

逢 甲 大 學

自 動 控 制 工 程 學 系 碩 士 班

碩 士 論 文

多 訊 息 脈 搏 血 氧 濃 度 計 之 設 計

The Design of Multiple -Information

Pulse Oximeter

指 導 教 授：林 育 德 老 師

研 究 生：楊 禮 鍾

中 華 民 國 九 十 九 年 七 月 七 日

致謝

最困難的不是這六十多頁的碩士論文，而是如何將這七百多個辛苦的日子在這短短的幾行字句中表達出來，終於到了要結束求學生涯的日子，這兩年確實是我求學過程中最受挫折的一段，雖然很累，但也學到了很多的事情。

首先感謝我的指導教授林育德老師，老師無論是在研究或待人處世的態度上，都是非常值得我學習的典範；細心的指導，讓我漸漸熟悉這陌生的領域；耐心的引導，指引我走向正確的方向。老師待人謙虛並且研究認真，讓我學習到了正面的處世態度與正確的研究精神，非常感謝老師兩年來的照顧。

感謝實驗室的學長姐帶領我進入醫工實驗室這個大家庭，讓我可以很快的習慣研究所的生活，以及跟著我一起奮鬥兩年的同學；當我學習 MSP430 遇到問題時一直幫助我的湖瑩；當我的學業與感情遇到挫折時，陪我一起喝酒聊天的小宏與阿凱，謝謝你們讓我的酒量變好了；當我無聊時一起逛家樂福、吃早餐的曉微，還有在修 open GL 課時幫助我的俊銘，以及在我無家可歸還願意收留我的鹹魚，謝謝你們讓我這兩年過的很豐富，還有要感謝最後這兩年認識的新朋友們；以及給我個有血有淚半年的亞亞，和當我一個人實驗室時跟我聊 MSN 的藍天，謝謝你們了。

寫完了這篇致謝，人生將進入下一個階段，讓我們在未來各自的領域都能有很好的發揮，雖然有百年之交，但也要各奔前程，祝福所有的人，平安順遂。

2010. 8. 24

摘要

台灣社會邁向老人化，慢性疾病不僅造成國人身心健康的威脅，對於醫療資源也造成相當的支出。目前的醫學檢測，大都是在醫療院所完成，不但增加病患的來回奔波，也浪費不少社會資源，因此，如何發展居家照護系統，提供更好的醫療品質、降低社會成本及增加便利性，至為重要。本論文中之多訊息血氧量測系統，可量測受測者血氧濃度(SpO_2)、灌流指標(perfusion index)和脈搏速率(pulse rate)，進而提升居家醫療看護品質。

本系統利用紅光和紅外線作為感測光源，感測人體動脈中帶氧血紅素和不帶氧血紅素的變化。藉由比爾藍伯特定律(Beer-Lambert's law)探討入射光源與透射光源的變化，進而推導出血氧飽和濃度(SpO_2)關係式。由於血氧濃度量測系統，需從脈搏波形偵測到血氧濃度(SpO_2)計算，因此本研究中我們選擇MSP430FG4618這顆16位元微控制器作為系統控制核心。除了可將受測者的血氧濃度(SpO_2)和脈搏速率(Pulse rate)顯示在LCD面板上，另外光體積變化描計圖(photoplethysmography, PPG)的兩個參數，振幅(amplitude, AM)和直流(DC)成分的比值:灌流指標(perfusion index, PI)在生理意義上也有很高的參考價值，希望未來這可以當作醫生診斷病因的參考依據。

關鍵字:

帶氧血紅素、不帶氧血紅素、比爾-藍伯特定律、血氧濃度、脈搏速率、光體積變化描計圖、灌流指標

Abstract

The aging of Taiwan's population means that not only the health is an issue of concern, but also the expense of medical resources is increasing. Most medical check-ups performed now in hospitals are a waste of patients' time as well as the country's social resources. Therefore, it is very important to develop a home-care system to provide better medical care, convenience, and cost reduction. The multiple-information pulse oximeter system can measure SpO_2 、perfusion index and the pulse rate, thus raise the quality of home care.

In this system, red rays and ultrared rays are used as light sources to detect the change of oxygenated hemoglobin and deoxygenated hemoglobin in arteries. Based on Beer-Lambert's law, this study detects the change of incident light and transmitted light and calculates the blood oxygen saturation by SpO_2 formula from the derived. MSP430FG4618, a 16 bit microcontroller, is chosen for the system control center, and the SpO_2 , pulse rate and perfusion index can be show on the system's LCD. The perfusion index is defined to be the ratio of amplitude (AM) and DC component of PPG signal. All of these parameters are valuable in physiology and may serve as a reference for diagnosis in the future.

Keywords:

oxygenated hemoglobin, deoxygenated hemoglobin, Beer-Lambert's law, SpO_2 , pulse rate, photoplethysmography(PPG) , perfusion index

目錄

摘要.....	II
ABSTRACT.....	III
目錄.....	IV
圖目錄.....	VI
表目錄.....	VIII
第一章 序論.....	1
1-1 研究動機與目的.....	1
1-2 文獻回顧.....	2
第二章 研究原理與方法.....	4
2-1 光體積變化描計圖.....	4
2-2 非侵入式血氧濃度量測.....	8
2-2-1 血氧濃度定義.....	9
2-2-2 Beer-Lambert's Law.....	10
2-3 生理參數.....	13
2-3-1 脈搏速率(pulse rate).....	13
2-3-2 灌流指標(perfusion index).....	14
第三章 研究方法.....	17
3-1 系統架構.....	17
3-2 前置電路設計.....	18
3-2-1 光發射器與驅動電路.....	18
3-2-2 光感測器.....	20
3-2-3 濾波電路.....	21
3-3 MSP430 微控制器.....	25
3-3-1 計時器(Timer).....	27
3-3-2 輸入/輸出埠(I/O Port).....	28
3-3-3 類比至數位轉換器.....	28
3-3-4 韌體設計.....	30

3-3-5 訊號重建.....	33
第四章 實驗結果.....	35
4-1 光感測器實驗結果.....	35
4-1-1 光感測電路波形.....	35
4-1-2 解多工器分光實驗.....	35
4-1-3 濾波電路實驗.....	36
4-1-4 濾波電路驗證.....	37
4-2 實驗比較與系統校正.....	40
4-2-1 系統校正.....	42
4-2-2 實驗比較.....	44
第五章 結論與未來發展.....	50
參考文獻.....	51
附錄.....	54



圖目錄

圖 2-1 PPG 示意圖[13]	4
圖 2-2 交流及直流成分示意圖	5
圖 2-3 第一波峰形成[13]	5
圖 2-4 第二波峰形成[13]	6
圖 2-5 光強度變化簡易模型[14]	7
圖 2-6 穿透式及反射式 PPG 示意圖 [14]	8
圖 2-8 不同波長所對應的吸收系數[20]	11
圖 2-9 穿透光波形圖	13
圖 2-10、RRI 與 PPI 示意圖	14
圖 3-1 系統架構圖	17
圖 3-2 手指探頭接腳示意圖(公接頭)	18
圖 3-3 LED 發光時序圖	19
圖 3-4 光探頭驅動電路	20
圖 3-5 光二極體 I-V 轉換電路	21
圖 3-6 濾波電路系統流程圖	21
圖 3-7 二階主動低通濾波器	22
圖 3-8 二階主動低通濾波器頻率響應圖	22
圖 3-9 二階主動高通濾波器	23
圖 3-10 二階主動高通濾波器頻率響應圖	23
圖 3-11 二階主動低通濾波器	24
圖 3-12 二階主動低通濾波器頻率響應圖	24
圖 3-13 二階主動低通濾波器	25
圖 3-14 二階主動低通濾波器頻率響應圖	25
圖 3-15 MSP430FG4618 之系統方塊圖[15]	26
圖 3-16 上/下數模式的計數器[15]	27
圖 3-17 上/下數模式輸出實例[15]	28
圖 3-18 ADC12 模組結構圖[15]	29
圖 3-19 韌體設計流程	30
圖 3-20 峰值、谷值訊號與 PPI 偵測流程	32
圖 3-21 訊號擷取流程圖	33
圖 3-22 血氧濃度訊號重建流程圖	34

圖 4-1 光接收電路訊號圖.....	35
圖 4-2 紅光與紅外光分光波形圖.....	36
圖 4-3 紅光與紅外光波形圖.....	36
圖 4-4 紅光、紅外光交流(AC)訊號圖	37
圖 4-5 紅光、紅外光直流(DC)訊號圖	37
圖 4-6 NI [®] ELVIS II 開發平台[16]	38
圖 4-7 18Hz 低通濾波驗證結果.....	38
圖 4-8 5Hz 低通濾波驗證結果.....	39
圖 4-9 量測系統實體圖.....	41
圖 4-10 LCD 面板顯示圖	41
圖 4-11 血氧模擬器.....	42
圖 4-12 校正曲線圖.....	43
圖 4-13 biopac [®] MP150 多通道生理量測器統.....	44
圖 4-14 subject1 血氧濃度量測比較圖	45
圖 4-15 subject 2 血氧濃度量測比較圖	45
圖 4-16 subject 3 血氧濃度量測比較圖	46
圖 4-17 subject 4 血氧濃度量測比較圖	46
圖 4-18 subject 5 血氧濃度量測比較圖	47
圖 4-19 subject 6 血氧濃度量測比較圖	47
圖 4-20 subject 7 血氧濃度量測比較圖	48
圖 4-21 subject 8 血氧濃度量測比較圖	48
圖 4-22 subject 9 血氧濃度量測比較圖	49

表目錄

表 1-1 PPG 與血氧濃度(SpO_2)相關文獻	2
表 2-1 Hb 和 HbO_2 對紅外光及紅光的吸收系數[13].....	12
表 4-1 低通濾波電路驗證結果	39
表 4-3 血氧模擬誤差比較表	43
表 4-2 血氧濃度誤差比較表	49



第一章 序 論

1-1 研究動機與目的

由於人類社會發展及科技進步，人們在醫療方面的研究更有著重大的突破。對於人體血氧之量測，也由採血取樣的侵入式進展到以光學量測的非侵入式(non-invasive)，此項技術除了可以減輕病患的痛苦外，更利於儀器操作及執行，也有著比先前技術更具安全性與直接性。

血氧濃度的研究由來已久，由於光體積描記法(Photoplethysmography, PPG)不需要複雜的演算法和設備，檢測方便，安全無交叉感染，提供了人們非侵入式的量測，從而成為監測人體各種組織中血氧濃度值簡單而有效的方法。可攜帶且簡易操作的生理訊號監視系統，減輕了病患的活動限制且對醫療人員的診斷和輔助有其重要性，因近代生醫科技的進步，醫療人員需要這些科技來提升醫療品質，因此，具有彈性應用、長期記錄與即時監控等特性的血氧飽和量測系統，在臨床上是必須的。

一般市售的血氧濃度計主要以量測血氧濃度與脈搏速率為主，但國外有學者針對 PPG 訊號中的兩個參數振幅(amplitude, AM)和直流(DC)成分說明其代表的生理意義，主要與動脈管順應性有關。因此本研究的目的，以微控制器為基礎，研製一個可獨立監控血氧濃度的量測系統，藉由微控制器所提供的輸入/輸出(I/O)能力以及基本的運算功能，將血氧濃度(SpO₂)、脈搏速率(pulse rate)、灌注指標(perfusion index, PI)顯示在 LCD 面板上，也可經由 National Instrument (NI)的類比轉數位擷取卡傳遞至電腦端，以達居家看護的功能。

1-2 文獻回顧

PPG 訊號是使用非侵入的方式將紅外光打進皮膚，藉由光感測元件吸收光線能量的原理，將光線的變化記錄下來的訊號。血氧濃度是使用兩種以上不同波長的光(一般是使用紅外光與紅光)打進皮膚(通常是手指)利用血液對不同波長的光吸收係數的差別，推導出血液中含氧量的方法。

脈搏血氧儀的測量方法最早是由 Brinkman 和 Zijlstra (1949) 提出[1]。它是一種依據血液中 HbO₂ 和 Hb 的吸收光譜特性提出的類似分光光度技術的測量方法。表 1-1 列出有關於 PPG 與血氧濃度(SpO₂)的重要文獻回顧。

表 1-1 PPG 與血氧濃度(SpO₂)相關文獻

年分	作者	摘要
1960	Polanyi、Hehir[2]	利用光學量測的方式，將光纖把光線導入血管中，以侵入式方法完成一台光學式血氧濃度機。
1973	Cheung[3]	結合傳統光學血氧計和體積變化描述計(plethymography)成功的建立一套非侵入式且運用手指探頭的一個穿透式的光脈衝式血氧濃度計。
1980	Yoshiya[4]	結合了傳統的光學血氧計及體積描繪計技術，提供了一個非侵入式的光血氧濃度的理論模型。
1994	Nitzan[5]	發現了 PPG 訊號可使用在指尖量測，並定義出 PPG 訊號的兩個參數，振幅(amplitude, AM)和基線(baseline, BL)。
1996	Task Force[6]	確認 PPG 與心率有同步關係。
2003	Zheng[8]	開發一個用於非侵入式血壓量測的戒指型感測器
2005	Nakajima[9]	提出 PPG 隱含著心跳訊息，因此可找到心率。

2005	Charles[10]	在胸交感神經切除術治療手汗症的過程中觀察灌注指標(Perfusion Index, PI)的變化，發現手術後的病人 PI 值會有明顯上升的趨勢。
2007	Granelli[11]	灌注指標(perfusion index, PI)代表的是 PPG 訊號中脈搏振幅(pulsatile amplitude)與值流成分的比值。它所顯示的是量測位置血液容量變化，可以用以預測動脈循環時所引起的心搏量變化。
2007	Granelli[11]	末梢灌注指標(peripheral perfusion index, PPI) 的變化可以用以觀察新生兒上臨床症狀較不明顯的絨毛膜羊膜炎的，此外 Perfusion Index(PI)的變化可以在新生兒上來預測較高危險的疾病。
2008	Reisner [12]	在近期的研究中灌注指標(Perfusion Index, PI)對近端交感神經(proximal sympathectomy)、動脈前段阻塞(proximal arterial clamping)、新生兒左心室阻塞具有很高的靈敏度，因此可以用來預測這些疾病的發生。

第二章 研究原理與方法

2-1 光體積變化描計圖

光體積描述器取得的訊號稱做 PPG (Photoplethysmography) 訊號。是一種利用非侵入的技術，將近紅外光打入皮膚，藉由光感測元件吸收光線能量的原理，將光線的變化記錄下來的訊號，如圖 2-1 所示。

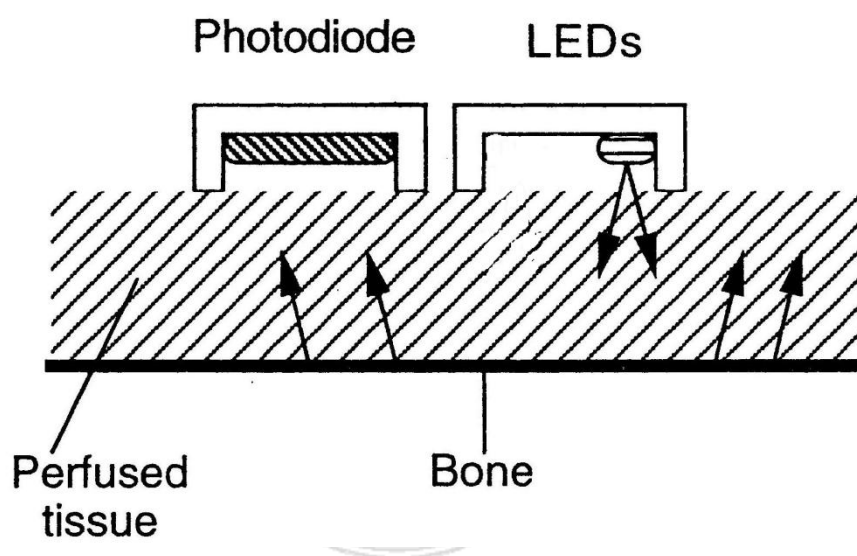


圖 2-1 PPG 示意圖[13]

當心臟收縮與舒張時，動脈也跟著收縮與舒張，使得血管內單位面積的血流量成週期性的變化；血液體積產生變動時，光感測元件所感測到的光也會隨著血液體積的變化而變化。所得之訊號的振幅會隨血液進出組織成正比的變化，猶如一交流成分。而接收這種隨時間、組織變化之光訊號波形就稱作 PPG 訊號，可利用此訊號來分析心血管參數。

