

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

嵌入式智慧型居家生理資訊監測及探勘系統設計與實現 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 95-3113-P-004-001-
執行期間：95年02月01日至96年07月31日
執行單位：國立政治大學圖書資訊與檔案學研究所

計畫主持人：陳志銘

計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理：李泰鉉、李宜倫、陳明娟

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，1年後可公開查詢

中華民國 96 年 10 月 07 日

行政院國家科學委員會專題研究計劃成果報告

嵌入式智慧型居家生理資訊監測及探勘系統設計與實現

Developing an Embedded Intelligent System for Human's Physiology Information Monitoring and Data Mining

計劃編號：95-3113-P-004-001

計劃執行期間：2006/02/01 ~ 2007/07/31

計劃主持人：陳志銘 副教授

計劃執行單位：國立政治大學圖書資訊與檔案學研究所

中文摘要

我國已進入高齡化的社會，並且生育率也逐年下降，老年人在居家生活中常面臨獨處無人照顧的狀態，因此利用科技輔助的居家看護需求也隨之增加，特別是發展可以在居家生活中使用的生理資訊監測與探勘系統，可以有效的對於居家老年人常發生的慢性疾病或突發的疾病進行有效的監測與分析，如此醫療人員不僅能掌握最即時的病患生理狀況，亦可大幅減少醫療成本與就診的往返時間，並且達到慢性疾病預警或緊急狀況通報的醫療照護目的。因此本計畫利用 SOC 技術發展一套「嵌入式智慧型居家生理資訊監測及探勘系統」，能夠應用於居家生活中同時監測脈搏、體溫、血壓、心電圖及呼吸頻率等人體生理訊號，並且發展此一嵌入式系統中的無線網路通訊技術，可以將生理訊號透過無線網路傳遞至遠端網路資料庫中典藏，以建立個人生理資訊日誌檔(physiology information profile)，並透過遠端網路伺服器中所發展的「生理資訊疾病探勘系統」，長期監控分析個人生理資訊，以作為支援遠距醫療、發掘潛在疾病病徵及緊急病徵通報等醫療照護目的。

關鍵字：生理資訊監控、嵌入式系統、居家看護、資料探勘、智慧型代理人

Abstract

Currently, our country has already entered an aging society, and fertility rate drops recently year by year. Elder people often stay alone at home and lack of looking after from their family staffs, thus the nursing demands assisted by science and technology are becoming a critical issue for modern families. Especially, many studies indicated that applying an intelligent system with physiological information monitoring and data mining mechanisms for e-health care is a current developing trend. This is because the urgent needs of elder people when they happen chronic or sudden diseases at home. Importantly, a physiological information monitoring system can help medical staffs

monitor and analyze human's physiological information effectively, such that medical staffs can not only control the patients' physiological states immediately, but also reduce medical cost and save a lot of time to visit hospital's doctors. Therefore, the study employed SOC and open source techniques to develop an embedded physiological information monitoring system with intelligent data mining mechanism for disease detection and long-term health care, which can actively monitor human's pulse, body temperature, blood pressure, electrocardiogram, and respiratory frequency in daily life. This study also tried to develop wireless communication technology for the proposed embedded physiological information monitoring system, which can transmit the physiological signal to web-based database for humans' physiological information archive. In addition, the proposed embedded system will also extract physiological information as profiles and store them into the remote database for individuals. We believe that the proposed system provides many benefits to aid long-distance medical treatment, exploring potential diseases, and urgent situation informing for sudden diseases.

Keywords: Human's Physiology Monitoring、Embedded System、E-health Care、Data Mining、Intelligent Agent

1. 研究背景

隨著科技的進步與國民生活品質的提升，現代人越來越重視生理健康，近幾年來有許多專家學者積極投入微型感測器與無線網路相關技術之研究，並已經實際應用於生理監測系統。由於全球人口逐漸邁向高齡化，且現代人也常因過勞及承受過大的精神壓力而無法定時前往醫療院所作檢查；飲食與生活型態的改變導致各種慢性疾病的衍生已有年輕化的趨勢。以現階段的醫療人口結構來看，最多的莫過於老年人與慢性病患，但是鑒於有限的醫療資源及為了節省問診的時間，生理資訊監測與疾病探勘系統的發展極具市

場潛力。

我國已進入高齡化的社會，因此居家看護的需求也隨之增加。而在現有的生理監測系統中，其濾波器模組是固定為量測某一種生理訊號而設計，大部份是做在硬體的電路上，而不能以單一模組量測不同的生理訊號參數。在配合 ARM Embedded SOC 的輕便性、容易使用、無線傳輸及不受使用地點限制等特性，並以物件式數位濾波器 (Object-Oriented Finite Impulse Response, OOFIR)，透過一些自行設計可量測生理訊號[16-18]的模組 (例如 EEG[8]、EKG、血壓等)，藉此可量測不同的生理訊號，成為單一視窗可監測不同生理訊號之整合型居家看護系統，適合於個人的保健伙伴，隨時隨地皆可用，也可配合網路或是無線傳輸，將資料儲存在醫學資料庫中，亦可上傳給醫生或是醫院，做即時的診斷。

因此近年來有許多研究發展出一些適用於居家看護的可攜式生理訊號監測系統，但是這些系統都只針對特定一、兩種生理訊號進行監測，缺乏使用彈性與擴充性，當使用者需要增加一種生理訊號的監測時，往往需要再購買另一套系統，並且學習第二套系統的操作方式。再者，這兩套系統只能各自獨立運作，不但無法合作，有時反而會佔用兩份資源，例如，如果原來的系統已內建數據機，具有經由電話線路將生理訊號上傳至醫院的功能，則第二套系統勢必只能經由第二條電話線或其他的方式上傳訊號。在這種狀況下，勢必造成使用的不便和成本的增加，也會造成硬體電路的增加，而不符合可攜性的要求。因此，有必要發展具彈性及擴充性，單一使用者介面的整合型生理訊號監測系統，同時，此系統需具備現有系統已具有的低成本、可攜性及便利性等特性。

因此，未來醫療診斷發展的方向，將會逐漸採用遠端的生理資訊監測技術[19](例如：脈搏、血壓、心電圖等[1])，醫療人員不僅能掌握最即時的病患生理訊號，亦可大幅減少醫療成本與就診的往返時間[2]。早在 1996 年，已經有專家學者大膽預測“家庭式的健康監測系統(Home health monitors)”將會改變人類的生活模式，透過簡便的監測方式，即可取得相關的生理資訊，只需分析呼吸、分泌物便能給予病患基本的健康資訊[3]。現代醫療監測系統的特點是便攜式、無線的、居家容易診斷、便宜和方便性的 bio-signals 監視[4]，目前已經有“可攜式無線生理資訊衣”搭配測量系統，透過無線射頻鑑別(RFID)裝置，即時監測病患的狀態，亦可透過藍芽通訊技術，讓患者在進入診間時，立刻取得其病歷表與即時測量的生理資訊。

近幾年來，隨著諸如：Web Pad, PDA, Smart Phone 等嵌入式系統[9-15]的一一問世，加上其中有些嵌入式軟體需要有即時性的需求，因此嵌入式即時作業系統的研究也隨之蓬勃發展。然而，這方面的相關技術與成果多掌握在國外研究機構或廠商，國內相對而言處於落後的一個狀態。也因此國內廠商在發展各種嵌

入式系統時，往往要付出鉅額的權利金購買相對應的嵌入式作業系統。不僅增加了許多成本，更使廠商在發展過程中受限於國外廠商，所以自由軟體嵌入式系統，就可以大幅降低開發成本。

本研究主要目的在於提出使用嵌入式自由軟體發展智慧型生理訊號監測及疾病探勘的代理人系統，可以輔助醫療人員，在病患使用載具的同時隨時監控病患的各項主要的生理狀況，這些生理資訊包括血壓、脈搏、心電圖(ECG)、體溫等生理資訊，而多途徑 ECG 更是臨床生理上的重要儀器[5]，透過監測及警示機制的建立，可以在病患發生突發狀況時，如：心律失常發生[6]，即時通知醫療人員處理，以防行動不便之病患在無人照料之下發生諸如心臟病發或血壓突然過高等突發症狀而發生休克或死亡等意外。

在生理訊號感測處理上，除了將訊號做放大以及消除雜訊處理外[7]，必須將類比訊號轉換成數位訊號，然後再由晶片做處理。當然，在晶片中希望能達到分析訊號的效果，嵌入式系統是很好的選擇。由於嵌入式系統可以將作業系統嵌入於晶片中，如 Unix、Linux 及 Windows CE 等，晶片的功能就變得多元，使得訊號在晶片端可以做部份的處理與分析，如此能提升伺服器後置分析與探勘的效能，在晶片端的設計也可以減低其複雜度，加速開發的速度，也因為大部份的功能都在晶片裡實現，對於功能增加及改變的彈性也相對的提升。而自由軟體的嵌入，大幅提高系統的再利用性，開發者可節省晶片端的開發時間，投入更多的心血在其他的應用上。

