



逢甲大學學生報告 ePaper

凹陷濾波器與梳形濾波器的設計與驗證

Design and Verification of Notch Filter and Comb Filter

作者：葉承韋

系級：自控三甲

學號：D0713878

開課老師：林育德

課程名稱：生醫訊號處理

開課系所：自動控制工程學系

開課學年：109 學年度 第二學期

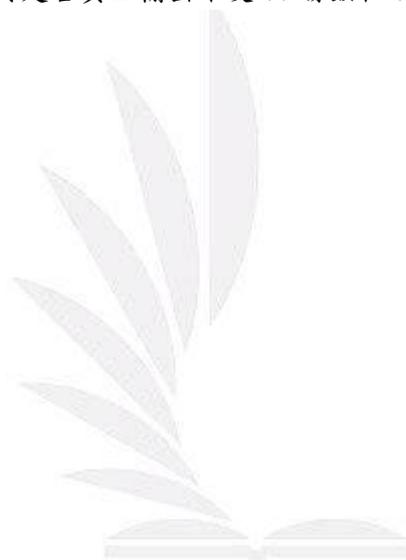


中文摘要

程式之發展足以讓人類完成許多錯綜複雜以及反覆之演算，許多演算之能力是我們無法理用紙筆進行，必須仰賴程式完成，甚至許多生物醫學當中的生理訊號的處理更是如此，像是：生理電訊號、生理機械訊號、聲音訊號…等，是完全無法紙上談兵的，因此突顯出程之重要性。

本課程當中之生理訊號之濾波，即為利用心電訊號，利用程式的輔助將完整訊號讀入，並將 60 赫茲干擾的訊號經過設計濾波器，並利用程式所繪製之訊號驗證是否確實將干擾訊號消除之特性之目的。

利用老師已放在 iLearn 上受到 60 Hz 干擾的心電圖信號，將之輸入四種不同濾波器包括凹陷濾波器(notch filter)、梳型濾波器(comb filter)以及分別加上加強型的濾波器(Shanks's filter)當中，先計算出四個不同濾波器輸入及輸出之間的差分方程式，再利用程式濾波器功能驗證其是否真正輸出不受 60 赫茲和 60 赫茲之基數倍頻的干擾的圖形之目的。



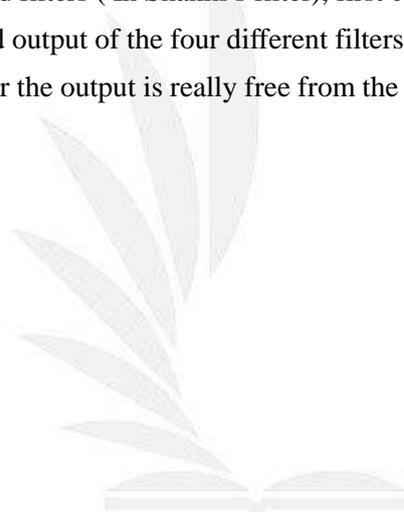
關鍵字：濾波器、凹陷濾波器、梳形濾波器

Abstract

The development of programming is sufficient for humans to complete many intricate and repetitive calculations. The ability of many calculations is that we can't use paper and pen to do it. We must rely on programming to complete. This is even true for the processing of many physiological signals in biomedicine, such as: physiological telecommunication Signals, physiological mechanical signals, sound signals, etc., are completely impossible to talk about on paper, so the importance of the journey is highlighted.

The filtering of physiological signals in this course is to use the ECG signal to read in the complete signal with the aid of the program, and pass the 60 Hz interference signal through the design filter, and use the signal drawn by the program to verify whether the interference is indeed The purpose of the characteristics of signal elimination.

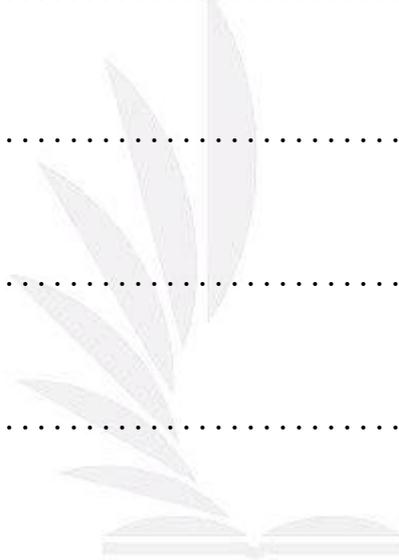
Using the electrocardiogram signal that the teacher has placed on iLearn and subjected to 60 Hz interference, input it into four different filters including notch filter, comb filter, and enhanced filters (In Shanks's filter), first calculate the difference equation between the input and output of the four different filters, and then use the program filter function to verify whether the output is really free from the interference of the 60 Hz and 60 Hz base multiples.



Keyword : Comb filters ,Filters ,Notch filters

目 次

中文摘要.....	
英文摘要.....	
目次.....	
一、研究(程式)材料.....	1
二、程式流程圖(方塊圖).....	1-2
三、詳細程式撰寫步驟說明.....	2-3
四、程式結果(問題與討論).....	3-26
五、參考文獻.....	26

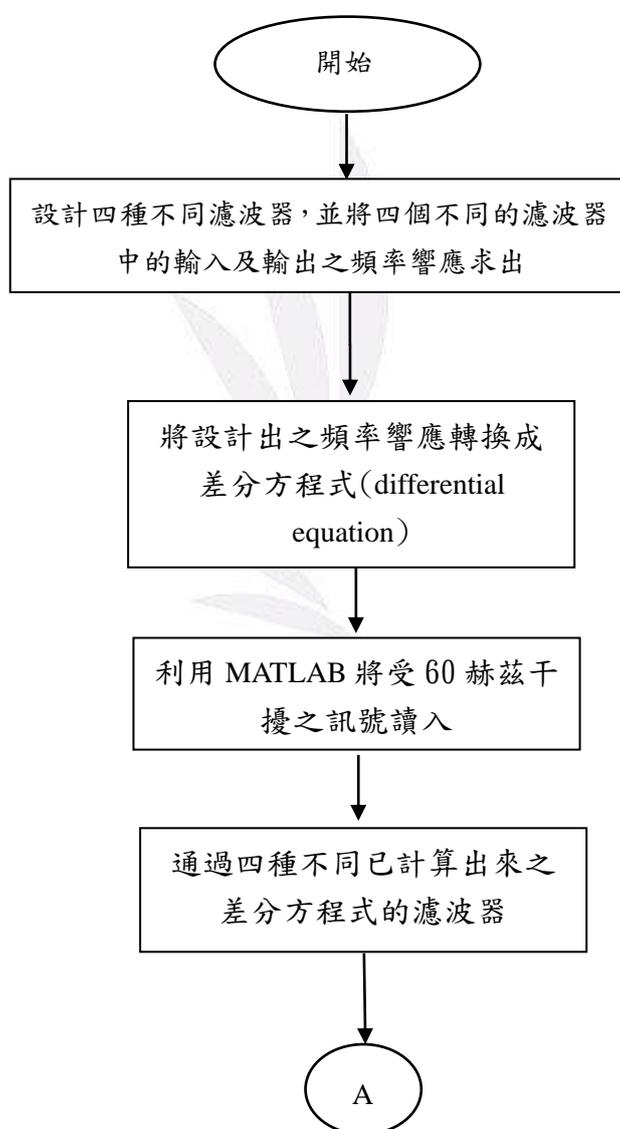


一、研究(程式)材料

本程式所使用之軟體為 MATLAB。MATLAB 主要用於數值運算，但利用為數眾多的附加工具箱，它也適合不同領域的應用，例如：影像處理、深度學習、訊號處理與分析等，為強大的繪製函數、資料、圖像模擬…等的工具。

本次程式所應用之濾波器功能非常適合用於 MATLAB 之軟體實現濾波效能，由於 Python、C 語言若要寫成濾波器稍微困難，以 MATLAB 可以簡單達到輸出目的。

二、程式流程圖(方塊圖)



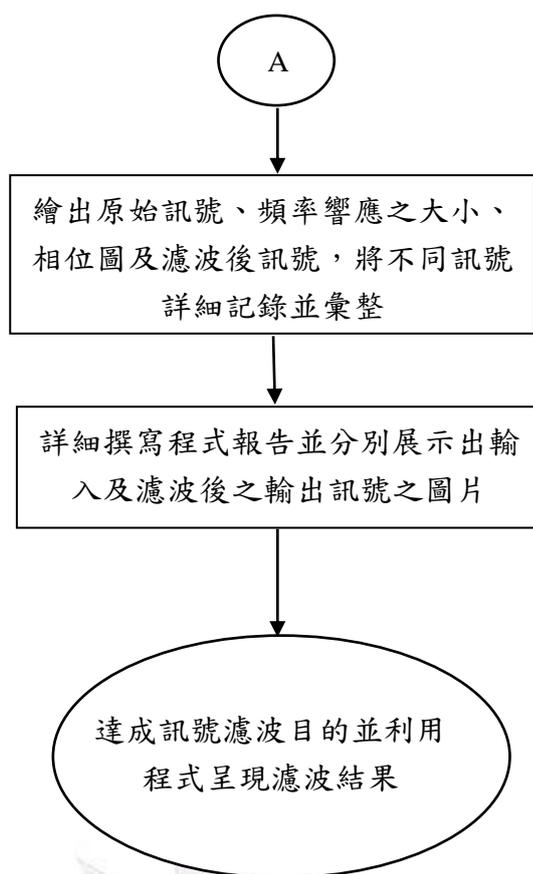


圖 1 本程式流程圖

三、詳細程式撰寫步驟說明

※(詳細 $H(Z)$ 及 differential equation 之推導過程於問題與討論中呈現)

1. 訊號讀入：

利用 MATLAB 中，讀入 txt 檔案之功能：Import Data，將記事本檔案(txt 檔)讀入 MATLAB 中，並選擇以矩陣(Matrix)為輸出形式(Output type)，最後利用 Import selection 將數據導入。利用 MATLAB 的 plot 指令繪製其訊號即得每一筆受 60 赫茲干擾的原始訊號。(可以加上橫軸、縱軸及標題之標示)

2. 繪製輸出大小之頻域響應(magnitude frequency response)：

利用

$\text{freqz}([\text{分子係數}], [\text{分母係數}], \text{取樣點數}, \text{取樣頻率})$

即可將計算出之差分方程式係數，再利用說明檔案內部之取樣頻率 500 赫茲將之呈現出頻率響應之輸出大小圖。

再利用

`plot(w,abs(h))` 橫軸為頻率，縱軸為大小

即可繪出輸出大小之頻率響應圖。

3. 繪製輸出相角之頻域響應(phase frequency response)：

利用

`freqz([分母係數],[分子係數],取樣點數,取樣頻率)`

即可將計算出之差分方程式係數，再利用說明檔案內部之取樣頻率500赫茲將之呈現出頻率響應之輸出相位圖。

再利用

`plot(w,angle(h))` 橫軸為頻率，縱軸為角度

即可繪出輸出大小之頻率響應圖。

4. 以濾波器功能將訊號濾波並繪出其訊號：

利用

`y = filter([分母係數],[分子係數],取樣點數,取樣頻率)`

即可將計算出之差分方程式係數經過濾波後的訊號得出。

再利用

`plot(y)` (y為filter result) 橫軸為時間，縱軸為振幅

即可將濾波後函數繪出，實現濾波。

5. 繪圖及結論概要：

將上述所提及之圖，包括步驟1所說明之原始訊號，以及步驟2-4所說明之頻率響應之輸出大小、相位圖及最終濾波後之圖片將之彙整，最後於問題與討論之處將之呈現。濾波器之特性、功能及濾波後結果將於稍後說明，彙整於各小題之中。

