

國立成功大學

電機工程學系

碩士論文

單晶片控制之藍芽通訊板作血壓信號傳輸應用

The Single-Chip-Based Bluetooth Communication  
Board for Blood Pressure Signal Transportation  
Application



研究生：蕭凱仁

指導教授：戴政祺

中華民國九十三年七月

國立成功大學  
碩士論文  
單晶片控制之藍芽通訊板作  
血壓信號傳輸應用

研究生： 蕭凱仁

本論文業經審查及口試合格特此證明  
論文考試委員

林志隆  
李彦品  
戴政祺

張凌昇  
毛齊武

指導教授：戴政祺

系(所)主管：謝錫廷

中華民國 93 年 7 月 15 日

# 單晶片控制之藍芽通訊板作血壓信號傳輸應用

## The Single-Chip-Based Bluetooth Communication Board for Blood Pressure Signal Transportation Application

蕭凱仁\* 戴政祺\*\*

國立成功大學電機工程學系

### 摘要

無線通訊近來已成為我們日常生活中不可或缺的一部分。隨著近年來無線通訊技術的蓬勃發展，無線技術的使用人口呈現大幅度的成長。藍芽 (Bluetooth™) 是其中一項新興的無線通訊技術。它以低成本的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 設備等，彼此直接通訊。

本論文的主要目的在於了解藍芽的無線連結技術，如藍芽設備之間的搜尋、呼叫、查詢、溝通、及連結等過程，製作以 8051 單晶片控制的藍芽通訊板，並運用藍芽晶片特性來作資訊的傳輸。最後利用此藍芽通訊板來作血壓資料的傳送。未來也希望可以用來作各種生理訊號資訊的傳送，如心電圖(ECG)、腦波圖(EEG)、肌電圖(EMG)等，以達到全面無線化的目的。

\*作者

\*\*指導教授

# The Single-Chip-Based Bluetooth Communication Board for Blood Pressure Signal Transportation Application

Kai-Ren Xiao\* Cheng-Chi Tai\*\*

Department of Electrical Engineering

National Cheng Kung University, Tainan, Taiwan R.O.C

## **Abstract**

Wireless communication has recently become an indispensable part of our daily life. With the wide deployment of wireless technology, population of wireless technology users has been growing up very quickly. Bluetooth is a rising wireless communication technology. Bluetooth is based on an open worldwide standard for low-cost, short-range wireless transmission carrying data and voice. It mainly intended to be a cable replacement among electronic devices, such as cellular phones, notebook, mobile phones and PDA.

In the study, we purpose to understand the Bluetooth wireless technology such as the procedures of search, calling, communication and link between Bluetooth equipments. And made a single-chip-based Bluetooth communication board to transport the data. Finally using the single-chip-based Bluetooth communication board to send the data of blood pressure. Hope can be used to transport every kind of data of physiological monitoring, for example ECG (electrocardiogram), EEG (electroencephalogram), and EMG (electromyogram) in the future.

\* the author

\*\* the advisor

## 致謝

在成大電機兩年碩士班的求學生活中，能順利完成學業，由衷地感謝陪伴我一起學習成長的老師、學長、同學朋友們。一路走來學習到許多專業知識和待人處世上的經驗，是我這一生中很難忘的一段歷程。

首先要感謝我的指導教授戴政祺老師在學術研究或生活上的指導，讓我對於學術研究的方法及方向有了新的體認，亦感謝組上各位老師的教導，最後感謝毛齊武老師、李彥杰老師、張凌昇老師、林志隆老師在論文口試上的指導與建議，使論文中不嚴謹的部分能更臻嚴謹與完善。

這些日子當然還要感謝實驗室所有學長、同學以及學弟妹在課業上與生活上的幫助與鼓勵。十分感謝弘吉、經洲、明坤、嘉壬、頌濤、憲章等多位學長在研究過程中所提供的協助，同窗好友保仲、良士、信常、耀豐，在生活與課業上互相扶持感及鼓勵。還有隆基、裕豐、滄松、呈裕、雅雯等學弟妹的各項幫助及帶來的許多歡笑使我的研究生活多采多姿。

最後要感謝我的父母對我長久以來的栽培及鼓勵以及家人的支持，使得我在研究的路途中無後顧之憂，並僅以本文獻給我的家人以及曾經給予我幫助的人。

## 目錄

	頁次
中文摘要	I
英文摘要	II
致謝	III
目錄	IV
表格目錄	VI
圖形目錄	VII
第一章 概論	1
1-1 研究動機	1
1-2 研究方式	1
1-3 章節提要	1
第二章 藍芽無線傳輸技術	3
2-1 藍芽簡介	3
2-1-1 藍芽的由來	3
2-1-2 藍芽的優點	3
2-1-3 藍芽與其他無線區域網路(LAN)技術的比較	5
2-2 藍芽無線基本觀念	6
2-2-1 基本概論	6
2-2-2 藍芽協定堆疊	7
2-3 藍芽的網路連結方式	9
2-3-1 主設備(master)與從設備(slave)	9
2-3-2 微網(Piconet)與擴散網(Scatternet)	9
2-4 藍芽跳頻展頻技術	11
2-5 時槽與連接方式	12
2-5-1 時槽(Time Slot)	12
2-5-2 藍芽連接類型：SCO 與 ACL	13
第三章 血壓計的介紹與工作原理	16
3-1 血壓的介紹	16
3-2 正常的血壓	16
3-3 血壓的分類與比較	16
3-3-1 血壓計的分類	17
3-3-2 侵入式血壓計	18
3-3-3 非侵入式血壓計	19
3-4 共振法原理介紹	20
3-4-1 共振法原理	20
3-4-2 使用上的限制	21
第四章 8051 單晶片藍芽通訊板	22
4-1 主機控制介面	22
4-1-1 主機控制器界面封包型式	22
4-1-2 主機控制器界面命令	23
4-1-3 主機控制器界面資料封包	24

4-1-4	HCI 傳輸層	25
4-2	8051 單晶片藍芽通訊電路板	28
4-2-1	子板	29
4-2-2	電源部分	30
4-2-3	8051 單晶片主板部分	31
4-3	8051 單晶控制藍芽通訊板實驗	35
4-3-1	開機測試	35
4-3-2	藍芽模組初始化	35
4-3-3	搜尋周邊藍芽裝置	36
4-3-4	自動搜尋及連結周邊藍芽裝置	37
4-3-5	鍵盤通訊實驗	38
4-3-1	ADC 通訊實驗	38
4-3-1	語音通訊實驗	39
第五章	運用藍芽通訊板傳送血壓資料	40
5-1	血壓資料輸入鍵盤轉換	41
5-2	血壓資料的擷取	42
5-3	血壓波形電壓的量化與比對	48
第六章	結論與未來展望	52
	參考文獻	54

## 表格目錄

表 2.1 藍芽晶片價格趨勢	4
表 2.2 Bluetooth 與其他無線通訊技術的比較	5
表 2.3 藍芽技術指標與系統參數	8
表 3.1 血壓計的比較表	19
表 5.1 血壓資料字元編碼轉換表	42
表 5.2 實際誤差對照表	51



## 圖形目錄

圖 2.1	藍芽系統結構	6
圖 2.2	藍芽協定堆疊	8
圖 2.3	Piconet 的示意圖	9
圖 2.4	Scatternet 的示意圖	9
圖 2.5	(a)單個 slave、點對點 Piconet(b)多個 slave、點對多點 Piconet (c)多個 Piconet 構成的 scatternet	10
圖 2.6	跳頻式展頻技術的結構	11
圖 2.7	跳頻的樣式	12
圖 2.8	單 Time Slot 的結構	12
圖 2.9	Multi-Slot 示意圖	13
圖 2.10	藍芽封包結構	14
圖 2.11	ACL 封包及負載結構	14
圖 2.12	ACL 負載標頭結構	15
圖 2.13	SCO 封包	15
圖 3.1	(上)血管內層流(下)血管內亂流	17
圖 3.2	侵入式血壓計示意圖	18
圖 3.3	血壓波形	20
圖 4.1	HCI 示意圖	22
圖 4.2	顯示主機控制器界面封包流量的方向	23
圖 4.3	HCI 命令封包	24
圖 4.4	HCI Command 溝通示意圖	24
圖 4.5	HCI ACL 資料封包	25
圖 4.6	HCI SCO 資料封包	25
圖 4.7	UART 傳輸層	26
圖 4.8	UART 傳輸層連線方式	26
圖 4.9	HCI command packet format	27
圖 4.10	HCI_Inquiry_Cancel 範例表示圖	27
圖 4.11	藍芽通訊板設計流程圖	28
圖 4.12	子板實體	29
圖 4.13	子板元件圖	29
圖 4.14	藍芽模組與 PCM 電路電路圖	30
圖 4.15	電源電路	31
圖 4.16	LCD 及 LED 控制腳位電路圖	31
圖 4.17	鍵盤控制腳位電路圖	32
圖 4.18	指撥開關及 ADC 控制腳位電路圖	33
圖 4.19	PC RS232 控制腳位電路圖	33
圖 4.20	8051 控制腳位電路圖	34
圖 4.21	藍芽通訊實驗板	34
圖 4.22	電源正常啟動	35
圖 4.23	藍芽通訊板初始化成功	35
圖 4.24	鍵盤示意圖	36
圖 4.25	鍵盤	36

圖 4.26 選擇當作 slave	36
圖 4.27 選擇當作 master	37
圖 4.28 Slave 端之 Bluetooth BD_ADDRESS	37
圖 4.29 已完成通訊連結	37
圖 4.30 鍵盤通訊實驗	38
圖 4.31 ADC 通訊實驗	38
圖 4.32 PCM AUDIO 通訊實驗	39
圖 5.1 一般電子式血壓計內部電路	40
圖 5.2 血壓資料傳送方塊圖	40
圖 5.3 鍵盤編碼示意圖	41
圖 5.4 鍵盤示意圖	41
圖 5.5 壓力 sensor 外接線路	43
圖 5.6 處理順序方塊圖	43
圖 5.7 未處理之壓力感測器訊號波形	44
圖 5.8 0.8 Hz 二階高通濾波	45
圖 5.9 非反向放大	45
圖 5.10 38 Hz 二階低通濾波器	46
圖 5.11 處理後之完整血壓脈波波形	46
圖 5.12 線性充放氣時直流的電壓變化與血壓脈波波形之間的關係	47
圖 5.13 血壓脈波	48
圖 5.14 電子血壓計模擬器	48
圖 5.15 比對量測血壓脈波波形	49
圖 5.16 比對量測血壓脈波波形	50

# 第一章、概論

## 1-1、研究動機：

藍芽是一種短距離無線通訊技術規範，用來描述和規定各種電子產品(包括通訊產品、電腦產品和消費性電子產品)之間是如何用短距離無線電系統進行連接的。通常實現電子設備之間的資訊傳輸與同步，電纜線的連接是不可少的。藍芽技術有許多優點，最大的好處是消除了令人頭痛的電纜線連接，而且可以連接多個設備。可以達到足夠的數據傳輸速率，並且能夠支持聲音或數據這樣不同類型資訊的傳輸。在利用頻帶的方面上，使用者無須申請相關執照就能使用的是 2.4GHz ISM(Industry Science and Medical band)頻帶。所以此論文想利用上述藍芽無線傳輸的各種特性，作成單晶片控制藍芽通訊板作資料傳輸的運用。最後嘗試作血壓資訊的傳送，未來希望可用作生理訊號資訊的傳送，如心電圖(ECG)、腦波圖(EEG)、肌電圖(EMG)等。

## 1-2、研究方式：

- 一、了解藍芽無線傳輸的通訊協定，跳頻機制、展頻技術、連接方式、封包傳遞。
- 二、以 8051 單晶片為微處理器來控制藍芽晶片，並作一些資料傳送的測試與應用，最後完成一組 8051 單晶控制藍芽通訊板。
- 三、研究血壓計的動作原理，訊號的轉換、濾波、放大及擷取。
- 四、利用 8051 單晶片控制藍芽通訊板來傳送血壓資料。

## 1-3、章節提要：

- 第一章：簡單敘述本論文的研究動機及研究方法。
- 第二章：介紹藍芽基本的特性、傳輸方式、跳頻展頻技術、連接方式。
- 第三章：手腕式電子血壓計訊號擷取、濾波、放大與血壓值的轉換方式。
- 第四章：電源電路設計要點、8051 單晶片藍芽通訊實驗板的製作流程、字與資料的傳輸試驗。

第五章：以藍芽通訊板傳送血壓資訊。

第六章：結論與未來展望。

## 第二章 藍芽無線連結技術

### 2-1 藍芽的簡介

#### 2-1-1、藍芽由來

藍芽最早由易利信(Ericsson Mobile Communications)開始，研究取代纜線連結至手機的方式。使用的是無線電鏈結(radio link)技術。和之前手機及其他裝置的紅外線連接方式具有無方向性的優點。

規格的命名[1]是由十世紀丹麥維京國王 Harald Blatand這一個名字而來的，藉由他統一並控制了挪威及丹麥，期望藍芽無線技術能統一電信與電腦工業。

易利信邀請國際商務機器公司(IBM)、英代爾(Intel)、諾基亞(Nokia)與東芝(Toshiba)共同組成藍芽特殊利益共同推廣團體 ( SIG, Special Interest Group )。並廣邀各大公司加入，以期讓藍芽無線技術成為成長最快速的通訊標準。並且開發與銷售藍芽裝置。

目前熱門的無線技術除了藍芽外，還有IrDA、HomeRF、802.11(wireless LAN)等。它們之間的關係各有優缺點，應用於不同的需求及狀況下。藍芽的主要定位在個人領域(如家庭、汽車)及辦公室內的電纜線替代。

#### 2-1-2、Bluetooth的優點

##### ◆提供安全可靠的無線傳輸技術

這是藍芽的最主要的訴求，利用藍芽技術讓手機、電腦與其他電子產品等相互鏈結，無線的自由感更加得心應手，減少繁雜的線路，不用再為線路的事情煩心。

##### ◆可以傳送語音與數據資料

藍芽技術定義了電路交換與封包交換的數據傳輸，能同時支持語音與數據資料的傳送。

##### ◆使用世界通用頻段

藍芽使用的頻段是在全世界通用頻段 ISM (Industrial Scientific Medical) 2.4GHz 上，因為是公用頻段所以沒有限制的能夠方便快速的普及。為了避免與同

樣使用此頻段的其他系統互相干擾，藍芽採用跳頻(Frequency hopping)技術來消除干擾。

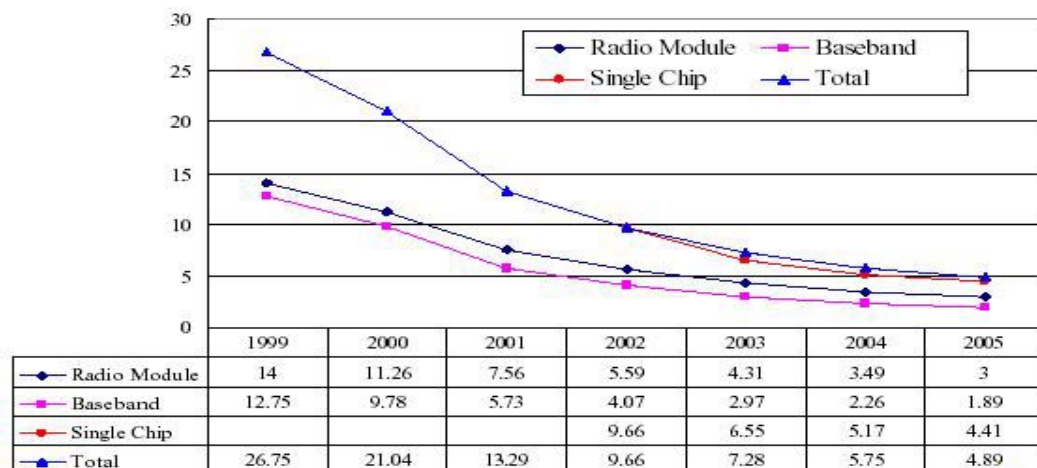
#### ◆低功率

為了低功率容易攜帶應用，藍牙定義了三種不同的功率，1 mW (0 dBm)、2.5 mW (4 dBm)、與 100 mW (20 dBm)，它們操作範圍大約是 10 公尺到 100 公尺。

#### ◆低成本

現在藍芽晶片的價格[2]仍然太高，目標把價格降到5美元以下。這是藍芽能否成為主流的關鍵。要是價格能降的下，那麼想必藍芽產品將快速應用在我們的四周。目前為止，具備藍芽功能的產品大多屬於高單價位電子產品，如影音器材，汽車，手機等。

表2.1 藍芽晶片價格趨勢[2]



#### ◆可以應用於各種電子設備

藍芽技術可以應用在各種行動設備上，如手機、筆記型電腦、掌上型電腦(PDA)、數位相機、印表機、掃描器、數位攝錄放影機、耳機等，這些都可以經由藍芽的技術的無線電波來互相溝通。

#### ◆支援多個藍芽設備互相連接

藍芽在傳輸上不止能夠點對點(Point-to-Point)，也能夠單點對多點(Point-to-Multipoint)。最多可以同時連接7個藍芽設備(Active 狀態)，周圍最多可有255個藍芽產品等待(Standby狀態)。藍芽可以一對一或一對七形成一個Piconet互傳資料，不一樣的Piconet可以結合形成一個Scatternet來傳輸資料。藍芽技術可將個人身邊的設備以無線的方式連接起來，形成個人的區域網路(Personal Area Network, PAN)。

### 2-1-3、藍芽與其他無線區域網路(LAN)技術的比較

因為區域網路家用化的發展，目前熱門的無線技術除了藍芽外，普及率最高的無線網路技術，主要包括下面各種技術[1]。

#### IrDA

IrDA是的紅外線資料傳輸標準化團體，或指傳輸規範。傳輸的速度分成3個級別：115.2 kbps、4 Mbps、16 Mbps。

#### IEEE802.11b

由IEEE所制定的無線區域網路標準規格。他跟藍芽一樣都使用2.4Ghz頻帶(ISM頻帶)。

表2.2 Bluetooth與其他無線通訊技術的比較

比較項目	藍芽	IEEE802.11b ver1.0	IrDA
傳輸距離	10 公尺(1 mW)；100 公尺(100 mW)	30 公尺	3.8 公尺
接取角度	無限制	無限制	有限制
傳輸方式	使用 2.4 GHz 無線電 頻道	2.4 GHz	850~900 nm 的紅外光傳輸
傳輸速率	1 Mbps	2-11 Mbps	4 Mbps
功率消耗	中	高	低
音訊專用頻 道	有	無	無
安全保密性	認證與加密	Option	無
調變方式	跳頻式展頻技術(跳頻 次數：1600/秒)	直接展頻技術與 跳頻展頻技術	只有調變一次
實現成本	中	高	低

由上列圖表藍芽跟IEEE802.11b兩者相比之下，藍芽在傳輸速度和傳輸有效距離這兩部分不如IEEE802.11b。但是低功率消耗與安全功能較優於IEEE802.11b。二者之間其調變方式也有差別，Bluetooth的跳頻式展頻技術有較好的保密性和干擾忍受度。IEEE802.11b規格比較重視速度，相較之下藍芽則以用在行動電話為主的小型產品上。所以特別強化保密性跟耗電力的性能，這是很大的差異。

總的說來， IEEE802.11b的優勢在於傳輸速率跟距離，藍芽的優勢是在於低成本跟低功率消耗。因為如此，這二種技術的應用產品在某些領域中會互相重疊。依照適合的情況下各自作不同的善用。

## 2-2 藍芽無線基本觀念

### 2-2-1 基本概論

藍芽系統[3]主要是由無線電部分(射頻，天線)，鏈結控制器(LC, Link controller)，鏈結管理器及輸出入(LM, Link manager & I/O)，和主機(Host)部分構成。鏈結控制器是負責反應從較高層鏈結管理器發出的命令，它在幾個資料封包期間內完成鏈結層的運作。近端與遠端的LC藉由LM發出建立連線命令的封包處理程式，以管理封包並維護建立的連線。

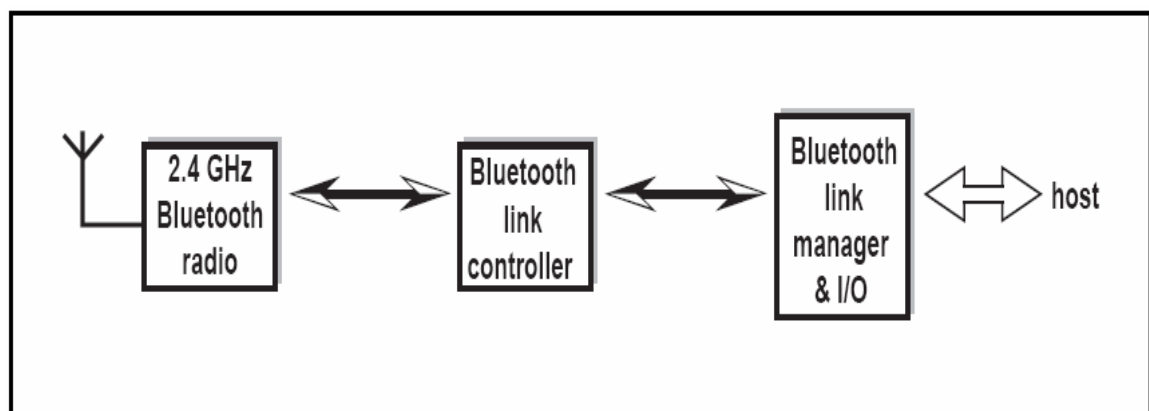


圖2.1 藍芽系統結構[3]