醫療監視應用與其它便攜的應用不同在他們的 I/O 要求、感測器、可靠性、保密性，和使用者界面 [6] 等問題，這些監測得到的病患生理資訊亦將透過無線網路的通訊介面，將病患的生理資訊儲存在遠端的電腦伺服器主機資料庫中，以進一步作為病患生理資訊分析與資料探勘之用，期望利用長期的生理資訊監測所記錄之個人生理資訊，挖掘出病患可能發生的潛在疾病，達到預防醫療照護的目的。因此本計畫的重點著重在研發適合生理資訊監測的機制，這其中將包括監測各種生理訊號處理的相關感測器及訊號處理技術、能透過無線網路有效傳輸生理訊號至遠端電腦伺服器主機資料庫的無線網路通訊技術及位於伺服器端的生理資訊監測及探勘代理人軟體系統。因為生理資訊是屬於時間序列的資料，因此在生理資訊監測及疾病探勘代理人的發展上，本研究將發展能夠分析具時間序列特性之生理資訊資料探勘方法，目前在這方面的資料探勘方法為資料探勘領域中較為新興且日受重視的研究主題，除了在生理資訊處理領域的應用外，在其他工程或財經領域也具有極高的研究及應用價值。又因為監測病患生理資訊所產生的時間序列資料通常都非常的大，因此必須面對處理龐大資料的問題，例如如何降低資料的維度作好特徵選取及濾

除雜訊資料的資料前置處理方法等，都將是本研究探討的重點。此外，生理資訊經常會有偏移或訊號變形的問題，這都將增加處理生理資訊分析及探勘的難度。

2. 系統設計與實作

2.1 系統開發環境及開發工具

此部份主要在於介紹系統實作過程中所使用到的相關軟硬體開發環境，其中分為硬體環境介紹和軟體環境介紹。

2.1.1 硬體環境

為了確保本研究所規劃之嵌入式居家病患生理資訊監測及疾病探勘系統得以實現，本研究在開發過程中，即先行針對脈搏訊號處理規劃及設計一感測器訊號處理電路，如圖 1 所示。並先利用單晶片微電腦通信介面電路，以連結個人電腦的 RS-232 串列通訊埠加以測試，以驗證其可行性，圖 2 所示為所設計之感測器訊號處理及單晶片微電腦串通信介面電路外觀圖。而單晶片微電腦通信介面電路則在本計畫執行過程中以更具彈性及實用性的嵌入式 ARM 晶片取代，如此能有效的精簡電路的空間與複雜度，而晶片則嵌入 Windows CE 作業系統，並在此一平台上開發處理生理訊號之應用程式。

在軟硬體發展環境方面，本研究使用的嵌入式系統發展平台如圖 3 所示；USB 可規劃設備如圖 4 所示。其中，嵌入式系統發展平台使用具 Intel PXA255 處理晶片的 XScale PXA255 嵌入式系統平台，USB 可規劃設備為 USBmicro 公司之產品，其各部份硬體規格說明如下：

a. 前置訊號與單晶片微電腦通信介面電路

處理器：8051 晶片

前置訊號處理電路，如圖 1 所示，包括：儀表差動電路、低通濾波器、高通濾波器、準位提升電路、ADC 轉換電路。

通訊介面：RS232

電源：外接電源

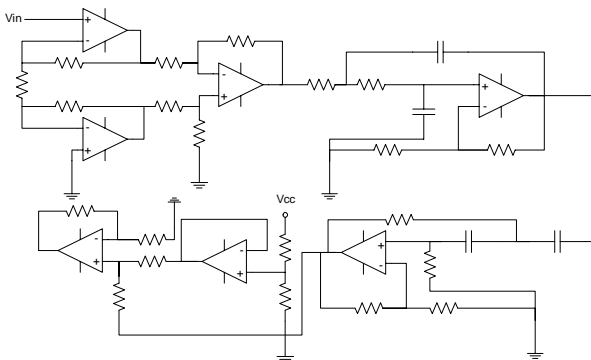


圖 1. 前置訊號處理電路

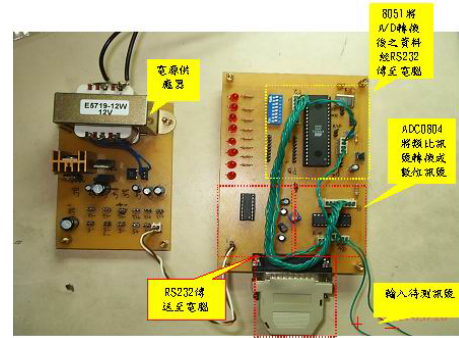


圖 2. 感測器訊號處理及單晶片微電腦通信介面實作電路

b. 資料庫伺服器

處理器：Intel 3.2GHz

記憶體：SDRAM 512MB

作業系統：Microsoft Windows 2003 Server

資料庫：Microsoft SQL Server 2005

c. 嵌入式系統發展平台

處理器：Intel(R) PXA255

作業系統：Windows CE 5.0



圖 3. Intel Xscale PXA255

d. USB 可規劃設備

型號：U401 USB Interface

規格

- USB Interface to PC
- Uses HID Drivers Inherent in OS
- Sixteen I/O Lines
- SPI Master and Slave Communication
- Flexible Pin Use
- Free Compiled Sample Applications
- Visual Basic Example Code Available
- Fully Assembled and Tested
- Great Replacement for Parallel Port Interfacing
- PC's USB Power Brought to SimBus
- Easy to Use with Solderless Breadboards
- Attached USB Cable Provided



圖 4. U401 USB Interface

2.1.2 軟體環境

在本計畫規劃之感測器信號處理及單晶片微電腦通信介面電路中，8051 晶片以組合語言設計，而接收端 PC 利用 Visual Basic 開發，圖 5 所示為所撰寫之個人電腦端點感測信號觀測介面，圖中所示為以量測電壓的方式進行測試，在本計畫中則以感測器所感測轉換並放大之電壓訊號並配合取樣電路加以取代，以完成整個病患生理訊號監測系統之設計與實現。

本研究規劃以嵌入式系統取代原規劃之感測器信號處理及單晶片微電腦通信介面實作電路中單晶片微電腦通信介面部份，嵌入式系統以 Windows CE 為作業系統，並以 Embedded Visual C++ 設計應用程式；在伺服器端以 Windows server 2003 做為作業系統，其資料庫採用 MS-SQL 2005 設計資料庫，並以 MS-SQL 2005 中的資料探勘技術處理生理資訊資料，伺服器上之接收應用程式則以 Visual C++ 開發。



圖 5. 個人電腦感測信號觀測介面

2.2 整體系統架構規劃

圖 6 為本研究之整體系統架構圖，本研究主要包括三個研究構面，一是前端感測系統之開發，即發展「非侵入式生理訊號監測」（包括血壓、心電圖、呼吸頻率、體溫等四項）感測技術，在本計畫中已經完成開發以嵌入式 ARM 晶片嵌入 Windows CE 作業系統成功取代原來單晶片微電腦所扮演功能。這其中包括開發利用 USB 介面配合前置生理訊號處理電路的生理資訊取樣及資訊傳輸功能，以作為將生理訊號進一步透過無線網路傳輸至伺服器資料庫進行個人生理資訊儲存的基礎。

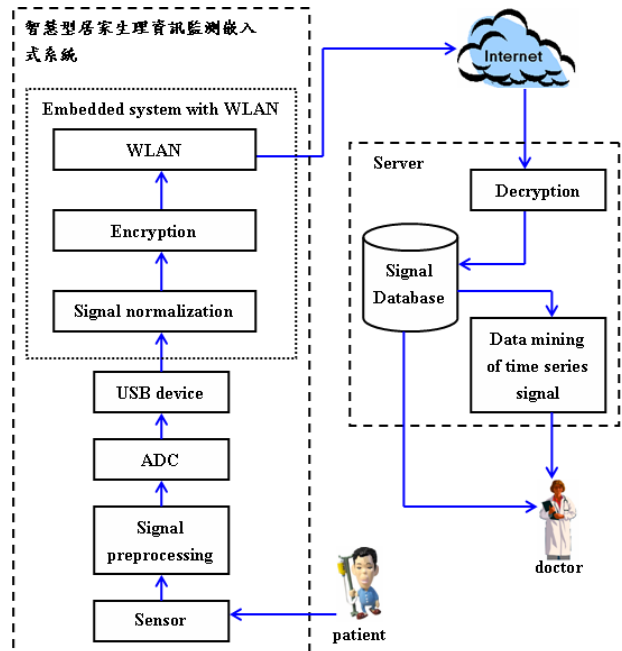


圖 6. 病患生理資訊感測及疾病探勘模組系統架構圖

本研究第二個構面重點則在於如何將相關感測技術與無線通訊技術整合，建立智慧型生理資訊監測系統，以及無線資料傳輸架構及跨平台的資料傳輸與緊急通知架構，可以在智慧型生理資訊監測系統上提供病患個人生理資訊查詢顯示介面、醫療照護者遠端網頁顯示介面及、緊急通知的即時平台等。

