

# 第一章 緒論

## 第一節 前言

隨著電子科技的發展，目前已有許多的小型醫療電子產品孕育而生，如電子血壓計等。許多醫療電子產品的功能都是用來量測人體的生理訊號，以瞭解人體的健康狀況。心電訊號為生理機能的重要指標，藉由心電訊號，可以檢測出許多心血管方面的疾病，如心率不整脈等。目前研究心電訊號的方法為分析其心率變異度。由於人體每次心跳的頻率並非完全規則的，在每次的心跳間隔時間均有幾十毫秒的差異，此種差異稱為心率變異度(Heart Rate Variability, HRV)，而心跳速率(Heart Rate, 簡稱心率)之改變與交感神經與副交感神經系統的交互作用有關[1,2]。心率會因外在環境的刺激，如姿勢改變[3]、藥物作用而改變，因此可利用此變化的特性，來發展成生理的監測指標，以監視在不同狀況下自主神經系統受到刺激所引發的心率特性。

## 第二節 研究動機與目的

由於內在生理機制與外在身體活動狀態均會影響自主神經的調變效應，進而對心率變異產生影響。為了能明確區分內在生理機制與外在身體活動對心率變異特性的影響，本研究將人體活動狀態納入心率變異特性的分析中，藉由觀察與比對來瞭解姿勢的改變對心率的影

響。

本論文的目的為開發一可攜式的心電訊號與人體活動狀態之記錄與分析系統。藉由微控制器的功能，將人體的心電訊號與活動，記錄於小型記憶卡中。

### 第三節 論文架構

本論文共分為六章。第一章為緒論，介紹研究心率變異度的意義。第二章研究背景與基本原理，第一部份為介紹生物電的現象，第二部分為介紹心電圖的原理，第三部份為心率變異度的探討，第四部分為人體姿勢訊號的分析。第三章 PDA-Based 心電與姿勢訊號量測系統，將介紹心電圖放大器設計、加速度感測器的應用與微控制器的週邊設計。第四章 Microcontroller-Based 心電與姿勢訊號量測系統，將介紹雙軸加速度感測器與 Flash Memory 的應用。第五章系統效能評估與結果將以人體實驗的方式來做為系統的測試，並探究實驗結果。第六章結論與未來展望，提出系統的限制與未來可能改善的方向。

## 第二章 研究背景與基本原理

### 第一節 生物電現象

甚麼是生物電？生物電是生物本體所散發出來的一種電氣訊號。若我們將人體視為一部極其複雜的電子機器設備，那麼要控制這麼複雜的系統，必須得有一連串的電子訊號來控制全身的活動與器官的運作，這些電子訊號就是生物電的現象。

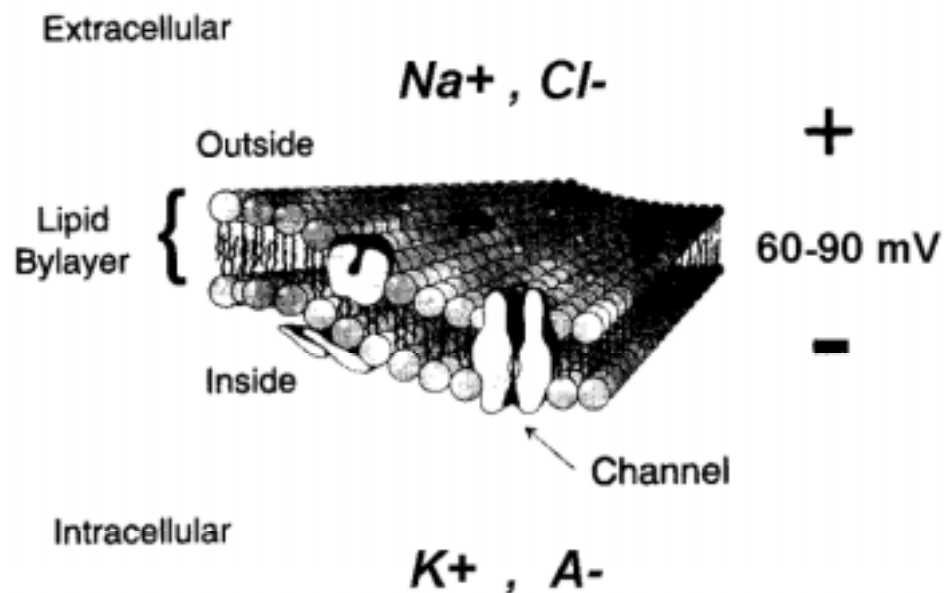


圖 2-1 細胞剖面圖[4]

圖 2-1 為細胞剖面圖。在細胞內，有許多的鉀離子( $K^+$ )和有機物( $A^-$ )，其中鉀離子的平衡電位約-90mv，而有機物的主要成份大多為胺基酸與蛋白質。在細胞外，則也有許多的鈉離子( $Na^+$ )和氯離子( $Cl^-$ )，其中鈉離子的平衡電位約+60mv。

圖 2-2 為細胞受到刺激下的詳細電氣反應。在靜態下(Resting State)，細胞內為負電位，細胞外為正電位，在此靜態下我們稱之為極化(polarization)，而當細胞受到電刺激後，細胞的通道(channel)會開啟，使得鉀離子往細胞外移動，而鈉離子往細胞內移動，因此細胞內呈現正電位，細胞外呈現負電位，此一過程稱為去極化 (depolarization)，而細胞內的正電位我們稱為活化電位(Action Potential)。當細胞內外的電位逐漸變成靜態下平衡電位的這段過程，我們稱為再極化(repolarization)。這個實驗結果告訴我們，可以藉由對細胞的刺激在體內傳遞訊號。

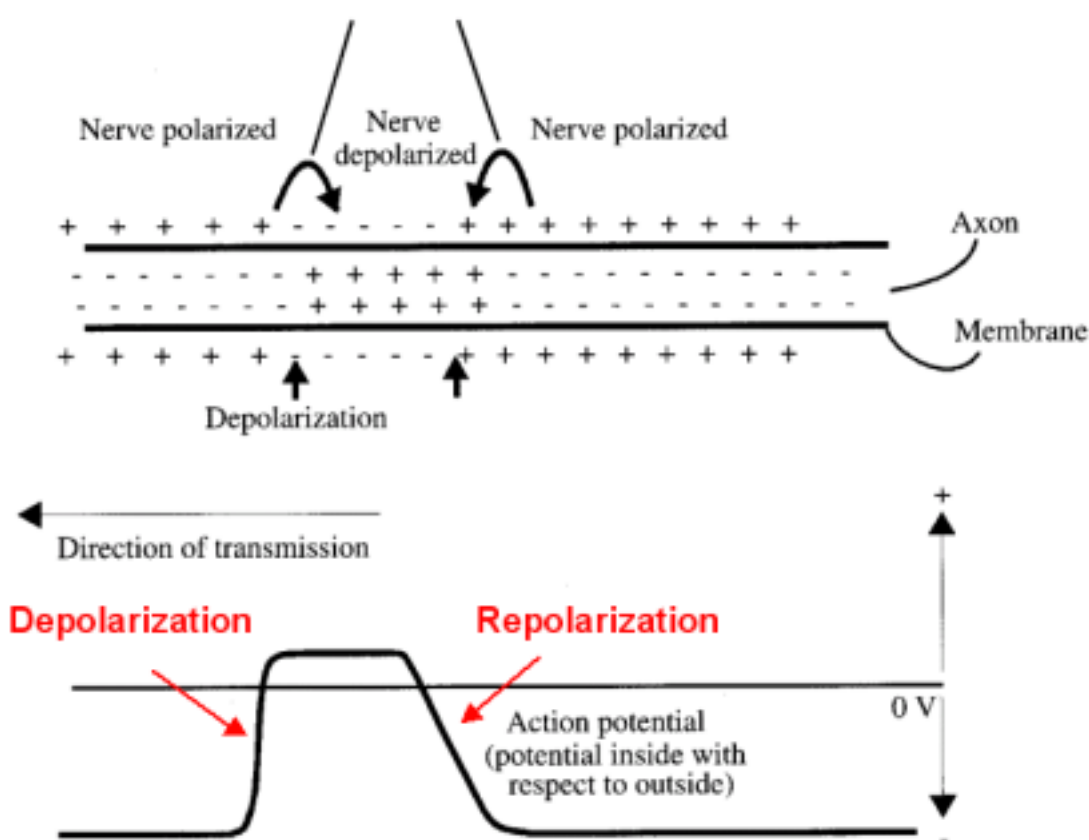


圖 2-2 細胞受到電刺激下的詳細電氣反應[5]

## 第二節 心電圖原理

在瞭解了生物電的現象之後，本節我們將探討心電圖的緣由。心電圖所描繪與記錄的即是心臟的電氣訊號。

圖 2-3 為人體的循環系統。心臟是人體循環系統中的最重要器官，它的作用如同一個幫浦，新鮮含氧的血液經由肺靜脈送到左心房，然後左心室瓣膜開啟，讓肺靜脈的血液流入左心室，再藉由左心室的收縮，將血液打入體循環動脈。血液經過微血管的養分交換後，變成帶二氧化碳的體循環靜脈，並流入右心房，然後右心室瓣膜開啟，讓血液流入右心室，藉由右心室的收縮，將血液帶入肺動脈，經過肺臟再回流到肺靜脈，完成人體的循環過程。

圖 2-4 為人類的心臟剖面圖。它可分為七個重要的部份，分別為左心房、左心室、右心房、右心室、竇房結、房室結與傳導纖維。其中位於右心房上方的竇房結(sinoatrial node,SA node)是調控左右心房收縮的調控機制；位於右心房下方的房室結(atrioventricular node,AV node)是調控左右心室的調控機制；而傳導纖維則是電刺激的傳導系統，它是一條包覆著左心室與右心室的心肌纖維。

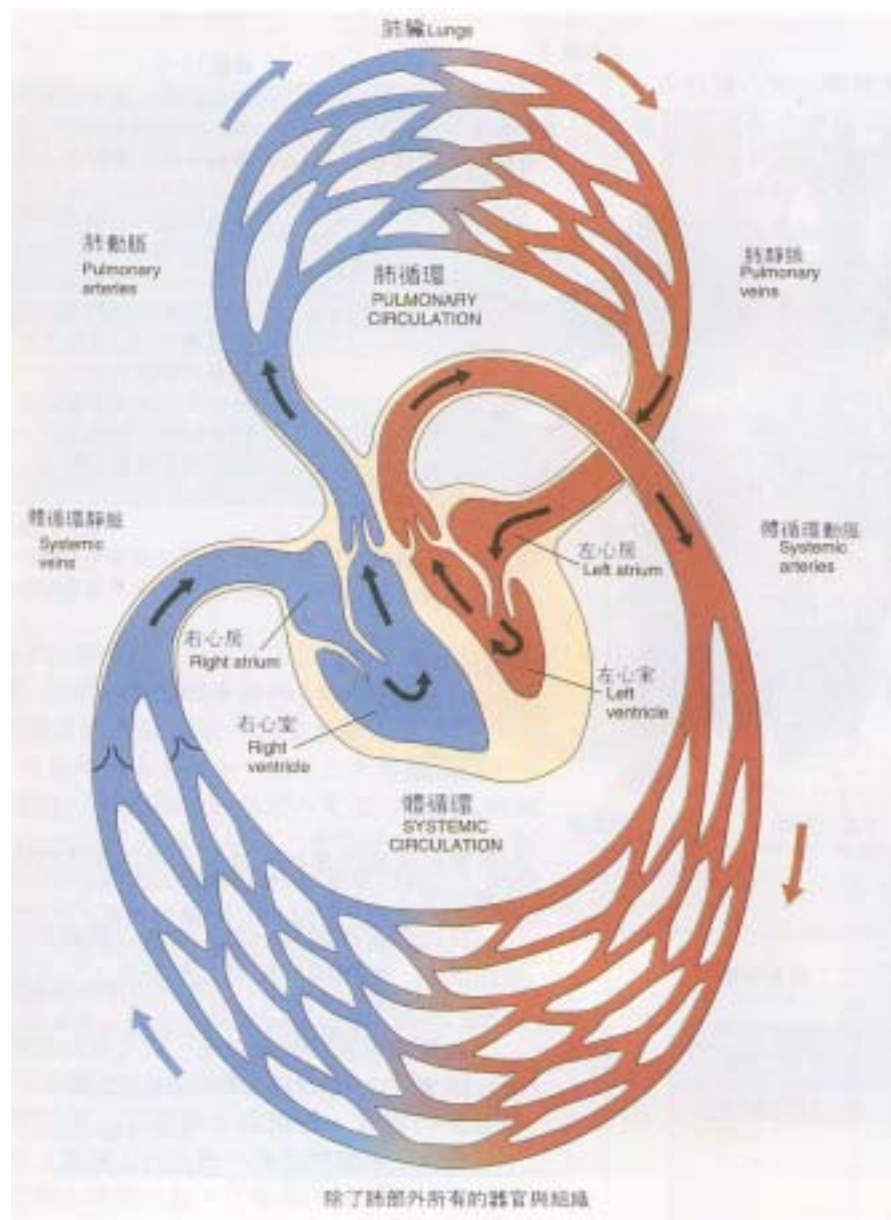


圖 2-3 循環系統[6]

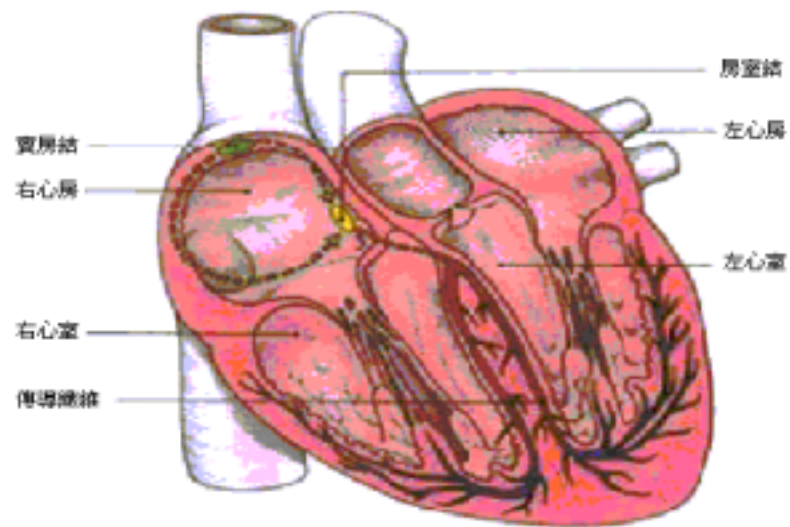


圖 2-4 心臟剖面圖

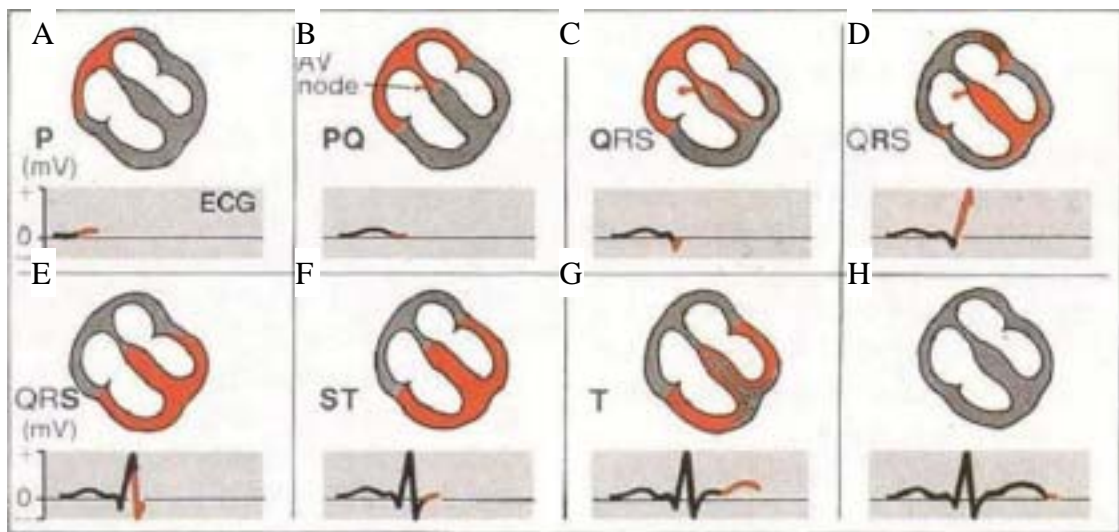


圖 2-5 ECG 分解圖 [7]

圖 2-5 為 ECG 的分解圖，透過圖表的說明，我們可以較清楚的瞭解心臟電氣訊號的產生原因。

A. SA node 放電，使左右心房開始同時收縮。

B. 左右心房完全收縮，並傳遞到 AV node。

- C. 左右心房開始舒張，AV node 藉由傳導纖維傳導訊號。
- D. 左右心房逐漸舒張，左右心室開始同時收縮。
- E. 左右心房完全舒張，左右心室完全收縮。
- F. 左右心室開始舒張。
- G. 左右心室逐漸舒張。
- H. 左右心室完全舒張。

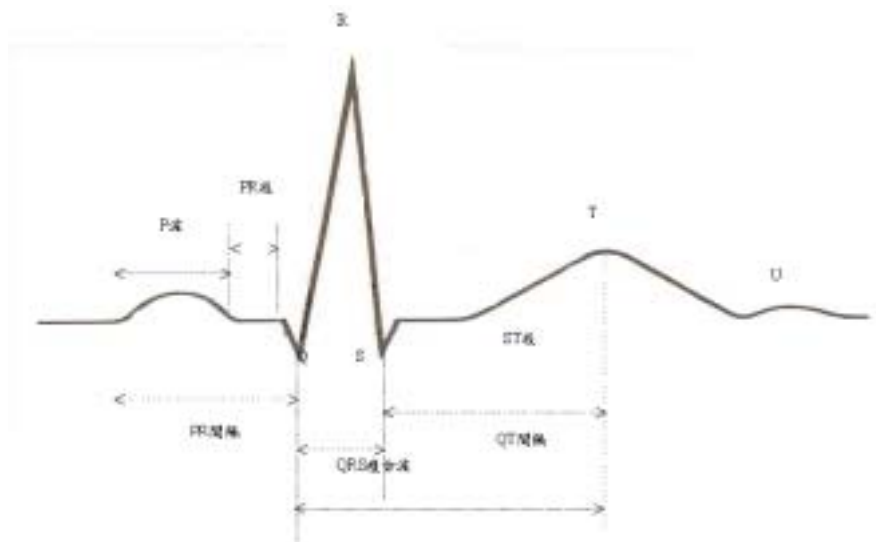


圖 2-6 心電圖完整波形

圖 2-6 則為一個心電圖完整波形。

P 波：代表心房去極化。

P-R 間隔：代表左右心房去極化和去極化波傳導至房室結的時間。



QRS 複合波：代表心室去極化。

QT 間隔：代表左右心室去極化和去極化的時間。

T 波：代表心室再極化。

U 波：代表心室肌肉的緩慢收縮。

### 第三節 心率變異度

在介紹心率變異度這個名詞之前，首先我們要先瞭解何謂心率？

何謂變異度？圖 2-7 為一張連續的心電圖，所謂的心率，簡單的說是  
指心臟跳動的頻率，單位是 BPM(Bit Per Minute)，而變異度指的則是  
每個心跳時間間隔上的差距，所以心率變異度所代表的意義就是心臟  
跳動的頻率與心跳時間間隔上的程度變化。

為甚麼每次出現的 RR 間隔都會不盡相同呢？因為 QRS 波的產生  
乃是透過竇房結的放電並傳遞到房室結，使即放電，進而使得左右  
心室去極化而使心肌收縮，因此竇房結的放電頻率直接影響了心率的  
變化。而又是甚麼機制影響竇房結的放電頻率呢？主要是自主神經之  
交感神經及副交感神經的作用，其中交感神經會加速心跳的速率，且  
會造成血壓的上升；副交感神經則會降低心跳速率與血壓。

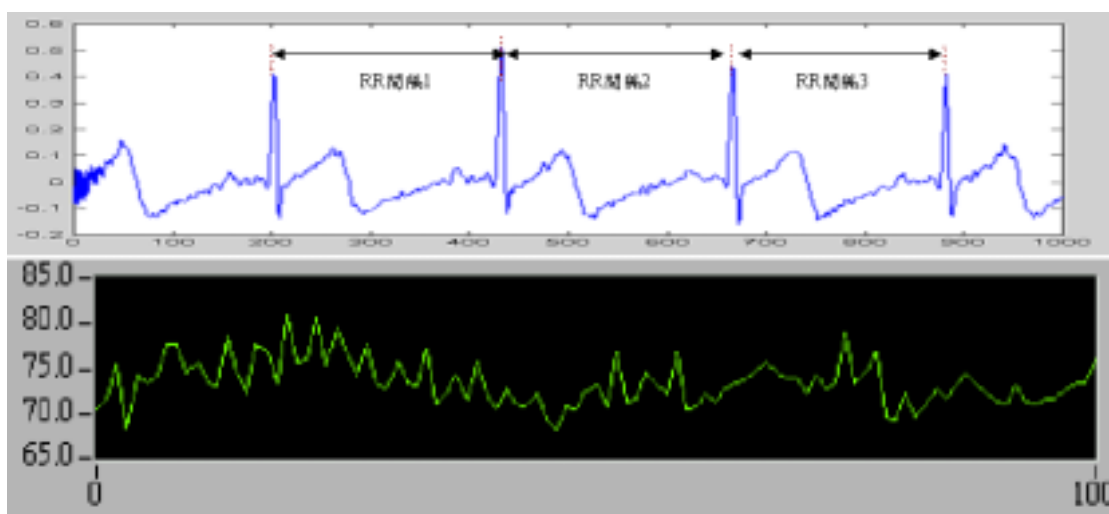


圖 2-7 連續心電圖

Akselrod 等人在 1981 年的研究發現[8]，藉由非侵入性的方法量測並記錄心電訊號，再經過快速傅利葉轉換後之心率變異特性的功率頻譜，可以對應出交感、副交感神經於生理機制的作用區域。如圖 2-8 為心率變異特性頻譜，通常我們可以觀測到三個明顯的頻峰 (Spectral peak)，分別為低頻、中頻及高頻頻帶。在之前的研究文獻中對低、中及高頻頻帶有許多不同的定義，其中最常被使用的定義是低頻 (0.02~0.08 Hz)、中頻 (0.08~0.15 Hz) 及高頻 (0.15~0.40Hz)。由於在先前的研究發現：(1) 在將副交感神經以藥物抑制其作用後，中頻及高頻頻峰大幅降低，而低頻頻峰亦有些微降低之現象，(2) 若將交感及副交感神經合併抑制後，則心率變異特性頻譜圖中的所有頻峰均消失。因此，研究者推測中頻與高頻部份可能代表副交感神經的作用

情形，而低頻與中頻部份可能代表交感神經的作用情形。因而，心率變異特性的頻譜分析可以發展成一種新的生理指標，用來分析自主神經系統的調控情形，而且最重要的是，它是一種非侵入性的量測模式。

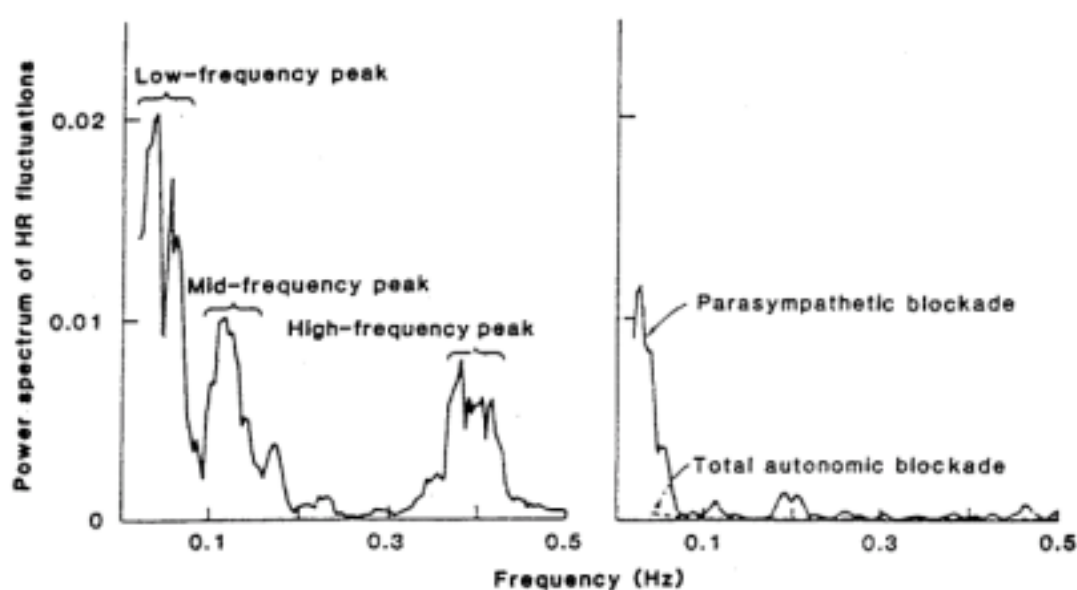


圖 2-8 心率變異特性頻譜[8]