PPG 訊號中，除了其交流成分透露出生理訊息外，還包含了靜脈血液、動脈血液中不變的數量，以及其他像是膚色等直流成分，如圖 2-2 所示。

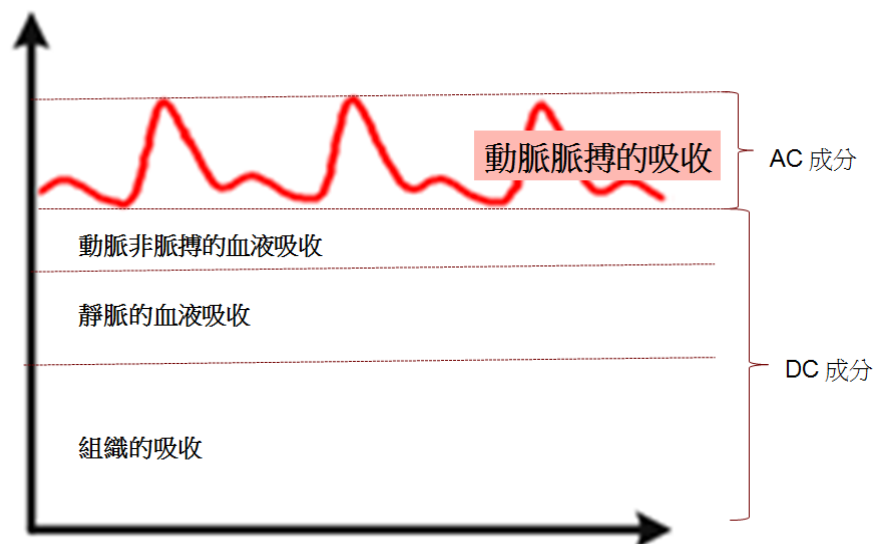


圖 2-2 交流及直流成分示意圖

PPG 訊號的波形通常都擁有兩個波峰，第一個波峰是沿著主動脈的路徑直接到達手指（如圖 2-3），第二個波峰則是傳輸到下半部身體後，反射回來的訊號（如圖 2-4）。

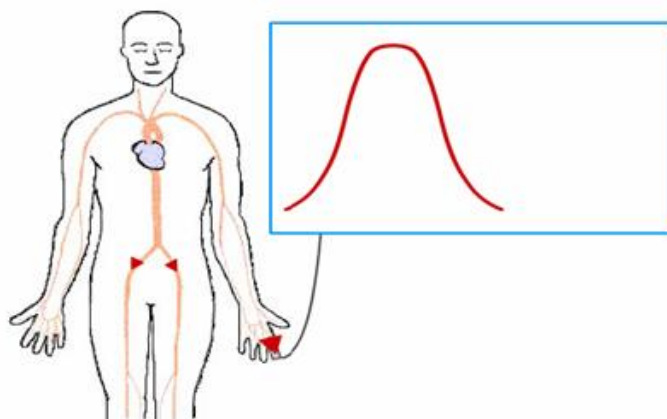


圖 2-3 第一波峰形成[13]

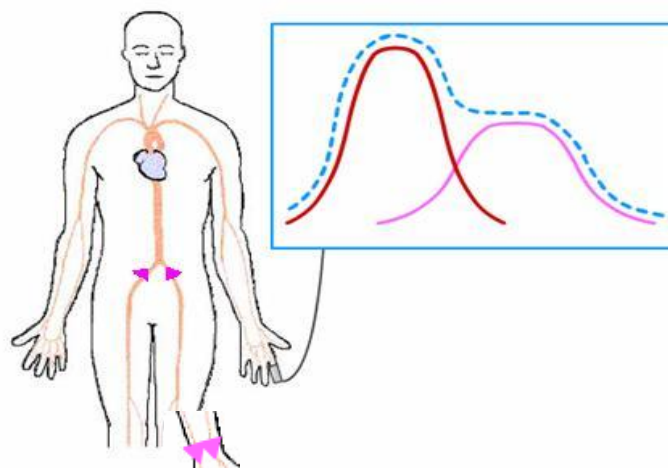


圖 2-4 第二波峰形成[13]

對於 PPG 所使用之光訊號強度量測原理，則須先闡述比爾-朗伯定律（Beer-Lambert's Law），且必須先假設人體的介質為均向性（homogeneous）才可成立。在某種溶液中，若某個波長 λ 之光線會被溶液中的溶解物吸收，則穿透該溶解的穿透光 I 會隨該溶液中的溶解物對光吸收係數 ϵ 、溶解物的濃度 c ，與光線的穿透距離 d 的乘積呈指數衰減。其數學式可表示為：

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon \cdot c \cdot d}$$

(2-1) 當心臟舒張時穿透組織的光強度是高的（ I_H ），此時光吸收者為前述之直流成分。直流成分中除了非脈動之動脈血液成分，皆共同以 ϵ_{DC} 、 c_{DC} 以及 d_{DC} 表示。動脈血管之管壁此時最小（ d_{min} ），因此動脈血液中之血紅素的吸收度也最小，導致穿透光之強度是高的（ I_H ），且產生一個波峰。其數學式為：

$$I_H = I_0 \cdot e^{-\epsilon_{DC} \cdot c_{DC} \cdot d_{DC}} \cdot e^{-[\epsilon_{Hb} \cdot c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2} \cdot c_{HbO_2}] \cdot d_{min}} \quad (2-2)$$

其中： ϵ_{DC} 表示非脈動成分的吸收係數、 ϵ_{Hb} 表示血紅素的吸收係數、 ϵ_{HbO_2} 表示帶氧血紅素的吸收係數、 c_{DC} 表示非脈動成分的濃度、 c_{Hb} 表示血紅素的濃度、 c_{HbO_2} 表示帶氧血紅素的濃度、 d_{DC} 表示非脈動成分的光行進距離。

當心臟收縮時，光在動脈中之路徑長增加到 d_{max} ，此時吸收光達到最大波峰，而穿透光達到低波峰 I_L ，可表示為：

$$I_L = I_0 \cdot e^{-\epsilon_{DC} \cdot c_{DC} \cdot d_{DC}} \cdot e^{-[\epsilon_{Hb} \cdot c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2} \cdot c_{HbO_2}] \cdot d_{max}} \quad (2-3)$$

到達光偵測器 (photodetector) 的光強度 I 是動脈管徑 d 的函式，在一個心率週期期間之管徑變化由 d_{min} 到 d_{max} ，將 d 替換為 $d_{min} + \Delta d$ 後可導出光強度以 I_H 及 Δd 表示的函式。其中 $\Delta d = d_{max} - d_{min}$ (如圖 2-5)：

$$I = I_H \cdot e^{-[\epsilon_{Hb} \cdot c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2} \cdot c_{HbO_2}] \cdot \Delta d} \quad (2-4)$$

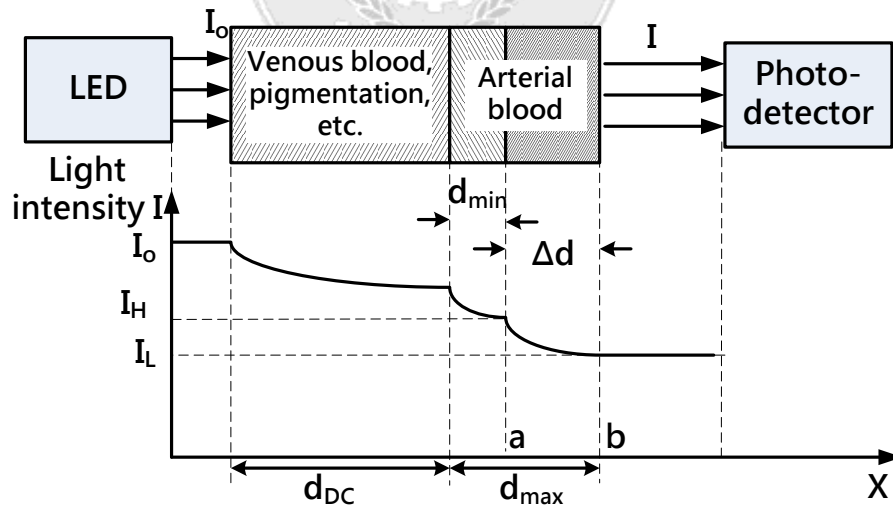


圖 2-5 光強度變化簡易模型[14]

PPG 可分為穿透式與反射式兩種（如圖 2-6），穿透式的主要優點是光強度較強，訊號較為穩定，但其探測器限制了量測位置；而反射式的主要優點，則為其探測器可置於任何所欲量測之部位上。

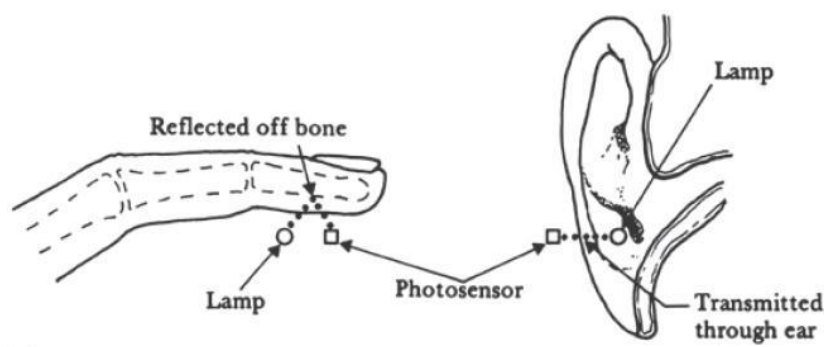


圖 2-6 穿透式及反射式 PPG 示意圖 [14]

2-2 非侵入式血氧濃度量測

隨著科技的進步，各種物理量的量測方法與感測元件也越來越多、越來越精密。感測器是用來探測、度量某些物理量變化情形的元件，因物理量的變化造成電氣量的改變，是感測器最基本的原理。而最常用的電氣量是：電阻、電流、電壓。也就是說當物理量改變的時候，感測器可以電阻、電流、電壓代表物理量的大小[9]，一般都以電訊號的方式提供電子儀器做後續處理。

利用光學原理以應用在人體及量測生理訊號上是可達到非侵入式(non-invasive)的量測目的，且可降低量測者的痛苦。此外還可以避免量測電位受到人體電位和外界電訊號的干擾。因此以光檢測原理在生醫訊號量測上有相當多的應用。

光電元件可以分為以下兩種：光發射器與光感測器。光發射器乃是把電能訊號轉換成光的形態發射出去例如發光二極體(light emitting diode, LED)。而光感測

器乃是把光訊號轉換成電氣的感測元件，即是將所接收到的各種頻率的光轉換成相對應的電能大小輸出。

2-2-1 血氧濃度定義

由文獻可知，血氧濃度係表示為血液中血紅素含氧的飽和程度，一般是量測含氧血紅素(oxyhemoglobin, HbO_2)與血紅素(hemoglobin 或 reduced hemoglobin, Hb)的比例多寡。

血紅素是紅血球中的蛋白質，若是與氧結合的血紅素被稱為含氧血紅素，若沒有與氧結合的血紅素則稱為血紅素。當血液中的含氧血紅素被直接量測到時記錄成 S_aO_2 ；若是採用血氧濃度計(pulse oximeter)量測血液中的血紅素，也就是利用間接的方式量測時則標示為 S_pO_2 ，經推導含氧血紅素與全部血紅素的比例，可得血氧濃度公式為：


$$S_pO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\% \quad (2-5)$$

其中 c_{HbO_2} 表示血液中帶氧血紅素濃度、 c_{Hb} 表示血液中不帶氧血紅素濃度

血氧濃度的量測計算主要是根據帶氧血紅素和不帶氧血紅素對不同光的吸收差異，再以兩種不同波長的光分別打入手指中，另一端再以光感測接收器接收穿透光強度。被吸收的光可分為交流(AC)和直流(DC)兩部分：AC 訊號是動脈血脈動所吸收的部分；DC 訊號是由靜脈血、皮膚和其他無脈動的人體生理組織吸收部分，如圖(2-2)為穿透光隨時間變化的波形。再依照血氧濃度計算的理論將二種波長之穿透光的 AC 和 DC 訊號來求得血氧濃度值。

2-2-2 Beer-Lambert's Law

血液基本上是由血球和血漿所組成，其中血球裡的 99% 以上為紅血球，所以白血球對血液的物理特性的影響並不大。Lambert 利用數學方程式表示吸收度與介質之間的關係，直到 Beer 確定了吸收光度與介質濃度的關係，因而建立光吸收度的基本定律，一般稱 Beer-Lambert's Law。依此定律，物質對光的吸收量與光路徑和物質的濃度呈指數關係：

$$I_t = I_0 \cdot e^{-\epsilon \cdot c \cdot d} \quad (2-6)$$

其中 I_t 表示穿透光強度、 I_0 表示入射光強度、 c 表示待測物濃度、 d 表示光路徑長度、 ϵ 表示物質的光吸收系數

從(2-6)式可知只要得知入射光強度 I_0 與穿透光強度 I_t 和已知的吸收系數 ϵ 及光路徑長度 d ，即可算出待測物溶液濃度 c 。若再定義光學強度(optical density, OD)如下：

$$OD = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) = \epsilon \cdot c \cdot d \quad (2-7)$$

式(2-7)是在假設量測條件不變下(即 ϵ 與 d 為常數)，則可得到光學強度與待測物濃度的線性關係。如此便可從光學強度的大小得到未知待測物濃度。

2-2-3 血氧濃度公式推導

血氧濃度的量測主要是根據 HbO_2 和 Hb 在光吸收頻譜上的差異(如圖 2-8 所示)，以二個波長的光分別打入人體組織中(通常是手指)，另一端則以光接收器感測穿透光強度，我們使用 660nm 和 940nm 的雙波長系統，也是一般市售血氧濃度感測器較常見的波長系統。

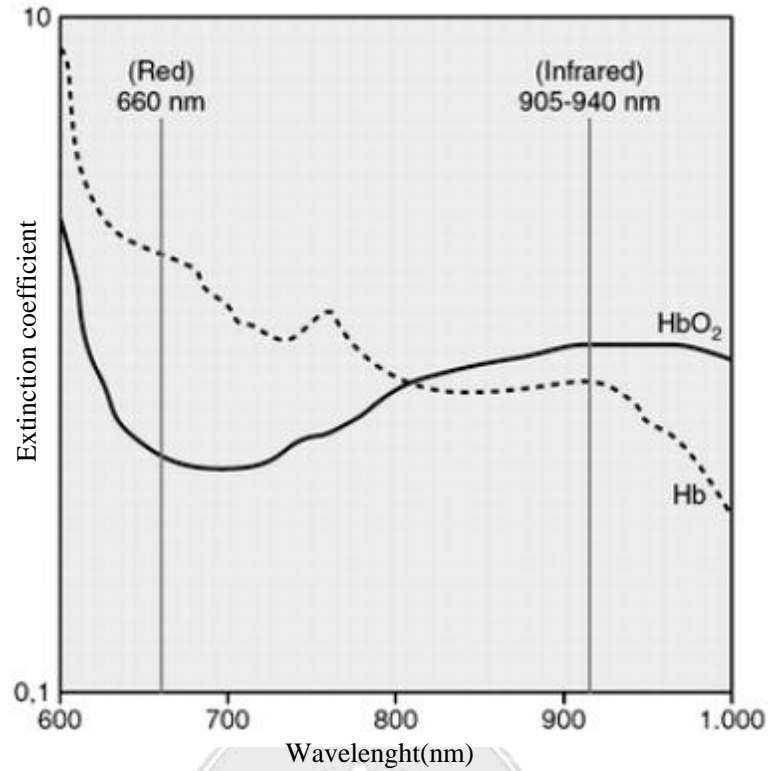


圖 2-8 不同波長所對應的吸收系數[20]

選擇雙波長的另一個原因是實際應用中，準確的量測入射光和反射後的光強度極為不便，所以利用雙波長推導進而形成百分比的形式。

系統分別由紅光(R)(660nm)和紅外光(IR)(940nm)之光照射，可以分別得到兩者的 OD 為

$$OD(R) = \epsilon_{HbO_2}^R \cdot c_{HbO_2} \cdot d + \epsilon_{Hb}^R \cdot c_{Hb} \cdot d \quad (2-8)$$

$$OD(IR) = \epsilon_{HbO_2}^{IR} \cdot c_{HbO_2} \cdot d + \epsilon_{Hb}^{IR} \cdot c_{Hb} \cdot d \quad (2-9)$$

其中： $\epsilon_{HbO_2}^{IR}$ 表示為帶氧血紅素對紅外光的吸收係數、 c_{HbO_2} 表示為帶氧血紅素的濃度、 ϵ_{Hb}^{IR} 表示為不帶氧血紅素對紅外光的吸收係數、 c_{Hb} 表示為不帶氧血紅

素的濃度、 $\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\text{R}}$ 表示為帶氧血紅素對紅光的吸收係數、 $\epsilon_{\text{Hb}}^{\text{R}}$ 表示為不帶氧血紅素對紅光的吸收係數。

再定義溶液光強度之比(吸光度變化率比、光電信號的幅度變化量) R_{OS} :

$$R_{\text{OS}} = \frac{\text{OD}(\text{R})}{\text{OD}(\text{IR})} \quad (2-10)$$

將(2-8)、(2-9)代入(2-10)可以整理成式(2-11)

$$\frac{c_{\text{HbO}_2}}{c_{\text{Hb}}} = \frac{\epsilon_{\text{Hb}}^{\text{IR}} \cdot R_{\text{OS}} - \epsilon_{\text{Hb}}^{\text{R}}}{\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\text{R}} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\text{IR}} \cdot R_{\text{OS}}} \quad (2-11)$$

再將(2-11)代入(2-7)式可以得到下式:

$$\text{SpO}_2 = \frac{\epsilon_{\text{Hb}}^{\text{IR}} \cdot R_{\text{OS}} - \epsilon_{\text{Hb}}^{\text{R}}}{(\epsilon_{\text{Hb}}^{\text{IR}} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\text{IR}}) \cdot R_{\text{OS}} - (\epsilon_{\text{Hb}}^{\text{R}} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\text{R}})} \quad (2-12)$$

