

產學合作案結案報告書

華電子 104 產學字 002 號

脈搏感測器原理與應用

甲方：真福電子股份有限公司

乙方：中華學校財團法人中華科技大學

電子工程系

計劃主持人：張治平

目次

表次	III
圖次	IV
摘要	VI
第一章 前言	1
第二章 血液動力學	3
2.1 脈搏波形	4
2.2 血液動力學	7
第三章 系統架構	9
3.1 系統硬體	9
3.2 USB 介面	13
3.3 系統軟體	19

第四章 實驗結果	22
第五章 結論	27
參考書目	28

表次

表 3-1 USB 纜線的信號與顏色 · · · · · 14

表 4-1 男性受測者基本資料統計表 · · · · · 25

表 4-2 受測男性左手脈搏統計表 · · · · · 26

表 4-3 受測男性右手脈搏統計表 · · · · · 26

圖次

圖 2-1 心週期事件	3
圖 2-2 兩種動脈波合成後的脈搏圖	4
圖 2-3 典型脈搏圖	5
圖 2-4 黏滯液在管中同心層的流速圖	8
圖 3-1 系統硬體方塊圖	9
圖 3-2 脈搏感測器實體圖	10
圖 3-3 脈搏擷取盒	11
圖 3-4 脈搏擷取盒實際圖	11
圖 3-5 USB 匯流排的拓僕結構	15
圖 3-6 USB 裝置的邏輯連接	16
圖 3-7 USB 管線與端點的概念	17
圖 3-8 USB 的 NRZI 編碼／解碼	19

圖 3-9 系統軟體流程圖	20
圖 3-10 脈搏感測器放置位置圖	21
圖 4-1 受測 1 號女性左手脈搏波	22
圖 4-2 受測 1 號女性右手脈搏波	22
圖 4-3 受測 2 號女性左手脈搏波	23
圖 4-4 受測 2 號女性右手脈搏波	23
圖 4-5 受測 3 號女性左手脈搏波	23
圖 4-6 受測 3 號女性右手脈搏波	24
圖 4-7 受測 4 號女性左手脈搏波	24
圖 4-8 受測 4 號女性右手脈搏波	24
圖 4-9 受測 5 號女性左手脈搏波	25
圖 4-10 受測 5 號女性右手脈搏波	25

摘 要

PVDF 薄膜(聚偏氟乙烯)具有明顯的壓電特性，其壓電常數比 PZT 壓電陶瓷高 10 至 20 倍，而密度只有它的 $1/4$ 。它具有很高的強度與很寬的頻率響應 ($0.1-10\text{MHz}$)，並且有很好的時間和溫度穩定性。

脈搏波的產生由心臟的壓縮與舒張將血液經由血管傳送到全身各處，在手腕處取得跳動信號為脈搏波。脈象是由血管內的壓力、管徑、張力、血液的濃稠度及共振等物理量產生，本研究目的是將脈搏波形經由脈搏感測器轉換成電壓，再轉換成數位信號，透過 USB 介面傳入電腦，經電腦運算分析辨識，顯示量測脈搏是否正常。

本計畫可提升業者對脈搏感測器製作技術，使脈搏感測器應用於其他相關裝置，若將脈搏感測器裝置於物體表面，發生振動時可產生警告聲光，可當成防盜器或地震儀使用，提高脈搏感測器應用的廣度。

第一章 前言

中醫脈診是透過醫師的手指施壓於病人寸、關、尺三部，脈搏的跳動以手指的感覺做為診斷病證。脈搏跳動是與血管內的壓力、管徑、張力、血液的濃稠度及共振等物理量有關，因此本研究目的是將中醫脈診，利用脈搏感測器取代手指量測脈搏波形，將脈搏波形轉換成數位信號，透過 USB 介面傳入電腦，經電腦運算分析辨識，顯示量測脈搏波形的血液是否正常，血液黏度高容易出現中風、心肌梗塞等心臟疾病現象。血液黏度高應立即找醫師診斷治療，達到有病先預防功效。

血液黏度檢驗通常需要抽血，經由針頭抽取血管中的血液，要是針頭、針筒抽血器具消毒不完全，容易感染 B 型肝炎等病症，這種侵入式的檢驗對檢查者都有某種程度的傷害。由脈搏感測器取得脈搏波，經脈搏擷取盒、USB 介面傳入電腦，配合程式辨識診斷血液黏度是否正常，這種非侵入式的檢驗，絕對不會對受檢者有任何的傷害。

心臟疾病高居國人十大死因的第三名，假如能快速方便量測血液黏度，提供心臟疾病預警通知，達到有病先預防的功效，以降低心臟疾病死亡人數。

脈搏感測器原理是利用脈搏跳動的微小壓力，先經過放大及低通濾波器過濾，再將類比訊號轉換成數位訊號。脈搏感測器是將脈搏跳

動的波形，透過 USB 介面轉入電腦，將脈搏跳動的類比訊號轉換成數位訊號存入電腦，再與資料庫中的脈波進行比較，以此來判斷受測者脈搏波形是否正常。

第二章 血液動力學

血液動力學【1，2，3】中說明，心臟是將維持生命的血液送達全身各重要器官，心臟位於胸廓內近中央之處，稍微偏左，左右接著肺部。由第七胸椎高度橫切面來看，幾乎是位於脊柱與胸骨之間。