本研究第三個構面重點則在於伺服器端病患生理資訊的儲存與疾病分析探勘軟體系統的研發，本研究將發展出適合於處理病患生理資訊之資料前置處理技術、時間序列相似測度及時間序列關聯式規則等資料探勘技術，作為分析病患生理資訊及潛在疾病的有效分析工具。以下分別說明整個系統架構各部份模組發展採用的方法。

2.2.1 病患生理訊號監測系統之感測器模組規劃

對於病患與醫護人員而言，一套可確實掌握病人相關生理資訊且提供相關醫護人員有用的資訊是不可或缺的系統，此種系統即為生理監測系統。對於本研究發展的生理監測系統而言，除了在患者居家環境作為監測，亦可以在病患運送過程或者使用載具輔助行動時配合使用，利用即時生理訊號的監控機制，讓病患無時無刻得到最好的即時照護。因此本研究發展的系統可以隨時監測病人的生理訊號，利於掌控病人的生理狀態，例如血壓、心電圖、脈搏、體溫等，在監控過程中可根據系統接收的資訊做出警示，更進一步可以作為醫療分析與疾病探勘之用，而這些有用的醫療訊息可以即時提供作為醫療決策及相關醫護人員參考。其主要目的為預防病人產生重大危機、使病人能有較佳之醫療看護與立即性的診斷參考。

一般而言，目前所發展的生理訊號監測系統，依據其訊號的傳遞方式可以區分為傳統生理監測系統、網頁式生理監測系統及無線網路生理監測系統三

種，傳統生理監測系統將病人的生理資訊經由儀器測得後，經簡單處理後一部份輸出給相關醫護人員參考，另一部份則提供給專家系統與相關醫護人員作出診斷結果、治療方案等，進而再回饋給病人。網頁式生理監測系統與傳統生理監測系統的主要不同處是透過伺服器連結生理監測儀器與相關醫護人員消除因距離上造成的問題與不便之處。而無線網路生理監測系統則是以各種行動裝置為基準透過無線網路連結達到各種資訊的傳送。基於便利性的考量，本研究發展具有無線網路傳輸功能的生理訊號監測系統。又考量將生理監測系統所得到之病患生理資訊作適當的儲存，並在伺服器端點提供醫療人員隨時可以瀏覽病患生理資訊，並完成生理資訊資料探勘分析之需求，本研究亦在伺服器端點提供網頁式的監控與診斷機制，以方便醫療及照護人員有一個友善的系統操作介面，因此本研究發展之病患生理訊號監測及疾病探勘系統，是以結合網頁及無線通訊技術，完成一套完整的嵌入式病患生理訊號監測及輔助疾病分析探勘系統，以作為發展智慧型病患醫療照護之最佳輔具。

至於感測器的設計部份，本研究依據所欲監測之每一種生理訊號的特性，選擇適當的感測器來加以實現，以下分別針對體溫、呼吸頻率、心電圖及血壓等四種考量設置在智慧型病患生理監測感測器，作簡要的說明。

(a) 呼吸頻率及體溫

病患的呼吸頻率感測的部份，本研究採用“Elastic resistive transducer”感測器來實現，該感測器是一種隨著伸縮的長度不同，電阻值就不一樣的材質，本研究利用此感測器，藉由使用者吸氣和吐氣時胸腔會擴大及收縮而造成電阻值不同，然後再配電路產生不同分壓，就可以感測出呼吸頻率，圖7為該感測器的外觀圖。至於體溫的部份擬採用thermistors感測器來量測，該感測器在使用者的體溫不同時，就會產生不同的電阻值，再配合分壓定律而使該感測器量測到不同溫度就有不同電壓值的改變。

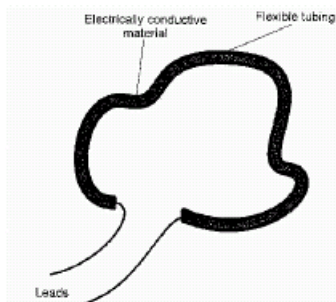


圖7. Elastic resistive transducer感測器

(b) 血壓

血壓的量測可分為收縮壓 (Systolic Pressure) 與舒張壓 (Diastolic Pressure)，它們的共通點是都需要用壓脈袋充氣擠壓動脈完全阻止血液的流動，使壓脈

袋底下的動脈不再脈動，然後再慢慢洩放壓脈袋的氣壓，使血管再度產生脈動，並在放氣時不停的偵測血管內的脈搏。當偵測到克羅特克夫音效第一音時，讀取壓力計上的讀值，即使是收縮壓，之後逐漸卸放壓脈袋壓力，血管形成通道變大，時間變長，血液在血管噴流時間加長，直到壓脈袋壓力小到某一階段後，通道漸大，壓力噴射效應漸失，當克羅特克夫音效開始鈍化時，記錄其最後一音，就是舒張壓。當壓力感測器經由我們線性充放氣的控制時會有直流的電壓變化，我們若將壓力感測器得來的訊號做一定比例的放大，可發現壓力在收縮壓與舒張壓之間的時候，我們可以由示波器上看到會另有交流的訊號。此時我們將訊號分為二處其一經高通濾波器，所以當收縮壓與舒張壓發生的時候，相對交流訊號也發生，那麼相對應另一經由低通濾波器的訊號（也就是當時的壓力），這樣就可以得知此人的收縮壓及舒張壓了。圖8所示為本研究規劃使用之用於血壓量測之SCC系列壓力感測器接腳及外觀圖。

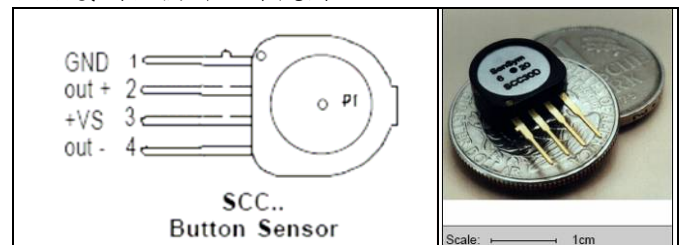


圖8. SCC系列壓力感測器

(c) 心電圖

一般到醫院進行門診心電圖量測檢驗心臟疾病的最大缺點，是短時間的記錄並不足以診斷出病人的症候。例如對於偶發性的症狀如異位性收縮等，必須仰賴二十四小時心電圖的連續檢測，才能夠在事後判讀得知其發生頻率與臨床嚴重性。因此，對於偶發心臟疾病的病情必須要時時監控，因此本研究在所發展之智慧型病患生理資訊監測及疾病探勘系統的目的，就是希望長期監測病患的生理狀態，發現潛在的病徵。再則是心臟疾病常有突發的嚴重狀況，需要有一套監測及警示系統，可以在緊急狀況下以最快的速度通知醫護人員。心臟收縮是由右心房上竇房結(SA node)於一分鐘內產生約 60 次微小電脈衝訊控制，所以一般心臟細胞有所謂極化、去極化及再極化的過程，而所形成的動作電位變化，便可經由心臟周圍導電組織與體液反應至身體表面，因此將電極放置在體表面紀錄出來之心電變化圖形即是心電圖 (Electrocardiogram, ECG)。本研究採用 Ag-AgCl 的電極(Electrode)，利用 Ag-AgCl 氧化還原的機制，將人體電信號的離子流動所形成的電流，轉換成電子電流，再透過前置處理電路的處理，將人體心電圖波形擷取出來。

2.2.2 病患生理訊號監測系統之訊號處理及嵌入式系

統規劃

本研究生理訊號監測系統，將以前置訊號處理後之生理訊號經由 USB 可規劃設備輸入至嵌入式系統，並在嵌入式系統中做生理訊號之正規化，以達到資訊正確可信，在往後資料探勘上賦予價值。由於生理資訊為病人隱私資料，為保護其安全性，以避免資料在無線環境中容易被有心人士攔截，在嵌入式系統中，將正規化後之資料予以加密，以保障資料安全。圖 9. 為本計畫所提之病患生理資訊感測及疾病探勘系統示意圖。

2.2.3 病患生理訊號監測系統之無線通訊模組規劃

本研究為了傳輸由生理訊號監測系統所得到之生理資訊至遠端的伺服器主機資料庫，必須仰賴無線傳輸技術，為了傳輸資料量可能相當龐大的生理資訊，本研究採用 IEEE 802.11b 無線網路通訊協定來傳輸資料。而嵌入式系統上可外接無線網路卡，作為傳輸由生理訊號監測系統所量測之生理資訊至遠端伺服器的介面，因此本研究所設計之嵌入式系統已經可以完全取代原規劃之 8051 晶片、RS232 介面與 PDA 作為無線傳輸媒介部份，達到完全輕便化及微小化的設計目標。

