



國立臺北科技大學

電腦與通訊研究所

碩士學位論文

具有影像傳送功能之 IEEE 802.15.4
生醫感測平台實作

Implementation of IEEE 802.15.4
Bio-information Sensor Platform with Image
Transmission Function

研究生：劉倉吉

指導教授：黃文增

中華民國九十八年七月

摘要

論文名稱：具有影像傳送功能之 IEEE 802.15.4 生醫感測平台實作 頁數：62

校所別：國立台北科技大學電腦與通訊研究所

畢業時間：九十七學年度第二學期

學位：碩士

研究生：劉倉吉

指導教授：黃文增 教授

關鍵詞：無線感測網路、ECG、SpO₂、體溫、DSP、信號完整性、佈局規範。

無線感測網路應用於居家健康照護服務已日益蓬勃發展。具有影像與生醫訊號傳送功能的無線感測網路也日益被需求，因此，本研究實做一個基於 ZigBee 無線感測系統的 DSP 平台具有生醫與影像訊號傳送的功能。本 DSP 裝置能主動偵測使用者身上的 ECG、血壓、SpO₂ 與體溫應用 ZigBee 傳送到系統管理端。更進一步，突破 ZigBee 頻寬限制，應用 DSP 所提供的效能傳送由 CMOS 感測器裝置所輸入的壓縮影像，藉由 ZigBee 把使用者的壓縮影像傳送到系統管理端，再由系統解壓縮後解讀影像資訊。因此，我們所設計具影像傳送功能的 DSP 平台是 MSP430 平台所無法完成的功能。最後，本研究擬出一套完整且具有高可靠度的數位硬體平台設計程序，整合影像與無線感測電路介面。一般，對於一個沒有設計數位系統經驗的電子工程師而言，若是直接將過去的設計法則帶入系統的設計中，則系統將會因為非理想因素而變的不穩定而不可靠。這個設計流程可幫助電子工程師於電子電路設計階段時，藉由板級的信號完整性模擬軟體，分析信號在 PCB 上傳播的情形，進而找出較適當的 PCB 佈局規範，此仍是系統廠商在 PCB 佈局技術上所追求的主要目標之一。

ABSTRACT

Title : Implementation of IEEE 802.15.4 Bio-information Sensor Platform with Image
Transmission Function

Pages : 62

School : National Taipei University of Technology

Department : Graduate Institute of Computer and Communication Engineering

Time : July, 2009

Degree : Master

Researcher : Tsang-Chi Liu

Advisor : Wen-Tzeng Huang

Keywords : WSN, ECG, SpO₂, Body temperature, DSP, Signal integrity, Layout rulers.

The Wireless Sensor Network (WSN) is a developing area today in the health-care service industry. The image transmission function has been demanded day by day in various applications. Hence, based on the ZigBee WSN, we design and implement a DSP platform with the Bio-information and image transmission functions in this study. Our DSP device can actively detect the ECG, blood pressure, SpO₂, and body temperature of the user, and then transmit the bio-information to the system management by the ZigBee WSN. Moreover, for conquering the bandwidth limitation of the ZigBee applications, we apply the high performance of DSP to transmit the compression image from the CMOS sensor device to the system management by the ZigBee WSN. Then, the system can decompress this compression image by its computation power. Therefore, the performance of the MSP430 platform cannot be met the requirement of the image transmission function in the DSP design one. Finally, we propose a completed high-reliability design procedure for the high-speed digital hardware platform, which can integrate the image and WSN interface. Generally, a traditional layout rulers cannot be met the high requirements in the system for unstable signal in un-ideal factors. During the design phase, our proposed design procedure can help us to analyze the signal propagation condition of the PCB (Printed Circuit Board) design by simulation software of the board level signal integrity. Moreover, the better parameters of layout rulers can be devised by this procedure. Using our proposed layout rulers to be applied the design of the DSP schematics, designer can effectively build the

reliable hardware platform, and then promote the system performance. Also, such layout technologies are the major pursuit goal of the ODM manufacturers overall on the PCB design.



誌 謝

在碩士班的求學過程中，首先感謝指導老師黃文增博士，在研究上給予細心的指導，也教導許多待人處事的道理，使我在學術研究與專業技術的領域上獲益良多。另外還要感謝口試委員：陳錦杏教授，張榮正教授以及段裘慶教授在口試的過程中，給予很多寶貴的意見，使論文能夠更加的完整。對於求學過程中所教導過的師長們，謝謝你們這三年的指導。

另外感謝研究室的各位學長學弟們，在研究的過程中，互相的幫忙與協助，感謝李泉、一民、鎮安、俊彥同學們，在工作忙綠的時候，給予互相的鼓勵與支持，更要感謝智翔、彥廷、啟豪學弟在論文以及口試上的幫忙，使得我能順理通過論文口試，並且要謝謝實驗室提供這麼豐富的研究設備與資源，幫助論文的實驗與測試可以順利的完成。

還有感謝交通大學朱瓊裕同學在無線感測測試軟體大力的幫忙，使得本論文的硬體平台可正常的運作，讓我在學習時能無後顧之憂，專心做論文的研究以及兼顧工作，順利處理上班族與學生兩種角色。

最後要感謝家人的支持與鼓舞，鼓勵我重新回到校園學習，並且感謝周遭好友的體諒與關心，使我能順利的完成學業與論文研究，願將完成此論文的喜悅與成就，一起與親愛的家人和所有幫助過的同學與師長們共同分享。

劉倉吉 謹誌

2008/08/06

目 錄

摘 要	ii
ABSTRACT	iii
誌 謝	v
目 錄	vi
表 目 錄	viii
圖 目 錄	ix
第一章 緒論	1
1.1 前言	1
1.2 研究動機與目的	2
1.3 研究方法與章節介紹	4
第二章 基本理論簡介	5
2.1 ZigBee 技術介紹	5
2.1.1 ZigBee 標準發展與技術特性	5
2.1.2 ZigBee 規格	6
2.1.3 ZigBee 應用與未來發展	11
2.2 感測器	12
2.2.1 血氧濃度 (SpO ₂)	12
2.2.2 體溫	14
2.2.3 血壓	16
2.2.4 心電圖	18
2.3 信號完整度介紹	21
第三章 硬體系統架構規格說明	23
3.1 高可靠度無線感測網路硬體設計流程	23
3.2 硬體電路方塊圖	24
3.3 單晶片微處理器介紹	28
3.4 影像感測器硬體之設計	29
3.4.1 影像晶片介紹	29
3.4.2 影像晶片 PCB 佈局規則	30
3.5 ZigBee 通訊晶片	31
3.5.1 UZ2400 電源管理	34
3.5.2 UZ2400 接收器架構	35
3.5.3 UZ2400 與 DSP 連接介面	36
第四章 模擬與量測結果分析	37
4.1 系統架構	37
4.2 PCB 疊構設計	38
4.3 PCB 信號完整度模擬與分析	40
4.4 PCB 信號實測	45
4.5 環境實測	48
4.6 應用範例	51
4.7 實測結果數據	52

4.7.1	RSSI 與距離關係	52
4.7.2	RSSI 與 Package lost 關係	54
第五章	結論與未來展望	56
5.1	結論	56
5.2	未來發展	56
參考文獻	58
附錄	中英文對照	61



表 目 錄

表 1 ZigBee 使用頻帶以及其參數及調變技術	7
表 2 不同體溫時的生理現象[16][17].....	15
表 3 體溫量測標準[18]	16
表 4 成年人之血壓分期[20]	17
表 5 外部裝置與介面	27
表 6 UZ2400 模組差異	33
表 7 UZ2400 的電源管理電流消耗表	35
表 8 UZ2400 RF 晶片與 TMS320VC5509A 晶片連接介面表	36
表 9 DSP 的輸出工作條件	38
表 10 UZ2400 的輸入工作條件	38
表 11 PCB 參數分析表	39
表 12 模擬信號波形電壓表	48
表 13 實測信號波形電壓表	48

圖 目 錄

圖 1 緊急醫療系統.....	3
圖 2 以 IEEE 802.15.4 為基礎之 ZigBee 無線通訊協定堆疊	6
圖 3 實體層協定資料單元(PPDU)訊框架構.....	7
圖 4 WPAN (Wireless Personal Area Network)網路拓模型態	9
圖 5 網路裝置至協調者之資料傳送模式	10
圖 6 協調者至網路裝置之資料傳送模式	10
圖 7 以家庭自動化為切入點的 ZigBee 無線通訊協定之應用範疇[7].....	12
圖 8 HbO₂ 與 Hb 對可見光及近紅外光的吸收特性示意圖.....	13
圖 9 脈搏波動圖[14].....	13
圖 10 心臟切面示意圖[23].....	19
圖 11 心臟電訊號傳導過程[25]	20
圖 12 基本心電波形[25].....	21
圖 13 因信號反射導致接收端信號變形	22
圖 14 傳統數位硬體平台開發流程	24
圖 15 高可靠度數位硬體平台開發流程	24
圖 16 無線感測網路電路方塊圖	25
圖 17 ZigBee 無線感測網路節點	26
圖 18 系統架構示意圖	27
圖 19 OV7670 晶片腳位圖	29
圖 20 CMOS 影像感測方塊圖	30
圖 21 CMOS 影像模組	30
圖 22 畫面上帶有水平雜訊	31
圖 23 清晰的畫面	31
圖 24 UZ2400 晶片腳位圖	34
圖 25 UZ2400 功能方塊圖	34
圖 26 UZ2400 接收器方塊圖	36
圖 27 UZ2400 與 DSP 的連接電路圖	37

圖 28 PCB 疊構設計	39
圖 29 佈線長度固定 2.5 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果	41
圖 30 佈線長度固定 2.5 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果	41
圖 31 佈線長度固定 2.6 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果	42
圖 32 佈線長度固定 2.6 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果	42
圖 33 佈線長度固定 2.7 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果	43
圖 34 佈線長度固定 2.7 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果	43
圖 35 佈線長度固定 2.8 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果	44
圖 36 佈線長度固定 2.8 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果	44
圖 37 DSP 實體 PCB 佈線圖	45
圖 38 SI 信號實測與模擬	46
圖 39 SO 信號實測與模擬	47
圖 40 SCLK 信號實測與模擬	47
圖 41 SEN 信號實測與模擬	48
圖 42 系統環境裝置設定	49
圖 43 裝置發送端設定	49
圖 44 裝置接收端設定	50
圖 45 系統環境裝置設定	50
圖 46 終端裝置接收到發送端影像	51
圖 47 醫院資料庫程式截圖	52
圖 48 系統平台搭配 ZigBee 模組有效距離 25 公尺關係圖	53
圖 49 ZigBee 25M 模組測量超過有效距離的 RSSI 衰減狀態	53
圖 50 系統平台搭配 ZigBee 模組有效距離 100 公尺關係圖	54
圖 51 系統平台搭配 ZigBee 模組有效距離 1000 公尺關係圖	54
圖 52 封包遺失率與距離關係	55
圖 53 封包遺失率與訊號強度關係	55
圖 54 遠距離醫護(療)示意圖	57

第一章 緒論

1.1 前言

近年來在國內外與遠距醫療或無線健康照護系統相關的研究蓬勃發展，例如有些研究著重在硬體的設計，包括將無線感測器的設計更人性化，訊號的偵測能夠連續而不中斷，訊號偵測範圍能夠更廣[1]；有些則著重在硬體與通訊介面的整合，讓更多不同的醫療儀器所偵測到的生理訊號能夠互相傳輸與整合到資料庫中[2]；有些是著重在通訊網路的架構設計，建構出適合生理訊號擷取與傳送的架構[3]；有些是著重生理訊號量測工具的開發，讓病患在醫院的所有活動都能被連續且確實的記錄下來[4]。

因此，由文獻的研究可知未來遠距醫療照護的趨勢。隨著高齡化社會及慢性病為主的疾病型態趨勢下，長期居家照護及緊急醫療的需求大增。包括歐盟、美國、日本等先進國家，皆積極推動遠距居家照護先導論文，讓目前以『醫療機構』為主的照顧服務模式，逐漸移轉成以『照護機構』、『居家長照』為主的醫療照護模式。e 健康（e-Health）議題以及資訊通訊系統（Telematics）技術的整合，為歐盟資訊社會科技 IST 計劃中的主要研究重點。在國內的研究方面，李教授等人[5]，以行動通訊方式，實作移動式照護系統，並連結生理感測器，可將病患之生理訊號即時傳輸至手機中。另外李教授等人[6]也結合有線電視的纜線網路，建立一居家照護系統。其他的研究[1][3][6][7]，有的研究著重在家電的整合設計，有的研究則包括將無線感測器的設計更人性化，訊號的偵測能夠連續而不中斷，訊號偵測範圍能夠更廣。

互動式到院前緊急醫療救護系統屬於遠距醫療照護體系的一環，其主要功能為提升到院前心跳停止的存活與大量傷患與災難應變體系之建立。因此整個緊急救護系統除了具有監控病患生理狀況，相關無線感測網路需要有低成本，易建置的特性，能夠穩定地運作且能監測現場與到院前救護病患們的生理狀況。此外，對於面臨緊急救護工作的醫護人員來說，其體力的負荷與精神承受的壓力極為沈重。這些人員在救護車上面要對病患進行急救之際，還要操作相

關救護裝備，如一失誤，可能是人命的重大傷亡。藉由此類系統發展可以減輕例行性檢測所帶來的工作負擔，如量血壓、心跳等。同時遇到緊急傷病或大量傷病患之現場醫療處理或送醫途中之緊急救護，可藉由該系統提供之即時影像回傳功能，讓醫院內的醫師進行線上的醫療指導(Medical Direction)，透過前瞻性、即時性與回溯性指引，來確保緊急醫療救護的醫療品質。

1.2 研究動機與目的

無線感測網路技術提供無所不在(Ubiquitous)的生理監測與醫療照顧，已成為生醫產業上的重點發展技術。透過此類型的遠距醫療服務，一般人能夠即時了解自己的身體狀況，並且隨時與醫療服務提供者(醫院或健康諮詢中心)互動，以預防突發狀況發生。對於病患或一般使用者而言，遠距醫療照顧帶來的便利使其不需要到醫院內也能隨時隨地享有醫療服務。對於醫療服務提供者，如安養院或醫院而言，遠距醫療照顧提供了一個便捷的服務型態，透過系統的幫助能同時服務更多群眾。

事實上，無論醫院的設備如何先進，醫師的醫術如何精良，這些都僅能呈現「點狀」分佈。有限的醫師人力事實上無法在第一時間照顧到你我周遭的每一時刻，每一角落。而一旦意外事故發生，在沒有醫護人員在場的情況下，人命彷彿風中殘燭，多少不可挽回的遺憾就發生在這片刻的黃金時間裡。而緊急醫療救護的精華之一便是在補足這一段「到院前急救」的空白，儘量把握住這段黃金時間，將病人從死神眼前搶救回來。事實上，一個國家的「到院前急救」體系是否健全，正足以反映出該國的人文精神是否已與其財富同步，足夠成熟到開始重視人民的「生命權」。

台灣地區緊急醫療體系已具備具有 24 小時待命以應付緊急事故的能力，目前為增進急重症患者急救時效，到院前緊急醫療是經由救護技術員(Emergency Medical Technician, EMT)所執行，運用救護車上之救護裝備，在醫師直接或間接的醫療管制下，依照病人的主訴，執行到院前病患處理的工作。一般救護車在載送急救病患或轉院病患時，由於只有隨行的救護技術員陪伴在側，一旦發生心律不整、心室顫動或其他緊急狀況時，救護人員可能不知道如何處理，導致病患到院時，往往已經生命垂危。

有鑑於無線科技發展，本研究實做一個基於 ZigBee 無線感測系統的 DSP 平台具有影像與生醫訊號傳送的功能，整合生醫無線感測網路、無線廣域網路與地區性醫療系統，因應大量傷患或重大災難之緊急救護，如前線醫護人員可以在災難現場或救護車上傷病患運送至醫院途中如圖 1 所示，將心電圖 (ECG) 與 SpO_2 (血氧濃度) 等生理、生命徵象數據，及車上的即時影像，通通回傳醫院，讓醫師可以據以判斷是否要採取緊急救治措施，並指導隨行救護人員正確的步驟，一改過去運送過程，缺少醫師中間監控的救命死角。同時醫院內的醫師將可以指導救護車上的隨行救護人員，適時採取給藥、插管與電擊(Defibrillation)等措施，進而提升全方位及多元化緊急醫療服務，達成真正即時性有效性的行動醫療。



圖 1 緊急醫療系統

為了有效地節省頻寬且兼顧遠距醫療照顧的即時性，本研究實做了一套以 DSP 為主的無線感測平台，其架構以 ECG 為主、並將病患姿態與影像回傳到系統管理端，再由系統解壓縮後解讀影像資訊。此套系統能自動偵測每位病患身上的 ECG 訊號，即時將病患的 ECG、體溫、心跳、 SpO_2 與傷口影像告知醫療服務提供者，隨時將急診病患之外傷呈現或意識狀況會傳至醫院端，再由急診醫師即時給予適當引導治療。

1.3 研究方法與章節介紹

第二章為介紹無線網路中 IEEE 802.15.4 與 ZigBee 的協定規範，感測器與生理參數的簡介以及 PCB 信號完整度說明介紹。第三章介紹本論文的系統架構，別於傳統的數位硬體平台設計方式，本論文中提出一個高可靠度數位硬體平台開發流程，這個設計流程可幫助電子工程師於電子電路設計階段時，藉由模擬軟體分析信號在 PCB 上傳播的情形，進而找出適當的 PCB 設計方法，此仍是系統廠商在 PCB 佈局技術上所追求的主要目標。除了提出一套設計流程外，在本文中也實際以無線感測硬體平台為設計範例，並詳細介紹使用之硬體與晶片規格。第四章探討利用本文所提出的設計流程，使用軟體做信號完整性的模擬並與實作驗證，找出較佳的佈局規範與佈局方針。第五章為結論與討論，對研究的結果做個總結說明，並討論與規劃未來研究的方向。



第二章 基本理論簡介

2.1 ZigBee 技術介紹

ZigBee 的命名，源自於蜜蜂在發現花粉時，展現如同 ZigZag 形狀的舞蹈。看似隨意再跳的字型舞，實際上是將有花和蜂蜜的地方，正確地傳達給其他蜂蜜同伴。ZigBee 主要是由 IEEE802.15.4 小組與 ZigBee Alliance 組織，分別制定硬體與軟體標準。它是一種低傳輸速率(250 kbps)，短距離(一般約為 10~100 m，依耗電量之不同，可提升至 400 m)、低消耗功率、架構簡單的技術。目前制定的頻段為全球的 2.4 GHz ISM 頻段、美國的 915 MHz 頻段，以及歐洲的 868 MHz 頻段。在 2.4 GHz 的 ISM 頻段，可使用的通道數為 16 個；在 915 MHz 的 ISM 頻段，可使用的通道數為 10 個；在歐洲的 868 MHz 頻段，可使用的通道數為 1 個。ZigBee 支援主從式或點對點方式運作，同時最多可有 255 個裝置連結，具有高擴充性。主要應用的方向在於個人醫療照護[1]、環境安全與控制[3]，以及家庭裝置自動化[9]等功能，逐漸成為產業共通的短距離無線通訊技術之一。

2.1.1 ZigBee 標準發展與技術特性

ZigBee 先前亦被稱為「HomeRF Lite」、「RF-EasyLink」或「FireFly」，在標準制訂方面主要由 IEEE 802.15.4 小組與 ZigBee Alliance(聯盟)分別負責硬體與軟體標準之制訂，兩者之角色與分工類似 IEEE 802.11 小組和 Wi-Fi 組織之關係，圖 2 說明 IEEE 802.15.4 小組與 ZigBee Alliance 制訂 ZigBee 標準的關係。

在 IEEE 802.15.4 方面，2002 年 IEEE 成立 IEEE 802.15.4 小組負責制訂媒體存取控制(Medium Access Control, MAC)層和實體(Physical, PHY)層之規範。2003 年 5 月通過 IEEE 802.15.4 標準，接著 IEEE 802.15.4 小組著手制定 IEEE 802.15.4b 標準，此標準 IEEE 802.15.4 標準改良版，主要是解決原標準有疑慮之處、降低複雜度、提高安全鑰匙使用彈性以及考量新頻帶分配等。802.15.4b(D6)草案已於 2006 年 6 月通

過，此標準將可有效簡化架構並改善互通性，進而提高系統穩定度。

ZigBee 是一種短距離的通訊技術，理論傳輸距離為 0~100 公尺，實際有效距離為 24 公尺。在調變技術方面，915 MHz 和 868 MHz 是用 BPSK 調變，相較於 2.4 GHz 頻段，為低頻的頻段，故無線傳播之損失較低，使其傳輸距離較長；而在 2.4 GHz 是用 Orthohgonal(正交)QPSK 調變，傳輸資料較 BPSK 大但較複雜，難以在長距離傳輸時保持信號完整性，所以傳輸距離較短。ZigBee 技術的優點為省電，通常使用 ZigBee 通訊技術而供應硬體使用的電池，電池的使用時間最少可以從數個月到數年之久。

