

# 私立中原大學 醫學工程學系 碩士學位論文

建構無線傳輸與網際網路之居家看護系統

Development of Home-care System Using  
RF Transceiver and Internet



指導教授：徐良育 博士

研 究 生：涂清源

中華民國九十一年七月十八日

# 摘要

鑑於台灣人口結構趨於高齡化之現象，老人居家安養成為社會即將面臨的一項難題。對於居家老人而言，定期往返醫療單位之例行檢查工作，不但造成舟車勞頓之苦，同時對於突發狀況，無法即時獲得諮詢與評估。因此若能發展一套活用於居家環境之看護系統，即可提供完善與便捷之醫療服務，充分運用現有之醫療資源。

本研究所研發之居家看護系統，主要包含生理訊號擷取、無線傳輸、訊號處理、資料庫建立與網路傳輸等方面。在生理訊號擷取方面，利用電極取得心電圖訊號，經由增益為 570 倍的放大與截止頻寬為 0.5 ~ 100Hz 之濾波處理，以獲得完整之訊號波形。另一方面，利用 MSP430F148 微控制器與 TRF6900 射頻收發器構成無線傳輸與數位轉換模組。將訊號作類比/數位轉換後，即可包裝為資料封包，由射頻收發器於高頻頻帶傳送；接收端亦用相同通訊協定收集傳送封包，並且透過 RS232 介面傳輸至個人電腦進行分析、處理與儲存之工作。在個人電腦中，除了繪製接收之生理訊號波形，並且針對訊號作特徵化處理，計算生理參數，以評估受測者生理狀況。受測過程之同時，亦可建立網路連結，利用 winsock 應用程式與遠端伺服器建立通道，進行訊號之傳送。待資料接收與處理完畢後，隨即儲存檔案於 Access 資料庫中，作為長期生理狀況之記錄與追蹤。

實驗結果方面，在無線傳輸效能評估上，於有效距離 7 公尺內可達 100% 之正確率，封包遺失率則為 6.83%，傳輸率亦可達 38400 bps，提供精確可信之即時傳輸。然而，實驗結果發現訓練序列長度與封包遺失率及採樣率成反比；若減短訓練序列長度則產生封包遺失率提高之情況，此現象可於後續發展的系統中利用外部 A/D 加以改善。評估

網路傳輸方面，傳輸速率為 0.5 Kbps，傳輸正確率亦可達 98.99%，滿足網路可信度之要求。目前系統之網路傳輸率過低，對於即時性之目標仍有一段差距，為系統未來需探討與修訂之處。

關鍵詞：居家看護、微控制器、射頻收發器、網路傳輸



# Abstract

Due to the increase of aging population in Taiwan, taking care of elderly will become a social problem we will face in the coming century. The routine medical checkups not only cause weariness for elderly to make the trip but also cannot provide real-time consultation and medical assessment. Thus, a home-care system is proposed to provide monitoring service in order to take full advantage of existing medical resource.

In this study, the proposed system consists of signal acquisition, radio frequency (RF) transmission, signal processing, internet communication and database modules. The ECG signal is amplified and filtered in the signal acquisition module. The total gain of ECG amplifier is 570 and the filter bandwidth is from 0.5 to 100 Hz. The RF transmission module is consist of MSP430F148 micro-controller and TRF6900 RF transceiver. The bio-signal is digitized by the built-in analog-to-digital converter (ADC) in the micro-controller and organized into a data package. As soon as the package is established, it is sent by the transceiver using the high-frequency band. On the receiver side, it utilizes the same communication protocol to extract signals from the received package. Data is then passed to the personal computer (PC) through the RS232 interface, on the receiving side, for signal processing, analysis and storage. In addition to waveforms display, the PC processes the acquired signals and obtains biological parameters such as heart rate for evaluating user's physical condition. At the same time, the application program on the PC can establish internet connection with the remote server in the hospital. After processing, data is saved in the Access database for long-term physical condition monitoring.

The results indicate that the effective range of the RF transmission

module is 7 meters with accuracy of 100%. In this range, the package missing rate is 6.83% and the transmission rate is 38400bps. This demonstrates that the RF module can provide reliable real-time transmission. However, it is found that the length of training sequence during package transmission is inverse proportional to signal sampling rate and package missing rate. The shorter the training sequence is the higher the package missing rate is. The trade-off between package missing rate and sampling rate can be resolved by external ADC in the future. The results of internet transmission evaluation indicate that the transmission rate is 0.5 kbps with 98.99% accuracy which is satisfactory for a reliable internet transmission. However, the transmission rate is too low for real-time purpose. Thus, it is necessary to increase the transmission rate in the future.

Keywords : home-care, micro-controller, transceiver, internet transmission

# 謝誌

承蒙 徐老師良育於學生就讀中原大學期間提供了課業與研究上之悉心指導，以及生活中給予亦師亦友般的照顧，樹立了學生良好之學習典範，令學生受益匪淺。在此，致上最真摯的謝意，給我最敬愛的老師。

此外，感謝實驗室學長 維倫、建宇、榮雯、明曄等人的照顧與提攜，同窗 志遠、丕鈞、智勝在課業上的砥礪與生活上的陪伴，學弟妹 翌群、佳豪、靜宜、漱蓁、昀諭、遠彬、子樺、而康、冠茹、峰碩、威志等人在研究上提供的協助，使我在求學階段中生活更加的充實。

最後，要將我努力的成果獻給我最親愛的父母、家人，感謝他們無私的付出與支持。以及，感謝妹妹在身旁的關心與鼓勵，由於她的照顧，使我更能全心致力於課業。由衷感謝身邊的每個人，謝謝你們陪伴著我走過這一段日子。

涂清源 筆

2002.7.18

# 目錄

摘要	
Abstract	
謝誌	
目錄	
圖表索引	
圖索引	
表索引	XI
第一章 緒論	1
1-1 前言	1
1-2 目的	2
1-3 論文架構	3
第二章 研究背景與原理	4
2-1 文獻回顧	4
2-2 生理背景簡介	7
2-2.1 心電圖簡介	7
2-3 微控制器	9
2-4 發展環境與工具程式	13
2-5 射頻收發器	15
2-6 電腦網路通訊	19
第三章 系統架構與方法	22
3-1 實驗設計	23
3-2 系統硬體架構	24
3-2.1 心電圖訊號擷取放大及濾波線路	25
3-2.2 無線傳輸模組	26
3-2.3 電源供應模組	30

3-3 系統軟體架構	31
3-3.1 無線傳輸模組之控制	33
3-3.2 心電圖訊號處理	38
3-3.3 資料庫建立	40
3-3.4 網路連線建立	41
第四章 實驗結果與討論	43
4-1 硬體測試結果	43
4-1.1 心電圖訊號擷取模組	43
4-1.2 無線傳輸模組	45
4-1.3 電源供應模組	48
4-1.4 系統整合	49
4-2 軟體測試結果	52
4-2.1 RS232 介面/用戶端程式與伺服端程式測試結果	53
4-2.2 心電圖訊號處理程式測試結果	58
4-2.3 資料庫程式測試結果	60
4-3 討論	62
第五章 結論與未來展望	65
參考文獻	67
附錄 A 無線傳輸模組控制程式之部分整理	69
附錄 B 系統各個模組之設計電路圖	72
附錄 C 網路傳輸之測試樣本	76



# 圖表索引

## 圖索引

圖 2-1 Koichi Shimizu 學者研發之類比通訊系統之基本架構圖	4
圖 2-2 Koichi Shimizu 學者研發之數位通訊系統之基本架構圖	5
圖 2-3 Alfredo I. Hernandez 等學者研發之架構於網際網路之心電圖即時傳輸 系統中訊號擷取模組之基本架構圖	6
圖 2-4 Alfredo I. Hernandez 等學者研發之系統整體架構圖	6
圖 2-5 心臟之傳導系統	8
圖 2-6 12 導程位置圖	9
圖 2-7 心電圖波形	9
圖 2-8 12-Bits 類比/數位轉換器之功能方塊圖	11
圖 2-9 MSP430 微控制器記憶體配置圖	12
圖 2-10 MSP430 微控制器程式發展流程圖	14
圖 2-11 TRF6900 單晶片射頻收發器功能方塊圖	16
圖 2-12 DDS 功能方塊圖	17
圖 2-13 TRF6900 串列介面之功能流程圖	18
圖 2-14 MSP430 與 TRF6900 介面之系統方塊流程圖	19
圖 2-15 Internet Protocol 通訊協定	20
圖 2-16 標準 API 介面方塊圖	21
圖 3-1 居家照護系統之方塊圖	22
圖 3-2 居家照護系統傳送端與接收端之方塊圖	22
圖 3-3 系統發展之概要流程圖	23
圖 3-4 INA128 功能腳位圖	25
圖 3-5 心電圖擷取放大及濾波之方塊圖	26
圖 3-6 MSP430F148 微控制系統方塊圖	27
圖 3-7 LTC1386 之內部架構圖	28
圖 3-8 TRF6900 射頻收發器線路圖	29
圖 3-9 電源供應方塊圖	30

圖 3-10 傳輸模組傳送端之系統流程圖	31
圖 3-11 傳輸模組接收端之系統流程圖	32
圖 3-12 PC 端之系統軟體流程圖	32
圖 3-13 發射模組之系統初始化程式流程圖	33
圖 3-14 資料傳送之程式流程圖	35
圖 3-15 接收模組之系統初始化程式流程圖	36
圖 3-16 資料接收之程式流程圖	37
圖 3-17 QRS 波特徵化處理程序流程圖	38
圖 3-18 心電圖訊號特徵化示意圖	39
圖 3-19 C++ Builder 與 Access 資料庫連結之方塊圖	40
圖 3-20 伺服端程式開發流程圖	42
圖 3-21 用戶端程式開發流程圖	42
圖 4-1 INA128 增益測試曲線	44
圖 4-2 帶通濾波電路之頻率響應特性	44
圖 4-3 加法器之簡易測試圖	45
圖 4-4 原始訊號與接收訊號示意圖	48
圖 4-5 心電圖訊號擷取模組之實體測試結果	49
圖 4-6 無線傳輸模組之實體測試結果	50
圖 4-7 系統外觀與部分線路特寫示意圖	52
圖 4-8 RS232 介面/用戶端程式之使用者介面示意圖	54
圖 4-9 用戶端與伺服端連線建立示意圖	56
圖 4-10 伺服端程式接收資料之示意圖	56
圖 4-11 網路用戶端與伺服端資料之示意圖	57
圖 4-12 三種不同型態的心電圖訊號與特徵化處理結果	59
圖 4-13 資料庫管理介面	61
圖 4-14 資料庫檔案之波形顯示圖	61
圖 B-1 儀表放大與濾波處理線路圖	72
圖 B-2 加法電路線路圖	72
圖 B-3 電源供應線路之配線圖	73
圖 B-4 MSP430 微控制器與週邊線路圖	74

圖 B-5 JTAG 之線路圖	75
圖 C-1 網路測試樣本之示意圖	78



## 表索引

表 4-1 三種不同 training sequence 在不同距離下實際測試所得之正確率	46
表 4-2 三種不同 training sequence 在不同距離下實際測試所得之遺失率	46
表 4-3 網路連結之測試評估	57
表 A-1 Transmit Module Initialization	69
表 A-2 Receive Module Initialization	70
表 A-3 Data Reception Initialization	71



# 第一章 緒論

## 1-1 前言

台灣地區人口由於國民平均壽命延長，人口年齡結構逐漸趨於高齡化，根據衛生署網站資料公布，65 歲以上人口於民國 85 年為 169 萬人，預計於民國 125 年將增加至 557 萬人；以佔總人口之比例計算，亦將由民國 85 年之 7.86%增加至民國 125 年之 21.53%。

鑒於台灣人口結構趨於高齡化之現象，老人居家安養成為社會需要面對的一大問題；若是處理得善，便能節省社會成本，使社會資源得以充分利用。因此，居家生理監視系統便成為當今醫學工程上一個重要的課題。對於居家老人而言，透過居家照護系統之協助，不僅可以節省往返醫療院所之通勤時間，減少舟車奔波之苦；也可提供即時性之診斷與醫療詢問，建立良好之評估與溝通管道；並且藉由資料庫作適當之儲存，以作日後診斷或是教學之依據，以掌握長期生理狀況與追蹤是否有潛伏性病因，作事前預防之準備。

以往，因無線通訊技術不甚發達，居家照護系統需架構於個人電腦(PC)上，搭配生理訊號擷取模組取得受測者資料[1]。因此對於使用者而言，在有限硬體之條件下，不單單是侷限了系統實際之應用範圍，造成在居家環境中僅能在裝設 PC 之區域才可使用；對於實際之居家情況而言，在考量受測者移動性之條件下，更是無法落實長時間監控之目的。

近年來，由於短距無線傳輸技術的蓬勃發展，如 HomeRF、Bluetooth、紅外線及 IEEE802.11 等，拓展了居家照護系統之應用範圍。在採用 HomeRF 無線傳輸標準之居家照護系統[2]中，藉由可攜式之生理訊號擷取模組，搭配著無線傳輸模組，受測者即可在居家環境

下進行活動式生理監控，大大地增加了系統之實用價值與使用效能。而在利用紅外線傳輸標準之系統中[3]，藉由 IrDA 通訊協定之特性，資料在傳送過程具有錯誤偵測(error detection)與重新傳送機制(retransmission)之功能，因此對於資料正確性上提供相當之可信度，以確保診斷無誤；然而，紅外線通訊具有傳送夾角的限制，且無法穿透屏障進行傳輸，於是在系統需求的考量上，無法實際應用於居家環境中。

於是，建構一套結合無線傳輸技術與網際網路架構之居家照護系統，打破以往僅能在醫療院所接收諮詢、治療及癒後觀察之舊有觀念，落實醫療服務於個人居家住所，為本研究主要發展之目的。

## 1-2 目的

本研究主要在於建構一可攜式之居家照護系統，搭配自行設計之無線傳輸裝置與現有之網際網路架構，作為受測者與醫護人員溝通之媒介。利用微控制器控制之 HomeRF 傳輸模組，將生理訊號擷取模組取得之多頻道生理參數，如心電圖、血壓訊號等等，傳送至 PC 端。在 PC 端部分，負責處理、分析及儲存接收之訊號，並且於訊號處理過程中，若發生計算之參數值超過預設評估範圍，立即開啟網路連線作為建立與遠端醫護單位聯繫之管道，進行資料傳送以提供醫護人員診斷及評估之依據。在網路連結部分，採用主從式架構(server/client architecture)作為雙方之通訊協定。以 PC 端為用戶端，遠端醫療單位為伺服器端。當網路連線建立後，除了用戶端傳送資料至伺服器端外，伺服器端同時也可以發送參數設定指令至用戶端更改訊號擷取模組之設定參數，如訊號採樣率、類比/數位轉換器(AD converter)之解析度 等等，選擇最合適之方式進行處理。

於是，建構無線傳輸與網際網路之居家照護系統，符合高效能、低成本、低功率消耗、可攜性及即時傳輸之需求，為本系統研發之最終目的。

### 1-3 論文架構

本論文共分為五章，分別是緒論、研究背景與原理、系統架構與方法、結果與討論、結論與未來展望。

第一章為簡介整個研究的動機與目的；第二章則根據近年來相關研究作一整理，並針對本研究運用之理論背景加以說明，包括心電圖的生理背景、微控制器與射頻收發器的理論架構，以及網際網路的通訊協定；第三章旨在闡述本研究之實現過程，包括了訊號擷取、硬體與軟體等三大部分；第四章為實驗結果呈現與討論，並針對研究過程或系統缺失提出改善之方案；第六章為論文總結，並且評估未來發展的可行性。

## 第二章 研究背景與原理

### 2-1 文獻回顧

居家照護系統的崛起源自於遠距醫療的發展，根據過去文獻顯示，已有許多專家學者投注於此醫療領域的開發；然而，礙於當時通訊技術的限制，造成遠距醫療的進展仍受到侷限而無法有所突破。

近年來，在通訊技術急速發展之帶動下，遠距醫療已逐漸達到成熟之階段，於是開啟了遠距醫療嶄新之全貌。

1999 年，Koichi Shimizu 學者採用類比通訊與數位通訊作為遠距醫療系統之核心，進而分析與評估兩系統之優劣[4]。在類比通訊系統中，發射端利用心電圖(ECG)擷取模組取得受測者訊號，繼而透過頻率調變(frequency modulation)裝置將低頻(very low frequency)生理訊號載至中頻(medium frequency)頻帶，接著利用傳輸模組將其調變訊號載至高頻(ultra high frequency)頻帶傳送，即完成資料傳輸機制；接收端中，首先利用既有之中繼站接收發射訊號，並透過電話網路之連線方式傳至遠端醫療中心。而在遠端醫療中心部分，採用解調機制即可還原為原生理訊號。圖 2-1 為類比通訊系統之基本架構圖。

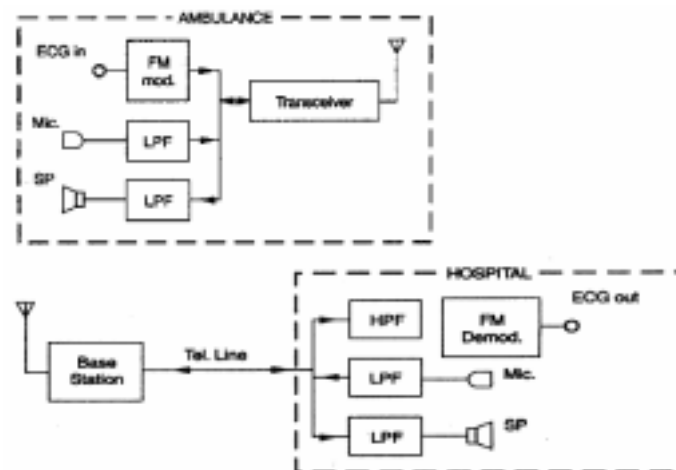


圖 2-1，Koichi Shimizu 學者研發之類比通訊系統之基本架構圖[4]



在數位通訊系統部分，系統架構與類比通訊系統之差異點，在於取得之心電圖資料是經由類比/數位轉換，使得受測者之生理訊號改以數位形式呈現。在個人電腦(PC)中，除了接收轉換後的數位訊號外，同時也利用數據機(modem)連結至行動式電話，進行資料數據通訊。圖 2-2 為數位通訊系統之基本架構圖。

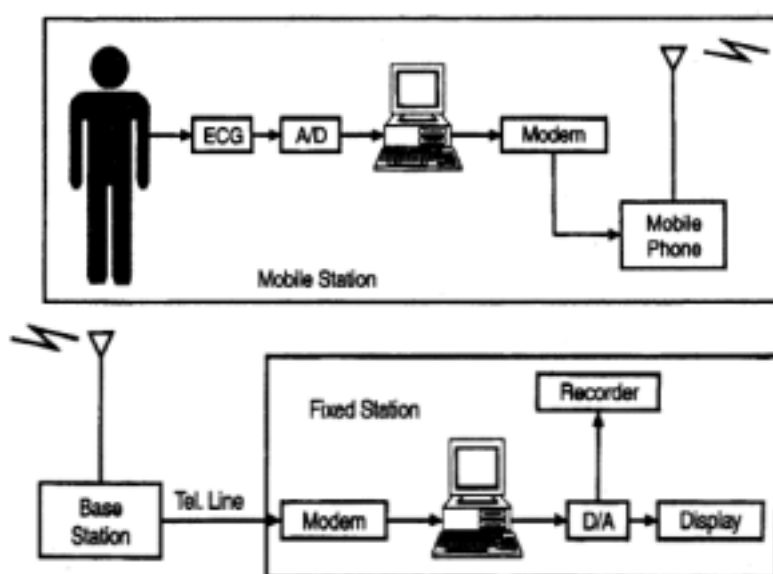


圖 2-2 , Koichi Shimizu 學者研發之數位通訊系統之基本架構圖[4]

2001 年，Alfredo I. Hernandez 等學者研發一套架構於網際網路之心電圖即時傳輸(real-time transmission)系統[5]。在系統前端部分，即訊號擷取部分，為利用單晶片控制之可攜式模組。在單晶片控制部分，其作用除了與個人電腦溝通外，也可根據 PC 端回傳之訊號決定訊號擷取之採樣率與類比數位/轉換器之解析度。圖 2-3 為訊號擷取模組之基本架構圖。

在網際網路之通訊協定部分，考量個人資料安全性及多個使用者同時存取之條件下，則採用主從式網路(client/server network)之設計。透過標準之 TCP/IP 通訊協定，用戶端與伺服器端建立連線後，

即可根據通道連結傳遞訊息與資料;亦即使用者利用撥接式網路，即可與遠端醫護中心建立連線，即時傳送生理參數以供醫護人員進行診斷與儲存。圖 2-4 為系統之整體架構圖。

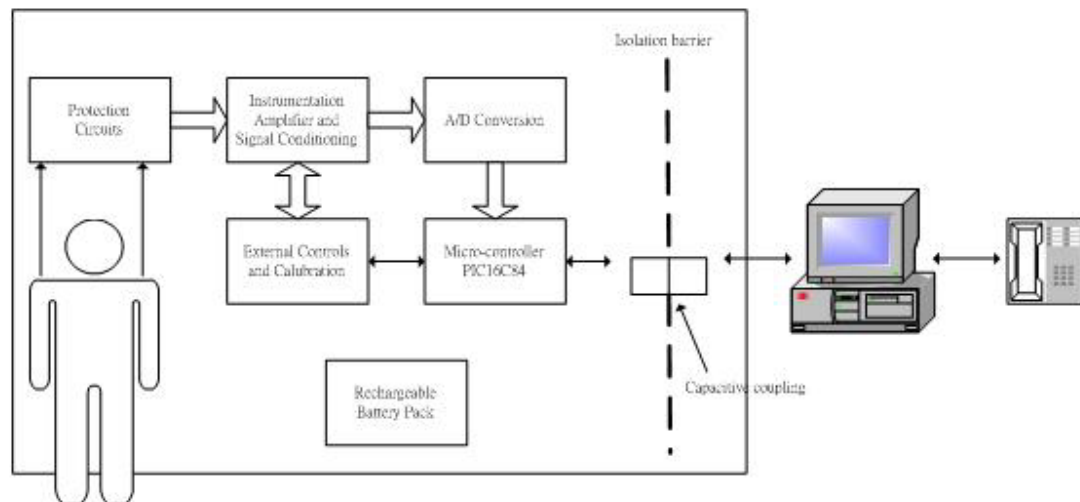


圖 2-3 , Alfredo I. Hernandez 等學者研發之架構於網際網路之心電圖即時傳輸系統中訊號擷取模組之基本架構圖

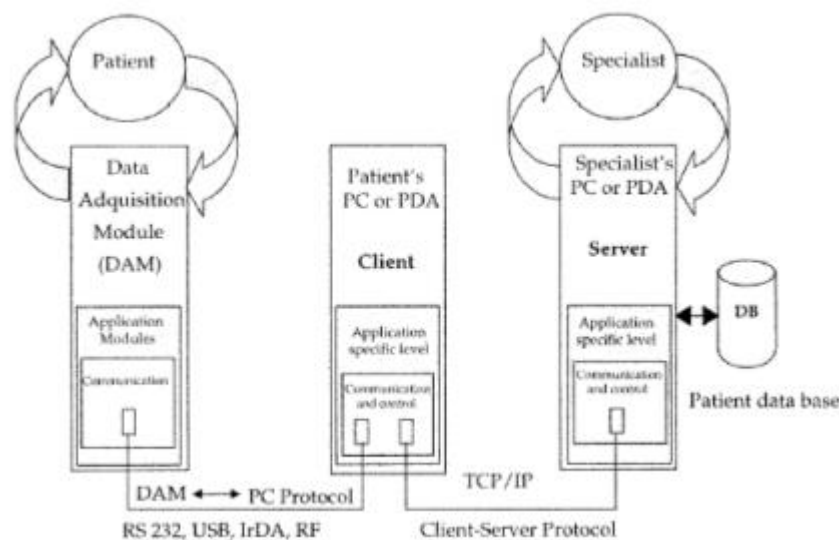


圖 2-4 , Alfredo I. Hernandez 等學者研發之系統整體架構圖[5]

至今，仍有許多研究探討遠距醫療之未來發展，且在通訊技術持續帶動下，將逐一描繪出遠距醫療之藍圖，提供更完善且有效率之醫

療服務。

## 2-2 生理背景簡介

在目前居家看護系統之應用部分，一般用於傳送心電圖(ECG)與血壓(blood pressure)訊號，提供遠端醫護人員作診斷與紀錄之依據。在此章節中將簡述心電圖與血壓訊號之生理背景。

### 2-2.1 心電圖簡介

心臟的傳導系統主要包括有竇房結(SA node)、房室結(AV node)、希氏束(bundle of His)、左右束枝(right and left branches)及浦金氏纖維(Purkinje fibers)，其分布位置如圖 2-5 所示[6]。正常心臟的整個傳導路徑如下：由竇房結接受中樞神經的節律訊號後，經結間路徑(internodal pathways)傳入房室結，並引發心房收縮；在正常情況下，在房室結約延遲 0.07 ~ 0.12 秒後，即迅速傳到希氏束，再傳到左、右束枝，最後經浦金氏纖維傳入心室各處肌肉，造成心室收縮，如此即完成一個心收縮週期[6,7,20]。

心電圖在為體表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)：其中包括三個標準導程(standard leads) I、II、III，三個加壓導程(augmented leads) aVR、aVL、aVF 及六個胸導程(chest leads) V1、V2、V3、V4、V5、V6，其各導程相關位置如圖 2-6[8]。標準導程及加壓導程代表心臟之額平面(frontal view)電位；胸導程代表心臟之水平面(horizontal view)電位。

