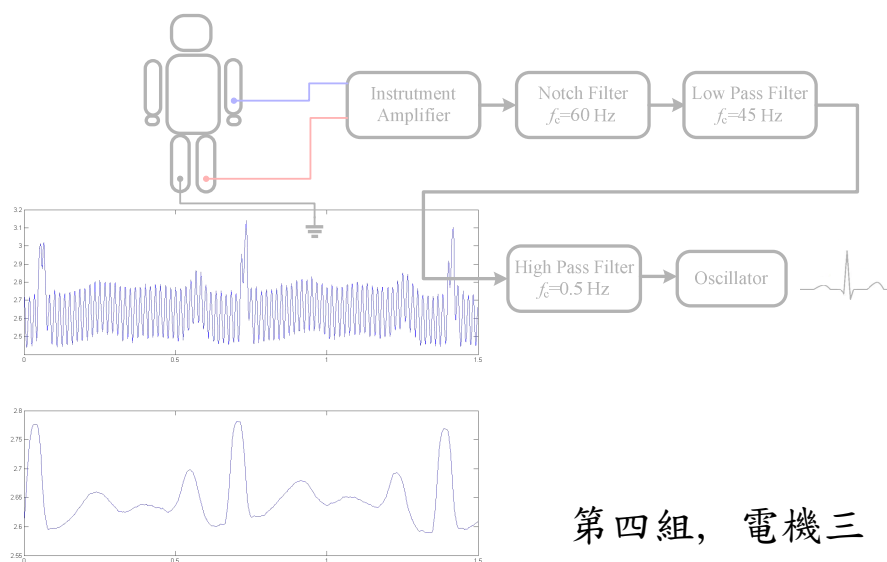


生醫工程實驗 ——

實驗四

生醫信號量測電路之設計



第四組，電機三

B93501044 蘇璟璋

B93501062 李彥鋒

B93902025 林宜宏

實驗四 ECG 心電圖電路系統實作

一、原理：

1. ECG 量測系統

先利用儀表放大器，將 ECG 訊號放大，放大增益約為 20 倍，再經過 $f_c=60\text{Hz}$ 的 notch filter，為的是要將 60Hz 雜訊濾除，接下來利用 $f_c=45\text{Hz}$ low-pass filter，將不需要的高頻雜訊濾掉，最後一級採用 $f_c=0.5\text{Hz}$ 的高通濾波器將低頻雜訊所產生的“基線漂移”濾除。

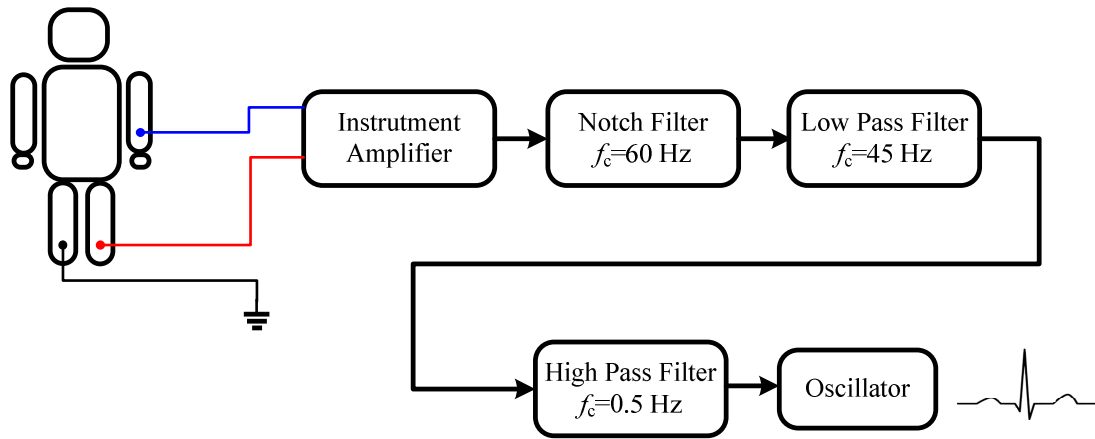


圖 1. ECG 量測系統

2. 儀表放大器 (Instrument Amplifier)

