

編號：CCMP95-RD-041(2-1)

以連續恆壓施壓為基礎之 可攜式中醫脈診量測系統應用研究(2-1)

計畫主持人：林康平
執行單位：私立中原大學

摘要

研究目的：本研究係發展一項已取得專利的，一套可攜式用於不同恆定壓力狀態下，可連續監測脈搏訊號之量測儀器。藉由比擬中醫師在把脈時所使用浮舉、中尋及沉取之抽象壓力，進而建立施予血管壓力後連續脈搏訊號之相關資料。以提供中醫科學脈診診斷之圖譜參考資料，以及相關心血管生理功能監測與輔助臨床診斷之應用。

研究方法：施壓範圍包含 30mmHg 至 180mmHg。由低壓(30mmHg)以每隔 10mmHg 之方式加壓至高壓(180mmHg)，其間並維持 10 秒之恆壓狀態。同時可依照使用者自行設定其施壓之壓力以進行長時間監測及紀錄。

結果與討論：本研究已初步完成系統雛型之設計、實際系統測試(包括系統特性測試、模擬測試及人體測試三個階段)及訂制一套量測標準作業流程。未來研究上將依據脈象分類標準，選定可分析的中醫脈象，並歸類整理出何種脈象是本研究的限制，以脈搏圖譜之特徵利用統計方法進行其分析。

關鍵詞：可攜式、脈搏訊號、圖譜

編號：CCMP 95-RD-041(2-1)

A study on portable pulse signal monitoring system based on constant pressure conditions(2-1)

Kang-Ping Lin
Chung Yuan Christian University

ABSTRACT

Aim: This project is to develop a portable system that, based on existing patents, can apply different constant pressures onto human blood vessels and, at the same time, continuously monitor human pulse signals. In this way, this system can simulate the various pressures applied onto human blood vessels when a Chinese medical doctor is taking the pulses of a patient in such ways as “lightly touching” (浮舉), “moderately feeling”(中尋) and “heavily pressing”(沉取). Meanwhile, this system also records complete human pulse signals under different applied pressures. With this system, we can collect useful human pulse graphs for such applications as the references of scientific pulse diagnosis in Chinese medicine monitoring relevant cardiovascular physiological functions and as an aid to clinical diagnosis.

Method: This system can apply pressures from 30 mmHg to 180 mmHg. The pressure ramping profile of this system is such that it starts with the low pressure (30mmHg), increases by 10 mmHg and holds for 10 seconds, increases and holds again and again until it reaches the high pressure (180mmHg). Meanwhile, users can define their own pressure ramping profiles for different applications.

Results & Discussion: So far, for this project, we have completed: 1.the prototype design of this system, 2. actual system tests (including tests of system properties, simulation tests, and human tests) and 3. development of the standard operational procedures of measurement. Future work includes classification of human pulse signals, identification of analyzable pulse patterns that Chinese medicine refers to, and exploration of limits of this system. Future work also includes recognizing characteristic patterns of human pulse graphs and statistically analyzing these patterns.

Keywords : portable, sphygmus signal, Pattern

壹、前言

在人體的循環系統中，對於診斷心血管系統疾病的方法，西醫方面有心電圖、血管攝影術、超音波照影術、侵入式導管血壓波形量測等方式。然而，傳統中國醫學方面也有一套完整的診脈法，此方法亦是許多研究欲將之科學化的目標。

一、中醫脈診簡介

中醫脈診乃是中醫診斷疾病的特有方法之一，它既反映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。一般係取近手腕部的橈骨動脈，分寸、關、尺三部按察，掌後高骨處定為關，關前為寸，關後為尺，病人手臂平放，手掌向上，醫師用食、中、無名指的指尖分別平按在寸、關、尺三個部位，施力則由輕到重，用浮取、中取、沉取三種手法，以體會脈象的情況[1][5][8]，如圖 1 所示。



圖 1、傳統之中醫診脈法

理論上而言，中醫診脈方式乃是透過醫者手指之指腹，藉由施予不同程度之壓力，並以自身觸感來描述血管的反應狀態，進而綜合所有訊息以輔助病證之診斷。但脈診主觀與經驗性的指感，欠缺明確的標準，使得中醫在現代醫學中，難以被廣泛使用及研究發展[26][27]。

二、國內外研究

近年來，國內外許多學者曾致力於中醫脈診現代化研究，期望用現代醫學方法和儀器設備去改變中醫脈診“指下難明”的狀況[2][3][4]。因此，有學者從 50 年代起，在中醫脈診研究中開始應用脈搏描記儀及用此描記的脈搏圖[4]。例如在 1953 年，朱顏氏對高血壓病的脈搏圖及與中醫脈象的關係進行了研究，指出高血壓病多見弦脈，並講述了弦脈的脈圖特點，另外，滑、細、平等脈圖的研究報告也不少。隨著脈搏圖在中醫脈診研究中的應用，脈搏訊號圖形逐漸被稱為“脈象圖”。

在擷取脈象圖方面也早已展開大量研究工作，並先後研製了不同種類的感測器及測量設備獲得脈搏波形。早從 80 年代研製的液態感測器，就是利用將單位長度管段動脈內血液體積隨時間變化量轉換成導電液柱體電阻的改變參量來測量脈搏波形。至近年國內台中逢甲大學林欽裕教授利用多訊息脈波儀特殊雙脈壓感測器的設計，來測量脈搏波形並計算血流量。除此，目前市面上亦有相關中醫脈診儀器，如汪氏脈波儀，其量測原理是以觸壓方式(類似中醫脈診)來取得受測者的生理脈波訊號，其量測部位為雙手的橈動脈，但整個過程繁瑣且量測程序須有經驗的專業人員來進行。其他方面則在價格方面也較為昂貴、非可攜式設計、儀器維修不易…等缺點。

綜觀之，目前中醫脈診輔助儀器，大多係採以單點或多點感測器以垂直直立於單一橈動脈血管進行量測，其量測之操作困難且相當費時費力。本研究主要係發展一套用於不同恆定壓力狀態下，可連續監測脈搏訊號之量測方法，藉由比擬中醫師在把脈時所使用浮舉、中尋及沉取之抽象壓力，進而建立施予血管壓力後連續脈搏訊號之相關資料，以提供中醫科學脈診診斷之圖譜參考資料，以及相關心血管生理功能監測與輔助臨床診斷之應用。

三、研究目標

(一)總目標

本研究擬將一項已發展完成，並取得專利之改良傳統血壓計壓脈帶(cuff)結構的便利性，採以恆壓式充氣之設計，並以精確的壓力值(mmHg)來紀錄血管的反應狀態，使傳統脈診之儀器，達到具備定量分析之功能，更可以提供醫師在臨床上監測連續脈搏訊號之用途。

本研究初期擬針對體檢健康人與系統性紅斑性狼瘡患者為對象，進行量測，後續分析脈搏訊號之連續訊號、微分訊號與積分訊號，並觀察兩者之間差異性。

(二)分年目標

1. 95 年目標：

本研究於第一年擬複製一項已發展完成，並取得專利之一套可攜式脈診診斷儀器，此主體可設定不同恆定壓力之狀態，為非侵入式連續監測脈壓訊號之量測儀器，藉以模擬中醫師在把脈時所使用浮舉、中尋及沉取之抽象壓力，進而建立施予血管壓力後連續脈搏之訊號。

其施壓範圍包含 30mmHg 至 180mmHg，係由低壓(30mmHg)以每隔 10mmHg 之方式加壓至高壓(180mmHg)，其間並維持 10 秒之恆壓狀態；同時可依照使用者自行設定其施壓之壓力以進行長時間監測及紀錄。

同時整合自製的心電訊號擷取記錄器，以同步方式量測脈搏及心電(ECG)之訊號，提供後續中醫脈診診斷，以及相關之心血管生理功能監測與輔助臨床診斷之應用。

擬完成工作如下：

1. 製作已發展完成，並取得專利之可攜式脈診診斷儀器之硬體及軟體。
2. 與長庚紀念醫院中醫分院合作，建立中醫脈診臨床量測標準作業程序。
3. 建立可以提供中醫科學脈診診斷之圖譜參考資料。

2. 96 年目標：

本期研究擬在第一年製作已發展完成，並取得專利之可攜式脈搏訊號擷取主體之後，進行後續系統的驗證及多通道的訊號處理，並開發相關後端分析軟體。而生理訊號後端分析，往往需要大量的運算機制，一般的手持式裝置限於成本、空間及耗電量的考量下，工作時脈遠不如桌上型電腦，無法再大量資料分析運算模式下達到真正的即時性。因此，本研究擬以桌上型電腦開發後端分析軟體，並結合自行研製的記錄主體，形成一完整的脈搏量測暨分析系統[21][22]。

擬完成工作如下：

1. 中醫問卷設計及修正。

2. 開發後端分析軟體，建構脈波參數及模型[23][24][25]。
3. 收集系統性紅斑性狼瘡患者與健康人之脈搏波形。
4. 歸納脈象與量測結果之分析比較。
5. 建構脈象資料庫。

貳、材料與方法

血液循環是生命活動的重要組成部分，因此，現代醫學和傳統醫學都把血液循環系統的變化作為診斷的指標之一。在血液循環系統中，心臟為血流提供動力，血管是為血液作定向流動的管道系統，其口徑決定血流的分配。人體血管分為動脈、靜脈及微血管，在動脈方面：主動脈和大動脈：內含多量彈性膠蛋白，易於擴張和彈回，內壓平均值在 120/80mmHg；小的動脈和小動脈：彈性纖維少，而環狀平滑肌纖維增多具收縮的能力，小的動脈約 60~90mmHg，小動脈約 40~60mmHg。在靜脈方面：內含少量的彈性膠蛋白和平滑肌，壓力低，具擴張性，平均值在 0~10mmHg。

