工業教育與技術學刊
第三十四期　民國九十七年　第 119～134 頁
Journal of Industrial Education and Technology
Vol. 34. December. 2008, PP. 119～134

以虛擬儀器實踐心電圖量測技術之研究

姚凱超　許育維　蔡富全　曾榮泓

國立彰化師範大學工業教育與技術學系

摘　要

本研究旨在透過心電圖先備知識的了解，藉由LabVIEW圖控軟體所設計之虛擬儀器與硬體電路的整合來達到心電圖量測目的。在這篇研究中，以虛擬儀器實踐心電圖量測技術，由心電圖外部硬體電路所擷取的信號由A/D轉換器轉換成數位資料後，經RS232串列阜輸入至個人電腦，透過虛擬儀器將信號做運算，使得心電圖信號得以即時顯示於虛擬儀器，並可由使用者任意調整、儲存、載入、列印實驗波形。在本研究發展的過程中，包括(1)虛擬心電圖儀器之人機介面設計(2)串列阜設定與規劃(3)信號處理與轉換(4)信號運算等四階段，最後達成心電圖輸出顯示、調整、計算每分鐘心跳數等研究目的。在整體技術發展中，從理論到實際系統建構過程中上，顯現虛擬儀器可程式設計之開放、功能多元與可任意更改其人機介面之特性，其量測技術最後以實際功能測試來驗證所設計的虛擬心電圖量測儀器之可行性。

HyWeb

關鍵字：虛擬儀器、心電圖、RS232 串列阜、LabVIEW

Journal of Industrial Education and Technology
Vol. 34. December. 2008, PP. 119～134

Reserching of Building Electrocardiogram Measuring System Based on Virtual Instrument

Kai-Chao Yao　Yu-Wei Shiu　Fu-Chiuan Tsai　Rung-Hung Tseng

Department of Industrial Education and Technology, National Chang-hua University of Education

Abstract

In this research, a mainly purpose of reaching electrocardiogram measurement by integration of designed virtual instrument based on LabVIEW and hardware circuits is described. By acquiring signal from external hardware circuit and transferring it into digital data via A/D transistor then transmitting signal though RS232 to PC, virtual instrument operates those signals and plots them in real-time on the human-mechanic interface, which user can adjust, save, load, even print experiment results. The development of this research includes four phases: (1) designing of human-mechanic interface of virtual instrument. (2) configuring and planing of RS232 serial port. (3) signal processing and transferring. (4) signal operating, finally archives the aim of display, adjusting waveforms, evaluating heart beat per minute(BPM). From theory to construct measurement system in practice, this research not only shows the multiple functions, but also demonstrates the programmable of virtual instrument, and which proceed the measurement test of the designed PC-based virtual electrocardiogram instrument to show the capabilities.

HyWeb

Key Words: virtual instrument, Electrocardiogram, RS232 serial port, Labview

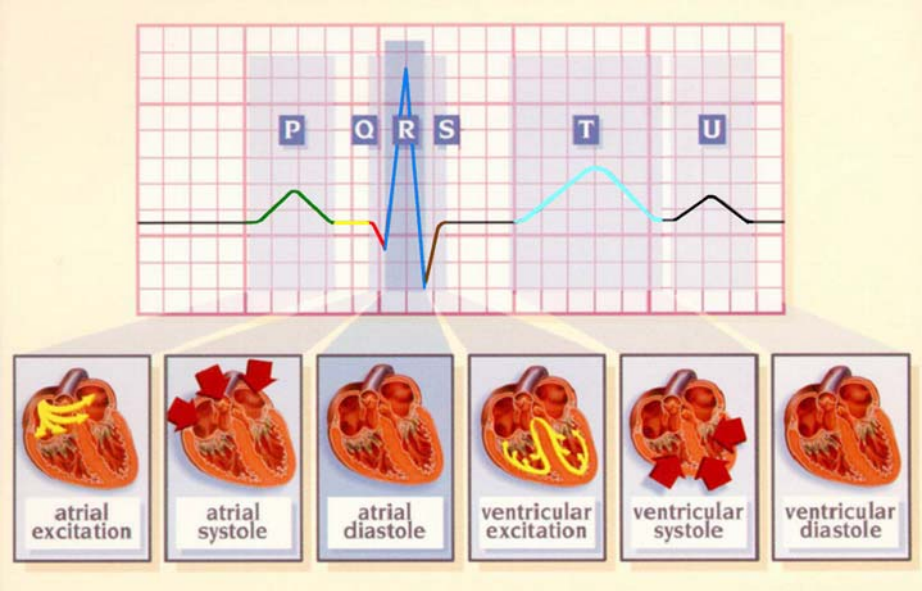
HyWeb

I.前言

虛擬儀器的使用為近年來在儀表量測領域之一大研究主軸，不管在業界的電機電子產品測試和高科技的應用上已經有部分取代傳統儀器地位的趨勢，當然在現階段對傳統儀器的依賴性和信任感還是虛擬儀器所不能取代的，畢竟一直以來對於傳統儀器的依賴已經根深蒂固，但虛擬儀器在空間和可編輯性卻是傳統儀器所難以匹敵的，並且對於未來的儀器量測，虛擬儀器比傳統儀器具有更多的想像空間和應用價值[2]。軟體是虛擬儀器技術中最重要的部份，本研究所使用的 LabVIEW 圖控軟體為市佔率達 70%的行業標準圖形化編程軟體，不僅能輕鬆方便地完成與各種軟硬體的連接，更能提供強大的後續資料處理能力，設置資料處理、轉換、存儲的方式，並將結果顯示給用戶。

生理信號量測系統是醫院診療必備儀器，主要是把病患的生理狀態如心電圖、腦波圖、血壓、呼吸、心跳輸出等，量測並記錄下來，以供作醫生診斷的依據，適時予以治療，而本文以虛擬儀器實踐心電圖量測技術之緣由，在於心電圖儀器雖已廣泛應用於醫療系統中，但配合使用虛擬儀器技術來達到生理訊號的量測，實為較先端之科學技術，目前多數研究如[3~4]僅只於對 ECG 的信號分析與演算，鮮少對於 ECG 量測技術有著整體的規劃，而雖然[5]的立意極佳，但捨棄電極貼片量測信號仍易有誤差，本研究不但對於硬體架構有著較完整的闡述，同時整合了虛擬儀器的強大優勢，現在醫療院所使用之儀器，價格偏高，使用虛擬儀器之方式將可大幅降低成本和具有多元化的應用性，如使儀器具有可程式的功能，可以變換設計儀器功能和具有遠端量測之功能和強大的相容性和延伸性，應用上如老人居家看護或遠距醫療診斷均可利用此技術作為基礎。

