

## 利用 PPG 分析自然心律變異 Analysis Natural Heart Rate Variability Using Photoplethysmography

張肇峰 莊育瑋 林俊昇 廖俊凱 徐良育 胡威志\*

Chao-Feng Chang, Yu-Wei Chuang, Chun-Sheng Lin, Chun-Kai Liao, Liang-Yu Shyu, Wei-Chih Hu\*

### 摘要

心率變異度的高低可以反應一個人的自律，神經是否失調，心臟功能的健康，而低變異度代表著高心臟病危險性。然而一般在以 ECG 量測心律時，受測者會在有意識到要被量測的心理壓力及量測電極所造成的生理不適狀態下，而無法量測到受測者自然狀況下的心律變異。為了消除這些因素本研究發展出一個不會使受測者意識到被量測的裝置，耳戴式 PPG 量測裝置，來測量心律變異，以取得受測者自然的心律變異。本研究設計四種狀態，分別為無聽音樂 ECG、無聽音樂 PPG、有聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG 這四種類型，利用 T-TEST 分析四種類型的 HRV 參數，證明音樂和不同的量測方式對使用者是有影響的，並把每種類型的時頻域頻譜做成圖像以影像處理之方法利用自相關分析，做交叉比對，分析統計量測心電圖與量測 PPG 方式之差異，辯證於耳機內裝設 PPG 量測系統，在受測者聆聽音樂時不自覺之狀況下使用 PPG 量測方式，可較 ECG 快達到心律變異的穩定也就是較為放鬆，且取得長期的自然心率變異資訊，以驗證本研究設計之裝置在生理功能量測及心跳監測上較優於 ECG 裝置的量測。

**關鍵詞：**心電圖，光體積變化描記圖，心律變異度

### Abstract

This innovation is related to measuring the heart rate under unawareness of subject to extract the true nature heart rate variability. The heart rate variability (HRV) is an important index that could be used for long term monitor of cardiac function. The low variability of heart rate indicates that the cardiac rhythm could not be regulated by autonomic nerve system. This concept of monitoring vital under unawareness of subject has been innovated and devised into a portable apparatus that was monitoring photo-plethysmo-graphy (PPG) through an ear plug appliance. The system was used in assessing the psychophysical effect of heart beat monitoring over four circumstances. These were the situation of monitoring the ECG without listening to music, assessing the PPG without listening to music, listening to music with monitoring the ECG, and listening to music with the assessment of PPG. Four types of HRV parameters were analyzed among named four circumstances using Student's T-TEST. These were to examine the impact of heart beat monitoring methods on users. While examining the HRV frequency spectrum against each testing situation, the parasympathetic tone was found activated much earlier using PPG to assessing heart beat than the using ECG. This result demonstrated that the subjects' heart rate and their natural heart rate variability could be monitored unconsciously using PPG while listening to music.

**Keywords:** ECG, PPG, HRV

### I. 導論

心率變異度的心率是指心臟跳動的頻率，單位是 BPM (beat per minute)，而變異度則是每個心跳時間間格上的差距，因此、心率變異度就是心臟跳動的頻率與

心跳時間間格上的程度變化 [1]。所以要獲得 HRV 的資訊，不需要分析整個心電圖的細節，只要能取得心跳的間期，就能由心跳間期分析而得到，心率變異度的分析方法可分兩種，一種是時域 (time domain) 分析，另一

種是頻域 (frequency domain) 分析。時域的方法來說：研究者記錄受測者的一段心電圖訊號 (例如：5 分鐘長度)，來計算心跳間期 (R-R interval)，之後利用統計學或幾何學上的方法得到各種指標，如 R-R interval 的平均值 (mean)、標準差 (standard deviation, SD)、pNN50 index、變異係數 (coefficient of variation, CV)、相鄰兩心跳間期差異的均方根 (RMSSD)、相鄰兩心跳間期差異的標準偏差 (SDSD) 等。頻域分析則是利用 Fourier transform 或 ARmodel 將心跳間期重新取樣得到的心跳速率描記圖 (tachogram) 轉換成頻譜圖 (spectrum)，觀察心跳速率描記圖頻率成分的分佈情形 [1-3]。

心跳間期頻譜圖上常可在 0~0.4 Hz 的範圍內找到數個波峰，主要的二個頻率區為高頻區 (0.15~0.4 Hz) 及低頻區 (0.04~0.15 Hz)。於生理意義來說：高頻區它通常反映副交感神經的活性，其波峰位置會隨呼吸而變，高頻主峰的頻率通常就是呼吸頻率；低頻區同時受到交感與副交感神經系統的調控，影響它的因素有壓力感受器、溫度調節反應、周邊血管張力反射、和腎素—血管張力素系統，壓力感受器產生的主峰頻率通常是在 0.10 Hz 左右。除了上述二個主要的頻率區外，有些學者認為在 0.01~0.04 Hz 的範圍可稱之為極低頻區，它可被當作交感神經活性的指標。

在長時間的量測下，如果讓受測者的注意力一直集中在被量測這件事情上，可能會使他們感到緊張或者不耐煩，而無法獲得自然的生理資訊 [4]，所以需要利用一些外在因素來吸引受測者的注意力，讓他們忽略被量測的感覺，例如：聆聽音樂就是一種方法 [5, 6]。然而在長時間的量測下，比較容易觀察出心臟是否有問題存在，如果是短時間的量測，有些疾病並無法觀察出來，例如：偶發性心律不整。

一般在量測心電圖時，受測者身上需貼電極並連接著 ECG 導線，會讓他們感覺自己正在被測量，這有可能影響受測者讓他們感到緊張，而引起短暫的自律神經失調，所以在那段時間所得到的 HRV，無法評估受測者的心臟功能是否健康。所以需改變量測方法，可真實量測受測者之真正心率變異，而非量測到受情緒緊張影響心跳之心率變異 [7-16]。

