

DSP Lab02 Report

ECG 訊號量測與處理

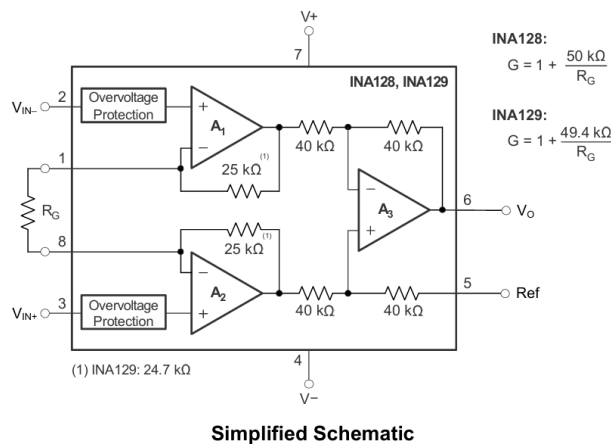
朱雅萱 109101011 簡惠心 112511092 林柏鈺 112511103

壹、練習運用 INA128 儀表放大器

- (一) R_G 的部分請使用可變電阻，設計放大倍率為 100 倍的放大器
基於 Gain 公式：

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

放大倍率的電阻值 R_G 理論值為 505Ω。

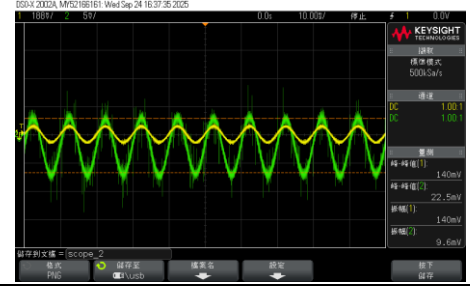
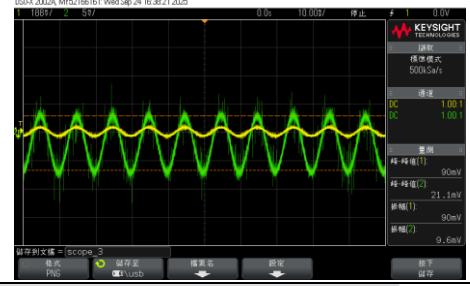


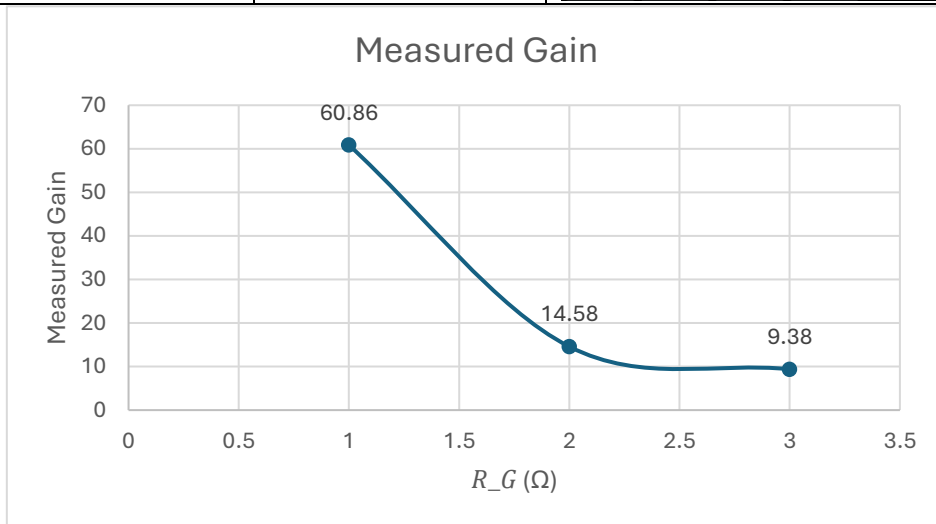
貳、討論

- (一) 第一部份

甲、調整可變電阻 R_G 的阻值(1k、5k、10k)，請紀錄 R_G 與 $V_{out}/(V_2 - V_1)$ 的放大倍率關係圖。

$R_G(\Omega)$	Measured Gain	
1k	60.86	<p>The oscilloscope screenshot shows a sine wave signal. The waveform is displayed on a grid. The vertical axis is labeled "DC 1.00V" and "DC 1.00V". The horizontal axis is labeled "500ns". The signal is a periodic sine wave with a peak-to-peak amplitude of approximately 1.00V. The oscilloscope interface includes a "KEYSIGHT" logo and various control buttons.</p>

5k	14.58	
10k	9.38	



乙、產生不同頻率(1Hz~100kHz)的 input signal(V_{IN}^+)，觀察其頻率響應的關係，將結果圖畫出來。

根據 INA128 的 Gain vs. frequency 關係圖，當我們的 Gain 設為 100 時，100Hz~100kHz 之間的增益皆為定值，直到超過 100kHz 增益才開始下降。實驗結果與 datasheet 關係圖相同，在 100Hz~100kHz 之間的頻率響應皆為定值。

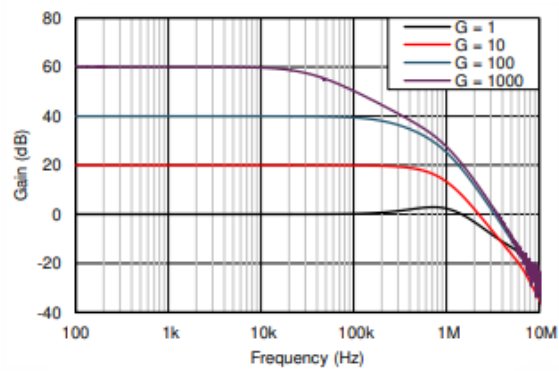
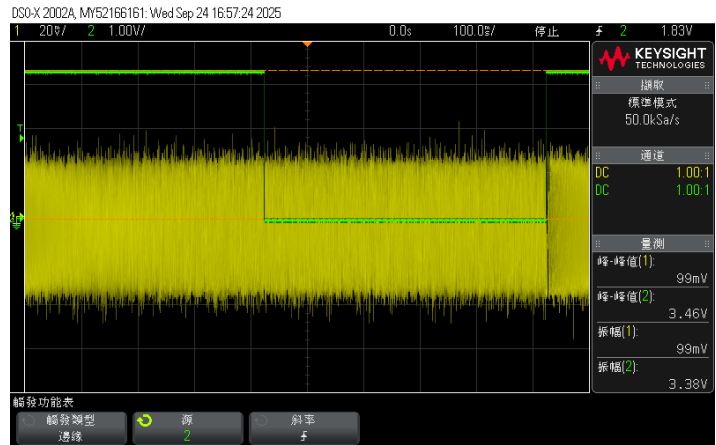


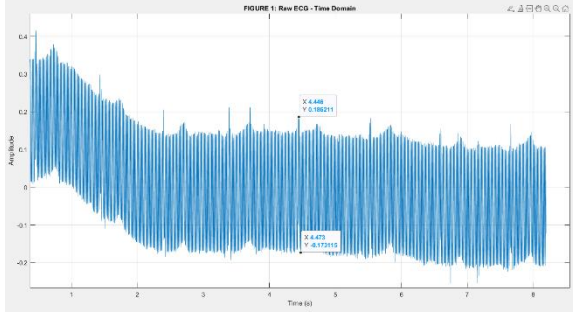
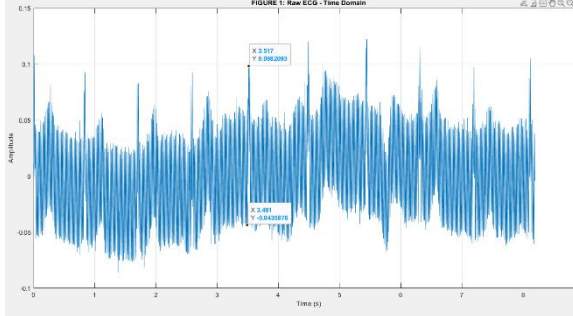
Figure 7-1. Gain vs Frequency

