

第一章 緒論

第一節 前言

二十一世紀來臨，資訊科技的發達為我們的生活帶來了便利，但如何結合資訊科技於醫療上的應用，一直為世界各先進國家的重點發展目標，例如：歐美等先進國家已積極推動醫療資訊基礎建設(Health Care Information Infrastructure, HCII)，以期提升醫療品質與降低醫療成本。而我國對於推動醫療資訊也不遺餘力，如 NII(Nation Information Infrastructure)計畫，目的在於制定資訊及通信國家標準，推行各種國家級的資訊基礎建設，遠距醫療也是計畫發展的重點項目之一。

衛生署於民國 76 年已開始推動「全國醫療資訊網」相關建設，建立醫療資訊網路、區域資訊中心、衛生所資訊系統、公共性及個別醫療應用系統，且逐步完成資料格式標準化及作業制度統一之資訊標準化工作。醫療資訊基礎建設是運用資訊科技從事資訊相關的基礎建設，以提升醫療品質、降低醫療成本、促進全民健康與國家競爭力，主要的目的包括：

1. 加強現有衛生醫療資訊系統功能與網路傳輸，利用資訊技術降低醫療成本、提高醫療品質。
2. 加速醫療資料庫之建立，促使資訊流通，進而縮短城鄉醫療品質差距。
3. 醫療資訊化、現代化與科技化，以提升競爭力。[1]

民國 83 年，我國台灣地區 65 歲以上人口比例佔總人口的百分之七，跨越了聯合國所訂定的高齡化社會門檻。至今，台灣地區老年人口存活比例，逐漸與歐美和日本等先進國家類似，也就是說高齡人口

快速的增加，並且以 85 歲以上的老人增加速度最為明顯。相較於民國 40 年時，65 歲以上老年人口比例佔總人口比例之百分之 2.45，老年人口比例增加之迅速(圖 1.1 老年人口趨勢圖)，也衍生許多關於老人醫療與照護的社會問題。

早年，台灣地區的疾病主要以傳染性疾病為主，但隨著社會的變遷、環境的改善與醫療技術的精進，使許多早年於台灣猖獗的傳染性疾病已消身匿跡多年了，所以我國國民的主要死因已由傳染性疾病轉為慢性病及退化性的非傳染性疾病(表 1.1 十大死因)為主，而人口年齡結構的改變與疾病型態的轉變，老年人患有慢性病的人數也逐漸增加，當然也增加了醫療的負擔，如何對醫療資源做有效的分配，正考驗著現有的醫療體系。由於現有的醫療制度對於離院的病患缺乏長期有效的監控病情與照護的機制，常常在病人離院後就失去了完整的照護行為，進而使慢性病患演變成急性病，佔用了急性醫療資源，無形間也增加了整個社會的醫療成本。

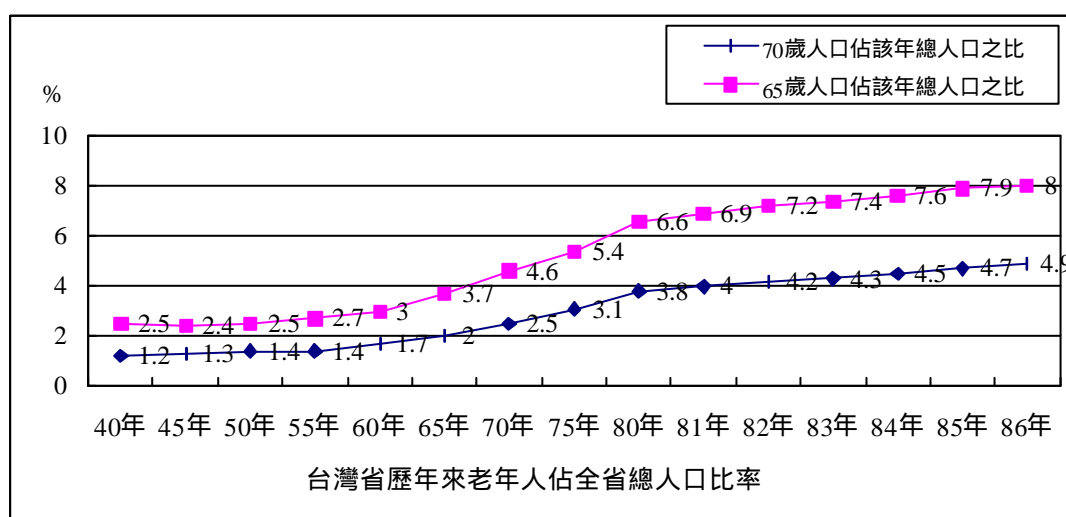


圖 1.1 台灣省歷年來老年人口佔總人口比例圖[2]

表 1.1 台灣地區 87 年十大死因比較表[2]

×	民國 87 年十大死因	百分比%
1.	惡性腫瘤	23.99
2.	腦血管疾病	10.42
3.	<u>心臟疾病(居家監控心電訊號)</u>	9.04
4.	事故傷害	9.00
5.	<u>糖尿病(居家量測血糖值)</u>	6.18
6.	慢性肝病及肝硬化	4.05
7.	肺炎	3.65
8.	腎炎、腎徵候群及腎變性病	2.82
9.	<u>高血壓性疾病(居家量測血壓變化)</u>	1.86
10.	自殺	1.79

由十大死因表中得知，大多都是慢性病與退化性疾病為主，這些疾病都是需要長期追蹤與治療，但礙於現實的條件，醫療機構與病患都不容許病患長期待在醫院接受治療，如何發展一套完整遠距醫療與居家看護機制是非常重要的。目前的醫療制度，對於慢性病患的治療方式都以定期回院複診的方式為之，但此方式對於病患來說是件苦差事，不但浪費於往返醫院的時間、金錢，更增加了病患的精神壓力，可謂勞民傷財，無形間降低了生活品質，對病患而言並非最好的醫療方式。所以如何研擬出對策改善慢性病人的醫療品質，將是一個急待解決的課題。

隨著無線通訊與網路科技的發達，近幾年上網的人口與家庭數呈倍數的成長，許多業者的服務也不斷的推陳出新，無論是上網購物、訂票、找尋資料，甚至是聽音樂、看電影和遙控家中電器，這些都是網路科技與日常生活的結合體，也為我們的生活帶來了無限的便利，而結合網路科技於醫療行為的應用，無疑的將是改善目前醫療制度的解決方案，最近幾年來已有許多醫療機構、學術研究單位與政府單位在從事這方面的研究與網路建構，並且已有許多輝煌的成果，例如：遠距醫療、遠距會診、電子病歷.....等。而其主要的研究目的有二，第一為結合通訊與網路技術來減少城鄉之醫療資源差距，使偏遠地區的病患也能享受到專家醫師的診斷，第二希望將慢性病患在家中日常生活的生理訊號透過網路傳送至醫院端做進一步的診斷，而免去舟車勞頓之苦。

如此一來，病患將來不必親自到醫院也能看病，並且可隨時量測自己的生理訊號，脫離了時間與空間的束縛，生活不再是只有醫院與病痛，有更多的時間做更有意義的事，使生活更有品質，人生更有樂趣。

第二節 國內醫療制度與居家照護之現況

長期以來的推動與檢討，我國的醫療保險制度已有較完善的規模，從一般的農保、勞保，到民國 84 年 3 月 1 日實施的全民健保，皆是集結眾人與社會的力量和資源的分配，使大眾需要醫療資源時，都能有完善的照顧，但由於國人的醫病觀念偏差，致使中、大型的醫療機構每日皆有非常大的門診量，不但縮短醫生對每一位病患看診的

時間，也無法對病情作深入的了解，更別談治療的成效了。所以今年元月起將實施合理門診量制度，來改善這種狀況。就如之前所提的，慢性病患回院複診，大多是做一些基本的檢查和病情的追蹤監控，並非一定得到大型醫院才能達此目的，若能回歸至基層的診所或透過網路將居家所量測的非侵入性生理訊號送至醫院做長期的生理監控和訊號的判讀，當醫生得到結果後，再對病患做一些建議與評估，這樣病患就無須三天兩頭就往醫院跑，或只是到醫院看檢查結果，而將醫療資源盡量分配給急症或重症病患，做有效的醫療資源運用。

居家護理是提供出院後的慢性病患一個可監控病情與照護的機制，並且於全民健保實施時已納入給付的範圍，但礙於種種的考量與限制下，此項服務並未達到良好的效果。

照護型態可分為三種模式，機構式照護(Institution Based Care)、社區照護(Community Based Care)和居家照護(Home Based Care)[3]。

居家照護的主要目的在於：

1. 提供病患在離院後也能繼續接受妥善的醫療照顧
2. 減少往返醫院所耗費的時間和金錢、減少經濟負擔
3. 減少醫療機構的醫療成本
4. 增加生活品質

目前已有許多的研究將居家照護和網路結合在一起，也有不錯的成效，但地點大多脫離不了看護中心或家裡，所用的設備不是現有的Modem連網，就是現在正熱的寬頻產品ADSL、Cable Modem，但都缺乏移動性，或許對於遠距醫療、遠距衛教或遠距會診有其必要性，但對於生理訊號的擷取與傳輸，就缺乏移動的能力，其實許多病人都有基本的行動能力，若有可攜式的生理監控傳輸裝置，將可為遠距

醫療再推進一大步，而本研究的目的將著重於此方面的系統研製，若結合現有的寬頻居家照護設備，將可達到更好的效果。

第三節 國內外相關研究與文獻回顧

遠距醫療就是運用資訊網路科技於醫學上，打破時間與空間限制，為了讓醫師或專業醫療人員可得到病患的各種訊息(例如：生理訊號、影像、語音)必須靠一些傳輸機制與媒介來完成，最初 Dwyer 等人[4]利用公眾電話網路(Public Service Telephone Network, PSTN)傳送血壓與心電訊號，但礙於網路傳輸速度限制，只有 56Kbps 的速度無法達到即時線上分析，只能做到離線(Off-Line)處理。對於遠距照護之定位，醫護人員必須和病患之間有問診和諮詢的互動，所以不僅要傳輸生理訊號，還需要影像、語音等訊號，於是便有研究[5][6]使用整合數位服務數位網路(Integrate Service Digital Network, ISDN)使傳輸速率提升至 1.92Mbps，不僅可傳送生理訊號，並試圖雙向傳送視訊，以達成雙向問診諮詢的功能，但礙於價格偏高的原因，使其應用受到限制。

另外，運用非同步傳輸模式(Asynchronous Transfer Mode, ATM)網路於醫療院所間資料交換與遠距會診，雖然有 115Mbps 以上之頻寬，但僅止於醫院對醫院的連結，對遠距居家照護應用，目前仍無法實現。

綜合以上的技術與價格，目前最可行的方式，即使用 Cable Modem[7,8]和 ADSL 來做寬頻生理訊號傳輸或遠距問診諮詢等服務，國內學術單位已有許多成果，而國家級的研究計畫也如火如荼的

展開了。

對於無線傳輸於醫療上的應用，Pavlopoulos 等人[9]利用 GSM 通訊系統於救護車，傳送心電圖、心跳、血壓等重要生理訊號，提供醫院端做事前準備。Yonghang Zang 等人[10]則利用無線電技術開發一套居家心電圖與血壓傳輸系統，擺脫居家照護有線的問題，但仍限制在接收端 30 公尺範圍內。Koichi Shimizu 等人[11]不僅使用類比無線電技術、數位 GSM 系統，更結合了衛星通訊於遠距醫療應用，實際測試結果，無論生理訊號、語音、視訊皆可達到良好的效果。

“無線”是未來的趨勢，從類比細胞式通信系統到 GSM、GPRS、PHS、CDMA 或區域短距離無線通信技術 IEEE802.11b、Bluetooth 都將未來帶向一個無線與高頻寬的通訊世界，所以未來將是一個“無限”可能的時代，而遠距醫療當然也是如此。

第四節 研究目的與動機

以電腦結合 Cable Modem 或 ADSL 是目前應用於遠距居家照護的主要傳輸方式，而其傳輸的媒介無非是公眾電話網路或有線電視線纜，且已有許多相當優秀的研究技術已發表，就遠距會診、問診與諮詢、遠距衛教與資料查詢的應用，需求較高頻寬與視訊品質是有其必要性，但是此方式就無法達到可移動生理訊號擷取與傳輸。

雖然國內外關於遠距醫療的應用研究已多有經驗與成果了，但為了更符合病患的需求，仍需要一些無線的設備與機制來補強，因為需要居家照護的病患並非都行動不便，他們仍具有基本的行動能力，所

以如何開發可攜式的生理訊號傳輸系統有其必要性。

本研究基於許多病患都具有行動能力與許多異常訊號的突發性和短暫性等原因，研製一可攜式、體積小且具有無線網路傳輸功能之系統，提供病患做日常生活中生理訊號的記錄與偵測。本研究將著重於心電訊號的記錄偵測，由於心電圖在心臟疾病診斷上的重要性，但是異常心電訊號是突發性與不易偵測的，就目前心臟病患的就診經驗，除非正好於就診時處於發病狀態，否則如何正確的偵測異常訊號，實在是非常困難，更無法發現真正的問題所在了，基於此原因，本研究將使用 PDA 為平台，來解決需要「長期」、「隨時」、「可移動」並準確的傳送訊號等難題。

第五節 論文架構

本論文的架構第一章主要是簡述遠距醫療的發展與國內外相關研究，以及國內醫療制度之現況，並且討論需要補強的部分，進而引出研究的目的與動機。第二章前半段是各種通訊網路技術與通訊介面的介紹，後半段對基本的生理訊號特性做進一步的探討，討論如何將通訊技術整合進醫療機制及目前無法突破的限制。第三章將分為兩大部分，第一為將本系統當成訊號記錄器(Data Recorder)使用，記錄心電訊號與姿勢變化，並將所得的訊號作進一步的分析，第二為結合網路與行動電話的應用，此部份分成傳送端與接收端，並在此章將所使用的設備與開發的軟體做統整的介紹，主要的重點 PDA(Win CE)硬體與程式設計技巧將做完善的說明，最後討論一些必要的前處理電路，例如：類比數位轉換電路、串列通訊模組與類比濾波電路設計等，本章

將是本研究的重點所在。第四章對於系統完成後，分成兩部份的實驗與測試，1.訊號記錄器(Data Recorder)部份，將所記錄的三個頻道的訊號(一個頻道訊號為心電訊號，另兩個頻道則分別記錄胸部與腿部的加速度訊號)作訊號分析，探討姿勢變化對心率變異的影響，2.對有線與無線傳輸部分，將實際傳輸擷取到的訊號作傳輸品質與效果分析討論。第五章對於系統的限制、缺失與改善方向將做完整的描述與討論，期望將來此系統能不斷精進，更能符合易操作、省電與長時間記錄監控的功能。

第二章 研究背景與基本原理

第一節 無線通訊

發展無線通訊的目的，在於使用者之間能夠於任何時間、任何地點互通訊息，而不用受傳統有線的束縛。隨著電信自由化的腳步加快，前幾年行動電話執照開放到近期的固網開台，可見這波通訊革命即將展開，可預期的在傳統有線網路架構下，無線通訊的結合將擁有不可忽視的地位。無線通訊的重要性，從 1995 年呼叫器的盛行可見一般，且成長率更是屢創新高，而大哥大的用戶數更是可觀，從早期的門號一號難求到現在的人手一機，這股無線通訊的發展潮流與重要性真是無法擋。

無線通訊發展之迅速，各種嶄新的應用也隨之而起，而個人行動通訊服務已被視為必然的方向。根據系統的技術與特性，大致可分為蜂巢式行動電話系統、數位無線電話系統、無線傳呼系統、中繼式行動通訊與衛星通訊等。若根據其移動性與移動範圍大致可分為兩類：行動通訊 (Mobile Communication) 和定點式通訊 (Stationary Communication)。

行動通訊可在快速移動下使用，又可分為下面幾類[12]：

- 1.無線電叫人系統(Paging)：俗稱 B.B.Call 是行動電話普及前最為流行的個人通訊方式。
- 2.先進行動電話服務(Advance Mobile Phone Service ; AMPS)：AMPS 屬於類比式行動電話系統，是類比式蜂巢的一種，最大的優點是頻道可重複使用，為早期的大哥大系統，除此之外，還有 JTACS、E-TACS、NMT 等系統。

- 3.數位蜂巢行動系統：目前以歐洲的泛歐式數位行動電話(Global System for Mobile Communication ; GSM)，與北美的 IS-54 系統最普及，國內目前所使用的即為 GSM 的系統。
- 4.行動無線電(Mobile Phone)：無線廣播系統之一，中繼式無線電話(Trunking Radio)，俗稱特哥大，也稱為集群派遣式無線電，主要使用者為憲警消與高速公路人員為主，隨著無線通訊技術的精進，促使特哥大數位化，並加入通訊安全、防竊聽與私密性等機制。
- 5.分碼多重存取式無線電話系統(Code Division Multiple Access ; CDMA)：以展頻技術為基礎，對於抗干擾、多重存取和保密的功能都能達到，未來行動電話的主力方向。
- 6.衛星通訊(Satellite Communication)：經由低軌道的衛星來負責訊號的傳送與接收，可以涵蓋的範圍非常廣，讓使用者可在世界各地互傳訊息，一般用戶可架設 VSAT(Very Small Aperture Terminal)來接收與傳送數據、語音或影像等訊號。

定點通訊有距離與移動速度的限制，可分為以下幾類：

1. IEEE 802.11b：美國電子電機學會所制定的無線區域網路標準，訂定了 OSI 七層通訊架構中的實體層與連結層的媒體存取控制之規範，目前主要應用於無法佈線的區域與小範圍的連網功能。
2. BlueTooth：藍芽是使用一種 ISM 波段頻率為 2.54GHz 的無線傳輸技術，並採用跳展頻技術(FHSS-Frequency Hopping Spread Spectrum)，調變技術採用 GFSK(Gaussian Shaped Frequency Shift key)，通訊協定採分時多工 TDMA(Time Division Multiple Access)的方式，屬於短距離的通訊，目前主要應用於資訊家電的整合溝通

與連網功能。

3. 紅外線(Infrared)：紅外線是電磁波的一種，特性接近於光波，波長為 750nm~1500nm,紅外線傳輸所採用的方式是 850nm~900nm(Peak value)的紅外線作為傳輸工具，接收訊號約在 $\pm 15^{\circ}$ ~ 30° 度之間，常見的標準有 IrDA 資料(IrDA data)與 IrDA 控制(IrDA Control)兩種標準。
4. 第一代低功率無線電話 (Cordless Telephone First Generation ; CT-1)：家中常用的無線電話即為此系統。
5. CT-2 與 CT-3：根據 CT-1 所改良的系統，用於短距離的交換系統，CT-2 和蜂巢式行動電話的差別在於無 Hand-off 的能力，為較簡單的系統。

