

# 實驗二、生醫信號量測電路之設計

107 學年度第一學期 台大電機生醫工程實驗

第三組

張景程 B04901138

解正平 B04901020

劉維凱 B04901153

指導助教：趙珮妤 實驗室：明達館304室

# 目次

一、ECG心電圖電路設計	p.3
二、EMG肌電圖電路設計	p.13
三、EEG腦電圖電路設計	p.19
四、分析與討論	p.23
五、Analog to Digital Converter	p.29
六、APP設計	p.31
七、Additional Questions	p.35
八、參考資料	p.37

# 一、ECG心電圖電路設計

## 1. 心電圖訊號特徵

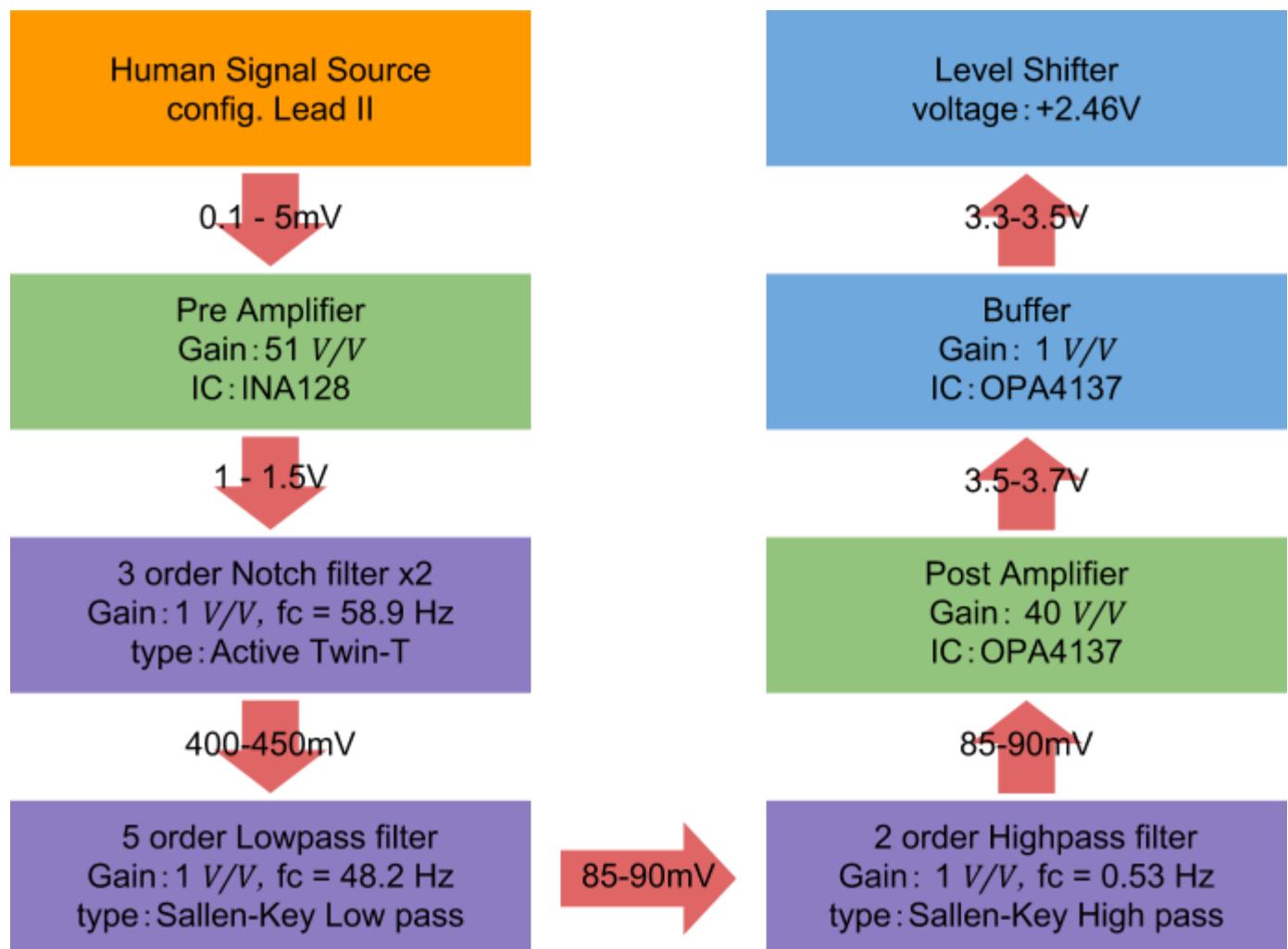
心臟搏動是透過右心房的竇房結(SA node)產生電訊號並傳遞到心臟各處產生跳動，過程中會造成心房與心室的極化、去極化與再極化，此即為心電圖P、QRS、T波的主要成因。在心臟產生一連串電訊號的同時，也會在皮膚上形成微小的電訊號，本次實驗即利用貼片接收皮膚上這些由心臟引起的電訊號，進而透過我們所設計的電路來呈現出心電圖。皮膚上可測得的心電訊號，數量即約在0.1~5 mV，頻率則在0.05~120Hz的範圍內。因此我們的電路設計也以擷取這些訊號為主。

## 2. 電路設計概念

由於ECG訊號十分微弱，為了能夠準確讀取並將波形量測出來，我們在一開始就先利用INA128 Instrument Amplifier將input訊號放大，增益約為51倍，緊接著利用兩層Active Twin-T notch filter來將不必要的60Hz市電訊號濾除，接下來經過由五階的low-pass和兩階的high-pass所形成的band-pass filter，頻寬設置約在0.5Hz~48Hz，來濾掉不需要的頻率資訊，如此一來即可得到欲求得的ECG訊號。

為了清楚地將訊號顯示在Labview以及APP上，我們利用Post-Amplifier放大40倍，再加上一個buffer，避免訊號受到前後級電路的影響。由於Arduino的input必須介於0 ~ 5V之間，因此我們透過一個Level Shifter確保訊號維持在正值。

## 3. 流程圖



## 4. 詳細電路設計

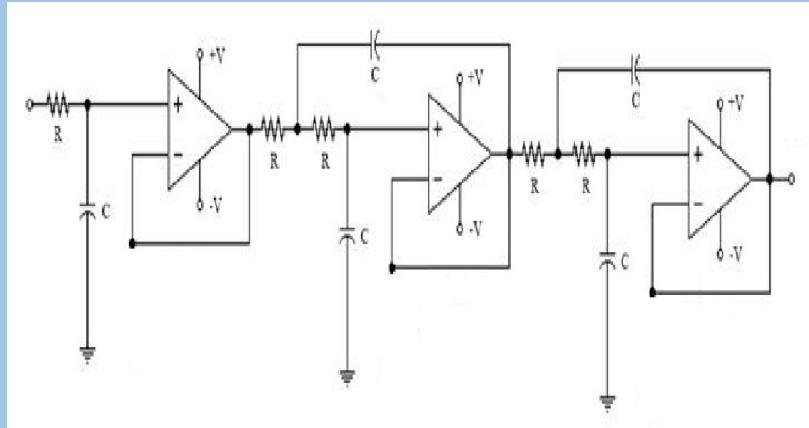
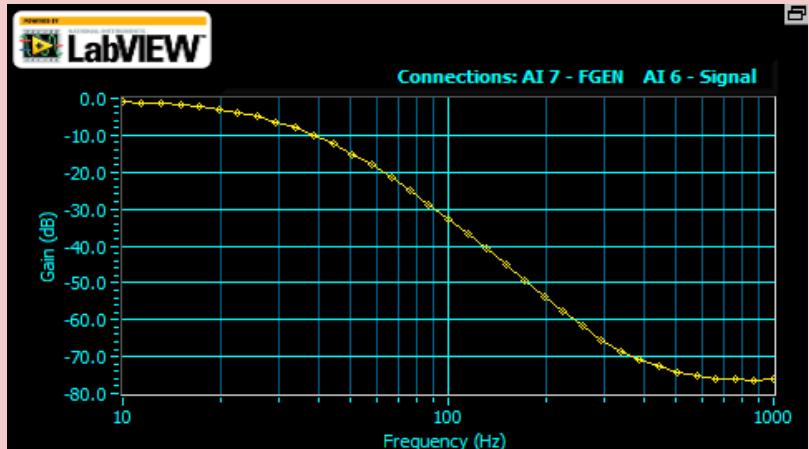
### a. Pre Amplifier

介紹	電路設計
本組實驗的放大器並非採用最為熟悉的OPA4137，而是使用INA128這個放大器，其內部電路如右圖。元件接受兩個input，並將兩訊號差值透過 $R_g$ 電阻(腳位1,8)來調整倍率。	<p>NOTE: (1) INA129: 24.7kΩ</p>
1. $R_G = 1k$ 電阻 2. INA128 3. Gain = $1 + 50/R_g = 51$ (V/V)	
設計原因	<p>Connections: AI 7 - FGEN AI 6 - Signal</p>

## b. Notch filter

介紹	電路設計
此為兩個OPA的三階 Active Twin-T Notch filter，目的在把市電 60Hz 雜訊影響降低，此電路可藉由R4,R5的值將電路Q值提高，並由其餘電阻和電容調整截止頻率。 <a href="https://goo.gl/9s9wWp">https://goo.gl/9s9wWp</a>	
元件	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. <math>R1 = R2 = 2.7k</math></li> <li>2. <math>R3 = 1.35k</math> (2.7k並聯)</li> <li>3. <math>C1 = C2 = 1\mu F</math></li> <li>4. <math>C3 = 2\mu F</math>(1<math>\mu F</math>並聯)</li> <li>5. <math>R4 = 9k</math></li> <li>6. <math>R5 = 91k</math></li> <li>7. ua741</li> <li>8. <math>f_c = 58.9 \text{ Hz}</math></li> </ol>	
設計原因	Labview
<p>我們使用<math>R4=9k, R5=91k</math>可以使得Q值較大，因<math>BW=W_0/Q</math>，便影響圖形較為尖銳Bandwidth較小約為21Hz。</p> <p>另外電容與電阻設計平衡，我們選擇較大電容較小電阻，因為電容可以使得電路較穩定，然而需要小心電解電容正負端腳位的使用。</p> <p>另外，為了使60Hz大幅減少，我們選擇串接兩次三階filter，從右圖可以觀察出 大概下降40db。</p>	

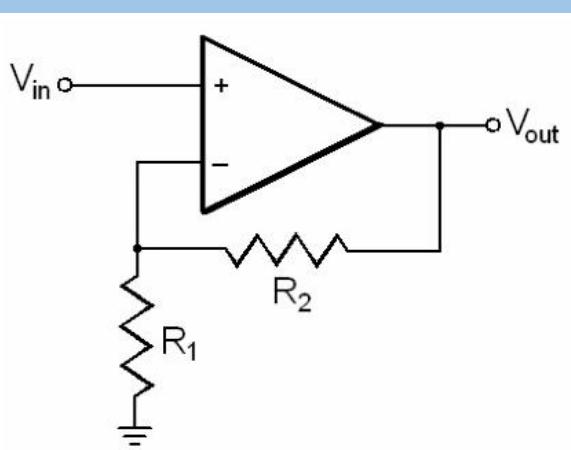
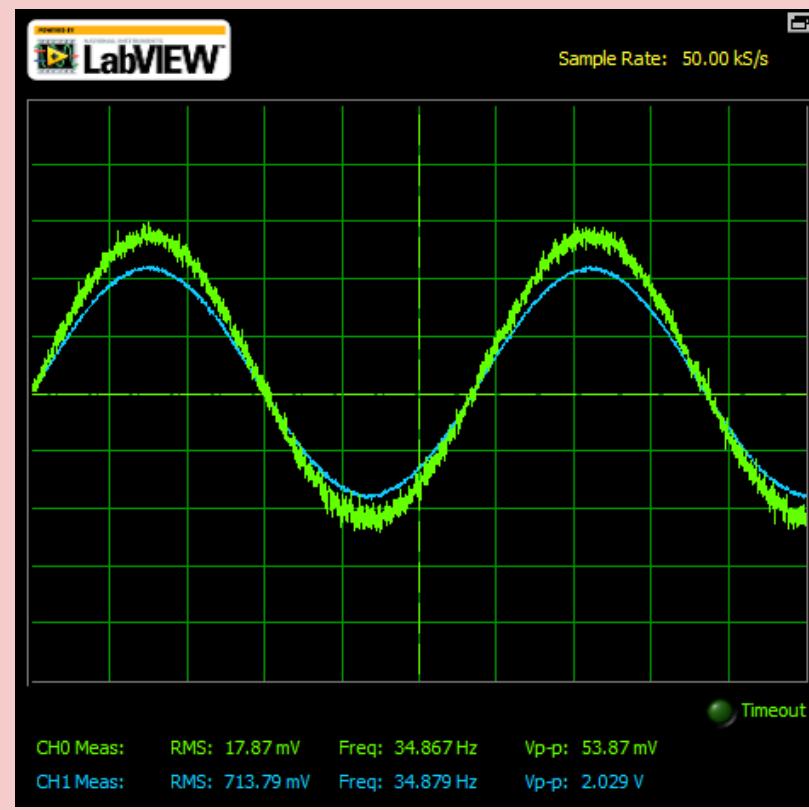
### c. Lowpass filter

介紹	電路設計
選擇五階Sallen-Key Lowpass filter來實作，濾掉不想要的高頻，另外傳統電路都會訊號放大，我們的訊號並不會有增益的效果。	
元件	1. $C = 0.33\mu F$ 2. $R = 10k$ 3. ua741 4. $f_c = 48.2Hz$
設計原因	Labview
<p>我們將輸出與輸入負端相接，使得電路並不會有放大增益，可以有效減少因為分壓放大造成的誤差。</p> <p>我們將截止頻率設在45Hz左右，接五階電路因而使得電路高頻部分降低許多。</p>	

