

編號：CCMP94-RD-111

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

南台科技大學資訊工程系

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，已完成多通道脈波分析系統，並前往中國醫藥學院進行臨床資料採集，且更於電腦端之時域分析介面中加入手動調整特徵點，以讓所分析出來之橈動脈脈波特徵值更加準確，進而再對動脈硬化脈波作分析與探討。

關鍵詞：多通道，數位訊號處理，動脈硬化

編號：CCMP94-RD-111

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
Computer Science and Information Engineering

ABSTRACT

The research project is entitled “Multi-Channel Signal Processing Technology for the New Generation Automatic Sphygmography”, which is the sub-project V of the project is entitled “Development and Research of New Generation Automatic Sphygmography”. The analog multi-channel signal processing technology will be developed and refined for the new generation automatic sphygmography in the study. Three-channel pulse analysis is used for real-time recording physiological signal of human body. Electrocardiogram (ECG), pressure wave on radius and photoplethysmography on finger can be measured simultaneously. The clinical diagnosis and characteristic parameters of atherosclerosis as well as development of the platform are concerned in the study. The goal of the project has completed multi-channel signal analysis system and go to China Medical University to collect clinical data. Specially, we add manual checking facility to allow editing of the landmarks of poorly recognized pulse features on time-domain analysis interface of computer and then get the features of pressure wave on radius more precisely. Finally,

the statistic relationship between recording data and clinical artery sclerosis will be evaluated by used the experimental results of the developed system in the study.

Keywords : Multi-channel , Digital signal processing , atherosclerosis

壹、前言

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。它既反應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，(1)中醫脈學原理之研究，和臨床疾病之脈象診斷與統計；(2)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；(3)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，於計畫為期前一年時，已將多通道硬體電路實現，並將其整合為一量測系統，於量測系統端主要有分三大類，各為手腕橈動脈壓力波圖與光容積波圖以及心電圖。並已將量測

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；並於今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、材料與方法

今年度計畫期末重點於臨床實驗採集及病症分析，其以下分別為量測系統端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：

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)

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

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 紅外線模組對撓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 $\pm 1\%$ 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，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 Gauge)為一壓阻元件，原料採金屬線、金屬線圈或半導體所製成，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 $R = R_0 \pm \Delta R \propto \left(\frac{L_0 \pm \Delta L}{A_0 \mp \Delta A} \right)$ 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，其功能是将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、aVR、aVL 和 aVF，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 $\pm 1\%$ 精密電阻(此經由精密電表量測篩檢)與鉅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

一、脈診儀之馬達控制

(一)馬達之控制電路說明

脈診儀馬達之控制系統(圖3-1)，我們採用8051為核心，鍵盤為控制選擇，來產生訊號經由I/O來控制脈診儀的兩個馬達(圖3-2)。當系統重置時，8051之I/O port皆為高電位，若此時直接將I/O port之控制訊號接腳直接輸出到馬達上時，會使得馬達線圈產生電流，而造成錯誤動作。所以在此我們採用IC 7404來避免掉馬達之錯誤動作，因此IC功能為一反向器，所以在系統重置時，能將原本8051之I/O port 為高電位狀態，經此反向器轉變為低電位狀態，如此一來，馬達就不會產生錯誤動作。又因控制馬達時，會使馬達線圈有高速電流的切換，而造成電感產生反電動勢，為

了避免此一反電動勢超過電晶體之崩潰電壓而損壞電晶體，在每一組馬達線圈宜各接一個二極體，提供另一個電流路徑，使反電動勢不致過大。在此我們採用 IC ULN2003 達靈頓電晶體電路，其內部電路中每組達靈頓已接有二極體至輸出端，且每組具有 0.5A 之推動能力。

(二)馬達之控制功能說明

脈診儀馬達控制系統可透過鍵盤按鈕之選擇，進而由 8051 產生所需之控制訊號透過 IC7404 反向後再經由 IC ULN2003 控制馬達。此系統可控制脈診儀馬達之一個馬達做左右平移(即 X 軸之移動)，另一個馬達做上下移動(即 Y 軸之移動)，在此馬達的轉動皆為 1 圈/轉動一次。但在馬達做上下移動找尋最大脈脊點之波形時，若每向下轉動一圈找尋時，可能會因轉動步數過多使繞動脈血管壓力過大，而導致脈脊點之波形有誤，所以此控制系統加入了可控制馬達做向下 1/4 和向下 1/8 之微調，以解決此問題。在此系統中，更進一步的使脈診儀之馬達能自動化的做左右平移步數，以減少人為操作的次數，而達到更高的便利性。此控制系統之鍵盤按鈕功能說明如下：

- 1~8：馬達之移動步數
- #：控制馬達右移
- 0：控制馬達左移
- A：控制馬達自動化右移
- B：控制馬達自動化左移
- C：控制馬達上移
- D：控制馬達下移
- #：控制馬達做 1/4 下移
- 9：控制馬達做 1/8 下移