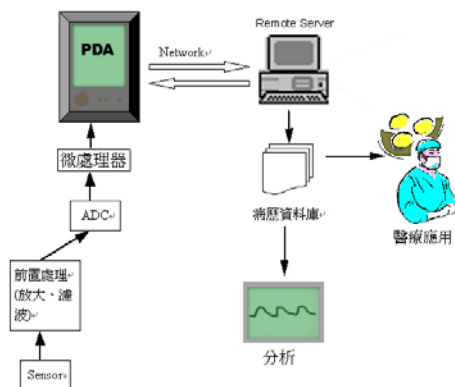


圖 9. 病患生理資訊感測及疾病探勘系統示意圖

2.2.4 病患生理訊號監測系統之伺服器端資料庫規劃

在病患生理資訊儲存的規劃上，在伺服器主機的架設上採用 Windows server 2003 作業系統，因此資料庫系統將搭配採用 MS-SQL 2005 資料庫，而資料庫 Schema 的規劃上，在兼具資料分析、疾病探勘、病患及醫護人員使用需求下，規劃一個完善的生理資訊資料庫系統，以利於發展利用病患生理資訊之疾病探勘系統。

2.2.5 利用病患生理資訊之疾病探勘系統規劃

本研究除了發展能夠監測病患生理資訊之系統外，還希望能夠針對所儲存大量的病患生理資訊，利用時間序列相關之資料探勘方法，對於病患的生理資訊進行潛在疾病的分析與探勘，期待能夠從長期追蹤累積之病患生理資訊，找到一些有利於醫療人員進行

分析與決策的病徵規則。而本研究發展之時間序列資料探勘方法將聚焦在生理資訊前置處理技術(包括資料的選擇、資料的轉換、特徵選取等)、時間序列相似度量測技術、時間序列關聯式規則探勘等新的資料探勘技術，最後利用 PHP 程式語言發展能夠在網頁上觀測病患生理資訊及病徵規則之使用者介面。伺服器上使用 MS-SQL 2005 資料庫系統，提供時間序列關聯式規則探勘，因此利用此技術可作為資料探勘之有效工具。

在針對血壓、心電圖、脈搏、體溫作分析與探勘分析的考量上，本研究採用中醫裡的脈搏資訊作為參考診斷之依據。心臟的張縮反映在血管壁上就是所謂的脈搏，如圖 10 所示，為一個典型的脈搏波形。

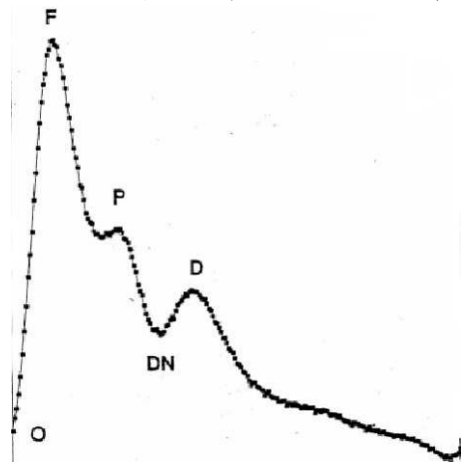


圖 10. 典型的脈搏波形

1. 圖中的O點是主動脈瓣開啟，反映出心臟舒張壓末期血管內的壓力。
2. F點為收縮壓的第一波峰，也就是心臟進行將血液推入動脈的動作，是動脈內壓力和總容量最大的時候，從O到F的斜率可以看出心臟血液輸出量、心室射血速度、動脈阻力和管壁彈性等等。
3. P為收縮時的第二波峰，它代表左心室停止射血，動脈擴張、降壓，動脈內的血液流動的反射壓力。影響P的因素有：血管阻力、血液流速等等。
4. DN (Dicrotic Notch)稱為重彎曲點，為心臟收縮與舒張的分界點。
5. D 為重搏波，為舒張壓的第一波峰，一般認為是指主動脈瓣在心室收縮早期突然關閉，造成血液倒流撞擊在主動脈瓣上彈回，使得動脈內的血壓稍微上升。

在脈搏的診斷方面，醫師用食指、中指、無名指三指來診斷病患兩手的寸口，即是觸摸橈骨動脈的部位來辨別脈象。在橈骨動脈上分寸、關、尺三部分，又分別給予壓力，浮舉、中按，沉尋觸摸不同脈位。脈象是醫者切脈手指端接觸病者脈搏所感覺到的脈搏數、律、位、形、勢的變化。近代對於也有學者對

於脈搏進行有系統的研究，比較著名的學說有下列三者：

1. 中國醫藥學院汪叔游教授自 1976 年開發脈波儀，以脈搏感應器、壓力轉換器、多頻道記錄器，將脈波圖與電腦相結合，使脈波圖、心電圖同步顯現，並將脈波圖給予一次導函數可看出斜率，記錄寸、關、尺與浮、中、沉建立一套脈波判讀的標準，為中醫脈診的科學化跨出一大步。
2. 交通大學魏凌雲教授於 1980 年利用頻譜能量比配合脈經中寸、關、尺與臟腑間的關係作為健康參考指標，認為正常人脈波的能量都集中在 10Hz 以下，這能量 SER 在低頻能量(10Hz 以下)的頻譜與較高頻(10Hz 以上)能量比大於 100 以上時，即處於健康狀態。若比值小於 100 則為氣衰。以 SER(10)作為健康的指數，或氣的量度，判定健康、氣盛或氣衰。
3. 中央研究院王唯工教授於 1987 年認為脈波是血液壓力波流經各臟腑與心臟共振狀況的綜合表現，其利用傅利葉轉換，分析由壓力轉換器取得脈波，認為不同頻率共振波的強度各與不同臟腑的健康狀態相關連。

本研究以前人研究的資料作為基礎，建立一個可以辨識不同脈相的系統，而達到診斷的目的。我們可以把脈搏波形資料可以表示成許多特徵，例如斜率、頻譜、峰值等，透過機器學習，從這些特徵當中習得脈相分類的規律。圖 11 至圖 13 為幾種常見的脈相圖形。

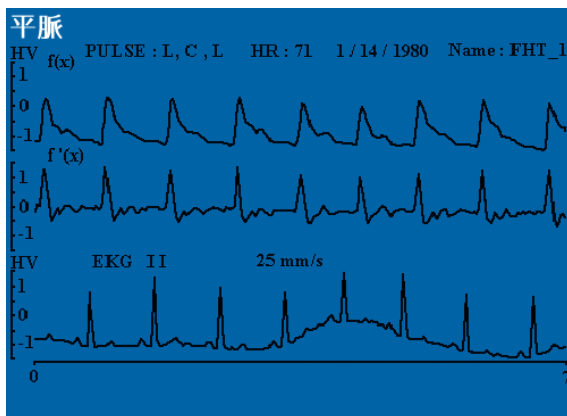


圖 11. 平脈

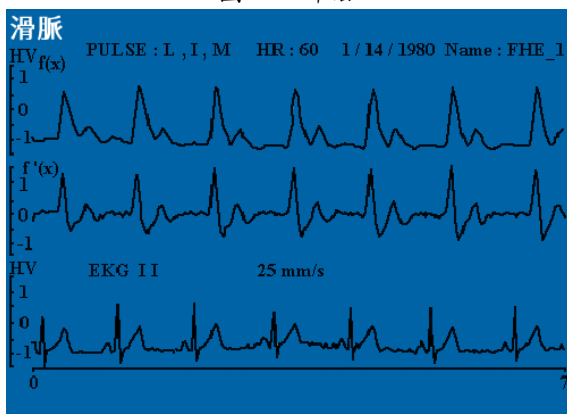


圖 12. 滑脈

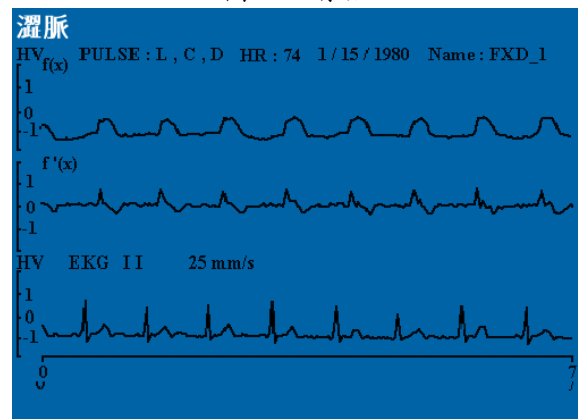


圖 13. 澀脈

2.3 研究進行步驟

本研究的主要目的是讓發展出來的智慧型病患生理資訊監測嵌入式系統具有隨時監測病患生理資訊，並兼具分析探勘相關疾病的功能，如此可以讓病患在運送或使用載具行動的過程中，在醫療人力不足的情形下，得到全方位的照料與服務。其功能包括體溫、血壓、脈搏及心電圖等人體基本生理訊號之監測，監測所得之生理訊號經過處理之後，將進一步透過無線網路傳輸機制將病患生理資訊儲存於遠端伺服器主機中，以進一步作為病患生理機能分析及潛在疾病探勘之用，因此本研究發展之「病患生理資訊感測及探勘模組」，除了基本的病患生理狀態警示機制的建立之外，亦將在伺服器端點透過人工智慧及資料探勘技術來發展具有輔助作醫療分析及決策診斷的智慧型軟體代理人系統，讓醫療及照護人員可以透過瀏覽器的使用介面，隨時監測病患的生理狀態並輔助進行必要的分析與決策。以下說明本研究整體之規劃。

