



朝陽科技大學
資訊工程系

碩士論文

穿戴式無線生理感測器的設計與開發

Development of Wearable Wireless Physiological
Measurement Apparatus

指導教授：劉 省 宏 教授

研 究 生：王 政 程

中華民國 102 年 6 月 4 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

穿戴式無線生理感測器的設計與開發

Development of Wearable Wireless Physiological
Measurement Apparatus

指導教授：劉 省 宏 教授 (Shing-Hong Liu)

研 究 生：王 政 程 (Zheng-Cheng Wang)

中華民國 102 年 6 月 4 日

Jun 4, 2013



中文摘要

隨著科技不斷的進步，從醫院大型並且攜帶不便的心電圖儀，延續的開發縮小化，讓使用者可以輕便的攜帶，並於日常生活或運動時使用。

本研究中開發極小化的生理感測儀器，其有一導程心電圖和一個三軸加速規，可以用來測量心率，和顯示身體動態的行為，研究中硬體主要有兩種版本 Bluetooth 版本及 ZigBee 版本，由於要測量動態心率，須去除心電圖訊號中的雜訊。軟體裡包含數位訊號處理及心率演算法，此演算法可以從動態心電圖中，推算出 R 波的波峰位置，進而即時顯示穩定的心率。本裝置未來可以應用於居家照護系統。

關鍵詞：心電圖、心率、身體動態。



Abstract

With the constant progress of technology, machine of hospital continuation development of miniaturized from large and inconvenient, so that users can handy to carry and use in daily life or exercise.

Minimization physiological sensing instruments developed in this study, a lead ECG and a three-axis accelerometer can be used to measure heart rate, and display the body motion, The study hardware are two versions of the Bluetooth and the ZigBee. Due to the measurement of dynamic heart rate necessary to remove the noise in the ECG signal. Firmware contains digital signal processing and heart rate algorithm, this algorithm can be ambulatory electrocardiogram, calculate the R-wave peak position, and then immediately display a stable heart rate. This device can be applied to home care system in future.

Keywords: ECG, Heart Rate, Body Motion



研究所的學業終於完成了，由衷的感謝指導教授 劉省宏教授，在這三年之中不斷提供資源讓我學習成長，讓我可以獨立的發現問題及解決問題。其中第三年更讓我接觸到產學合作，了解從零開始研發至產品的完成，這中間的步步把關及驗證是如此的嚴苛，這樣的經驗實屬寶貴。

亦十分感謝生醫系統開發實驗室的成員，許多重要的夥伴陪我度過這艱苦的三年，有苦一起承擔，閒暇之餘一起瘋狂及歡樂。謝謝各位學長對我的包容及教導，許多時候我的不夠細心讓學長勞神了，不管是課業問題或待人處事多虧有學長讓我成長茁壯。

最後，萬分的感謝父母親，讓我順利完成研究所的學業，即使我讀了第三年也不曾施予我壓力，更適時地給予我鼓勵、支持，讓我能夠專心的學習，不斷的充實自我。

感謝各位師長們在朝陽科技大學對我的照顧。並感謝口試委員對我論文內容的指正與建議，讓本論文更加充實完善，在此呈上最深的謝意。

王政程 謹誌於
朝陽科技大學資工所
霧峰·台中



TABLE OF CONTENTS

中文摘要	I
Abstract.....	II
誌 謝	III
目 錄	IV
圖目錄	VII
表目錄	XI
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 生理訊號	5
2.1 心電圖	5
2.2 身體姿態訊號	6
第三章 韌體設計	8
3.1 系統架構	8
3.2 Bluetooth 生理感測器	9
3.2.1 心電圖類比電路	10
3.2.2 加速規電路	18



3.2.3 電源電路	19
3.2.3.1 鋰電池	19
3.2.3.2 充電管理電路	20
3.2.3.3 穩壓電路	20
3.2.3.4 負電源電路	21
3.2.4 Bluetooth 模組電路	22
3.3 ZigBee 生理感測器	23
3.3.1 GFZM-T5321 模組電路	24
3.3.2 SD Card 電路	24
3.3.2 SerialPort 電路	25
3.4 微控器韌體	27
3.4.1 TI MSP430F5XXX	27
3.4.1.1 類比/數位轉換	27
3.4.1.2 計時器	28
3.4.1.3 SPI 介面	29
3.4.1.4 UART 介面	31
3.4.1.3 Bluetooth 發射程序	31
3.4.2 TI CC2530	32
3.4.2.1 ZigBee 發射/接收程序	32



第四章 即時訊號處理	34
4.1 數位濾波器	34
4.2 計算心率	38
4.3 Vitual Basic 視窗顯示	42
4.4 Vitual Basic 轉換程式	44
第五章 系統實現與測試	45
5.1 系統實體說明	45
5.1.1 規格	45
5.1.2 穿戴式無線生理感測器簡介	46
5.2 系統測試	49
5.2.1 ECG 模擬訊號測試	49
5.2.2 人體穩定度測試(心律值的驗證)	56
5.2.3 系統耗電流的測試	57
第六章 討論與結論	58
參考文獻	60



LIST OF FIGURES

圖 2-1 心電圖和兩個 R 波峰的時間間隔示意圖	5
圖 2-2 三軸加速規訊號圖-起立	6
圖 2-3 三軸加速規訊號圖-走路	6
圖 2-4 三軸加速規訊號圖-做下	7
圖 3-1 Bluetooth 系統架構圖	8
圖 3-2 ZigBee 系統架構圖	9
圖 3-3 Bluetooth 系統硬體結構圖	10
圖 3-4 心電圖雜訊	11
圖 3-5 類比電路方塊示意圖	12
圖 3-6 類比處理-儀表放大器	13
圖 3-7 類比處理-非反向放大器	14
圖 3-8 二階低通濾波器	15
圖 3-9 二階高通濾波器	16
圖 3-10 60Hz 帶拒濾波器	17
圖 3-11 準位提升電路	18
圖 3-12 加速規電路	19
圖 3-13 充電管理電路	20
圖 3-14 3.3V 穩壓電路	21



圖 3-15 負電源電路.....	21
圖 3-16 Bluetooth 模組電路.....	22
圖 3-17 ZigBee 系統硬體結構圖.....	23
圖 3-18 ZigBee 模組發射與接收電路.....	24
圖 3-19 SDCard 管理晶片和插槽電路.....	25
圖 3-20 Serial Port 和 USB 接頭電路.....	26
圖 3-21 類比轉數位方塊圖.....	28
圖 3-22 計時器示意圖.....	29
圖 3-23 SPI 方塊圖.....	30
圖 3-24 SPI 資料傳遞示意圖.....	30
圖 3-25 UART 方塊圖.....	31
圖 3-26 Bluetooth 發射程序.....	32
圖 3-27 ZigBee 發射接收程序.....	33
圖 4-1 數位系統運算方塊圖.....	34
圖 4-2 以 MATLAB 模擬高通濾波器的頻率響應圖.....	35
圖 4-3 以 MATLAB 模擬低通濾波器的頻率響應圖.....	36
圖 4-4 心跳狀況示意圖.....	38
圖 4-5 前後區段示意圖.....	39
圖 4-6 計算心率-階段 1.....	40



圖 4-7 計算心率-階段 2	41
圖 4-8 VB 程式接收介面	42
圖 4-9 封包格式	43
圖 4-10 VB 儲存的檔案格式	43
圖 4-11 轉換程式	44
圖 4-12 SDCard 儲存的檔案格式	44
圖 5-1 實體正/背面圖	46
圖 5-2 實體側面圖	47
圖 5-3 裝置黏貼示意圖	47
圖 5-4 ZigBee 發射實體正/背面圖	47
圖 5-5 ZigBee 接收實體前/後面圖	48
圖 5-6 BC Biomedical PS-2110 模擬器	49
圖 5-7 驗證心率值為 60BPM 與振幅 0.5mV	50
圖 5-8 驗證心率值為 60BPM 與振幅 1.5mV	50
圖 5-9 驗證心率值為 180BPM 與振幅 0.5mV	51
圖 5-10 驗證心率值為 180BPM 與振幅 1.5mV	51
圖 5-11 心率不整 Atrial Fib-Coarse 的結果	52
圖 5-12 心率不整 2nd Deg Herat Block 的結果	53
圖 5-13 心率不整 Multifocal PVC -Auto 的結果	53



圖 5-14 心率不整 Bigeminy 的結果.....	54
圖 5-15 心率不整 Vent tach 的結果	54
圖 5-16 心率不整 Vent Fib – Coarse 的結果	55
圖 5-17 心率不整 Fetal/Maternal 的結果	55
圖 5-18 兩名受測者的心率變化圖.....	56
圖 5-19 耗電流測試串接示意圖.....	57



LIST OF TABLES

表 3-1 各種雜訊干擾.....	11
表 5-1 裝置規格.....	45
表 5-2 心率及振幅測試結果.....	51
表 5-3 心率不整訊號測試結果.....	52
表 5-4 人體穩定度測試的受測者.....	56



第一章 緒論

1.1 研究背景

1993 年，我國 65 歲以上的老年人口占總人口比率超越 7% 的人口高齡化國家門檻，成為人口高齡化(aging)國家。2010 年的老年人口比率持續上升到達 10.7%，而未來幾年隨著二次世界大戰後出生的嬰兒潮(Baby Boomer)世代即將邁入老年期，人口老化之現象將更明顯，根據經建會的推估結果指出，2025 年的老年人口比率將超過 20%，亦即人口中每五人就有一位是老年人，成為超高齡(super aged)社會，而 2060 年的高齡人口比率將高達 44%。我國人口年齡結構快速老化，預估只需歷時 24 年(1993 至 2017 年)，老年人口比率將從 7% 迅速攀升至 14%，到達聯合國定義之「高齡(aged)社會」的門檻，此比例更於 2025 年超過 20%，成為超高齡社會。未來國人邁入高齡時將可能面臨缺乏子女照護，甚至是獨自生活的情況。因應上述必然之趨勢，發展高齡者生活及健康照護機制便更顯重要。

近年來，隨著現代科技不斷的進步，從醫院大型並且攜帶不便的心電圖儀，延續的開發縮小化的心電圖儀，讓使用者可以輕便的攜帶，並於日常生活或運動時使用。由於生理監測設備的產品不斷推出，e 化照護的發展也正在進行，其概念是將醫院級的測量儀器，簡化操作並縮小體積使其方便於居家使用，相關文獻中 Marcin Marzencki 和 Kouhyar Tavakolian 等



學者所設計的產品[1]，具有體積縮小化的優點，並且可以將測量的資料與結果加以儲存或透過網路傳送至醫院，給予醫護人員做分析。

心電圖(Electrocardiogram, ECG)的研究已經有非常悠久的一段歷史了，而醫學領域上透過 ECG 來檢查心臟功能，主要兩種方式：(1) 十二導程心電圖 (2) 可攜式心電圖記錄檢查。這兩種方法都是紀錄心臟中電流的活動，藉由觀察心電圖的波形變化，醫生可以判別心臟的功能是否異常。而通常十二導程心電圖記錄的時間只有數分鐘。攜帶式心電圖記錄檢查則是 24 小時使用，體積不大的裝置可以讓病人攜帶，該裝置可以紀錄到不容易被發現的不正常心律(Heart Rate, HR)，當然記錄的導程數量是有限的。

此外由調查[2-5]顯示平均大約每四名老年人，在過去一年中至少會跌倒一次以上。而跌倒所造成的傷害，輕傷只是破皮淤血，重傷卻可能導致骨折，老年人跌倒更嚴重的可能因為腦出血而危及生命。亦可能造成老年人懼怕跌倒而拒絕活動而依賴他人照顧導致社會醫療的負擔加重。而將加速規或陀螺儀應用於日常生活，偵測行為動作，尤其是跌倒等危險動作，已經有許多的研究結果[6-7]。



1.2 研究動機與目的

由於65歲以上的老年人數持續上升，老年化社會的來臨，許多老年人都缺乏照顧，而照護人員的人數卻跟不上老人增加的人數，尤其對於生命狀況是屬於高分險的老人，隨時注意他們的生理狀況和活動狀況是很重要的事情，但照護人員的缺乏且其價格昂貴，都讓一般老人難以獲得足夠的照護，以至於長期照顧裝置及系統逐漸被重視。如果可以有一個無感且容易使用的生理測量裝置，其需具有體積小、易操作、重量輕、耗電量低等特性，老年人會較容易接受且使用它，家屬也可以更放心的將家中老年人置於家裡。

本研究的目的即在開發一個穿戴式無線生理測量裝置，其具有一導程的心電圖，和一個加速規，可以監測受測者的心臟活動狀況，和身體活動狀況，為使此裝置達到無感且容易使用的狀況，儘可能縮小電路，減輕重量，降低耗電量。此外，由於所測量的訊號接屬於動態訊號，如何克服身體晃動所產生的雜訊，從心電圖訊號中擷取出穩定的新綠，也是本研究的另一項目的。本裝置的無線傳輸包含有Bluetooth和Zigbee，都是目前較為常用的無線傳輸方法，因此，此裝置可以與手持式裝置或固定式路由器(Router)配合，建構出無界線(Ubiquitous)的照護系統，進而監測使用者是否有發生會危害使用者生命的事情，例如心肌梗塞、跌倒等。



1.3 論文架構

本論文共分六章，第一章緒論，內容包括研究背景、研究動機與目的及論文架構。第二章生理訊號，主要說明本研究中感測器所截取的訊號。第三章韌體設計，內容闡述研究中的系統架構，以及兩種版本的生理感測器架構，以及感測器的硬體電路、晶片規格、溝通介面及無線傳輸模組。第四章即時訊號處理，內容有研究中訊號處理的各種濾波器以及心律演算法。第五章將針對研究的實體裝置說明規格及生理感測器的簡介。最後對本研究的成果做一討論與結論。



第二章 生理訊號

2.1 心電圖

透過裝置獲得使用者心臟搏動的電訊號，稱之為心電圖 (Electrocardiogram) 如下圖 2-1。橫向(X 軸)表示時間，縱向(Y 軸)則表示電壓。心電圖中的各個波分別命名為 P 波、Q 波、R 波、S 波和 T 波。心率則是計算兩個 R 波峰的時間間隔(RR Interval，RRI)。計算心率的公式如下：

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

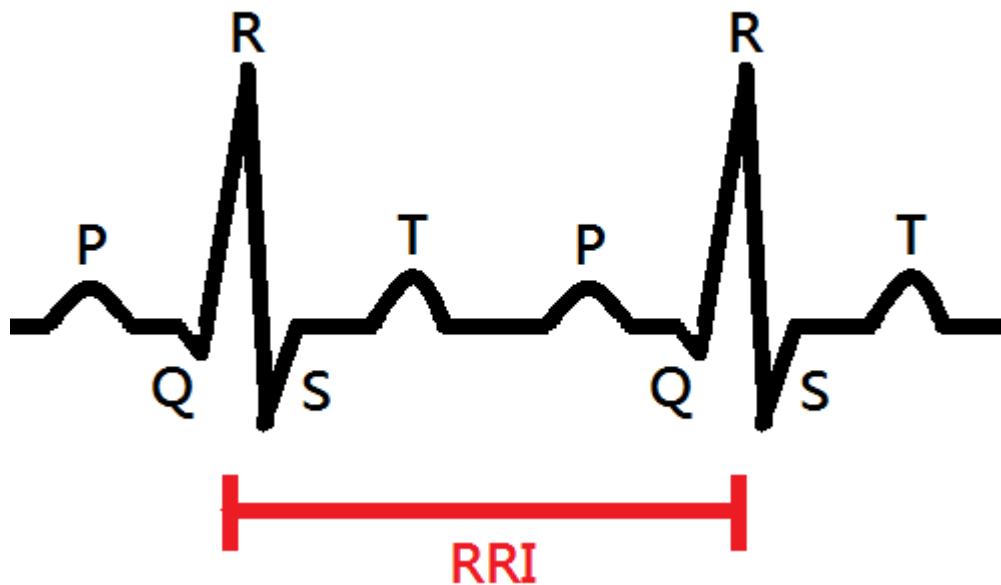


圖 2-1 心電圖和兩個 R 波峰的時間間隔示意圖



2.2 身體姿態訊號

身體姿態訊號則透過三軸加速規取得，可感測身體活動的三軸加速度。

加速度的變化使得振動質量位移，如下圖2-2、圖2-3及圖2-4。取得訊號需穿戴感測器，配戴於身體特定的部位，來達到監測身體的活動。

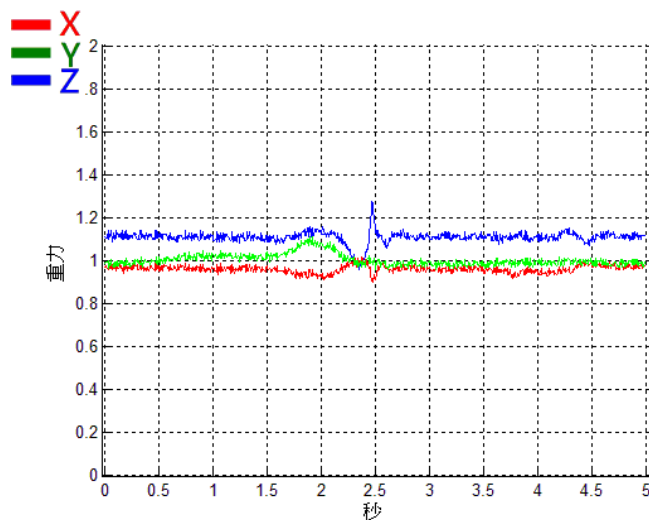


圖 2-2 三軸加速規訊號圖-起立

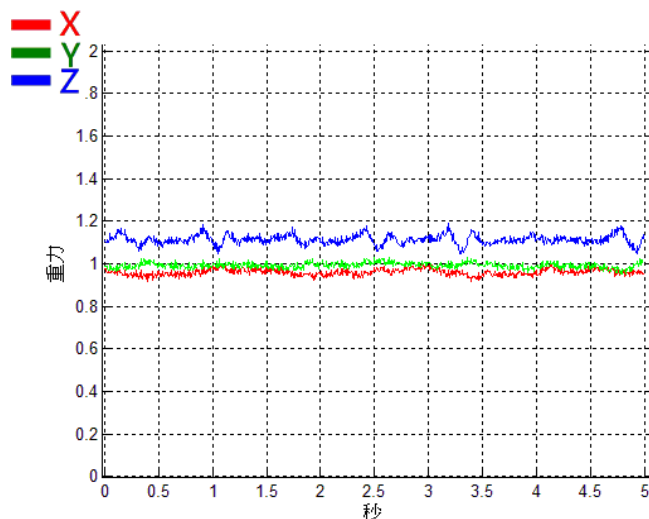


圖 2-3 三軸加速規訊號圖-走路

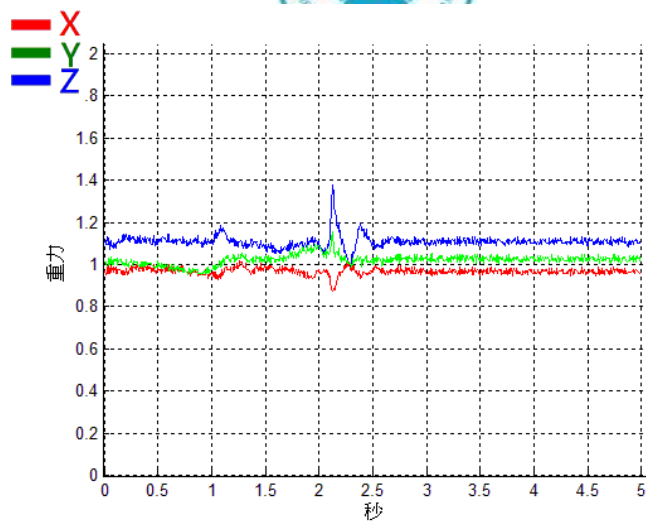


圖 2-4 三軸加速規訊號圖-坐下



第三章 韌體設計

3.1 系統架構

本論文主要開發一個方便使用者攜帶及使用的生理感測器，可以擷取人體心電圖與人體動態之情況的裝置。本文設計以有兩種不同傳輸版本，各別為 Bluetooth 系統及 ZigBee 系統。數位處理核心皆使用 MSP430F5342，因它的系統頻率可以達到 25MHz，具有很高的運算功能，足以滿足研究中訊號處理所需的高運算量。