儀表放大器的優點在於能夠提高 CMRR 並且提供足夠的電壓增益，對於 ECG 這種 mV 級的訊號也能夠成功偵測。

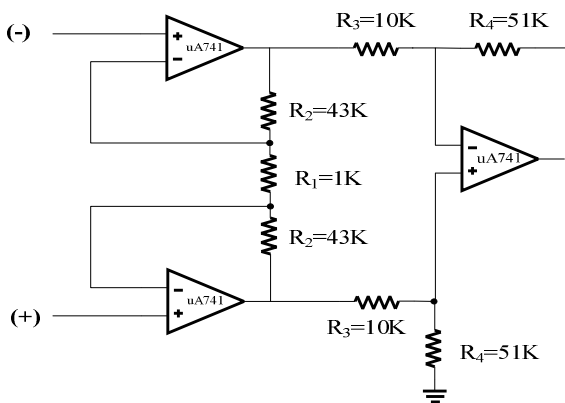


圖 2. 儀表放大器

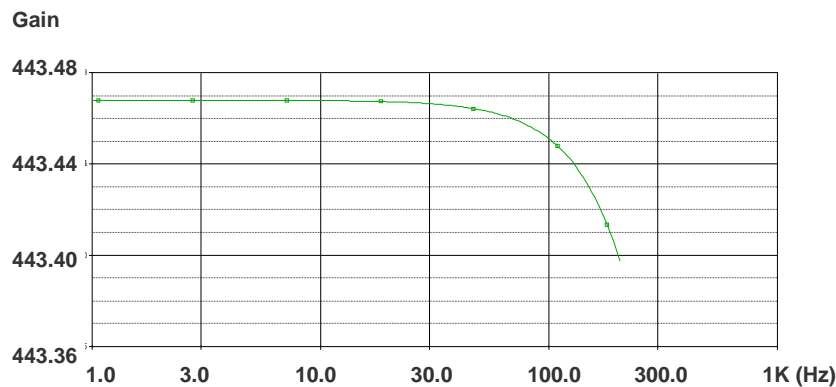


圖 3. 儀表放大器模擬結果

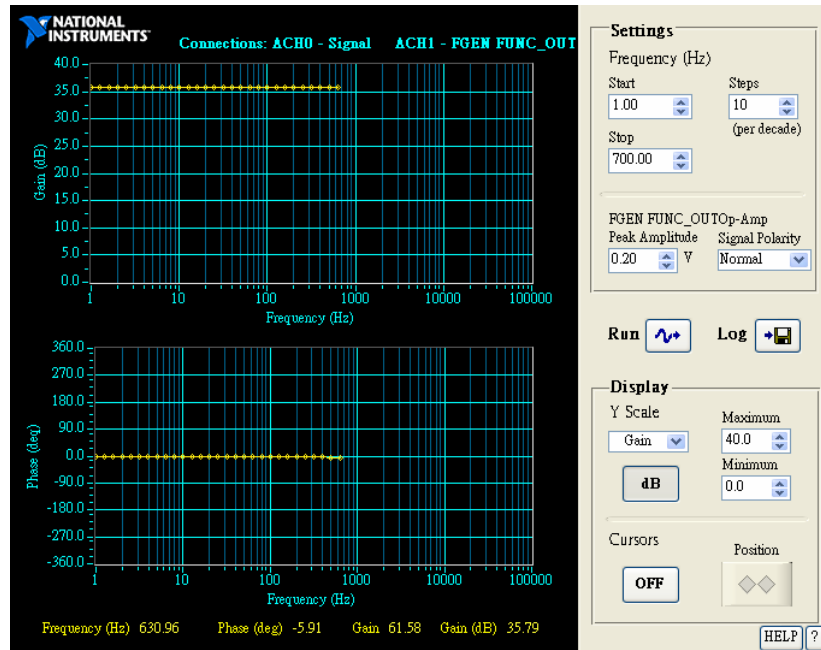


圖 4. 儀表放大器頻率響應圖(Labview)

$$Gain = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) = \frac{43K}{1K} \left(1 + \frac{51K}{10K} \right) = 262.3$$

