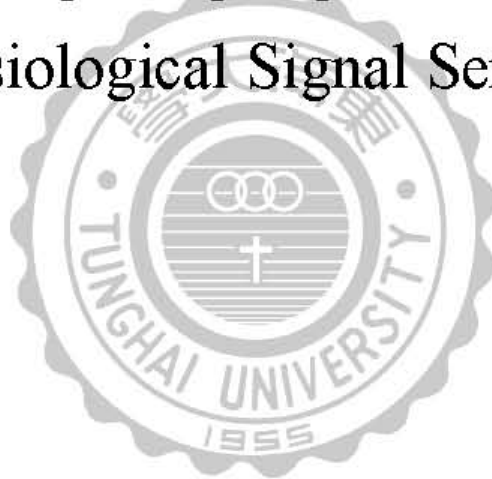


東海大學電機工程學系  
碩士論文

ZigBee 模組整合生理訊號感測器之研製

Study of Integrating ZigBee Modules and  
Physiological Signal Sensors



研究生：沈志諺

指導教授：陳家豪 博士

中華民國 101 年 1 月

東海大學電機工程學系碩士學位  
論文指導教授同意書

電機工程學系研究生 沈志諺 君所提之論文

ZigBee 模組整合生理訊號感測器之研製

經由本人指導撰述，同意提付審查。

指導教授：陳宗亨 (簽章)

中華民國 101 年 01 月 04 日

東海大學電機工程學系碩士學位  
考試委員審定書

電機工程學系研究所 沈志諺 君所提之論文

ZigBee 模組整合生理訊號感測器之研製

經本考試委員會審查，符合碩士資格標準。

學位考試委員會 召集人：邱瑞杰 (簽章)

委員：陳永新

林哲弘

蔡榮廷

龔正

中華民國 101 年 01 月 04 日

# 誌謝

這兩年半以來的碩士生活，感謝許多人的幫助。首先感謝龔正老師的指導，在延畢的這半年內，無論是在指導論文方向、寫作與修改，皆給予很多建議與幫助，使本論文能夠順利完成。

在此並感謝在這兩年半幫助我的所有人，幼稚的系辦助理淑貞姊與助教熊小熊，以及在東海的學長小朱(朱正倫)、仕翔、昭遠、享珊、小左(陳俊宇)等，還有同屆的嘟嘟(林宏儒)、彬為、岷B、阿倫(曾群倫)、難叫哥(蔡達璋)，在此感謝這群人的幫助。





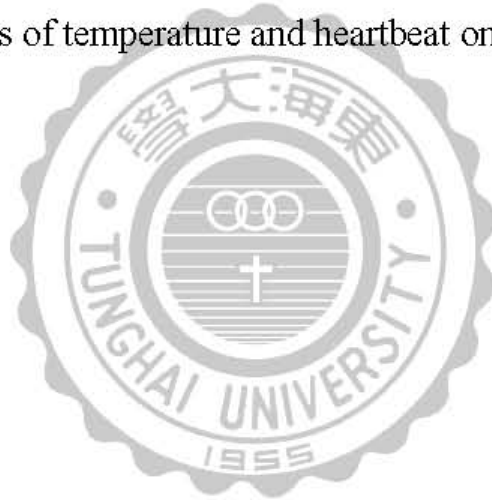
# 中文摘要

本文提出一個生理訊號感測系統，並利用 ZigBee 無線通訊技術作傳輸，主要以溫度與心跳生理訊號為研究主題。在 ZigBee 無線通訊技術部分，硬體的製作為本文研究方向，主要完成部分有 ZigBee 無線收發模組(Coordinator)與 ZigBee 路由器模組(Router)。在 ZigBee 路由器模組部分還整合溫度與心跳感測器，透過自行設計之顯示介面，在個人電腦上可以監控溫度與心跳生理訊號。



# ABSTRACT

This paper proposes a sensing system of physiological signals that uses ZigBee wireless communication technology. The main subject of the study is the physiological signal of temperature and heartbeat. The hardware is finished with the ZigBee wireless communication technology that includes ZigBee coordinator module and ZigBee router module. ZigBee router modules also integrate sensors of temperature and heartbeat. When the display interface is used, we can monitor physiological signals of temperature and heartbeat on the computer.



# 目錄

|                               |     |
|-------------------------------|-----|
| 誌謝.....                       | I   |
| 中文摘要.....                     | II  |
| ABSTRACT.....                 | III |
| 目錄.....                       | IV  |
| 圖目錄.....                      | VII |
| 表目錄.....                      | X   |
| 第一章 緒論.....                   | 1   |
| 1.1 研究目的與動機.....              | 1   |
| 1.2 論文架構.....                 | 2   |
| 第二章 文獻探討.....                 | 3   |
| 2.1 ZigBee 介紹.....            | 3   |
| 2.1.1 ZigBee 特點.....          | 6   |
| 2.1.2 ZigBee 網路拓樸種類.....      | 7   |
| 2.1.3 ZigBee 與其它無線通訊技術比較..... | 10  |
| 2.2 感測器介紹.....                | 12  |
| 2.2.1 電壓變化型感測器.....           | 13  |
| 2.2.2 電流變化型感測器.....           | 13  |

|                              |    |
|------------------------------|----|
| 2.2.3 電阻變化型感測器 .....         | 17 |
| 第三章 ZigBee 模組整合生理訊號感測器 ..... | 24 |
| 3.1 系統架構說明 .....             | 24 |
| 3.2 心跳感測器與溫度感測晶片介紹 .....     | 27 |
| 3.3 ZigBee 無線收發模組設計 .....    | 30 |
| 3.3.1 CC2530 晶片簡介 .....      | 30 |
| 3.3.2 整合級晶片模組 .....          | 32 |
| 3.3.3 路由級晶片整合溫度感測器模組 .....   | 36 |
| 3.3.4 路由級晶片整合心跳感測器模組 .....   | 38 |
| 3.4 軟體設計流程 .....             | 40 |
| 3.4.1 溫度感測模組 .....           | 40 |
| 3.4.2 心跳感測模組 .....           | 42 |
| 第四章 實驗結果與測試 .....            | 44 |
| 4.1 硬體設計及製作 .....            | 44 |
| 4.1.1 整合級晶片模組 .....          | 44 |
| 4.1.2 路由級晶片整合溫度感測器模組 .....   | 47 |
| 4.1.3 路由級晶片整合心跳感測器模組 .....   | 49 |
| 4.2 硬體與顯示介面測試 .....          | 51 |
| 4.2.1 溫度感測模組 .....           | 51 |

|                    |    |
|--------------------|----|
| 4.2.2 心跳感測模組 ..... | 57 |
| 第五章 結論與未來展望 .....  | 65 |
| 5.1 結論 .....       | 65 |
| 5.2 未來展望 .....     | 66 |
| 參考文獻 .....         | 67 |



# 圖目錄

|                           |    |
|---------------------------|----|
| 圖 2.1 ZigBee 應用範圍.....    | 3  |
| 圖 2.2 星狀拓樸 .....          | 7  |
| 圖 2.3 樹狀拓樸 .....          | 8  |
| 圖 2.4 網狀拓樸 .....          | 9  |
| 圖 2.5 無線通訊技術 .....        | 10 |
| 圖 2.6 感測器內部方塊圖 .....      | 12 |
| 圖 2.7 感測器之溫度與電流關係圖 .....  | 14 |
| 圖 2.8 壓降法測量電路 .....       | 14 |
| 圖 2.9 分流法.....            | 15 |
| 圖 2.10 分壓法 .....          | 17 |
| 圖 2.11 電阻電橋.....          | 18 |
| 圖 2.12 定電流負載接地 .....      | 20 |
| 圖 2.13 定電流負載浮接 .....      | 21 |
| 圖 2.14 有源電橋法 .....        | 22 |
| 圖 3.1 生理訊號監控系統架構 .....    | 25 |
| 圖 3.2 生理訊號監控系統設計流程圖 ..... | 26 |
| 圖 3.3 心跳感測套件 kt02 .....   | 27 |

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 圖 3.4 kt02 電路架構圖 .....                | 28 |
| 圖 3.5 ADT 內部方塊圖與腳位圖 .....             | 30 |
| 圖 3.6 CC2530 基本電路 .....               | 31 |
| 圖 3.7 CC2530 內部方塊圖 .....              | 32 |
| 圖 3.8 整合級晶片模組的訊號傳遞路徑 .....            | 33 |
| 圖 3.9 整合級晶片模組電路圖 .....                | 34 |
| 圖 3.10 USB 晶片 MG84FL54BD 腳位圖 .....    | 35 |
| 圖 3.11 路由級晶片溫度感測模組電路圖 .....           | 37 |
| 圖 3.12 路由級晶片心跳感測模組電路圖 .....           | 39 |
| 圖 3.13 溫度感測模組顯示介面設計流程圖 .....          | 41 |
| 圖 3.14 心跳感測模組顯示介面設計流程圖 .....          | 43 |
| 圖 4.1 整合級晶片模組 .....                   | 45 |
| 圖 4.2 整合級晶片模組實品圖 .....                | 46 |
| 圖 4.3 路由級晶片整合溫度感測器模組 Protel 設計圖 ..... | 47 |
| 圖 4.4 路由級晶片整合溫度感測器模組實品圖 .....         | 48 |
| 圖 4.5 路由級晶片整合心跳感測器模組 Protel 設計圖 ..... | 49 |
| 圖 4.6 路由級晶片整合心跳感測器模組實品圖 .....         | 50 |
| 圖 4.7 溫度感測模組電腦端顯示介面 .....             | 52 |
| 圖 4.8 ZigBee 整合級晶片模組與溫度感測模組硬體 .....   | 54 |



|                                      |    |
|--------------------------------------|----|
| 圖 4.9 溫度感測模組電腦端顯示介面測試圖 .....         | 55 |
| 圖 4.10 溫度過低警示圖 .....                 | 55 |
| 圖 4.11 溫度過高警示圖 .....                 | 56 |
| 圖 4.12 溫度儲存紀錄圖 .....                 | 56 |
| 圖 4.13 心跳感測模組電腦端顯示介面 .....           | 57 |
| 圖 4.14 ZigBee 整合級晶片模組與心跳感測模組硬體 ..... | 59 |
| 圖 4.15 心跳感測模組電腦端顯示介面測試圖 .....        | 60 |
| 圖 4.16 最初心跳訊號 .....                  | 61 |
| 圖 4.17 經過第一級反相放大器訊號輸出 .....          | 61 |
| 圖 4.18 經過第二級反相放大器訊號輸出 .....          | 62 |
| 圖 4.19 經過第三級反相放大器訊輸出 .....           | 62 |
| 圖 4.20 心跳次數過低警示圖 .....               | 63 |
| 圖 4.21 心跳次數過高警示圖 .....               | 63 |
| 圖 4.22 心跳次數儲存紀錄圖 .....               | 64 |

# 表目錄

|                           |    |
|---------------------------|----|
| 表 2.1 ZigBee 各裝置功能說明..... | 5  |
| 表 2.2 無線通訊技術比較表.....      | 11 |



# 第一章 緒論

## 1.1 研究目的與動機

由於近年來「病人安全」之議題越來越受到重視，為醫療服務品質中極度被重視之議題，現今醫療機構推動的重點為以「病人」為中心的醫療照護模式，其中以「長期照護」為目前最常見。由於社會人口逐漸高齡化，長期照護的負擔也越來越大，不論是在醫護人員的人力上，或是在醫療花費金額上，皆是龐大的負擔。

有鑑於減輕醫療人員負擔的前提下，國內外醫療體系近年來大量引入多種無線技術並建立感測系統，可供隨時瞭解病患的身體狀況，提升醫療品質與減輕人力負擔。利用無線感測系統，可以隨時掌控病患的生理訊號，例如心電圖、血壓、心跳、呼吸等生理訊號，利用無線技術，可以減少傳輸線材所佔用的空間，對於病患在攜帶上則是方便許多，並利用無線傳輸功能將所有資訊傳至電腦端做處理，減少醫院在人力資源上的負擔。

本論文選擇使用近年來新興之無線傳輸技術 ZigBee，然後選擇溫度與心跳這兩種生理訊號為研究方向，結合無線傳輸技術與感測器，製作出一個生理訊號的感測系統。ZigBee 主要應用於短距離的無線

傳輸，因為裝置設備相較於其它無線通訊技術較為便宜、複雜度低、消耗功率低且容易佈建，所以選擇 ZigBee 為研究方向，再搭配溫度晶片與心跳感測器，並將其結合為模組。

## 1.2 論文架構

本論文分成五個章節討論，以下將分別介紹各章節。第二章為文獻探討，主要討論有關於 ZigBee 技術的優點以及應用範圍，並介紹感測器的種類，分別為電壓變化型、電流變化型與電阻變化型。第三章主要介紹硬體與軟體的架構與設計流程，硬體部分為心跳感測器的微型化以及 ZigBee 各模組的設計，軟體部分則為使用 Visual Basic 2008 程式設計軟體所規劃的軟體顯示介面。第四章主要介紹 ZigBee 各模組硬體製作成品，並進行製作完成之模組成品與編譯完成之軟體顯示介面的共同測試，同時測試資料庫的儲存功能。第五章主要介紹結論與未來展望，針對本論文提出的系統做總結，並在未來展望中加入改進的方向。

## 第二章 文獻探討

### 2.1 ZigBee 介紹

本研究中所使用的無線通訊技術為 ZigBee 技術。ZigBee 為近年來快速發展的短距離通訊技術，其網路協定由多家公司所組成的 ZigBee 聯盟(ZigBee Alliance)所制定，底層是採用 IEEE802.15.4 標準規範的媒體存取層(Medium Access Control Layer, MAC)與實體層(Physical Layer, PHY)，主要著重於低耗電、低成本、感應式網路等功能之發展，經過多年不斷改進，在網路可靠性、網路容量、低功耗與抗干擾等多個方面，技術越趨成熟。

ZigBee 目前主要是用於近距離的無線連接，例如一些無線感測器的傳輸，因為裝置設備相較於其它無線通訊技術為便宜、複雜度低、消耗功率低且容易佈建，故應用範圍廣泛。由於 ZigBee 傳輸資料量較小，故常用於簡單的無線訊號控制：

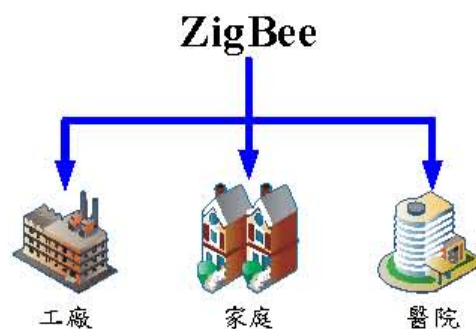


圖 2.1 ZigBee 應用範圍

## **ZigBee 應用範圍：**

### **1. 家庭應用：**

應用於家庭中是目前 ZigBee 主力發展目標，ZigBee 無線感測器可安裝於各式家電或是門禁系統，可以分別控制電器開關或安全監控，若裝置感測器至設備上，可以用來偵測溫度、溼度、照度等多項功能，裝置簡易在於只需用一個 Zigbee 主控制器 (Coordinator)即可控制所有家電，並收集家居所有資訊。

### **2. 工業應用：**

裝置 ZigBee 於各工廠中自動收集資訊，監控所有設備，再將各項資訊或統計資料傳送至中央控制器做收集，例如機器運轉情況，或是廠區各項環境因素的資料。

### **3. 醫療應用：**

利用 ZigBee 無線感測器，醫護人員可以隨時收到來自病人的資訊，將其 ZigBee 終端裝置(End Device)配戴於病患身上，可以隨時監控其體溫或脈搏，加上定位系統，也可掌握病患的行動，由於此技術是用無線傳輸，相對於有線的其它設備，可以提升病患的便利性。

ZigBee 無線通訊網路的基本裝置包括網路協調器(Coordinator)、路由器(Router)與終端裝置(End Device)，其在 ZigBee 通訊網路中的

功能如〈表 2.1〉。ZigBee 無線網路設備功能又可分為全功能設備 (Full-Function Device, FFD)與精簡功能設備(Reduced-Function Device, RFD),兩者的差別在於有無路由器功能,FFD 可以與其它 FFD 或 RFD 裝置傳輸,但 RFD 只能與 FFD 傳輸,精簡功能設備不含路由功能,所以只設置在終端設備,其價格也較為低。

表 2.1 ZigBee 各裝置功能說明

| 網路裝置                          | 功能   |
|-------------------------------|--|
| 網路協調器<br>(ZigBee Coordinator) | 為 ZigBee 網路核心,管理所有節點,接收或控制所有網路內的路由器與終端裝置,為 ZigBee 網路中階級最高的設備 |
| 路由器<br>(ZigBee Router)        | 負責將網路協調器的資訊傳至終端裝置,或是將終端裝置及自身資訊傳至網路協調器,為中層管理階級。               |
| 終端裝置<br>(ZigBee End Device)   | 為 ZigBee 網路內階層最低的裝置,負責接收路由器傳來的控制訊號及傳資訊至路由器或網路協調器。            |



### 2.1.1 ZigBee 特點

ZigBee 技術主要有以下特點：

#### 1. 低功率消耗：

由於 ZigBee 傳輸速率較低且資料量小，所以在接收與發送的時間上較短。在工作狀態下，其發射(TX)模式耗電量約為 29mA，接收(RX)模式耗電量約為 24mA；而在非工作狀態時，ZigBee 是處於休眠模式，故其耗電量相當低。理論上 ZigBee 的節點電池可以持續好幾個月以上。

#### 2. 延遲時間短：

ZigBee 在進行頻道連接的延遲時間約為 15ms，搜索裝置的延遲時間約為 30ms，而從休眠模式轉為工作模式的延遲時間約為 15ms。所以 ZigBee 在切換工作模式以及與裝置連接通訊的時間花費上皆很短。

#### 3. 建置成本低：

相對於其它通訊技術，ZigBee 架構簡單，一個主控制器(網路協調器)即可控制多個節點與終端裝置，在設備上的花費相比之下成本較低，若終端裝置皆為 RFD，成本可以更低。

#### 4. 網路容量大：

ZigBee 通訊技術的基本裝置包括網路協調器、路由器與終端裝置，一個網路協調器最多可控制 256 個節點，一個路由器又可以控制 256 個終端裝置，故整個網路只需一個網路協調器就可支援到 6 萬多個節點，其控制的節點數比其它通訊技術要多上好幾倍。

#### 2.1.2 ZigBee 網路拓樸種類

ZigBee 支援多種網路拓樸，依傳輸方式可以分為星狀拓樸(Star Topology)、樹狀拓樸(Tree Topology)與網狀拓樸(Mesh Topology)，可依需求自由調整網路拓樸：

