

國立中正大學工學院  
通訊工程研究所  
碩士論文

利用藍芽實現無線生理監控系統

Implementation of Bluetooth-Based Biomedical  
Signal Monitoring System



研究生：李大昌

指導教授：侯廷昭 博士

中華民國九十四年一月

利用藍芽實現無線生理監控系統

Implementation of Bluetooth-Based Biomedical Signal  
Monitoring System

研 究 生：李大昌

Student : Ta-Chang Lee

指導教授：侯廷昭 博士

Advisor : Dr. Ting-Chao Hou

國立中正大學工學院

通訊工程系碩士班

碩士論文

A Thesis

Submitted to

Institute of Communication Engineering

College of Engineering

National Chung Cheng University

in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of

Master

in

Communication Engineering

January 2005

Chiayi, Taiwan, Republic of China

# 摘要

本論文之主旨在於提出以藍芽裝置為基礎，搭配無線網路設備，實現無線生理訊號監控系統。本系統前端以可程式微控制器(MCU)為核心，擷取心電圖訊號、溫度訊號以及血壓計訊號等生理資料，然後將這些生理資料以字串的方式透過藍芽模組傳送到監控端的電腦，以圖形化操作介面呈現。監控端電腦更進一步地利用無線區域網路裝置，將監控端的生理訊號以及影像資料，經由網路傳送到後端伺服主機中進行即時之監測與儲存。為了驗證本研究之系統功能，分別針對所設計的功能模組進行測試與驗證，並經實驗結果證明本論文的無線化系統架構，對於生理訊號的擷取以及實現遠端監控、無線居家看護，實為可行。

## 關鍵詞：

微控制器、生理訊號監控、心電圖、藍芽、居家看護

# **Abstract**

This thesis proposes using Bluetooth devices to realize a biomedical signal monitoring system. In this system, we use the micro controller (MCU) as the front-end device to design several circuits to capture signals of ECG, body temperature, and blood pressure, and then send these data through Bluetooth module to the monitoring device in real-time. The monitoring devices further communicates with the back-end server or PDA through wireless LAN, either to relay the biomedical signal to a PDA or to retrieve patient related information from the server. We test and verify functions of each modules of the monitoring system. The results show our proposed wireless biomedical signal monitoring system is very feasible for future wireless home tele-care application.

## **Keywords:**

Micro Controller , Biomedical signal monitoring , ECG , Bluetooth , Home tele-care

## 感言

來到中正大學，很感恩能有這一個好的學習環境，感謝這裡老師讓我生命有了轉折，感謝這裡的同學，讓我常常覺得溫暖，感謝這裡的一切。

畢業後即將離開學生的生涯，踏上人生的另一個旅程，希望能在另一個旅程中，繼續成長。

第 1 章	前言 .....	1
1.1	簡介.....	1
1.2	研究動機 .....	1
1.3	章節介紹 .....	3
第 2 章	背景知識介紹 .....	4
2.1	心電電位原理 .....	4
2.1.1	心臟收縮機制 .....	5
2.1.2	心電圖電位量測 .....	7
2.2	溫度量測 .....	8
2.3	血壓生理簡介及發展 .....	9
2.3.1	血壓訊號生理概述 .....	9
2.3.2	血壓計之發展 .....	9
2.3.3	量測方法分類 .....	10
2.3.4	共振法量測原理 .....	11
2.4	LCD (Liquid Crystal Displayer) , 呈像原理.....	12
第 3 章	系統平臺介紹 .....	16
3.1	系統硬體開發平臺 .....	17
3.1.1	EM78P153S、EM78P458A 說明.....	18
3.1.2	EM78Pxxx 系列微控制器模擬器 E8.....	19
3.1.3	程式發展平臺 WICE .....	20
3.2	藍芽模組(Bluetooth Dongle) .....	22
3.3	其他的系統發展工具 .....	25
第 4 章	生理訊號擷取電路設計與實作 .....	26
4.1	單通道心電訊號擷取系統(ECC 系統) .....	27

4.2 溫度訊號擷取 .....	35
4.3 波形訊號數位化 .....	36
4.4 串列傳輸介面 .....	38
4.5 終端機測試 .....	43
4.6 血壓計 LCD 波形訊號擷取 .....	44
<b>第 5 章 監控系統程式撰寫與成果 .....</b>	<b>52</b>
5.1 發展環境說明 .....	52
5.2 Visual Basic 程式編輯與訊號重建 .....	53
5.2.1 裝置連線與數據字串解碼 .....	54
5.2.2 裝置連線與影像傳輸 .....	58
<b>第 6 章 結論 .....</b>	<b>63</b>
6.1 論文整理 .....	63
6.2 未來展望 .....	63
<b>參考資料 .....</b>	<b>66</b>

圖 1-1 系統動作概念圖 .....	2
圖 2-1 心臟圖解與心電波形 .....	5
圖 2-2 心肌極化與去極化示意圖 .....	6
圖 2-3 心臟搏動對應圖 .....	7
圖 2-4 胸前導程示意圖 .....	7
圖 2-5 第一肢導程圖 .....	8
圖 2-6 負溫度係數之熱敏電阻 .....	9
圖 2-7 間接測量血壓法 .....	11
圖 2-8 共振法原理之示意圖 .....	12
圖 2-9 向列型液晶 .....	12
圖 2-10 LCD 顯示原理 .....	13
圖 2-11 LCD 節點、驅動波形規劃 .....	15
圖 3-1 資料傳遞過程 .....	16
圖 3-2 EM78P153S 腳位 .....	19
圖 3-3 EM78P458A 腳位 .....	19
圖 3-4 義隆模擬器 .....	20
圖 3-5 WICE 開發介面 .....	20
圖 3-6 WICE 開發介面 .....	21
圖 3-7 WICE 開發介面 .....	21
圖 3-8 RS232 類型藍芽模組 .....	23
圖 3-9 USB 類型藍芽模組 .....	24
圖 4-1 系統功能示意圖 .....	26
圖 4-2 工作訊號方塊 .....	27
圖 4-3 ECG 電極位置 .....	28
圖 4-4 高通濾波器電路 .....	29
圖 4-5 高通濾波器電路實作 .....	30
圖 4-6 高通濾波器電路驗證 .....	30
圖 4-7 低通濾波器 .....	31
圖 4-8 低通濾波器電路實作 .....	32
圖 4-9 低通濾波器電路驗證 .....	32
圖 4-10 心電圖+溫度測量完整電路圖 .....	33
圖 4-11 實作電路板 .....	34
圖 4-12 心電圖訊號 .....	35
圖 4-13 電容充放電測量法 .....	35
圖 4-14 訊號接線配置圖 .....	36
圖 4-15 訊號接線配置圖 .....	37



圖 4-16 取樣程式流程圖 .....	37
圖 4-17 UART 串列傳輸格式示意圖.....	39
圖 4-18 DB9 連接器腳位圖.....	40
圖 4-19 Null Modem 接法.....	40
圖 4-20 鮑率產生過程圖 .....	41
圖 4-21 ASCII Code 數字表示法 .....	42
圖 4-22 心電圖+溫度擷取電路板 .....	42
圖 4-23 ECG、溫度數位訊號回傳值至終端機 .....	43
圖 4-24 手腕式血壓計 .....	44
圖 4-25 LCD 數字分佈圖 .....	44
圖 4-26 LCD 數字特性節點分佈圖 .....	45
圖 4-27 LCD 背極驅動波形 .....	46
圖 4-28 設計開關切換 LCD 之 BPn .....	47
圖 4-29 LCD 波形擷取電路 .....	48
圖 4-30 LCD 波形擷取電路實作 .....	49
圖 4-31 波形編碼表 .....	49
圖 4-32 LCD 波形取樣程式流程 .....	50
圖 4-33 驗證血壓回傳數據 .....	51
圖 5-1 監控端數據字串處理流程 .....	54
圖 5-2 主機端程式流程圖 .....	55
圖 5-3 重建心電圖與溫度 .....	56
圖 5-4 重建收縮壓、舒張壓 .....	57
圖 5-5 監控端與主機端連線 .....	57
圖 5-6 監控端與 PDA 連線 .....	58
圖 5-7 監控端影像處理流程圖 .....	59
圖 5-8 監控端影像 .....	60
圖 5-9 主機端影像處理流程圖 .....	61
圖 5-10 主機端影像 .....	62
表 2-1 人體生理訊號參數與測量方法 .....	5
表 3-1 義隆 8 位元微控制器列表 .....	18
表 3-2 藍芽特性規格 .....	22
表 4-1 標號零件的功能以及使用範圍說明 .....	34
表 4-2 腳位功能說明 .....	41
表 4-3 LCD 波型擷取電路零件說明 .....	48

# 第 1 章 前言

## 1.1 簡介

在一般醫療機構以及家庭中，傳統上對於醫療儀器的使用，通常是伴隨著昂貴的主機、複雜的電源以及資料傳輸線路。這些線路不僅是佔用空間，而且太多的線材也容易造成操作上的不方便。因此，根據這個想法，本論文就著手進行幾種簡易的電路設計，如：心電圖(ECG)、體溫計、血壓計…等，來實作出低成本以及操作簡單的生理訊號監測器，並朝著減少電源以及資料傳輸電路，以期望達到真正的取代有線生理監測系統。

近年來，無線通訊已成為我們日常生活中不可或缺的一部分。隨著無線通訊技術的蓬勃發展，無線技術的使用人口也呈現大幅度的成長。藍芽(Bluetooth™)是其中一項新興的無線通訊技術，其低功率、抗雜訊率比高、及保密性強的特性，讓它成為居家照護系統無線化的一種較好的選擇。它以近距離無線連接為基礎來傳送資料與語音，其主要目的是在於取代纜線，讓電話、筆記型電腦、PDA 以及電腦週邊等設備，彼此直接通訊。本論文的主要目的在於利用藍芽的無線連結技術，如藍芽設備之間的搜尋、溝通、連結及資料傳遞等過程，製作以單晶片控制藍芽通訊模組來傳送資料的電路板，如：心電圖(ECG)訊號監測板、體溫監測板、血壓計控制板，來做數據資料的傳送。未來也希望能用來做各種生理訊號資訊的傳送，以達到全面無線化的目的。

## 1.2 研究動機

隨著高齡化社會之來臨，居家看護已是一項重要的研究課題。本論文的研究主題是在於所設計的一套全天候無障礙空間之無線看護系統，它的應用範圍包含醫院及家庭中。病患無論到任何地方，都可隨身攜帶藍芽生理信號監測器，即可利用電腦或 PDA 知道自己的體溫、血壓與即時心電狀況。本系統也可將藍芽取得的體溫與心電信號透過網路傳送到醫院中，醫生及護士可在醫院內進行遠端看

護與即時診察。

在藍芽傳輸機制方面，我們利用心電導程、體溫與血壓波形擷取電路截取病患的心電訊號、體溫與血壓信號，並利用藍芽的傳輸方式，將所擷取的生理信號傳送至電腦或 PDA 上，並在這些裝置上顯示病患的體溫與心電圖。當病患在家中時，可利用藍芽模組連接個人電腦與網路，將病患的生理信號透過網路傳送到醫院的監護主機。因此，醫院中的監護主機可顯示並記錄遠端病患的生理訊號。當病患在醫院時，也可利用此系統將病患的溫度與心電狀況傳送到醫院監護主機。因此，醫院中的監護主機即可遠端監控病患的即時心電與體溫狀況。

本論文設計了一個生理監視系統，期望可以用來區別並且可以達到取代現行的有線生理監控系統。此系統應該是具有容易使用、可靠與穩定、低成本等等的特性，不論是在醫療機構或是在家庭中，都可以輕易使用。其中內包含了，血壓計、溫度計、心電圖擷取的功能。控制器方面，我們選擇了低單價、高度整合、低耗電之單晶片，用的是國內廠商義隆電子科技股份有限公司所生產的 **EM78Pxxx** 系列微控制器單晶片，型號：**EM78P458A**、**EM78P153S**。微控制器的功能是用來控制電路、將擷取到的生理訊號取樣以及編碼、以及數據資料的傳送。本論文中我們預計的動作概念圖如下圖 1-1 所示：

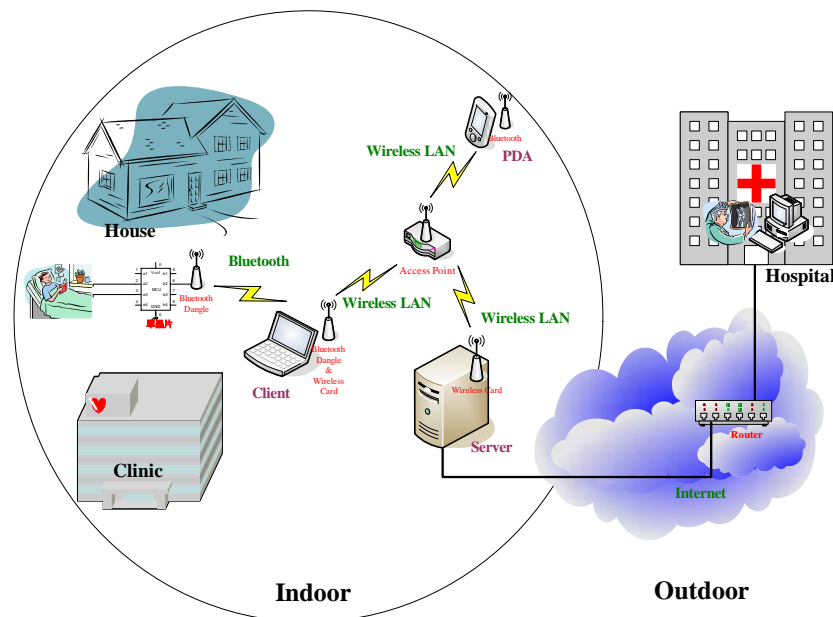


圖 1-1 系統動作概念圖

### 1.3 章節介紹

本論文後續的架構如下：第 2 章，我們依序說明心電圖(ECG)、體溫計、血壓計的原理；第 3 章，將介紹我們所使用系統開發平臺，包含了硬體以及軟體這兩部份；第 4 章，將針對整個系統電路的設計過程做說明，包含心電圖(ECG)擷取電路設計、體溫計電路設計、血壓計 LCD 波形解碼電路設計。並且結合微控制器單晶片程式撰寫，藉由實際電路板程式回傳於電腦終端機的過程中，做初步地訊號傳遞成功與否的判定；第 5 章，利用電路板上微控制器輸出的字串來撰寫 Visual Basic 以及 eMbedded Visual Basic 程式，以提供使用者友善的操作介面，得出生理訊號圖形化的結果。並針對未來遠端監控的系統開發，作進一步的監控端(Client)以及主機端(Server)程式編輯；最後，在第 6 章對本論文作總結，並討論未來可以發展以及改善的部份。

## 第 2 章 背景知識介紹

本章節將概述心血管系統中心臟電位、溫度、血壓之生理意義，以及介紹這些生理訊號的量測方法。在整個的系統設計中，我們設計出了測量心電圖以及溫度的電路，並且實作出能實際達到正常功能的電路板。而在血壓計的設計中，由於腕部充氣袖帶以及充氣馬達的匹配上，不容易達到理想匹配，因此，我們為了能夠精密的量測出身體的血壓數值，整個系統上改成是購買目前市面上擁有玻璃液晶顯示器(LCD)手腕式血壓計。藉由微控制器以及電路控制血壓計的動作，並且設計 LCD 波形取樣電路，直接對 LCD 波形的驅動電位作取樣。波形解碼後，得出血壓計 LCD 所顯示的收縮壓以及舒張壓。所以，在本章節中，除了血壓計原理之外，我們也會介紹液晶顯示器呈像的原理。

經由本章節之說明後，已經可以知道我們所要觀測的生理訊號原理以及訊號強度範圍。並且根據這些資料，將可利於爾後生理訊號監測系統之放大以及擷取電路選擇與設計。

### 2.1 心電電位原理

人體內有許許多多的神經控制著肌肉運動，而一切的動作訊號是藉由離子傳遞到全身，因此在傳遞過程中都有電氣現象，其整體的活動可在體表量得電位的訊號，例如心臟之電氣所產生心電圖，腦部細胞活動所產生電位變化為腦波圖，同樣地肌肉收縮時肌纖維膜電位變化產生的電訊號，稱為肌電圖，表 2.1 中所列臨床上常見的生理訊號的規格及量測方法。在此，我們分別針對心電訊號及血壓訊號之量測方法進行介紹，之後設計出前級類比電路進行生理訊號之擷取，再經數位轉換後於數位系統中，進行監測與儲存作為目前研究之目標，並整合多通道之不同生理訊號，使此研究所發展出的生理訊號監測系統可應用於一般的醫療應用領域當中。

	訊號大小	訊號頻率(Hz)	測量方式
血壓	25 ~ 400 mmHg	DC ~ 50	Pressure gage
心電圖	0.5 ~ 4 mV	0.01 ~ 250	Skin electrodes
腦波圖	3 ~ 300 uV	DC ~ 150	Scalp electrodes
胃電圖	10 ~ 1000 uV	DC ~ 1	Skin surface electrodes
肌電圖	0.1 ~ 5 mV	DC ~ 10000	Needle electrodes
眼振圖	500 ~ 3500 uV	DC ~ 50	Contact electrodes

表 2- 1 人體生理訊號參數與測量方法

### 2.1.1 心臟收縮機制

心臟可謂是人體中最重要的器官之一，位於人體胸腔的左側，從出生到死亡心臟從不間斷地工作著，使加壓的血液能夠充分地藉由血管佈滿全身，心臟的工作量與重要性是不容置疑的，平均每人有生之年心臟跳動 20 億次，心臟收縮噴射血液量每日約為 3000 加侖（約為 10000 公升），在血管內輸送血液 6 萬英里（將近 10 公里），這麼重要的身體器官如果不能維持正常的工作機能，便會對生命造成威脅。

如圖 2-1 所示，心臟可以區分為左心房、左心室與右心房、右心室，心臟的收縮便是由右心房上竇房結 (SA node) 產生每分鐘大約 70 次的微小電脈衝訊所控制。一般靜止情況下的

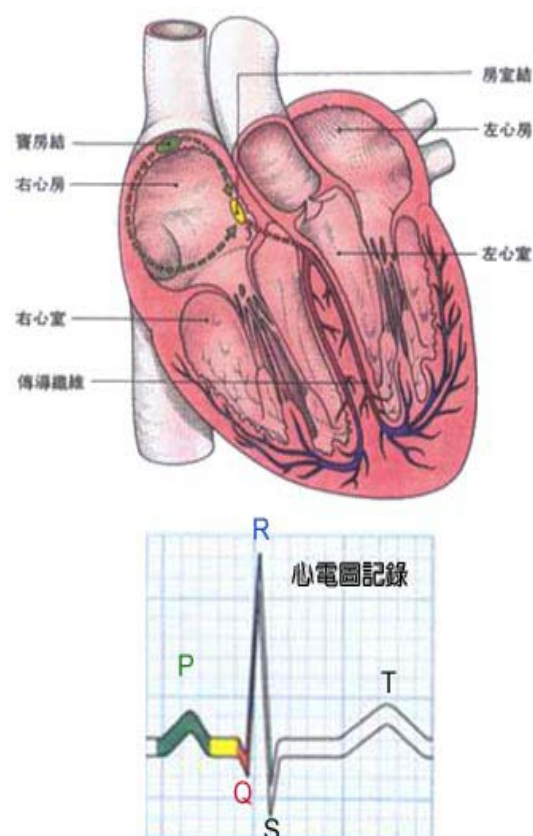


圖 2- 1 心臟圖解與心電波形

心臟細胞是屬於帶負電的，或稱作「極化(polarized)」，一旦受到電刺激便「去極化(depolarized)」，帶正電並產生收縮反應，如圖 2-2 所示，為心肌細胞極化與去極化收縮與放鬆的情形示意圖。雖然心臟能夠獨立由竇房結運作，但還是可以藉者交感神經（刺激收縮）與副交感神經（鎮定）藉著傳遞大腦與身體各部分的種種信號輔助心臟調整心搏的速率，加快或降低血液循環速度以因應外界各種情況的發生。

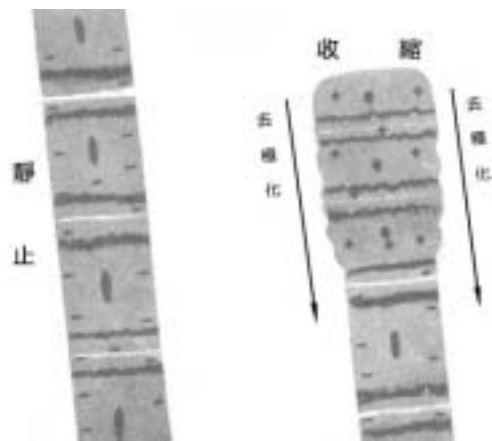


圖 2-2 心肌極化與去極化示意圖

所謂心搏的一個週期，便是由竇房結發出電脈衝以漸進波的方式傳遞至左、右心房，造成左右心房的收縮（圖 2-1 心電圖記錄中綠色 P 部分），電脈衝傳達房室結(AV node)後約停滯約 1/10 秒（圖 2-1 黃色部分，P、Q 之間），這 1/10 秒是為了讓血液充分流至心室，接著電脈衝便藉由傳遞纖維將電脈衝傳遞（圖 2-1 紅色 Q 部分）至左右心室造成左右心室收縮（圖 2-1 藍色 R 部分），在一連串的电活動之後心臟暫時靜止，心室等待再極化以恢復帶負電狀態（圖 2-1 黑色 T 部分）完成一次心搏。心室去極化與再極化現象分別為圖中的 Q、R、S、與 T 部分，而心房卻僅有去極化的 P，沒有再極化的波形，這是因為心房再極化現象波形小且多半掩沒在 QRS 的複合波中因此不易察覺。圖 2-3 表示，一次心搏所產生的對應波形。

