

慈濟大學醫學資訊研究所

碩 士 論 文

可攜式即時心電圖監控系統
A Wearable Device For Real Time Electrocardiogram(ECG)
Monitoring

研 究 生：何 宗 穎

指 導 教 授：沈 祖 望 教 授

中 華 民 國 九 十 六 年 七 月

誌 謝

要感謝的人很多，首先特別要對我的指導教授 沈祖望教授致上深深的感謝，在學術論文與待人處事的指導且對於研究理念與實驗態度的嚴謹。也感謝口試委員 詹曉龍教授、潘建一教授的指導，使本論文可靠度能更精確。

再來是感謝同班同學竺玄、群晨、智賢、文祥、柔伊、歐陽儒、雅芳、俊卿、品守、曉莉、菁育、冠融的互相扶持，也謝謝學弟妹正賢、逸亭、韋君、諭聰、民欣、雅婷、宗興等的幫忙與研究與生活上互相切磋。此外感謝惠姿的陪伴，感謝妳讓我度過許多難關。

最後以本文獻給我的父母，還有我的姐姐與妹妹，在我的求學期間對我的支持與鼓勵，才能夠有今天的學習成果。

摘要

本文探討一可攜式心電圖監控系統，此系統用來量測心電圖(electrocardiogram)訊號。目的要達到即時心電圖偵測和實現心電圖生物辨識，以及24小時以上之心電圖儲存，以成為一部個人化的可攜式生理監控儀器。本監控系統由類比訊號量測模組、藍芽無線傳輸模組、MSP430微控制器、Micro SD卡儲存模組所組成。在硬體方面採用德州儀器(TI)生產的MSP430F1611作為主控晶片，該晶片工作電壓為1.8V~3.6V之間，具備五種省電模式，因此耗電量非常低，其中內含了ADC12模組，可以將類比心電圖的訊號數位化。本系統啟動後必須通過心電圖生物辨識方可啟動系統，其實行方法為讀取Micro SD卡中的個人心電圖模板，並與即時心電圖比對而成，以達成個人化心電圖監控系統的目的。

本機器能長時間記錄心電圖訊號，由於資料量相當大，所以心電圖訊號由微處理機處理後並儲存在 Micro SD 卡中。其介面傳輸資料使用的是 SPI 模式介面傳輸資料，系統儲存容量最高可達 2 GB，可以完整的紀錄長期心電圖生理訊號。另外採用 UART 介面傳輸模式可將資料以有線的 RS-232 傳輸到電腦，亦可透過藍芽(Bluetooth)無線傳輸將訊號傳輸到 PC 端以供醫護或研究人員後續分析及監控。演算法的部分運用 Pan and Tompkins method 做心電圖 R 波的偵測，透過一連串的訊號處理後，能很容易的即時偵測到 R 波，得到 R 波後可以計算 R-R 間距，每筆 R-R 間距也會儲存在 Micro SD 卡中，將記憶卡拿到 PC 經過轉換程式後可以得到個人化運動曲線及卡路里消耗量，由此未來可運用於心率變異之分析並可以評估個人運動量，以達到增進健康的目的。

關鍵字：心電圖、TI MSP430F1611、Micro SD、藍芽(Bluetooth)無線傳輸、個人化運動曲線、卡路里消耗量

Abstract

This paper proposes a wearable device for electrocardiogram (ECG) monitoring. The system focused on the real-time QRS point detection, ECG biometric algorithm and long-term ECG Holter recording by using Micro SD cards.

The system consists an analog amplifier module, a Bluetooth wireless transmitter module, a MSP430 microprocessor module and a Micro SD Card module. The microprocessor is TI MSP430F1611 processor, which is the MSP430 family of ultra-low-power and 16 bits RISC processors from Texas Instruments Inc. A MSP430 includes five power consumption modes and it is operated over a voltage range at 1.8V~3.6V. It also includes several analog to digital converters (ADC12).

Our portable device activates the ECG biometric check at start. The system first reads the personal electrocardiogram template which is saved in the Micro SD Card, and then matches the template with real-time ECG signals in order to personalize the monitoring device.

Because the long-term ECG measurement requires a lot of memory space, our portable device saved that information into a Micro SD Card instead of memory IC chips, which has the storage capacity up to 2 gigabytes. The serial peripheral interface (SPI) is used to communicate and to control with the Micro SD Card. At the same time, the ECG data is also transmitted through the RS-232 and Bluetooth ports by using universal asynchronous receiver/ transmitter interfaces. The device also used Pan and Tompkins method to do real-time R wave detection.

The system may provide a way for physicians or researchers to analyze and to monitor subject's ECG, HRV, and calorie consumption with R-R interval detection. The personalized exercise curve and the calorie counter can evaluate the amount of daily exercise for healthcare. Also the RR intervals provide HRV information for further analysis.

Keywords: ECG, TI MSP430F1611 、Micro SD Card , Bluetooth, the personalize exercise curve, calorie consumptions

目錄

誌謝.....	i
摘要.....	ii
Abstract.....	iii
表目錄.....	vi
圖目錄.....	vii
第一章 緒論.....	1
1.1 研究前言.....	1
1.2 研究動機.....	1
1.3 研究目的.....	2
1.4 研究架構.....	3
1.5 研究流程.....	4
第二章 可攜式生理監控系統架構.....	6
2.1 系統架構.....	6
2.2 可攜式生理監控系統與現今的發展.....	7
2.3 生理訊號與心電圖簡介.....	7
2.3.1 心電圖和心臟的關係.....	8
2.3.2 心電圖導程的介紹圖.....	9
2.4 生理量測裝置的基本原理.....	13
2.5 無線傳輸與遠端監控.....	18
第三章 MSP430F1611 單晶片微控制器	20
3.1 MSP430 簡介與特性.....	20
3.2 以 MSP430 微晶片實現生理訊號擷取.....	22
3.3 以 MSP430 微晶片實現藍芽與 RS-232 傳輸	25
3.3.1 RS-232 有線串列傳輸	26
3.3.2 藍芽無線通訊傳輸.....	27

3.4 以 MSP430 微晶片實現即時生理訊號紀錄.....	28
3.4.1 以 Micro SD 卡儲存心電圖訊號.....	28
3.4.2 FAT16 檔案格式設計	37
3.4.3 212 編碼方式.....	39
3.5 PC 端 Micro SD 卡轉換程式.....	40
第四章 心電圖於可攜式儀器上之生醫訊號處理.....	42
4.1 數位濾波器設計.....	42
4.2 Pan and Tompkins 方法偵測 QRS 波.....	44
4.2.1 即時心電圖訊號轉換成 QRS 特徵化流程.....	44
4.2.2 以閾值偵測 QRS 波.....	45
4.3 類神經網路與微處理器在可攜式儀器實現心電圖生物辨識.....	47
4.3.1 類神經網路.....	47
4.3.2 可攜式之心電圖生物辨識方法與流程.....	48
第五章 研究結果與討論.....	49
5.1 實機作品.....	49
5.2 以仿生心電圖系統評估 R 波偵測之正確率 (Accuracy & Sensitivity).....	51
5.3 生物辨識系統評估.....	52
5.4 桌上型健康管理系統.....	54
5.5 研究討論.....	56
第六章 研究結論與其限制之探討.....	57
第七章 未來發展.....	57
參考文獻.....	58

表目錄

表 1	95 年國人十大死因排行榜[14].....	2
表 2	Bluetooth 與 Zigbee 比較表.....	19
表 3	ADC12 之設定與轉換程式.....	24
表 4	Timer_A 計數器程式的設定.....	25
表 5	非同步串列傳輸的程式設定.....	26
表 6	SPI 腳位設定.....	28
表 7	Micro SD 卡腳位分配[9].....	29
表 8	命令格式.....	31
表 9	回應類別 R1.....	32
表 10	回應類別 R2.....	32
表 11	回應類別 R3.....	33
表 12	SD 卡重要指令.....	33
表 13	Micro SD 卡訊號讀出主程式.....	35
表 14	Micro SD 卡訊號寫入主程式.....	36
表 15	FAT16 架構[10].....	37
表 16	FAT16 啟動磁區內容.....	38
表 17	Micro SD 卡根目錄.....	39
表 18	QRS 波偵測正確率.....	52
表 19	個人模板心電圖測試十次之結果.....	52
表 20	十位非心電圖模板者之測試結果.....	53
表 21	contingency table.....	54

圖目錄

圖 1	研究架構之魚骨圖.....	4
圖 2	研究流程圖.....	5
圖 3	系統架構圖.....	6
圖 4	心臟結構圖[7].....	8
圖 5	正常 PQRST 波型型態.....	9
圖 6	Einthoven 三角形.....	10
圖 7	Lead I 連接方式.....	11
圖 8	Lead II 連接方式.....	11
圖 9	Lead III 連接方式.....	11
圖 10	胸導程[18].....	12
圖 11	類比量測模組方塊圖.....	13
圖 12	AD623 接腳圖.....	14
圖 13	AD623 運作與原理.....	15
圖 14	儀表放大器.....	16
圖 15	低通主動濾波器及反向放大器.....	17
圖 16	消除直流雜訊電路.....	18
圖 17	TI MSP430F1611 腳位圖[2].....	20
圖 18	TI MSP430F1611 功能方塊圖[2].....	22
圖 19	12 位元類比數位轉換模組圖.....	23
圖 20	Timer_A 上數模式.....	25
圖 21	非同步串列傳輸.....	27
圖 22	藍芽通訊模組.....	27
圖 23	Micro SD 與 MSP430F1611 電路連接圖.....	30
圖 24	Micro SD 卡初始化過程[9].....	34

圖 25	資料讀取流程.....	35
圖 26	資料寫入流程.....	36
圖 27	212 編碼.....	40
圖 28	Micro SD 卡訊號轉換系統.....	41
圖 29	轉換前與轉換後的心電圖資料.....	41
圖 30	經系統轉換後之 12bits 未濾波心電圖.....	42
圖 31	低通濾波器以 Matlab 模擬所得頻率響應.....	43
圖 32	高通濾波器以 Matlab 模擬所得頻率響應.....	43
圖 33	QRS 特徵化流程.....	44
圖 34	QRS 特徵化訊號圖.....	45
圖 35	偵測 R 波流程.....	46
圖 36	模板配對和類神經網路辨識心電圖之流程[12].....	47
圖 37	心電圖模板存放方式.....	48
圖 38	心電圖生物辨識流程.....	49
圖 39	可攜式心電圖監控系統內部構照圖.....	50
圖 40	8 bits 藍芽無線傳輸未濾波心電圖.....	50
圖 41	12 bits Micro SD 卡未濾波心電圖.....	51
圖 42	仿生心電圖系統.....	51
圖 43	個人心跳與耗氧量曲線圖[13].....	55
圖 44	PC 端卡路里計算及 212 解碼編碼軟體.....	56

第一章 緒論

1.1 研究前言

生活中充滿著各式的類比訊號，例如溫度、速度，聲音、光線、及生理訊號，其類比訊號需要使用特殊的感測器將生理訊號成為可供判讀的電壓訊號，量測對象為人體心臟的心電訊號，因為生理訊號是很小的訊號，所以如何實現量測類比訊號是相當有挑戰性的問題。

隨著電子科技的發展，電子零件得以微小化，生理訊號可以經由微小的晶片處理，而達到可攜式的要求。因為必須在可攜式儀器上長時間儲存心電圖訊號，達到霍特(Holter)心電圖的功能，所以使用記憶卡作為儲存裝置，可以脫離可攜式儀器並存取資料。隨著無線通訊技術日益的發展與成熟，無線可攜式的醫療監控儀器成為廣泛的應用項目。生物辨識是近年創新的研究，生物辨識(Biometrics)是針對人類獨有之生理特徵或行為表現進行辨識，可做為個人身份確認。生物辨識雖然有許多種類如指紋、人臉、簽名、虹膜等辨識，但本系統將利用心電圖訊號達成生物辨識的目的。

1.2 研究動機

台灣隨著醫療日益發展，社會人口高齡化越來越顯著，男性平均壽命為 74.57 歲，女性為 80.81 歲，顯示社會平均壽命持續增加，而人口結構越趨老化。因此心血管疾病在現代是非常普遍的疾病，根據衛生署公布九十五年度國人十大死因，大多是慢性病及退化性疾病，這些疾病都是需要長期追蹤及治療。而腦血管疾病和心臟病分別為十大死因的第二及第三名，據統計，國人死亡人數共計 13 萬 5071 人，死亡率為每十萬人口 495.4 人，所以心血管疾病對國人的威脅是不容忽視的。心臟是維持人體各部分正常運作很重要的器官，而心電圖為生命的指標而且是瞭解心臟活動狀態不可或缺的元素，是人體非常重要的生理訊號。由心電圖所獲得的資料可提供給專科醫師或研究人員統計與分析之用，在其他方面也可以由心率

變化得知運動的自律神經之訊息與心跳的變化及消耗熱量的多寡，所以心電圖的應用十分廣泛。

表 1 95 年國人十大死因排行榜[14]

順位	死因	死亡人數	死亡率	百分比
	所有死亡原因	135,071	100.0	100
1	惡性腫瘤	37,998	28.1	28.1
2	腦血管疾病	12,596	9.3	9.3
3	心臟疾病	12,283	9.1	9.1
4	糖尿病	9,690	7.2	7.2
5	事故傷害	8,011	5.9	5.9
6	肺炎	5,396	4.0	4.0
7	慢性肝病及肝硬化	5,049	3.7	3.7
8	腎炎、腎徵候群及腎性病變	4,712	3.5	3.5
9	自殺	4,406	3.3	3.3
10	高血壓性疾病	1,816	1.3	1.3

1.3 研究目的

本研究主要是建構一可攜式即時心電圖監控系統，以省電型微控制器為此嵌入式系統之主體，搭配各項硬體周邊及演算法，成為一部個人化的心電圖機。因為需長時間配戴使用，所以耗電量也是非常重要的考慮因素，唯有達到省電的目的才能做長時間的量測，因此在硬體電路上特別採用低耗電元件，如微控制器使用 MSP430F1611[2]，其工作電壓為 1.8V ~ 3.6 V，且具備五種省電模式，具備強大的周邊設備，如：8 個通道 12 bit 的 AD 轉換器，使取得的訊號更加準確。可攜式生理量測系統的儲存方面，本研究使用 Micro SD 卡儲存心電圖訊號 (ECG)，能讓硬體系統更小化，待機時間更加持久。

此可攜式心電圖監控系統設計主要分為軟、硬體兩部份：硬體方面是訊號放大、訊號取

樣及無線藍芽傳輸。過去的心電圖研究，為了要消除雜訊，都無法避免使用大量的類比元件來設計類比濾波器，但會增加複雜度而且會佔據較大的電路板面積，耗電、精密零件都是問題，增加了實現的困難度。而一個可攜式的裝置，需要長時間佩帶，若是裝置太大，會造成測試者難以攜帶，故此系統體積小、輕便及待機時間長皆是其優點所在。本系統設計測量 Lead-I 的心電圖，心電圖經由放大電路將訊號放大1200倍並通過類比濾波電路消除0~50Hz以外的雜訊，再經由藍芽無線傳輸將訊號傳輸到PC端，再以Infinite Impulse Response (IIR)設計高通及低通數位濾波器，將心電圖的雜訊濾除，得到清晰的心電圖訊號，以處理心電圖之生物辨識。

在生物辨識及偵測 R 波演算法方面，生物辨識是採用類神經網路的最小平方法，期能於處理器中快速的比對出結果，以此辨識方法達到個人化的可攜式心電圖監控系統。偵測方面是在每個取樣時間內作即時的偵測 R 波，採用的演算法是運用 Pan and Tompkins method 的偵測 R 波演算法[3]，以期能在微控制器中達到即時偵測 R 波的目的，並計算 R-R 間距，以計算心率變化，在健康照護或平時的運動保健上，此可攜式心電圖監控系統由 Micro SD 卡儲存的 R-R 間距，再 PC 端計算後可推知每日消耗卡路里狀況，以實現個人保健的目的。

1.4 研究架構

研究架構由圖 1 所示，實現可攜式即時心電圖監控系統共分為四大項目，每個細項是所需了解的技術與方法。訊號偵測與處理方面—包含了生理訊號的偵測方法，如何設定取樣頻率轉換成數位訊號，還有針對心電圖訊號所設計的數位濾波器。人工智慧方面—運用類神經網路可以解決生物辨識及分辨心電圖各個波型細節，即時偵測 R 波的演算法會自動更新閾值讓偵測更加準確。生醫工程方面—微小的生醫訊號需要透過醫學電子學及相關知識才能適當且正確的放大訊號，心電圖的感測器也是需要適合的導體才能夠有好的使用效果。嵌入式系統方面—選擇的單晶片為 TI MSP430 其微處理器在生理訊號的監測開發上及周邊有線及無線通訊介面上也都有良好的搭配，並十分適合即時系統的開發。