介紹以上幾種通訊方式，我們選擇了較合適本研究的通訊方式與目前可取得的產品，即 GSM 手機連結 PDA 的方式來傳輸生理訊號，以下將對 GSM 作簡單介紹，而目前大眾電腦所推出的 PDA 結合大眾電信的 PHS 系統也是解決方案之一，故對 PHS 系統也有簡略之介紹

1-1 GSM 介紹

GSM 為 Global System for Mobile Communication 縮寫，其中 Global 即代表 GSM 系統可通行全世界，GSM 從最早制定的 GSM900，操作頻率為 900MHz，到後來 1800MHz 的 GSM1800，又稱作 DCS1800(Digital Communication System)，而北美定義的操作頻率 1900MHz 的 GSM1900，稱作 PCS(Personal Communication System)，大致上 GSM 系統可分為以上三個操作頻率。

GSM 行動通訊系統訂定了一套全球通用標準，且採用數位通訊

技術，大大改善了類比式通訊系統的缺陷，採用分時多重存取 TDMA(Time Division Multiple Access)技術對於頻譜的使用更有效率，將可容納更多的使用者，以數位方式處理訊號，對於抗雜訊的能力將大為提升，故通話品質也較類比式為佳。

GSM 系統可分為許多子系統，包括行動台(Mobile Station)、基地台(Base Station System)、交換器(Switching System)與管理維護(Operation and Maintenance System)子系統，由於 GSM 的詳細原理非常複雜，不是三言兩語可道盡，且本研究僅利用 GSM 系統做無線資料傳輸，所以僅簡單介紹之。

行動台：最為常見的裝置即為手機，其功能是將語音訊號編碼轉換後，並轉為射頻訊號和基地台溝通。

基地台：包括 BTS(Base Transceiver Station)與 BSC(Base Station Controller)，BTS 包含許多的天線與電路，負責接收手機傳來的訊號與傳送訊號至手機，收到訊號後將交由 BSC 來處理。

交換器：BSC 將處理後的訊號再傳遞至此，交換器子系統包含許多子單元，其主要的功能為在所有交換器之間建立連線，並作一些身分驗證與使用者位置記錄..等工作。

管理維護系統：主要功能包括設定、錯誤、效能監控與安全管理。[13]

1-2 PHS 介紹

日本的 PHS (Personal Handyphone System) 與美國的 PACS (Personal Access Communication System) 同樣屬於低功率行動電話 (俗稱二哥大) 系統的一種，其訊號的涵蓋範圍較小、系統容量較大、

傳輸速率快，相當適用於人口密度高的大都會型地區。PHS 是由日本的數家電信業者自行研發的數位式無線電話系統，基本上也是屬於所謂的 Cellular Phone「行動電話」的一種，由於其為低功率的系統，所以需要較多的基地台。利用微細胞的原理；在原本大型基地臺的涵蓋範圍內，設置較小型的基地臺，並透過頻率的重覆使用，可使得在原本大型基地臺涵蓋範圍內可通話人數增加數倍，由於小型基地臺的涵蓋範圍較小，因此通話品質也較大型基地台為優，且因地形地物所造成的物理死角也會較少。

所使用的頻率為 1900MHz，通訊協定存取方法是使用分時多重存取 (TDMA) 技術，語音是採用每秒 32Kbits ADPCM (Adaptive Differential Pulse Coded Modulation) 的編碼調變方式，數據傳輸速率可達到 32 64Kbps，未來將可增加至 384Kbps[14]，以此傳輸率對於我們的研究—生理訊號傳輸將更有利，是未來可行的方案之一。

第二節 電腦網路通訊

1960 年代末期，美國國防部有鑒於各單位內使用的電腦各式各樣，每種電腦又有自己的作業系統與檔案格式，彼此要通訊溝通或資料的交換是有困難的，因此開始著手制定一些協定與規則，使所有的電腦統一溝通方式，經由美國國防部通訊局(Defense Communication Agency, DCA)已擬出一套標準的通訊協定，後來經過美國 Defense Advanced Research Project Agency 部門不斷的研究發展下，這些協定不僅能使電腦與電腦互相溝通，更可以讓網路和網路間能相互連結，使得資訊的流通更為便利與快速。現在較為通用的通訊協定包括

TCP/IP(Transmission Control Protocol/Internet Protocol) 、NetBEUI(NetBIOS Extended User Interface)與 IPX/SPX(Internetwork Packet Exchange Protocol/Sequenced Packet Exchange Protocol)等。其中以 TCP/IP 為功能較強、涵蓋的範圍最廣的協定，可跨網路的傳送與接收資料，而我們常使用的網路各種服務也是以 TCP/IP 為基礎所發展出來的應用層協定，例如：FTP、Telnet、SMTP、SNMP 等，至於 NetBEUI 與 IPX/SPX 是屬於區域網路的協定，並無法達到跨網路通訊的功能，常見的應用是網路芳鄰的服務。

2-1 TCP/IP 通訊協定

相對於 OSI 的七層協定，TCP/IP 協定將其簡化為四層，但並非將某幾層省略了，而是將其合併，目的無非是為了簡化系統的設計，以期達到更好的效率。

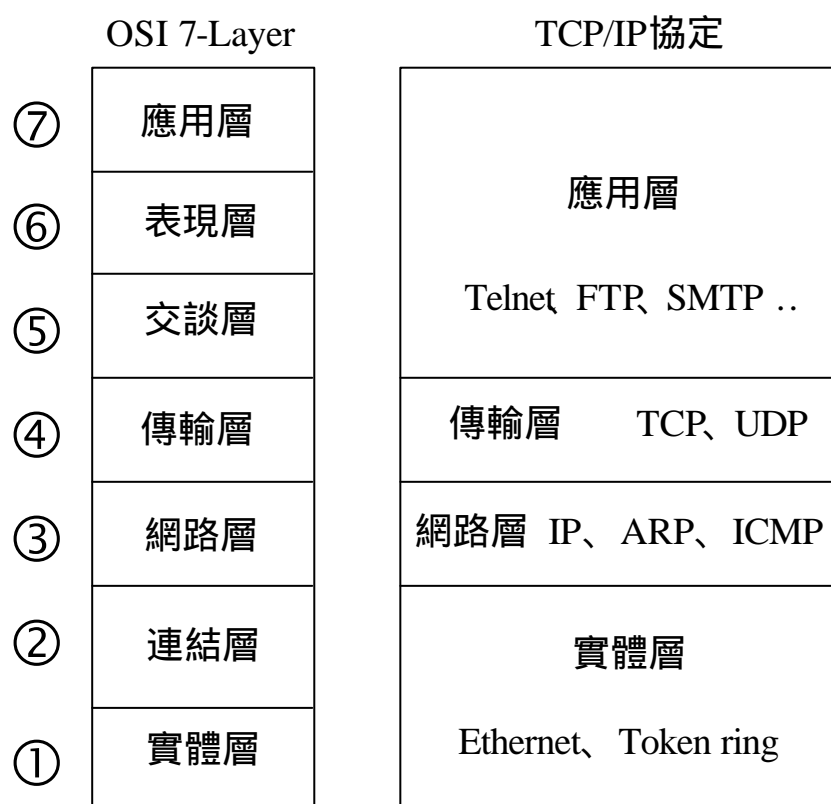


圖2.1 OSI協定與TCP/IP協定架構比較[15]

TCP/IP 是一組網路協定的代表名稱，以其中較為重要的 TCP 與 IP 協定而得名，除此之外，還有許多衍生的協定分屬於網路層、傳輸層與應用層。本研究所使用的通訊協定即為 TCP 通訊協定，之所以使用 TCP 通訊協定是因為此協定為 Win CE 所支援，且是具有可靠性(reliable)、連線型(connection oriented)與資料流型(stream)的傳輸協定，所謂可靠性是指 TCP 協定利用封包表頭內的某些欄位來控制資料是否確實傳送至對方電腦。連線型的傳輸是在資料收傳前，必須先做 3-way handshaking 的動作，確認雙方連線建立後，才開始收傳資料，資料流型的傳輸是表示 TCP 封包可帶一長串的資料，而不是一個 Byte 一個 Byte 的收傳。另外值得一提的為架構於 IP 層上的 UDP(User Datagram Protocol)協定，它是一種不可靠(unreliable)與非連線型(connectionless)的傳輸協定，既然為非連線型的協定就是只要知道對方的 IP 和 Port 就可收傳資料，無須事先建立連線，所以當資料傳送後也就不能保證對方可以收到，若無收到也不會產生錯誤訊息或要求重送，雖然如此 UDP 傳輸協定還是可以用於容許資料遺失的應用，由於它的簡單，因此有很高效率的表現，所以 UDP 協定並非一無是處。

2-2 Windows Socket 通訊介面

由於本研究要設計一通訊軟體來做資料的傳送，將使用到 Windows Socket 此通訊介面，所以將此通訊介面作詳細介紹。

Socket 介面是 BSD UNIX 上提供的介面，另一個 TLI(Transport Layer Interface)介面是 AR&T SVR 4 所提供的。此介面都是屬於傳輸層，主要功能為網路應用程式與網路底層溝通的媒介。BSD 的 Socket Library 是一應用程式介面(API)，它是網路應用程式和網路通訊協定

的橋樑，包含於作業系統之中，並提供程式設計者呼叫與使用，有了這功能，當我們設計網路應用程式時，就不需知道下層的通訊協定詳細且複雜的運作情形，只要專注於程式的設計，它的作用就如同 C 語言所提供的函式庫。

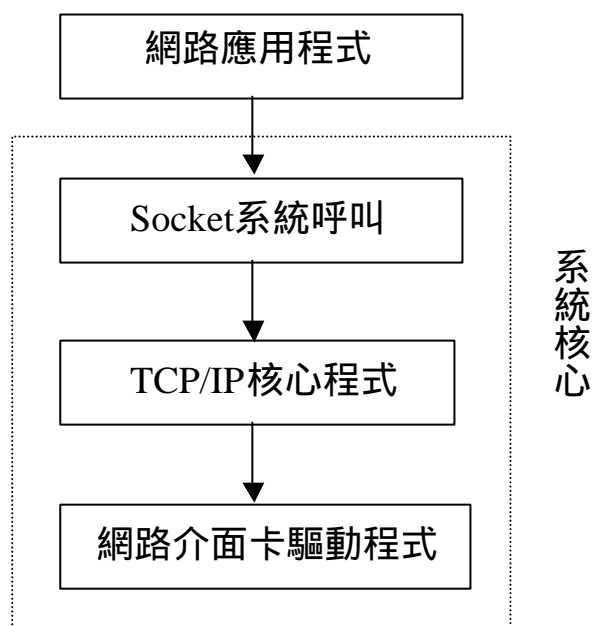


圖2.2 BSD Socket介面的系統模組[15]

既然 UNIX 作業系統有提供這些介面給程式設計師開發網路應用程式，理所當然的，桌上型電腦作業系統的霸主 Windows 也提供一標準介面讓使用者也能開發網路軟體，此介面即稱為 Windows Socket 介面，在 Windows 的系統目錄下有 winsock.dll 和 wsock32.dll 等檔案，而 DLL 檔就是 Winsock 介面的 library，也就是 Windows 作業系統下 TCP/IP 網路核心，所有的網路應用軟體(Explorer、FTP、BBS、ICQ ..) 都需要透過它才能執行。

第三節 生理訊號特性

人體中有許多的生理訊號可經由醫用換能器(transducer)或感測器(sensor)來感測並轉換成電訊號，透過醫用電子儀表來做記錄、分析與顯示的工作，這些訊號經過醫生的判讀，將可診斷病因所在，所以生理訊號是極具臨床參考價值與診斷時的重要依據。其中又以非侵入性的生理訊號量測為醫院最為常做的檢驗，例如：心電圖(ECG)、肌電圖(EMG)、腦波圖(EEG)、血壓(Blood Pressure)與體溫..等。由於本研究的目的是開發一可攜式生理訊號記錄與傳輸系統，目前著重於心電訊號(ECG)的記錄與傳送，所以將對心電訊號的特性與機轉做進一步的探討。

人體是一極為複雜的系統，一個生理現象是由許多的生理機轉與因子所造成，而人體姿勢的變化對於心率變異特性的影響甚鉅，所以在本研究中也整合人體活動訊號進本系統。

另外，對於腦波圖(EEG)、肌電圖(EMG)與血壓(BP)等生理訊號需要的取樣頻率與記錄時間和檔案大小作說明。

3-1 心電訊號

心電圖量測是醫師對疑似心臟病患所做的必要檢查之一，從 1887 年 Waller 成功的從人體表面量測到心臟的電氣訊號，至今，心電圖已成為各大小醫院標準的檢查之一。我們更可從多年以來的十大死因中得知心臟疾病一直位居高位，此疾病對國人生命的衝擊可想而知，基於此原因，本研究將以心電訊號為首要監控量測訊號。

心電訊號是由心房、心室的去極化與再極化作用下，產生的複合

波，一般正常人是由 P 波為一心跳週期的開始，P 波代表心房去極化及收縮，接下來 QRS 波則代表心室去極化及收縮，而下一個 T 波則為心室收縮後之再極化，另外一個小波 U 波機轉不明。心電圖的完整波型與各波之位置與形狀見圖 2.3。

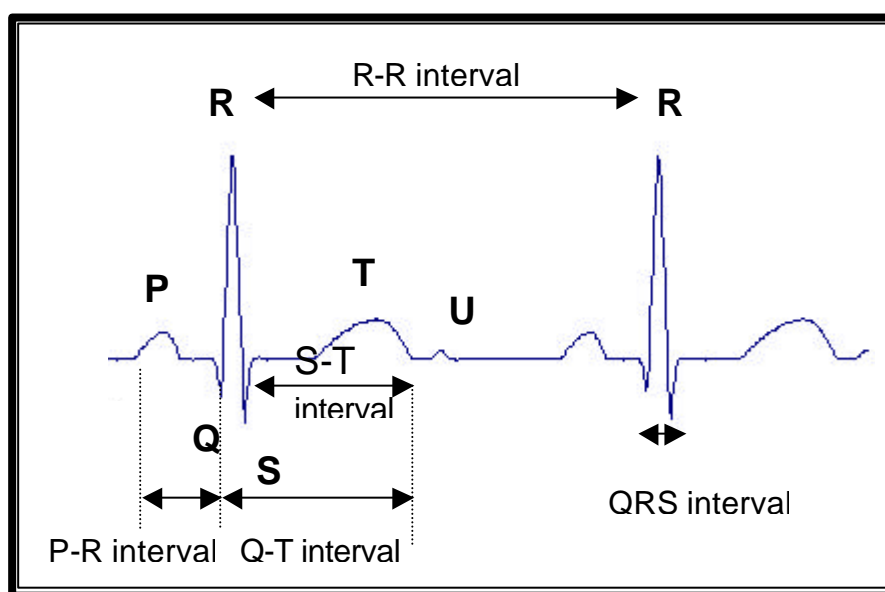


圖2.3 心電圖完整波型

一般而言，表面生理訊號的頻率都屬於低頻，心電圖波型頻率則是介於 0.02Hz~150Hz，大部分的成分都在 100Hz 以下，根據 Nyquist 取樣定理，取樣頻率必須大於訊號源最大頻率的兩倍以上，且本研究在心電訊號擷取時加入了濾波的前處理電路，相信以此架構下，本研究所使用的取樣頻率 300Hz 應可完整取下心電圖波型，而無失真現象。

其他生理訊號也是未來本系統欲整合進來，將以表 2.1 來表示其訊號特性與未來可行性，從下表得知這些生理訊號整合進入本系統將

無困難，相信再將來 PDA 的 CPU 速度加快、內建記憶體加大時，我們的系統功能將更強大完善。

表2.1 生理訊號取樣頻率與檔案大小

生理訊號	Sampling Rate	A/D resolution	Size (1 hour)
心電圖 (ECG)	300Hz	8 bits	1.08 M byte
肌電圖 (EMG)	1000Hz	8 bits	3.6 M byte
腦波圖 (EEG)	300Hz	8 bits	1.08 M byte
血壓 (BP)	200Hz	8 bits	0.72 M byte

3-2 心率變異度

心率即心跳速率(Heart Rate)，影響心率的兩個主要因素，一為心臟傳導系統中之竇房結節律細胞放電頻率，其二為交感與副交感神經系統的調控。竇房結在交感、副交感神經的調控下產生變異，即為心率變異度。

心率變異度由交感、副交感神經系統所調控而產生的變化和血壓、心輸出量等生理現象一樣具有週期性的變化，其中交感神經會加速心跳的速率，且會造成血壓的上升，相對於交感神經的副交感神經，則是降低心跳速率與血壓，在 1981 年 Akselrod[16]等人的研究下，

發現經由非侵入性的心電訊號量測，並進一步的頻譜分析後之心率變異度頻譜(Heart Rate Variability, HRV)可以反映出交感、副交感神經系統於生理機制的調控現象。

心率變異度頻譜分為低頻、中頻與高頻等三個主要頻峰，在之前的研究文獻中對低頻、中頻與高頻的頻帶定義分別為低頻(0.02~0.08Hz)、中頻(0.08~0.15Hz)與高頻(0.15~0.4Hz)，先前的研究分別對交感神經與副交感神經的抑制實驗後發現，中頻與高頻的頻譜可能來自於副交感神經系統的作用，而低、中頻的頻譜則可能來自於交感神經的貢獻，見圖 2.4 可知。

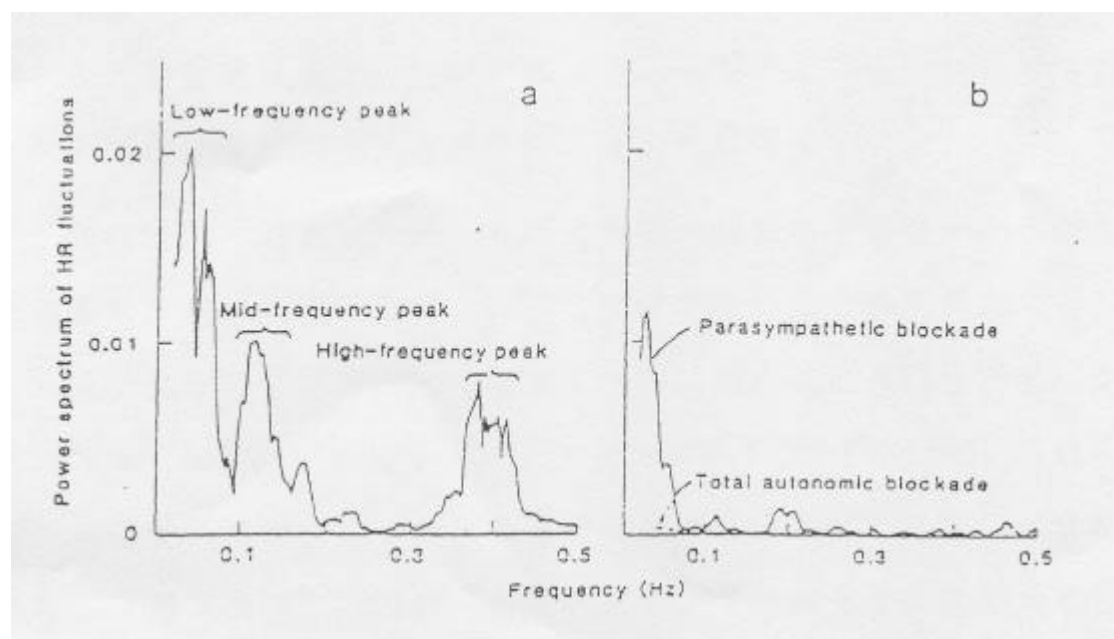


圖2.4a 心率變異之三個主要頻峰。 圖2.4b 副交感神經抑制使中、高頻衰減，合併抑制交感與副交感神經使心率變動消失[16]

