

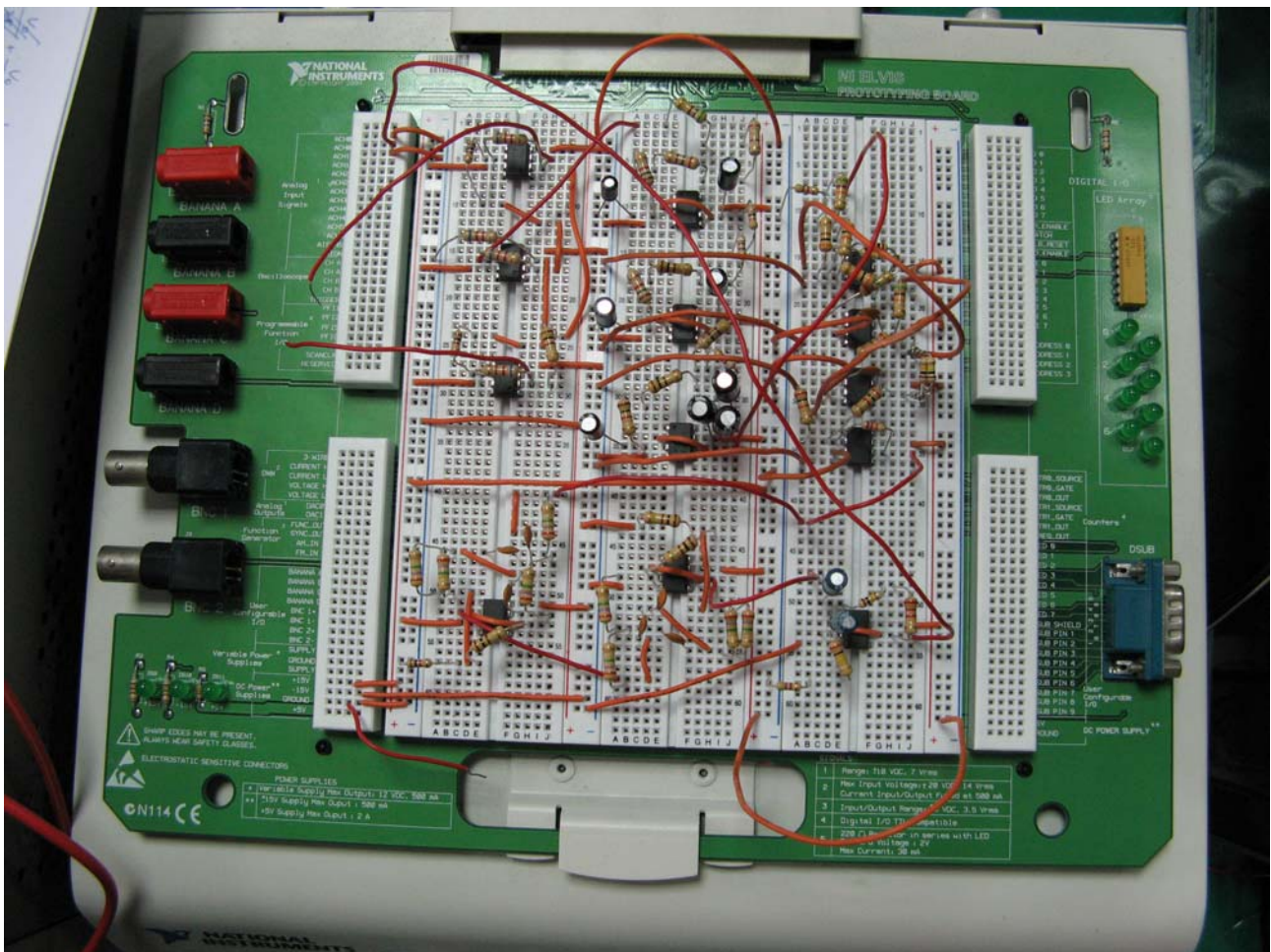
生醫工程實驗

第二組： 電機三 吳政穎 B93901042

電機三 林王安 B93505018

電機三 黃大又 B93901151

實驗四、生醫信號量測電路之設計



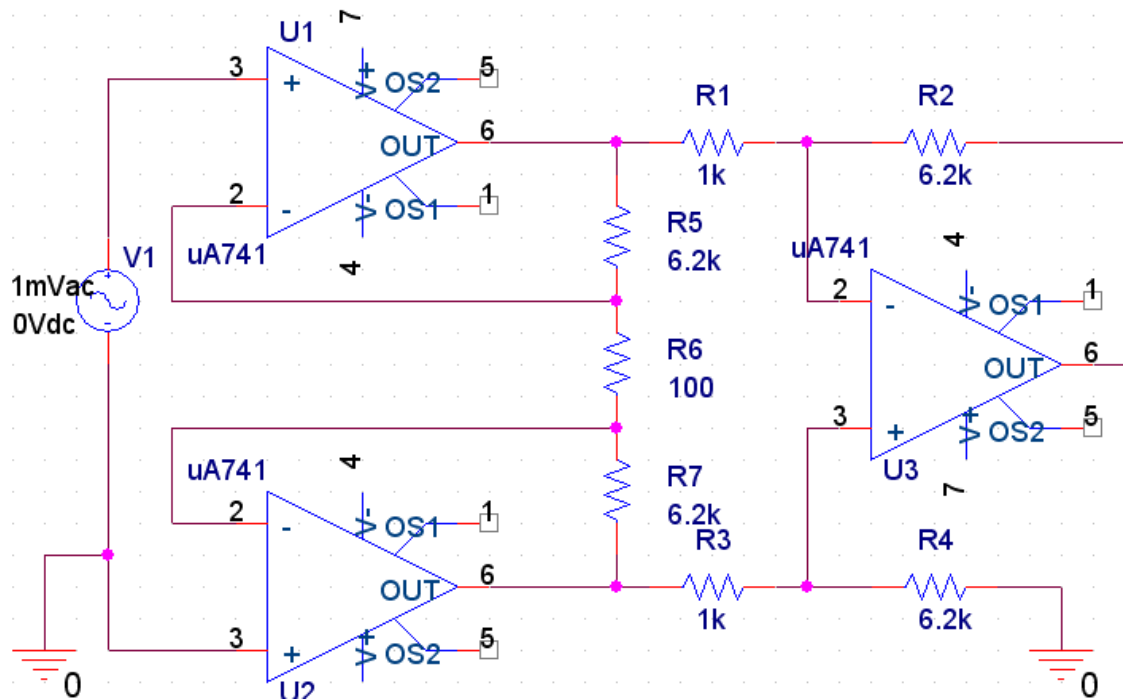
From: http://homepage.ntu.edu.tw/~b93901042/Good_Circuits/My_Circuits/ECG/Wnagandagegee.jpg