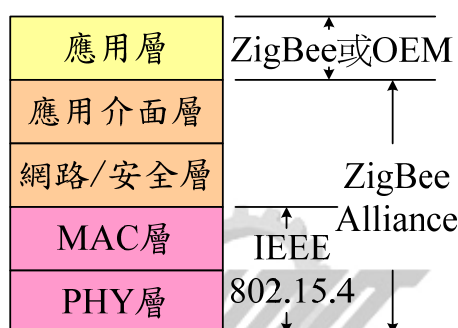


圖 2 以 IEEE 802.15.4 為基礎之 ZigBee 無線通訊協定堆疊

2.1.2 ZigBee 規格

ZigBee 無線通訊協定堆疊如圖 2 所示，包含實體層、媒體存取控制層、網路層、應用層。其實體層包含射頻(Radio Frequency, RF)傳送與接收部分，用以控制低階傳輸；媒體存取控制層控制所有類別的傳送；網路層則提供網路結構、封包路徑與操作等功能；應用層則是依據裝置的功能來定義，以下依序說明其各層協定。

IEEE 802.15.4 實體層

ZigBee的實體層負責啟動和停止無線電收發器、選擇通道、能量偵測以及封包的傳送和接收等功能。IEEE802.15.4所訂的無線傳輸使用2個模式，一為2.45 GHz 模式，另一為868 / 915 MHz模式。868 MHz、915 MHz和2450 MHz這三個頻帶可

分別提供20 kbps、40 kbps和250 kbps三種資料傳輸速率，其中868 MHz與915 MHz分別適用歐洲與美國地區，2.45 GHz ISM頻帶則適用於全球。ZigBee分配使用的頻帶與相關參數以及使用調變技術整理如表 1。

表 1 ZigBee 使用頻帶以及其參數及調變技術

頻 帶 MHz	頻率範圍(使用地區)MHz	通道 數目	DSSS 展頻參數		資料速率 (Kbps)
868	868~868.6(歐洲)	1	300	BPSK	20
915	902~928(美國)	10	600	BPSK	40
2450	2400~2483.5(全球)	16	2000	QPSK	250

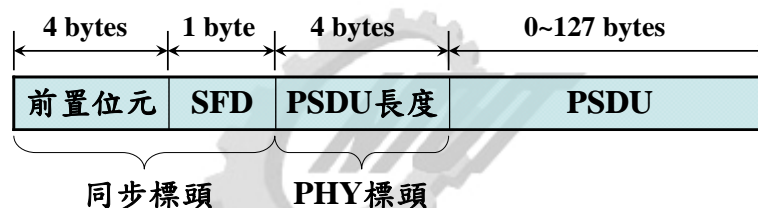


圖 3 實體層協定資料單元(PPDU)訊框架構

IEEE 802.15.4標準設計四種封包結構傳輸資料，稱為實體層協定資料單元(PHY Protocol Data Unit，PPDU)，這四種封包分別為信標訊框(Beacon Frame)、資料訊框(Data Frame)、回覆訊框(Acknowledgement Frame)和媒體存取控制層指令訊框(MAC command frame)，基本上訊框架構相同，其訊框架構如圖 3所示。PPDU是由同步標頭(Synchronization Header，SHR)、實體層標頭(PHY Header，PHR)和實體層服務資料單元(PHY Service Data Unit，PSDU)所組成。而同步標頭由前導信號(Preamble)和開始位元(Start of Frame Delimiter，SFD)所組成，Preamble長度為32個位元，所有的位元都是0，SFD長度為8個位元，為{1 1 1 0 0 1 0 1}，PHY標頭長度為8個位元，第一個位元是保留位元0，其於7個位元用來表示PSDU的長度。PSDU的長度範圍是0 byte到127 bytes。

IEEE 802.15.4 媒體存取控制層

ZigBee的媒體存取控制層提供MAC資訊服務和管理服務，負責信標(Beacon)管理、通道接取、保障時槽(Guaranteed Time Slots, GTS)管理、訊框驗證、回覆訊框之傳輸及加盟(Association)與終止加盟(Disassociation)。IEEE 802.15.4支援全功能(Full Function Device, FFD)及精簡功能(Reduced Function Device, RFD)兩類的裝置，全功能裝置可支援任何網路拓樸架構，可擔任網路協調者(PAN Coordinator)，並可與所有其他裝置通信。減縮功能裝置只存在於星狀拓樸中，只能與網路協調者通話，且不能成為網路協調者。減縮功能裝置的好處是易於實現。IEEE 802.15.4網路主要可以分成兩種拓樸，一種是星狀(Star)拓樸，如圖 4(a)所示，很多網路裝置圍繞著一全功能裝置，中心之全功能裝置為網路協調者，它就像個集線器(Hub)收集多個全功能或精簡功能裝置當作資料終端機。另外一種拓樸為點對點(Peer-to-Peer)配接，網路裝置不用一定要和網路協調者連接(網路內一定有一個網路協調者)，點對點配接網路中的全功能裝置可以進行多向通訊鏈結，而精簡功能裝置只能與全功能裝置進行通訊鏈結。因為有多向的通訊鏈結，點對點配接可以升級成多變複雜的網狀(Mesh)和叢串樹狀(Cluster Tree)等形式網路，如圖 4(b)與圖 4(c)所示。

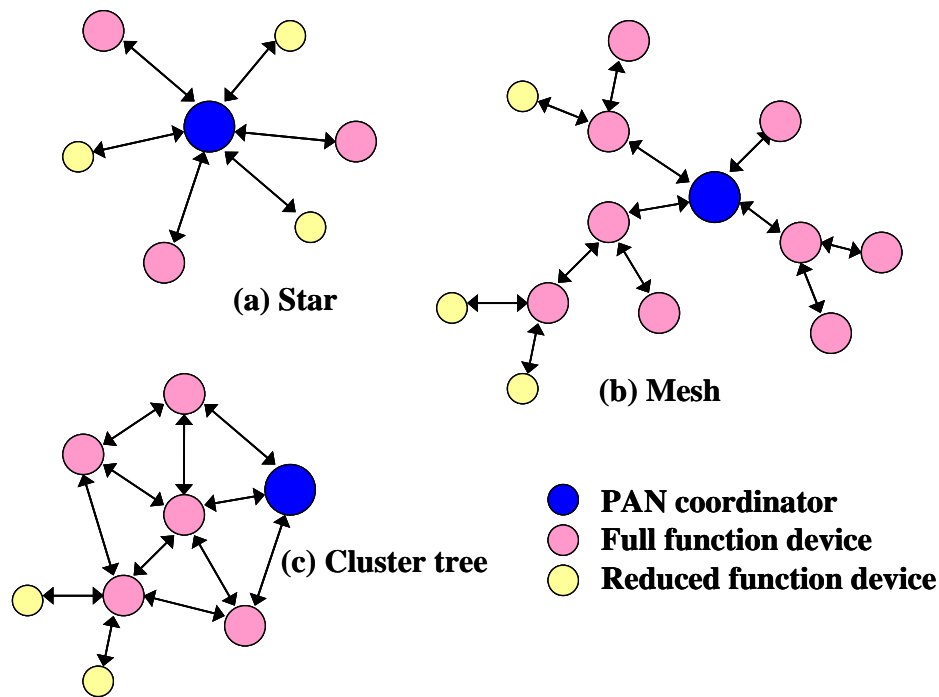


圖 4 WPAN (Wireless Personal Area Network)網路拓模型態

在IEEE 802.15.4資料傳送模式，分成以下三種類型：

1. 網路裝置(Network Device)至協調者(Coordinator)：如圖 5所示

- 在有信標之網路，網路裝置須先取得信標與協調者同步，並以Slotted之 Carrier Sense Multiple Access/Collision Avoidance (CSMA/CA)方式傳送資料。
- 在無信標之網路，網路裝置利用Unslotted CSMA/CA方式傳送資料。

2. 協調者至網路裝置：如圖 6所示

- 在有信標之網路，協調者利用信標中的欄位告知欲傳送之裝置有資料要傳送，而網路裝置則是週期性的監聽信標，如果自己是協調者要傳送的對象，則該裝置利用Slotted CSMA/CA將MAC Command Request控制訊息傳會給協調者。
- 在無信標之網路，網路裝置利用Unslotted CSMA/CA方式傳送MAC Command Request 控制訊息給協調者，若協調者有資料要傳送，則利用Unslotted CSMA/CA方式將資料送出。

3. 網路裝置(協調者)至網路裝置(協調者)：前面兩種運作方式的結合。

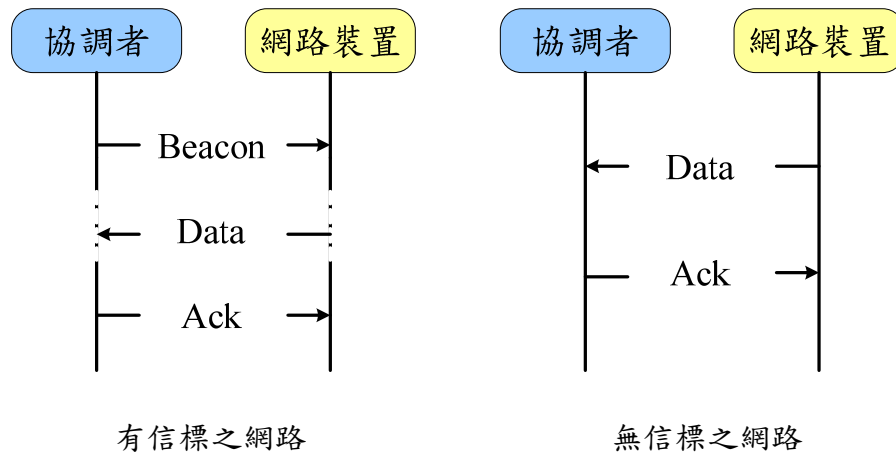


圖 5 網路裝置至協調者之資料傳送模式

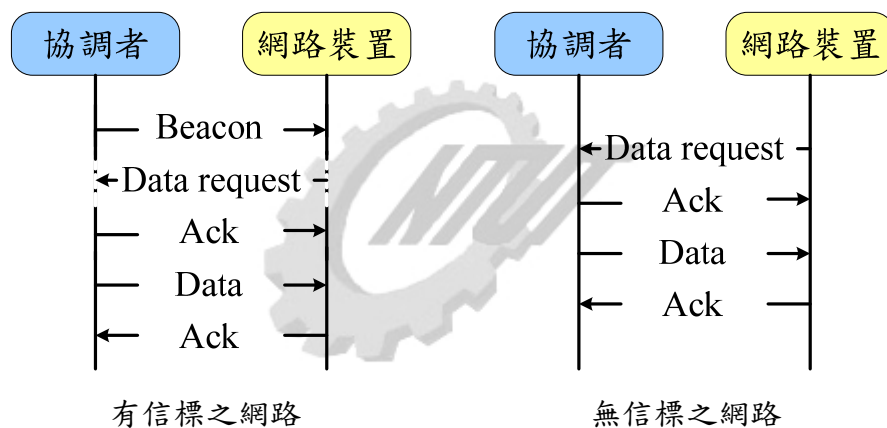


圖 6 協調者至網路裝置之資料傳送模式

ZigBee 網路層

包含加入(Join)及離開(Leave)網路的機制、訊框安全機制以及把訊框傳輸到目的地。此外，網路層的任务还包括傳遞路徑的發掘與維護。為了達到這個目的，網路層必須知道緊臨的裝置，和儲存這些直接相連裝置的資訊。ZigBee網路中的協調者，負責開始建立一個的網路和指定位址給其他的裝置。

ZigBee網路層支援星狀、樹狀和網狀三種拓樸。在星狀拓樸中，所有裝置只與單一的協調者通信，在樹狀網路中，資料及控制訊息是透過階層(Hierarchical)

的方式傳輸，在網狀拓樸中允許所有的Peer-to-Peer通訊。ZigBee網路層提供資訊傳輸及網路管理兩種服務，並維持一個網路資訊庫(Network Information Base, NIB)。

ZigBee 應用層

ZigBee應用層包含應用次層(Application Support, APS)、ZigBee裝置元件(ZigBee Device Object, ZDO)和製造商所定義的應用物件(Application Objects)。APS次層提供網路層與應用層之間的介面，維持物件之間的連結表(Binding Table)，並在連結的裝置之間傳遞訊息，它也維持了一個 APS資訊庫(APS Information Base, AIB)。ZDO的功能包括起始應用支援次層、網路層以及安全服務等。ZDO並負責建構上層應用所需的資訊、發出或回應連結的要求，發現同一個網路上的裝置與應用服務、以及在網路上的裝置之間建立安全的關係等。

2.1.3 ZigBee 應用與未來發展

ZigBee雖與藍芽同為個人區域網路領域的通訊技術，但兩者在初期設定上有所區隔。ZigBee的技術提供商業和家庭應用的短距離無線通訊，尤其適合控制商業系統和家用電器。ZigBee以低價切入產業自動化控制、能源監控、機電控制、照明系統管控、家庭安全和RF遙控等領域，如圖 7 所示[9]。以ZigBee現在的技術定位來看，它在「控制」上的角色看來會多於在「通訊」上的角色[10]。

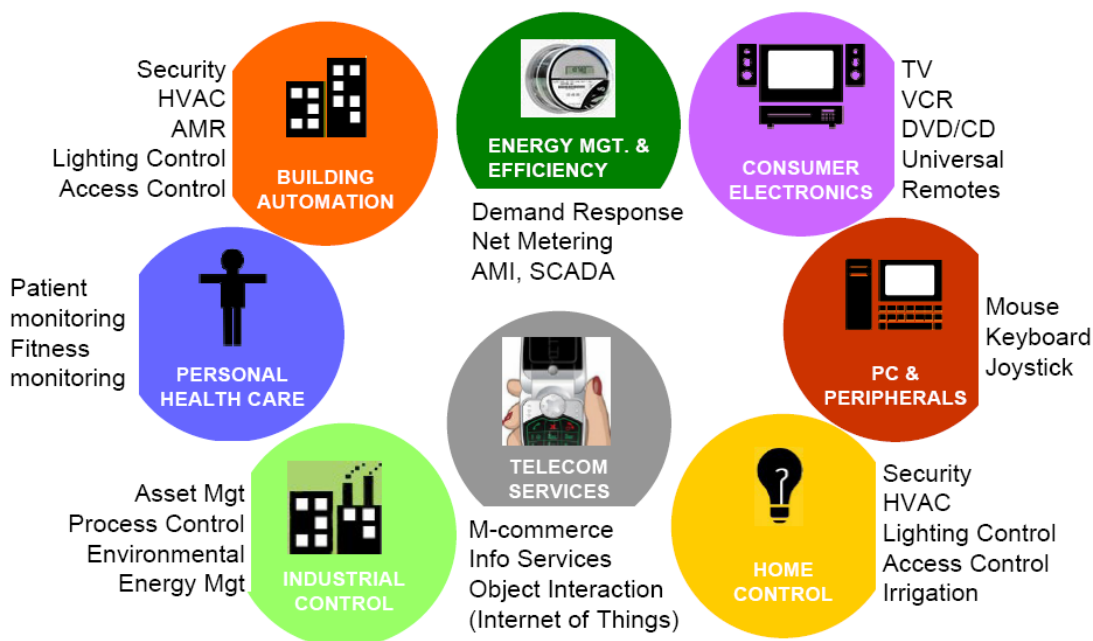


圖 7 以家庭自動化為切入點的ZigBee無線通訊協定之應用範疇[7]

2.2 感測器

在感測器網路中，感測器扮演很重要的角色，它要負責把週遭環境的狀態轉為數位訊號，回傳給資料收集端，而資料收集端要將這些資訊處理並分類，讓後端的操作者能夠快速的了解目前環境的狀況。

本論文所著重的應用為居家照護，以生理參數感測器為主，將這些感測器所讀取的生理參數轉為無線方式傳送至後端，以便醫護人員能即時瞭解病患之生理狀況。一般常見的生理指標為體溫、心跳、 SpO_2 、血壓等，量測這些生理指標的儀器，在市面上都是垂手可得的，而且非常容易操作，並且儀器都經過國家認證，所以在使用上與量測值皆有保障。

2.2.1 血氧濃度 (SpO_2)

血氧濃度(Pulse Oximeter Oxygen Saturation, SpO_2)是量測血液中的含氧濃度，氧氣為人體中最重要的養分之一，一旦氧氣傳送代謝不足，可能導致腦部組織或是全身各部位組織功能受損，也會造成無氧代謝、乳酸產生以致酸化。為確保有足夠的氧氣供組織細胞使用，因此必須確保血液中有足夠的氧、需要有足夠氧氣攜帶媒介—血紅素、需有夠力的心臟將氧氣帶至組織、細胞能夠適當

使用傳輸過來的氧氣[11]。

現今常見的光學式脈搏血氧濃度計，即是利用此光學特性做血氧濃度量測。手指與耳垂部位組織層較薄，且充滿微血管與血液貫流，相當適合作為量測血氧濃度的量測點，而考量到使用上的便利性，目前大多數產品採用手指作為量測點。如圖 3 所示，血氧濃度計上裝設兩個可發出不同波長的發光二極體(Light Emitting Diode, LED)光源，以 805nm（或 940nm）近紅外光作為 Hb 與 HbO₂ 對光的吸收率的比較基準，另一 660nm 紅光則用來偵測 Hb 與 HbO₂ 的光吸收率差異，量測時兩光源交替照射，穿透手指組織與血液的光源由一個光感測器(Photo detector)接收，利用光學感測與光調變技術比較兩穿透光源的不同強度，經過訊號處理後，即可換算出血氧濃度數值。

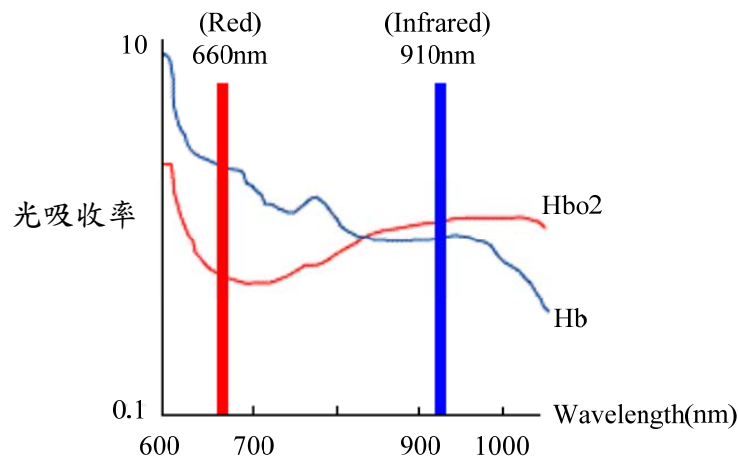


圖 8 HbO₂ 與 Hb 對可見光及近紅外光的吸收特性示意圖

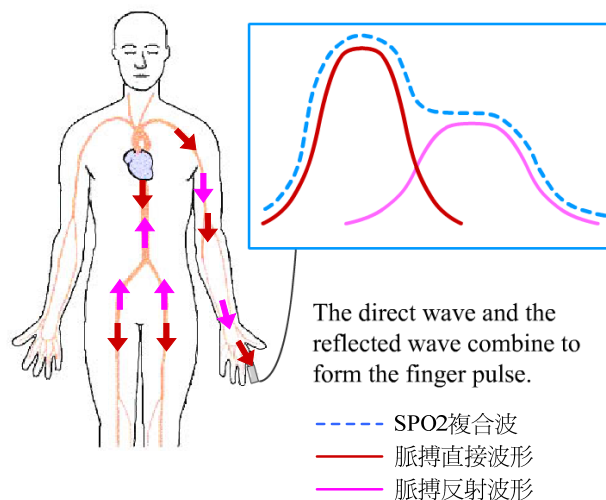


圖 9 脈搏波動圖[14]

LED 血氧濃度機的原理是透過兩個 LED 光源，分別為 600–750 nm 的紅光(一般使用 660 nm)與 850–1000 nm 的紅外線光(一般使用 910 nm、940 nm)，依照溶解物對光吸收係數的不同特性來算出 SpO_2 ，充氧的血紅素對紅外線的吸收比紅光好，而去氧的血紅素對紅光的吸收比紅外線好[12]，由圖 8 可了解充氧與去氧血紅素對光的吸收狀態。經由 LED 血氧濃度機所擷取的波形為圖 9 藍色虛線所示，此為兩個波形的複合波，第一部分的波形是脈波沿著主動脈的路徑直接到達手指，如圖 9 深紅色曲線，第二部分之波形是脈波傳輸到下半部身體後，反射回來的訊號沿著主動脈以及鎖骨下動脈傳送到手指，將兩個波形合成，即可得到 SpO_2 複合波。而此波形經由專業醫生判讀，可得知受測者的心血管是否健康。

一般正常人的 SpO_2 大都有 90% 以上，當 SpO_2 低於 85% 時，就要注意受測者是否有缺氧的現象。目前 LED 血氧濃度機已廣泛的應用在健康照護的領域，例如：加護病房、居家照護、低血氧症、睡眠呼吸終止、一般門診診所和內科醫師使用。

2.2.2 體溫

人體腦幹中之下視丘為體溫調節中樞，藉著均勻分佈於皮膚內之冷、熱覺接受器提供正確的體溫資訊，使下視丘正確地傳達指令以保持體溫之恒定。例如：當身體在運動或工作時，體內會因活動而產生代謝熱致使血液溫度升高，此時下視丘會透過中樞神經傳遞訊息使血管擴張及血流加速，將過多的體熱經由皮膚以傳導、對流及輻射等方式將熱排出體外。若前述方法仍無法降低體內的溫度，則需再藉由出汗而使體溫降低，這就是為什麼人體在劇烈運動後會感到心跳加速、全身出汗的原因[15]。