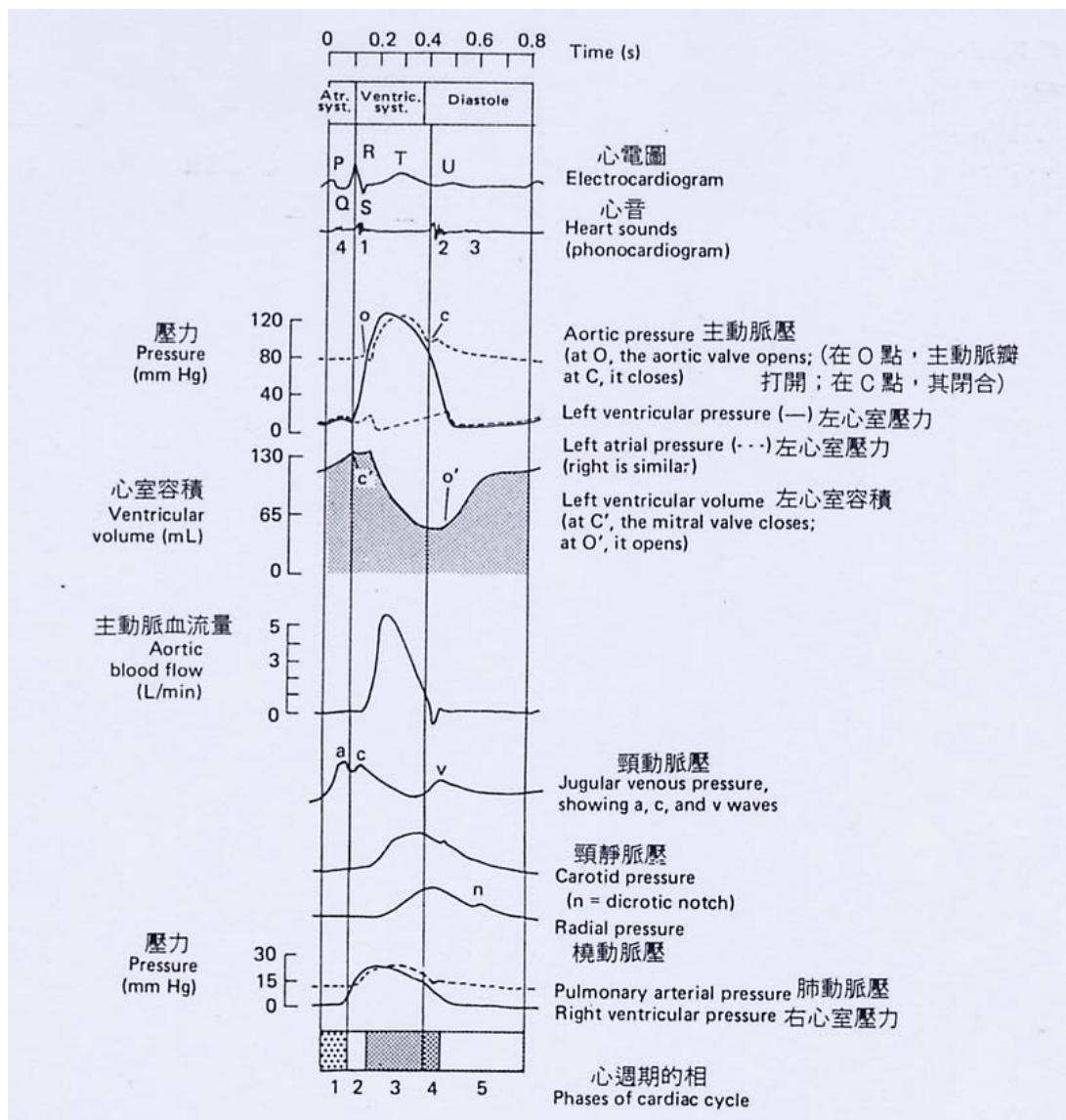


圖 2-1 心週期事件

心臟一般比握緊拳頭稍大，成人約 250—350 公克。心臟若每分鐘跳動 75 下則每跳動一下為 0.8 秒，心臟每跳動一下，心電圖、心音及橈動脈壓相關位置如圖 2-1 所示，圖底下數字所標出的為心週期分別是：1. 心房收縮；2. 等容性心室收縮；3. 心室排血；4. 等容性心室舒張；5. 心室充血。

2.1 脈搏波形

經由脈搏感測器所取得的脈搏信號，實際是脈搏所產生的兩種運動【4】：一為主動脈內的血液壓力波；另一為主動脈的阻尼彈性振動波，脈搏波實際上是由這兩種波的合成如圖 2-2 所示，b—e—f—g—L 波為動脈內血液壓力波呈現的壓力曲线；C—M—N 波為動脈壁彈性振動波呈現的阻尼曲线。

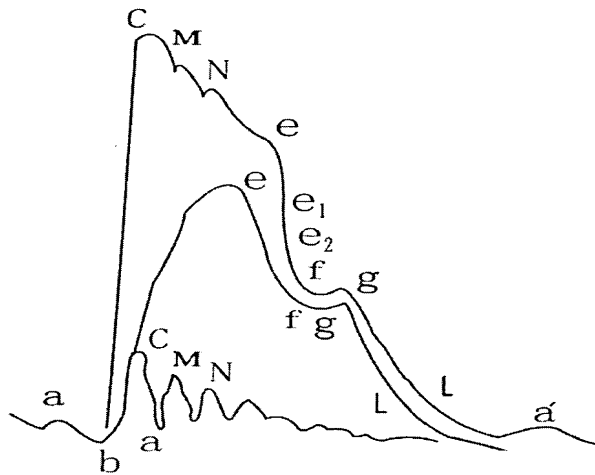


圖 2-2 兩種動脈波合成後的脈搏圖

在圖 2-3 中，各特徵點的臨床物理意義如下：

a 波：心房收縮波。

b 點：主動脈瓣開放點。

c 點：主動脈最高壓力點。

e 點：左心室停止射血點。

e1 點：左心室舒張開始點。

e2 點：主動脈瓣關閉點。

f 點：二尖瓣開放點。

g 波：主動脈彈性回縮波。

L 點：主動脈靜壓排空開始點。

L-a' 段：主動脈靜壓排空段。

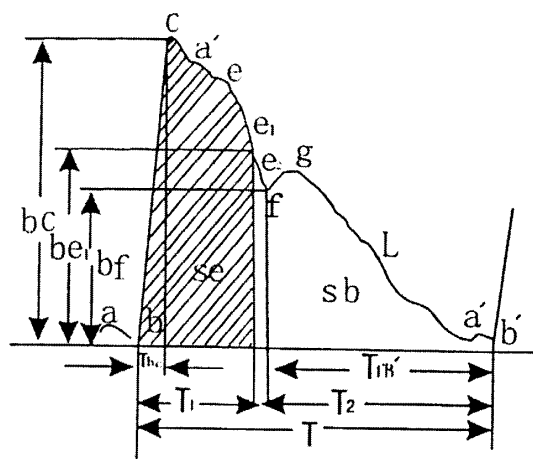


圖 2-3 典型脈搏圖

人體血液循環系統是一個充滿血液的虎克彈性體管道系統，血液由心臟加壓搏出，經動脈至微血管，然後由靜脈回到心臟，形成以心臟為中心的川流不息的血液循環系統。其中，心臟搏出的血量和由靜脈回心臟的血液量是完全均等平衡的。心臟收縮加力推動血液循環，血液經全身循環後回到心臟，能量亦已消耗殆盡，而經心臟再次收縮加力，重新循環。

