

生醫工程實驗二 生理電信號量測－ECG

B91901070 電機四 王昱欣

B91901133 電機四 孫士育

TA：施逸優

基本資料

施測者：王昱欣

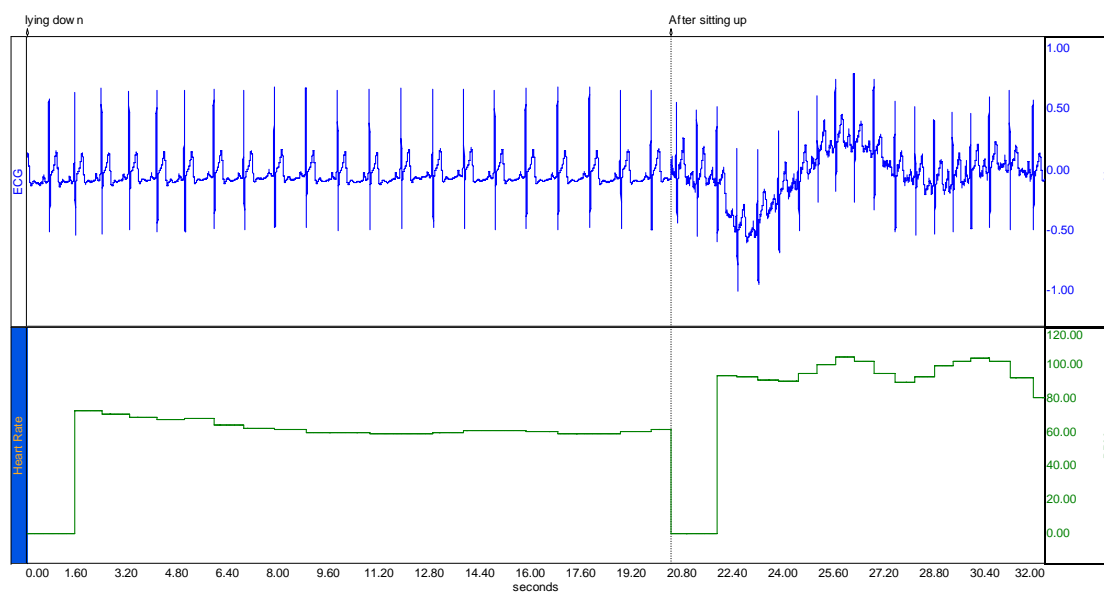
受測者：孫士育，身高 186cm，體重 73kg，21 歲

ECG

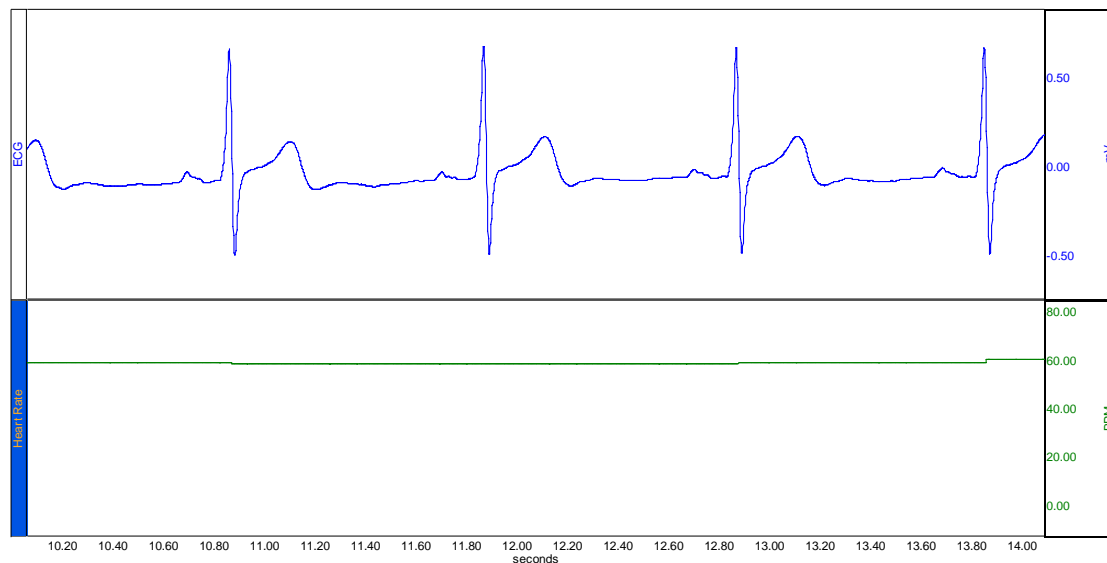
(所示數據皆為平均值，詳細紀錄請見 data report)

A. supine, resting, and regular breathing

這是整個實驗的第一部份，剛開始，受測者先躺著放鬆，大約十秒後施測者才開始進行量測，因此在此狀況下，心跳的頻率應為最低的，而在整個過程中，ECG 的波形和心跳頻率也十分穩定，如下圖中虛線前面部份所示：



將此波形的中間部份放大來看，可以得到下圖所示的波形。在此波形中，P wave 和 T wave 十分明顯，而 QRS complex 中，雖然 R、S wave 也十分清楚，但 Q wave 不太容易看到。



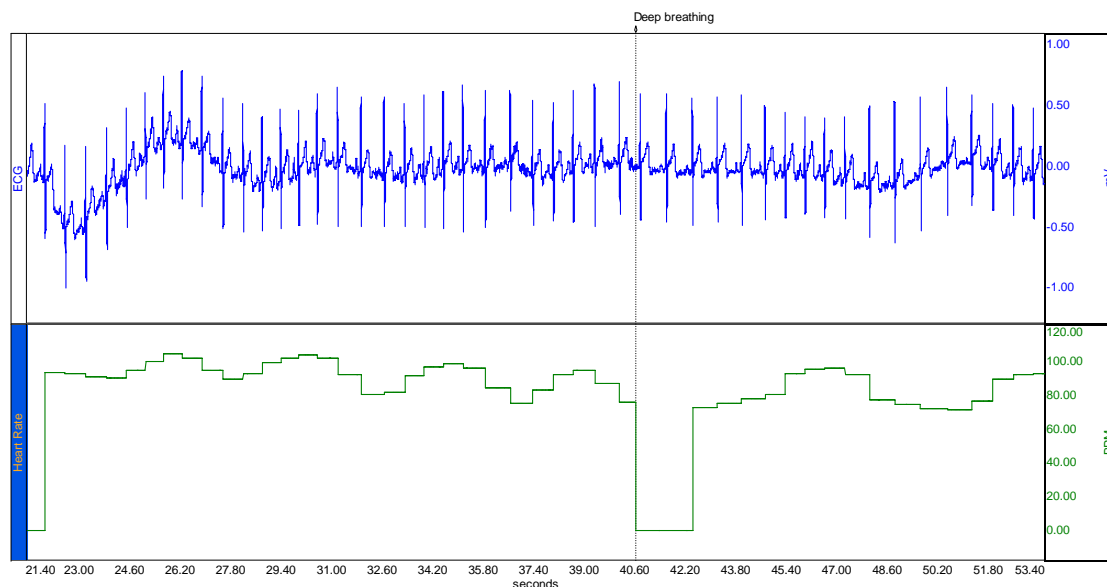
Measurements	Values
Heart beat period	0.979s
BPM	61.29
ECG components	Duration (s)
P wave	0.06
PR interval	0.092
PR segment	0.032
QRS complex	0.185
QT interval (corresponds to Ventricular Systole)	0.512
ST segment	0.099
T wave	0.228
End of T wave to subsequent R wave (corresponds to Ventricular Diastole)	0.480

