

### 一、摘要

無壓脈帶式血壓量測，顧名思義，為一種不需透過脈帶擠壓血管，間接量測血壓的方法。有鑒於現今醫學漸趨發達，將其與科技結合已然是必須實行的動作，而若能夠無時無刻將身體的生理狀態呈現給醫護人員，將可以做出及時的各種應變，隨時控制及掌握病人身體的狀態。

在這專題中我們期望設計了一能夠計算出血壓、心跳等生理資訊的裝置模組，由測量脈波(PPG)訊號的光感模組和測量心電(ECG)訊號的電路組成。第一部分由兩顆紅外光發射器與光感測器組成，利用打進血管中再反射出來的紅外光會隨血管內血液體積變化的特性，紀錄PPG訊號；另一部份則採用DSP LAB中用過的ECG電路，如此便可同步紀錄兩訊號波形。

接著根據PPG與ECG個別的生理特徵點，我們可以得到血液自心臟送出後到達量測部位的傳輸時間，也就是Pulse Transit Time(PTT)，抑或是僅使用PPG中與血壓有高度相關性的生理特徵值，最後用數學公式轉換，將量測所得的數據轉換成血壓量值。

目前已經完成硬體系統與推算血壓的演算程式，雖然結果與原先期望有些差距，但未來會繼續進行優化模組、減低環境影響、修正關係式等工作，期望能實作出更為即時、方便使用且有一定正確性的無壓脈帶式血壓計。

### 二、演算法

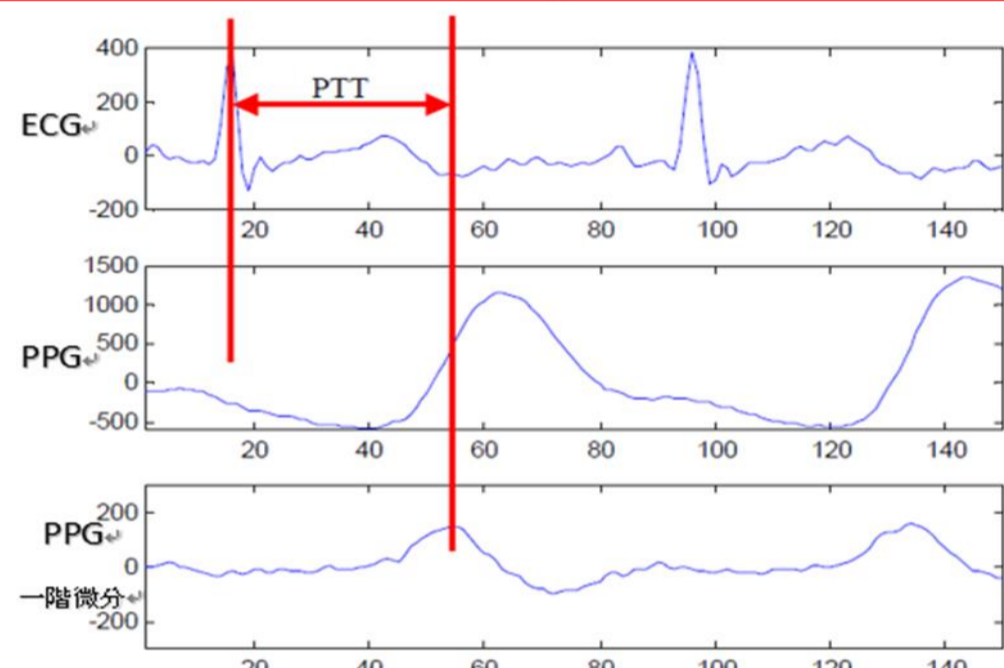
本專題分成兩部分，用兩種方法推算血壓並進行比較，分析並探討兩方法的優劣。

#### 方法一

第一種方法[1]我們利用同步紀錄的PPG與ECG訊號，比較後計算出PTT，計算方法為ECG的R-wave波峰與PPG的主波峰最大上升斜率點間的時間差，如右圖所示。而根據參考的文獻，我們得知了PTT與收縮壓(SBP)、舒張壓(DBP)應有如下的關係式模型：