由於血液分子間內摩擦力，亦即黏度的大小與血液流動量呈現反比關係。本論文中經由脈搏感測器取得的波形，實際上是人體動脈血管的脈動信息，它不僅收集到的是動脈血管壁伸縮的信息，每次脈搏跳動一次是一次心週期，它反映了從心房收縮，左心室增壓、噴血，血管運動，左心室舒張到充盈，直到主動脈排空等一系列血流動力學變化過程。

脈搏波可以利用 Dirac Delta Function 表示為：

$$\delta(x) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{ikx} dk \quad (2.1)$$

$$\delta(k) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{ikx} dx \quad (2.2)$$

$$\delta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{i\omega t} d\omega \quad (2.3)$$

$$\delta(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{i\omega t} dt \quad (2.4)$$

2.2 血液動力學

血管是封閉的管狀系統，血流主要靠心臟的壓縮，而動脈壁的彈回，運動中肌肉對其內靜脈的壓迫及吸氣胸部的負壓都有助於血液流動。血流阻力部分和血液的黏滯性有關，但主要視血管直徑而定。

2.2.1 血流、壓力和阻力

血液常由高壓流向低壓，平均血流、平均壓和血管阻力關係式如下：

$$\text{血流}(F) = \frac{\text{壓力}(P)}{\text{阻力}(R)} \quad (2.5)$$

任何血管部位的血流等於有效灌流壓除以阻力。有效灌流壓等於動脈壓減靜脈端壓。阻力的單位 $\text{dyne} \cdot \text{s} / \text{cm}^5$ 避免如此複雜，心臟血管阻力常以 R 為單位。

血管中的血流好似液體在窄的硬導管中，常成流線形(laminar)。血管中和血管接觸一層相當薄的血液並不流動，下一層稍微動，直到中央有最高流連如圖 2-4 所示。在臨界速度(critical velocity)下，

流線形流可發生，超過即形成亂流。流線形流無聲，而亂流有聲。而亂流和管徑及血液黏滯度有關。可表為：

$$\text{Re} = \frac{\rho DV}{\eta} \quad (2.6)$$

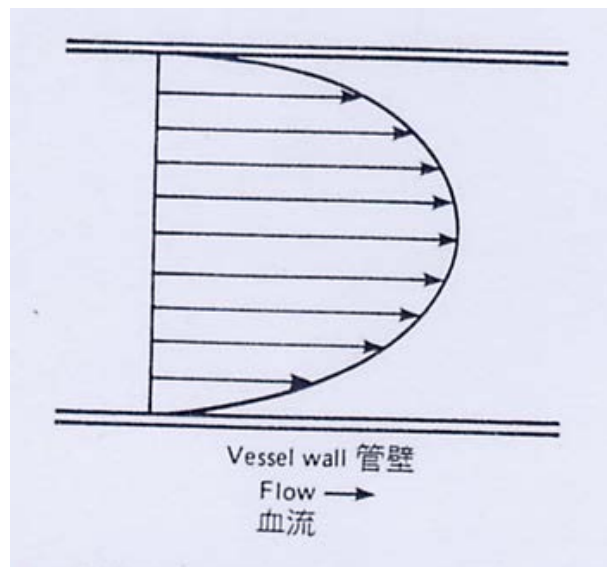


圖 2-4 黏滯液在管中同心層的流速圖

Re 為 Reynolds 數，紀念敘述此關係式的人。 ρ 為密度，D 為管徑，V 為流速，而 η 為黏滯度，Re 值愈大產生亂流機會愈高。動脈收縮會加快血流，使收縮後的部位一產生亂流。

第三章 系統架構

3.1 系統硬體

整個系統的方塊圖如圖 3-1 所示，本系統只有一個脈搏感測器經由脈搏擷取盒，透過 USB 介面將脈搏波數位信號傳送到個人電腦中。

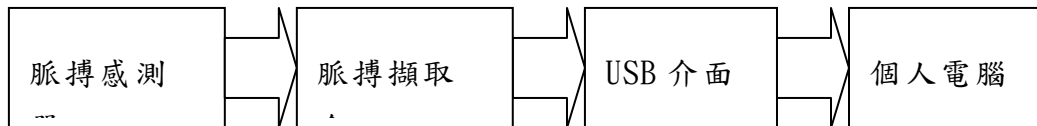


圖 3-1 系統硬體方塊圖

3.1.1 脈搏感測器

1969 年 Kawai【5】發現經過高倍率延伸和高電場下極化真空蒸發金屬電極後的 PVDF 薄膜（聚偏氟乙烯）具有明顯的壓電特性，其壓電常數比 PZT 壓電陶瓷高 10 至 20 倍，而密度只有它的 1／4。它具有很高的強度與很寬的頻率響應（0.1－10MHZ），並且有很好的時間和溫度穩定性。當壓電薄膜受力後，輸出電荷與外力之間產生：

$$q_i = d_{ij} \sigma_j \quad (3.1)$$

$$Q_i = d_{ij} F_j \quad (3.2)$$

(3.1) 與 (3.2) 式中， q_i 為薄膜單位面積電荷， Q_i 為薄膜總輸出電荷， σ_j 為薄膜承受應力， F_i 為薄膜承受的外力， d_{ij} 為薄膜的壓電應變常數。脈搏感測器實體大小如圖 3-2 所示。