實驗電路設計：

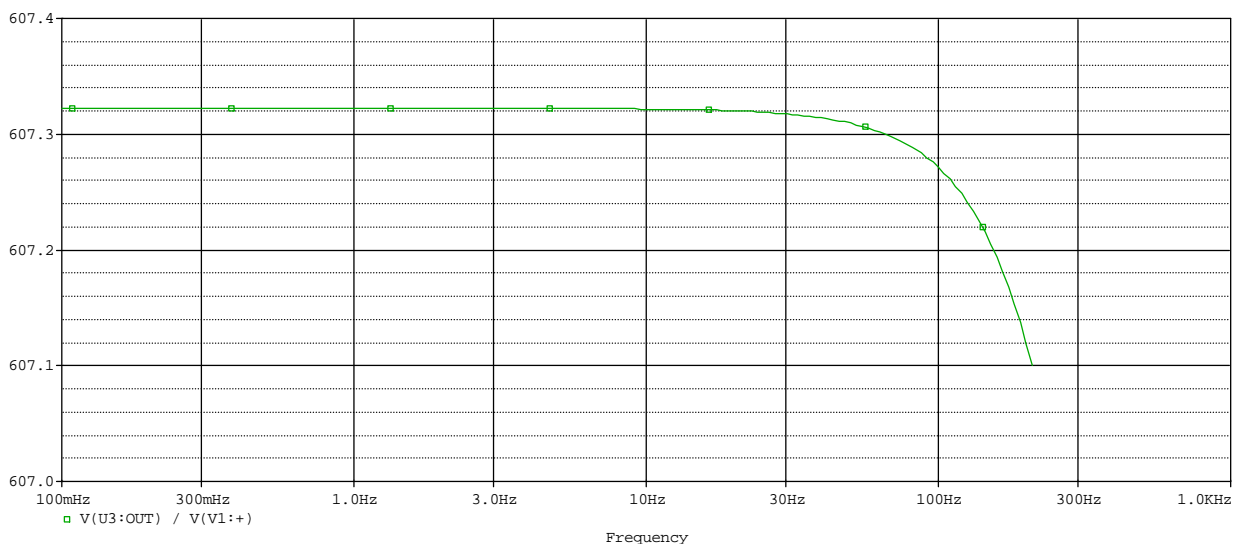
我們參考網路上的資料與書本上的電路，設計的電路依序如下：

1. 由於我們要量測的是振幅和頻率都很小的生理訊號，因此我們首先需要一個不錯儀表放大器 (Instrumentation Amplifier) 將輸入的生理訊號做放大。電路如下：

▼ Instrumentation Amplifier

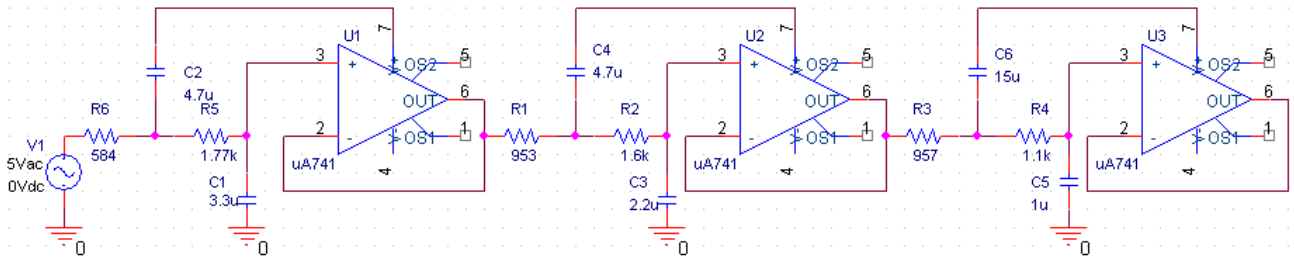


▼ PSPICE 電路模擬分析

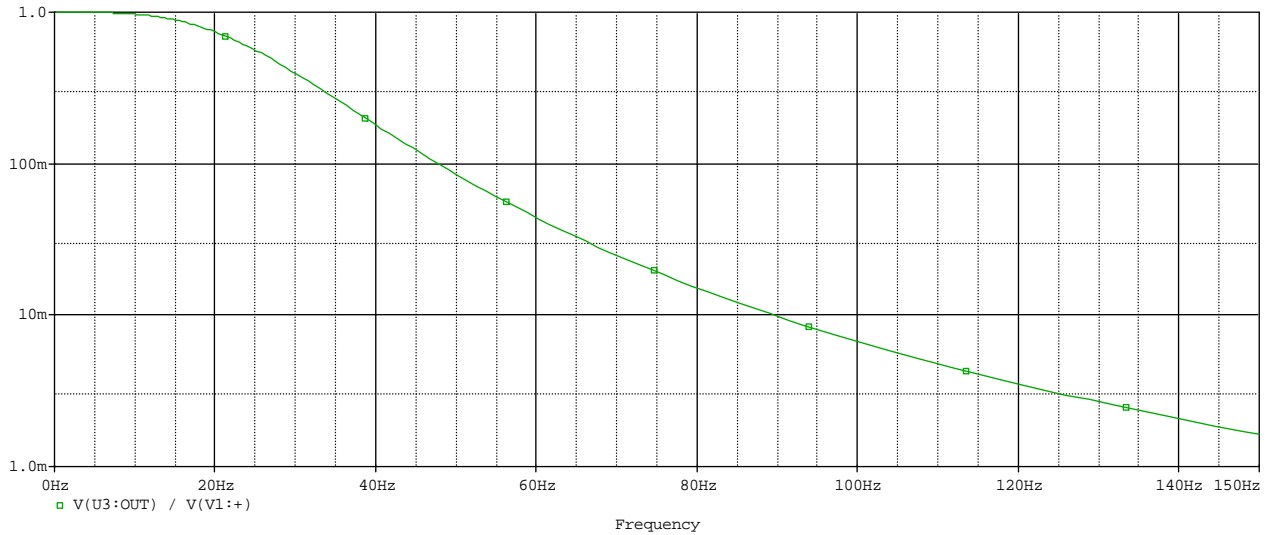


2. 之後我們需要讓此訊號通過一個低通濾波器，最好截止於40Hz以下，將我們要的生理訊號保留即可。在此我們接了一個六級的 Low-pass filter(兩級的 filter 串接三個)，以期讓訊號在通過截止頻率後更快速下降。電路如下：