然而，一般人手腕上的動脈有二條，也就是橈骨動脈和尺骨動脈，大拇指下端的是橈骨動脈，一般是診脈時所取用的位置，如圖 2 所示。中醫脈診為透過探尋橈動脈的搏動與流變而得到資訊，以判斷人體內外的生理病理變化。我們認為，這其中包含了有關於血液的流變狀態、分配比例及心臟的頻率大小、節律等參數有關，所以中醫脈診的內容豐富，是值得探討的一種診斷方法[5][6][7][8]。

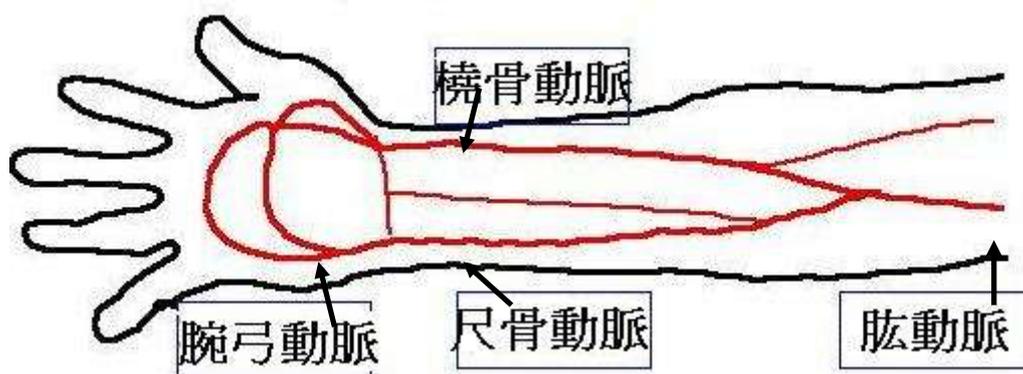


圖 2、上肢動脈分佈；肱動脈於肘窩處分成橈動脈與尺動脈

中醫對脈診的定義與西醫對血壓的定義具有相似之處，兩者皆是從血管外施以壓力，而後逐漸降低壓力，再觀察血管的反應狀態，但其中差異在於：

1. 描述方式不同：西醫以毫米水銀汞柱(mmHg)之壓力值來表示，而中醫則以手指指感來描述。
2. 量測位置不同：西醫選擇靠近心臟且容易測得的肱動脈。而中醫則選擇寸口部位的橈骨動脈，主要原因在於，腕部橈動脈底下有一骨板，此為橈骨，可增加手指壓於血管處時的反作用力與血管張力，如圖 3 所示。

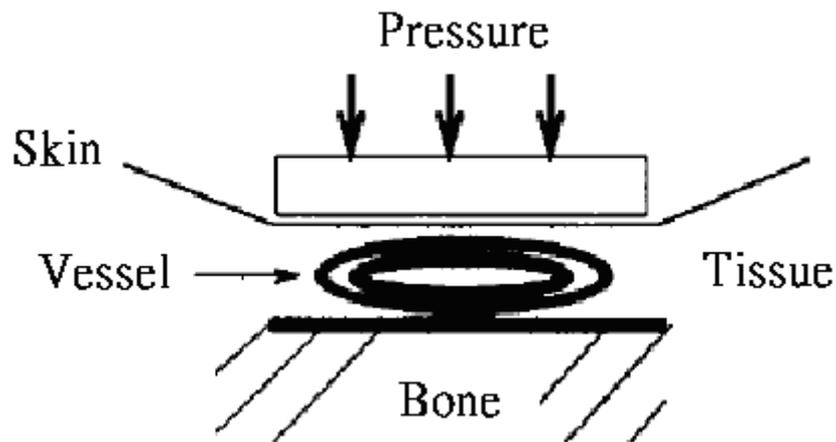


圖 3、施壓、橈骨動脈與橈骨之結構

一、量測方法

西醫量測血壓技術大概可以區分為兩大類：一為侵入式(invasive)，另一為非侵入式(noninvasive)。目前使用最廣泛的方式是以非侵入聽診方式進行量測，其結構組成主要包含了可充氣式的壓脈袋、充氣用的幫浦、聽診器和水銀壓力計，以壓脈袋束縛於上臂肱動脈處，經由氣囊打氣加壓，當壓力上升高於肱動脈內壓，使動脈血管完全塞閉為止。圖 4(a)表不加壓時血管內血液流動狀況，圖 4(b)表示受壓脈袋擠壓作用造成動脈血管截面積縮小再逐漸放氣使壓脈袋壓力緩慢下降[12]-[17]。

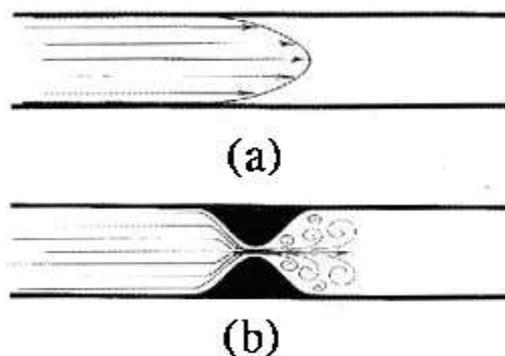


圖 4、壓脈袋作用示意圖

(一)共振法：

共振法主要用於電子式血壓量測，如同上述之聽診式量測法，儀器會先把壓脈袋充氣擠壓動脈完全阻止血液的流動，再慢慢洩壓，當壓脈袋壓力接近收縮壓前，其靈敏的感測器會感應到壓脈袋動脈的脈動，因此不能把第一脈動壓力當成收縮壓，此時壓脈袋內壓力尚高，故在壓脈袋內震動幅度亦很小，繼續慢慢洩壓，則振幅愈來愈強，經前人經驗及實驗證實當脈壓的振幅最大時，我們將此定義為血管之平均壓(MAP)，之後，因脈壓袋的內壓減小，而使血管內障礙區減小而使脈動振幅漸小，直到壓脈袋內壓力小於舒張壓而無法產生脈動為止。共振法是測一連續的脈動後並尋找出最大振幅，如圖 5 所示，並在以 0.5 與 0.8 的最大振幅分別定出收縮壓(SBP)與舒張壓(DBP)，其優點在於比較不受心律及血管阻礙的影響[18][19]。

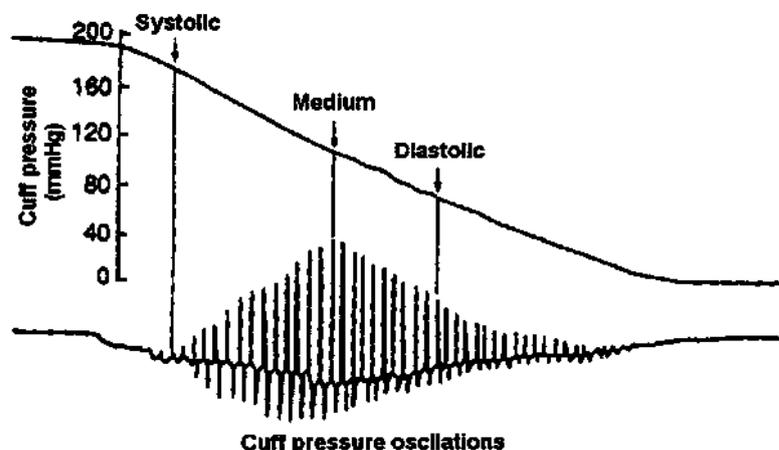


圖 5、電子式血壓計共振法

(二)恆壓施壓法

本研究透過恆壓施壓法之壓力控制的方式，將壓脈袋內之壓力維持於一定值壓力，並利用高靈敏的壓力感測器來感測壓脈袋內部因脈搏所產生的微小壓力變化[9][10][11]。其施壓範圍包含 30mmHg 至 120mmHg，共有 10 段壓力點，可精細的模擬中醫把脈時的浮、中、沉抽像壓力。一般而言，常人正常血壓值縮收壓為 120~129mmHg，舒張壓為 80~84mmHg。當氣袋壓力超過縮收壓時，氣袋會把撓動脈血管壓住，使血液幾乎無法流過，所測得脈搏訊號甚小，甚至產生擾流等現象。然而，當氣袋壓力小於縮收壓時，血液可衝過氣袋壓住的血管部位，脈搏訊號會隨血流之衝擊增高而加大。故本研究定立氣袋內壓力 $\leq 120\text{mmHg}$ ，以量測相關的特有脈搏訊號。

二、系統建置：

本系統在設計上採以體積小、重量輕、具可攜性為考量，並結合一繪圖型液晶顯示器為人機介面，用來顯示脈搏波形的即時變化的相關資訊，其硬體電路可區分為類比與數位兩大類。總體系統架構如圖 6 所示。