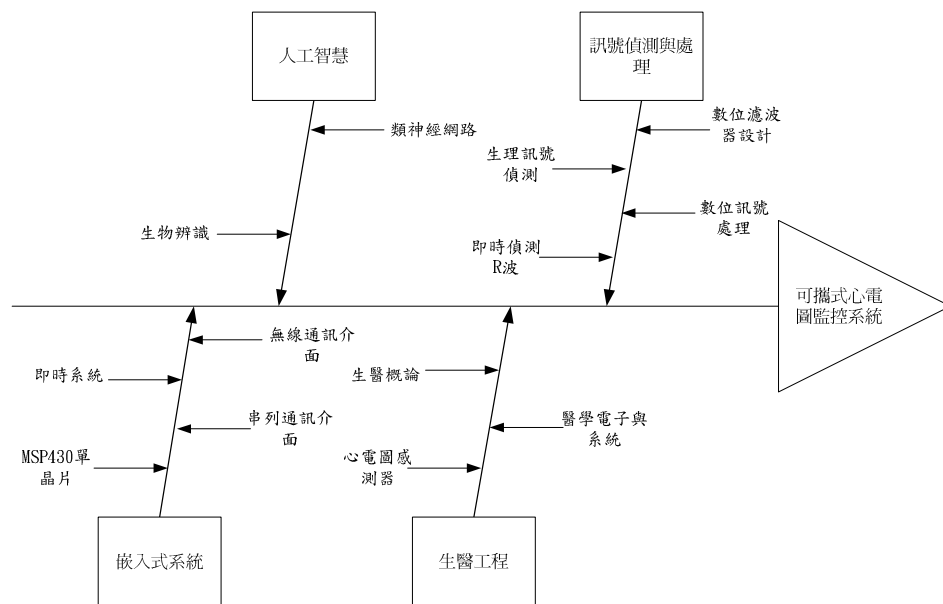


圖 1 研究架構之魚骨圖

1.5 研究流程

在研究的流程中由研究動機與目的開始，進而收集蒐集過去研究文獻進行文獻探討，以建立本研究探討的主題，然後擬定系統的架構圖，再針對系統開發的方法做分析及設計，然後開始實做系統，實作完畢後測試系統結果，最後加以彙總說明結論與未來展望。

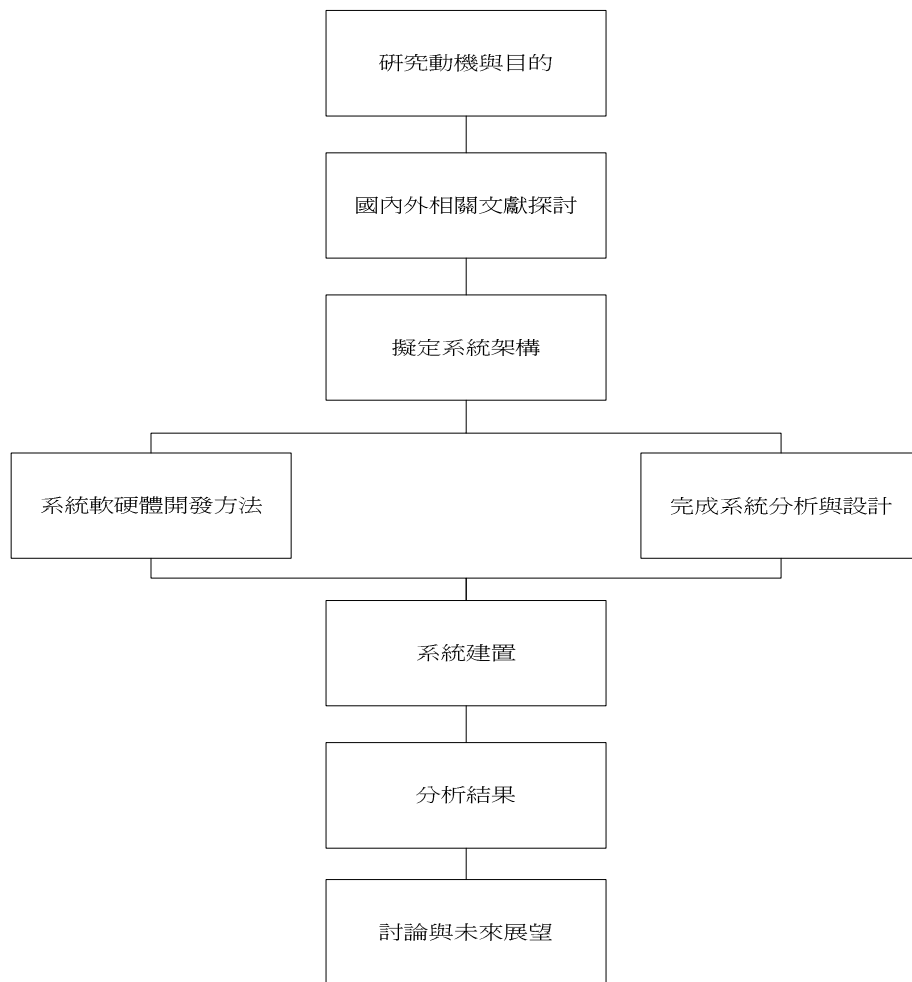


圖 2 研究流程圖

第二章 可攜式生理監控系統架構

2.1 系統架構

本研究的系統架構圖如圖 3 所示，擷取的生理訊號為 Lead1 的心電圖，訊號經由類比電路的放大及濾波後，會先經過個人化的心電圖生物辨識，如果比對成功則會開始將 12bits 心電圖訊號及 R-R 間距儲存在 Micro SD 卡中，並同時經由 Bluetooth 傳輸到 PC 端，Micro SD 卡也可以隨時取出利用讀卡機轉檔後觀看心電圖及 R-R 間距的訊號，以期能分析每日心率變異與瞭解個人運動量是否足夠藉以作為自我保健之用。

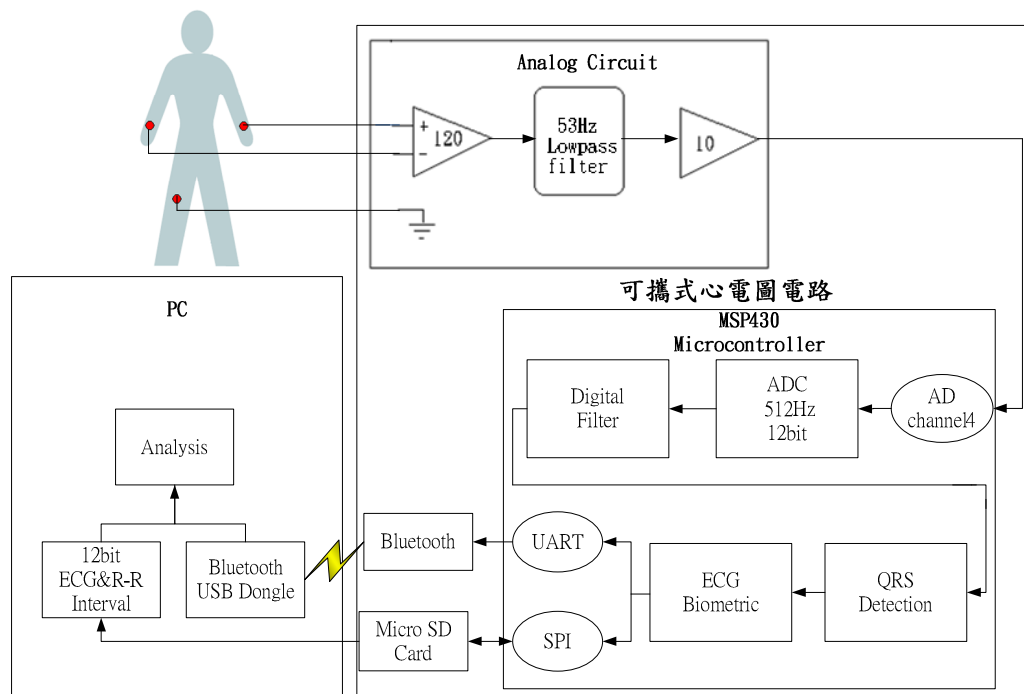


圖 3 系統架構圖

2.2 可攜式生理監控系統與現今的發展

心電圖可以用來判斷許多心血管疾病，醫生可以採用 12 導程心電圖、運動心電圖、24 小時霍特心電圖找尋各種病因及心臟缺陷，其中心律不整等疾病的問題很難在特定的時間中發現病徵，因此有學者提出將生理訊號量測裝置以可攜式的方式實現[1]，讓病人可以長時間量測紀錄且行動不受限制。可攜式心電圖儀器一直是近年來發展的趨勢，尤其是醫療院所使用的心電圖儀器體積過於龐大及價格十分昂貴，不僅在使用上及推廣上皆不方便，在全球大部分的國家中，老年人口不斷增加，又由於心血管疾病需要長期觀察及持續監控，所以將心電圖儀器縮小，朝向可攜式發展是一大重點，從單通道到多通道可攜式心電圖擷取系統以及多種生理訊號擷取系統，相關研究陸續都有學者發表[4][5]。

在吳炯男的研究中，提出了量測生理衣的設計，將 MSP430 之生理訊號量測裝置放在生理衣上，直接穿上生理衣就能夠量測多種生理訊號，省去量測接線及使用貼片的困擾並量測體溫、心電圖、血壓等訊號，並且將生理訊號透過藍芽、GPRS、802.11b 三種無線網路，傳輸到 PDA 上做即時分析及顯示[16]。

亦有學者提出無線之病人生理訊號監測系統，結合藍芽及 WiFi 的無線技術，無線生理訊號由藍芽透過 Bluetooth dongle 監控範圍可達整個病患房間，醫生一進病患房間即可使用 personal digital assistant(PDA)查詢病患的生理資訊，此系統所得到的數據也會立即透過網頁的方式給予臨床照護人員觀看訊息，使得系統達到機動性及彈性[6]。

2.3 生理訊號與心電圖簡介

心電圖發展已超過百年的歷史且由於是非侵入式的檢驗，所以安全性佳又能完整的表示出心臟生理的狀況，因此在臨床診斷上是非常重要的診斷工具，本章節將介紹心臟的生理傳遞組織構造與傳遞過程、各個極化產生概念，心電圖導程相關知識及量測的方法。

2.3.1 心電圖和心臟的關係

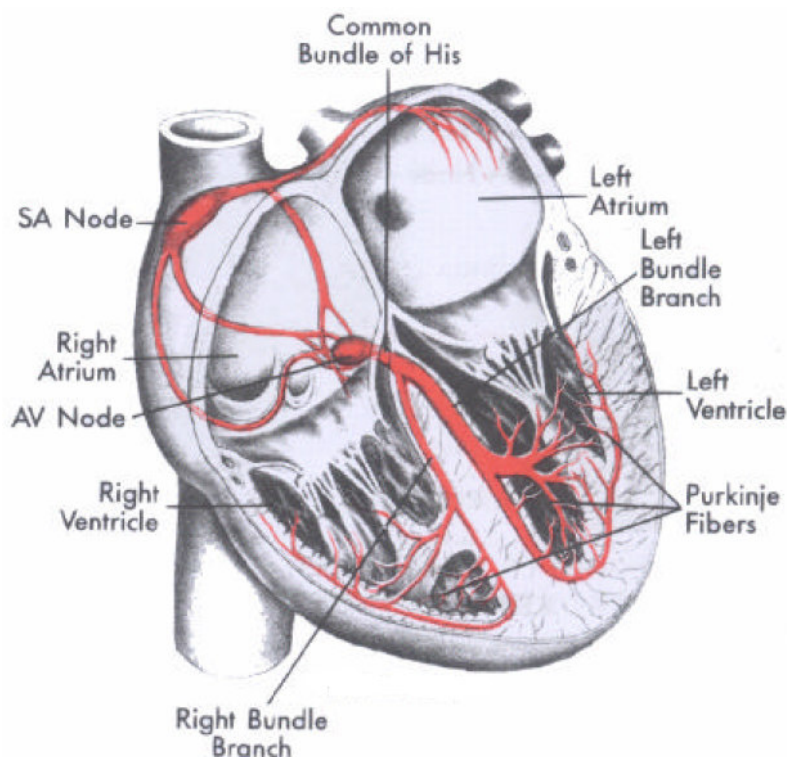


圖 4 心臟結構圖[7]

心臟的傳導系統包括竇房結(SA Node)、房室結(AV Node)、希氏束(Bundle of His)、左右束枝(Right & Left Branches)及浦金氏纖維(Purkinje fibers)。心臟是人體中相當重要的器官之一，位於人體胸腔的左側，從圖 4 可以瞭解到心臟區分為右心房、左心房、右心室及左心室。心臟細胞一般靜止狀況下是屬於負電性稱為極化(Polarized)，一旦受電刺激便屬於帶正電性，依序有心房去極化(Depolarization)，心房再極化(Repolarization)，心室去極化，心室再極化，所分別產生的波有 P 波、QRS 綜合波與 T 波等[15]。此一過程產生的電流傳佈全身，可藉由貼於身體表面的電極感應，經過儀器的擷取以波型顯示，即為心電圖。心電圖擷取了心肌收縮電流的順序、方向、大小及其長短。一般而言最快速率的節律點會主導心臟的節律，若竇房結速度變慢或功能失效時會由房室結或其他節律點取而代之，竇房結每分鐘頻率達到 60 次以上，導致心臟產生去極化波與再極化波，使得心臟發生收縮與舒張的現象，所以藉著心

臟的電氣活動可以了解是否異常，醫師可以診斷出許多不同的心臟病。

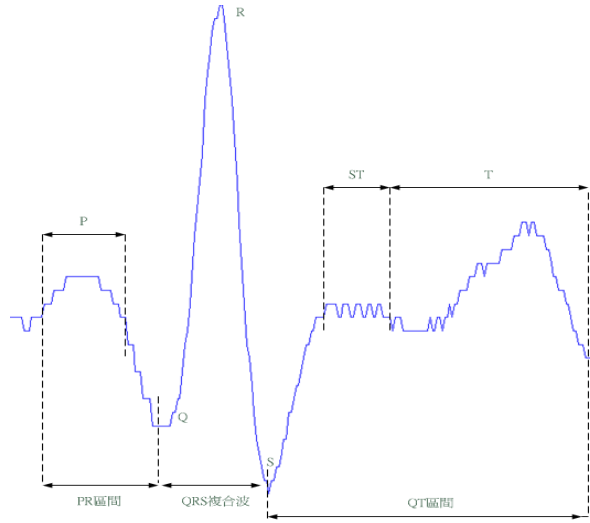


圖 5 正常 PQRST 波型型態

心臟的整個傳導路徑如上圖 5：

- P波：代表心房去極化過程的電位傳導，由竇房結接受中樞神經的節律訊號後，心房的心肌細胞因為去極化而收縮，傳到房室結引發心房收縮。
- PR區間：其指P波開始到QRS波，代表左右心房去極化和去極化波傳導到心室的時間。
- QRS綜合波：代表心室的去極化，通常為心電圖最明顯的波型。
- T波：代表心室再極化過程的電位變化。
- QT間期：是從Q波的開始到T波的結束，代表左右心室去極化和再極化時間[17]。

2.3.2 心電圖導程的介紹圖

最早的心電圖機是愛因托芬(Einthoven)在 1903 年 William Einthoven 以弦線電流計(String galvanometer)記錄人類的心臟電氣活動，因此開拓了新的醫學領域。同時 William Einthoven 與 Thomas Lewis 共同研究了解心臟發出電氣訊號的作用機轉與心律不整的關係。心電圖為身體表面記錄之心臟週期性電氣活動的電位變化。目前臨床上最普遍的是 12 導程心電圖(12 leads ECG)：心電圖的六個胸導程(chest leads) V1、V2、V3、V4、V5、V6 能夠從水平面上觀測心

臟的狀況[19]。來自四肢電極的訊息，能夠被整合成六個肢端導程(I、II、III、aVR、aVL、aVF)，從垂直面上觀測心臟的狀況。而這總共 12 個導程的訊息，就能夠被整合成標準的心電圖[18]。本論文使用 Lead I 紀錄心電圖訊號，六個肢端導程如圖 6 所示。

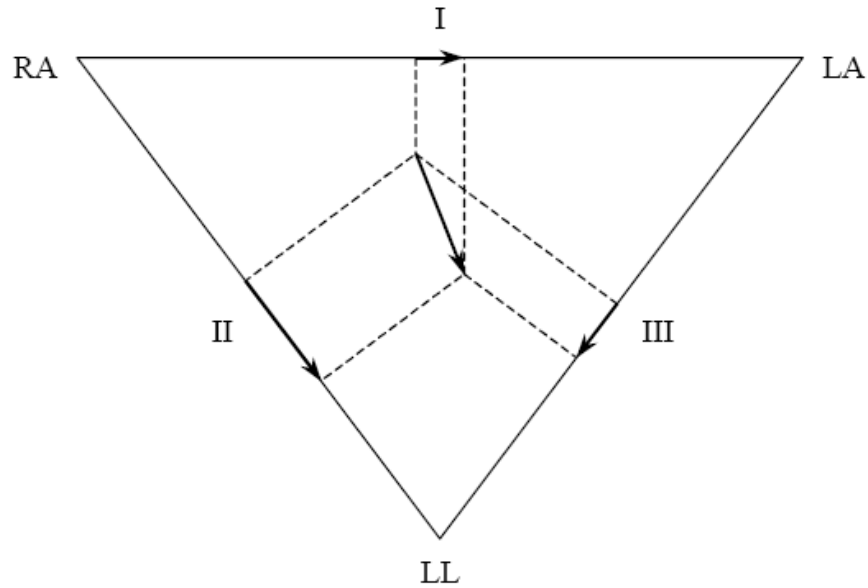


圖 6 Einthoven 三角形

三個標準雙極肢體導程量測方法(Bipolar Standard Lead I, II, and III)：

- Lead I 肢體導程：左手為正極、右手為負極，角度為 0 度。
- Lead II 肢體導程：左腳為正極、右手為負極，角度為 60 度。
- Lead III 肢體導程：左腳為正極、左手為負極，角度為 120 度。