Bluetooth 系統，使用者僅需要將生理測量裝置貼至於胸前，MCU 即可算出心率，但使用者必需準備具有 Bluetooth 傳輸的接收裝置才可顯示，例如 智慧型手機、筆記型電腦或個人數位助理(PDA)。系統架構如圖 3-1。

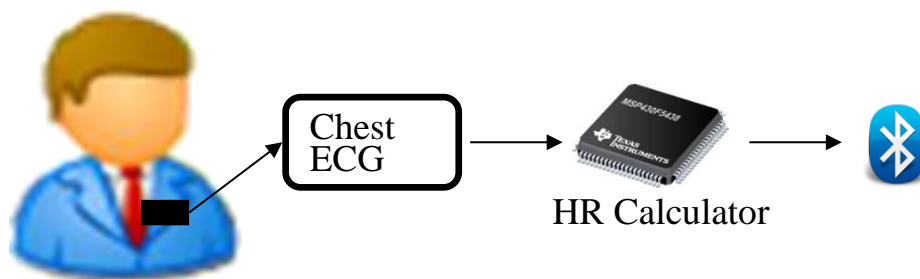


圖 3-1 Bluetooth 系統架構圖

ZigBee 系統本身就具有接收裝置，使用者僅需要將生理測量裝置貼至於胸前，且將接收裝置攜帶於口袋並打開電源，即可將訊號儲存於 SDCard，



亦可透過 SerialPort 傳輸至個人電腦，簡單又方便。系統架構如圖 3-2。

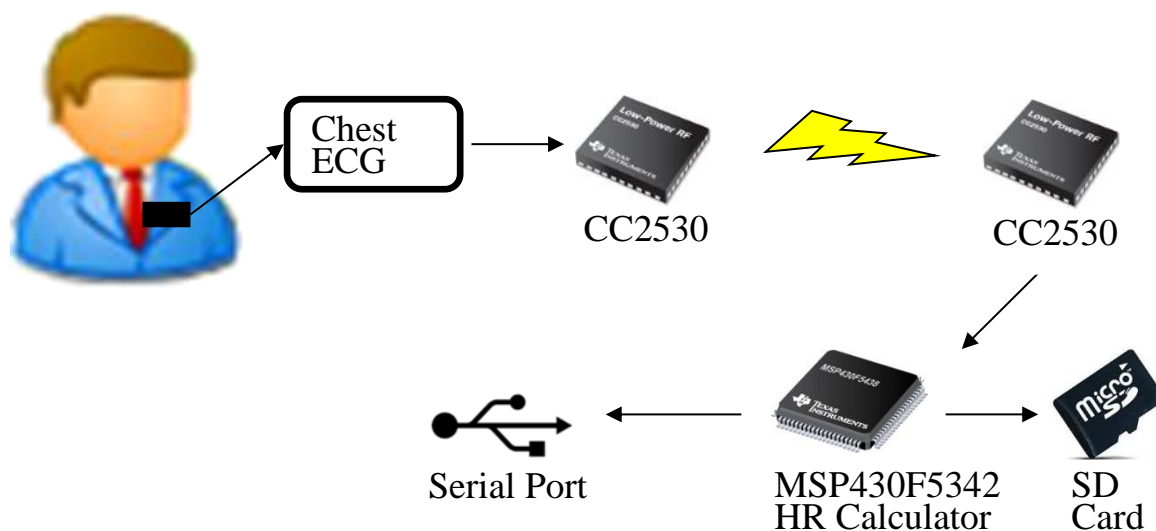


圖 3-2 ZigBee 系統架構圖

3.2 Bluetooth 生理感測器

Bluetooth 系統硬體結構圖如圖 3-3。電源電路由鋰電池提供 4.2 伏特，經由穩壓電路復與負電源電路產生所需的電源供 MCU 及類比電路使用。MCU 則透過類比數位轉換器取得心電圖訊號及加速規。藉由 MSP430F5342 內部的數位訊號處理，及演算法做心率的計算。最後由 MCU 的 UART 介面與 Bluetooth 模組溝通，將結果與訊號傳送出去。

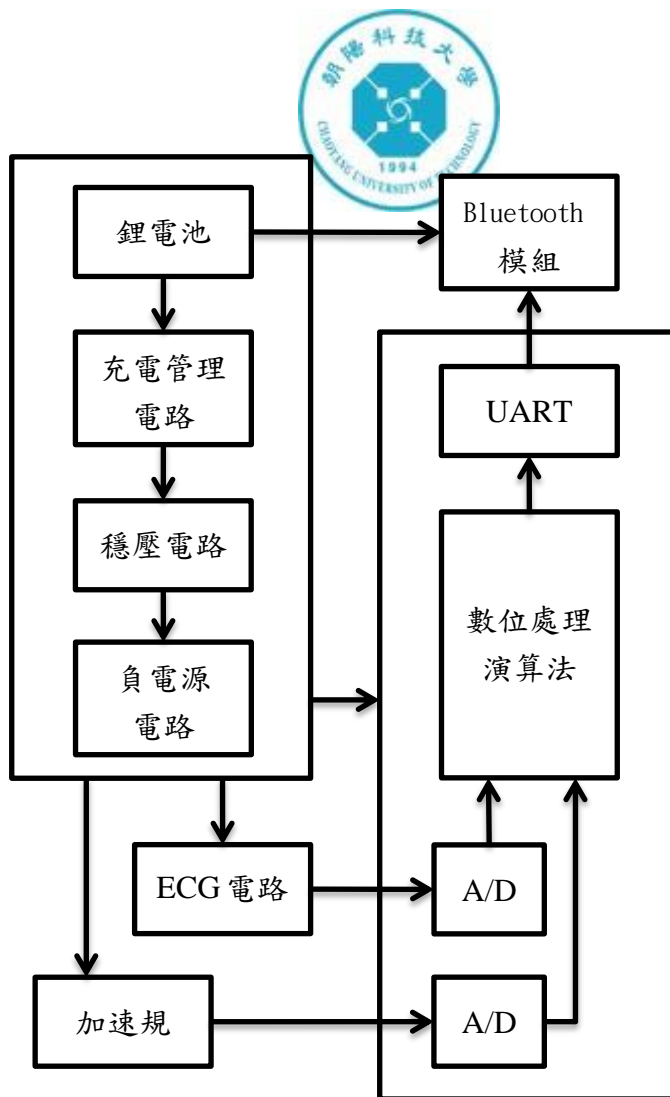


圖 3-3 Bluetooth 系統硬體結構圖

3.2.1 心電圖類比電路

類比電路所擷取的心電圖是處理非常微小的訊號，能量大約在 0.5 mV~5.0mV 之間，心電圖的頻率約在 0.5Hz 到 40Hz 之間。根據過去的研究[8-9]，顯示心電圖訊號其實是參雜著許多的雜訊，如圖 3-4 為各種雜訊干擾著心電圖。這些雜訊是會造成研究演算法部分的困難，亦可能造成 QRS 波的錯誤判斷。圖 3-4 (a)為交流雜訊，是 50-60Hz 的干擾，(b)為呼



吸耦合雜訊，是人體呼吸所造成的基準線飄移，(c)為肌電雜訊，是人體的肌肉動作所產生的雜訊，(d)為電極的接觸雜訊，是電極貼片與皮膚接觸會造成的基準線飄移。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。

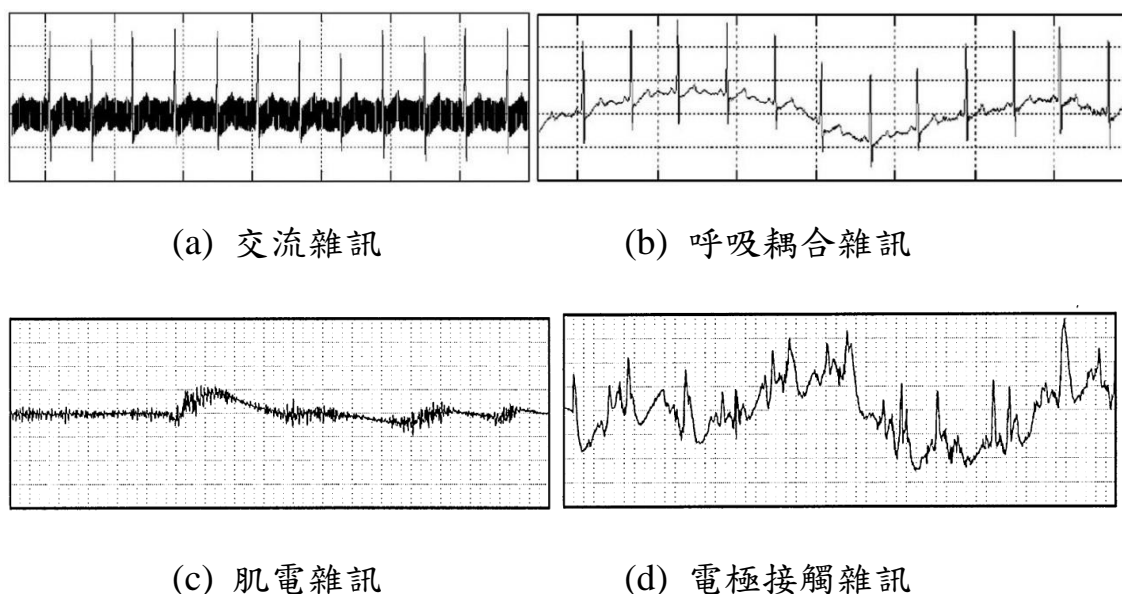


圖 3-4 心電圖雜訊

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%	
呼吸耦合雜訊	0.15~0.3	心電圖峰值的 15%	
肌電雜訊	直流至 10,000	心電圖峰值的 10%	50 m (s)
電極接觸雜訊	60	儀器最大振幅	1 (s)
儀器雜訊	100~1000	為心電圖信號峰值的 2 倍	1~10 (s)



由於人體心臟的電流訊號非常的微小，所以容易受到上述的外部雜訊干擾，造成多餘的訊號頻段，影響心電圖訊號的品質。為了得到乾淨的及研究需要的心電圖訊號，在訊號轉換進入微控器之前，將以類比電路做初步的處理，類比電路方塊示意圖，如圖 3-5 所示。。首先以儀表放大器將訊號做初步的放大，此還包含一個高通濾波器的回授給儀表放大器做參考點，此步驟會使得心電圖訊號更加的穩定。再以非反向放大器做大倍率的放大補償。要將不必要的雜訊干擾去除，研究中分別設計了二階的低通濾波器和高通濾波器，及 60Hz 的帶拒濾波器，將去除交流雜訊。此外因為 MSP430 是不具有負電壓的功能，所以無法取得負電訊號，必須以一個提升準位的電路，將心電圖訊號完整的提升到 0V 以上，如此一來 MSP430 的類比數位轉換器就可以對訊號做擷取。

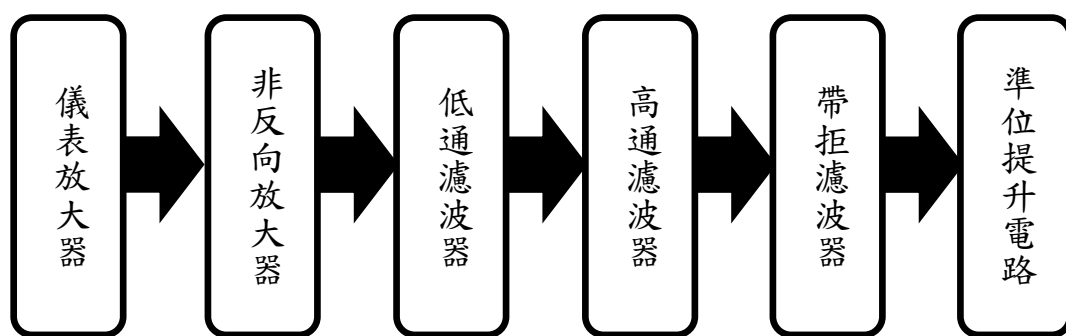


圖 3-5 類比電路方塊示意圖



(1) 儀表放大器

裝置採用了 Analog Devices 公司生產的儀表放大器 AD8236[10]。其據有相當低的消耗功率，這樣的優點可以促使裝置使用的時間更久，且其工作電壓可以是 1.8V 或 3V。軌對軌的輸入與輸出，用單個電阻就可設置增益，輸出也不會有常見的交越失真。由電極貼片擷取生理訊號輸入至儀表放大器，儀表放大器將十分微弱的心電訊號做放大，訊號以差動方式輸入，可以消除共模訊號，並提升訊號雜訊比，如圖 3-6。

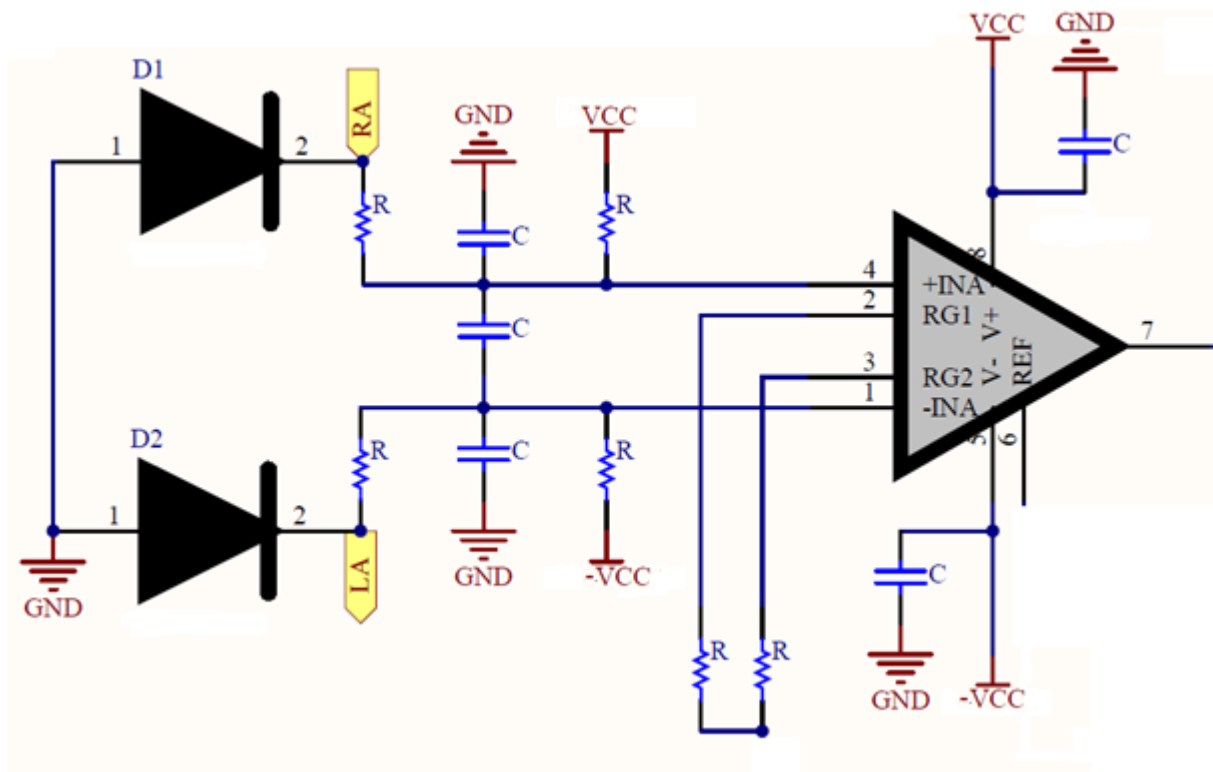


圖 3-6 類比處理-儀表放大器



(2) 非反向放大器

經過儀表放大器的放大後，心電訊號的能量還是過於微小，是不足以被識別出來的，我們將透過運算放大器[11]組成非反向放大器，將訊號再放大 100 倍，如圖 3-7。

增益如公式 3-1:

$$A = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (3-1)$$

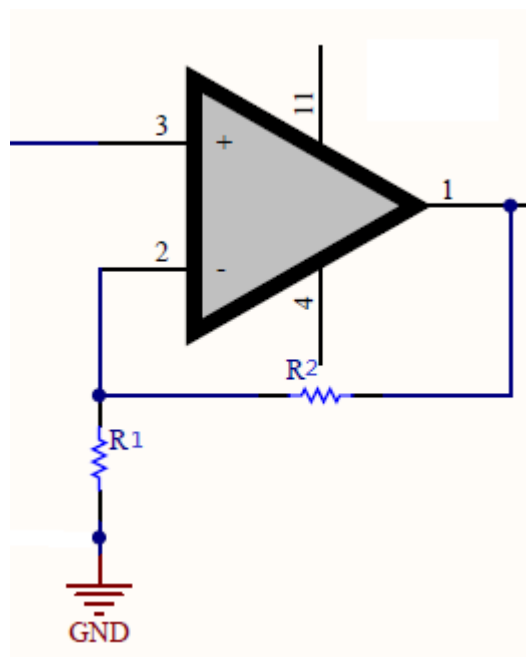


圖 3-7 類比處理-非反向放大器

(3) 濾波電路設計

裝置採用了 Analog Devices 公司所生產的運算放大器，設計 8Hz 的高通濾波器和 40Hz 的低通濾波器，組成的一個帶通濾波器。如此一來便可以濾除大多數與心電圖無關的雜訊，也可以濾除環境所造成的高頻雜訊，



保留完整的心電圖訊號。

低通濾波電路，主要扮演濾除高頻雜訊及避免交疊現象。我們採取二階的濾波器，如圖 3-8 所示，截止頻率為 40Hz。

其截止頻率如公式 3-2：

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (R_1=R_2, C_1=C_2) \quad (3-2)$$

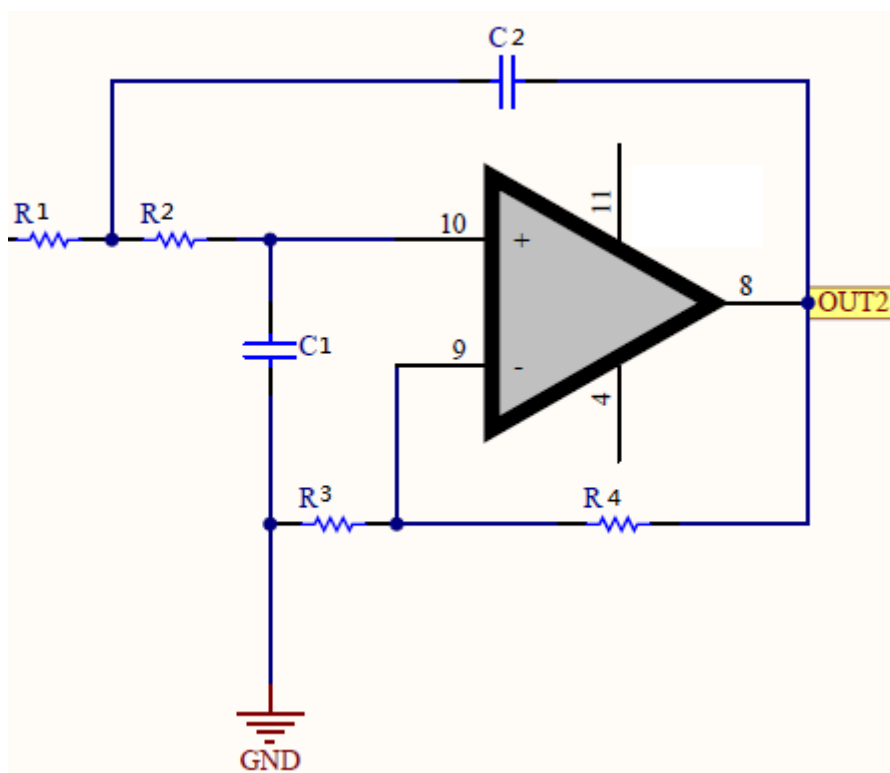


圖 3-8 二階低通濾波器



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。我們採取二階的高通濾波器，如圖 3-9 所示，截止頻率設計在 8Hz。

其截止頻率如公式 3-3：

$$f_H = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (R_1=R_2, C_1=C_2) \quad (3-3)$$