當體熱無法藉由正常的管道適時排至體外時，便會造成體熱蓄積於體內的現象。此時若不利用其他的方式排除體熱，或減少熱蓄積，則易引起熱疾病。常見的熱疾病包括熱中暑、熱衰竭、熱痙攣、及熱暈厥等，其中尤以熱中暑最危險，若不緊急作適當的處理會有死亡之虞。除此之外，熱疾病亦可能造成意外事故發生率之增加，由此可見熱危害的嚴重性。

當人體外傷、冷水浸泡或長時間暴露於低溫的環境中時，會有失溫的現象，一般而言，嬰兒和老年人或病人較易產生失溫的狀況，因為嬰兒比成年人產熱少，體表大，使散熱快，所以容易失溫。而老年人卻因為體內代謝率較低，所以老年人也容易失溫。生病發燒或喝酒的人，因散熱快失溫也較容易發生。然而；生病發熱或喝酒的人，若再下水游泳，發生失溫的速度也會加劇[16]。

正常的體溫應介於攝氏 36 度到攝氏 37 度半之間，若超過 38 度半則為發燒。當體溫降到攝氏 35 度以下就可稱為失溫或體溫過低。當體溫在攝氏 33 度到 35 度之間屬於輕度失溫，若下降到攝氏 32 度到攝氏 30 度之間為中度失溫，下降到攝氏 30 度以下則為重度失溫。不同體溫時的生理現象如表 2：

表 2 不同體溫時的生理現象[16][17]

體溫	症狀
42.5℃ 以上	可能身亡
41~42.5℃	會出現昏眩、不適、神智不清，細胞開始受損
38~41℃	皮膚紅熱、流汗、呼吸加速、心跳加快、頭痛、無力
36~38℃	正常體溫
34~36℃	顫抖、呼吸加速、頭昏、噁心
32~34℃	呼吸先加速後變慢、心跳先加速後變慢、呆滯
30~32℃	停止顫抖、代謝熱量減少、心律不整
27~30℃	深度昏迷、心跳呼吸慢、瞳孔放大、心室顫動、肢體動作或反射消失，可能身亡
27℃ 以下	可能身亡

由此可知體溫對人體的健康是多麼重要，所以我們必須有個方便又快速體溫量測器，目前市面上容易取得的體溫計有傳統水銀體溫計（以禁用）、熱電阻

式體溫計、紅外線額溫/耳溫計，量測的位置有耳膜(耳溫)、額頭(額溫)、舌下(口溫)、腋下(腋溫)、直腸(肛溫)，每個位置使用的儀器與時間都有所不同，離體內越近者準確度越高。

由表 3 可得知最快速體溫量測器為紅外線額溫/耳溫計，只需 1~15 秒即可完成，因為耳溫是量側耳內的耳膜溫度，而額溫會因為有較多的環境影響，所以耳溫的準確度高於額溫，因此我們將選用紅外線耳溫計做為我們的感測器。

其原理為自然界中只要溫度超過絕對零度(-273 °C)的物體都會有熱輻射能量，而熱輻射則跟物體的溫度有很大的關係，因此使用紅外線溫度轉換器即可用來量測身體的溫度。而探測點的大小與準確度也有密切的關係，如果探測物體越近，可以探測的範圍就越小，太大探測面積可能會有錯誤，所以探測物件盡可能靠近感測器，因此量測耳溫時必須將耳溫計盡量貼緊耳內來探測。

表 3 體溫量測標準[18]

量測方式	正常範圍	測量時間	量測儀器
耳溫	35.7°C ~ 37.9°C	1~15 秒	紅外線耳溫計
額溫	35.0°C ~ 37.0°C	1~15 秒	紅外線額溫計
口溫	35.5°C ~ 37.4°C	3~7 分鐘	傳統水銀體溫計
腋溫	35.0°C ~ 37.0°C	5~10 分鐘	傳統水銀體溫計、 熱電阻式體溫計
肛溫	36.2°C ~ 37.9°C	3~5 分鐘	傳統水銀體溫計

2.2.3 血壓

依照行政院衛生署九十七年國人主要十大死因[22]中，心血管疾病便分別有第二名的心臟疾病、第三名的腦血管疾病與第十二名的高血壓性疾病。而血壓便是評估心血管功能的重要指標之一，其定義是指當心臟收縮和舒張時，血液流過血管所產生的壓力就是血壓。血壓是隨著心臟的跳動而變動，心臟收縮時

把血液打入動脈，在動脈壁上測量到血壓上升叫做收縮壓；心臟舒張時，血管彈回，在這一點上的血壓測量值為舒張壓。血壓的單位是用毫米汞柱作單位，簡寫為 mmHg。血壓的變化分別是由內部的調節與生理因素來做改變，內部的調節是由自主神經系統與體液激素來做調節，當動脈中含氧及二氧化碳的濃度變化、情緒和痛覺刺激、胸腔內壓等將刺激血管運動中樞及心臟中...等，皆會影響血壓的上升或下降；而生理因素則是隨著年齡的增長、性別的不同、氣溫的高低、新陳代謝、姿勢的不同等，都會影響血壓的變化[19]。

表 4 成年人之血壓分期[20]

血壓分類	收縮壓(mmHg)	舒張壓(mmHg)
理想血壓	100~120 mmHg	60~80 mmHg
正常血壓	90~130 mmHg	60~85 mmHg
正常但偏高	130~139 mmHg	85~89 mmHg
高血壓		
第一期	140~159 mmHg	90~99 mmHg
第二期	160~179 mmHg	100~109 mmHg
第三期	≥ 180 mmHg	≥ 110 mmHg
低血壓		
低血壓	<90 mmHg	<60 mmHg

而血壓過高或過低都不好，必須在一個正常的範圍之內，一般正常的血壓值為收縮壓 90~130 mmHg，舒張壓 60~85 mmHg，血壓分期請見表 4。若血壓值高於此範圍，稱為高血壓，其症狀較為不明顯，有頭痛、眩暈、耳鳴、肩膀酸痛、手足麻木、失眠、心悸亢進、打嗝嘔吐、食慾不振、倦怠感、顏面潮

紅、脖子硬痛等現象，此時必須嚴密監控自己的血壓，並做降血壓的療程，盡量讓血壓降回正常範圍內，否則長期處於高血壓的狀態將會使心臟肥厚，進而引起心肌病變、心臟衰竭、心臟缺血與心肌梗塞；對於血管而言，將引起腦中風、冠狀動脈疾病、主動脈瘤、主動脈血管剝離、視網膜病變、腎血管病變引發腎硬化與腎衰竭等[19]，由此可知高血壓對人體的危害是多麼的嚴重。

若血壓低於正常範圍時則稱為低血壓，其症狀為頭暈眼花、四肢無力、手腳冰冷、睡醒仍覺疲倦、思考力減退、注意力不集中、站立性眩暈、心悸等現象，因為流到腦部的血液不足，就會頭暈眼花、全身無力，甚至失去知覺而昏倒，因此應接受更進一步的身體檢查，找出原因加以治療。引起低血壓的原因可能為出血或失血、心臟疾病造成血輸出量的減少、饑餓時液體攝取量不足、藥物使用、腦部或脊髓受損、自主神經失調或過度失去水份，如痢疾、嘔吐或使用利尿劑等。一般人都知道高血壓的嚴重性，但許多人不知道，低血壓的危害程度並不亞於高血壓，續發性低血壓則是因為潛在的疾病所導致，此時會因為血壓過低引起腦和心臟的嚴重供血不足[21]。

由此可知血壓對我們人體的重要性，而許多人往往不知道自己的血壓出了狀況，通常都是去醫院身體檢查時才發現有這方面的疾病，所以有許多潛在的高、低血壓患者並未檢測出來，因此我們必須有一個簡單且方便的血壓量測儀器。目前市面上容易取得的血壓儀器有聽診式水銀血壓計、水銀自動血壓計與電子震盪式血壓計，其中聽診式水銀血壓計需要有專業的訓練才可以量測到精確的血壓，且水銀含「汞」具有毒性，一九九八年起歐盟、美國陸續訂定管制措施，所以水銀式血壓計並不適合一般家庭使用；水銀自動血壓計則是體積龐大，且一樣有「汞」的成分，所以不符合趨勢；而電子震盪式血壓計則是目前電子血壓計中，最常採用的技術，其優點是結構輕巧、易於攜帶使用、便於自我測量。

2.2.4 心電圖

心臟的規律性收縮與舒張，維持著人體全身血液循環。心臟的節律性跳動是由心肌細胞節律性收縮所產生，而這種有規律的收縮動作是受生物電信號在心肌

纖維傳播的結果。心肌纖維由大量心肌細胞組成，該細胞興奮狀態會沿著傳導系統向整個心臟傳布。在心臟的右心房和上腔靜脈交界處的竇房結組織，其竇房結中有一團起搏細胞，在正常情況下會發出60~100 次/min 電激動，傳至整個心臟部份，使心臟各部份細胞依次產生興奮，即由原來的極化狀態轉為去極化狀態，興奮過後又從去極化狀態轉化為極化狀態。

心臟的肌肉是人體肌肉中，唯一具有自發性跳動及節律性收縮的肌肉。1856 年 Kollicke 和 Ueller 首先直接在心臟上記錄到心搏時所產生的電流；1887 年 Waller 發現在身體表面也可以紀錄到這種電流；1903年 Einthoven 首次用弦線電流計加以描記，並使測量技術規範化，並且使用羅馬字母為ECG各波命名[23]。

心臟在胸腔兩側之間，略為偏左，人類的心臟分為左右兩邊，每邊又可分為心房及心室兩個部分，如圖 10所示，因此心臟內部被隔成左心房、左心室、右心房、右心室共四個腔。在心房以及心室之間的瓣模稱為房室瓣，這個結構允許血液從心房流到心室，但防止血液從心室流回到心房。右側的房室瓣稱為三尖瓣，左側的房室瓣稱為僧帽瓣。房室瓣的開關是種被動過程，也就是取決於瓣膜兩側的壓力差，當心房壓力逐漸高過心室壓力的時候，瓣膜便被推開，血液便從心房流到心室內。相對地，當收縮的心室壓高於心房壓的時候，介於心房以及心室間的瓣膜便被迫被關閉。因此血液便無法從心室回流到心房，但可右心室流到肺動脈幹，以及由左心室流到主動脈[24]。

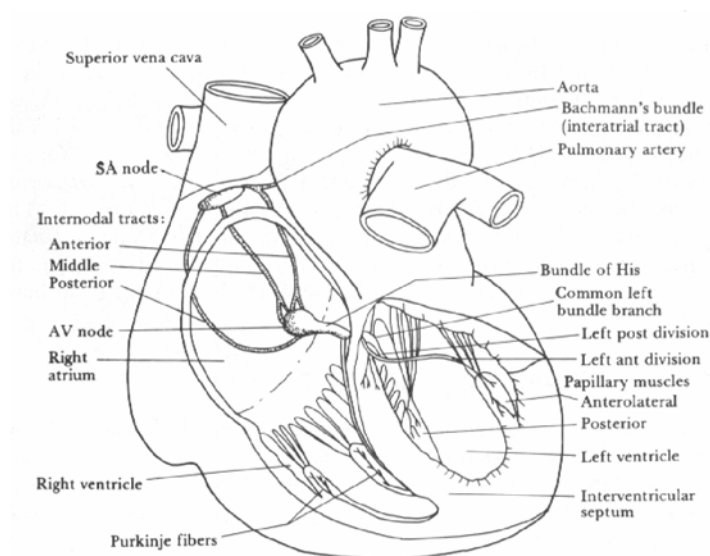


圖 10 心臟切面示意圖[23]

心臟有如兩段式幫浦，先是心房收縮，緊接著心室收縮。心肌收縮和其他肌肉收縮一樣，也都是要經過細胞去極化這個過程。因此，只要有一個心肌細胞興奮，就可以使其他的心肌細胞活化。心臟有一處的細胞具有啟動心跳的作用，這塊區域稱為竇房結，位在下腔大靜脈進入右心房的附近。竇房結興奮之後，動作電位就會傳到心房，然後再到心室[24]。心臟的電流訊號傳導過程為，竇房結發出訊號使得左右心房收縮，間隔約0.1 秒後，房室結發出訊號到左右希氏束，這些傳導束會與普金杰纖維形成聯繫，可以很快的把訊號傳導到心室完成整個心臟的收縮，如圖 11 所示。

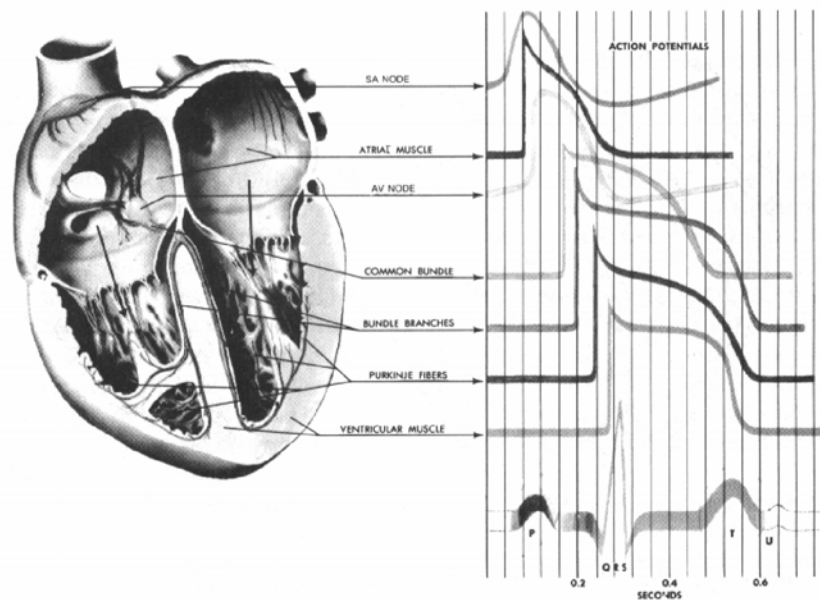


圖 11 心臟電訊號傳導過程[25]

ECG是評估心臟電性活動不可或缺的工具。心肌細胞的動作電位可以視為電池，會使得電荷在全身的液體內移動，這些移動的電荷代表許多個別的心肌細胞同時興奮，所產生動作電位的總和，再從皮膚的電極紀錄這些電位變化。圖 12 中，顯示的是將電極貼在左、右臂上，所測得一個典型的正常ECG波形。

- (1)P 波：由心房的激動所產生，代表左右心房去極化過程。前半一半主要由右心房所產生，後半一半主要由左心房所產生。
- (2)QRS 波：典型的QRS 複合波包含三個緊密相連的電位波動，第一個向下的波為Q 波，以後是高而尖峭的向上R 波，最後是一個向下的S 波，共同組成QRS 複

合波。其中，在不一樣的導程中三個波不一定會出現。

(3)T 波：代表心室複極化過程中的電位變化。在R 波為主的心電圖上，T 波不應低於R 波的1/10。其中，T 波的方向與QRS 複合波方向相同。

(4)U 波：又稱後電位，是為於T 波之後出現的一小波，可能是反映心室激動後電位與時間的變化。

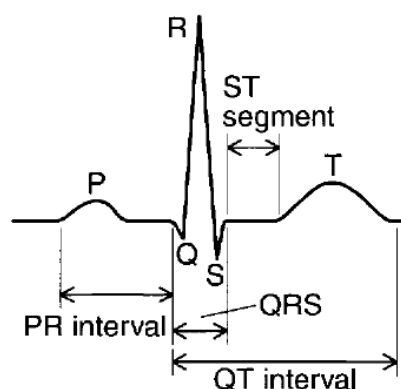


圖 12 基本心電波形[25]

ECG並不是對於個別心肌細胞膜電位變化的直接紀錄，而是測定許多心肌細胞同時發生的改變，而造成身體細胞外液的電流變化。ECG能反映出興奮在心臟內傳播的過程及心臟的機能狀態，如果心臟的傳導系統產生障礙或某部分心肌發生病變，則ECG的波形將發生變化。因此，ECG對某些心臟病特別是心律失常、心肌梗塞等的診斷有很大的價值，ECG是目前診斷心臟相關疾病的重要方法之一。

2.3 信號完整度介紹

數位電子電路設計技術近年來發展十分迅速，當電子產品朝向高速化與輕、薄、短、小發展同時，系統設計的複雜性與元件密度也大幅規模提升，當系統工作頻率愈來愈高時，PCB 上的線路將產生傳輸線效應並影響信號的完整性。若是系統工作時脈達到百 MHz 以上時，除非電子工程師擁有高速電路設計的知識，否則使用傳統經驗法則所設計的 PCB 將無法確保穩定工作。因此，高速電路設計技術已經成為電子工程師必須採取的設計手段，唯有具備高速電路設計技術，才能

實現設計過程的高可靠性。

信號產生反射的主要原因之一是接收端阻抗與 PCB 傳輸線的特徵阻抗不同，當傳輸信號產生反射時，信號在接收端便會產生 Overshoot、Undershoot 與 Ringing 等現象，在電路設計與 PCB 線路佈局階段，如果沒執行適當的阻抗匹配或是設計適當的 PCB 疊構(Stack-Up)，則結果將造成邏輯信號的雜訊容許度(Noise Margin)降底，更甚至破壞零件。圖 13 為信號產生反射後在接收端所看到的信號波形。如果在上昇邊緣(Rising Edge)上，電壓超過邏輯高位準(Voltage High)，我們稱之為過衝(Overshoot)。反之，在下降邊緣(Falling Edge)上，若電壓低於邏輯低位準(Voltage Low)，則稱為下衝(Undershoot)。如果過衝或下衝太大，超過接收端 IC 可容許的輸入電壓範圍，便可能造成 IC 的破壞**錯誤! 找不到參照來源。**[27]。另外我們也可發現在信號波形中，存在著振鈴 (Ringing)的現象，此一現象會使得接收端 IC 輸入的雜訊容許度降低，當此一信號多了其他的雜訊，則可能接使得接收端 IC 發生錯誤的邏輯切換，導致整個系統的功能錯誤。

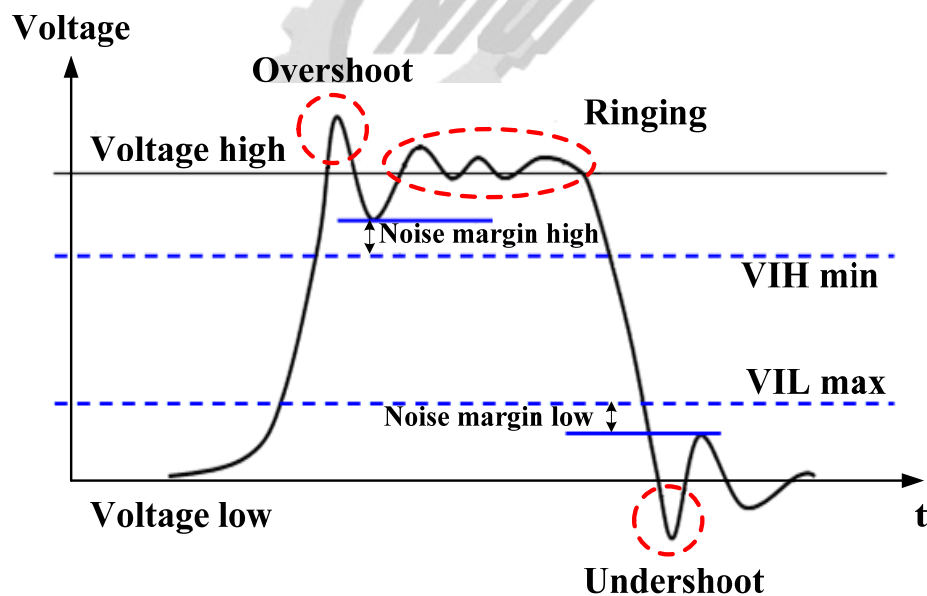


圖 13 因信號反射導致接收端信號變形

第三章 硬體系統架構規格說明

3.1 高可靠度無線感測網路硬體設計流程

圖 14 為傳統之數位硬體平台開發流程[26]，電子工程師使用過去的經驗，設計電路並進行 PCB 佈局，在電路板製作完成後才開始著手進行系統功能與穩定度驗證，如果電子工程師在一開始的電路與 PCB 設計時，沒有將系統中高頻信號的部分做周全的設計考量，則系統驗證時可能就會發現有許多莫名的雜訊干擾系統運作，此時電子工程師只好重新設計電路、PCB 疊構與 PCB 佈線直到系統功能穩定為止，如此的設計方式不僅無法掌控系統可靠度，更會造成設計時間的浪費。

有別於傳統的數位硬體平台設計方式，本論文擬出一個如圖 15 所示之高可靠度數位硬體平台開發流程，電子工程師在電路設計時，便要考慮系統中高速信號部分的信號完整性問題。首先，工程師必須把系統中的 IC 規格書中所列出的信號輸入/輸出最大及最小的可容許範圍等資料加以整理後，得到參考電路圖。第二，工程師需要設計一個 PCB 製造商可協助製造的 PCB 疊構，並且針對高速信號線路部分，預設一些可行的電路拓樸。第三，使用 SI 分析軟體進行高速信號線路的信號完整性分析。第四，分析模擬結果，並且參照第一步驟中所列出的 IC 規格，以判斷信號是否為 IC 的輸入/輸出容許範圍，如果模擬結果不能符合規範，則工程師只需要在模擬軟體中修改適當的佈線長度或寬度、PCB 疊構或線路佈局，並且再執 SI 模擬直到信號符合規範即可，此一設計方式不僅可以大大的節省系統開發時間，更可以掌控系統的可靠度。