四、程式結果

- 利用老師已放在 iLearn 上受到 60 Hz 干擾的心電圖信號其輸入信號說明如下：

ECG lead 2

量測時間：5 分鐘

sample frequency : 500 Hz

說明：(A or D)1a/(A or D)2b 的意義：1,2 為在不同座位量測，a 為三個電極量測；b 為兩個電極量測

A 離天花板（上面有電源線） 110 cm

男性 171 cm, 71 kg

D 離天花板（上面有電源線） 120 cm

女性 157 cm, 40 kg

問題與討論

※（第(1)小題到第(4)小題之 H(Z)及 differential equation 之推導統一附於第(4)小題以後）

- (1)** 利用講義第 163 頁的觀念，設計一個 **60-Hz notch filter**（假設信號的取樣頻率是 **500 Hz**）。

< Ans. > :

- 濾波器說明：

將濾波器進行正規化的動作，其低頻增益永遠保持在 1 之內，但是過了 60 赫茲濾波之處，其增益慢慢升高，因為到高频已經離零點很遠了，故其增益會變大。由此可知，高频訊號將被放大。

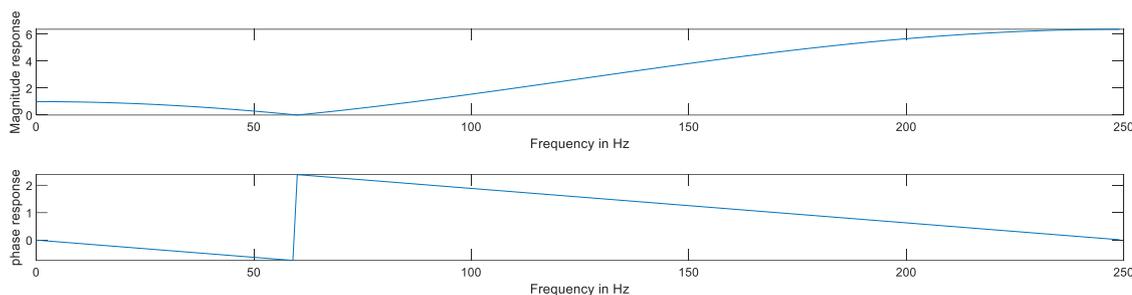


圖 2 Notch Filter

(2) 仿照講義第 147~150 Shank's recursive (IIR) filter 的觀念，在第(1)小題原先的設計中加入與零點同相角且落在單位圓內的極點，設計出另一個更陡峭的 60-Hz notch filter (同樣假設信號的取樣頻率是 500 Hz)。
($r=0.995$)

< Ans. > :

• 濾波器說明：

將第(1)小題加上課本說明 Shanks's filter 的做法，高頻訊號放大這種現象就會消失，因為零點和極點位置很接近，所以除了在零點附近受影響較大之外，其他距離零點較遠的地方，受到極點和零點的影響差不多一樣大，所以增益會差不多，且能改善高頻放大的問題！此處之 r 值(Shanks's filter 中的 r 值為濾波範圍的寬度)設定為 0.995 故由圖可知 60 赫茲處，其濾波效能趨近理想去除 60 赫茲之狀況。

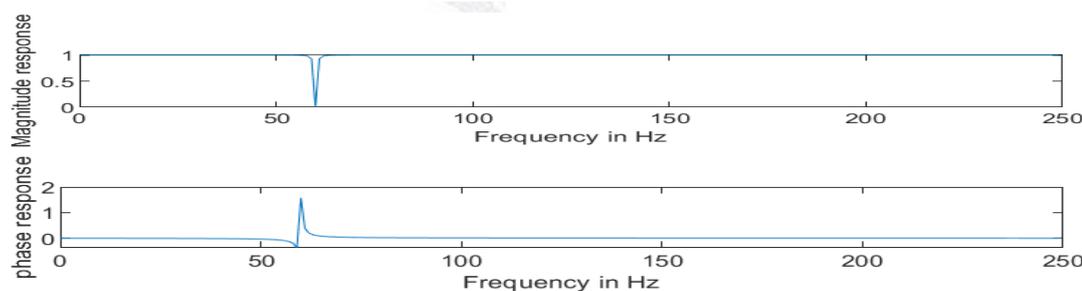


圖 3 Notch Filter 與 Shank's recursive (IIR) filter

若當 r 值設定為 0.95 或 0.9 之值，其濾波範圍會較寬(即 r 會變寬)，濾波範圍會隨著 r 值變小而變寬，當然若設定成 0.7 可能較為良好去除電源干擾之設計，由於上圖顯示 r 值設定為 0.995 時，其濾波範圍較窄，雖較接近理想狀態，但事實上良好去除干擾的濾波範圍應將 60 赫茲附近的頻率皆濾除，市電頻率為 60 赫茲(意即電源訊號干擾為 60 赫茲)，但事實上實際狀況皆有誤差，故其實應將濾波範圍應減小 r 值(即 $r \cong 0.7$ 附近)，意即能夠濾除大約 59 至 61 赫茲處之頻率，以達到最理想的去除干擾狀態。(此處說明皆為加上 Shanks's filter 的概念)

(3) 利用講義第 164 頁的觀念，設計一個基頻為 60 Hz、取樣頻率為 500 Hz 的 comb filter 。

< Ans. > :

• 濾波器說明：

將濾波器進行正規化的動作，其 180 赫茲內增益永遠保持在 1 之內，但是過了 180 赫茲濾波之處，其增益慢慢升高(有超過 1 的趨勢)，由於到高频已經離零點很遠了，故其增益會變大。梳型濾波器能夠減少凹陷濾波器當中高频放大的效果，雖然高频處仍被放大，但其放大倍率已不像前述凹陷濾波器中放大最到大約為 6 倍。

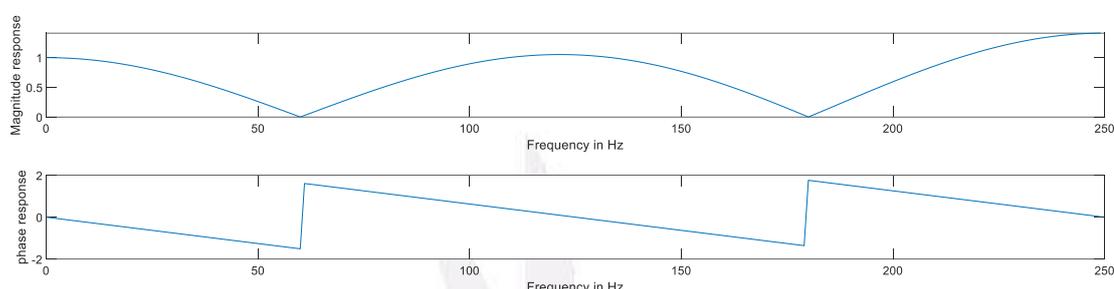


圖 4 Comb Filter

(4) 仿照講義第 147~150 Shank's recursive (IIR) filter 的觀念，在第(3)小題原先的設計中加入與零點同相角且落在單位圓內的極點，設計出另一個更陡峭的 comb filter (同樣假設基頻為 60 Hz、取樣頻率為 500 Hz)。(r=0.995)

< Ans. > :

• 濾波器說明：

將第(3)小題加上課本說明 Shanks's filter 的做法，其概念如同第(2)小題所述之結論，其能改善高频放大的問題。此處之 r 值(Shanks's filter 中的 r 值為濾波範圍的寬度)設定為 0.995 故由圖可知基頻的基數倍(即 $60 \times i$ (其中 $i = 1, 3, 5, \dots$) 赫茲)趨近理想去除市電信號之狀況。

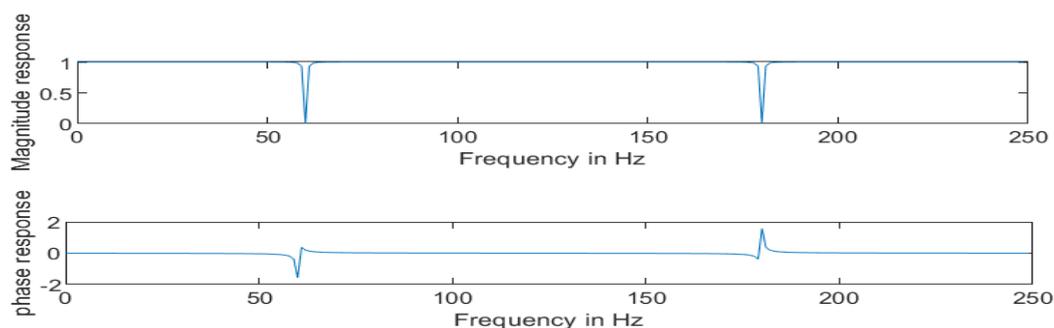


圖 5 Comb Filter 與 Shank's recursive (IIR) filter

(1) 60-Hz Notch Filter(推導)

$$f_s = 500 \text{ Hz}$$

$$\because 180^\circ : \theta = 250 \text{ Hz} : 60 \text{ Hz}$$

$$\therefore \theta = 43.2^\circ$$

$$Z_1, Z_2 = \cos 43.2^\circ + j\sin 43.2^\circ \cong 0.72897 + j0.68455 = e^{\pm j43.2^\circ}$$

得

$$\begin{aligned} H(z) &= (1 - e^{j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{-j43.2^\circ} \cdot z^{-1}) = 1 - (e^{j43.2^\circ} + e^{-j43.2^\circ}) \cdot z^{-1} + z^{-2} \\ &= 1 - 2\cos 43.2^\circ \cdot z^{-1} + z^{-2} \end{aligned}$$

$$\text{又 } H(1) = 1 - 2\cos 43.2^\circ + 1 \cong 0.54207$$

進行正規化

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{Y(z)}{X(z)} \cong \frac{1 - 1.45794 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{0.54207} \\ &\cong 1.84478 - 2.68958 \cdot z^{-1} + 1.84478 \cdot z^{-2} \end{aligned}$$

經過整理

$$Y(z) = 1.84478 \cdot X(z) - 2.68958 \cdot z^{-1} \cdot X(z) + 1.84478 \cdot z^{-2} \cdot X(z)$$

進行 Z^{-1} 得到差分方程式為：

$$y[n] = 1.84478 \cdot x[n] - 2.68958 \cdot x[n - 1] + 1.84478 \cdot x[n - 2]$$

#

(2) 60-Hz Notch Filter+Shank's Recursive (IIR) Filter(推

導)

$$f_s = 500 \text{ Hz}$$

$$\text{令 } r = 0.995$$

$$\because 180^\circ : \theta = 250 \text{ Hz} : 60 \text{ Hz}$$

$$\therefore \theta = 43.2^\circ$$

$$Z_1 \cdot Z_2 = \cos 43.2^\circ + j \sin 43.2^\circ \cong 0.72897 + j0.68455 = e^{\pm j43.2^\circ}$$

得到

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{(1 - e^{j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{-j43.2^\circ} \cdot z^{-1})}{(1 - re^{j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - re^{-j43.2^\circ} \cdot z^{-1})} \cong \frac{1 - 1.45794 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r \cos 43.2^\circ \cdot z^{-1} + r^2 z^{-2}} \\ &\cong \frac{1 - 1.45794 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.45065 \cdot z^{-1} + 0.99003 \cdot z^{-2}} \end{aligned}$$

又

$$H(1) \cong \frac{1 - 1.45794 + 1}{1 - 1.45065 + 0.99003} \cong 1.005$$

進行正規化

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{Y(z)}{X(z)} \cong \frac{1 - 1.45794 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{1.005(1 - 1.45065 \cdot z^{-1} + 0.99003 z^{-2})} \\ &\cong \frac{1 - 1.45794 \cdot z^{-1} + z^{-2}}{(1.005 - 1.4579 \cdot z^{-1} + 0.99498 \cdot z^{-2})} \end{aligned}$$

經過整理

$$\begin{aligned} 1.005 \cdot Y(z) - 1.4579 \cdot z^{-1} \cdot Y(z) + 0.99498 \cdot z^{-2} \cdot Y(z) \\ = X(z) - 1.45794 \cdot z^{-1} \cdot X(z) + z^{-2} \cdot X(z) \end{aligned}$$