藍芽技術是利用2.400 GHz至2.4835 GHz 共83.5 MHz的ISM頻帶傳輸資料，此頻帶為世界上統一的工業、科學及醫學用頻道，不需要申請，也不需要負任何費用。



藍芽為了防止許多工作於 2.4 GHz 的電子產品間之相互干擾(例如微波爐)，因此使用每秒 1600 次的跳頻的展頻技術(FHSS, Frequency hopping spread spectrum)，每次跳頻時間為  $625\ \mu\text{S}$ ，有 79 個頻道，頻道間隔 1 MHz，準確度  $\pm 75\ \text{kHz}$ ，頻率鎖定時間  $220\ \mu\text{S}$ ，以同步方式傳輸聲音的速率為 64 Kbps，載波頻率可以表示成  $2402+k\ \text{MHz}$  ( $k=0、1、\dots、78$ )。

若以非同步方式傳輸封包資料的速率為 723.2 Kbps。此外因為其通訊方式為雙向，所以每個頻道還使用了分時雙工(Time division duplex；TDD)的機制，使每秒跳頻一千六百次而每次只傳送一個封包。封包內容可以是包含數據或語音等不同服務之資料，其中數據封包可藉由自動重送(ARQ)機制來加以保護，而語音封包因採用連續可調變斜面三角器波形編碼(CVSD)方式編碼而可以不再重送而增加效率。

基本的傳輸功率為 1 mW (0 dBm) 時距離為 10 公尺，若控制功率在 100 mW (+20 dBm) 時最遠距離為 100 公尺。功率愈高傳得更遠，但電量的消耗也愈大。傳送資料時可以加密確保資料安全性。

### 2-2-2 藍芽協定堆疊

藍芽規格[4]中最重要的特性是使得許多不同的製造廠商的產品能夠相互的一起通訊、運作。所以藍芽不止定義了一個無線電系統，還定義了一個軟體堆疊。使應用端能夠找到同一區域的其它的藍芽裝置，並發掘與使用所提供的服務。如圖 2.2 所表示。

Application：藍芽 profile 提供了應用程式如何使用藍芽堆疊的指導方針。

RF：無線電負責調變及解調變，在空氣中傳送及接收的資料。

Baseband：負責訊息編碼以及加解密編碼、跳頻及封包處理。

Link Manager：連結管理器控制並設定到其他裝置連結。

L2CAP：將來自較高層的資料多工化，並轉換不同封包大小。

RFCOMM：提供了類似 RS-232 的序列介面

HCI：處理在主機及藍芽模組之間的通訊

audio：負責處理語音資料

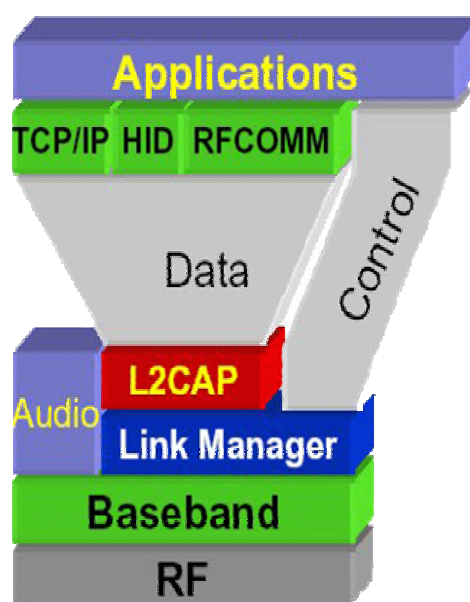


圖2.2 藍芽協定堆疊[4]

表2.3 藍芽技術指標與系統參數[7]

工作頻段	ISM 頻段、2.402~2.480 GHz
雙工方式	全雙工、分時多工
服務型態	支持電路交換和封包交換服務
數據傳輸效率	理論值 1 Mbps
非同步傳輸速率	非對稱連接時 723.2 kbps、對稱連接時 433.9 kbps
同步傳輸速率	64 kbps
跳頻頻道數及頻寬	79 個、每個頻道頻寬 1 MHz±140 kHz、±175 kHz
發射距離及功率	一般為 10 cm ~ 10 m，增加功率情形下可達 100 m
跳頻速率	1600 次/秒
數據連接方式	同步定像連接 SCO 服務，非同步無連接 ACL 服務
調變技術	二進制 GFSK
語音編碼方式	PCM，CVSD
工作模式	活動/監聽/保持/睡眠

## 2-3 藍芽的網路連結方式

### 2-3-1主設備(master)與從設備(slave):

藍芽提供點對點和點對多點的無線連接。在一個通信範圍內，所有設備都是平等的，但首先提出通信的設備為master，被呼叫進行通信的設備為slave。通過分時多重接取(TDMA)方式，一台Master最多可同時與七台Slave進行通信，並可最多與256個Slave保持同步但不通信。所有的通信在一台Master與一台Slave之間進行，Slave與Slave間通訊必須通過Master。

### 2-3-2微網(Piconet)與擴散網(Scatternet):

一台主設備和一台以上的從設備構成的網路可以被看作是一個微型的區域網路，故常稱之為微網(Piconet)[4]，如圖 2.3 所示。兩個以上的 Piconet 之間存在彼此間的通信，就構成了藍芽的擴散網路(Scatternet)[4]，如圖 2.4 所示。

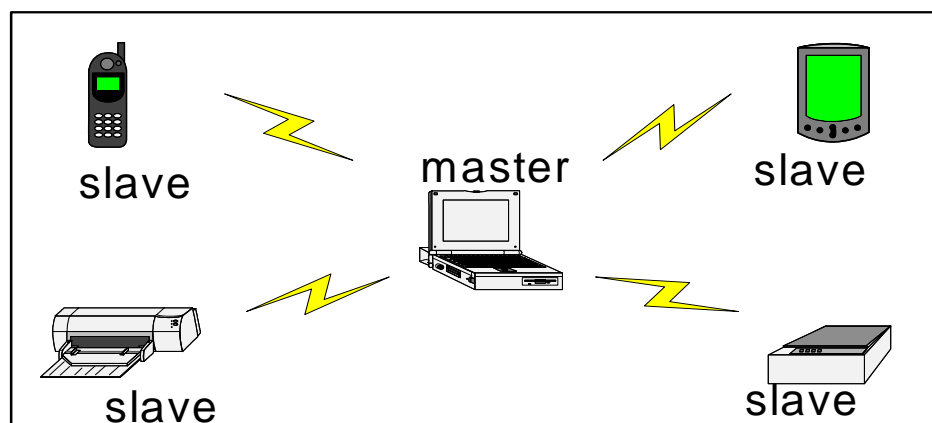


圖 2.3 Piconet 的示意圖

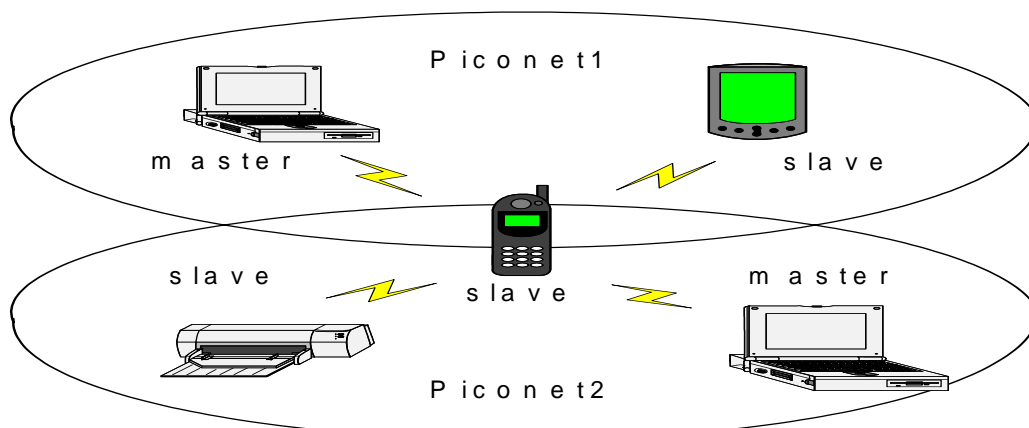


圖 2.4 Scatternet 的示意圖

任何的藍芽設備在微網和擴散網中，可作 Master，也可同時作為 Slave。同時處在兩個微網中的設備，靠的是跳頻序列來識別某一時刻它是在哪一個微網中。藍芽可構成的設備有三種類型，即 2 台設備構成的點對點微網、3~7 台設備構成的點對多點微網以及多於 7 台設備構成的擴散網，如圖 2.5(a)(b)(c)所示。

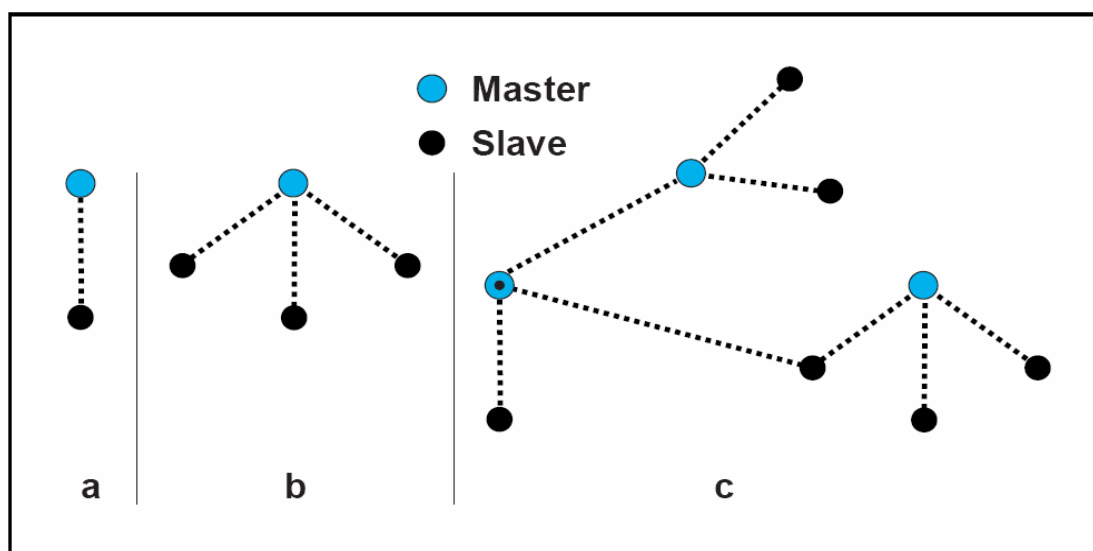


圖 2.5(a)單個 Slave、點對點 Piconet (b)多個 Slave、點對多點 Piconet (c)多個 Piconet 構成的 scatternet [4]

一個微網可以只有兩台相通信的設備(如筆記型電腦和一隻手機)，也可以是八台相連通信的設備。每個微網有自己獨立的時序和跳頻序列，不同的微網的時序和跳頻序列各不相同。在每一個微網內，所有的 Slave 設備都與 Master 的時序和跳頻序列作同步，Master 控制整個微網的通信。每一台藍芽設備都有其特有的標識碼 BD\_ADDR，也叫做 Global ID。主要是被用來與某個確定的跳頻序列對應。

某個藍芽設備要是變成 Master，與其連接的同一個 Piconet 內之所有 Slave 均與它共享這個 ID，並使用此 ID 所決定的跳頻序列。微網的時序相位則由 Master 的系統時序來決定。跳頻序列與時序相位完全確定了這個微網在任一時刻的跳頻頻率的值。當 Slave 連結到 Master 後，Master 會告知 Slave 該 Master 裝置的位址及時脈，當擁有多個 Slave 時，所有 Slave 都會被同步到 Master 的跳頻序列。

Piconet 可以重疊。一個微網的 Master(Slave)可以是另外一個 Piconet 的 Slave(Master)，但一個 Piconet 只能有一個 Master。每個微網有它的跳頻頻道，微網之間不需要時間或頻率同步。通過分時雙工技術，一台採用藍芽技術的設備可以同時與多個不同的 Piconet 保持同步。

## 2-4 藍芽跳頻展頻技術

最早展頻技術[7]跟網際網路同樣都是軍用資料傳遞技術。解禁後，技術就廣泛應用到無線區域網路、無線電話及車用衛星導航系統(GPS)等方面。展頻傳輸技術有幾個步驟。一開始傳送端進行一次調變，接著再展開一次調變後的頻譜，這叫做展開調變。

展頻技術中具代表性的展開調變有兩類:直接展開和跳頻式。電波經展開調變後傳送出去，藉由空氣傳導傳到接收端。接收端再利用跟傳送端相反的步驟，從混有雜訊的資料中把情報還原出來，這叫做逆展開。

藍芽信號調變是採用 GFSK(Gaussian Frequency Shift Keying)[8]，使用 GFSK 成本比較低而且電路的設計也比較簡單，配合藍芽低成本的需求。展開調變則利用跳頻式展頻技術[8]。跟直接展開式比較下，跳頻式具有幾項優點: (1) 隱密性較高 (2) 易製作展開率比直接展頻式更高的調變碼(3)排除干擾波的效能比較好。

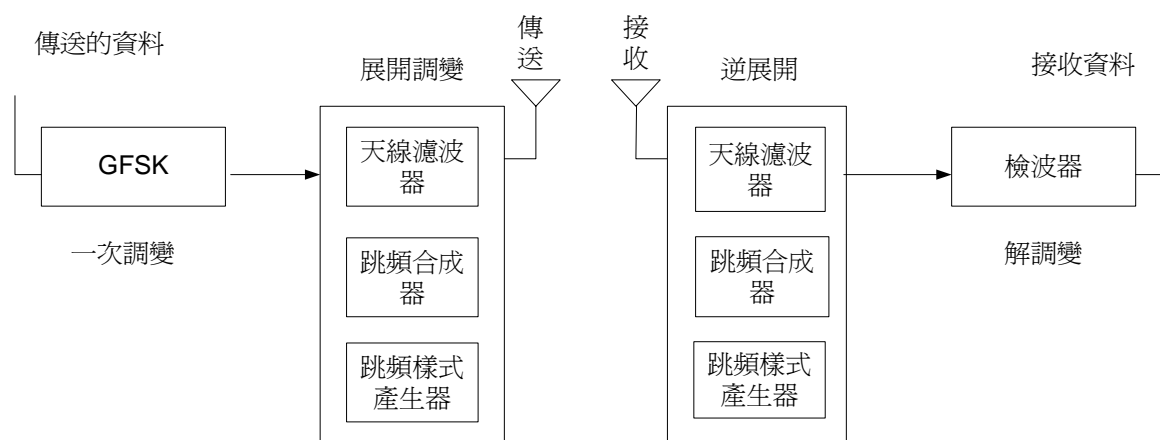


圖 2.6 跳頻式展頻技術的結構

跳頻式展頻技術(圖 2.6)每一段時間就切換運送波頻率以進行展頻傳輸。如圖 2.7，跳頻式技術的傳送端會固定的逐漸轉換頻率，所以接收端也必須跟著固定切換頻率以接收傳送過來的資料。藍芽的跳頻頻率為每  $625\mu$  秒一次，每秒的跳頻次數達 1600 次之多。跳頻式技術利用設定頻道切換的時序和頻道數量，以確保保密性的提升及不易受干擾波影響。藍芽間資料傳遞上是由 Master 負責跳頻和時序配合的工作。

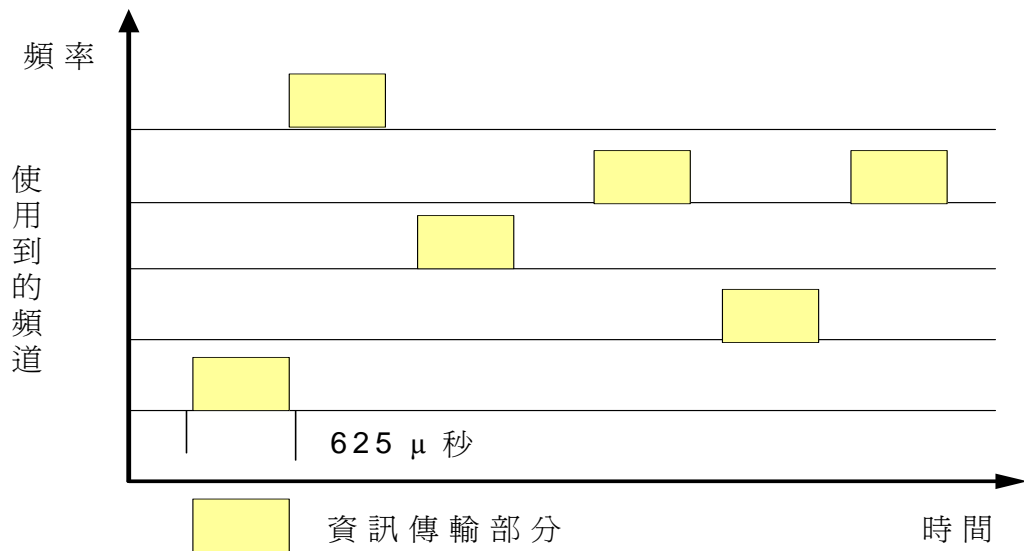


圖 2.7 跳頻的樣式

## 2-5 時槽與連接方式

### 2-5-1 時槽(Time Slot)

頻道被切割成一段段的  $625\ \mu\text{s}$  長的 Time Slot[3]。Time Slot 的編號根據 Piconet 內 Master 的藍芽時脈來分配，Master 和 Slave 就利用此 Time Slot 來進行封包傳遞。Master 和 Slave 之間的傳輸型態是先由 Master 利用偶數編號的 Time Slot 開始傳送，而 Slave 則是用奇數編號的 Time Slot 進行傳送。

圖 2.8 是 Time Slot 資料傳遞示意圖。也可使用複數個從 Master 或 Slave 傳來封包，稱為 Multi-Slot[3]。Multi-Slot 最多可擴充到 5 個 Time Slot，如圖 2.9 所示。

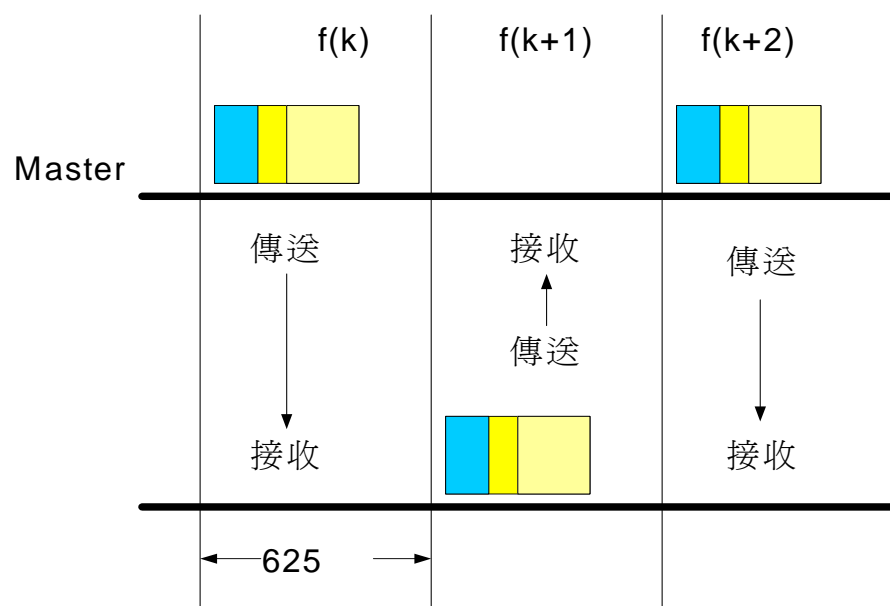


圖 2.8 單 Time Slot 的結構

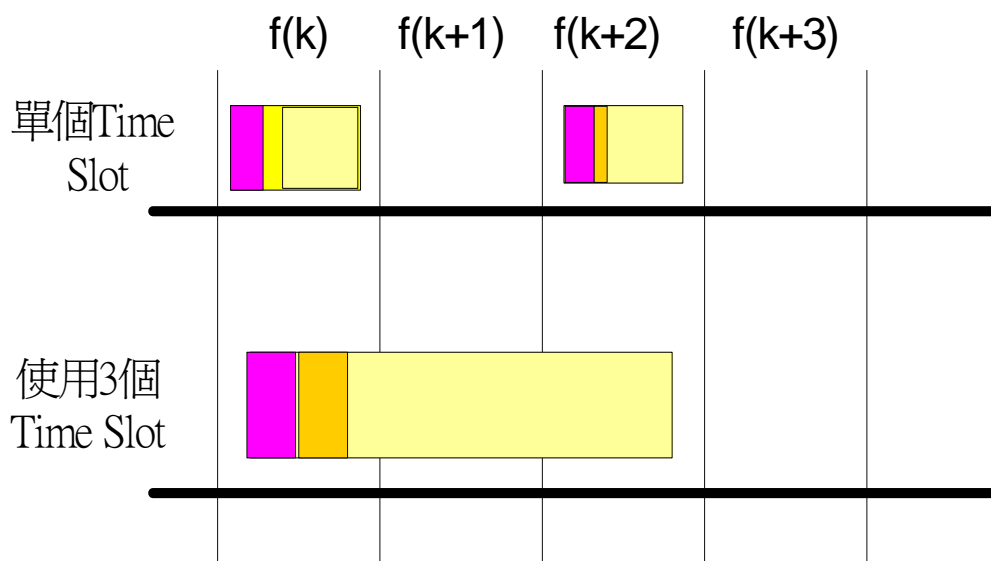


圖 2.9 Multi-Slot 示意圖

## 2-5-2 藍芽連接類型：SCO 與 ACL

藍芽提供像是聲音的即時資料通訊和非即時的封包資料通訊。所以在任意二個裝置之間定義了二種不同的連結型態[3]。一條連線被建立在一個裝置當 Master 與一個裝置當 Slave 之間。連線不是給聲音使用的同步連結導向(SCO, Synchronous Connection-Oriented)連結，就是給資料通訊用的非同步非連線(ACL, Asynchronous Connection-Less)連結。