正因為這層關係，使得心率變異度(HRV)的臨床價值便逐漸顯現出來，因為在許多心臟血管疾病，往往是自主神經調控作用失常所造成，如早期的心室衰竭藉由交感神經持續的興奮，加快心率以產生足夠的心輸出量應付正常生活所需，然而持續的交感神經興奮卻也使得心肌逐漸肥厚及心臟搏動一直維持在高速率，最後造成不可逆之心室衰竭現象。HRV 正可以用來評估此自主神經失調[9,10]，其他相關疾病，諸如心肌梗塞、高血壓等均可藉由 HRV 來評估自主神經作用

[11,12]，甚至與猝死症發生有關[13]，這是一般臨床檢查如 X 光片、超音波、心導管等無法達到。

在一些臨床研究中[14]，心率變異特性常以高頻帶(0.15~0.40Hz)及低頻帶(0.04~0.15Hz)定義之，其中高頻頻譜做為副交感神經活性的指標，低頻頻譜作為交感與副交感神經共同調控的指標。而低高頻功率比(低頻功率/高頻功率)為副交感相對交感神經活性平衡的指標。利用此三項指標即可監測交感與副交感神經系統隨生理變化的調控情形。而本研究亦採用這樣的頻譜範圍來作探討。

有關 HRV 在臨床醫學的研究，部份以嚴謹的控制環境，尋找心率變異所代表的生理意義，另一部分以較長時間的心率訊號(如 24 小時)，探討日常生活的心率變異特性。長時間分析可避免因取樣時間過短而產生的分析誤差，然而卻不易掌握受測者的實際活動狀態，使得心率變異特性所隱含的意義不僅是自主神經系統受內在生理機制所產生的調變效應，也涵蓋了活動狀態的調變因素，而且兩者不易區隔。在多項研究也指出 24 小時 HRV 呈現不同變異特性[15,16,17,18,19,20]。

Daniel Roach 等人於 1998 年在 American Journal of Physiology 發表論文指出 HRV 的非常低頻波動特性(<0.0033 Hz)有日夜差異，可能與人體的活動有關[19]。Furlan 等人曾以一定的作息安排包括散步、

清醒、睡眠等，規範住院病人一天的日常作息，並發現其 HRV 在不同作息有差異[21]；Daniel Roach 等人亦在 1999 年指出從睡姿改變時，HRV 可呈現一種特徵變化[22]；在心率變異度與人體活動狀態方面，Sahakian 在記錄 ECG 訊號的同時，以加速度計同步量測人體的活動姿勢，發現當人體活動在站姿與行走時，心率變化較快，而在躺姿與坐姿時，心率變化較慢[3]。從上述研究可以得知人體活動確實影響著 HRV 的特性。因此本論文將設計一個人體活動狀態辨認系統，並將活動狀態訊號納入心率變異分析中，區分出 HRV 受活動影響的因子，使得能更明確探討其所隱含之生理機制。

#### 第四節 姿勢狀態辨認與加速度訊號分析

人體在日常生活下，可分成兩類活動狀態—靜態與動態。只要身體維持某一姿勢固定不動，我們可將之視為靜態，反之，若身體不能維持靜態的話，我們則稱為動態。靜態可略分為站姿、坐姿、躺姿等三種，而動態則是如走、跑等。在人體姿勢的監測研究方面，K. Aminian 在 1999 年[23]以加速度計貼附於人體的胸部及腿部，輔以錄影系統同步的記錄人體活動的狀態，並以此資料作運算，來辨識人體的活動狀態。由於人體在活動時，四肢與軀幹會有不同的擺放姿勢，如圖 2-9 所示，因此我們可以藉由這些差異，作為分辨人體姿勢的狀態。

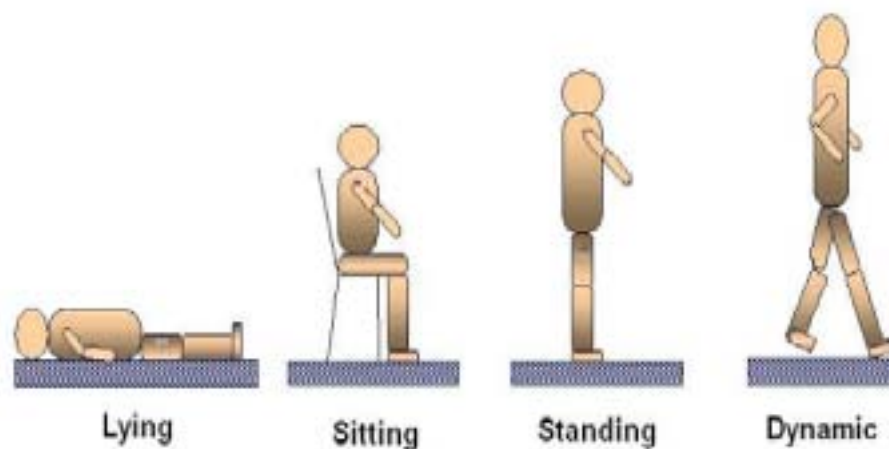


圖 2-9 人體活動狀態

而對於人體的活動狀態，我們可利用加速度感測器來偵測。加速度感測主要是利用加速度感測器具有方向性，如圖 2-10 所示，加速度感測量等於重力加速度乘以  $\cos \theta$ ， $\theta$  為地面垂直線與加速度規之感測方向之夾角，若  $\theta = 0^\circ$  時，可得到相當於  $1g$  的感測量，反之，若  $\theta = 90^\circ$  時，加速度感測量則趨近於  $0$ 。因此藉由將加速度感測器固定於人體的特定部位，如胸部或大腿上，當活動姿勢改變時，加速度之感測方向與地垂直線的夾角也隨之改變。

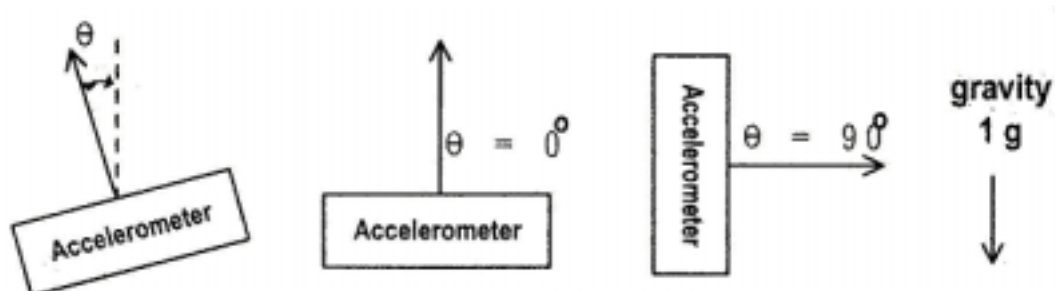


圖 2-10 加速規感測方法

當將兩顆單軸的加速度計分別固定在胸部及大腿上，如圖 2-11 所示，我們可以從加速度計分別量測到各姿勢在胸部及大腿的加速度值。將胸部及腿部的加速度值製成表 2-1，可看出每一個姿勢的值都有其獨立性，因此我們可以藉由這些獨特的差異，利用胸部及腿部的加速度值，來辨認人體的活動狀態。

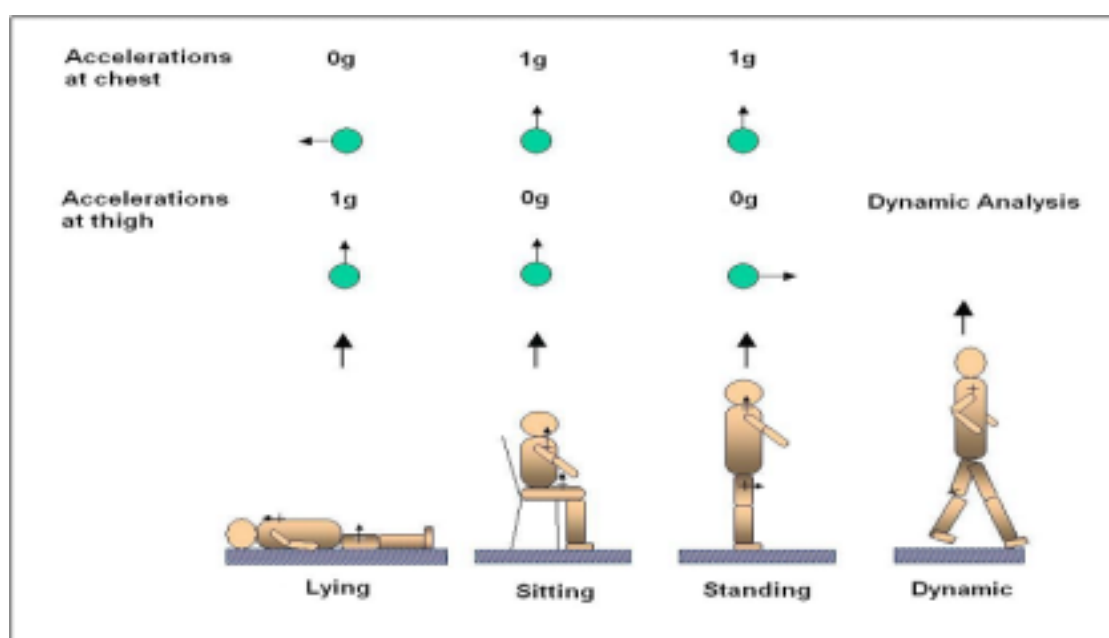


圖 2-11 人體活動狀態與加速度變化

表 2-1 姿勢變化與加速度關係

姿勢(Posture)	加速度(胸部)	加速度(腿部)
仰姿(Lying)	0 g	1 g
坐姿(Sitting)	1 g	0 g
站姿(Standing)	1 g	1 g
走路(Walking)	1 g	Fluctuant value



### 第三章 PDA-Based 姿勢與心電訊號量測系統

#### 第一節 系統架構

PDA-Based 姿勢與心電訊號量測系統，是一套以 PDA 做為紀錄平台，用以紀錄姿勢與心電訊號的變化。此系統整體架構如圖 3-1 所示。

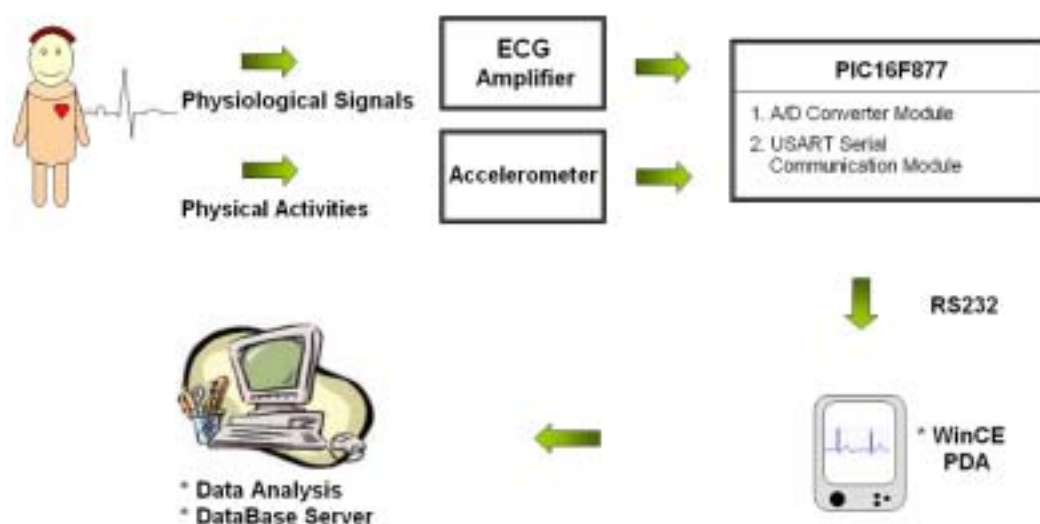


圖 3-1 PDA-Based 系統架構

心電訊號經由導線傳到心電圖放大器(ECG Amplifier)，在同一時間，人體的活動姿勢訊號，也藉由導線傳到加速度計(Accelerometer)中。心電訊號經過心電圖放大器後，傳入 PIC16F877 的類比數位轉換器(ADC)，同時，加速度計感測訊號也同時傳入 PIC16F877 的 ADC

中。此兩組類比訊號，經過 ADC 轉換後，經由 PIC16F877 內部的 USART 介面，透過 ICL232，將訊號提升到 RS232 的邏輯電位後，再傳送到 PDA 端，由 PDA 接收並儲存資料，最後再由 PDA 與個人電腦(Personal Computer)的同步軟體，讀取 PDA 內的資料，在電腦上進行資料的分析。

## 第二節 硬體設計

### 3-2-1 心電圖放大器

由於在人體體表量測到的心電圖訊號相當微弱，大約只有 0.5mV ~ 2.0mV 之間，因此很容易受到外界雜訊的干擾而影響心電圖的訊號品質，所以我們在心電圖送至類比數位轉換器 (A/D converter) 之前，需要設計一組前置訊號處理電路，以消除雜訊干擾，並濾除不需要的訊號頻段，最後再將訊號予以放大輸出。圖 3-2 為此前置訊號處理電路的五大部份：第一級為儀表放大器，第二級為帶拒濾波器，第三級為高通濾波器，第四級為低通濾波器，第五級為反相放大器。以下將對此五大部份之電路設計與用途做更清楚的說明。



圖 3-2 前置訊號處理電路

### ➤ 儀表放大器

儀表放大器主要係將電極接收到之微弱心電圖訊號放大，並藉由其高輸入阻抗及高共模拒斥比之特性，以提升訊號對雜訊比。本研究係利用三顆低功率的 OP747 運算放大器（OP Amplifier）來設計儀表放大器，其放大倍率約為 7 倍，並使用一顆運算放大器實現 driven leg 電路，目的在於消除共模電壓與保護受測者（電路圖如圖 3-3 所示）。

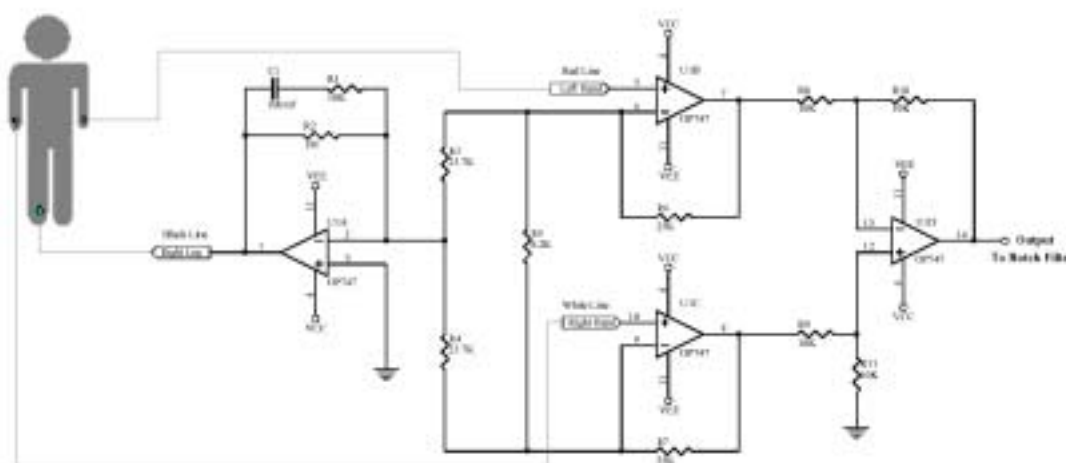


圖 3-3 儀表放大器

儀表放大器的放大倍數可藉由 3-1 式來做調整。

$$v_o = -\frac{R_4}{R_3} \left( 1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) (v_{o1} - v_{o2}) \quad 3-1$$

將  $R_1 = 8.2K$ ， $R_2 = 25K$ ， $R_3 = 10K$ ， $R_4 = 10K$  代入 3-1 式，

可得到

$$v_o / (v_{o1} - v_{o2}) \cong -7.09 \quad 3-2$$

➤ 帶拒濾波器 (Notch Filter)

由於心電圖訊號屬於低頻範圍 (0.05Hz~100Hz)，且振幅微小約僅 1mV 的範圍，易受環境干擾訊號或 60Hz 電源雜訊所影響，經過放大處理後往往致使心電圖訊號失真而無法辨識，一般在應用上均藉由 60Hz 的陷波濾波器來濾除 60Hz 的電源干擾雜訊。本心電圖放大器採用雙 T 凹陷濾波器 (Twin-T notch Filter) 的架構 (如圖 3-4 所示)，來設計 60Hz 凹陷濾波器，主要係考量其電路較為簡單，且使用之元件較節省空間之故。

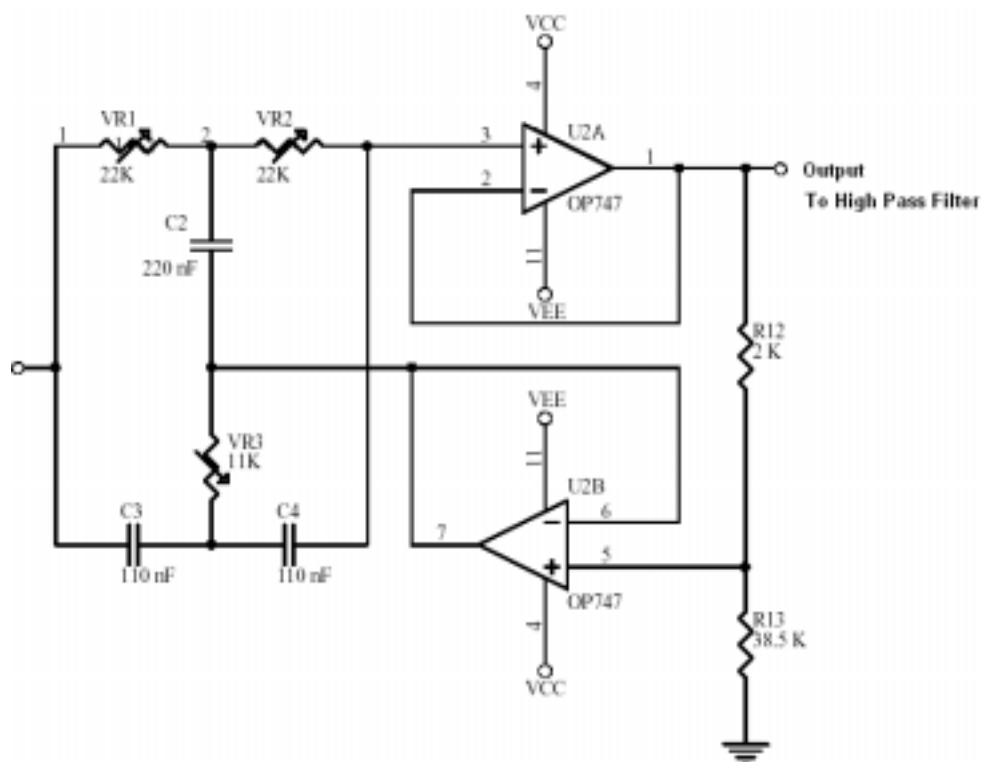


圖 3-4 帶拒濾波器

➤ 高通濾波器(High Pass Filter)

高通濾波器的主要作用為濾除直流漂移的影響，其截止頻率設定為 0.5Hz。由於在常用的巴特渥斯(Butterworth)、柴比雪夫(Chevyshev)及貝索(Bessel)三種型態的濾波器中，巴特渥斯濾波器在通帶受漣波的影響最小，且相較於貝索濾波器能得到較陡峭的截止波形，因此本心電圖放大器所採用的類比濾波器型態均為巴特渥斯濾波器。

高通濾波器係採用兩個單一增益 Sallen-Key 高通濾波器串接成四階巴特渥斯高通濾波器來實現此電路（如圖 3-5 所示）。

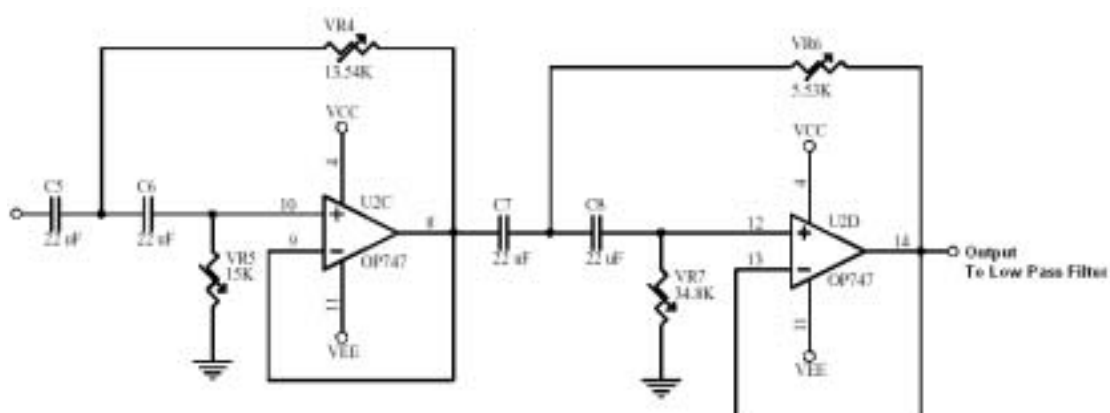


圖 3-5 高通濾波器

其截止頻率算法如下

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn}RC}$$

3-3

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{n+1}$$

3-4

➤ 低通濾波器（Low Pass Filter）

就心電圖訊號而言，大部分訊號的重要成分皆為低頻，因此低通濾波器的主要作用係濾除超過訊號頻譜外的高頻雜訊，由於在心電圖的監測應用上，其頻率範圍約在 0.5~50Hz（若係精確的心電圖分析，則頻率範圍考慮為 0.1~100Hz），因此我們將濾波器的截止頻率設定為 50Hz，並採用兩個單一增益 Sallen-Key 低通濾波器串接成四階巴特渥斯低通濾波器來實現此電路（如圖 3-6 所示）。

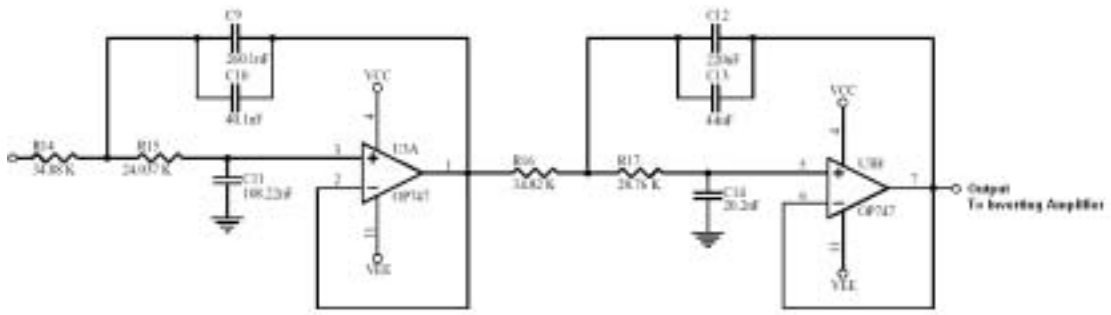


圖 3-6 低通濾波器

其截止頻率算法如下

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{mnRC}}$$

3-5

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{n+1} \quad 3-6$$

➤ 反相放大器

此級放大器之目的係將經過前置放大及濾波處理之心電圖訊號放大 146 倍，與第一級的儀表放大器之放大倍率 7 倍，串接之後整體的放大倍率約 1022 倍，此倍率對於心電圖的應用亦已足夠，我們採用非反相 OP 放大器來實現此電路(如圖 3-7 所示)。

反相放大器的放大倍數計算方法如下：

$$v_o = -\frac{R_2}{R_1} v_i \quad 3-6$$

將  $R_2 = 388K$ ， $R_1 = 2.65K$ ，可得到此反相放大器的放大倍率為

$$v_o / v_i \cong -146.41 \quad 3-7$$

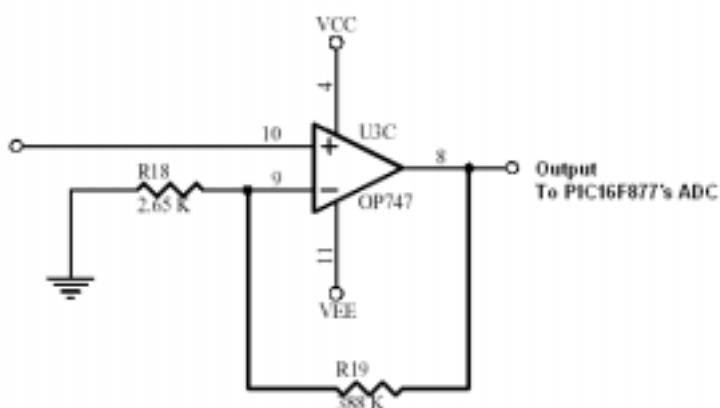


圖 3-7 反相放大器

### 3-2-2 加速度量測

由於本研究目的之一是量測人體姿勢上的變化，因此加速度感測計應需要能夠貼附於人體的胸部及大腿上，且不能因為貼附加速度計而影響受測者的活動能力，所以小型且精密的感測器元件是本研究的首要考量。其次是考量電路的面積與體積，若感測器的電路設計過於複雜，可能會增加電路面積，進而造成受測者的不適感與負擔。