B. Seated and deep breathing

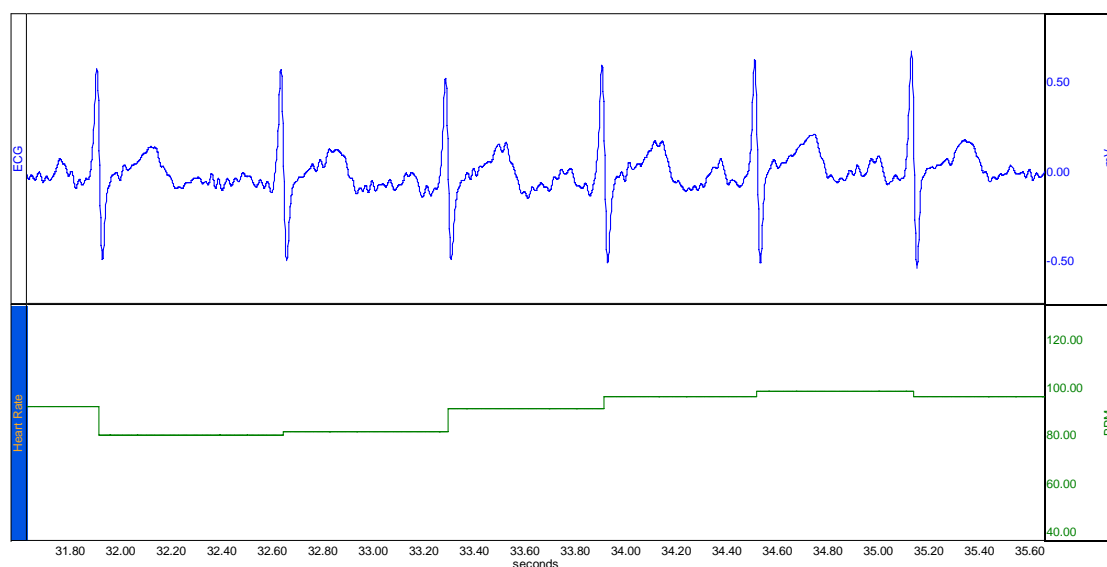
本部份的量測中，受測者先躺著，如上一個量測一般地放鬆，當其覺得狀態和之前”Supine, resting, and regular breathing”的受測狀態相同後，才快速坐起，而施測者在這個時候才開始進行量測，值得注意的是，雖然施測者在受測者坐起後應馬上開始量測，但也應避開受測者坐起動作所造成的電極拉扯，以免量到不必要的雜訊。

開始量測後，受測者看著螢幕，從大約 24s 開始，以 4s 為一週期作深呼吸的動作（2s 吸；2s 呼），共進行四個週期。量測波形顯示於下圖虛線前的部份，從圖中，我們可以很清楚的看到，心跳頻率會跟著呼吸而有明顯的變化，經了解，這應該就是所謂的「呼吸導致的竇性心律不整」（Respiratory Sinus Arrhythmia,

RSA)，由於心跳主要是由迷走神經控制的，而此神經會抑制心跳和其收縮力，當我們吸氣時，迷走神經被抑制住了，因此心跳會增快；而當我們呼氣時，心跳便會變慢，另外，心跳頻率的波動也會受到主動脈、頸動脈的壓力感測器（baroreceptors）控制。此外，波形的 baseline 在呼吸的過程中也隱約有週期性波動的現象，但和呼吸的相關性較不明顯。



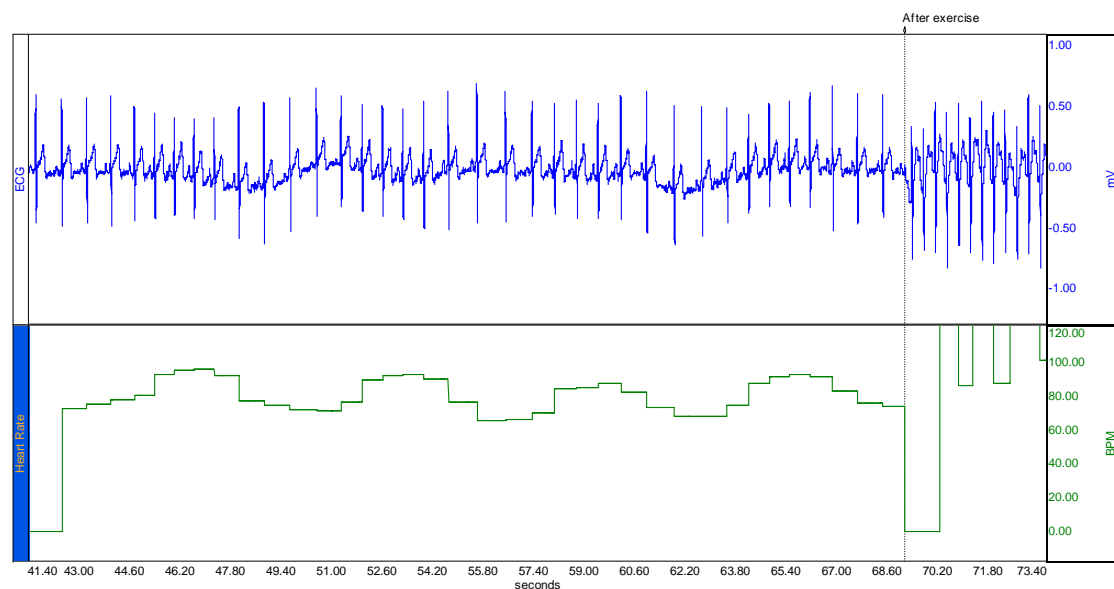
放大上面的部份波形後，我們可以得到下面的波形圖。大致上，P、QRS、T 等波形和上一個量測非常類似，然而，此處的波形也很明顯地較上一個量測雜亂許多，有許多較高頻的訊號出現。因為在”A.supine, resting, and regular breathing”中並沒有發現此現象，因此可初步排除電磁或 60Hz 雜訊干擾的可能，比較可能的原因是，坐著的時候或多或少會牽扯到某部份的肌肉，因而將較高頻的 EMG 訊號摻到 ECG 的波形圖來了，但在”A.supine, resting, and regular breathing”中，因為是躺著而全身放鬆的，因此波形較平滑也是很正常的。而在這種狀況下，要清楚地分辨出各種 wave 的界限較為困難。



