

亞洲大學

資訊與通訊學系研究所

碩士論文

利用藍牙實現居家型睡眠監測系統
Bluetooth Based Homecare Sleep Monitoring
System

The logo of Asia University is a circular emblem. It features a green outer ring with the text "ASIA UNIVERSITY" in white capital letters. Inside the ring, there is a blue and white illustration of a university building with a central tower and a flag on top. The Chinese characters "亞洲大學" are written in white along the top inner edge of the green ring.

研究生:莊哲豪

指導教授:張剛鳴 博士

中華民國九十八 年 一月

亞洲大學碩士論文
指導教授推薦書

資訊與通訊學系 碩士班 莊哲豪 君所提之論文

利用藍牙實現居家型睡眠監測系統 (題目)

係由本人指導撰述，同意提付審查。

此致

所長

指導教授：張剛鳴 (簽名)

98 年 1 月 日

亞洲大學碩士論文 口試委員會審定書

資訊與通訊學系 碩士班 莊哲豪 君所提之論文
利用藍牙實現居家型睡眠監測系統
符合碩士資格標準，業經本委員會審議認可。

口試委員：

_____	<u>張剛嘯</u>
<u>林育德</u>	<u>呂育云</u>

指導教授：張剛嘯

系所主任：黃秀園

中華民國九十八年一月

致謝

時光流逝，兩年的研究生生活即將結束，來到亞洲大學的兩年，讓我在生活、學習與待人處事方面都有顯著的成長，首先感謝指導教授張剛鳴 博士的指導與教誨，在他的指導下，讓我學習到研究生該有的態度、如何獨立思考、面對問題與解決問題的能力，感謝 劉省宏 博士在專業領域上給予的協助與支持，讓我在專業知識上有所提升，希望未來還能向兩位教授繼續學習。

同時感謝大學夥伴 博閔、郁全、旻樺在實驗相關研究上給予我的協助與指導，才能讓我能順利完成此研究。感謝一直陪伴我一起努力的好友 耕銘、藝翰、淦鐸、士修、仲愷、振宏、逸凡、芝婷、佩怡、岱貞、建宏、艾芸、思慧的關心與陪伴讓我在研究苦悶的生活中得到關心與協助。

最後感謝一路支持我、栽培我無時無刻給予我協助及鼓勵的父母，我將此論文獻給你們，希望與妳們共享我的努力與榮耀。

摘要

睡眠障礙是現代社會中許多人的困擾，必需量測病患睡眠過程生理訊號，才能判斷。有鑑於此，本研究目的在開發以藍牙架構的無線睡眠監測平台，本系統設計除了可以應用於家中進行睡眠量測之外，所量測的訊號也從完整的多重睡眠記錄儀縮減到最少的兩個生理訊號，這兩種生理訊號依序為心電圖與加速規，心電圖量測受測者心電訊號，加速規則用來辨識受測者睡眠的姿態，以最輕便的生理訊號感測器減輕受測者的不適感，由於這兩種訊號對於患者來說安裝上的難度較低，大大的增加受測者在量測時的方便性，與睡眠中心多頻道睡眠記錄儀(PSG)比較，系統的體積縮小許多，且配備藍芽無線模組，提供無線平台這樣對於在家中進行量測睡眠情況的患者，使用上也相對的便利了許多，對於需要大量使用睡眠照護的養老院及住在偏遠地區的睡眠障礙患者，有助於改善他們治療睡眠障礙時的不便。

，

關鍵詞:睡眠障礙、藍牙、無線睡眠監測平台、心電圖、加速規

Abstract

In modern and busy life, everybody causes the body and presents a lot of discomfort with the pressure emerging in all kinds of situations, among them the sleep disorder has already become one of the main suits that a general clinic patient has seen most frequently, the sleep disorder is a lot of people's puzzlement in the modern society, essential quantity examines the physiological signal of patient's sleep course, could judge. In view of this, it is developed with the wireless sleep monitoring system of the bluetooth structure that this research purpose is here, this system has simplified the sleep polysomnograph of many channels of night in sleep centre (PSG) Miscellaneous sensor device can be with the decrease uncomfortable sense of lightening the testee of physiological signal sensor device, simplify miscellaneous course install, big convenience and lighten comfort when quantity is examined, testee of increase, for need a large number of use old people's home and sleep disorder patient in remote area that sleep look after, facilitate the inconvenience that improves them while treating the sleep disorder.

Key words: Sleep Disorder 、 Bluetooth 、 Wireless Sleep Monitoring System 、 ECG 、 Accelerometer

目錄

致謝.....	II
中文摘要.....	III
英文摘要.....	IV
目錄.....	V
圖目錄.....	VIII
表目錄.....	XII
第一章、緒論.....	1
1.1 前言.....	1
1.2 研究動機與目的.....	2
1.3 相關研究回顧.....	4
1.3.1 遠距醫療.....	4
1.3.2 睡眠障礙監測方法.....	5
1.3.2.1 睡眠呼吸監測.....	5
1.3.2.2 睡眠身體活動監測.....	6
1.3.2.3 睡眠狀態與睡眠.....	8
1.4 論文架構.....	9

1.5 研究流程.....	10
第二章、心電訊號及睡眠介紹.....	12
2.1 心電圖原理.....	12
2.1.1 心臟結構.....	12
2.1.2 心動週期.....	13
2.1.3 心臟的電性活動.....	15
2.1.4 心電圖.....	15
2.2 睡眠疾病簡述.....	16
2.3 心電圖判讀睡眠呼吸中止症相關方法.....	19
第三章、系統設計.....	22
3.1 系統架構.....	22
3.2 系統電路設計.....	23
3.2.1 微控制器.....	23
3.3 心電圖電路.....	31
3.3.1 心電圖放大電路設計.....	32
3.3.2 濾波器電路設計.....	33
3.4 加速度量測電路.....	35
3.5 電源電路.....	41
3.6 藍牙無線傳輸模組.....	45

3.7 系統程式設計	50
3.7.1 韌體程式設計	51
3.7.2 LabVIEW 介面程式設計	52
第四章、系統測試結果	54
4.1 ECG 電路各項測試	54
4.1.1 ECG 訊號模擬	54
4.1.2 ECG 電路放大倍率測試	58
4.1.3 ECG 電路共模拒斥比檢測	60
4.1.4 頻率響應測試	63
4.2 藍牙無線傳輸測試	64
4.3 無線睡眠監測系統實驗	65
4.3.1 睡眠姿態模擬	65
4.3.2 系統長時間測試	68
4.4 系統	69
4.4.1 自製系統特性-感測器	70
4.5 實驗結果	70
第五章、討論	72
第六章、結論與未來展望	74
參考文獻	75

圖目錄

圖 1-1 多頻道睡眠記錄儀(PSG)	8
圖 1-2 PSG 量測介面	8
圖 1-3 系統方塊圖	10
圖 2-1 心臟	13
圖 2-2 心電圖的組成	14
圖 2-3 胸導程	16
圖 2-4 肢導程	16
圖 2-5 專業技師所判斷的睡眠情況圖	19
圖 2-6 S 波振幅的時域和頻域圖	20
圖 2-7 EDR power	21
圖 3-1 感測系統方塊圖	22
圖 3-2 人機介面系統方塊圖	23
圖 3-3 系統架構圖	23
圖 3-4 微控制器 MSP430F169 晶片腳位圖	24
圖 3-5 省電模式電源消耗比較	25
圖 3-6 MSP430F169 基本時脈下的各種工作模式	26
圖 3-7 ADC12 類比數位轉換器方塊圖	27
圖 3-8 非同步串列傳輸方塊圖	29

圖 3-9 非同步串列傳輸時序圖	29
圖 3-10 RISC 邏輯方塊圖	31
圖 3-11 心電圖放大電路.....	32
圖 3-12 LM324 內部電路接腳圖	33
圖 3-13 高通濾波器頻率響應	33
圖 3-14 一階高通濾波器	34
圖 3-15 低通濾波器頻率響應	35
圖 3-16 一階低通濾波器	35
圖 3-17 Kionix KXM52-1050 系列三軸加速規	36
圖 3-18 Kionix KXM52 系統方塊圖	36
圖 3-19 KXM52-1050 電路接腳圖	37
圖 3-20 加速度座標示意圖	40
圖 3-21 傾斜角度示意圖	40
圖 3-22 AMC 7585-3.3T 系列封裝設計	43
圖 3-23 Load Regulation.....	44
圖 3-24 Output Voltage VS Temperature	44
圖 3-25 7585-3.3T 穩壓電路圖.....	44
圖 3-26 7585-3.3T 內部方塊圖.....	45
圖 3-27 藍牙 Class-2 模組功能方塊圖	46

圖 3-28 MB-C04 接腳示意圖	46
圖 3-29 MB-C04 藍牙模組電路設計	48
圖 3-30 自製藍牙無線傳輸模組	48
圖 3-31 系統程式架構	50
圖 3-32 韌體程式架構圖	51
圖 3-33 LabVIEW 介面程式架構.....	52
圖 3-34 LabVIEW 系統顯示介面.....	53
圖 3-35 LabVIEW 序列埠程式流程圖.....	53
圖 3-36 LabVIEW 訊號分類顯示流程圖.....	53
圖 4-1 BC Biomedical PS-2210 Patient Simulato	54
圖 4-2 模擬器模擬 Lead I 訊號於示波器	55
圖 4-3 模擬器模擬訊號於 LabVIEW 介面.....	55
圖 4-4 人體實測 Lead I 訊號於示波器	56
圖 4-5 人體實測 Lead I 訊號於 LabVIEW 介面	56
圖 4-6 Iworx ETH-256 生物電位結合放大器	57
圖 4-7 市售產品與本系統訊號比對	57
圖 4-8 ECG 電路放大倍率量測點	59
圖 4-9 電路腳位 7 輸出訊號	59
圖 4-10 電路腳位 8 輸出訊號	60

圖 4-11 電路腳位 14 輸出訊號	60
圖 4-12 ECG 電路 CMRR 量測點	62
圖 4-13 頻率響應驗證	64
圖 4-14 藍牙居家測試空間	64
圖 4-15 正躺加速度訊號	66
圖 4-16 正躺向左翻身 90° 加速度訊號	66
圖 4-17 左面側躺加速度訊號	66
圖 4-18 左面側躺向右翻 90° 加速度訊號	67
圖 4-19 正躺向右翻身 90° 加速度訊號	67
圖 4-20 右面側躺加速度訊號	67
圖 4-21 右面側躺向左翻 90° 加速度訊號	68
圖 4-22 電路耗電量檢測	69
圖 4-23 系統機構	69
圖 4-24 LabVIEW 人機介面	70

表目錄

表 3-1 參考電壓設定	28
表 3-2 Kionox KXM52-1050 規格.....	38
表 3-3 對於加速度方向的輸出響應	40
表 3-4 對於重力方向（放置方位）的輸出響應	41
表 3-5 AMC 7585-3.3T 特性.....	43
表 3-6 MB-C04 接腳說明	47
表 3-7 MB-C04 供電特性	47
表 3-8 MB-C04 電源消耗	47
表 3-9 無線傳輸比較表	49
表 4-1 模擬器設定參數	55
表 4-2 模擬器設定參數 2	58
表 4-3 各頻率輸出結果	63

第一章 緒論

1.1 前言

在現今忙碌的生活中，每個人隨著競爭產生的壓力將造成身體出現許多的不適，其中『睡眠障礙』已成為一般門診患者最常見到的問題之一[1]，由此可知近年來台灣有睡眠困擾的人數愈來愈多；根據行政院衛生署的統計，國人 2007 年就吃掉了 1.3 億顆的 Zolpidem 安眠藥，是 2003 年的 2.17 倍[2]；而且醫界發現，有 3-6% 的失眠病人，竟用掉了 5 成的安眠藥，這 3-6% 的失眠病人，已然有成癮與濫用的情形，除了工作壓力大的成人有失眠困擾之外，有學業壓力的學生也已經成為有失眠困擾的族群之一，所以不管是年長者還是年輕人都已經有此困擾，由此可見睡眠障礙問題已成為現代人通病之一。睡眠障礙主要分為四大類[1]：

(一)失眠(Insomnia)：睡得太少或睡醒後覺得沒睡夠、難以入睡、半夜覺醒或睡眠品質不好。

(二)嗜睡(Narcolepsy)：睡得太多，整體睡眠時間已經足夠，但是該清醒時還在打盹，例如「睡眠暫停呼吸症」的患者。

(三)睡醒週期失調：常見於國際旅行，例如搭飛機到美國產生的時差，導致失眠。

(四)類睡症(Parasomnia):睡眠時或前後出現異常的行為,例如:夢遊、惡夢驚醒(夢魘)、遺尿、夜驚。

有以上症狀的病患,不管在工作生活上都會帶來很大的困擾與危險,有此可顯示睡眠障礙已是現代人不可忽視的問題之一。

遠端監控及照護方面,隨者高齡化的老人有越來越多的趨勢,「人口高齡化」是近年來已開發國家普遍所面臨的現象,而台灣也在邁進已開發國家中,人口高齡化的現象與所產生的問題也逐漸浮現,因此更突顯了未來老人照護的問題,加上國內的醫療資源,城鄉間差距頗大,偏遠地區醫療資源的不足已經是一個老問題,根據衛生署的統計,在台灣都會區,平均每一萬個人,就有 15 位以上的醫師資源,相對於偏遠的山地鄉、離島,每萬人口的醫師人數只有 7 個人,足足少了一半[3]。這些問題都突顯出遠端監控照護的重要性,所以建構一個遠端生理監測系統可同時解決老人照護問題及偏遠地區病患醫療不足的問題。

1.2 研究動機與目的

現今忙碌的社會中,有睡眠困擾的人數愈來愈多,又以睡眠呼吸中止症更是受到重視,而專業睡眠障礙治療,必需藉由觀察病人整夜的睡眠生理訊號,包含腦電圖、眼動圖、心電圖、肌電圖、呼吸及血氧

飽和度等，並經由專業睡眠技師現場操作及醫師來判讀評估，因此睡眠疾病的診斷需要花費人力和昂貴的儀器來進行。所以在市場的需求下，睡眠障礙中心一家家陸續的成立，各大醫院爭相成立睡眠中心來幫助患者改善這種睡眠障礙的情況，熱門的程度令人咋舌[4]；根據 85 年 8 月初的資料，預約到大醫院如林口長庚及台大醫院接受睡覺治療的人，已經排到了隔年 3 月；由這數據可以知道，雖然近年來已經有許多家醫院紛紛成立睡眠中心，但與國外平均每 15 萬到 25 萬人就有一個睡眠實驗室的比率相比較，國內睡眠中心的數量仍嫌不夠，在國內仍然有相當多的患者到醫院預約接受睡眠診斷，但都必須等待數個月的時間才可以接受到治療，這些大醫院的睡眠診斷費用也不是每個病患所可以負擔的，何況還有許多比較偏遠地區的病患所居住的地區並沒有睡眠中心可以接受治療。

本研究主要在開發簡易型睡眠監測系統，對於受測者於家中進行睡眠監測上進行研究，本系統優點在可應用於居家監測，能解決睡眠中心的不足及診斷費用昂貴的問題，亦簡化了睡眠中心的夜間多頻道睡眠記錄儀(PSG)繁雜的感測器，能以最輕便的生理訊號感測器減輕病患的不適感與簡化量測時安裝繁雜的過程，可有效增加受測者在量測時的方便性及減輕不舒適感；本研究使用 TI 的 MSP430 系列單晶片為核心開發一套無線睡眠監測系統，生理訊號方面，以心電訊號及

加速度為量測訊號，經由單晶片擷取這些生理訊號，利用無線傳輸藍牙的方式將生理訊號傳輸至以 LabVIEW 建構的人機介面電腦端，電腦介面端將顯示所有生理訊號波形並做資料的紀錄，利用最輕便的生理訊號感測器減輕受測者的負擔，簡化量測時安裝繁雜的過程，在盡量不影響受測者睡眠品質的情況下記錄心電訊號及睡眠姿態的辨識。

1.3 相關研究回顧

1.3.1 遠距照護

隨著醫療及社會的進步，世界各國慢慢步入高齡化的社會，我國老年人口及其比率因國民壽命延長及出生率降低而顯著增加，1993 年老人人口已經超過 7%，我國從 1993 年開始進入人口高齡化國家，2007 年老人人口則提升至 10.21%，預估 2026 年老人人口比例將超過 20%，台灣正式進入超高齡社會[3]。世界各國無不積極推動以居家式、社區式為主的居家健康與照護服務模式，利用資訊、無線技術以遠距監視的方式，來建構無線居家的健康與照護服務，提升遠距居家照護服務的品質與滿意度。

由於行動通訊與網路的日益發達，透過無線網路及網際網路連接至遠端養護所、養老院或看護中心等醫療資源較缺乏之醫療單位，可提供遠距護理站醫護人員 E 化的照護服務，並建置遠距病患病情監視

資訊系統來做即時監視病情之模式，方便長期照護及遠距的病患，可以提供他們完善的照護，也可以分擔高成本的醫療人力與醫療資源，長期的遠距居家照護可以隨時監測病人的生理狀況，可以提供醫師對於病人病情的了解及診斷上得到更完善的資訊。

1.3.2 睡眠障礙監測方法

1.3.2.1 睡眠呼吸監測

居家照護之睡眠呼吸相關監測技術-利用麥克風收集並分析鼾聲與呼吸中止症的聲音特性方式：

- 1.Jane[5]等人利用類神經網路設計了一套自動監測鼾聲的電腦系統，藉由 22 項聲音特徵的輸入，判別鼾聲與一般呼吸聲音的差異。
- 2.Solà-Soler[6]等人利用邏輯迴歸模型，以聲音的密度與頻譜特性，建立一般鼾聲患者與阻塞性睡眠呼吸中止症 (Obstructive Sleep Apnea-OSA) 患者的判別系統。
- 3.Penzel[7]等人建構了一套適合居家環境中使用的睡眠呼吸監測系統，名為 “MESAM IV”，以數位方式記錄，血氧濃度、心跳、鼾聲、身體姿勢，應用於鼾聲與OSA等睡眠疾病的判斷。

1.3.2.2 睡眠身體活動監測

居家照護之睡眠身體活動監測技術-受測者臥床/離床時間、睡眠中翻身次數等監測

■ 荷重元(Load Cell) [8]

僅需要在四支床腳上裝設荷重元，經過類比/數位訊號轉換 (A/D Converter) 後傳送至電腦做分析，便可藉由四支床腳荷重訊號的改變，得知使用者 離床/臥床時間、身體活動等資訊。

■ 力感測器(Force Sensor)

1.Nishida[9]等人設計的“Robotic Bed ”布置了 221 個力感測器，進行身體姿態與呼吸訊號的監測。

2.Harada[10]所設計的睡眠監測枕藉由枕頭下的壓力感測裝置，監測因呼吸時壓力 改變而產生的規律性波動，以及身體動作。

■ 加速規 (Accelerometer)