### (1) 非同步非連線(ACL, Asynchronous Connection-Less)連結

當一條連線被建立，Master 與 Slave 間很快便會有條 ACL 連線存在。一個 Master 在任一時間可能有一些 ACL 連線各與不同的 Slave 相連，但任兩個裝置只會有一條連線存在。在一般情形下 Master 不一定都會傳送給相同的 Slave。因此 ACL 連線提供了一個封包交換(packet-switched)連線，而當有可用的資料自上層往下傳，資料偶而會被交換傳輸。在以時槽單位為基準下，Master 會在一個時槽上選擇在此時槽上要使哪一個 Slave 進行接收或傳送的動作。

### (2) 同步連結導向(SCO, Synchronous Connection-Oriented)連結：

SCO 主要用於傳送語音等即時性強的訊息。SCO 連線與 ACL 連線不同，它在 Master 與 Slave 間藉由保留的頻道提供了一條對稱性連線，並且週期性地在保留的時槽裡交換資料。因此，SCO 連線提供一個迴路交換(circuit-switched)連線，資料

經常地互換。Slave 最多能使用三條與相同 Master 連接的 SCO 連線，Master 將會在固定的間隔時間裡傳送 SCO 封包給 Slave。SCO 資料是即時性，所以 SCO 封包不需要重送。

用不同的封包型態來區分 ACL 與 SCO 連線內部裝置溝通。封包分成幾種不同的結構成分，如存取碼(access code)、封包標頭(packet header)、負載標頭(payload header)與負載(payload)[3]。每個封包如圖 2.10 由一個存取碼、一個標頭與一個負載所組成。存取碼用來偵測存在的一個封包並且有個地址指定它到哪一個特定的裝置。

標頭包含了所有有關封包與連線的控制資訊，如封包要傳送到哪個 Slave 的地址。假如這是一個像從 L2CAP 或 LM 較高層協定而來的訊息或是實際上要傳送到下層的資料，負載(payload)便包含實際的訊息資訊，如圖 2.11 負載結構。

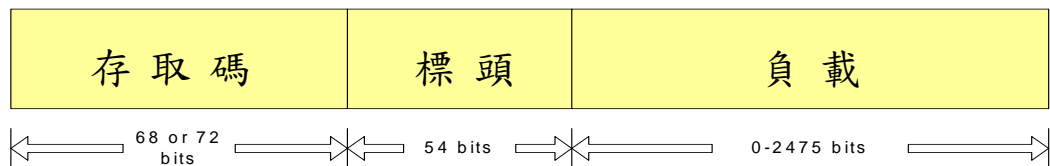


圖 2.10 藍芽封包結構

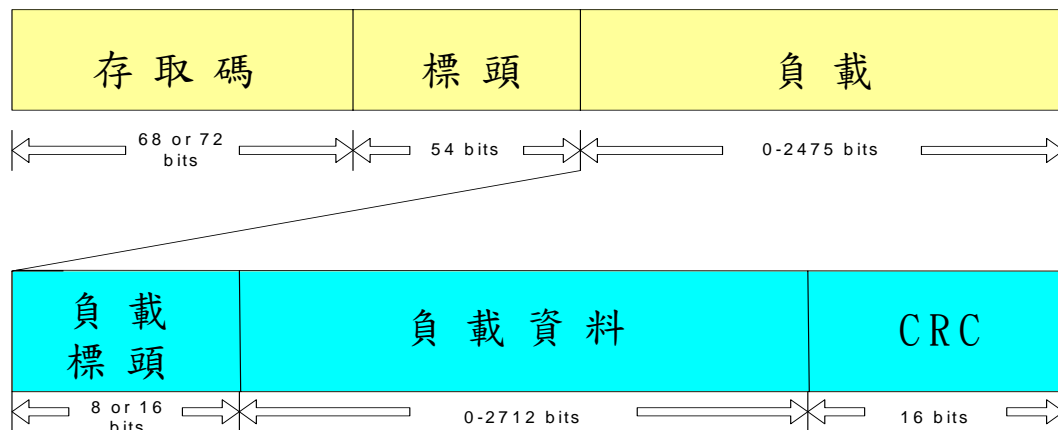


圖 2.11 ACL 封包及負載結構

負載標頭欄包含了下列邏輯鏈結控制資訊(圖 2.12):

L-CH(邏輯頻道)欄:表示這個負載(payload)是 L2CAP 訊息或者 LMP 訊息的開始或延續。

流量(Flow)旗標:控制在 L2CAP 層的資料轉換

長度欄:詳述負載資料本身的位元組長度



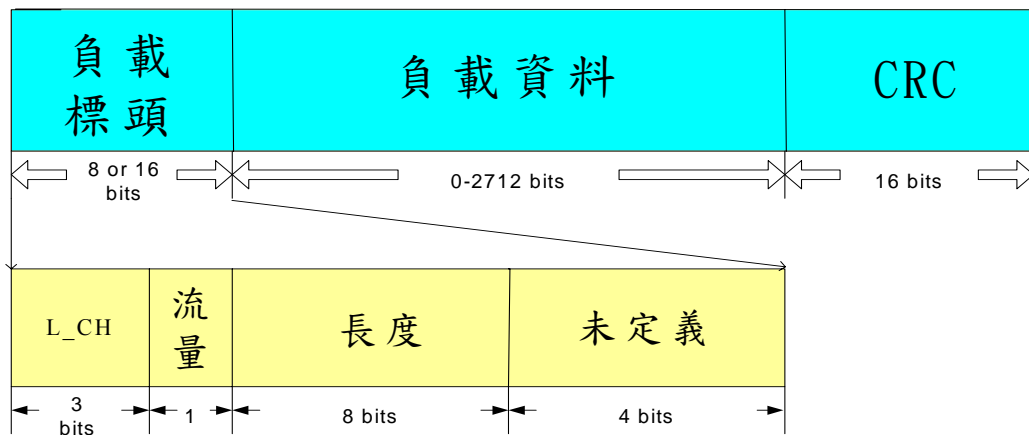


圖 2.12 ACL 負載標頭結構

SCO 封包結構(圖 2.13)與 ACL 封包結構最大的不同是 SCO 的負載欄是固定的，而且流量、ARQ 與 SEQ 欄位是多餘的，因為流量控制與重送並不適用於 SCO 連線。

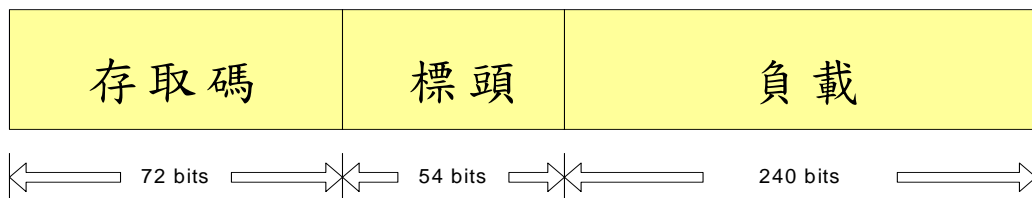


圖 2.13 SCO 封包

## 第三章 血壓計的介紹與工作原理

### 3-1 血壓的介紹

血壓，是血液流經血管壁時的壓力。心臟藉著不停的收縮、放鬆，將血液送到全身各處。心臟周期[11]分為收縮期、弛緩期和休止期。心臟周期之間主要作用大致分為二種：一是將血液送到全身，由左心房和左心室負責。二是將全身各部位經靜脈回流的血液，運輸到肺部，由右心房和右心室負責。換句話說，左心房和左心室負責體循環，而右心房和右心室負責肺循環。

血液從肺部流入肺靜脈，先儲藏在左心房，而後流入左心室。當左心室充滿血液時，心臟收縮，血液輸入大動脈，此時的血壓最強，稱為最高血壓或收縮壓。

將血液從左心室輸送到大動脈後，心臟繼續將來自肺部的血液儲藏在左心室，而右心室也開始儲存由身體各部位流回的血液。因此，當身體的部分血液儲存在心臟內時血壓最小，稱為最低血壓或舒張壓。

### 3-2 正常的血壓

血壓正常的人，平均血壓值隨年歲增長而上升。而同齡的男性和女性的平均血壓也會有差異。根據 WHO 的基準，正常最高血壓上限是在一百三十九毫米以下，最低血壓在八十九毫米以下。同時，明顯區分高血壓的範圍為，最高血壓一百六十毫米以上，最低血壓九十五毫米以上。而介乎正常血壓和高血壓的血壓值範圍，稱之為境界高血壓。即最高血壓一百四十至一百五十九毫米，最低血壓九十至九十四毫米，這個範圍就是境界高血壓。

### 3-3 血壓計的分類與比較[9]

1733 年，英國史蒂芬霍爾(Stephen Hales)開創了量血壓的先例，他以兩端開口的垂直黃銅管插入馬匹的動脈，再從銅管上之玻璃窗口查看血液爬升的高度八呎三吋(約 251.46 公分)，測出平均壓。這種以插管(導管)插入體內量取血壓方式，我們稱它為侵入式血壓(Invasive Blood Pressure，簡稱 IBP)。到 1828 年波意斯路(Poiseuille)以水銀柱取代了不方便的長銅管，20 公分的水銀柱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)。

一直到十九世紀末，立法-洛希(Riva-Rocci)及巴南德(Barnard)不約而同的發明了以壓脈袋(cuff)作成的非侵入式血壓計(Sphygmomanometer)，就是我們目前所使用的水銀血壓計，1905 年克羅特克夫(N.S. Korotkoff)才定義脈搏音與收縮壓及舒張壓之間的關係。

首先把壓脈袋綁在手臂上然後充氣，其壓力超過收縮壓約 20-30mmHg。如此，可擠壓動脈，完全阻止血液的流動，然後慢慢的洩放壓脈袋內的氣壓，當壓脈袋壓力稍低於血管內壓力，此時血壓即可把血管撐一些，形成小通道，血液即以噴射方式通過，如下圖 3.1。

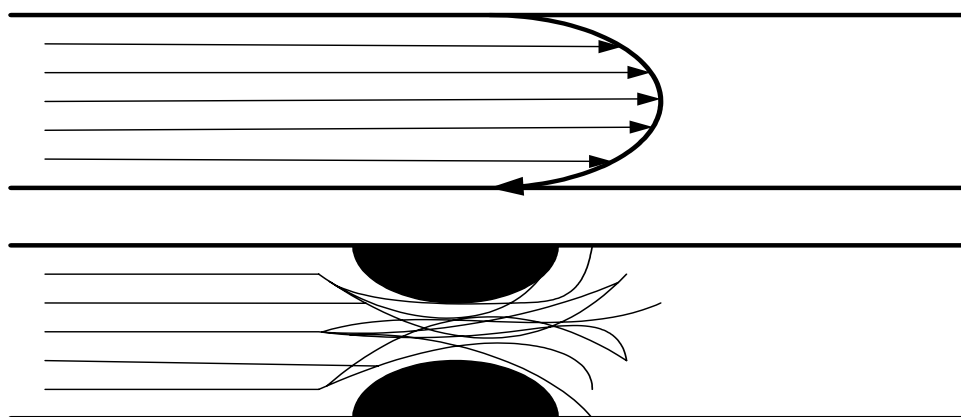


圖 3.1(上)血管內層流(下)血管內亂流[9]

雖然此時血管通道還小，血流量小，但聽診器放於血管上方，仍可聽到血液噴射及亂流所合成的微小聲音。這第一音是因為血壓幾乎等於壓脈袋的壓力才產生的聲音，是血管內的最大壓力，此時壓力計上的讀值，為收縮壓。

之後再逐漸洩放壓脈袋壓力，血管通道漸大，血液噴流量與亂流越大故聽到的聲音也越強。壓脈袋壓力小於某一階段後，血管通道漸大，此時噴射效應慢慢就消失，因此聲音又逐漸轉弱，當壓脈袋壓力小於舒張壓就無法再擠壓血管，就不會產生亂流，也就不會產生聲音了。為了紀念克羅特克夫(N.S. Korotkoff)這偉大的發現，就把這些音效稱為克羅特克夫音效(Korotkoff sounds)。

### 3-3-1 血壓計的分類

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)及間接測量法(Indirect measurement method)或稱為非侵入式(noninvasive method)兩種。

直接測量法:主要是將動脈導管接在感測器部分的前端，經排氣及對大氣歸零後，將動脈導管直接插入動脈血管，再利用壓電轉換感測器的轉換而量得血壓。

間接測量法:以各種非侵入式(Non-invasive)之量測為主，大部分間接式量測法是利用壓脈帶壓迫血管，再用聽診器或其他感測器(如麥克風、超音波感測器、壓力感測器...)來量得血壓。

依操作方式，亦可分成手動式及自動式，依儀器分類又可分成水銀血壓計(sphygmomanometer)及無液式血壓計(aneroid)或稱為錶式血壓計，由量測方式可分成觸診法(palpation method)、聽診法(auscultation method)及貫注法(flush method)；

而自動是依量測方式可分成聽診法(auscultation method)、共振法(Oscillation method)、超音波法(ultrasound method)、紅外線法(infrared method)等。

### 3-3-2 侵入式血壓計

侵入式血壓是將導管插入心臟血管系統裏，直接量取血壓，從 1960 年代它已被為開心術時廣範的使用。70 年代早期，更多的導管及其它附件因臨床研究或治療的須要而陸續的被開發出來，近代拜電子儀器快速的發展，把導管直接連到感應器再接到監視螢幕上，不但可以連續顯示各血壓值，觀察壓力的波形更可把它以記錄器畫出波形，如圖 3.2。

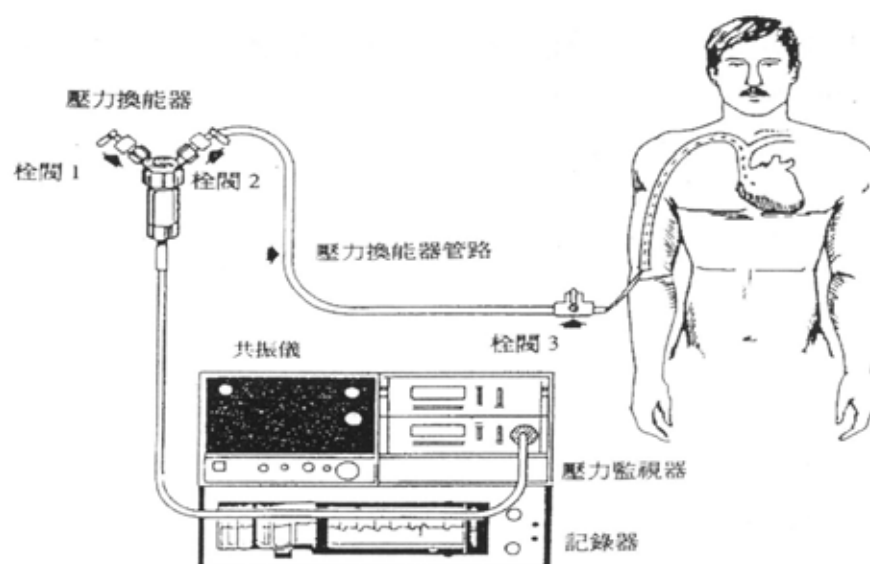


圖 3.2 侵入式血壓計示意圖[9]

### 3-3-3 非侵入式血壓計

Sphygmus 就是脈搏(pulse)的意思，sphygmomanometer 顧名思義就是以偵測脈搏方式來決定血壓值。偵測脈搏方式有下列五種:聽診法(Auscultation method)、觸診法(Palpation method)、貫注法(Flush method)、超音波法(ultrasound method)及共振法(Oscillation method)。

它們共通點是，都需要用壓脈袋充氣擠壓動脈完全阻止血液的流動，使壓脈袋以下的動脈不再脈動，然後慢慢的洩放壓脈袋的氣壓，使血管再度產生脈動，並在放氣時不停的偵測血管內的脈搏音。

表 3.1 血壓計的比較表[9]

種類	優點	缺點
侵入式直接量測	1.只要導管可到的地方都可即且連續不斷的顯示壓力的波形與壓力值。 2.可連續不斷監視壓力變化。 3.低心輸出，低血壓也可精準測出血壓值。 4.可同時顯示收縮，舒張及平均壓。 5.亦可經現有之導管抽血取樣或給藥。	1.導管插入，病患不舒服易感染，可能產生血栓，缺氧。 2.須專業人員操作。 3.它由多個附件組合而成，比較易產生儀器或操作錯誤。 4.插入導管先前作業，及儀器保養，校正較複雜費時。
非侵入式共同點	1.設備簡單。 2.操作方便，稍加訓練即可操作。	1.無法連續測量，無法提供波形。 2.因不同操作人員，可能得到不同的測量值。
觸診法	新生兒或無法用聽診法時才用。	無法定出舒張壓、平均壓。
聽診法	1.最常用的方式。 2.可以提供收縮壓及舒張壓	無法提供平均壓。
都譜勒	用於低血壓病患，無法用聽診時	須有都普勒偵測器，且無法提供舒張壓與平均壓
共振式	1.為非侵入式自動血壓計所採用，可提供收縮壓，舒張壓與平均壓。 2.比較不受心律，心輸出量的影響。	病患移動會影響其測量值。

### 3-4 共振法原理介紹

因為本論文採用的是共振式的電子血壓計，所以將注重於共振式血壓計[10]的工作原理說明。

#### 3-4-1 共振法(Oscillation method)原理：

測量時，儀器會先把壓脈袋充氣擠壓動脈完全阻止血液的流動，再慢慢的洩壓，靈敏的壓力感應器，可感應到壓脈袋上方動脈的脈動，繼續慢慢洩放壓脈袋內壓力，則脈動漸強，經實驗證明當壓脈袋內壓力等於平均壓時，壓脈袋內壓力振幅最大，之後，因壓脈袋內壓力降低，使血管內障礙區減小，噴射效應漸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。

經實驗室統計測得壓脈袋內共振幅度最大時，袋內的壓力相當於動脈的平均壓，再以最大振幅為中心，往前找出振動波幅約為最大振幅的 50%時，壓脈袋內壓力約相當於收縮壓，再以最大振幅為中心往後找出振動波約為最大振幅的 80%時，壓脈袋內壓力約相當於舒張壓(如圖 3.3)。

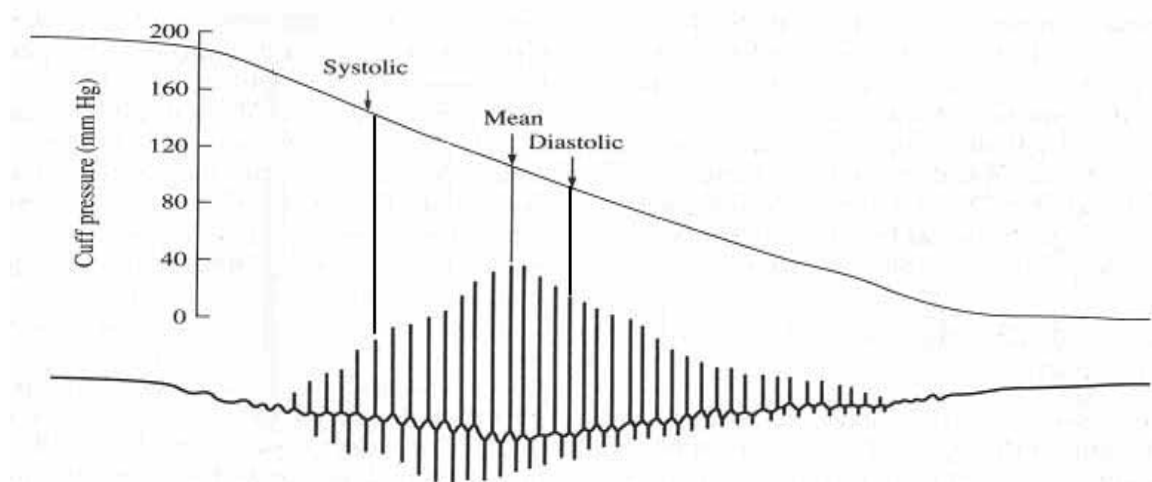


圖 3.3 血壓波形[10]

因為共振法是測一連串的脈動並尋找出最大振幅後，再以 0.5 及 0.8 的最大振幅分別定出收縮壓與舒張壓。故而它比較不受心律，血管阻抗等的影響，而且在非侵入血壓計中唯一可同時測得收縮壓、舒張壓與平均壓的，因此近代的自動非侵入血壓計都採用此法。為防止被測者因移動而干擾壓脈袋內壓力變化，如偵測脈動時，病患移動過大，干擾壓脈袋內壓力，超過容許範圍；儀器會放棄該次測量，或重新測量。各廠商的防干擾及洩壓方法，都稍有不同。

