



碩士論文

手持式即時心率變異分析儀

A Handheld Real-Time
Heart Rate Variability Monitor

指導教授：劉 省 宏 教授

研 究 生：張 英 輝

中華民國 101 年 1 月 30 日



朝陽科技大學資訊工程系

Department of Computer Science and Information
Engineering

Chaoyang University of Technology

碩士論文

Thesis for the Degree of Master

手持式即時心率變異分析儀

A Handheld Real-Time

Heart Rate Variability Monitor

指導教授：劉 省 宏 教授 (Shing-Hong Liu)

研 究 生：張 英 輝 (Ying-Hui Chang)

中華民國 101 年 1 月 30 日

January 30, 2012



為了因應現代生活繁忙的步調，可以簡單容易的讓人自我檢測身體的健康狀況，本研究成功實現一個心電圖(ECG)量測、心率變異分析裝置，可以即時監測心率的變化與心率變異分析。利用手握式電極將心電圖訊號即時顯示在液晶顯示器螢幕上，並同步儲存心電圖資料在 Micro SD 卡。本裝置採用類比電路、記憶體管理晶片、液晶顯示器、MSP430 微控器所完成。軟體部分，運用了不同的數位濾波器將訊號做處理後，能夠清楚的判斷出正確的 R 波，利用 R 波來計算 R-R 間距而得到心率，透過頻譜轉換，能即時計算出心率變異的各項數據。並可利用 MATLAB 所設計的圖形化程式介面，提供醫護或研究人員等做後續心率變異性分析。我們針對國小教師在面臨職場的工作壓力下，精神上的負荷所產生的心理壓力會影響生理狀況，因此利用本裝置分析來評估教師們的工作負荷。

關鍵詞：心電圖、心率變異性、MSP430微控器、Micro SD卡



Abstract

In order to the busy pace of modern life, a simple and easy way, heart rate variability (HRV), let people look over theirself healthy condiction. In this study, an electrocardiogram (ECG) was used to monitor the real-time heart rate and analyze the HRV. ECG handle electrodes were used. ECG signal immediately displayed on the liquid crystal display and simultaneously was stored in micro SD card. This device was organized by an analog circuit, memory management chip, LCD monitors and MSP430 microcontroller. In the firmware, using different filters for digital signal processing, it can clearly determine the proper R-wave, calculate the R-R interval, and converse the spectrum of HRV. A MATLAB graphical user interface was designed to provide a easy using tool for health care or researcher to do heart rate variability analysis. Finally, elementary school teachers who now work on a high stress environment were considered as the group of mental work load. This device was used to evaluate their work load.

Keywords: ECG, HRV, MSP430, micro SD card



TABLE OF CONTENTS

中文摘要	I
ABSTRACT	II
第一章 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究動機與目的	3
1.3 論文架構	4
第二章 心率變異性	5
2.1 心率變化的生理機轉	5
2.2 心率變異性分析	9
2.2.1 心率訊號的轉換	9
2.2.2 時域分析	10
2.2.3 頻域分析	11
第三章 系統整體設計	13
3.1 系統架構	13
3.2 心電圖擷取電路	14
3.2.1 心電圖類比電路設計	16
3.2.2 電源電路	19



3.2.3 微控制器	21
3.2.4 Micro SD 卡儲存電路.....	22
3.2.5 LCM 模組電路	24
3.3 系統程式設計	25
3.3.1 數位濾波器	28
3.3.2 心率擷取程式	33
3.3.3 心率變異性分析程式	35
3.3.4 Micro SD 卡儲存程式.....	40
3.3.5 LCM 顯示程式	44
3.3.6 個人電腦端的 SD 卡轉檔程式.....	46
3.3.7 個人電腦端的 HRV 分析程式.....	48
第四章 系統實現與實驗程序	50
4.1 裝置實體說明	50
4.2 裝置操作說明	52
4.3 心率變異性實驗程序與結果.....	54
第五章 討論與結論	57
參考文獻	63



LIST OF FIGURES

圖 2-1 RR INTERVAL 的示意圖	9
圖 2-2 ECG 訊號轉換 HRV 訊號示意圖	10
圖 3-1 裝置系統方塊圖	14
圖 3-2 MATLAB 演算系統方塊圖	14
圖 3-3 心電圖雜訊干擾	15
圖 3-4 類比電路設計圖	16
圖 3-5 二階高通濾波器	18
圖 3-6 二階低通濾波器	18
圖 3-7 60HZ 帶拒濾波器	19
圖 3-8 充電管理晶片的標準電路圖	19
圖 3-9 正電源穩壓 IC 穩壓電路圖	20
圖 3-10 負電源穩壓 IC 穩壓電路圖	20
圖 3-11 MICRO SD 卡腳位排序	23
圖 3-12 MICRO SD 電路連接圖	23
圖 3-13 LCM 內部晶片方塊圖	25



圖 3-14 MSP430 程式系統流程圖	26
圖 3-15 ADC 中斷流程圖	27
圖 3-16 數位濾波器流程圖	28
圖 3-17 以 MATLAB 模擬低通濾波器的頻率響應圖	29
圖 3-18 以 MATLAB 模擬高通濾波器的頻率響應圖	30
圖 3-19 以 MATLAB 模擬帶拒濾波器的頻率響應圖	31
圖 3-20 以 MATLAB 模擬動態閾值的示意圖	33
圖 3-21 以 MATLAB 模擬假設心跳異位示意圖	34
圖 3-22 以 MATLAB 模擬假設 RR 間距異常遺漏示意圖	34
圖 3-23 以 MATLAB 模擬假設連續兩個 RR 間距異常示意圖	35
圖 3-24 二次曲線內插法	38
圖 3-25 N=256 點的 HANN WINDOW 時域響應圖	39
圖 3-26 SPI 介面的邏輯時序圖	41
圖 3-27 SD 卡管理晶片方塊流程圖	42
圖 3-28 LCM 顯示系統流程圖	45
圖 3-29 MICRO SD 卡訊號轉換系統	47



圖 3-30 轉換前與轉換後的心電圖資料.....	47
圖 3-31 HRV 分析系統介面.....	49
圖 3-32 HRV 系統分析的結果圖	49
圖 4-1 裝置上方配置圖.....	50
圖 4-2 裝置側面配置圖.....	51
圖 4-3 裝置後視圖	51
圖 4-4 電極片接觸位置.....	51
圖 4-5 裝置充電說明圖.....	52
圖 4-6 已經存檔的檔案編號.....	52
圖 4-7 目前檔案編號.....	52
圖 4-8 裝置螢幕顯示圖.....	53



LIST OF TABLES

表 2-1 心率變異性分析常用的頻域指標	12
表 3-1 各種雜訊干擾.....	15
表 3-2 MICRO SD 的腳位分配	23
表 3-3 LCM 腳位分配表.....	24
表 3-4 SD 卡管理晶片指令表	42
表 3-5 LCM 顯示器的控制指令格式	44
表 4-1 裝置規格.....	50
表 4-2 12 名受測者的資料.....	54
表 4-3 針對工作負荷重與工作負荷輕的 HRV 參數分析	56



第一章 緒論

1.1 研究背景

心電圖(Electrocardiogram, ECG)的研究已經有很長的一段歷史了，利用 ECG 來檢查心臟功能方式主要有分為兩種：(1) 十二導程心電圖、(2) 可攜式心電圖記錄檢查(24hrs. Holter's scan)。十二導程心電圖是紀錄心臟中電流的活動，藉由仔細觀察心電圖中所顯示的波形變化，即可以明瞭心臟的功能是否正常，通常記錄時間僅有數分鐘。攜帶式心電圖記錄檢查是 24 小時心電圖記錄，可讓病人攜帶在身上，它可以紀錄到不易被察覺到的不正常心律，然而其所記錄的導程是有數量的限制[1]。

藉由ECG的測量，擷取有效的波形，透過軟體演算法分析，來檢查心臟功能是否有異常。這類軟體演算法分析可利用MATLAB這套常見而且功能強大的軟體來設計一個人性化介面做相關生物訊號分析的軟體開發，發展免費和多功能的心率變異性(Heart Rate Variability，簡稱HRV)分析軟體，能夠帶給醫師或醫學專家們做研究或是用於臨床的診斷。尤其多數疾病與HRV有很大的相關性，因此可以用來作為研究疾病的指標[18,19,20]。

HRV主要是用於心臟功能失調或自律神經的檢測，利用時域和頻域分析的方法來得到HRV的相關資訊。Luciano Bernardi 和Joanna Wdowczyk-Szulc 等人提到，頻域分析HRV中低頻部分的增加，是關聯著心肌梗塞和心臟衰



竭的變化，而測量呼吸和血管壓力，發現說話的呼吸量會造成心率的增加、血管壓力的增加，都會影響到HRV的分析[25,26,27]；在HRV長期的分析中，Ken Umetani 等人提出時域的方法得到性別和年齡對HRV的影響，發現65歲以上的人，利用時域的方法可以預知缺血性的心臟疾病[28,29]。

近幾年來也有很多研究在精神壓力負荷(Mental Work Load, 簡稱MWL)上，所謂的MWL即是針對生理體能外的工作負荷量，所造成的疲勞度、壓力程度等的狀態[30]。

有關精神壓力的負荷程度一般常用貝氏量表來量化評估，而心理上的壓力會影響生理狀況，因此另一種評量精神壓力負荷的方式是透過HRV分析[31,32]。人們在面臨工作或其它精神上的壓力時，呼吸與心跳會不自主地加快，通常會隨著壓力的感受程度而走。Montano等人亦指出規律呼吸較自由呼吸有助於高頻的提昇及低高頻比的下降[33]。

台灣社會面臨少子化的衝擊，新生入學人數愈來愈少，雖然國小班級人數不如以往動輒四、五十人之多，但是教師們的負擔卻沒因此減輕。尤其現在的孩子在多元資訊的環境下成長，心智發展較早期孩童快，教師們在教材與教法上必須日新月異，與時事接軌，才有辦法帶領孩童學習新事物。對於班級管理方面，孩子的人權、受教權逐漸受到社會大眾的重視。各級教師不僅要面臨教育工作上的壓力，還要符合家長們對學校教育的期待，可想而知在精神上的負荷確實不小[2, 3]。



1.2 研究動機與目的

心電圖在判斷心臟疾病或精神壓力上具有顯著的功能，因此本論文建構一手持式心率變異分析儀，利用省電型的MSP430F5438微控器為核心，搭配其它週邊硬體成為一台可攜式心率變異分析儀器，除可即時顯示出心電圖訊號以及HRV分析結果，並可透過自製的軟體分析程式，將心電圖數據儲存並於個人電腦端上執行更完整的HRV分析。

此裝置是利用乾式電極點擷取拇指皮膚表面的訊號並利用放大器將訊號放大，透過各式濾波器降低ECG的雜訊。透過演算法將心電圖訊號利用R波計算心率後，於LCM螢幕顯示出ECG波形、心率、HRV分析結果以及錄製時間，並且同步儲存ECG原始訊號於Micro SD(Micro Secure Digital)卡中。

我們也可以在個人電腦端上執行更完整精確的HRV分析，將儲存的心電圖原始訊號，利用MATLAB軟體設計的HRV分析程式，輸入各項參數設定後，開始分析找出每個心跳的R波，並計算出心電圖每一段R-R區間的變異程度，進而分析時域、頻域的各项數據，這些HRV分析後的數據，可以用來當作各種心血管疾病的依據，以利醫師或專業的人員判斷及研究。

近年來國民義務教育已經不在容許有體罰的管教，而改為精神上的教化，但各校的生師比例卻無下降，因此造成教師的工作負荷已經不再是課業的教導，反而是如何管理學生的上課秩序，使得所規定的課程進度能準時教完。因此本研究第四章的實驗程序與結果是針對國小教師面臨職場上



壓力，影響交感與副交感神經作用，利用HRV分析來評估受測者的工作負荷狀況。實驗對象為12名帶班級的老師，先以貝氏量表明瞭受測者的壓力狀況，再以其連續上三堂(含)以上的課為高工作負荷，相對的以半日僅上一堂課(含)以下為低工作負荷，來了解工作對生理的影響程度。

HRV的分析是屬於微觀的評估，我們於實驗中比較教師們在工作負荷重與工作負荷輕的狀況下，其LF、LF/HF ratio、LF%、HF%是否有顯著的差異，藉此證明工作負荷重時，交感神經會較為活化[34, 41]，但相對HF卻沒有顯著的差異。而且如同之前的研究所說，HF極易受到呼吸的干擾[40]，因此就算有副交感神經的調控，亦不容易有顯著的差異。

1.3 論文架構

本論文第一章是背景以及研究動機與目的，簡述了此裝置的方法和發展；第二章心率變異性分析，介紹自律神經對於人體生理的影響以及時域和頻域的參數；第三章整體裝置系統，主要是說明硬體和軟體的架構，分別介紹心電圖放大電路的觀念和原理，以 MSP430F5438 為基礎，進而處理心電圖訊號與即時的頻譜分析演算法。利用 MATLAB 軟體進行 Micro SD 卡的 ECG 原始數據格式轉檔，並且做更完整精確的心率變異性分析；第四章實際描述整個系統操作，並於實驗程序與結果針對國小教師利用心率變異(HRV)分析，來評估教師的工作負荷量；第五章是討論與結論。



第二章 心率變異性

2.1 心率變化的生理機轉

人類身體的內臟器官，都是受自律神經系統（Autonomic Nervous System，簡稱ANS）所控制的。自律神經系統是周邊神經系統的一部份，它控制體腔內許多的器官和肌肉，透過非潛意識主控的反射動作進行。

自律神經系統可分為交感神經系統(Sympathetic Nervous System)和副交感神經系統(Para-sympathetic Nervous System)兩種。自律神經系統控制著血管的收縮、體溫的維持、呼吸或者心跳變化等等。人體超過90%的活動都是由自律神經系統掌控，可見其對身心健康的重要性。

人體大多器官的血管是接受交感神經的支配，在血管部分，主要是促進微動脈收縮，從而增加血流壓力，提高動脈血壓；在呼吸器官上，交感神經對細支氣管平滑肌具有抑制的作用，可使細支氣管擴張。交感神經系統在面臨緊張、恐懼之情境時會迅速開始反應，它可以在五秒內將心跳加速，並且在三十秒內達到體內使用能量迅速增加，造成血壓上升、心跳加快、血管收縮，以便全力對付眼前的困境。當交感神經在過度和緩慢之間反應，代表著身體正在健康和疾病間的轉變，亦可能為心血管疾病和非心血管疾病的重要風險因子。

副交感神經系統可保持身體在安靜狀態下的生理平衡。當人處於輕



鬆、休息、復原、睡覺或緊張過後之情境時，體內的生理活動改由副交感神經系統主宰。因此血壓降低，心跳變慢。交感神經系統可以在幾乎瞬間(一至二個心跳內)將心跳減速，使得心跳減慢、血壓降低、支氣管縮小。

副交感神經系統可以保持身體在安靜狀態下的生理平衡：第一，增進腸胃的活動，消化腺的分泌，促進大小便的排放，保持身體的能量；第二，瞳孔縮小以減少刺激，減少肝糖原的生成，以儲存能量；最後，使得心跳減慢、血壓降低、支氣管縮小，以節省不必要的消耗。

交感神經系統與副交感神經系統之交互作用就生理學而言，交感神經負責因應人體緊張、恐懼、戰鬥或逃難期間之生理需求，而副交感神經則主宰能量的保存及重建，兩者的目標無異，都是為了維續生命。交感神經受到刺激會造成心跳加快，瞳孔放大，支氣管放鬆，肝醣轉換成葡萄糖，新陳代謝加快，腦活動增強等強化活動力及消耗體能之反應；反之副交感神經受到刺激則引起心跳減慢、瞳孔縮小、支氣管收縮、肝醣合成、消化及吸收等保存及重建能量之反應。白天期間因應工作及活動力需求，交感成為主導，到了夜晚休息時，副交感又成為主宰，兩者之影響是相互掙抗的，卻又需回應體內及體外之刺激而持續性的改變及維持平衡。

我們可以用心跳為例，來探討自律神經平衡的重要性。控制心跳之機制主要有兩個，一個是心肌肉之竇房結(Sino-atrial Node, SA Node)，如果沒有外力的作用，它會以自己的自然節奏震盪，另一個則是自律神經系



統，它負責依內需及外需調節心率，自然心跳頻率高於正常心跳(每分鐘72次)。若副交感神經失去調解功能，比起交感神經興奮功能不佳更為嚴重。不少心血管疾病病患因突然心跳劇烈加速而致死，便是這個原因。此外，現代人的生活形式多半伴隨著緊張壓力，常會造成交感神經過盛，必須靠副交感神經舒緩及復原。自律神經系統負責內臟器官、內分泌、外分泌及排泄系統之正常運作與維持。當這些器官及系統之功能發生異常時，自律神經系統便緊急啟動，進行調整。調整的方式包括心跳加速或減緩、肺部支氣管收縮或舒張、血管(動脈及靜脈)收縮或舒張、血流重新分配(例如將血液送至傷害區)、新陳代謝速率調整等，此時自律神經的活性會較正常狀態為高，而且交感與副交感不一定處於平衡狀態。

由以上討論，我們可以體認到自律神經活性異常現象，常是體內器官或腺體異常之徵兆，而非自律神經本身組織及功能失常。例如病患因腦部血管阻塞，常有缺氧及頭痛現象，自律神經此時會局部性擴充腦血管，加快心跳及心肌收縮力，但若是腦部突然嚴重缺氧(可能造成腦細胞壞死時)，自律神經立即令病患暈倒，這些都是自律神經發揮功能的正常現象。另一方面，自律神經的功能無法配合身體需求時，則必需檢討其根源為體內器官嚴重異常，或自律神經系統之組織結構病變。例如有人坐久突然站起時會眩暈(或爬樓梯時)，這可能是自律神經功能不足所致，因為人體從坐姿變為站姿時，交感神經必需立即收縮下半身之血管，將血液送至腦部