二、脈診系統與電腦分析端之 RS232 傳輸電路及傳輸模式選擇

(一)UART(非同步串列傳輸)之模式選擇

非同步串列傳輸(Universal Asynchronous Receive/Transmit Communication protocol, UART)，是指傳送端與接收端並非使用相同的時脈來源，在每隔一段時間，會將資料一個 bit 一個 bit 的經由傳輸線傳送出去，直到接收到 8 個 bit 為止，如此就完成一個 BYTE 之傳送與接收。由於傳送端與接收端只有一條傳輸線，又傳送與接收資料的速度必須同步，所以 UART 同步的方式

是在 8bit 資料之前加一「起始位元」，8bit 資料之後加一「結束位元」來完成資料的同步傳輸，並且將「起始位元」定為 0，「結束位元」定為 1，如下面所示，便是 8bit 資料加上「起始位元」與「結束位元」的波形：



而傳送端與接收端所設定的速度要相同，此速度稱為鮑率 (baud rate)，其單位為 bps (位元/秒)。常用的鮑率有 2400、4800、9600、19200 幾種。在此脈診系統與電腦分析端之鮑率選擇為 19200bps，資料位元為 8bit，不做同位元檢查，停止位元為 1bit。

(二)RS232 傳輸電路設計

電腦分析端串列埠與脈診系統端串列埠之傳輸，需經過一個訊號位準轉換 IC，在此我們採用 HIN232 之 IC。使得脈診系統端之脈波資料能經過 HIN232 做電位轉換後，再將資料透過 RS232 或 RS232 轉 USB 介面傳輸到電腦端做脈波分析(如圖 3-3 所示)。

三、電腦分析端之脈波傳導速率計算

目前動脈硬化測量標準，大多採用脈波傳導速率(Pulse Wave Velocity; PWV)，當作臨床診斷動脈硬化程度之重要參數。脈波傳導速率主要計算方式如下：

$$PWV = \frac{\Delta D_{A-B}}{\Delta T_{A-B}}$$

其中，脈波傳導速率為 A、B 兩端點距離差(ΔD_{A-B})比上兩點時間差(ΔT_{A-B})之比值。在此我們採用夾手指與腳趾之同步動脈脈波量測方式，利用心臟至手指距離和心臟至腳趾距離之差與心室去極化至手指和腳趾之時間差之比值計算出 PWV。此量測方式不需透過心電圖定位即可同步量測兩點計算出脈波傳導速率(如圖 3-4 所示)。除此之外，更可搭配心電圖之量測，利用心臟至手指距離與心室去極化至手指之時間比值或心臟至腳趾距離與心室去極化至腳趾之時間比值，當作周邊血管硬化程度指數值(如圖 3-5 所示)。

四、電腦分析端之橈動脈脈波特徵點定位與分析

(一)橈動脈波特徵點定位

心臟收縮搏動，將血液射入動脈血管，使動脈管內的壓力、容積與血流狀態發生一系列的變化，此變化可由表淺的橈動脈得知。在此我們以脈診儀平台搭配壓力感測器將橈動脈脈波波形，經脈診系統處理後，傳輸至電腦分析端，搭配脈波角度分析法[6]與費氏等人所提出之弦脈特徵值分析法(W/T)[27]做特徵點定位(如圖 3-6 所示)。以下為各特徵點定義(如圖 3-7 所示)之簡述：

- (1)U 點：心室快速射血期，即血液流入動脈的開始點。
- (2)P 點(主波)：主波角，反映動脈內最大壓力對管壁的作用時間。
- (3)T 點(重搏前波)：反映左心室停止射血，動脈擴張、降壓，動脈內血液流動逆向反射波。
- (4)V 點(降中峽)：主動脈靜壓排空時間，為心臟收縮與舒張的分界點。
- (5)D 點(重搏波)：主動脈瓣在心室舒張早期突然關閉，血液倒流撞擊在主動脈瓣上，並彈回血流，使主動脈壓再次稍有上升，血管又輕微擴張所形成的主動脈彈性回縮波。

(二)橈動脈波特徵點分析

當電腦分析端對橈動脈波形特徵點定位後，更可藉由這些特徵點進行脈波時域分析，以找出有關動脈硬化之相關參數(如圖 3-8 所示)，各參數簡述如下：

- (1)P 角：反映出血管彈性與血流狀況。當血管彈性衰減與血液黏滯度大時，此角會增大，一般值為 19° 至 42° 。
- (2)U 角：反映出血管彈性與血液黏性指標。當血瘀產生時，角度會變小，一般值為 80° 至 87° 。
- (3)W/T：此採用 $1/3$ 主波寬度與脈波週期比當弦脈參數值，當比值越大，表動脈內血液流動逆向反射波越快，因此潮波越高，弦脈特徵越明顯。
- (4)t1：快速射血期時值。
- (5)t4：心收縮期時值。
- (6)t5：心舒張期時值。
- (7)h1：主波高度。
- (8)h3：重搏前波高度。
- (9)h4：降中峽高度。

(10)h5：重搏波高度。

然而，每個人的脈象並不一定有上述之全部特徵點，且有的脈象其特徵點雖有但卻不明顯，容易造成特徵點定位有偏差。有藉於此，電腦端之時域分析更可以手動方式調整各重要之特徵點，以更確實的找到其位址，來進行有關動脈硬化各重要參數之分析。