### 3-4-2 測量上的限制：

我們需了解，各種不同的測量方法都有不同多寡的限制，對於共振法亦有基本上的限制，通常此種限制在偵測動脈血壓時受到各種干擾，或者是此種動脈血壓脈衝不規則產生所致。

#### 1. 病人的抖動

倘若病人正在移動、顫抖時，此種干擾會產生壓力脈衝而被儀器偵測到將會影響測量的數據或使測量時間延遲。假如干擾使測量時間延遲太久時，儀器將會使血壓袋放氣並產生一個問題代號並發出警報，此種設計乃為了確保病人的安全，免得充氣太久而使病人受到傷害。

#### 2. 心律不整

假如病人患有經常性的心律不整，則動脈壓力脈衝將不規則，使測量時間延長，因而更難測得兩個相同大小的動脈壓脈衝，若心律不整使測量時間延遲太久時，儀器將使血壓袋放氣並產生一個問題代號並發出警報。

## 第四章 8051 單晶片藍芽通訊板的製作

在製作整個 8051 單晶片藍芽通訊板前要先知道 HCI 的意義與作用。因為所有通訊的方式都是按照藍芽通訊協定中 HCI 定義的動作。

上層在主機裝置處理機(host device's processor)上執行，而下層在藍芽裝置(Bluetooth device) 上執行的系統，其在上層和下層之間是需要一個介面的。藍芽標準定義主機控制器界面(HCI, Host Controller Interface)，藉由定義這個標準介面使得上層和下層可以結合和相配。

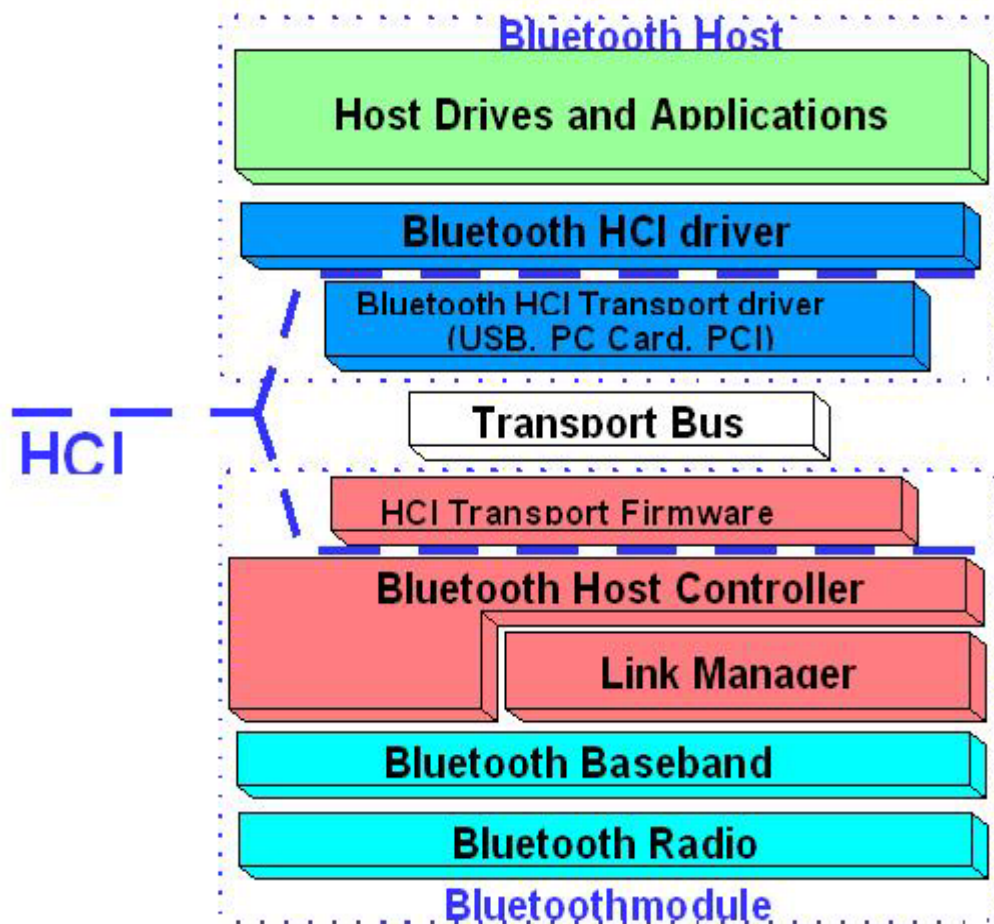


圖 4.1 HCI 示意圖[4]

### 4-1 主機控制介面：

#### 4-1-1 HCI 封包型式(HCI PACKET TYPES)

主機控制器界面[3]的藍芽標準定義如下：



- ◆ 主機用來控制模組的命令封包(command packets)。
- ◆ 模組用來通知主機下層改變的事件封包(event packets)。
- ◆ 在主機和模組之間傳送聲音和資料的資料封包(data packets)。
- ◆ 攜帶主機控制器界面封包的傳輸層(transport layers)。

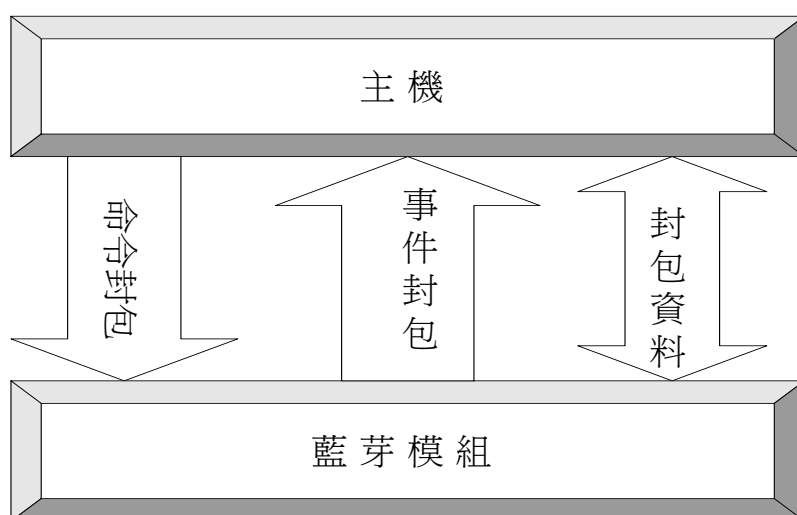


圖 4.2 顯示主機控制器界面封包流量的方向

#### 4-1-2 主機控制器界面命令(HCI command)

主機控制器界面命令[3]是主機用來控制藍芽模組和監視模組的狀態，命令的傳遞是用主機控制器界面封包。

主機控制器界面封包架構如圖 4.3 所示，是由用來辨認命令型式的二個位元組 OpCode 開始，OpCode 的第一個位元組是用來辨認一群組命令的 OpCode Group Field(OGF)，第二個位元組是用來在群組裡辨認命令的 Opcode Command Field(OCF)。

假如一個命令可以即刻完成，一個 HCI\_Command\_Complete 事件立刻被傳回，表示命令已經被處理。假如一個命令不可以即刻完成時，一個 HCI\_command\_Status 事件立刻被傳回，而當命令被完成之後另一個事件會傳回。HCI\_Inquiry 就是這種命令的一個例子，HCI\_Inquiry 命令發出一個詢問，一直要到詢問完成，結果才會被傳回，而且那會花一點時間，所以 HCI\_Command\_Status 會立刻被傳回告知收到 HCI\_Inquiry\_command，如圖 4.4 所表示。

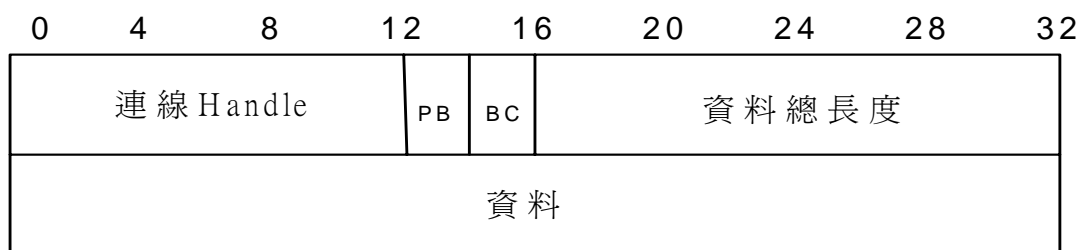


圖 4.3 HCI 命令封包

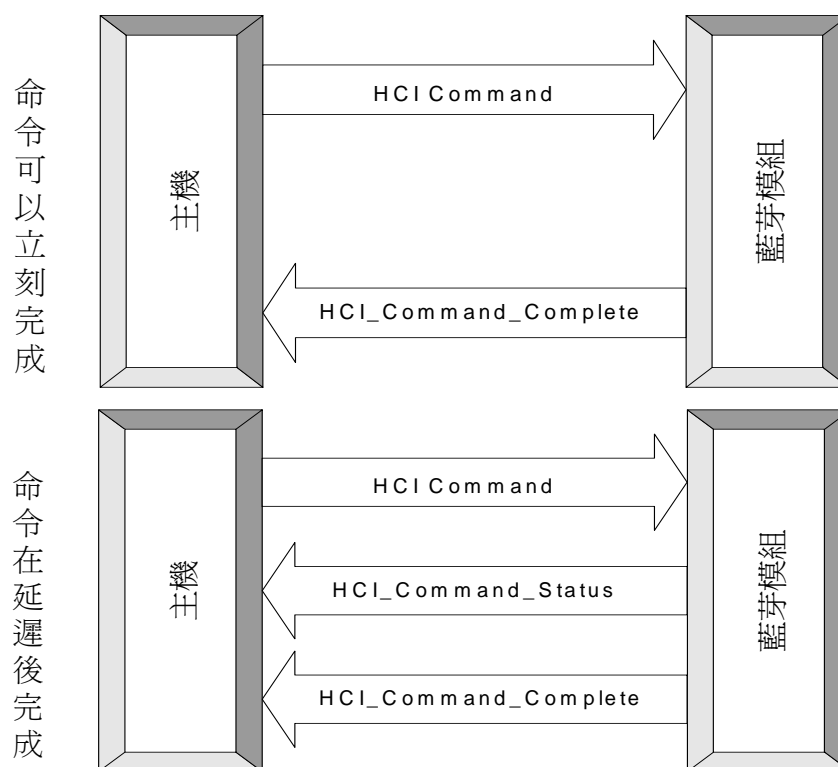


圖 4.4 HCI Command 溝通示意圖

### 4-1-3 主機控制器界面資料封包(HCI Data Packets)

主機控制器界面資料封包[3]是用來傳遞經過主機控制器界面的資料(ACL)及聲音(SCO)訊息，ACL、SCO 使用不同的資料封包。圖 4.5 顯示傳送 ACL 資料的 HC 封包，每一個封包欄位如下：

- ◆ 連線處理(connection handle)識別 ACL 的資料連結。
- ◆ Packet Boundary(PB)旗標識別封包資料是較高層 L2CAP 的起始封包，或是連續的片斷。

- ◆ 廣播(BC)旗標辨別從廣播(broadcast)來的點對點(point to point)資料，並且區分主動廣播(for active slaves)和微網路(piconet)廣播(for active and parked slaves)
- ◆ 資料總長度，以 byte 為單位，資料總長度欄位是 2 個位元組。

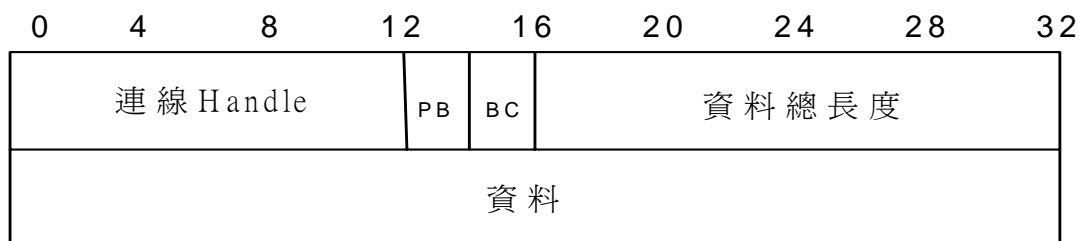


圖 4.5 HCI ACL 資料封包

圖 4.6 顯示傳送 SCO(audio)資料的主機控制器界面封包，結構非常相似於 ACL 封包，有幾個不同點。

- ◆ 沒有 PB 及 BC 旗標，但欄位保留著。
- ◆ 資料總長度只有一個 byte，限制資料欄位到 255bytes

欄位長度較小的原因是因為 SCO 鏈結(link)是為雙向(two way)聲音的播送(audio)而設的，假如在一個封包傳太大的資料，會增加 SCO 連結端點間的時間延遲。

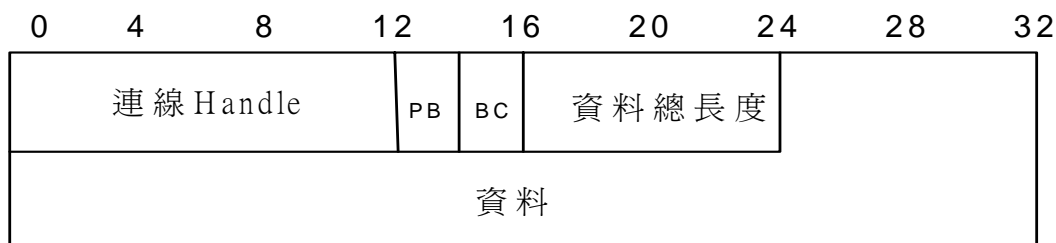


圖 4.6 HCI SCO 資料封包

#### 4-1-4 HCI 傳輸層(THE HCI TRANSPORT LAYER)

從主機到藍芽模組要得到 HCI 封包需要傳輸層，藍芽定義三種傳輸層：

- ◆ USB:通用序列匯排流。
- ◆ RS-232:一種有錯誤訂正的序列介面。
- ◆ UART:通用非同步接收發送器，一種沒有錯誤訂正的序列介面。

藍芽是為電池操作一種低功率通訊協定，一個 USB 主機控制器每一毫(millisecond)秒會檢查記憶體看是否必須做任何事，這對於主機節省電源有不利地影響。所以雖然有支援但，比較少用。

## 序列傳輸層(Serial Transport Layers)[4]

RS-232 和 UART 都是序列連結，都包含如下的訊框結構以識別封包型式：

- ◆ 0x01-HCI command packet(HCI 命令封包)。
- ◆ 0x02-HCI ACL data packet(HCI ACL 資料封包)。
- ◆ 0x03-HCI SCO data packet(HCI SCO 資料封包)。
- ◆ 0x04-HCI event packet(HCI 事件封包)。

圖 4.7 在 UART 傳輸層，在封包前的封包指示器(packet indicator)會辨別馬上要送出的封包型式，HCI 封包長度欄位指出封包的範圍，而且預計何時是下一個封包指示器(packet indicator)。

UART 傳輸層使用如圖 4.8 顯示的連線方式，Transmit data(TXD)連接 receive data(RXD)，而 Clear To Send(CTS)連接 Ready To Send (RTS)。在 UART 介面，UART 的緩衝區有可能會用完，所以用 RTS/CTS 流量控制(now control)來做 UART 介面的流量控制。

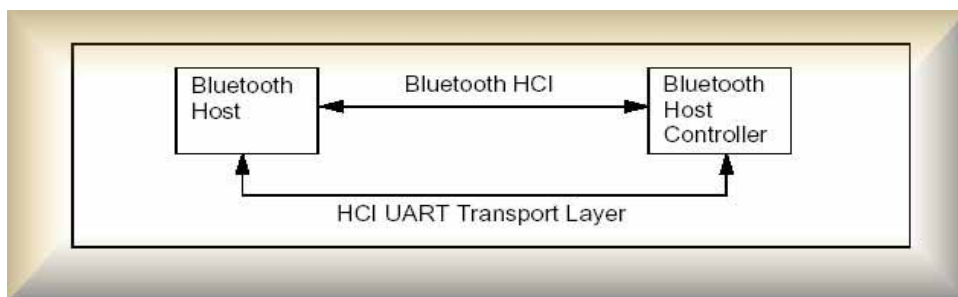


圖 4.7 UART 傳輸層[4]

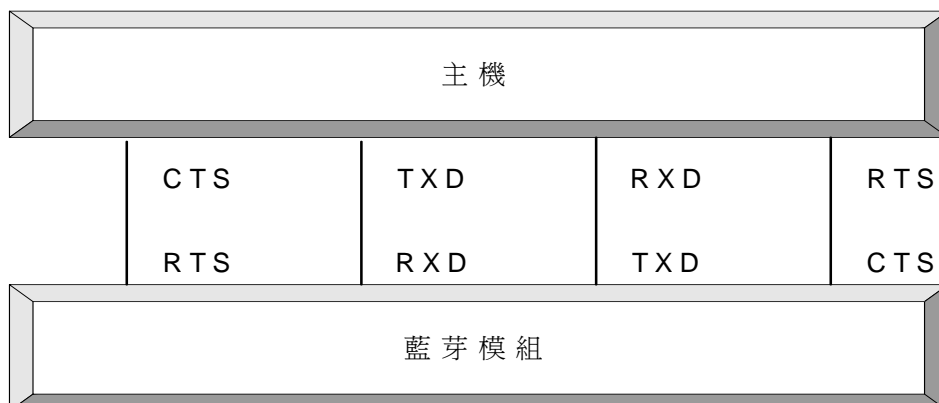


圖 4.8 UART 傳輸層連線方式

## HCI 範例

### HCI command packet format

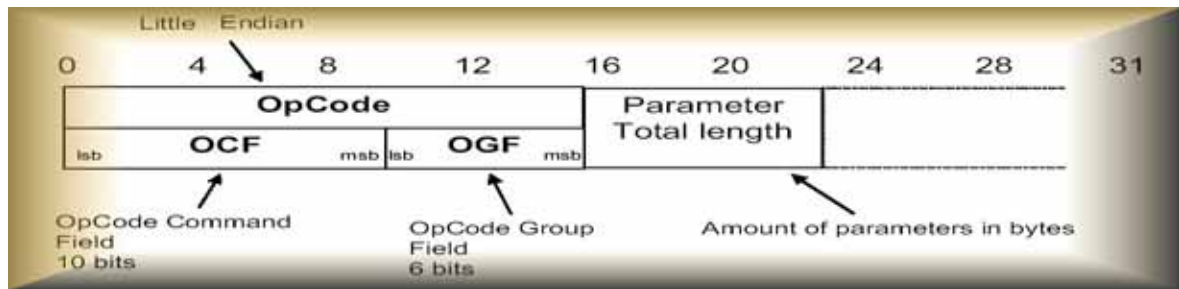


圖 4.9 HCI command packet format

範例: [HCI\\_Inquiry\\_Cancel](#)

1. *HCI Packet Indicator: Command Packet*
2. *OCF = 0x002 (HCI Inquiry Cancel)*
3. *OGF = 0x01 (Link Control Commands)*
4. *Length = 0*

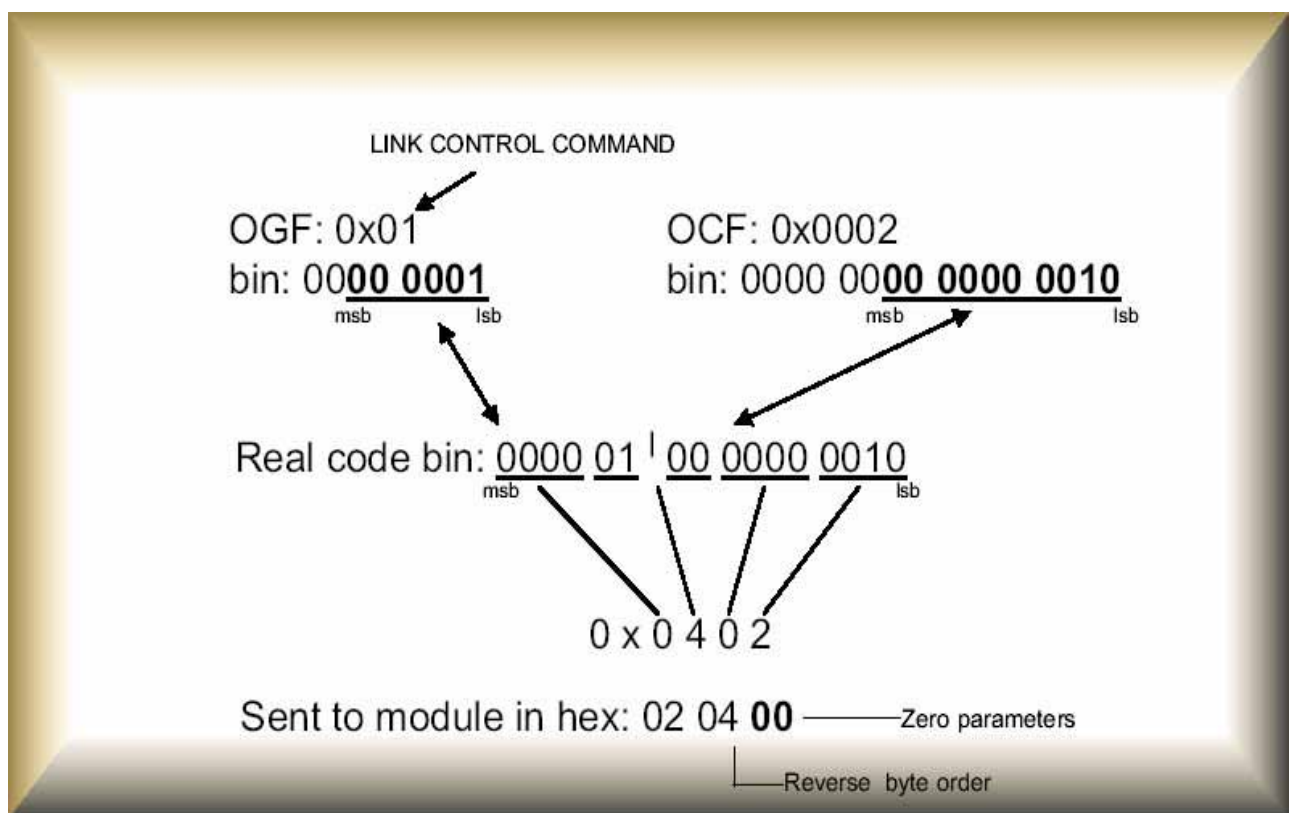


圖 4.10 HCI\_Inquiry\_Cancel 範例表示圖

#### 4-2. 8051 單晶片控制藍芽通訊板:

藍芽通訊板是由華邦 W78E516B-40 這一顆 8051 單晶片與藍芽模組所組成，主要是為了達成資料與語音的通訊。測試部份有鍵盤輸入、ADC 的測試。傳輸結果的驗證透過 LCD 的輸出。