1.王耀慶[11]設計的“應用雙軸加速度計之人體姿態辨識系統”應用無線傳送之加速度訊號發展一套人體姿態辨識系統，利用小波理論演算法，將訊號分解，得到低頻小波係數。再利用萃取出來的特徵，經過比對辨識，完成上樓、下樓、走路、站和坐五種姿態辨識系統。

2.陳俊瑋[12]設計的“基於無線感測網路之多人姿態辨識系統”以 Zigbee無線感測網路發展了一套多人姿態辨識系統。多人姿態監測軟

體則可以同時檢視三位使用者的姿態，並對各個使用者的姿態作記錄與統計。以一套結合時域分析與小波轉換的人體姿態估測演算法，透過此演算法分析三軸的加速度訊號，可辨識跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓與走路七種人體姿態。

■ 影像辨識 (Image Recognition)

1. 吳聚柔[13]設計的“連續影像之自動人體擷取及姿態分析”本文提出兩種人體姿態的分析方法，其一為使用遞迴式模糊類神經網路做人體姿態辨識，另一為利用輪廓及膚色資訊來做人體姿態估測。姿態辨識方面，針對站、彎、坐、躺四種人體主要姿態去做辨識，運用輪廓的水平與垂直投影以及離散傅立葉轉換(DFT)來取得投影向量的特徵值，並配合人體輪廓的長寬比值，以這組數值代入遞迴式模糊類神經網路運算進而辨識姿態。在姿態估測上，結合膚色及人體周圍輪廓之凸點來判斷人體上頭、手與腳的位置。

2. 陳宗緻[14]設計的“以電腦視覺技術做居家及病房內活動之防護與監測”系統利用Webcam拍攝的畫面做分析，將一個像素值不為0之連續次數篩選掉不想監測的物體。以上方式可以迅速篩選出我們欲偵測的對象，並快速的將偵測結果做異常行為的判斷，使系統可在幾乎即時的狀況下判斷異常事件的發生。

1.3.2.3 睡眠狀態與睡眠

居家照護之睡眠狀態與睡眠品質評估-量測生理訊號，評估受測者的睡眠狀態，以進行睡眠階段判斷與睡眠品質評估

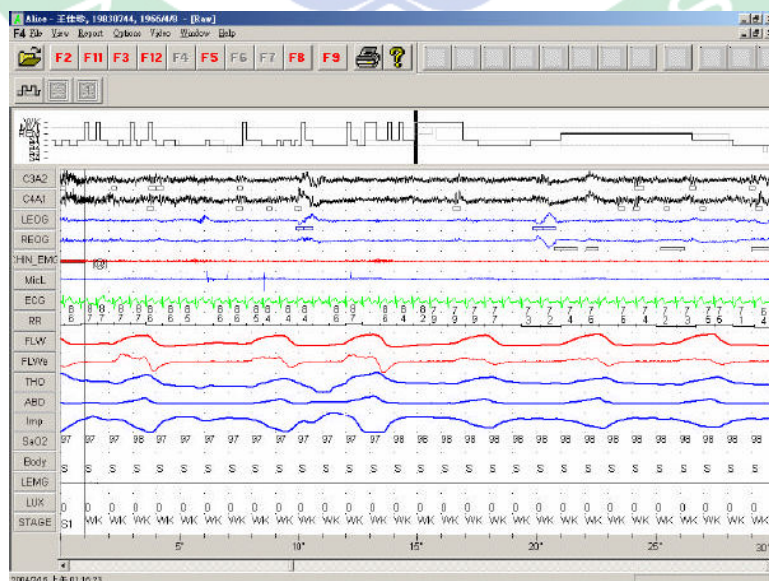
■ 睡眠腕動監測 (Actiographic Monitor of Sleep)

睡眠腕動監測是以手腕上的感測器於睡眠中進行腕部與身體活動的密度與強度的監測，判斷出睡眠的狀態，以進行睡眠階段判斷與睡眠品質的評估。

■ 多頻道睡眠記錄儀(Polysomnograph)



圖(1-1)多頻道睡眠記錄儀(PSG)



圖(1-2)PSG量測介面

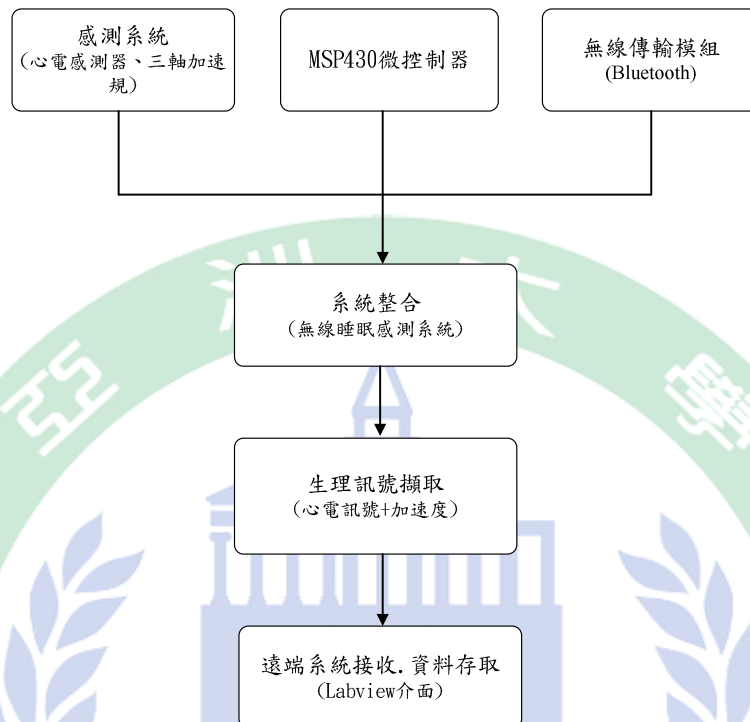
受測者必須在醫院內的睡眠實驗室或睡眠中心，睡上一夜。在護理人員的監督下，在頭部、眼角、下顎、心臟、腿部貼上電極片，再以傳輸線連接到記錄器上，另外在胸部及腹部套上感應帶，手指套上血氧測量器，口鼻套上呼吸感應器，手臂套上血壓計。

生理訊號包括：腦電圖(EEG)、眼電圖(EOG)、心電圖(ECG)、肌電圖(EMG)、胸腹部活動(Respiratory Effort)、口鼻氣流(Air Flow)、血壓變化(Blood Pressure)、血液含氧量(Blood Oxygen Saturation)、心跳頻率(Heart Rate)、睡眠體位 (Sleep Gesture)等。量測完畢後再經由專業的睡眠判斷技師來觀察受測者的睡眠障礙程度，以幫助病患來改善睡眠的病症。

1.4 論文架構

第一章主要是簡要介紹系統的架構、系統相關的應用及如何設計實現此系統。第二章介紹生理訊號原理，包含心電訊號、加速度。第三章說明整套感測系統的設計原理，包含心電訊號感測電路、加速度感測電路、Bluetooth 藍牙無線傳輸模組與 MSP430 微控制器。第四章說明系統於睡眠量測的應用及實驗。第五章為結論與未來展望，說明感測系統的實際應用與未來有待改良的相關討論。

1.5 研究流程



圖(1-3)系統方塊圖

1. 圖(1-3)為本系統方塊圖，系統感測系統包括心電感測電路與三軸加速規，微控制器為 TI 的 MSP430 系列，無線傳輸介面則使用藍牙模組進行傳輸。
2. 將兩種感測系統整合，將訊號經由微控制器 MSP430 做四通道訊號的擷取並作 A/D 轉換，最後搭配藍牙無線傳輸模組，完整架構出藍牙無線睡眠監測系統。
3. 系統感測器裝置在受測者進行量測時，會在同一時間把量測到的生理訊號經由藍牙傳輸到遠端電腦，遠端電腦以 LabVIEW 建構的人機介面將系統傳來的訊號做顯示與資料的儲存。

4. 系統整體架構完成後，接下來於本系所建立的健康照護空間與居家環境進行測試，模擬實際居家照護的實際狀況，使我們更了解系統在實際運行的情況下會碰到哪些突發狀況，這樣可以讓我們做更多的調整讓系統更加穩定、方便。



第二章 心電訊號及睡眠介紹

2.1 心電圖原理

2.1.1 心臟結構

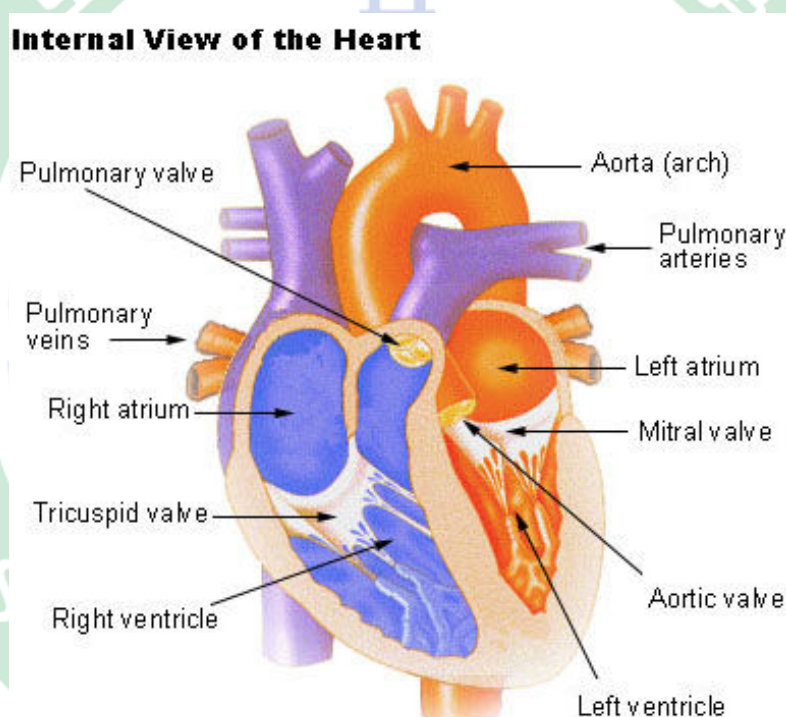
心臟內部包含以下四個腔室：上方兩個腔室被稱為左右心房 (Atria)，接受來自靜脈的血液，下方兩個稱為左右心室 (Ventricle) 則是將血液射到動脈系統。右心室將血液送到肺臟，使血液與氧氣結合，左心室則將充氣血送至全身。心臟中有房室瓣與動脈瓣可使血液遵循一定的流向[15]。

心臟傳導系統是由心臟所含的特化心肌纖維具有肌肉性和神經性兩種特徵：他們可將心臟衝動傳遍整個心肌層。這些纖維是心臟傳導系統 (Cardiac Conduction System) 的一部份。心跳是內生性的，亦即不需依賴心臟外在的神經刺激而自行跳動。這種能力是因為有一團名為竇房結 (SA node；Sinoatrial node) 的特化心臟纖維。

竇房結位於右心房的後壁，恰在上腔靜脈開口的下方。竇房結亦稱為節律器 (Pacemaker)，因為它可以引發心跳，且可每隔約 0.85 秒時自動送出興奮性衝動。心房接著收縮，衝動則被送到另一個稱為房室結 (AV node；Atrioventricular node) 處[15]。

此房室結位於右心房的壁上，恰於心室正上方的間隔附近，房

室結將衝動傳到一群名為房室束(Atrioventricular Bundle；Bundle of His)的大型纖維處，位於房室間隔上部的房室束可分成左和右束分支(Bundle Branches)，這些分支發出可引起心室收縮的浦金氏纖維(Purkinje Fibers)。收縮起始於心尖並移往心臟基部，亦即血管所在之處[15]。

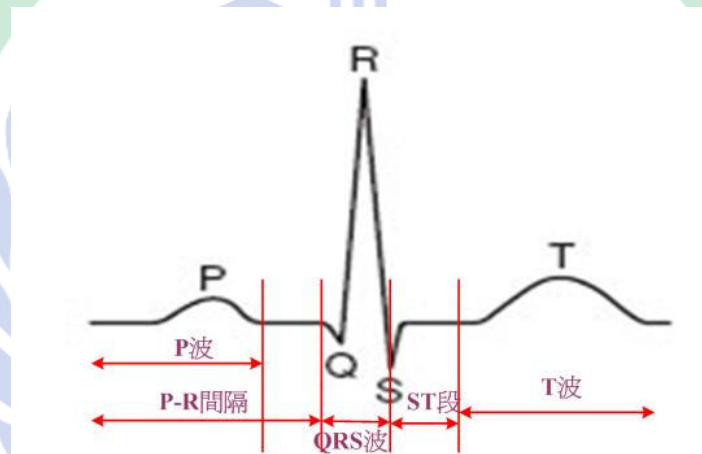


圖(2-1)心臟結構[16]

2.1.2 心動週期

心動週期(Cardiac Cycle) 便是由竇房結發出電脈衝以漸進波的方式傳遞至左、右心房，造成左右心房的收縮，電脈衝傳達房室結(AV node)後約停滯約 1/10 秒，這 1/10 秒是為了讓血液充分流至心室，接

著電脈衝便藉由傳遞纖維將電脈衝傳遞至左右心室造成左右心室收縮，在一連串的电活動之後心臟暫時靜止，心室等待再極化以恢復帶負電狀態完成一次心搏。心室去極化與再極化現象分別為圖中的 Q、R、S、與 T 部分，如圖(2-2)。而心房卻僅有去極化的 P，沒有再極化的波形，這是因為心房再極化現象波形小且多半掩沒在 QRS 的複合波中因此不易察覺。



圖(2-2)心電圖的組成[17]

P 波：兩邊的心房心肌細胞發生去極化現象並收縮。

P-R 段：傳遞至心室竇的電刺激所延遲的一小段時間。

QRS 波：房室竇沿心室中膈向下傳遞因引發心室的去極化，心室收縮，持續時間約 0.05~0.1 秒，振幅會隨著年齡而改變。

S-T 段：心肌細胞去極化後的高原期。

T 波：心室肌肉的再極化，也是心室舒張的電位訊號，圓滑而不對稱。

心動週期共分為下列四期:

1. 心房收縮期:兩心房收縮，迫使血液流入心室。
2. 心室收縮期:兩心室都做收縮，迫使血液打入肺動脈和主動脈。
3. 心房收縮期:心室仍然保持收縮，使送回的血液開始送回心房。
4. 心室舒張期:心房送回來的血液灌注於心室，開始於心房收縮前。

2.1.3 心臟的電性活動

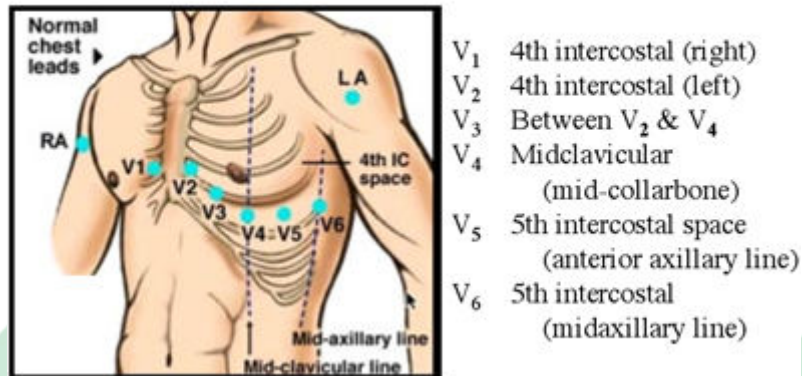
當心臟的節律區(竇房結)產生自發性的去極化時，所產生的動作電位會使得心臟產生自發性的跳動。動作電位由心房的心肌細胞負責傳導，再經由特殊傳導阻之傳遞到心室。

2.1.4 心電圖

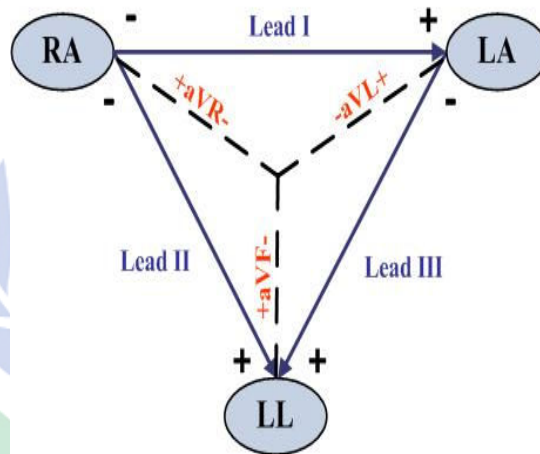
透過心臟的收縮與舒張，產生微弱電流，當這些電流傳導至身體表面，透過表面電極置於皮膚表面做紀錄，所獲得的紀錄稱為心電圖(Electrocardiogram, ECG)。ECG 的紀錄導程(Leads)有兩種:(1) 單極導程(Unipolar Leads):紀錄至於身體的探測電極與零電位(接地)的電極之間的電壓,分為單極肢導和單極胸導。單極肢導程包括:右手加強(AVR)、左手加強(AVL)和右腳加強(AVF)，單極胸導程包括:第一至第六胸導，如圖(2-3)胸導程。(2)雙極導程(Bipolar Limb Leads):紀錄手腕和腳上電極之間的電壓，包括:第一、第二和第三導程，如圖(2-4)肢

導程。

Precordial or Chest Leads



圖(2-3)胸導程[18]



圖(2-4)肢導程[19]

2.2 睡眠疾病簡述

1990 年，世界各國睡眠醫學會，將目前已知的睡眠有關疾病歸納成國際睡眠疾病分類-International Classification of Sleep Disorder (ICSD)將睡眠疾病分成四大類：

- 第一類、睡眠障礙症 (Dyssomnias): 主要是指因睡眠的疾病而造成睡眠過多或者過少的問題。

睡眠障礙先簡單分為「失眠症」、「嗜睡症」、「異睡症」三大類；同時也習慣根據病因，將各種障礙又再分為「原發性」與「次發性」兩類。

1.失眠症:是指無法進入或維持整夜的睡眠。許多這類型的患者會因為環境的變化、壓力或是身體上的疾病等等..發生睡不著的現象。其中有小部分的人，可能演變成「慢性失眠」。慢性失眠的患者往往可能是受到先天遺傳的影響。我們稱為「原發性」；也有患者使因為後天不當的睡眠行為產生，如睡眠週期不定，不良的睡眠環境或是過度使用安眠藥物等..這類屬於「次發性」。

