

編號：CCMP93-RD-058

新一代自動化診斷脈診儀開發與研究- 多通道脈波處理技術於脈診平台實現

吳賢財

南台科技大學

摘 要

本研究計畫為“新一代自動化診斷脈診儀開發與研究”之子計畫五“多通道脈波處理技術於脈診平台實現”，此計畫主要研究重點注重於多通道脈波數位訊號處理技術運用於中醫脈診平台實現，本系統主要採用三通道即時性人體生理訊號資料處理分別為心電訊號、橈動脈壓力波訊號、手指容積波訊號，並針對於人體動脈硬化程度、壓力波與容積波波形特徵作探討，本計畫為期一年半，本年度主要研究重點著重於多通道硬體系統設計，並採用多通道即時脈波擷取技術將其訊號存於一資料檔，並透過 MATLAB 將脈波訊號圖顯示於電腦上以利未來分析用，於明年度計畫重點將著重於系統整合化並透過 RS-232 將系統所擷取到的脈波資料傳到電腦端分析並透過臨床實驗運用於動脈硬化脈波分析與探討。

關鍵詞：多通道、數位訊號處理、動脈硬化

Number: CCMP93-RD-058

Development and Research of the New Generation Automatic Sphygmography – Multi-Channel Signal Processing Technology for the New Generation Automatic Sphygmography

Hsien-Tsai Wu

Southern Taiwan University of Technology

ABSTRACT

This project is “Multi-Channel Signal Processing Technology for the New Generation Automatic Sphygmography” for five plan on “Development and Research of the New Generation Automatic Sphygmography”, the plan will focus on the analog Multi-Channel Signal Processing Technology for the New Generation Automatic Sphygmography. The development system use three channel real-time pulse analysis, that include electrocardiogram and pressure wave gram on radius and photoplethysmography on finger. The system focus atherosclerosis in clinical diagnosis and characteristic compare pressure wave and photoplethysmography deference in the future. The plan execute time is 1.5 years, that focus on analog Multi-Channel Signal Processing Technology in this year. Using MATLAB to analysis and display pulse wave gram. In the next year, Using RS-232 interface on system pulse digital data transfer to person computer and to analysis about atherosclerosis.

Keywords : multi-channel, digital signal processing, atherosclerosis

壹、研究目的

脈診是中醫診斷疾病的特有方法之一。從起源發展歷史來講，它幾乎和中醫學的歷史一樣悠久。它既反映了中醫理論特點又是中醫理論用於臨床實踐的一項具體方法，歷代的理論發展與臨床經驗不斷豐富著脈學的內容，其文獻資料之豐，理論經驗之富，都是其它診察技術所不可比擬的。但誠如王叔和於《脈經》言及：「在心易了，指下難明」，脈診純粹主觀與經驗性指感的傳承，欠缺明確的定量、定性的標準，使得中醫脈診在現代醫學中，難以被廣泛使用，亦難以研究發展，甚至令學習中醫者多所困擾，視之為畏途^(1, 2)。因此，中醫脈診客觀化、標準化的研究，就成為一項重要的工作⁽³⁾。有關中醫脈診以往的研究，大都是利用單一感測器來測量脈波訊號分析的方式，對脈波作臨床上的統計分析。這些報告雖然已初步證實了臨床與脈波的相對應關係，但對中醫傳統的脈學理論與脈波之間的確切關聯及原理並無法充分的解釋，再加上前段所敘述有關中醫脈學理論本身仍有爭議的緣故，以致於不同研究團隊之間的成果往往無法互相交流，使中醫脈學的研究至今仍無突破而停滯不前。本計畫之目的在發展一新型的自動化脈診儀，使其符合晚清醫家周學海（1856-1906）所提出的理論⁽⁴⁾，他將脈象的屬性概括以「位」、「數」、「形」、「勢」四個主軸來分析，基本上將此計畫分為三個部份來進行，一、中醫脈學原理之研究和臨床疾病之脈象診斷與統計；二、新型脈診儀的實體製做和其相關控制器設計及脈象辨識系統；三、可攜式平台的界面組合和脈波信號之時域/頻域分析⁽⁵⁾。如此可設計出一具有客觀測量的脈診儀，再配合臨床疾病診斷與脈象分析，使脈診儀具有自動診斷功能，視窗畫面符合使用者操作的人機界面。

配合中醫脈學原理與實測脈波信號應用於臨床診斷之研究，從中尋找到具有可供診斷的特徵；再結合脈診儀之自動化感測器設計與研究；以進行新一代自動化診斷脈診儀開發與研究⁽⁶⁻⁹⁾。新一代自動化診斷脈診儀，除了具備非侵入性的好處外，它的構造簡單、量測容易及具時域/頻域分析方法等優點亦相當吸引人。

總而言之，本研究計畫為「新一代自動化診斷脈診儀開發與研究」整合計畫中的第五子計畫，主要研究重點針對於多通道脈診系統平台實現，因本計畫為期一年半，於本年度計畫為期半年，其重點為多通道硬體電路實現，故於系統硬體端主要有分三大類比電路分別為手腕橈動脈壓力波圖與光容積波圖以及心電圖，於明年度計畫為期一年，故於明年

度計畫前期為類比電路端系統與電腦端作系統整合，並透過電腦強大運算能力將脈波信號作即時性讀取顯示與分析；並於明年度計畫後期於中國醫藥大學中醫部作臨床非侵入式實驗資料採集，並針對動脈硬化（弦脈）脈波進行分析且利用壓力波與容積波量測，作其壓力波與容積波的比較與於中醫脈診感測器選用之探討。

貳、方法

本年度計畫期末重點於各感測器量測類比電路設計與類比轉數位電路設計，其以下分別為各感測器電路作詳細介紹：

一、紅外線光容積波電路設計

(一)紅外線光容積原理

欲要瞭解如何利用紅外線如何來量測手腕容積波訊號，首先必須說明 Lambert-beer's Law，因此定律式用於描述某濃度下的溶液（如圖 2-1 所示），其入射光與穿透光之間之光密度的數學關係，以式子表示如下：

$$\log(P_0/P)=abc$$

其中，a:為吸收之係數（absorb）

b:為容器之寬度（breadth）

c:為溶液之濃度（consistency）

由上式所知，同理假若將手腕橈動脈的血管視為一裝有溶液的容器，那很明顯地，假如溶液的濃度於短時間內為常數，則 Beer's Law 即可適當的套用其上。當我們做實際量測時，入射光經由手腕橈動脈打到橈骨後，反射回流光即是穿透光，因紅外線光無法穿過橈骨，故光剩餘未被吸收的光密度，經過接收端電器訊號的轉換後，因而獲得手腕橈動脈脈波訊號，如果將其視之為人體內血管體積變化的波形，那麼其中應隱含一些周邊血管系統的生理訊息，並且與心血管系統的健康程度及動脈硬化程度有關，試著對之分析，應可獲得一些具有意義的結果。⁽¹⁰⁾