使用表(2-1)Hb 和 HbO₂ 對紅外光及紅光的吸收係數，代入(2-12)可得到血氧濃度值(SaO₂)與 R_{OS} 的關係:

$$\text{SpO}_2 = \frac{0.86 - 0.2 \cdot R_{\text{OS}}}{0.74 + 0.09 \cdot R_{\text{OS}}} \quad (2-13)$$

表 2-1Hb 和 HbO₂ 對紅外光及紅光的吸收係數[13]

wavelength	Hb	HbO ₂
660	0.86	0.12
940	0.2	0.29

Unit: litre mmol⁻¹ cm⁻¹

若將動脈血中非搏動部分吸收光強度與靜脈血及組織吸收光強度合併，為不隨搏動和時間而改變的光強度為 DC component(公式中用 DC 表示)，而隨著

動脈壓力的變化而改變得到的光強度定義為搏動性動脈血吸收的光強度 AC component(公式中用 AC 表示)如圖 2-9 所示，則 R_{OS} 可表示為式(2-14)

$$R_{OS} = \frac{OD(R)}{OD(IR)} = \frac{\ln\left(\frac{AC_R + DC_R}{DC_R}\right)}{\ln\left(\frac{AC_{IR} + DC_{IR}}{DC_{IR}}\right)} \quad (2-14)$$

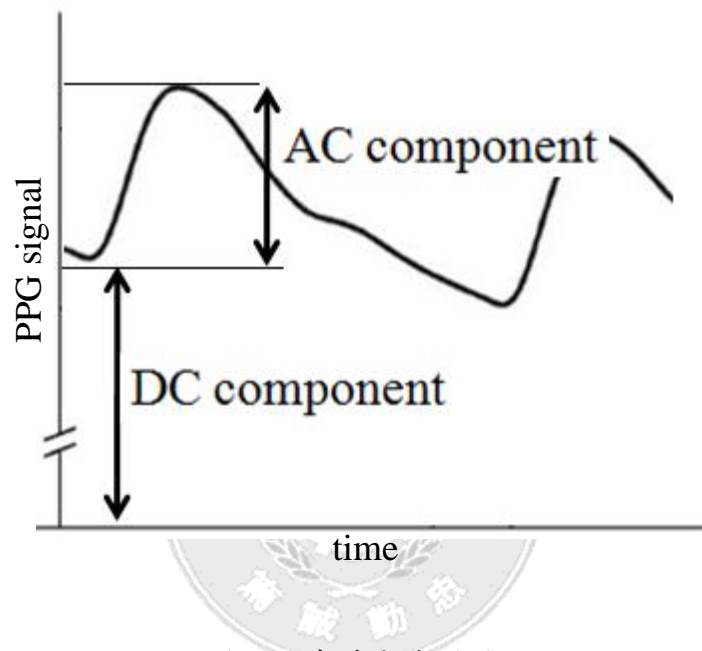


圖 2-9 穿透光波形圖

2-3 生理參數

PPG 隱含了豐富的生理參數，除了脈搏速率外也有文獻說明 PPG 訊號中的灌流指標(perfusion index, PI)可以預測其它可能疾病的發生[12]。在此節將一一介紹其生理意義，以及本研究求取其值所使用的方法與過程。

2-3-1 脈搏速率(pulse rate)

心率是一項基本且重要的生理參數，因為心率可以最直接的表現出心臟搏動的情況，由於 PPG 的產生與心臟的搏動有著直接的關係，因此可以從 PPG 訊號中找出類似心電圖的週期性搏動，如圖 2-20 所示。

心率的運算通常是由心電圖 (electrocardiography, ECG) 中取得 R-R 區間 (R-R interval, RRI) 再去做換算；而脈搏速率(pulse rate)是從 PPG 訊號中找出與心電圖類似的資訊 P-P 區間 (peak-peak interval, PPI) 再去作換算，如圖 2-10 所示。從文獻探討可知，PPG 訊號經過濾波之後，也可以得到 ECG 的相關成分 [9]。

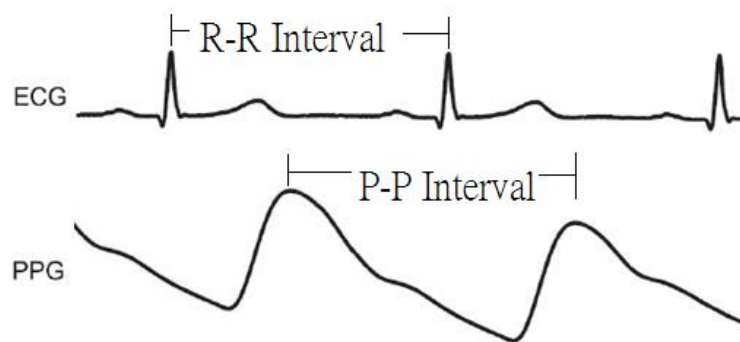


圖 2-10、RRI 與 PPI 示意圖

2-3-2 灌流指標(perfusion index)

PPG 訊號的波動是由於心臟搏動引起血管體積改變而變化，PPG 訊號有兩個重要的參數:振幅(amplitude, AM)在心收縮期間，心臟輸出大量血液，造成血管體積增加此時 AM 會出現最大振幅，對應的生理意義為動脈血管的順應性(arterial compliance)。直流(DC)成分代表生理組織中非搏動部分(如皮膚，靜脈血管等)吸收紅外光產生的訊號，如圖 2-11 所示。

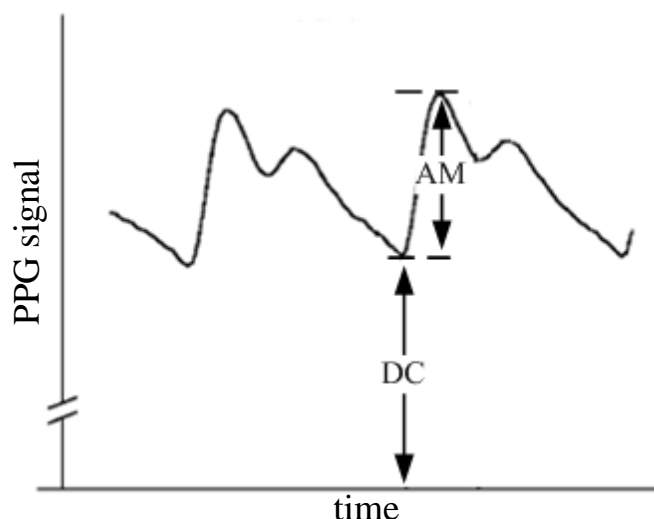


圖 2-11 PPG 訊號示意圖

灌注指標(perfusion index, PI)代表的是 PPG 訊號中脈搏振幅(pulsatile amplitude)與直流(DC)成分的比值。末梢灌注指標(peripheral perfusion index, PPI)反映的是末梢血液流量的變化，PPI 可以用以預測動脈循環時所引起的心搏量變化，但 PPI 的變化會受到量測位置與受測者生理狀況的影響[11]。

在近期的研究中灌注指標(perfusion index, PI)對近端交感神經(proximal sympathectomy)、動脈前段阻塞(proximal arterial clamping)、新生兒左心室阻塞具有很高的靈敏度[12]，因此可以用來預測這些疾病的發生。此外國外研究也有在胸交感神經切除術治療手汗症的過程中觀察灌注指標(perfusion index, PI)的變化[10]，發現當施行麻醉後進行切除手術時灌注指標(perfusion index, PI)會有急劇上升的情形之後便會穩定下來，若手術完成後手汗症又有明顯改善的病人灌注指標(perfusion index, PI)值會是原來手術前的兩倍以上的變化。

由於振幅(amplitude, AM)、直流(DC)成分與 PPI 不需要太複雜的演算法即可在微控制端求得，因此我們選擇脈搏速率(pulse rate)與灌注指標(perfusion index, PI)作為本系統量測的生理訊號之一，雖然從灌注指標(perfusion index, PI)立即性變

化中無法直接得知生理上的特性，但只要長時間記錄下 PI 的變化便可以從這些變化中觀察出近端交感神經(proximal sympathectomy)、動脈前段阻塞(proximal arterial clamping)、新生兒左心室阻塞以及臨床症狀不明顯的絨毛膜羊膜炎等疾病[12]，希望這可以對於醫生在診斷病情時重要參考的依據。



第三章 研究方法

3-1 系統架構

本節將介紹非侵入式光脈搏血氧濃度量測系統架構，主要架構可分為感測器、前置電路(負責將光感測器接收到的訊號做濾波處理)、混合式訊號處理器(mixed signal processor, MSP)(負責控制光感測器、解多工器，訊號輸入、輸出處理以及 LCD 顯示)，架構如圖 3-1 所示。

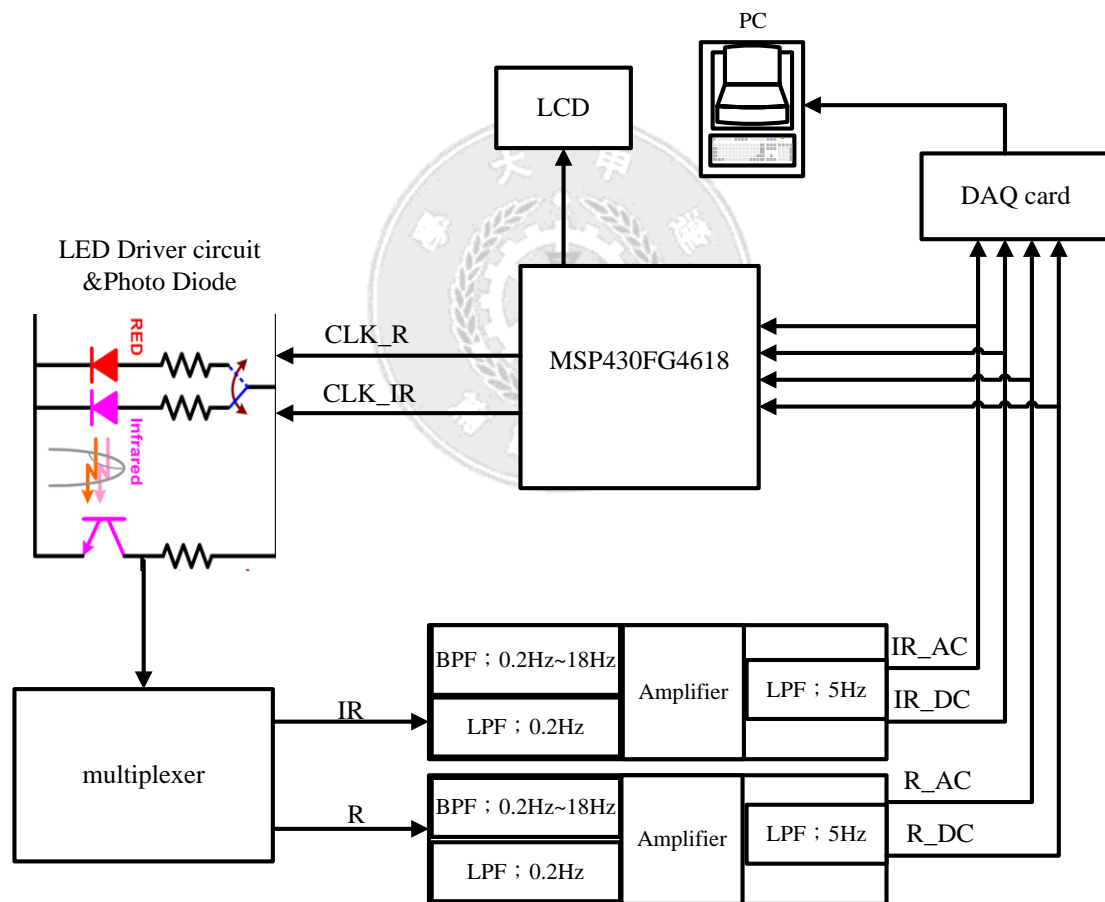


圖 3-1 系統架構圖

3-2 前置電路設計

本節將介紹類比電路系統，其中又可分為光感測器驅動電路和前置類比電路處理，以下將說明其工作原理及功能。

3-2-1 光發射器與驅動電路

光感測器探頭部分包含了光源和光接收器，本研究採用尼爾可(Nellcor)公司的 Durasensor DS-100A 手指頭探頭(finger probe)。而光源部分又包含紅光和紅外光的發光二極體，其發光光譜分別在 660nm 和 940nm 之波長。而光接收器的部分為一光二極體，其作用是將所接收到的光轉換成電訊號，即為物理量的光轉換成電訊號的電流。手指探頭 DS-100A 的接腳示意圖如圖 3-2。

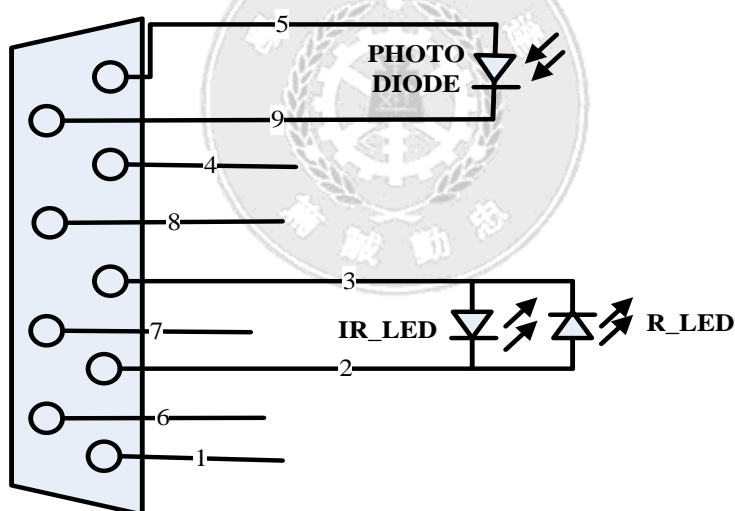


圖 3-2 手指探頭接腳示意圖(公接頭)

目前市售的血氧感測器大多為兩個發光二極體模組和一個光二極體感測器，而血氧的檢測需要用到紅光、紅外光兩種光感測，為了不造成兩種光電信號的混疊，必須採用兩路光交替發射的方法，所以我們需要控制 LED 產生交互明滅的電路，這個部分利用為控制器而不採用硬體電路來實現的原因是，我們可以隨時輕易的修改與選擇適當的取樣頻率，且可連續地監控光訊號及控制驅動電

流，利用微控制器所產生四個控制時序，分別依序為時序 1、時序 2、時序 3 及時序 4，如圖 3-3 所示，頻率為 100Hz、脈波寬度為 2.5ms。

當紅光、紅外光的時脈產生高電位驅動紅光、紅外光發射時，驅動電路的電晶體需要到達飽和區電路才會驅動紅光、紅外光發射後訊號再經過一段時間訊號才會穩定下來(大約 1.5ms)，且在程式中每筆訊號都會轉換成數位訊號接著進入其它判斷程式最後計算生理參數，程式的執行也需要花費時間，因此本研究選擇 2.5ms 為脈波寬度較為合適。

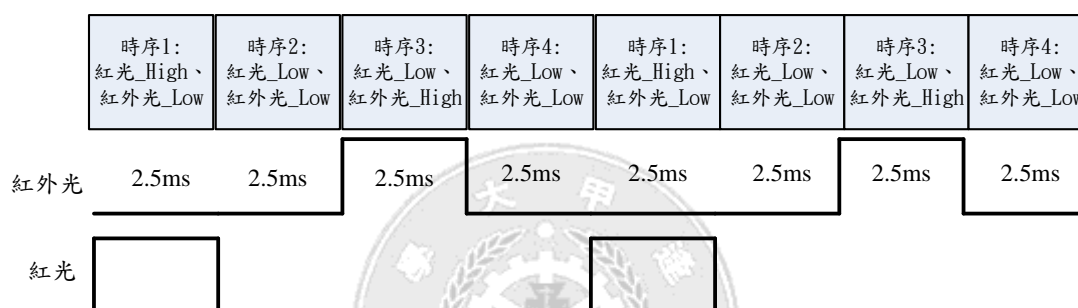


圖 3-3 LED 發光時序圖

由於探頭的兩個發光二極體為反向並聯的接法。所以我們用較簡單的驅動電路即可使這兩個發光二極體在不同時間發光。一般為了產生較大的電流以激發光子的輻射，所以光發射器都必須加以順向偏壓。並以一定大小的電阻控制其電流大小，以免超出該光發射器的電流額定值，及減少功率損耗，其驅動電路如圖 3-4 所示。當控制訊號 IR_CLK 為高電位且 R_CLK 為低電位時，IR_LED 將發光，此時 R_LED 不發光，驅動電流大小由電晶體之射極電阻決定。相反的，紅光的發射驅動原理亦然。