為了消除這些因素所造成的影響，本篇研究利用光體積變化描記法 (Photoplethysmography, PPG) 來測量 HRV，由於此方法前端訊號擷取裝置體積輕小，且進一步把 PPG 的探頭跟耳機做結合，讓受測者同時聽音樂和量測訊號，希望藉由這種方式可以去除受測者在量測過程中情緒的影響，而取得使用者長時間的自然心率變異資訊。

為了證明 PPG 與 ECG 量測方法訊號沒有差異性。在 1991 年時，Ugnell 使用 fiber optic sensor 測量 PPG 波形，並做頻譜分析，結果發現 PPG 和 ECG 功率頻譜的分布是一致的 [13]。1996 年時，Nakajima 利用數位濾波的技術，可從 PPG 的訊號中可以得到心率和呼吸率，結果發現由 PPG 訊號得到的心率和由 ECG 訊號得到的心率相關度為 0.99 [14]。

在分析的流程，本研究從無聽音樂 ECG、無聽音

樂 PPG、有聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG 這四種類型的功率頻譜去辯證本研究所使用的 PPG 量測方式優於一般的 ECG 量測方式，能消除受測者緊張的感覺，更符合在無意識量測下所達到的效果。

## II. 系統架構與實現方法

### 1. 硬體架構與裝置概述

本系統平台在硬體架構方面，包括 A122、週邊裝置彩色 LCD、CF card、USB、PPG 類比訊號擷取電路板以及 ECG 類比訊號擷取電路板，並以 A122 為整個系統平台核心去做所有運算及週邊裝置控制整合，其硬體架構方塊圖，如圖 1 所示。

採用單通道 PPG 訊號及心電圖訊號的方式和能即時處理音訊編碼的功能，建立一套能同時播放音樂和即時心率變異分析模組，透過 A122 系統單晶片做類比與數位 (analog-to-digital) 轉換，取樣率為 200 Hz，即時求得 peak to peak interval，作重新取樣和快速傅立葉轉換 (Fast Fourier Transform)，把所得到的 HRV、時頻域圖和原始訊號用 LCD 裝置做即時顯示，將長時間的 HRV 資訊和峰對峰值區間儲存在 CF card 上，透過 USB 裝置傳輸到電腦中；電腦端的顯示分析結果是透過視窗化軟體 Borland C++ Builder 編輯撰寫。

### 2. 生理訊號量測模組

#### 2-1. PPG 類比訊號模組

PPG 類比訊號模組，包含 555 振盪方波電路、光電晶體偵測電路、反向放大線路、類比濾波線路、60 Hz 陷頻濾波器、放大減法線路，整個模組的高通濾波截止頻率為 0.5 Hz，低通濾波截止頻率為 10 Hz，增益約為 7700 倍。PPG 量測線路方塊圖如圖 2 所示。

#### 2-2. ECG 類比訊號模組

心電圖類比訊號模組內部架構與 PPG 類比訊號模組內部架構原理相同，唯一不同的就是訊號擷取前端部分，其架構包含儀表放大、高通濾波器、低通濾波器、60 Hz 帶拒濾波器、放大及減法器如圖 3 所示，整個模組的高通濾波截止頻率為 0.5 Hz，低通濾波截止頻率 50 Hz，增益為 1154 倍。

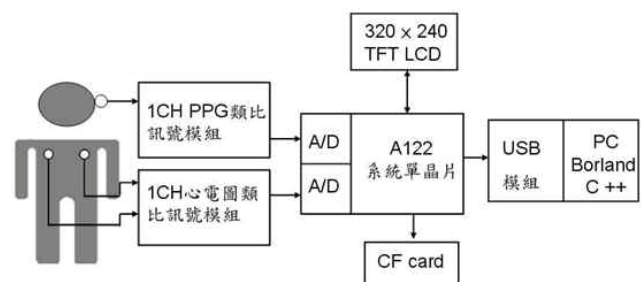


圖 1 系統實現架構圖

### 3. 系統硬體實現

硬體即時分析流程圖，如圖 4 所示，以 A122 為核心，使用 keil CX51 Tools 開發環境進行程式開發、組譯 (compile)，用 AVIDTools 做連結 (link)。包含連線的演算、QRS 偵測、數位濾波器、Qualify、快速傅立葉轉換 (FFT)、心率變異度以及時頻域分析圖。連線的演算是利用 Bresenham's line algorithm 把點和點之間做連線，讓波型顯示更為完整。QRS 波偵測法中，主要是參考 Tompkins 等人所提出的 R 波偵測法：先將所取得的心電圖訊號作先作微分運算，再將所得到的圖形取絕對值，如此即可得到被特徵化的 R 波。接著以計算閾值的方式，找出取絕對值後的最大值，再來設定閾值就找出該段心跳的最大值，就可得知 R 波所在的時間點 [17]。數位濾波器是利用 Matlab 的 Fdatool 得到 10 Hz 通濾波器係數後，在跟原始訊號作 convolution，即可得到濾波後的訊號。Qualify 代表篩選的動作，因為耳朵內的 PPG 訊號很小，不穩定容易受到干擾，所以必須要做個篩選的動作。第一個篩選條件是心跳範圍 60~100 下，第二個篩選條件新取得心跳區間和前一筆差異要在 100 ms 以內，如果不符合這兩個條件，就判斷為錯誤的資訊，把這個心跳區間捨棄掉。由於所得的心跳區間為非等距取樣訊號，無法做頻譜分析，所以必須以重新取樣的方式，將其心跳區間的時間長度轉換成振幅，藉此得到一等距取樣的訊號。而決定振幅大小的方式可分為兩種：第一種情形取樣點恰巧完全落在一個 RR 間距 ( $I_2$ ) 之內，則其振幅為  $a/I_2$  (公式 1)， $a$  為兩個取樣時間 (在此  $a$  為 0.5 秒)。第二種情形，取樣點前後各一個取樣時間分佈於兩個不同的 RR 間距 (分別為  $I_3$ 、 $I_4$ ) 之中，而其振幅則由該兩個 RR 間距共同決定。計算分佈於兩

