

編號：CCMP96-TP-201

# 脈波信號與PPG信號特徵之相關性研究

林育德  
逢甲大學

## 摘 要

光體積變化描記圖(Photoplethysmography, PPG)信號能夠幫助瞭解人體末梢血液循環情況，以及提供一個更簡單的非侵入式生理信號量測方式，PPG信號除了有著容易取得與較不受人體型態限制之優點外，本身也蘊藏著豐富的生理資訊，但是與PPG波形相似的脈波(pulse)信號兩信號間之相互關係，一直以來卻都未有深入之研究。

本研究最主要的目的即是希望藉由分析同步量測之兩組信號，求出PPG信號與pulse信號兩者之PPI (Peak-to-peak interval, PPI)，再對PPI作線性與非線性的比對，線性比對方面，算出兩者之相關係數；非線性比對方面，使用複雜度C方法，得知兩者耦合程度，以探討兩方法是否相同可以取代。

本研究共量測十名健康受測者PPG與pulse信號，相關係數之平均值±標準差值為 $0.93\pm 0.05$ ，而非線性比對耦合程度指標(I)值之平均值±標準差值為 $0.1\pm 0.05$ ，且一致性之平均值±標準差值為 $0.97\pm 0.02$ ，由生理意義及實驗結果可知PPG與pulse信號同受心臟收縮與舒張的影響，兩者物理意義不同， $HR_{PPG}$ 與 $HR_{pulse}$ 也有很高的相關性，但兩者仍有些微的差異，在HR的相關研究中，應注意此種差異所可能造成的影響。

關鍵詞：光體積變化描記圖信號、脈波信號、相關係數

Number:CCMP96-TP-201

# **Studies on the Correlation between the Features Extracted from the Pulse and PPG Signals**

Yue-Der Lin

Feng Chia University

## **ABSTRACT**

PPG (Photoplethysmography) signal is a noninvasive bio-signal measurement equipment which not only provide the peripheral hemal circulatory circumstance but also the heart rate (HR) signal can be obtained by the appropriate algorithm. However, the relationship between PPG signal and the pulse signal which is morphological equivalent to PPG signal have not been discussed and researched before.

In this study, the linear and nonlinear methods were used on the PPI (peak-to-peak interval) of PPG and pulse signal which acquired simultaneously to assess the correlation between the two signals. The coupling degree can be extracted by correlation coefficient, the linear method, and Complexity C, the nonlinear method. Hence, the assessment result will indicate the method can be surrogated by the other.

Ten healthy people enrolled and the average value of correlation coefficient is  $0.93\pm 0.05$ . The coupling degree index (I) value is  $0.1\pm 0.05$ . The value of agreement is  $0.97\pm 0.02$ . Although the physical meanings of PPG and pulse are different, HRPPG and HRPulse have high correlation. However, there still exists difference between HRPPG and HRPulse. Due to the little difference between PPG and pulse, the effect caused by the difference should be noticed for HR-related researches.

Keywords: PPG signal, pulse signal, correlation coefficient

## 壹、前言

### 一、研究目的

中國傳統醫學主要的診斷方式分為四種：「望、聞、問、切」，運用此四診之技巧，蒐集臨床訊息以進行辨證論治，其中脈診雖位於四項之末，卻具有快速鑑別診斷與評估病症之功，經由量測橈動脈搏動數、位、形、勢、律可得知五臟六腑的盛衰虛實，其為中醫診斷中精華所在，亦為歷代醫家據以處方開藥的重點，此種非侵入式的診斷，因有效而無傷害性，能提供的資訊也相當豐富，所以一直受到現代醫者的重視。

隨著科技的日新月異，技術的提升帶動了西方醫學的進步，在現代電子與電腦技術結合下，新的診斷方式逐漸被開發，例如心導管、電腦斷層掃描、核磁共振等等新的診斷技術，使西醫疾病的判斷上精準度有所躍進，反觀傳統中醫多為醫師主觀診斷，而傳統中醫診斷中的脈診是由中醫師透過手指的觸壓去感受脈動信息，再去判斷病人的狀況，如此易受醫師主觀因素與經驗不足的影響，繼而產生誤判，且在經驗的傳承上也有所困難，如何將先人優良的傳統醫學結合現代化科技，甚至進一步去與西方醫學相互佐證，實在是現今中醫學該重視的課題。

光體積變化描記器取得之信號為PPG (Photoplethysmography)信號，PPG信號是利用光感測元件吸收光線能量的原理，紀錄光線於血管中受血流脈動的變化而偵測出來的信號。血管單位面積的血流量會隨心臟的搏動而產生變化，光感測元件會隨著血液量的變化使得感測電壓跟著變化，信號取得簡單，再經過適當的前置處理後，信號的使用價值很高，廣為西方醫學所使用。

因PPG信號產生源於血液進出組織時所產生的血液體積變化，而脈波(Pulse)信號的產生是血液通過橈動脈時，管壁所產生的壓力變化，以直觀評斷認為，兩種信號皆是血液循環之下的產物，兩者波形與周期都相近，所以本計畫希望分析出中醫脈診與西醫光學檢測間的相關性，因PPG信號量測上較為便利，若有高度的相關，在中西醫整合上將有相當大的幫助。

### 二、研究背景

#### (一) 脈波(Pulse wave)

中醫師對疾病診治是運用望、聞、問、切四診的技巧，蒐集臨床訊息，進行如八綱、六經、三焦、臟腑等辨証以論治。其中，

脈診雖列四診之末，卻具有快速鑑別診斷與評估預後之功，為中醫診斷之精華所在，亦為歷代醫家據以處方開藥的重點，雖然透過脈象可得知五臟的虛實，但是脈波圖形的複雜也是一般人難以體會，因此脈經上才會如是說到：「在心易了，指下難明。」即使是行醫多年的醫師，仍有可能誤判，要成為名醫往往需要極靈敏的手指觸感，還有多年的經驗累積，以及豐富的知識才能達成。

脈波所得的物理量為週期性的血液壓力波波形，不同的身體狀況會有不同的波形，圖1為脈波波形命名與主要量測標誌。

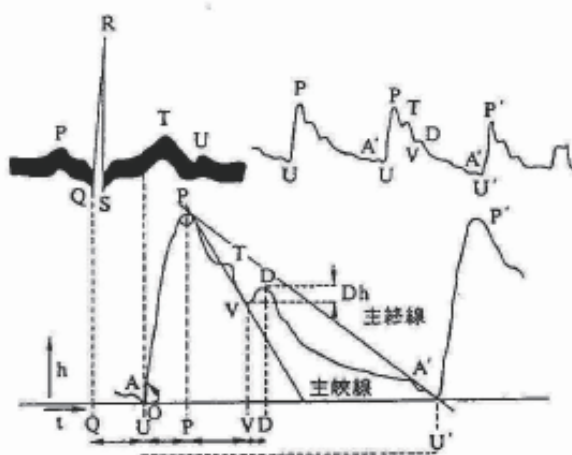


圖1 脈波命名圖與主要量測標誌[1]

1. U點為始射點(UP Stroke)：反映出心臟舒張末期血管內的壓力與容積，代表心室快速射血，血液流入動脈的開始點，亦又稱流入點。
2. P波為主波峰(Percussion wave)：主要是由心臟收縮時心室所釋放之大量血液所造成的最大振幅波，此波上升速度受心輸出量、心室射血速度、動脈阻力和管壁彈性影響有關。
3. T波為潮波(Tidal wave)：此波為左心室停止射血，動脈擴張、降壓，動脈內血液流動逆向反射波，而此波受外週血管阻力、血管彈性及降支下降等變化程度的影響有關。
4. V波為降中波(Valley)：此表示主動脈靜壓排空時間，為心臟收縮與舒張的分界點，受外周血管阻力和降支下降速度影響有關。
5. D波為重搏波(Dicotic wave)：主要是由主動脈瓣在心室舒張早期突然閉合，血液逆流撞擊到主動脈上，並回彈導致主動脈壓再度上升所形成的波，受血管彈性與主動脈瓣關閉狀態影響較大。