3-3 人體活動與姿勢變化

姿勢變化對心率變異度特性有非常大的影響，所以本研究再擷取傳輸心電訊號之餘，也將偵測姿勢變化整合進本系統。

每日身體活動是評估生活品質的因子，但目前仍未有客觀的量測方式，多是以病人口述或問卷調查為之，結果是不可靠、不客觀的。所以為了能夠量測姿勢的變化，Patterson 等人[17]使用一個加速規黏貼在受測者的腰部來感測是否動作，之後又有黏貼於腕部[18]、踝部[19]的研究發表，但都只使用一個加速規並只能偵測是否在移動，無法測得姿勢變化，例如：站、躺、坐、走等姿勢，為了克服此問題，K. Aminian 等人[20]使用了兩個加速規，分別貼在前胸與大腿後側，製作一個可攜式的量測系統，由於動態的姿勢辨識是屬於另一個研究主題，本論文的重點在於建構一個多通道的生理訊號記錄與傳輸裝置，故僅利用加速規擷取幾種基本的姿勢變化訊號，並探討這些姿勢下之心率變異度特性。

第三章 研究設備與軟硬體設計

第一節 伺服端(接收端)之架構

接收端我們選擇 Microsoft 的 Windows 2000 Server 的作業系統為平台，一方面當作伺服端來接收 PDA 無線傳送來的訊號，並作資料儲存與分析，一方面由於 PDA 的作業系統 Windows CE 的編碼方式為 Unicode，所需要的開發環境與模擬器(Emulator)需要在 Windows NT 以上的作業系統下才能發揮完整的功能，所以本研究在伺服端採用 Windows 2000 Server 為作業平台。

1-1 系統軟硬體與發展工具

伺服端所使用的硬體為一般桌上型電腦，並利用固定 IP 與網路卡和學校的學術網路相連，而 PDA 端是先透過 GSM 手機無線連上 ISP 業者提供的網路，再透過網際網路來連結上本實驗室中伺服器。

伺服端的程式設計則使用 Visual Basic 6.0 為主要工具開發接收訊號網路應用程式，本研究並不像之前的其他遠距醫療傳輸語音、影像或視訊，主要原因是我們以 PDA 為傳送端(Client)強調的是其方便、體積小、可攜帶的特性，所以在伺服端程式需配合 PDA 傳送端(Client)的性能，故設計上並不講究其多媒體或其他花俏的功能，並且不做其他訊號的傳輸，本研究僅傳輸心電訊號，圖 3.1 為伺服端接收訊號應用程式之人機介面圖。

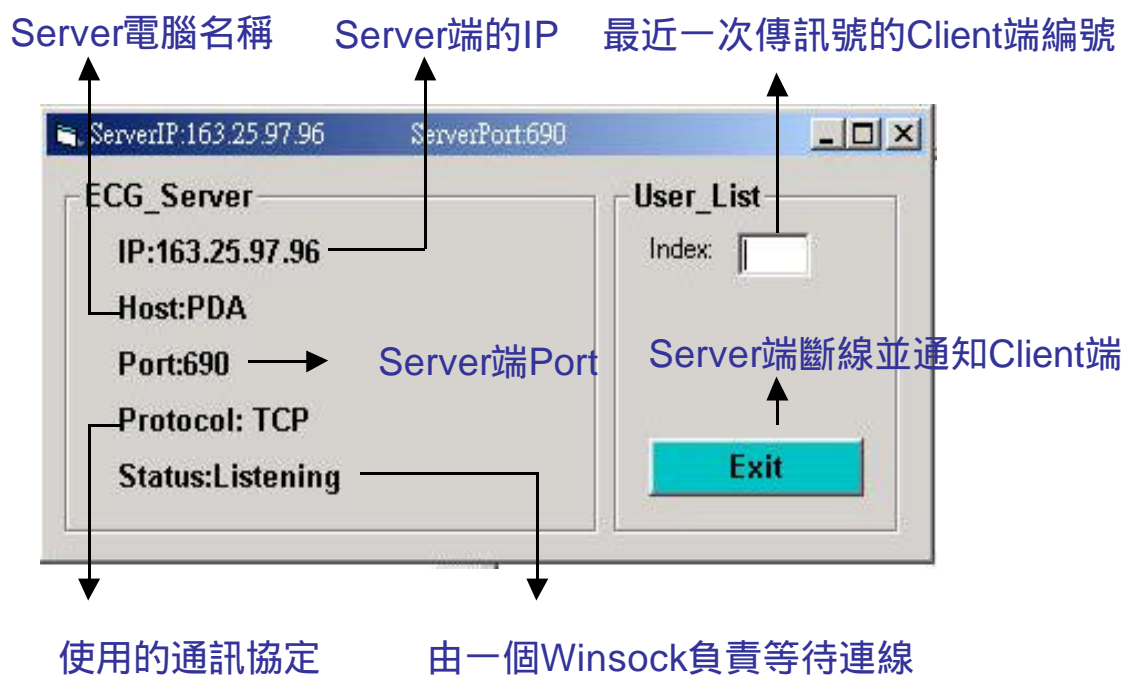


圖3.1 伺服器端人機介面圖

1-2 伺服器端程式設計概念

伺服器端的電腦是連結在網際網路(Internet)上，隨時等待傳送端的要求連線與資料傳送，在設計初，我們就考慮到多使用者的情況，所以程式中使用多個 Winsock 組成陣列的方式[21]，來達到多使用者的情況，此概念和設計多人聊天室網路軟體是類似的。

首先，伺服器端需要一個 Winsock 專門等待傳送端的連線要求動作，一經雙方達成 3-way handshaking 的動作，建立起連線，負責等待連線的 Winsock 就馬上通知程式產生另一個 Winsock 和連線上的傳送端進行資料的交換與生理訊號的收傳，若有其他的傳送端也要求連線，負責等待的 Winsock 就重複以上的步驟，如此將可達到多人連線使用的功能，見圖 3.2。

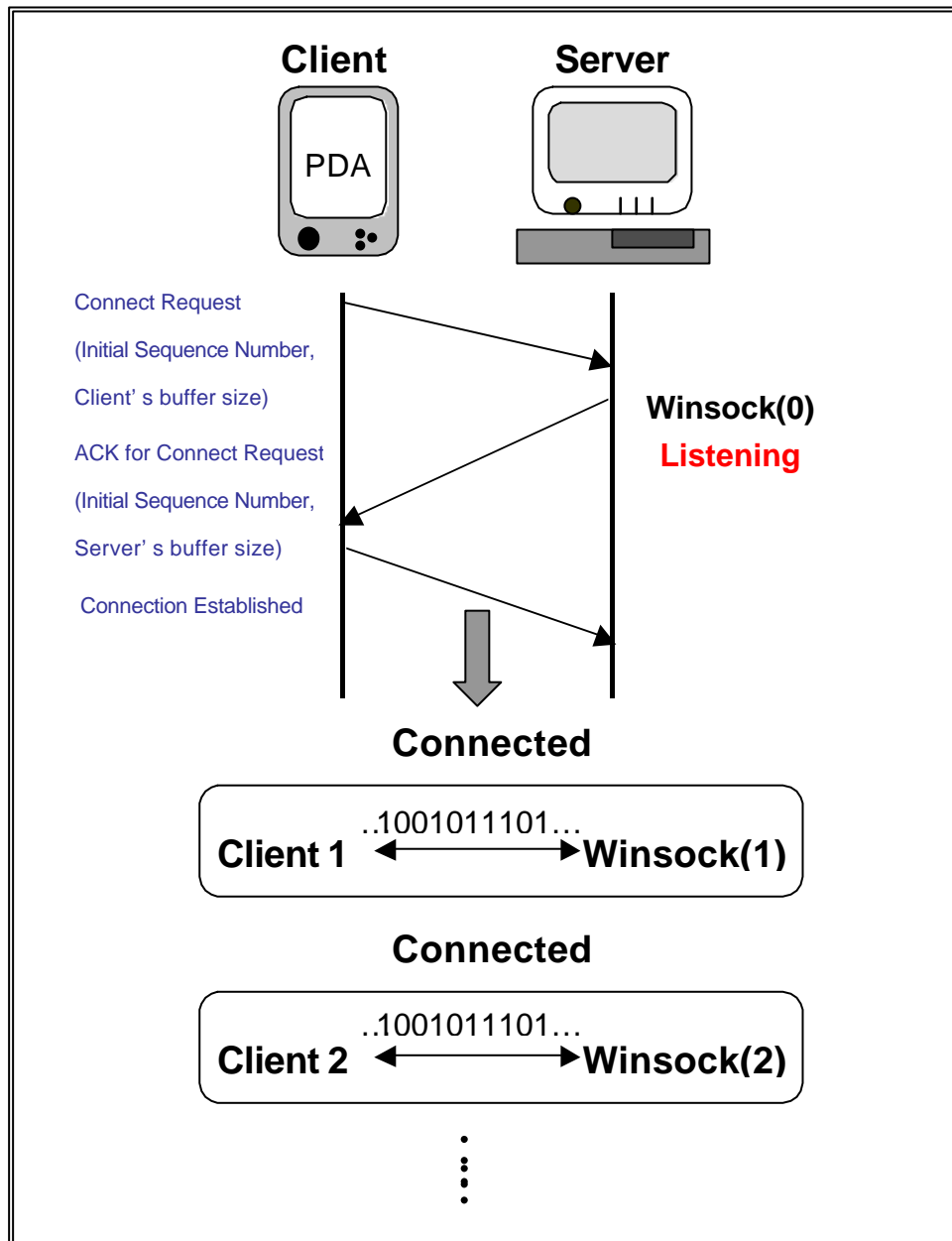


圖3.2 Multi User運作原理示意圖

第二節 傳送端(受測端)之架構

本研究在傳送端使用 PDA 為平台，所採用的作業系統為 Win CE，機種為 CASIO 的 CASSIOPEIA E-115，以下為硬體規格：

- ◆CPU：MIPS VR4121-131MHz
- ◆OS：Windows CE 3.0
- ◆Display：Hyper Amorphous Silicon TFT 65536-Color LCD
- ◆Memory：16MB ROM、32MB RAM
- ◆Interfaces：1.Serial：RS-232C 2.Infrared：IrDA Ver.1.0 protocol
- ◆Card Slot：CompactFlash card, 3.3V Type I/Type II

接下來我們將對此款 PDA 和本研究相關的軟硬體作詳細介紹。

2-1 何謂 Win CE

Win CE 整合許多的圖形使用者介面(GUI)元件，這些元件有桌面(desktop)、工作列(taskbar)、視窗(windows)、對話框(dialog box)、表單(menu)和控制鈕(controls)，所以使用起來非常近似其他 Windows-based 平台，且 Windows CE 擁有與目前有線或無線網路相容的通訊協定與介面，如圖3.3 根據 Microsoft 的說法，CE為 Consumer edition 或 Compact edition 的縮寫，表示此系統並不是全功能的 Windows 作業系統，它和 9X 有五種主要的不同，1.無法執行現有的應用程式 2.非常有限的記憶體 3.簡化版的 API 與執行時期函式庫 4.無配備滑鼠等控制裝置 5.各廠商的產品不一定相容，即硬體不是很標準。

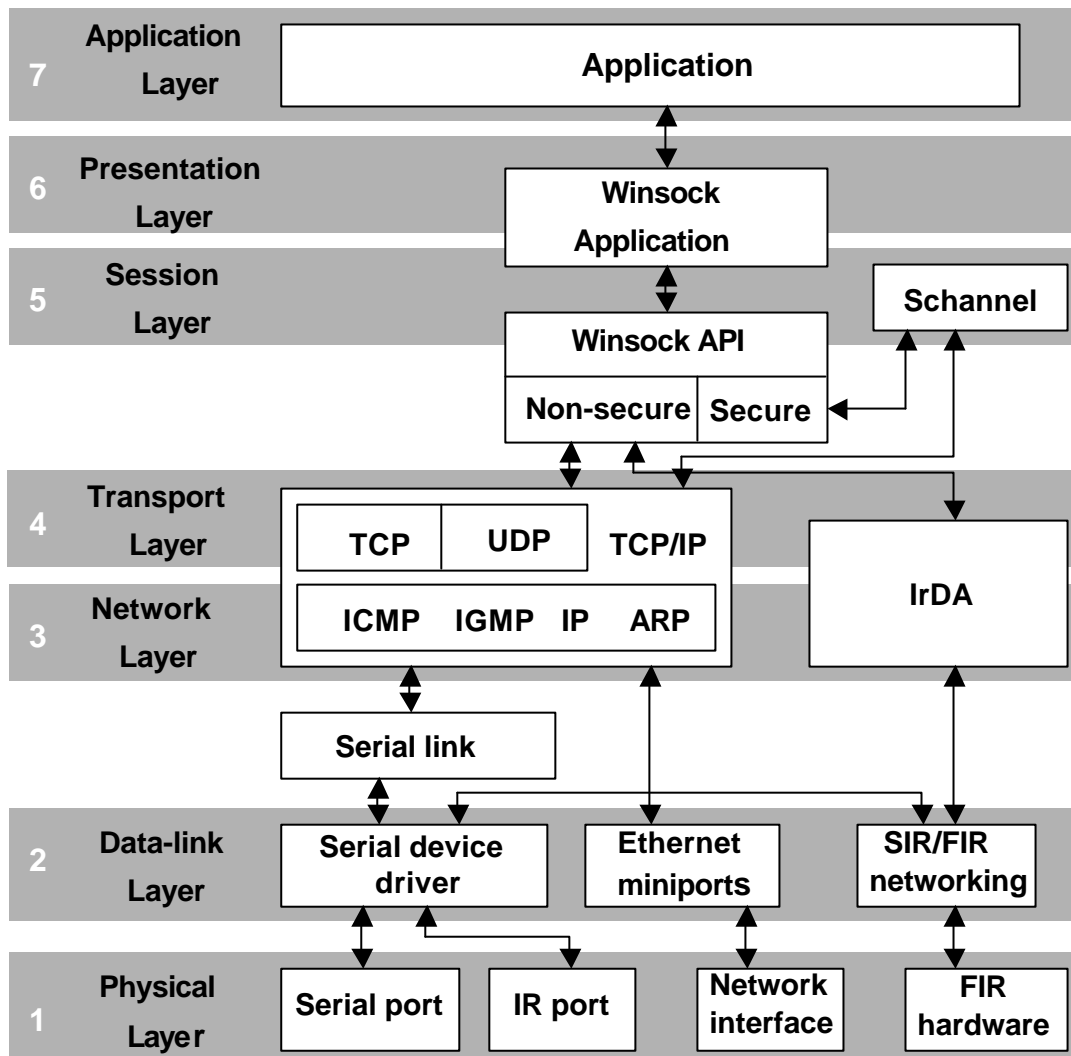


圖3.3 Windows CE通訊協定與Winsock通訊介面[23]

雖然如此，但以 Win CE 為作業系統的裝置仍不勝枚舉，因為體積小與功能足夠，所以仍為可攜式裝置的最佳作業系統，除此之外，還有目前最多人採用的 Palm 作業系統，但 Palm 目前的擴充性差、記憶體更小、無支援多媒體的功能，故不適用於本研究。

Win CE 和 98/NT 有相同的架構，是一個 32 位元、多工、多執行緒的作業系統，同一時間可以執行一個以上的應用程式，並且允許應用程式建立執行緒[22]。支援 Winsock 1.1 的功能，讓程式設計者能建立網路應用程式，讓使用者能連上網際網路瀏覽網頁、下載檔案。通訊方面功能還可透過序列埠或紅外線進行通訊，本研究即使用 RS-232 介面接收單晶片傳來的生理訊號。另外，Win CE 內建有建立和存取資料庫的功能，可以方便的建立資料庫應用程式，對於較簡單的資料庫應用已經足夠了。

2-2 Win CE 程式設計

就目前在開發 Win CE 應用軟體的開發工具中以 Microsoft 所提供的 Windows CE Toolkits 為主[23][24]，包括：

- ◆ VBCE (Windows CE Toolkits for Visual Basic)
- ◆ VCCE (Windows CE Toolkits for Visual C++)
- ◆ Windows CE Toolkits for Visual J++

以上的開發工具中，以 VBCE 開發工具最容易使用，所以本研究所選擇的開發工具將以 VBCE 為主，以利於我們開發適合我們的應用且精簡的應用程式。VBCE 是一套整合進 VB 開發環境的工具，有了這套工具我們將可開發掌上型電腦(PsPC)、手提式電腦(HPC)及高檔手提式電腦(HPC/Pro)的應用程式，且 VBCE 所使用的語法和 VB 的語法相近，兩者都提供有表單設計視窗和程式設計視窗，在表單設計視窗中我們依舊可享受到「所見即所得」的人機介面設計樂趣，且 VBCE 也提供了數個控制項，例如：Microsoft PictureBox Control，這個控制項讓我們可以將所量測到的訊號在 PDA 觸控面板上繪出，如此將有利於我們觀察訊號的變化，並作進一步的處理。

雖然 VBCE 開發程式的技巧似乎和開發 VB 應用程式類似，但畢竟所開發的程式將在完全不同的作業系統下執行的，所以仍有一些限制需要注意，例如：Unicode 字元集、記憶體限制的問題與平台螢幕大小，都是我們設計 Win CE 程式所需考慮的。

原本電腦系統中只有英文，需要 ASCII 碼的前 128 個就足夠表達全部的字元，但中文、日文、韓文等語言就無法單從這些碼來表示，基於此原因，美國幾家廠商便聯合推動 Unicode 的制定，Unicode 是以兩個位元組表示一個字元，共有 65536 種組合，涵蓋了全世界所有國家的字元碼，採用 Unicode 字元集可以讓應用程式比較容易做不同語系的應用程式版本，所以 Unicode 又稱為萬國碼。