本研究發展之「病患生理資訊感測嵌入模組及探勘模組」系統，其中的生理訊號感測器與信號處理電路模組扮演著相當關鍵的角色，在過去亦有不少相關的研究提出，因此在電路的規劃與設計上，本研究參考過去的相關文獻，研究開發適合於智慧型生理資訊監測嵌入式系統上之生理訊號處理電路模組。

其中在確認所擷取生理信號是否符合需求上，本研究先利用 PC 上的 RS-232 或 USB 串列通訊介面，利用 Visual Basic 撰寫個人電腦與微電腦控制晶片上的通訊測試程式，擷取微電腦控制晶片上的生理訊號波形，以驗證是否可以得到諸如人體血壓、體溫、心電圖及脈搏等正確的生理訊號，以驗證所設計之生理訊號處理電路是否符合實際需求，之後利用無線通訊技術作信號傳輸與資料庫整合。而智慧型病患生理資訊監測嵌入式系統上生理資訊顯示模組，則是提供一個顯示介面作為病患及醫療照護人員觀看個人生理資訊之用。

本研究發展將所需的生理資訊無線網路傳輸技術，以便將個別病患的生理訊號忠實的紀錄於遠端伺服器資料庫中，藉由長期、持續性的健康監測，可以

明顯地紀錄無法在傳統臨床問診短暫時間內察覺的疾病與生理機能退化徵兆。而紀錄在遠端伺服器的生理資訊，則以發展病患生理訊號分析與疾病探勘代理人軟體系統為主。此外，在如何將所發展的生理訊號監測系統安裝於病患載具的硬體機械結構上，比較能夠方便病患操作方便並符合人體工學上的需求。

對於病人與醫護人員而言，一套可確實掌握病患相關生理資訊且提供相關醫護人員有用資訊的生理監測系統是一不可或缺的系統。然而，提供一可掌握病人的資料且提供有效的資訊，其背後必定加入相關的資料探勘方法，例如分群、分類、關連式規則等探勘技術，而病人的生理相關資訊大多為時間序列的資訊。本計畫研究步驟說明如下：

- (1) 研究規劃那些生理訊號監測機制適合設計於本研究所發展之病患生理資訊感測及探勘系統上。
- (2) 完成生理訊號感測器的選擇及前置訊號處理電路規劃、設計與測試。
- (3) 完成生理訊號處理之後端訊號處理電路規劃、設計與測試。
- (4) 完成微電腦系統控制晶片生理信號擷取模組電路與程式的規劃、設計與測試。
- (5) 完成智慧型病患生理資訊監測嵌入式系統上生理資訊顯示模組規劃、設計與測試。
- (6) 完成病患生理監測感測器及訊號處理電路模組之整體測試與驗證。
- (7) 將病患生理監測感測器以 ARM 晶片取代，如圖 14 所示，並將自由軟體嵌入晶片中。

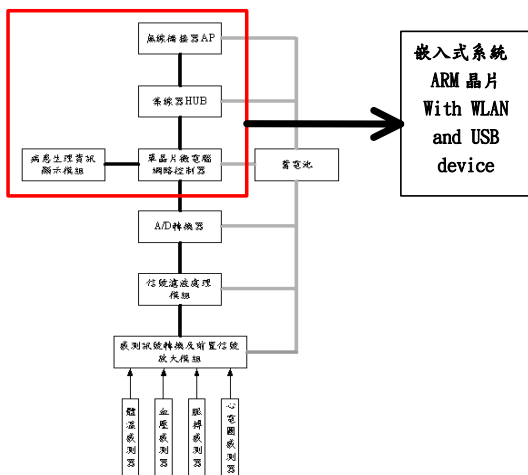


圖 14. 以 ARM 晶片取代單晶片與其他訊號處理模組

- (8) 完成 ARM 晶片與生理監測感測器的測試。
- (9) 完成生理訊號正規化。
- (10) 完成生理訊號加密。
- (11) 選擇合適之無線通訊技術作為感測或控制資料之傳輸技術，這其中將包括研究可能採用微波、展頻及紅外線等。
- (12) 選擇適合傳輸病患生理資訊之無線通訊傳輸協定。

- (13) 配合所使用的ARM晶片，發展晶片網路通訊功能之相關韌體乙太網路驅動程式技術。
- (14) 發展伺服器端與ARM晶片之生理信號傳輸通訊程式。
- (15) 完成伺服器端生理訊號解密。
- (16) 伺服器端病患生理資訊儲存資料庫規劃、設計與測試。
- (17) 伺服器端病患生理資訊查詢及使用介面設計。
- (18) 完成病患生理監測感測器及訊號處理電路模組與無線通訊模組之整合測試與驗證。
- (19) 分析現有時間序列資料探勘方法之研究與報告，歸納適合於本研究進行疾病分析與探勘之方法。
- (20) 發展適合於生理資訊疾病分析探勘之相關資料探勘資料前置處理技術。
- (21) 發展時間序列相似度量測技術，作為生理資訊資料探勘方法的基礎。
- (22) 運用發展之時間序列相似度量測技術於時間序列關聯式規則探勘，以探勘有意義生理資訊與疾病關聯規則，以作為挖掘潛在疾病及輔助醫療決策之用。
- (23) 規劃病患生理資料的傳輸格式，以達到有效率且安全的資訊傳輸
- (24) 將發展完成之「病患生理資訊感測及探勘模組」系統與其他成果作整合與測試，以驗證其實用性，並完成測試評估報告。

2.4 研究成果說明

本研究在病患生理監測感測器上已經完成以 ARM 嵌入式系統 Intel Xscale PXA255，取代原有之無線橋接器 AP(以外接無線網路卡取代)、集線器 HUB、病患生理資訊顯示模組，與 8051 單晶片系統功能，並以 Windows CE 5.0 作為嵌入式系統之作業系統。

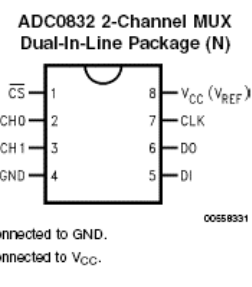


圖 15. ADC0832

而 USB 可規劃設備則取代原規劃之 8051 單晶片微電腦網路控制器與 RS232 界面，嵌入式系統可同時支援 RS232 界面與 USB 界面，但因 USB 界面 (USB1.1) 傳輸速度較 RS232 界面快速，故本研究採用 USB 作為生理資訊擷取之 I/O 介面。ADC 部份由 ADC0832 取代，如圖 15 所示。原採用的 ADC0804，

如圖 16 所示為並列資料傳輸 IC，而 ADC0832 為串列資料傳輸 IC。由於 ADC 所轉換之資料需透過 USB 界面傳入嵌入式系統，而 USB 界面為串列資料傳輸，因此 ADC 無論為並列資料傳輸或是串列資料傳輸，在 USB 界面傳輸過程中均為串列傳輸，故選擇體積較小及控制簡單的 ADC0832 作為 ADC 模組。

Typical Application Schematic

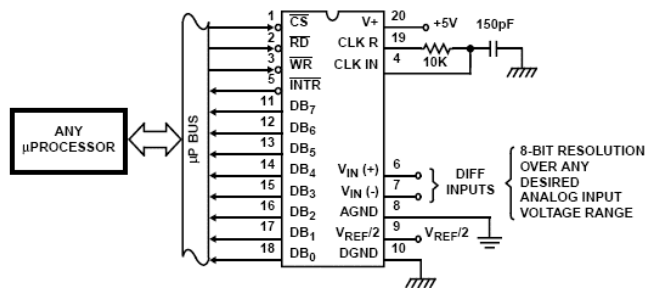


圖 16. ADC0804

嵌入式系統中以 Embedded Visual Basic 作為設計應用程式之程式語言，以配合作業系統 Windows CE 5.0，目前已經能在嵌入式系統上讀取生理訊號資料，並經由無線網路將生理訊號資料傳輸至 Server 端，而在 Server 端所接收之脈搏生理訊號資料也能正常顯示，如圖 17 所示。此外，目前也可以由網頁的方式顯示生理訊號波形，如圖 18 所示。

