

編號：CCMP95-RD-015

自製脈診儀改良與脈診訊號 處理技術研發

蕭天泉

南台科技大學資訊工程系

摘要

本研究計畫為『中醫脈診證型之研究與應用』之子計畫二『自製脈診儀改良與脈診訊號處理技術研發』。此計畫主要研究目的，前半年大多著重於感測器的比較選用與類比濾波放大電路的改良；後半年則致力於自動尋脈方法上的實現。藉由感測器的比較測試，從中挑選出適合量測人體手腕橈動脈波訊號的感測器，再經由前端類比濾波放大電路的改良，降低雜訊對橈動脈波訊號的干擾，也可以使特徵點的找尋與定位更為準確；再藉由軟體分析端的演算法與硬體控制端交握溝通，達到自動尋脈的功能。

本年度的計畫執行成果達到預期目標，使用者可透過人性化脈診儀軟體操控介面，對中醫脈診訊號進行量測記錄與時域分析。這可提供中醫脈診科學化與數據化一個明確的標準，因為中醫脈診的文獻資料與理論經驗相當豐富，但是欠缺現代醫學的廣泛應用與研究發展。在未來的計畫執行重點，主要將針對於中醫脈診臨床資料的收集與分析，臨床醫師藉由終端脈診儀與網路架構形成一『中醫脈診線上醫療資訊系統』(子計畫四)，能建立一個多人使用的中醫脈診線上資料庫與資料網路共享系統。

關鍵詞：自動尋脈，演算法，類比電路

CCMP95-RD-015

Multi-Channel Signal Processing Technology for the Modification of Automatic Sphygmography

Ten-Chuan Hsiao

Southern Taiwan University of Technology
Computer Science and Information Engineering

ABSTRACT

The research project is entitled “Multi-Channel Signal Processing Technology for the Modification of Automatic Sphygmography”, which is the sub-project II of the project is entitled “The research and application of the Chinese medicine pulse diagnoses to clinical diseases”. In the first half-year of the research program, the comparison of sensors and the improvement of analog circuit were focused. In the second half-year of the research program, the method for automatic pulse-detect was developed. The appropriate sensor, which detects waveform of radius artery, was chosen by the comparison among several sensors. Then the improvement of analog circuit can reduce signal noise. The integration of the algorithm and the hardware control can accomplish the functions of automatic pulse-detect.

The result of the project agrees with the expected goal. The sphygmogram can be recorded by friendly user-interface, and then the pulse signal can be analyzed in time domain. This can provide a standard for Chinese pulse diagnosis scientifically. Though the literatures and the experience of Chinese pulse diagnosis are numerous, widespread application and research development in the present medicine are deficient. In the future study, the goal will focus on the collect and the analysis of clinical data. The terminal sphygmograph and internet can form a On-line

medical information system for Chinese medicine pulse diagnoses, the clinician can upload and get information from the multi-user share system.

Keywords : automatic pulse-detect, algorithm, analog circuit

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确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。

本計劃為整合型計畫『中醫脈診證型之研究與應用』之子計畫二『自製脈診儀改良與脈診訊號處理技術研發』。此計畫為三年型計畫，第一年研究重點包含：找尋最佳脈診訊號偵測之壓力感測器、改良設計類比電路放大器與濾波器之間的匹配及自動尋脈程式的實現；在計畫第二年預計發展：中醫脈診之臨床資料採集和臨床脈診脈波資料分析；第三年研究重點則在於：中醫脈診之資料整理與協助完成建立中醫醫療資訊系統。

所以，今年度計畫，前半年著重在於脈診所用之壓力感測器選用與類比濾波放大電路的改良，後半年則致力於自動尋脈功能上的實現。脈診壓力感測器選用與類比濾波放大電路改良，有助於橈動脈波訊號的量測與分析精確度；自動尋脈功能則利用電腦演算法進而找出較準確的脈脊點，避免人為判斷上的誤差；後期更將脈診儀操作分析介面人性化。如此一來，便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。

貳、材料與方法

今年度計畫，上半年著重在於脈診所用之壓力感測器選用與類比濾波放大電路的改良，後半年則致力於自動尋脈功能上的實現。以下分別為自製脈診儀量測系統端感測器原理與電路作詳細介紹：

一、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；至於應變計(Strain Gage)為一電阻變化的感測元件。當壓力感測線的金屬細線受到外力作用時，會產生電阻值的變化，意味著電阻值的變化量可以代表作用力的大小。而應變計的機本原理如下：

$$R = \rho \frac{L}{A},$$

R：電阻值的大小， ρ ：電阻係數，A：截面積，L：長度。當應變計受外力作用後，金屬細線的電阻改變量為 ΔR ，長度改變量為 ΔL ，截面積改變量為 ΔA ，電阻係數變化量 $\Delta \rho$ ；而其中 ΔR 又因 ΔL 增加， ΔA 減少， $\Delta \rho$ 增加而增加。所以電阻的變化率可以寫成：

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

又長度和截面積的改變量，造成體積的變化量 ΔV ： $\frac{\Delta V}{V} = \epsilon$

所以最後電阻的變化率將和體積變化率呈正比，即

$$\frac{\Delta R}{R} = K \epsilon。$$

若當有作用力於感測器上時，則會造成體積的變化，而體積的變化進而影響電阻值的改變，所以便能以電阻的變化量，反推作用

力的大小。而通常應力計也可分為有界型(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[5]。

(二)感測器之比較選用

本脈診系統壓力感測器選用方面，採用了由 General Electric Company 所生產的 NPC-100(圖 2-1)、NPI-19(圖 2-2)和 NPI-12(圖 2-3)。此三種壓力感測器皆為精確度高且適合用於醫學訊號上的量測。所以我們選擇了這三個壓力感測器，進而從中比較挑選出適合脈診訊號量測的壓力感測器。