除了設計時須考慮到 Unicode 的問題外，我們還需注意記憶體的問題，由於我們使用的 PDA 本身配有 32MB 的記憶體空間，但一部分須當成虛擬硬碟使用，所以程式可用的記憶體空間不多，若在程式執行時發生記憶體不足，必須釋放記憶體，將造成執行結果遺失的慘劇，且於 Win CE 作業系統下動態分配記憶體要檢查是否配置成功，有限的記憶體資源，將造成程式設計的困難，但本研究只做傳輸與短時間的記錄，所以目前無遇到記憶體不足之現象。

另外，本系統也提供訊號記錄(Data Recorder)的功能，主要應用於記錄心電訊號與姿勢變化訊號，並可將所擷取到的訊號作進一步的心率變異與姿勢關係分析，探討再不同姿勢下，心率變異的變化情形。

圖 3.4 與圖 3.5 為我們所設計 PDA 程式的人機介面圖，分為擷取訊號與無線傳送，圖 3.6 與圖 3.7 則為 Data Recorder-人機介面圖與自動傳送程式(擷取一段訊號及自動傳送，模擬偵測到異常訊號時傳送)

人機介面圖，圖 3.8、圖 3.9、圖 3.10 與圖 3.11 為實際執行的畫面。

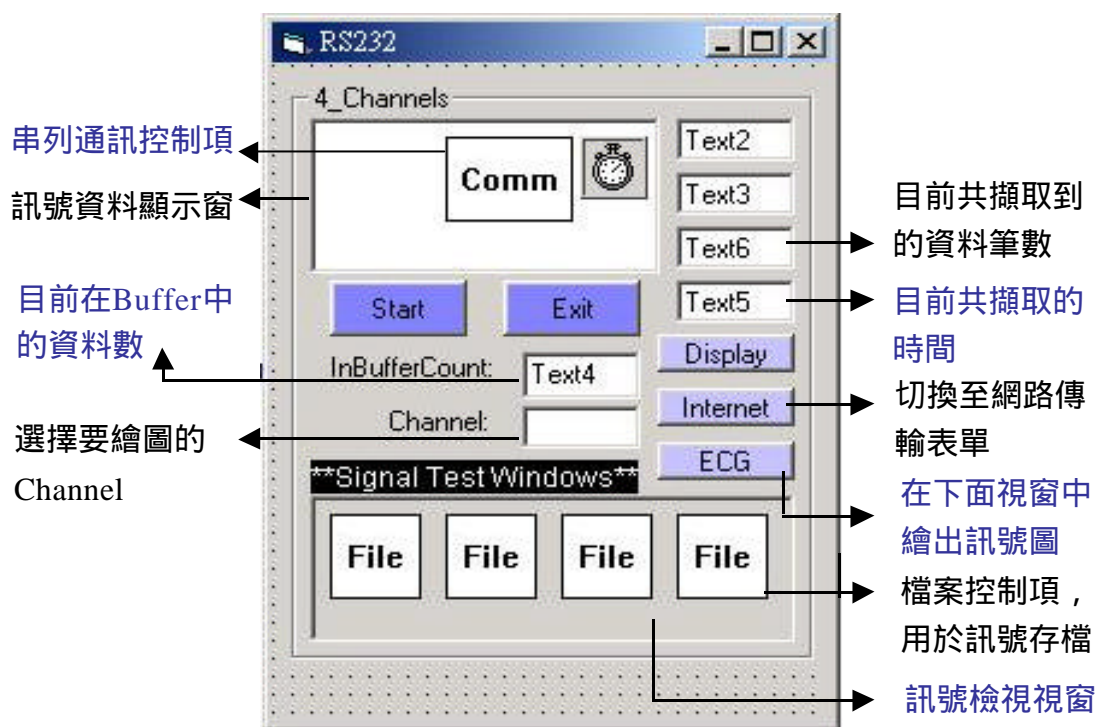


圖3.4 RS232傳輸-人機介面圖

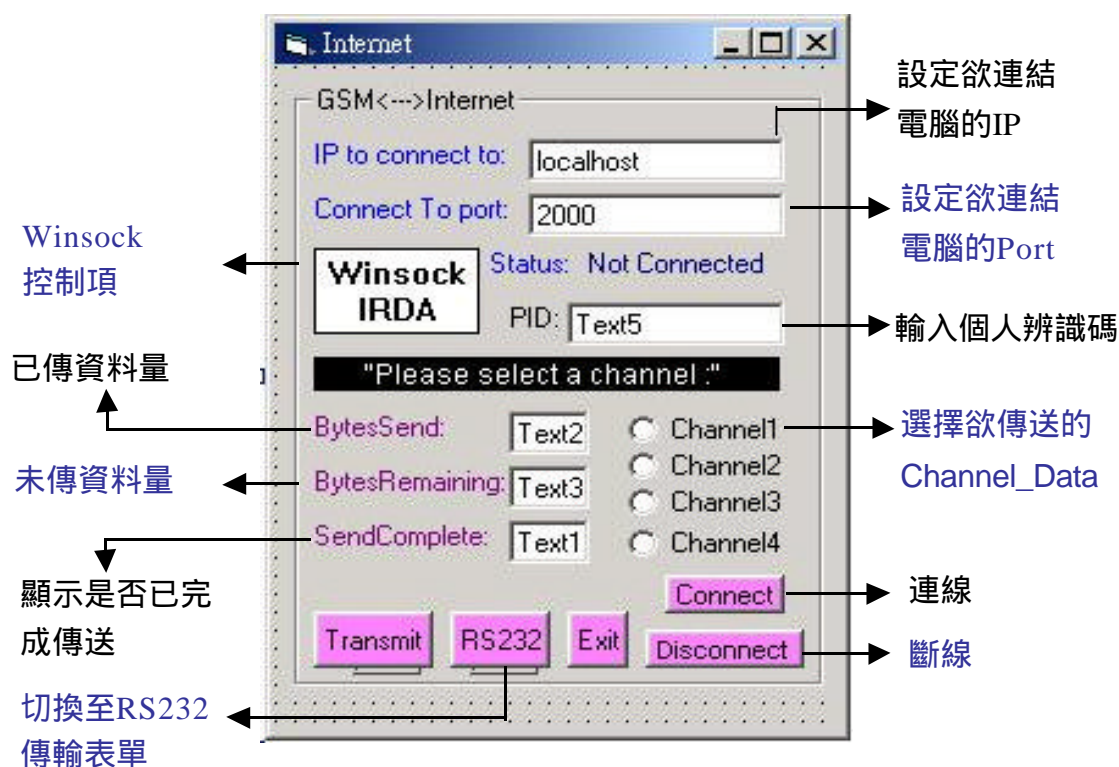


圖3.5 GSM連網-人機介面圖

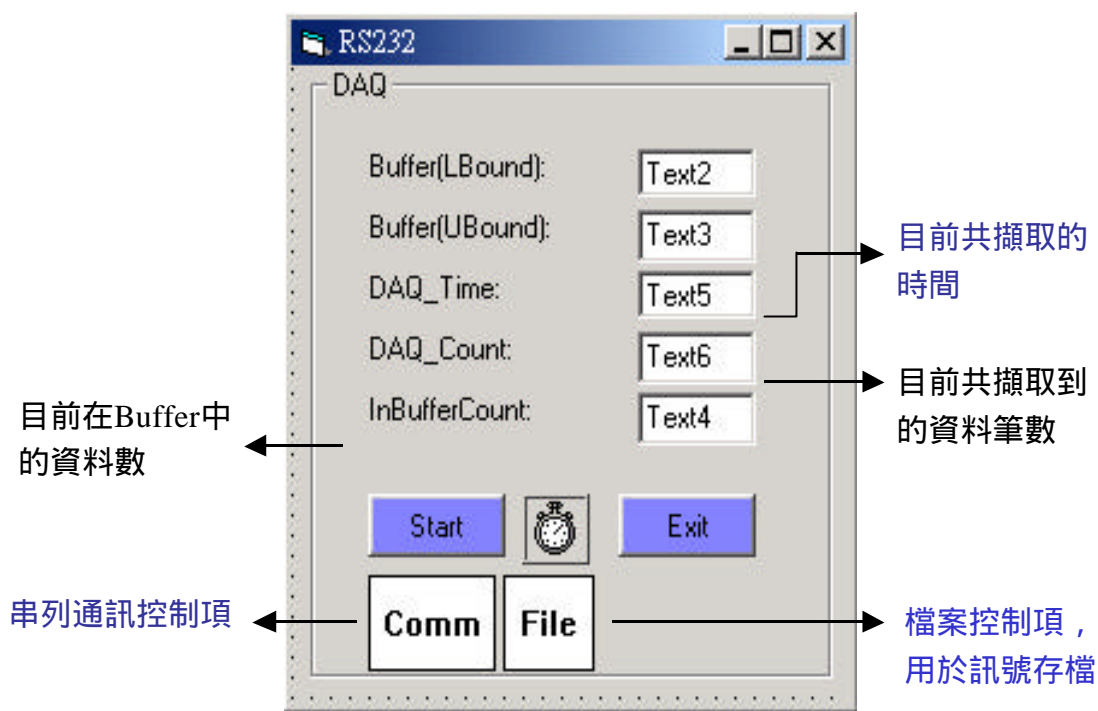


圖3.6 Data Recorder-人機介面圖

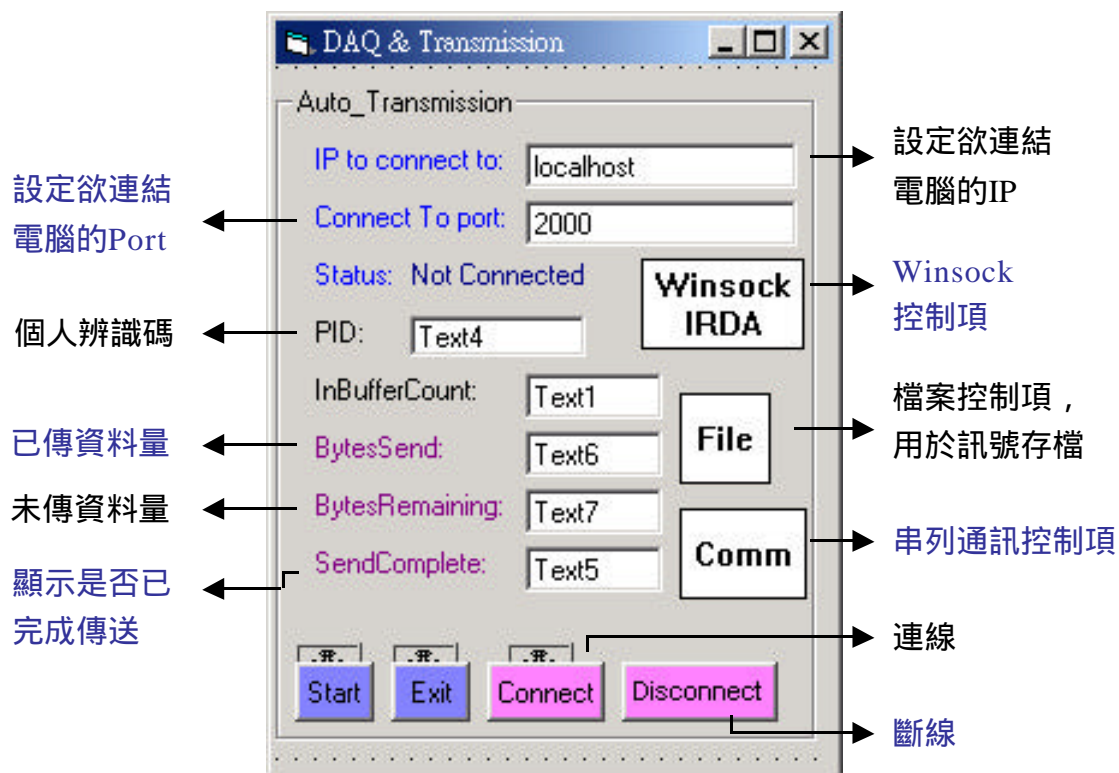


圖3.7 Auto Transmission-人機介面圖



圖3.8 RS232實際傳輸畫面

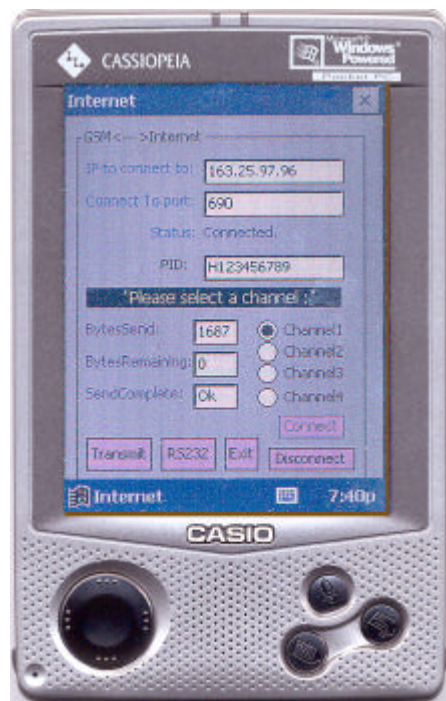


圖3.9 網路連線傳輸畫面

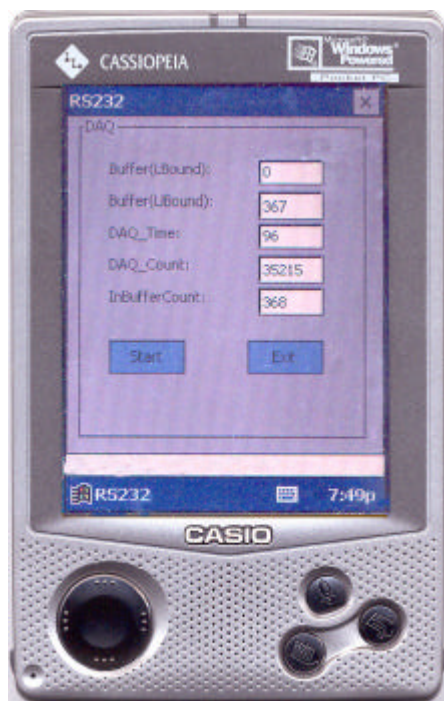


圖3.10 Data recorder畫面



圖3.11 Auto Transmission畫面

2-3 週邊硬體與介面

CASIO 的 CASSIOPEIA E-115 提供 CF 介面的擴充槽與 RS232 通訊介面，本研究使用 CF 介面的數位手機連接卡(Digital Phone Card)作為 GSM 系統無線傳輸媒介，此產品為 Socket Communications 公司的 NOKIA 5130 系列手機連接卡，並透過行動電話業者的行動數據服務讓我們所量測的生理訊號得以上傳至伺服器端。生理訊號擷取部分使用 PIC16F877 單晶片作類比/數位轉換與串列通訊傳至 PDA 的 RS232 介面，最大傳輸率可達 115.2Kbps，以下將對本研究所使用的週邊硬體與介面作詳盡說明。

◆RS232：

常見的電腦通訊方式分為兩類，一為並列傳輸通訊，二為串列傳輸通訊，並列傳輸是每次傳輸八個位元，串列通訊則每次傳輸一個位元，但由於資料傳輸過程會有干擾而發生訊號衰減與資料錯誤的情況，若一次傳輸較多的位元，資料較易出錯且需要較複雜的錯誤檢查方法。而 RS232 是非同步的串列通訊方式，只要在 8 位元的資料頭與尾加入起始位元與結束位元即可，並無需同步時脈，第二支腳傳送、第三支腳接收、第五支腳接地即可構成一通訊線路(註：電腦與各儀器略有不同)，且有配備 16C550 串列通訊 IC 的電腦將可達到較快的傳輸速度，我們使用的 PDA 最快可達到 115.2Kbps 的傳輸率，而目前我們使用 9600bps 的傳輸率來接收單晶片傳送來的生理訊號，對我們的應用已足夠。

◆CF(Compact Flash)介面

CF 技術是目前手持式裝置擴充介面的解決方案，由於 PDA 的體

積小無法提供體積太大的擴充介面，所以 CF 介面完整的 PCMCIA-ATA 相容功能與 PCMCIA 一半體積的大小，將是一非常好的選擇。

Compact Flash cards 被設計為快閃技術，無須電池去保留資料，且為實心狀態，不含有移動零件，提供了移動式裝置更多的資料保護，所以使用 CF 介面的磁碟(RAM Disk)是儲存資料的不二選擇，目前我們是使用 CF 介面的 Digital Phone Card 連接 NOKIA 5130 手機，達成無線傳輸目的。

第三節 前端訊號處理模組

一般自然界的訊號與生理訊號都是類比的，必須經過轉換後才能由電子儀器系統存取，所以我們使用了 Microchip 的 PIC16F877 單晶片做類比數位轉換工作，而在量測訊號時，最容易受到 60Hz 的雜訊干擾，故濾波電路也為本研究的前處理電路設計工作之一。

3-1 類比數位轉換器模組/串列通訊模組

此部份使用 Microchip 的 PIC16F877 單晶片，內含高效率的 8 位元 CPU，且 CPU 採用 RISC 架構，所謂 RISC 架構是採用雙匯流排的 Harvard 結構，和以往的 Von Neumann 結構的效能有很大的提升。

整合進許多有用的週邊模組，其中有十位元多通道的類比/數位轉換器、兩個集擷取、比較、脈波寬度調變三項功能的 CCP 模組、高速輸出/入及週邊傳輸模組，因為其整合的週邊眾多，使 PIC16F877 以更高的速度、更少的電路來完成強大的功能。利用 PIC16F877 的

10 位元八個通道類比數位轉換模組(A/D Converter Module), 並搭配通用同步非同步接收傳輸器(Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter, USART)[25]為前端生理訊號擷取、數位化與傳輸的功能。程式部分使用組合語言來設計, 我們使用三個類比數位轉換通道, 轉換解析度為 8 位元, 取樣頻率使用內建計時器來控制中斷時間, 即為取樣的時間, 由於心電訊號主要頻率成分多在 100Hz 以下, 我們使用 300Hz 的取樣頻率應可完整的取下訊號, 至於 RS232 傳輸的部份為配合 PDA 的速度, 所以採用 9600bps 的鮑率, 並在外部加上一顆 ICL 232 將訊號轉換提升至非同步串列通訊中電壓訊號定義值, 如此即完成此模組的電路設計, 因為 PIC16F877 已將 A/D 及 USART 二模組整合於內, 且 PIC16F877 又為 Flash 的程式記憶體, 在程式的開發與錯誤程式抹寫都是非常方便, 所以 PIC16F877 單晶片非常適合本研究此部份的開發與電路設計, 圖 3.12 為電路圖。