圖 3-2 脈搏感測器實體圖

3.1.2 脈搏擷取盒

脈搏擷取盒方塊圖如圖 3-3 所示，包括信號增益放大電路、準位調整、濾波電路與類比／數位轉換器。

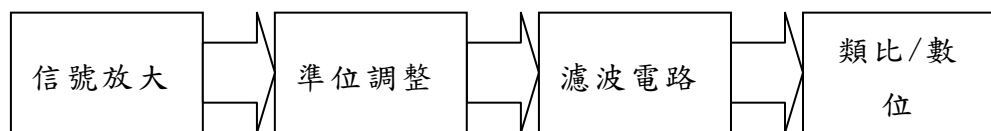


圖 3-3 脈搏擷取盒

脈搏擷取盒實際大小如圖 3-4 所示。



圖 3-4 脈搏擷取盒實際圖

由於感測器在脈搏信號作用下會有電荷產生，這電荷量不能直接測量，必須經過信號放大器將電荷轉化成電壓量才能量測，通常會將電壓放大範圍調至+5V 與-5V 之間。

在脈搏量測時，發現受溫度變化影響很大，這主要是 PVDF 材料受壓電效應同時也受熱電效應，利用人體脈搏 1HZ 左右與溫度信號 0.5HZ 以下存在頻率差別，加入簡單的濾波電路，避免溫度效應帶來不良的影響。

以人體脈搏波訊號而言，訊號的頻率約在 1.2HZ 左右，再測量脈搏波時，需要利用低通濾波器去除不要的高頻雜訊，其中低通濾波器主要負責濾除脈波訊號高頻雜訊的干擾，經由訊號的放大，使脈波訊號分析得以正常進行。準位飄移調整，主要是實際測量時，脈波交流信號會比直流信號小很多，以避免脈波信號無法放大的情形。

類比／數位轉換器【6】主要負責將類比信號經過轉換成為數位信號，A／D 轉換器的特性包括 1. 解析度（resoution）2. 準確度（accuracy）3. 穩定時間（setting time）等三方面。

1. 解析度

A／D 轉換器的解析度，係表示數位輸出的最小改變量，即每一個數位輸出所能涵蓋的最小類此信號位準，若以百分率表示其解析度為：

$$\% \text{ 解析度} = \frac{1}{2^N - 1} 100\%$$

其中 N 為數位數量，如果使用 8 位元則百分率解析度為：

$$\% \text{ 解析度} = \frac{1}{2^8 - 1} 100\%$$

$$\begin{aligned}
&= \frac{1}{255} 100\% \\
&= 0.39\%
\end{aligned}$$

由此可看出 A/D 轉換器的位元數愈多，其解析度愈好。

2. 準確度

A/D 轉換器的準確度 (accuracy) 是表示實際輸出的數位與預期值的關係，也就是誤差量的多寡，通常以誤差量佔滿刻度百分率表示，如果某一 A/D 轉換器的準確度為 0.1%，而其滿刻度值為 10V，就表示它實際輸出與預期值誤差在 $0.1\% \times 10V = 0.01V$ 範圍內。

3. 穩定時間

穩定時間係指輸入信號改變時，對應的輸出信號變化到預期值的最後誤差範圍內所需時間，通常定義到預期值 99.95% 時所需的時間。

3.2 USB 介面

脈搏波經由感測器取樣經過處理成為數位信號，透過 USB (Universal Serial Bus) 介面【7】將信號傳送到電腦中，使用 USB 介面優點【8】如下：

1. 隨插即用（Plug-and-Play）並自動偵測。
2. SIPC（SIMPLY Interactive PC）的具體表現。SIPC 中的一大訴求，就是 PC 的外殼不應該是隨意可拆的。
3. 12Mbps 的傳送速度。
4. 裝置的插拔不用關閉電源，此即俗稱的熱插拔（Hot Attach &Detach）。
5. 可以同時連接 127 部裝置。
6. 體積適當的連接器，避免過多種類連接線的糾纏。

USB 含有四條線，兩條是電電源線（Vcc 與 GND），兩條是以差動方式產生的信號線（D+與 D-）如表 3-1。

接腳編號	信號名稱	覽線顏色
1	Vcc	紅
2	Data-（D-）	白
3	Data+（D+）	綠
4	Ground	黑

表 3-1 USB 纜線的信號與顏色

3.2.1 USB 的匯流排結構

USB 的匯流排結構是採用階梯式星狀（tiered star）的拓撲（topology）結構，如圖 3-5 所示。

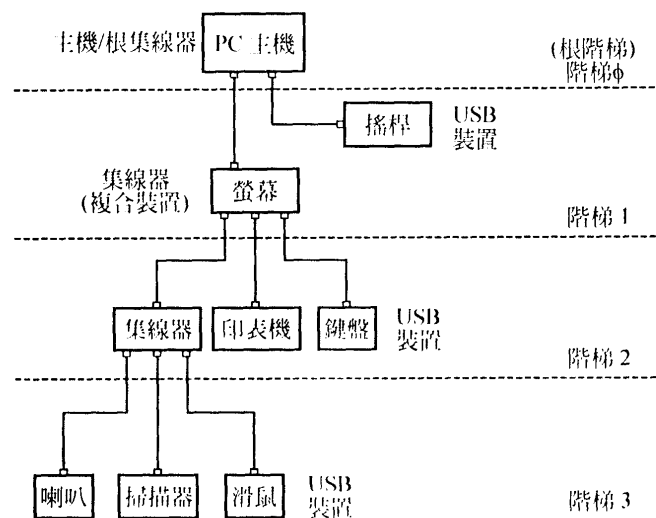


圖 3-5 USB 匯流排的拓撲結構

圖 3-5 中 USB 的裝置包含了兩種型態：USB 集線器與 USB 裝置。位於最頂端的就是主機端（Host）。從 Host 的連線往下連接至集線器（Hub），再由集線器按階梯式，以一層或一階的方式往下擴展出去，連接下一層的裝置或另一個集線器上。

3.2.2 USB 資料的模式與管線的概念

USB 的匯流排結構是採用階梯式星狀（tiered star）的拓撲

(topology) 結構，實際 USB 主機與裝置的連接方式卻是如圖 3-6 所示的一對一形式，稱之為 USB 裝置的邏輯連接；而資料流的模式則是以這些邏輯連接為基本的架構。