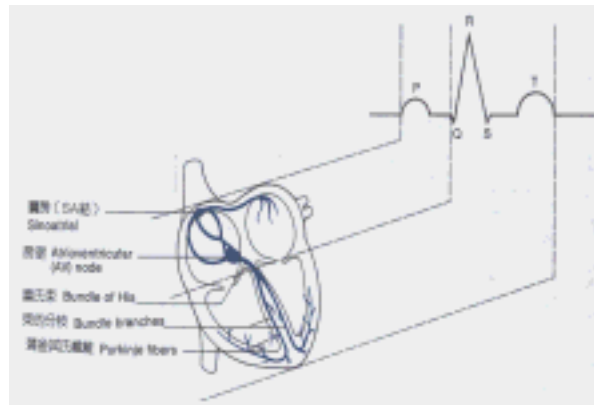


圖 2-3 心臟搏動對應圖

### 2.1.2 心電圖電位量測

心臟本身的電位變化會經過心臟周圍的導電組織與體液反映到身體表面，所謂的「心電圖(Electrocardiogram, ECG)」便是運用微電極技術紀錄心臟微小電脈衝的變化所產生的心肌細胞內外電位差，由儀器放大電位訊號描繪下的圖形，藉以瞭解心臟是否正常地運作。

心電圖訊號屬於低頻範圍(0.05~100Hz)，且振幅微小僅 1~10mV，因此在心電圖訊號的擷取上便需要訊號放大器與濾波裝置。進行 ECG 測量時可以將兩電極置於體表的不同部位，臨床上可分為 12 導程，分別為 6 項胸前導程，如圖 2-4，以及 6 項肢導程。圖 2-5 所示為第一肢導程示意圖，依據體表不同電極位置可以依不同軸向對心臟進行觀察。

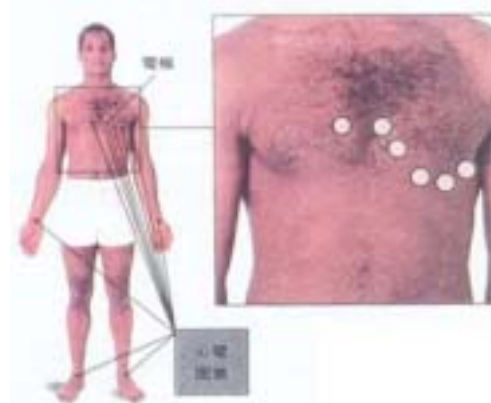


圖 2-4 胸前導程示意圖





圖 2-5 第一肢導程圖

## 2.2 溫度量測

溫度表示物質冷熱之程度，其單位有攝氏(Centigrade)、華氏(Fahrenheit)、絕對溫度(Kelvin)這三種。我們取目前最簡易的溫度測量方式，做為說明：

熱敏電阻係具有一種很高的負電阻溫度係數之電阻體，如圖 2-6 所示，是由不同成分之金屬氧化物燒結而成的，作為溫度感應器可獲得良好的訊息比，極適合用來發展栽培環境自動控制系統。熱敏電阻感測器一般利用電橋轉換電路製作之，電路包括恆壓供電源、測量臂、比例臂，選定適當的參考電阻值，可獲得良好的線性關係。在本論文中，我們運用了不同的溫度測量方式--->電容充放電法，透過計算熱敏電阻與參考電阻對於相同一個電容充放電，充放電時間比值等同於電阻的比值。由於參考電阻是固定的，因此藉由比值可以反推出當時熱敏電阻的電阻值，再經由廠商所給定的熱敏電阻表，查表就可以知道正確的溫度。在第四章中，我們將會詳細介紹電容充放電的過程來轉換成溫度值的方法。

熱敏電阻可作成不同的形狀，有小珠型(beads)、盤型(discs)、墊圈型(washers)、棒型(rods)、玻璃探針型(glass probes)等，棒狀與探針可用來插入植物體內，以量測植物體之溫度變化。

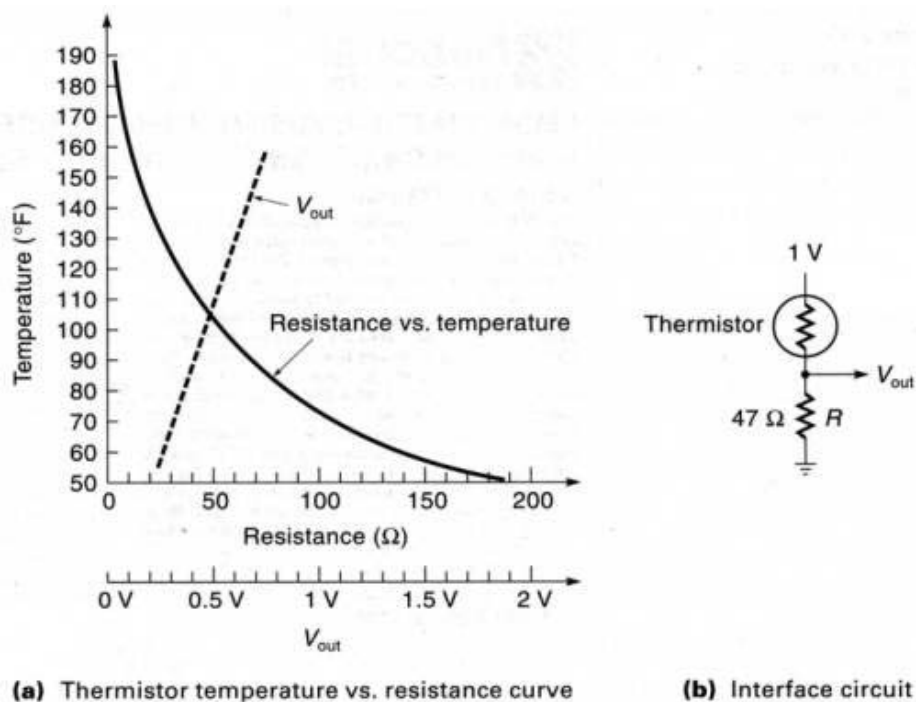


圖 2-6 負溫度係數之熱敏電阻

## 2.3 血壓生理簡介及發展

### 2.3.1 血壓訊號生理概述

人體組織細胞進行代謝的過程中，所需材料如葡萄糖、氧氣等物質是從外面來的，代謝過程中所產生的物質如二氧化碳等又必須排出體外，因此，細胞必須與外界交換作用，才能將所需的物質帶進並將廢物排出體外，這需要一套完好的運輸系統才能達成，而血管即為其中的一部分。血管分為動脈、靜脈以及微血管這三種，在動脈方面：(1)主動脈和大動脈，內含多量彈性膠原蛋白，內壓平均值在 120~80mmHg。(2)小動脈，彈性纖維少，而環形平滑肌纖維較多，具有收縮的能力，小動脈平均壓力約 60~90mmHg。在靜脈方面：內含少量的彈性膠原蛋白和平滑肌，壓力低，具有擴張性，平均值在 0~10mmHg。

### 2.3.2 血壓計之發展

1733 年英國科學家 Stephen Hales 開創了量取血壓的先河，他以兩端開口的

垂直黃銅管插入馬匹的動脈，在從銅管上之玻璃窗口查看血液爬升的高度約 251.46 公分，我們稱為侵入式血壓。到了 1828 年 Poiseuille 以水銀柱代替不方便的長銅管，只需 20 公分的水銀柱子即可量馬匹的動脈平均壓，251.46 公分除以水銀比重 13.6 約為 18.5 公分等於 185 毫米汞柱 (mmHg)。在此往後半世紀所有的血壓量測研究都是以侵入式的方式量取血壓，由於非常不方便，故醫學界一直渴望能有一種非侵入式而且方便實用的血壓計出現。一直到 19 世紀末期，科學家 Riva-Rocci 及 Barnard 發明瞭以脈壓袋(cuff)作成非侵入式血壓計 (Sphygmomanometer)，亦即我們現今所使用的水銀式血壓計。一直到 1905 年 N.S. Korotko 才明白定義出脈搏音與收縮與舒張壓之間的關係，並奠定了日後發展基礎。也因為它結構簡單，準確度高，使用方便，操作者稍加訓練即會使用，所以已成為測量血壓的基本配備。

### 2.3.3 量測方法分類

測量血壓的方法可分為直接測量法 (Direct measurement method) 或稱為侵入式 (invasive method) 及間接測量法 (Indirect measurement method) 或稱為非侵入 (noninvasive method) 兩種。

① 直接測量法：主要是將動脈導管接在感測器部份的前端，經排氣及對大氣壓力歸零後，將動脈導管直接插入動脈血管，再利用壓電轉換感測器量得血壓。在 1960 年代已廣泛使用於開心手術，進年來因電子科技發展快速，均可以在生理監視器的螢幕上顯示血壓值及波形。但一般需做侵入式血壓監測的患者大部份是手術中，或是加護病房，所以在此僅粗略簡介之。

② 間接測量法：以各種非侵入式 (non-Invasive) 之量測為主，大部份間接式測量法是利用壓脈袋壓迫血管，再用聽診器或其他感應器來量得血壓，依儀器分類方式可分成水銀血壓計 (Sphygmomanometer) 及電子自動血壓計 (Auscultation Sphygmomanometer)，它們的共通點是都需要用壓脈袋充氣擠壓動脈完全阻止血液的流動，使壓脈袋底下的動脈血液難以順利流過血管，造成不再脈動，然後再慢慢地洩放壓脈袋的氣壓，使血液得以流過血管，再度產生脈動，並在放氣時不停的偵測血管內的脈搏。當偵測到克羅特克夫音效第一音時，讀取

壓力計上的讀值，即使是收縮壓 (Systolic Pressure)，之後逐漸卸放壓脈袋壓力，血管形成通道變大，時間變長，血液在血管噴流時間加長，直到壓脈袋壓力小到某一階段後，通道漸大，壓力噴射效應漸失，當克羅特克夫音效開始鈍化時，記錄其最後一音，就是舒張壓 (Diastolic Pressure)。如圖 2-7 所示。

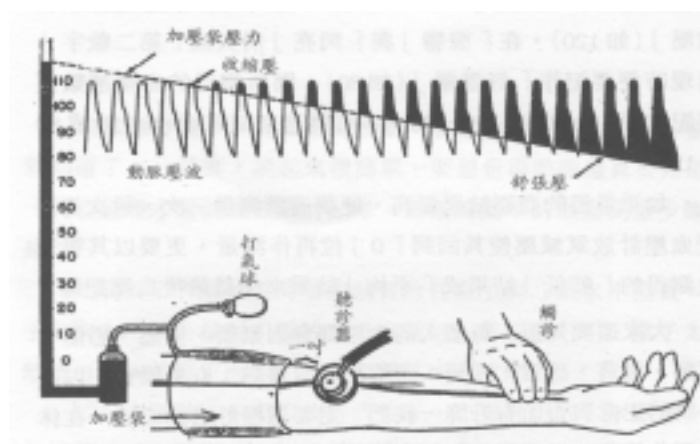


圖 2-7 間接測量血壓法

#### 2.3.4 共振法量測原理

共振法之血壓值量測，儀器會先把壓脈袋充氣擠壓動脈完全阻止血液的流動，再慢慢洩壓，當壓脈袋壓力接近收縮壓前，其靈敏的壓力感測器會感應到壓脈袋動脈的脈動，因此不能把第一脈動壓力當成收縮壓，此時壓脈袋內壓力尚高，故在壓脈袋內震動幅度亦很小，繼續慢慢洩壓，則振幅愈來愈強，經前人統計經驗及實驗證實當脈壓的振幅最大時，我們將此定義為血管之平均壓(MAP)，之後，因脈壓袋的內壓減小，而使血管內障礙區減小而使脈動振幅漸小，直到壓脈袋內壓力小於舒張壓而無法產生脈動為止。共振法是測量連續的脈動後並尋找出最大振幅，並在以 0.5 與 0.8 的最大振幅分別定出收縮壓(SBP)與舒張壓(DBP)，其優點在於比較不受心律及血管阻礙的影響。(如圖 2-8 所示)

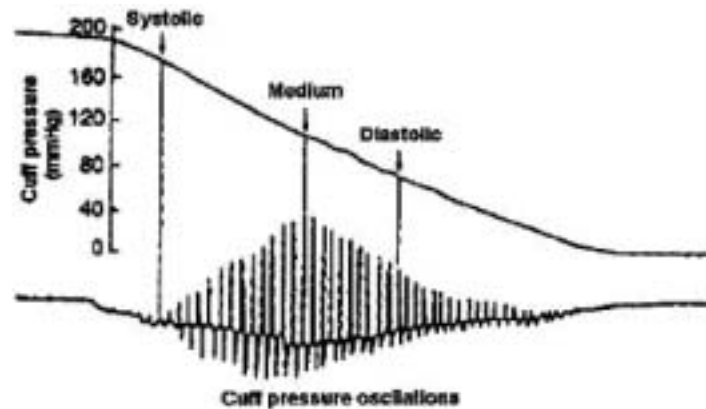


圖 2-8 共振法原理之示意圖

## 2.4 LCD (Liquid Crystal Display)，呈像原理

目前有許多的種類的顯示器應用在生活中，其中包括了液晶顯示器 LCD。液晶材料具有流動的特性，因此只需外加很微小的力量，液晶分子即運動而產生不同的排列狀況，如圖 2-9 以最常見普遍的向列型液晶為例，未加電壓時，液晶晶體是沿著預設的方向平行排列，光源無法穿透液晶，到達反光層，因此 LCD 呈現出液晶晶體的本來顏色。藉著電場作用造成液晶分子轉向，由於液晶的光軸與其分子軸相當一致，光源可以沿著晶體排列的方向進入到反光層，由此產生光學效果。而如果我們將液晶一開始就適當的安排其排列方向，那麼當加於液晶的電場移除消失時，液晶分子會因為其本身的彈性及黏性，而十分迅速的回復原來未加電場前的狀態，又呈現出液晶的本來顏色。

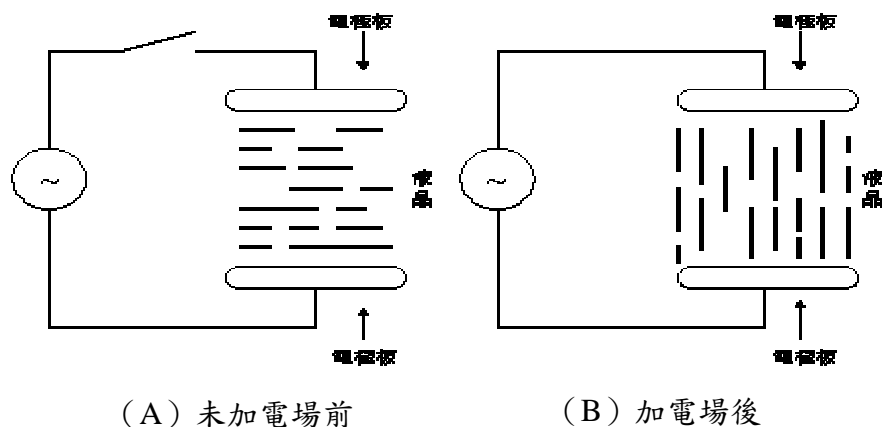
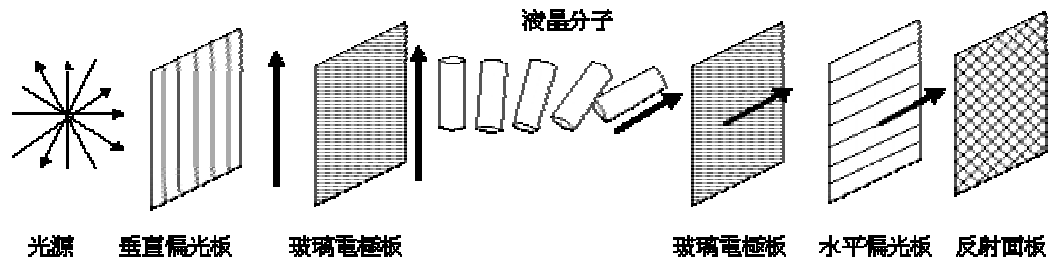
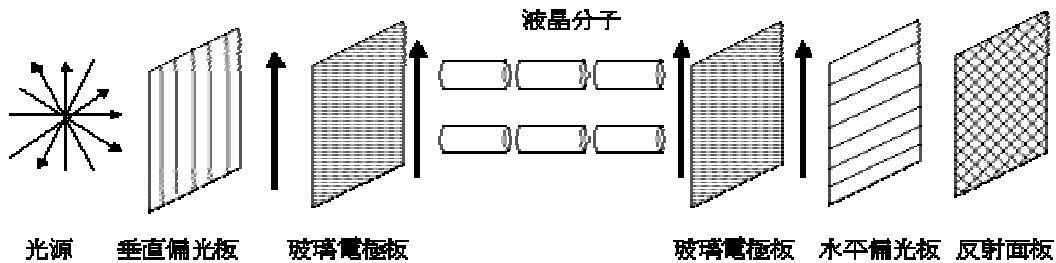


圖 2-9 向列型液晶

由底下圖 2-10 中可清楚看出 LCD 的顯示原理以及其基本架構。



(A) 電源 OFF 狀態



(B) 電源 ON 狀態

圖 2-10 LCD 顯示原理

而要顯示段、點的設計與電場的驅動，有其一定的設計規則，主要的目的是要能夠成足夠電壓，令液晶晶體扭轉。而驅動電壓是採用段點掃描的方法，固定的頻率下如 60Hz 固定掃過液晶晶體，當段、點要呈現出影像時，只要每 60Hz 保持在  $V_{on}$  狀態；反之，當不想要出現影像時，只需要保持在  $V_{off}$  狀態即可。影響驅動電壓的兩個因素，也就是液晶晶體上、下層的驅動電壓。

我們採用最常見的數字顯示來說明，如圖 2-11(A)所示。針對 8 段節點所構成的數字點，以 LCD 段(Segment)來說，上層驅動電壓可以規劃成靜態  $S_n \sim S_{n+7}$ ，以及多極 1:2、1:3、1:4，這四種排法。規劃的級數越高，表示同樣一組電壓同時有多個段、點使用到，這樣需要分配到的  $S_n$  數越少，需要佈置的電路迴路越少，越省成本，因此一般市面上看的到的液晶顯示器，幾乎都是使用多極的設計。但

是其相對要付出的代價就是與之搭配的下層驅動電壓 LCD 背極 BP0、BP1 的電壓格式越複雜。如同圖 2-11 所示，實心圓圈表示可以點亮數欄位、點的驅動電壓  $S_n$  與 BPn 的組合，空心圓圈代表無法點亮數欄位、點的組合。

本論文是以 1:4 這種多極排法作為說明。根據這些使用到的段、點數目，以及實際電路布線需求，廠商常有經驗演算法，如：

$$V_{on} = \frac{V_{OP}\sqrt{4K+1}}{(2n+1)^2} \quad \text{以及} \quad V_{off} = \frac{V_{OP}\sqrt{K+1}}{(2n+1)^2},$$

其中  $K$  是段、點數目，在此數字總共有 8 個段、點。

$n$  是使用的 1:4 的  $S_n$  排法， $n$  等於 1。

所以得出經驗值；

$$V_{state1}(t) = V_{Sn}(t) - V_{BP0(t)}$$

$$V_{on(rms)} = \frac{V_{OP}\sqrt{33}}{9} = 0.638V_{OP}$$

$$V_{state2}(t) = V_{Sn}(t) - V_{BP1(t)}$$

$$V_{off(rms)} = \frac{V_{OP}}{3} = 0.333V_{OP}$$

意思是液晶晶體是在掃描頻率下，組合出玻璃電極板上、下層有電位差，讓晶體保持扭轉而顯示出偏光片的顏色。當 LCD 系統操作電壓是  $V_{OP}$  時，能夠點亮每一個段、點的最少電壓是  $0.638V_{OP}$ 。而低於  $0.333V_{OP}$  時，則無法點亮。介於  $0.333V_{OP} \sim 0.638V_{OP}$  之間的電壓，則是液晶晶體沒有完全驅動，因此有可能會看到些微的數字呈像，但是會模糊。

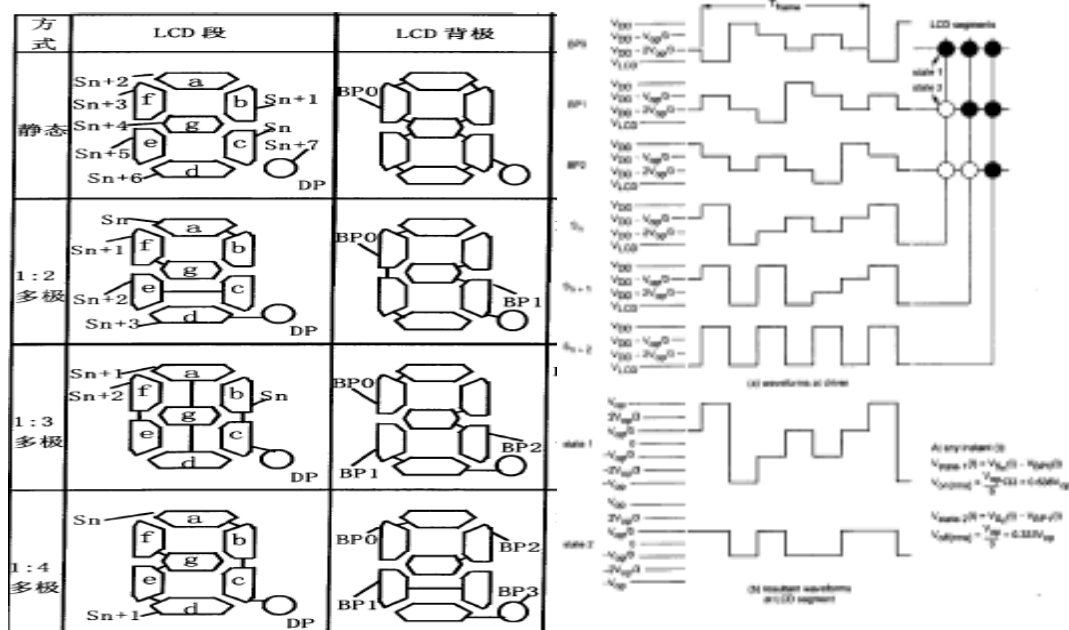


圖 2-11 LCD 節點、驅動波形規劃

根據以上的說明，可以瞭解到 LCD 的呈像過程，以及多極驅動電位的動作。在第 4 章中，將針對本論文中選用的手腕式 LCD 血壓計，在點亮狀態  $V_{on}$  下，收縮壓與舒張壓的數據，作驅動電壓波形解碼，方法是使用 1:4 多極 LCD 顯示原理，在固定頻率下，數字 0~9 將有掃描過的固定圖 2-11(A)當中數字節點 a、b、c、d、e、f、g 的波形，而我們將擷取每個數字在這些節點上的驅動波形，經過微控制器單晶片的取樣、編碼、查表後，再還原成血壓值，如此，將可以得知血壓計的正確讀數。