(二) 第二部分：

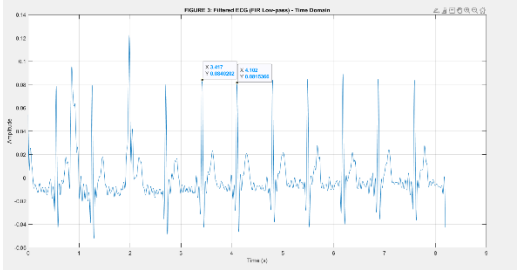
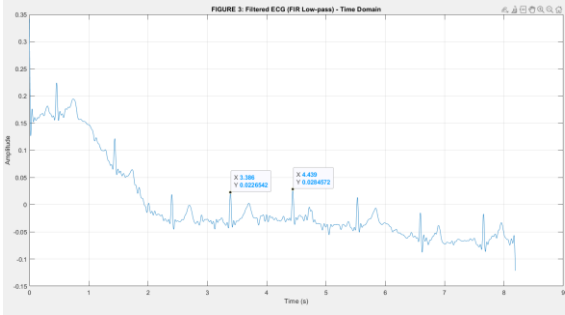
個人問題：

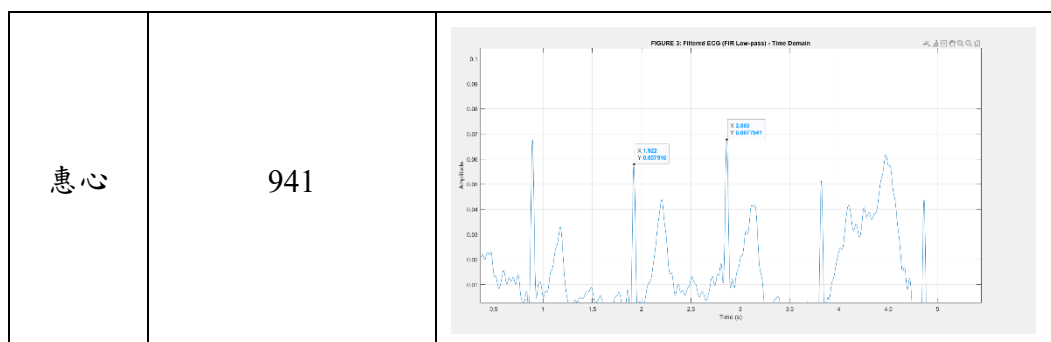
甲、電壓峰值 Peak-to-peak of V_o = ?

姓名	電壓峰值(V)	
柏玚	0.253	<p>FIGURE 1: Raw ECG - Time Domain</p> <p>Amplitude</p> <p>Time (s)</p> <p>X 5.421</p> <p>Y 0.18333</p> <p>X 1.486</p> <p>Y 0.200000</p>

雅萱	0.359	
惠心	0.142	

乙、R 峰值間隔時間 = ?

姓名	R 峰值間隔時間 (ms)	
柏玆	685	
雅萱	1053	



丙、心律 =? (beat per minute)

姓名	心律(beat per minute)
柏玢	$(1/0.685)*60 = 87.59$
雅萱	$(1/1.053)*60 = 56.98$
惠心	$(1/0.941)*60 = 63.76$

團體問題：

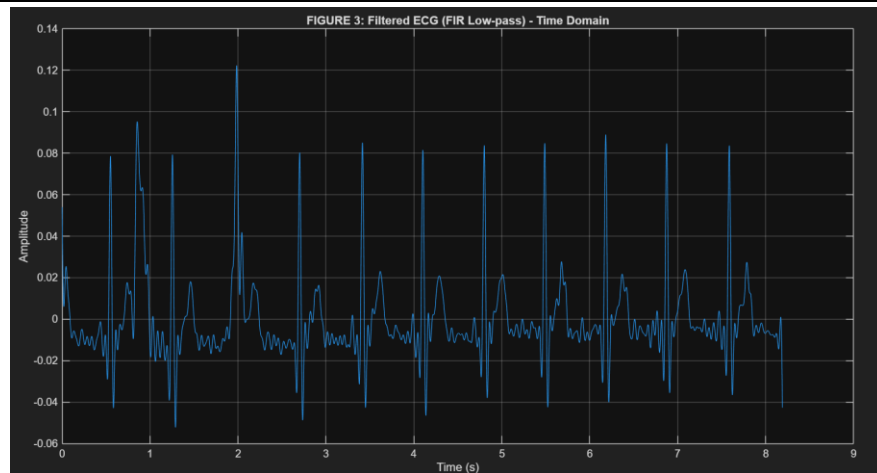
丁、(量測穩定度): 當身體或手腳稍作移動時以及身體靜止時，ECG 訊號會有什麼變化？造成的電壓改變幅度有多大？

我們分別採計三種動作：手臂在胸前上下揮動、手指重複抓握、來回踢腳。由下圖可見，在肢體有移動中，ECG 訊號的 QRS 波、P 波與 T 波特徵非常不明顯；尤其在手指抓握上，幾乎無法辨認各個波型訊號。

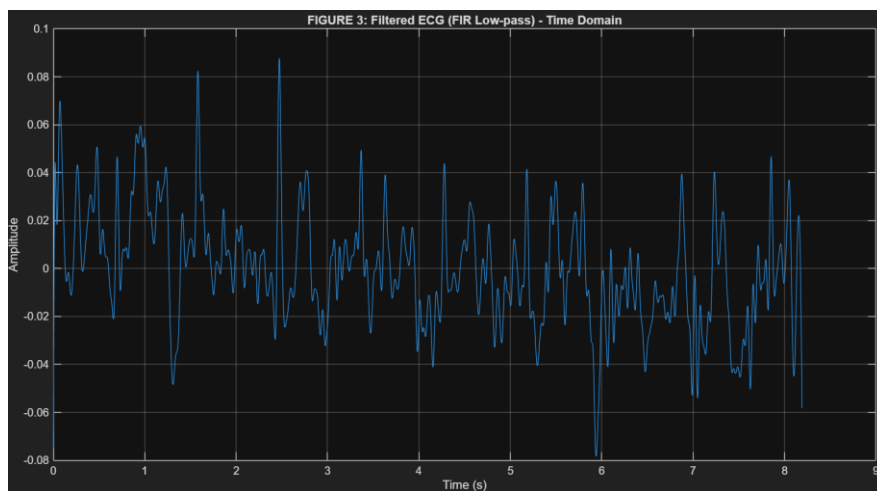
在靜止情況下，經處理後的 QRS 波峰值約為 0.08-0.12V 之間，但在其餘情況下 ecg 訊號的峰值可能只有 0.04-0.06V 之間。Ecg 訊號谷值中，來回踢腳的谷值比其他組的都大，其電壓來到 -0.2V，遠大於其他組 -0.04-0.06 之間。