2.嗜睡症:是指患者晚上即使經過長時間的睡眠，但到了白天依然會出現明顯的精神不濟、昏昏欲睡等現象。

3.睡眠相關呼吸疾病:特別以睡眠呼吸中止症最為被重視。有眠呼吸中止症的患者，不但晚上睡覺鼾聲擾人清夢，更會因為呼吸不順暢，影響體內氧氣濃度，使得第二天起床會有頭昏腦脹的現象，更有發生高血壓、心臟病等嚴重的病情的可能性。

4.異睡症:這類患者晚上不但不能好好入睡，甚至做出一些與白天平日行為差異很大的混亂行徑，包括小朋友常發生的「夢遊」、「夜

驚」、「夢魘」以及老人常見的「快速動眼期睡眠行為障礙」。

- 第二類、類睡症 (Parasomnias): 指睡眠疾病本身不會造成睡眠過多或者過少，但是會使病人產生生理的不適者，都歸入此類。

主要分為:

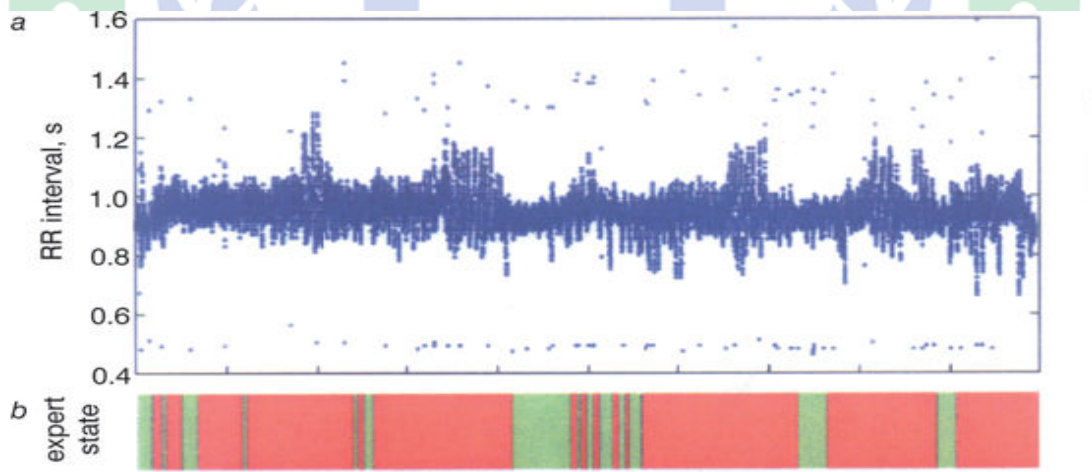
1. 覺醒性疾病 (Arousal disorders): 例如夢遊(Sleepwalk)或夜驚(Sleep terrors)，都是在睡眠當中覺醒的一種現象。
2. 醒睡過渡期之疾病 (Sleep-Wake Transition Disorders): 指在快睡著或快醒來時所發生的問題，例如說夢話或夜間睡著後腿部抽筋。
3. 快速動眼期之類睡症 (Parasomnia Associated with REM sleep): 例如夢魘(Nightmares)、快速動眼期之心房暫停 (REM Sleep Elated Sinus Arrest)或快速動眼期之行為異常 (REM Sleep Behavior Disorder)。
4. 其他類睡症 (Other Parasomnias): 例如磨牙(Bruxism)、尿床(Sleep Enuresis)。

- 第三類、因內科或精神神經疾病而產生的睡眠障礙：有許多病人是因內科或精神神經疾病而產生睡眠障礙，例如有許多人會因為憂鬱症焦慮症或慢性病纏身而失眠。

- 第四類、臆測性睡眠問題 (Proposed Sleep Disorder): 包含一些疾病推想與睡眠問題有關，但仍然缺乏直接證據，例如有許多女性會在月經週周期前後停經後或懷孕時合併睡眠障礙，睡眠當中引起喉部痙攣、嗆咳等。

2.3 心電圖判讀睡眠呼吸中止症相關方法

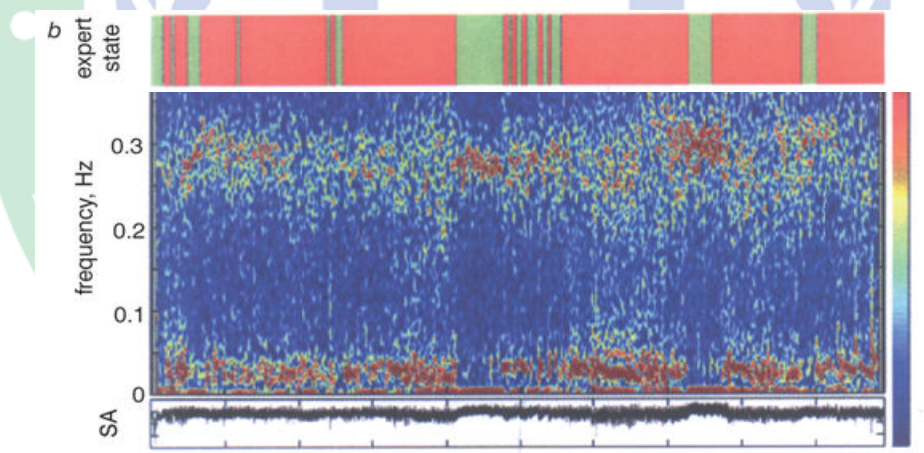
首先介紹的是由專家判讀時所標記的訊號資料，在圖(2-5)中，我們可以看到上面的圖所顯示的是原始心電圖 R 波與 R 波之間的間隔寬度按照時間來排序，而下圖是專家所判定有無睡眠障礙的標識，其中標是綠色的代表是正常的睡眠呼吸，而紅色代表的是混亂的睡眠呼



吸情況，接下來所介紹的方法將一一和專業技師所判讀的標記做大概的比較[20]。

圖(2-5) 專業技師所判斷的睡眠情況圖

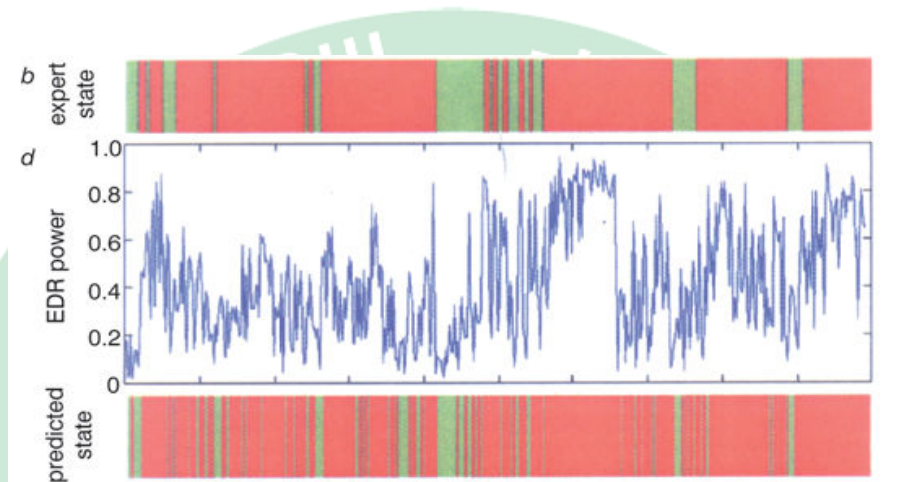
接下來是由 MCNAMES and FRASER 透過視覺的方式來判讀睡眠呼吸中止症，在圖(2-6)中，上圖是原始技師所判讀的標記結果，下圖是依據心電訊號波形中 S 波的振幅 (S amplitude)，所繪製出時域和頻域的繪製圖 (time-frequency maps)，其中藍色的區塊代表 S 波振幅較小，而紅色的區塊代表 S 波振幅較大，和專家的標記後可看出，當發生睡眠呼吸中止情況時，在 0~0.1 Hz 之間會出現較多的紅色區塊，而在正常睡眠呼吸的時候，紅色區塊則聚集在 0.3 Hz 部份，因此藉由這樣的分布可以來判讀睡眠呼吸中止時所發生的時間[20]。



圖(2-6) S 波振幅的時域和頻域圖

再來介紹的方法是由 RAYMOND 所提出的方法，這方法是先從心電訊號波形中的 T 波來得到的 EDR (ECG-derived respiratory) 訊號後，進而得到 EDR power，在圖(2-7)的下圖是作者所判讀的睡眠呼吸中止情況標記，綠色的標記代表的是正常的呼吸情況，而紅色的標

記是混亂的呼吸狀況，和專業技師的標記比較之後可以發現，當睡眠呼吸正常的情況時，EDR power 會變小，相對的當發生呼吸混亂的情況時 EDR power 會變大[20]。

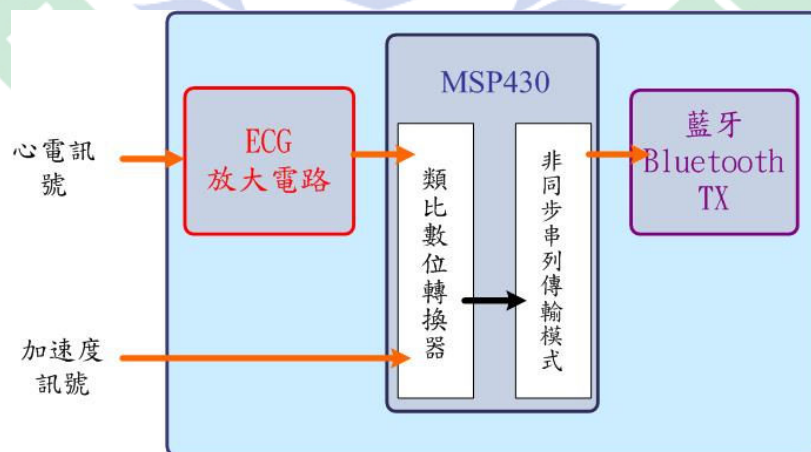


圖(2-7) EDR power

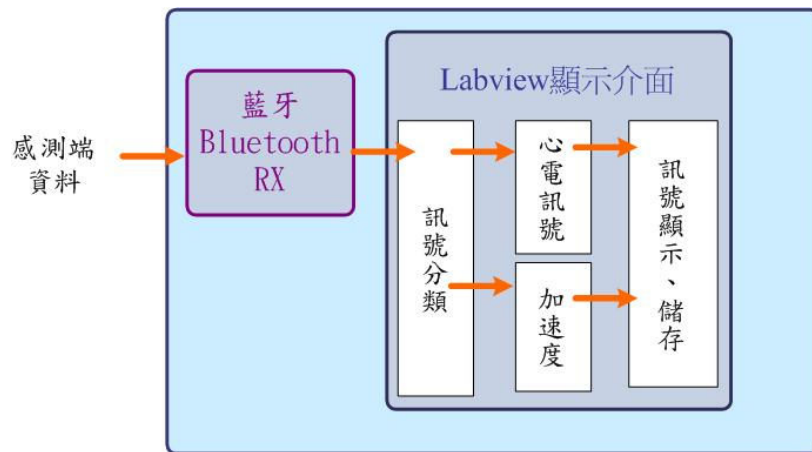
第三章 系統設計

3.1 系統架構

本系統主要在設計一個可長時間使用的省電型無線睡眠生理監測系統，系統主要以德州儀器(TI)所生產的微控制器 MSP430 為核心架構，心電訊號利用黏貼於受測者身上的電極擷取，經由傳輸線傳至心電放大電路做訊號的放大，同時，在受測者胸部裝置一個加速規感測器量測加速度訊號，兩種生理訊號擷取後傳送至 MSP430 內建的類比數位轉換器(ADC12)，將類比訊號轉換為數位訊號，轉換後的資料經由藍牙將資料傳送至遠端系統，遠端系統端建置 LabVIEW 的人機介面做訊號的即時顯示及儲存。圖(3-1)為感測系統方塊圖，圖(3-2)人機介面系統方塊圖。



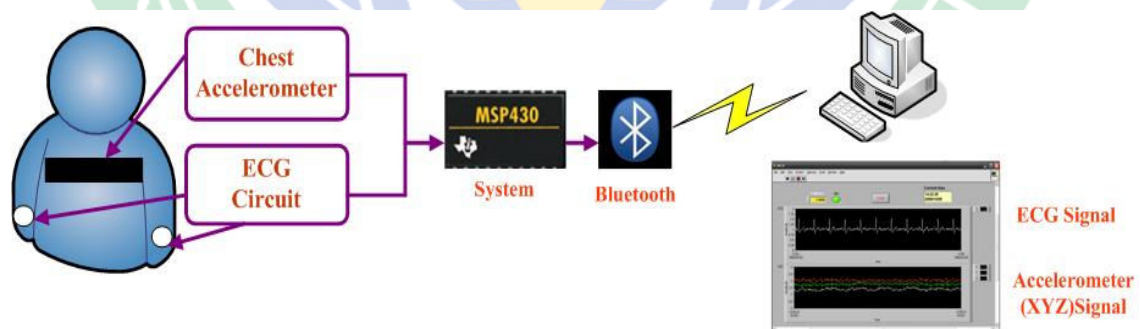
圖(3-1)感測系統方塊圖



圖(3-2)人機介面系統方塊圖

3.2 系統電路設計

系統電路主要包括：微控制器 MSP430、心電圖量測電路、加速規量測電路、電源電路與藍牙無線傳輸模組。以下將針對這五項作說明。圖(3-3)系統架構圖。

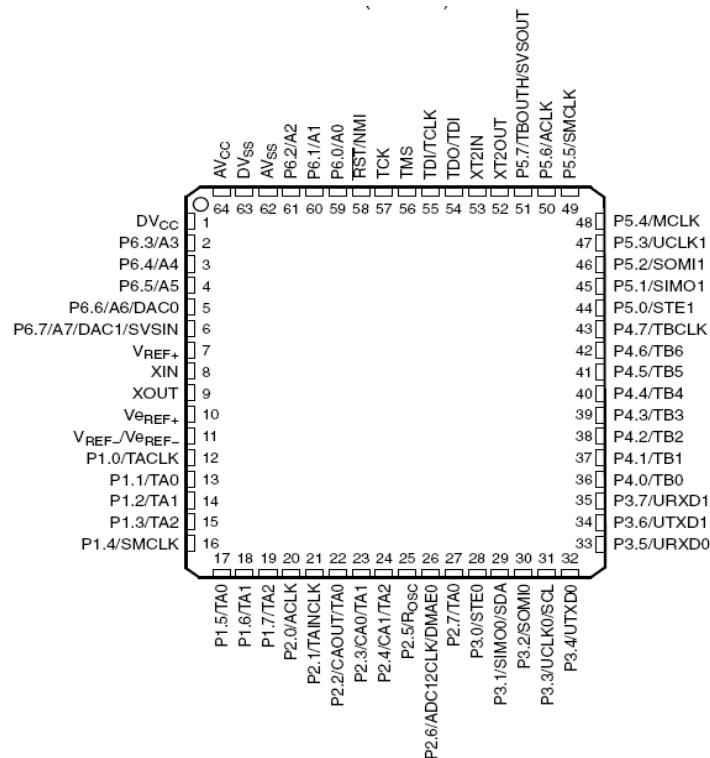


圖(3-3)系統架構圖

3.2.1 微控制器

本系統使用德州儀器(Texas Instruments)出品的 MSP430F169 單晶

片做為系統的微控制器，此微控器的特性與優勢如下[21]:



圖(3-4)微控制器 MSP430F169 晶片腳位圖

1. 極為省電的整體架構，可有效延長電池壽命

- 低工作電壓：1.8V~3.6V

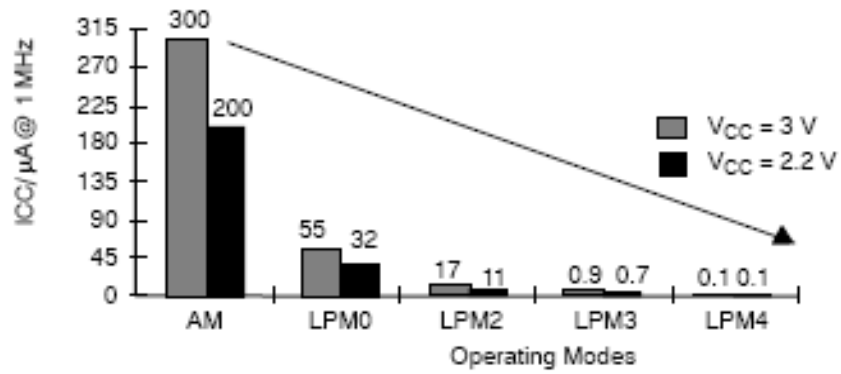
- 極低的電源消耗:

操作模式:在操作頻率為 1MHz，電壓 2.2V 時，消耗電流為

330μA

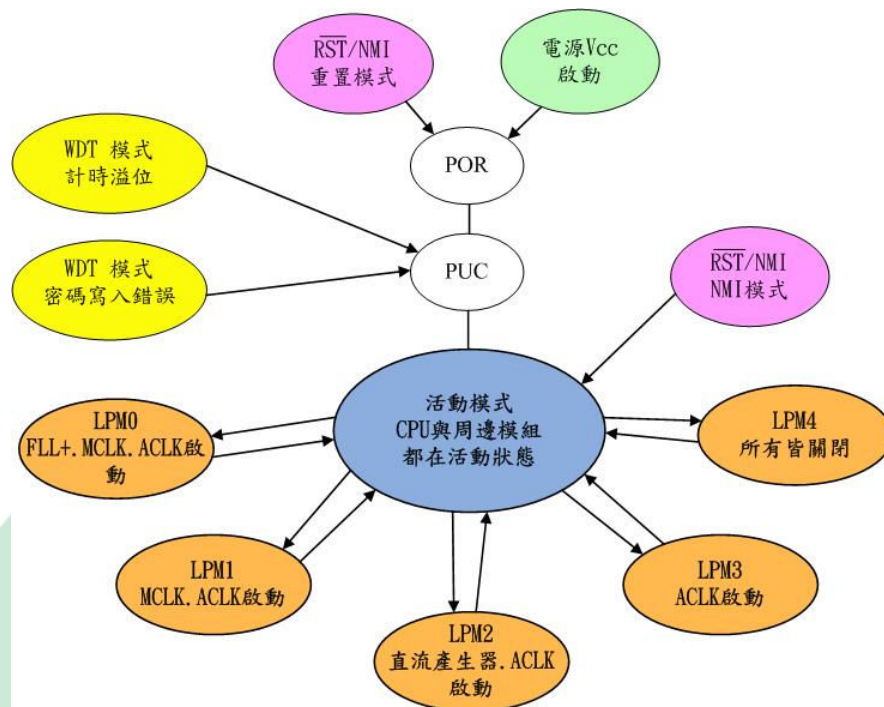
待機模式:1.1μA

關機模式(僅維持記憶體內容): 消耗電流為 0.2mA



圖(3-5)省電模式電源消耗比較

- 五種省電模式：
- 工作模式(Active Mode，AM)-所有時脈皆動作。
- 省電模式 0(LPM0)-僅 SMCLK，ACLK 和 MCLK 的迴路 FLL+動作。
- 省電模式 1(LPM1)-僅 SMCLK，ACLK 動作。
- 省電模式 2(LPM2)-僅 ACLK 與直流產生器動作。
- 省電模式 3(LPM3)-僅 ACLK 動作。
- 省電模式 4(LPM4)-所有時脈皆停止。