(二)感測器選用

本系統於紅外線感測器端，因經文獻記載於 840nm-960nm 紅外線對人體動脈帶氧血紅素反應最佳⁽¹¹⁻¹⁶⁾，故於市面上找到三種波長的紅外線模組，分別為 890nm、910nm、920nm 的紅外線感測器，並由實驗結果的知採用波長 910nm 紅外線模組對橈動脈帶氧血紅素反應最佳，故採用其 910nm 反射式紅外線當作容積波擷取感測器，至於 890nm 感測器因感測頭過大並有發射功率發散等問題故不採用此感測器；而 920nm 感測器因感測頭過小並有發射功率過小等問題故不採用此感測器其感測器實體圖

如圖 2-2 所示。

(三) 電路板設計與零件選用

本系統紅外線電路，於電子零件方面採用±1%精密電阻（此經由精密電表量測篩檢）與鉭值電容以及低頻專用放大器（LF351N），將其濾波器設計誤差量降到最低；且於電路板方面採用鋪銅雕刻處理將外部干擾訊號降到最低，其生產與校正儀器如圖 2-3 所示，容積波電路板實體體電路如圖 2-4 所示。

二、壓電式壓力波電路設計

(一) 壓電式壓力波原理

一般常見壓力計主要分為兩種，一為壓電式壓力計另一為電阻式應力計（Strain gages），而壓電式壓力計主要原理是當外在有施加物理壓力於此物理壓力會經由兩種不同材質的物質會作正負電荷的轉移使得產生壓差；至於應力計（Strain Gage）為一壓阻元件，原料採金屬線、金屬線圈或半導所製成，用以量測施加力量所造成的型變的大小，經由電阻定理（R）定義可知，

$R = \frac{\rho L}{A}$ 其中 ρ 為電阻係數，L 為長度，A 為截面積。因此，將一圓柱型的壓阻拉長或壓縮時，其長度和截面積會相對應的改變，而造成電阻上的變化，可用此 $R = R_0 \pm \Delta R \propto \left(\frac{L_0 \pm \Delta L}{A_0 \pm \Delta A} \right)$ 表

示，其中 R_0 、 L_0 、 A_0 為未變形前的初始值， ΔR 、 ΔL 、 ΔA 為變形量。由上式可看出當拉長或壓縮時，此物理變化量很小，則電阻值的改變量幾近於施加力的線性函數。通常應力計分為有界型（Bounded）和非有界型（Unbounded）兩種，有界型為一個金屬線圈，或採半導體元件被固定於薄的有彈性的振動片上，當振動板彎曲時，此金屬線圈應會產生電阻的變化。相對於無界型的應力計，是將一線電阻元件被拉長緊繃於兩可彎曲的支撐物上，支撐物放置於一可彎曲振動的薄膜上，當力施於薄膜上時，另一端的金屬線即會相對的改變長度，故此會有阻抗的變化⁽¹⁷⁾。

(二) 感測器選用

本系統壓力感測器選用方面，因有與元培技術學院劉省宏老師合作取得兩種壓力感測器，分別是電阻式 Strain gages 以及壓電式壓力感測器，再經由實驗結果得知壓電式壓力感測器靈敏度與線性度都要比電阻式 Strain gages 高，故採用壓電式壓力感測器（實驗採用法碼校正比對），其感測器實體圖如圖 2-5 所示。

(三) 電路板設計與零件選用

本系統壓力波電路，於電子零件方面與紅外線電路相同採用 $\pm 1\%$ 精密電阻（此經由精密電表量測篩檢）與鉭值電容以及低頻專用放大器（LF351N），將其濾波器設計誤差量降到最低；且於電路板方面採用鋪銅雕刻處理將外部干擾訊號降到最低，其生產與校正儀器如圖 2-3 所示，因考慮生產系統大小，故將其壓力波電路與容積波電路做在一起，其實體體電路如圖 2-4 所示。

三、電極式心電訊號電路設計

(一) 心電訊號原理

心臟是由心肌所組成，其功能是將血液送達到全身供應身體所須氧氣，當心肌在做收縮的動作時，會產生所謂的活化電位，而此電位的電流會從心臟散佈到全身。而由身體不同的部位，其電流的分佈亦不相同。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，由不同的電極對所紀錄到不同的電位波形和大小，則稱為導程（Lead），依照心臟的電位軸表示，可分為六個標準的導程 Lead I、Lead II、Lead III、 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，所以視其電位最小化。心臟收縮的起源是經由竇房結（Sinoatrial node）刺激電位開始，造成心肌依心房，心室收縮，使血液幫浦進入主動脈與肺動脈。

心電圖（Electrocardiogram, ECG）是經由神經脈衝通過心臟，電流會擴散到心臟周圍的組織，而一部分也會擴散至體表，假如將電極放置在心臟兩側的體表，就能紀錄到心臟的電位，如圖 2-5 所示。藉由不同的導程所看到心臟的個軸。正常心電圖是由 P 波、QRS 波及 T 波所組成，如圖 2-5 所示，P 波是由心房收縮的去極化產生的電流造成，QRS 波是由心室收縮前去極化，而 T 波是由心室的再極化。將電位投影於身體前平面上，就是心臟電位變化的訊號，稱之為前面心臟向量圖。這是由荷蘭生理家 Willen Einthoven 所發現，所以又稱為 Einthoven 三角形。

心電圖向量投影是相交於 60° 的兩軸，此為四肢電極的方向，與電極位置無關。則為雙極肢誘導測定，以其向量方向分別為 Lead I、Lead II、Lead III 三種圖形；單極四肢誘導心電圖，利用四肢中連接處的信號電位平均為參考點，稱之為增加為右向

量、增加為左向量及增加為腳向量⁽¹⁸⁾。

(二) 感測器選用

本系統心電訊號感測器端採用夾四肢電極或貼電極片方式將心電訊號擷取至類比電路端，因電極片方式可將電極與皮膚作一無縫隙接觸面，然而夾子式電極需搭配導電膏將其電極片與皮膚能完全密合，又因考慮實驗成本，故先採用夾子電極式量測，其感測器實體圖如 2-7 所示。

(三) 電路板設計與零件選用

本系統心電訊號電路，於電子零件方面均與壓力波電路相同採用±1%精密電阻（此經由精密電表量測篩檢）與鉭值電容以及低頻專用放大器（LF351N）將其濾波器設計誤差量降到最低，並採用高共模拒斥比（CMRR=100dB）的前置儀表放大器將人體產生的不必要共模雜訊隔離；且於電路板方面採用鋪銅雕刻處理將外部干擾訊號降到最低，其生產與校正儀器如圖 2-3 所示，其實體體電路如圖 2-8 所示。

