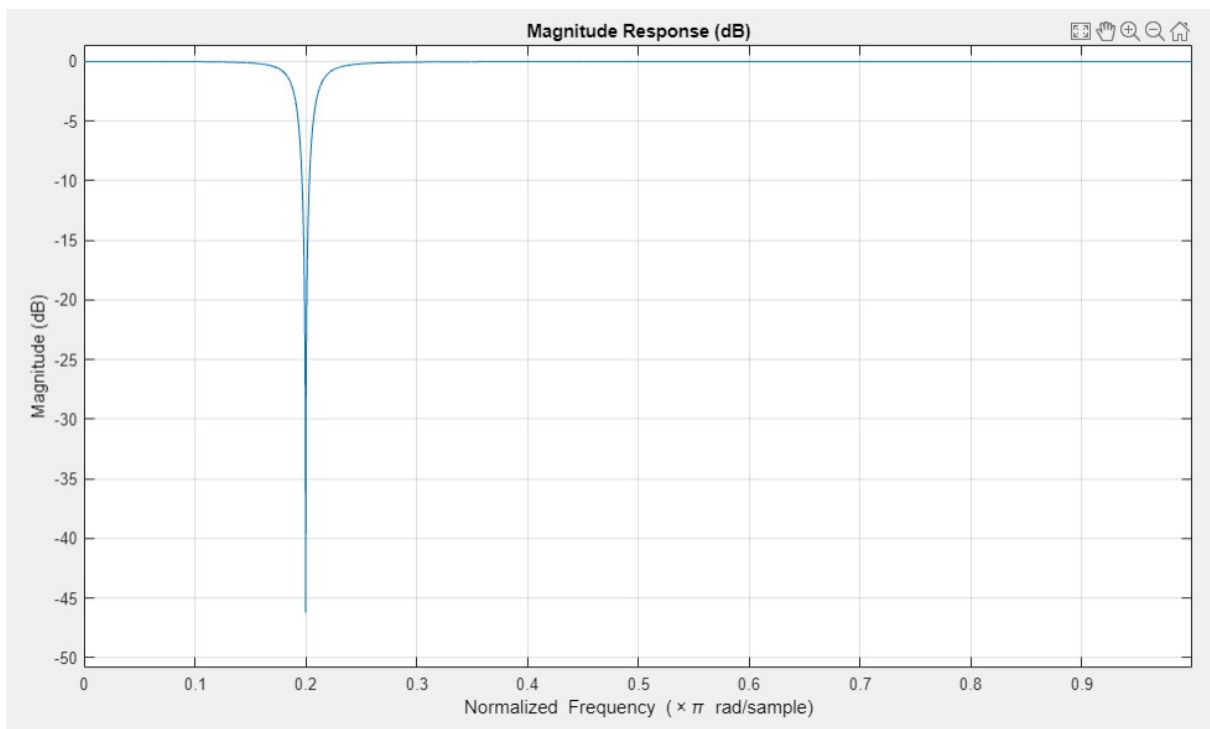
Se puede ver como hay una representación de una señal de 50Hz que corresponde con la señal de ruido mezclada con el electrocardiograma.