這三個標準雙極肢體導程的向量關係可以用 $II = I + III$ 表示。

Lead I = LA - RA(量測左手與右手之間的電位差) 如圖 7 所示。

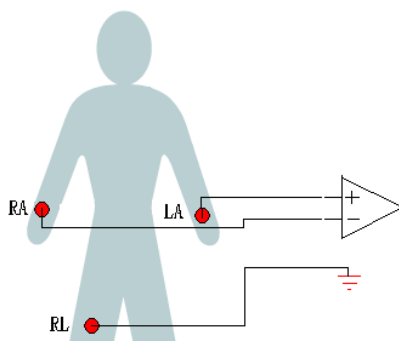


圖 7 Lead I 連接方式

Lead II = LL - RA(量測左腿與右手之間的電位差) 如圖 8 所示。

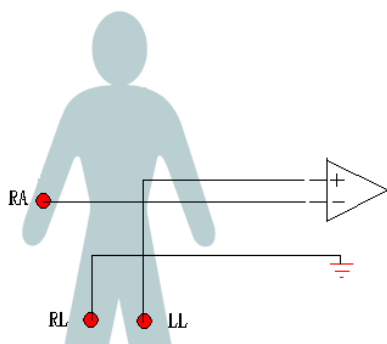


圖 8 Lead II 連接方式

Lead III = LL - LA(量測左腿與左手之間的電位差) 如圖 9 所示。

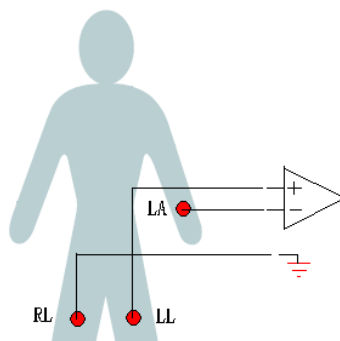


圖 9 Lead III 連接方式

三個標準單極肢體導程量測方法(Unipolar Limb Leads, aVL, aVR and aVF)：

- aVL 肢體導程：左手為正極、右手及左腳為負極，角度是-30 度。
- aVR 肢體導程：右手為正極、左手及左腳為負極，角度是-150 度。
- aVF 肢體導程：左腳為正極、右手及右腳為負極，角度是 90 度。

$$aVR = -(I + II) / 2 \quad \text{【式 1】}$$

$$aVL = I - (II / 2) \quad \text{【式 2】}$$

$$aVF = II - (I / 2) \quad \text{【式 3】}$$

六個胸前導程：

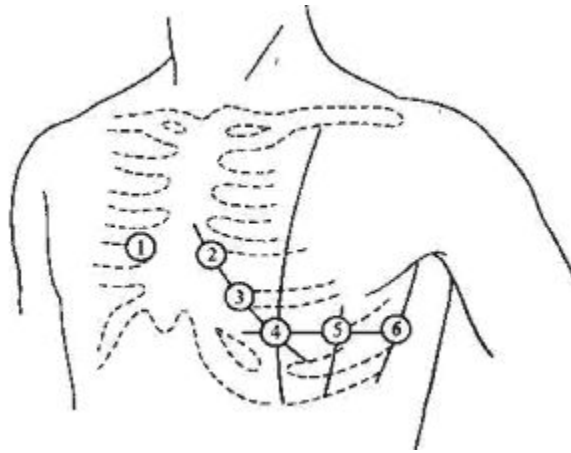


圖 10 胸導程[18]

- V1 是放在胸骨右側的第四肋間。
- V2 是放在胸骨左側的第四肋間。
- V3 是放在 V2 和 V4 之間。
- V4 是放在第五肋間的左鎖骨中線之處。
- V5 是放在 V4 和 V6 之間。
- V6 是放在第五肋間的腋中線(midaxillary line)之處。

2.4 生理量測裝置的基本原理

常見的生理訊號依產生的器官不同可分為 EEG、EOG、ECG、EMG 等等，可分別依其頻率範圍及訊號強度來設計電路觀察量測。心電圖其頻率在 150Hz 以下(也有一說 250Hz)，所以設計電路時須根據訊號放大倍率和濾波頻率不同等特性進行設計，由於要量測的心電圖訊號非常微弱，其振幅最高約 1mv 左右，所以需透過儀表放大器及 OP 放大器將訊號放大 800 倍以上，才能夠量測到心電圖訊號，如圖 11 所示。

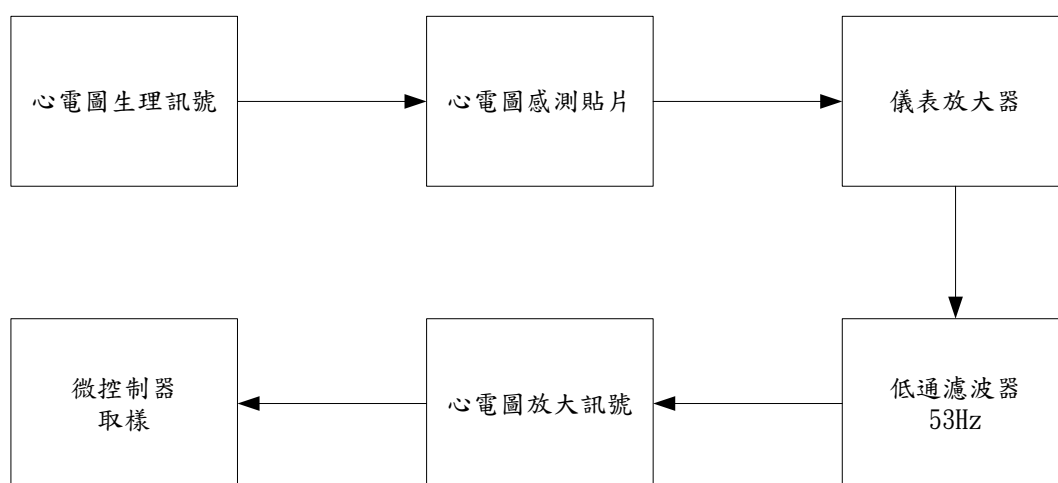


圖 11 類比量測模組方塊圖

儀表放大器：

儀表放大器 (instrumentation amplifier) 被廣泛用在生理訊號資料擷取，內含差動放大器，可以消除兩端輸入的共模訊號能力，因為人體本身是良好的導體，因此很容易受到週遭環境電源的影響，這些電線透過雜散的電容效應在人體耦合產生 50 或 60Hz 的感應訊號，由於這些訊號不是需要的資料，也不是來自人體本身，因此被視為雜訊。除了 50~60Hz 的雜訊之外電極本身也會產生直流偏移電位(DC offset voltage)，所以高 CMRR 的特性使得儀表放大器成為擷取生訊號時的重要元件。

本研究使用 ANALOG DEVICES AD623 儀表放大器(如圖 12)當做第一級的放大器，AD-623 是一個單電源儀表放大器，它能在電壓(+3V 到+12V)的電壓下工作。AD623 使用外接電阻 R_G 調整增益，方便使用者彈性的運用。在無外接電阻條件下，AD623 增益($G=1$)，在接入

外接電阻後，AD623 可調整設計所須的增益，其增益最高可達 1000 倍。AD623 通過提供極好的隨增益增大而增大的交流共模抑制比(AC CMRR)而保持最小的誤差。線路噪聲及諧波將由於共模抑制比(CMRR)在高達 200Hz 時仍保持恆定而受到抑制。AD623 具有較寬的共模輸入範圍，它可以放大低於低電位 150mV 之共模電壓信號，雖然 AD623 是按照工作於單電源方式進行的優化設計，但當它工作於雙電源($\pm 2.5\text{V}$ 至 $\pm 6.0\text{V}$)時，仍然能提供優良的性能，在低功耗(3V 時 1.5 mW)，使 AD623 成為電池供電應用的良好選擇。

DC 特性：

- 0.1%增益誤差($G=1$)
 - 0.35%增益誤差($G>1$)
 - 25ppm 增益漂移($G=1$)
 - 200 μV 最大輸入補償電壓(AD623A)
 - 2 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ 最大輸入補償漂移(AD623A)
 - 100 μV 最大輸入補償電壓(AD623B)
 - 1 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ 最大輸入補償漂移(AD623B)
 - 25nA 最大輸入偏置電流
- A. 雜訊
- 35nV/Hz 針對輸入端(RTI)雜訊@1kHz
- B. 良好的 AC 特性
- 最小 90dB 共模抑制比(CMRR)
 - 最小 84dB 共模抑制比(CMRR)

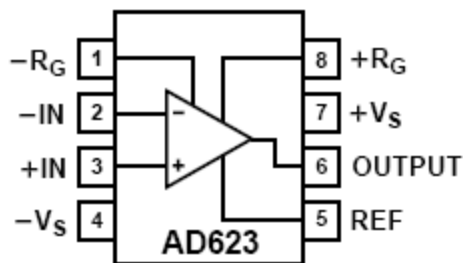


圖 12 AD623 接腳圖

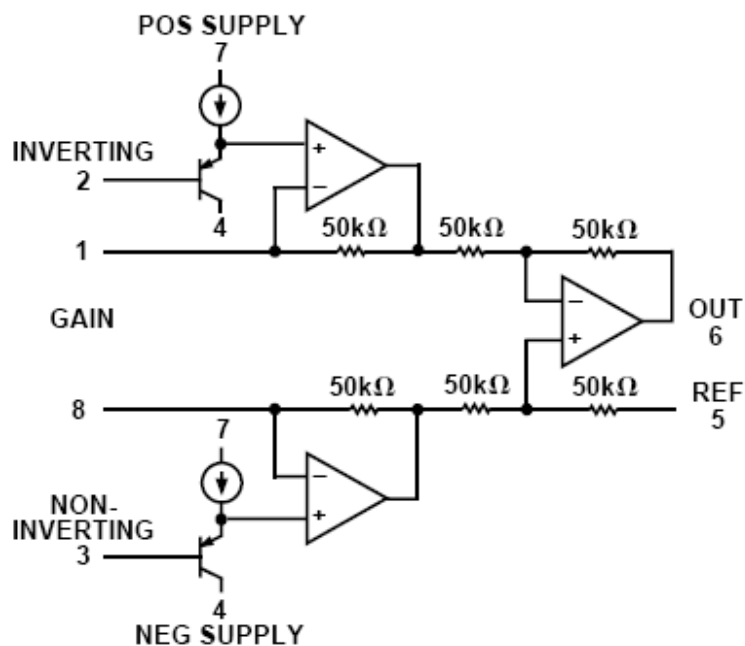


圖 13 AD623 運作與原理

AD623 儀表放大器基本上由三個運算大器所組成，可在單電源或雙電源下運作，輸入輸出低電壓補償，使用外接電阻來調整增益。輸入的訊號會先通過 PNP 電晶體當作電壓的緩衝及共模訊號的輸入，在進入輸入放大器(如圖 13)，為保持可調整增益，內部電阻均為 $50k\Omega$ 。輸出電壓：

$$V_o = \left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G}\right) V_i \quad \text{【式 4】}$$

輸出電壓由 Pin 6 輸出，並參考 Pin5 做為參考電壓，參考電阻為 $100k\Omega$ 視應用情形輸入不同的參考電壓準位。AD623 可以由外接電阻 R_G 連接 Pin1 跟 Pin8 調整增益，若 Pin1 與 Pin8 不接電阻，增益為 $1(R_G = \infty)$ ，表 1 列出電阻 R_G 與增益的值，當然可以由下列公式求出 R_G ：

$$R_G = \frac{100k\Omega}{(G - 1)} \quad \text{【式 5】}$$

本研究使用 AD623，使用單電源 3.3v，Pin7 接 3.3v，設定 $R_G(R4) = 820\Omega$ 增益為：

$$G = \frac{100k\Omega}{820\Omega} - 1, \quad G \doteq 120 \quad \text{【式 6】}$$

參考電壓(PIN5)為 $\approx 1.0\text{v}$ ，將整個心電訊號加上 1v ，使得負半部訊號升上 0v 以上，利於MSP430做後續的訊號處理。

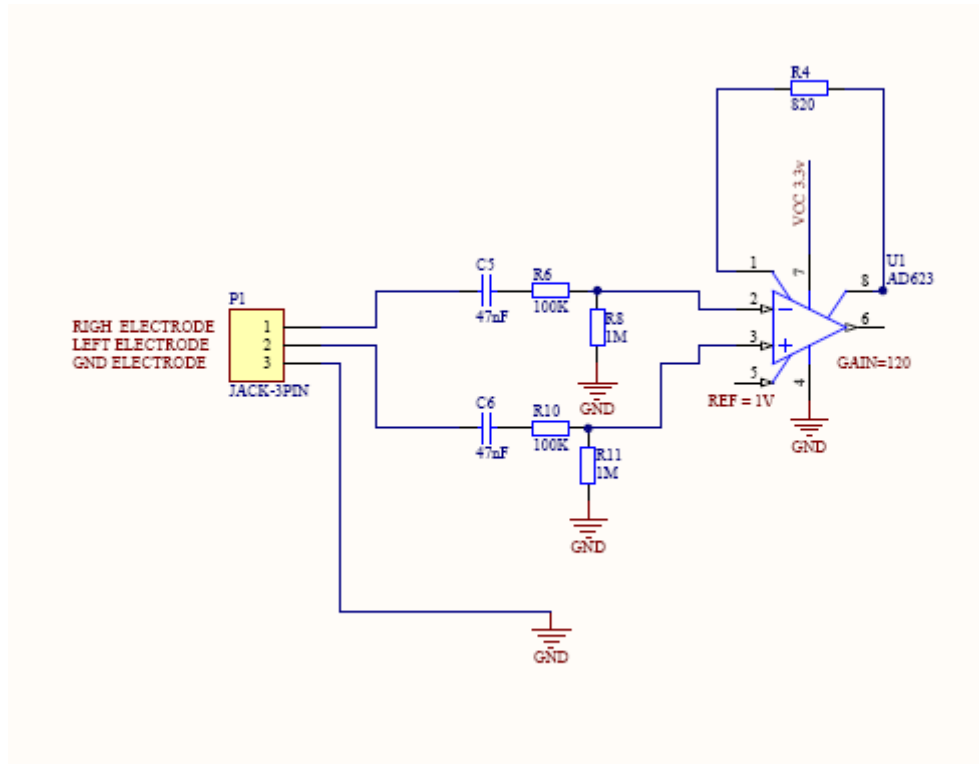


圖 14 儀表放大器

低通主動濾波器：

本研究採用低通主動濾波器，濾除高於 53Hz 以上的頻率，電路如圖 15，截止頻率 F_c 計算如下式：

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_4} = 53\text{Hz} \quad \text{【式 7】}$$

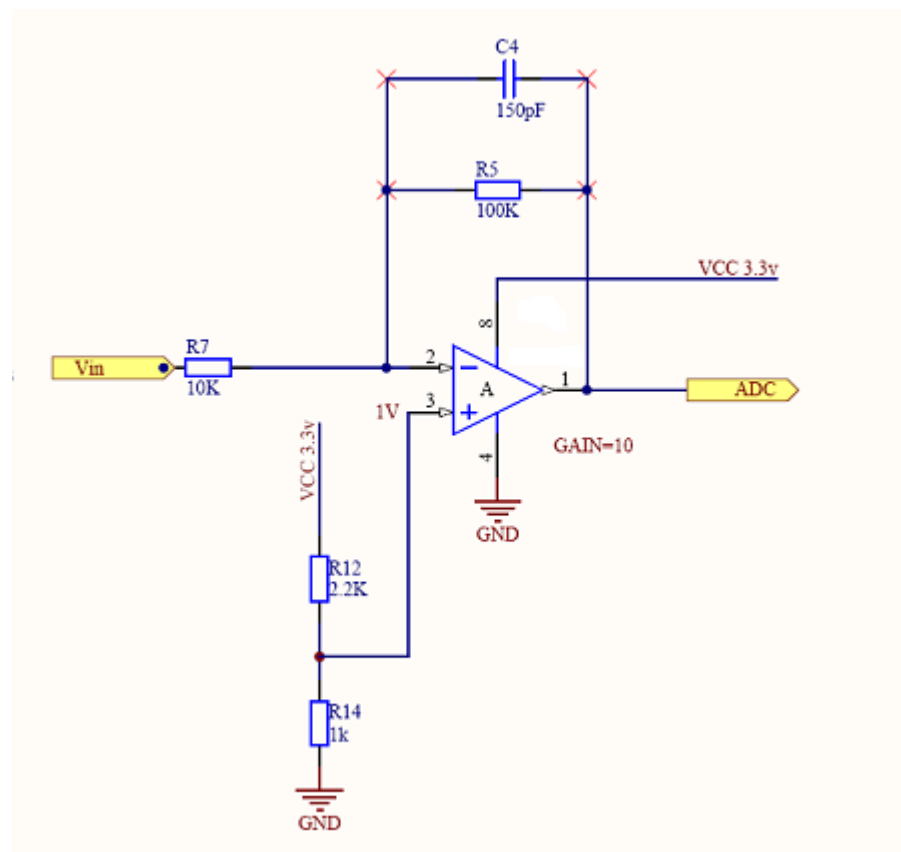


圖 15 低通主動濾波器及反向放大器

OPA 放大器：

本研究在第二級放大器使用一反相放大器，增益為 10，電路如上，增益計算如下式：

$$G = -\frac{R_5}{R_7} = -10 \quad \text{【式 8】}$$

消除直流(DC)雜訊：

電極和皮膚之間，移動所產生的直流雜訊，又稱 baseline wandering，使用一個運算放大器 U2B、電阻 R_9 及電容 C_7 ，構成一回授電路，回授 AD623 儀表放大器的 REF(Pin5)，有效的消除 baseline wandering，如圖 16。