二、電路板設計與零件選用

本系統脈診壓力感測器之訊號類比濾波放大電路，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)與高精確度低雜訊放大器(INA128)(圖 2-4)，將其濾波器設計誤差量與雜訊干擾降到最低。

參、結果

一、脈診儀之壓力感測器比較與選用

脈診儀透過壓力感測器置放於人體橈動脈部位，再經由類比濾波放大電路對橈動脈波訊號的處理後，藉由 MCU 內部的 ADC 功能將橈動脈波數位化後，透過 RS232 或 USB 傳輸介面將訊號傳輸至 VB 軟體端描繪分析。由此可見，壓力感測器為量測橈動脈波訊號最前端的一個環節，所以找出較適合脈診訊號量測用的壓力感測器也是非常重要的。我們選用了由 General Electric Company 所生產的 NPC-100、NPI-19 和 NPI-12，三種壓力感測器皆為精確度高且適合用於醫學訊號上的量測。我們將這三個壓力感測器，分別置放於右手手挽的關部，施加壓力並且以示波器觀察其壓力輸出電壓，流程如(圖 3-1)；如此一來，可透過示波器將壓力輸出電壓額定於一個基準值，使得三個壓力感測器能在相同壓力的情況下，對右手手挽關部進行橈動脈波

訊號的量測，再將所量測到的訊號傳輸到電腦分析端進行儲存並以 Matlab 描繪比較(圖 3-2~圖 3-4)。經由實驗後，我們發現 NPC-100 雖為感測面積較小的感測器，相對的對脈脊點的找尋也會有較佳的精確位址，但當我們施以較大壓力於感測器上，卻也因為其感測面積小，受力點幾乎集中於一點，而造成受測者會有不舒服甚至疼痛感。NPI-19 則因感測面積為內凹型設計，在擷取脈波訊號時，會導致訊號較微小，也須施以較大壓力才能找到較好的脈診訊號。而 NPI-12 感測面積為平面圓滑設計且面積適中，進行脈診訊號量測時，不會導致受測者有疼痛感，訊號也較為穩定，故還是選用 NPI-12 做為脈診訊號壓力感測器。

二、類比濾波放大電路之設計與改良

當壓力感測器擷取到橈動脈波訊號時，須對訊號做適時濾波與放大的動作後，才能將我們所要的橈動脈波訊號頻率區隔出來，且濾除掉不必要的頻率訊號，再藉由放大器對訊號的放大調整後，才能將橈動脈波訊號透過 MCU 做 ADC 的功能後，進而傳輸到 VB 軟體端進行描繪與分析。NPI-12 壓力感測器為一電壓驅動感測器，所以電路採用定電壓法來驅動感測器。當壓力感測器受到壓力後，會產生電壓差的一個改變，但通常此輸出電壓均不大；所以我們在訊號的前端放大電路採用雙 OP 差值放大器，將造成電壓差的兩條輸入線個別接到雙 OP 差值放大器的“+”端，由於皆是同相放大器，使得其有極高的輸入阻抗，以避免掉負載效應的影響，也藉此抵消共模雜訊的干擾[6]。濾波器是一種通過某些頻率並衰減或拒斥所有其他頻率的電路，而帶通濾波器主要讓在某一較低及某一較高頻率區間頻段內之所有訊號通過，且拒斥所有在此限定頻帶外的所有其他頻率部分[7~8]。所以我們將經由雙 OP 差值放大器處理後的訊號，利用帶通濾波器將所要的橈動脈波訊號頻率區隔出來，選用低頻專用放大器(LF351N)來做為構成帶通濾波器的放大 IC。而帶通濾波器接法，使用了二階 Sallen-Key 高通濾波器與二階 Sallen-Key 低通濾波器構成，當帶通濾波器的構成階數越多時，相對的其降滾率會跟著提高，也就是說在帶通頻段以外的頻率訊號會迅速衰減，如此一來，也可避免掉其他訊號對橈動脈波訊號的干擾。但階數越多，所構成的電路越大且其成本也越高，所以我們選擇了以二階低通與二階高通構成橈動脈波訊號所需頻率頻段的帶通濾波器。最後再經由一級放大器、準位調整器和市電 60Hz 帶拒濾波器，將橈動脈波訊號的雜訊干擾降到最低，並將訊號的大小與

準位調整成 MCU 做 ADC 處理動作可以接受的範圍(圖 3-4、圖 3-5)。所以我們就可將壓力感測器所量測到的橈動脈波訊號，經由此類比濾波放大電路的處理後，透過 MCU 進而傳輸到電腦 VB 軟體分析端。