動作	測量結果
----	------

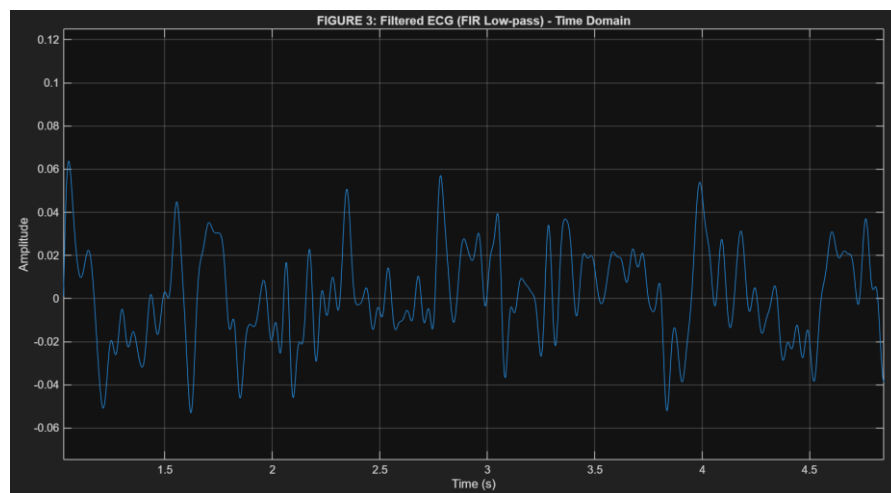
靜止



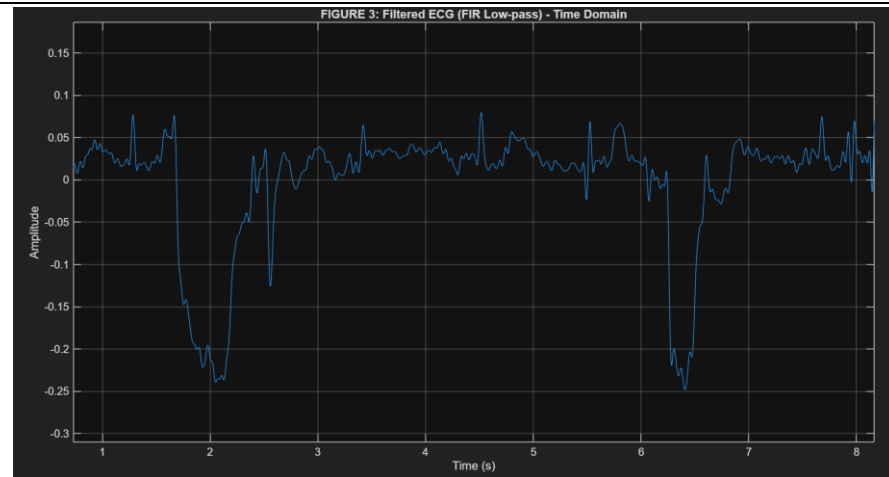
手臂在胸前
上下揮動



手指重複抓
握



來回踢腳



戊、(類比方法):將 V_o 另外外接如右圖之 RC 低通濾波器(可自行決定電阻阻值與電容大小)，觀察心電圖波形有何變化？

我們選用 106k 電阻與 0.05uF 電容，設計一個-3dB 截止頻率為 30Hz 的 RC 低通濾波器。

由下表可見，無經過低通濾波器的 FFT 頻譜在 30Hz 以上的能量大於經過 RC 低通濾波器的能量。例如在 60Hz 市電的雜訊上，兩者的能量差約為 11.63dB。

RC 低通濾波器	無低通濾波器
FFT 頻譜 	FFT 頻譜
經 DSP 轉換後 	經 DSP 轉換後

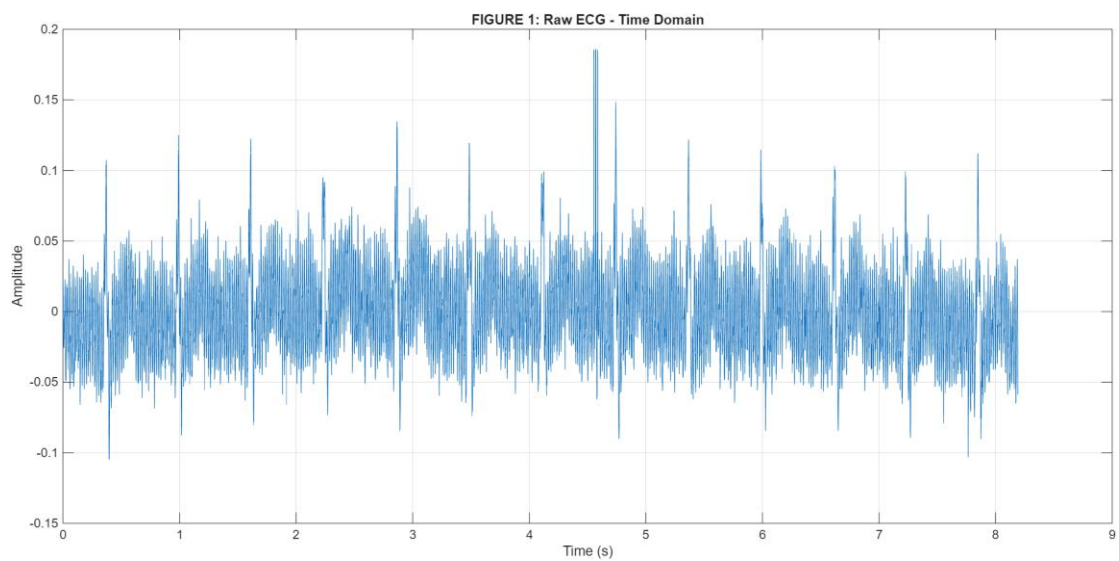
己、(數位方法 1):基於取樣率 1kHz 前提下，請設計數位濾波器，或是其他

DSP 方法，是否對 ECG 訊號有較好之辨識度?請完整說明您所採用之所有 DSP 處理之流程以及結果。

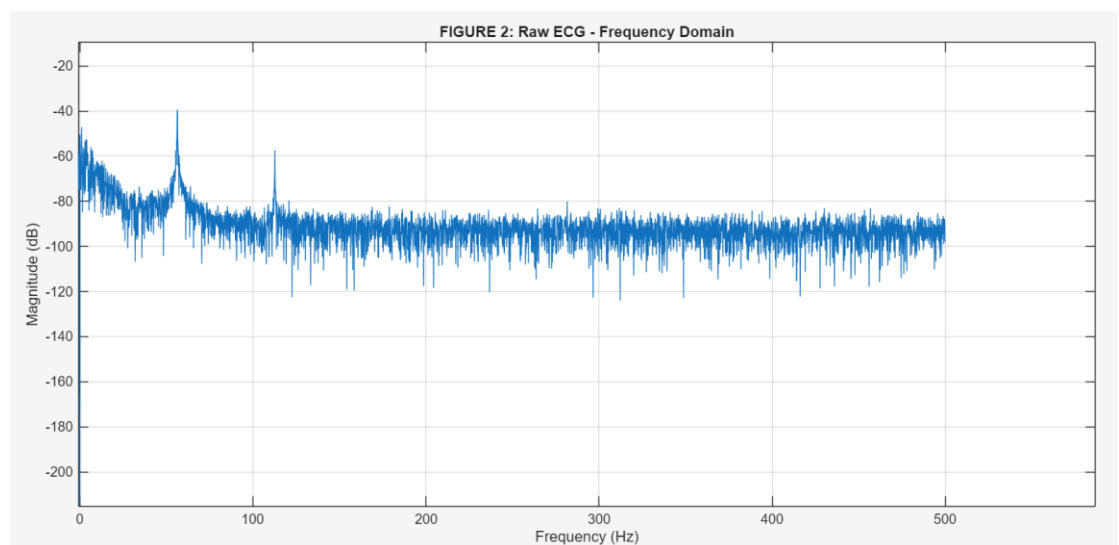
我們分別設計並比較三種數位濾波器：原始訊號濾除 DC 直流、FIR low pass filter、Wavelet transform。