及上半身。正常人有此健全機制，因此不會有眩暈現象，但具有眩暈現象的人，可能是腦血管異常(即使交感神經正常，甚至發揮至極限也仍不足)，或是自律神經組織病變。因此，藉由量測自律神經系統之活性及其平衡狀態，常可預先得知體內器官及分泌系統之疾病徵兆。

自律神經亦為影響心跳週期的生理機制之一，交感神經支配著整個身體器官，當我們感受壓力、危險時，身體就會啟動相關必要的機能，使人體處於警覺、緊繃的狀態(瞳孔放大、豎毛肌收縮、支氣管放鬆、心跳速率增加)。副交感神經是抑制性的，與交感神經的作用相反，會使整個個體呈現放鬆的狀態。人體在正常的情況下，功能相反的交感神經和副交感神經處於相互平衡，在這兩個系統中，當一方起作用時，另一方則抑制作用，平衡的協調和控制身體的生理作用，這便是自律神經的功能。

心率變異性(Heart Rate Variability，簡稱HRV)，它包括對心血管系統的調節，是反應交感-副交感神經張力及其平衡的重要指標；應用的範圍反映在心臟和心血管疾病上，如原發性高血壓和心肌梗塞患者，在迷走神經的成份會伴隨心率變異性的變化，因此心率變異性亦可作為其預測指標。HRV也可反映出各種中樞性自主神經的失調，例如帕金森氏症、慢性酒精中毒、工作壓力、不良的工作環境、心理控制機制不穩定等。



2.2 心率變異性分析

ECG 訊號須先轉換為心率訊號，而分析心率變異性的方法有時域的分析，與頻域的分析兩種。

2.2.1 心率訊號的轉換

對 HRV 分析前，我們必須先以心電圖的量測裝置，擷取一段時間的 ECG 訊號記錄下來，由 ECG 記錄的波形中，找取出 R-R 間隔 (R-R interval)，如圖 2-1 所示。將整段 ECG 訊號的每一個 R-R 間距時間轉換為 HRV 的訊號，藉以分析時域和頻域，如圖 2-2 所示。

計算心率(Heart Rate, HR)的公式如下：

$$HR = \frac{60}{RR_i} \quad (\text{單位：心跳／分鐘，BPM}) \quad (2-1)$$

，其中 RR_i 即是 R-R 區間時間。

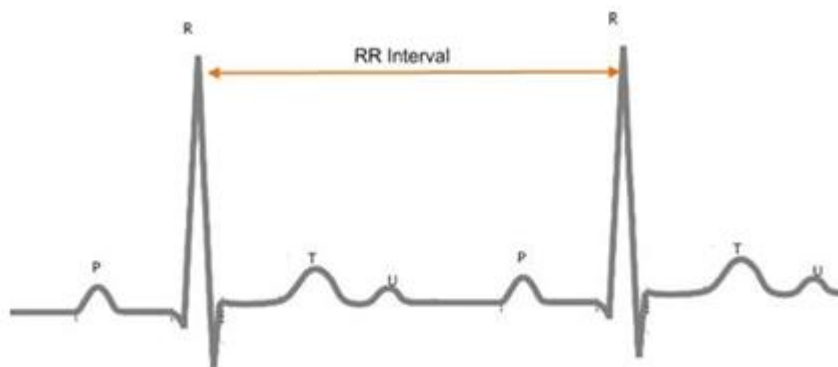


圖 2-1 RR interval 的示意圖

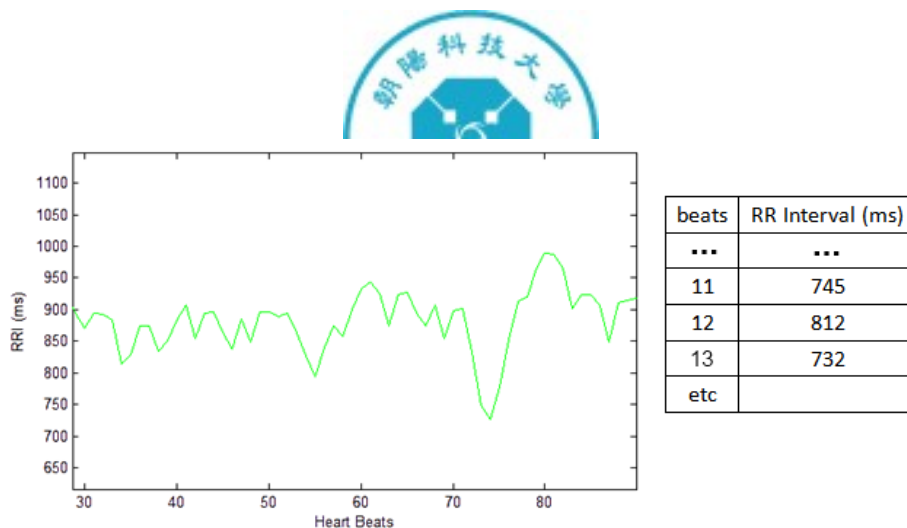


圖 2-2 ECG 訊號轉換 HRV 訊號示意圖

2.2.2 時域分析

時域分析是針對心率訊號的時域變化做分析，典型的方法如心跳期間的平均值(Mean)、標準偏差(Standard Deviation , SD)、變異係數(Coefficient of variation , CV)等等，在此簡述說明分析指標如下：

- (1) RR_Mean(Mean of the RR Interval)：心跳間隔的平均值，如公式2-2。

$$Mean = \frac{\sum_{i=1}^n RR_i}{n} \quad (2-2)$$

- (2) SDSD (Standard Deviation of the Successive Differences)：

全部的連續RR間隔長度差的標準差，如公式2-3。

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\Delta RR_i - \overline{\Delta RR_i} \right)^2} \quad (2-3)$$

其中 $\Delta RR_i = RR_{i+1} - RR_i$ ， $\overline{\Delta RR_i}$ 為 RR_i 的平均值。



(3) RMSSD (Root-Mean Square of the Successive Differences) :

全部相鄰正常R-R期間差異的均方根值，如公式2-4。

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (2-4)$$

(4) RR_SD (Standard Deviation of the RR Interval) :

連續RR間隔長度的標準差，如公式2-5。

$$RR_SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR_i})^2} \quad (2-5)$$

其中平均的RR間隔表示為 $\overline{RR_i}$ ，正常情況下為600~1000ms。

2.2.3 頻域分析

頻域分析的方法常用快速傅立葉轉換 (Fast Fourier Transform，簡稱FFT)。採用FFT的頻譜分析方法時若直接將原始的心率訊號拿來做FFT的頻譜轉換會出現問題的，因為R-R區間在時間上並非等間距，因此我們利用內差技術，將心率訊號的取樣頻率正規化至4Hz後再作分析。

在HRV的頻域分析中，主要分析兩種頻域，分別為高頻部份和低頻部份，副交感神經反應通常屬於高頻部份(HF：代表副交感神經活化)，其波峰會隨著呼吸而改變；而交感神經屬於低頻的部份(LF：代表交感神經活化)，但在低頻部份，通常會同時受到交感和副交感神經的調控，影響它的因素有許多種，如壓力感受、溫度調節等等。



心率訊號的頻域範圍是在 0~0.5Hz 之間，大致上可分為超低頻(Ultra-Low Frequency，簡稱 ULF)、極低頻(Very-Low Frequency，簡稱 VLF)、低頻(Low Frequency，簡稱 LF)及高頻(High Frequency，簡稱 HF)四種，其頻率範圍如表 2-1 所列。

功率頻譜曲線下的面積總合即為總功率(Total Power，簡稱 TP)，單獨頻率區域範圍的面積即為個別的頻率區域功率，例如高頻能量(High Frequency Power，簡稱 HFP)和低頻能量(Low Frequency Power，簡稱 LFP)。

高頻能量的比率(HFP/TP)，亦稱為正規化高頻功率(Normalized High Frequency Power，簡稱 nHFP)；低頻能量的比率(LFP/TP)，亦稱為正規化低頻功率(Normalized Low Frequency Power，簡稱 nLFP)，這兩種參數皆可用來作自律神經活化的評估。另外，低頻功率和高頻功率的比值(LFP/HFP Ratio，簡稱 LHR)，可作為自律神經活化平衡的指標。

表 2-1 心率變異性分析常用的頻域指標

常用指數	定義	頻域範圍
ULF	超低頻功率	0~0.003Hz
VLF	極低頻功率	0.003~0.04Hz
LF	低頻功率	0.04~0.15Hz
HF	高頻功率	0.15~0.4Hz
TP	總功率	0.003~0.4Hz



第三章 系統整體設計

3.1 系統架構

本論文主要建構一手持式心率變異分析儀，可以顯示心電圖與心率變異性分析的裝置，其中使用了類比濾波器和數位濾波器的方法來處理心電圖訊號。首先類比電路部份是透過儀表放大器將心電圖(ECG)訊號做初步的擷取，再經過非反相放大器、低通濾波器、高通濾波器、準位提升電路，最後輸出至微控器做數位的處理；數位處理主要以德州儀器(Texas Instruments，簡稱 TI)公司所生產的微控器 MSP430F5438 為核心，以內建的類比數位轉換器(ADC) 將擷取的 ECG 類比訊號轉換為數位訊號後儲存到 Micro SD 卡上，並且運用各式演算法處理分析訊號後將計算出的心率與心率變異性分析的結果顯示在 LCM 螢幕上。

SD 卡所記錄的 ECG 數據資料，可以利用自行開發的 MATLAB 的 SD 卡轉檔程式，將資料轉換為文字檔；或另外執行 MATLAB 的 HRV 分析程式，計算出更精確的心率變異性分析結果。圖 3-1 為裝置系統方塊圖；圖 3-2 為 MATLAB 計算系統的方塊圖。

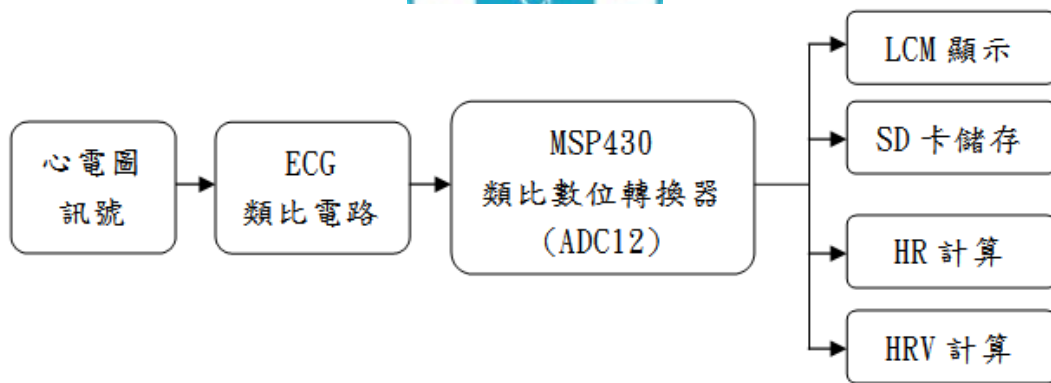


圖 3-1 裝置系統方塊圖

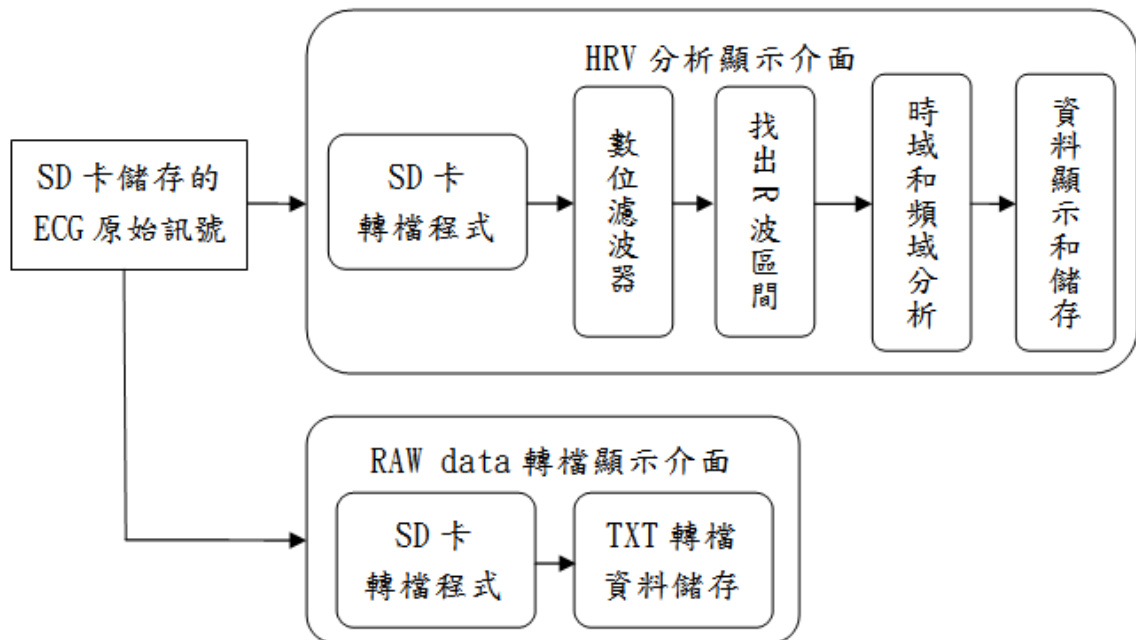


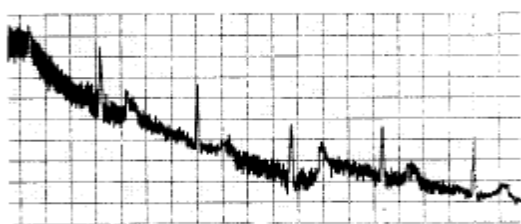
圖 3-2 MATLAB 演算系統方塊圖

3.2 心電圖擷取電路

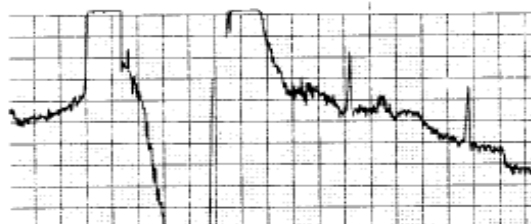
在偵測 QRS 波時，心電圖的擷取電路是處理非常微小的訊號，大小約在 0.5mV 到 5.0mV 之間，頻率範圍約在 0.5Hz 到 40Hz。心電圖訊號可能交雜著許多的雜訊源，如圖 3-3 為各種雜訊干擾心電圖的結果，其中交流



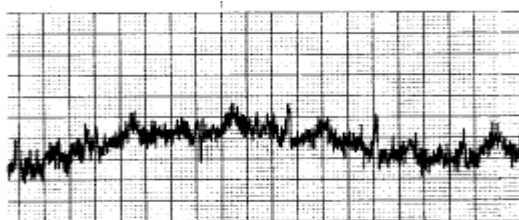
雜訊是 50-60Hz 的干擾與諧波失真、電極接觸雜訊是電極片與皮膚的接觸會造成基準線飄移、肌電雜訊是人體的動作的肌肉活化所產生的耦合訊號等等。表 3-1 為干擾類別表。上述雜訊干擾可以用不同的濾波器方法來改善大部份的問題。



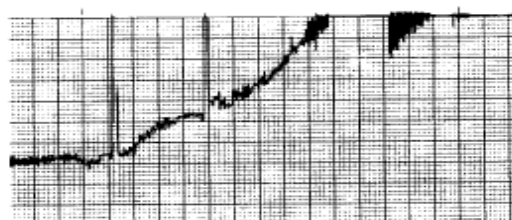
(a) 交流雜訊



(b) 電極接觸雜訊



(c) 肌電雜訊



(d) 呼吸、電子儀器所產生的電磁干擾

圖 3-3 心電圖雜訊干擾

表 3-1 各種雜訊干擾

干擾類別	頻率(Hz)	振幅	週期
交流雜訊	60	峰對峰心電圖振幅之 50%	
電極接觸雜訊	60	儀器最大振幅	1s
肌肉收縮	直流至 10,000	心電圖峰值的 10%	50 ms
呼吸產生時基漂移	0.15~0.3	心電圖峰值的 15%	
儀器雜訊	100~1000	為心電圖信號峰值的 2 倍	1~10s



由於心臟所發送出的電流訊號太過微小(大約 $0.5\text{m}\sim 5\text{mV}$)，所以容易受到不同的外部雜訊干擾，造成很多不必要的訊號頻段影響心電圖訊號的品質。為了得到我們所需要的頻域訊號，在訊號送至微控器前，於類比電路中的儀表放大器會將訊號做初步的擷取後再經由高通濾波器的回授電路，使得心電圖訊號更加穩定，接著利用非反向放大器做適當的放大補償。要將不必要的不同頻段雜訊去除，我們分別設計了二階巴特沃茲的低通濾波器和高通濾波器，以及去除 60Hz 交流雜訊的帶拒濾波器電路。因為 MSP430 是正電壓供給方式在運作，所以還需要設計一個提升準位電路，將心電圖訊號提升到 0V 以上，這樣 MSP430 的類比數位轉換器才能正確擷取訊號。