##### 1. 星狀拓樸：

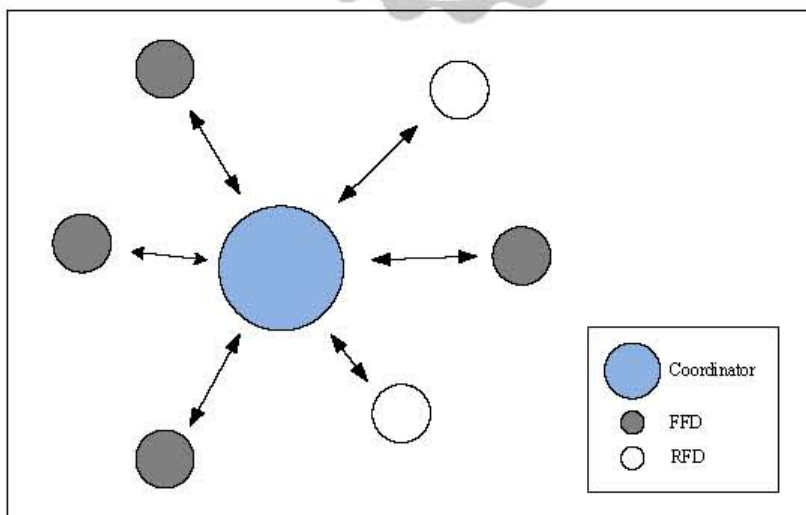


圖 2.2 星狀拓樸

此種網路拓樸為所有設備皆對網路協調器做資料傳輸，主要

由一個網路協調器與數個終端裝置組成，終端裝置彼此間無法直接傳輸，需透過網路協調器才能互相傳遞資料。星狀拓樸由於沒有路由器，所以只適於小範圍的資料傳輸。

## 2. 樹狀拓樸：

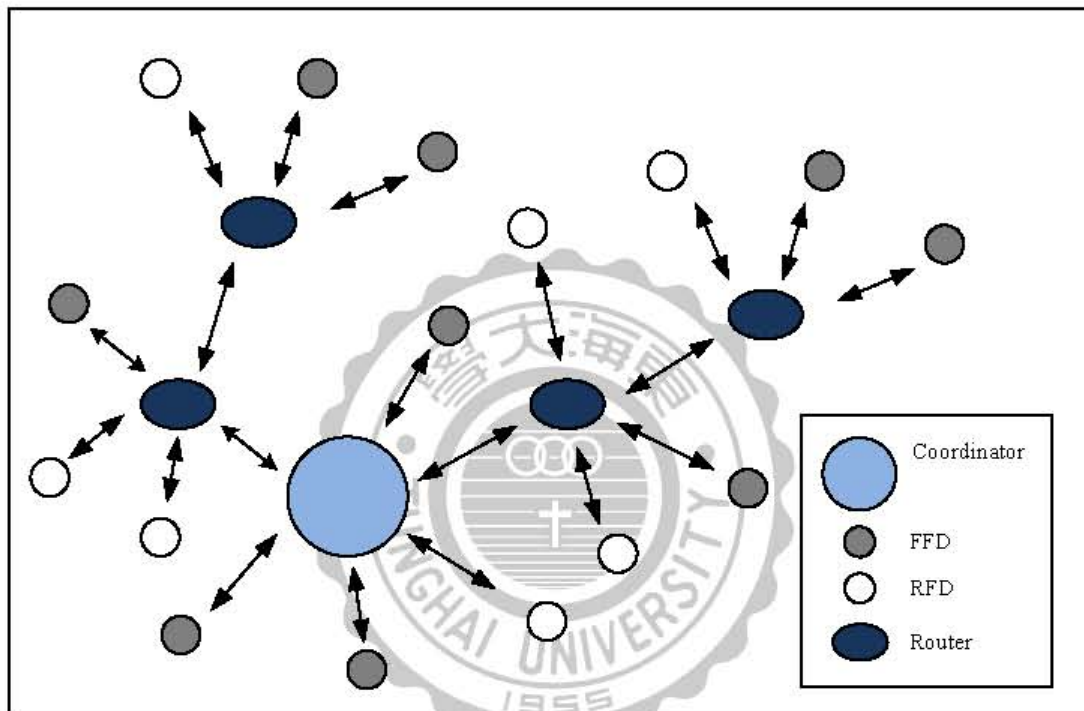


圖 2.3 樹狀拓樸

此種網路拓樸傳輸的範圍比星狀拓樸更廣，藉由路由器的設置，可以延長傳輸距離，使網路協調器經過路由器再到終端裝置。如果其中一個分支的路由器故障，其所連接的終端裝置或路由器將無法把資料傳輸至網路協調器。

### 3. 網狀拓樸：

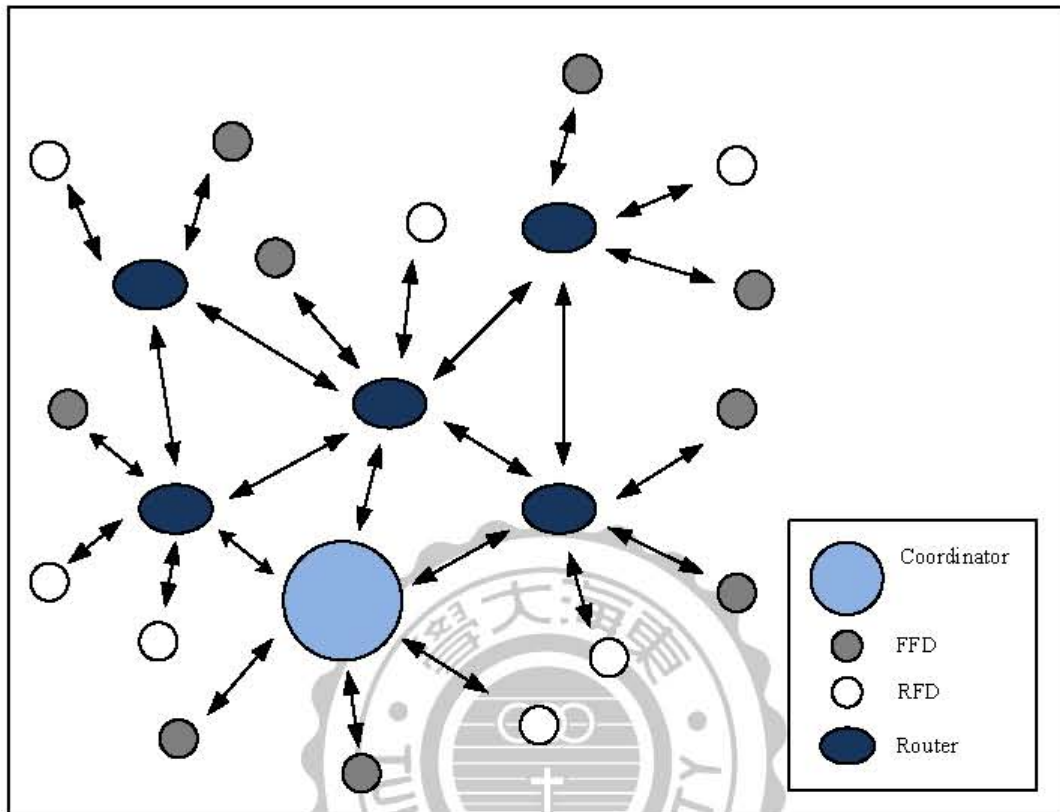


圖 2.4 網狀拓樸

網狀拓樸相似於樹狀拓樸，但路由器與路由器間皆可互相傳遞訊息，終端裝置傳訊息至網路協調器，會選擇最短之路徑傳輸，其可涵蓋網路範圍為三種拓樸中最大，若其中某一個路由器裝置損壞，仍可藉由別組路由器幫忙傳輸資料，此種網路拓樸優點為減少傳輸時間，也能確保各接點的資料傳輸不會遺漏。

### 2.1.3 ZigBee 與其它無線通訊技術比較

本節將介紹目前市面上比較常見的無線通訊技術 ZigBee、Wi-Fi 及 Bluetooth 的特點，〈圖 2.5〉為各無線通訊技術在傳輸速度以及通訊距離的比較。

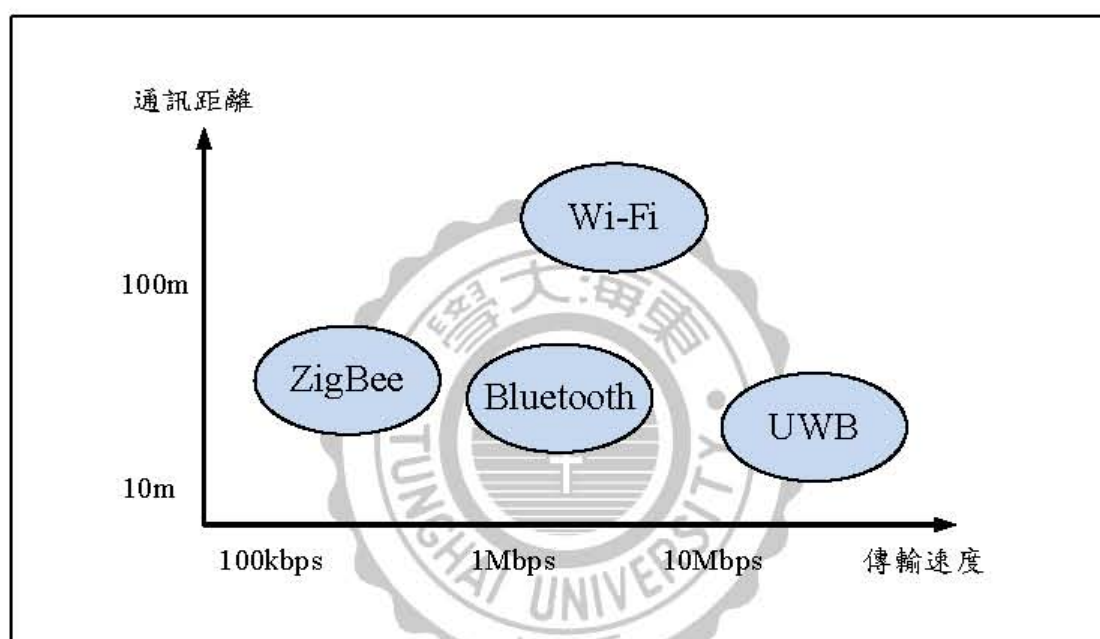


圖 2.5 無線通訊技術

#### 1. ZigBee :

ZigBee 為近年來快速發展的短距離通訊技術，其技術目前應用於工業監控、智慧家居、醫療保健與保全系統上，皆有發展的空間，加上其耗電量較低、裝置成本低以及大容量網路，應用範圍廣大。



## 2. Wi-Fi :

Wi-Fi(Wireless Fidelity)為一種無線區域網路技術，是最早出現的高速無線技術之一，現在廣泛應用於筆記型電腦、企業和家用網路無線上網的標準配備。此技術建立於IEEE802.11標準中，傳輸速率基本上為11Mbps，但是設置成本較高，其裝置也較為耗電。

## 3. Bluetooth :

Bluetooth(藍芽)也是一種近距離的無線通訊技術，建立於IEEE802.15.1標準中。藍芽發展至今，主要應用於行動電話和免提裝置之間的無線通訊，或是不同的裝置之間進行無線連線，例如連線電腦和外圍裝置(鍵盤、滑鼠)，其傳輸速度約為1Mbps。

表 2.2 無線通訊技術比較表

|         | ZigBee   | Wi-Fi   | Bluetooth |
|---------|----------|---------|-----------|
| IEEE 規格 | 802.15.4 | 802.11b | 802.15.1  |
| 網路節點數   | 65536 個  | 32 個    | 7 個       |
| 傳輸距離    | 1m~30m   | 100m    | 10m       |
| 資料傳輸速率  | 250kbps  | 11Mbps  | 1Mbps     |
| 電池壽命    | 數個月      | 幾小時     | 幾天        |

## 2.2 感測器介紹

利用機械來檢測出一些狀況而進行認知與判斷的元件及系統，稱為感測器(sensor)，感測器的運作示意圖如〈圖 2.6〉。感測器的功能在於能將其感測到的物理或化學現象的訊息，轉化成為電氣信號，可以感測的範圍包括力、速度、溫度、壓力、光、聲音等[36]。

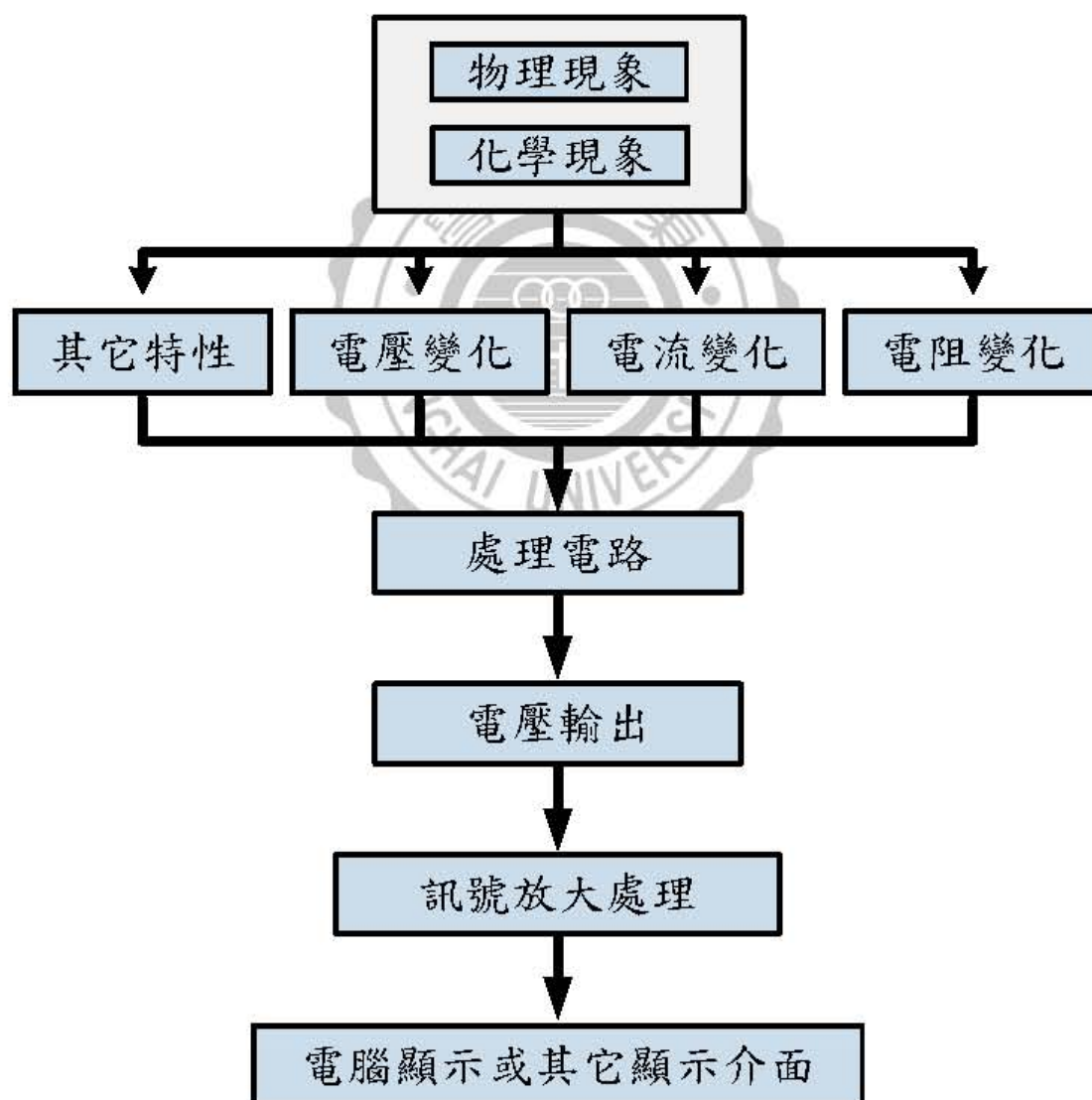


圖 2.6 感測器內部方塊圖



而感測器轉化的電氣信號，通常為電壓、電流或電阻變化等形式，經過其相對的轉換電路，再改變成為電壓輸出。電壓輸出端的訊號皆相當微小，故還需再經過訊號放大的處理，然後再傳送到電腦端或其它顯示介面。

感測技術就是利用代替人體的感覺，經由感測器整合電腦系統，並檢測出其特性而執行元件動作。一個完整的感測系統，應該包括感測元件，與其對應的感測處理電路，還有進行接收資訊的處理系統。

根據感測器偵測的訊號，可分為電壓變化型、電流變化型及電阻變化型三種感測器，以下將依序介紹這三種感測器之轉換電路[38]：

### 2.2.1 電壓變化型感測器

此種形式之感測器會因物理量的變化而改變其電壓的變化，例如光電池、熱電偶(Thermocouple)、焦電型紅外線感測器等，光電池會因光度的改變而產生電壓的變化，熱電偶則會依溫度的改變而使電壓變化。由於此種感測器輸出的訊號即為電壓變化，故不需相關的轉換電路處理。

### 2.2.2 電流變化型感測器

此種形式之感測器會因物理量的變化而改變其電流的變化，例如

溫度感測 IC AD590，會隨著溫度的變化而改變本身的電流大小。電流變化的方程式一般表示如下：

$$I(T) = I(0) + \beta \cdot T \quad (2.1)$$

電流變化型的感測器其轉換電路主要有壓降法與分流法兩種：

### 1. 壓降法

以溫度感測器當作例子，其溫度與電流變化的表示圖如下。

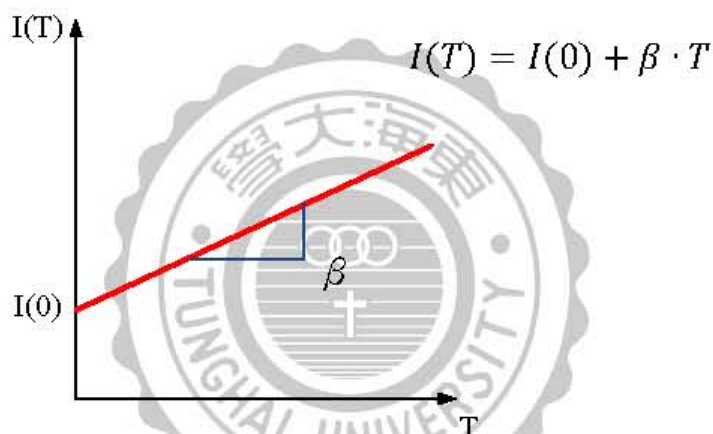


圖 2.7 感測器之溫度與電流關係圖

為了解電路上的壓降大小，我們串聯一個固定電阻  $R$ ，觀察電流在此電阻上的壓降變化

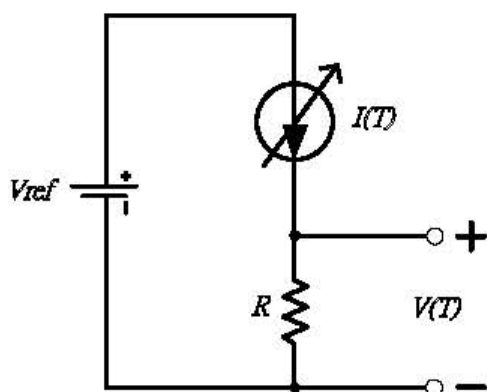


圖 2.8 壓降法測量電路

其壓降法的線性關係式可以表示為：

$$V(T) = I(T) \times R \quad (2.2)$$

## 2. 分流法

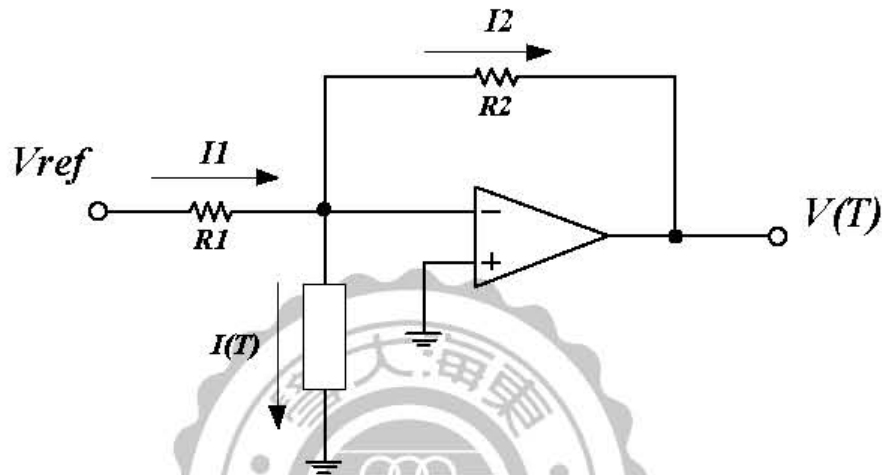


圖 2.9 分流法

分流法是應用運算放大器的虛短路原理，如〈圖 2.9〉。

由於放大器的  $v_- = v_+$  且內阻  $R_i = \infty$ ，故

$$v_- = v_+ = 0 \text{ Volt} \quad (2.3)$$

且

$$I_1 = \frac{V_{ref}}{R_1} \quad (2.4)$$

$$I_2 = I_1 - I(T) \quad (2.5)$$

所以我們可以得到

$$\begin{aligned} V(T) &= v_- - I_2 \times R_2 \\ &= (I(T) - I_1) \times R_2, \end{aligned} \quad (2.6)$$