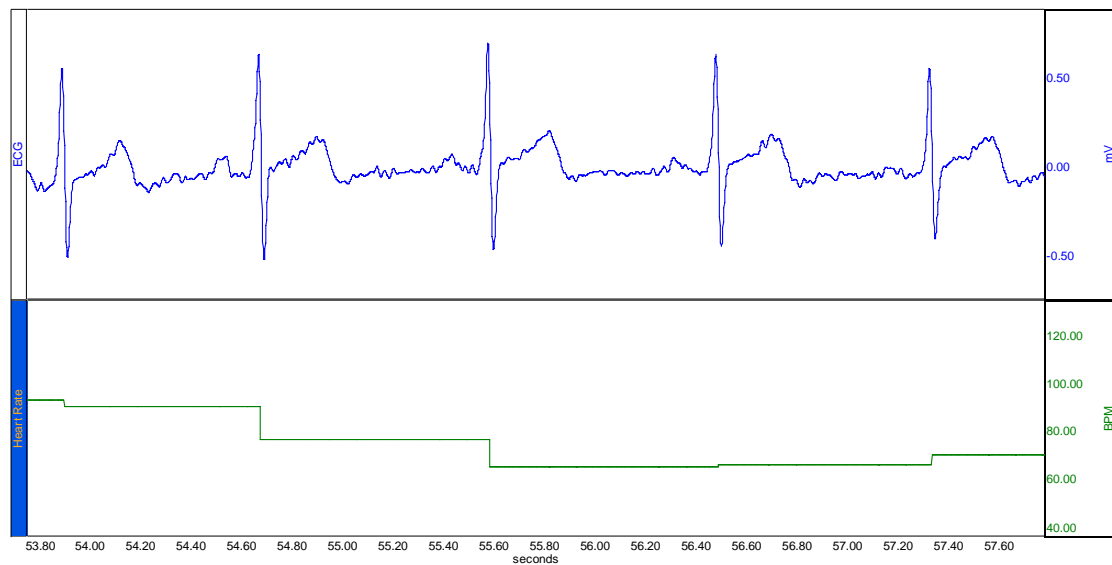
Measurements	Values
Inspiration	
Heart beat period	0.4128s
BPM	102.02
Expiration	
Heart beat period	0.729s
BPM	82.34

C. Sitting

在這個部份中，受測者坐在椅子上盡量放鬆，待其覺得充份放鬆後，再請施測者開始量測，另外，爲了和上一個量測作比較，並使呼吸控制更容易，受測者這次從 44s 開始，以 6s 爲週期進行深呼吸（3s 吸；3s 呼），總共四個週期。從下圖中我們亦可以觀察到和上一個量測相同的情形：在吸氣的時候心跳漸快，而呼氣的時候心跳漸慢。而 baseline 也同樣地隱約有週期性波動的现象。



部份波形放大圖如下，基本上，此圖和”B. Seated and deep breathing”的波形圖是十分相似的，但雜訊的振幅卻明顯小了许多，可能仍是 EMG 的緣故，在”B. Seated and deep breathing”中，受測者坐起來需要牽動許多肌肉，而馬上開始量測的結果是，部份肌肉可能不夠放鬆，而將其 EMG 摻至 ECG 中；但在這裡，受測者已坐著休息許久，因此雖然「靜坐」這個動作仍會牽扯到部份肌肉，但已較爲放鬆，而高頻的 EMG 雜訊振幅也比較小了。

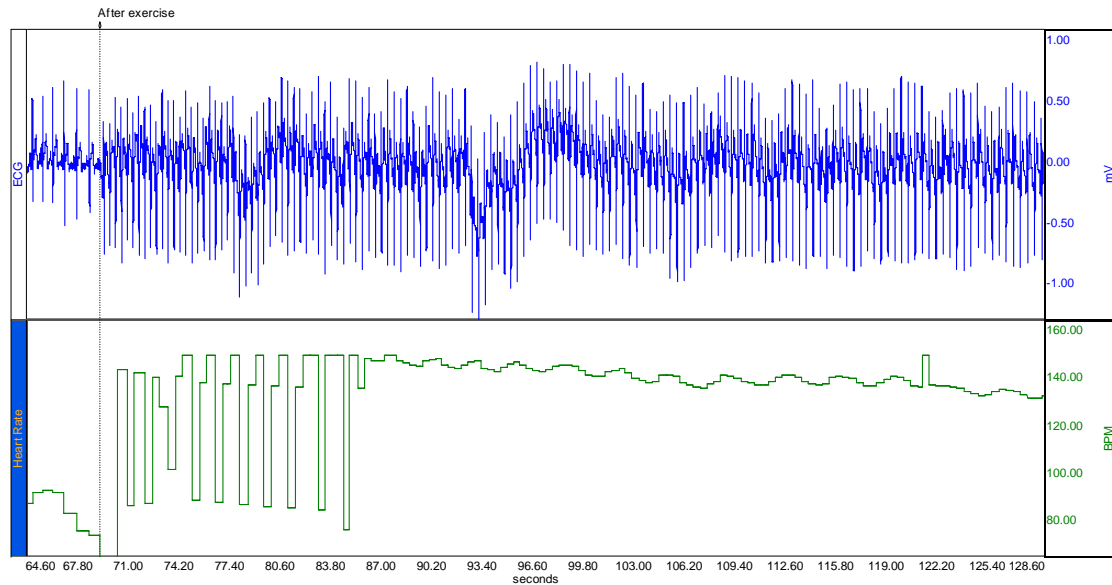


Measurements	Values
Inspiration	
Heart beat period	0.654s
BPM	91.724
Expiration	
Heart beat period	0.897s
BPM	66.93