6. P角為主波角(Angle of percussion wave)：也稱為主峰角、頂角，為主波峰頂的夾角，此角反應動脈內最大壓力對管壁的作用時間，受心輸出量、動脈阻力及管壁彈性的影響。

## (二) 光體積描記圖(Photoplethysmography; PPG)

光體積變化描記圖器取得的信號稱做PPG (Photoplethysmography)信號，PPG信號是利用光感測元件吸收光線能量的原理，紀錄光線在血管中受血流脈動的變化而偵測出來的信號。血管內單位面積的血流量會隨著心臟的搏動而產生變化，光感測元件將會隨著血液量的變化，使得感應電壓也跟著變化，吸收最多光線的時期剛好是心臟收縮的時期，所以PPG信號的振幅與進出組織的血液量成正比 [2]。PPG信號取得簡單，在適當的信號前端處理之後，信號使用價值很高，由過去的文獻指出，可以利用PPG信號瞭解交感神經之變化以及輔助心血管功能診斷 [3][4]，此外，如果信號來源穩定，PPG信號在HR與HRV的監測上也是極具潛力的 [5]-[8]。

當心臟打出血液時，大動脈內血液輸送至全身，當血液流到至撓動脈時，由於血管富有彈性（順應性），因此血壓的週期性變化，會使通過撓動脈的血流量也成周期性的變化信號波形，使用壓感測器偵測血管壁上的跳動，此非侵入式的方式測量該處週期信號波形稱為脈波信號。

血管中血液的流動受到心臟搏動的影響，因此有週期性的變化，進而造成血壓的週期性變化，在富有彈性的血管中存在連續的壓力變化，勢必會造成血管管徑因壓力的作功而改變其直徑，這種血管管徑的變化也因為血壓的影響呈現連續性，欲測量此物理量，目前西醫最常使用的方法就是利用光學檢測，紅外光投射在皮膚上時，血液中的白血球和血紅球吸收光線的程度不一樣，造成投射光線偏離，由這些偏設角度計算出血管徑的連續變化波形。PPG信號是用光學感測器量測末梢血流的變化，有非侵入和測量方便等優點，缺點是容易受到外界雜訊干擾其波形，圖2為Pulse wave與PPG wave。



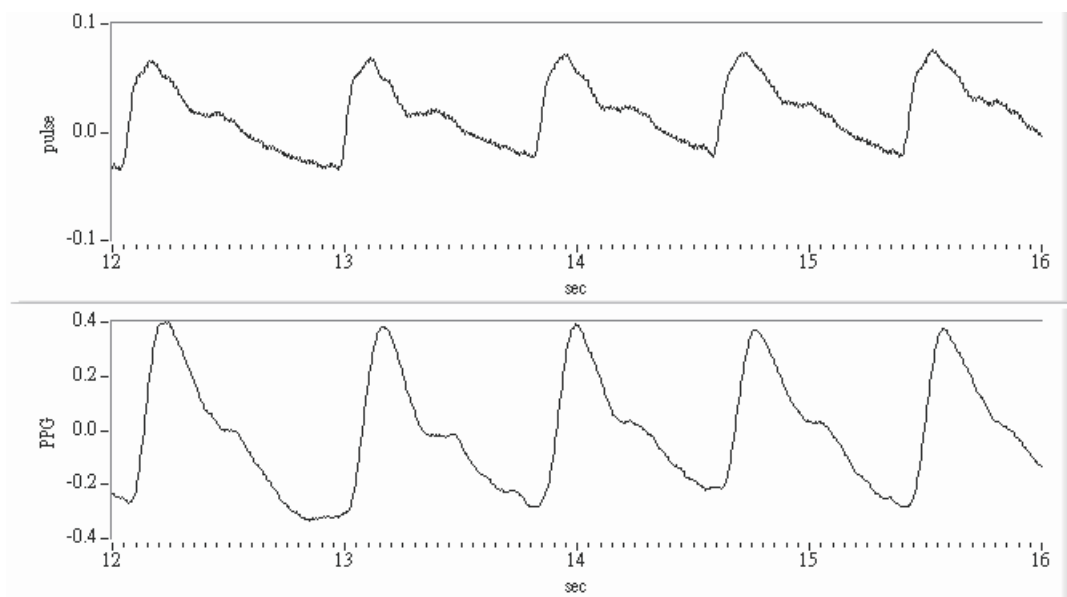


圖2 Pulse wave (上)、PPG wave (下)

正因為PPG信號也可以用來監測HR、HRV，因此本計畫將同時量測PPG信號、脈波信號與ECG信號，經由分析信號與信號間之關聯以及其生理意義的探討，希望使PPG信號除了信號易於取得之優點外，也可與脈波信號一樣，作為一個有效且實用的量化評估工具，而ECG信號在此次研究中為時間的參考點(time reference)其作用為：1.做為心臟收縮期、舒張期時間點定位之用；2. ECG可以做心律變異性分析，可以提供自主神經調控的資訊，作為此研究之參考。

### (三) 手太陰肺經

經脈是生命活動中很重要的能源，它更是氣血循環全身的路徑。十二正經在體內歸屬臟腑，在體表有其對應的穴位，所以生理、病理和功能作用都比其他經絡表現還要強烈。每條經絡都有它對應的臟腑聯繫外，還聯繫臟腑與人體表面的對應器官，例如肝臟對應眼睛，心臟對應舌頭。

為十二經脈之一的手太陰肺經，它的循行路線是：在體內，屬肺，絡大腸，並與胃、喉相連；在體表，由胸部外上方沿上肢屈側前面向下，止於拇指端。而因脈診所量測之三部（寸、關、尺），位於手太陰肺經之循行路線，如圖3所示，故推測在少商穴所量測到的PPG信號與脈波訊號有相關性，所以擷取兩手指PPG信號，其一將量取中指，而其二量取拇指少商穴之信號。

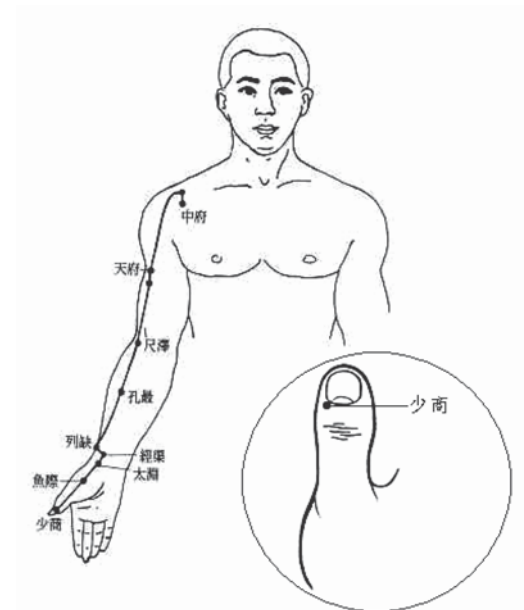


圖3 手太陰肺經循行圖及少商穴[9]

## 貳、材料與方法

### 一、硬體架構

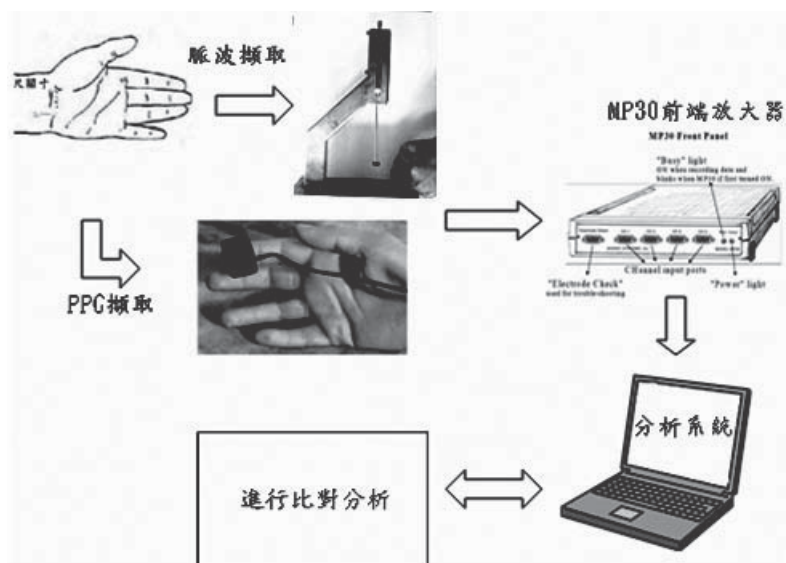


圖4 硬體架構

如圖4所示我們使用本實驗室現有之生理信號量測儀(BIOPAC-MP30)來量測PPG信號，另外在脈波擷取方面，製作一個可以調整高低以及距離，用作脈波感測器的定位的製具，藉以得到Pulse信號，在信號擷取完成之後，將信號輸入包含演算法、人機介面之分析軟體，進行比對分析之後完成處理程序。