進行 Z^{-1} 得到差分方程式為

音訊信號的隨機性程度測試

$$\begin{aligned} 1.005 \cdot y[n] - 1.45794 \cdot y[n - 1] + 0.99498 \cdot y[n - 2] \\ = x[n] - 1.4579 \cdot x[n - 1] + x[n - 2] \end{aligned} \quad \#$$



(3) 60-Hz Comb Filter(推導)

$$f_s = 500 \text{ Hz}$$

$$\text{基頻} = 60 \text{ Hz}$$

$$3 \text{ 倍頻} = 180 \text{ Hz}$$

$$\therefore 180^\circ : \theta = 250 \text{ Hz} : 60 \text{ Hz}$$

$$\therefore 180^\circ : \theta = 250 \text{ Hz} : 180 \text{ Hz}$$

$$\therefore \theta = 43.2^\circ, 129.6^\circ$$

$$Z_1 \cdot Z_2 = \cos 43.2^\circ + j\sin 43.2^\circ \cong 0.72897 + j0.68455 = e^{\pm j43.2^\circ}$$

$$Z_3 \cdot Z_4 = \cos 129.6^\circ + j\sin 129.6^\circ \cong -0.63742 + j0.77051 = e^{\pm j129.6^\circ}$$

得到 $H(z)$

$$= (1 - e^{j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{-j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{j129.6^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{-j129.6^\circ} \cdot z^{-1})$$

$$= (1 - 2 \cos 43.2^\circ \cdot z^{-1} + z^{-2})(1 - 2 \cos 129.6^\circ \cdot z^{-1} + z^{-2})$$

$$= (1 - 1.45794 \cdot z^{-1} + z^{-2})(1 + 1.27485 \cdot z^{-1} + z^{-2})$$

$$= 1 - 0.18309 \cdot z^{-1} + 0.14135 \cdot z^{-2} - 0.18309 \cdot z^{-3} + z^{-4}$$

$$\text{又 } H(1) \cong 1 - 0.18309 + 0.14135 - 0.18309 + 1 \cong 1.77517$$

進行正規化

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} \cong \frac{1 - 0.18309 \cdot z^{-1} + 0.14135 \cdot z^{-2} - 0.18309 \cdot z^{-3} + z^{-4}}{1.77517}$$

$$\cong 0.56333 - 0.10314 \cdot z^{-1} + 0.07963 \cdot z^{-2} \\ - 0.10314 \cdot z^{-3} + 0.56333 \cdot z^{-4}$$

經過整理

$$Y(z) = 0.56333 \cdot X(z) - 0.10314 \cdot z^{-1} \cdot X(z)$$

$$+ 0.07963 \cdot z^{-2} \cdot X(z) - 0.10314 \cdot z^{-3} \cdot X(z) + 0.56333 \cdot z^{-4} \cdot X(z)$$

進行 Z^{-1} 得到差分方程式為

$$y[n] = 0.56333 \cdot x[n] - 0.10314 \cdot x[n-1]$$

$$+ 0.07963 \cdot x[n-2] - 0.10314 \cdot x[n-3] + 0.56333 \cdot x[n-4] \quad \#$$

(4) 60-Hz Comb Filter+Shank's Recursive (IIR) Filter(推導)

$$f_s = 500 \text{ Hz}$$

$$\text{基頻} = 60 \text{ Hz}$$

$$3 \text{ 倍頻} = 180 \text{ Hz}$$

$$\therefore 180^\circ : \theta = 250 \text{ Hz} : 60 \text{ Hz}$$

$$\therefore 180^\circ : \theta = 250 \text{ Hz} : 180 \text{ Hz}$$

$$\therefore \theta = 43.2^\circ, 129.6^\circ$$

$$Z_1, Z_2 = \cos 43.2^\circ + j\sin 43.2^\circ \cong 0.72897 + j0.68455 = e^{\pm j43.2^\circ}$$

$$Z_3, Z_4 = \cos 129.6^\circ + j\sin 129.6^\circ \cong -0.63742 + j0.77051 = e^{\pm j129.6^\circ}$$

得到 $H(z)$

$$\begin{aligned} &= \frac{(1 - e^{j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{-j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{j129.6^\circ} \cdot z^{-1})(1 - e^{-j129.6^\circ} \cdot z^{-1})}{(1 - re^{j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - re^{-j43.2^\circ} \cdot z^{-1})(1 - re^{j129.6^\circ} \cdot z^{-1})(1 - re^{-j129.6^\circ} \cdot z^{-1})} \\ &\cong \frac{1 - 0.18309 \cdot z^{-1} + 0.14136 \cdot z^{-2} - 0.18309 \cdot z^{-3} + z^{-4}}{(1 - 2r \cos 43.2^\circ \cdot z^{-1} + r^2 z^{-2})(1 - 2r \cos 129.6^\circ \cdot z^{-1} + r^2 z^{-2})} \\ &\cong \frac{1 - 0.18309 \cdot z^{-1} + 0.14136 \cdot z^{-2} - 0.18309 \cdot z^{-3} + z^{-4}}{(1 - 1.45065 \cdot z^{-1} + 0.99003 \cdot z^{-2})(1 + 1.26847 \cdot z^{-1} + 0.99003 \cdot z^{-2})} \\ &\cong \frac{1 - 0.18309 \cdot z^{-1} + 0.14136 \cdot z^{-2} - 0.18309 \cdot z^{-3} + z^{-4}}{1 - 0.18217 \cdot z^{-1} + 0.13994 \cdot z^{-2} - 0.18036 \cdot z^{-3} + 0.98015 \cdot z^{-4}} \end{aligned}$$

又

$$H(1) \cong \frac{1 - 0.18309 + 0.14136 - 0.18309 + 1}{1 - 0.18217 + 0.13994 - 0.18036 + 0.98015} \cong \frac{1.77517}{1.77411} \cong 1.0006$$

進行正規化

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{Y(z)}{X(z)} \\ &\cong \frac{1 - 0.18300 \cdot z^{-1} + 0.14136 \cdot z^{-2} - 0.18309 \cdot z^{-3} + z^{-4}}{1.0006} \\ &\cong \frac{1 - 0.18217 \cdot z^{-1} + 0.13994 \cdot z^{-2} - 0.18036 \cdot z^{-3} + 0.98015 \cdot z^{-4}}{1} \end{aligned}$$

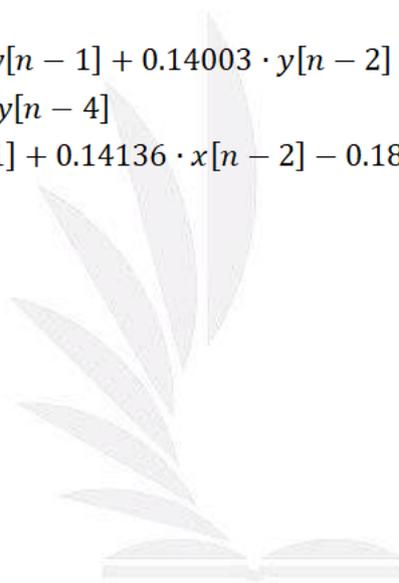
經過整理

$$\begin{aligned} & 1.0006 \cdot Y(z) - 0.18228 \cdot z^{-1} \cdot Y(z) + 0.14003 \cdot z^{-2} \cdot Y(z) - 0.18046 \cdot z^{-3} \cdot Y(z) \\ & \quad + 0.98074 \cdot z^{-4} \cdot Y(z) \\ & = X(z) - 0.18309 \cdot z^{-1} \cdot X(z) + 0.14136 \cdot z^{-2} \cdot X(z) - 0.18309 \cdot z^{-3} \\ & \quad \cdot X(z) + z^{-4} \cdot X(z) \end{aligned}$$

進行 Z^{-1} 得到差分方程式為

$$\begin{aligned} & 1.0006 \cdot y[n] - 0.18228 \cdot y[n - 1] + 0.14003 \cdot y[n - 2] - 0.18046 \cdot y[n - 3] \\ & \quad + 0.98072 \cdot y[n - 4] \\ & = x[n] - 0.18309 \cdot x[n - 1] + 0.14136 \cdot x[n - 2] - 0.18309 \cdot x[n - 3] \\ & \quad + x[n - 4] \end{aligned}$$

#



(5) 利用所設計的濾波器過濾老師已放在 iLearn 上受到 60 Hz 干擾的心電圖信號 (請呈現濾波前後的結果)。

< Ans. > :

• 60-Hz notch filter (假設信號的取樣頻率是 500 Hz) 的濾波訊號 :

頻率響應之大小及相位圖 :

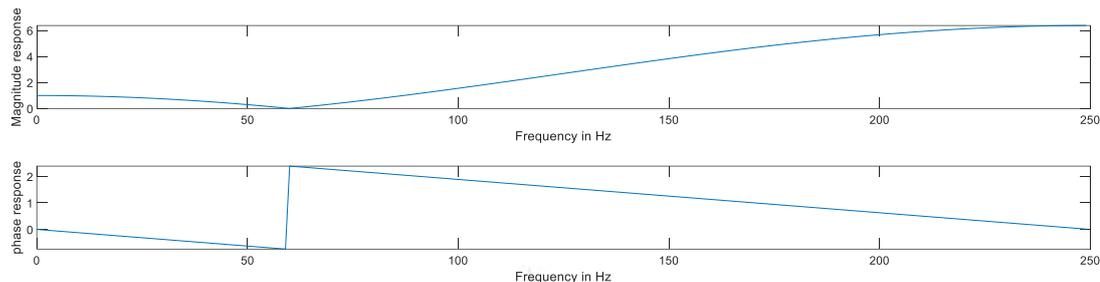


圖 6 Notch Filter 頻率響應之大小及相位圖

各訊號原始及濾波後結果如下 :