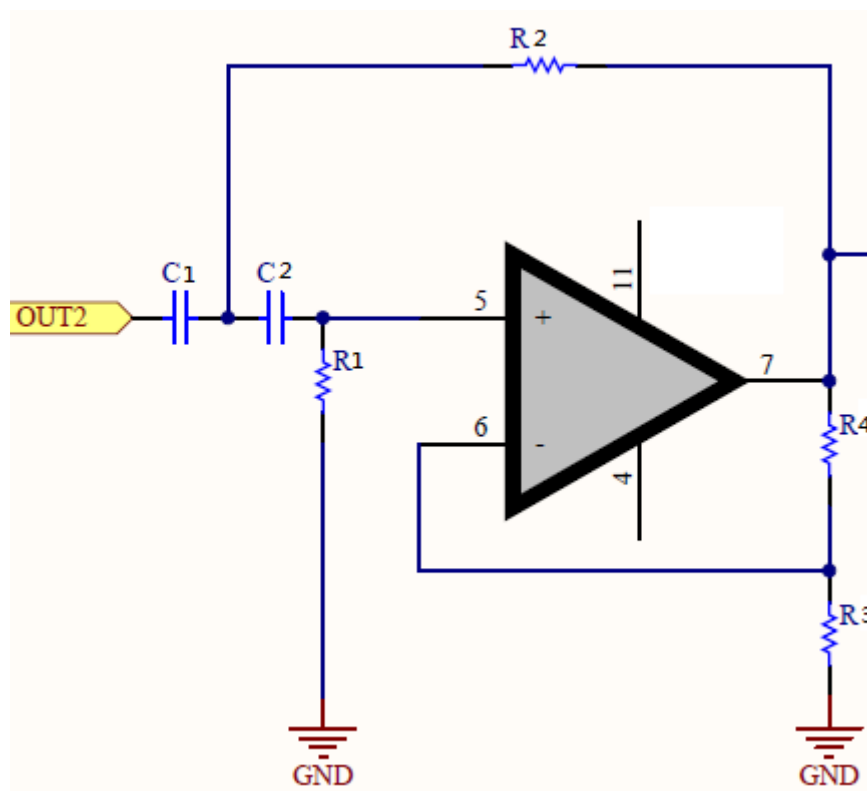


圖 3-9 二階高通濾波器

由於心電圖訊號會受到嚴重的電源干擾，雜訊頻率為 60Hz。我們設計一個的帶拒濾波器(Notch Filter)削弱 60Hz 的雜訊，使用帶拒濾波器雖無法完全去除 60Hz 的雜訊，但經過這樣的處理心電訊號會乾淨許多，在數



位訊號處理也會較容易。如圖 3-10 所示電路，使用電阻電容的配置即可以產生 60Hz 帶拒點。

其帶拒點如公式 3-4：

$$f_N = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (R_1=R_2, C_1=C_2) \quad (3-4)$$
$$(R_3=R_1/2, C_3=2C_1)$$

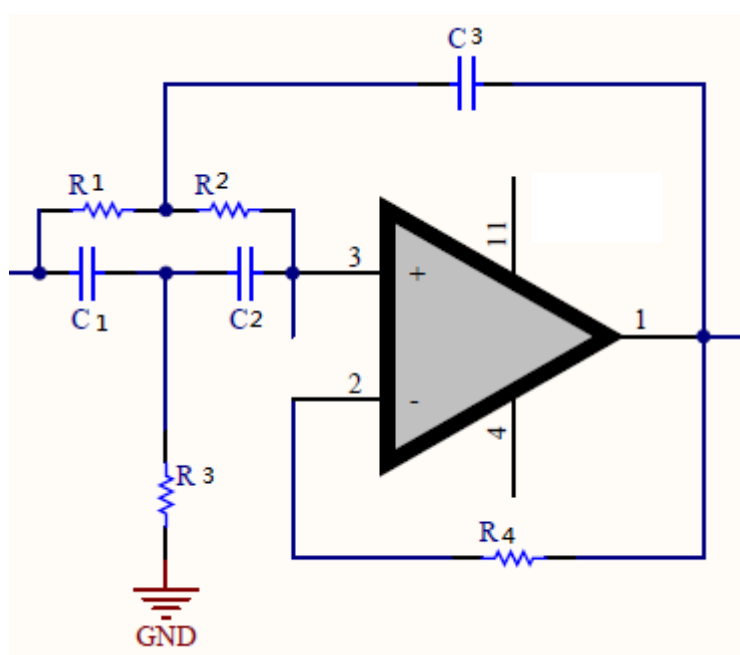


圖 3-10 60Hz 帶拒濾波器

(4) 準位提升電路

因為 TI 公司所生產的 MSP430 系列的工作電壓都是正電壓，無法轉換負電壓的訊號，所以我們將心電圖訊號到微控制器轉換之前必須先處理，我們需要將訊號基準線從 0V 提升至約 2V 的範圍。透過準位提升的電路達到這個需求，如圖 3-11。



其提升基準線如公式 3-5：

$$Baseline = VCC \frac{R_4}{R_2 + R_4} \quad (3-5)$$

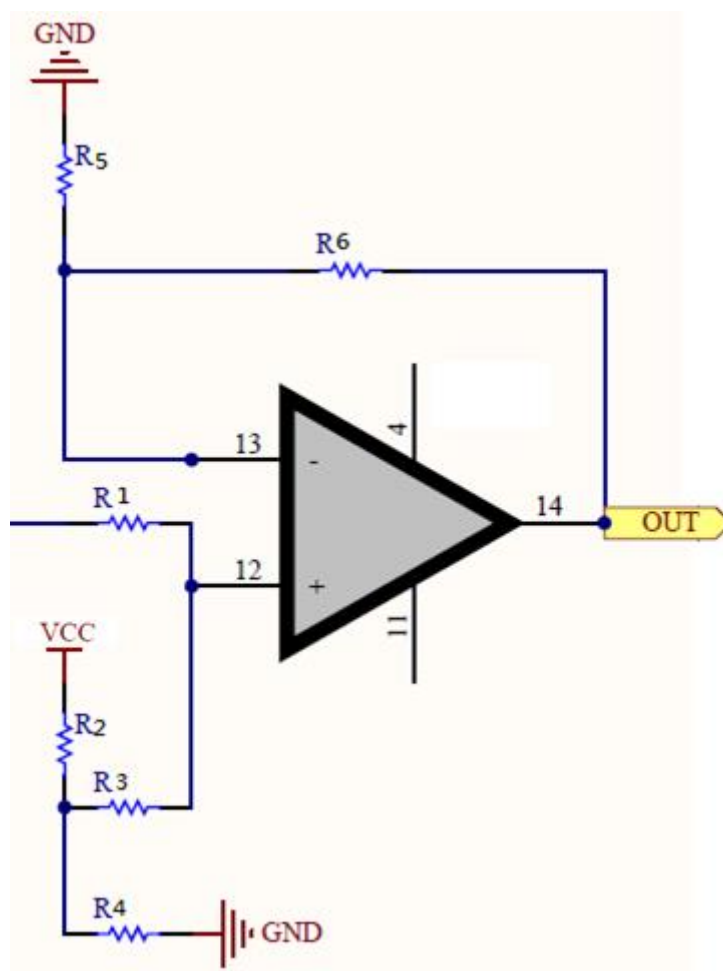


圖 3-11 準位提升電路

3.2.2 加速規電路

裝置採用了 Analog Devices 公司所生產的三軸加速規[12]，ADXL325 具有小型且低功耗的優點，三軸加速度感測器以電壓的方式輸出。該晶片測量加速度全範圍為±5G。可以測量動態加速度、運動、衝擊或震動。為



了滿足不同應用，可以透過選擇電容設計在 XOUT、YOUT 及 ZOUT 頻帶寬，Z 及 Y 範圍為 0.5Hz~1600Hz，Z 及 Y 範圍為 0.5Hz~550Hz，如圖 3-12。

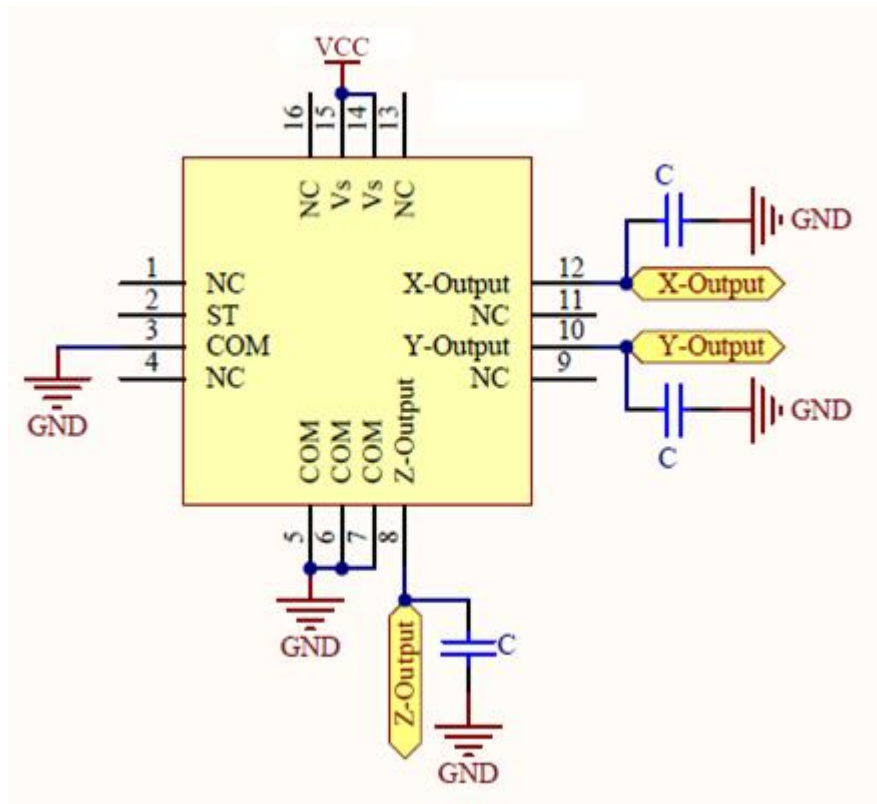


圖 3-12 加速規電路

3.2.3 電源電路

我們透過可充電的鋰電池提供裝置所需的電源，包含充電管理電路來對鋰電池充電，可重複使用提供方便性。常見的穩壓電路產生 3.3V 供 MCU 及周邊電路使用，負電源電路提供 -3.3 電源給心電圖類比電路。



3.2.3.1 鋰電池

裝置採用了虹昱科技有限公司的 3.7V 鋰電池，現今市面上 3C 產品常使用的充電電池還是鋰電池占多數，充電器也較普遍。我們因裝置尺寸的限制，選擇電池容量 320 mAh。電池尺寸為 2.9×3.3 公分，厚 0.4 公分。

3.2.3.2 充電管理電路

裝置所使用的充電晶片為 TI 公司的 BQ24072[13]，該晶片對電池充電分為三個階段：條件、定電流及定電壓。在充電階段，內部控制迴路監控 IC 結點溫度，如果內部溫度超過閾值將會降低充電電流。其具有高精度電流、電壓調節迴路、充電狀態顯示及充電終止的功能。充電的電流及限制可藉由調整外部電阻來進行設計，如圖 3-13。

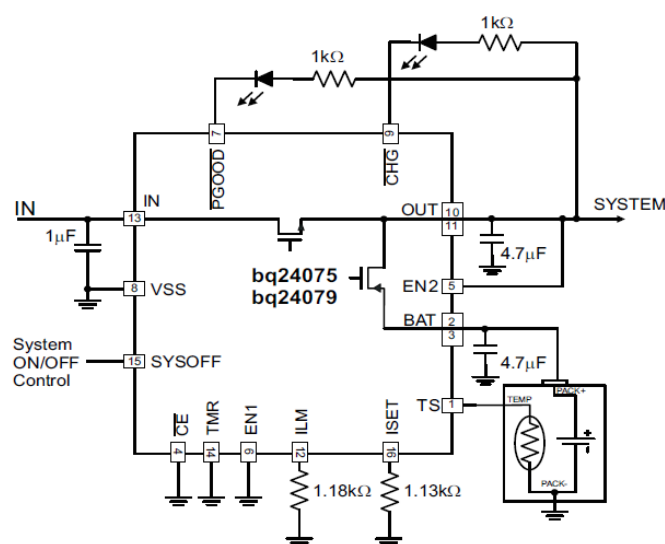


圖 3-13 充電管理電路



3.2.3.3 穩壓電路

裝置所使用的穩壓晶片為 TI 公司的 TPS78233[14]，該晶片是低壓降穩壓器，超低功耗和小型化的包裝（2x2 SON）。該穩壓晶片是專應用於電池供電，超低靜態電流是其主要的特色。還具有故障時熱斷電和電流限制以保護設備。工作溫度於 -40°C 至 $+125^{\circ}\text{C}$ 之間，如圖 3-14。

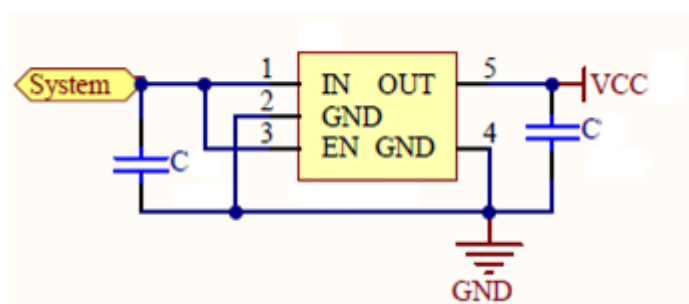


圖 3-14 3.3V 穩壓電路

3.2.3.4 負電源電路

裝置所使用的穩壓晶片為 TI 公司的 TPS60400[15]，該晶片不需特別控制即可產生負電壓，但必須要有三個濾波電容，其輸入電壓範圍從 1.6 V 到 5.5 V，如圖 3-15。

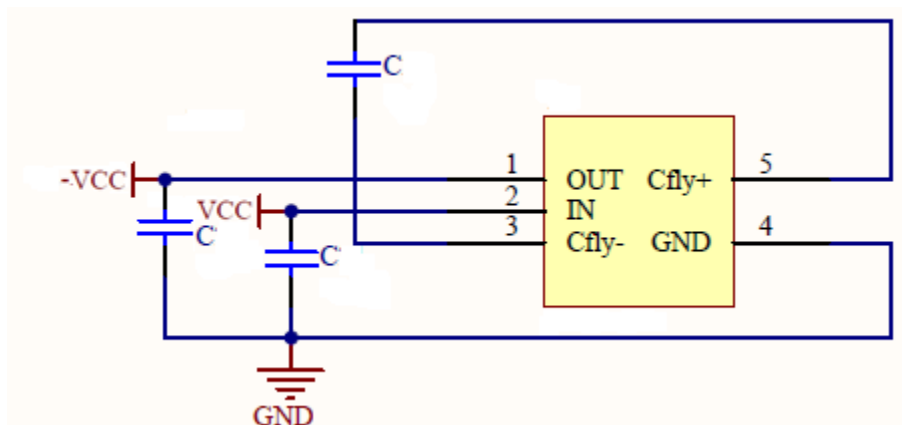


圖 3-15 負電源電路



3.2.4 Bluetooth 模組

裝置所使用的 Bluetooth 模組為台灣雅企公司的 BTM-204B[16]，該模組是一個有著多樣通訊方式且合乎規格的模組，在無線數據通訊方面提供一套完整的 Bluetooth 解決方案。該模組可以使用於各種應用，使任何裝置具有 Bluetooth 無線技術，快速實現 Bluetooth 通訊對本研究有極大的幫助，如圖 3-16。

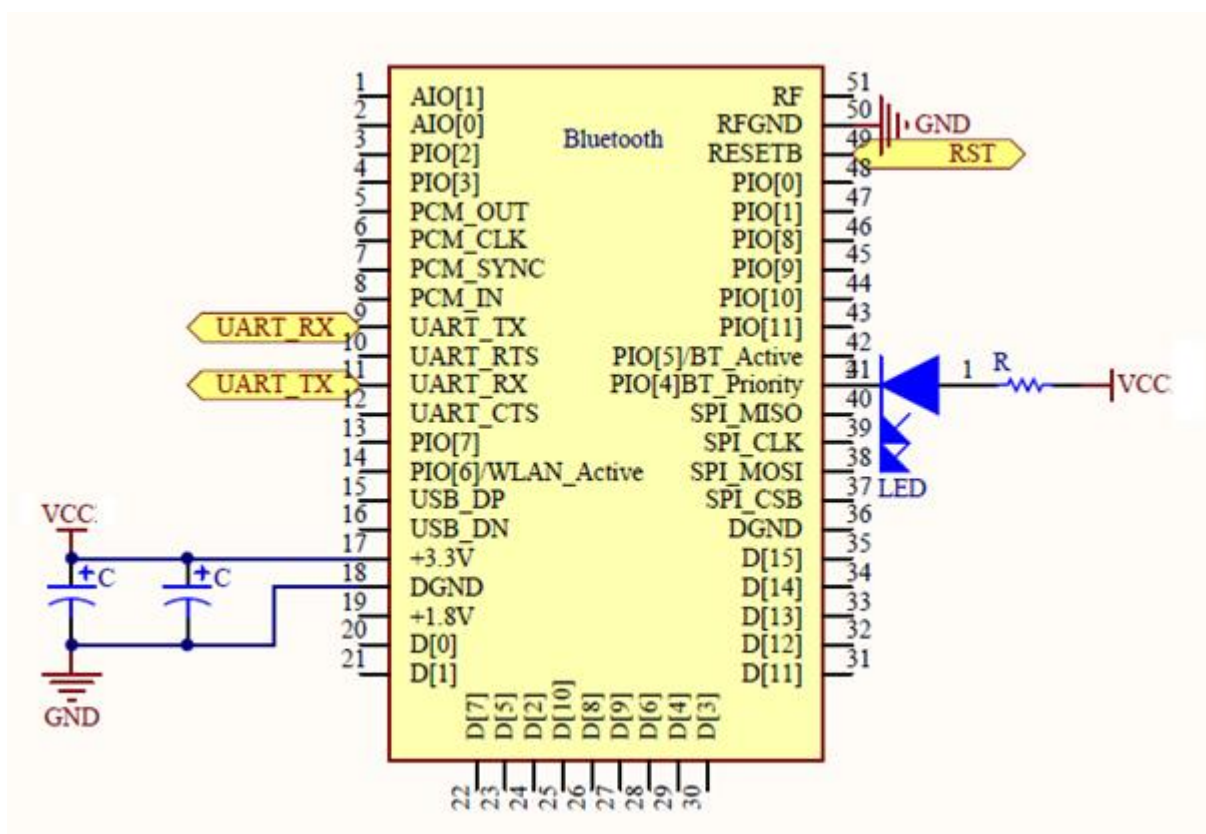


圖 3-16 Bluetooth 模組電路



3.3 ZigBee 生理感測器

ZigBee 系統中主要分為兩個裝置，生理測量裝置及數位處理裝置。首先使用者放置生理測量裝置在於胸口，藉由 CC2530 的 ADC12 轉為數位訊號再透過 Zigbee 傳輸至數位處理裝置，數位處理裝置的 CC2530 接收之後將數位訊號傳遞給 MSP430F5342，經由內部的數位訊號處理，才計算心率。硬體結構圖如圖 3-17，綠色為生理測量裝置，紅色為數位處理裝置。