參、結果與討論

一、紅外線光容積波電路測試

(一)類比電路設計與模擬結果

本系統紅外線光容積波電路在第一級電路採用二階的高通濾波器。主要是希望能夠在下級儀表放大之前，將訊號中因受測者量測部位移動所造成之漂移電壓或是由電路中電晶體基射極電壓的突然改變而造成之直流準位偏移現象加以改善。圖 3-1 為一高通濾波器之頻率響應示意圖，可發現在低頻部分，其增益趨近於零，而高頻則可順利的通過。

在設計濾波器的型態上，一般均考慮巴特沃斯 (Butterworth)、柴比雪夫 (Chebyshev) 以及貝索 (Bessel) 這三種。巴特沃斯在通帶內的頻率響應曲線相當平坦。柴比雪夫則是在通帶內存有相當程度之漣波 (Ripple)。而貝索雖然在通帶內無漣波之效應，但振幅卻有下垂之勢，是三種電路中衰減特性最差的。主要用途在取其通帶內具有線性的相位特性。因此本系統選用了頻率響應較為平坦的巴特沃斯型態來設計高頻濾波器。至於在階數方面，也可由圖 3-2 中觀察得知，階數越高，相對使得濾波器之滾降率 (Roll-off ratio) 也越高，也就是頻率截止的也越快。但是在電路複雜度也會大增。因為考量系統本身對於電路複雜度之要求下，選擇採用兩階之巴特沃斯來進行設計，並使用的電路結構來實現一截止頻率 (f_c) 為 0.5 赫茲，非反相閉迴路增益 ($A_{cl(M)}$) 為 1.56 之高通濾波器，其電路如圖 3-3 所示。在模擬濾波器之頻率響應上，採用 Protel 99 軟體來進行，所得結果如圖 3-4，驗證了只有 0.5Hz 以上的頻率保有原訊號之振幅，其餘頻率之訊號則呈現明顯的衰減。

在系統中最常見的問題之一是在放大器，也就是當訊號中所摻雜的共模雜訊，也會透過一般差動放大器的處理而增大。而儀表放大器，是一種特殊設計之放大器，具有極高的輸入阻抗及極佳的共模拒斥比 (Common mode rejection ratio, CMRR)，且能得到相當高且穩定的增益。在考量到系統在放大生理訊號上必須有精準的增益，也就是放大器須具備有高共模拒斥比。因此於本類比電路第二級選用了 Burr-Brown 公司所生產的 INA118 儀表放大器來解決共模雜訊的問題，內部電路如圖 3-5 所示，其共模拒

比最高可達 110dB。此儀表放大器主要由三個運算放大器所組成，其中左邊的兩個運算放大器主要是改良式的電壓隨耦器，而右邊的則負責放大 V_{out1} 和 V_{out2} 之間的電壓差。另外在控制增益上則是藉由調整 VR1 的阻值來達成。

由圖 3-6 中可得，光容積波的頻率分佈主要在低頻帶的部份，而圖中右邊的黑點則是表示在未經使用低通濾波器之前，60 赫茲之干擾訊號。因此系統中採用低通濾波器濾除高於截止頻率之訊號與雜訊，以免造成後端分析上的困擾。另外，設計上同樣採 Butterworth 的電路架構，如圖 3-7 所示。其截止頻率設定於 40 赫茲，閉迴路增益為 3.3。主要是藉由四階巴特沃斯低通濾波器來達到更高之滾降率與濾波效果。圖 3-8 為利用 Protel 99 所做的模擬結果，可發現頻率高於 40 赫茲以上的訊號均呈現明顯的衰減，也達到預期的目標⁽¹⁹⁾。

(二) 實驗結果

本實驗首先是採用紅外線感測器於手腕橈動脈處能運用人工方式找出脈位並且量到其橈動脈之動脈容積波圖顯於示波器上，其所測出之波形（如圖 3-9 所示）。在此我們採用 940nm 反射式紅外線搭配自做類比濾波放大電路板將手腕橈動脈容積波擷取出來顯示於示波器上，而另一方面採用德儀公司所生產的 MSP430F449 混合訊號處理器將類比訊號轉為數位訊號，並透過 MSP430F449 模擬板將數位數值經由 IAR System 模擬軟體介面讀出十六進制碼，並利用 Matlab 將脈波波形畫出以利往後脈波分析與資料庫建立（如圖 3-10 所示）。

二、壓電式壓力波電路測試

(一) 類比電路設計

本系統壓力波類比電路設計方式大致與紅外線感測電路相同，不同於前端多加一差動放大器，其後級與紅外線類比電路相同採用 0.5Hz 一階高通濾波器，最後級採用 40Hz 低通濾波器。

(二) 實驗結果

本實驗首先是採用壓電式壓力感測器於手腕橈動脈處能運用人工方式找出脈位並且量到其橈動脈之動脈容積波圖顯於示波器上，其所測出之波形（如圖 3-11 所示）。在此我們採用壓電

式壓力感測器搭配自做類比濾波放大電路板將手腕橈動脈壓力波擷取出來顯示於示波器上，而另一方面採用德儀公司所生產的 MSP430F449 混合訊號處理器將類比訊號轉為數位訊號，並透過 MSP430F449 模擬板將數位數值經由 IAR System 模擬軟體介面讀出十六進制碼，並利用 Matlab 將脈波波形畫出以利往後脈波分析與資料庫建立（如圖 3-12 所示）。

三、電極式心電訊號電路測試

(一) 類比電路設計

本系統心電圖類比電路設計方式首先採用三組電壓隨耦器，其主要是將避免負載效應並增加訊號電流，再經由六導程選擇電路將心電訊號變可選擇六導程訊號量測，再經由儀表放大電路將訊號放大 100 倍，並透過儀表放大器的高共模拒斥比將身體不必要的共模訊號去除，並將需要之差模訊號放大，並針對心電訊號頻率範圍，於後級採用一 0.1-100Hz 帶通濾波器，因其中會有電源端 60Hz 的干擾，故於後級加一 60Hz 帶阻濾波器，以利濾除電源端所產生的 60Hz 訊號干擾，並於此類比電路除了放大濾波器以外，還考慮到受測者不小心遭漏電流電擊，故於系統接地與受測者接地採用光隔離方式隔離，防止受測者遭電擊。

(二) 實驗結果

本實驗首先是採用夾手腳電極夾具擷取其心電訊號透過字設計類比電路將心電訊號顯示於示波器上，其所測出之波形（如圖 3-13 所示）。而另一方面採用 MSP430F449 將類比訊號轉為數位訊號，並透過 MSP430F449 模擬板將數位數值經由 IAR System 模擬軟體介面讀出十六進制碼，並利用 Matlab 將脈波波形畫出以利往後脈波分析與資料庫建立（如圖 3-14 所示）。