圖(3-6) MSP430F169 基本時脈下的各種工作模式

2. 俱備 12 Bit 類比數位轉換器，內建參考電壓取樣保持和自動掃描

- 內建 RC 震盪電路，可作為類比數位轉換模組的時脈來源
- 內建參考電壓產生電路，分為 1.5V 和 2.5V 兩種
- 參考電壓可從內部或外部提供
- 4 個內部輸入通道，可轉換溫度、 AV_{CC} 和外部參考電壓
- 8 個外部輸入通道，可轉換外部類比訊號
- 16 個 12 位元的暫存器儲存轉換結果



ADC 的核心電路如上圖(3-8)將類比訊號轉以 12 位元表示的數位訊號儲存在轉換記憶體內。ADC 使用 2 個可規劃可選擇的電壓準位 (V_{R+} 、 V_{R-}) 來定義最高和最低的轉換電壓範圍和定義滿刻度、零刻度讀取，當輸入電壓大於或等於 V_{R+} 時輸出為滿刻度 4095(0FFFh)，當輸入電壓小於或等於 V_{R-} 時輸出為 0。參考電壓準位 (V_{R+} 、 V_{R-}) 和

輸入通道被定義再轉換控制記憶體 ADC12MCTLx 的位元 4~6 來定義，ADC 轉換公式為：

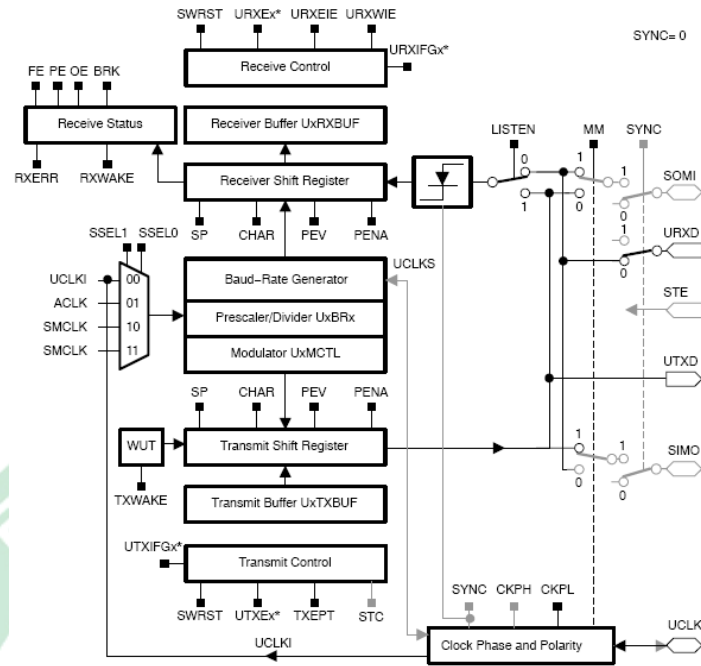
$$N_{ADC} = 4095 \times \frac{V_{in} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}} \quad \text{公式(3-1)}$$

表(3-1) 參考電壓設定

ADC12MCTL 第 4、5、6 位元	參考電壓 V_{R+}	參考電壓 V_{R-}
000	AV_{CC}	AV_{SS}
001	V_{REF+}	AV_{SS}
010、001	V_{eREF+}	AV_{SS}
100	AV_{CC}	V_{REF-}/V_{eREF-}
101	V_{REF+}	V_{REF-}/V_{eREF-}
110、111	V_{eREF+}	V_{REF-}/V_{eREF-}

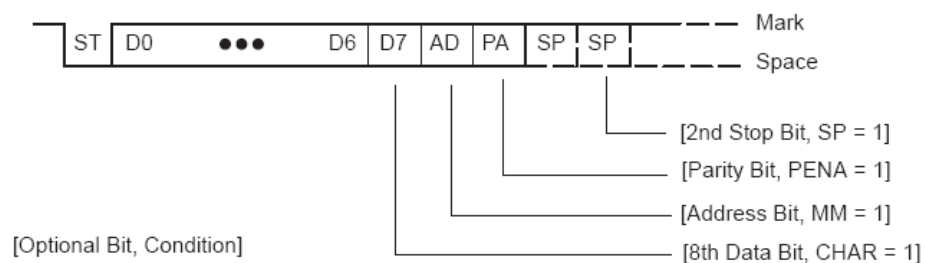
當只使用外部參考電壓，可利用 REFON 位元將內部參考電壓關閉以節省電力消耗。由於參考電壓準位 V_{R+} 和 V_{R-} 定義了滿刻度和零刻度的類比輸入上下限，所以在使用時類比輸入電壓必須控制不要超過 V_{R+} 或低於 V_{R-} ，此外類比輸入電壓也不可以超過電源電壓 V_{CC} 和低於 V_{SS} 。

3. 內建可程式化快取記憶體，提供更佳的程式碼變更及記錄檔案
4. 內建一個比較器，兩組 UART



圖(3-8)非同步串列傳輸方塊圖

非同步串列傳輸是指傳送端與接收端並不使用相同的時脈來源，兩端各自產生相同的胞率，其傳送一個位元組的方式為:傳送端將一個位元一個位元的資料經傳輸線傳送出去，直到八個位元全部傳送完畢為止，而接收端則以相同的速度從傳輸線上一個位元一個位元的接收資料，直到接收八個位元為止，如此便完成一個位元組的傳送和接收。



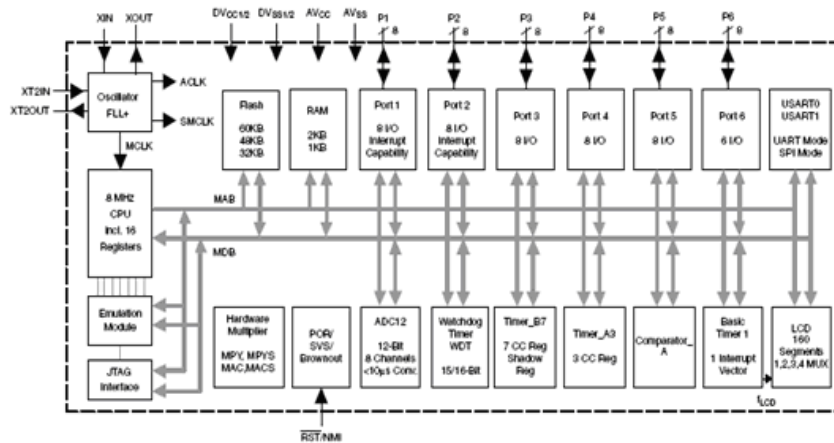
圖(3-9)非同步串列傳輸時序圖

圖(3-9)是 UART 傳送一個 BYTE 的格式，稱為框架(Frame)，由圖可知，傳送一個 8bit 的資料必須花 12 個 bit 的傳送時間。資料傳送前，傳送端會送出起始位元，所以傳輸線會降為低電位(0)，因此接收端只要檢察傳輸線上是否有負緣(1->0)訊號就可以判斷傳送端是否開始傳送資料，之後傳送與接收端分別依照設定好的傳輸速率分別傳送與接收資料，直到傳輸結束位元又回到高電位(1)為止。傳輸速率，稱為鮑率(Baud Rate)，單位為 bps(sec/bit)。

MSP430 的 UART 的特性如下：

- 一些控制旗號
 - 傳送與接收是可以規劃的
 - 傳送與接收資料都是由最低位元(LSB)開始
 - 具有兩個一位暫存器，可同時傳送與接收
 - 為使多個微控制器能再同一組串列傳輸線上傳輸資料，期非同步
- 格式包含傳輸線閒置/位址位元兩種傳輸協定

5. 16 位元精簡指令集能大幅縮短程式碼並增加可讀性



圖(3-10)RISC 邏輯方塊圖

- 擁有極大的暫存器空間不需記憶體分頁
- 緊緻的設計結構有效節省電源和降低成本
- 符合現代化的高效能程式編譯能力
- 極強的中斷向量能力

3.3 心電圖放大電路

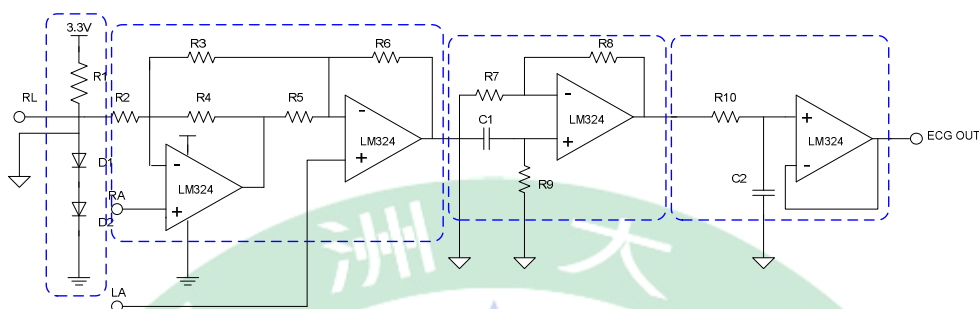
由於人體心電的訊號太過微小(大約 $0.5\text{mV} \sim 2\text{mV}$)所以容易受到各式各樣的外部雜訊干擾，造成很多不必要的訊號頻段影響心電訊號的訊號品質，為了得到我們所需要的訊號頻段，在訊號送至微控制器前，會先在電路設計一組前置放大器，將訊號做放大，再設計一套高低通濾波器，將不必要的雜訊與頻段去除，保留後的心電訊號，再做適當的放大補償，將訊號調整至適合觀測的範圍大小。圖(3-11)心電圖放大電路。

準位提昇電路

差動放大器

高通濾波器

低通濾波器



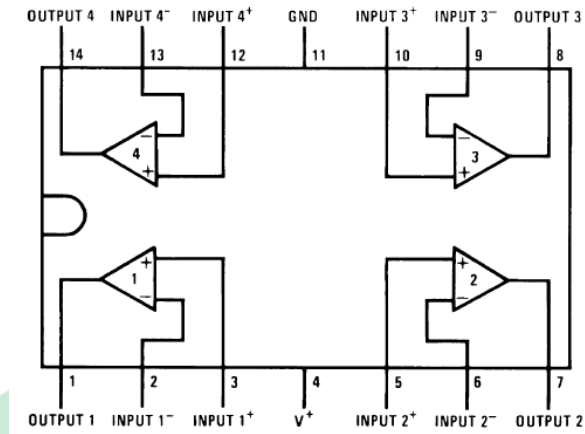
圖(3-11)心電圖放大電路

3.3.1 心電圖放大電路設計

■ 差動放大器(Differential Amplifier)

由電極擷取的原始生理訊號，皆為十分微弱的心電訊號，必須藉由差動放大器的設計，將訊號做差動的輸入，保留差動訊號，消除共模訊號並提升雜訊比。本論文使用 National Semiconductor 公司所生產的單電源低功耗的運算放大器 LM324 實現，此運算放大器其特性如下：

- 內建四組放大器
- 單電源工作: 3V~32V
- 對於單一增益可提供 1 MHz 之頻寬
- 可提供直流電壓增益 100 dB
- 低 Input Biasing Current 20nA
- 低 Input Offset Voltage 3mV 和 Offset Current 2 nA



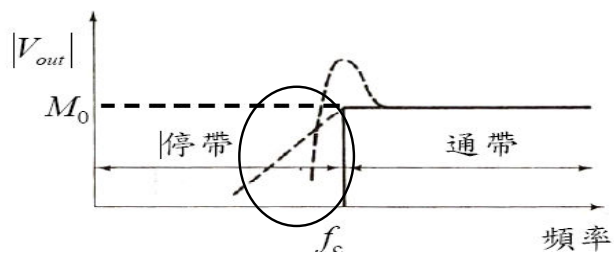
圖(3-12)LM324 內部電路接腳圖

3.3.2 濾波器電路設計

本量測系統設計一個利用 0.5Hz 的高通濾波器與 40Hz 的低通濾波器所組成的帶通濾波器，其頻率範圍為 0.5Hz~40Hz 符合心電圖監測系統的規定，此濾波器不但能濾除電極與人體間的直流電位漂移，也可以濾除外在環境所造成的高頻雜訊，保留完整的心電訊號。

■ 高通濾波器(High Pass Filter)

高通濾波器指的是高於截止頻率的訊號通過，低於截止頻率的訊號衰減。在本系統高通濾波器功用在濾除心電訊號的直流偏壓，避免基準線的漂移與防止訊號飽和失真。



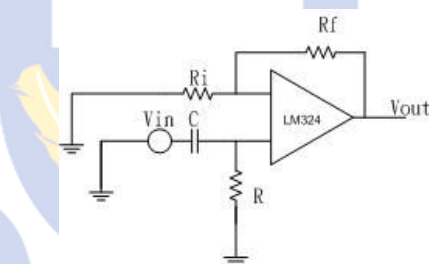
圖(3-13)高通濾波器頻率響應

如圖(3-13)圈圈處為高通濾波器的停帶，指的是當訊號的頻率低於高通濾波器所設定的截止頻率時，訊號將被衰減，當頻率高於截止頻率，如上圖實線處，則為高通濾波器的通帶，訊號將順利通過。

本研究設計為一階高通濾波器，截止頻率設計為 0.5Hz 所以電容 C 為 $1\mu\text{F}$ ，電阻 R 為 $330\text{K}\Omega$ ，實際為 0.4825Hz 。增益設計為 50 倍，電容 R_i 、 R_f 分別為 $1\text{K}\Omega$ ， $50\text{K}\Omega$ ，實際為增益 $AV=50$ 。

其截止頻率公式: $f_H = \frac{1}{2\pi RC}$ 公式(3-1)

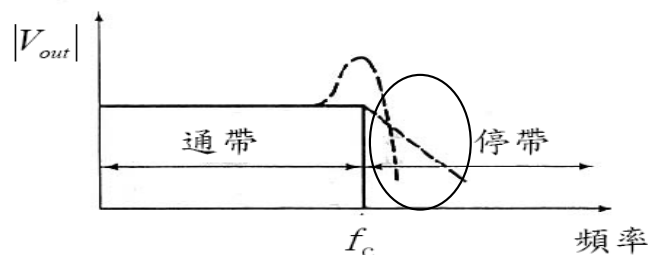
其增益公式: $Av = \frac{R_f}{R_i} + 1$ 公式(3-2)



圖(3-14)一階高通濾波器

■ 低通濾波器(Low Pass Filter)

低通濾波器主要是將高頻訊號衰減，使低頻訊號通過。低通濾波器在本系統中主要扮演濾除高頻雜訊與避免交疊現象的產生。

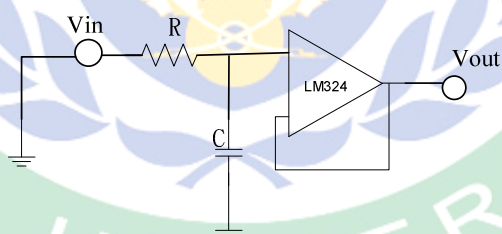


圖(3-15)低通濾波器頻率響應

如圖(3-15)圈圈處為低通濾波器的停帶，指的是當訊號的頻率高於低通濾波器所設定的截止頻率時，訊號將被衰減，當頻率低於截止頻率，如上圖實線處，則為低通濾波器的通帶，訊號將順利通過。

本研究設計為一階低通濾波電路，截止頻率設計為 40Hz 所以電容 C 為 $3.3\mu\text{F}$ ，電阻 R 為 $12\text{K}\Omega$ ，實際為 40.2Hz。

其截止頻率公式: $f_L = \frac{1}{2\pi RC}$ 公式(3-3)

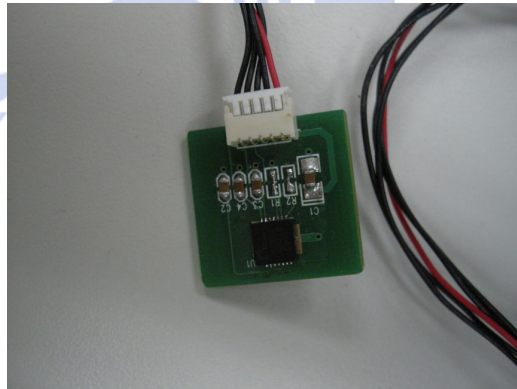


圖(3-16)一階低通濾波器

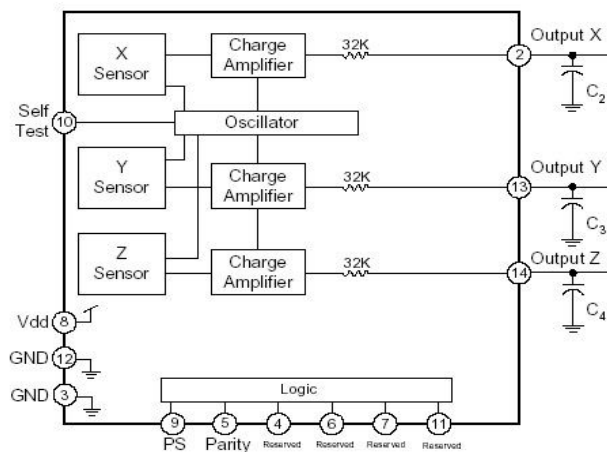
3.4 加速度量測電路

本系統主要為判別受測者於睡眠時人體轉身的加速度變化與睡眠姿態的辨識，所以選用 Kionix KXM52-1050 系列三軸加速規，如

圖(3-17)做為加速度感測器，其工作原理是當加速規產生移動或轉動時，使內部 CMOS 結構產生位移，造成電容值的變化，再將此變化量轉換為特定的輸出電壓作為量測的訊號。圖(3-18)為 KionixKXM52 內部系統方塊圖，內部線路採用共模斥噪(Common Mode Cancellation)設計架構，可降低因外部環境造成的誤差，提高 S/N 比以及輸出的穩定度。[24]