▼ Six-stage low-pass filter

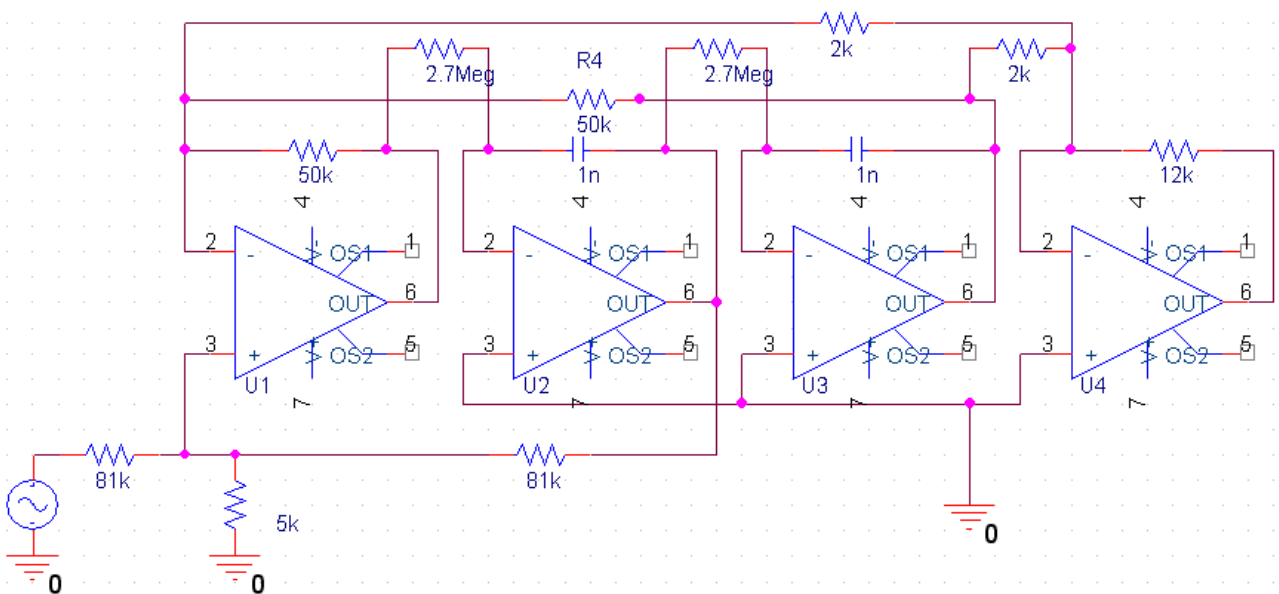


▼ PSPICE 電路模擬分析



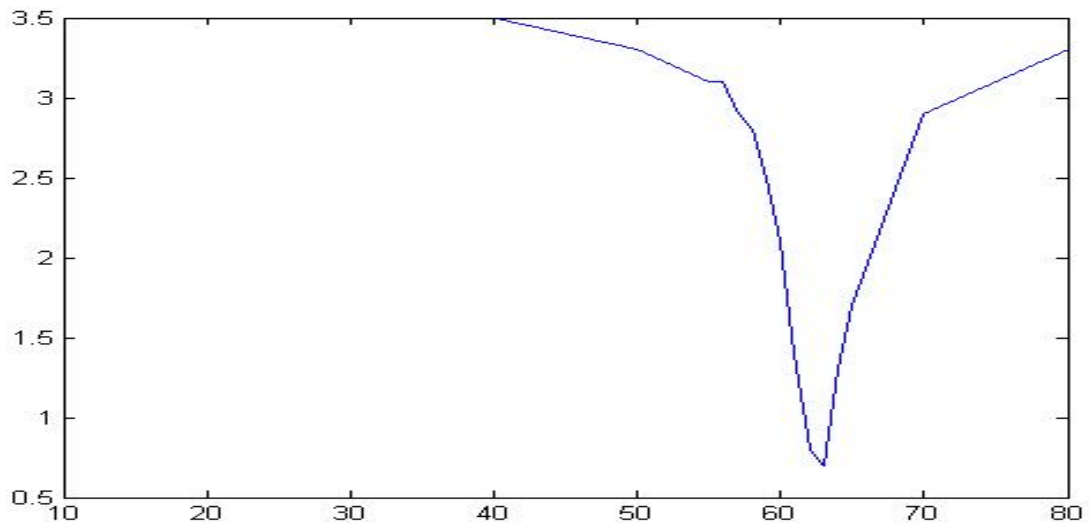
3. 通過低通濾波器的訊號接著要通過一個很強的 notch filter，讓很大的 60Hz 雜訊能儘量壓低，不要讓它影響我們想看到的生理訊號。當然設計上要讓它 cut 在 60Hz，越準確越好。而要讓 60Hz 能更快的向下壓低，我們接了兩個 notch filter，共三級。電路如下：