隨著竇房結衝動所引起的一連串動作電位(action potential)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 波等如圖 2-7 所示。其中 P 波代表心房去極化，QRS 綜合波代表心室去極化，T 波代表心室再極化，PR 間期(interval)代表左右心房去極化和去極化波傳導到心室的時間，QT 間期代表左右心室去極化和再極化時間，而 ST 間段(segment)則為心電圖上對心肌梗塞極敏感之指標。因各波形皆與心臟之電氣特性有直接關係，因此可擷取心電圖特徵值來診斷心臟疾病[6、7]。

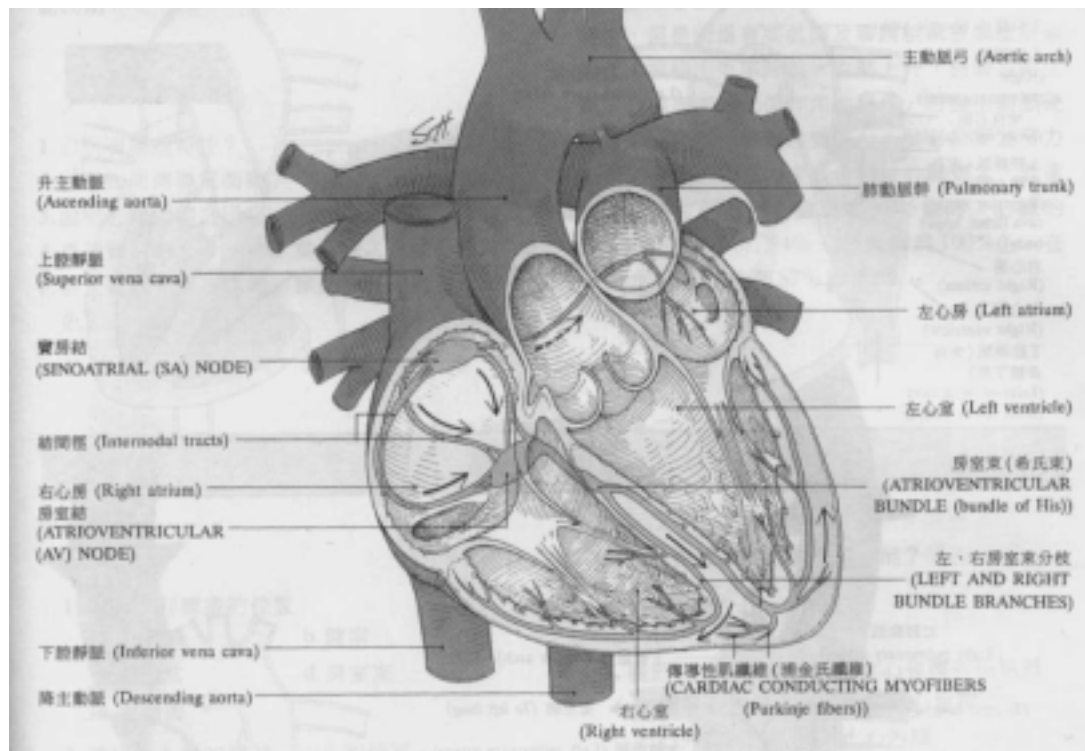


圖 2-5，心臟之傳導系統[6]；主要包括竇房結、房室結、希氏束、左右束枝及浦金氏纖維

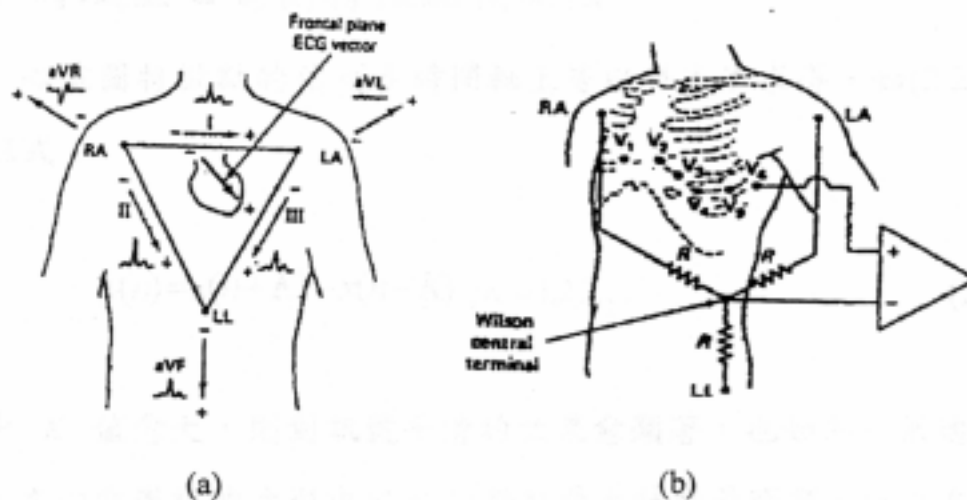


圖 2-6, 12 導程位置圖 (a) 肢導圖 (b) 胸導圖 [6]

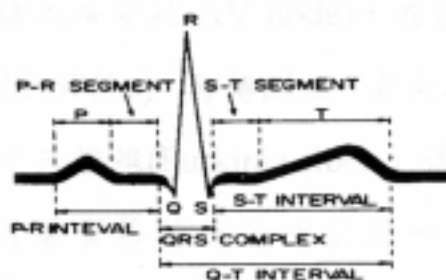


圖 2-7, 心電圖波形主要有 P 波、QRS 波以及 T 波[6]

心電圖是醫師診斷心臟疾病時重要且不可缺少的工具，由於心電圖各波形之形狀及其間隔皆與心臟之電氣特性有直接的關係，因此藉由這些波形之特徵即可診斷心臟節率及電氣傳導等疾病，包括心跳過快、過慢、心率不整（cardiac arrhythmias）等疾病。心電圖的正確與否，影響著醫師決策上之判斷，所以心電圖訊號擷取的正確性成為了醫護人員相當重視的課題。

## 2-3 微控制器

由德州儀器 (TI) 公司所出產的 MSP430 系列為一組超低功率

(ultra-low-power)的微控制器(micro-controller, MCU), 具備 16 位元之精簡指令集(RISC)結構、16 位元之 CPU 暫存器(CPU-integrated register)與常數產生器(constant generator), 可達最大之編碼效能(code efficiency), 以及匯流排採用 non-Neumann 結構, 因此所有記憶體與週邊電路皆在同一個定址空間內。在數位控制振盪器(digital controlled oscillator, DCO)的支援下, 僅需耗費小於 6 微秒( $\mu\text{s}$ )之時間即可將低功率消耗模式(low-power mode)喚醒至活動模式(active mode)。工作時脈設定上, 除了可利用晶片內建 DCO 外, 亦可由外部振盪源與設定硬體腳位提供。而在外部振盪源部分, 可自由搭配一或兩組振盪器, 用於選擇不同頻率之工作時脈以有效率地管理電源效能, 並且可根據不同週邊裝置供給不同之工作頻率。同時, MSP430 微控制器中設計了鎖相迴路-PLL, 即可選擇其本工作頻率為除 1、除 2、除 4 或除 8 模式, 且大部分指令僅需一個指令週期即可完成, 其速度最高可達 8MIPS(million instructions per second)。

在 CPU(central processing unit)核心部分, 包含了 16 位元的運算邏輯單元(arithmetic logic unit)、16 個工作暫存器以及指令控制單元(instruction control unit), 搭配 51 個精簡指令與 7 種定址模式, 作為系統程式的發展。

此外, 在 MSP430F148 微控制器中, 內建有 12-bits 之類比/數位轉換器, 採樣速率可高達 200K-sps(sampling per second), 提供不同的組態規劃與最佳化設定。此類比/數位轉換器共有八個通道, 提供外部訊號輸入與轉換, 並且包括可程式化取樣、保持(sample-and-hold)功能與內建電阻電容振盪器。在採樣時序設計上, 除了可利用內部振盪器外, 亦可選擇以外部振盪器輸入及決定除

頻與否，作為類比/數位轉換之工作頻率，以確保取樣率(sampling rate)之精確性。而在參考電壓部分，內部提供 1.5V 與 2.5V 之可程式化電壓準位，同時也可以選擇外部電壓源作為 A/D 轉換器之參考電壓。圖 2-8 即為類比/數位轉換器之功能方塊圖。

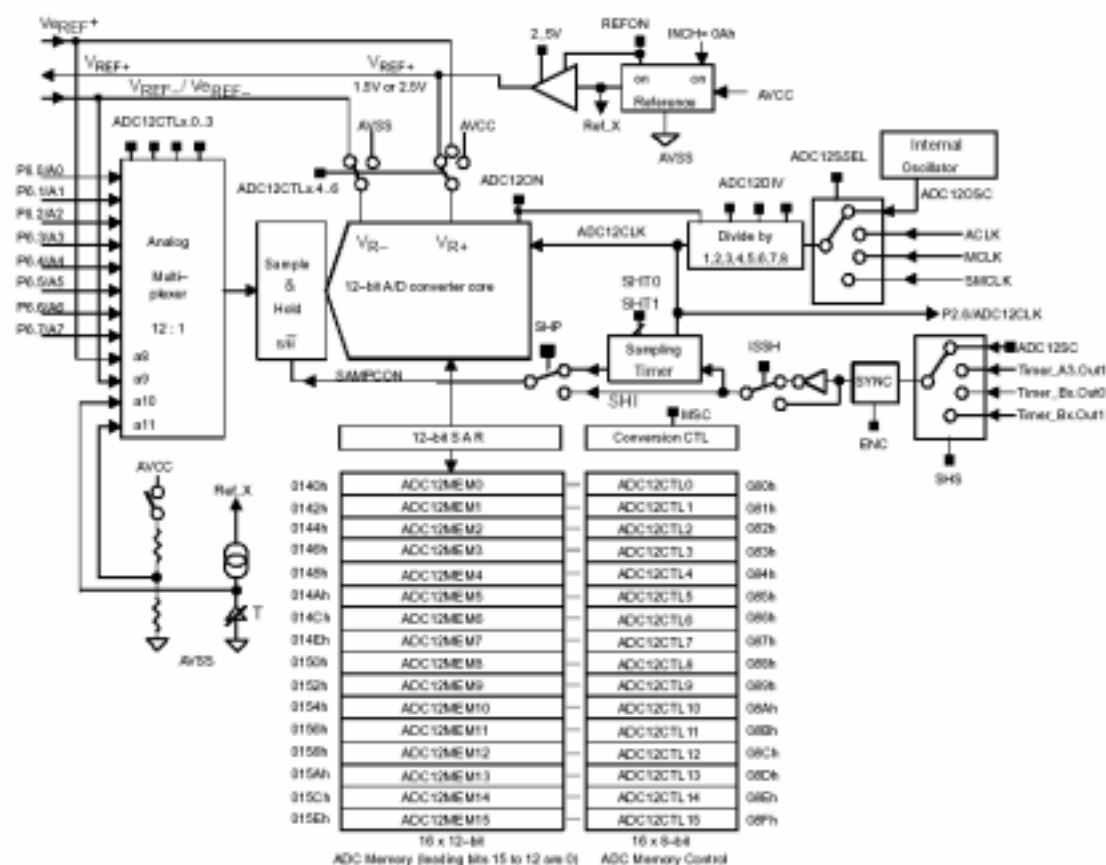


圖 2-8，12-Bits 類比/數位轉換器之功能方塊圖[9]

此轉換器提供四種操作模式：單一頻道之單次轉換(single-channel, single-conversion)、單一頻道之連續轉換(single-channel, repeated-conversion)、多重頻道之單次轉換(sequence-of-channels, single-conversion)與多重頻道之連續轉換(sequence-of-channels, repeated-conversion)，根據其操作模式即可進行不同之應用。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；且各個暫存器皆有獨立之組態規劃與控制暫存器，允許系統設計者選擇輸入通道與決定參考電壓，以增加系統發展之彈性。

由於 MSP430 微控制器本身為 non-Neumann 架構，其所有記憶體位置，如 ROM、RAM 或是週邊模組等等，皆映射至同一定址區塊，即圖 2-9 所示。而可定址之記憶體空間為 64KB。而在 F148 系列之微控制器部分中，其記憶體配置為 48KB+256B 的 flash memory 與 2K 的 RAM。在 flash memory 中分為 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(program memory)；而 RAM 則作為資料記憶體(data memory)之用。

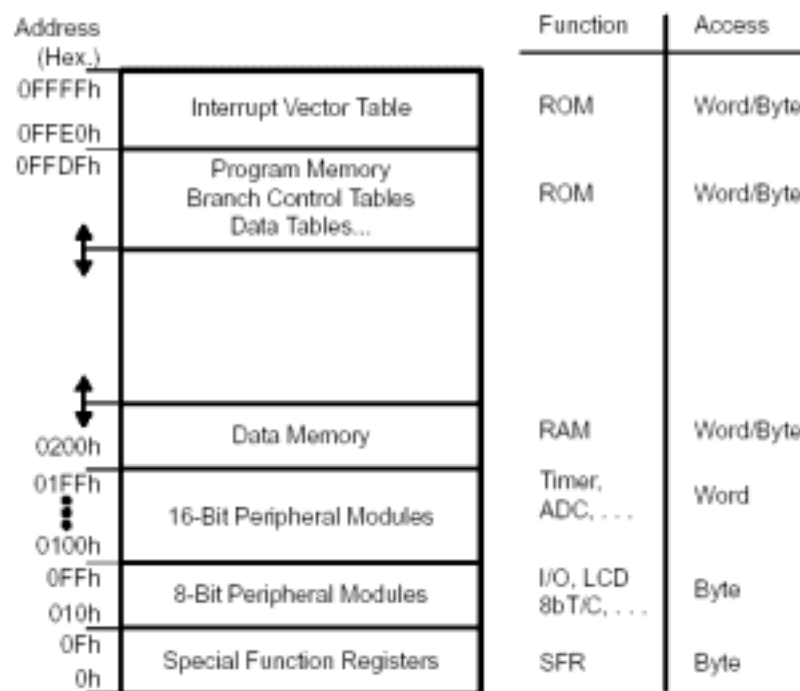


圖 2-9，MSP430 微控制器記憶體配置圖[9]

MSP430 微控制器可廣泛地使用於儀錶、可攜式監視器及其他低耗能之應用產品，其低耗能功率，僅需一顆電池搭配其設計，即可供



應儀錶應用產品運作長達十年之久。

而新增之內建快閃記憶體(flash memory)功能，縮短產品開發的時間、快速且輕易地重新設計程式或進行升級，甚至具備低耗能之優點，使得 MSP430 微控制器系列產品的應用範圍更趨近完善。應用方案包括多重計時器(timer)、硬體乘法器(hardware multiplier)、捕捉/比對暫存器(capture/compare register)、類比/數位轉換器(A/D converter)、LCD 驅動器以及輸入/輸出介面等等。

在居家看護系統低成本、低耗能及高效率之要求下，採用 MSP430 微控制器作為系統核心，將可符合其設計需求，達至可攜式裝置之目的。有鑑於此，本研究將應用 MSP430 微控制器來實現建構於無線傳輸與網際網路之居家照護系統，並作為提供系統發展與整合之主要核心。

## 2-4 發展環境與工具程式

本系統選用德州儀器公司所生產的 MSP430F148 微控制器作為系統核心，該系列的微控制器具備多種程式開發工具，如 FLASH Emulation Tool (FET)、Evaluation Kits、C-Compiler 與 Emulator... 等等工具。而 FET，除了提供系統設計者在短暫時間內昇級、下載、執行並除錯其程式碼，更為德州儀器公司自行研發之發展工具，具備使用方便及價格低廉之優點，因此適用於本系統之程式開發，作為發展之主要工具。

在 FET 中，附有提供組合語言之組譯、除錯、模擬、燒錄等完整的開發環境，另外也有限制檔案大小 2K 的 C 語言開發環境。其主要功能分為三大部分：整合的開發環境(IAR embedded workbench)、完整的模擬功能(C-SPY Simulator)與程式寫錄的功能(JTAG port

Flash program)。

在 IAR embedded workbench 開發環境中，允許程式設計者在同一環境作編輯(edit)，編譯/組譯(compiler/assembler)、連結(link)函式庫及除錯器(debugger)之整合式發展，並且支援所有 ANSI C 之資料型態及 8bits、16bits 及 32bits 全系列之 C 及 C++編譯器，使得以組合語言或是 C 語言撰寫之程式皆編譯成通用二進位制的物件格式檔(universal binary relocatable object files, UBROF)，最後再組譯並連結為一個可執行之物件檔案，完整的發展環境如圖 2-10 所示。

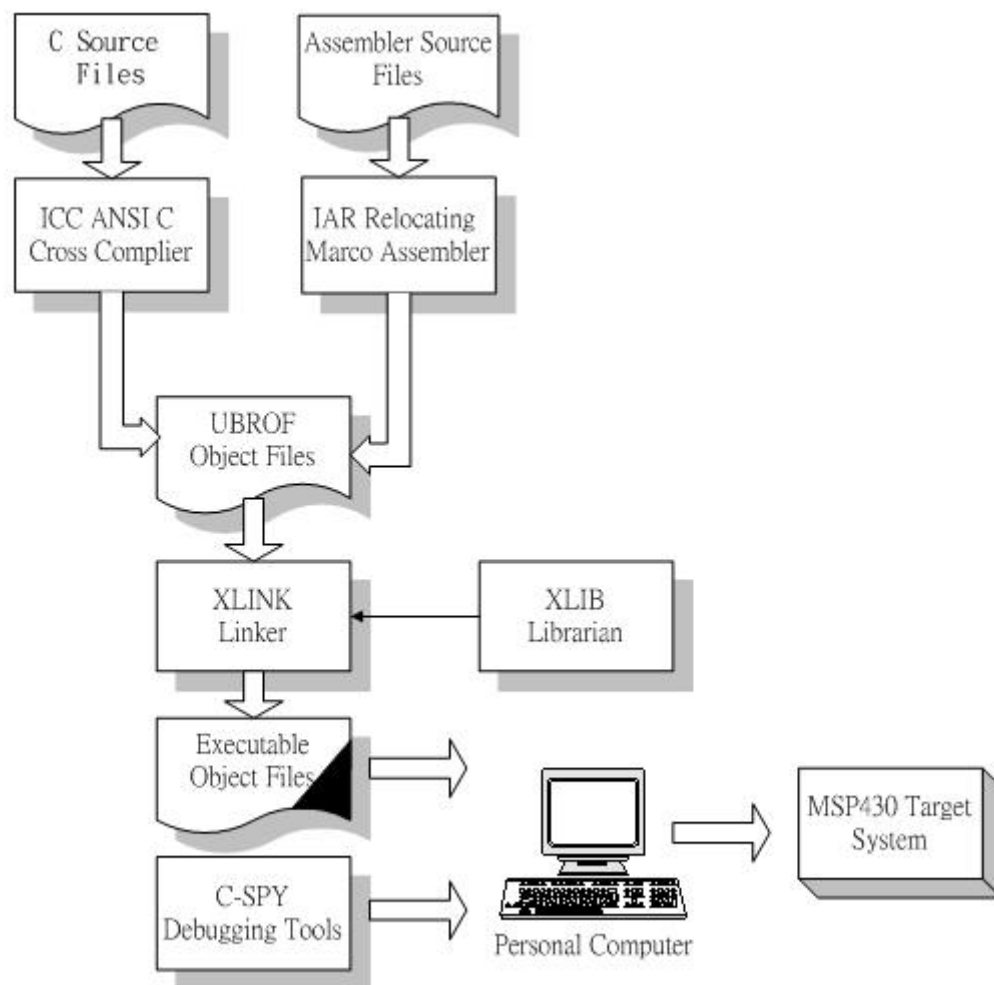


圖 2-10，MSP430 微控制器程式發展流程圖

而在 C-SPY 除錯器(debugger)中，透過模擬器(simulator)即可查看 MSP430 系列晶片內所有工作暫存區之內含值或是所有記憶體區內之資料，亦可在除錯環境中進行 I/O 軟體模擬及不限點數之中斷點(break point)設定，以用於檢查其程式功能是否完整及符合需求。

經過 C-SPY 模擬器除錯並發展完整之程式碼，即可透過 J-TAG 介面將程式寫錄於晶片內之 Flash memory 中，使之成為具備自我開機獨立運作功能的獨立系統，以符合可攜式的規格需求。

## 2.5 射頻收發器

在可攜式裝置之設計上，搭配德州儀器公司所生產的 TRF6900 單晶片射頻收發器(TRF6900 single-chip RF transceiver)作為短距離資料無線傳輸，即可建立可攜式裝置與個人電腦間之溝通橋樑。

TRF6900 為工作頻率介於 850MHz 至 950MHz 之間的射頻收發器，具有低功率消耗與抗干擾雜訊之特性，且傳輸頻帶符合 ISM(industrial, scientific, and medical)標準，因此適用於短距離之 RF 連結。在傳送/接收(transmit/receive)過程中，TRF6900 提供線性頻率調變(linear frequency modulation, FM)或是數位頻率移位調制(digital frequency shift keying, FSK)的操作模式；工作電壓範圍介於 2.2~3.6 伏特之間，輸出功率為 4.5dB，而傳輸之數據速率可高達 200Kbps(bits per second)。系統方塊圖如圖 2-11 所示。

在 TRF6900 射頻收發器中，提供兩種可程式化之操作模式，分別為 Mode0 與 Mode1 模式，負責切換不同設定模式，如傳送/接收、傳送頻率設定、接收頻率設定等等，而不需重新程式化裝置。對於各個功能方塊皆可以透過串列介面(serial interface)予以致能或是禁

能。而若依功能區分，則可以將 TRF6900 射頻收發器分為傳送裝置與接收裝置。

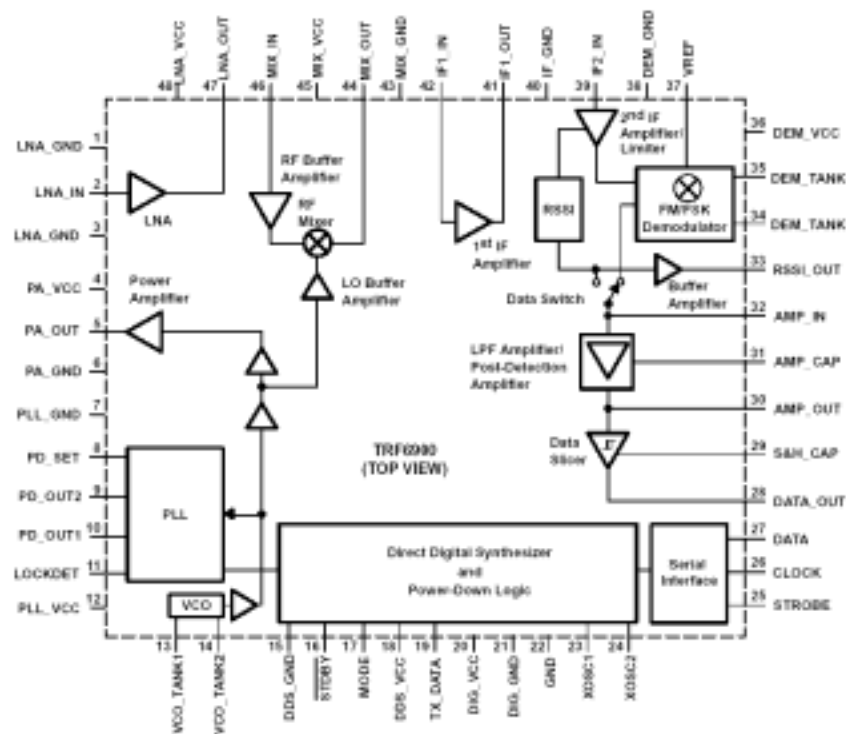


圖 2-11，TRF6900 單晶片射頻收發器功能方塊圖[10]

傳送裝置，包括了直接數位合成器 (direct digital synthesizer，DDS)、電壓控制振盪源 (voltage controlled oscillator)、鎖相迴路 (phase-locked loop) 與功率放大器 (power amplifier)。

在 DDS 部分，由輸入腳位 TX\_DATA 將資料存放於 DDS 頻率暫存器 (DDS frequency register)，透過參考頻率 (reference frequency) 決定頻率範圍、大小及精確度等等參數後，利用累加器 (accumulator) 使得合成輸出頻率成為參考頻率的數倍，接著透過數位/類比轉換器 (digital/analog converter，DAC)、正弦波 (sine shaper) 與低通濾波器，即可得到類比之輸出訊號。圖 2-12 即為 DDS 功能方塊圖。

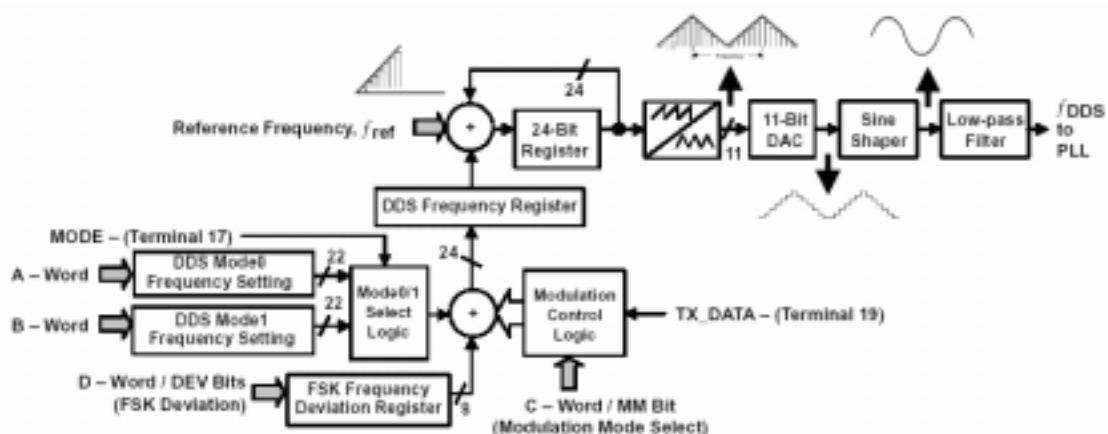


圖 2-12，DDS 功能方塊圖[10]