圖(3-17)Kionix KXM52-1050 系列三軸加速規



圖(3-18)Kionix KXM52 系統方塊圖

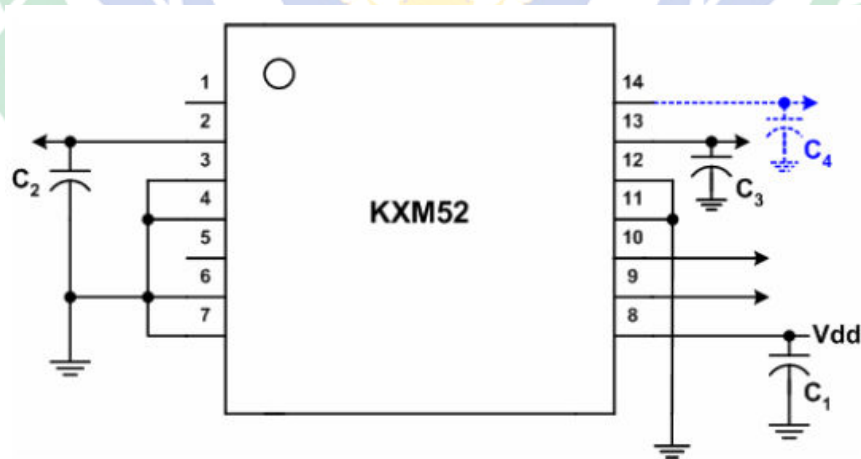
本研究之所以選用 KXM52-1050 做為加速度感測器，主要考量到

KXM52-1050 俱備高解析度，極低的電源消耗，微型的封包設計。

KXM52-1050 的特性如下：

- 操作電壓: 3.3V
- 頻寬: XY 軸(3KHz)，Z 軸(1.5KHz)
- 靈敏度: 660mv/g
- 5×5×1.8mm DFN 封裝

圖(3-19)為KXM52-1050電路接腳圖，KXM52-1050有14支接腳，第2，13，14支腳分別為X，Y，Z軸訊號輸出腳，第3，4，6，7，11支腳為接地腳，第10支腳為測試腳，第1，5支腳為空接腳，腳位並不多，且IC封裝微小，配置於人體身上並不會造成不舒服且不方便，這也是本研究選用KXM52-1050做為加速度感測器的主因之一。



圖(3-19) KXM52-1050 電路接腳圖

表(3-2)Kionox KXM52-1050 規格

Performance Specifications			
Parameters	Units		Condition
Range	G	±2.0	
Sensitivity	mV/g	660	
0g offset vs. temp	mV	±100	Over temp range
	°C	-40 to 85	
Span	mV	±1320	@3.3V
Noise	μg/√Hz	35(x and y)65(z) Typical	@500Hz
Bandwidth	Hz	0 to 3000 max(x.y) 0 to 1500 max(z)	-3dB
Output resistance	Ω	32k typical	
Non-linearity	%of FS	±0.1 typical (±0.5 max)	
Ratiometric error	%	±1.0 typical (±0.5 max)	
Cross-axis sensitivity	%	±2.0 typical (±3.0 max)	
Power supply	V	3.3	
	V	-0.3(min)7.0(max)	Absolute min/max
	mA	1.5typical(1.8max)	Current draw@3.3v
	μA	<1.0	Shutdown pin connected to GND
	ms	1.6	Power-up time@500Hz

Environmental Specifications			
Parameters	Units	KXM52	Condition
Operating Temp	°C	-40 to 125	Powered
Storage Temp	°C	-55 to 150	Unpowered
Mechanical Shock	g	4600	Powered or unpowered
ESD	V	3000	Human body model

KXM52-1050 典型的應用電路設計，電源(V_{dd})與系統相同採用 3.3V； C_1 為電源端的濾波電容，用來降低電源雜訊， C_1 、 C_2 、 C_3 分別為X 軸、Y 軸與Z 軸輸出端的低通濾波電容，其電容值與感測器內部的等效電阻(32K Ω)構成RC 電路，因此不同的電容值會決定其輸出頻寬之大小（即決定-3dB 點），公式(3-4)為計算公式。[24]

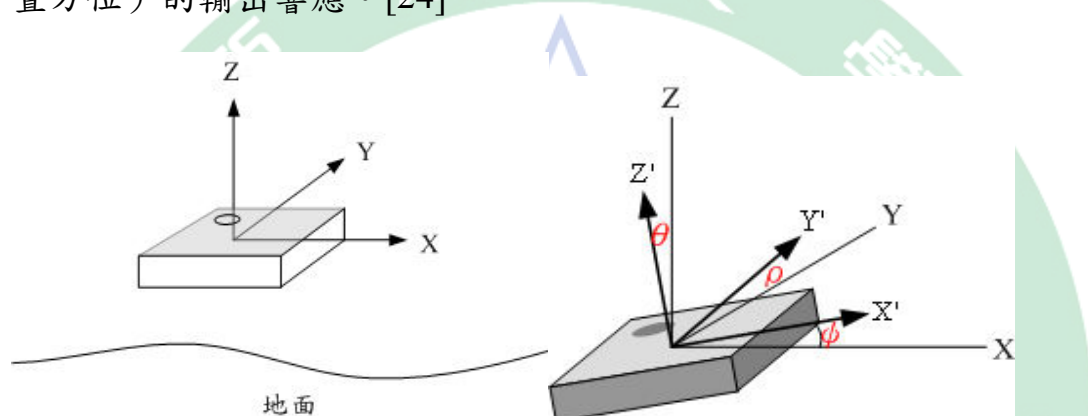
$$C_2, C_3, C_4 = C_{BW} = \frac{1}{2\pi \times (32k\Omega) \times f_{BW}} \quad \text{公式(3-4)}$$

其中X 與Y 軸的頻寬可在DC 至3000Hz，Z 軸則為DC 至1500Hz，頻寬部份視實際使用需求而定，輸出頻寬決定取樣速度，在快速的運動狀態改變時需要較高的頻寬，但頻寬越高，訊號輸出的雜訊越明顯。以典型的配置為例，採用0.1 μ F(104)電容，頻寬為49.750Hz。[24]

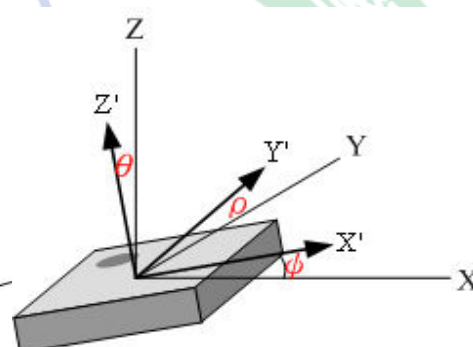
其頻寬公式如下：

$$f_{BW} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times (32k\Omega) \times (0.1 \times 10^{-6})}$$

圖(3-20)為加速度感測器平放於地面時，X，Y，Z 軸加速度座標示意圖，當晶片上下移動時將改變 Z 軸的重力值，左右橫移則改變 X 軸重力值，如圖(3-21)為加速度感測器在移動時，各軸傾斜角度得示意圖。表(3-3)對於加速度方向的輸出響應，表(3-4)對於重力方向(放置方位)的輸出響應。[24]



圖(3-20)加速度座標示意圖











圖(3-21) 傾斜角度示意圖

表(3-3)對於加速度方向的輸出響應

	加速度 →	無加速度 (等速)	← 加速度
X 軸	 $V_{out} > V_{off}$	 $V_{out} = V_{off}$	 $V_{out} < V_{off}$
Y 軸	 $V_{out} > V_{off}$	 $V_{out} = V_{off}$	 $V_{out} < V_{off}$
Z 軸	 $V_{out} > V_{off}$	 $V_{out} = V_{off}$	 $V_{out} < V_{off}$

表(3-4)對於重力方向（放置方位）的輸出響應

放置方位				
	$V_{outX} > V_{offX}$ $V_{outY} = V_{offY}$	$V_{outX} = V_{offX}$ $V_{outY} > V_{offY}$	$V_{outX} < V_{offX}$ $V_{outY} = V_{offY}$	$V_{outX} = V_{offX}$ $V_{outY} < V_{offY}$
X軸加速度	+1 g	0 g	-1 g	0 g
Y軸加速度	0 g	+1 g	0 g	-1 g
Z軸加速度	0 g	0 g	0 g	0 g
				
	$V_{outZ} > V_{offZ}$	$V_{outZ} = V_{offZ}$	$V_{outZ} < V_{offZ}$	$V_{outZ} = V_{offZ}$
Z軸加速度	+1 g	0 g	-1 g	0 g

地面

3.5 電源電路

本系統目的在長時間量測受測者的睡眠狀況，因此電池的續航力與系統供電的穩定性顯得十分重要。本系統使用高容量的鋰電池，電池容量為 830mA，產生 4.2V 的電壓供系統使用。

系統的電源電路包含下列兩種：

(1) 鋰電池

本研究選用 BLB-2 鋰電池做為系統電池，主要考量到 BLB-2 鋰電池可重複充電且俱備高容量的特性，對於長時間居家照護實驗上，提供長時間研究電力使用的需求，亦增加系統的便利性與減少更換電池的麻煩。

(2) 穩壓電路

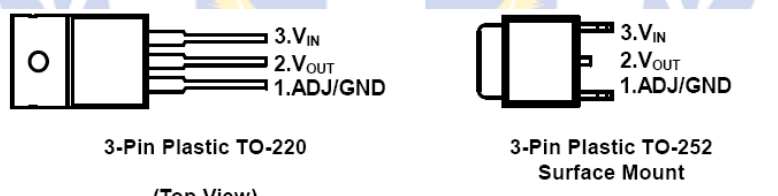
穩壓電路主要在供給系統穩定的電源，可以避免電路因為電壓不穩造成系統不穩定，造成系統無法使用。

穩壓 IC 可分為線性穩壓 IC (Linear Regulator)和交換式穩壓 IC (Switching Regulator)兩類，線性穩壓 IC 只能做降壓無法升壓，且輸出消耗多少電流輸入就要提供多少電流，而中間壓降和電流相乘之功率完全被 IC 本身消耗掉，因此很容易產生熱源。交換式穩壓 IC 則是使用脈波寬度調變的工作模式，利用回受電壓跟參考電壓做比較，當負載增加時調整脈波寬度使 MOS 導通時間增加，儲存更大的能量至電感，等 MOS 截止時在將能量傳遞出，反之當負載減少時調整脈波寬度使 MOS 導通時間減少，儲存較少的能量至電感，等 MOS 截止時在將能量傳遞出去達到穩壓。

線性穩壓 IC 優點是線路簡單方便成本低無電磁干擾問題,缺點效率差濾波電容需較大。交換式穩壓 IC 優點是效率好濾波電容較小,缺點是線路複雜成本較高，電磁干擾較大。

本論文採用 Addtek 公司生產的 7585-3.3T 系列的穩壓 IC 做為系統穩壓電路，整套量測系統採用單電源設計，輸入電壓為鋰電池的 4.2V，經穩壓 IC 轉換為 3.3V 供給系統感測器與微控制器使用，AMC 75850-3.3T 主要是其特性如下：

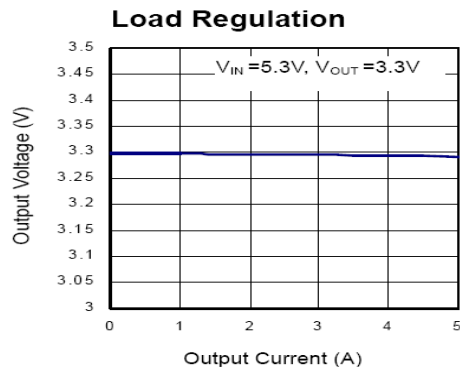
- 最大輸出電流: 5A
- 快速的順變電流響應
- 電池極性的電源保護
- 短路保護裝置
- 額外溫度負載保護
- 輸出電壓範圍: 1.8V ~ 5.0V
- 高準確度: 輸出電壓 $\pm 0.5\%$
- 極低的電源消耗: 標準 $2.0\mu\text{A}$ @ $V_{OUT} = 5.0\text{V}$
- 輸入穩定度: 標準 $0.2\%/V$
- 極小的輸入-輸出差異性: $I_{OUT} = 100\text{mA}$ @ $V_{OUT} = 5.0\text{V}$



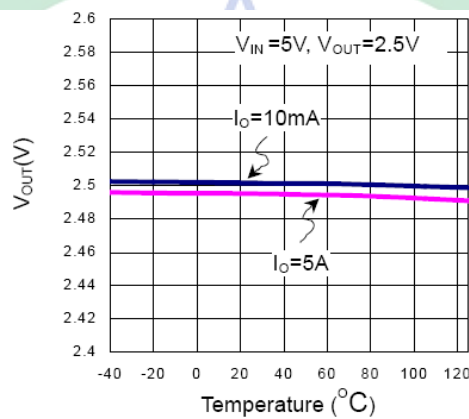
圖(3-22)AMC 7585-3.3T 系列封裝設計

表(3-5)AMC 7585-3.3T 特性

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	CIRCUIT
Output Voltage	$V_{OUT(E)}$ (Note2)	$I_{OUT}=40\text{mA}$ $V_{IN}=4.0\text{V}$	2.940	3.000	3.060	V	1
Maximum Output Current	$I_{OUT\text{ max}}$	$V_{IN}=4.0\text{V}$, $V_{OUT(E)} \geq 2.7\text{V}$	150			mA	1
Load Stability	ΔV_{OUT}	$V_{IN}=4.0\text{V}$ $1\text{mA} \leq I_{OUT} \leq 80\text{mA}$		45	90	mV	1
Input -Output Voltage Differential (Note3)	V_{dif1}	$I_{OUT}=80\text{mA}$		180	360	mV	1
	V_{dif2}	$I_{OUT}=160\text{mA}$		400	700	mV	1
Supply Current	I_{SS}	$V_{IN}=4.0\text{V}$		2.0	4.5	μA	2
Input Stability	$\frac{\Delta V_{OUT}}{\Delta V_{IN} \cdot V_{OUT}}$	$I_{OUT}=40\text{mA}$ $4.0\text{V} \leq V_{IN} \leq 10.0\text{V}$		0.2	0.3	%/V	1
Input Voltage	V_{IN}				10	V	—
Output Voltage Temperature Characteristics	$\frac{\Delta V_{OUT}}{\Delta T_{opr} \cdot V_{OUT}}$	$I_{OUT}=40\text{mA}$ $-40^\circ\text{C} \leq T_{opr} \leq 85^\circ\text{C}$		± 100		ppm/ $^\circ\text{C}$	1

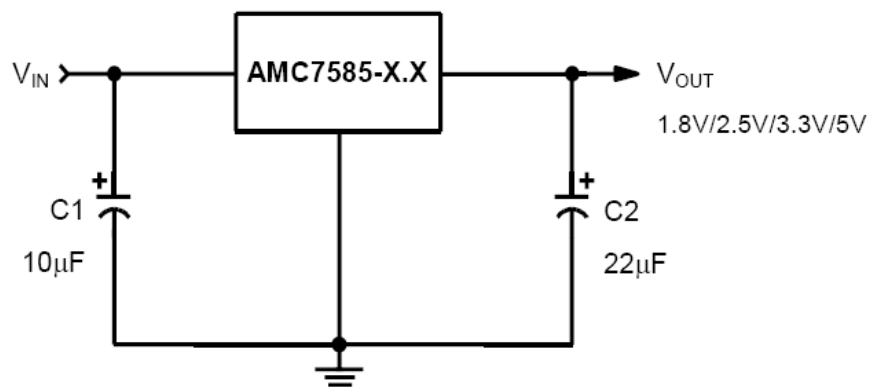


圖(3-23) Load Regulation

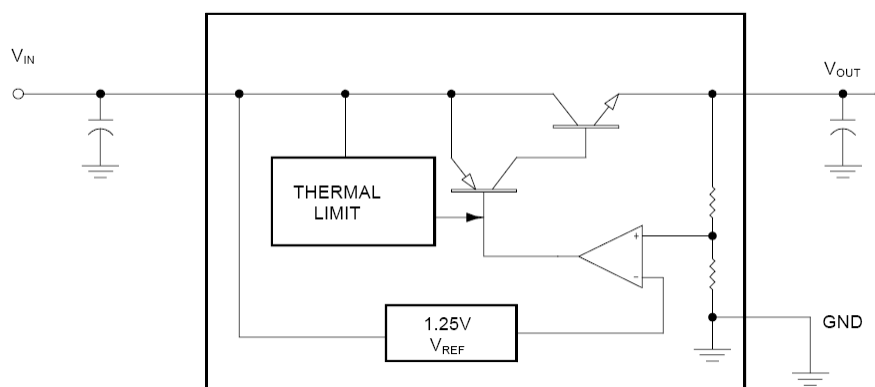


圖(3-24) Output Voltage VS. Temperature

圖(3-25)為 7585-3.3T 穩壓電路圖。電源輸入端接一顆 $10\mu F$ 陶瓷電容主要在改善暫態響應與降低漣波與雜訊。輸出接上一顆 $22\mu F$ 陶瓷電容，穩定內部控制迴路。圖(3-26)為 7585-3.3T 內部方塊圖。



圖(3-25)7585-3.3T 穩壓電路圖



圖(3-26) 7585-3.3T 內部方塊圖

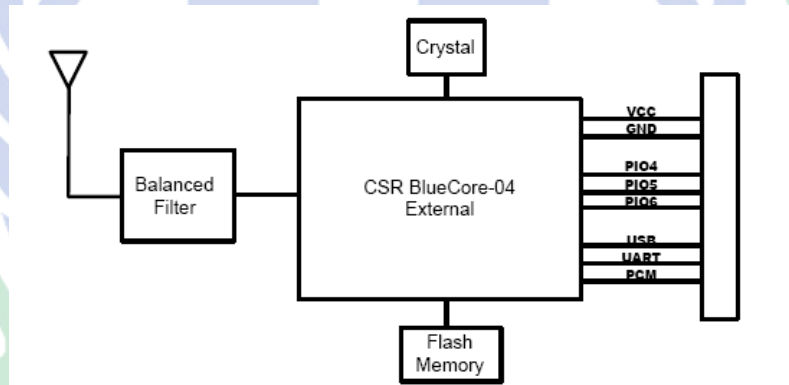
3.6 藍牙無線傳輸模組

藍牙(Bluetooth)的發展主要定位在低成本、低功率、涵蓋範圍小的跳頻(Frequency Hopping)RF 系統，其設計適用於連結電腦與電腦、電腦與周邊以及電腦與其他行動數據裝置(如行動電話、PDA 等)。藍牙無線裝置可應用於心跳監控計，生物感應遠距測量類，健康數據與生理訊號的無線感測，對於醫療、保健領域有大幅的幫助。

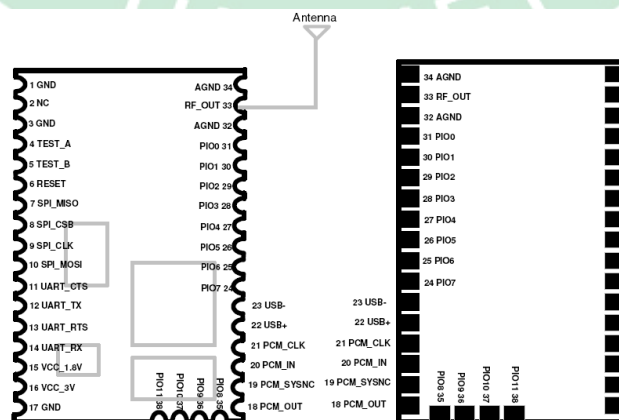
本論文使用由興聯科技公司所設計的藍牙無線模組，使用 CSR 公司所生產的 MB-C04 系列的藍牙無線傳輸晶片，其特性如下：

- 擁有標準的位址，可以讓您使用低功率的無線電進行一對一或一對七的連結，傳輸範圍最遠可達 10 公尺。
- 具有最高每秒 11Mbps 的高傳輸率，同時也可以使用 pin 碼進行加密編碼。

- 具備每秒 1600 hop 的 hopping 率，因此很難被電磁波攔截及阻斷。
- 傳輸採放射狀無方向性(紅外線傳輸有方向性)
- 調變方式：FHSS (跳頻展頻, Frequency Hop Spread Spectrum)
- 最高傳輸速率：11Mbps
- 傳輸距離： 10M
- 使用範圍：個人小區域網路
- 應用範圍：NB、PDA、行動電話、印表機...