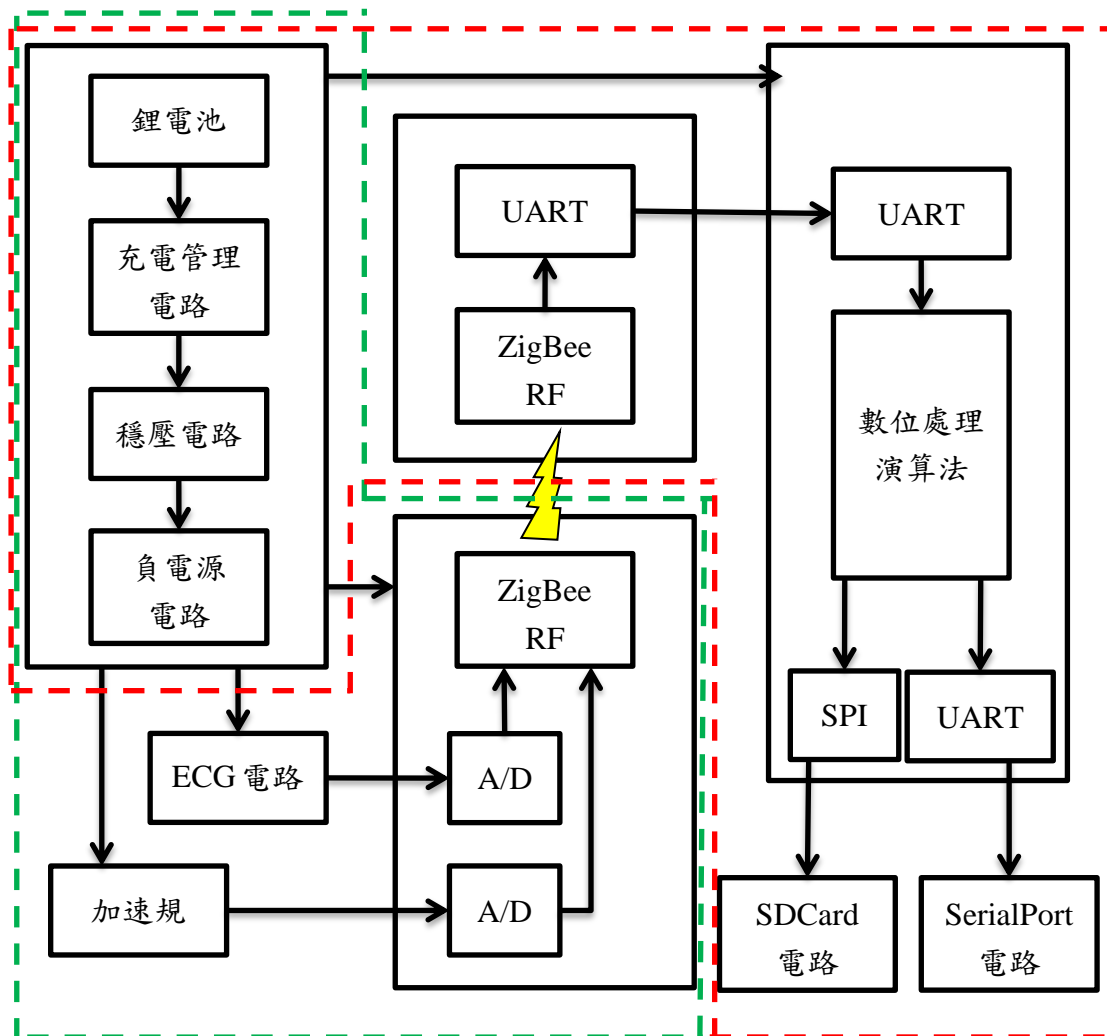


圖 3-17 ZigBee 系統硬體結構圖



3.3.1 GFZM-T5321 模組

裝置所使用的 ZigBee 模組為茂創股份有限公司所代理的 GFZM - T5321[17]，會選擇此模組主要是內部的 MCU 是 CC2530 具 ZigBee 傳輸功能符合我們的需求，且具有低功耗的優點。如圖 3-18。

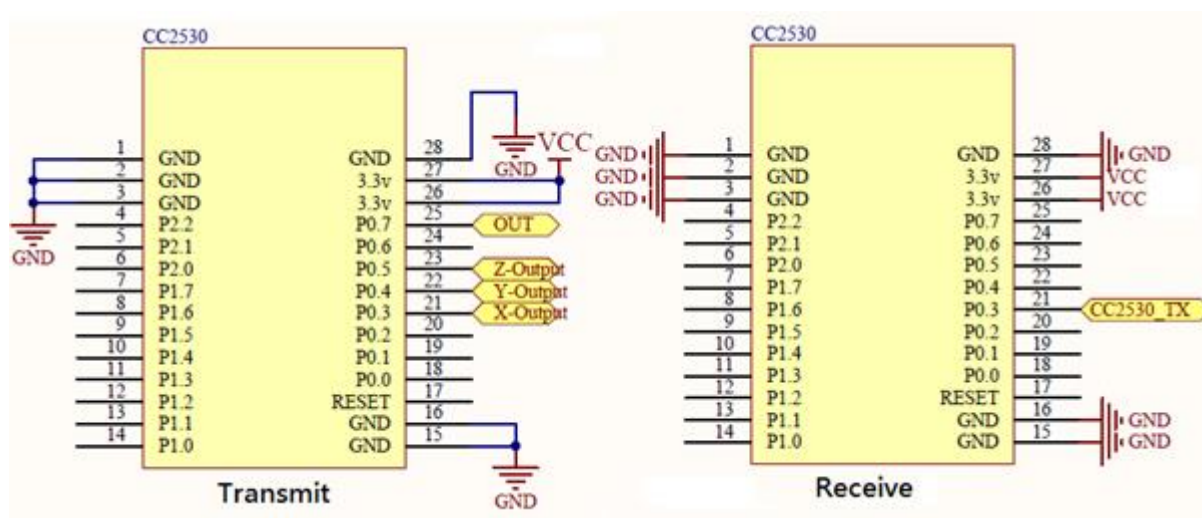


圖 3-18 ZigBee 模組發射與接收電路

3.3.2 SD Card 電路

我們所使用的SDCard管理晶片CH376[18]，它是一個文件管理控制晶片，解決MCU讀寫USB隨身碟與SDCard的文件。內部已經包含FAT16、FAT32及FAT12的格式管理系統，我們需要下指令與該晶片溝通，便可以將資料寫入SDCard，如圖3-19。

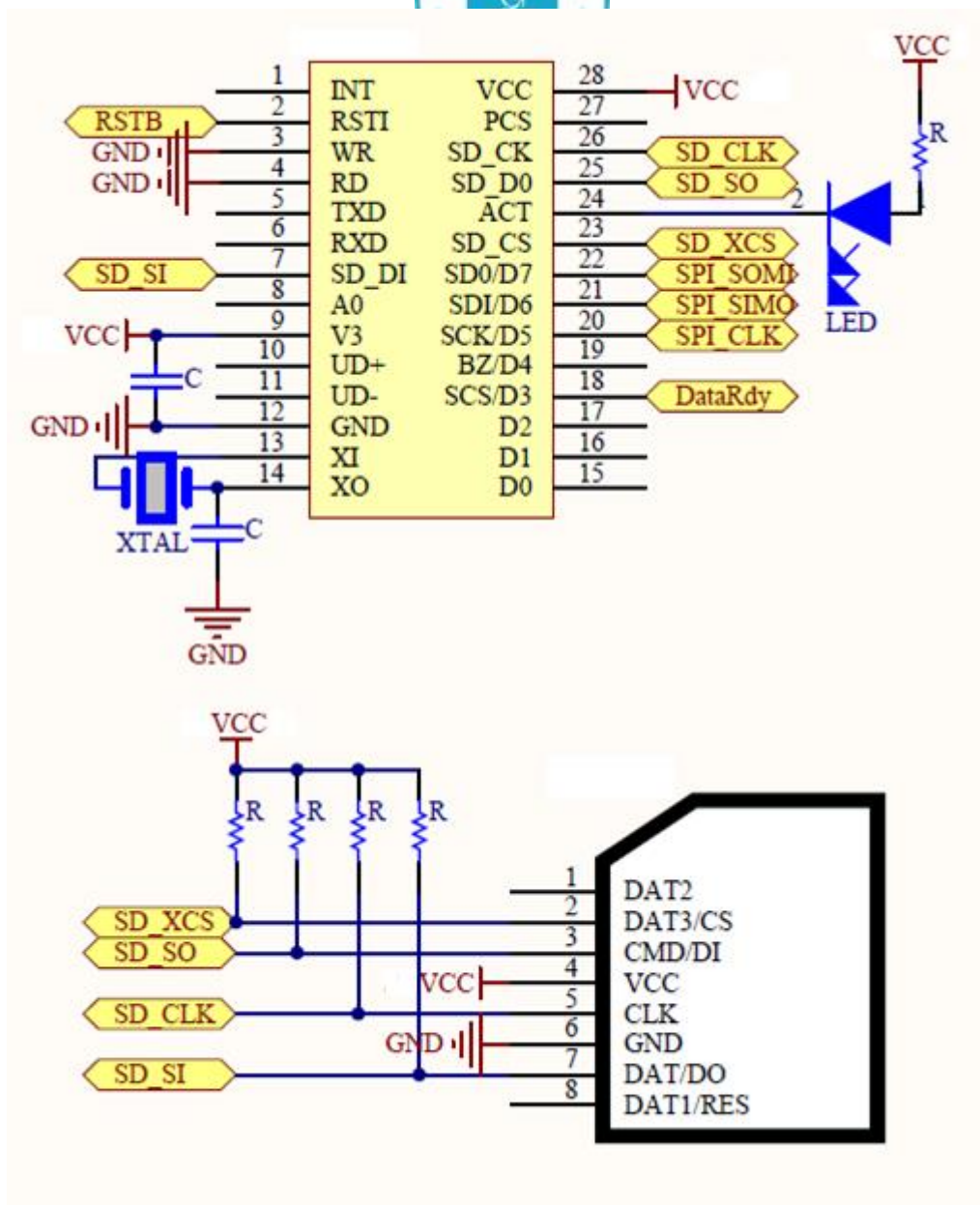


圖 3-19 SDCard 管理晶片和插槽電路

3.3.3 Serial Port 電路

所使用的序列傳輸晶片PL-2303HXD[19]，它類似RS-232的非同步串列傳輸，可以連接任何通用的串列傳輸功能的設備。具有高相容的驅動程式，可以模擬傳統的COM Port，最高傳輸率可達115200bps。它可以解決移動式



裝置連結個人電腦。可應用於任何3.3~1.8V範圍的裝置，如圖3-20。

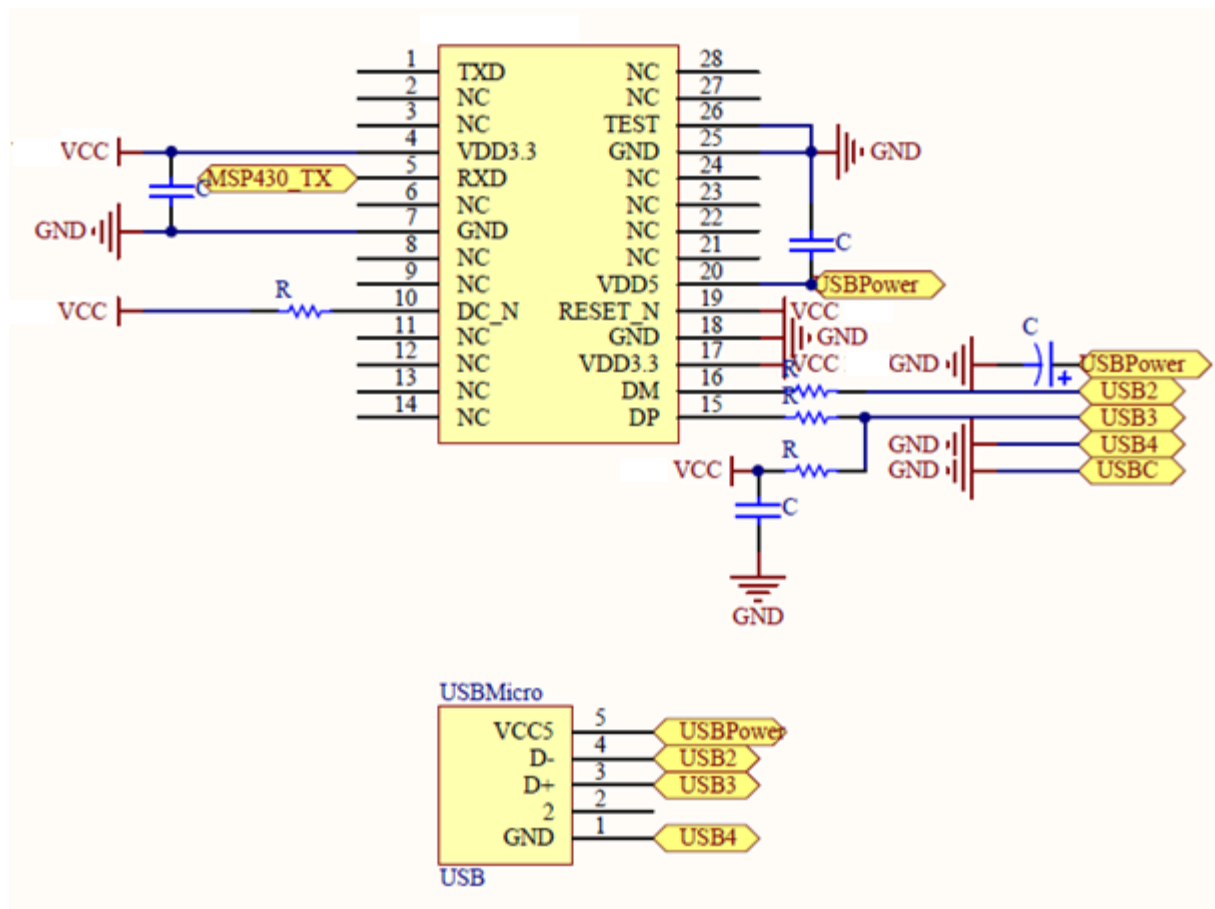


圖 3-20 Serial Port 和 USB 接頭電路



3.4 微控制器韌體

兩種的系統裝置共使用了兩種MCU，MSP430F5342[20]與CC2530[21]都是由德州儀器公司所生產的，MCU是整個系統的核心，精簡的設計結構有效的節省電源和降低成本，且符合現代化有著高效能程式編輯能力，及有快速除錯的能力。

3.4.1 TI MSP430F5XXX

MSP430 系列超低功率消耗，且有多種微控制器，都具有擴充於多種應用的優點。結合了低功耗模式的優點，實現延長可攜式裝置的電池壽命。該元件是一個 16 位元的高運算 CPU，有 16 位元的暫存器。內含數位控制振盪器（DCO）允許從低功耗模式喚醒。

3.4.1.1 類比/數位轉換

具備 12 位元的類比數位轉換器，可設定時脈自動進行轉換。內建兩種參考電壓 1.5 V 和 2.5V，亦可選擇外部參考電壓 3.3V。具有 12 個轉換器，可轉換外部與內部輸入，方塊圖如圖 3-21。轉換器選擇兩個電壓準位 (V_{R+} 、 V_{R-})，定義為最高和最低的轉換電壓範圍。當輸入電壓大於 V_{R+} ，輸出為滿刻度 4095，當輸入電壓小於 V_{R-} ，輸出 0，進行轉換後儲存在記憶體內。ADC 轉換如公式 3-6：

$$N_{ADC} = 4095 * \frac{V_{in} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}} \quad (3-6)$$

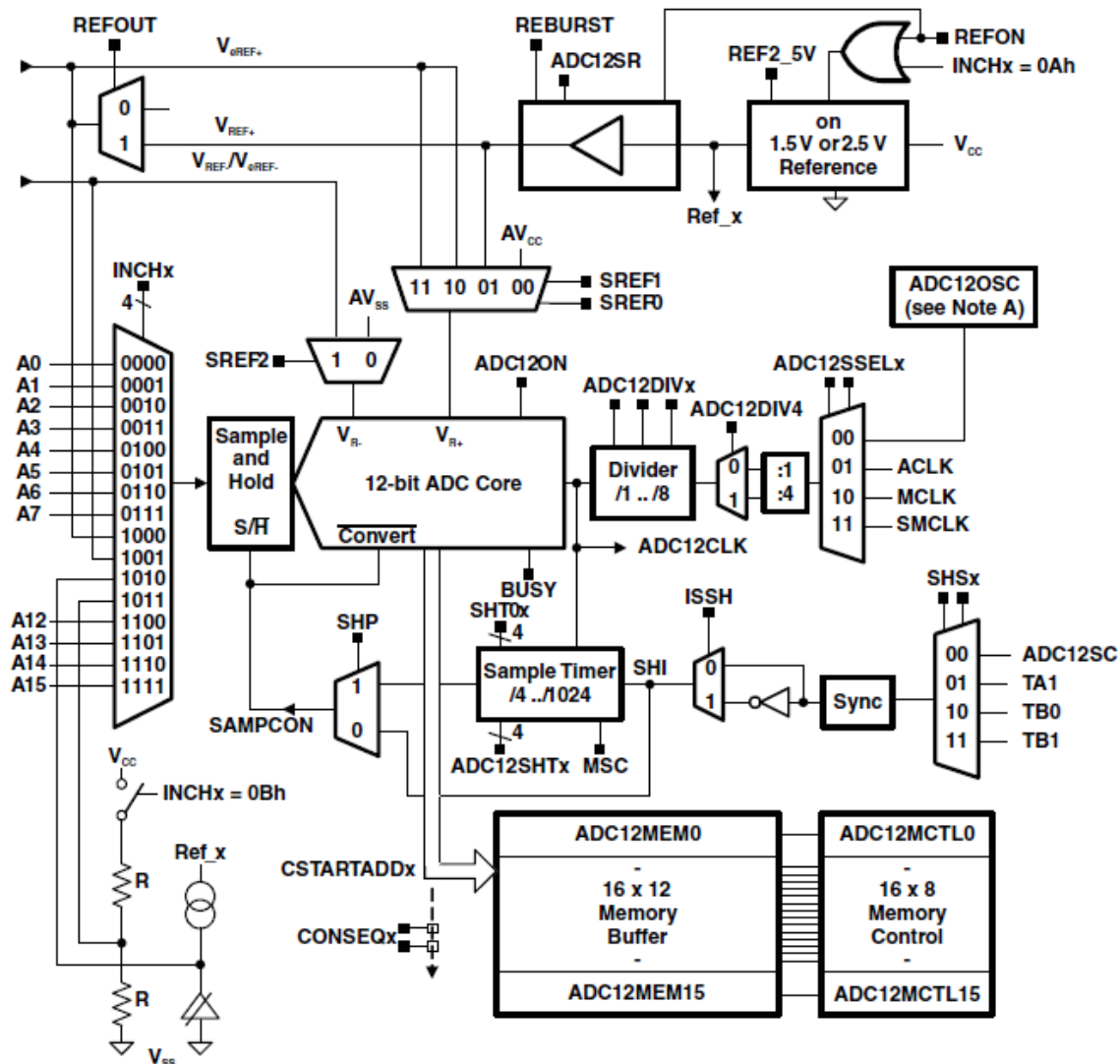


圖 3-21 類比轉數位方塊圖

3.4.1.2 計時器

具備 16 位元的計時器，計時器可以支持多個抓取/比較器、PWM 輸出和間隔時間。計時器可選擇時脈來源，具有四種計數模式，及專用的中斷向量暫存器快速解碼計時器的中斷處理。以計時器選擇時脈來源，設定計時器的目標值(CCR0)，及可得到裝置所需的取樣率。

取樣率如公式 3-7



$$\text{Sample Rate} = \frac{\text{Clock source}}{\text{CCR0}} \quad (3-7)$$

計時器計數由 0 至 CCR0 則觸發中斷事件，示意圖如圖 3-22。

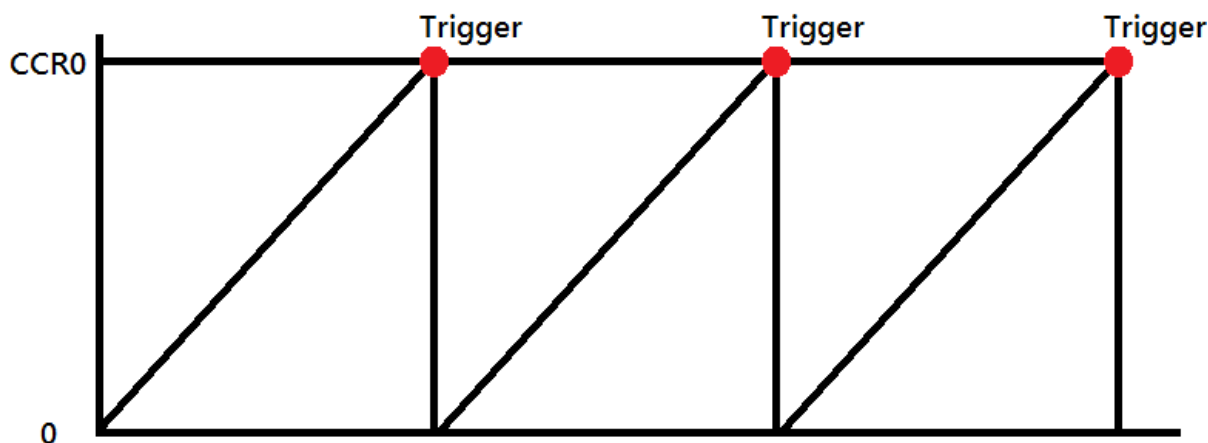


圖 3-22 計時器示意圖

3.4.1.3 SPI 介面

SPI (Serial Peripheral Interface) 是一種同步串列資料傳輸介面，所有的通訊以一個簡單的四線訊號線溝通。設備溝通之間透過主/從技術，唯有主機能夠發起資料傳遞的要求。串列介面有 4 個基本訊號線，SOMI (從端輸出主端輸入)、SIMO (從端輸入主端輸出)、CLK (串列時脈)及 SCSB (主從端選擇)。方塊圖如圖 3-23。