類比電路部份：包含感測器與前置放大級、濾波器與增益控制等。

數位電路部份：包含類比數位轉換、微處理器、顯示介面、儲存系統等。

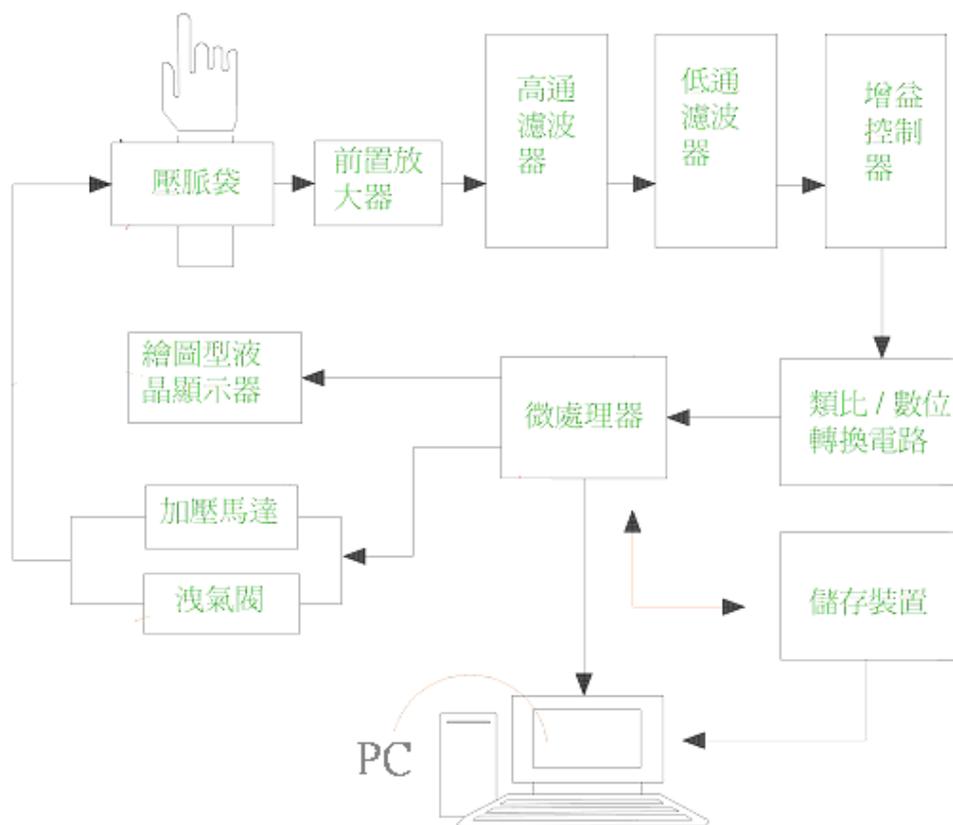


圖 6、系統架構圖

(一)感測裝置：

(1)壓脈袋之設計

壓脈袋為市售之腕帶式血壓計改良而成，如圖 7 所示。在壓脈袋外側有一硬質塑膠圓環，用以固定脈搏訊號量測位置，圓環外側有魔鬼氈，可以微調氣囊使其緊貼受測者，量測到較精準的訊號。氣囊上有兩個圓孔橡膠接頭，一為連接壓力感測器用，另一為連接洩氣閥用。



圖 7、壓脈袋

(2)壓力感測器本系統採用電子血壓計泛用型壓力感測器(編號為BP-300),如圖8所示,該感測器採用陶瓷薄膜及尼龍包裝,運用電橋結構來感測壓力變化在0~300mmHg及-20~100°C的環境下,具有相當良好的線性度(0.5%)。

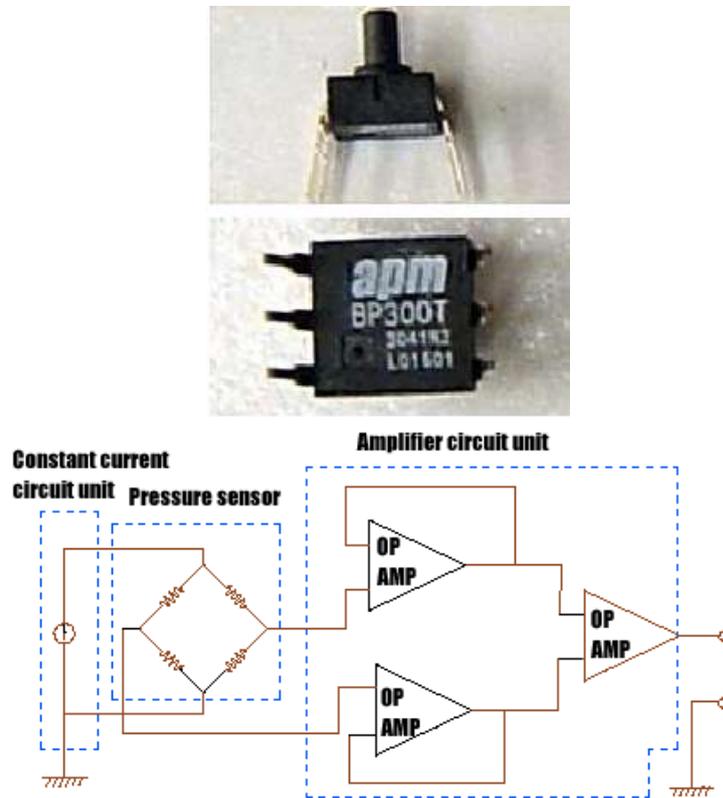


圖 8、壓力感測器與應用電路

(二)前端硬體設計：

前級類比訊號處理單元，主要是針對微弱的生理訊號予以放大的目的而設計。前端硬體設計包含前級放大、前級濾波、微處理器等單元。

1. 前置放大級：

由於感測器所輸出之訊號相當微弱，一般而言僅有數個毫伏(mV)，透過電纜線傳送之至主系統時容易受到外來雜訊的干擾，導致波形訊號產生失真。因此，必須先經由一前置放大電路，將訊號予以適當地放大，藉以提高其信號雜訊比(SNR)，減少雜訊的影響。

2. 帶通濾波器：

由於人體脈搏訊號的頻率並不算太高，但是為了要保留較大範圍的訊號（考量脈搏訊號不正常的病患），並去除

腕部脈波訊號的直流成份，必須將訊號經由一帶通濾波器 (Bandpass Filter) 將不需要的其他訊號(包含外來雜訊與系統電源的 60Hz 雜訊源)予以濾除。本研究的做法是先讓訊號通過一高頻截止頻率為 40Hz 的低通濾波器，之後再經過一低頻截止頻率為 0.25Hz 的高通濾波器，如此便可以得到介於其間的帶通訊號。

三、擷取視窗設計：

為因應目前發展進度，現階段將系統所擷取的資料傳送至 PC 端，透過個人電腦快捷的運算能力以及強大的顯示與儲存功能，針對資料進行後續的分析和處理。

我們以微軟 (Microsoft) 公司所發展的 Visual C++ 語言撰寫而人機軟體介面，為一物件導向程式設計 (Object-oriented Programming) 之程式語言。由於 C++ 語言是由 C 語言改良而成，因此亦保有 C 語言的特點，有著程式碼可攜性高 (跨平台性佳)、執行速度快、結構化程式設計等優點。

本研究已初步設計一套圖形化的人機介面視窗，使用者可以輕易地操作及使用各項功能。本人機介面共分為：1. 功能選項、2. 脈壓波形訊號顯示等二個主要的區域。同時，亦可建立受試者基本資料庫，如病例號、姓名、性別、血壓與心跳等相關資訊，如圖 9 所示。

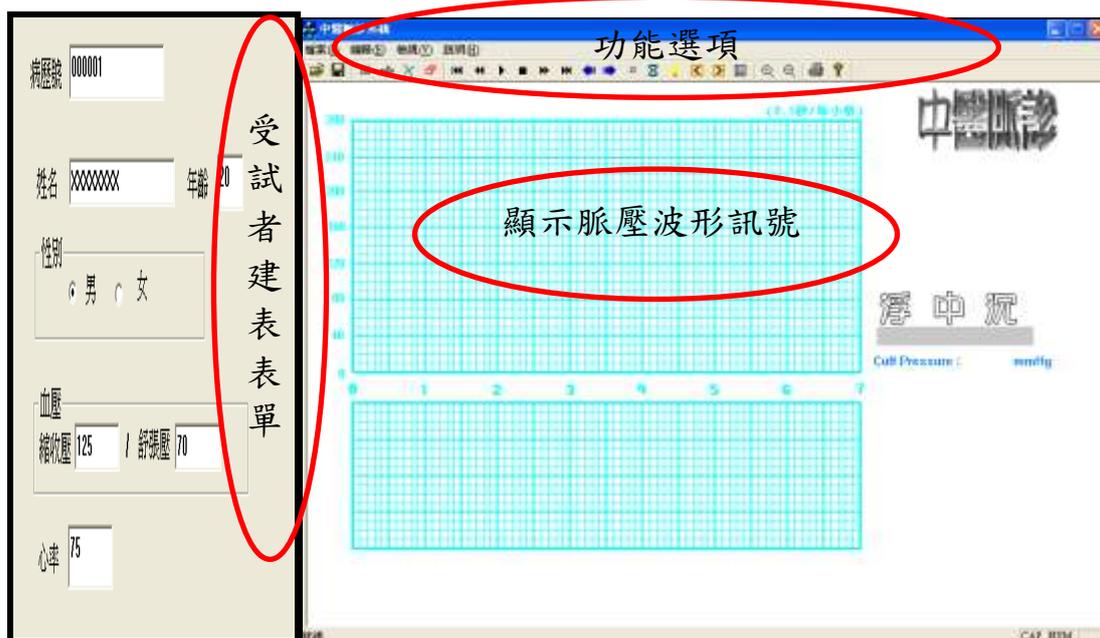


圖 9、電腦端人機介面

四、模擬訊號設備：

圖 10 為 FLUKE 公司所生產的脈搏訊號模擬儀器 (CuffLink Non-Invasive Blood Pressure Simulator)，利用此設備可幫助我們模擬已知的標準脈搏訊號，並透過設定舒張壓、收縮壓及心率三項生理參數，即可產生該狀況下的血壓及脈搏訊號，並且將目前的壓力狀態顯示至該儀器的螢幕，我們將利用該儀器以驗證本系統所量測訊號的準確性，該儀器的特色有：

- Dynamic oscillometric noninvasive blood pressure simulation
- Automated static pressure measurements, leakage testing, and relief-valve testing
- Five automated NIBP testing autosequences
- Five arrhythmia selections
- Adult and neonatal NIBP selections
- Adjustable heart rate values
- Direct interface with medTester 5000C