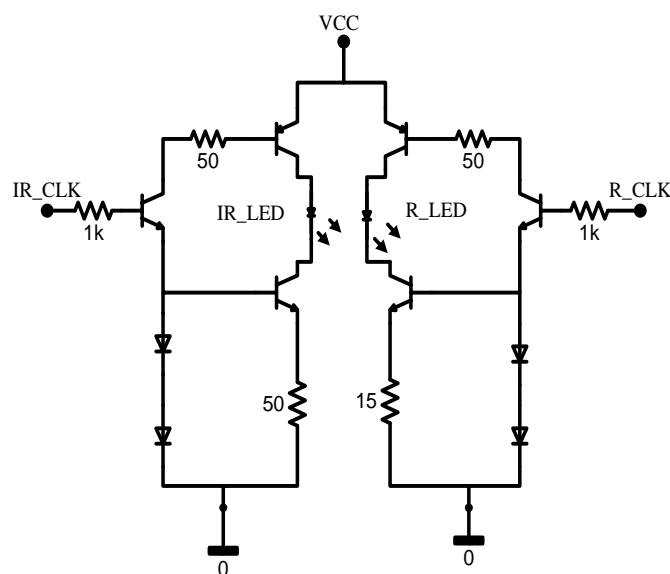


圖 3-4 光探頭驅動電路

3-2-2 光感測器

因為光感測器接受到的能量為電流訊號，需經由 I-V 轉換電路轉換成電壓訊號，再以類比解多工將紅光和紅外光訊號分開。

系統所用之光感測器為光二極體，需將電流變化轉換成電壓變化，此為光電轉換電路如圖 3-5 所示。二極體受光後會產生電流，由於電路上是要量測電壓變化，所以需將電流訊號轉換成電壓訊號，但因光二極體受光後輸出的電流很微小，轉換成電壓通常只有 μV 或 mV 不利我們量測，所以實驗中發現若光二極體以外加電阻方式轉換電流成電壓，需將電阻值加到很大，但這樣會因為電阻的增大而跟著放大雜訊，所以我們使用運算放大器來做電流電壓轉換與訊號放大的工作，因加上放大器的關係二極體兩端視為接地，電壓差視為 $0V$ 這使得兩端接面電容可以忽略，而可獲得不錯的頻率響應。

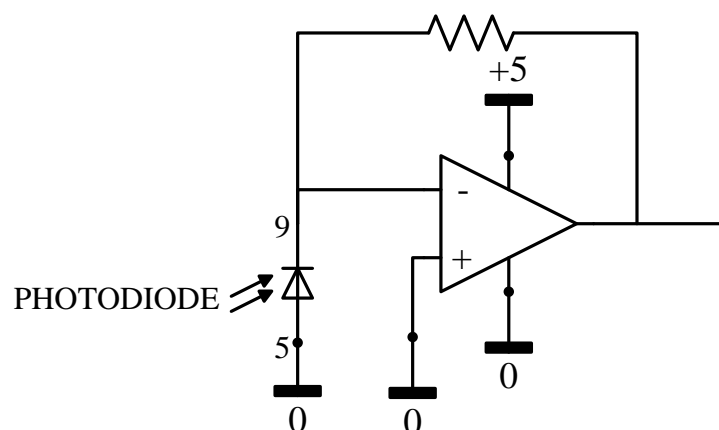


圖 3-5 光二極體 I-V 轉換電路

3-2-3 濾波電路

由於光二極體接收到的訊號包含PPG訊號(約0.7~3 Hz)、發射信號100 Hz 及外界的干擾雜訊，如60 Hz。量測到的訊號包含交流(AC)、直流(DC)訊號。為了分別將紅光和紅外線訊號取出，設計兩組相同的濾波電路，低通濾波電路取出直流(DC)訊號；帶通濾波電路取出交流(AC)訊號，包含低通濾波、高通濾波電路，系統流程如圖3-6所式。

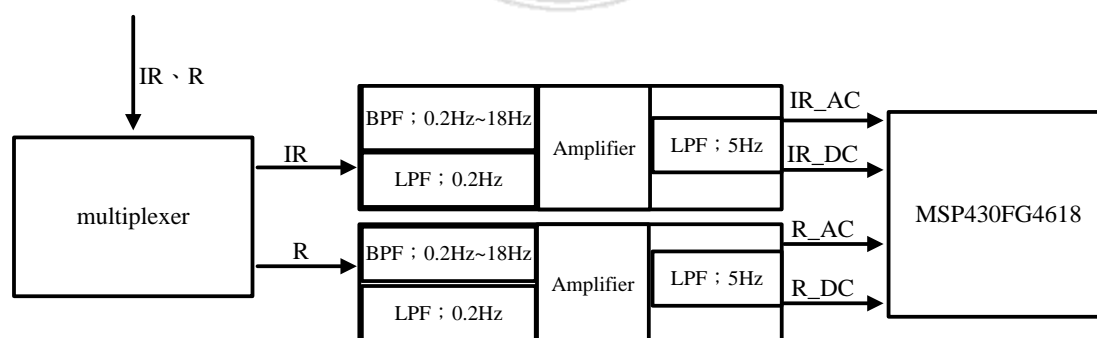


圖 3-6 濾波電路系統流程圖

(1)低通濾波電路

在這部分設計了兩個二階主動低通濾波器，如圖3-7所示，截止頻率 f_c 為0.2Hz，當訊號經過濾波器後超過截止頻率 f_c 的雜訊主動濾波器的輸出電壓將會以二倍二

階濾波器的速度衰減。因為二階濾波器使用兩個電容電阻，頻率響應如圖3-8所示，在低頻時電壓增益等於1，當頻率高於截止頻率 f_c 電壓增益會以40dB/decade的速度衰減，截止頻率 f_c 計算公式如3-1式，當訊號經過低通濾波器後即可得到訊號的直流(DC)成分。

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (3-1)$$

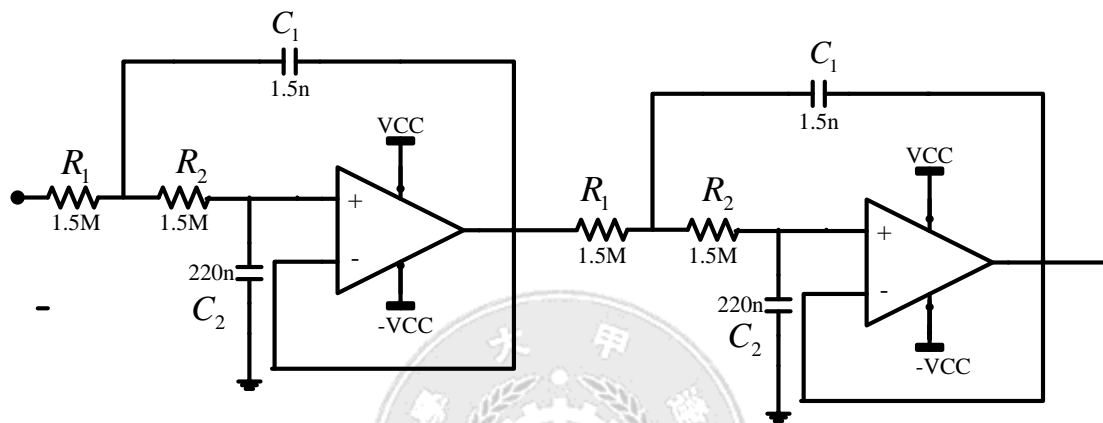


圖 3-7 二階主動低通濾波器

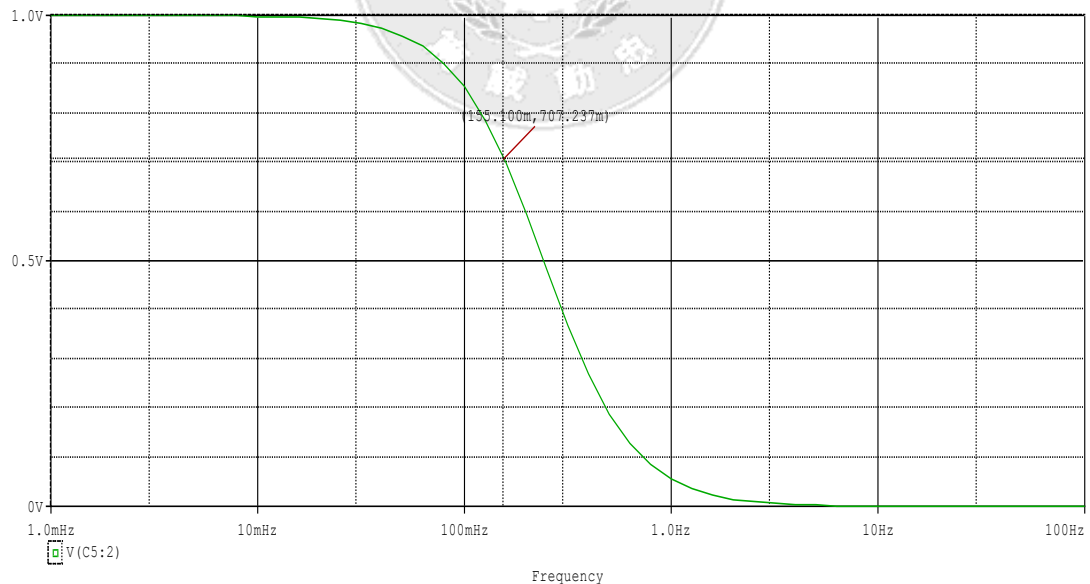


圖 3-8 二階主動低通濾波器頻率響應圖

(1) 帶通濾波電路

帶通濾波電路包含了高通濾波電路及低通濾波電路。首先設計一個二階主動

高通濾波器如圖3-9所示，由3-2式可算出截止頻率 f_c 為0.2Hz，當訊號低於截止頻率 f_c 時電壓增益會以40dB/decade的速度衰減頻率響應如圖3-10所式，因此極低頻的電壓增益相當於零，可將直流(DC)成分濾除。

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_2 C_3 R_1 R_2}} \quad (3-2)$$

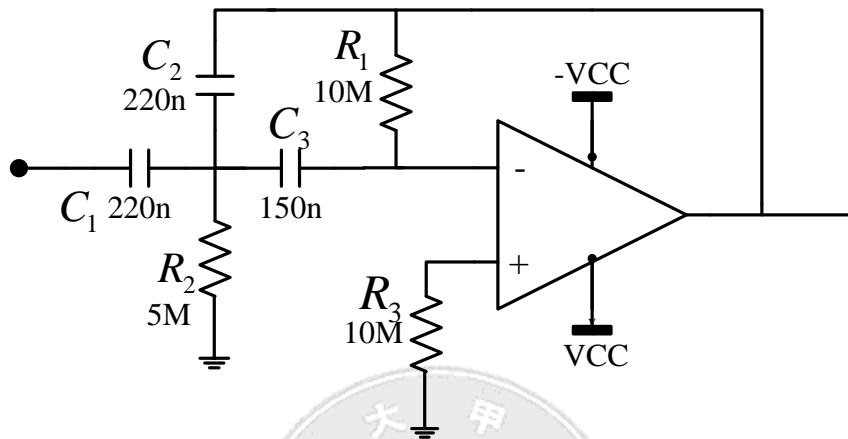


圖 3-9 二階主動高通濾波器

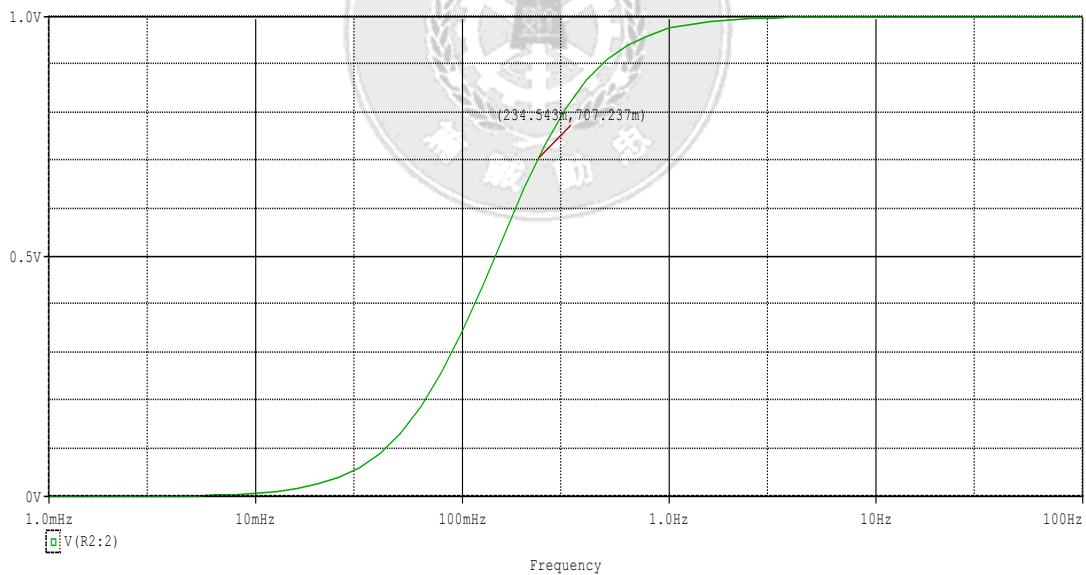


圖 3-10 二階主動高通濾波器頻率響應圖

接著設計低通濾波器如圖3-11所示，同樣可由3-1式可算出截止頻率 f_c 為18Hz，而頻率響應為圖3-12所式，但這樣的帶通範圍經過後級放大後會有18Hz的雜訊耦合在訊號中，這樣的訊號進入微控制器作運算時會有運算結果不穩定的情況，因此在後級放大之後經過電壓隨耦器再設計一個截止頻率 f_c 為5Hz的二階

主動低通濾波電路，實際電路圖為圖3-13所式，而頻率響應為圖3-14，電壓增益為1，當高頻訊號經過時會以40dB/decade的速度衰減。當訊號經過帶通濾波電路，濾波範圍介於0.2Hz~5Hz即可得到訊號的直流(AC)成分。