使用 DDS 驅動 PLL 的優點在於提供輸出頻率之精確度與高品質解析度，以及快速的切換時間。對於系統設計上，符合了簡單特性與經濟效益。最後由 PLL 輸出之訊號，透過可程式化之功率放大器選擇輸出功率層次，即可進行訊號發射以完成傳送之功能。

在接收裝置部分，包括了低雜訊放大器 (low-noise amplifier)、射頻混波器 (RF mixer)、第一級中頻放大器 (1<sup>st</sup> IF amplifier) 與第二級中頻放大器 (2<sup>nd</sup> IF amplifier)/限制器 (limiter)、接收信號強度指示器 (receiver signal strength indicator, RSSI)、FM/FSK 解調器 (FM/FSK demodulator)、低通濾波放大器 (LPF amplifier)/後端偵測放大器 (post-detection amplifier) 與資料分割器 (data slicer)。

在低雜訊放大器部分接收調變發射訊號，並且放大訊號增益。而射頻混波器則利用內建之 VCO 將接收訊號轉換成中頻訊號 (immediate frequency, IF)，並且透過外部陶瓷濾波器線路去除不必要之雜訊。由於 10.7MHz 濾波器會造成訊號衰減，於是第一級中頻放大器提供 7dB 之增益，作為訊號強度補償。在第二級中頻放大器部分，也提供了 80dB 之放大增益；而限制器則確保中頻訊號強度高於

32 $\mu$  V，以對應至 FM/FSK 解調器之輸入。中頻訊號解調部分可利用 RSSI 與 FM/FSK 解調器完成。RSSI 提供 on/off demodulation(00K)之解調方式；而 FM/FSK 解調器則採用線性 FM 與數位 FSK 解調步驟，作為訊號之還原。由於低通濾波放大器/後端偵測放大器之作用，相當於一階或是二階低通濾波器，因此可用於濾除雜訊，保持訊號完整。而資料分割器，即為一比較器，即可根據參考電壓與經過解調與低通濾波之中頻訊號作一比較，產生二進位邏輯準位訊號(binary logic level signal)，亦即 0 或是 1 之訊號，於 DATA\_OUT 之腳位輸出，完成接收機制。

在串列控制介面部分，TRF6900 射頻收發器具備四個暫存器：A-Latch 與 D-Latch 用於 Mode 0，而 B-Latch 與 C-Latch 則用於 Mode 1。在 A-Latch 與 B-Latch 部分中，根據不同操作模式，分別進行 DDS 之設定；而 C-Latch 以及 D-Latch，則作為控制 TRF6900 之設定暫存器。對於這四種暫存器的控制上，則是透過單向串列匯流排(unidirectional serial bus)，包括 CLOCK、DATA 與 STROBE 訊號，完成其程式化設定。圖 2-13 為串列介面之功能流程圖。

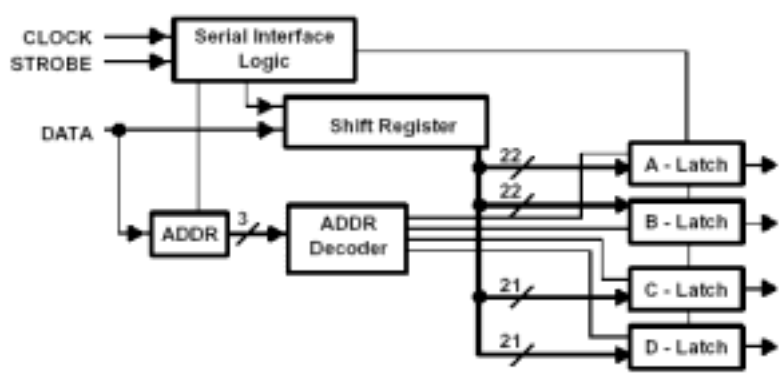


圖 2-13，TRF6900 串列介面之功能流程圖[10]

根據上述特性，TRF6900 可廣泛運用在可攜式儀表、追蹤與監視

系統或是可攜式的健康偵測設備等等之無線通信與控制系統，亦可應用在本系統之無線傳輸。

此外，TRF6900 單晶片射頻收發器也提供與 MSP430 微控制器之完全相容性。透過 MSP430 微控制器，即可針對 TRF6900 之串列控制儲存器進行程式化之動作，使得系統設計者能輕易地發展出一完整之可規劃方案，圖 2-14 即為 MSP430 微控制器與 TRF6900 射頻收發器介面之系統方塊流程圖。利用 MSP430 微控制器提供不同記憶體容量與週邊線路，TRF6900 單晶片射頻收發器則負責傳送與接收低功率之射頻訊號，不僅支援不同之無線通信應用，也可提供低成本、小體積、低電源消耗與方便使用之優點。於是，本系統將採用射頻/微控制器 (TRF6900/MSP430) 晶片組作為居家照護系統發展之主軸。

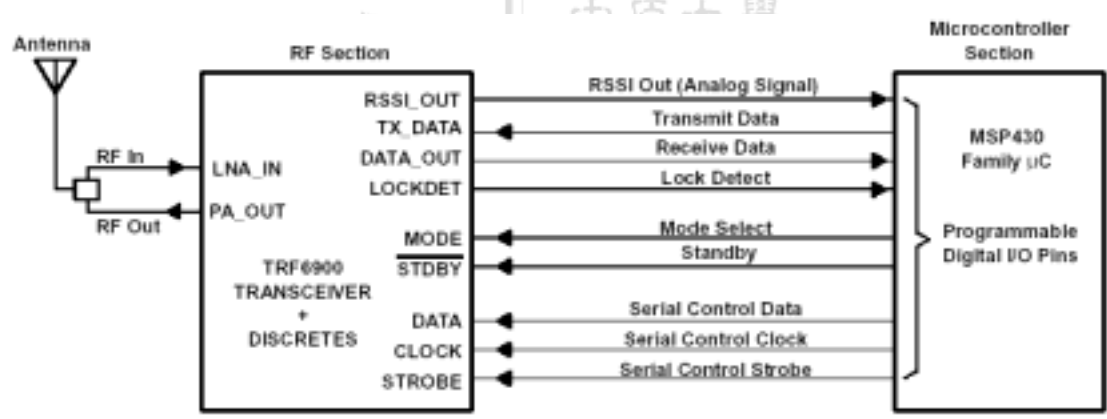


圖 2-14，MSP430 與 TRF6900 介面之系統方塊流程圖[10]

## 2.6 電腦網路通訊

### ．TCP/IP 通訊協定

在制定網路通訊標準上，ISO(international standardization organization)發表了 OSI Model(open systems interconnection Model)，以此為網路設計、連線標準及準則。OSI 模型共分為 7 層，

每一層均包括不同的網路裝置(device)或是網路協定(protocol)，並且皆提供相關服務給其鄰接上層。以 internet protocol 為例，如圖 2-15 所示，每一層皆有相對應的軟體與通訊協定，以完成各層之特定功能。

在電腦傳輸資料的方式上提供了兩種不同的方式：分別為 TCP(transmission control protocol) 以及 UDP(user datagram protocol)，兩者分別因應資料傳遞的不同需求而提供不同的方式。在 TCP 部分，為一連結式的通訊協定(connection based protocol)。主要目的為提供大量資料傳遞並確保其傳遞無誤，因此提供錯誤偵測、資料復原及資料重送等機制。在 TCP 傳遞資料前，會先在主機間，如伺服器端和用戶端，建立通訊連結，依據此通訊連結，資料可在電腦間相互傳遞。

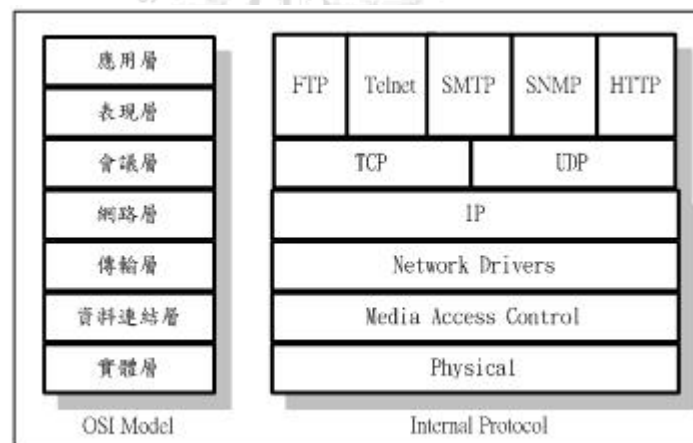


圖 2-15，Internet Protocol 通訊協定

UDP 為一非連結式的通訊制定(connectionless protocol)。主要目的在處理傳遞少量資料，僅需設定電腦間的 IP 與使用相同的 port，則可以不用建立連結而進行傳遞訊息，因此 UDP 只提供單向的資料傳遞。而 UDP 不提供資料錯誤偵測以及資料重送等機制，於是無



法確保資料是否能完全送達。

## ． Windows Socket 通訊介面

Windows Socket 是 Microsoft 以 BSD Socket API 為基礎所發展出來的。在 Microsoft Windows 3.1 之前, Windows 並不支援 TCP/IP 的 Socket API , 因此在網路功能上相對地不足。而支援網路功能則由協力廠商開發, 如 Trumpet Winsock、NetWare 等支援 TCP/IP 的 Socket API 的應用程式, 然而程式雖以 Berkelay Socket API 為基礎所發展, 但各家廠商仍有差異, 於是在 Windows 3.1 上開發的網路應用程式並不常見, 對於使用者而言, 更無標準的 Windows API 可供使用。

Microsoft 為了解決此一問題, 便與協力廠商共同開發提供 Microsoft Windows 使用的標準 Socket API, 便稱之為 Windows Socket 或 Winsock。而根據不同廠商開發出的 TCP/IP 應用程式或是硬體, Winsock API 扮演著之間的橋樑, 提供標準的 API 介面於應用程式與 TCP/IP 及硬體之間, 即如圖 2-16 所示。

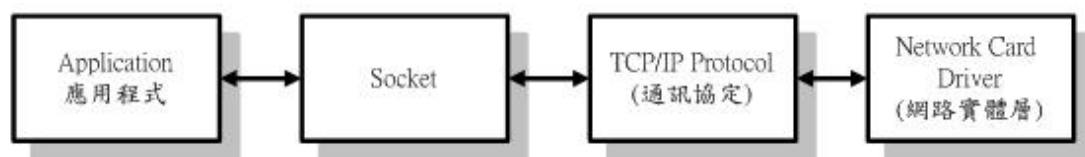


圖 2-16, 標準 API 介面方塊圖

### 第三章 系統架構與方法

本系統為建構無線傳輸與網際網路之居家照護系統，其架構包括發送模組、接收模組、個人電腦與網路裝置部分。在發送模組中，包括自行研發的前置類比訊號擷取系統，用於擷取心電圖訊號；以及無線傳輸模組，其中包括了德州儀器公司所生產的 MSP430F148 微控制器與 TRF6900 單晶片射頻收發器，用於進行資料之無線傳輸。同時，接收模組也包括了 MSP430F148 微控制器與 TRF6900 單晶片射頻收發器，作為資料接收以及建立與個人電腦之連線。在個人電腦部分，則進行心電圖訊號處理、資料庫建立以及電腦網路之連結。完整之系統方塊圖如圖 3-1 及圖 3-2 所示。

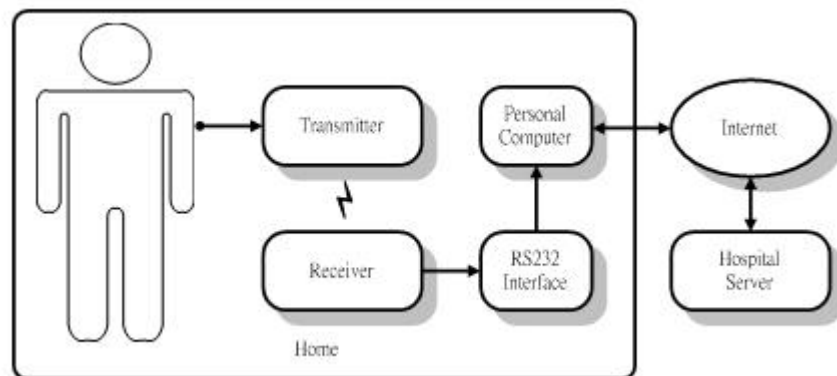


圖 3-1，居家照護系統之方塊圖

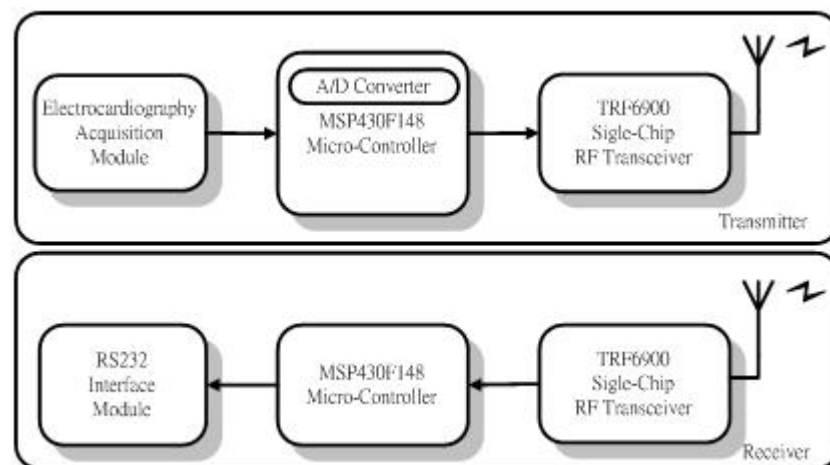


圖 3-2，居家照護系統傳送端與接收端之方塊圖

### 3-1 實驗設計

由本研究目的可知，針對老人居家照護問題，研發一套建構於無線傳輸與網際網路之可攜式系統，將可以落實醫療服務於居家住所，提供完整的醫療方案。因此，本實驗系統設計包括心電圖擷取、無線傳輸、訊號處理、資料庫建立與網路連結，圖 3-3 為系統發展之概要流程圖。實驗初期為設計、製作心電圖擷取線路及無線傳輸模組線路，並撰寫無線傳輸模組之系統控制程式與 RS232 之介面程式，同時測試心電圖訊號擷取模組之可行性，以及評估無線傳輸之資料傳輸的正確性與傳輸率。確定系統前端的結果無誤後，於個人電腦中撰寫心電圖訊號處理、資料庫建立與網路連結程式，並進一步進行軟體模擬驗證。待程式設計完成，隨將各個子系統組合成一完整系統，即可作實際上之測試，以達本實驗之設計所求。整個實驗設計可劃分為硬體、軟體兩部分，在後續兩節中將分別介紹。

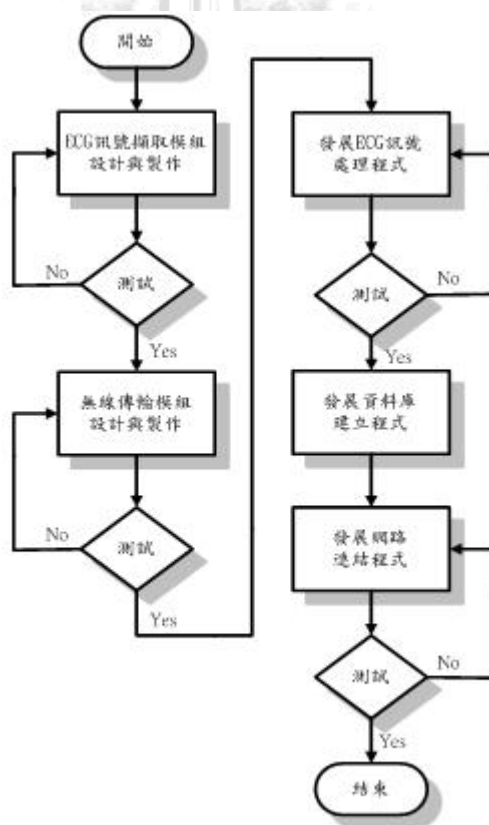


圖 3-3，系統發展之概要流程圖

由於本系統結合了無線傳輸與網路傳輸兩種資料傳遞模式，於是測試過程則根據不同傳送機制，分別進行實驗，以評估無線傳輸與網路傳輸之實際效能。

在無線傳輸模組方面，本系統於發射裝置中連續發送相同 20 bytes 之資料，共 250 次，亦即傳送 5000 bytes 之資料，並且於接收裝置接收，作為傳輸模組之效能驗證。根據接收裝置所接收之資料，比對原始訊號，計算無線傳輸之正確率；同時計算接收封包之資料量，以求得傳送過程的封包遺失率。

網路傳輸程式部分，本系統則是利用一筆共 5000 點的心電圖資料進行實際網路測試，並且重複實驗十次，以評估網路傳輸過程是否有發生錯誤或是遺失封包的情況產生。

### 3-2 系統硬體架構

在硬體架構上，系統線路大致可以區分為前置類比訊號擷取、無線傳輸、與電源供應三大模組。

在前置心電圖(ECG)訊號擷取模組中，經由三個電極置放於人體特定部位，擷取標準導程之 ECG 訊號，繼而透過 ECG 電路作放大、濾波等處理，以求得完整且精確之 ECG 訊號。

無線傳輸模組包括了傳送(transmit)與接收(receive)模組兩大部分。而傳送與接收模組皆由 MSP430 微控制器與 TRF6900 單晶片射頻收發器所組成。在 MSP430 微控制器中，內建八個頻道之 12 位元 A/D 轉換器。於是在傳送端模組中，透過微控制器之輸入/輸出介面，取得 ECG 之生理訊號；經由類比/數位轉換後，即可將訊號資料送入 TRF6900 單晶片射頻收發器，最後透過無線傳輸方式進行傳送。

在接收端部分，相同地利用 TRF6900 單晶片射頻收發器接收傳送

之資料，同時藉由 RS232 介面將資料傳至電腦中作資料顯示、分析與儲存之動作。

### 3-2.1 心電圖訊號擷取放大及濾波線路

訊號輸入系統的前級放大器為 Burr-Brown 公司所生產的低功率、高精確度之儀表放大器 INA128，此放大器具有 120dB 的共模拒斥比(common-mode rejection ratio, CMRR)，適用於放大微弱的生理訊號，且僅用一個電阻即可變更其放大倍率，在使用上提供了相當的便利性，其方塊圖如圖 3-4 所示[11]。在放大倍率中，基於第二級濾波線路所設計之四階低通濾波器(4-order Butterworth low-pass filter)的增益為 10 倍放大倍率，於是本研究調整其 INA128 之倍率為 57，使得總放大倍率達 570 倍。

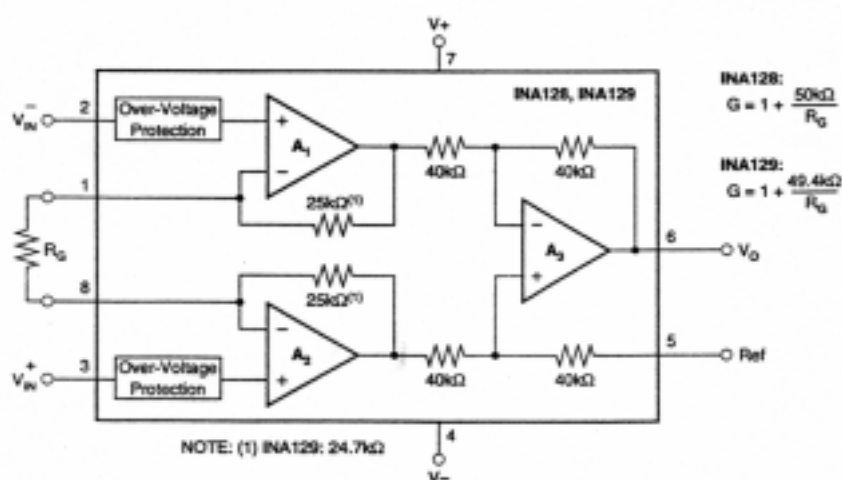


圖 3-4，INA128 功能腳位圖[11]

第二級濾波線路中，除了先前提及之四階 Butterworth 低通濾波器外，另外採用電阻、電容所串聯而成之高通濾波器(high-pass filter)，即可搭配成一帶通濾波器。由於串聯高、低通濾波器，可能會因阻抗匹配問題而導致負載效應的產生，於是本研究增加一隨耦

放大器(follower amplifier)線路於其中串聯部分，藉由放大器中內部巨大阻抗特性，保持訊號完整。由於帶通濾波器之限制頻寬介於 0.04 ~ 100Hz 之間，將有助於濾除其他雜訊之干擾。圖 3-5 即為心電圖擷取放大及濾波之方塊圖。

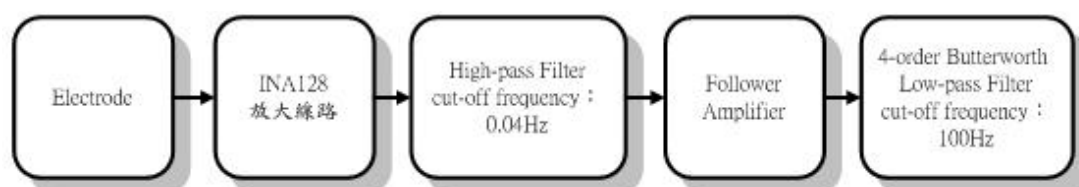


圖 3-5，心電圖擷取放大及濾波之方塊圖

### 3-2.2 無線傳輸模組

#### ．MSP430F148 微控制器

控制模組之主要核心為德州儀器公司所推出的 MSP430F148 微控制器，其系統方塊圖如圖 3-6 所示。此微控制器內建 12 位元類比/數位轉換器以及預留 8 個輸入接腳，作為多頻道生理訊號之輸入與轉換；且內含除錯程式的 48K flash memory，可透過 JTAG 介面與個人電腦連線，下載程式至微控制器中執行並觀察其結果。在週邊電路設計上，此微控制器提供了 48 個輸入/輸出介面，作為系統擴充之用；藉由輸入/輸出介面，搭配 RS232 介面 IC 與個人電腦建立連線，以及利用 TRF6900 單晶片射頻收發器作為無線傳輸之應用。

在系統工作時脈上，本系統採用兩組外部振盪源之設計，2.4576MHz 與 32KHz 的石英振盪晶體，分別作為 CPU 核心與週邊線路之工作頻率。利用 2.4576MHz 振盪器提供主要系統時脈(main system clock, MCLK)以及次系統時脈(sub-system clock, SMCLK);而 32KHz 振盪器則用於提供輔助時脈(auxiliary clock, ACLK)。在 CPU 核心部分，設定為 MCLK 並且選擇除 1 模式，即指令週期約為 400ns；週

邊線路設定則根據不同模組而選擇不同的工作時脈與除頻模式。

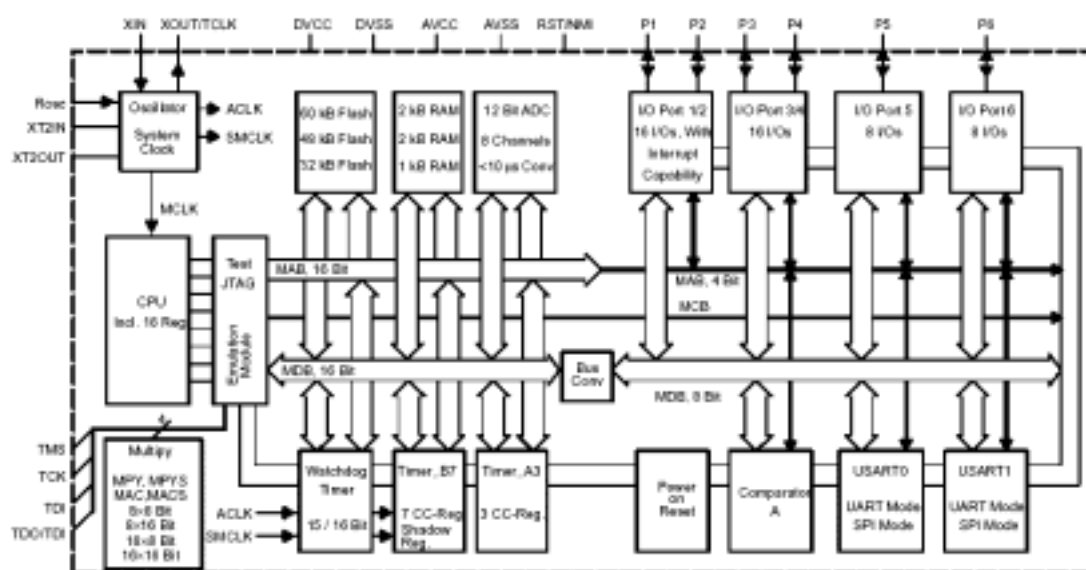


圖 3-6，MSP430F148 微控制系統方塊圖[9]