圖 10、脈搏訊號模擬儀器

五、脈搏訊號處理：

對於目前中醫脈診研究中[3][4]，脈搏波形之時間域(time-domain)參數(圖 11)與生理意義定義如下：

peak1：左心室收縮與射血期

peak2：左心室舒張期

W1：與血流阻力成正比，但與左心室收縮力&血管順應性成反比

W2：左心室射出時間及血管彈性成正比

H1(脈壓差)：與心搏出量成正比與，血管順應性成反比

H3/H2：左心室收縮力&血管順應性成正比，血流阻力成反比

T1：與左心室射出時間及血流阻力成正比

T2-T3：與左心室收縮時間及血流阻力成正比

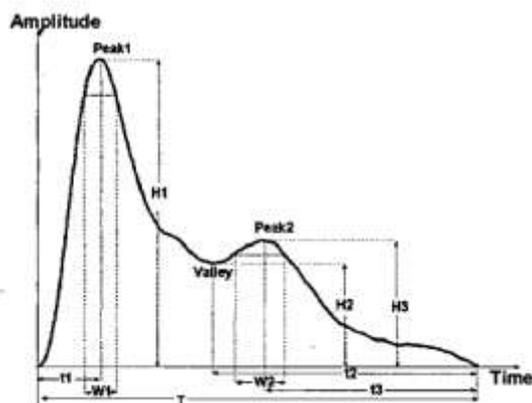


圖 11、脈搏波形參數之定義

本研究為能探討以中醫脈診時所使用浮舉、中尋及沉取之抽象壓力，並試以古籍論述為基礎，規劃最適性浮、中、沉之壓力定義，達到具備定量分析脈診之研究目的。

本方法是採以充氣方式達到施壓之目的，可紀錄 16 段不同施壓壓力之連續脈搏訊號，並提出一種以 P 波為基礎的處理方法，根據如圖 11 中之 Peak1 波為參考點，彙集不同施壓壓力之脈搏訊號波段，初步完成在不同施壓程度之脈壓訊號處理，以利完成具實用性之三維脈搏訊號數據資料庫。

整體訊號處理如下所述，從實際量測之原始訊號中，可分別得脈袋壓力訊號與脈搏訊號(圖 12)，並根據因瞬間加壓所產生之突波為不同程度施壓之閾值(圖 13)，可將原始脈搏訊號切割成 16 個恆壓狀態之連續 10 秒脈搏訊號(圖 14)，其再分別計算連續 5 個脈搏之平均訊號，經過疊合不同程度施壓所產生的平均脈搏訊號後(圖 15-a)，並同時完成以三維空間表示(圖 15-b)。

再以 peak1 之峰值以評估最適當之浮、中與沉壓力(圖 16)，評估方式是先在 30~180mmHg 壓力中，定義最高值為中尋壓力。其低壓部分經過曲線數據配湊法(curve fitting)後，求取變化最大之壓力點定義為浮舉壓力，然而，高壓部分亦經過相同方法可定義出沉取壓力。

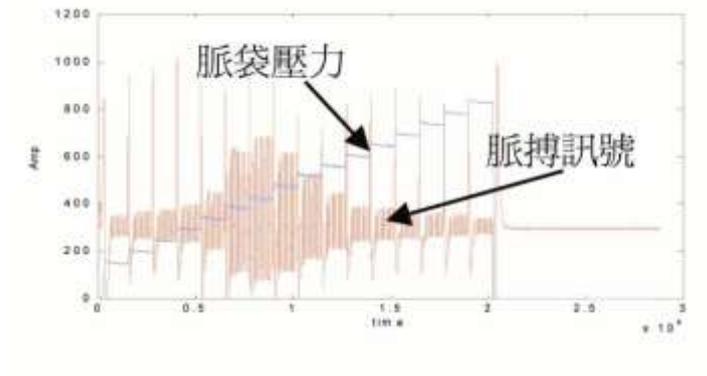


圖 12、原始訊號

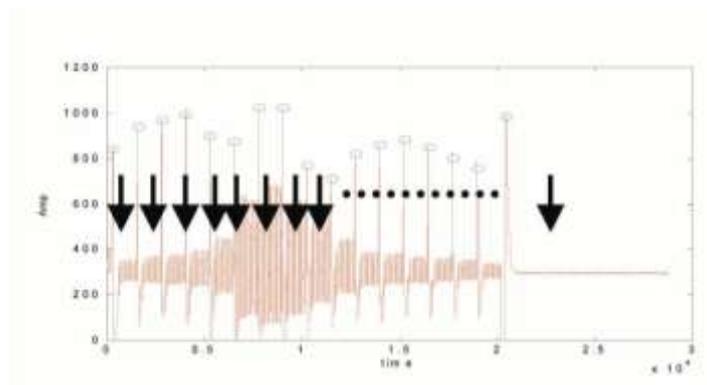


圖 13、以突波為閾值所分割的訊號處理

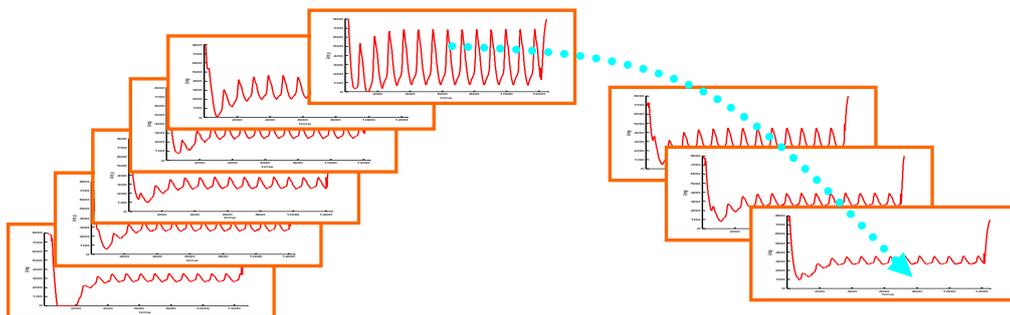
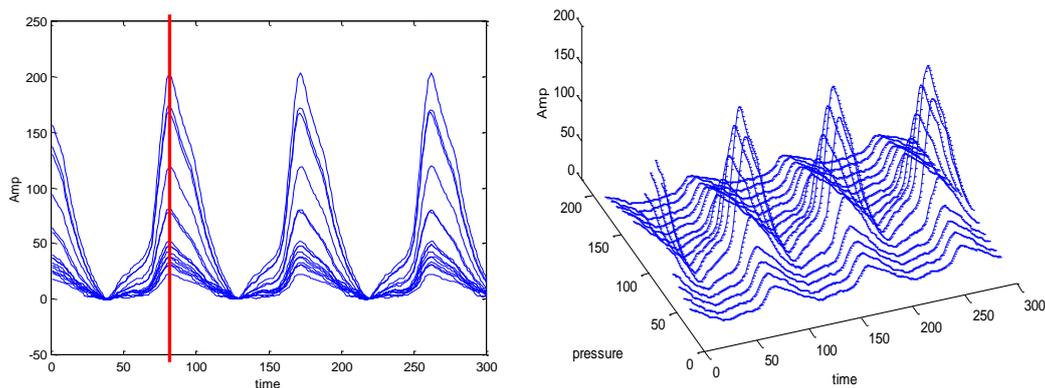


圖 14、不同施壓程度之 16 段連續脈搏訊號



(a)以二維座標表示

(b)以三維座標表示

圖 15、疊合經平均計算後之脈搏訊號

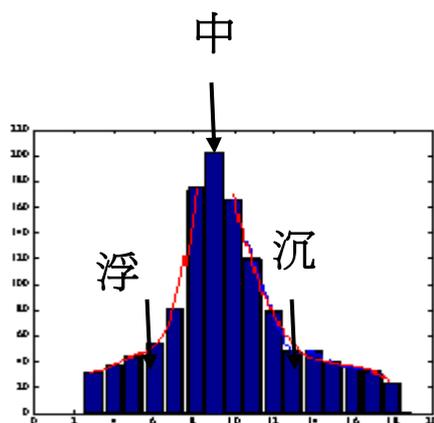


圖 16、由低至高壓施壓下之 peak1 峰值

參、結果

本研究已初步完成系統雛型之設計、實際系統測試(包括系統特性測試、模擬測試及人體測試三個階段)及訂制一套量測標準作業流程，其結果分述如下：

一、系統硬體製作：

本系統實際所完成的硬體共分為兩大部份：為壓脈袋以及系統主機，如圖 17 及圖 18 所示。壓脈袋是由三種裝置改裝而成，分為市售臂式壓脈袋、市售腕式壓脈袋及自製腕帶。雛型系統之尺寸約為 190mm × 140mm × 50mm 之大小。



圖 17、實際系統外觀



圖 18、手臂式、手腕式、新設計之壓脈袋

二、系統特性測試：

由於壓力感測器與前置放大級輸出之訊號正確與否，對於後續的訊號轉換與處理有著舉足輕重的影響，因此必須對其做輸出特性之測試，圖 19 為本研究量測實際環境。



圖 19、實際系統測試及量測系統環境

(一)線性度測試：

本測試的方法為，利用傳統水銀汞柱血壓計作為校正之標準，由實際量測結果可看出，在 0~120mmHg 壓力範圍內，壓力感測器與前級放大器的輸出特性具有良好線性特性，如圖 20 所示。

(二)加壓馬達特性測試：

加壓馬達的控制可有效提昇本系統壓力點停損控制，故我們針對同一壓脈袋加壓至 210mmHg，並調整不同打氣加壓速度，可得馬達加速度曲線圖(如圖 21 所示，最快加壓時間可於 5 秒完成，最慢於 50 秒內完成)。