四、問題與討論

本研究於現況大致上有三點問題提出討論，以下描述為問題所在點與解決之道：

(一) 感測器固定平台設計

在系統感測器固定平台設計方面，心電訊號是採用夾手腳電極，至於紅外線與壓電式壓力感測器固定方式，可因未來實驗不同，而有所不同固定方式，例如本實驗為全身動脈硬化檢測實驗

則須採用夾手指與腳指紅外線，並針對全身動脈硬度做統計檢測，而壓電式壓力感測器需運用一固定平台於橈動脈端擷取脈波以利未來做這兩者間之相關度檢測，其中為橈動脈端之平台設計為最困難之點。

如圖 4-1 所示，本研究起初採用手腕式加壓裝置利用紅外線擷取橈動脈波，並針對固定脈位做一加壓裝置，此缺點為找尋脈位並穿帶不易，故於後期改採用 XYZ 固定平台裝置（圖 4-1 所示），此優點為脈位找尋較快也比較能固定手腕。

(二) 脈波訊號的可效性

本系統於明年度前半期計畫重點除了多通道系統整合外，並於系統開發時期與其他儀器做可性度比較，如 Micro Medical 的 Pulse Trace 做動脈硬化指數值之比較（如圖 4-2 所示），其可效性上是沒問題的。

(三) 未來實驗分析

未來實驗將注重於動脈硬化的檢測，並針對脈波傳導速度與橈動脈脈波波形之相關性作比較與探討，並針對容積波與壓力波做比較，並藉此可得到中醫脈診感測器選用與優缺點，以便未來中醫脈診平台於感測器方面的選用。

肆、結論與建議

本年度計畫重點在於多通道類比電路實作實現部份，故以上資料與實驗結果均採用同一量測者所得之數據，於明年度計畫將注重於臨床實驗分析並分別透過壓力波與容積波量測方式，針對於動脈硬化（弦脈）作一探討與比較，並採用夾手腳指機具，搭配心電圖檢測出手腳四大部分血管動脈硬化程度參數並與中醫脈診中之弦脈作一比較找其相關性，因此於明年度計畫前期主要工作在於將類比訊號轉為數位訊號顯示於電腦端，而此於今年度計畫已將利用德儀公司所生產的混合訊號處理器將此訊號顯示於 LCM 上，並作一簡易單機化介面，如圖 5-1 所示；並於明年度計畫後期，將與其他各子計畫合作，並著重於臨床實驗與病症探討，故全程計畫重點在於明年度後期，因此於明年度為計畫研發多通道脈波處理技術於脈診平台實現的重點。

誌謝

本研究計畫承蒙行政院衛生署中醫藥委員會，計畫編號 CCMP93-RD-058 提供經費贊助，使本計畫得以順利完成，特此誌謝。

伍、參考文獻

1. 鄭鐵濤，中醫診斷學，知音出版社，台北市，民國八十二年。
2. 汪叔游，林鉅超，中醫脾證之脈徵分析，中國醫藥學院研究年報，1993，(15)，41-52 頁。
3. 陳華，中醫的科學原理，台灣商務印書館台北市，民國八十三年。
4. 黃世林，孫明異，中醫脈象研究，知音出版社，台北市，民國八十四年。
5. Hsien-Tsai Wu, Yi-Cheng Liou and Tz-Jiuan Tzeng, "Strange Trajectory Analysis of Infrared Ray Finger Plethysmographic Signals", IEICE Trans on Fundamentals of Electronics, Communications and computerSciences. (Submitted for publication).
6. 錢嘉宏，中醫脈診輔助系統，中原大學碩士論文，民國八十四年五月。
7. 賴建亨，以紅外線來分析高血壓病人的手指脈波訊號，中原大學碩士論文，民國八十五年七月。
8. 王東陽，中醫脈診之脈波量測暨電腦輔助分析系統，中原大學碩士論文，民國八十六年七月。
9. 汪叔游，脈波圖及其各同步曲線在時域上與傳統脈學之相互印證，J.Chin. Med. 1993; 4(3)，1993，(15)，177-190 頁。
10. Floyd and Buchla 合著，基本運算放大器及線性積體電路，東華書局。
11. Bonsmann M.R., "Blutdruckversuche an der Maus und Rate mittels Photozelle", Arch. Exp. Path. Pharmak 176:460, 1934.
12. Noyons, A. K. M. and N. Westenrijk, "Methode zum Studium der Ohres beim kaninchen Acta Neerl" Physiol.4:97, 1934.
13. Mathes, K, "Untersuchungen uber die Sauerstoff-Sattigungdes menschlichen Arterienblutes", Arch. Exp. Path. 179:698, 1935.
14. Molitor H and M. Kniazuk, "A new bloodness method for continuous recording of peripheral circulatory changes" J. Pharmac.Exp.Ther. 57:66, 1936.
15. Hanzlik and P. J., F. Dees, "A simple method of demonstrating changes in blood supply of the ear and effect of some measures", J. Pharmacol. Exp. Ther. 56:194, 1936.

16. Hertzman, "Photoelectric plethysmography of the nasal septum in man", Proc. Soc. Exp. Biol. Med. 37:290, 1937.
17. 曹永偉編譯，感測器技術入門，全華科技圖書股份有限公司 印行。
18. 劉省宏編著，醫用電子實習，全華科技圖書股份有限公司 印行。
19. Sergio Franco, "Design with operational amplifiers and analog integrated circuits 3th", Mc Graw Hill.