在內建類比/數位轉換器部分，考量多頻道生理參數的擷取以及生理訊號採樣率的條件，本系統選用 ACLK(32KHz)作為主要工作時脈，並且透過內建計時器(Timer\_A)模組提供採樣時序，產生約 1.5KHz 的採樣頻率；並且採用多重頻道之連續轉換(sequence-of-channels, repeated-conversion)的操作模式，擷取三個頻道的生理訊號。於是對單一頻道的採樣率而言，頻率約為 500Hz，滿足採樣定理(sampling theorem)之條件，亦符合系統設計之要求。而在參考電壓的設定部分，由於擷取的生理訊號，如心電圖訊號，包含了負電壓成份，因此在進行類比/數位轉換過程之前，利用一加法器之電路設計，使其訊號基準準位向上平移 1.5 伏特之電壓單位，避免因 A/D 轉換之低位準參考電壓的限制條件下，損失訊號負電壓成份，以保持完整的生理訊號。

由於本系統前端模組為可攜式裝置，需具備獨立開機作業之能

力，於是在系統設計上，則利用 JTAG 介面將系統程式寫錄於 flash memory 中，於系統開機時執行，以符合系統所求。

### ． RS232 介面

在 MSP430 微控制器與個人電腦建立連線部分，本系統採用 RS232 介面作資料串列傳輸。在介面 IC 選擇上，則利用 LTC1386 作為通訊介面之設計。LTC1386 為工作電壓 3.3V 之低功率收發器 (transceiver)，具備兩組驅動器(driver)與接收器(receiver)，其內部架構圖如圖 3-7 所示。

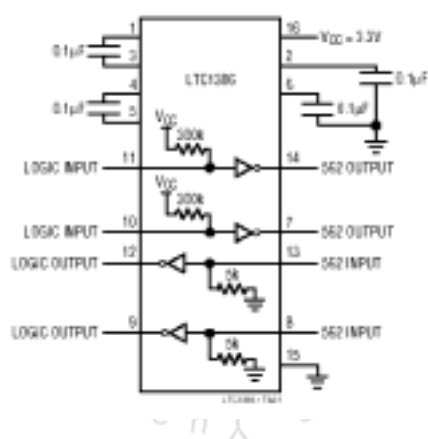


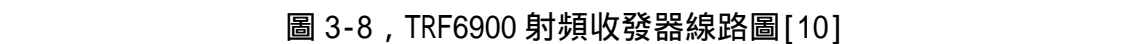
圖 3-7，LTC1386 之內部架構圖[12]

### ． TRF6900 單晶片射頻收發器

由於 TRF6900 射頻收發器僅需幾個被動元件，即可建立完整的 RF 資料傳輸應用；但在設計上，仍需搭配一微控制器，利用串列介面驅動，才可實現資料傳送/接收機制。於是，在規劃 TRF6900 射頻收發器之應用方案時，透過 MSP430 微控制器之匯流排控制訊號，設定內部各個功能方塊(functional block)之對應動作，則可進行 RF 資料之傳送。

在資料傳輸之射頻通訊協定上，資料編碼方式採用 NRZ(non





RF 連結部分中，訊號輸出頻率為 869.850MHz，所採用的調變方式為 2-FSK，誤差在 $\pm 30\text{KHz}$  之間。資料之傳輸率為 38.4Kbps。而在接收端的 RF 混波器(RF mixer)部分，採用的解調中頻頻率為 10.7MHz，頻寬為 150KHz。完整之 TRF6900 射頻收發器線路圖如圖 3-8 所示。

### 3-2.3 電源供應模組

由於 MSP430 微控制器的工作電壓介於 1.8V ~ 3.6V，而 TRF6900 單晶片射頻收發器的工作電壓介於 2.2V ~ 3.6V，且在類比前置放大線路上之電源需要供給 $\pm 5\text{V}$  之電壓，於是本系統在電源線路設計上提供 $\pm 5\text{V}$  與 $+3\text{V}$  之電壓，以符合系統電源需求。系統電源的供應使用 9V 乾電池作為主要電源，利用 LM7805 進行正電源穩壓，可得 5V 的輸出電壓。接著用以 LM317，即可得出 3V 之輸出電壓；負電源部分，則使用兩顆由 Intersil 公司所生產的負電壓電源轉換器 ICL7660S (switched capacitor or charge pump converter) 來執行負電壓轉換工作，最後以 7905 進行負電源穩壓，藉以提供所有運算放大器所需之負電源。電源供應線路之方塊圖如圖 3-9 所示。

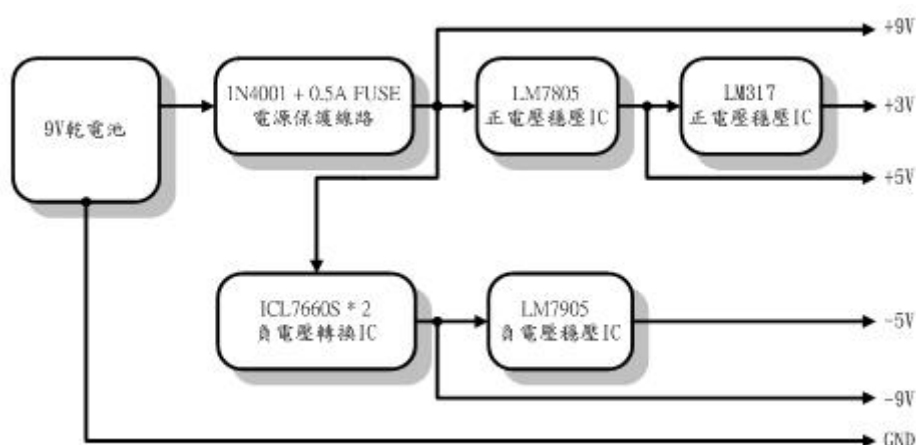


圖 3-9，電源供應方塊圖

### 3-3 系統軟體架構

在系統軟體架構部分，分為無線傳輸模組之控制與個人電腦上心電圖訊號處理、資料庫建立及電腦網路之連結。無線傳輸模組之控制程式中，亦分為傳送端與接收端程式兩大部分。在傳送端程式中，主要包含了系統初始化設定、訊號取樣中斷常式與資料傳送；而接收端部分則包括有系統初始化設定、封包偵測中斷常式、資料接收與RS232界面程式。圖 3-10、3-11 分別為傳輸模組傳送端與接收端之系統流程圖。

無線傳輸模組之程式發展工具為專屬於 MSP 系列微控制器的組合語言，搭配 IAR embedded workbench 開發環境，即可編輯、組譯、除錯、模擬、並且燒錄於微控制器之記憶體內，實現系統獨立開機與啟動無線傳輸之機制。

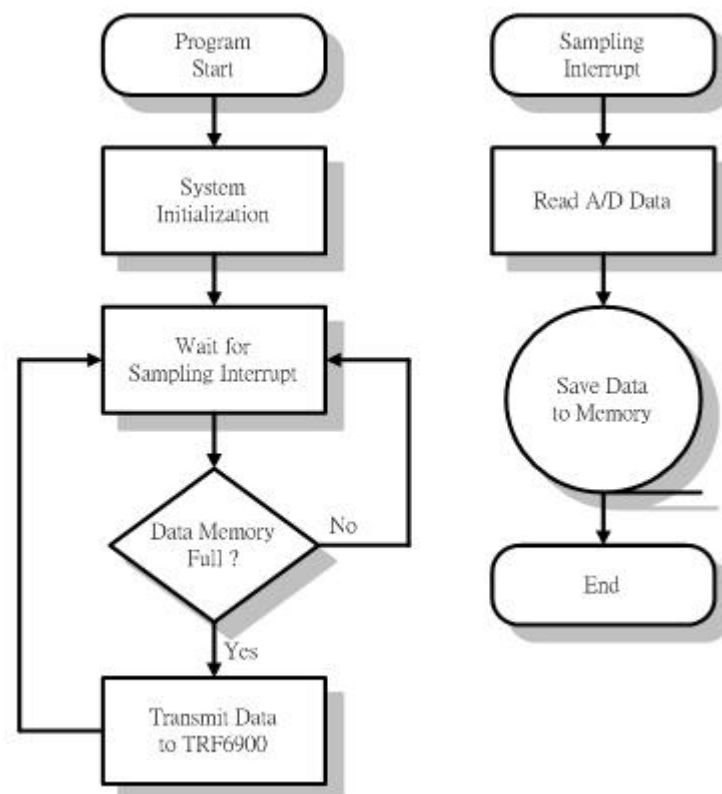


圖 3-10，傳輸模組傳送端之系統流程圖

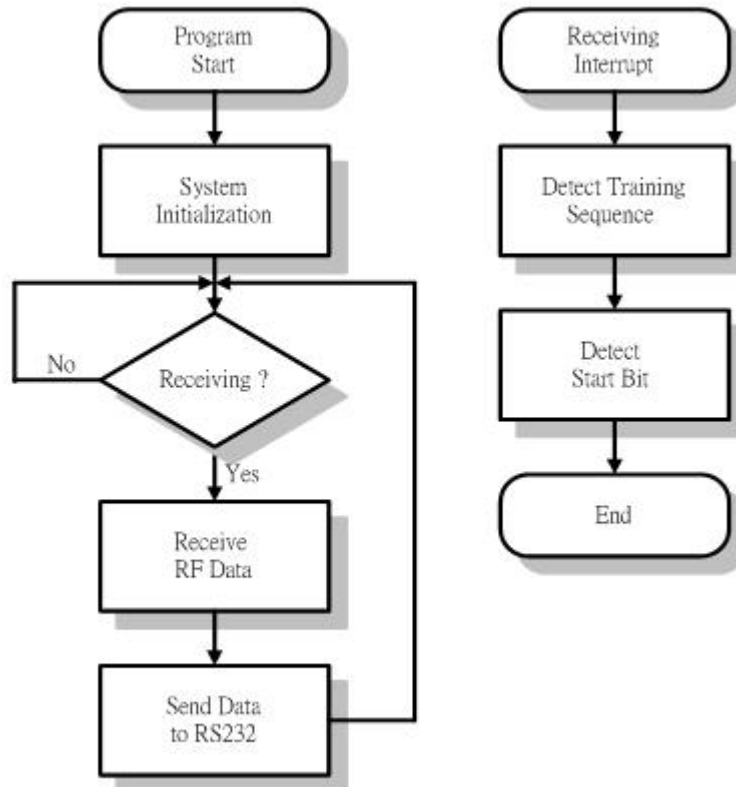


圖 3-11，傳輸模組接收端之系統流程圖

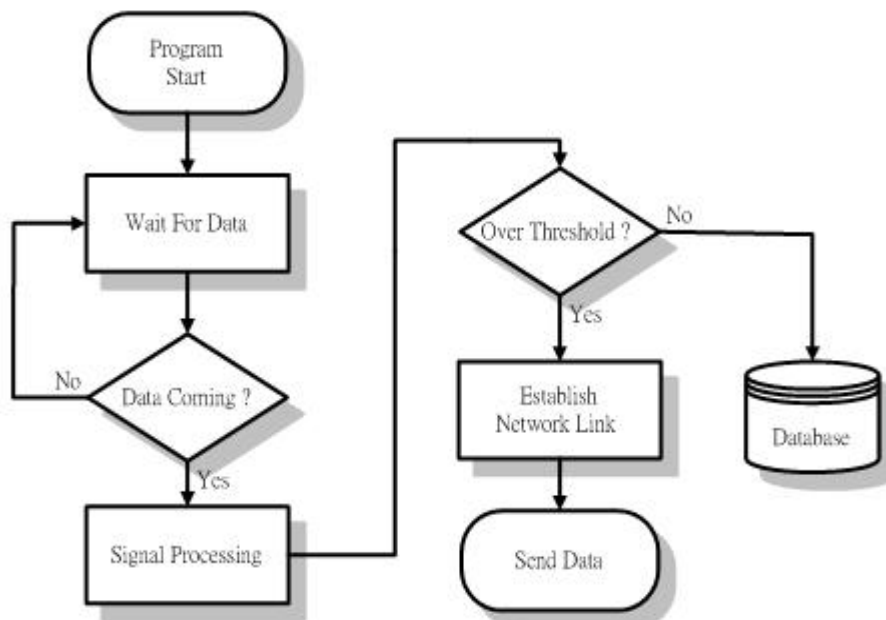


圖 3-12，PC 端之系統軟體流程圖

在接收端中，透過 RS232 介面傳輸至個人電腦之心電圖訊號，即可進行訊號即時分析與處理，並且儲存資料於資料庫中；在訊號分

析、處理過程中，若生理參數超出標準之閾值，則系統立即自動建立網路連線，將資料檔案傳至遠端伺服器，提供進一步評估與診斷。圖 3-12 為 PC 端之系統軟體流程圖。

PC 端程式發展工具為『Borland C++ Builder 5.0』。此工具屬於視覺化的程式語言，即為建立圖形使用者介面(user interface)，而不需撰寫程式去描述輸入或是輸出介面的外觀與配置，屬於一種「What you see is what you get」直覺式的程式概念。而 C++ Builder 是以 C 語言為基礎，再加入物件觀念與 Windows GUI 功能之程式工具，適用於撰寫心電圖處理、資料庫建立、以及網路連結程式，亦可提供友善的使用者介面，作為系統後端之簡易操控。

以下各小節將會詳細說明本系統之軟體架構。

### 3-3.1 無線傳輸模組之控制

#### ．發射模組

##### a．系統初始設定

系統所有核心程式，皆存放於內部 48K bytes 的 Flash memory 中，待開機時立即執行初始化設定，包括有設定系統工作時脈，選擇 I/O 埠腳位功能、驅動並且程式化 TRF6900 射頻收發器、設定 Timer 與 A/D converter 參數，以及開啟中斷等等。初始設定流程如圖 3-13 所示，以及部分重要設定整理於附錄(A)。

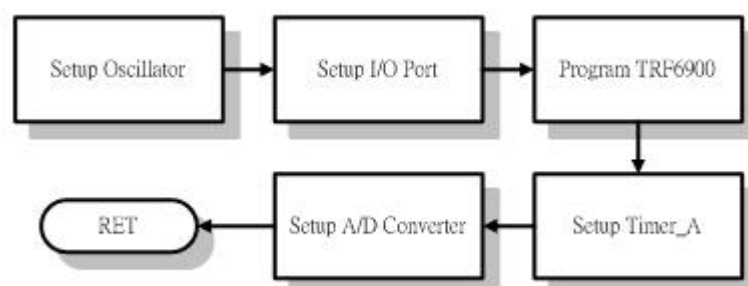


圖 3-13，發射模組之系統初始化程式流程圖

### b. 訊號取樣中斷常式

訊號取樣中斷要求是依照系統初始設定 Timer\_A 的取樣時間固定發生。當擷取之訊號經過類比/數位轉換後，便將該筆資料存入各個頻道對應的記憶暫存器中；而第三頻道的資料存入暫存器後，即會產生中斷，將儲存於記憶暫存器中的三筆資料存入指定的記憶體位置，而結束中斷。訊號取樣中斷副程式流程如圖 3-10 所示。

### c. 資料傳送

由於訊號取樣中斷常式內，暫存器的內含值會依序存入指定的記憶體位置；若當記憶體累積存有 18 bytes 的資料時，則進一步呼叫資料傳送副程式。在資料傳送副程式中，除了收集先前儲存之 18 bytes 資料外，並且將自動填入 2 bytes 的資料，組合一長度為 20 bytes 的資料封包；待資料包裝完成，隨即連同 training sequence 與 start bit，一併送入 TRF6900 射頻收發器內，作為完整的傳送封包[13]。其中，2 bytes 的資料，主要目的為提供接收端針對傳送封包，進行錯誤偵測(error detection)，以確保資料在無線傳輸過程之正確性。針對 error detection 部分，由於資料封包的內容皆為 12 bit 之生理參數，於是本研究填入 "0FFF" 的偵測位元，使得接收端在接收資料後，即可根據此位元判斷資料是否正確，亦可在連續傳送生理參數過程中，藉由串列於資料封包內的偵測位元，提供資料傳送上之安全。圖 3-14 為說明資料傳送之軟體流程。

以系統設計的觀點而言，MSP430F148 微控制器中 CPU 核心的單一指令週期為 400ns，採樣中斷常式之執行週期為約 2ms，因此在每兩個中斷常式之間共可完成 2500 個單週期運算指令，足以完成資料封包的傳送，於是將其副程式置於中斷服務常式中運作，以達成簡化

設計之目的。

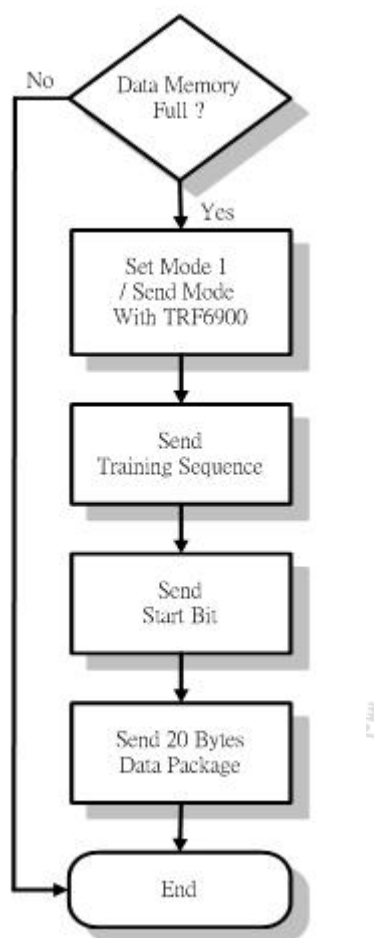


圖 3-14，資料傳送之程式流程圖

## ．接收模組

### a．系統初始設定

如同發射模組，在開機時針對部分參數，如工作頻率、I/O 埠功能等等，進行設定，並且驅動及程式化 TRF6900 射頻收發器。由於接收模組需透過 RS232 介面與個人電腦建立連線，於是利用 MSP430 微控制器中內建之 UART 模組，設定通訊參數後即可進行資料傳送或接收。圖 3-15 為接收端部分重要初始設定流程圖，程式碼整理於附錄 (A) 中。



圖 3-15，接收模組之系統初始化程式流程圖

#### b. 封包偵測中斷常式

封包偵測中斷要求是根據捕捉/比較暫存器(capture/compare register)判斷接收狀態發生。當在接收訊號過程中，首先辨識 training sequence，作為確認資料封包之步驟；倘若辨識成功，則進一步地偵測 start bit，判斷資料起始位置與同步訊號接收之時脈。封包偵測之中斷副程式流程如圖 3-11 所示。

#### c. 資料接收

在此階段的程式流程中，判斷接收緩衝區資料是否溢滿後，即進行接收端系統部分設定步驟，程式整理於附錄(A)，包括了設定 TRF6900 接收模式、啟動 Timer 與致能中斷等等。由於在封包偵測中斷常式中，會針對 training sequence 與 start bit 進行辨識；若通過辨識時，資料接收副程式則會啟動接收機制並且將資料儲存於記憶體內，完成資料接收程序[13]。圖 3-16 即為資料接收之程式流程圖。



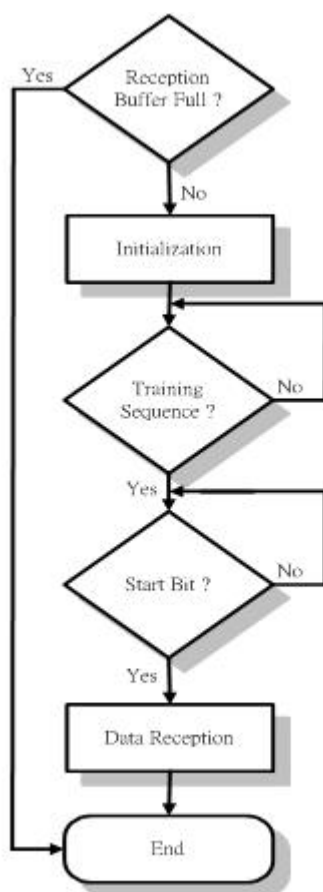


圖 3-16，資料接收之程式流程圖

#### d. RS232 介面程式

RS232 介面程式分為 MSP430 組合語言程式與 PC 端執行的 C++ Builder 語言程式兩部分，兩者傳輸協定為：鮑率(baud rate)為 19200 bps，1 個起始位元，8 個資料位元，1 個結束位元，以及無同位檢查位元。

在 MSP430 組合語言程式方面，透過內建 UART 模組的支援，僅需設定通訊協定參數，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；而在 PC 端 C++ Builder 程式語言方面，由於程式本身均已宣告 Win32 API，使用內建 API function，並且定義通訊參數，便可與 MSP 微控制器中 UART 模組建立通訊介面，完成資料的傳輸。

### 3-3.2 心電圖訊號處理

對於心電圖特徵化處理上，本系統採用 Tompkins[14]的 QRS 自動偵測法：濾波-微分-絕對值-視窗平均法，主要分析 QRS 波之波形特性，例如振幅、寬度與斜率等等。其訊號處理流程如圖 3-17 所示。

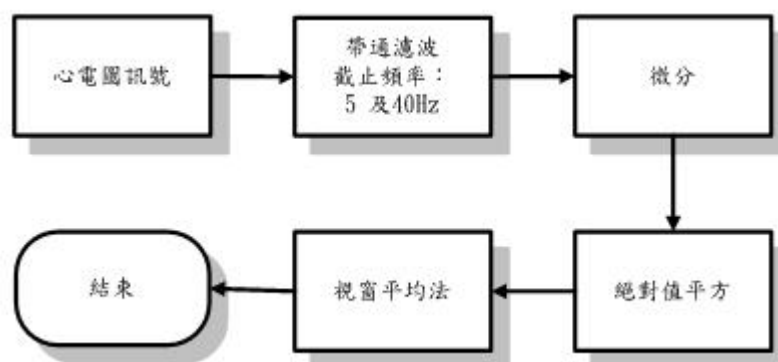


圖 3-17，QRS 波特徵化處理程序流程圖

首先將 ECG 訊號通過一數位帶通濾波器，截止頻率介於 5 至 40Hz 之間，作為降低雜訊以凸顯 QRS 波形。雖然 QRS 波振幅會因濾波器而有所衰減，但仍能保持較大的振幅，如圖 3-18(b)。接著利用微分強化 QRS 波，如圖 3-18(c)。經過絕對值平方與視窗平均法的運算，得到各個 QRS 波對應之峰值，如圖 3-18(d)。在閾值(threshold)選擇上，為取一段訊號之平均值的十倍當作偵測 QRS 波的閾值，此閾值大小為每 1 秒鐘計算一次，這是為了避免若只將前幾分鐘進入系統的心電圖當作閾值標準，會失去訊號動態變化的調整而不適用於即時訊號處理。所以本系統每 1 秒鐘計算閾值一次。當發現大於閾值的訊號產生，即認定在此段訊號之後的 30 毫秒(30 點)會有 QRS 波(最大值)發生。在找到最大值之後的 120 毫秒(120 點)則忽略不找，這是因為心臟的絕對不反應期(refractory period)的緣故，因此可以斷定在找到最大值後之 120 毫秒不會有下一個最大值發生。如此，逐一搜尋即

可標記出 QRS 發生的時間[19]，如圖 3-18(d)所示。

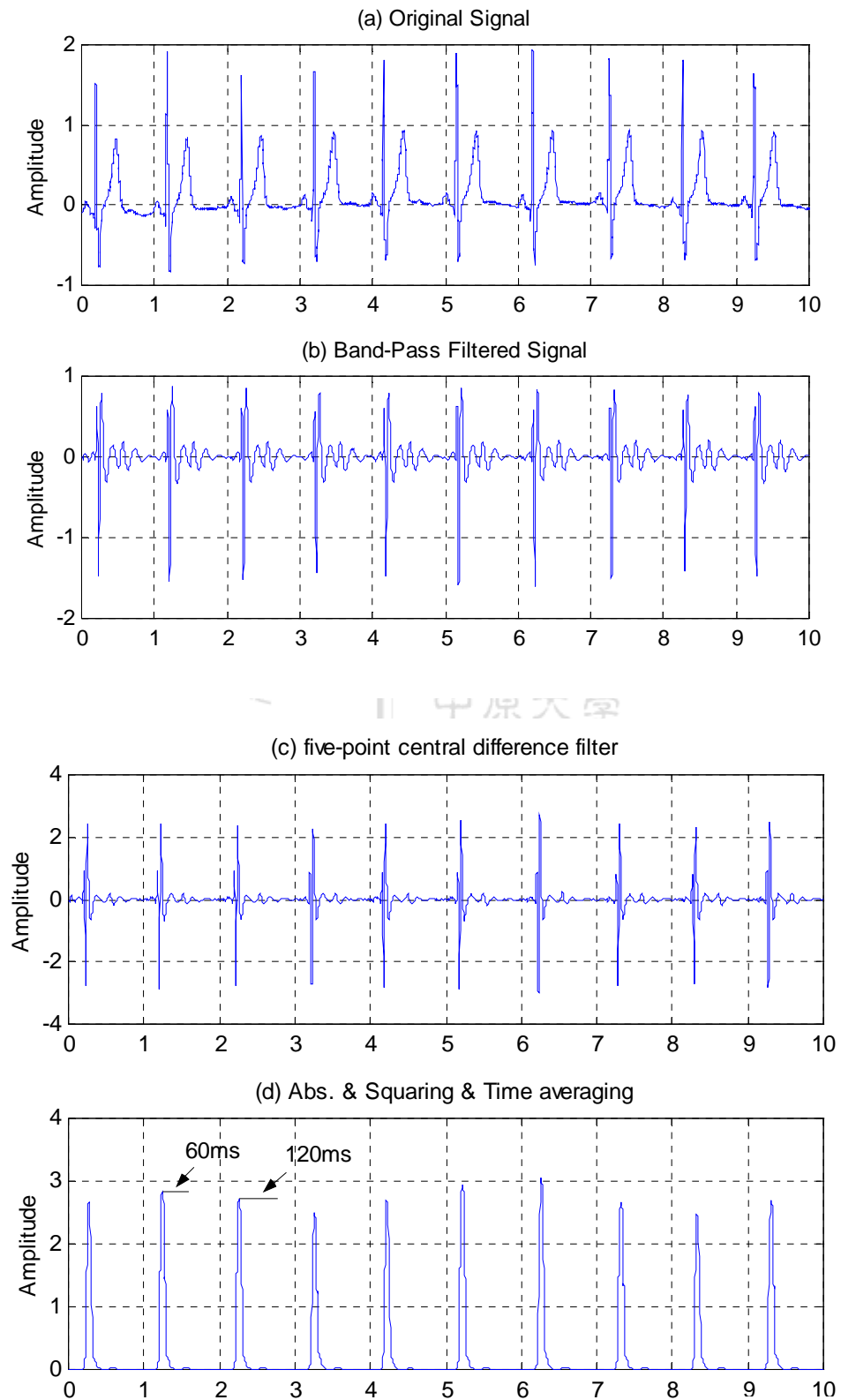


圖 3-18，心電圖訊號特徵化示意圖。(a)原始 ECG 訊號 (b)訊號經一帶通濾波器後所得到的訊號 (c)經過微分所得之訊號 (d)經過絕對值平方與視窗平均

法後，利用峰值偵測法將 QRS 波的位址找出。首先將此一段訊號的平均值十倍當作閾值(threshold)，當發現大於閾值的情形時，判定之後的 30 毫秒會有極大值產生。而極大值發生後的 120 毫秒，則忽略不計。重複之前動作直到訊號結束(為了圖形顯示，此處使用 10sec 的長度作說明)[15]。X 座標單位為秒(s)。