#### (一) 前端放大器

BIOPAC®MP30為多輸入的生理信號擷取儀器，人體上存在許多的生理信號種類，每種信號都代表不一樣的生理上的特徵，但都是非常的微弱，一般來說，是難以直接擷取，所以必須透過前端的放大器放大才能擷取。大部份生理信號的單位為自然界的物理量，為了方便後續的分析，必須轉換成數位的形式，MP30除了可以放大微弱生理信號的前端放大器外，也內建A/D轉換的功能，透過輸出的USB轉換器，將物理量信號轉換成數位資料檔案，方便後續的分析。



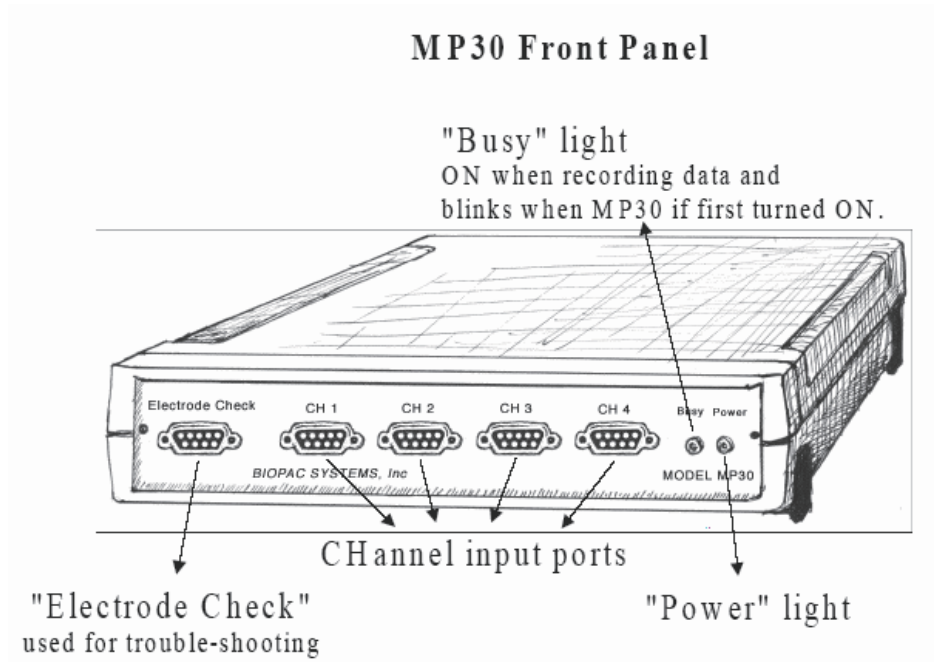


圖5 MP30正面圖

如圖5所示，MP30正面圖上分為兩部分：

1. Channel input part：可以同時4個信號輸入。
2. Electrode check：作為校正感測器用。

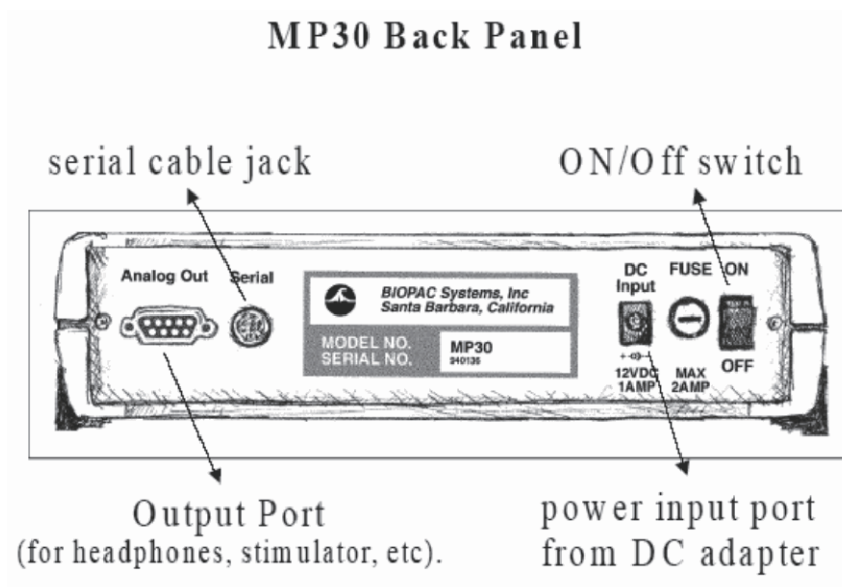


圖6 MP30背面圖

圖6為MP30之背面圖，其分為三部份：

1. Power input port from DC adapter：直流電源輸入。
2. ON/Off switch：電源開關。
3. Serial cable jack：輸出端，可以轉換成USB規格。

## (二) 感測器規格

圖7為ECG量測sensor與其規格，紅線為正極，白線為負極，黑線為接地。

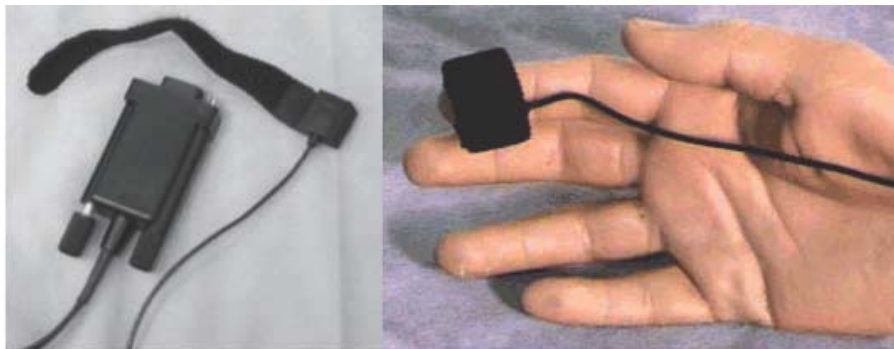


### SS2L SPECIFICATIONS

Cable Length:	2 meters
Connector Type:	9 Pin DIN
Lead Connection Colors:	Red: Positive White: Negative Black: Ground

圖7 ECG的量測sensor

圖8為PPG量測sensor與規格，還有末梢量測位置；圖9為pulse量測sensor與其規格。



### SS4LA SPECIFICATIONS

Emitter/Detector Wavelength:	860nm± 90nm
Optical Low Pass Filter Cutoff Wavelength:	800nm
Dimensions:	16mm (long) × 17mm (wide) × 8mm (high)
Transducer Weight:	4.5 grams
MRI Compatible:	Yes
Sterilizable:	Yes (contact Biopac for details)
Nominal Output:	20 mV (p-p)
Power:	5VDC Excitation @ 5 mA
Cable length:	2 meters (shielded, lightweight)
Connector Type:	9 Pin DIN

圖8 PPG的量測sensor



ELFS-B3-2L-R  
Type: LOAD CELL  
Range: 2 LBS  
Temperature Range Compensated: 70 to 170° F  
Operating: -40 to 250° F  
Sensor: +In(Red) , -In(Black) , +Out(Green) , -Out(White)