基於上述的考量，本研究選用 ADXL105 這顆感測器做為本系統的姿勢訊號感測來源。ADXL105 是由 Analog Device 公司所生產的單軸加速度感測器（Single Axis Accelerometer），此感測器具有精密的加速度感測解析度，能感測  $\pm 1g$  到  $\pm 5g$  的加速度值，並將感測值以電壓方式輸出。根據 Analgo Device 對 ADXL105 的特色描述，它具有下列特性與優點：

1. 具有 2mg 的解析度（2mg Resolution）
2. 10kHz 的頻寬（10 kHz Bandwidth）
3. 2mA 的低功率消耗（Low Power 2mA）
4. 為表面黏著元件（Surface Mount Package）

ADXL105 共有 14 隻腳位，如圖 3-8 所示，圖 3-9 則為外部電路接線方法。只要選擇 R1 與 R2 的電阻值，接上電源後，ADXL105 即可開始工作。我們假定  $R1=50K$ ， $R2=50K$ ，則表示每一重力加速度的



感測電壓值變化為 0.25V，圖 3-10 為在不同重力加速度下，ADXL105 的感測電壓輸出的變化，其中若感測方向與地表水平時，也就是 0g 時，感測值會為輸入電壓的一半。將 ADXL105 電路貼附於人體的胸部及大腿上，便可紀錄這些電壓的變化量，並利用這些資料來辨識人體的活動狀態。

### PIN CONFIGURATION

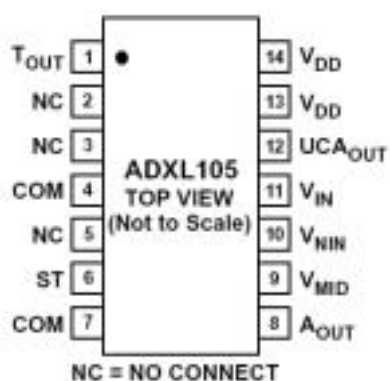


圖 3-8 ADXL105 腳位圖[24]

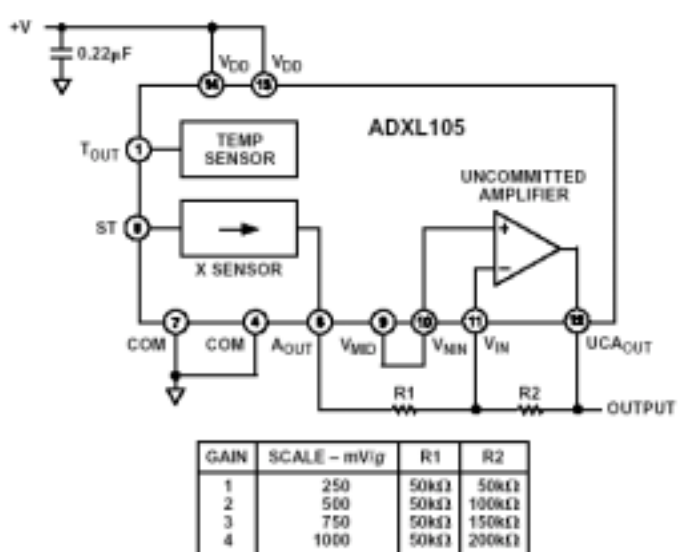


圖 3-9 ADXL105 應用方法[24]

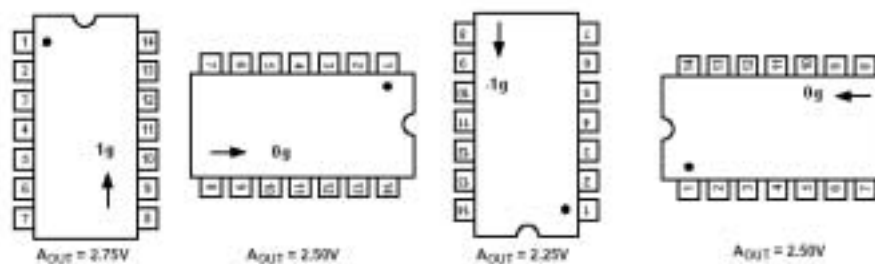


圖 3-10 ADXL105 在不同重力方向的電壓變化[24]

### 3-2-3 資料擷取與 ADC 轉換

由於系統的資料處理及傳送需要由為控制器來完成，因此為控制器的選擇也是本研究的考量要素。本系統的訊號來源為一組心電訊號及兩組加速度感測電壓訊號，因此週邊介面需要有三組類比數位轉換器，方能符合系統需求。在考慮電路的設計與應用方面，本系統選用 PIC16F877 做為訊號處理及傳送的主要 CPU。選用 PIC16F877 的原因如下：

1. 具有內建 8 通道，10 位元解析度的 ADC
2. 具有計時器中斷能力
3. 具有 USART 介面

由於所需要的週邊介面 IC 都已整合在 PIC16F877 晶片中，因此在電路的設計及規劃上，較為簡便，同時電路所需的面積也相對的縮

小。在應用 PIC16F877 的 USART 介面上，需在其 TxD 與 RxD 腳位上，外加一顆 ICL232，此顆 IC 可將 TxD 與 RxD 訊號提昇至非同步串列通訊中電壓訊號的定義值。圖 3-11 為 PIC16F877 線路設計圖。

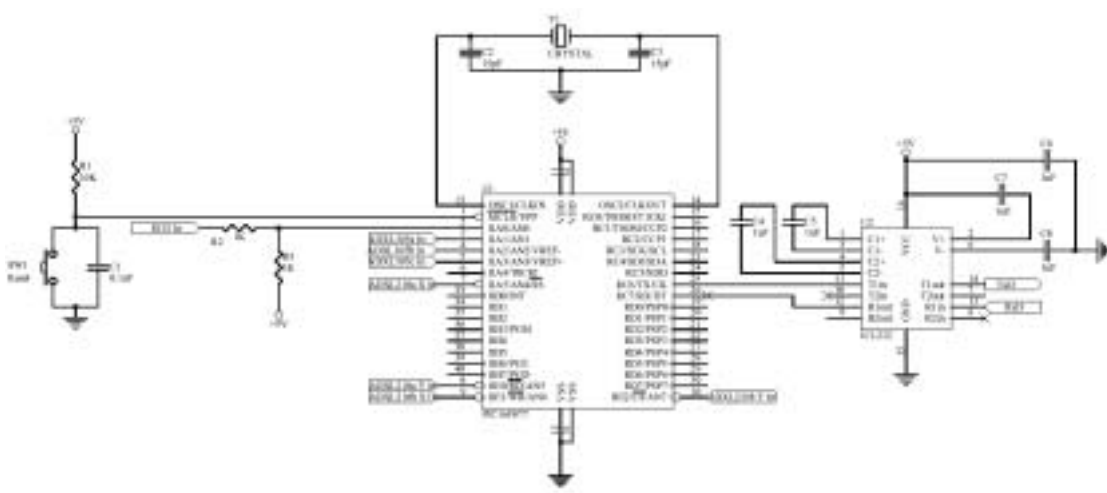


圖 3-11 PIC16F877 線路圖

#### 3-2-4 PDA-Based 資料記錄器 (Data Logger)

本研究選用 Pocket PC 的個人數位助理 (PDA)，作為資料記錄器。由於 PDA 具有良好的可攜性，且重量輕巧，功能齊全，且能在其作業平台 WinCE 上開發專用的應用程式，因此頗為適合當做儲存資料的媒體。本研究所用的 Pocket PC 為 CASIO 公司販售的 Cassiopeia E-115。此台 Pocket PC 具有內建 16M 的記憶體，能提供長時間的資料儲存使用，且具有 RS232 介面，適合與 PIC16F877 的 USART 用連線傳輸用。圖 3-12 為系統完成後的實體圖。



圖 3-12 PDA-Based 系統實體電路

### 第三節 軟體設計

#### 3-3-1 PIC16F877 微控制器

在 PIC16F877 的軟體設計方面，本研究考量到 ECG 訊號的有效頻率範圍約在 50Hz 以下，因此系統的取樣頻率以 125Hz 做為取樣頻率。用 125Hz 當作取樣頻率是因為取樣頻率需大於等於信號頻率的兩倍頻以上，且 PIC16F877 有三個類比訊號來源需作處理，太高的取樣頻率，可能致使 ADC 無法得到正確的轉換結果。

### 3-3-2 PDA 作業系統 - WinCE

WinCE 是微軟近年來在消費性電子產品上開發的作業系統，根據微軟的說法，CE 為 Consumer Edition 或 Compact Edition 的縮寫。WinCE 作業系統並不是全功能的 Windows 作業系統，它和 Win9x 有五種主要的不同：

1. 無法執行現有 Win9x 的應用程式
2. 非常有限的記憶體
3. 簡化版的 API 呼叫與執行時期的函式庫
4. 無配備滑鼠等控制裝置
5. 各廠商的產品不一定相容，即硬體並無標準。

但 WinCE 和 Win9x 與 WinNT 有相同的架構，是一個 32 位元、多工、多執行緒的作業系統，同一時間可以執行一個以上的應用程式，並且允許應用程式建立執行緒。目前在開發 WinCE 應用軟體的開發工具中，以 Microsoft 所提供的工具最為充分：

eMbedded Visual C++ (Freeware)

eMbedded Visual Basic (Freeware)

VCCE (Windows CE Toolkits for Visual C++)

VBCE (Windows CE Toolkits for Visual Basic)

## VJCE (Windows CE Toolkits for Visual J++)

以上的開發工具中，以 Visual Basic 最容易使用，而以 Visual C++ 最能發揮 Pocket PC 的功能。本研究以 eMbedded Visual C++ 來開發資料存取及傳輸程式，以用來擷取 PIC16F877 透過 USART 介面傳輸到 PDA 上的資料，同時將資料儲在 Pocket PC 內的記憶體中。以下將介紹視窗程式的開發流程。

### ➤ 視窗程式設計

視窗程式的開發設計與傳統文字模式(DOS)的程式設計有著截然不同的架構，視窗程式的特色在於有豐富的互動介面，使用者藉由滑鼠等指標輸入裝置，來控制、執行程式；傳統 DOS 的程式，則缺乏如視窗程式般互動的機制。視窗程式相較於 DOS 程式複雜的主因在於它需要控制許多的瑣碎項目，如視窗的外觀、大小、位置、屬性等等。以下，我們以一個最基礎的入門程式，功能為在螢幕上列印出”Hello”，來比較視窗程式與 DOS 程式的差異。

### DOS 程式

```
printf("Hello"); /* 螢幕上輸出 Hello 文字 */
```

## 視窗程式

```
#include <windows.h>

LRESULT CALLBACK WindowProc(HWND,UINT,WPARAM,LPARAM);
int WINAPI WinMain( HINSTANCE hInstance, HINSTANCE hPrevInstance,
                    LPSTR szCmdLine, int iCmdShow)
{
    變數宣告，如 字串，結構 等。

    1. 宣告視窗類別;
    2. 建立視窗;
    3. 取得視窗訊息;

}

LRESULT CALLBACK WindowProc(HWND hwnd,UINT message, WPARAM wParam,
                              LPARAM lParam)
{
    處理視窗訊息;// switch 結構
}
```

以上的程式皆為程式經過精簡的程式片段碼。從上面的比較可以看出，視窗程式在執行到處理視窗訊息時，必須先做宣告視窗類別、建立視窗、取得視窗訊息的動作，最後才執行到輸出 Hello 字串的動作(圖 3-13)。Hello 視窗沒有特別的功能，僅做顯示字串用途，不能與使用者互動。真正有用途的視窗程式，是要能有互動的介面，能讓使用者輸入資料，讓程式處理。視窗系統提供多種的輸入方式，如下拉式選單(ComBox)、文字輸入列(Edit)、按鈕(PushBotton)等等，這些多樣的輸入方式，都可經由系統呼叫的方式來加以利用。



圖 3-13 Hello 視窗

基於程式的操作需求，我們需要呼叫兩個下拉式選單，分別做為輸入小時與分鐘之用，小時的輸入範圍定在 0~24 小時，分鐘的輸入範圍定在 0~55 分鐘；呼叫一個文字輸入列，做為輸入檔名之用；呼叫兩個按鈕，分別做為啟動程式與儲存資料之用。整個程式設計流程如圖 3-14 所示，圖 3-15 則為程式完成後的操作介面。



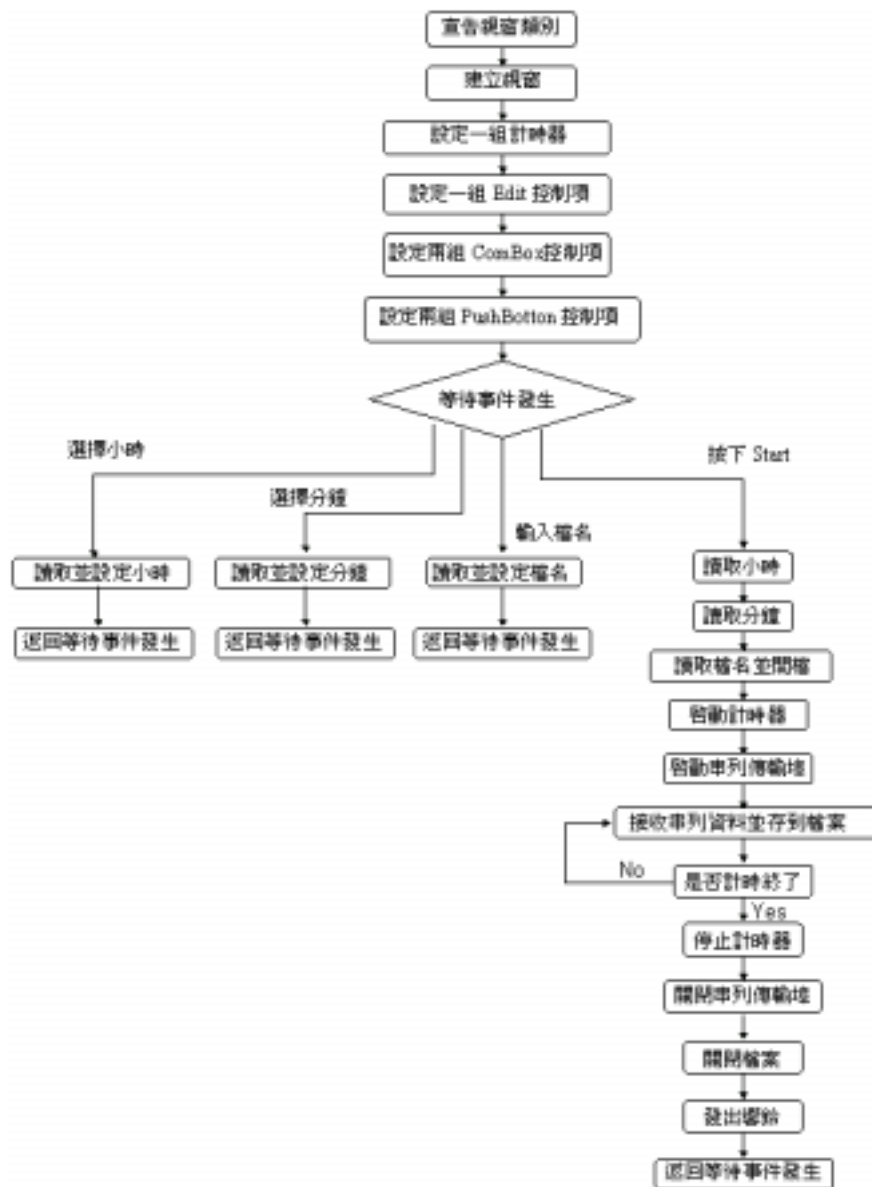


圖 3-14 PDA 視窗程式流程圖



圖 3-15 Recorder 操作介面

操作方法如下：

1. 設定紀錄的時間。
2. File Name 欄位填入檔名。
3. 按下 **Start** 鈕，便開始記錄。
4. 此時 **Start** 鈕會轉變為 **Stop** 鈕，此鈕可中斷程式執行。
5. 記錄時間終了時，會有提示響音，按下 **Save** 鈕即可儲存。

## 第四章 Microcontroller-Based 姿勢與心電訊號量測系統

### 第一節 系統架構

由於 PDA-Based 姿勢與心電訊號量測系統，在經實際的測試使用，仍有些許的缺點，例如 PDA 的體積仍稍嫌笨重、PDA 的電池電力無法連續使用 24 小時等等，因此本 Microcontroller-Base 姿勢與心電訊號量測系統，乃為前章所介紹的 PDA-Based 姿勢與心電訊號量測系統的改進版本。此新系統目的為更致力於將系統改善成具有更高可攜性及長時間紀錄的目標。

本系統較 PDA-Based 系統改善的項目有：

1. 捨去 PDA-Based 系統採用的 DIP 包裝的運算放大器 IC 元件，全面改用 SMD 低功率的 IC 元件。
2. 捨去以 PIC16F877 微控制器為主體的架構，改用德州儀器公司所生產的 MSP430F149 微控制器，做為新系統的資料處理核心。MSP430F149 為一顆低功率損耗的 16 位元 RISC 微控制器晶片。本系統積極選用低功率元件是因為考量到心電訊號需要長時間的觀察與記錄，才有其研究價值及記錄的意義，因此本系統將延續 PDA-Based 系統的特色，採用電池做為系統的電力供應來源，為電池

的電力有限，為能盡力達到使用時間上的延長，選用低功率元件是經濟且有效的解決方案。再者，使用電池可以讓系統擺脫電源線的接線束縛，讓系統能真正達到輕便可攜的目的。

3. 在 Data Logger 方面，本系統捨棄 PDA 作為資料儲存的媒介，直接由目前流行的 Compact Flash Memory 當作系統的主要 Data Logger，因為 Compact Flash Memory 具有體積小，重量輕，且容量比一般市售的 PDA 更大，更便宜，因此適合整合到本系統內。在姿勢訊號擷取方面，本系統將採用多顆雙軸加速度感測器，組合出 3 軸加速度感測器，以達到辨認不同臥姿的目的。不同的臥姿在心率變異上也有著不同的特性。

圖 4-1 為本系統的整體架構。本系統仍是以心電及姿勢訊號為主要紀錄對象，藉由 MSP430F149 內建的多通道 ADC，將訊號轉換成數位格式後，再透過 Data Bus，將資料傳送到 CF Memory 中。

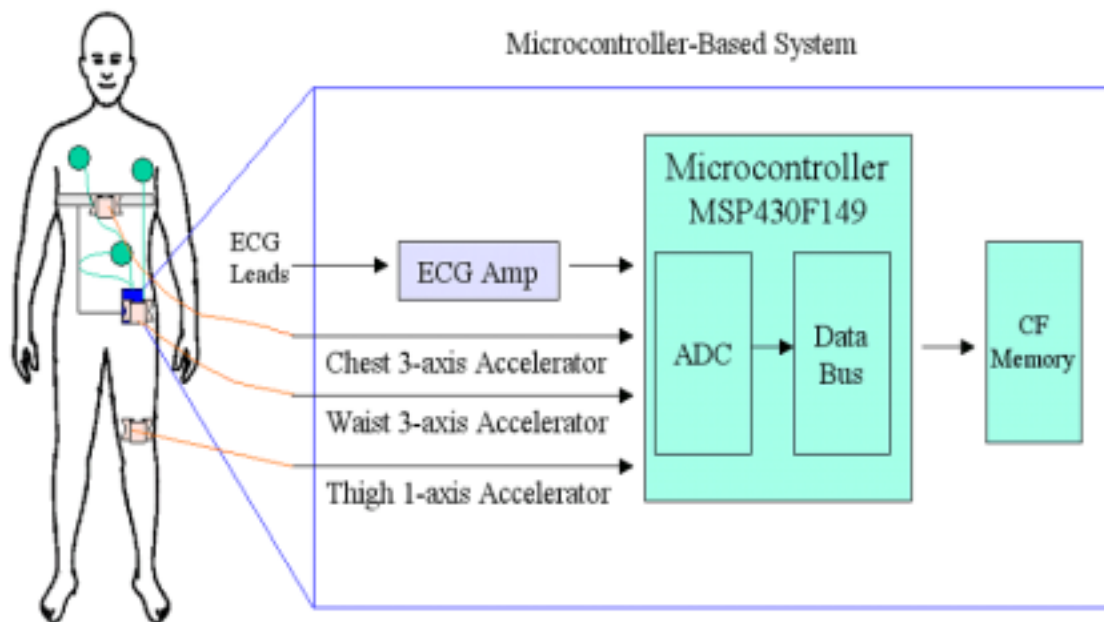


圖 4-1 Microcontroller-Based 系統架構

## 第二節 硬體設計

### 4-2-1 心電圖放大器

本系統的心電圖放大器，設計原理與方法，如同第二章 3-2-1 小節，其中的運算放大器僅是改换成低功率的 SMD 元件，故本小節不在贅述。

### 4-2-2 ADXL202 雙軸加速度感測器

ADXL202 為 Analog Device 所生產的雙軸加速度感測器，與 ADXL105 稍具不同的是，ADXL105 僅能感測單一方向的加速度量，而 ADXL202 則能在同一時間感測兩個方向的加速度值，若使用兩顆

ADXL202 則能同時感測出三個方向的加速度值，由於 PDA-Based 系統的加速度感測器，僅有分別貼附於胸部及大腿上的兩顆 ADXL105，雖足以使用，但對於要完整紀錄人體姿勢變化的多樣性，實有其不足之處。因此本系統將使用兩顆 ADXL202 加速度感測器，貼附在人體的胸部，腿部則是貼附一顆 ADXL202 雙軸加速度感測器，並僅取其單軸感測量即可。因為腿部的姿勢變化，較胸部來得簡單，所以系統在腿部僅配置一顆 ADXL202。

ADXL202 的設計與應用方法，如同 ADXL105 一般簡單，它具有雙向性感測加速度值的能力，感測範圍在  $\pm 2g$  之間，對於日常人體活動的紀錄，應已足夠。圖 4-2 為 ADXL202 的腳位圖，它僅有 8 支接腳，其中有一組類比輸出，一組數位輸出。此 4 隻輸出接腳就佔了全體接腳的一半，扣除兩隻電源接腳，因此在電路的設計上相當簡易。

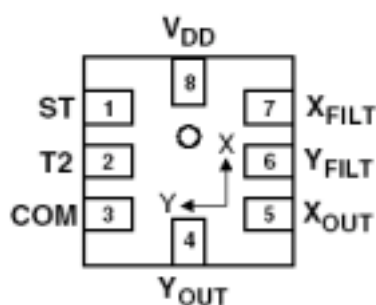


圖 4-2 ADXL202 腳位圖[25]

根據原廠手冊提供的內容，以下分別對類比輸出以及數位輸出來作比較：

1. 類比輸出：

兩支類比輸出腳位需各接一個至少 1nF 的電容到 GND，及一個隨耦器（OP Amp follower），以避免負載效應。

2. 數位輸出：

ADXL202 的數位輸出採用脈波調變寬度（PWM）來表現加速度值的變化，因此要外接一個調變電阻，用來決定脈波寬度，而讀取數位輸出需要用到 Microcontroller 的計數器功能來計算脈波寬度。

本系統將採用類比輸出的方式來獲得多組加速度器的感測值，雖然類比輸出需要外接電容及隨耦器，但因系統用的運算放大器(OP) IC 乃是 SMD 的包裝，內含 4 個低功率的 OP，因此電路面積仍然是相當的小，加上微控制器支援高達 8 個 ADC 通道，解析度高達 12bits，最快可在 5 $\mu$ S 完成一個通道的轉換，所以若是連續轉換 8 個類比訊號，也只要 40 $\mu$ S 即可，因此本系統採用類比輸入的方式來擷取姿勢感測訊號。圖 4-3 為 ADXL202 的接線方法，圖 4-4 則為 ADXL202

在不同重力下所感測到的感測電壓值。

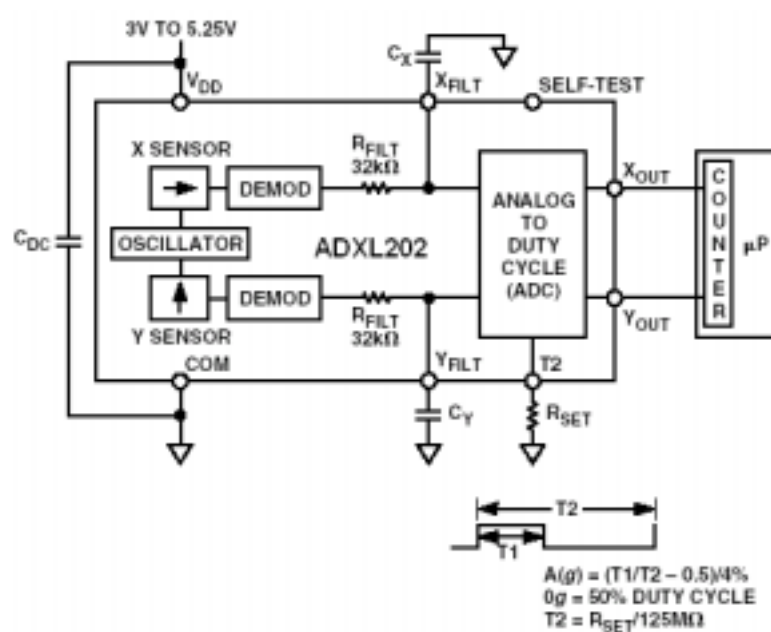


圖 4-3 ADXL202 接線方法[25]