圖(3-27)藍牙 Class-2 模組功能方塊圖



圖(3-28)MB-C04 接腳示意圖

表(3-6)MB-C04 接腳說明

Pin No.	Name	Type	Note	Pin No.	Name	Type	Note
1	Ground			34	Ground		
2	NC			33	RF_OUT	Out	
3	Ground			32	Ground		
4	TestA		Internal testing using	31	PIO0	In/Out	
5	TestB		Internal testing using	30	PIO1	In/Out	
6	Reset	Input		29	PIO2	In/Out	
7	SPI_MISO		Internal testing using	28	PIO3	In/Out	
8	SPI_CSB		Internal testing using	27	PIO4	In/Out	
9	SPI_CLK		Internal testing using	26	PIO5	In/Out	
10	SPI_MOSI		Internal testing using	25	PIO6	In/Out	
11	UART_CTS	Input		24	PIO7	Out	Driving LED
12	UART_TX	Out		23	USB-	In/Out	
13	UART_RTS	Out		22	USB+	In/Out	
14	UART_RX	Input		21	PCM_CLK	In/Out	
15	VCC_1.8V	Out		20	PCM_IN	In	
16	VCC_3.3V	Input		19	PCM_SYNC	In/Out	
17	Ground			18	PCM_OUT	Out	

Pin No.	Name	Type	Note	Pin No.	Name	Type	Note
35	PIO8	In/Out		37	PIO10	In/Out	
36	PIO9	In/Out		38	PIO11	In/Out	

表(3-7)MB-C04 供電特性

BT- Class 2

	Min	Typ.	Max.	Unit
Supply Voltage	3.0	3.3	3.6	V
RX Supply Current	-	30	-	mA
TX Supply Current(Normal)	-	40	-	mA
TX Supply Current(Continuous)	-	65	-	mA
Sleep Supply Current	-	1	-	mA
Storage Temperature	-20	-	+85	°C

表(3-8)MB-C04 電源消耗

BT- Class 2




Mode	Avg.
Standby	1mA
Transmit	40mA
Receive	30mA

由於 MB-C04 藍牙晶片，擁有極為省電的特性與每秒 1MB 的高傳輸量，加上簡易的電路設計便能提供完善的無線傳輸功能，雖然

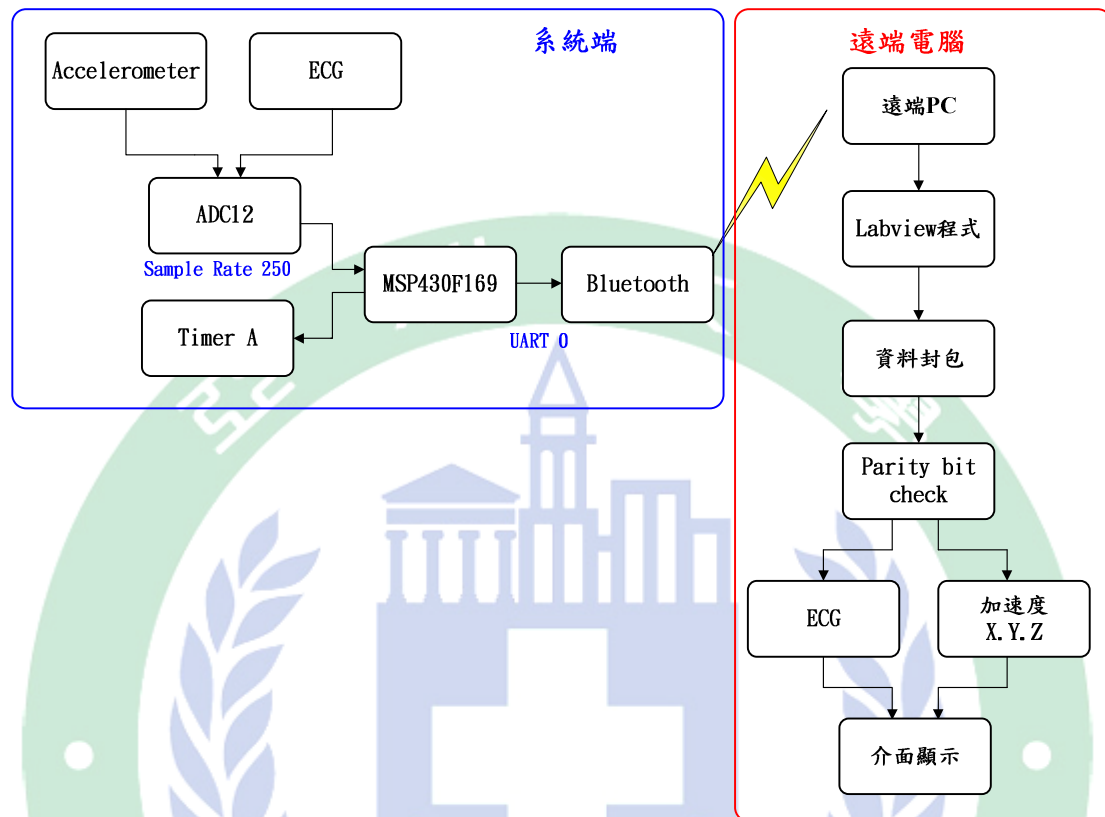
[illegible]

- 48 -

表(3-9)無線傳輸比較表

	 Bluetooth™		 <small>Wireless Sensor Networks</small>
IEEE spec.	IEEE 802.15.1X	IEEE 802.15.14	IEEE 802.11b IEEE 802.11g
頻段	2.4GHz	2.4G、5GHz	868/915、2.4G
最大傳輸速率	1Mb/s	54Mb/s	250Kb/s
傳輸距離	10m	100m	10~100m
價格	低	高	低
安全性	高	低	中
最大節點數目	8	2007	>65535

3.7 系統程式設計



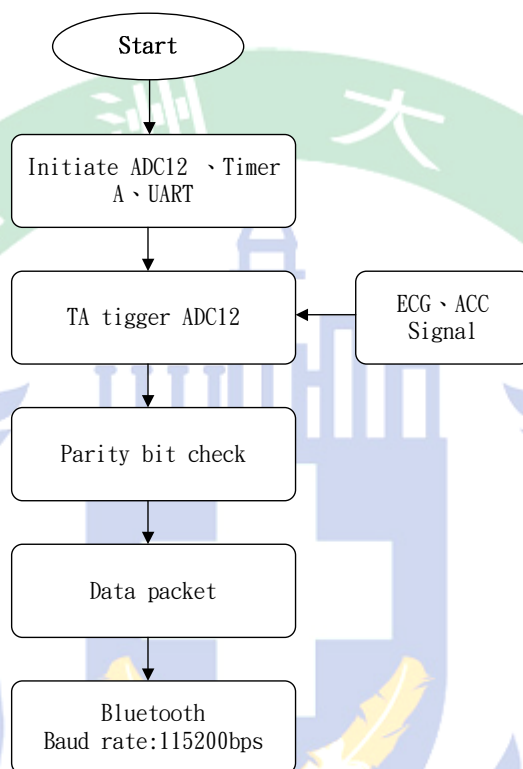
圖(3-31)系統程式架構

圖 3-31 為系統程式架構，系統以 MSP430 微控制器將量測到的 ECG 訊號與加速規的動作訊號經 ADC12 將類比電壓轉換成數位訊號。這些動作訊號的數位訊號再經由微控制器 UART 方式控制藍牙傳送至遠端電腦接收端，遠端接收端模組再以 UART 有線方式將生理資料傳至 PC 端並以 LabVIEW 人機介面做接收並呈現 ECG 訊號與加速規反應動作訊號波形。

PC 端以 LabVIEW 軟體程式為開發軟體，將藍牙傳送過來的 ECG

訊號與加速規動作資料封包接收下來，並將 ECG 訊號與加速規 XYZ 軸波形於介面呈現出來並存取為檔案。

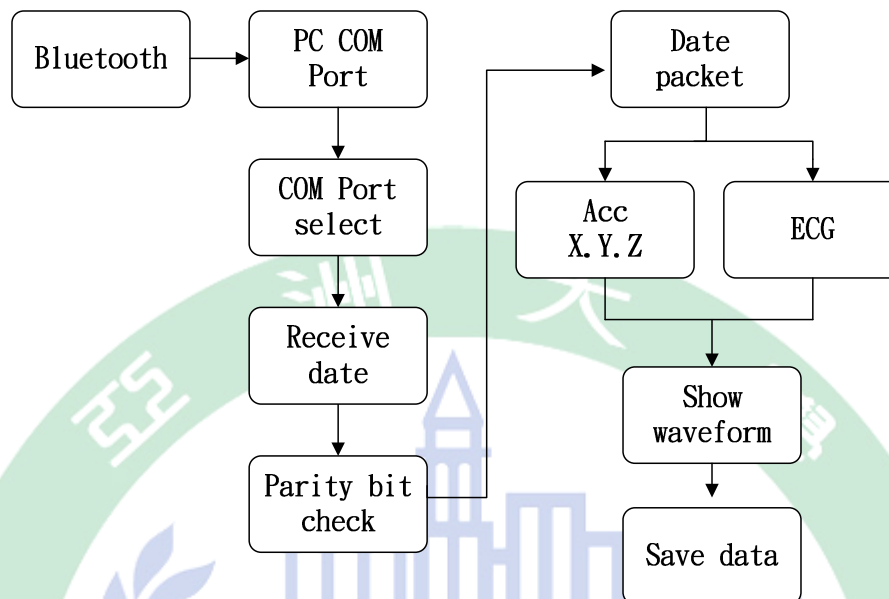
3.7.1 韌體程式設計



圖(3-32)韌體程式架構圖

圖 3-32 為韌體程式架構圖，本研究利用 MSP430 F169 微控器內建的計時器 Timer 於同一時間啟動 12bits ADC 數位類比轉換器連續轉換分別擷取 ECG、加速規兩組訊號共四通道，將擷取的訊號轉換為數位訊號後，再利用內建 UART 傳送至藍牙進行無線的傳輸為避免訊號的遺失，本研究設計同位元檢查碼及資料封包來確保數位訊號的遺失。

3.7.2 LabVIEW 介面程式設計

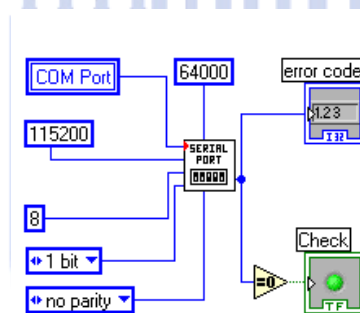


圖(3-33)LabVIEW 介面程式架構

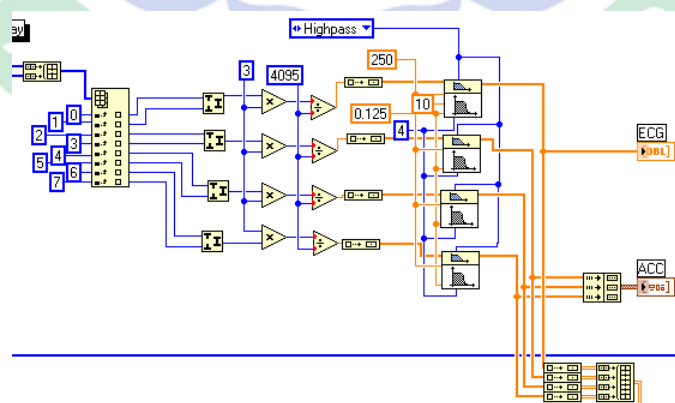
圖 3-33 為 LabVIEW 程式架構，主要功能以 UART 控制藍牙接收由系統端傳送來的生理訊號資料封包，並將生理訊號資料封包以 UART 有線方式傳送至 PC 端，再利用 LabVIEW 選擇序列埠通訊（Serial COM Port）方式資料成功地接收進 PC，資料封包接收後，先進行同位元檢查，看資料封包是否正確，一旦正確即解開封包將 ECG 與 ACC(加速規) X.Y.Z 的訊號分別顯示於對應的顯示視窗並儲存供往後生理訊號分析使用。



圖(3-34)LabVIEW 系統顯示介面



圖(3-35)LabVIEW 序列埠程式流程圖



圖(3-36)LabVIEW 訊號分類顯示流程圖

第四章 系統測試結果

4.1 ECG 電路各項測試

4.1.1 ECG 訊號模擬

本實驗利用圖(4-1)BC-Biomedical 公司的 PS-2210 心電訊號模擬器，進行心電訊號的模擬，分別於示波器與 LabVIEW 人機界面進行訊號的顯示，用以判斷自製心電圖電路與模擬器模擬訊號的差異性，本實驗包含以下兩個部分:1.模擬器訊號-利用儀器模擬 ECG 訊號，測試電路訊號輸出的正確性。2.人體實測-實際進行人體的量測，與模擬器訊號比較兩者差異。



圖(4-1)BC Biomedical PS-2210 Patient Simulator

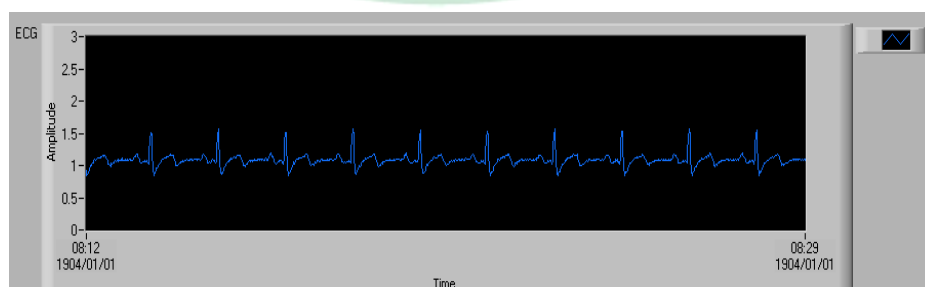
■ 模擬器訊號

表(4-1)模擬器設定參數

設定參數	設定值	單位
心率設定	80	BPM
訊號大小	2.0	mV
溫度設定	37	°C
導程設定	Lead I	

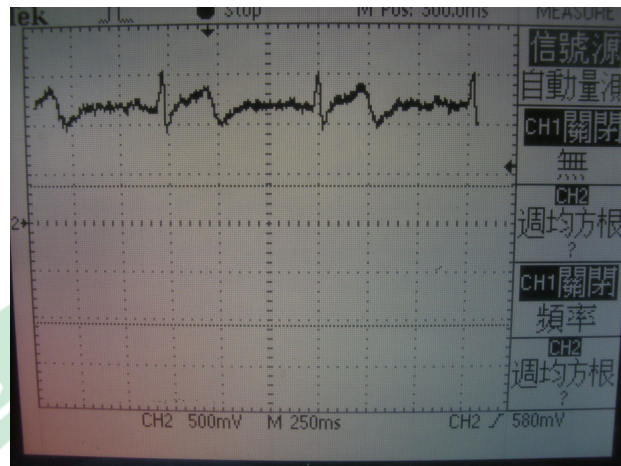


圖(4-2)模擬器模擬 Lead I 訊號於示波器

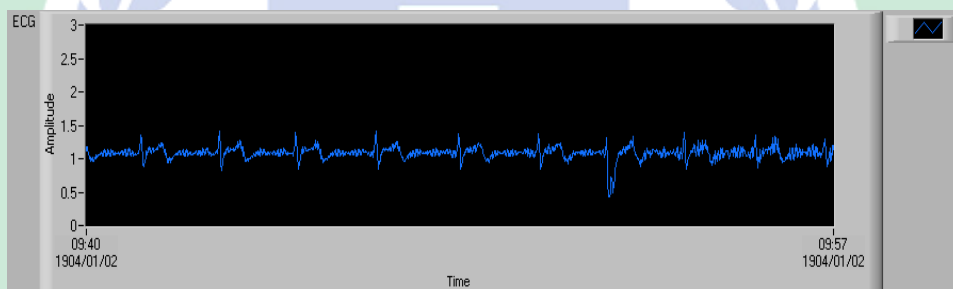


圖(4-3)模擬器模擬訊號於 LabVIEW 介面

■ 人體實測



圖(4-4)人體實測 Lead I 訊號於示波器



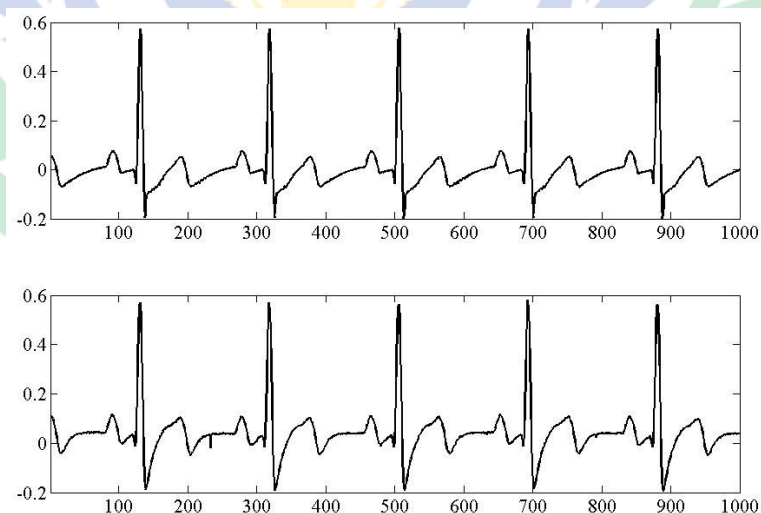
圖(4-5)人體實測 Lead I 訊號於 LabVIEW 介面

由圖(4-2)與圖(4-3)可知由模擬器模擬的 ECG 訊號經由自製 ECG 電路，所得到的結果，於示波器顯示與利用藍牙傳輸至 LabVIEW 介面所顯示的波形兩者比對下差異並不大。由圖(4-4)與圖(4-5)透過人體實測所得到的結果於示波器與 LabVIEW 介面上，顯示結果相近。與模擬器的訊號相比，其波形的顯示效果還是有差別，實測的結果有雜訊產生，人體實測多少有外在的雜訊產生，如量測時人體的晃動等都會影響訊號的品質，但結果還在合理的範圍。