圖9 pulse的量測sensor

## 二、分析方法

### (一) 峰值偵測

#### 1. 取peak

以Pan-Tompkins演算法[10]找出ECG信號之R點間距(R-R interval, RRI)，其流程如下。



圖10 Pan-Tompkins演算法流程圖

然後以RRI為基準取pulse及PPG之最高點，如圖11所示。

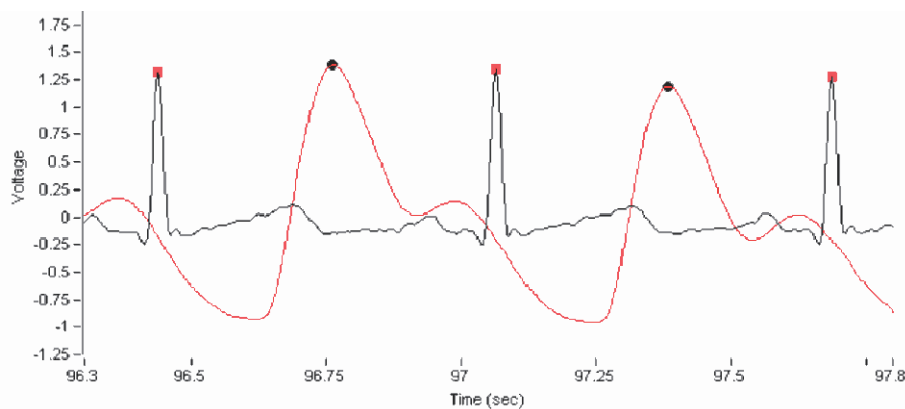


圖11 取peak圖

## 2. 線性迴歸(Linear Regression)

迴歸分析可用來找出兩個或兩個以上計量變數間的關係，並進而從一群變數中可以預測資料趨勢，在迴歸分析中最簡單的模型是二變數的直線迴歸關係式，即所謂的簡單線性迴歸模型(Simple Linear Regression Model)。因為在脈波訊號中重搏波的位置會產生劇烈的斜率變化，所以使用迴歸線來以助於偵測pulse信號之重搏波。

在本研究中，我們利用同時量測之心電圖的R波(R-wave)作為依據，將脈波信號切割為五段，再利用簡單線性迴歸模型可取得各段之迴歸模型，並取得各段信號之迴歸斜率，若信號段中包含重搏波，則此信號段之線性迴歸線將相較於其他段有較大之斜率變化，故可在此段中取得重搏波位置。但並非所有pulse信號皆有重搏波，取點情形如圖12所示。

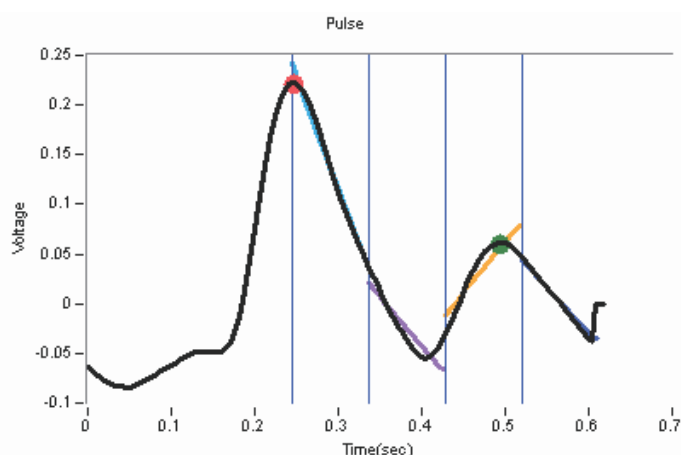


圖12 取pulse重搏波圖

### (二) Berger演算法

接著將所得到的峰值序列使用內插方法得到等間距的平滑序列，本計畫內插方法是使用Berger演算法 [11]，以下以ECG信號為例解釋為何要對信號使用內插方法。在典型非等距心率變異中，連續RR間隔的變化，可以換算成每一下心跳(beat)的一分鐘心跳數次，藉此得知在此跳(beat)時，它的一分鐘跳動的次數是多少。例如在圖13中，可得知在第180跳的時候，心率为一分鐘68下，但是卻沒辦法知道發生第180跳時的時間，原因是因為它的橫座標(X座標)的單位是number of beat，因此只能得知此次心跳一分鐘可以跳幾下，卻沒辦法知道這個心跳是在何時發生的。

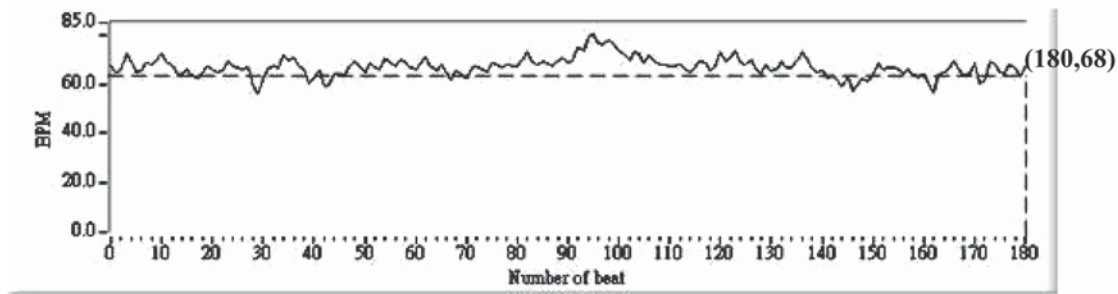


圖13 典型非等距心率變異信號波形

為釐清此點，Berger等人在1986年提出對ECG信號使用線性內插取樣的方法(Berger et al.,1986)，取樣每一個RR間距的時間，並且將時間轉換成每分鐘之心跳數(bpm; beat per minute)，但是由於每一個RR間距並非等距的取樣，而且X軸座標與時間並沒有關連，因此Berger提出將每一跳為單位的X軸座標，轉換成等距且以時間為單位的X軸座標。此演算法使用條件為：(1)信號需要足夠高的取樣時間，(2)R波的位置必須清楚以及心率(Heart rate)的選擇取樣頻率是可以選擇的。在其方法中，局部視窗(Local window)被定義為每一個心率取樣點之上一個與下一個取樣的時間軸間隔的延伸。圖5為Berger等距內插法示意圖。圖14(a)圖，為一連串的ECG信號的序列。而圖14(b)為圖14(a)取樣後所相對應的心率(HR)序列， $t_1$ 與 $t_2$ 是每一個RR間隔的局部視窗的中心點，根據局部視窗與原始心電信號中R波之位置的相對關係，今有兩種情況發生，一如圖14(b)所示，而有不同的內插公式，以圖14(b)為例，其中 $t_1 = a/I_2$ 、 $t_2 = b/I_3 + c/I_4$ 。至於圖14(c)則是對應到每一個RR間隔的倒數，與圖14(b)的局部視窗中心點相互的對應。另外圖15所表示的是在經過Berger方法處理後，心率變異信號的X軸座標變成以時間為單位，就可以知道每個時間點所相對應的每分鐘跳數了，例如在第180秒時心跳是每分鐘跳動65下。簡言之，Berger等人所採用的方法，就是以線性內插法，將階梯狀的RR間距信號轉換為平滑變化的心率信號。由以上可知，當然PPG信號與脈波信號可以用同樣的方式算出峰值的間隔，再對應到等距內插時間軸上。



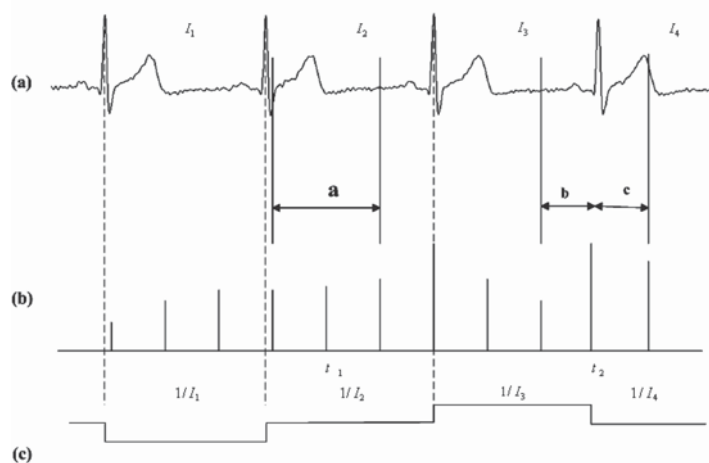


圖 14 Berger 等距內插方法示意圖[11]