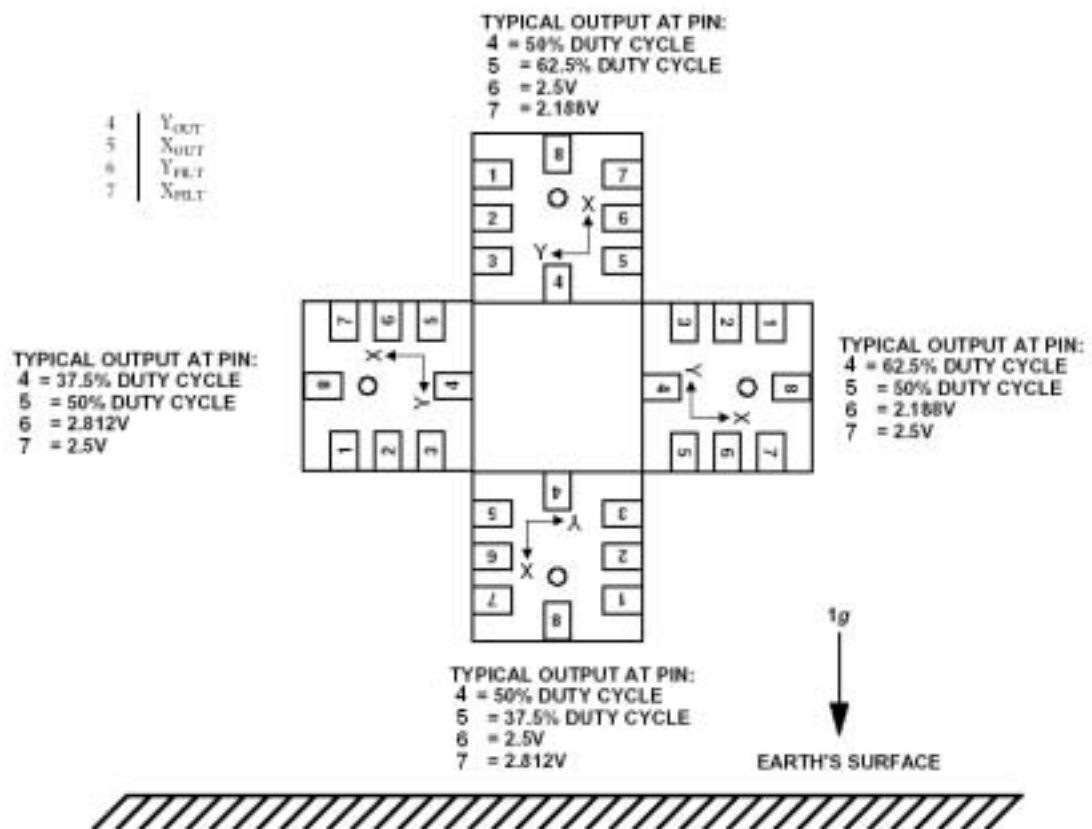


圖 4-4 ADXL202 在各種重力下的感測值[25]

#### 4-2-3 MSP430F149 微控制器

在 PDA-Based 系統中，我們採用 PIC16F877 微控制器做為資料擷取與 ADC 的主要架構。考慮 PIC16F877 的原因著眼於它有內建的 ADC 模組與 USART 模組，可以讓 PDA-Based 系統的電路設計較為簡便。如今 Microcontroller-Based 系統改採 MSP430F149 微控制器作為資料擷取與 ADC 的主要架構，表 4-1 為此兩顆微控制器的比較。

表 4-1 MSP430F149 與 PIC16F877 功能比較

型號 功能	MSP430F149	PIC16F877
包裝	SMD	DIP
電壓範圍	1.8~3.6V	2~5V
元件體積 (mm)	12.2×12.2×1.45	52.6×14.4×5.6
運算核心	16 bit RISC	8 bit RISC
I/O 埠	6 個	4 個
工作頻率	32K ~ 8M Hz	32K ~ 20M Hz
Watch Dog	有	有
16 Bit 計數器	2 組	1 組
USART	2 組	1 組
ADC	8 通道，12 bit 解析度	8 通道，10 bit 解析度
Flash ROM	60K × 8	8K × 14
RAM	2K Bytes	368 Bytes

由上表可看出，MSP430F149 與 PIC16F877 的功能極為相似，但因 MSP430F149 具有較多的 I/O 埠與較高解析度的 ADC，體積比 PIC16F877 小，最重要的是 MSP430F149 內含 2K 的記憶體容量，符合下一節將介紹的 Flash Memory 的需求，因此本系統改採以 MSP430F149 來做為資料擷取與轉換的系統核心。圖 4-5 為此晶片內的模組架構。

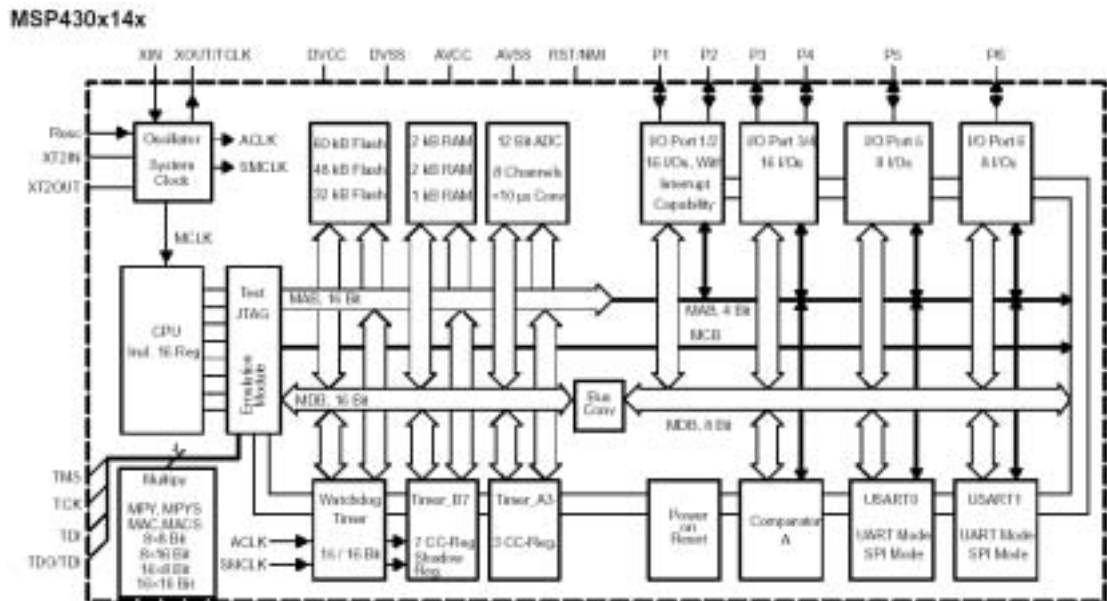


圖 4-5 MSP430F149 晶片模組架構[26]

由於 MSP430F149 的內建模組眾多，但本系統僅使用計數器及 ADC 這兩項內建模組功能，因此本節將只介紹系統應用到的兩種功能做進一步的說明。

### ➤ 計數器

MSP430F149 內建有 TimerA 與 TimerB 兩組的計時計數器，其控制模式共有上數(Up Mode)、連續計數(Continuous Mode)與上/下數(Up/Down Mode)三種計數模式。

### 1. Up Mode :

預先設定 CCR0 值，計數器開始向上計數後，當數至 CCR0 時，計數器會重新從 0 開始計數，並產生一個中斷訊號，如此循環下去。如圖 4-6 所示。

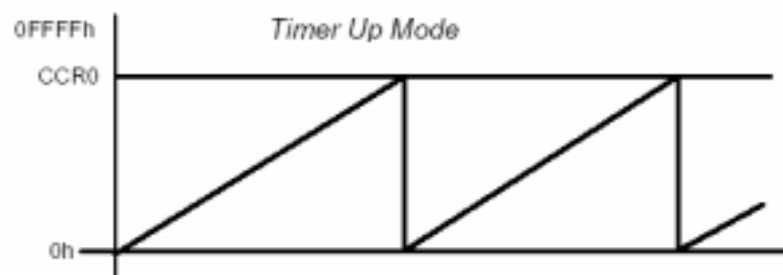


圖 4-6 Timer Up Mode[26]

### 2. Continuous Mode :

無須預先設定 CCR0 值，計數器開始向上計數後，當數至 0FFFFh 時，計數器會重新從 0 開始計數，並產生一個中斷訊號，如此循環下去。如圖 4-7 所示。

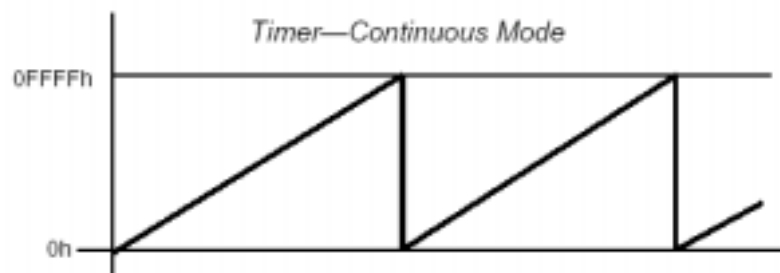


圖 4-7 Timer Continuous Mode[26]

### 3. Up/Down Mode :

預先設定 CCR0 值，計數器開始往上計數後，當數至 CCR0 值時，計數器會開始向下計數。當計數至 0 時，會產生一個中斷訊號，並又開始向上計數，如此循環下去。如圖 4-8 所示。

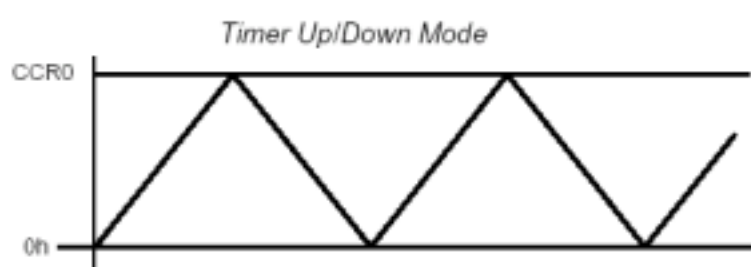


圖 4-8 Timer Up/Down Mode[26]

由於心電圖放大器的有效頻率範圍設定在 0.5Hz ~ 50Hz 之間，因此我們將 ECG 的取樣頻率設定在 200Hz，也就是每 5ms 需要對 ECG 訊號做一次的 ADC 轉換，所以計時器的 CCR0 值需設定為 5ms。5ms 等於多少 CCR0 值呢？這得根據 MSP430F149 外部的石英震盪器來決定，本系統選用 4MHz 的石英震盪器做為 MSP430F149 的主要工作頻率，因此每一個震盪週期為 250ns，所以 5ms 需震盪 20000 次，故本系統將採用 Up Mode 的計數方式來產生精準的時間中斷。當中斷產生時，系統將會進入中斷程式，執行驅動 ADC 硬體的中斷服務程式。

➤ 12 位元數位類比轉換 (12Bits ADC，以下簡稱 ADC12)

MPS430F149 內建的 8 通道，12-bits 解析度 ADC，具有以下特色(內部電路方塊如圖 4-9)：

1. ADC12 具有內建 12bits 的取樣保持電路 (Sample and Hold)。
2. 同時具有內部與外的的參考電壓可供選擇。
3. 可以選擇取樣與轉換的時脈來源。
4. 轉換結果會自動存到通道對應的專屬暫存器。
5. 轉換速度可高達 200 ksps。

除了上述的硬體特色外，ADC12 亦具有四種轉換順序模式，分別為：

1. 單通道單次轉換模式。
2. 多通道多次轉換模式。
3. 單通道多次轉換模式。
4. 多通道單次轉換模式。

由於 ECG 訊號與姿勢訊號的取樣時間不一相同，系統訂定 ECG 訊號的取樣頻率為 200Hz，而姿勢訊號的取樣頻率為 20Hz，因此當需要取樣 ECG 訊號時，將會採用單通道單次轉換模式；當需要取樣姿勢訊號的時候，將會採用多通道單次轉換模式。

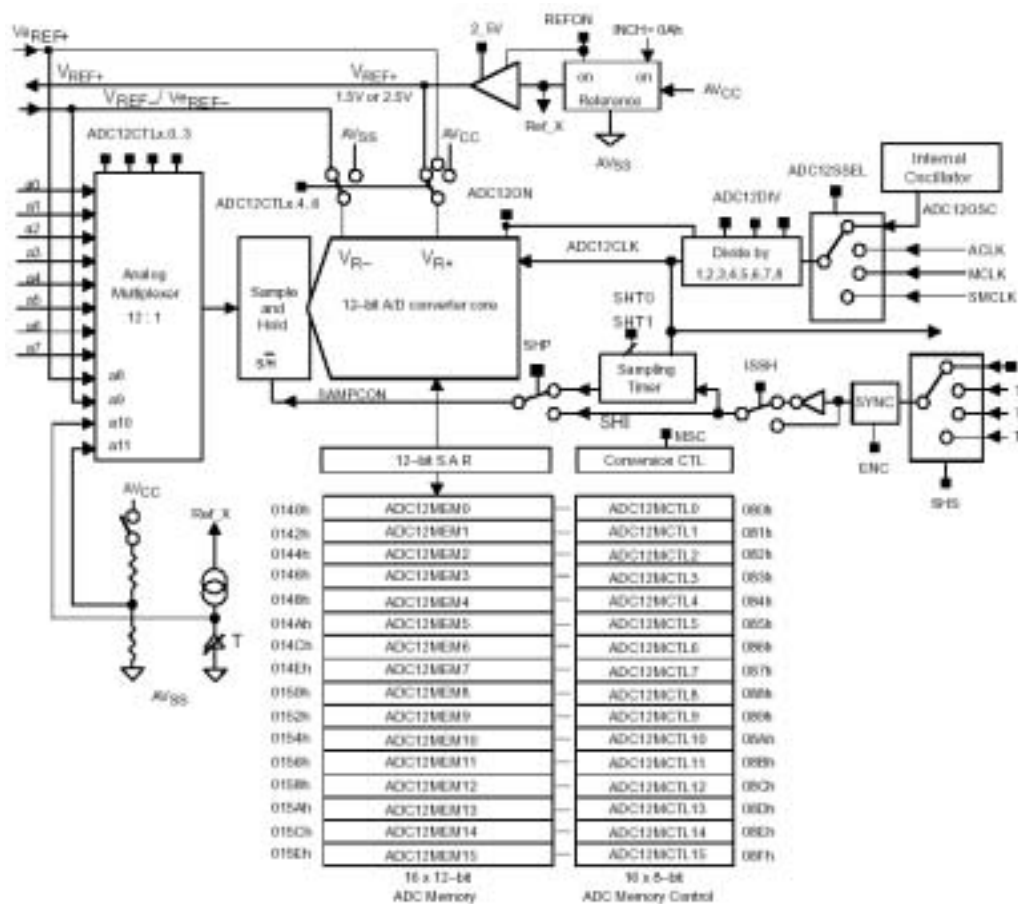


圖 4-9 ADC12 方塊圖[26]

#### 4-2-4 Compact Flash Memory

在快閃記憶體尚未問世之前，能儲存大量資料的裝置不外就是硬碟機、光碟片與 ZIP 磁碟片等這三種主流儲存媒體，但這三種裝置均無法應用在可攜式的系統中，因為這些裝置均需與電腦連接方能發揮作用，且它們的體積均過於笨重龐大，必須有充足的電源供給才能運作，且系統長處於隨時變動的環境下，很容易損壞。在以往，可攜式的系統只能透過傳輸線的方式，將資料傳輸到電腦上做儲存，無法做

到真正獨立的長時間紀錄儲存資料，這是因為沒有適當的儲存裝置可以選用。但這主要的困難，可因快閃記憶體的發明，而得到解決。

快閃記憶體 (Flash Memory) 是最近當紅的記憶裝置，它具有體積小，耗電量低，容量大的優點，且有各種的包裝規格出現在市場上，常見的有 Compact Flash (CF)、Smart Media (SM)、Multimedia Card (MMC)、Secure Digital (SD)、Sony 的 Memory Stick 等等，這些儲存裝置中，皆是使用 Flash Memory，而本系統將使用目前市面上流通最廣的 CF Card 做為主要儲存裝置。

CF Card 的讀取與寫入需要透過 CF Card Reader 來完成。圖 4-10 為 CF Card 內部方塊圖。在圖中可看出 CF Card 內部的除了 Flash Module(s) 外，還有一個 controller。這 Flash Module(s) 指的是 Flash Memory，而 controller 則是主機(Host)用來跟 Flash Memory 做為溝通的橋樑，因此從此圖可以得知，外界無法直接對 Flash Memory 下達讀寫的命令，僅能透過 CF Card 內部的 controller 來對 Flash Memory 做寫入與讀取的動作。由於目前市面上已販售許多 CF 卡的讀卡機，所以 CF Card 內容的讀取，即可藉由讀卡機來完成，故本系統將專注於如何將資料寫入到 CF Card 中。



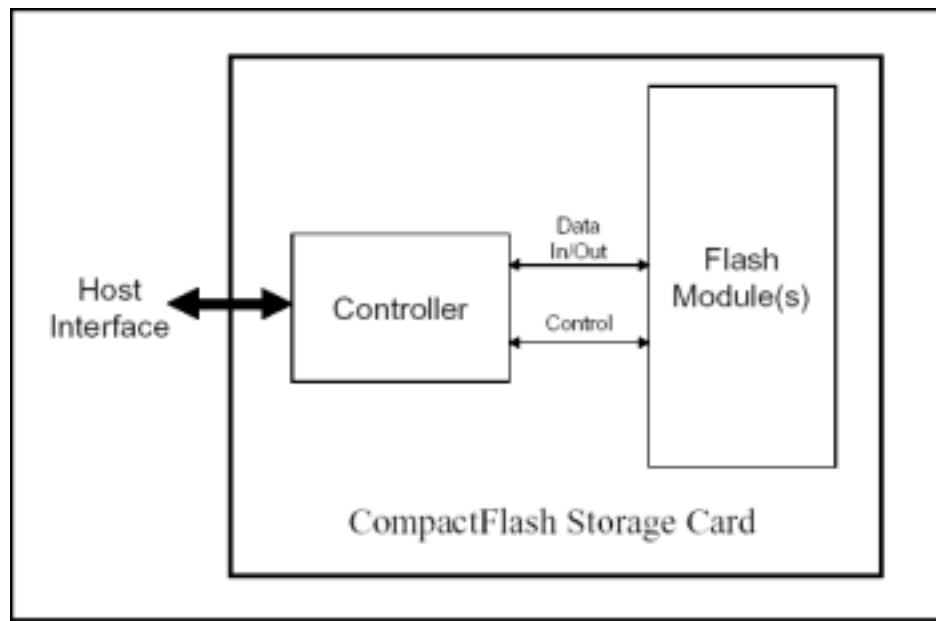


圖 4-10 CF Card 內部方塊圖[27]

在控制 CF card 之前，首先需對磁碟系統有所認識。因為 CF card 的控制器有兩種仿磁碟系統的控制模式，分別是 CHS mode 與 LBA mode，以下將對此兩種磁碟模式作逐一說明：

➤ CHS mode

圖 4-11 即為 CHS mode 磁碟系統。CHS 指的分別是磁柱 (Cylinder)、磁頭(Head)、磁區(Sector)所構成的磁碟系統，這是一般磁碟裝置的原始機械架構。只要設定 CHS 三個暫存器內容，便能將資料寫入到指定的記憶體位址上。磁柱、磁頭、磁區的換算方式為：

$$1 \text{ sector} = 512 \text{ bytes}$$

$$1 \text{ cylinder} = 2 \text{ heads} * 32 \text{ sectors}$$

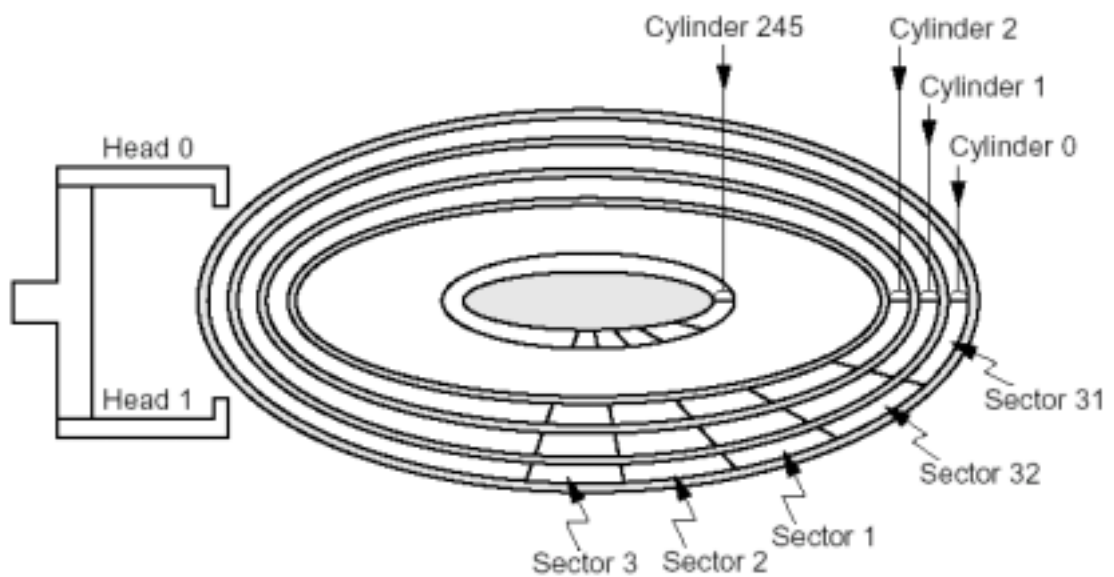


圖 4-11 CHS mode[27]

因此只要能知道磁頭與磁柱的數目，藉由上述公式便可算出磁碟的容量。以圖 4-11 這個單片雙面磁碟為例，它有 2 個 head，246 個 cylinder，套用公式後得到  $246 * 2 * 32 * 512 = 8,060,928$  (bytes)，相當於 8M 的容量。此外，若是圖 4-11 為單片單面磁碟，則只有 4M 的容量。

使用 CHS mode 的磁碟裝置，最多只能支援到 17G，這是因為 CHS 暫存器的長度限制，cylinder 最大定址為 65,536 ( 16bits )、head 為最大定址為 16 ( 4bits )、sector 最大定址為 32，套用公式後，得到的最大容量為  $65536 * 16 * 32 * 512 = 17.18G$ 。

➤ LBA mode

相較於 CHS mode 的複雜，LBA mode 則簡單許多。LBA 為 Logical Block Address 的縮寫，意思為虛擬區塊位址。它沒有麻煩 CHS 的設定，它將整個磁碟視為許多連續的 sector，並將這些連續的 sector 分配成位址的形式，如圖 4-12 所示。

在 cylinder = 0 head = 0 的 Front surface，sector 被 LBA mode 編為 LBA0 ... LBA31，在 cylinder = 1 head = 0 的 Front surface，sector 被 LBA mode 編為 LBA64 ... LBA63，在 cylinder = 1 head = 0 的 Front surface，sector 被 LBA mode 編為 LBA65 ... LBA95。整個磁碟被規劃成許多連續的 sector，只要設定 LBA address，便能將資料寫入指定的位址上。

由於 LBA mode 簡化到僅剩 sector，因此磁碟容量的計算僅只要計算 sector 數目即可。LBA mode 共有 28 條定址線（A00 ~ A27），可定址到  $2^{28}$  個 sector，所以 LBA mode 最大可支援  $2^{28} * 512 = 137\text{G}$ 。這樣的容量已滿足當下對儲存媒體的容量需求，且位址設定上較為簡易。故本系統將用 LBA mode 對 CF Card 做寫入控制。

