

# 南台科技大學

電機工程研究所

碩士學位論文

多功能生理監測系統之研製

**Research and Development On  
Multi-Physiological Monitor System**



研究生：李玉璽

指導教授：洪正瑞

中華民國九十七年七月



# 摘要

礙於出生率的下降，長期的衝擊著健康照護人員的短缺及不足，而老人家及需要長期照護的患者所必須量測的生理訊號包括心電圖、心跳數、體溫、血壓、心血管狀態、血氧濃度。每一種量測模組都具有小型化、低價化、可攜帶化、且可獨立工作的特性，因此適合居家使用。

本研究的重點有三：一為低耗電可攜式心電圖信號體溫長期監測系統，二為可快速判斷受測者的心血管基本狀態，第三則為血氧濃度量測模組。由於心血管方面的疾病長期以來都是國人十大死因的疾病之一，因此本計劃針對這項疾病發展出來的系統，可以長期監測儲存使用者的心電圖，並在偵測到使用者的心電圖有問題時發出警告，系統第二個功能可以針對一般民眾，以心電圖配合血壓量測波形信號快速判斷出受測者的心血管基本狀態，由於系統操作相當便利及簡單，因此受測者不一定要到大醫院接受精密的檢查，就有可能查出心血管的一些不良情形，故對於早期發現心血管方面的疾病有相當大的幫助。血氧濃度部分以紅光及紅外光之雙波長光學檢測系統，即時量測血氧訊號；同時以精簡設計之生理電訊號檢測系統，即時量測心電圖訊號；並以此整合性之心電訊號及血氧訊號，分析心血管生理參數。

**關鍵字：**心電圖、血壓計、心血管疾病，血氧濃度

# ABSTRACT

Due to the birth rate was to drop off , the old person's society approaches , the long-term impact health according to is protecting personnel's and shortage . But the old person and needs according to the patient which protects to have for a long time to measure the physiological signal there are include ECG、 heart rate、 body temperature、 blood pressure、 Cardiovascular status、 and oximeter saturation. However in medical treatment and nursing insufficiency also instrument precious, very difficult home according to protect the monitoring . This article namely proposes each physiology measurement model, each kind of the model all has the miniaturization, low cost, portable, also independently works characteristic, therefore suits the home use. Moreover also may all model entire synthesize a physiological signal measurement system, so it has the low cost characteristic. therefore generally needs to accept the long-term home according to the person which protects also to be allowed in the home from buys set, of uses Otherwise the average person is unable in the home voluntarily to purchase a set to use the rank same system with the hospital.

This research has with emphasis three : one is low power may take along the type electrocardiogram signal long-term monitor system, two is the fast judgement measuring cardiovascular basic condition, the third piece is the blood oxygen concentration measurement model. Because the cardiovascular aspect disease all is people one of since long ago top 10 of death diseases, so this plan develops in view of this disease system, may the long-term monitor store up user's electrocardiogram, and when detects

user's electrocardiogram has the question sends out. The system second function may aim at the common populace the warning, Fast judges by the electrocardiogram coordination blood pressure measurement profile signal the measuring cardiovascular basic condition, because the system operation quite convenient and is simple, so not necessarily must arrive measuring the big hospital to accept the precise inspection, Has the possibility to find out the cardiovascular some not good situation, therefore regarding the early time discovered the cardiovascular aspect the disease has the quite big help. But the blood oxygen concentration is the physiological important parameter, for example has the highly dangerous cardiovascular disease patient, the congenital heart has the flaw patient, premature infant's monitoring, as well as needs the long-term monitoring senior citizen.

Key words: ECG, blood pressure meter, cardiovascular disease, SaO<sub>2</sub>

# 目 次

摘要.....	i
ABSTRACT .....	ii
目次.....	iv
圖目錄.....	vi
表目錄.....	viii
第一章 緒 論.....	1
1.1 研究動機.....	1
1.2 研究步驟.....	2
第二章 生理訊號量測理論 .....	4
2.1 心電圖 .....	4
2.1.1 心電圖量測原理 .....	4
2.2 溫度量測原理 .....	6
2.3 血壓與心血管狀態.....	7
2.3.1 文獻回顧.....	7
2.3.2 血壓訊號概述 .....	8
2.3.3 血壓訊號量測原理.....	8
2.4 血氧濃度.....	11
2.4.1 文獻探討.....	11
2.4.2 血氧濃度定義 .....	13
2.4.3 血氧濃度光的量測原理 .....	14
2.4.4 比爾朗伯定律 .....	19
第三章 生理訊號量測架構 .....	21
3.1 心電圖模組.....	21
3.2 溫度量測模組 .....	26
3.3 血壓與心血管狀態模組 .....	28
3.3.1 血壓與心血管狀態硬體 .....	28
3.3.2 血壓與心血管狀態軟體 .....	30

3.4 血氧濃度量測模組 .....	32
3.4.1 血氧濃度量測模組硬體 .....	32
3.4.2 血氧濃度量測模組軟體 .....	38
第四章 系統和心說明 .....	42
4.1 血氧濃度核心 .....	42
4.1.1 單晶片 16F876 功能說明 .....	42
4.1.2 燒錄裝置 .....	44
4.1.3 單晶片應用功能說明 .....	44
4.1.4 串列傳輸(UART) .....	45
4.1.5 A/D 轉換功能 .....	47
4.1.6 LCD .....	48
4.2 LABVIEW 圖控軟體 .....	49
第五章 訊號分析與結果 .....	51
5.1 心電圖訊號 .....	51
5.2 溫度訊號 .....	53
5.3 血壓與心血管狀態訊號 .....	55
5.4 血氧濃度訊號 .....	62
5.5 影響測量準度因子 .....	79
第六章 結論 .....	80
6.1 低耗電可攜式心電圖信號長期監測系統 .....	80
6.2 可顯示基本心血管狀態之血壓計 .....	80
6.3 血氧濃度監測系統 .....	80
參考文獻 .....	81

# 圖目錄

圖 1-1	系統結構圖 .....	3
圖 2-1	導程一 .....	5
圖 2-2	心電訊號 .....	5
圖 2-3	測量用電極片 .....	6
圖 2-4	體溫信號補償流程圖 .....	7
圖 2-5	壓力推算示意圖 .....	9
圖 2-5	Cuff 作用示意圖 .....	9
圖 2-7	動脈壓振示法意圖 .....	10
圖 2-8	動脈壓振波形 .....	10
圖 2-9	HbO <sub>2</sub> 與 Hb 對光的吸收變化 .....	14
圖 2-10	穿透型與反射型 .....	15
圖 2-11	a、b 為血氧濃度探夾，c 為血氧濃度量測探夾動作，d 手指測量情況 ...	16
圖 2-12	光體積直流與交流成分示意圖 .....	17
圖 2-13	光傳送示意圖 .....	17
圖 2-14	光信號圖 .....	18
圖 2-15	光信號圖 .....	18
圖 2-16	光強度變化模型圖 .....	19
圖 2-17	光進入物體的強度變化圖 .....	20
圖 3-1	心電圖模組方塊圖 .....	21
圖 3-2	心電圖模組實體照片 .....	22
圖 3-3	AD620 儀表放大器 .....	22
圖 3-4	AD620 對 ECG 量測的應用電路 .....	23
圖 3-5	心電圖放大電路 .....	23
圖 3-6	高通濾波器 .....	24
圖 3-7	低通濾波器 .....	24



圖 3-8	提升電路 .....	25
圖 3-9	非反向放大器 .....	25
圖 3-10	溫度量測方塊圖 .....	26
圖 3-11	TC1046 溫度 IC 功能方塊圖 .....	26
圖 3-12	TC1046 溫度 IC 溫度上升曲線 .....	27
圖 3-13	溫度量測電路圖 .....	27
圖 3-14	血壓量測系統方塊圖 .....	28
圖 3-15	儀表放大器 .....	29
圖 3-16	低通濾波器 .....	29
圖 3-17	高通濾波器 .....	30
圖 3-18	LabVIEW 介面 .....	30
圖 3-19	軟體方塊圖 .....	31
圖 3-20	血氧濃度計系統方塊圖 .....	32
圖 3-21	光源週期示意圖 .....	33
圖 3-22	驅動光源方塊圖 .....	33
圖 3-23	光源合成圖 .....	34
圖 3-24	前端震盪電路 .....	34
圖 3-25	LED 驅動電路 .....	35
圖 3-26	光二極體放大電路 .....	35
圖 3-27	DG212 接腳圖與內部電路圖 .....	36
圖 3-28	乘法器電路 .....	36
圖 3-29	二階主動濾波器 .....	37
圖 3-30	R 值與血氧值的對照圖 .....	38
圖 3-31	血氧濃度軟體流程圖 .....	40
圖 4-1	PIC16F876 各個腳位功能圖 .....	43
圖 4-2	PIC16F876 實體圖 .....	43
圖 4-3	ICD2 實體圖 .....	44
圖 4-4	TXSTA:傳輸狀態與控制暫存器(位址 98h) .....	45
圖 4-5	RCSTA:接收狀態與控制暫存器(位址 18h) .....	46

圖 4-6	ADCON1 暫存器 .....	48
圖 4-7	圖形化編譯平台 .....	50
圖 4-8	虛擬儀表(溫度) .....	50
圖 5-1	心跳過緩波形 .....	51
圖 5-2	心跳過速波形 .....	52
圖 5-3	心跳分析的間隔 .....	52
圖 5-4	室內溫度 .....	54
圖 5-5	正常人體溫 .....	55
圖 5-6	異常人體溫 .....	55
圖 5-7	血壓與心血管狀態系統實體圖 .....	56
圖 5-8	波形分析處理圖 .....	56
圖 5-9	信號雜訊波形示意圖 .....	57
圖 5-10	高血壓信號圖 .....	58
圖 5-11	心跳週期圖 .....	58
圖 5-12	收縮壓與波形之關係圖 .....	59
圖 5-13	舒張壓與波形之關係圖 .....	59
圖 5-14	健康的受測者 .....	60
圖 5-15	血管壁較厚的測試者 .....	61
圖 5-16	有高血壓的受測者 .....	61
圖 5-17	實際光源訊號波形 .....	62
圖 5-18	紅光與紅外光強度比例與血氧值關係圖 .....	63
圖 5-19	血氧濃度量測的各種狀況波形 .....	63
圖 5-20	量測時移動的波形 .....	64
圖 5-21	小指 AC 血氧波形 .....	64
圖 5-22	食指 AC 血氧波形 .....	65
圖 5-23	無名指 AC 血氧波形 .....	65
圖 5-24	中指 AC 血氧波形 .....	66
圖 5-25	尚未套上橡皮筋之血氧波形 .....	67
圖 5-26	套上橡皮筋兩圈之血氧波形 .....	67

圖 5-27	套上橡皮筋三圈之血氧波形 .....	68
圖 5-29	光訊號輸出至 TL084 後的波形 .....	71
圖 5-30	經過放大與準位提昇，將波形拉到將近 4V，就有最大與最小值 .....	71
圖 5-31	輸入端信號波形 .....	72
圖 5-32	輸出端信號波形 .....	72
圖 5-33	輸入端與輸出端波形比較 .....	73
圖 5-34	未放大輸入端與輸出端的比較 .....	73
圖 5-35	經過放大後輸入端與輸出端的比較 .....	74
圖 5-36	輸入端信號電路 .....	74
圖 5-37	第一極輸出電路 .....	75
圖 5-38	第二級輸出放大濾波電路 .....	76
圖 5-39	第三級準未提升與放大電路 .....	76
圖 5-40	市售之血氧濃度計 .....	77
圖 5-41	自製的血氧濃度計 .....	77
圖 5-42	自製的血氧濃度計量測波形 .....	78
圖 5-43	自製的血氧濃度計量測 LCD 顯示 .....	78

## 表目錄

表 3-1	R 值對照表 .....	41
表 4-1	計算公式表 .....	47
表 4-2	字型與 ASCII 碼對照表.....	49
表 5-1	體溫訊號分析表 .....	53
表 5-2	手指血氧濃度量測狀態表 .....	66
表 5-3	正常與異常血氧濃度測量表 .....	69
表 5-4	21 位受測者使用本系統與市售儀器之比較表 .....	70

# 第一章 緒 論

## 1.1 研究動機

從出生率及死亡率即可看出從民國 85 年的 15%出生率下降到 97 年的不到 1%；從 5%的死亡率下降到 0.5%，從數據上即可顯示醫藥的發達人們注重養生的年代越來越長壽了，老年人口語日俱增，相對的醫療照護人員的需求也是不斷攀升，但是醫療照護人員的數量遠不及老年人口的增長速度。老年人的醫療照護不外乎心電信號、心跳、呼吸、血壓、血氧等最基礎也是最為重要的生理量測參數。

不過在醫療人員的短缺病房不足的情況之下，居家照護成了重要的環節。居家照護除了節省人力外，能夠讓老年人或是行動不便的人，仍然可以在健康、舒適、親情的環境下生活，這是一個非常重要的觀念，過去老一輩的總是被關在醫院或是安養院，面對的是冷冰冰的儀器及不太友善的醫護人員，但是居家照護的觀念卻是給老年人和行動不便的患者更舒適的療養環境。

不過雖然居家照護監測是好點子，但是縱使是最基礎的量測儀器心電、心跳、呼吸、血壓、血氧綜合起來的儀器卻是相當昂貴，這並非一般家庭所能負擔，故開發出一套多項基礎生理量測儀器在目前物價飛漲薪水不漲的年代是必須的。面對需要長期監控的患者，居家型的量測系統不但可以省去龐大的住院費用，在未來亦可將這些生理參數透過網路傳給駐院醫生進行遠距診療，如此一來居家照護便成為健康與醫療的第一道防線。

當然本系統首重可攜式、為小化、低成本等重要元素在其中。

## 1.2 研究步驟

心電圖方面，以LabView抓取心電圖電路板的信號並顯示在電腦螢光幕上，由此可以得知抓取到的信號正確與否。製作心電圖電路板最大的困難在於人體心臟跳動的信號之振幅非常小，通常需放大1000倍左右才能被數位電路處理，此時常常會連雜訊一起放大，因此設計放大器時如何可以把雜訊過濾掉便成了設計時的重點之一，使用LabView可以直接調整各種放大器的參數，並立即看出其反應出的結果，如此在設計放大器電路時可以節省很多時間。

血壓計硬體部分，首先將壓力感測器部分的電路做好，將其輸入口的軟管灌入空氣，使其會因為空氣的輸入，讓輸入的壓力有所改變，進而改變輸出的電壓，然後加上AD轉換，將對應的值顯示在LCD上面，再將市面上的標準血壓計上面的脈壓帶分流，使標準血壓計軟管內的壓力，與壓力感測電路軟管的壓力相同，最後加以校正，使壓力感測電路輸出的值，與標準血壓計輸出的值相等。

血壓計傳輸部分，為了可以讓量測心血管的資料較不會失真，以便於電腦上面做更多的處理與顯示，本計畫在壓力感測電路的後半部加上一個 DSP，透過此顆 DSP，即可將量測到的資訊先做前置處理，在將處理過的訊號透過 USB 傳送到電腦內，使電腦可以做更多的數學運算以及顯示。

血氧濃度部分，利用手指型探測夾接收血液氧氣濃度的資訊，由於訊號也是偏小的，故也需要經過放大、濾波等電路，接著將值送給 MCU 做 AD 轉換與分析，最後將值顯示在 LCD 或 PC 上。下圖 1-1 為整體架構圖。

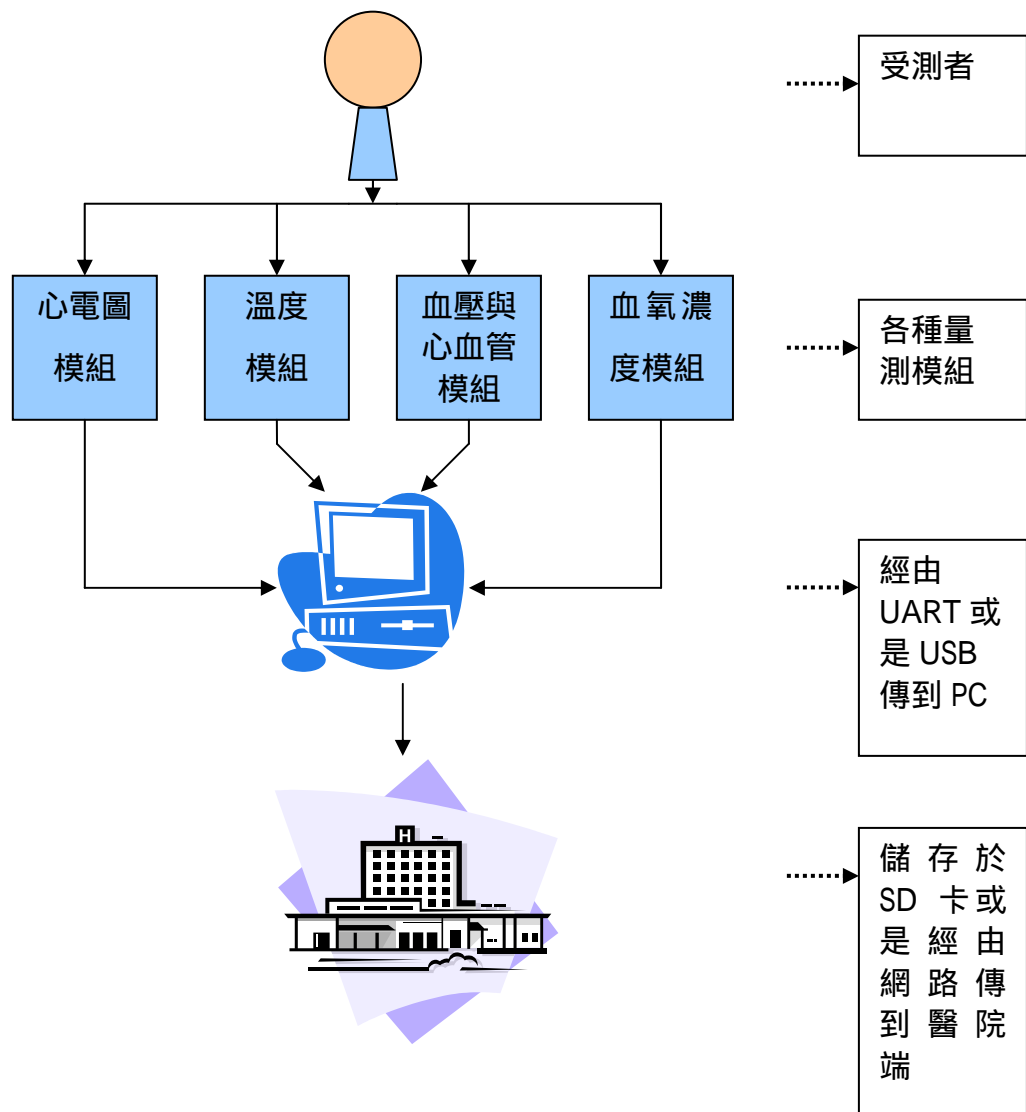


圖 1-1 系統結構圖

## 第二章 生理訊號量測理論

### 2.1 心電圖

健康狀況越是良好的人心跳速率越是慢，也就是說在一定時間內心臟跳動的次數較不健康的人少。這對於心臟的工作負荷有相當大的差。

#### 2.1.1 心電圖量測原理

心電圖(Electrocardiogram, ECG)是最直接表現心臟活動的描記圖。1887 年 Waller [1]使用Lippmann 的毛細管靜電器量測到心電圖，以5 個電極量測到10 個不同導程。1908 年Willem Einthoven 發展及應用string galvanometer 來量測心電圖，靈敏性比先前毛細管靜電器高11出許多，Willem Einthoven 量測的導程即 12 導程中之雙極肢導[2]。

心臟是由肌肉所組成的器官，而組成心臟的肌肉稱為心肌，當心肌在活動時就會產生電流，而把電流的變化紀錄成圖片就是所謂的心電圖。正常的心電圖是由P波、QRS及T波組成，P波是由心房收縮的去極化電流所產生，QRS波則是由心室收縮前去極化所產生，而T波是由心室的在極化所產生，如圖2-2所示。

房竇結產生神經脈衝通過心臟，電流會擴散到心臟周圍的肌肉組織，而另一部份流至體表，我們使用導程一(圖2-1)經由電極貼片的反應擷取心電信號(圖2-2)，再透過放大器放大1000倍，並利用主動濾波器把市電60Hz濾掉，最後將資料透過A/D轉換傳到LabVIEW做最後的處理；由心電圖即可判斷出病患心臟方面的絕大多數問題。



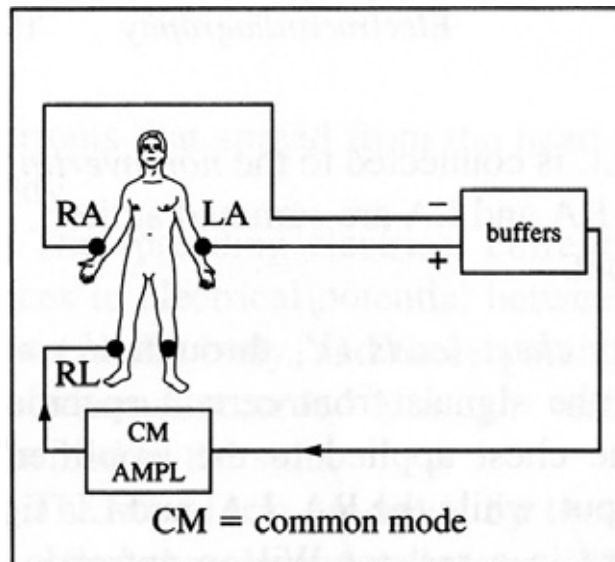


圖2-1 導成一(LabVIEW硬體介面-DAQ感測器篇)[2]

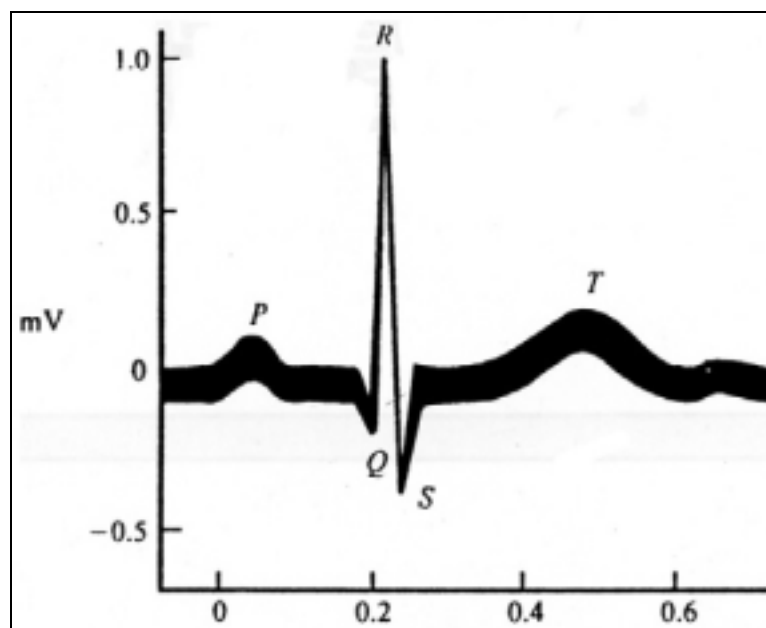


圖2-2 心電訊號(LabVIEW硬體介面-DAQ感測器篇)[2]



圖2-3 測量用電極片

## 2.2 體溫量測原理

體溫模組使用小型溫度 sensor 以量取人體溫度，由於人體不同部位的溫度都不太一樣，從溫度感測器輸出的電壓變化經由單晶片內的程式根據量取到部位的不同而加上不同的補償參數。我們的 Sensor 是貼在人體表面，不過人體表面的溫度要比經由(嘴巴、腋下、耳朵)稍低，所以我們用數位信號處理晶片來做溫度的補償，來得知當時的體溫。圖 2-4 為體溫信號補償圖。而所採用的溫度 Sensor 的型號為 Microchip 所生產的 TC1046[3]。

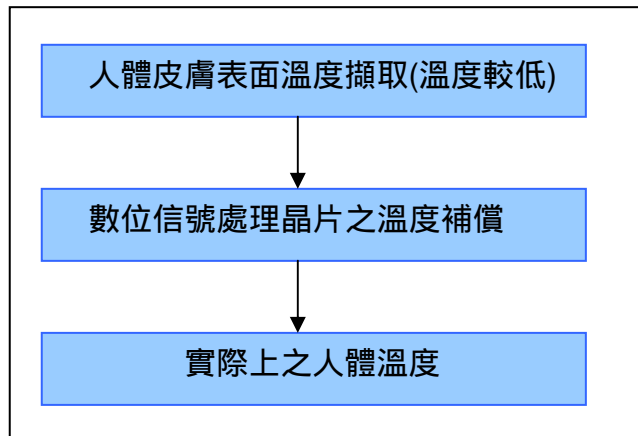


圖 2-4 體溫信號補償圖

## 2.3 血壓與心血管狀態

血壓(blood pressure , BP)就如同心電圖(electrocardiogram , ECG)一樣用來表示心臟健康與否的一項量化指標，身體許多生理反應的機制皆是由血壓所反射而來，故不論是各種身體檢測血壓必定為一項重要的依據。

### 2.3.1 文獻回顧

動脈血壓波型包含了心臟功能及周邊血管系統相關的各項資訊。侵入式量測大動脈血壓的方式仍然是最準確的方式，可是卻有造成感染、大量流血及血栓的可能。因此近二十年來利用非侵入式量測方式以估算大動脈血壓一直是許多研究的主題。並自1993年開始即有學者提出利用系統識別的方式由周邊血壓波估算主動脈血壓波的可能性。其中又以非參數法中頻率相關的轉換函式(frequency dependent transfer function)[4-6]，與參數法：外生自回歸模型(autoregressive exogenous model, ARX model)[7-9] 及自回歸移動平均模型(autoregressive moving average model , ARMA model)[10-14]等方式獲得轉換函式(transfer function ,TF)，最為普遍。於1993年，M. Karamanoglu等學者為了以非侵入式得到主動脈之血壓訊號，提出利用頻率為轉換

基礎的傅利葉轉換函式，運用於主動脈-臂動脈 (aortic and brachial)、主動脈-橈動脈 (aortic and radial)部位的血壓訊號轉換。在此研究中血壓訊號是由心導管手術病患所擷取的主動脈、橈動脈與臂動脈血壓訊號。紀錄血壓訊號5-8分後將硝化甘油片放入病患舌下，此藥物作用原理是放鬆血管的平滑肌肉，使血管擴大，包括動脈和靜脈，降低血壓並舒緩運送血液至心臟的血管，使帶氧的血液進入心臟，改善心肌的血液供應，使心跳加快，後負載(afterload)下降。

### 2.3.2 血壓訊號概述

所謂血壓是體內循環的血液在血管壁的壓力值。心臟不停的收縮、舒張，將血液送到全身，故當左心室通滿血液時，心臟收縮，血液輸入大動脈，此時壓力最強，稱為收縮壓(最高血壓)。而心臟繼續將來自肺部的血液儲藏回左心室，而右心室開始儲存由身體各處回流的血液，因此當身體的部分血液儲存在心臟內時血壓最小，稱為舒張壓(最低血壓)。

### 2.3.3 血壓訊號量測原理

在血壓的量測方式上可分為侵入式(invasive)與非侵入式(noninvasive)兩種 而本文是採用減少受測者生理疼痛的非侵入式系統。而一般醫院所檢測的方式又可分為聽診法(auscultatory method)、震盪法(oscillometric method)。

聽診法的量測包含了充氣式的氣囊(cuff)、幫浦、水銀計和聽診器，使用時必須將氣囊裹住受測者上臂，並將聽診器置於受測者量測動脈處，如圖 2-5 所示。

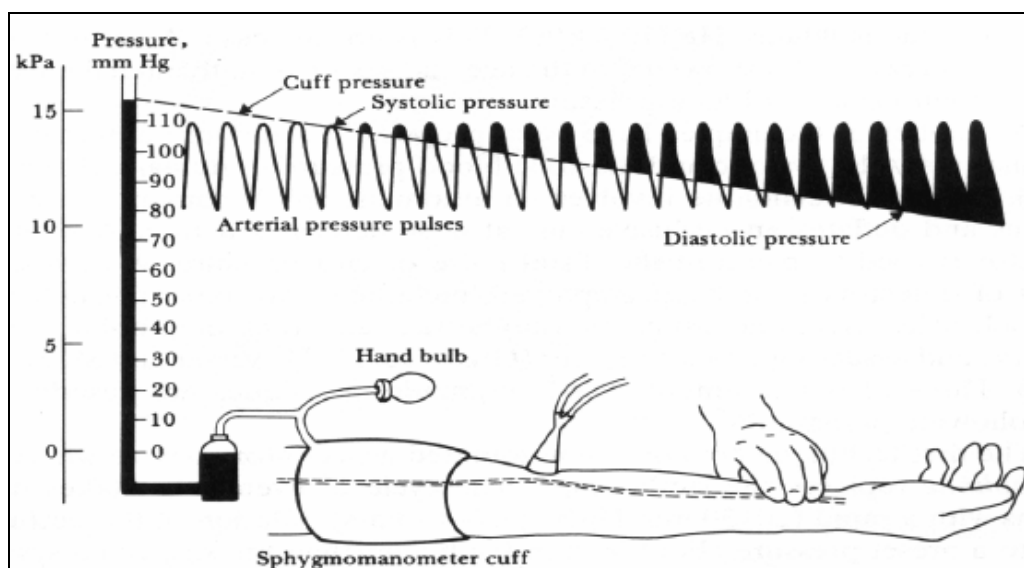


圖 2-5 壓力推算示意圖[15]

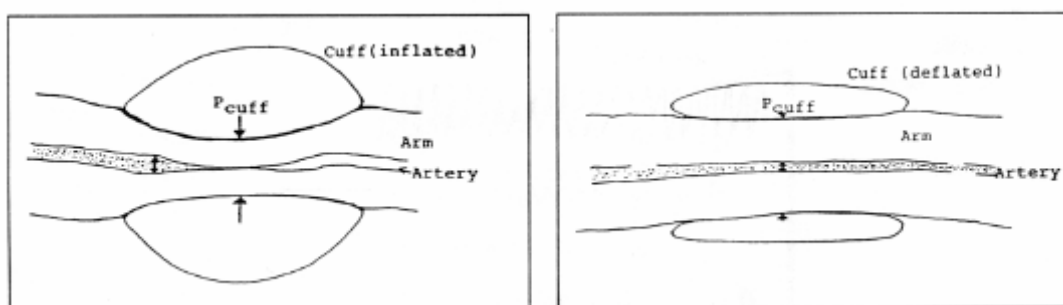


圖 2-6 Cuff 作用示意圖[16]

然後持續對氣囊充氣，直到氣囊內的壓力略大於收縮壓(systolic BP，SBP)時，此時動脈血管會因擠壓作用而呈現完全閉塞(occlusion)的現象，如圖2-6所示。然後以大約每秒3 mmHg的速率洩氣，當收縮壓第一次大於氣囊內的壓力時，施測者將可藉由聽診器聽到一低沉的衝擊聲，這是由於血流間歇衝開閉塞的血管所造成之渦流聲，而此一聲響又名Korotkoff sounds。隨著氣囊內壓力的降低，Korotkoff sounds也會隨之變化，直到氣囊內的壓力小於血管內的血壓，則血管閉塞的情形不再，便會使渦流聲減弱至無法察覺。利用此一已知特性，可以定義第一聲Korotkoff sounds出現時的血壓值為收縮壓，而最後一聲Korotkoff sounds的出現則為舒張壓。

振盪血壓法，用壓電感測器紀錄下血管內的脈動，得到波形的最大值後，再依照推算得到收縮壓以及舒張壓；血壓是判斷心血管疾病最方便的方法，所以量測發現血壓有異常變化，即可讓人有所警示，進而就醫做精密健康檢查。圖 2-6 動脈壓振示意圖以及圖 2-7 動脈壓振波形。