使用 Labview 的頻率響應掃描，可以觀察出儀表放大器至少提供 35dB 以上的電壓放大增益，能夠有效將 ECG 進行放大。

3. Notch Filter

在 Notch filter 的部份，我們使用兩級的 Twin-T 的 Notch，並將其截止電壓設於 60Hz 已將市電所造成的 60Hz 有效地濾除。

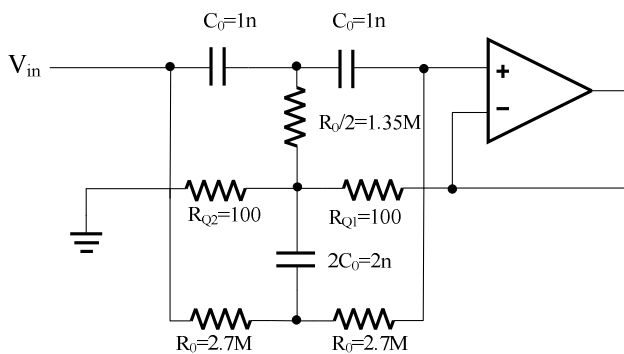


圖 5. Twin-T notch filter

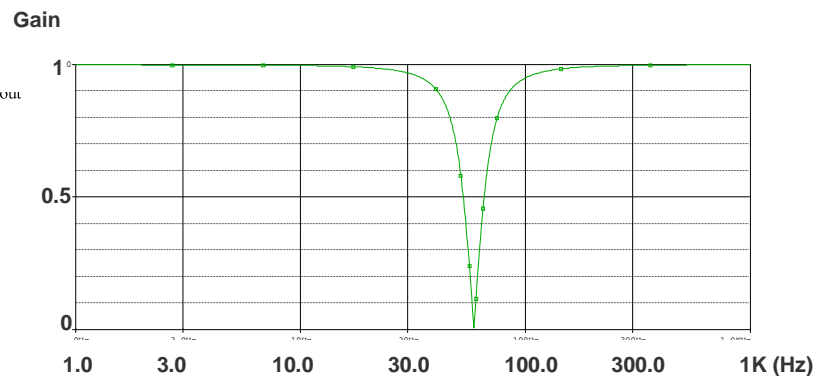


圖 6. Twin-T notch filter 模擬結果

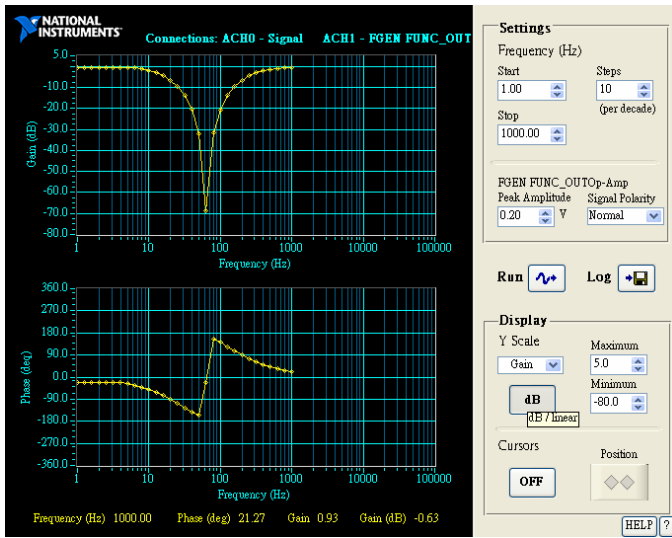


圖 7. 單級 Notch Filter 頻率響應圖(Labview)

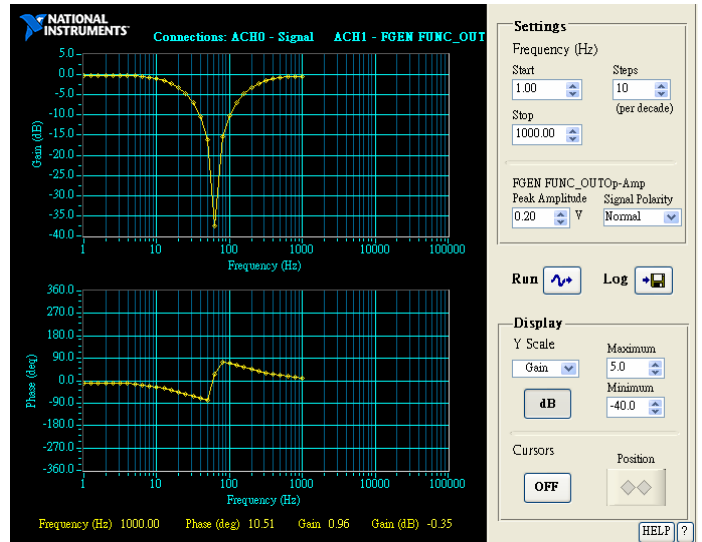


圖 8. 兩級 Notch Filter 頻率響應圖(Labview)

$$R_{Q1,2} \ll R_0$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_0 C_0} = \frac{1}{2\pi \times 2.7M \times 1n} \cong 60Hz$$

$$Q = \frac{R_{Q2}}{4 \times R_{Q1}} = \frac{1k}{2 \times 100} = 5$$

由圖和圖可以看出使用單級 notch filter 可以將 60Hz 的雜訊壓抑-35dB，用兩級 notch 可以將 60Hz 雜訊壓抑至-70dB，所以使用 notch filter 可以有效的壓抑市電 60Hz 的嚴重干擾。

4. 低通濾波器 (Low-pass Filter)