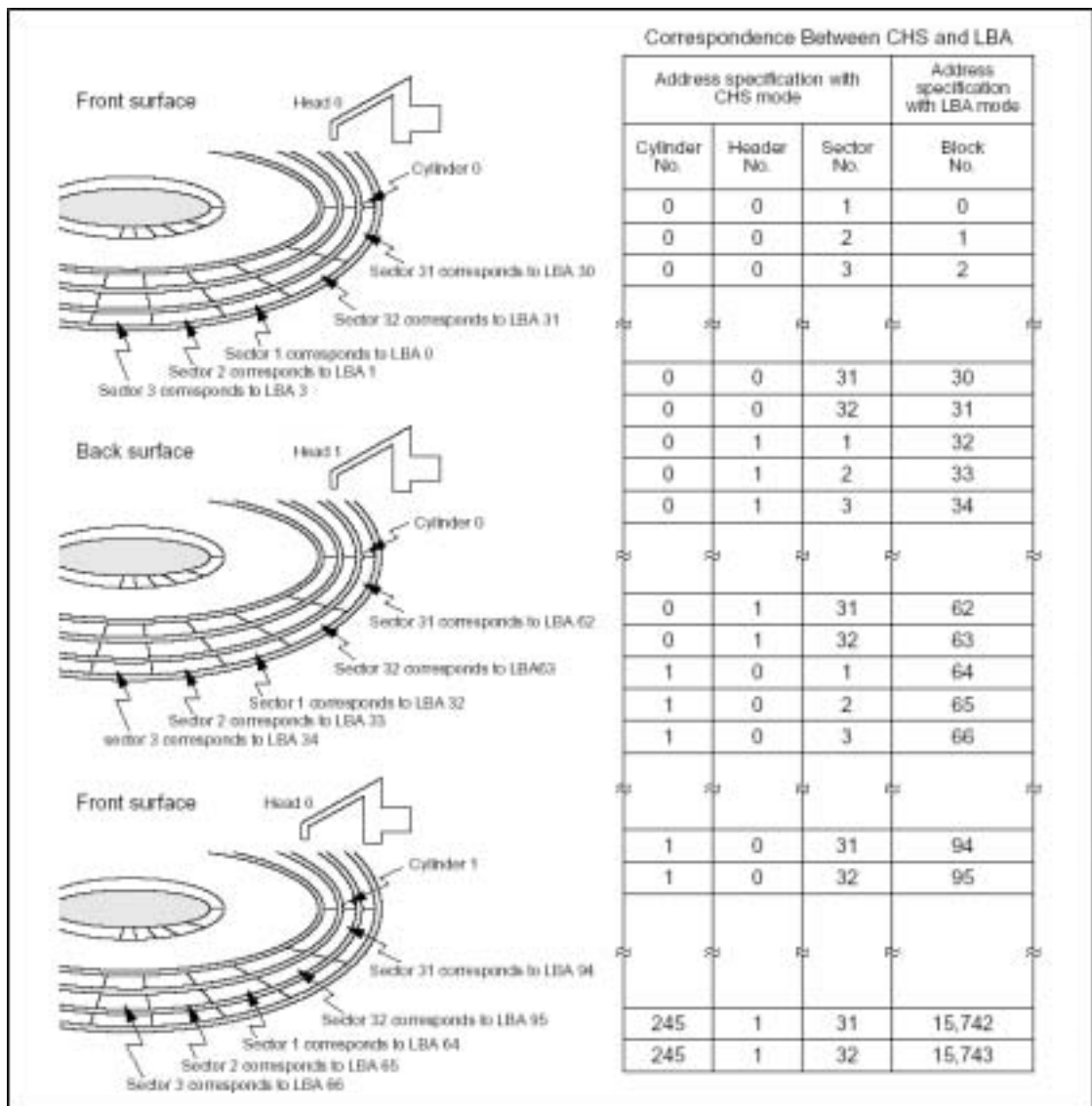


圖 4-12 LBA mode[27]

CF 卡內的控制器，需藉由對控制器下指令的方式，才能將資料順利的寫到 Flash Memory 中，所以系統必須藉由 MSP430F149 微控制器的 I/O 埠與 CF 卡控制器的控制腳位連接，才能對 CF 卡下達控制命令。圖 4-13 為 Hitachi Flash Cards 手冊上提供的接線方法。

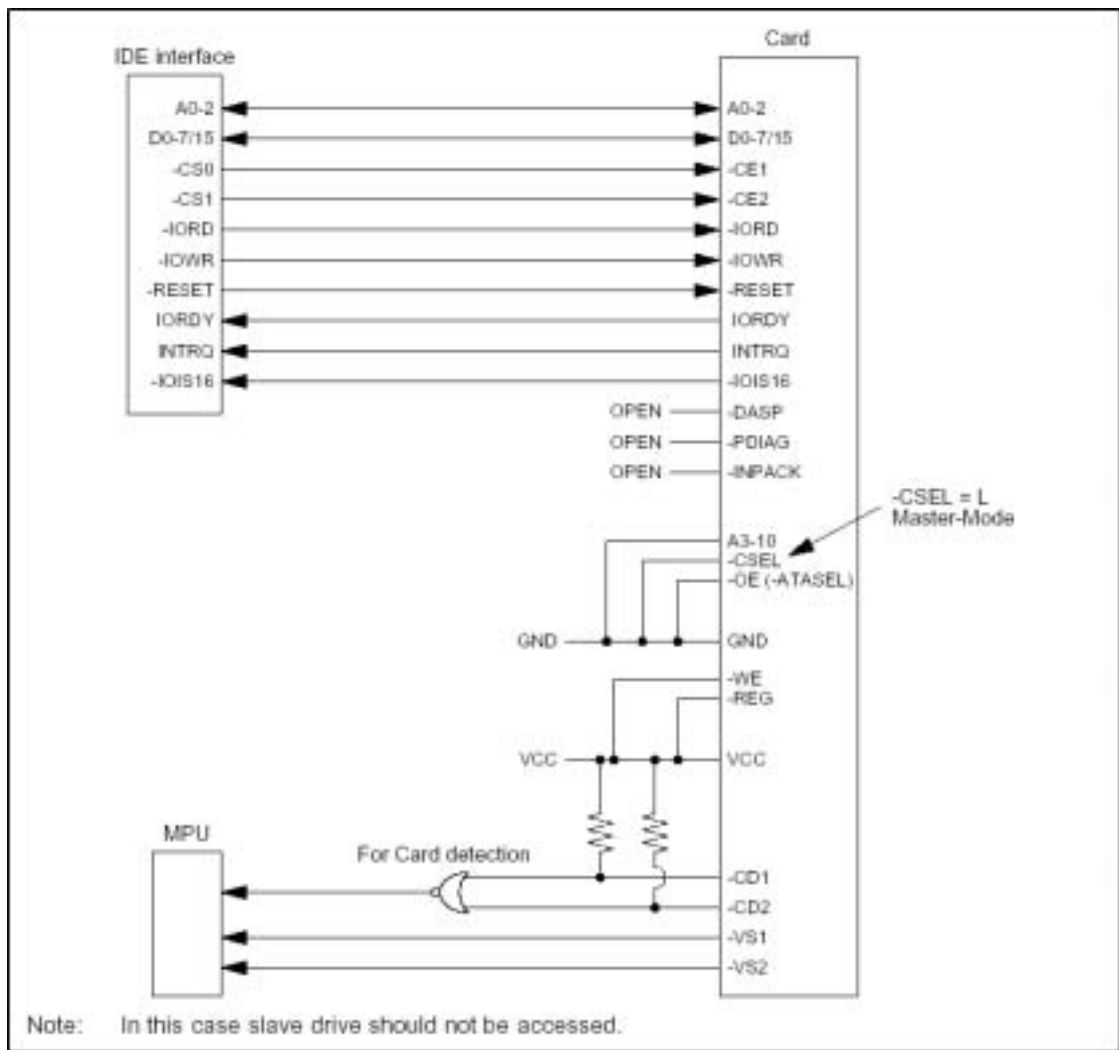


圖 4-13 CF 卡的接線方法[27]

CF 卡的控制接腳高達 50 支，手冊上提供的接線方法為 True-IDE 模式，僅需連接 A0~A2、D0~D15、 $\overline{\text{CE1}}$ 、 $\overline{\text{CE2}}$ 、 $\overline{\text{IORD}}$ 、 $\overline{\text{IOWR}}$ 、 $\overline{\text{RESET}}$  及其他必要的 GND 與 VCC 接線即可。 $\overline{\text{CE1}}$ 、 $\overline{\text{CE2}}$ 、A0~A2 是在 True-IDE mode 下的用來設定工作檔案暫存器 (Task File Registers) 的內容， $\overline{\text{IORD}}$  是讀取控制線， $\overline{\text{IOWR}}$  寫入控制線， $\overline{\text{RESET}}$  重新啟動訊號控制線。工作檔案暫存器的內容如圖 4-14 所示。

-CE2	-CE1	True-IDE Mode I/O map A2 to A0	Task file register
1	0	0H	Data register
1	0	1H	Error/feature register
1	0	2H	Sector count register
1	0	3H	Sector number register
1	0	4H	Cylinder low register
1	0	5H	Cylinder high register
1	0	6H	Drive head register
1	0	7H	Status/command register
0	1	6H	Alternate status/device control register
0	1	7H	Drive address register

圖 4-14 Task File Registers at True-IDE mode[27]

這些指令稱為 ATA command。通常 ATA command 有多達 30 個命令，都是操控磁碟的各種功能，如加密功能、開機功能等等。本系統用到的指令僅有寫入這個基本指令。以下將介紹圖 4-15 各 Register 的用途說明。

	bit7	bit6	bit5	bit4	bit3	bit2	bit1	bit0
Feature Register	Features							
Sector Count Register	Sector count							
Sector Number Register	Logical block address A07 to A00							
Cylinder Low Register	Logical block address A15 to A08							
Cylinder High Register	Logical block address A23 to A16							
Drive Head Register	1	LBA = 1	1	DRV	Logical block address A27 to A24			
Command Register	Command							

圖 4-15 CF Card 控制暫存器[27]

Featrue Register：在 True-IDE 下無作用。

Sector Number Register：設定 LBA A00 ~ A07 位址線

Cylinder Low Register：設定 LBA 的 A08 ~ A15 位址線

Cylinder Low Register：設定 LBA 的 A16 ~ A23 位址線

Drive Head Register：設定 LBA 的 A24 ~ A27 位址線，並選擇模式。

Command Register：設定控制指令。

控制 CF Card 的寫入流程如圖 4-16。

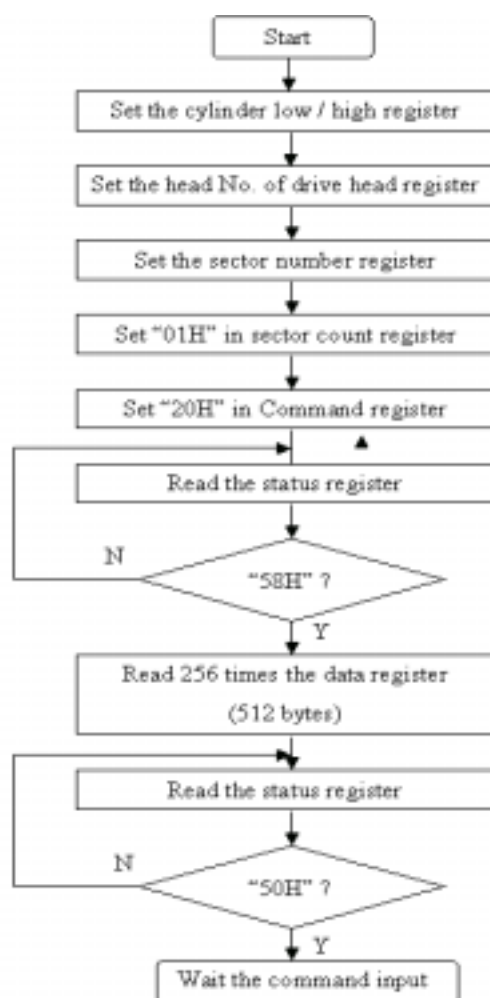


圖 4-16 CF Card 寫入流程[27]

Step 1. 設定 A00 ~ A27。將 Head Register 的 bit6 設為 1，這是因為本系統選用的是 LBA mode。將 Sector Counter 設為 01H，代表每次只寫入 1 個 sector。

Step 2. 將 Command Register 設為 30H。

Step 3. 檢查 Status Register 是否為 58H。

Step 4. 連續寫入 512 Bytes 到 Data Register。

Step 5. 檢查 Status Register 是否為 50H。

### 第三節 軟體設計

MSP430F149 的程式主要分成兩大部份來設計，第一是心電訊號與姿勢訊號的 ADC 轉換，第二是將資料寫到 CF 卡中。在程式設計之前，要先規劃好系統的需求。於心電訊號方面，由於 ECG 放大器已經濾除 50Hz 以上的心電訊號，而保留 50Hz 以下的訊號，因此 ECG 訊號的有效頻率為 50Hz，由 Nyquist 定理，取樣頻率需大於等於原始訊號，故本系統將以 200Hz 的取樣頻率對 ECG 訊號取樣。於人體姿勢訊號方面，由於人體的活動在靜態下的變化幅度有限，因此本系統將以 20Hz 的取樣頻率對加速度感測器進行取樣。

至於 CF Card 的寫入方面，由於 CF Card 的寫入限制，每次的寫入均以 Sector 為單位，無法以單 Byte 方式寫入，故需先將 ADC 轉換



後的資料儲存到 MSP430F149 的記憶體中，也就是資料需先累積到 512Byte 方能寫入 CF Card 中。整個資料的擺放方式如圖 4-17。

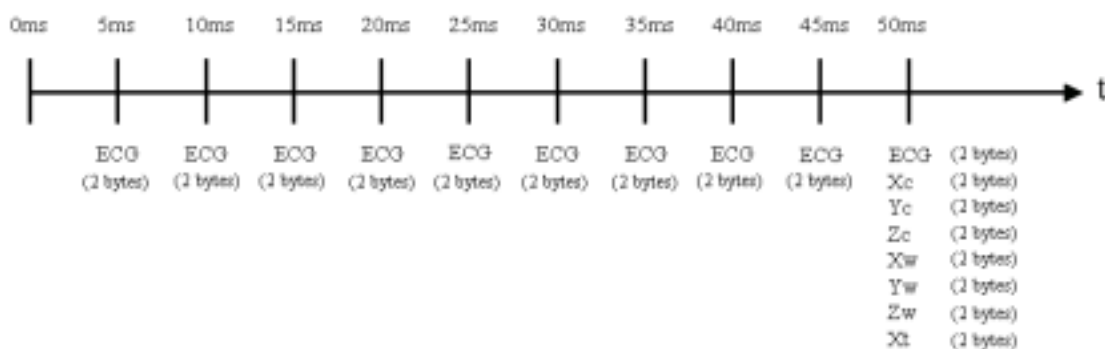


圖 4-17 資料擺放方式

因為 ECG 的取樣頻率為 200Hz，意即為每 5ms 要對 ECG 做 ADC 轉換，每次 ECG 轉換後對得到 2 bytes 的資料，這是因為 MSP430F149 的內建 ADC 的解析度為 12 bits 的緣故。故時間從 0ms 到 45ms 時，都是在做 ECG 的 ADC 取樣。由於姿勢訊號的取樣頻率為 20Hz，即為 50ms，所以當時間到達 50ms 時，程式會同時做 ECG 與 7 個姿勢訊號的 ADC 轉換。Xc、Yc、Zc 分別代表胸部加速度感測器所傳回的 X、Y、Z 軸的加速度感測量；Xt 代表腿部加速度感測器所傳回的 X 軸的加速度感測量；Xw、Yw、Zw 分別代表腰部加速度感測器所傳回的 X、Y、Z 軸的加速度感測量。

由圖 4-14 可知，每 50ms 即可紀錄到一個完整的 ECG 與姿勢訊號資料，故我們以每 50ms 為一週期單位。50ms 可紀錄 10 個 ECG 訊

號與 7 個姿勢訊號，所以共有  $10 * 2 + 7 * 2 = 34$  Bytes 的資料。由於 CF 卡需連續寫入 512Bytes，故  $512 / 34 = 15 \dots 2$ ，所以要寫滿 512Bytes 的資料需要 15 個 50ms，即一個 Sector 可紀錄  $15 * 50\text{ms} = 750\text{ms}$  的資料，剩餘的 2 個 byte，系統將用來表示該 Sector 是屬於哪個 LBA address 的資料，但是 2 Byte 的資料長度，只能表示到 65536 個 Sector，即  $65536 * 750\text{ms} = 49151.25 \text{ s} = 13 \text{ 小時 } 39 \text{ 分鐘 } 11.25 \text{ 秒}$ ，容量為  $65536 * 512 = 32\text{M Byte}$ 。2 Bytes 的定址長度雖可使系統紀錄長達將近 14 小時的紀錄時間，但距期望能做到 24 小時的心電紀錄需求來說，仍有不足之處。為能達到 24 小時的記錄時間，系統將 16bit 的定址擴展到 20bit 的位址，這多出來的 4bit 是借用 ADC 的剩餘位元，因為 ADC12 轉換後只有 12bits 的有效資料，其高半位元 bit15~12 則為無效資料，因此可以借用來擴展檔頭位址資料。如圖 4-18 所示，前 4 Byte，即 33 22 01 10，在閱讀上，應讀為 1 22 33。這 20 bits 是用來記錄此 512 Bytes 的資料是 CF 卡何段 Sector 的位址。用此 20bits 可算出該 sector 的記錄時間區間，其公式為：

$$\text{Time} = n \times 0.75 \sim (n+1) \times 0.75 \quad 4-1$$

以 1 22 33h 為例， $12233\text{h} = 74291$ ，則此段資料為時間 55718.25 ~ 55719 秒的資料。而 01 00 代表的是存放 ECG 訊號的位置，02 00、

03 00、04 00、05 00、06 00、07 00、08 00 分別代表的是加速度 Xc、Yc、Zc、Xt、Xw、Yw、Zw 的訊號。

	LBA 檔頭	高半位元	ECG 訊號	姿勢訊號
00000000h:	33 22	01 10	01 00 01 00 01 00 01 00 01 00 01 00	
00000010h:	01 00 01 00 01 00	02 00 03 00 04 00 05 00 06 00		
00000020h:	07 00 08 00 01 00 01 00 01 00 01 00 01 00			
00000030h:	01 00 01 00 01 00 01 00 02 00 03 00 04 00 05 00			
00000040h:	06 00 07 00 08 00 01 00 01 00 01 00 01 00 01 00			
00000050h:	01 00 01 00 01 00 01 00 01 00 02 00 03 00 04 00			