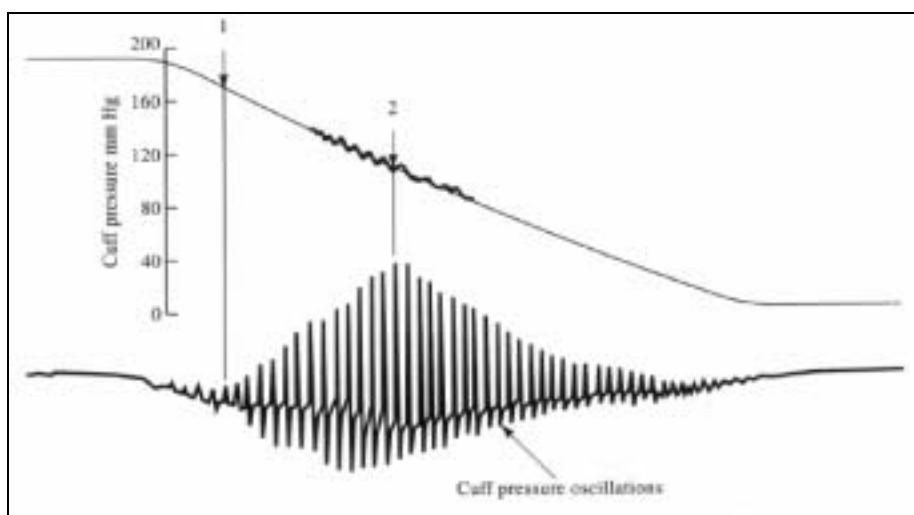


圖2-6 動脈壓振法示意圖[16]

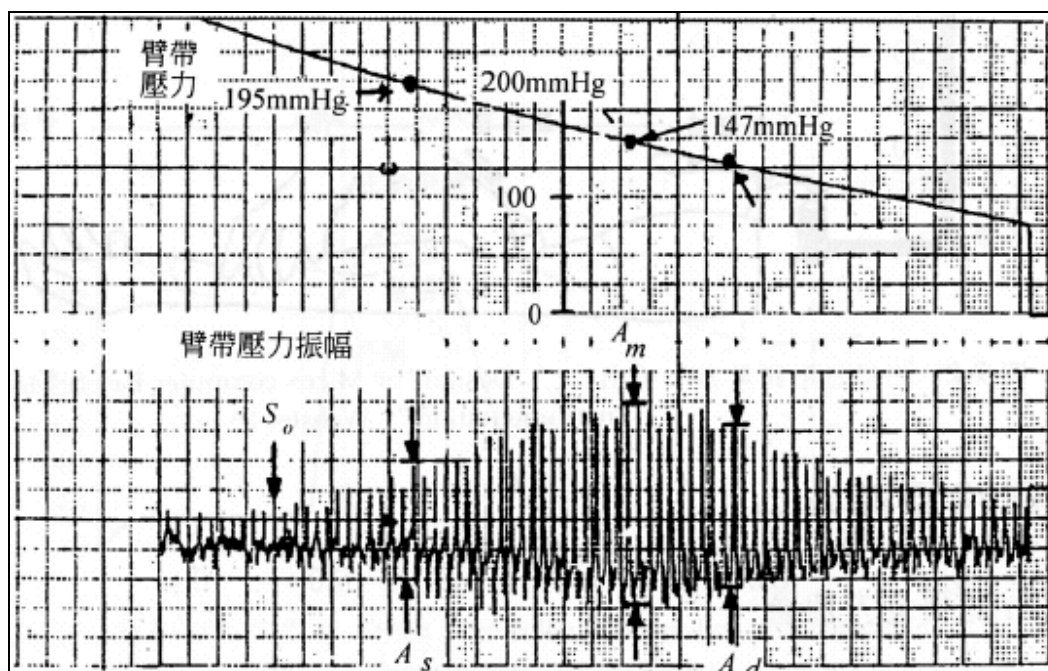


圖2-7 動脈壓振波形[17]

本模組除了具有傳統電子血壓計的功能之外，還具備了心血管狀態的簡易測試功能，讓使用者在家中也可以得到心血管狀態的基本資訊。通常這種測量是在醫院中才能進行，而現在於家中也可以做心血管狀態的基本量測，對於個人健康保健確實有不小的助益。

本模組使用了電子血壓計的架構，並將電子血壓計內部的壓力 sensor 所抓取到信號經過處理後，透過 USB 傳入電腦，再以 LabView 將信號處理後再繪製出來。本模組可以量測到一般家用的設備所無法量測到的資訊，使用者以此模組可在家中簡單的量測到心血管基本狀態，對於早期發現心血管疾病以及控制心血管疾病有所助益。

## 2.4 血氧濃度

### 2.4.1 文獻探討

利用氧合血紅蛋白和還原血紅蛋白獨特的光譜吸收特性測量人體血氧飽和度，可以追溯到1940年。當時，Millikan發表了能從前額無創測量動脈血氧飽和度的原理，之後許多研究學者如Brinkman[10]、Wood、Sekely、Tait等對無創傷測量動脈血氧飽和度的裝置進行了研究。

接著在1963年，Hickam[18] 等人就發表了第一部的視網膜血氧濃度儀，他們利用800nm 及640nm 兩波長的Wratten 濾鏡來搭配，即是紅光與紅外光結合；而另一組儀器則是使用640nm 及510nm 之紅光與綠光干涉濾鏡(reference

filters)，透過照相機由底片來曝光，之後再分析底片感光光密度，分析出血液帶氧濃度。

而在隔年Shaw R研製出HP 47201A型耳血氧計，他是一種八波長自身調整(Self-calibration)血氧計。因為他不需要人手重複調校，所以成為第一種獲得臨床廣泛應用的血氧計。這種耳朵血氧計雖然實用且準確，但是他笨重價格昂貴且極易損壞。這個缺點限制了耳血氧計的進一步應用。70年代Takatan應用發光二極管(LED)和光電三極管研製出一種皮膚和組織反射型血氧測量裝置。然而這種反射型血氧測量裝置依舊笨重且價格昂貴。

在1976年，Cohen 與Laing [19]等人發表了與Hickam 相似的設備架構，這次他們使用藍光與綠光干涉濾鏡結合，波長控制在470nm 與515nm，這套模型引用了Twersky 的多粒子散射理論，藉由Twersky 的理論來決定出他們的測定曲線。1988年Delori 發表了他的三波長血氧濃度儀，這套設備掃描通過濾鏡縫隙的視網膜光線並且透過電腦自動收集光資料；這套系統之波長控制在558nm、569nm 及586nm 的綠光，而這套系統爾後被Pittman 和Duling 應用在常係數散射逼近(constant-scattering approximation)。

進入80年代，脈搏血氧計出現，這種儀器從指尖耳垂測量透射光。他假設



透射光被吸收的變動完全由動脈搏動產生(因血氧改變並不能在數豪秒內發生),並由此計算動脈血氧飽和度。Schweitzer 在1995 年驗證了視網膜影像光譜儀,這項技術藉由量取可見光從400nm 至700nm 的穿透係數來決定視網膜血管氧濃度,而這套波長的實驗模型便是藉由紅血球細胞之散射損失所提出。

之後,在1997 和1998 由Denninghoff 及Smith 等人所領軍的團隊,利用雷射對焦在所要量測的視網膜血管樣本上,他們所使用的波段為670nm 及803nm 的紅光與紅外光,這兩道光也證明了量測樣本血氧濃度變化時所代表的意義;最近,他們不僅利用其他四段波長(629nm、678nm、821nm 及899nm)在試管內(in vitro)進行實驗,即利用眼球模型(model eye)有很精確的結果;更在著手在活體的有機體內(in vivo)取得量測數值。

## 2.4.2 血氧濃度的定義

紅血球中含有血紅素,血紅素可和作氧氣結合,在正常的情況下,人生體中的氧幾乎是完全與紅血球中的血紅素做結合。每一個紅血球中含有兩億到三億個血紅素分子,佔了紅血球重量的三分之一。為了簡化說明,鍵氧態的血紅素一般簡稱寫成 $\text{HbO}_2$ ,稱為帶氧血紅素(oxyhemoglobin,  $\text{HbO}_2$ ),而沒有與氧鍵結的血紅素則稱為釋(去)氧血紅素(deoxyhemoglobin,  $\text{Hb}$ )。為計算帶氧血紅素所佔血紅素總

量的百分比例,定義血液飽和含氧量濃度,簡稱為血氧濃度(oxygen saturation,  $SaO_2$ )

如下所示：

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100\%$$

其中 $[HbO_2]$ 表示血液中帶氧血紅素的數量,  $[Hb]$ 則代表釋氧血紅素之數量。因此假設血液中帶氧血紅素的數量佔了所有血紅素總量的97%, 則飽和血氧濃度就是97%。影響血液飽和含氧量濃度最主要的因素就是血液中氧分壓量, 氧分壓量不只會影響氧氣溶解在血液的數量, 更會決定氧氣與血紅素鍵結的數量。此外血容比(hematocrit, Hct), 即全血中紅血球所佔的體積百分比, 也會影響血紅素的攜氧量, 若血液的血容比減半, 即使給予同量的氧分壓量, 而血紅素攜氧量也只有正常值的一半。

### 2.4.3 血氧濃度光量測原理

量測組成的元件為紅光 Red-LED660nm(RHb 吸收為  $HbO_2$  的 10 倍)與紅外光 IR-LED940nm( $HbO_2$  吸收為 RHb 的 2~3 倍), 以及光感測器 Photodetector 所構成的一手指型探測夾, 利用探測夾輸出的兩種光源分別穿透手指組織, 由另一端的光感測器接收到部分穿透的光線, 即將光訊號轉換成電訊號, 但由於人體的生理訊

號普遍過低，所以必須適當的放大在送至微處理器，最後經由為處理器的運算可得到血氧的數值。

人的血液中紅血球含有血紅素，血紅素可與氧做結合，血紅素又可分為主要的帶氧血紅素(oxyhemoglobin -  $\text{HbO}_2$ )和去氧血紅素(deoxyhemoglobin -  $\text{Hb}$ )兩種，利用這兩種血紅素結構的不同對光的吸收度也不同，由臨床實驗可以發現帶氧與去氧血紅素對於光的吸收變化如下圖 2-8 所示。

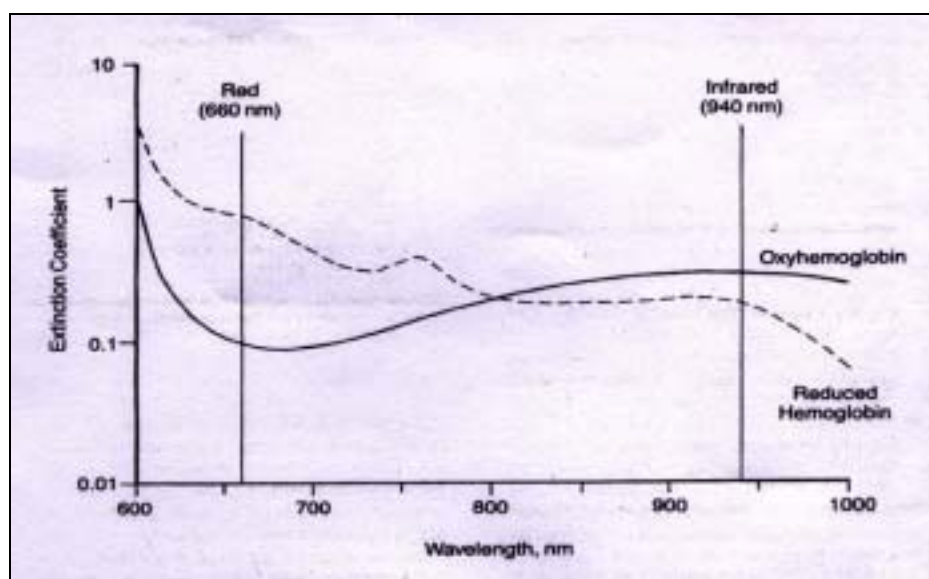


圖 2-8  $\text{HbO}_2$  與  $\text{Hb}$  對光的吸收變化[20]

而血氧濃度計的探頭可分為兩種型式，一為穿透型如圖 2-6 左圖所示，穿透型應用於末梢指頭或是耳垂的夾式量測，另外則是圖 2-9 右圖所示的反射型，反射型應用的範圍比較廣，例如前額等直接貼附的地方皆可以進行量測，目前市面上或是醫院皆是以穿透型為主較為方便。

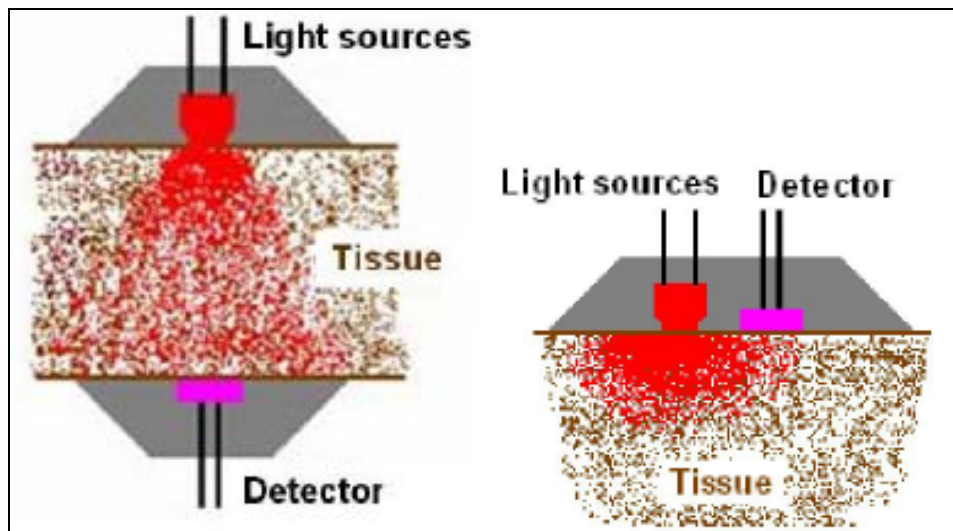


圖 2-9 穿透型；反射型 [21]

圖 2-10 為本文所使用的血氧濃度計探頭，是為 Nellcor 公司所出品，的手指型探頭，型式為穿透型，用特殊波長的紅光與紅外光及一個光接收器所構成，供應電壓為 6V。



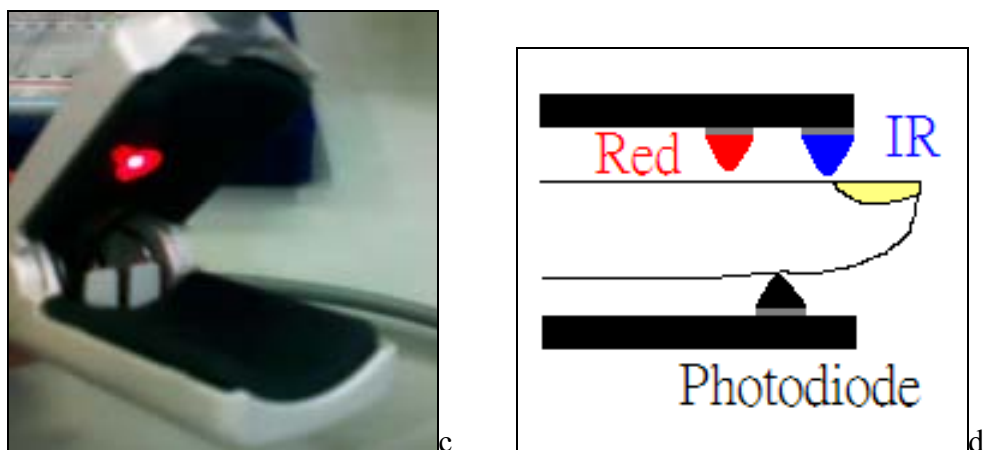


圖 2-10 a、b 為血氧濃度探夾，c 為血氧濃度量測探夾動作

d 為手指測量情況

圖2-11表示當光在生物組織中行進時，會被不同吸收物質所吸收，例如膚色、骨骼、動脈及靜脈血液。此外動脈血管在心臟收縮期間比在舒張期間包含更多血液，動脈管徑也因為壓力的增加而變大，這影響只發生在動脈及小動脈，並不會發生在靜脈。當動脈在心臟收縮期間，光被吸收度增加，主要是大量吸收光的物質增加(血紅素)以及光在動脈中行進的距離增加，對於整體吸收度而言，就猶如一交流成分，而此種交流成分可幫助我們區別由靜脈血液、動脈血液中不變的數量以及其他像膚色等沒有脈動成分(直流成分)所造成之光吸收度與由動脈血管中脈動成分(交流成分)所造成之光吸收度的差異。此交流成分不會超過直流程份的1% ~ 2%。

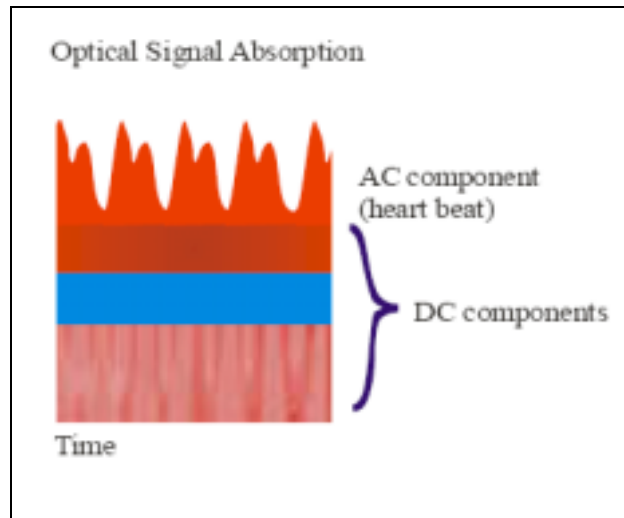


圖 2-11 光體積圖直流與交流成分示意圖(摘自 [www.surrey.ac.uk](http://www.surrey.ac.uk))

下圖 2-12 為傳送光透過手指傳送時的衰減是因為動脈血液 A 與靜脈血液 V 及組織 T 的影響。

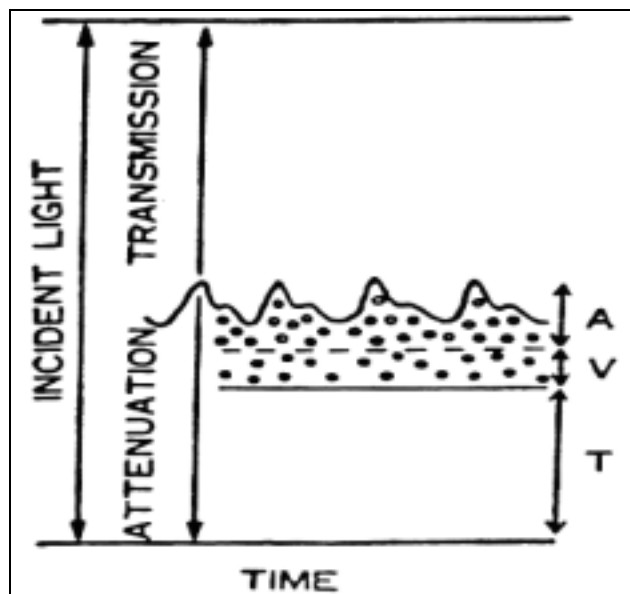


圖 2-12 光傳送示意圖[22]

(Medical Electronics , Dr. Neil Townsend , Michaelmas Team 2001)

下圖 2-13 與圖 2-14 是典型的光透過手指所接收到的光的強度信號。



圖 2-13 光信號圖[22]

(Medical Electronics , Dr. Neil Townsend , Michaelmas Team 2001)

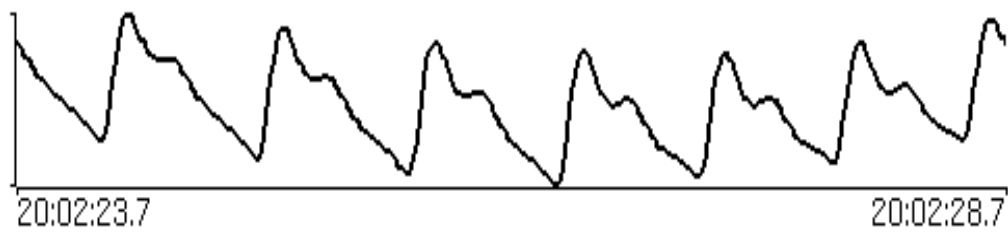


圖 2-14 光信號圖[22]

(Medical Electronics , Dr. Neil Townsend , Michaelmas Team 2001)

下圖 2-15 為光強度通過血管組織後的變化模型圖。由圖可知道，入射光經過了第一階段的靜脈血管、色素沉澱，到第二階段的動脈血管，最後由 photodetector 所接收的衰減過程。

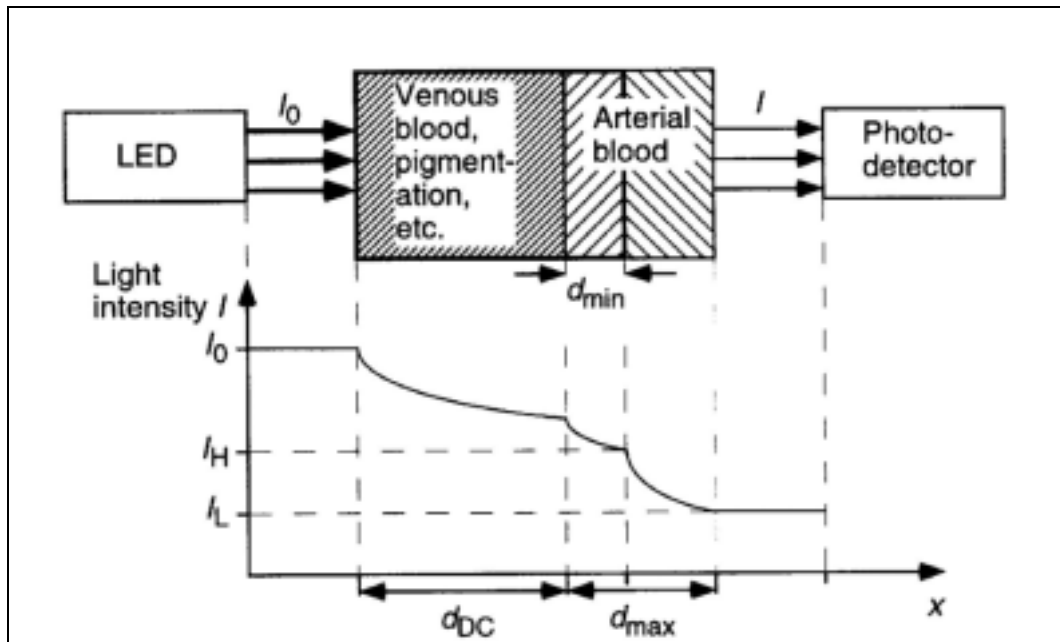


圖 2-15 光強度變化模型圖[23]

#### 2.4.4 比爾朗伯定率 (Beer Lambert's Law)

此定律是由 Pierre Bouguery 在西元 1729 年發現的。對於光強度之實際定量，在某種溶液中，若某個波長之光線會被溶液中的溶解物吸收，則穿透該溶液的透光(  $I$  )會隨該溶液中溶解物對光吸收係數( $\epsilon$ )、溶解物的濃度(  $c$  )，與光線的穿透距離(  $d$  )的乘積呈指數衰減。

$$I(\lambda) = I_o(\lambda) \times 10^{-\epsilon \cdot c \cdot d}$$



$I(\lambda)$  = 穿透光的強度

$I_o(\lambda)$  = 入射光的強度

$\varepsilon$  = 吸收係數

$c$  = 光強度密度

$d$  = 光學路徑

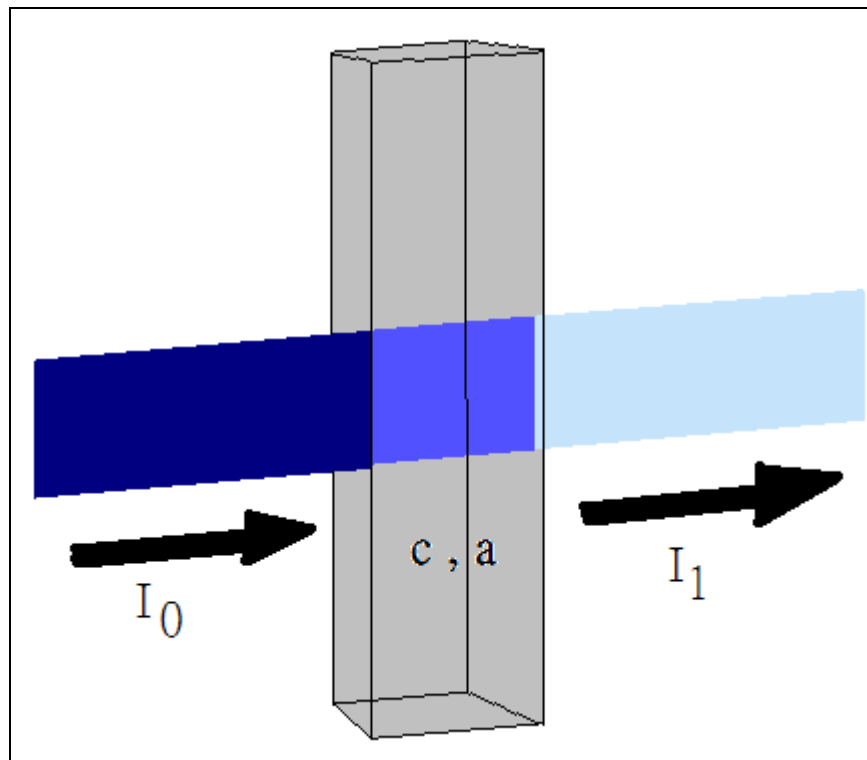


圖2-16 光進入物體的強度變化

## 第三章 生理訊號量測架構

### 3.1 心電圖模組

將人體心電信號放大 1000 倍後的信號由單晶片內建的 A/D 轉換器以 1KHZ 的速度取樣並存入記憶體中。本模組可攜帶在身上隨時量測儲存心電圖信號，攜帶式電源可提供本模組連續工作 24 小時；單晶片內建的 A/D 轉換器可將取樣到的心電圖信號轉成 10 位元的數位信號並儲存到 SD 記憶卡中，由於取樣速度為每秒 1000 次，因此每秒需要 2Kbytes 的記憶容量，故每天需要 172.8Mbytes 的記憶容量，以現今常用 1GB 的 SD 記憶卡而言，可儲存超過 5 天的資料量。圖 3-1 所示為心電圖模組方塊圖，圖 3-2 所示為心電圖模組實體照片。

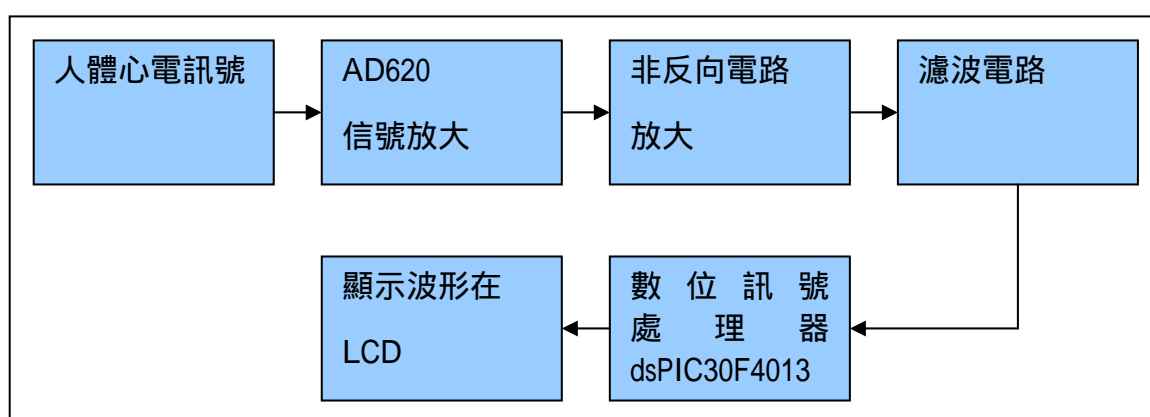


圖 3-1 心電圖模組方塊圖

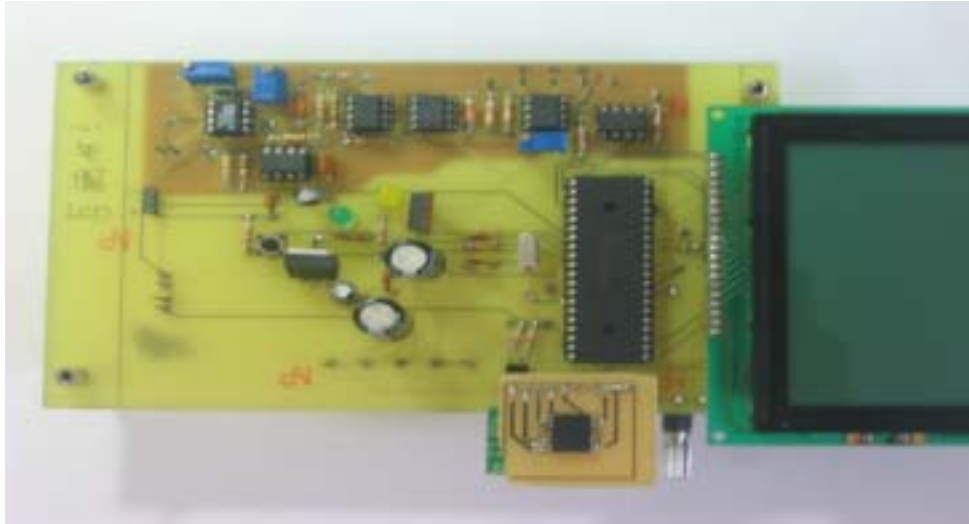


圖 3-2 心電圖模組實體照片

圖3-3為AD620儀表放大器，特性為：低雜訊、低價位、低消耗的儀表放大，器放大倍數：1-1000倍  $G=(4.94k / R_G)+1$ ，電壓範圍：+18Volt(+5V)，用途：生理信號的第一級放大1000倍。

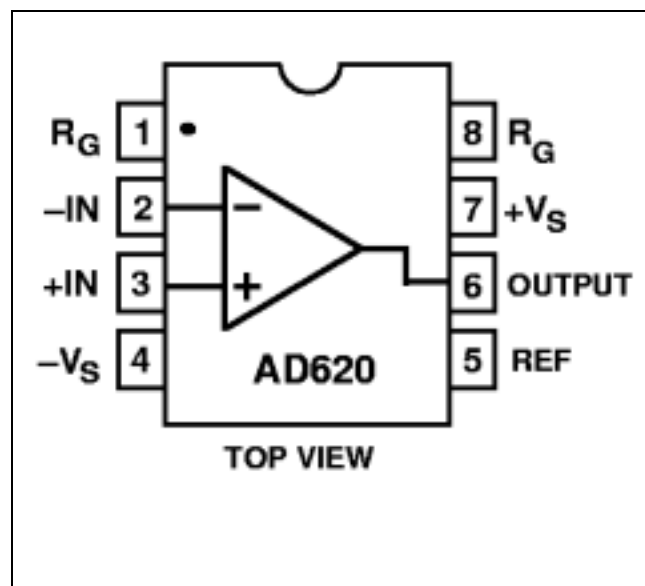


圖3-3 AD620儀表放大器(Analog Devices datasheet)[24]