A. Raw signal (減去 DC component)

將 raw signal 減去整個訊號的平均 (DC component)，可見幾乎看不到 ECG 波型，都被 noise 淹沒了。從 FFT 中也可觀察到在 60 Hz 附近有很嚴重的 powerline noise。



ECG 原始訊號(Time domain)



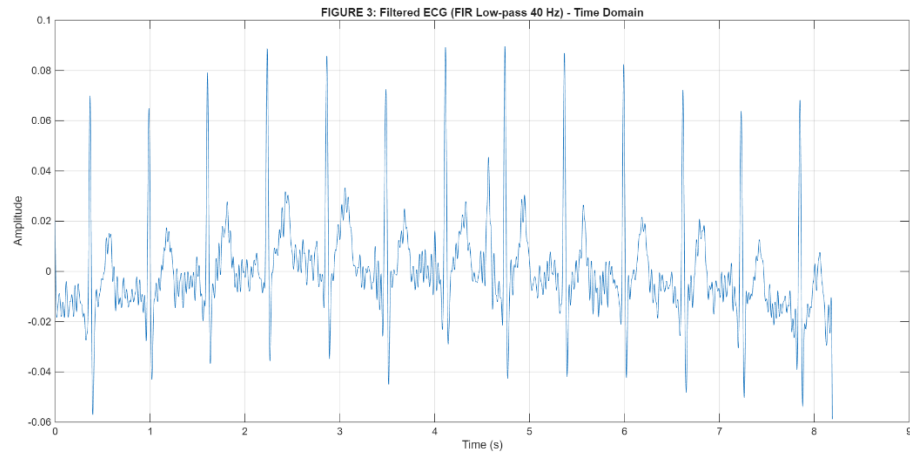
ECG 原始訊號(Frequency domain)

B. [Method 1] 單純使用 FIR low pass filter

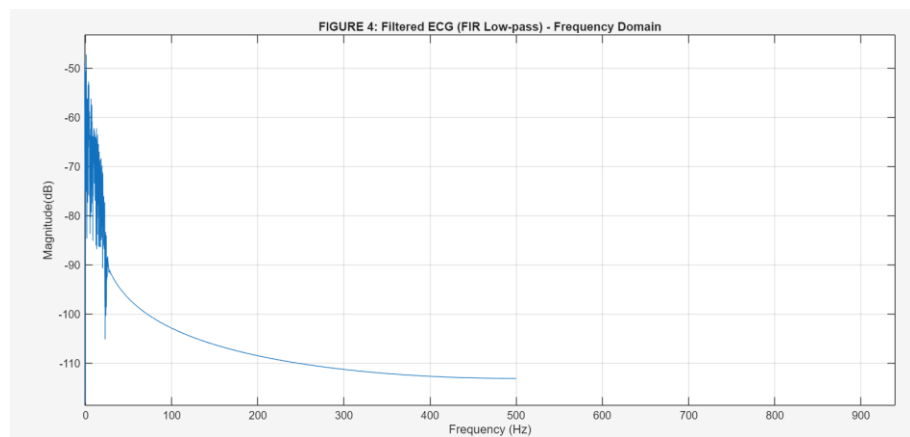
在 FIR low pass filter 設計上，cutoff frequency 為 40 Hz，order 為 200 階。

經處理過後的波型，雖然可大致辨認 QRS complex、T 波等，但還是有很多 noise，仍影響臨床上的判讀。

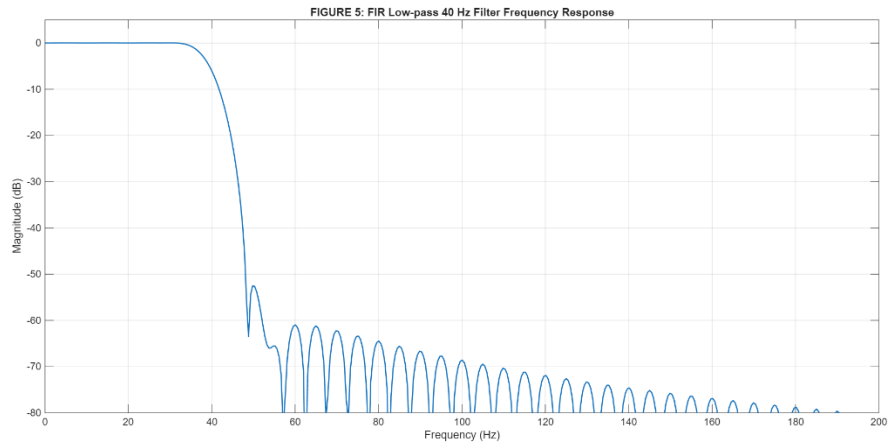
在 FFT 頻譜中，則可見 60Hz 雜訊已被大幅過濾了。



經 FIR LPF 處理的 ECG 訊號(Time domain)

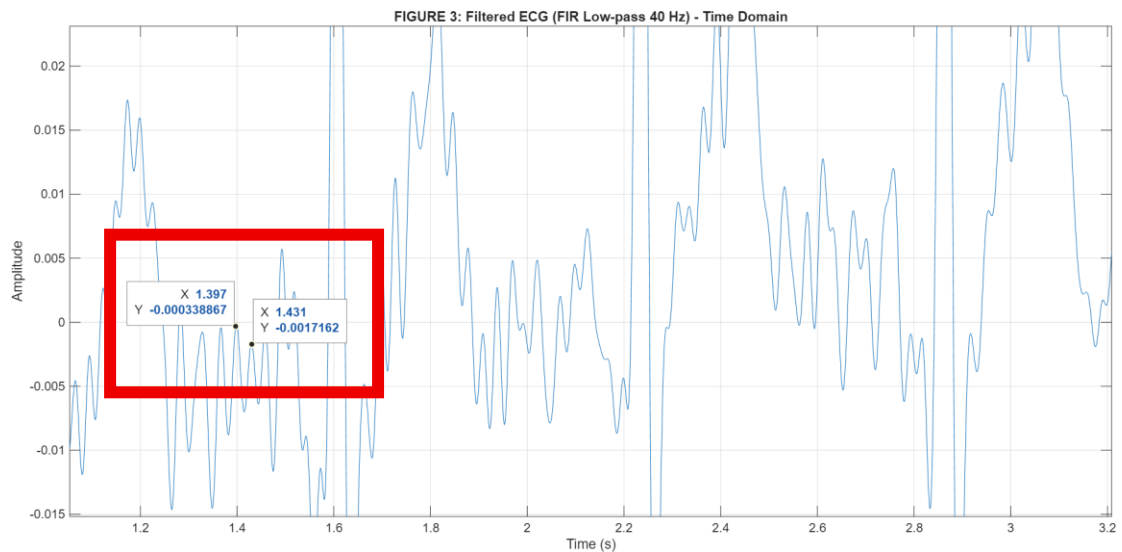


經 FIR LPF 處理的 ECG 訊號(Frequency domain)