#### d. Highpass filter

介紹	電路設計
選擇二階Sallen-Key Highpass filter來實作，濾掉不想要的低頻，包括DC直流電還有一些干擾訊號比如說呼吸運動等。另外傳統電路都會訊號放大，我們的訊號並不會有增益的效果。	
元件	1. $C_1 = C_2 = 100\mu F$ 2. $R_1 = R_2 = 3k$ 3. ua741 4. $f_c = 0.53 \text{ Hz}$
設計原因	Labview
<p>我們將輸出與輸入負端相接，使得電路並不會有放大增益，可以有效減少因為分壓放大造成的誤差。</p> <p>我們將截止頻率設為0.5Hz，接二階電路因為我們想說低頻訊號不多，不用到很高階把訊號降很低，。</p> <p>因為低頻訊號無法由bodeplot得知，故從右圖可以發現，原本DC電壓(綠)為5V，經過filter可以成功濾掉訊號，表示可以成功運作。</p>	<p>Sample Rate: 50.00 kS/s</p> <p>CH0 Meas: RMS: 4.971 V Freq: ? Vp-p: 2.58 mV</p> <p>CH1 Meas: RMS: 1.83 mV Freq: ? Vp-p: 1.83 mV</p>

### e. Post Amplifier

介紹	電路設計
採用non-inverting amplifier 作為放大器，保持相位不變，並且可以控制兩顆電阻大小來調整放大倍率。	
參數	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. <math>R_1 = 510</math></li> <li>2. <math>R_2 = 20k</math></li> <li>3. Gain = <math>1+R_2/R_1 = 40</math> (V/V)</li> <li>4. opa4137</li> </ol>	
設計原因	Labview
<p>在經過各種filter濾波之後，訊號大概只有80mV左右，因此設計放大倍率40倍以期望於示波器可以清楚觀察，也方便後續在進行 level shift 時能夠不須再做放大的動作。</p> <p>右圖中的</p>	

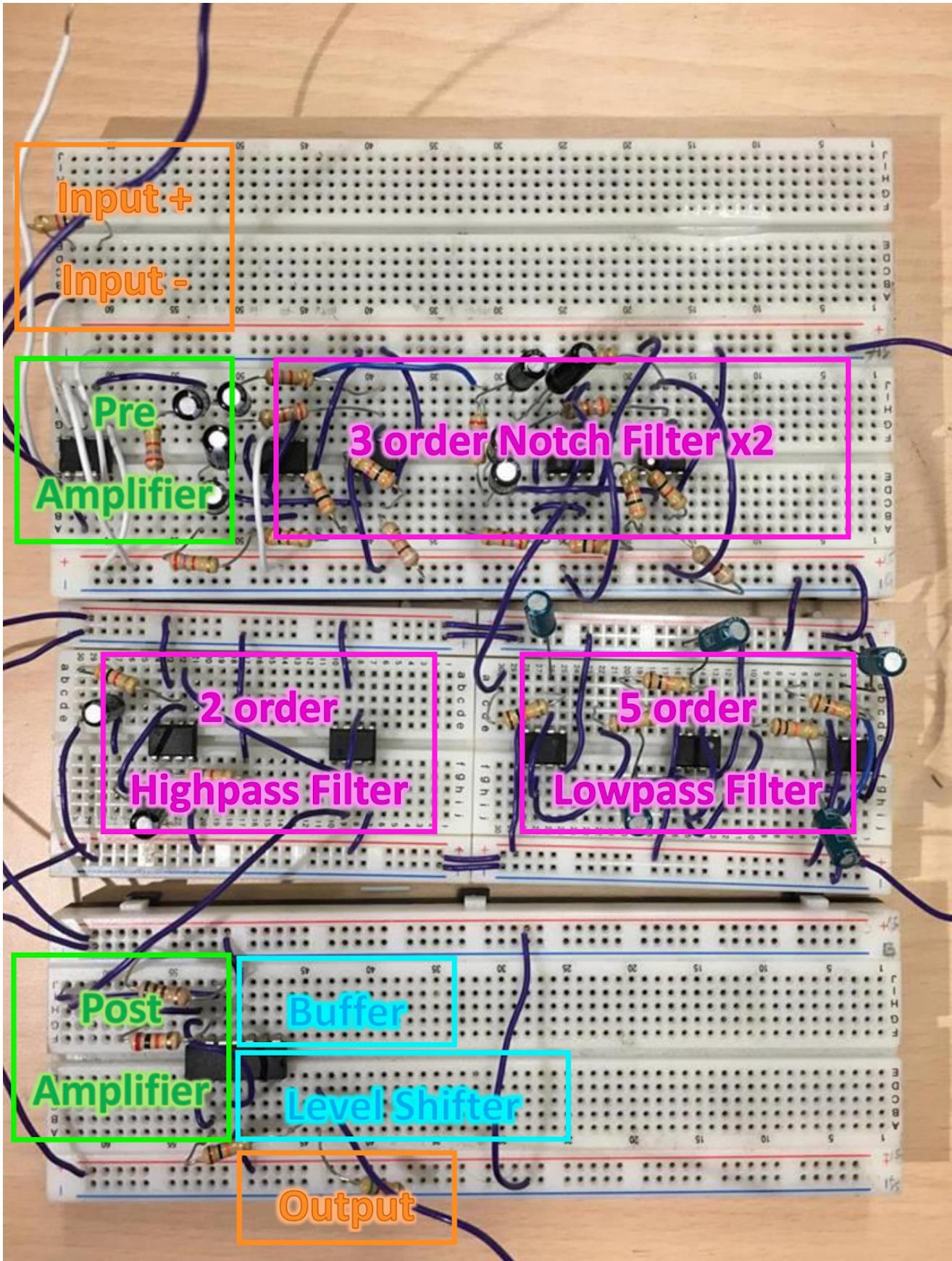
## f. Buffer

介紹	電路設計
在 post amplifier 與 level shifter 之間放入 buffer，目的是讓電壓傳輸時不會因為分壓而變小。	
元件	Labview
1. $V_{cc} = 15\text{ V}$ 2. $-V_{cc} = -15\text{ V}$ 3. opa4137	<p>Connections: AI 7 - FGEN AI 6 - Signal</p>
設計原因	
由於 Level Shifter 的輸入阻抗較小，因此接一個 buffer 讓電壓不會因此被分散。 然而後來發現 $V_{pp}$ 會因為接上 buffer 而有些微下降。	

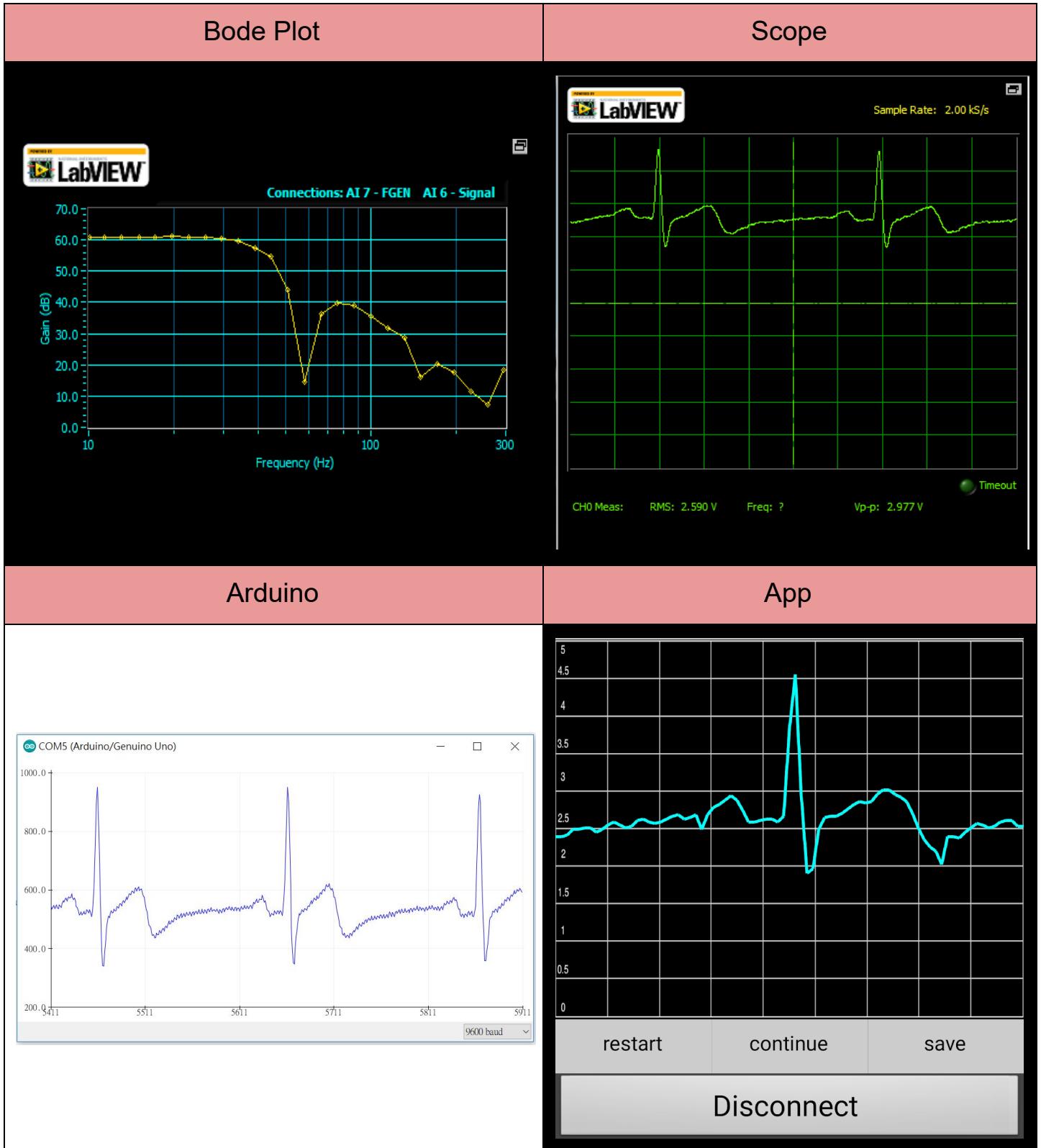
### g. Level Shifter

介紹	電路設計
使用電阻與 DC 15V 分壓來達成 voltage level shifter，讓心電圖訊號可以平移至 0V 以上。	
參數	
1. $R1 = 10k$ 2. $R2 = 51k$ 3. DC = 15V 4. $Vo = (10/61)*DC + (51/61)*Vi$	
設計原因	Labview
原本設計時我們還有將 output 再經過放大器放大使得示波器圖比較好看，可是因為放大造成更多誤差，很容易失真不穩定，因此最後就採用直接與直流電分壓。 另外為了使整個電路設計的DC來源相同，我們接上15V而非5V訊號。 最後為了怕訊號產生負電壓，我們將訊號縮小一點，以避免突然的偏差。	<p>Sample Rate: 50.00 kS/s</p> <p>CH0 Meas: RMS: 172.37 mV Freq: 35.037 Hz Vp-p: 505.93 mV    CH1 Meas: RMS: 2.527 V Freq: 35.110 Hz Vp-p: 420.76 mV</p>

## 5. 實際電路



## 6. 實驗結果



## 二、EMG肌電圖電路設計

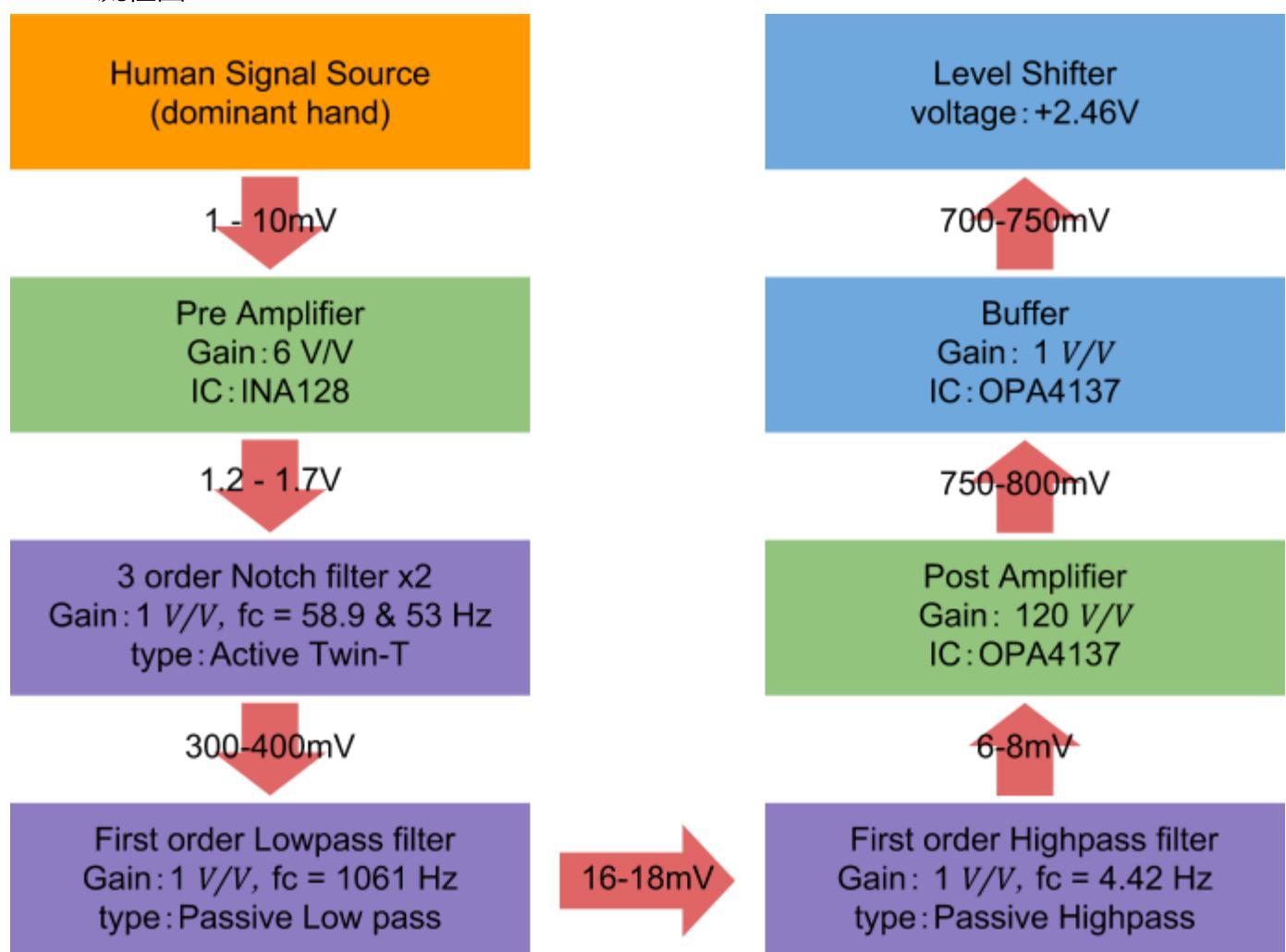
### 1. 肌電圖訊號特徵

肌電圖是一種評估肌肉放鬆與否的方法，無論是放鬆或用力，神經會從大腦開始將此電訊號傳導至特定肌肉進行作用，而這時我們便可透過將電極貼片貼於手上適當位置，量得由肌肉發出傳導於皮膚表層組織的肌電訊號。透過實驗一我們可以知道，人的手臂在用力時，可以感測到振幅較大的訊號，這是因為用力時使用到的肌肉較多，也需要較大的電位來控制肌肉。