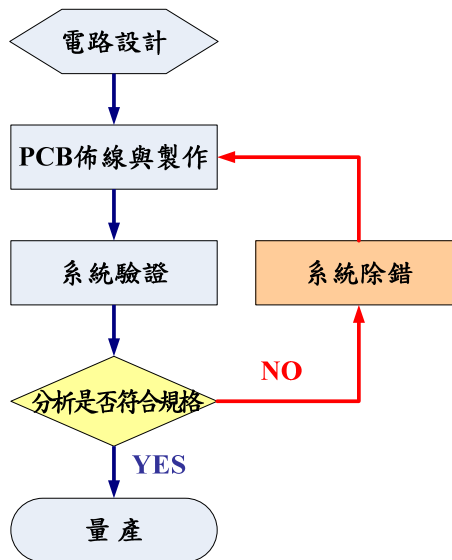


圖 14 傳統數位硬體平台開發流程

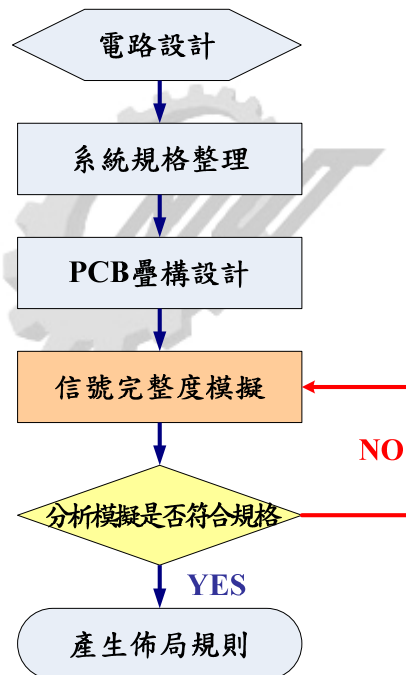


圖 15 高可靠度數位硬體平台開發流程

3.2 硬體電路方塊圖

本研究為無線感測網路硬體平台設計，圖 16 所示為硬體電路方塊圖，共分為 UZ2400 晶片與 TMS320 VC5509A(DSP)晶片兩大部份，ZigBee 模組包含 RF 部份，如：Balanced to Unbalanced(BalUn)元件，阻抗匹配網路(Matching Network)元件，

ZigBee 通訊晶片與天線。DSP 部分包含控制電路與數位連接介面。

硬體的設計使用兩套軟體來完成，電路設計使用 Candance OrCAD 10.3 [28]軟體來產生電路圖，PCB 佈線使用 Mentor 公司的 PADS2007 HyperLynx [29]軟體來設計。第一，OrCAD 可快速產生電路圖，並且可利用 Pspice 作信號的分析；第二，OrCAD 電路設計軟體可快速轉換於 PADS2007 軟體佈線，相容性高，使用者可再利用 PADS2007 軟體作 SI 的模擬。

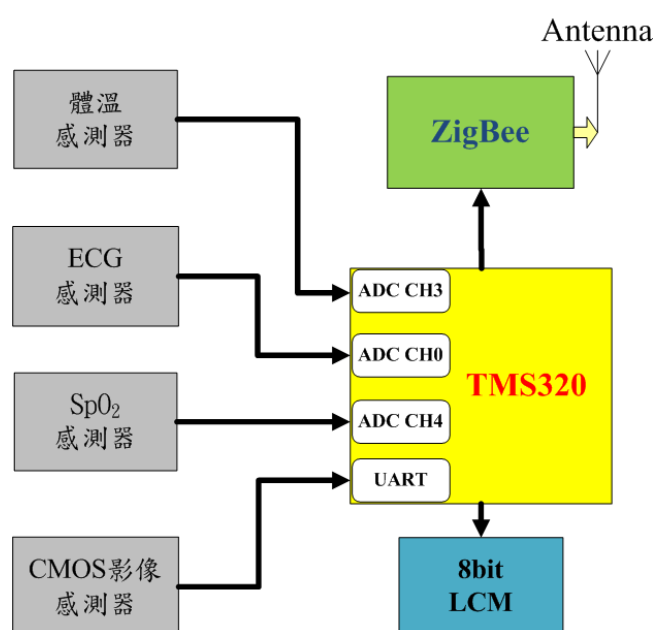


圖 16 無線感測網路電路方塊圖

此次研究開發的平台是由TMS320VC5509A晶片與達盛電子UZ2400晶片組成的無線感測網路節點圖 17，中間為感測節點開發單板（VC5509A與UZ2400），周邊裝置為SpO₂感測器，ECG感測器，CMOS影像感測器，LCM模組以及溫度感測器，系統架構圖為圖 18。使用到的外部裝置與介面則列於表 5。C5509A晶片為C5000省電系列之一，僅需0.12 mW且其運算能力高達400 MIPS，適合發展手持式行動醫療產品。UZ2400包含IEEE802.15.4定義之PHY層基頻電路、射頻收發器，與MAC層控制電路，在傳送時其耗電量約20 mA。

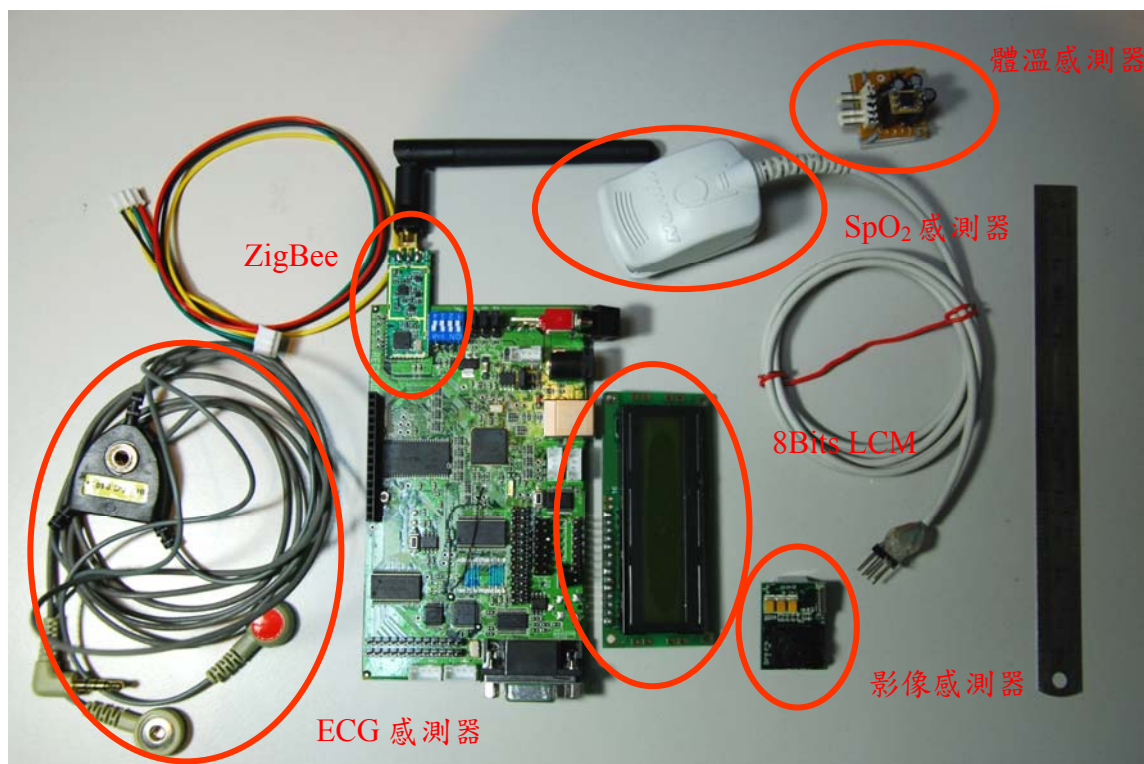
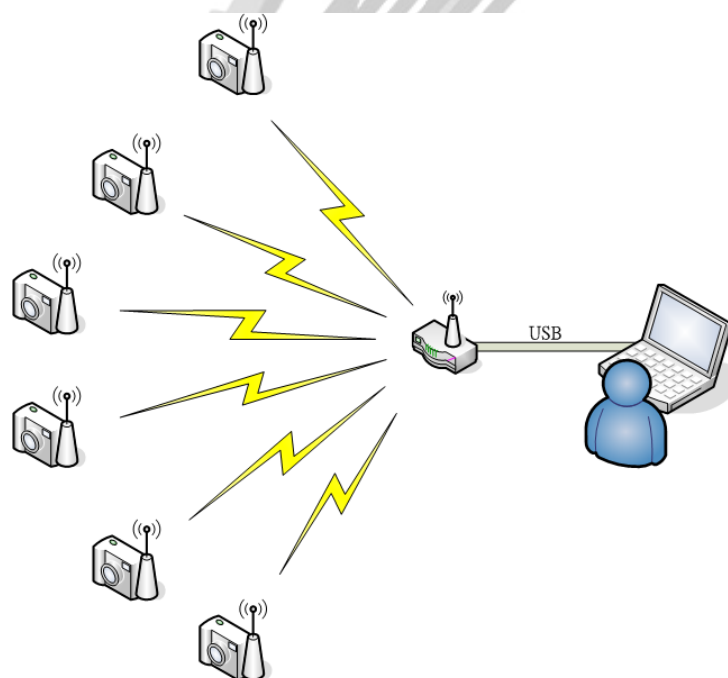
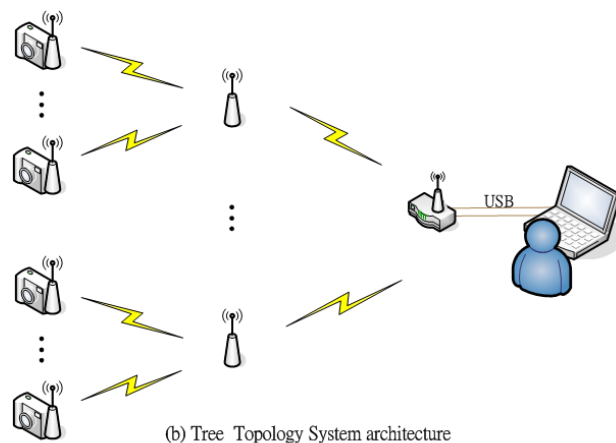


圖 17 ZigBee無線感測網路節點



(a) Star Topology System architecture









Symbol	Description
	Zigbee Coordinator
	Zigbee End Device
	Wireless Link
	Gateway
	Zigbee Router
	Observer

圖 18 系統架構示意圖

表 5 外部裝置與介面

裝置名稱	介面名稱	功能描述
UZ2400	McBSP1, INT0	PHY 層基頻電路、射頻收發器，與 MAC 層控制電路。
UART	McBSP2, DMA ch4	非同步串列介面。
USB	USB	Coordinator 與 Gateway 程式溝通的介面。
LCM	EMIF	顯示使用者節點資訊。
CMOS 影像感測器	UART	取出病患影像。
ECG 感測器	ADC Ch0	感測心電圖。
體溫感測器	ADC Ch3	感測體溫。
SpO ₂ 感測器	ADC Ch4	感測血氧濃度。

感測器的部份，ECG感測器採用BioSense公司的1-Lead ECG Sensor，SpO₂感測器則使用Nonin的Oxi Sensor，體溫感測器則為Maxim的DS600，CMOS影像感測器則為OV7670，OmniVision。

3.3 單晶片微處理器介紹

微處理器採用德州儀器(TI)所推出之內建快閃記憶體的 TMS320VC5509A 晶片[30]，它具有下列特性：

- 工作電壓範圍：2.7 V~ 4.0 V
- 處理速度：
 - 1.2 V - V Core (108 MHz)，2.7 V ~ 3.6V I/Os
 - 1.35 V -V Core (144 MHz)，2.7 V ~ 3.6V I/Os
 - 1.6 V - V Core (200 MHz)，2.7 V ~ 3.6V I/Os
- 具有 4 組 10 位元類比/數位轉換器具有兩組 20 位元計時器
- 有 WATCH DOG 計時器
- 具有一組 USB Full Speed (12Mbps) Slave Port
- 具有可編程式同時控制 6 組低功率不同功能裝置
- 具有一組時間同步計數器
- 內建 64 KB 的 DARAM 與 192 KB SARAM 以及 64KB 的 ROM 記憶體的配置
- 擁有 1 組可編程式鎖相回路時脈產生器
- 內建 3 組串列硬體 USART 連接埠
 - UART0：提供非同步式串列介面(Universal Asynchronous Receiver Transmitter，UART)或串列周邊介面(Serial Peripheral Interface，SPI)或 I2C(Eye-Squared-See)介面
 - UART1：提供 UART 介面或 SPI 介面
 - UART2：提供 UART 介面或 SPI 介面
- 提供嵌入式即時聯合測試工作組(Joint Test Action Group，JTAG)模擬功能
- 提供 6 組 **Direct Memory Access (DMA)**直接記憶體存取

3.4 影像感測器硬體之設計

3.4.1 影像晶片介紹

CMOS 影像感測器是採用OmniVision所推出之30萬像素（型號OV7670）的感測器，規格如下：

- 模組尺寸，20x28 mm
- VGA 30萬像素（640*480） 解析度，可支援 320*240 或 160*120 像素
- 操作工作電壓：3.3 V
- 低消耗電流：60 mA
- 使用者可以很便利控制模組
- UART 介面可以支援到115.2 kbps
- 自動偵測傳輸速率以及成功連接主機
- 省電模式
- 可搭配不同的鏡片
- 晶片腳位，功能方塊與實體模組，如圖 19、圖 20 與圖 21 所示

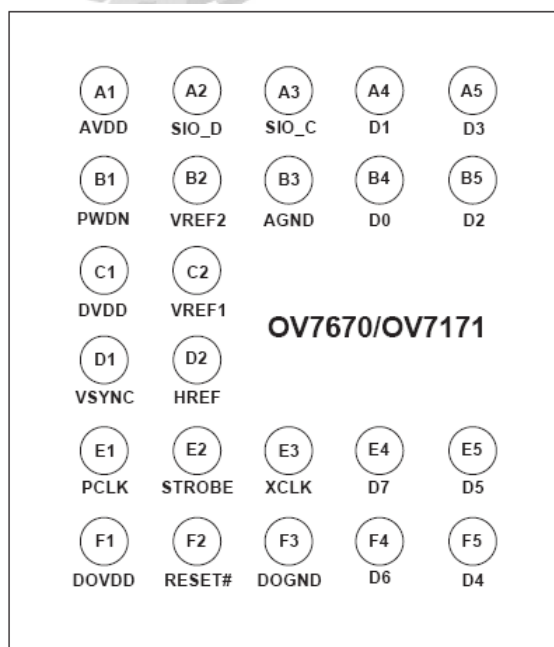


圖 19 OV7670晶片腳位圖

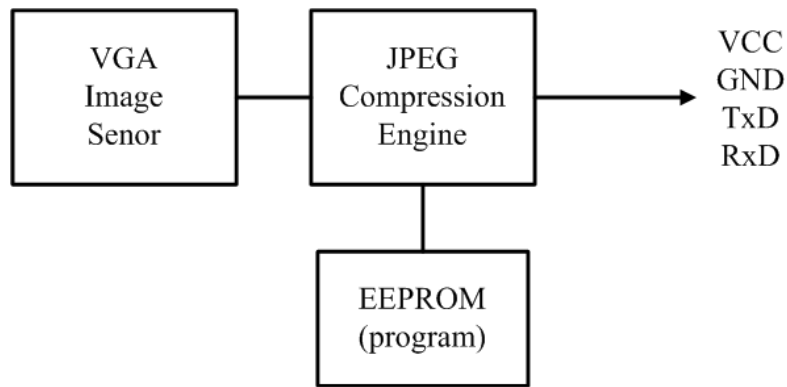


圖 20 CMOS 影像感測方塊圖

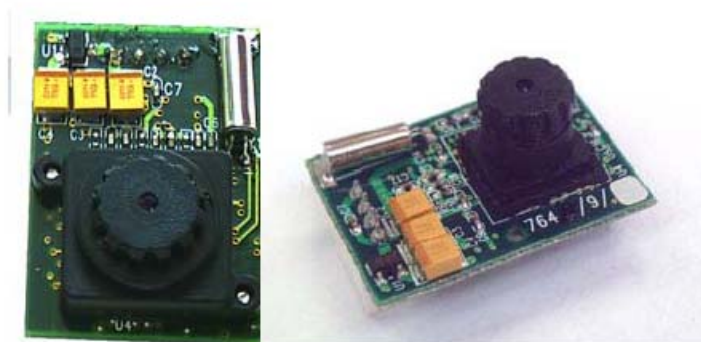


圖 21 CMOS 影像模組

3.4.2 影像晶片 PCB 佈局規則

影像模組設計需具備以下四點佈局規則：

1. 影像 PCB 模組需切割數位和類比的電源層與接地層

因為數位（3.3 V）與類比（1.8 V）的訊號電壓準位不同，在加上數位訊號是全頻段的頻率所構成，當數位訊號諧波洩漏至類比訊號形成雜訊干擾，所以為了避免數位與類比互相干擾必須切割數位和類比的電源層與接地層。

2. 電源佈線需遠離高速資料走線與主動元件：

高速資料線與主動元件本身容易引入雜訊干擾，所以電源走線經過高速資料線時，會形成干擾而造成畫面上看見的水平雜訊，如圖 22 所示。

3. 電源走線保持固定寬度可以降低電感性
4. 盡量讓電源走線越短越好



圖 22 畫面上帶有水平雜訊



圖 23 清晰的畫面

圖 23所示，設計時按照本文所提供四點PCB佈線規則，便可以避免雜訊干擾使畫面清晰。

3.5 ZigBee 通訊晶片

UZ2400 為符合 IEEE802.15.4 ZigBee 通信協定的晶片，包含 2.4 GHz 的 RF 無線發射與 Baseband 和 MAC，主要工作在 802.15.4 的媒體存取控制層和實體層[31]。

UZ2400 可搭配簡單的單晶片控制器，做資料量低的傳輸應用，應用範圍如家庭自動化控制、家電產品、玩具、工業自動化等。UZ2400 為包含接收器、傳送器、壓控震盪器(Voltage-Controlled Oscillator, VCO)與鎖相迴路(Phase Lock Loop, PLL)的 IC，並且使用先進的無線電技術來減少額外的零件與電源功率的消耗。UZ2400 提供硬體架構來完成 802.15.4 媒體存取控制與實體層。主要特性分以下兩大類：

1. RF/analog[31]

- 工作頻率為 2.4~2.5 GHz ISM band
- 符合 IEEE 802.15.4 規格
- 接收信號靈敏度為-95 dBm
- 0 dBm ~ -39 dBm 的可調輸出功率，每個調整 Step 為 1.25 dB，由 SPI 信號控制
- 利用 Switch 切換 TX/RX 功能並共用差動 RF 輸入/輸出埠
- 提供兩種工作頻率：20 MHz 與 32.768 KHz
- 可輸出 20 MHz 參考頻率
- 內建低相位雜訊 VCO，頻率合成器與 PLL 迴路濾波器
- 內建 100 KHz 震盪電路
- 數位 VCO 與濾波器校正
- 內建 Received Signal Strength Indication (RSSI) 的 Analog to Digital Converter (ADC)與 I/O Digital to Analog Converter (DAC)
- 內建 Low Dropout Regulator (LDO)
- 高接收與 RSSI 靈敏度範圍
- 支援省電模式功能
- 低電源消耗：
 - TX : 22 mA
 - RX : 18 mA
- 睡眠模式電流 : 2 μ A
- 使用 0.18 μ m 的互補式金屬 - 氧化層 - 半導體 (Complementary

Metal-Oxide-Semiconductor，CMOS)製程與 40 PIN QFN 包裝

- 額外零件需求量低

UZ2400 模組共有四種不同的有效傳輸距離，分別有 25 公尺，100 公尺，500 公尺與 1000 公尺。這四種最大的差異如表 6 所示：

表 6 UZ2400 模組差異

有效傳輸距離	25 公尺	100 公尺	500 公尺	1000 公尺
輸出功率	0 dBm	0 dBm	10 dBm	22 dBm
接收信號靈敏度	-95 dBm	-95 dBm	-101 dBm	-101 dBm
低電源消耗	Tx：22mA Rx：18mA	Tx：25mA Rx：20mA	Tx：54mA Rx：26mA	Tx：154mA Rx：32mA
睡眠模式電流	2 uA	2 uA	3 uA	無

2. MAC/Baseband[31]

- 提供 4-wire 的 SPI 介面
- 硬體 CSMA-CA 結構，自動 ACK 回覆與 FCS 確認
- 低電源消耗工作頻率為 100 KHz
- Superframe 可程式化架構
- 獨立 Beacon，傳送與 GTS FIFO
- 支援所有 CCA 模式與 RSSI/LQI
- 支援 I2C
- 加強 625 Kbps 模式
- 晶片腳位與功能方塊如圖 24 與圖 25 所示