整個處理過程將導致訊號產生某一個固定的延遲。但對本研究而言，由於所要求的資訊並非心跳的絕對位置，而是心跳與心跳(beat-to-beat)之間的相對時間關係，因此固定延遲的產生對於結果並不會有影響。

### 3-3.3 資料庫建立

在資料庫的建立、管理與應用上，本系統所使用的發展工具為 Microsoft 公司所出產之『Office2000』系列軟體中的『Access2000』。此套軟體為一視窗介面下圖形化的資料庫管理軟體，具備親和性強的使用者介面、強大的整合力與介接能力，提供建立資料庫之簡易性與快速完成各項資料的管理動作[16]。

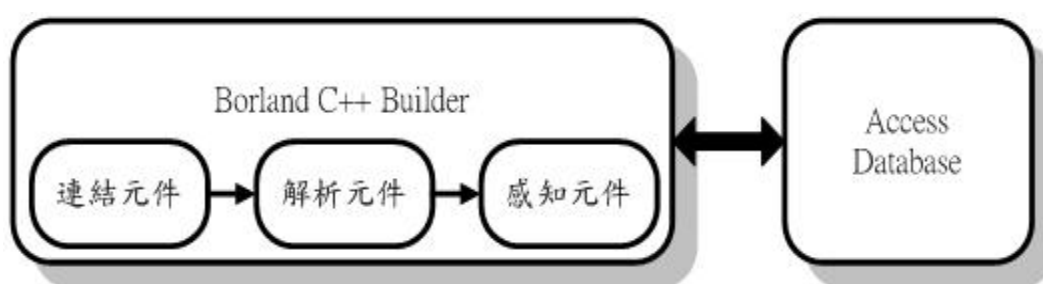


圖 3-19，C++ Builder 與 Access 資料庫連結之方塊圖

由於 C++ Builder 提供 Microsoft ActiveX Data Object 以及 OLE DB 驅動程式，搭配資料感知元件(data aware component)存取傳統關聯式資料庫及非關聯式資料。因此在資料庫程式設計上，透過 C++ Builder 內建資料庫物件中的連結元件、解析元件以及感知元

件，即可直接存取並且操控 Access 資料庫，作為資料庫程式之開發。

圖 3-19 為 C++ Builder 與 Access 資料庫連結之方塊圖[17]。

### 3-3.4 網路連線建立

在網路連結部分，本系統採用主從式架構(server/client architecture)作為居家住所與醫療院所之通訊協定。以 PC 端為用戶端(client)，遠端醫療單位為伺服器端(server)。而應用 Winsock 於程式發展上，使用 TCP 傳送資料，即稱之為 stream socket。Stream socket，除了提供錯誤資料傳輸外，並提供偵錯、復原及排列資料的功能，因此可以確保用戶端資料無誤送達伺服器端，且到達順序與送出順序相同。

在伺服器端程式開發流程中，如圖 3-20[18]所示，Socket API 首先以 "listen" 表示應用程式等待連線，當接收來自用戶端的連線請求時，便以 "accept" 建立彼此之間的連線。在資料傳遞上，伺服器端與用戶端可透過 "send" 及 "recv" 進行資料傳送。而當連線中斷時，程式利用 "closesocket" 關閉 socket 並釋放系統資源。

就用戶端應用程式而言，socket 主要是與指定的 server 端(需指定主機的 IP Address 及通訊埠號(port)建立連線，此一動作由 "connect" 來完成。當與伺服器端建立連線後，其流程則與 server 端相同。圖 3-21 即為用戶端程式開發流程圖。

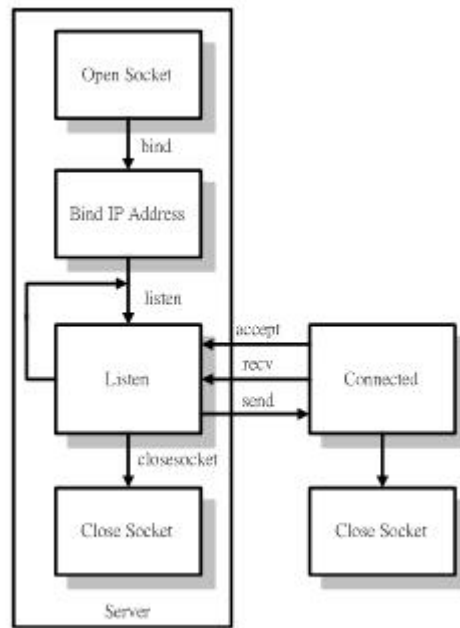


圖 3-20，伺服器程式開發流程圖

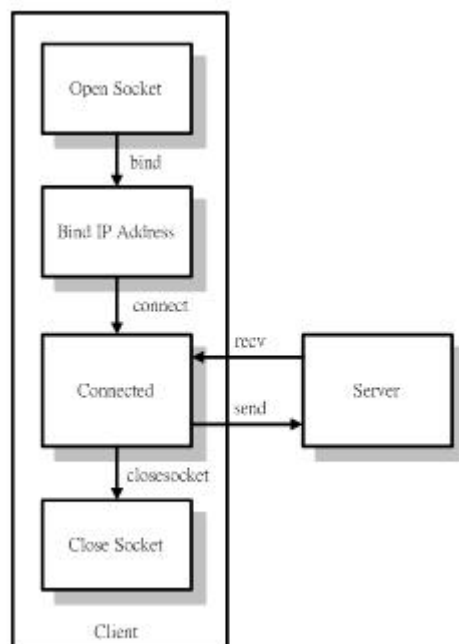


圖 3-21，用戶端程式開發流程圖

## 第四章 實驗結果與討論

依照第三章所述之實驗架構，本研究將分別陳述實驗結果，包括硬體與軟體測試兩部分。

### 4-1 硬體測試結果

硬體線路共可分為心電圖訊號擷取模組、無線傳輸模組與電源供應模組等三大部分，詳細測試結果如下所述。

#### 4-1.1 心電圖訊號擷取模組

在此模組中，大致分為儀表放大、濾波處理與加法線路三個項目，根據測試結果將分別敘述如下：

##### ．儀表放大電路測試結果

INA128 是一顆專為訊號擷取系統前級所設計的儀表放大器，因此該元件具備極高的輸入阻抗以及優異的共模拒斥比，而本測試旨在驗證增益公式的準確性，圖 4-1 所示即為不同阻值的實際增益與公式計算增益，由圖上的曲線顯示 INA128 的確具有十分優異的性能。實際電路設計於附錄(B)中。

##### ．濾波處理電路測試結果

濾波處理電路是由高通濾波器、隨耦放大器與四階 Butterworth 低通濾波器所組成，經實驗測試後，結果如圖 4-2 所示。由圖上曲線顯示，截止頻寬約為 1~100Hz 之間，增益約為 9.6 倍，符合原始電路設計之要求。附錄(B)為濾波處理之電路設計圖。

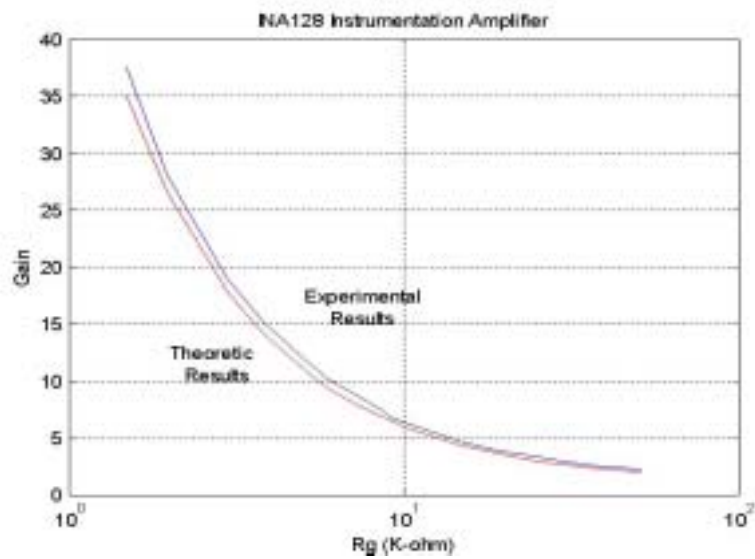


圖 4-1，INA128 增益測試曲線

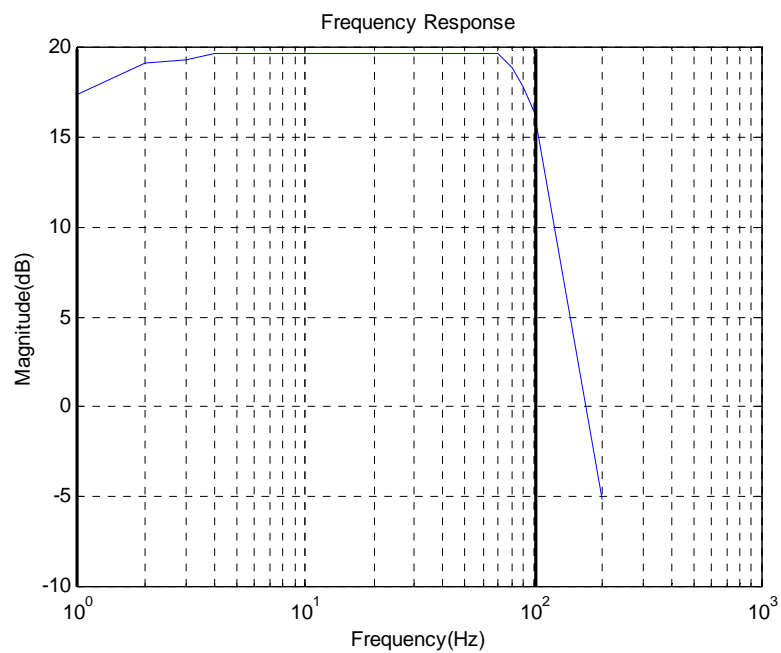


圖 4-2，帶通濾波電路之頻率響應特性

#### ．加法電路測試結果

加法電路的設計，主要是為了提供類比/數位轉換過程中針對負電壓成分的處理，以維持訊號之完整性。測試驗證線路特性是否滿足



系統所求。在輸入端部分，提供一正弦波訊號，並且於輸出端測量訊號波形與準位，觀察訊號是否失真以及基線準位是否平移 1.5 伏特之電壓單位。圖 4-3 所示即為加法電路之簡易測試結果。加法電路之實際設計線路於附錄 (B)。

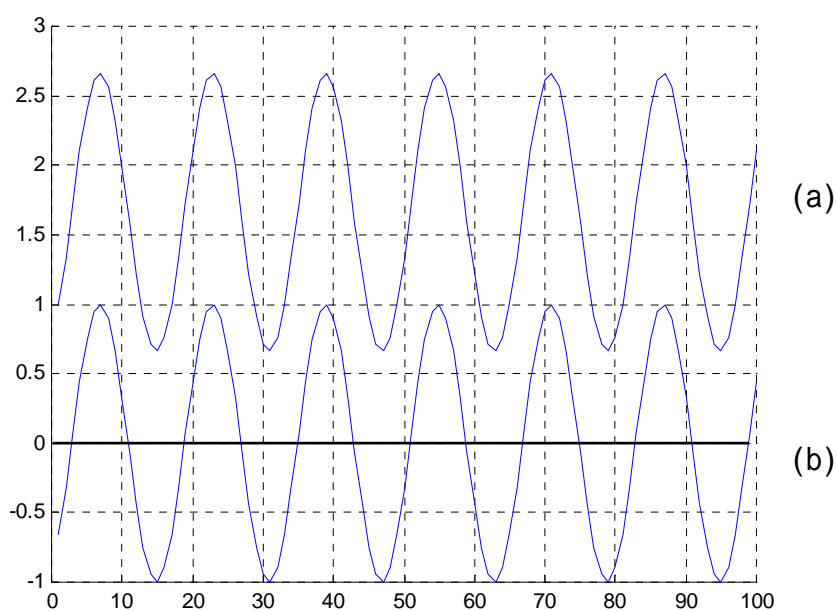


圖 4-3，加法器之簡易測試圖。測試樣本為 1KHz 正弦波，峰對峰值為 1V。X 座標單位為採樣點數(sampling points)。(a) 為加法器之輸出訊號。(b) 為加法器之輸入訊號。

### 4-1.2 無線傳輸模組

由於無線模組的工作頻帶介於 850~890MHz 之間，必須具備高頻數位示波器設備，才可觀察輸出訊號頻率是否正確；然而礙於設備上的限制，因此無法直接測量高頻訊號之波形與中心頻率，於是，本研究在測試方式上，撰寫一自動連續發送特定資料之程式於發射裝置，同時利用接收裝置接收所傳送的訊號並且加以比對原始訊號，以驗證傳輸模組之功能。

在資料封包傳送過程，傳送 training sequence 的目的是為了讓

接收裝置判別與適應發射訊號，以提供 NRZ 解碼之參考電壓準位。因此, training sequence 的長度將影響訊號的接收品質以及前端 A/D 轉換器的採樣時序。當訊號較長時，除了利於接收裝置接收外，也可產生精準的參考電壓準位，但相對地會導致採樣率降低；倘若採用較短的 training sequence 時，雖然可以減少傳送封包所耗費的時間，以滿足在兩個採樣點間完成傳送之條件，但是在訊號解讀上，則容易降低接收率與正確性，影響整體無線傳輸之品質。於是在模組測試上，即選用不同時間長度的 training sequence，並加上有效距離之測試條件，以評估無線傳輸模組之實際效能與有效距離，以符合系統設計需求。表 4-1 與 4-2 分別中說明了不同的 training sequence 在不同的距離上實際測試所得到之資料正確率與遺失率 (loss rate)。測試樣本為 5000 筆資料。

表 4-1，三種不同 training sequence 在不同距離下實際測試所得之正確率

距離 訓練序列	1m	2m	3m	4m	5m	6m	7m	8m	9m
4ms	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	98.19%
1.56ms	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	98.73%
1ms	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	99.37%

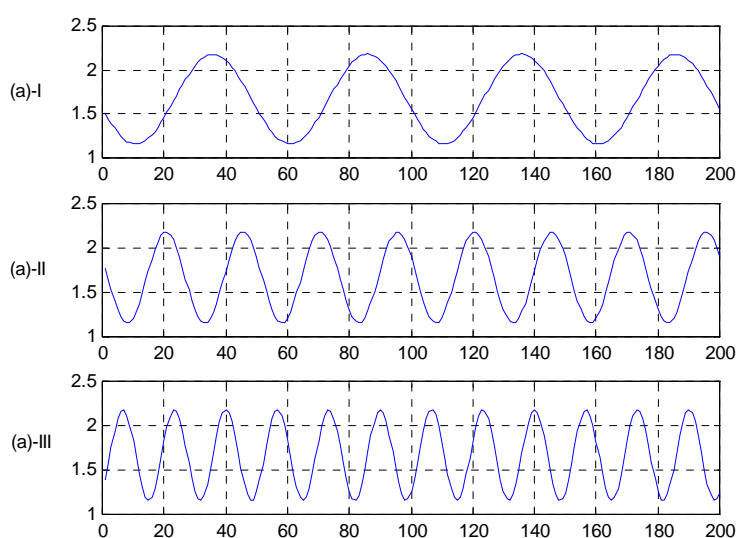
表 4-2，三種不同 training sequence 在不同距離下實際測試所得之遺失率

距離 訓練序列	1m	2m	3m	4m	5m	6m	7m	8m	9m
4ms	6.43%	6.43%	6.63%	6.83%	7.03%	7.23%	7.23%	13.05%	43.75%
1.56ms	53.01%	53.82%	52.41%	53.01%	52.41%	52.01%	52.01%	52.01%	73.09%
1ms	55.42%	56.83%	53.41%	53.41%	52.62%	53.62%	53.62%	56.33%	77.51%

如表所示，在距離 8 公尺內，三種不同 training sequence 的資料傳輸正確率為 100%；但是，倘若加上遺失率所造成的影響時，即可發現，僅有 4ms 的 training sequence，能於距離 7 公尺內維持較好的訊號品質。於是，本系統在效能上初步定義為有效距離為 7 公尺，資料平均遺失率為 6.83%，資料正確性為 100%，以及所使用的 training sequence 長度為 4ms。至於資料遺失率的部分，將於下一節詳細討論之。

而在傳輸率部分，資料封包為 20 bytes，且編碼方式採用 NRZ 符碼形式，因此鮑率可達至 38400 bps。以三頻道、4ms training sequence 與 12bit A/D 而言，每一頻道傳輸速率可達 750Hz，滿足生理訊號即時傳輸之條件要求。

最後，在整體無線傳輸模組測試部分，本研究則採用三種不同頻率的正弦波訊號於發射端輸入，透過內建 A/D 模組與 RF 射頻收發器，將轉換後的訊號載至高頻頻帶傳送。在接收裝置部分，則利用 RF 射頻收發器接收並且藉由內建 UART 模組傳輸至個人電腦作為顯示與儲存，最後進行與原始訊號之比對。圖 4-4(a)與圖 4-4(b)分別為原始訊號以及接收訊號之波形。



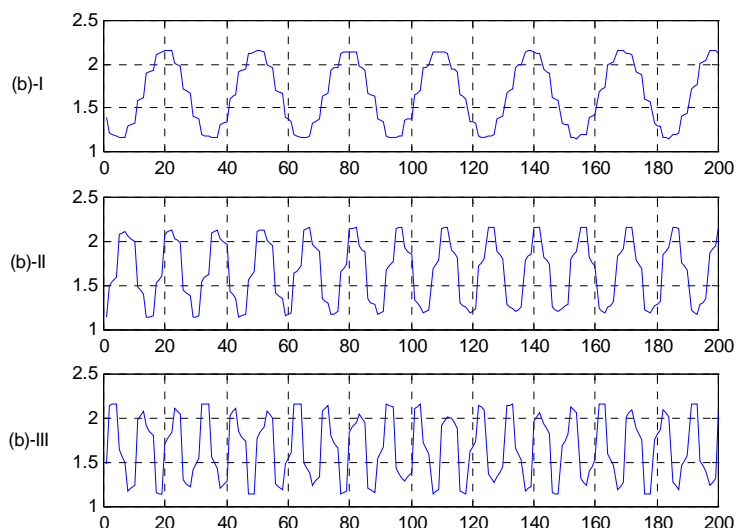


圖 4-4, 原始訊號與接收訊號示意圖。(a)-I、(a)-II 與(a)-III 分別為 5Hz、10Hz 以及 15Hz 的原始正弦波訊號，峰對峰值為 1V。(b)-I、(b)-II 與(b)-III 即為 5Hz、10Hz 以及 15Hz 之接收訊號，峰對峰值為 1V。X 座標單位為採樣點數 (sampling points)。

如圖 4-4 所示，接收端的訊號產生明顯的失真與採樣率降低的現象，其原因為 A/D 轉換器之採樣時序與 training sequence 長度之取決，造成 A/D 轉換器效果不彰，影響訊號解析度。下一節中將針對此結果詳細討論之。

### 4-1.3 電源供應模組

電源供應模組主要是提供心電圖訊號擷取模組與無線傳輸模組之電源部分，在測試上，是採用直接測量電源輸出端之電壓，作為模組之驗證結果。實驗結果得知，電源供應模組確實可以提供不同模組之工作電壓，符合可攜式系統之電源要求。其模組之設計線路附於附錄 (B) 中。

#### 4-1.4 系統整合

如上述各小節所言，系統硬體包括了心電圖擷取模組、無線傳輸模組與電源供應模組三大部分。在系統整合測試上，首先以心電圖模擬器(ECG-pulse simulator, Bio-tek instrument, inc, U.S.A)提供模擬人體之生理訊號，藉由擷取模組前置處理動作後，即可得到放大、濾波以及基準準位平移之訊號。

圖 4-5 為實際測試結果。

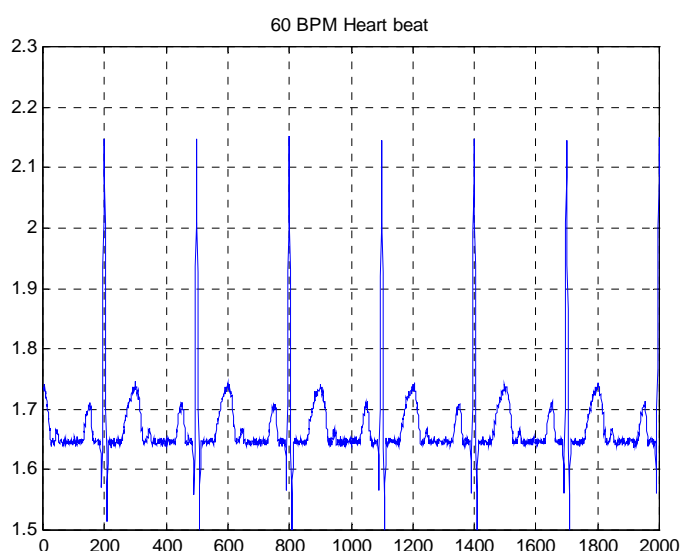


圖 4-5，心電圖訊號擷取模組之實體測試結果。X 座標之單位為採樣點數 (sampling points)。

經由前置處理後的訊號，即可透過無線傳輸模組進行資料傳送。由於本系統為三頻道訊號傳送模式，於是在測試階段中皆以前端處理之心電圖訊號同時輸入三頻道中，作為評估類比/數位轉換之功能。在接收端中，利用 RS232 介面將接收資料傳至個人電腦，最後以本系統之 RS232 介面程式顯示並且儲存。圖 4-6 則為無線傳輸模組測試結果。