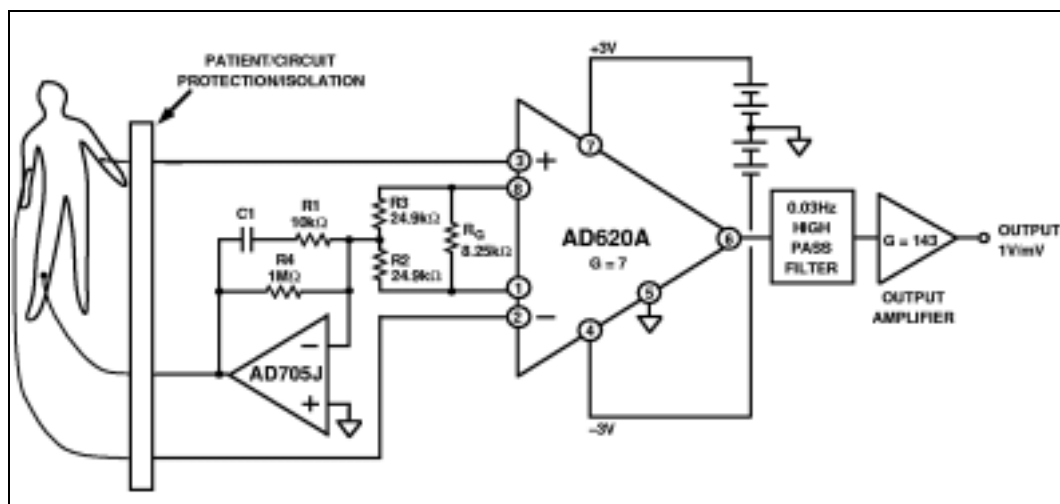


圖3-4 AD620對ECG量測的應用電路(Analog Devices datasheet)[24]

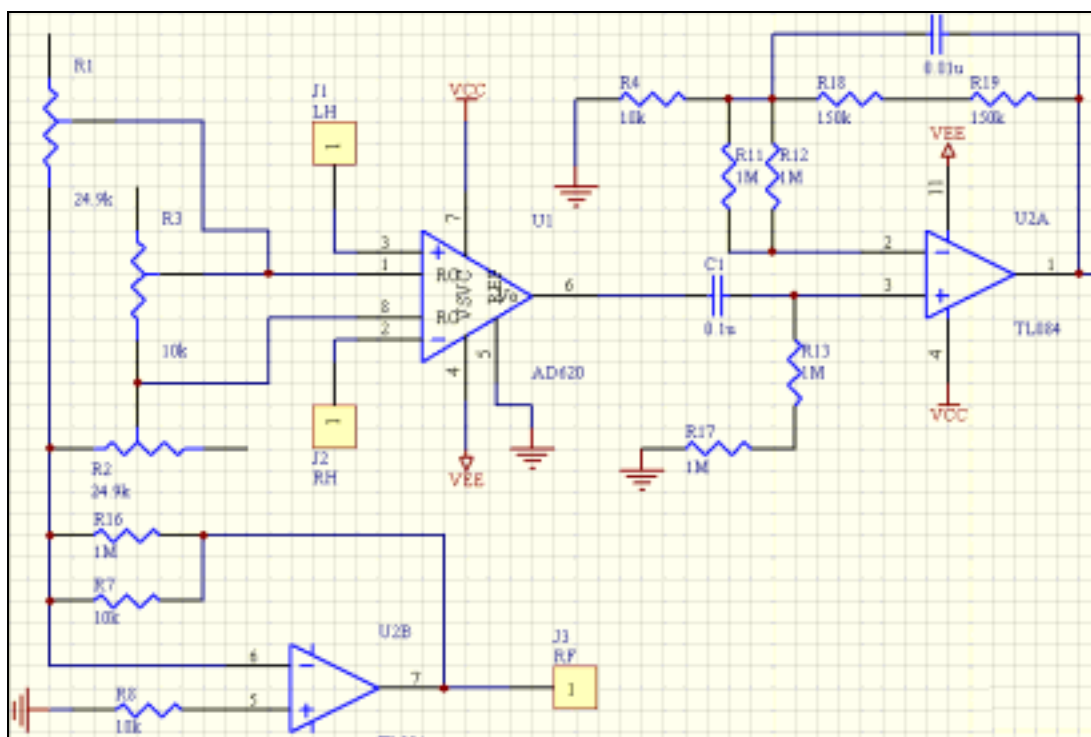


圖 3-5 心電圖放大電路

圖 3-6 高通濾波器用於讓所要濾除的頻率  $f_c$  更高的頻率信號來通過，而比  $f_c$  低頻的頻率則無法通過。

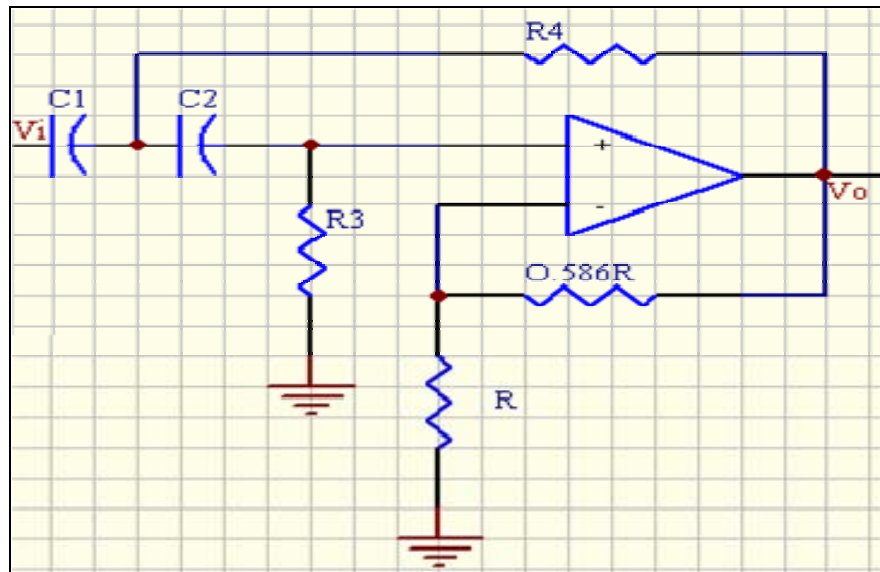


圖 3-6 高通濾波器

圖 3-7 低通濾波器用於讓所要濾除的頻率  $f_c$  更低的頻率信號來通過，而比  $f_c$  高頻的頻率則無法通過。

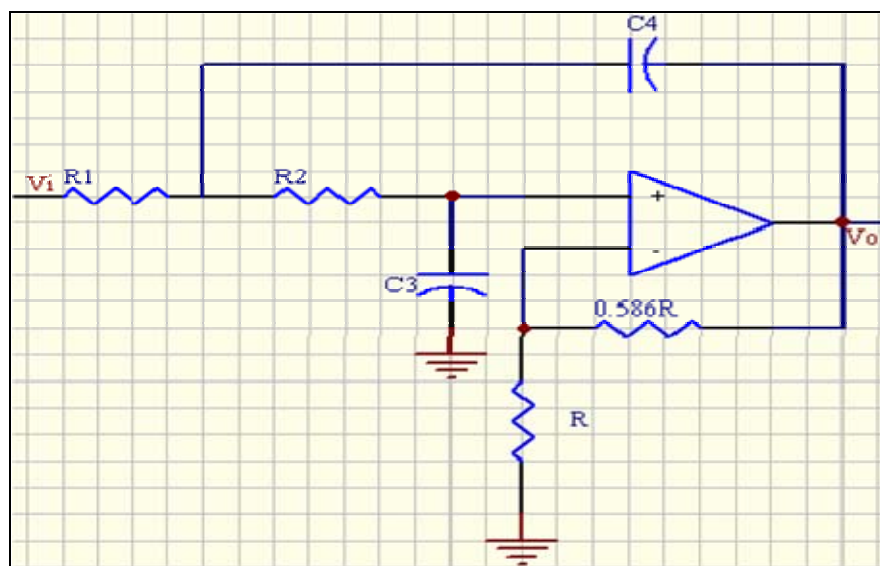


圖 3-7 低通濾波器

圖 3-8 為提升電路，經由濾波過後的心電的波形為正負的電壓信號所組合而成，因為 dsPIC30F 的 A/D 轉換必須在 0 伏特以上，因此必需將整個心電圖波形提升至 0 伏特以上，所以應用了一個電壓準位提升電路將心電圖波形的電壓範圍提升為 0 伏特 5 伏特之間。

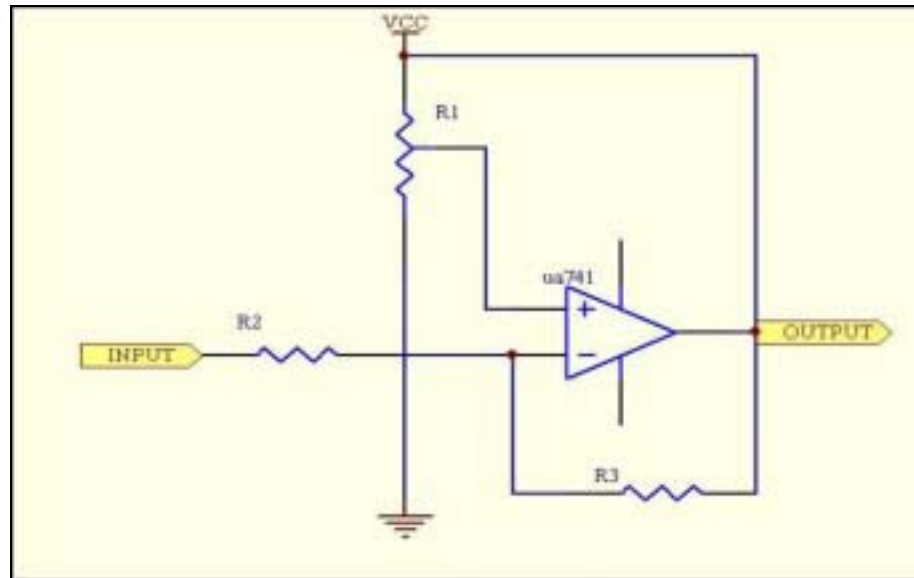


圖 3-8 提升電路

因為從 AD620 儀表放大器所放大的心電信號仍然相當的微小，所以使用了非反相放大器，來做心電信號的放大，圖 3-9 所示為非反相放大器電路圖。

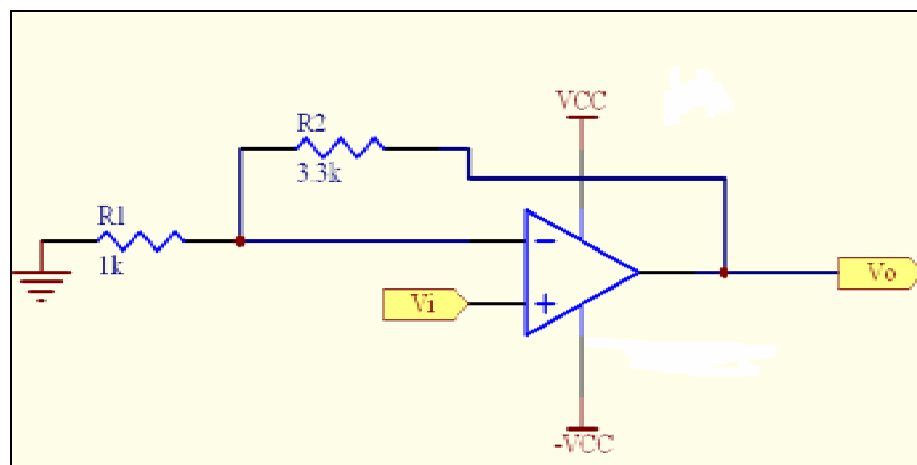


圖 3-9 非反向放大器

## 3.2 溫度模組

體溫的信號量測，是利用 Microchip 所生產的 TC1046，圖 3-10 為溫度模組的方塊圖，不過人體表面的溫度偏低，所以必須用數位訊號處理來做溫度補償。圖 3-11 為 TC1046 溫度 IC 功能方塊圖。圖 3-12 Microchip TC1046 溫度 IC 電壓為線性。圖 3-13 溫度量測電路圖。

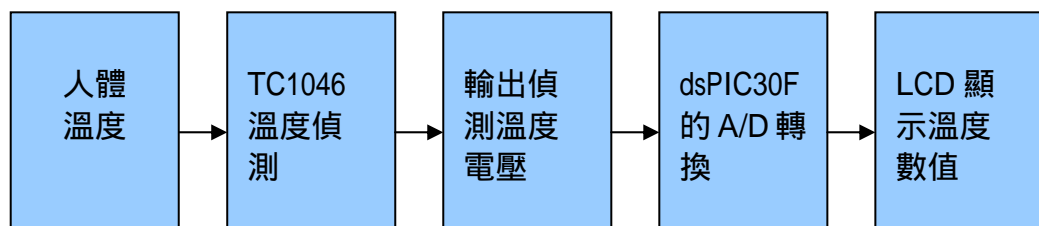


圖 3-10 溫度量測方塊圖

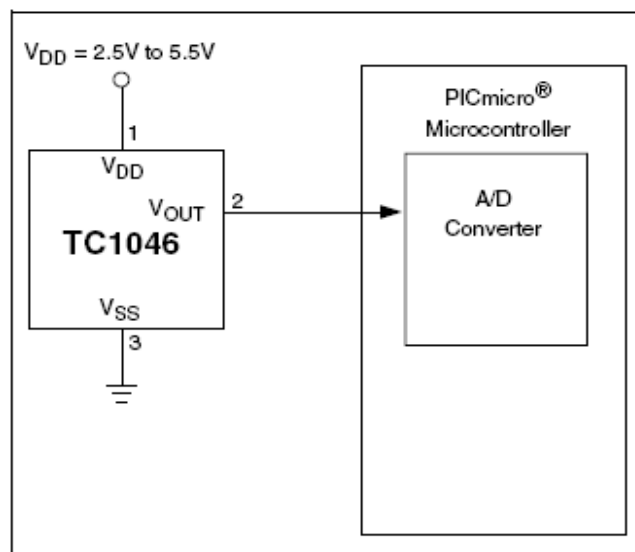
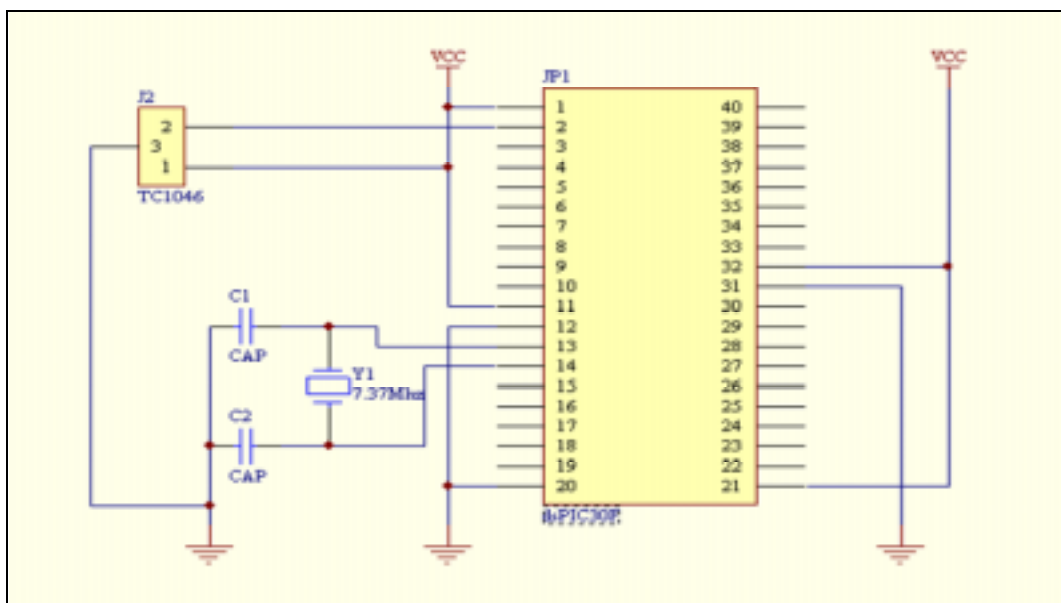
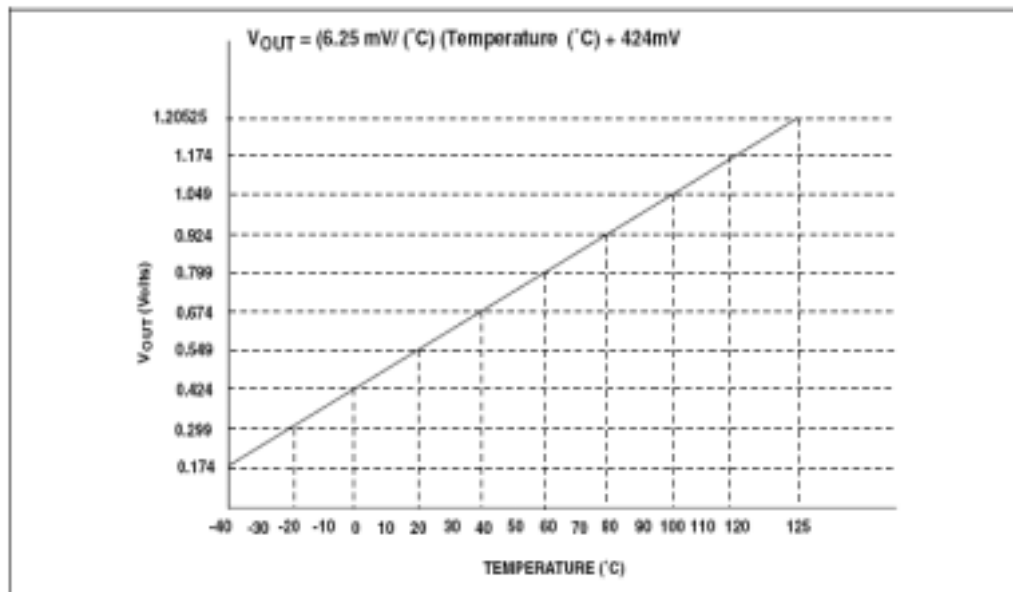


圖 3-11 TC1046 溫度 IC 功能方塊圖[3]





### 3.3 血壓與心血管狀態模組

#### 3.3.1 血壓與心血管狀態量測硬體

圖3-14為血壓量測方塊圖。將脈壓帶的壓力信號透過高通濾波器，把動脈跳動信號濾出來，並透過A/D轉換，將血管脈動訊號，透過UART傳送到電腦由螢幕顯示出來。首先將壓力感測器與打氣機以及脈壓帶的接頭接在一起，再透過放大器把壓力感測器的輸出電壓放大，並透過低通、高通形成帶通把需要的波形濾出來，在透過DSP做A/D轉換，透過運算把壓力值顯示於LCD面板上，並透過UART轉USB的IC，將資訊經由USB傳到電腦LabVIEW裡面做顯示。最後看由LabVIEW從電腦顯示基本心血管狀態圖。

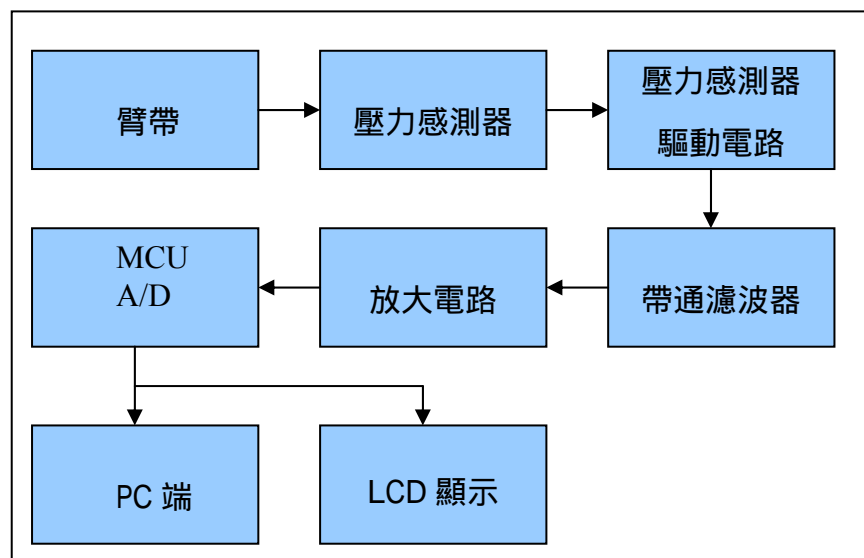


圖3-14 血壓量測系統方塊圖

電子電路部分可分為三部分：(1) 儀表放大器 (2) 低通濾波器 (3) 高通濾波器。

圖3-15儀表放大器在此系統中主要的功能在於擷取由感測器所取得的差動信號，並且可以對於電路之中的共模雜訊產濾除的效果。

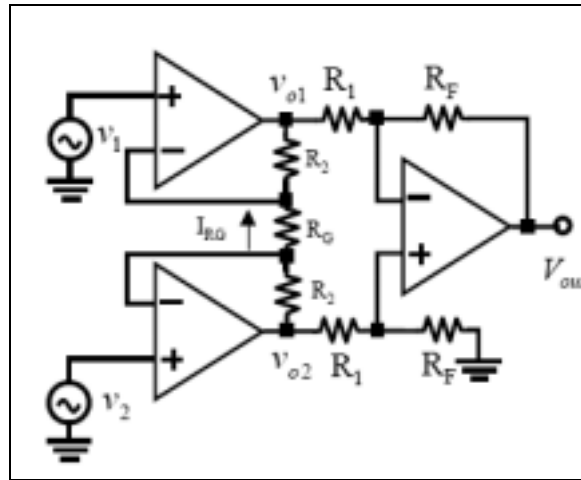


圖3-15 儀表放大器

圖3-16低通濾波器在系統中負責將儀表放大器取得的差動訊號再擷取出一平滑訊號，而此一訊號即為壓力訊號。經設計只有低於0.33Hz之訊號可以通過此低通濾波器，所以其得到的訊號應類似平滑的DC準位化。

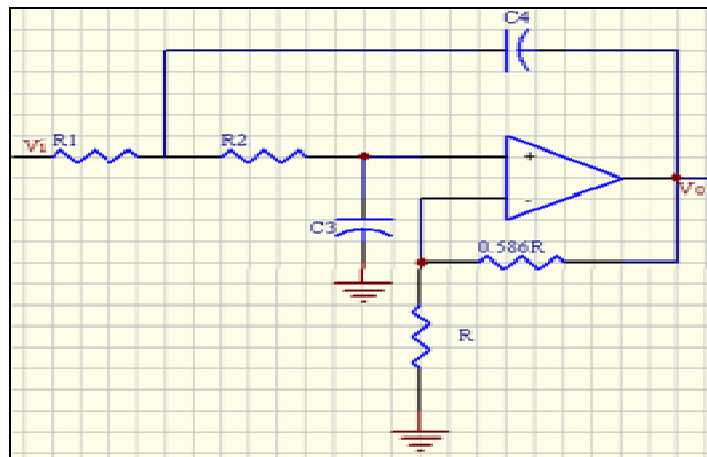


圖3-16 低通濾波器

圖3-17高通濾波器在此系統中負責將儀表放大器取得之差動訊號再擷取出一振動訊號，而此訊號即為共振訊號。

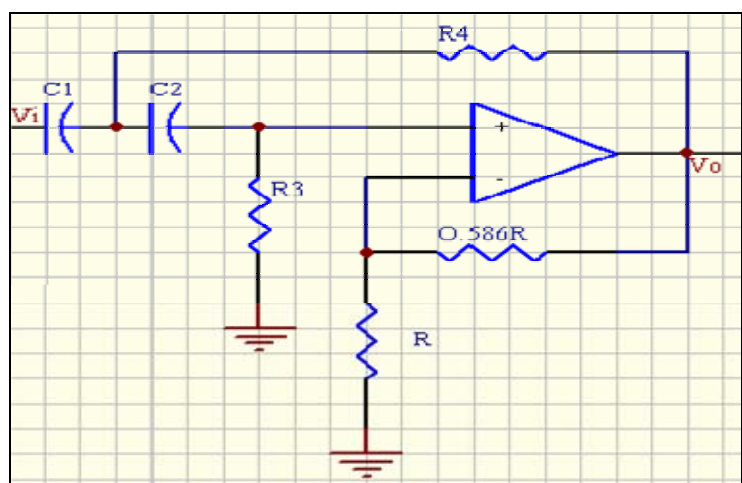


圖3-17 高通濾波器

### 3.3.2 血壓與心血管狀態量測軟體

下圖3-18為血壓心血管狀態系統的LabVIEW介面，左邊為PC COM點選，每台電腦都有不同的COM，在接上USB時做選擇；其下為包率已定為9600；往右的儀表依序是收縮壓、舒張壓、及心跳，最下面為心血管狀態顯示的視窗，由此視窗所顯示的波形即可分辨受測者的心血管狀態。

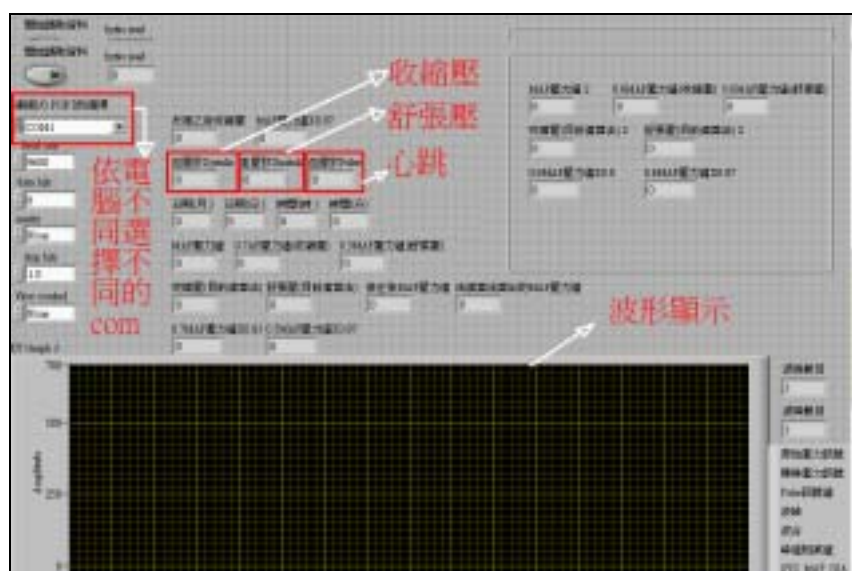


圖3-18 LabVIEW介面

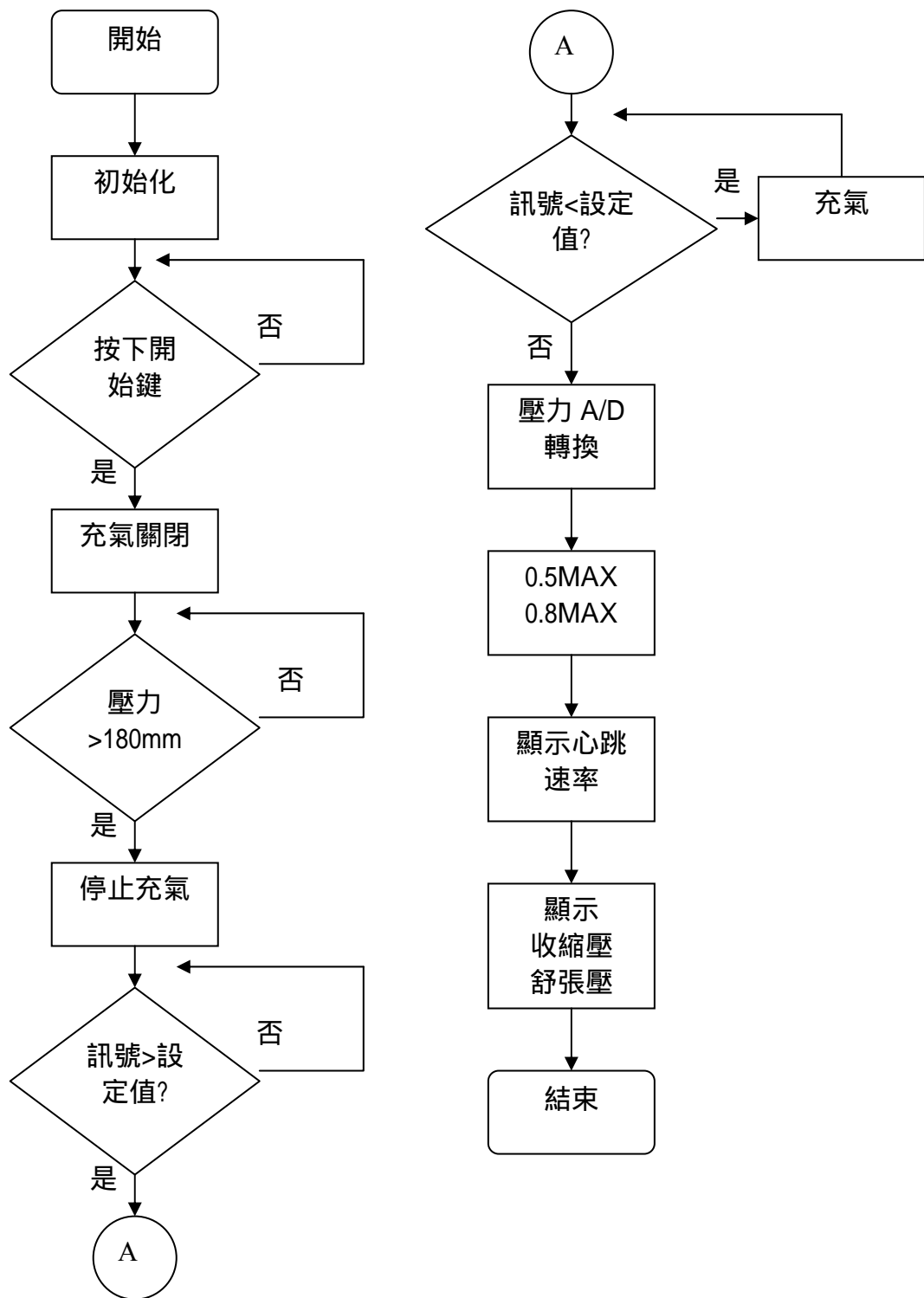


圖3-19 軟體流程圖

上圖為基本量測功能的軟體流程圖，在使用者按下按鈕後，單晶片會開始控制馬達充氣並關閉氣閥，達到180mmHg後停止充氣，並開始讀取共振訊號，並對此值做出判斷，判斷正確後則將各波峰與壓力的值紀錄，直到量測完畢，在經由

比對關係得知收縮壓與舒張壓，顯示在LCD上。

## 3.4 血氧濃度模組

### 3.4.1 血氧濃度硬體

圖 3-20 為血氧濃度計的系統方塊圖，信號由紅光 LED、紅外線 LED、光偵測器所組成的探夾做信號擷取，由於人體訊號普遍不高，所以必須做信號放大的動作，低通高通等濾波電路，接著送至 MCU 做處理，作後我們可以從 LCD 得知血氧值。

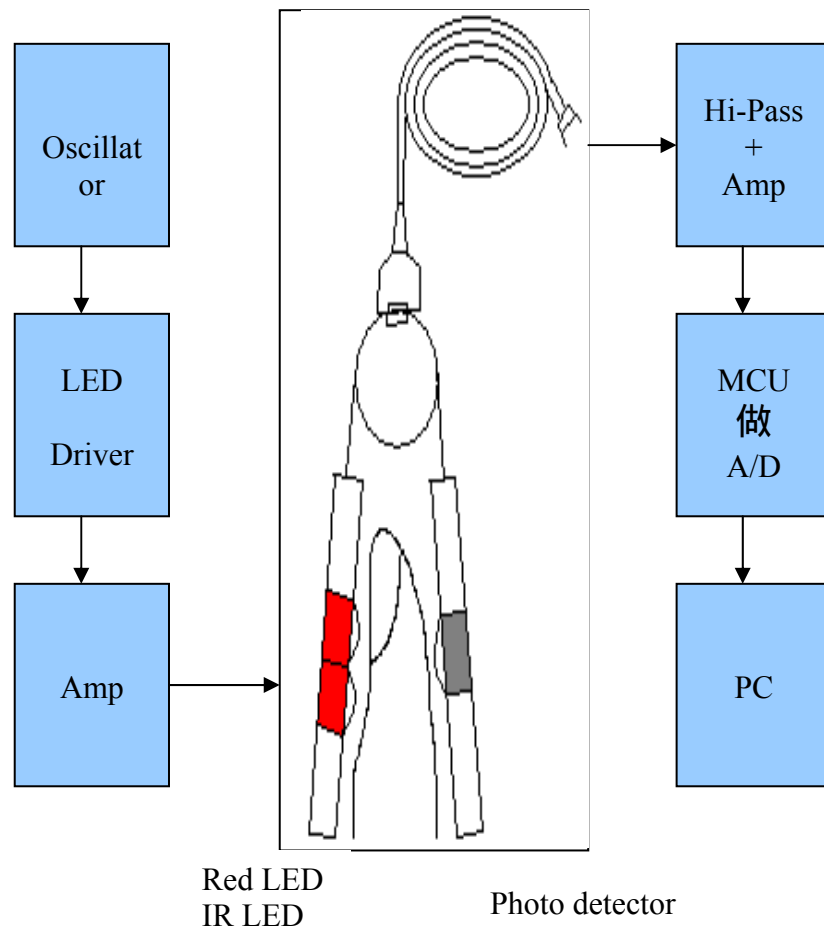


圖 3-20 血氧濃度計系統方塊圖

紅光與紅外光並不是同時發射,每一種光源的周期是 1ms,而光源是間隔 500us 發送一次如圖 3-21 所示,為了達到這種要求,我們利用 J-K 正反器與 AND 邏輯閘如圖 3-22 所示。