由於 ECG 的訊號主要在於 0.7 至 30Hz 部份，所以利用五階低通濾波器，將其截止電壓設於 45Hz，能夠有效濾除不必要的高頻雜訊。

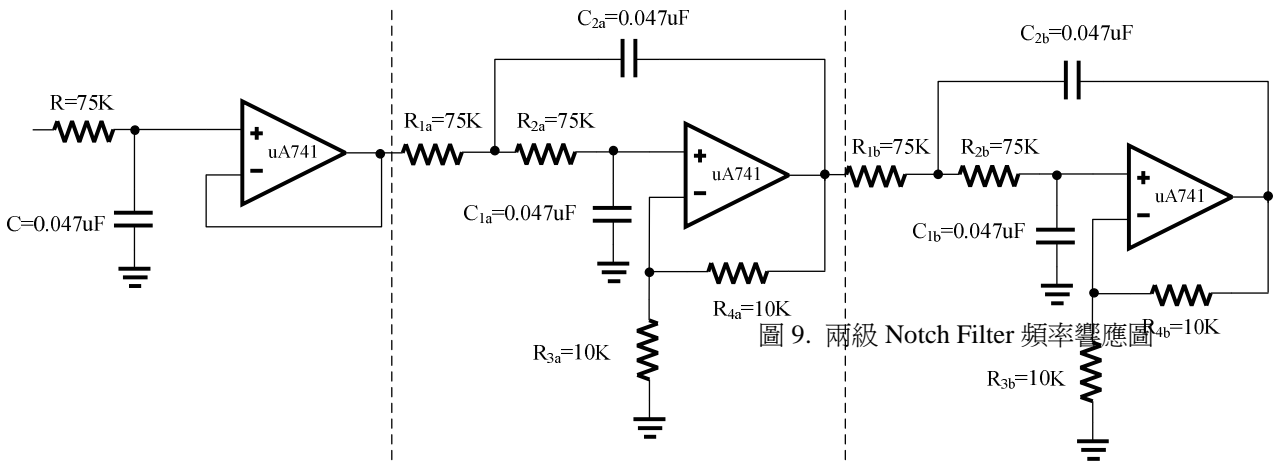


圖 9. 兩級 Notch Filter 頻率響應圖

圖 9. 低通濾波器 (Low-Pass Filter)

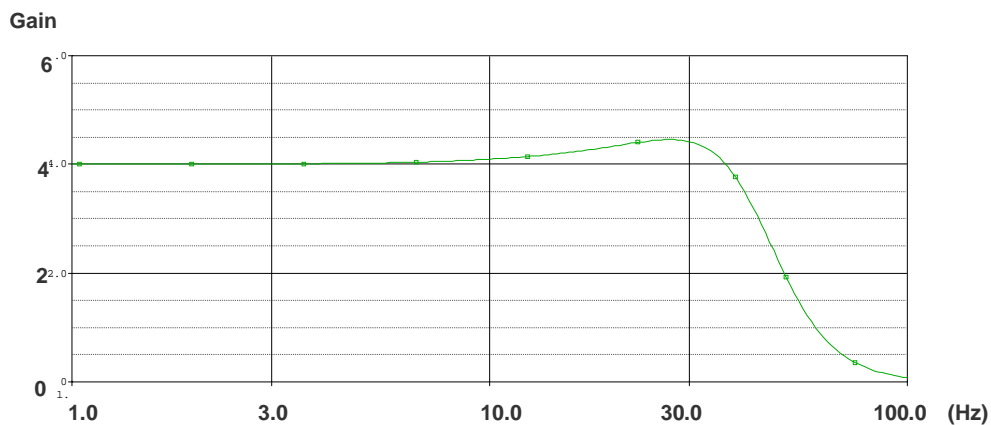


圖 10. 低通濾波器 (Low-Pass Filter)

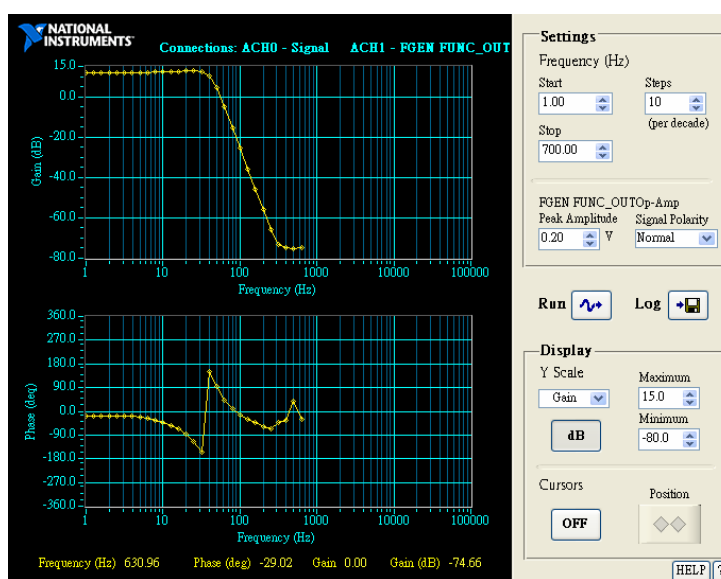


圖 11. 低通濾波器頻率響應圖(Labview)