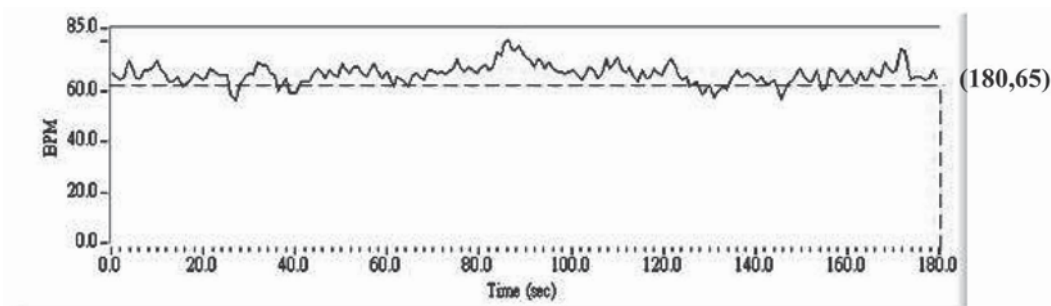


圖 15 經Berger方法處理後的等距心率信號波形

### (三) 相關係數(Coefficient of correlation)

相關係數兩組或多組量測值之間相互關係程度或關聯度的量測值，最常用的相關係數皮爾生值（Pearson以創造者Karl Pearson的名字來命名），其範圍從-1（完全負相關）經由0（不相關）到+1（完全正相關），也就是當值越接近+1時，相互的關係程度就越高、越相近，公式如式(1)，計算出PPG與pulse信號的PPI，利用公式即可以計算出兩者之相關係數，其中 $X_i$ 為PPG的PPI， $Y_i$ 為pulse的PPI，代表 $X_i$ 的平均值，代表 $Y_i$ 的平均值，相關係數介於1到負1之間。

$$R = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (1)$$

### (四) 一致性分析(Agreement analysis)

由Bland 以及 Altman 於1986年所提出，利用t檢定評估由不同



方式量測生理信號之結果的一致性(agreement)[12]，而在本研究中，我們利用此方法評估由PPG以及pulse信號得到的PPI序列，兩者是否可互相替代並可互相接受。

我們令 $X_1$ 為PPG信號之PPI， $X_2$ 為pulse信號之PPI，然後依下列步驟畫出散點圖，

$$\text{Step1: } S_1 = X_1 - X_2 \quad (2)$$

$$\text{Step2: } S_2 = \frac{X_1 + X_2}{2} \quad (3)$$

Step3: 畫出散點圖，如圖16。

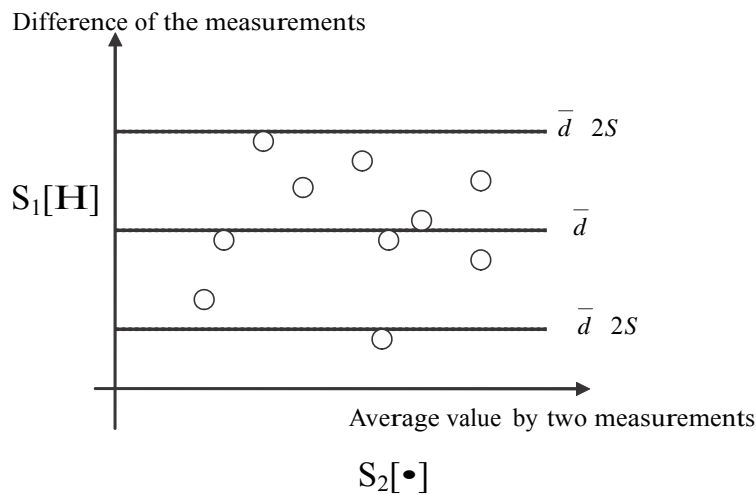


圖16 散點圖

$$\text{Step4: } \bar{d} = \text{mean}(X_1 - X_2) \quad (4)$$

$$\text{Step5: } S = \text{std}(X_1 - X_2) \quad (5)$$

Step6: 計算出standard error of  $\bar{d} = \sqrt{\frac{S^2}{n}}$  與standard error of

$$\bar{d} \pm 2S = \sqrt{\frac{3S^2}{n}}$$

Step7: 利用(n-1)的自由度(degree of freedom)，找出在95%信賴區間(confidence interval)的t值。

Step8: 找出95%信賴區間的值  $\bar{d} \pm (t \times \sqrt{\frac{S^2}{n}})$

#### (五) 功率頻譜分析(Power-spectral analysis)

脈波、PPG信號在頻譜上的相關性，並且假設脈波、PPG

信號之變化為線性且非時變的關係，其中  $x$  表輸入變數( $HR_{PPG}$ 、 $HR_{Pulse}$ )， $y$  表輸出變數( $HR_{PPG}$ 、 $HR_{Pulse}$ )，經以 FFT 計算功率頻譜密度的步驟如下 [13]：

隨機程序  $x(t)$  離散取樣得  $x(n)$ ，對它們做 FFT 運算便得訊號的譜

$$X(k) = T \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp\left(-j \frac{2\pi}{N} kn\right) \quad (4)$$

功率頻譜密度為

$$S_{xx}(k) = \frac{1}{NT} |X(k)|^2 = \frac{1}{NT} X(k) X^*(k) \quad (5)$$

式中  $*$  表示共軛值， $N$  為信號總點數， $T$  為取樣週期。

同理交越頻譜為

$$S_{xy}(k) = \frac{1}{NT} Y(k) X^*(k) \quad (6)$$

#### (六) 複雜度(Complexity C)

以混沌理論來對非線性系統加以分析，最主要是在推測系統非線性行為所為造成的之規則以及無法預測之行為，本計畫採用混沌理論中的對於混沌程度進行量化的參數，再加上獨立因子與相關因子，來作為脈波信號、PPG 信號兩者間之非線性分析評估，與信號間之耦合關係及判斷指標，也可藉此探知生理調控機制的真正意義。