圖 4-18 資料擺設配置

圖 4-19 為本系統完成後的 ECG 放大電路與腰部三軸加速度計

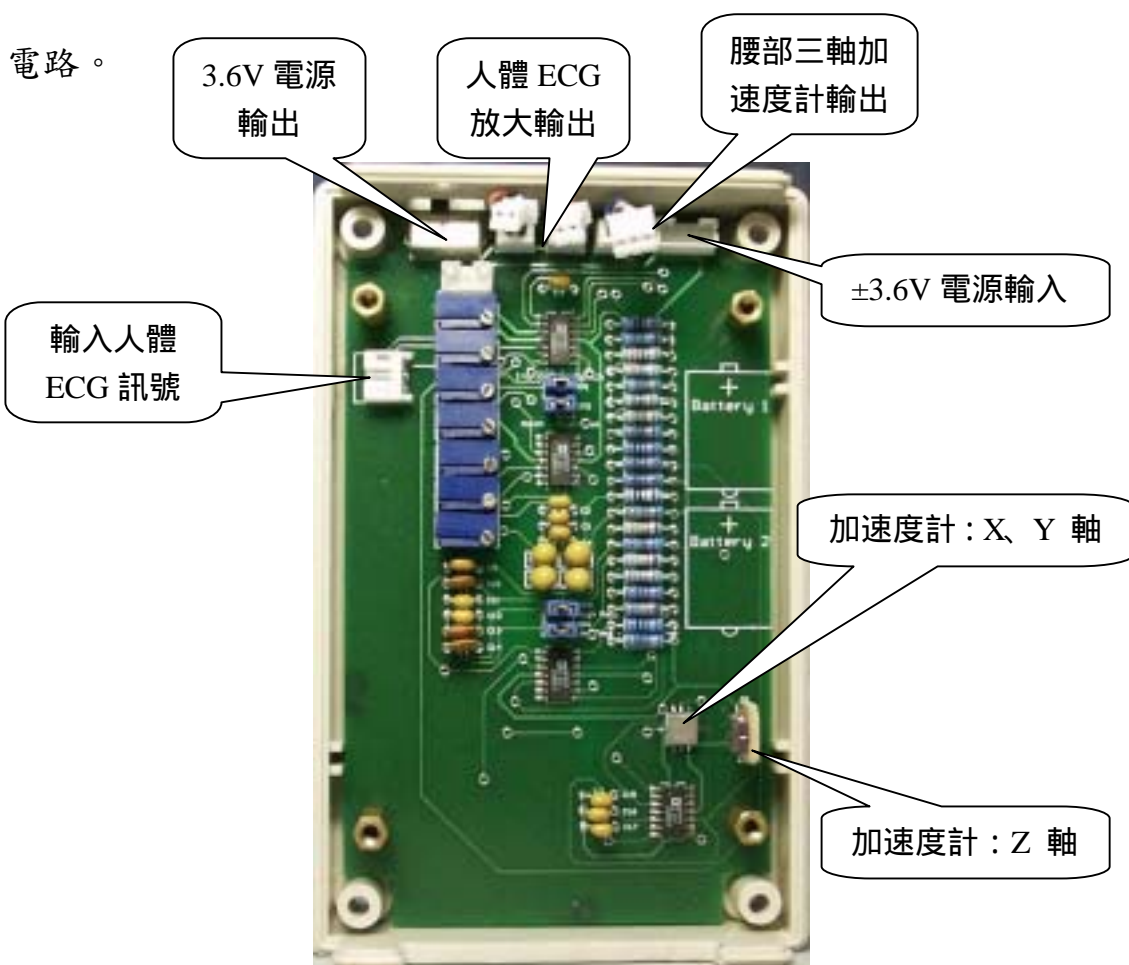


圖 4-19 ECG 放大器與腰部三軸加速度計電路

圖 4-20 為完成後的微控制器與 CF 卡介面電路。

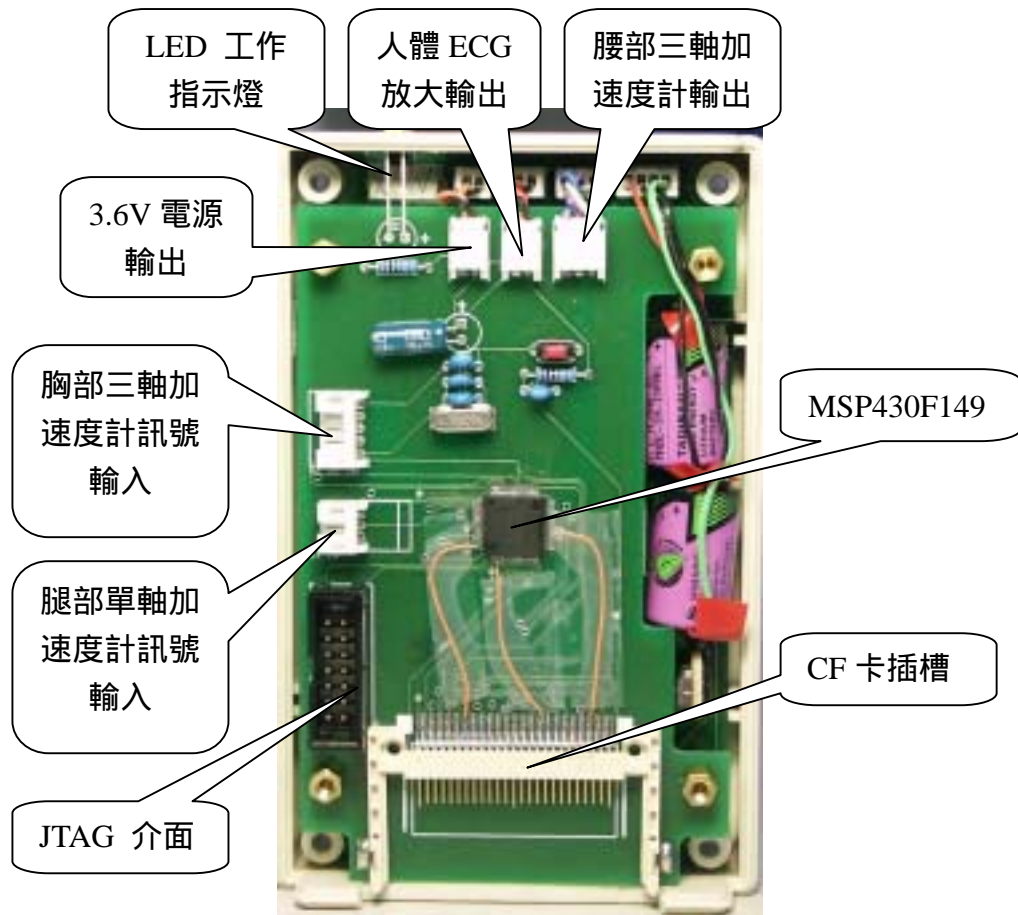


圖 4-20 微控制器與 CF 卡介面電路

圖 4-21 與圖 4-22 分別為本系統實際量測人體活動姿勢與心電訊號在人體上胸部與腿部的貼附位置。

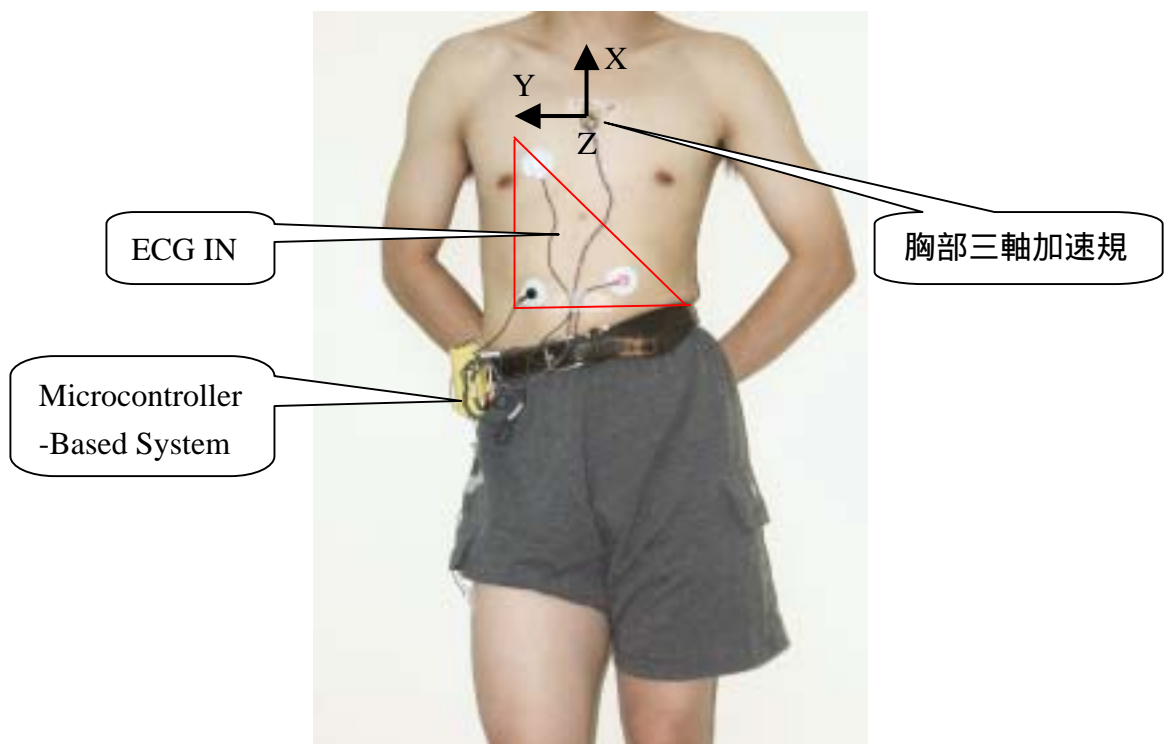


圖 4-21 胸部加速規貼附位置

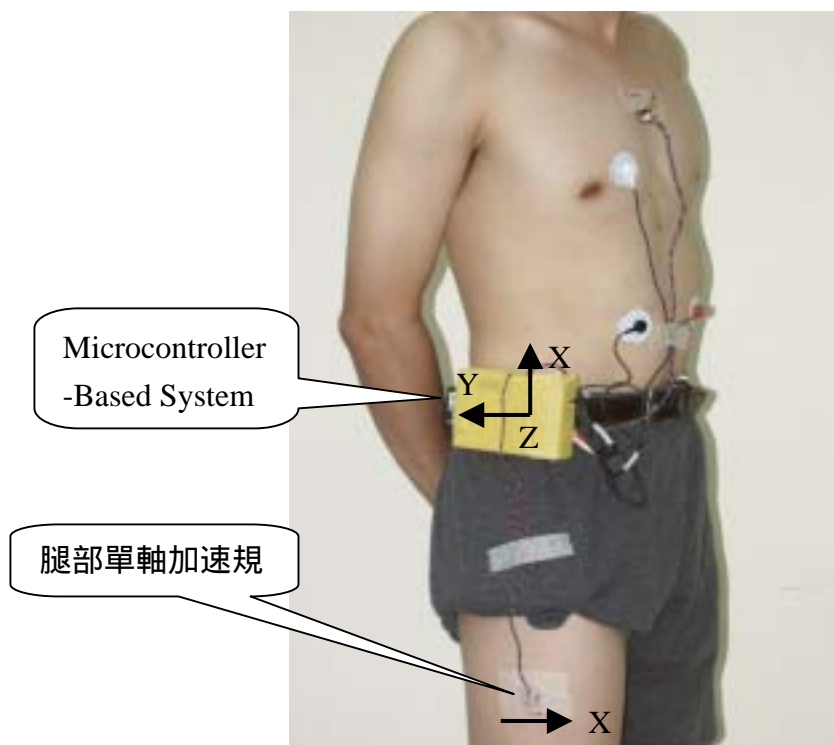


圖 4-22 腿部加速規貼附位置

## 第五章 系統效能評估與結果

### 第一節 姿勢辨認分析

#### I. PDA-Based System

本系統的姿勢辨認分析演算法為參考 K.Aminian 在 1999 年提的方法所修改而來[23]。如圖 5-1 所示，系統將貼附於胸部的加速度感測器命名為  $a_c$ ，將貼附於大腿上的加速度感測器命名為  $a_t$ 。以下所述的演算法則均是在 Matlab 下所完成。

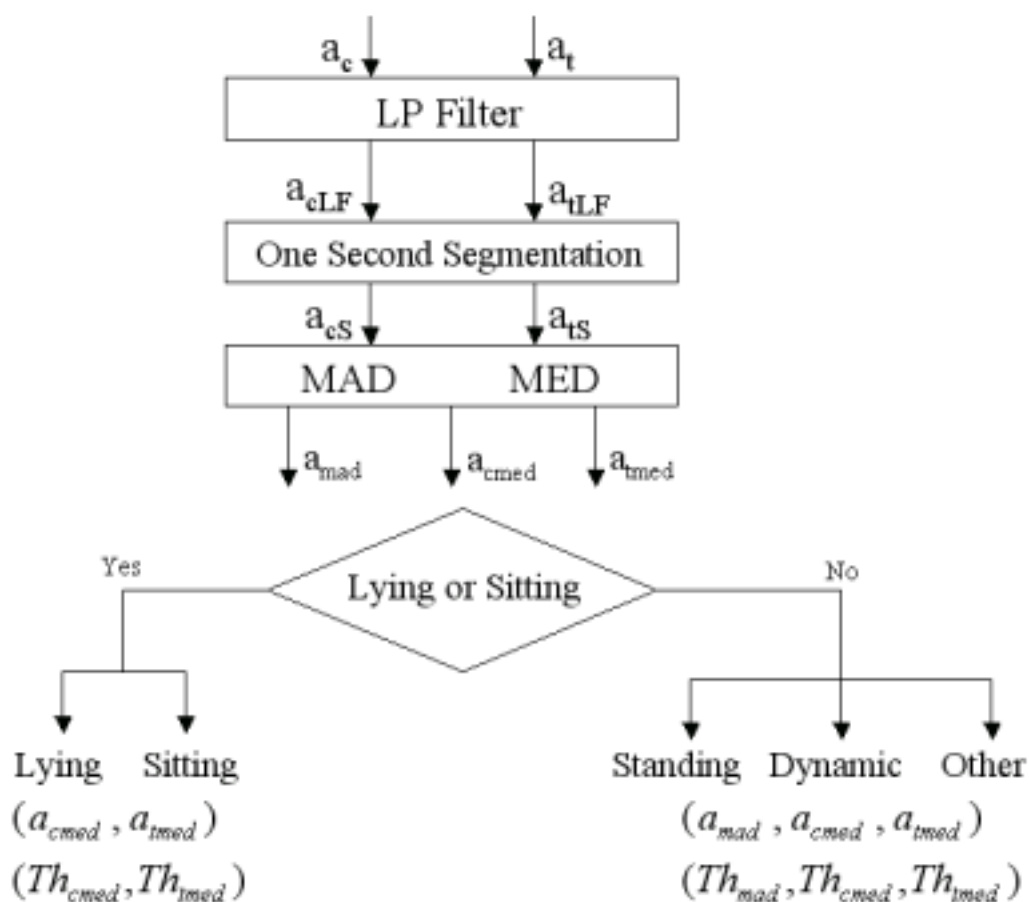


圖 5-1 姿勢辨認分析演算法

首先  $a_c$  與  $a_l$  訊號，先經過一個低通濾波器(Low Pass Filter)，該濾波器的截止頻率設定在 0.5Hz，由於在人體靜態活動下，身體的擺幅變化不大，因此藉由低通濾波器來濾除偶發的高頻訊號。 $a_c$  與  $a_l$  訊號經過低通濾波後，分別變成  $a_{cLF}$  與  $a_{lLF}$  訊號。由於  $a_c$  與  $a_l$  的取樣頻率為 125Hz，意即每秒有 125 個資料，每個資料為每隔 8ms 的姿勢變化，但是人體姿勢變化不可能有如此快的變化，因此系統將以每 125 筆資料的平均做為每秒的代表值，舉例來說，若有一紀錄 3 秒鐘的  $a_c$  姿勢資料，其總數應有 375 筆。One Second Segment 的演算法則會計算第 1~125 筆的平均值，做為第一秒姿勢的代表值，第 126~250 筆資料的平均值做為第二秒姿勢的代表值，第 251~375 筆資料的平均值做為第三秒姿勢的代表值。 $a_{cLF}$  與  $a_{lLF}$  經過 One Second Segment 計算後會分別命名為  $a_{cS}$  與  $a_{lS}$ 。

資料經過 One Second Segment 計算後，會接著進行 MED 與 MAD 的計算。MED 則是指中間值 (Median Value)，而 MAD 是指平均絕對誤差(Mean Absolute Deviation)，經過 MAD 計算後到的數值為量測資料與平均值差距絕對值的平均。MAD 的計算公式為 5-1 式。下式中  $n$  為資料總筆數， $x_i$  為第  $i$  筆資料， $\bar{x}$  為所有  $n$  筆資料的平均數。

$$MAD = \sum_{i=1}^n \frac{|x_i - \bar{x}|}{n} \quad 5-1$$

$a_{cS}$  與  $a_{tS}$  經 MED 計算後，分別得到  $a_{cmed}$  與  $a_{tmed}$ ， $a_{cS}$  與  $a_{tS}$  經 MAD 計算後，分別得到  $a_{cmad}$  與  $a_{tmad}$ ，而  $a_{mad}$  則為  $a_{cmad}$  與  $a_{tmad}$  的加總，即  $a_{mad} = a_{cmad} + a_{tmad}$ 。計算 MED 的用意在於分別求出胸部及腿部加速度的在活動姿勢下的中值，而計算 MAD 則是求出人體活動的變化程度。MAD 值小的話，代表與平均值接近，可視為活動平緩，反之，若 MAD 值大的話，代表與平均值偏離甚遠，可視為活動劇烈。在求出  $a_{cmed}$ 、 $a_{tmed}$  與  $a_{mad}$  後，分別再各求其平均值並加以權重，可得到  $Th_{cmed}$ 、 $Th_{tmed}$ 、 $Th_{mad}$ 。這三值將用來做為辨識姿勢的依據。以下將以一實際的實驗紀錄，來說明辨識法則。

圖5-2 為連續紀錄人體姿勢加速度變化與辨識結果。本實驗設計的姿勢順序為：仰姿6分鐘，坐姿5分鐘，站姿5分鐘，活動4分鐘，共計20分鐘，即1200秒。由圖中可看出  $a_{cmed}$  與  $a_{tmed}$  分別在躺姿、坐姿與站姿有的明顯的差異，因此可以藉由這些獨特的差異來當做辨識姿勢狀態的參考。辨識方法如下：

若  $a_{cmed} > Th_{cmed}$  且  $a_{tmed} < Th_{tmed}$  者，為仰姿

若  $a_{cmed} < Th_{cmed}$  且  $a_{tmed} < Th_{tmed}$  者，為坐姿

若  $a_{cmed} < Th_{cmed}$  且  $a_{tmed} > Th_{tmed}$  且  $a_{mad} < Th_{mad}$  者，為站姿



若  $a_{cmed} < Th_{cmed}$  且  $a_{tmed} > Th_{tmed}$  且  $a_{mad} > Th_{mad}$  者，為動態

若以上皆否者，為其他無法辨識的狀態。

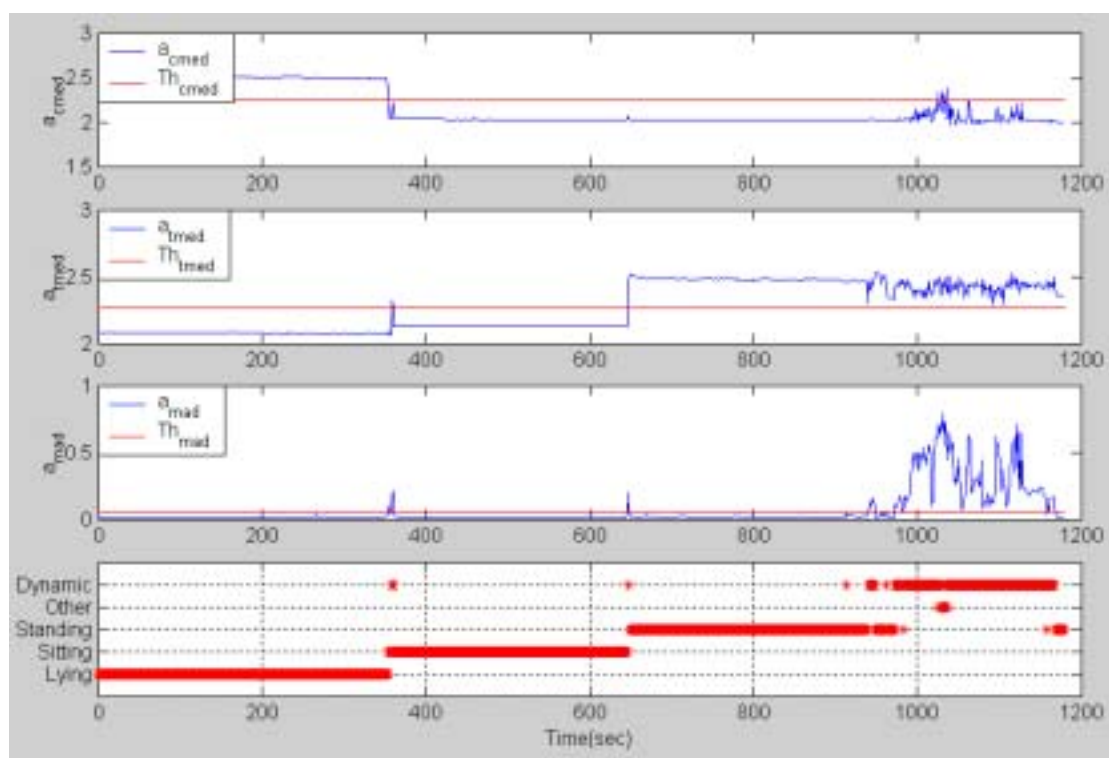


圖5-2 連續紀錄人體姿勢加速度變化

## II. Microcontroller-Based System

本系統的姿勢辨認與PDA-Based姿勢辨認方法相同，仍是計算各個加速度計的MED與MAD值，再從中求取各MED值與MAD值的臨界值。圖5-3為預設安排的姿勢變化，所得到胸部及腿部加速度計的記錄結果。其預設的姿勢依序為平躺兩分鐘，左側臥躺兩分鐘，平躺兩分鐘，右側臥兩分鐘，平躺兩分鐘，坐姿兩分鐘，站姿兩分鐘，活動兩分鐘，共計16分鐘。從這預設的姿勢變化，加上MED 與MED的臨

界值，做為判斷姿勢的參考(圖5-4)。Xc\_med、Yc\_med、為胸部加速度計X、Y軸的MED值；Xt\_med為腿部加速度計X軸的MED值；a\_ct\_mad為胸部與腿部加速度計的MAD總和；Th\_Xc\_med、Th\_Yc\_med\_H、Th\_Yc\_med\_L為胸部MED的臨界值；Th\_Xt\_med為腿部MED的臨界值；Th\_ct\_mad為a\_ct\_mad 的臨界值。

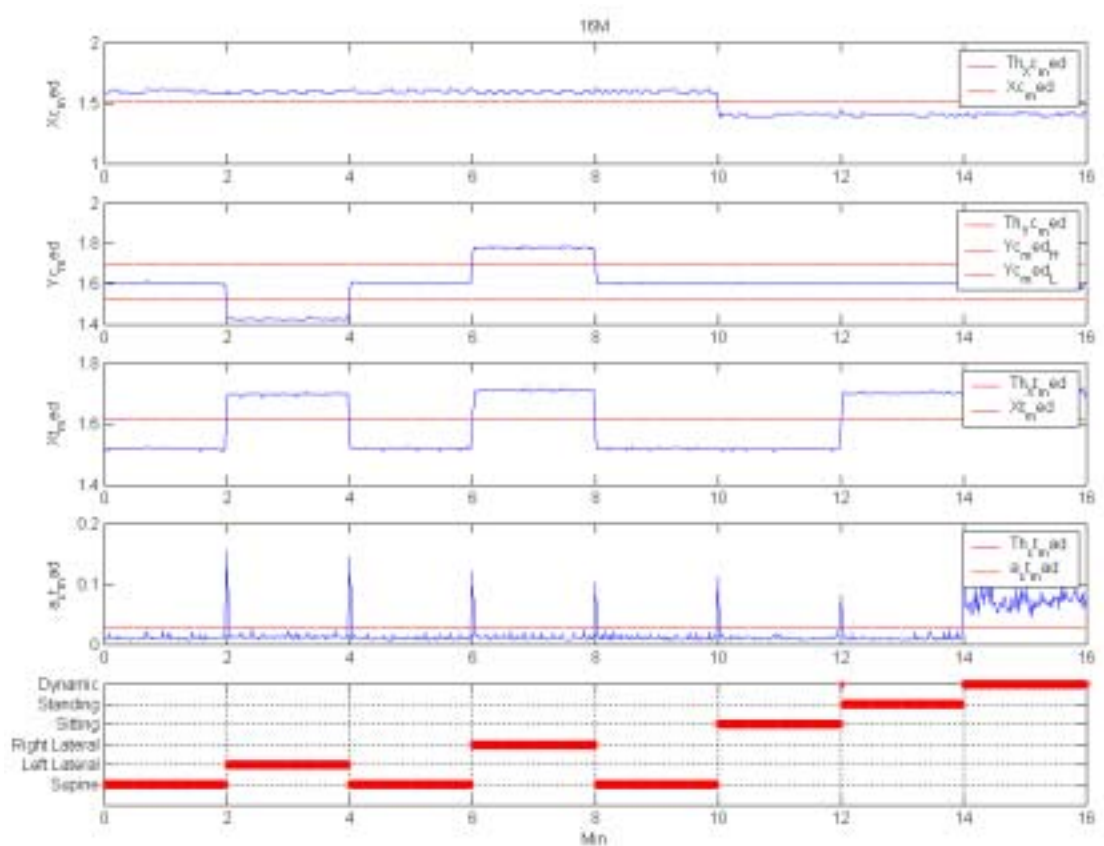


圖5-3 預設姿勢下三軸加速規的記錄結果

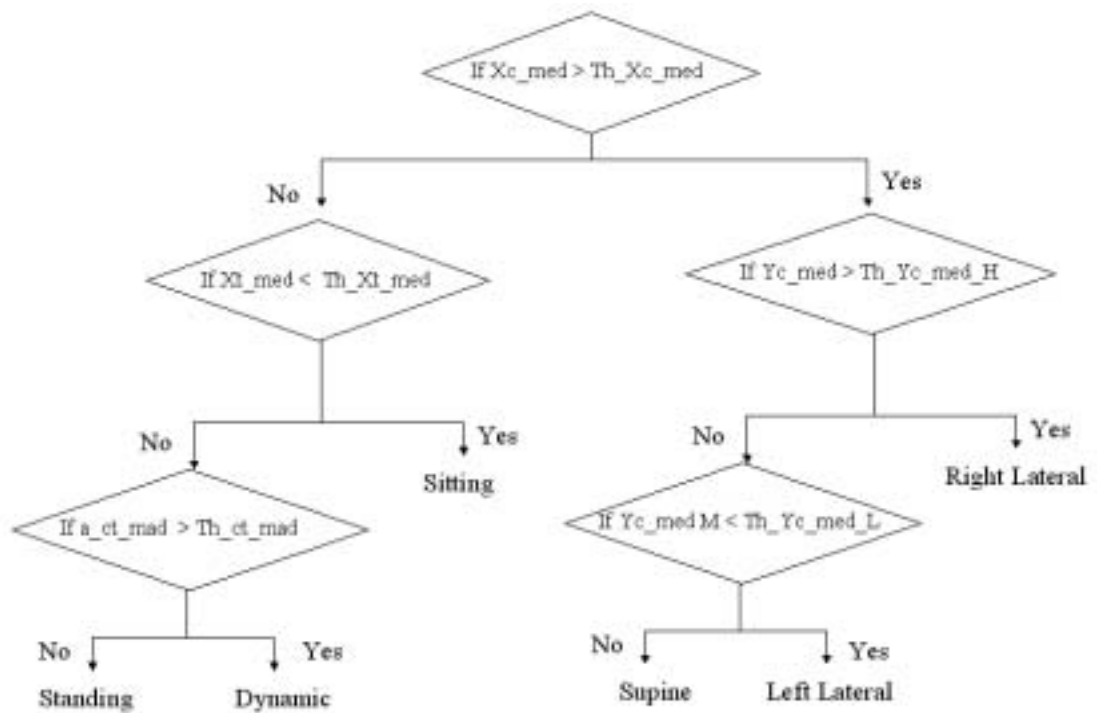


圖5-4 三軸加速規姿勢辨識方法

圖5-5與圖5-6分別為兩位受測者在連續24小時且不預設活動狀態下的活動辨認結果。起始量測的時間約為晚間9點。從此兩圖中可看出在晚上的時間，大部分的時間都是為平躺的狀態，較合乎一般睡眠的時間，而在上午時，則開始活動。在平躺的時候，有些許混雜他種姿勢，這可能是因為其平躺的姿勢有所變動的緣故，此乃因為辨識法則的不足，僅能針對定義上的姿勢做分類所致。