### 3 Ejemplo de Filtro IIRNOTCH

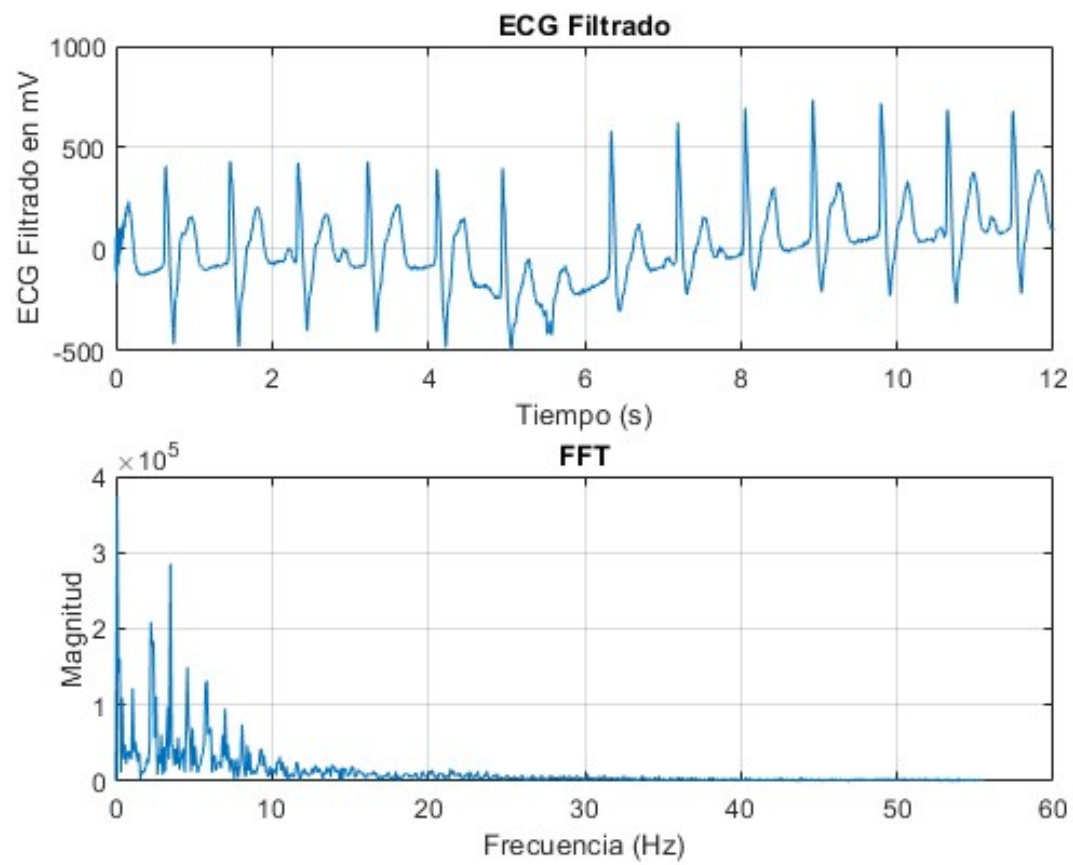
Para este ejercicio he seguido estas instrucciones:

En este tercer apartado, aplicamos un filtro IIRNOTCH para eliminar el ruido introducido en la banda de 50 Hz. Realizamos las siguientes operaciones:

1. Definimos la frecuencia a eliminar (50 Hz) y el ancho de banda del filtro.
2. Obtenemos los coeficientes del filtro IIRNOTCH.
3. Aplicamos el filtro a la señal mezclada y representamos gráficamente la señal filtrada en el dominio del tiempo y de la frecuencia.



Representación visual del filtro de 'iirnotch' con el que se atenúan o eliminan las señales cercanas a 50Hz.

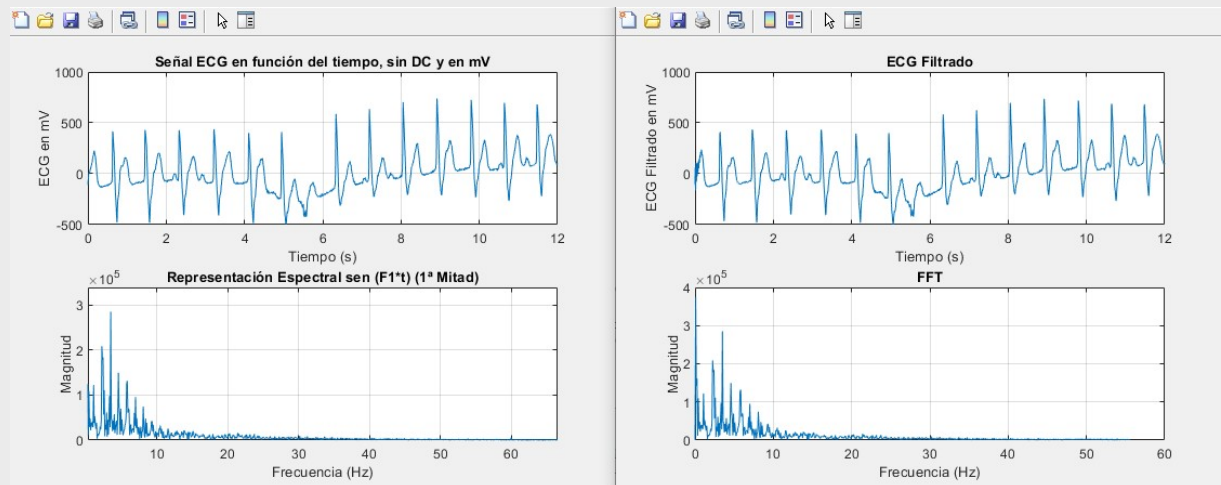


La representación visual de la señal con frecuencia 50Hz se ha eliminado gracias al filtro.