3.2.1 心電圖類比電路設計

類比電路設計方塊示意圖，如圖 3-4 所示。

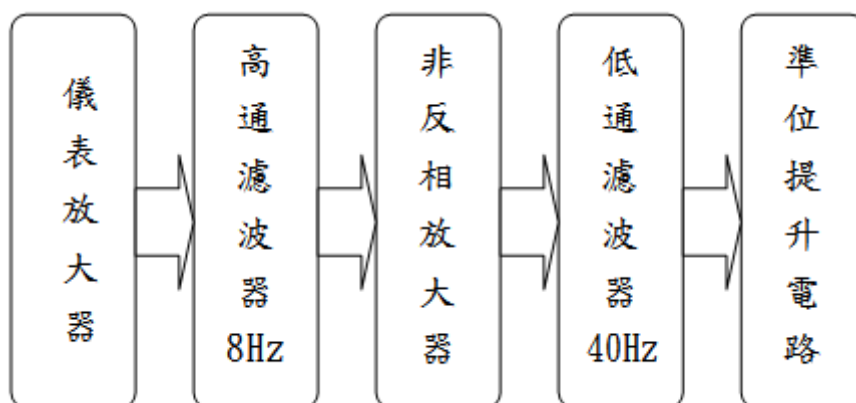


圖 3-4 類比電路設計圖



(1) 儀表放大器

本系統採用了 Analog Devices 公司生產的儀表放大器。由電極片所擷取的原始生理訊號，皆為十分微弱的心電訊號，必須藉由儀表放大器做訊號的擷取，將訊號做差動輸入方式，可消除共模訊號並提升雜訊比，因此可以有效的擷取人體 ECG 訊號。

(2) 濾波電路設計

本系統利用 Analog Devices 公司生產的運算放大器，設計一個利用 8Hz 的高通濾波器和 40Hz 的低通濾波器所組成的帶通濾波器，如此不但能濾除電極與人體間的直流電位飄移，也可以濾除外在環境所造成的高頻雜訊，保留完整的心電圖訊號。

高通濾波電路功用在濾除心電訊號的直流偏壓，避免基準線的飄移與防止訊號的飽和失真。一個二階的巴特沃茲濾波器，如圖 3-5 所示，截止頻率設計在 8Hz，其截止頻率如公式 3-1：

$$f_H = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3-1)$$

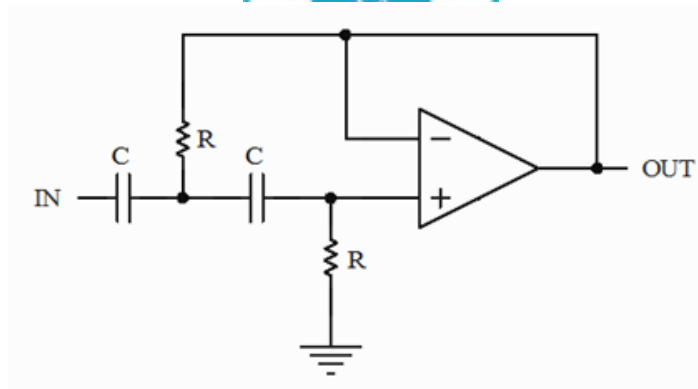


圖 3-5 二階高通濾波器

低通濾波電路部分主要扮演濾除高頻雜訊與避免交疊現象的產生。採取二階的巴特沃茲濾波器，如圖 3-6 所示，截止頻率設計為 40Hz，其截止頻率如公式 3-2：

$$f_L = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3-2)$$

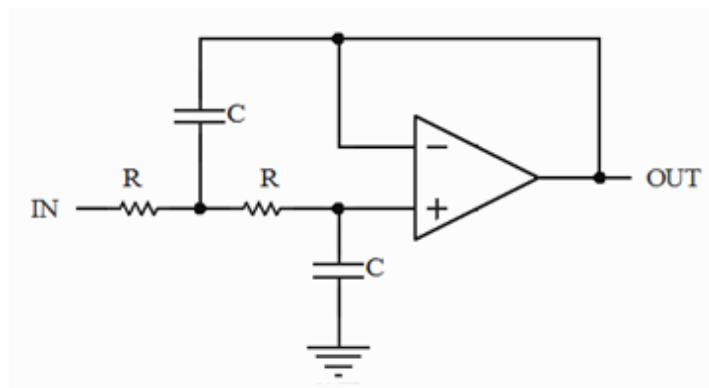


圖 3-6 二階低通濾波器

由於心電圖訊號會受到嚴重的 60Hz 的電源干擾，使用帶拒濾波器 (Notch Filter) 濾掉 60Hz 的訊號，如圖 3-7 所示電路，使用 R1 可變電阻微調 notch 的頻率以產生 60Hz 帶拒點。

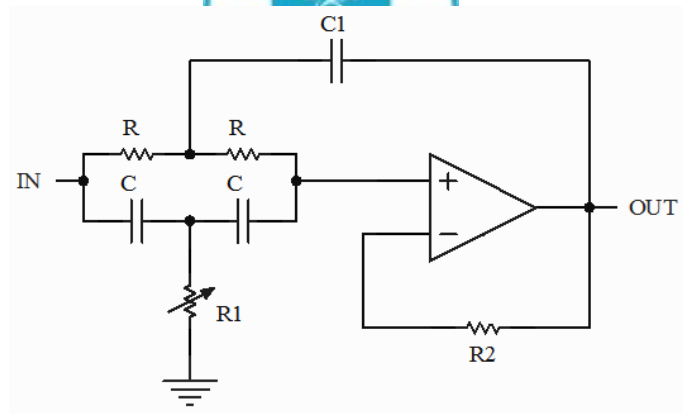


圖 3-7 60Hz 帶拒濾波器

(3) 準位提升電路

因為 MSP430 的工作電壓為正電壓，為此我們將心電圖訊號送至微控制器前，需將訊號提升至大於 0V 的範圍。

3.2.2 電源電路

(1) 充電管理晶片

本系統電源供應的方式是採取高容量的鋰電池，容量為 1500 mA，產生 3.7 V 的電壓供系統使用。利用德州儀器(TI)公司所生產的鋰電池充電管理晶片來管理保護電池。

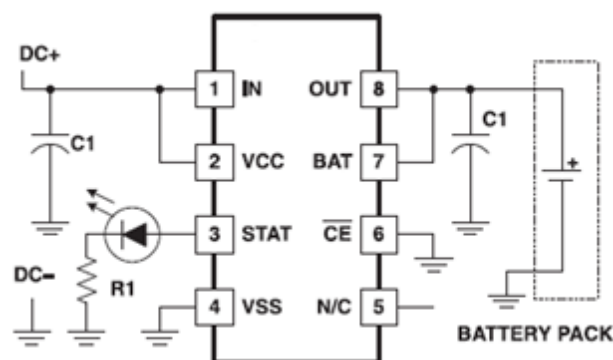


圖 3-8 充電管理晶片的標準電路圖



我們選用一般市面上隨處可見的行動電話鋰電池，一方面是符合方便購買且體積小的優點，另一方面是鋰電池可重複充電且具備高容量的特性，可使系統長時間測量，以及避免反覆更換電池的便利性。

(2) 穩壓電路

穩壓電路主要在提供系統穩定的電源，可以保護電路因為電壓不穩而造成系統上的損壞。

因為本系統類比電路採用正、負這兩種電源，因此正電源部分，採用 TOREX 公司生產的正電源穩壓 IC 做為系統的穩壓電路，如圖 3-9。鋰電池的 4.2V 輸入電壓經由穩壓 IC 轉換為 3.3V 供給類比電路以及微控制器使用；在負電源的部分，則是採用 TI 公司所生產的負電源穩壓 IC，以正電源穩壓 IC 所轉換出來的 3.3V 當作輸入電壓，經由負電源穩壓 IC 將電壓轉換為 -3.3V，供類比電路使用，如圖 3-10。

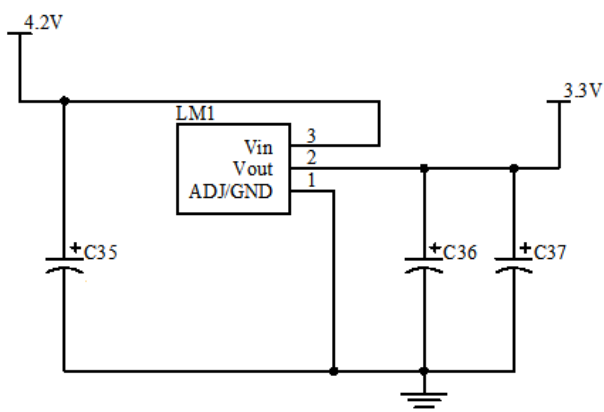


圖 3-9 正電源穩壓 IC 穩壓電路圖

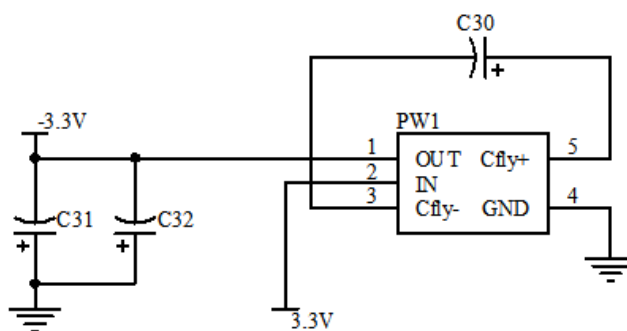


圖 3-10 負電源穩壓 IC 穩壓電路圖



3.2.3 微控制器

本裝置使用 TI 公司所生產的 MSP430F5438 單晶片作為整個系統的核心，超低功耗的 16 位元 RISC 混合訊號微控制器，擁有 256KB+512B Flash。16 位元精簡指令集能大幅縮短程式碼並增加可讀性，足以供應程式的開發以及快速除錯的能力。

ADC 電路將擷取到的類比訊號轉為 12 Bit 的數位訊號後儲存在暫存器內。它使用兩個可規劃可選擇的電壓準位(V_{R+} 、 V_{R-})來定義最高和最低的轉換電壓範圍和定義滿刻度、零刻度讀取。當輸入電壓大於或等於 V_{R+} 時輸出為滿刻度 4095(0FFFh)，當輸入電壓小於或等於 V_{R-} 時則輸出 0。

ADC 轉換公式如下：

$$N_{ADC} = 4095 \times \frac{V_{in} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}} \quad (3-3)$$

由於參考電壓準位 V_{R+} 和 V_{R-} 定義了滿刻度和零刻度輸入電壓的上、下限，所以輸入電壓 V_{in} 必須控制在不超過 V_{R+} 或低於 V_{R-} 的範圍，此外輸入電壓也不可以超過電源電壓 V_{cc} 和低於電源電壓 V_{ss} 。

(3)內建兩組 SPI 介面

SPI (Serial Peripheral Interface) 是一種全雙工串列資料傳輸器，允許多種設備透過 SPI 匯流排進行相互通訊，設備之間透過主／從技術，只有主機能夠發起資料的傳遞，用簡單的四線信號匯流排就可進行所有通訊。



SPI 介面是一個全雙工的串列資料連接，串列介面有 4 個基本信號線，包含 SDI (串列資料輸入)、SDO (串列資料輸出)、SCK (串列時脈)、SCSB (主從端選擇)。

3.2.4 Micro SD 卡儲存電路

在 SD 卡存取管理的部份，我們是採用 WCH 公司所生產的管理晶片，用來當作 MSP430F5438 與 Micro SD 之間溝通的橋梁。它支援 FAT16 / FAT32 檔案格式的讀寫。

Micro SD 體積僅有 15×11×1mm，是一種使用快閃記憶體 (Flash Memory) 與控制晶片所組成的裝置，由於體積小、低耗電以及方便攜帶等優點，在 3C 產品的應用上也越來越普遍，如智慧型手機、數位相機以及 MP3 等等。

Micro SD 的特性具有以下幾點：

- 電壓支援 2.7~3.6V，所以可以直接與管理晶片或是 MSP430 溝通。
- 體積相當於一個銅幣般的大小，適用於可攜式裝置。
- 通訊協定支援常見的 SPI mode，方便與微控器溝通。

腳位分配如圖 3-11 及表 3-2 所示，電路連接方式如圖 3-12 所示。

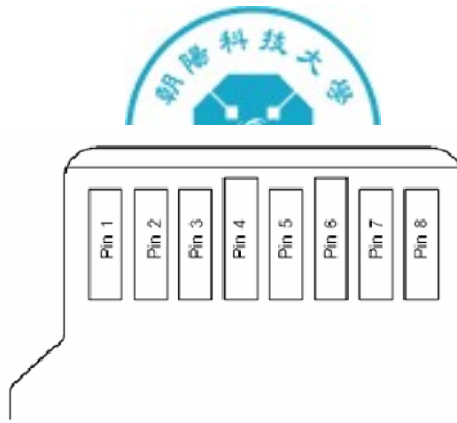


圖 3-11 Micro SD 卡腳位排序

表 3-2 Micro SD 的腳位分配

Pin #	Name	Type	microSD Description
1	RSV		Reserved
2	CS	I	Chip Select (neg true)
3	DI	S	Data In
4	VDD	S	Supply Voltage
5	SCLK	I	Clock
6	VSS	S	Supply Voltage Ground
7	DO	O	Data Out
8	RSV	I	Reserved

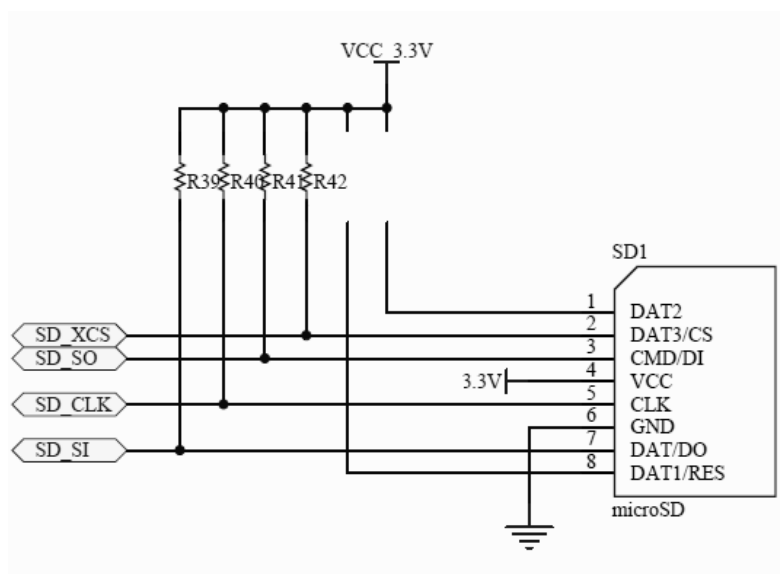


圖 3-12 Micro SD 電路連接圖



3.2.5 LCM 模組電路

在顯示器的部份，傳統市面上買的 LCD 一般支援電壓為 5V，若利用直接給予供應 3.3V 的客製 LCM，可避免多使用一個 3.3V 轉 5V 的電壓轉換緩衝晶片。因此我們特別訂製符合 MSP430 電壓規格的液晶顯示模組 (Liquid Crystal Module，簡稱 LCM) 型號為 WG12864BP1-TFH-V，其腳位分配如表 3-3，LCM 內部晶片的方塊圖如圖 3-13 所示。

表 3-3 LCM 腳位分配表

Pin No.	Symbol	Level	Description
1	VDD	3.0V	Supply voltage for logic
2	VSS	0V	Ground
3	V ₀	(Variable)	Contrast Adjustment
4	DB0	H/L	Data bus line
5	DB1	H/L	Data bus line
6	DB2	H/L	Data bus line
7	DB3	H/L	Data bus line
8	DB4	H/L	Data bus line
9	DB5	H/L	Data bus line
10	DB6	H/L	Data bus line
11	DB7	H/L	Data bus line
12	CS1	L	Select Column 1~ Column 64
13	CS2	L	Select Column 65~ Column 128
14	RST	L	Reset signal
15	R/W	H/L	H: Read (MPU←Module) , L: Write (MPU→Module)
16	D/I	H/L	H: Data , L: Instruction
17	E	H	Enable signal
18	Vee	—	Negative Voltage output
19	A	—	LED +
20	K	—	LED -

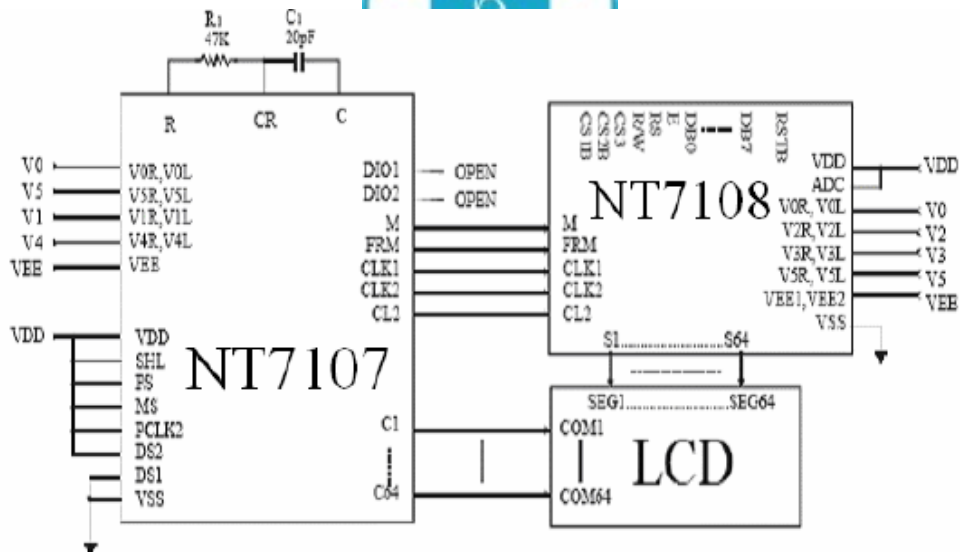


圖 3-13 LCM 內部晶片方塊圖

3.3 系統程式設計

在 MSP430 的程式設計部份，我們分成數位濾波、心率擷取、心率變異性(HRV)分析、LCM 顯示以及 Micro SD 卡存取這五個部份。整個程式系統流程如圖 3-14 所示，一開始 MSP430 會將整個系統初始化，等到系統判斷中斷開始後，即會進入 ADC 訊號的轉換，取樣頻率設定為 500Hz。

ADC 中斷流程圖如圖 3-15 所示，除了將心電圖的原始訊號存進 Micro SD 卡，也同時將心電圖訊號做數位濾波處理與分析計算後顯示心率，並把累積的 RR 間隔經二次曲線內插法內插至所需的取樣頻率大小後乘上 hann window，再以 Goertzel 演算法作頻譜分析，最後把 HRV 分析結果和心電圖訊號顯示在 LCM 上。