電流變化的線性方程式

$$I(T) = I(0) + \beta \cdot T \quad (2.7)$$

代入後，我們可以得到輸出電壓值為

$$V(T) = (I(0) + \beta \cdot T - I_1) \times R_2 \quad (2.8)$$

調整 $R_1$ ，使

$$I_1 = I(0) \quad (2.9)$$

則

$$R_1 = \frac{V_{ref}}{I(0)} \quad (2.10)$$

可以得到輸出電壓為

$$V(T) = \beta T \cdot R_2 \quad (2.11)$$

上式即為輸出電壓  $V(T)$  與溫度變化  $T$  之間的線性關係式

### 2.2.3 電阻變化型感測器

此種形式之感測器會因物理量的變化而改變其電阻的變化，例如光敏電阻、熱敏電阻、白金感溫電阻，其電阻變化可以用下式來表示線性關係：

$$R(T) = R(0) + \alpha \cdot T \quad (2.12)$$

電阻變化型的感測器其轉換電路主要有分壓法、電阻電橋法、定電流法、有源電橋法共五種，以下將依序介紹這幾種轉換電路：

#### 1. 分壓法

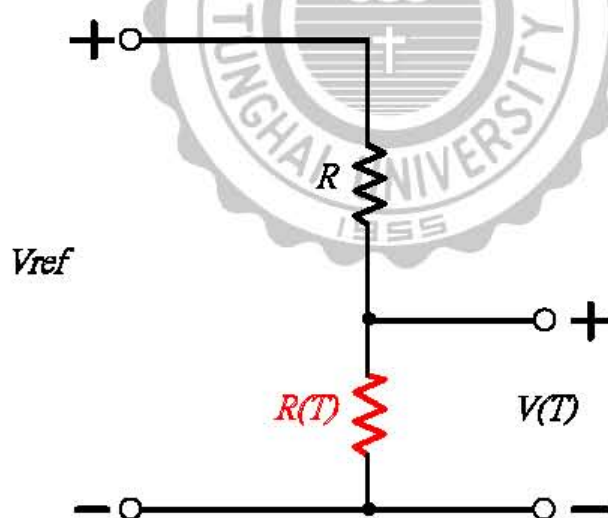


圖 2.10 分壓法

上圖中， $R(T)$ 為感測器因物理量的變化而產生的電阻變化量， $R$ 為分壓電阻， $V_{ref}$ 為穩定電壓源， $V(T)$ 為  $R(T)$ 所轉換而來之電壓值，由圖我們可以得到下式

$$V(T) = \frac{R(T)}{R+R(T)} \cdot V_{ref} \quad (2.13)$$

當  $R \gg R(T)$  時，則

$$V(T) \approx \frac{R(T)}{R} \cdot V_{ref} \quad (2.14)$$

在  $R \gg R(T)$  的時候， $V(T)$  與  $R(T)$  之間為正比關係，可近似為一線性關係式。因為  $R \gg R(T)$ ，所以  $V(T)$  變化量很小不易觀察。而當  $R$  越小時， $V(T)$  與  $R(T)$  之間會成為非線性關係，其線性誤差也越大。

## 2. 電阻電橋法

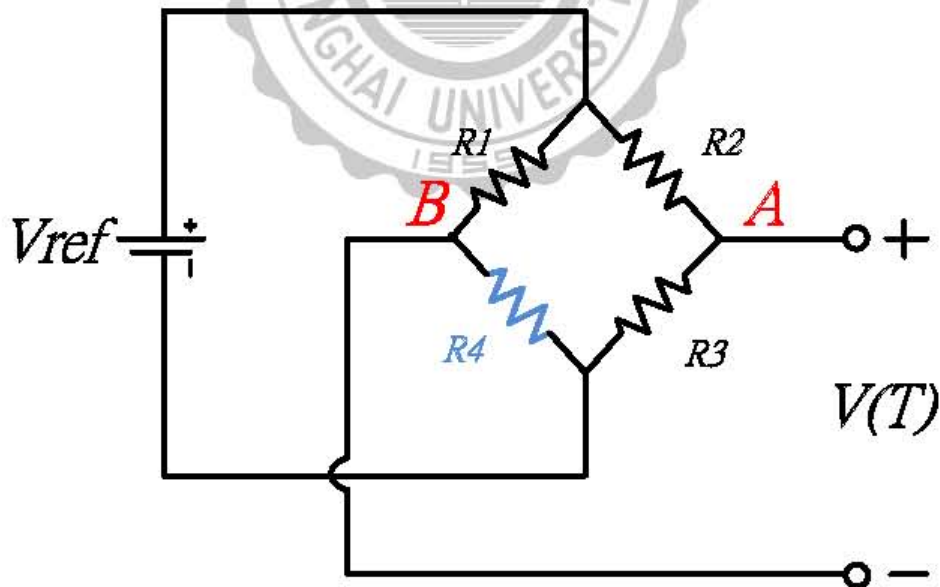


圖 2.11 電阻電橋

如〈圖 2.11〉，其中圖內為惠斯登電橋，由電橋分壓可以得到

$$V_A = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \quad (2.15)$$

$$V_B = \frac{R(T)}{R_1 + R(T)} \cdot V_{ref} \quad (2.16)$$

令  $R_1 = R_2 = R$  且  $R_3 = R(0)$ ， $R(0)$  為感測器在  $0^\circ\text{C}$  時之電阻值，

則輸出電壓  $V(T)$  為

$$V(T) = V_A - V_B = \frac{(R(0) - R(T))R}{(R + R(0))(R + R(T))} \times V_{ref} \quad (2.17)$$

又

$$R(T) = R(0) + \alpha \cdot T$$

我們可以得到

$$\begin{aligned} V(T) &= \frac{[R(0) - (R(0) + \alpha T)]R}{(R + R(0))[R + (R(0) + \alpha T)]} \times V_{ref} \\ &= \frac{-\alpha TR}{(R + R(0))(R + (R(0) + \alpha T))} \times V_{ref} \end{aligned} \quad (2.18)$$

若  $R + R(0) \gg \alpha T$  時，則輸出電壓  $V(T)$  可簡化為

$$V(T) = \frac{-\alpha TR}{(R + R(0))^2} \times V_{ref} \quad (2.19)$$

若  $R \gg R(0)$ ，則

$$V(T) = \frac{-\alpha T}{R} \times V_{ref} \quad (2.20)$$



### 3. 定電流法(一)：負載接地型

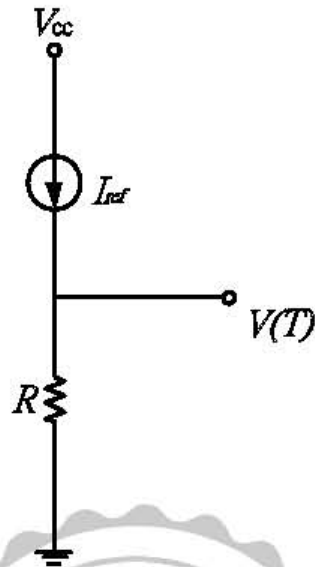


圖 2.12 定電流負載接地

如〈圖 2.12〉，設定一個穩定電流 $I_{ref}$ 流過感測器的電阻 $R(T)$ ，測量電阻上的壓降 $V(T)$ ，即為偵測到之物理變化量，我們可以得到一個輸出電壓 $V(T)$ 和溫度 $T$ 間的線性關係式：

$$V(T) = I_{ref} \times R(T) = I_{ref} \times (R(0) + \alpha T) \quad (2.21)$$

此種方法缺點在於缺少穩定之負載接地電流源。

#### 4. 定電流法(二)：負載浮接型

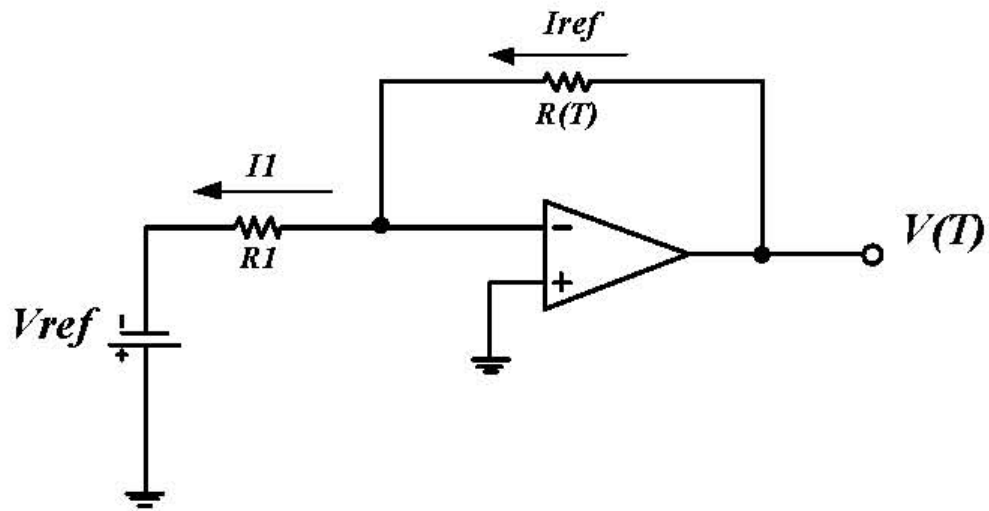


圖 2.13 定電流負載浮接

由運算放大器虛接地特點，可得

$$v_- = v_+ = 0 \text{ Volt}$$

且運算放大器之正負輸入端兩極間阻抗很大，因此

$$I_{ref} \approx I_1 = \frac{V_{ref}}{R_1} \quad (2.22)$$

令  $V_{ref}$  為一穩定電壓源， $R_1$  為固定電阻，則  $I_{ref}$  為穩定電流源

$$\begin{aligned} V(T) &= I_{ref} \times R(T) \\ &= I_{ref} \times (R(0) + \alpha \cdot T) \end{aligned} \quad (2.23)$$

$I_{ref}$  為定電流，所以輸出電壓  $V(T)$  與溫度  $T$  之間為線性關係式，

但因為 $v_+$ 直接接地，所以易受雜訊干擾。

### 5. 有源電橋法

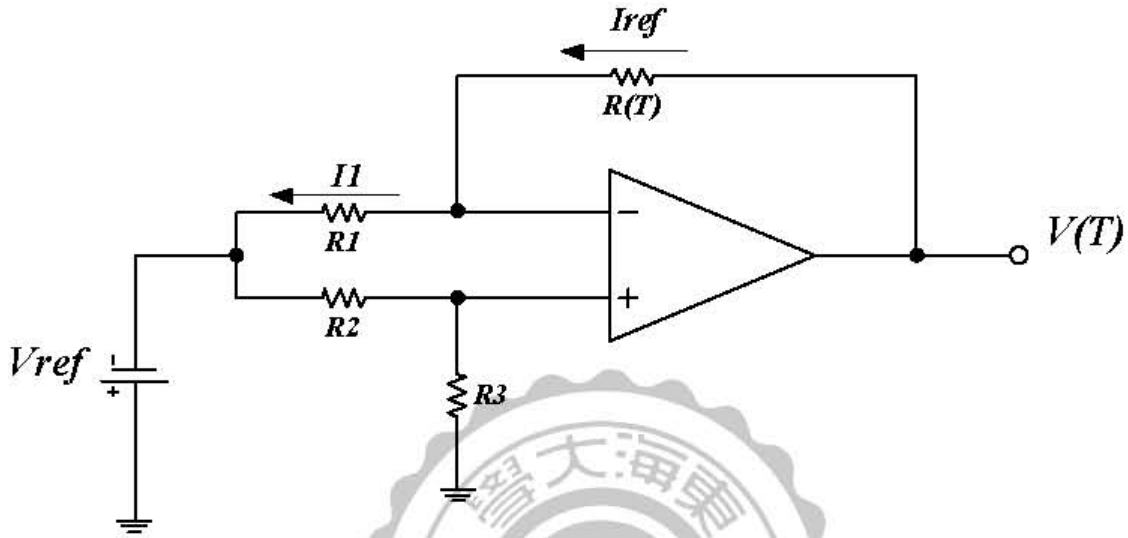


圖 2.14 有源電橋法

有源電橋法其電路圖如〈圖 2.14〉，類似於定電流之負載浮接法，不同點在於 $v_+$ 外部有接一電阻，可避免雜訊的干擾。

由虛短路可知

$$v_- = v_+ = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \quad (2.24)$$

所以

$$\begin{aligned} V(T) &= I_{ref} \times R(T) + v_- \\ &= I_{ref} \times R(T) + \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \end{aligned} \quad (2.25)$$

其運算放大器之正負兩極間阻抗很大，所以

$$\begin{aligned} I_1 &\approx I_{ref} \\ &= \frac{V_{ref} - v_1}{R_1} \\ &= \frac{V_{ref} - \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref}}{R_1} \\ &= \frac{1}{R_1} \cdot \frac{R_2}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \end{aligned} \quad (2.26)$$

所以我們可以得到  $V(T)$

$$V(T) = \frac{1}{R_1} \cdot \frac{R_2}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \times R(T) + \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \quad (2.27)$$

令  $R_2 = K \cdot R_1$ ，則

$$\begin{aligned} V(T) &= \frac{K \cdot R(T) - R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \\ &= \frac{K \cdot (R(0) + \alpha T) - R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_{ref} \end{aligned} \quad (2.28)$$

我們可以得到輸出電壓  $V(T)$  與溫度  $T$  的線性關係式

## 第三章 ZigBee 模組整合生理訊號感測器

本章將介紹心跳感測器的微型化改良、ZigBee 路由器模組整合溫度感測晶片與 ZigBee 路由器模組整合心跳感測器以及 ZigBee 無線收發模組的製作，並利用 Visual Basic 2008 程式設計軟體，自行設計電腦端顯示介面，可供隨時監控心跳與體溫。

### 3.1 系統架構說明

本系統基本設計流程圖為〈圖 3.1〉，主旨在於設計一個用來監控心跳與體溫生理訊號的系統，並且將資訊都記錄下來，以供查詢。研究中主要分兩個方向，心跳感測器與溫度感測晶片的選擇，以及 ZigBee 無線收發模組的製作。首先針對市售的幾款心跳感測套件以及溫度感測晶片作選擇，再進行 ZigBee 無線收發模組的電路研究，最後將心跳感測器與溫度感測器分別與 ZigBee 路由器作成模組。一般用來監測生理訊號的醫療設備，幾乎都不便於隨身攜帶，為了能夠方便病患，即時監控病患之生理訊號，達到居家看護的目標，所以研究的重點在於將模組的體積縮小。

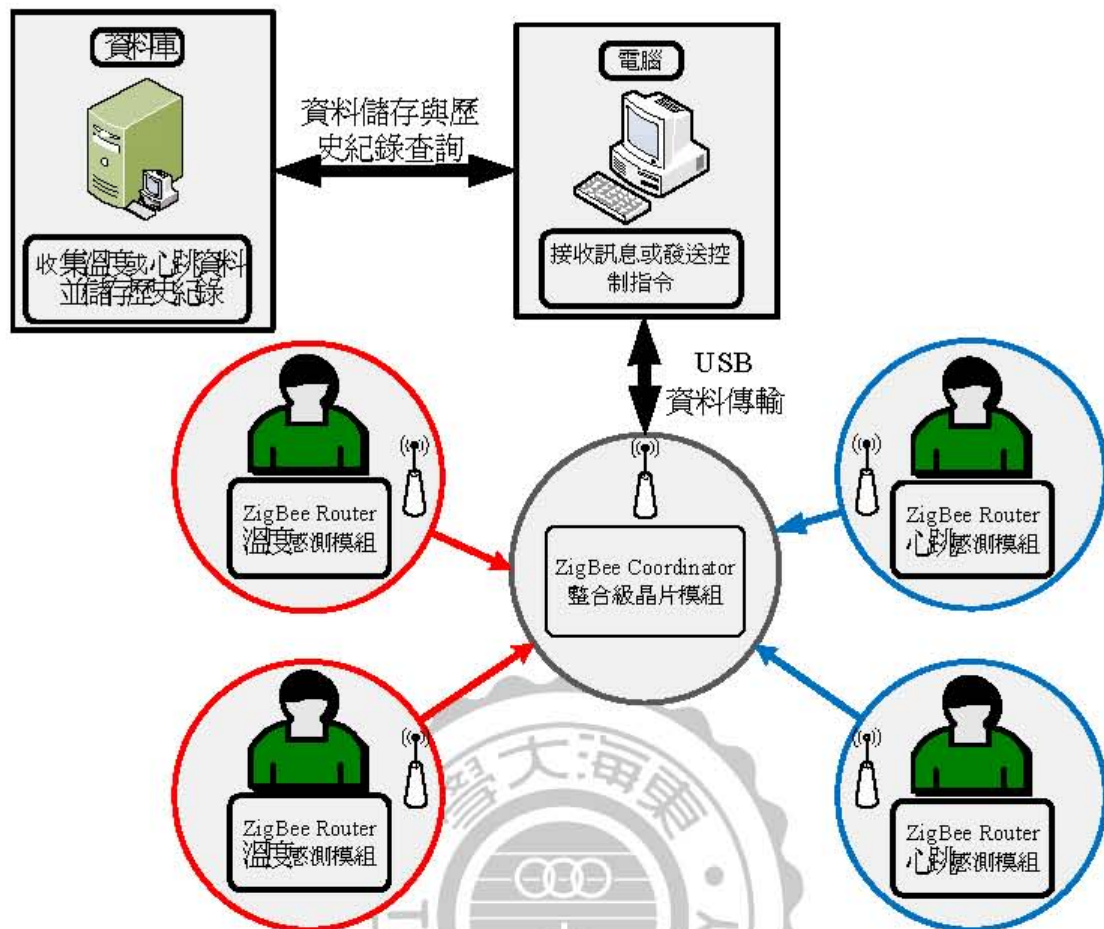


圖 3.1 生理訊號監控系統架構

先研究選定的心跳感測器之運作原理，並將其電路板面積縮小，ZigBee 的部分則是自行製作用來作主控端的網路協調器(Coordinator)與無線收發的路由器(Router)，再將縮小化的心跳感測器與 ZigBee 路由器做成一個模組；溫度感測器的部分，也是將溫度感測晶片與 ZigBee 路由器做成一個模組。

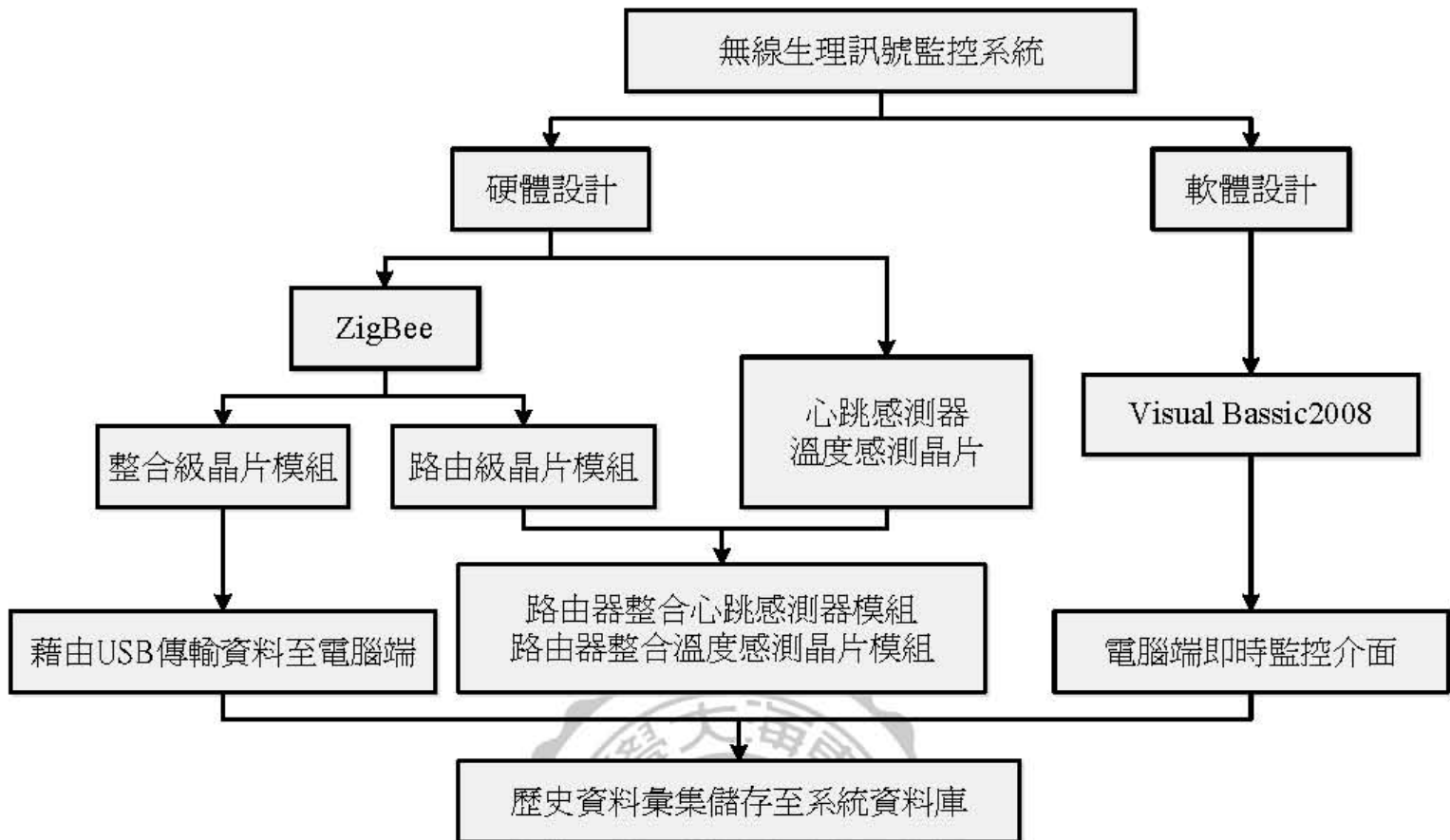


圖 3.2 生理訊號監控系統設計流程圖

系統設計順序流程如〈圖 3.2〉。ZigBee 無線心跳監控系統主要先分兩大區塊進行：硬體設計和軟體設計。硬體設計的部分主要分兩個區塊進行，ZigBee 模組與心跳感測器的製作，其中 ZigBee 又分為整合級晶片模組與路由器晶片模組，路由器晶片模組分別與心跳感測套件及溫度感測晶片做整合，整合的路由器心跳監控模組和路由器溫度監控模組負責傳送資料給整合級晶片模組，再由整合級晶片模組傳至電腦端作資料儲存；軟體部分則是使用 Visual Basic 2008 作電腦