▼ First stage notch filter

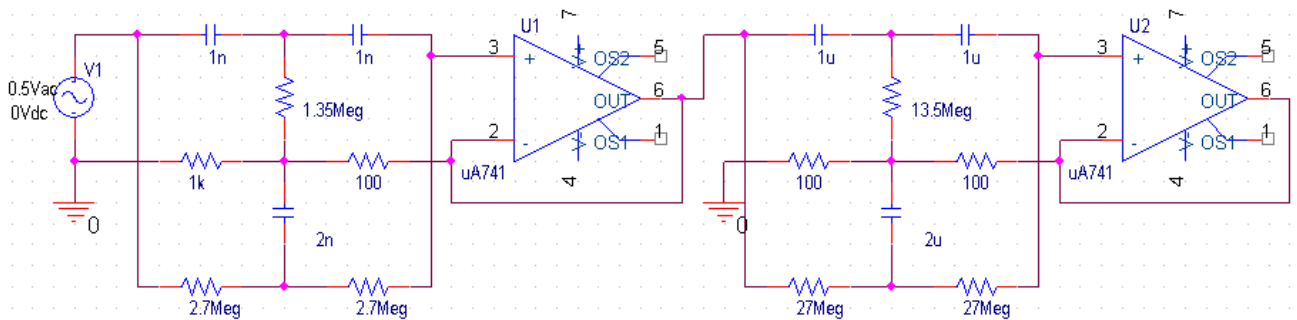


▼ MATLAB 作圖

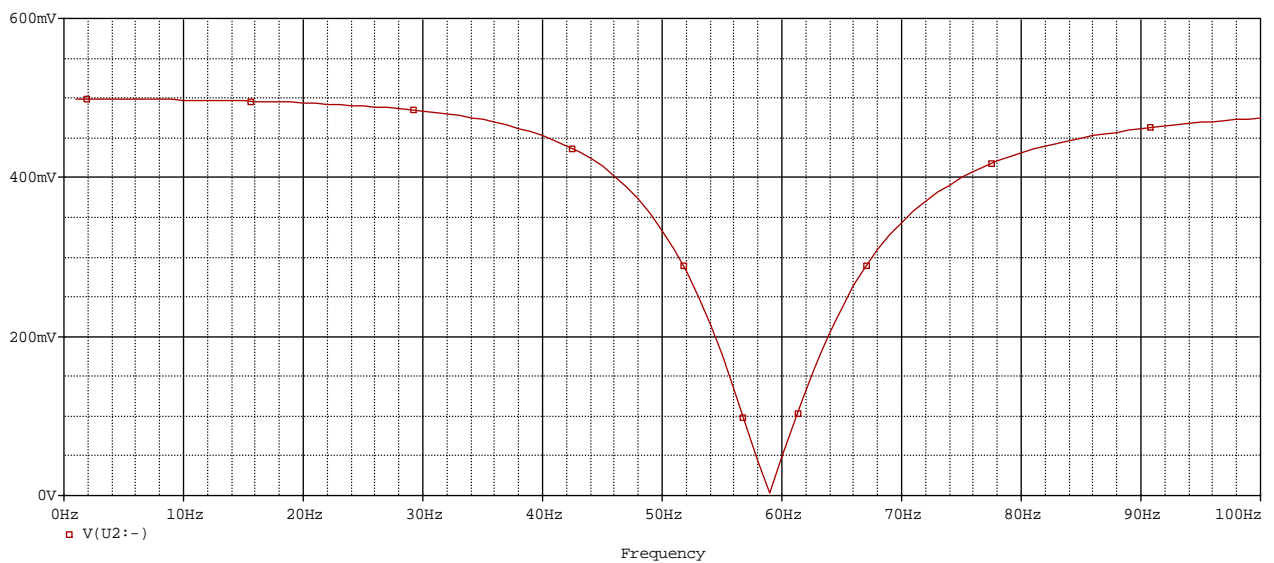
(不知為何我們的電路在 SPICE 下模擬不盡理想，下圖為使用訊號產生器與示波器記錄的振幅，與設計上結果相符。)