五、臨床資料採集與分析

本計劃後半年度，前往中國醫藥大學附設醫院進行臨床資料採集，先由醫師對患者進行指法脈診，診斷患者可能患有心血管疾病症狀，再以自製脈診儀針對患者左右手之寸、關、尺三部位進行脈波訊號量測。

受測患者人數共為 34 人，年齡皆在 40 歲以上，但有些患者之脈波圖因未知因素，導致其脈波圖受到干擾而顯得雜亂。所以，本計劃從中採用了 23 個患者之脈波圖較穩定的資料以進行分析。根據脈波角度分析法[6]之定義，U 角反映出血管彈性與血液黏性指標；當有動脈硬化情形產生時，角度會變小；血液黏滯度大時，角度也會相對變小，一般正常值為 80° 至 87° 。所以，本計劃針對此 23 個患者脈波圖進行左手寸、關、尺的 U 角角度分析，其資料分析結果如圖 3-9~圖 3-11 所示。由這寸、關、尺三部位 U 角角度分析圖中，可得知多數病患的 U 角角度皆已小於 80° ；然而，這些患者皆事先經由醫師指法脈診，認為患者可能患有心血管疾病，再以自製脈診儀量測患者脈波並分析，其分析結果證實這些受測患者 U 角角度大多已低於正常值範圍，更間接的反映出與醫師指法脈診判斷的情況是符合的。所以，本計劃之自製脈診儀系統與軟體分析介面是具有可信性的。

肆、問題與討論

本研究於現況大致上有一點問題提出討論，以下描述為問題所在點：

一、電腦分析端之手動調整特徵點

在對病患進行脈波時域分析時，有的脈象其特徵點雖有但卻不明顯(如圖 4-1 所示)，容易造成特徵點定位有偏差。一旦特徵點定位偏差時，在進行脈波時域分析所分析出來的特徵值就會有誤差。有藉於此，我們在電腦分析端之脈波時域分析介面中加入手動調整特徵點定

位的功能(如圖 4-2 所示)，以滑鼠點選特徵點的方式去做定位，也因其患有動脈硬化之病患，其橈動脈脈波之特徵點較不為明顯，所以此項功能可針對橈動脈脈波訊號不好或特徵點不明顯之情況，做一特徵點定位之改善，也能讓分析人員反覆的對特徵點作點選定位，以找出更正確的特徵點定位。如此一來，在脈波時域分析介面中所分析出來的各項有關動脈硬化之重要參數也能更加準確。

二、脈診儀量測平台之人體工學設計

在計畫後期中，前往中國醫藥大學進行臨床採集時，分別對受測者之寸、關、尺三部位進行量測，其受測者年齡皆在 40 歲以上，更有高達 85 歲者。所以在對其三部位進行量測時，不難發現受測者之手臂會晃動，如此便會造成脈脊點之找尋有誤差；而其手臂晃動皆因量測之姿勢不符合人體工學之原理所造成。在量測時，雖已在脈診平台墊上軟墊以讓受測者之姿勢較符合人體工學，也確實減少了受測者手臂晃動的機率，但未來在脈診平台之符合人體工學設計也是值得考慮因素之一。

伍、結論與建議

全程計畫已完成多通道脈波分析系統(如圖 5-1 所示)，可將人體橈動脈脈波訊號經由 RS23 或 USB 介面傳輸至電腦分析端，並且對其脈波進行時域分析，更在其時域分析介面中，加入了手動調整特徵點定位功能，以更精確地找出脈波之各項特徵值。在全程計畫最後半年中，也前往中國醫藥大學進行臨床採集，以探討人體橈動脈脈波之特徵值與動脈硬化之相關性。

在此全程計畫中，脈診平台之雛形已初步完成，但在於壓力感測器、橈動脈訊號處理和尋找脈脊點之技術上，可能尚有很大的改良空間，期望能將脈診平台改良更加穩定和精確，使其能普遍應用於中醫脈診上，也讓中醫脈診能更加科學化呈現。在臨床採集上，也希望藉由時域分析大量的橈動脈波形之特徵值，建立起一相關病症之資料庫。如此一來，對病患進行橈動脈脈波量測後，即可立即進行脈波時域分析，再將其所分析出來之特徵值與我們所建立的資料庫作一比對，即可知道病患是否患有此相關病症之可能性，也可達到提早預防及提早治療的功用。

致謝

本研究計畫承蒙行政院衛生署中醫藥委員會(計畫編號 CCMP 94-RD-111)提供經費贊助，使本計劃得以順利完成，特此致謝。

陸、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.