為了達到系統獨立開機之目的，則透過 JTAG 介面將系統程式寫

錄於 MSP430F148 微控制器內部的 flash memory 中，符合可攜式系統所求。JTAG 介面硬體裝置設計線路圖見附錄 (B)。

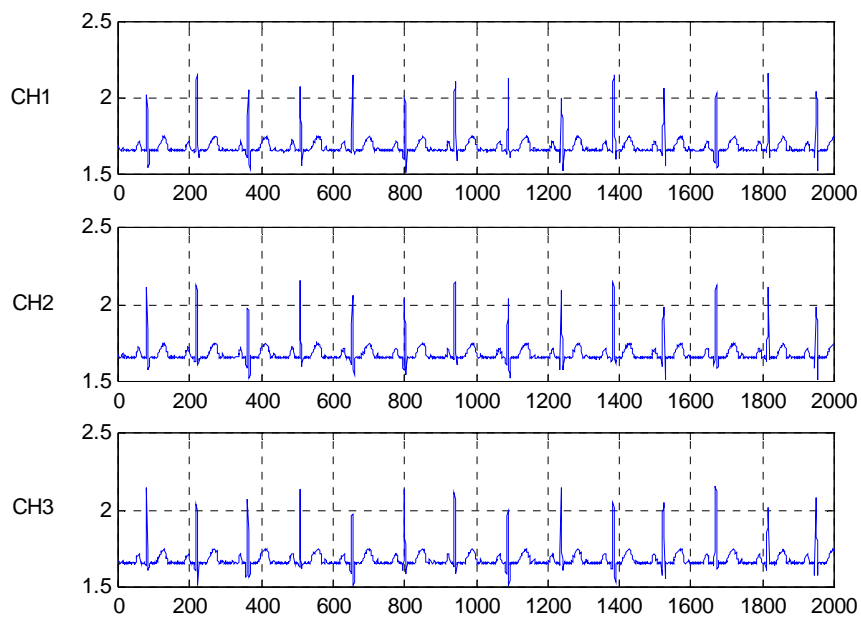
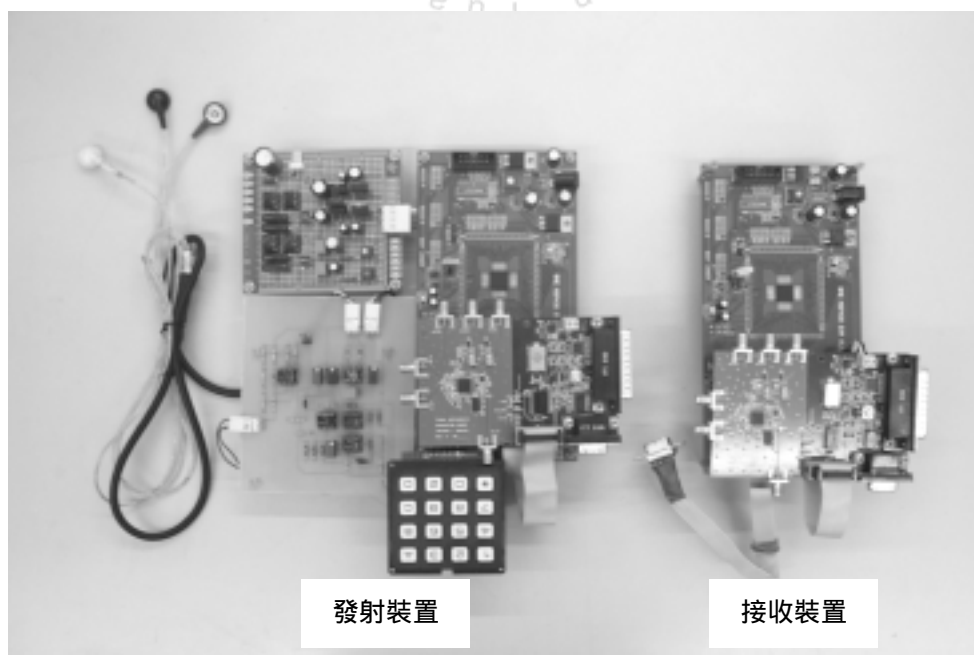
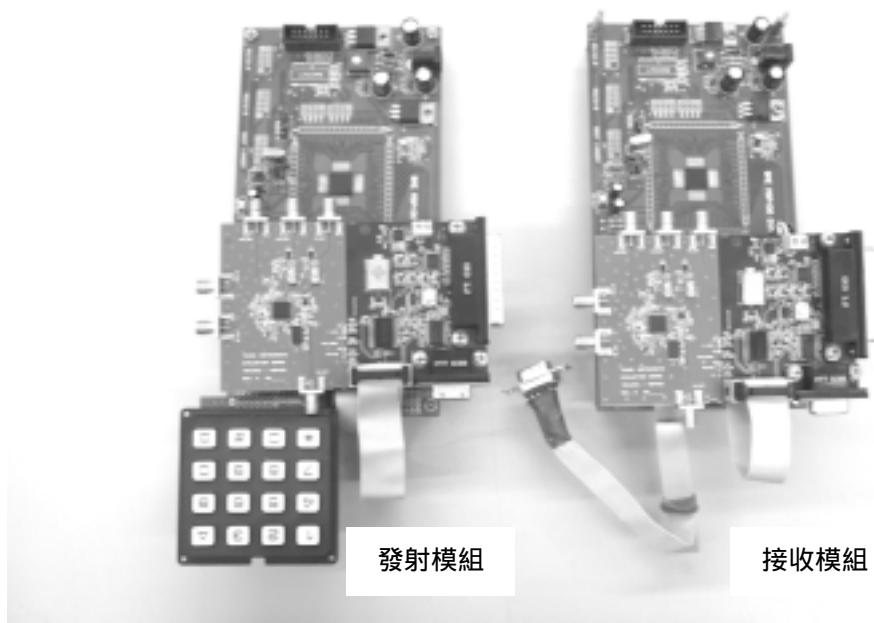


圖 4-6，無線傳輸模組之實體測試結果。X 座標單位為採樣點數(sampling points)。

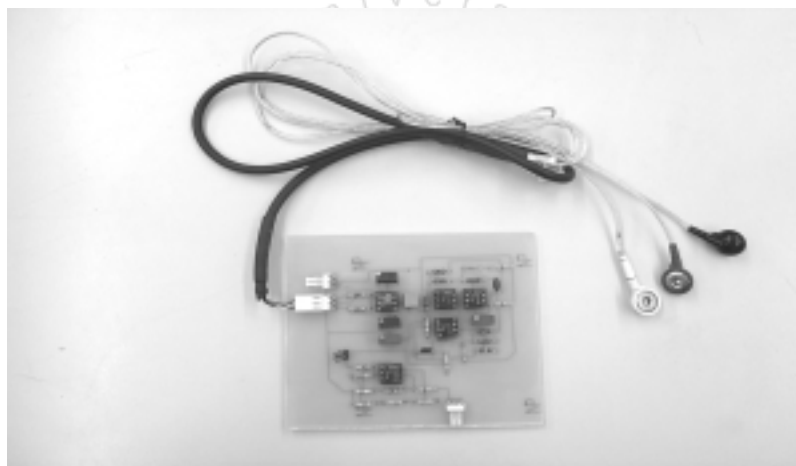
在系統硬體裝置整合上，外觀以及部分線路特寫如圖 4-7 所示。



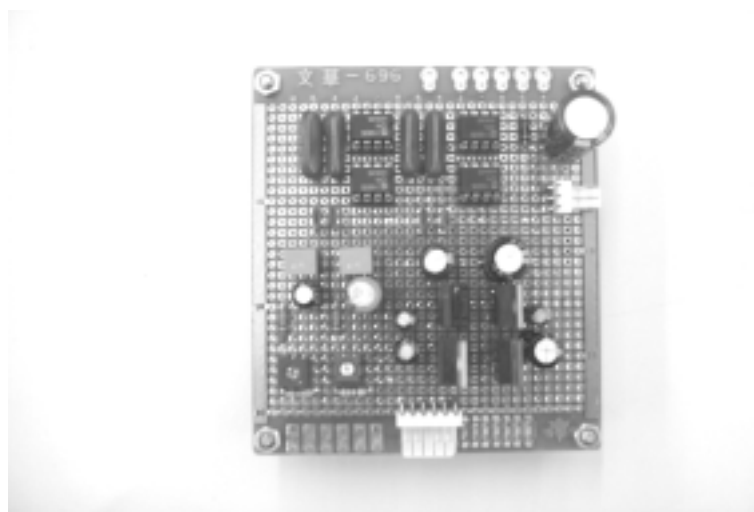
(a) 系統外觀



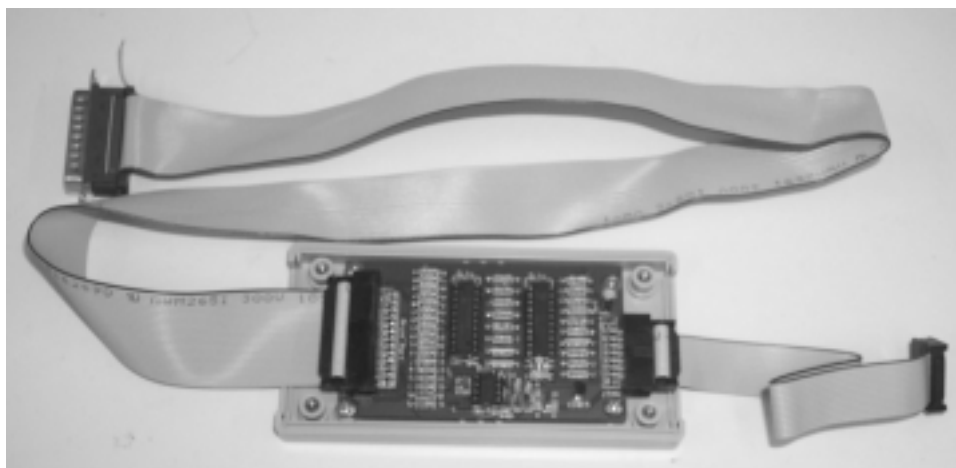
(b) 無線傳輸模組



(c) 心電圖訊號擷取模組



(d) 電源供應模組



(e) JTAG 介面

圖 4-7，系統外觀與部分線路特寫示意圖

## 4-2 軟體測試結果

本系統的軟體部分包含了 RS232 介面程式、心電圖訊號處理、資料庫建立與網路連結四大部分。由於網路連結分為用戶端與伺服器端兩部分，在程式發展過程中，為了保持程式的一致性與簡易性，於是整合了 RS232 介面程式與網路連結用戶端程式，提供一完整及簡易的使用者介面，作為系統發展之應用。

而軟體的測試流程，首先開啟 RS232 介面/用戶端程式，啟動連接埠並且連接到伺服器端程式，繼而等待資料接收。當接收到由無線模組透過 RS232 介面傳輸至 com port 的資料後，立即描繪訊號於介面視窗中。在資料接收過程，可自行決定啟動網路傳輸之時機，即可同步地傳送資料於伺服器端程式，並接著以圖形方式呈現訊號於視窗中。若用戶端接收連接埠之資料完畢，則關閉連接埠與網路連接，並且進一步地將完整訊號儲存於資料庫內，完成一次用戶端/伺服器端軟體測試。至於心電圖訊號處理部分，目前仍以離線分析針對訊號進行處理與標記特徵值，並且所得之特徵值一併存於資料庫內。而在資料庫程式部分，資料錄內記錄的是每次執行用戶端程式所儲存的結果，包括



受測者姓名、受測時間、儲存檔案名稱等等，使用者透過程式介面選項即可觀察與篩選資料錄，並且描繪該筆指定資料的訊號於新的視窗介面中，作為評估受測者長期之生理狀況。

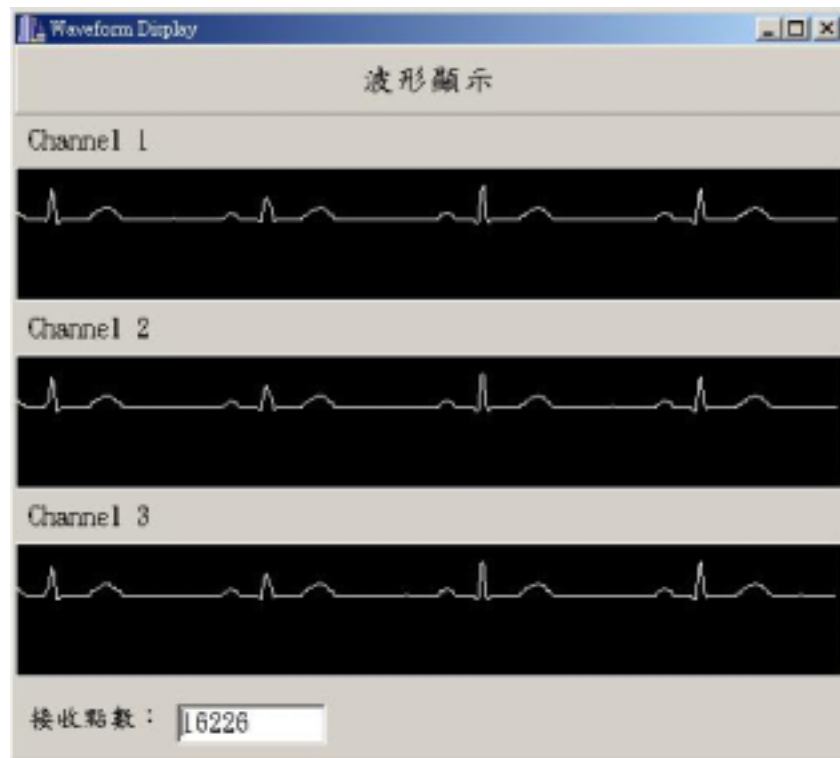
以下將詳細敘述 RS232 介面程式/網路連結用戶端程式與伺服器端程式、心電圖訊號處理以及資料庫建立之測試結果。

#### 4-2.1 RS232 介面/用戶端程式與伺服器端程式測試結果

在 RS232 介面程式測試過程中，首先需選擇所使用的連接埠，並且啟動連接埠，作為接收之準備。而透過特定連接埠傳至個人電腦的心電圖資料，將逐點描繪於程式介面視窗中。圖 4-8(a)為本系統之使用者介面，而圖 4-8(b)則為描繪波形之介面視窗。



(a)



(b)

圖 4-8，RS232 介面/用戶端程式之使用者介面示意圖。(a) 主要使用者操作介面，首先填入姓名並且選擇通訊埠後，按下開啟連接埠即可開啟連接埠之功能。接著，按下啟動則可等待資料之接收。(b) 波形顯示之介面視窗，根據接收之三個頻道的資料分別描繪於特定視窗。

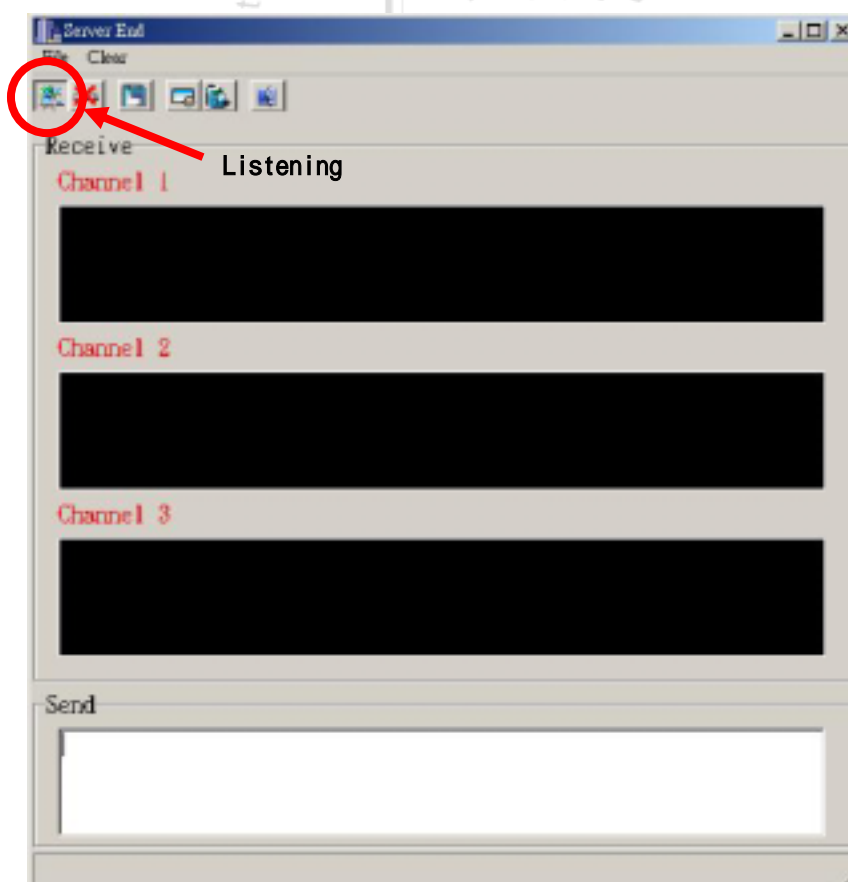
同時，當 RS232 介面/用戶端程式執行後，則可根據伺服端的 IP 位址發送連線請求，並且等待回應，以建立雙方連結之通道；對於伺服端程式而言，則為開啟並且等待用戶端連線。圖 4-9(a)與 4-9(b)分別為用戶端建立連線與伺服端等待連線之示意圖。

網路連結完成後，使用者可自行決定何時傳送資料，或是根據訊號處理之結果，由系統程式自動產生。而在網路資料傳輸率上，是利用計時器方式以固定時間間隔發送資料。時間間隔為 0.2s，每次傳送之資料量為 90 Bytes，其傳輸率計算為  $90\text{Bytes}/0.2\text{s}$ ，即等於 450 bps，作為網路傳輸流量之控制。圖 4-10 為伺服端程式接收資料之示

意圖。



(a) 中原大學



(b)

圖 4-9，用戶端與伺服端連線建立示意圖。(a) 用戶端程式操作介面，根據鍵入的 IP 位址，尋找連線位址。(b) 伺服端程式操作介面，按下 **listening** (ICON 圖示) 作為開啟及等待連線。

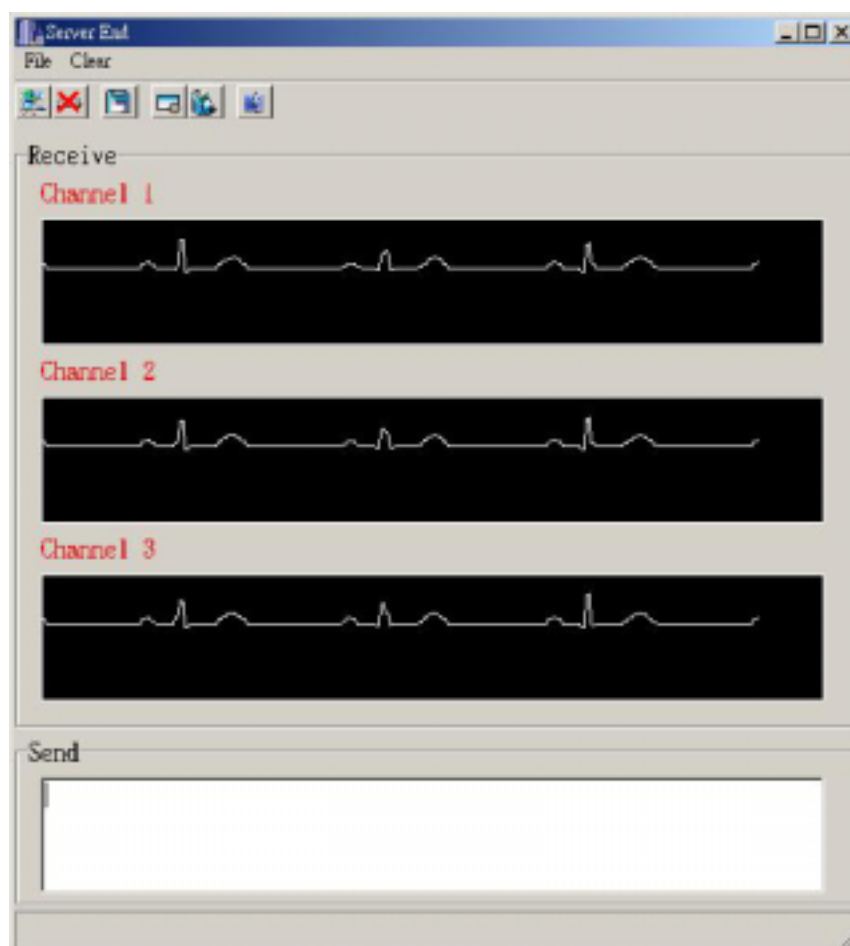


圖 4-10，伺服端程式接收資料之示意圖。在 receive 視窗中，顯示 3 個 channel 的波形；而在 send 視窗中，鍵入文字後按下 keyboard 上的 **ENTER**，即可傳輸至用戶端的程式介面顯示。目前所顯示的為接收之心電圖資料。

在網路傳輸正確率的測試方式上，除了採用直覺式觀察外，本系統在用戶端與伺服端程式中，皆同時將顯示於視窗的訊號儲存於檔案內，並採用均方根誤差 [21] (percent of root-mean-square difference, PRD) 作為心電圖資料之驗證，均方根誤差公式如式 4-1 所示。如此，反覆進行十次網路傳送實驗，計算其均方根誤差，以評

估網路傳輸機制之正確率與實際效能。圖 4-11 即為傳送訊號與接收訊號之示意圖，而表 4-3 則為網路連結之測試評估。

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^L [X_{ori}(i) - X_{rec}(i)]^2}{\sum_{i=1}^L [X_{ori}(i)]^2}} \times 100\% \quad \text{式 4-1}$$

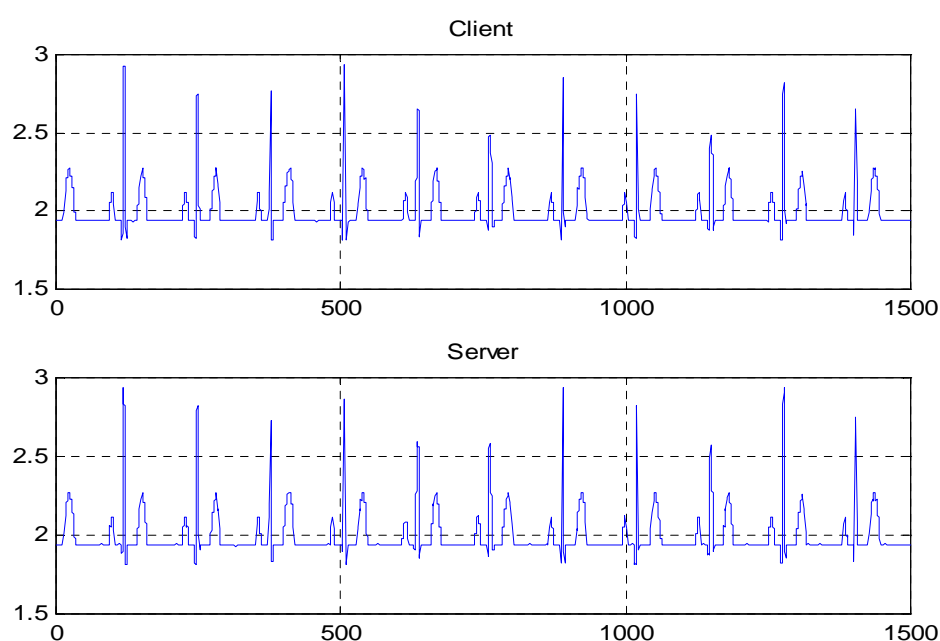


圖 4-11，網路用戶端與伺服器端資料之示意圖。資料為第二組測試樣本。X 座標單位為採樣點數(sampling points)。

表 4-3，網路連結之測試評估

實驗編號	第一組	第二組	第三組	第四組	第五組	第六組	第七組	第八組	第九組	第十組	平均值
PRD (%)	1.03	0.95	1.02	0.95	0.99	1.00	1.04	1.01	1.03	1.05	1.007

測試樣本為一筆每分鐘 60 次心跳的心電圖資料，點數為 1500 點，反覆進行十次實驗，各組之測試結果見附錄(C)。網路連結測試評估，所得到的均方根誤差平均值為 1.007%，滿足誤差條件範圍，可證明網路傳輸機制之可行性與正確性。關於網路傳輸速率方面，將於下一節詳細討論之。

#### 4-2.2 心電圖訊號處理程式測試結果

經由 RS232 介面傳輸至個人電腦上的資料，利用本研究發展之心電圖訊號處理程式，偵測 R-peak 發生的相對位置，進一步計算出心跳速率，以評估受測者之生理狀況。系統測試方式為選用不同模擬心電圖訊號，包含了基線飄移與高頻雜訊、T 波振幅過大等部分，測試訊號對處理結果的影響。

如圖 4-12 所示，不同心電圖雖然在波型形狀與所受之干擾源而有所不同，但對本系統所採用的偵測方式並無太大的影響。圖 4-12(a-I) 為一標準的心電圖訊號，經處理所得到的結果如圖 4-12(a-II) 所示。在 a-I 中，每個 QRS 波與處理後的波峰對應，即可標定其相對位置。在圖 4-12(b-I) 為一包含基線飄移與高頻雜訊的心電圖訊號，但藉由帶通濾波器處理，對於特徵點的判別並不會造成影響，即如圖 4-12(b-II) 所示。而圖 4-12(c-I) 中，T 波的振幅大於 QRS 波，但依頻率而言，T 波之頻率仍小於 QRS 波，於是利用本研究處理方式便可求得 QRS 對應波峰並進而標定之，如圖 4-12(c-II) 所示。