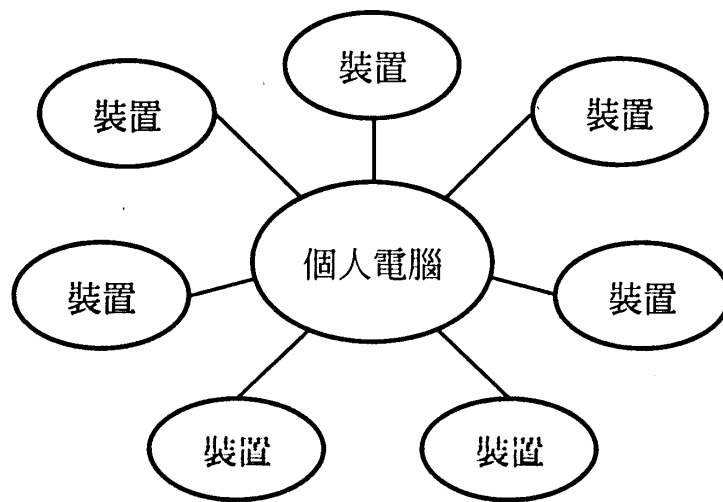


圖 3-6 USB 裝置的邏輯連接

對於 USB 的通訊，我們可以將其是為一種管線的概念，如圖 3-7 所示。在整個 USB 的通訊中包含了一個大的管線（12Mbps）以及高達 127 個小的管線，每一個小管現再連接到 USB 的裝置上。由於再 USB 執照封包中都含有 7 個用來定址的位元，最多可定址給 128 個裝置。

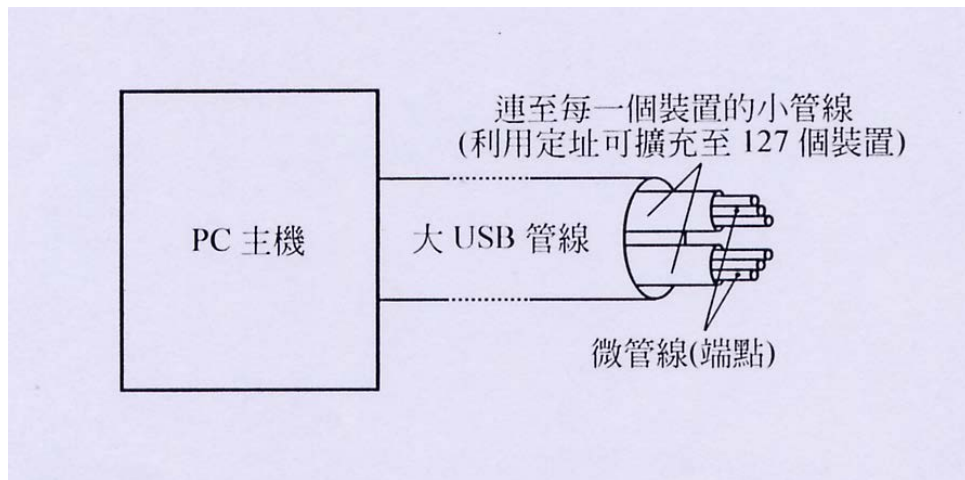


圖 3-7 USB 管線與端點的概念

3.2.3 USB 的傳輸類型

USB 的傳輸類型共有四種，分別是控制型傳輸 (Control Transfer)，中斷型傳輸 (Interrupt Transfer)，巨量型傳輸 (Bulk Transfer)以及等時型傳輸 (Isochronous Transfer)。其中，需要特別注意的是慢速裝置僅支援控制型傳輸與中斷型傳輸而已。以下分別簡述各個傳輸的特性：

(1) 控制型傳輸：

屬於雙向傳輸，用來支援介於主機與裝置之間的配置，命令或狀態的通訊。控制型傳輸也含了三種的控制傳輸型態：控制讀取、控制寫入以及無資料控制。每當裝置第一次聯線到主機時，控制型傳輸就可用來交換訊息，設定裝置的位址或是讀取裝置的描述元與要求。

(2) 中斷型傳輸：

在 USB1.1 及 2.0 中，已定為雙向傳輸，由於 USB 不支援硬體的中斷，所以必須告 PC 主機以週期性地方式加以輪詢，以便知悉是否有裝置需要傳送資料給 PC。應用於鍵盤、滑鼠、搖桿裝置。

(3) 巨量型傳輸

屬於單向或雙向的傳輸，這類型的傳輸是用來傳送大量的資料。並無傳輸速度上的限制。這類型的傳輸是針對未使用到的 USB 頻寬提出要求的，根據所有可以使用到的頻寬為基準，不斷的調整本身傳輸速率。應用於印表機、掃描器裝置。

(4) 等時型傳輸：

可以是單向或雙向的傳輸。此種傳輸需要維持一定的傳輸速度，且可以默許錯誤的發生。應用於麥克風、喇叭裝置。

3.2.4 USB 的編碼方式

USB 採用了 NRZI(Non Return to Zero Invert)，不歸零就反向)的編碼方式，對於無同步的時脈信號也能產生同步的資料存取。NRZI 的編碼規則是，當資料位元為”1”時不轉換，為”0”時再作轉換。如果資料一直為”1”時，資料就會造成長時間沒有轉換，而逐漸的累

積，使得讀取發生嚴重錯誤。因此，在 NRZI 編碼之前，還需執行所謂的位元填塞 (Bit-stuffing)的工作，它的規則是串列資料中含有連續六個” 1” 位元的話，就在其後填塞一個” 0” 。因此在發送端在作資料傳輸之前，需先執行位元填塞以及 NRZI 編碼的工作。相對的，接收端在作資料接收之前，就必需先執行 NRZI 解碼，然後再作位元反填塞 (unBit-Stuffing)，如圖 3-8 所示。