$$SBP = a \times PTT + b$$

$$DBP = c \times PTT + d$$



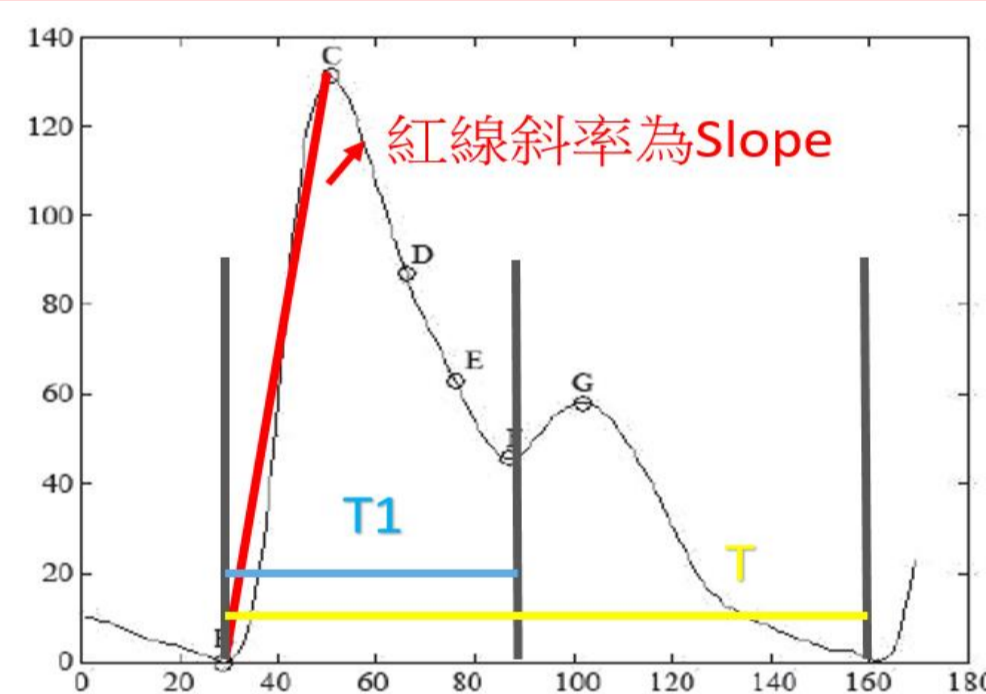
透過取得大量的血壓與對應PTT數據，經過統計後應可得到最佳化的關係式係數(a、b、c、d)。

#### 方法二

第二種方法[2]是利用PPG訊號的特徵參數，如主波峰的平均上升斜率(Slope)、脈波週期(T)以及心臟收縮期(T1)於週期所占比例(T1/T)，這些參數的取法如右圖所示。而根據參考的文獻，我們得知了這些參數與SBP、DBP應有如下的關係式模型：

$$SBP = a + b \times Slope$$

$$DBP = c + d \times (T1/T) + e \times T$$



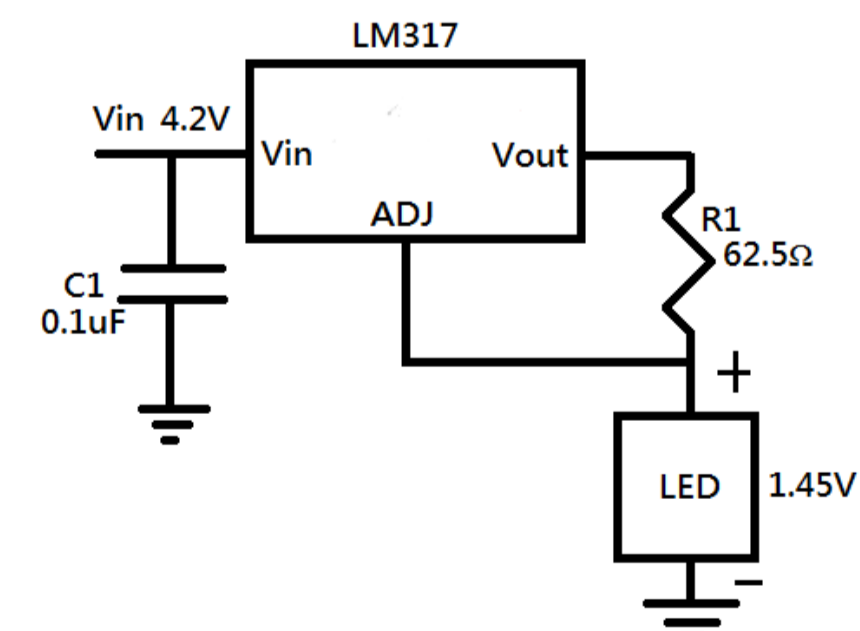
與方法一相同，我們會利用大筆數據來進行統計，求出最佳化的關係式係數(a、b、c、d、e)。