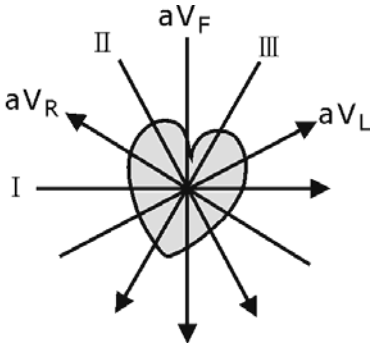
正常心電圖是由 P 波、QRS 波及 T 波所組成，如圖一所示，其中 P 波是由心房收縮的去極化產生的電流所造成，QRS 波是由心室收縮前去極化所產生，而 T 波是由心室的再極化所產生，此動作電位的電流會從心臟散佈到全身，因此，可藉由表面電極將此訊號紀錄下來，即為所謂的心電圖(Electrocardiogram/ECG) [12]。



圖一：第二導程之一周期的心電圖(ECG)

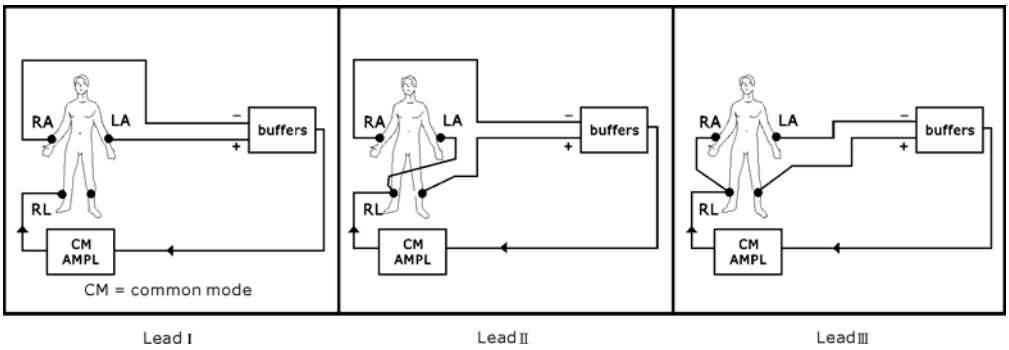
HyWeb

圖一中描繪出一般最常見之心電圖曲線，即第二導程之心電圖，欲量測心電圖必須要借由肢導夾或電極貼片連接導程電路，不同的導程將會顯示出心臟於不同向量平面的心電圖型態，若將心臟投影於平面上，依照心臟的電位軸表示，可分為六個標準導程，即 Lead Ⅰ、LeadⅡ、LeadⅢ、aV_R、aV_L 和 aV_F，通常取右腳為參考接地，此乃右腳離心臟最遠，所以其電位變化最小[6~8]。

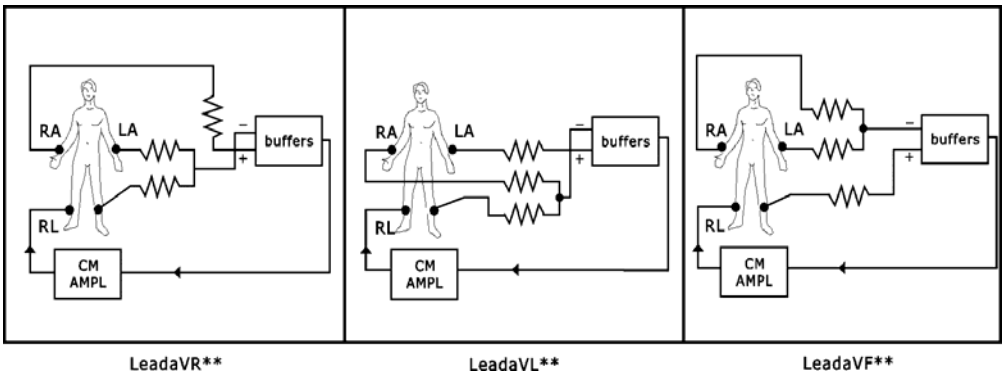


圖二：各不同的導程所對應的心臟電位軸

量測心電圖共有兩種量測架構，分別為雙極誘導測量與單極誘導測量，此兩種架構涵蓋上述的六個標準導程，其中右腳最為遠離心臟，因此由下圖三、四可發現皆以右腳為參考接地。這兩種誘導測量根據連接的方式等效於一 wilson 三角網路，可由此等效電路來選擇並對應不同導程的量測，因此又稱為 wilson 導程選擇電路。



圖三：雙極肢體誘導測量架構圖



圖四：單極肢體誘導測量架構圖

HyWeb

本研究透過心電圖先備知識的了解，藉由虛擬儀器與硬體電路的整合來達到心電圖之量測目的。本量測實驗配合外部硬體之 wilson 六種導程選擇電路與虛擬儀器的搭配，將可實現六種導程不同的量測實驗。最後，藉由虛擬儀器技術，將生理訊號轉換為數位信號以及顯示於虛擬儀器上之技術能力，使得我們能夠藉由電腦的自動化，為現代化的量測領域帶來更多的便利。藉此研究，可以相對應於之前相關之虛擬儀器應用研究，以展現虛擬儀器於工程應用上之實用性。