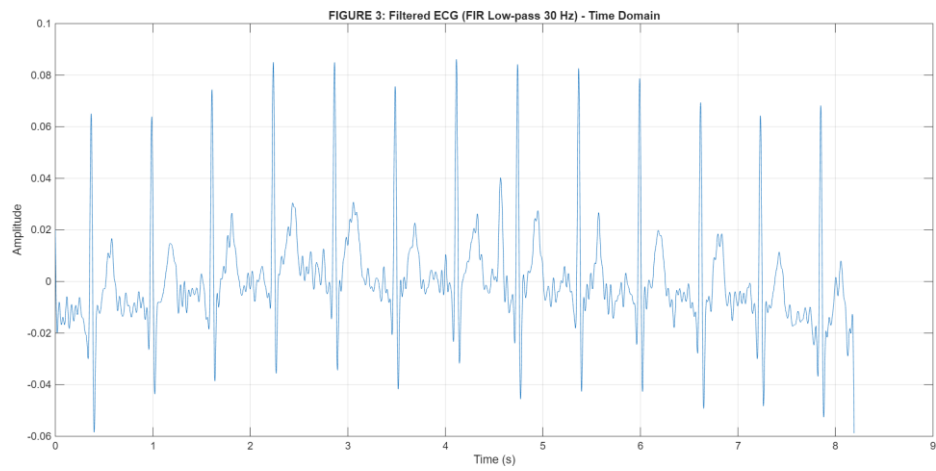
此濾波器的頻率響應

我們將經過低通濾波之後的波型放大來看如下圖， noise 部分的 peak to peak 時間是 $1.431 - 1.397 = 0.034$ 秒，也就是大約 29.5 Hz。

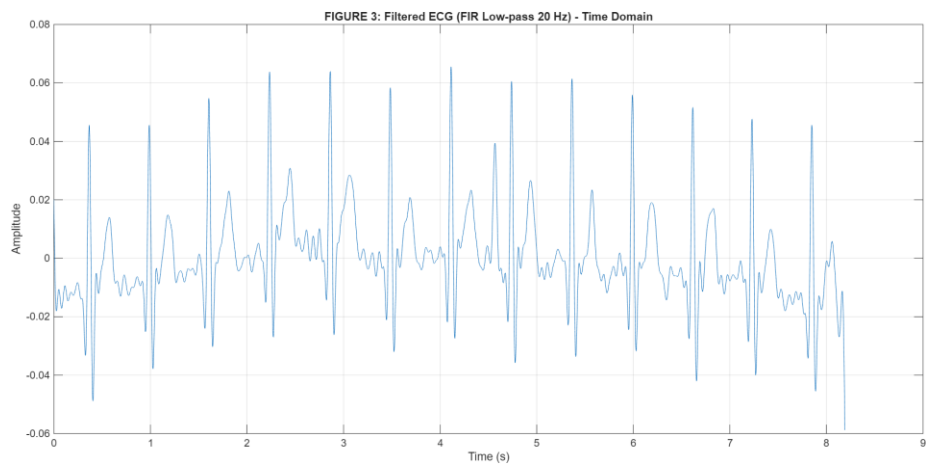


為了觀察降低截止頻率與輸出波形的關係，以下分別使用更低的截止頻率的低通濾波器。截止頻率分別為 30 Hz、20 Hz、15 Hz。

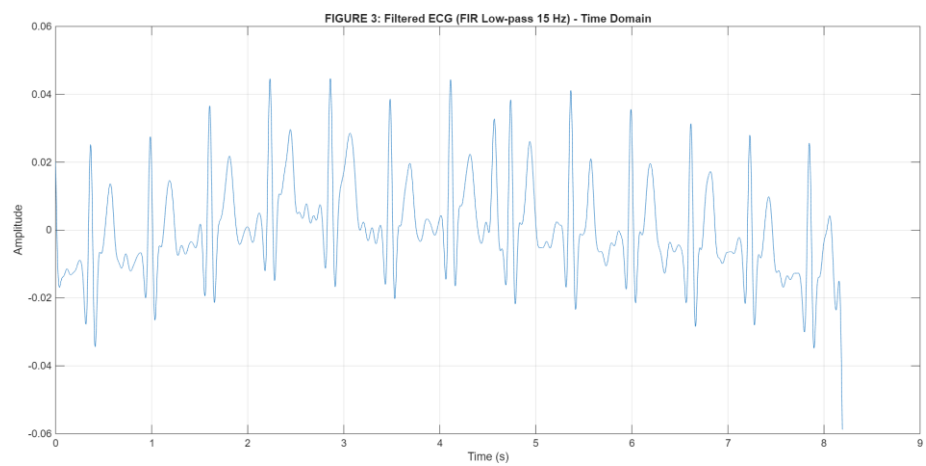
可以看到隨著截止頻率越來越低，波型就越平滑。然而我們想看的生理資訊，例如 QRS complex 的高度，也受到影響。在醫學上，QRS complex 的高度是評估某些疾病的依據，所以雖然這樣 filter 掉雜訊，但同時也損害了生理資訊，影響診斷的正確性。



Cut off frequency=30Hz



Cut off frequency=20Hz



Cut off frequency=15Hz

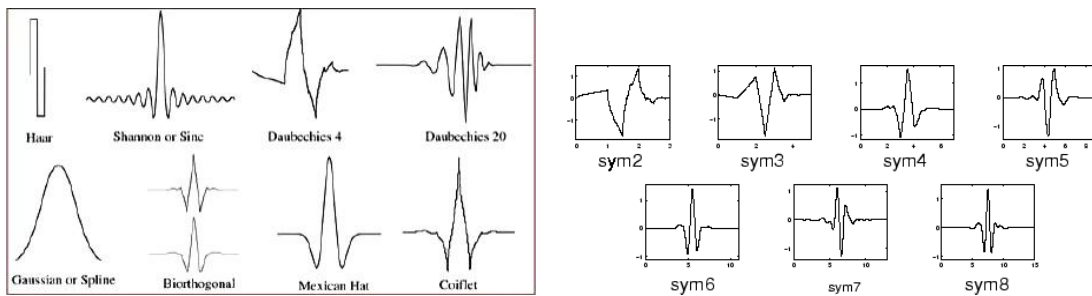
結論是我們所需要的生理資訊跟 noise 的頻率是分不開的，單純的使用 Fourier based 的方法很難兼顧 noise 和生理資訊。

C. [Method 2] 使用 Wavelet transform

在上個方法中，我們發現僅使用 Fourier based 的方法很難兼顧 noise 和生理資訊，故我們基於 Wavelet transform 再次設計濾波器。

Wavelet transform 簡介

小波轉換（Wavelet Transform）是一種同時在時間域（time domain）與頻率域（frequency domain）分析訊號的方法。它利用可伸縮、可平移的「母小波（mother wavelet）」作為基底，將訊號分解成不同的尺度（scales）或頻帶（frequency bands），以觀察訊號在不同時間與頻率下的特徵。



以上為不同的 wavelet，我們這次使用的是 sym4，常用於處理 ECG 訊號

圖片來源: <https://www.continuummechanics.org/wavelets.html>

以下為 Wavelet transform formula：

$$\Psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)$$

以下為 Wavelet denoising 的流程：

1. 分解（Decomposition）Multi-resolution analysis 先用低、高通濾波器分出各層頻帶的係數，再與經過 shift 和 scaling 的 basis function 卷積。
2. 閾值化（Thresholding）：對細節係數做閾值化去除雜訊
3. 重建（Reconstruction）：由各層反向合成重建出乾淨的訊號。

為何 Wavelet transform 適合處理 ECG 訊號？

1. 心電圖（Electrocardiogram, ECG）是一種 non-stationary signal，其頻率成分會隨時間變化。

傅立葉轉換（Fourier Transform）假設訊號在整個時間窗內是平穩且週期性

的，因此只能提供整體的 頻率譜 (global frequency spectrum)，無法指出特定頻率成分「在什麼時間」出現。

而 Wavelet Transform 有時間區域化 (time localization) 的能力，能觀察訊號中發生的瞬時事件 (transient events)，例如 ECG 中短暫出現的 QRS 波群。