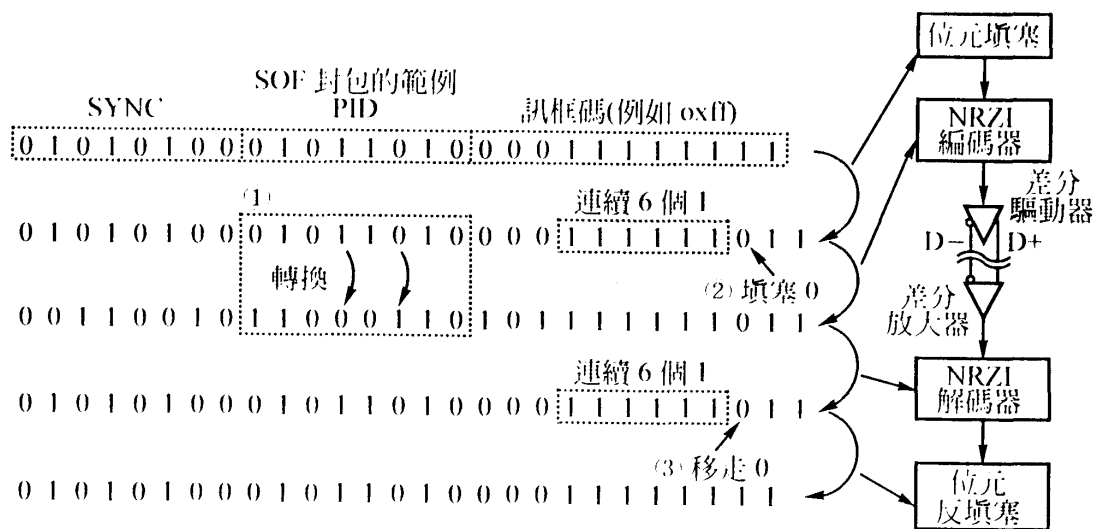


圖 3-8 USB 的 NRZI 編碼／解碼

3.3 系統軟體

本軟體系統如圖 3-9 所示，此軟體系統可以量測與紀錄脈搏波形，進行脈搏波分析，能計算脈搏跳動次數及血液黏度是否正常。程式開始 1. 先輸入測量者姓名、性別、年齡、身高、體重、收縮壓、舒張壓、及個人基本資料。2. 固定脈搏感測器位置如圖 3-10 所示。3. 開始監測脈搏波形，當波形週期與振幅都相當穩定時，讀取正確資料。

4. 程式運算測量者脈搏跳動次數及血液濃度是否正常。5. 要印出結果或是將資料儲存。

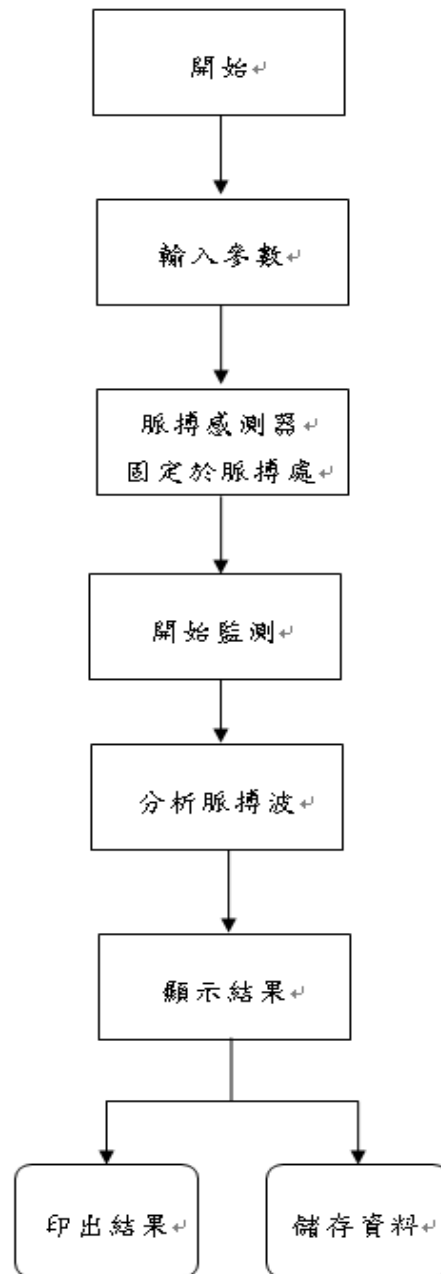


圖 3-9 系統軟體流程圖

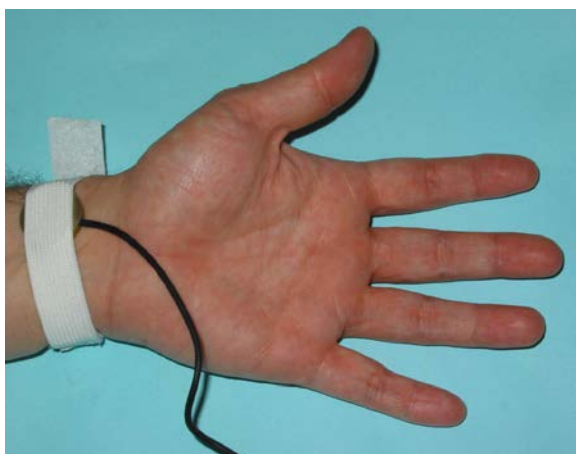


圖 3-10 脈搏感測器放置位置圖

第四章 實驗結果

本實驗對 5 位男性實驗者做左手與右手脈搏試驗，其波形如圖 4-1 至圖 4-10 所示。量測脈搏時，受測者需先休息片刻，情緒穩定後，採取自然舒服的坐姿，全身放鬆雙方輕鬆放於桌上，不可變換姿勢。