### 3.1 Pregunta

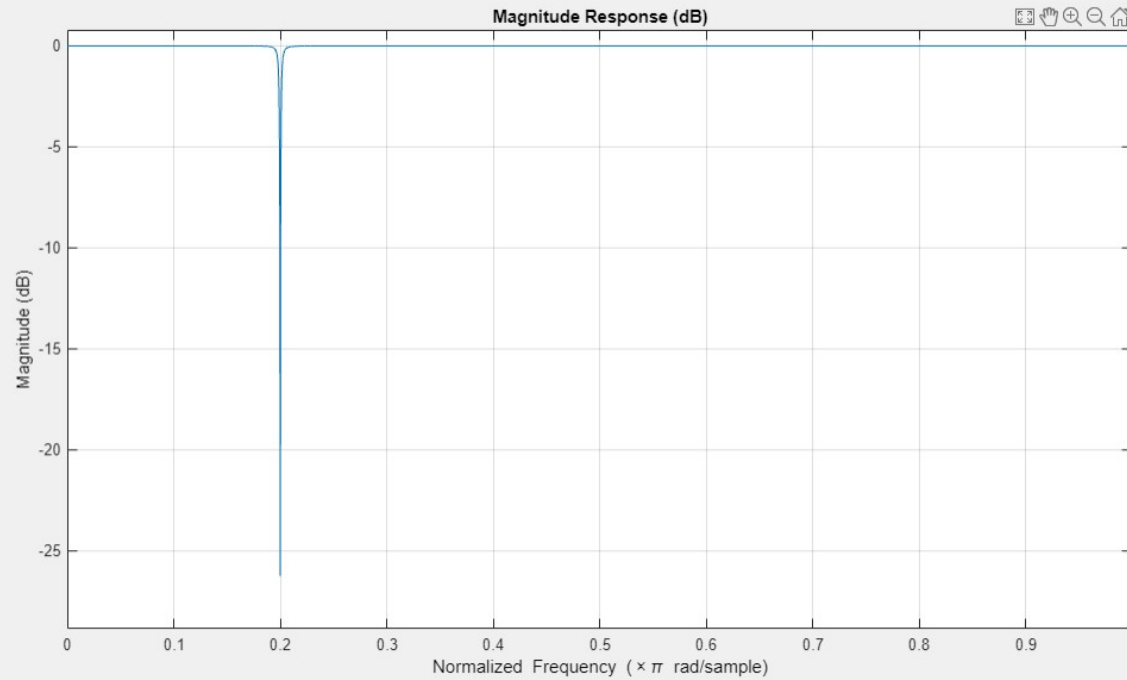
Compara las representaciones gráficas de las señales *ECG\_sin\_DC* y *ECG\_filtrado1*, tanto en el tiempo como en frecuencia. ¿Aprecias diferencias entre ellas? De ser así, comenta cuáles son y expón tu idea indicando a qué se deben dichas diferencias.

Respuesta:



Como se puede apreciar en la gráfica, no hay diferencia entre la señal del ECG sin DC y el filtrado puesto que la señal filtrada resulta en el electrocardiograma original dado que se procesa mediante la desaparición de la señal ruido de 50Hz de la señal mezclada. La señal mezclada era la suma del ECG con una señal de 50Hz. Al aplicarle el filtro que atenúa las frecuencias de 50Hz, la señal de ruido desaparece dando lugar a la señal ECG original.

También hay que añadir que el filtro no es exactamente preciso, El filtro atenúa las frecuencias que se encuentran alrededor de los 50Hz puesto que el factor de calidad usado para el ancho de banda del filtro es de 10, el cual es un valor relativamente bajo ya que el máximo permitido es un valor de 100.



En este nuevo filtro con un ancho de banda menor debido a un factor de calidad de 100, el filtro se focaliza en atenuar menos frecuencias cercanas a 50Hz, aunque tengo que puntualizar que la frecuencia se atenúa menos que cno el otro filtro (-25dB).