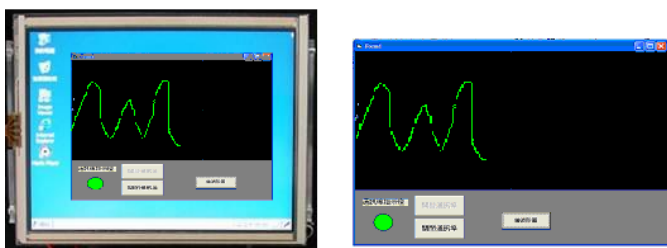


圖 17. 圖左為嵌入系統生理訊號波形，圖右為 Server 顯示生理訊號波形



圖 18. Server 端由網頁方式顯示脈搏生理訊號波形

而網頁當中，使用了[27]所提之方法，找出脈搏訊號中 R 波之位置，再藉由時間的間隔計算出心跳速

率，其整個搜尋 R 波位置之訊號變化如下所示：

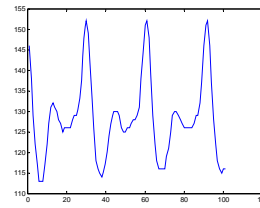


圖 19 原始數據圖形

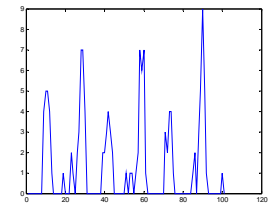


圖 20 微分後之數據斜率圖形

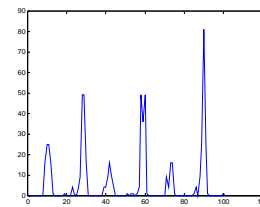


圖 21 斜率平方後之圖形

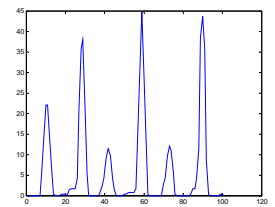


圖 22 經時間平均濾波器之圖形

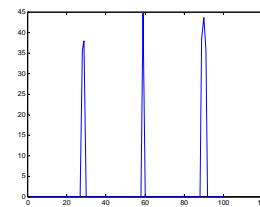


圖 23 訂定一適當之基準點以過濾訊號，得到脈搏訊號之 R 波

經由一連串的訊號處理過程得到圖 23，比較圖 23 三個脈波的位置與圖 19 原始訊號三個 R 波位置，可看出，兩者是相同的，因此可驗證所設計之演算法可行性。

由於生理訊號隱含著人體概況資訊，因此本研究設計了一訊號相似度演算法，計算所量測到之生理訊號彼此間相似程度，以得到可能之生理概況資訊。圖 24 為所量測到之脈搏生理訊號圖形，為了減少訊號相似度計算時，系統資源的消耗，本研究首先採用符號轉換方式，以降低資料之複雜度，表 1 為圖 24 生理訊號經符號轉換結果。本研究計算脈搏訊號間之相似度演算法為採用餘弦相似度搭配漢明距離兩架構之相似度演算法。其中餘弦相似度主要為計算出經由符號轉換所得之符號序列間之符號數間之相似度，表 2 為表 1 經由餘弦相似度所計算得到之結果。而由於餘弦相似度僅只能考慮符號數量之差異性，對於符號之位置並未加以考量，此對於計算屬時間序列之脈搏訊號而言是不適當的，因此為了補償餘弦相似度於計算脈搏生理訊號間相似度，另外輔以考量符號間之位置之漢明距離架構，以得到較正確之脈搏生理訊號間之相似度。表 3 為經漢明距離修正之餘弦相似

度演算法所得到之結果。

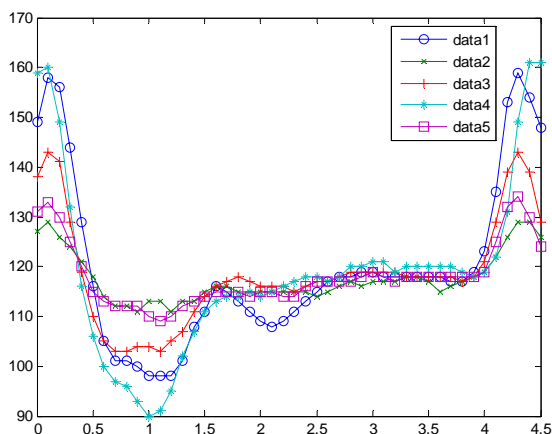


圖 24 量測得到之生理訊號

表 1. 圖 24 脈搏生理訊號經符號轉換結果

Data1	AGJJJJHEFGEECBCBFGGGGFEDDDDEEEEFEEEEEFEDCAABII
Data2	BJJJJIEHBEIBEBCEHEEEEEHCCCHCECEHICCCCAAEEJ
Data3	AGJJJIGEDEFCCBCCDDFFEEFDDDEDDEEEEFEEEEFEDCAABII
Data4	EJJJJHFEHCEBCEDEFEEEEFFEDFEFGGEFFFFFEDAAAF
Data5	BIJJJHGEHGBDDDEEGDEGEBDEEEDDGGDEEEEEEDAABJJ

表 2. 表一經由餘弦相似度所計算得到之結果

Data	1	2	3	4	5
1	1	0.44794	0.77683	0.79644	0.62921
2	0.44794	1	0.39682	0.43306	0.43049
3	0.77683	0.39682	1	0.69901	0.47775
4	0.79644	0.43306	0.69901	1	0.53881
5	0.62921	0.43049	0.47775	0.53881	1

表 3. 表二經由漢明距離架構修正之餘弦相似度結果

Data	1	2	3	4	5
1	1	0.14931	0.50494	0.44601	0.35393
2	0.14931	1	0.17637	0.21653	0.19133
3	0.50494	0.17637	1	0.2796	0.19906
4	0.44601	0.21653	0.2796	1	0.40411
5	0.35393	0.19133	0.19906	0.40411	1

由於 Embedded Visual Basic 在執行上的效能較 Embedded Visual C++ 差，而且嵌入式系統處理器之時脈較一般 PC 與 Server 低，因此嵌入式系統上執行的

Embedded Visual Basic 對生理訊號的取樣數較少，表 4 所示為以 Embedded Visual Basic 為應用程式之生理訊號取樣數比較表。為了提高生理訊號的正確性與完整度，未來將著手以 Embedded Visual C++ 取代 Embedded Visual Basic，以得到較多的取樣數，確保生理訊號的正確性與完整度。

表 4. 以 Embedded Visual Basic 為應用程式之生理訊號取樣數

(單位：取樣數/秒)

	PC 或 Server	嵌入式系統
生理訊號取樣數	約 33	15-20

在嵌入式系統經由無線網路傳送生理訊號上，本研究採用串流加密法[23-26](Stream cipher)對生理資訊進行加密。串流加密法本身是一種對稱式加密演算法，一般而言，區塊加密法(block cipher)是對大區塊明文做加密，如：DES、AES[20-22]等，而串流加密法則是加密小單位明文(一般是 bit)，它的加密速度比區塊加密法快很多，而對於區塊加密法來說如果給相同的明文、相同的金匙(key)則會得到相同的密文，但是對於串流加密法來說則不一定會得到相同的密文，必須依賴當時由金匙位元串產生器所生成之輸出來決定。串流加密法一般而言在硬體上的表現比區塊加密法迅速，並且其硬體電路較區塊加密法較不繁雜。而且適用於某些通訊應用上(如暫存器容量有限，或是當每一個字元都需在接收時做個別處理時)，串流加密法是較好、甚或是必需的。又因為串流加密法僅有有限、或甚至沒有謬誤傳播(error propagation)，所以在有高度傳輸錯誤可能性的情況下是較有利的方式。

串流加密法會產生所謂的金匙位元串(keystream)，而加密過程則是把明文和金匙位元串做組合運算，一般常見的是互斥或(XOR)運算，如此則可以得到相對應的密文。而此種加密法廣泛用於軍事、外交上，而其中較常被討論到的演算法是 RC4 和 SEAL。

Microsoft SQL 2005 Server 可以使用其內建時間序列之資料探勘技術，本研究在時間序列之資料探勘的應用上需要搜集長時間且大量資料，以做為疾病的發現與追蹤，而目前使用內建數據做模擬，在未來則可以運用本研究所發展之生理訊號監測系統所典藏之資料做實際探勘，將對疾病的發現與追蹤有更多的貢獻。