個 RR 間距內的時間分別為  $b$  和  $c$ ，而振幅為  $b/I_3+c/I_4$  (公式 2)，如圖 5 所示。利用上述兩種方式計算所有取樣點上的振幅，便得到一個等距時間取樣的心率變異訊號。利用 Berger 的演算法可以由瞬時心率產生一階梯狀 (stepwise) 的心率變異訊號。擷取 128 點資料作 FFT，每次更新 64 點，並以 2 Hz 做重新取樣，其功率頻譜的頻率解析度為 0.0156 Hz。

$$\text{Resample}[i] = \frac{a}{I_2} \quad (1)$$

$$\text{Resample}[i] = \frac{b}{I_3} + \frac{c}{I_4} \quad (2)$$

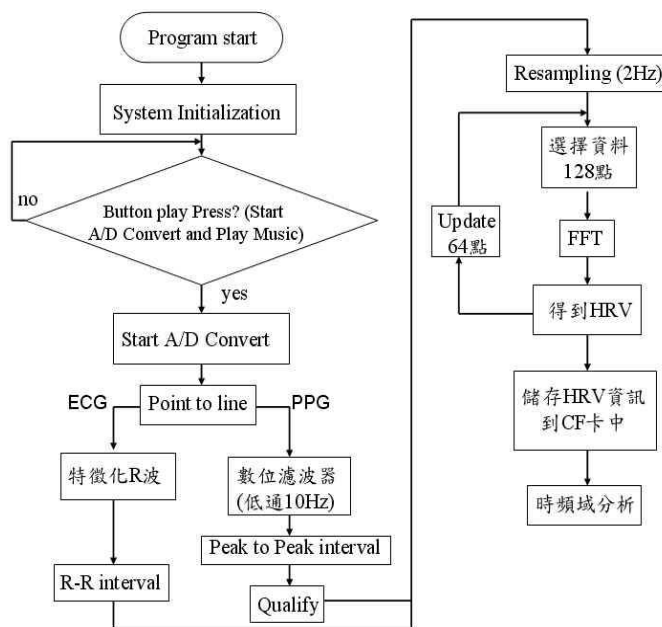


圖 4 硬體即時分析流程圖



圖 2 PPG 量測線路方塊圖

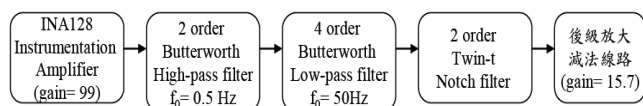


圖 3 心電圖量測線路方塊圖

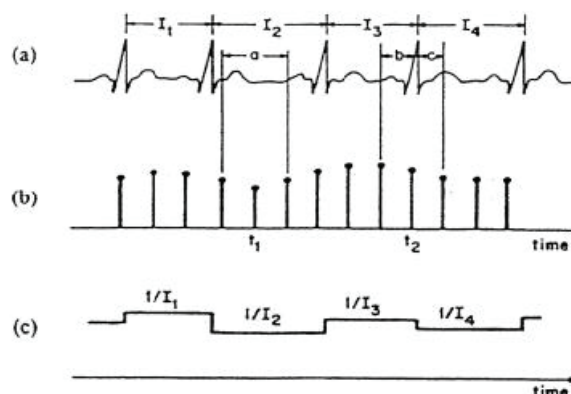


圖 5 Berger 演算法 [2-3] 示意圖利用此法將 RR 間距：(a) 轉換成等距取樣心率訊號，(b) 其中在  $t_1$ ,  $t_2$  振幅決定的方式分別為  $a/I_2$ ,  $b/I_3+c/I_4$ ，(c) 顯示所得之心率重新取樣數據及結果

表 1 在有、無聽音樂的環境下，用 T-TEST 分析 ECG 和 PPG 高低頻成分的差異 (n=20)

	無聽音樂 LF		無聽音樂 HF		有聽音樂 LF		有聽音樂 HF	
	ECG	PPG	ECG	PPG	ECG	PPG	ECG	PPG
平均數 (Hz)	0.54345	0.53125	0.4557	0.46795	0.49045	0.46525	0.50865	0.5339
標準差 (Hz)	0.0518	0.0521	0.0519	0.052	0.0602	0.0583	0.0602	0.0582
P 值	*P<0.05		*P<0.05		*P<0.05		*P<0.05	

#### 4. 實驗設計

本研究將心律變異度頻率由 0.04 至 0.15 Hz 的頻帶內的能量，定義為低頻帶能量 (low frequency power, LFP)，另外由 0.15 至 0.4 Hz 的頻帶內的能量定義為高頻帶 (high frequency power, HFP)，而 0 至 0.4 Hz 定義為總頻帶 TP\_hrv (HRV total power)。

並利用系統裝置測量 20 個 subject，均為正常人，其年齡大約 24 歲左右，並讓受測者躺在椅子上休息，測量的過程分為四個階段，第一個階段先在無聽音樂的環境下分析心電訊號，第二個階段在無聽音樂的環境下分析 PPG 訊號，第三個階段在有聽音樂的環境下分析心電訊號，第四個階段在有聽音樂的環境下分析 PPG 訊號。每個階段測量時間為 20 分鐘，播放音樂的種類屬於慢板抒情音樂和古典音樂。而為了避免四種量測所安排的前後順序對受測者造成影響，所以我們在量測前以及各階段間會分別讓受測者休息 20 分鐘與 10 分鐘隔開各個階段，以降低不同量測對彼此的影響程度。