為了證實本系統所量測 ECG 訊號的正確性，我們再透過市售 ECG 放大器與本系統 ECG 電路做比對，本實驗利用與表(4-1)相同參數的 ECG 模擬訊號，分別傳送至如圖(4-6)Iworx ETH-256 生物電位結合放大器與本系統中，再利用 NI DAQ 卡將兩訊號擷取顯示於 LabVIEW 的人機介面，如圖(4-7)。



圖(4-6)Iworx ETH-256 生物電位結合放大器



圖(4-7)市售產品與本系統訊號比對

圖(4-7)中上面的為 Iworx 系統產生的訊號，下面的為本系統產生

的訊號，由圖中可看出市售 ECG 放大器產生的波形比本系統的 ECG 訊號濾波效果較好，其他方面本系統量測結果都與市售產品結果相近，且系統量測的 ECG 訊號 PQRST 各個特徵波形都十分明顯。

為了得到更準確的答案，本實驗利用均方誤差(Mean Square Error-MSE)公式去驗證兩系統所產生訊號的誤差，公式如下：

$$MSE = \frac{\sum_{t=0}^{L-1} [x(t) - \hat{x}(t)]^2}{L} \quad (\text{公式 4-1})$$

$x(t)$ ：iworx ECG， $\hat{x}(t)$ ：自製系統 ECG， L ：訊號長度

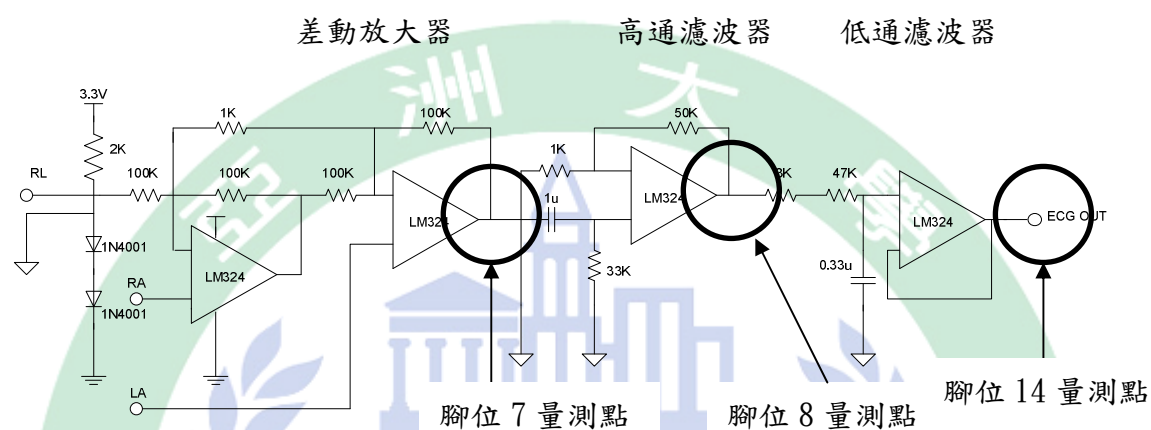
計算結果為 $MSE=0.002504$ ，由結果得知本系統與市售系統再相同訊號的擷取上差距不大，證實本系統所量測的訊號已符合監測系統的標準。

4.1.2 ECG 電路放大倍率測試

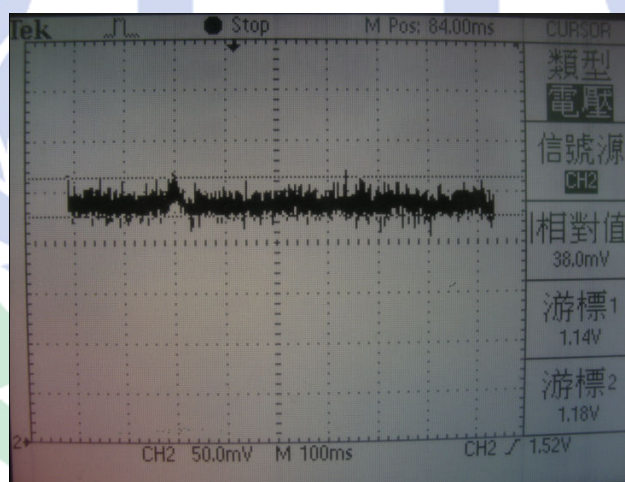
表(4-2)模擬器設定參數 2

設定參數	設定值	單位
心率設定	80	BPM
訊號大小	1.0	mV
溫度設定	37	°C
導程設定	Lead I	

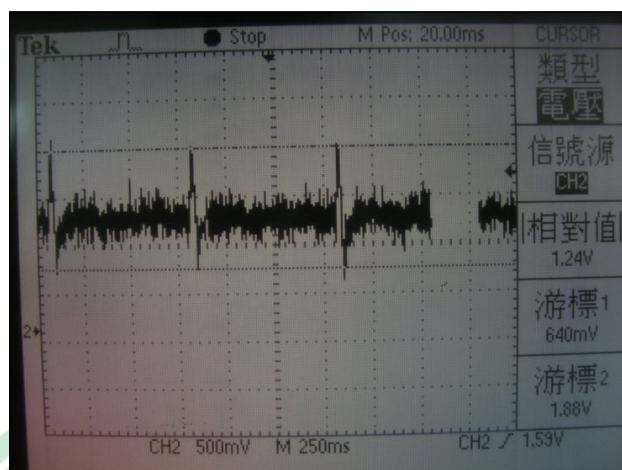
本實驗進行 ECG 電路放大倍率的測試，實驗一開始的進行，利用圖(4-1)BC-Biomedical PS-2210 心電訊號模擬器，模擬訊號至 ECG 訊號端，透過示波器觀測腳位輸出訊號，來判斷其放大的倍數。



圖(4-8)ECG 電路放大倍率量測點



圖(4-9)電路腳位 7 輸出訊號



圖(4-10)電路腳位 8 輸出訊號



圖(4-11)電路腳位 14 輸出訊號

圖(4-9)為 ECG 電路腳位 7 差動放大器輸出結果，圖(4-10)為腳位 8 高通濾波器輸出結果，圖(4-11)為腳位 14 低通濾波器所得到結果，訊號為 500mV，與原始訊號 1mV 比較，放大了 500 倍，故放大倍率 $AV=500$ 。

4.1.3 ECG 電路共模拒斥比檢測

共模訊號拒斥比(Common-Mode Rejection Ratio, CMRR)是差動放大器的性能指標。CMRR 數值越大，表示對共模訊號的拒斥能力越好。影響 CMRR 值得不只運算放大器本身，其他相關回售與補償也會影響。

理想的差動放大器，如果將 V_{sc} 訊號電壓輸入 OP Amp 中，輸出端的輸出電壓應為零，但現實電路設計上，由於差動輸入電路無法做到完全平衡，所以輸出端還是會出現微小的輸出電壓 V_{oc} ，這個輸出電壓與輸入電壓的比值，就叫做共模增益(A_C)，公式如下：

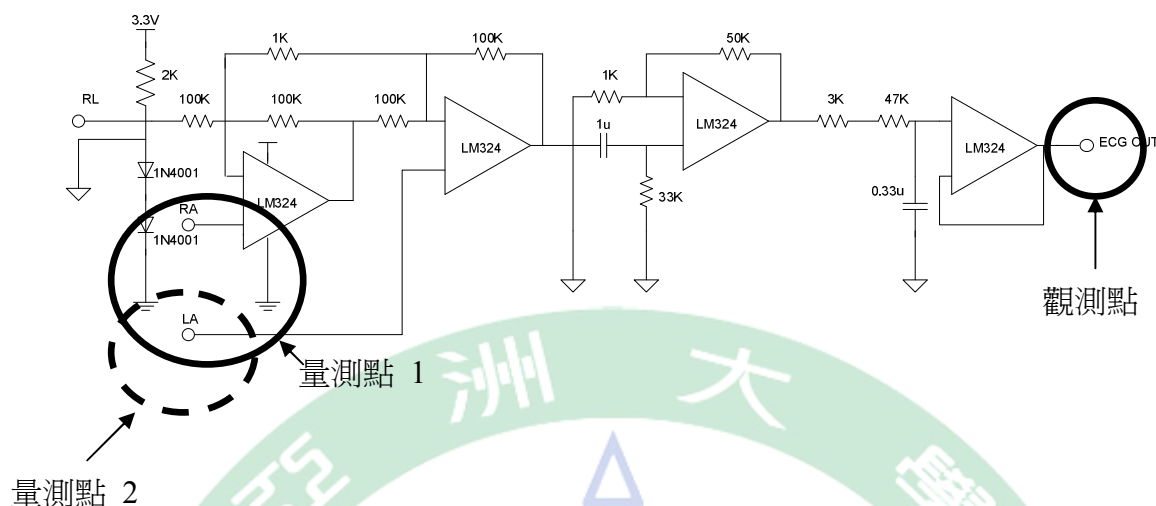
$$\text{共模增益}(A_C) = \frac{V_{oc}}{V_{sc}} \quad \text{公式(4-2)}$$

輸入端輸入 V_{sc} 訊號電壓，在輸出端得到 V_{od} 輸出電壓，輸出電壓與輸入電壓的比值，就叫做差模增益(A_d)，公式如下：

$$\text{差模增益}(A_d) = \frac{V_{od}}{V_{sd}} \quad \text{公式(4-3)}$$

共模拒斥比(CMRR)的定義就是差動增益與同相增益的比值，其公式為：

$$CMRR = \left| \frac{A_d}{A_c} \right|, \quad CMRR(dB) = 20 \times \log \times \left| \frac{A_d}{A_c} \right|, \quad \text{單位 dB} \quad \text{公式(4-4)}$$



圖(4-12)ECG 電路 CMRR 量測點

本實驗進行 ECG 電路 CMRR 值的檢測，首先進行共模增益檢測，如圖(4-12)量測點 1，將訊號端 RA、LA 短路共接，利用訊號產生器產生 1V 正弦波由共接點送入，接著觀測訊號觀測端，輸出訊號 V_{oc} 為 48mV，代入公式(4-1)得到 $A_c=0.048$ ，接著進行差模增益的檢測，如圖(4-12)量測點 2，將訊號經由 LA 端輸入一個 1mV 的訊號，因為訊號產生器無法產生這麼小的訊號，所以我們使用心電圖模擬器產生 1mV 的訊號，接著觀測訊號觀測端，輸出訊號 V_{od} 為 320mV，代入公式(4-2)得到 $A_d=320$ ，將 A_c 、 A_d 代入公式(4-4)得到 CMRR 為 76dB。

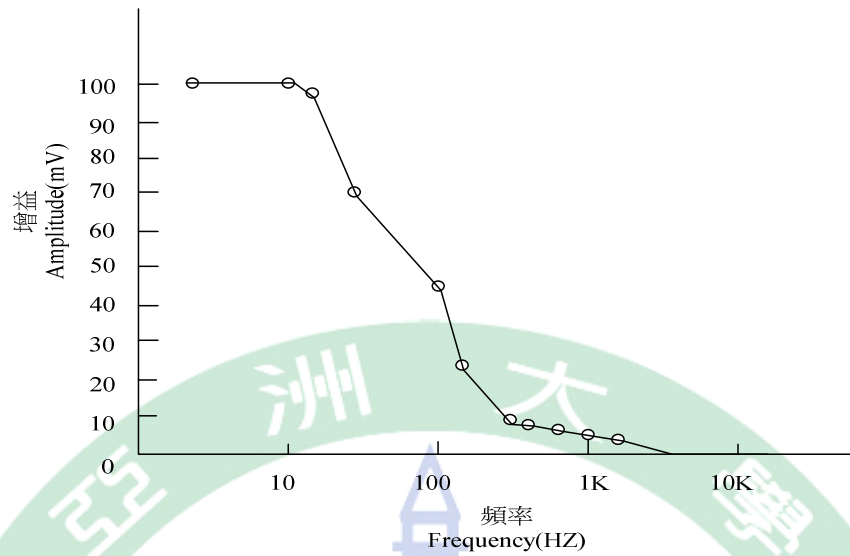
由實驗結果得知此自製 ECG 電路，共模拒斥比 CMRR 為 76dB，其 CMRR 值有達到一般運算放大器的標準，算是不錯的結果。

4.1.4 頻率響應測試

透過頻率響應的測試，可以看出濾波器作用頻率範圍與濾波品質，頻率響應是一個雙埠線性系統的輸出與輸入之間振幅比(或相位差)vs.頻率的函數關係通常以圖型來表示。本實驗進行 ECG 電路的頻率響應測試，利用訊號產生器模擬 10mV 的訊號，放大倍率配置為 10 倍，頻率範圍設定在 2 HZ~10K HZ 間，實驗結果如表(4-3)圖(4-13)可驗證電路設計頻率範圍。

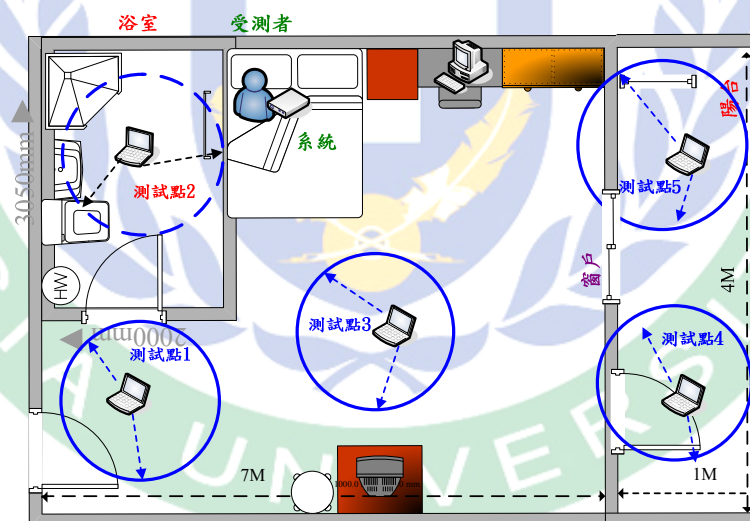
表(4-3)各頻率輸出結果

參數設定:輸入電壓 100mV			
參數設定:頻率範圍 2 HZ~10 KHZ			
頻率設定	輸出電壓	頻率設定	輸出電壓
2HZ	100 mV	600 HZ	9 mV
10HZ	100 mV	800 HZ	7.6 mV
20HZ	96 mV	1K HZ	6.6 mV
50HZ	68 mV	2K HZ	4 mV
100HZ	44 mV	5K HZ	≈ 0
200HZ	23 mV	8K HZ	≈ 0
500HZ	10 mV	10K HZ	≈ 0



圖(4-13)頻率響應驗證

4.2 藍牙無線傳輸測試



圖(4-14)藍牙居家測試空間

圖(4-14)為藍牙居家測試空間，測試藍牙傳輸的實驗地點為了模擬居家照護空間所以選擇一般居家套房內，本實驗主要測試藍牙遮蔽物測試與藍牙傳輸距離。

如圖(4-14)在測試遮蔽物對藍牙傳輸的影響，首先受測者與系統配置於房間內的床上，訊號發射端由房間的床發射藍牙訊號，而接收端分別放在門口(測試點 1)、浴室內(測試點 2)、客房中心(測試點 3)接著移往陽台門口(測試點 4)與陽台內側窗口處(測試點 5)，經測試後發現藍牙在測試點 2 遇到遮蔽物(隔間牆)時會有斷訊的現象，於測試點 5 雖然陽台有隔間牆但因為有窗戶的關係，藍牙依然順利傳送訊號，由此實驗結果顯示，藍牙在同一個空間內都能順利連線傳送資料，當遇到類似隔間牆的封閉式的遮蔽物就會造成藍牙斷訊的現象。

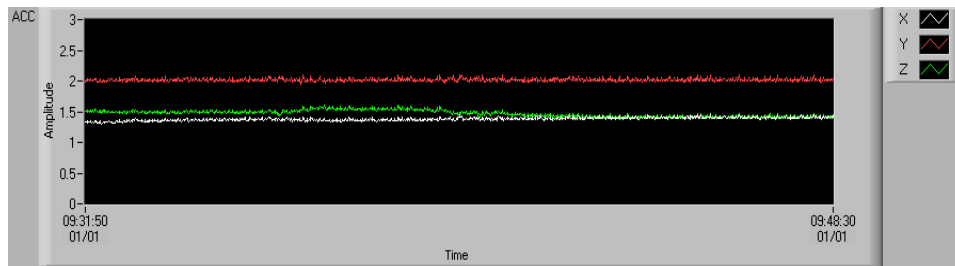
接著進行藍牙傳輸距離的測試，實驗過程中於測試點 1.3.4.5 進行量測，測試結果在同個照護空間中，都沒有因為距離過遠造成藍牙斷線的現象產生，結果顯示 Class II 藍牙晶片雖然僅有 10 公尺的傳輸距離，但是對於一般居家照護空間的應用已經足夠。

4.3 無線睡眠監測系統實驗

4.3.1 睡眠姿態模擬

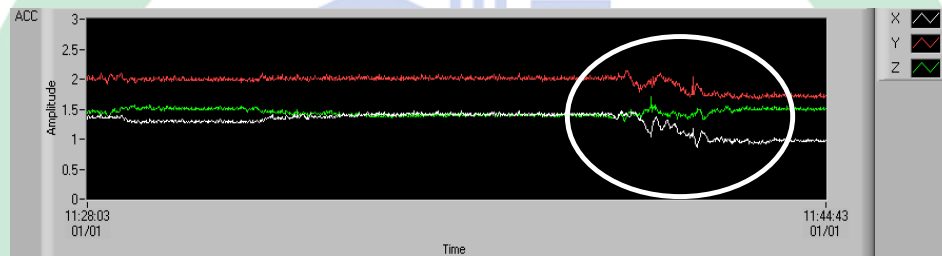
本系統的加速規主要應用在受測者在睡眠時進行睡眠動作的加速度感測，擷取加速度動作訊號，供日後辨識睡眠姿態使用。