### 第 3 章 系統平臺介紹

如圖 3-1 所示，在系統設計上，我們期望藉由感測器，將系統所需要的生理訊號擷取出來，再透過微控制器(MCU)以及電子電路的整合，來擷取感測器類比訊號。然後，透過微控制器的程式編輯，把類比訊號資料轉換成數位資料，同時在程式中將我們所需要的生理資料以 **UART** 傳輸格式，經由驅動藍芽模組(Bluetooth Dangle)傳遞 ASCII Code，把數據字串資料傳送到監控端(圖 3-1 中以 Client 表示)電腦。進一步地，我們希望能在監控端的電腦建立視覺化的使用者介面，如此一來，操作人員可以經由電腦上的圖形訊息，即可以瞭解目前病人的生理狀況。在一切動作處理完成後，我們不僅希望系統功能只有監控端電腦可以觀察到病人的生理情況，更進一步地，我們希望能透過遠端的電腦來監控，例如醫生也能經由醫院的主機(圖 3-1 以 Server 表示)，與監控端建立連線，即時獲得遠端病人的生理訊號資料。

因為我們希望能達到真正操作在無線的環境，所以，在系統規劃方面，我們加入了符合 802.11b 規格的無線網路卡(Wireless Card)，作為連線裝置。

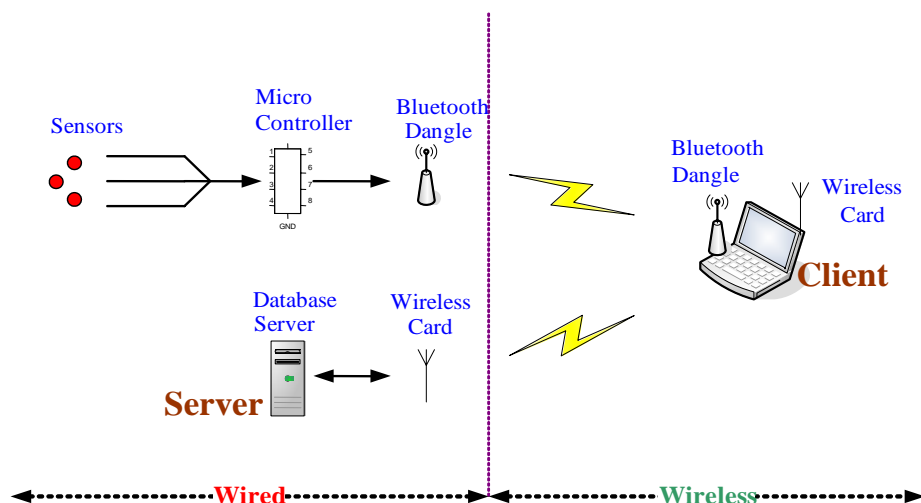


圖 3-1 資料傳遞過程

由上文所述，以及在第二章中所提到的背景知識，我們用來實現整個的無線醫療監控系統，硬體方面所需要處理的訊號有：心電電位訊號、溫度訊號、血壓

計訊號等三種，以及電子電路規劃、零件選用…等等。而這一切都將由微控制器(MCU)來整合。在軟體方面則是：微控制器的組合語言編輯、Visual Basic 物件編輯、資料庫聯結…等等。

### 3.1 系統硬體開發平臺

本論文中所使用的 EM78Pxxx 系列微控制器(Microcontroller Unit, MCU)，為義隆電子股份有限公司所設計的產品。它是使用 8 位元 RISC 架構的控制器，整合了類比與數位電路於一塊晶片上，使用者可以視其需求，選擇合適的微控制器。其發展工具，如：WICE、Writer，可令使用者在設計的過程中，檢視程式的格式、錯誤更正、以及 MCU 的燒錄。

義隆公司所出產的 EM78Pxxx 系列的微控制器主要有 7 種，依序是 EM78P153、EM78P156、EM78P257、EM78P447、EM78P451、EM78P458/9、EM78P468，如下表所示。所有型號的工作頻率、工作電壓、程式撰寫、燒錄，皆採相同規格，而其不同點在於程式記憶體容量(ROM 以及 RAM)、I/O 輸出/入腳位數目、程式中斷(INT)、操作頻率、以及特殊應用 Pin 腳。每種型號在應用上各有其特色所在，如：EM78P153 型號，雖然只有 14 個 I/O 輸出/入 Pin 腳，RAM/ROM 也比較少，但對於整合於架構簡單、控制容易系統之應用已經是相當足夠的，而且在價格上也比其他型號來的低廉。反之，對於具有複雜 I/O 系統方面，就顯的不適用了，因此有 EM78P458/9 型號的微控制器可供使用。

經由整體規格評估與價格考量後，本論文將採用 EM78P153 以及 EM78P458 這兩個型號，以及包裝為 DIP(雙列直插封裝)的可程式微控制器，搭配生理訊號波形擷取電路來使用，作為本研究之用途，並將針對此型號的架構與功能給予詳細之介紹。

	Voltage 、 Frequency	ROM	RAM	I/O Pins	INT	Timer	WDT	PIN	LCD	IRC
<b>EM78P153</b>	2.3V~5.5V DC~20MHz	1K	32	11I/O &1I	3(1/2)	1	Yes	14	-	-
<b>EM78P156</b>	2.3~5.5 DC~36MHz	1K	48	12	3(1/2)	1	Yes	18/20	-	-
<b>EM78P257</b>	2.3~5.5 DC~20MHz	2K	80	16/18	5(1/4)	3/4	Yes	18/20	-	IR , Mouse , PWM
<b>EM78P447</b>	2.3~5.5 DC~20MHz	4K	148	20/24	2(1/1)	1	Yes	28/32	-	-
<b>EM78P451</b>	2.3~5.5 DC~20MHz	4K	140	35	4(1/3)	2	Yes	40,44	-	SPI
<b>EM78P458</b> <b>EM78P459</b>	2.3~5.5 DC~16MHz	4K	96	16	6(1/5)	3	Yes	20/24	-	A/D , PWM
<b>EM78P468</b>	2.2V~5.5V DC~16MHz	4K	272	12/28	9(3/6)	5	Yes	64	4*32	IR , PWM

表 3- 1 義隆 8 位元微控制器列表

### 3.1.1 EM78P153S、EM78P458A 說明

本論文中使用到 EM78P153S、EM78P458A 這兩顆微控制器，以下將以條列方式簡述 MCU 之微控制器之主要特色：

- (1)中央處理器(MCU)為採用 8 位元之 Harvard 結構，即採用分離的資料匯流排和指令匯流排，可在數位訊號處理上有更高速的計算能力。
- (2)工作頻率最快可達到 24MHz、以及省電模式時頻率 32.768KHz 可以選用。
- (3)可使用 Assemble 語言或是 C 語言程式編譯，讓使用者可容易地編輯、控制此系統晶片及週邊元件。
- (4)使用精簡指令集 RISC 架構。
- (5)內建有可讀取與寫入的 RAM，以及 1K bytes 以上的 ROM。
- (6)具有可獨立控制每個輸出埠、輸入埠的資料存取。
- (7)有可程式的觸發中斷模式，如上升沿、下降沿狀態變換的中斷模式。
- (8)有三態(邏輯 0、1 及高阻抗)之可程式輸出驅動模式選擇。

(9)可以經由燒錄器(writer)來燒錄 OTP 型 MCU。

圖 3-2 為 EM78P153S 腳位分佈圖。圖 3-3 為 EM78P458A 的腳位分佈圖。

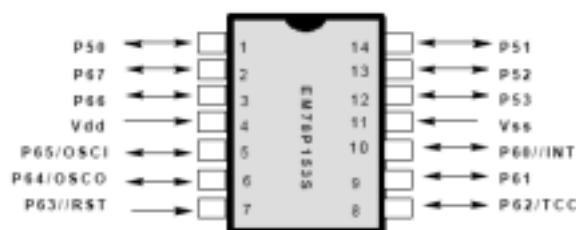


圖 3-2 EM78P153S 腳位

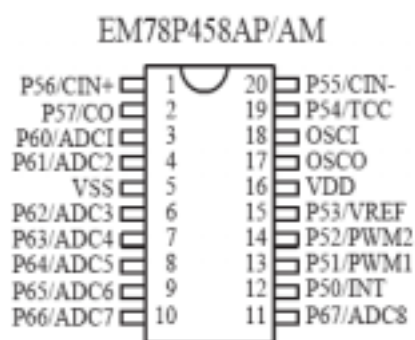


圖 3-3 EM78P458A 腳位

### 3.1.2 EM78Pxxx 系列微控制器模擬器 E8

E8 模擬器是義隆公司所生產的 EM78Pxxx 系列 MCU 專用程式發展套件。整合了 RAM、ROM、I/O、中斷設定等微處理器功能於一台機器上。使用的方式如圖 3-4 所示，電腦端利用 Printer Cable 來與 E8 模擬器連線，E8 模擬器的訊號再透過排線與電路板連結，這樣即可模擬實際微控制器 MCU 的運作模式。

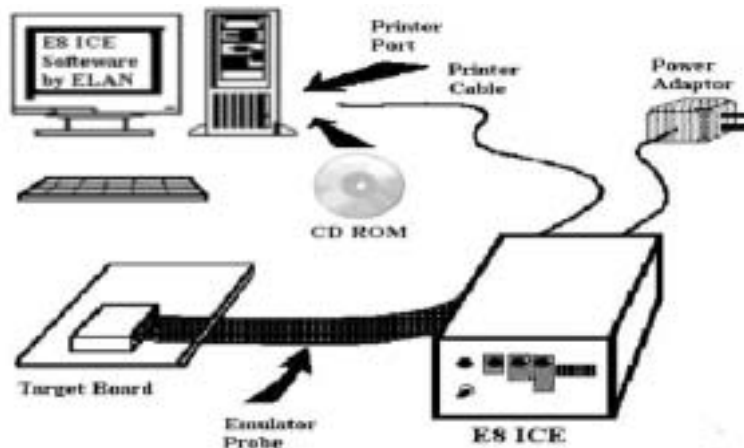


圖 3-4 義隆模擬器

### 3.1.3 程式發展平臺 WICE

WICE 是一套可以在 Win98、Win2000、WinXP 作業系統的環境下執行的義隆 8 位元微控制器 Windows 版 ICE 整合發展環境軟體，包含編輯、計畫管理、組譯、除錯等功能。WICE 發展環境為一個操作容易的圖形化操作介面，使用者可依照需求規劃及配置模組進行設計，以下將依循上述的設計流程依序由圖 3-5、圖 3-6、圖 3-7 來介紹此發展環境。

(1)首先是開啟編輯環境。

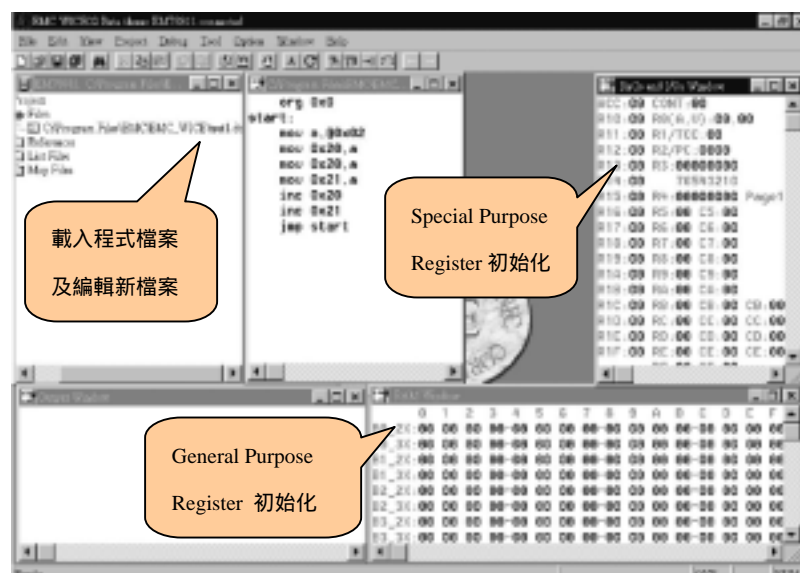


圖 3-5 WICE 開發介面

(2)再來是編輯程式，並且組譯程式。



圖 3- 6 WICE 開發介面

(3)將組譯過後的程式載入 E8 模擬器。

(4)設定中斷，以及除錯。



圖 3- 7 WICE 開發介面

經由本章針對 EM78Pxxx 系列微控制器的整體架構、工作原理及發展環境介紹之後，第 4 章將利用此 EM78Pxxx 系統微控制器為發展工具，實現生理訊號監

測系統。

### 3.2 藍芽模組(Bluetooth Dongle)

藍芽(Bluetooth)傳輸是一種短距離無線通訊技術，具備低功率、高安全性、高穩定性、成本低及體積小的特性。藍芽技術工作在全球通用 2.4 GHz ISM (工業科學醫學頻帶)，資料傳送數度最大可達 1 Mbytes/sec，並且可發送語音及數據資料。藍芽技術的優勢是全球統一的頻率設定，雖然 ISM 頻帶是對所有的無線電系統開放之頻段，但為避免不可預知的干擾源，藍芽傳輸特別設計了跳頻技術以確保連結之穩定性，將 ISM 頻段切割成 79 個頻道以進行跳頻的程式，每一各頻寬為 1MHz，跳頻速率每秒 1600 次，藍芽採用 GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying)最高傳輸可達 721 Kbps。

藍芽裝置雖體積小但安全機制相當完備，在通道連接前須經過認證及加密等動作以增加通訊安全性，其詳細技術及系統參數如表 3-2 所示。

使用頻帶	2.45GHzISM 頻帶，未來可能再應用到 5.8GHz ISM 頻帶
頻寬	1 MHz
傳輸方式	Circuit Switch 或 Packet Switch
跳頻頻率	1600 次/秒 (625us/slot)
調變方式	跳頻的展頻技術
傳輸距離	10 (Class 2，1mW) /100 (Class1，100mW)公尺
鏈結數	同時至多可 7 個裝置鏈結，可點對點或點對多鏈結
最高傳輸速度	721 Kbits/sec
傳輸內容	語音、數據
傳輸方向性	全雙向
使用限制	較無限制(除距離外)
連接介面	USB、UART (RS-232)

表 3-2 藍芽特性規格

藍芽協定支援一對一及一對多的通訊。藍芽最基本的網路組成是微型網路(Piconet)，其實是一種個人的區域網路。在一對多的連接方式中，多個藍芽裝置則共用同一條通道及頻寬。在微型網中有一藍芽裝置扮演 Master，其餘的為 Slave，最多可容許 7 個活動(Active)狀態的 Slave 單元及 256 個處於休眠(PARK)狀態的 Slave 單元，對於通道存取都是由 Master 來進行控制。

而在本論文中，我們用到的是 Slave 單元與 Master 單元是一對一的方式。論文中使用了兩種藍芽模組，是由全達國際股份有限公司所代理。第一種是使用的 DB9 類型連接器的 RS232 型藍芽模組，如下圖所示，用在系統的前端。當微處理器處理完訊號資料後，可以透過 I/O 腳來控制 RS232 格式的數據訊號，也就是傳輸 ASCII Code。

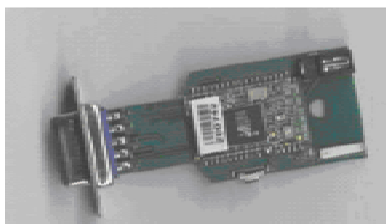


圖 3-8 RS232 類型藍芽模組

此藍芽模組的特性有：

- (1) 與現存 RS-232 cable 相容。
- (2) 符合藍芽標準協定 v1.1。
- (3) 支援點對點傳輸，不需額外的軟體設定。
- (4) 容易安裝於電路板以及電腦主機 Com Port 上。
- (5) 容易調整鮑率(Baud Rate)，且支援的鮑率有 4800 bps ~ 115200 bps。
- (6) 傳輸範圍 < 10m。
- (7) Bluetooth Profiles：Generic Access Profile，Serial Port Profile。
- (8) Bluetooth Radio：class 2。



(9) 串列傳輸介面：RS-232 母座 DB9-F 連接器。

(10) 工作電源：+5V DC/500mA，耗電流 80mA。

第二種是 USB 類型的藍芽模組，如下圖 3-9 所示。用在監控端的電腦。當前端訊號經由 RS232 類型的藍芽模組傳送出來後，監控端的主機連接 USB 類型的藍芽模組，當監控端與電路板中 RS-232 類型藍芽模組連線後，即可在 USB 所佔用的 Com Port 中收到前端藍芽模組所傳出來的訊號。



圖 3-9 USB 類型藍芽模組

此藍芽模組的特性有：

- (1) 支援 Windows98SE、ME、NT、2000、XP，須安裝 USB 的驅動程式。
- (2) 隨插即用。
- (3) Bluetooth Radio：class 2。
- (4) 最高 Data Rate：720 Kbps。
- (5) 傳輸範圍 < 10m。
- (6) 符合藍芽標準協定 v1.1。

本系統將藍芽模組應用於心電訊號之短距傳輸上，透過無線傳輸介面將可免去佈線的麻煩，與 PC 或 NOTEBOOK 相結合，甚至是 PDA。達到心電訊號即時傳輸與監控功能。在安全性上，藍芽具備 1600 次/秒的跳頻速率，可避免被其他的電磁波干擾。同時透過主—從式的架構(Master-Slave)進行 Pin 碼設定與編碼，達到資料一致性的要求。另外，藍芽技術規範中定義藍芽發射功率必須低於 1 mW，消耗功率相當低，因此對其他電路訊號有較少的干擾，增加系統的穩定性。藍芽模組所架構出之點對點短距無線網路，其特性是不受其他藍芽裝置之干擾

與全方向性之傳輸。

將藍芽通訊應用於醫療系統上雖然是可行的技術，然而高頻信號對於醫療設備之幹擾以及對微弱病人是否造成影響，也是個重要的討論議題之一，若能將此系統完成後，置於適當的環境下進行長期的評估將有助於問題的釐清。目前美國聯邦通訊協會(FCC)已經開始進行無線醫療儀器之認證方法評。相信認證方法確定後將來醫療儀器無線化是一個可預期的發展方向，本論文僅以技術應用的角度進行評估。

### 3.3 其他的系統發展工具

本論文中的無線傳輸系統，除了對應的藍芽模組外，也有用到其他一般的無線設備，如符合 802.11b 的 Wireless Card、Wireless Hub、PDA 等等。這些裝置的用途是在監控端(Client)與主機端(Server)以及 PDA 之間連線時，所採用的 TCP/IP 傳輸機制，只要電腦與 PDA 這方面有各自的 IP 時，訊號資料即可以透過 IP 來傳遞資料。

## 第 4 章 生理訊號擷取電路設計與實作

本論文提出一個以微控制器單晶片(MCU)為架構之生理訊號監測系統，如圖 4-1 所示。即採用 EM78Pxxx 系列的微控制器 EM78P153S、EM78P458A 為系統核心，進而分別設計出單通道心電訊號擷取電路、溫度訊號量測電路、以及腕部電子式血壓計 LCD 波形訊號擷取電路。心電訊號擷取電路是量測心臟上之電流所產生的電位差訊號。溫度訊號量測電路是量測體表以及環境中的溫度。電子式血壓計是量測心臟與血管運動之機械訊號，再轉由 LCD 將數據呈像。藉由此脈壓訊號搭配心電圖以及體溫這幾個不同生理訊號之監測，未來將可提供醫師在心血管疾病診斷上更多訊息，作為參考的依據。為設計出前置類比單元進行生理訊號之擷取，再經數位轉換後於數位單元中，並進行再經數位監測與儲存，茲以底下章節分別討論各系統架構與電路之設計。