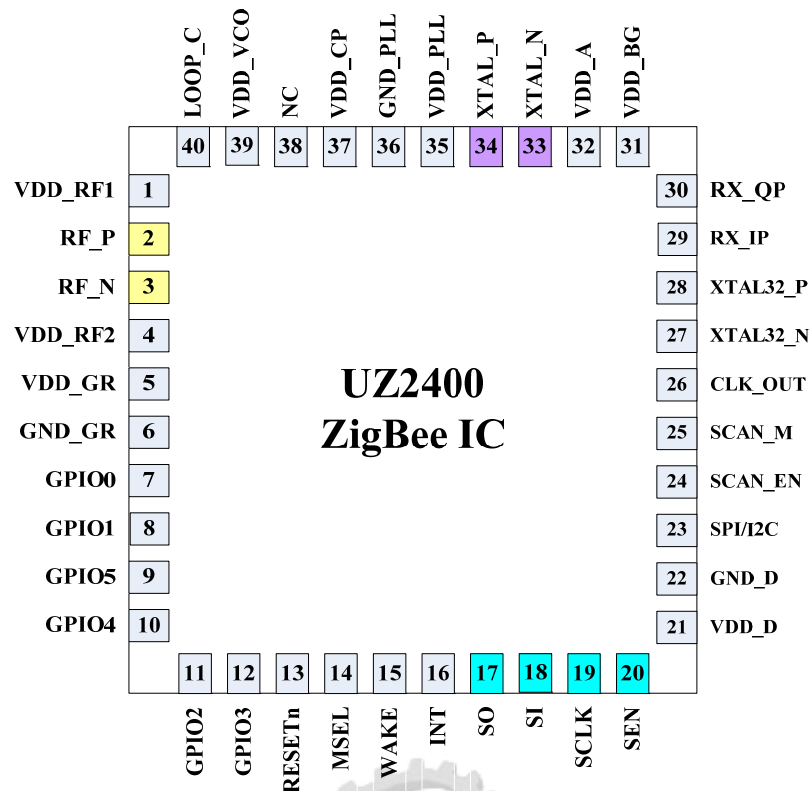


圖 24 UZ2400 晶片腳位圖

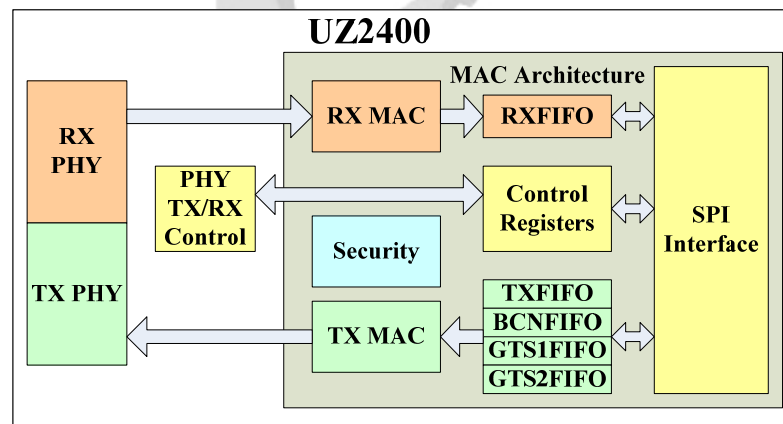


圖 25 UZ2400 功能方塊圖

3.5.1 UZ2400 電源管理

UZ2400 擁有四種電源管理模式，提供使用者在電源的使用上更有效率，藉由不同的省電模式，達到工作時間的加長，使電池的電流消耗可達到數月或數年之久。

表 7 為各種工作模式的電流消耗表：

表 7 UZ2400 的電源管理電流消耗表

Chip mode	Condition	Specification	Unit
IDLE	RF in reset mode. Regulator, oscillator and digital circuit on	7.6	mA
STANDBY	All circuit power off, only 100 KHz oscillator is still on	3.5	μA
DEEP SLEEP	All circuit power off	2	μA
ACTIVE : TX	At maximum output power	22	mA
ACTIVE : RX		18	mA

T=25 °C , VDD=3.3 V

3.5.2 UZ2400 接收器架構

圖 26 為 UZ2400 的接收器方塊圖，接收器特性為低中頻架構，其內建低雜訊放大器(Low Noise Amplifier, LNA)、功率放大器(Power Amplifier, PA)、一對降頻混波器(Down-Conversion Mixers)、多相濾波器(Polyphase Filters)、信號放大器與 RSSI，RSSI 資料使用 ADC 來取樣並儲存在暫存器，可利用 SPI 介面來讀取。而傳送與接收端共用一組本地震盪(Local Oscillator, LO)電路。而 LNA 的設計為差動輸入是為了提高效率，RX 與 TX 的切換是由內部來控制，且 LNA 的輸入與 PA 的輸出是共用同一 PIN 腳。

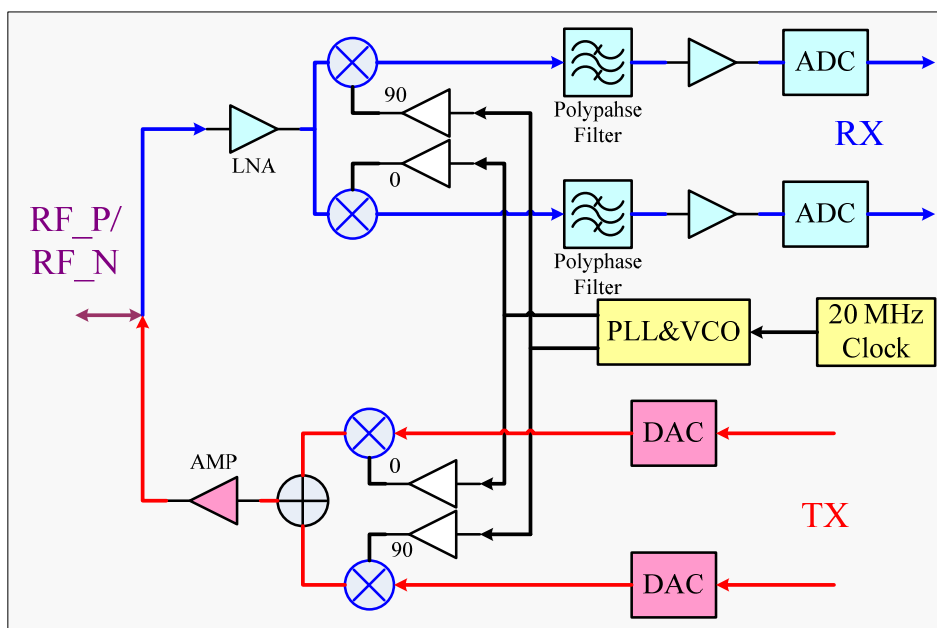


圖 26 UZ2400 接收器方塊圖

3.5.3 UZ2400 與 DSP 連接介面

UZ2400 提供 SPI 與 I2C 兩種控制介面供不同的微處理器，依據晶片腳位 23 (SPI/I2C) 的電位來決定，高電位代表使用 I2C 介面，低電位使用 SPI 控制介面。本設計是利用 SPI 作為 UZ2400 與 TMS320VC5509A 的連接介面，詳細連接介面如表 8 所示，使用簡單的 4 線 SPI 介面來連接，SO、SI、SCLK、SEN。

表 8 UZ2400 RF 晶片與 TMS320VC5509A 晶片連接介面表

RF Pin	RF Name	Description	DSP Pin	DSP Name
16	INT	Interrupt pin	G14	INT
17	SO	Serial interface data output from UZ2400	D6	SO
18	SI	Serial interface data input to UZ2400	E7	SI
19	SCLK	Serial interface clock	C6	SCLK
20	SEN	Serial interface enable	B6	SEN

第四章 模擬與量測結果分析

4.1 系統架構

依據本論文提出的高可靠度數位硬體平台開發流程，來發展出無線感測網路硬體平台。首先依照規格書中的說明繪畫出無線感測網路電路圖，圖 27 為 ZigBee RF 晶片 UZ2400 與單晶片微處理器 TMS320VC5509A 的 SPI 連接對應線路圖，使用串列周邊介面(Serial Peripheral Interface, SPI)連結 DSP 與 ZigBee IC，共有 4 條信號線路：SO、SI、SCLK、SEN，PCB 的大小設定為 120mm X 70mm，針對其接腳特性，在 SI 模擬前，整理系統規格書中所提列出的信號輸入電壓與輸出電壓的最大與最小可容許範圍，建立一個 SI 的工作範圍，若信號電壓超過規格書中所定義的工作範圍，晶片可能會造成信號誤動作進而影響到整體系統的穩定度。表 9 為 TMS320VC5509A 輸出高準位與低準位的電壓工作值[30]，表 10 為 UZ2400 可接受的輸入高準位與低準位電壓工作範圍[31]。VDD 為晶片所使用的工作電源，VSS 代表晶片的 GND，依據電源 VDD 的不同，其晶片的輸出與輸入電壓條件範圍會隨著改變。

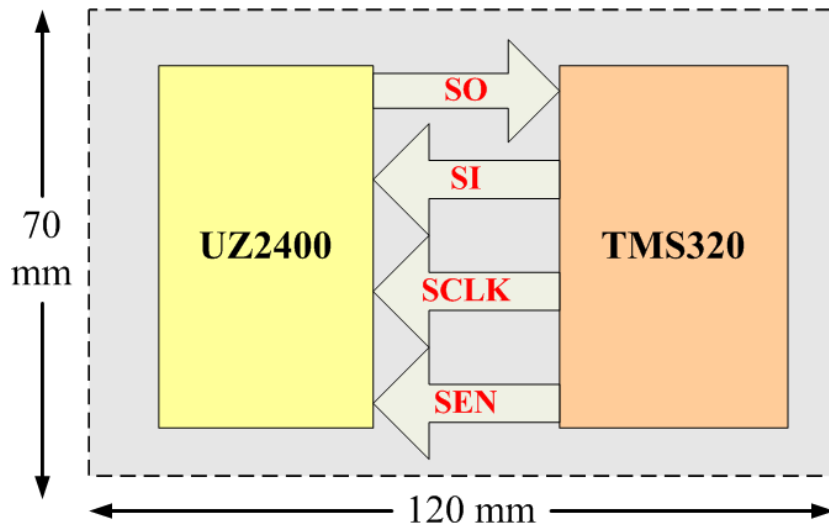


圖 27 UZ2400 與 DSP 的連接電路圖

表 9 DSP 的輸出工作條件

	Description	Min	Max	Unit
VOH	Output HIGH voltage	3.05	3.65	V
VOL	Output LOW voltage	-0.3	0.25	V

表 10 UZ2400 的輸入工作條件

	Description	Min	Max	Unit
V _{IH}	Input HIGH voltage	1.65	3.65	V
V _{IL}	Input LOW voltage	-0.7	0.66	V

4.2 PCB 疊構設計

經由分析前面所得到的資料，在設計無線感測網路硬體平台的印刷電路板 (Printed Circuit Boards, PCB) 前，須先定義 PCB 的疊構，疊構的設定如圖 28 所示，PCB 的佈局使用四層疊構，以 FR-4 為介電材料，其中微帶線與銅箔層的厚度 t 為 0.5 盎司，約等於 7 mil，而中間的 FR-4 厚度 h 為 40 mil。接著須對微帶線先設定特徵阻抗，用來匹配電路，避免各種雜訊干擾，並經由公式(4.1)、(4.2)[32]約略地計算出的微帶線特徵阻抗，並依據特徵阻抗值來推估一些可行的微帶線長度與寬度。

接著定義佈局規則，如特徵阻抗設定為 50 Ohm 的導線寬度、Traces width 設定為 6 mil、Dielectric thickness 設定為 40 mil 等等。最後將這些 PCB 疊構參數整理於表 11 之中，並且把這數據實際帶入 SI 模擬軟體中，執行 SI 的模擬與分析。當執行 SI 模擬時，軟體會根據這些參數中不同的數值進行各種搭配組合，以便我們可從不同組合的模擬結果中，取得一個較佳的 PCB 設計規範，有了完整與嚴謹的佈局規範即可以減少 PCB 佈局時的失敗率。

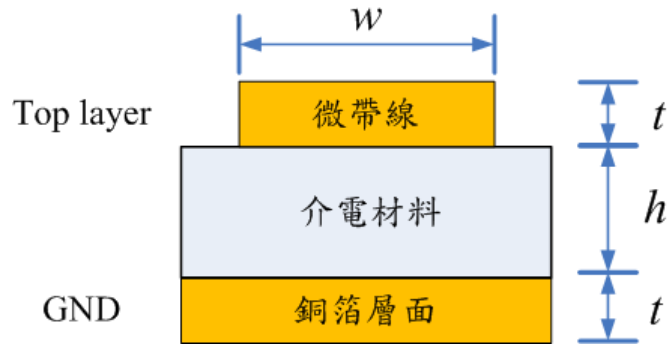


圖 28 PCB 疊構設計

$$Z_o = \frac{87}{\sqrt{\epsilon_r + 1.41}} \times \ln\left(\frac{5.98h}{0.8w + t}\right) \quad 4.1$$

$$t_{pd} = 1.017 \sqrt{0.475 \epsilon_r + 0.67} \quad 4.2$$

Z_o = 微帶線的特徵阻抗(Ω)

t_{pd} = 微帶線之傳播延遲時間 (ps/inch)

h = 介電層的厚度 (mil)

w = 微帶線寬度 (mil)

t = 微帶線厚度 (mil)

ϵ_r = 介電材料之介電係數

表 11 PCB 參數分析表

PCB 參數	模擬參數值	Unit
Trace width	6/10/12/14	mil
Trace length	2.0/2.1/2.2/2.3/2.4/2.5/2.6/2.7/2.8	inch
Dielectric thickness	Top&Bottom =7 FR-4=40	mil
ϵ_r	4.3	

4.3 PCB 信號完整度模擬與分析

在完成所有所需之 PCB 參數訂定後，使用 Mentor 公司所提供的 PADS2007 HyperLynx 軟體，將表 11 中的 PCB 參數模擬數值帶入，便可執行 Reflection 信號完整性模擬，並依據模擬的結果，定義出合理的線路佈局長度 L 以符合規格書中所定義的工作電壓範圍。首先依據信號佈線的長度，模擬 TMS320VC5509A 對 UZ2400 上升與下降波形的影響，先設定 PCB 信號佈線寬度為 6 mil，變動佈線長度，依據表 11，首先模擬佈線長度在不同 L 長度下，TMS320VC5509A 的 V_{OH} 與 V_{OL} 輸出電壓對 UZ2400 的 V_{IH} 與 V_{IL} 輸入電壓產生的信號影響，觀察信號完整度的變化。模擬分析步驟如下：

在不同佈線長度：固定為 2.5 inch、2.6 inch、2.7 inch、2.8 inch 下，模擬 V_{OH} 對 V_{IH} 與 V_{OL} 對 V_{IL} 的變化，然後變更 Trace 的寬度 6 mil、10 mil、12 mil、14 mil，參照模擬步驟依據 TMS320VC5509A 輸出電壓的不同分為如下兩點作分析：

[步驟 1]

設定 TMS320VC5509A 的 V_{OH} 輸出信號為 3.6 V 與 3.05 V，量測信號時間為 2 ns，使用 PADS2007 軟體來模擬 UZ2400 輸入端產生的 V_{IH} 上升波形，分析 V_{IH} 波型產生的過衝與振鈴現象，找出極限值。如圖 29、圖 31、圖 33、圖 35 所示。

[步驟 2]

設定 TMS320VC5509A 的 V_{OL} 輸出信號為 -0.5 V 與 0.25 V，量測信號時間為 2 ns 使用 PADS2007 軟體來模擬 UZ2400 輸入端產生的 V_{IL} 下降波形，分析 V_{IL} 波型產生的下衝與振鈴現象，找出極限值。如圖 30、圖 32、圖 34、圖 36 所示。