陸、圖

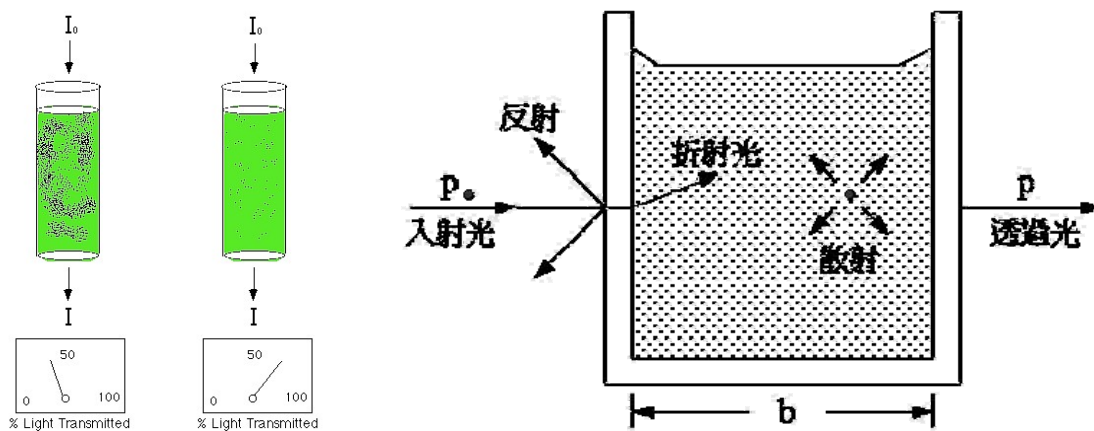


圖 1-1 Lambert-Beer's Law 模型

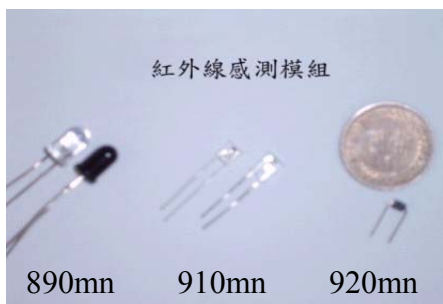


圖 2-2 紅外線收發模組



圖 2-3 校正儀器與雕刻機實體圖

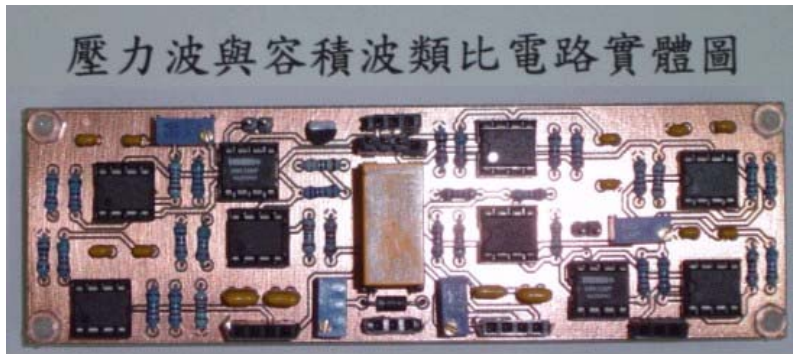


圖 2-4 容積波與壓力波實體電路圖

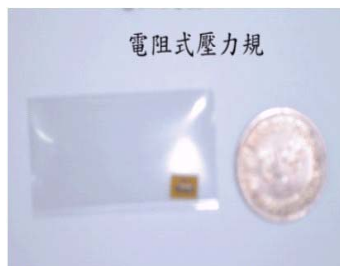


圖 2-5 壓力感測器實體圖

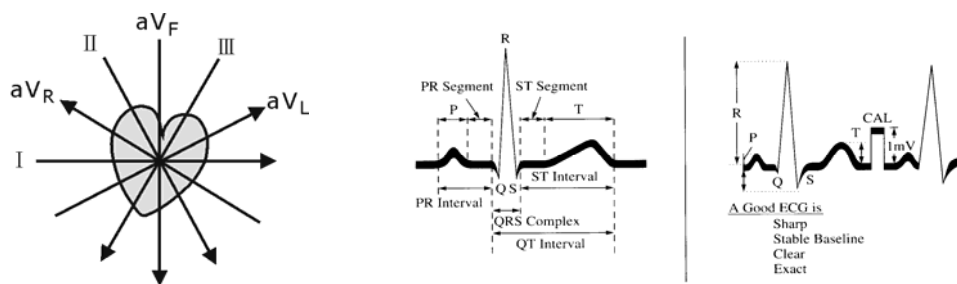


圖 2-6 心臟導程與波形示意圖