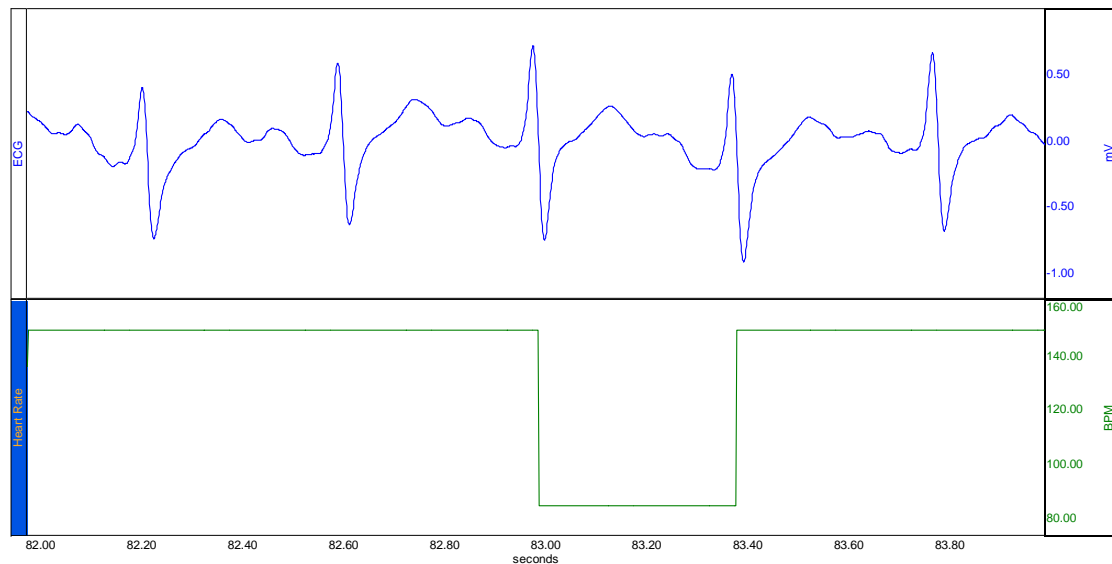
D. After exercise

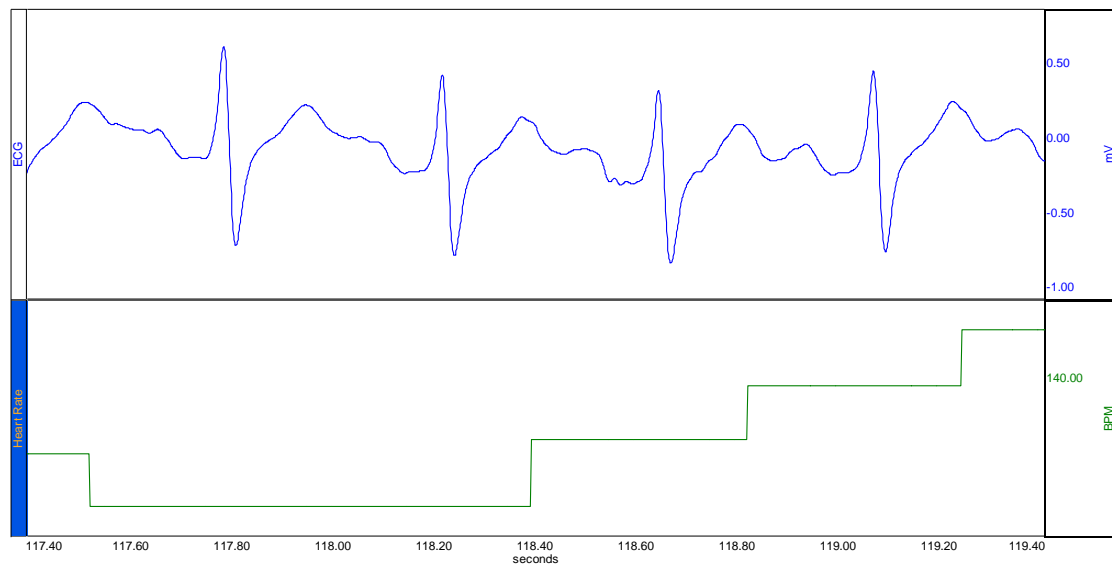
作量測前，受測者先盡可能地作激烈運動，使心跳變快，然後再坐著開始量測，其波形如下圖。因為剛激烈運動完，所以心跳頻率明顯較之前的高，在剛開始時，受測者皆為急促的呼吸，等到一段時間後，受測者才恢復較和緩的呼吸頻率，而在短短的量測時間中，心跳頻率除了隨呼吸週期的明顯變化外，基本上沒有什麼改變。另外，波形圖中，baseline 有幾次較明顯的漂移，都發生在受測者試圖以較深長的呼吸來調整的時候，因此應和呼吸時，胸腔的動作、肺部組成成份的變化及心、肺位置變異有關。

另外，當受測者進行急促的呼吸時，心跳頻率週期性變化的幅度十分明顯，而在受測者恢復到正常的呼吸頻率後，雖然心跳頻率仍有週期性的變化，但幅度顯然小很多，這可能就如之前提過的，心跳的頻率也受到主動脈、頸動脈的壓力感測器（baroreceptors）控制，而在急促呼吸和正常和緩呼吸時，這兩部份動脈所承受的壓力有明顯的不同，因而有這種現象。



急促呼吸和和緩呼吸時的波形放大圖如下（上方：急促呼吸；下方：和緩呼吸），由於運動完的心跳明顯較之前的量測快，心跳的週期較短，因此在 T wave 還沒有完全下來時，便可以看到 P wave 又出現了。然而，此處波形圖上的高頻雜訊看起來較之前的少，由於這是剛運動完的情形，肌肉應當只會更緊繃而已，因此應該不是 EMG 的影響減少了，可能的原因是波形的週期變短了，EMG 如為相同頻率，相形之下就少了一些。另外，這些差異也可能是由於運動後，皮膚的狀態因出汗、微血管擴張等原因而有所改變，因此也經由電極對波形造成額外的影響，使運動完後的波形和前面的波形不能在同一個基準上比較。





Measurements	Values
Heart beat period	0.387s
BPM	155.05
ECG components	Durations(s)
QT interval (corresponds to Ventricular Systole)	0.259
End of T wave to subsequent R wave (corresponds to Ventricular Diastole)	0.118

EEG

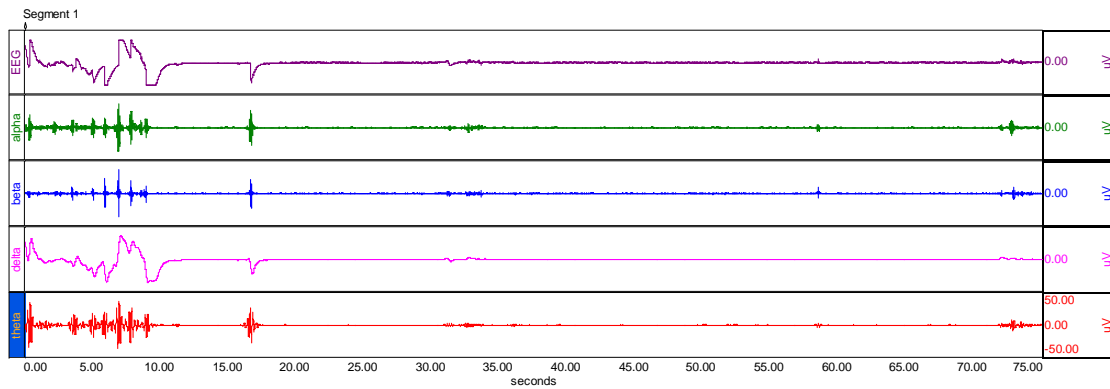
雖然這部份並非本次實驗的重點，但既然工具齊全，我們也設計了一些實驗來量測 EEG。然而，雖然受測者已經盡力模擬，但腦子裡的各種活動並非意識所能完全控制，甚至在無意識的情況下，腦波也會產生許多變化，要排除實驗設計外的變因實不可能，因此在 EEG 中各種波形的解讀上有所困難。