▼ Second stage notch filter

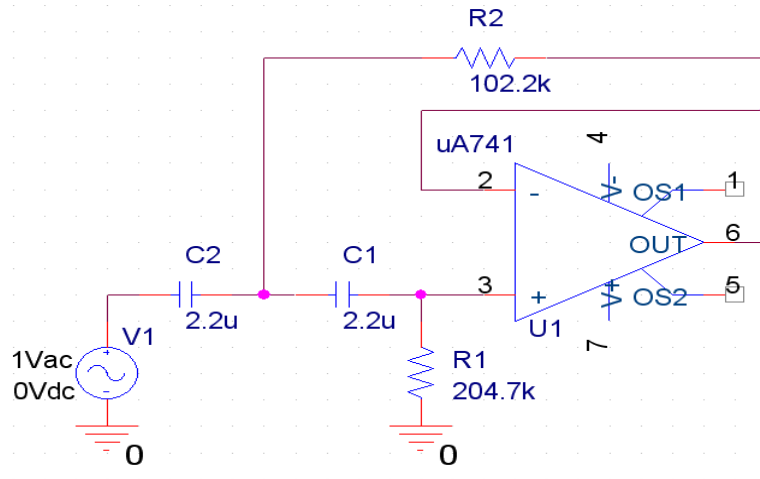


▼ PSPICE 電路模擬分析

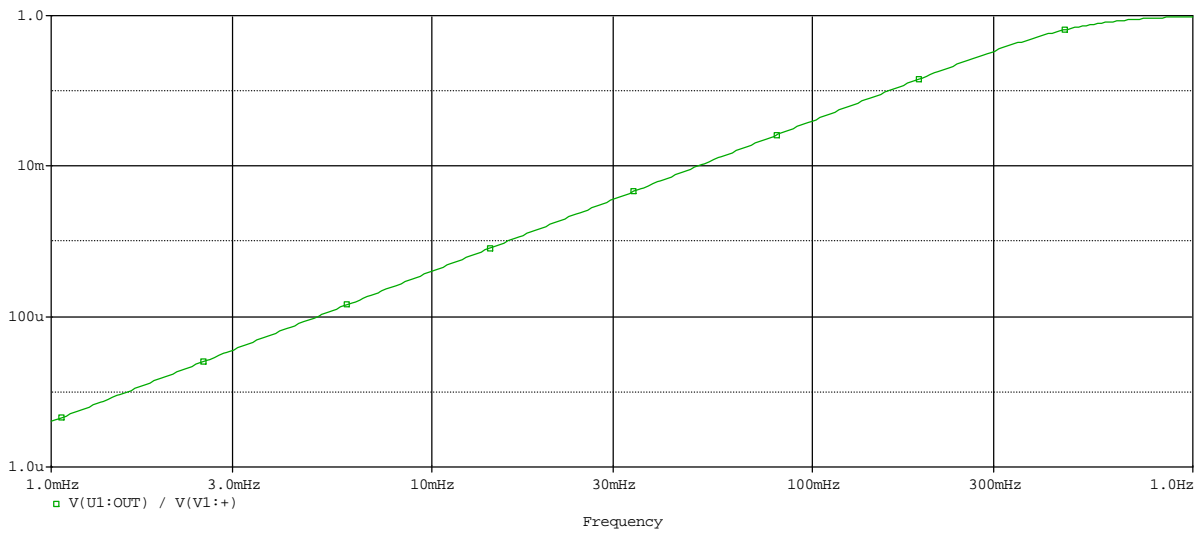


4. 最後的訊號再通過一個高通濾波器，其功能在於將 DC 的訊號濾掉，我們輸出的波形才不會上下漂移。因此最好在很接近 0V 時就能 cut 掉。電路如下：

▼ High-pass filter

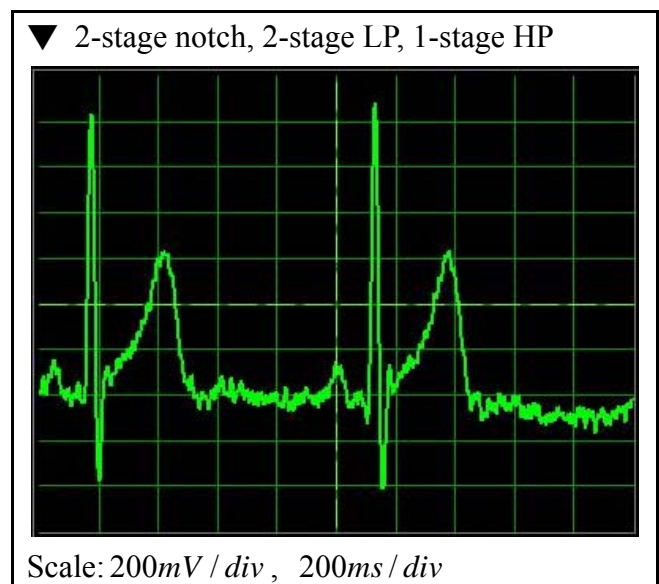
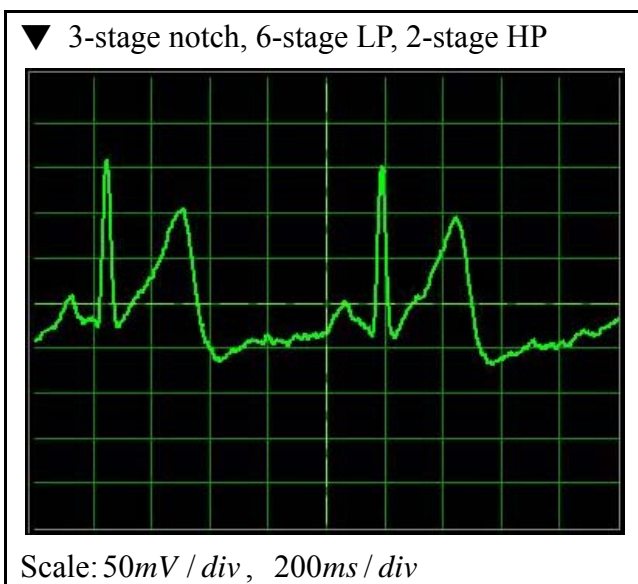


▼ PSPICE 電路模擬分析



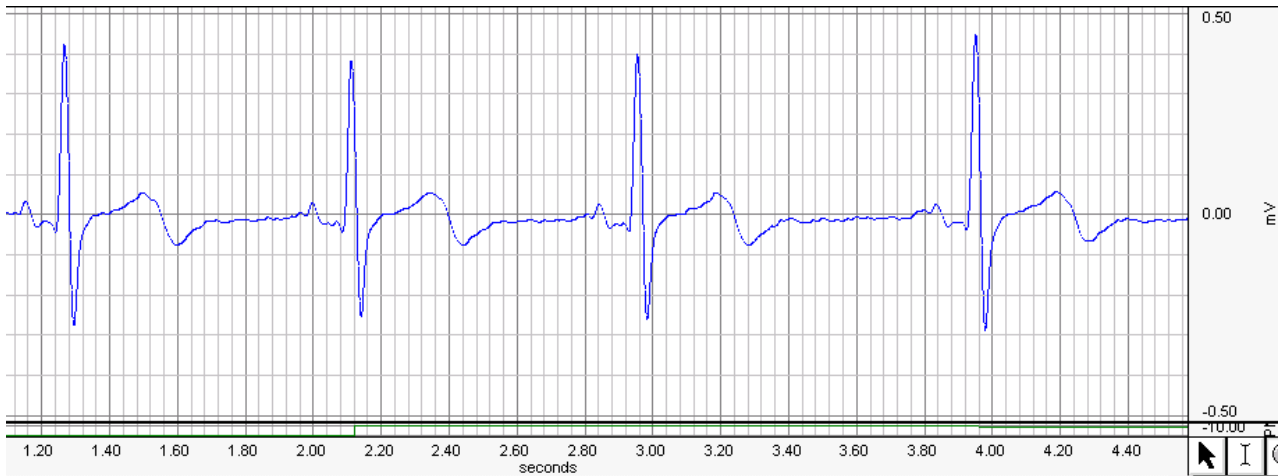
實驗結果分析：

A. 由 NI ELVIS 裡的 Oscilloscope 得到的波形如下：



上圖右邊的波形中，60Hz 的雜訊仍十分嚴重，由於 notch filter 和 low-pass filter 階數都不夠，因此波形並不理想。左圖為我們最終的電路輸出波形，60Hz 的影響已經下降很多，從頻率響應上來看幾乎跟一般訊號一樣大。我們接著跟之前 Lab 2 量到的 ECG 做比較：