### 三、系統架構

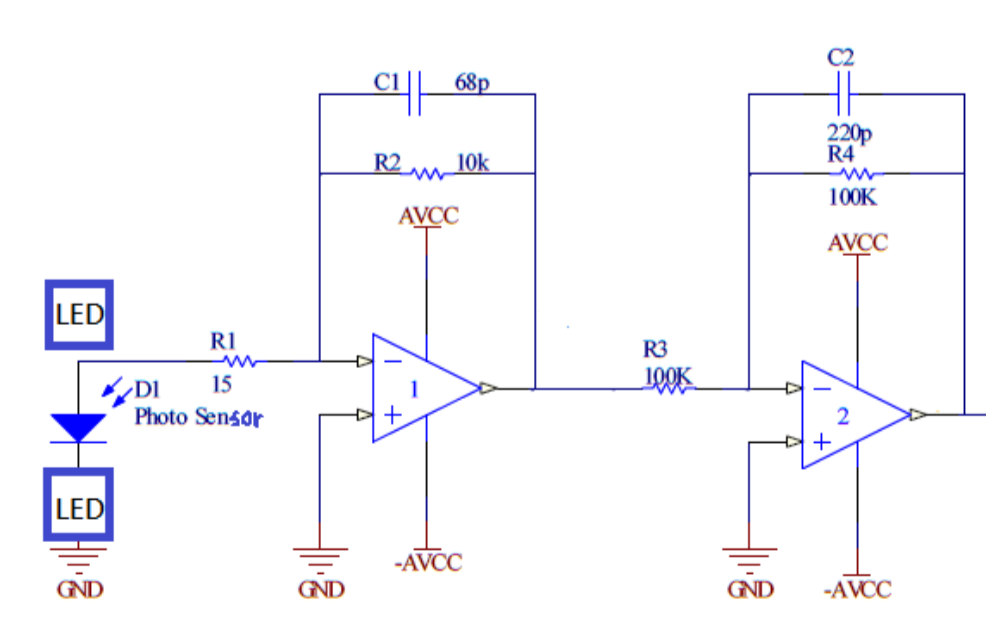
硬體部分可以分成兩部分，也就是測量脈波(PPG)訊號的光感模組電路，和測量心電(ECG)訊號的電路組成，而第一部分又是由LED的驅動電路和感測器與濾波電路組成。

#### PPG量測部分

首先我們選用億光電子的紅外光發射器，IR17-21C/TR8，將其接上穩流電路，使Vin = 4.2V，如此LED的跨壓就為1.45V，能夠正常發光，如下圖一。再來，因為LED的功率並不強，因此光感測器接收到訊號後需要接上放大電路才能做後續處理，而放大電路由兩層類比反向放大電路所組成，其中第一層放大倍率約667倍左右，第二層並無放大的效果，僅用以將訊號反向回原本的波形相位，如圖二所示。