A · 睜眼及閉眼

本實驗意欲觀察眼睛睜開及閉上時的 EEG，實驗設計如下：

時間 (s)	動作
0~15	閉眼
15~30	睜眼
30~45	閉眼

得到的 EEG 波形如下：

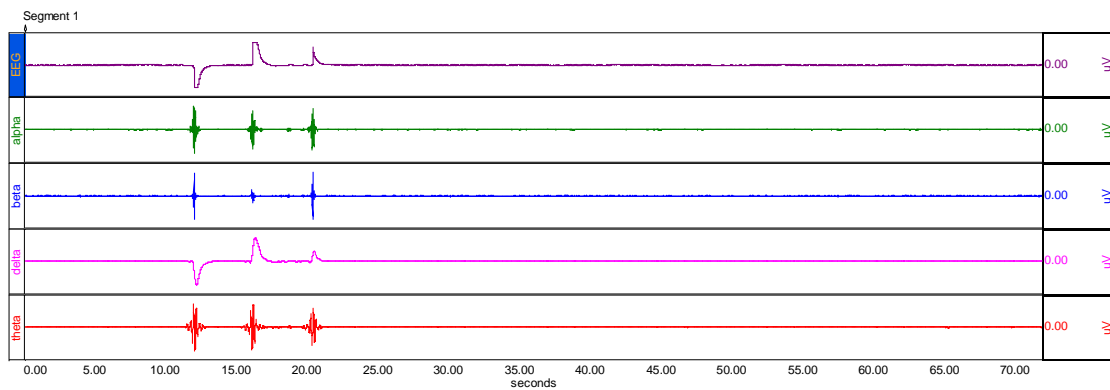


B · 眼睛看到的顏色

本實驗意欲觀察當眼睛看到不同顏色時，EEG 會有什麼不同，實驗設計如下：

時間 (s)	顏色
0~15	紅
15~30	綠
30~45	藍
45~60	白
60~75	黑

在實驗過程中，受測者緊盯電腦螢幕，而施測者將隨時間改變螢幕上「小畫家」畫布的顏色，以使受測者眼中只有該測試顏色。EEG 波形如下：



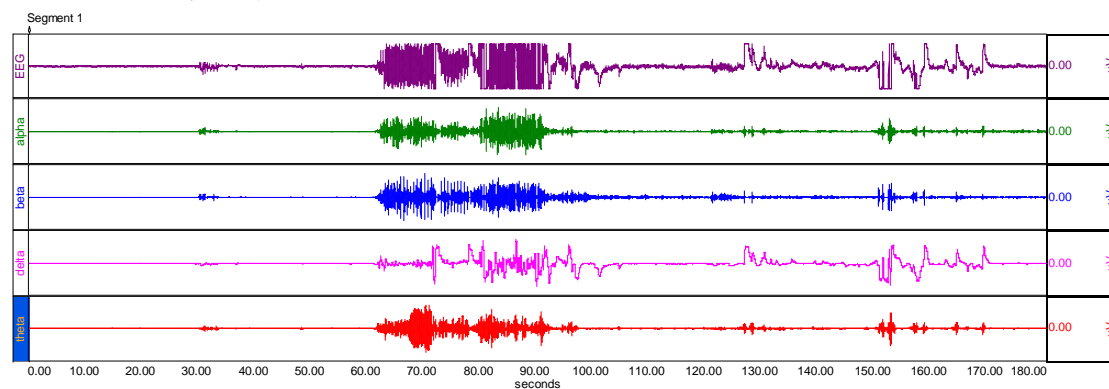
在上圖中，只有綠色出現時，EEG 有較明顯的起伏，如果要說是人的大腦對綠色有特別的反應，實在有點牽強，應該是受測者腦中跟顏色無直接關係的活動所導致。

C · 各種心智活動

在這個實驗中，我們想要觀察人在進行各種活動時，大腦所表現出來的狀態，實驗設計如下：

時間 (s)	活動
0~30	靜坐
30~60	趴睡
60~90	慢跑運動
90~120	談話
120~150	閱讀
150~180	緊張

其中，各種活動的切換由施測者提醒受測者，以避免受測者注意時間的緊張心理，EEG 波形如下：

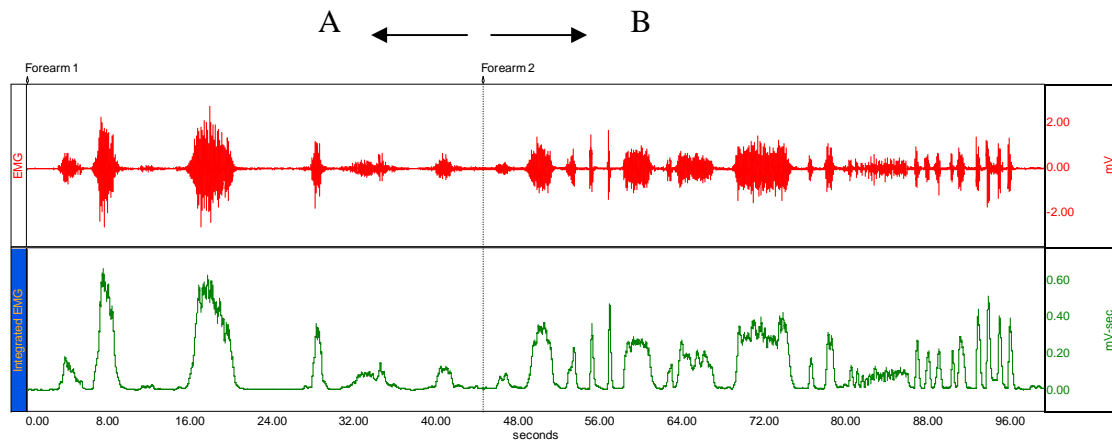


其中，在靜坐時，EEG 都沒有起伏，而雖然其在 30s 時有些微的晃動，但應為靜坐和趴睡間的動作轉換牽引導線所致，因此大致上來說，在靜坐及趴睡時，EEG 都沒有明顯的起伏。而在運動時，因為導線仍會隨著受測者而劇烈晃動，因此波形絕大部份應是受其影響，無法量測出運動時的心智活動。談話時，EEG 的波形有稍微明顯的起伏，或許是因為「說話」這個活動比較須要經過大腦的運轉。閱讀活動中，受測者讀的是關於 X 光的科學性文章，EEG 也有很明顯的波形出現，而最後，受測者想像一連串令人緊張的場景，腦波出現明顯的起伏。