SPI 傳遞資料可以同步的進行傳送與接收，當傳送 1Byte 同時也可以接收到 1Byte，而時脈由主端所發起。示意圖如圖 3-24。

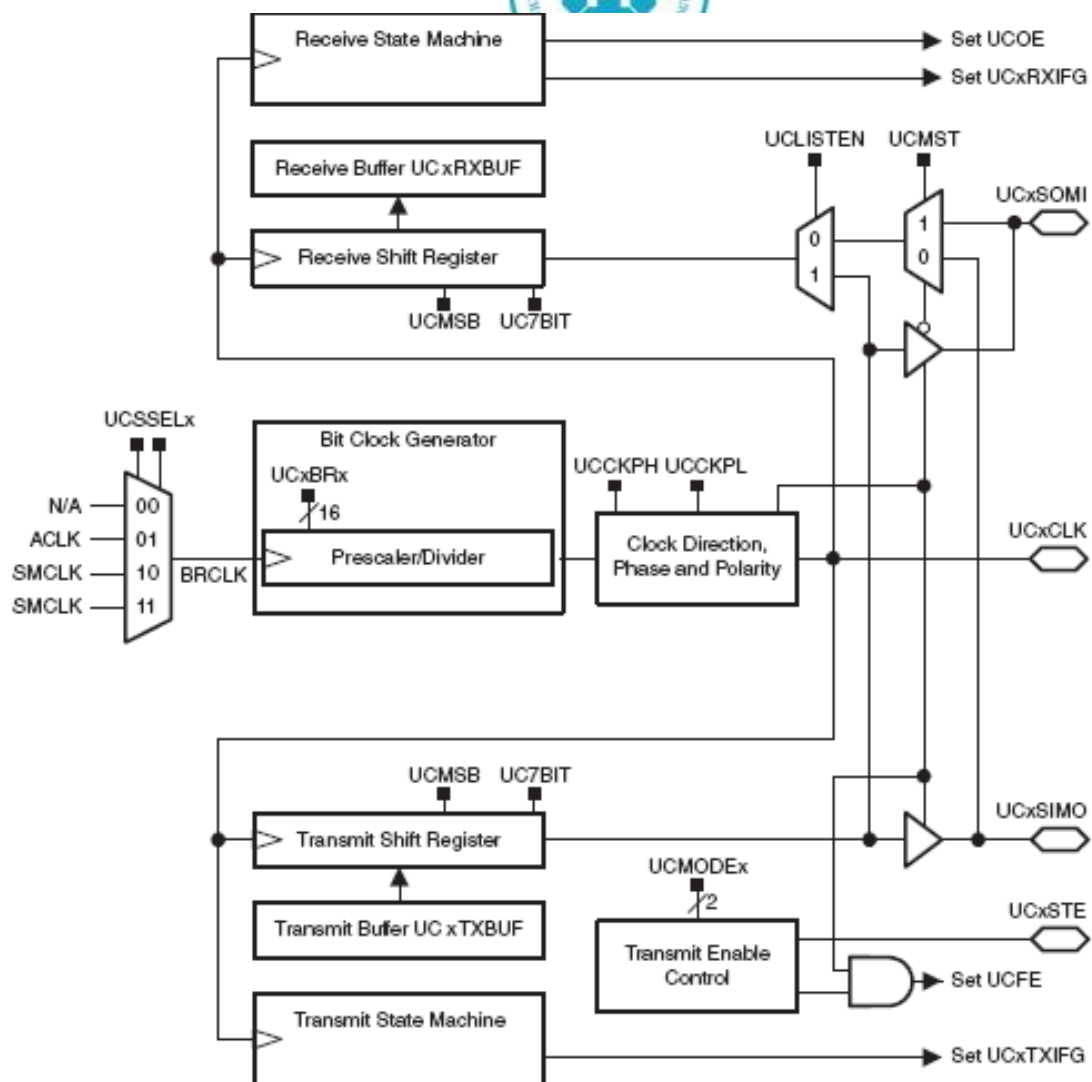


圖 3-23 SPI 方塊圖

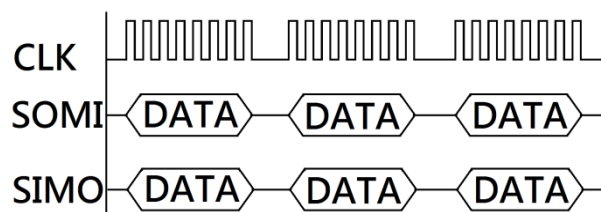


圖 3-24 SPI 資料傳遞示意圖



3.4.1.4 UART 介面

UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) 是一種非同步串列資料傳輸介面，但必須約定雙方的傳輸率是相同的。設定時脈來源，依所需的傳輸率，調制參數並將參數寫入 UART 設定暫存器 UCxBRx，便完成傳輸率的設定，如圖 3-25。

傳輸率如公式 3-8：

$$Baud\ Rate = \frac{Clock\ source}{UCxBRx} \quad (3-8)$$

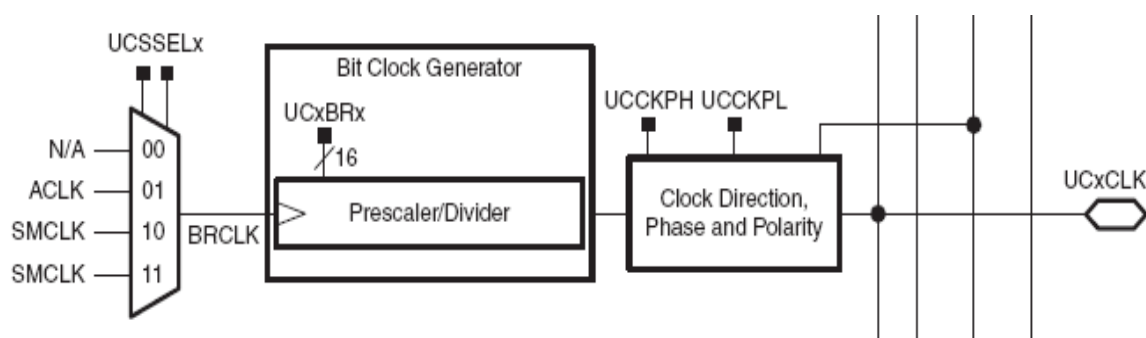


圖 3-25 UART 方塊圖

3.4.1.5 Bluetooth 發射程序

本裝置挑選一個容易使用的模組，它擁有最簡單的使用方法，此程序僅將訊號傳出去。透過 UART 將資料傳遞給 Bluetooth 模組，只要 Bluetooth 模組被連線，Bluetooth 模組便會將資料傳送給連線的對象。

發射程序的步驟，首先系統初始化設置計時器，計時器觸發取樣，接著檢查 UART 旗標是否再忙碌，然後傳送封包，如圖 3-26。

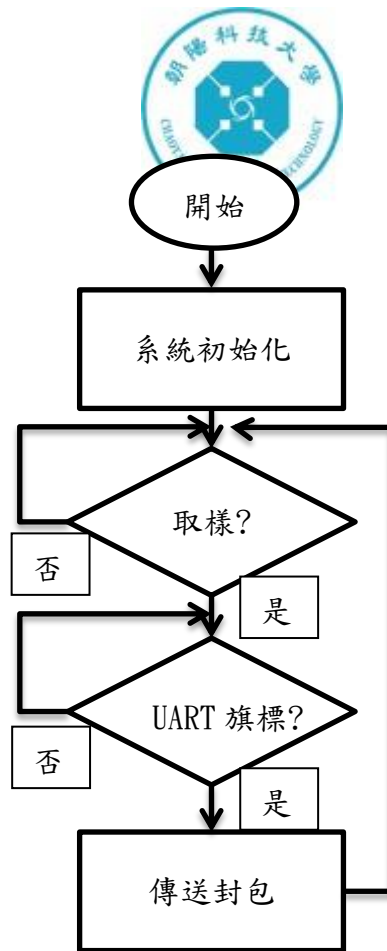


圖 3-26 Bluetooth 發射程序

3.4.2 TI CC2530

CC2530將IEEE 802.15.4 Zigbee傳輸協定包含在晶片內，具有高效能的無線傳輸的8051架構MCU。ZigBee是一種低速短距離傳輸的無線網路協定，底層是採用 IEEE 802.15.4 標準規範的媒體存取層與實體層。主要特色有低速、低功耗、低成本、支援大量網路節點、支援多種網路拓撲、低複雜度、快速、可靠、安全。

3.4.2.1 ZigBee 發射/接收程序

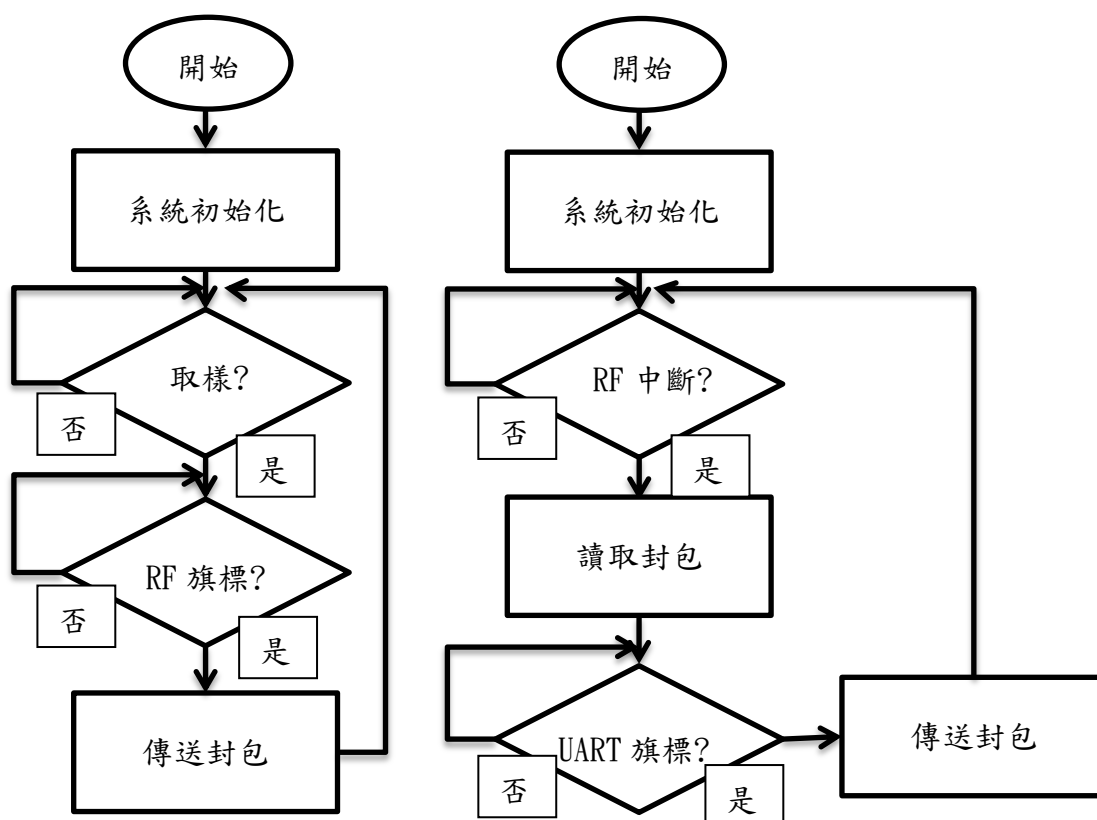
本裝置挑選 CC2530 透過 ZigBee 傳送/接收，設定接收/發射端的位址



及安全碼，即可互相傳遞資料，相當方便。缺點為傳輸距離有限，但隨身攜帶的數位處理裝置，以短距離的 ZigBee 傳輸足夠滿足我們的需求。

發射程序的步驟，首先系統初始化設置計時器，計時器觸發取樣，接著檢查 RF 旗標是否再忙碌，然後傳送封包，如圖 3-27(a)。

接收程序的步驟，首先系統初始化設置，檢查 RF 是否有資料觸發中斷，如果有資料則讀取封包，接著檢查 UART 旗標是否再忙碌，然後傳送封包給 MSP5342，如圖 3-27(b)。



(a)發射程序

(b)接收程序

圖 3-27 ZigBee 發射接收程序



第四章 即時訊號處理

在類比電路的部分雖然已經有濾除多餘的雜訊，但只要是類比訊號都可能會再受到雜訊干擾。以 MSP430 訊號轉換後，韌體設計首先要做數位訊號處理，高通濾波、低通濾波、微分、平方、平滑處理，以上所述的訊號處理都是為最後的計算心律，如圖 4-1。

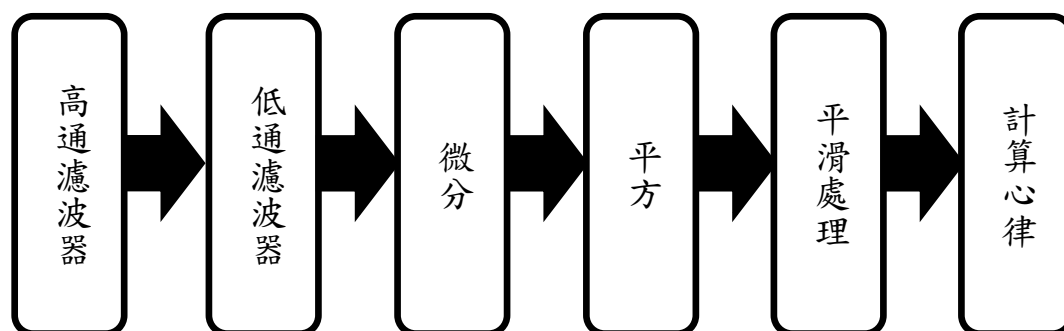


圖 4-1 數位系統運算方塊圖

4.1 數位訊號處理

數位濾波器具有比類比濾波器更高的精度，甚至能夠實現類比濾波器在理論上無法達到的性能。數位濾波器有較類比濾波器更高的可靠性，由於電子零件的電路特性可能隨著時間、溫度、電壓的變化而漂移，而數位濾波器沒有這樣的問題。因此數位濾波器設計三階的巴特沃斯高通濾波器與四階的巴特沃斯低通濾波器，以利計算心律的準確性。



(1) 高通濾波器 (Low-pass filter) :

三階的巴特沃斯高通濾波器，截止頻率為 10 赫茲，轉換函式為公式

4-1 所列：

$$H(z) = \frac{0.729 - 2.188Z^{-1} + 2.188Z^{-2} - 0.729Z^{-3}}{1 - 2.374Z^{-1} + 1.929Z^{-2} - 0.532Z^{-3}} \quad (4-1)$$

濾波器差分方程式如公式 4-2 所列：

$$y(n) = 0.729x(n) - 2.188x(n-1) + 2.188x(n-2) - 0.729x(n-3) + 2.374y(n-1) - 1.929y(n-2) + 0.532y(n-3) \quad (4-2)$$

頻率響應如圖 4-2 所示：

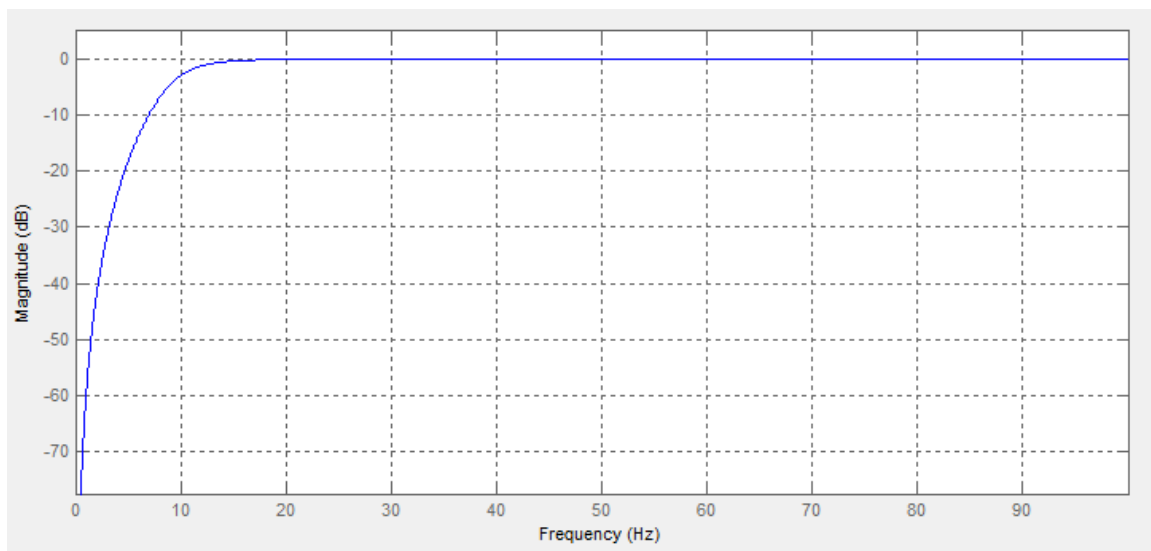


圖 4-2 以 MATLAB 模擬高通濾波器的頻率響應圖



(2) 低通濾波器 (High-pass filter)：

四階的巴特沃斯低通濾波器，截止頻率為 20 赫茲，轉換函式為公式

4-3 所列：

$$H(z) = \frac{0.004 - 0.019Z^{-1} + 0.028Z^{-2} - 0.019Z^{-3} + 0.004Z^{-4}}{1 - 2.369Z^{-1} + 2.314Z^{-2} - 1.054Z^{-3} + 0.187Z^{-4}} \quad (4-3)$$

濾波器的差分方程式如公式 4-4 所列：

$$\begin{aligned} y(n) = & 0.004x(n) - 0.019x(n-1) + 0.028x(n-2) - 0.019x(n-3) \\ & + 0.004x(n-4) + 2.369y(n-1) - 2.314y(n-2) + 1.054y(n-3) \\ & - 0.187y(n-4) \end{aligned} \quad (4-4)$$

頻率響應如圖 4-3 所示：

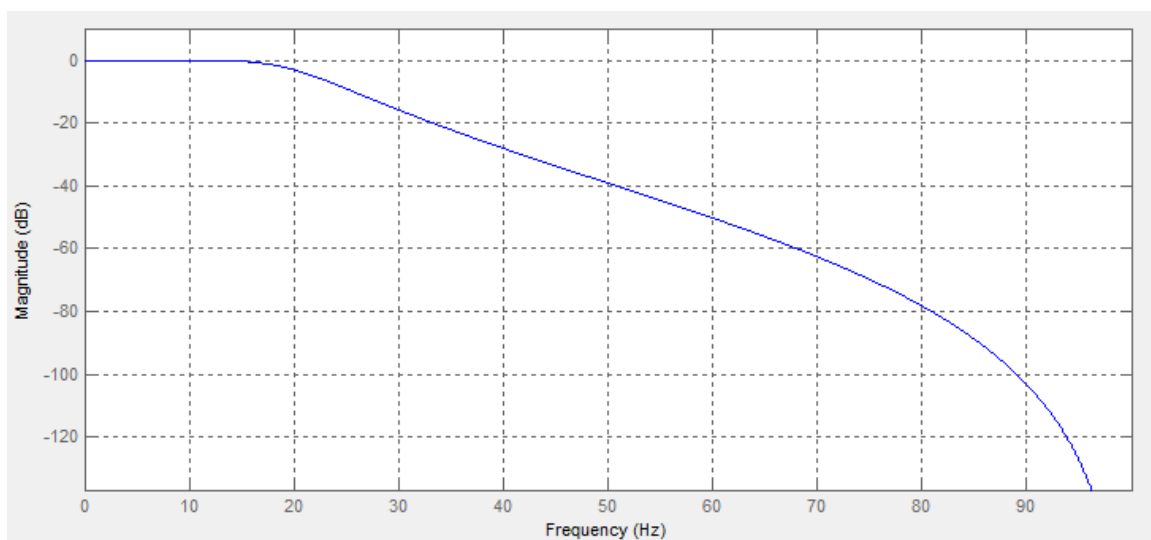


圖 4-3 以 MATLAB 模擬低通濾波器的頻率響應圖



(3) 微分

當濾波完之後的訊號是較於原始訊號乾淨的，接著在以微分來取得訊號的斜率資訊。本實驗使用五點的微分方法，微分器的轉換函式為公式 4-5 所列：

$$H(z) = \left(\frac{1}{8}\right)(-Z^{-2} - 2Z^{-1} + 2Z^1 + Z^2) \quad (4-5)$$

差分方程式為公式 4-6 所列：

$$y(n) = \left(\frac{1}{8}\right)[-x(n-2) - 2x(n-1) + 2x(n+1) + x(n+2)] \quad (4-6)$$