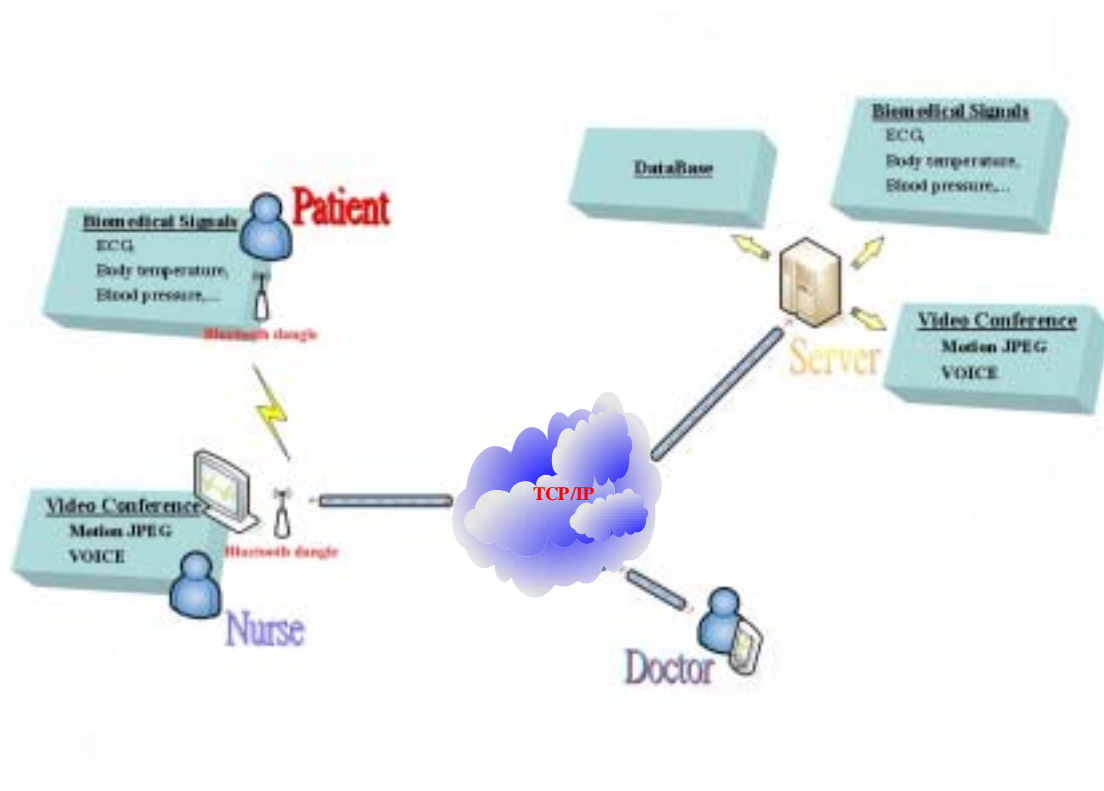


圖 4-1 系統功能示意圖

本系統的需要實現的硬體方塊如下圖 4-2，有心電圖、溫度以及血壓。

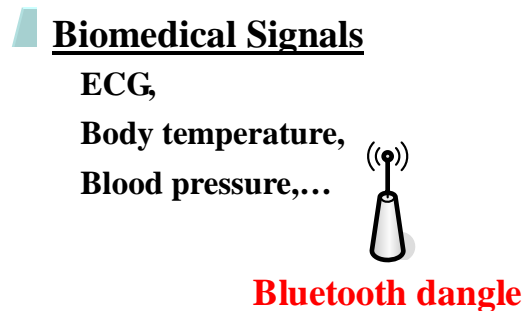


圖 4-2 工作訊號方塊

而實現方式是利用：

- (1) 心電訊號電路擷取受測者的心電訊號。
- (2) 熱敏電阻充放電偵測體溫值。
- (3) 血壓波形擷取電路測量血壓值。
- (4) 微控制器將所擷取的電訊號轉換成數據。
- (5) 再透過無線藍芽 Dangle，傳送至 PC、PDA 上，並顯示出相對圖形以及數據。

#### 4.1 單通道心電訊號擷取系統(ECC 系統)

單通道心電訊號擷取系統，以下將以 ECG 系統簡稱之，此 ECG 系統係採右腳驅動之心電訊號擷取系統，而以右腳驅動電路對於消除 60Hz 之電源幹擾有良好的效果，以下將採以擷取第一導程之心電訊號為例，並作詳細之說明。整體系統之架構如圖 4-3 所示，其中 RA、LL、RL 分別為右手、左腳、右腳之電極片誘發點，而利用電極片所得之原始心電訊號振幅通常在 5~10 毫伏特以下，因此需經由適當的放大到 1~5 伏特才能做後端之處理，在此我們選用 Analog Device 公司所生產的儀表放大器模組 AD620 作為原始訊號的預先放大，其增益為 7 倍。之後經由四階高通濾波器，截止頻率設為 0.55Hz，此目的在於消除人為移動所產生的極低頻雜訊及直流飄移等問題。經由截止頻率為 100Hz 四階低通濾波器，

進行高頻雜訊之濾除。再經由具有放大增益約為 150 ~ 200 倍的放大器後，針對訊號給予適當之放大補償，用來調整到適合觀察以及單晶片操作的電壓範圍。除此之外，為了防止 60Hz 電源幹擾以及其他雜訊滲入所擷取的心電訊號中，影響爾後心電圖訊號之判讀，故加選擇了 SNR 特性較好的運算放大器 **OP177**，以及加強在電路 layout 上進行改善，如：絕緣距離、接地。由於一般被動元件如電阻、電容、電感靈敏度並非理想，會隨著當時的外在環境，如：溫度，而有誤差。而且我們希望濾波器能夠快速以及有效的濾除不必要的雜訊，因此我們選用了儀表放大器、四階的高通濾波器以及四階的低通濾波器。

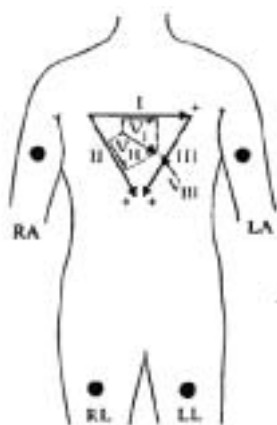


圖 4-3 ECG 電極位置

以下將針對儀表放大器、四階低通濾波器與四階低通濾波器之設計給予詳細說明，最後並驗證其設計之結果：

#### (1) 儀表放大器

功能概述：

原始生理訊號皆為振幅極微弱的訊號，必須將訊號放大到一定的基準電位大小才能作後續之訊號處理。而儀表放大電路具備有高輸入阻抗、高共模互斥比、低抵補電壓、低輸入偏壓電流及高共模互斥比等特點，可使原始生理訊號在經放大後不失真且具穩定性，因此，儀表放大電路為前置訊號放大處理上所不可獲缺

的元件。一般所使用的儀表放大電路，目前都已經積體化，稱之為儀表放大器，如：**Analog Device** 公司所生產，IC 編號 **AD620** 的儀表放大器。它僅僅需要外接電阻  $R_G$  即可調整其放大增益，其增益範圍 0 ~ 7 倍。

## (2) 四階 Butterworth 高通濾波器

### a.) 功能概述

高通濾波器旨在進行低頻雜訊之濾除，為了紀錄較為完整之心電圖訊號，我們保留了大範圍的訊號，所以此處便把截止頻率設定為 0.5Hz，亦即 3dB 頻率為 0.5Hz。圖 4-4 為高通濾波器電路說明。

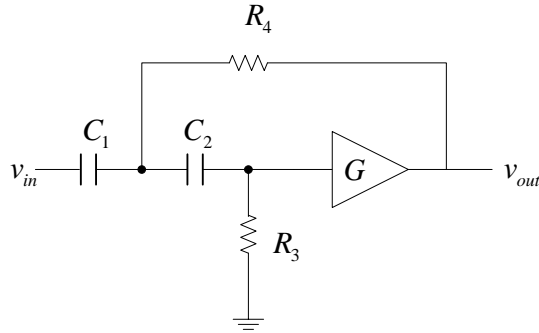


圖 4-4 高通濾波器電路

$$H(s) = \frac{v_o(s)}{v_i(s)} = \frac{GS^2}{S^2 + S \left[ \frac{1-G}{R_4 C_1} + \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) / R_4 \right] + \frac{1}{R_3 R_4 C_1 C_2}}$$

由轉移函數我們可以分別得出  $R_4$  與  $R_3$ ，

$$R_4 = \frac{d + \sqrt{d^2 - 4 \left( \frac{C_1 + C_2}{C_2} \right) (1-G)}}{2(C_1 + C_2)\omega_0\omega_n}$$

$$R_3 = \frac{1}{R_4 C_1 C_2 (\omega_0\omega_n)^2}$$

其中心頻率如下，

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3R_4C_1C_2}}$$

#### b) 模組設計與驗證

由於 Butterworth 濾波器之階數越高其濾波效果越好(transition band 越小)，經過整體系統評估與考量後，決定以 2 個二階 Butterworth 高通濾波器串聯而成四階高通濾波器作為設計的規格，如圖 4-5。驗證結果如圖 4-6 所示，在 0.3Hz 時，原本的輸入 2V 弦波訊號，被抑制成 0.2V。

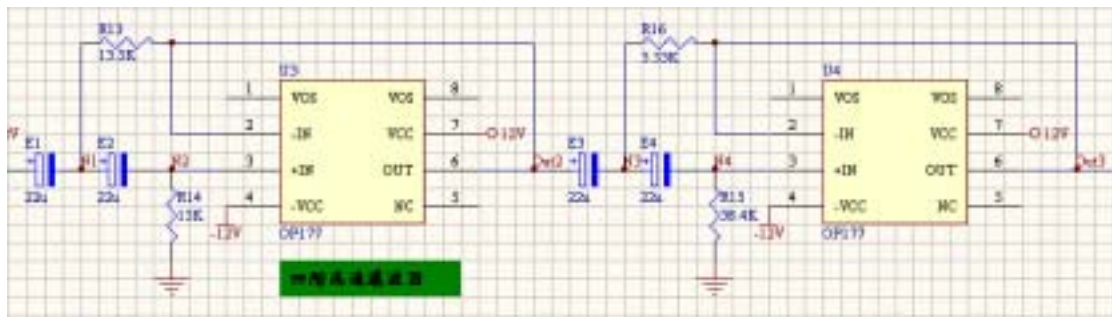


圖 4-5 高通濾波器電路實作

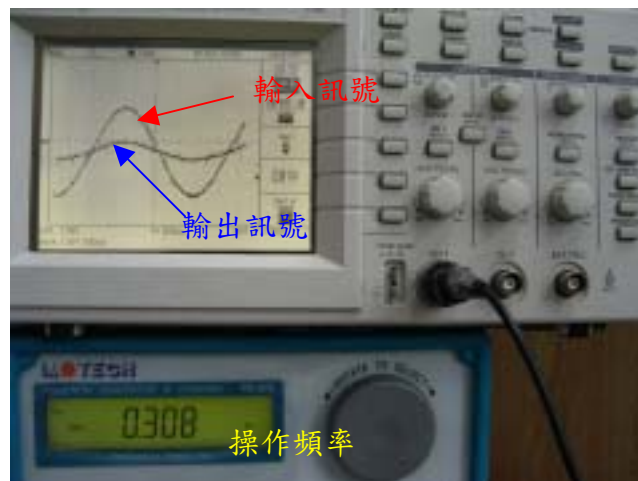


圖 4-6 高通濾波器電路驗證

### (3) 四階 Butterworth 低通濾波器

#### a) 功能概述

低通濾波器旨在進行高頻雜訊之濾除，以心電圖而言大部分重要訊號約在 40Hz 以下，為了紀錄較為完整之心電圖訊號，故保留大範圍的訊號，所以此處便把截止頻率設定為 100Hz，亦即 3dB 頻率為 100Hz。

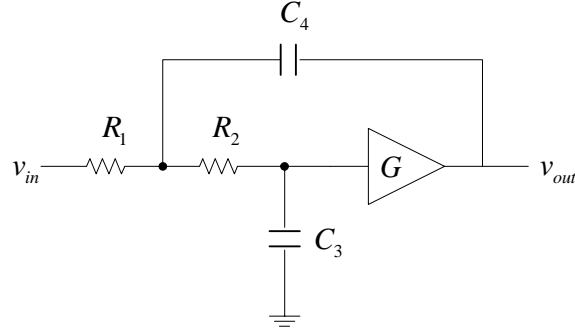


圖 4-7 低通濾波器

$$H(s) = \frac{v_o(s)}{v_i(s)} = \frac{G\left(\frac{1}{R_1 R_2 C_3 C_4}\right)}{s^2 + s\left[\frac{1-G}{R_2 C_3} + \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C_4}\right] + \frac{1}{R_1 R_2 C_3 C_4}}$$

利用轉移函數進而求得  $R_1$  與  $R_2$ ，

$$R_1 = \frac{d + \sqrt{d^2 - 4(C_3/C_4 + 1 - G)}}{2\omega_0\omega_n(C_3 + (1 - G)C_4)}$$

$$R_2 = \frac{1}{R_1 C_3 C_4 (\omega_0 \omega_n)^2}$$

而所選擇之  $C_3$ 、 $C_4$  需符合以下條件，

$$C_4 \geq \frac{C_3}{d^2/4 - 1 + G}$$

其中心頻率如下，

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_3 C_4}}$$

b) 模組設計與驗證



由於 Butterworth 濾波器之階數越高其濾波效果越好(transition band 越小)，經過整體系統評估與考量後，決定以 2 個二階 Butterworth 低通濾波器串聯而成四階低通濾波器作為設計的規格，如圖 4-8。驗證結果如圖 4-9 所示，在 100Hz 時，原本的輸入 2V 弦波訊號，被抑制成 0.2V。

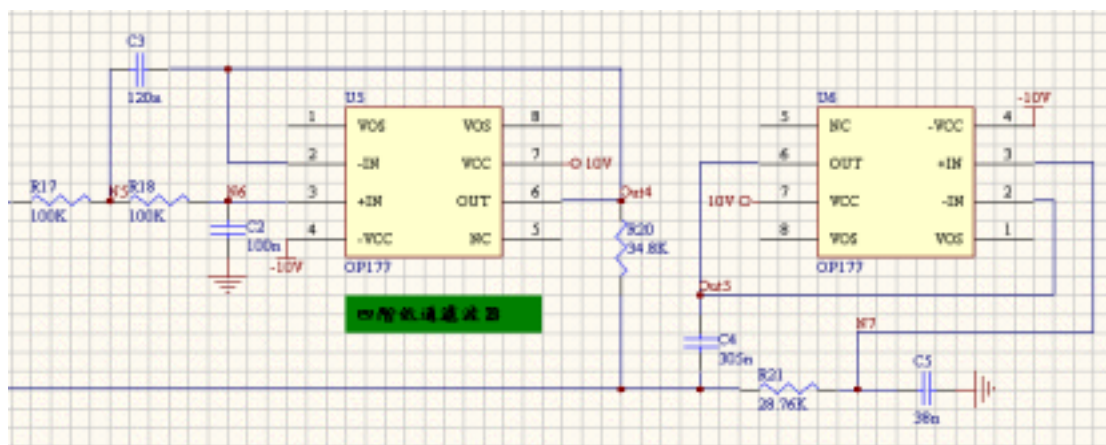


圖 4-8 低通濾波器電路實作

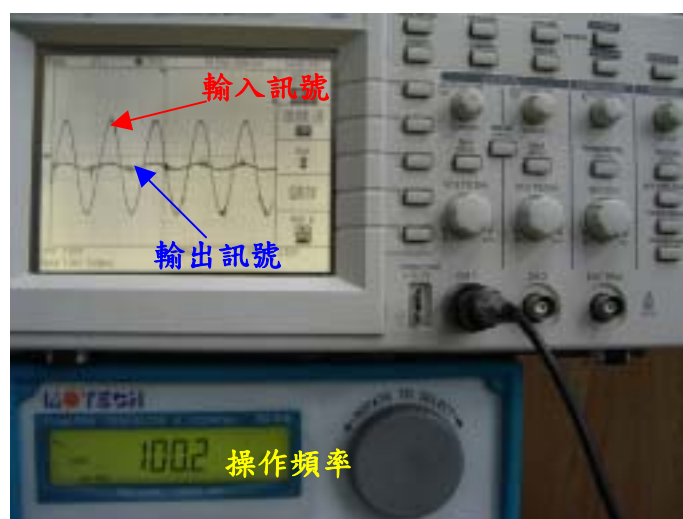


圖 4-9 低通濾波器電路驗證

#### (4) 8 bits Analog to Digital 轉換器

訊號經過濾波器消除不必要的頻帶干擾後，接著藉由類比轉數位元的零件

A/D converter 後可使訊號數位化。在此，我們所使用到的零件是 **ADC0804**。因為 ADC0804 是 8-bits A/D converter，取樣完畢之後，會透過腳位 DB0~DB7 傳出，所以我們只須控制 ADC0804 的取樣頻率，並且在單晶片上規劃出一組 8 bits 傳輸埠，如同一般 I/O 腳位 Port A、Port B，即可以完整的接收到數位訊號。

#### (5) 完整的電路設計圖

依照上述的儀表放大器、高通濾波器、低通濾波器、A/D 轉換器等零件，我們設計出能實際動作的電路板，底下是完整的電路圖。表 4-1 列出主要零件的功能以及使用範圍。

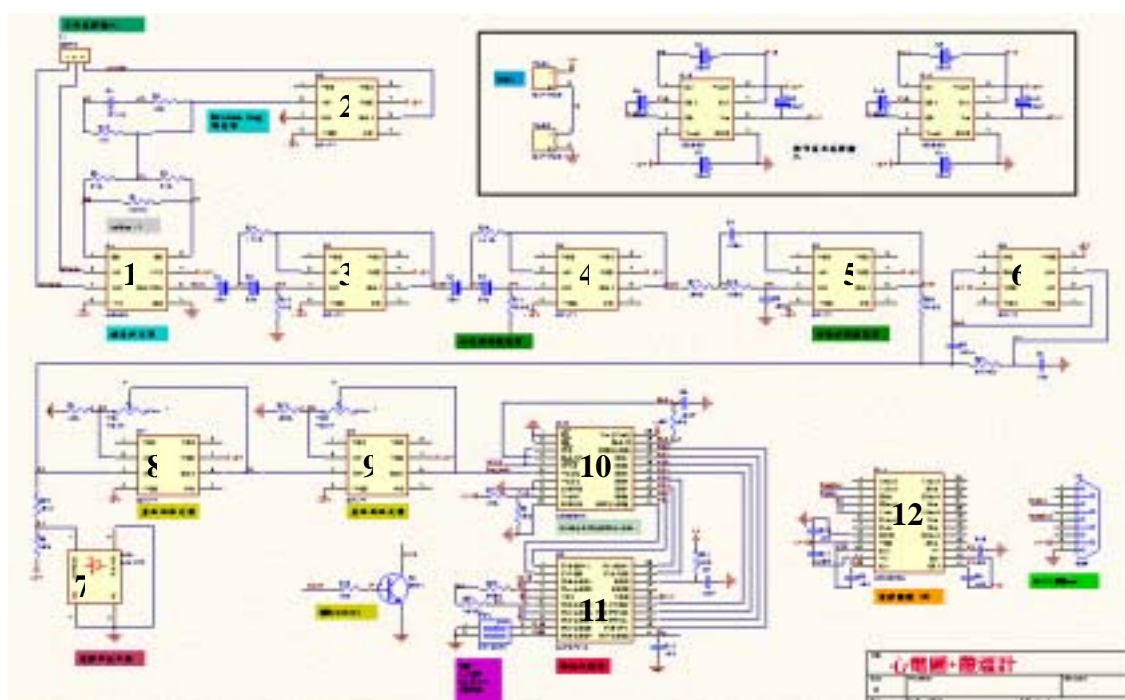


圖 4-10 心電圖+溫度測量完整電路圖

	工作電壓	功能作用	整合功能	標號	使用數量
AD620	-12V~+12V	儀表放大器		1	1
OP177	-12V~+12V	運算放大器	防漏電電擊	2	1
OP177	-12V~+12V	運算放大器	高通濾波器	3, 4	2
OP177	-12V~+12V	運算放大器	低通濾波器	5, 6	2
LM399	0V~+12V	穩壓器	電壓平移	7	1
OP177	0V~+5V	運算放大器	非反向放大器	8, 9	2
ADC0804	0V~+5V	A/D Converter		10	1
EM78P458	0V~+5V	微控制器	系統晶片	11	1
MAX233	0V~+5V	電壓轉換 IC	驅動 RS232 電壓	12	1

表 4- 1 標號零件的功能以及使用範圍說明

#### (6). 實際訊號

根據上述的電路圖設計之後，實際完成電路板，如圖 4-11。並使用第一導程的方式，將電及貼片貼於前胸與右腳，下圖 4-12 是擷取出來的心電訊號。



圖 4- 11 實作電路板



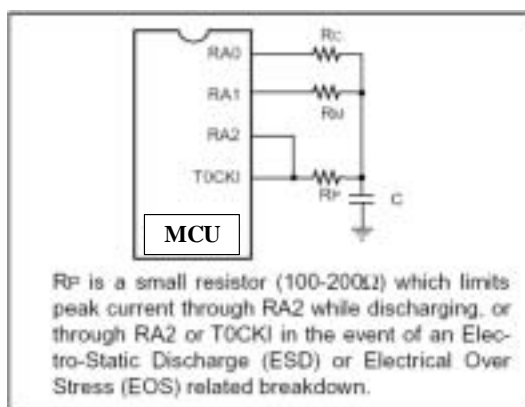
圖 4-12 心電圖訊號

#### 4.2 溫度訊號擷取

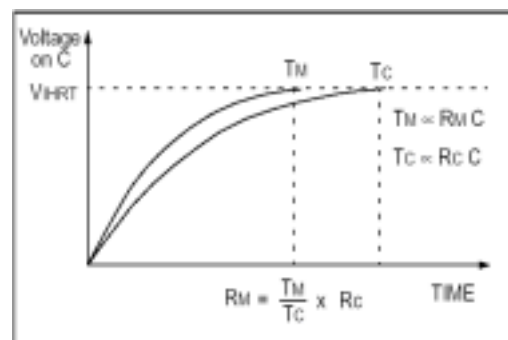
我們使用的單晶片配合熱敏電阻  $R_m$  以及參考電阻  $R_c$  (精密電阻) 對同一個電容  $C$  充電，如圖 4-13(A)、(B) 所示，其中電阻  $R_p$  是用來濾除小雜訊。

由於充電時間  $T \propto RC$ ，所以：
$$\frac{T_m}{T_c} \propto \frac{R_m C}{R_c C} = \frac{R_m}{R_c}。$$