複雜度  $C$  能描繪一個規律或混亂之時間序列的特徵，也能靈敏的發現訊號週期的改變，關於複雜度  $C$  用以下流程圖表示 [14]：

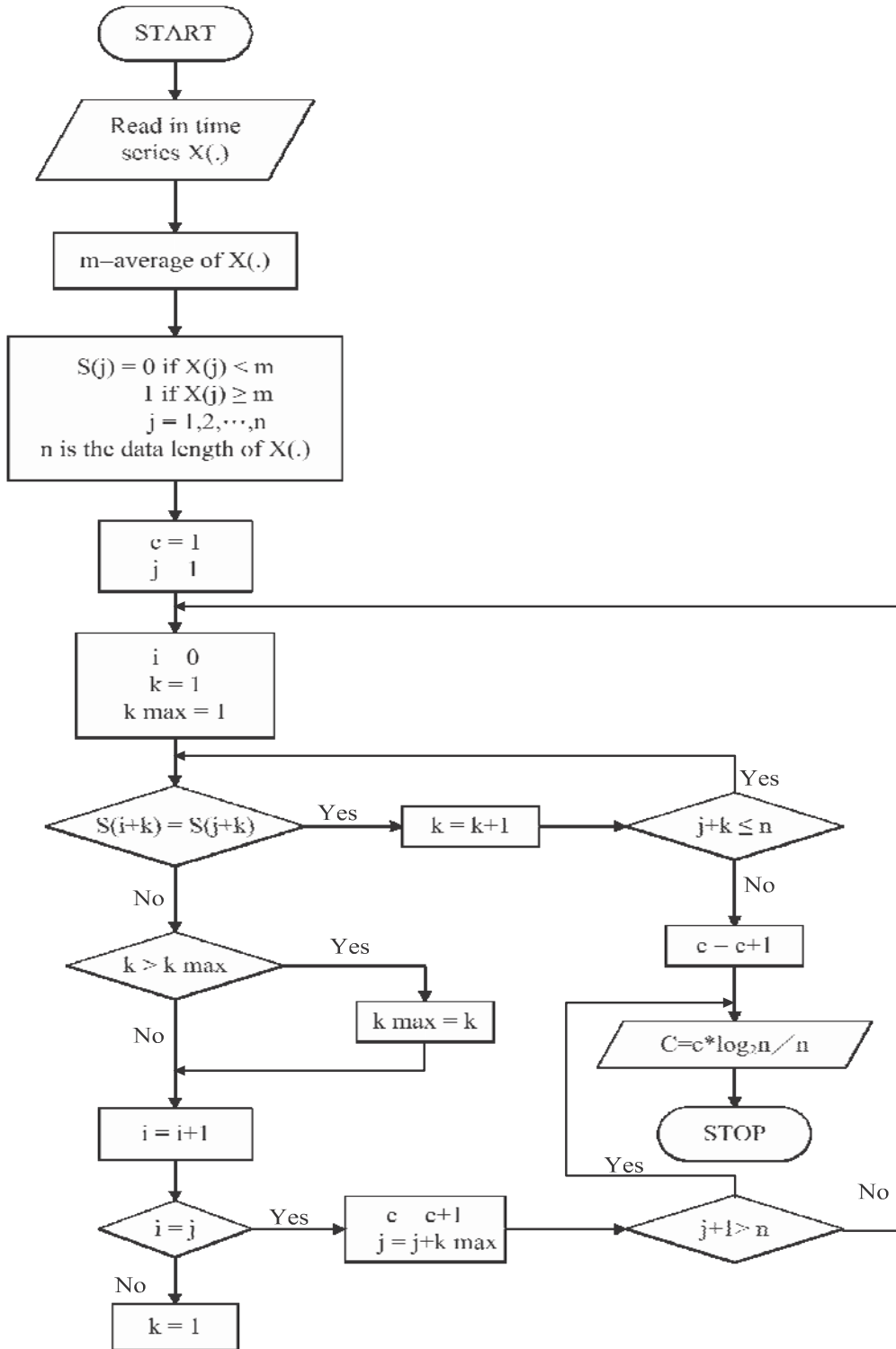


圖 17 複雜度C之流程圖

### 三、實驗步驟

選擇受測者男性10名，年紀在23-27歲之間，無心血管疾病病史，三小時內未喝咖啡等刺激飲料，在室溫下以生理信號量測儀器(BioPac-MP30)採坐姿同步量取ECG信號、PPG信號與pulse信號二分鐘，ECG信

號由第二導程取得，PPG信號由受測者左手中指與大拇指少商穴取得，pulse信號由左手橈動脈寸部取得，以量測浮（50克砝碼）、中（100克砝碼）、沉（200克砝碼）取的順序進行，再執行後續的資料分析。圖 18 為信號量測情形，量測波形如圖 19 所示。