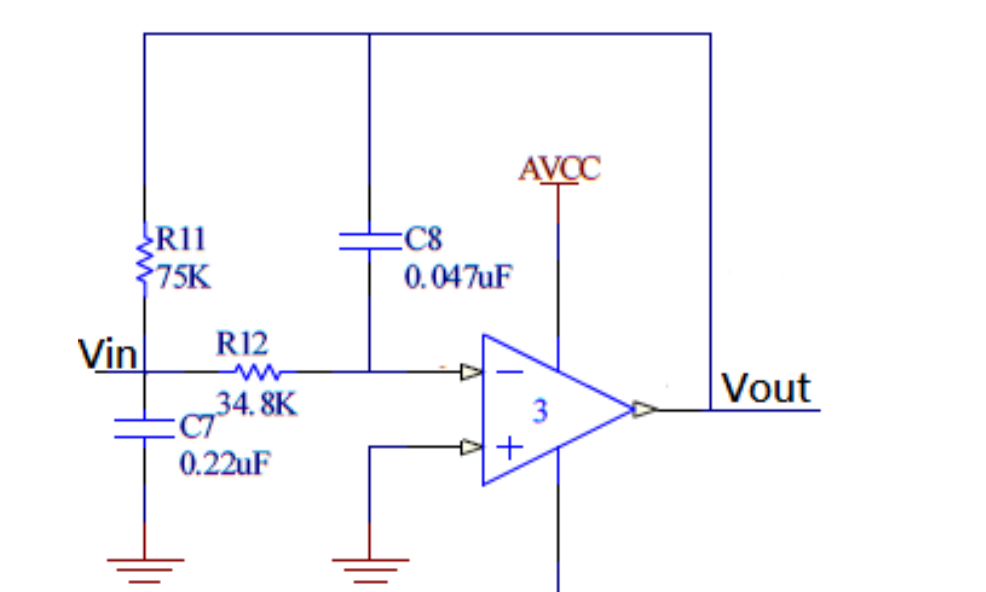
圖一



圖二

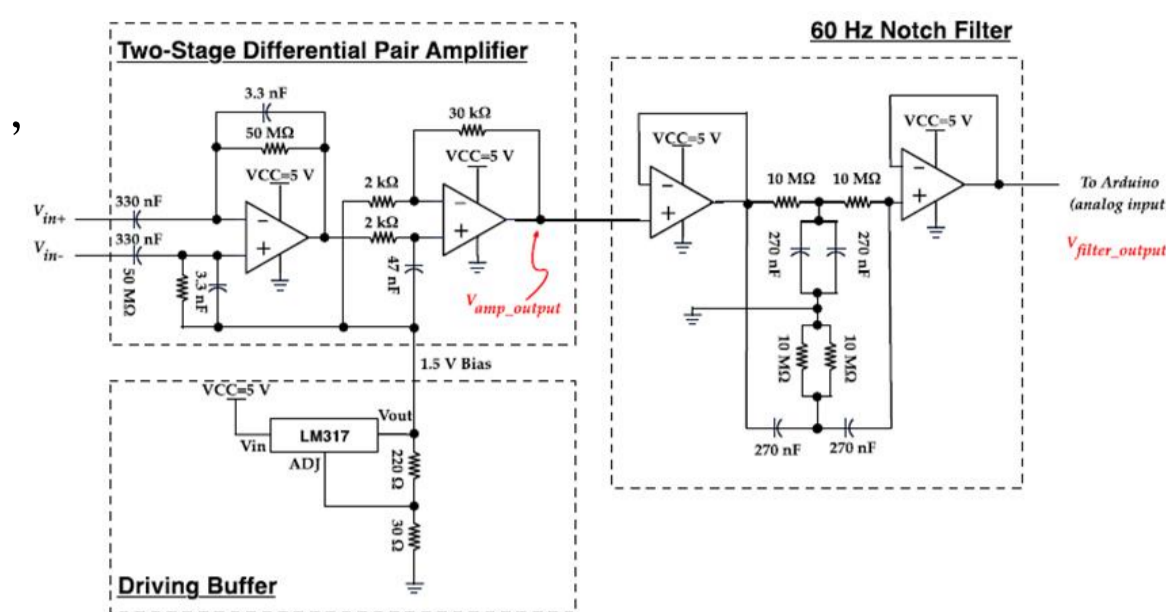
接著接上一層低通濾波器，進行初步的雜訊過濾，將cut-off frequency定為2.21Hz，濾掉此頻率以上的雜訊，如此一來，即可獲得初步的PPG波形。