透過計算熱敏電阻與參考電阻對於相同一個電容充放電，充放電時間比值等同於電阻的比值。由於參考電阻是固定的，因此藉由比值可以反推出當時熱敏電阻的電阻值，再經由廠商所給定的熱敏電阻表，查表就可以知道正確的溫度。



(A) 充放電電路圖



(B) 充電時間

圖 4-13 電容充放電測量法

因此，我們第一步先設定 RA0 為 input、RA1 為 input、RA2 為 output 0 準位，先將電容 C 放電乾淨，此時 RA2 端的狀態為 0。第二步設定 RA0 為 output 1 準位、RA1 為 input、RA2 為 input，此時 IC 開始經由電阻  $R_c$  對電容 C 充電，並且藉由 RA2 來偵測電容 C 是否已經充電完成。判斷的標準是當電容的電壓一直升高到達 IC 的拴鎖電壓時(約  $\frac{1}{2}V_{cc}$ )，RA2 的狀態由  $0 \rightarrow 1$ 。在這個充電過程中，微處理器從電阻 RA0 開始對電容 C 充電開始，到 RA2 偵測到狀態變化為止，不斷地計時，因此我們可以得到  $T_c$  的充電時間。第三步，我們重複第一步的動作，對電容 C 放電乾淨，以免影響下一個充電時間。第四步設定 RA0 為 input、RA1 為 output 1 準位、RA2 為 input，此時 IC 開始經由電阻  $R_m$  對電容 C 充電，並且藉由 RA2 來偵測電容 C 是否已經充電完成。同樣地，當 RA2 的狀態由  $0 \rightarrow 1$  時，我們可以得出充電時間  $T_m$ 。第四步，我們重複第一步的動作，對電容 C 放電乾淨，以免影響下一個充電時間。

根據上面所述的偵測動作，我們可以重複的抓取充電時間，並將個別的充放電時間累加，讓時間樣本放大，以避免運算時造成誤差。

### 4.3 波形訊號數位化

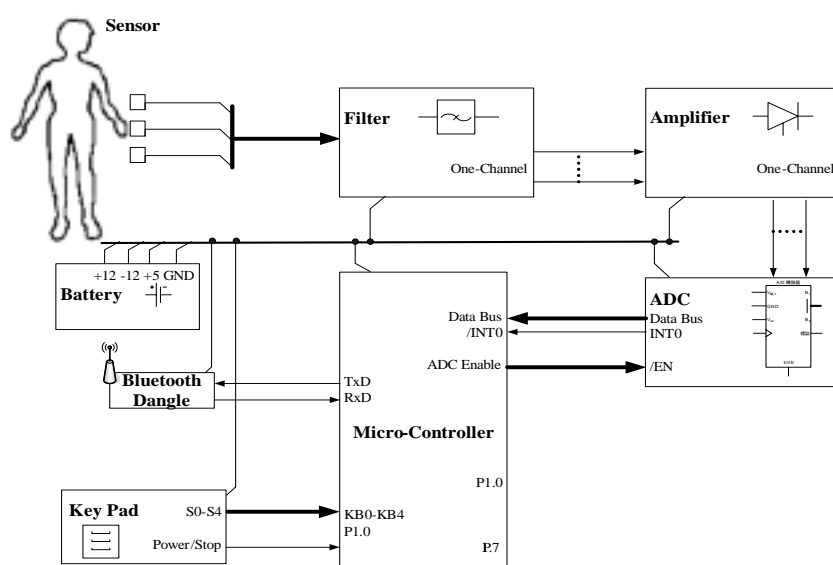


圖 4-14 訊號接線配置圖

經由上圖 4-14 濾波器(filter)的迴路過後，我們已經擷取到心電波形如同 4-12 所示，接下來就是將波形轉換成數訊資料，以便下一步能夠藉由藍芽模組將訊號資料傳遞到監控端。我們所使用到的系統晶片是 EM78P458A 再加上 A/D Converter：ADC0804。

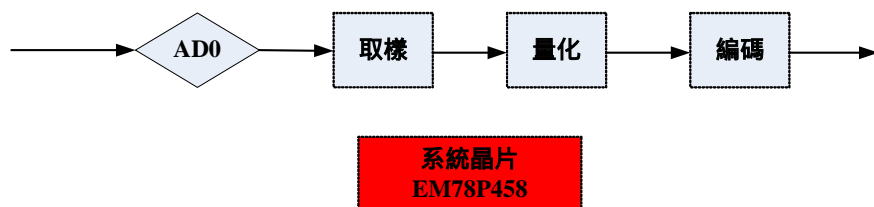


圖 4-15 訊號接線配置圖

在擷取的過程中，我們令 ADC0804 取樣頻率是 500 Hz，並且將心電波形導入 ADC0804 中，系統晶片 EM78P458 控制接收 ADC0804 的訊號的時間。

系統晶片取樣程式的編輯如同下圖所示：

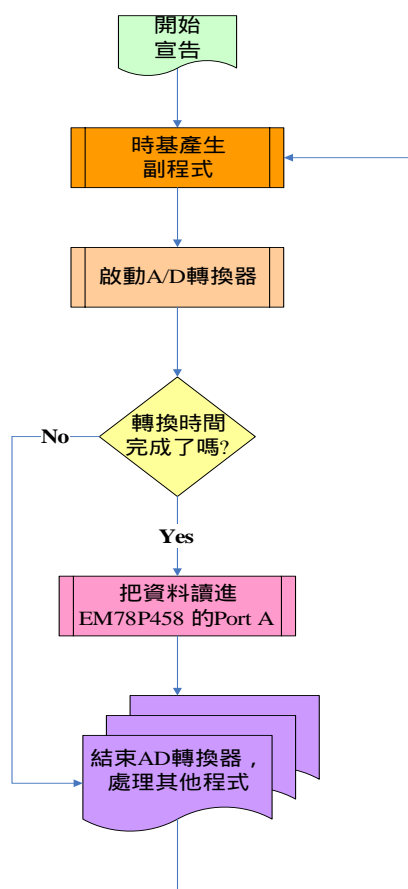


圖 4-16 取樣程式流程圖

程式編輯上，我們依照流程圖所示，第一步先宣告使用微控制器。第二步是在程式中編輯了程式迴圈的時基，這樣使附屬的副程式能夠固定時間執行到。第三步是根據目前所要執行的副程式進行操作，如現在需要進行波形取樣，則程式跳至啟動 A/D 轉換器副程式。啟動完成後，第四步是詢問 A/D 轉換器回授到系統的 I/O 腳位，檢查是否已經完成數位轉換，如果已經完成，則進行第五步。若否，則直接跳出詢問副程式，因為我們不希望程式一直 delay 在副程式中，這樣有可能當零件故障時，會產生無窮迴圈，造成系統晶片當機，或是 debug 不易。第五步，將已經轉換完成的 8 bits 數位訊號，讀進系統晶片的暫存器中，如 Port A。完成以上動作後，程式繼續詢問其他的副程式是否需要執行，最後才一併跳回程式開頭的時基產生副程式中。

#### 4.4 串列傳輸介面

串列傳輸為電腦與周邊裝置或電腦與電腦間的資料傳輸方法之一，最簡單的串列傳輸只需兩條傳輸線，使用時的方式是每次傳輸一個位元的資料，所以具有傳輸線少的優點，並且容易防止雜訊干擾，適合較遠距離的資料傳輸。然而，由於資料傳輸一次僅送一個位元，因此傳輸資料的速度慢是其缺點。

串列傳輸的結構雖然簡單，但也由於太簡略所以產生許多問題，必須藉由傳輸協定來解決。然而，一個完整的傳輸協定包括從硬體到軟體，相當複雜。其中最基本的一種非同步式串列介面(Universal Asynchronous Receiver Transmitter，簡稱 UART)常被用於一般的串列傳輸應用中。

串列傳輸在傳送一個位元組時，必須要傳送 8 次，而 UART 的串列傳輸方式是在傳送 8 個位元資料之前加上一個起始位元，並在傳送 8 個位元資料之後加上一個停止位元，於是原先傳送一個位元組要傳送 8 次就增為 10 次。圖 4-17 UART 串列傳輸格式的示意圖，傳輸時間順序由左至右：

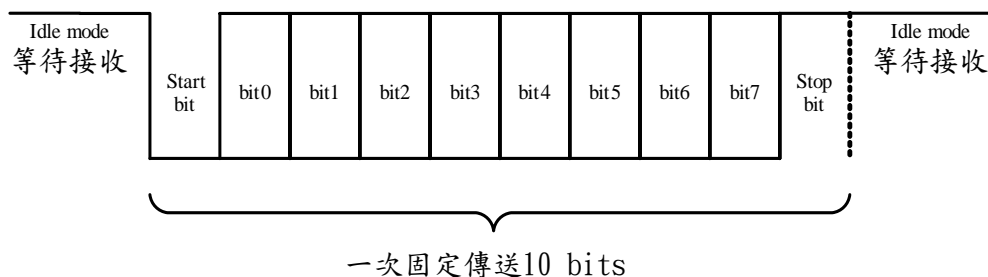


圖 4- 17 UART 串列傳輸格式示意圖

在 UART 的傳輸結構中，起始位元固定為狀態 0，相對電壓是+3V ~ +15V 之間。停止位元固定為狀態 1，相對低電壓約-3V ~ -15V。所以接收端的動作是固定一直不斷地檢查傳輸線的狀態。當傳輸線上的訊號狀態由 1 變成狀態 0，即表示將有訊號要傳送，接收端就會開始準備接收 8 bits 資料，傳送端最後會傳出停止位元，並且讓傳輸線準位保持在 1，以等待下一次的訊號傳輸。

經由增加起始位元與停止位元方式，雖然會使串列傳輸效率更降低，但可解決位元資料傳輸的起始與停止之問題。另外串列傳輸的傳輸速度，通常以鮑率 (Baud Rate)，即每秒傳輸的位元數來衡量，一般 UART 常使用的鮑率有 1200、2400、4800、9600、19200、38400 等。兩種裝置在進行串列傳輸時，必須決定以何種鮑率來進行資料傳輸，當兩種裝置使用同一鮑率才能確保資料傳輸正確無誤。在本論文當中，我們使用是預設 9600 bps 的鮑率。

由於我們所使用 EM78Pxxx 系列的微處理器工作電壓在是  $V_{cc} = +5V$  與  $V_{ss} = 0V$ ，而且微控制器本身並沒有提供 UART 傳輸 I/O，因此，經由微處理器傳輸的電壓只有+5V 與 0V 這兩種電位。但是，UART 傳輸是藉由正負電壓來判定傳輸線的狀態 0 或是狀態 1，單純只使用微處理器是無法推動完整的 UART 訊號格式的。因此，在微處理器之 I/O 後端，我們加上了一顆由 Analog Device 公司所生產的電壓轉換 IC，型號：**ADM232**。這顆電壓轉換 IC 的工作方式是：

Tx 端：當  $T_{in}$  輸入為 0V 時， $T_{out}$  輸出為+12V；

當  $T_{in}$  輸入為+5V 時， $T_{out}$  輸出為-12V。

Rx 端：當  $R_{in}$  輸入為+12V 時， $R_{out}$  輸出為 0V；



當 Rin 輸入為-12V 時，Rout 輸出為+5V。

**ADM232** 在使用上僅需要外加 5 顆 0.1uF 小電容，即可以達到以上的電壓功能，而且 **ADM232** 的操作電壓也是  $V_{cc} = +5V$ ， $V_{ss} = 0V$ ，因此十分方便。

另外，為了電路板下一步能夠連接 DB9 類型的藍芽模組，因此，在設計過程中，我們使用 DB9 類型的 Com Port 連接器，如同下圖 4-18 所示。

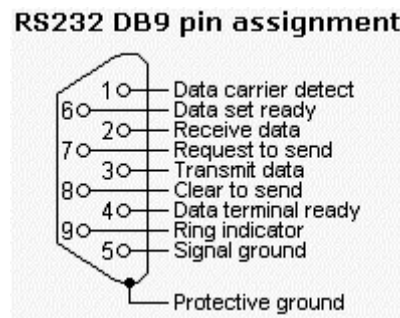


圖 4-18 DB9 連接器腳位圖

當兩台電腦或是週邊裝置要進行連線時，最簡單的方式就是以 Null Modem 的接線方式來達成，使用傳輸線，如同下圖 4-19 所示。其中，不同裝置之間都是由 Tx 端傳送資料給 Rx 端，全部僅僅需要三條線即可以達成 UART 傳輸，表 4-2 腳位功能說明中有功能說明。

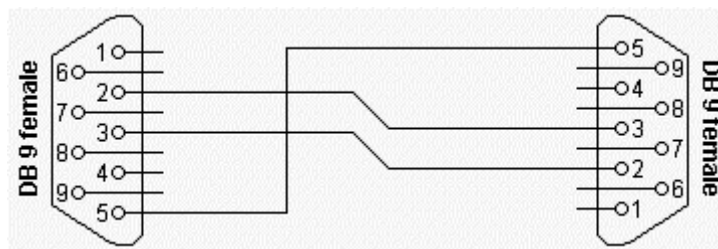


圖 4-19 Null Modem 接法

Connector 1	Connector 2	Function
2	3	Rx $\leftarrow$ Tx
3	2	Tx $\rightarrow$ Rx
5	5	Signal ground

表 4-2 腳位功能說明

綜合以上串列傳輸設計的說明，整理如下圖 4-20 所示。首先我們用根據微處理器使用的外接 4 MHz Crystal 震盪器，以及微處理器在燒錄時所選擇的時脈 4 clock，得知程式每次執行一行的指令週期是  $1/(\frac{4MHz}{4}) = 1\mu s$ 。當開始傳輸時，微處理器的處理程式上，我們先確定程式要傳輸的速度，再透過鮑率產生副程式來專門處理鮑率，我們在微處理器中運用的是固定指令長度迴圈來產生鮑率，只要鮑率副程式的迴圈能夠產生 104 us 的指令週期時間，那麼每傳輸一個 bit 的訊號就可以滿足鮑率：9600 bps。整個動作的流程如下圖所示：

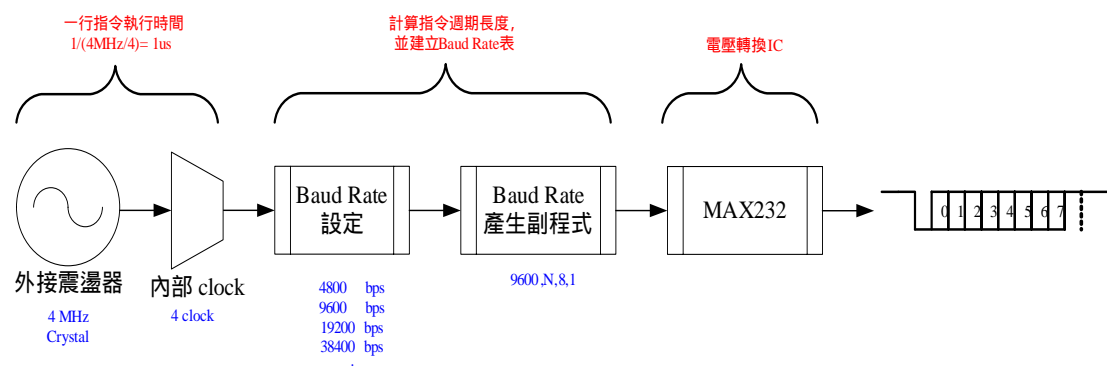


圖 4-20 鮑率產生過程圖

UART 的傳輸格式碼是用使用 ASCII Code，而我們所需要用到的是其中的英文字母，如：E、T、B 等字母，以及數字 0~9。下圖 4-21 所示的是數字部份 0~9 在 ASCII Code 中的 16 進位表示式。微處理器在最終要回傳訊號給監控端時，只需要程式上查表得知每一個數字對應的 ASCII Code 格式碼，並依照 UART 的傳遞順序，每一個字元回傳規定的起始位元、資料碼、停止位元等 10 bits 的

訊號格式，即可在監控端的程式中辨識回傳的碼。

ASCII_Tbl:		
add	PC,e	
retl	0x30	ASCII code : 0
retl	0x31	ASCII code : 1
retl	0x32	ASCII code : 2
retl	0x33	ASCII code : 3
retl	0x34	ASCII code : 4
retl	0x35	ASCII code : 5
retl	0x36	ASCII code : 6
retl	0x37	ASCII code : 7
retl	0x38	ASCII code : 8
retl	0x39	ASCII code : 9
BaudTbl:		
add	PC,e	
retl	26	19600 bps
retl	40	14000 bps
retl	9	19200 bps
retl	2	38400 bps

圖 4-21 ASCII Code 數字表示法

綜合 4.1 ~ 4.4 節所使用到的原理以及零件資料，我們設計出完整的電路，如圖所示，並且依照電路圖，我們把全部的電路實作出一塊電路板，如下圖 4-22 所示：

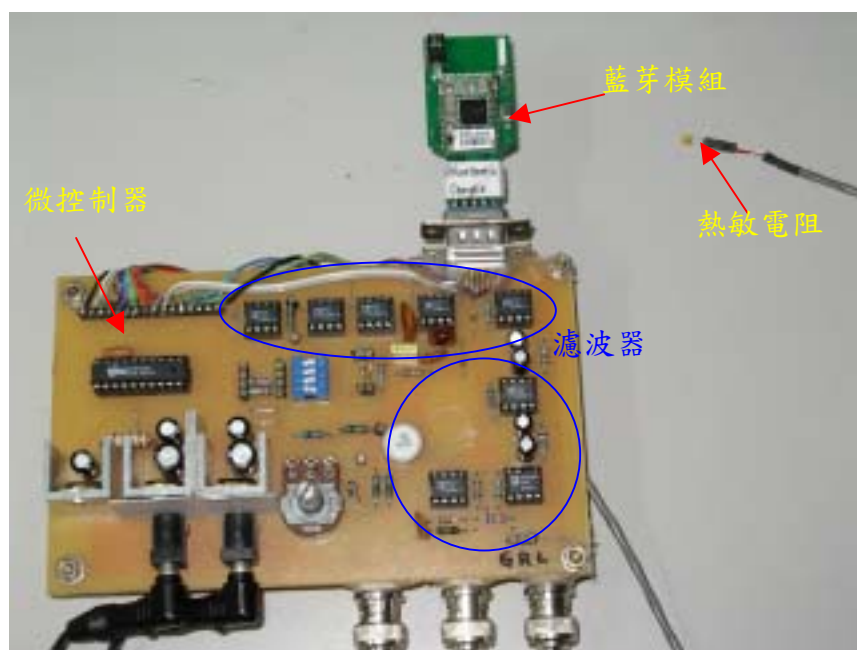


圖 4-22 心電圖+溫度擷取電路板

## 4.5 終端機測試

完成 4.4 節中的串列傳輸設計之後，我們可以用傳輸線連接一般電腦上的 Com Port 來進行結果比對。圖 4-23 是利用 windows 內部的超級終端機，來檢測 ECG 與體溫電路板上的微處理器處理完訊號後回傳的數據資料。我們設定微處理器在每次回傳數據時，都傳出 8 個字元。其中，為了能夠在超級終端機上分辨不同種類訊號的數據資料，我們將 ECG 數據以英文字母 E 開頭，後面接著帶出 3 個數字字元，作為 ECG 取樣後的回傳數據。同樣的，我們以 T 為開頭，後面一樣帶出 3 個數字字元，作為溫度值的回傳數據。這麼做的好處除了能方便我們在超級終端機上除錯時，能辨識不同種類的數據之外，還有一個用意是為了下一步在 Visual Basic 編輯使用者操作介面時，能夠方便程式將數據資料分類，只要 Visual Basic 收到的字元是 E 開頭，那麼它後面的 3 個字元，就是心電圖 ECG 的數據。同樣的，只要是 T 開頭，那麼它後面的 3 個字元就是溫度值。所以，依照下圖所示的結果就是，溫度在 34°C 左右，而心電圖數據則是一直跟原始訊號一樣在跳動，實際的微控制器是以 32 Hz 的回傳頻率在動作。

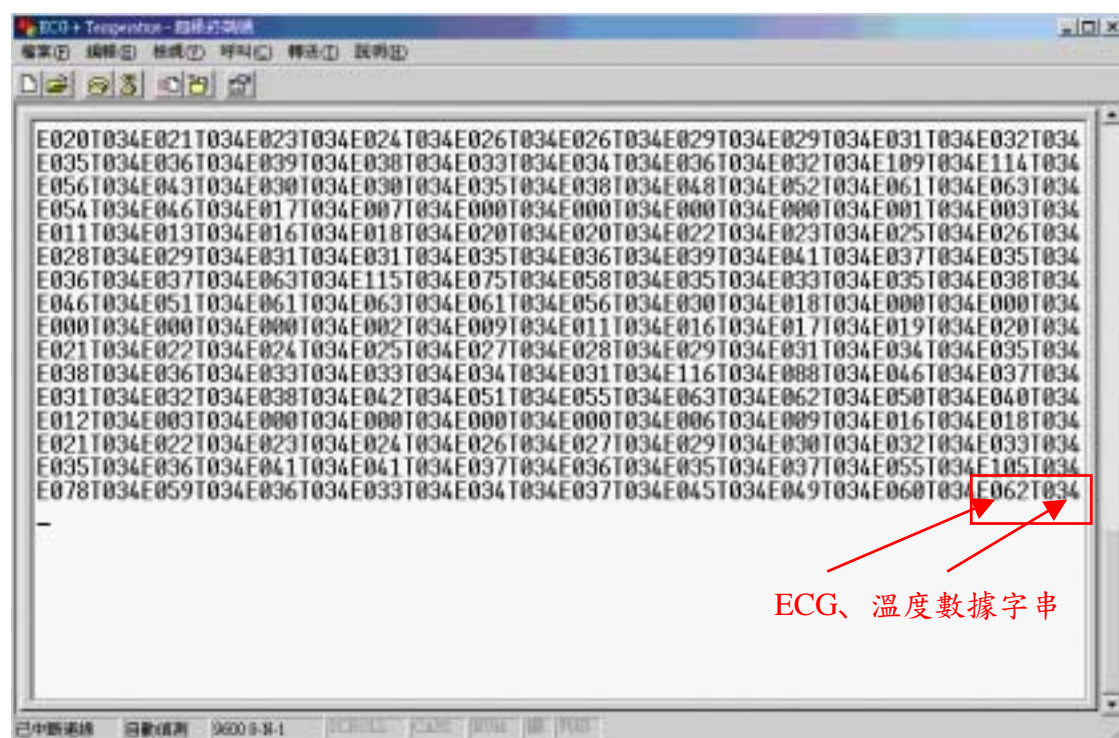


圖 4-23 ECG、溫度數位訊號回傳值至終端機

#### 4.6 血壓計 LCD 波形訊號擷取

我們所使用的血壓計是市面上所販賣的手腕式 LCD 血壓計如圖 4-24，本論文針對 LCD 的呈像原理做解碼的動作，使血壓計的收縮壓以及舒張壓的數據，能夠完整的紀錄在微控制器 EM78P458A 裡面。因此，首要的工作就是必須先瞭解 LCD 呈像時，使用到的液晶節點，如下圖 4-25 所示。