II. 系統架構

虛擬儀器可定義為量測和控制的硬體與電腦軟體應用之結合，此儀器為一個使用者可以自訂的一個量測工具。以下將對工作環境與設備做一一的介紹。

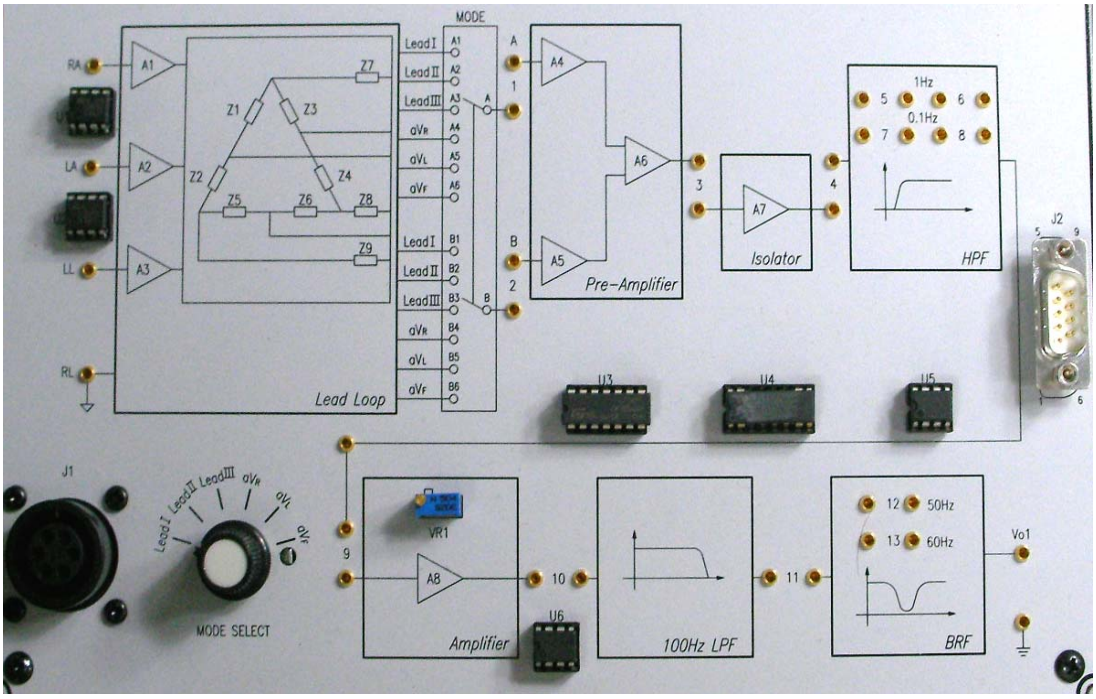
設備使用如下：

主　　機：搭載Pentine IV等級以上CPU之個人電腦

信號擷取介面：個人電腦之RS232串列阜

軟　　體：Labview 7.1以上版本

外部硬體電路：心電圖實驗模版(KL-75001)



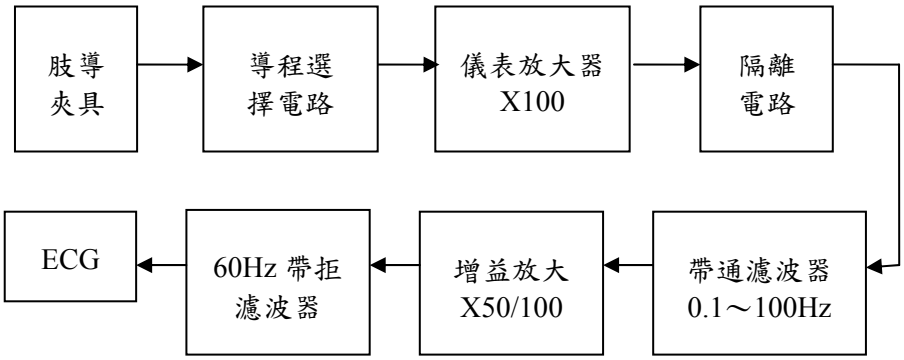
圖五：心電圖實驗模版

1.外部硬體電路之架構

外部硬體電路由wilson導程選擇電路、濾波器、放大器、隔離電路所組成，正常心電圖的頻率範圍在0.1~100Hz，最大振幅約為1mV，因此在信號進入電腦之前必需透過不同導程的選擇後再將信號放大輸出，導程選擇電路包含一隨耦器，用於匹配電極與皮膚間的阻抗，以增加測量的靈敏度。經過不同導程的選擇後，信號首先由儀表放大器來協助信號放大100倍，此儀表放大器具有差動放大之功能，對於共同參考點可以將正負

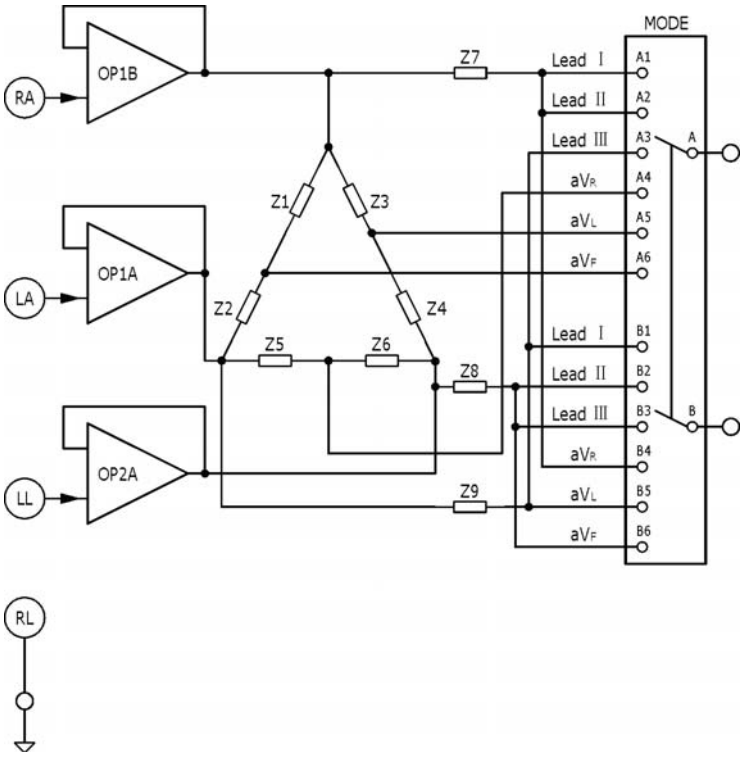
HyWeb

電極所截取之波型各別放大並輸出給後端電路。同時，為避免電源供應器或測量儀器的漏電流造成受測者電擊危險，必須採取隔離電路的設計。帶通濾波器負責將心電訊號0.1~100Hz以外的雜訊濾除後，再行放大50至100倍，由於實驗模版利用電源供應器供電，故最後交由60Hz帶拒濾波器將電源供應器可能產生的市電60Hz之諧波濾除。外部硬體電路架構如下圖所示：