### 2. 電路設計概念

肌電訊號的振幅主要是  $1\sim10\text{mV}$  數量級，頻率主要為  $0.5\sim500\text{ Hz}$  左右，因此設計電路時，以放大器以及濾波器為主。我們的電路設計仿照ECG的結構，一開始先利用INA128 Instrument Amplifier將訊號放大，接著馬上進入兩層 Active Twin-T notch filter 來濾掉市面上產生的 $60\text{Hz}$ 市電訊號。再來和ECG不同的地方是，這裡所使用的Low-Pass和High-Pass filter皆為一階的RC被動元件，所訂定的cutoff frequency分別為 $4.4$ 和 $1000\text{ Hz}$ ，來將肌電訊號以外的雜訊濾除。接下來我們利用Post-Amplifier再將訊號放大，再接上一個buffer，避免訊號受到前後級電路的影響，而後再進入Arduino前，我們接上一個Level Shifter以確保訊號維持在正值。

### 3. 流程圖



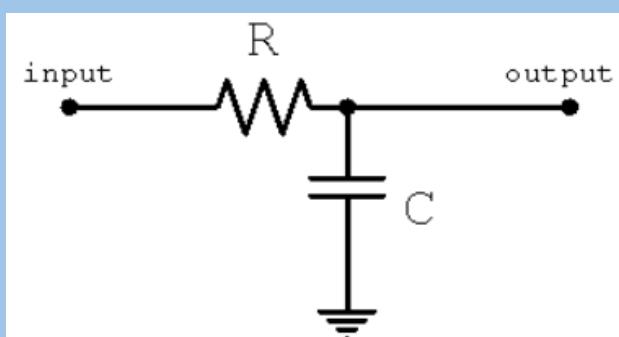
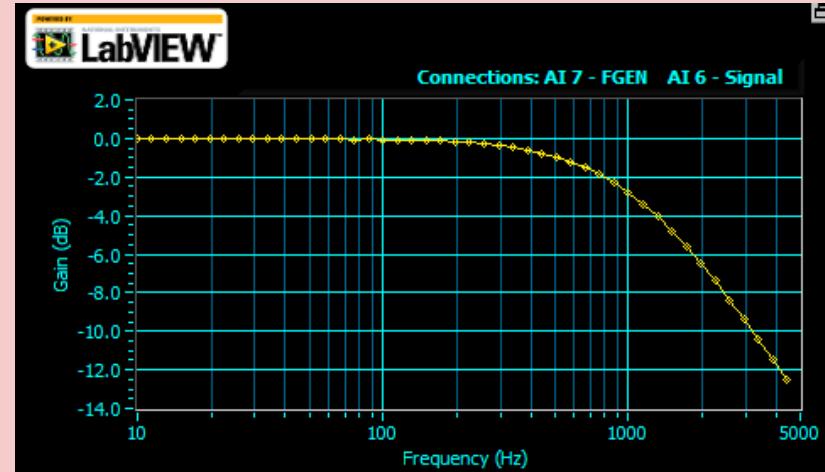
#### 4. 詳細電路設計

a. Pre amplifier (Gain = 6 V/V, 參考心電圖詳細電路設計)

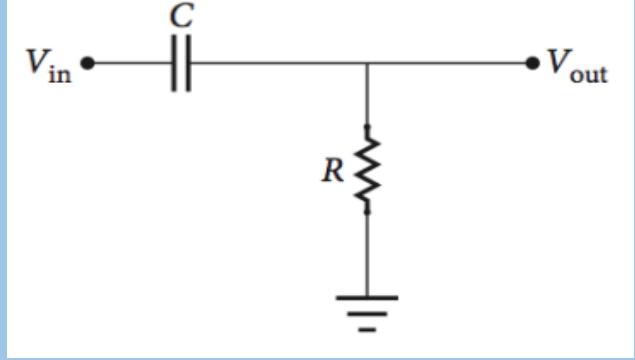
b. 3 order Notch filter x2

介紹	電路設計
此為兩個OPA的三階 Active Twin-T Notch filter，目的在把市電 60Hz 雜訊影響降低，此電路可藉由R4,R5的值將電路Q值提高，並由其餘電阻和電容調整截止頻率。 <a href="https://goo.gl/9s9wWp">https://goo.gl/9s9wWp</a>	
元件	
9. R1 = R2 = 910 10. R3 = 455k (910並聯) 11. C1 = C2 = 3.3uF 12. C3 = 6.6uF(3.3uF並聯) 13. R4 = 18k 14. R5 = 82k 15. ua741 16. fc = 58.9 Hz, 53 Hz	
設計原因	Labview
因為在示波器觀察波形時，我們會看到有50-60 Hz的干擾訊號，所以我們修正其中一組 fc，使訊號減小會在一段區間而非一個點。 另外，我們還有降低一點Q的值，讓受影響的下降區域更大，畢竟此實驗訊號頻寬較廣，並不會造成很大的誤差，反而幫助我們濾掉不必要的訊號。	

### c. Low-Pass filter

介紹	電路設計														
使用 first order RC lowpass filter來實作，把不需要的高頻訊號濾除。															
元件															
1. $R = 1.5k$ 2. $C = 0.1\mu F$ 3. $f_c = 1061.03 \text{ Hz}$															
設計原因	Labview														
由於肌電訊號的頻寬較大，因此我們認為倍率衰減並不需要非常精確，所以只想用被動的一階濾波器，而且可以省很多功率。 截止頻率設計到 1061 Hz 因為一階 filter 的濾波精準不高，所以設計為了不影響 500 Hz 左右的肌電訊號。	 <p>Connections: AI 7 - FGEN AI 6 - Signal</p> <table border="1"> <caption>Estimated data points from LabVIEW graph</caption> <thead> <tr> <th>Frequency (Hz)</th> <th>Gain (dB)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>10</td><td>0.0</td></tr> <tr><td>100</td><td>0.0</td></tr> <tr><td>500</td><td>-0.5</td></tr> <tr><td>1000</td><td>-1.5</td></tr> <tr><td>2000</td><td>-3.0</td></tr> <tr><td>5000</td><td>-13.5</td></tr> </tbody> </table>	Frequency (Hz)	Gain (dB)	10	0.0	100	0.0	500	-0.5	1000	-1.5	2000	-3.0	5000	-13.5
Frequency (Hz)	Gain (dB)														
10	0.0														
100	0.0														
500	-0.5														
1000	-1.5														
2000	-3.0														
5000	-13.5														

#### d. High-Pass filter

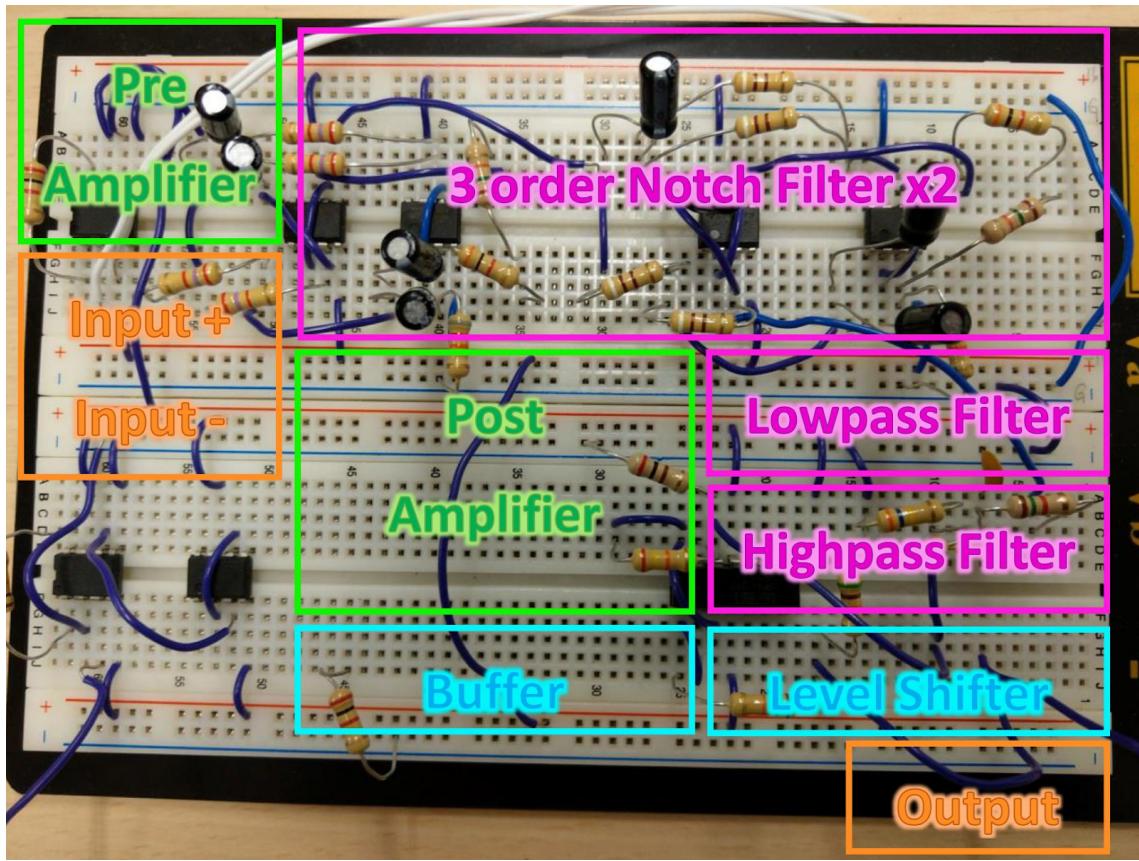
介紹	電路設計
使用 first order RC highpass filter來實作，把不需要的低頻訊號濾除。	
元件	
1. $R = 360k$ 2. $C = 0.1\mu F$ 3. $f_c = 4.4 \text{ Hz}$	
設計原因	Labview
由於肌電訊號的頻寬較大，因此我們認為倍率衰減並不需要非常精確，所以只想用被動的一階濾波器，而且可以省很多功率。 截止頻率設計到 4.4 Hz 是因為手臂的肌電訊號頻率最小值在 15 Hz 附近，把不需要的低頻訊號濾除。	

e. post amplifier (Gain = 120 V/V，參考心電圖詳細電路設計)

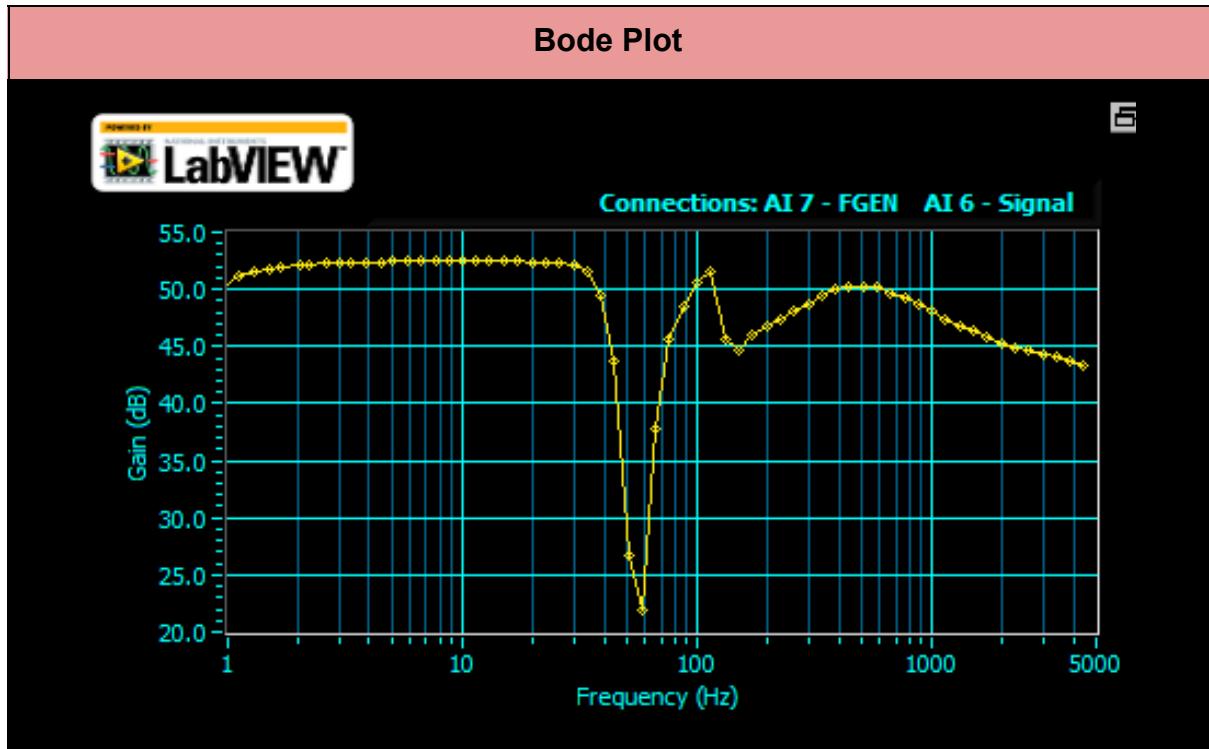
f. buffer (同心電圖詳細電路設計)

g. level shifter (同心電圖詳細電路設計)