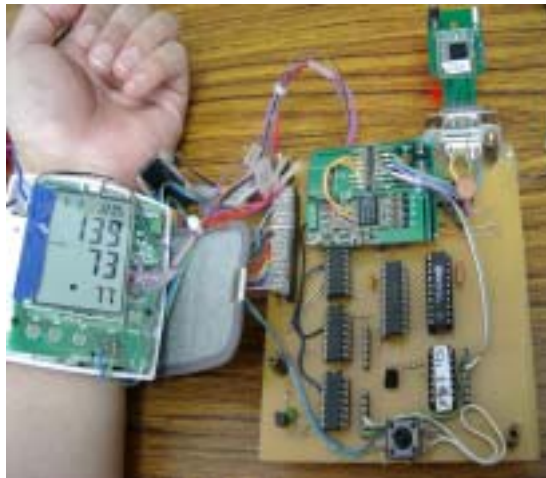


圖 4-24 手腕式血壓計

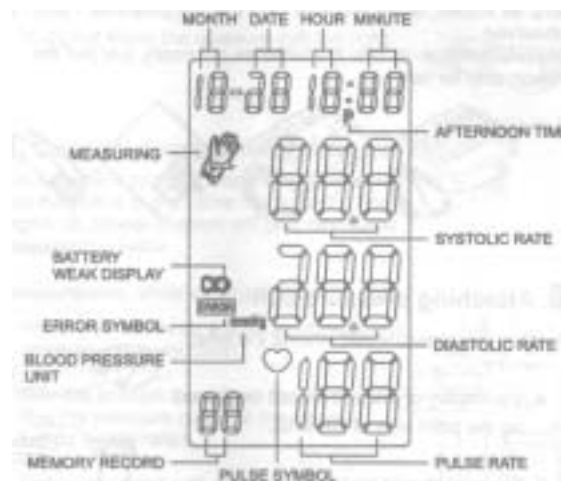


圖 4-25 LCD 數字分佈圖

再來就是如同第 2 章中所提到 LCD 呈像原理，因為 LCD 是透過  $S_n$  點與 BPn

點交握時候的電位差驅動液晶，使之呈像。所以，我們直接抓取的  $S_n$  點與 BPn 點，如同圖 4-26 LCD 數字特性節點分佈圖所示。並且針對其特性區隔出  $S_n$  點與 BPn 的位置，圖中的每一組數字，我們都用不同的顏色區隔開來。

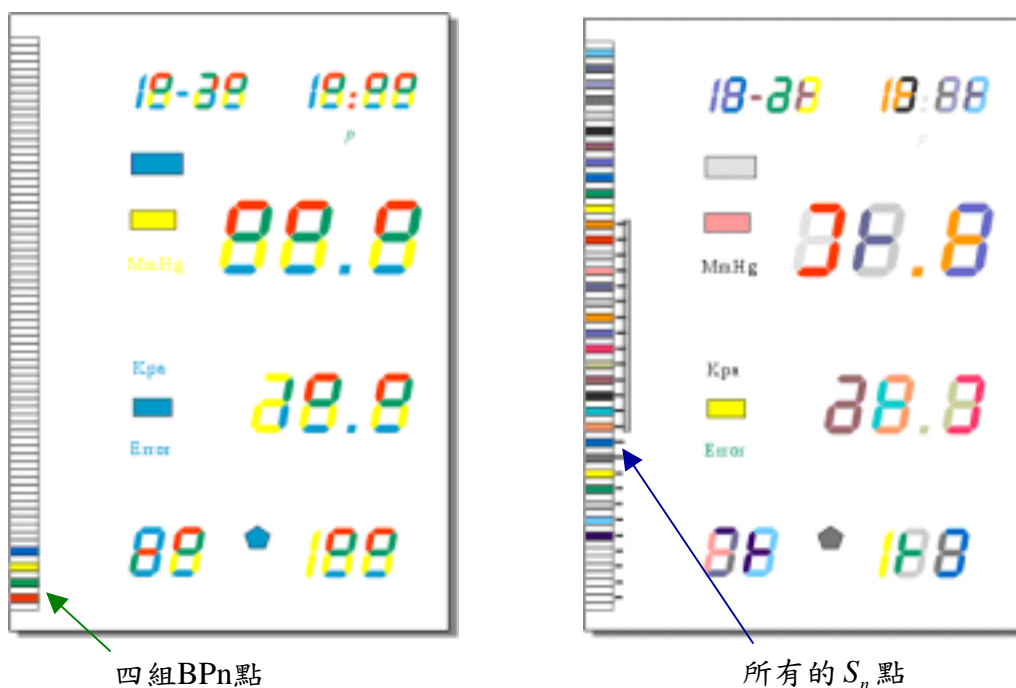


圖 4-26 LCD 數字特性節點分佈圖

根據上圖所示的分佈所示，可以看出來每一個數字的  $S_n$  與 BPn 節點的分佈都是被設計成規律的排列，因此，我們可以推測出它的數字在呈像時，也是使用規律性的波形來驅動液晶晶體，而且具有週期性。

經過示波器擷取波形之後，我們觀察到每一個數字的 LCD 背極驅動波形如下圖 4-27 所示，並且每個完整波形都是 15.6 ms 長度，其中每個數字有兩段波型所構成，每段波形都是由 8 段一個循環的波形所構成，紅色線所標註的波形代表是 BP0，黑色所標註的波形代表 BP1。



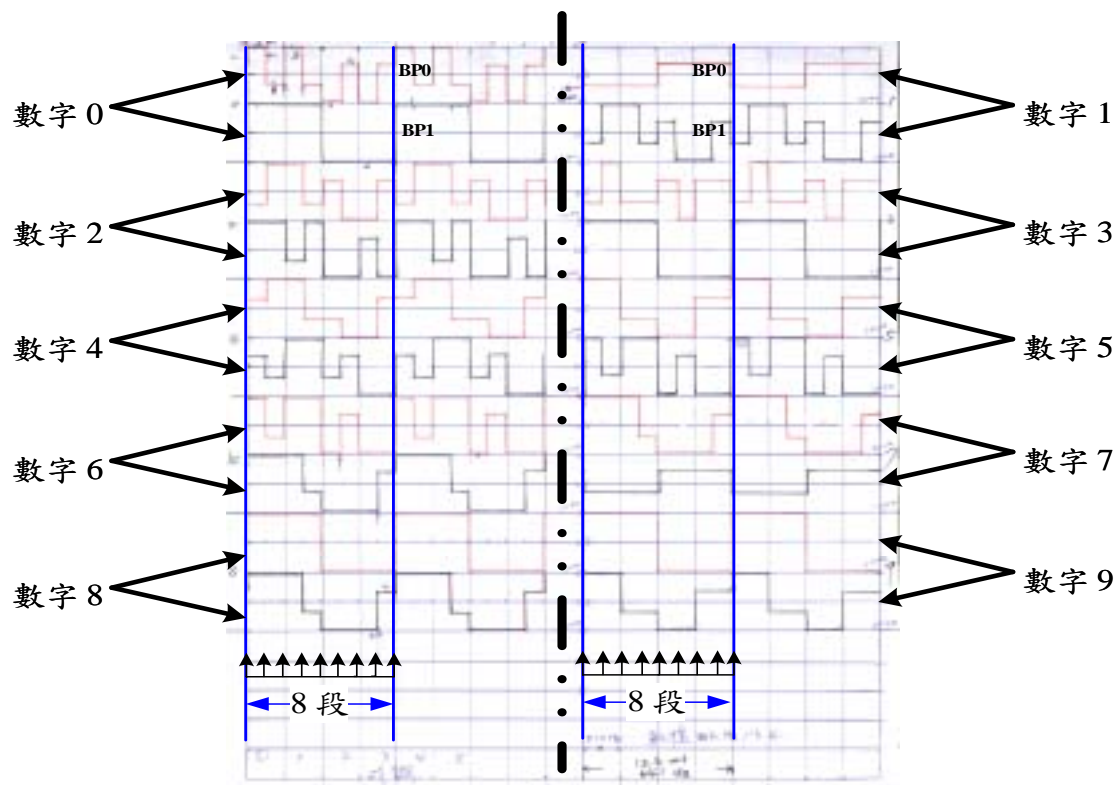


圖 4-27 LCD 背極驅動波形

如上圖所示，這 10 個數字的 BP0 以及 BP1 有些部份有重複，但是將 BP0 + BP1 後所得到的波形，是各自獨立的。因此，我們先將這 10 個數字波形的 8 段波形編成表格。LCD 波形經由電路取樣，只要能夠同步解出 BP0、BP1 的每個週期 8 段波形訊號，在程式中進行編碼，求出合成後的數據碼，每組碼再由查表即可以還原成數據。

一個完整的血壓數據包含了收縮壓以及舒張壓，在我們所使用的 LCD 血壓計中，它的節點分佈如下圖 4-28 所示。為了能夠同步擷取 BP0、BP1 的波形訊號，我們設計了 5 組開關，分別是 Gate1、Gate2、Gate3、Gate4、Gate5。用意是在切換收縮壓以及舒張的數字字元，總共有 5 個數字字元。

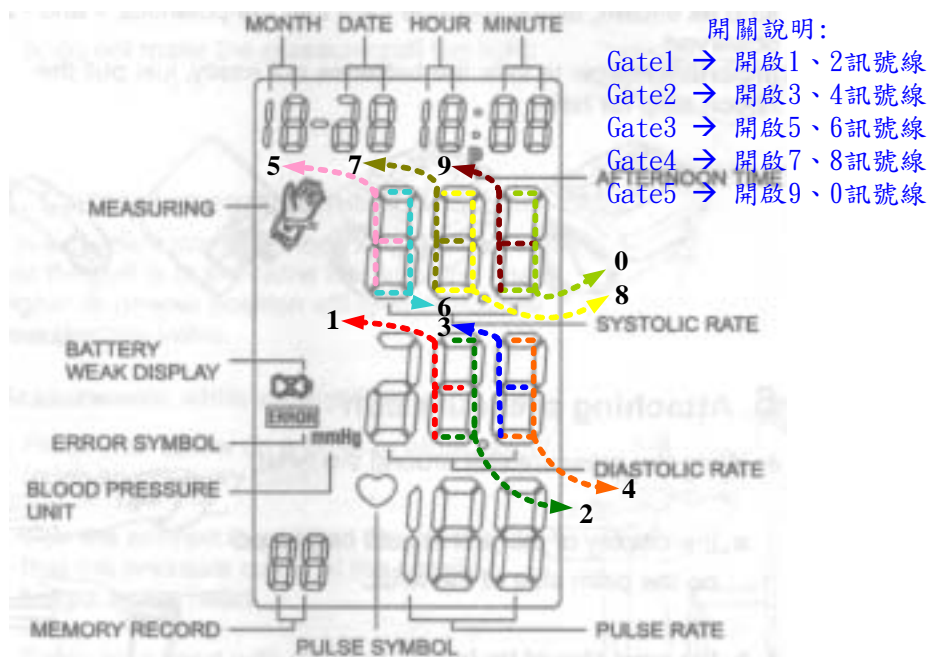


圖 4-28 設計開關切換 LCD 之 BPn

在電路的設計上，爲了節省開關零件的使用，因此本論文中使用 **TOSHIBA** 公司所出一般通用 AC to AC 的開關 IC：**TC4066**，內建了 4 組 Gate。藉由系統中的微控制器 **EM78P458A** 控制著開關以及 A/D Converter 的取樣速度。經過 **EM78P458** 的處理之後，數據資訊貯存在記憶體中，等待需要傳出到監控端時，另外一顆微處理器 **EM78P153** 再將資料由 **EM78P458A** 讀出，並專心與監控端進行資料溝通的部份。而溝通方式也是使用 UART 傳輸格式，回傳 ASCII Code 的數字。因此，完整的電路圖如下圖 4-29 所示。



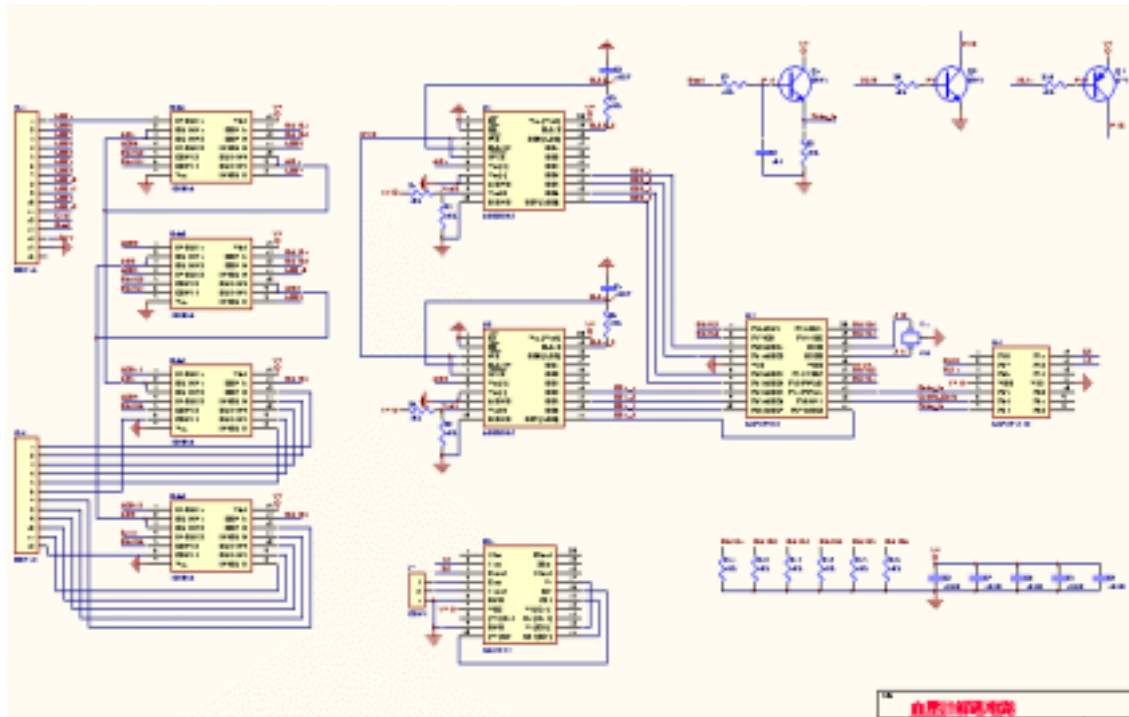


圖 4-29 LCD 波形擷取電路

整理一下電路中我們所用到的主要零件說明如下：

	工作電壓	主要功能	使用數量
EM78P458A	0V ~ +5V	取樣、編碼、解碼	1
EM78P153S	0V ~ +5V	處理 UART 程式	1
TC4066	0V ~ +5V	邏輯開關	4
ADC0804	0V ~ +5V	波形取樣	1
ADM232	0V ~ +5V	UART 電壓轉換	1

表 4-3 LCD 波型擷取電路零件說明

根據以上的電路圖所述，我們完成後的實際電路成品如圖 4-30 所示：

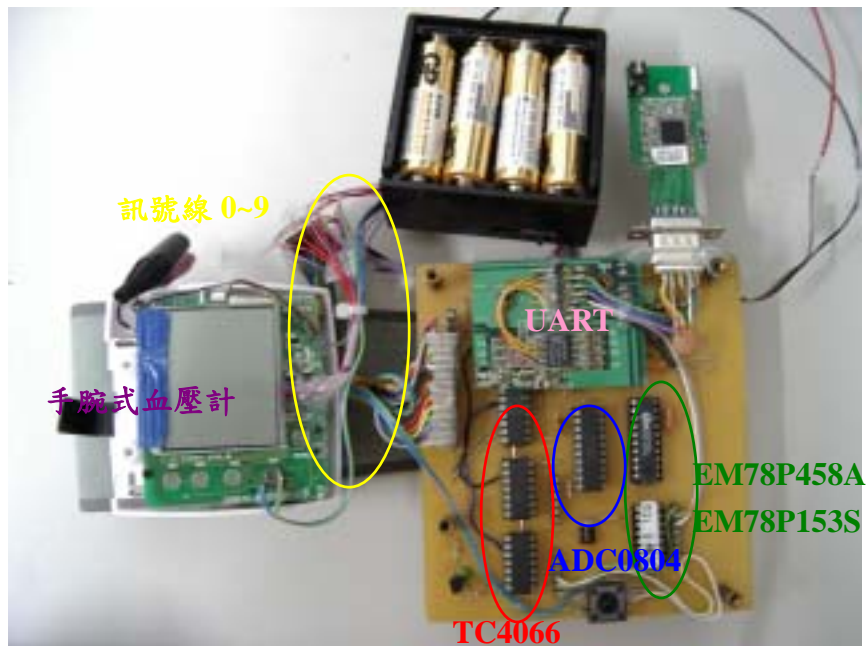


圖 4-30 LCD 波形擷取電路實作

微控制器處理血壓計 LCD 波形訊號的動作依序是：

- (1) 將血壓計啟動。
- (2) 開始偵測血壓數據訊號線，編號：1、2、3、4、5、6、7、8、9、0。
- (3) 偵測血壓偵測的動作停止時，會有固定的波形使 LCD 穩定顯示數字影像。
- (4) 系統微處理器依序切換邏輯開關 Gate1、Gate2、Gate3、Gate4、Gate5。每個 Gate 都連結到 A/D converter 準備對 BP0、BP1 波形取樣。
- (5) 系統微處理器 EM78P458A 針對波形進行取樣、編碼、解碼。附圖 4-31 中，所表示的是微處理器程式語言中，我們建立的數據編碼後的值。

```

=====
;      No.      8-bit      MSB      =
;      0        64640202    6464    =
;      1        42442422    4244    =
;      2        22464420    2246    =
;      3        46442022    4644    =
;      4        44642202    4464    =
;      5        22264440    2226    =
;      6        20264640    2026    =
;      7        44442222    4444    =
;      8        66640002    6664    =
;      9        66440022    6644    =
=====

```

圖 4-31 波形編碼表

(6) 系統微處理器 EM78P153S 讀出 EM78P458A 處理完後的數據，並依照 RS232

格式，將訊號傳輸到監控端電腦的超級終端機進行驗證。

(7) 完整的血壓計 LCD 波形擷取流程如下圖 4-32 所示：

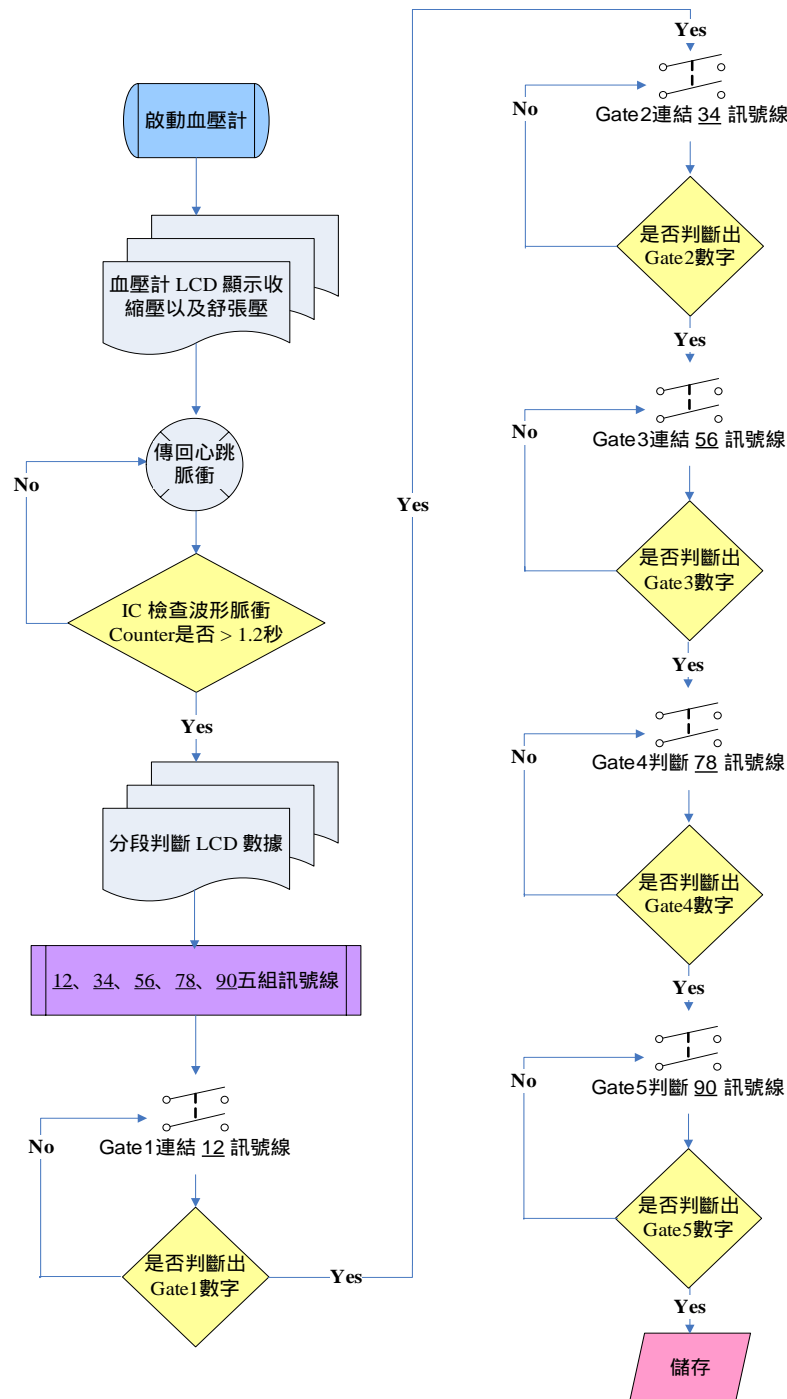


圖 4-32 LCD 波形取樣程式流程

(8) 利用超級終端機訊號回傳血壓計數據，如圖 4-33 所示。



圖 4- 33 驗證血壓回傳數據

微控制器處理完成血壓計的 LCD 波形解碼之後，設定一次回傳 8 個字元，用意如同 4.5 節所述，除了方便於辨識兩組不同數據外，也爲了接下來的 Visual Basic 程式解字串預作準備。