柒、圖、表

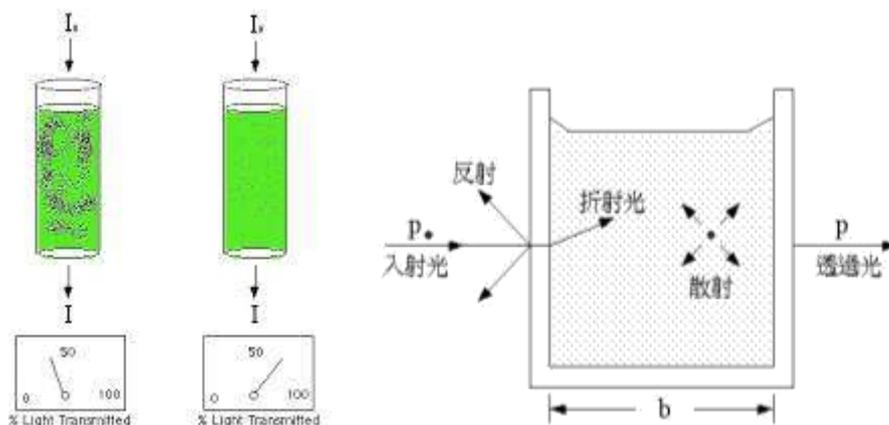


圖 1-1 Lambert-Beer's Law 模型

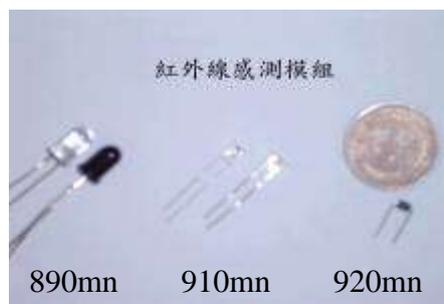


圖 2-2 紅外線收發模組



圖 2-3 校正儀器與雕刻機實體圖

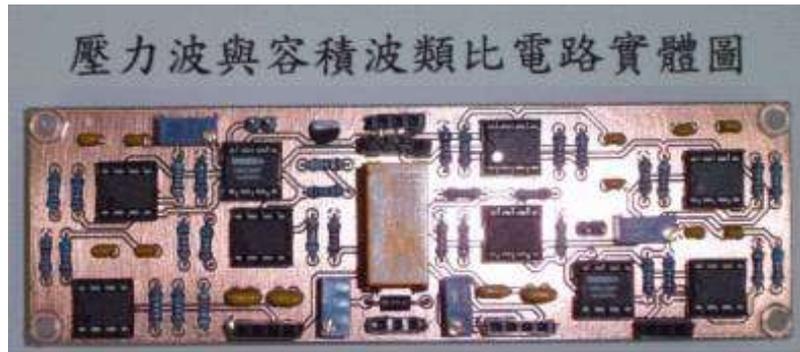


圖 2-4 容積波與壓力波實體電路圖



圖 2-5 壓力感測器實體圖