$$f_{c,1st} = \frac{1}{2\pi RC} = 45Hz; f_{c,2nd} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{1a}R_{2a}C_{1a}C_{2a}}} = 45Hz; f_{c,3rd} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{1b}R_{2b}C_{1b}C_{2b}}} = 45Hz$$

$$Q_{2nd} = \frac{R_{3a}}{R_{4a}} = 1; Q_{3rd} = \frac{R_{3b}}{R_{4b}} = 1$$

我們將截止頻率設置於 45Hz，由頻率響應圖可以看出除了有效壓抑 45Hz 以後的雜訊，且低通濾波器能夠再提供 12dB 左右的電壓放大增益。

5. 高通濾波器 (High-pass Filter)

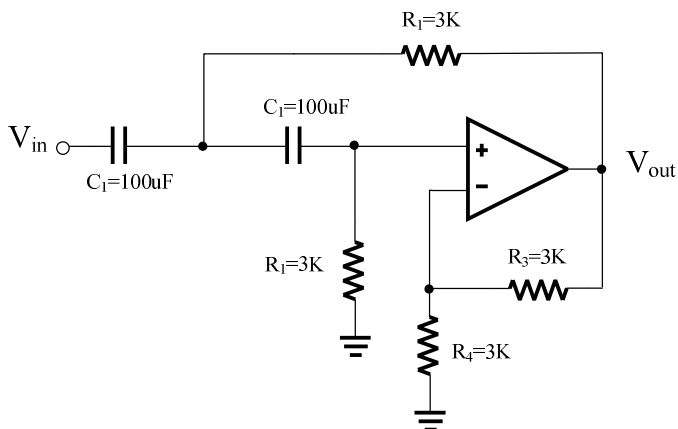


圖 12. 高通濾波器 (High-Pass Filter)

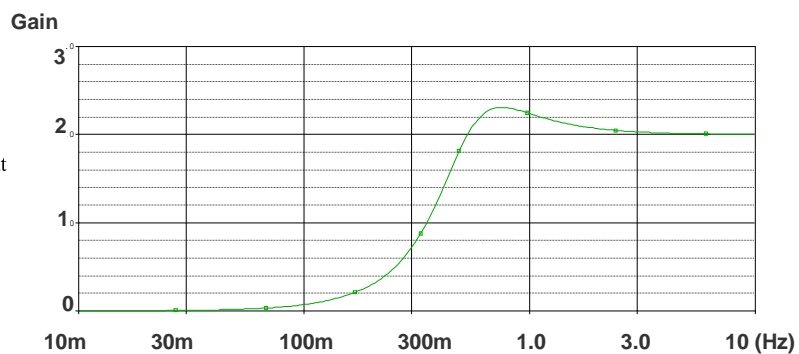


圖 13. 高通濾波器 (High-Pass Filter)

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = 0.5 \text{ Hz}$$

$$Q = \frac{R_3}{R_4} = 1$$

由於 Labview 無法掃描 1Hz 以下的頻率響應，所以高通濾波器的頻率響應圖(Labview)未放置，但在實驗發現中，加上截止電壓 0.5Hz 的高通濾波器，能夠有效抑制基線漂移(Baseline drift)的現象。