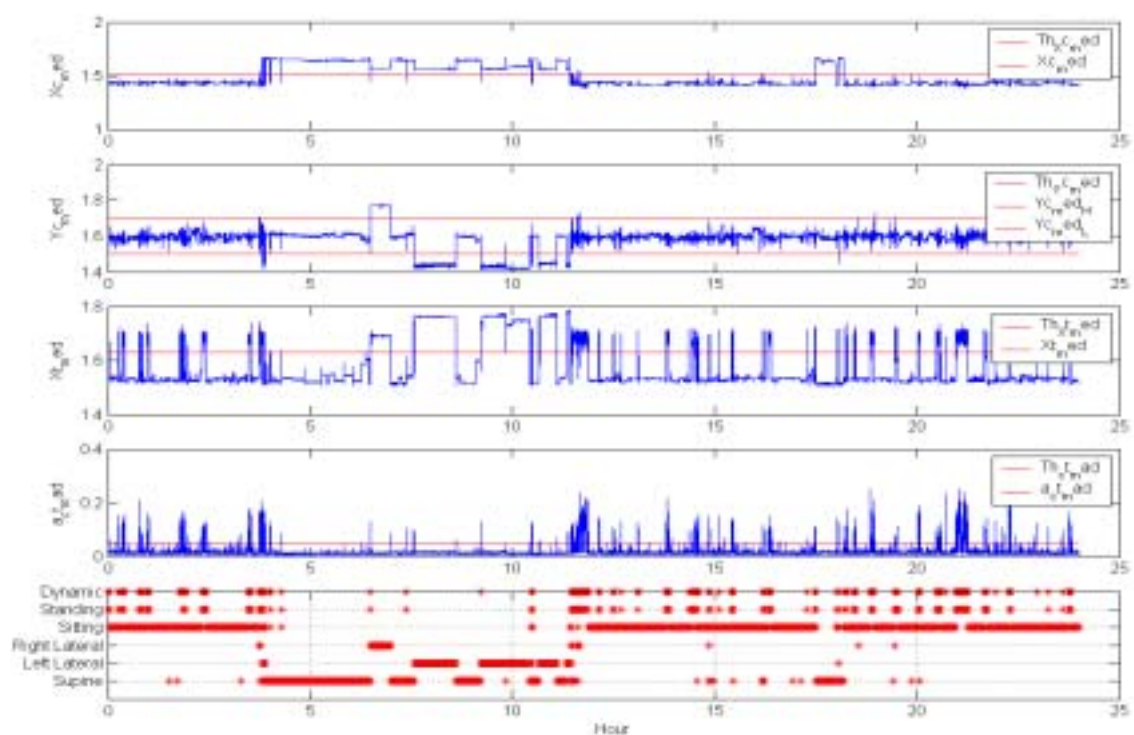


圖5-5 受測者1的辨識結果

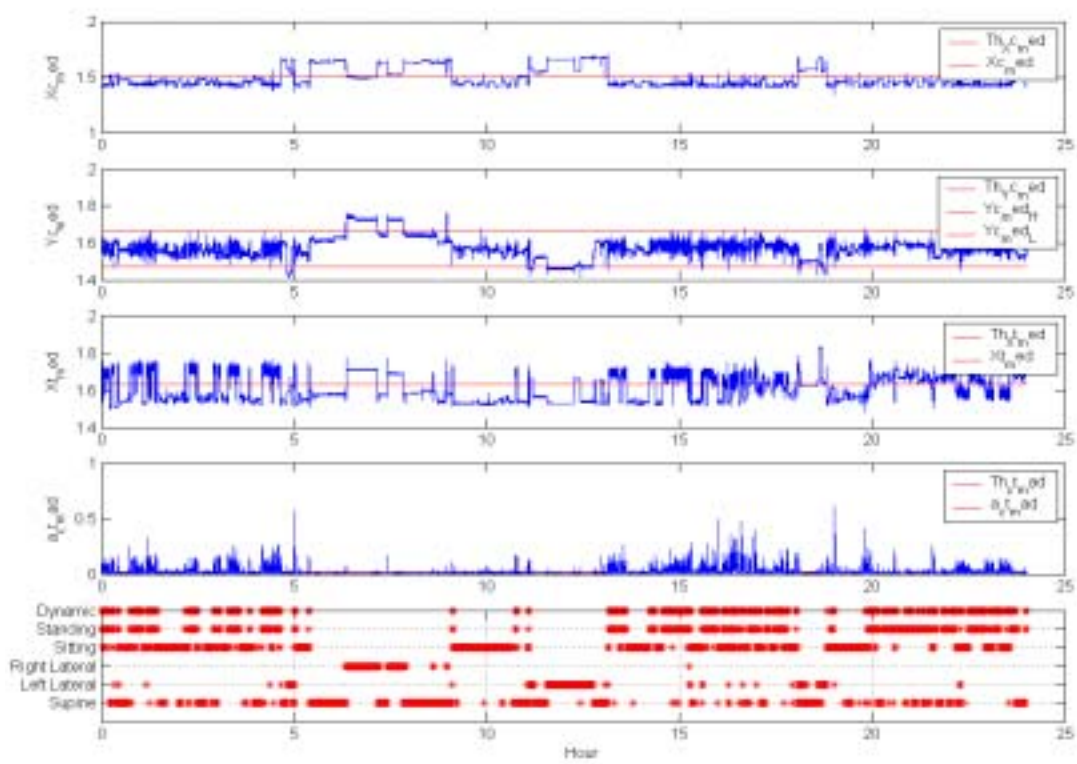


圖5-6 受測者2的辨識結果

## 第二節 心電訊號分析

本論文對心電圖的QRS波偵測方法採用Tompkins[28]的QRS自動偵測法則，其原理是利用QRS波的波形特性，如振幅、寬度與斜率等作分析。首先先做濾波，微分、絕對值與視窗平均法。ECG訊號經過中心頻率為17Hz的帶通濾波器 (Band Pass Filter) 降低 P 波與 T 波的振幅後，則 QRS 波相對於其他部分的訊號會變的明顯許多，但為了再將 QRS 波強化，心電訊號須再經過微分的計算，以消除 P 波與 T 波對 QRS 波偵測上的影響。最後再將訊號取絕對值與視窗平均的運算，將可得到每個 QRS 波所對應到的峰值。再利用適當的臨界值，將可正確的偵測到 R 波的發生點。雖然訊號在處理的過程中，會造成訊號產生些許的相位差，但相對R波的時間間距也因為非絕對的發生時間，故處理過程的相位差並不會造成研究上的差異。

### ➤ 分析方法

由Data logger 取到ECG訊號後，經由QRS偵測法，可以得到每個ECG訊號中的R波，再由計算R波與R波的間隔時間後，予以倒數，並乘以60，可得到R波的出現頻率，此頻率即為ECG訊號的心率變化。得到的心率變化後，以內插法將重新取樣成4Hz的資料。再以這4Hz的心率變化資料，做Time-Frequency的分析後，即可得到時頻域的分布狀

況。圖5-7為心率變異分析的流程圖。ECG訊號經過時頻域分布的運算，再配合姿勢辨認的結果，可比對出姿勢變化對於心率變異影響。

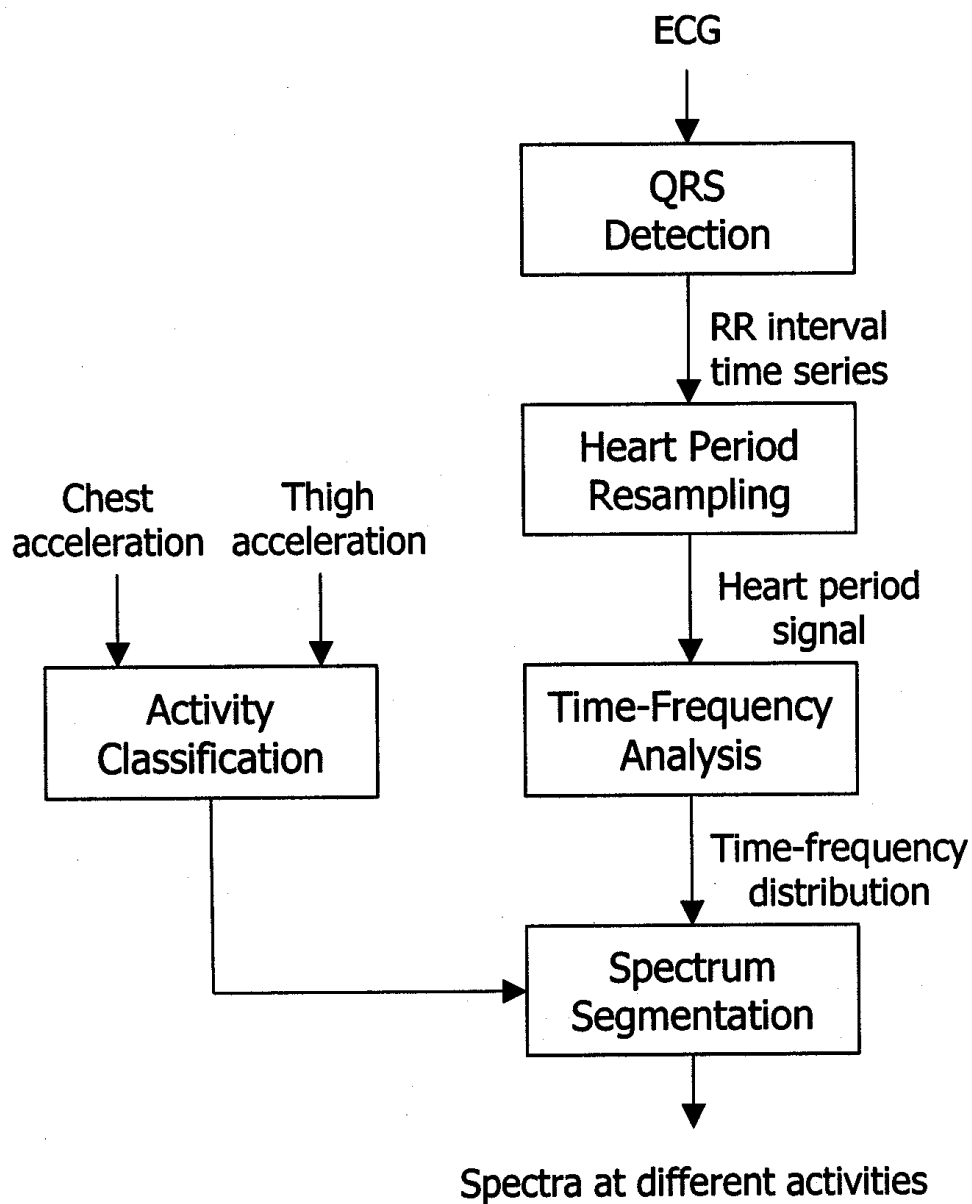


圖5-7 心率變異度分析流程

### 第三節 心率變異度與活動狀態的關聯

#### I. PDA-Based System

本系統實驗的方法是以十位健康的受測者來做為系統的測試與心率變異度的分析。圖 5-8 的上半圖為其中一位受測者在不同姿勢下的加速度訊號，實線為腿部加速度訊號，虛線為胸部加速度訊號。圖5-8的下半圖則為心率在各種姿勢下的變化情形。從圖中可明顯看出心率的變化隨著仰姿、坐姿、站姿和行走而有逐漸上升的趨勢。圖5-9為利用MAD與MED演算法則所得到的姿勢辨認結果。

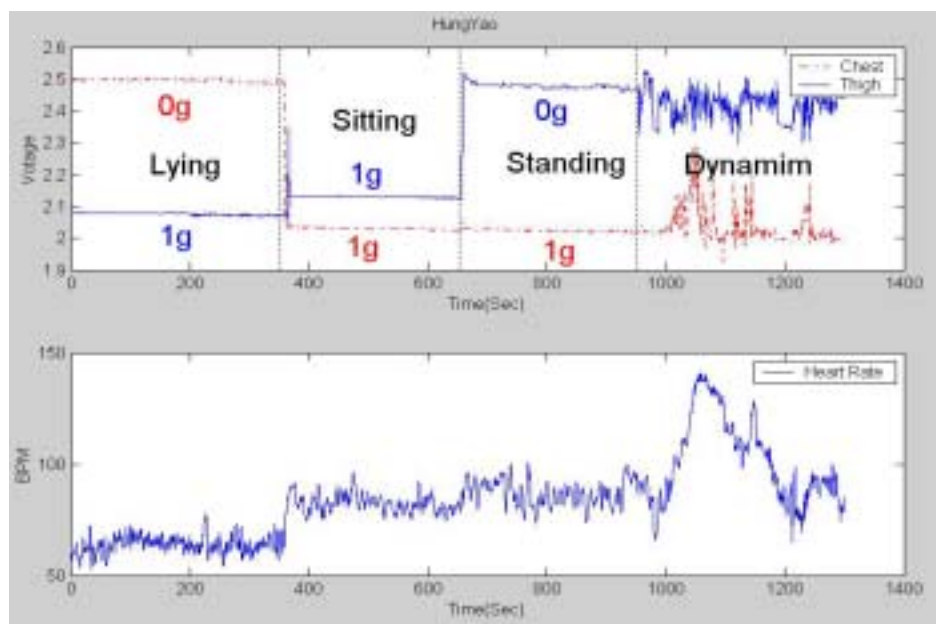


圖5-8 一位受測者的加速度訊號與心率訊號

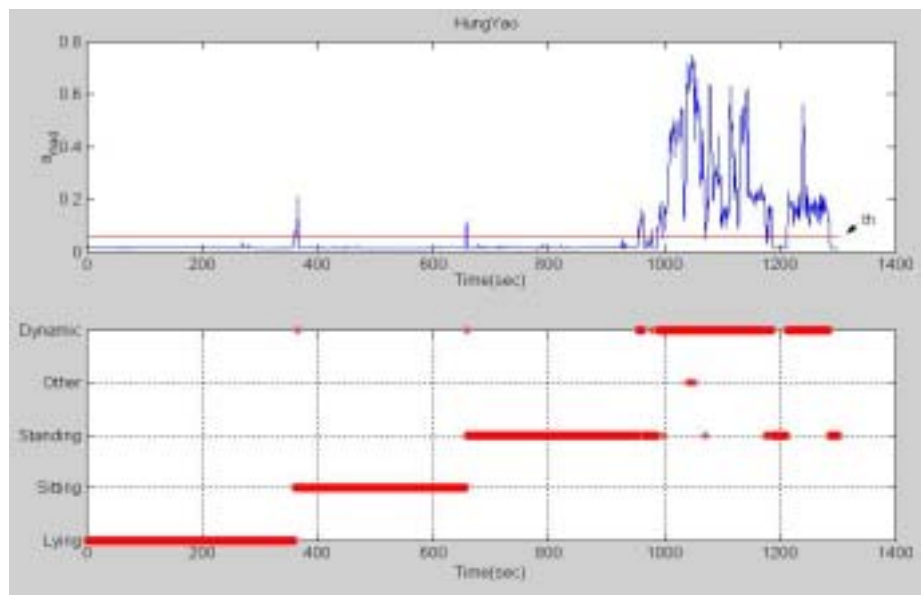


圖5-9 姿勢辨認結果

#### ➤ 預設活動姿勢實驗

表 5-1 為十位受測者的仰姿、坐姿、站姿、動態下的心率變異度統計表。經傅利葉轉換後所得到的 VLF、LF、HF 與 LF/HF 比的功率頻譜。我們分別將超低頻功率(VLF Power)定義在  $< 0.04\text{Hz}$ ，低頻功率(LF Power)定義在  $0.04\text{Hz} \sim 0.15\text{Hz}$ ，高頻(HF Power)功率定義在  $0.15 \sim 0.4\text{Hz}$ 。由表可看出高頻功率隨著姿勢從仰姿、站姿到動態的改變而遞減。這意味著交感神經的調控機制能力的減弱。因為低頻功率在觀察上並不是有很明顯的變化，所以我們利用低高頻功率比(LF/HP ratio)的方式來觀察低頻功率的變化。LF/HF 功率比在隨著循序姿勢的改變下，也有著明顯遞增的趨勢，這意味著自主神經系統的平衡調控機制影響了 LF/HF 比。相較於 LF/HF 功率比在站姿時的遞



增與動態下的遞減(圖 5-10)，我們可以注意到，溫和的活動可以增強副交感神經的活動，而這通常與較健康的自主神經調控機制有關。

為了能夠取得心率變異度的時頻域特性，我們應用 SPWVD ( Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution )的時頻域分析方法來分析心率變異度。圖 5-11 為 圖 5-8 的時頻域分布與心率變異度的功率頻譜變化。在仰姿與坐姿時，心率的高頻功率變化較大，這代表為副交感神經在調控心率的機制上成分較大。當受測者的姿勢變化由坐姿改成站姿時，高頻功率變得較弱，而低頻功率則相對變得較大。

表5-1 心率變異度統計表

	Lying	Sitting	Standing	Dynamic
VLF	5.18±1.09	5.23±0.69	4.83±0.56	5.19±1.13
LF	5.09±0.81	5.03±0.75	5.08±0.26	4.93±0.51
HF	4.70±0.78	4.05±1.09*	3.18±0.73*†	3.56±1.06*
LF/HF	0.49±0.42	1.27±0.88*	2.09±0.49*†	1.42±0.80*‡

Note:

VLF, LF and HF are represented in logarithmic values.

LF/HF are represented in absolute value.

\*:p<0.05 v.s. Lying , †:p<0.05 v.s. Sitting, ‡:p<0.05 v.s. Standing

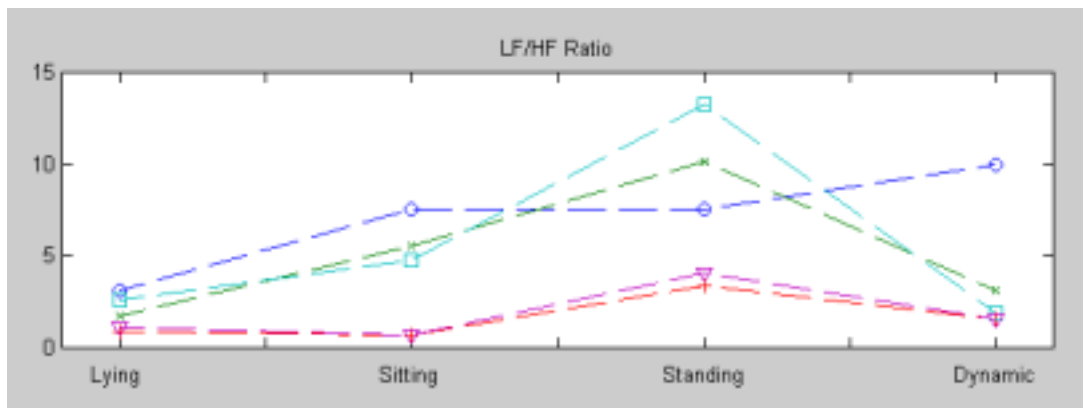


圖5-10 五位受測者在不同姿勢下的 LF/HF 變化

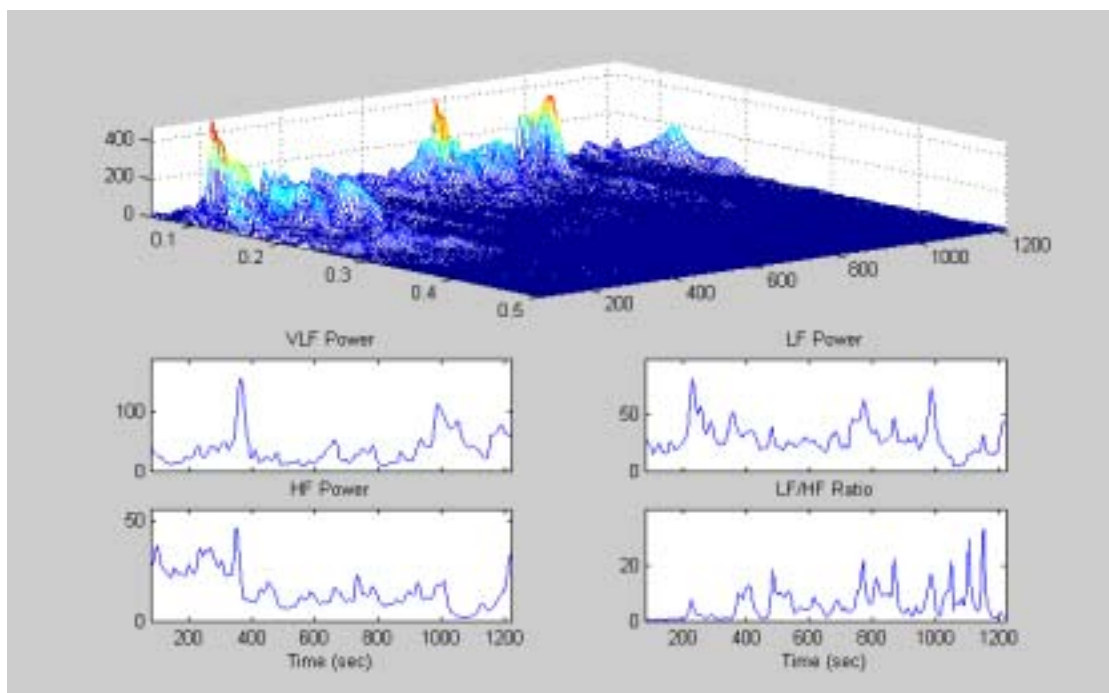


圖5-11 預設姿勢下心率變異度的時頻域分布

### ➤ 自由活動實驗

為了能更加瞭解在日常生活下的心率變異度的機制，在此實驗

時，我們不限制受測者的活動，但有觀察紀錄人員在一旁紀錄受測者的活動順序。我們仍然將各種活動分類成仰姿、坐姿、站姿與動態這四種。圖5-12為自由活動姿勢的辨識結果，此辨識結果與觀察紀錄人員的紀錄一致，圖5-13則為對照自由活動下的心率變化。圖中的心率有著明顯不平穩的狀態，我們同樣的對此心率變化做時頻域分布的分析，以取得時頻域頻譜的特性，其結果如圖5-14所示。

由圖5-14可看出VLF、LF、HF的功率一直在改變，但VLF功率變動不是很劇烈是因為姿勢一直在不斷變換的緣故，而LF與HF的變動則是因為自主神經一直在調控所引起的結果。

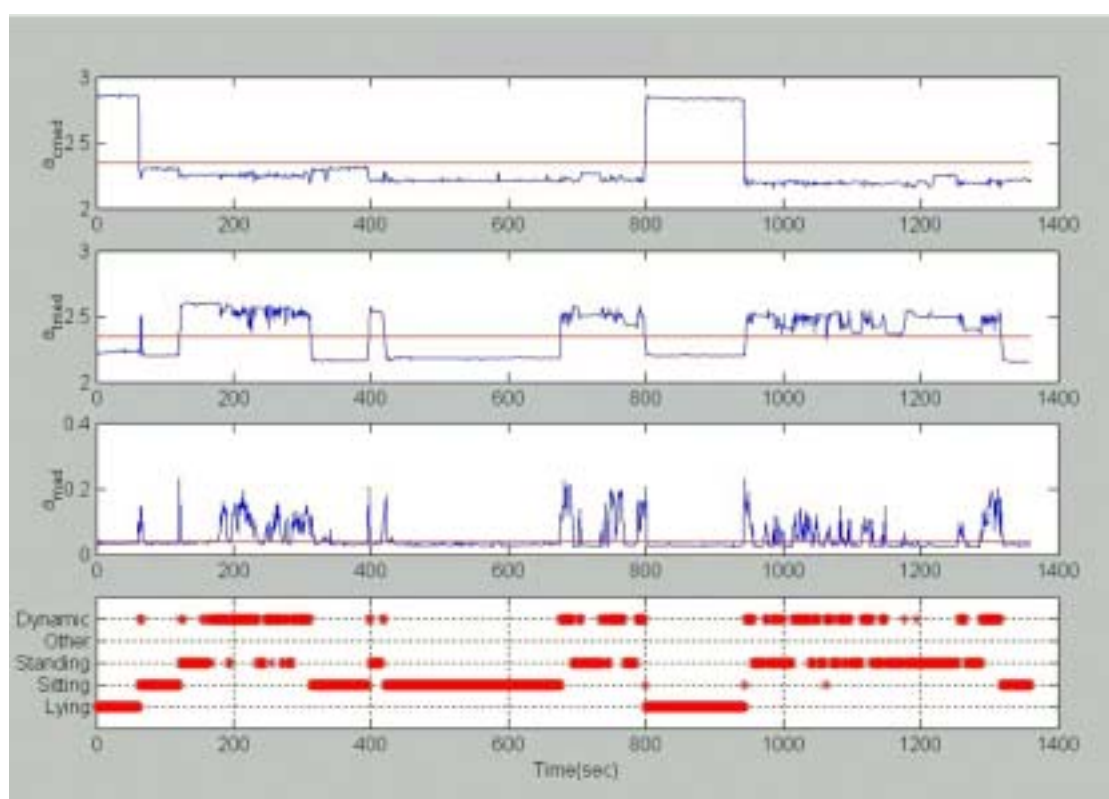


圖5-12 自由活動下的姿勢辨認結果

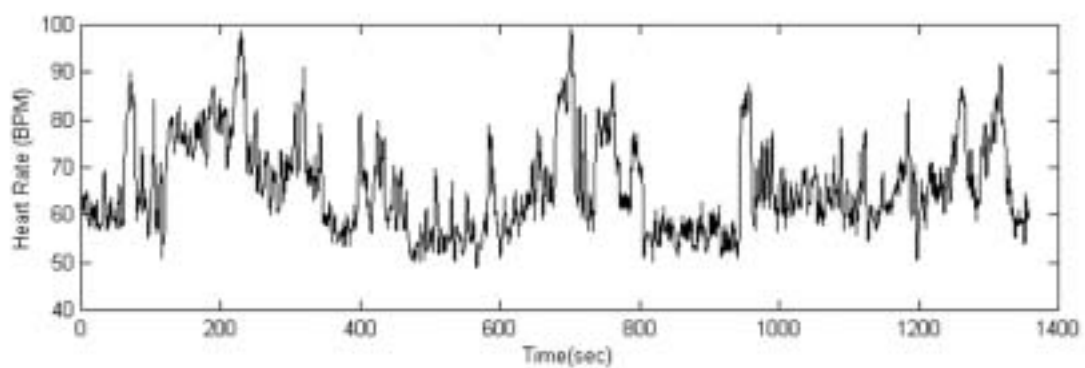


圖5-13 自由活動下的心率變化

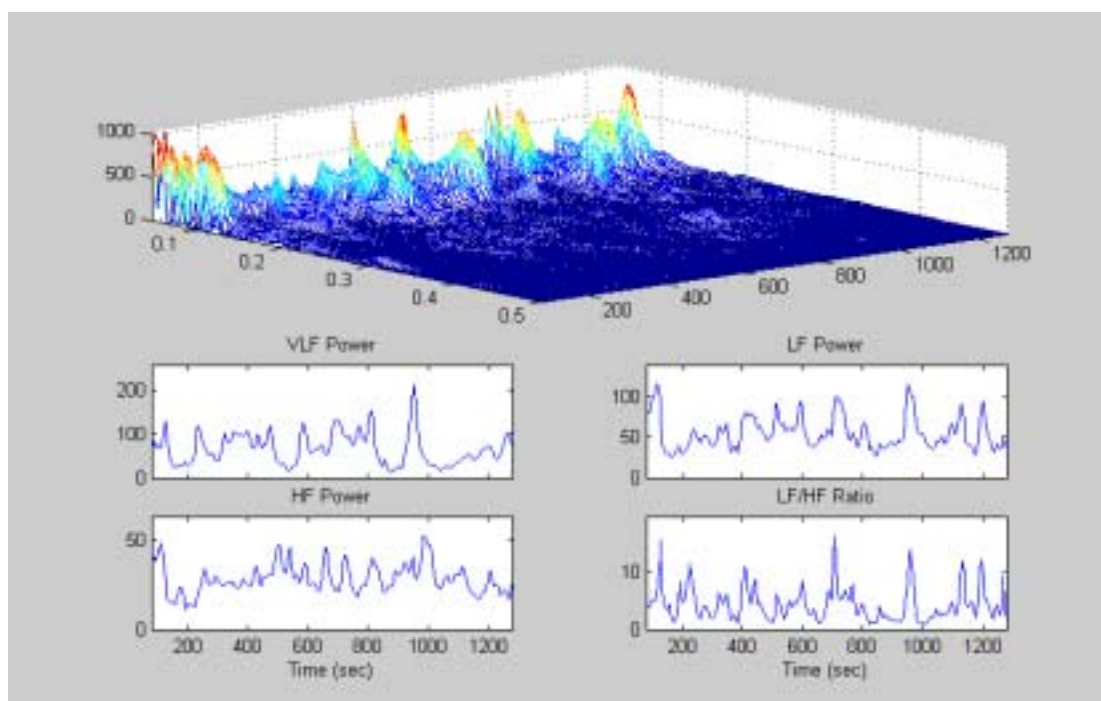


圖5-14 自由活動下心率變異度的時頻域分布

## II. Microcontroller-Based System

在連續 24 小時，不預設受測者的實驗中，我們將兩位受測者的活動姿勢辨認結果，與心率變異的時頻域的分布，做一比較，圖 5-15 與 5-17。我們將平躺、左躺、右躺，都當成躺姿(Lying)，坐姿、站姿動態、則分別各屬一類。從這兩圖上，可看出在躺姿時，有較高的 HF Power，而在其他活動時，如坐姿、站姿，行動時，HP Power 則較為弱。圖 5-16 及圖 5-18 則為姿勢與頻譜的比較，其頻譜計算方式為心率訊號分割成以 128-sec 為單位的小段，相鄰的區段有 16-sec 的重疊，並且以段落中心前後對應各 16-sec 時間內出現最多的姿勢當成此段落可能的活動狀態。分割後的每個小段的訊號扣除其平均值，乘上 Hanning 視窗後，以快速傅立葉轉換計算其功率頻譜。受測者在 24 小時中具有相同辨識之活動狀態的功率頻譜予以平均，當成該活動狀態的 HRV 頻譜特性。在平躺及側躺時有較高的 HF power 及較低的 LF/HF ratio，顯示副交感神經主控，在站立時有較低的 HF power 且無較明顯 HF peak 及較高的 LF/HF ratio，顯示副交感神經作用減弱，交感神經作用主控。