圖 18 信號量測情形

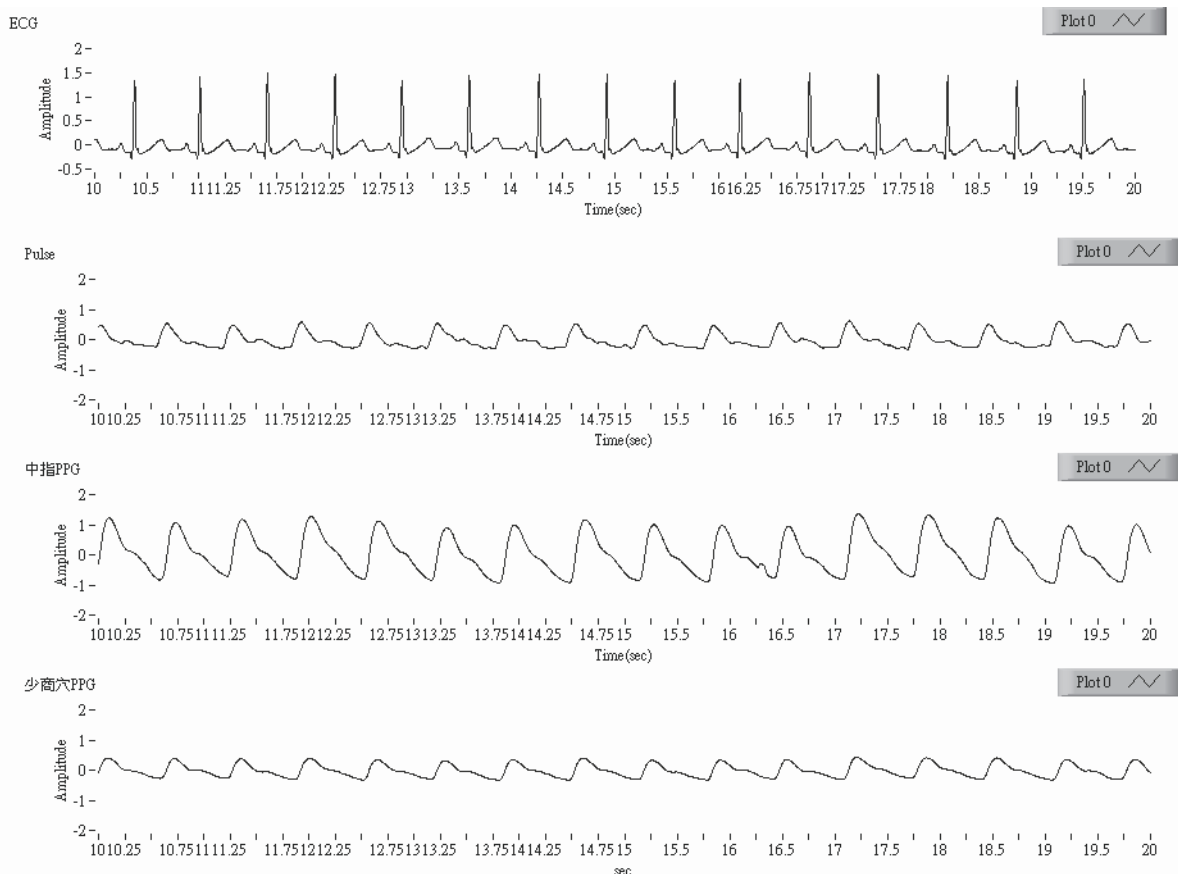


圖 19 四種信號波形

## 參、結果與討論

### 一、PPG與pulse之PPI相關性

以某位受測者PPG與pulse信號的波形為例，經由分析方法取點，得到結果圖如圖20所示。

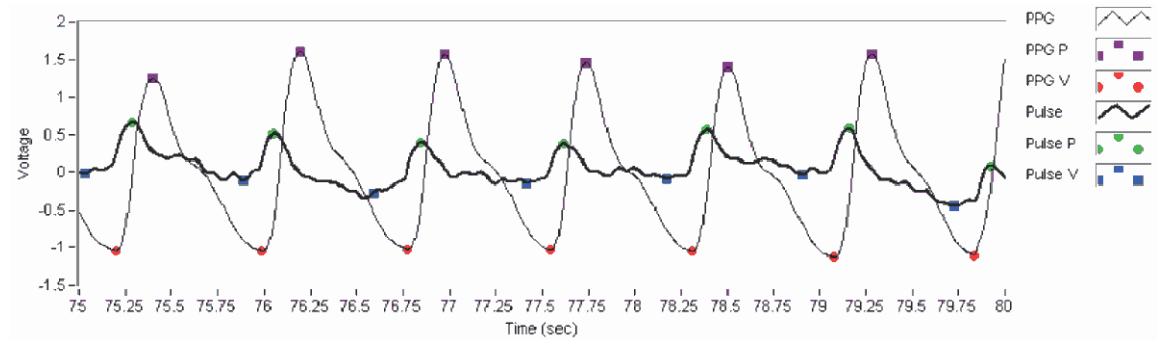


圖20 PPG與pulse信號取點波形圖

圖21與圖22為受測者PPG與pulse信號的PPI之波形圖，將信號代入(1)式可以計算出兩者之相關係數，如圖23為兩者相關係數示意圖。

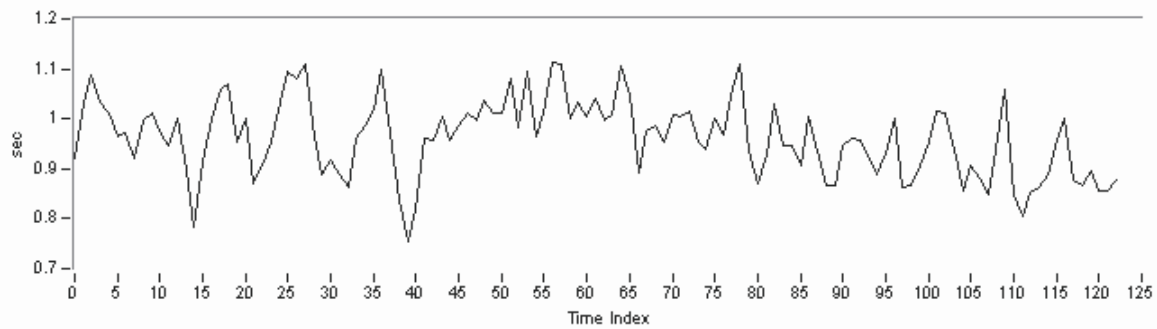


圖21 PPG的PPI波形

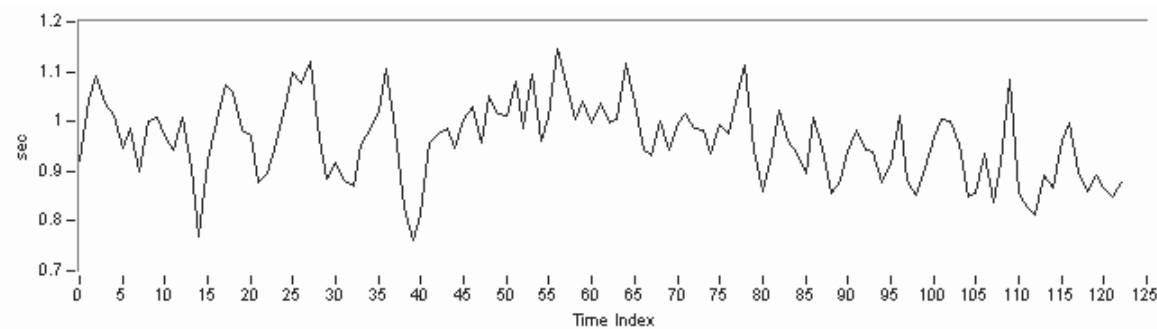


圖22 pulse的PPI波形

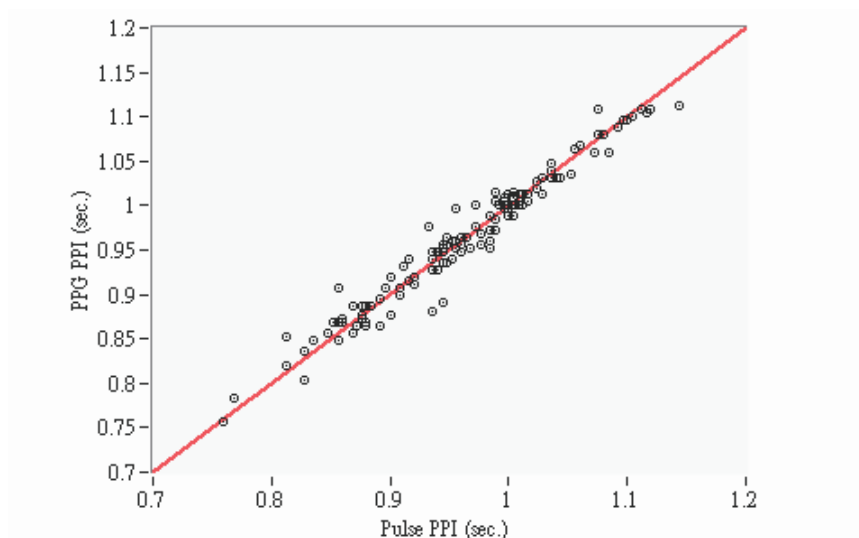


圖23 PPG與pulse信號相關係數示意圖

最後得出之結果如表1所記錄，10位受測者之相關係數平均值為0.93，代表有很高的正相關，可以得知心臟的搏動同步反映出PPG與pulse兩種信號，更由實驗證明兩者呈現高正相關的情況，也說明PPG、pulse兩信號雖然物理性質不同，但是同受心臟收縮與舒張的影響，兩者關係確實存在。

表1、受測者之相關係數

受測者	相關係數(Coefficient of correlation)
Subject 1	0.98
Subject 2	0.83
Subject 3	0.88
Subject 4	0.93
Subject 5	0.98
Subject 6	0.88
Subject 7	0.92
Subject 8	0.95
Subject 9	0.94
Subject 10	0.96
Mean±SD	0.93±0.05



## 二、少商穴PPG與pulse之PPI相關性

實驗所量測PPG信號有兩種，其一為中指PPG信號，其二為大拇指少商穴PPG信號，少商穴位於手太陰肺經之循行路線，因此推測少商穴所量取之PPG與pulse也有相關性存在，故研究兩者間的相關性，圖24為少商穴PPG與pulse信號相關係數示意圖。

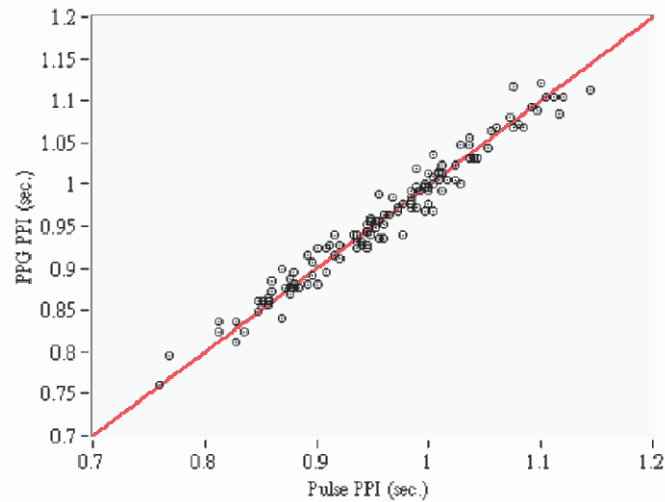


圖24 少商穴PPG與pulse信號相關係數示意圖

最後得出之結果如表2所記錄，10位受測者之相關係數平均值為0.87，代表有很高的正相關，可以得知少商穴的PPG與pulse也呈現正相關，但有幾筆數據相關係數較低，可能是因為少商穴的位置在大拇指的內側，使得感測sensor在量測上不易於固定，容易影響信號的品質，所以會造成相關係數偏低的情形。

表2、受測者之相關係數

受測者	相關係數(Coefficient of correlation)
Subject 1	0.97
Subject 2	0.81
Subject 3	0.92
Subject 4	0.71
Subject 5	0.98
Subject 6	0.86
Subject 7	0.95
Subject 8	0.64
Subject 9	0.96
Subject 10	0.87
Mean±SD	0.87±0.11

### 三、一致性分析(Agreement analysis)

以某位受測者PPG與pulse信號的波形為例，經由分析方法繪出兩波形之散點圖，得到結果圖如圖25所示，其可接受性為99%。

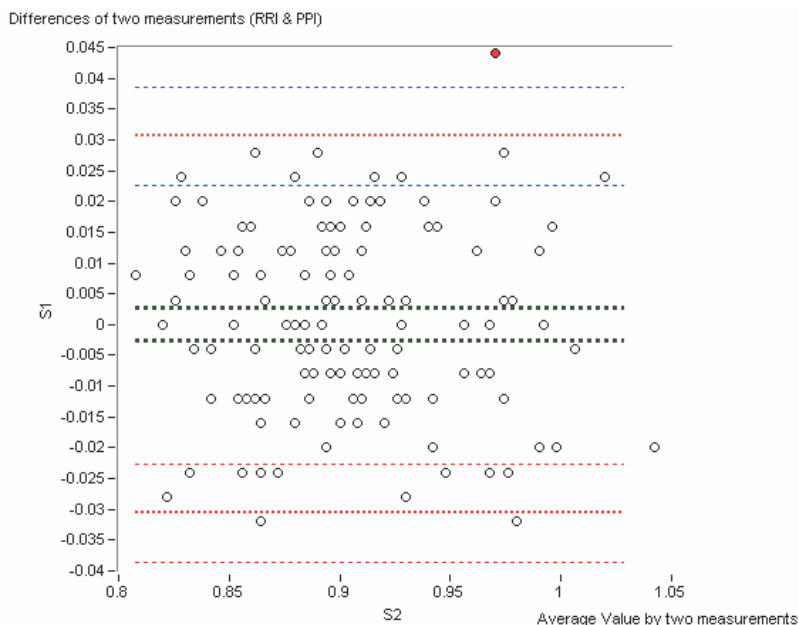


圖25 PPG與pulse信號之PPI t-Test散點圖

對10位受測者作t檢定，其可接受性結果如表3所示，值越接近1，表示可接受性越高，經統計得知10位受測者平均值為0.97，可得知兩信號間一致性相當的高。

表3、受測者一致性分析結果

受測者	一致性(Agreement)
Subject 1	0.95
Subject 2	0.94
Subject 3	0.96
Subject 4	0.99
Subject 5	0.97
Subject 6	0.98
Subject 7	0.95
Subject 8	0.99
Subject 9	0.96
Subject 10	0.98
Mean±SD	0.97±0.02