二、ECG 電路系統實作與完成圖

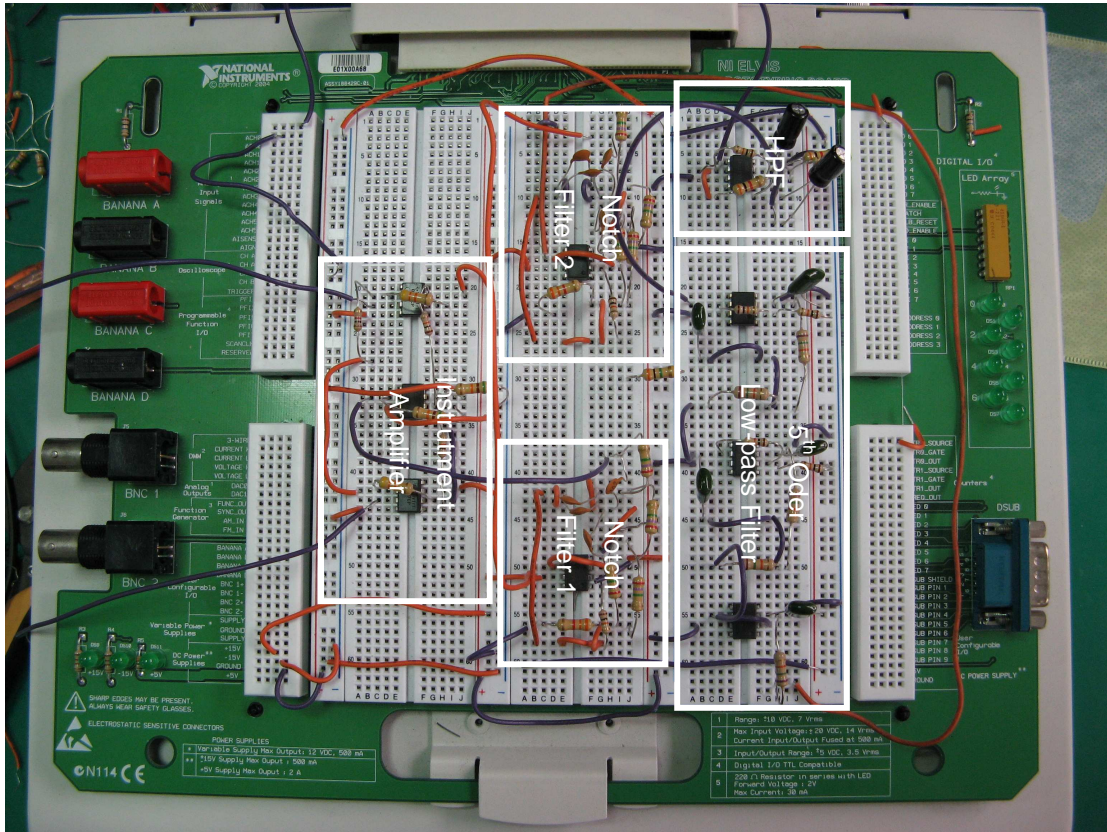


圖 14. ECG 電路系統實作完成圖

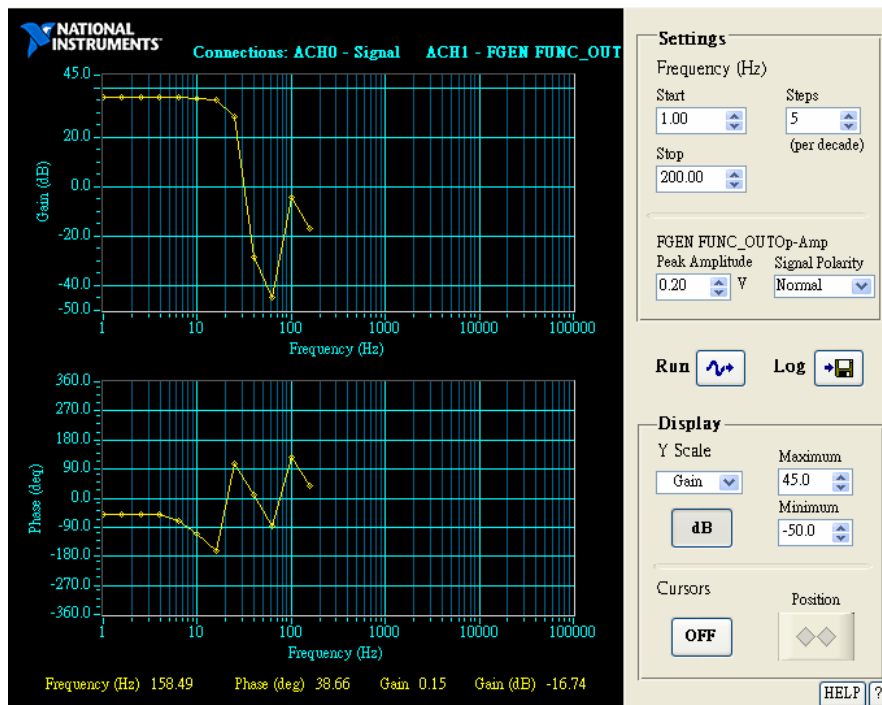


圖 15. ECG 電路系統頻率響應圖(Labview)