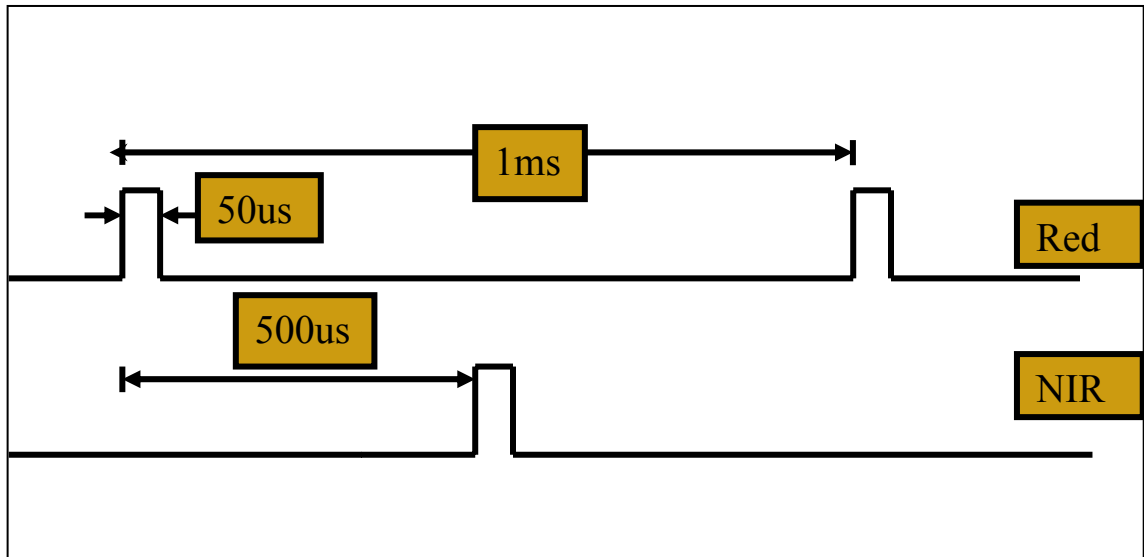


圖 3-21 光源週期示意圖

圖 3-22 顯示驅動光源電路由一顆 555IC 配上 J-K 正反器的 Q 和  $\bar{Q}$  分別和原始信號做 AND, 在經過 Push Pull 之後分別做為紅光與紅外光的驅動。

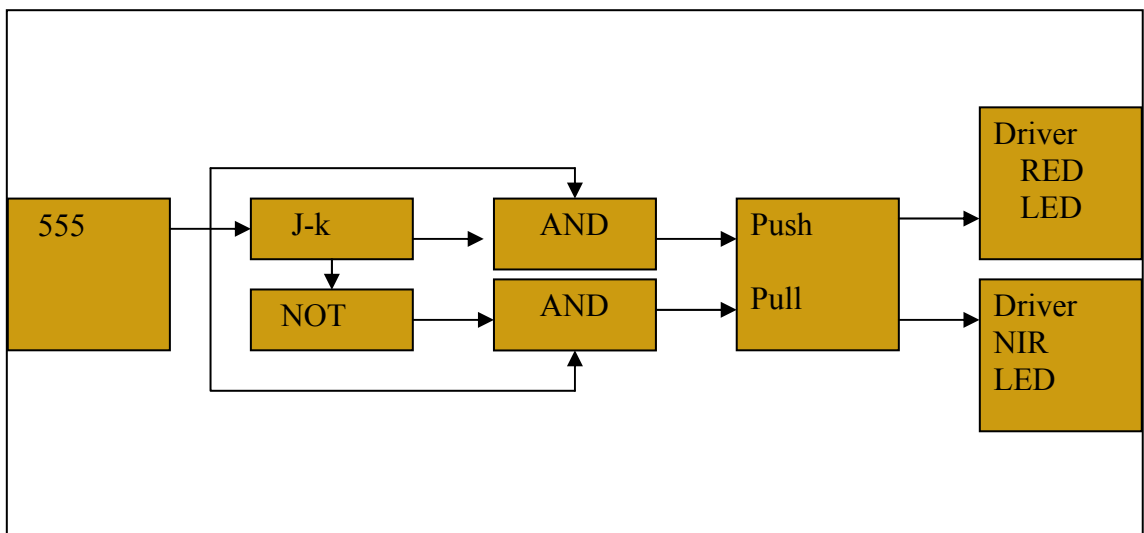


圖 3-22 驅動光源方塊圖

圖 3-23 分別為 555IC(C1)波形和 J-K(C2)波形做 AND 所產生的 O1 和 O2 波形。  
圖 3-24 為 clock 產生電路由 IC555 組成，第三隻腳輸出三組信號是為了與後端正反器做 AND 用途，第八隻腳電源端接了 47u 和 10u 的電容，是為了抗雜訊用。

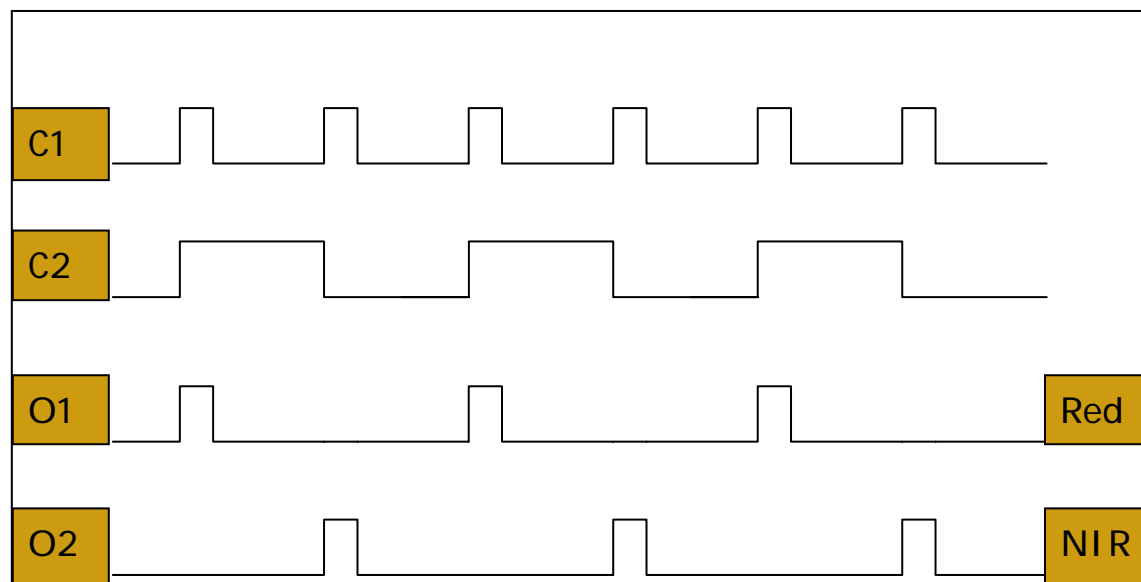


圖 3-23 光源合成波形

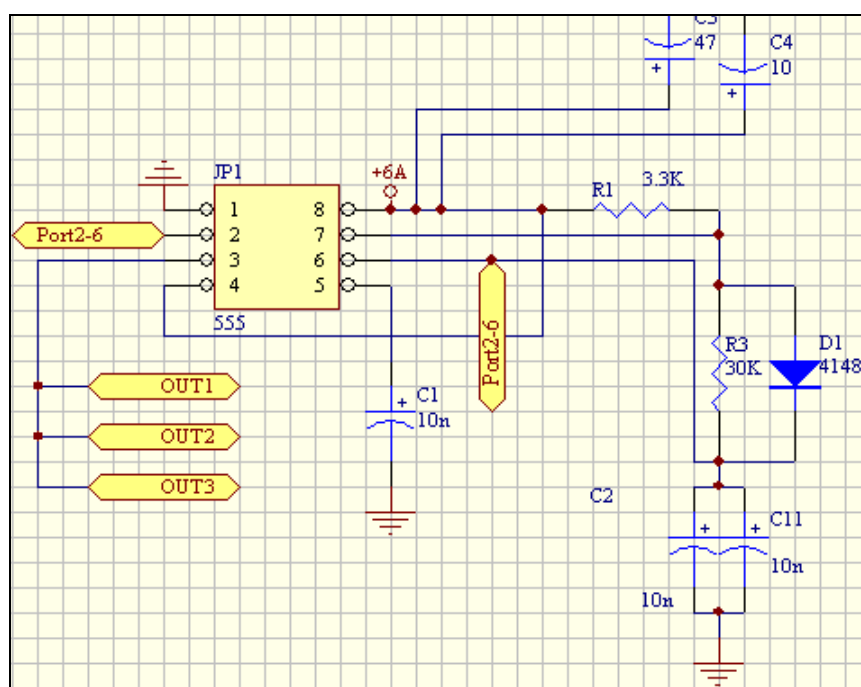


圖 3-24 前端振盪電路

圖 3-25 為一組 push-pull 電路，基本架構由兩個互為相反相位工作的順向轉換器所組合而成，其兩組功率開關的源極端都是接地，對於驅動電路的設計較為簡單。其目的是為了將輸出電壓升到 6V 以供後端使用。圖 2-26 為 photodetector 驅動電路。

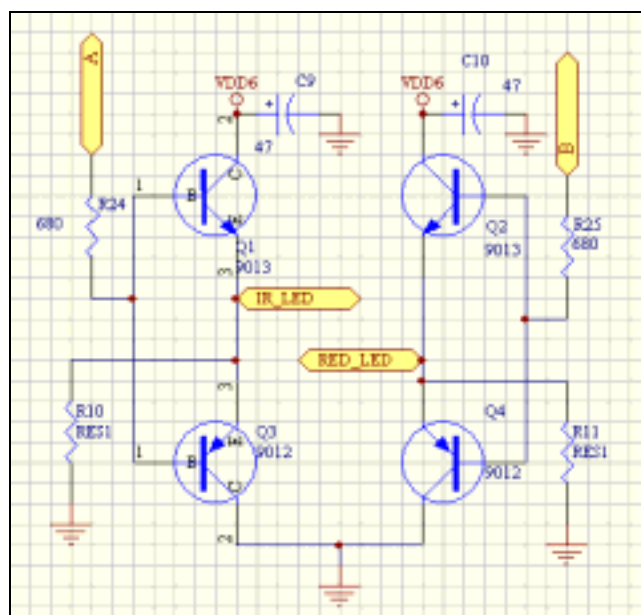


圖 3-25 LED 驅動電路

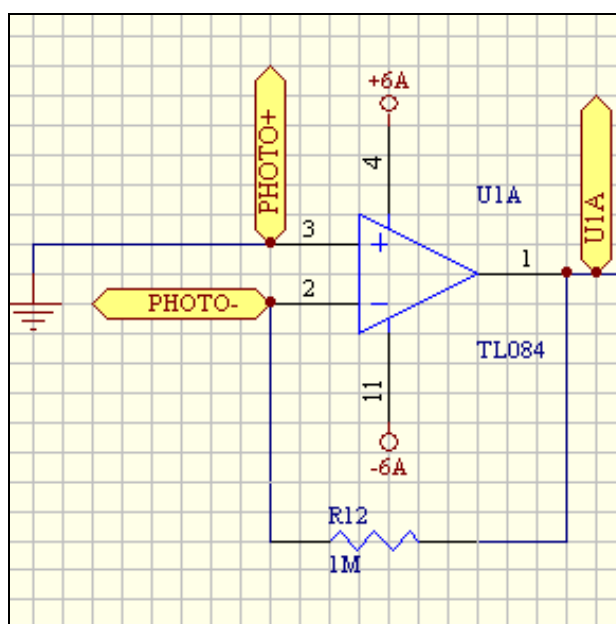


圖 3-26 光二極體放大電路



圖 2-27 為一乘法器 IC 的接腳與內部電路圖，由內部結構可知道每一組開關是由邏輯閘 AND 和 NOT 組成。在此系統中主要用來控制數位信號做為開關。圖 3-28 為其電路圖。

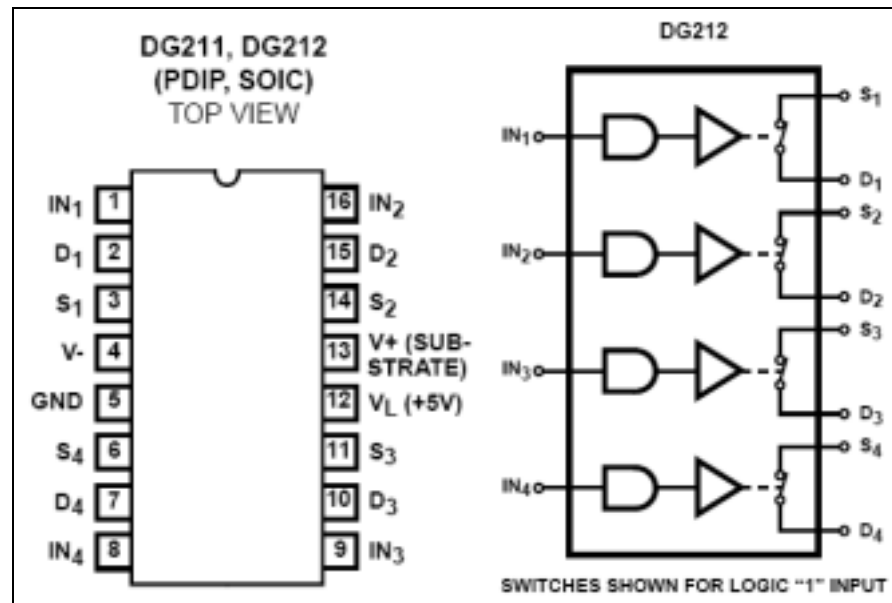


圖 3-27 DG212 接腳圖與內部電路圖[25]

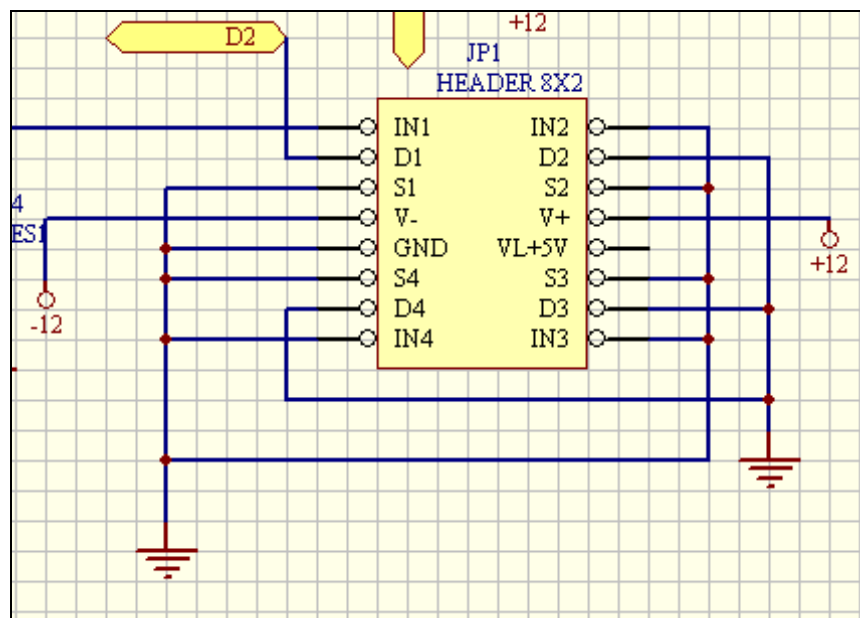


圖 3-28 乘法器電路

圖 3-29 為一 KRC Low-Pass Filter 可經由 R22 , R23 調整 Gain。二階濾波器對於削減高頻信號比起一階有更高的效果，相對的滾降速率更快。

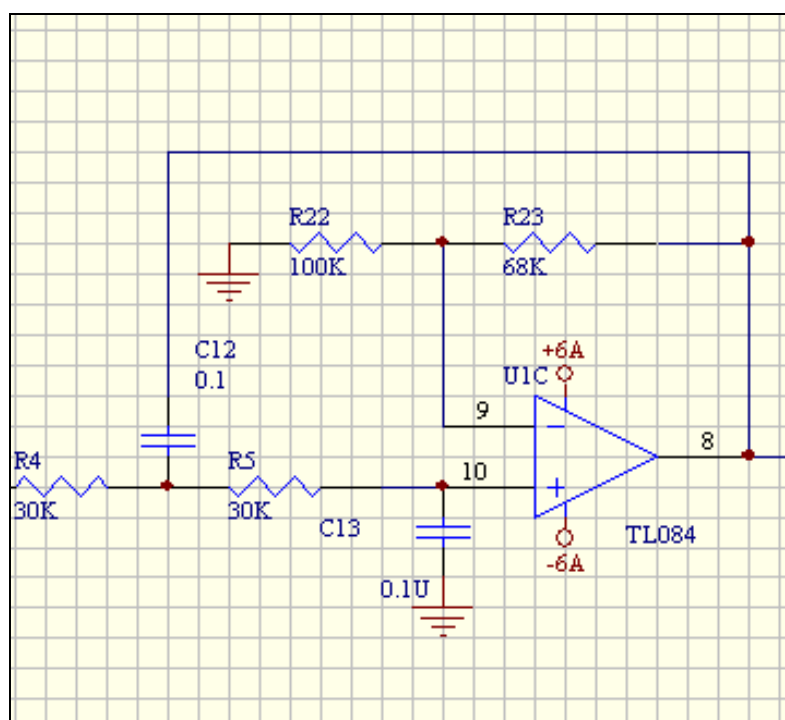


圖 3-29 二階主動濾波器

### 3.4.2 血氧濃度軟體

$$R = \frac{Red(ac)}{IR(ac)} \quad (1)$$

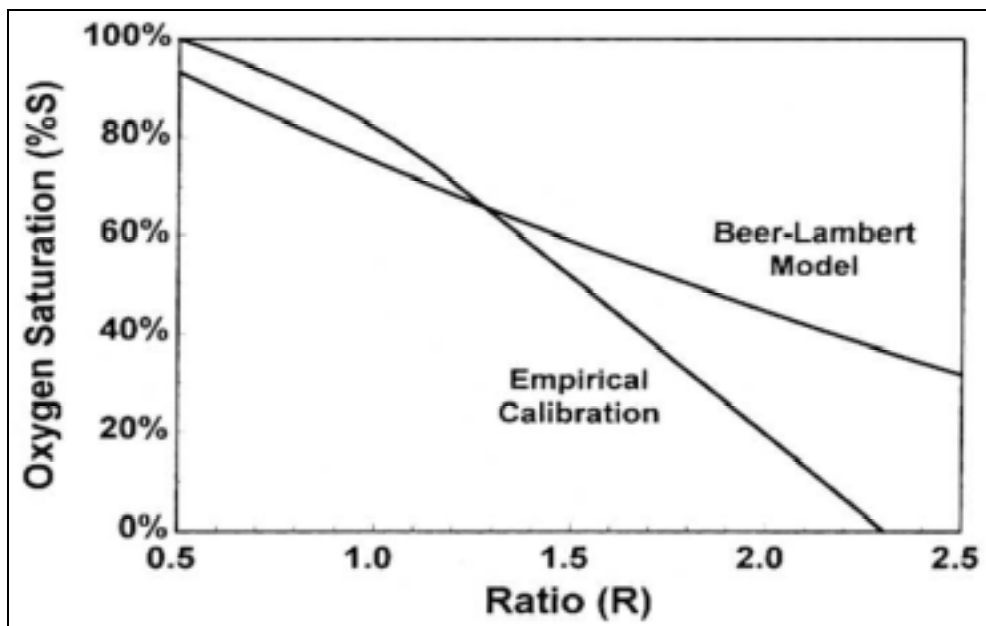
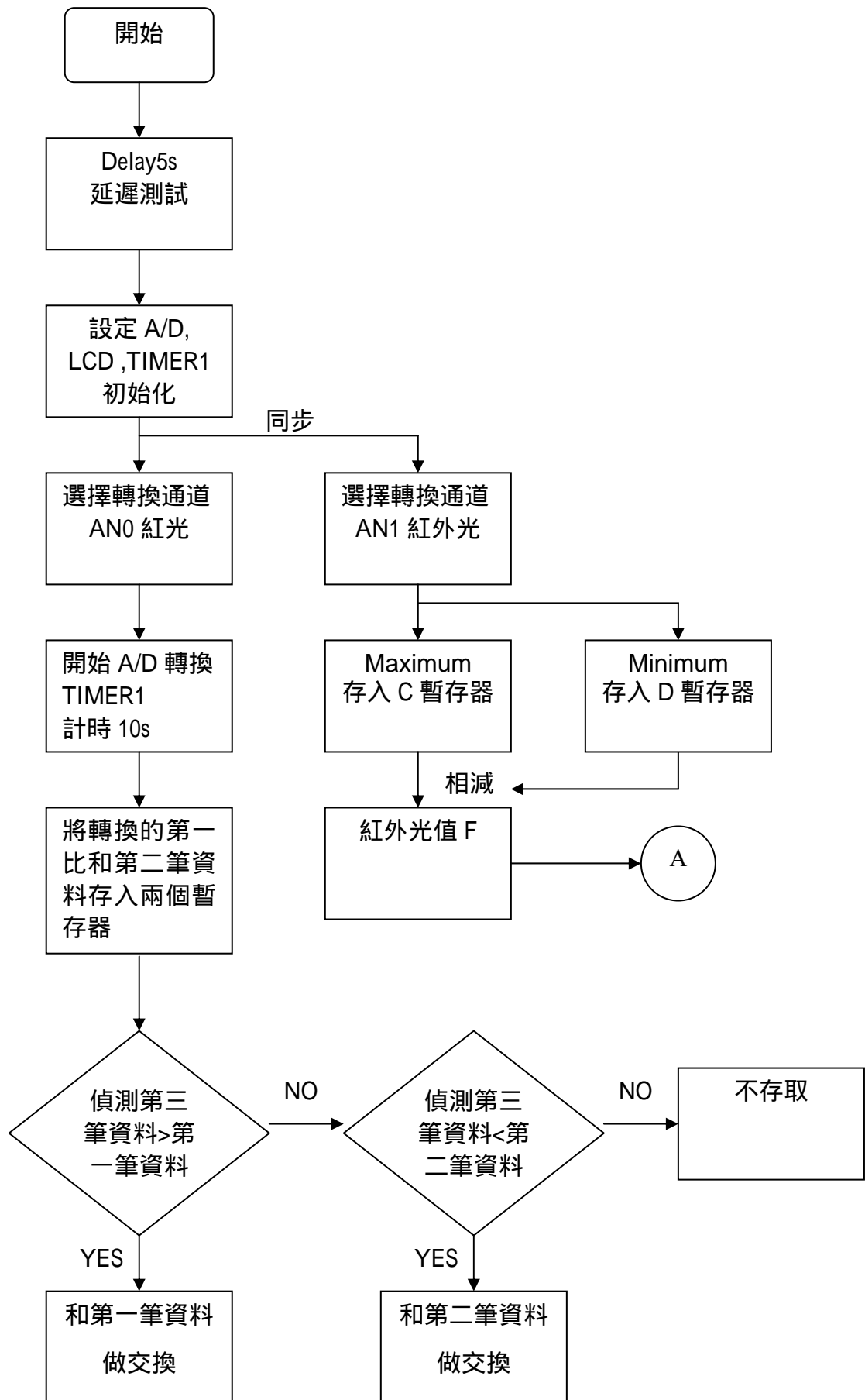


圖 3- 30 R 值與血氧值的對照圖[34]

將 R 值再帶入下列公式即可得到血氧值：

$$SaO_2[\%] = -9.64R^2 - 22.67R + 114.36 \quad [38] \quad (2)$$



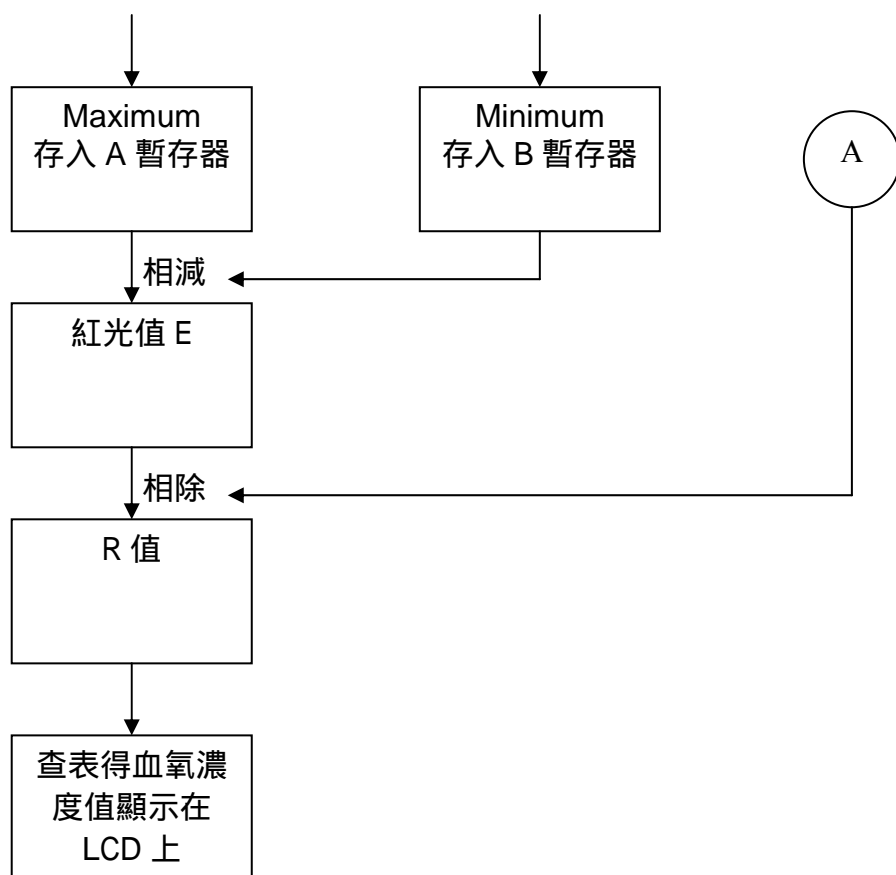


圖 3-31 血氧濃度軟體流程圖

R 值表

R 值	A	B	C	血氧
0.5	-9.64	-22.7	114.36	101
0.54	-9.64	-22.7	114.36	99
0.55	-9.64	-22.7	114.36	99
0.56	-9.64	-22.7	114.36	99
0.57	-9.64	-22.7	114.36	98
0.58	-9.64	-22.7	114.36	98
0.59	-9.64	-22.7	114.36	98
0.6	-9.64	-22.7	114.36	97
0.61	-9.64	-22.7	114.36	97
0.62	-9.64	-22.7	114.36	97
0.63	-9.64	-22.7	114.36	96

0.64	-9.64	-22.7	114.36	96
0.65	-9.64	-22.7	114.36	96
0.66	-9.64	-22.7	114.36	95
0.67	-9.64	-22.7	114.36	95
0.68	-9.64	-22.7	114.36	94
0.69	-9.64	-22.7	114.36	94
0.7	-9.64	-22.7	114.36	94
0.71	-9.64	-22.7	114.36	93
0.72	-9.64	-22.7	114.36	93
0.73	-9.64	-22.7	114.36	93
0.74	-9.64	-22.7	114.36	92
0.75	-9.64	-22.7	114.36	92
0.76	-9.64	-22.7	114.36	92
0.77	-9.64	-22.7	114.36	91

0.78	-9.64	-22.7	114.36	91
0.79	-9.64	-22.7	114.36	90
0.8	-9.64	-22.7	114.36	90
0.81	-9.64	-22.7	114.36	90
0.82	-9.64	-22.7	114.36	89
0.83	-9.64	-22.7	114.36	89
0.84	-9.64	-22.7	114.36	89
0.85	-9.64	-22.7	114.36	88
0.86	-9.64	-22.7	114.36	88
0.87	-9.64	-22.7	114.36	87
0.88	-9.64	-22.7	114.36	87
0.89	-9.64	-22.7	114.36	87
0.9	-9.64	-22.7	114.36	86
0.91	-9.64	-22.7	114.36	86
0.92	-9.64	-22.7	114.36	85
0.93	-9.64	-22.7	114.36	85
0.94	-9.64	-22.7	114.36	85
0.95	-9.64	-22.7	114.36	84
0.96	-9.64	-22.7	114.36	84
0.97	-9.64	-22.7	114.36	83
0.98	-9.64	-22.7	114.36	83
0.99	-9.64	-22.7	114.36	82
1	-9.64	-22.7	114.36	82
1.01	-9.64	-22.7	114.36	82
1.02	-9.64	-22.7	114.36	81
1.03	-9.64	-22.7	114.36	81
1.04	-9.64	-22.7	114.36	80
1.05	-9.64	-22.7	114.36	80
1.06	-9.64	-22.7	114.36	79
1.07	-9.64	-22.7	114.36	79
1.08	-9.64	-22.7	114.36	79
1.09	-9.64	-22.7	114.36	78
1.1	-9.64	-22.7	114.36	78
1.11	-9.64	-22.7	114.36	77
1.12	-9.64	-22.7	114.36	77
1.13	-9.64	-22.7	114.36	76
1.14	-9.64	-22.7	114.36	76

1.15	-9.64	-22.7	114.36	76
1.16	-9.64	-22.7	114.36	75
1.17	-9.64	-22.7	114.36	75
1.18	-9.64	-22.7	114.36	74
1.19	-9.64	-22.7	114.36	74
1.2	-9.64	-22.7	114.36	73
1.21	-9.64	-22.7	114.36	73
1.22	-9.64	-22.7	114.36	72
1.23	-9.64	-22.7	114.36	72
1.24	-9.64	-22.7	114.36	71
1.25	-9.64	-22.7	114.36	71
1.26	-9.64	-22.7	114.36	70
1.27	-9.64	-22.7	114.36	70
1.28	-9.64	-22.7	114.36	70
1.29	-9.64	-22.7	114.36	69
1.3	-9.64	-22.7	114.36	69
1.31	-9.64	-22.7	114.36	68
1.32	-9.64	-22.7	114.36	68
1.33	-9.64	-22.7	114.36	67
1.34	-9.64	-22.7	114.36	67
1.35	-9.64	-22.7	114.36	66
1.36	-9.64	-22.7	114.36	66
1.37	-9.64	-22.7	114.36	65
1.38	-9.64	-22.7	114.36	65
1.39	-9.64	-22.7	114.36	64
1.4	-9.64	-22.7	114.36	64
1.41	-9.64	-22.7	114.36	63
1.42	-9.64	-22.7	114.36	63
1.43	-9.64	-22.7	114.36	62
1.44	-9.64	-22.7	114.36	62
1.45	-9.64	-22.7	114.36	61
1.46	-9.64	-22.7	114.36	61
1.47	-9.64	-22.7	114.36	60
1.48	-9.64	-22.7	114.36	60
1.49	-9.64	-22.7	114.36	59
1.5	-9.64	-22.7	114.36	59
1.51	-9.64	-22.7	114.36	58