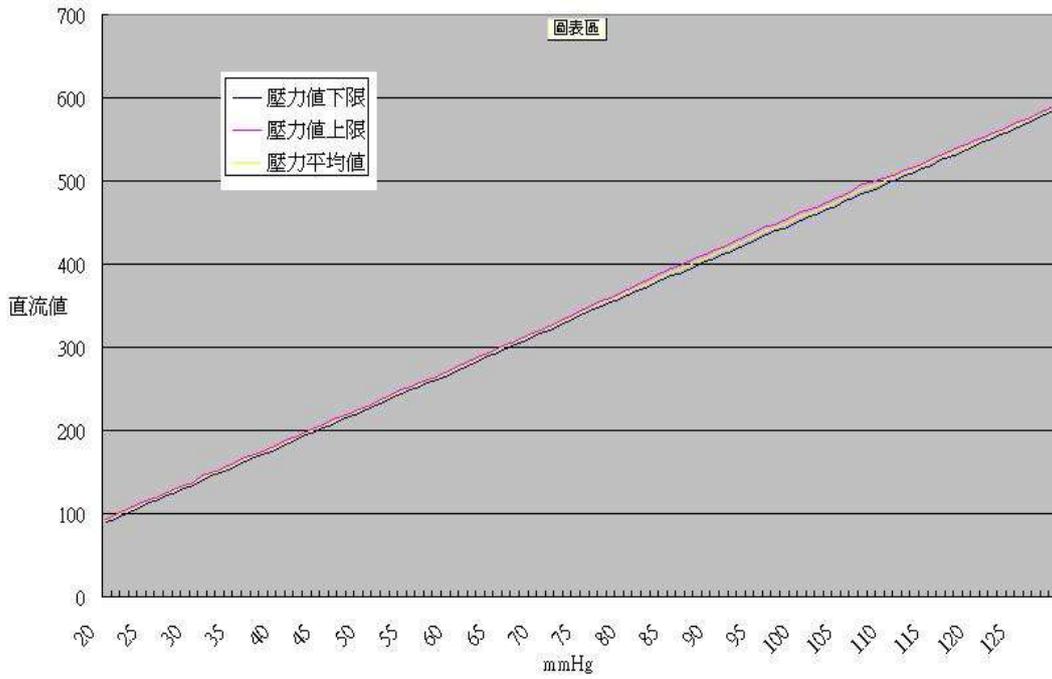


圖 20、量測壓力與實際壓力之關係

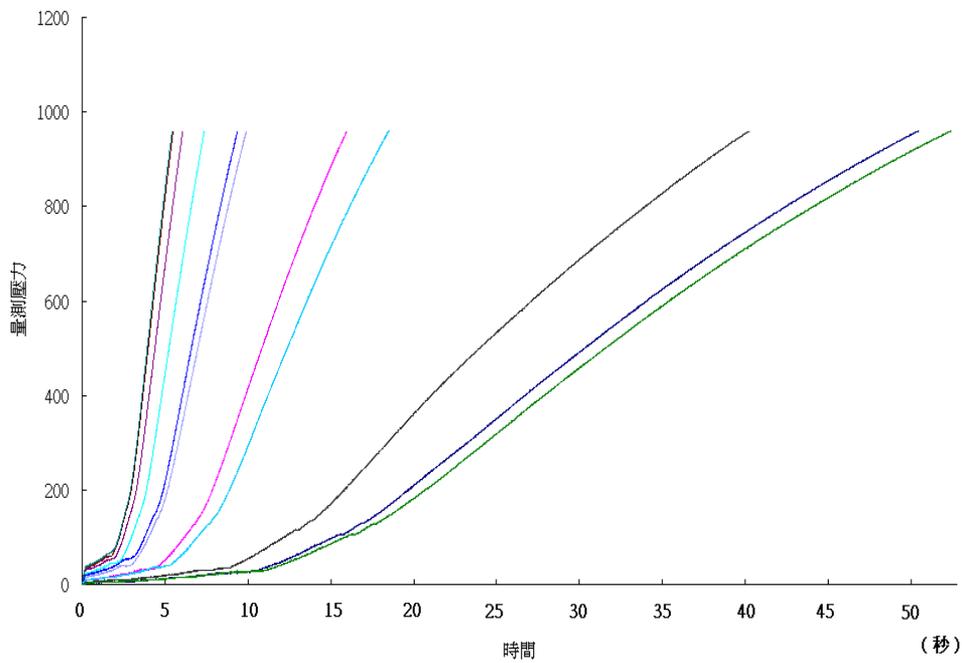


圖 21、加壓馬達加速度特性曲線

三、模擬測試：

本測試分為模擬測試及實際人體測試兩種。在模擬測試方面，由脈搏模擬儀器設定在收縮壓為 120mmHg 舒張壓為 80mmHg 及心率为 80bpm 的設定之下，系統加壓從 0mmHg 開始，遞增測量至 210mmHg，

期間每隔 10mmHg 並停滯 5 秒，系統整個錄製的狀態分為加壓前、開始加壓、停止加壓、打開洩氣閥之四種狀態，並設定取樣率為 120Hz 及相同的加壓速度。我們分別用三種不同壓脈袋進行測試，分別為臂式、腕式及自製型壓脈袋，模擬測試結果以下圖 22 至圖 24 所示，人體實測結果以下圖 25 至圖 27 所示，圖中紅線為壓脈袋壓力值（直流訊號），藍線為濾除直流訊號且放大後之脈搏訊號（交流訊號）。