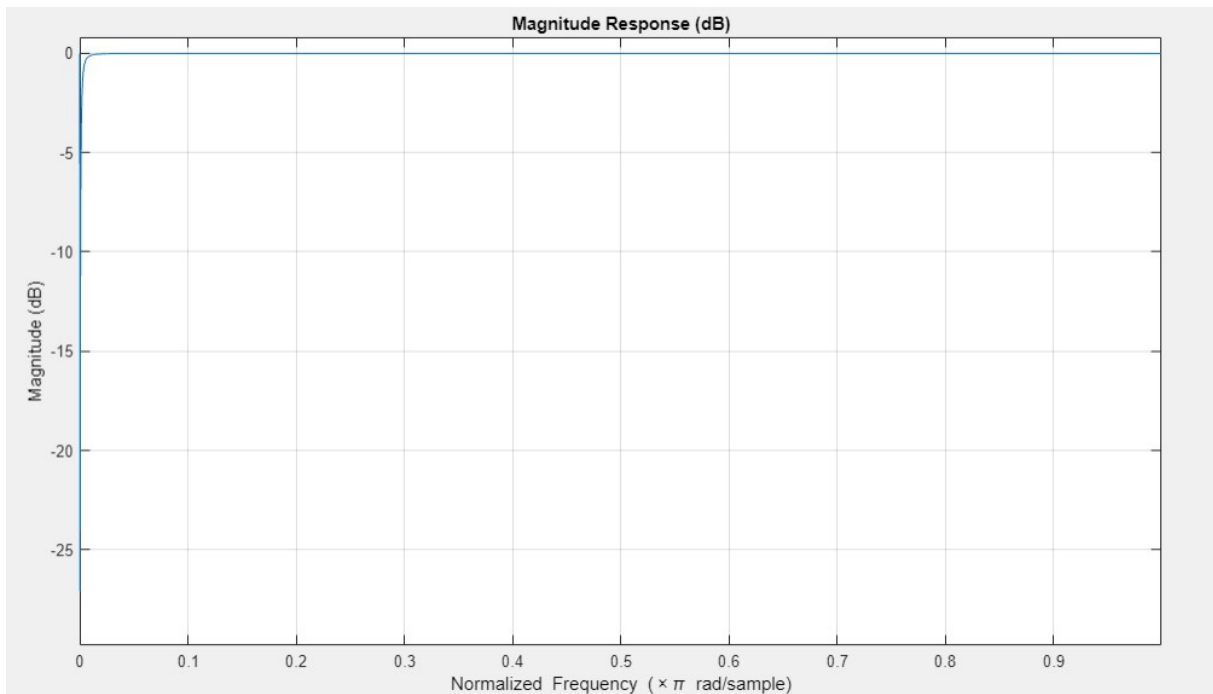
En resumen se puede afirmar que no existen diferencias significativas entre la señal ECG original y la pasada por un filtro después de ser mezclada con una señal ruido.

## 4 Filtrado del ECG para Eliminar la Interferencia de la Respiración (menos de 1 Hz)

Para este ejercicio he seguido estas instrucciones:

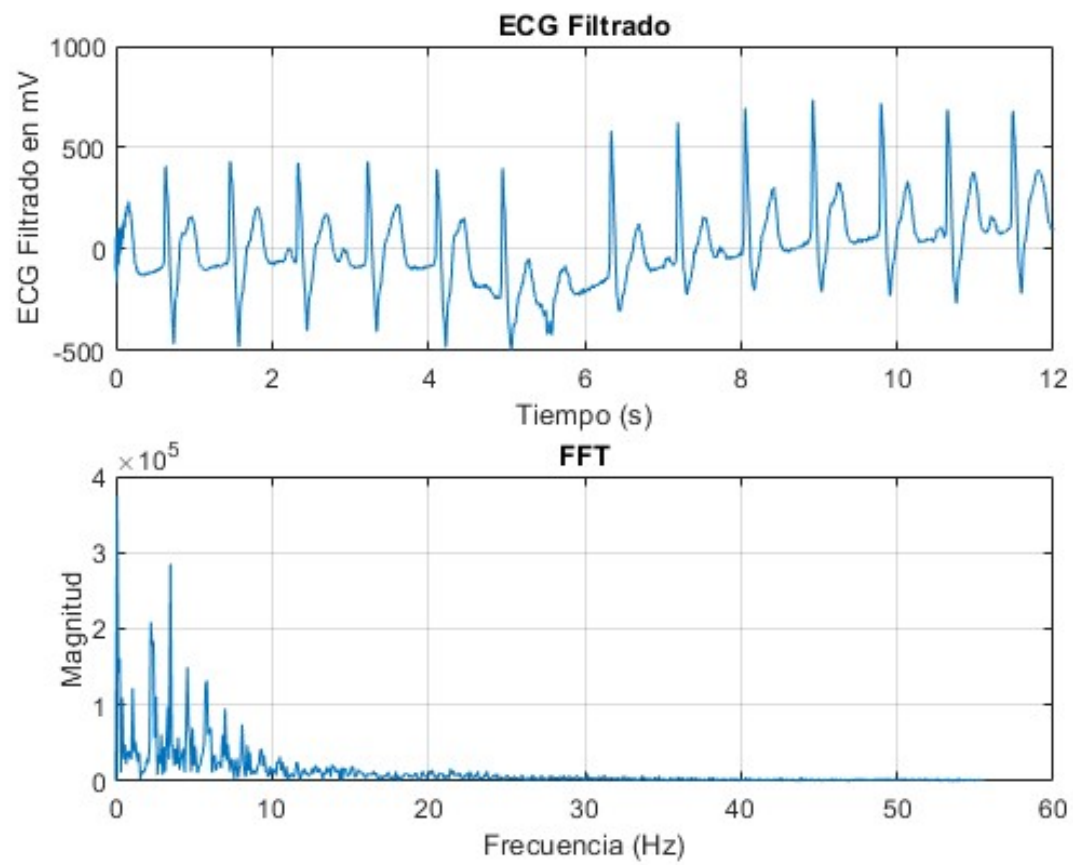
En este cuarto apartado, aplicamos un filtro IIRNOTCH adicional para eliminar la interferencia de la respiración, que tiene una frecuencia menor a 1 Hz. Realizamos las siguientes operaciones:

1. Definimos la frecuencia a eliminar (menos de 1 Hz) y el ancho de banda del filtro.
2. Obtenemos los coeficientes del filtro IIRNOTCH.
3. Aplicamos el filtro a la señal previamente filtrada y representamos gráficamente la señal resultante en el dominio del tiempo y de la frecuencia.



Este es el filtro que elimina las partes de la señal que están con una frecuencia inferior a 1 Hz.





Se aprecia cómo se atenúa el comienzo de la representación gráfica de la señal, donde las frecuencias son más bajas.

## 4.1 Pregunta

Observa atentamente cómo es el filtro generado en la ventana “Filter Visualization Tool”, figura 5. Si suponemos que a partir de “-1 dB” de magnitud el filtro empieza a modificar el espectro de frecuencia de la señal original, ¿a partir de qué frecuencia, calculada en Hz, el filtro estaría dejando la señal tal y como estaba?

### Respuesta:

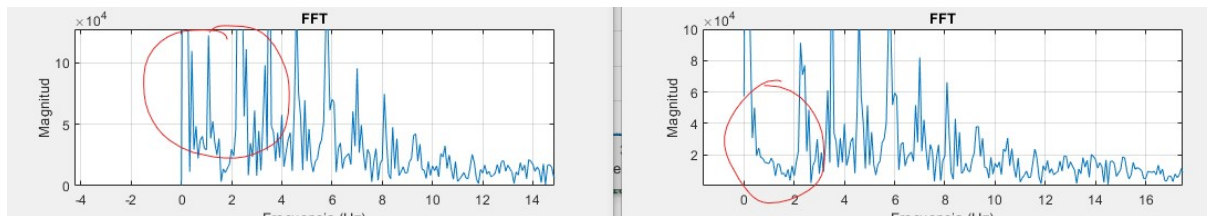
El filtro deja de afectar a las señales que estén por encima de los 0.8Hz aproximadamente.

## 4.2 Pregunta

Compara las representaciones gráficas de las señales *ECG\_filtrado1* y *ECG\_filtrado2*, tanto en el tiempo como en frecuencia. ¿Aprecias diferencias entre ellas? De ser así, comenta cuáles son y expón tu idea indicando a qué se deben dichas diferencias.