1.52	-9.64	-22.7	114.36	58
1.53	-9.64	-22.7	114.36	57
1.54	-9.64	-22.7	114.36	57
1.55	-9.64	-22.7	114.36	56
1.56	-9.64	-22.7	114.36	56
1.57	-9.64	-22.7	114.36	55
1.58	-9.64	-22.7	114.36	54
1.59	-9.64	-22.7	114.36	54
1.6	-9.64	-22.7	114.36	53
1.61	-9.64	-22.7	114.36	53
1.62	-9.64	-22.7	114.36	52
1.63	-9.64	-22.7	114.36	52
1.64	-9.64	-22.7	114.36	51
1.65	-9.64	-22.7	114.36	51
1.66	-9.64	-22.7	114.36	50
1.67	-9.64	-22.7	114.36	50
1.68	-9.64	-22.7	114.36	49
1.69	-9.64	-22.7	114.36	49
1.7	-9.64	-22.7	114.36	48
1.71	-9.64	-22.7	114.36	47
1.72	-9.64	-22.7	114.36	47
1.73	-9.64	-22.7	114.36	46
1.74	-9.64	-22.7	114.36	46
1.75	-9.64	-22.7	114.36	45
1.76	-9.64	-22.7	114.36	45

1.77	-9.64	-22.7	114.36	44
1.78	-9.64	-22.7	114.36	43
1.79	-9.64	-22.7	114.36	43
1.8	-9.64	-22.7	114.36	42
1.81	-9.64	-22.7	114.36	42
1.82	-9.64	-22.7	114.36	41
1.83	-9.64	-22.7	114.36	41
1.84	-9.64	-22.7	114.36	40
1.85	-9.64	-22.7	114.36	39
1.86	-9.64	-22.7	114.36	39
1.87	-9.64	-22.7	114.36	38
1.88	-9.64	-22.7	114.36	38
1.89	-9.64	-22.7	114.36	37
1.9	-9.64	-22.7	114.36	36
1.91	-9.64	-22.7	114.36	36
1.92	-9.64	-22.7	114.36	35
1.93	-9.64	-22.7	114.36	35
1.94	-9.64	-22.7	114.36	34
1.95	-9.64	-22.7	114.36	33
1.96	-9.64	-22.7	114.36	33
1.97	-9.64	-22.7	114.36	32
1.98	-9.64	-22.7	114.36	32
1.99	-9.64	-22.7	114.36	31
2	-9.64	-22.7	114.36	30

表 3-1 R 值對照表

## 第四章 系統核心說明

### 4.1 血氧濃度核心

#### 4.1.1 單晶片 16F876 功能說明

單晶片 16F87X 的功能相當強大，他涵蓋了 PIC10、12、14、16 系列裡所有單晶片的功能，故只要能熟悉此單晶片的功能便可以在其餘系列中應用自如。

16F87X 共有四型單晶片，有 40 隻腳也有 28 隻腳，由於為了節省電路板的空間所以我們選用 28 隻腳的 16F876。其功能說明如下：

1. 高性能 RISC CPU
2. 中斷有 14 種
3. 8 層硬體堆疊器
4. 低功率、高速 CMOS FLASH EEPROM 技術
5. 使用兩根接腳即可做線上串列載入程式碼(ICSP)
6. 使用兩根接腳即可做線上除錯
7. 大範圍的工作電壓：2.0V~5.5V
8. 6 組 10 位元的 Analog-to-Digital Converter
9. 低消耗功率，Sleep 後待命電流小於 0.6mA



下圖 4-1 為 PIC16F87 各腳位的功能，圖 4-2 為晶片實體圖。

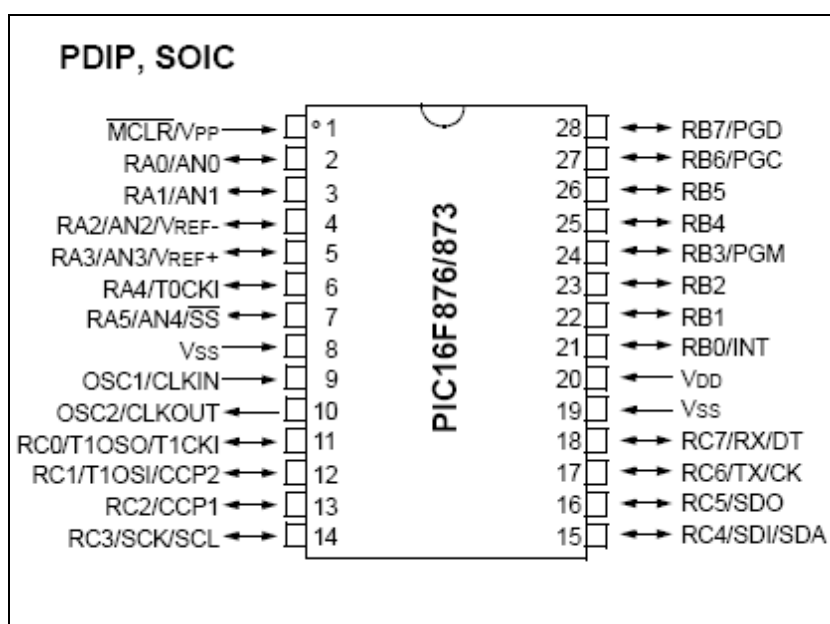


圖 4-1 PIC16F876 各個腳位功能圖[26]

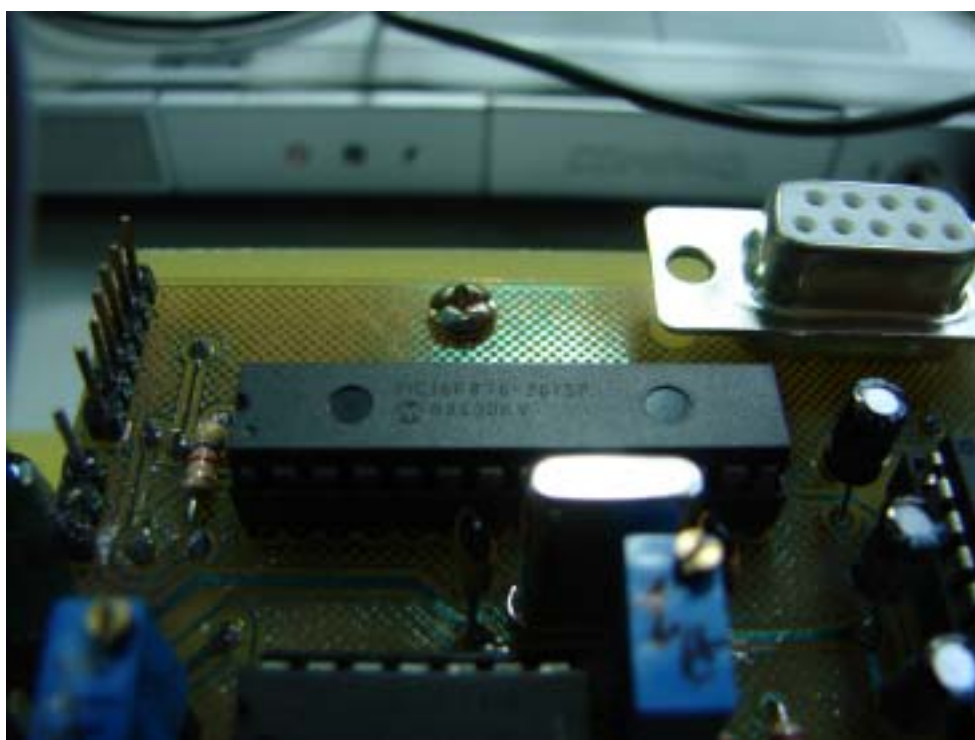


圖 4-2 PIC16F876 實體圖

### 4.1.2 燒錄裝置

將撰寫完成的程式燒錄製單晶片中，其必須透過一燒錄器，它是由 Microchip 公司所生產的一款燒錄裝置名為 ICD 2，如下圖所示，它具有燒錄以及除錯的強大功能。



圖 4-3 ICD 2 實體圖

### 4.1.3 單晶片應用功能說明

在系統中使用到的功能有串列傳輸(UART)、A/D 轉換功能、一般 I/O 功能、以及 LCD 功能。

## 4.1.4 串列傳輸(UART)

USART 可以當做全雙工非同步系統以連接 CRT、個人電腦等裝備，或當做半雙工同步系統以連接 A/D、D/A、串列式 EEPROM 等週邊裝置。

USART 可以設定為以下三種模式：

- 非同步 (全雙工)
- 同步-主 (Master) (半雙工)
- 同步-從 (slave) (半雙工)

圖 4-4 及圖 4-5 所示為相關的控制暫存器。

	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R-1	R/W-0
	CSRC	TX9	TXEN	SYNC	—	BRGH	TRMT	TX9D
	bit 7							bit 0
bit 7	<b>CSRC:</b> Clock Source Select bit <u>Asynchronous mode:</u> Don't care <u>Synchronous mode:</u> 1 = Master mode (clock generated internally from BRG) 0 = Slave mode (clock from external source)							
bit 6	<b>TX9:</b> 9-bit Transmit Enable bit 1 = Selects 9-bit transmission 0 = Selects 8-bit transmission							
bit 5	<b>TXEN:</b> Transmit Enable bit 1 = Transmit enabled 0 = Transmit disabled							
	<b>Note:</b> SREN/CREN overrides TXEN in SYNC mode.							
bit 4	<b>SYNC:</b> USART Mode Select bit 1 = Synchronous mode 0 = Asynchronous mode							
bit 3	Unimplemented: Read as '0'							
bit 2	<b>BRGH:</b> High Baud Rate Select bit <u>Asynchronous mode:</u> 1 = High speed 0 = Low speed <u>Synchronous mode:</u> Unused in this mode							
bit 1	<b>TRMT:</b> Transmit Shift Register Status bit 1 = TSR empty 0 = TSR full							
bit 0	<b>TX9D:</b> 9th bit of Transmit Data, can be parity bit							
<b>Legend:</b> R = Readable bit      W = Writable bit      U = Unimplemented bit, read as '0' -n = Value at POR      '1' = Bit is set      '0' = Bit is cleared      x = Bit is unknown								

圖 4-4 TXSTA：傳輸狀態與控制暫存器（位址 98h）[26]

	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-0	R-0	R-x
	SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D
bit 7								bit 0
bit 7	<b>SPEN:</b> Serial Port Enable bit 1 = Serial port enabled (configures RC7/RX/DT and RC6/TX/CK pins as serial port pins) 0 = Serial port disabled							
bit 6	<b>RX9:</b> 9-bit Receive Enable bit 1 = Selects 9-bit reception 0 = Selects 8-bit reception							
bit 5	<b>SREN:</b> Single Receive Enable bit <u>Asynchronous mode:</u> Don't care <u>Synchronous mode - master:</u> 1 = Enables single receive 0 = Disables single receive This bit is cleared after reception is complete. <u>Synchronous mode - slave:</u> Don't care							
bit 4	<b>CREN:</b> Continuous Receive Enable bit <u>Asynchronous mode:</u> 1 = Enables continuous receive 0 = Disables continuous receive <u>Synchronous mode:</u> 1 = Enables continuous receive until enable bit CREN is cleared (CREN overrides SREN) 0 = Disables continuous receive							
bit 3	<b>ADDEN:</b> Address Detect Enable bit <u>Asynchronous mode 9-bit (RX9 = 1):</u> 1 = Enables address detection, enables interrupt and load of the receive buffer when RSR<8> is set 0 = Disables address detection, all bytes are received, and ninth bit can be used as parity bit							
bit 2	<b>FERR:</b> Framing Error bit 1 = Framing error (can be updated by reading RCREG register and receive next valid byte) 0 = No framing error							
bit 1	<b>OERR:</b> Overrun Error bit 1 = Overrun error (can be cleared by clearing bit CREN) 0 = No overrun error							
bit 0	<b>RX9D:</b> 9th bit of Received Data (can be parity bit, but must be calculated by user firmware)							
<b>Legend:</b> R = Readable bit      W = Writable bit      U = Unimplemented bit, read as '0' - n = Value at POR      '1' = Bit is set      '0' = Bit is cleared      x = Bit is unknown								

圖 4-5 RCSTA：接收狀態與控制暫存器（位址 18h）[26]

USART 鮑率（Baud Rate；亦稱傳輸速率。為每秒可傳送的位元數）產生器（BGR; Baud Rate Generator），使用 USART 來傳輸訊號的雙方之傳輸速率必需一樣才行，否則若傳送及接收方的速度不一致的話。則必定會發生錯誤，

其計算公式如下：

SYNC	BRGH=0 ( 低速 )	BRGH=1 ( 高速 )
0	(非同步)鮑率 $F_{osc}/(64(x+1))$	包率= $F_{osc}/(16(x+1))$
1	(同步)鮑率 $F_{osc}/(4(x+1))$	NA
	其中 X 為 SPBRG 的值 ( 介於 0 到 255 之間 )	

表 4-1 計算公式表

不同的工作頻率在 BRGH 為 0 為 1 時之鮑率誤差百分比，使用者自己的需要選擇適當的石英振盪晶體。

## 4.1.5 A/D 轉換功能

A / D 轉換器可以將類比信號值轉換成數位信號值，在使用數位電路來偵測類比信號時是不可或缺的元件。以往在單晶片功能比較簡單的時候，要使用這個功能時，需要外加專用的 A / D 轉換器元件才行。但由於半導體技術的進步，現在已經可以將 A / D 轉換器製作在單晶片內部了，以 PIC16F876 內部有 6 組 10 位元的 A / D 轉換器，只需把要偵測的類比信號直接輸入單晶片的 A / D 輸入接腳即可，如此可以不必再外加 A / D 轉換器，因而在設計複雜度、零件成本及量產維修等方面均可獲得改善。和 A / D 轉換器模組有關的暫存器有以下四個：儲存 A / D 轉換結果的高位元組 ( ADRESH ) ；儲存 A / D 轉換結果的低位元組 ( ADRESL ) ；A / D 控制暫存器 0 ( ADCON0 ) ；A / D 控制暫存器 1 ( ADCON1 ) 。

接著，PCFG3 : PCFG0 ( ADCON1 < 3 : 0 > ) 是用來設定 A / D 埠的控制位元，由圖 4-6 可以看出其設定值和 A / D 埠中設為 A ( 類比輸入模式 ) 和設為 D ( 數位輸入 / 輸出模式 ) 之間的關係。在此要注意的一點為 PCFG3 : PCFG0 在 Reset 之後的預設值為 0000，表示 PORTA 及 PORTE 中的 8 根接腳均被設為類比輸入模式，

因此若程式一開始就要把這些接腳的一部分或全部當成數位輸入／輸出模式時，則必需要先更改 PCFG3：PCFG0 的設定值才行。例如，若只有 AN0 要當成類比輸入模式，而其他七根接腳都要當成數位輸入／輸出模式時，則需將 PCFG3：PCFG0 設為 1110 才行。

REGISTER 11-2: ADCON1 REGISTER (ADDRESS 9Fh)

U-0	U-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
ADFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0

bit 7

bit 0

bit 7

**ADFM:** A/D Result Format Select bit

1 = Right justified. 6 Most Significant bits of ADRESH are read as '0'.  
0 = Left justified. 6 Least Significant bits of ADRESL are read as '0'.

bit 6-4

**Unimplemented:** Read as '0'

bit 3-0

**PCFG3:PCFG0:** A/D Port Configuration Control bits:

PCFG3: PCFG0	AN7 <sup>(1)</sup> RE2	AN6 <sup>(1)</sup> RE1	AN5 <sup>(1)</sup> RE0	AN4 RA5	AN3 RA3	AN2 RA2	AN1 RA1	AN0 RA0	VREF+ VREF	VREF- VREF	Chan/ Refs <sup>(2)</sup>
0000	A	A	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	8/0
0001	A	A	A	A	VREF+	A	A	A	RA3	VSS	7/1
0010	D	D	D	A	A	A	A	A	VDD	VSS	5/0
0011	D	D	D	A	VREF+	A	A	A	RA3	VSS	4/1
0100	D	D	D	D	A	D	A	A	VDD	VSS	3/0
0101	D	D	D	D	VREF+	D	A	A	RA3	VSS	2/1
011x	D	D	D	D	D	D	D	D	VDD	VSS	0/0
1000	A	A	A	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	6/2
1001	D	D	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	6/0
1010	D	D	A	A	VREF+	A	A	A	RA3	VSS	5/1
1011	D	D	A	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	4/2
1100	D	D	D	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	3/2
1101	D	D	D	D	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	2/2
1110	D	D	D	D	D	D	D	A	VDD	VSS	1/0
1111	D	D	D	D	VREF+	VREF-	D	A	RA3	RA2	1/2

A = Analog input

D = Digital I/O

**Note 1:** These channels are not available on PIC16F873/876 devices.

**Note 2:** This column indicates the number of analog channels available as A/D inputs and the number of analog channels used as voltage reference inputs.

圖 4-6 ADCON1 暫存器[26]

## 4.1.6 LCD

液晶顯示器(LCD)的應用範圍非常廣泛，因此本章特別針對 LCD 的基本控制方式做一個詳細的說明。基本上，LCD 大致可以分成文字型及繪圖型兩種，由於血氧濃度僅需顯示數字，故在此選擇文字型 LCD。

要使 LCD 顯示資料時，只要把要顯示的文字或符號相對應的 ASCII 碼，填入要顯示之處的位址即可。例如：若要在 LCD 最左邊顯示 "1"，則只要將 1 的 ASCII 碼 31H 填入位址 00H 即可。PIC 實驗板所使用的是 16 字×2 行的 LCD，因此若要在

其中二行最左邊顯示 " A " , 則只要將 A 的 ASCII 碼填入位址 40H 即可。表 4-2 為字型與 ASCII 碼對照表。

Higher 4 bit Lower 4 bit	0000	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1011	1100	1101	1110	1111
0000	00	01	02	03	04	05	06	07	08	09	0A	0B	0C
0001	0D	0E	0F	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
0010	1A	1B	1C	1D	1E	1F	20	21	22	23	24	25	26
0011	27	28	29	2A	2B	2C	2D	2E	2F	30	31	32	33
0100	34	35	36	37	38	39	3A	3B	3C	3D	3E	3F	40
0101	41	42	43	44	45	46	47	48	49	4A	4B	4C	4D
0110	4E	4F	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	5A
0111	5B	5C	5D	5E	5F	60	61	62	63	64	65	66	67
1000	68	69	6A	6B	6C	6D	6E	6F	70	71	72	73	74
1001	75	76	77	78	79	7A	7B	7C	7D	7E	7F	80	81
1010	82	83	84	85	86	87	88	89	8A	8B	8C	8D	8E
1011	8F	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	9A	9B
1100	9C	9D	9E	9F	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8
1101	A9	AA	AB	AC	AD	AE	AF	B0	B1	B2	B3	B4	B5
1110	B6	B7	B8	B9	BA	BB	BC	BD	BE	BF	C0	C1	C2
1111	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	CA	CB	CC	CD	CE	CF

表 4-2 字型與 ASCII 碼對照表[27]

## 4.2 LabVIEW 圖控軟體

LabVIEW(Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench 縮寫)是由美商國家儀器所開發的圖形化程式編譯平台圖 4-7 , 其特點在於所有程式的撰寫都是由一個個的程式流程所編排 , 意及設計者在流程圖構思完畢的同時也完成了程式的撰寫。

LabVIEW 也率先引入了虛擬儀表的概念(圖 4-8) , 使用者可以透過人機介面(Front Pannel)直接控制自行開發出來的儀器,此外 LabVIEW 也提供大量的函式庫包括：訊號擷取、訊號分析、機器視覺、數值運算、邏輯運算、聲音振動分析、資料儲存 . . . 等。

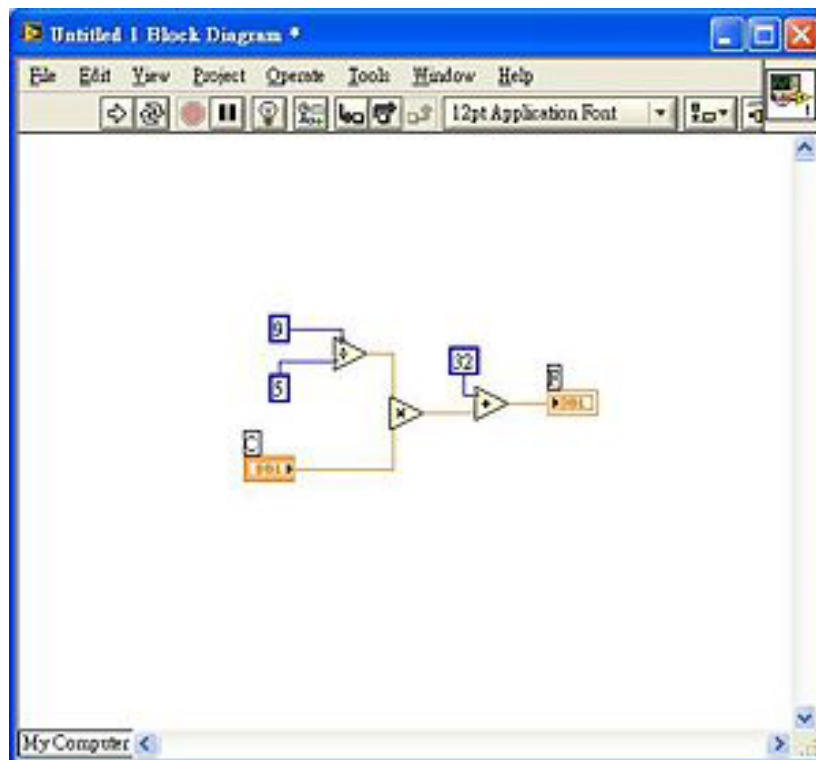


圖 4-7 圖形化編譯平台

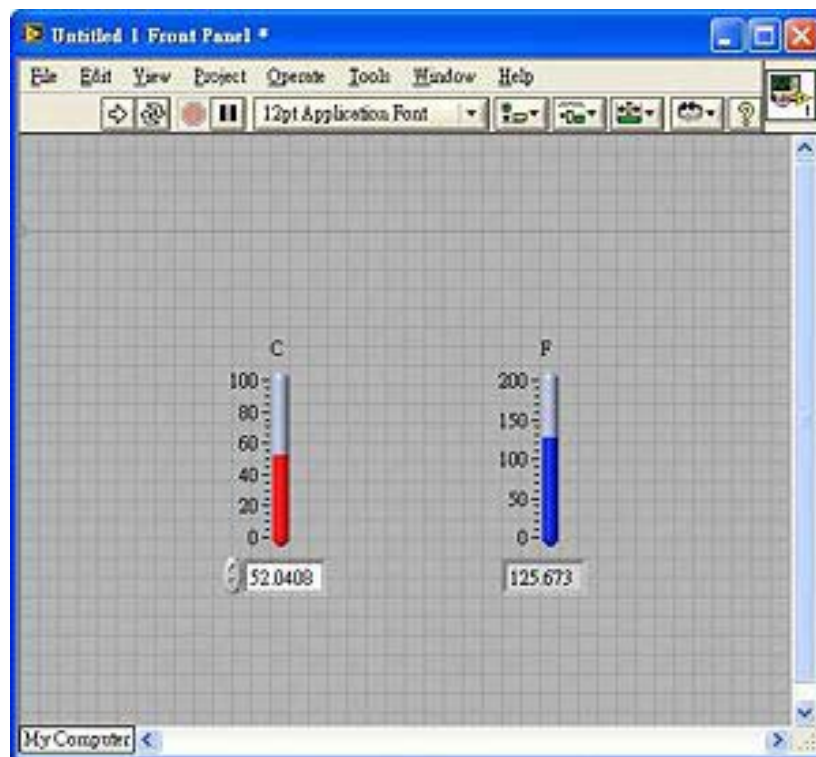


圖 4-8 虛擬儀表(溫度)



## 第五章 訊號分析與結果

### 5.1 心電圖訊號

系統中具有心電信號分析的功能，當心電信號不正常時如圖 5-1 所示心跳過緩時波形，或是圖 5-2 所示心跳過速，系統就會對相鄰的心電信號 R 波開始進行分析，因為相鄰的 R 波之間具有各種頻率和振幅的正弦波，如圖 5-3 所示為所分析的間隔，經由快速傅立葉轉換後，會得到相鄰 R 波之間的功率頻譜圖。

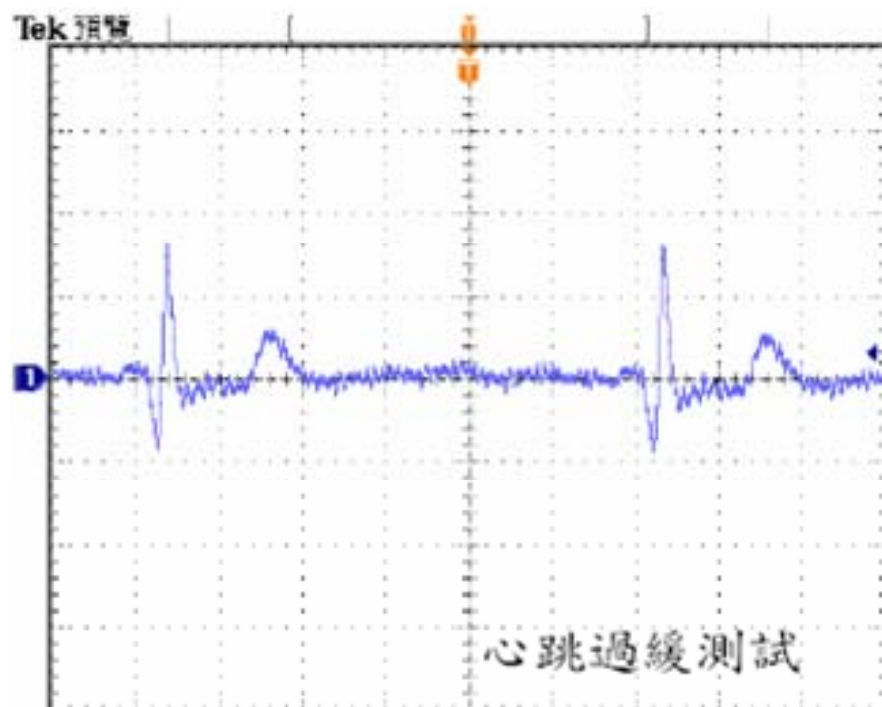


圖 5-1 心跳過緩時波形

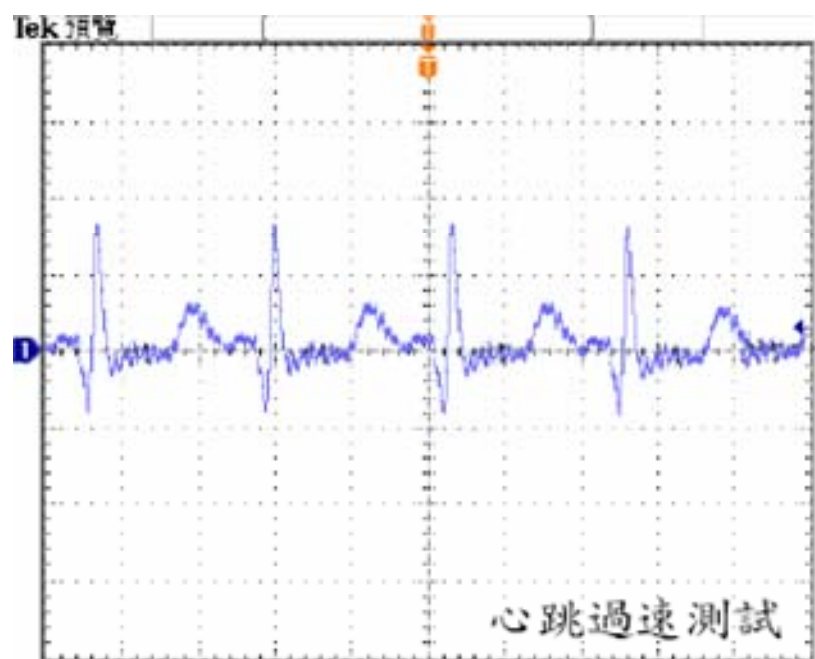


圖 5-2 心跳過速時波形

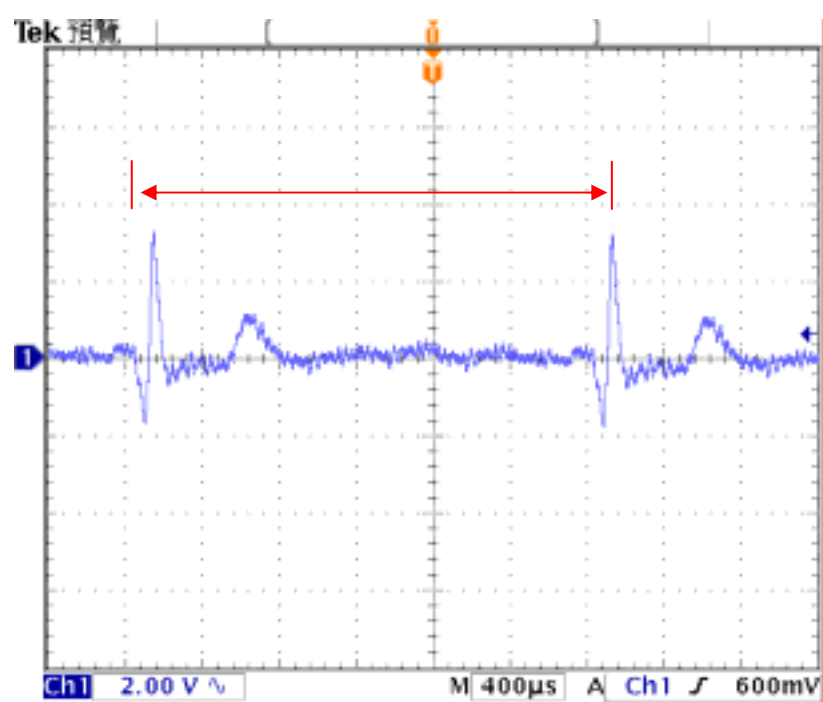


圖 5-3 心跳分析的間隔

分析的依據為心電信號中的 R 波，經由相鄰的 R 波可以求得心跳變化率，計算的方式如下：

$$\text{R-R Interval} = (\text{R-R 間取樣點數}) \times (1/\text{取樣頻率})$$

$$\text{Heart Rate} = [1 / (\text{R-R Interval})] \times 60$$

## 5.2 溫度訊號

當體溫的信號正常時當作一個參考的 A/D 值，如果體溫信號過高時的 A/D 值比正常的要高，且體溫信號過低時 A/D 值比正常的 A/D 值要低。

測試項目	A/D 轉換結果
正常體溫信號	正常 A/D 值
過高體溫訊號	比正常 A/D 值要高
過低體溫訊號	比正常 A/D 值要低

表 5-1 體溫訊號分析表

在室內溫度量測時，此時室內溫度為 21 度經由 TC1046 溫度 IC 所測量到的電壓為 560mV 而內部的比較電位為攝氏 0 度的 424mV 上升一度增加 6.25mV 所以經由計算 $(560\text{mV}-424\text{mV})/6.25\text{mV}=\text{攝氏 } 21.6 \text{ 度}$ 。