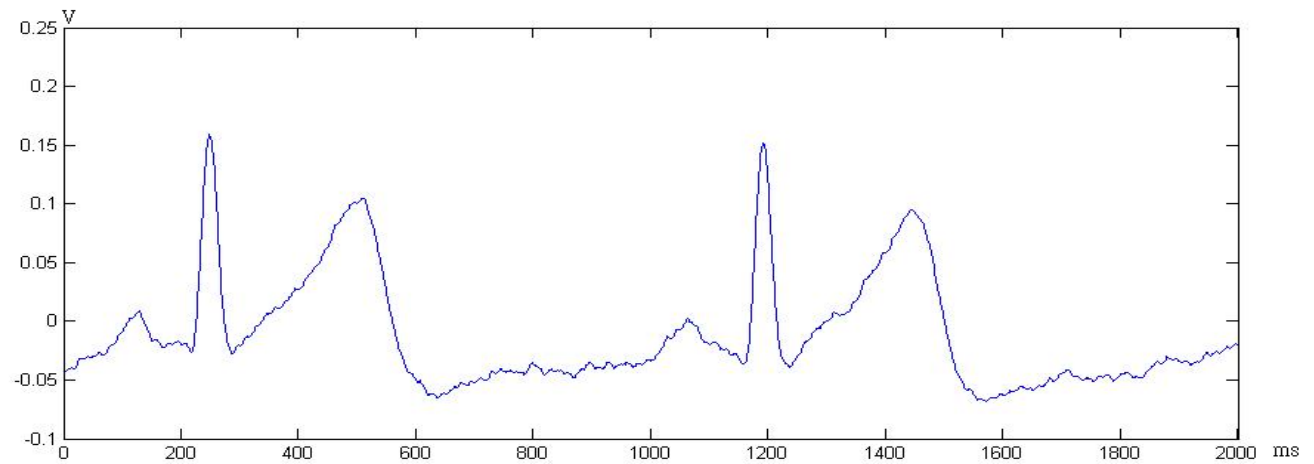
▼ ECG from Biopac Student Lab with MP35



比較一下兩張圖，明顯可發現我們所設計的電路中，R 波變小許多(幾乎和 T 波一樣大了)，而 S 波也變小(幾乎消失)。我們推論可能原因在於我們所設計的 low-pass filter 實際上比我們想像的還早 cut-off，所以才會把原先的 R,S 波振幅壓低。

B. 我們將輸出的波形 sample 存進檔案中，在 MATLAB 中分析：

▼ MATLAB Plot



接著我們使用 MATLAB 大致算了一下訊號的 SNR：

<pre>Part 1. C = fft(B); f = [0:2000]*1000/2000; S = abs(C)./max(abs(C)); S(121) % 60Hz; signal = sum(S(1:80).^2); % 0~40Hz noise = sum(S(81:1000).^2); % 80~1000Hz SNR = 10*log(signal/noise);</pre>	<p>第一個部份是把整個波形去做處理： 左邊 MATLAB code 中，B 是 ELVIS 記錄的波，有 2001 個 sample 點。將 B 做 fft 之後存入 C。這裡假設我們的生理訊號均在 40Hz 以下，而把 40Hz 以上的都當雜訊。而由圖形和運算均可得知，在 40Hz 之後只有 60Hz 處有很大的振幅，所以 $S(121).^2 \approx \text{noise}$。由左邊的 code 可得 $SNR = 74.7873$。</p>
---	---

Part 2.

```
C = B(640:720);
```

```
D = fft(C);
```

```
f = [0:80]*100/80;
```

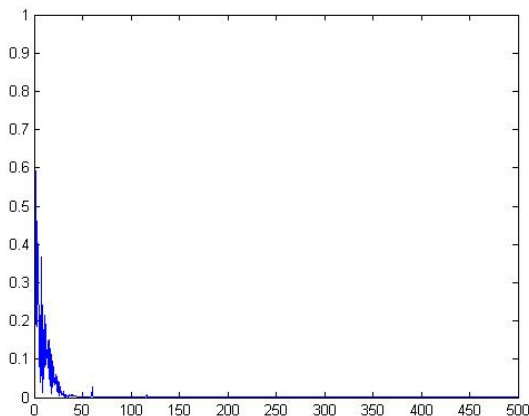
```
S = abs(D)./max(abs(D));
```

```
noise = sum(S(2:81).^2);
```

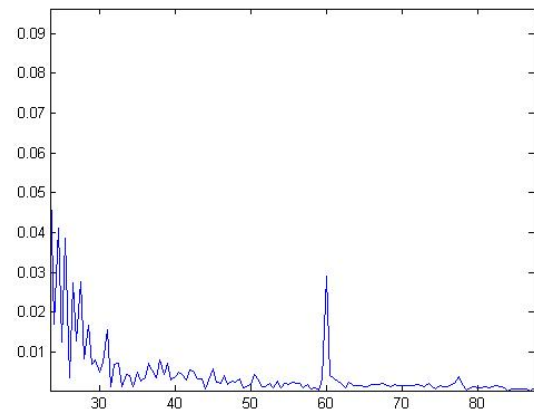
```
SNR = 10*log(1/noise);
```

這部份是取原訊號中第 640 到第 720 個 sample 點做的分析。也就是 T 波到下一個 P 波之間的波形。同上的分析方法，而由輸出波形發現，最大的 amplitude 在 0Hz ，而且值非常大，所以我們把它當作 signal。其他的部份都當作是 noise，由左邊的 code 可得 $SNR = 50.0570$ 。

▼ ECG 頻譜分析



▼ 近 60Hz 頻譜分析

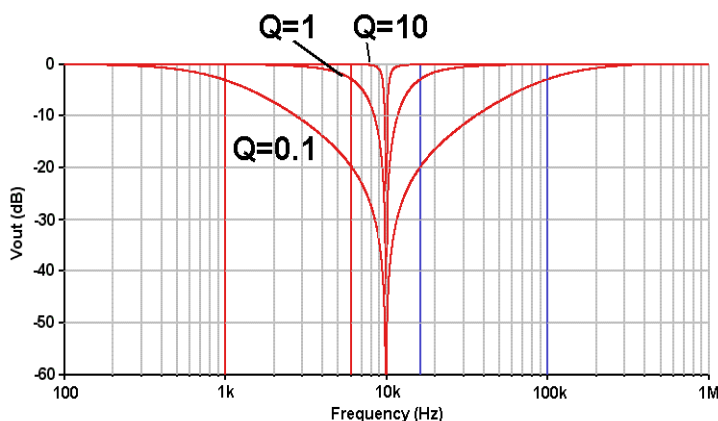


問題與討論：

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？

我們所使用的方法是：在通過 40Hz 低通濾波器之後接著一個 60Hz 的帶阻濾波器。對於 60Hz 的雜訊來說，理論上我們應該設計一個 Q 值很大的 notch filter，這樣就可以非常深刻的將 60Hz 的訊號降到最低。但是由於我們的元件本身都有一些不可避免的誤差，加上分析出來的頻率響應也不是完全符合實際，所以我們一開始接的 $High-Q$ notch filter 就沒有達到我們想要的效果。

▼ Three values of Q for a 10kHz notch filter



於是後來我們把 Q 值調低，只希望它在 60Hz 附近都能切到，這樣一來反而可以有效降低 60Hz 雜訊的影響。我們的電路中，notch filter 有兩級：第一級截止頻率比 60Hz 高一點點，而第二級的截止頻率比 60Hz 低一點點。這樣的設計在實際操作上似乎意外而有效的降低 60Hz 的影響，因而使我們的訊號變乾淨。