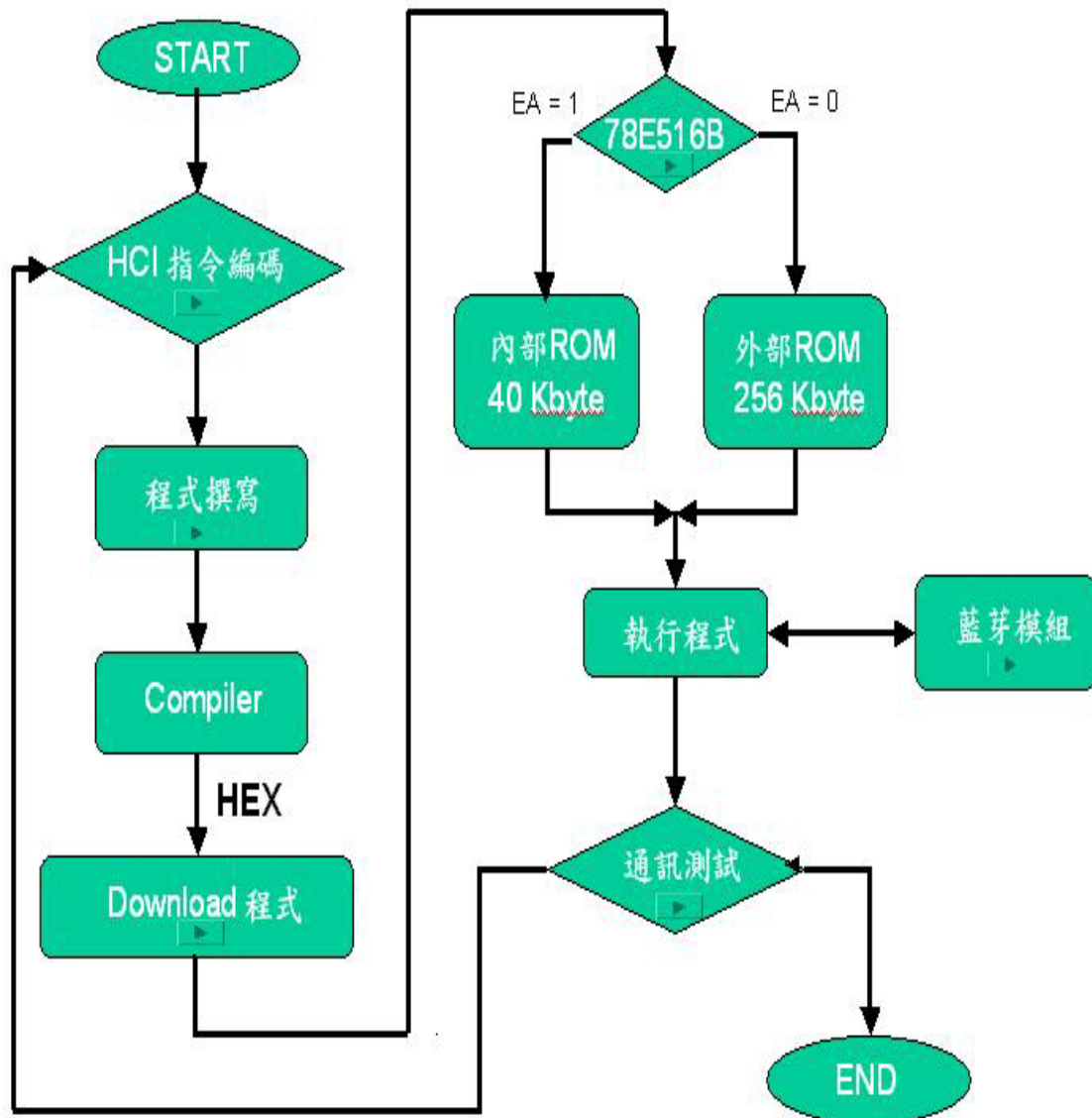


圖 4.11 藍芽通訊板設計流程圖

#### 4-2-1.子板:藍芽模組與摩托羅拉(motorola)的線性 PCM 編解碼器 (MC145483)

藍芽模組是用 Universal UB1 - 1112 Bluetooth Module，下面是其特性。

**2.7V to 3.3V Operation**

**Full Bluetooth™ data rate over UART and USB**

**Support Device Firmware Upgrade**

**Four low power modes: Park,Sniff,Hold and Deep Sleep**

**Piconet and Scatternet Capability**

**Support for up to seven slaves**

**Antenna Included**

我們用的子板是已經把藍芽模組與 MC145483 做在一起了。實體(圖 4.12)與原件圖(圖 4.13)



圖 4.12 子板實體

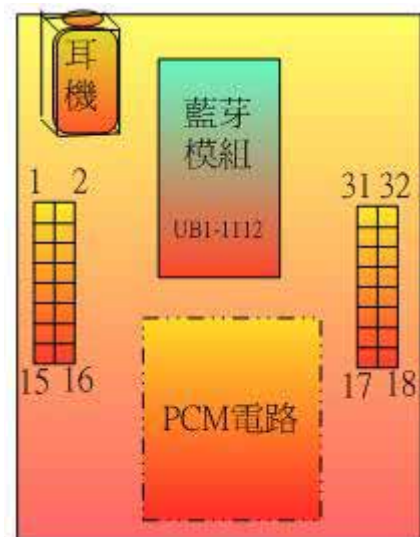


圖 4.13 子板元件圖

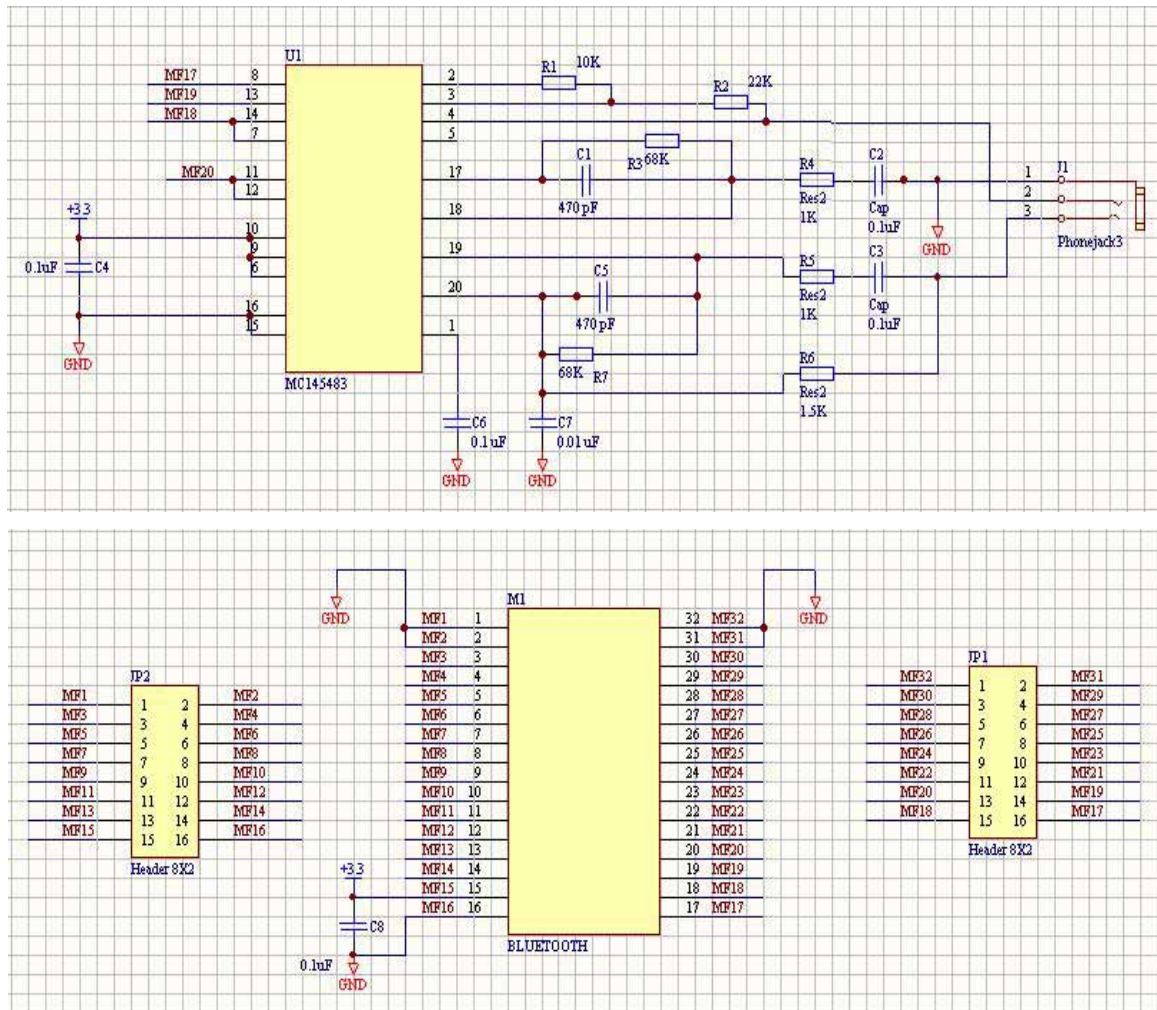


圖 4.14 藍芽模組與 PCM 電路電路圖。

## 4-2-2 電源部分

因為藍芽模組與 8051 的供應電壓不相同，所以必須製作 2 組電源。一組為正 5 伏特，一組是供應藍芽晶片的 3.3 伏特。尤其是供應藍芽晶片的電源，藍芽晶片對電壓十分敏感，所以穩壓方面必需相當注意。

9V dc 輸入經過一個 7805 穩壓 IC，其輸出就順便作為穩壓 IC3.3V 的輸入，如下圖 4.15。



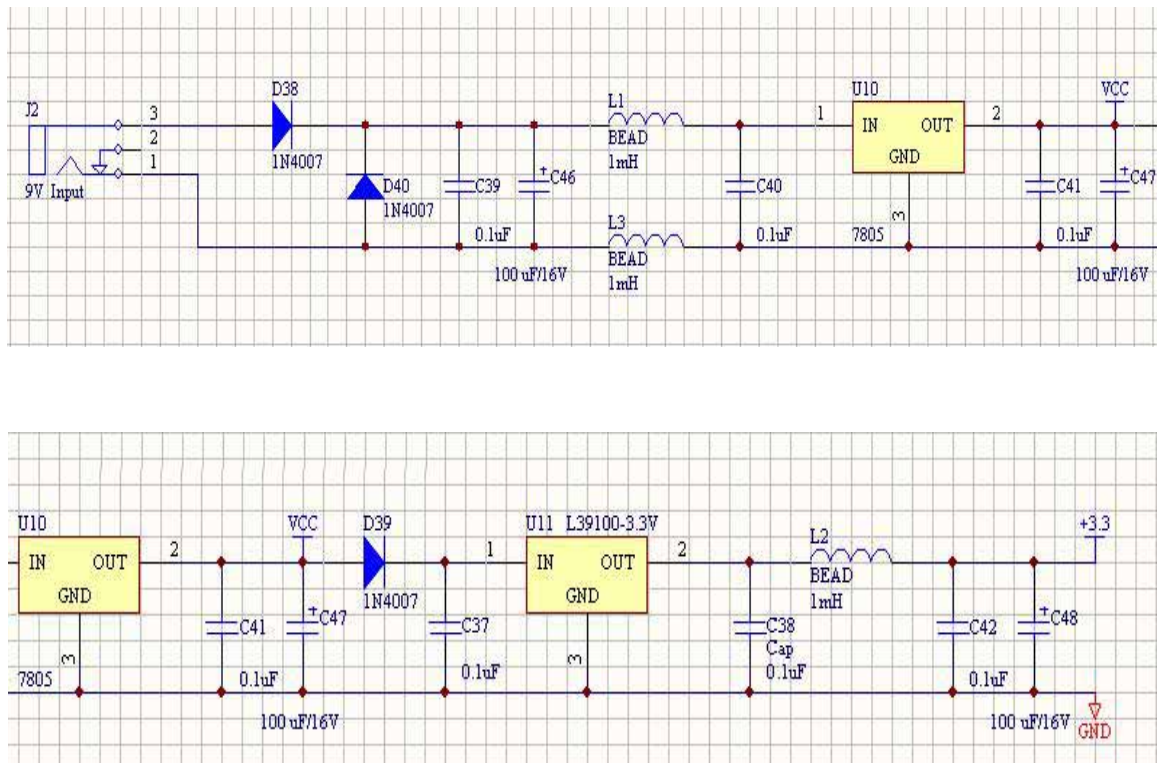
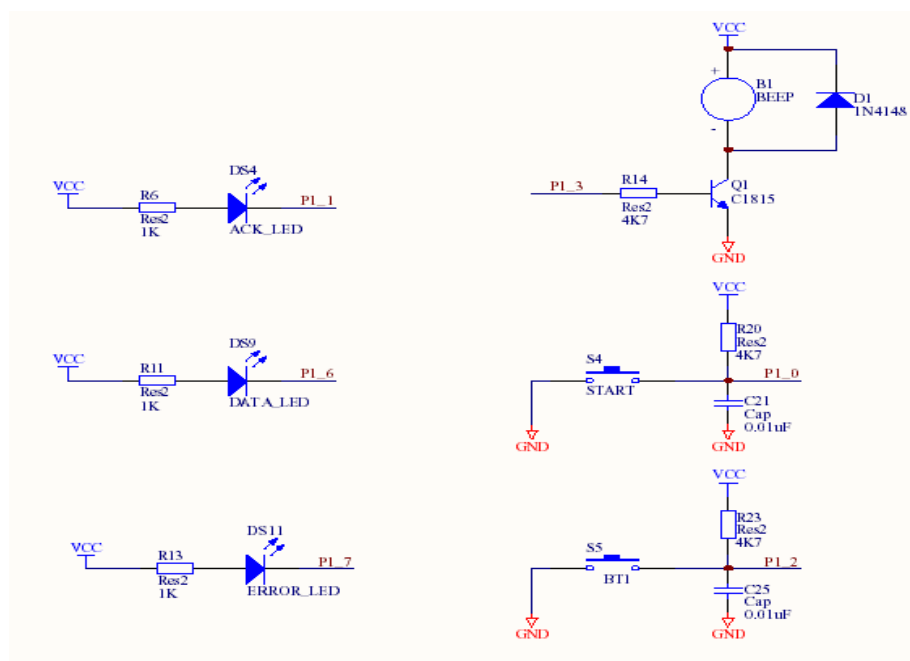


圖 4.15 電源電路

### 4-2-3. 8051 單晶片主板部分；

8051 單晶片主板上利用記憶體的配置與多工器跟解碼器的運用，所以讓我們可以有各種資料傳輸方式。功能有鍵盤輸入、ADC 的轉換、LCD 顯示結果、RS-232 傳輸、還有語音傳輸的功能。下面介紹的是細部的電路圖。

#### ◆ LCD 及 LED 控制腳位



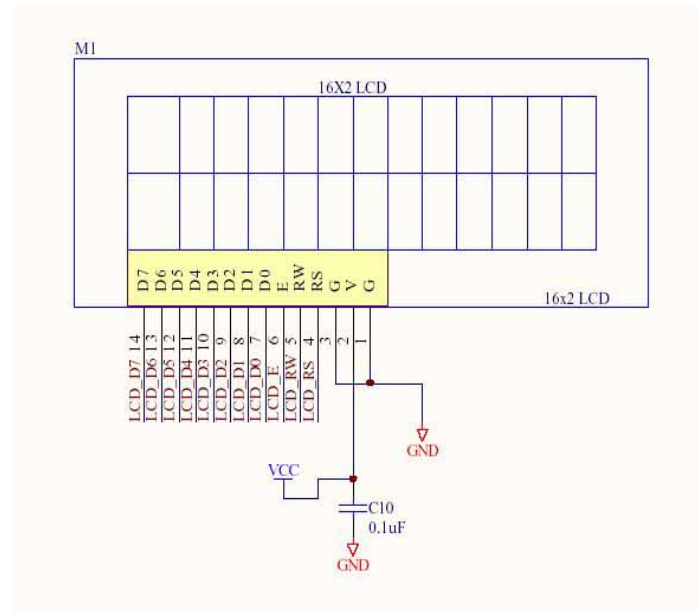


圖 4.16 LCD 及 LED 控制腳位電路圖

#### ◆鍵盤控制腳位

鍵盤輸入：我們使用 4 x 4 鍵盤，如圖 4.14，透過 74922 鍵盤編碼掃描 IC 編碼，只要鍵盤編碼 IC 74922 的第 12 腳為 Hi，表示有按鍵按下，此時並且讀取 74922 的 14 到 17 腳按鍵值，此時程式就可以判斷按鍵值，做其所對應的工作。