## 5. 實際電路

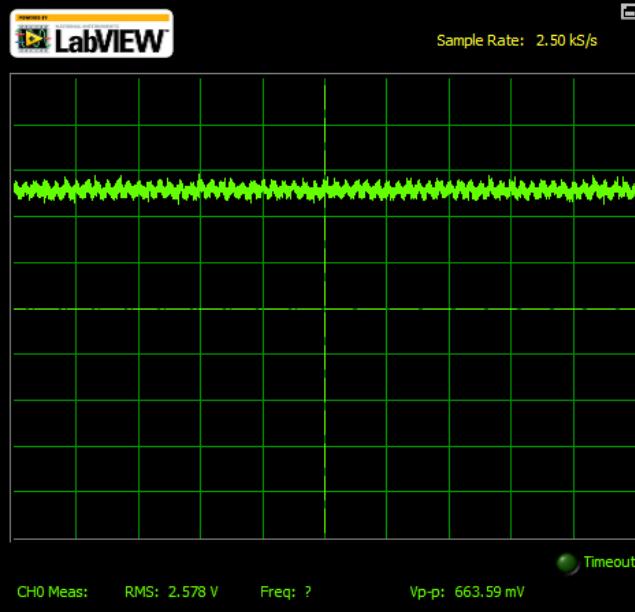


## 6. 實驗結果



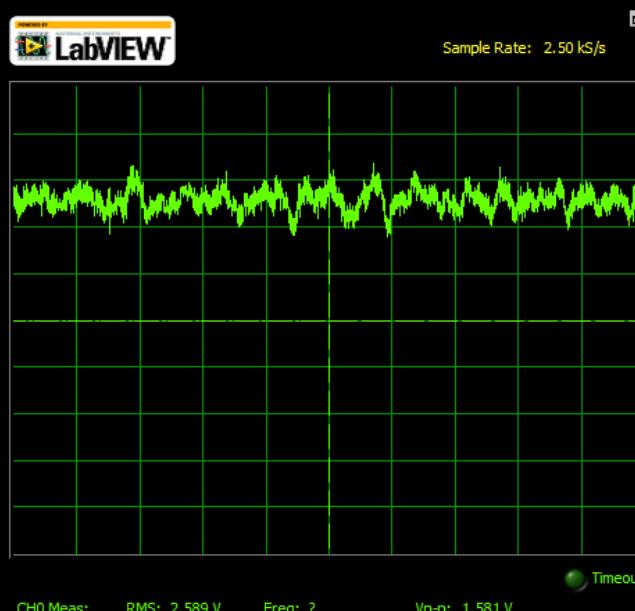
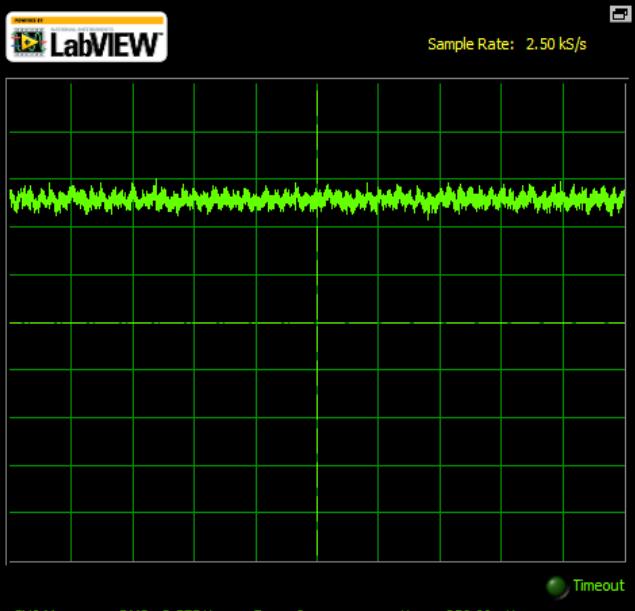
放鬆

輕輕握拳



小力握拳

大力握拳



放鬆

輕輕握拳

小力握拳

大力握拳

622.21mV

663.59mV

856.99mV

1.581V

### 三、EEG腦電圖電路設計

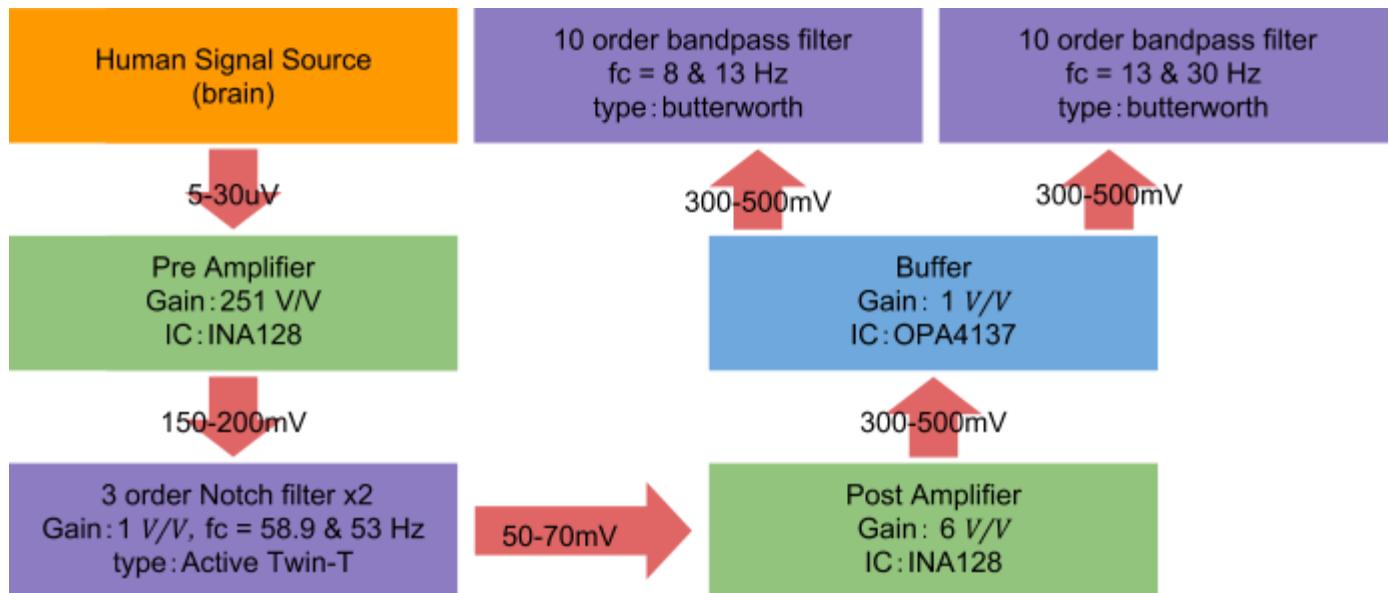
#### 1. 腦電圖訊號特徵

由於大腦皮質中垂直排列的椎體神經元，其在活動時會產生電位差，使得周圍相連的皮質細胞產生相同電位變化，因此我們可以透過在腦部頭皮部位黏上電極貼片來測得腦電訊號，訊號大小約為  $5\text{~}30\mu\text{V}$ ，而本次實驗所要量測的 alpha 波和 beta 波頻率分別為  $8\text{~}13\text{Hz}$ 、 $13\text{~}30\text{Hz}$  左右。

#### 2. 電路設計概念

腦電圖的訊號相當微弱，因此我們先透過Pre-amp放大，放大倍率也比ECG和EMG要大，接著一樣透過兩層notch filter來濾掉60Hz的市電訊號，另外，由於本次實驗要觀察的alpha波和beta波的頻寬很小，分別為 $8\text{~}13\text{Hz}$ 和 $13\text{~}30\text{Hz}$ ，兩者也相當接近，因此必須使用LabView裡的高階filter來達成精準的濾波。

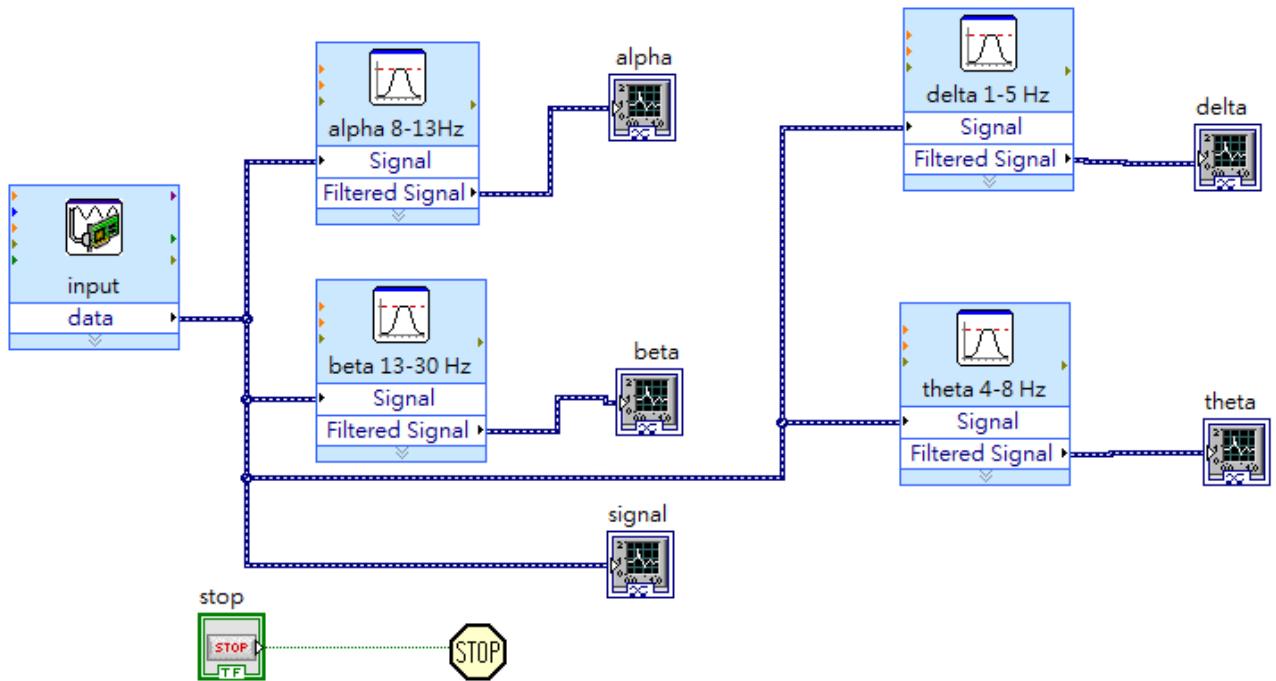
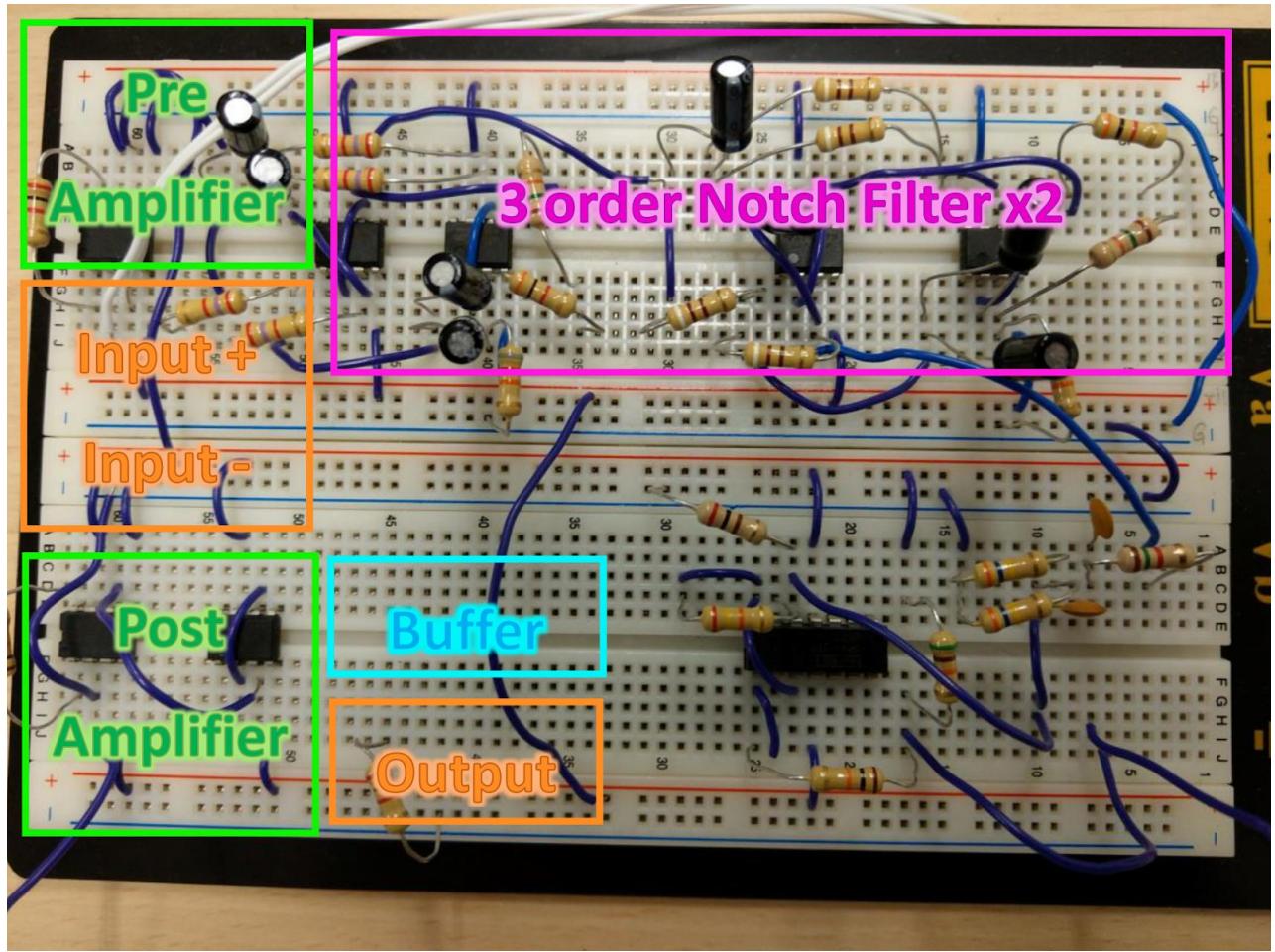
#### 3. 流程圖