#### 四、複雜度分析

若 $x(t)$ 代表一組生理信號，而 $y(t)$ 代表另一組生理信號， $x(t)$ 與 $y(t)$ 代表生理信號在相位空間之組成， $q(t)$ 則是 $x(t)$ 與 $y(t)$ 兩個耦合子系統(Coupled subsystem)之節理系統(joint system；兩個或兩個以上的節理組成一定角度相交所成的系統)， $x(t)$ 、 $y(t)$ 與 $q(t)$ 三者關係可藉由其所對應維度(Corresponding Dimension, D)來量化，使其產生關連，特性如下述：

Two independent processes:  $D(q)=D(x)+D(y)$

Two strongly coupled processes:  $D(q)=D(x)=D(y)$

因此定義獨立關係指標，其中 $Dq$ 是共通系統(Common system)行為之維度， $D_i$ 則是耦合子系統之維度，耦合程度指標(I)值之狀況如下：

1. 子系統間完全耦合， $I=0$
2. 子系統間各自獨立， $I=1$
3. 子系統間相互部分耦合， $0 < I < 1$

I可以展現出非線性耦合(Nonlinear coupling)的程度，是非常好的指標，下表為10名受測者的非線性分析之I值。

表4、受測者之I值

受測者	I (PPI <sub>PPG</sub> &PPI <sub>PULSE</sub> )
Subject 1	0.13
Subject 2	0.05
Subject 3	0.05
Subject 4	0.07
Subject 5	0.12
Subject 6	0.06
Subject 7	0.10
Subject 8	0.06
Subject 9	0.17
Subject 10	0.19
Mean±SD	0.1±0.05

所以I的值很小Mean±SD為 $0.1 \pm 0.05$ ，代表兩者的非線性耦合(Nonlinear coupling)是相當大的。

## 五、討論

根據分析得知我們受測者PPG與中指pulse信號間PPI的相關性係數為 $0.93\pm 0.05$ ，可以推論在有高品質的信號量測下，兩者間有高度相關性，而少商穴PPG與pulse信號間PPI的相關係數平均為 $0.87\pm 0.11$ ，造成兩者間較低相關性的原因，我們推測為少商穴的位置位於拇指轉彎處，此處sensor較難安置，因而造成量測品質上有所偏差，未來可以研發大小適中的sensor以改善此問題。

在一致性分析(Agreement analysis)方面，繪出PPG與pulse信號之PPI散點圖，算出兩信號間相互替換的可接受度，根據表3可以得知，10位受測者的信號皆有高度的可接受性，雖然仍有些值坐落在信賴區間外，但皆在10%以內，整體上來論相互替換性有很大的空間。

在非線性分析方面，兩信號PPI耦合程度指標(I)值平均為 $0.1\pm 0.05$ ，根據文獻[14]指出，當I值越接近0表示兩者間耦合程度越高，因此可知PPG與pulse信號之PPI，兩者之間的非線性耦合(Nonlinear coupling)是很大的。

本實驗分析上可見，PPG信號與pulse信號的PPI在線性與非線性的比對上，皆有著高度的相關。而圖1中所顯示的細微特徵，在PPG上未必都會出現，我們所採用的pulse pressure sensor面積較大，可能因此高頻的特徵被衰減掉了，所以在此研究中無法將這些時間域(Time domain)的特徵全部找出來做比較，未來可以研發較小面積的pulse pressure sensor以改善此問題。

## 肆、結論與建議

本研究共量測10名健康受測者PPG與pulse信號，其中指PPG與pulse信號之PPI相關係數平均值為 $0.93\pm 0.05$ ，少商穴PPG與pulse信號之PPI相關係數平均值為 $0.87\pm 0.11$ ，而非線性比對耦合程度指標(I)值之平均值為 $0.1\pm 0.05$ ，且一致性之平均值為 $0.97\pm 0.02$ ，根據所得結果可以推論，兩信號間擁有著高度相關，但是否能夠就此替代，仍需要持續性的研究。

PPG信號有著成本低廉、使用方便簡單、較不受限於人體部位等等優點，但同時也存在易受動作干擾的最大缺點，其透過光感測器來記錄，是一種極靈敏的信號，因此也容易受到干擾，例如：電源干擾、皮膚或手指顫動等等，本實驗中之受測者的相關係數偏高，是選取信號是較穩定的信號，不穩定之信號可能是因為波形受到干擾而飄移，飄移的主要原因為量測時感測器連接點力的大小不一所造成 [15]，這樣的干擾是PPG信號量測上的一個問題，也可能造成峰值偵測時的錯誤，造成相關係數偏低，pulse信號也容易因受測者的動作產生雜訊或飄移，造成分析上的誤差與困難，因此信號量測時品質的篩選，後端濾波器的設計，在分析信號上都是值得探討之處。

本實驗中，pulse信號是以量測浮、中、沉取的順序進行的，因為量測浮、中、沉取三種信號過程過長，導致受測者手部不適，造成些微顫動，使信號有所偏移，大多數的受測者在信號的品質上，均以最先量測的浮取最穩定，為求分析之準確，故本實驗採用浮取（50公克法碼）做為分析之用。

另外PPG、pulse兩種信號，雖然有著不同的物理意義，但是彼此卻同時受到心臟收縮與舒張之影響，更由實驗證明出兩者間存在高的正相關，儘管如此，兩者還是有著一些差異，在HR的相關研究中，應注意此種差異所可能造成的影響。

因為信號品質的好壞，對分析有很深的影響，所以從事信號分析的研究人員，應該先研發穩定的量測製具，對研究的正確性也較有幫助。

## 誌謝

本研究計畫承蒙行政院衛生署中醫藥委員會，計畫編號CCMP96-TP-201提供經費贊助，使本計畫得以順利完成，特此誌謝。

## 伍、參考文獻

1. 黃世林、孫明異，中醫脈象研究，知音出版社，台北，1985。
2. Khanokh B., Slovik Y., Landau D., Nitzan M., “Sympathetically induced spontaneous fluctuations of the photoplethysmographic signal”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2004, vol. 42, pp.80-85.
3. Burton A. C., “The range and variability of the blood flow in the human fingers and the vasomotor regulation by body temperature”, *American Physiological Society*, 1939, vol.127, pp.473-453.
4. Nitzan M., Babchenko A., Shemesh D., Alberton J., “Influence of thoracic sympathectomy on cardiac induced oscillations in tissue blood volume”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2001, vol. 39, pp.579-583.
5. Nakajima K., Tarmura T., Miike H., “Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique”, *Med. Eng. Phys.*, 1996, Vol 18, No5, pp.365-372.
6. Webster J. G., “*Medical Instrumentation Application and Design*”, John Wiley & Sons Inc., Third Ave., 1998, p368.
7. Gu Y Y., and Zhang Y T., “Reducing the influence of contacting force applied on photoplethysmographic sensor on heart rate variability estimation”, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2003*, 2618-2620.
8. Teng X F., Zhang Y T., “The effect of contacting force on photoplethysmographic signals”, *Physiol Meas*, 2004, 1323-1335.
9. <http://www.dharma.com.tw/X1Chinese/D32Health/H503HandDark.htm>
10. J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985, Vol.32, pp.230-236.
11. Berger R. D., Akselrod S., Gordon D., Cohen R. J., “An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1986, vol. 33, pp.900-904.
12. J. Martin Bland, Douglas G. Altman, “Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement”, *Lancet*, 1986, i: 307-310.
13. Rangayyan R. M., “Biomedical signal analysis”, John Wiley & Sons, 2002, Inc, chap4, pp.202-203.
14. Yue-Der Lin, Fok-Ching Chong, Shing-Ming Sung, Te-son Kuo and Chi-Hung Liu. “The Calculation of Complexity in Normal and Apoplectic EEG Signals.”



- Journal of the Chinese Institute of Engineers, 1998, Vol.21, No.5, pp.585-594.
15. Teng XF, Zhang YT, “The effect of contacting force on photoplethysmographic signals”, *Physiol Meas*, 2004, 1323-1335.