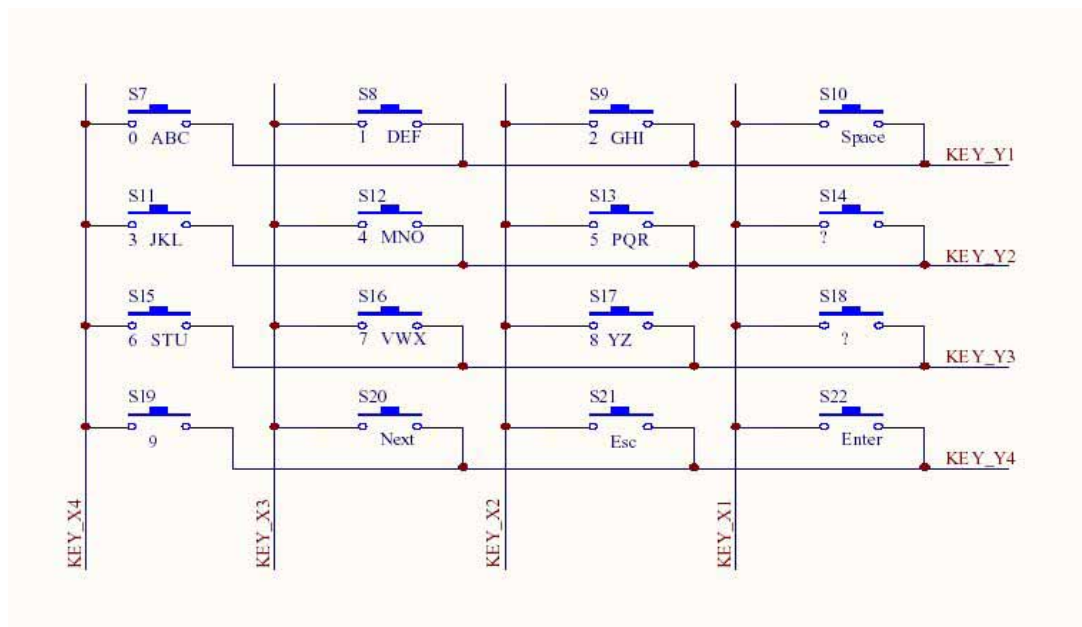


圖 4.17 鍵盤控制腳位電路圖

◆ 指撥開關及 ADC 控制腳位

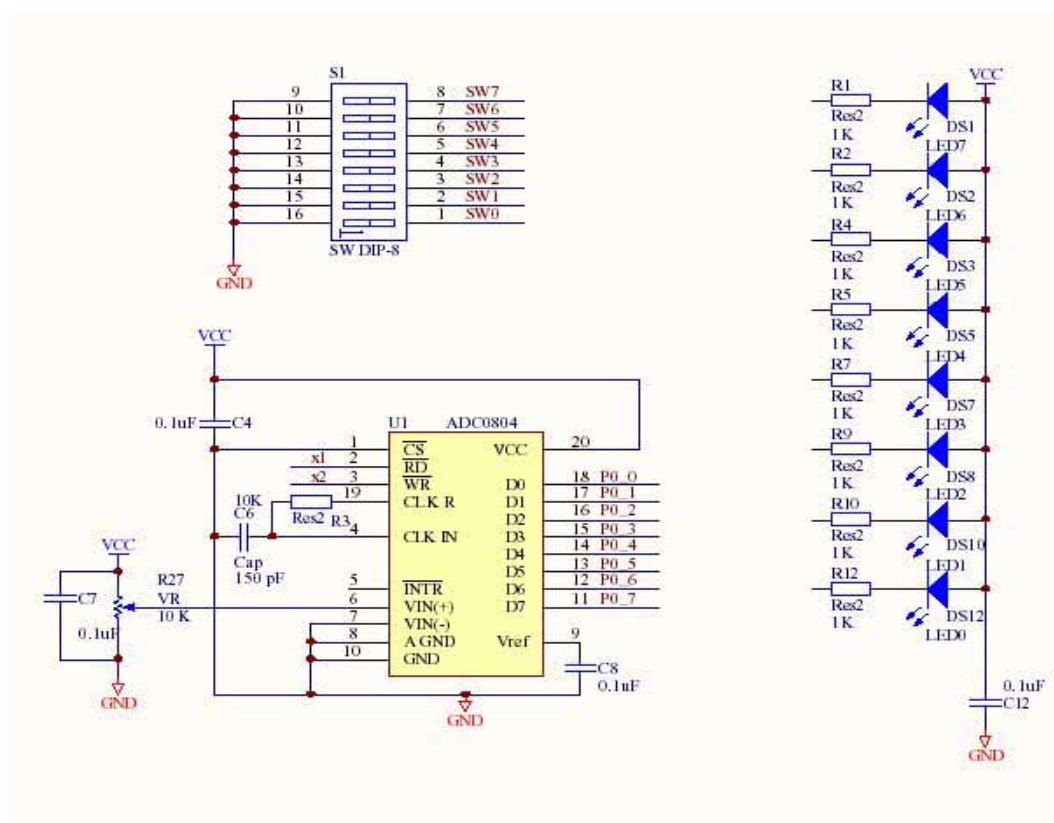


圖 4.18 指撥開關及 ADC 控制腳位電路圖

◆ PC RS-232 控制腳位

PC 之 RS232 必須經過 MAX232 這一顆 IC 作電位的轉換，才能與 8051 之串列埠連接，確保傳輸資料正確。

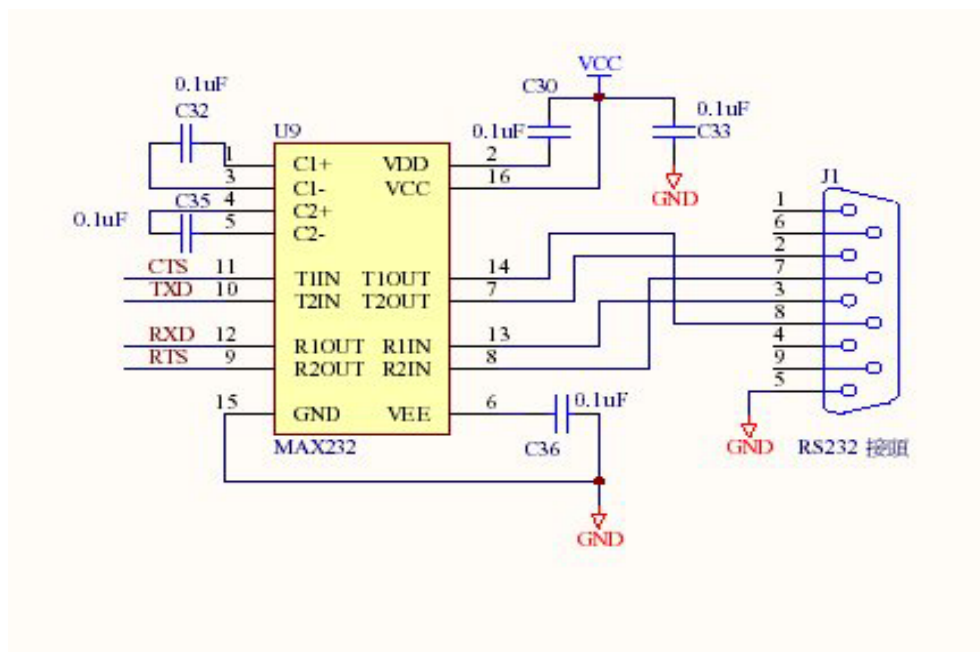


圖 4.19 PC RS232 控制腳位電路圖

# ◆ 8051 控制腳位

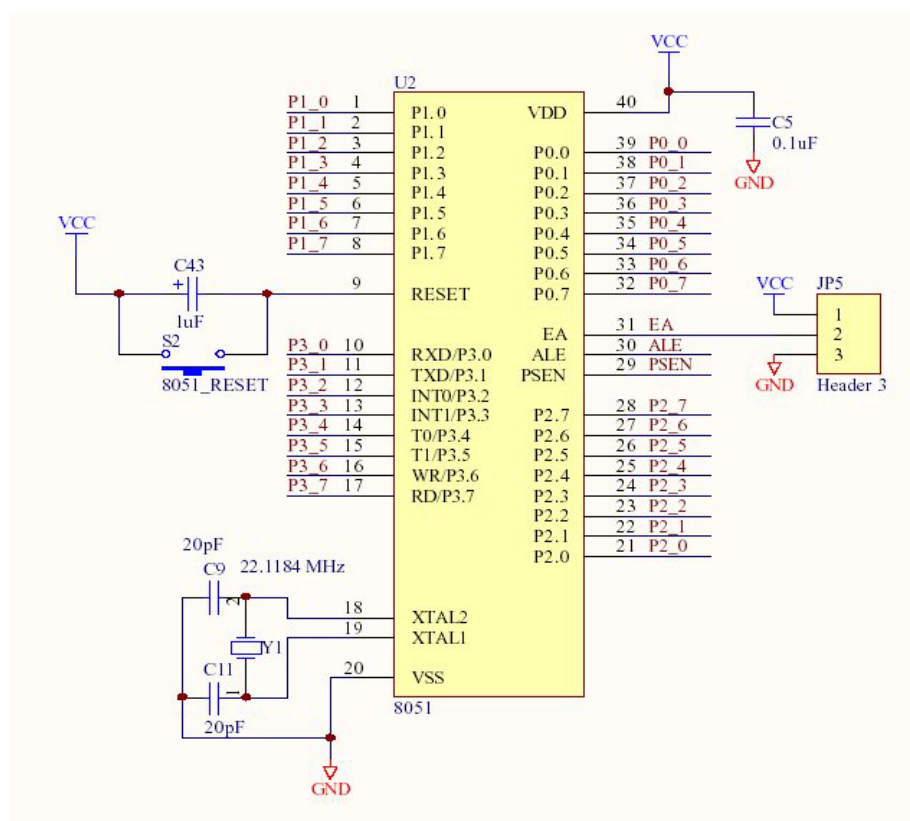


圖 4.20 8051 控制腳位 電路圖

# ◆ 實作電路



圖 4.21 藍芽通訊實驗板



### 4-3.8051 單晶控制藍芽通訊板實驗

#### 4-3-1 開機測試

- ◆ 當電源正常啟動後，觀看 LCD 畫面，此時畫面上看到'SYSTEM TEST OK!' 字幕，這表示系統已成功開機，如圖 4.22 所示。

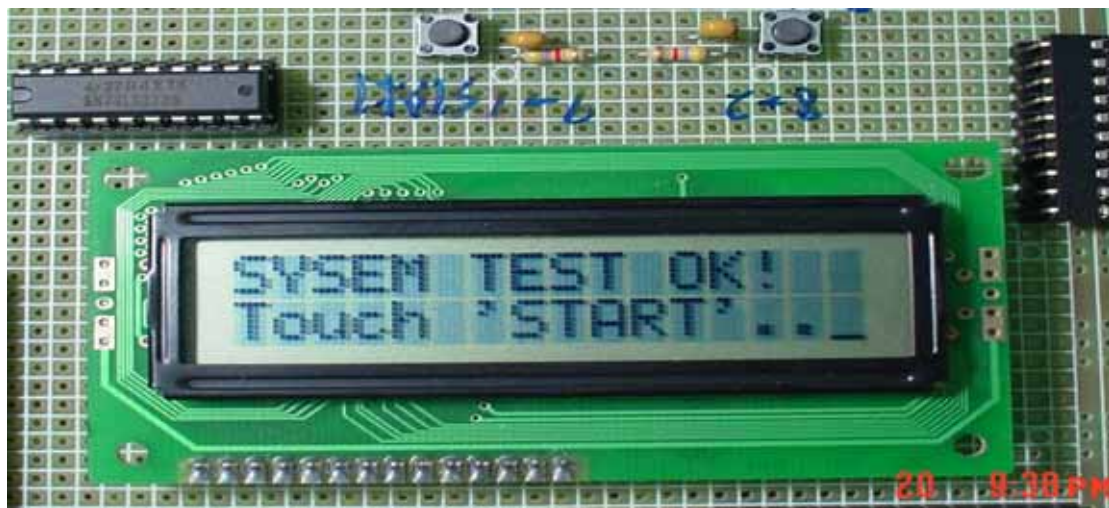


圖 4.22 電源正常啟動

#### 4-3-2 藍芽模組初始化

- ◆ 按下 START 按鈕，內部硬體將自動切換 RS232 連線狀態，由原本 PC  $\longleftrightarrow$  Bluetooth 通訊轉換為 8051  $\longleftrightarrow$  Bluetooth 通訊，此時 8051 將會透過 UART 與 Bluetooth module 進行連線，連線速度為 56.7 Kbps。LCD 螢幕出現一排英文字“Reset Success! BT NHCP: 01”。看到此畫面時，表示藍芽通訊板已初始化成功，並接收來自藍芽回覆信號，其 NHCP 為藍芽參數，表示 Num HCI Command Packets = 01，如圖 4.23 所示。



圖 4.23 藍芽通訊板初始化成功

### 4-3-3 搜尋周邊藍芽裝置

◆ 藍芽搜尋周邊過程，首先需建立Master（主）及Slave(僕)，當兩塊控制板皆初始化成功後，將其中一塊按下鍵盤按鈕按鈕S15(6\_STU)(圖4.25)兩次，選取'S'，按下ENTER 即可設為Slave)(圖4.26)。

◆ 此時LCD螢幕將會顯示：“Status: Success! Waiting....”藍芽系統已成功設定為Slave狀態，並處於「被搜尋狀態」。



圖 4.24 鍵盤示意圖

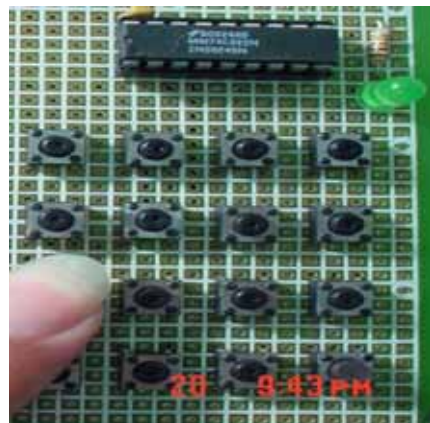


圖 4.25 鍵盤

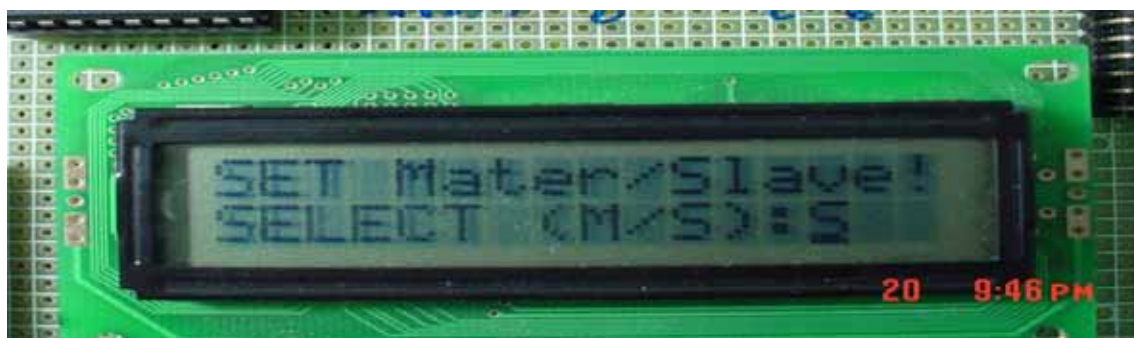


圖 4.26 選擇當作 slave

◆ 同理 master 的設定按下按鈕 S12(4\_MNO)兩次，選取'M'後，按下 ENTER 確定鍵，即可設為 Master (主)，如圖 4.27。



圖 4.27 選擇當作 master

#### 4-3-4 自動搜尋及連結周邊藍芽裝置

- ◆ 當以上步驟完成後，系統將會自動去搜尋周邊可連結之藍芽裝置，觀看 Master 端 LCD 畫面(圖 4.28)，若看到:" BT1:0010C623385"。表示 Master 已搜尋到周邊藍芽，其中:0010C623385 即為周邊 Slave 端之 Bluetooth BD\_ADDRESS。

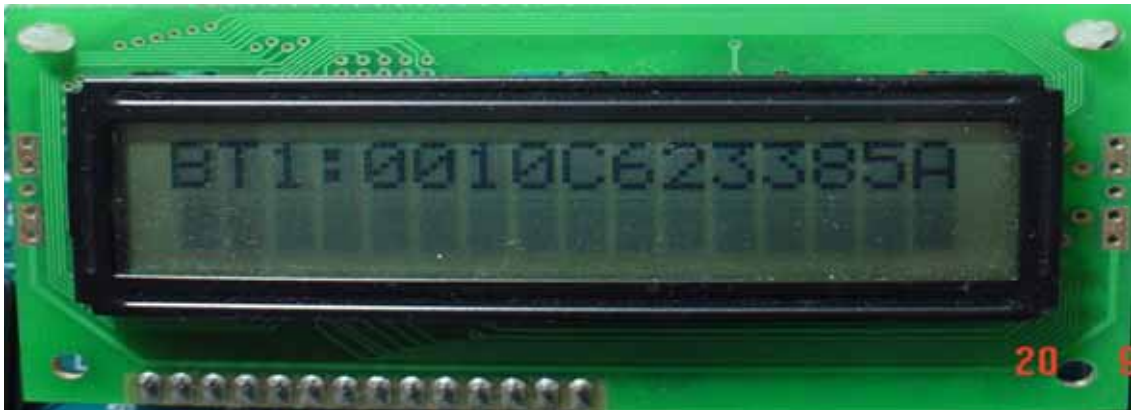


圖 4.28 Slave 端之 Bluetooth BD\_ADDRESS

- ◆ 藍芽會在 10 秒以內完成連結動作，當 Slave 與 Master 完成通訊後，您將可看到下列畫面 CN:29 表示：Connection Handle = 0029。如圖 4.29，此時已完成通訊連結。

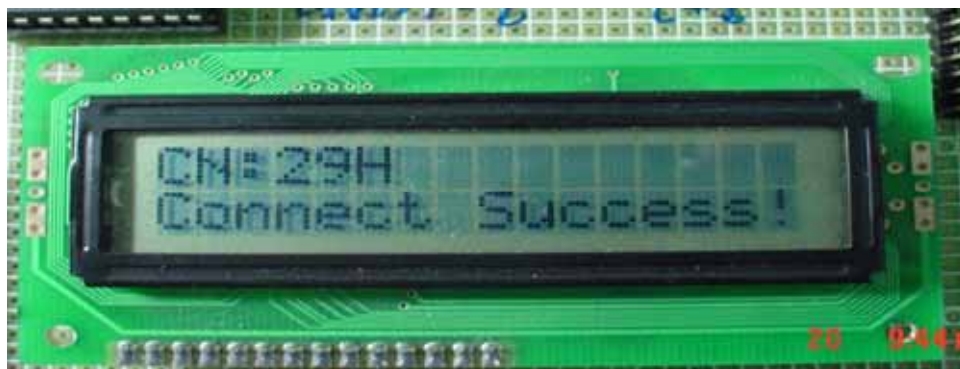


圖 4.29 已完成通訊連結



#### 4-3-5 鍵盤通訊實驗

- ◆ 如圖 4.30 由鍵盤所按下之文字及數字都將會完整傳送至對方畫面。每輸入一個字，按依次 ENTER，所有的訊息馬上傳至對方。

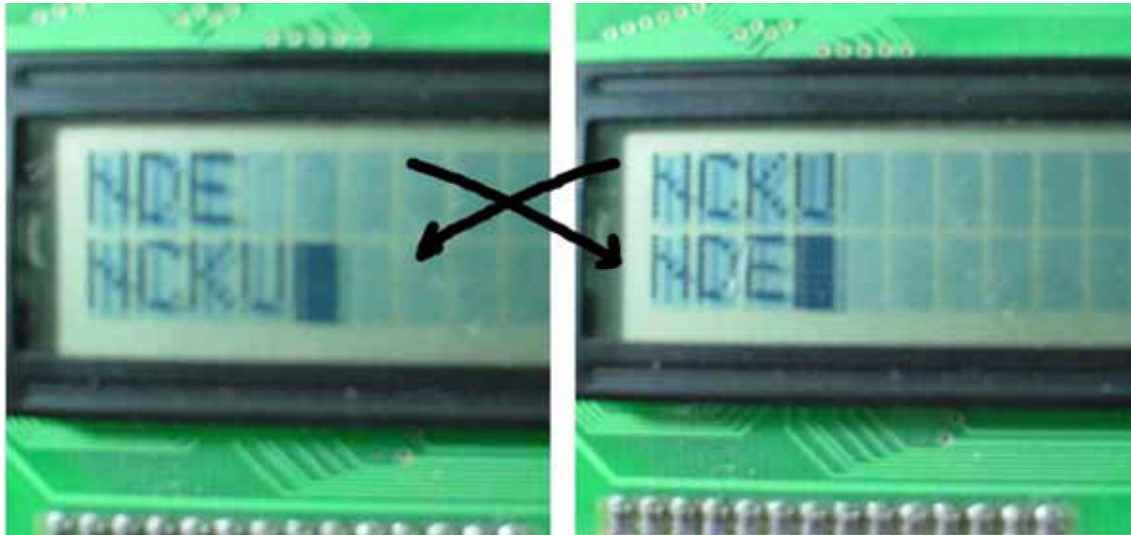


圖 4.30 鍵盤通訊實驗

#### 4-3-6 ADC 通訊實驗

- ◆ 按兩次鍵盤上 NEXT 鍵作切換實驗的動作。如下圖 4.31，會看到 LCD 上排示”ADC...””。此時可以調整 VR1 可變電阻，經由分壓透過 icADC0804 轉換，它將會透過藍芽無線傳輸至對方 LCD 下排字幕上，如：”ADC:28”。

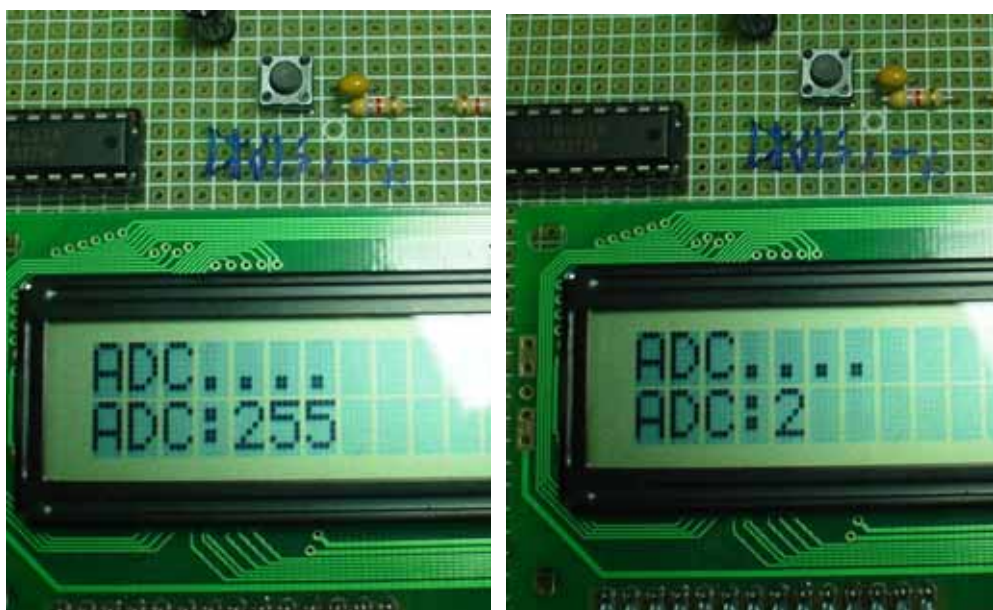


圖 4.31ADC 通訊實驗



#### 4-3-7 語音通訊實驗

◆ 完成藍芽Slave與Master 連線成功後，Master跟Slave雙方皆按下 BT1 按鍵，此時 LCD 畫面將轉為”PCM AUDIO.”，如圖4.32，即轉換為語音通訊狀態。此時在 Master 端，按下START 鍵，請求語音通訊。若聽到對方之聲音及對方也可聽見你的回應，表示已完成語音通訊。