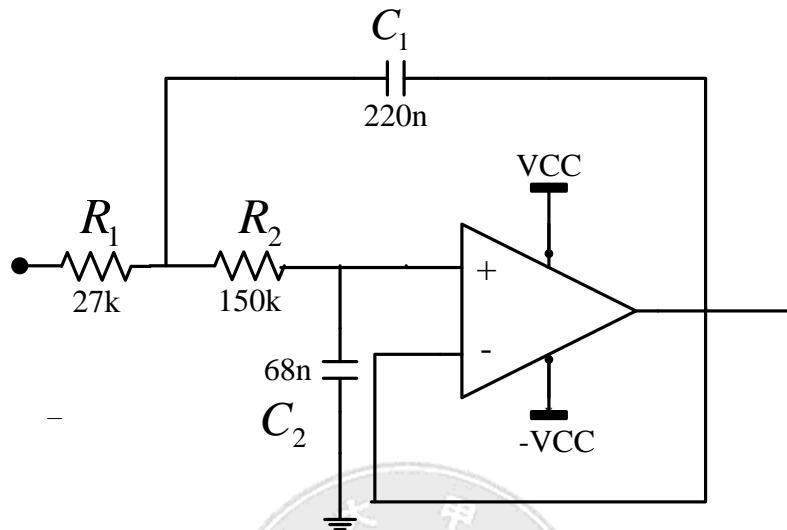


圖 3-11 二階主動低通濾波器

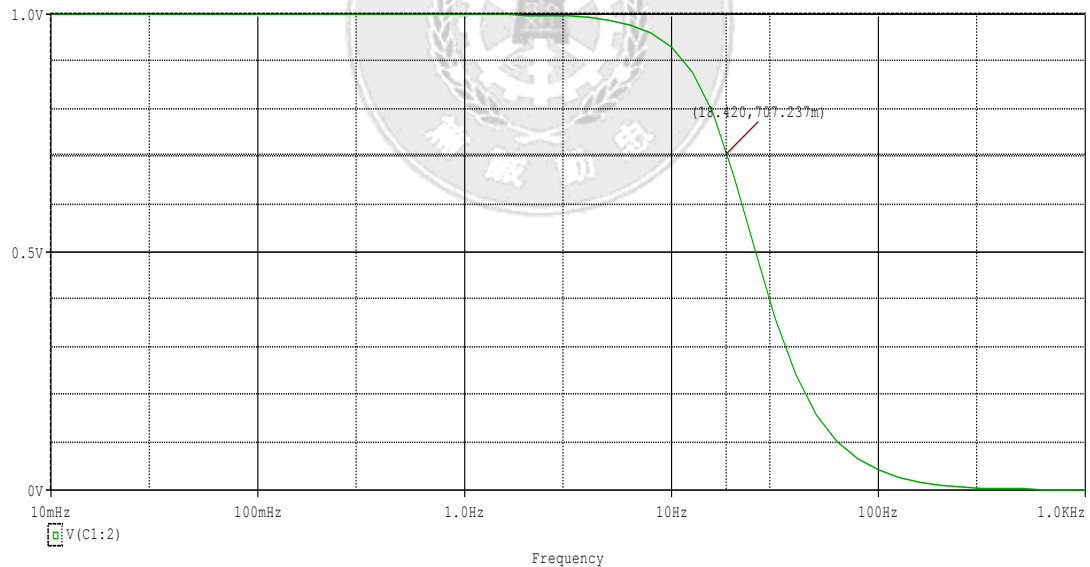


圖 3-12 二階主動低通濾波器頻率響應圖

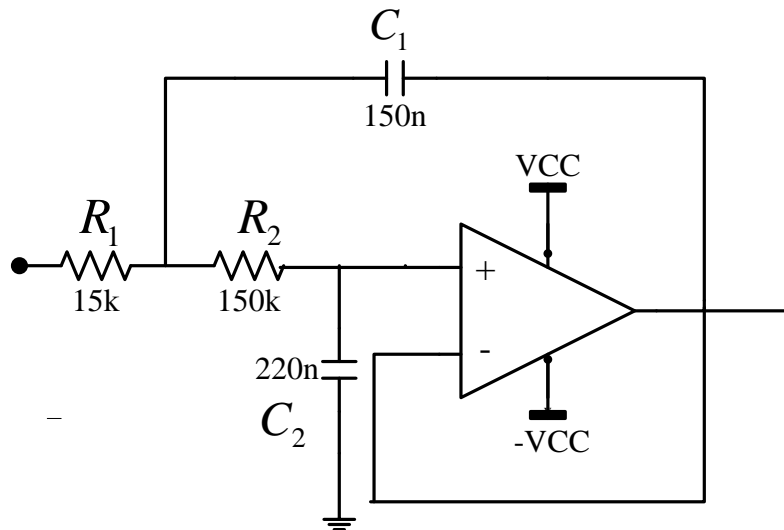


圖 3-13 二階主動低通濾波器

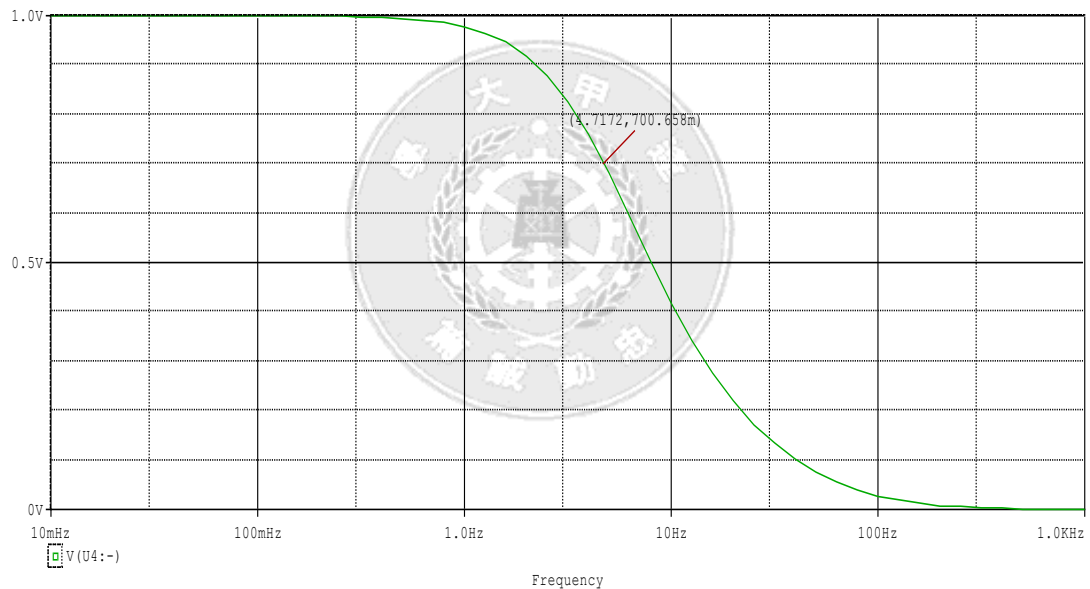


圖 3-14 二階主動低通濾波器頻率響應圖

3-3 MSP430 微控制器

脈搏訊號經由前置電路濾波放大後，可以得到肉眼可以觀察的脈搏訊號，而為了執行後續的運算與分析工作，必須透過微處理器來達成。本研究所採用的訊號處理是在美國德州儀器公司出產之 MSP430FG4618 之 16 位元微控制器上執行，MSP430FG4618 之系統方塊圖如 3-15[15]所示，該微處理器規格入下：

- (1) FLL+clock system，在晶片裡具有 DCO 和二個外部石英振盪。
- (2) Watchdog Timer.
- (3) ADC12(12-bit 之 AD 轉換)
- (4) 從待機到喚醒時間不超過 $1\mu\text{s}$ 。
- (5) 具有比較器(Comparator_A)。
- (6) Timer_A(具有三個 CCR 的 16-bit timer 與 PWM 輸出功能)。
- (7) Timer_B(具有七個 CCR 的 16-bit timer 與 PWM 輸出功能)。
- (8) I/O Pprt 1,2(每個 Port 具有 8 個 I/O pin，且都有中斷暫存器功能)。
- (9) 32-KB flash memory ,8-KB RAM。

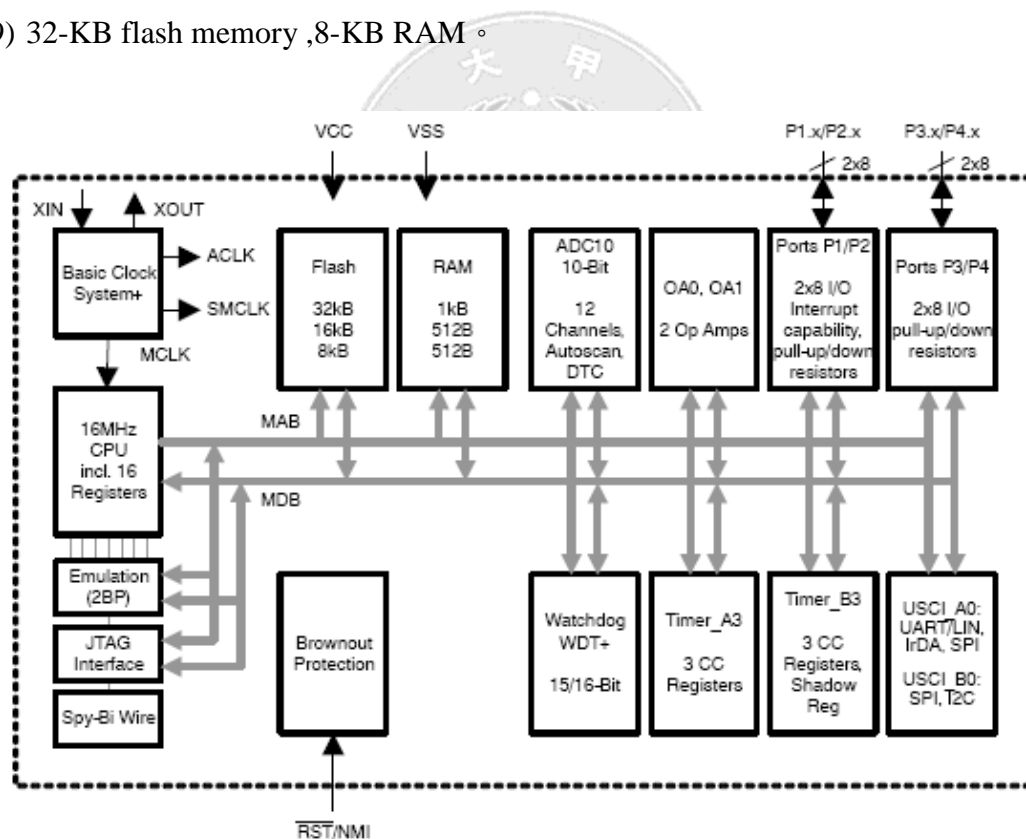


圖 3-15 MSP430FG4618 之系統方塊圖[15]

3-3-1 計時器(Timer)

MSP430 系列都有 16-bit 計時器 A(Timer_A)和計時器 B(Timer_B)的功能，它有以下特點：

- (1) 4 種工作模式:停止、上數、下數、連續計數模式和上/下計數模式。
- (2) 多種可選擇的計數器時脈。
- (3) 具有多個可配置輸入端的抓取/比較暫存器。
- (4) 有 8 種輸出模式的多個可配置輸出單元。

在本研究中用到計時器 A(Timer_A)，並用了四種工作模式中的上/下模式，可提供在兩個輸出訊號之間所需要的閒置時間(dead times)，計數過程如圖 3-16[15]所示。在計時器 A 中共有七種輸出模式，而本研究使用輸出模式 2、4 和 6，其中模式 4 是為了產生驅動發光二極體(LED)電流之時脈頻率，而模式 2 和 6 是為了調整脈波寬度，上/下數模式輸出實例，如圖 3-17[15]所示。

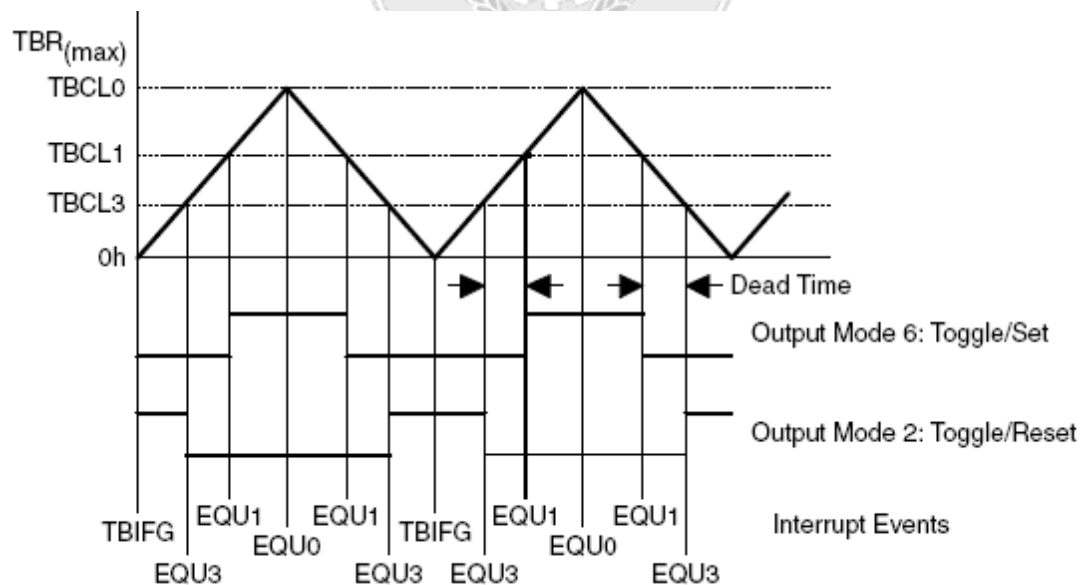


圖 3-16 上/下數模式的計數器[15]

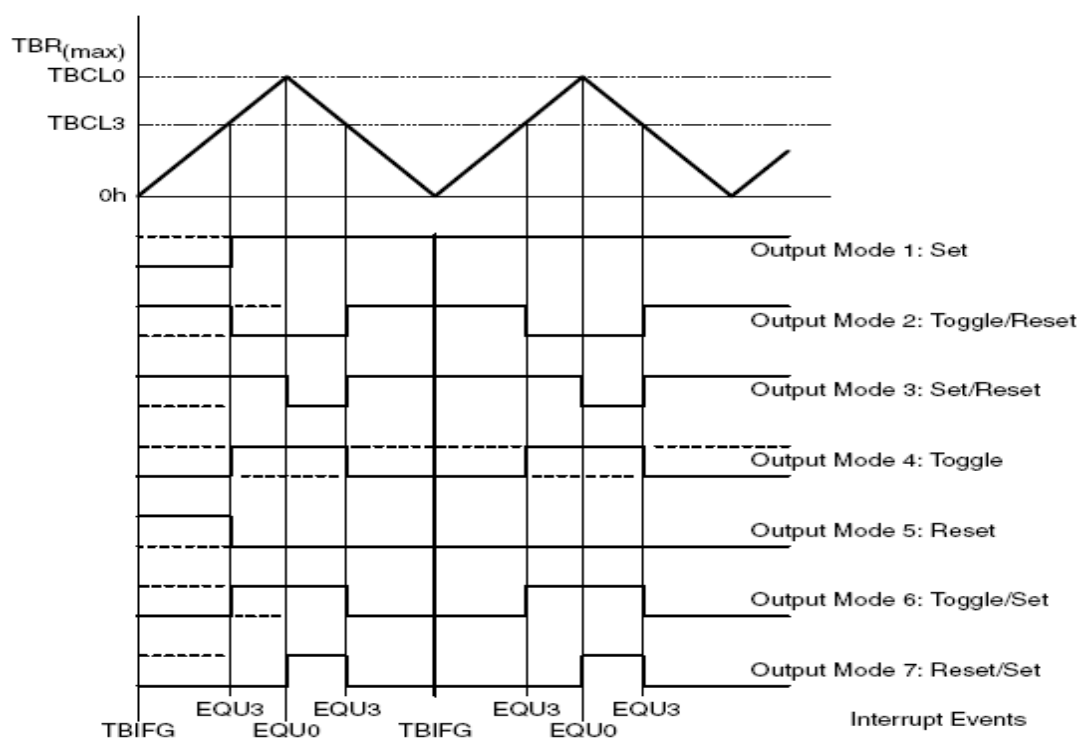


圖 3-17 上/下數模式輸出實例[15]

3-3-2 輸入/輸出埠(I/O Port)

輸入輸出(I/O Port)，P1 和 P2 這兩個 8-bit 埠都能做為輸入和輸出，而這兩個埠具有 7 個控制暫存器。P1 和 P2 都有中斷能力，且每個信號都可做為一個中斷源。而 P3、P4 和 P5 沒有中斷能力，其餘功能與 P1 和 P2 一樣。

3-3-3 類比至數位轉換器

ADC 模組能夠實現 12-bit 精確度的轉換，具有高速和通用的特點。ADC12 模組的結構原理如圖 3-18 所示[15]，其主要特點如下：

- (1) ADC12 核心是個帶有取樣與保持功能的 12-bit 轉換。
- (2) 取樣與轉換過程中所需的時脈信號源可以選擇。
- (3) 取樣與轉換所需時序控制電路。

(4) 內置取樣與保持電路。

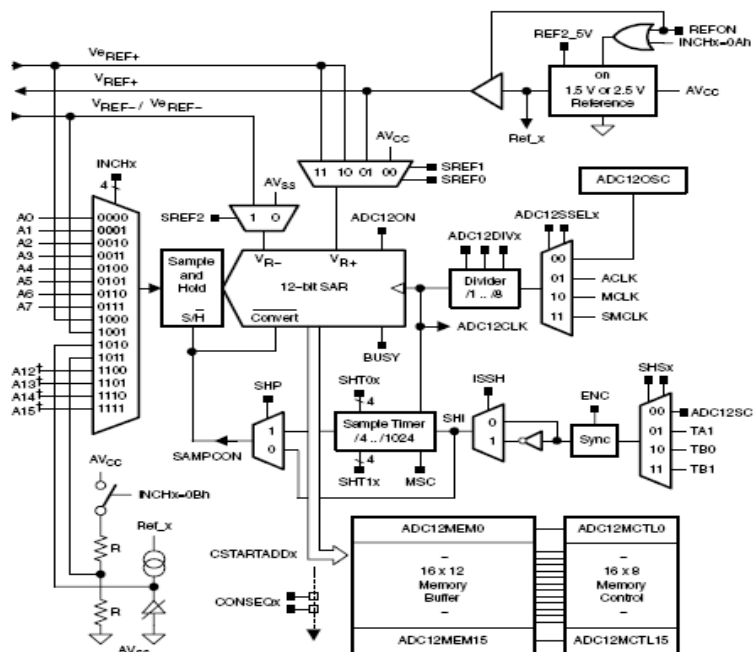


圖 3-18 ADC12 模組結構圖[15]

3-3-4 韌體設計

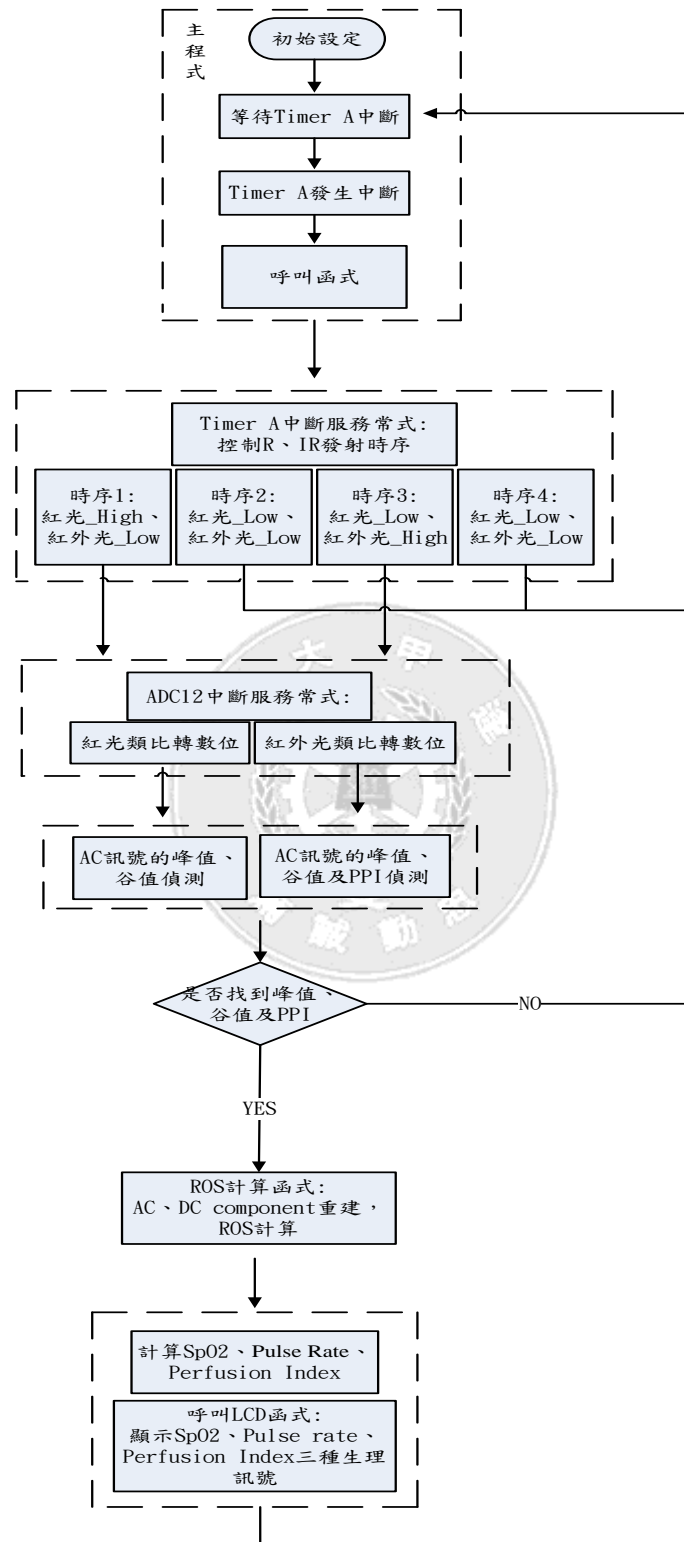


圖 3-19 韌體設計流程

圖 3-19 為韌體程式設計流程，主要分成四個部分，分別為主程式、副程式、中斷服務常式及函式的呼叫，在主程式中一開始是進入初始狀態設定，也就是副程式，在副程式中先設定 MSP430FG4618 的工作模式設定以及在設定 MSP430FG4618 內部的 ADC12 的轉換接著進入無限迴圈中等待 Timer A 的觸發和函式的呼叫。工作模式設定主要針對 MSP430FG4618 會使用到的功能作內部硬體的設定，如 Timer A 使用的頻率設定以控制紅光、紅外光的發射時序，LCD 的顯示模式。ADC12 的轉換設定主要針對取樣模式、取樣時間、轉換時間還有取樣所用到的通道跟內部暫存器的位址。