三、自動尋脈演算法之實現

自動尋脈演算法主要是透過軟體分析端的演算與硬體控制端的溝通，進而達到自動尋脈功能的實現。以下將針對硬體控制端與軟體分析端予以個別描述：

(一)硬體控制端

在前述的類比濾波放大電路設計中，壓力感測器經由雙 OP 差值放大器會產生一個電壓差，當壓力感測器在未受力的狀態下，這個電壓差應為 0V，所以我們利用此電壓差特性進而控制步進馬達做上下脈診訊號的探索。我們將壓力感測器未受到壓力時的差值輸出電壓調整為 310mV，利用 MSP430F449 將其電壓做 ADC 的轉換，便可以知道目前壓力感測器是否有到外力的影響；當壓力感測器未受力時，經由 ADC 轉換後的數值換算成電壓即約為 310mV[9]。經實驗得知，脈診壓力感測器約在 530mv 左右就可以量測到橈動脈波訊號，如此一來，在對脈脊點做一左右移動的收尋時，能確保壓力感測器於大約相同的壓力下進行橈動脈波訊號的量測，進而找出平行移動中所收尋到的最大一點，流程如(圖 3-6)。當壓力感測器每下壓量測一次脈波訊號後，需再向左/右平移以量測下一點的脈波訊號，在此控制部份，我們不採用固定平移收尋的方法，即不讓壓力感測器處於受力為 530mV 的壓力下進行左/右平移的動作，因為手挽橈動脈部位不是一平面的面積區域，而是有一些微的起伏，所以若以同要的壓力進行平移量測，會造成受測者的不舒服甚至疼痛感。所以當每次壓力感測器下壓至 510mV 進行橈動脈波訊號的量測後，步進馬達會自動上抬回復到無受力的狀態下，在平移對下一點做下壓後的脈診訊號量測。在此下壓的控制中，步進馬達每次轉動的圈數皆為 1/4 圈，如此便可以避免因轉動步數過多使橈動脈血管所受壓力過大，而導致脈脊點之波形訊號量測有誤。

(二)軟體分析端

在硬體控制端對橈動脈作平移左/右的脈診訊號量測後，會將所量測到的橈動脈波訊號經由 MSP430F449 做 ADC 的轉換後，進而傳輸至電腦軟體分析端。在自動尋脈功能實現上，主要在於兩個關鍵點，一個則為脈診儀該在何時確定結束自動尋脈的動作，進而控

制步進馬達將壓力感測器平移回到最大的一個脈點；另一個則是當壓力感測器回到平移比較所收尋到最大的脈點後，進而控制步進馬達適時的做下壓動作，如此一來，便可以找尋到最大脈脊點。在硬體控制端控制步進馬達做左/右平移下壓後的動作後，會將所量測的脈波訊號傳輸到軟體分析端，透過軟體分析端的演算法進而找出所量測每點脈波訊號中的最大值，以找出平移收尋中最大的一個脈點；為了避免掉不穩定的脈診訊號所造成的判別錯誤，我們在自動尋脈演算法中設了一個門檻值，當連續 3 筆脈診訊號皆符合自動尋脈演算法時，才開始進行記錄最大值並予以互相比較，流程如(圖 3-7)。當壓力感測器平移量測到最大脈點時，意味著此最大脈點的左/右量測點所量測到的脈診訊號皆小於此最大脈點訊號；而當壓力感測器遠離最大脈點部位所量測到的訊號幾乎明顯的變小且雜亂無週期性。根據這兩個特性，在演算法中記錄了每點所量測脈診訊號的一個最大值，且當這個最大值的步進馬達平移所在步數皆大於左/右 4 步所量測脈診訊號最大值時，就先將其馬達平移所在步數與脈診訊號最大值記錄起來；當壓力感測器遠離最大脈點部位時，雜亂的脈波訊號會造成演算法視為不穩定的脈診訊號，進而將其脈診訊號定義成不正確的一筆訊號，當連續 4 筆不正確的脈診訊號成立時，VB 軟體分析演算法會結束自動尋脈的動作，且將脈診儀馬達自動尋脈左/右平移時的總步數扣掉所收尋到脈診訊號最大值時所在步數，如此一來，便可以得知步進馬達需往回平移的步數，進而找到平移收尋中最大的一個脈點。當脈診儀的壓力感測器平移回到最大脈點時，步進馬達則改以每次轉動 1/8 圈控制壓力感測器做下探尋脈的動作，1/8 圈的下壓控制可較精確的找到最大脈脊點，也可避免因施力過大造成脈診訊號的偏差與受測者的疼痛感。當壓力感測器每下壓 1/8 圈後，會將所量測到的脈診訊號傳輸到 VB 軟體分析端，並記錄其最大值；當壓力感測器下壓達到一定程度時，會使橈動脈血管因壓力過大，而使脈診訊號變小。所以在演算法中，互相比較每次下壓後所量測到脈診訊號的最大值，並將其記錄以便做下一次下壓後的脈診訊號比較；所以若當此次下壓後的脈診訊號最大值小於上一次下壓後的脈診訊號最大值，VB 軟體分析端便停止繼續下探尋脈的動作，並將步進馬達往上轉動 1/8 圈到上一次所量測的脈點。如此一來，透過軟體分析端的演算法判別，再經由硬體控制端的平移上下收尋，便可以實現自動尋脈的功能。

四、自製脈診儀分析系統與介面改良

在去年度的中醫藥計畫中，我們使用了兩個系統來控制自製脈診儀。一個系統是由 8051 單晶片構成，而另一個系統則是由 MSP430F449 所構成；8051 單晶片系統主要是控制脈診儀平台上的兩顆步進馬達，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[10]。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橈動脈血管壓力過大，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。MSP430F449 系統則主要產生一固定取樣頻率，將橈動脈波訊號做 ADC 的功能後，將數位化的資料傳輸至電腦 VB 分析端；而產生固定取樣頻率是非常重要的環，如此一來，才能在電腦分析端經由特徵點演算法搭配取樣頻率計算出我們所需的特徵時間差，進而觀察出脈波特徵點與病理上的相對關係。在今年度的計畫中，我們將這兩個系統整合成一個系統，並對 VB 軟體分析介面做一修改；整個控制系統由一顆 MSP430F449 的 MCU 所構成，脈診儀上左右平移與上下移動的兩個步進馬達，皆由 MSP430F449 的輸出埠所控制，也透過其本身內部的計時器產生一固定的取樣頻率，進而將橈動脈波訊號做 ADC 的轉換，以便能將橈動脈波訊號數位化傳輸至電腦分析端。在 VB 軟體分析介面中，可透過上、下、左、右的圖示按鈕，達到控制脈診儀平台上的兩顆步進馬達，也可以選擇步進馬達轉動所需的圈數，共有 1 圈、1/2 圈、1/4 圈、1/8 圈和 2 圈的選擇。