2. Adaptive thresholding

Low pass filter 需要人工設定固定的 截止頻率 (cutoff frequency)。一旦決定要濾除某一頻段，該頻段在所有時間點都會被去除，即使在某些時間該頻帶中包含有用的生理訊號也會一併損失。

實際上，雜訊通常在特定頻段中呈現連續的背景成分，而真正的生理訊號雖然位於相同頻段，但在時間上是稀疏的 (sparse in time)，且振幅較大。

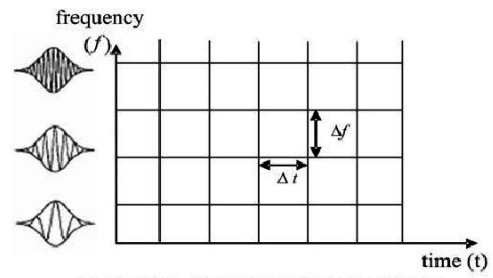
Wavelet Transform 可在每個尺度 (即不同的 frequency band) 上對係數進行閾值化 (thresholding)：將低於閾值的係數設為零，以抑制背景噪音，同時保留訊號中顯著的峰值。

因此，Wavelet Transform 能有效去除該頻段的背景雜訊，而不影響生理訊號的強度與形狀。

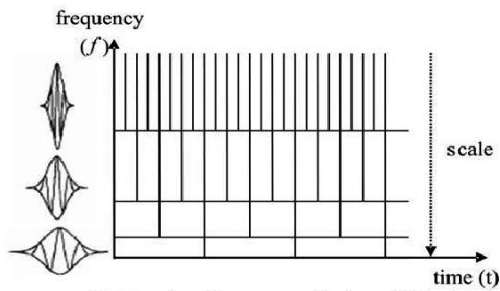
3. multi-resolution 的特性

Short-Time Fourier Transform (STFT) 可以在不同時間觀察各頻率的能量，但其時間解析度 (time resolution) 與頻率解析度 (frequency resolution) 之間存在無法兼得的權衡。

Wavelet transform 的基底小波 (basis wavelet) 會隨 time scale 伸縮：高頻成分使用較短的時間窗 (time window)，以獲得良好的時間解析度；低頻成分則使用較長的時間窗，以獲得更好的頻率解析度。這種可變解析度的特性，使小波轉換特別適合分析像 ECG 這類非平穩且多時間尺度 (multi-time-scale) 的生物醫學訊號。



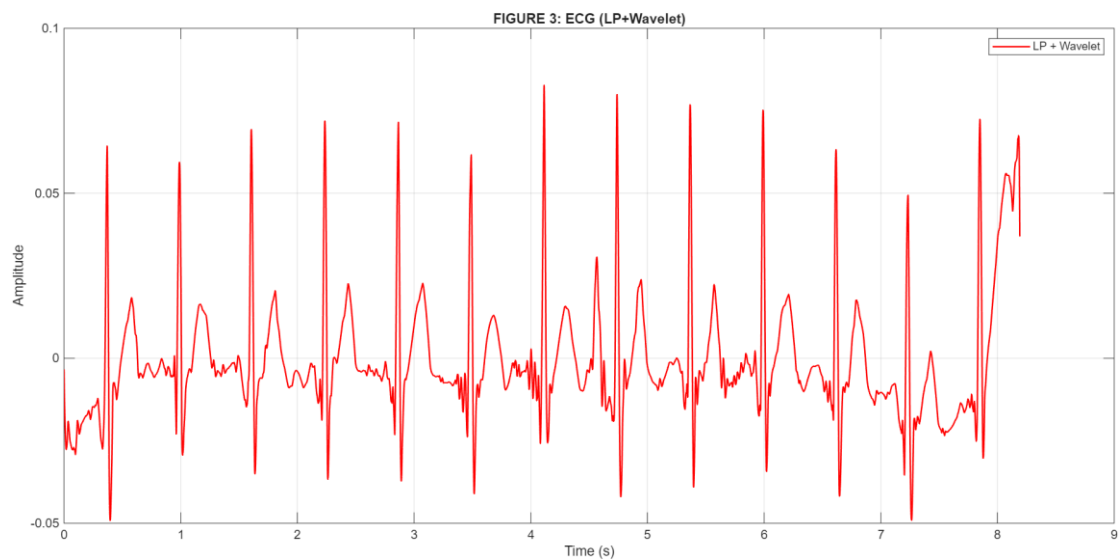
(a) The time-frequency window of STFT



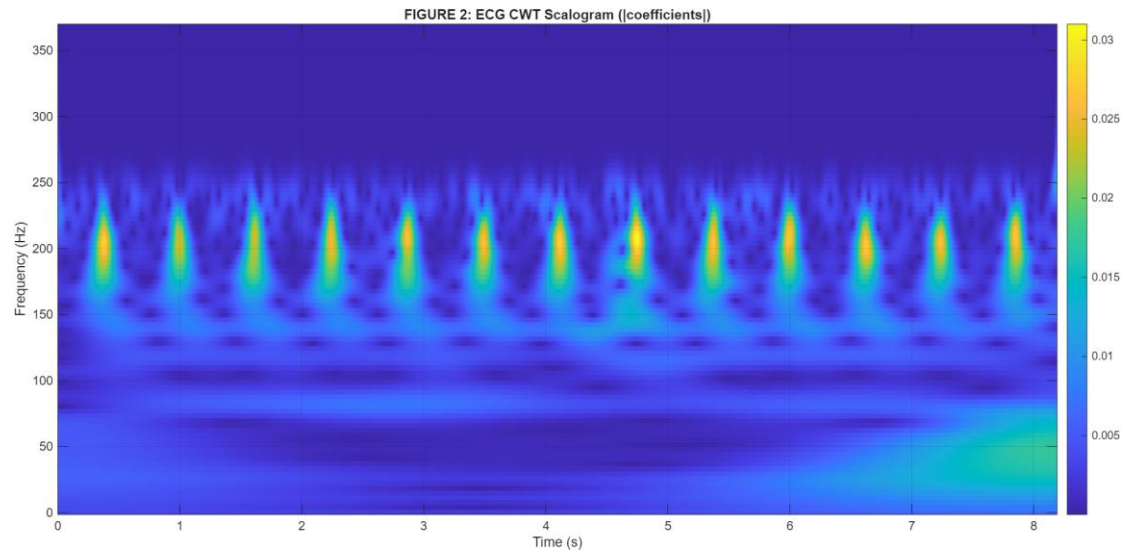
(b) The time-frequency window of Wavelet