圖 4.32 PCM AUDIO 通訊實驗

## 第五章、運用藍芽通訊板傳送血壓資料

此章節將前面所做好的 8051 單晶片控制藍芽通訊板來作運用，將它用來傳送血壓的資訊。想法是從電子血壓計中擷取出所量測完畢的血壓值。

第一個遇到的問題是如何擷取血壓值，如下圖 5.1 在這裡遇到的第一個問題一般血壓計 LCD 都不是一般規格，都是廠商直接定規格給工廠生產，LCD 定義的腳位各家的都不同，無法從輸出至 LCD 的接腳去追蹤電子血壓計所測出的訊號。所以如何去抽取出我們想要的血壓值是一大難題。



圖 5.1 一般電子式血壓計內部電路

第 2 個問題是如何把擷取出來的血壓值傳送到鍵盤，在利用藍芽通訊板作發射輸出。下面圖 5.2 是將血壓資料利用藍芽通訊板來傳的的方塊圖

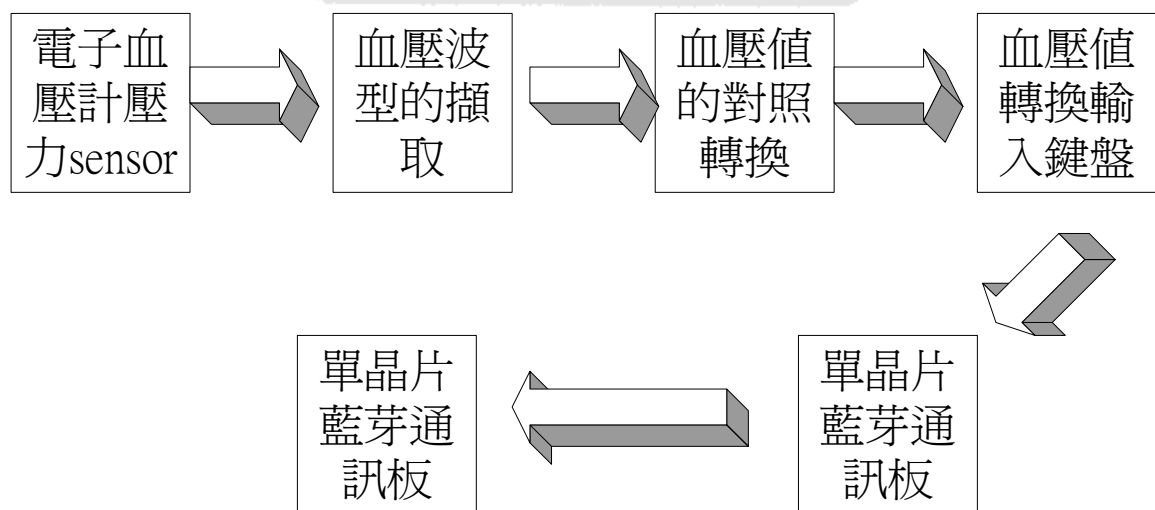


圖 5.2 血壓資料傳送方塊圖

## 5-1 血壓資料輸入鍵盤轉換

利用之前所作的藍芽通訊板的鍵盤傳輸來傳送轉換後所得到的血壓值。血壓值的傳送不外乎是由 0~9 的數字跟單位所組成，所以必須要建立一個傳送數字與英文字編碼表來作對照。使用 4x4 鍵盤，透過 74922 鍵盤編碼掃描 IC 編碼，鍵盤是由 8 條線組成，如圖 5.3 所示。利用另一顆 8051 依照原本鍵盤的定義，如圖 5.4，對 X1~X4、Y1~Y4 來送編碼的字串。

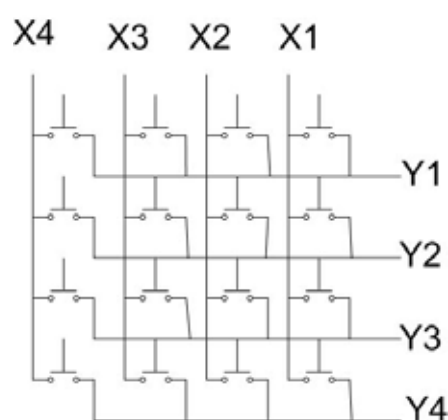


圖 5.3 鍵盤編碼示意圖



圖 5.4 鍵盤示意圖

編碼的方式是以按下所映對的編碼輸入線設為 1。原本來芽通訊板利用鍵盤輸入資料時，每傳送一個數字或字母都必須再輸入 Enter 鍵才會跳到下一個要傳送的字元位置。例如要傳送”1”這一個數字，其傳送字串 X1~X4、Y1~Y4 必須為”01000001”，然後在傳送 ENTER 的定義字串”10001000”。

例如要傳送”H”這一個英文字母，其傳送字串 X1~X4、Y1~Y4 必須為”00100001”三次。因為只傳一次的話會選擇到 2 這一個數字，傳二次的話會選擇到 G 這一個英文字母。最後再傳送 ENTER 的定義字串”10001000”，以傳送 H 字元出去，並跳到下一格要傳送的字元位置。

又血壓的單位為毫米汞柱(mmHg)，所以英文字元只定義 M、H、G 三個字。依此類推定義出下面的編碼傳送字串表(表 5.1)。作為送到單晶片藍芽通訊板的依據。

表 5.1 血壓資料字元編碼轉換表

資料	編碼輸入線 X4X3X2X1Y4Y3Y2Y1	資料	編碼輸入線 X4X3X2X1Y4Y3Y2Y1
0	1 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 0 0 0	1	0 1 0 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 0 0 0
2	0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 0 0 0	3	1 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 1 1 0 0 0
4	0 1 0 0 0 0 1 0 0 0 0 1 1 0 0 0	5	0 0 1 0 0 0 1 0 0 0 0 1 1 0 0 0
6	1 0 0 0 0 1 0 0 0 0 0 1 1 0 0 0	7	0 1 0 0 0 1 0 0 0 0 0 1 1 0 0 0
8	0 0 0 1 0 1 0 0 0 0 0 1 1 0 0 0	9	1 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 1 1 0 0 0
G	0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 0 0 0	M	0 1 0 0 0 0 1 0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 0 0 1 1 0 0 0
H	0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 0 0 0		

## 5-2 血壓資料的擷取

因為無法得知電子血壓計處理完所輸出的血壓值，所以只好從壓力感測器。試著來轉換出血壓值。一開始就是從壓力感測器外接處理要擷取的訊號，如圖 5.5。並量測電子血壓計上面的所有 IC 接腳，找出我們所能利用的訊號，以方便我們判斷血壓計的動作。

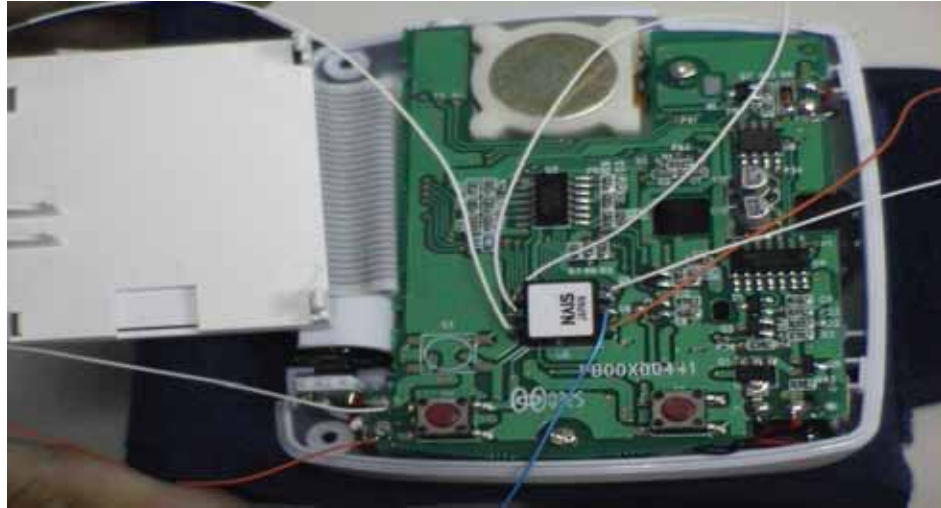


圖 5.5 壓力感測器外接線路

壓力感測器主要的目的是將血壓這個物理量轉換成電壓的訊號，它的工作原理是透過 pump 的充氣、漏氣來調整氣體的壓力。因為壓力讓壓力感測器內部的材料發生形變，在經過惠斯登電橋後反應出相對的電壓差，反過來我們也可以從其電壓的變化知道當時的壓力。

下圖 5.6 為擷取血壓脈波波形的順序。

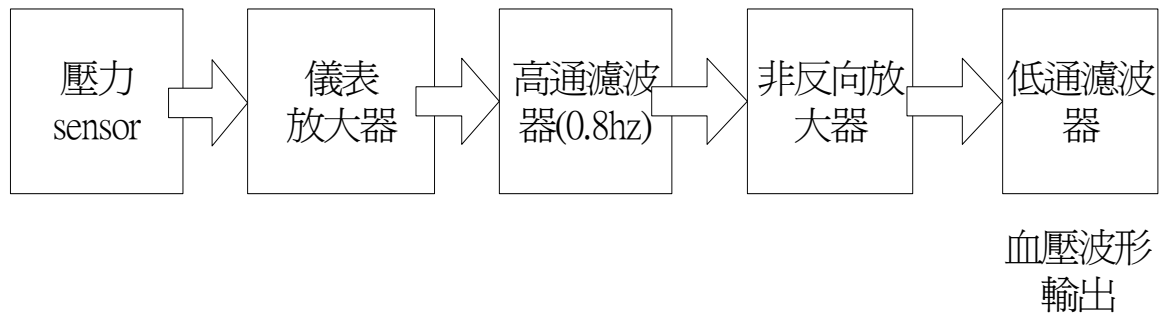


圖 5.6 處理順序方塊圖

在生理訊號方面，因為經由人體所取得的訊號變數往往很大，所以如果沒有好的前端做訊號處理，之後輸入單晶片內的訊號正確率也會大打折扣，自然得到的結果就會與預期有段落差。

如圖 5.7 未處理時從壓力感測器擷取出來的訊號波形。充滿了許多雜訊，蓋過了我們所需要的訊號。因此在前端的高通、低通與放大中，測試了各種不同的形式的濾波器、放大器，在做出比較後，才選定使用二階巴夫沃滋(Butterworth)濾波器[12]搭配 LM324 作為濾波及放大的部分。

接下來作去雜訊、濾波、放大。按照方塊圖所列的步驟處理。

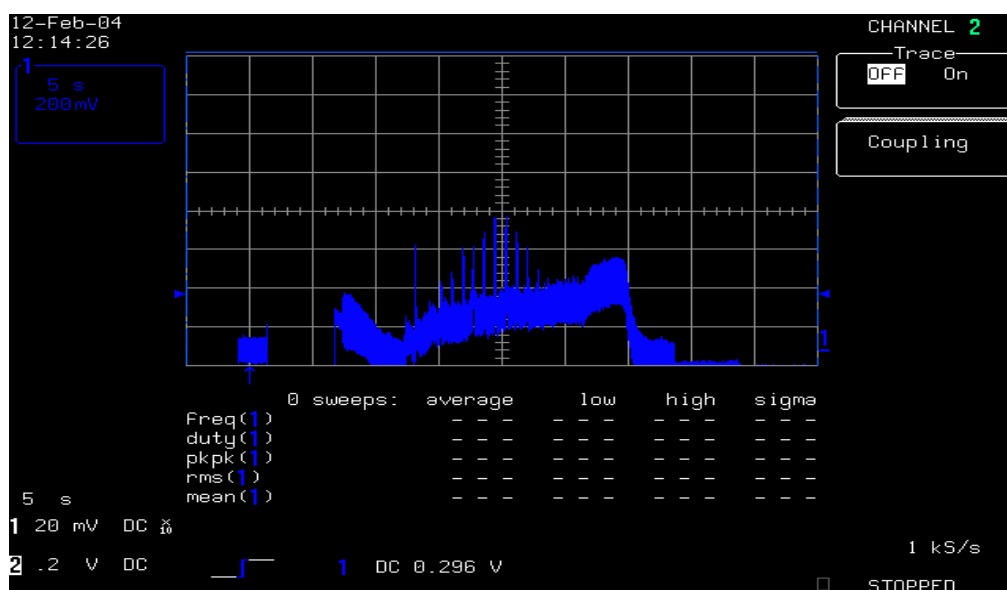


圖 5.7 未處理之壓力感測器訊號波形

- ◆ 經由壓力感測器拉出訊號後先進入一級儀表放大。
- ◆ 0.8 Hz 二階高通濾波

訊號在經過 0.8Hz 二階高通濾波[13]後，主要是為了去除 DC 準位值，避免在下面的血管脈動訊號放大時，因為訊號太大以導致放大器進入飽和區。下面為設計的 2 階高通濾波器，圖 5.8。



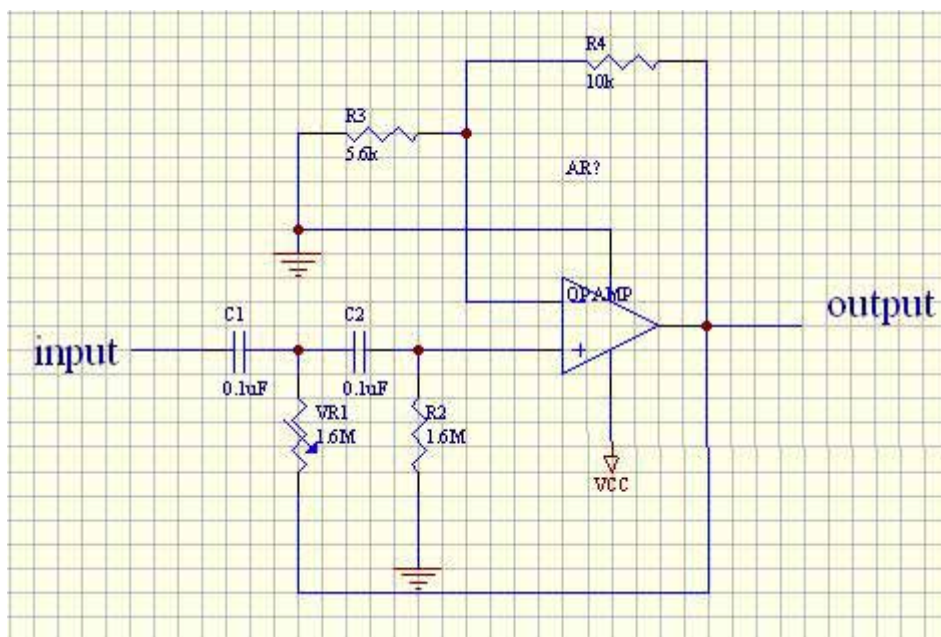


圖 5.8 0.8 Hz 二階高通濾波

◆ 訊號經過 150~200 倍非反向放大

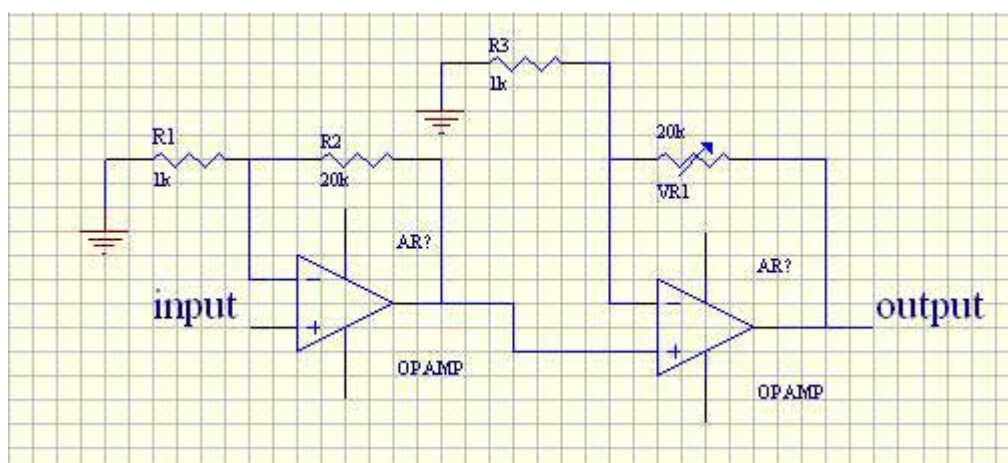


圖 5.9 非反向放大

$$\text{output} = \text{input} * (\text{R2}/\text{R1}) * (\text{VR1}/\text{R3})$$

◆ 38 Hz 二階低通濾波後

在經過 38 Hz 二階低通濾波[13] (圖 5.10 後，主要的目的是要去除電源及皮膚與臂帶摩擦的高頻雜訊。因為發現人為所產生的一些碰撞，再放大後往往會蓋過生理訊號，這些 Noise 在放大後都會超過 5 V。所以必須盡量避免並加以濾除，並配合上一非反向放大電路來控制，將此訊號維持在 0~5 V。最後所到之血壓脈波波形為圖 5.11。

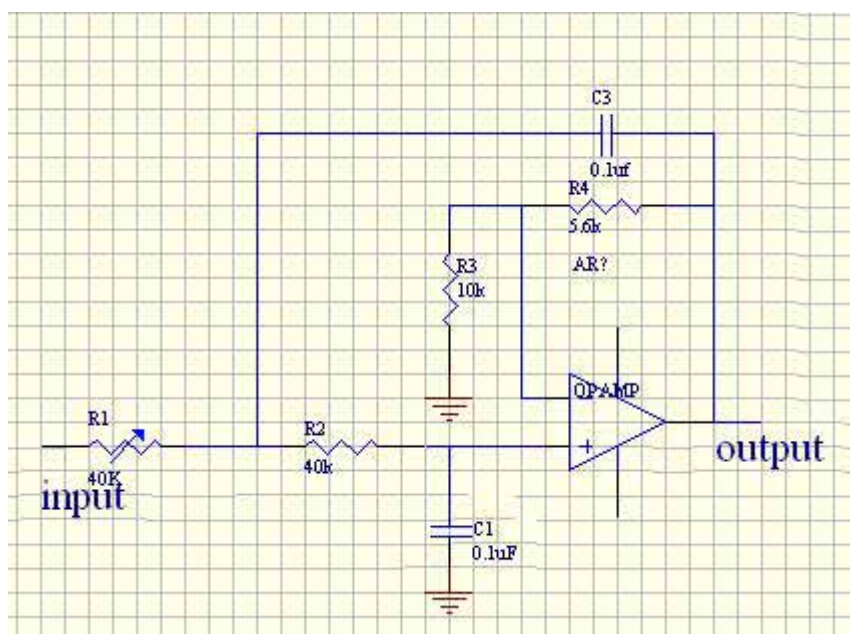


圖 5.10 38 Hz 二階低通濾波器

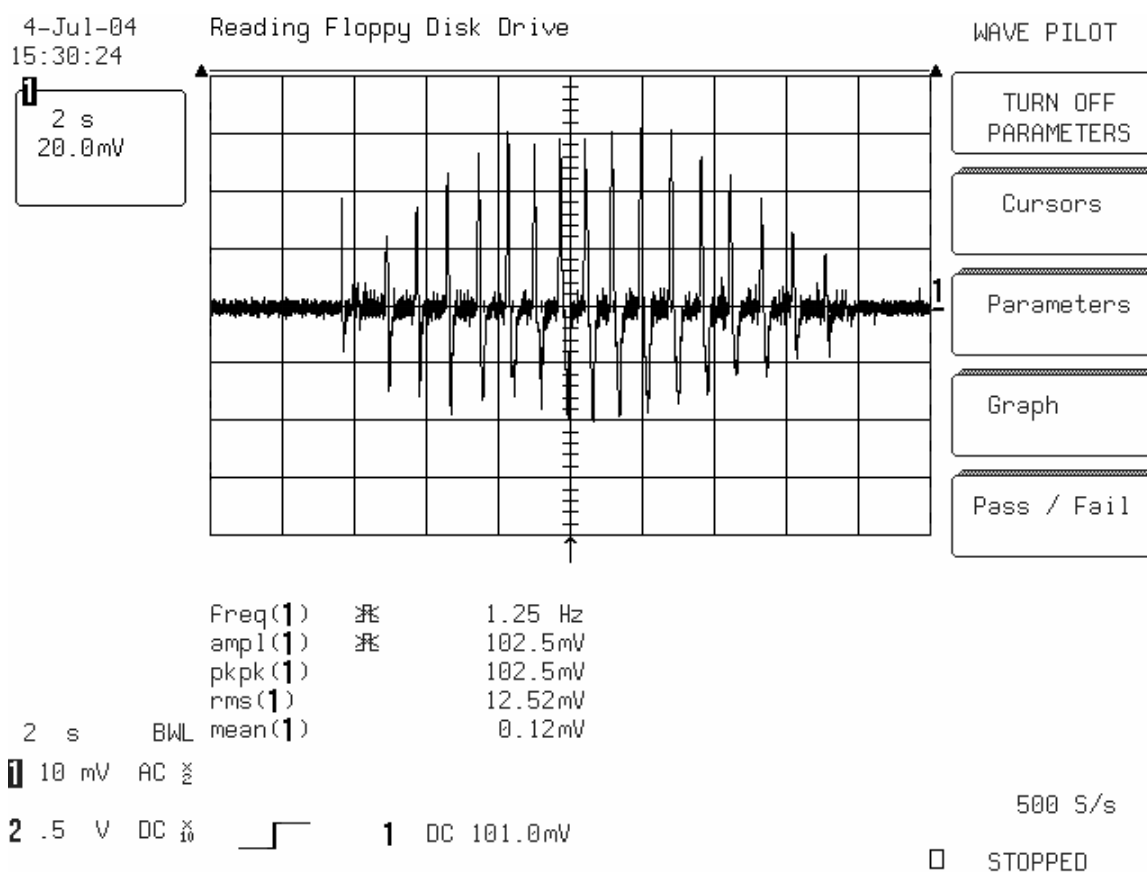


圖 5.11 處理後之完整血壓脈波波形



當壓力感測器經由線性充放氣的控制時會有直流的電壓變化，若將壓力感測器得來的訊號做一定比例的放大，可發現壓力在收縮壓與舒張壓之間的時候，可以由示波器上看到會另有交流的訊號。