歸納上述之結果，於今年度全程計畫中，已完成：

- (1)找尋最佳脈診訊號偵測之壓力感測器。
- (2)改良設計類比電路放大器與濾波器之間的匹配。
- (3)自動尋脈演算法的實現。

並將自製脈診儀分析系統與介面加以改良，如此一來，將先前的兩個系統整合成一個控制系統，在脈診儀控制系統上的攜帶也較為輕便簡單，相對的也降低了系統上的成本，更可透過人性化的操控介面達到脈診儀的操作(圖 3-8)，進而將橈動脈波訊號傳輸到多通道脈波分析系統介面(圖 3-9)，進行描繪分析與資料檔案儲存。

肆、問題與討論

本研究於現況大致上有一點問題提出討論，在自動尋脈的功能實現上，利用了軟體分析端的演算法與硬體控制端的交握控制，使得脈診儀能自動找出最大脈脊點。然而在結果中有提到，硬體控制端步進馬達每次轉動的圈數皆為 $1/4$ 圈，當量測完每點的脈診訊號時，步進馬達也會以每次轉動 $1/4$ 圈自動上抬回復到壓力感測器無受力的狀態下，在平移對下一點做下壓後的脈診訊號量測；在軟體分析端中，為了確保脈診訊號的穩定度與正確性，當連續 3 筆脈診訊號皆符合自動尋脈演算法時，才開始進行記錄最大值並予以互相比較；且若當連續 4 筆不正確的脈診訊號成立時，VB 軟體分析端演算法會視為自動尋脈過程已完成，如此便可確保自動尋脈的完整性。所以，自動訊脈的功能透過馬達的控制與 VB 的演算法，需花費一些時間。然而，在硬體控制端，步進馬達若改以選擇每次轉動 $1/2$ 圈，自動尋脈所花費的時間會相對的減少，但也因轉動步數過多，使得下壓次數可能減少，進而降低其精確度，也可能因轉動步數過多使橈動脈血管所受壓力過大，而導致脈脊點之波形訊號量測有誤；在軟體分析端，為確保脈診訊號的穩定度與自動尋脈的完整性，故還是保持連續正確 3 筆資料的穩定判斷與連續 4 筆錯誤資料的結束判斷。所以，為了使得自動尋脈功能上的實現較為準確，故還是維持原來軟體分析端的條件比較判斷與硬體控制端的馬達控制原則。

伍、結論與建議

全程計畫已順利完成。在壓力感測器的比較選用方面，透過示波器將三個壓力感測器能在相同壓力的情況下，對右手手腕關部進行橈動脈波訊號的量測，再將所量測到的訊號傳輸到電腦分析端進行儲存並以 Matlab 描繪比較，並輔以受測者對壓力感測器接觸時所造成的觸感，進而從中挑選出適合脈診訊號量測的壓力感測器。在類比濾波放大電路的改良中，訊號的前端放大電路採用雙 OP 差值放大器，使得其有極高的輸入阻抗，以避免掉負載效應的影響，也藉此抵消共模雜訊的干擾。再利用帶通濾波器將所要的橈動脈波訊號頻率區隔出來，選用低頻專用放大器(LF351N)並搭配二階 Sallen-Key 高通濾波器與二階 Sallen-Key 低通濾波器構成帶通濾波器，其降滾率也會跟著階數而提高，使得帶通頻段以外的頻率訊號會迅速衰減，最後再經由一級放

大器、準位調整器和市電 60Hz 帶拒濾波器，將橈動脈波訊號的雜訊干擾降到最低。而在自動尋脈的演算法中，也透過軟體分析端的演算與硬體控制端的溝通，進而達到自動尋脈功能的實現。

所以，在今年度計畫中，已完成脈診壓力感測器選用、類比濾波放大電路改良和自動尋脈功能的實現；並將先前的兩個系統整合成一個控制系統，在脈診儀控制系統上的攜帶也較為輕便簡單，相對的也降低了系統上的成本，更可透過軟體分析端 VB 介面達到人性化的脈診儀操作。於第二年度計畫中，將可進行中醫脈診臨床資料採集，藉由第一年度計畫的執行，透過較佳脈診壓力感測器與類比濾波放大改良電路，降低橈動脈波訊號以外的其他訊號干擾，以增進橈動脈波各項特徵植分析的準確度及可信度，進而找出受測者之病症與橈動脈波波形之相關對應關係，也能對中醫脈診醫學做一探討與分析。經過第一、二年度計畫的執行後，於第三年度計畫中，將可對中醫脈診臨床資料進行分析且整理，並與子計畫四「中醫脈診線上醫療資訊系統(CPMIS)」做一配合，將所分析的資料參數透過線上資料庫的建立，進而建立一個完整的中醫脈診線上醫療資訊系統。如此一來，能使中醫脈診以更科學數據化的方式呈現，也更可進一步的持續追蹤患者之脈診證型，達到隨時了解患者之病情，予以適時治療，達到中醫濟世救人的精神。