圖六：硬體電路架構圖

本研究利用 Wilson 導程選擇電路來實踐此虛擬心電圖儀器之六種不同導程心電圖量測功能。如圖七所示，其中 OP1 及 OP2 都是電壓隨耦器，為了提高導程選擇電路的輸入阻抗，因此採用了具有 JFET 輸入級的運算放大器，其中 RA 為右手，LA 為左手，RL 為右腳，LL 為左腳，根據上述章節所述，各導程皆以右腳為參考接地， Z_1～Z_9 為三角網路的等效電阻。

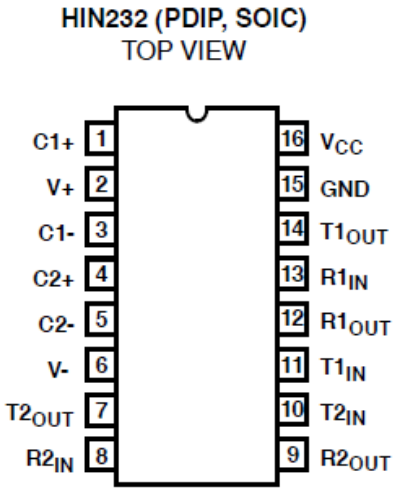


圖七：Wilson 導程選擇電路

HyWeb

2.RS232傳輸IC－HIN232

經A/D轉換後的數位資料必須由RS232傳輸IC來負責傳輸，利用這顆IC，可以輕鬆匹配RS232與一般TTL輸出的電壓位準。本研究之系統僅利用傳送器T1(接腳11、14)，接收器無規劃使用，其中T1 IN接收心電訊號A/D轉換後的TTL/CMOS的電壓位準，T1 OUT輸出為RS232的電壓位準（通常為正負10V）。



圖八：HIN232接腳配置圖

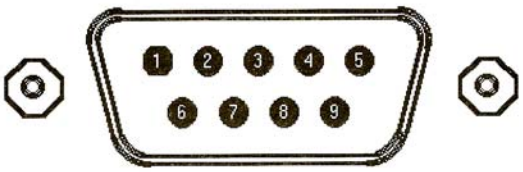
表一：HIN232之16Pin針腳定義

1.C1+	連接外部0.1或1uf電容(正極)
2.V+	內部電壓供應+10V
3.C1-	連接外部0.1或1uf電容(負極)
4.C2+	連接外部0.1或1uf電容(正極)
5.C2-	連接外部0.1或1uf電容(負極)
6.V-	內部電壓供應+10V
7.T2 OUT	傳送器(輸出)
8.R2 IN	接收器(輸入)
9.R2 OUT	接收器(輸出)
10.T2 IN	傳送器(輸入)
11.T1 IN	傳送器(輸入)
12.R1 OUT	接收器(輸出)
13.R1 IN	接收器(輸入)
14.T1 OUT	傳送器(輸出)
15.GND	接地
16.VCC	電源(+5V)

HyWeb

3.RS232串列阜

本研究利用RS232串列阜接收外部信號，此串列阜為9Pin之COM Port，由於量測系統只由外部接收信號至個人電腦，因此第3接腳並無規劃使用，串列阜之針腳定義如圖九及表二所示：



圖九：串列阜接腳配置圖

表二：串列阜之9Pin針腳定義

接腳	
1.DCD	資料載波偵測
2.RxD	資料接收
3.TxD	資料傳送
4.DTR	資料終端備妥
5.SG	地線
6.DSR	資料備妥
7.RTS	要求傳送
8.CTS	清除以便發送
9.RI	鈴聲指示