再將PPG訊號經由Picoscope或Arduino作為ADC轉為數位訊號傳入電腦，並經由Matlab進行數位訊號處理，即可得到可辨識之PPG訊號。



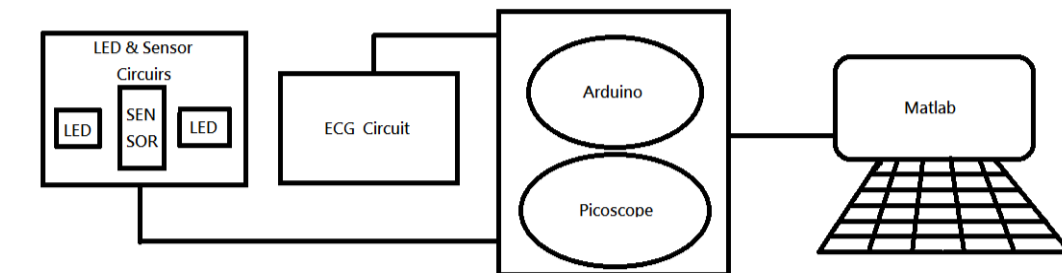
#### ECG量測部分

至於ECG訊號的量測電路，因為我們只需要取得R-wave的波峰時間點，因此直接採用DSP LAB中用過的ECG電路，而其最後的輸出電壓範圍也剛好適合輸入Arduino，也方便我們後續將血壓計做成即時系統，這部分的電路圖如右：



#### 系統整體架構圖

將兩部分電路同時使用並一起接到ADC(目前我們使用的是Picoscope)，再經過MATLAB去做處理與運算即可完成兩種演算法，整體的電路組成架構如右圖所示。



### 四、結果與討論

#### 結果與分析

本專題我們邀請了7名健康受試者，先以電子血壓計測出他們的真實收縮壓(SBP)與舒張壓(DBP)，再讓他們使用我們的系統，分別測出受試者的Slope、T1/T、T與PTT，每一項數據都是採用平均連續10個週期計算值的方式得出，結果如下：

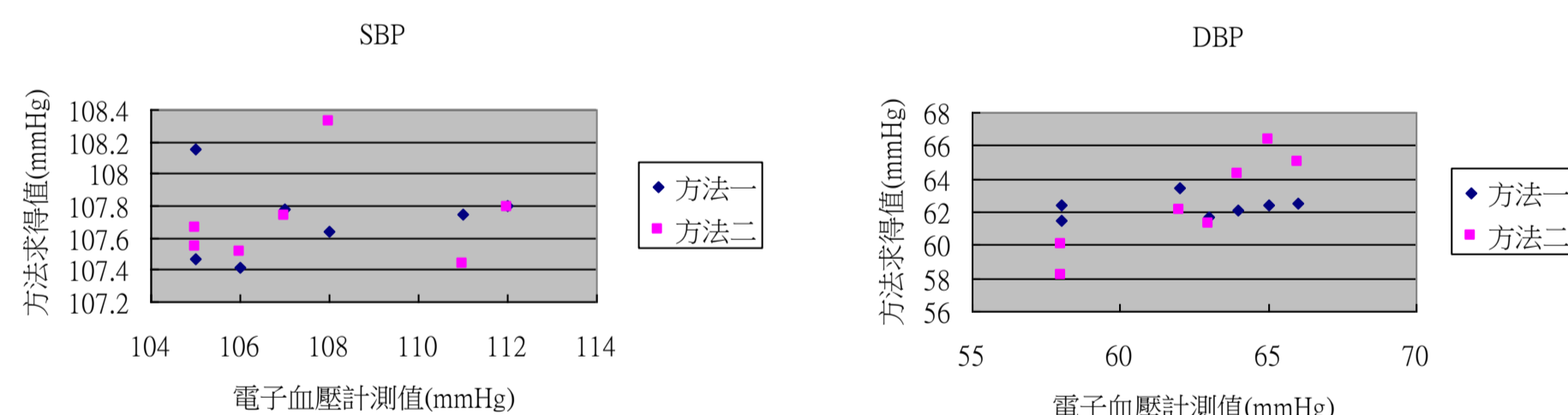
受試者代號	SBP(mmHg)	DBP(mmHg)	Slope	T1/T	T(s)	PTT(s)
A	108	64	1.8921	0.3967	0.7777	0.2412
B	105	62	0.7189	0.3497	0.8086	0.2055
C	105	63	0.5018	0.3883	0.8875	0.2533
D	107	58	0.8529	0.3937	0.9403	0.2315
E	112	66	0.9402	0.4435	0.8207	0.2305
F	111	65	0.323	0.4298	0.7317	0.2339
G	106	58	0.4547	0.347	0.963	0.2565