圖3.12 類比數位轉換與串列通訊模組電路圖

由於類比數位轉換與串列通訊由同一顆單晶片負責，為了驗證在資料做轉換與傳送時，無資料的遺失或覆蓋的錯誤。故使用一三角波將每一點傳送到的訊號與前一點訊號相減，不考慮轉折點的影響，則每點的差應一致，當三角波上升時，差為正值，下降時，差為負值，將差值以圖表示，則為方波，若方波有失真，則代表傳送時資料有遺失，若為正確方波，則資料為正確無誤，另外，使用類比數位轉換與串列通訊記錄到的 10Hz Sin 波做頻譜分析，若功率頻譜也無誤，即可證實此模組正確無誤。

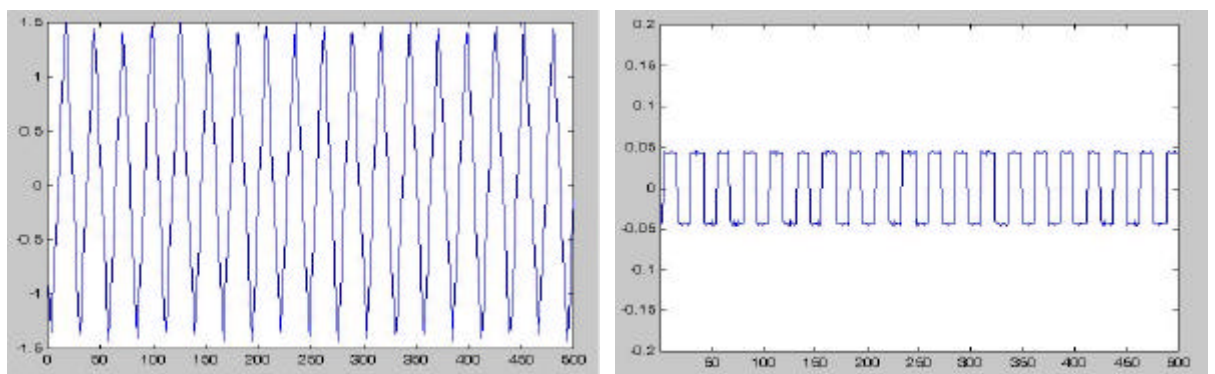


圖3.13 三角波與誤差評估圖

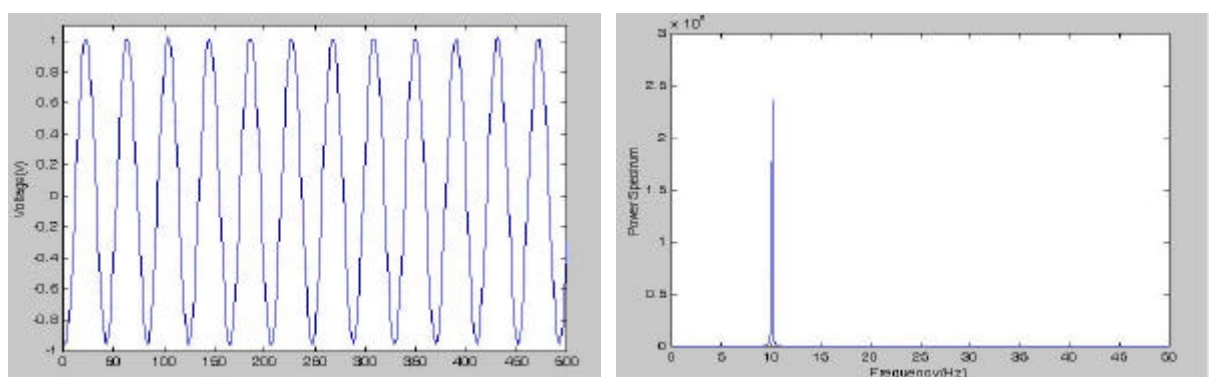


圖3.14 10Hz正弦波與頻譜分析

3-2 濾波器與放大器模組

此前處理電路模組，主要是對微弱的生理訊號予以放大的目的而設計，故濾波器與放大器電路在本研究中是非常重要的，因為心電訊號很微弱，若未經放大與濾波，所量得的訊號根本無法辨識，所以我們使用了 Notch Filter、Low Pass Filter 與 High Pass Filter 作濾波，並使用儀表放大器放大心電訊號。

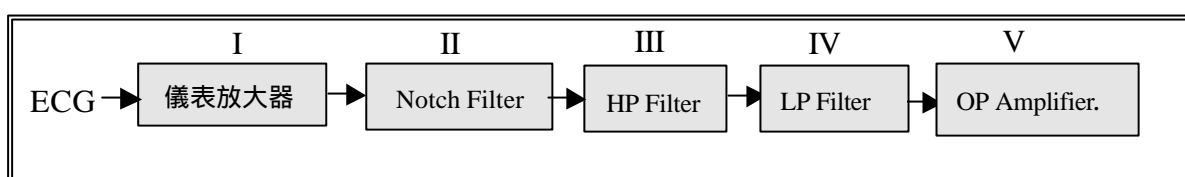


圖3.15 濾波器模組示意圖

I. 第一級---儀表放大器：使用三顆 OP 組成儀表放大器，放大倍率為 7 倍，並使用一顆 OP Amp.做 driven leg circuit，目的在於消除共模訊號與保護受測者的電路設計。

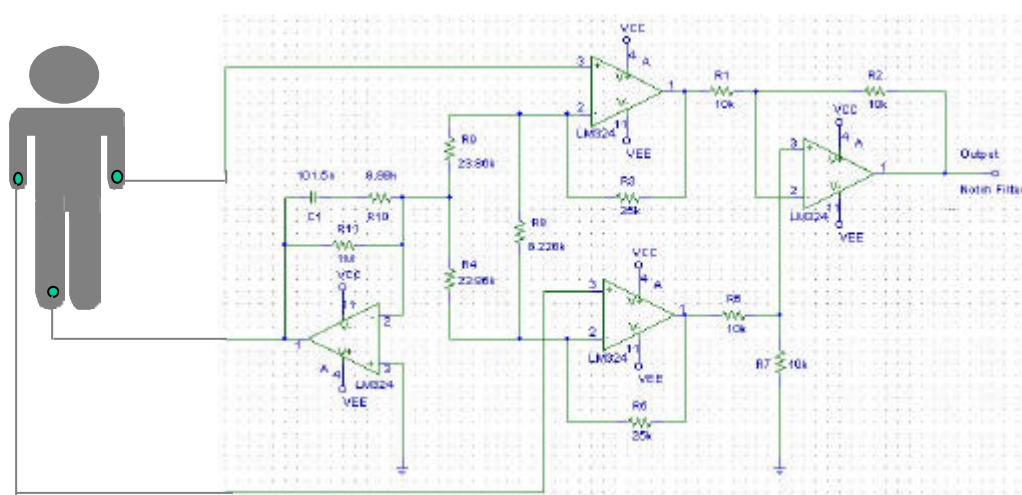
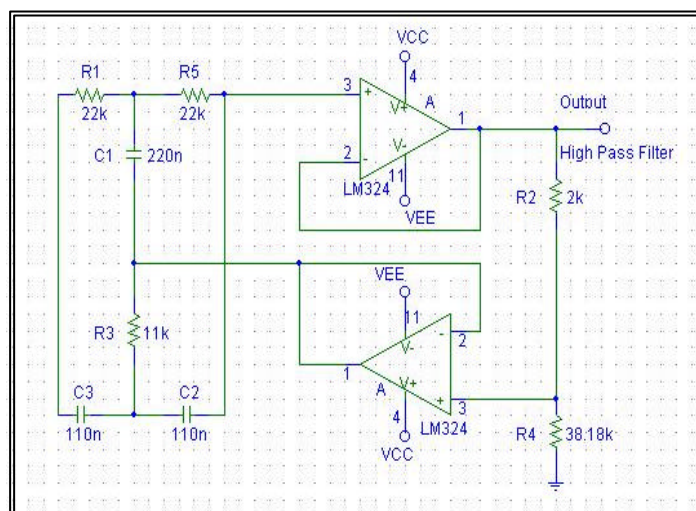


圖3.16 儀表放大器電路圖

II. 第二級---Notch Filter：放大微弱生理訊號時，極可能將一些外界的干擾訊號或 60Hz 的電源雜訊一併放大，並帶入系統，所以在生理訊號放大電路設計時，常需要設計 60Hz 的陷波濾波器，濾除 60Hz 電源干擾，故設計 Twin-T notch Filter 濾除 60Hz 雜訊。



截止頻率

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$Q = \frac{1}{4 \left(1 - \frac{R_1}{R_1 + R_2} \right)}$$

圖3.17 Notch Filter電路圖

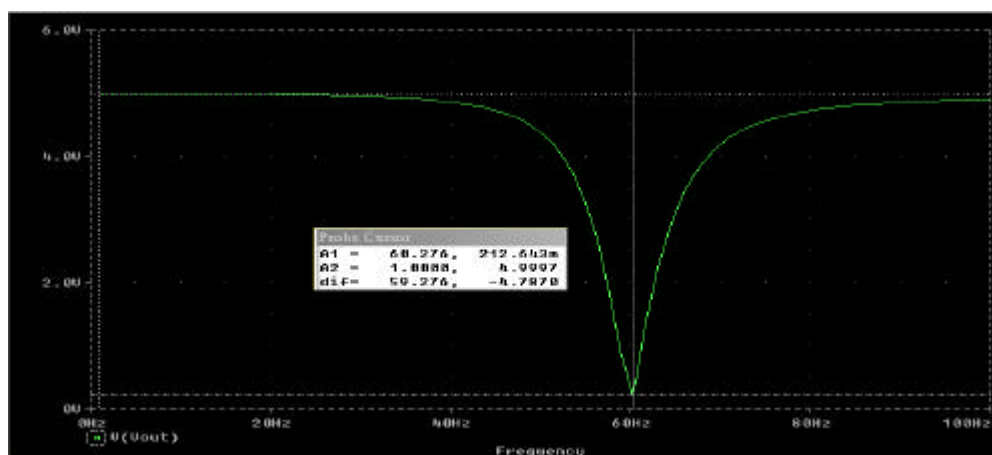


圖3.18 Pspice模擬陷波濾波器之頻率響應圖

實際量測後，訊號受 60Hz 干擾已非常小，見圖 3.19。

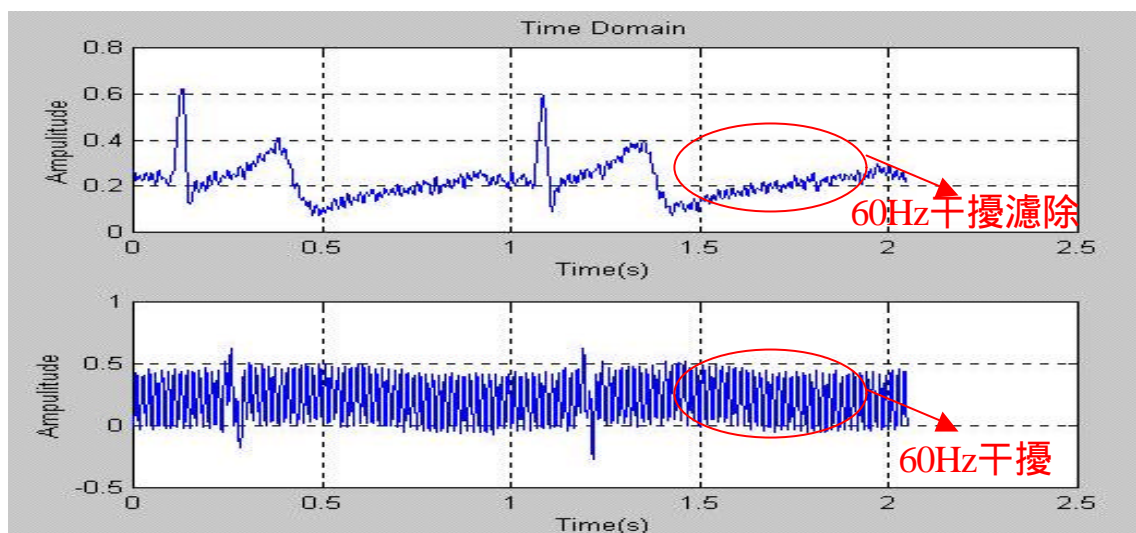
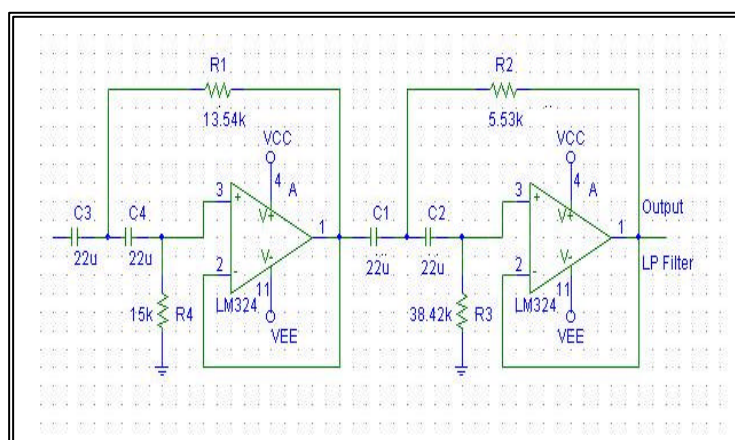


圖3.19 60Hz干擾濾波前後比較圖

III. 第三級---High Pass Filter：主要作用為濾除直流漂移，電路由電阻與電容組成的 RC 高通諧振電路，如圖 3.20，針對心電訊號去除直流漂移，截止頻率設定為 0.5Hz，其中使用兩個 Unity-Gain Sallen-Key HP Filter 串接成四階 Butter-worth High Pass Filter 達成此電路。



截止頻率:

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn}RC}$$

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{n+1}$$

圖3.20 High Pass Filter電路圖

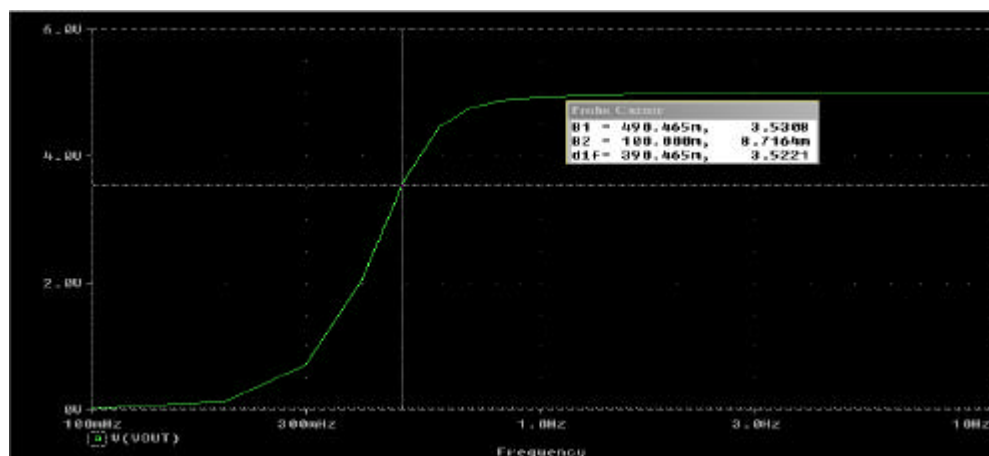
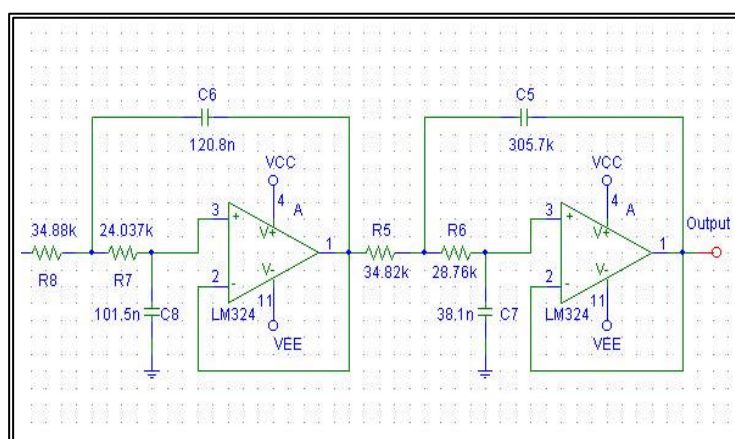


圖3.21 Pspice模擬高通濾波器之頻率響應圖

IV. 第四級--- Low Pass Filter：就心電訊號而言，大部分訊號的重要成分皆為低頻,故此電路截止頻率設為 50Hz。使用兩個 Unity-Gain Sallen-Key LP Filter 串接成四階 Butter-worth Low Pass Filter 完成。



截止頻率

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn}RC}$$

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{m+1}$$

圖3.22 Low Pass Filter電路圖

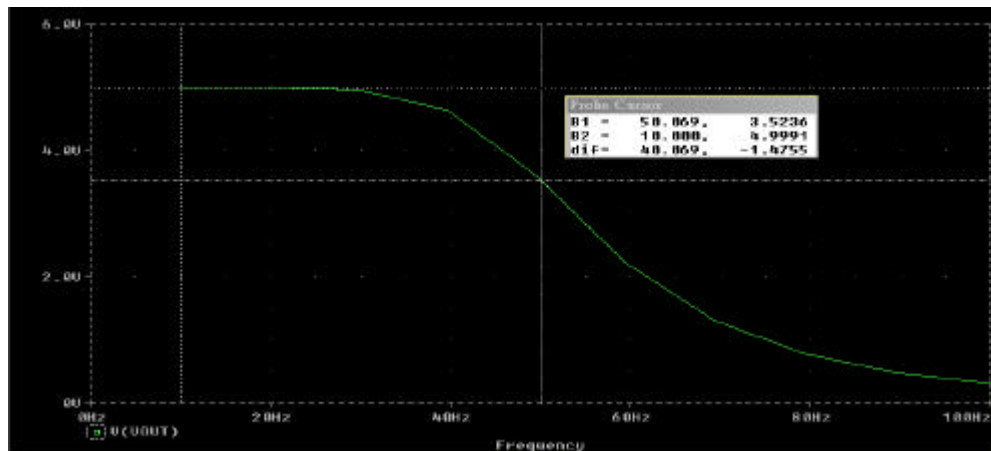


圖3.23 Pspice模擬低通濾波器之頻率響應圖

- V. 第五級---OP Amplifier: 此級為本模組的最後一級，將訊號放大 145 倍，乘上第一級的儀表放大器放大倍率，此模組的放大倍率約 1015 倍，對於心電訊號放大的應用已可達到良好效果。