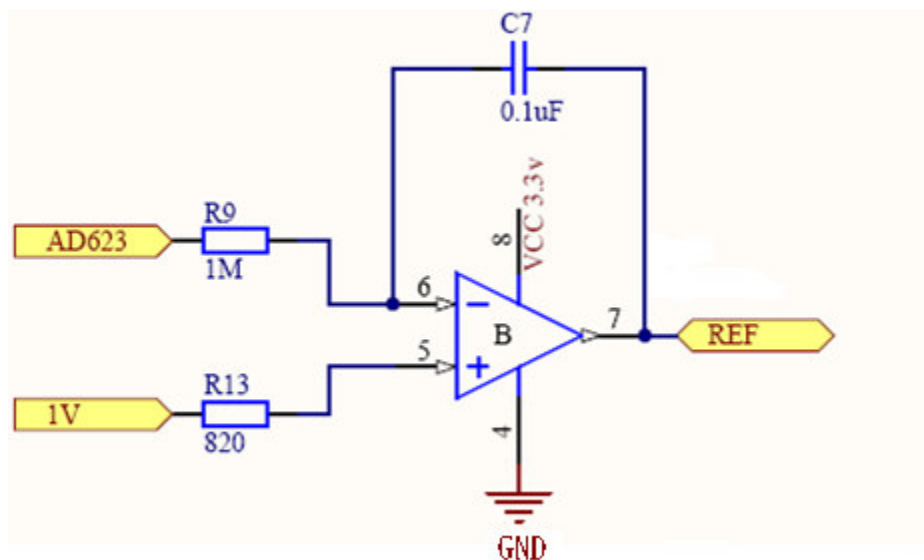


圖 16 消除直流雜訊電路

2.5 無線傳輸與遠端監控

藍芽(Bluetooth)是由易利信、諾基亞、IBM、英特爾、東芝組成一個專門小組(Special Interest Group;SIG)目標為制定一套短距離射頻無線連接技術的標準，主要是用來提供短距離、低成本、低耗電的無線網路通訊傳輸，由於其可以被運用在資訊、通訊及消費性電子等 3C 領域產品的互相連接，以提供包括手機語音、訊號資料、影像等傳輸功能，目前已廣泛的應用在各種可攜式裝置上，例如智慧型藍芽手機、PDA、藍芽耳機等應用十分廣泛。

藍芽設備工作在 2.4GHz 的 ISM(Industrial, Science and Medicine)頻段 2.402~2.480GHz，共分為 79 個頻道，頻道間隔均為 1MHz，採用分時全雙工 TDD(Time Division Duplex)方式，傳輸功率為 1mW (0dB) 或 100mW (20dB)，傳輸距離在 1mW 功率時約為 10 公尺，若加大功率至 100mW 則可提高為 100 公尺，並可支援點對多點的短距離、低功率之無線電傳輸技術，藍芽模組與主機或設備之間的標準介面有 UART、RS-232、USB 等。藍芽的應用主要涵蓋三大領域，其中包括最早的取代纜線功能 (Cable Replacement)、個人隨意網路 (Personal Ad-Hoc Network) 與網路接取設備 (Data/Voice Access Point)。

在無線傳輸技術上，802.11b、藍芽與 Zigbee 的比較，此三者是目前在無線傳輸技術中，

最常拿來做比較的三種技術，目前手機、PDA 皆有藍芽傳輸，在未來的系統整合性及擴展的應用比較方便，加上未來藍芽 3.0 的傳輸速率為 480Mbps，所以在短距離無線頻寬上會有極大的空間。本系統使用藍芽做為短距離的無線傳輸，其優點有一、無線傳輸距離為 10 公分到 100 公尺，二、安全性較高使用跳頻展頻技術（每分鐘變換頻率 1600 次），因而不易被擷取，也不受電磁波干擾，三、藍芽網路（Piconet）：藍芽可以一對一或一對多彼此連接而形成一個藍芽網路，該網路最高可支援 7 個藍芽裝置，其中一個為主控端，其餘為用戶端，四、藍芽的頻率波段可以使用於醫院之中，不像某些射頻(RF)儀器是不可以用於醫院環境的。本系統採用藍芽做為無線傳輸設備，由於藍芽與 Zigbee 兩者皆使用於短距離無線傳輸，規格比較如下：

表 2 Bluetooth 與 Zigbee 比較表

技術名稱	Bluetooth	Zigbee
標準	IEEE802.15.1	IEEE802.15.4
傳輸速率	最高 3Mbps	20、40、250kbps
網路容量	7 個	65536 個
傳輸距離(公尺)	一般：10 最遠：100	最遠：75
消耗電量	1mW ~ 100mW	0.25mW ~ 100mW
RF 頻段	2.4GHz	868MHz、915MHz、2.45GHz
特性	低成本、語音傳輸、方便性	低成本、網路容量高

模組化的記憶體和眾多類比週邊整合在一個微控制器內，MSP430 微控制器可以降低整個系統成本和節省電路空間。

由於 MSP430 微控制器本身為范紐曼的結構設計，其所有記憶體位置，如 ROM、RAM 或是週邊模組等等，皆位於同一記憶體空間內。在 MSP430F1611 微控制器中，其記憶體配置為 48KB+256Bytes 的 Flash Memory 與 10K 的 RAM。在 Flash Memory 中 RAM 則作為資料記憶體(Data Memory)之用，而 48K 的主要記憶體(Main Memory)與 256B 的資訊記憶體(Information Memory)，主要作為程式記憶體之用。

工作時脈設定上面，除了可利用微控制器所內建的 DCO 外，亦可透過外部振盪器 (oscillator) 提供。而外部振盪器部分，可外接 8MHz 高頻及 32KHz 低頻的石英震盪器，用於選擇不同頻率之工作時脈能有效率的管理電源效能，可根據不同週邊裝置供給不同之工作頻率。

MSP430 微控制器(Micro-Controller，MCU)核心功能特性如下，有 16 位元的運算邏輯單元(Arithmetic Logic Unit)、16 個暫存器且包含了程式計數器(PC)、狀態暫存器(SR)、堆疊指標暫存器(SP)其運作周期只需一個時脈週期，也可利用優先權的中斷向量組合巢狀式中斷，並擁有 51 種指令與七種來源定址模式，對於系統的發展更加方便。而其具有主要優點如下[20]：

- 低工作電壓在 1.8V~3.6V，極低的電源消耗。
- 採用 16 位元精簡指令集，在 8MHz 操作頻率，機器周期為 125ns。
- 可以藉由控制暫存器，達成五種省電模式。
- 類比數位量測表現出色，具有 8 個通道的 12 位元類比轉數位轉換器(ADC12)，取樣頻率最高可達每秒 200kps、溫度感測器、內建參考電壓(V_{Ref})。
- 兩組同步、非同步串列傳輸埠(USART)。
- 並提供嵌入式即時 JTAG 模擬，可設定中斷點的全速執行或單步執行，能有效進行除錯。
- 內建高達 48KB+256B 的 Flash Memory 以及 10KB RAM，為目前 MSP430 系列微控制器中 RAM 空間最大的，可依功能需求選擇不同的微控制器。
- MSP430F1611 功能方塊如圖 18。

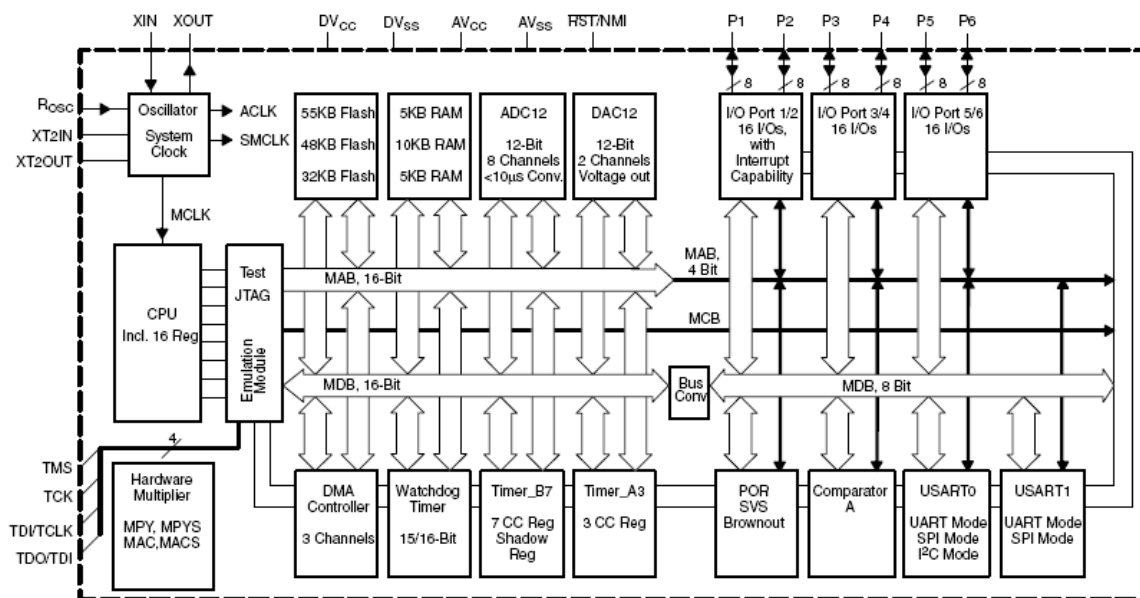


圖 18 TI MSP430F1611 功能方塊圖[2]

3.2 以 MSP430 微晶片實現生理訊號擷取

前面經過濾波電路及訊號放大電路後，將類比的心電圖訊號取樣並轉換成數位訊號的過程中，必須使用類比/數位轉換器（Analog-to-Digit Converter，ADC），可直接由 MSP430F1611 的類比數位轉換器的通道四取得轉換，在 MSP430F1611 微控制器中，內建有 12 bits 之類比/數位轉換器，取樣速率可高達 200kps，可以提供不同的組態規劃與最佳化的設定。此類比/數位轉換器(ADC12)共有 8 個通道，提供外部訊號輸入與轉換，並且包括可程式化取樣、保持功能。在取樣時序設計上，除了可利用內部振盪器外，亦可選擇外部振盪器輸入並決定除頻與否，以作為類比/數位轉換之工作頻率，確保取樣頻率之精確度。而在參考電壓部分，內部提供 1.5V 與 2.5V 之可程式化的電壓準位，同時也可以選擇外部電壓源作為 ADC12 之參考電壓。類比轉換數位的原理方面為待量測的類比連續訊號進入了取樣與保持電路中，電路會將取樣的電壓放在 V_{in} ，當輸入電壓大於或等於 V_{R+} 時輸出滿刻度為 4095(0FFFh)，當輸入電壓小於或等於 V_{R-} 時輸出為 0。參考電壓準位和輸入通道在轉換控制記憶體 ADC12MCTLx 中定義可供程式化設定，轉換公式如【式 9】：

$$N_{ADC} = 4095 * \frac{V_{in} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}} \quad \text{式【9】}$$

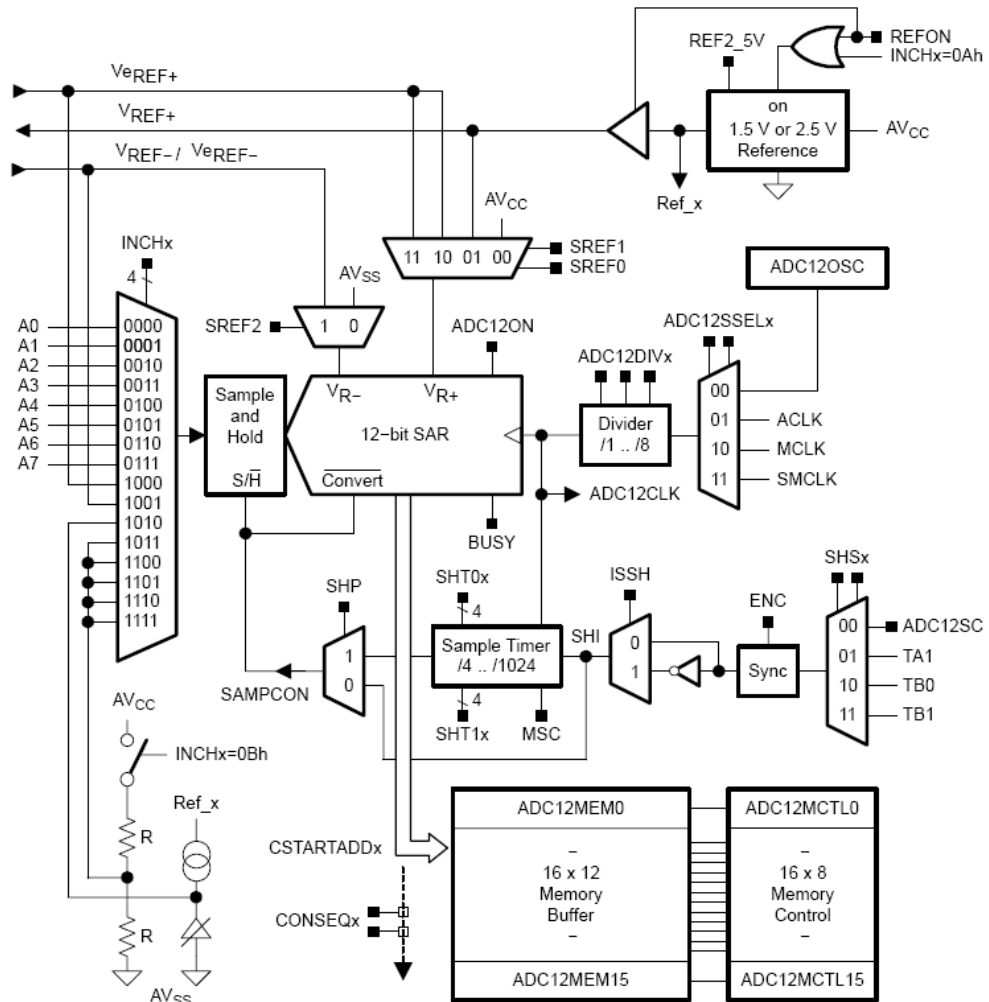


圖 19 12 位元類比數位轉換模組圖

表 3 ADC12 之設定與轉換程式

```
P6SEL |= BIT4;
ADC12CTL0 = ADC12ON + SHT0_0 + MSC + REFON + REF2_5V;
ADC12CTL1 = SHP + SHS_0 + CONSEQ_3 + ADC12SSEL_3;
ADC12MCTL4 = SREF_1 + INCH_4 | EOS;
ADC12CTL0 |= ENC;
ADC12CTL0 |= ADC12SC;
_EINT();
```

此類比數位轉換模組提供了四種操作模式：單通道，單次轉換模式(Single-Channel，Single-Conversion)、循序通道，單次轉換模式(Single-Channel，Repeated-Conversion)、單通道，重複轉換模式(Sequence-of-Channels，Single-Conversion)與循序通道，重複轉換(Sequence-of-Channels，Repeated-Conversion)，根據其操作模式之差別可進行不同之應用。經過轉換後的資料，儲存於 16 個 12 bits 之轉換記憶體暫存器(Conversion-Memory Register)中。且各個轉換記憶體皆有獨立之組態設定與控制暫存器，允許系統設計者選擇輸入通道、決定參考電壓與取樣來源，以增加系統發展之彈性。取樣的轉換模式本系統選用 CONSEQ_3，在循序通道重複轉換下，是針對多個類比連續訊號做連續的取樣及連續的轉換，在每次轉換完成後微處理器會設定 ADC12IFGx 的旗號，以便讓程式知道讀取轉換完後的資料，而轉換完後的資料會存在 ADC12MEMx 內，雖然目前只使用到一個輸入通道做轉換，但未來系統可能會增加其他通道偵測不同的生理訊號，所以使用 CONSEQ_3 的轉換模式在未來可以減少修改程式的時間，程式如表 3。

在取樣頻率的設定上並不是無限度調整的，太低會訊號失真，太高又浪費儲存空間，所以我們根據 Nyquist 定律，取樣的頻率必須大於或等於類比訊號當中，所出現之最高頻率的兩倍。因此對於最高訊號頻率為 f_{MAX} 的類比訊號 f_a ，最低的取樣頻率 f_s 必須高於或等於 $2 \times f_{MAX}$ 。 $f_s \geq 2 \times f_{MAX}$ ，如此便不容易產生交疊 (Aliasing) 的現象，而導致信號失真，所以心電圖的頻率是介於 0.05Hz 到 150Hz（或為 250Hz）所以取樣頻率至少需原始頻率的兩倍，才能不失真的還原出原始訊號，因此 MSP430F1611 必須利用計數器來取得訊號，程式如表 4。利用 Timer_A 的計數器採用 Up Mode 模式如圖 20，選用 32kHz 當作計數器工作頻率，取樣的頻率為 512Hz，

所以每 1.95ms 要做一次心電圖的類比數位轉換，因此震盪器 64 次就會執行 Timer_A 的中斷服務程式，完成一次取樣。

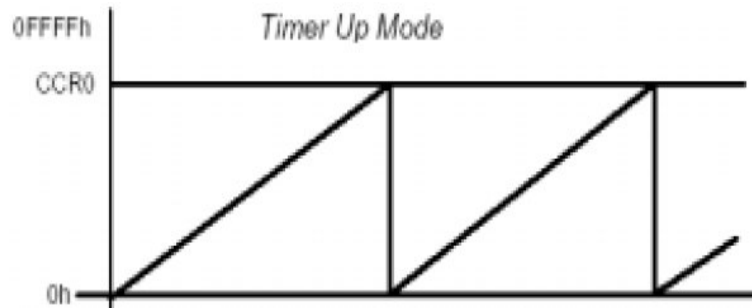


圖 20 Timer_A 上數模式

表 4 Timer_A 計數器程式的設定

TACTL = TASSEL_1 + MC_1;
CCR0 = 64;
CCTL0 = CCIE;

3.3 以 MSP430 微晶片實現藍芽與 RS-232 傳輸

MSP430F1611 內建兩組 USART 可以同步與非同步串列傳輸同時使用，非同步串列傳輸模式(Universal Asynchronous Receiver Transmitter, UART)，由於為非同步模式，所以需要設定鮑率 (Baud Rate)，一般常用串列傳輸的鮑率有 1200、2400、4800、9600、19200、33600、57600、115200，透過串列埠來傳送一個導程的心電圖訊號，所以使用 115200 bps 的傳輸速度，在未來若設計多通道傳送資料時可以減小傳輸時間延遲的現象。