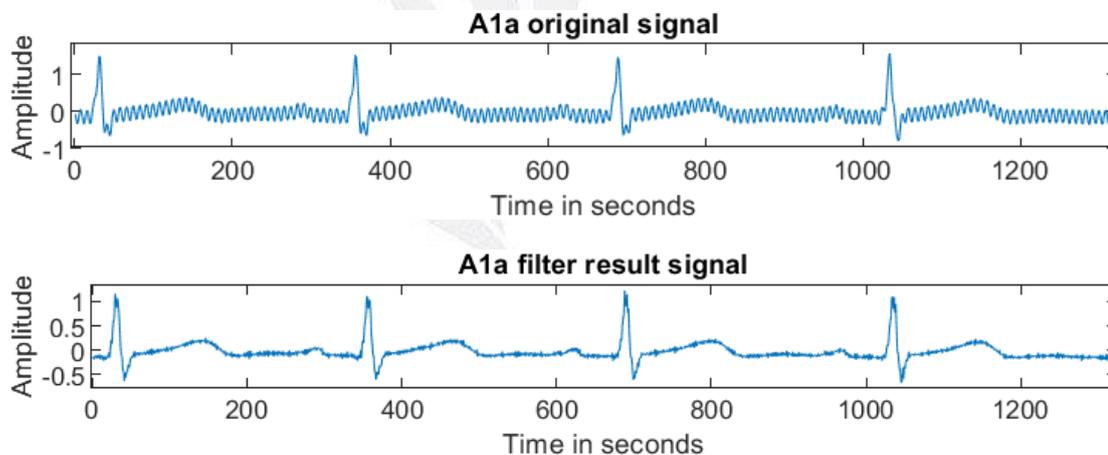


圖 7 A1a 原始及濾波後結果

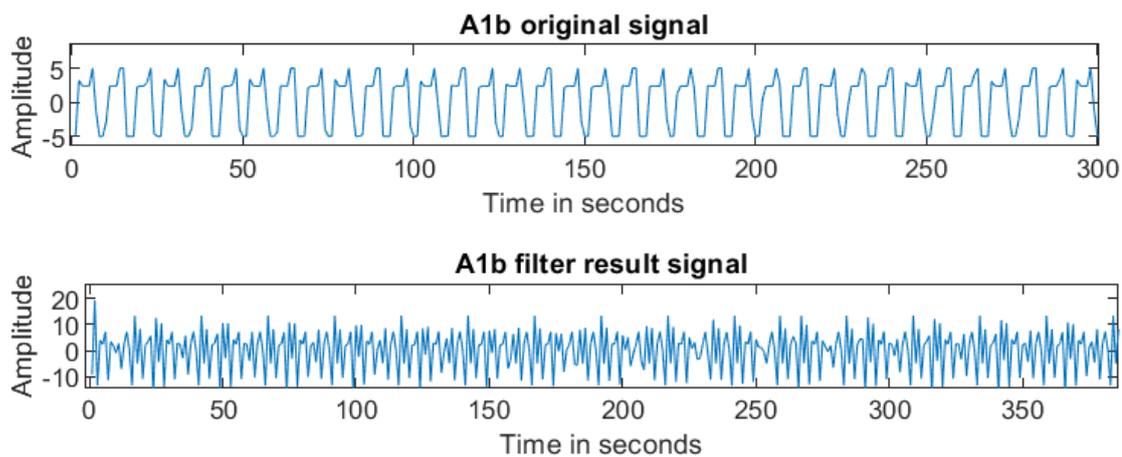


圖 8 A1b 原始及濾波後結果

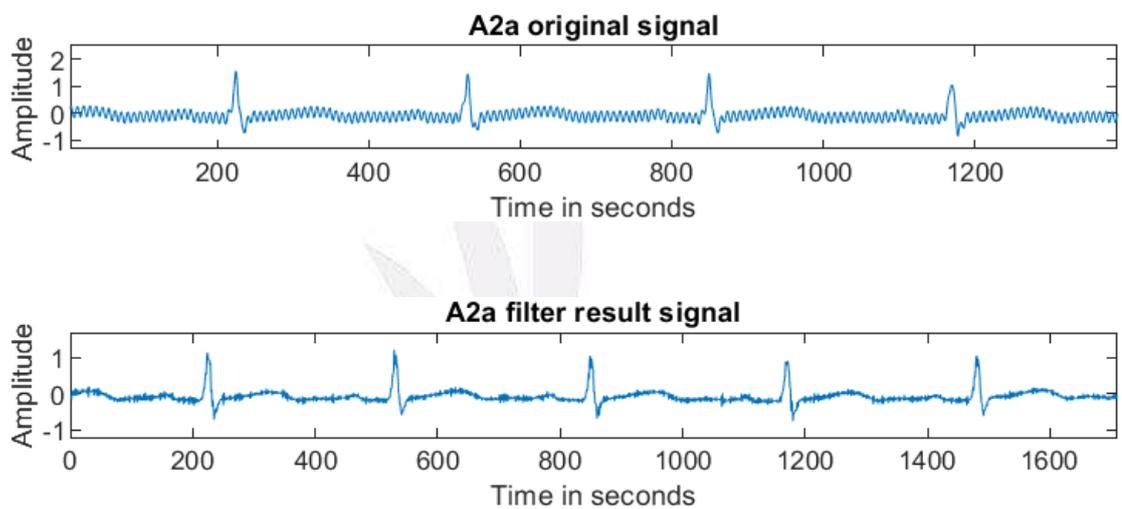


圖 9 A2a 原始及濾波後結果

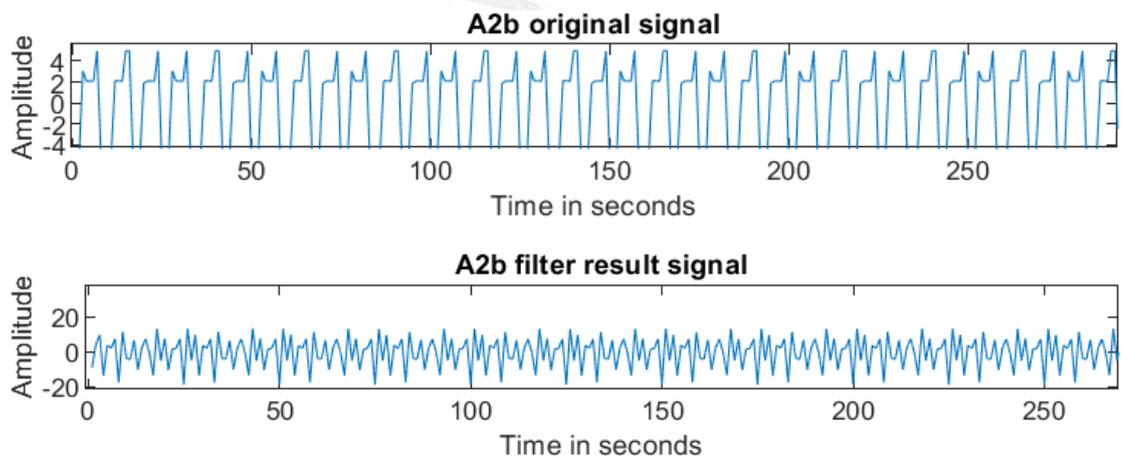


圖 10 A2b 原始及濾波後結果

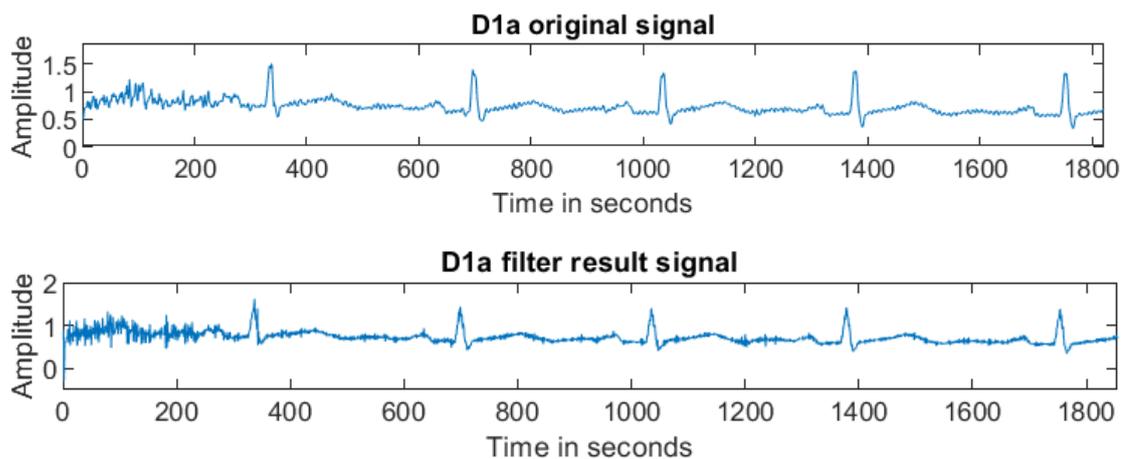


圖 11 D1a 原始及濾波後結果

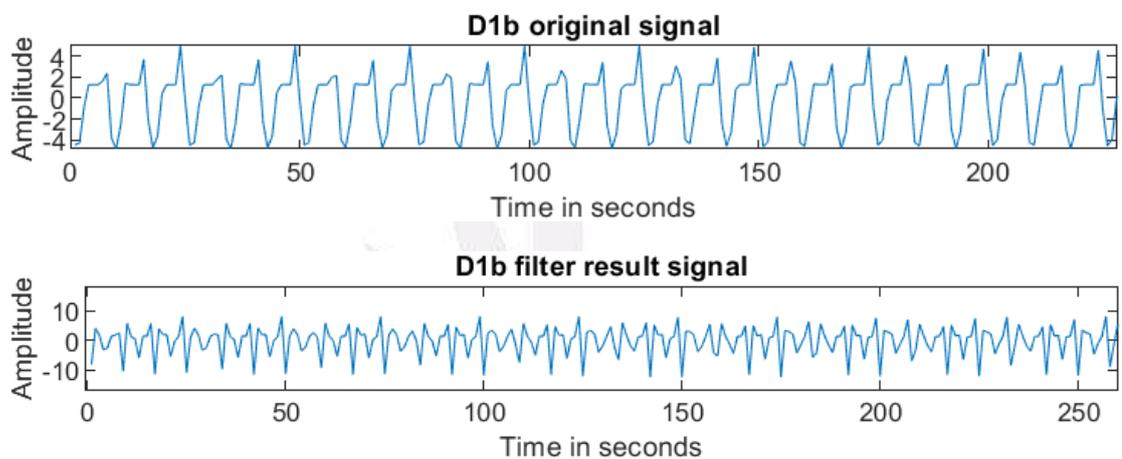


圖 12 D1b 原始及濾波後結果

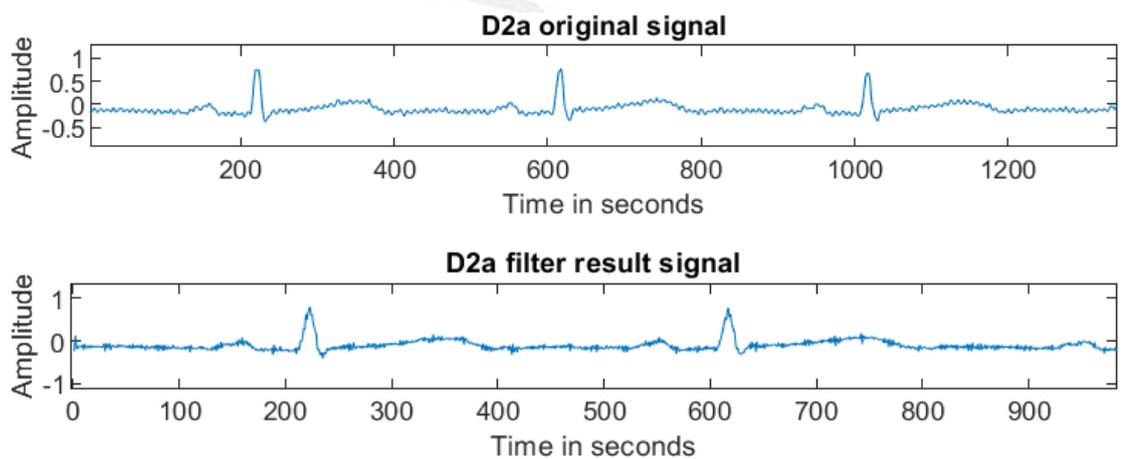


圖 13 D2a 原始及濾波後結果

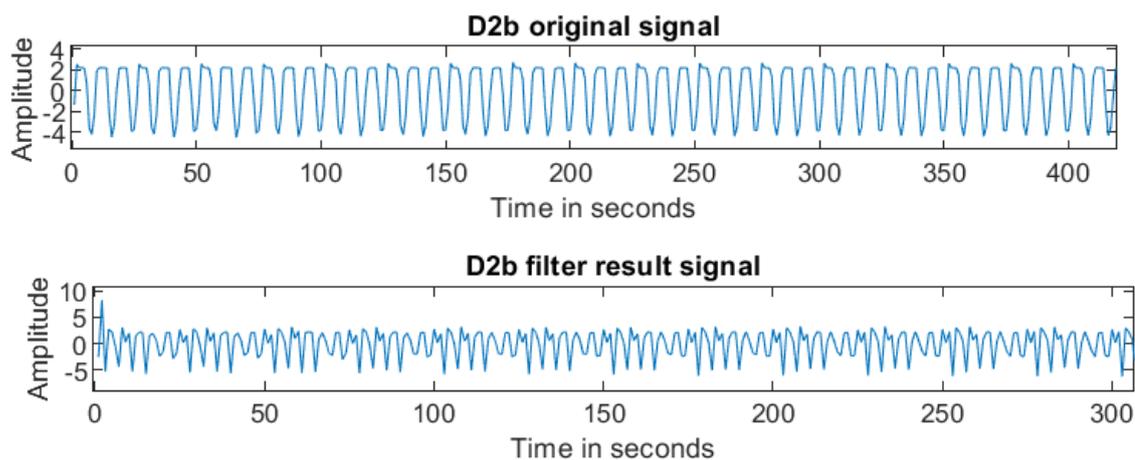


圖 14 D2b 原始及濾波後結果

• **60-Hz notch filter** (假設信號的取樣頻率是 **500 Hz**) 的濾波訊號，加上 **Shank's recursive (IIR) filter** 的觀念：