此時將訊號分為二處其一經高通濾波器，所以當收縮壓與舒張壓發生的時候，相對交流訊號也發生，那麼相對應另一經由低通濾波器的訊號（也就是當時的壓力），這樣就可以得知此人的收縮壓及舒張壓了。

圖 5.12 表現的就是感測器線性充放氣時直流的電壓變化與所求血壓脈波波形之間的關係。由圖可以見到當 pump 充氣到最高點時開始放氣，此時我們所處理過的血壓脈波波形才開始出現。

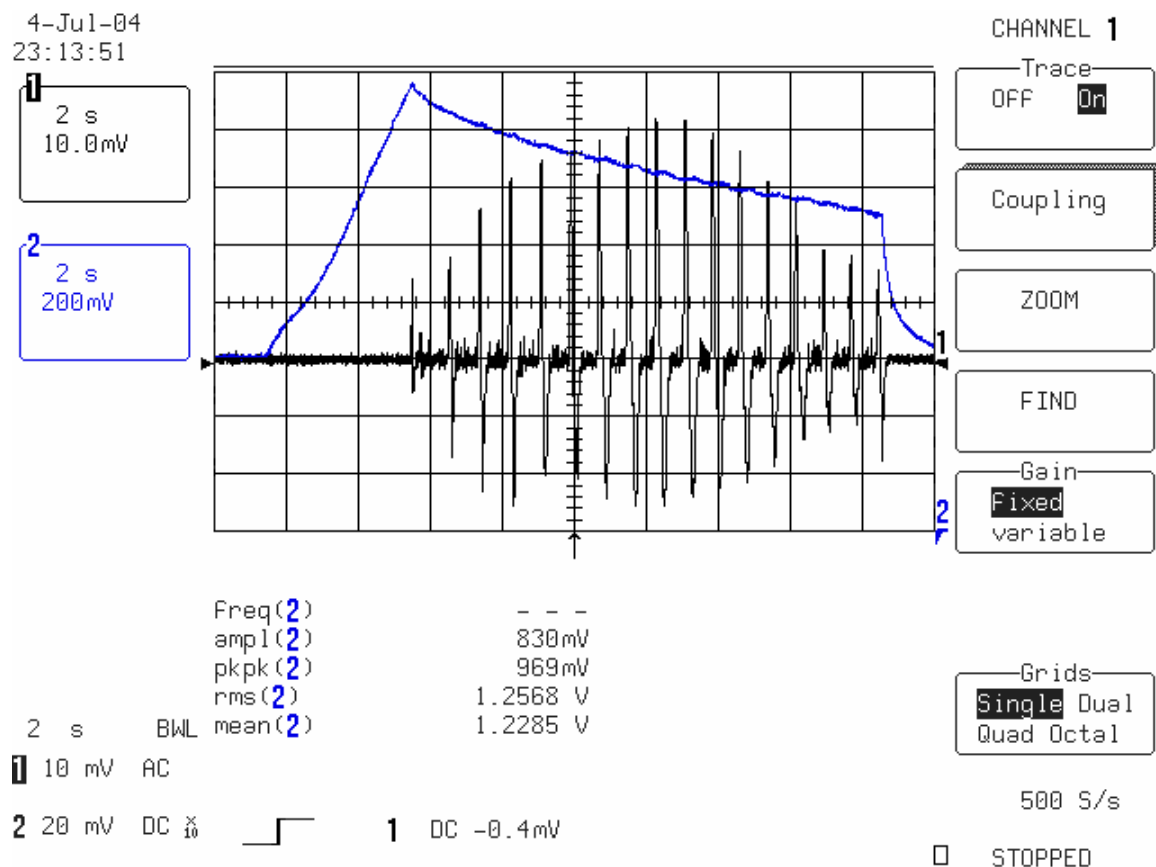


圖 5.12 線性充放氣時直流的電壓變化與血壓脈波波形之間的關係

### 5-3 血壓波形電壓的量化與比對

擷取出我們想要的血壓脈波後，接下來就是血壓值的換算。首先要利用 ADC0804 來將得到的血壓脈波做類比-數位的轉換，數位化。

一般外面正式公司的血壓計設計方式以下圖(圖 5.13)為例，為放大器所產生的震盪血壓，先找出最大振幅值  $A_{max}$ ，往前找  $0.5 A_{max}$  的值即為收縮壓，往後找  $0.8 A_{max}$  的值為舒張壓，將上述兩點與 DC 電壓做對照，在 DC 電壓值所對應之伏特數經過換算，則為收縮壓及舒張壓的值。

外面廠商在製作血壓計的過程還配合電子血壓計模擬器來作驗證及矯正的工作。已確定電子血壓計的準確度，如圖 5.14。

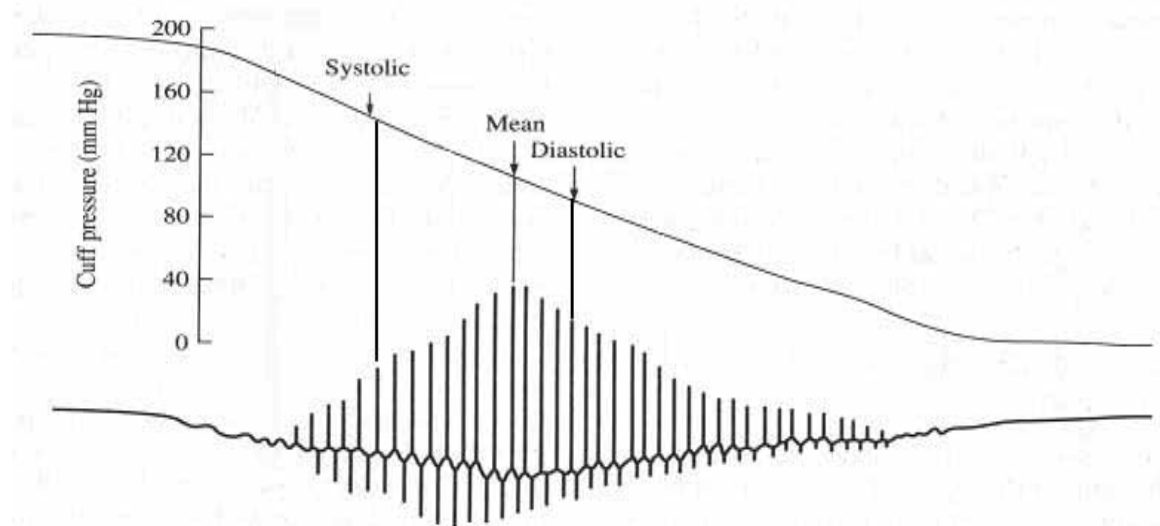


圖 5.13 血壓脈波[10]



圖 5.14 電子血壓計模擬器

而因為我們沒有所需設備，所以採用依電子血壓計 LCD 的輸出血壓值作依據，跟血壓脈波作對照，歸納找出一個趨近的線。來作輸入血壓脈波映對於輸出血壓值的動作。

再將映對所得的結果送到單晶片，最後再配合前面所建立的血壓資料字元編碼轉換表由單晶片送出字串給所作的藍芽通訊板的鍵盤傳輸。來傳送轉換後所得到的收縮壓。

利用向同學擷取之數十組血壓脈波波形來做研究比對，設法找出與實際電子血壓計輸出血壓值之間有無任何的關聯性。並比對之間的誤差及評估這一個方法的正確性與可行性。擷取血壓值的狀態包含平常的時刻、睡覺前、睡覺後、運動後、吃飯前後等不同情形下。以一般血壓計設計方式，先找出最大振幅值  $A_{max}$ ，其為平均壓，往前找  $0.5 A_{max}$  的值即為收縮壓，往後找  $0.8 A_{max}$  的值為舒張壓，然後再跟電子血壓計比對之間的誤差。下面以擷取血壓脈波波形中的二張圖來作說明。

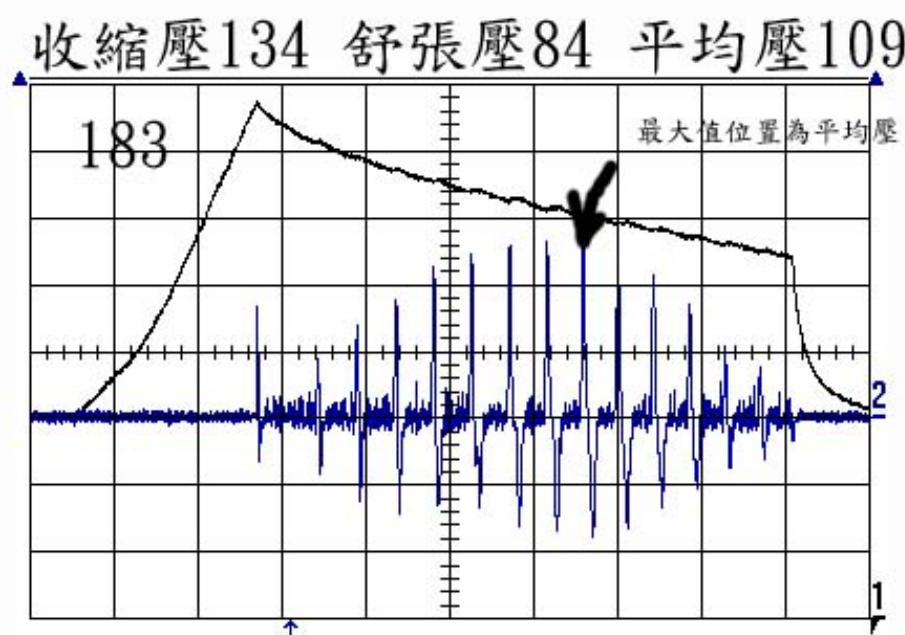


圖 5.15 比對量測血壓脈波波形

此次所使用的電子血壓計為 Rossmas 手腕式電子血壓計，每次加壓的最大值固定在 183~184mmHg。平均值位置為血壓脈波波形的最大值，由圖 5-15 得知其值為 481mV，對映 DC 值為 600mV。以收縮壓為例，往前找  $0.5 A_{max}$  的值即為收縮壓，得知血壓脈波波形值為 240mV，對映上去 DC 值為 760mV。以血壓值

183mmHg 其 DC 值為 940mV 等比例來換算。得到收縮壓為 144.7mmHg，與實際電子血壓計量測出來收縮壓其的誤差值為 8%。

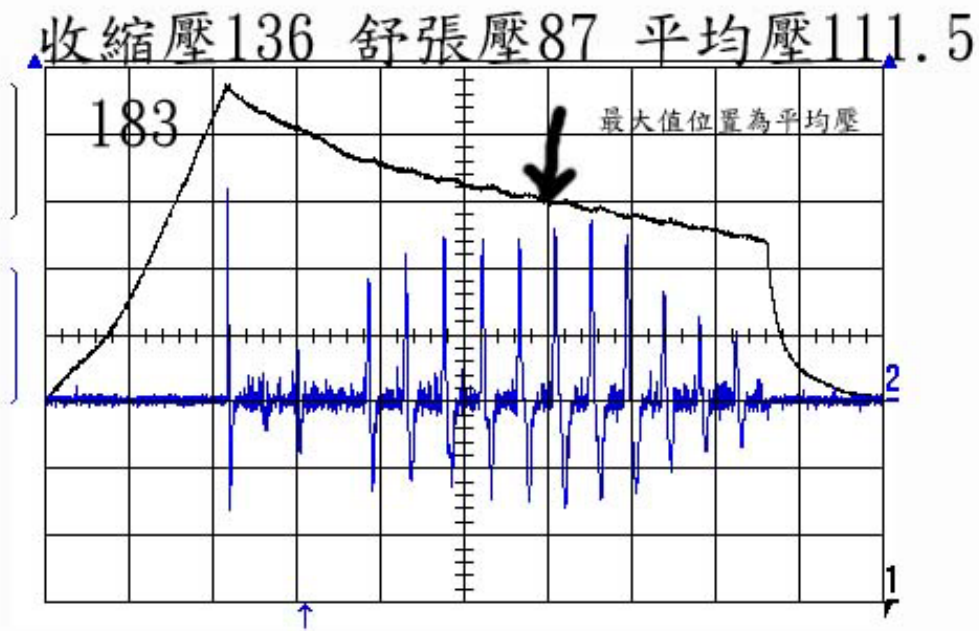


圖 5.16 比對血壓量測脈波波形

同理以圖 5.16 來作誤差的計算，平均壓為 111.5mmHg，其對映 DC 值為 600mV。往前找 0.5 Amax 的值即為收縮壓，得知血壓脈波波形值為 200mV，對映上去 DC 值為 740mV。以血壓值 183mmHg 其 DC 值為 940mV 等比例來換算。得到收縮壓為 145.9mmHg，與實際電子血壓計量測出來收縮壓其的誤差值為 7.2%。

經過此數個步驟計算出數十個收縮壓，下面列出十個與實際電子血壓計輸出血壓值的誤差比較表(表 5.2)。

表 5.2 實際誤差對照表

電子血壓計輸出值		轉換後血壓值						
收縮壓 (血壓單位都為 mmHg)	舒張壓	平均壓	血壓脈 波最大 振幅	血壓脈波 0.5*最大 振幅	最大振幅 處對映 DC 值	0.8*最大 振幅對映 DC 值	換算 後收 縮壓	誤差 %
134	84	109	481mV	240mV	600mV	760mV	144.7	8
136	87	111.5	400mV	200mV	600mV	740mV	145	7.2
140	90	115	501mV	250mV	610mV	800mV	154.1	10
122	85	103.5	402mV	201mV	580mV	750mV	141	15.5
128	85	106.5	420mV	210mV	600mV	720mV	133.5	4.3
149	92	120.5	504mV	252mV	620mV	820mV	159.5	7
143	90	116.5	500mV	250mV	600mV	790mV	153.6	7.4
125	84	104.5	430mV	215mV	590mV	750mV	141.4	13.1
133	85	109	460mV	230mV	600mV	750mV	141.6	6.5
129	84	106.5	461mV	230mV	580mV	720mV	136.2	5.6

## 第六章結論與未來展望

### 結論

所製作的藍芽通訊板其傳送距離沒有理論值 10 公尺上來的那麼理想，大概到 2 公尺多就沒有辦法傳送了。將 2 塊通訊板的位置最一些調整，通訊距離長短會有些許的差異。以晶片面對面發射接收拾效果最好。或許要增加傳送距離可能要必須加裝藍芽模組的天線。至於血壓計的部分，此次用 8051 單晶控制藍芽通訊板作血壓傳輸最大的難處在於無法容易且取得正確的血壓值，幾乎沒辦法從一般電子血壓計中得到正確的數值。所以血壓值的轉換沒法很順利。

發現所使用的轉換方法有一定的誤差存在。有時誤差率可高達 20%以上，一般大多在 10%左右。探討其原因懷疑有二點，

第一濾波效果不是很成功：在生理訊號方面，因為經由人體所取得的訊號有過多雜訊，或許除了去除電源及皮膚與臂帶摩擦的高頻雜訊外還有其雜訊要考慮，濾波效果不好，當然訊號正確率也會大打折扣。可能還要試用其他濾波方法。

第二是在測量過程中人為的晃動：人為所產生的一些碰撞或晃動都會影響要擷取生理訊號的振幅，偏偏我們又是以振幅的大小來找尋轉換血壓值，因此可能導致轉換後的血壓值產生過大的誤差。必須要找尋其他預防在量測中晃動的方法。還是必須有適當的儀器來幫忙驗證。

不過我想藍芽對於未來應該有許多可以應用的地方，如做各種生理訊號資訊的傳送，如心電圖(ECG)、腦波圖(EEG)、肌電圖(EMG)等。前面所列即時波形的傳輸對於藍芽來說應該有很大的發揮空間。像藍芽通訊板中的 ADC 功能，對於 ECG、EEG、EMG 需要即時繪出波形的要求應該有很有有效的功用

### 未來展望

在現代的社會中 3C 產品正逐漸充斥於周邊。不管是電腦、通信或消費性電子設備，雖然給生活上帶來很大的方便，但這些設備之間都需要連接，密集的電源線或連接線，不但在連接上很麻煩複雜，而且給人凌亂的感覺。藍芽的出現正是為了能夠在多個電腦、通信或消費性電子設備之間建立無線連接而設計。此外，藍芽也提供自動設備識別與同步的功能。

目前市面上有儲存紀錄生理訊號量測的醫療儀器有增加的趨勢，在電子病歷的時代來臨前，發展出一套有模範性質的個人病歷擷取系統，如果能透過藍芽無線傳輸的技術來跟醫院的電腦做聯繫且少去擾人的電源線跟連接線對於診斷必有事半功倍之效。

藍芽還有一項特點，藍芽無線傳輸技術因為具有一對多連接方式的特性，所以可用在同時監測多台不同的生理訊號測量儀器上。在未來或許醫院也可運用來作無線監測病人其他的生理監視系統。

## 參考文獻

- [1]. Net Technology Laboratory 著, 李于青 譯, "Bluetooth-新趨勢科技"、實現夢想生活, 博碩文化股份有限公司, 2001。
- [2]. 全球電子和 3C 市場研究分析集團 Cahners In-Stat(<http://www.instat.com/>)。
- [3]. Jennifer Bray、Charles F Sturman 著, 林俊宏、楊順興、李忠來、黃億詳、吳建偉 編譯, 藍芽: 無線技術連結, 全華科技圖書股份有限公司, 2001。
- [4]. 藍芽 SIG 的網站,<http://www.bluetooth.com/dev/specifications.asp>。
- [5]. 藍芽技術規範,<http://www.bluetooth.com>。
- [6]. Michael Miller 著, 李純、周開波、童兆豐 譯, "無線通訊技術: 探索藍芽", 五南圖書股份有限公司, 2003。
- [7]. 莊奕琪 編著, "藍芽科技: 打造現代生活新革命", 書泉出版社, 2003。
- [8]. Haykin, Communication System, Third Edition, 1998.
- [9]. 黃俊凱 著, "血壓量測裝置作業技術規範", 教育部醫學工程科技教育改進計畫, 1999。
- [10]. Joseph J. Carr, John M. Brown, Introduction to Biomedical Equipment Technology, Fourth Edition, Prentice Hall, 2003.
- [11]. 董玉京 著, "高血壓與量血壓", 南山堂出版社, 1987。
- [12]. Sedra Smith, Microelectronic Circuit, fourth edition, Oxford, 2000.
- [13]. Sergio Franco, Design with operational amplifiers and analog integrated circuits Third Edition, McGraw-Hill, 2002.
- [14]. J. Y. Khan, J. Wall and M. A. Rashid, "Bluetooth-Based Wireless Personal Area Network for Multimedia Communication", Electronic Design, Test and Applications, 2002. Proceedings. The First IEEE International Workshop, pp. 47-51, 2002.



- [15] J. G. Webster, "Medical instrument application and design ", Houghton Mifflin Company, USA, 1992.
- [16] L. A. Geddes and L. E. Bajer, "Principles of Applied Biomedical Instrumentation ed.3rd ", John Wiley & Sons, Inc, New York, pp.686-708, 1989.
- [17] 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.
- [18] A. Soltanian and R. E. Van Dyck, "Performance of the Bluetooth System in Fading Dispersive Channels and Interference", Global Telecommunications Conference, 2001. GLOBECOM'01. IEEE, vol. 6, pp. 3499-3503, 2001.
- [19] T.Y. Chui, F. Thaler and W.G. Scanlon, "Bit error rate related load constraints for Bluetooth baseband packets," Electronic Letters, Vol. 38, issue 3, pp. 137-138, Jan. 2002.
- [20] L. Ferrigno and A. Pietrosanto, "A Bluetooth-based proposal of instrument wireless interface", Virtual and Intelligent Measurement Systems, 2002 VIMS '02. 2002 IEEE International Symposium, pp. 72-77, 2002.
- [21] P. Murphy, E. Welsh and J. P. Frantz, "Using Bluetooth for Short-Term Ad Hoc Connections Between Moving Vehicles: A Feasibility Study", Vehicular Technology Conference, 2002. VTC Spring 2002. IEEE 55th, vol. 1, pp.414-418, 2002.

## 自 述

姓名：蕭凱仁

籍貫：台灣省屏東縣

出生地：台灣省屏東縣

學經歷：民國 85 年 6 月 高雄市立中正高級工業職業學校電子科畢業

民國 91 年 6 月 國立高雄第一科技大學電腦與通訊工程系畢業

民國 93 年 7 月 國立成功大學電機工程研究所碩士班畢業