透過 UART control register (UCTL1) 來做設定，僅需設定通訊協定參數，所以必須設定 Baud rate control register，也就是 UBR00 及 UBR10，並且複製指定記憶體的內容於傳送緩衝區(TXBUF1)，即可遵循協定進行資料之傳送。程式如表 5 所示。

有關要設定鮑率值的計算如下：

$$U0BR = \frac{\text{石英振盪器的振盪頻率}}{\text{傳輸鮑率}}$$

$$U0BR = \frac{8 \times 10^6}{115200} = 0045h(16進位) \quad \text{【式 10】}$$

表 5 非同步串列傳輸的程式設定

```
ME2 |= UTXE1 + URXE1;
UCTL1 |= CHAR;
UTCTL1 |= SSEL1;
UBR01 = 0x45;
UBR11 = 0x00;
UMCTL1 = 0x00;
```

3.3.1 RS-232 有線串列傳輸

RS-232(Single-ended transmission，單端傳輸)規格最初由國際電氣通訊協會所公佈，之後美國電子工業協會在西元 1960 年所制定的通訊標準，經過了多年持續的發展，RS-232 成為 PC 的主要標準，儘管現在 USB 通訊介面已普及使用，但 RS-232 還是在許多設備中使用，RS-232 為非同步式的串列傳輸，傳送 8 個 bit 的資料必須花 10bit 的傳送時間，資料傳送前傳送端先送出起始位元，傳輸線會降為低電位（1-->0），就可開始傳送資料，傳送與接收端分別依照約定的速度傳收資料，送完後又回高電位如圖 21 所示。RS-232 的電壓為+/- 12v ~+/- 15v，與 MSP430 的 UART(3.3v~0v)有很大不同，所以需要加裝 MAX2323 將資料轉換成 RS-232 所需的資料型態後傳送至電腦。

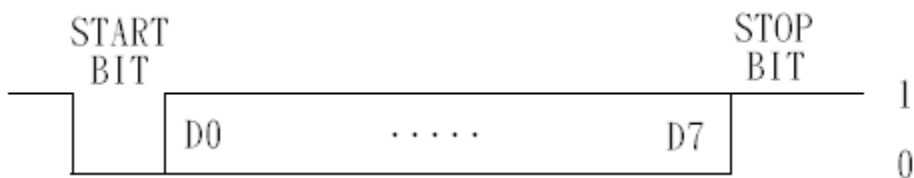


圖 21 非同步串列傳輸

3.3.2 藍芽無線通訊傳輸

本系統使用的藍芽模組，型號為BTM2215EC4C6-00[8]，此模組的優點及特色為圖 22：

- Bluetooth Specification V 1.2/2.0 compliant
- Enhance data rate(EDR) V0.9 compliant
- Full Bluetooth data rate over UART and USB
- Low power consumption for running on 1.8V core
- Maximum transmit Power up to +4 dBm (Class 2)
- On-board Flash memory (8Mbits)
- 12 Programmable I/O lines
- UART: Up to 1.5Mbps

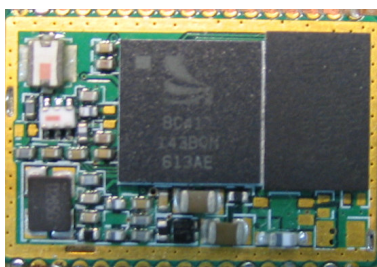


圖 22 藍芽通訊模組

在可攜式裝置之設計上搭配上上述模組，利用藍芽串列埠操作模式(Serial Port Profile，SPP)作為資料傳輸的基礎，以短距離資料無線傳輸，目的為取代纜線功能，藉由利用無線電波傳輸來取代可攜式心電圖監控系統現有的連接纜線功能，即可建立可攜式裝置與個人電腦間之

溝通橋樑，讓心電圖訊號量測單元朝向輕巧型發展，不需再受到連接線的約束，並且在體積輕巧的模式下依舊可以提供心電圖生理資訊，方便使用者及研究人員使用，任何符合藍芽協定的裝置都可以查詢到可攜式儀器的藍芽裝置，若輸入正確的 PIN 碼，就可進行連結，便可順利的將生理訊號經由藍芽晶片傳輸到 PC 端的 dongle，由於該模組支援 UART，所以可以直接收到 MSP430 微處理機傳送過來的心電圖訊號，進而達到藍芽傳輸的效果。

3.4 以 MSP430 微晶片實現即時生理訊號紀錄

MSP430F1611 中亦有內建串列週邊介面(Serial Peripheral Interface,SPI)，設定 UART 介面為同步串列傳輸，使用 SPI 其好處是可有效減少 I/O 腳位，所以可以直接利用此介面來做傳輸，將 MSP430F1611 取得的心電圖訊號儲存於 Micro SD Card 中，Micro SD 卡的讀寫都由 MSP430F1611 處理。由於 Micro SD 卡的控制方式是 SPI 串列通訊，本研究選用了此記憶卡來作為儲存心電圖的媒介，讓系統能夠更小，待機時間更久。

表 6 SPI 腳位設定

```
ME1 |= USPIE0;  
U0CTL = (CHAR | SYNC | MM | SWRST);  
U0TCTL = (SSEL1 | STC | CKPH);  
U0BR0 = 0x002;  
U0BR1 = 0x000;  
U0MCTL = 0x000;
```

3.4.1 以 Micro SD 卡儲存心電圖訊號

Micro Secure Digital(又稱 TransFlash)，體積只有 15×11×1mm (0.59×0.43×0.04 英吋)是一種使用快閃記憶體(Flash Memory)與控制晶片所組成的儲存裝置，由於體積小、低功率、低耗電、寫入次數可達上百萬次、大的記憶空間及方便攜帶，在可攜式設備上的應用也越來越普及，如數位相機、MP3、PDA、數位攝影機、手機等。常見的記憶卡也有許多不同的種類，

Compact Flash 卡(CF)、Memory Stick 及 Secure Digital(SD) 、Multi-Media 記憶卡等。因為週邊介面結構不同，各種記憶卡皆有不同種類的控制晶片來控制應用端及快閃記憶體之間的命令、回應和資料傳輸，且快閃記憶體是一種固態(Solid State)、非揮發性(Nonvolatile)記憶體，資訊一旦儲存後就不需要使用電源來保留資料，內部的資料不會隨之消失。

Micro SD 卡特色：

- 電壓支援 2.7~3.6V，所以可直接使用在微控制器上、不需電壓轉換。
- 搭配 Fat16 檔案格式，可使用容量達 2GB 大小的記憶卡，儲存空間極大，足以儲存 24 小時心電圖，不需壓縮，避免因壓縮產生訊號失真，降低精確度。
- 相當於一段手指的大小，是當今最小的記憶卡，在可攜式設備上使用將更省空間。
- 兩種選用的通訊協定：SD 模式和 SPI 模式。

表 7 Micro SD 卡腳位分配[9]

Pin	Name	Function (SD Mode)	Function (SPI Mode)
1	DAT2/NC	Data Line 2	Unused
2	DAT3/CS	Data Line 3	Chip Select/Slave Select (\overline{SS})
3	CMD/DI	Command Line	Master Out Slave In (MOSI)
4	VDD	Supply Voltage	Supply Voltage
5	CLK	Clock	Clock (SCK)
6	VSS	Ground	Ground
7	DAT0/DO	Data Line 0	Master In Slave Out (MISO)
8	DAT1/IRQ	Data Line 1	Unused or IRQ

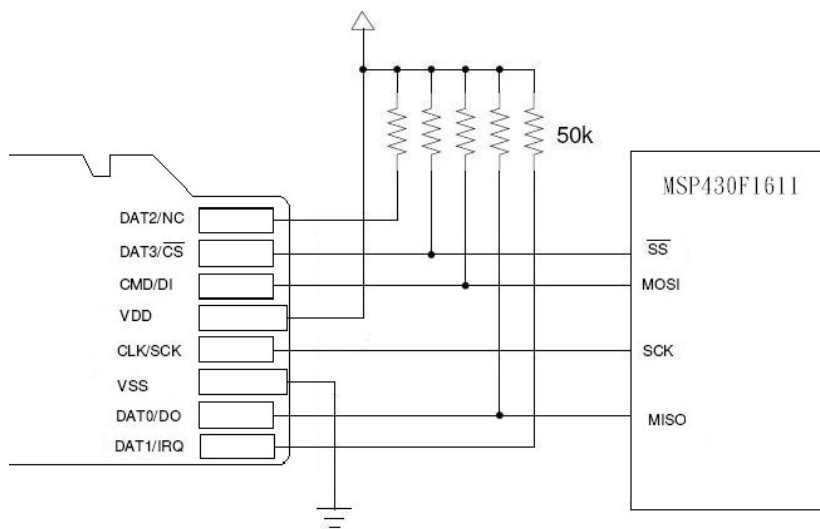


圖 23 Micro SD 與 MSP430F1611 電路連接圖

Micro SD 卡的控制方式有分兩種：一種是 SD MODE，另一種是 SPI MODE。研究中使用的是 SPI MODE，加上電源與接地總共只需要 8 條線即可完成所有的控制，由於 MSP430 內建 SPI 連接埠，所以採用 SPI 模式來實作 SD 卡的儲存與讀取心電圖的各項資料。

由表 7 Micro SD 卡腳位分配 及圖 23 Micro SD 與 MSP430F1611 電路連接圖可得知 Micro SD 卡與 MSP430F1611 的 SPI 模式連接僅需使用 4 根腳位，所有 SD 的命令或資料，在傳輸過程中，都以開始位元(Start Bit)為開始，並以停止位元 (Stop Bit) 為結束。在 CMD 匯流排上，負責傳輸命令 (Command) 與回應 (Response)，在資料匯流排上，僅負責資料 (Data) 的傳輸。SD 控制晶片提供之 SPI 介面控制，主要用來控制 MSP430 與記憶卡之間的命令下達、Micro SD 卡端回應及資料讀取與寫入，以下將分述各單元之運作方式。

SPI 匯流排(Bus)：

- CS：Command /Response 訊號。
- MOSI：訊號輸入腳。
- SCK：為頻率的輸入腳。
- MISO：訊號輸出腳。
- VDD、VSS：電源(power)、接地(Ground)訊號。

控制命令處理單元 (Command Unit)：

控制命令是一個標記(Token)，由 MSP430 發出給 Micro SD 卡。每個控制命令皆在命令線上以序列方式傳送。控制命令訊號線傳送長度固定為 48 bits 的控制命令。控制命令都是由開始位元(Start Bit)開始傳輸(永遠為‘0’)，跟隨在後的位元是傳輸方向位元(Ttransmission Bit)，MSP430 至 SD 卡為‘1’。接下來的六個位元為命令值(Command Index)總共有 CMD0~CMD63，分為 11 個 Class。有些命令需要附帶長度為 32 bits 大小的參數(Argument) 位於命令值之後，例如位址等。最後傳出結束位元(End Bit)來完成整個命令的下達（值永遠為‘1’）。在表 8 命令格式中，‘X’變數值依不同的控制命令而定[22]。

表 8 命令格式

Bit position	47	46	[45:40]	[39:8]	[7:1]	0
Width (bits)	1	1	6	32	7	1
Value	‘0’	‘1’	x	x	x	‘1’
Description	start bit	transmission bit	command index	argument	CRC7	end bit

回應處理單元(Response Unit)：

所有的回應訊息皆在命令匯流排上被序列傳送，並由 Micro SD 卡發出，回應卡的訊息給先前由 MSP430 發出的控制命令。回應訊息的長度依不同的回應種類而有不同。回應訊息由開始位元(Start Bit)開始傳輸(值永遠為‘0’)，下一個位元是傳輸方向位元(Transmission Bit)，SD 卡至 MSP430 定為‘0’。接下來的六個位元為命令值(Command Index)。最後傳出結束位元(End Bit)來完成整個回應訊息的傳輸(值永遠為‘1’)。表中之‘X’變數值依不同的回應訊息而定。依據所下達的控制命令會產生相對應的回應訊息，而此回應訊息可分為五種。在 SPI 模式下有 R1、R1b、R2、R3 四種，分別說明如下。

1. R1 (一般回應命令)

此形式的回應訊息會告知 MSP430 目前 SD 卡的狀況。

2. R1b (R1 忙碌)

其回應格式與 R1 相同，此形式的回應訊息會告知 MSP430 微控制器目前 Micro SD 卡正在忙碌中，而資料傳輸線回復至狀態‘0’。

表 9 回應類別 R1

Bit position	47	46	[45:40]	[39:8]	[7:1]	0
Width (bits)	1	1	6	32	7	1
Value	‘0’	‘0’	x	x	x	‘1’
Description	start bit	transmission bit	command index	card status	CRC7	end bit

3. R2 (CID，CSD 暫存器)

此形式的回應訊息會告知 MSP430 微控制器，CID 及 CSD 暫存器內的訊息。CID 及 CSD 暫存器有[127:0] 位元的訊息被傳送，最後一個保留位元‘0’會被回應訊息的結束位元‘1’取代。CID 暫存器是用來回應 CMD2 和 CMD10，而 CSD 暫存器是回應 CMD9，所以有執行以上命令者，會回應以上訊息[22]。

表 10 回應類別 R2

Bit position	135	134	[133:128]	[127:1]	0
Width (bits)	1	1	6	127	1
Value	‘0’	‘0’	‘111111’	x	‘1’
Description	start bit	transmission bit	reserved	CID or CSD register incl. internal CRC7	end bit

4. R3 (OCR 暫存器)

此形式的回應訊息會告知 MSP430 微控制器 OCR 暫存器內的訊息。OCR 暫存器放 Micro SD 卡可容許的電壓值，主要是用來回應 ACMD41 命令。

表 11 回應類別 R3

Bit position	47	46	[45:40]	[39:8]	[7:1]	0
Width (bits)	1	1	6	32	7	1
Value	'0'	'0'	'111111'	x	'1111111'	'1'
Description	start bit	transmission bit	reserved	OCR register	reserved	end bit

表 12 SD 卡重要指令

Command	Argument	Type	Description
CMD0	None	R1	Tell the card to reset and enter its idle state.
CMD16	32-bit Block Length	R1	Select the block length.
CMD17	32-bit Block Address	R1	Read a single block.
CMD24	32-bit Block Address	R1	Write a single block.
CMD55	None	R1	Next command will be application-specific (ACMDXX).
CMD58	None	R3	Read OCR (Operating Conditions Register).
ACMD41	None	R1	Initialize the card.

Micro SD卡初始化：

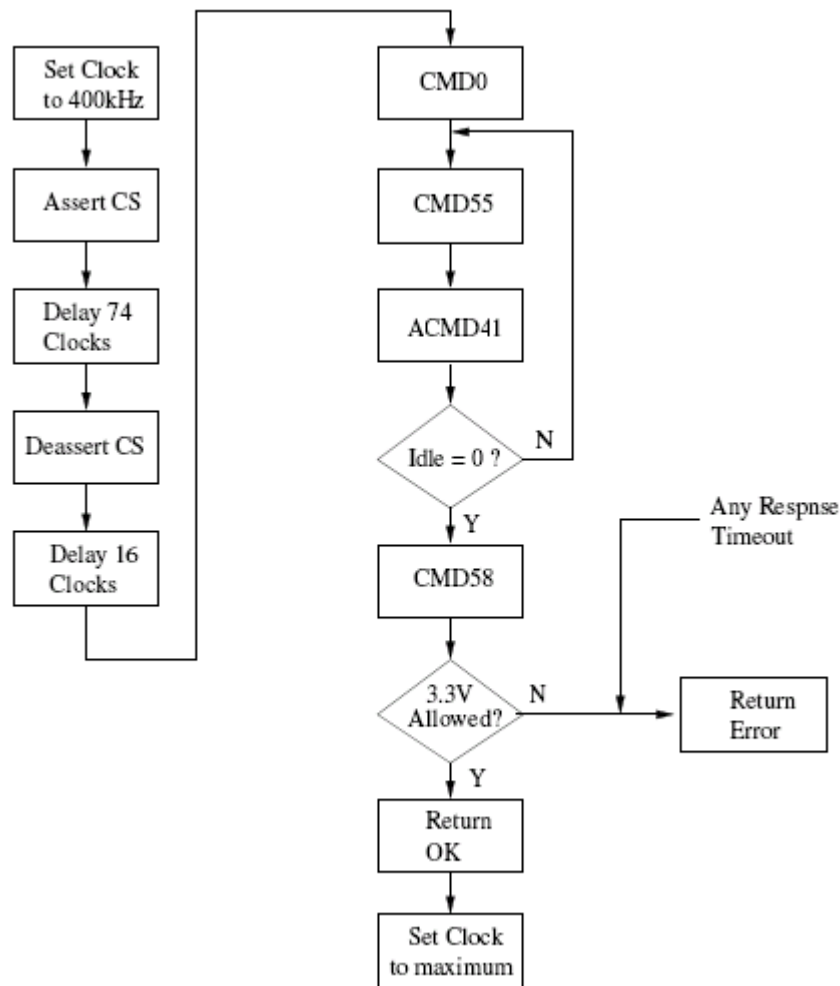


圖 24 Micro SD 卡初始化過程[9]

SD 卡的運作主要採用控制命令，一開始必須先設定 SPI 的運作速度為 400KHz，由於 SD 卡開機後會預設為 SD 模式，所以要更改為 SPI 模式，要先將 CS 腳位設為低電位，經過 Delay 74 clocks 後再將電位升到高電位，並向 SD 卡發出命令軟體重置命令 CMD0，此時會無條件進入(GO-IDLE-STATE)，如果 SD 卡有 0x01 作為響應，則表示 SD 卡已進入 SPI 模式下的 IDLE 狀態。使用 ACMD 特殊命令以前必須先發送一個 CMD55，特殊的命令(ACMD41)被用來提供 SD 與控制器之間工作電壓的比對與確認，所有的 SD 卡必須能在控制器允許的最大工作電壓下建立通訊，而 SD 所能支援最小與最大的工作電壓 VDD，都定義在工作狀態暫存器(OCR)