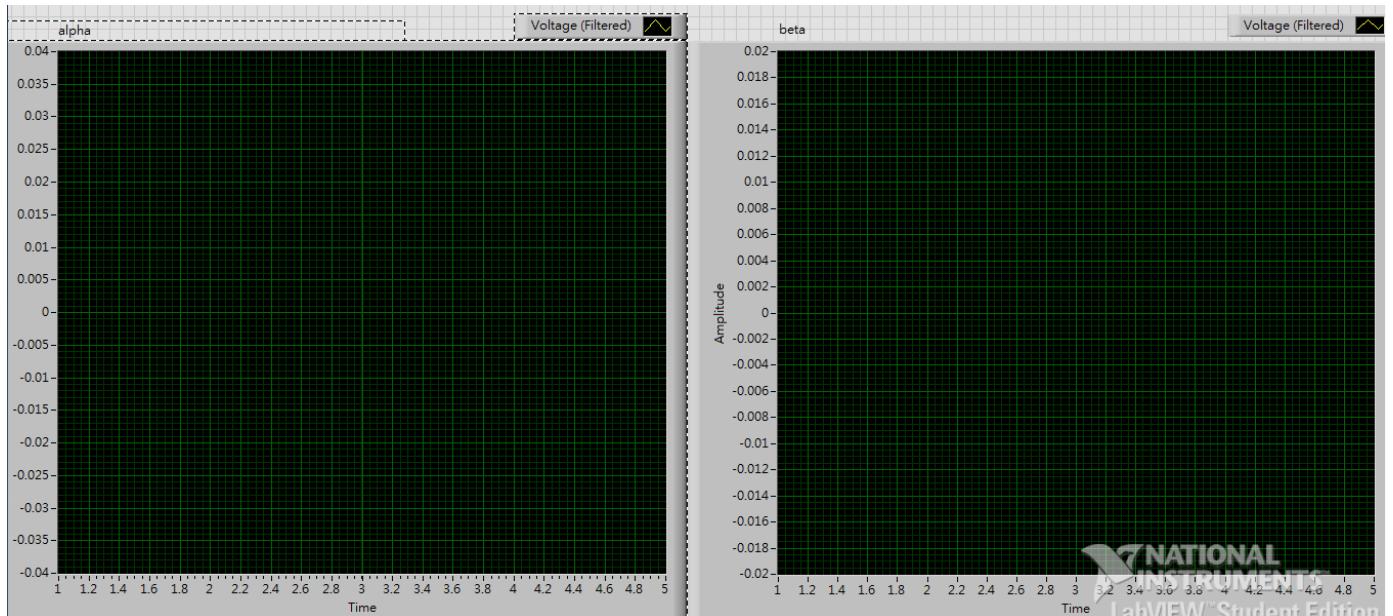


#### 4. 詳細電路設計

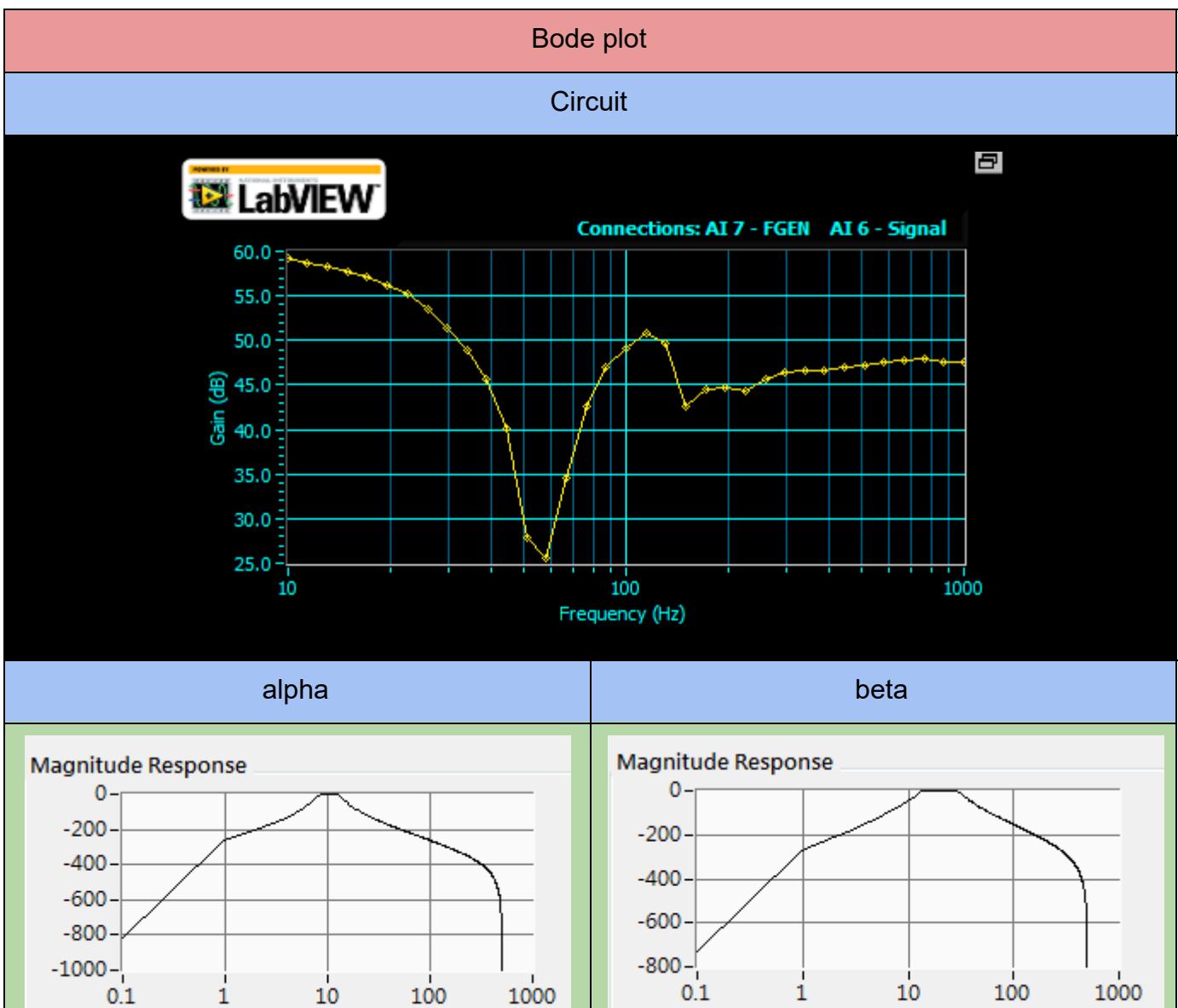
- a. Pre amplifier (Gain = 251 V/V，參考心電圖詳細電路設計)
- b. 3 order Notch filter x2 (fc = 58.9 & 53 Hz 參考肌電圖詳細電路設計)
- c. Post amplifier (Gain = 6 V/V，參考心電圖詳細電路設計)
- d. buffer (同心電圖詳細電路設計)
- e. bandpass filter ( butterworth )( alpha : fc = 8 & 13Hz , beta : fc = 13 & 30 Hz )

## 5. 實際電路

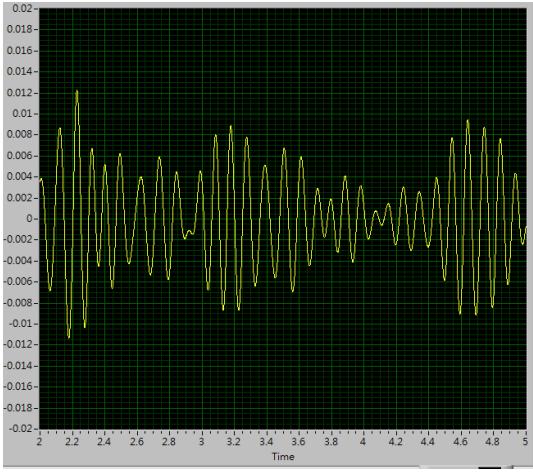
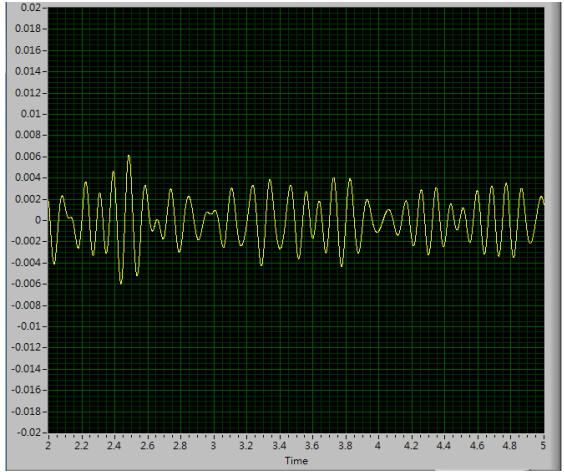




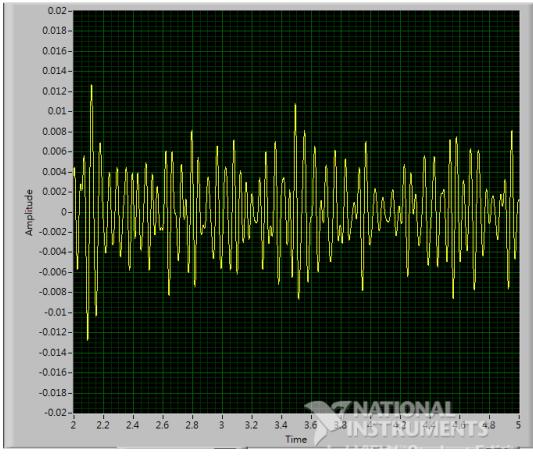
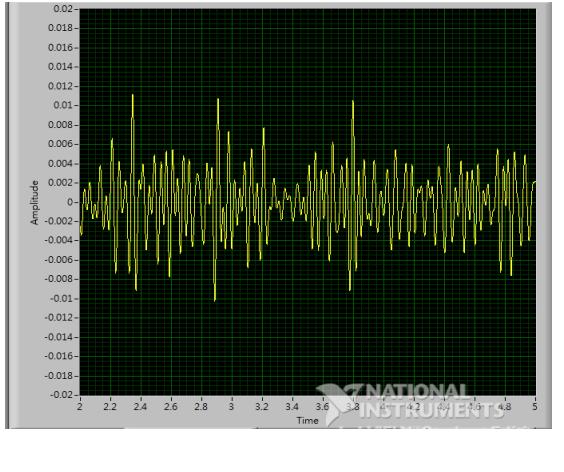
## 6. 實驗結果



## Alpha 波 (8-13 Hz)

受試者狀態	閉眼	睜眼
波形		
Vpp	24mV	12mV
Alpha波的峰對峰值，閉眼較睜眼高約一倍		

## Beta 波 (13-30 Hz)

受試者狀態	閉眼	睜眼
波形		
Vpp	24mV	20mV
Beta波的峰對峰值，閉眼較睜眼高約0.2倍		

## 四、分析與討論

### 1. 電路數據分析

#### a. 訊號增益

- ECG

總體增益約為 $51(\text{pre}) \times 40(\text{post}) = 2040(\text{v/v})$ ，剛開始設計時我們 pre amplifier 只有放大6倍，然而因為心電訊號非常微弱，放大太少較難觀察，無法由在各 filter 濾完波之後便量得波形，因此我們選擇將倍率調大，約為51倍的情況下可以很明顯觀察前後filter作用前後狀況，然而這樣卻造成許多額外能量消耗，也使得雜訊容易放大。為了解決這個狀況，我們才會選擇較高階濾波效果較好的 filer，6 order notch filter, 5 order lowpass filter and 2 order high pass filter，希望能夠成功將目標頻率濾除，而實驗結果也符合我們的預期。另外，我們電路特別的在於filter不會有放大效果，一般active filter因為濾完波會使得波的振幅減少(振幅最大的頻率濾除)，因此還需要放大器才好再進行濾波，但我們電路一開始便增益夠大，因此濾波器並不需要有增益的效果。

- EMG

總體增益為 $6(\text{pre}) \times 120(\text{post}) = 720(\text{v/v})$ ，有鑑於量測ECG的時候我們覺得使用過大增益或造成雜訊放大會有不必要的能量損失，因此我們將pre amplifier設定放大6倍，一方面訊號放大比較不會失真，又可以減少功率消耗。從各filter濾波完的波形觀察，我們發現濾波效果不需要到使用active filter，不用使目標頻振幅段大幅的降低，因此改用passive filter，量測結果也有符合預期，整體電路增益效果也不會因為太多的opa受影響而不穩定。

- EEG

總體增益約為 $251(\text{pre}) \times 6(\text{post}) = 1506(\text{v/v})$ ，因為腦波訊號其實很小，我們希望可以再經過濾波器以前便可以觀察到訊號，而且濾完波也不會使得訊號太小，所以將pre amplifier增益放大許多，實際量測大概可以有150-200mV的波形，但因為我們放大許多雜訊也會跟著放大，所以使用6 order notch filter達到效果較好的濾波，雖然消耗許多不必要的能量，可是方便我們實驗觀察。另外因為濾完波之後會使得波形振幅下降，我們再進行一點小幅的增益，讓波進入電腦之前還有300-500mV的大小。

#### b. 波德圖

- ECG

從圖可以看出我們訊號增益約為60多dB，可以將心電訊號原本約為1mV放大到約2V左右，而60Hz左右會與原訊號增益差距大概50dB左右，也就是大約300倍的訊號大小，可見我們的notch可以發揮良好的效果。而高頻的部分也會有lowpass filter將其訊號降低，大概超過200Hz以後就有300倍的訊號降低效果，如果往更高頻降低越多。然而因為highpass filter的目標頻濾是0.5Hz，無法從Labview上觀察，我們可以藉由直流電訊號濾波，發現可以通電5V左右的訊號可以幾乎完全濾除。

- EMG

肌電訊號就不用像心電這麼高的增益，而且肌電訊號頻寬較大，我們增益大概約為50多dB，可以將肌電訊號原本約為1-5mV放大到約2V左右，而60Hz左右會與原訊號增益差距大概30dB左右，也就是31倍的訊號大小。然而觀察低頻及高頻的部分，因為

我們使用**passive filter**，會使訊號變化沒那麼顯著，**10Hz-1Hz**以及**500Hz-high frequency**都有些微下降的趨勢，雖然下降不多，不過實驗結果有符合預期。

- EEG

因為我們使用與**EMG**相同的**notch filter**，因此會很明顯看到**50-60Hz**的訊號都被降低，大概有**35db**約**56倍**，可以成功降低視電訊號。再來觀察利用電腦**Labview**設計的**bandpass filter**，我們使用**10 order butterworth filter**，因為它的濾波較其他類型好，可以把不需要的訊號降低許多，從圖可以發現**1-10Hz**就差了**200多db**，效果非常顯著。