經過上述的流程後，我們已經完成血壓計的 LCD 波形解碼動作後，接下來第 5 章將藉由本章節中所提到的 ECG、溫度計、以及 LCD 血壓計的訊號擷取以及處理過程，透過 UART 的傳輸格式(ASCII Code)，編輯 Visual Basic 的使用者介面。

## 第 5 章 監控系統程式撰寫與成果

### 5.1 發展環境說明

根據第 4 章系統功能設計之說明，本論文的使用介面上皆透過整合裝置將生理訊號以無線藍芽介面傳輸至軟體監控端上，以執行後續運算。系統之監控端平臺為個人 PC 與筆記型電腦 Notebook 及 Pocket PC。

因此，本研究欲發展之架構是期望實現系統即時性與可攜性裝置之需求。在一般情形監控上，系統實現下列功能：

1. 接收無線藍芽心電訊號與溫度能力。
2. 接收血壓計數據。
3. 儲存心電訊號、溫度、血壓之記錄檔。
4. 影像監控。

由於程式開發時程及使用者介面之考量，採用 Microsoft Visual Basic v6.0 作為視覺化程式開發工具。由於 Visual Basic 具備圖形開發介面及物件導向開發原理，使得設計者只要專注於程式流程寫作及可撰寫出高親和力之人機介面程式。此外，由於 Visual Basic 亦提供簡易使用之 I/O 介面物件(如：串列埠、網路等)，僅需要設定屬性及呼叫成員函數即可輕易達到資料傳輸目的。

監控模式之測試開發平臺規格為：

一、Pentium4 PC 平臺(CPU1.6GHZ、256MBytes RAM)。

二、Visual Basic v6.0

另一軟體監控平臺為 Pocket PC，與個人電腦的異同處在於其可攜性與系統開放性。Pocket PC 攜帶方便且不似家用電腦般佔空間，一般常拿來作為個人行動助理與隨身記事之用。而 Pocket PC 之作業系統(Pocket PC 2003)與一般電腦一樣，皆是由微軟 Microsoft 所提供，其優點為程式開發容易(提供 eMbedded Tools 3.0 含 eVC++及 eVB 等開發工具)具高容量之儲存裝置(SD、CF、SM 卡)、完備之通訊 I/O 介面(傳統串列埠、紅外線、藍芽、GSM、GPRS 及無線網路等);缺點

定 Pocket PC 之內建處理器(約 400MHz)，現階段仍無法到達個人電腦之運算速度(約 2.3GHz)尤以浮點數運算上更無法與之相提並論。因此，本研究在戶外模式之軟體監控平臺(Pocket PC)上，所實現的功能有：

1. 接收無線藍芽心電訊號與溫度能力。
2. 接收血壓計數據。
3. 儲存心電訊號、溫度、血壓之記錄檔。

本系統採用惠浦(HP)公司所出產的 iPAQ H5500 個人數位助理(Personal Digital Assistant)。其規格如下：

1. Pocket PC 2003 作業系統。
2. 400MHz Intel XScale 處理器(128 Mbytes RAM 及 48 Mbytes Flash ROM)。
3. TFT 螢幕(65536 色高解析度)，240\*320 解析度。
4. 134mm\*84mm\*15.9mm，206.8g。
5. 內建藍芽模組、802.11b 無線網路卡。
6. SD/MMC 卡容量擴充槽。

由於 Pocket PC 之處理器不似個人 PC 般快速，因此針對本系統可攜式之即時性之演算法運算量需求，本研究選擇以 eMbedded Visual Basic 來撰寫程式。

## 5.2 Visual Basic 程式編輯與訊號重建

監控端系統是由個人電腦外掛藍芽模組所組成，我們以 Visual Basic 撰寫應用程式，透過藍芽裝置之 HCI 介面控制藍芽裝置。首先將藍芽裝置初始化，接著呼叫詢問到的藍裝置以建立 ACL 連線。在執行軟體程式時，會開啟一個執行緒(Thread)，不斷地偵測藍芽串列通訊埠的輸入狀態。當接收到心電圖數位字串時，以編輯的 Visual Basic 程式，進行字串解碼，分離出 ECG 波形數據、溫度數據、血壓計的收縮壓以及舒張壓數據，並重新繪製出這些資料的波形與數據於 Visual Basic 的圖形介面中。

### 5.2.1 裝置連線與數據字串解碼

數據字串的完整傳輸流程，如同圖 5-1、圖 5-2 所示。其中圖 5-1 表示監控端的字串設計流程，包含了：由微控制器利用藍芽模組的通訊埠連線(Com Port)，與登錄到主機端的程式編輯流程。圖 5-2 的流程圖包含了：主機端與監控端利用無線網路卡(Wireless Card)、無線集線器(Wireless Hub)，以 TCP/IP 傳輸控制機制，由監控端與主機端登錄連線後，監控端回傳數據字串到主機端的設計流程。

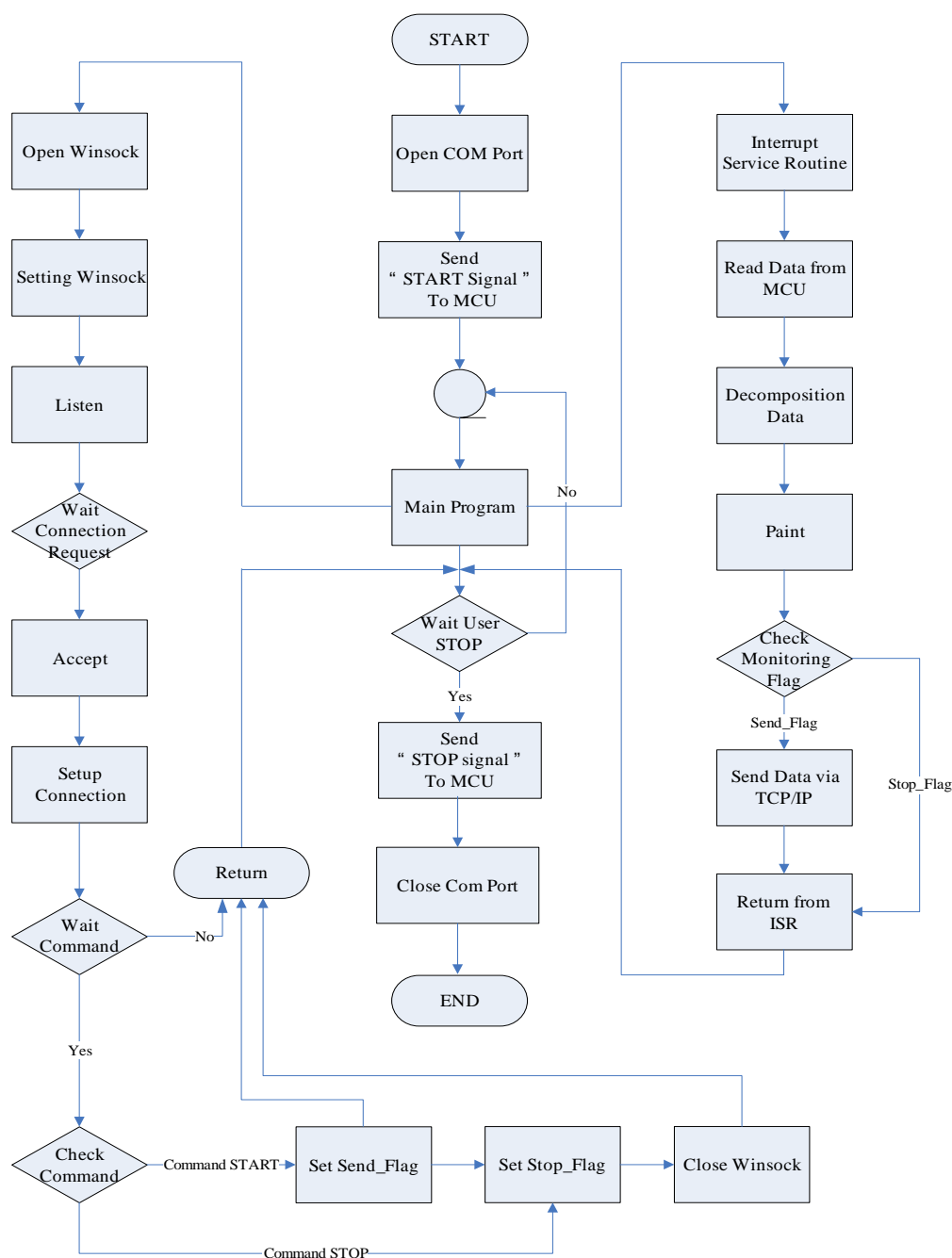


圖 5-1 監控端數據字串處理流程

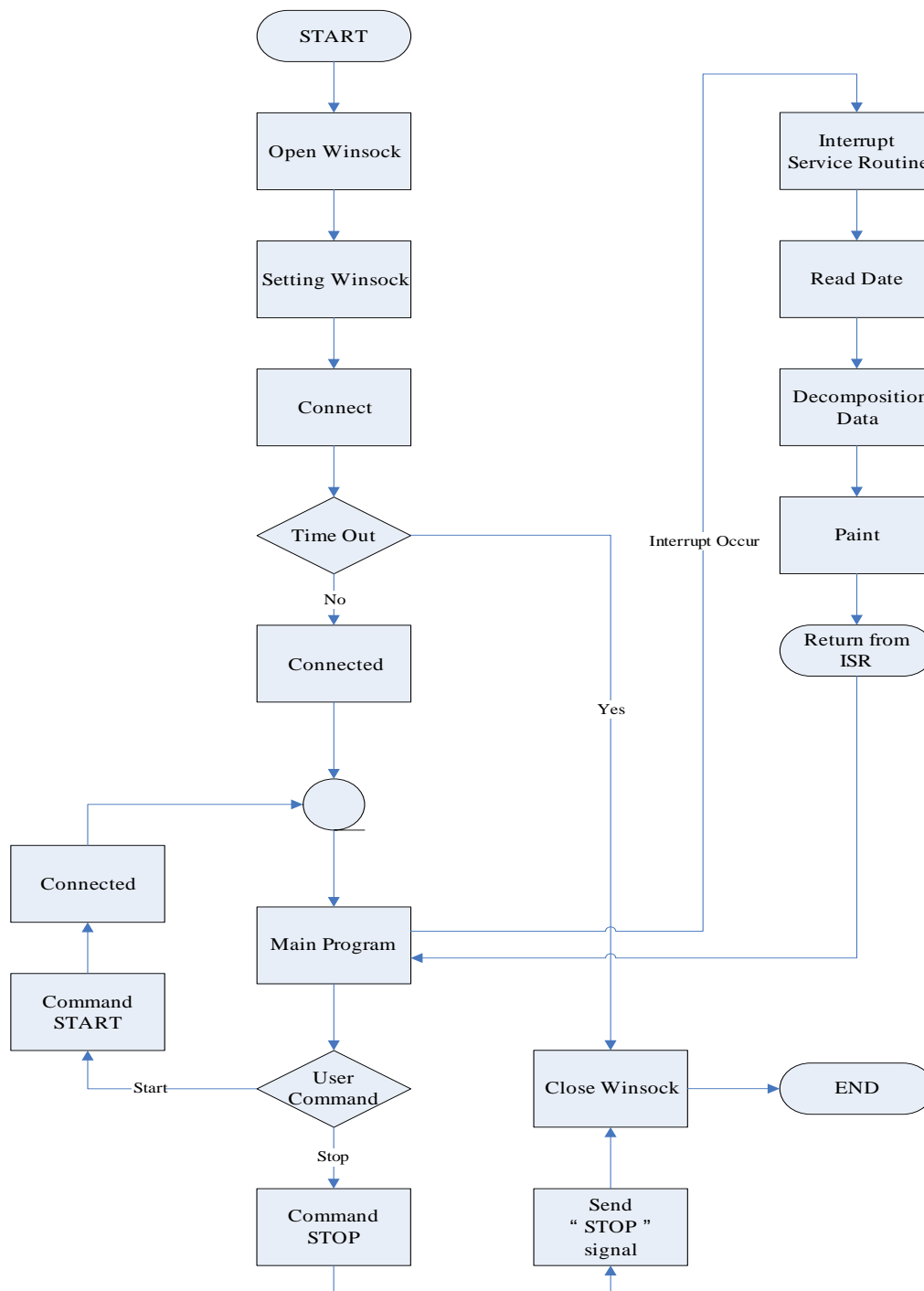


圖 5-2 主機端程式流程圖

經過以上兩張程式編輯流程圖說明之後，實際訊號由電路板上的藍芽模組將波形、數據以字串的方式，傳送到監控端的藍芽模組。監控端的 Visual Basic 程式開啟藍芽通訊埠後，將接收到的字串進行分解。將字串分解後的結果，重新分



類並繪製成圖 5-3、圖 5-4。圖 5-3 畫面中標示出原始的 ECG 訊號，以及經過重建後的數位化波形，同時解出溫度值的字串，並顯示在欄位之中。

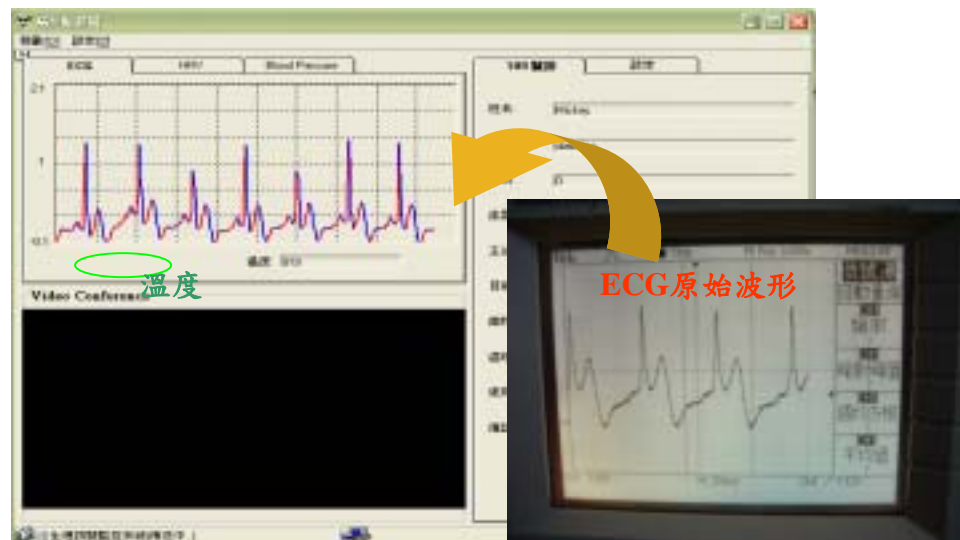


圖 5-3 重建心電圖與溫度

圖 5-4 畫面中標示出市售血壓計的讀數在經過 LCD 波形取樣、編碼、解出數字碼後，同樣使用藍芽模組傳字串給 Visual Basic 程式，然後重建出血壓計的收縮壓以及舒張壓。

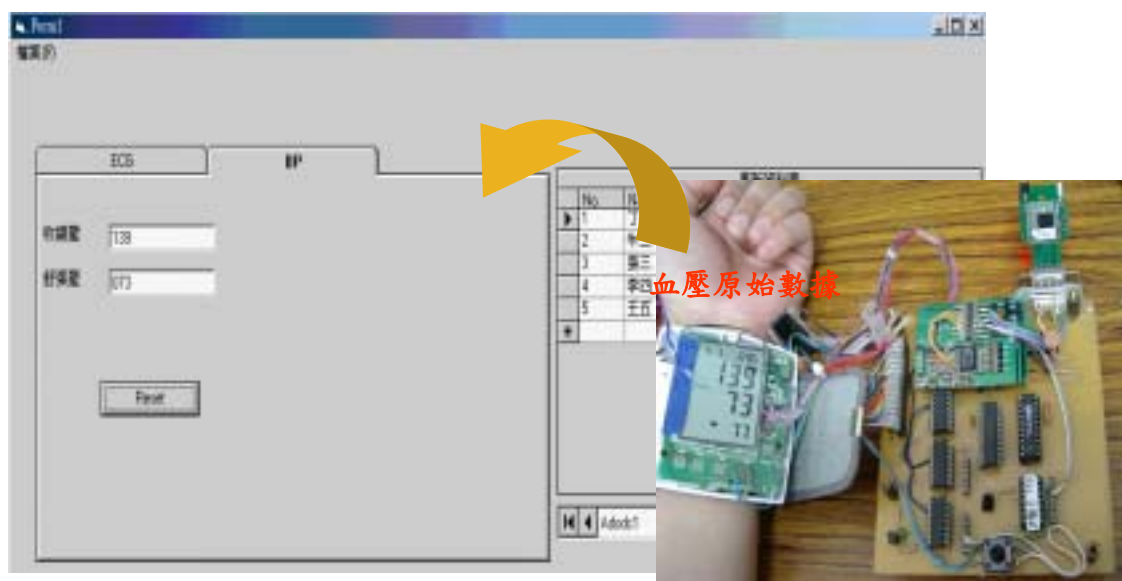


圖 5-4 重建收縮壓、舒張壓

由流程圖 5-1、5-2 也可以得出整個數位資料的傳遞過程：訊號由擷取電路的微控制器開始，經過藍芽模組傳回處理過的字串，然後編輯 Visual Basic 來處理字串，經過圖形重建後，顯示於監控端電腦(Client)。而監控端與主機端的傳遞則是使用 2 張無線網路卡(Wireless Card)，分別連接於監控端(Client)與主機端(Server)，以及一台無線集線器(Wireless Hub)，來分配彼此的 IP address。當系統需要重新建構圖形資料於主機端時，Visual Basic 程式端開啟 Winsock 物件，透過 TCP/IP 的機制，經由監控端無線網路卡→無線集線器→主機端無線網路卡，到主機端的 Visual Basic 程式中。如同圖 5-5 所示。