所以，第一年度計畫的執行，為三年度計畫的基礎，透過第一年度計畫的執行，已可對脈診訊號進行時域特徵值分析。於第二年度計畫上半年執行中，將受測者進行脈診訊號量測時，壓力感測器所產生電壓差變化，經由 MSP430F449 取樣 AD 轉換後，將其轉換後數位訊號值利用參考電壓進行公式推算，得知目前最大脈脊點量測的受力電壓值；且可藉由數字顯示表直接將電壓顯示於儀表螢幕上，進而將其記錄，也可當作受測者脈象浮、中、沉的分類參考。並加入心電圖訊號量測，透過雙通道脈波取樣 AD 轉換技術，將人體心電圖訊號與橈動脈波訊號傳輸至電腦分析端，透過電腦分析端將心電圖訊號與橈動脈波訊號繪圖呈現，並進行特徵值的演算與擷取分析；後半年將著重在於脈診臨床資料採集，藉由脈診平台的量測與電腦軟體端的特徵值分析，提供脈診特徵參數給醫生做為臨床診斷的參考依據，藉由醫生的專業判斷與特徵參數的映證，實現脈診特徵值實際應用於臨床診斷參考。再透過第三年度計畫的執行，配合子計畫四建立「中醫脈診線上醫療資訊系統(CPMIS)」，如此一來，便可透過網路機制，達到中醫脈診無遠弗界理想上的實現。所以，此三年度計畫，與其他子計畫環

環相扣，期望對歷史久遠之中醫醫學，以科學數據化的方式映證，使中醫醫學更加科學化，也更能被國外醫學認可，達到將中醫全球化的遠景。

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 CCMP95-RD-015)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. 鐘國家，謝勝治，葉森泉，感測器原理與應用實習，全華科技圖書股份有限公司，台北市，民國九十年。
6. 盧明智，盧鵬任，感測器應用與線路分析，全華科技圖書股份有限公司，台北市，民國九十年。
7. 牛德真，周書碩，基本運算放大器及線性積體電路，台灣東華書局股份有限公司，台北市，民國八十八年。
8. 陳世寬，謝東河，類比積體電路應用與設計，高立圖書有限公司，台北市，民國八十六年。
9. 吳賢財，林榮三，謝文哲，省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務，滄海書局，台中市，民國九十二年。
10. 陳昭綾，盧正興，8051 單晶片微電腦應用，高立圖書有限公司，台北縣，民國九十年。