- c. 濾波效果

- ECG

從實驗結果(**arduino**)可以發現，訊號仍有微小的起伏變化，推測是我們的**lowpass filter**濾波效果並不顯著，因為受到前端**notch filter**影響導致到高頻仍有部分訊號稍大，應該需要經過**buffer**來使兩電路之間不會有很大影響，來達到預期效果。

- EMG

在放鬆狀態的時候我們的波形會有頻率約**10Hz**的雜訊，我們的電路因為**high pass filter**的截止頻率為**4.4Hz**，無法處理示波器顯示出來的雜訊。

- EEG

腦電訊號非常微弱，而且需要設計出非常精準的**filter**，因此不可能使用電路設計而是經過電腦運算得出波形。使用**10階butterworth bandpass filter**可以發現較其他類型濾波器效果還要好，能夠清楚看到**alpha**和**beta**波的震盪情形。

## 2. 誤差討論

- a. buffer

理想上電路設計每一級之間都應加上一個**buffer**，以免各電路之間的 **input impedance** 和 **output impedance** 會使得電壓在不同級電路中傳輸時，因分壓效應而使增益下降。但若在每一個放大器和濾波器之間都連接上一個 **buffer**，一來會使得電路變個更複雜，更重要的是，**buffer** 必須要透過**IC**來實現，勢必會造成更多的功率消耗，而我們前面提到的 **amplifier** 和 **6 order notch filter** 都使用了大量 **IC**，已產生不少能量消耗，且這些電路應當都具有高輸入阻抗和低輸出阻抗的特性，分壓效果不會造成過大的影響，因此在我們權宜之下，選擇只有在最後**level shifter**之前才接上一個**buffer**。

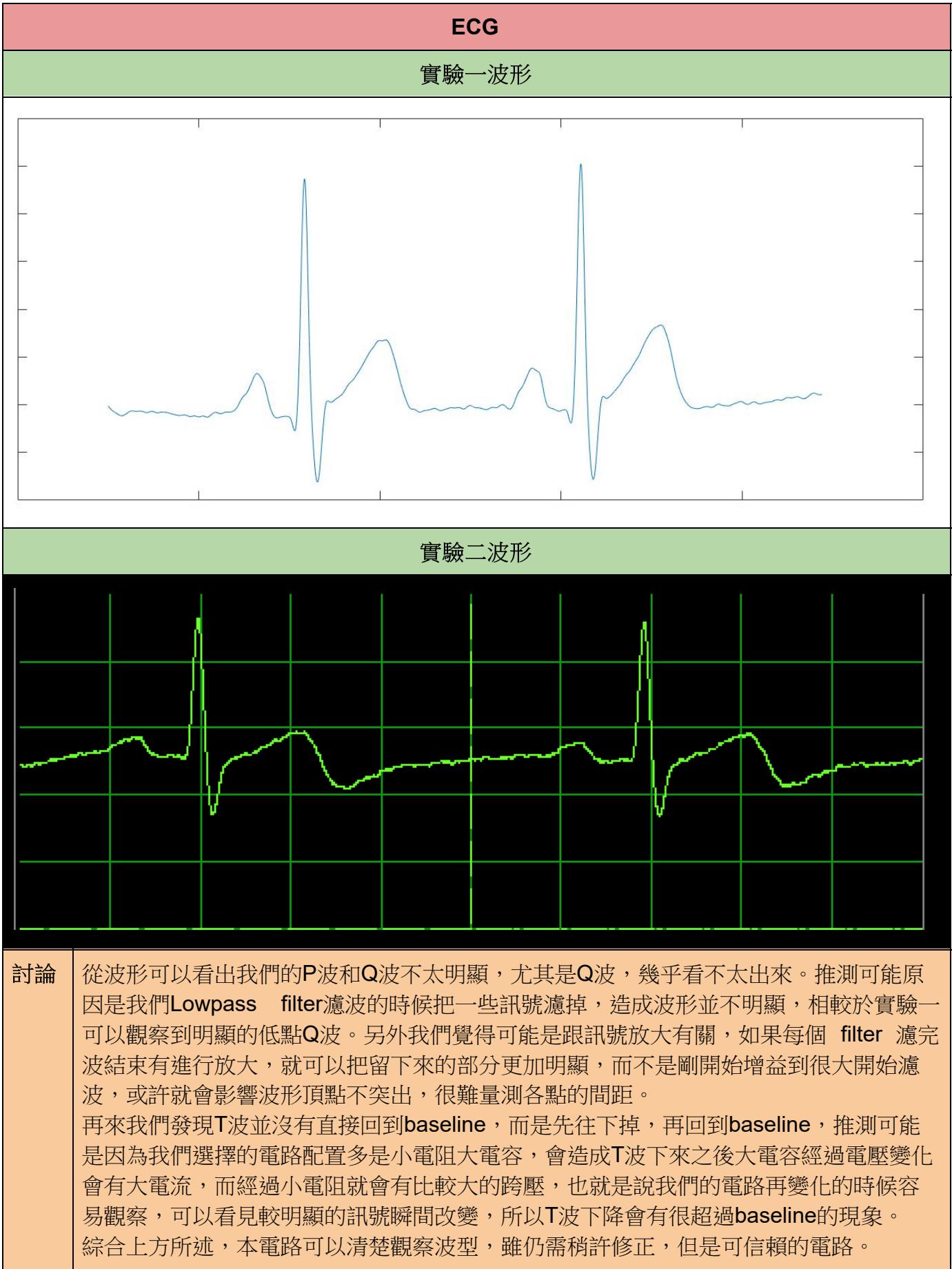
- b. 電阻誤差

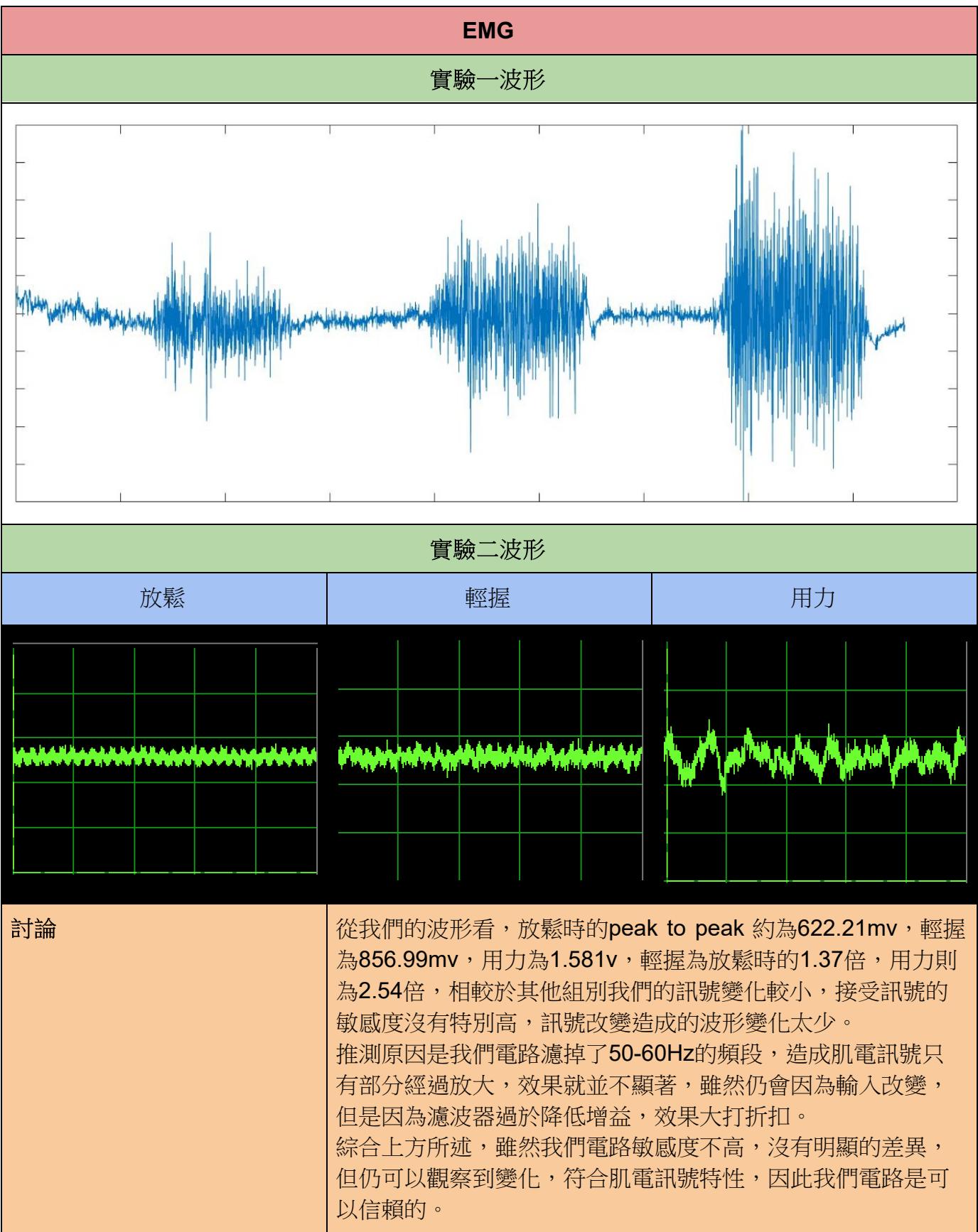
電阻元件本身含有**±5%**的誤差範圍，都會造成放大倍率和 **filter** 的 **cutoff frequency** 誤差，這也是無法避免的問題，因此在實驗過程中，我們在選擇每一級電路的參數時，都是反覆調整**RC**的參數並同時觀察波形圖和**bode plot**以求得最佳的結果。

- c. 直流供應器

實驗中我們使用的**±15V**電源供應器其實並非那麼穩定，有時甚至只有**13, 14V**，也不是週期性變化，這都會造成**IC**供電的不穩定，因此也會影響放大器和濾波器的表現，好幾次實驗中我們連續測量相同的電路，波形圖和**bode plot**都會有些微差異，如此一來也容易造成我們人為判讀上的誤差。