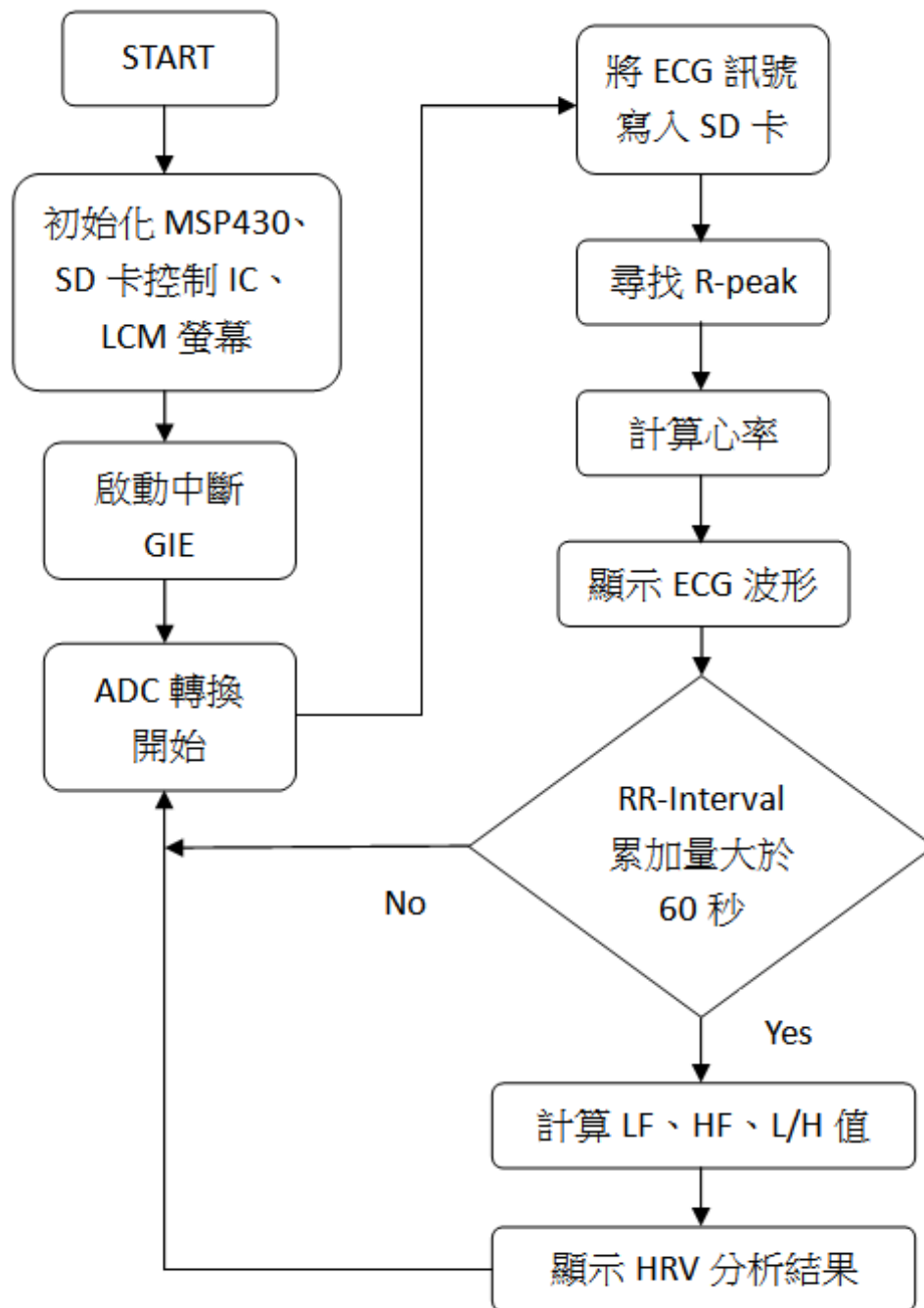


圖 3-14 MSP430 程式系統流程圖

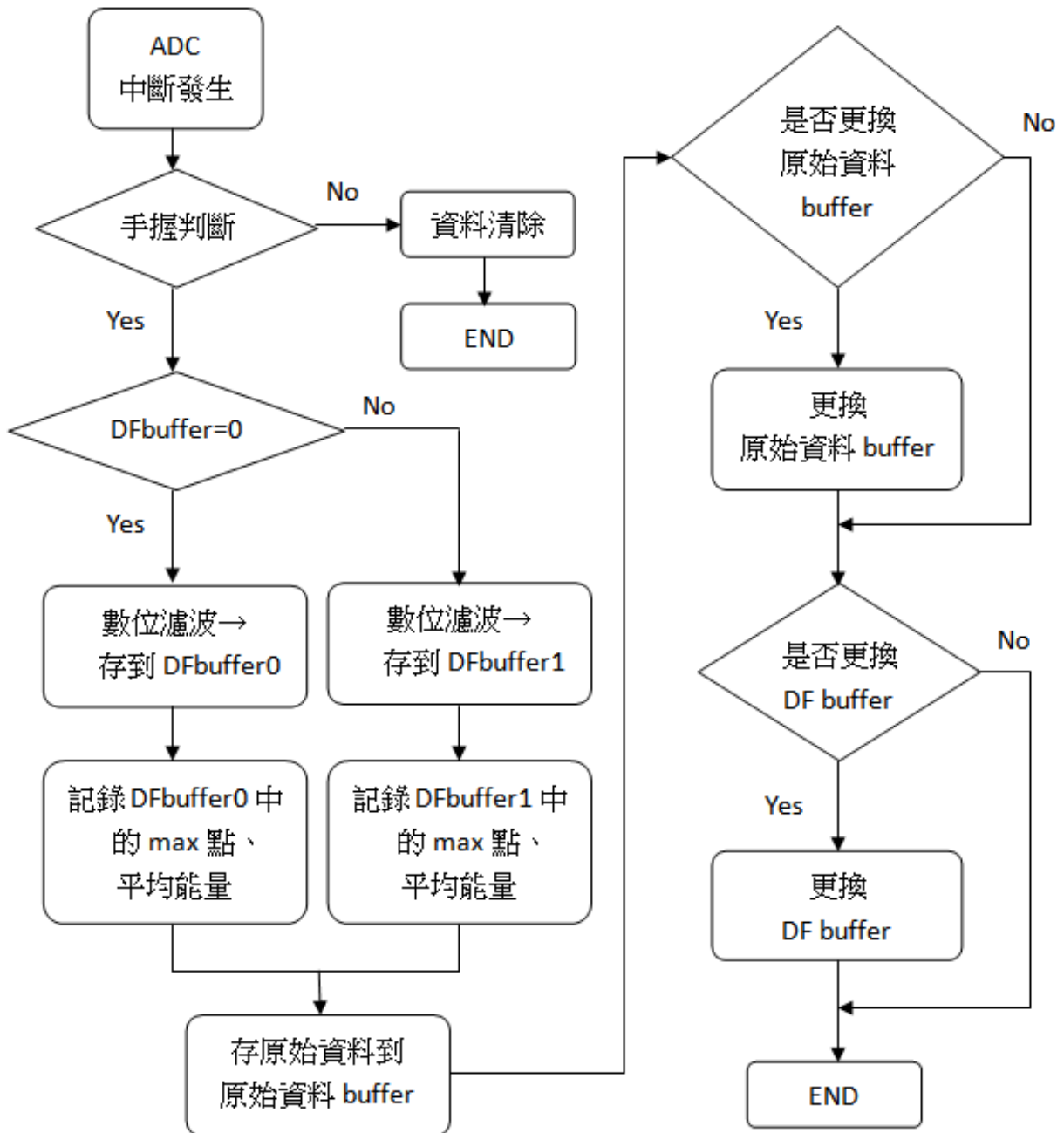


圖 3-15 ADC 中斷流程圖



本系統是利用了 QRS 波的波形特性如振幅、寬度和斜率等而設計的數位濾波器，包含有帶通濾波器、微分器、視窗平均及動態閾值濾波器等流程。本實驗設計的數位濾波器流程圖，如圖 3-16 所示。

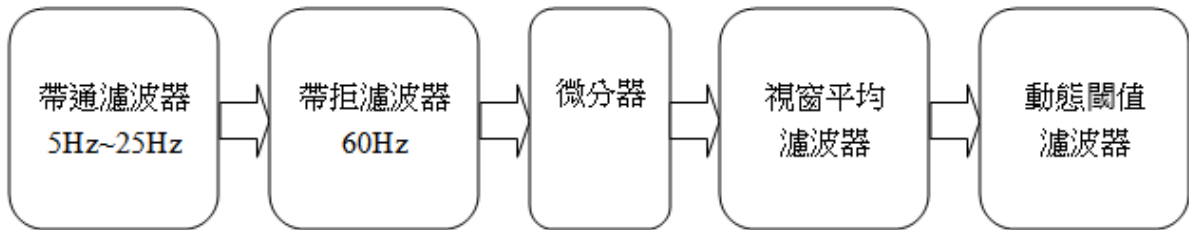


圖 3-16 數位濾波器流程圖

3.3.1 數位濾波器

因為類比濾波器的心電圖雜訊邊界限制在 8-40Hz 之間，所以後續軟體處理是執行兩個階段的線性數位濾波器。由三階低通濾波器以及四階高通濾波器組合成一個帶通濾波器，並加上 60Hz 的帶拒濾波器，即可達到完整的濾波效果，以利計算心率的準確性。

(1) 三階低通濾波器 (Low-pass filter)：

濾波器轉換函式為公式 3-4 所列：

$$H(z) = \frac{1 + 0.9391Z^{-1} - 2.8173Z^{-2} + 2.8173Z^{-3} - 0.9391Z^{-4}}{1 + 2.8744Z^{-1} - 2.7565Z^{-2} + 0.8819Z^{-3}} \quad (3-4)$$



濾波器差分方程式如公式 3-5 所列：

$$y(n) = x(n) + 0.9391x(n-1) - 2.8173x(n-2) + 2.8173x(n-3) \\ - 0.9391x(n-4) - 2.8744y(n-1) + 2.7565y(n-2) \\ - 0.8819y(n-3)$$

(3-5)

頻率響應如圖 3-17 所示：

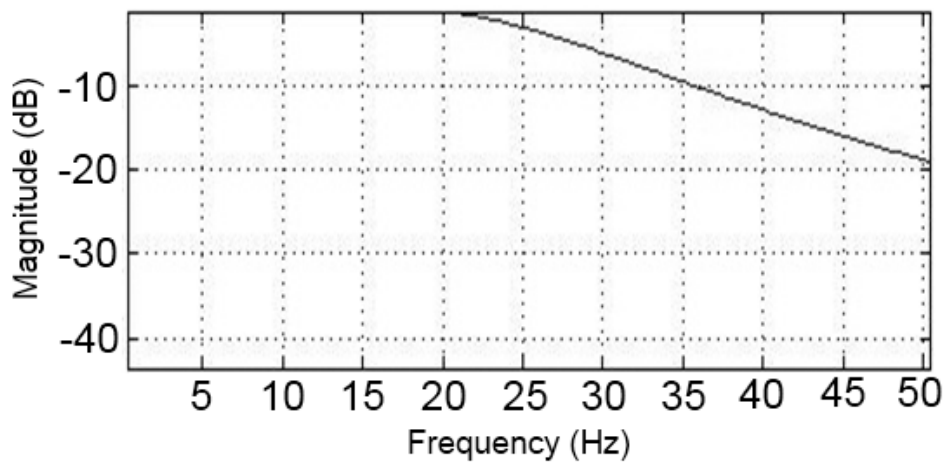


圖 3-17 以 MATLAB 模擬低通濾波器的頻率響應圖

(2) 四階高通濾波器 (High-pass filter)：

濾波器轉移函式為公式 3-6 所列：

$$H(z) = \frac{1 + 0.0004Z^{-1} + 0.0017Z^{-2} + 0.0025Z^{-3} + 0.0017Z^{-4} + 0.0004Z^{-5}}{1 + 3.1806Z^{-1} - 3.8612Z^{-2} + 2.1112Z^{-3} - 0.4383Z^{-4}}$$

(3-6)



濾波器的差分方程式如公式 3-7 所列：

$$\begin{aligned}
 y(n) = & x(n) + 0.0004x(n-1) + 0.0017x(n-2) + 0.0025x(n-3) \\
 & + 0.0017x(n-4) + 0.0004x(n-5) - 3.1806y(n-1) \\
 & + 3.8612y(n-2) - 2.1112y(n-3) + 0.4383y(n-4)
 \end{aligned}
 \quad (3-7)$$

頻率響應如圖 3-18 所示：

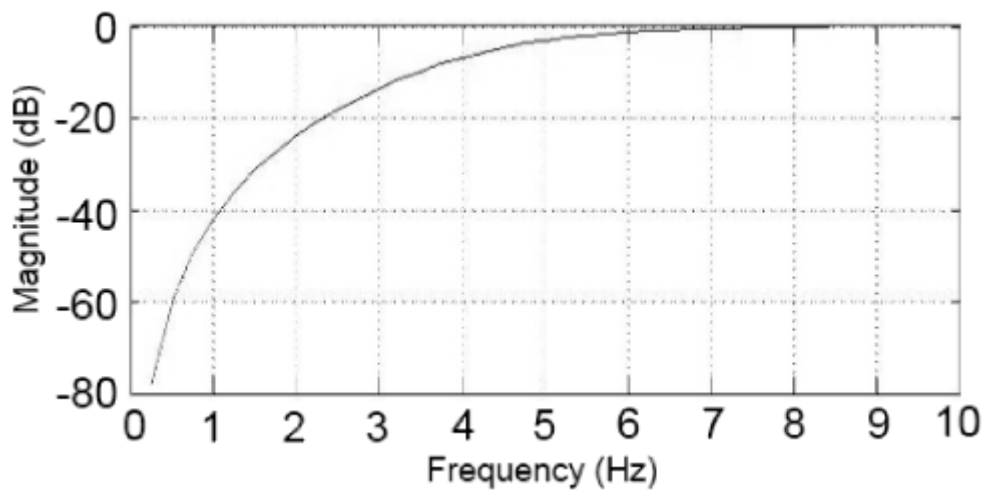


圖 3-18 以 MATLAB 模擬高通濾波器的頻率響應圖

(3) 帶拒濾波器：

為了將訊號中的交流電源 60Hz 的雜訊濾除掉，我們設計了一個帶拒濾波器。濾波器轉移函式為公式 3-8 所列：

$$H(z) = \frac{1 + 0.84Z^{-1}}{1 + 1.22Z^{-1} + 0.84Z^{-2}} \quad (3-8)$$

濾波器的差分方程式如公式 3-9 所列：

$$y(n) = x(n) + 0.84x(n-1) - 1.22y(n-1) - 0.84y(n-2) \quad (3-9)$$



頻率響應圖如圖 3-19 所示：

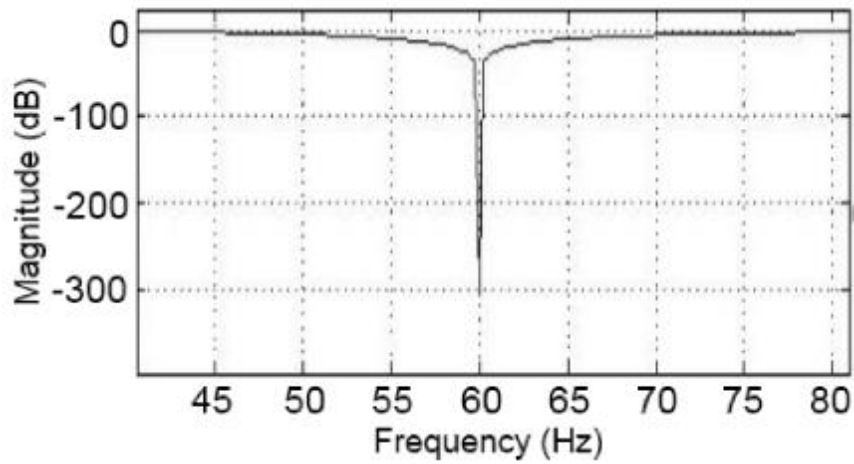


圖 3-19 以 MATLAB 模擬帶拒濾波器的頻率響應圖

(4) 微分器

經過帶通濾波器後，微分訊號可提供 QRS 波的斜率大小。本實驗使用五點的微分方法，微分器的轉移函式為公式 3-10 所列：

$$H(z) = \left(\frac{1}{8T}\right)(-Z^{-2} - 2Z^{-1} + 2Z^1 + Z^2) \quad (3-10)$$

振幅響應為公式 3-11 所列：

$$|H(wT)| = \left(\frac{1}{4T}\right)[\sin(2wT) + 2\sin(wT)] \quad (3-11)$$

差動方程式為公式 3-12 所列：

$$y(nT) = \left(\frac{1}{8T}\right)[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (3-12)$$



(5) 視窗平均(Moving-average Integration)濾波器

由於僅靠 R 波的斜率是無法保證可以完整精確的檢測出 QRS 波，因為裡面還存在許多異常的波形雜訊，一般均具有較大的振幅或較長持續時間(非陡峭的斜率)，因此必須從訊號中設法得到更多的資訊，才能正確的檢測 QRS 波，我們選擇用視窗平均濾波器解決此問題。

它的差分方程式如公式 3-13 所列，其中 $N=20$ ：

$$y(nT) = \left(\frac{1}{N}\right) \left[x(nT - (N-1)T) + x(nT - (N-2)T) + \dots + x(nT) \right] \quad (3-13)$$

(6) 動態閾值(Adaptive threshold)濾波器

透過視窗平均法處理後之訊號，只要設定適當的閾值(threshold)便可將 R 波位置檢測出來。由於每個受測者的心電圖訊號振幅不盡相同，而且其連續振幅本身亦有差異性，所以閾值的設定必須具有一定的彈性，才不致於造成誤判或錯失訊號。因此在程式設計上我們採用動態閾值的設定，首先在視窗平滑化的訊號中，計算出平均能量和最大的波峰點，利用最大波峰點減去平均能量的 0.5 倍作為初始閾值。