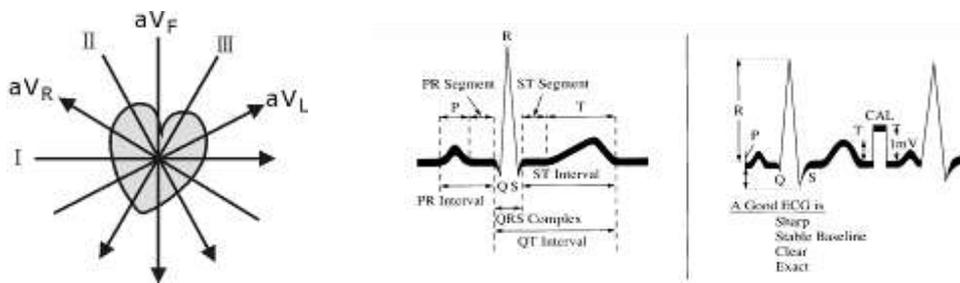


圖 2-6 心臟導程與波形示意圖



圖 2-8 心電訊號感測器實體圖

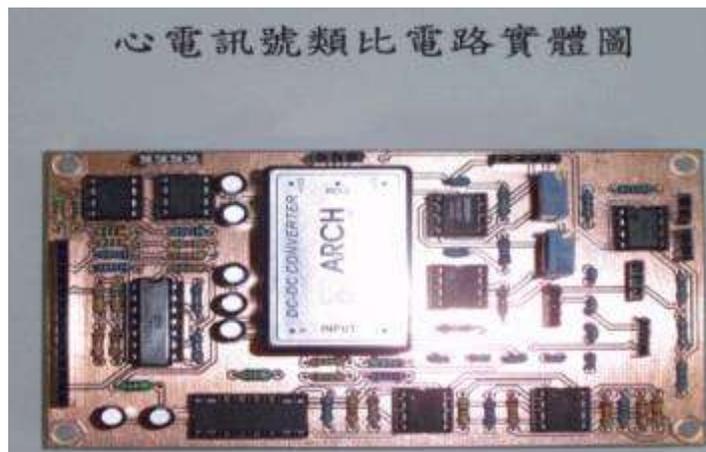


圖 2-8 心電訊號電路實體圖



圖 3-1 脈診平台之馬達控制系統

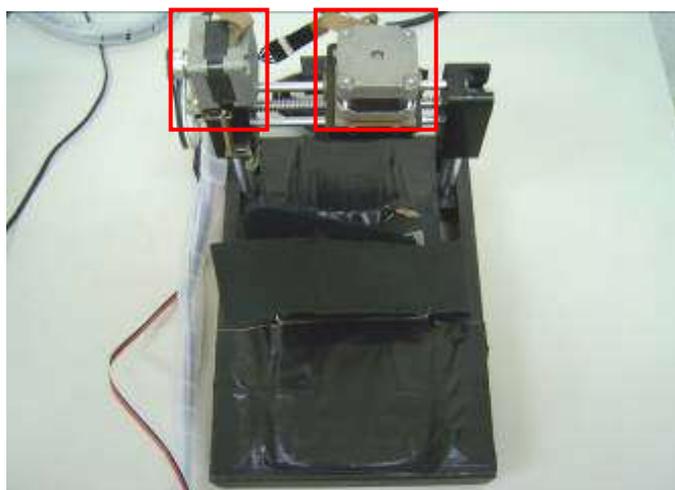


圖 3-2 脈診平台之左右平移和上下移動之控制馬達