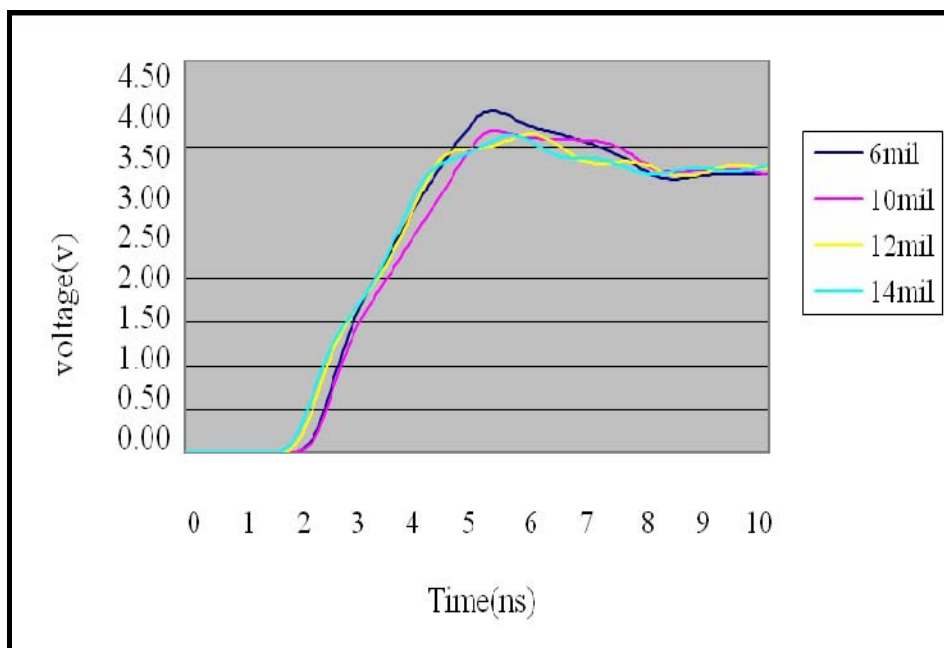


圖 29 佈線長度固定 2.5 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果

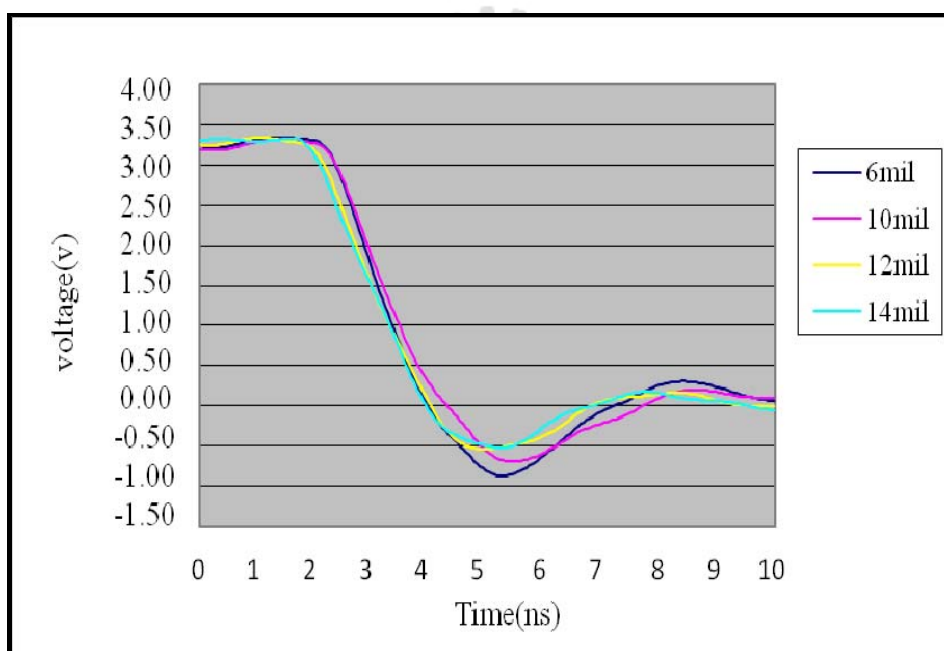


圖 30 佈線長度固定 2.5 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果

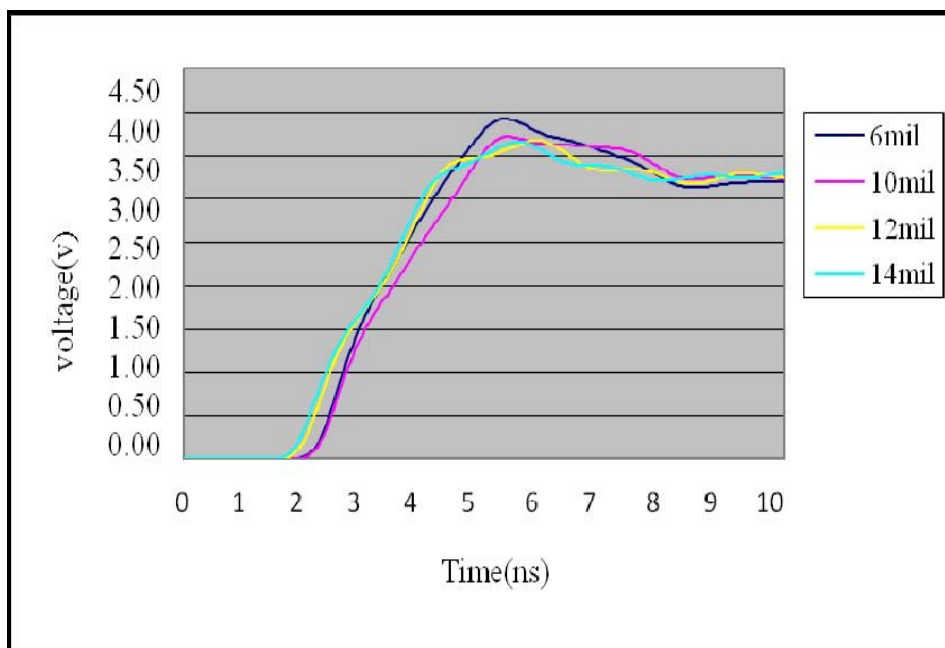


圖 31 佈線長度固定 2.6 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果

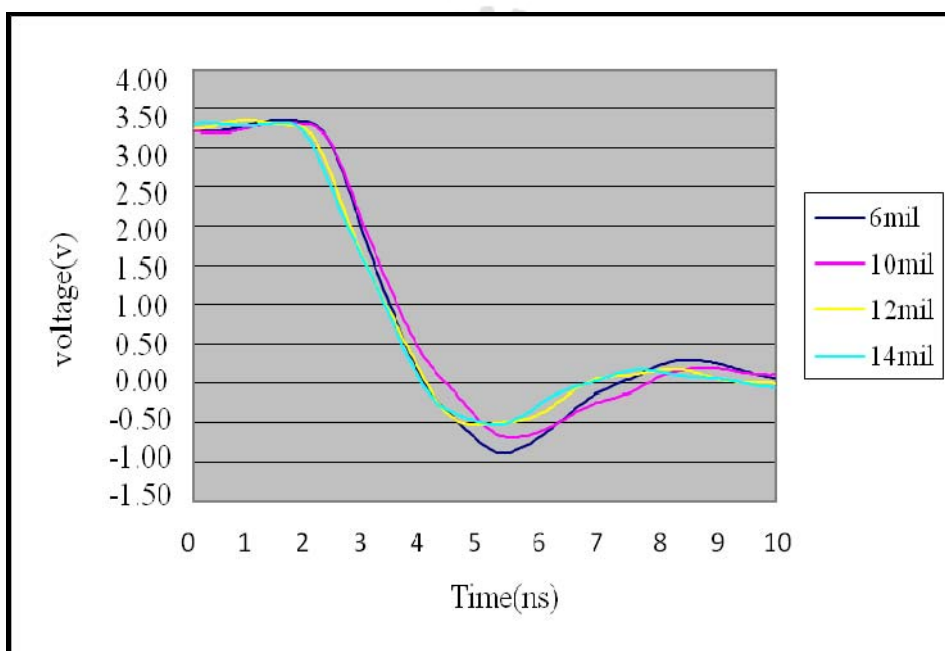


圖 32 佈線長度固定 2.6 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果

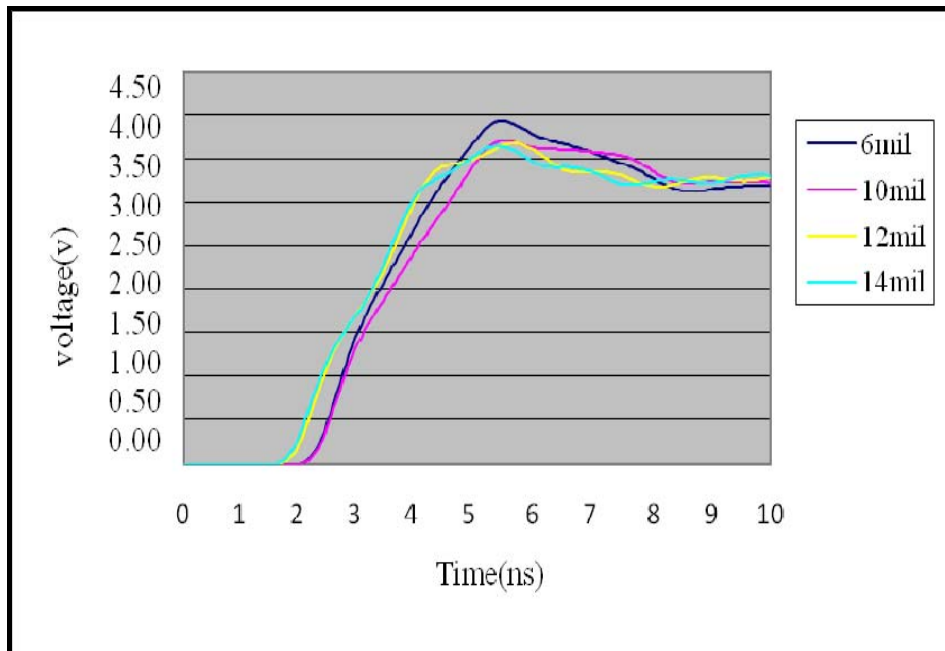


圖 33 佈線長度固定 2.7 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果

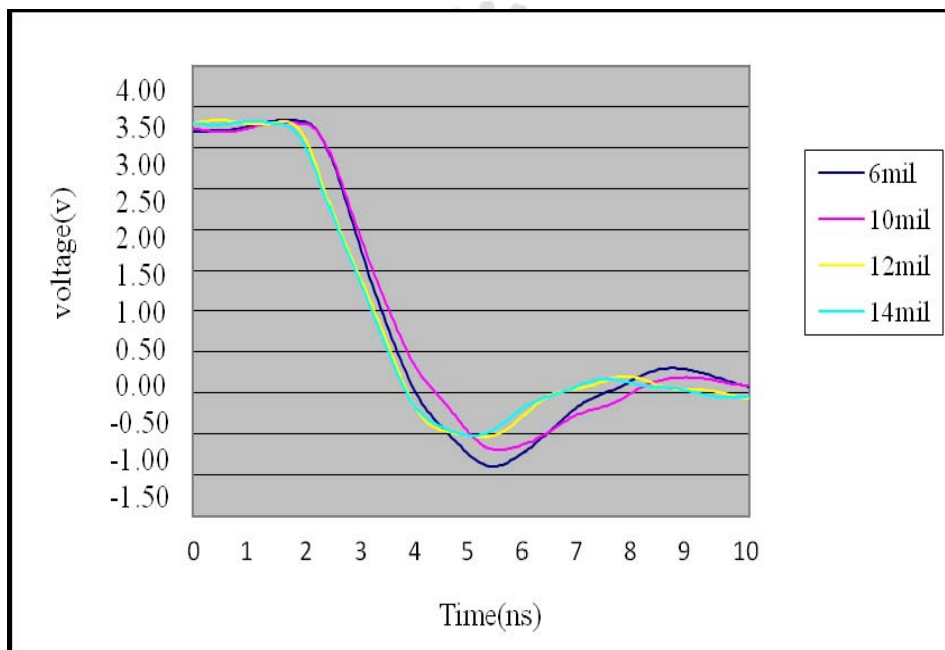


圖 34 佈線長度固定 2.7 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果

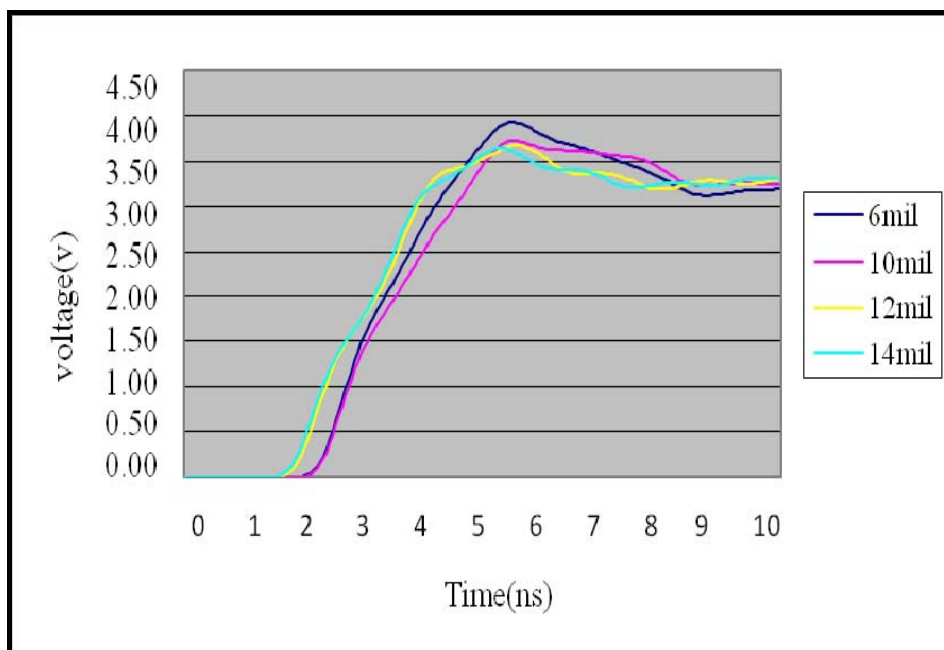


圖 35 佈線長度固定 2.8 inch，所模擬出 V_{IH} 上升的結果

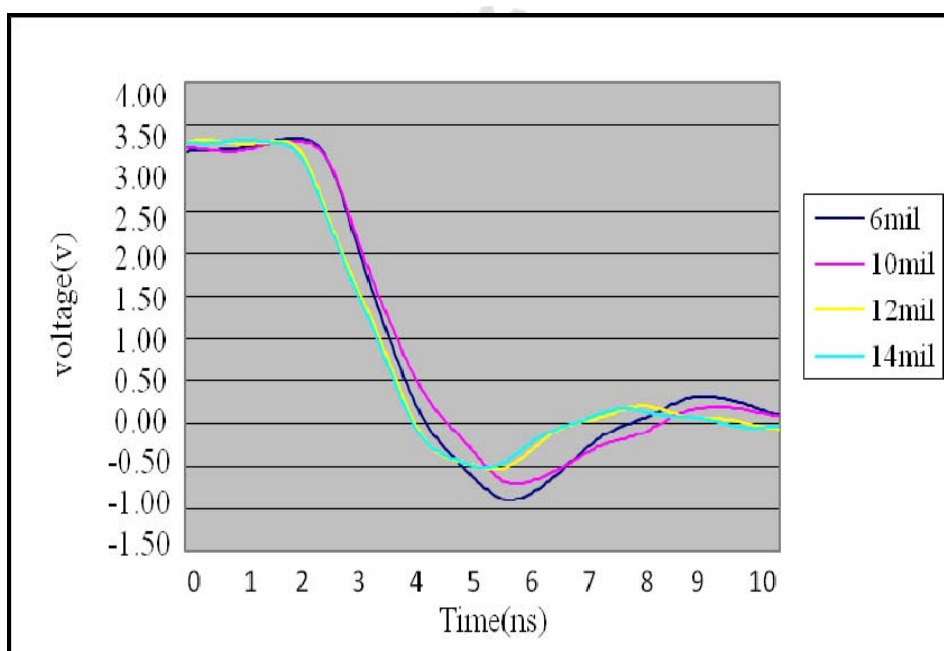


圖 36 佈線長度固定 2.8 inch，所模擬出 V_{IL} 下降的結果

統計以上的模擬結果，可發現信號的走線越長，越不容易達到阻抗的匹配，信號的反射越強造成的過衝或下衝與振鈴越嚴重，越容易超出晶片所定義的工作條件，知道當信號佈線寬度 W 大於 12 mil 與 14 mil 時， V_{IH} 與 V_{IL} 會符合規格書的工作範圍。依照此表格可定義出在 PCB 的設計中，佈線長度小於或等於 2.5 inch

的條件下，信號才能符合晶片規格書中的工作條件。

4.4 PCB 信號實測

一個良好與完美的佈局是掌控系統的穩定性的主因，依據定義出的三點佈線規則可正確完成 PCB 的佈局圖，如圖 37 所示。

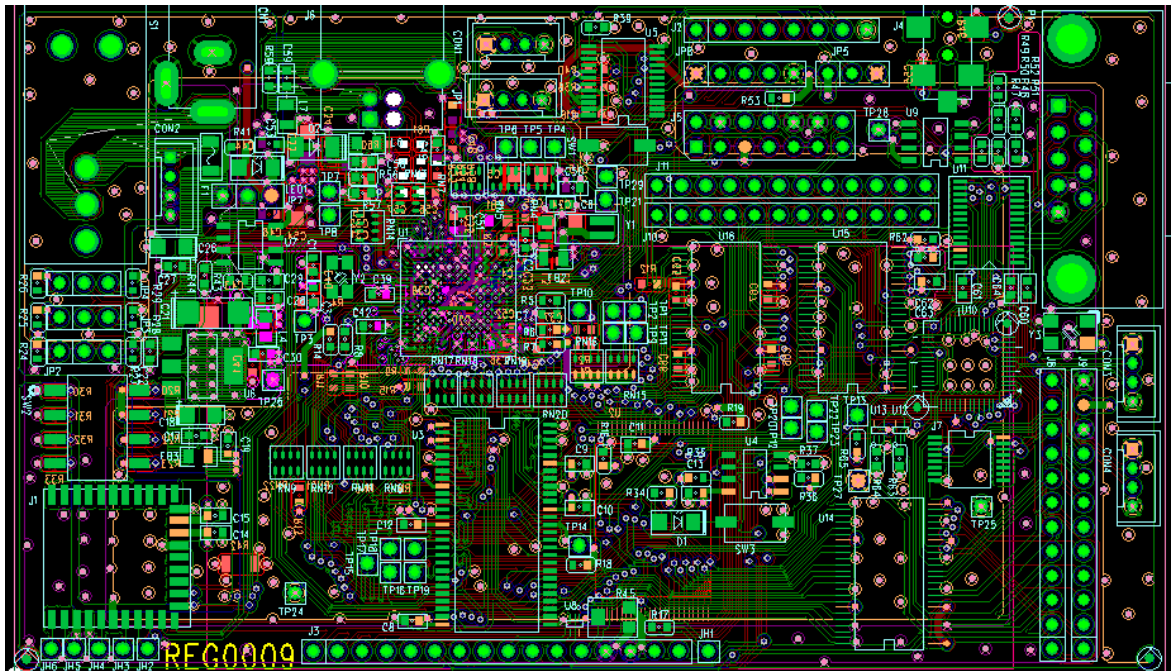


圖 37 DSP 實體 PCB 佈線圖

模擬結果得知，當佈線長度 L 等於 2.5 inch 時，佈線的寬度 W 須大於 12 mil， V_{IH} 與 V_{IL} 能夠符合晶片規格書的工作條件。佈線長度 L 等於 2.8 inch 時，可知佈線寬度 W 則須大於 14 mil， V_{IH} 與 V_{IL} 才能符合規格書所定義的工作條件，但由於 14 mil 時剛好符合工作條件，所以取寬度為 16 mil 以上以求安全。因此透過軟體的模擬分析，可以總括的定義出二項 PCB 佈線規則。PCB 佈線工程師只需遵守此規則，即可設計出符合規格書工作條件的最佳化 PCB。

規則 1、SPI 介面的佈線長度 > 2.5 inch 時:佈線寬度 < 12 mil，不符合工作條件

規則 2、SPI 介面的佈線長度 > 2.5 inch 時:佈線寬度 ≥ 14 mil，可符合工作條件

對完成的 PCB 佈局，使用立肯 LeCroy 示波器，型號 LT354[33]，分別實際量測四條信號波形，SI、SO、SCLK 與 SEN 信號，如圖 38、圖 39、圖 40 與圖 41 所示，SI 信號佈線長度為 2.28 inch，SO 訊號佈線長度為 2.34 inch，SCLK 信號佈線長度為 2.56 inch，SEN 信號佈線長度為 2.09 inch，皆符合佈線規則。模擬與實測結果如表 12、表 13 所示，由於模擬時 V_{IH} 輸出電位是用 3.3 V，與實際所輸出的電壓 3.05 V 不同，所以 V_{IH} 的模擬與實測約有 0.3 V 的區別，但其結果皆符合規格書中所定義的工作條件。