圖 2-7 心電訊號感測器實體圖

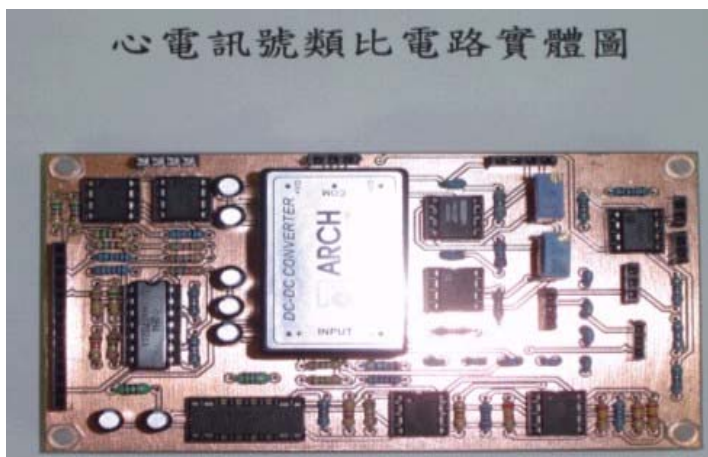


圖 2-8 心電訊號電路實體圖

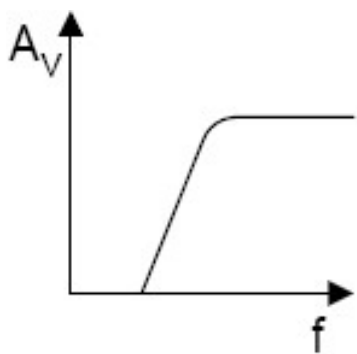


圖 3-1 高通濾波器之頻率響應示意圖

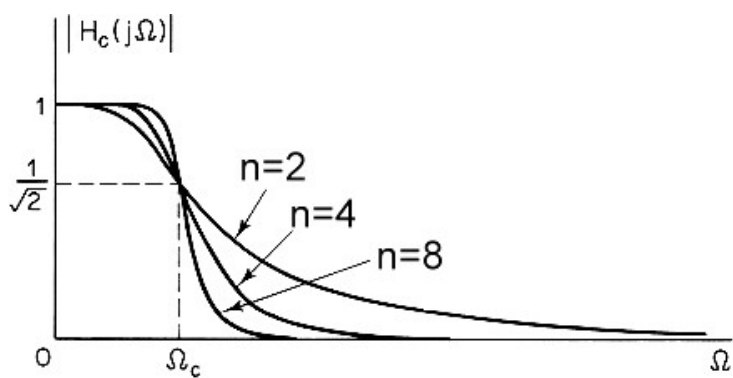


圖 3-2 巴特沃斯濾波器之階數與頻率響應之關係圖

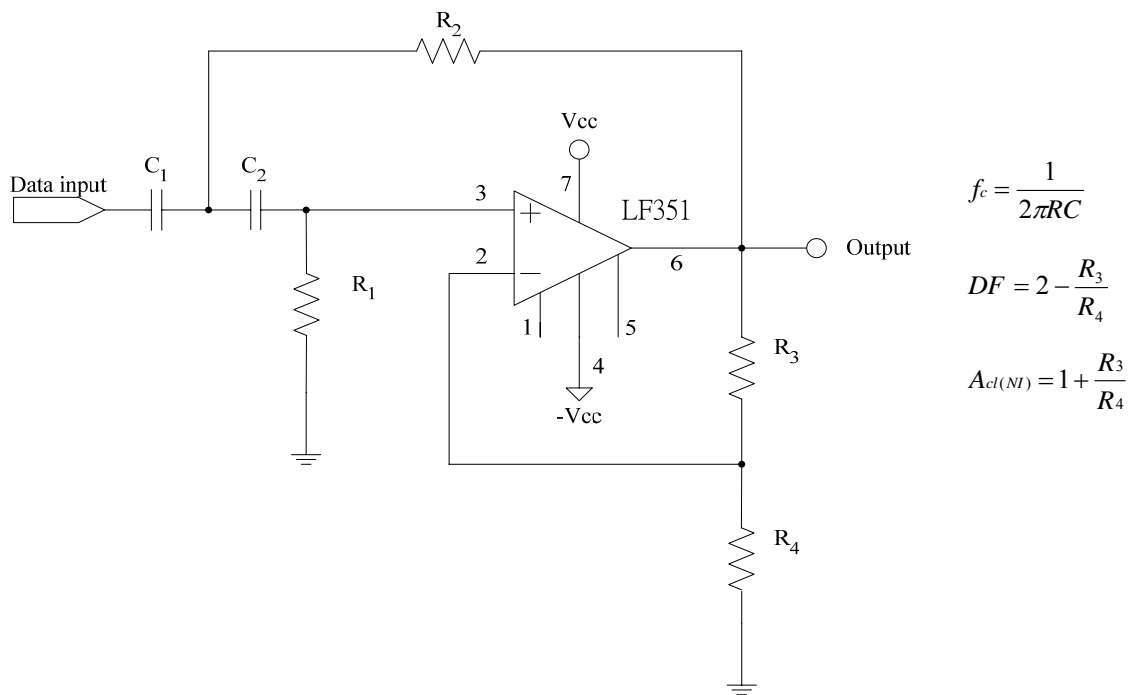


圖 3-3 二階高通巴特沃斯濾波器電路圖

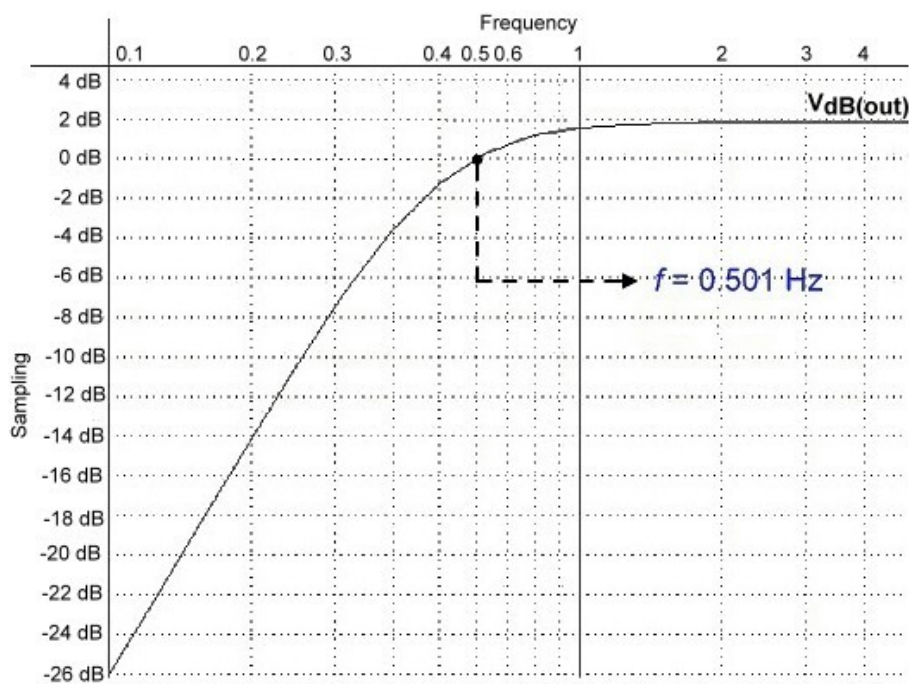