上圖顯示 wavelet transform 可以在不同的頻段有不同的 time resolution

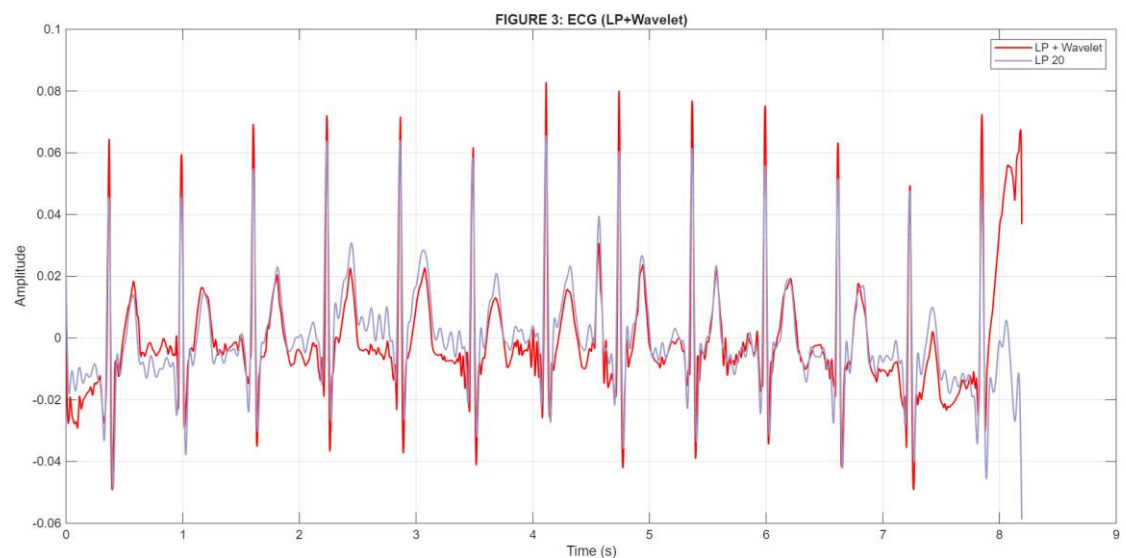
圖片來源: He, Haibo & Shen, Xiaoping & Starzyk, Janusz. (2009). Power quality disturbances analysis based on EDMRA method. International Journal of Electrical Power & Energy Systems. 31. 258-268. 10.1016/j.ijepes.2009.03.017.



上圖為先經過 40 Hz low pass filter 再經過 Wavelet denoising 得到的波型



上圖為 Continuous Wavelet Transform 的時頻圖，可以看到有些頻率成分會隨心跳週期有強度的改變



上圖紫色訊號為使用 Low pass filter (cut-off frequency = 20 Hz)，紅色為使用 Low pass filter (cut-off frequency = 40 Hz) 再使用 wavelet transaform，差異討論如下：

1. 雖然看似平滑程度差不多，但使用 wavelet denoising 更能保留原始的 QRS 高度。
2. 紫色(使用 20Hz LPF 濾波)有較多 noise 震盪，wavelet denoising 可以將 noise 濾的更乾淨。

3. Wavelet 對於 baseline drift 的修正較佳。

庚、(數位方法 2): 上述為可視為 oversampling (取樣率 \gg Nyquist rate)，請試試看數位方式的 **downsampling** (也就是降低取樣率)，您會將 downsampling factor 設計為何？並重複上述數位方法 1 之流程 (因取樣率不一樣，濾波器需要重新設計)，可參考附件兩種不同的 downsampling 方法，亦請討論兩種不同方法之優劣。

由於 ECG 訊號大概落在 0.7Hz-30Hz 之間，nyquist rate = $30 \times 2 = 60\text{Hz}$ ，故我們將 downsampling factor 設計成 4、取樣率設定在 $1000/4 = 250\text{ Hz}$ 。

我們分別設計兩種方法：

A. 按整數倍降低採樣率

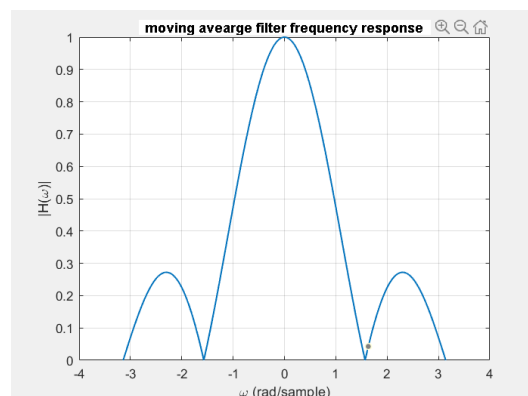
在 downsampling 前，我們必須先做 prefiltering 來確保沒有超過 $250/2 = 125\text{Hz}$ 的訊號，以避免 aliasing。

此方法的優點是頻帶保真最好，只要 anti-alias 濾波器設計得當，能最大化保留低頻 (0.7–30 Hz) 的 ECG 成分，同時阻擋大於 Nyquist rat 的高頻訊號，混疊最小。缺點則是需要額外設計 prefilter 的 lowpass filter。

B. 使用 Moving Average Filter

以下為 block 的大小為 N 的 Moving Average Filter Frequency Response：

$$|H(\omega)| = \frac{1}{N} \left| \frac{\sin\left(\frac{\omega N}{2}\right)}{\sin\left(\frac{\omega}{2}\right)} \right|$$



從圖中可以發現第一個旁瓣 (sidelobe) 只有約 -13 dB，這代表對於高頻雜音的抑制表現較差，SNR 可能會較低。

Moving Average Filter 的優點是不用再額外做 prefiltering，但缺點是 SNR 比較不好。

辛、討論類比處理與數位處理之間差異。

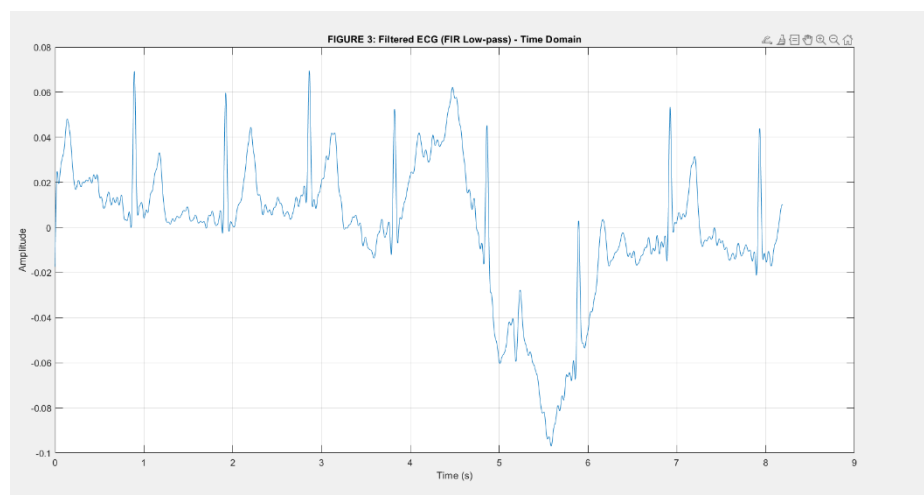
我們本次使用的類比 RC 低通濾波器為一階濾波器，在濾除上只有 20dB/decade，對於高頻雜音的抑制表現不是很足夠。若要設計更高階的類比濾波器則又要增加電路設計的複雜度。

而使用數位濾波器，則可輕鬆實踐更高階的濾波器，讓頻率響應截止頻率更陡峭，可達到比較好的濾波效果。

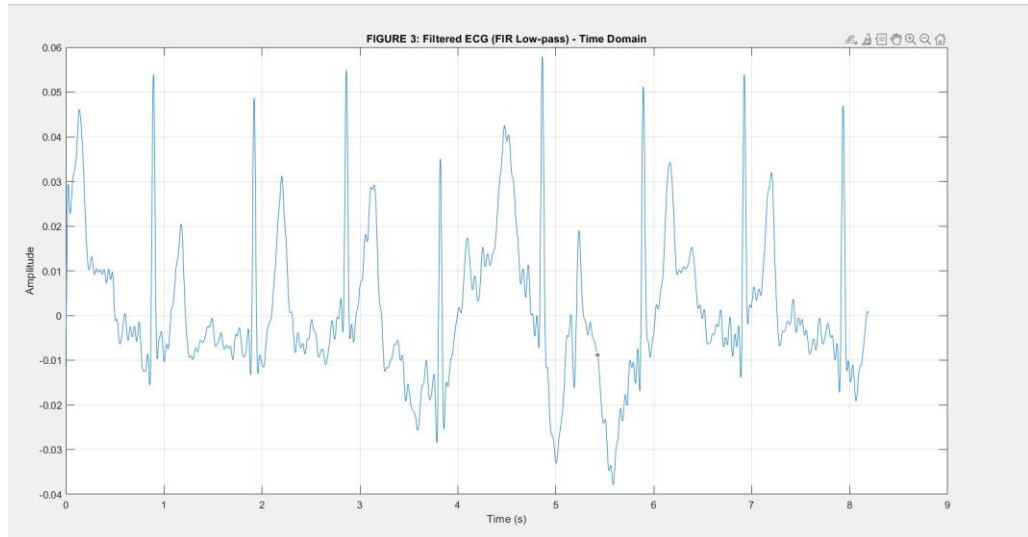
壬、觀察一下 ECG 波形是否有 drift (i.e., baseline 非為 1.65V)，如有，能否用數位方式解決此問題? (hint: 可以用 DSP 解決，或是任何 drift correction 方式)