中，若不是則會回到 CMD55 再繼續偵測直到通過為止，若為 idle 狀態後會送 CMD58 給 SD 卡，看是否為 3.3V 電壓，其用來提供 SD 卡與微控制器之間工作電壓的比對與確認，比對成功後會設定 Micro SD 卡運作速度為指定的 400kHz，如此便完成初始化的過程[9]。

Micro SD卡讀取資料：

所有在 Micro SD 卡與 MSP430 間的通訊，都是由控制器作控制，而所有的命令皆會有相對應的回應，SPI 模式支援單一區塊讀取跟多重區塊讀取。資料線 MOSI 負責資料的傳送，在此狀態控制器可藉由 CMD16 設定資料區塊長度(Set Block Length)，並可由 CMD17(Block Read)讀取單一區塊的資料，流程為先送出預讀取資料的起始位置，送出讀取命令碼 CMD17，然後設定 CS 為 Low，即可讀取資料，當資料讀取完畢後再將 CS 設定為 High。

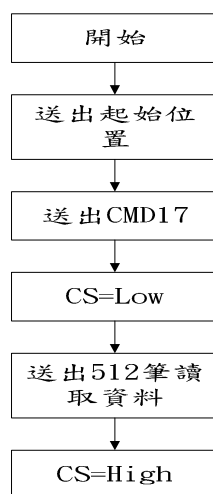


圖 25 資料讀取流程

表 13 Micro SD 卡訊號讀出主程式

```

P3OUT &= ~ BIT4;;
for (i = 0; i < 512; i++)
{
    data[i]=spi_rcv_byte();
}
sd_delay(2);
while (spi_rcv_byte() != 0xFF);
P3OUT |= BIT4;
  
```

Micro SD卡寫入資料：

同樣的在寫入方面，SPI 模式支援單一區塊寫入跟多重區塊寫入，資料的傳送則藉由資料線 MISO，在此狀態控制器可藉由 CMD16 設定資料區塊長度(Set Block Length)，並可由 CMD24 (Block Read)讀取單一區塊的資料。當要寫入資料時需依照圖 26 的流程為送出要寫入的起始位置，送出寫入命令碼 CMD24，然後設定 CS 為 Low，將資料依序寫入 SD 卡中，當資料寫入完畢後再將 CS 設定為 High。

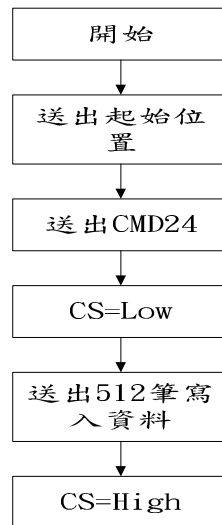


圖 26 資料寫入流程

表 14 Micro SD 卡訊號寫入主程式

```
P3OUT &= ~ BIT4;  
spi_rcv_byte();  
for (i = 0; i < 512; i++)  
    spi_send_byte(data[i]);  
sd_delay(2);  
while (spi_rcv_byte() != 0xFF);  
P3OUT |= BIT4;
```

3.4.2 FAT16 檔案格式設計

檔案系統使用檔案配置表(File Allocation Table, FAT)來管理所有的資料叢集，FAT16 檔案格式為 Microsoft 在 1977 年所提出的一個檔案系統，適用於 Microsoft 的作業系統如 DOS、Windows 等。依磁碟容量大小與配置可區分成 FAT12、FAT16、FAT32 等幾種配置，FAT12、FAT16、FAT32 的差別在於 FAT12 的檔案分配表欄位為 12 bits，FAT16 的檔案分配表欄位為 16 bits，FAT32 的檔案分配表欄位為 32 bits。若位元數增加其檔案分配表能涵蓋的範圍就愈大，所能支援的儲存空間也愈大，所以 FAT16 最高能支援到 2GB 的空間。磁碟儲存最小單位為數個連續磁區(sector)，每一個 sector 包含了 512bytes 的資訊，連續磁區集成一個叢集(cluster)，而檔案系統的最小單位即是叢集，每個檔案都是由資料叢集串聯在一起。此系統將以 FAT-16 來對檔案進行配置，表 15 為 FAT16 架構。

表 15 FAT16 架構[10]

Memory Device
Master Boot Record
FAT16 Boot Record
FAT Tables
Directory Table
DATA

Micro SD 卡內之啟動磁區：

Micro SD 卡的第一個磁區即為啟動磁區，檔案系統主要可分為 FAT16 與 FAT32 兩種啟動磁區，由於應用在心電圖上，資料量並不大，所以最高容量 2G 在使用上已非常足夠，且在微控制器中實作也比較容易達成。表 16 FAT16 啟動磁區內容說明了 FAT16 格式啟動磁區的詳細內容。

表 16 FAT16 啟動磁區內容

Offset	Description	Size
00h	跳躍指令	3 Byte
03h	廠商軟體名	8 Bytes
0Bh	每一磁區的位元組數	2 Bytes
0Dh	每個磁簇之磁區數	1 Bytes
0Eh	啟動磁區佔用的磁區數	2 Bytes
10h	FAT 份數	1 Bytes
11h	根目錄所含FDB總數	2 Bytes
13h	磁區總數	2 Bytes
15h	磁碟種類	1 Bytes
16h	每個FAT 使用磁區數	2 Bytes
20h	超過 32MB 硬碟的邏輯磁區總數	4 Bytes
18h	每軌磁區數	2 Bytes
1Ah	磁頭數	2 Bytes
27h	磁碟序號	4 Bytes
2Bh	磁碟標籤	11 Bytes
36h	檔案系統別(FAT16)	8 Bytes
1FE	啟動磁區結尾(55 AA)	2 Bytes

由啟動磁區位址 0Bh 開始到 23h 為止，是記錄著有關磁碟格式的資訊，稱為 BPB(Boot Parameter Block)。下面以系統的 Micro SD 卡 1G 的啟動磁區狀況為例：

Offset	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	A	B	C	D	E	F	Access ▼	<input checked="" type="checkbox"/>	
00000000	EB	3C	90	4D	53	44	4F	53	35	2E	30	00	02	20	02	00	ä<IMSDOS5.0... ..		
00000010	02	00	02	00	00	F8	F3	00	3F	00	FF	00	00	00	00	00欄.?.		
00000020	00	46	1E	00	00	00	29	59	3C	1B	2C	4E	4F	20	4E	41	.F....)Y<.,NO NA		
00000030	4D	45	20	20	20	20	46	41	54	31	36	20	20	20	33	C9	ME FAT16 3		

由上面可得知此張 Micro SD 卡共有 FAT 表兩份位於 10h，根目錄則有 512 個 FDB(File Description Block)位於 11h，磁區總數位於 13h，若為零表示此記憶卡大於 32MB，而在位址 20-23 記錄真正大於 32MB 的邏輯磁區總數為 1984000，一個 FAT 使用 243 個磁區位於 16h，1 軌有 63 個磁區位於 18h，磁頭有 255 個位於 40h。

Micro SD 卡之根目錄與 FAT：

根目錄(Root Directory)在格式化時由作業系統建立，其大小記錄於啟動磁區中，其內存放有關

檔案及子目錄的資訊，而檔案受限於 FDB 的總數。FDB 大小有 32 Bytes，根目錄能包含 512 個項目，每個 FDB 代表一個檔案或子目錄，其中存放檔案的基本資料。

表 17 Micro SD 卡根目錄

Offset	Description	Size
00h	主檔名	8 Bytes
08h	延伸檔名	3 Bytes
0Bh	檔案屬性	1 Bytes
16h	建檔時間	2 Bytes
18h	建檔日期	2 Bytes
1Ah	開始磁簇	2 Bytes
1Ch	檔案大小	4 Bytes

要寫入或是讀取檔案時，開始叢集是很重要的，開始叢集記錄著檔案或目錄資料，儲存在 FAT 中的第一個單元與資料區的第一個叢集編號。FAT1 與 FAT2 所包含的資料內容是相同的，FAT1 資料會備份於 FAT2，以防止 FAT1 毀損時而遺失檔案的叢集位置，由此才能找到檔案的開頭。檔案配置表為記錄檔案位置的表格與根目錄資料配合，可依據 FAT 來存取檔案資料。FAT 中每個單元分別對應到資料區中的叢集編號，而 FAT 中的數字則代表下一個資料的 FAT 單元位置，亦即叢集編號，也就是說 FAT 即是資料區的索引[24]。

3.4.3 212 編碼方式

由於要將取樣的 12bits 心電圖訊號寫入到記憶卡，但 12bits 解析度無法用 1 個 Byte (8bit-s)來表示，但若不對資料做處理，則取樣一筆訊號需要用 2 bytes 的空間做儲存也浪費傳輸效能，所以採用 212 編碼的方式來儲存 12bits 的心電圖資料[21]，在不壓縮的情況下可以不浪費空間的存放資料。將 12bits 的 2 個取樣值，變成 3 bytes 為一組的格式，如圖 27。

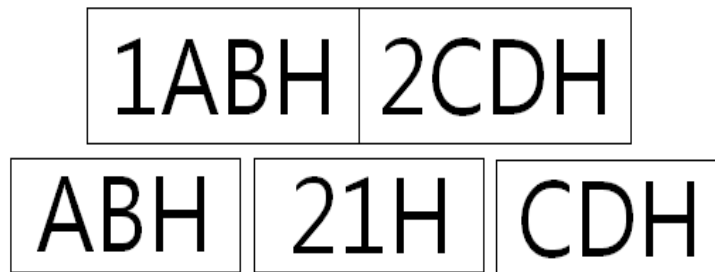


圖 27 212 編碼

經過 212 編碼後的心電圖訊號，因為每 512 bytes 會寫入到 Micro SD 卡中，每一筆編碼過的訊號以 ASCII(1 byte)的方式儲存，所以如果儲存一天 24 小時的霍特(Holter)心電圖的資料量，可以大幅減少儲存空間，所需的記憶體容量如下：

$$\begin{aligned}
 & \text{一天} \times 24 \text{ 小時} \times 60 \text{ 分鐘} \times 60 \text{ 秒} \times 512\text{Hz} \times 1.5 \text{ Bytes} \times 1 \text{ Channel} \quad \text{【式 11】} \\
 & = 66355200 \text{ Bytes} \\
 & \approx 63.2 \text{ Mbytes}
 \end{aligned}$$

3.5 PC 端 Micro SD 卡轉換程式

由於儲存在 Micro SD 卡中的資料使用字元的方式存放，所以在 PC 端必須透過轉檔程式將 212 編碼的資料轉為 12 bits 的心電圖訊號。實際儲存後的檔案資料以 ASCII 存放，由於 ASCII 只能表示 0~255 的數值，所以 212 編碼剛好可以採 8 bits 表示資料型態。轉換系統如圖 28 所示，左上角第一顆按鈕為 ASCII 訊號轉換成 12 bits 整數型態的心電圖資料，中間的按鈕其作用是將心電圖模板的資料由 12 bits 轉為 ASCII 型態，其使用於微控制器中開啟檔案做心電圖生物辨識比對，轉成 ASCII 資料型態在微控制器中的好處是一個字元即為一個取樣的訊號，在微控制器裡面處理會比較快且方便。



圖 28 Micro SD 卡訊號轉換系統

如圖 29 的左圖所示為本系統儲存的心電圖訊號，每一個字元為一個 212 編碼的數值，資料必須經過處理才能以 12 bit 表示，圖 29 之右圖為 PC 端以程式轉換以後的 12bit 心電圖訊號，並以行的方式做排列。圖 30 為 12bit 的訊號以 Matlab 畫出的圖形，訊號為 12bit 未濾波的訊號。

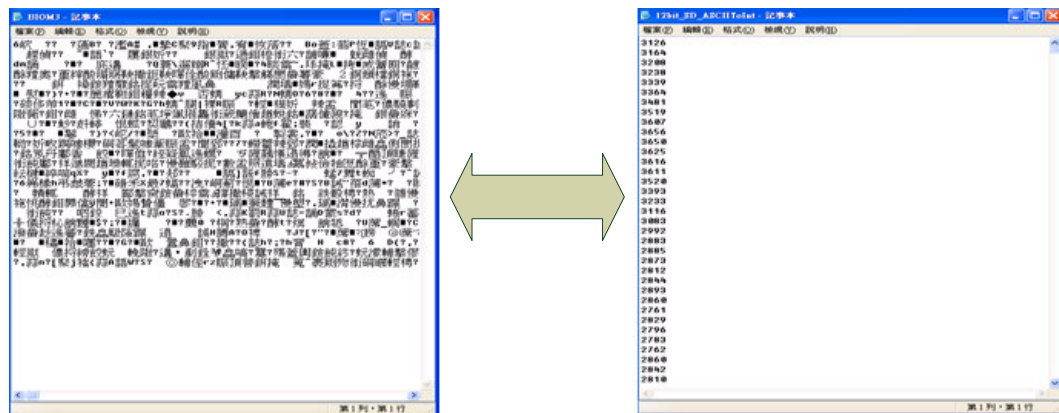


圖 29 轉換前與轉換後的心電圖資料

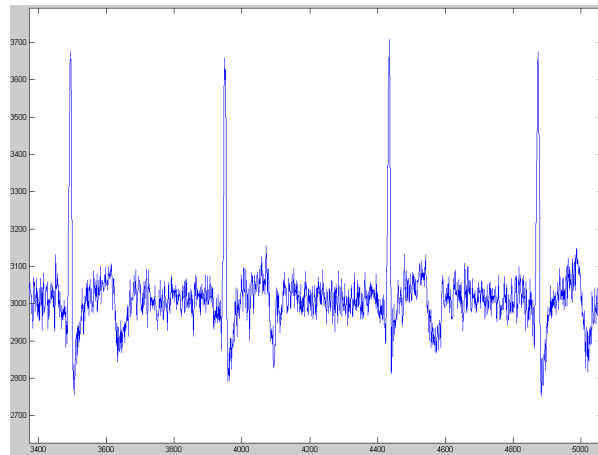


圖 30 經系統轉換後之 12bits 未濾波心電圖

第四章 心電圖於可攜式儀器上之生醫訊號處理

4.1 數位濾波器設計

由於要在可攜式儀器上即時偵測 QRS 複合波，複合波的中心頻率為 17Hz，所以設計一組針對 QRS 複合波的低通濾波器 25 Hz 和一高通濾波器 15 Hz 組成一帶通濾波器將 15 ~ 25 Hz 之間留下，如此便能強化 QRS 複合波，保留 QRS 複合波，並且把 T 波大幅減小 [11]。

低通濾波器之差分方程式：

$$y[n] = 2*y[n-1] + y[n-2] + x[n] - 2*x[n-13] + x[n-26] \quad \text{【式 12】}$$

由式 12 之差分方程式可以畫出低通濾波器的頻率響應圖，由頻率響應圖可以看出最高的頻率響應為 Y 軸：45dB，主要臨界頻率往下 3dB 後約為 Y：41.59dB，可以看到在頻率軸為 X：0.04883，計算結果如下。

$$\text{取樣頻率}(512) * 0.04883 = 25\text{Hz} \quad \text{【式 13】}$$

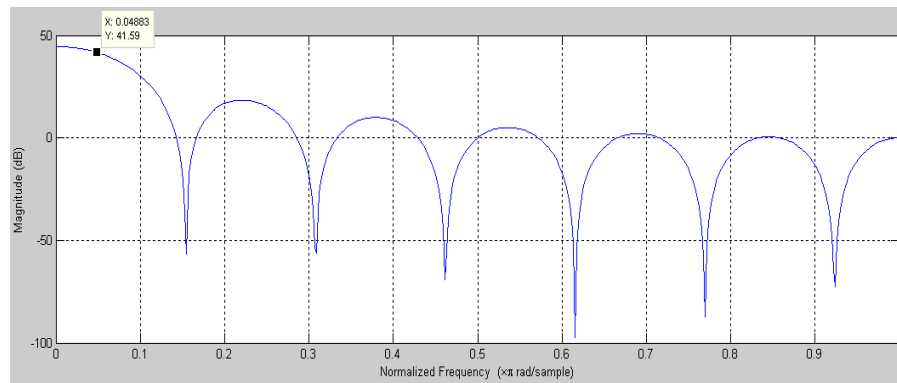


圖 31 低通濾波器以 Matlab 模擬所得頻率響應

高通濾波器之差分方程式：

$$y[n] = x[n-32] - 1/31[y[n-1] + x[n] - x[n-63]] \quad \text{【式 14】}$$

由【式 15】之差分方程式可以畫出高通濾波器的頻率響應圖，由頻率響應圖可以看出最高的頻率響應為 Y 軸：3.125dB，主要臨界頻率往下 3dB 後約為 Y：0.125dB，可以看到在頻率軸為 X：0.03，計算結果如下。

$$\text{取樣頻率}(512) * 0.03 = 15\text{Hz} \quad \text{【式 16】}$$

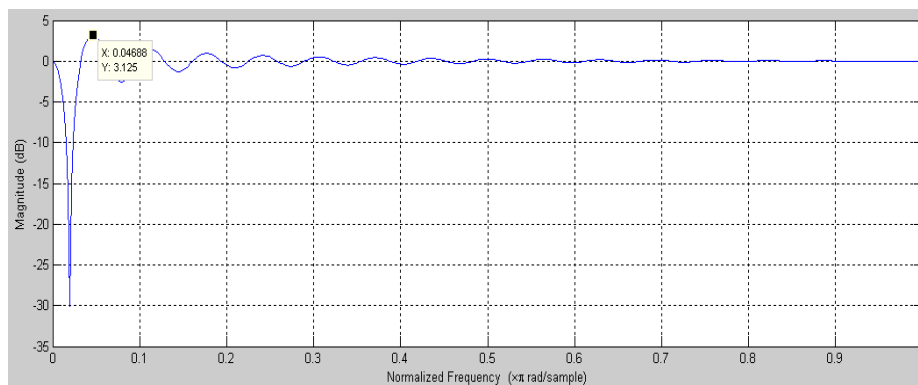


圖 32 高通濾波器以 Matlab 模擬所得頻率響應

4.2 Pan and Tompkins 方法偵測 QRS 波

心電圖的 QRS 偵測方法採用 Pan and Tompkins 方法偵測[3]，在系統上可以達到即時的效果，首先將心電圖訊號做特徵化處理，接著以計算閾值的方式，取得 R 波出現的位置及時間點，在偵測到 QRS 波以後其相鄰的 QRS 波即是心跳的周期，每個 R-R 間距組合成的時間序列就是心率變異的信號，可以由 R-R 間距予以倒數，並乘以 60，也可以得到每分鐘之心跳頻率，在本論文拿以上訊息做個人化運動曲線及卡路里消耗的計算。