圖 3-4 高通濾波器之頻率響應模擬圖

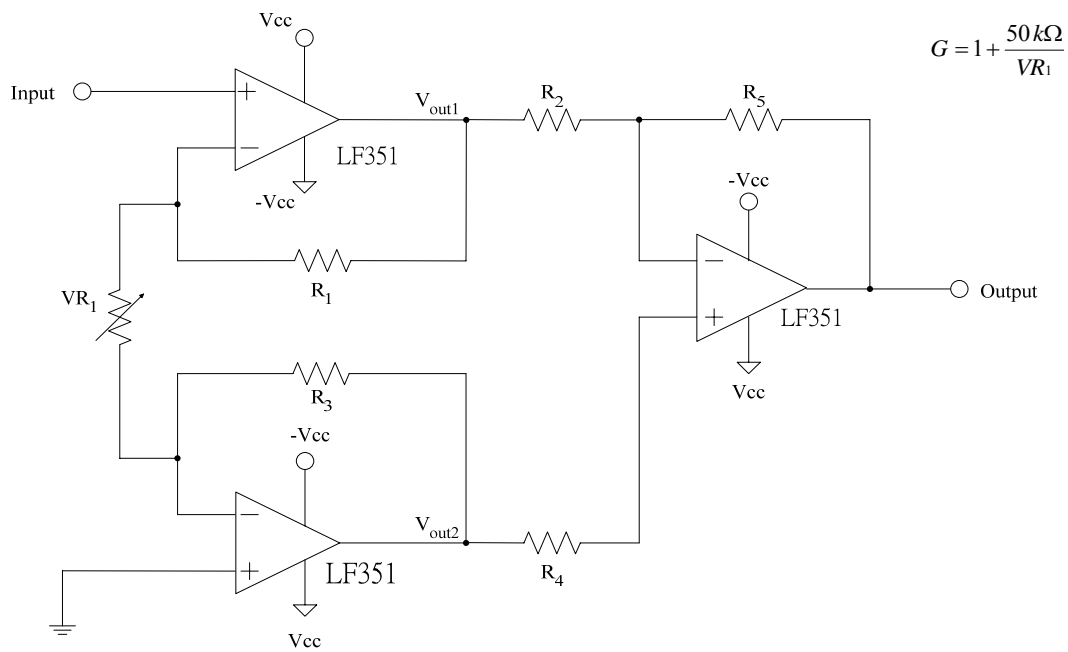


圖 3-5 儀表放大器電路圖

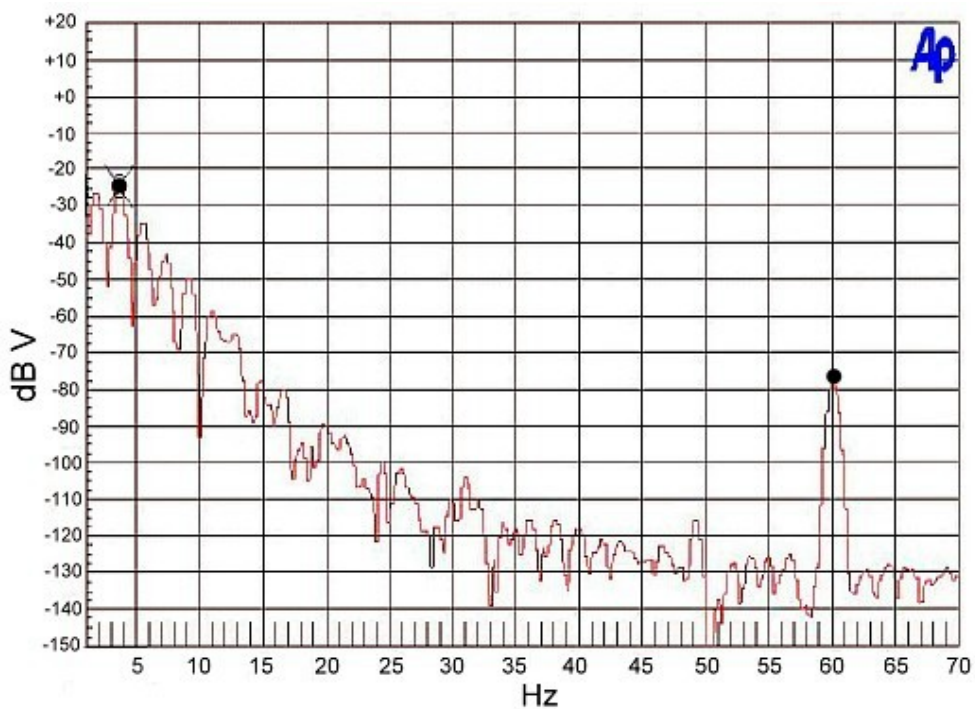


圖 3-6 光容積波訊號之頻譜圖

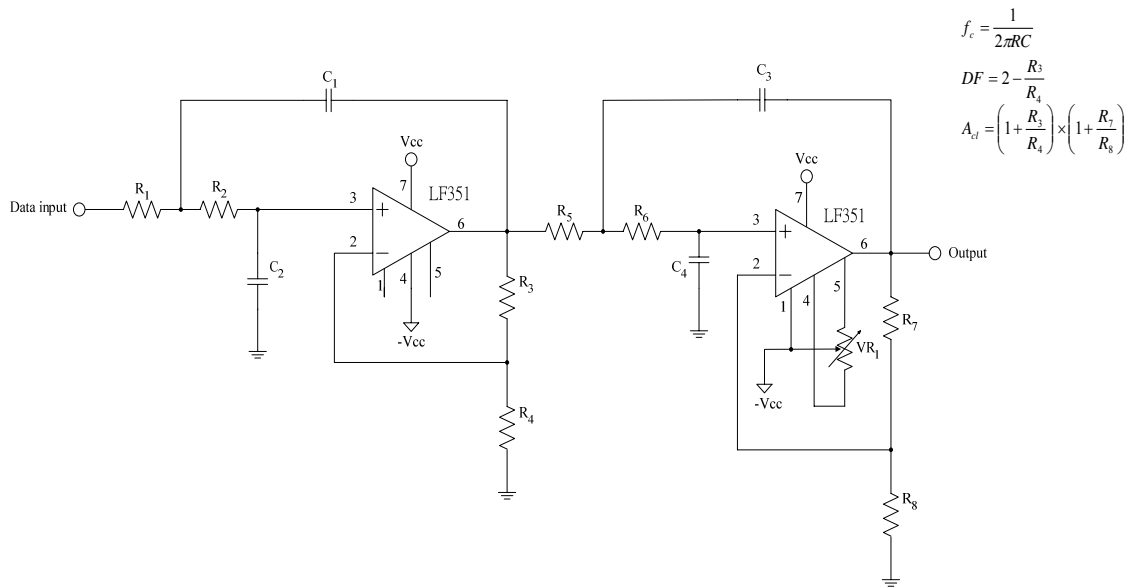


圖 3-7 四階低通巴特沃斯濾波器電路圖

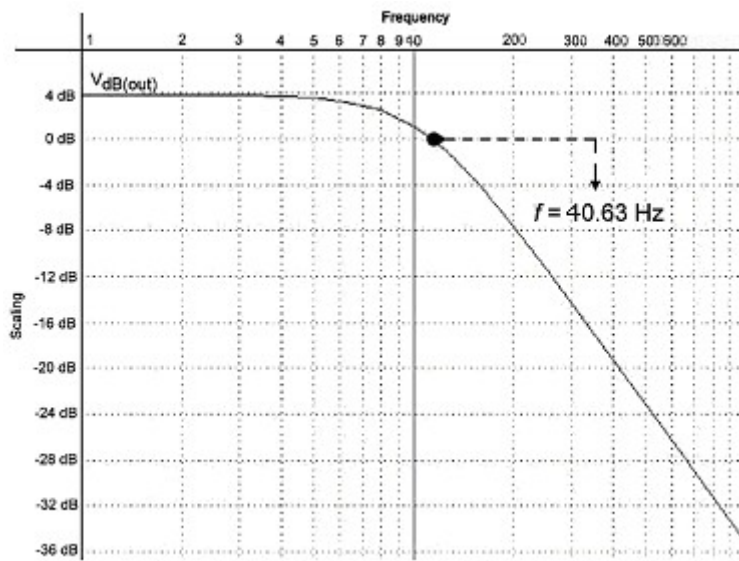


圖 3-8 低通濾波器之頻率響應模擬圖

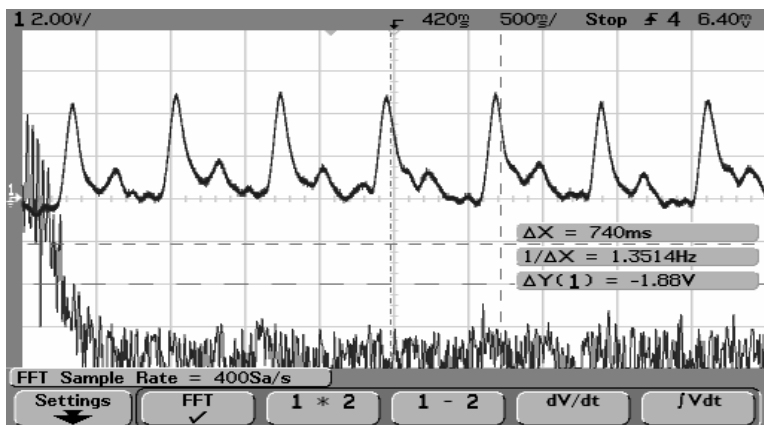


圖 3-9 桡動脈容積波圖 (示波器取樣)