端顯示的介面，負責將收到的資料作整理並存至系統資料庫。

### 3.2 心跳感測器與溫度感測晶片介紹

#### 1. 心跳感測器：

在本研究中，用來觀察心跳生理訊號的感測器部分，我們是選擇睿意的心跳感測套件 kt02，模組與相關電子元件如〈圖 3.3〉。



圖 3.3 心跳感測套件 kt02

kt02 心跳感測套件之運作模式為：加一直流電於心跳感測套件上，則此模組內的反射式紅外線光遮斷器可發射出紅外線，再將手指放至光遮斷器上，紅外線二極體發射紅外線再經由手指反射回來，利用紅外線接收器將其反射回來的紅外線信號轉為電氣信號[39]。



由於人體組織的半透明度會隨心臟跳動變化，當心臟將血液推入動脈時，血液組織的半透明度減低，因此反射回來的紅外線會減弱，利用紅外線接收器與一些放大器、濾波器及反向器，將其訊號做處理，而得到心跳訊號的輸出。

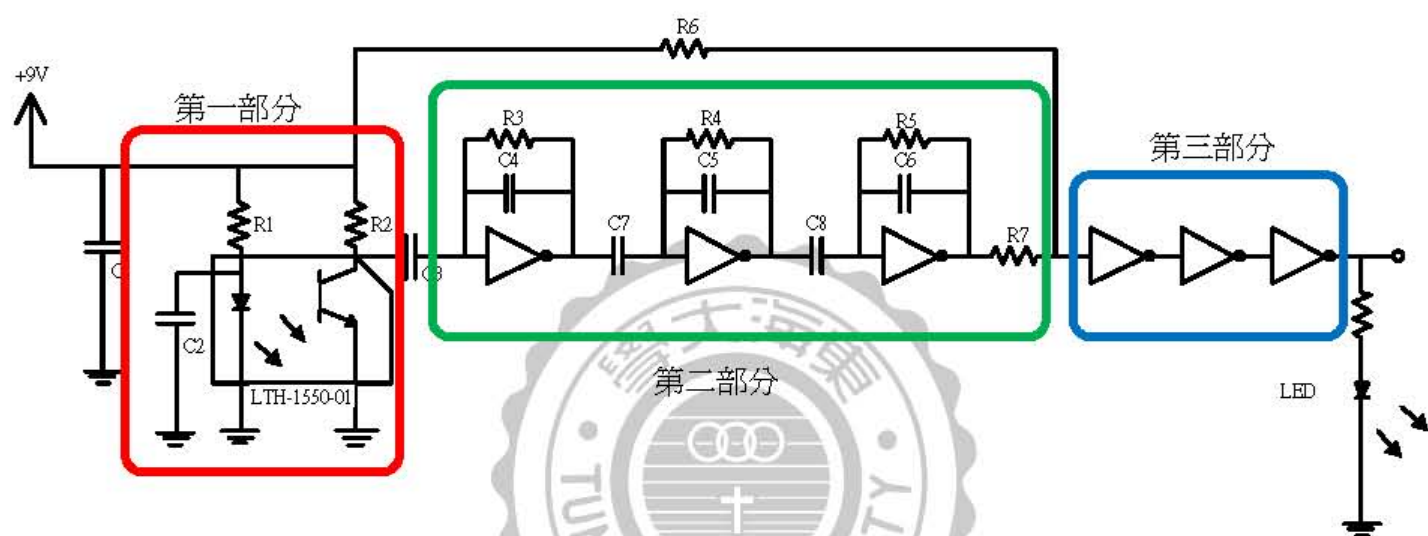


圖 3.4 kt02 電路架構圖

kt02 內部電路可以分成三大部分討論，第一部分為 Lite-on 公司出產的 LTH-1550-01(Reflective Photointerrupters)，第二部分為三級的放大及濾波器，第三部份則為波形整形電路亦是類比數位轉換電路，最後則接一個發光二極體以辨識心跳次數，當發光二極體明滅一次即代表心臟收縮一次。

<圖 3.4> 為本模組之實際電路架構圖。第一部分主要是用來發射與接收紅外線訊號，藉由手指與紅外線光遮斷器的接觸，來獲得心

跳的微弱輸入訊號，發射器發出紅外線後，經過人體的末梢微血管，再由接收器接收反射訊號，因為心臟跳動會造成血液的濃密度變化，在第一部分的電路獲得最初的心跳訊號，但是因為訊號本身十分微弱，故須再經過第二部分與第三部分的電路處理，才能得到一個比較明顯的訊號輸出。

第二部分的電路主要由三級放大器組成，為了使微弱的輸入訊號放大，因此當電路在發射與接收器端，接收到訊號後，利用反向器與電阻電容來並接，組成反向放大器，因為第一級放大器反向放大的效果並不好，會呈現低通反向失真的情況，因此在電路設計上又多加了第二級與第三級反向放大器來使訊號達到良好之放大效果。

當訊號輸出從第二部分至第三部分時，訊號會呈現低通與反向訊號，所以在第三級反向放大器之後，設計三顆反向器來讓電路做反向效果，以達到更好的輸出訊號，在經過第三部分電路的處理後，電路輸出訊號會呈現完整的方波數位訊號，把原本第一級的類比訊號轉換成最後一級的數位訊號，使整個電路更加具有穩定性。

## **2. 溫度感測晶片：**

溫度感測器的部分，其溫度感測晶片我們是採用 Analog Devices 公司所出產的 ADT7301，操作電壓介於 2.7V 至 5.25V 間。在本研究

中是採用 MSOP 封裝的晶片，其腳位圖與內部方塊圖如〈圖 3.5〉，操作電壓部份則是採用 3.3V，其面積大小為 4.9mm×3mm，在 0°C 至 70°C 間的精準度為±0.5°C，溫度解析度為 0.03125°C [30]。

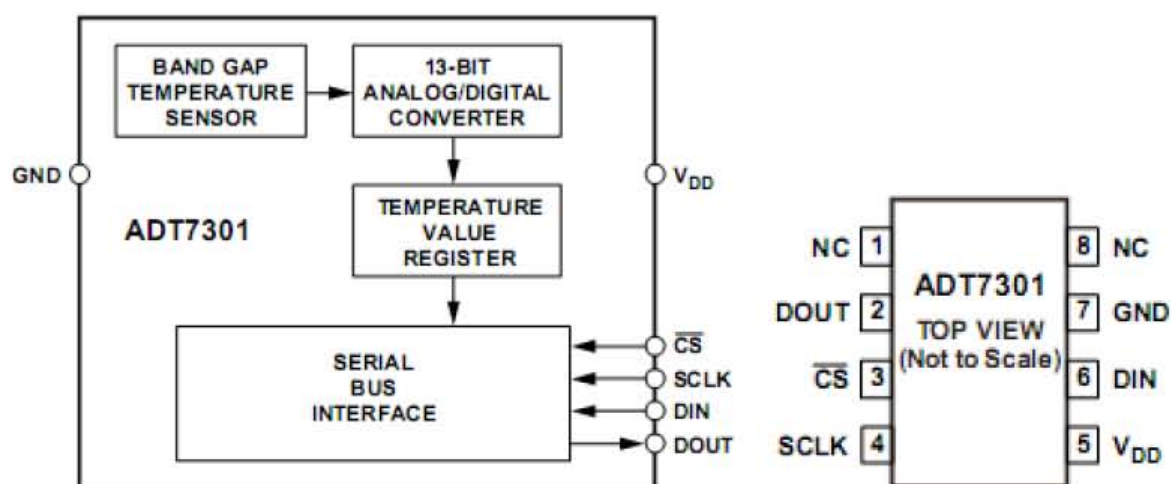


圖 3.5 ADT 內部方塊圖與腳位圖

### 3.3 ZigBee 無線收發模組設計

本無線心跳監控系統的無線傳輸部分主要是使用 ZigBee 無線收發模組來負責接收與發送資料，ZigBee 無線收發模組是由 ZigBee 整合級晶片模組(Coordinator)與 ZigBee 路由級晶片模組(Router)所組成。

#### 3.3.1 CC2530 晶片簡介

ZigBee 無線收發模組主要使用的晶片為美國德州儀器(Texas

Instruments)公司所出產的 CC2530。本研究中所使用的晶片型號為 CC2530 F256，主要差別在於快閃記憶體有 256KB，其體積大小為 6mm×6mm×1mm。而搭配晶片運作的外部電路構造簡單，只需極少的電路元件如〈圖 3.6〉，故製作完成的傳輸模組體積小，適於配戴在人體上[25]。

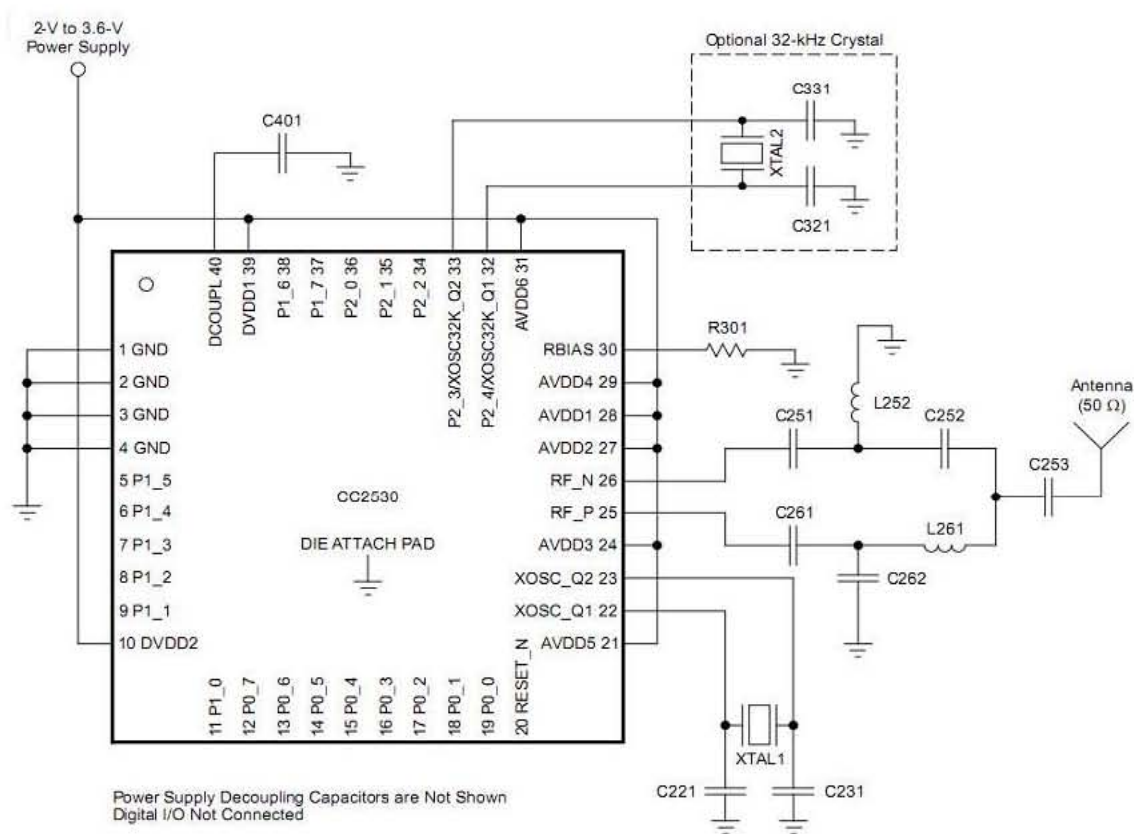


圖 3.6 CC2530 基本電路

CC2530 晶片內部方塊圖如〈圖 3.7〉，具有 8KB 的 RAM、2 個 UART、4 個計時器與 21 個 I/O。CC2530 為增強型的 8051MCU，支援 IEEE802.15.4 標準，具有高效能的 RF 收發器與良好的抗干擾能力，

其工作電壓在 2V-3.6V 之間，在傳送狀態時耗電量約為 24mA，接收狀態時耗電量約為 29mA。

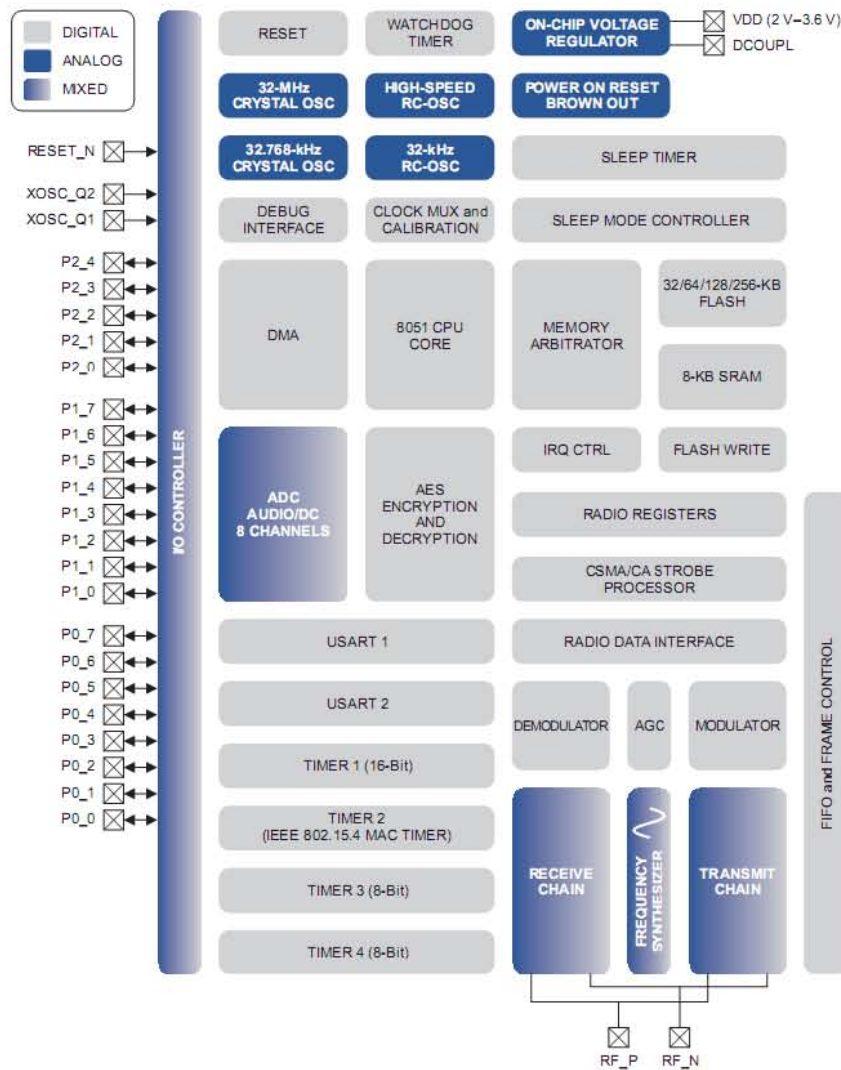


圖 3.7 CC2530 內部方塊圖

### 3.3.2 整合級晶片模組

本研究中 ZigBee 整合級晶片模組主要功能是負責接收訊息以及發送控制訊號，資料在電路內傳輸的路徑如〈圖 3.8〉所示，分成兩



種模式：接收訊息與發送訊息。傳送訊息路徑為，由電腦端下指令後，訊號經由 USB 接頭傳至整合級晶片模組，在模組內部，訊號先經過 USB 晶片 MG84FL54BD 處理，之後經由 TX 與 RX 跟 CC2530 做傳輸，再經由天線傳至 ZigBee 路由級晶片模組做控制；反之，則為接收訊息的路徑。

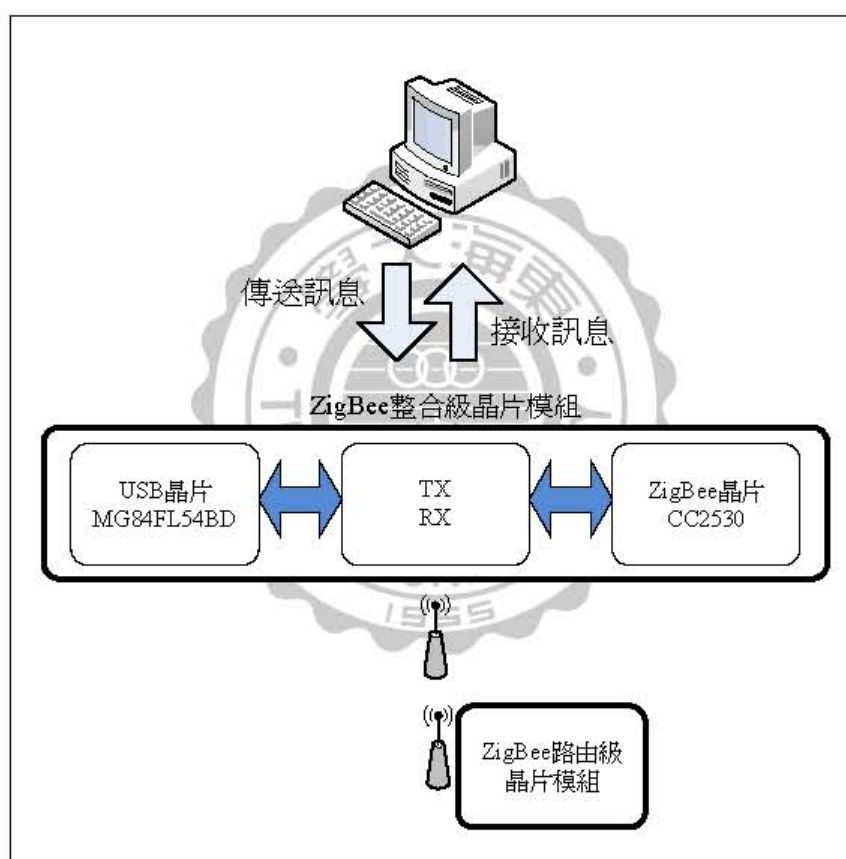


圖 3.8 整合級晶片模組的訊號傳遞路徑

<圖 3.9> 為 ZigBee 整合級晶片模組的電路圖，其設計可以分兩部分討論：第一部分為綠色框內的電路，主要是 ZigBee 的傳輸模組，裡面包含 ZigBee 晶片 CC2530 與其外部電路。為了減少整個模組的