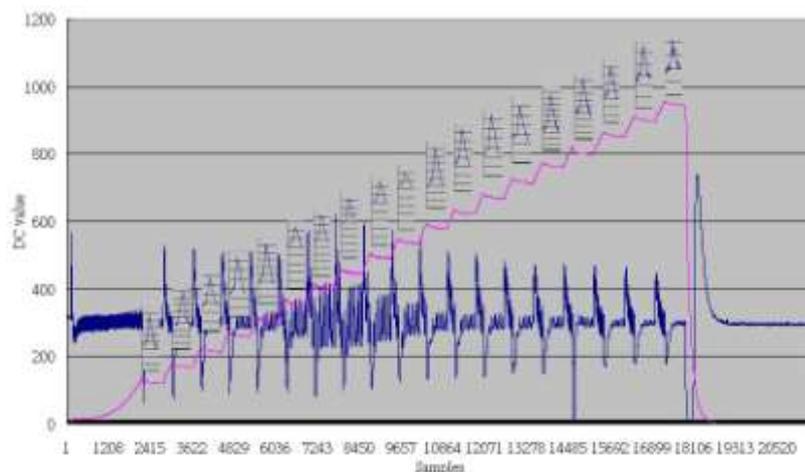


圖 22、臂式壓脈袋量測

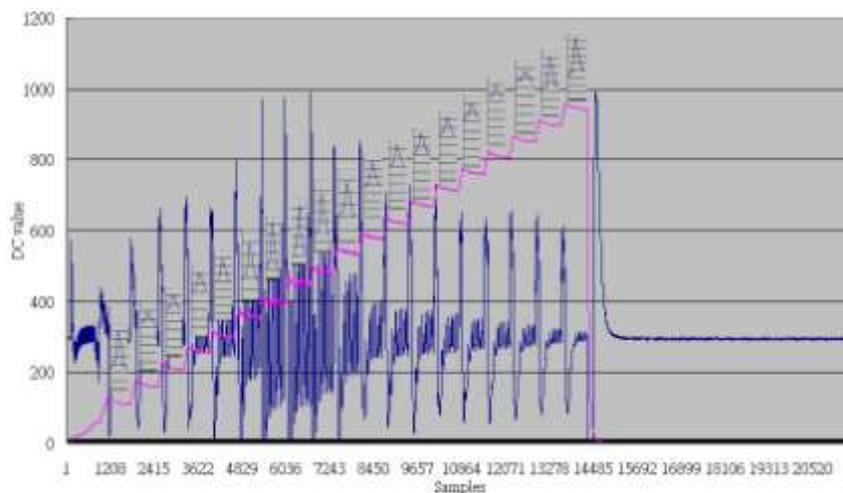


圖 23、腕式脈壓袋量測

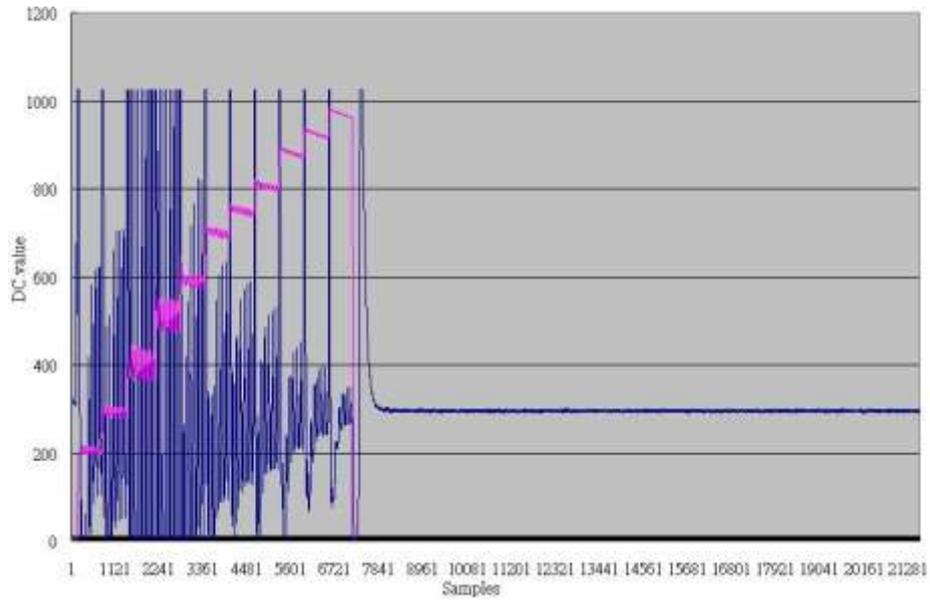


圖 24、新設計壓脈袋量測

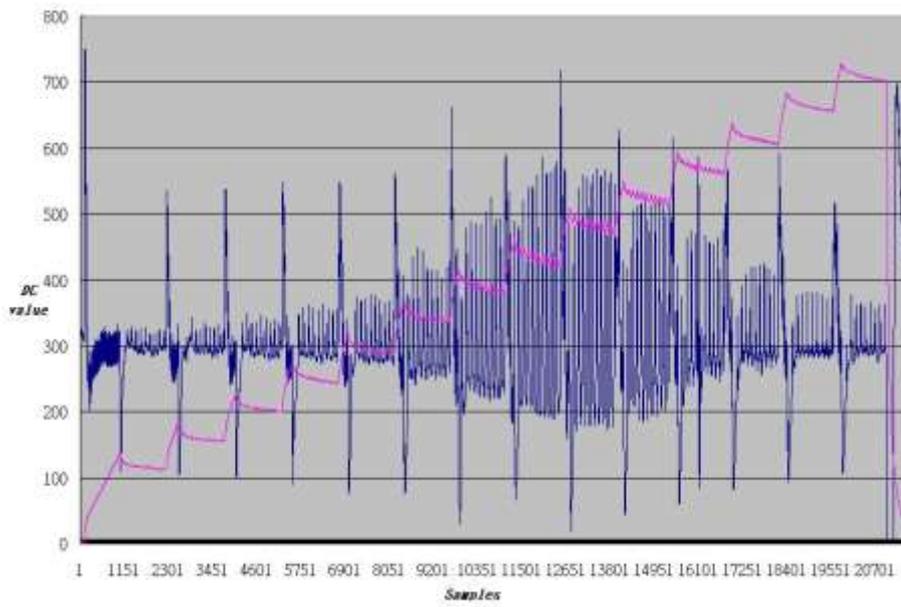


圖 25、臂式壓脈袋實際人體量測

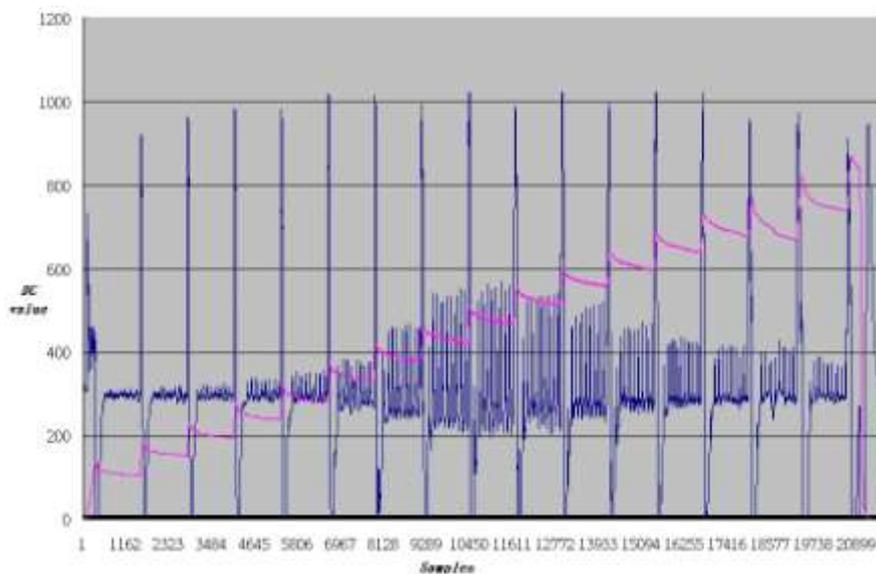


圖 26、腕式壓脈袋實際人體量測

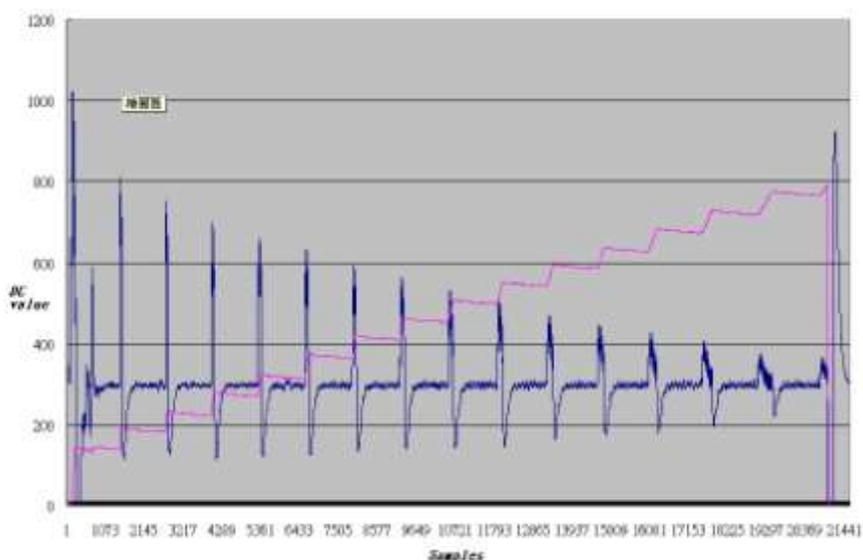


圖 27、新設計壓脈袋實際人體量測

四、中醫脈診臨床量測標準作業程序之建立：

本研究與長庚紀念醫院中醫醫院共同合作，並定期與臨床醫師商討後，初步訂制符合本儀器使用的規範與標準程序，說明如下：

1. 請將圍簾圍上，以保護受測者隱私，除此避免外在人為走動干擾。
2. 請受測者將雙手腕部之手錶或手飾移除，干擾物品(如手機)請擺於量測區外。
3. 請受測者採以自然坐姿，並保持清醒及平靜狀態 3~5 分鐘。

4. 請告知受測者檢查流程使其有心理上之準備。
5. 請受測者雙臂微張，自然放置桌面之壓脈枕上，並視檢是否與心同高。
6. 原則上先行量測左手，等待量測完畢間隔 2 分鐘後，再進行右手量測，並請依循步驟 7 及步驟 8 分別完成左右雙手之量測。
7. 請將壓脈帶分別以正確之戴法套於受測者之腕部上，並保留一指寬之鬆緊度即可，以進行量測，期間並請受測者不可交談及晃動。
8. 請受測者放鬆手腕進行量測，進行本系統之檢測。
9. 若其量測期間有失誤，請受測者採以自然坐姿，並保持清醒及平靜狀態下 2 分鐘後，方可重新繼續進程序 6 之步驟。

五、中醫脈診臨床驗證：

本研究以中醫脈診時所使用浮舉、中尋及沉取之論述為基礎，具備定量分析脈診之研究目的，針對典型之滑、澀、弦、弱等脈象做初步驗證。

(一)中醫寸口脈基本脈型：

1. 浮脈：輕尋有、重按稍減，但不空且無力。
註解：浮脈的部位表淺、浮在皮膚上，手指輕按即可摸到搏動。
2. 沉脈：輕取不應，重按始得。
註解：脈象顯現部位較深，輕按無明顯搏動的感覺，重按才有明顯搏動。
3. 弦脈：舉迎手按不轉，弦長端直若絲弦。
註解：弦脈就如按到琴弦一樣，繃得較緊，端直而長，直起直落。
4. 滑脈：滑脈如珠滾滾來，往來流利卻還前。
註解：滑脈是脈來流利，應指圓滑，如珠走盤，滾滾滑利。
5. 細脈：脈細如線，應指明顯，細直而軟，按之不絕。
註解：細脈是指脈管在指下感覺細小，有的形容脈細如絲，但脈起落搏指明顯，能分清次數。其特點是脈窄，波動小。
6. 澀脈：澀脈細而遲，往來難且散，或一止復來，來往濕滯似刮竹，
病蠶食葉慢又難。

註解：脈道受阻，血行不流利，故顯澀象，澀與滑相反，脈律與脈力不勻，應指像輕刀刮竹，滯澀不滑利。

(二)實驗結果

1. 滑脈

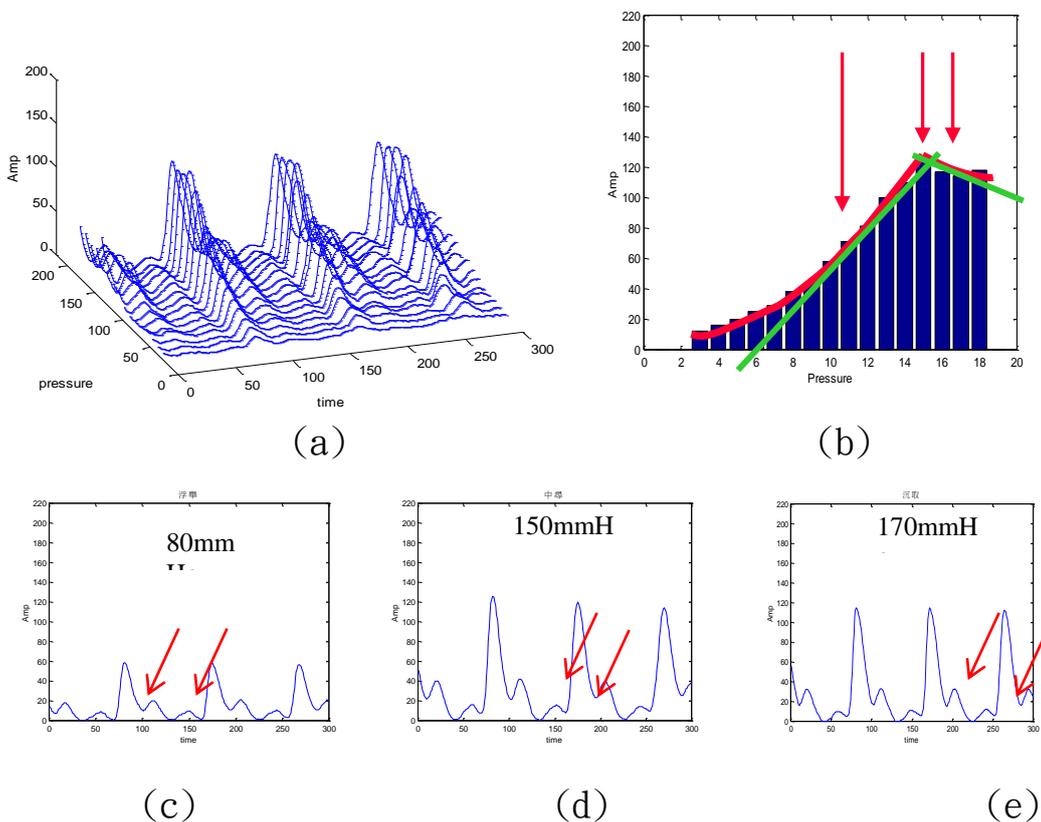


圖 28、滑脈特徵分析。在(a)不同程度施壓之連續脈搏訊號中，以(b)peak1 峰值之波高可評估(c)浮舉(d)中尋(e)沉取壓力，其分別為 80mmHg、150mmHg 與 170mmHg，其中箭頭所指處，與古籍論述中以「如珠滾滾來」形容滑脈之脈象相符合。