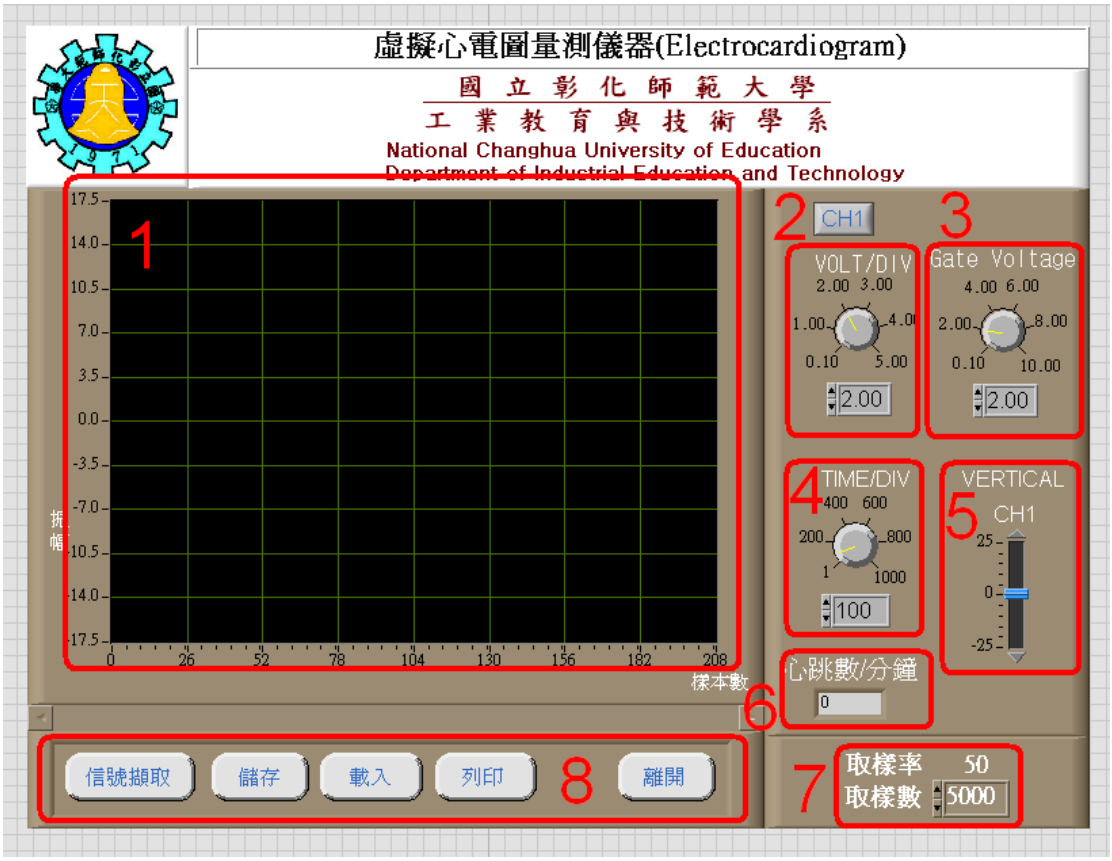
III.主要成果

本研究利用外部硬體電路進行導程切換電路、濾波、放大後，將信號由數位類比轉換IC進行A/D轉換，由串列阜輸入，擷取信號由虛擬心電圖儀器做運算。本文重點著重於虛擬儀器的程式設計，故硬體電路部份僅闡述大致架構。

1.虛擬心電圖儀器之人機介面設計

虛擬心電圖儀器的人機介面必須要有著基本功能，如可顯示心電圖電壓與時間軸之關係、可調整電壓振幅刻度與時間軸刻度、以及具備信號準位調校鈕等，如此才能即時觀察電壓波形的變化，並符合可視性、對應性與即時回饋等人機介面特性，下圖X-X為所設計之虛擬心電圖儀器的人機介面。

HyWeb



圖十：虛擬心電圖儀器之人機介面

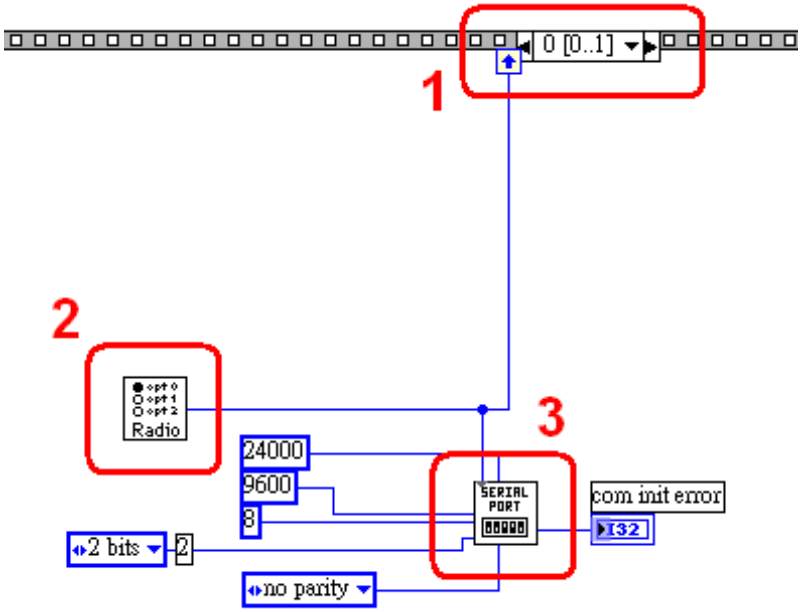
以下依上圖十中編號介紹各面板元件之功能。標示1為電壓振福對時間軸的示波方塊，當信號透過RS232輸入至電腦時，能即時藉由示波方塊顯示目前信號的振幅與時間之關係。標示2為電壓振福／格數之調整旋鈕，藉此旋鈕可以調整每格之振幅所示大小。標示3為Gate Voltage之調整旋鈕，此Gate Voltage將與心電圖之振幅相切，以運算每分鐘之心跳數。標示4為時間／格數之調整旋鈕，藉此旋鈕可以調整每格之時間所示大小。標示5則為電壓準位之調整滑棒，藉此可以調整心電圖信號於示波圖的上下準位。標示6為及時顯示之每分鐘心跳數。標示7為目前虛擬心電圖儀器的取樣率與取樣數，取樣率代表著每秒取樣電壓振幅的次數，為固定值，而取樣數代表程式總共取樣幾筆資料，為可變動值。標示8為功能區，使用者可以點選按鈕開始/停止擷取信號，並可儲存、載入、列印波形或離開本程式。

2.串列阜設定與規劃

本虛擬心電圖量測儀器使用RS232串列阜傳送資料，因此在本程式執行前必須先設定串列阜的相關資訊，故先設計圖十一紅色框2中的Select com port.vi與紅色框3中的Serial port init.vi於主程式Sequence Structure的頁面0內（紅色框1）。主程式首先由Sequence Structure的頁面0執行，當Select com port.vi送出傳輸阜編號X，將使Serial port init.vi指定系統以ComX作為傳輸使用，同時Serial port init.vi也予以數值設定相關資訊，將串列阜初始化。本程式串列阜之緩衝區大小設定為24000，代表電腦配給24000筆資料空間作串列阜暫存資料使用，串列阜編號為系統指定串列阜由COM1~COMx作為資料傳

HyWeb

輸使用，鮑率設定為9600，代表每秒有9600筆資料傳輸，資料位元設定為8，亦即一筆資料由8bits所組成，停止位元設定為2，是用於針對單一封包的通訊末端發出訊號，告知系統所接收的資料封包已結束。