測試這四種類型的狀態，從功率頻譜去探討哪種類型能符合無意識的量測所達到的效果。分析的程序首先是計算每種類型功率頻譜的 HRV 參數，並利用 T-TEST 分析不同類型是否有差異，然後把每種類型的時頻域圖做影像處理的自相關分析，以本研究所設的標準把這四種類型做交叉比對，並統計這兩種量測方式有差異的結果並作討論。

### III. 結果與討論

#### 1. 系統平台簡述

本系統平台是利用合邦所設計的實習板來做應用，包含 A122 系統單晶片、彩色 LCD 顯示器、CF card、USB 裝置、SDRAM、音源部份以及電源部分等如圖 6 所示。LCD 顯示介面分成三個部份：(1) 即時顯示的 PPG 訊號，取樣頻率為 200 Hz，(2) 經過 FFT 轉換後所得到即時的 HRV 資訊，(3) 將所得到 HRV 資訊對應 color bar 即時轉成時頻域圖，如圖 7 所示。在儲存部份，系統可將即時的原始訊號、peak to peak interval 和 HRV 頻譜訊號儲存於 CF 卡中。本系統所使用 PPG 前端量測探頭包含一個波長為 640 nm 紅光 LED 和光接收電晶體，探頭主要安裝在耳道式的耳機上如圖 8 所示，讓受測者在聽音樂的時候，也可以同時測量 PPG 的訊號加以分析，其 PPG 及 ECG 類比電路模組如圖 9、圖 10 所示。

本系統在電腦軟體端的實現是使用視窗化軟體 Borland C++ Builder 編輯撰寫，可透過撰寫的程式將 CF 卡內的資料顯示於電腦端，其編譯的使用者程式介面如圖 11 所示，包括 ECG 和 PPG 顯示圖、ECG 和 PPG 峰對峰值區間圖、HRV 功率頻譜分析圖其顯示頻率範圍為 0-0.8 Hz，可用來觀察 HRV 曲線的功率頻譜變化，其中又以 0-0.4 z 的頻域範圍最具有生理意義，可用來觀察交感神經和副交感神經的變化而時頻域分析圖，可用圖示的方法，利用色彩的分佈來監測長時間的 HRV 頻譜變化。

#### 2. 實際測量人體訊號結果與討論

人的心跳速率沒有固定規則，並不會呈現恆定跳動或者是有規則性的跳動，因此，可經由心率變異度的頻譜分析，直接對自律神經功能的變化給予量化性的描述。

本研究在此提出假設，有意識的量測：受測者因為知道自己要被測量，有可能會受到影響，心跳比較不穩定，所以從功率頻譜上來看應該會較發散，且高頻成分會比較小，相對的低高頻比會較大。無意識的量測：受測者在並不知道自己被量測的情況下，心跳會比較穩定，從功率頻譜上來看會較集中，且高頻成分會比較大，相對的低高頻比會較小。

所以本研究設計四種狀態利用本研究所設計之量測儀器量測心跳及心率變異，以觀察 HRV 分析結果測試使用者對生理訊號量測時之身心反應，以 T-TEST 來比較本研究所提出的耳戴式 PPG 量測裝置與傳統 ECG 量測是否有顯著差異，並利用自相關分析突顯各狀態時頻圖的高頻部份量化比較 PPG 及 ECG 在量測心律時使用者之身心狀態何者較能及早達到穩定狀態。

#### 2-1. T-TEST 分析

本研究把所有受測者的高低頻成分分為無聽音樂下量測 ECG、無聽音樂下量測 PPG、有聽音樂下量測 ECG 和有聽音樂下量測 PPG 這四種類型，由表 1 可以知道在有、無聽音樂下 ECG 平均的高頻成分分別為 0.50865 (Hz) 和 0.4557 (Hz)；在有、無聽音樂下 PPG 平均的高頻成分分別為 0.5339 (Hz) 和 0.4679 (Hz)，從平均數來看在有無聽音樂的環境下 PPG 的高頻成分都比 ECG 來的高一些，但是這高頻成分的差距足以說明受測者是否因為不同的量測方式而造成的嗎？所以本研究利用 T-TEST：成對母體平均數差異檢定來做分析，