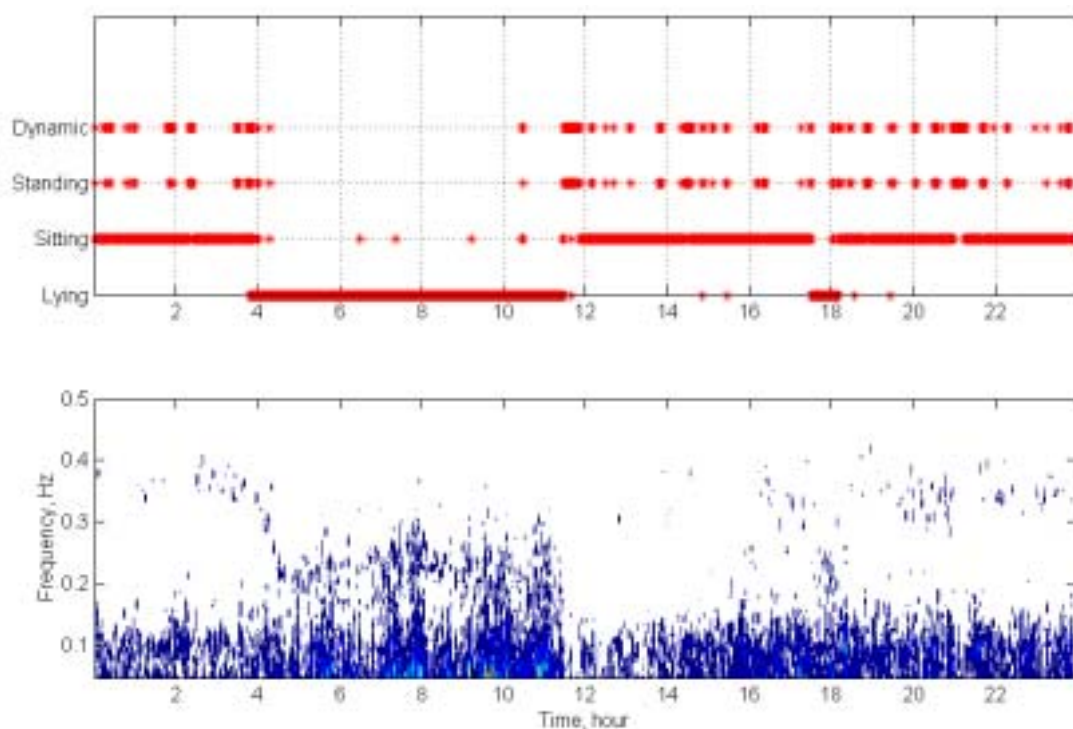


圖 5-15 受測者 1 姿勢與心率變異的時頻域分布

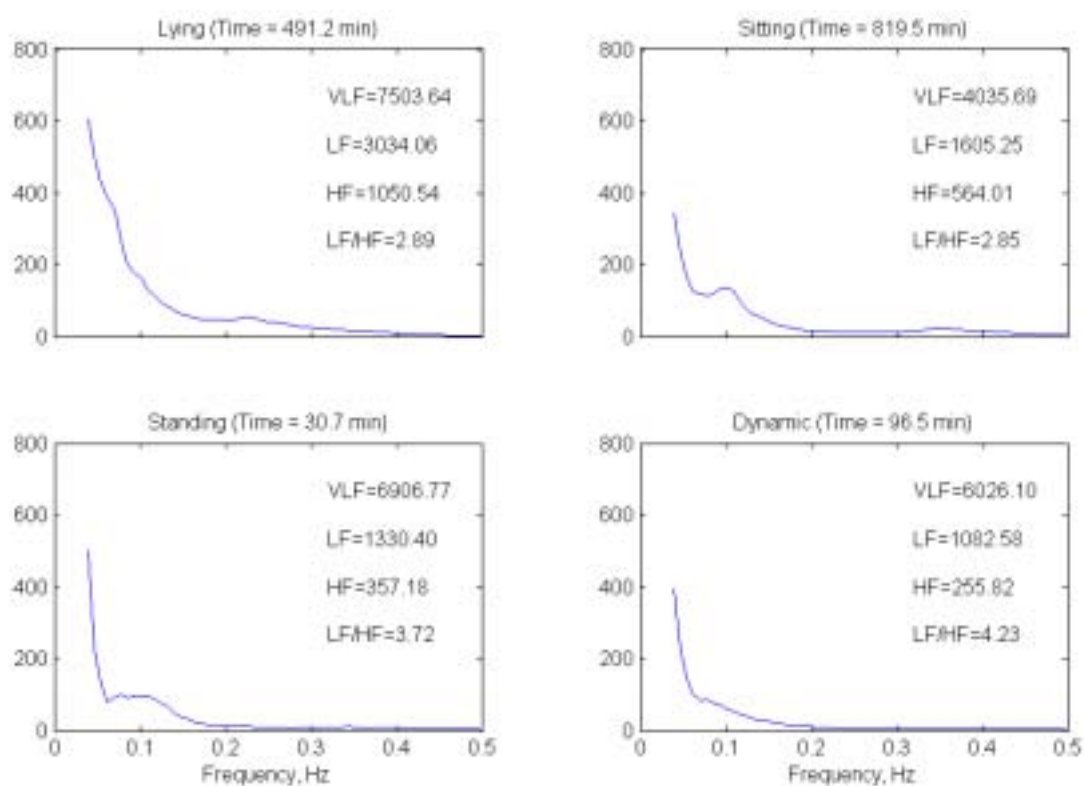


圖 5-16 受測者 1 姿勢與頻譜分布



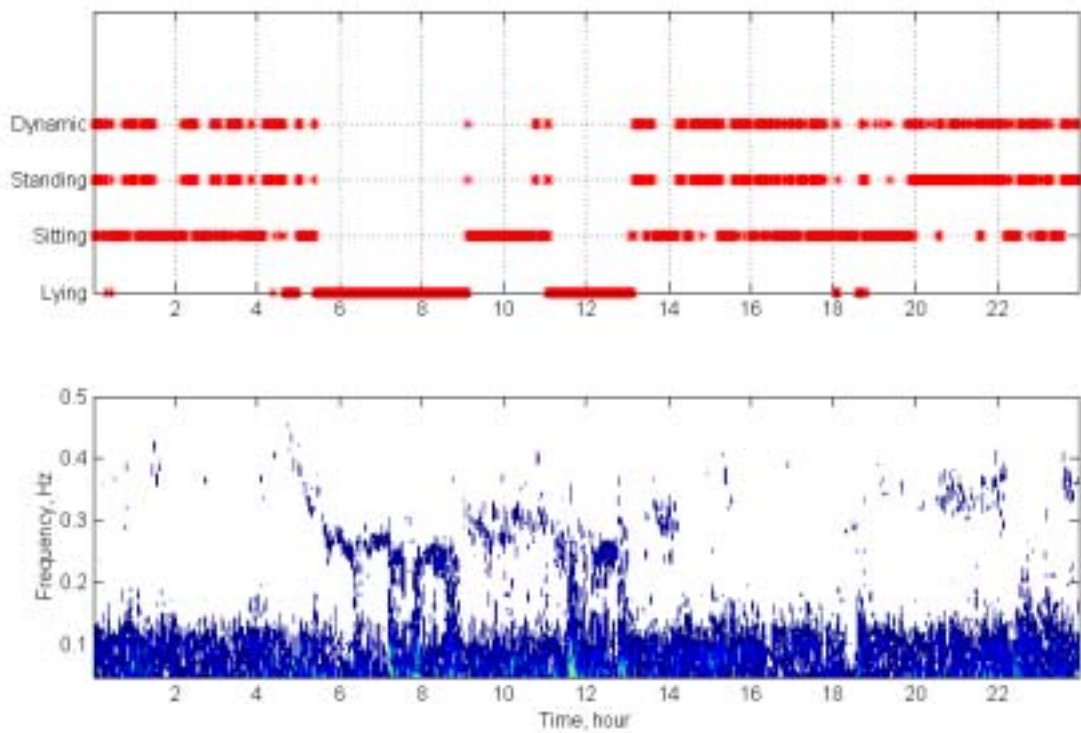


圖 5-17 受測者 2 姿勢與心率的時頻域分布

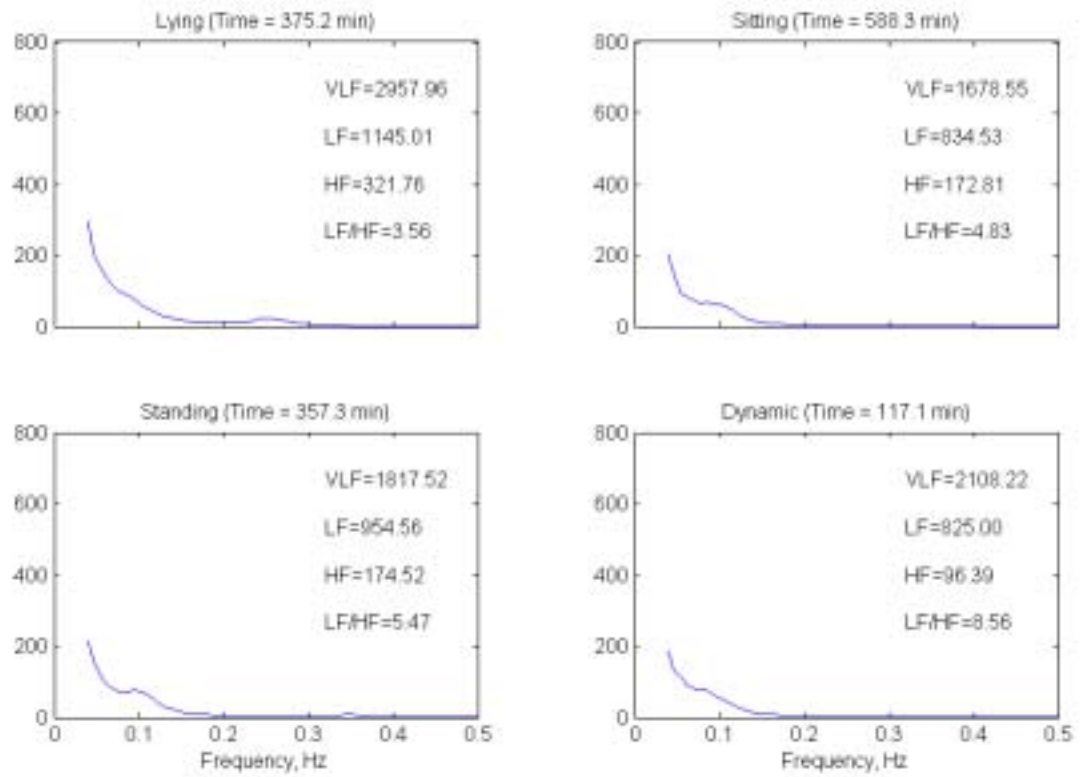


圖 5-18 受測者 2 姿勢與頻譜分布

表 5-2 為 6 個受測者在量測 24 小時不受活動限制下(除劇烈運動如跑步之外)的心率變異統計結果。當在躺姿時，VLF、LF、HF 的頻譜能量大於其他的姿勢，表示躺姿時，心率變異程度較大，意即交感神經與副交感神經的調控作用較大；當姿勢由躺姿、坐姿、站姿、活動變化時，可看出高頻功率逐漸遞減，這表示副交感神經的調控作用減弱。在低高頻比(LF/HF)部分，站姿及活動的 LF/HF 比值高於躺姿及坐姿之 LF/HF 比值活動的低高頻比，顯示在站姿及活動時，交感神經對應副交感神經之調控大於躺姿及坐姿時。站立與動態活動時之頻率能量參數無顯著差異，主要是多數動態活動為站立-活動-站立交替發生，其心率變異特性不易區隔。

表 5-2 不同活動狀態下之心率變異度特性

	Lying	Sitting	Standing	Dynamic
VLF	8.52 ± 0.33	7.71 ± 0.49*	7.68 ± 0.75*	7.90 ± 0.63*
LF	7.60 ± 0.44	6.95 ± 0.32*	7.00 ± 0.44	6.91 ± 0.43
HF	6.54 ± 0.42	5.72 ± 0.51*	5.33 ± 0.62*†	5.10 ± 0.56*†
LF/HF	3.00 ± 0.81	3.57 ± 1.03	5.46 ± 1.42*†	6.25 ± 1.60*†

Note:

VLF, LF and HF are represented in logarithmic values.

LF/HF are represented in absolute value.

\*:p<0.05 v.s. Lying , †:p<0.05 v.s. Sitting



## 第六章 結論與未來展望

本論文已分別完成兩套心電與姿勢訊號紀錄系統。在 PDA-Based 系統的部分，整個電路系統的設計，消耗電流約在 10mA/h，以系統搭載的 0.7 安培電池來說，其工作時間可達 70 小時左右。但礙於 PDA 的電池電力僅能連續使用 6~8 小時，對於全天候的紀錄需求來說，仍是不敷使用。若是 PDA 能連上家用電源，則是能夠達到全天候記錄的目標，但也同時失去了當初設計的主要目的——可攜性。在於記錄訊號的過程中，雖然 PDA 系統僅有貼附兩個單軸加速度計於人體的胸部及腿部，但仍是需要將系統及 PDA 同時繫於腰間，這樣也間接的影響到受測者的活動能力。

在 Microcontroller-Based 系統的部分，則是針對 PDA 系統的限制所做的改良，此系統捨去了 PDA 的部分，而改以 CF card 最為儲存介面，改用比單軸加速度計更小的雙軸加速度計，除了再縮小電路面積外，同時也可增加多組的加速度訊號來源，此外資料的記錄時間也大幅的增長了。

由於 PDA-Based 與 Microcontroller-Based 尚未加入電源管理的功能，未來可考慮加入電源管理的監控，以確保訊號的品質與可靠性。

目前本系統僅為離線式的記錄系統，需透過電腦的輔助來計算心率變異與姿勢辨認的目的，未來系統可以搭配 LCD，供做顯示之用，

及使用嵌入式微處理器，開發可攜式即時心率與姿勢辨認的系統。

在姿勢辨認方面，由於 Microcontroller-Based 具有多軸的加速度訊號，且受測者的量測時間長，又無設限受測者的活動姿勢，故在辨認上，較 PDA-Based 來的複雜，因此產生許多無法正確辨識的結果。在解決分類的方法上，或許可以採用叢集(cluster)的方法，將姿勢做更適當的分類，因為許多人體的活動姿勢，是無法用簡單的兩三種姿勢分類就可以概括的。

在心率變異方面，由於姿勢的改變確實能影響心率的變化，因此藉由活動姿勢偵測的輔助，在長時間的心電訊號記錄下，較能釐清因人體活動姿勢改變而發生的變異。本論文所研究的姿勢與心率變異之關聯性，未來可繼續加入其它的生理訊號，如腦電圖等。因為姿勢辨認僅能判斷人體的姿勢，不能辨別人體的生理狀態，如睡眠等。若未來能將監測生理訊號的部分整合起來，則對心率變異的研究，將能更周全。

## 參考文獻

- [1] Akselrod, S., D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Barger and R.J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation : a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control," Science, vol. 213, no. 10, pp. 220-222, 1981.
- [2] Pomeranz, B., R.J.B. Macaulay, M.A. Caudill, I. Kutz, D. Adam, D. Gordon, K.M. Kilborn, A.C. Barger, D.C. Shannon, R.J. Cohen and H. Benson, "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis," Am J Physiol, vol. 248, pp. H151-153, 1985.
- [3] J. Ng, AV Sahakian, S. Swiryn, "Sensing and Documentation of Body Position During Ambulatory ECG monitoring", Computers in Cardiology 2000;27:77-80
- [4] John Enderle, Susan Blanchard, Joseph Bronzino, "Introduction to Biomedical Engineering", p35, Academic Press, 2000
- [5] BH.Brown, Medical Physics and Biomedical Engineering, IOP Publishing Ltd, 1999.
- [6] 潘震澤, "人體生理學第七版", 合記書局, 民國 88 年
- [7] 黃天守, "彩色圖解生理學手冊", 合記書局, 民國 81 年
- [8] Akselrod,S.,D. Gordon,F.A. Ubel,D.C.Shannon,A.C. Barger and R.J. Cohen," Power spectrum analysis of heart rate fluctuation:a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control,"Science, vol.213,no.10,pp.220-222,1981.
- [9] Saul, J.P., Y. Arai, R.D. Berger, L.S. Lilly, W.S. Colucci and R.J. Cohen, "Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis," Am J Cardiol, vol. 61,

pp. 1292-1299, 1988.

- [10] Lin, J.L., HL. Chan, IN. Lin, CC. Du, WL. Lai, KT. Lin, CP. Wu, YZ. Tseng, WP. Lien, "Chronic  $\beta$ -blocker therapy improves autonomic nervous regulation in advanced congestive heart failure - a longitudinal heart rate variability study", Am Heart J, Vol.137, No.4, pp.658-665, 1999.
- [11] Malliani, A., M. Pagani, F. Lombardi, R. Furlan, S. Guzzetti and S. Cerutti, "Spectral analysis to assess increased sympathetic tone in arterial hypertension," Hypertension, vol. 17, no. 4, pp. 36-41, 1991.
- [12] Bigger, J.T., J.L. Fleiss, R.C. Steinman, L.M. Rolnitzky, R.E. Kleiger and J.N. Rottman, "Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction," Circulation, vol. 85, no. 1, pp. 164-171, 1992.
- [13] Dougherty, C.M. and R.L. Burr, "Comparison of heart rate variability in survivors and nonsurvivors of sudden cardiac arrest," Am J Cardiol, vol. 70, pp. 441-448, 1992.
- [14] Robert J. B. Margaret A., "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis " American Journal Physiological. Vol.248, no.17, pp151-153, 1985.
- [15] Huikuri, H.V., M.K. Linnaluoto, T. Seppanen, K.E.J. Airaksinen, K.M. Kessler, J.T. Takkenen and R.J. Myerburg, "Circadian rhythm of heart rate variability in survivors of cardiac arrest," Am J Cardiol, vol. 70, pp. 610-615, 1992.
- [16] Lombardi, F., G. Sandrone, A. Mortara, M.T.L. Rovere, E. Colombo, S. Guzzetti and A. Malliani, "Circadian variation of spectral indices of heart rate variability after myocardial infarction," Am Heart J, vol. 123, no. 6, pp. 1521-1529, 1992.
- [17] Parati, G., P. Castiglioni, M.D. Rienzo, S. Omboni, A. Pedotti and G. Mancia, "Sequential spectral analysis of 24-hour blood pressure and

- pulse interval in humans," *Hypertension*, vol. 16, no. 4, pp. 414-421, 1990.
- [18] Malik, M., T. Farrell and A.J. Camm, "Circadian rhythm of heart rate variability after acute myocardial infarction and its influence on the prognostic value of heart rate variability," *Am J Cardiol*, vol. 66, pp. 1049-1054, 1990.
  - [19] Roach, D, A. Sheldon, W. Wilson, and R. Sheldon, "Temporally localized contributions to measures of large-scale heart rate variability", *Am J Physiol*, Vol.274, pp.H1465-H1471, 1998.
  - [20] Chan H.L., J.L. Lin, C.C. Du, I.N. Lin, K.T. Lin, C.P. Wu, W.P. Lien, "The high-resolution time-frequency characteristics of slower frequency heart rate variability in patients of chronic refractory congestive heart failure- the implications of beta-blocker therapy", *Biomedical Engineering- Applications, Basis, Communications*, Vol.8, No.5, pp.447-461, 1996.
  - [21] Furlan, R., S. Guzzetti, W. Crivellaro, S. Dassi, M. Tinelli, G. Baselli, S. Cerutti, F. Lombardi, M. Pagani and A. Malliani, "Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects," *Circulation*, vol. 81, no. 2, pp. 537-547, 1990.
  - [22] Roach, D, P. Malik, M.L. Koshman, R. Sheldon, "Origins of heart rate variability inducibility and prevalence of a discrete, tachycardic event", *Circulation*, Vol.99, pp.3729-3285, 1999.
  - [23] K. Aminian, Ph. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, and M. Depairon, "Physical Activity Monitoring Based on Accelerometry: Validation and Comparison with Video Observation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 37, pp. 304-308, 1999.
  - [24] Data Sheet of ADXL105, Analog Device, 1999
  - [25] Data Sheet of ADXL202, Analog Device, 1999

- [26] MSP430F149 User's guide, TI, 2002
- [27] Hitachi Flash Cards User's Manual, Hitachi, 1998
- [28] Pan, J and W.J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", IEEE, transaction on bio-medical engineering. Vol.32 , no.3, pp.230-236, 1985
- [29] Kamiar Aminian, "Estimation of Speed and Incline of Walking Using Neural Network", IEEE Transactions on instrumentation and measurement, vol. 44, NO. 3, June 1995
- [30] Peter H. Veltink, Hans B. J. Bussmann, Wiebe de Vries, Wim L.J. Martens and Rob C. Van Lummel, " Detection of Static and Dynamic Activities Using Uniaxial Accelerometers, IEEE Transaction on rehabilitation engineering, vol. 4 , December 1996
- [31] Lucas G Gamero, Marcelo Risk, Jamil F Sobh, Agustin J Ramirez, J Philip Saul, "Heart Rate Variability Analysis Using Wavelet Transform", Computers in Cardiology , p177-180,1996
- [32] Mikio Shimazu, Shuichi Ojima , Shin-ichiro Takasugi, Teturo Nejime, Takahide Kamishima, "Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability Using Complex Discrete Wavelet Transform", Proceedings of the first joint BMES/EMBS conference Serving Humanity, Advancing Technology Oct. 13-16, 1999, Atlanta , GA,USA
- [33] 何信龍，李雪銀，"PIC16F87X 快速上手"，全華科技，民國 89 年

- [34] 張義和，“Protel Schematic 99SE 操控實務手冊”，基峰資訊，  
民國 89 年
- [35] 張智星，“Matlab 程式設計與應用”，清蔚科技，民國 89 年
- [36] 王寧疆，黃裕章，“Microsoft Windows CE API 程式開發指南  
第二版”，華彩軟體，民國 91 年
- [37] 徐銘鴻，“可攜式生理訊號擷取及傳輸系統之研製：以  
Windows -CE PDA 為平台，”，長庚大學電機工程研究所碩士  
論文，民國 90 年.
- [38] 劉昌賢，”以數位訊號處理器為基礎的即時心率分析器設計  
“，長庚大學電機工程研究所碩士論文，民國 91 年