(4) 平方

平方是為了讓訊號的斜率差異更為明顯，差分方程式為公式 4-7 所列：

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (4-7)$$

(5) 平滑處理

在此做平滑處理是為了獲取 R 波斜率以外的資訊，差分方程式為公式 4-8 所列：

$$y(n) = (1/N)[x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \cdots + x(n)] \quad (4-8)$$

在這裡的 N 為積分的大小，N=200。



4.2 計算心率

數位訊號處理過後 R 波變得明顯易見，可以容易的區分出來。但可能還是會有部分問題存在，我們假設三種問題，第一種為虛假心跳，例如心房早期收縮，會產生較短的週期，意指 RR 間隔會小於平均心跳 RR 間隔，而與下一個 R 波波峰點的 RR 間隔卻是相近的(即 $RR1 > RR2$ ，但 $RR1$ 相近於 $RR2 + RR3$)，如圖 4-4(a)所示。此情況需忽略當下的 R 波，認為下一個 R 波才是正確的波峰點。第二種為遺漏心跳，心跳有可能會少跳，會產生較長的週期，意指 RR 間隔會大於平均心跳的 RR 間隔，(即 $RR1 < RR2$ ，但 $RR2$ 相近於兩個 $RR1$)，如圖 4-4(b)所示。此情況認為訊號遺漏掉一個心跳，應該在 $RR2$ 之間補上一個 R 波波峰點，避免在心率的演算有過大的差異。第三種為虛假心跳發生在第一個位置。

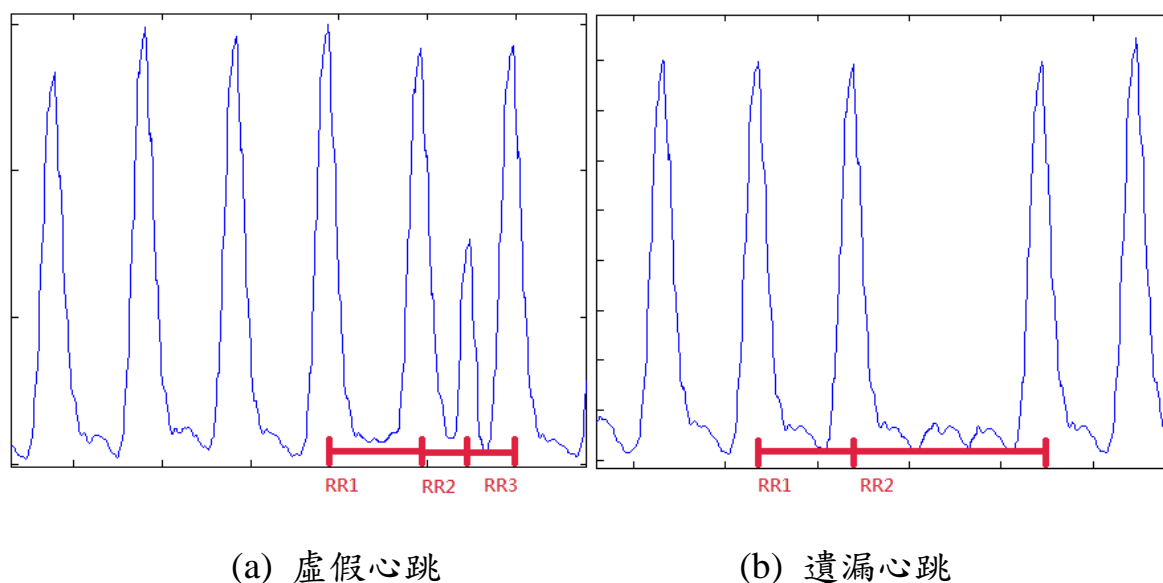


圖 4-4 心跳狀況示意圖



即時的心率計算，首先設定一個大小為 350 點的區段(200 赫茲*1.5 秒+50 (預留前後區段))，如圖 4-5。預留區段為與前後區段重疊的部分，避免 R 波波峰點因區段切換被忽略掉。

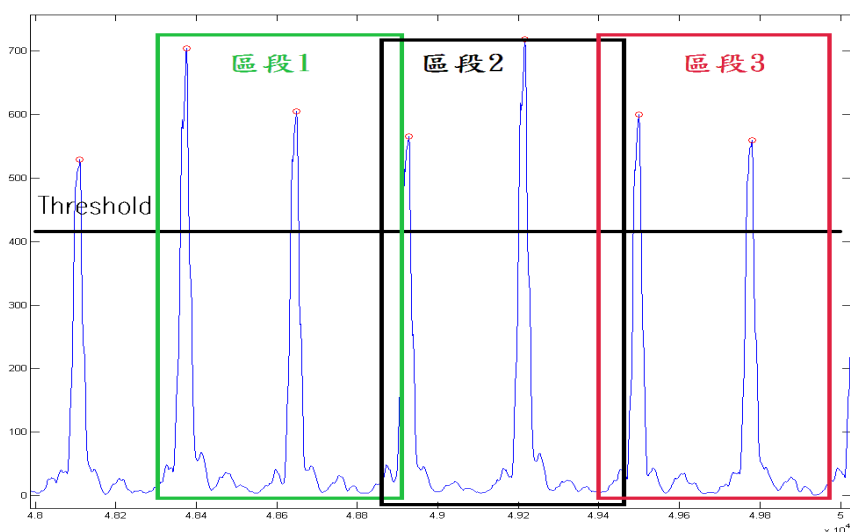


圖 4-5 前後區段示意圖

心率計算流程分為兩個階段，階段 1 是在找初始的平均心率，此時人體活動建議為靜態。區段更新以計算區段的平均來設定閾值，將區段中的波峰點標記起來，判斷是否有找到了 3 個相近的 RR 間隔，如果有則計算平均心率，如果沒有則調整閾值(Threshold)重新找區段中的波峰點，如果還是沒有找到 3 個相近的 RR 間隔，則更新區段並繼續下一個區段的演算，流程如圖 4-6。

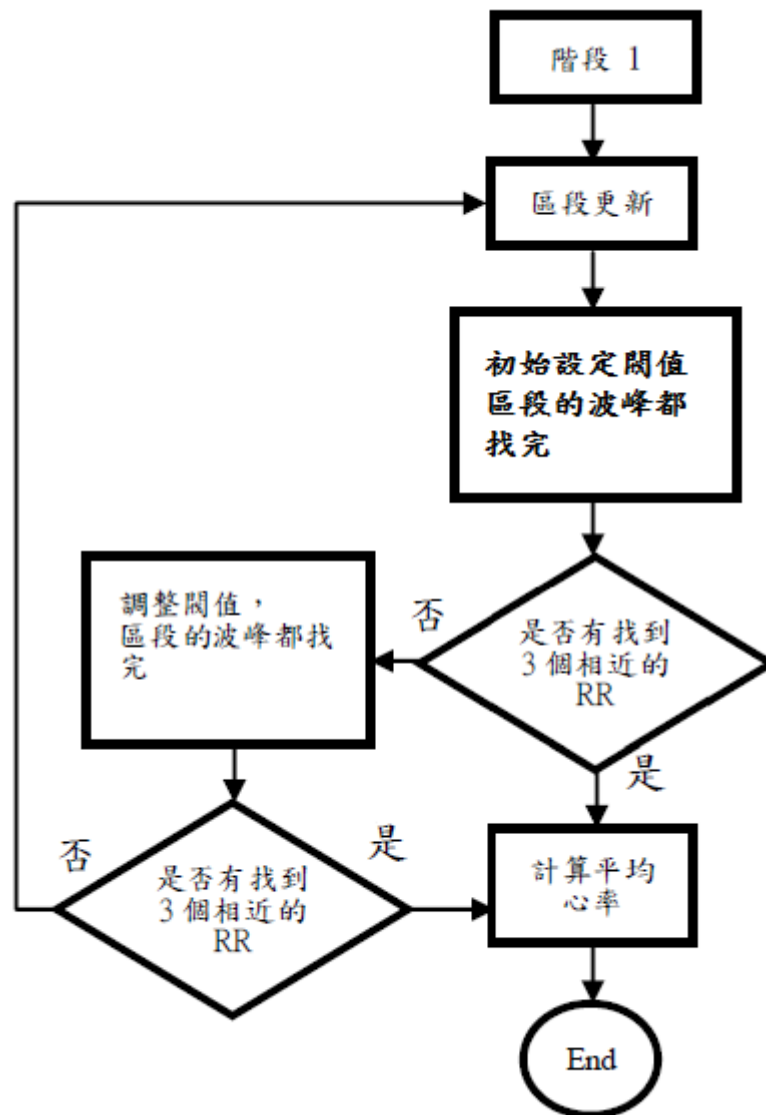


圖 4-6 計算心率-階段 1

階段2是處理不規則的心率，不同於階段1的是不規則心跳處理方法，以平均心率來推測可能波峰的位置得到新的波峰位置，流程如圖 4-7。

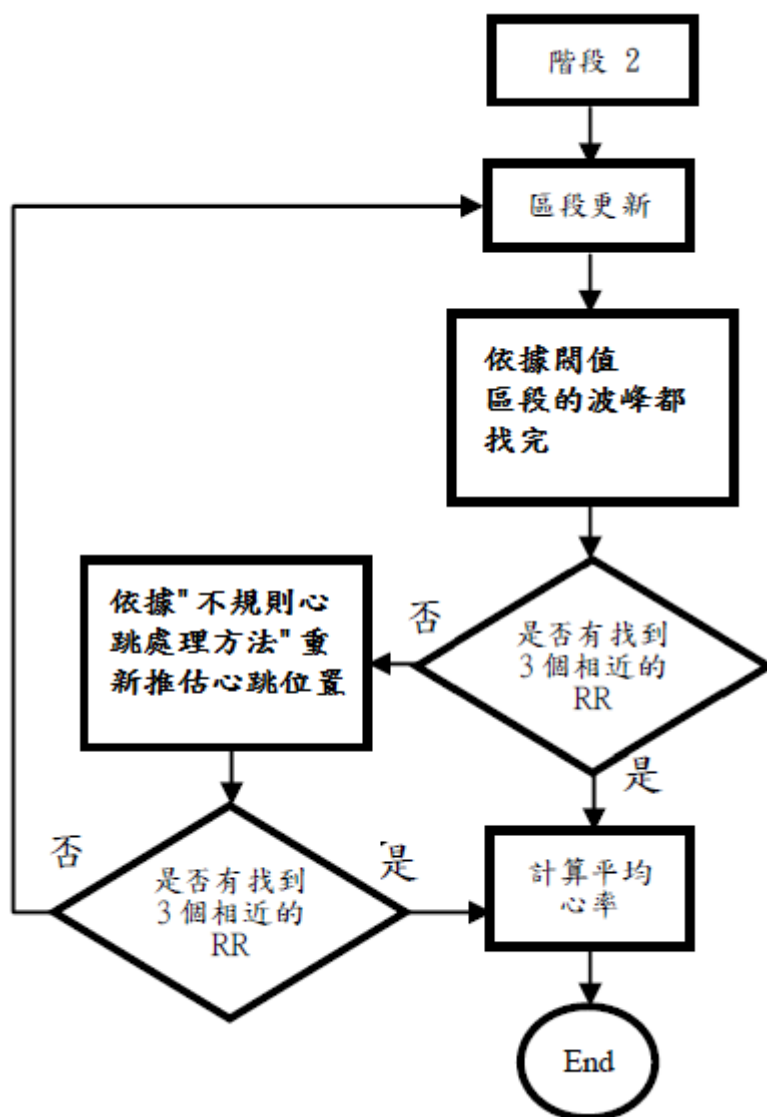


圖 4-7 計算心率-階段 2



4.3 Visual Basic 視窗顯示

圖 4-8 為 VB 程式接收介面，主要功能以個人電腦透過 VB 程式建立序列埠通訊 (Serial COM Port) 的溝通方式將資料接收並顯示。溝通封包格式如圖 4-9 所示，以簡單的標頭、資料所組成，共有四個通道(channel)，第 1、2 個位元組為標頭檔，第 3 個位元組為心跳數值，第 4、5 個位元組為第一個通道，為圖中白色訊號記錄心電圖濾波的訊號，第 6、7 個位元組為第二個通道，為圖中紅色訊號記錄三軸加速規的 X 軸訊號，第 8、9 個位元組為第三個通道，為圖中綠色訊號記錄三軸加速規的 Y 軸訊號，第 10、11 個位元組為第四個通道，為圖中黃色訊號記錄三軸加速規的 Z 軸訊號。

VB 接收介面有附加儲存的功能，第一列為心跳，第二列為心電圖濾波的訊號，第三列為 X 軸的訊號，第五列為 Y 軸的訊號，第六列為 Z 軸的訊號，如圖 4-10。

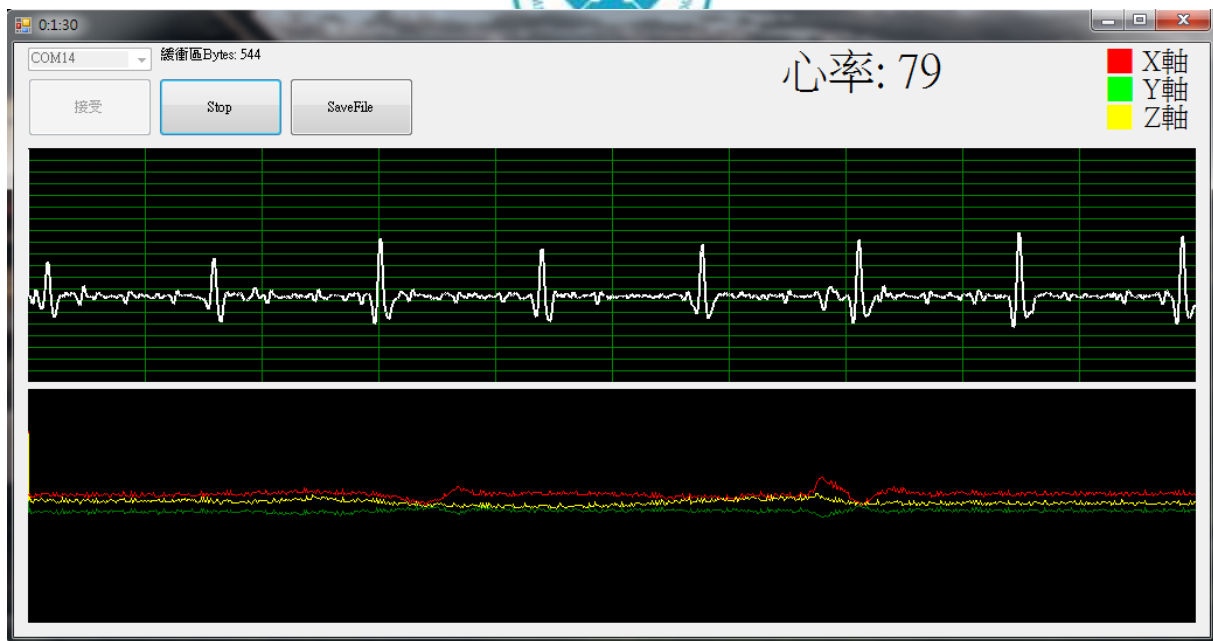


圖 4-8 VB 程式接收介面

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0x55	0x55	HR	EH	EL	XH	XL	YH	YL	ZH	ZL

圖 4-9 封包格式

檔案(F)	編輯(E)	格式(O)	檢視(V)	說明(H)
88.0	1995.0000	1733.0000	2055.0000	1944.0000
88.0	1994.0000	1726.0000	2053.0000	1945.0000
88.0	1994.0000	1762.0000	2053.0000	1958.0000
88.0	1996.0000	1789.0000	2079.0000	1966.0000
88.0	2000.0000	1793.0000	2074.0000	1955.0000
88.0	2002.0000	1781.0000	2107.0000	1942.0000
88.0	2004.0000	1755.0000	2085.0000	1928.0000
88.0	2004.0000	1742.0000	2074.0000	1968.0000
88.0	2003.0000	1724.0000	2048.0000	1962.0000
88.0	2002.0000	1752.0000	2081.0000	1971.0000
88.0	2002.0000	1792.0000	2090.0000	1948.0000
88.0	2005.0000	1814.0000	2109.0000	1922.0000
88.0	2007.0000	1807.0000	2119.0000	1950.0000
88.0	2008.0000	1781.0000	2094.0000	1933.0000
88.0	2007.0000	1783.0000	2123.0000	1951.0000
88.0	2003.0000	1772.0000	2142.0000	1950.0000
88.0	1999.0000	1749.0000	2165.0000	1938.0000
88.0	1996.0000	1718.0000	2119.0000	1933.0000
88.0	1996.0000	1721.0000	2115.0000	1933.0000
88.0	1999.0000	1735.0000	2119.0000	1949.0000
88.0	2002.0000	1761.0000	2121.0000	1893.0000
88.0	2003.0000	1779.0000	2181.0000	1907.0000
88.0	2000.0000	1808.0000	2142.0000	1897.0000
88.0	1994.0000	1813.0000	2162.0000	1905.0000
88.0	1986.0000	1809.0000	2152.0000	1907.0000

圖 4-10 VB 儲存的檔案格式



4.4 Visual Basic 轉換程式

此轉換程式為 ZigBee 版的裝置所使用，SDCard 管理晶片所儲存的格式與個人電腦讀取 txt 檔案的格式不同，所以必須透轉換程式將內容轉換成個人電腦可以讀取的檔案格式如圖 4-11，SDCard 儲存的原始格式如圖 4-12，轉換後的格式相同於圖 4-10。



圖 4-11 轉換程式



圖 4-12 SDCard 儲存的檔案格式



第五章 系統實現與實驗程序

在系統實現與實驗程序章節的部分，我們首先會對本研究的裝置規格做基本介紹，並且使用心電訊號模擬器做實驗及驗證，比較模擬器與裝置兩者心率值的誤差值是否皆在合理的誤差範圍內，增加本裝置的可信度。最後以人體配戴裝置做跑步運動的實驗，以人體運動測試裝置的穩定性。

5.1 裝置實體說明

5.1.1 規格

穿戴式無線生理感測器規格如表 5-1 所列：

表 5-1 裝置規格

規格 \ 版本	Bluetooth	ZigBee 版本
導程	I 導程	
頻率範圍	0.05-40Hz	
總增益	1380	
取樣頻率	200Hz	
類比數位轉換	4 channel, 12 bit	
電池容量	320mA 鋰電池，具充電功能	
裝置大小	發射 $55 \times 43 \times 14 \text{ mm}^3$	發射 $55 \times 43 \times 14 \text{ mm}^3$ 接收 $64 \times 45 \times 32 \text{ mm}^3$
耗電流	發射 28mA	發射 6mA 接收 20mA
SD Card	無	有
USB SerialPort	無	有



5.1.2 穿戴式無線生理感測器簡介

Bluetooth 版本圖 5-1 為裝置的正面及背面，正面有開關及三個 LED 燈，分別為充電警示燈、心跳燈及 Bluetooth 訊號燈。充電警示燈：充電時為恆亮，充飽電為恆滅。心跳燈：開關 ON 為恆亮，裝置於人體會依心跳閃爍。Bluetooth 訊號燈：非連線為閃爍，連線狀態為恆滅。背面則為兩點式電極點。裝置的長 55mm、寬 43mm 及高 14 mm。