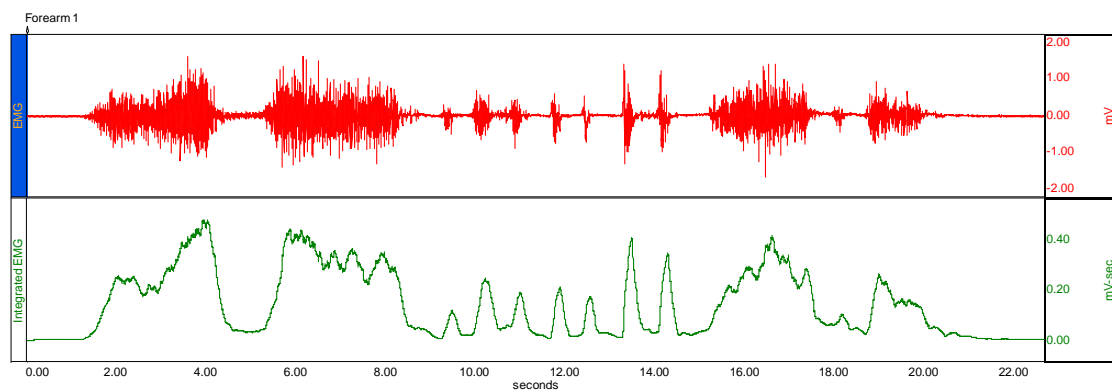
在此實驗中，雖然我們試著用 alpha、beta、theta、delta wave 會出現的情境來解釋各種波形產生的原因，但仍有許多不甚合理的地方出現，再加上訊號太過微小而容易受干擾、受測者的心理狀態難以清楚定義等問題，可見大腦科學研究的困難，這部份的實驗只是一個嘗試，要進行更有代表性的實驗，應當要有更加嚴謹的流程。

EMG

同樣地，我們也試著觀察 EMG 波形，之前的實驗受測者皆為孫士育，而在這個實驗中，王昱欣將先擔任受測者，進行前臂 EMG 的量測 (A)，然後換成孫士育 (B)，藉以觀察 EMG 的特質，並作一比較。量測波形如下：



在量測的過程中，我們可以很明顯地感覺，隨著我們前臂的用力、放鬆，馬上就有相對應的波形出現，頗為有趣。另外，由上圖中可以發現，雖然 A 和 B 皆以慣用手受測，且在量測過程中皆有發揮前臂的最大力氣，但 A 身為女生，力氣較男生的 B 小（這點已經實驗證實），訊號竟較大，和直覺有悖。我們覺得這可能是因為 A 先量測，而 B 是用 A 用過的電極來測，造成阻抗較大所致，於是 B 使用新的電極再量測一遍，得到以下的波形：



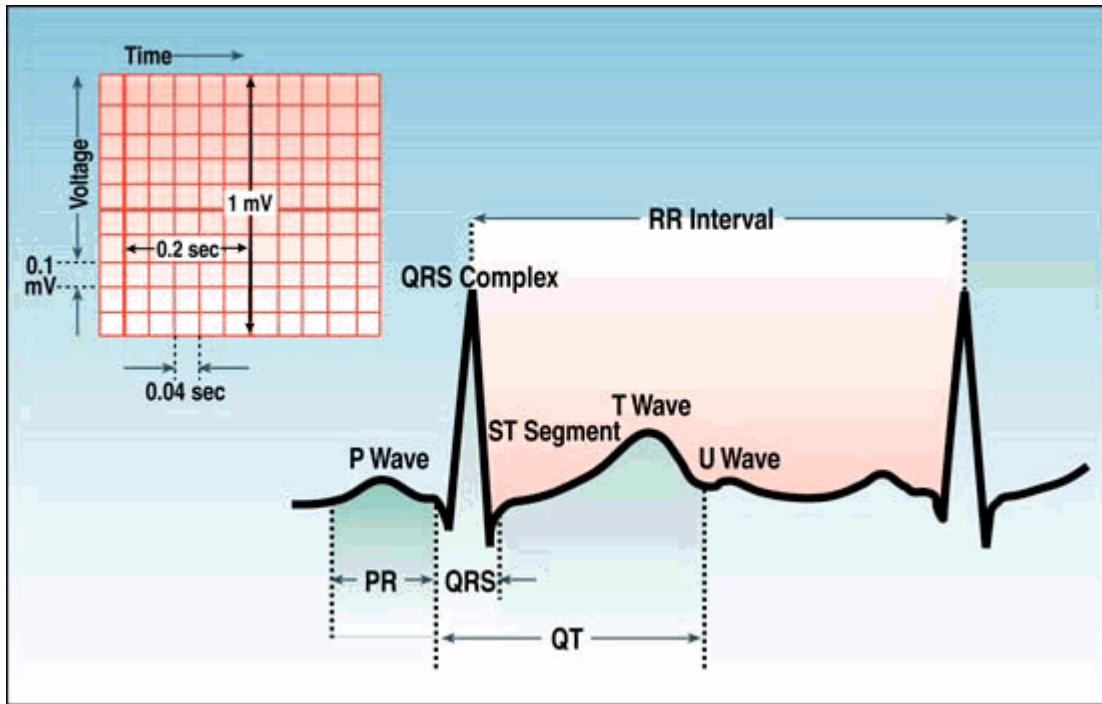
經觀察，A 的訊號 peak to peak amplitude 大約為 5mV，而 B 的約為 3mV，和之前的量測結果相差無幾，且明顯較 A 的訊號為小，由此可見，力氣的大小或許和肌肉的截面積成正比，但和電訊號的大小無明顯正相關。

問題與討論

1. 怎樣驗證量測到的生理信號是正確的？請敘述你的檢驗過程或者想法。

Ans:

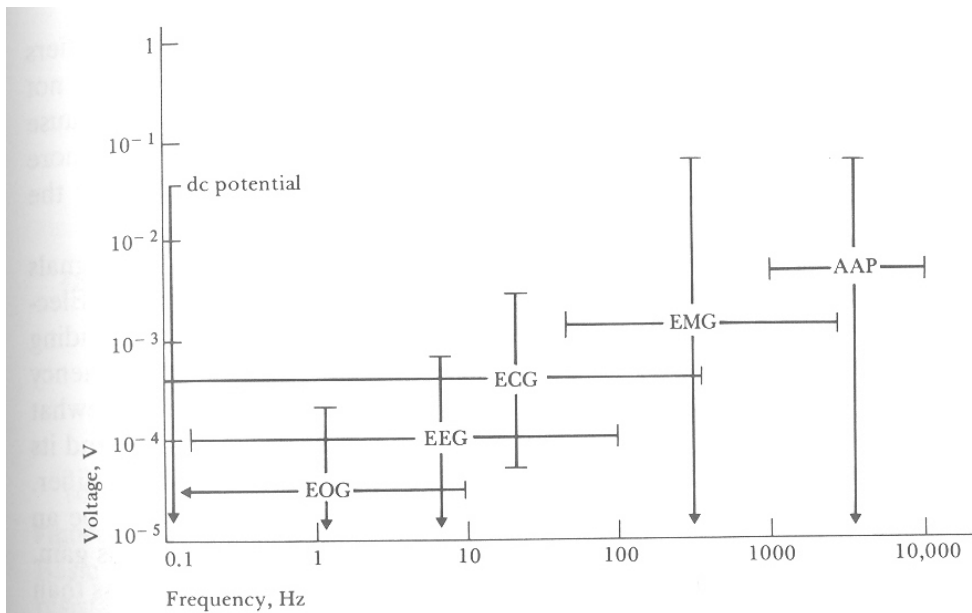
在此實驗中，因為我們重點是放在 ECG 上面，因此驗證的工作主要也只有針對 ECG，另外，由於我們這裡是量測第二肢導的 ECG，是最常用的肢導，因此有許多的波形圖可以參考，下圖即為其中之一：