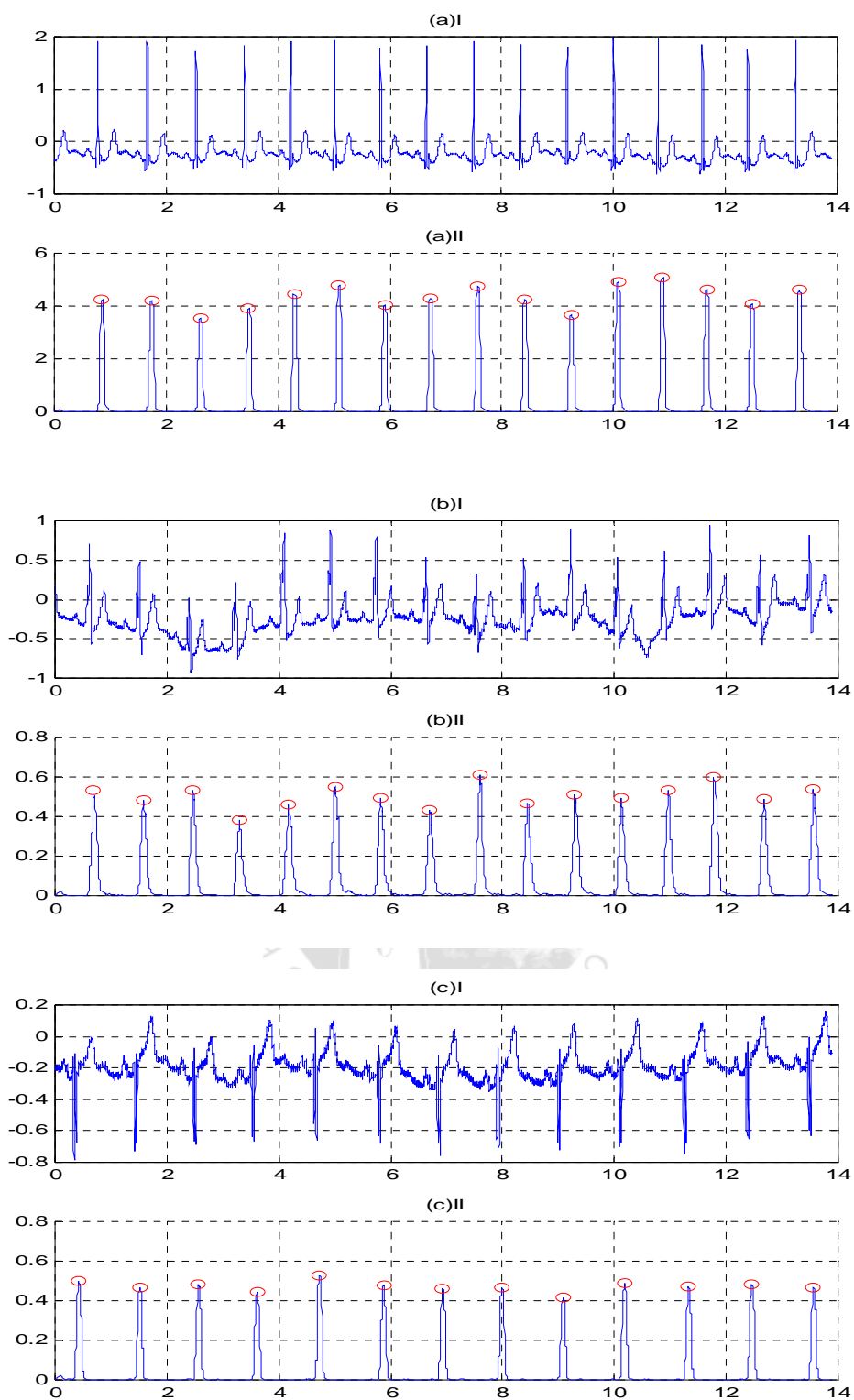
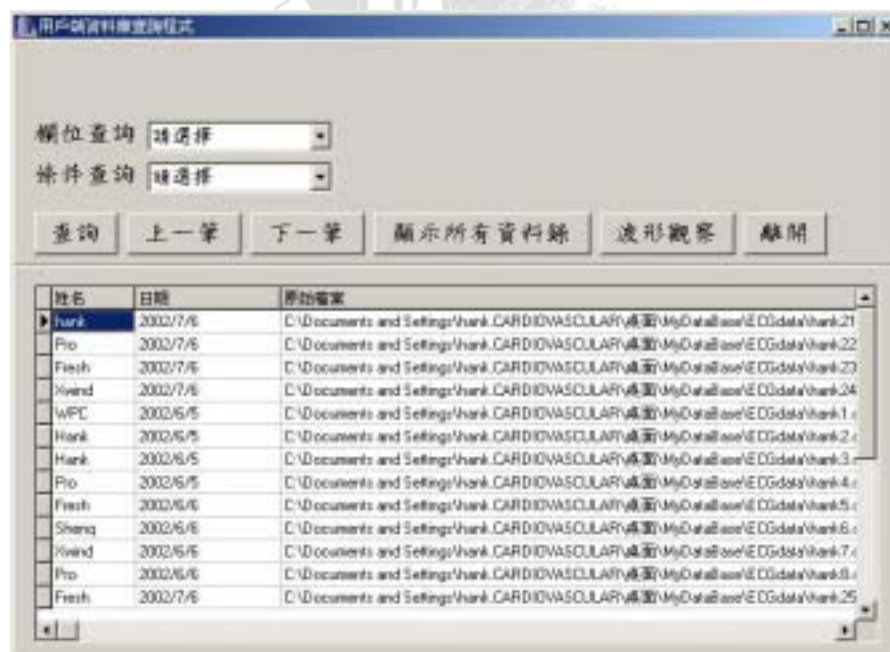


圖 4-12，三種不同型態的心電圖訊號與特徵化處理結果。(a) 正常心電圖。(b) 有基線飄移與高頻雜訊的心電圖。(c) T 波略大於 QRS 波的心電圖。X 座標單位為秒(s)。

### 4-2.3 資料庫程式測試結果

當完成傳輸資料後，除了將接收訊號儲存於指定檔案外，同時也根據受測者姓名、時間與原始檔案存入於 Access 資料庫中，作為資料管理與備份之用。而在資料庫管理程式中，會顯示出資料庫中所有資料錄，並且可依照資料欄位的查詢條件，篩選符合條件之資料錄，提供完善的管理方式。

由於資料庫中儲存所有原始訊號檔案，於是管理程式也提供了察看檔案資料的選項，方便管理者掌握受測者長期之生理狀況與追蹤是否有潛伏性病因，作為事前預防之準備。在程式內，針對指標所指向的資料列，開啟、讀取檔案，並且描繪訊號於新的視窗介面中，提供觀察與評估之功能。圖 4-13(a)與圖 4-13(b)分別為完整資料錄與經過篩選之資料的程式介面，而圖 4-14 則為資料錄內指定檔案之波形顯示圖。



(a)





(b)

圖 4-13，資料庫管理介面。(a) 完整之資料錄。(b) 經過篩選之資料錄。

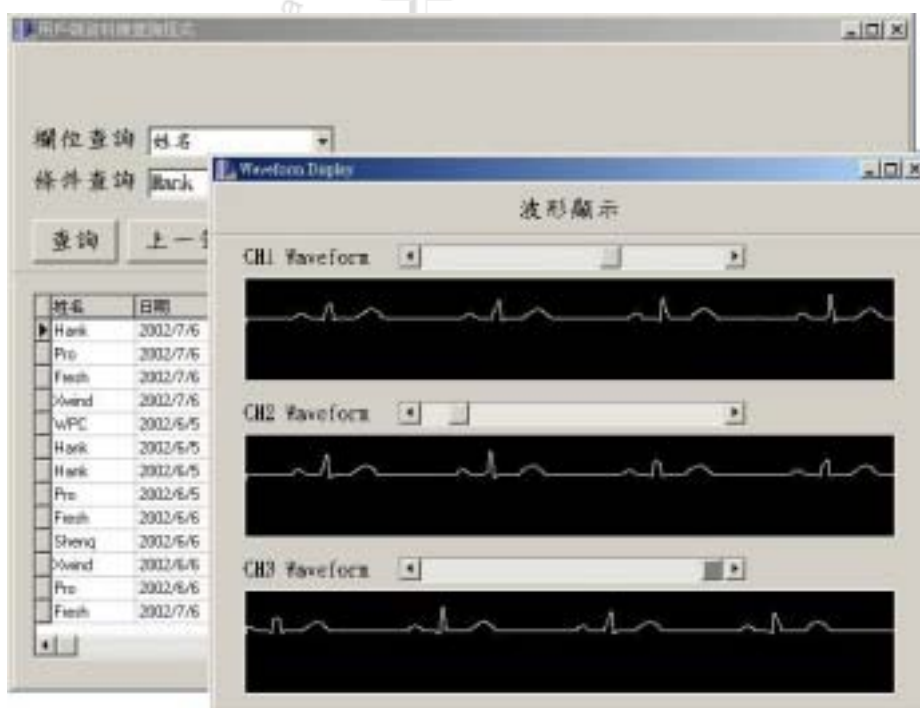


圖 4-14，資料庫檔案之波形顯示圖

### 4.3 討論

雖然本系統雛形至今已發展完成，但目前仍存在一些問題，影響系統實際效能與可行性，以下將針對部分問題提出討論，包括 A/D 採樣時序與 training sequence 訊號長度、資料遺失率與有效距離限制、硬體規格與網路傳輸率等，以待未來改善之。

#### ． A/D 採樣時序與 training sequence 訊號長度

誠如 4-1.2 小節述及，training sequence 的長度影響著無線傳輸模組的傳輸品質與 A/D 轉換器的採樣時序。根據實驗測試數據，長度 4ms 的 training sequence 目前較為滿足無線傳輸模組條件之要求；但相對於 A/D 轉換器每一頻道的採樣率上，則必須降低至 250Hz，才足以在兩個採樣點內傳送 training sequence。但是對於起始位元與 20 Bytes 資料的傳送，則無法於採樣點間距內完成。於是，本系統目前作法為，更改採樣率為 250Hz，並且於啟動傳送資料機制開始時，先禁能 A/D 轉換器，待完成通訊後立即致能 A/D 轉換器。此一作法，會導致傳送過程中降低採樣率的情況產生，造成訊號發生失真的機率提高；然而，在無線傳輸上卻仍維持相當準確的正確率。因此，training sequence 長度的因素將決定系統效能好壞與否，若能加以改善，相信應可滿足高採樣率與可靠的傳輸品質之要求，符合本系統之初始設計目的。

針對以上的問題，本研究建議將原發射裝置中之微控制器內建 A/D 轉換器改以外部 A/D 轉換模組取代，避免微控制器同時處理採樣時序與 training sequence 長度的設定。對於微控制器而言，僅需等待接收由 A/D 轉換模組輸入的資料，並且在填滿資料封包後進行無線傳輸，即可克服系統目前所遭遇的問題。

#### ． 資料遺失率與有效距離限制

根據無線模組測試結果，長度較短的 training sequence 會導致過高的資料遺失率，原因乃是由於接收裝置需接收較長的 training sequence 作為資料封包的判別，相對地也需花費較長的時間偵測；而對於發送封包而言，是根據 A/D 採樣時序進行傳輸。於是在發送與接收機制同時運作下，可能導致前一個封包未接收完畢，而下一個封包的 training sequence 已開始傳送，於是產生資料遺失。於是，若採用上述解決方式，分離發射裝置之 A/D 轉換器與微控制器兩部分，則傳送時間間距不受採樣率限制，相信應足以大幅地降低封包遺失的情形產生。

在有效距離的限制上，TRF6900 射頻收發器資料手冊並無詳細提及，而經實驗測試後，有效的傳輸範圍約為 8~12 公尺(不包括正確率測試)。由於本系統目前所使用的天線為一自製之簡易天線，並且沿用晶片本身內部之功率增益放大器，經實驗驗證後，初步測定系統之有效距離為 7 公尺。倘若在設計上，採用一般市售手機的天線，並且加上外部第二級功率放大器，相信應對傳輸距離有所提昇，增加系統使用之涵蓋範圍。

#### ． 硬體規格

現階段本系統仍處於發展雛形，於是各個模組設計大多以萬用電路版實現，造成系統外觀與體積略為複雜與龐大，對於『可攜式裝置』之目標仍有一段差距，往後待系統發展至完善階段，即可以印刷電路板取代與整合現有系統裝置，並採用表面附著元件縮小電路佈線體積，亦可減輕系統重量，以完成『可攜式之居家看護系統』，符合系統最終發展之目的。

## ．網路傳輸率

在網路傳輸過程中，本系統目前僅能以每秒約 0.5K Bytes 之傳輸率實現，對於即時傳輸生理訊號的要求，仍有相當之差距。造成的原因，乃是因為本系統在網路建立程式上是採用傳送文字格式的 TCP/IP 通訊元件，而對於數位生理訊號而言，是為浮點數格式，於是在傳送過程時需先執行格式轉換的步驟，才可進行網路傳輸。但執行格式轉換步驟時，無形中會導致資料量倍增的情況(轉換過程會完整地將浮點數資料以字串方式呈現)，於是降低了網路傳輸率。

為了提高網路傳輸率，往後可針對軟體架構予以修正。在用戶端程式中，若是直接以字元資料進行傳輸，而不採用浮點數格式，則可避免資料量增加的問題。而由於 A/D 轉換器的解析度為 12Bit，亦可增加 4 位元之資料作為訊號的偵錯與辨識，以維持網路傳輸正確性。如此一來，對於網路傳輸速度與可靠性，相信應足以改善現行不足之缺點，以滿足系統最初之設計。

## 第五章 結論與未來展望

本研究的目的是在於建構一套架構於無線傳輸與網際網路之居家看護系統，符合高效能、低成本、低功率消耗、可攜性及即時傳輸之需求，並期待最終能落實於居家環境，提供便捷之醫療服務。

在無線傳輸的部分，經由心電圖擷取模組擷取的訊號，利用微控制器內建的 A/D 轉換器轉換並且儲存於內部記憶體中，接著透過射頻收發器即可進行無線傳輸。傳輸正確率在有效距離 7 公尺內可達 100% 之正確率，提供準確之可信度。傳輸速率亦達 38400 bps，滿足生理訊號即時傳輸之要求。然而，取決於 A/D 轉換器採樣率與 RF 資料封包內 training sequence 長度之平衡點，目前並無可行之方式可同時滿足兩項需求條件，於是造成採樣率低落與資料封包遺失的情況產生。未來，分離 A/D 轉換器與微控制器之設計將成為系統之改善工作，以符合高採樣率、低遺失率與高正確率之目標。

在網路傳輸的設計上，程式仍處於發展雛形，雖然資料傳輸正確性達 98.99%，但是低傳輸率之效果並無法達成『即時』之要求。於是，修正網路連結程式作為提昇傳輸率並且增添資料偵錯之運算，成為未來改善之工作，滿足系統初始之設計。

心電圖訊號處理部分，目前系統採用離線分析進行標定特徵點之運算，經實驗驗證，不同的心電圖訊號在 R-Peak 的標定上，皆可提供準確之正確率。未來，則會往即時處理之目標邁進，以適時評估受測者之生理狀況，作為預警與即時診斷之用。

以可攜式裝置之前提下，系統各項模組皆能正常工作，並滿足原始設計之要求。然而，經整合後系統體積略為龐大與零散，往後則可利用印刷電路板實現，使系統硬體趨於微小化與精細化，便於受測者

攜帶與使用。

目前本系統針對無線傳輸及網際網路傳輸進行初步探討，發現本系統無論在無線傳輸或網路傳輸上皆能提供精確可信度，然而亦發現數個可以改進的缺點，未來將針對採樣率及傳輸率部分加以改善，相信應有優異的效果呈現，希望未來能對居家看護方面有所貢獻。



## 參考資料

- [1] H. Murakami, K. Shimizu, K. Yamamoto, T. Mikami, N. Hoshimiya, and K. Kondo, "Telemedicine Using Mobile Satellite Communication", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, VOL. 41, NO.5, May 1994
- [2] J. Bai, Y. Zhang, D. Shen, L. Wen, C. Ding, Z. Cui, F. Tian, B. Yu, B. Dai, J. Zhang, "A Portable ECG and Blood Pressure Telemonitoring System", IEEE Engineering in Medicine and Biology, July/August 1999
- [3] B. Woodward, R. S. H. Istepanian, and C. I. Richards, "Design of a Telemedicine System Using a Mobile Telephone", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, VOL. 5, NO. 1, March 2001
- [4] K. Shimizu, "Telemedicine by Mobile Communication", IEEE Engineering in Medicine and Biology, July/August 1999
- [5] A.I. Hernandez, F. Mora, G. Villegas, G. Passariello, and G. Carrault, "Real-Time ECG Transmission Via Internet for Nonclinical Applications", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, VOL.5, NO.3, September 2001
- [6] R. Carola, J. P. Harley, C. R. Nobeack 原著, 李玉菁,何杏棻,黃玉琪,陳秋媛,李莉珍,阮大盛,徐玉華 編譯, "人體解剖學", 文京圖書有限公司, 1996 年 6 月
- [7] Dale Davis 原著, 黃天宇,陳清輝 編譯, "基本心電圖判讀", 眾文圖書股份有限公司
- [8] J.G. Webster, "Medical instrument application and design", Houghton Mifflin Company, USA, 1992
- [9] Texas Instruments, "MSP430x1xx Family User Guide", 2000
- [10] Texas Instrument, "TRF6900 Single-Chip RF Transceiver Data Sheet", 2000
- [11] Burr-Brown Company, "INA128 Data Sheet", 1996.
- [12] Linear Technology, "LTC1386 Data Sheet", 1994
- [13] Texas Instrument, "Implementing a Bidirectional, Half-Duplex FSK RF Link With TRF6900 and MSP430", 2001
- [14] J. Pan and W.J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", IEEE transactions on bio-medical engineering. Vol.32, NO.3,

pp.230-236, 1985

- [15] 李維倫, “利用即時心率變異度評估麻醉深度”, 民國九十年六月
- [16] 趙克立 策劃, “Access 2000 學習手冊中文版”, 碁峰資訊股份有限公司, 2000
- [17] 楊宗誌 編著, “C++ Builder 資料庫程式設計”, 文魁資訊股份有限公司, 2001
- [18] 黃家輝 編著, “C++ Builder 揭開互助社群軟體-Napster 的秘密 Internet 與 TCP/IP 進階程式設計”, 文魁資訊股份有限公司, 2001
- [19] W.F. Ganong 原著, 白禮源等 編譯, “甘龍-醫用生理學(下)”, 藝軒圖書出版社, pp.625-626, 1986
- [20] 吳映萱, “利用小波轉換以及模糊類神經網路進行霍特式心電圖之病症分類”, 民國 87 年六月
- [21] S.Jalaeddine, C.Hutchens, R.Strattan, and W. Coberly, “ECG data compression techniques-A unified approach,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.37, pp.329-343, Apr.1990





## 附錄 A、無線傳輸模組控制程式之部分整理

表 A-1 , Transmit Module Initialization

;-----Initialization-----		
BIC.B	#XT20FF,&BCSCTL1	; Turn on XT2
BIS.B	#SELS+SELM1,&BCSCTL2	; MCLK = SMCLK = XT2
;-----Setup I/O Port-----		
MOV.B	#00h,&P1OUT	; Reset P1 output
MOV.B	#DATA+CLK+TX,&P1DIR	; Switch DATA、CLK、TX as output
MOV.B	#LED3,&P2OUT	; Set LED3
MOV.B	#STDB_TRF6900+MODE+LED3,&P2DIR	; Switch STDB_TRF6900、MODE、LED3 ; as output
MOV.B	#BIT0+BIT1+BIT2,&P6OUT	; Set BIT0、BIT1、BIT2
BIS.B	#BIT0+BIT1+BIT2,&P6SEL	; Select module function
;-----Program TRF6900-----		
CALL	#Program_DDS0_Receive_Learn	; Program mode 0, A-Word
CALL	#Program_DDS1_Send	; Program mode 1, B-Word
CALL	#Program_Send_FSK	; Enable register for PLL、Data Slicer ; and mode 1 setting, C-Word
CALL	#Program_Receive_FSK_Learn	; Modulation and mode 0 setting, D-Word
;-----Setup Timer_A-----		
MOV	#TASSEL0+TACLR,&TACTL	; ACLK, Clear TAR
MOV	#OUTMOD_2,&CCTL1	; CCR1 toggle, Interrupt enable
MOV	#06h,&CCR0	
MOV	#03h,&CCR1	
BIS	#MC_3,&TACTL	; Start Timer_A in continuous mode
;-----Setup A/D Converter-----		
MOV	#SHT0_2+ADC12ON,&ADC12CTL0	; Turn on ADC12, Set sampling time
MOV	#SHP+SHS_1+CONSEQ_3+ADC12SSEL_3,&ADC12CTL1	; Use sampling timer, Sequence channel ; repeated conversion, ACLK
MOV	#BIT2,&ADC12IE	; Enable ADC12IFG.2 for ADC12MEM2
MOV.B	#INCH_0,&ADC12MCTL0	; A0 goes to MEM0

MOV.B	#INCH_1,&ADC12MCTL1	; A1 goes to MEM1
MOV.B	#EOS+INCH_2,&ADC12MCTL2	; A2 goes to MEM2, end of sequence
EINT		; Enable Interrupt

表 A-2 , Receive Module Initialization

;-----Initialization-----		
BIC.B	#XT2OFF,&BCSCTL1	; Turn on XT2
BIS.B	#SELS+SELM1,&BCSCTL2	; MCLK = SMCLK = XT2
;-----Setup I/O Port-----		
MOV.B	#00h,&P1OUT	; Reset P1 output
MOV.B	#DATA+CLK+TX,&P1DIR	; Switch DATA、CLK、TX as output
MOV.B	#LED3,&P2OUT	; Set LED3
MOV.B	#STDB_TRF6900+MODE+LED3,&P2DIR	; Switch STDB_TRF6900、MODE、LED3 ; as output
BIS.B	#0C0h,&P3SEL	; Select module function
BIS.B	#040h,&P3DIR	; Switch TX as output
;-----ProgramTRF6900-----		
CALL	#Program_DDS0_Receive_Learn	; Program mode 0, A-Word
CALL	#Program_DDS1_Send	; Program mode 1, B-Word
CALL	#Program_Send_FSK	; Enable register for PLL、Data Slicer ; and mode 1 setting, C-Word
CALL	#Program_Receive_FSK_Learn	; Modulation and mode 0 setting, D-Word
;-----Setup UART module-----		
MOV.B	#CHAR,&UCTL1	; 8-bit characters
MOV.B	#SSEL1,&UTCTL1	; UCLK = SMCLK
MOV.B	#080h,&UBR01	; 2.4576MHz/19200 ~ 128
MOV.B	#000h,&UBR11	
MOV.B	#000h,&UMCTL1	; no modulation
MOV.B	#UTXE1+URXE1,&ME2	; Enable USART1 TXD/RXD
EINT		; Enable interrupt

表 A-3 , Data Reception Initialization

MOV.B	#UTXE1+URXE1,&ME2	; Enable USART1 TXD/RXD
CALL	#Program_Send_FSK	; Program C-Word for reception in learn ; mode
MOV	#CCIE+CAP+CMNEG,&CCTL1	; Interrupt enable, capture mode, ; negative edge
CLR	DATA_R	; Reset DATA_R
CLR	WAKE_UP_COUNTER	; Reset WAKE_UP_COUNTER
CLR	RSTAT	; Reset receive status register, ; RSTAT = 0, Detecting Training Seq.
BIC.B	#MODE,&P2OUT	; Receive FSK in learn mode
BIS.B	#01h,&IE1	; Enable watchdog timer interrupt
BIS.B	#STDB_TRF6900,&P2OUT	; TRF6900 active
CALL	#Wait_Lockdet	
MOV	#TAIE+CLEAR+CONTUP+MCLK,&TACTL	; Interrupt enable, Clear Timer_A, ; Continuous up mode, MCLK
MOV	#CCIE+CAP+CMANY,&CCTL2	; Interrupt enable, Capture mode, ; Both edges