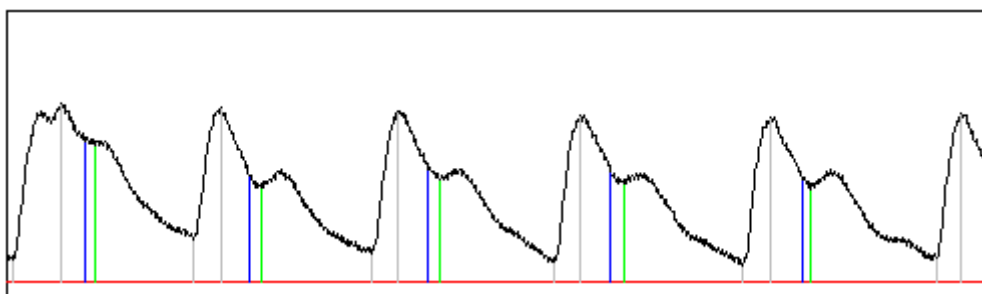


圖4-1 受測1號男性左手脈搏波

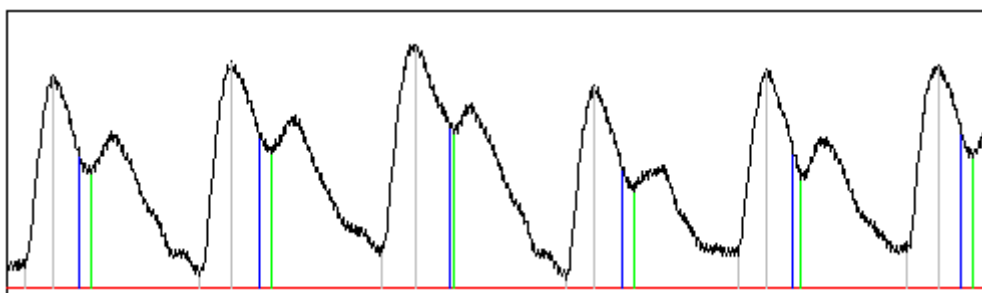


圖4-2 受測1號男性右手脈搏波

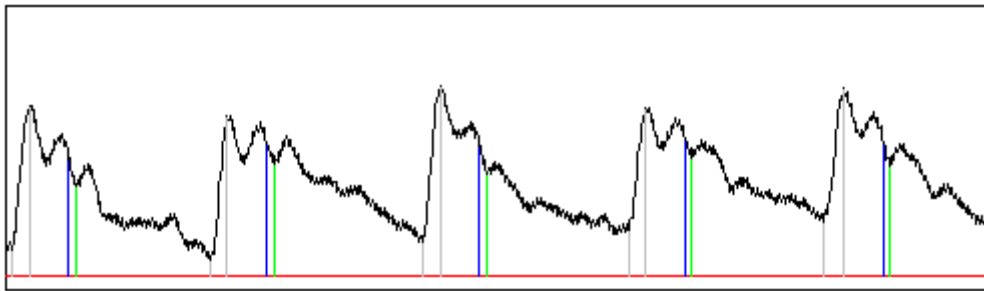


圖4-3 受測2號男性左手脈搏波

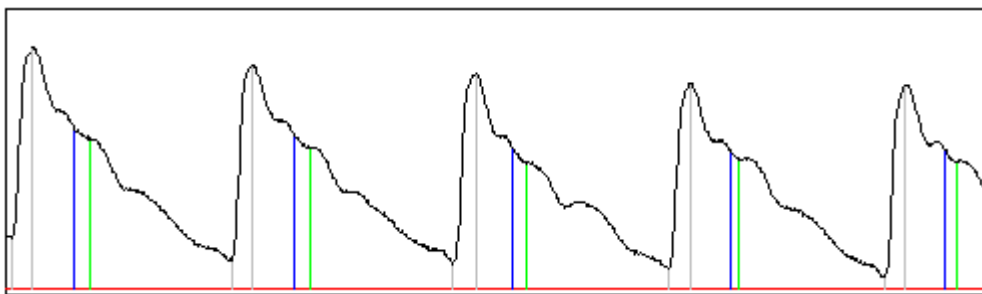


圖4-4 受測2號男性右手脈搏波

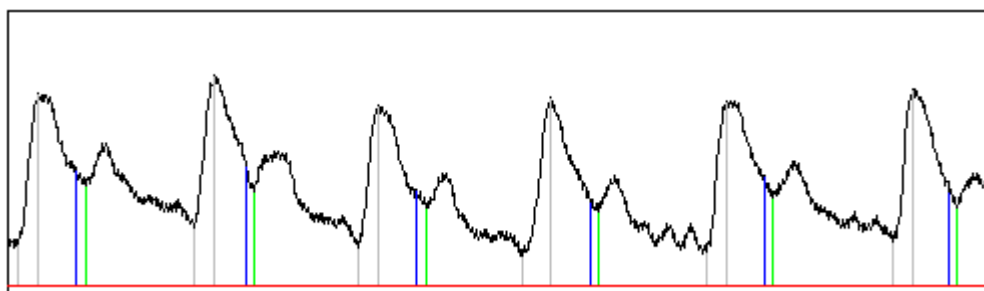


圖4-5 受測3號男性左手脈搏波

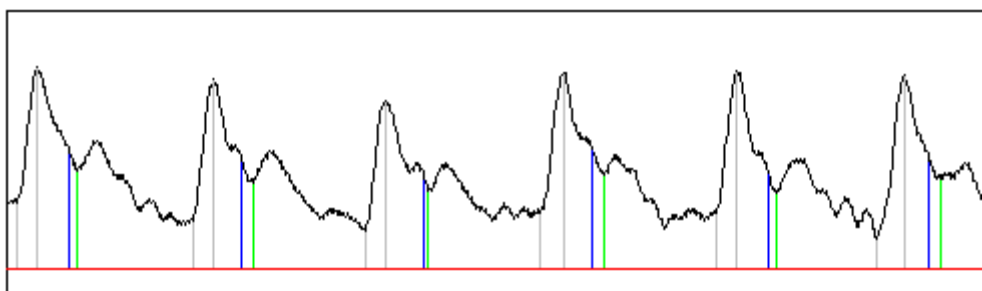


圖4-6 受測3號男性右手脈搏波

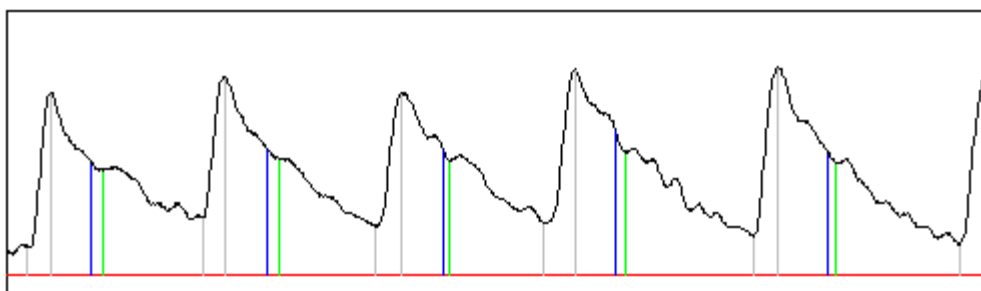


圖4-7 受測4號男性左手脈搏波

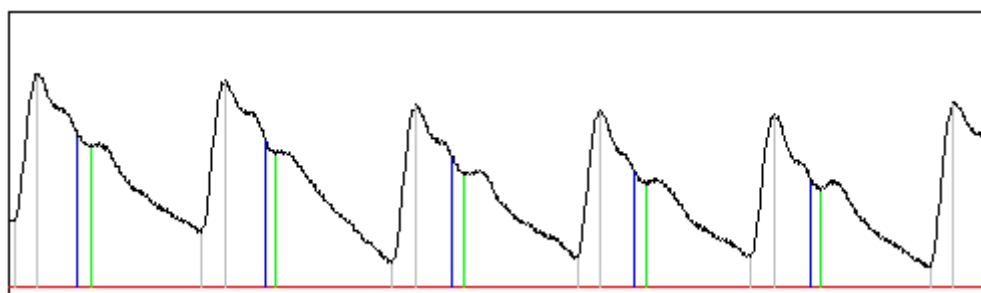


圖4-8 受測4號男性右手脈搏波

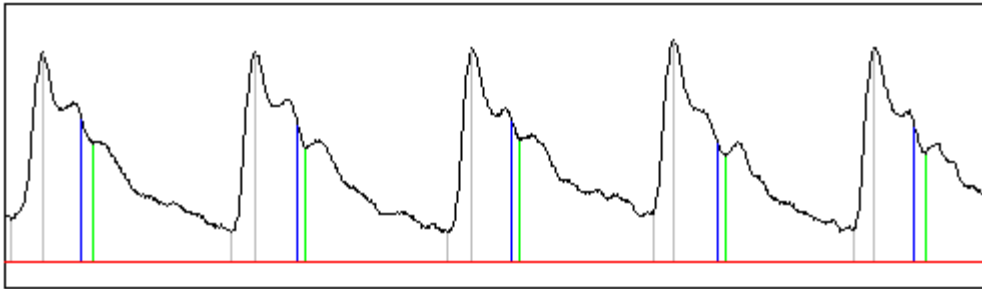


圖 4-9 受測5號男性左手脈搏波

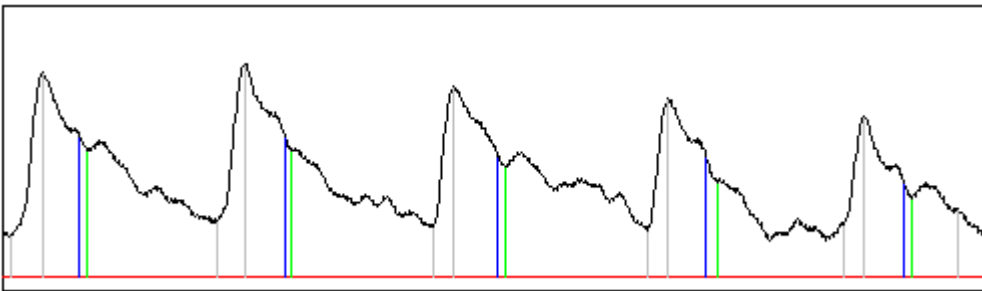


圖 4-10 受測5號男性右手脈搏波

本實驗對 5 位男性受測者基本資料，年齡、身高及體重如表 4-1 所示：

受測者編號	年齡（歲）	身高（公分）	體重（公斤）
1	25	178	84
2	24	163	54
3	23	165	64
4	21	168	55
5	20	185	70

表 4-1 男性受測者基本資料統計表

對 5 位男性受測者測量結果如表 4-2，表 4-3 所示：

受測者編號	心跳率 (次／分鐘)	全血黏度 (厘泊)	還原全血黏度 (厘泊)
1	78	3.7124	4.2703
2	65	3.5997	4.1890
3	75	4.0464	4.0816
4	70	3.7588	4.2660
5	67	3.8358	3.7312

表 4-2 受測男性左手脈搏統計表