(ECG learning center, <http://medlib.med.utah.edu/kw/ecg/index.html>)

因此，藉由和第三肢導標準波形的形狀、振幅和時間長度作比對，我們便可大致分辨出 ECG 中 P、T wave 及 QRS complex 等成份，完成波形驗證的工作。

此外，因為 ECG、EEG、EMG 等訊號都有各自的強度、頻譜範圍(如下圖)，因此藉由這些特質的觀察，我們也可以初步分辨出正確的波形。



(Medical Instrumentation-application and design, 3rd ed., John G. Webster, Wiley)

2. 根據你對於這三種信號的了解，你認為三種信號中哪一種的測量難度可能會最高？(請說明原因)

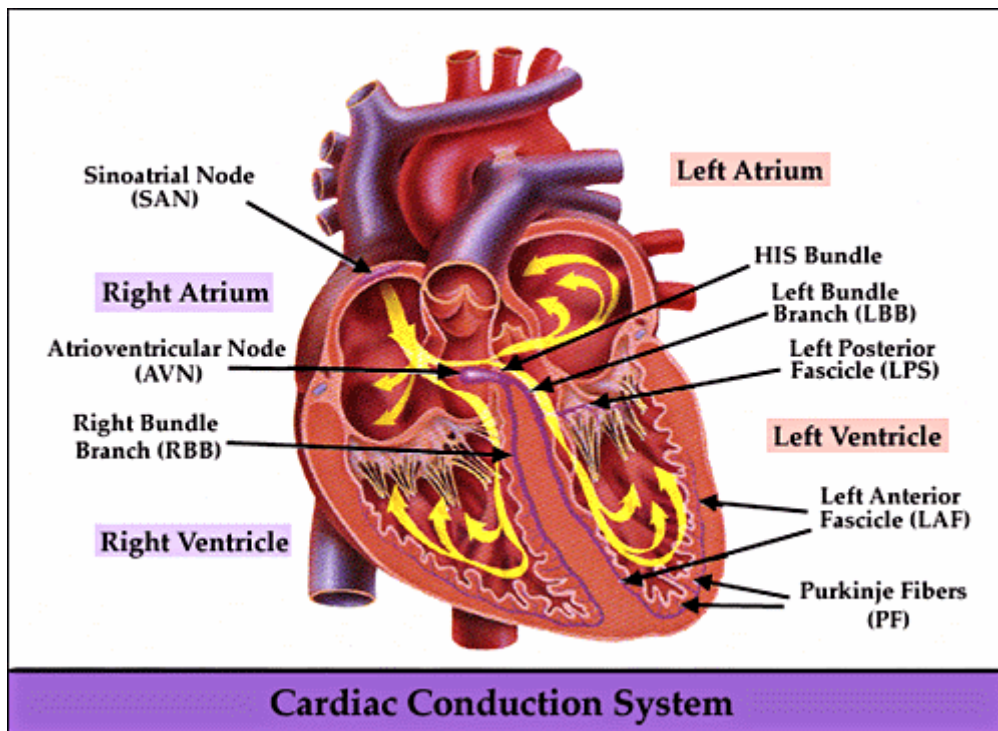
Ans:

如問題一的訊號強度、頻譜圖所指出，平均上來說，這三種訊號中 EEG 的訊號強度最弱，最容易受雜訊干擾（SNR 最低）。此外，測量 EEG 的電極是放在頭部的，其因為頭髮的阻礙，不易放得牢固，也容易造成訊號擷取的不穩定及雜訊的產生。況且，EEG 雖然大致上可分成四種波（alpha、delta、beta、theta），其訊號頻率各異，但看起來並不像 ECG 那樣有明顯的 P、T wave 及 QRS complex 等 pattern，導致 EEG 訊號不僅容易被雜訊淹沒，其本身波形和雜訊也不易清楚分辨，因此，我認為這三種訊號中，EEG 的難度是最高的。

3. 量測ECG最常用的是第二肢導，請問這樣的量測方式有什麼特點或好處？使用其他肢導的特色又為何？

Ans:

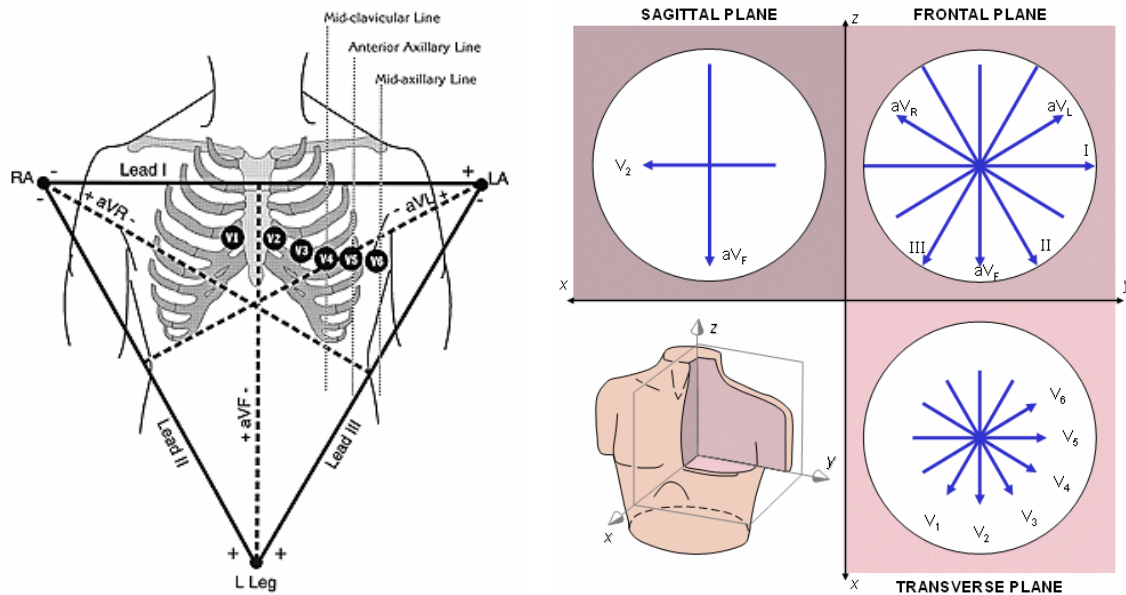
因為ECG的訊號來源是心臟搏動時產生的電訊號，因此在建立ECG的模型時，我們通常將訊號源模擬為一個dipole，稱為cardiac vector，並將其置於心臟的位置，而隨著心臟活動的變化（如心房去極化、心室去極化、心室復極化等），這個dipole的強度、方向也將改變。心臟搏動時的訊號傳遞情形如下圖，由此圖可知，在心臟搏動過程中，主要的訊號傳遞都是左上指向右下，因此這個模擬的dipole方向也應大致為圖形的左上指向右下，大約是人體右肩指向左腰的方向。