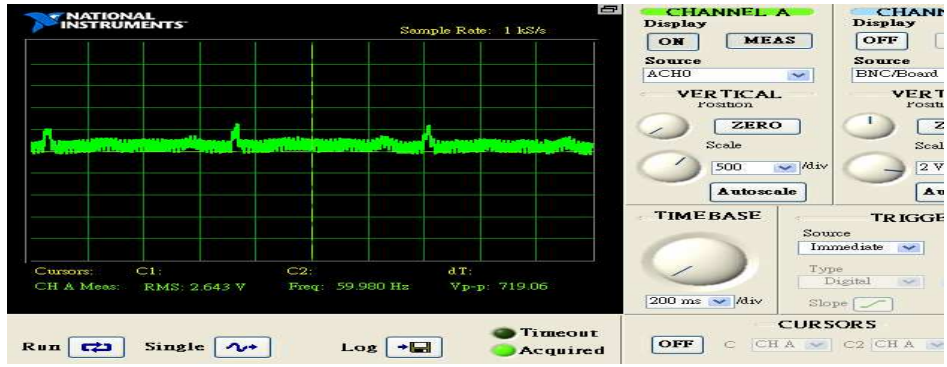


圖 16. 未使用濾波器後的 ECG

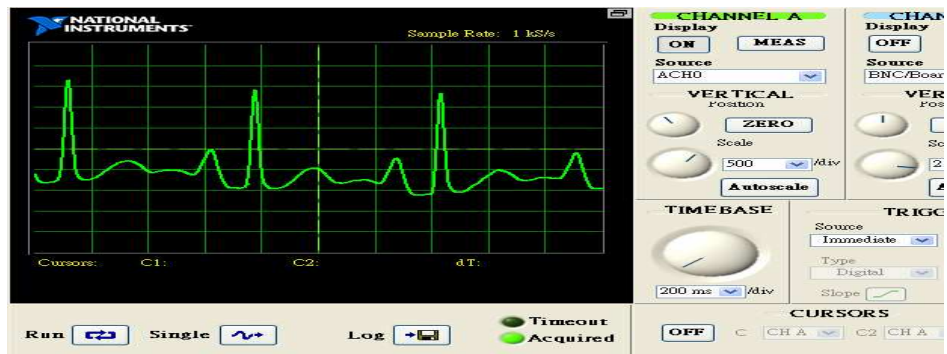


圖 17. 使用濾波器後的 ECG

三、問題與討論：

1. 當所欲量測的生理信號頻譜跟60Hz 的雜訊有所重疊時，請問應該怎樣去解決這個問題？

使用截止頻率為 60Hz 的 notch filter 將 60Hz 雜訊濾除，或者是利用將訊號利用 ADC 轉成數位訊號，使用數位濾波器加以濾除。

2. 要提高信號的 SNR，除了使用濾波器之外，是否有其他方法可以改善？

可使周圍的不需要的電器儘量關機，使得 60Hz 的雜訊減到最小，並且在較無人活動時進行量測。。

3. 你覺得濾波器用軟體設計比較理想或者用硬體設計較佳？若各有優缺點，請問差別在哪裡？

硬體的優點在於即時性且無失真之疑慮。但缺點是耗電較大，且電阻、電容和 OPA 會佔電路板大面積。面積越大，受到雜訊干擾的機率就越高，需要額外的電路體積。且其中之電容電阻值可能有誤差或是有其他被動性質干擾。

軟體的優點在於體積小，耗電較少，而且設計簡單。軟體的缺點在於非即時性，由於計算時需一段時間才能顯示出結果，而且用軟體輸入需經過ADC，此時類比的訊號會被 quantilize，有資訊遺失掉，會造成失真。對心電圖這種雜訊比正常訊號還大的訊號來源尤其明顯。

總合來說，硬體比較好，因為硬體的失真比較小，所以表現比較好，但若考慮到成本的問題或設計的難度，則軟體也有其優點。

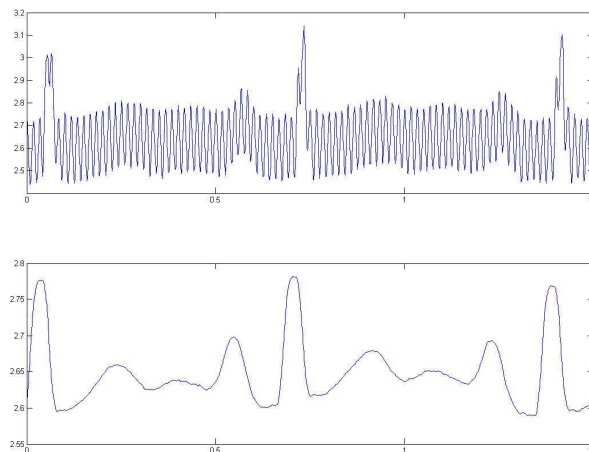


圖 18. 上圖為未使用硬體與軟體濾波的 ECG，下圖為利用 Matlab 濾波後的 ECG

4. 請跟實驗二的量測結果作比較，你覺得兩者的結果有什麼不同？你覺得自己設計的這個量測電路是否可信賴？(請試著拿出臨床的資料一起比較)