柒、圖、表

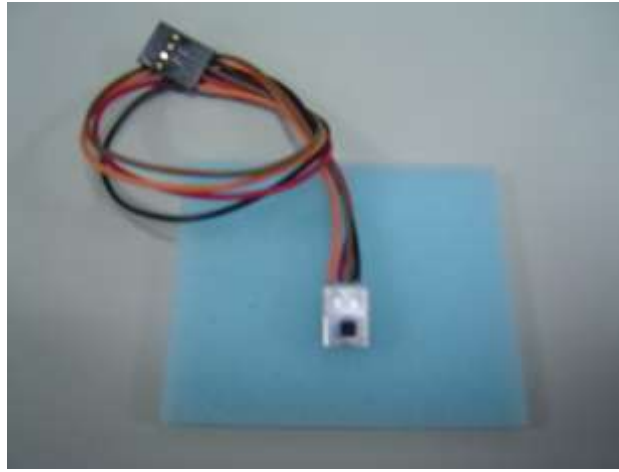


圖 2-1 NPC-100 壓力感測器



圖 2-2 NPI-19 壓力感測器



圖 2-3 NPI-12 壓力感測器

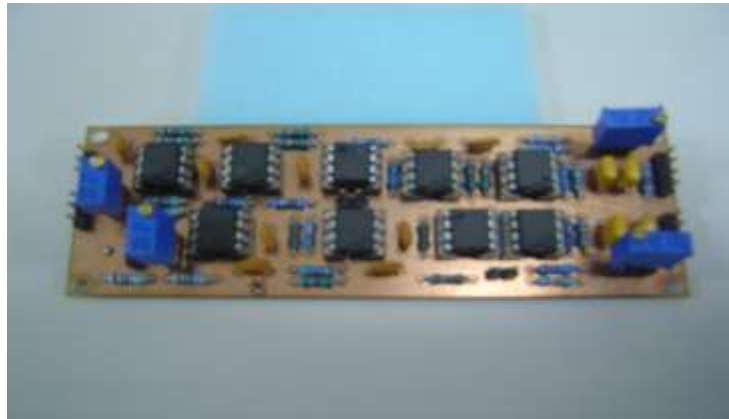


圖 2-4 脈診訊號濾波放大電路板

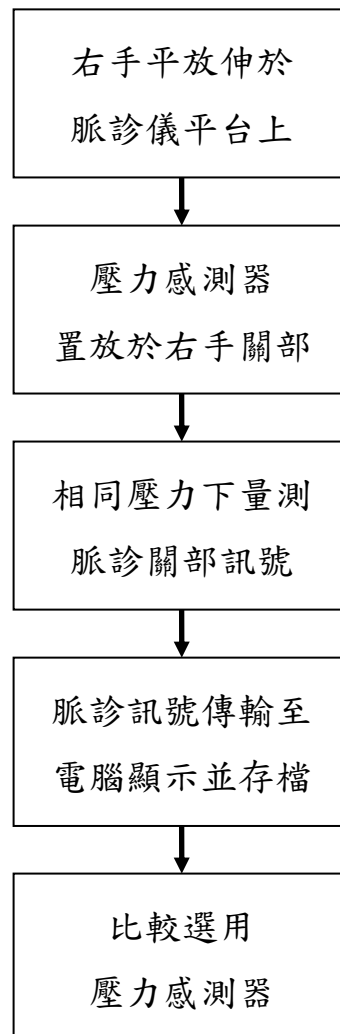


圖 3-1 壓力感測器選用比較流程圖

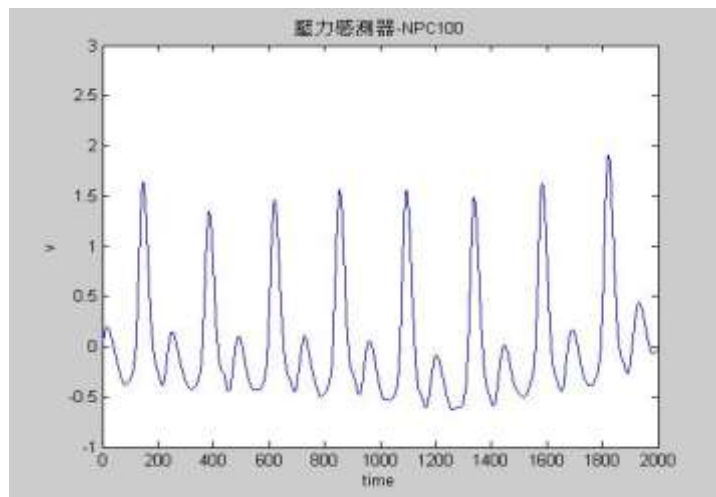


圖 3-2 NPC-100 壓力感測器脈診訊號

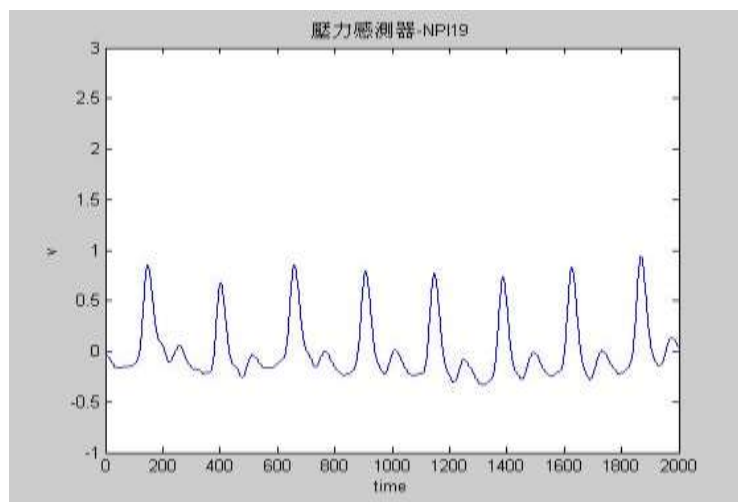


圖 3-3 NPI-19 壓力感測器脈診訊號

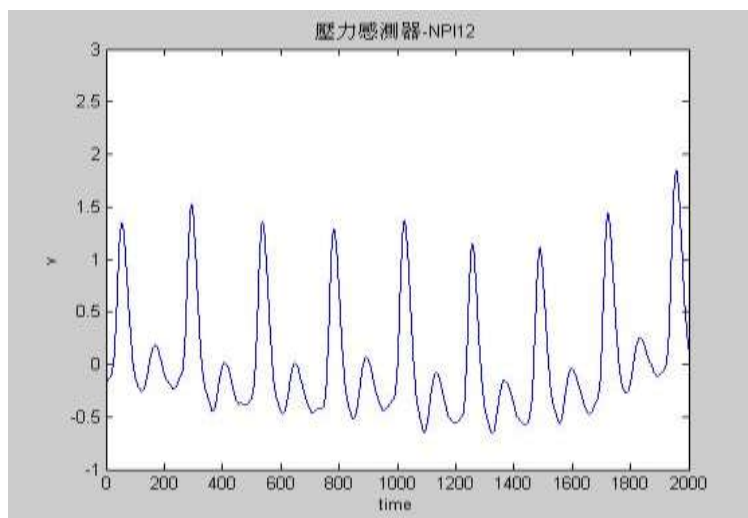


圖 3-3 NPI-12 壓力感測器脈診訊號

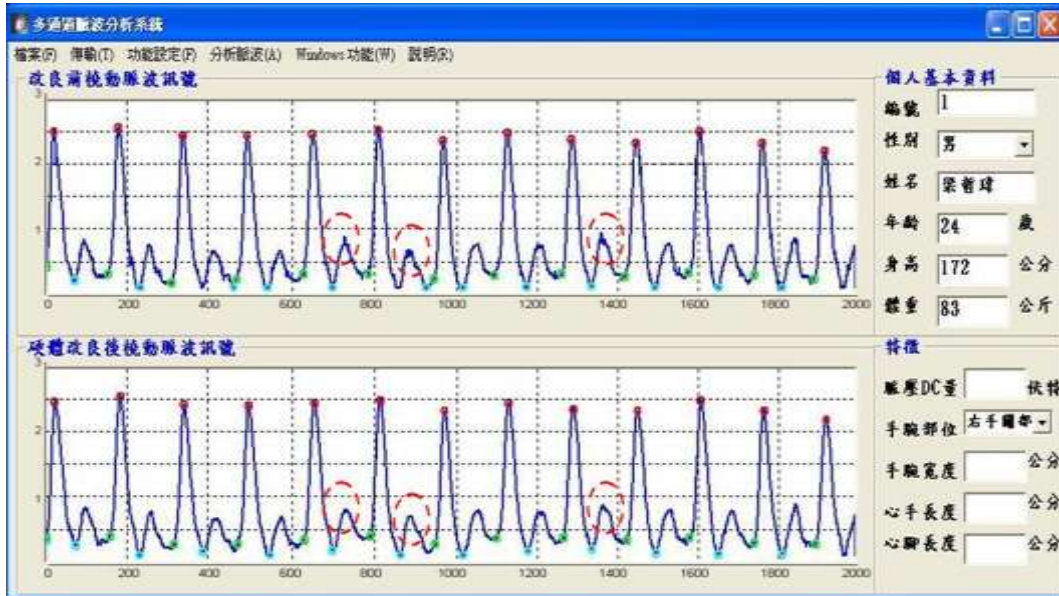


圖 3-4 類比濾波放大電路改良後訊號(一)