4.2.1 即時心電圖訊號轉換成 QRS 特徵化流程

待硬體部分完成後，接下來要在 MSP430 即時系統中加入上述 Pan and Tompkins method 的 QRS 複合波演算法，經由此一演算法流程，可以取得明顯的 QRS 複合波。

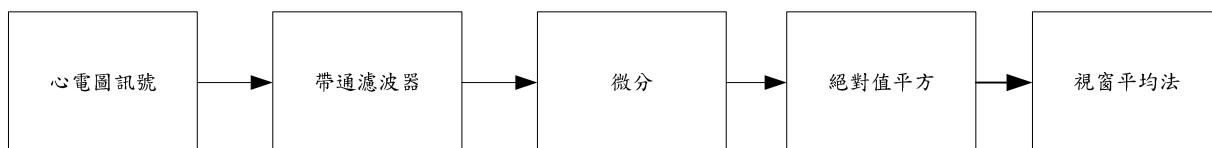


圖 33 QRS 特徵化流程

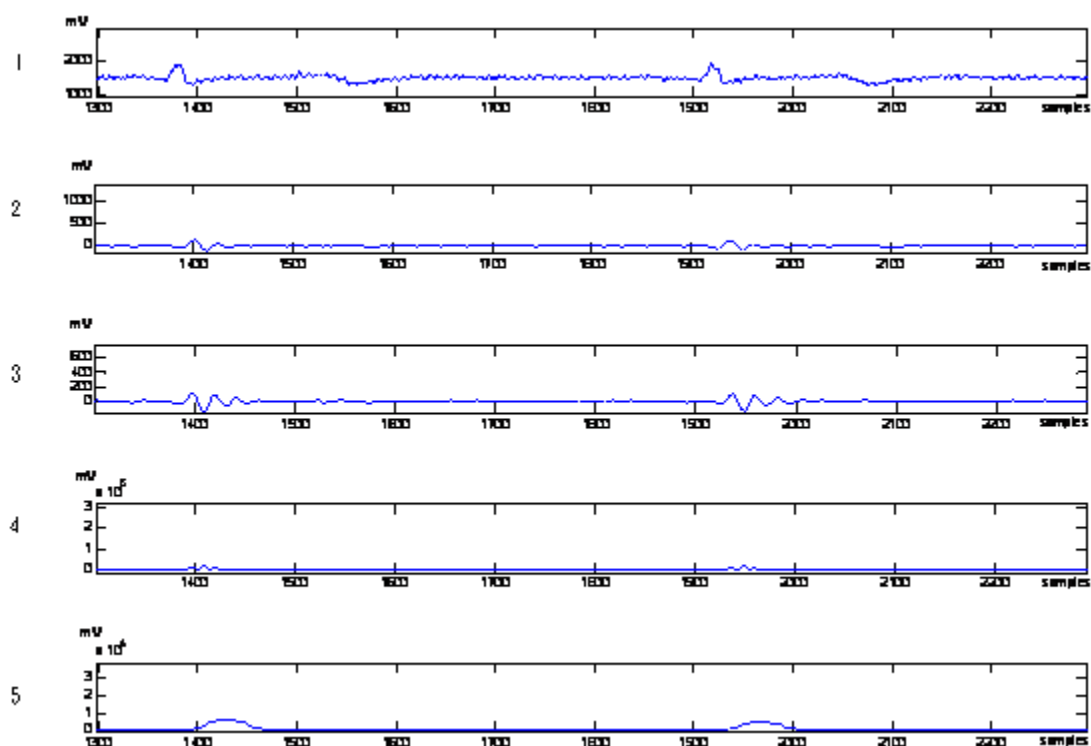


圖 34 QRS 特徵化訊號圖

其實行方式第一步先經過取樣得到未濾波心電圖訊號，第二步經過高通及低通濾波器組成的帶通濾波器以強化 QRS 複合波，第三步接著作微分運算，ECG 信號經過濾波之後，藉由微分器可將 QRS 複合波的特徵更加突顯出來，此時 R 波已可明確分辨出來，而相對的 P 波及 T 波則再次減小。第四步再將所得的心電圖作絕對值平方、第五步為經過視窗平均法將訊號特徵化(Smooth)，經過上述處理後會將心電圖訊號轉成類似方波的訊號。由於要做到即時的偵測 R 波，所以在每一個取樣時間(1/512 秒)，每次 Timer_A 中斷發生後，將轉換的取樣值送進偵測 QRS 複合波的演算法執行，看是否有大於閾值及是否要啟動偵測 QRS 複合波的動作。

4.2.2 以閾值偵測 QRS 波

由於前一段的方法已經將心電圖訊號轉為特徵化的 QRS 複合波，所以可以輕易的使用 Pan and Tompkins method 偵測到 QRS 複合波，一開始要先找出初始化的閾值，所以將第 700~1400

點的取樣點放入陣列中並搜尋最高的數值訊號，即可偵測到第一個 QRS 複合波。偵測完第一個 QRS 複合波後更新閾值等相關係數，然後會跳過 200 個取樣時間不做 QRS 複合波的偵測，因為生理的限制這段時間之內可能出現 R 波，跳過 200 個取樣點後會將即時取樣的訊號設為頂峰(PEAKI)，並與閾值比較，若小於閾值會在每次取樣時間再做比較，並更新閾值，若大於閾值會開始做 QRS 複合波的偵測，並更新式 16~18 等參數，達到動態偵測 R 波的目的，參數如下面三個公式。

$$SPKI=0.125*PEAKI+0.875*SPKI \quad \text{【式 17】}$$

$$NPKI=0.125*PEAKL+0.875*NPKI \quad \text{【式 18】}$$

$$THRESHOLD=NPKI+0.25*(SPKI-NPKI) \quad \text{【式 19】}$$

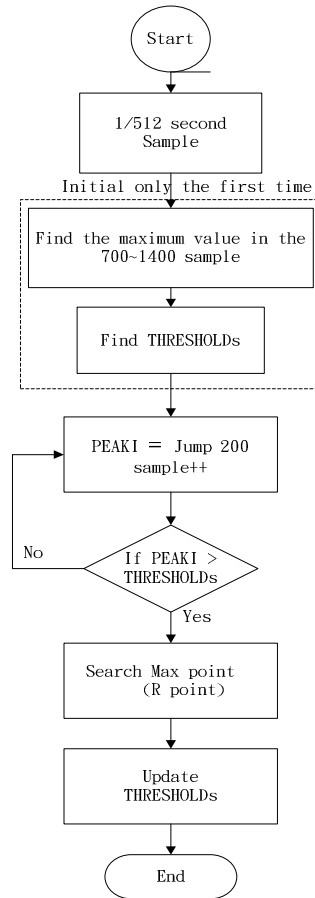


圖 35 偵測 R 波流程

4.3 類神經網路與微處理器在可攜式儀器實現心電圖生物辨識

類神經網路(Artificial Neural Network)在可攜式儀器的優點有：良好的快速分類或預測、再學習的功能，在可攜式儀器中有限的資源裡快速計算並有效率的解決問題，所以在準確率或分類結果上均表現良好。

4.3.1 類神經網路

類神經網路是指利用數學模式使電腦模仿生物神經網路的處理系統，以此架構可應用於辨識、預測、控制與決策，依據有無目標輸出值的學習過程，分為監督式(Supervised learning)與非監督式(Unsupervised learning)。本可攜式儀器之心電圖生物辨識方法是採用非監督式的類神經網路，應用 Micro SD 卡中所儲存的心電圖模版為心電圖之輸入處理單元的輸入值並搭配即時心電圖之輸入處理單元的輸入值，經過時間式(Temporal)之類神經網路後求出輸出處理單元。

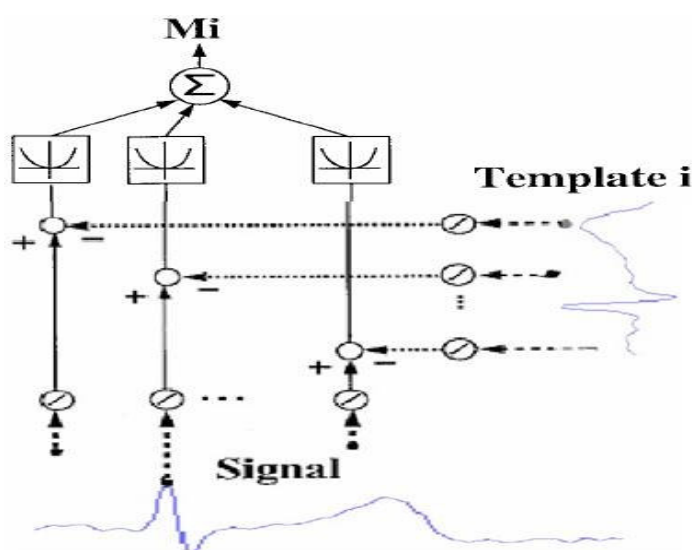


圖 36 模板配對和類神經網路辨識心電圖之流程[12]

圖 36 表示類神經網路架構，為 Chandra R. and Optican L.M.所設計，此 matched template filter(MTF)架構設計一 Template i 與雜訊(Signal)做比對，藉此濾除雜訊，由於效果良好，本論文中的心電圖便是採用此方法做為比對的演算法。其公式如下，設定 x^p 為使用者即時心電圖特徵和 x^q 表示為模板心電圖特徵向量相減，經過平方後再加總即可得到運算結果。

$$\phi(x^p, x^q) = \sum \|x^p - x^q\|^2 \quad \text{【式 20】}$$

4.3.2 可攜式之心電圖生物辨識方法與流程

將 Micor SD 卡儲存 12 bits 濾波後的心電圖資料，經由裁切後製作出一組個人化的心電圖模板，在檔案開頭的 A0 及 A1 兩個 bytes 會先存放心電圖訊號的總長度，A2 的欄位則存放 R 點的資料位置如圖 37，個人心電圖模板經過 212 編碼後，然後經檔案放置於 Micro SD 卡中。

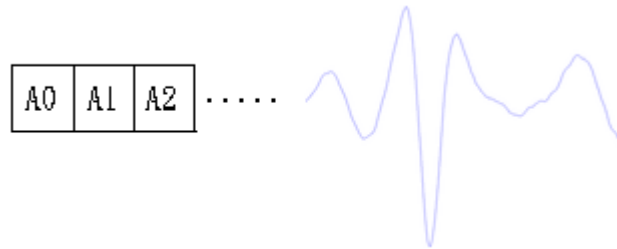


圖 37 心電圖模板存放方式

微控制器以 Micro SD 卡開啟心電圖模板檔案後會先處理 212 編碼的資料，其 8 bits 字元型態的訊號轉為 12 bits 的整數型態訊號，接著透過 Pan and Tompkins method 偵測 R 波，找到視窗平均法之訊號的頂峰位置後，必須由視窗平均法的頂峰位置往前推 100 點去尋找心電圖 R 波位置，因為視窗平均法的訊號與即時心電圖訊號會不同步，接著找到後將心電圖模板的 QRS 複合波位置與即時心電圖的 QRS 複合波位置相對，做類神經網路辨識之運算，若運算後數值在所設定的閾值內便會判定為使用者本人，系統便會啟動 Micro SD 卡之心電圖訊號儲存及藍芽無線通訊傳輸，若判定不是使用者將會重新比對，若比對五次皆未通過，將停止系統運作，並出現亮燈提示，須重新開機啟動才能再做比對。

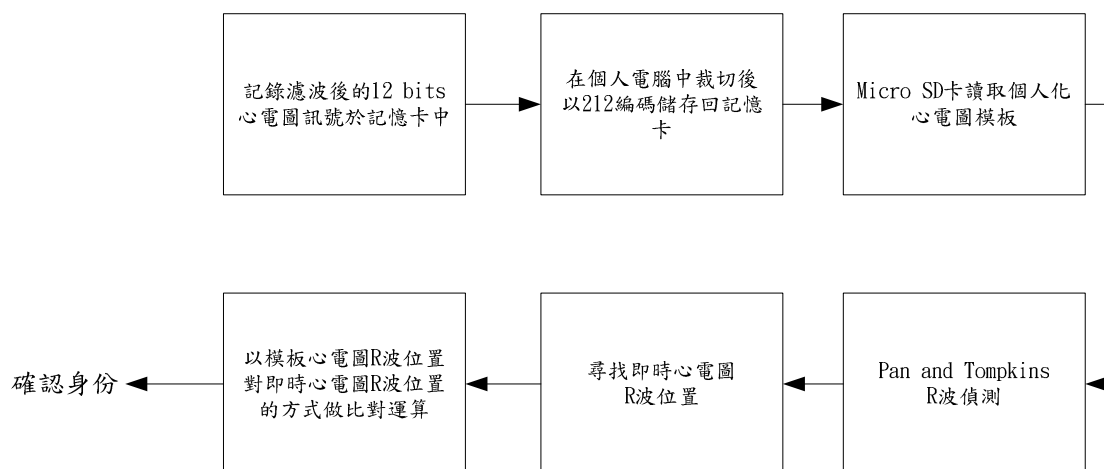


圖 38 心電圖生物辨識流程

第五章 研究結果與討論

本章節將展示實機並介紹各部分內部構造圖及心電圖測試畫面，並採用各種不同測試作為系統評估正確率的結果。

5.1 實機作品

由【圖 39】可了解此系統達到良好的可攜式，其長度僅 9cm、寬度 5cm，前面提到所有量測電路皆實作於系統中，左半部為 9V 電池、電極貼片黏貼處、藍芽晶片、SD 卡(目前 Micro SD 卡以外接方式達成，尚未整合到主電路板中)，右半邊為類比電路、RS-232 及 MSP430F1611 微控制器。

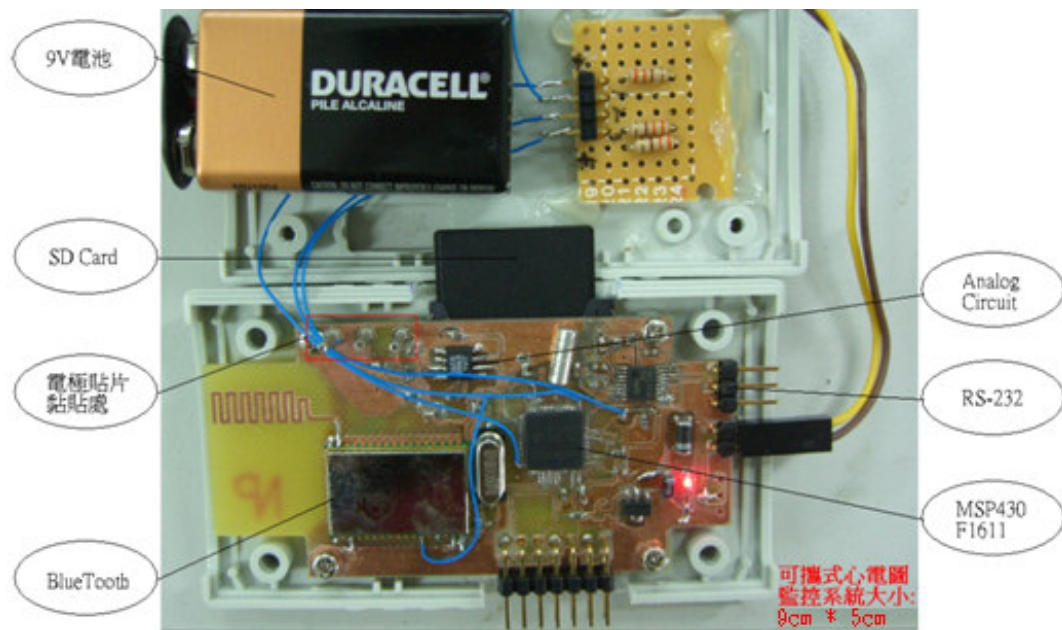


圖 39 可攜式心電圖監控系統內部構照圖

因為藍芽無線傳輸或 Micro SD 卡儲存之心電圖訊號要供研究使用，所以其訊號為原始未濾波的，保存心電圖較多的原始訊號，讓 PC 端研究者可做各式不同分析，藍芽無線傳輸傳送的是 8 bits 的心電圖訊號，其心電圖訊號如圖 40。Micro SD 卡儲存的是 12 bits 解析度的心電圖訊號，其心電圖訊號如圖 41。