本實驗將模擬受測者在睡眠時的睡眠姿態，設計一個將加速規擺放於受測者的胸口進行實驗，分別記錄受測者各種情況的睡眠姿態。



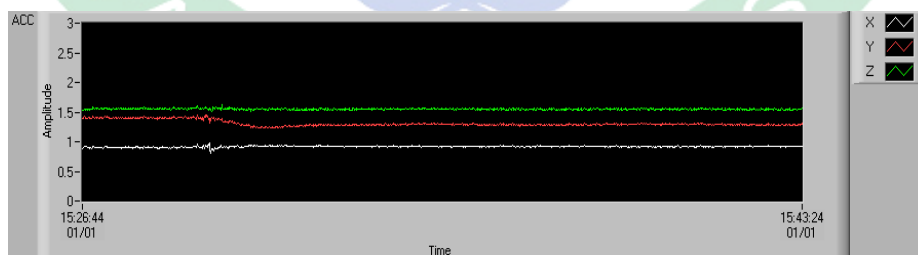
圖(4-15)正躺加速度訊號

圖(4-15)當受測者平躺於床上時，Y 軸加速度訊號保持在 2V，Z 軸與 X 軸加速度訊號較為接近。



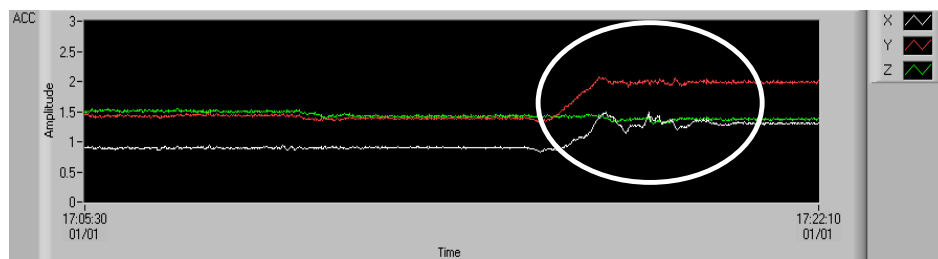
圖(4-16)正躺向左翻身 90°加速度訊號

圖(4-16)當受測者由平躺向左翻身 90°時，身體翻動的瞬間會造成 Y 軸與 X 軸加速度訊號波形下降(白色圈圈處)。



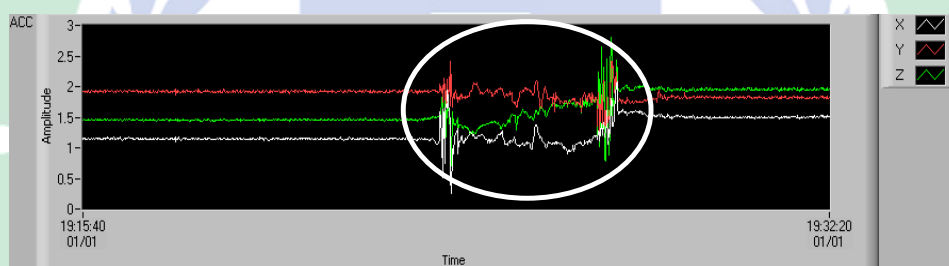
圖(4-17)左面側躺加速度訊號

圖(4-17)當受測者向左面側躺時，加速度訊號的大小為 Z 軸>Y 軸>X 軸。



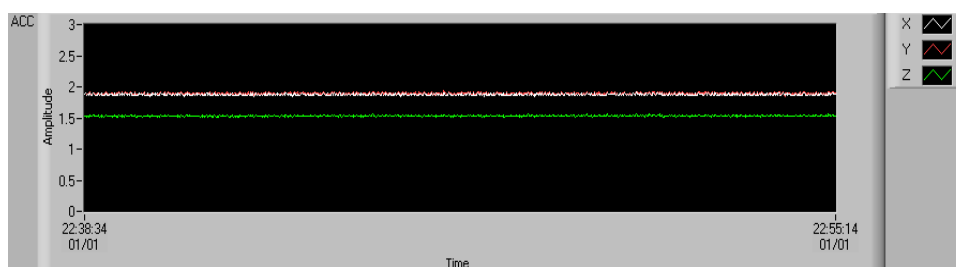
圖(4-18)左面側躺向右翻 90°加速度訊號

圖(4-18) 當受測者左面側躺向右翻身 90°時，身體翻動的瞬間 Y 軸訊號與 X 軸加速度訊號明顯的提升(白色圈圈處)，Z 軸則維持原來的訊號大小。



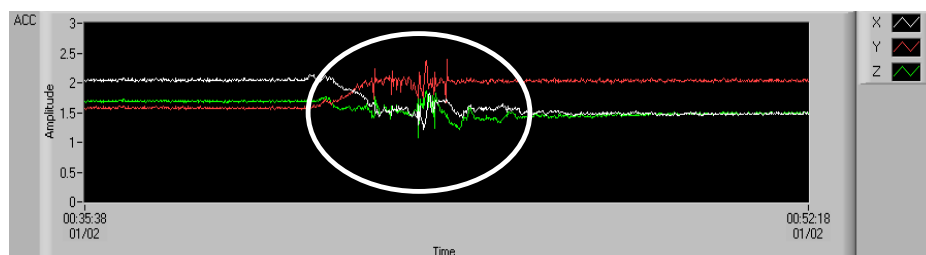
圖(4-19)正躺向右翻身 90°加速度訊號

圖(4-19) 當受測者正躺向右翻身 90°時，身體翻動的瞬間 Z 軸訊號與 X 軸加速度訊號明顯的提升(白色圈圈處)，Y 軸加速度訊號則向下降低。



圖(4-20)右面側躺加速度訊號

圖(4-20)當受測者向右侧躺時，X 軸與 Y 軸的加速度訊號相當接近，Z 軸加速度訊號則保持在 1.5V。



圖(4-21)右面側躺向左翻 90° 加速度訊號

圖(4-21)當受測者右躺向左翻身 90° 時，身體翻動的瞬間 X 軸訊號與 Z 軸加速度訊號降低(白色圈圈處)，Y 軸加速度訊號則明顯的提升。

由上述睡眠姿態模擬實驗中，我們可以發現在各種睡眠姿態的改變，都有其獨特的加速度變化，我們可以藉由這些特性，辨識受測者睡眠的姿態。

4.3.2 系統長時間測試

本系統的建構主要應用在受測者於家中進行整夜的睡眠時量測其心電訊號與加速度動作訊號。

本實驗將進行長時間的實際測試，測試系統長時間進行量測時的傳輸、電路穩定度與系統耗電量，判斷系統應用於居家環境長時間的使用是否可行，此實驗將進行 5 小時的系統實際量測，量測過程觀察藍牙是否有斷訊的發生與系統耗電量的檢測。

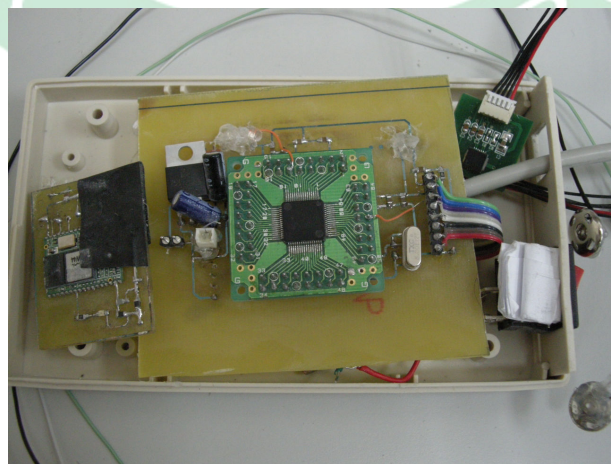
實驗結果如圖(4-22)利用三用電錶做耗電量的測量，測量電流時，三用電錶要與電路串聯，測量結果為 47.3mA。



圖(4-22)電路耗電量檢測

經過 3 天每次 5 小時的夜晚的實驗檢測，系統都穩定的運作，藍牙也沒有斷線的問題發生，LabVIEW 接收端也穩定的接收訊號，沒發生封包遺失的問題。

4.4 系統



圖(4-23)系統機構



圖(4-24)LabVIEW 人機介面

4.4.1 自製系統特性-感測器

■ 心電圖

- 導程配置容易，可在不需醫療人員指導與操作下自行完成，適合居家照護使用。
- 心電訊號透過計算可求出心率，提供更多樣的生理依據。
- 心電訊號可作為受測者生命跡象的判斷。

■ 加速規

- 可用來判別受測者的睡眠姿態。
- 觀察受測者翻身次數，可用來作為睡眠狀態的判斷。

4.5 實驗結果

由上述各項實驗的結果，可以發現本系統利用兩種感測器，簡化

睡眠中心夜間多頻道睡眠記錄儀，減少受測者在感測時的不舒適，提供簡易的量測與操作，讓受測者在家中可以不需要醫護人員的指導下就可進行睡眠監測，省電與無線傳輸的設計，大大提升本系統在居家照護使用的方便性與實用性，量測的多項生理依據也可供醫師作更準確的睡眠判斷。



第五章 討論

電路設計方面-本研究與其他文章的比較，有別於其他文章僅使用心電圖電路搭配藍牙無線模組的設計[25~30]，本研究再加入加速規提供更多樣的參數判斷睡眠狀況，且電路設計上較上述系統微小簡易，也提到系統耗電多寡、藍芽傳輸的距離等問題，這些問題對於居家應用都是重要的參考。

生理參數方面-本系統有別於一般居家睡眠系統使用血氧濃度計或腕動計，血氧濃度計雖然能以最輕便的感測器減少受測者的不適感，但僅能判讀受測者的生命跡象與血氧濃度值判別受測者睡眠障礙情形；腕動計則量測受測者的睡眠姿態與辨別睡眠品質，且多數系統大多屬於有線傳輸方式，會造成受測者些許的不便。本系統的感測器採用心電圖與三軸加速規，透過心電圖的訊號可以提供心率的判讀與生命跡象的判別，心電訊號接經由醫護人員的判定也可以作為睡眠障礙的辨識；三軸加速規則可以用來判斷受測者的睡眠姿態，經由整夜睡眠姿態的量測也可以判別受測者的睡眠品質，能提供更好的睡眠障礙辨識。

藉由本系統的完成，對於有睡眠障礙的患者，可以透過本居家睡眠監測系統，在家中進行睡眠的量測，可以減少到睡眠中心檢查所排

隊等待的時間；且本系統具備安裝簡易、省電、造價便宜、無線傳輸與輕便的感測器的優點，改進許多睡眠中心夜間多頻道睡眠記錄儀的缺點，來達到可以透過這個簡易的居家監測系統，在家中進行睡眠障礙監測的目的。



第六章 結論與未來展望

本研究在發展可應用於居家環境的藍牙睡眠監測系統，利用量測心電訊號與加速度動作訊號，偵測受測者於睡眠時的心電訊號與睡眠的姿態，簡化睡眠中心夜間多頻道睡眠記錄儀(PSG)繁雜的感測器，以最輕便的生理訊號感測器減輕受測者的不適感，並簡化安裝時繁雜的過程，增加受測者在量測時的方便性與減輕不舒適感，搭配藍牙無線裝置，讓受測者可以不受傳輸線的限制，加上此系統造價便宜，可提供偏遠地區睡眠障礙的患者於家中使用此系統，改善睡眠中心不足的情況，有助於改善他們治療睡眠障礙時的不便。

在未來的工作，系統可以增加更多即時又輕便的生理訊號如血氧濃度計、心跳、呼吸等各種生理資訊，整合這些生理資訊可以使系統於睡眠的監測得到更多生理數據，提供更高的可靠性，使整個系統更趨於完整，也可以搭配更新的無線傳輸技術提供更快的傳輸速率和更遠的傳輸距離，使用網際網路與睡眠中心的連結，醫生就可以透過本系統，獲得更多病患的資訊，也可以讓遠端的親人隨時掌握病患即時的生理狀況。

參考文獻

[1]北醫另類網站 http://web2.tmu.edu.tw/b108091019/new_page_6.htm

[2]林喬祥醫師，醫療安全暨品質討論會，民國九十七年七月。

[3]行政院衛生署。

[4]TSSM Sleep Forum 台灣睡眠醫學學會睡眠論壇。

<http://www.tssm.org.tw/news.php>

[5]R. Jane、J.A Fiz、J Sola-Soler、S Blanch、P.Artis and J. Morera，
Automatic Snoring Signal Analysis in Sleep Studies，Proceedings of the
25th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun，
Mexico，September 17-21，2003。

[6]Jordi Sola-Soler、Raimon Jane、Jose Antonio Fiz and Jose Morea，
**Automatic Classification of Subjects with and without Sleep Apnea
through Snoring Analysis**，Proceedings of the 29th Annual International
Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale Lyon France August
23-26，2007。

[7]T. Penzel、W. Althaus、K.Meinzer、J.H Peter and P.von Wichert，
**A Device for Ambulatory Heart Rate，Oxygen Saturation and Snoring
Recording**，Annual International Conference of the IEEE EMBS，Vol 13
NO 4，1991。

- [8]Gih Sung Chung、Byoung Hoon Choi、Do-Uh Jeong and Kwang Suk Park，**Noninvasive Heart Rate Variability Analysis Using Loadcell-Installed Bed During Sleep**，Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale Lyon France August 23-26，2007。
- [9]Y. Nishida、M. Takeda and T. Mori，**Monitoring Patient Respiration and Posture Using Human Symbiosis System**，Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE EMBS，1997。
- [10]T. Harada、T. Sato and T. Mori，**Estimation of Bed-Ridden Human's Gross and Slight Movement Based on Pressure Sensors Distribution Bed**，Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation Washington.DC. May，2002。
- [11]王耀慶，**應用雙軸加速度計之人體姿態辨識系統**，國立交通大學電機與控制工程系所碩士論文，民國九十四年。
- [12]陳俊瑋，**基於無線感測網路之多人姿態辨識系統**，國立交通大學電機與控制工程系所碩士論文，民國九十五年。
- [13]吳聚柔，**連續影像之自動人體擷取及姿態分析**，國立中興大學電機工程學系所碩士論文，民國九十五年。
- [14]陳宗緻，**以電腦視覺技術做居家及病房內活動之防護與監測**，亞

洲大學資訊工程研究所碩士論文，民國九十四年。

[15]原著 Robert Carola、John P.Harley、Charles R.Noback，編譯者 李玉菁、何杏芬、黃玉琪、陳秋媛、李意旻、阮大盛、徐玉華，**Human Anatomy-人體解剖學**，文京圖書，二版，民國 89 年。

[16]心臟結構

http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/unit7_2_cardvsc_heart1_structure.html

[17]心電圖的組成

http://library.med.utah.edu/kw/ecg/ecg_outline/Lesson1

[18]胸導程

(<http://www.unm.edu/~lkravitz/EKG/precordial.html>)

[19]肢導程

<http://www2.mtroyal.ab.ca/~lestabrooks/Module1FrontalLeads/unipolar.htm>

[20]謝文哲、吳賢財、林榮三，**省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務**，滄海書局，民國九十二年。

[21] T. Penzel、J. McNamers、P. de Chazal、B. Raymond、A. Murray and G. Moody，**Systematic comparison of different algorithms for apnoea detection based on electrocardiogram recordings**，Med. Biol. Eng. Comput，no.40， pp.402–407，2002。

[22]胡國甫，單通道腦波量測系統的研製及睡眠腦波之基礎分析研製，私立元智大學機械工程研究所碩士論文，民國九十二年。

[23]甘凱文，楊哲彰，Kionix KXM52 三軸加速規簡介與使用，元智大學最佳化設計實驗室。

[24]白振祥，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，國立台北科技大學機電整合研究所碩士論文，民國九十年。

[25]曾永進，以藍芽微基礎的無線可攜式心電圖量測系統，逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文，民國九十年。

[26]侯廷昭，利用藍芽實現無線生理監控系統，國立中正大學工學院通訊工程研究所，民國九十四年一月。

[27]林宗翰，一個整合心電圖壓縮與錯誤保護之機制及其在居家照護系統中藍芽傳輸之應用，中原大學電子工程學系碩士論文，民國九十三年。

[28]何仁田，遠端生理監視系統與電子病歷之研究，國立中正大學電機工程研究所碩士論文，民國九十年。

[29]吳炯男，可攜式無線生理訊號量測系統之實現，南台科技大學電機工程研究所碩士論文，民國九十三年。

[30]李大昌，利用藍芽實現無線生理監控系統，國立中正大學工學院

通訊工程研究所碩士論文，民國九十四年。

[31] 鄭智銘，徐業良，**老人福祉科技與遠距居家照護技術**，滄海書局，初版，民國九十七年三月。

[32]Mendez M.O、Villantieri O.P、Bianchi A.M and Cerutti S，**Sleep Analysis for Wearable Device Applying Autoregressive Parametric Models**，Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai，China，September 1-4，2005。

[33]Inna Zhovna and Ilan D.Shallom，**Automatic Detection and Classification of Sleep Stages By Multichannel EEG Signal Modeling**，30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia，Canada，August 20-24，2008。

[34]S Maglaverá、N Maglaverá、I Lekka、A Bekiaris、T Penzel、S Canisius、N Jacob and L Leondaridis，**SENSATION Remote Monitoring System for Enabling the “anytime,anywhere” Monitoring of Patients with Selected Sleep Disorders**，Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual Conference New York City，USA，Aug 30-Sept 3，2006。

[35]Jorg Ottenbacher、Stephan Romer、Christophe Kunze、Ulrich Grosmann and Wilhelm Stork，**Integration of a Bluetooth Based ECG System into Clothing**，Proceedings of the Eighth International

Symposium on Wearable Computers (ISWC'04)。

[36]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。

[37]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。

[38]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。

[39]劉省宏, **醫用電子實習**, 全華科技書局, 初版, 民國 86 年。

[40]總校閱 王錫崗, 于家城、林嘉志、施科念、高美媚、張林松、陳瑩玲、陳聰文、黃慧貞、溫小娟、廖美華、蔡宜容, **Human Physiology-人體生理學**, 文京圖書, 四版, 民國 95 年。

[41]張義和, **主流電腦輔助電路設計 Protel 99 SE 拼經濟版**, 全華科技圖書, 二版一刷, 民國 92 年。

[42]張義和，**非常 PCB 設計-Protel PCB 99**，松崗電腦圖書，初版，民國 88 年。

[43]盧佑銘，**Protel PCB 99 SE 印刷電路板設計**，台科大圖書，初版，民國 96 年。

[44]禹帆，**無線藍芽技術的深入探討**，文魁資訊股份有限公司，民國九十一年。

[45]金純、許光辰、孫睿，**Bluetooth Technology 藍芽技術**，五南文化事業機構，民國九十一年。

[46]原著 杉浦彰彥，編著 蘇慶輝、蘇慶宏，**藍芽技術解說**，全華科技圖書，初版，民國 90 年。

[47]周靜娟、吳明瑞、顏培仁，**圖控程式與自動量測使用 LabVIEW 7.X**，全華科技圖書股份有限公司，民國九十三年九月。

[48]蕭子建、王智昱、儲昭偉，**虛擬儀控程式設計 LabVIEW 7X**，高立圖書有限公司，民國九十三年三月。