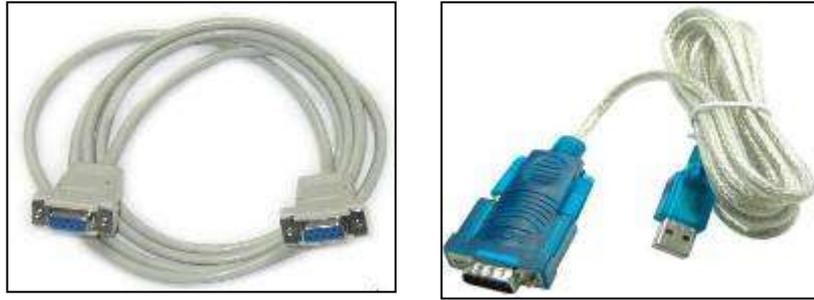


圖 3-3 RS232 與 USB 傳輸介面

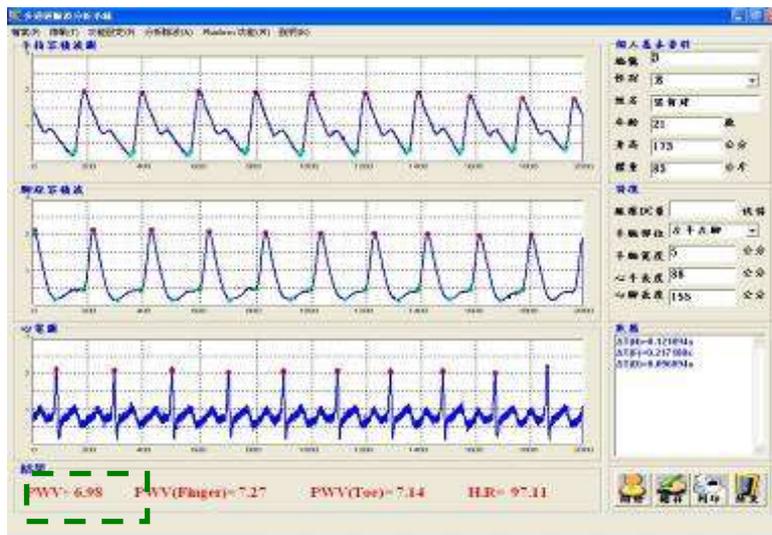


圖 3-4 脈波傳導速率值

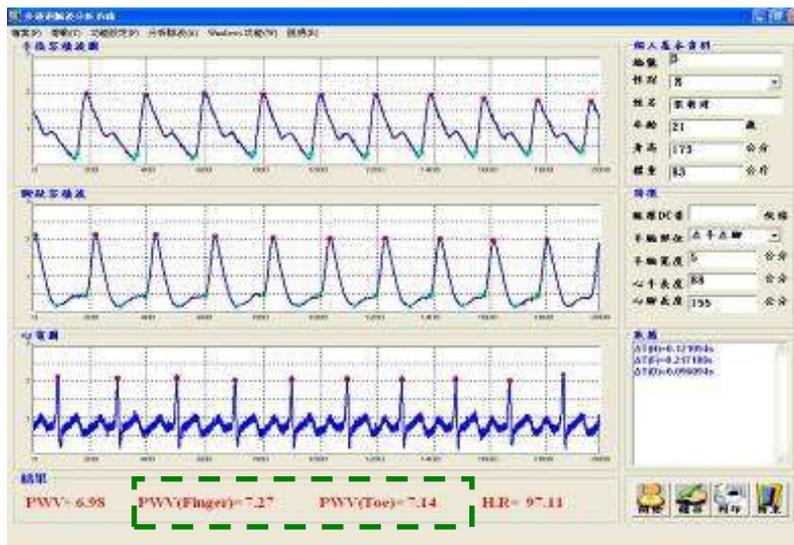


圖 3-5 周邊血管硬化程度指數值

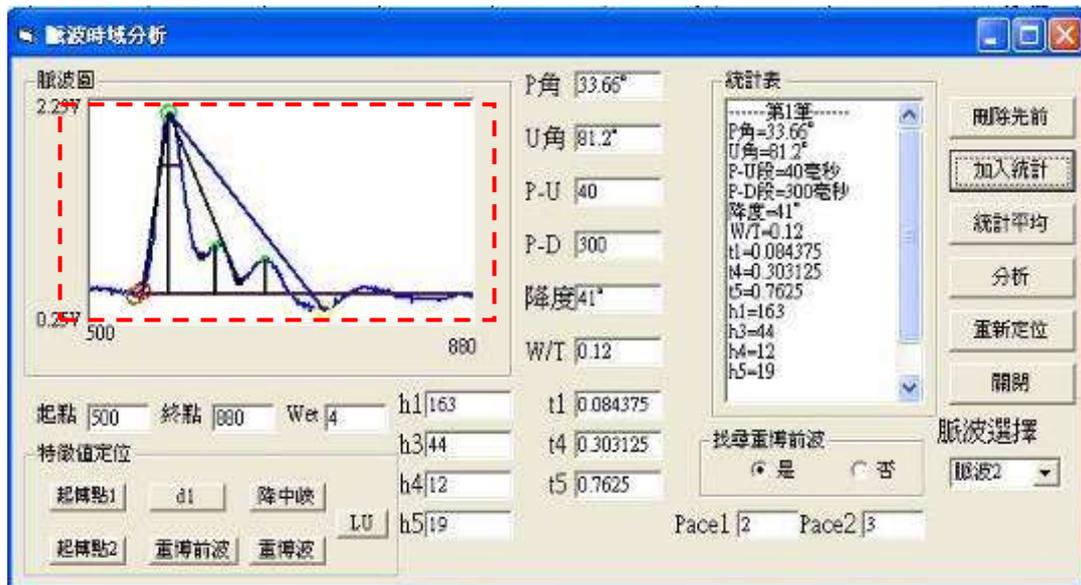


圖 3-6 撓動脈脈波特徵點定位