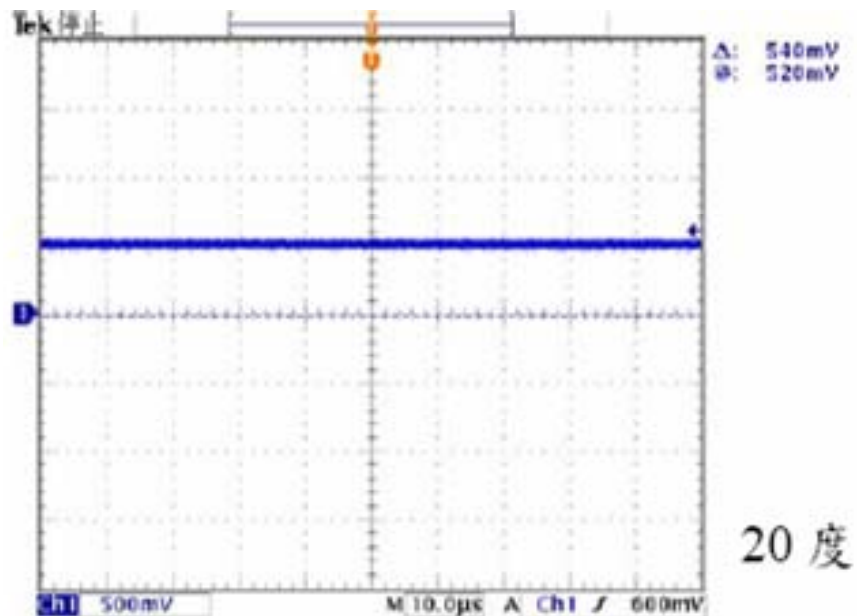


圖 5-4 室內溫度

在人體測試中(圖 5-5 經由體溫計所量測到的溫度為 36.2 度，再經由 TC1046 IC 所量測到的電壓為 620mV，一樣在經過比較電位計算後為 31.4 度，不過此溫度還必須做溫度補償將其所量測的溫度值加上 4.8 的補償溫度即為人體的實際體溫。而圖 5-6 則為異常的人體體溫。

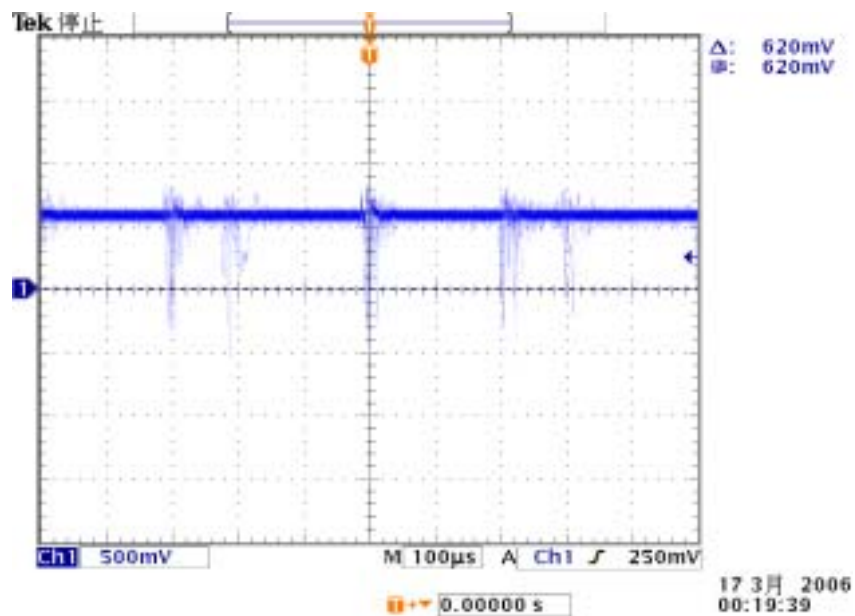


圖 5-5 正常人體溫度

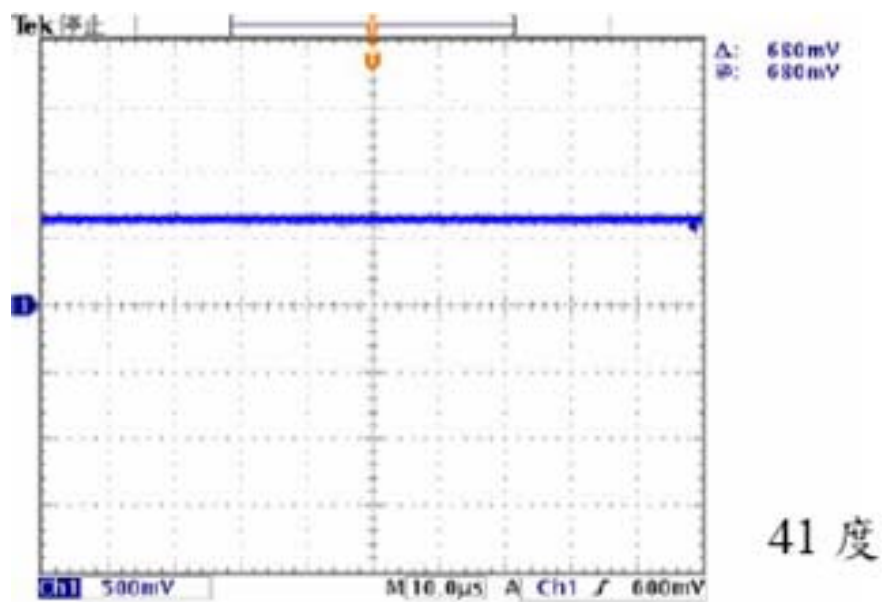


圖 5-6 異常人體溫度

### 5.3 血壓與心血管狀態訊號

圖 5-7 血壓與心血管狀態系統實體圖。在血壓量測波形信號的處理方面，使用 LabView 更為方便，透過內建的許多數學函數，可以直接將之當成測試儀器而不必

再另行設計儀器。以顯示 LabView 抓取整個血壓量測過程的結果。



圖 5-7 血壓與心血管狀態系統實體圖

訊號分析處理可分成三部分分析：(1) 波形分析 (2) 軟體雜訊處理 (3) 高血壓訊號處理。

#### (1) 波形分析

由硬體電子電路可以擷取到兩個波形，分別代表腕帶的壓力與共振訊號之強度波形，其具體之波形如下圖所示：

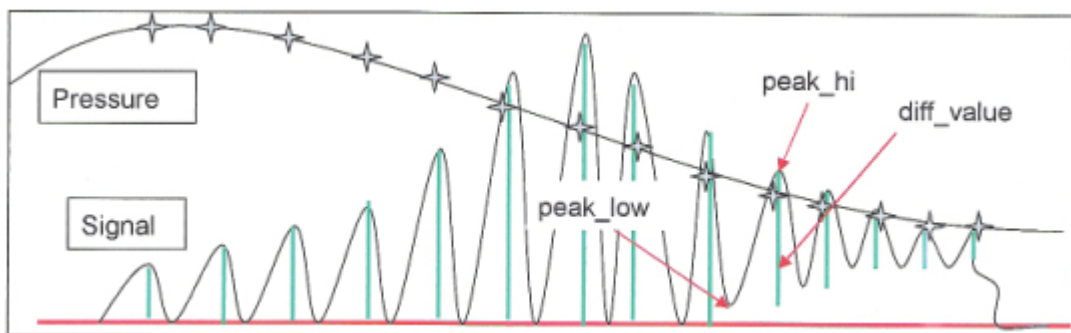


圖 5-8 波形分析處理圖

由於需要處理兩個波形訊號的資料，所以在程式需要兩個陣列來儲存資料。在波形分析可以由上圖發現，在共振訊號波形之末端其振幅會偏離參考準位，而如果我们以單純的絕對值分析時，會發生對於末端振幅值判斷錯誤之情形，所以在這裡的處理方式採用差值來處理。

## (2) 軟體雜訊處理

生理訊號原本是非常為小的，所以在放大的過程當中，對的雜訊也會跟著放大，而在硬體方面已使用了儀表放大器以及高通濾波器來限制了雜訊，但在實際的狀況下雜訊還是會存在的。

在共振訊號方面，示波器所觀察到的波形如下圖左邊的波形，看起來是非常平滑，但如果實際的將此一波形加以放大顯示，則可以知道看似平滑的波形上其實是佈滿雜訊的，由於上述之波形分析程式是以波峰與波谷作為差值基準，而下圖右邊的波形雜訊的突波也會被程式誤認為波峰而實際的訊號則是被認為波底，故導致物判斷。

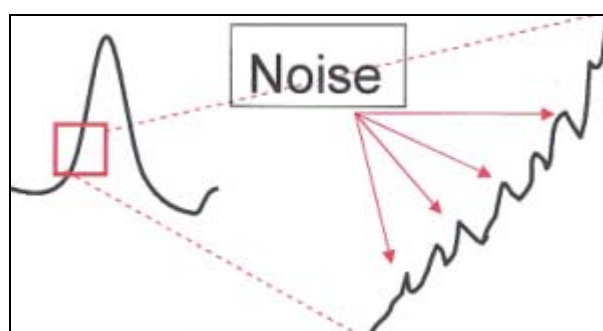


圖 5-9 信號雜訊波形示意圖

所以為了解決這個問題，程式採用了兩種處理方式：(1)曲平均值 (2)設定差值門檻值。

### (3) 高血壓訊號之處理

普通正常的血壓量測，只需要將腕帶之壓力打至 180mmHg 即可，但對於具有較高血壓的病人而言，由於其血壓的起始反應較普通血壓的病人需要更高的腕帶壓力才可以量測到正確的血壓，所以在程式的判斷方面是使用共振訊號陣列中的前三筆差值來加以平均判斷，當此一平均值大於程式所設定的門檻值時，則程式會加壓至較高的腕帶壓力後再重新量測。



圖 5-10 高血壓信號圖

而在資料分析處理部份，則可包含三種生理參數的分析計算：(1) 脈搏速率值 (2) 收縮壓值 (3) 舒張壓值。

#### (1) 脈搏速率值

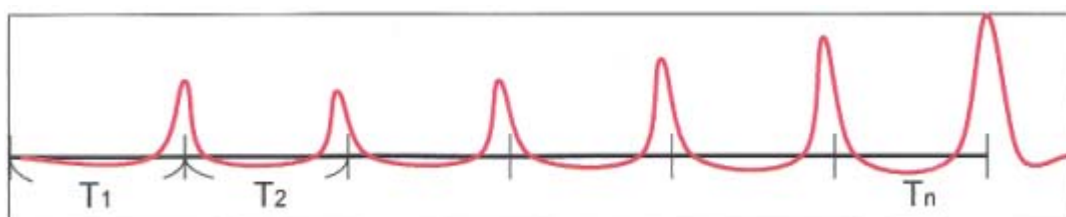


圖 5-11 心跳週期圖

上圖為心跳週期的示意圖，心跳之間的時間及代表心跳的週期，而在量測到信號的波峰值的同時，也將此一時間的變數存入一陣列中，直到整個過程結束為止。



## (2)收縮壓值

在信號處理後我們可以得到平均動脈壓 MAP 之索引值以及其差值，而我們只要由平均動脈壓與收縮壓相對應的信號差值之比例關係，就可以得到收縮壓值。

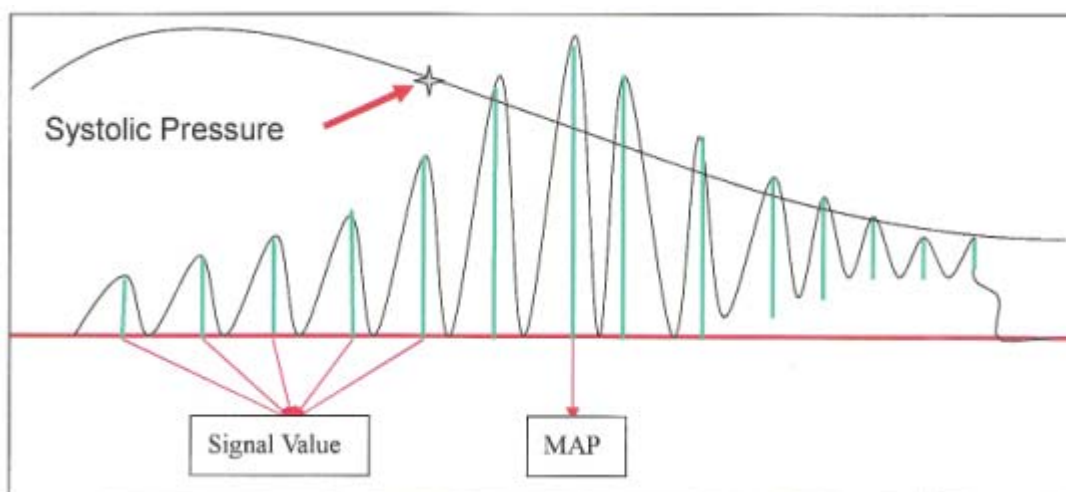


圖 5-12 收縮壓與波形之關係圖

## (3)舒張壓值

其處理的方式如同收縮壓。一樣在得知平均動脈壓 MAP 之索引值以及其差值即可計算出舒張壓值。

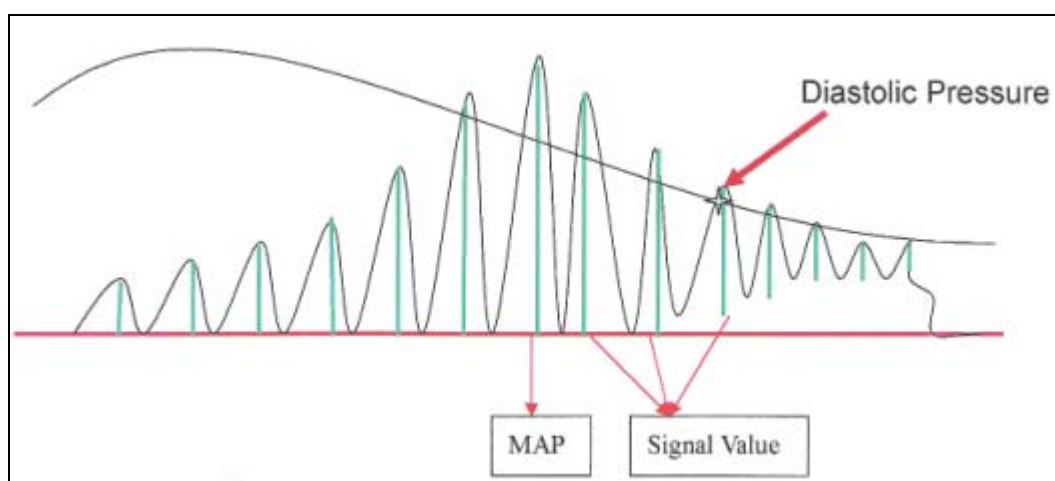


圖 5-13 舒張壓與波形之關係圖

圖 5-14 所示為一個健康的人的量測結果，整個量測過程不到一分鐘，可看出受測者沒有高血壓，且心跳信號的二次心音非常清楚，代表心血管很健康。圖 5-15 所示為第二個受測者的信號，幾乎看不到二次心音的信號，但一次心音的振幅夠大，表示受測者的動脈管壁比較厚，事實上該受測者有三酸甘油脂及膽固醇偏高的情形，如此確實較易引起動脈管壁變厚的情況。圖 5-16 所示為第三個受測者的信號，此信號一開始就比其他兩組還大，表示受測者有高血壓，事實上該受測者確實有高血壓。之後將會把心電圖與血壓量測過程整合，以利互相對照觀察，減少誤判的情況。

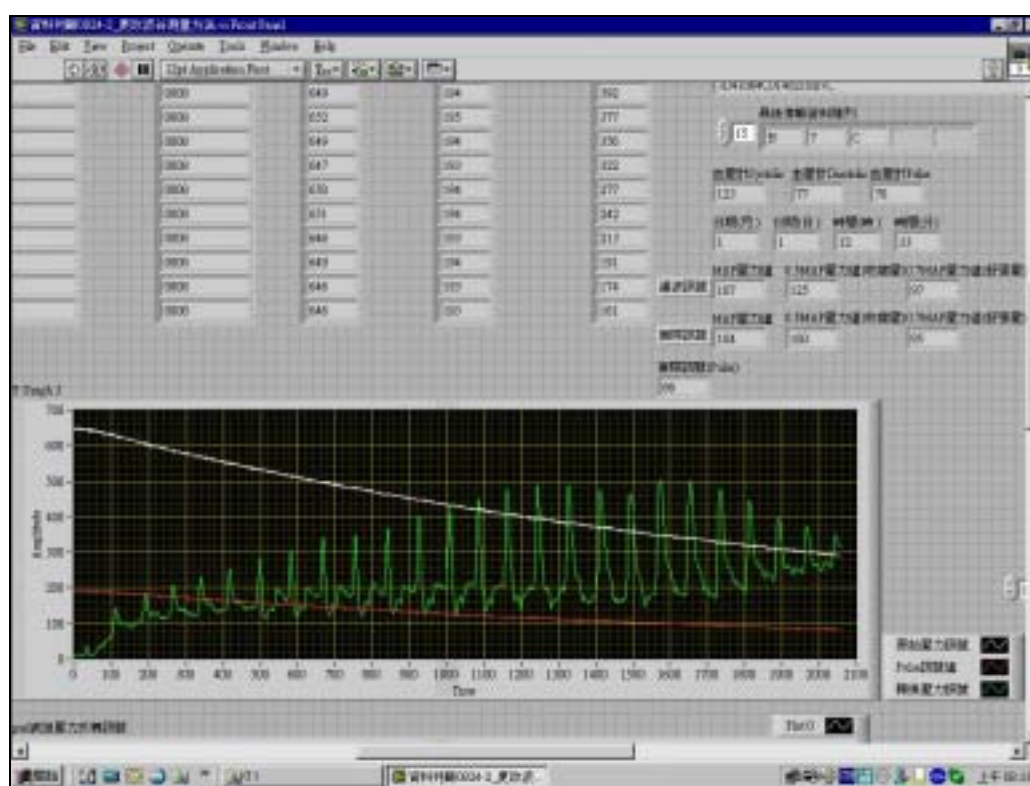


圖5-14 健康的受測者

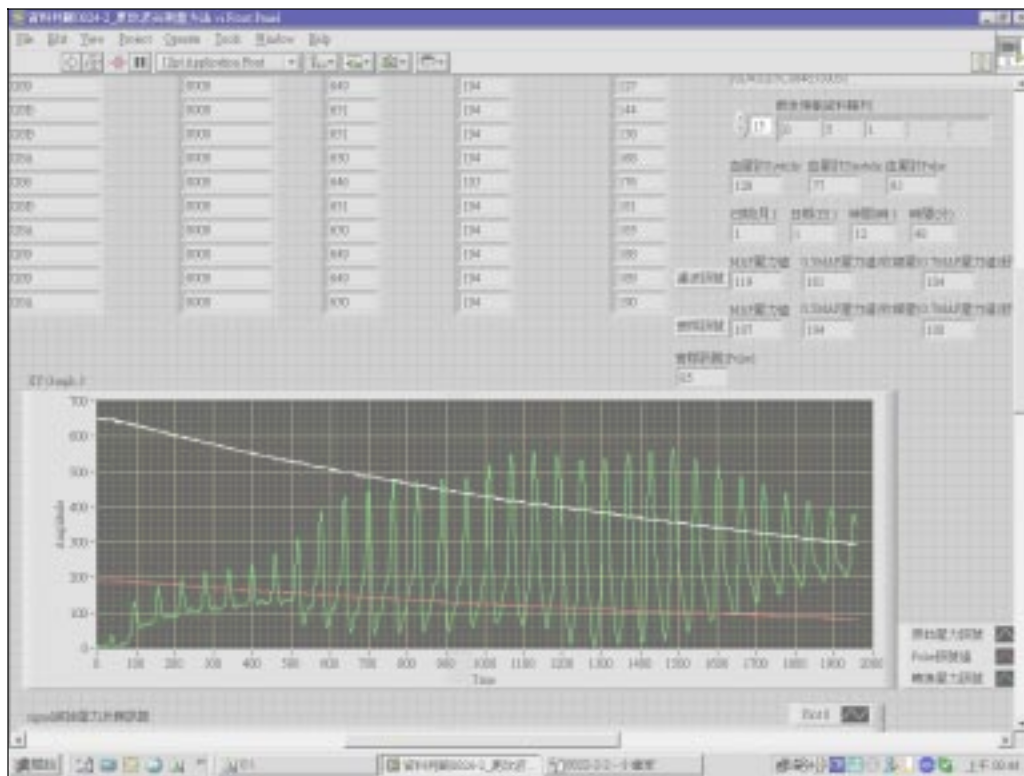


圖5-15 血管壁較厚的測試者

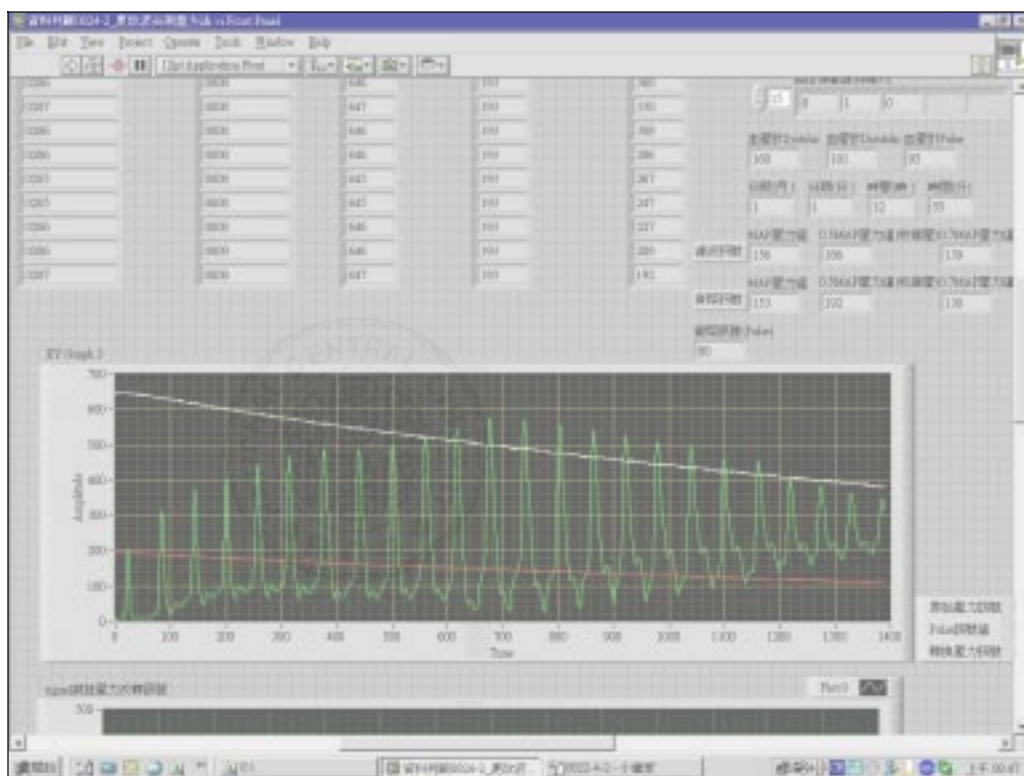


圖5-16 有高血壓的受測者

## 5.4 血氧濃度訊號

圖 5-17 為實際光源輸入推動的波形，成功的利用電路組合成紅光與紅外光的間隔 500us 的輸入。

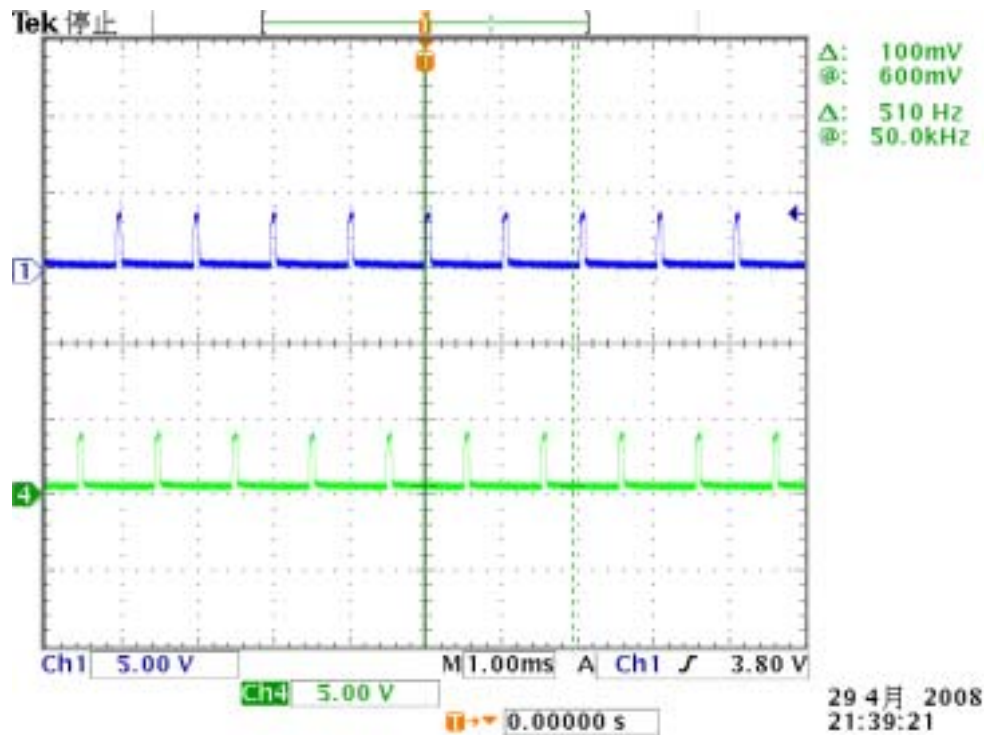


圖 5-17 實際光源信號波形

以下為同一個受測者左手小指、食指、拇指、無名指根中指的量測結果，根據公式的推算以及與血氧值的對照圖的對照，其血氧值皆落在  $R$  值=0.62，AD 之後再經由 MCU 計算得知  $SaO_2$  為 97%。

圖 5-18 為紅光與紅外光由波形觀察大致可以歸類成三種狀態：第一種  $SaO_2=0\%$ ，此為紅光波形大於紅外光，則  $R$  為負值；第二種  $SaO_2=85\%$ ，此為紅光與紅外光相等，所以  $R$  值為 1；第三  $SaO_2=100\%$ ，此為紅光小於紅外光， $R$  值為正落在 0~1 之間。一般來說正常人的血氧濃度值落在 85%~100%之間，85%以下到 60%為輕度低血氧症，60%以下到 40%為中度低血氧症，不到 40%就是重度低血氧症了。根據研究年齡超過 60 歲的人正常值會每年遞減 1%。

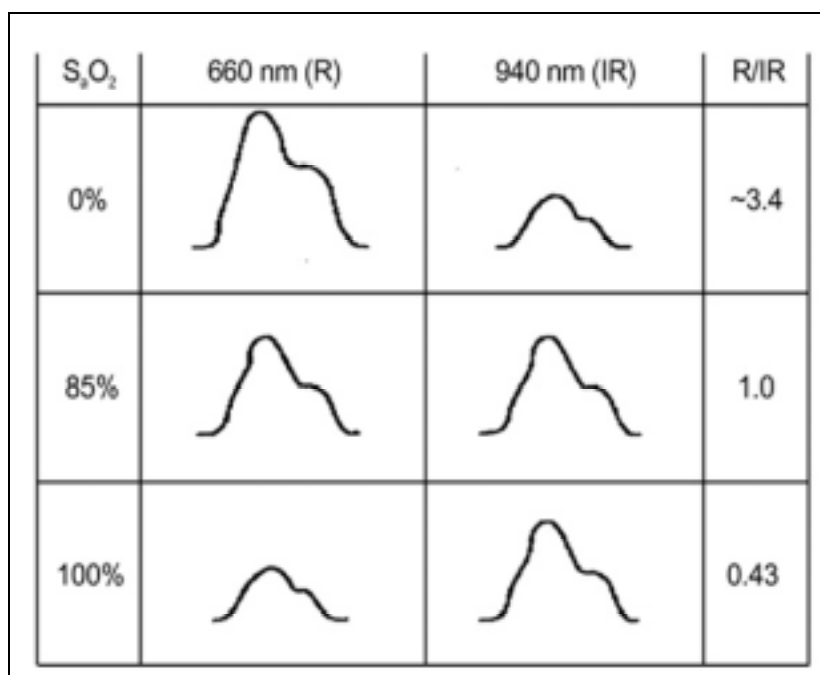


圖 5-18 紅光與紅外光強度比例與血氧值關係圖

([www.pubmedcentral.nih.gov](http://www.pubmedcentral.nih.gov) Amal Jubran “ Pulse oximetry ” )

圖 5-19 為血氧濃度量測的各種狀況波形，由上至下分別是正常的波形，低血氧的波形，有雜訊的波形，最後是在量測期間有移動到的波形。

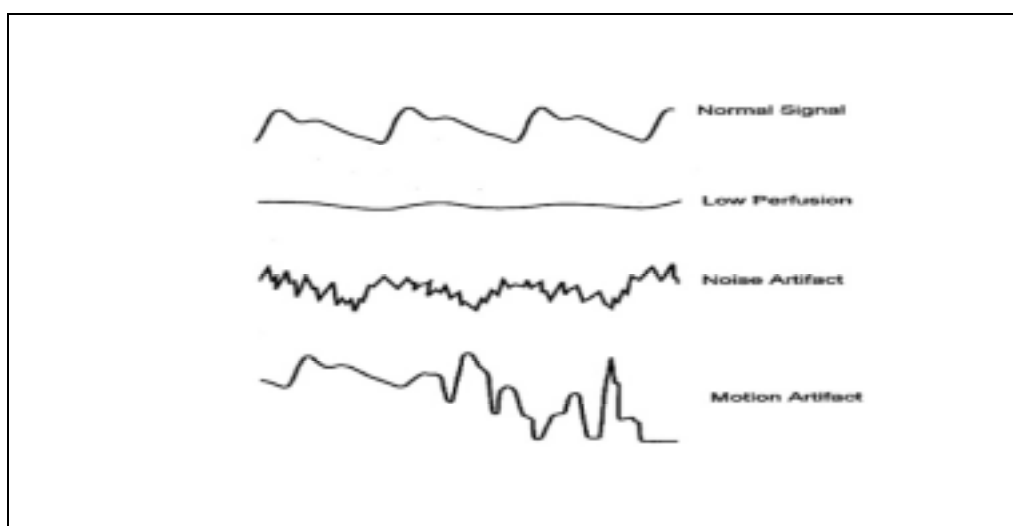


圖 5- 19 血氧濃度量測的各種狀況波形

([www.pubmedcentral.nih.gov](http://www.pubmedcentral.nih.gov) Amal Jubran “ Pulse oximetry ” )