### Respuesta:

La diferencia entre estas dos radica en que en el segundo filtrado las frecuencias por debajo de 1 se atenúan, y comparando las FFT de ambas señales se puede apreciar como con el segundo filtro se eliminan subidas de magnitud gracias a este.

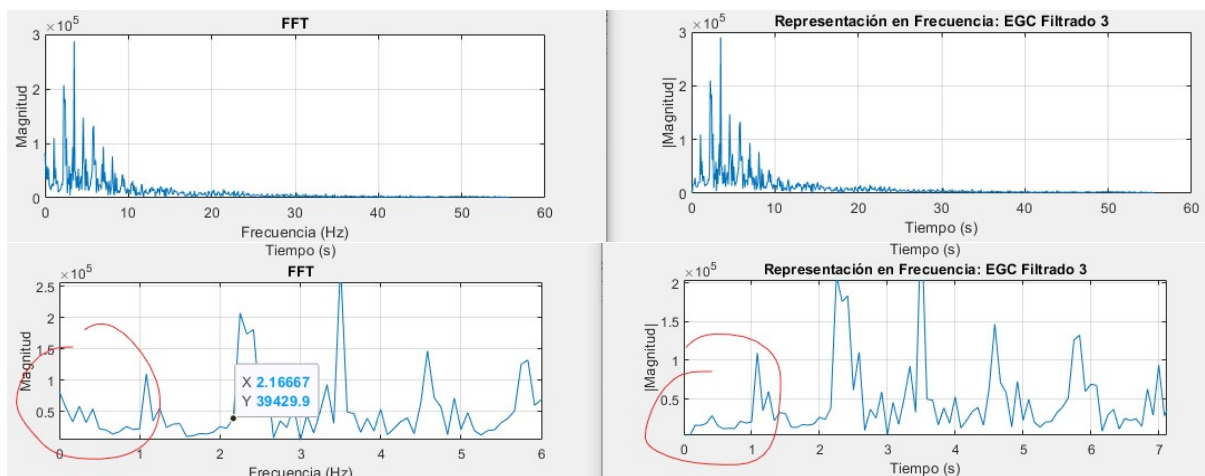


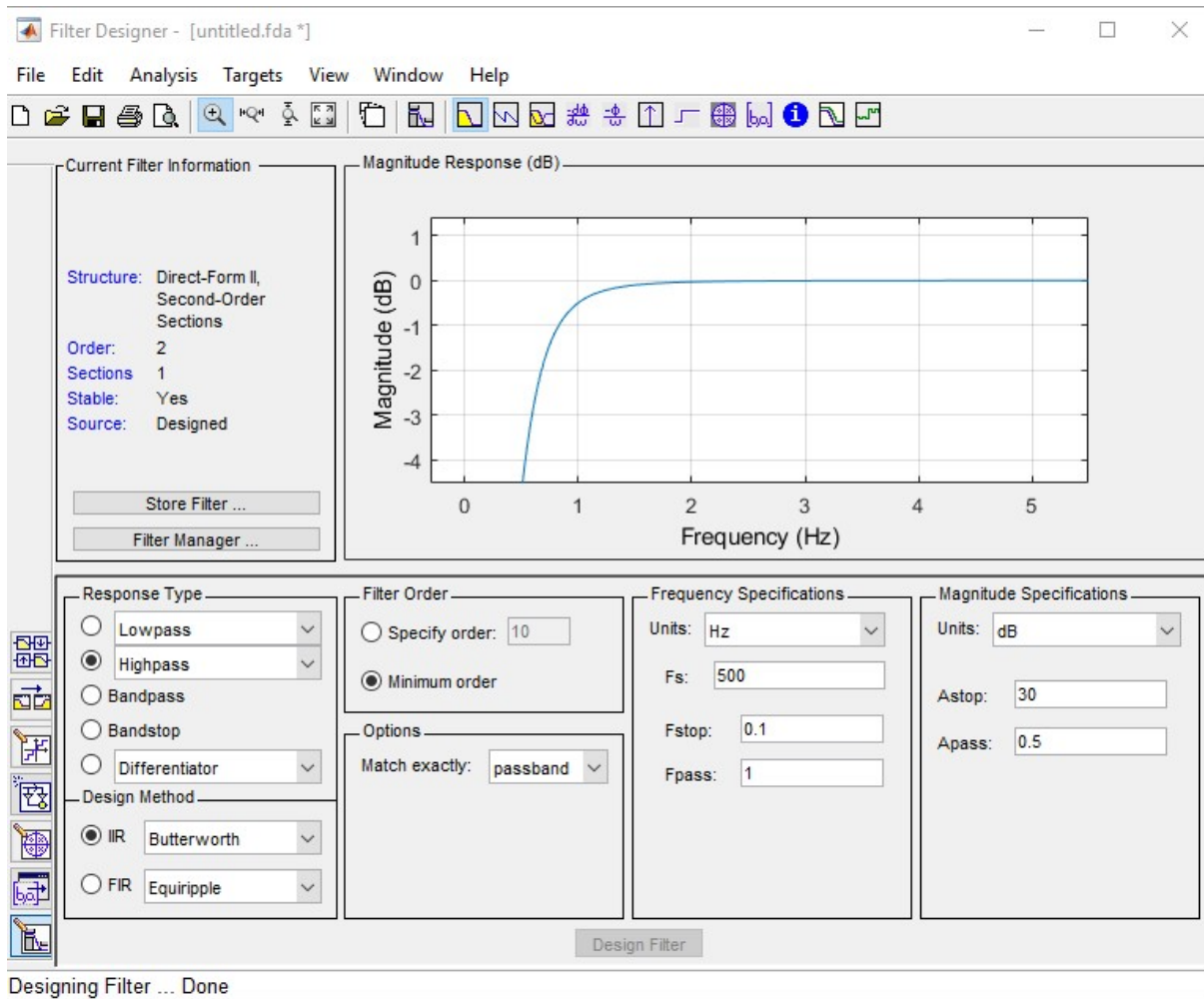
## 5 Diseño del Filtro "Pasa Altos"