## 附錄 B、系統各個模組之設計電路圖

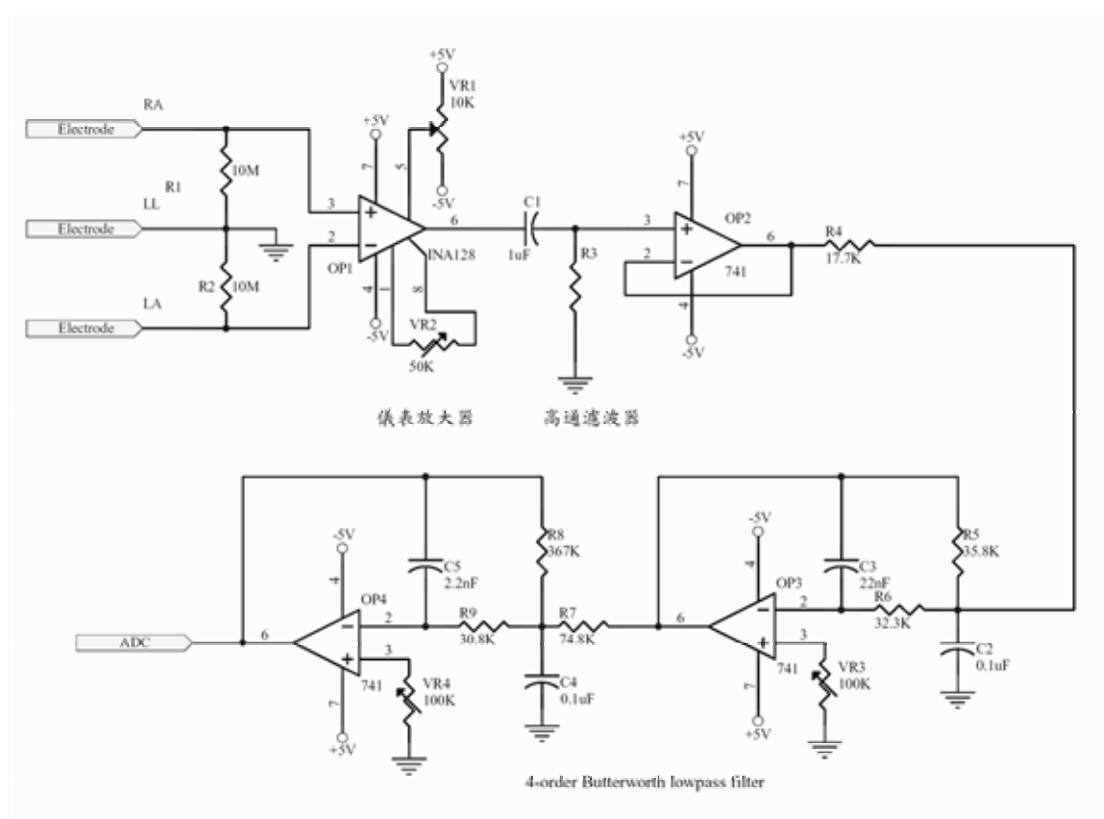


圖 B-1，儀表放大與濾波處理線路圖

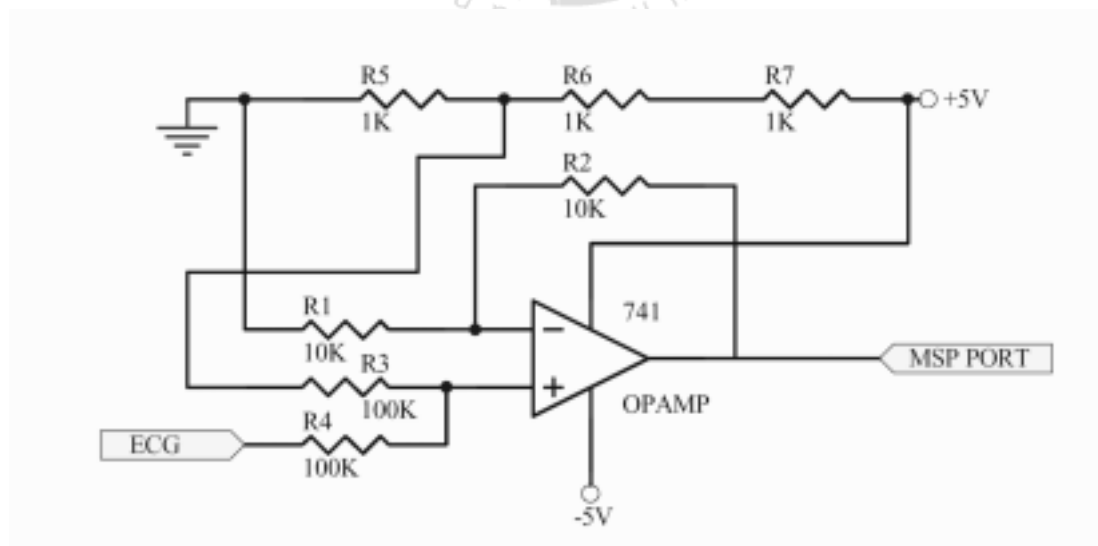


圖 B-2，加法電路線路圖

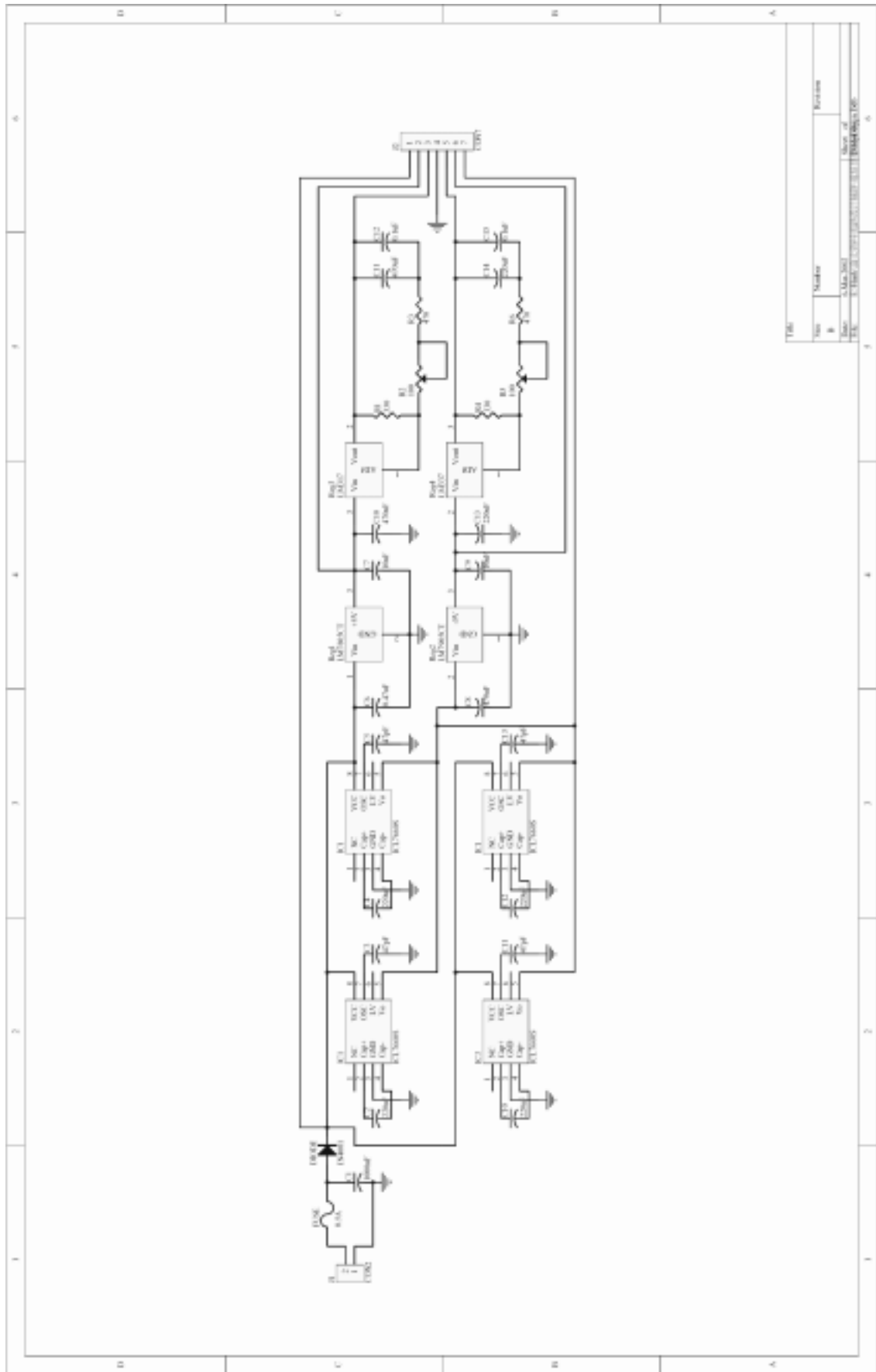
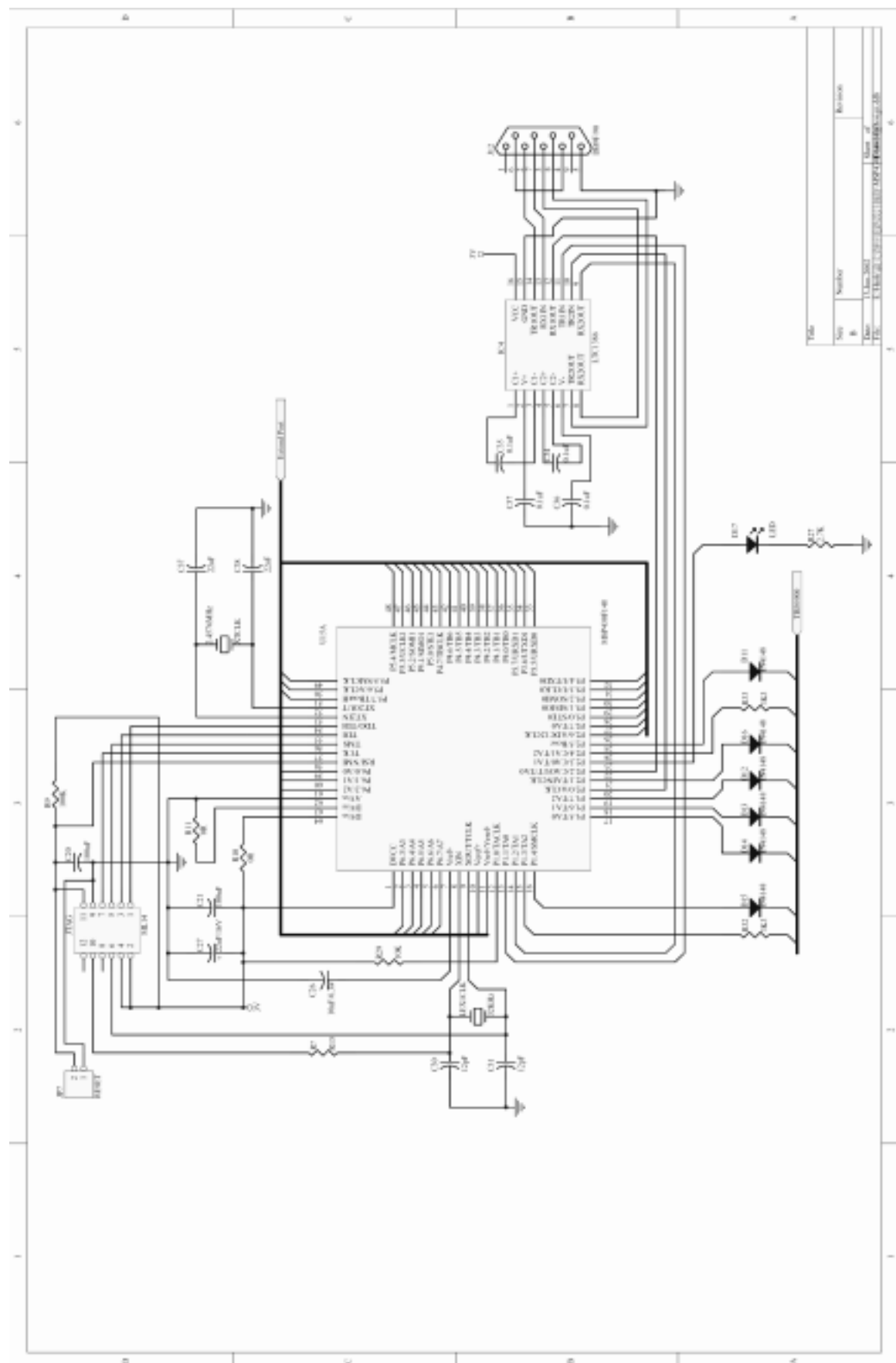
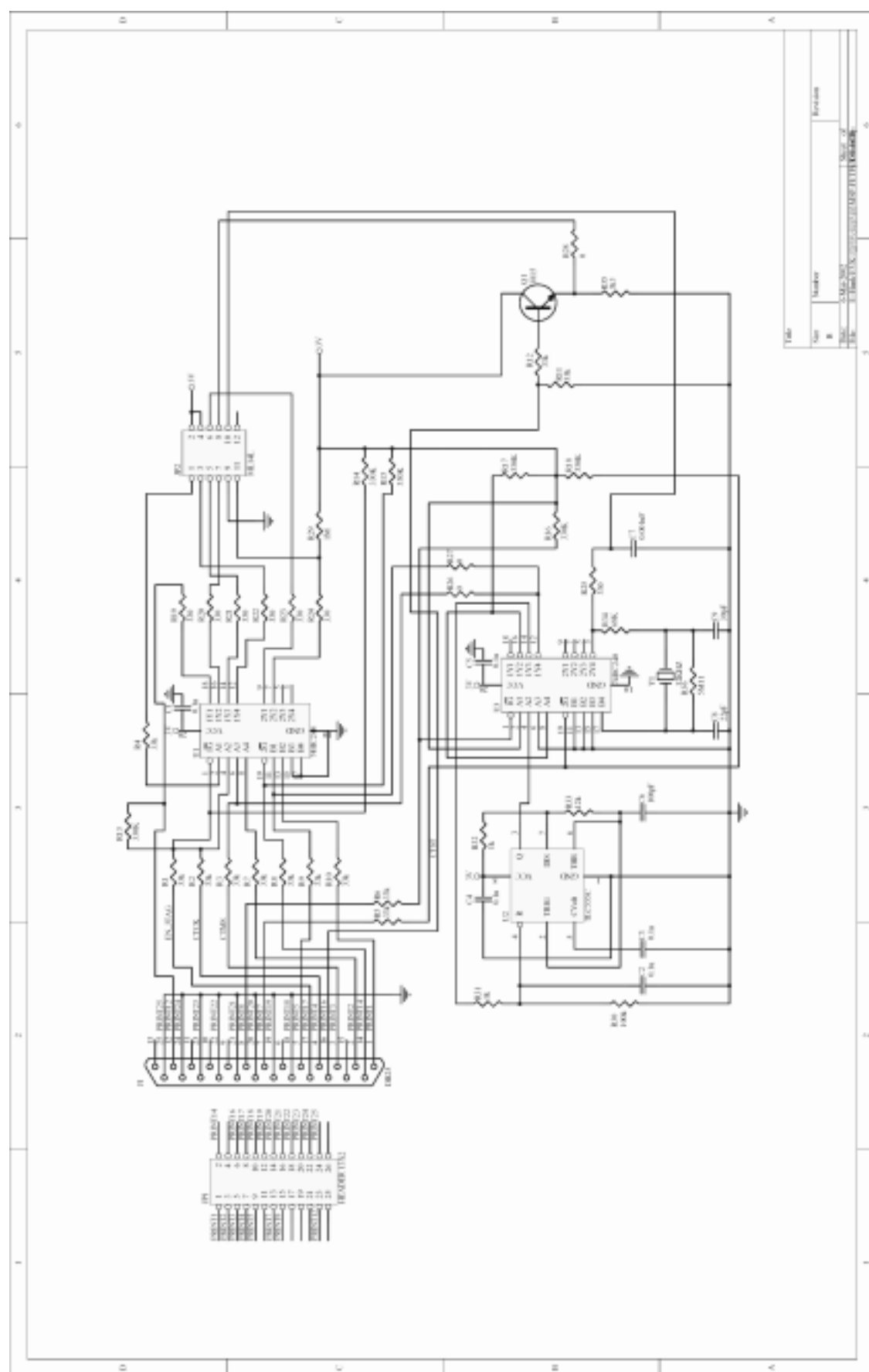


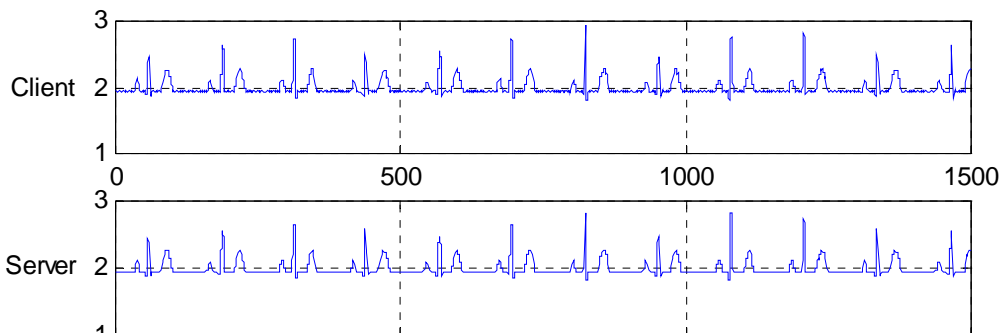
圖 B-3, 電源供應線路之配線圖



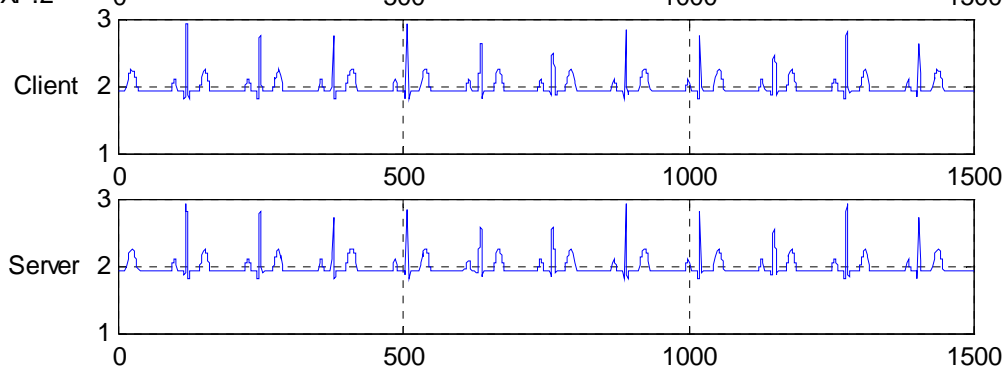


## 附錄 C、網路傳輸之測試樣本

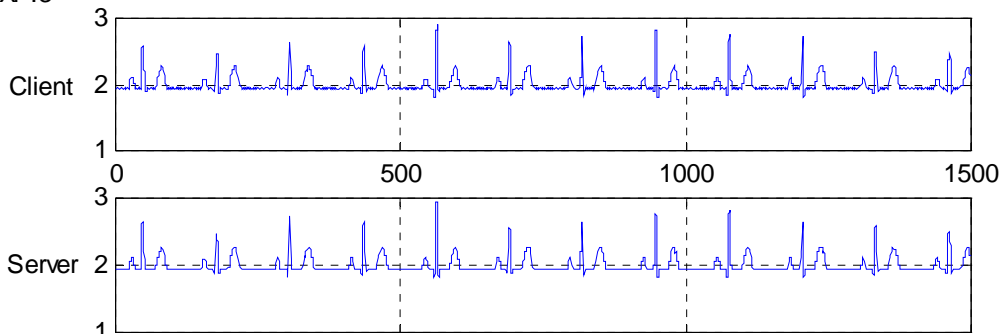
EXP.1



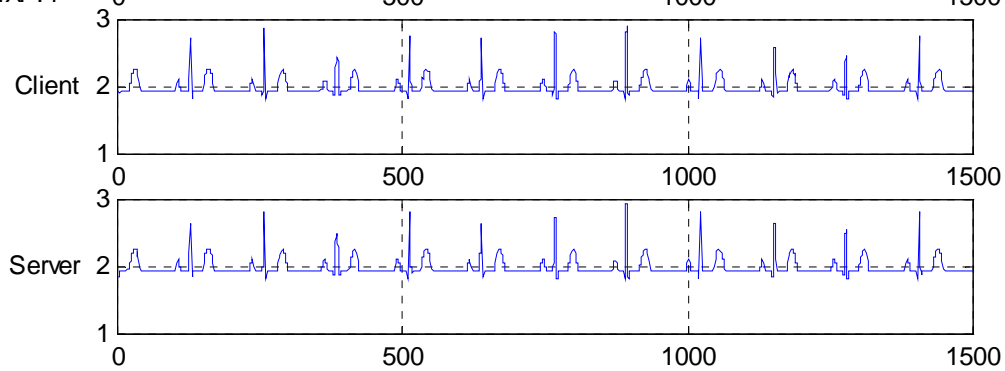
EXP.2



EXP.3

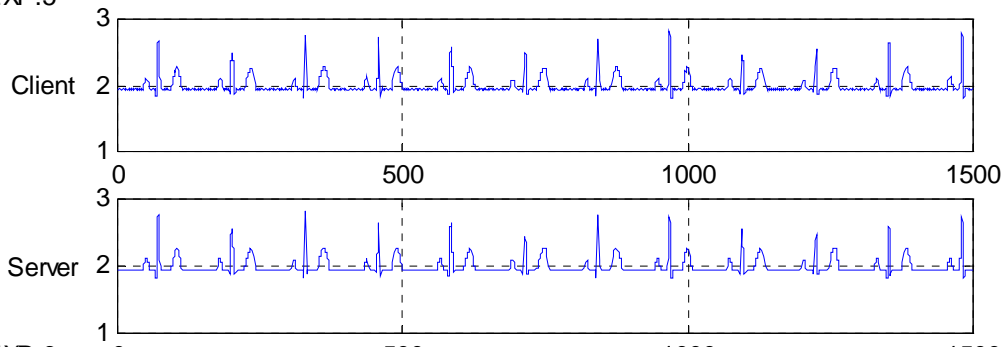


EXP.4

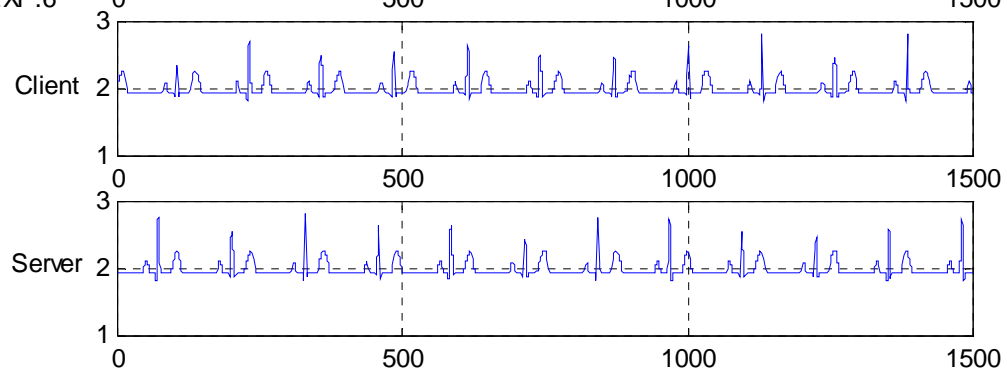




EXP.5

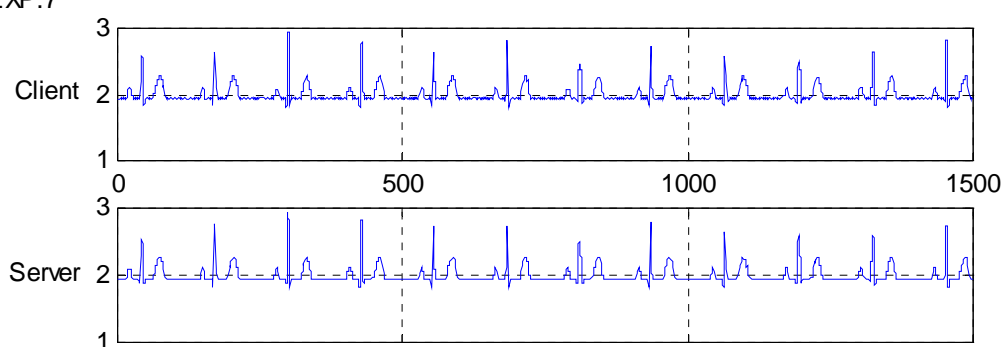


EXP.6

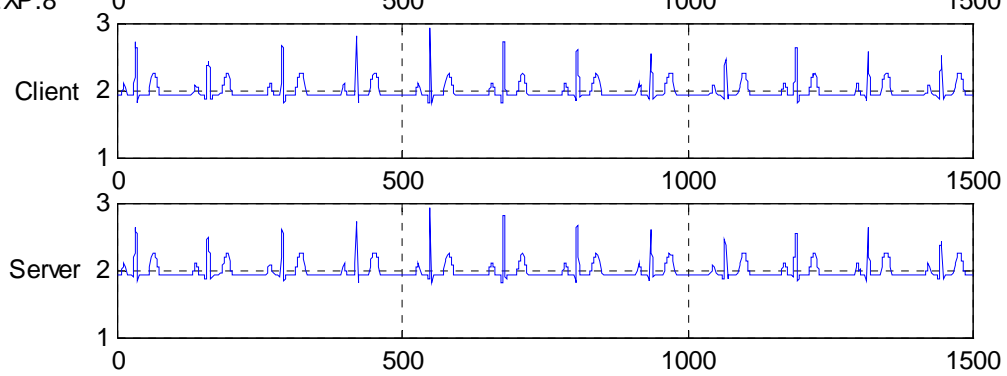


中國大學

EXP.7



EXP.8



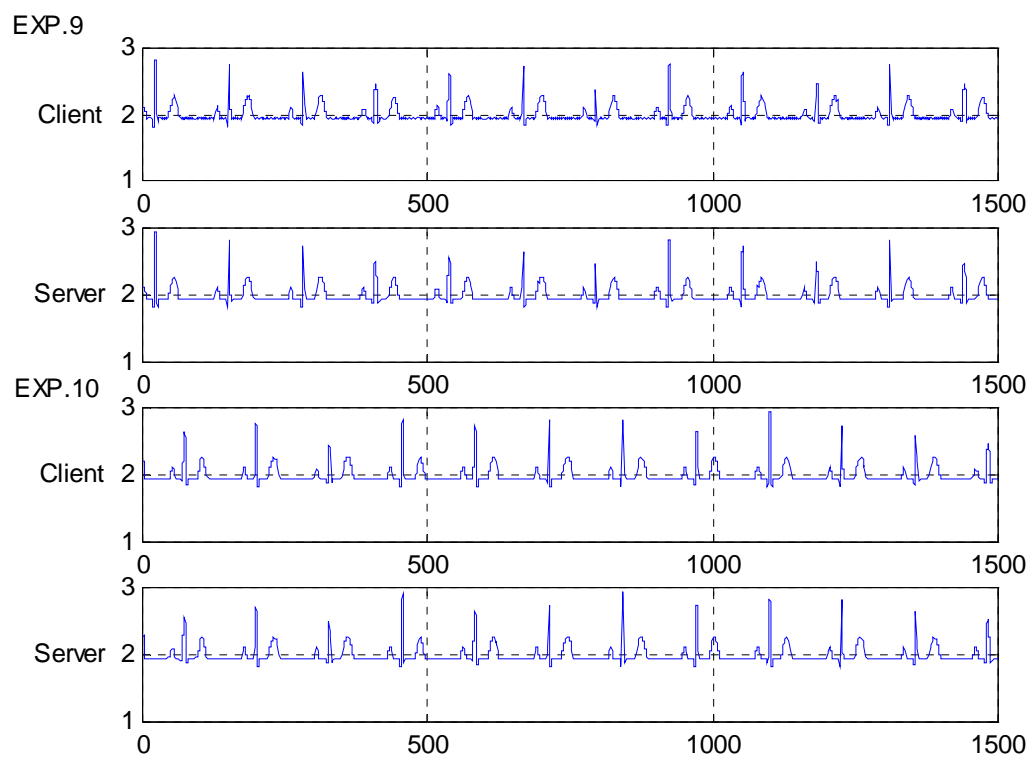


圖 C-1，網路測試樣本之示意圖

# 作者簡介

姓名：涂清源

籍貫：台灣省桃園市

出生日期：民國 67 年 3 月 20 日

學歷：中原大學醫學工程學系學士學位、

中原大學醫學工程學系碩士班碩士學位

主修：訊號處理、數位通訊、網路設計、類比、數位電路設計