2. 澀脈

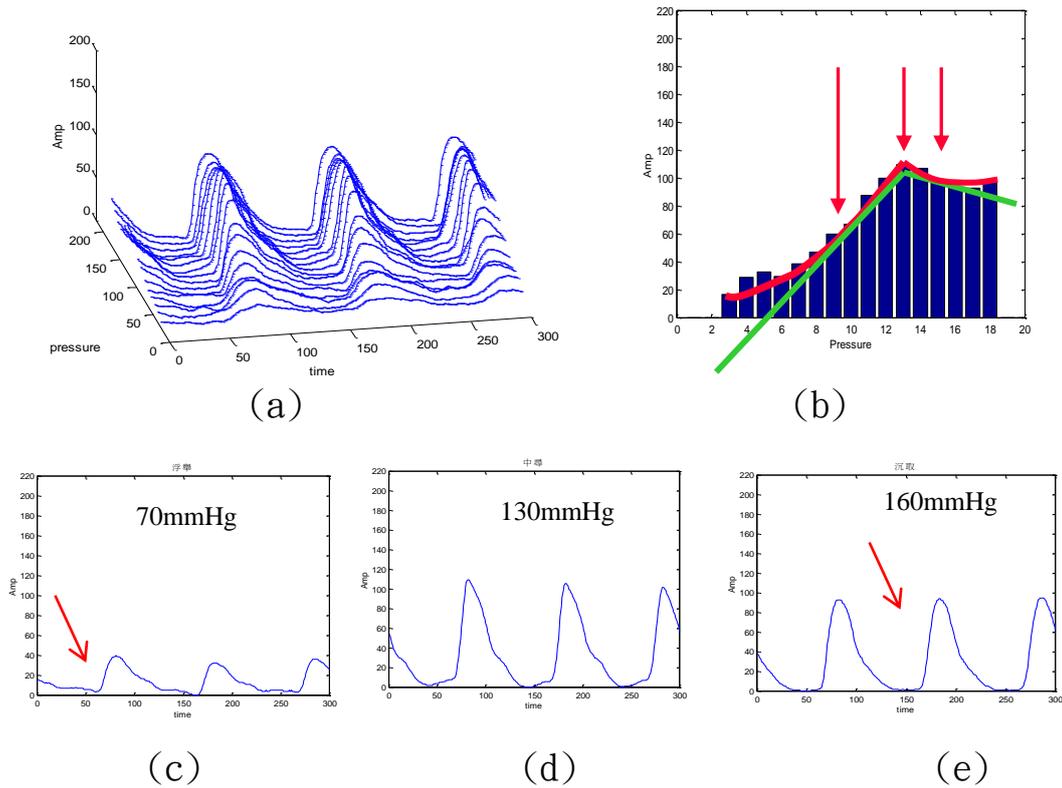
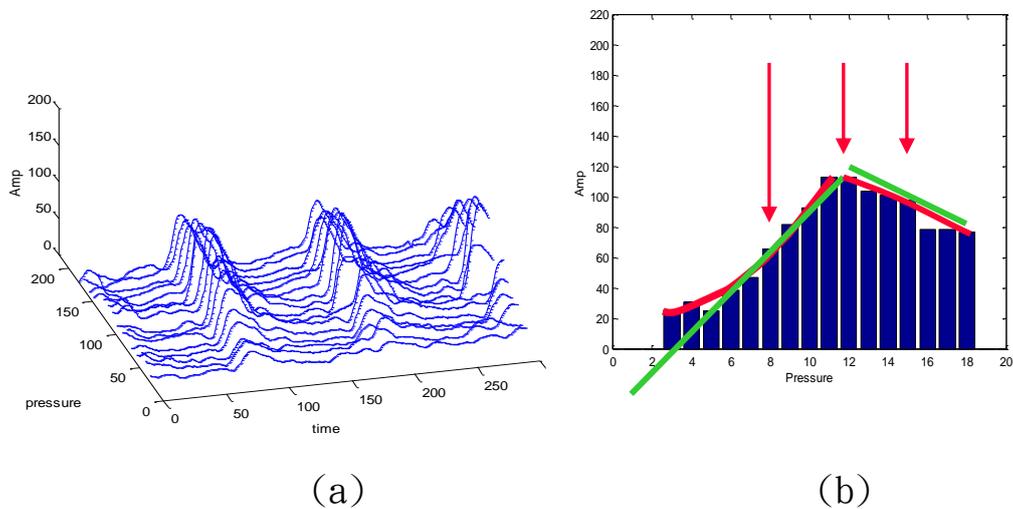


圖 29、澀脈特徵分析。在(a)不同程度施壓之連續脈搏訊號中，以(b)peak1 峰值之波高可評估(c)浮舉(d)中尋(e)沉取壓力，其分別為 70mmHg、130mmHg 與 160mmHg，其中箭頭所指處，在浮沉與古籍論述中以「澀脈細而遲，往來難且散」形容澀脈之脈象相符合。

3. 弦脈



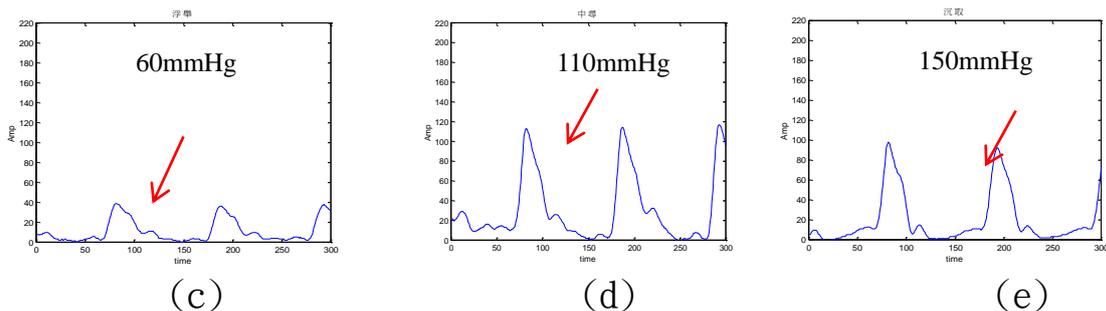


圖 30、弦脈特徵分析。在(a)不同程度施壓之連續脈搏訊號中，以 (b)peak1 峰值之波高可評估(c)浮舉(d)中尋(e)沉取壓力，其分別為 60mmHg、110mmHg 與 150mmHg，其中箭頭所指處，與古籍論述中以「舉迎手按不轉，弦長端直若絲弦」形容弦脈之脈象相符合。

4. 弱脈

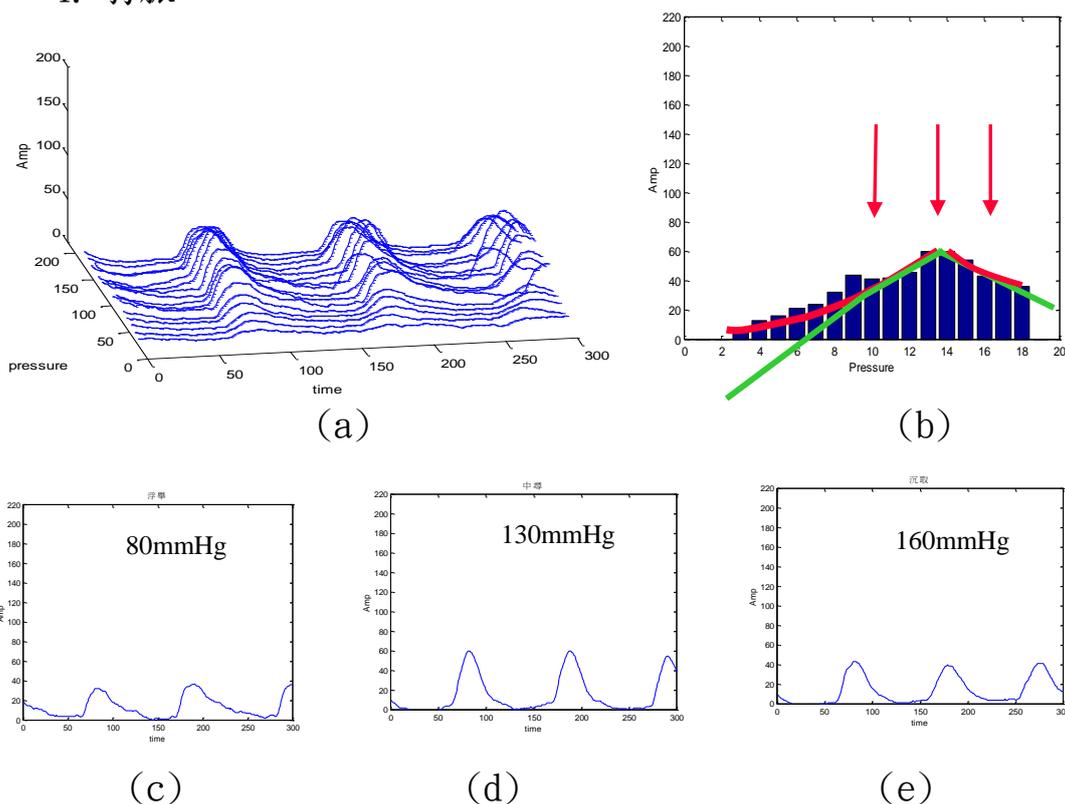


圖 31、弱脈特徵分析。在(a)不同程度施壓之連續脈搏訊號中，以 (b)peak1 峰值之波高可評估(c)浮舉(d)中尋(e)沉取壓力，其分別為 80mmHg、130mmHg 與 160mmHg，古籍論述中以「沈而無力，按之欲絕於指下」形容弦脈之脈象相符合。