而我們利用各種不同肢導量測ECG，其實就是在這個dipole所在的座標軸建立不同的單位向量，藉由不同肢導所量測到的訊號，可以測得這個dipole在各方向的分量，進而了解這個dipole的變化情形。其中，如下圖所示，第二肢導便是

由右肩指向左腰的方向，基本上和訊號來源的dipole是最接近平行的，因此這個dipole在第二肢導上的分量通常也最大，訊號強度最強，也因此第二肢導是最常被使用的。

此外，下圖中也可以看到其他的單位向量，aVR、aVL、aVF和lead I、II、III皆為平行frontal plane的，只是方向不同。另外還有平行transverse plane的V1~V6，可以量測到另一個平面各方向的分量。因此，利用這十二個分量，我們並可充份了解心臟搏動時訊號的變化。



(ECG learning center, <http://medlib.med.utah.edu/kw/ecg/index.html>)

(Bioelectromagnetism, <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/>)

4 · 觀察你量測到的ECG波形，請說明其跟心音、心室壓力的關係

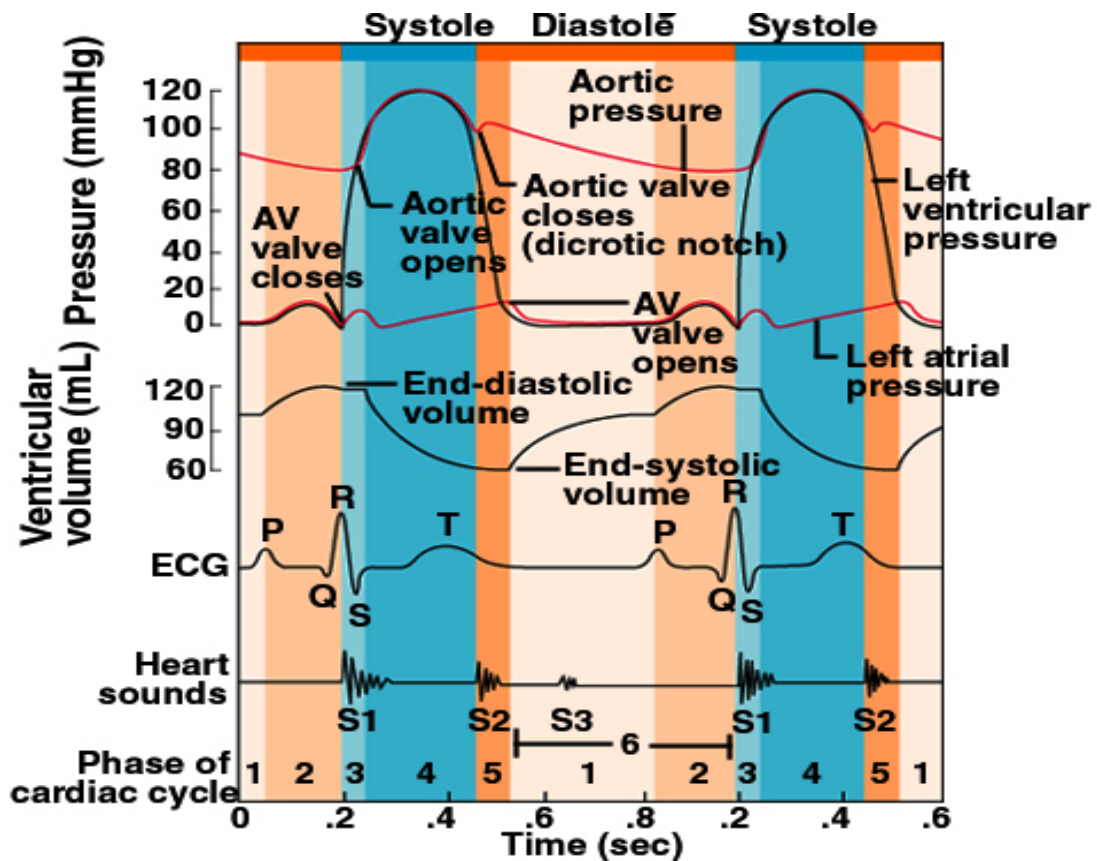
Ans:

首先，我們必須先了解ECG各部份的波形大致上代表了心臟搏動週期的何種情形，SA node為心搏的pace maker，其產生的電訊號，將使心房收縮，讓血液進到心室中，這時候的訊號表現為P wave，而此訊號並傳遞至AV node，delay大約0.1s。接下來，訊號傳遞至心室底部，並接著傳至心室的各個部份，使心室收縮，而將血液pump到動脈，在這個過程中的訊號群便是QRS complex。最後，T wave將使心室復極化。

因為QRS complex的訊號代表心室的收縮，因此在此訊號之後，心室的壓力將漸漸上升，而在T wave之後，即心室開始復極化後，心室壓力才漸漸下降。

另外，心音的產生是來自心臟瓣膜開合所導致的血流減速、衝擊，P wave是心房收縮的訊號，而當心房結束收縮，心室要開始收縮前，即大約QRS complex訊號出現時，心房室瓣膜（atrioventricular valve）將關上而產生心音（S1）。接下來，當心室收縮要結束，即大約T wave訊號時，大動脈瓣膜（aortic valve）和

肺動脈瓣膜（pulmonic valve）會關閉而產生心音。由於大動脈的壓力比肺動脈高，因此大動脈瓣膜會先於肺動脈瓣膜閉上，也因此第二階段的心音會分成兩個部份（S2、S3）。ECG、心室壓力和心音的關係圖如下：



(<http://www.library.csi.cuny.edu/~yelsherif/Cardio2.ppt>)

實驗感想

隔行如隔山，這個實驗帶給我們的最大挑戰就是背景知識的不足，但這也是一個好機會，讓我們能在純粹電機外的不同領域找到應用，獲得相關經驗。

既有BIOPAC的幫忙，ECG的量測是十分簡單的，然而，實驗後的波形分析、解讀才是重點，雖然ECG較EEG、EMG的波形更易觀察，但要了解各個成份所表示的意義及各種因素的影響，仍是一門大學問，我們只能試著找資料，了解最大略的部份。另外，問題與討論的部份也不太容易撰寫，同樣也是因為背景知識明顯的欠缺。

此外，這次我們把心力放在較容易的ECG上，而只是淺嘗EMG和EEG，作過之後，我們十分能體會這兩個實驗的困難度，尤其是EEG訊號的解讀，受測者狀態的掌握，以及雜訊的排除，其困難似乎都遠在我們可以處理的範圍之上，我們也只能玩玩看而已，不過總的來說，這些實驗都是相當有趣的。