面積，天線部分使用環德電子公司所出產的陶瓷天線 AT7020。而程式燒錄器座的設計，則是為了可以依據目前需求，方便隨時利用燒錄器燒錄不同程式。

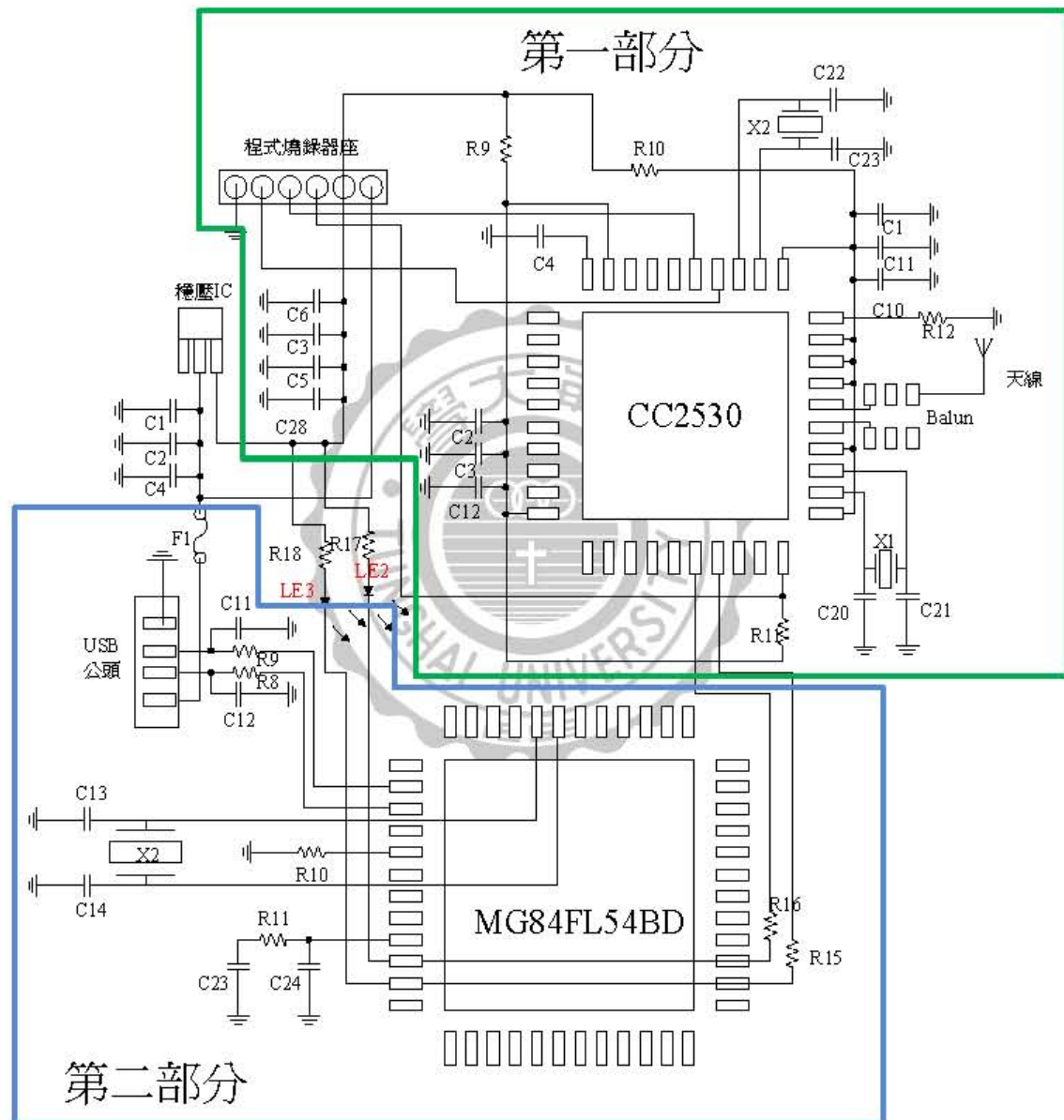


圖 3.9 整合級晶片模組電路圖

第二部分為藍色框內的電路，主要是 USB 微處理器的電路。本

研究中的 USB 晶片是使用笙泉科技公司所生產的 MG84FL54BD 晶片，此晶片採用 LQFP-48 封裝，面積大小為 7mm×7mm，其工作電壓介於 2.4V~5.5V，晶片腳位圖如〈圖 3.10〉[40]。

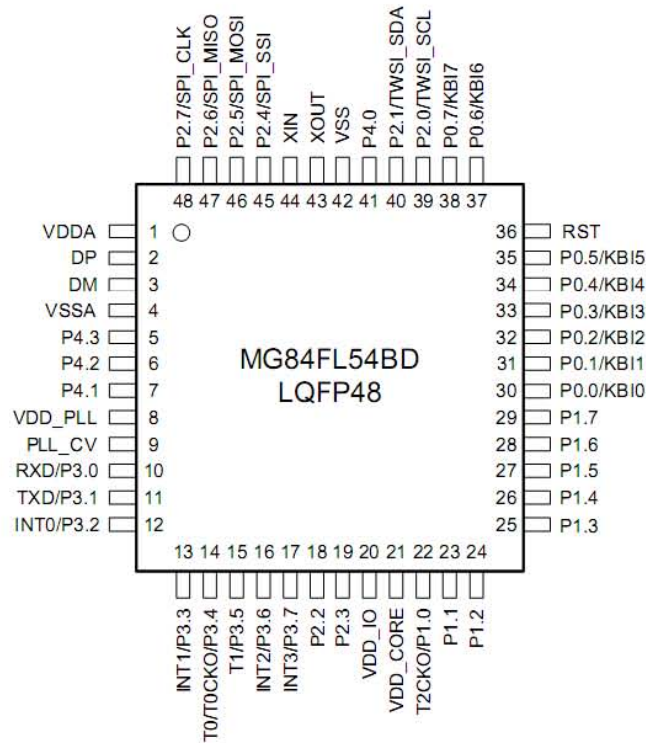


圖 3.10 USB 晶片 MG84FL54BD 腳位圖

在整合級晶片模組上使用 USB 晶片，主要是為了與電腦作連接，將 ZigBee 接收到的資訊在電腦端做整理，並存入資料庫收集成歷史紀錄，或是將電腦端輸入的控制訊號傳至 ZigBee 模組上，再經由天線傳至路由裝置或是終端裝置。主要電路包含 USB 晶片的外部電路以及 USB 公頭，並設計兩個 LED 燈 LE1 與 LE2，此設計是為方便觀察整合級晶片模組有無正常發送以及接收訊號，當傳送訊號時，訊號



經由 USB 公頭進入至 USB 晶片時,LE1 燈會閃爍;而當接收訊號時,訊號經由 CC2530 傳送至 USB 晶片,再經由 USB 晶片傳送至 USB 公頭時,LE2 燈會閃爍,用來確認訊號是否正常傳輸。

### 3.3.3 路由級晶片整合溫度感測器模組

〈圖 3.11〉為路由級晶片整合溫度感測器模組的電路設計圖。此模組電路包含 ZigBee 晶片 CC2530 與其外部電路,以及用來連接燒錄器的程式燒錄器座,而天線部分也是採用陶瓷天線 AT7020 以達到縮小整體電路面積的目標。在整體設計上以縮小體積為優先,以方便隨身攜帶而不造成負擔。

設計上與溫度感測晶片 ADT7301 的连接部分,ADT7301 的接腳 1 與接腳 8 部分與 ZigBee 模組無連接,接腳 7 的部分為接地,ADT7301 的供電部分則是與 ZigBee 模組使用同一個電源供電,電源部分採用 3.3V 電池供電,而感測晶片上的接腳 2、接腳 3、接腳 4 與接腳 6 分別與 ZigBee 模組上的 4 個 I/O port 做連接,ADT7301 將其偵測到的數據傳至 ZigBee 模組上,透過程式燒錄器將其搭配溫度感測晶片的程式燒錄至 ZigBee 晶片上,ZigBee 模組才可以處理 ADT7301 傳來的數據,並將得到的數據由天線傳送至整合級晶片模組。

路由級晶片整合溫度感測器模組的燒錄程式部分是使用 IAR

EW8051 軟體做編寫。在 IAR 的程式編寫部分，需參照 ADT7301 晶片內部的程式語言設計，溫度資訊在 ZigBee 晶片 CC2530 內部處理後，再根據其設定的時間間隔，依序將偵測到的溫度資料一筆一筆傳送，其傳送的時間間隔可以經由 IAR 設定。

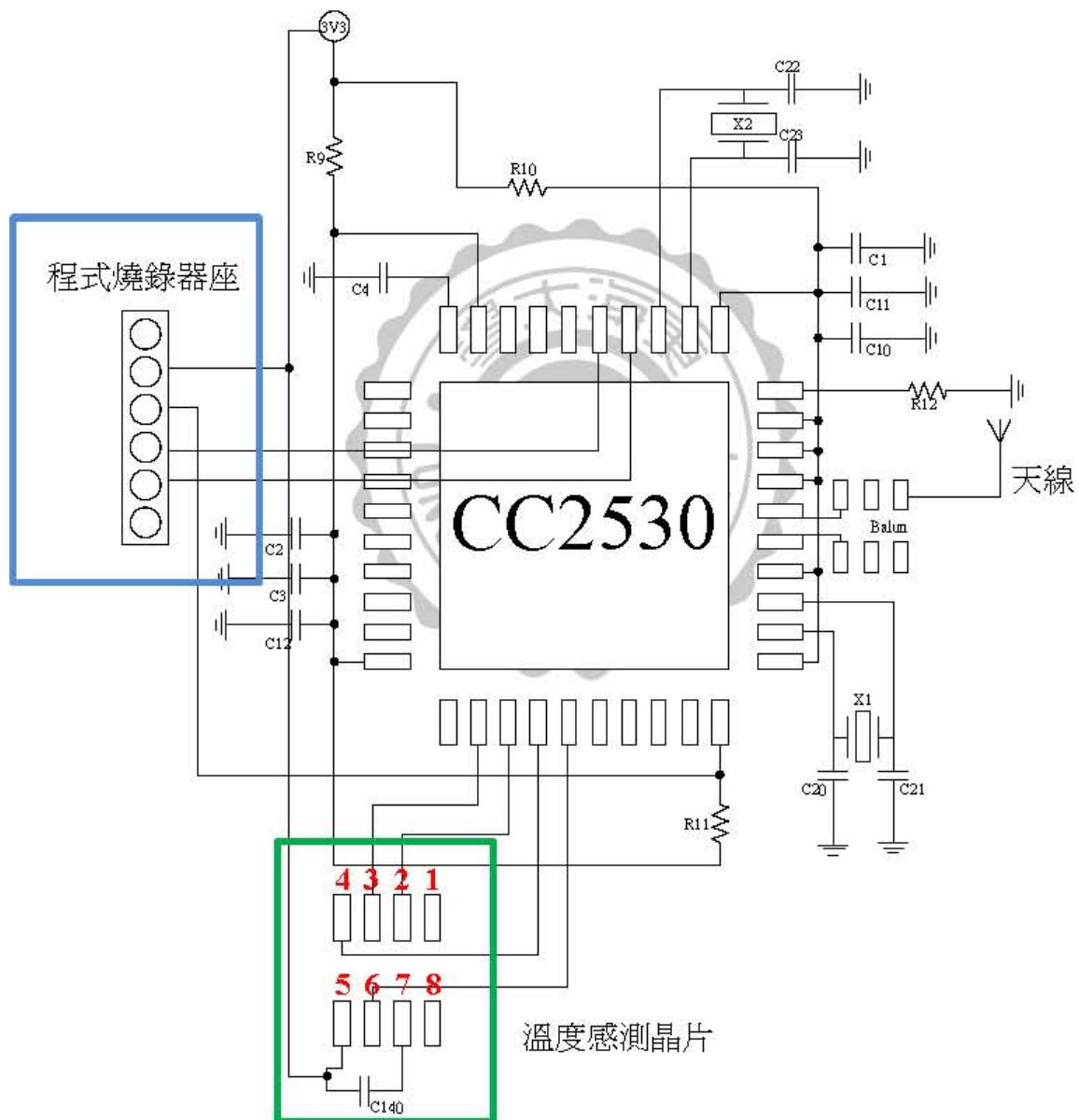


圖 3.11 路由級晶片溫度感測模組電路圖

### 3.3.4 路由級晶片整合心跳感測器模組

〈圖 3.12〉為路由級晶片整合心跳感測器模組的電路設計圖。此模組電路可分為兩部分討論：ZigBee 傳輸模組與心跳訊號處理模組，第一部分的傳輸模組包含 ZigBee 晶片 CC2530 與其外部電路，以及用來連接燒錄器的程式燒錄器座，而天線部分也是採用陶瓷天線 AT7020 以達到縮小整體電路面積的目標。

第二部分為心跳訊號處理模組，將測量部位放到反射式紅外線光遮斷器 LTH-1550-01 上，偵測到的訊號十分微弱，需再經過放大器與反向器的處理，才能使訊號有明顯的分別，所以設計上我們選擇 HEF4069UBP 來連接 LTH-1550-01，以進行訊號放大的處理。HEF4069UBP 這顆 IC 的封裝方式為 DIP-14，其面積大小大約為 8.75mm×4.0mm，在 IC 接腳部分，接腳 7 的部分為接地，而接腳 14 的部分為電源供電，供電部分為外接 9V 的電池，而在接腳 1 與接腳 2，接腳 3 與接腳 4，接腳 5 與接腳 6 之間加入電阻與電容並接，利用反向器與電阻電容並接，組成反向放大器，而與 ZigBee 傳輸模組連接的是接腳 8，在偵測心跳訊號時，此接腳會有電壓差的變化，故設計上透過此接腳與 ZigBee 傳輸模組的 I/O port 連接，來計算心跳的次數。

路由級晶片整合心跳感測器模組的燒錄程式部分是使用 IAR

EW8051 軟體做編寫。在 IAR 的程式編寫部分，設計偵測電壓差的變化，來達到計算心跳次數的統計，每一次的電壓變化代表心跳一次，經過統計的心跳次數再藉由 ZigBee 傳輸模組傳送。

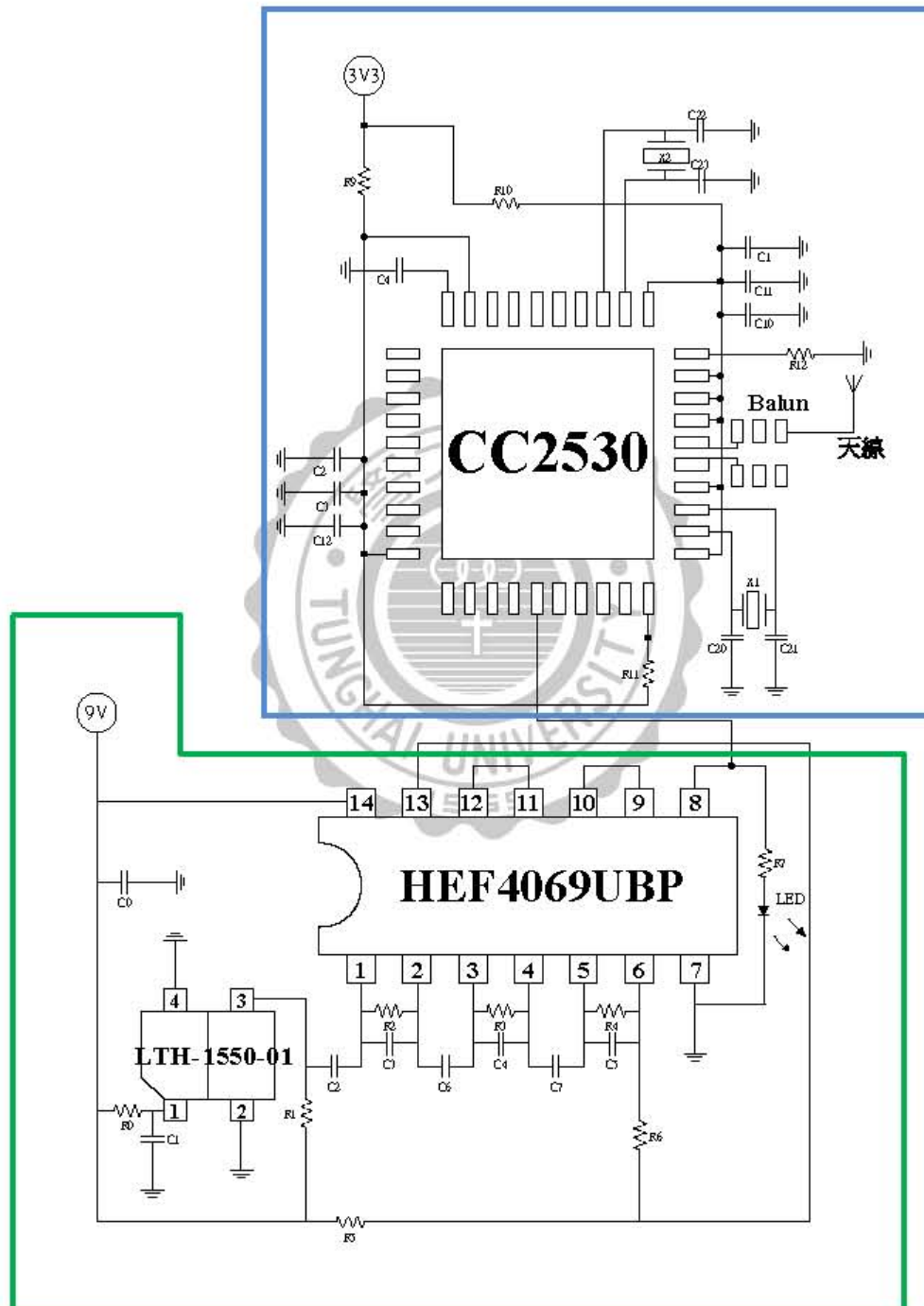


圖 3.12 路由級晶片心跳感測模組電路圖

### 3.4 軟體設計流程

本章節將介紹溫度感測模組以及心跳感測模組在電腦端的介面設計。由 ZigBee 路由器模組所傳回來的資料，在 ZigBee 網路協調器中無法做很多功能的處理，必須連接電腦裝置後，在電腦端使用程式設計軟體做資料的處理，方便資料的分類且可將接收的資料存入資料庫，以利於做歷史資料的查詢。在本研究中，我們是選用 Visual Basic 2008 這套軟體來進行電腦端顯示介面的設計，以下將分別介紹 ZigBee 的溫度感測模組與心跳感測模組的介面設計。

#### 3.4.1 溫度感測模組

溫度感測模組在電腦端的顯示介面之設計流程圖如〈圖 3.13〉。由於 ZigBee 整合級晶片模組與電腦透過 USB 連接時，必須需透過選擇通訊連接埠(COM Port)，所以在介面的設計上，我們設計一個下拉式的選單，選擇正確的通訊連接埠，電腦端才有辦法與 ZigBee 整合級晶片模組通訊。

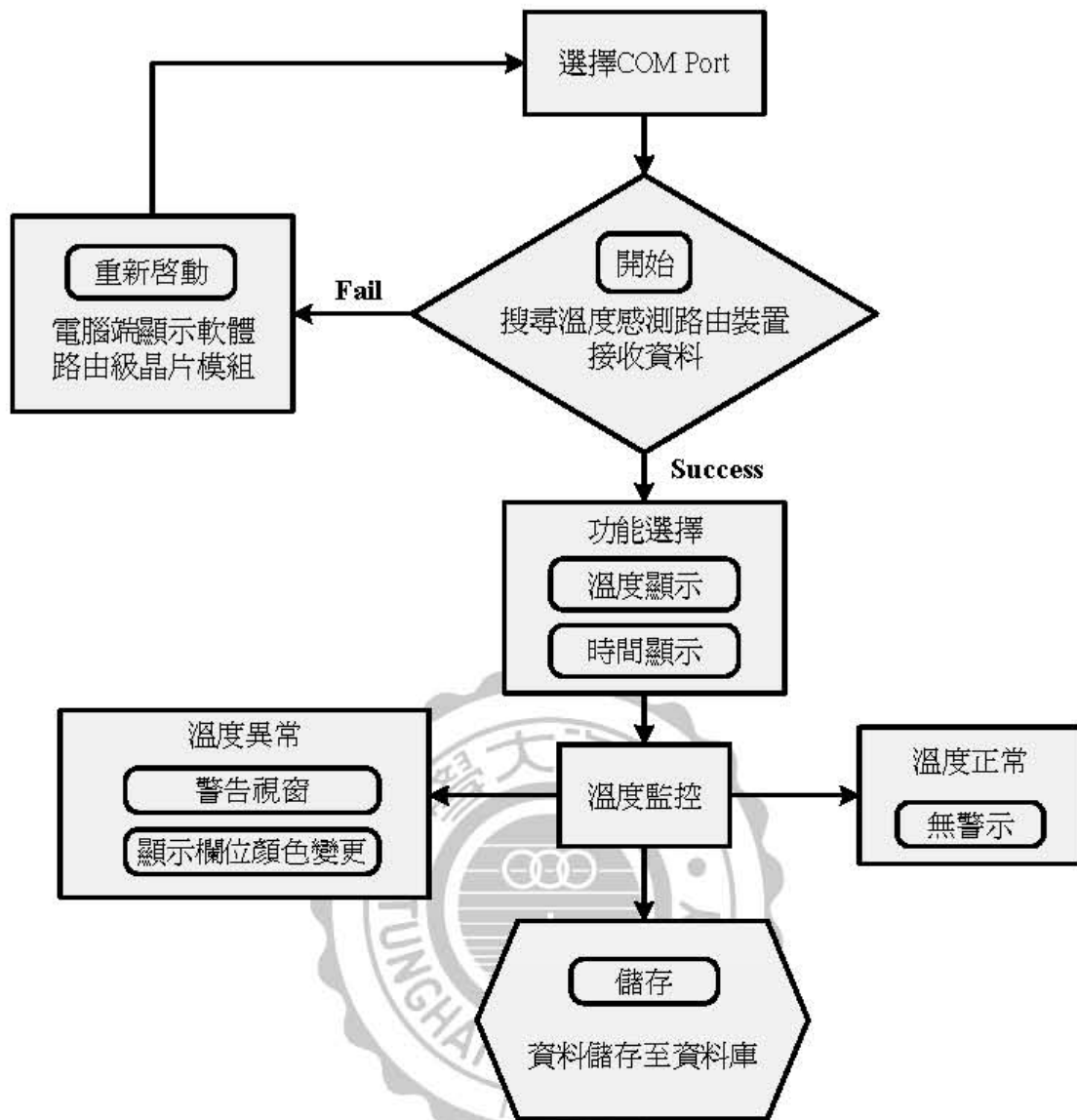


圖 3.13 溫度感測模組顯示介面設計流程圖

而在顯示介面其它功能的部分，我們分別設計不同功能的顯示。首先針對溫度顯示，按下開始按鈕後，即可開始接收目前的溫度，並且根據其設定時間間隔不斷更新，同時設置可顯示目前時間的按鈕。