肆、討論

目前市面上已有相關中醫脈診儀器，如汪氏脈波儀，其量測原理是以觸壓方式(類似中醫脈診)來取得受測者的生理脈波訊號，其量測部位為雙手的橈動脈。整個過程繁瑣且量測程序須有經驗的專業人員來進行，其他方面則在價格方面也較為昂貴、非可攜式設計、儀器維修不易…等缺點。

本研究完成具備以下特點之中醫脈象雜型設備一套：

1. 簡易使用；2. 精確量測及紀錄；3. 可攜式的量測。

本研究在探討壓脈袋感測技術方面，完成理想之壓脈袋之設計，以及最適性之訊號分析規劃。

針對上述實驗的結果而言，為了可獲取良好的脈搏訊號，必須對加壓馬達的施壓要具備有適當性，意即壓力上升的變動量是由壓脈袋大小及馬達的施壓速度所決定；若壓脈袋空間越小，相對加壓馬達的速度就不能太快。但加壓馬達有最低施壓下限，若採以最低的速度加壓，則必須改變壓脈袋的大小，以獲得較良好之脈搏訊號，進而提高恆定壓力時之準確性，本系統各參數關係如圖 22 所示。

整體而言，總結以下幾點：

1. 壓脈袋的體積大小與加壓馬達的速度控制是成正比。
2. 馬達加壓的速度與到達預設壓力上限(210mmHg)時間成反比。
3. 馬達的瞬間加壓速度與取得脈搏波形完整度成正比。
4. 壓脈袋的預定壓力停止點與加壓馬達的加速度成反比。

本系統雖具備可攜及簡易操作之特性，但在系統穩定恆壓之穩定性方面，以及受測者在感測器量測之放置位置問題，尚需進行改進。除此，本系統之特徵分析與統計定量分析方法，尚需要更多臨床受測資料之評估。

本研究乃以市面之血壓計之壓脈袋改良加以運用，由初步實驗所量測的脈搏訊號中，發現所謂的「脈」是具立體空間性。中醫對脈象的分類精細，單一脈象有 28 種：浮、沉、遲、數、滑、澀、虛、實、長、短、洪、微、緊、緩、芤、弦、革、牢、濡、弱、細、散、伏、動、促、結、代、疾。因此本研究對於分析或分類中醫脈象將會有一定程度之限制，由以上結果顯示，初步針對中醫六種基本脈象而言，唯細脈特徵尚無法清楚分辨。

本研究將持續進行臨床脈象之資料量測比對，資料庫建置與標準化作業流程修正之工作。期使本研究之成果可達到將中醫科學與現代科技整合之最終目標。

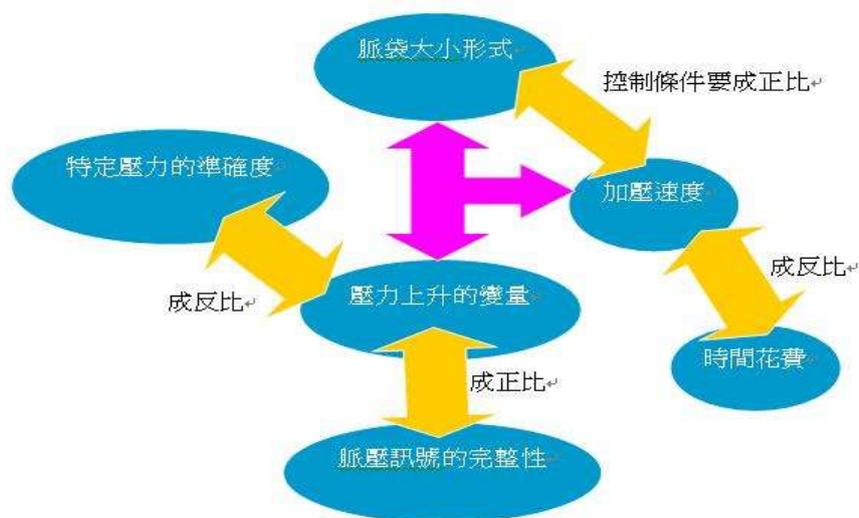


圖 31、系統參數關係圖

伍、結論

本研究已嘗試改良電子血壓計與壓脈袋，利用其結構的便利性，藉以比擬中醫師在把脈時所使用浮舉、中尋及沉取之抽象壓力，並以不同恆定壓力狀態下擷取連續的脈搏訊號，進而建立施壓後血管（橈骨動脈）反應。

本研究所獲得之設計結果，可提供作為中醫科學化之實證工具。本工具可具體達成協助古籍論述與現代中醫師脈診經驗之科技整合目的。

陸、誌謝

本研究計劃承蒙行政院衛生署中醫藥委員會（計畫編號：CCMP95-RD-041）提供經費贊助，使本計劃得以順利進行，特此致謝。

柒、參考文獻

- 1.王東生等：從血流動力學角度探討中醫脈診，中國中醫急症，12卷5期，459，2003
- 2.田莒昌，張恒鴻，陳瑞照，許吟姿：系統性紅斑狼瘡陰虛證患者脈波圖之研究，J Chin Med 12(3): 145-154, 2001
- 3.汪淑游：脈波圖及其各同步曲線在時域上與傳統脈學之相互印證，中醫藥雜誌 4(3)：177-190 1993
- 4.費兆馥等：中國脈診研究，上海中醫學院出版社，上海 1991
- 5.柳兆榮：中醫脈象及血流動力學，自然雜誌 1982，5(6)：411
- 6.王強。中醫脈診現代化研究的困境與對策，河南中醫 1994
- 7.黃柏銘，李忠仁：自然醫學對仲景脈診的應用，中華推拿與現代康復科學雜誌，2卷1期，p.7-13，2005
- 8.劉力松，華琦：脈壓的影響因素及臨床意義，中國醫刊，38卷6期，p.27-29，2003
- 9.范振臺：可攜式低壓型腕部脈搏訊號之量測，中原大學碩士論文，2001
- 10.郭建志：以恆壓低壓量測連續脈壓訊號，中原大學碩士論文，2002
- 11.林汶正，林康平：以可程式微控制系統晶片為基礎之生理訊號監測系統，生物醫學工程研討會論文集，2003
- 12.Jing Bai,Y.H. Zheng,Delin Shen, “A Portable ECG and Blood pressure Telemonitoring System”,IEEE Engineering in Medicine and Biology”,1999.
- 13.Moraes, J.C.T.B., Cerulli, M.,Ng, P.S.,”Development of a new oscillometric blood pressure measurement system” IEEE Computers in Cardiology 1999, 1999.
- 14.Hermida, R.C., “24-hour mean of ambulatory blood pressure for diagnosing gestational hypertension and preeclampsia”, Engineering in Medicine and Biology Society, 1997.
- 15.Mojon, A., “Computer-based system for early diagnosis of gestational hypertension and preeclampsia”, Engineering in Medicine and Biology Society, 1995.
- 16.Penzel, T., “Portable continuous non-invasive blood pressure recording for sleep studies”, Engineering in Medicine and Biology Society, 1993.
- 17.Wang, M., “Non-invasive continuous blood pressure monitoring by the unloading of vascular wall”, Engineering in Medicine and Biology

- Society, 1989.
18. Amoores, J.N., "The effects of pulse rate, artefact and pulse strength on oscillometric non-invasive blood pressure measurements", Engineering in Medicine and Biology Society, 1996.
 19. Nissila, S., "Non-invasive blood pressure measurement based on the electronic palpation method", Engineering in Medicine and Biology Society, 1998.
 20. Hoeks SAAP, Jansen JRC, Blom JA, Schreuder JJ. Detection of dicrotic notch in arterial pressure signals. *Journal of Clinical Monitoring* 13:309-316, 1997
 21. Covic A, Goldsmith DJA, Panaghiu L, Covic M, Sedor J. Analysis of the effect of hemodialysis on peripheral and central arterial pressure waveforms. *Kidney International* 57:2634-2643, 2000.
 22. Etsutaro Ikezono; Establishing the Existence of the Active Stomach Point in the Auricle Utilizing Radial Artery Tonometry; *American Journal of Chinese Medicine*, Vol. 31, No. 2, 285-294; 2003
 23. Xu YJ, Niu X ; Exploration of detecting character of digital phase in TCM pulse-diagnosis ; *Zhongguo Zhong Xi Yi Jie He Za Zhi* ; 23(6):467-70 ; 2003
 24. Li YA ; Principle and methods for English translation of TCM pulse-figure ; *Zhongguo Zhong Xi Yi Jie He Za Zhi.* ; Dec;24(12):1130-1 ; 2004
 25. Guo Hongxia ; Shi Yimin ; Study on Classification Method of TCM Pulse-condition Based on BP Neural Network ; *COMPUTER ENGINEERING AND APPLICATIONS* ; Vol.41 No.32 P.187-189 ; 2005
 26. 林宜信等；行政院衛生署中醫藥委員會－學術暨臨床應用研討會成果彙編 2002-2003；中醫藥委員會；2004. 11
 27. 林宜信等；行政院衛生署中醫藥委員會－93 年度中醫藥研究計畫成果報告中英文 摘要彙編；中醫藥委員會；2005. 2