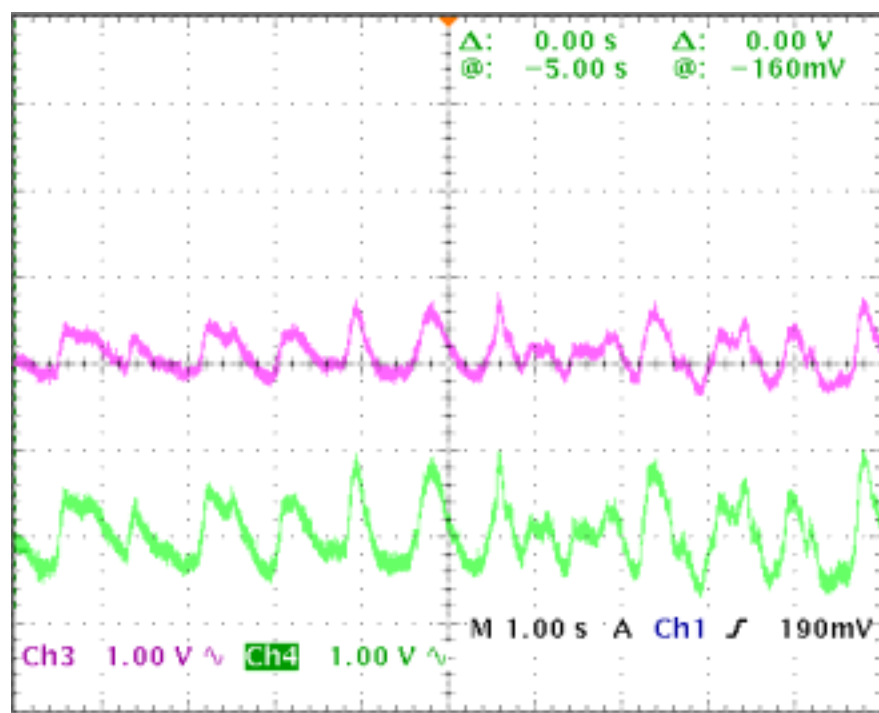


圖 5-20 量測時移動時的波形

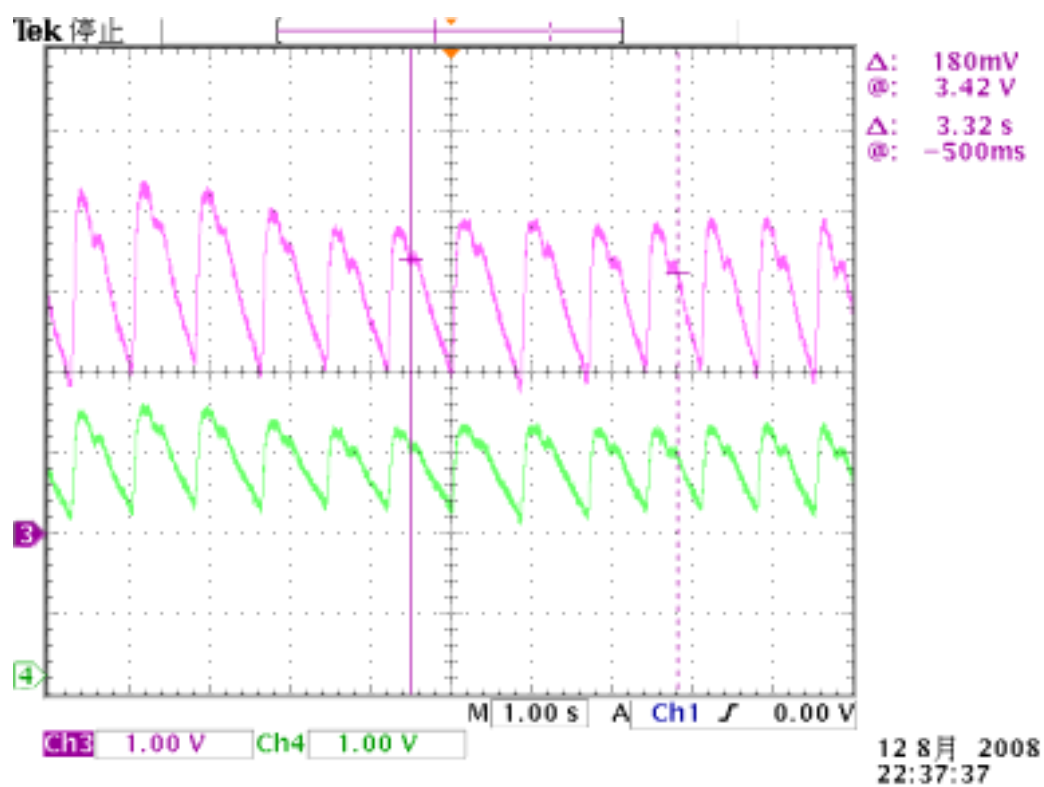


圖 5-21 小指血氧波形

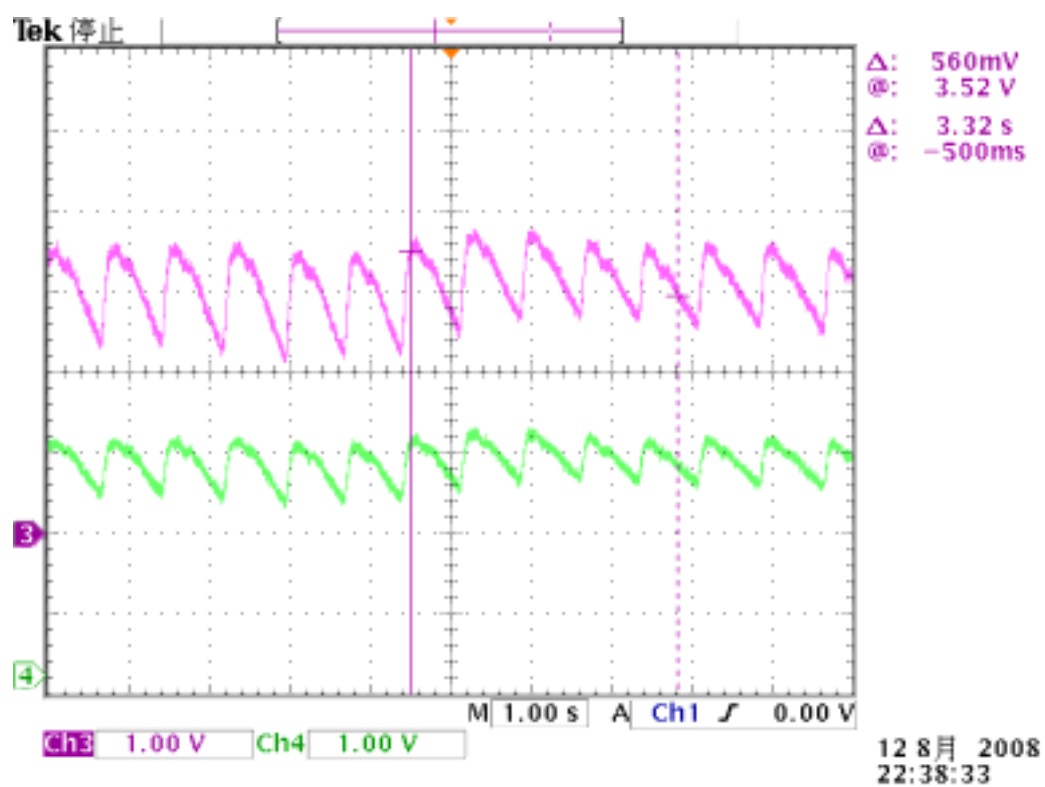


圖 5-22 食指血氧波形

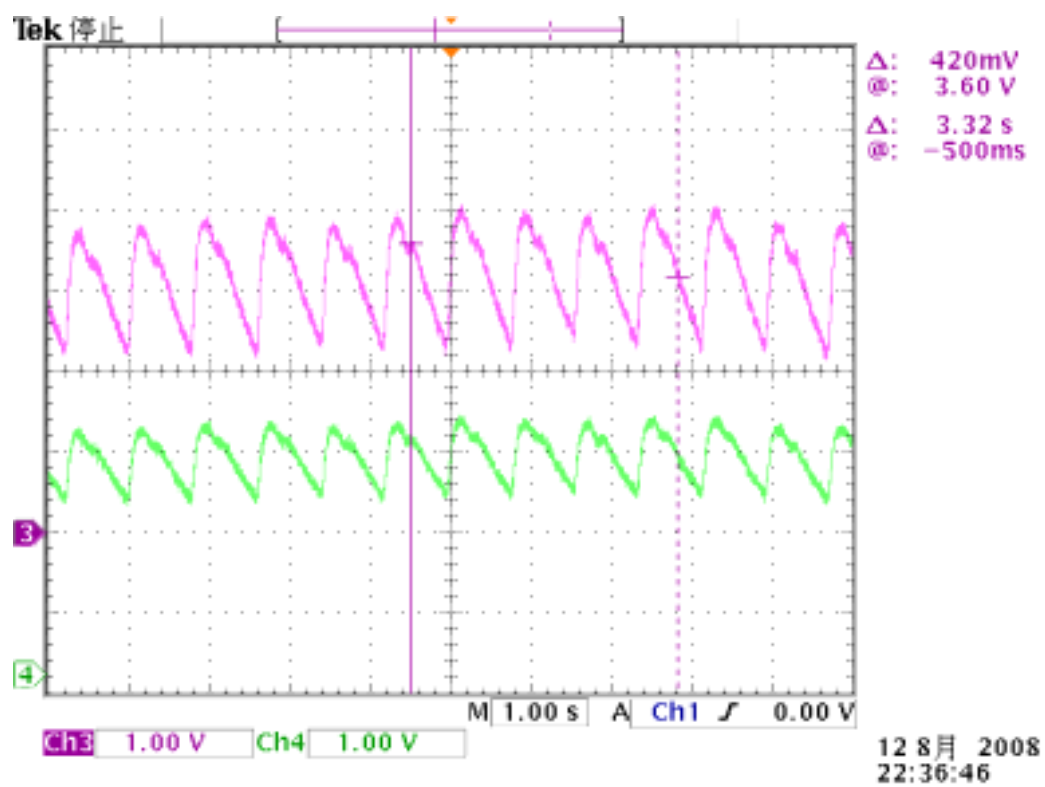


圖 5-23 無名指血氧波形



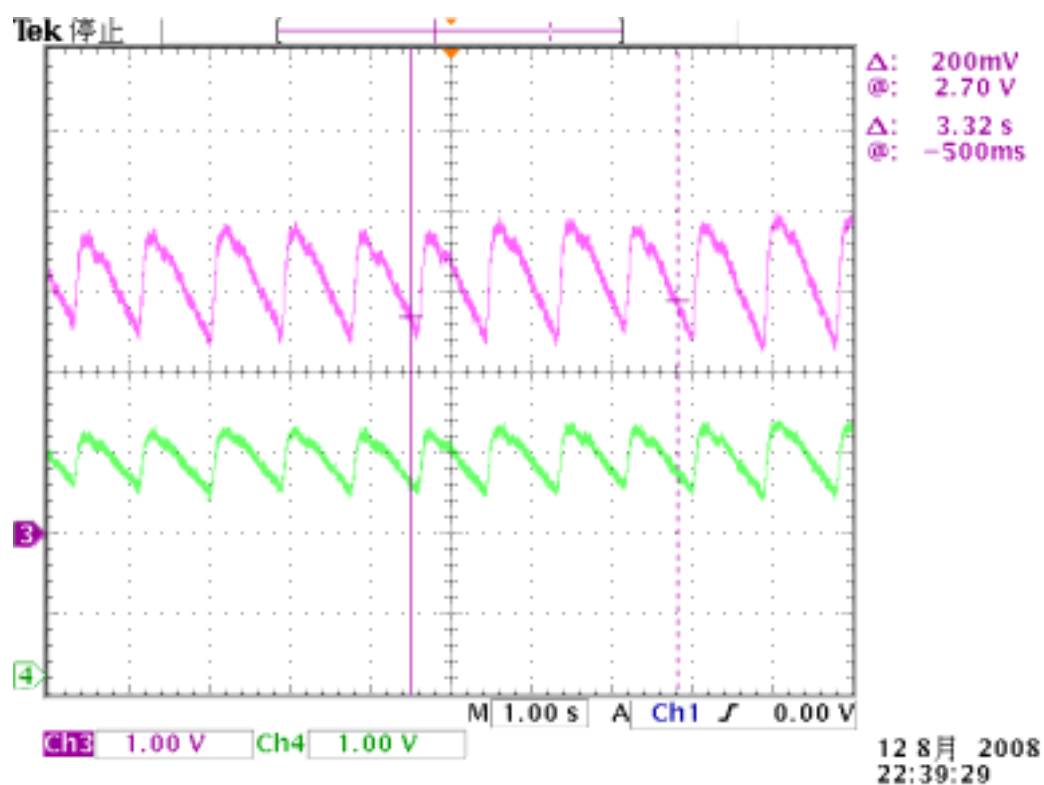


圖 5-24 中指氧波形

量測狀態	紅光	紅外光	R 值	血氧值
食指	421	595	0.70	94%
中指	461	720	0.64	96%
無名指	883	1268	0.69	94%
小指	405	593	0.68	94%

表 5-2 手指血氧濃度測量狀態表

因為無法取得低血氧的受測者資訊，所以我們模擬將手指用橡皮筋套住一段時間，使其短暫缺氧所測得的波形。圖 5-25 為尚未套住之正常血氧波形；圖 5-26 為套住兩圈；圖 5-27 為套住三圈；最後圖 5-28 手指已經呈現缺氧變黑的情況所得



之波形。表 5-3 為測試表。(CH3 為紅光，CH4 為紅外光)

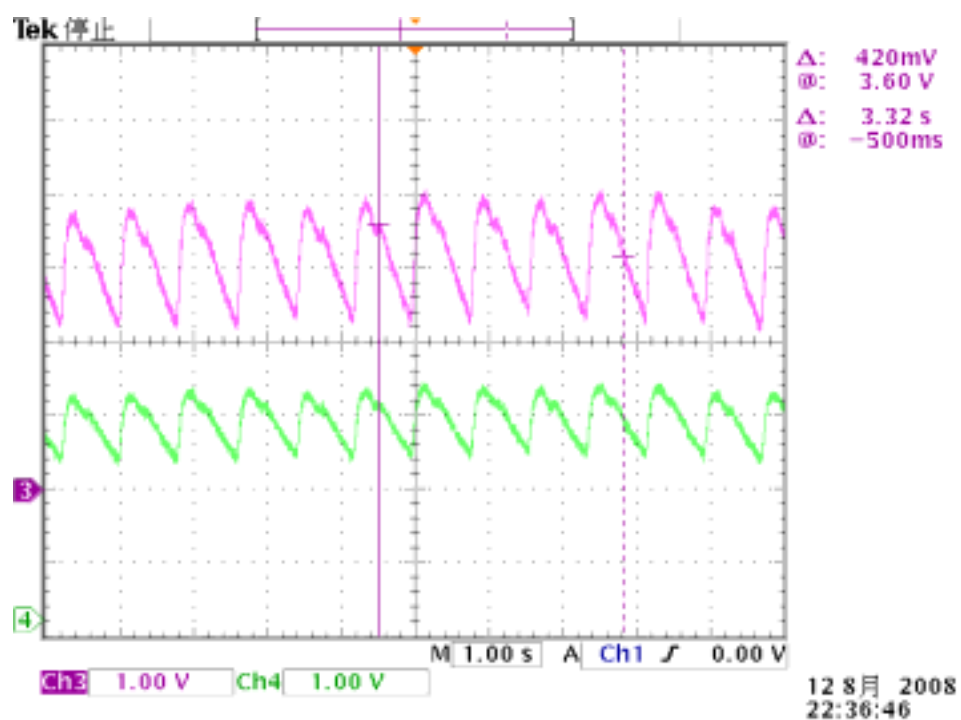


圖 5-25 尚未套上橡皮筋濃度量測

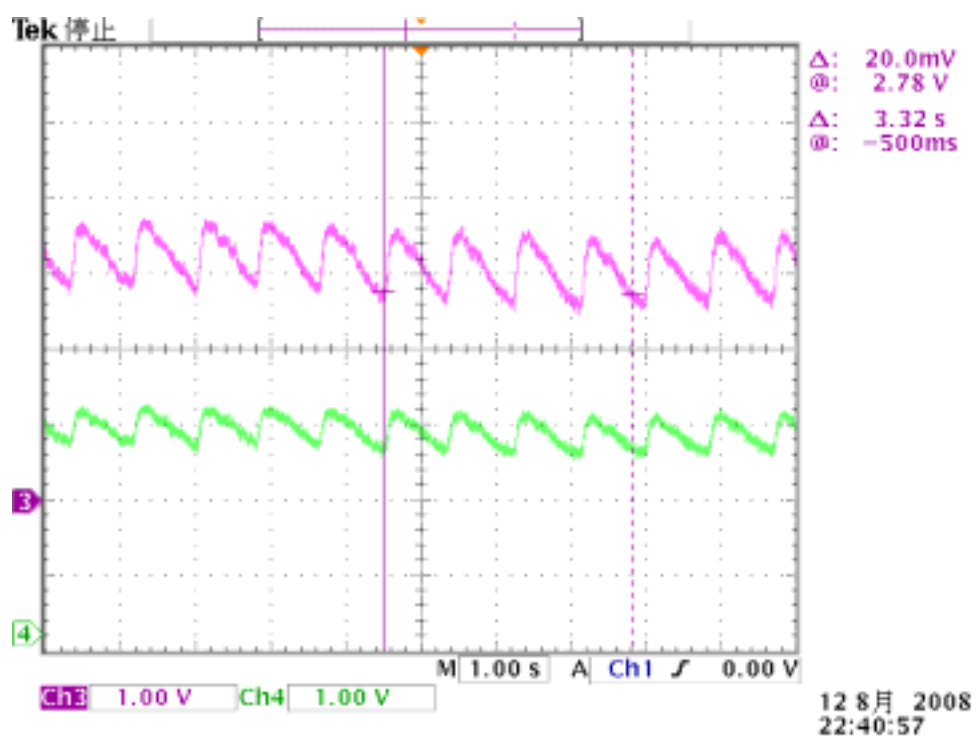


圖 5-26 套上橡皮筋兩圈濃度量測

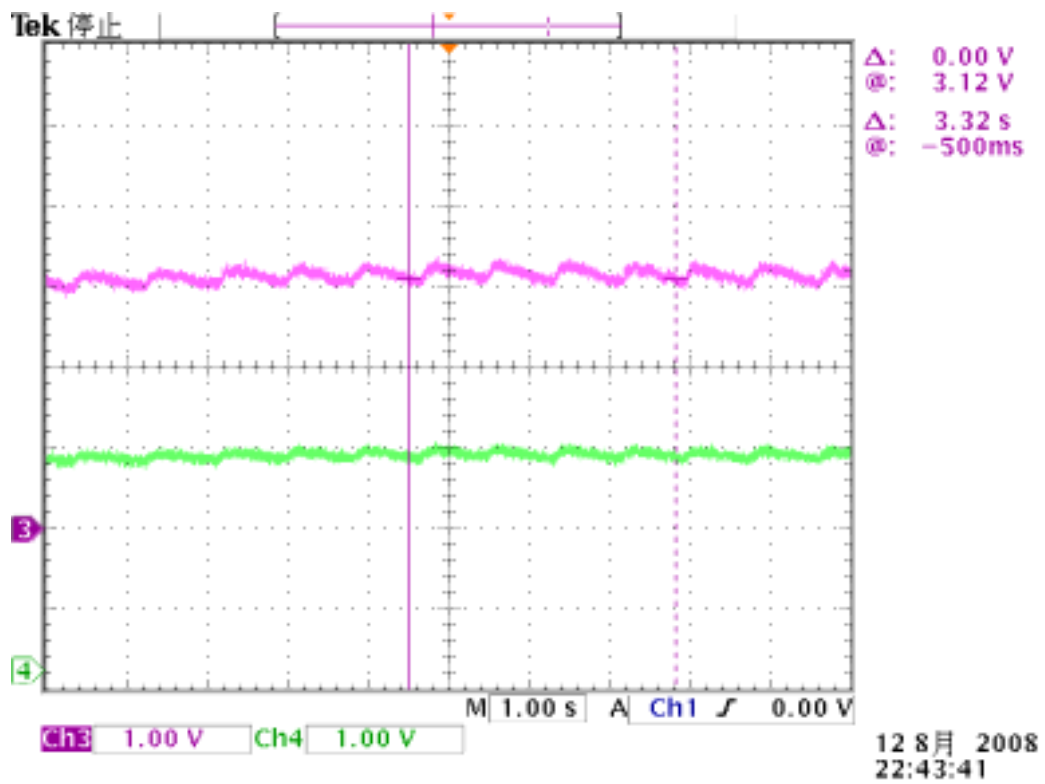


圖 5-27 套上橡皮筋三圈濃度量測

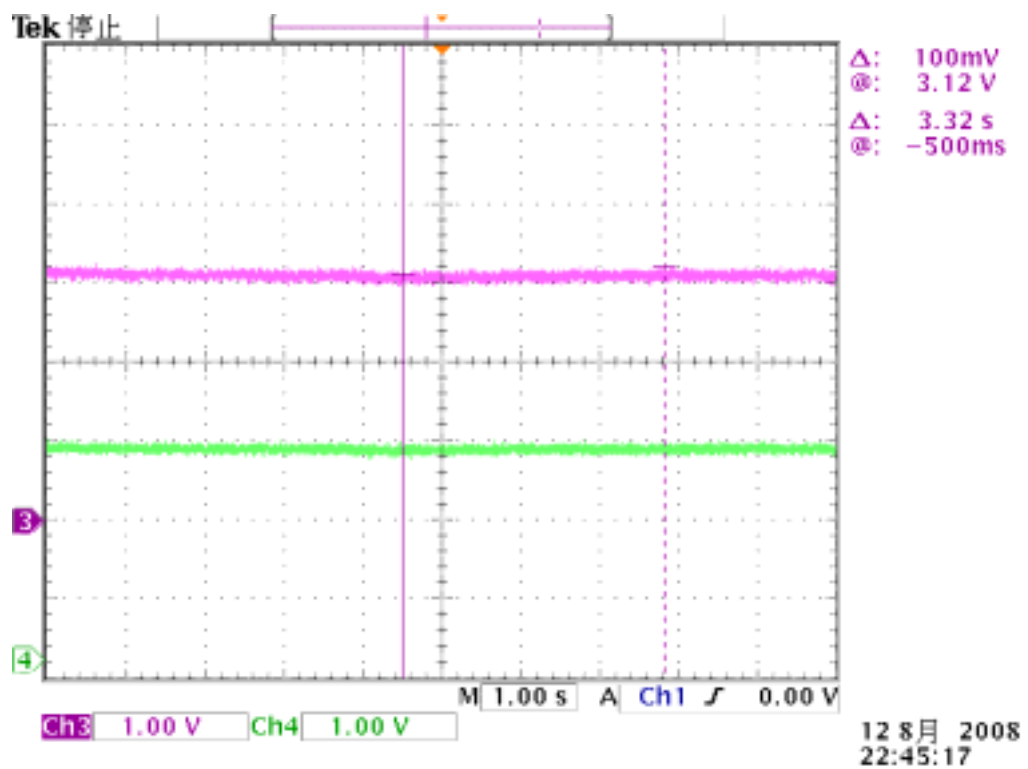


圖 5-28 模擬低血氧濃度量測

量測狀態	紅光值	紅外光值	R 值 (紅光/紅外光)	血氧值
尚未套橡皮筋	452	698	0.64	96%
套三圈	273	369	0.73	92%
套四圈	189	143	1.32	68%
套三圈 發黑	170	68	2.5	0%

表 5-3 正常與異常血氧測試表

受測者	R 值	SaO2	市面上所販售 儀器之 SaO2
1	0.63	96	98
2	0.62	97	98
3	0.63	96	98
4	0.59	98	99
5	0.63	96	97
6	0.68	94	97
7	0.67	95	98

8	0.63	96	97
9	0.66	95	98
10	0.61	97	98
11	0.63	96	98
12	0.61	97	99
13	0.63	96	99
14	0.81	90	98
15	0.64	96	97
16	0.66	95	97
17	0.31	100	98
18	0.84	89	98
19	0.75	92	98
20	0.62	97	98
21	0.63	96	98