當此閾值無法找到 R 波時，就以最近的三個 R 波為基準，去重新調整新的動態閾值，其規則是以平滑化的訊號中所計算出的最大波峰點減去平均能量的 50% 到 80% 的範圍中變動，如此便可使閾值隨著心電圖訊號的振幅特性去做比較、調整及更新。示意圖如圖 3-20。

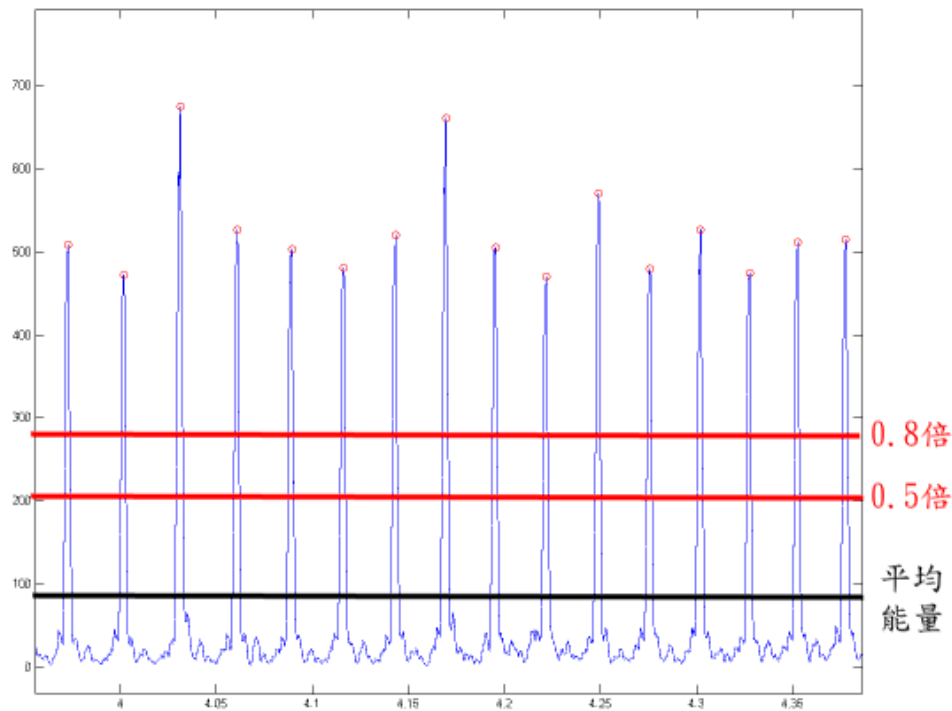


圖 3-20 以 MATLAB 模擬動態閾值的示意圖

3.3.2 心率擷取程式

為了避免異常心電訊號，如雜訊干擾或是心臟方面的疾病造成而影響到正常心率的分析，在計算心率之前必須先排除一些不合理的心電圖異常訊號。我們大致上將積分平滑化後的訊號，分成三種狀況判斷，第一種為假設心跳異位，例如心房早期收縮，會突然產生一個較短的心跳週期，意指相鄰的 RR 間隔小於前一次相鄰的 RR 間隔，而下一個 R 波波峰點卻近似於正常 RR 間隔的距離(即 $RRI_1 > RRI_2$ ，但 RRI_1 近似於 RRI_3)，如圖 3-21 所示，此時演算法會忽略當下的 R 波(RRI_2)波峰點，定義下一個 R 波(RRI_3)為正確的波峰點。

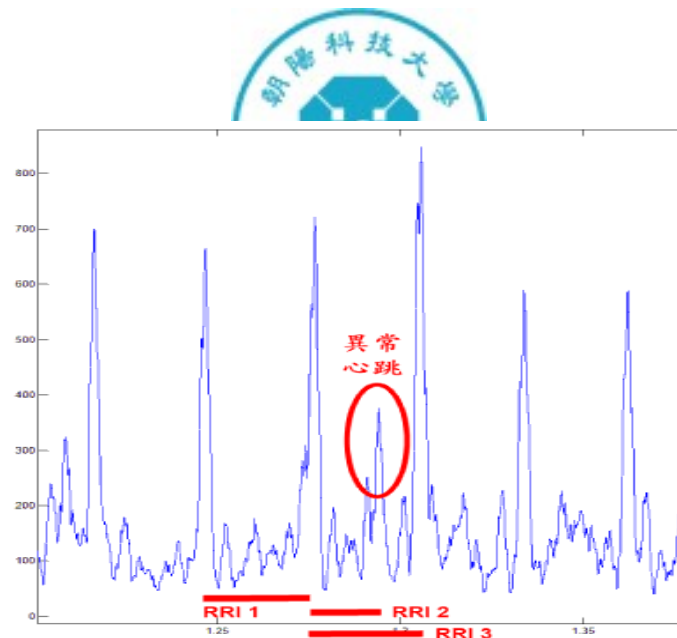


圖 3-21 以 MATLAB 模擬假設心跳異位示意圖

第二種狀況是假設心電圖訊號有遺漏，如圖 3-22 所示，RRI 3 比平均心跳間隔大很多($RRI\ 3\ 間隔 > RRI\ 平均間隔$)。在演算法的部分，程式會假設訊號擷取的時候就遺漏掉一個心電圖訊號，然後在計算心率的時，自動補上一個 R 波波峰點，避免在心率的計算上出現判斷異常，導致心率數值變化不正常的情形發生。

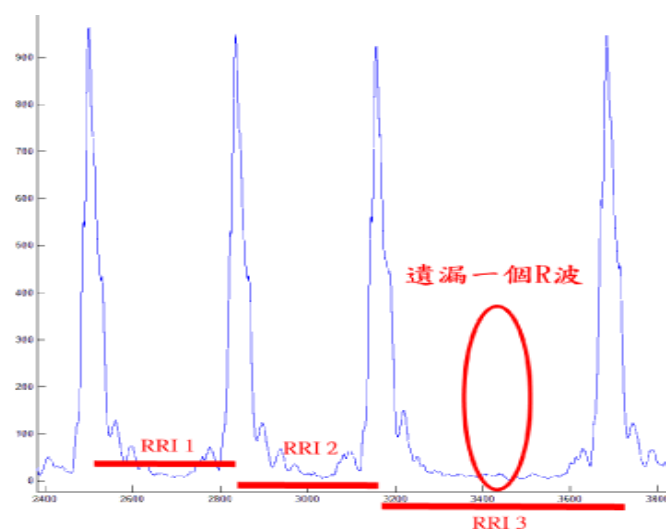


圖 3-22 以 MATLAB 模擬假設 RR 間距異常遺漏示意圖



第三種狀況是當判斷心電圖 R 波的波峰點時，發現連續兩個以上的 RR 間隔的距離都發生異常，如圖 3-23 所示，突然連續兩個 RR 間距與先前計算的 RR 間距不相同(RR_{Ie1} 不等於 RR_{Is} ， RR_{Ie2} 亦不等於 RR_{Is})，則會捨棄先前計算的 RR 間距和門檻閾值，重新尋找接下來的三個 R 波波峰點，設定新的門檻閾值，並計算新的 RR 間隔。

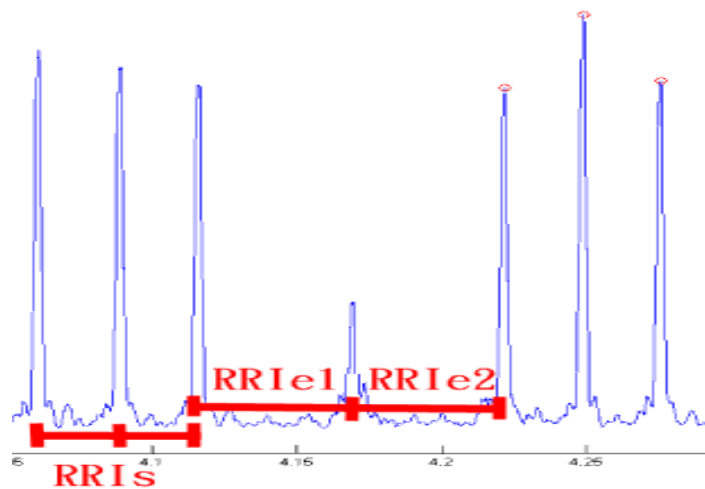


圖 3-23 以 MATLAB 模擬假設連續兩個 RR 間距異常示意圖

3.3.3 心率變異性分析程式

心率變異性(HRV)的頻域分析一般是採用傅立葉轉換(Fourier Transform)，是將時域波形轉換成頻域圖形的一種數學方法。由於頻譜轉換是針對一段時域訊號做轉換，其轉換原理需根據訊號的取樣頻率，但 RR 間距訊號是無固定的取樣週期，因此須先將要轉換的此段訊號，利用內插方法將重新取樣，再做頻譜轉換。本研究中針對每一分鐘的 RR 間距訊號做轉換，重新取樣頻率設為 4 Hz，而這些計算皆由微控制器來處理，



以下將針對整個心率變異分析程式做說明。

(1) 離散傅立葉轉換

離散傅立葉轉換(Discrete Fourier Transform，簡稱 DFT)在數位信號處理技術的應用上如頻譜分析、線性非時變系統實現…等扮演非常重要的角色。

對 DFT 而言，頻域 $X[k]$ 可由式(3-14)求得：

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{nk}, k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3-14)$$

其中， $W_N = e^{-j\frac{2\pi}{N}}$ ，具有以下特性：

$$W_N^k = -W_N^{k+N/2}, \quad W_N^k = -W_N^{k+N/2}, \quad W_N^2 = -W_{N+2},$$

因為 W_N 的特性，所以離散時間傅氏轉換必須做 N^2 個乘加。

(2) 快速傅立葉轉換

N 點離散傅立葉轉換相當於離散時間在 $[0, 2\pi]$ 間隔等頻距的取樣點，或等於 $[0, 2\pi]$ 間隔在頻率 $w_k = \frac{k2\pi}{N}, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ 的取樣點。快速傅立葉轉換(Fast Fourier Transform，簡稱 FFT)，它的功用在於改善 DFT 的運算量，以便增加運算速度，其應用廣泛的主要原因在於這些取樣點的計算存在許多非常有效率的計算法則。

一信號 $x[n]$ 的 N 點離散傅立葉轉換表示成如式 3-15：



$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{kn}, k=0,1,2,\dots,N-1 \quad (3-15)$$

其中 $W_N = e^{-j(2\pi/N)}$,

將上式分成奇數項以及偶數項，如式 3-16：

$$\begin{aligned} X[k] &= \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2m] W_N^{2mk} + \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2m+1] W_N^{(2m+1)k} \\ &= \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2m] W_N^{2mk} + W_N^k \sum_{m=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2m+1] W_N^{2mk} \end{aligned} \quad (3-16)$$

利用 $W_N^{2mk} = e^{-j\frac{2\pi}{N} \cdot 2mk} = e^{-j\frac{2\pi}{N/2} \cdot mk} = W_{N/2}^{mk}$ 代入上式可得：

$$\begin{aligned} X[k] &= \sum_{m=0}^{N/2-1} x[2m] \cdot W_{N/2}^{mk} + W_N^k \sum_{m=0}^{N/2-1} x[2m+1] \cdot W_{N/2}^{mk} \\ &= X_e[k] + W_N^k \cdot X_o[k], k=0,1,2,\dots,N-1 \end{aligned} \quad (3-17)$$

其中

$$\begin{aligned} X_e[k] &= \sum_{m=0}^{N/2-1} x[2m] W_{N/2}^{mk} = X_e[k + N/2] \\ X_o[k] &= \sum_{m=0}^{N/2-1} x[2m+1] W_{N/2}^{mk} = X_o[k + N/2] \end{aligned} \quad (3-18)$$

分別代表 $x[n]$ 信號中偶數點及奇數點的 $N/2$ 點離散傅立葉轉換。

(3) Goertzel 演算法

本系統的頻域分析是採用 Goertzel 演算法來實現。針對輸入序列 $x(n)$

而計算一新序列 $s(n)$ ，如式 3-19：

$$s(n) = x(n) + 2\cos(2\pi\omega)s(n-1) - s(n-2) \quad (3-19)$$



其中 $s(-2) = s(-1) = 0$ 且 ω 是欲分析的頻率範圍(需低於取樣頻率的 $1/2$)。

如果輸入是實數值，計算過程也只計算實數部份。因此處理 N 個取樣點，輸入序列 $x(0) \dots x(N-1)$ ，從每次計算 $s(n)$ 序列裡的最後兩筆的取樣值可以用來遞迴計算 DFT。根據所選擇的頻率 ω ，可得出式 3-20：

$$X(\omega) = (s(N-1) - e^{-2\pi i \omega} s(N-2)) e^{-2\pi i \omega (N-1)} \quad (3-20)$$

其中 $\omega N = k$ 是整數值，上述式子可簡化為：

$$X(\omega) = (s(N-1) - e^{-2\pi i \omega} s(N-2)) e^{+2\pi i \omega} = e^{+2\pi i \omega} s(N-1) - s(N-2) \quad (3-21)$$

最後我們只要用相同的 cosine 項(即 $2\cos(2\pi\omega)$ 項)來計算 $s(n)$ 序列，即可算出 $X(\omega)$ 相符的平方值(頻譜能量)，如 3-22 式：

$$X(\omega)X'(\omega) = s(N-2)^2 + s(N-1)^2 - 2\cos(2\pi\omega)s(N-2)s(N-1) \quad (3-22)$$

(4) 有效率的二次曲線內插法

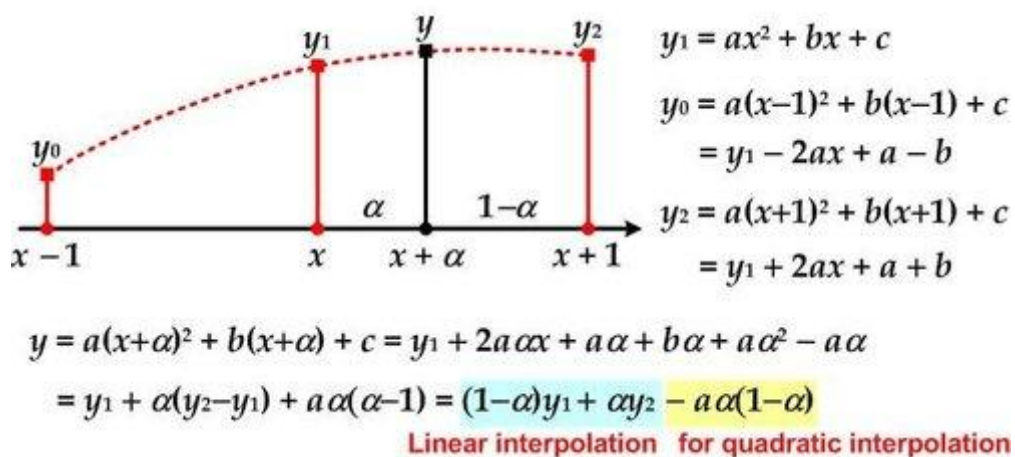


圖 3-24 二次曲線內插法



(5) Hann window 漢寧窗

由於訊號的取樣週期並不一定與訊號本身的基本波週期相符，因此欲將後續傅立葉轉換處理的誤差抑制到最低，一個週期之訊號的最初值與最後值必需相等，為達此目的我們採用了Hann window(漢寧窗)處理。

公式如 3-23 式，圖 3-25 為 N=256 點的 Hann window 時域響應圖。

$$w(n) = 0.5 \left(1 - \cos \left(\frac{2\pi n}{N-1} \right) \right), n = 0 \sim N-1 \quad (3-23)$$

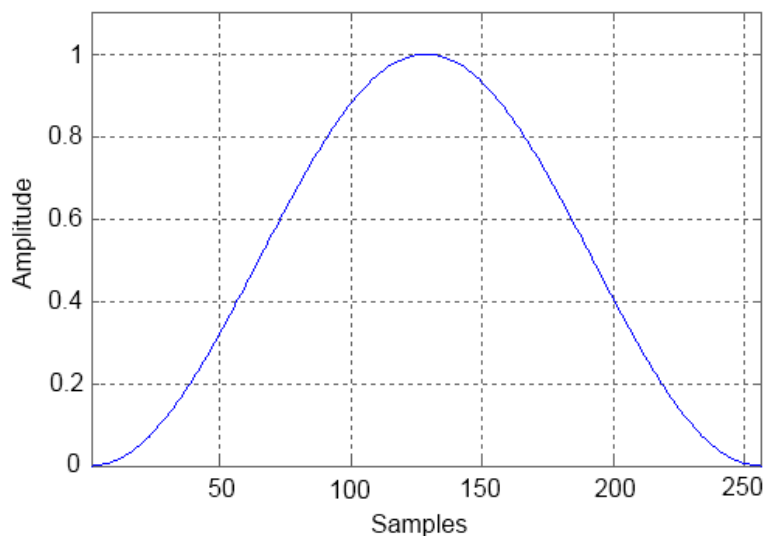


圖 3-25 N=256 點的 Hann window 時域響應圖

漢寧窗的特色是適合於檢查出稍微離主頻率成分的較小成分，因此儀器通常使用漢寧窗。窗函數處理就是對處理對象資料乘以窗函數，其處理結果作為傅立葉轉換的新的處理對象。因此施以窗函數的前處理之後，波形資料之最初與最後的部分的振幅會變成很小，如此即可將易發生影響的连接部分的振幅降低，於後續傅立葉轉換處理的誤差就降能到最低。