3. 結論與未來規劃

本研究提出之生理訊號監測系統係採用嵌入式系統作為整體系統架構之核心。由於嵌入式系統其特性與以往採用之微處理機比較起來，在性能及擴充

上具有較優勢的地位，在未來系統的發展上可因環境與時空作即時應變，而僅需要針對系統作些微的調整即可；並使用無線網路作為使用者端與伺服器端的資料傳遞介面，因此使用者可在所佈置的無線網路環境下，隨時隨地進行量測，其活動範圍亦可隨著無線網路的佈署而動態的增加，提升使用者在使用上的便利性。目前本研究已經完成整合嵌入式系統搭配自行設計之脈搏訊號量測模組，所量測之訊號經由訊號處理電路傳入至嵌入式系統開發平台，最後經由開發平台上之無線網路傳輸至遠端伺服器主機之中，而在主機上設計一訊號顯示網頁，供遠端醫護人員及使用者做即時的觀察，以做即時回應。此外，本研究未來規劃的研究方向將著重在提出一套應用於生理訊號探勘的法則，從大量蒐集的生理資訊中挖掘出隱藏在這些生理訊號下可能的病徵，以利醫護人員做即時的處理，並達到及早發現及治療的疾病預防目的。未來也將繼續著重在發展可以隨身攜帶並具有友善軟體操作介面以及處理生理訊號探勘分析的應用軟體方向開發。因此，在近程目標方面，除持續改良目前之脈搏訊號量測電路之精確性，也將設計它種生理訊號量測電路，使系統整體可量測更多生理資訊訊號，以利後端生理訊號分析所需；在中程方面，我們希望採用具類比訊號處理晶片，如 FPAA、DSP 等技術來取代並整合前端的生理訊號處理電路，將前端生理訊號處理電路壓縮於單一晶片上；在遠程方面，則以規劃簡化嵌入式系統開發平台上所有週邊裝置，以精簡平台硬體，最後整合前端生理訊號處理晶片，以達隨身可攜之目標。另外，在規劃軟體操作介面以及處理生理訊號探勘及分析應用軟體的開發方面，將區分為幾個部份：1. 持續設計生理訊號於網頁上之呈現方式，並加入管理機制，以維護使用者隱私權；2. 設計人性化之操作介面以便利於使用者操作所開發之系統；3. 設計有效之資料探勘法則，從大量的生理資訊資料中挖掘出可信度高之病徵；4. 規劃加入緊急的通報系統，此通報系統除了在使用者端做急迫通報外，也將在網頁上呈現一緊急畫面；5. 提供一醫療服務網，在這醫療服務網內，我們期望與醫療院所合作，使使用者可透過網路呈現其生理訊號，並即時提供給專業人員進行診斷。最後，整合系統軟硬體，將所開發系統，實際運用於居家看護。

參考文獻

- [1] Australasian College for Emergency Medicine, "Minimum Standards for Transport of Critically Ill Patients," *Emerg. Med.*, vol. 15, pp. 202-204, 2003.
- [2] Lewis, D. C., "Predicting the Future of Health Care," *The Brown University Digest of Addiction Theory & Application*, vol. 18, Issue. 4, pp. 12-16, 1999.
- [3] Stephen; M., William, K., "The Top 10 Innovative Products for 2006: Technology with a Human Touch," *The Futurist*, vol.30, Issue. 4, pp. 16-20, 1996.
- [4] Dong Jun, Zhu Hong-Hai, "Mobile ECG Detector through GPRS/Internet," *17th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'04)*, 2004, pp. 485.
- [5] K. A. Banitsas, R. S. H. Istepanian, S. Tachakra, and T. J. Owens, "Modeling Issues of Wireless LANs for Accident and Emergency Departments," in *Proc. 23rd Annu. Int. Conf. IEEE EMBS/BMES*, vol. 4, Oct. 2001, pp. 3540-3543.
- [6] V. Avbelj, R. Trobec, B. Gersak, D. Vokac, "Multichannel ECG Measurement System," *10th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'97)*, 1997.
- [7] Rune Fensli, Einar Gunnarson, Torstein Gundersen, "A Wearable ECG-Recording System for Continuous Arrhythmia Monitoring in a Wireless Tele-Home-Care Situation," *18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'05)*, pp. 407-412, 2005.
- [8] Thomas Martin, Emil Jovanov, Dejan Raskovic, "Issues in Wearable Computing for Medical Monitoring Applications: A Case Study of a Wearable ECG Monitoring Device," *Fourth International Symposium on Wearable Computers (ISWC'00)*, 2000.
- [9] Yuan-Hsiang Lin, I-Chien Jan, Patrick Chow-In Ko, Yen-Yu Chen, Jau-Min Wong, and Gwo-Jen Jan, "A Wireless PDA-Based Physiological Monitoring System for Patient Transport," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, no. 4, Dec. 2004.
- [10] Michael Barr, *Programming Embedded System in C and C++*, O'Reilly, 1998.
- [11] Jorma et al., "Product-Based Software Process Improvement for Embedded Systems," *Proceedings of the 24th EUROMICRO Conference*, vol. 2, pp. 905-912, 1998.
- [12] The Institution of Electrical Engineers, Web Available at <http://www.iee.org>
- [13] Daniel D. Gajski, "Specification and Design of Embedded Hardware-Software Systems," *IEEE Design & Test of Computers*, pp. 53-67, 1995.
- [14] Maguire L.P., "Issues in the Development of an Integrated Environment for Embedded System Design," *Microprocessors and Microsystems*, vol. 23, pp. 199-206, 1999.
- [15] Xilinx, Inc., *MicroBlaze Processor Reference Guide*, EDK (v6.2) Edition (December 9, 2003).
- [16] Nissila, S.; Sorvisto, M.; Sorvoja, H.; Vieri-Gashi, E.; Myllyla, R., "Non-invasive Blood Pressure Measurement Based on the Electronic Palpation Method," *Engineering in Medicine and Biology Society of IEEE*, 1998.
- [17] Moraes, J.C.T.B., Cerulli, M., Ng, P.S., "Development of a New Oscillometric Blood

- Pressure Measurement System,” *IEEE Computers in Cardiology*, 1999.
- [18] Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, WILEY, 1998.
- [19] K. Shimizu, “Telemedicine by Mobile Communication,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 18, pp. 32-44, July-Aug. 1999.
- [20] J. Daemen and V. Rijmen, *AES Proposal: Rijndael, Document Version 2*, March 1999.
- [21] W. Stallings, *Cryptography and Network Security – Principles and Practice*, 2nd Ed., Prentice Hall, 1999.
- [22] S. Mangad. M. Aigner, and S. Dominikus, “A Highly Regular and Scalable AES Hardware Architecture”. *IEEE Trans. on Computers*, vol. 52, no. 4, pp. 483-491, 2003.
- [23] P. Ekdahl, *On LFSR based Stream Ciphers, Analysis and Design*, Ph.D. Thesis, pp.191-222, Lund University, 2003.
- [24] T. Seigenthaler, “Decrypting a Class of Stream Ciphers Using Cipher Text Only,” *IEEE Transactions on computer*, vol. 34, no.1, pp 81-85, 1985.
- [25] Mustak E. Yalcin, Johan A. K. Suykens and Joos Vandewalle, “True Random Bit Generation From a Double-Scroll Attractor,” *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, vol. 51, no.7, pp 1395-1404, 2004.
- [26] Stream Cipher, Web available at http://en.wikipedia.org/wiki/Stream_cipher.
- [27] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm,” *IEEE Transaction on Biomedical engineering*, Vol. Bme-32, No. 3, march 1985.

國科會計畫補助

出席國際會議報告書

報告人姓名	黃加孟	系所/職稱	國立台灣師範大學 工業教育研究所 電機電子組
會議時間	民國 96 年 7 月 18 日 至 民國 96 年 7 月 20 日	會議地點	日本 新潟市
會議名稱	(中文) 第七屆 IEEE 先進學習科技國際學術研討會(ICALT) 2007 (英文) The 7th IEEE International Conference on Advanced Learning Technologies 2007		

出國報告

一、參加會議經過

此次隨同指導教授洪欽銘與陳志銘老師參與第七屆 IEEE 先進學習科技國際學術研討會，整個過程如下：於會議起始前一天 7 月 17 日上午 8 時搭乘長榮 BR 2198 班機自桃園國際機場飛往日本，於下午抵達日本成田機場。此次會議地點位於東京南方新潟縣新潟市，離成田機場尚有一段距離，因而搭乘日本新幹線鐵路，經兩個多小時抵達新潟市新潟車站，隨後步行至新潟旅館辦理住房登記事宜，此時為日本時間晚上六點鐘。在參與四天的會議旅程之後，同樣的經由日本新幹線鐵路，回至成田機場，搭乘長榮航空 BR2195，於 7 月 21 日台灣晚間 11 時返抵國門。在參與會議的過程中，巧遇許多國內在學習科技領域方面的權威教授，如台師大資工系之李忠謀教授，中央大學資工系陳國棟教授，淡江大學資工系郭經華教授等。