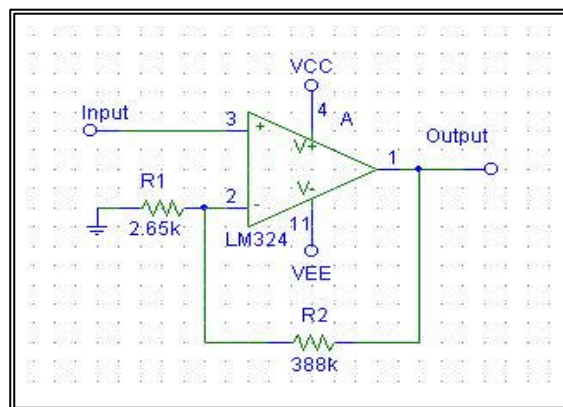


圖3.24 OP Amplifier電路

從第一級至第五級串接後，實際作出電路。

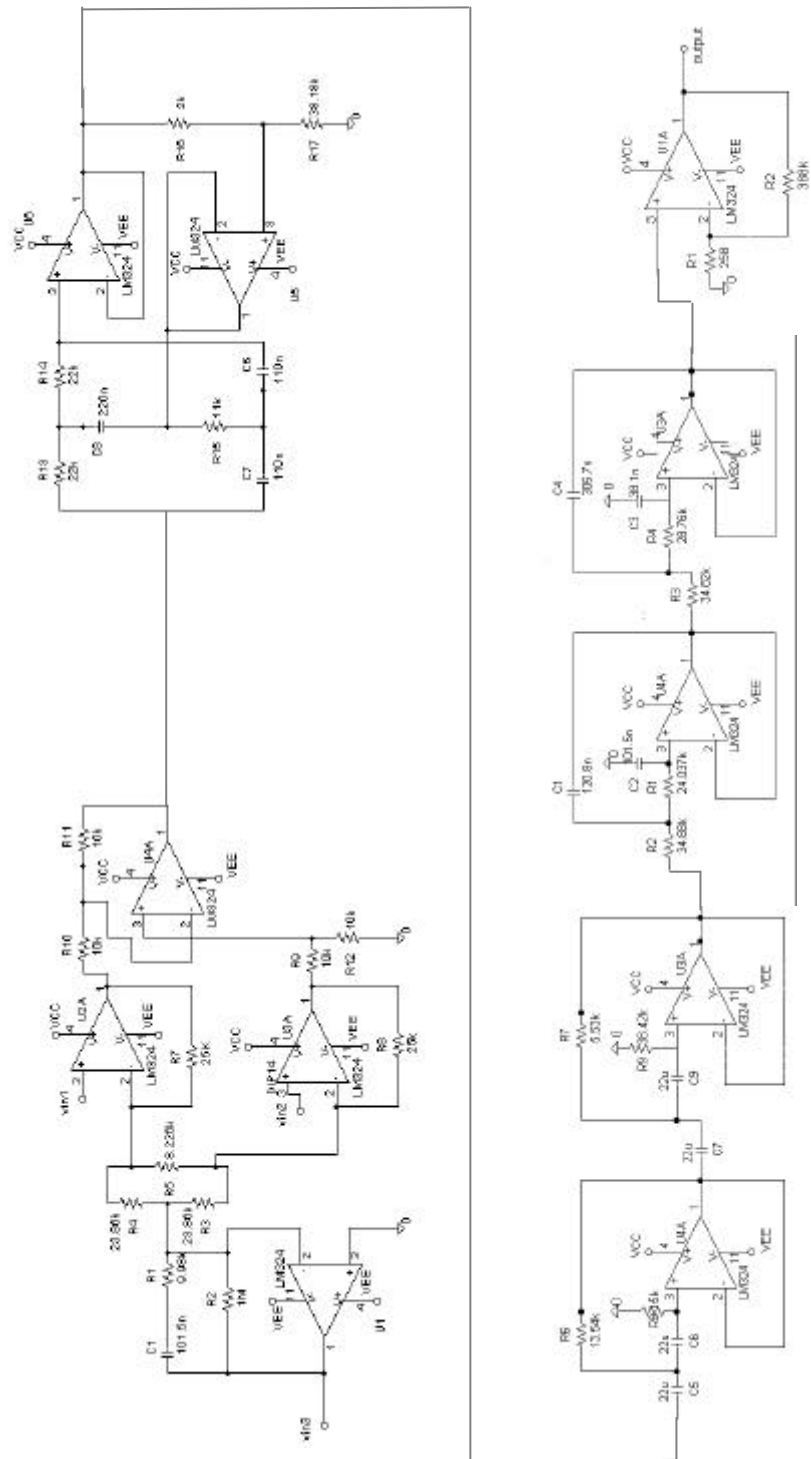


圖3.25 放大器與濾波器模組電路圖

最後將所有的模組連結，構成本論文完整的系統，見圖 3.26。

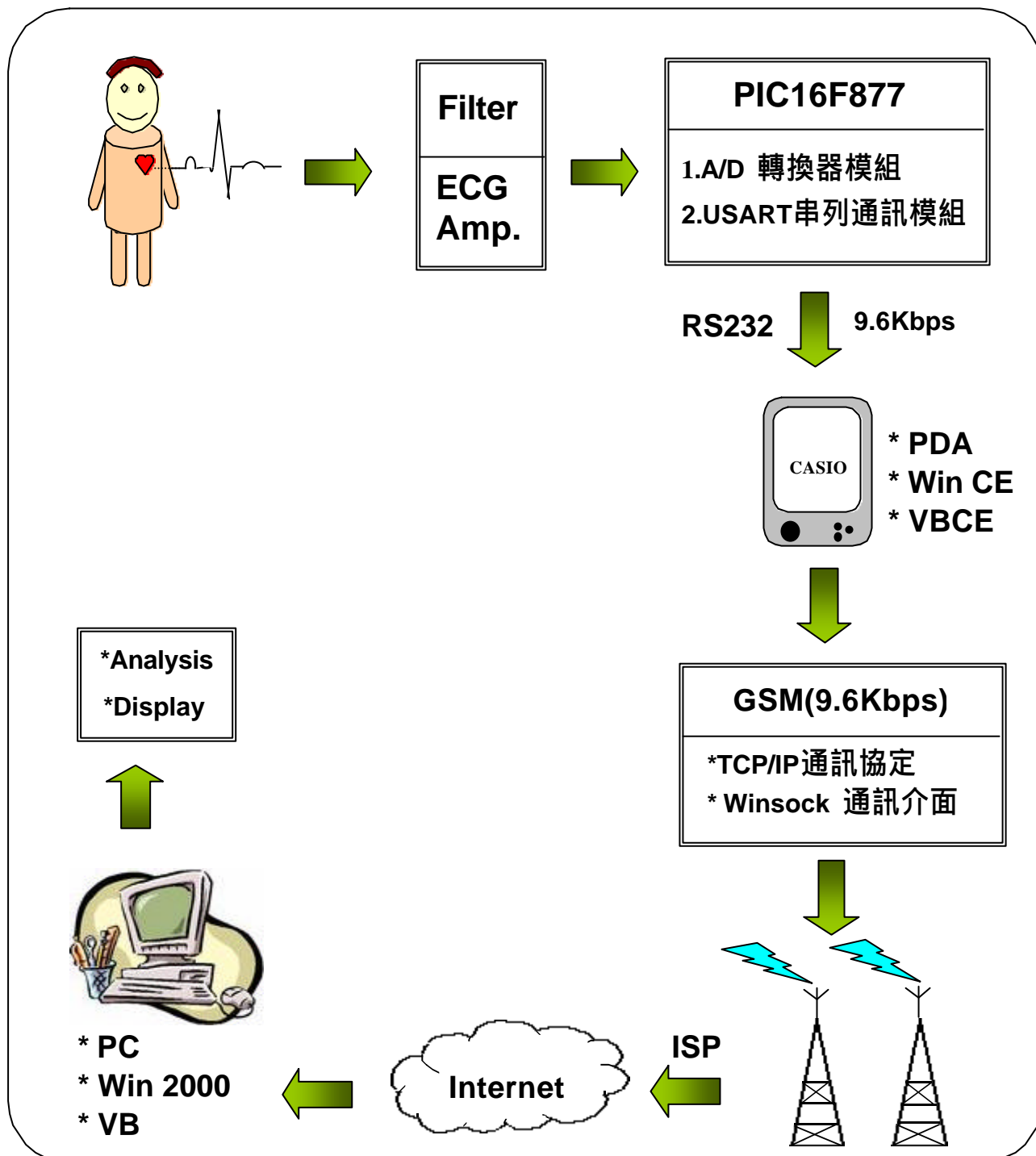


圖3.26 系統架構圖

第四章 系統效能評估與結果

第一節 系統評估方法與訊號基本分析

本研究對於系統傳輸可靠度的評估方法：

1. 由傳送端(受測端)我們使用 HP33120A 訊號產生器產生正弦波，頻率為 10Hz，即每秒產生 10 個正弦波，透過 GSM 手機一次將 30 秒資料傳至伺服端，將伺服端所收到的資料分割成一秒一筆資料，計數每一筆資料的正弦波數目，若剛好為十個正弦波則為 Perfect transmission。
2. 由於訊號傳輸過程中會受到干擾，單憑視覺上的觀察傳送端與接收端訊號差異，並無法達到客觀精確的結果，故我們使用了一評估指標參數均方根誤差(RMSE, Root Mean Square Error)，計算訊號傳送後的誤差。

$$RMSE = \sqrt{\sum_j \frac{1}{n} (S_j - C_j)^2}$$

式中，n 為訊號總筆數；S 為接收端之訊號；C 為傳送端之訊號

本研究對於訊號分析的部分採用：

◆心電訊號分析：

本論文之 QRS 波偵測方法採用 Tompkins[26]的 QRS 自動偵測法；原理是利用 QRS 波的波形特性，例如：振幅、寬度與斜率等特性做分析，首先先做濾波、微分、絕對值與視窗平均法，如圖 4.1 所示，在經過一中心頻率為 17 Hz 的帶通濾波器降低 P 波與 T 波的振幅後，相對於其他部分之訊號，QRS 波的波形更為明顯，但為了再將

QRS 波強化，心電訊號再經過微分的動作,以消除 P 波與 T 波對 QRS 波偵測上的影響。最後再將訊號取絕對值與視窗平均的運算，將可得到每個 QRS 波所對應到的峰值，在利用適當的閾值，將可正確的偵測到 R 波的發生點。

雖然在訊號處理過程中，造成訊號產生些許的相位差，但我們需要的是相對 R 波的時間間距，而非 R 波的絕對發生時間，故處理過程的相位差並不會造成研究上的差異。

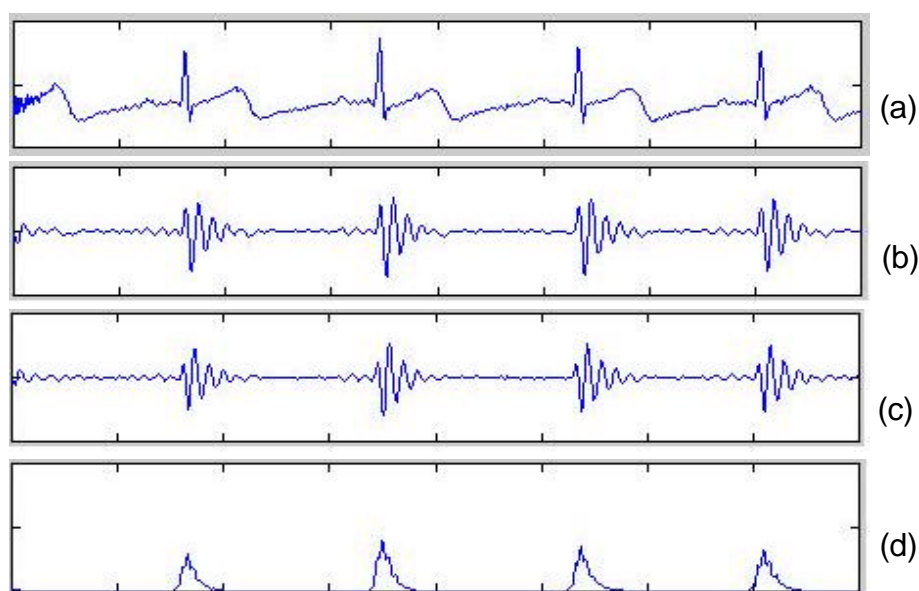


圖4.1 QRS波偵測圖 (a)原始心電訊號圖 (b)經過帶通濾波器後訊號(c)經過低通微分濾波後之訊號 (d)取絕對值與視窗平均後之訊號

◆姿勢變化分析：

對於姿勢變化的偵測，我們使用兩顆加速規來感測胸部與腿部的加速度變化，研究方法是使用 Analog Devices 的 Accelerometer 來偵測人體姿勢變化，由於動態姿勢辨識為另一研究主題，故本研究在此僅對坐、站、躺與走路四種姿勢定義其加速規所感測的訊號值，見表 4.1。

我們目前使用 ADXL 05*此顆單方向感應的加速規，若垂直於地表且與重力加速度方向相反，則加速規感應值為+1g，若與重力加速度方向相同則為-1g，平行地表則為 0g。

我們將一顆加速規貼於前胸部垂直地表，此顆加速規感測方向朝上，另一顆加速規貼於大腿前側平行地表，此顆加速規感測方向朝前，所以我們定義出以下幾種姿勢變化與加速規訊號的關係，見圖 4.2，如此即可做四種姿勢變化的量測。

表 4.1 姿勢變化與加速度關係

姿勢(Posture)	加速度(胸部)	加速度(腿部)
坐姿(Sitting)	1g	1g
站姿(Standing)	1g	0g
仰臥(Lying)	0g	1g
走路(Walking)	1g	Dynamic

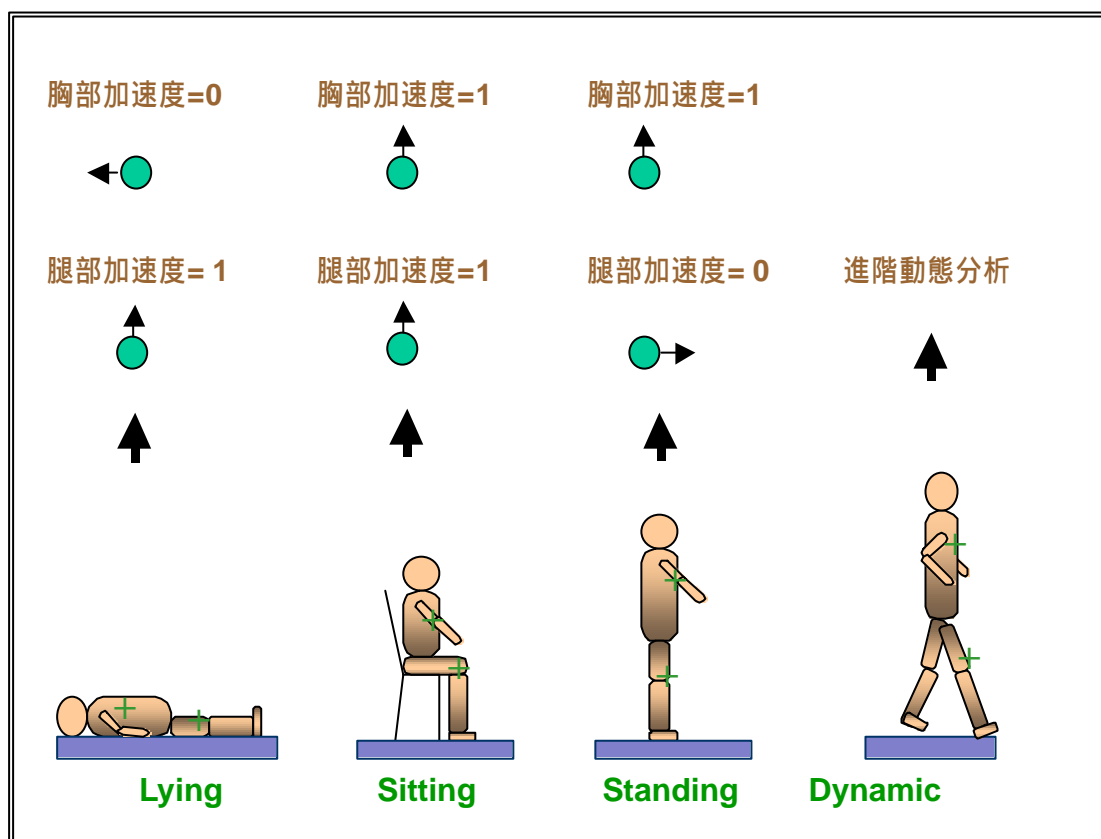


圖4.2 姿勢變化與加速規訊號

第二節 傳輸可靠度評估

此方面的評估，我們使用 HP33120A 訊號產生器產生正弦波，頻率為 10Hz，即每秒產生 10 個正弦波，透過無線傳輸一次將 30 秒資料傳至伺服端，將伺服端所收到的資料分割成一秒一筆資料共 30 筆，計數每一筆資料，若所收到的正弦波數目為 10 則為 Perfect Transmission，共做 10 次取平均，見圖 4.3。