因為本裝置的即時 HRV 頻域分析是基於先用二次曲線內插法將 60 秒累積量的 R-R Interval 序列內插到 256 筆，即內插成每分鐘約 4Hz 的取樣頻率後才作頻譜分析。在 256 點的頻譜解析度下，計算出低頻 LF(0.04~0.15Hz)到高频 HF(0.15~0.4Hz)頻段的能量大小。而 k 值在不同的整數點上，其相鄰點都相差 0.015625Hz，因此我們只要計算出頻譜中約 24 個點的頻率能量就足夠，而不需計算全部 k 點的頻率能量。此特性在計算分析少量感興趣的頻譜能量時，Goertzel 演算法會比使用 FFT 演算法計算還快。

我們首先以裝置於擷取 ECG 訊號而計算心率時所得到的個別 R-R interval 值作累加，當 R-R interval 累加量大於 60 秒以上就執行二次曲線內插法、Goertzel 演算法作頻譜分析，並將 LF、HF、L/H 比值的分析結果呈現在 LCM 螢幕上。每達 60 秒一次的頻譜分析都是由重新累加新的 R-R interval 值而計算得到的。

3.3.4 Micro SD 卡儲存程式

Micro SD 卡的控制方式有 SD mode 和 SPI mode 兩種，本研究是使用 SPI mode 方式控制。由於 MSP430F5438 內建 SPI 連接埠，我們只要加上電源、接地和控制線就可與管理 IC 進行溝通，來實現 Micro SD 卡的心電圖訊號儲存。



MSP430 和 SD 卡管理晶片之間溝通匯流排的腳位功能如下：

- DataRdy：主要是控制指令動作的功用，讀取 MSP430 的控制指令。
- RSTB：主要是用來下達對 SD 卡管理晶片清除的指令。
- SPI_SCS：SD 卡管理晶片的晶片選擇致能腳。
- SPI_SCK：為頻率輸入腳。
- SPI_DI：訊號輸入腳。
- SPI_DO：訊號輸出腳。

SPI 介面邏輯時序圖的範例說明如圖 3-26 所示，前一個是發出命令 12H 並寫入資料 34H；後一個是發出命令 28H 並讀出數據 78H。

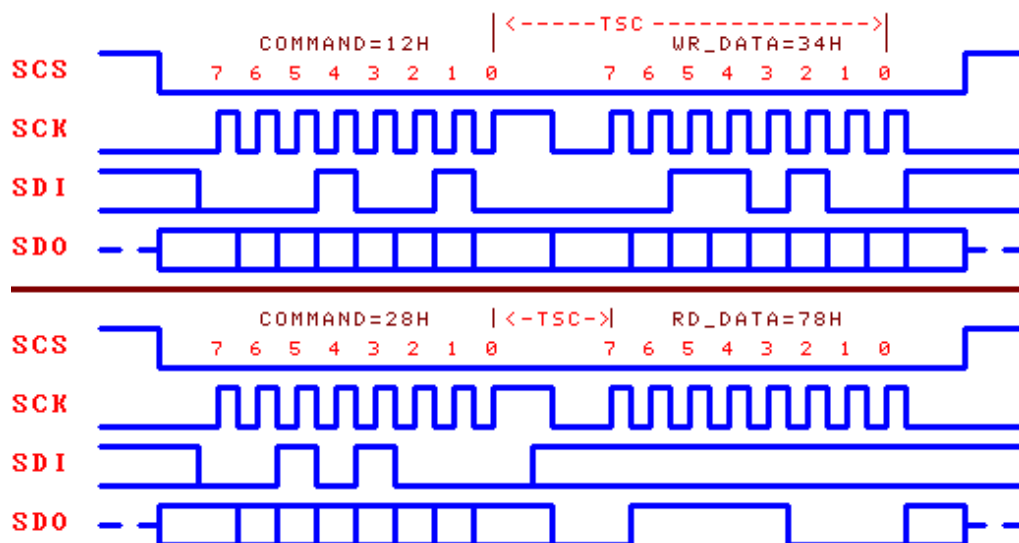


圖 3-26 SPI 介面的邏輯時序圖

MSP430 對 SD 卡管理晶片控制 Micro SD 儲存數據的指令如表 3-4 所列，SD 卡管理晶片的方塊流程圖如圖 3-27 所示。



表 3-4 SD 卡管理晶片指令表

代碼	命令名稱CMD_	輸入資料	輸出資料	命令用途
05H	RESET_ALL		(等35mS)	執行硬體重定
15H	SET_USB_MODE	模式代碼	(等10uS) 操作狀態	設置USB工作模式
22H	GET_STATUS		中斷狀態	獲取中斷狀態並取消插斷要求
2DH	WR_REQ_DATA		數據長度	向內部指定緩衝區 寫入請求的資料塊
		資料流程(n)		
2FH	SET_FILE_NAME	字串(n)		設置將要操作的檔的檔案名
31H	DISK_MOUNT		產生中斷	初始化磁片並測試磁片是否就緒
32H	FILE_OPEN		產生中斷	打開檔或目錄，枚舉檔和目錄
34H	FILE_CREATE		產生中斷	新建文件
36H	FILE_CLOSE	是否允許更新	產生中斷	關閉當前已經打開的檔或目錄
39H	BYTE_LOCATE	偏移位元組數	產生中斷	以位元組為單位移動當前檔指標
3CH	BYTE_WRITE	請求位元組數(2)	產生中斷	以位元組為單位向當前位置 寫入資料塊
3DH	BYTE_WR_GO		產生中斷	繼續位元組寫入

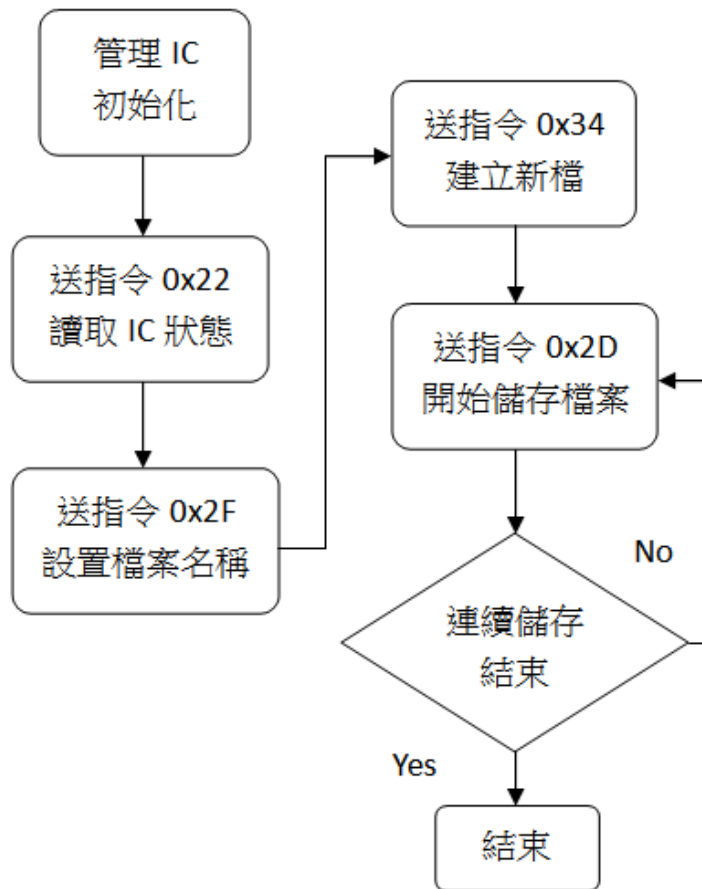


圖 3-27 SD 卡管理晶片方塊流程圖



由於 MSP430 在 SPI mode 下發出的控制指令是以序列的方式傳送，我們對 0x22、0x2F、0x34、0x2D 四種控制指令作分別說明：

- (1) 0x22：此指令回應 MSP430 目前 Micro SD 卡的狀態，當判斷 SD 卡有插入後，會回傳 1Byte 的編碼 0x51，可判斷 Micro SD 卡是否有插入。
- (2) 0x2F：此指令會搜尋檔案並設置檔案名稱，並為檔案設定一個長度為 8Byte 的指標編號，定義檔案的檔名，並會讀取存在檔案的資料長度，回傳 4Byte 的讀取結果。
- (3) 0x34：此指令是開啟一個新的檔案，設定開檔的日期，並且對檔案設定屬性，如 0x00 是將檔案設定為一般可讀檔案。
- (4) 0x2D：此指令會在 Micro SD 卡裡找到前面定義欲寫入的檔案，利用 2Byte 的指令格式去定義寫入的資料長度，範圍為 0~512Byte，並且開始寫入連續的資料。

程式一開始初始化的時候，先設定傳輸模式為 SPI mode，接著會對 SD 卡發出重置的指令，如果 SD 卡響應指令碼 0x51，則表示 SD 卡已插入並進入 SPI mode 的模式下等待。所有的指令都必須在允許的工作電壓下動作，否則將被誤判為低電位而無法動作，持續偵查直到通過為止，如此便可完成初始化的過程。接著會送出指令碼 0x34 開啟一個新檔案，並不斷地由指令碼 0x2D 寫入檔案，如此反覆的流程即可將心電圖訊號的數據連續地存入 Micro SD 卡中。



3.3.5 LCM 顯示程式

在 LCM 顯示器的部分，我們採用 128*64 的解析度，螢幕上會顯示的資訊有心率、Micro SD 卡錄製的檔案名稱、錄製的時間(秒)、心電圖波形訊號以及頻譜分析結果。當按鈕開始錄製的時候，所有的資訊會連續不斷顯示，讓測試者可以很明確的看到當下錄製的所有資訊。LCM 顯示器的控制指令格式如表 3-5 所列，LCM 顯示系統的流程圖，如圖 3-28 所示。

表 3-5 LCM 顯示器的控制指令格式

Instruction	RS	R/W	DB7	DB6	DB5	DB4	DB3	DB2	DB1	DB0	Function
Display on/off	L	L	L	L	H	H	H	H	H	L/H	Controls the display on or off. Internal status and display RAM data is not affected. L: OFF, H: ON
Set address (Y address)	L	L	L	H	Y address (0-63)						Sets the Y address in the Y address counter.
Set page (X address)	L	L	H	L	H	H	H	Page (0-7)			Sets the X address at the X address register.
Display Start line (Z address)	L	L	H	H	Display start line (0-63)						Indicates the display data RAM displayed at the top of the screen.
Status read	L	H	Busy	L	On/Off	Reset	L	L	L	L	Read status. BUSY L: Ready H: In operation ON/OFF L: Display ON H: Display OFF RESET L: Normal H: Reset
Write display data	H	L	Write data								Writes data (DB0: 7) into display data RAM. After writing instruction, Y address is increased by 1 automatically.
Read display data	H	H	Read data								Reads data (DB0: 7) from display data RAM to the data bus.

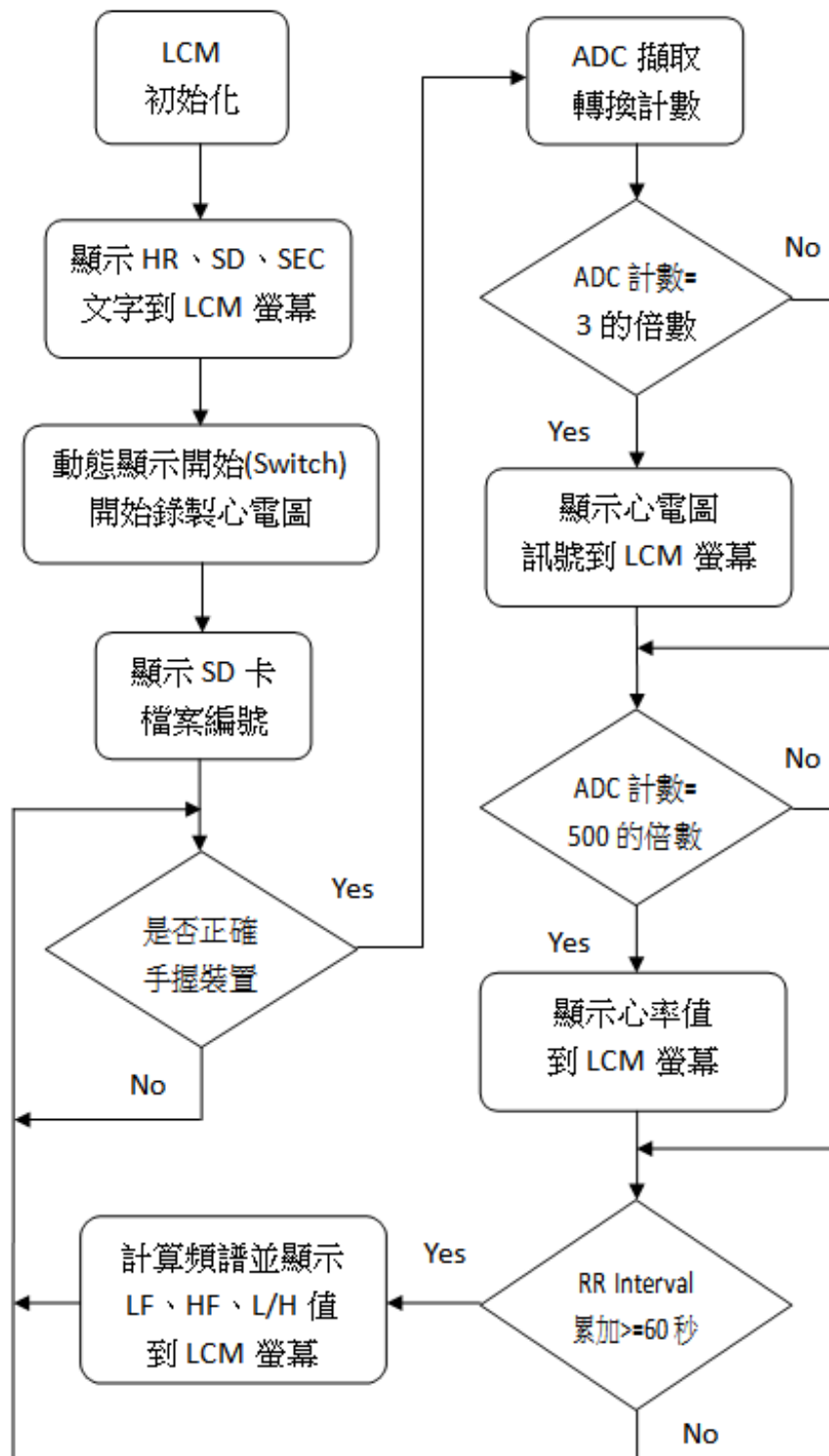


圖 3-28 LCM 顯示系統流程圖



因為 LCM 的螢幕是利用左、右半邊分別控制顯示，所以初始化開始須先設定指令 0x3f 將螢幕開啟，為了讓 128*64 的螢幕顯示出我們想要的圖形，先設定顯示出圖形的起始點，在 X 位址的部分，起始位置的指令為 0xb8，是採取橫向 8 個 Page 的方式(Page0~Page7)；在 Y 位址的部分，起始位置的指令為 0xc4，定義圖點在第幾個點上(0~63)。如此搭配著左、右半邊螢幕的交叉顯示，就可顯示出長度 128 個點，寬度 64 個點的圖形。

當裝置啟動後，SD 卡編號即會自動加 1，顯示正要錄製的檔名。在心電圖波形的部分，判斷是利用 ADC 轉換的頻率計數，取樣頻率設定為 500Hz，即每秒會有 500 點數據資料，因此我們採用每 3 個點取一次的數據轉換來顯示波形，避免造成螢幕上心電圖訊號過快看不清楚，或是取樣點太少造成心電圖波形失真。

最後每秒更新一次心率的計算，其中每次的 RR interval 累加量達 60 秒以上就更新一次 HRV 分析結果。如此反覆的運作，便可在 LCM 上即時顯示各項資訊，讓使用者可以很容易的看到相關生理訊息。

3.3.6 個人電腦端的 SD 卡轉檔程式

由於儲存在 Micro SD 卡中的資料是使用字元的方式存入，所以在個人電腦(PC)端要正常讀取數據內容，必須在 PC 端透過轉檔程式，將資料轉為 ASCII 格式。因此我們利用 MATLAB 軟體，設計一個可以將檔案轉換，



並且另存新檔至指定的文件檔中的一個轉檔程式，如圖 3-29 所示，只要將 Micro SD 儲存的檔案載入後再點擊另存新檔指定欲存檔的位置，即可開始進行轉檔。圖 3-30 為檔案轉換前和轉換後的內容，發現原本為亂碼的字元符號，已經轉換成可閱讀的數字並且另存於指定新檔。