對於接收溫度的偵測系統，在設計上根據研究報告紀錄體溫正常的範圍，並將其數據設計於電腦端顯示介面，對於體溫過高或是過低，

我們有設計警告視窗，並且在溫度顯示的欄位搭配顏色變化，對於溫度變化異常能夠即時反應，用來警告監控端，以便及時做出相對應的處理。

在資料儲存的部分，我們設計一個儲存的按鈕，按下此按鈕後，便可以將目前接收的溫度資料，分別依照其設定的時間間隔，依序存入資料庫裡面，以便將資料紀錄下來，可供日後的查詢。

### 3.4.2 心跳感測模組

心跳感測模組在電腦端的顯示介面之設計流程圖如〈圖 3.14〉。首先顯示介面一樣必須先設計通訊連接埠(COM Port)的下拉式選單，透過選擇正確的通訊連接埠，電腦端才有辦法正確與裝置連接。

而電腦顯示介面在其它功能部分，我們分別設計不同功能的顯示。首先針對心跳顯示，按下開始按鈕後，即可接收目前待測人的心跳數據，由於剛開始接收時，容易有大量雜訊，故剛開始偵測的 5~10 秒，在設計上我們設定先不接收，等候 5~10 秒訊號穩定以後，我們才開始列入計算，統計後的數據會直接顯示於心跳欄位內，並依據其心跳頻率在另一欄位內，預估一分鐘的心跳次數。

在心跳次數異常偵測部分，同樣也是根據研究報告紀錄心跳正常的範圍，並將資料存入電腦端顯示介面，對於待測人心跳有異常狀態

的時候，會彈出警告視窗，並在心跳監控欄位內設計顏色變化，讓監控端可以察覺到進而馬上做處置。

在資料儲存的部分，我們設計一個儲存的按鈕，按下此按鈕後，便可以將目前接收的心跳資料，分別依照待測人的不同，分別存入資料庫裏面，以便將資料紀錄下來，可供日後的查詢。

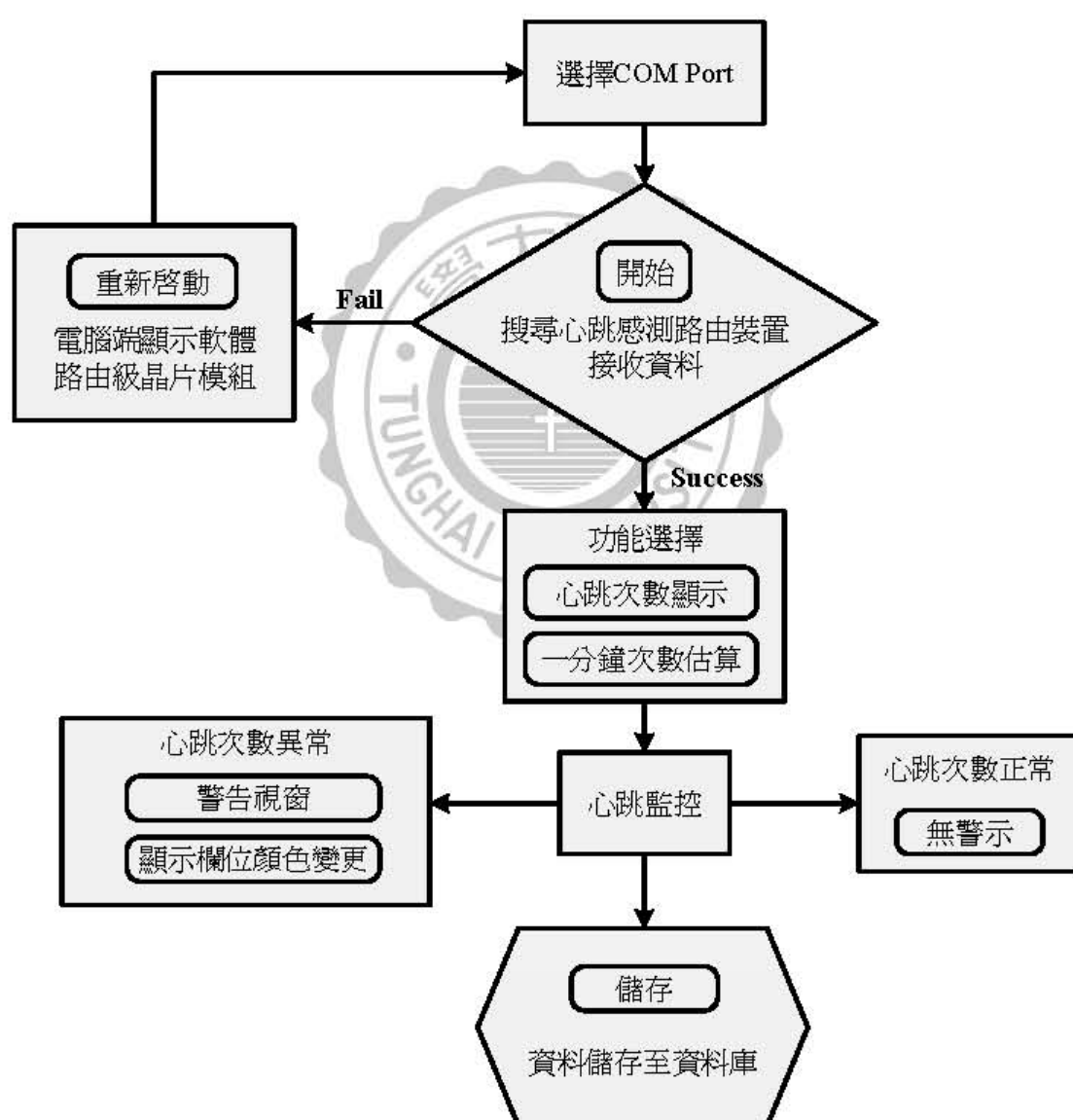


圖 3.14 心跳感測模組顯示介面設計流程圖



## 第四章 實驗結果與測試

本章節主要介紹整合級晶片模組、路由級晶片整合溫度與心跳感測器模組的硬體製作成品，以及電腦顯示畫面的設計成品與功能展示，並進行感測器模組與電腦顯示介面的測試。

### 4.1 硬體設計及製作

在硬體的設計流程部分，各 ZigBee 模組的電路圖設計是採用電路板編譯軟體 Protel 99 SE 來規劃電路圖，利用 Protel 99 SE 這套軟體進行各模組電路板(PCB)的繪製與佈線。而在製作硬體的部份，則是利用電路板雕刻機 EP2006 進行電路板的雕刻，再使用焊槍將各元件以及晶片焊至電路板上後，接上電源進行硬體測試。

#### 4.1.1 整合級晶片模組

整合級晶片模組在電路圖的設計部分，主要根據〈圖 3.9〉的電路設計圖為參考，再利用電路板編譯軟體 Protel 99 SE 做佈線，在整合級晶片級模組的佈線上，主要目標為縮小整體電路板之面積，以達到方便攜帶的目的。由於此模組必須搭配電腦，才能將接收的資訊顯示出來，為了方便與電腦連接，故在電路設計時，使用 USB 晶片與

USB 公頭，電路板直接插上電腦即可運作。使用 Protel 99 SE 繪製完成的電路圖如〈圖 4.1〉，其電路圖的面積大小為：44.06mm×30.74mm。

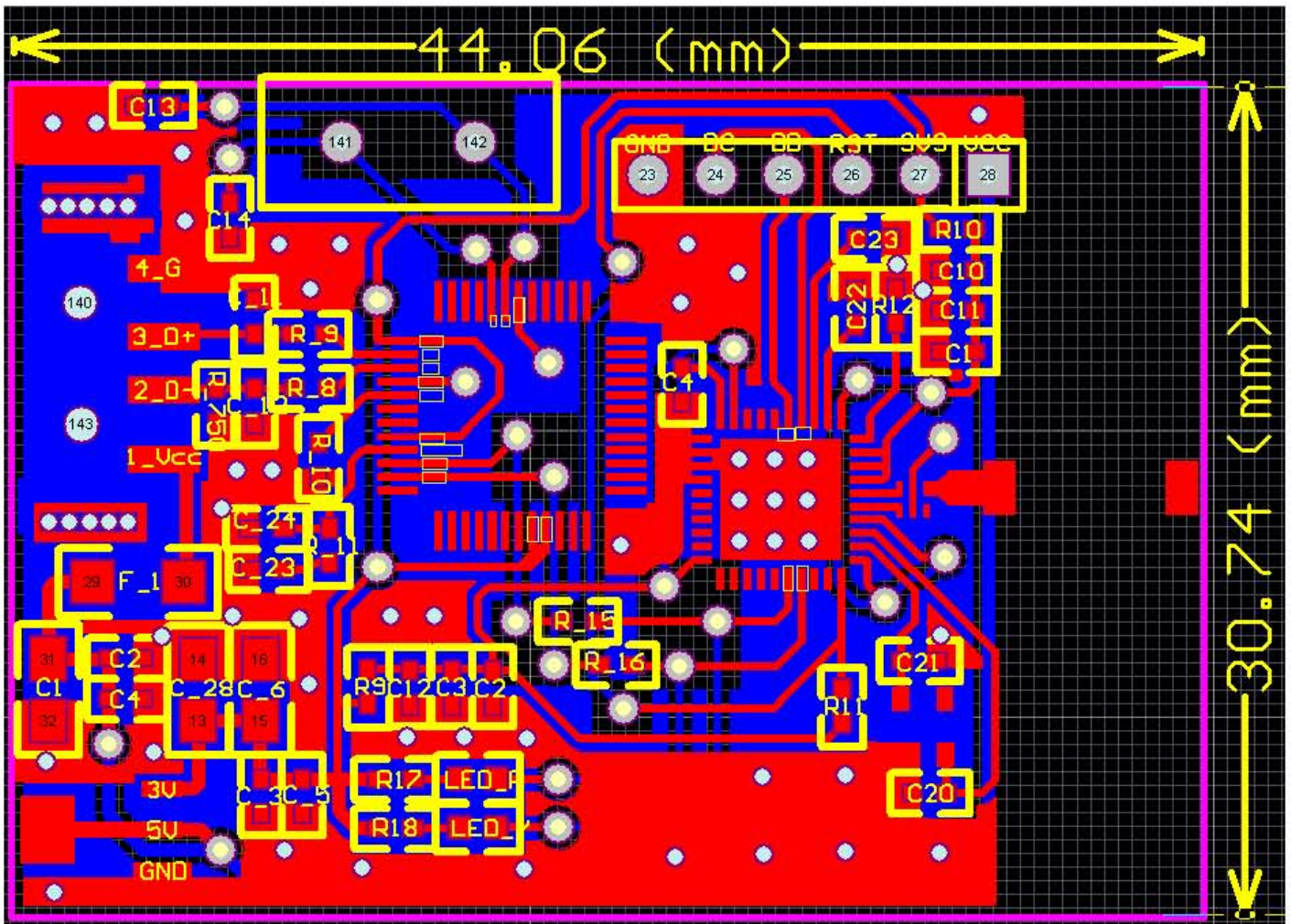


圖 4.1 整合級晶片模組

將 Protel 99 SE 繪製完成的電路設計圖利用電路板雕刻機製作 PCB 板，然後再將所需的元件及 ZigBee 與 USB 晶片焊接至電路板上，完成的實品圖如〈圖 4.2〉，其元件說明如下：

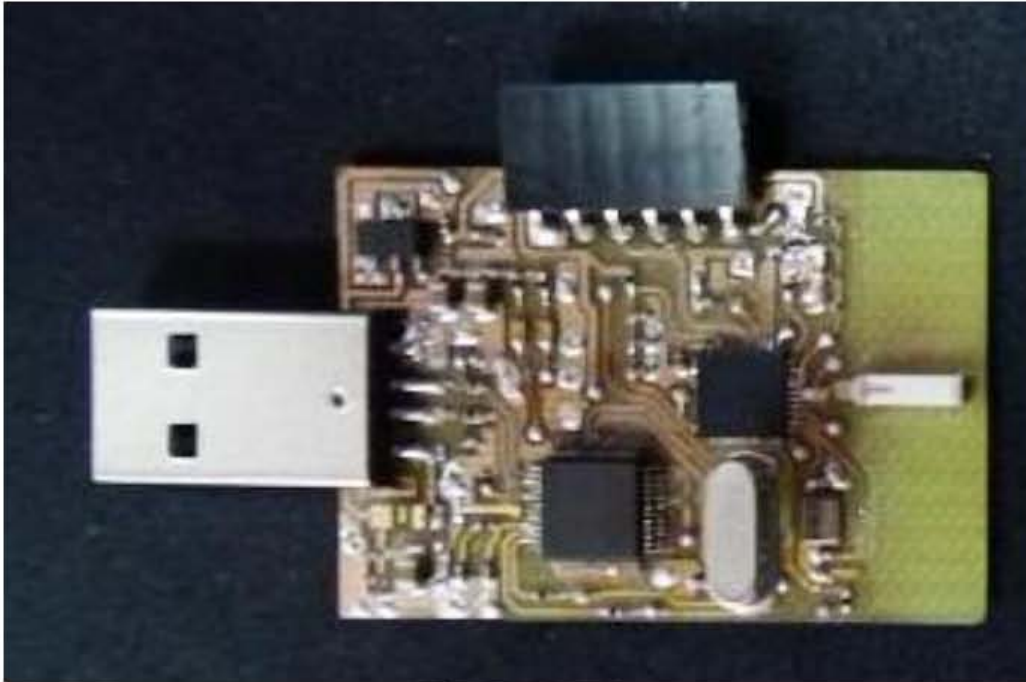


圖 4.2 整合級晶片模組實品圖

1. USB 公頭：方便直接與電腦傳輸。
2. 程式燒錄器座：用來與燒錄器連接的工具，可依據其需求而燒錄不同的 IAR 軟體。
3. CC2530：ZigBee 無線收發模組主要晶片。
4. MG84FL54BD：USB 晶片，將 ZigBee 傳輸模組傳來之資訊處理後傳至 USB 公頭再傳至電腦，或是將電腦傳來之資料傳至 ZigBee 傳輸模組。
5. RT9161：穩壓 IC。
6. AT7020：陶瓷天線。



#### 4.1.2 路由級晶片整合溫度感測器模組

路由級晶片整合溫度感測器模組在電路圖的設計部分，主要根據〈圖 3.11〉的電路設計圖為參考，再利用電路板編譯軟體 Protel 99 SE 做佈線。在路由級晶片整合溫度感測器模組的佈線上，由於此模組在設計上，是為了適合隨身攜帶，所以盡量將整體的電路縮小，此模組完成繪製的電路圖如〈圖 4.3〉，面積大小為：30.825mm×24.75mm。

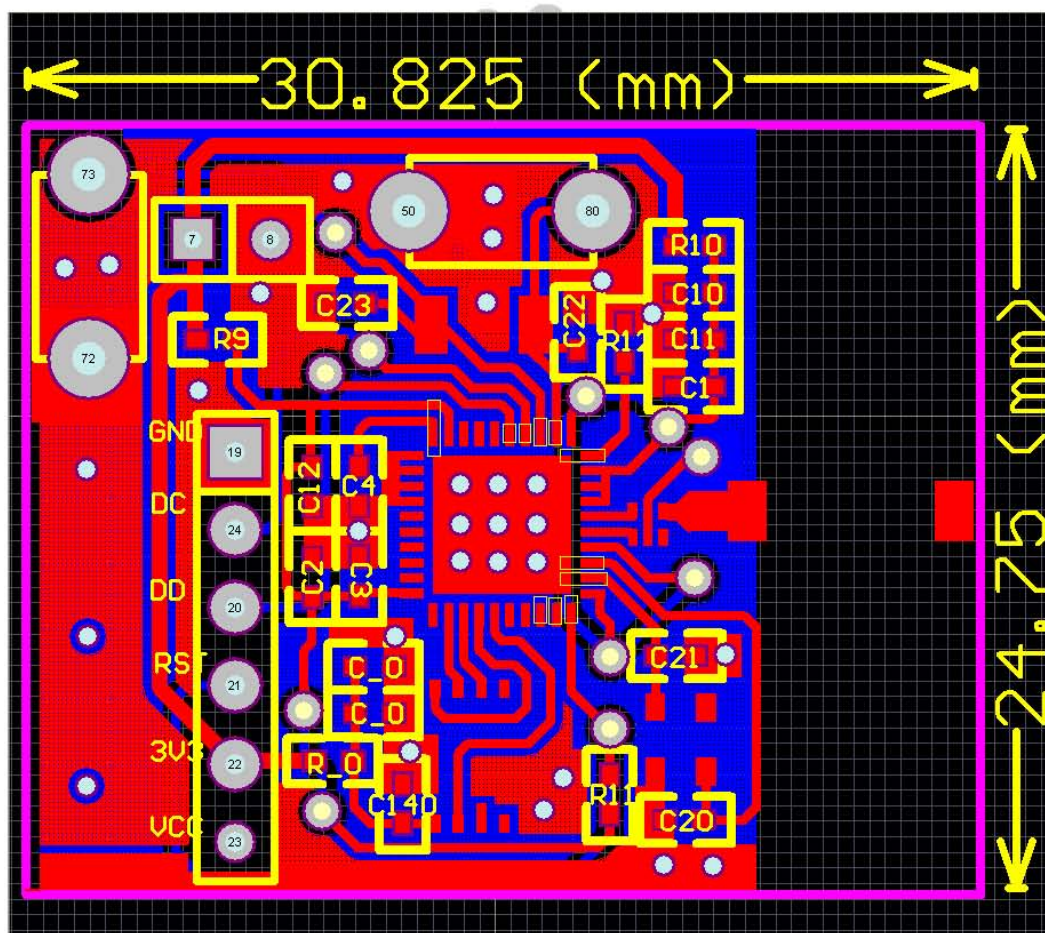


圖 4.3 路由級晶片整合溫度感測器模組 Protel 設計圖

將 Protel 99 SE 繪製完成的電路設計圖利用電路板雕刻機製作

PCB 板，然後再將所需的元件及 ZigBee 與溫度感測晶片焊接至電路板上，完成的實品圖如〈圖 4.4〉，其元件說明如下：

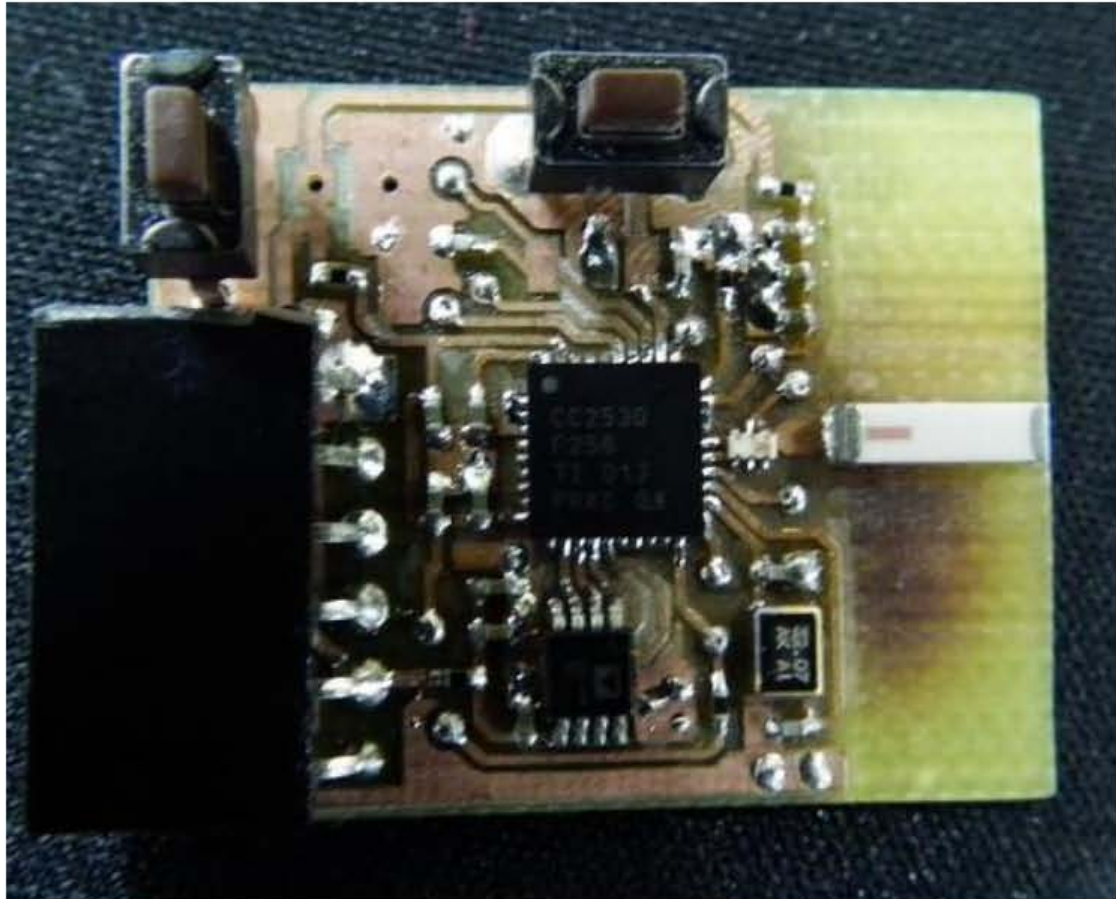


圖 4.4 路由級晶片整合溫度感測器模組實品圖

1. CC2530：ZigBee 無線收發模組主要晶片。
2. AT7020：陶瓷天線。
3. 程式燒錄器座：用來與燒錄器連接的工具，可依據其需求而燒錄不同的 IAR 軟體。
4. 按鈕：進行資料傳輸時，需先透過按鈕作連線的動作。



5. ADT7301：溫度感測晶片，用來感測環境溫度或是體溫的偵測。

#### 4.1.3 路由級晶片整合心跳感測器模組

路由級晶片整合心跳感測器模組在電路圖的設計部分，主要根據〈圖 3.12〉的電路設計圖為參考，再利用電路板編譯軟體 Protel 99 SE 做佈線。在路由級晶片整合心跳感測器模組的佈線上，由於此模組在設計上，也是為了適合隨身攜帶，所以盡量將整體的電路縮小，此模組完成繪製的電路圖如〈圖 4.5〉，面積大小為：33.92mm×31.56mm。