頻率響應之大小及相位圖：

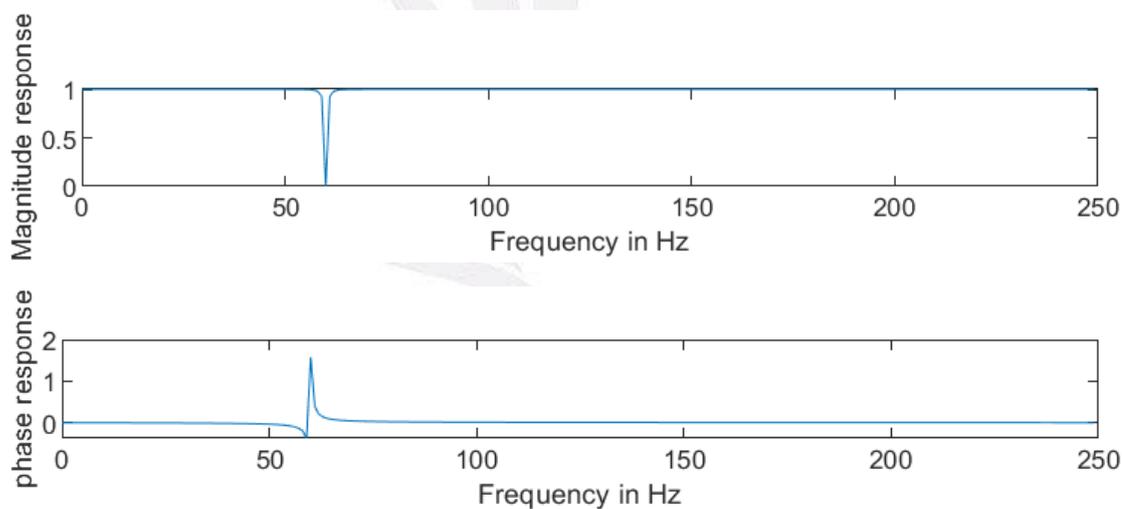


圖 15 Notch Filter 與 Shank's recursive (IIR) filter 頻率響應之大小及相位圖

各訊號原始及濾波後結果如下：

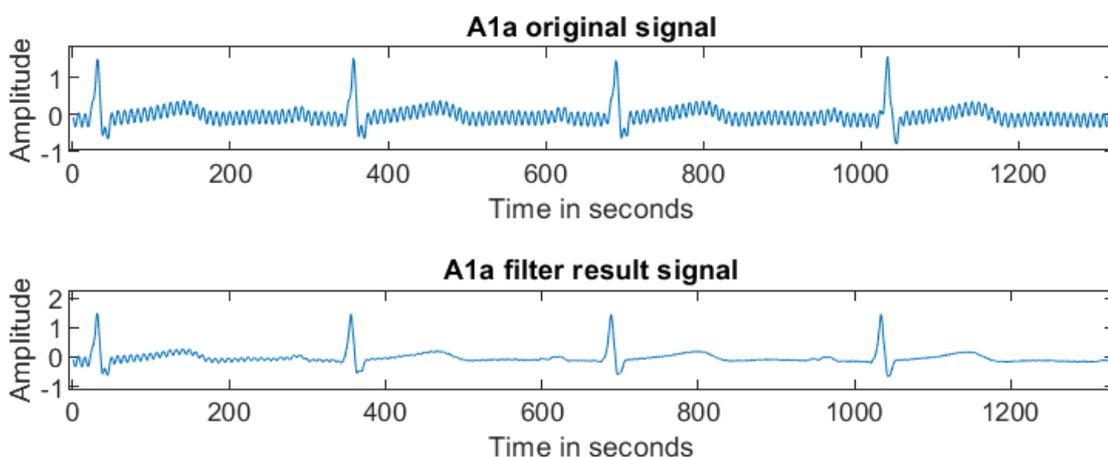


圖 16 A1a 原始及濾波後結果

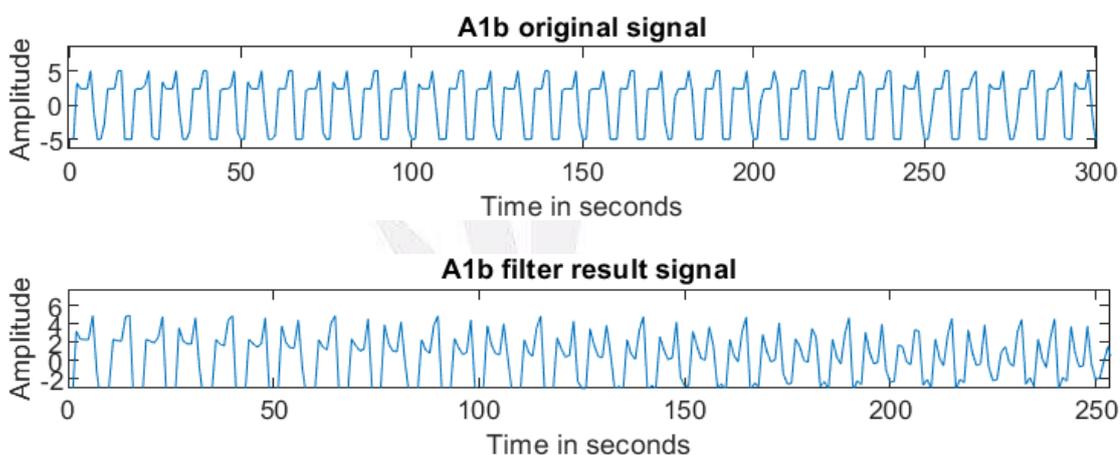


圖 17 A1b 原始及濾波後結果

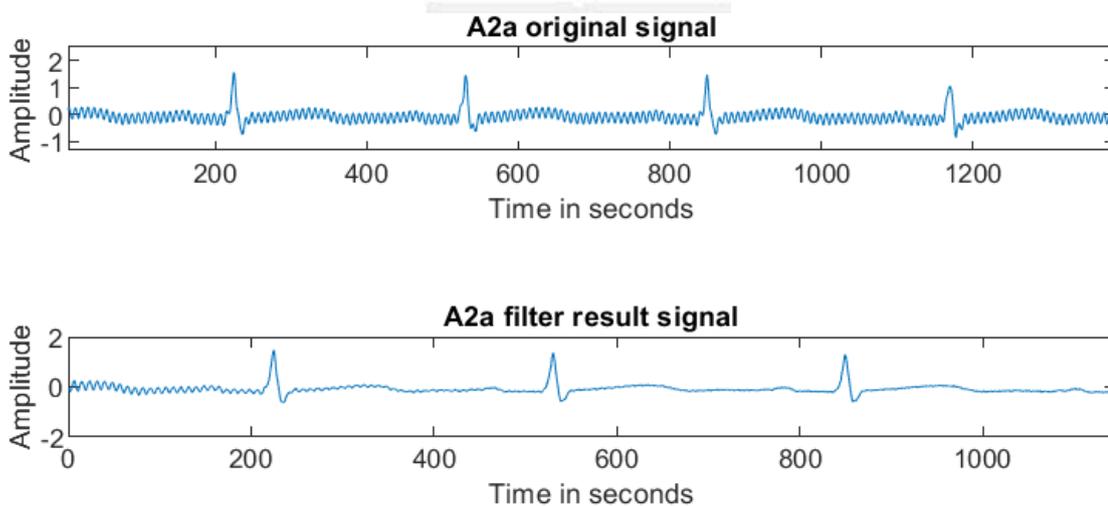


圖 18 A2a 原始及濾波後結果

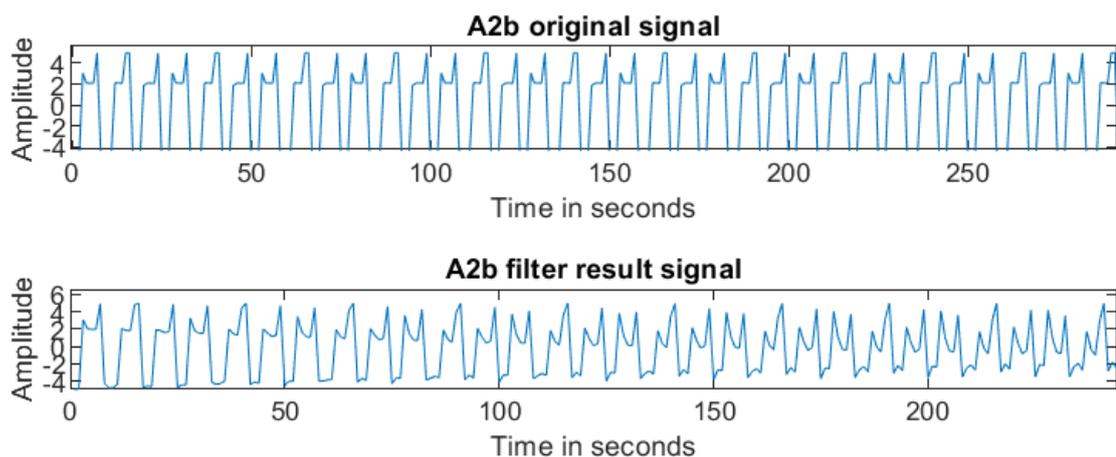


圖 19 A2b 原始及濾波後結果

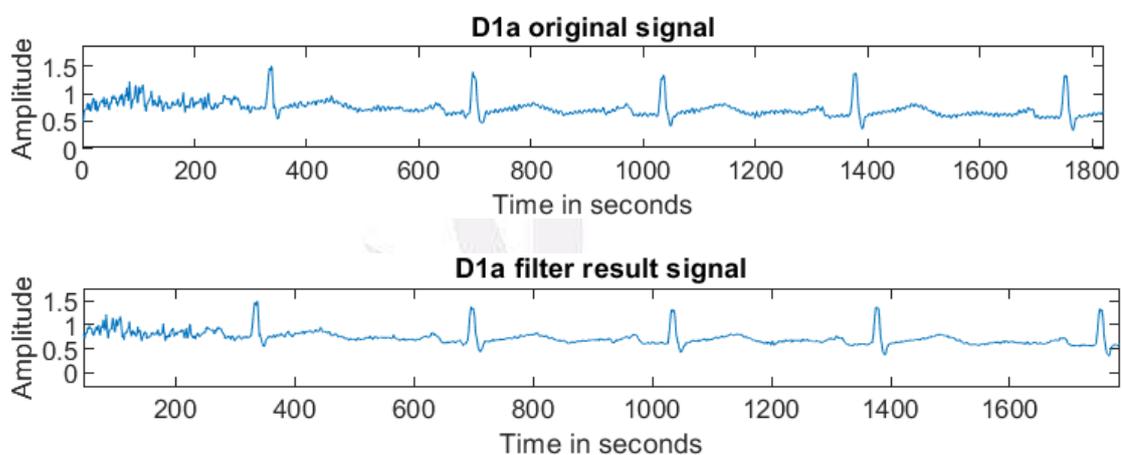


圖 20 D1a 原始及濾波後結果

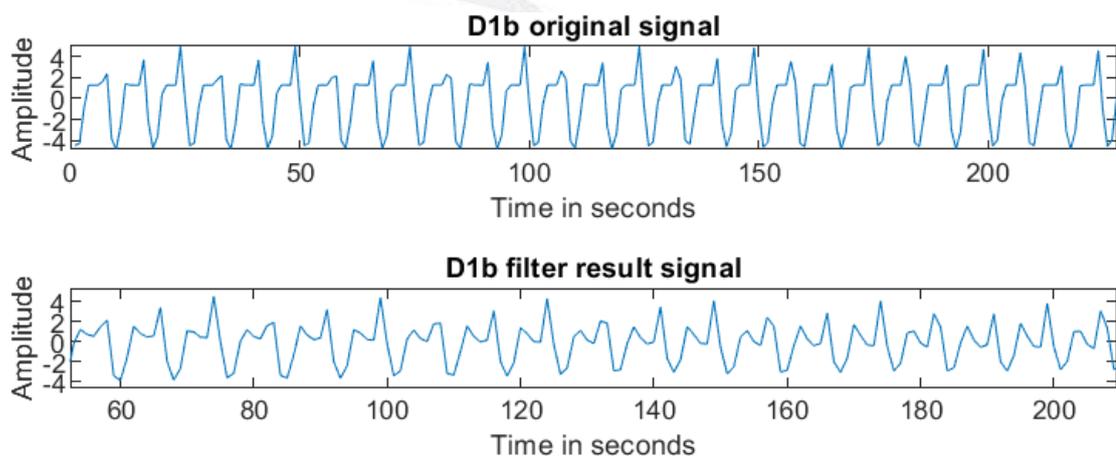


圖 21 D1b 原始及濾波後結果

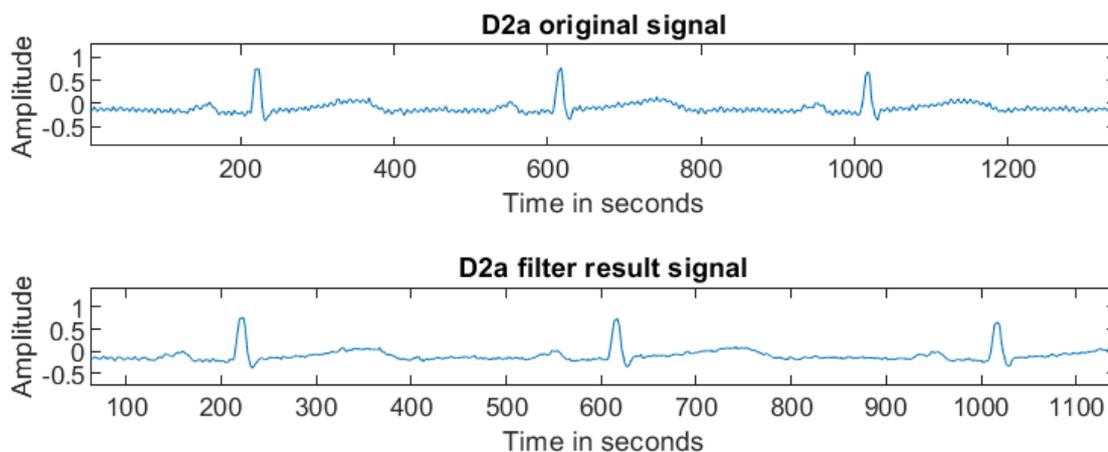


圖 22 D2a 原始及濾波後結果