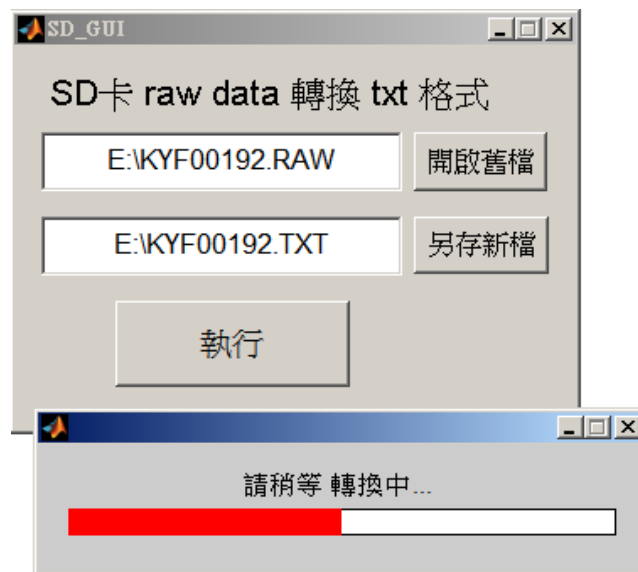


圖 3-29 Micro SD 卡訊號轉換系統

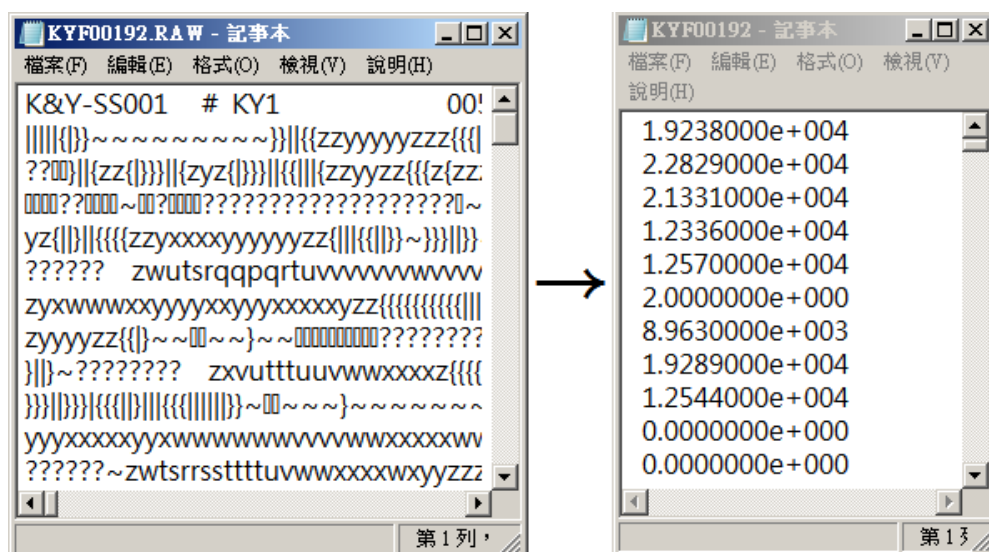


圖 3-30 轉換前與轉換後的心電圖資料



3.3.7 個人電腦端的 HRV 分析程式

在需要更完整的 HRV 分析情況下，我們以 MATLAB 的 GUI 介面設計一個 HRV 分析程式，如圖 3-31 所示。直接將 Micro SD 卡儲存的 raw 檔案載入後，只要儲存轉換後的心電圖訊號的資料有效長度超過 60 秒以上就可以執行 HRV 時域和頻域的數據分析。

當類比電路濾波後的心電圖訊號進入 MSP430，經 ADC 轉換濾波後，即會將資料儲存進 Micro SD 卡。在原始檔案的分析中，避免類比電路的濾波不完整，我們會把心電圖訊號擷取 8Hz~40Hz 的頻寬作數位濾波處理，將已經儲存處理完的心電圖訊號重新濾波一次後才分析 HRV 數據。

最後在如圖 3-32 所呈現的 HRV 系統分析的結果，使用者可以看到濾波後的 ECG 圖、還有 RRI 圖，以及 HRV 分析後的數據。除了第一筆數據是完整 RR 間隔的 60 秒累積量分析外，第二筆數據開始是每新的 RR 間隔 30 秒累積量與前一筆 RR 間隔 60 秒累積量中的後 30 秒累積量作 overlay 後的分析，呈現的結果包括時域分析 STD、RR_Mean、SDSD、RMSSD 等各項數據，以及頻域分析的總功率能量(TP)、低頻能量(LF)、高頻能量(HF)、高低頻率能量的比值(LF/HF)以及 LF/TP 比值%、HF/TP 比值%等各項結果，並且將這些數據內容自動儲存到與來源檔案相同的資料夾中。

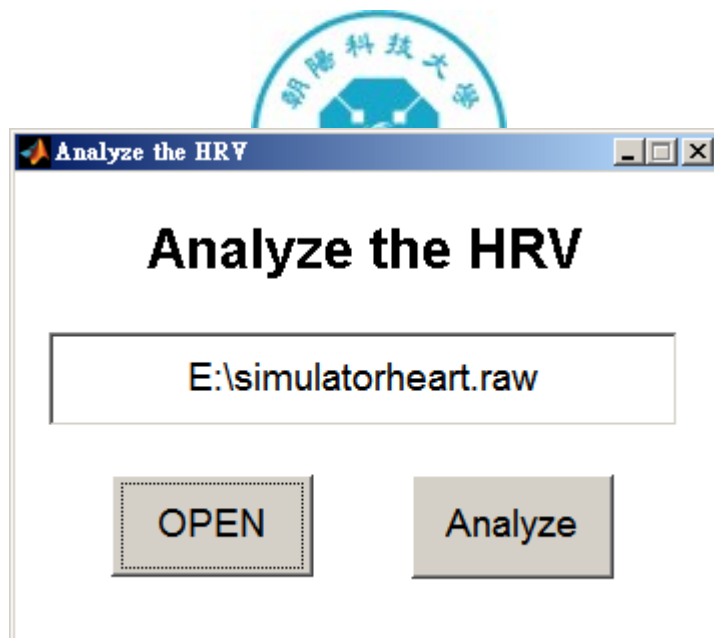


圖 3-31 HRV 分析系統介面

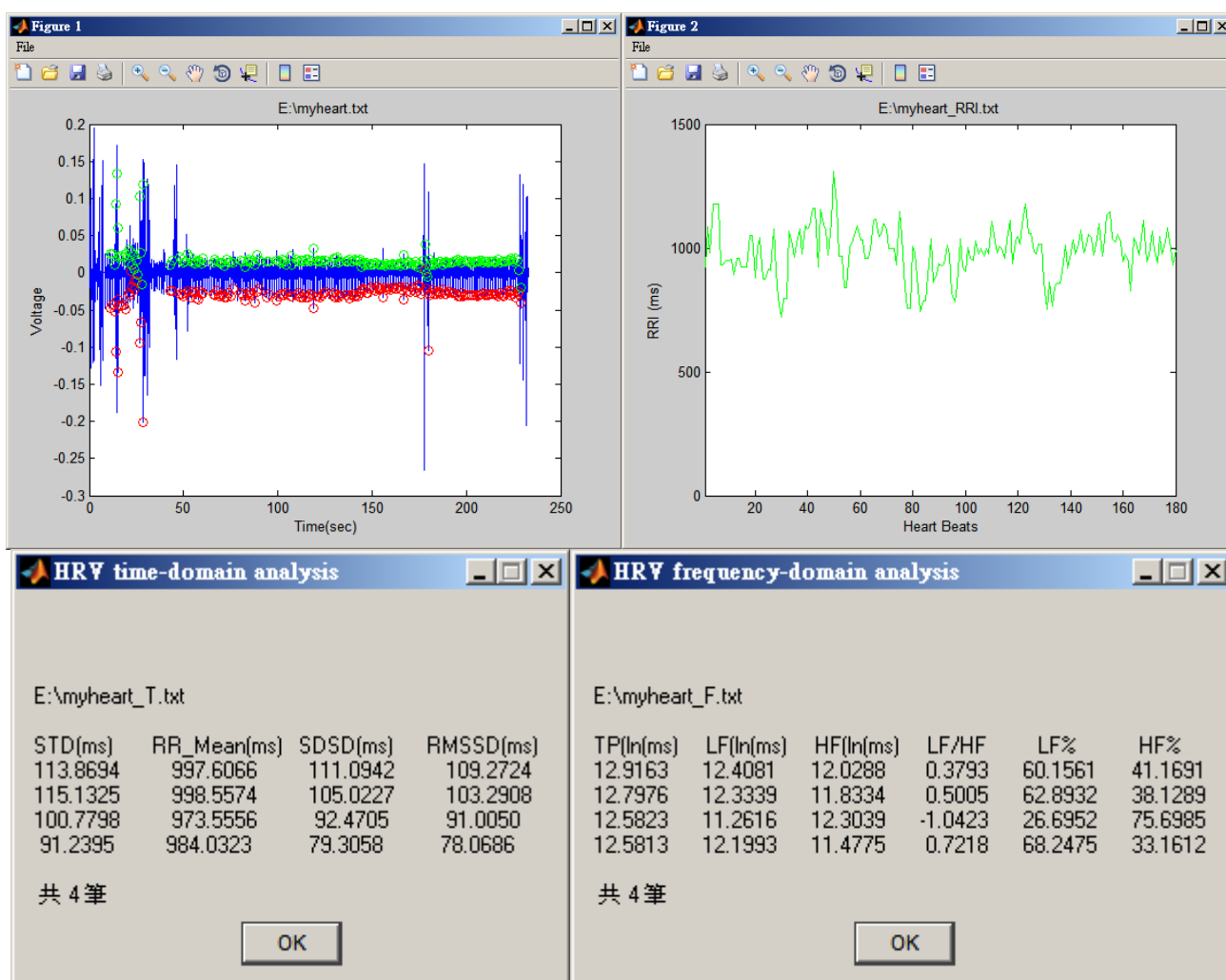


圖 3-32 HRV 系統分析的結果圖



第四章 系統實現與實驗程序

4.1 裝置實體說明

手持式即時心率變異分析儀規格如表 4-1 所列：

表 4-1 裝置規格

規格	特性
1.ECG: I 導程 2.ECG 頻率範圍: 0.05-40Hz 3.ECG 取樣: 500Hz 4.ADC: 1 channel, 12 bit 5.電池: 1500mA 鋰電池 6.大小: $13 \times 6.5 \times 3.5 \text{ mm}^3$	1.螢幕解析度 128 * 64 dots 2.鋰電池充電功能 3.可達 9999 秒長時間記錄心電圖訊號到 SD 卡中 4.可將 SD 卡資料透過讀卡機儲存到電腦中作後續分析 5.提供螢幕即時顯示心電圖、心跳與 HRV 分析結果

裝置必須插入 SD 卡才可正常使用，檔案格式可用 FAT/FAT32，但不支援 SDHC。如圖 4-1 所示，SD 卡插入位置；啟動／停止按鍵。



圖 4-1 裝置上方配置圖



電源開、關與鋰電池充電的切換開關；LCD 背光開關，如圖 4-2 所示。

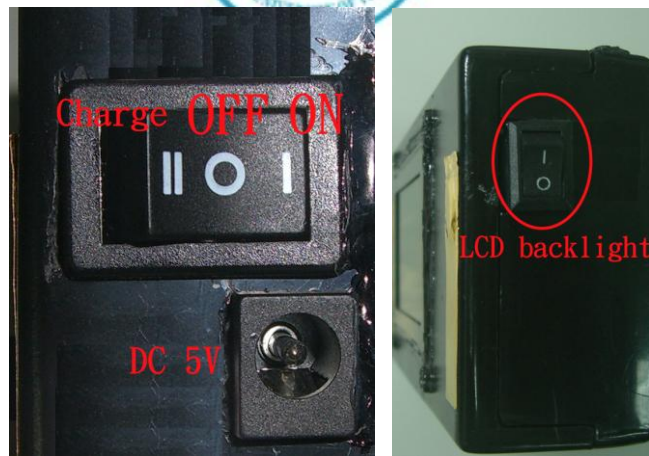


圖 4-2 裝置側面配置圖

本裝置另外設計了外接 ECG 接腳，可外接式電極貼片，如圖 4-3 所示。



圖 4-3 裝置後視圖

操作時需雙手拇指同時握住乾式電極片，接觸位置如圖 4-4。



圖 4-4 電極片接觸位置



4.2 裝置操作說明

本裝置螢幕採用規格 128*64 解析度的 LCM 顯示器，SD 卡插座規格為 Micro SD 型。當裝置內建鋰電池電源耗盡需要充電時，只需將開關切換於 II 位置，如圖 4-5，插入 5V 的電源供應器即可直接對本裝置充電，經測試充電時間約為 6 小時。



圖 4-5 裝置充電說明圖

將開關切換於 I 位置開啟電源後，按住啟動／停止按鍵不超過 1 秒時會顯示已經存檔的檔案編號，如圖 4-6 所示；若按住啟動鍵超過 2 秒時才會進入記錄模式，同時會顯示目前檔案編號及初始心率、記錄時間，如圖 4-7 所示。



圖 4-6 已經存檔的檔案編號

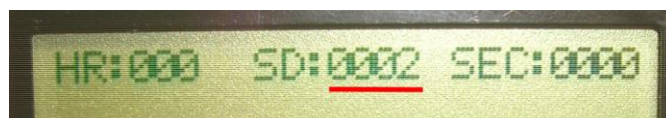


圖 4-7 目前檔案編號

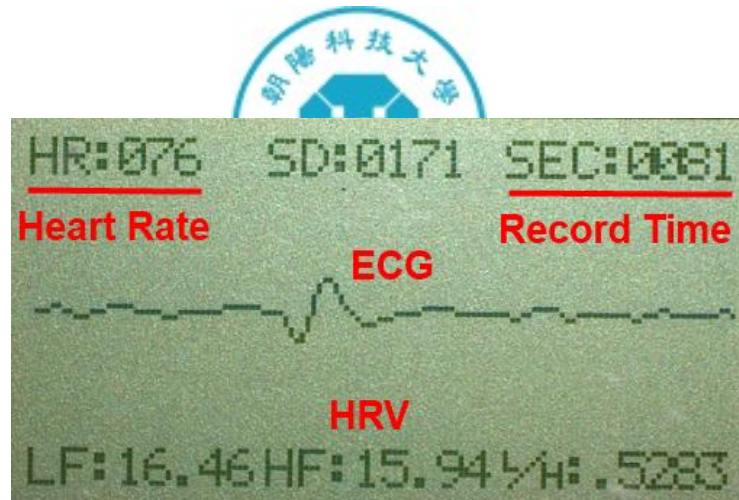


圖 4-8 裝置螢幕顯示圖

正確插入適合的 SD 卡後，開機後雙手拇指要同時握住電極片，如圖 4-4 接觸位置。在擷取到心電圖訊號後，裝置會開始記錄並且顯示心率、記錄時間(秒)、ECG 波形與 HRV 分析結果，如圖 4-8 所示。

若記錄過程中雙手沒有一起握住裝置兩邊的電極片時，裝置會自動暫停所有記錄；HR 計算會在雙手再次一起握住裝置時重新計算，記錄時間也會接續顯示。記錄過程中只要從心電圖分析出來的 RR 間隔累加量達到一定時間長度就會計算 HRV 分析，並顯示 LF 值、HF 值、L/H 比值結果。要停止錄製時，只要不同時握住裝置，且按著停止鍵超過 2 秒，就會自動存檔並進入待命模式，螢幕畫面會呈現空白。存檔時會依檔名編號將 ECG 記錄存入 SD 卡中(副檔名 RAW)，但不會記錄 HR、HRV 內容。

裝置記錄之檔名編號會依序遞增，而且電源關閉時並不會遺失編號順序。若未依正常存檔方式操作，電源重啟後裝置會以原記錄檔名編號重新記錄。編號從 0001 到 9999，超過 9999 後會從 0001 重新開始編號，記錄檔儲存時副檔名為 RAW，如此就可在 PC 端進行更完整的 HRV 分析。



4.3 心率變異性實驗程序與結果

本實驗是針對台中市潭陽國小的級任老師為受測對象，所有受測者皆為自願參與，共有 12 人，包含 5 男和 7 女，平均年齡 40.5 歲(由 36 歲至 50 歲)，平均年資 15.6 年(由 11 年至 25 年)，高年級有 9 人，中年即有 1 人，低年級有 2 人。所有人先接受貝氏量表評估，依所得的分數區分為四個等地，1~7 分為極輕度，8~20 分為輕度，21~40 為中度，40 以上皆屬於重度。所有資料如表 4-2 所示，僅有 2 名屬於輕度，其餘 10 名皆屬於極輕度。

表 4-2 12 名受測者的資料

受測者	性別	年紀	年資	貝氏
1	女	42	13	極輕度
2	女	45	24	極輕度
3	女	42	19	極輕度
4	男	43	20	極輕度
5	男	45	25	極輕度
6	男	43	20	極輕度
7	男	36	11	極輕度
8	女	38	15	輕度
9	女	41	16	極輕度
10	女	50	21	極輕度
11	女	46	23	極輕度
12	男	46	14	輕度
平均		43±3.8	18±4.6	

mean±SD



工作負荷的定義以半日上課節數做區分，連續上課 3 節以上(含)，設定為工作負荷較高，若僅上 1 堂課以下(含)，設定為工作負荷較輕。測量時間為教師上完課，在未經休息立刻給予測量，若屬於課少的時段，則在午餐前或放學前給予測量，每星期只測量一次工作負荷重，和一次工作負荷輕，連續測量 3 周，若該周老師有事不能即時測量，則取消測量，延後至下週再測，因此，工作負荷高的樣本有 36 個(稱之為 Positive, P)，工作負荷低的樣本亦有 36 個(稱之為 Negative, N)。

本實驗採用自建的手持式即時心率變異分析儀本身所記錄下來的 ECG 數據，並以 PC 端 HRV 分析程式作更完整的資料分析而得到結果。第一次測量時，受測者皆已經告知此研究的目的，並獲受測者的同意和簽署同意書。每次測量，受測者皆坐在該受測者班級的教師座位上，雙手輕握住 HRV Monitor，雙手放在大腿上，不說話，若受測者的訊號於 1 分鐘內皆無法穩定，則會改用電極貼片來測量，以收到穩定訊號後，才開始收錄 3 分鐘的訊號。

將所測量到的訊號透過 PC 端的 HRV 分析軟體來分析，所採用的 HRV 參數包含有：RR 區間的平均值(RR_{mean})、LF、HF、LF/HF ratio、LF%、HF% 等 6 項參數做統計分析，採用 t Test，其結果如表 4-3 所示，可以看出在 LF、LF/HF ratio、LF%、HF% 四項參數上，工作負荷重與負荷輕有顯著的差異，但在 RR_{mean} 、HF 此 2 參數上並無顯著的差異。