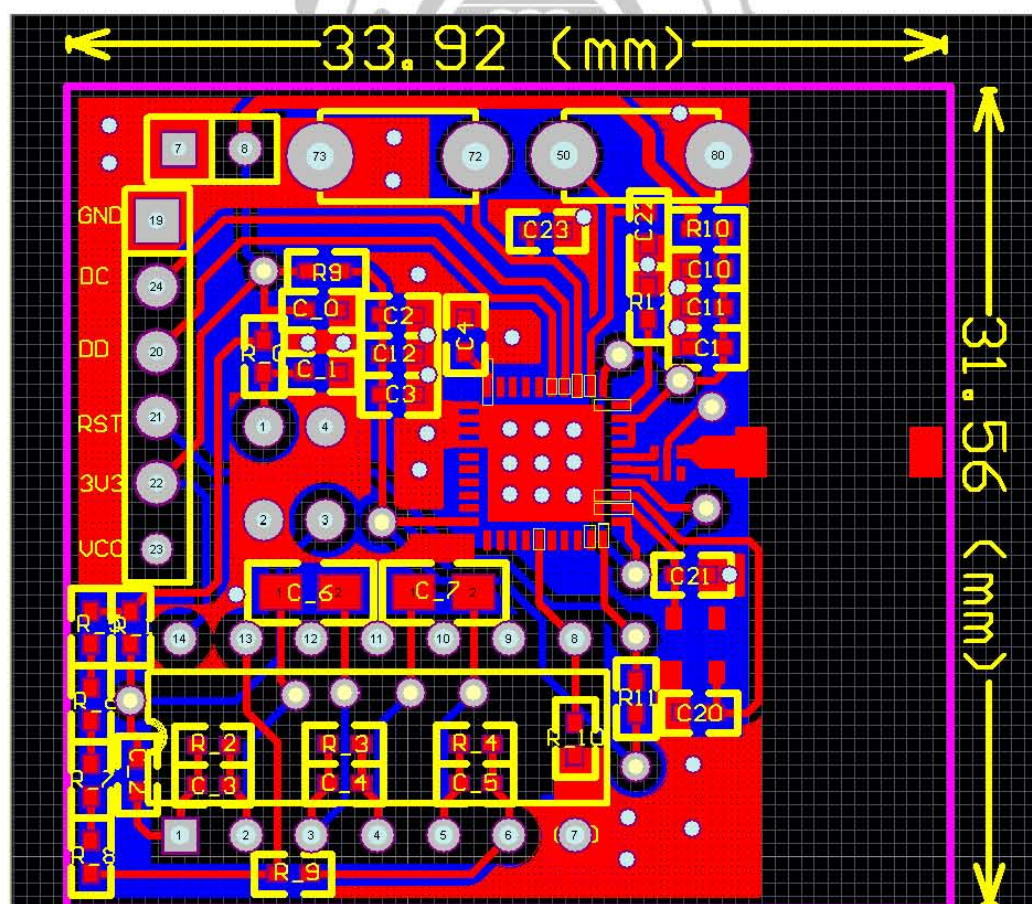


圖 4.5 路由級晶片整合心跳感測器模組 Protel 設計圖

將 Protel 99 SE 繪製完成的電路設計圖利用電路板雕刻機製作 PCB 板，然後再將所需的元件及 ZigBee 與心跳感測套件焊接至電路板上，完成的實品圖如〈圖 4.6〉，其元件說明如下：

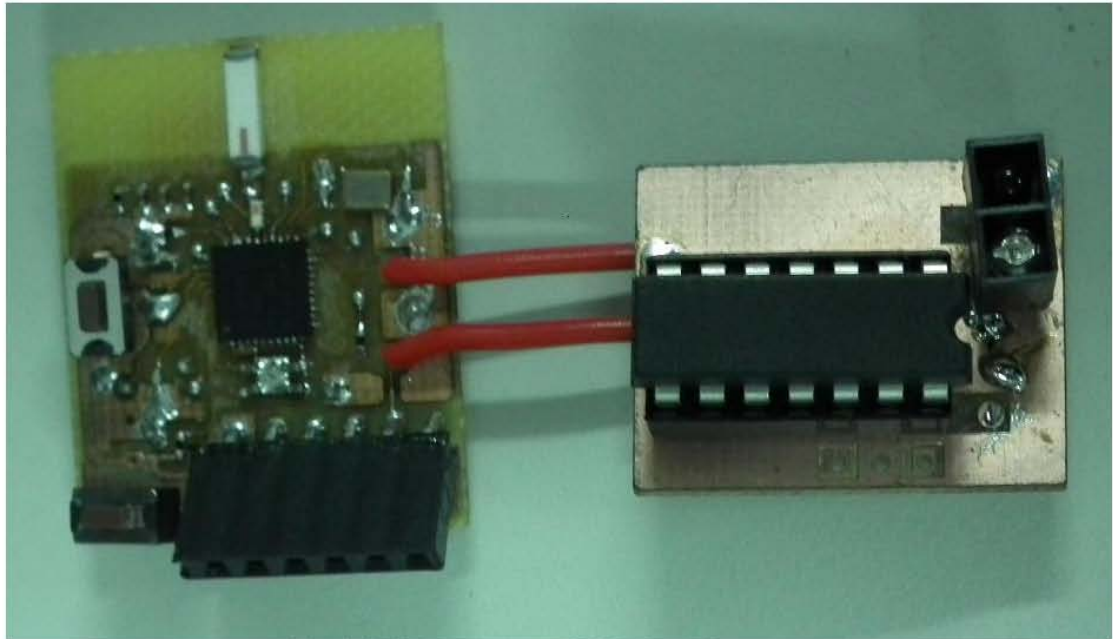


圖 4.6 路由級晶片整合心跳感測器模組實品圖

1. CC2530：ZigBee 無線收發模組主要晶片。
2. 按鈕：進行資料傳輸時，需先透過按鈕作連線的動作。
3. 程式燒錄器座：根據其需求而必須燒錄不同的 IAR 軟體，用來與燒錄器連接的工具。
4. LTH-1550-01：反射式紅外線光遮斷器。可發射出紅外線，再將手指放至光遮斷器上，紅外線二極體發射紅外線再經由手指反射回來，利用紅外線接收器將其反射回來的紅外線信號轉為電氣信號。

5. HEF4069UBP：添加電阻電容與晶片之反向器來並接，組成反向放大器，並有第二級與第三級反向放大器來使訊號達到良好之放大效果。再用晶片內之三顆反向器來讓電路做反向效果，以達到更好的輸出訊號，經處理後電路輸出訊號會呈現完整的方波數位訊號。

## 4.2 硬體與顯示介面測試

在本章節中將介紹完成硬體製作之整合級晶片模組、路由級晶片整合溫度以及心跳感測器模組的測試，並利用自行設計的電腦端顯示畫面做測試，電腦端顯示介面是用 Visual Basic 2008 程式設計軟體來製作。以下將會介紹硬體測試並搭配其對應的電腦端顯示介面，在心跳感測系統測試部分，使用市售之脈搏感測儀器與自行製作模組做多次比較的測試。

### 4.2.1 溫度感測模組

自行設計之溫度感測模組的電腦端顯示介面如〈圖 4.7〉，以下將分別介紹各欄位的功能以及硬體測試時，軟體顯示介面的運作方式。





圖 4.7 溫度感測模組電腦端顯示介面

## 1. 介面介紹

### (1) COM Port :

當 ZigBee 整合級晶片模組與電腦連接後，在電腦的裝置管理員可以看到連接的通訊連接埠，然後在 COM Port 旁邊的下拉式選單可以找到連接的通訊連接埠，按下開始即可與模組進行連接，按下停止則中斷與模組的連接，若在下拉式選單中無法找到通訊連接埠，則需將 ZigBee 整合級晶片模組重新與電腦連接。

### (2) 目前溫度：

當整合級晶片模組成功與電腦連接後，按下顯示溫度按鈕後，

在此欄位即會顯示目前接收到的溫度，溫度顯示的精準度到小數點後一位，接收溫度資訊的時間間隔可以由 Visual Basic 2008 或 IAR 程式裡面修改。此欄位還有額外設置警示功能，在本研究中假設溫度正常範圍為 35°C 至 38°C，低於 35°C 為溫度過低，高於 38°C 為溫度過高，在警示功能方面分兩種警告方式：在溫度過低時，溫度顯示欄位會變成藍色，同時會跳出一個警告視窗，提醒溫度過低；在溫度過高時，溫度顯示欄位會變成紅色，同時會跳出一個警告視窗，提醒溫度過高。

### (3) 目前時間：

此欄位為顯示目前時間的功能，按下顯示時間的按鈕後，即可顯示當前時間，第一個欄位為當前日期顯示，第二欄位為當前時間顯示。

### (4) 儲存與結束：

此功能設定主要為儲存紀錄，按下儲存按鈕後，會開始記錄溫度的數據，並同時記錄當前時間，按下停止按鈕後，則是停止紀錄數據。儲存的工具主要是利用 Visual Basic 2008 的軟體與 Microsoft Access 軟體做連接後，將接收到的數據，逐筆輸入至 Microsoft Access 中並依各欄位儲存溫度、時間與日期。

## 2. 硬體與軟體測試

硬體與電腦連接圖如〈圖 4.8〉，而軟體顯示介面在測試時的畫面如〈圖 4.9〉。〈圖 4.9〉為在沒有設定溫度警示範圍時之正常運作的顯示畫面。

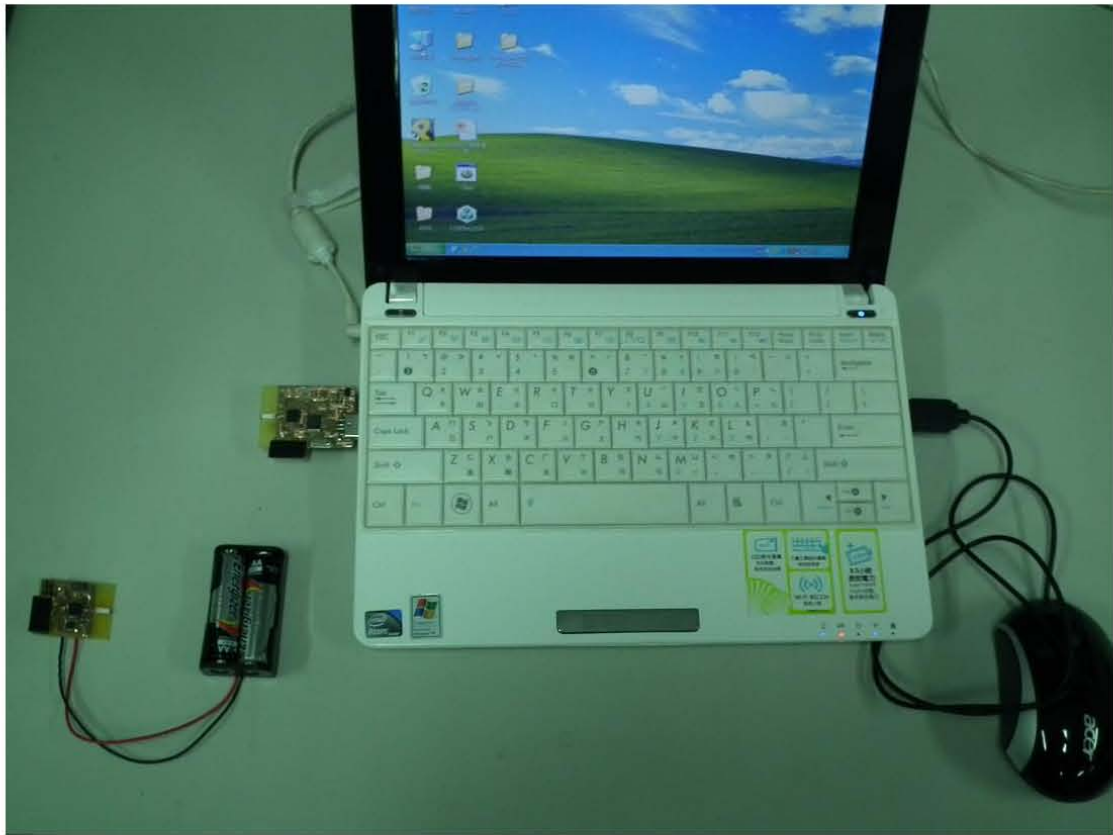


圖 4.8 ZigBee 整合級晶片模組與溫度感測模組硬體



圖 4.9 溫度感測模組電腦端顯示介面測試圖

(1) 溫度異常顯示：

當溫度過低時顯示畫面如〈圖 4.10〉，當溫度過高時顯示畫面如〈圖 4.11〉。



圖 4.10 溫度過低警示圖



圖 4.11 溫度過高警示圖

(2) 資料儲存系統：

當資料儲存至 Microsoft Access 系統後，在 Microsoft Access 的顯示表單如〈圖 4.12〉。在儲存時間間隔方面，設定為每隔一秒記錄一筆資料。

| 排序 | 日期         | 時間          | 溫度   | 按一下以新增 |
|----|------------|-------------|------|--------|
| 1  | 2011/11/01 | 下午 04:01:05 | 25.6 |        |
| 2  | 2011/11/01 | 下午 04:01:06 | 25.5 |        |
| 3  | 2011/11/01 | 下午 04:01:07 | 25.5 |        |
| 4  | 2011/11/01 | 下午 04:01:08 | 25.7 |        |
| 5  | 2011/11/01 | 下午 04:01:09 | 25.6 |        |
| 6  | 2011/11/01 | 下午 04:01:10 | 25.6 |        |
| 7  | 2011/11/01 | 下午 04:01:11 | 25.6 |        |
| 8  | 2011/11/01 | 下午 04:01:12 | 25.5 |        |
| 9  | 2011/11/01 | 下午 04:01:13 | 25.5 |        |
| 10 | 2011/11/01 | 下午 04:01:14 | 25.5 |        |
| 11 | 2011/11/01 | 下午 04:01:15 | 25.5 |        |
| 12 | 2011/11/01 | 下午 04:01:16 | 25.6 |        |
| 13 | 2011/11/01 | 下午 04:01:17 | 25.6 |        |
| 14 | 2011/11/01 | 下午 04:01:18 | 25.6 |        |
| 15 | 2011/11/01 | 下午 04:01:19 | 25.6 |        |
| *  | (新增)       |             |      |        |

圖 4.12 溫度儲存紀錄圖



## 4.2.2 心跳感測模組

自行設計之心跳感測模組的電腦端顯示介面如〈圖 4.13〉，以下將分別介紹各欄位的功能以及硬體測試時，軟體顯示介面的運作方式。



圖 4.13 心跳感測模組電腦端顯示介面

### 1. 介面介紹

#### (1) COM Port :

當 ZigBee 整合級晶片模組與電腦連接後，在電腦的裝置管理員可以看到連接的通訊連接埠，然後在 COM Port 旁邊的下拉式選單可以找到連接的通訊連接埠，按下開始即可與模組進行連接，按下停止則中斷與模組的連接，若在下拉式選單中無法找到

通訊連接埠，則需將 ZigBee 整合級晶片模組重新與電腦連接。

## (2) 量測計時：

此功能欄位為開始接收心跳訊號後，便立即計時至停止接收訊號，上面顯示的秒數即為量測的秒數，由於心跳感測模組在剛開始量測時，其訊號為不穩定的狀態，故開始接收心跳訊號後，先設定 5 秒至 10 秒的時間不接收訊號，等心跳訊號穩定後，再開始計算秒數與心跳次數。

## (3) 心跳次數：

此欄位為心跳開始計算後，所有加總的心跳次數，按下顯示按鈕，即可顯示於欄位中，次數會一直累加直至按下停止按鈕。

## (4) 一分鐘心跳預測：

此欄位在心跳開始計算後，會額外計算一分鐘預估的心跳值，按下顯示按鈕，即可顯示於欄位中，可以提前先預測一分鐘心跳的總次數。在此欄位中額外設置警示系統，假設心跳次數在每分鐘 60 次至 90 次為正常範圍，將其範圍輸入 Visual Basic 2008 軟體中，當每分鐘的心跳次數低於 60 次或高於 90 次時，心跳感測系統會出現兩種警示提示監控者，第一種是每分鐘的心跳預測欄位會變成紅色，第二種警示方式為彈出式的警告視窗，皆用於以提醒監控者能夠及時發現。

(5) 儲存與結束：

此功能設定主要為儲存紀錄，按下儲存按鈕後，會開始記錄心跳的數據，並同時記錄當前時間，按下停止按鈕後，則是停止紀錄數據。儲存的工具主要是利用 Visual Basic 2008 的軟體與 Microsoft Access 軟體做連接後，將接收到的數據，逐筆輸入至 Microsoft Access 中並依各欄位儲存心跳、時間與日期。

### 3. 硬體與軟體測試

硬體與電腦連接圖如〈圖 4.14〉，而軟體顯示介面在測試時的畫面如〈圖 4.15〉。〈圖 4.15〉為在沒有設定溫度警示範圍時之正常運作的顯示畫面。

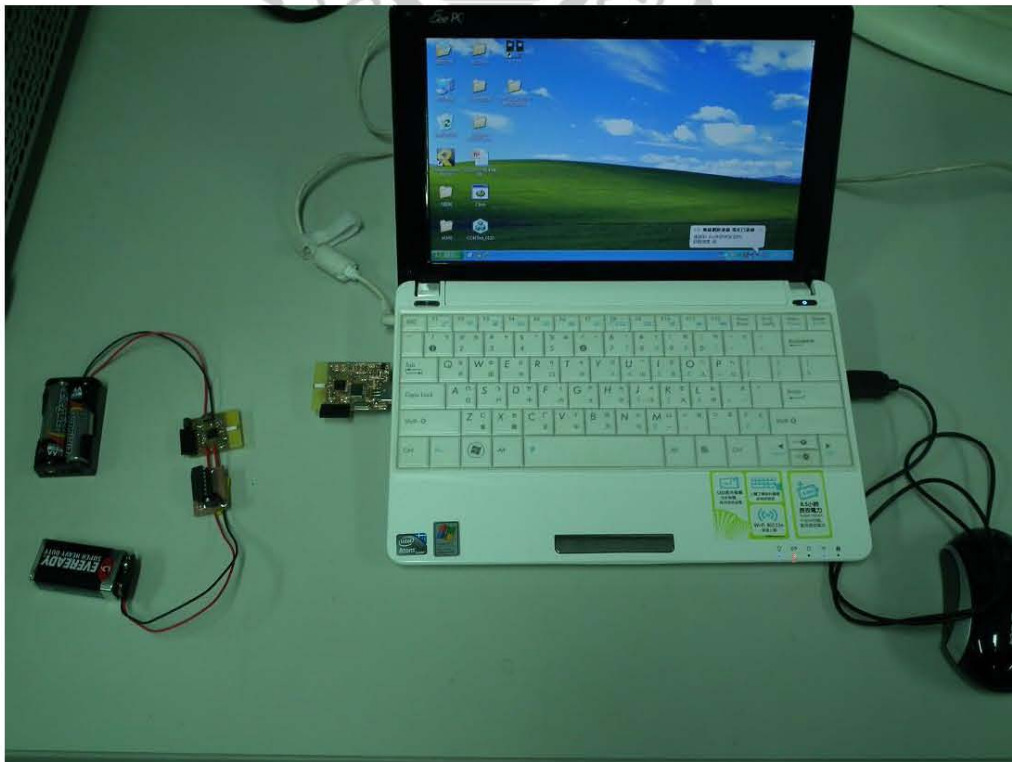


圖 4.14 ZigBee 整合級晶片模組與心跳感測模組硬體





圖 4.15 心跳感測模組電腦端顯示介面測試圖

#### (1) 心跳感測模組硬體之波形量測

在訊號量測的部分，我們是使用 Tektronix 公司的 DPO3034 示波器來做訊號的量測，心跳感測器模組啟動後，待心跳感測訊號穩定後，開始進行訊號的量測。一開始紅外線光遮斷器感測到血液的變化後，最初訊號的波形圖如〈圖 4.16〉，藍色波形為送出訊號振幅約為 30mV，紅色為終端心跳訊號。之後訊號經過 IC HEF4069UBP 內部的第一級反相放大器後輸出為〈圖 4.17〉，波形振幅約為 35mV。而訊號經過第二級反相放大器處理之後波形如〈圖 4.18〉，波形的振幅約為 150 mV，而再經過第三級反相放大器的處理之後波形為〈圖 4.19〉，振幅約為 1.8V。