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？

- (1). 電極的品質和連接用鱷魚夾電線阻抗匹配與否也相當重要。實驗中，曾經出現調整一下鱷魚夾的接觸面立即在示波器上看到 **noise 衰減 1dB** 以上的現象。
- (2). 電路旁的電器如電腦冷氣日光燈等似乎是造成 **60Hz** 雜訊的主要來源。我們嘗試在關掉這些電氣用品的狀況下作實驗，波形的確較為漂亮。

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？

如果是用硬體設計的話，基本上電路比較簡單，操作上和實際應用上似乎比較好；可是考慮到元件的誤差和現實環境的影響，往往設計出來的濾波器非理想性會提高，而截止頻率也不能很精確。而軟體設計的濾波器，通常截止頻率可以設計得很精準，透過一些像 **MATLAB** 之類的處理軟體，截止處可以切得很漂亮；可是這樣的電路一般來說階數都相當的高(可能要到20以上)，當然在現實電路上並不容易 **implement**。而且利用軟體來濾 **60Hz** 雜訊，好比使用 **LabVIEW** 裡的 **DSP** 功能，它處理的對象主要是已量測好的數據，也就是說這樣的方法沒有辦法做到 **real-time** 的分析濾波(即時量測監控)。一般我們比較想要的是給一個 **input** 可以直接濾波得到 **output**，而非等一段時間後由 **input** 的後續處理才得到 **output**。所以我們實驗流程使用的是硬體設計的濾波器。

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？

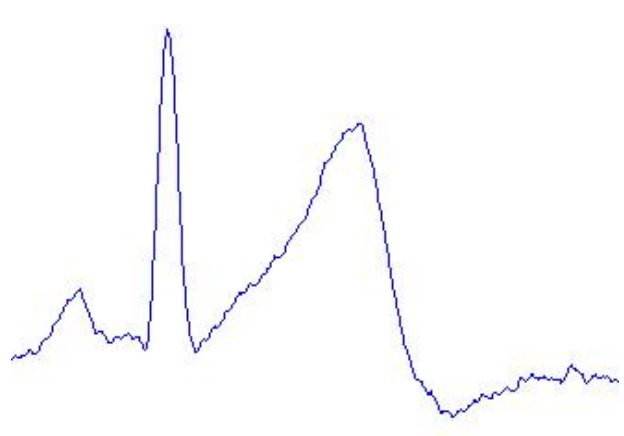
你覺得自己設計的這個量測電路是否可信賴？(請試著拿出臨床的資料一起比較)

實驗二是使用商用儀器量測得的ECG訊號，我們可以假設它是一個很準確的輸出。其中 **P, Q, R, S, T** 波都很明顯，而且與理論上的波形大致相同。反觀我們所設計電路得到的結果，**R, S** 波都變小許多，而 **S** 波幾乎消失了。導致這樣結果的原因很可能是濾波器的問題，讓本來不該壓低的頻率也被壓低了，推論應該是低通濾波器在更早之前就已經 **cut-off** 了。而在雜訊方面，自己設計的電路也比較高，也將造成比較大的 **SNR**。

▼ 實驗二的ECG



▼ 本實驗的ECG

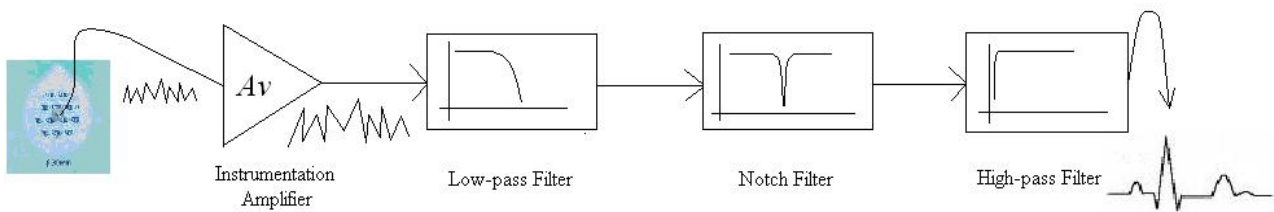


整體來說，我們設計的電路準確的量測到ECG的波形，而且60Hz雜訊也已經被壓到很低了，所以才能看到還不錯的波形。如果使用更精密的元件來設計濾波器，應該可以達到更好的結果。