二、與會心得

1. 體驗國外學者素質涵養

藉由參予此次的研討會，了解到學習科技領域當前的發展現況，對於學者們所提之許多的構想、議題，感到相當的詫異、新奇，增加了學生在這方面更多及更深一層的想法。而在參與整個會議過程當中，體驗到外國學者在整個表達方面的不同，靈活的肢體語言，流利的闡述與解說，風趣的口吻，溢於言表的自信，如此完美的搭配，使學生易於了解報告者口中所描述之研究議題與成果。對於此點，學生感到相當的興奮與佩服。而台下的勇於提問，對於知識的追求態度，也讓學生產生相當大的省悟空間。參與此次的國際會議，學生獲益良多，除獲得許多專業上的寶貴知識，但更可貴的是感受到不同的求知態度，以及自我信心的表達呈現。

2. 日本國內環境與人文涵養體驗

此次為學生本人第一次出席國際會議，也是頭一次至國外感受異國風情。在為期幾天的會議參與，體驗到了有別於國內之環境與人文。對於日本國內之整體自然環境，學生感到相當的舒服，清新的空氣，乾淨的街道皆讓學生留下相當深刻之印象。而在人文方面，敬業的工作態度，善良的民俗風氣，都讓學生無法忘懷，儘管是施工的工人也讓人感覺到學者一般的氣息。在離開日本的那一刻，學生實著感到相當的不捨。

此次日本之行，體驗到國內在許多層面仍須加緊努力，以營造更適切之生活環境。

三、攜帶回資料

1. 一本大會編輯之論文集
2. 大會議程簡介

Personalized E-Learning System with Self-Regulated Learning Assisted Mechanisms for Promoting Learning Performance

Chih-Ming Chen¹, Ting-Chun Huang², Tai-Hung Li², and Chia-Meng Huang³
 Graduate Institute of Library, Information and Archival Studies, National Chengchi University¹
 Graduate Institute of Learning Technology, National Hualien University of Education³
 Graduate Institute of Applied Electronic Technology, National Taiwan Normal University²
 chenmc@nccu.edu.tw, boss0208@gmail.com, 940d013@stu.nhlue.edu.tw,
 ntnu_adddream@yahoo.com.tw

Abstract

The self-regulated learning is a goal-oriented learning strategy and it is very suitable to be applied in self-management learning for promoting learning performance of individual learner in a web-based learning environment. This study proposes a personalized e-learning system with self-regulated learning assisted mechanisms to help learners promote their self-regulated learning abilities. The proposed self-regulated learning mechanisms aim at guiding learners to become as lifelong learners who own autonomous self-regulated learning abilities.

Keywords: Web-based learning, Self-regulated learning, Personalized learning

1. Introduction

Many researches have indicated a significant positive correlation between academic achievement and self-regulated learning ability among students in different academic stages [1-2]. Many studies also indicated that low self-regulating students are not as academically successful as high self-regulating students [3]. In other words, the self-regulated learning ability of individual learner is obviously an important factor affecting the learning performance in a web-based learning environment.

This study aims to develop effective self-regulated learning assisted mechanisms on the personalized e-learning system in order to cultivate learners' self-regulated learning abilities for promoting learning performance.

2. The Proposed Self-Regulated Learning Assisted Mechanisms

2.1. System Design

The personalized e-learning system (PELS) based on the Item Response Theory [4], which includes an off-line courseware modeling process, four intelligent agents and four databases, is presented in our previous

study for adaptive courseware recommendation [5]. In the study, the functionalities of the PELS system are extended to include the self-regulated learning assisted mechanisms in order to promote the spontaneous, autonomous and self-regulated learning abilities of learners. The proposed self-regulated learning competence indexes and learning performance indexes are detailed as follows:

(1) Self-regulated learning competence index

(a) Achievement index of learning time

$$G_time(s) = \frac{\min[U_time(s), S_time(s)]}{S_time(s)} \times 100 \quad (1)$$

where $G_time(s)$ represents the achievement index of learning time, $S_time(s)$ is the target learning time set by the s^{th} learner according to the self-regulated learning goal of individual learner, and $U_time(s)$ is the actual learning time of the s^{th} learner.

(b) Achievement index of effort level of learning courseware

$$L_effort(s) = \frac{\sum_{i=1}^n l_time(s)_i}{n} \times 100, \text{ if } l_time(s)_i \geq m \times c_time_i, \quad (2)$$

then $l_time(s)_i = c_time(s)_i$

where $L_effort(s)$ represents the achievement index of effort level of learning courseware, c_time_i is the minimum required learning time of the i^{th} courseware set by course teacher, $l_time(s)_i$ is the actual learning time of the i^{th} courseware of the s^{th} learner, n is the total number of learned courseware, and m is an adjustable constant determined by course teacher.

(c) Achievement index of reading rate

$$R_rate(s) = \frac{R_course(s)}{S_course(s)} \times 100 \quad (3)$$

where $R_rate(s)$ represents the achievement index of reading rate, $S_course(s)$ is the target amount of reading courseware set by the s^{th} learner, and $R_course(s)$ is the actual amount of reading courseware of the s^{th} learner during a learning process.

(d) Achievement index of concentrated learning

$$L_con(S) = \frac{R_time(s)}{T_time(s)} \times 100 \quad (4)$$

where $L_con(S)$ represents the achievement index of concentrated learning, $R_time(s)$ is the totally valid learning time of the s^{th} learner, and $T_time(s)$ is the totally learning time of the s^{th} learner.

(2) Self-regulated learning performance index

After learning the recommendation courseware, the personalized e-learning system [5] can dynamically estimate the learner's ability according to the Item Response Theory by collecting the replied responses of the learner to the randomly selected testing questions in the learned course unit.

2.2. The Implemented Personalized E-learning System with Self-Regulated Learning Assisted Mechanisms

The proposed self-regulated learning assisted mechanisms will direct a learner to fill a self-monitor form before progressing courseware learning. The filled data fields contain the target learning time, target number of learned courseware, target effort level of learning courseware, target concentrated study degree of learning courseware, and target achievement index of learner ability. Figure 1 shows the self-monitor form that each learner has to fill out.

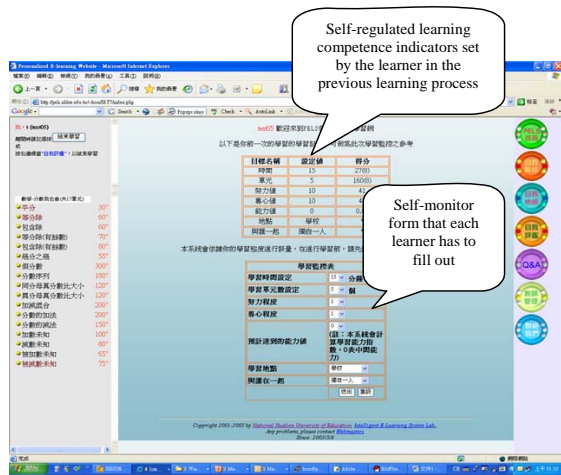


Figure 1. The self-monitor form filled by learner

After filling the form, the system will guide the learner to enter the interface of courseware learning shown as Fig. 2. In the figure, the left-up frame reveals the immediate messages including the total learning time, valid learning time and login information. The left-middle frame displays immediately the radar plot with five-dimension self-regulated learning indicators including four proposed self-regulated competence

learning indexes and one learning performance index. This frame also shows the hint message from teacher through the hint message module. The middle-up frame exhibits the interactive animation courseware designed by Macromedia flash and the middle-down frame shows the corresponding quiz for the learned courseware. Finally, the right frame shows a fast function menu for quickly linking to the functions of performing self-monitor, self-inspection, self-evaluation, and Q & A.



Figure 2. The layout of courseware learning interface

3. Conclusion

This study presents a personalized e-learning system with self-regulated learning assisted mechanisms, which can promote self-regulated learning abilities of individual learners, to support learning performance promotion of individual learner. The proposed self-regulated learning assisted mechanisms efficiently helps learners in self-examining and self-evaluating their learning goals and performances via the immediately displaying self-regulated learning radar plot with five-dimension self-regulated learning indicators during learning processes.

References

- [1] Susanne Narciss, Antje Prose and Hermann Koerndle, "Promoting Self-regulated Learning in Web-based Learning Environments," *Computers in Human Behavior*, Article In Press, Available online 17 November 2006.
- [2] Schunk, D.H. and Zimmerman, B.J., *Self-regulation of Learning and Performance: Issue and Educational Application*, Hillsdale, NJ: Erlbaum, 1994.
- [3] Zimmerman, B. J. and Schunk, D.H., *Self-regulated Learning and Academic Achievement: Theory, Research, and Practice*, New York: Springer-Verlag, 1989.
- [4] Baker, F. B. and Kim, S. H., "Item Response Theory: Parameter Estimation Techniques,

N.Y.:Marcel Dekker, 1992.

- [5] Chen, C.M, Lee, H.M and Chen, Y.H, "Personalized E-Learning System Using Item Response Theory," *Journal of Computer & Education*, vol. 44, no. 3, pp. 237-255, 2005.