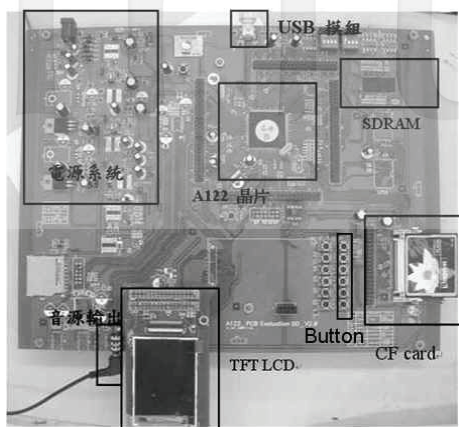


圖 6 硬體電路板

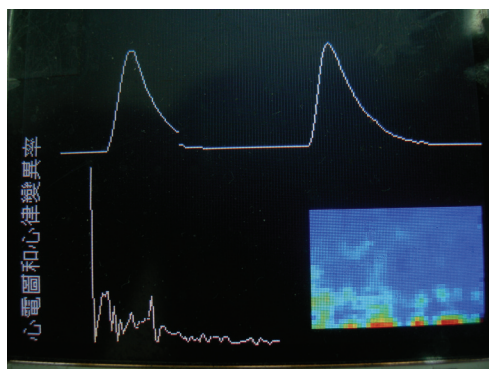


圖 7 LCD 顯示介面



圖 8 PPG 前端探頭

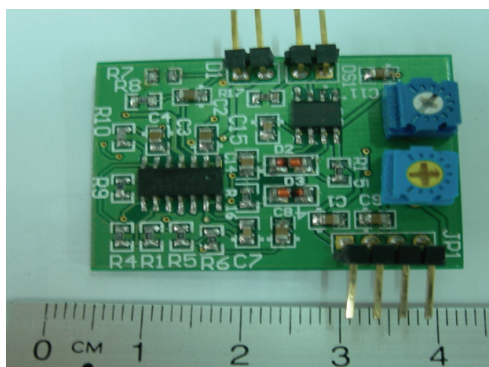


圖 9 PPG 類比訊號模組外觀圖

由表 1 可知在有無聽音樂下所得到 P 值都小於 0.05，故有顯著差異。因此，利用 PPG 量測方式可以讓受測者的高頻成分顯著的提升，也就代表受測者的放鬆程度比較高。

由表 2 可以知道使用 ECG 量測在有、無聽音樂的環境下，平均的高頻成分分別為 0.5086 (Hz) 和 0.4557 (Hz)；使用 PPG 量測在有、無聽音樂的環境下，平均的高頻成份分別為 0.5339 (Hz) 和 0.4679 (Hz)，從平均數

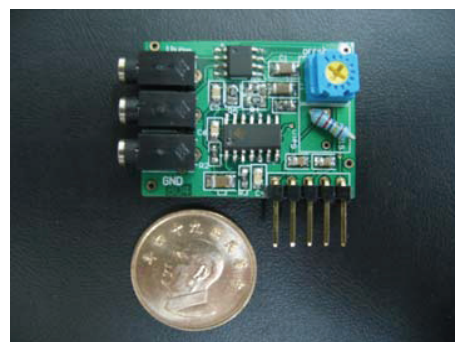


圖 10 ECG 類比訊號模組外觀圖

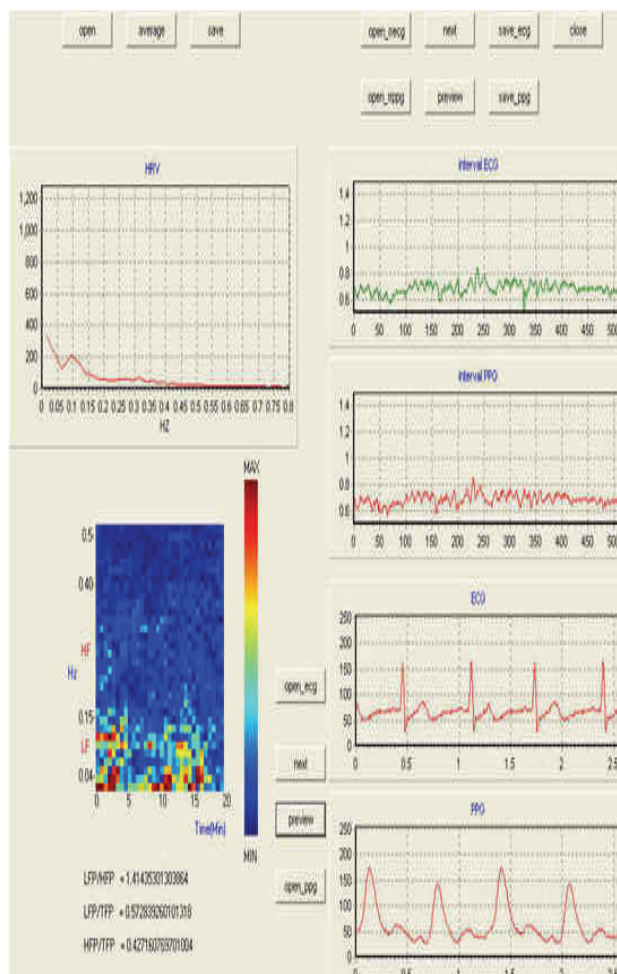
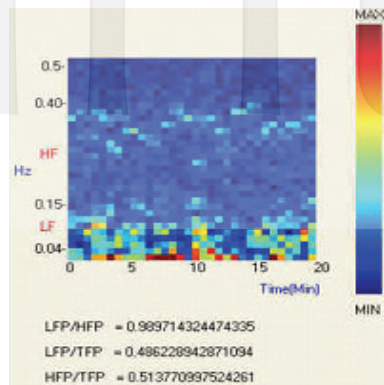
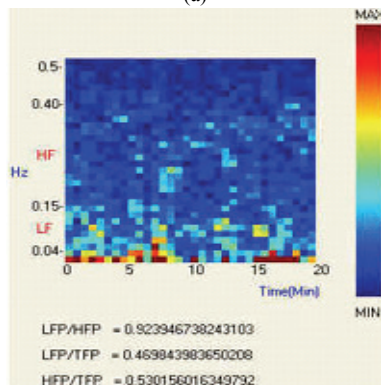


圖 11 使用者程式介面-訊號讀取顯示

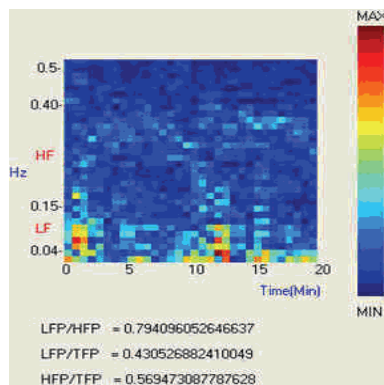


(a)