Para eliminar la interferencia de la respiración, se utiliza un filtro "pasa altos". En este caso, se emplea la herramienta de MATLAB llamada "Filter Design Analysis" ("FDATool") para diseñar el filtro digital IIR con las características deseadas. Los parámetros del filtro se configuran de la siguiente manera:

- **Response Type:** Highpass (filtro pasa altos).
- **Design Method:** IIR (Butterworth) (filtro IIR de tipo Butterworth).
- **Filter Order:** Minimum Order (orden mínimo del filtro).
- **Options:** Match exactly: passband (asegura que el filtro actúe justo en la banda final de frecuencia especificada).
- **Frequency Specifications:**
  - **Units:** Hz (unidades para los siguientes parámetros).
  - **Fs:** 500 (frecuencia de muestreo).
  - **Fstop:** 0.1 (frecuencia de corte del filtro).
  - **Fpass:** 1 (frecuencia a partir de la cual la señal se mantendrá sin cambios).
- **Magnitude Specifications:**
  - **Units:** dB (unidades para los siguientes parámetros).
  - **Astop:** 30 (atenuación del filtro en decibelios en la frecuencia de corte, cuanto mayor, mejor atenuación).
  - **Apass:** 0.5 (máxima atenuación permitida a partir de la frecuencia de paso).

Estos son algunos de los pasos y los resultados obtenidos:





```
Prac2.m  filterdesign.m  +
1  function Hd = filterdesign
2  %FILTERDESIGN Returns a discrete-time filter object.
3
4  % MATLAB Code
5  % Generated by MATLAB(R) 23.2 and DSP System Toolbox 23.2.
6  % Generated on: 04-Nov-2023 20:34:21
7
8  % Butterworth Highpass filter designed using FDESIGN.HIGHPASS.
9
10 % All frequency values are in Hz.
11 Fs = 500; % Sampling Frequency
12
13 Fstop = 0.1; % Stopband Frequency
14 Fpass = 1; % Passband Frequency
15 Astop = 30; % Stopband Attenuation (dB)
16 Apass = 0.5; % Passband Ripple (dB)
17 match = 'passband'; % Band to match exactly
18
19 % Construct an FDESIGN object and call its BUTTER method.
20 h = fdesign.highpass(Fstop, Fpass, Astop, Apass, Fs);
21 Hd = design(h, 'butter', 'MatchExactly', match);
22
23 % [EOF]
24
```

## 5.1 Pregunta

Observa atentamente cómo es el filtro generado en la ventana “Filter Visualization Tool”, figura 7, haciendo zoom a la zona de presencia del filtro, y compáralo con el filtro tipo “notch” que generamos anteriormente en la figura 5. ¿Qué diferencias aprecias entre estos dos filtros?