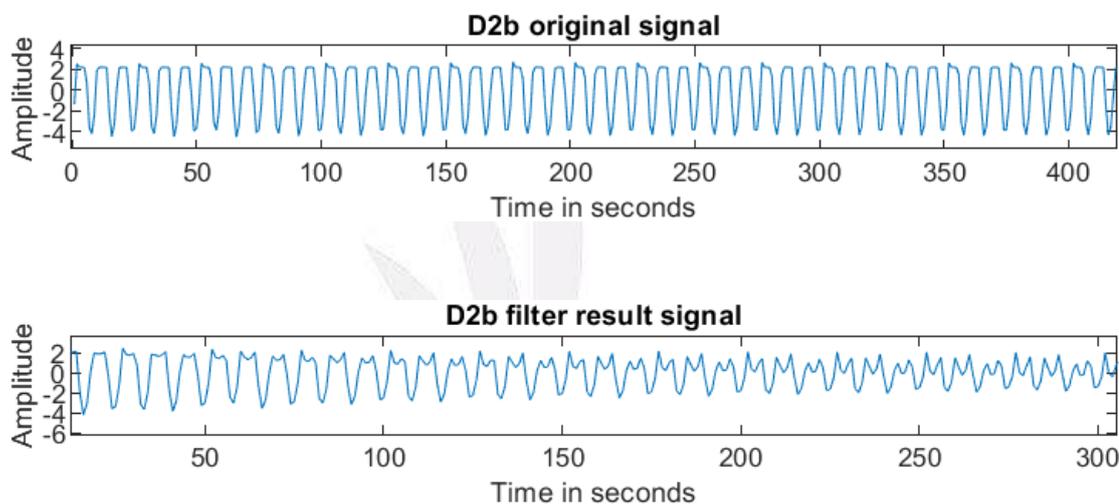


圖 23 D2b 原始及濾波後結果

• **60-Hz comb filter** (假設信號的取樣頻率是 **500 Hz**)的濾波訊號：

頻率響應之大小及相位圖：

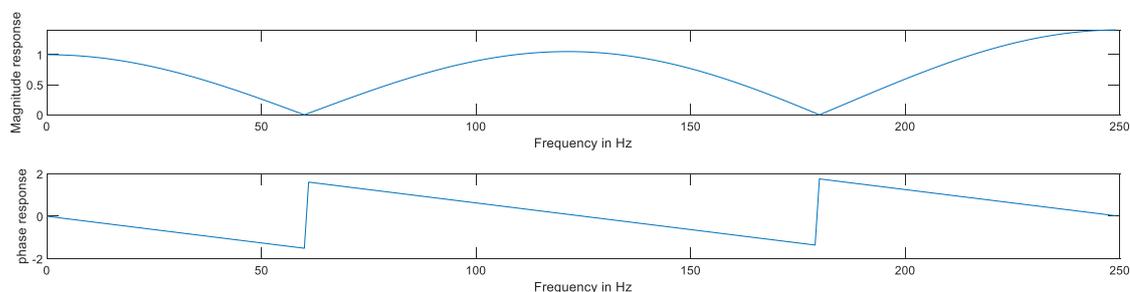


圖 24 Comb Filter 頻率響應之大小及相位圖

各訊號原始及濾波後結果如下：

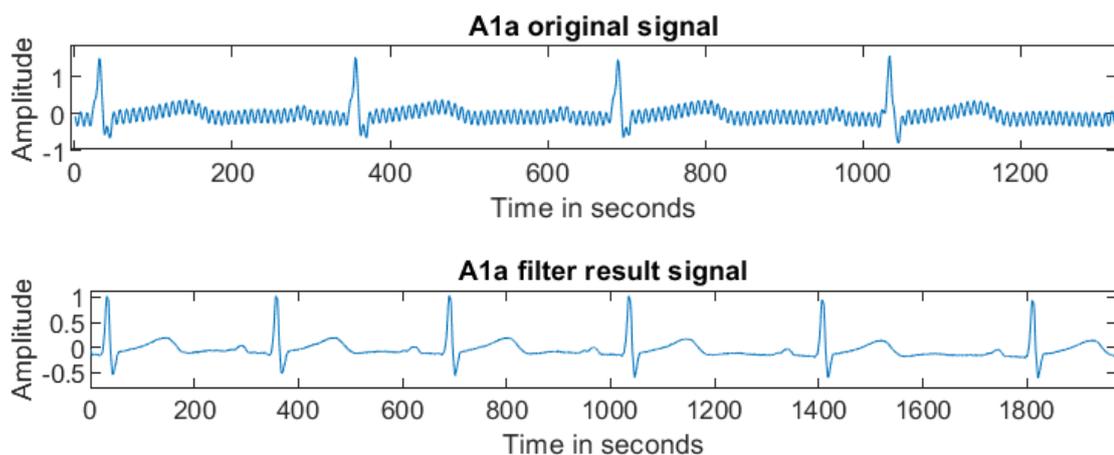


圖 25 A1a 原始及濾波後結果

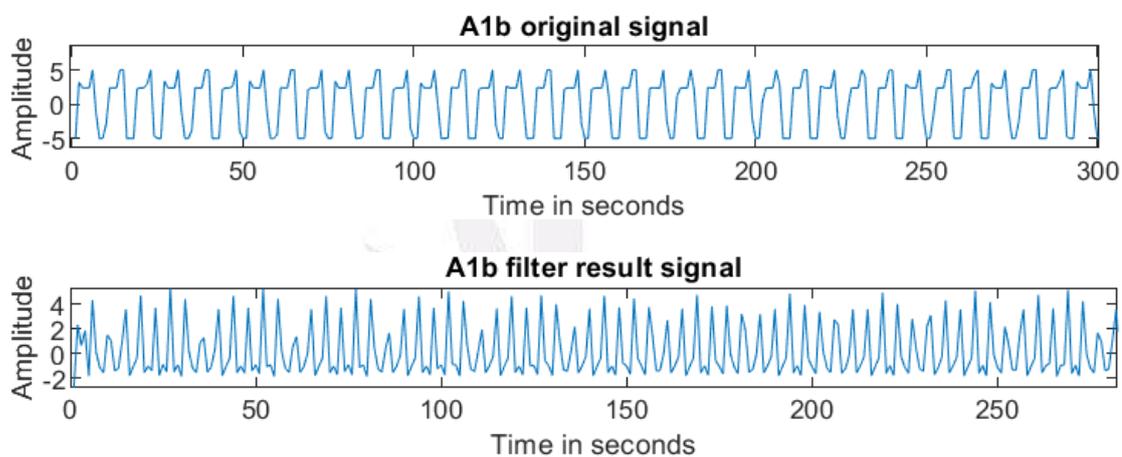


圖 26 A1a 原始及濾波後結果

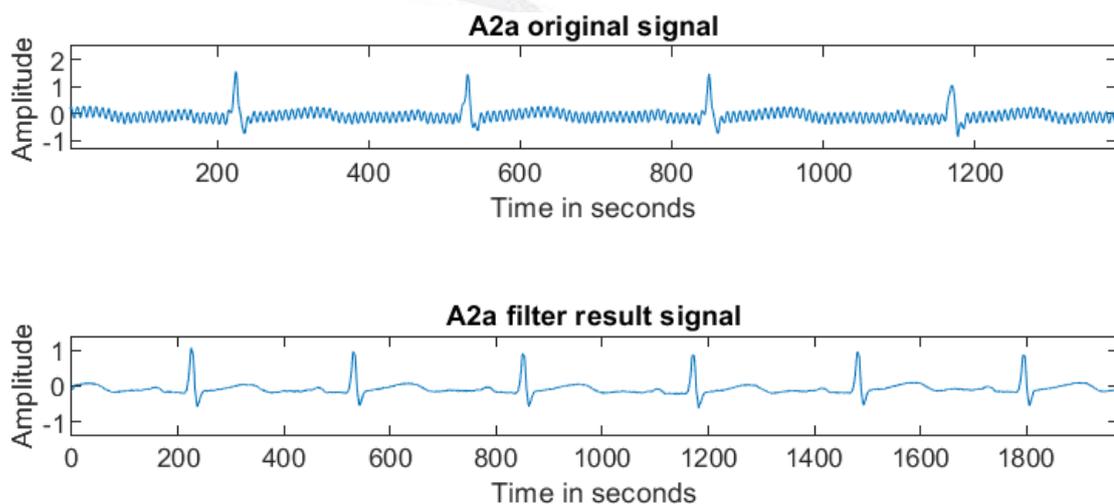


圖 27 A2a 原始及濾波後結果

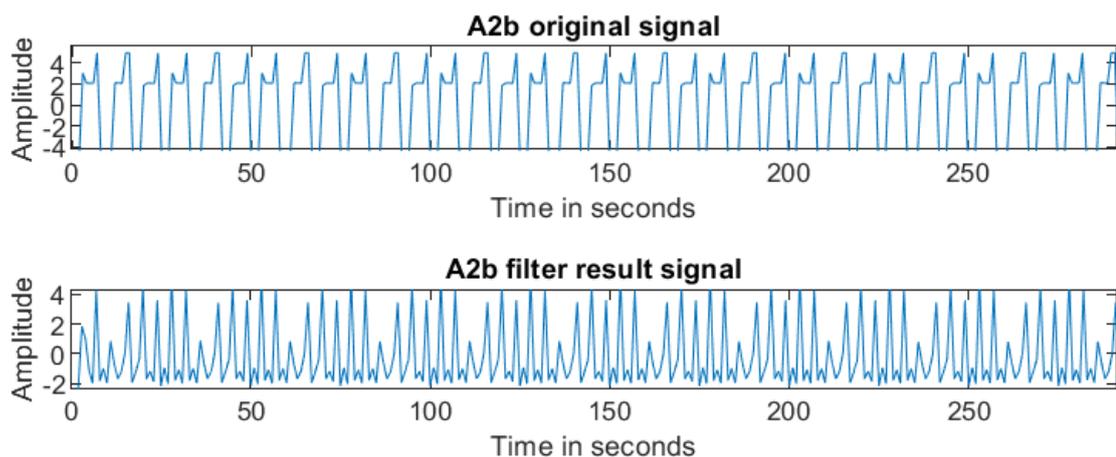


圖 28 A2b 原始及濾波後結果

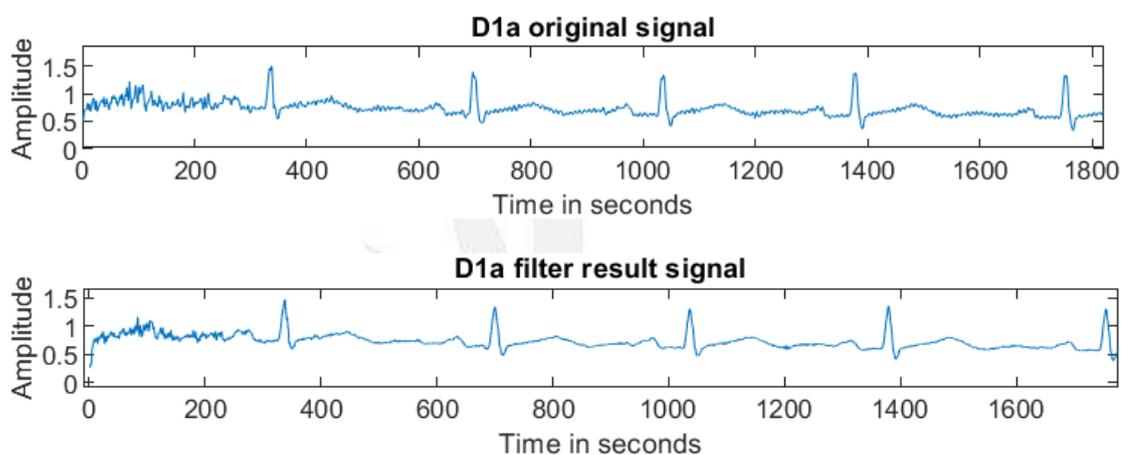


圖 29 D1a 原始及濾波後結果

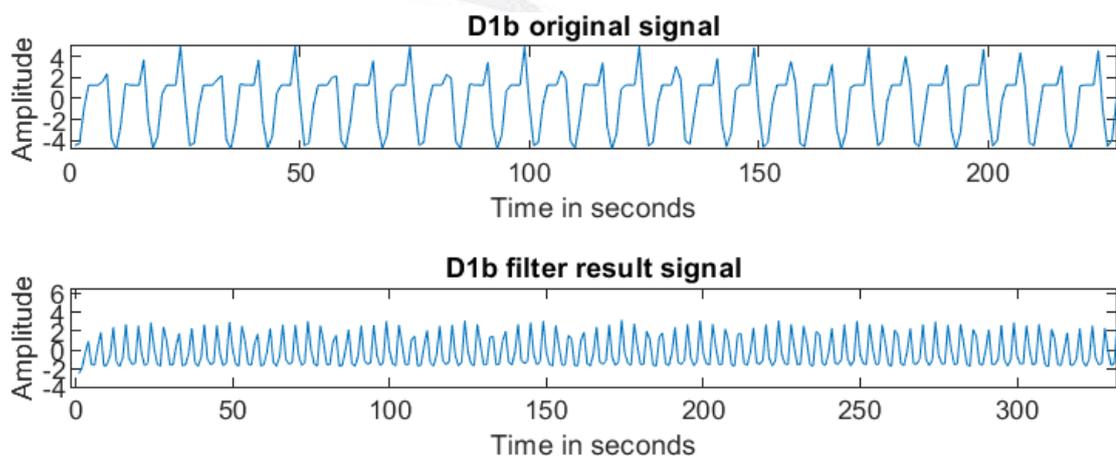