圖 5-1 實體正/背面圖

圖 5-2 為本裝置的側面圖，側邊有 MicroUSB 插孔，此為充電時使用。採用 5V 電壓直接對本裝置充電，充電電流為 500mA，而鋰電池充電時間為 320mA/500mA，因此充電結束的時間約不到 1 小時；在開關的部分利用兩階段開關，當開關設置為 ON 時即可開始測量，而當電源耗盡時只需將開關設置於 OFF，插入充電器就可以對鋰電池充電。



圖 5-3 為本裝置使用於人體的黏貼示意圖，位置大約位於兩乳頭之間偏左側且上方一點，且可能因個人體質不同而需要微調黏貼位置。



圖 5-2 實體側面圖

圖 5-3 裝置黏貼示意圖

ZigBee 版本發射端圖 5-4 為裝置的正面及背面，正面有開關及兩 LED 燈，分別為充電警示燈、電源燈。電源燈：開關 ON 為恆亮，開關 OFF 為恆滅。



圖 5-4 ZigBee 發射實體正/背面圖

ZigBee 版本接收端圖 5-5 為裝置的前面及後面，前面有 MicroUSB 插孔，此為充電及傳輸資料時使用。上面分別為充電警示燈、SDCard 狀態



燈、心跳燈。後面分別為 SDCard 插槽，SDCard 開關。SDCard 狀態燈：
儲存資料為恆亮，不為儲存狀態為恆滅。SDCard 開關：按下為儲存資料，
否則為不儲存狀態。



圖 5-5 ZigBee 接收實體前/後面圖



5.2 系統測試

5.2.1 ECG 模擬訊號測試

實驗利用圖 5-46 BC-Biomedical 公司的 PS-2110 心電訊號模擬器，進行心電訊號的模擬，用以判斷自製心電圖電路與模擬器模擬訊號的差異性。

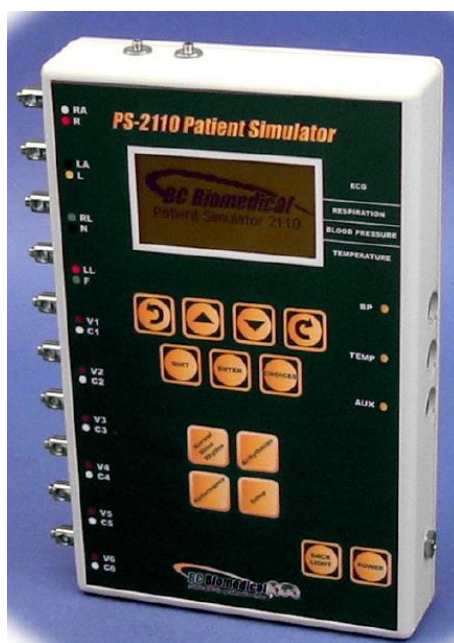


圖 5-6 BC Biomedical PS-2110 模擬器

我們使用 PS-2110 Patient Simulator 為標準來做心率的驗證，分別測試了心率 60、80、120 及 180 BPM(Bit per minute)，和心跳振幅驗 0.5、1.0 及 1.5mV，佐證的照片如圖 5-7 至圖 5-10 所示，可以證實我們的心率演算皆在合理的誤差值範圍內。表 5-2 為心率與振福的測試結果總表。

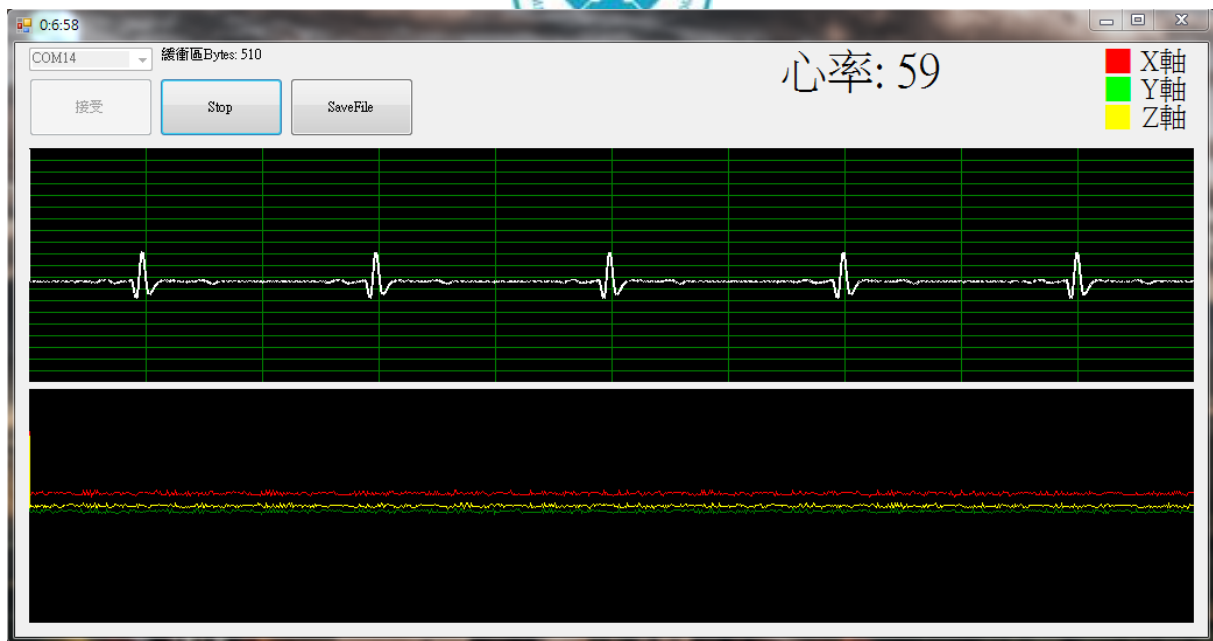


圖 5-7 驗證心率值為 60BPM 與振幅 0.5mV

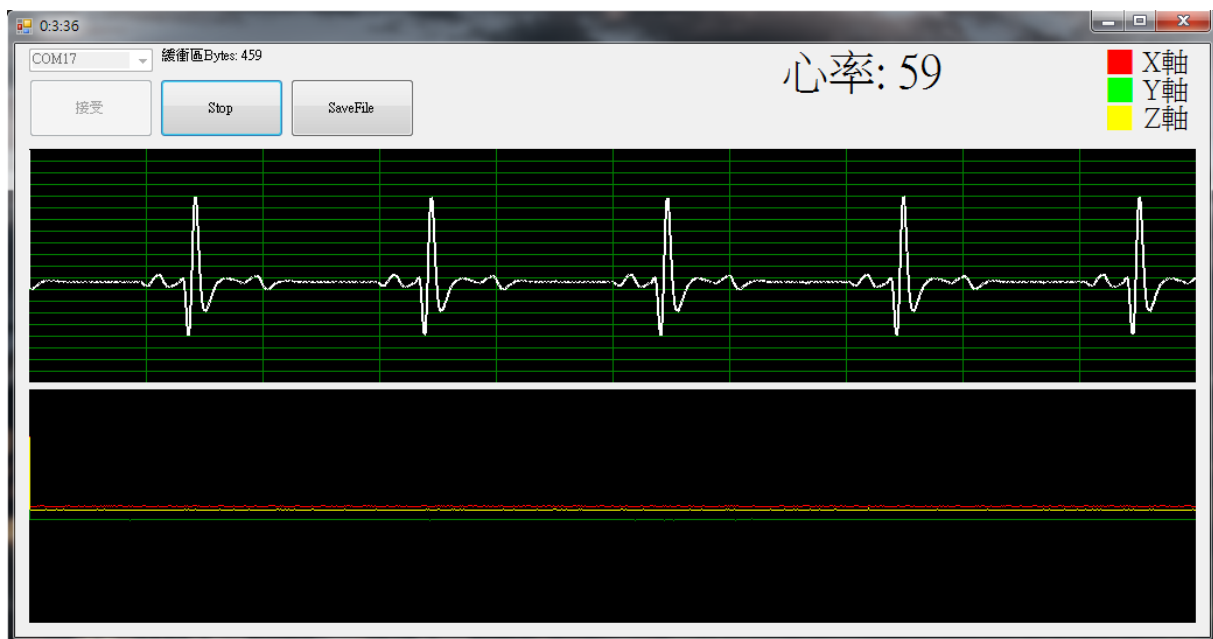


圖 5-8 驗證心率值為 60BPM 與振幅 1.5mV

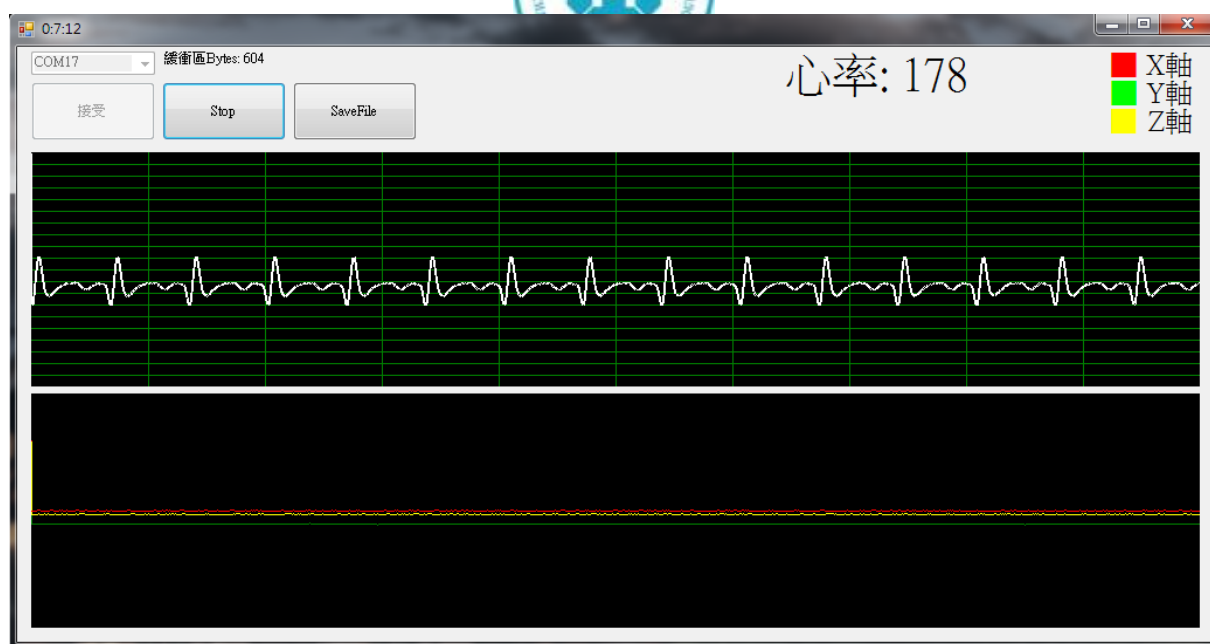


圖 5-9 驗證心率值為 180BPM 與振幅 0.5mV

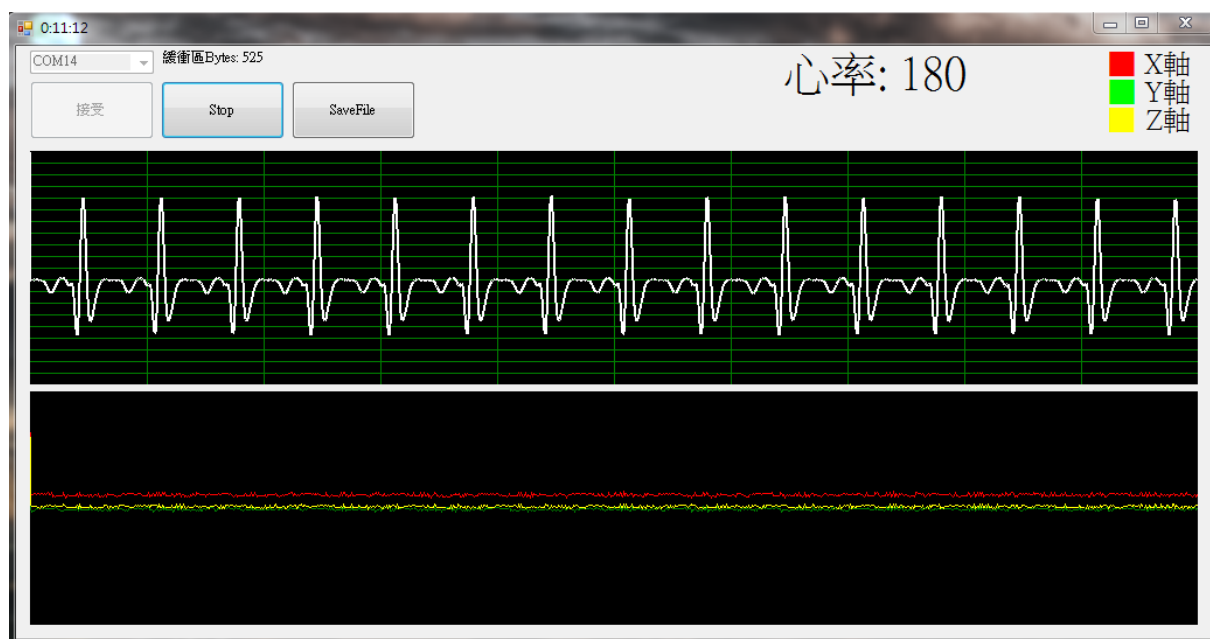


圖 5-10 驗證心率值為 180BPM 與振幅 1.5mV

表 5-2 心率及振幅測試結果

振幅(mV)\心率(BPM)	60	80	120	180
0.5	59*	80	120	178
1.0	59	81	120	179
1.5	59	80	119	180



這台 PS-2110 Patient Simulator 還可以模擬心律不整心電圖的訊號，我們也藉由此功能來測試本裝置對於心率不整訊號的效能，結果如表 5-3。

圖 5-11 參雜著遺漏心跳及不規則的心跳週期，圖 5-12 參雜著不規則的心跳週期，所以計算的結果會有差異。

表 5-3 心率不整訊號測試結果

Arrhythmias	HR	Arrhythmias	HR
Atrial Fib-Coarse	55	PVC1 R on T – Man	81
2 nd Deg Herat Block	70	Multifocal PVC –Auto	
Rt BunDle Branch Block	80	Multifocal PVC – Man	81
Atrial PAC – Auto	80	Bigeminy	41
Atrial PAC – Man	81	Run of 5 PVCs - Auto	80
PVC1 –Auto	81	Run of 5 PVCs - Man	80
PVC1 – Man	81	Vent tach	
PVC1 Early – Auto	80	Vent Fib – Coarse	
PVC1 Early – Man	81	Paced	79
PVC1 R on T – Auto	80	Fetal/Maternal	118