### Respuesta:

La diferencia entre estos dos filtros es que el de la figura 7 en comparación con el de la 5 reduce o atenúa mucho más la frecuencia que se indica y menos las de alrededor, por eso se dice en la práctica “El filtro tipo “notch” se encarga de eliminar una frecuencia no deseada en una señal, modificando ligeramente las frecuencias de su entorno, pero a veces interesa eliminar todo lo que esté por encima o por debajo de una cierta frecuencia.”. En el de la figura 7 se reduce las frecuencias por debajo de 1 hasta menos de 50 dB, mientras que en la 5 se reduce a -25dB aproximadamente.

## 5.2 Pregunta

Compara las representaciones gráficas de las señales *ECG\_filtrado2* y *ECG\_filtrado3*, tanto en el tiempo como en la frecuencia. ¿Aprecias diferencias entre ellas? De ser así, comenta cuáles son y expón tu idea indicando a qué se deben dichas diferencias.

### Respuesta:

Como se puede apreciar en la segunda imagen de esta sección 5, se aprecia que en las segundas gráficas que son las que corresponden con el filtro recién creado "notch" tiene una mayor capacidad para atenuar las frecuencias más bajas que 1Hz en comparación con el anterior filtro.

## 5.3 Pregunta

De la herramienta FDATool obtén el valor de los coeficientes del filtro IIR creado, que es de orden 2. De ahí escribe la ecuación del sistema  $H(z)$  que representa dicho filtro, calcula los polos y los ceros de dicha ecuación y dibújalos. Compara dicho diagrama con el que se obtiene directamente de la herramienta FDATool para comprobar que es correcto el resultado.

### Respuesta:

Con la herramienta Filter Designer se nos dan múltiples funcionalidades que nos permiten hallar el  $H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)}$ . En el apartado "Analysis -> Filter Coefficients" consigo la información necesaria para hal-

The image shows the MATLAB Filter Designer window for an IIR filter. The 'Current Filter Information' panel on the left indicates a Direct-Form II, Second-Order Section filter with an order of 2, 1 section, stable, and designed source. The 'Filter Coefficients' panel shows the numerator and denominator coefficients for Section #1. The 'Design Method' panel shows the filter is an IIR Butterworth filter. The 'Frequency Specifications' panel shows a sampling frequency (Fs) of 500 Hz, a stop frequency (Fstop) of 0.1, and a pass frequency (Fpass) of 1. The 'Magnitude Specifications' panel shows a stopband attenuation (Astop) of 30 dB and a passband attenuation (Apass) of 0.5 dB.

Current Filter Information

- Structure: Direct-Form II, Second-Order Sections
- Order: 2
- Sections: 1
- Stable: Yes
- Source: Designed

Filter Coefficients

```

Section #1
-----
Numerator:
1
-2
1
Denominator:
1
-1.989496573543393154182012949604541063309
0.989551447099653258554496915166964754462
Gain:
0.994762005160761630939703081821789965034

```

Response Type

- ☐ Lowpass
- ☒ Highpass
- ☐ Bandpass
- ☐ Bandstop
- ☐ Differentiator

Design Method

- ☒ IIR Butterworth
- ☐ FIR Equiripple

Filter Order

- ☐ Specify order: 10
- ☒ Minimum order

Options

Match exactly: passband

Frequency Specifications

Units: Hz

Fs: 500

Fstop: 0.1

Fpass: 1

Magnitude Specifications

Units: dB

Astop: 30

Apass: 0.5

Design Filter

Designing Filter ... Done

lar el  $H(z)$ .

Con estos coeficientes del numerador y del denominador se puede llegar a que:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{z^2 - 2z + 1}{z^2 - 1.9894z + 0.9895}$$

Si resolvemos las ecuaciones de numerador y denominador nos dan los polos y ceros, respectivamente. Los polos son  $z = 0.9947 - 0.00847998j$  y  $z = 0.9947 + 0.00847998j$  y los ceros son  $(z - 1)^2 = 0$  o  $z = 1$  pero con dos raíces.