Base Line Drift 其實是極低頻的雜訊，故我們選使 cutoff frequency = 0.5Hz 的高通濾波器來濾掉低頻的雜訊，藉此解決 ECG 訊號的 drift。

由下圖可見，經由 HPF 的訊號 Base line Drift 的狀況有明顯改善。



Before HPF



After HPF

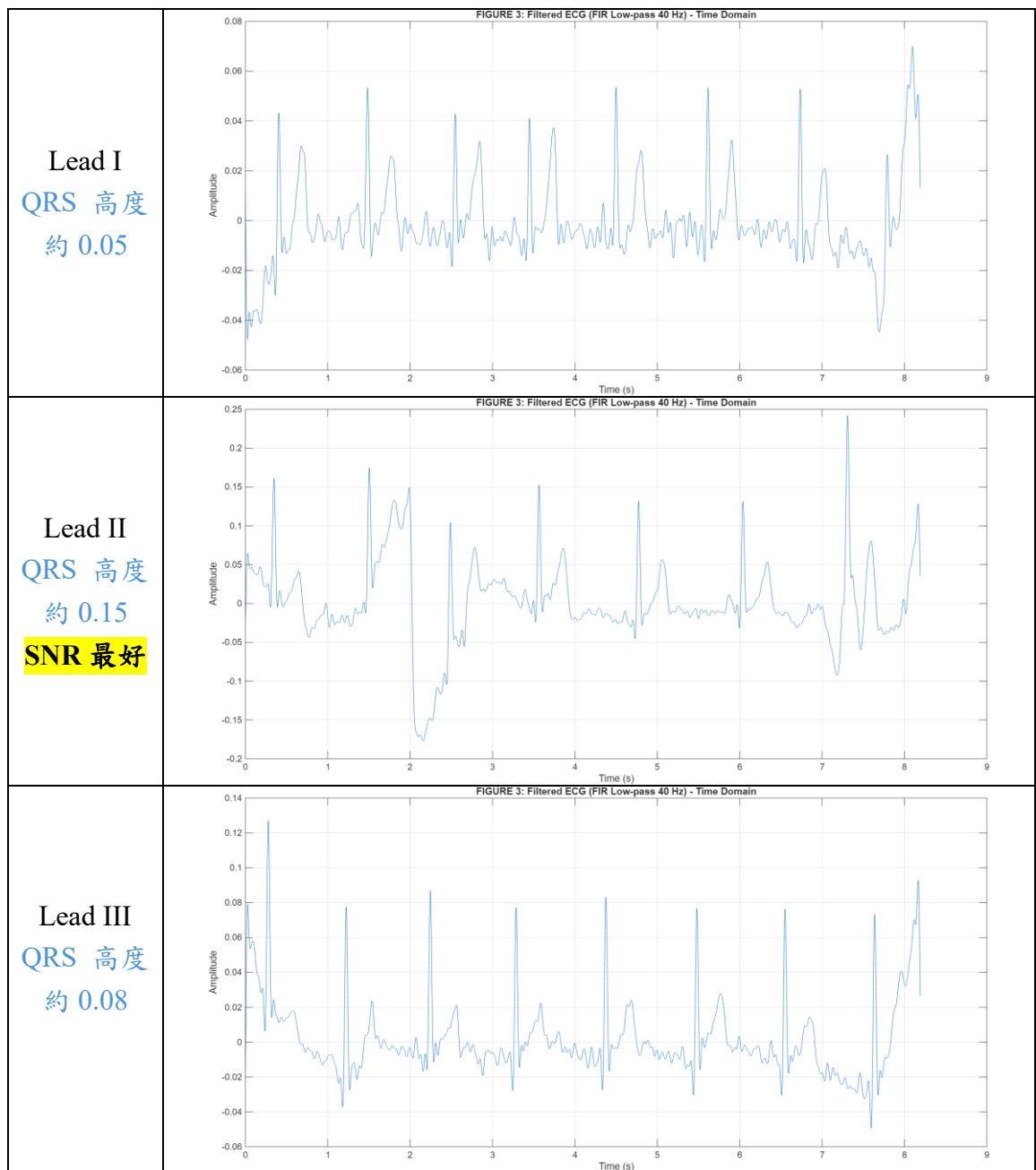
癸、當所欲量測的生理信號頻譜跟 60Hz 的干擾有所重疊時，該如何解決這個問題？如您無此問題，不需要解決，但還是需要討論可能的解決方法。(hint: 也就是 60Hz 干擾要如何消除)

因為 ECG 所涵蓋資訊的頻率範圍約為 0.5~40 Hz，所以我們在這次實驗中可以直接用 notch 或是 low pass filter。然而，若以後要量測其他種類的生理訊號，而其涵蓋資訊的頻率範圍包含 60 Hz，則可以使用 wavelet transform 或是 Short Time Fourier Transform 將時間局部的頻率變化分離出來，在盡可能對原始訊號影響小下，將雜訊抑制掉。

11、闡述 oversampling (i.e., sampling rate \gg Nyquist rate) 之優缺點。(hint: 可比較上一頁投影片數位方法 1 與數位方法 2 之優缺點)

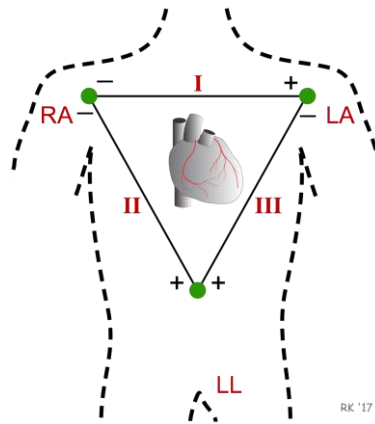
優點	抗混疊 (anti-alias) 更容易 可以透過 downsampling 取平均來提升 SNR 時間解析度較高
缺點	計算功耗、資料量上升

12、本實驗採用 Lead I 方式，是否其他 Lead II or III 方式較優？可自由發揮討論。



上表格分別為 Lead I, II, III 導程的訊號

以下為三個導程的方向向量示意圖：



圖片來源: <https://cvphysiology.com/arrhythmias/a013a>

心臟的電活動傳導方向為右上至左下，而 Lead II 幾乎與心臟平均電軸（mean electrical axis，約 $+59^\circ$ ）平行，因此它通常能捕捉到最大振幅的 P 波、QRS 波群與 T 波。在我們實際測量結果當中也可以發現到，Lead II 量測出來的 QRS 波高度最高，與 noise 的高度差異最大，SNR 最好。在臨床監測中如果只能選擇一個導程，幾乎都選 Lead II。

Reference: <https://dsp.stackexchange.com/questions/9966/what-is-the-cut-off-frequency-of-a-moving-average-filter>