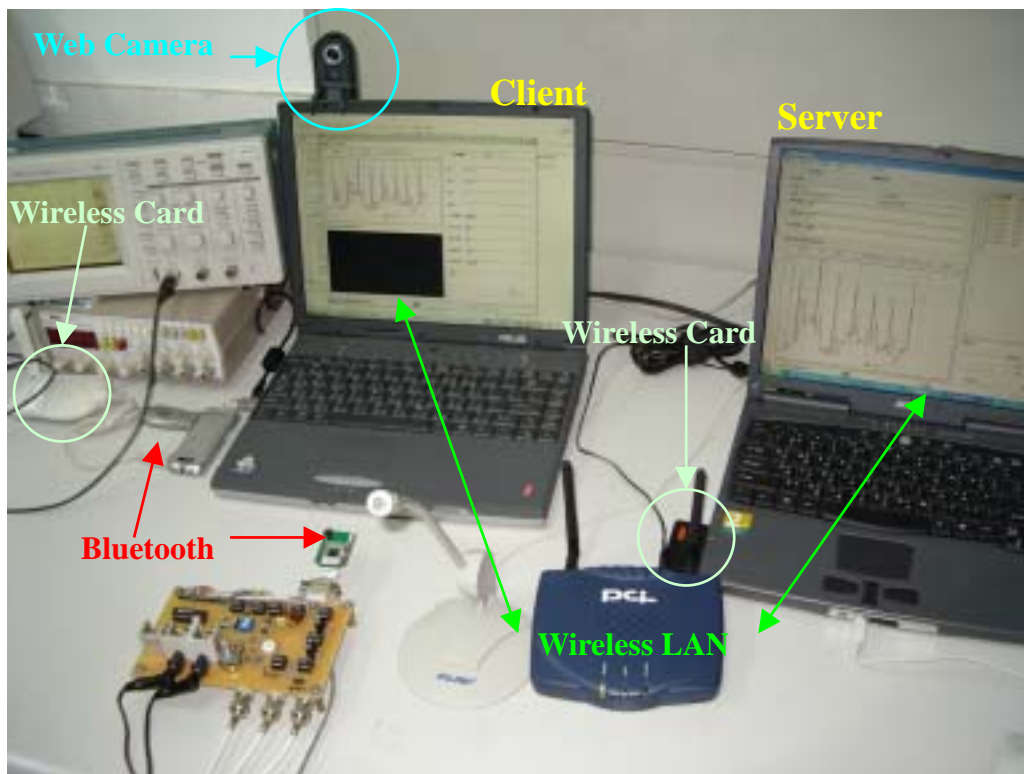


圖 5-5 監控端與主機端連線

PDA 的程式與監控端的程式撰寫流程也如同圖 5-1、5-2 所示。整個硬體方面傳輸的過程依序是：電路板藍芽模組→監控端藍芽模組→監控端無線網路卡

→PDA 無線網路卡。資料的傳送的結果如圖 5-6 所示，圖中 PDA 顯示的是 ECG 波形與溫度的資料。

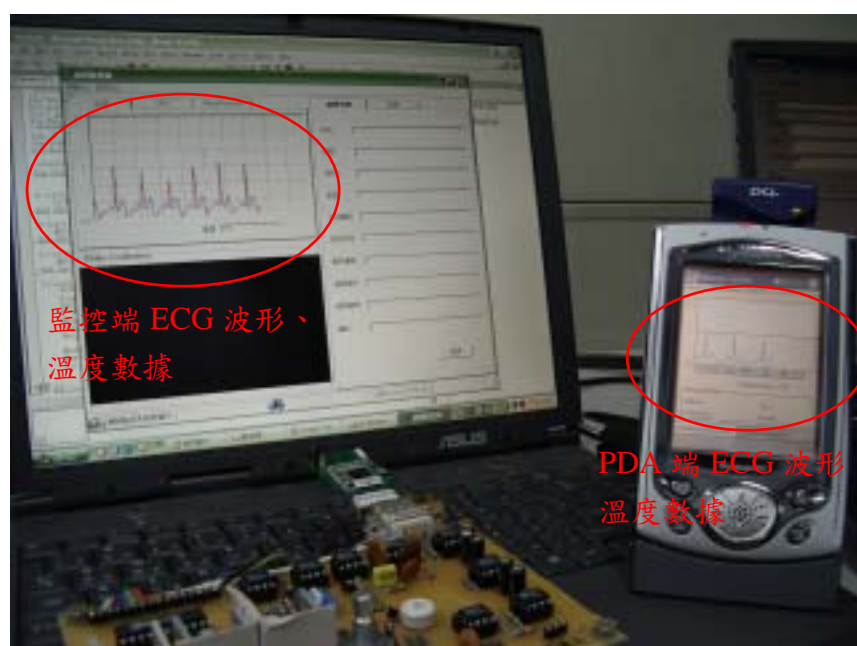


圖 5-6 監控端與 PDA 連線

### 5.2.2 裝置連線與影像傳輸

在影像傳輸方面，我們在監控端裝置了網路攝影機(Web Camera)，用意是主機端的操作人員可以經由網路攝影機，即時觀察到監控端的動態影像。當監控的網路攝影機是放置在病房時，主機端的操作人員即可以隨時隨地的觀察病房中情況，一旦有緊急事件發生，主機端的醫療人員可以經由影像以及 ECG、溫度、血壓等生理資料，進行病人生理資訊的情況初步判斷。

在影像的編輯程式中，Visual Basic 有針對影像輸出部份的處理物件，程式上可以建立編輯影像傳送的鏈結視窗，再加上動態影像(Motion JPEG)處理程式即可。本論文針對監控端、主機端的影像傳輸進行編輯，利用視窗物件以及程式編輯的動態影像(Motion JPEG)處理程式，即可以將監控端網路攝影機捕抓到的影像，顯示到編輯的 Visual Basic 視窗中。圖 5-7 是編輯監控端影像捕抓的程式流程圖。

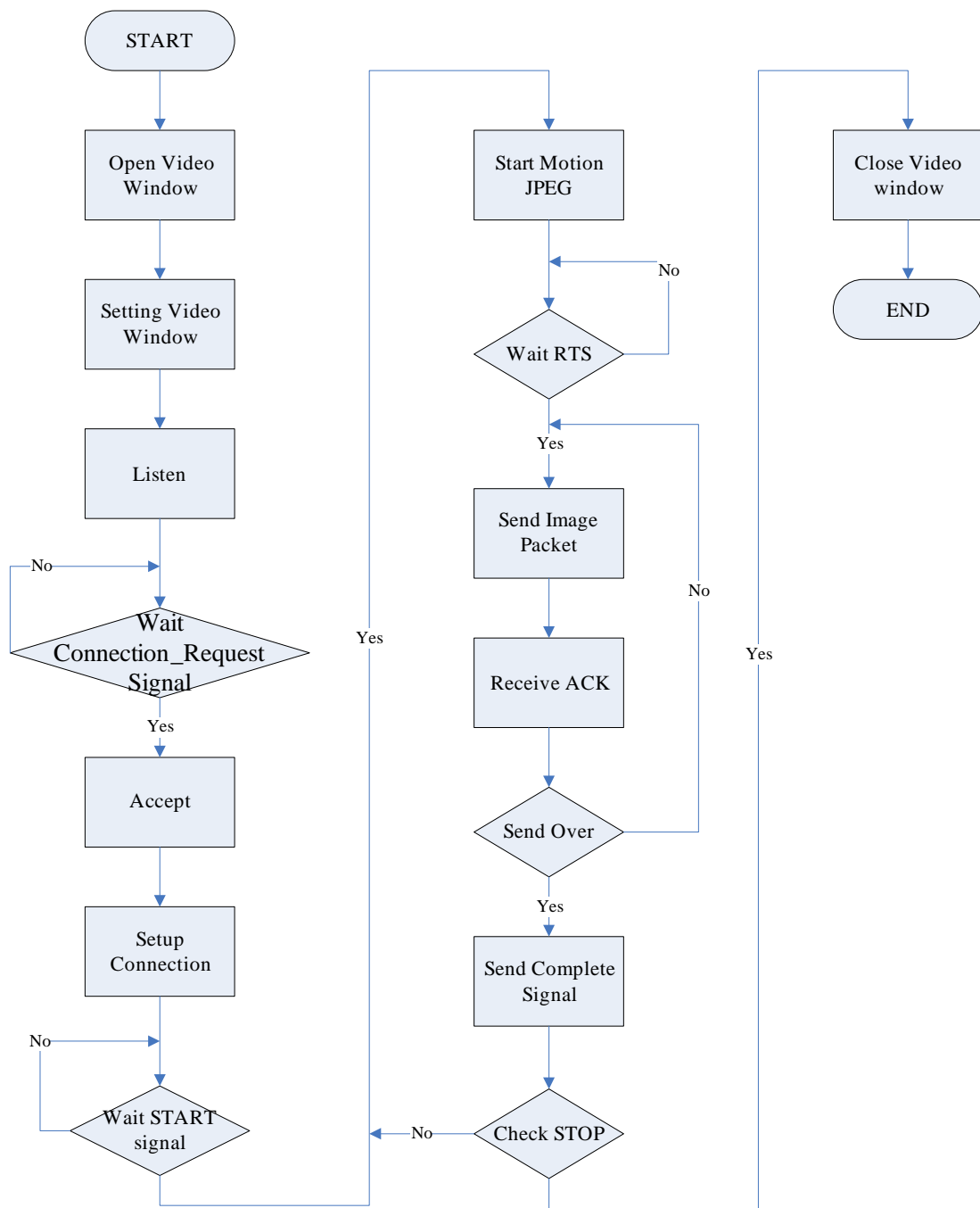


圖 5-7 監控端影像處理流程圖

經由流程圖的編輯，可以瞭解整個動作流程是當啟動(START)影像捕抓程式後，程式上會一直不斷的輪詢圖形影像封包(JPEG Packet)是否已經傳遞完成，若是尚未完成，則一直送出影像封包；若是已經完成，而且尚未結束(STOP)影像傳

遞程式，程式將繼續傳遞下一章影像的封包。如圖 5-8，顯示監控端的影像處理結果。

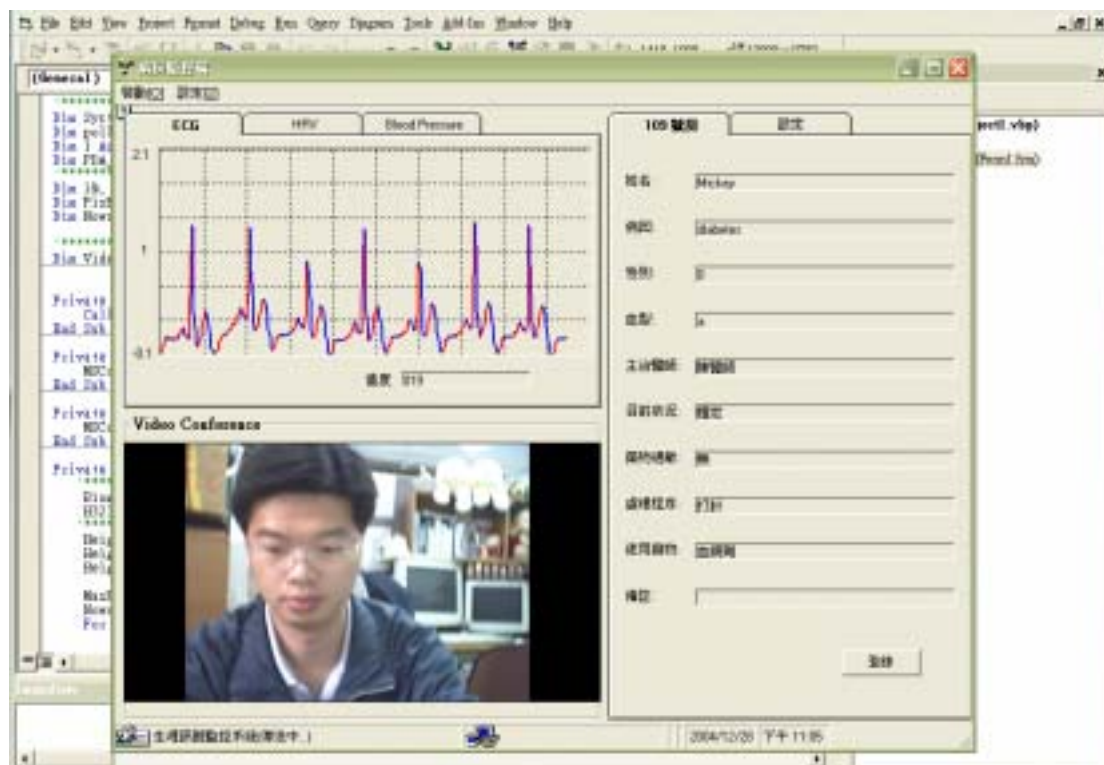


圖 5-8 監控端影像

在主機端的影像部分，同樣地需要透過無線網路卡以及無線集線器的配合，以 TCP/IP 的傳輸機制，將影像經由監控端傳遞到主機端。因此，整個影像程式的設計流程如同圖 5-9 所示。首先開啟 Winsock 程式物件，準備利用 TCP/IP 連線來傳遞由監控端到主機端的影像封包。由主機端送出開始(START)命令給監控端，程式即開始接收由監控端送出的動態影像封包(JPEG Packet)，程式中一直詢問一張影像封包是否已經傳送完畢，若無，則一直等待直到封包傳送完成；若已經傳送完畢，則程式上送出 RTS 給監控端，要求監控端繼續送出下一張影像封包。一直到主機端的使用者，下停止(STOP)的命令後，整個影像的處理過程結束。

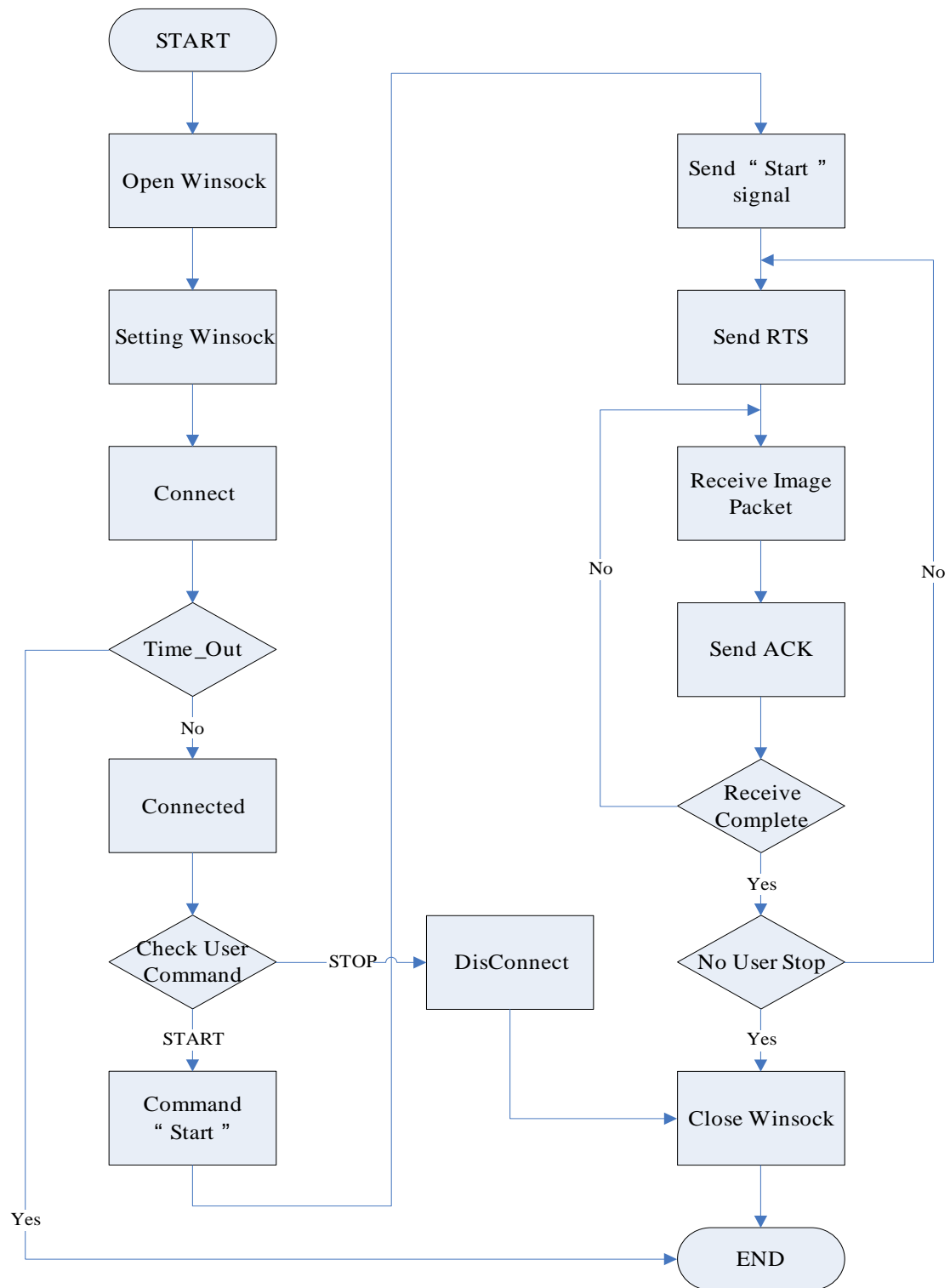


圖 5-9 主機端影像處理流程圖

圖 5-10 顯示出，經由程式編輯後，影像由監控端到主機端的實際結果。





## 第 6 章 結論

### 6.1 論文整理

論文中提出之概念，是為方便醫護人員於醫院中監控患者，或是患者於家中也能自行偵測其生理訊號，並即時於電腦中觀察。目前一般遠距照護系統已經有相當程度的應用，但於心血管疾病患者之照護上，仍侷限為長時間之心電監控機制與有線的診斷服務。當患者發生緊急狀況時，看護系統無法提供有效之救援服務，而延誤緊急醫護之時間。因此，本論文提出另一種可監控一般心血管患者，以及行動不便之患者的生理監控系統，能提供 QRS 波偵測及心電圖、溫度與血壓之偵測，方便醫護人員於最短時間內，提供有用的生理資訊作為參考。

### 6.2 未來展望

本論文雖實現了以藍芽傳輸為基礎的生理監控系統整體架構，然而就應用層而言，未來仍有很大的改進空間，分別提出討論之。

#### 1. 整合裝置架構方面

本研究之最終目標定發展出一套具有實用性價值之全方位生理監控與緊急救護之系統，可提供醫護人員或家屬能有效掌握病患(或老人)的動態及健康資訊。同時因無線網路通訊系統之普及，亦使得本系統的應用將更具實用性。

此系統應具備全方位之手動與自動呼救機制，配合 GSM 簡訊 MMS 服務，提供用戶緊急呼救功能。亦可具備主動搜尋機制與智慧型心電圖離線瀏覽介面。在主動搜尋功能上，系統可透過簡訊服務機制搭配 GPS 全球定位系統及 RFID 識別晶片，主動搜尋使用者位置，一來進一步確認其呼救地點，二來可提供失智老人之協尋與辨識服務。

除了一般疾病之照護需求外，我們希望未來能將本系統應用於老人福利機制上，在台灣進入高齡化的社會時，透過此整合通訊技術與醫學工程應用的服務模



式，使得老人在日常生活照護及救助上能夠得到更多的關注，並藉此拋磚引玉，期望能有更多的人力及技術能夠投入老人福利相關的議題。並亦可針對現今高齡化的人口趨勢(弱勢的獨居老人及失智老人)提供一種無障礙之高品質照護機制與主動協尋能力。

## 2. 裝置耗電方面

使用者整合裝置其耗電量相當大，就目前 AA 乾電池方面規格方面而言，鹼性電池規格通常是 1600mAh。而單純藍芽模組本身的操作電壓源規格就已經是 5V/500mA，其耗電量相當大，因此無法達成長時間之心電監控與記錄。此部份，在不變更整合裝置架構下，可外加電源管理 IC 監控目前電源容量，或是以微處理器程式上令藍芽裝置進入 sleep mode，等待固定時間在 wake up 一次，來與外界的藍芽裝置做溝通以及處理例行動作。另外，尋找更強力的電池，如：鋰電池、塑膠電池 CR-V3、太陽能電池等種類的強力及可充電式電池，來取代 AA 乾電池供電不足的問題。

## 3. 軟體監控平臺部份

戶外模式監控平臺目前是以 Pocket PC 作為訊號處理核心，缺點是仍需透過其他無線裝置整合，方能達到監控示警功能。因此未來也可利用 Smart phone (如:Symbian OS、Windows Mobile 2003 OS)作為監控平臺，不但可外加記憶裝置與即時運算能力外，亦可直接透過 API 傳送求救簡訊。

## 4. 自動心電圖辨識技術部分

目前本系統之心電圖辨識技術，是利用心電圖之峰值及取樣頻率來辨識，期望未來可加入幾何圖形辨識技術(相關係數法)來完成，提高辨識準確度，並可建立資料庫記錄心電圖之波形，提升系統辨識能力。

## 5. 心電擷取導程部份

目前系統是以單一導程來進行心律監測與病症辨識，若能配合其他的導程 (V1—V6) 來加以判斷，系統將更具臨床診斷之價值。

## 6. 定位服務部份

期望未來加入 GPS 定位功能及 GSM 定位技術，達到全方位的定位服務機制。

## 7. 裝置整合部份

目前論文中設計的訊號擷取電路，仍是以電極貼片來連接使用者，經過導線傳輸至整合裝置上完成類比訊號之擷取。未來可尋求更高階的微控制器，將擷取電路、A/D 轉換晶片及無線藍芽模組整合在一起，以減少電路大小及成本。更進一步的達到 Embedded 功能。

## 參考資料

- [1] 范逸之、陳立元, "Visual Basic 與 RS-232 串列通訊控制最新版", 文魁資訊股份有限公司, 民國九十二年十一月。
- [2] 龍仁光, "Pocket PC 無線網路與 RS-232 程式設計", 文魁資訊股份有限公司, 民國九十一年三月。
- [3] 王國榮, "新觀念的 Visual Basic 6.0 教本", 旗標出版社, 民國九十二年三月。
- [4] 張偉豐, "Pocket PC 程式設計", 文魁資訊股份有限公司, 民國九十一年三月。
- [5] 何仁田, "遠端生理監視系統與電子病歷之研究", 國立中正大學電機工程研究所碩士論文, 民國九十年。
- [6] 李泰源, "視窗化生理監視系統暨網路通訊技術", 國立陽明大學醫學工程研究所碩士論文, 民國九十年。
- [7] 金純、許光辰、孫睿, "Bluetooth Technology 藍芽技術", 五南文化事業機構, 民國九十一年三月。
- [8] 洪英凱, "多媒體生理資訊整合系統之設計與實現", 長庚大學電機工程研究所碩士論文, 民國九十年。
- [9] 禹帆, "無線藍芽技術的深入探討", 文魁資訊股份有限公司, 民國九十一年五月。
- [10] 曾清標, "EM78P458/EM78P459 實作入門與應用", 儒林圖書有限公司, 民國九十一年三月。
- [11] 劉省宏, "醫用電子實習", 全華科技圖書股份有限公司, 民國九十一年三月。
- [12] Bluetooth, "Specification of the Bluetooth System Core", December 1999.
- [13] Bluetooth, "Specification of the Bluetooth System Profiles", December 1999.
- [14] R. Balochi, et al., "Development of an electronic medical record for patient care in Cardiology", September 1997.

- [15] IAR MakeApp for the Bluetooth Protocol Stack Embedded Edition v1.30A USER GUIDE.
- [16] J. J. Carr, J. M. Brown, "Introduction to Biomedical Equipment Technology Fourth Edition", 高立出版社。
- [17] K. W. Jung, J -S. Chung, "Bluetooth Telecommunication Experiments", Vision Publishing Company, 2002.
- [18] A. Benassi, et al., "Use of an electronic medical record in a department of Cardiology" Computers in Cardiology 2000, 2000.
- [19] J. G. Webster, "Medical Instrumentation Application and Design", Third Edition.