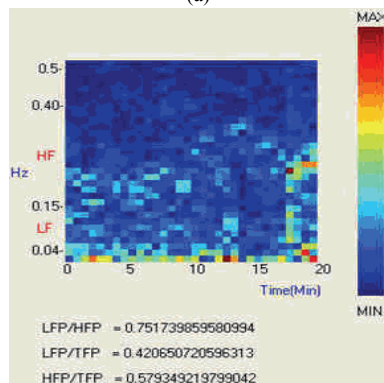


(b)

圖 12 在無聽音樂下的時頻域圖，(a) 為 ECG，(b) 為 PPG



(a)

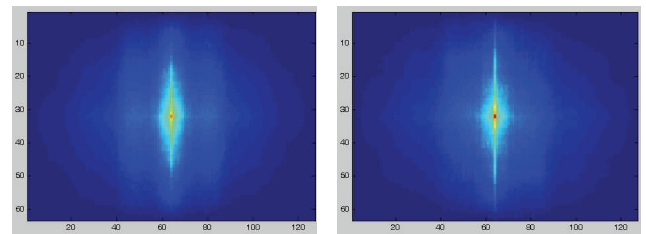


(b)

圖 13 在有聽音樂下的時頻域圖，(a) 為 ECG，(b) 為 PPG

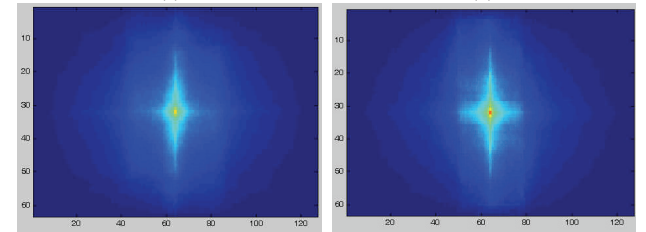
來看，這兩種量測方式有聽音樂的高頻成分比無聽音樂來的高一些，但是這高頻成分的差距足以說明受測者是否因為有無聽音樂而造成的嗎？所以本研究利用 T-TEST：成對母體平均數差異檢定來做分析，由表 2 可知在兩種量測方式下所得 P 值都小於 0.05，故有顯著差異。因此，在有音樂的環境下可以讓受測者的高頻成分顯著的提升，也就代表受測者的放鬆程度比較高。

高頻成分的提高相對的低高頻比就會變小，由表 3 可以得知低高頻比會因為有聽音樂和不同的量測方式而有所差異，以上的資料證明音樂會影響受測者和經由本系統平台可以正確的量測出心率變異度的頻譜變化，能直接對自律神經功能的變化給予量化性的描述。



(a)

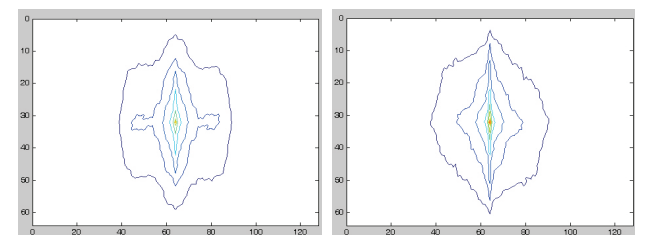
(b)



(c)

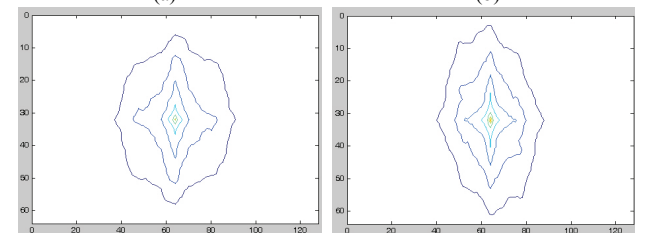
(d)

圖 14 四種類型的相關係數分佈圖，橫軸為頻率（中間為低頻），縱軸為時間：(a) 為無聽音樂 ECG，(b) 為無聽音樂 PPG，(c) 為有聽音樂 ECG，(d) 為有聽音樂 PPG



(a)

(b)



(c)

(d)

圖 15 四種類型的相關係數輪廓圖，橫軸為頻率（中間為低頻），縱軸為時間：(a) 為無聽音樂 ECG，(b) 為無聽音樂 PPG，(c) 為有聽音樂 ECG，(d) 為有聽音樂 PPG

表 2 在 ECG 和 PPG 這兩種量測方式得到的高低頻成分，用 T-TEST 分析有、無聽音樂的差異 (n=20)

	ECG (LF)		ECG (HF)		PPG (LF)		PPG (HF)	
	無聽音樂	有聽音樂	無聽音樂	有聽音樂	無聽音樂	有聽音樂	無聽音樂	有聽音樂
平均數 (Hz)	0.54345	0.49045	0.4557	0.50865	0.53125	0.46525	0.46795	0.5339
標準差 (Hz)	0.0518	0.0602	0.0519	0.0602	0.0521	0.0583	0.052	0.0582
P 值	*P<0.05		*P<0.05		*P<0.05		*P<0.05	

表 3 用 T-TEST 分析有、無聽音樂和 ECG、PPG 這兩種方式低高頻比的差異 (n=20)

	無聽音樂 (LF/HF)		有聽音樂 (LF/HF)		ECG (LF/HF)		PPG (LF/HF)	
	ECG	PPG	ECG	PPG	無聽音樂	有聽音樂	無聽音樂	有聽音樂
平均數 (Hz)	1.2912	1.21535	1.03305	0.92515	1.2912	1.03305	1.21535	0.92515
標準差 (Hz)	0.315	0.283	0.248	0.213	0.315	0.248	0.283	0.213
P 值	*P<0.05		*P<0.05		*P<0.05		*P<0.05	