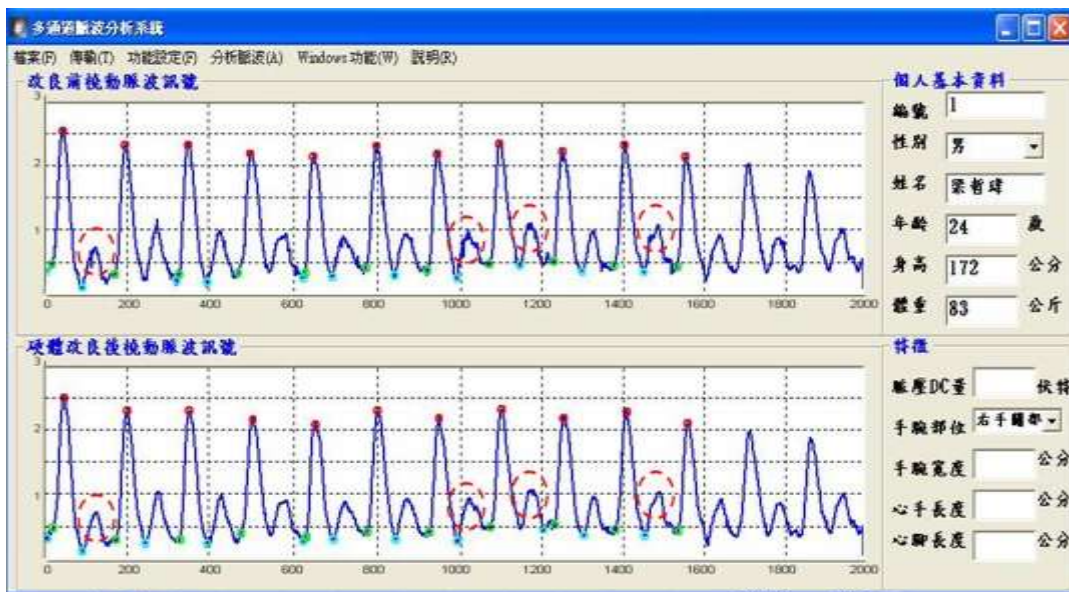


圖 3-5 類比濾波放大電路改良後訊號(二)