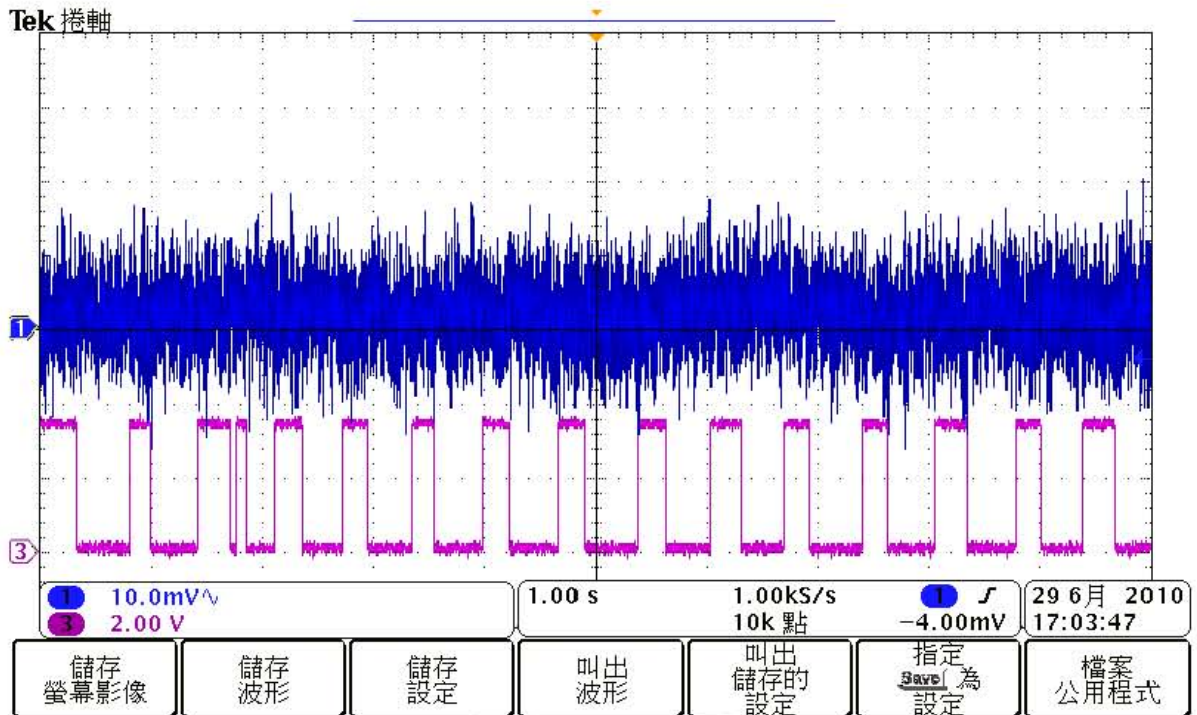


圖 4.16 最初心跳訊號

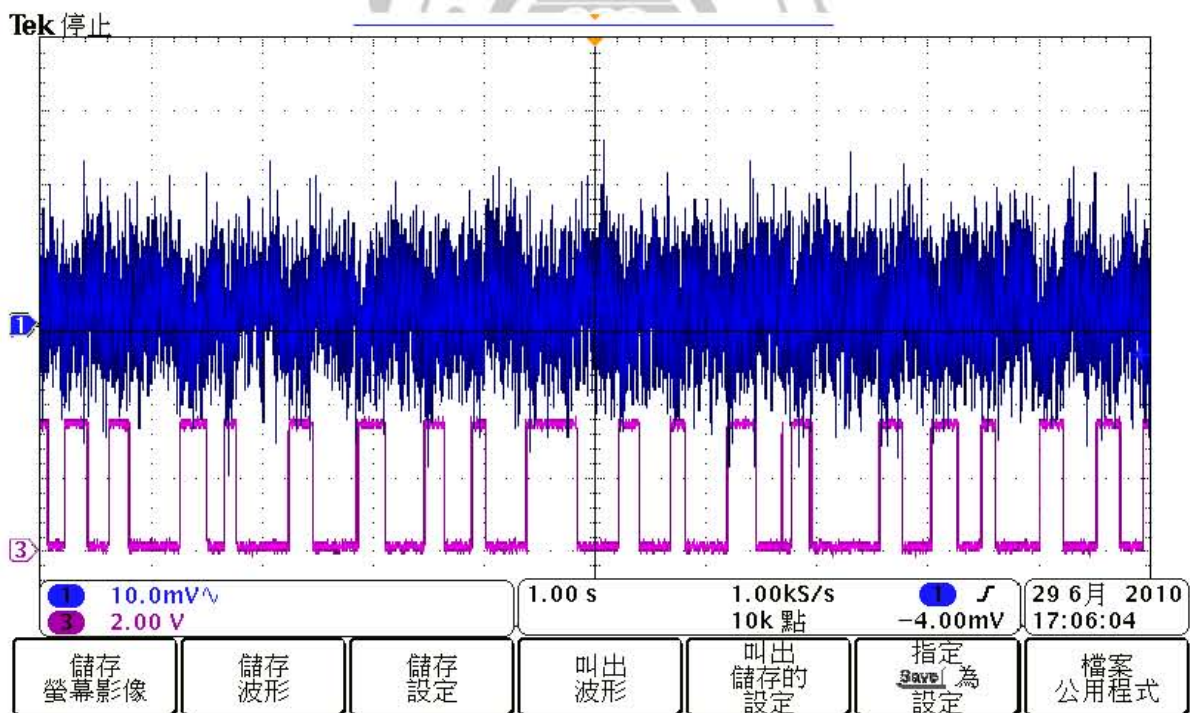


圖 4.17 經過第一級反相放大器訊號輸出

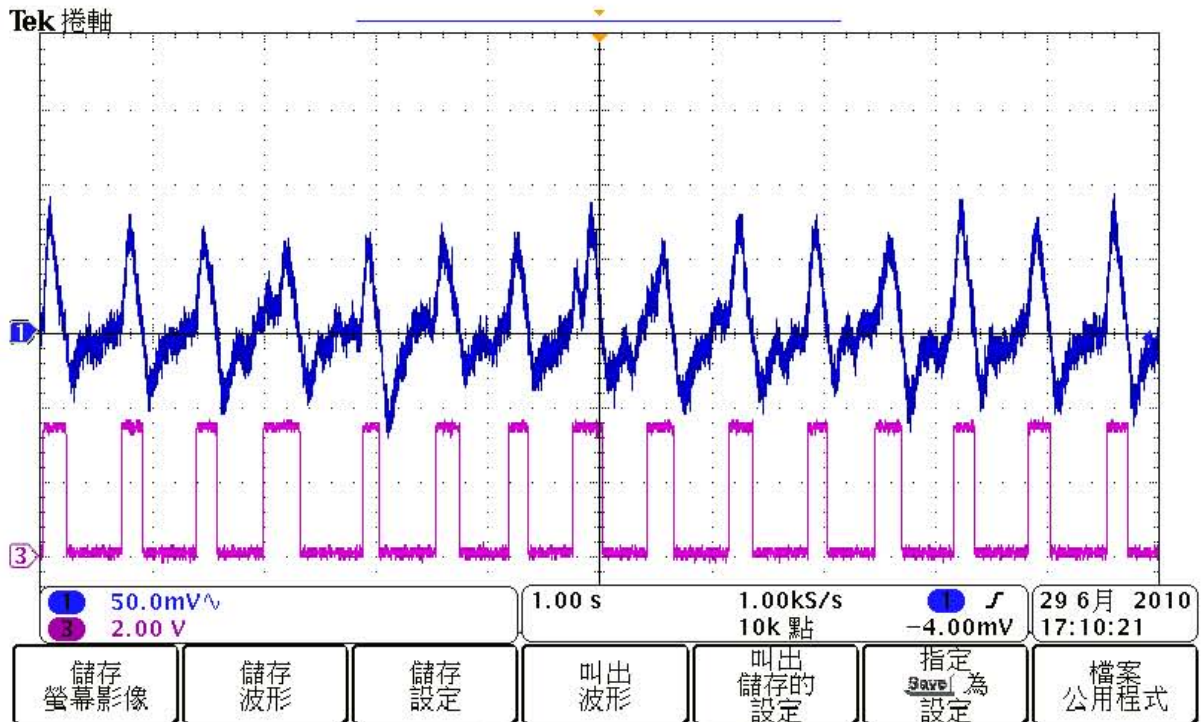


圖 4.18 經過第二級反相放大器訊號輸出

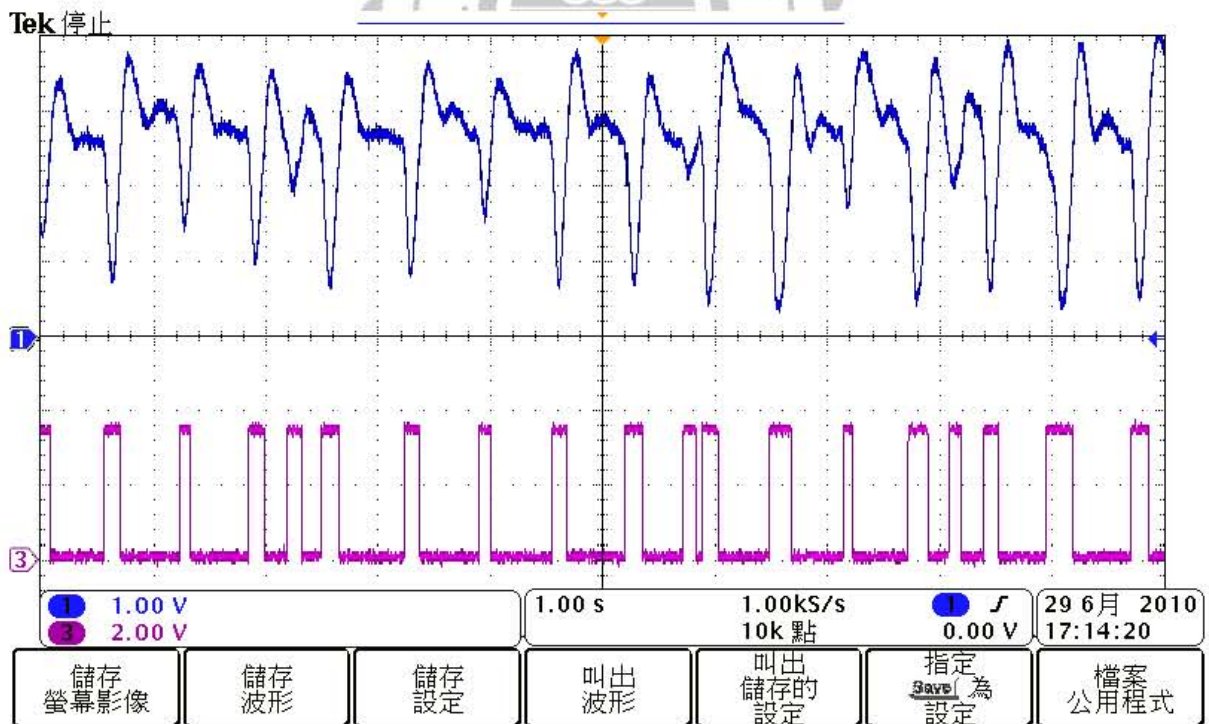


圖 4.19 經過第三級反相放大器訊輸出



(2) 心跳次數異常顯示：

當心跳次數過低時顯示畫面如〈圖 4.20〉，當心跳次數過高時顯示畫面如〈圖 4.21〉。



圖 4.20 心跳次數過低警告圖



圖 4.21 心跳次數過高警告圖

### (3) 資料儲存系統：

當資料儲存至 Microsoft Access 系統後，在 Microsoft Access 的顯示表單如〈圖 4.22〉。在儲存時間間隔方面，由於心跳次數通常以一分鐘為量測基準，故以每分鐘收到的次數為一筆，逐筆將心跳次數存至儲存系統中，

| 排序 | 日期        | 時間          | 心跳 | 按一下以新增 |
|----|-----------|-------------|----|--------|
| 1  | 2011/11/1 | 下午 02:44:03 | 78 |        |
| 2  | 2011/11/1 | 下午 02:45:13 | 76 |        |
| 3  | 2011/11/1 | 下午 02:46:23 | 82 |        |
| 4  | 2011/11/1 | 下午 02:47:33 | 80 |        |
| 5  | 2011/11/1 | 下午 02:48:43 | 77 |        |
| 6  | 2011/11/1 | 下午 02:49:53 | 85 |        |
| 7  | 2011/11/1 | 下午 02:51:03 | 79 |        |
| 8  | 2011/11/1 | 下午 02:52:13 | 81 |        |
| 9  | 2011/11/1 | 下午 02:53:23 | 76 |        |
| 10 | 2011/11/1 | 下午 02:54:33 | 78 |        |
| 11 | 2011/11/1 | 下午 02:55:43 | 84 |        |
| 12 | 2011/11/1 | 下午 02:56:53 | 79 |        |
| 13 | 2011/11/1 | 下午 02:58:03 | 85 |        |
| 14 | 2011/11/1 | 下午 02:59:13 | 78 |        |
| 15 | 2011/11/1 | 下午 03:00:23 | 76 |        |
| *  | (新增)      |             |    |        |

圖 4.22 心跳次數儲存紀錄圖

# 第五章 結論與未來展望

## 5.1 結論

本論文提出一個以 ZigBee 無線通訊技術為平台的生理訊號監控系統，以 ZigBee 傳輸溫度與心跳生理訊號為研究主題。在 ZigBee 無線通訊技術方面，主要研究方向為硬體製作，而硬體完成的部分，主要是完成製作 ZigBee 無線收發模組(Coordinator)與 ZigBee 路由器模組(Router)，之後選擇適合的溫度感測晶片與心跳感測器，並將其溫度感測晶片與心跳感測器與 ZigBee 路由器模組整合，使感測器可透過無線傳輸的方式，將溫度與心跳生理訊號傳至 ZigBee 無線收發模組作監控。

而本論文在軟體端完成的部分，主要為生理訊號監控系統的顯示介面。在顯示介面完成的部分，主要有生理訊號的接收，以及當溫度或心跳次數異常時，會發出警告的警示系統，另外在資料儲存方面，使用 Microsoft Access 來設計儲存資料庫，將監控時間內所接收的訊號儲存下來，以供日後研究使用。

## 5.2 未來展望

由於硬體製作部分皆為自行製作，在訊號接收度方面還不是相當穩定，而在感測器的部分也需再加強，其接收數值距離正確數值還有一些誤差，故未來實際應用時，需再選擇其它更準確之溫度感測晶片與心跳感測器，才可以更精準判別有無異常數值。軟體部分則是在於改進接收的人數，目前本論文完成之部分皆為以一個人配戴為基準，其未來實際應用時，需再改進為可同時接收多人訊號。





## 參考文獻

- [1] Heinrich, C. (2005). "RFID and Beyond. Indianapolis: Wiley Publishing."
- [2] Lahtela, A., Hassinen, M., & Jylha, V (2008). "RFID and NFC in Healthcare: Safety of Hospitals Medication Care."
- [3] Solanas, A., & Castella-Roca, J. (2008). " RFID Technology for the Health Care Sector. Recent Patents on Electrical Engineering."
- [4] Park, J.-H., Seol, J.-A., and Oh, Y.-H. (2005). "Design and implementation of an effective mobile healthcare system using mobile and RFID technology."
- [5] Wu, F., Kuo, F., & Liu, L.-W (2005). "The Application of RFID on Drug Safety of Inpatient Nursing Healthcare."
- [6] Chen, C.-I., Liu, C.-Y., Li, Y.-C., Chao, C.-C., Liu, C.-T., Chen, C.-F., et al (2005). "The Application of RFID to Improve Patient Safety in Observation Unit of Hospital Emergency Department."
- [7] 李哲熙 (2009). "結合科技照護床之照護管理系統的設計與建置."
- [8] 譚旦旭 (2003). "架構於 Web 服務、藍芽與 GSM 簡訊之居家健康照護系統設計與實現."
- [9] 黃秀園 (2004). "架構於 WEB 及 WAP 服務之居家健康照護系統設計."
- [10] Lionel M. Ni, Y. L., Yiu Cho Lau (2003). "LANDMARC: Indoor Location Sensing Using Active RFID."
- [11] Gordon, B. M. J. A. a. L. (1997). "Data Mining Techniques for Marketing, Sales, and Customer Support."
- [12] Frawley, W. J., G. S. Piatetsky and C. J. Matheus (1991). "Knowledge Discovery in Databases: An Overview, Knowledge Discovery in Database."
- [13] Groupe, F. H. a. M. M. O. (1995). "Database mining discovery new knowledge and cooperative advantage."
- [14] Hall, C. (1995). "The devil's in the details: techniques, tools, and application for database mining and knowledge discovery part II."
- [15] 張瑋倫 (2000). "資料挖掘與顧客關係管理之研究."

- [16] Fayyad, U. M., P. S. Gregory, S. Padhraic, and U. Ramasamy (1996). "Advances in Knowledge Discovery and Data Mining."
- [17] Peacock, P. R. (1998). "R. Data Mining in Marketing: Part 1."
- [18] M.H Depledge, B.B Andersen (1990). "A computer-aided physiological monitoring system for continuous, long-term recording of cardiac activity in selected invertebrates."
- [19] Watanabe, K. Watanabe, T. Watanabe, H. Ando, H. Ishikawa, T. Kobayashi, K. (2005). "Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method."
- [20] Oum, Joon Ho Koo, Hyunji Hong, Songcheol (2008). " Non-contact heartbeat sensor using LC oscillator circuit."
- [21] K.K.Kim, Y.K.Lim, and K.S.Park (2004). "The electrically noncontacting ECG measurement on the toilet seat using the capacitively-coupled insulated electrodes."
- [22] C.J.Harland, T.D.Clark, and R.J. Prance (2003). "High resolution ambulatory ECG monitoring using wrist-mounted electric potential sensors."
- [23] <http://www.melexis.com>.
- [24] <http://www.atmel.com>.
- [25] <http://www.ti.com>.
- [26] Andrew Sixsmith, and Neil Johnson (2004). "A Smart Sensor to Detect the Falls of the Elderly."
- [27] Sixsmith, N. Johnson and R. Whatmore (2005). "Pyroelectric IR sensor arrays for fall detection in the older population."
- [28] A. Bourke, J. O'Brien, G. Lyons (2006). "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm."
- [29] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck and C. Beckerl (2005). "Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study."
- [30] <http://www.analog.com>.
- [31] Srang and Ngnyen. (1996). "Wavelet and Filter Banks."
- [32] <http://www.ni.com>.
- [33] 涂嘉宇, "溫度感測器結結合 ZigBee 技術應用於護理之家之研究,

- "亞洲大學資訊工程學系碩士論文, 2006.
- [34] 蘇博伊, "ZigBee 在環境監控的應用與 ZigBee 模組的開發研究," 華梵大學電子工程學系碩士論文, 2010.
- [35] 華哲葦, "整合 Zigbee 與即時顯示之脈搏生理訊號感測系統之研製", 東南科技大學電機工程學系碩士論文, 2010.
- [36] 曹永偉, "感測器技術入門," 全華科技圖書股份有限公司, 2001.
- [37] 孫棣, "ZigBee 開發手冊," 全華圖書股份有限公司, 2009.
- [38] <http://elearning.stut.edu.tw/mechelec/myweb/>.
- [39] Lite-On, "Photointerrupter (OPTO Switch):Single Transistor Output:Reflective:LTH-1550-01."
- [40] <http://www.megawin.com.tw/>.