當 Timer A 發生中斷後程式便進入 Timer A 中斷服務常式，控制紅光、紅外光的發射時序，而時序是從時序 1 到時序 4 再重複執行且每個時序為 2.5ms，進入時序 2 和時序 3 後直接回到主程式等待 Timer A 下次中斷，進入時序 1、時序 3 之後便觸發 MSP430FG4618 的類比轉數位模式，之後程式開始執行峰值、谷值和 PPI 的偵測，若有偵測到峰值、谷值和 PPI 主程式的無限迴圈會呼叫 ROS、SpO₂、pulse rate 和 perfusion index 的計算函式，ROS 的函式主要負責 AC、DC component 的重建，接著在 LCD 上顯示結果。

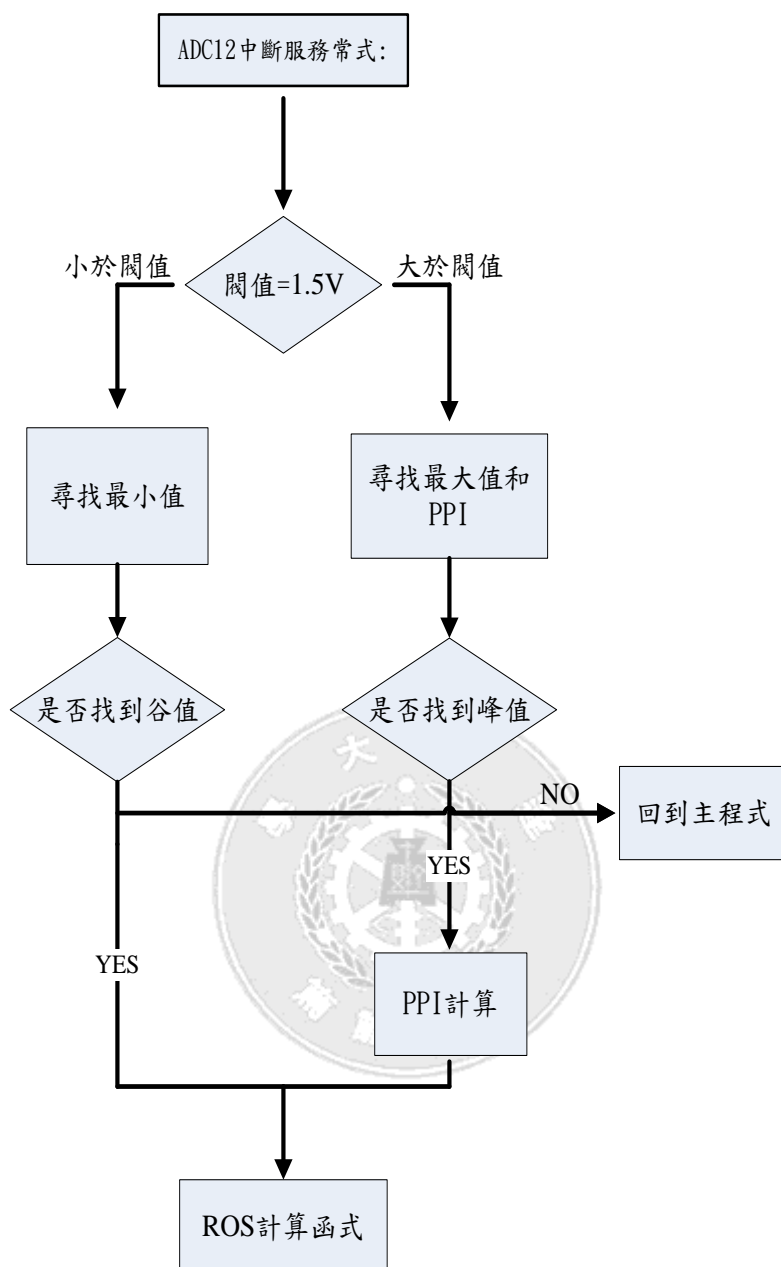


圖 3-20 峰值、谷值訊號與 PPI 偵測流程

峰值、谷值與 PPI 的偵測流程如圖 3-20 所示，首先設定好固定閾值，閾值以上尋找最大值視為峰值、閾值以下尋找最小值視為谷值，當偵測到峰值時程式會開始計數直到偵測到下次峰值的時候停止，將這段計數時間視為 PPI 用以計算脈搏速率(pulse rate)。當偵測到谷值時找出相對應的直流(DC)值，當交流

(AC)與直流(DC)成分都找到後主程式的無限迴圈會呼叫其它函式作後續的訊號處理。

3-3-5 訊號重建

紅光與紅外光訊號各由一個 DC component 和一個 AC component 成分所組成，而 DC 成分訊號遠大於 AC 成分訊號，為了方便後續在電腦端以數位訊號處理方式計算血氧濃度值，因此將 AC、DC 類比訊號轉成數位訊號之前，需先透過前置電路將 AC component、DC offset 訊號分開並且將 AC component 之訊號放大，再藉由 AC component、DC offset 到電腦端重建出 AC component、DC component 原始訊號，進而計算出血氧濃度。當 I-V 轉換後先經由電壓隨耦器，其具有極高的輸入阻抗和極小的輸出阻抗。之後透過帶通濾波器由二階高通濾波器與兩個二階低通濾波器組成，頻寬為 0.2Hz-5Hz，將紅光、紅外光 AC component 擷取出。而 DC component 則是透過兩個二階低通濾波器擷取出來，頻寬為 0-0.5Hz，如圖 3-20 所示。藉由 AC component、DC offset 我們可在電腦端重建出原始的血氧濃度訊號，其流程如圖 3-21 所示，再帶入 2-13 式求得血氧濃度值。

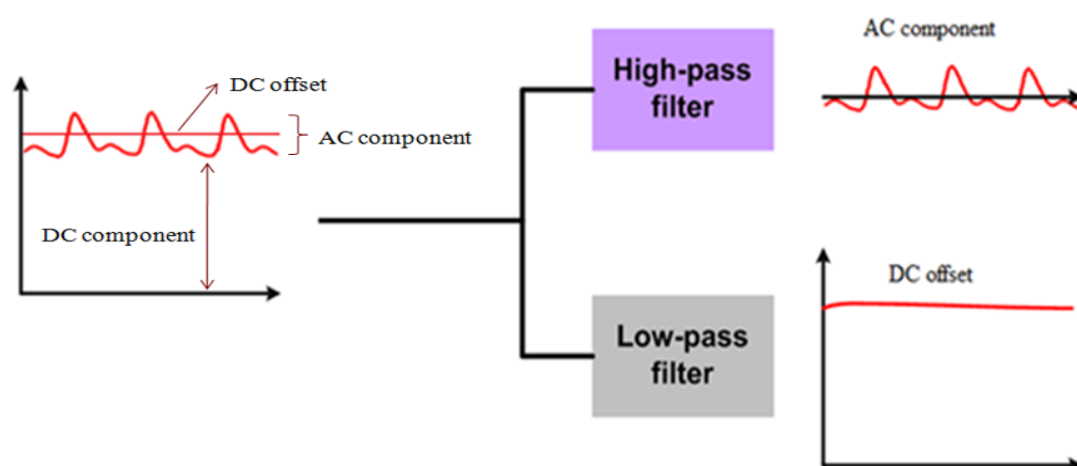


圖 3-21 訊號擷取流程圖

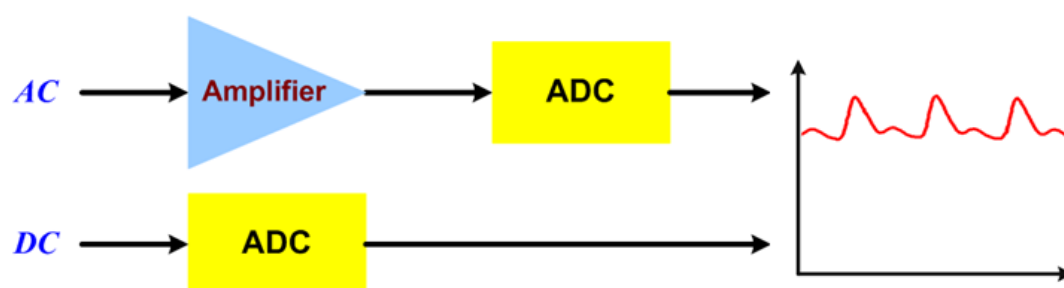


圖 3-22 血氧濃度訊號重建流程圖



第四章 實驗結果

4-1 光感測器實驗結果

4-1-1 光感測電路波形

受測者利用手指做量測，光二極體接收光源強度的變化，經光接收電路轉換成電壓訊號，如圖4-1 所示。可看出紅光和紅外線光確實分開發射，頻率約100 Hz。

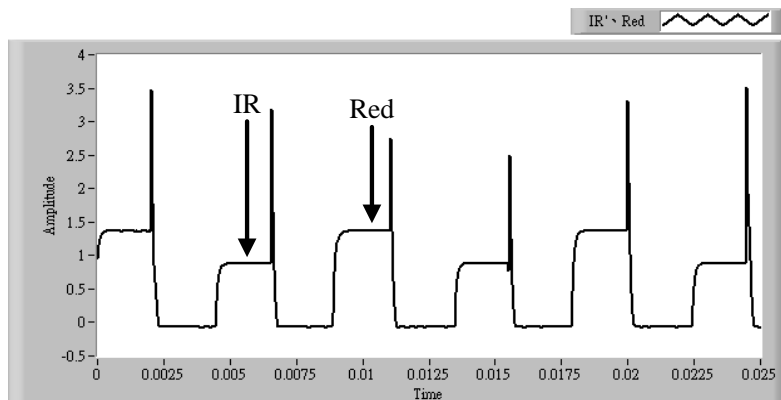


圖 4-1 光接收電路訊號圖

4-1-2 解多工器分光實驗

將光感測器接收到的紅光與紅外光混疊訊號分開再經由 RC 組成的取樣保持電路，如圖 4-2 所示，若將圖 4-2 的時間軸拉大 20 倍可以將可以觀察出微小的紅光與紅外光訊號波形，如圖 4-3 所示。

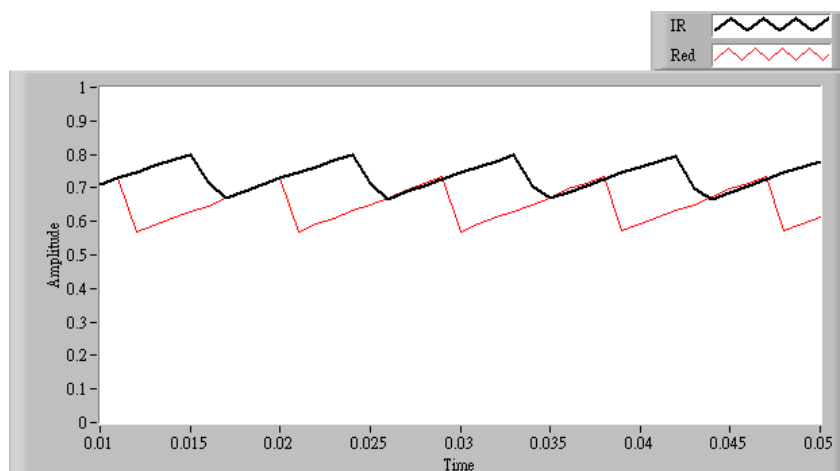


圖 4-2 紅光與紅外光分光波形圖

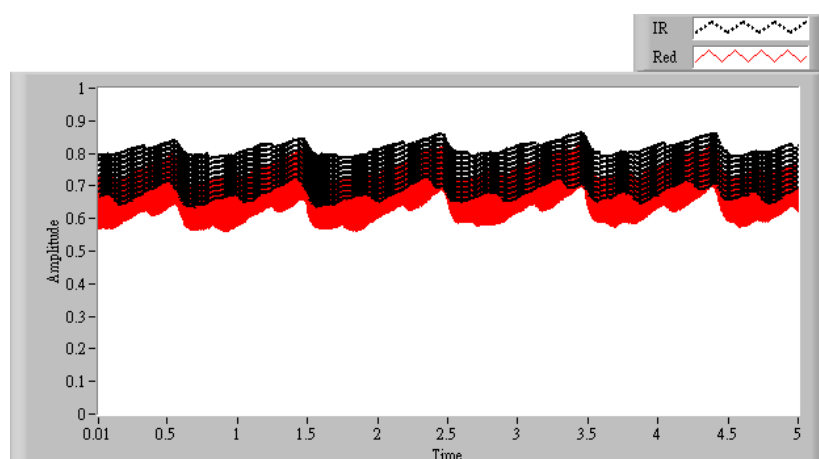


圖 4-3 紅光與紅外光波形圖

4-1-3 濾波電路實驗

本系統使用了兩組相同的帶通濾波電路目的在於將紅光與紅外光的交流 (AC)與直流(DC)成分分開，分別如圖 4-4、圖 4-5 所示。

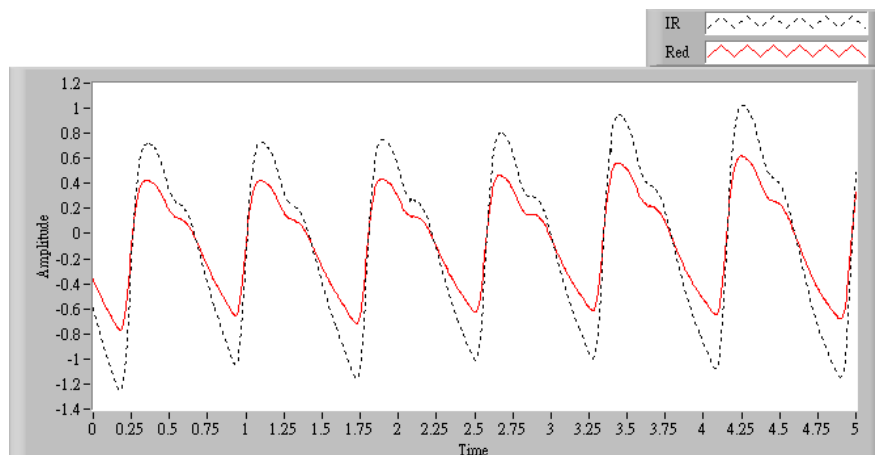


圖 4-4 紅光、紅外光交流(AC)訊號圖

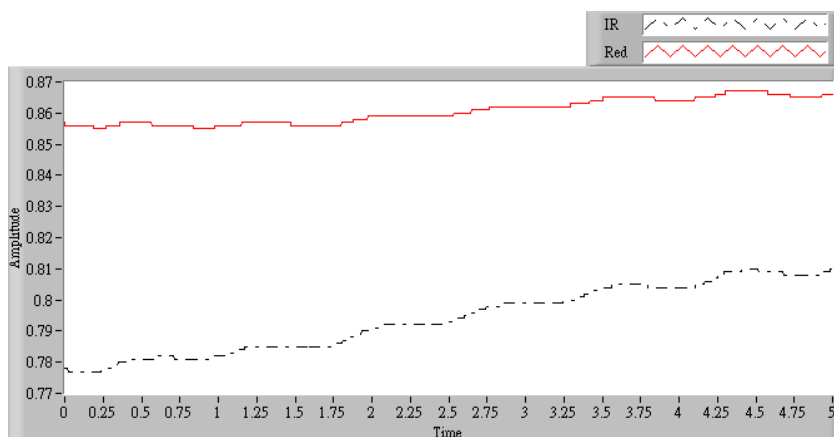


圖 4-5 紅光、紅外光直流(DC)訊號圖

4-1-4 濾波電路驗證

為了驗證濾波電路是否達到我們的需求，將利用 NI 公司開發的 ELVIS II 平台量測電路的頻率響應，其外觀如圖 4-6 所示。由於 ELVIS II 的頻率最低只能調到 1Hz，因此我們無法看到 1Hz 以下的頻率特性。在此小節將驗證本系統的低通濾波電路是否達到我們的設計需求。