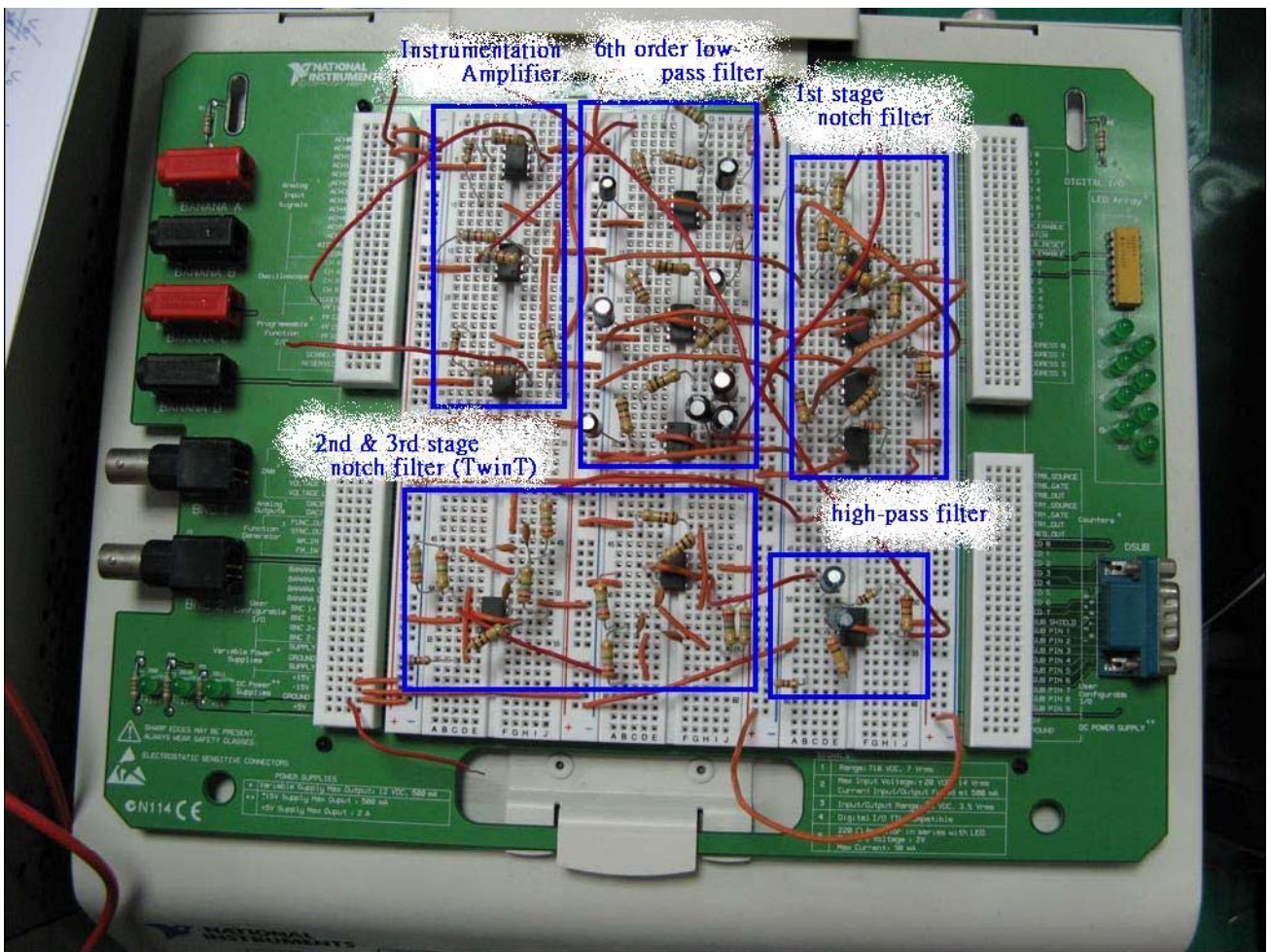
5. 實驗報告的內容請描述電路的設計(附上電路圖)以及測試的結果。

我們設計的電路和模擬的結果如第 2~5 頁所示，全電路圖如下：

▼ 訊號經過流程圖



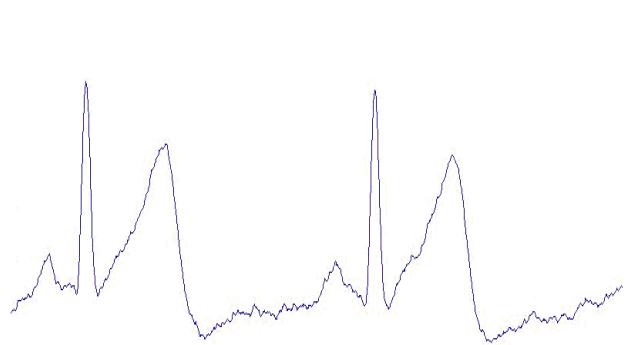
▼ 麵包板上線路圖



▼ NI ELVIS Oscilloscope output



▼ MATLAB Plot function output



實驗心得感想：

我們覺得在這個實驗裡學到很多，從前的電路實驗大多都是觀測已經設計好的電路；而這次測量 ECG 的實驗卻要從無到有，依據欲達成的目的設計電路，是一次全新的體驗。首先，從文獻上我們得知 ECG 的頻譜大致分佈在 0.5Hz 到 30Hz 之間，所以初步的電路設計概念就是把電極輸入的訊號放大，再使用 filter 濾掉相對高頻的雜訊。

實驗中我們也遇到很多有趣的事。例如原本我預期中主要的雜訊是 thermal noise，然而在接上第一級儀表放大器後我嚐試了接上 ECG 電極，結果卻令人相當意外，原來電源造成的 60Hz 訊號這麼的強。從雙手電極輸入到放大電路的訊號就好像從 function generator 輸出的標準弦波一般，完美的 60Hz 正弦波顯示在示波器上，連其他雜訊都不怎麼明顯更別說是 ECG 訊號本身了。這個現象也逼迫我們除了 low pass filter 之外還必須再串接強大的 notch filter 來衰減這個極大的 60Hz 訊號，也成了這次實驗的主要困難點。

此外在設計電路上我也學到很多，這次實驗讓我真正體會到自己的電子學電路學基礎是多麼的薄弱，別說是設計了，就連分析 Google 上找到的電路都有相當的困難。因此設計電路大致的流程變成了尋找參考書籍上及網路上附有 transfer function 或相關設計資訊的電路，接著依照這些隨電路附上的方程式挑選電容電阻值。但這些值無法和現有的器材規格相對應。對於這個問題，我採取的方式是挑選符合規格的電容值，而電阻則用兩個電阻串聯並聯去接近，因此電路變得比較雜亂。這方面的影響主要表現在 notch filter 的 frequency response 上，我們最後使用三級 notch filter 都無法落在 60Hz 上，而是分別有 2Hz 左右的偏差。但是對於如此巨大的 60Hz 雜訊 2Hz 的偏差也不被允許，因此為了除去波形上的「毛」，我只好嘗試降低 TwinT notch filter 的 quality factor (大約 0.25 左右)，以確保 60Hz 雜訊的衰減量。這可能也是我們的 R 波越來越小的另一個原因。

在完成 low pass filter 和 notch filter 之後，為了解決信號漂移的現象，我們再加了一級二階的 high pass filter (cutoff frequency 0.3Hz)，結果很成功的降低了低頻的雜訊。

對於這次實驗讓我體會到了設計電路的困難處，SPICE 模擬永遠和現實有不小的差距，SPICE 模擬相當完美的電路及有可能因為電阻電容不匹配而報銷。對於目標信號以及背景雜訊的了解也相當重要，否則一定會出現電路接出來才拉線根本不夠力或是取到錯誤信號之類的問題。

Reference :

1. http://en.wikipedia.org/wiki/Instrumentation_amplifier
2. <http://focus.ti.com/lit/an/slyt235/slyt235.pdf>
3. www.seas.upenn.edu/courses/belab/LabProjects/1998/BE309F98M1R01.doc
4. <http://focus.ti.com/lit/an/sbfa012/sbfa012.pdf>
5. <http://www.ntsec.gov.tw/activity/race-1/44/E/040807.pdf>
6. <http://www.imagineeringezine.com/PDF-FILES/lowpass.pdf>
7. <http://www.beis.de/Elektronik/Filter/ActiveLPFilter.html#Parameter>
8. <http://www.beis.de/Elektronik/Filter/ActiveHPFilter.html#Parameter>
9. LabVIEW 硬體介面—DAQ 感測器篇(含生理感測) 林俊宏、韓威如、莊智元著 高立圖書有限公司 民 95 年 9 月 10 日初版