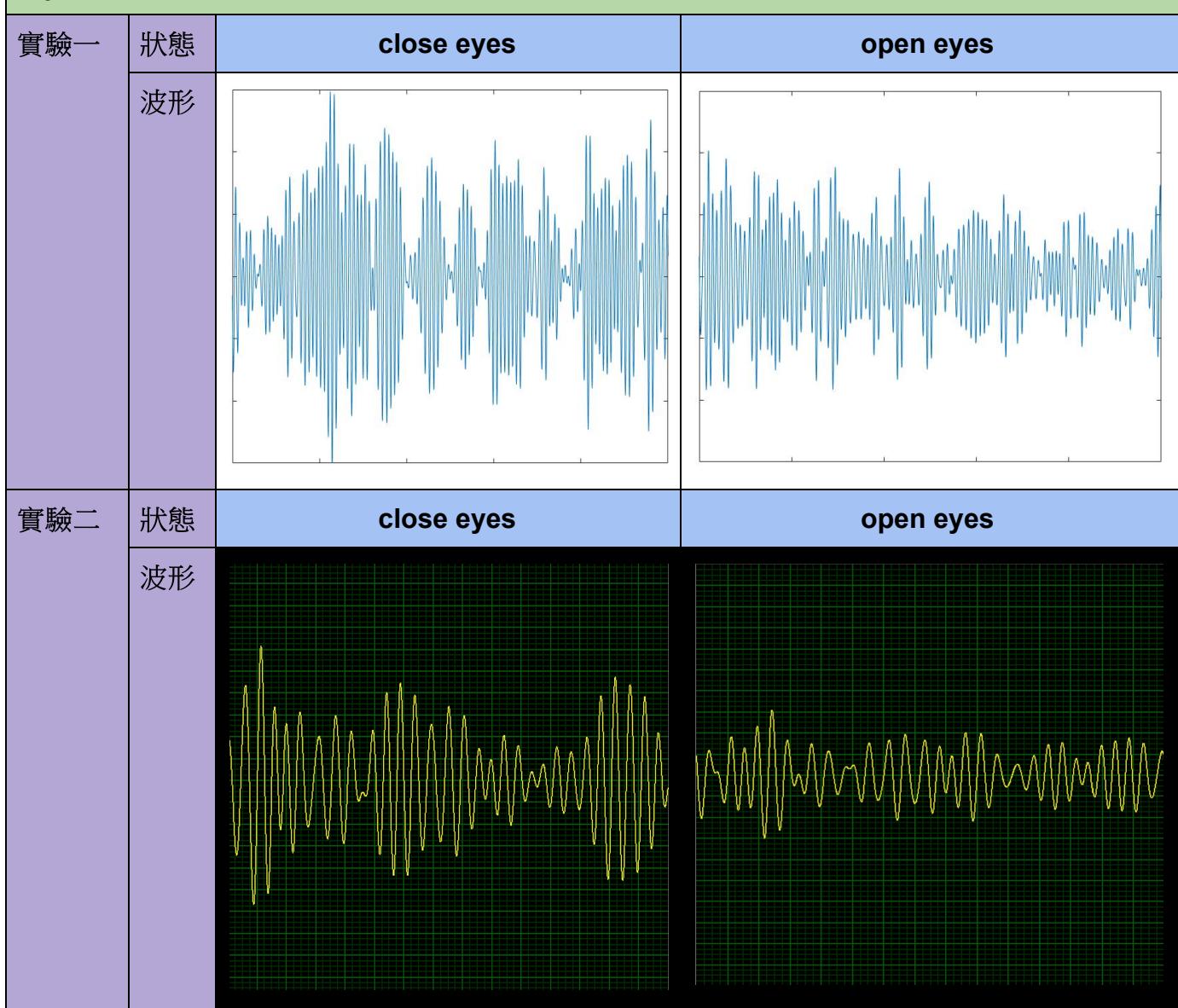
### 3. 波形討論



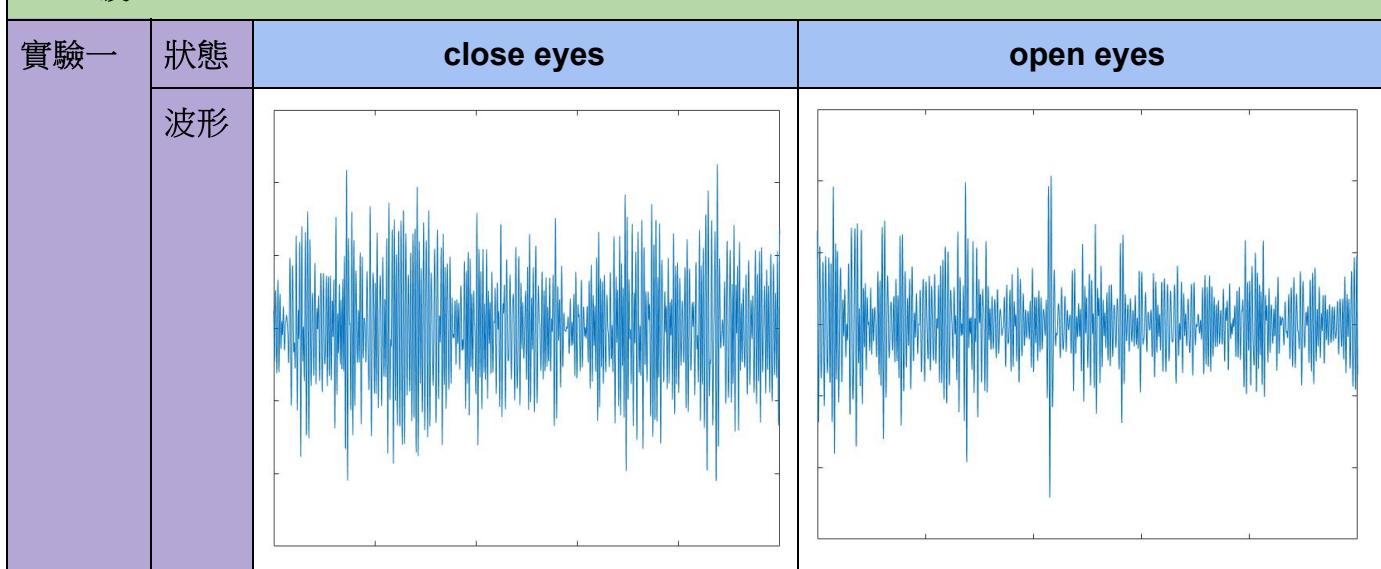


## EEG

### Alpha 波：



### Beta 波：



實驗二	狀態	close eyes	open eyes
波形			
討論	<p>從圖中可以看出，alpha波在睜眼之後峰對峰值有顯著的下降，而beta波則是看不出什麼差異，對照實驗一的圖，alpha波在睜眼時有變小，但不如實驗二的效果，而beta波則是有些微變小，不太符合正常的現象。而我們推測是Labview的數位濾波器在alpha波的方面有更好的效果，而beta波可能是因為我們受試者不同而造成些微的誤差。</p> <p>綜合上方所述，本實驗結果與實驗一相差不大，電路設計利用元件放大訊號配合電腦設計濾波器，可以觀察出睜眼閉眼的差異，因此我們的實驗是可以信賴的。</p>		

#### 4. 電路改善空間

##### a. ECG

- 減少能量消耗，降低雜訊大小與方便訊號判讀之間得取捨需要重新調整，剛開始放大51倍，再經由個濾波器將雜訊訊號降低會消耗太多能量。應著重在電路設計完成後想辦法增加post amplifier的放大減少pre amplifier的增益。
- 因為訊號仍有少許高頻雜訊，波德圖亦能發現，高頻訊號降低不顯著，應使用較有效果的notch filter，或是再多增加幾階，以利波形觀察。
- 當受試者有大幅身體移動，會造成訊號有極大的負電壓，此問題會導致arduino燒壞，因此應設計電路可以阻斷負電壓，比如說加上二極體或是其他電路設計。

##### b. EMG

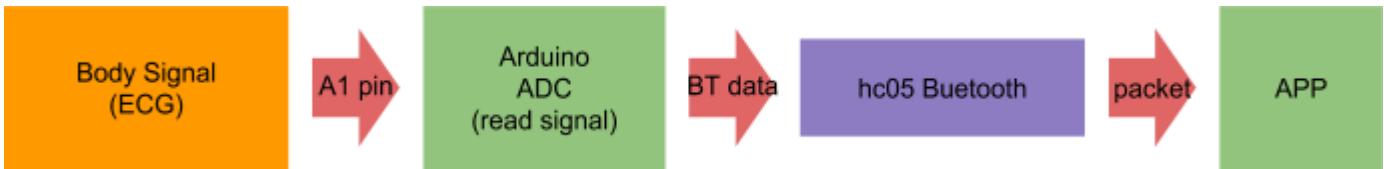
- 觀察發現我們得電路對肌電訊號敏感度不佳，無法明顯表現用力的訊號差異，推測需要重新設計濾波頻段，因為可能我們降低50-60Hz之間的頻率訊號，會導致部分肌電訊號無法表現，因此應多試幾種不同濾波器檢查效果。
- 應減小pre amplifier放大倍率，嘗試以不同濾波器來放大訊號，這樣可以使得訊號持續經過放大，較不會因為濾波器的decade影響實驗觀測結果，導致我們大力小力之間沒有明顯差別。

##### c. EEG

- Pre amplifier 放大倍率可以再做調整，可能不需要那麼大就可以觀察到腦波訊號，不然太大經過notch filter也是耗能，而且會受示波的振幅限制影響。
- Bandpass Filter 的 Order 是否需要 10 階那麼高，可以再做更進一步的討論。

## 五、Analog to Digital Converter

### 1. 流程圖



### 2. 詳細步驟說明

- ECG生理訊號經由arduino的 analog pin (A1) 傳入 Arduino。
- 透過ADC將 0-5 V 的 analog signal convert to digital signal。
- 0 bit - 1023 bits 的數位訊號包成每個bytes，做成封包。
- 設計三個 bytes的封包傳送數位訊號，第一個byte搭載'a'字元，用來達成 handshaking，app再確定接收剩下兩個封包。
- app將封包還原出原本的電壓訊號，並且將訊號繪成圖。

### 3. arduino 設計

#### a. code

```
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Wire.h>
SoftwareSerial BT(10,11);
const int analogpin = A1;
byte Data[3];
int EMA_S_low = 0;
float EMA_a_low = 0.3; //initialization of EMA alpha
int sensorValue = 0; //initialization of sensor variable, equivalent to EMA Y

void setup(){
    Serial.begin(9600);
    EMA_S_low = analogRead(analogpin);|
    BT.begin(9600);
}

void loop (){
    sensorValue = analogRead(analogpin);//read sensor value
    //EMA_S_low = (EMA_a_low*sensorValue) + ((1-EMA_a_low)*EMA_S_low); //run the EMA
    Serial.println(sensorValue);
    Data[0] ='a'
    Data[1]=EMA_S_low/256;
    Data[2]=EMA_S_low%256;

    for(int i=0;i<3;i++)
        BT.write(Data[i]);
    delay(10);
}
```

### b. loop delay

- ECG訊號我們設定濾波output的頻段為0.5 Hz- 48 Hz
- sampling frequency > 2 \* wave frequency , delay must < 10.41ms
- loop delay + analogRead delay < 10.41ms

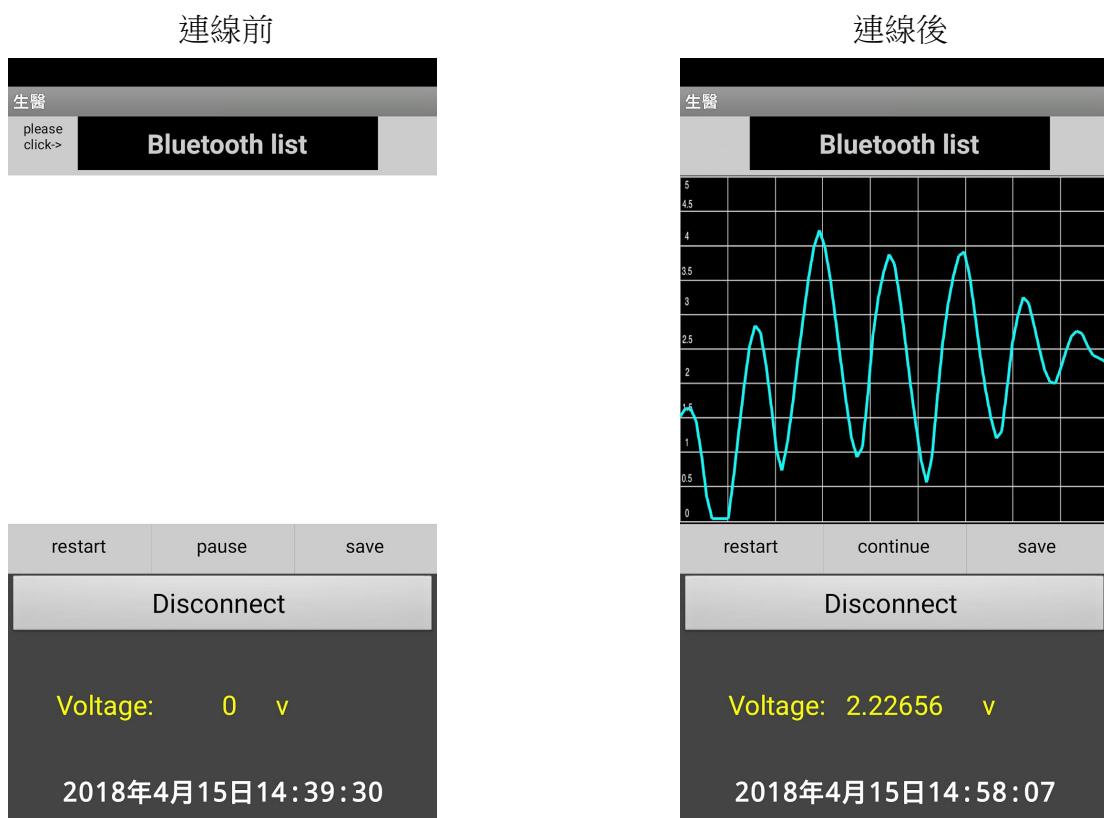
### c. analogread delay

- 為了符合取樣頻率的限制，delay必須考慮read analog的時間，以免訊號取樣會失真，造成波形變形，無法與Labview圖形相符。
- 我們設計一些 test，來測量看看 analogread delay的影響，下圖左邊為目標參數，右邊為實際進行一次 loop的delay，單位為毫秒 ms。

Exp to calculate the arduino analogread delay			
void loop (){ time=millis(); sensorValue = analogRead(0); delay(1); Serial.println(time); }	1408 1414 1420 1426 1432 1438	void loop (){ time=millis(); sensorValue = analogRead(0); delay(5); Serial.println(time); }	1774 1780 1786 1793 1799 ....
goal delay = 1 ; real delay = 6		goal delay = 5 ; real delay = 6	
void loop (){ time=millis(); sensorValue = analogRead(0); delay(6); Serial.println(time); }	1121 1127 1133 1140 1146 1153	void loop (){ time=millis(); sensorValue = analogRead(0); delay(10); Serial.println(time); }	1026 1036 1046 1056 1067 1078
goal delay = 6 ; real delay = 6		goal delay = 10 ; real delay = 10	
<p>從表中可以發現delay如果設定太小，會變成整個 loop被 read delay給限制；然而若是設定delay超過 6之後，會是由我們設定的delay dominant，因此我們會有sampling frequrncy &lt; 166.6 Hz , wave frequency &lt; 83.3 Hz，如果頻率太大就無法由arduino 在不失真的情況下display波形。另外關於本次實驗，因為整個delay必須比10.41ms還要小，但是實際上設定 loop delay為10時還是會有少許sample點之間的delay超過10(如右下圖1056-1078，sample time = 11ms)，因此最好本次實驗將delay設為8或9，才能不失真的display波形。</p>			

## 六、APP設計

### 1. 版面配置



### 2. Initialize

a. 總共state只有兩種，有在畫圖跟沒有在畫圖的狀況

initialize global [plotstate] to [true]

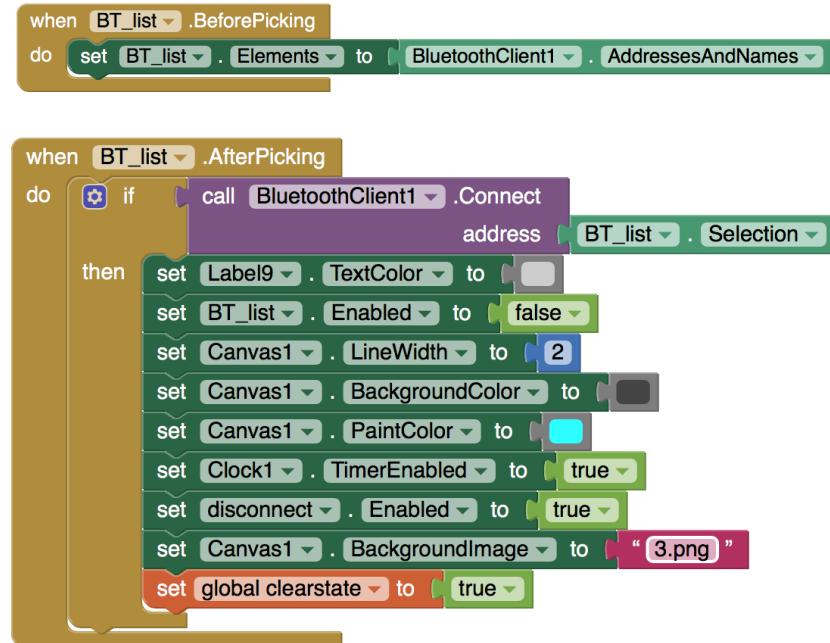
initialize global [clearstate] to [false]

b. Initialize螢幕一開始被打開的狀況：

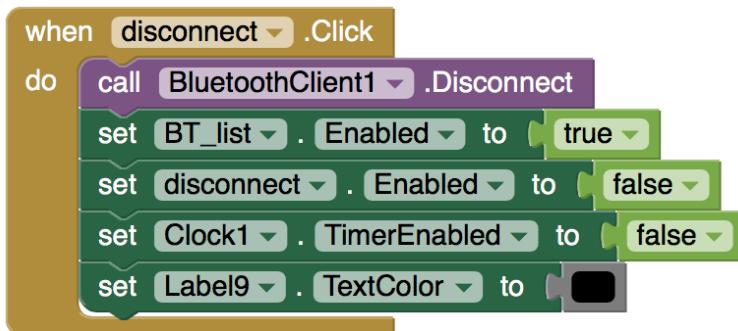
```
when [Screen1] .Initialize
do
  set [BT_list v] . BackgroundColor to [black]
  set [BT_list v] . TextColor to [white]
  set [BT_list v] . Enabled to [true]
  set [Canvas1 v] . BackgroundColor to [white]
```