## 2-2. 自相關分析

由統計分析得知，以 HRV 的參數來做分析，可證明聽音樂可以使人放鬆，而此小節是從時頻域圖的高頻區域來做探討。在此取其中一個 subject 做說明，首先，把無聽音樂 ECG、無聽音樂 PPG、有聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG 這四種類型的功率頻譜的圖像，如圖 12，13。然後分別利用 matlab 中的 filter2 函式做自相關分析得到的相關係數分佈圖，如圖 14。為了比較容易觀察分佈的趨勢，所以利用 matlab 的 contour 函式把相關係數分佈圖每一個範圍的值做區分線，如圖 15。自相關可以把原本時頻域圖的高頻成分強的區域突顯出來，而弱的區域變得更小，讓本研究更容易去分析，從圖 15 可見 PPG 所得的自相關圖較 ECG 集中（外圍輪廓較小）也就是心律變異較為平穩，有聽音樂較無聽音樂集中，因此在有聽音樂的狀態下且以本研究之 PPG 作為量測較能消除受測者的負面情緒，使量測者的心律變異較快速達到穩定。

從相關係數去分析無聽音樂 ECG 和無聽音樂 PPG、有聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG、有聽音樂 ECG 和無聽音樂 PPG、無聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG 這四種類型的比較。本研究比較的標準，第一、把每個時間上的高頻區域的相關係數做 T-TEST 分析，必須連續五個時間點（3 到 4 分鐘之間）以上都是呈現顯著差異，第二、高頻區域的相關係數的平均值差異必須大於十個百分比以上並且在連續的五個時間點以上，如果符合這兩項條件就判斷這兩種量測方式會有顯著差異。當有顯著差異時，就在表 4 的該狀態、時間點及差異程度分類下做累加。而表 4 是所有受測者在四種不同類型的相關係數比較表，●代表 PPG 優於 ECG，★代表 ECG 優於 PPG，空白代表不符合研究所定的標準條件內，差異的程度分為 10%、20%和 30%，而時間代表最先符合這兩項條件的時間點。從

表中可發現●的數量較★多，也就是說 PPG 在多數的情況下較優於 ECG 量測，且 PPG 量測所能達到的連續顯著差異次數也較 ECG 多，從此點可看出本研究之 PPG 量測較優於 ECG 量測。

將表 4 每位受測者在各條件下 PPG 與 ECG 的比較結果做統計得到表 5，在無聽音樂 ECG 和無聽音樂 PPG 的比較，雖然 ECG 之自相關係數大於 PPG 之自相關係數，和 PPG 之自相關係數大於 ECG 之自相關係數，其差異 10%以上都各佔 6 位，但是很明顯的 ECG 之自相關係數大於 PPG 之自相關係數，其差異在 20%以上沒有，而 PPG 之自相關係數大於 ECG 之自相關係數，其差異在 20%以上有 5 位、其差異在 30%以上有 3 位，如表 5，代表 PPG 在高頻區域的平均相關係數比較大，相對的受測者放鬆的程度也比較大。

在有聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG 的比較，ECG 之自相關係數大於 PPG 之自相關係數，其差異在 10%以上有 3 位，PPG 之自相關係數大於 ECG 之自相關係數，其差異在 10%以上高達 9 位，如表 5，很明顯的在有聽音樂的情況下 PPG 優於 ECG，代表使用 PPG 這種量測方式比較容易讓受測者心情放鬆。在有音樂 ECG 和無音樂 PPG 的比較，ECG 之自相關係數大於 PPG 之自相關係數，其差異 10%以上有 9 位而 PPG 之自相關係數大於 ECG 之自相關係數，其差異在 10%以上只有 4 位，如表 5，明顯地，因為有音樂的影響所以在這類型比較的結果 ECG 優於 PPG。在無聽音樂 ECG 和有聽音樂 PPG 的比較，ECG 之自相關係數大於 PPG 之自相關係數，其差異在 10%以上只有 1 位，而 PPG 之自相關係數大於 ECG 之自相關係數，其差異在 10%以上高達 15 位，如表 5，這類型是所有比較差距最大的一組，證明在有聽音樂下使用 PPG 量測能讓受測者比較快進入放鬆的狀態，並且心律變得比較規律，相對放鬆程度較大。



表 4 所有受測者相關係數比較表，●代表 PPG 優於 ECG，★代表 ECG 優於 PPG，空白代表不符合研究所定的標準條件內

	無音 ECG VS 無音 PPG						有音 ECG VS 有音 PPG						有音 ECG VS 無音 PPG						無音 ECG VS 有音 PPG					
	10%	時間	20%	時間	30%	時間	10%	時間	20%	時間	30%	時間	10%	時間	20%	時間	30%	時間	10%	時間	20%	時間	30%	時間
Subject 1	★	1					●	4	●	11	●	24	★	1					●	13	●	23		
Subject 2	★	11					●	1	●	1	●	1	★	7	★	7			●	1	●	1	●	5
Subject 3	★	20																	★	25				
Subject 4							●	1	●	1									●	1	●	1		
Subject 5	★	25					●	24					★	1					●	1				
Subject 6	★	25											★	1	★	1	★	1	●	1	●	1	●	1
Subject 7	★	1																	●	26				
Subject 8	●	1	●	1			★	21					●	1					●	1				
Subject 9																			●	13	●	21		
Subject 10	●	1					●	19	●	19	●	19	★	1					●	1	●	1	●	1
Subject 11							●	10					★	1					●	1	●	1		
Subject 12							★	1																
Subject 13																			●	10				
Subject 14	●	1	●	1	●	1	●	11	●	17	●	21	●	13					●	1	●	1	●	7
Subject 15							●	1	●	1	●	1	★	1	★	1	★	9	●	1	●	1	●	1
Subject 16													●	1										
Subject 17	●	23	●	26	●	28							●	25										
Subject 18																								
Subject 19	●	1	●	1	●	12	★	1					★	1	★	1	★	1	●	1	●	1	●	1
Subject 20	●	9	●	19			●	16	●	28			★	1					●	6	●	8	●	20