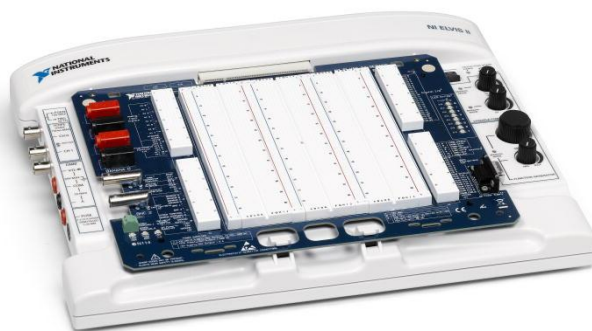


圖 4-6 NI[®] ELVIS II 開發平台[16]

電源供給為+5V~-5V，輸入訊號為弦波、峰對峰值 2V，測試頻率從 1Hz~20Hz，圖 4-7、表 4-1 為 18Hz 低通濾波驗證結果，圖 4-8、表 4-1 為 5Hz 低通濾波驗證結果，從驗證結果可知低通濾波電路的截止頻率均在我們要求的範圍內，表示這樣的電路是符合本系統的要求。

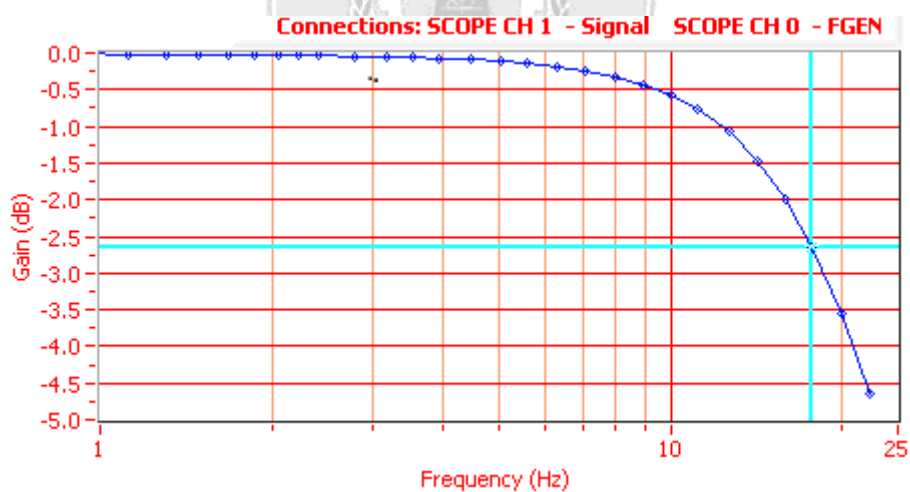


圖 4-7 18Hz 低通濾波驗證結果

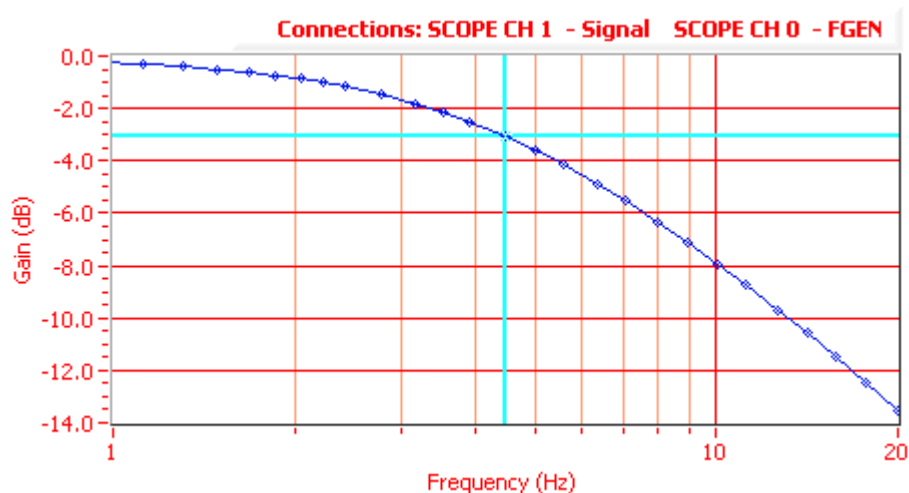


圖 4-8 5Hz 低通濾波驗證結果

表 4-1 低通濾波電路驗證結果

18Hz 低通濾波		3Hz 低通濾波	
Frequency (Hz)	Gain (dB)	Frequency (Hz)	Gain (dB)
0.931	-0.013	0.931	-0.230
1.118	-0.015	1.118	-0.298
1.304	-0.014	1.304	-0.404
1.490	-0.020	1.490	-0.508
1.676	-0.017	1.676	-0.610
1.863	-0.015	1.863	-0.742
2.049	-0.028	2.049	-0.876
2.235	-0.029	2.235	-1.014
2.421	-0.038	2.421	-1.156
2.794	-0.046	2.794	-1.472
3.166	-0.047	3.166	-1.820
3.539	-0.061	3.539	-2.171
3.912	-0.072	3.912	-2.521
4.470	-0.091	4.470	-3.063
5.029	-0.113	5.029	-3.609

5.588	-0.139	5.588	-4.143
6.333	-0.182	6.333	-4.858
7.078	-0.239	7.078	-5.536
8.009	-0.320	8.009	-6.373
8.941	-0.431	8.941	-7.104
10.058	-0.576	10.058	-7.923
11.176	-0.769	11.176	-8.718
12.666	-1.076	12.666	-9.686
14.156	-1.984	14.156	-10.590
15.832	-2.655	15.832	-11.511
17.695	-3.550	17.695	-12.504
19.930	-4.636	19.930	-13.536

4-2 實驗比較與系統校正

受測者利用手指量測，量測系統實體照片與 LCD 顯示圖如圖 4-9、4-10 所示，其中包含前置電路、微控制器、濾波電路和類比輸出四個部分。前置電路包含紅光、紅外光的驅動電路、光接收電路及解多工器，濾波電路負責將紅光、紅外光的直流(AC)和交流(DC)成分分開，再到微控制器重建出原始訊號。微控制器主要負責控制紅光、紅外光的發射時序和將接收的紅光、紅外光的類比訊號轉成數位訊號再計算血氧濃度(SpO₂)、脈搏速率(pulse rate)和灌注指標(perfusion index, PI)，類比輸出主要提供類比訊號的輸出可接上類比轉數位擷取卡到電腦端作訊號的處理。

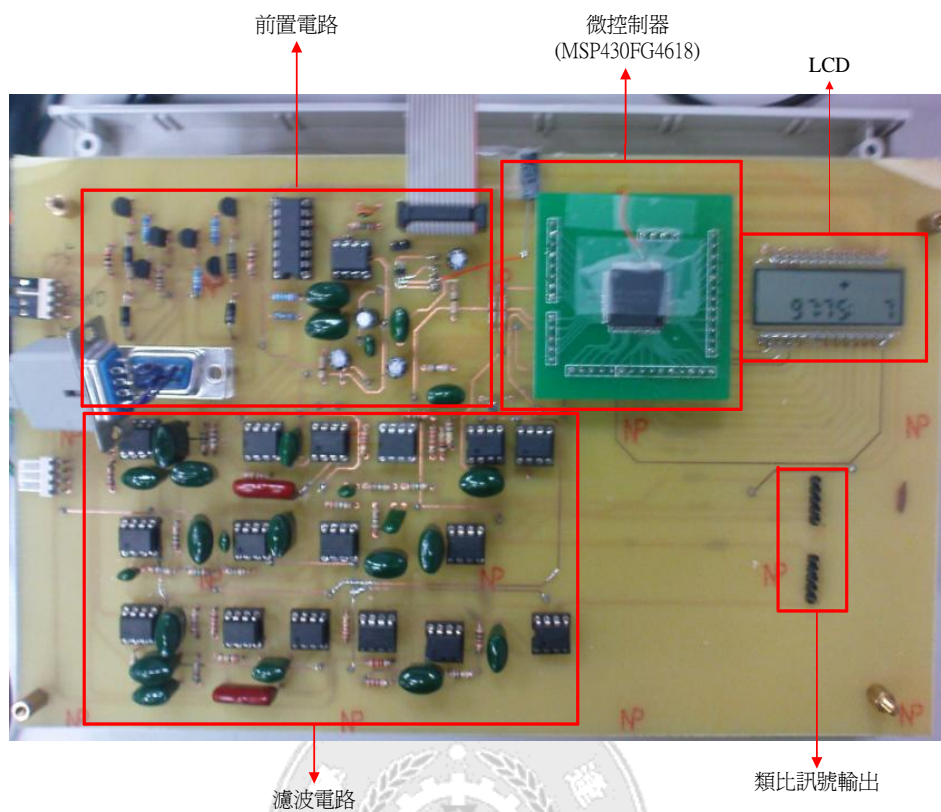


圖 4-9 量測系統實體圖

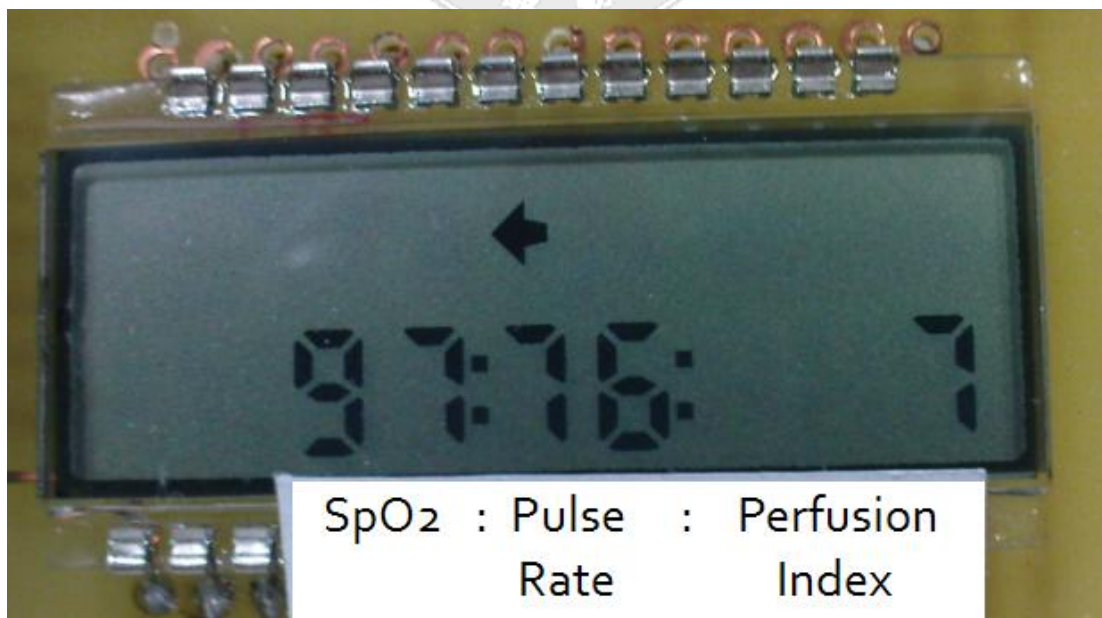


圖 4-10 LCD 面板顯示圖

4-2-1 系統校正

在此章節本系統將與 FLUKE® Biomedical 開發的血氧模擬器(2XLFE)如圖 4-22 所示，進行量測結果的比對，該血氧模擬器可以穩定的產生血氧濃度訊號並且可以調整所需要的血氧濃度值，此實驗主要目的是為了得知在穩定訊號的情況下本系統量測訊號的穩定度，並且藉由量測結果計算校正曲線，作為本系統校正的依據讓本系統有更高的準確性。圖 4-23 為量測結果與校正曲線圖，表 4-3 為誤差比較表。



圖 4-11 血氧模擬器

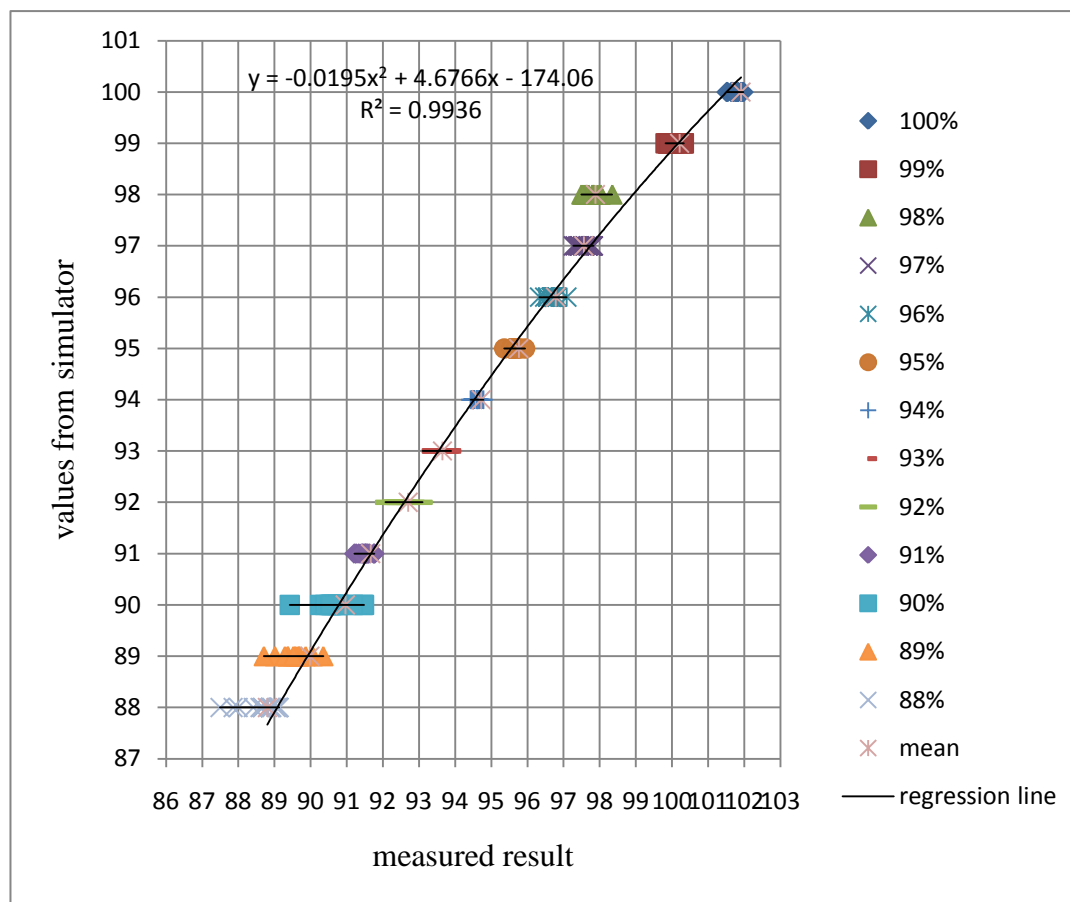


圖 4-12 校正曲線圖

表 4-3 血氧模擬誤差比較表

SpO2(%)	max. error(%)	mean±SD
100	2	1.79±0.14
99	1.3	1.17±0.17
98	2.7	0.25±0.23
97	1.1	0.76±0.18
96	1.7	0.78±0.17
95	1.5	0.77±0.13
94	2	0.71±0.1
93	1.3	0.65±0.24
92	1.2	0.7±0.28
91	1.7	0.66±0.16

90	1.7	1.4±0.51
89	1.2	1.4±0.4
88	1.2	1.3±0.51

4-2-2 實驗比較

為了驗證本系統經由校正取線校正後的準確性，因此與 BioPAC® MP150 多通道生理量測系統進行同步量測，比較本系統與 BioPAC® MP150 的差異。受測者以本系統量測左手食指同時使用 MP150 量測左手中指，每秒紀錄一次訊號每次紀錄 30 秒，量測時採坐姿，手肘不懸空，似量血壓姿勢，量測中勿亂動及說話。