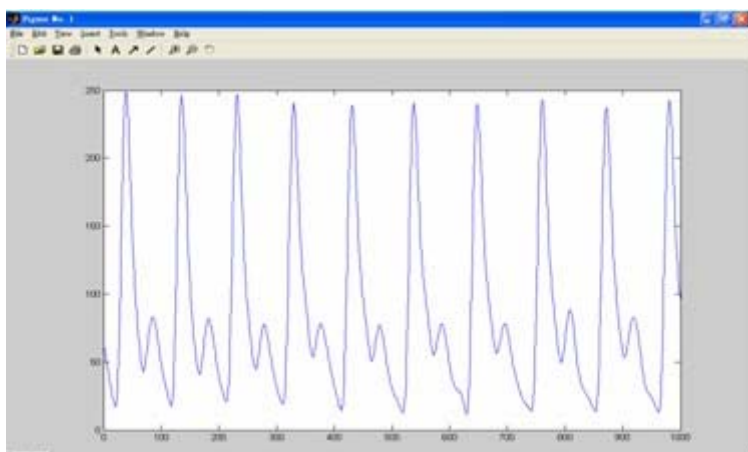


圖 3-10 桡動脈容積波圖 (電腦數位訊號取樣)

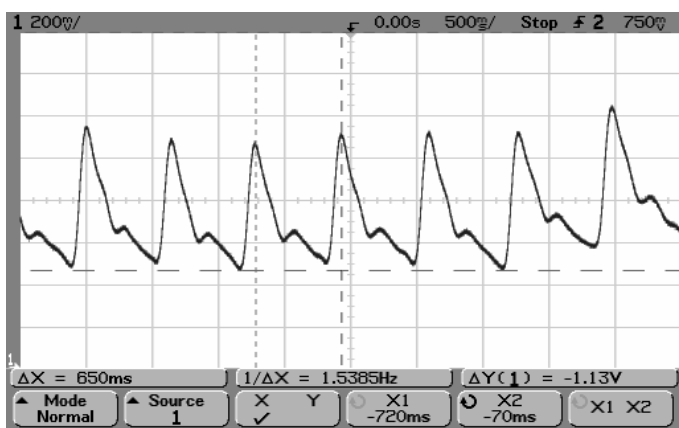


圖 3-11 桡動脈壓力波圖 (示波器取樣)

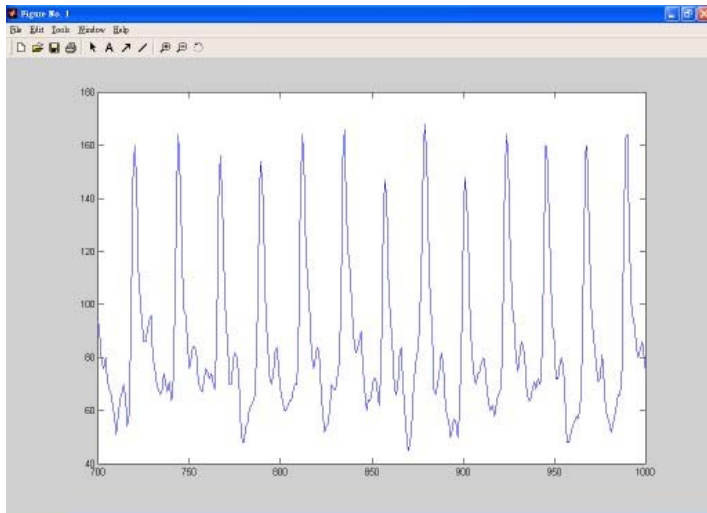


圖 3-12 桡動脈壓力波圖(電腦數位訊號取樣)

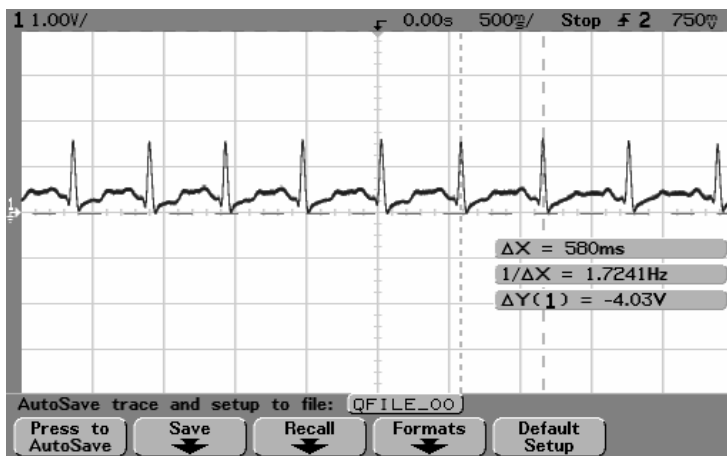


圖 3-13 心電訊號圖(示波器取樣)

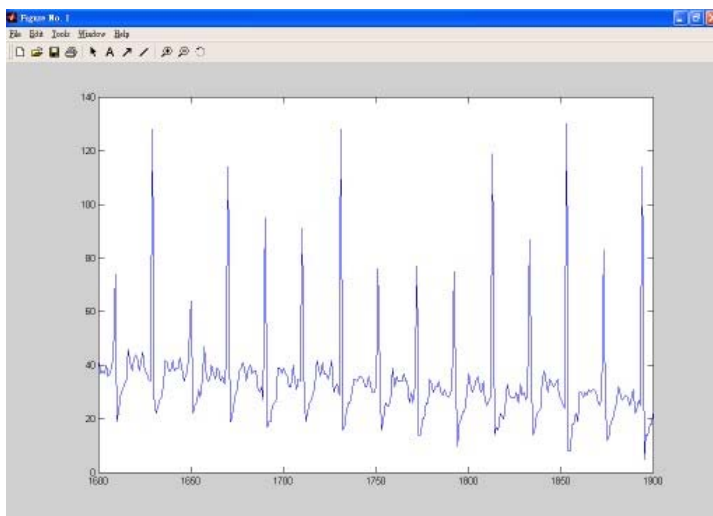


圖 3-14 心電訊號圖(電腦數位訊號取樣)



圖 4-1 感測器固定機座設計實體圖



圖 4-2 Micro Medical Pulse Trace



圖 5-1 系統單機介面設計實體圖