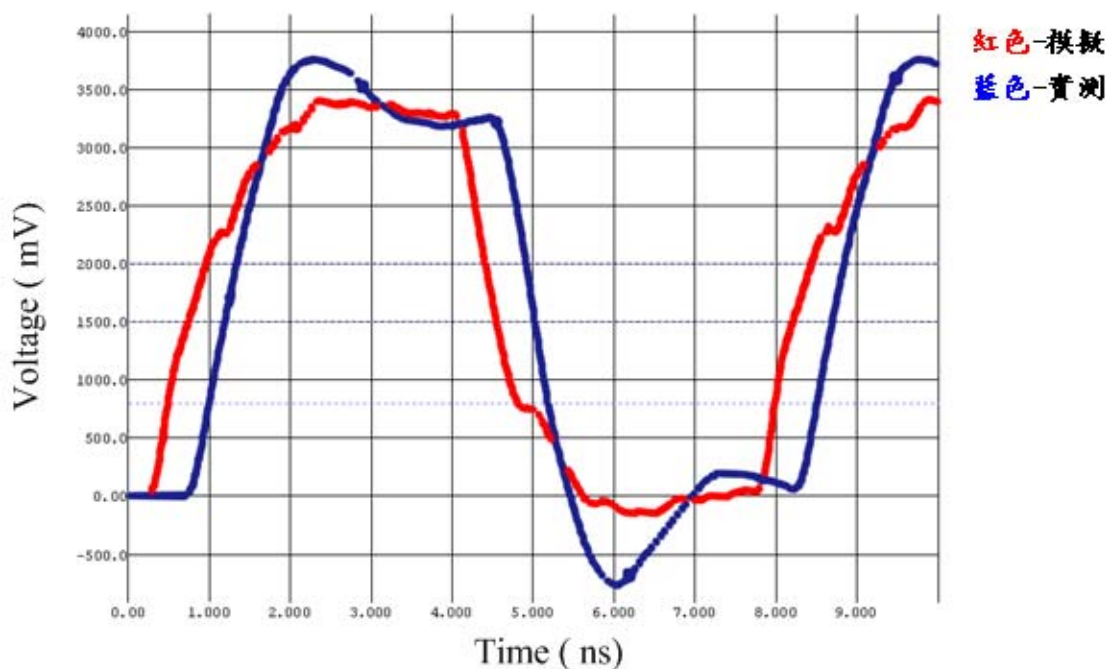


圖 38 SI 信號實測與模擬

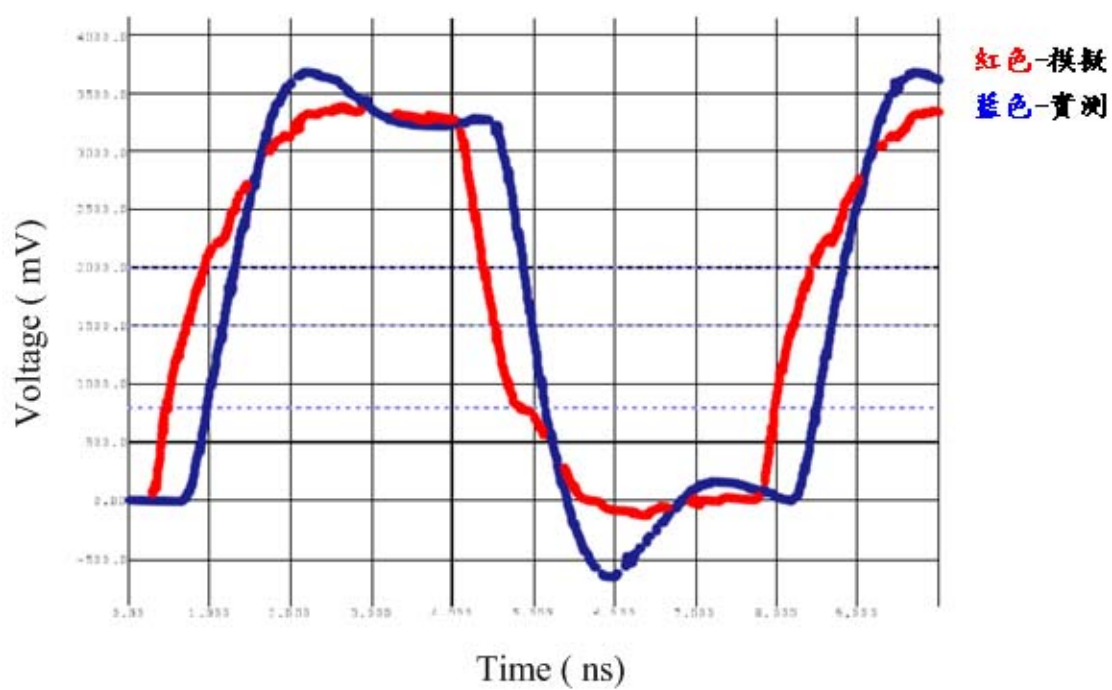


圖 39 SO 信號實測與模擬

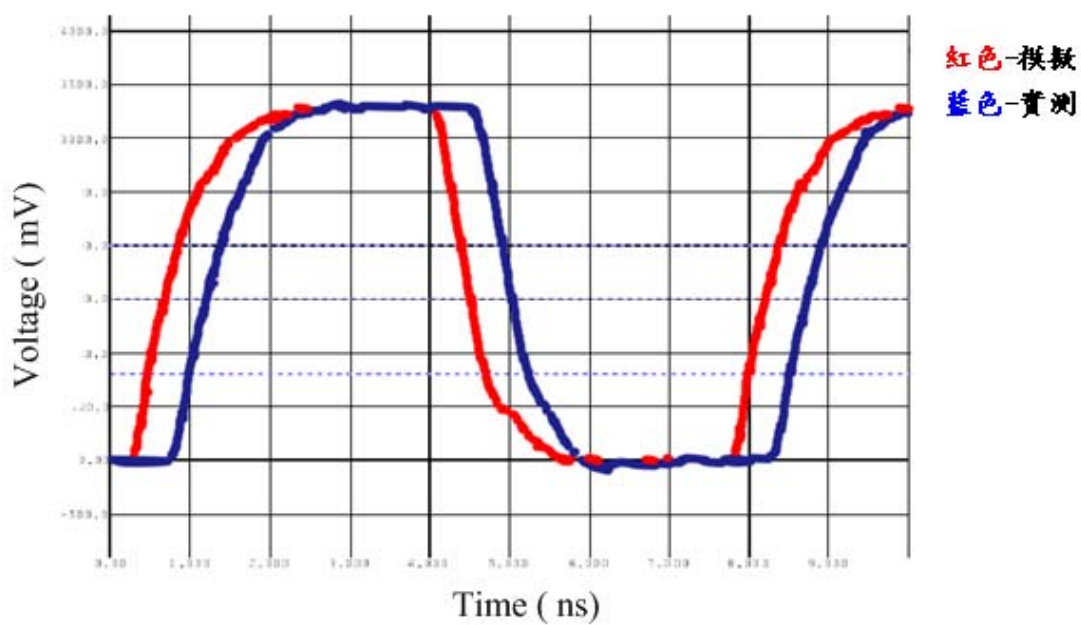


圖 40 SCLK 信號實測與模擬

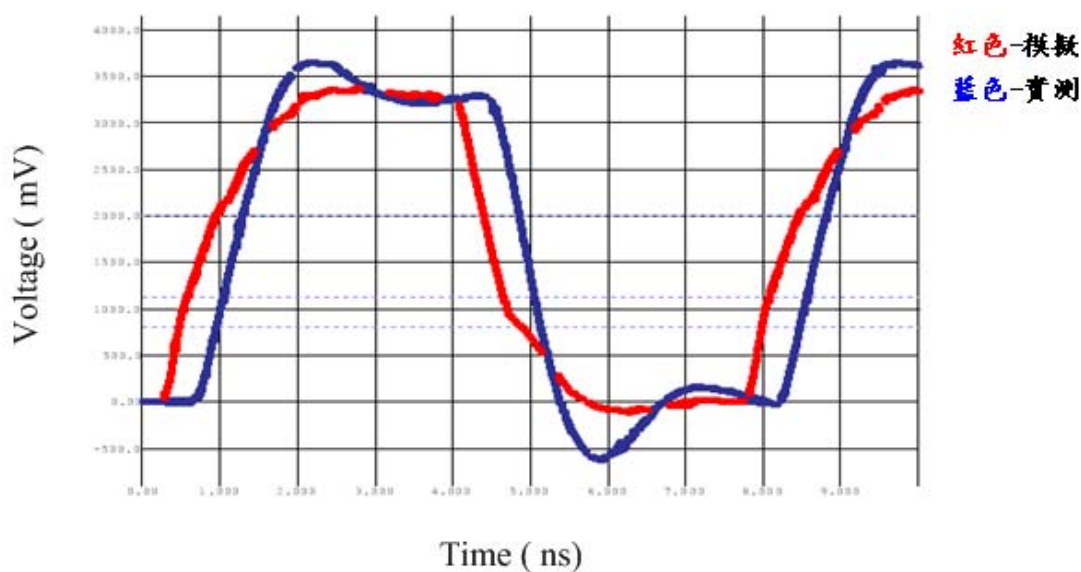


圖 41 SEN 信號實測與模擬

表 12 模擬信號波形電壓表

模擬 信號	V _{IH} (V)		V _{IL} (V)	
	Max	Min	Max	Min
SI	3.45	3.25	0.1	-0.2
SO	3.4	3.3	0.05	-0.1
SCLK	3.31	3.3	0.1	0
SEN	3.4	3.3	0.	-0.1

表 13 實測信號波形電壓表

實測 信號	Length (Inch)	V _{IH} (V)		V _{IL} (V)	
		Max	Min	Max	Min
SI	2.28	3.65	3.25	0.2	-0.75
SO	2.34	3.6	3.3	0.2	-0.65
SCLK	2.56	3.3	3.25	0	-0.1
SEN	2.09	3.65	3.3	0.2	-0.6

4.5 環境實測

本研究實驗環境是在國立交通大學教室所做的，設定一連串相關平台如圖 42 整

體環境 安裝設定完成，圖 43 裝置發送端的影像設定，圖 44 裝置接收端設定，圖 45 初步環境測試設定。圖 46 是終端裝置連接 NB 接收到來至發送端所傳來的三組影像裝置。

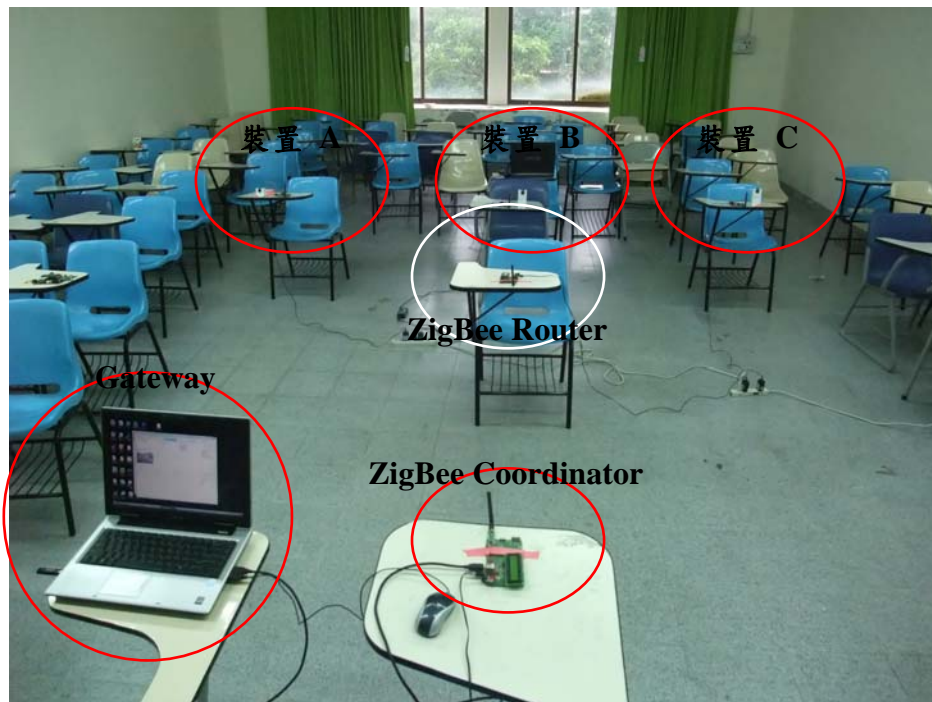


圖 42 系統環境裝置設定

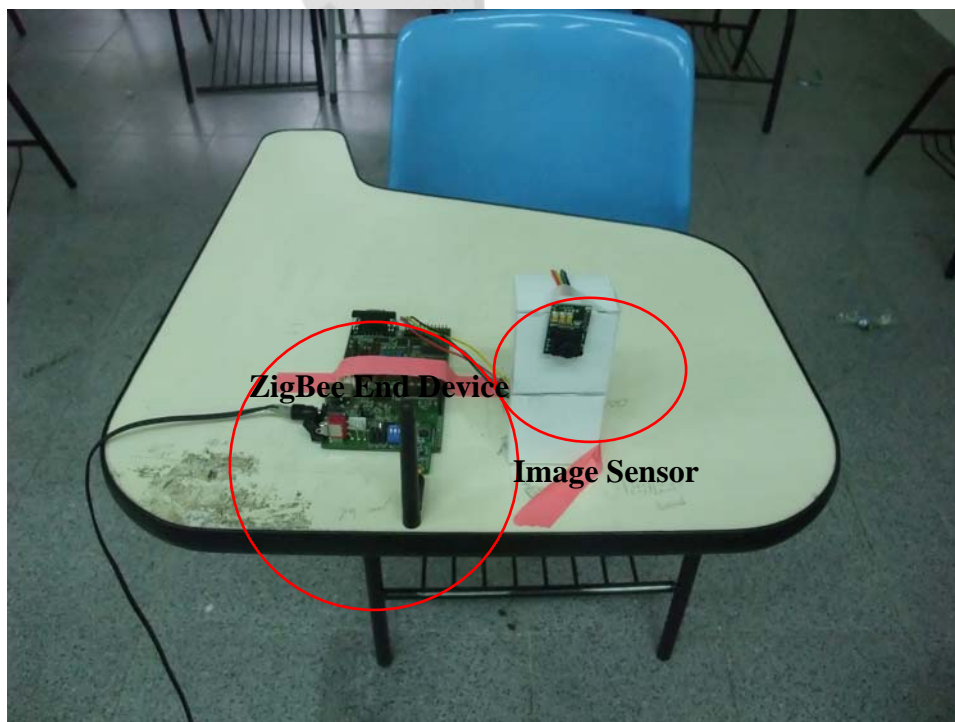


圖 43 裝置發送端設定

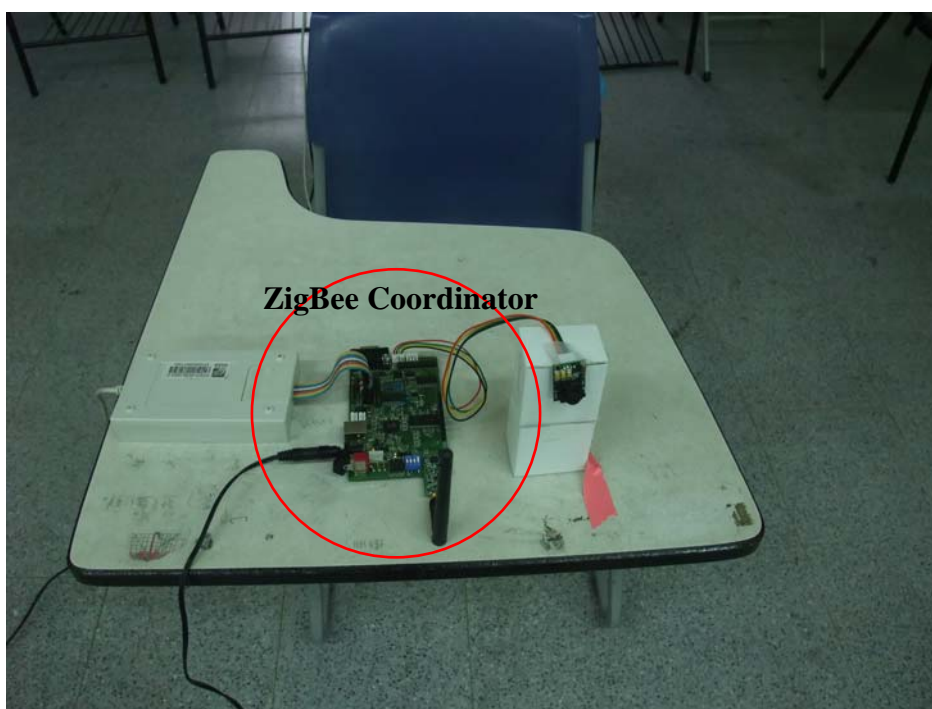


圖 44 裝置接收端設定



圖 45 系統環境裝置設定

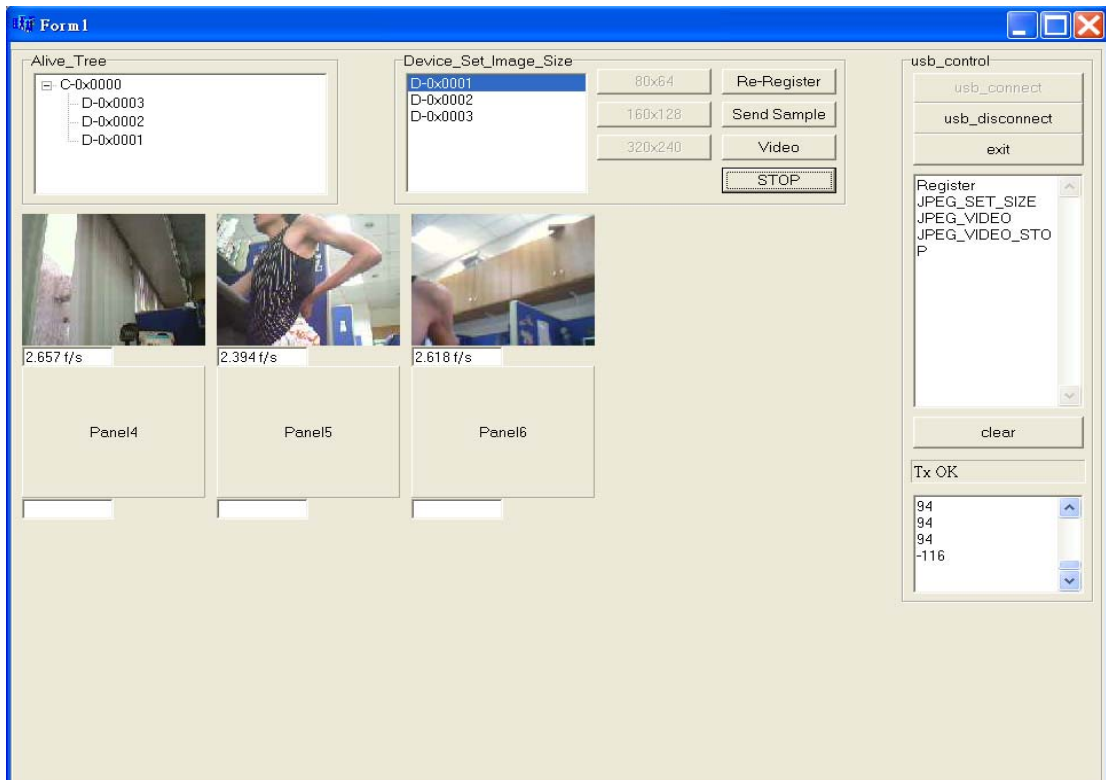


圖 46 終端裝置接收到發送端影像

4.6 應用範例

醫院資料庫程式功能為提供使用者如醫師登入資料庫及顯示病患生理資訊。圖 47 為醫院資料庫程式執行畫面的螢幕截圖。程式的左方為醫師登入資料庫的介面。登入資料庫後，程式便顯示病患的即時生理資訊例如心跳、體溫、SpO2、ECG 中的 R 波與 R 波間間隔(RR Interval)與 QRS 波的時間長度(QRS)於程式介面中間的欄位，介面下方的部分顯示 ECG 波形，右上方則顯示影像無線感測裝置讀取到的病患傷口影像。透過 Ambulance ID 下拉式選單，可以選擇監控不同救護車上的病患生理資訊。

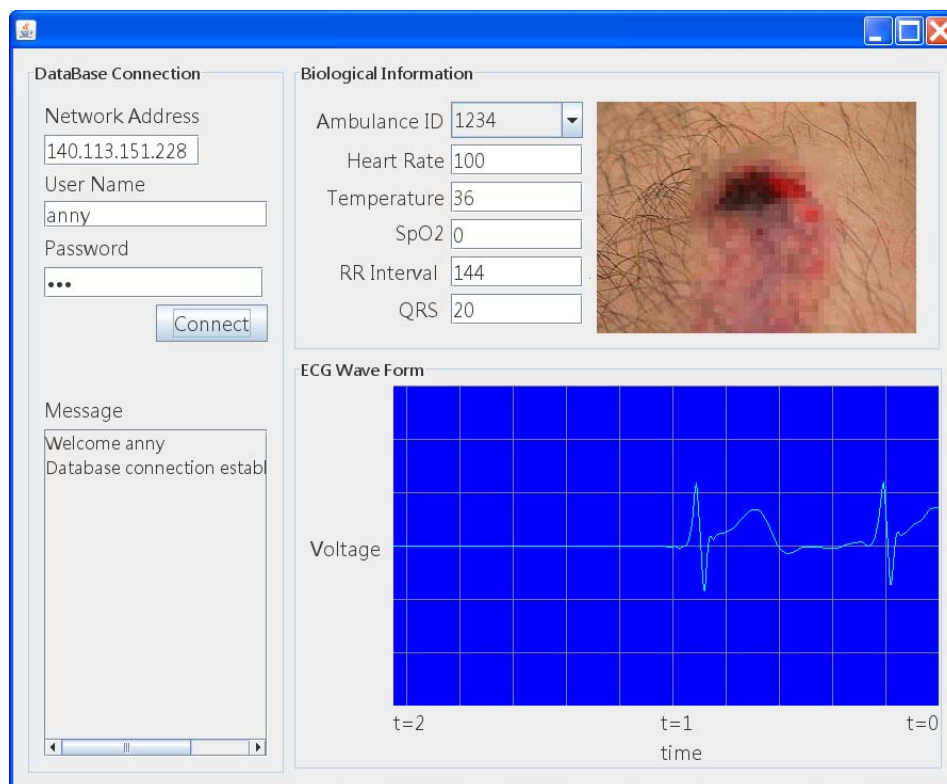


圖 47 醫院資料庫程式截圖

4.7 實測結果數據

4.7.1 RSSI 與距離關係

研究中所開發的平台也搭配不同距離的 ZigBee 模組，如：25 公尺、100 公尺、1000 公尺等。測量訊號強度與距離關係，圖 48 所示。另外，學生也嘗試將有效距離拉遠如圖 49 所示，發現當訊號低於 150 dBm 時，資料遺失量變差接收端收不到正確有效數值。圖 50 是系統搭配 ZigBee 100 公尺以及圖 51 是系統搭配 ZigBee 1000 公尺關係圖。