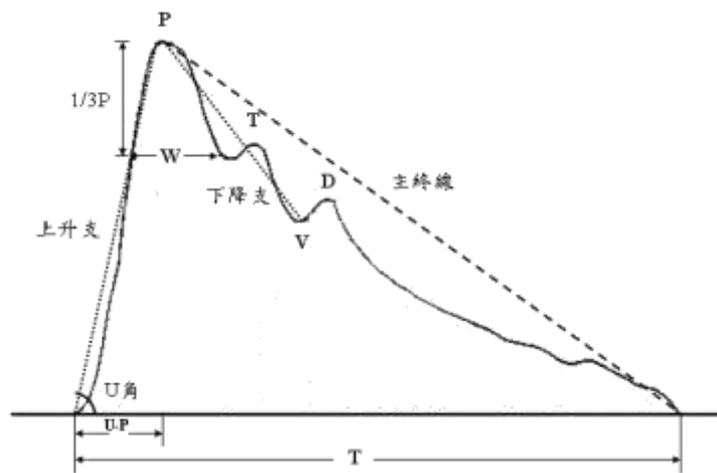


圖 3-7 脈波特徵值定義圖

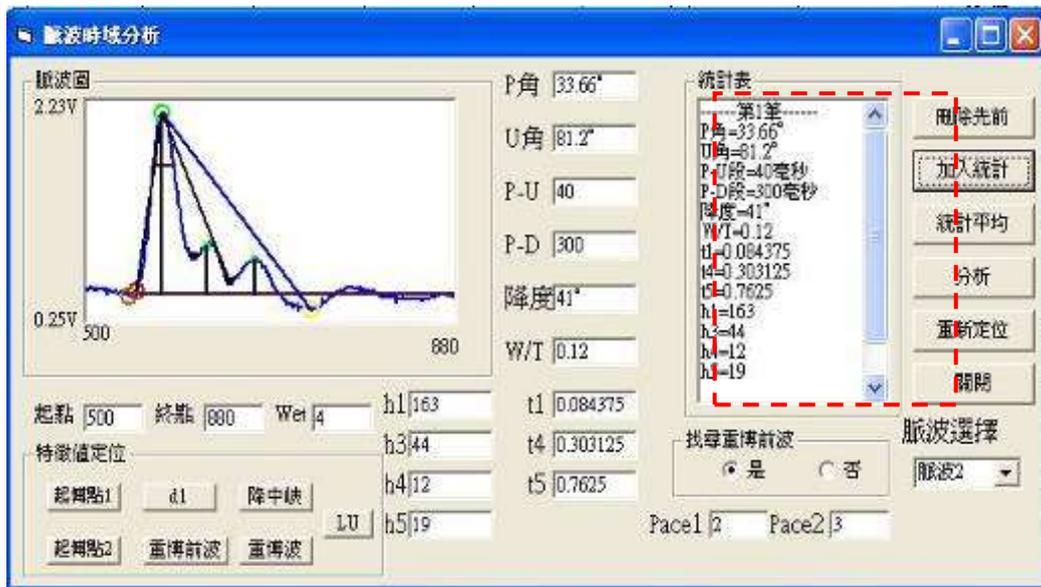


圖 3-8 橈動脈脈波分析之相關參數

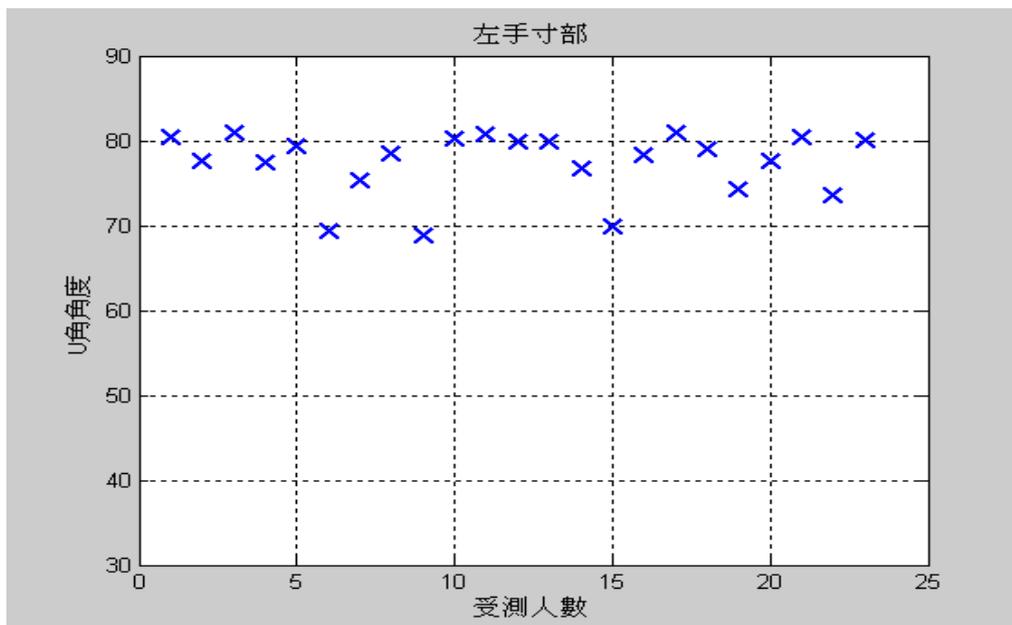


圖 3-9 左手寸部 U 角分析圖

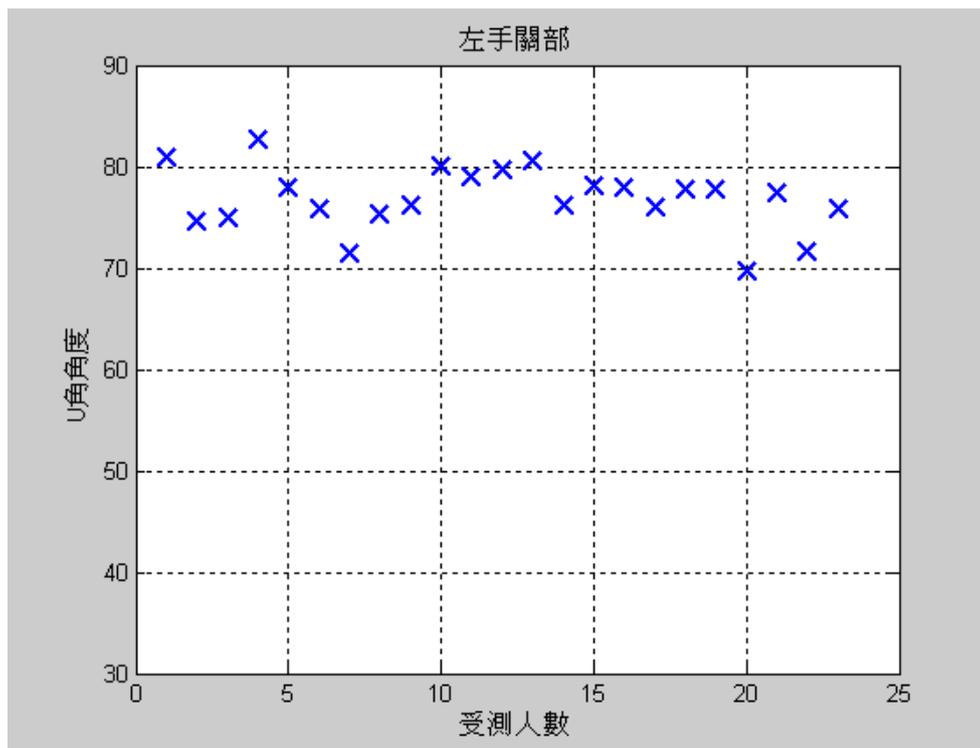


圖 3-10 左手關部 U 角分析圖