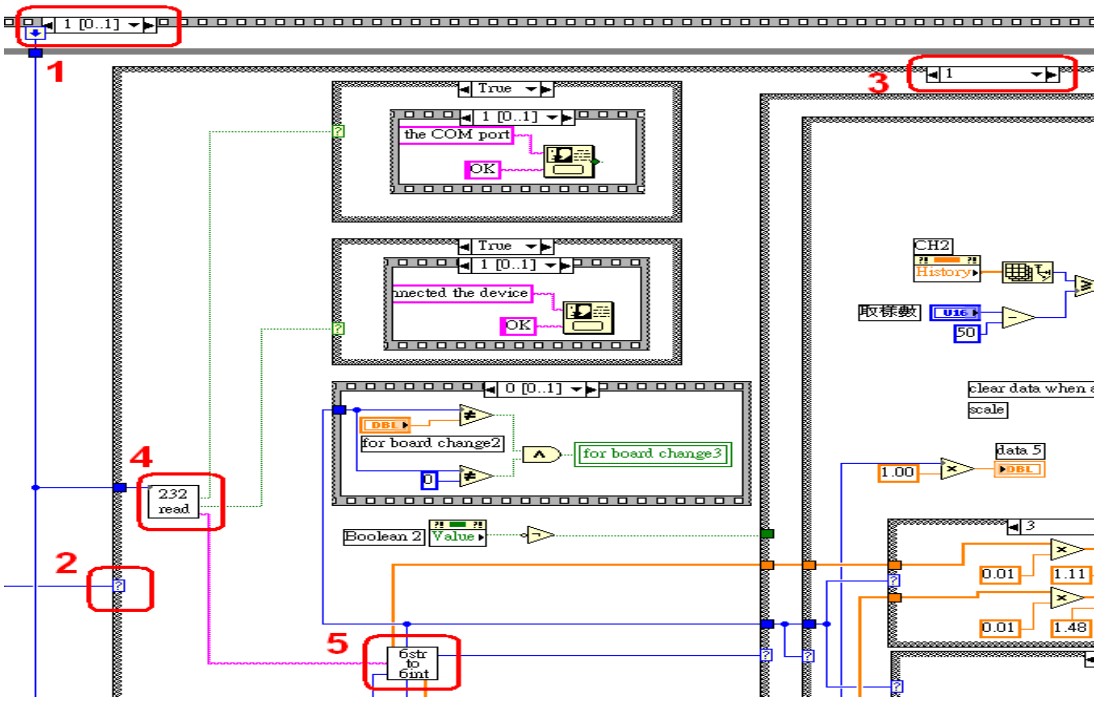


圖十一：主程式之串列阜相關設定BLOCK DIAGRAM

3.信號處理與轉換

主程式 Sequence Structure 的第 0 頁執行完畢後，隨即執行 Sequence Structure 的第 1 頁（圖十二紅色框 1），當使用者透過於主程式 Sequence Structure 頁面 0 的 Select Com port.vi 指定了串列阜編號 (Port number) 後，若使用者按下人機介面的”資料擷取”鈕時將送出數值為 1 之資料（紅色框 2），使得 Case Structure 被選擇為頁面 1（紅色框 3），串列阜編號資訊就進入了給 Case Structure 頁面 1 的 232 Read.vi（紅色框 4），則串列阜開始接收由外部進來的資料，並將資料以字串的方式送出給 6str to 6int.vi（紅色框 5）進行運算。232 Read.vi 為所設計之子 VI，其功用在於將所接收之串列阜編號、串列阜所擷取之資訊以整合字串送出，並可判斷串列阜與外部硬體的連結狀態。而 6srt to 6int 為所設計之子 VI，功能為將 232 read.vi 所送出之字串 (string) 轉換為數值 (unsigned word)，方便後續處理，其中以 for loop 收集 50 筆資料在一次送出，for loop 每送出一次資料間格一秒，人機介面所顯示的心電圖振幅即一秒更新 50 筆樣本，這也是本研究取樣率設為 50 之緣由。