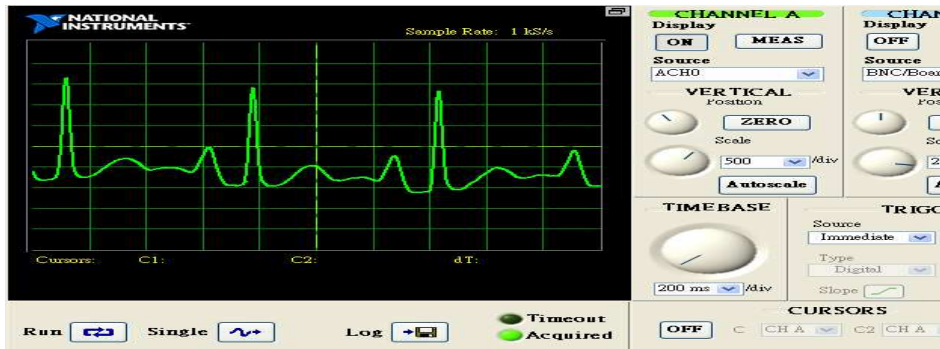


圖 19. ECG 電路系統量測到的 ECG

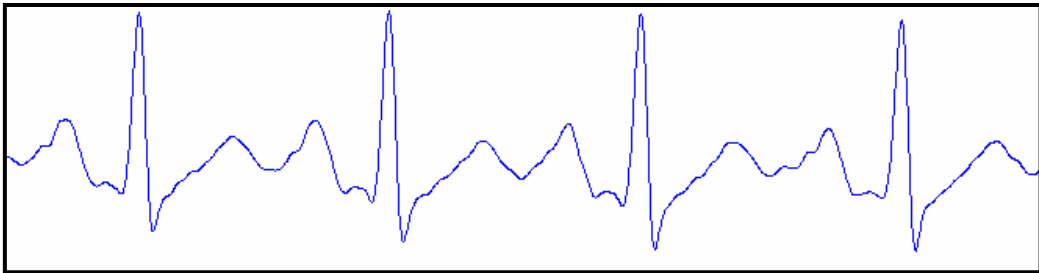


圖 20. 於實驗二所量測到的 ECG

比較這兩個圖後，我們的所有 ECG 波形特徵都很明顯，而且各峰值的相對數值也在合理範圍中，不過和實驗二比較，我們的圖形較為平滑。但 ECG 重要的波形特徵經過我們的電路量測候都有出現，所以我們的電路應該是合理可靠的。

5. 實驗報告的內容請描述電路的設計(附上電路圖)以及測試的結果。

已寫於一、原理與二、電路實作。

補充問題：

為何在輸出端的訊號可看到突波雜訊 (impulse noise) ?

在輸出訊號極低時，可看到突波 (如圖)，放大器中，突波雜訊是諧波失真或 intermodulation 的產物，主要由放大器的非線性特性所產生。在電源上，也會產生突波，不同的電器插在同一個電源上，會導至電源的電壓不穩定，而產生突波。

四、心得：

蘇璟璋：

這次實驗將過去電子學、電子實驗所學到的電路原理與實作都應用到了，而且在設計時，我們會使用 Pspice 先模擬阻值是否正確，再接上電路，但是即使用 Pspice 模擬出來的結果十分完美，但在電路實作上又是另外一回事，這就是汪重光老師曾說過「Simulation always work!」這句話，更凸顯類比電路設計與實作上經驗的重要性。我們這組是第一個完成 ECG 量測電路，所以在 ECG 波形出現的那瞬間真的很感動，尤其這是自己親自從有到無將它兜出來的，我覺得「學有所用」真的是很開心的事。

林宜宏：

這次實驗將我們以前學過的電子學真正的派上用場，其中有用到 amplifier, notch、low-pass、high-pass filter，幾乎將所有重要的東西都用上了，而且做出來的東西可以量到自己的心跳，真的是滿神奇的。不過這次實驗上花上最久時間的不是在插麵包板，而是軟體上有時靈有時又不靈，明明電路都沒動，可是量出來的波形就是不一樣。使得我們花了很多時間在檢查到底是電路的問題還是電腦的問題。

李彥鋒：

這次實驗把實驗二的儀器用外接電路來表現。結構包括過去生醫工程概論教過的 preamplifier 和 filter 等。其中放大器是用 differential amplifier。濾波器則是用了 low pass, high pass 和 notch 這些電子學都教過的電路。由於在電子電路實驗也有做過類似的東西，所以除了麵包板很難接和遇到一些小 bug 外也沒有碰到什麼問題。主要是卡在軟體設計的一些疏失，如量測 bode plot 時改變 scale 時圖形也有所變動。甚至在改變示波器的電壓 scale 時，訊號會變成 0。還有一些零零總總的問題都造成了實驗的浪費。

五、參考文獻：

- [1] High-speed notch filters [On-line], Bruce Carter, Texas Instruments Incorporated
- [2] Active Low-Pass Filter Design [On-line], Jim Karki, Texas Instruments Incorporated
- [3] Filter Design in Thirty Seconds [On-line], Bruce Carter, Texas Instruments Incorporated