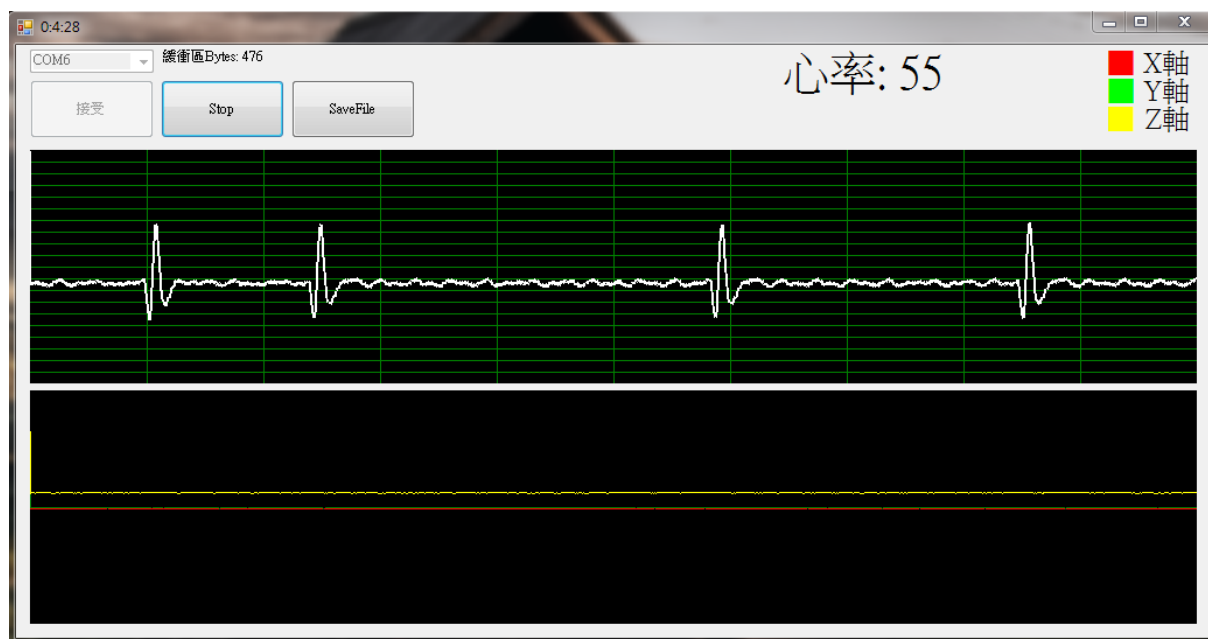


圖 5-11 心率不整 Atrial Fib-Coarse 的結果

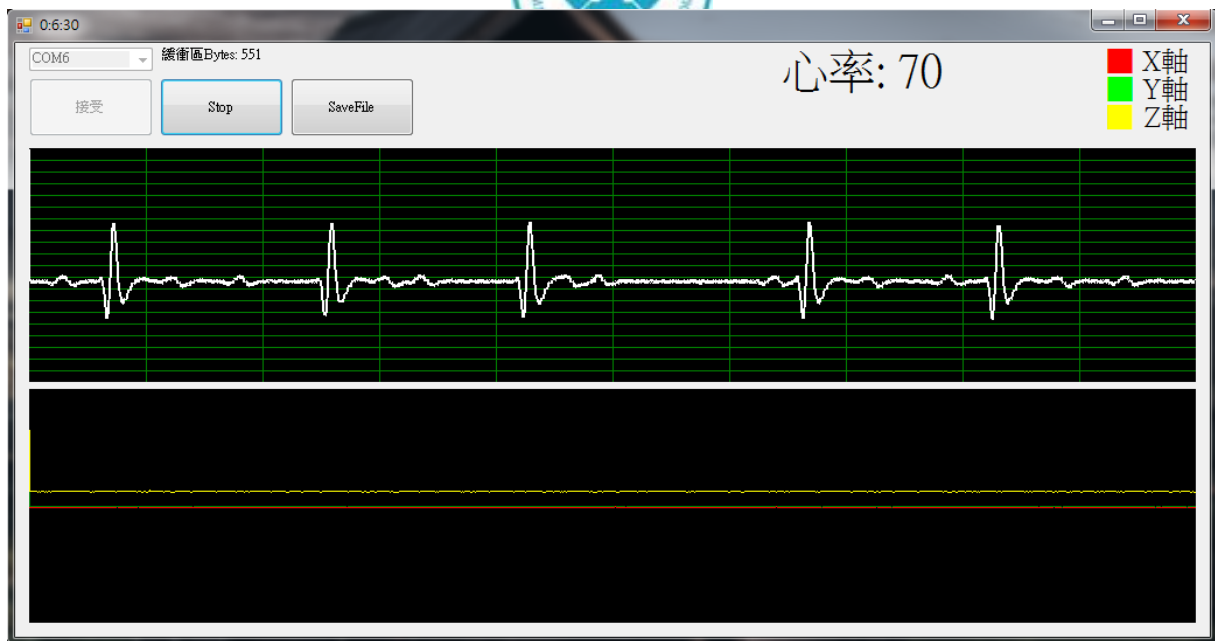


圖 5-12 心率不整 2nd Deg Herat Block 的結果

圖 5-13 有部分心電圖波形不完整，導致演算法無法抓取三個相近的心跳週期，而算不出心率。

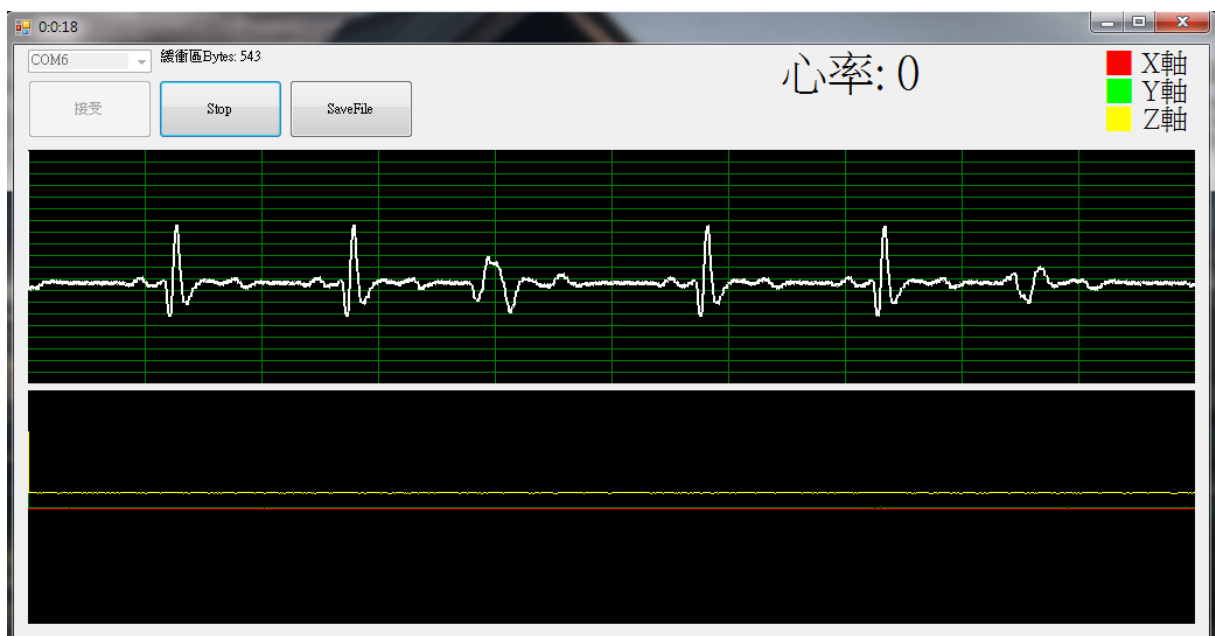


圖 5-13 心率不整 Multifocal PVC -Auto 的結果



圖 5-14 週期性的部分心電圖波形不完整，導致演算法抓取三個相近的心跳週期過大，而算較低的心率。

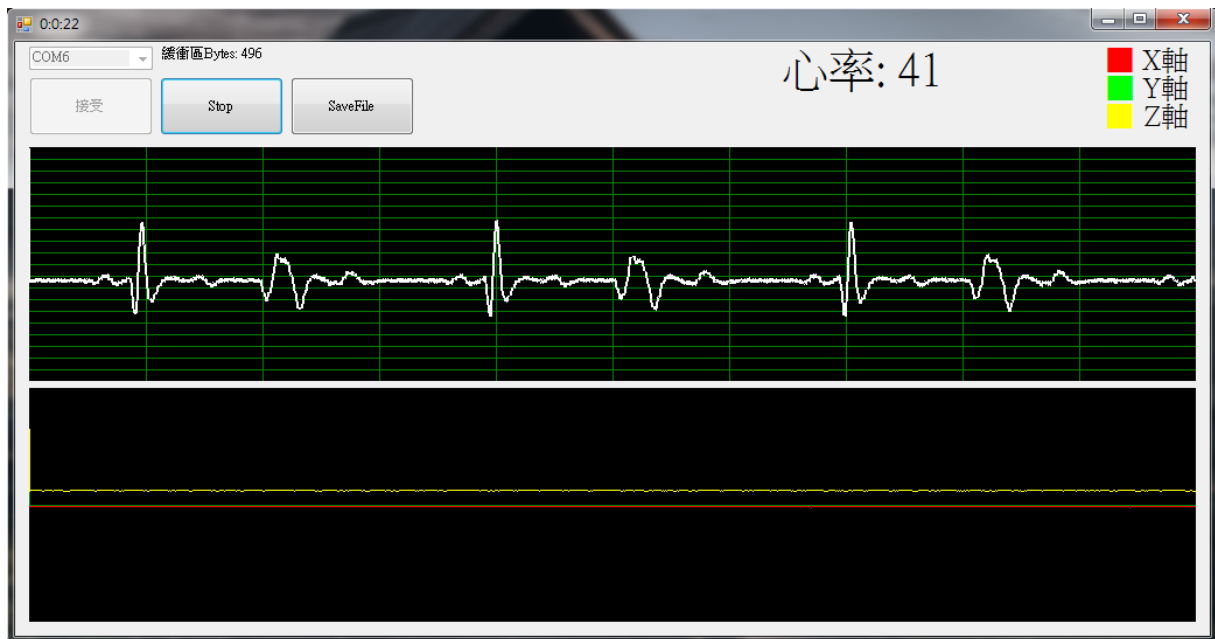


圖 5-14 心率不整 Bigeminy 的結果

圖 5-15 全部的心電圖波形不完整，導致演算法無法計算心率。

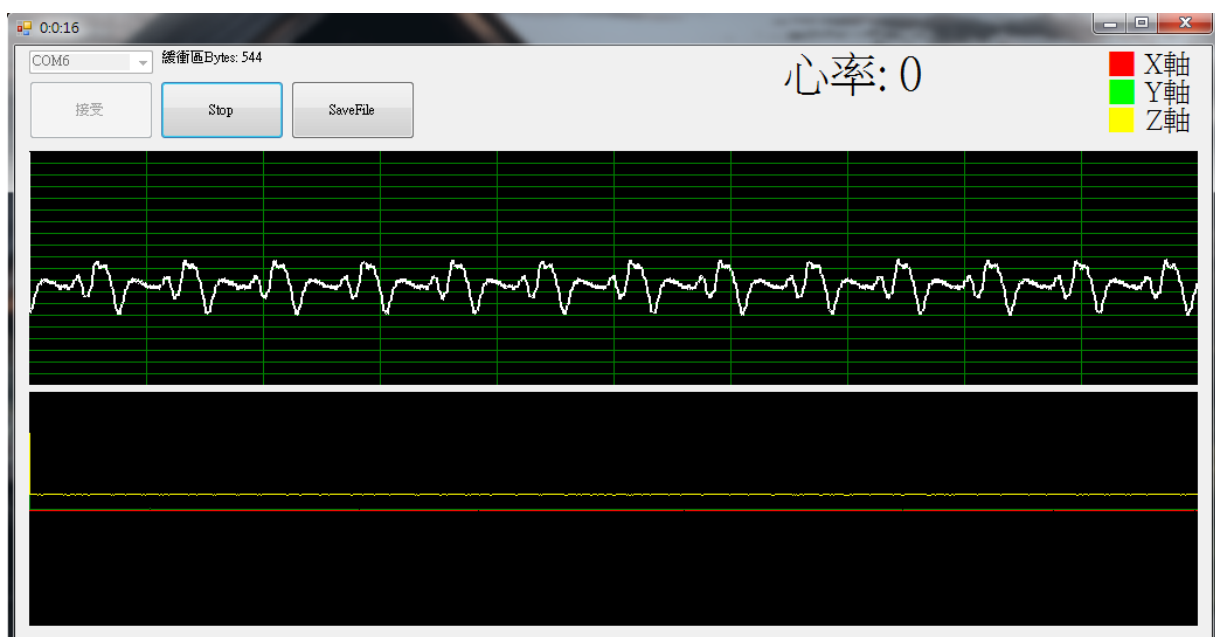


圖 5-15 心率不整 Vent tach 的結果



圖 5-16 完全無法分辨心電圖波形，導致演算法無法計算心率。

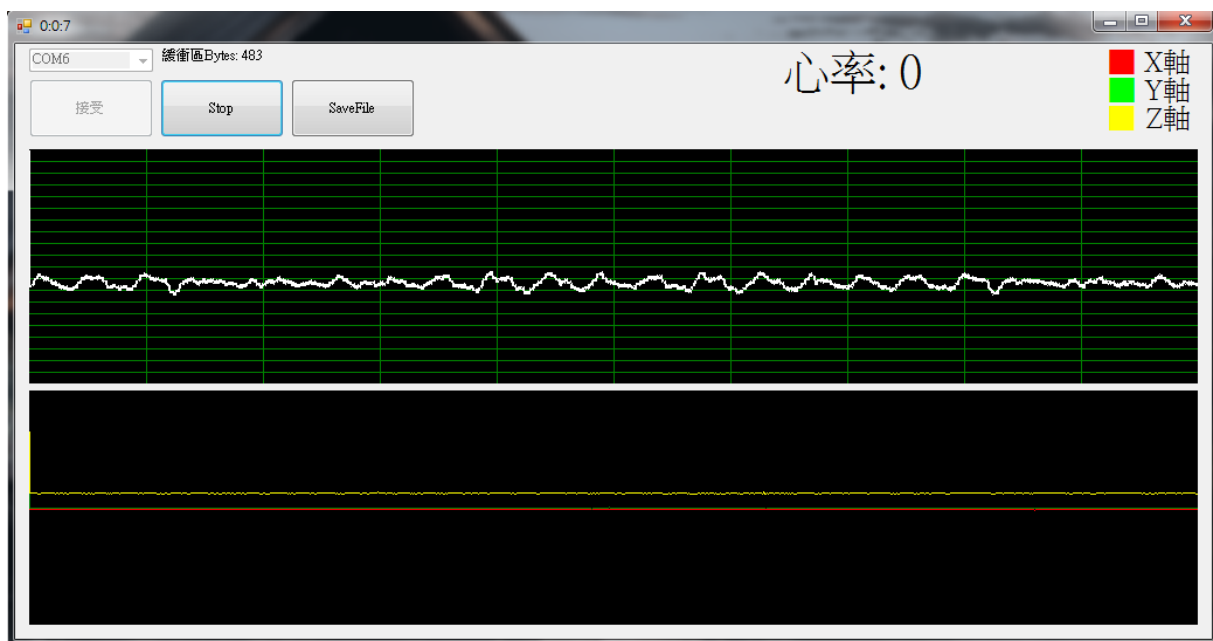


圖 5-16 心率不整 Vent Fib – Coarse 的結果

圖 5-17 孕婦參雜著胎兒的心跳週期，導致演算法計算心率有差異。

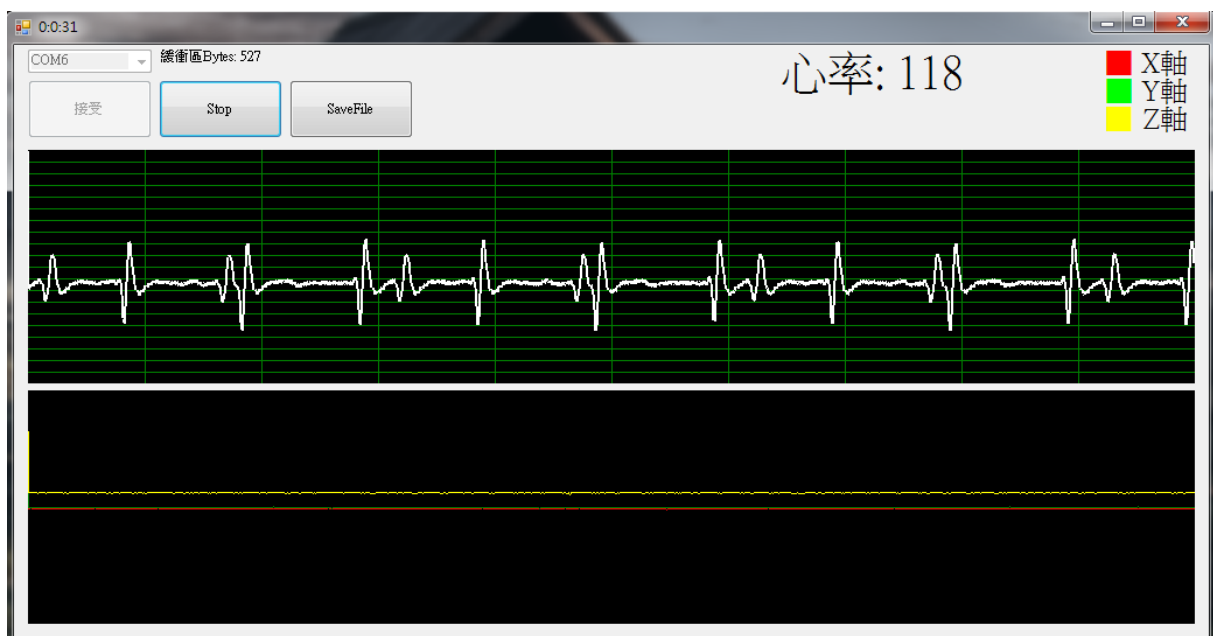


圖 5-17 心率不整 Fetal/Maternal 的結果



5.2.2 人體穩定度測試(心律值的驗證)

我們採取兩名自願年輕的受測者(男女各一名)做人體穩定度測試，受測者的基本資料在表 5-4，測試方法以受測者穿戴生理感測器在電跑機定速跑步，結果如圖 5-18。女生跑步的階段分為 0、2、4、6、8 及 0 公里/小時，各階段計時 2 分鐘，如圖以紅線區格，共計 12 分鐘。男生跑步的階段分為 0、2、4、6、8、10 及 0 公里/小時，各階段計時 2 分鐘，共計 14 分鐘。

表 5-4 人體穩定度測試的受測者

受測者					
編號	性別	年齡	身高	體重	BMI
01	男	25	183	80	24
02	女	25	154	45	19

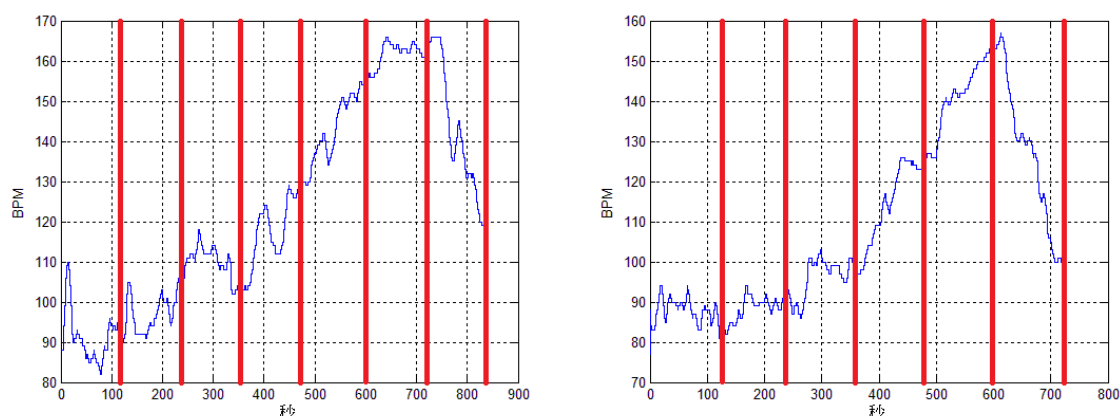


圖 5-18 兩名受測者的心率變化圖



5.2.3 系統耗電流的測試

我們透過三用電表來測試裝置的耗電流，將電表與生理感測器串聯，然後把電表的檔位設定為直流電流 200mA，即可檢視該裝置的耗電流，耗電流測試串接示意圖 5-19。耗電流測試結果 Bluetooth 版本的發射裝置為 28mA，ZigBee 版本的發射裝置為 6mA，ZigBee 版本的接收裝置為 20mA。



圖 5-19 耗電流測試串接示意圖



第六章 討論與結論

本論文建構一個無線生理感測器，利用低功耗的微控器做為運算器核心，並搭配軟體演算法和無線傳輸模組，成為穿戴式、輕便型的心電圖儀器。在操作使用上沒有複雜的設計，只需要將裝置穿戴於胸口並打開其開關，生理感測裝置就可以擷取受測者的心電圖訊號，裝置僅利用兩個電極點去擷取人體皮膚表面的訊號，Bluetooth 版本的標準傳輸介面可以透過個人電腦或手機就可顯示，ZigBee 版本的接收器則具備有 Micro SD Card 的資料儲存功能。研究中使用不同的數位濾波器將雜訊自心電圖訊號去除後，將使用濾波過後的心電圖訊號來計算 R 波的間隔得到心率，然後透過我們自訂的封包把訊號、心率值傳送給個人電腦或手機；在個人電腦的接收部分我們以 VB 編譯軟體，設計一個簡易的接收介面，VB 編程的執行檔在一般的 Windows 系統底下皆可以執行。

由圖 5-5、圖 5-6、圖 5-7 及圖 5-8 得到裝置對心電圖模擬器的演算結果，裝置對於 PS-2110 Patient Simulator 的設定心率 60 至 180 與振幅 0.5 至 1.5 皆為有效。模擬器可設定 20 種的心律不整，裝置對於其中 13 種情形可以正常演算其心率且為相近，其餘有 4 種心率值為不相近，及有 3 種無法計算。

在人體穩定度測試的章節，讓兩名受測者測試我們的裝置，透過受測



者在電跑機上跑步，速率逐漸增加，證明我們的裝置可以讓受測者在運動的過程中使用，運動期間可以有效的計算心率。受測者經由跑步的速率增加，使得心率不斷的加快，這樣的結果在圖 5-11 表現出來，可以看出使用者跑到 10 公里/每小時的速度，心率依然能被偵測出，顯示出本裝置在心率擷取上的效能。

本研究針居家環境所設計開發的生理感測器裝置，達到可攜帶於使用者身上及縮小化的心電圖儀，盡可能地讓使用者達到無感地使用，進而監測使用者是否有發生會危害生命的情形。該裝置能讓測試者能夠在家輕鬆使用，讓每個使用者及家人都能輕鬆的掌握使用者身體的健康狀態。



- [1] M. Marzencki, K. Tavakolian, Y. Chuo, B. Hung, P. Lin, and B. Kaminska, “Miniature Wearable Wireless Real-time Health and Activity Monitoring System with Optimaized Power Consumption”, Journal of Medical and Biological Engineering, pp. 227-235, 2010.
- [2] N. Noury , “A Smart Sensor Based on Rules and Its Evaluation in Daily Routines”, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun, pp. 3286-3289, 2003.
- [3] A. Sixsmith, N. Johnson, “A Smart Sensor to Detect the Falls of the Elderly,”Pervasive Computing, vol.3, pp.42-47, 2004.
- [4] C. W. Lin, “Compressed-Domain Fall Incident Detection for Intelligent Home Surveillance,” Proceedings of IEEE International Symposium on Circuits and Systems, pp.2781-3784, 2005.
- [5] N. Noury, “A Smart Sensor for the Remote Follow up of Activity and Fall Detection of the Elderly,” Proceedings of 2nd Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology, pp. 314-317, 2002.
- [6] S-H Liu, Y-J Chang, “Using Accelerometers for Physical Actions Recognition by a Neural Fuzzy Network”, Telemedicine and e-Health, Vol.15, No. 9, pp. 867–876, 2009.
- [7] S-H Liu and W-C Cheng, “Fall Detection with the Support Vector Machine during scripted and continuous unscripted activities,” Sensors, vol. 12, pp. 12301-12316, 2012.
- [8] Suranai Pongponsri, Xiao-Hua Yu ,”An Adaptive filtering approach for



electrocardiogram (ECG) signal noise reduction using neural networks”, Neurocomputing, 2013.

- [9] Salvador Olmos, José García, Raimon Jané, Pablo Laguna, ”ECG signal compression plus noise filtering with truncated orthogonal expansions”, Signal Processing, P 97-115, 1999.
- [10]http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD8236.pdf
- [11]http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD8603_8607_8609.pdf
- [12]http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL325.pdf
- [13]<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/bq24072.pdf>
- [14]<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps78233.pdf>
- [15]<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps60400.pdf>
- [16]http://www.atric.com.tw/userfiles/files/Atrie%20BTM-204B%20data%20sheet_R1_5.pdf
- [17]<http://www.packetmicro.com/download/GFZM%20T5321%20Datasheet.pdf>
- [18]<http://wch.cn/download/down.asp?id=124>
- [19]<http://www.stkaiser.de/anleitung/files/PL2303.pdf>
- [20]<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f5342.pdf>
- [21]<http://www.ti.com/lit/gpn/cc2530>