HyWeb



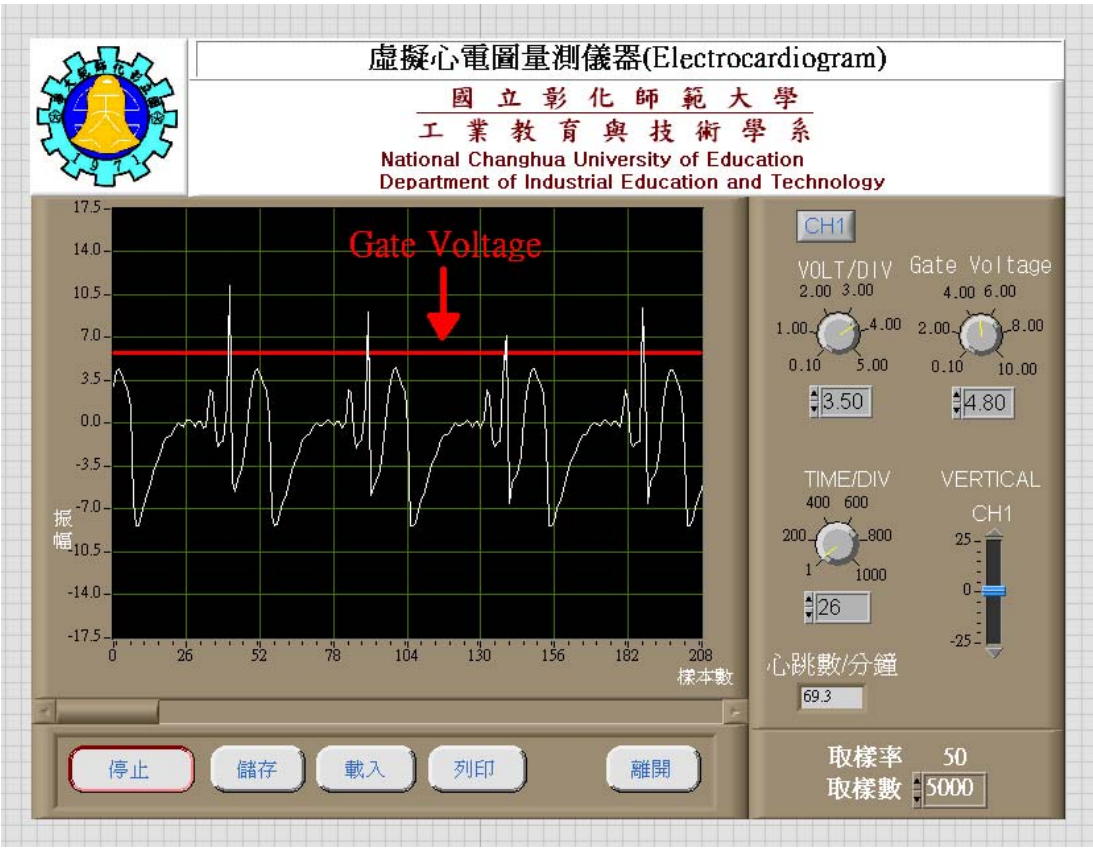
圖十二：主程式於信號處理轉換之 BLOCK DIAGRAM

4.信號運算

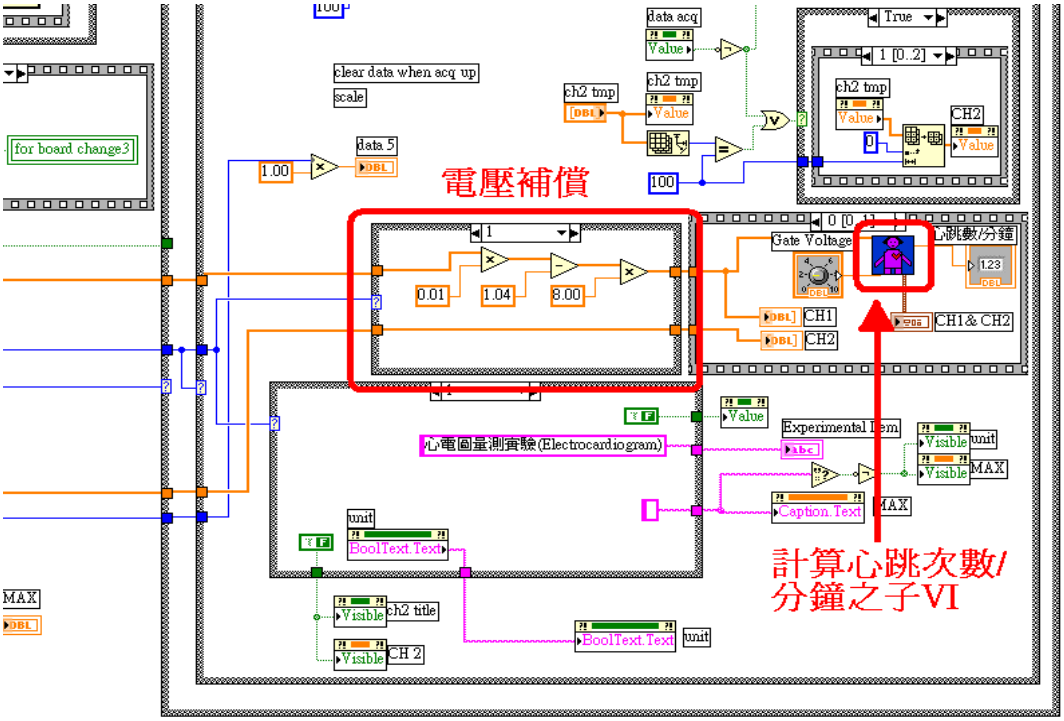
由於透過 A/D 轉換後，6str to 6int.vi 所轉換之數值與實際心電圖電壓有所差異，透過示波器實際量測的實驗下，發現電腦內所代表電壓的數值約等於外部實際電壓的 12.5 倍，因此必須設計一程式來補償其真實電壓，如圖十三的電壓補償框內所示，利用 Mutiply 方塊將 6str to 6int.vi 所輸出之數值乘與約 0.08 倍左右，配合與 Substract 相減數值 1.04 作微調，達成與示波器所顯示之實際電壓相等目的。

經過電壓補正之信號為一每秒 50 筆的數值陣列 (Array)，這筆陣列資料代表著實際心電圖的電壓振幅，而本研究希望從此每秒 50 筆的陣列之中求出其心電信號週期，進而換算為每分鐘心跳數，故設計一子 VI 作此運算，如圖十四所示。此子 VI 我們稱為 BPM.vi，其中輸入端點有二，一為每秒 50 筆的資料陣列輸入，二為 Gate Voltage 的輸入，輸出為每分鐘心跳數 (beat per minute/BPM)，本研究運算心跳次數之演算法，在於將心電圖之 R 波以所設定之 Gate Voltage 與其相切，所採取的是負緣觸發的概念，當心電圖電壓陣列資料由大於 Gate Voltage 轉為小於時，即使 for loop 內的負緣觸發程式動作，如圖十三所示，由於每人的心搏電壓強度不一，藉由旋鈕始用者可以調整 Gate Voltage 來與其心電圖相切，並即時運算出實際每分鐘心跳數。