### 3. 按鍵設定

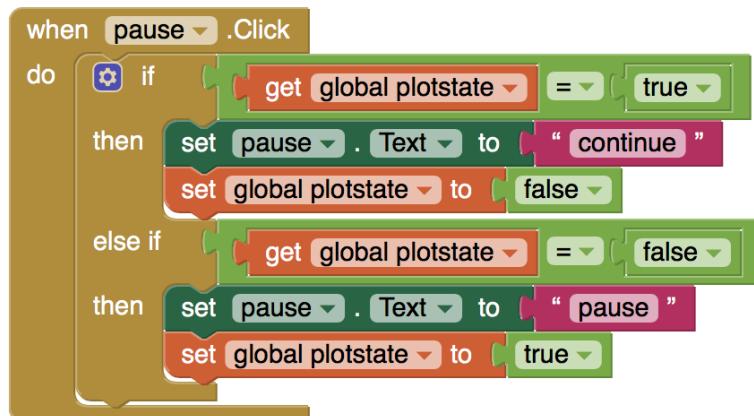
- a. 設定藍牙連線後的背景、布幕顏色、以及畫出來的線的顏色等基本設定。  
設定布幕為沒有在畫圖的狀態，以及使**disconnect**按鈕為可以執行以停止連線。  
以及使藍牙連線的按鈕沒有辦法再次點擊。



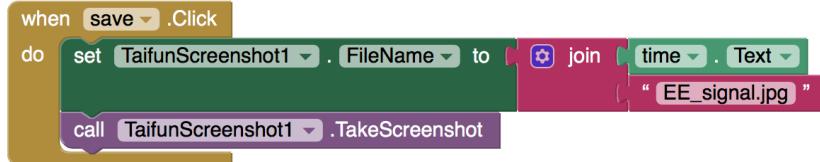
- b. **disconnect**按鈕按了之後會斷掉藍牙連線，然後使藍牙連線的按鈕能再次使用。



- c. 暫停和繼續是同一個按鈕，如果目前正在畫圖，按了之後把**state**改為沒有在畫圖的狀態且把文字改成繼續，反之亦然。



d. 引進套件，儲存螢幕截圖



e. 重新開始，並把螢幕清掉

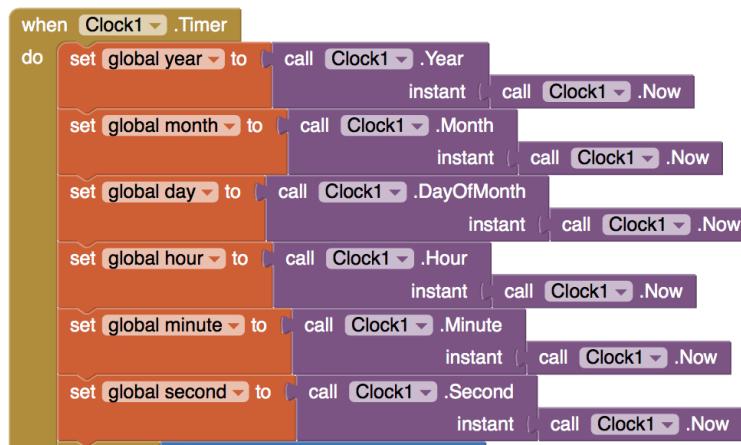


## 4. 時間設定

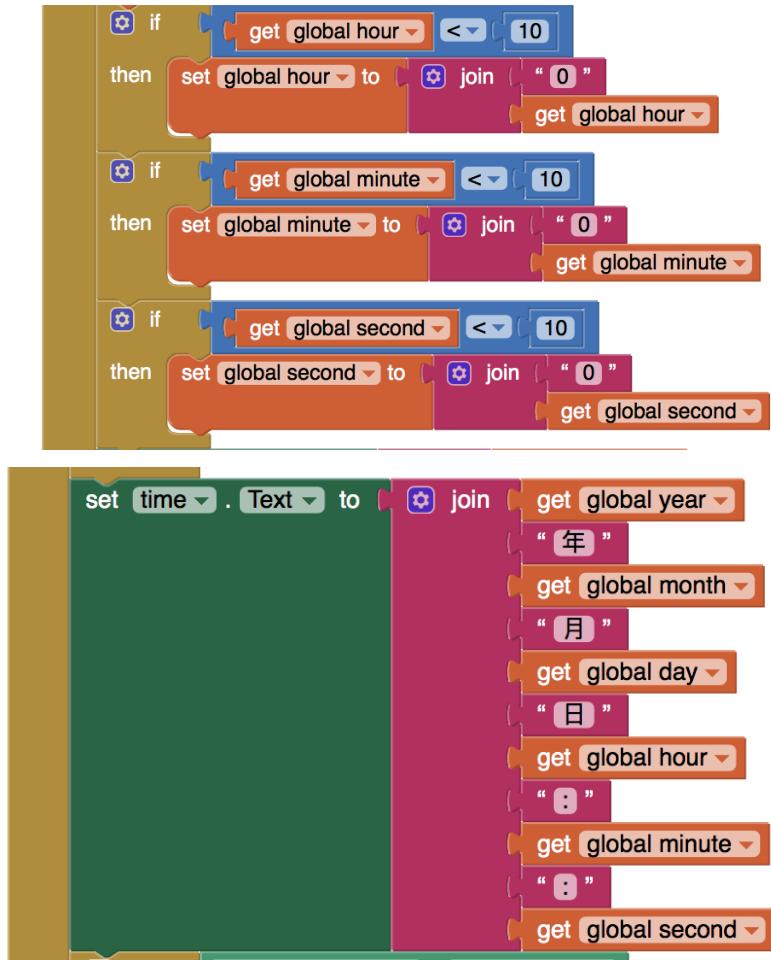
a. 一開始先initialize



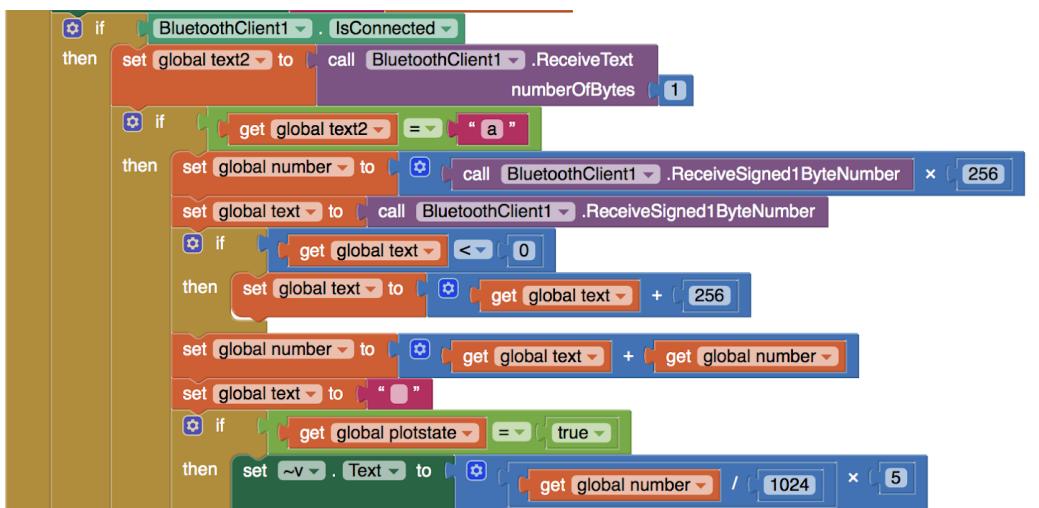
b. 取得現在的時間



c. 把時間顯示格式化，把不到十位數的時間都在前面補0



## 5. 封包處理



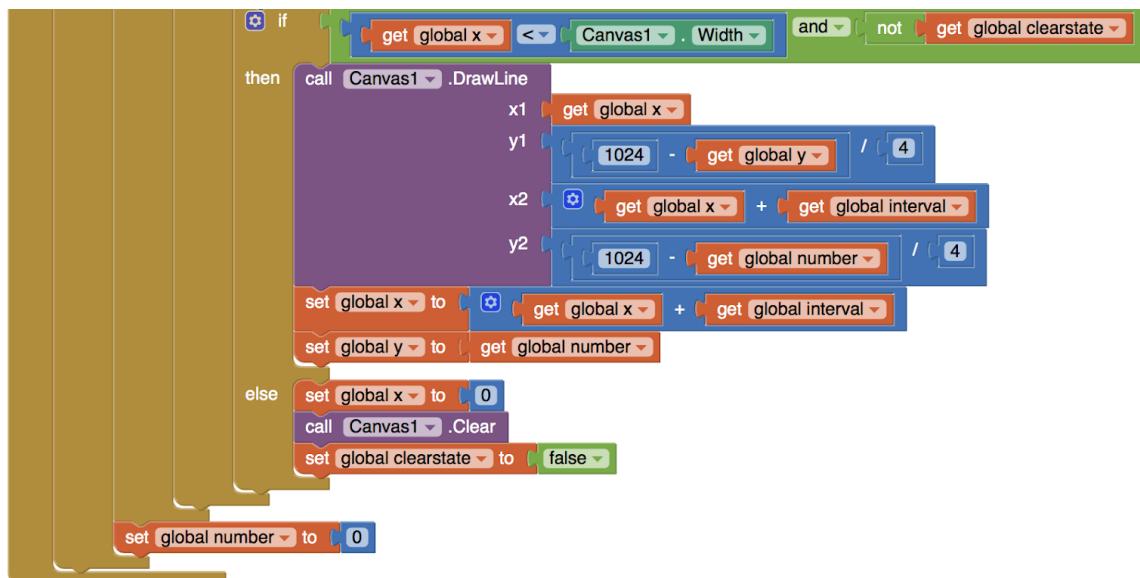
由於我們要接收0~1023bits的訊號，且藍牙模組的封包只有8個bit也就是256，沒有辦法直接表達出原本的值，因此我們把原本的訊號，以Data[1] == EMA\_S\_low/256 和 Data[2] == EMA\_S\_low%256的方式來傳送到app端，再經過處理就可以還原成原本的訊

號。如果現在是在畫圖的state，則把電壓的大小顯示出來，否則為0，處理就用線性的轉換。

App端我們設定為1ms接受一次訊號也就是1kHz。

## 6. 畫圖

畫圖的原理是把兩個點連成一線，所以對於每個時間點得到的V值，我們設定為X軸上每個時間間距是4，就會畫出前一個時間點的V值和下一個時間的V值的連線，由於取樣的頻率很高，因此可以精確的描繪出波形。當我們X軸每次加4加到超過屏幕的寬度的時候，變會刷新螢幕，再從0開始。



## 七、Additional Questions

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？  
使用真接地，讓接地的訊號隔絕60hz雜訊。  
使用雙端輸入，另一端接地，使得我們的輸入訊號和接地端都有60Hz的雜訊，而雙端輸入的放大器可以阻絕common mode裡60hz的雜訊，讓differential mode裡只有我們要處理的訊號。  
先量出我們的波形之後，再套用軟體計算出精確的filter，可以較完美的濾掉60hz雜訊
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？  
減少外在因素造成的雜訊：以金屬盒隔絕降低屏蔽效應、減少其他電器或延長線的使用、使用絕對接地法。  
電路本身：使用多極放大器取代單一放大器，每一級放大完就濾一次以減少雜訊過度放大的發生。  
使用雙端輸入以提高**CMRR**。

- 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？

用硬體設計的話，會有許多外界的變因影響結果。除了各種元件的誤差和雜訊，接線上面的**delay**也難以在一開始被考慮進去且頻寬較難控制，但整體的速度較軟體快上許多，因為電腦處理大量訊號的複雜運算會耗費較長時間，會有一定時間的**delay**。但在精確度和方便性的方面來說，軟體設計產生的誤差要遠遠小於硬體設計，假如設計一個高階的**filter**，硬體設計必須使用大量的**IC**，會因各種元件的誤差層層累積使得結果更不精準。因此，對於訊號較大的**ECG**和**EMG**而言，我們可以直接透過硬體設計來取得我們需要的資訊；而訊號較小的**EEG**，由於需要更為精準的濾波，因此以軟體設計為主。

- 4.** 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。請跟實驗一的量測結果作比較，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)

參見目次一至三的實驗結果及目次四、分析與討論。

- 5.** 請粗略計算所設計之電路的功率。請討論可以降低功率的方法，例如不同的濾波器設計或是使用其他 **IC** (請提供 **IC** 的 **Part Number**)等。

**a.** 電路功率：

我們透過三用電錶來測量流經**IC**的電流，並乘上電壓差來估算電路所消耗的功率。

i. **ECG**

+15V ~ gnd : 0.97mA

+15V ~ -15V : 10.93mA

粗略估算所耗功率 =  $0.97 \times 15 + 10.93 \times 30 = 342.45\text{mW}$

ii. **EMG**

+15V ~ gnd : 1.05mA

+15V ~ -15V : 14.22mA

粗略估算所耗功率 =  $1.05 \times 15 + 14.22 \times 30 = 442.35\text{mW}$

**b.** 降低功率的方法：

i. 減少**IC**的使用量：

這也是最直覺、也最為有效的方法，包含使用**RC**組成的**passive filter**、減少**filter**的級數等等，只要使用的**IC**數量越少，就能大幅減少因供給**IC**元件而產生的電壓源消耗功率。

ii. 降低部分**IC**的直流電壓：

降低直流電壓的供應能有效減低功率的消耗，但相對的有可能會使某些**IC**的**delay**增加，必須要仔細衡量兩者之間的**trade-off**。

## 八、參考資料

1. 生醫實驗課程網站  
(<http://cc.ee.ntu.edu.tw/~ultrasound/belab/course.htm>)
2. Wikipedia Electrocardiography  
(<https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>)
3. Wikipedia Electroencephalography  
(<https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>)
4. Active Twin-T Notch Filter Calculator  
([https://www.changpuak.ch/electronics/Active\\_Notch\\_Filter.php](https://www.changpuak.ch/electronics/Active_Notch_Filter.php))