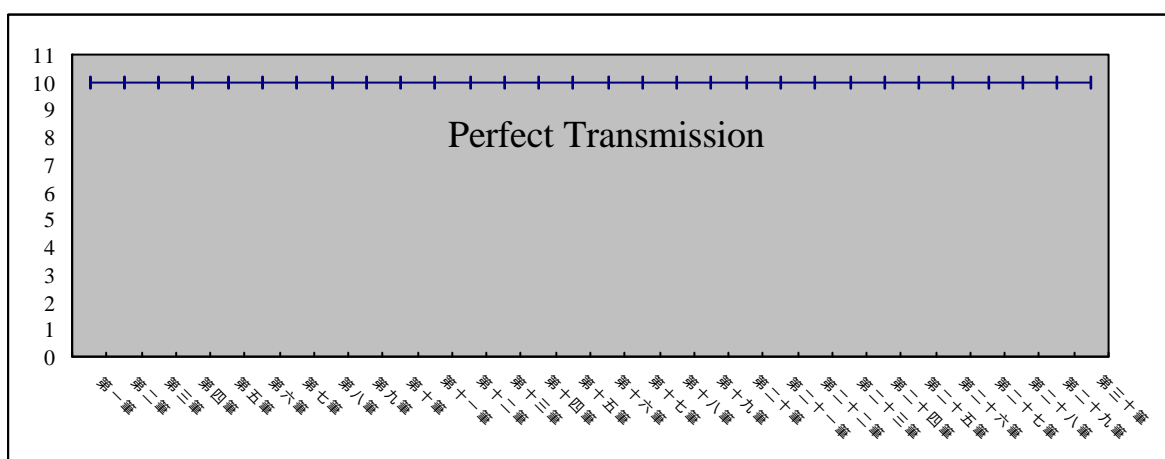


圖4.3 傳輸可靠度評估圖

第三節 模擬訊號與實際心電訊號傳送與討論

本系統已建立完成，對於傳送模擬訊號與實際心電圖的能力經過測試後，發現可達到我們的基本要求，下圖為測試結果圖(RMSE 皆為零)。

3-1 網路卡傳送測試

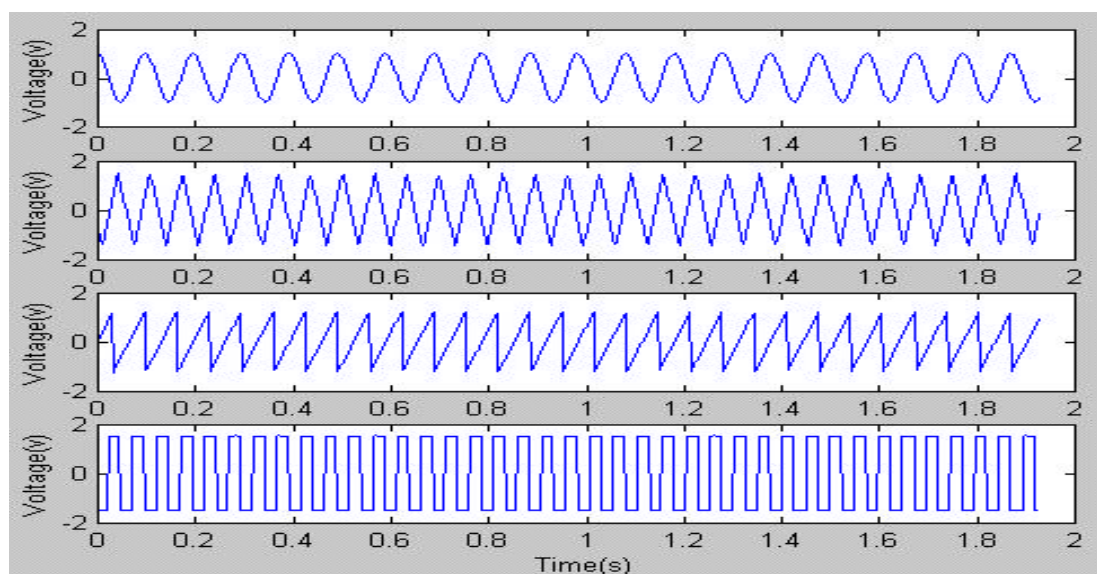


圖4.4 傳送端(PDA端)-訊號

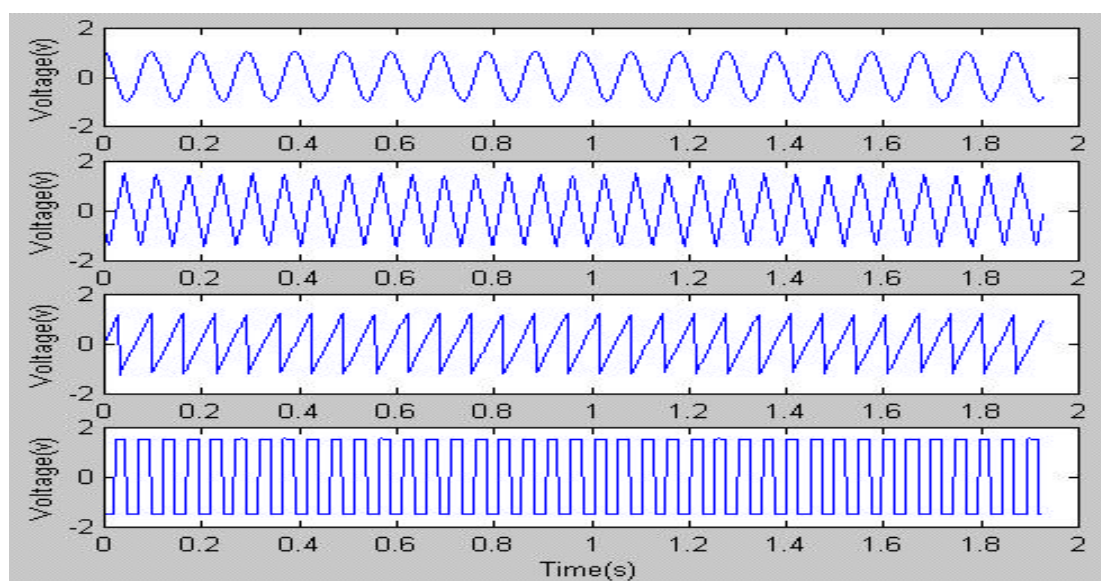


圖4.5 接收端(PC端)-訊號

為配合不同受測者的差異性，本系統使用模擬心電訊號從每分鐘 60 個心跳至每分鐘 150 個心跳(60BPM、90BPM、120BPM、150BPM) 共四個心跳率來測試，下圖為測試結果(RMSE 值皆為零)。

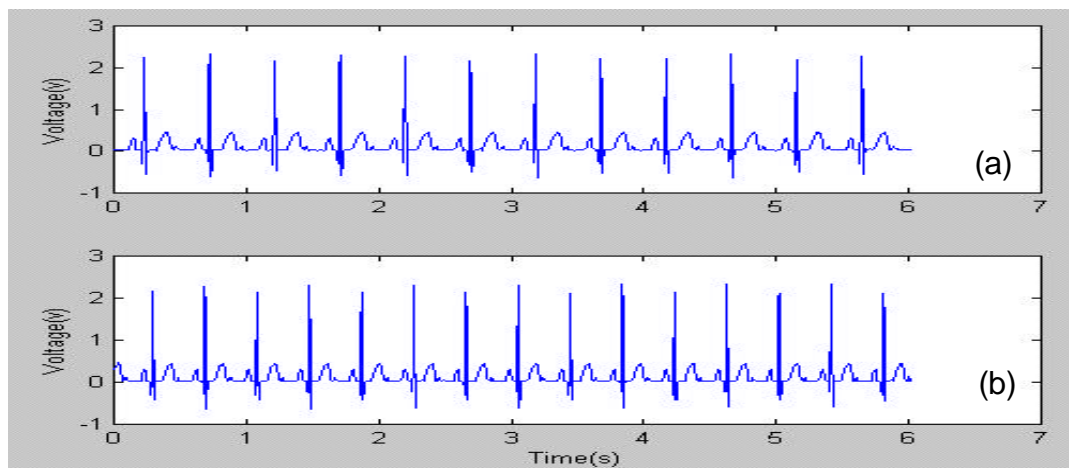


圖4.6 傳送端(PDA端)訊號-120BPM,150BPM(a , b)

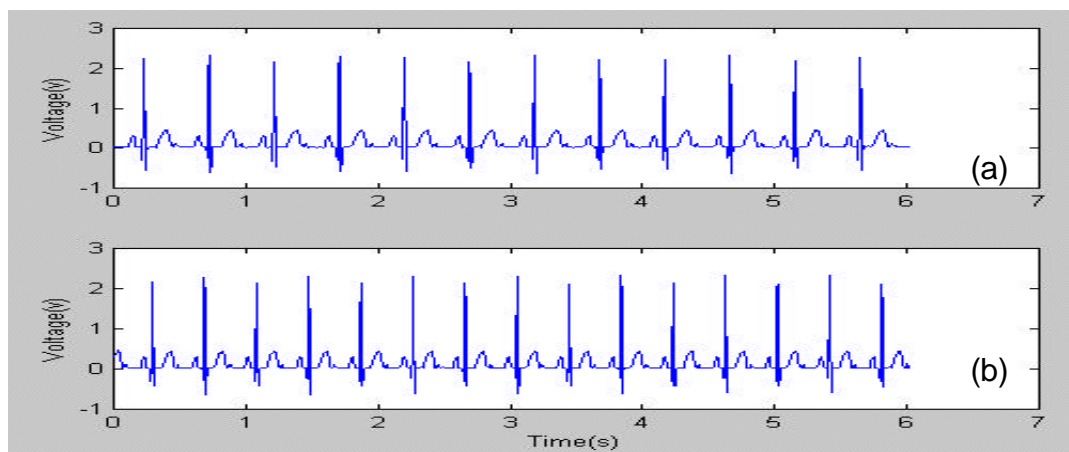


圖4.7 接收端(PC端)訊號-120BPM,150BPM(a , b)

3-2 行動電話傳送測試

測試結果無論在視覺上或統計上皆可達到良好效果，RMSE 值皆為零

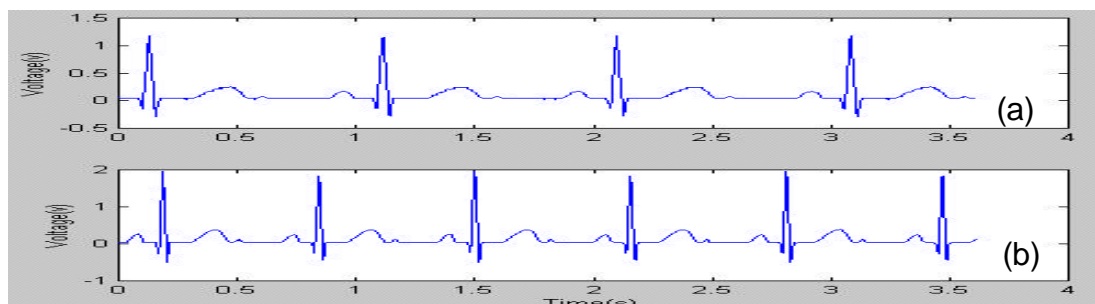


圖4.8 傳送端(PDA端)訊號-60BPM,90BPM(a , b)

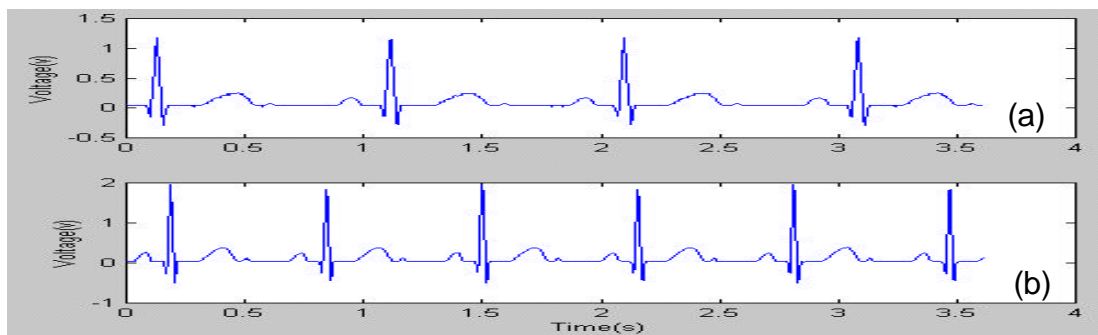


圖4.9 接收端(PC端)訊號-60BPM,90BPM(a , b)

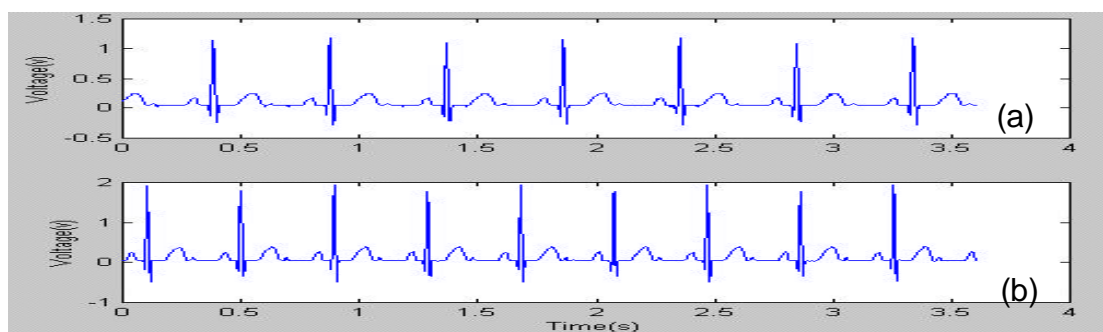


圖4.10 傳送端(PDA端)訊號-120BPM,150BPM(a , b)

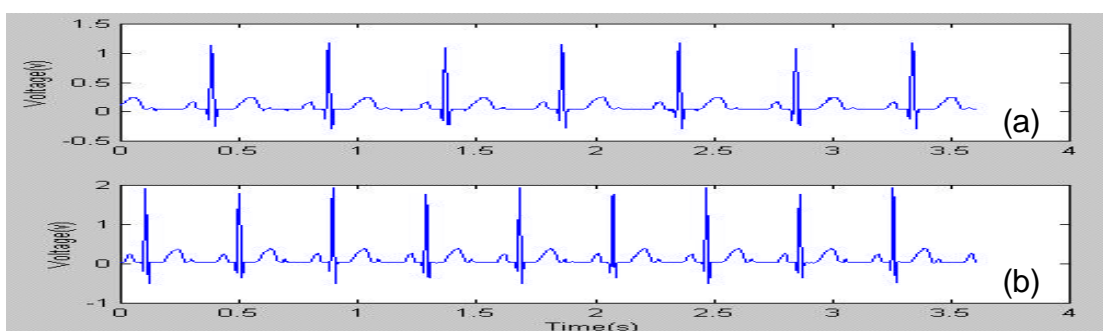


圖4.11 接收端(PC端)訊號-120BPM,150BPM(a , b)

3-3 實際心電訊號傳送測試

下圖以網路卡傳送之實際心電訊號圖(RMSE 值為零)。

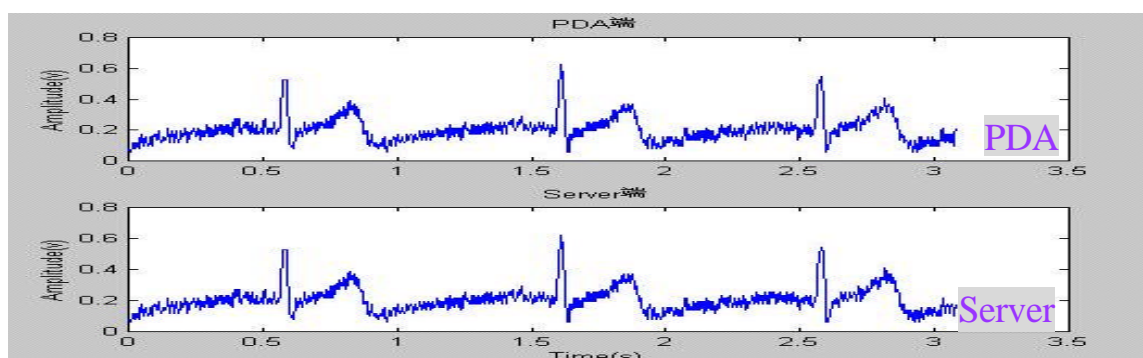


圖4.12 實際ECG訊號圖

第四節 姿勢變化與心率變異分析

4-1 姿勢變化

實驗中我們使用的兩顆加速規，分別貼於前胸與左大腿，加速規感測方向分別為朝上與朝前，於坐姿時固定此兩顆加速規，故此時的胸部的加速規之加速度訊號為 $1g$ ，而腿部的加速規之加速度為 $1g$ ，之後便開始我們的實驗，圖 4.13 為仰躺、站、坐與走的胸部加速度訊號，加速度為 $0g$ 、 $1g$ 、 $1g$ 與 $1g$ ，圖 4.14 為腿部加速度訊號，姿勢分別為仰躺、站、坐與走，加速度分別為 $1g$ 、 $0g$ 、 $1g$ 與動態變化。圖中我們發現會有一些干擾雜訊，但在經過每秒平均後，此干擾已消除，對於我們姿勢判斷上，並不會有所影響。

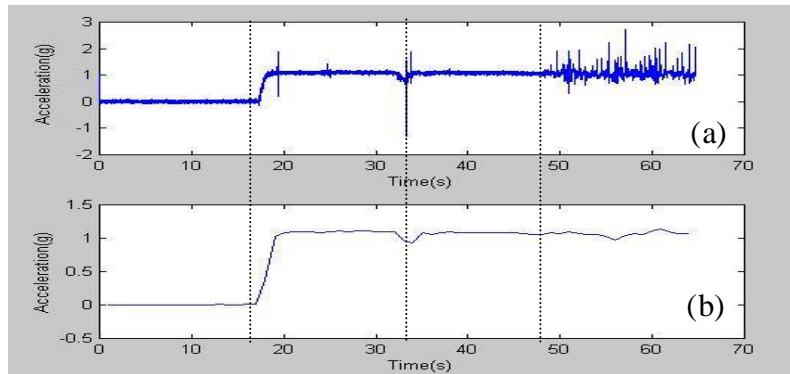


圖4.13 胸部加速度訊號-仰躺、坐、站與走(a)未平均之訊號(b)已平均之訊號

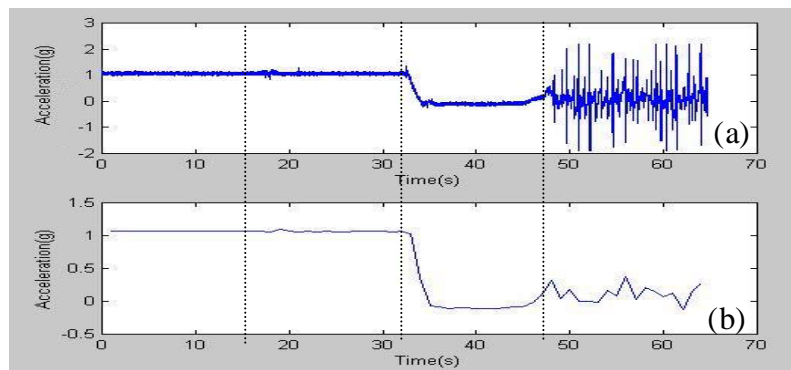


圖4.14 腿部加速度訊號-仰躺、坐、站與走 (a)未平均之訊號(b)已平均之訊號

圖 4.13(a)中可看出當在行走時，胸部加速規的加速度也有隨移動的情況產生些許的變化，圖 4.14(a)中，腿部加速規的加速度之變化則更大，但由於我們的研究在於姿勢變化對心率變異度的影響，故這些加速度的變化我們暫且不考慮，因為根據我們所定義出之加速度訊號與姿勢變化已可正確的辨識出以上四種姿勢。

4-2 姿勢變化與心率變異度

結合心電訊號與姿勢變化,我們同步的擷取了此兩種訊號,圖 4.15 中我們可以看出姿勢變化對心率變異度的影響,但由於下圖所表示的為短時間之變化,故無法看出明顯的交感與副交感神經作用機制,根據文獻記載,於躺的姿勢下,副交感神經作用較強,心率變異度屬於高頻的成分較強,而處於站的姿勢下,交感神經作用較強,心率變異度屬於低頻的成分較強,但於短時間姿勢變換對於自律神經系統的調控較不易看出。