HyWeb



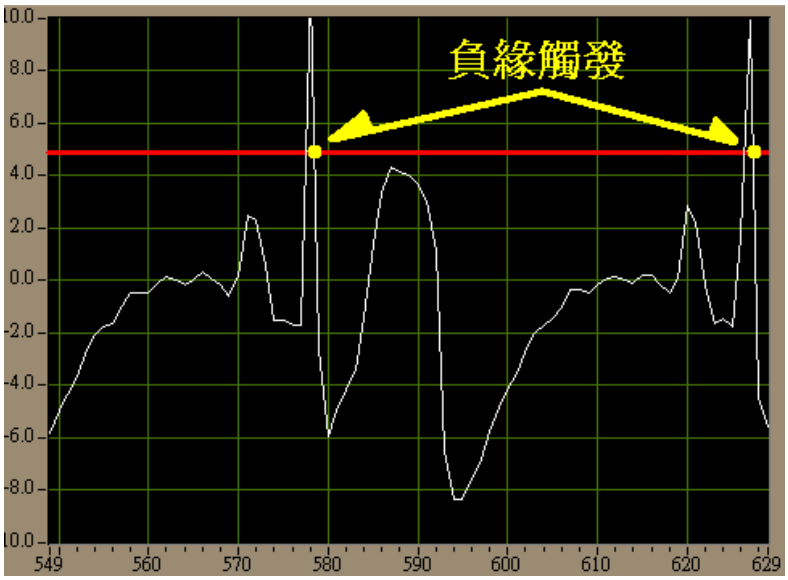
圖十三：虛擬心電圖量測儀器於實際量測信號之畫面



圖十四：虛擬心電圖量測儀器之主程式部分之架構－運算心跳次數之子VI

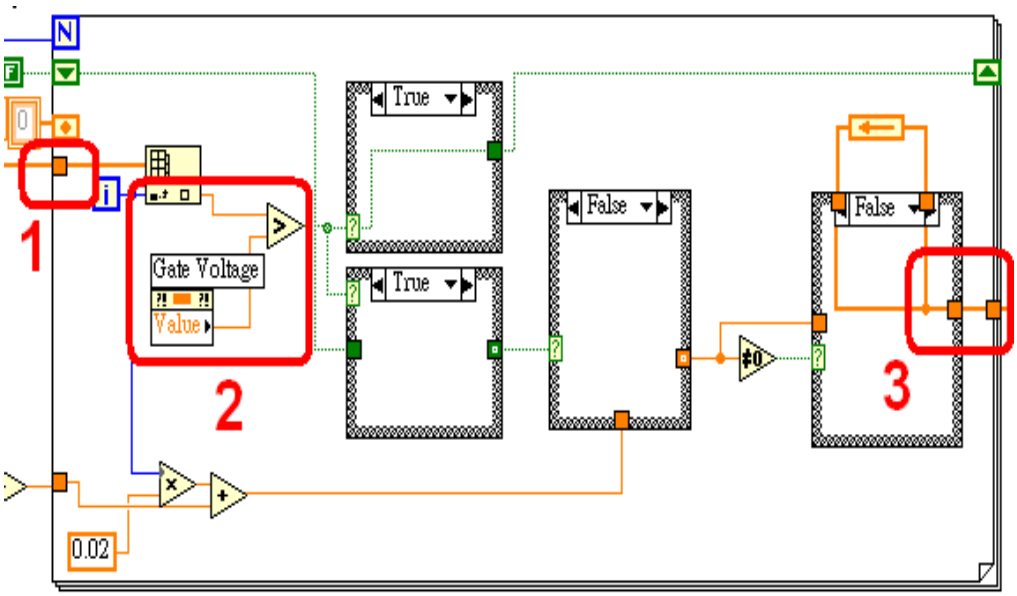
HyWeb

負緣觸發為本研究運算每分鐘心跳數的重點，負緣觸發的概念如圖十五所示：



圖十五：負緣觸發之示意圖

下圖十六為運算每分鐘心跳的BPM.vi之負緣觸發BLOCK DIAGRAM，其中標示1為所輸入之電壓振幅陣列，經由標示2的Greater功能塊與Gate Voltage所輸入之數值比較，若電壓振幅陣列內的資料被負緣觸發後，即送出標示3的時間資訊。其中for loop將給予負緣觸發的電壓振幅資料點一時間值，並將此時間值累計五次給予一佔存陣列，此佔存陣列再依序將之元素相減即得到每負緣觸發時間值之間隔，而這些負緣觸發的時間間格將再存入一佔存陣列，每四筆時間間隔累加並除予其資料筆數為一次心跳週期的輸出，以減少因取樣數過低而造成資料誤差的可能性，最後將此平均心跳週期倒數後輸出，代表的就是心電圖的每分鐘頻率了。



圖十六：BPM.vi 之負緣觸發 BLOCK DIAGRAM

HyWeb

IV.結論

在市面上的心電圖示波儀中，所有功能皆由廠商所定義，不僅體積大，價格昂貴，且更新不易，然而，在虛擬儀器中，我們可以寫一個簡單的程式按照所要需求半自動、甚至全自動式的收集心電圖的數據資料，並且憑藉著虛擬儀器的高度可程式性，我們可以輕易的額外加入其他功能如心律不整、心臟竇房結的電壓位準判斷機制，甚至未來導入遠端監控功能，建立其資料庫，達成與醫療機構即時連線的最終目標，而並不會增加太多成本。在此篇文章中，針對心電圖量測，提供了一個新興的技術，應用了近年來逐漸受重視之虛擬儀器設計方式，此種設計方式不但在工功能上，成本上和量測技術的更新上，均佔有極大之優勢，此研究之完成更能驗證 PC-based虛擬儀器於自動量測上之可行性與重要性。

V.參考文獻

1. Yabin Liu, Yaqin Han, Shouqian Yu, "Research & Development of Virtual Oscillograph Based on LabVIEW", *IEEE International Conference on Industrial Informatics, 2006.*
2. Xue Xinghong, "Development and Outlook for Virtual Instruments Technology", *IEEE* TRANSACTIONS *ON Advanced Measurement and Laboratory Management vol .4, 2006.*
3. Qinghua Zhang, Manriquez, A.I., Medigue, C., Papelier, Y., Sorine, M., "An Algorithm for Robust and Efficient Location of T-Wave Ends in Electrocardiograms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol. 53, Part 1, Page(s):2544 - 2552, Dec. 2006.*
4. Ya-Ting Tsao, Tsu-Wang Shen, Tung-Fu Ko, Tsung-Hsing Lin, "The Morphology of the Electrocardiogram for Eevaluating EGG Biometrics", *e-Health Networking, Application and Services, 9th International Conference on 19-22 Page(s):233 – 235, June 2007.*
5. Ishijima, M, "Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol. 40, Page(s):593 – 594, June 1993.*
6. David B. Geselowitz, "On the Theory of the Electrocardiogram", *PROCEEDINGS OF THE IEEE, VOL. 77, NO. 6, June 1989.*
7. John G. Webster, "Medical Instrumentation Application &Design Third Edition", *JOHN WILEY & SONS,INC., 1998.*
8. Jack M. Winters, Molly Follette Story, "Medical Instrumentation Accessibility and Usability Considerations", *CRC Press. Taylor &Francis Group, 2007.*
9. 蕭子健、王智昱、儲昭偉 編著，"LabVIEW 7X 虛擬儀控程式設計"，高立圖書有限公司，2005 年。
10. 蕭子健、林俊宏、彭宇豪 編著，"LabVIEW 硬體界面篇"，高立圖書有限公司，2002 年。
11. 蕭子健、林俊宏、莊智元、韓威如 編著，"LabVIEW 硬體介面專題製作"，高立圖書有限公司，2005 年。
12. 許世昌 編著，"解剖生理學"，永大書局，2000 年。

HyWeb

13. 惠汝生 編著，“圖控程式應用“，全華圖書，2006 年。
14. 惠汝生 編著，“LabVIEW–自動量測系統“，全華圖書，2006 年。
15. 劉建昇、游濬、張信豪，”數位信號處理-Labview&生醫信號”，宏友圖書，2006 年
16. Arther C. Guyton, 林富美、林則彬、賴亮全 合譯，”蓋統生理學－生理及疾病轉機－上冊”，華杏出版股份有限公司，1992 年。

HyWeb