表 5 所有受測者在這四種類型中能符合標準條件的統計表

	ECG			PPG		
	10%	20%	30%	10%	20%	30%
無音 ECG VS 無音 PPG	6	0	0	6	5	3
有音 ECG VS 有音 PPG	3	0	0	9	7	5
有音 ECG VS 無音 PPG	9	4	3	4	0	0
無音 ECG VS 有音 PPG	1	0	0	15	11	7

以上的資料可以證明音樂對人是有影響，且 PPG 和耳機的結合能讓受測者能同時聽音樂和分析訊號，戴上耳機就能量測讓受測者比較習慣，在長期量測的情況下不會對測量生理訊號感覺不自在或緊張，而造成心理上的負擔，這種效果是 ECG 沒辦法達到的，所以音樂和 PPG 的結合能達到無意識量測的效果，可以得到受測者自然的心率變異度。

#### IV. 結論

本研究是利用合邦所設計的 PCB 電路板來做應用，包含 A122 系統單晶片、彩色 LCD 顯示器、CF card、USB 裝置、SDRAM、音源部份以及電源部分等。系統動作一開始由 51 端把 MP3 的資訊傳送到 ZSP 端做音訊解碼，就可以聽到音樂的播放。在播放音樂的

同時，透過自行設計的 PPG 擷取電路板，擷取 PPG 訊號，經過 AD 轉換傳輸至 A122 中做不同的演算流程，包括數位濾波、peak to peak interval 偵測、qualify、Berger 重新取樣定理、FFT 演算法、時頻域圖分析等等，並控制周邊裝置，完成一套能同時播放音樂和即時 HRV 頻譜分析的系統。

以耳機式的 PPG 探頭與音樂的結合，讓使用者能處於無意識量測的狀態下，而取得自然的心率變異資訊，並證明本研究設計之裝置在生理功能量測及心跳監測上較優於 ECG 裝置的量測。

#### 參考文獻

- [1] M. Malik, "Heart rate variability standard of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *Circulation*, vol. 93, no. 5, pp. 1043-1065, 1996.
- [2] R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon, and R. J. Cohen, "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability," *IEEE Trans Bio-Med Eng*, vol. 33, no. 9, pp. 900-904, 1986.
- [3] S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Berger, and R. J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control," *Science*, vol. 213, no. 4504, pp. 220-222, 1981.
- [4] M. V. Hojgaard, E. Agner, and J. K. Kanter, "Dynamics of spectral components of heart rate variability during changes in autonomic balance," *Am. J. Physiol.*, vol. 275, no. 1, pp. H213-H219, 1998.
- [5] 林威志、邱安輝、徐建業和邱泓文，「聆聽音樂時腦波及心率變異性之變化」，*醫療資訊雜誌*，第 14 卷，第 2 期，第 27-36



頁，2005。

- [6] E. Salamon, M. Kim, J. Beaulieu, and G. B. Stefano, "Sound therapy induced relaxation: down regulating stress processes and pathologies," *Medical Science Monitor*, vol. 9, no. 5, pp. RA96-RA101, 2003.
- [7] R. K. Dishman, Y. Nakamura, M. E. Garcia, A. L. Dunn, and S. N. Blair, "Heart rate variability, trait anxiety, and perceived stress among physically fit men and women," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 37, no. 2, pp. 121-133, 2000.
- [8] K. G. Van der Kooy, P. J. Van Hout Hein, and W. J. Van Marwijk Harm, "Differences in heart rate variability between depressed and non-depressed elderly," *Int. J. Geriatr Psychiatry*, vol. 21, no. 2, pp. 147-150, 2006.
- [9] H. M. Reims, K. Sevre, E. Fossum, A. Hoiegggen, and H. Mellem, "Relations between insulin sensitivity, fitness and autonomic cardiac regulation in healthy, young men," *J. Hypertens.*, vol. 22, no. 10, pp. 2007-15, 2004.
- [10] M. W. Agelink, C. Boz, H. Ullrich, and J. Andrich, "Relationship between major depression and heart rate variability: Clinical consequences and implications for antidepressive treatment," *Psychiatry Res.*, vol. 113, no. 1-2, pp. 139-49, 2002.
- [11] M. W. Agelink, T. Majewski, C. Wurthmann, T. Postert, T. Linka, S. Rotterdam, and E. Klierer, "Autonomic neurocardiac function in patients with major depression and effects of antidepressive treatment with nefazodone," *J. Affect Disorders*, vol. 62, no. 3, pp. 187-98, 2001.
- [12] D. R. Weinberger, "Anxiety at the frontier of molecular medicine," *New England J. Med.*, vol. 344, no. 16, pp. 1247-9, 2001.
- [13] E. Mok and K. Y. Wong, "Effects of music on patient anxiety," *AORN J*, vol. 77, no. 2, pp. 396-7, 401-6, 409-10, 2003.
- [14] G. B. Stefano, W. Zhu, P. Cadet, E. Salamon, and K. J. Mantione, "Music alters constitutively expressed opiate and cytokine processes in listeners," *Medical Science Monitor*, vol. 10, no. 6, pp. MS18-27, 2004.
- [15] H. Ugnell and P. A. Oberg, "Monitoring of heart and respiratory rates using a fiber optic sensor," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 13, no. 4, 1991.
- [16] K. Nakajima, T. Tamura, and H. Miike, "Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique," *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, no. 5, pp. 365-372, 1996.
- [17] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans Bio-Med Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.