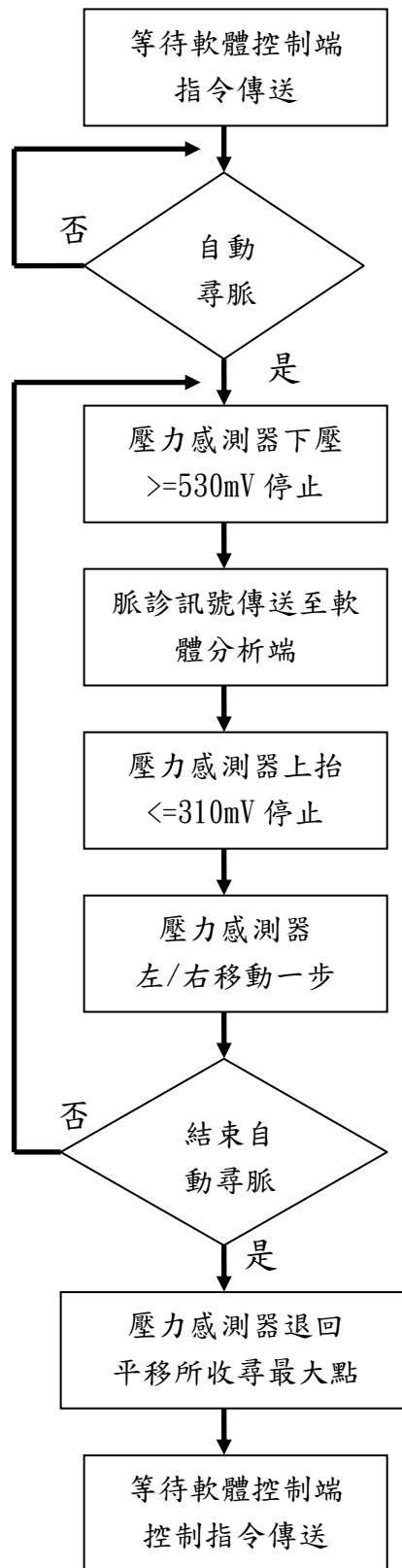


圖 3-6 硬體控制端流程圖

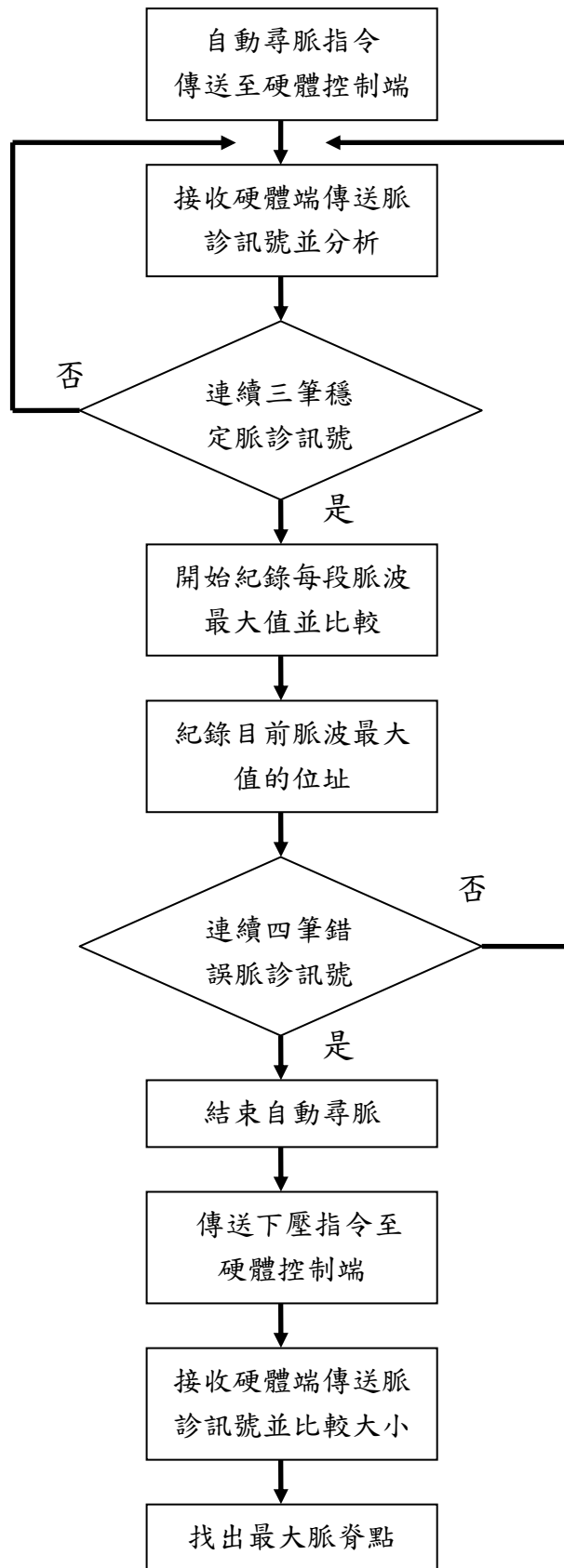


圖 3-7 軟體控制端流程圖

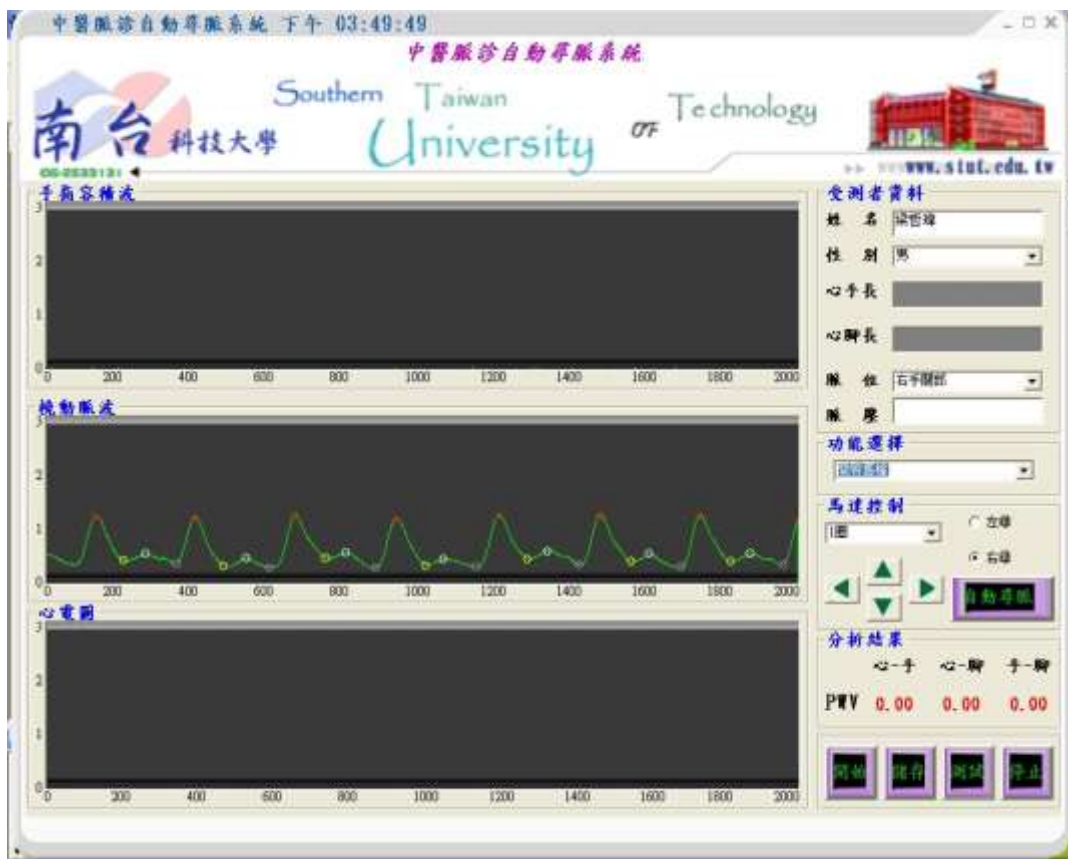


圖 3-8 人性化脈診儀操作介面



圖 3-9 多通道脈波分析系統及介面