圖 30 D1b 原始及濾波後結果

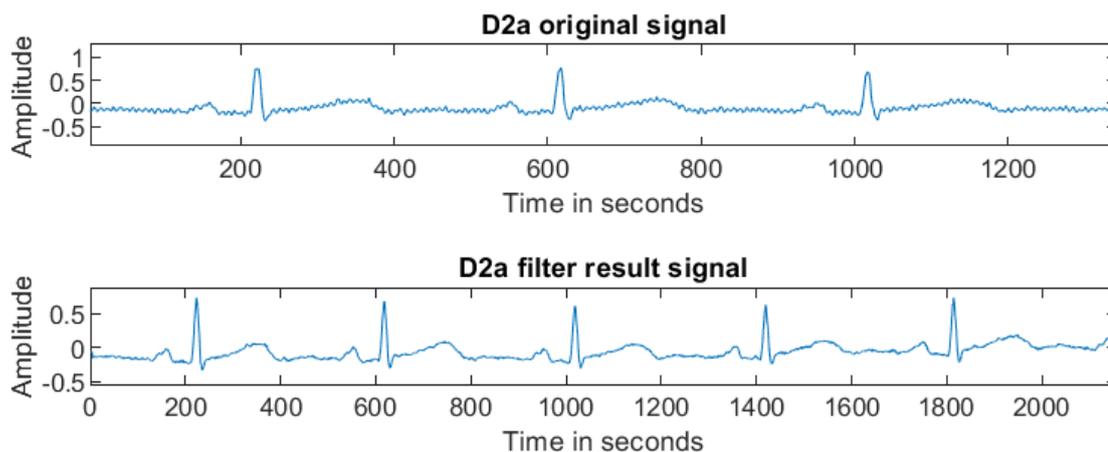


圖 31 D2a 原始及濾波後結果

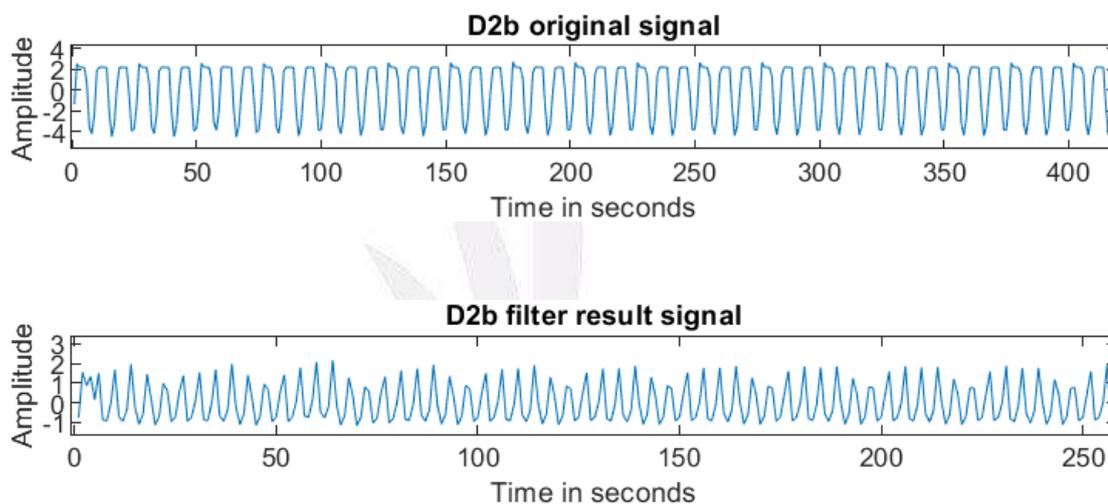
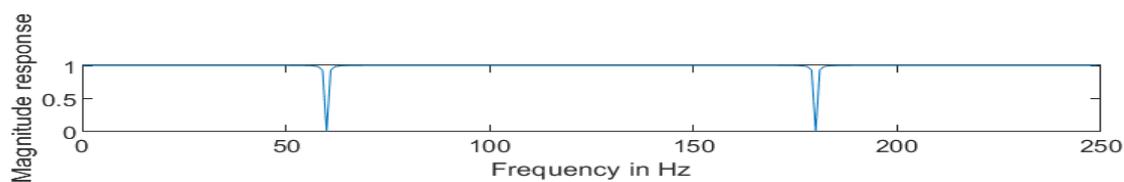


圖 32 D2b 原始及濾波後結果

• **60-Hz comb filter** (假設信號的取樣頻率是 **500 Hz**) 的濾波訊號，加上 **Shank's recursive (IIR) filter** 的觀念：

頻率響應之大小及相位圖：



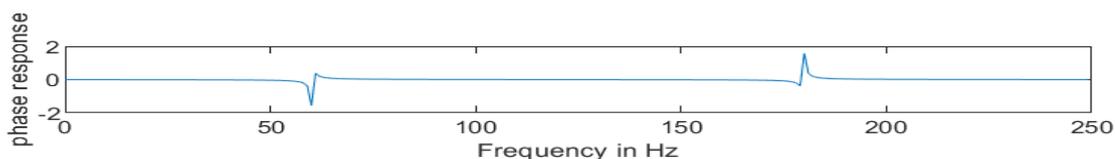


圖 33 Comb Filter 與 Shank's recursive (IIR) filter 頻率響應之大小及相位圖

各訊號原始及濾波後結果如下：

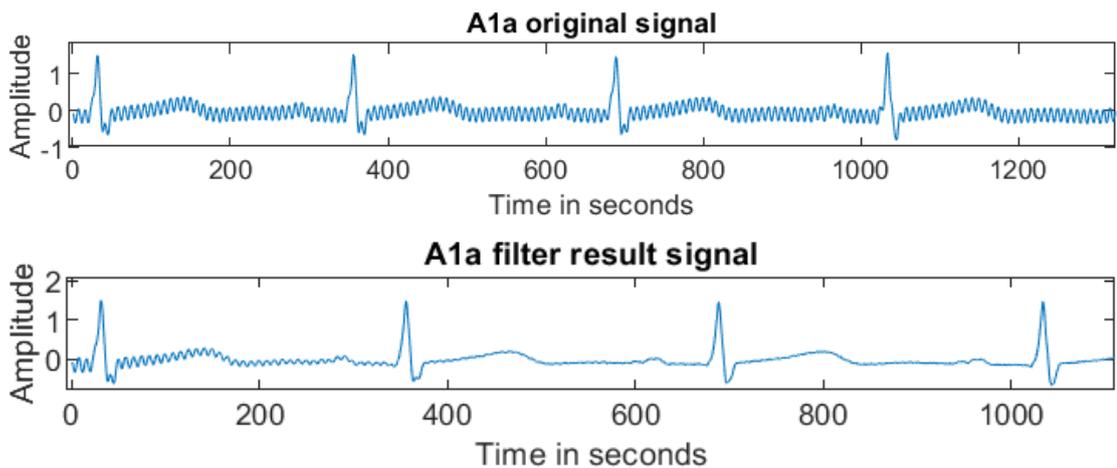


圖 34 A1a 原始及濾波後結果

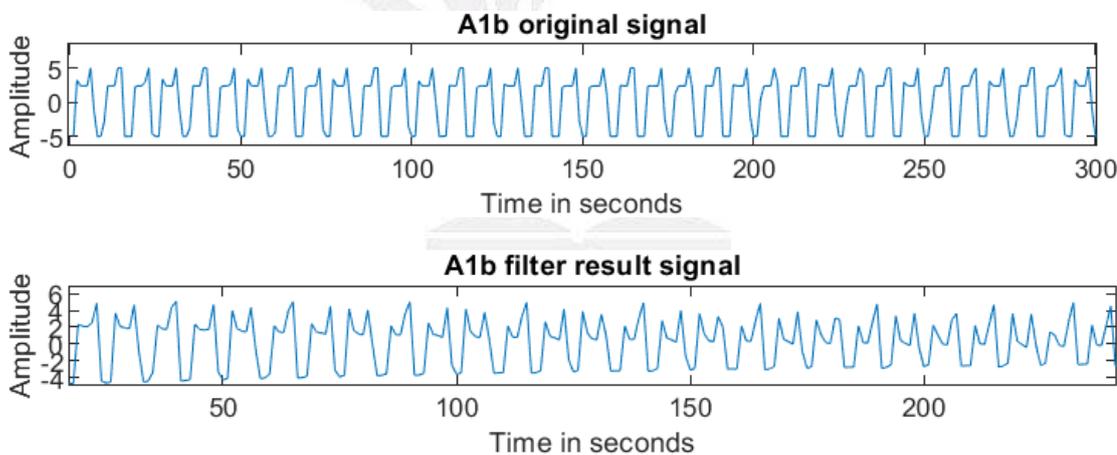
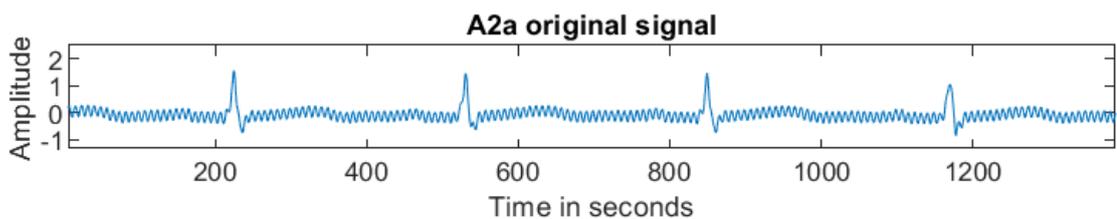