受測者編號	心跳率 (次／分鐘)	全血黏度 (厘泊)	還原全血黏度 (厘泊)
1	77	3.7103	4.2211
2	61	3.6359	3.8612
3	78	4.0312	4.2144
4	73	3.6827	4.4080
5	67	3.7600	3.8256

表 4-3 受測男性右手脈搏統計

第五章 結論

本計畫的目的是與產業界合作，提供業者對脈搏波量測技術應用達成身體健康預警裝置，將將脈搏波形轉換成數位信號，透過 USB 介面傳入電腦，經電腦運算分析辨識，顯示量測脈搏波形的血液黏度是否正常。

脈搏波的產生由心臟的壓縮與舒張將血液經由血管傳送到全身各處，在手腕處取得跳動信號為脈搏波。脈象是與血管內的壓力、管徑、張力、血液的濃稠度及共振等物理量有關，本研究目的是將脈搏波形轉換成數位信號，透過 USB 介面傳入電腦，將將脈搏波形經電腦運算分析辨識，顯示量測脈搏波形的血液是否正常，達到有病先預防功效。

本計畫可提升業者對脈搏感測器製作技術，使脈搏感測器應用於其他相關裝置，若將脈搏感測器裝置於物體表面，發生振動時可產生警告聲光，可當成防盜器或地震儀使用，提高脈搏感測器應用的廣度。

參考書目

- 【1】 白禮源等編譯，“甘龍醫用生理學”，藝軒圖書出版社，571—615，民國八十五年八月。
- 【2】 蘇純閏編譯，“貝氏身體檢查指引”，合記圖書出版社，259—312，民國八十八年十二月。
- 【3】 張豐榮編譯，“人體的地圖”，瑞昇文化圖書公司，40—45，民國八十二年三月。
- 【4】 金觀昌等，“PVDF 多點脈搏波計算機輔助測試系統研究”，清華大學學報自然科學版，1999 年第 39 卷第 8 期。
- 【5】 Kawai H. “The piezoelectricity of polyvinylidene fluoride” J App Physics, pp975-979, 1969.
- 【6】 莊謙本，” A/D 轉換器的量子化問題研究”，師大學報，1988 年 33 期。
- 【7】 許永和編著，” USB 週邊裝置設計與應用”，P1-1 至 P1-53，全華科技圖書股份有限公司，民國 92 年 10 月。
- 【8】 陳乃塘，” USB 系統架構圖解”，陸克文化有限公司，P45，1999 年 12 月。