表 5-4 二十一位受測者本系統與市售儀器之比較表

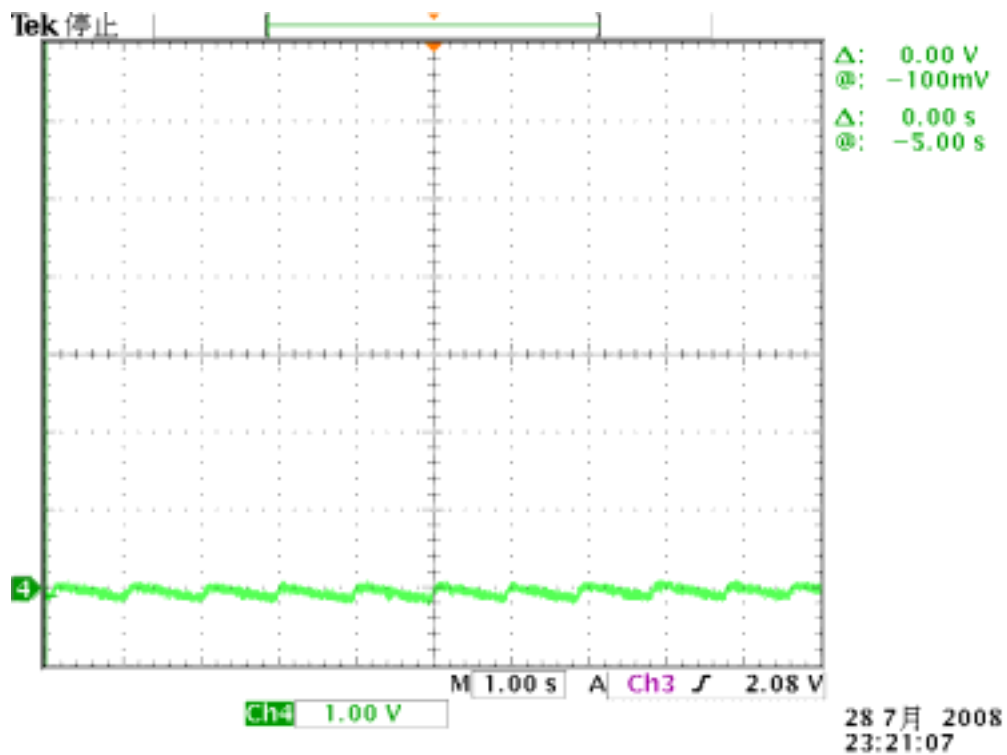


圖 5-29 光訊號輸出至 TL084 後的波形

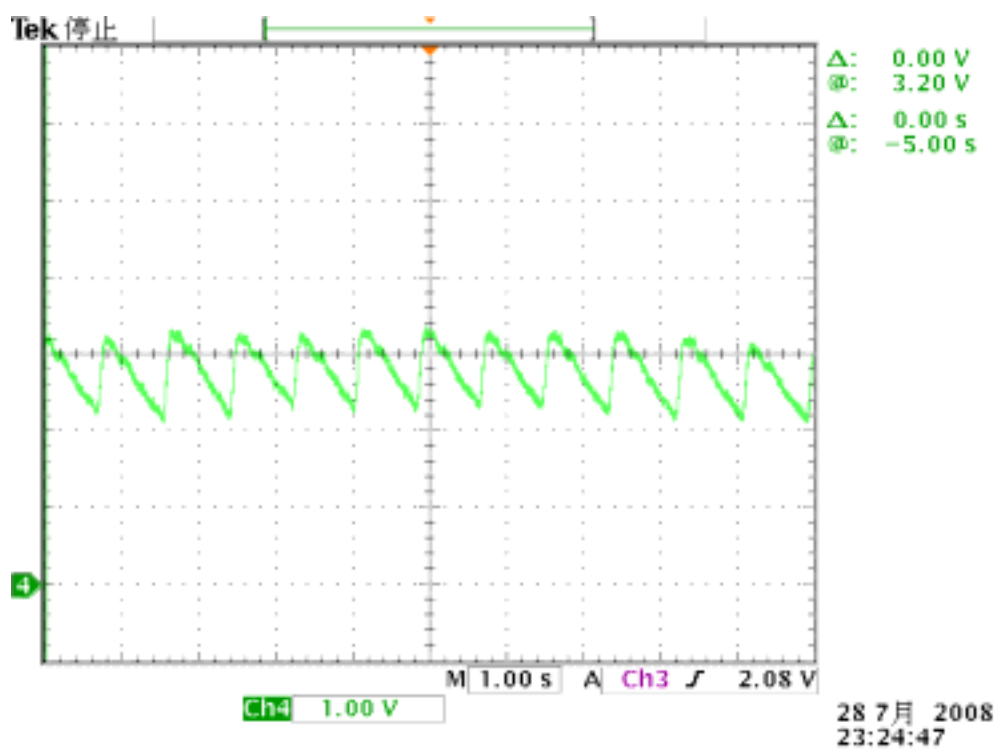


圖 5-30 經過放大與準位提昇，將波形拉到將近 4V，就有最大與最小值

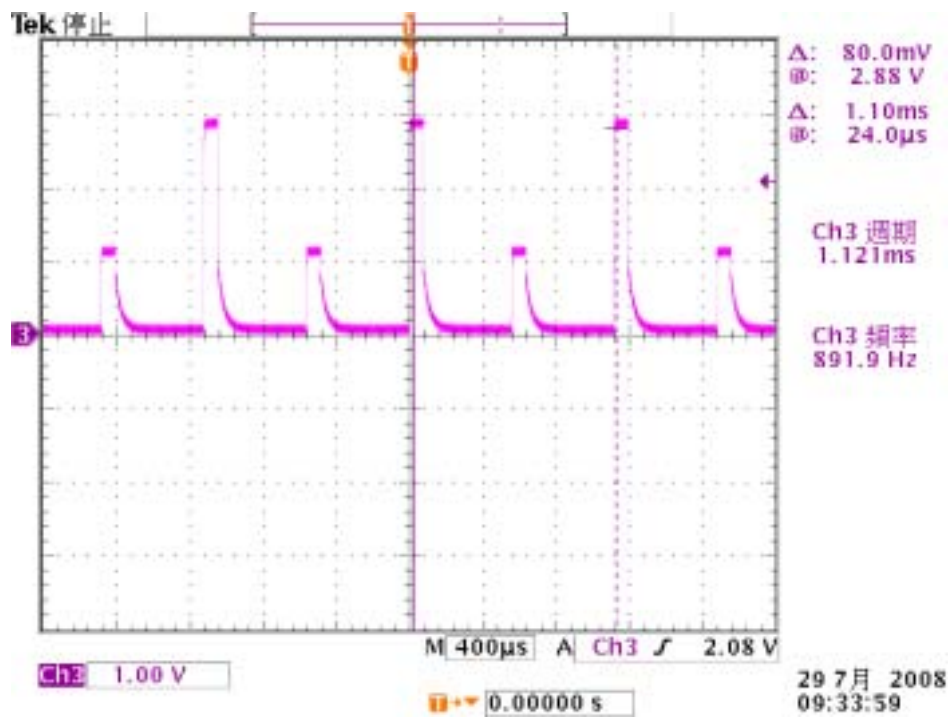


圖 5-31 輸入端信號波形

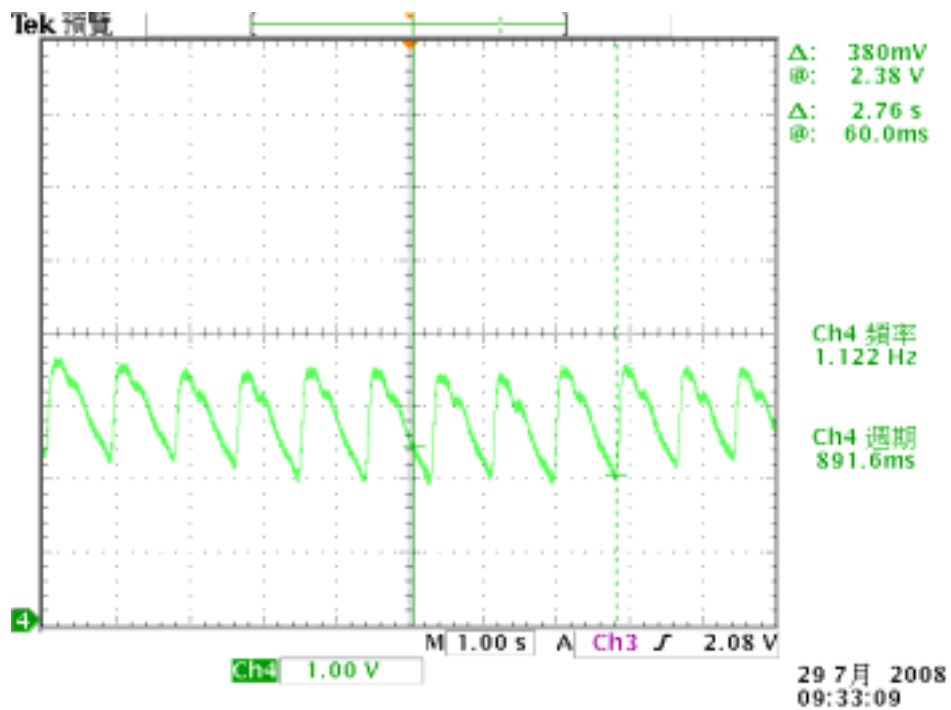


圖 5-32 輸出端信號波形

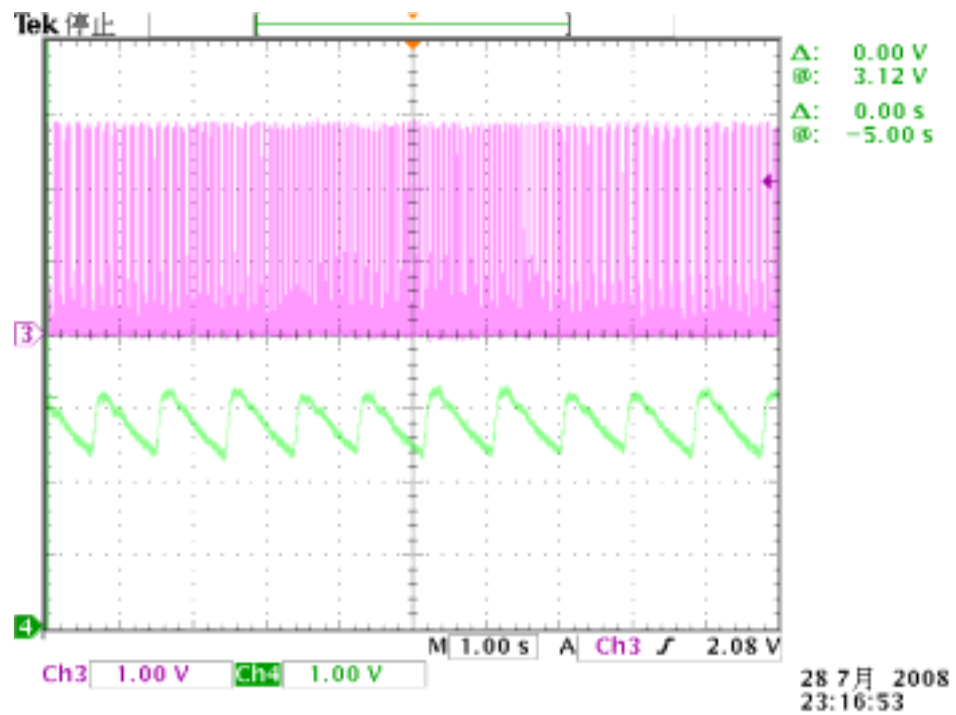


圖 5-33 輸入端與輸出端波形比較

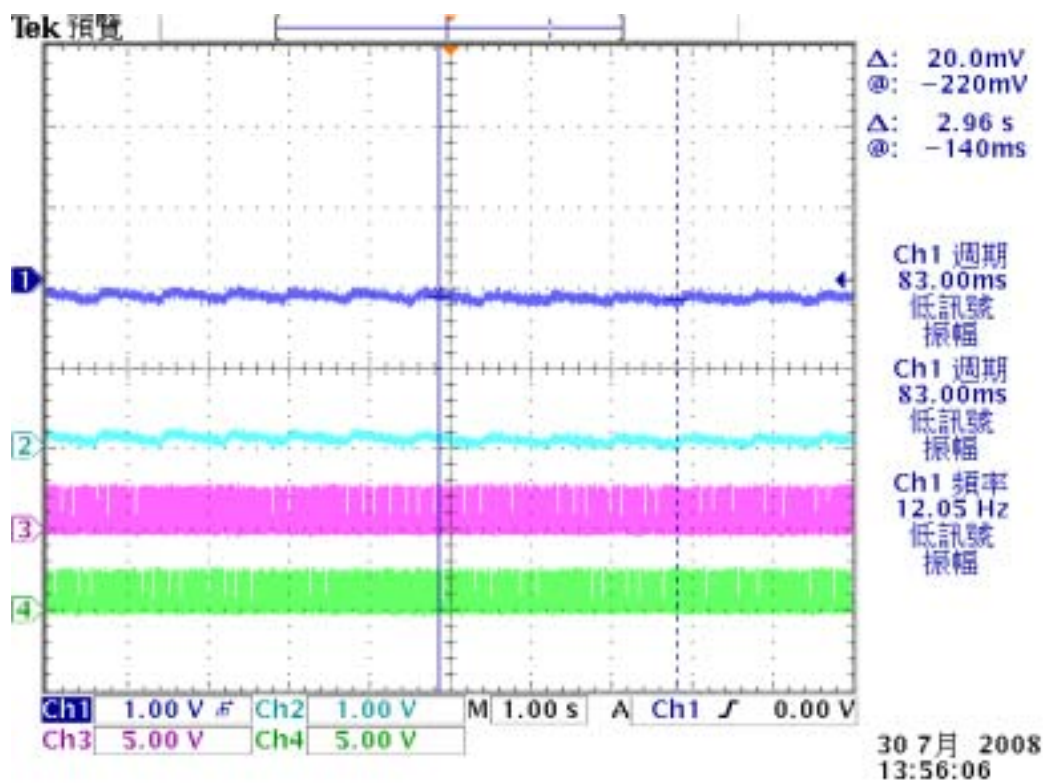


圖 5-34 未放大輸入端與輸出端的比較

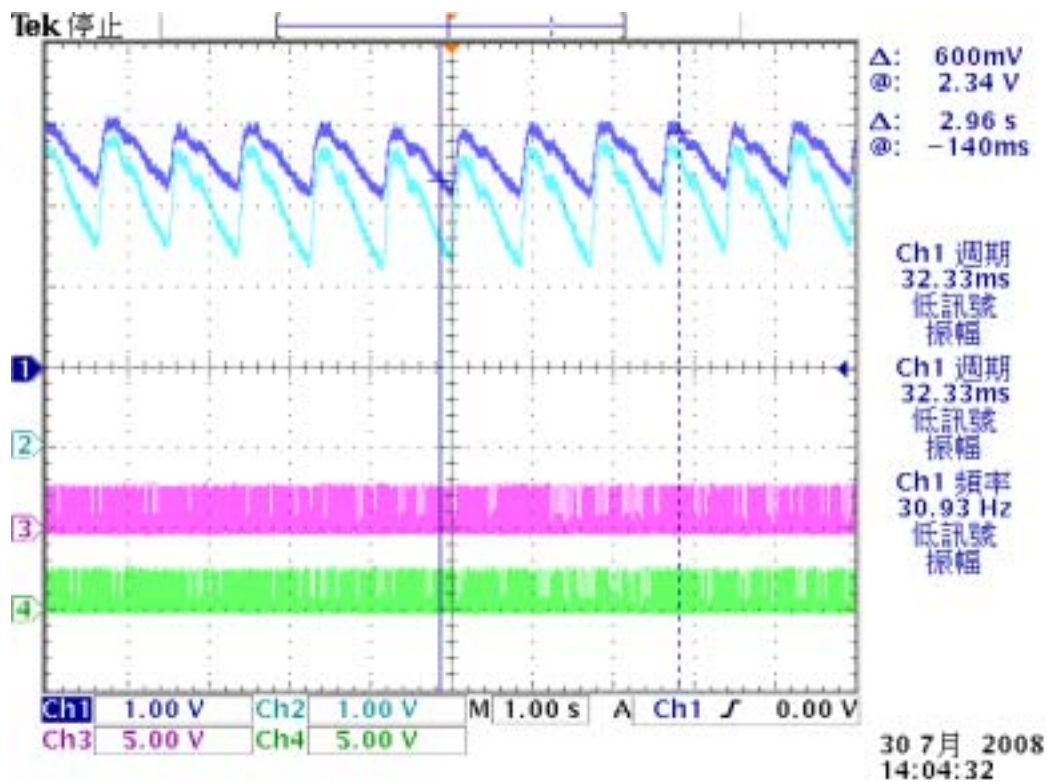


圖 5-35 經過放大後輸入端與輸出端的比較

尚未放大前圖 5-34，輸出的波形相當的小，如此一來並不能讓 MCU 的 A/D 進行轉換，所以我們必須進行放大。



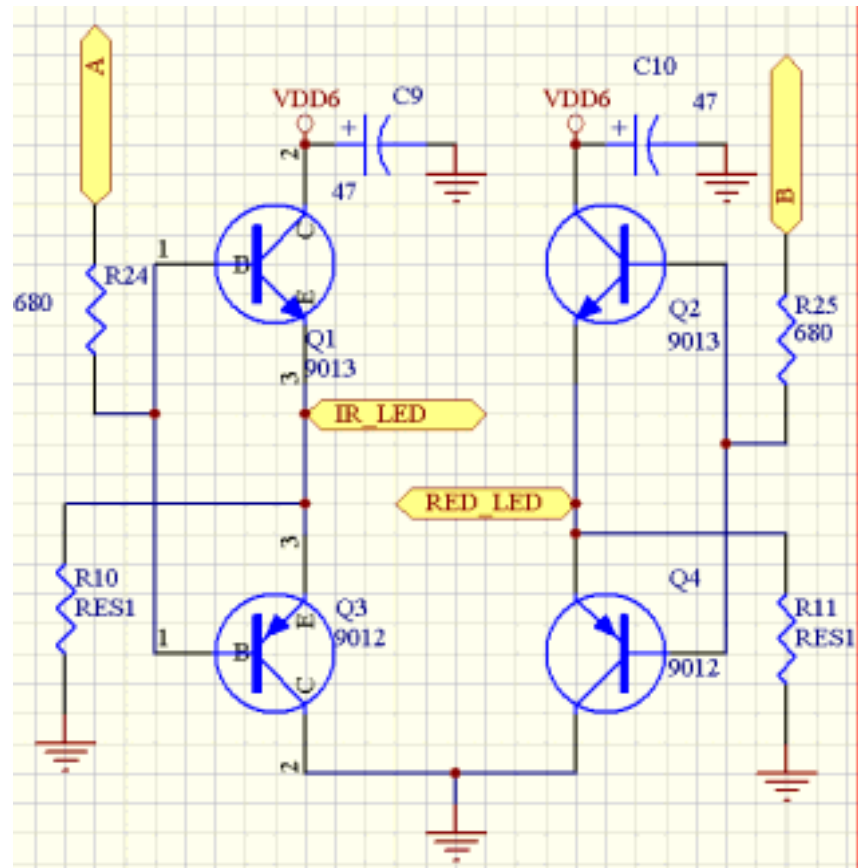


圖 5-36 輸入端信號電路

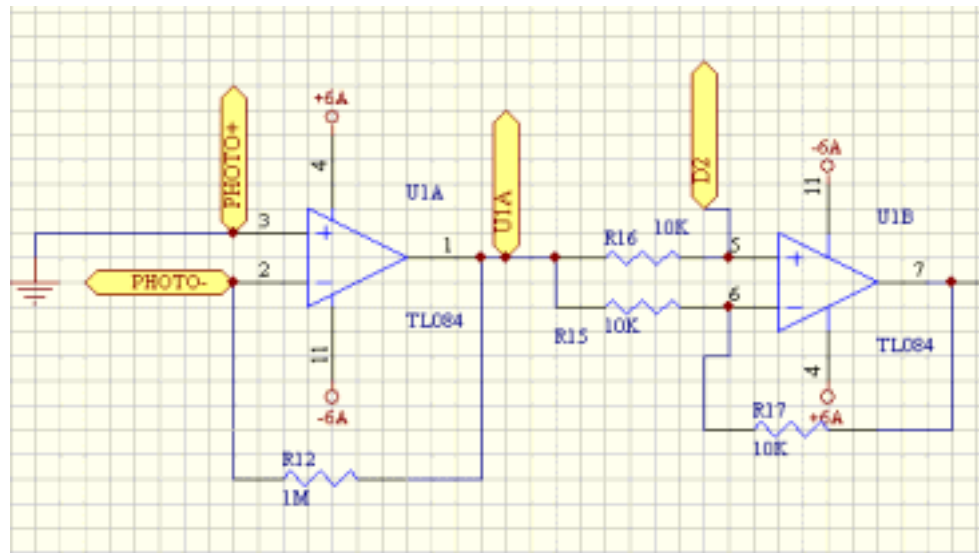


圖 5-37 第一極輸出

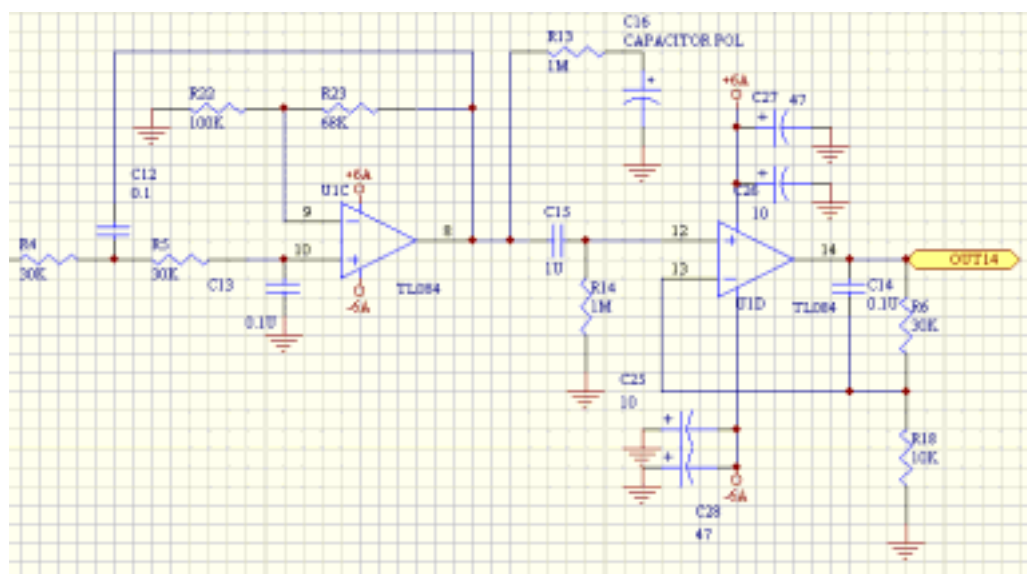


圖 5-38 第二極放大電路

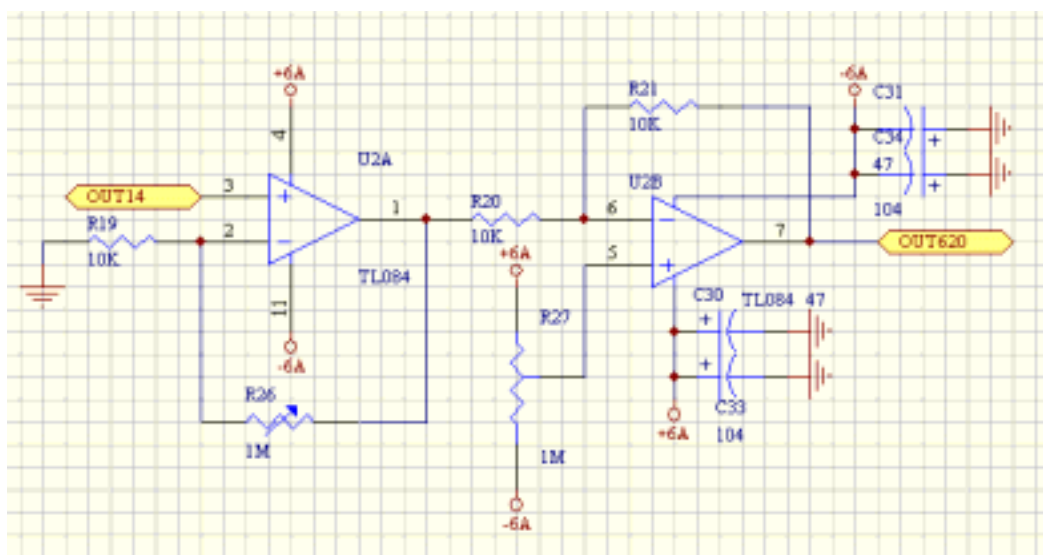


圖 5-39 第三極準位提昇與放大電路



圖 5-40 市售之血氧濃度計

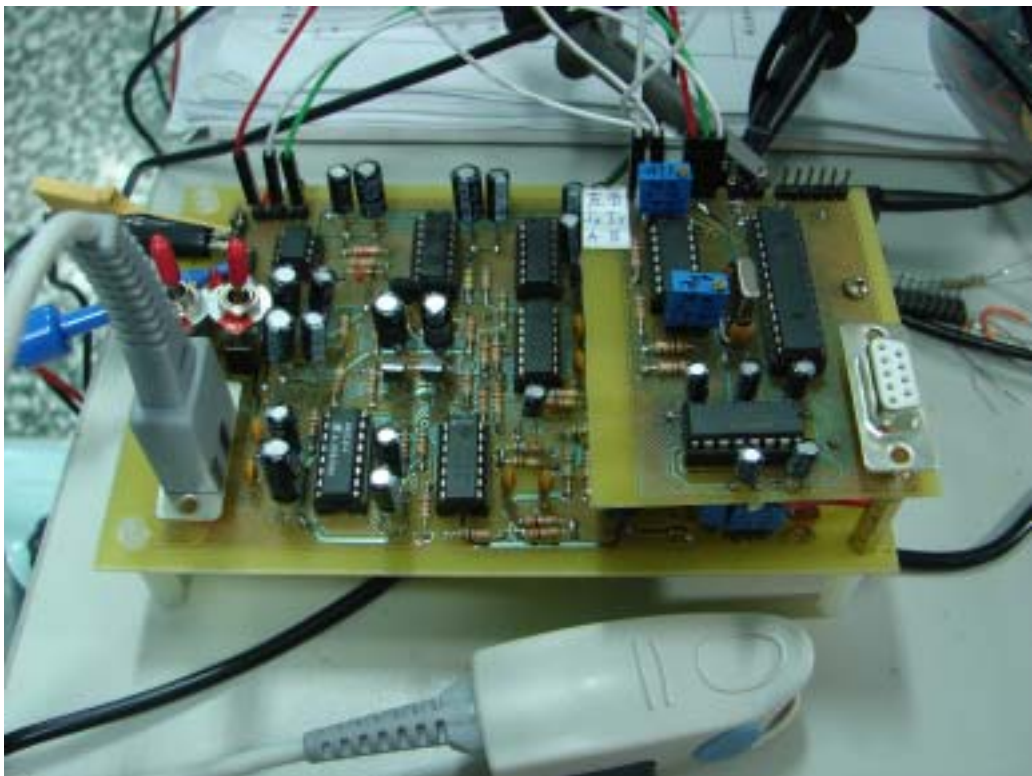


圖 5-41 自製的血氧濃度計

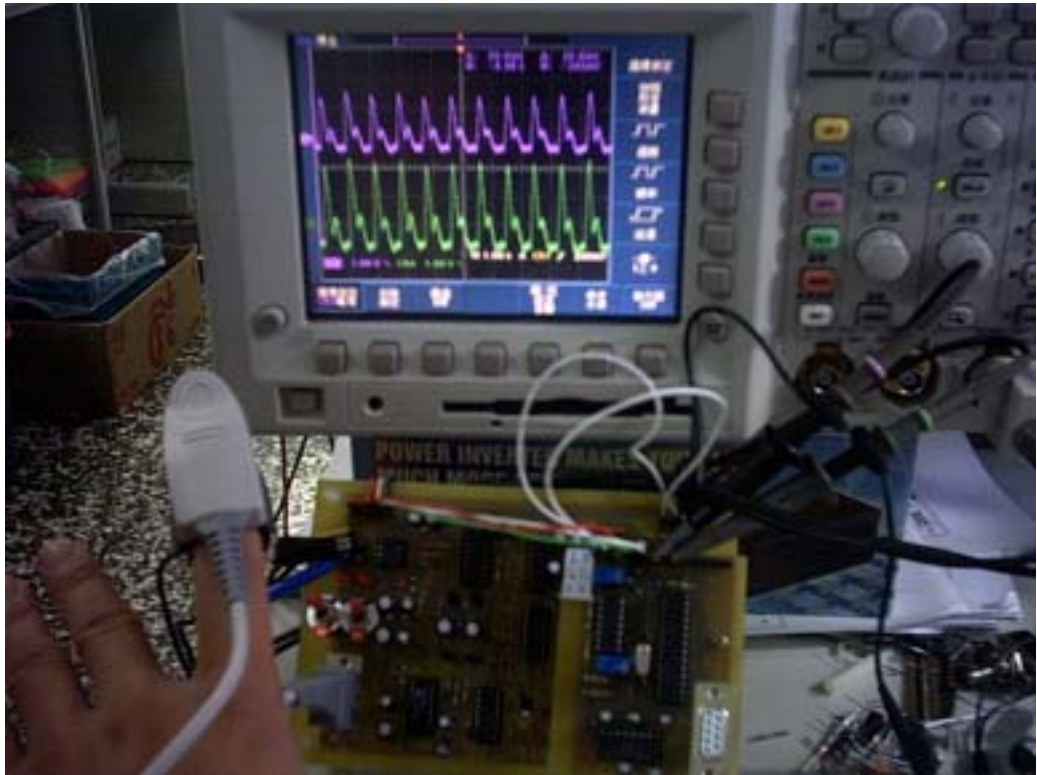


圖 5-42 自製的血氧濃度計

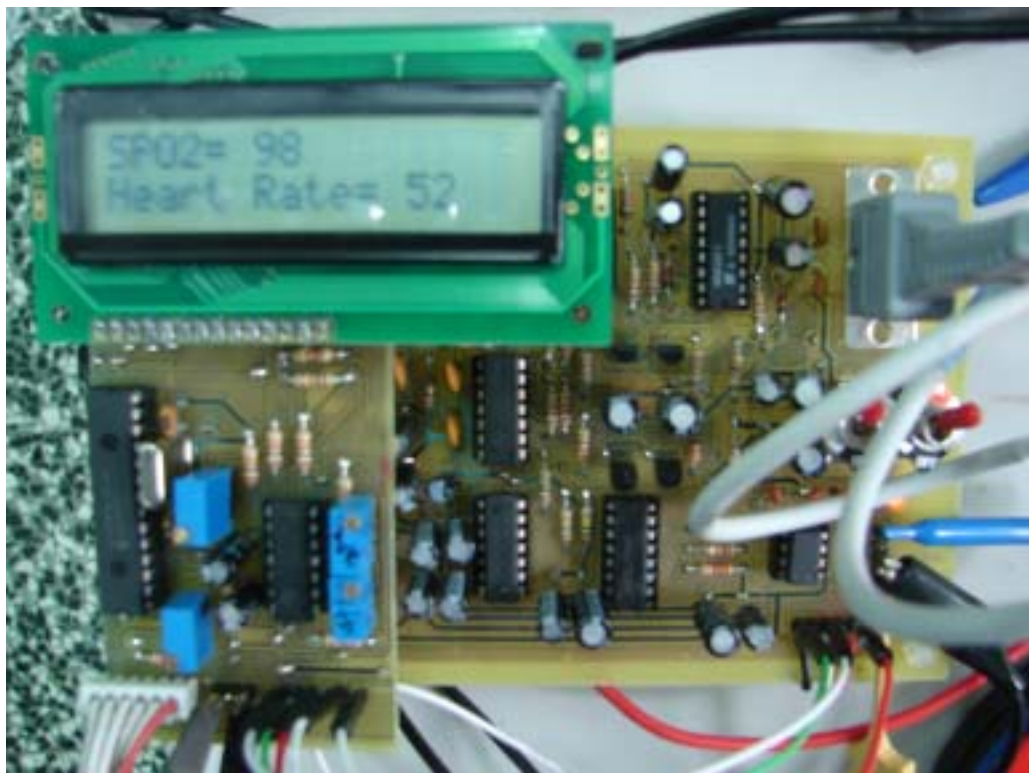


圖 5-43 血氧與心跳顯示 LCD

## 5.5 影響測量準度的因子

1. 姿勢的改變。
2. 有不正常的Hb 存在時，如：體內存在COHb（一氧化碳血紅素）、MetHb（變性血紅素）。
3. 血液中有染劑存在時，如：甲基藍、顯影劑。一般需要30 分鐘的半衰期後，才可測量。
4. 皮膚有色素沉著或有指甲油、彩繪指甲時。
5. 血液循環差，如：低血容性休克、週邊組織灌流低，易致末梢冰冷、摸不到脈動者。
6. 測量的時候，暴露在額外的光源下容易受干擾。
7. 無法量化的高血氧，如： $\text{PaO}_2 > 100\text{mmHg}$  時， $\text{SpO}_2$ 還是只有100%。
8.  $\text{SpO}_2$  和 $\text{SaO}_2$  兩者的值  $< 83\%$ 時，則監視器上的 $\text{SpO}_2$  就失去其客觀性，需以ABG 的 $\text{PaO}_2$ 為參考標準。

## 第六章 結論

居家醫療儀器越來越深入一般家之中，尤其是基礎量測儀器血壓血氧等，但雖然是一般家庭必備的儀器，但是大多這些基礎醫療儀器還是過於昂貴，一個家庭最多就一台血壓計，但倘若家中有需要長期受測監控的患者，這將會是一個負擔，故開發出一套系統是包含心電量測模組、體溫模組、綜合血壓心血管狀態模組，以及血氧濃度量測模組，可以拆解，可以攜帶，體積微小化，重要是價格是一般家庭所可以負擔的價格。

### 6.1 低耗電可攜式心電圖信號長期監測系統

- A. 給病患佩帶測試，監測是否可以 24 小時傳送心電圖資料到遠端，以及在回診時檢查 SD 卡是否正確地儲存心電訊號。
- B. 給醫師看 SD 卡儲存的心電訊號是否無失真，以及正確性是否夠高。

### 6.2 可顯示基本心血管狀態之血壓計

- A. 看電子血壓計量測出的值是否與水銀汞柱血壓計的值相近。
- B. 給心血管病患量測，讓醫師觀看心血管基本狀態圖是否與其他檢查結果一致。
- C. 讓不同心血管病患量測，儲存基本心血管狀態圖樣本做研究，以利找出更多的心血管疾病的初期症狀。

### 6.3 血氧濃度量測系統

- A. 給呼吸系統病患佩帶於食指，看血氧濃度計是否準確顯示血氧濃度百分比的值。
- B. 紀錄各種不同病患的血氧濃度變化，以利提早找出造成窒息的原因。

## 參考文獻

- [1] Waller AD. An introductory address on the electromotive properties of the human heart beat. Br Med J 1888. 2:751
- [2] Snellen HA. Willern Einthoven(1860-1927)-Father of electrocardiography. Life and work, ancestors and contemporaries. Dordrecht/Boston/London:Kluwer Academic Publishers; 1995. pp. 5-60
- [3] Microchip , TC1046Data Sheet , Microchip,2002.
- [4] Karamanoglu, M., O'Rourke, M. F., Avolio, A. P., and Kelly, R. P., “An analysis of the relationship between central aortic and peripheral upper limb pressure waves in man”, Euro. Heart J., vol. 14, pp. 160–167, 1993.
- [5] Fitchett, D.H., “Aortofemoral transfer function: A method to determine the instantaneous aortic value gradient in aortic valve stenosis”, Amer. Coll. Cardiol., vol. 22, pp. 1909–1914, 1993.
- [6] Bos, W.J.W., van Goudoever, J., van Montfrans, G.A., Van den Meiracker, A. H., and Wesseling, K.H., “Reconstruction of brachial artery pressure from noninvasive finger pressure measurements”, Circ., vol. 94, pp. 1870–1875, 1996.
- [7] Chen, C.H., Nevo, E., Fetics, B., Pak, P.H., Yin, F.C.P., Maughan, W.L., and Kass, D.A., “Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure: Validation of generalized transfer function” , Circ., vol. 95, pp. 1827–1836, Apr. 1997.
- [8] Fetics, B., Nevo, E., Chen, C.H., and Kass, D.A., “Parametric Model Derivation of Transfer Function for Noninvasive Estimation of Aortic Pressure by Radial Tonometry”, IEEE Trans, Biomed. Eng., vol. 46, no. 6, pp. 698–706, June, 1999.
- [9] Allen J. and Murray A, “Modelling the relationship between peripheral blood pressure and blood volume pulses using linear and neural network system

- identification techniques”, *Physiol. Meas.* 20, pp. 287-301, 1999.
- [10] Chon K.H., and Cohen, R.J., “Linear and nonlinear ARMA model parameter estimation using an artificial neural network”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 168–174, Mar 1997.
- [11] Chon, K.H., Cohen, R.J., and Holstein-Rathlou, N.H., “Compact and accurate linear and nonlinear autoregressive moving average model parameter estimation using Laguerre functions”, *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 25, pp. 731–738, 1997.
- [12] Lu, S., and Chon, K.H., “A new algorithm for linear and nonlinear ARMA model parameter estimation using affine geometry”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, pp. 1116–1124, Oct. 2001.
- [13] Zou, R., Wang, H., and Chon, K.H., “A robust time-varying identification algorithm using basis functions”, *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 31, pp. 840–853, 2003.
- [14] Zou, R., and Chon, K.H., “Robust Algorithm for Estimation of Time-Varying Transfer Functions”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 2, pp. 219–228, February, 2004.
- [15] Webster, J. G., “Medical Instrumentation – Application and Design, 3<sup>rd</sup> edition”, John Wiley & Sons, Inc., pp.317-328, 1998.
- [16] Geddes, L. A., “The Direct and Indirect Measurement of Blood Pressure”, Year Book Medical Publishers, 1970.
- [17] LabVIEW 硬體介面-DAQ 感測器
- [18] J. B. Hickam, R. Frayser, and J. C. Ross, “A study of retinal venous blood oxygen saturation in human subjects by photographic means,” *Circulation* 27, pp375-383, 1963.
- [19] R. A. Laing, A. J. Cohen, and E. Friedman, “Photographic measurements of retinal



blood oxygen saturation: falling saturation rabbit experiments,” Invest. Ophthalmol. Visual Sci. 14, pp606-610, 1975.

- [20] 林豫亭，『探討小兒加護病房病童之 SpO<sub>2</sub> 與 SaO<sub>2</sub> 的關係』，中山醫學大學醫學研究所碩士論文，2003。
- [21] Hunor Sa'ntha, Norbert Stuban, GThor Harsa'nyi, “Design Considerations of Small Size Reflective Type Pulse Oximeter Heads in Special Applications”, *IEEE Electronics Systemintegration Technology Conference*, pp.404-408, 2006.
- [22] Medical Electronics , Dr. Neil Townsend , Michaelmas Team “Pulse Oximetry” pp.33-42 , 2001
- [23] J G Webster, “Design of Pulse Oximetry”, IOP 1997.
- [24] Analog Devices datasheet
- [25] Intersil , DG212 Data Sheet , Intersil , 1999.
- [26] Microchip , PIC16F876 Workshop , Microchip , 2006.
- [27] 洪正瑞，詳細解析 PIC16F877 原理與應用，台科大圖書公司，2005。
- [28] 曾百由，dsPIC 數位信號控制器原理與應用，台科大圖書公司，2005。
- [29] Microchip , dsPIC30F Workshop , Microchip , 2004.
- [30] Microchip , dsPIC30F4013 Data Sheet, Microchip , 2004.
- [31] Microchip , dsPIC30F6014 Data Sheet , Microchip , 2004.
- [32] Microchip , dsPIC30F6014 Family Reference Manual Data sheet , Microchip, 2002.
- [33] Nellcor, OxiMax DS-100A Durasensor, Nellcor, 2005.

- [34] Texas Instruments , Circuit Implementation, “A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430”, 2005.
- [35] Brinkman, R. and Zijlstra, W.C., Arch.Chir. Neerl., pp.177-183, 1949.
- [36] Stephan Reichelt\_, Jens Fiala, Armin Werber, Katharina Förster, Claudia Heilmann, Rolf Klemm, and Hans Zappe, *Member, IEEE*, “Development of an Implantable Pulse Oximeter”, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, pp.581-588.
- [37] Y. Mendelson\*, *Member, IEEE*, R. J. Duckworth, *Member, IEEE*, and G. Comtois, *Student Member, IEEE*, “A Wearable Reflectance Pulse Oximeter for Remote Physiological Monitoring”, *IEEE, EMBS Annual International Conference*, pp.912-915.
- [38] Stephan Reichelt\*, Jens Fiala, Armin Wermin Werber, Katharina Forster, Claudia Heilmann, Rolf Klemm, and Hans Zappe, *Member, IEEE*, ”Development of an Implantable Pulse Oximeter”, pp-581-588 2008.
- [39] 張書豪 , 『使用血氧飽和度估測呼吸障礙指數』 , 國立中山大學機械與機電工程學系碩士論文 , 2005。
- [40] 林康平 , 『廣用型血氧濃度儀系統初探：以視網膜為例』 , 私立中原大學電機工程學系碩士學位論文 , 2004。