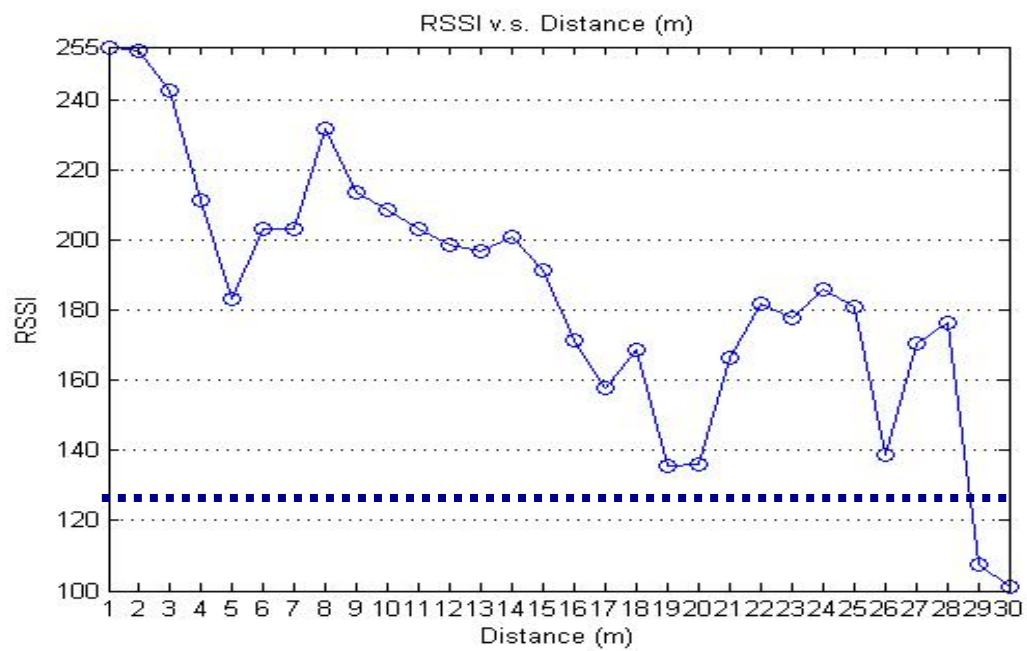


圖 48 系統平台搭配 ZigBee 模組有效距離 25 公尺關係圖

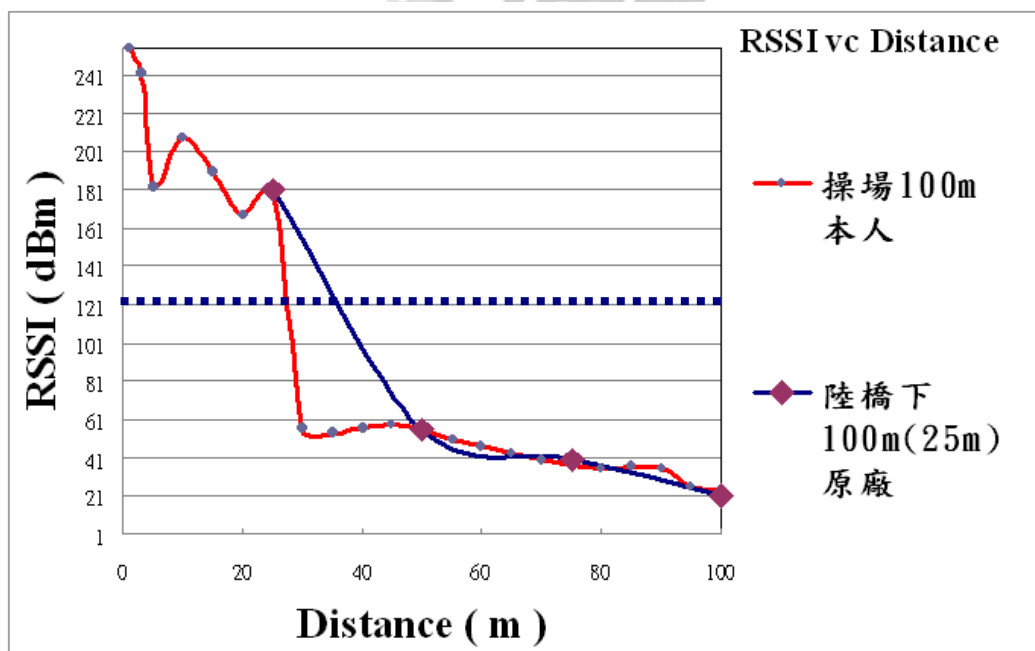


圖 49 ZigBee 25M 模組測量超過有效距離的 RSSI 衰減狀態

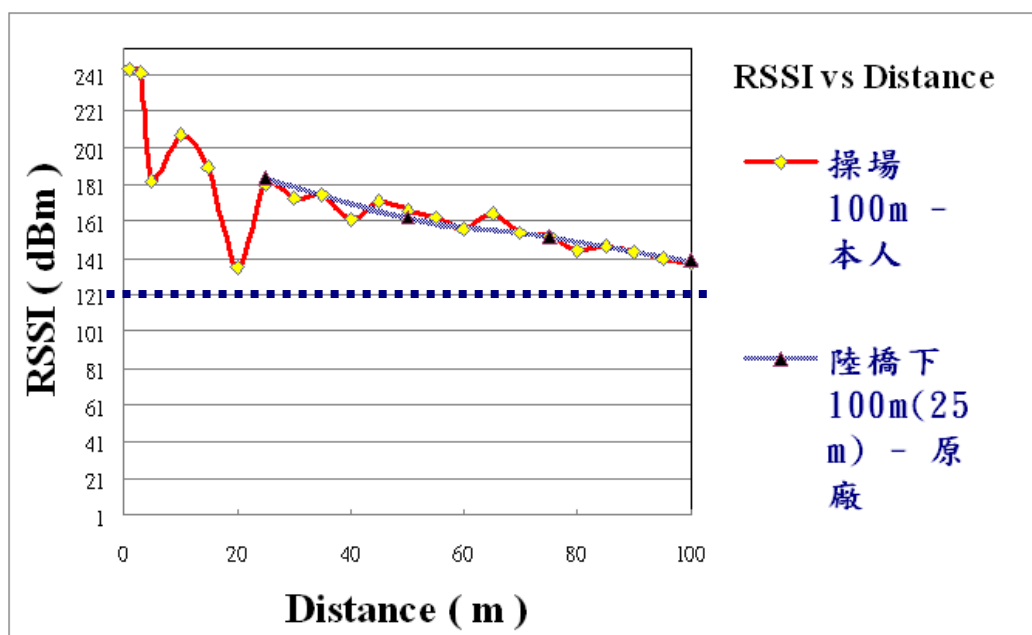


圖 50 系統平台搭配 ZigBee 模組有效距離 100 公尺關係圖

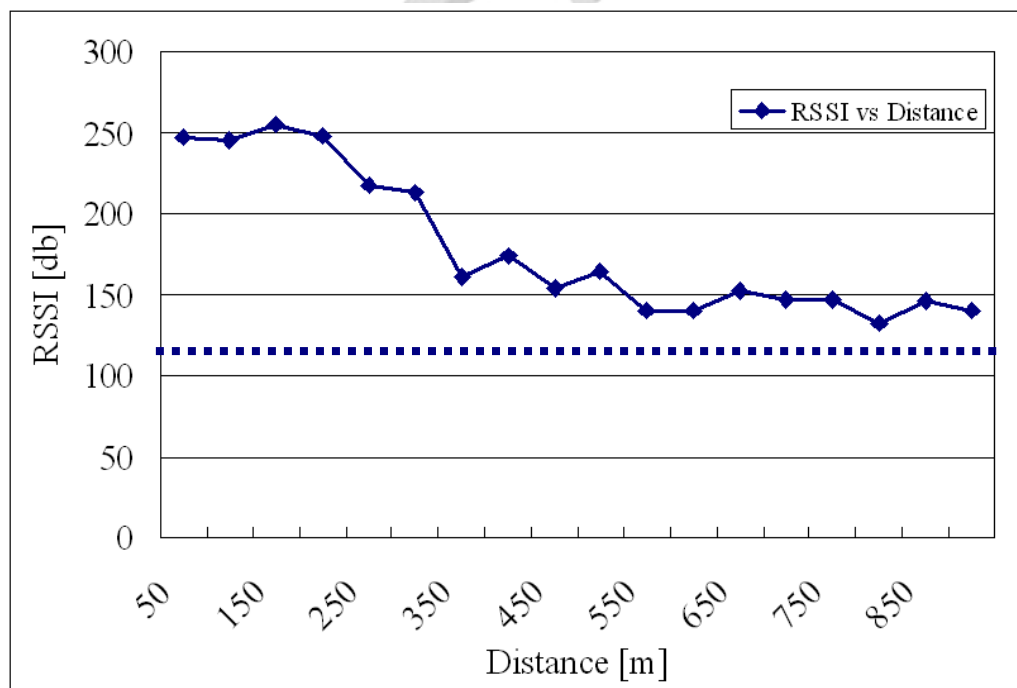


圖 51 系統平台搭配 ZigBee 模組有效距離 1000 公尺關係圖

4.7.2 RSSI 與 Package lost 關係

如圖 52 與圖 53 所示（採用 ZigBee 有效距離 25 公尺模組），我們得知當訊

號低於某一程度時相當於遠離有效傳送接收距離整體的封包遺失率也相對變大。

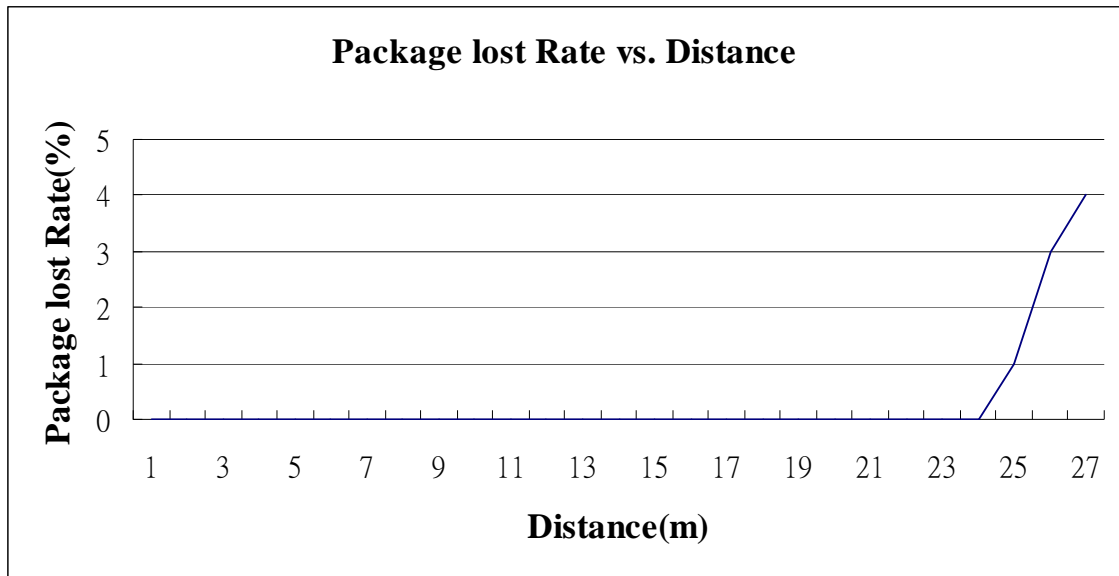


圖 52 封包遺失率與距離關係

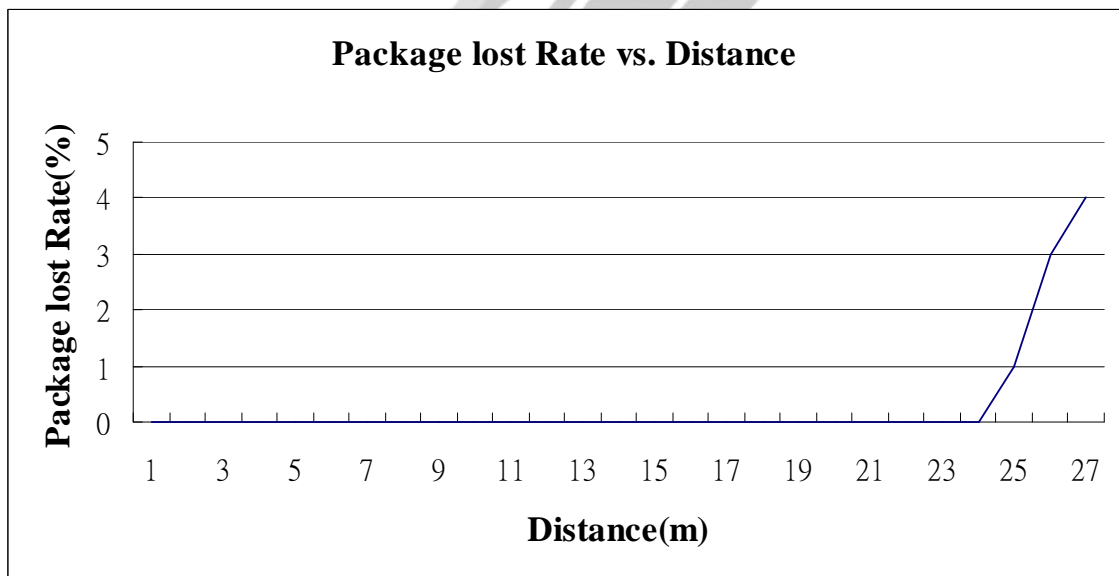


圖 53 封包遺失率與訊號強度關係

第五章 結論與未來展望

5.1 結論

在科技的進步下，晶片的速度越快與體積越小已是趨勢，而良好完善的高速數位PCB設計已是不可或缺的，傳統工程師靠經驗與反覆實驗的做法不僅耗時耗力，更無法掌握系統的可靠度。本論文採用了學長所提供一個高可靠度數位硬體平台開發流程，在電路設計時，便優先考慮系統中高速信號部分的信號完整性問題。此一設計流程可以彌補電子工程師在設計時，因經驗或知識不足所造成的判斷失誤，不僅可以大大的節省系統開發時間，更可以有效掌控系統的可靠度，提升整體性能。在實作部分，本文中實作出開發平台，也因為採用高可靠度數位硬體平台開發流程，所以很順利的一版就能讓ECG、血壓、SpO₂、體溫以及影像傳輸正常動作，大大的降低開發成本以及縮短開發時間。各種不同的生理訊號也都能正常運作，尤其是在影像部分，通常影像處理是工程師最容易疏忽之處，因為人是視覺性，往往很容易從Gateway_NB上看見影像雜訊干擾。

5.2 未來發展

本論文實作一套具有影像傳送功能之無線生醫感測硬體平台，因為此平台的功能包含了 ECG、血壓、SpO₂、體溫以及影像傳輸，雖然目前影像傳輸目前停留在每秒 2.4 張，但是我相信未來這部分軟體人員可提出更強的影像演算法來提高影像傳輸率，而且未來有機會還可以結合 3G 功能，將此系統應用於民間領域，如救護車、健康照護、環境與生態監測、家庭自動化、以及交通控制等。

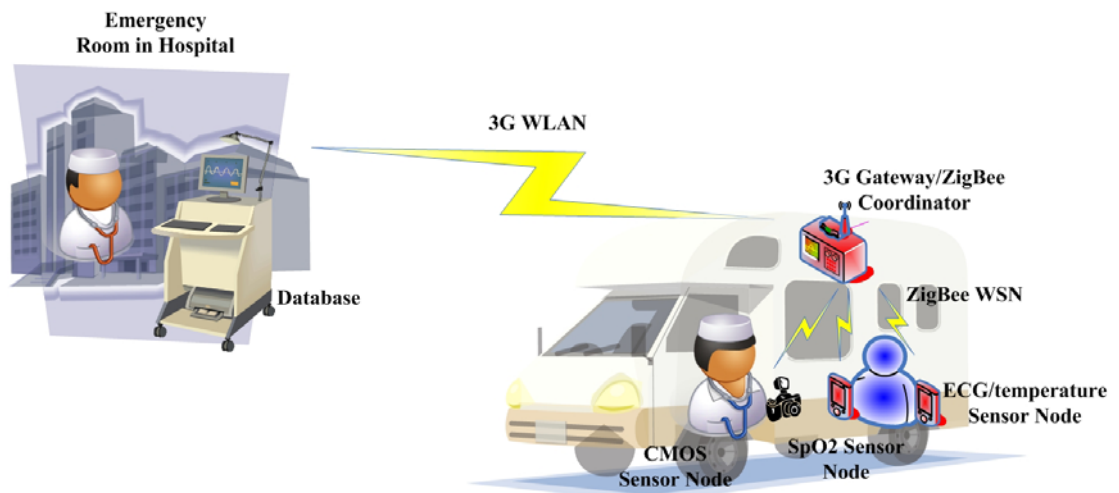


圖 54 遠距離醫護(療)示意圖

圖 54 為應用場景。救護車內病患身上佩帶的 ECG / 體溫無線感測裝置、SpO₂ 無線感測裝置，以及救護技術員操作之影像（JPEG）無線感測裝置，建構了一組 ZigBee 無線感測網路，並且藉由車上之行動式閘道器(Person Gateway，目前使用筆記型電腦)，經由 3G 行動通訊網路傳送 ECG、體溫、心跳、SpO₂ 與車內病患影像至醫院急診室，提供醫生及時研判病況，進行線上引導治療並同時將這些生理資訊後送至醫院資訊系統處理。

參考文獻

- [1] 賴辰彥，朱嘯秋，邱創乾，陳勇華，黃志仁，“一種醫療用智慧衣之無線網路傳輸系統研製”，國際醫學資訊研討會(MIST)， Paper No. D4-1， 2005。
- [2] 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，2001。
- [3] K. I. Hwang, J. In, N. K. Park, and D. S. Eom, “A Design and Implementation of Wireless Sensor Gateway for Efficient Querying and Managing through World Wide Web”, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 49, No. 4, Nov. 2003.
- [4] G. LeBellego, N. Noury, G. Virone, M. Mousseau, and J. Demongeot, “A Model for the Measurement of Patient Activity in a Hospital Suite”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 10, No. 1, Jan. 2006.
- [5] R. G. Lee, H. S. Chen, C. C. Lin, K. C. Chang, and J. H. Chen, “Home Telecare System Using Cable Television Plants—An Experimental Field Trial”, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 49, No. 4, pp. 1090–1097, 2003.
- [6] R. G. Lee, C. C. Hsiao, C. C. Chen, and M. S. Liu, “A Mobile-Care System Integrated with Bluetooth Blood Pressure and Pulse Monitor, and Cellular Phone”, *IEEE Transactions on Inf. Technol. Biomed.*, Vol. E89, No. 5, pp. 1702–1711, 2006.
- [7] W. K. Park, I. Han, and K. R. Park, “ZigBee Based Dynamic Control Scheme for Multiple Legacy IR Controllable Digital Consumer Devices”, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 53, No. 1, Feb. 2007.
- [8] 賴薇如，”ZigBee-Introduction”，元智大學，
<http://140.138.137.171/~wrlai1/content/pcsbook/extension/ZigBee-Introduction.pdf>.
- [9] ZigBee Alliance 官方網站, ZigBee 通訊協定相關資料, <http://www.ZigBee.org>.
- [10] 謝慶堂，“ZigBee 技術與展望”，電信國家型科技計畫，Feb. 2005。
- [11] 詹皓羽，「光體積變化描記圖之心血管功能診斷應用」，私立中原大學電機工程學系碩士學位論文。

- [12] F. Rahman, A. Kumar, G. Nagendra, and G. S. Gupta, "Network Approach for Physiological Parameters Measurement", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 54, Issue 1, pp.337-346, Feb. 2005.
- [13] Dr. R Dhar, Dr. RN Harrison and Dr. PD Snashall, "Is Hypoxia common despite oxygen treatment in the Acute Medical Ward?", *Internet Journal of Medical Update*, Vol. 1, No. 2, pp.1-5, Jul-Dec 2006.
- [14] "Pulse Trace Theory", Micro Medical Ltd., (<http://www.micromedical.co.uk/products/pulsetracetheory.asp>)
- [15] 「勞工熱危害預防手冊」，勞工安全衛生研究所，(<http://www.iosh.gov.tw/netbook/heatbook/heatbookm0.htm>)
- [16] 蘇文政，「山野醫學概論」，(<http://myweb.hinet.net/home10/vjso/wdmed.doc>)
- [17] 「人體落水之失溫問題」，雲林縣水上救生協會，(<http://ylwsweb.myweb.hinet.net/main/main4/main43/lose431.htm>)
- [18] 「體溫量測標準步驟」，行政院衛生署，(<http://sars.ncue.edu.tw/921223-temperature.htm>)
- [19] 丁予安，「臨床高血壓學」，台北市，藝軒圖書出版社，1999。
- [20] 「認識高血壓」，中華民國防高血壓協會，(http://www.hypertension.org.tw/main_b.htm)
- [21] 「老是覺得累小心低血壓作怪」，中華民國僑務委員會，(http://www.ocac.gov.tw/unit_data/unitmacro_pop.asp?no=25443)
- [22] 「97 年度死因統計記者會發布資料」，行政院衛生署，2009 年 6 月，(<http://www.doh.gov.tw/CHT2006/DisplayStatisticFile.aspx?d=71701&s=1>)
- [23] S. I. Fox, *Human Physiology*, McGraw-Hill Inc., 1996.
- [24] A. Vander, J. Sherman, and D. Luciano, *Human Physiology The Mechanisms of Body Function*, McGraw-Hill Inc., 1998.
- [25] M. R. Neuman, "Biopotential Electrodes," in *Medical Instrumentation. Application and Design*, 3rd, J. G. Webster, Ed. New York: John Wiley and Sons, 1998.
- [26] 周慶棟、徐三勝、林殷旭，古士興與黃文增，「高可靠度的高速數位硬體平台之研究」，2005 高速電路板設計研討會。
- [27] E. Bogatin, "Signal Integrity - Simplified", Prentice Hall, 2003.
- [28] 黃宏仁，"OrCAD Capture 10.X 線路圖設計"，台科大圖書股份有限公司，2004 年 9 月。

- [29] Mentor Graphics Company, “PCB Systems Design Solution”, PCB System-PADS web site, <http://www.mentor.com/products/pcb/pads/>.
- [30] “TMS320VC5509A Fixed-Point Digital Signal Processor”, Texas Instruments Incorporated, (<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/tms320vc5509a.html>.)
- [31] Uniband Electronic Corp., “UZ2400 (RF+Baseband+MAC)”, Specification Rev. 0.6, June 2006.
- [32] M. S. Sharawi, “Practical issues in high speed PCB design”, *IEEE Potentials*, Vol. 23, Issue: 2, pp. 24-27, April-May 2004.
- [33] Lecoln Technology Corp., “Lecroy LT354M 4 Channel 500 MHz Digitising Scope”, 示波器介紹與應用相關資料網站, http://www.testequipmenthq.com/z.asp?z=Lecroy_LT354M_SCDK746



附錄 中英文對照

英文名稱	中文名稱	縮寫或符號	頁碼
Wireless Sensor Network	無線感測器網路	WSN	ii
Pulse Oximeter Oxygen Saturation	血氧濃度	SpO ₂	12
EelectroCardioGram	心電圖	ECG	3
Signal Integrity	信號完整性	SI	21
Stack-Up	疊構		22
Power Amplifier	功率放大器	PA	35
Received Signal Strength Indication	接收信號強度	RSSI	32
Overshoot	過衝		22
Phase lock loop	鎖相迴路	PLL	32
Complementary	互補式金屬-氧化層-	CMOS	33
Metal-Oxide-Semiconductor	半導體		
Board Level	板級		ii
Analog to digital converter	類比轉數位轉換器	ADC	32
Application objects	應用物件		11
Carrier Sense Multiple	載波檢測多路存取/	CSMA/CA	9
Access/Collision Avoidance	碰撞避免		
Received Signal Strength Indication	接收信號能量指示	RSSI	32
Package lost	封包遺失率		54
Beacon	信標		8
Beacon frame	信標訊框		7
Coordinator	協調者		9
Data frame	資料訊框		7
Joint Test Action Group	聯合測試工作組	JTAG	28
E-Health	E 健康		1
Telematics	資訊通訊系統		1
Medical Direction	醫療指導		2
Ubiquitous	無所不在		2
Binary Phase-Shift Keying	二階相位偏移調變	BPSK	6

Traces width	佈線寬度		38
Undershoot	下衝		22
Serial Peripheral Interface	串列周邊介面	SPI	28
Rising Edge	上昇邊緣		22
Ringling	振鈴		22
Radio frequency	射頻	RF	6
Printed circuit board	印刷電路板	PCB	38
Quadrature Phase-Shift Keying	正交相位偏移調變	QPSK	6
Network Information Base	網路資料庫	NIB	11
ZigBee device object	ZigBee 裝置元件	ZDO	11
ZigBee Alliance	ZigBee 聯盟		5
WATCH DOG	看門狗		28
Emergency Medical Technician	救護技術員	EMT	2
Defibrillation	電擊		3
Synchronization header	同步標頭	SHR	7
Start of frame delimiter	開始位元	SFD	7
PHY Protocol Data Unit	實體層協定資料單元	PPDU	7
Application Support	應用次層	APS	11
APS Information Base	APS 資訊庫	AIB	11
PAN Coordinator	網路協調器		8
PAN coordinator	網路協調者		8
Reduced function device	精簡功能裝置	RFD	8
Full function device	全功能裝置	FFD	8
Guaranteed time slots	保障時槽	GTS	8
PHY header	實體層標頭	PHR	7
PHY service data unit	實體層服務資料單元	PSDU	7
Physical	實體層	PHY	5