表 4-3 針對工作負荷輕與工作負荷重的 HRV 參數分析

參數	N	P	P value
RR _{mean} (ms)	740±85	754±139	0.614
LF (ln(ms ²))	5.6±0.93	6.8±0.6	<0.001
HF (ln(ms ²))	5.0±1.1	4.9±0.79	0.931
LF/HF	0.65±0.61	1.91±0.44	<0.001
LF%	63.0±17.0	85.1±5.2	<0.001
HF%	23.9±9.4	10.8±4.7	<0.001

mean±SD



第五章 討論與結論

本論文建構一手持式即時心率變異分析儀，特點是攜帶方便、操作容易而且量測方式簡單，不論站著、坐著或躺著均可測量，不需要貼上電極片，只要兩手同時接觸裝置兩側的乾式電極片即可自動記錄，把手放開即自動停止記錄。數據的儲存方式以相當普遍的 Micro SD 卡作為儲存設備，因此資料轉存容易。除了一般 ECG 波形、心率顯示外，還可即時計算 HRV 分析，與市售功能相當的產品，如陽茵股份有限公司出品的 HRV Monitor (LR8Z11) 作比較，本裝置的整個製造成本低，相當具市場競爭力。

因為本裝置是採用微控器作即時的 HRV 分析顯示，礙於微控器的運算能力與速度有限，因此本裝置的即時 HRV 分析內容只有針對 LF、HF、LF/HF 比值這三種頻譜能量作分析。

在需要更完整的 HRV 分析的情況下，我們可以透過裝置上的 Micro SD 卡所儲存下來的心電圖原始訊號數據轉存於 PC 端，並利用我們以 MATLAB 軟體開發的 HRV 分析程式作更完整的分析，而且使用該軟體所開發出來的應用程式，是完全不需要支付任何費用。目前個人電腦的運算能力普遍來說相當強大，因此我們除了顯示 ECG 波形圖與各個 RR 間隔的波形圖外，還分析出更完整的 HRV 結果，例如 STD、RR_Mean、SDSD、RMSSD 等時域分析的各項數據，以及頻域分析的高頻能量(HF)、低頻能



量(LF)、總功率能量(TP)、HF/TP 比值、LF/TP 比值以及高低頻率能量 (LF/HF)的比值等各項結果。

因為本裝置的即時 HRV 頻域分析是先用二次曲線內插法將 60 秒累積量的 R-R Interval 序列內插到 256 筆，即內插成每分鐘約 4Hz 的取樣頻率後才作頻譜分析。在 256 點的頻譜解析度下，不同的整數點上其相鄰點都相差 0.015625Hz，因此在只計算 LF、HF 的頻率範圍情況下，計算出頻譜中約 24 個點的頻率能量就足夠，不需計算全部點的頻率能量，所以在計算少量頻譜能量時，Goertzel 演算法會比使用 FFT 演算法計算還快速。我們以 MATLAB 軟體撰寫演算法來測試，FFT 方法平均耗時約 0.21005ms，而 Goertzel 方法只需約 0.06789ms (硬體設備—CPU: Intel Core i5 2.3GHz，RAM：8G，OS：Windows 7 家用進階版)。

我們以 PC 端的 HRV 分析程式執行同一個 ECG 分析樣本來測試比較 Goertzel 與 FFT 這兩種演算法的頻譜分析結果，如表 5-1 所列，結果顯示兩者平均誤差相當小。

表 5-1、FFT 與 Goertzel 演算法結果比較

HRV 參數	FFT	Goertzel	平均誤差
LF(ln(ms))	18.3451	18.3451	2.1628e-006
HF(ln(ms))	16.6014	16.6014	6.0453e-008
LF/HF	1.7437	1.7437	2.2233e-006
TP(ln(ms))	18.444	18.444	1.3846e-006



接著我們以同一個 ECG 分析樣本來測試比較本裝置的即時 HRV 分析與 PC 端的 HRV 分析程式，只針對 LF、HF、LF/HF 比值這三種頻譜能量分析結果比較如表 5-2 所列，其中裝置的頻譜分析是採用 Goertzel 演算法，而 PC 端的 HRV 分析程式是採用 FFT 演算法，結果顯示兩者平均誤差相當小。

表 5-2、PC 端與裝置的 HRV 分析程式比較

HRV 參數	PC 端	裝置端	平均誤差
LF(ln(ms))	16.7943	16.7943	9.3700e-05
HF(ln(ms))	15.7979	15.7979	4.1262e-05
LF/HF	0.9964	0.9964	7.1974e-05

我們以同一個 ECG 範例檔(檔案編號 KYF00323)將陽茵股份有限公司出品的 HRV Monitor (LR8Z11)產品與自建的 PC 端 HRV 分析程式作 HRV 分析結果比較，如表 5-3、表 5-4 所列。

表 5-3、HRV Monitor (LR8Z11)分析結果

	RR	TP	HF	LF	LF/HF	HF%	LF%
No.	ms	ln (ms)	ln (ms)	ln (ms)	ratio	%	%
1	769	7.14	5.57	6.76	1.19	20.5	75.7
2	779	6.93	5.81	6.6	0.791	31.8	75.1
3	768	7.07	4.76	6.89	2.13	9.75	91.6
4	764	7.06	4.85	6.92	2.08	10.7	90.7
5	773	7.53	6.1	7.21	1.11	23.7	83.6
6	778	6.33	5.03	5.75	0.714	26.3	71
7	771	7.45	6.05	7.22	1.17	24.5	85.2
8	762	6.9	4.6	6.81	2.21	9.85	90
mean	770.5	7.05125	5.34625	6.77	1.424375	19.6375	82.8625



表 5-4、PC 端的 HRV 分析程式分析結果

	RR	TP	HF	LF	LF/HF	HF%	LF%
No.	ms	ln (ms)	ln (ms)	ln (ms)	ratio	%	%
1	765.525	11.01758	9.543431	10.76496	1.221532	22.89735	77.67655
2	780.6667	10.82195	9.309703	10.58335	1.273649	22.04146	78.77334
3	769.2911	10.50655	8.176962	10.40442	2.227457	9.733547	90.2908
4	760.825	10.89634	8.29775	10.82112	2.523374	7.437863	92.75463
5	769.7215	10.97998	9.261	10.80454	1.543537	17.92496	83.90883
6	774.3846	10.26738	8.861123	9.989159	1.128036	24.50602	75.71336
7	776.2051	10.59176	9.108541	10.35478	1.246239	22.69064	78.9008
8	767.4684	11.03549	8.603009	10.94522	2.342208	8.781893	91.36844
mean	770.5109	10.76463	8.89519	10.58344	1.688254	17.00172	83.67334

兩個表格中除了 RR 平均誤差只有 0.24% 外，我們另外分別針對 LF/HF 比值作對照，結果如圖 5-1 所示，藍線是廠商軟體分析出來的結果、綠線是自建軟體分析出來的結果，可以看出兩者分析結果的趨勢幾乎相同。

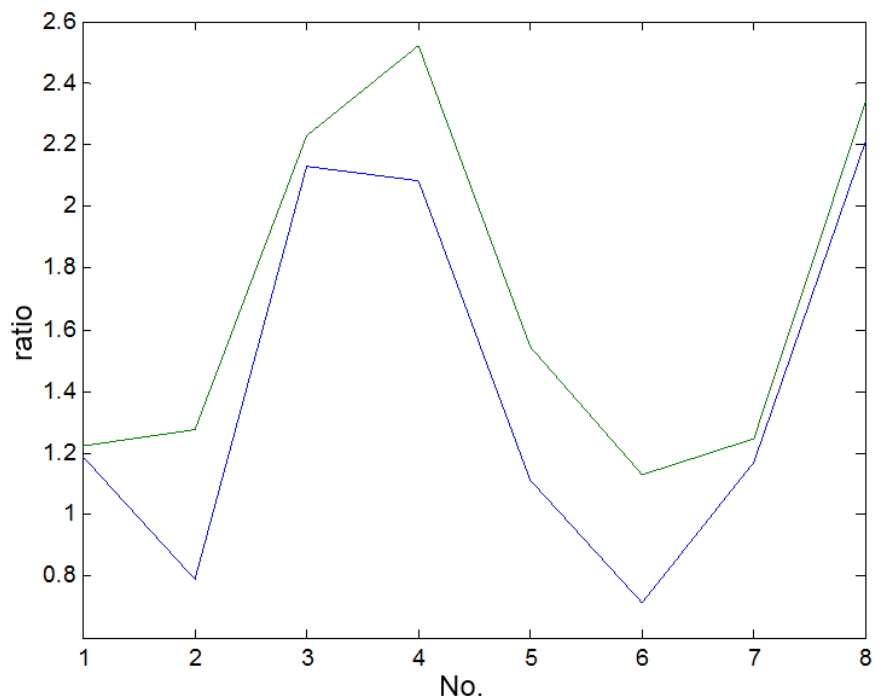


圖 5-1 LF/HF 比值對照圖



近年來國小老師所面臨的工作負荷，除了課業上的教導，還有如何管理學生的上課秩序，以及所規定的課程進度能否準時教完等各種工作上的壓力。適度的壓力有時能使個體獲得較高的工作表現，但教師若長期處於工作壓力下，將造成身心健康的損傷及職業上的倦怠。而且若教師的工作壓力長期持續存在著，進而會對其生理及心理方面造成不良的影響。

因此本研究針對級任教師的工作負荷，利用自建的手持式即時心率變異分析儀及分析軟體來記錄 ECG 資料並執行 HRV 的分析，來量化教師的工作負擔。

由表 4-2 可知受測的老師平均年資在 18 年，因此對於如何應付學生已經是有相當的經驗，而貝氏量表所反映的應該是屬於一宏觀的評估，所以在貝氏量表的評估值，多數多屬於極輕微，此與教師的年資是相符合。

以 HRV 的分析是屬於微觀的評估，實驗中將教師連續上課三節以上(含)的工作當成負荷重的狀況，將半日僅上一節課以下(含)的工作當成負荷輕的狀況，由表 4-3 可知，LF、LF/HF ratio、LF%、HF%皆有顯著的差異，此證明著工作負荷重時，交感神經較為活化，但相對 HF 卻沒有顯著的差異，此正如同之前的研究所說，HF 極易受到呼吸的干擾，因此就算有副交感的調控，亦不容易有顯著的差異。本研究實驗採用 HRV 的分析方法，評估國小級任教師的工作負荷，可以發現當教師連續上三堂課以上(含)，就算是極有年資的教師，對其工作負荷量而言也是屬於相當重的。



本裝置實現了顯示心電圖與即時 HRV 分析，利用省電型的微控器為核心，並搭配其它週邊硬體和軟體演算法，成為一台攜帶方便輕巧的手持式心率變異分析儀。操作方式相當簡單，啟動後僅利用兩個乾式電極片來擷取拇指皮膚表面傳遞的 ECG 訊號，在使用各式數位濾波器將 ECG 訊號濾除雜訊後，即時儲存在 Micro SD 卡裡，同時將擷取到的心電圖訊號，找出 R 波並計算出心率、做 HRV 分析。並且可將 ECG 波形、心率值、錄製的時間、即時的 HRV 分析顯示在 LCM 螢幕上。



- [1] 賴冠屹 (2011)，可攜式即時心率測量分析裝置，碩士論文，朝陽科技大學資訊工程系。
- [2] 邱從益 (2004)，談教師工作壓力，菁莪月刊，16 期，35-48。
- [3] 吳宗立，林保豐，(2003)，國民小學教師工作壓力與組織承諾關係之研究，國教學報，15 期，193-229。
- [4] 邱馨儀(1996)。國民小學學校組織文化與教師組織承諾關係之研究。臺北市立師院初等教育研究所碩士論文。
- [5] 周立勳(1986)。國小教師工作壓力、控制信念與職業倦怠關係之研究。國立高雄師範學院教育研究所碩士論文。
- [6] 張志毓(1997)。國民小學教師組織承諾與專業承諾研究。臺北市立師範學院國民教育研究所碩士論文。
- [7] 張進上(1990)。國小教師工作壓力調查與輔導之研究。初等教育學報，3，79-197。
- [8] 張惠英(2001)。國民小學工作價值觀、工作生活品質與組織承諾關係之研究。國立屏東師範學院國民教育研究所碩士論文。
- [9] 張慶勳(1998)。學校教育與行政。高雄：復文。
- [10] 王秋絨(1981)。國民中學組織環境對於教師角色壓力的影響。國立台



灣師範大學教育研究所碩士論文。

[11] 梁瑞安(1990)。國小教師組織溝通、角色壓力與組織承諾關係之研究。國立高雄師範大學教育研究所碩士論文。

[12] 詹婷姬(1994)。國民小學教師工作環境知覺與組織承諾關係之研究。國立臺北師範學院初等教育研究所碩士論文。

[13] 李冠儀(2000)。國小教師對學校組織氣氛知覺、工作價值觀與專業承諾之相關。國立花蓮師範學院國民教育研究所碩士論文。

[14] 陳文祥(1998)。國民小學教師組織承諾與學校衝突處理意向之研究。台北市立師範學院國民教育研究所碩士論文。

[15] 陳貞芳(1996)。花東地區六班國小教師行政工作角色壓力之研究。國立花蓮師範學院國民教育研究所碩士論文

[16] 簡佳珍、林天祐 (2002)。桃園縣國民小學教師組織承諾與教師效能感關係之研究。教育研究資訊，10(5)，137-162。

[17] 程一民(1996)。國民小學教師工作壓力與因應方式之研究。台北市立師範學院初等教育教育研究所碩士論文。

[18] 郭生玉(1995)。教師的工作壓力對工作心厭的影響。測驗與輔導，130，2664-2666。

[19] 蔡璧煌(1989)。國民中小學教師壓力之研究。師大學報，34，75-114。

[20] 風貞豪、何若湯 (2005)。臺北縣國民小學體育教師工作壓力與組織



承諾關係之研究。東南學報，29，379-390。

- [21] 莊淑灣、呂鍾卿 (2005)。中部地區國民小學主任工作壓力與因應方式之研究。臺中教育大學學報：教育類，19(2)，127-150。
- [22] N. Montano, A. Porta, C. Cogliati, G. Costantino, E. Tobaldini, K. Rabello Casali, F. Iellamo, “Heart rate variability explored in the frequency domain: A tool to investigate the link between heart and behavior,” Neuroscience and Biobehavioral Reviews , vol.33, pp. 71-80, 2009.
- [23] Ajiki K., Murakawa Y., “Autonomic nervous system activity in idiopathic dilated cardiomyopathy and in hypertrophic cardiomyopathy,” Am. J. Cardiol, vol. 71, pp. 1316-20, 1993.
- [24] Akselrod S., Gordon D., Ubel F.A., Shannon D.C., “Power spectrum analysis of heart rate fluctuation : a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control,” Science, vol. 213, pp. 220-222, 2007.
- [25] Nolan J., Batin PD, Andrews R., “A prospective study of heart rate variability and mortality in chronic heart failure: results of the UK Heart Failure Evaluation and Assessment of Risk Trial,” Circulation; vol. 98, pp. 1510-6, 1998.
- [26] L. MT, B. JT, Jr, M. FI, “Baroreflex sensitivity and heart rate variability is prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction,” Lancet, vol. 351, pp. 478-84, 1998.
- [27] Malik M., “Task force of European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology : heart rate variability,



- standards of measurement, physiological interpretation and clinical use,” *Circulation*, vol. 93, pp. 1043-65, 1996.
- [28] K. Umetani, D. H. Singer, R. Mccratty, M. Atkinson, “Twenty-Four Hour Time Domain Heart Rate Variability and Heart Rate: Relations to Age and Gender Over Nine Decades,” *JACC*, vol. 31, pp. 593-601, 1998.
- [29] Kleiger RE., Miller JP., Myers G., “Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction,” *Am J. Cardiol*, vol. 59, pp. 256-262, 1987.
- [30] Y. Kuriyagawa, I. Kageyama, “A Modeling of Heart Rate variability to Estimate Mental Work Load,” *IEEE International Conference*, vol. 21, pp. 294-299, 1999.
- [31] Lellamo. F., Legramante. J. M., “Spontaneous baroreflex modulation of heart rate and heart rate variability during orthostatic stress in tetraplegics and healthy subjects,” *J. Hypertens*, vol. 19, pp. 2231-2240, 2001.
- [32] Pagani. M, Lombardi. F., “Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog,” *Circ. Res.* vol.58, pp. 178-193, 1986.
- [33] Kuriyagawa. Y., and Kageyama. I. “A modeling of heart rate variability to estimate mental work load,” *Proceedings of IEEE SMC’99 Conference*, vol. 2, 1999.
- [34] Sayers, B.McA. “Analysis of heart rate variability,” *Ergonomics*, vol. 16, pp. 17–32, 1973.
- [35] Guzzetti, S., Piccaluga, E., Casati, R., “Sympathetic predominance in essential hypertension: a study employing spectral analysis of heart rate variability,” *J. Hypertens*, vol. 6, pp.711–717, 1988.



- [36] Lucini, D., Milani, R.V., Costantino, G., “Effects of cardiac rehabilitation and exercise training on autonomic regulation in patients with coronary artery disease,” *Am. Heart J.*, vol. 143, pp. 977–983, 2002.
- [37] Lombardi. F., Sandrone. G., “Heart rate variability in the early hours of an acute myocardial infarction,” *Am. J. Cardiol.*, vol. 77, pp. 1037-1044, 1996.
- [38] Singh. N., Mironor. D., Armstrong. P. W., Ross. A. M., Langer. A., “Heart rate variability assessment early after acute myocardial infarction,” Pathophysiological and prognostic correlations, *Circulation*, vol. 93, pp. 1388-1395, 1996.
- [39] Barbic. F., Perego. F., “Early abnormalities of vascular and cardiacautonomic control in Parkinson’sdisease without orthostatic hypotension,” *Hypertension*, vol. 49, pp. 120-126, 2007.
- [40] Montano. N, Gneccchi. T., Porta. A., Lombardi. F., Malliani. A., Barman. S. M., “Presence of vasomotor and respiratory rhythms in the discharge of single medullary neurons involved in the regulation of cardiovascular system,” *J. Auton. Nerv. Syst.*, vol. 57, pp. 116-122, 1996.
- [41] Montano. N, Porta. A., “Heart rate variability explored in the frequency domain:a tool to investigate the link between heart and behavior,” *Neuro. Bio. Reviews*, vol. 33, pp. 71-80, 2008.