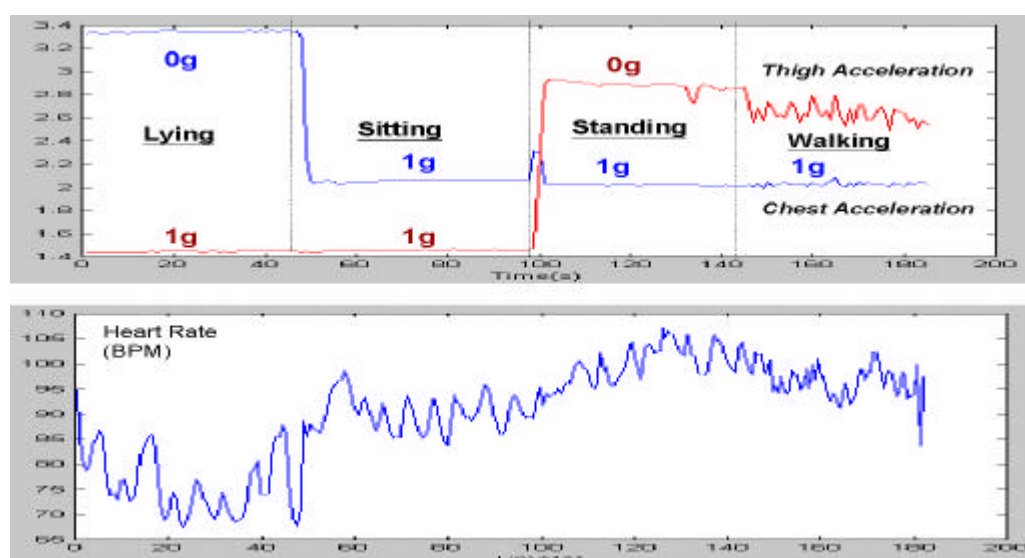


圖4.15 不同姿勢對心率變異度於之影響

在此我們只看出心率隨著姿勢的變化,由仰躺時心率較低至站與行走時心率較快的現象。故我們利用本系統量測了長時間的姿勢變化與心率變異度之關係,見圖 4.16。

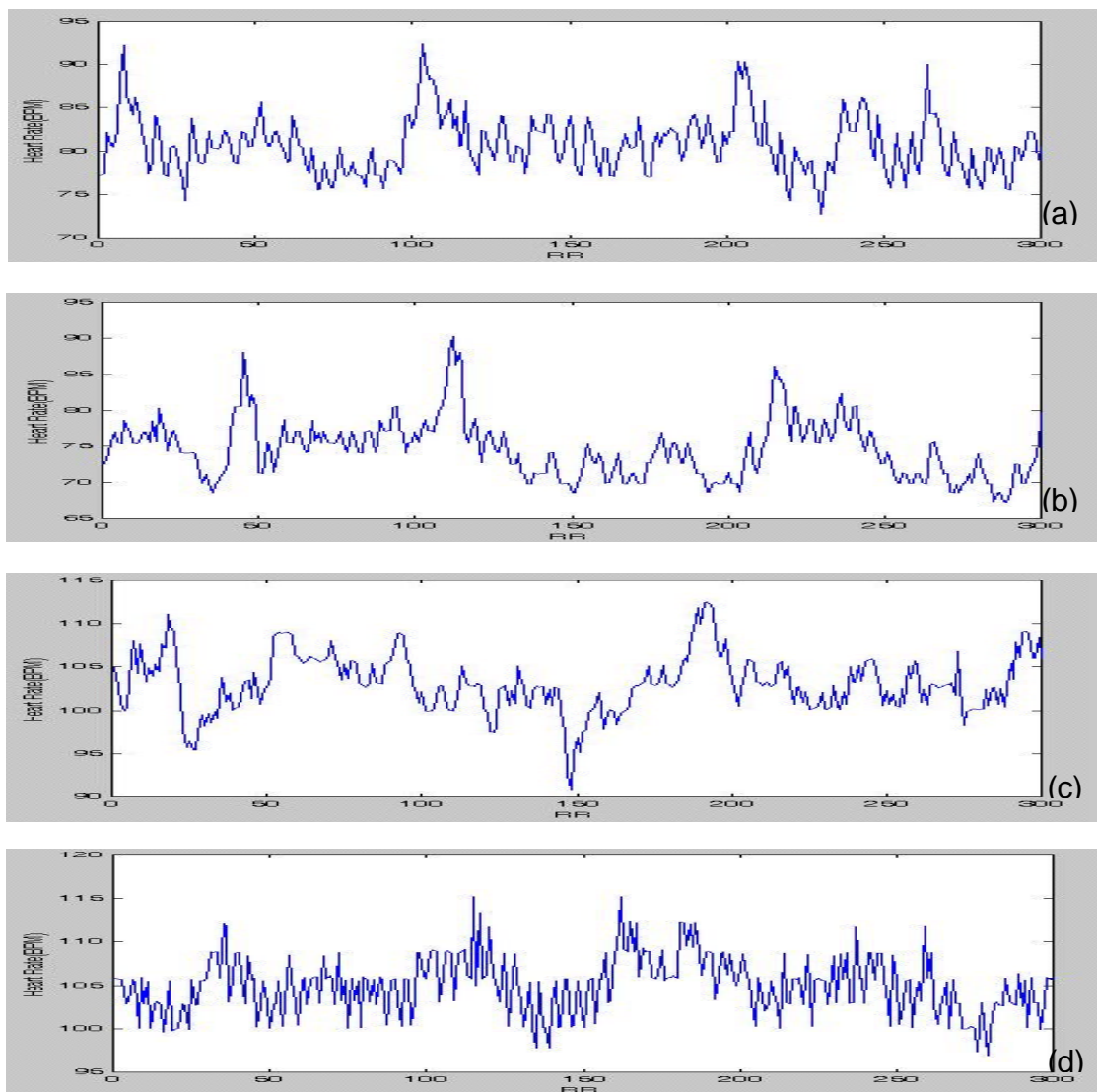


圖4.16 心率變化圖(a)仰躺 (b)坐姿 (c)站姿 (d)行走

由圖 4.16 中我們較易看出心率變異度在不同姿勢下受自律神經調控的情況，進一步的心率變異度頻譜分析，如圖 4.17 可知當仰躺時，副交感神經作用較強，中、高頻成分較高，當站立時，交感神經作用較強，中、低頻成分較高，結果和之前的研究結果相符。頻譜分析採用文獻[27]所定義的頻帶，高頻頻帶為 0.224~0.28Hz、低頻頻帶為 0.04~0.12Hz 計算出不同姿勢之心率變異度功率頻譜。

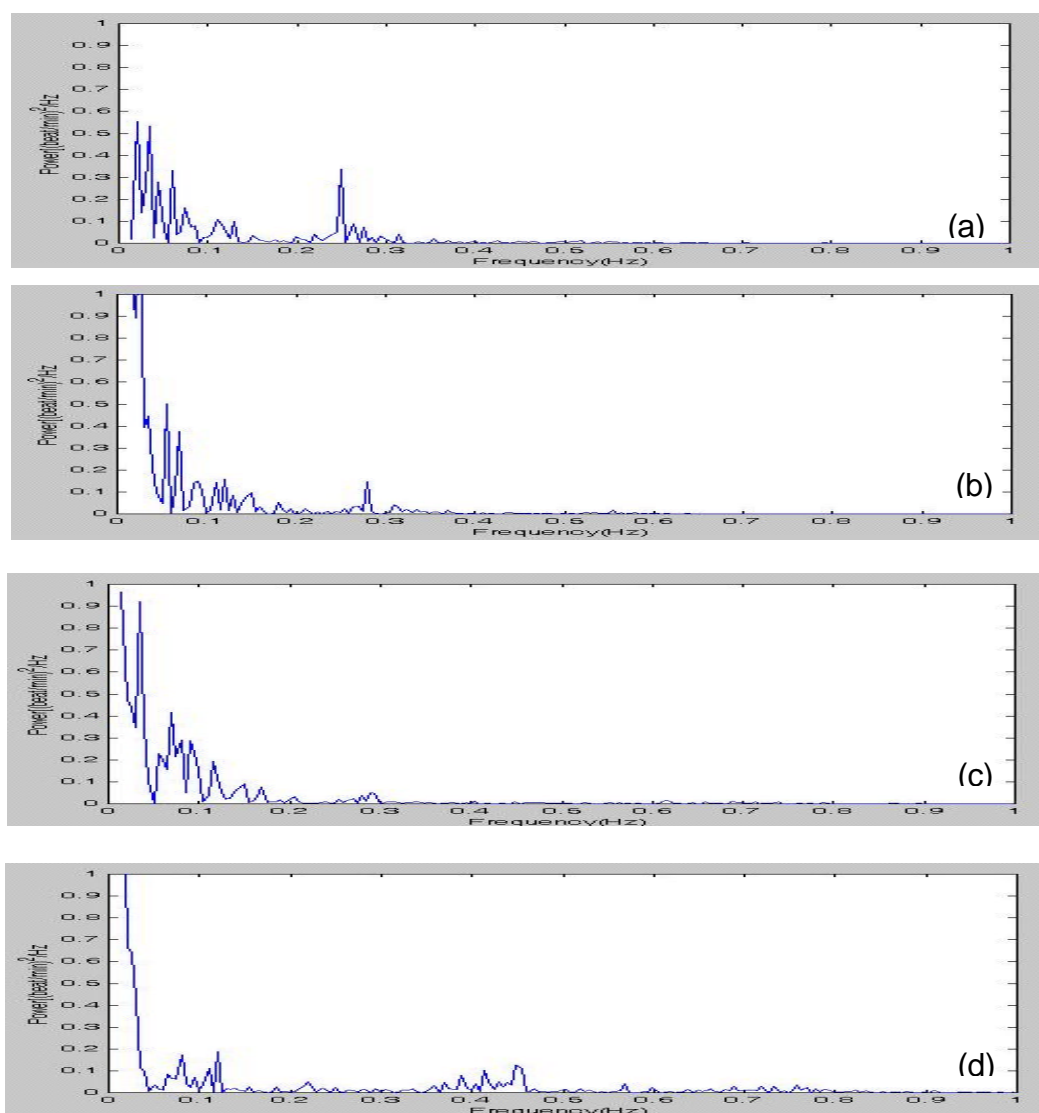


圖4.17 心率變異功率頻譜(a)仰躺 (b)坐姿 (c)站姿 (d)行走

上圖中，我們可看出高頻成分在仰躺與坐姿時，有較高的功率 (Power) 值，隨著姿勢變為站立時，高頻成分隨之消失，低頻成分則增強，而當姿勢為行走時，高頻成分隨呼吸頻率而飄移至 0.4Hz，低頻成分下降，交感、副交感神經達到協調的狀態。

表 4.2 為圖 4.17 頻譜分析之功率(Power)值。

表4.2 不同姿勢下之頻譜功率值

頻譜功率(beat/min) ²		
	高頻頻帶(0.04~0.12Hz)	低頻頻帶(0.224~0.28Hz)
仰躺	0.668	1.829
坐姿	0.144	2.393
站姿	0.094	3.658
行走	0.185	0.963

由以上的實驗結果可知本系統的功能可達到尚不錯的效果，對於將來的研究也提供一良好的量測系統，但仍有些困難與不足將再下一章中提出討論。

第五章 結論與未來發展

拜無線通訊科技進步所賜，本系統得以使用 PDA 結合 GSM 手機達到隨身生理訊號傳輸的目的，並完整建立一個方便、移動性高的可攜式生理訊號傳輸系統。本系統除了可用於無線傳送生理訊號外，還可當作記錄生理訊號的生理訊號記錄器(Data Recorder),因為 Windows CE 作業系統的功能完善，此裝置有別於一般的可攜式訊號記錄器，一般都是以單晶片為主要處理單元，不僅無法達到複雜的運算，更不可能達到大範圍的無線傳輸，所以本系統功能完善與彈性高由此可知。相信未來小巧、可攜帶、功能強的 PDA 裝置，將可為遠距醫療應用帶來無限商機。

本系統已完成主要架構，並在實際測試評估後，發現結果是符合基本需求，但仍有幾點是本系統目前無法達到的或是未臻理想之處，提出討論之。

- ❖耗電量方面：Windows CE PDA 的耗電量非常大，無法達到 24 小時的記錄，仍無法取代目前的 Holter，但若將本系統定位於 event recorder 的應用將更為適切，當受測者自覺到身體不適時，立即貼電極，並立刻無線傳輸所量得的生理訊號，或是隨時監測訊號，由受測者選擇傳送訊號與否，將是未來非常好的應用。
- ❖取樣頻率與通道數方面：取樣頻率與頻道數由 PIC16F877 此顆單晶片控制，由於使用的開發語言為組合語言，彈性較低、開發困難度較高，所以目前取樣頻率與頻道數固定，尚無法由使用者設定修改，將來可朝向由使用者透過 PDA 來設定取樣頻率與頻道數，則系統的功能與彈性將更為強大完善。

- ❖即時偵測異常訊號方面：訊號處理演算法實現於 PDA 中，在擷取訊號的同時做訊號處理，偵測到異常訊號便無線傳送，相信這項功能將更符合醫療上的需求，但目前礙於 PDA 的運算速度，無法達到即時運算，只能做到擷取一段訊號即傳送一段，但將來的 PDA 效能改善後，此問題將可解決。
- ❖無線傳輸方面：目前我們仍無法克服的問題為傳輸速度無法突破，因此無法將系統建構成即時 Client/Server 傳輸監控系統，這也是我們將來努力的方向，例如：PDA 端先將訊號壓縮，以節省傳送的時間與頻寬。期望將來無線通訊技術更精進、PDA 裝置功能更強大，將可突破現在的困境，例如：使用 USB 介面取代本系統的 RS232 介面，傳輸率將可從 9600bps 提升至 12Mbps，前提是 PDA 的速度需夠快，足以處理傳來的資料，並配合 PHS 系統 64Kbps 的無線數據傳輸率或 CDMA 的數百 Kbps 以上的數據傳輸率，應是個很好的解決方案。
- ❖資料庫整合方面：資料庫的整合或加入語音辨識功能於 PDA 中，使用語音來控制 PDA 的運作，省去用觸控筆點選的輸入方式，對使用者來說將更為便利，也更符合人性，畢竟「科技始終來至於人性」。

以上這些解決方案，再不久的將來應都可實現，「資訊隨身走」的理想已經不遠了。

參考文獻

- [1] 資訊工業策進會編, ”NII 資訊及通信國家標準應用推廣手冊-遠距醫療相關標準”, 民國 88 年
- [2] 行政院衛生署, 「中華民國公共衛生概況網站」, <http://www.doh.gov.tw>
- [3] 陳玉華等編譯, ”居家護理概念與實務”, 民國 88 年
- [4] S. J. Dwyer III, A.K. Templeton, and W. H. Anderson, et al. ”Telecardiology Using Switched Dialup Networks”, IEEE Journal on Selected areas in communications, Vol. 10, No. 7, pp.1161-1172, Sept. 1992.
- [5] S. Akselsen, A. K. Eidsvik, and T. Folkow, “Telemedicine and ISDN”, IEEE Communication Magazine, Vol.31, No.1, pp. 46-51, Jan.1993.
- [6] K. Chipman, P. Holzworth and J. Loop, et al. “Medical Applications in A B-ISDN Field Trial”, IEEE Transactions On Selected areas in communications, Vol. 10, No. 7, pp.1173-1186, Sept. 1992.
- [7] 李仁貴, ”以混合光纖同軸有線電視網路進行遠距居家照護之應用”, 台灣大學電機工程研究所博士論文, 民國 89 年
- [8] 鍾慶龍, ”架構於 CATV 寬頻網路之 Web-Based 遠距居家照護系統”, 台灣大學電機工程研究所碩士論文, 民國 89 年
- [9] S. Pavlopoulos, E. Kyriacou, A. Berler, S. Demeyiotis, and D. Koutsouris, “A Novel Emergency Telemedicine System Based on

- Wireless Communication Technology AMBULANCE”, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. NO. 4, pp. 261-267, Dec. 1998.
- [10] Y. Zhang, D. Shen, W. , C. Ding, Z. Cui, H. Tian, B. Yu, B. Dai, and J. Zhang, “A Portable ECG and Blood Pressure Telemonitoring System”, IEEE Engineering in Medicine and Biology, pp. 63-70, July/August 1999.
- [11] K. Shimizu, “Telemedicine by Mobile Communication”, IEEE Engineering in Medicine and Biology, pp. 32-44, July/August 1999.
- [12] <http://www.cs.nccu.edu.tw/html2001>
- [13] 禹帆 , ”GSM 通訊系統系列報導 1~5” , 網路通訊雜誌 , 2000 年 6 月號-2000 年 10 月號
- [14] 大眾電信網站 , <http://www.phs.com.tw>
- [15] 方盈 , ”TCP/IP 通訊協定：入門與應用” , 博碩文化出版 , 民國 89 年
- [16] Akselrod,S.,D. Gordon,F.A. Ubel,D.C.Shannon,A.C. Barger and R.J. Cohen,” Power spectrum analysis of heart rate fluctuation:a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control,”Science ,vol.213,no.10,pp.220-222,1981.
- [17] S. M. Patterson, D. S Krantz, L. C. Montgomery, P. A. Deuster, S. M. Hedges, and L. E. Nebel, “Automated Physical Activity Monitoring: Validation and Comparison with physiological and self-report measures”, Psychophysiology, Vol. 30, pp. 296-305, 1993.
- [18] D. J. Sieminski, L. L. Cowell, P. S. Montgomery, S. B. Pillai, and A.

- W. Gardner, "Physical Activity Monitoring in Patients with Peripheral Arterial Occlusive Disease", *Journal of Cardiopulmonary Rehabil*, Vol. 17, pp. 43-47, 1997.
- [19] A.V. NG, and J. A. Kent-Braun, "Quantitation of Lower Physical Activity in Persons with Multiple sclerosis", *Medical Science in Sports Exercise*, Vol. 29, pp. 517-523, 1997.
- [20] K. Aminian, Ph. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, and M. Depairon, "Physical Activity Monitoring Based on Accelerometry: Validation and Comparison with Video Observation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 37, pp. 304-308, 1999.
- [21] 黃嘉輝, "Visual Basic 6 Internet Programming 網際網路與 TCP/IP 程式設計", 文魁資訊股份有限公司, 民國 89 年.
- [22] 韓丹譯, "Windows CE 開發寶典", 儒林圖書出版, 民國 89 年.
- [23] Microsoft Corporation, "Microsoft® Windows® CE Developer's Kit", 1999 年 4 月.
- [24] Microsoft Corporation, "Programming Microsoft® Windows® CE", 1998 年 10 月.
- [25] 何信龍, 李雪銀, "PIC16F87X 快速上手", 全華科技圖書出版, 民國 89 年.
- [26] Pan, J and W.J. Tompkins," A real-time QRS detection algorithm "IEEE transactions on bio-medical engineering. Vol.32, no. 3, pp.230-236, 1985.
- [27] Robert J. B. Margaret A., "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis " *American Journal Physiological*. Vol.248, no.17, pp151-153, 1985.