圖 35 A1b 原始及濾波後結果



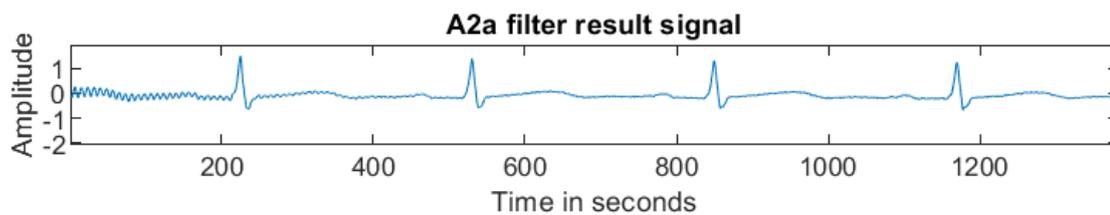


圖 36 A2a 原始及濾波後結果

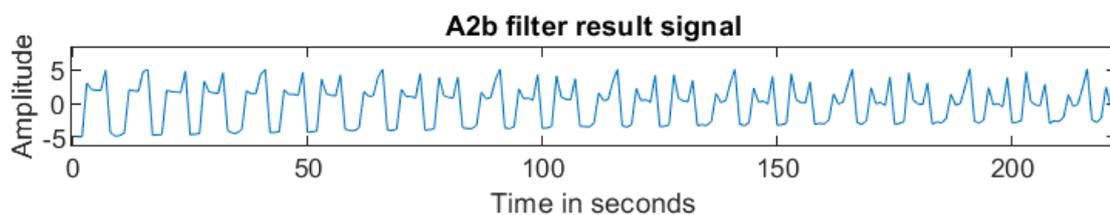
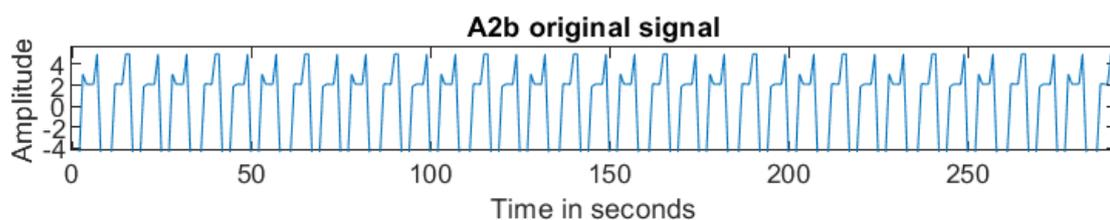


圖 37 A2b 原始及濾波後結果

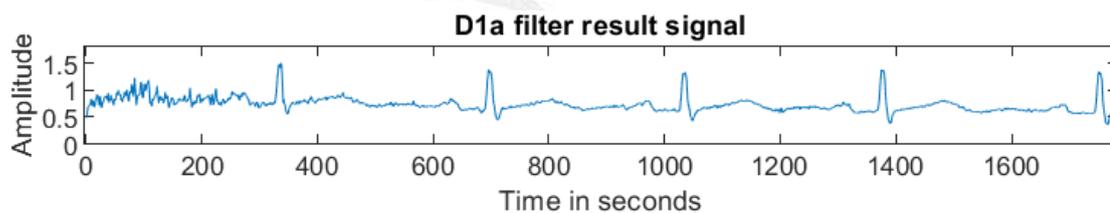
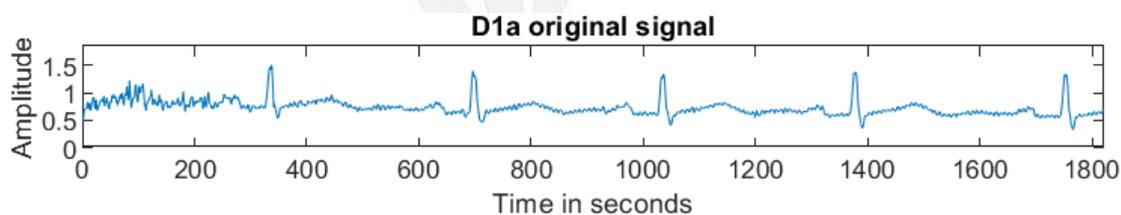


圖 38 D1a 原始及濾波後結果

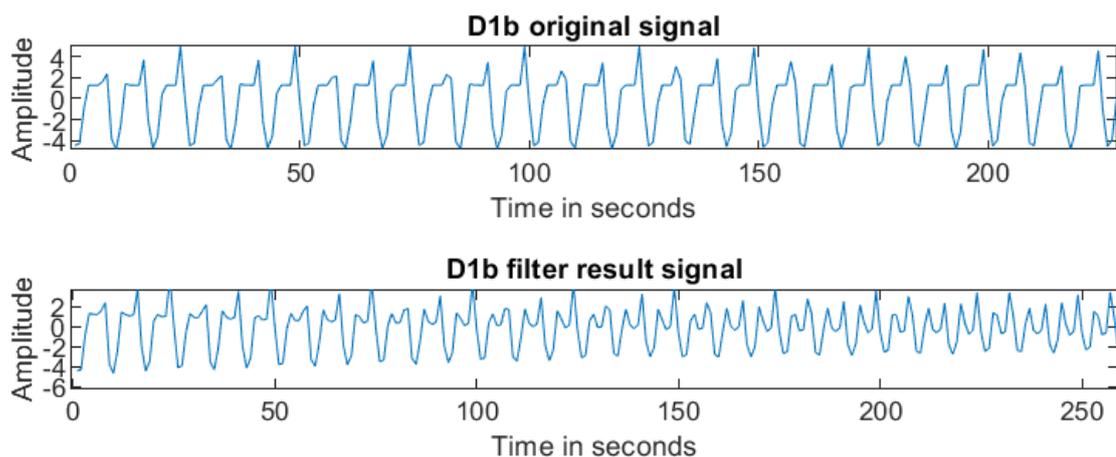


圖 39 D1b 原始及濾波後結果

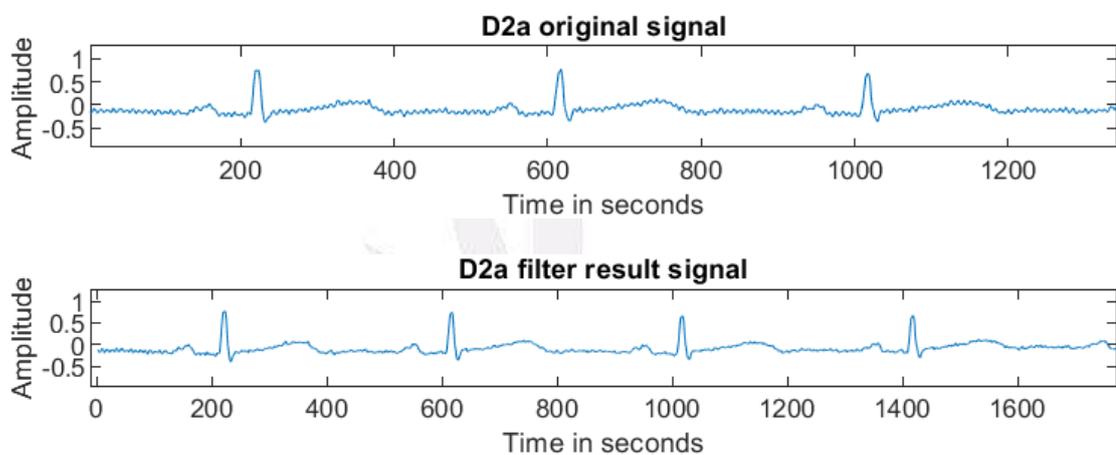


圖 40 D2a 原始及濾波後結果

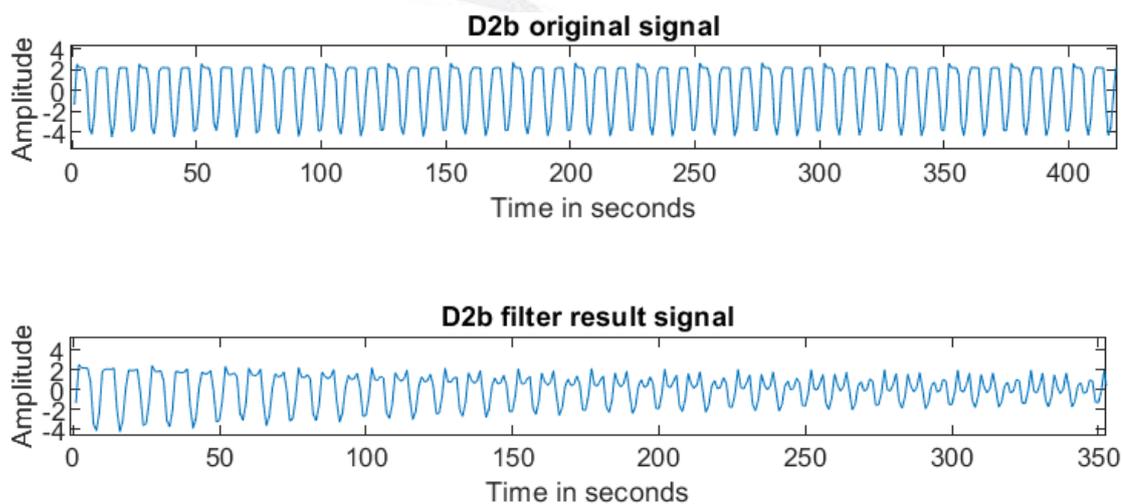


圖 41 D2b 原始及濾波後結果

- 濾波訊號之圖形說明：

由取得的訊號可之：A1b、A2b 干擾相當嚴重，原始信號已經看不到心電圖的 R 值，即峰值處(甚至完全無法得知是否為心電訊號)；D1b、D2b 干擾也很大，但是某些訊號還約略看得到心電圖的 R 峰(當然若不告知這是心電訊號，也無法判斷高峰處是什麼)。其它 a 字尾的信號 QRS、T 等波都還算明顯。由前述說明訊號的意義可知，b 字尾屬於兩極測量，故訊號可能會受到較大干擾，當然心電訊號可能也較三極所量測到的更微弱，故將非完整的心電訊號經由濾波後，不會是心電訊號是很合理的，甚至濾波以後反而變得更像雜訊。

五、參考文獻

- [1] R. M. Rangayyan, Biomedical Signal Analysis, 2nd Ed., Wiley, 2015.