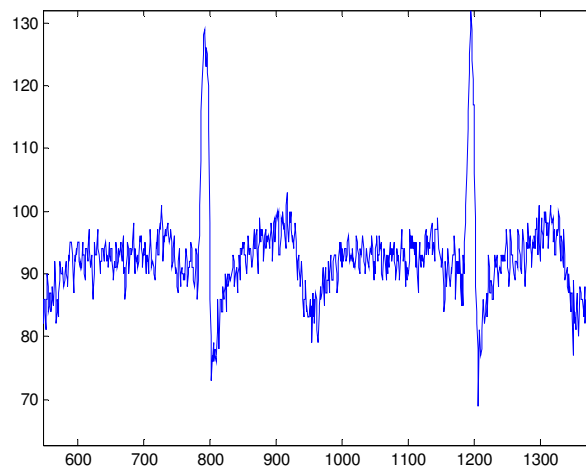


圖 40 8 bits 藍芽無線傳輸未濾波心電圖

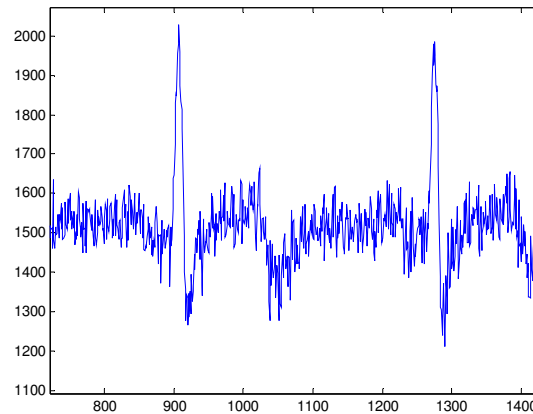


圖 41 12 bits Micro SD 卡未濾波心電圖

5.2 以仿生心電圖系統評估 R 波偵測之正確率 (Accuracy & Sensitivity)

由於要評估 QRS 複合波偵測的正確率，所以使用曹雅婷等[25]所設計的仿生心電圖系統做測試如圖 42，此系統可以調節每分鐘仿生心電圖出現的頻率高低、調整 P、QRS、T 波的振幅、50Hz 及 60Hz 的濾波器、SCD 的模擬等等，在開發可攜式儀器時，心電圖訊號擷取及分析，大多都是需要人體來作為樣本擷取，所以在可攜式儀器上的測試有了很大的幫助。評估測試次數為十次，每次測試時間為一分鐘，心電圖出現頻率由低往高慢慢增加，評量偵測到的 QRS 複合波與傳入的心電圖訊號數量是否正確。

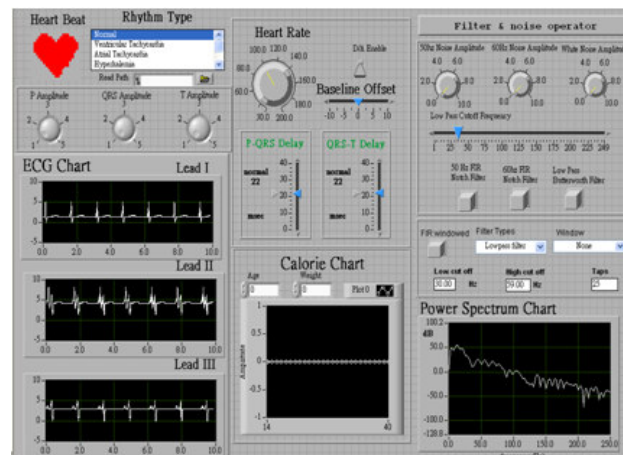


圖 42 仿生心電圖系統

由表 18 的測試顯示出十次測試的結果，在仿生心電圖系統中每分鐘發出心跳頻率為 36~127 次的心電圖訊號，以本系統能夠 100%順利偵測到，但頻率為 130 次以上的心電圖訊號會出現問題，發現是由於即時偵測程式時間延遲的關係，所以若頻率高於 130 次以上，進入偵測迴圈後會來不及處理完畢，改善方法擬於未來將程式優化後解決。

表 18 QRS 波偵測正確率

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
仿生心電圖	36	51	69	76	91	98	102	127	136	153
本系統 QRS 偵測	36	51	69	76	91	98	102	127	75	83
正確率	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	56%	54%

5.3 生物辨識系統評估

第一個測試是由 PC 端製作一組個人的心電圖模板，經由上述偵測 QRS 複合波過程後，與即時心電圖做比對運算，測試次數為十次，預設的閾值為數值 70000，比對後的結果如下，由於比較的數值是越低越好，所以可以得知若數值越低則即時心電圖與心電圖模板越相似，反之亦然，從表 19 可以得知僅有第七次的測試未通過比對，其餘皆通過比對，所以辨識率達到九成，是快速又準確的方法。

表 19 個人模板心電圖測試十次之結果

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
數值式【20】	35331	21319	42124	19252	68139	62490	109858	47894	59083	69080
有/無通過	通過	通過	通過	通過	通過	通過	未通過	通過	通過	通過

第二個測試是以相同的流程做比對，不同的是受試者為非心電圖模板的來源者，以十位非來源者測試是否能通過心電圖辨識，由表 20 可以看到十位受試者皆未能通過閾值 70000 分以下門檻的正確率高達 100%，所以在此可攜式心電圖監控系統中得知生物辨識演算法能達到一定良好效果。

表 20 十位非心電圖模板者之測試結果

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
數值式【20】	141639	240236	90136	430486	119828	379074	421959	140504	547534	338577
有/無通過	未通過	未通過	未通過	未通過	未通過	未通過	未通過	未通過	未通過	未通過

在心電圖生物辨識的評估上面，計算其敏感度（sensitivity）及特異度(specificity)，其個別代表意義如下：

- 真陽性(true positive, TP)：對使用者心電圖生物辨識結果判定為陽性（辨識結果正確的將使用者分類為通過辨識族群）。
- 真陰性(true negative, TN)：對非使用者心電圖生物辨識結果判定為陰性（辨識結果正確的將非使用者分類為未通過辨識族群）。
- 假陽性(false positive, FP)：對非使用者心電圖生物辨識結果判定為陽性（辨識結果錯誤的將非使用者分類為通過辨識族群）。
- 假陰性(false negative, FN)：對使用者心電圖生物辨識結果判定為陰性（辨識結果錯誤的將使用者分類為未通過辨識族群）。

表 21 contingency table

測試結果	True	False
Positive Result	TP = 9	FP = 0
Negative Result	FN = 1	TN = 10
Total	$= TP / (TP + FN)$ $= 9 / (9 + 1)$ $= 9 / 10 = 90\%$	$= TN / (FP + TN)$ $= 10 / (0 + 10)$ $= 10 / 10 = 100\%$

結果顯示得到的敏感度(sensitivity)為使用者本人並辨識通過的為 90%，特異度(specificity)為非使用者本人並未辨識通過的為 100%。

5.4 桌上型健康管理系統

由於可攜式心電圖監控系統可以計算出 R-R 間距，在使用時希望能達到促進健康的目的，所以在 Micro SD 卡存入心電圖訊號的同時，也即時的存入 R-R 間距，使用結束後將記憶卡拿到 PC 端做解碼後，先求得個人的心跳曲線，即可換算個人每日的卡路里消耗情況。

VO2 為身體組織每分鐘每公斤使用氧氣量，在人體內每公升氧氣約可產生五大卡熱量，千卡又叫做大卡，利用心跳推算出的耗氧量可以計算出卡路里，其卡路里就是熱量的計算單位，以下將針對耗氧量曲線圖及利用心跳推算熱量作簡介。

耗氧量曲線圖設計：

設計方法為先找出走路及跑步時心跳數，再以下列公式換算，即可得知對應的耗氧量，兩者皆找出心跳數後，可以畫出個人心跳與耗氧量曲線圖[13]。

安靜時耗氧量的公式為：

安靜時耗氧量(70 下心跳)：VO2 = 3.5 毫升/公斤/分 【式 21】

走路時耗氧量的公式為：

走路(自行找出心跳數)VO2 = 3.5 毫升/公斤/分 + 速度(公尺/分)* 0.1

速度為走路 4000 公尺/總運動時間(分) = X 公尺/分 【式 22】

跑步時耗氧量的公式為：

跑步(自行找出心跳數)VO2 = 3.5 毫升/公斤/分 + 速度(公尺/分) * 0.2

速度為跑步 4000 公尺/總運動時間(分) = X 公尺/分 【式 23】

將以上的 X 帶入速度(公尺/分)後可以推出其他點的數據，個人心跳及耗氧量曲線圖即可繪出，例子如下：

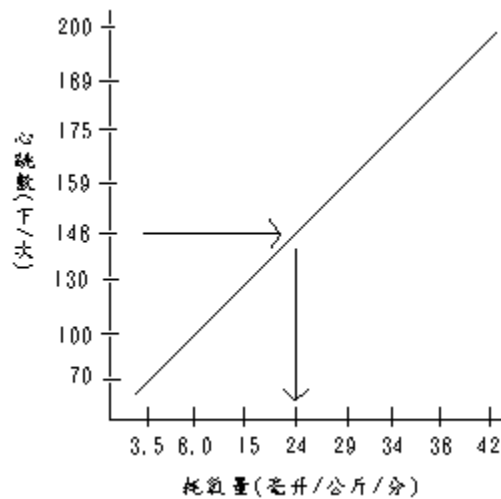


圖 43 個人心跳與耗氧量曲線圖[13]

有了以上的個人心跳與耗氧量曲線圖後，利用 Micro SD 卡中儲存的每分鐘 R-R 間距，可以推算出卡路里，若第一分鐘的 R-R 間距為 70 個，則對應到個人心跳與耗氧量曲線圖得到為 3.5 毫升/公斤/分，此時帶入公式，其公式如下：

3.5 毫升/公斤/分 * 體重(公斤) * 1 分鐘 / 1000 * 5 = X 【式 24】

此後每分鐘的心跳數就對照圖 43 的曲線圖做計算，將每分鐘的訊號計算後累加，即可得到一日個人卡路里熱量消耗值，透過此計算了解運動量是否足夠。藉由【式 20、21、22、23】可以推出其他心跳對照耗氧量的數值，個人心跳及耗氧量曲線圖即可繪出，有了以上的個人心跳與耗氧量曲線圖後，利用 Micro SD 卡中儲存的每分鐘 R-R 間距，經由圖 44 將心電圖及

R-R 間距使用 212 解碼，視窗程式會分別繪出心電圖及 R-R 間距，輸入個人之體重後，即可計算出使用此系統的配戴時間內所耗費的卡路里。

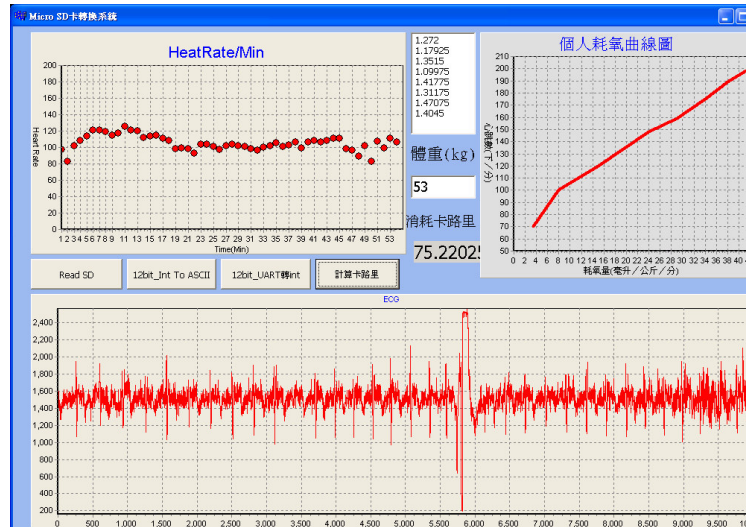


圖 44 PC 端卡路里計算及 212 解碼編碼軟體

5.5 研究討論

根據系統的實驗結果，可以知道藉由此監控系統能夠得到高達 12 bits 解析度的心電圖訊號，醫護或研究人員可以在居家或病房以本系統即時量測心電圖，擺脫以往需依靠大型儀器才能量測的負擔，透過藍芽無線通訊可以在居家或病房等地方，不需依賴連接線即可傳輸到 PC 端觀察心電圖訊號。

許多的心臟病或心血管疾病需要長時間觀察才能得知病情，所以使用 Micro SD 卡儲存心電圖訊號，錄製完成心電圖後可拔離可攜式儀器，透過讀卡機即可讀取訊號，其輕便小巧在攜帶上也無負擔。

生物辨識採用心電圖本身的訊號做比對，達到個人化的可攜式心電圖監控系統，可由此預防他人使用或誤用該系統，開機後也僅需數秒即可辨識完畢。偵測 QRS 複合波的方法，能夠在本系統中即時的運作，可以將 R-R 間距儲存在 Micro SD 卡中，藉由 R-R 間距推導出個人的運動曲線及卡路里消耗，達到監控運動情況的效果，以維護心血管健康。

第六章 研究結論與其限制之探討

- 1.本系統可以記錄 24 小時以上的心電圖訊號，達到霍特(Holter)心電圖的目的，對於未來的分析及研究有很好的幫助。
- 2.心電圖訊號採用 Micro SD 卡做儲存，為目前最小的記憶卡，讓本系統的體積能更加縮小，使用上更加方便，搭配 FAT16 檔案格式可以將資料以文件檔(.txt) 的方式儲存，可隨身攜帶並隨時開啟，不需搭配可攜式儀器作輸出。
3. 目前無線傳輸距離仍不夠遠，超過 10 公尺則會有明顯的雜訊干擾或無法連線，所以如果要在室內皆能傳輸的話，則需要更改傳送功率較大與較高接收靈敏度的無線模組。
- 4.由 QRS 即時偵測的方法，換算每分鐘心跳，推算準確的卡路里計算，可以得知每天的消耗量，達到運動健康的目的，以維護個人健康。

第七章 未來發展

目前本系統已經將許多零件最小化，但是例如藍芽模組功能比較多所以體積較大或電路板的空間利用未妥善，所以若能再縮小體積、重量會更加方便，在其他模組上若能增加液晶顯示及互動按鈕，在心電圖生物辨識的過程中或心電圖訊號儲存在 Micro SD 卡及 R-R 間距的計算等等，若能提供更多的即時資訊，在使用上會更加方便。

雖然已有心電圖生物辨識、即時偵測 R 波等方法設計於可攜式即時心電圖監控系統，但仍有許多功能可以加入，例如：心率變異(HRV)及致死型心臟病(SCD)的演算法，未來若都加入以後，再搭配無線網路的急救發送或警告，相信可以成為一個完整的可攜式心電圖監控系統。

由於目前只有採用 Lead I 的單通道儲存，未來希望能增加多通道儲存，並搭配血壓、體溫等多項生理訊號，相信能更有效的監控運動狀況及心臟病之病徵。

參考文獻

- [1] Jing Bai, Yonghong Zhang, Delin Shen, Lingfeng Wen, Chuxiong Ding, Zijing Cui, Fenghua Tian, Bo Yu, Bing Dai, Jupeng Zhong, “A Portable ECG and Blood Pressure Telemonitoring System”, *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE, July- Aug. 1999
- [2] MSP430F14x Family User's Guide, Texas Instruments, 2006
- [3] JIAPU PAN, WILLIS J. TOMPKINS, “A Real-Time QRS Detection Algorithm”, *SENIOR MEMBER, IEEE*, 1985, VOL. BME-32, NO. 3, p230-236.
- [4] Sung-Nien Yu and Jen-Chieh cheng “A Wireless physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2005, p2203-2206
- [5] Daniel Lucani, Giancarlo Cataldo, Julio Cruz, Sara Wong “A portable ECG monitoring device with Bluetooth and Holter capabilities for telemedicine applications”, *Engineering in Medicine and Biology*, 2006, p5244-5247
- [6] Yu, S.-N. and Cheng, J.-C. (2005), “A Wireless Physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies”, *Proc. 27th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Sep. 1-4, 2005, Shanghai, China. (EI)
- [7] K. Grauer, A Practical Guide to ECG Interpretation, Mosby-Year Book, INC.
- [8] DARFON. Bluetooth Module Data Sheet, 2005
- [9] F. Foust, “Application Note Secure Digital Card Interface for the MSP430”, 2004
- [10] Allan Evans, “Application Note Fat16 Interface for MSP430”, 2004
- [11] Willis J. Tompkins, “BIOMEDICAL DIGITAL SIGNAL PROCESSING”, 2000, p245-261.
- [12] Chandra R. and Optican L.M., “Detection, classification, and superposition resolution of action potentials in multiunit single channel recordings by an on-line real-time neural network,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 44: 403–412, May 1997.
- [13] American College of Sport Medicine (2000). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (6th ed). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- [14] “95 年國人十大死因”, 衛生署全球資訊網, <http://www.doh.gov.tw/>.

- [15] 秋艷芬,“簡易心電圖讀本”,華杏出版社,1996
- [16] 吳炯男,“可攜式無線生理訊號量測系統之實現”,南台科技大學電機工程研究所碩士學位論文,2004.
- [17] 黃天守、陳清輝“基本心電圖判讀”,眾文圖書股份有限公司
- [18] 古偉裕,“臨床心電圖入門”,合記圖書出版社,2005
- [19] 呂嘉陞,“心電圖學必備”,合記圖書出版社,2001
- [20] 謝文哲、吳賢財、林榮三編著,“省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務”。
- [21] 謝景棠、謝廣霖、洪國銘、吳家榮,基於混合訊號處理的嵌入式霍特心電圖機設計,龍華科技大學學報第 19 期,2005 年 9 月。
- [22] 魏儀方,“SD 控制晶片之資料傳輸模組設計”,淡江大學電機工程學系碩士在職專班碩士論文,2004
- [23] 陳逸修,“數位加密記憶卡控制晶片之測試平台設計”,淡江大學電機工程學系碩士在職專班,2003
- [24] 紀進鴻,“四通道生理訊號儲存與回讀系統”,中原大學電機工程學系碩士學位論文,2001
- [25] 曹雅婷,柯東阜,林宗興,何宗穎,"仿生心電圖模擬器的開發與實務".