Slope的單位本應為mV/s，但其大小已經經過放大電路與數位處理，故數值已經變化許多，但只要是經過本系統算出的Slope都會受到相同處理，故只要在大小比例即可，而最後得出的相關式係數也只適用於本系統。

經由Pseudo Inverse的矩陣運算，即可得出最能適用在這些受試者身上的收縮壓與舒張壓方程式係數，兩種方法分別如下：

方法一(透過PTT)	方法二(透過PPG訊號參數)
SBP = 111.1338 - 14.486*PTT	SBP = 107.2588 + 0.561*Slope
DBP = 71.1072 - 37.37*PTT	DBP = 72.3149 + 28.9726*T1/T - 25.3474*T

而我們可以藉由將受試者的數據帶回公式來測試這些公式是否能夠適用，也順便比較兩方法的優劣，以圖形呈現兩方法回推結果與電子血壓計測值比較，如下二圖：



很可惜的是：除了DBP的方法二得到的結果外，其他結果都不如預期，說明了實際上血壓與PTT、PPG訊號特徵參數之間，可能不是這麼簡單的線性關係，或是電路本身與周遭環境有我們沒有考慮的干擾因素。

#### 討論

單看方法一的問題，這個方法是在忽略一些難以測得的動脈血管參數後，建立出的簡易血壓與PTT之關係模型。因此忽略的部分可能其實具有很大的影響力，不考慮的後果就很可能造成PTT與血壓不如預想的方式變化，最終造成建立的關係式所得結果與實際量值差異甚大的失敗。

而對於方法二的結果，我們認為要分開討論DBP與SBP的部分。DBP部分，用到的是T1/T和這兩個參數，這兩個參數不太會因為受到雜訊或干擾就改變，因此最後回推受試者血壓時呈現還算可以的分佈；但是SBP部分則不同，因為需要用到主波上升斜率，而仔細觀察的話可以發現：這個值是在7位受試者當中差異最大的參數，我們推測是因為選擇的LED燈功率太低，發出的光本來就微弱，因此其值很容易受到影響，造成SBP與測得的Slope之間沒有像預期的那樣變化。

#### 結論

綜觀整個專題實驗，我們雖然建立出能夠同步取樣PPG與ECG訊號的系統，並且成功地測出了PTT和PPG訊號的特徵參數，但是其實我們也忽略了很多可能影響的因素，例如：在明亮的環境下使用感光元件的光雜訊、每個受試者的姿勢不同的影響等等。

再者，還有一個嚴重的問題，那就是取樣人數過少，如此一來，只要有一人在受試時受到干擾，就很有可能因為一筆數據導致最後得到的結果遠不如預期，而這次因時間緊迫，在取數據時也可能因為過度倉促而導致操作上有人為疏失而產生誤差及干擾。

最後，比較兩種方法，我們認為第二種方法是比較可行的，至少它在DBP部分可以得到一個還能接受的關係式，而SBP部分也許再改良一下硬體的部份就能克服波形振幅差異過大的問題，進而成功地推出正確的關係式；相較之下方法一感覺較讓人失望，也許需要考慮更多的因素才能組合成完備的關係模組，而我們也會繼續想辦法改良、優化我們的系統，並試著找出其他可行的演算法。