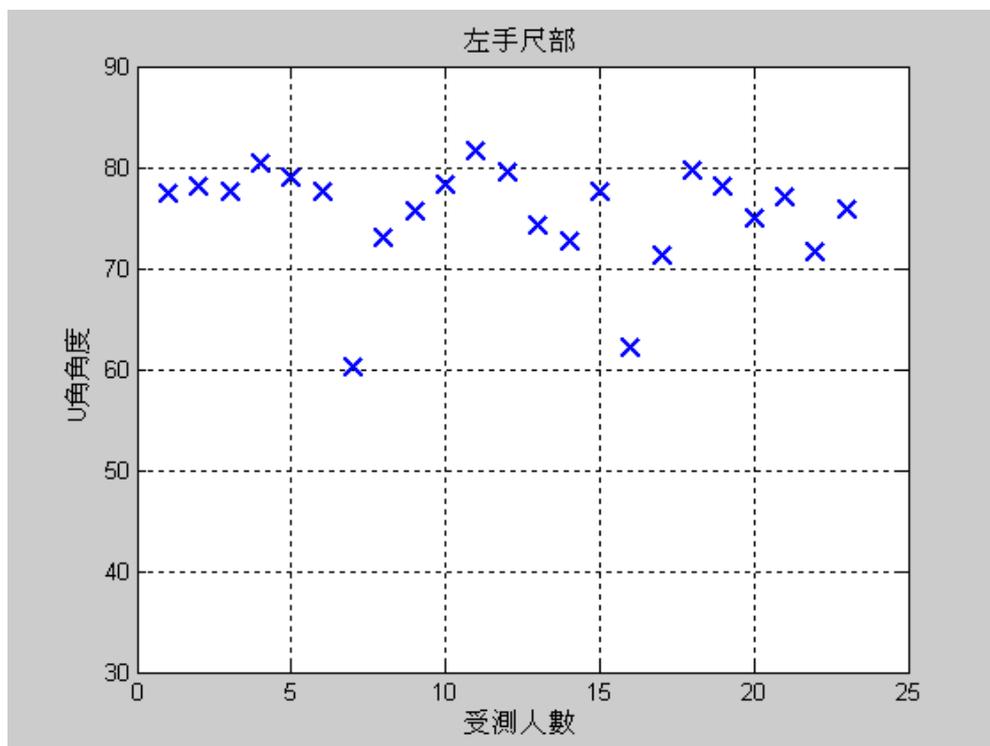


圖 3-11 左手尺部 U 角分析圖

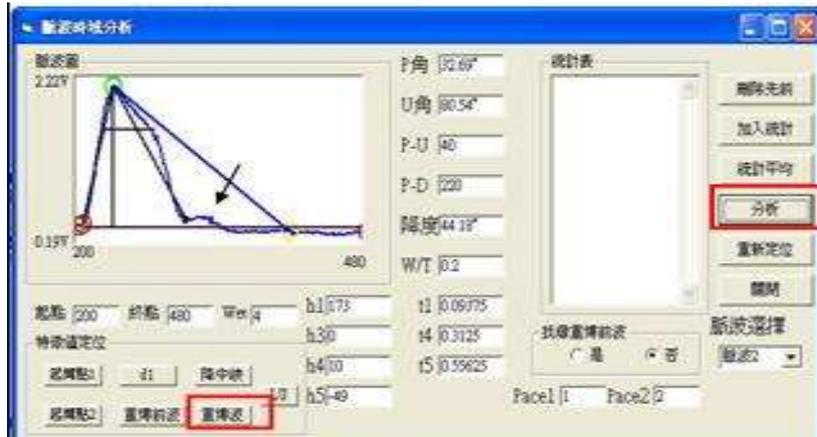


圖 4-1 不明顯之重搏波脈波波形圖

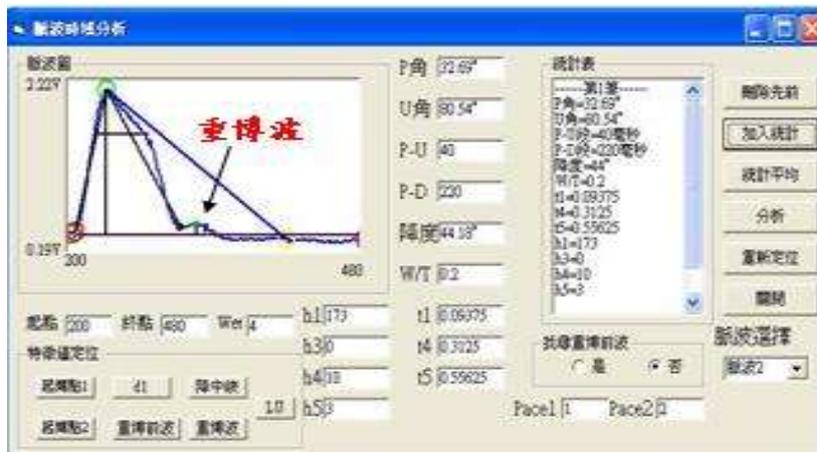


圖 4-2 以上圖之方式手動定位出重搏波

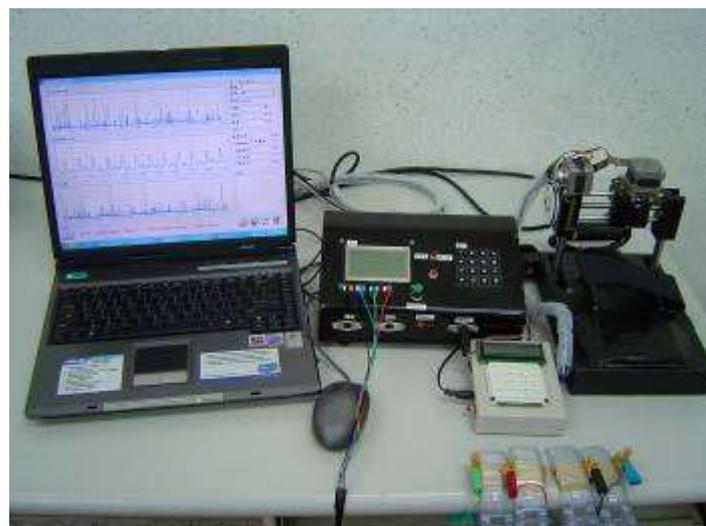


圖 5-1 多通道脈波分析系統及介面