圖 4-13 BioPAC® MP150 多通道生理量測器統

實驗過程受測者以放鬆的姿勢坐在椅子上，在量測中待測手指保持穩定在正常呼吸的狀態，並且記錄數值每秒紀錄一次每次量測 30 秒，九位受測者所記錄的數值分別如下：

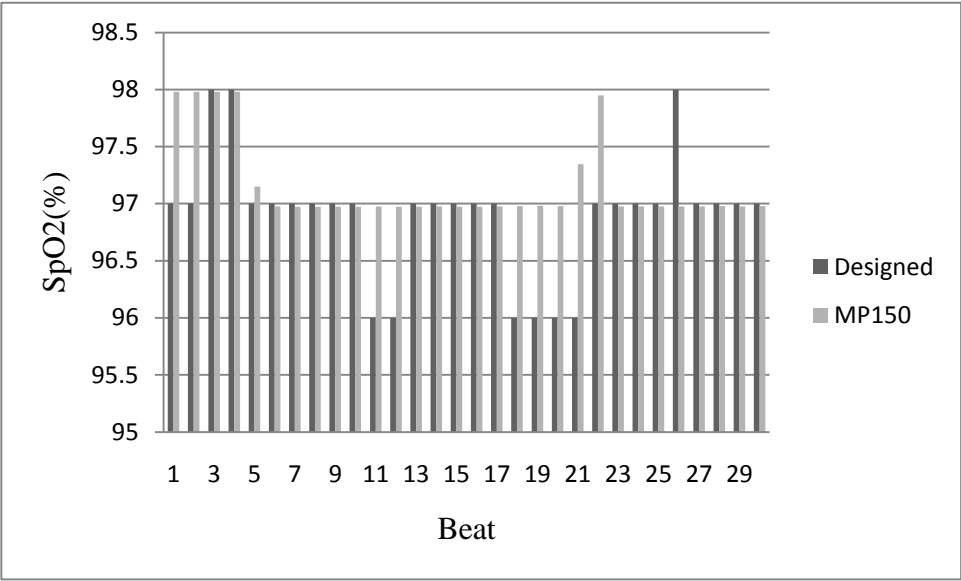


圖 4-14 subject1 血氧濃度量測比較圖

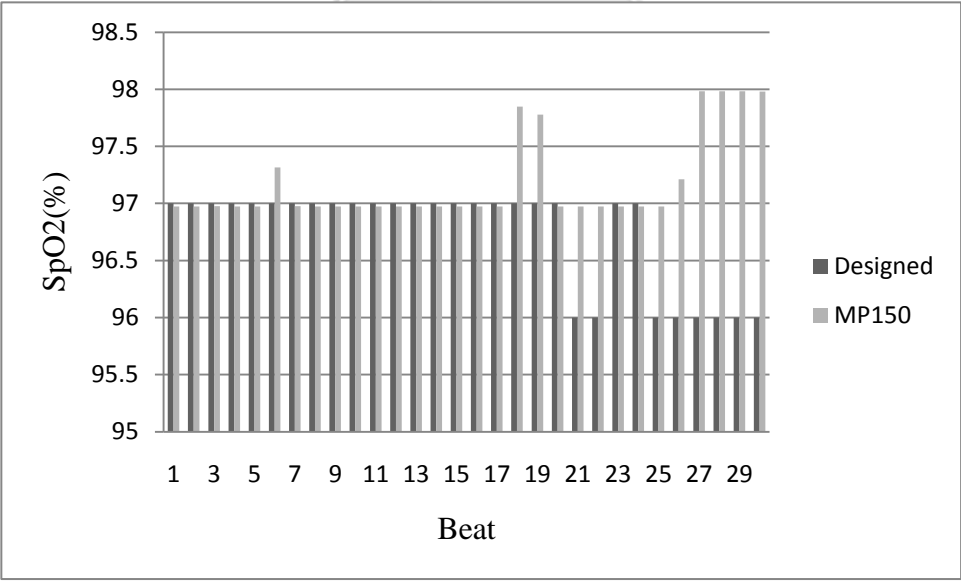


圖 4-15 subject 2 血氧濃度量測比較圖

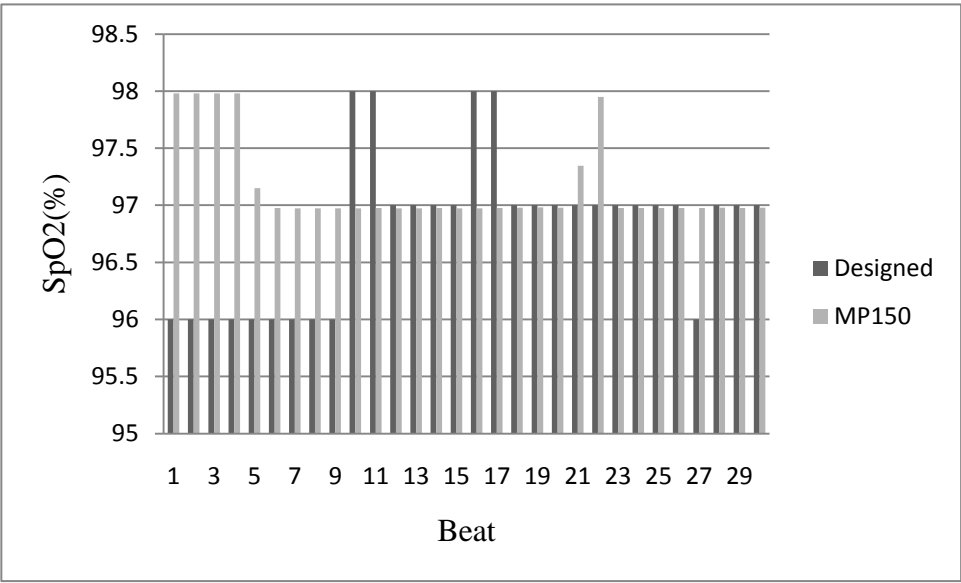


圖 4-16 subject 3 血氧濃度量測比較圖

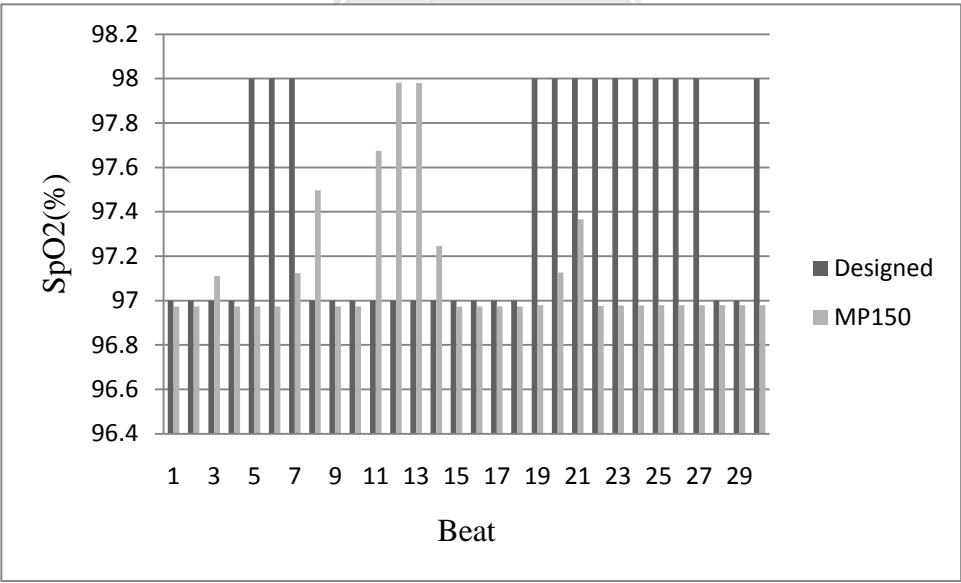


圖 4-17 subject 4 血氧濃度量測比較圖

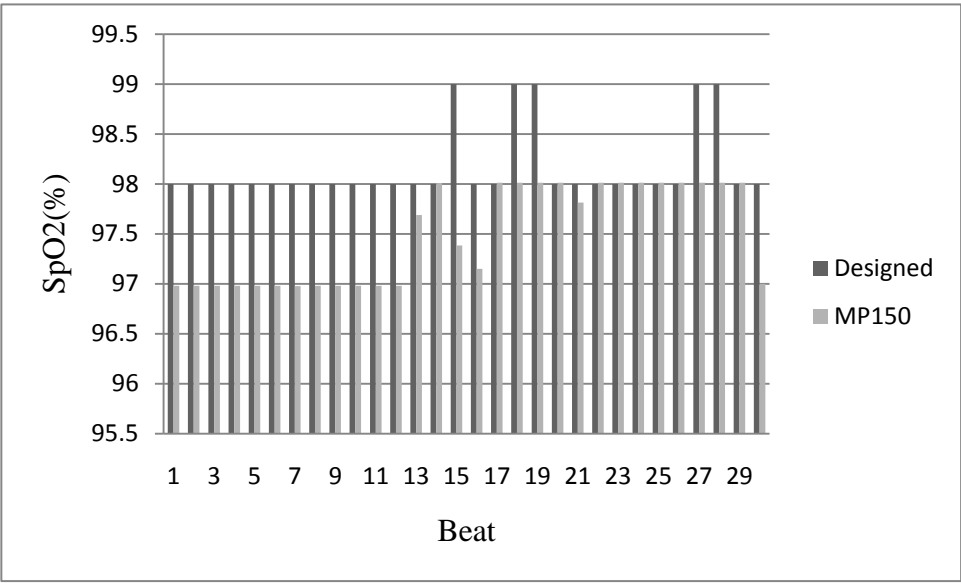


圖 4-18 subject 5 血氧濃度量測比較圖

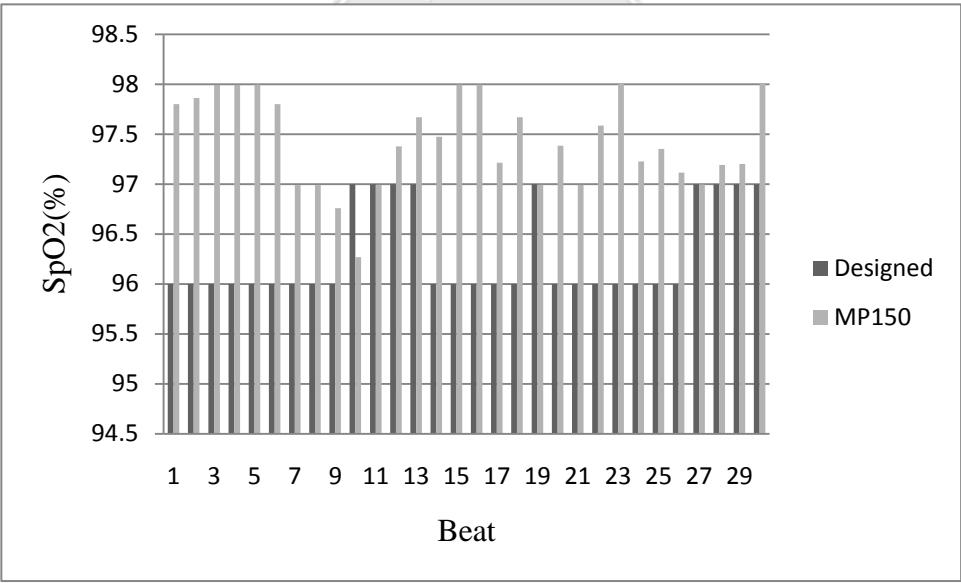


圖 4-19 subject 6 血氧濃度量測比較圖

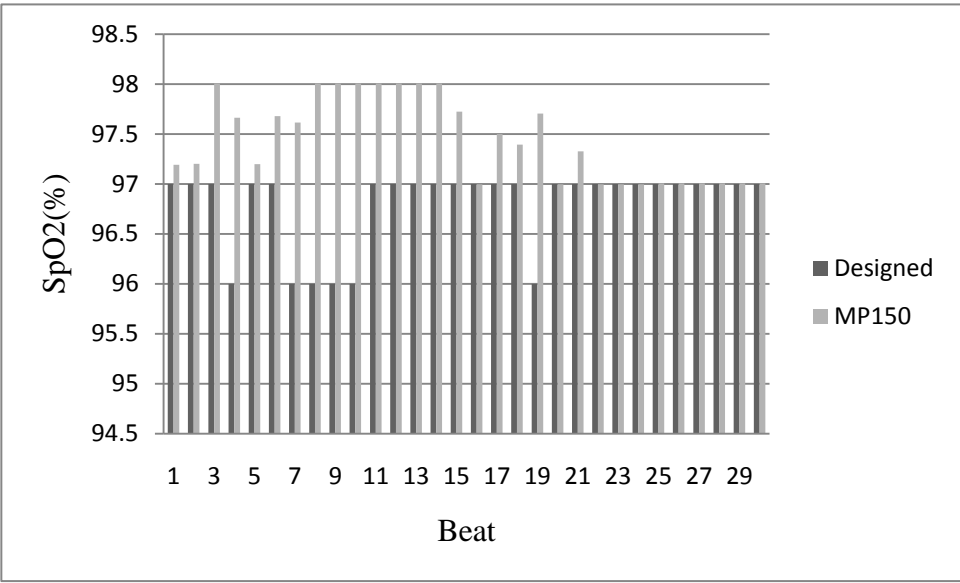


圖 4-20 subject 7 血氧濃度量測比較圖

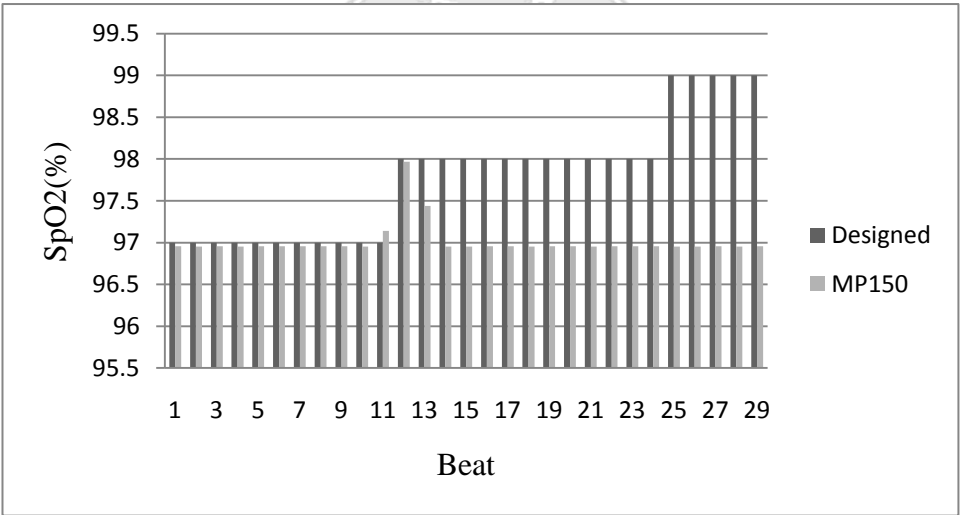


圖 4-21 subject 8 血氧濃度量測比較圖

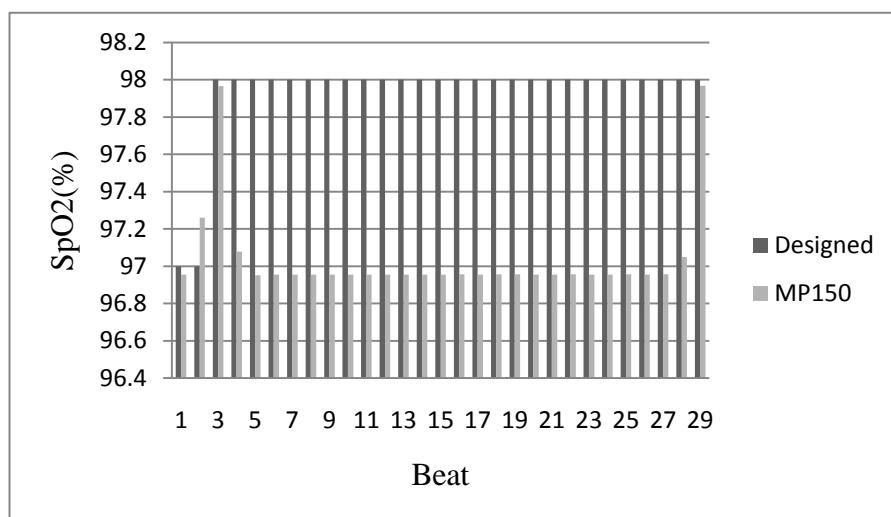


圖 4-22 subject 9 血氧濃度量測比較圖

本系統經由校正取線計算後與MP150多通道生理量測儀器做同步量測，以MP150量測的訊號為參考值進行誤差比較，由最大誤差、平均值誤差探討本系統的性能。最大誤差表示本系統經由受測者實驗後，與標準值最大的誤差值。平均值誤差，表示此量測系統的平均誤差範圍，如表4-2所示。由表4-2可知血氧濃度的準確性，代表本量測系統具有可行性與實用性。

表 4-2 血氧濃度誤差比較表

subject	max. error(%)	mean±SD
subject1	1	0.4±0.37
subject2	2	0.44±0.38
subject3	2	0.56±0.37
subject4	1	0.55±0.29
subject5	1	0.58±0.49
subject6	2	1±0.45
subject7	2	0.55±0.42
subject8	2	0.66±0.2
subject9	1	0.8±0.3

第五章 結論與未來發展

本研究藉由市售的血氧濃度感測器，可發射與接收紅光與紅外光穿透光的訊號，透過類比解多工器成功的將紅光與紅外光混疊的訊號分開，為了能夠確實的找出訊號中交流(AC)與直流(DC)成分，因此透過兩組相同的低通與帶通濾波電路將紅光與紅外光中的交流(AC)與直流(DC)成分分開，由微控制器負責接收這四筆訊號再由撰寫好的程式偵測交流(AC)訊號中的峰值、谷值與PPI，以及谷值相對應的直流(DC)成分再由微控制器重組原始訊號用以計算血氧濃度(SpO₂)、脈搏速率(pulse rate)和灌注指標(perfusion index, PI)。

本研究主要目的在於設計可獨立執行且長時間量測血氧濃度的監控系統，透過本系統受測者可以量測到血氧濃度(SpO₂)、脈搏速率(Pulse rate)和灌注指標(Perfusion index, PI)，本系統也與血氧模擬器(2XLFE)進行穩定度的測試並且由實驗結果計算校正曲線作為系統校正的依據，並且與MP150作同步量測的比較，從實驗結果可以觀察出經過校正後平均誤差確實有降低，這表示本系統經過校正後的確具有更高的準確性與穩定性，在個人電腦方面本系統也提供類比輸出端，可以透過類比轉數位擷取卡作後續的訊號分析處理之用。

在未來發展方面針對幾點提出建議：

1. 由於需要類比電路做前置訊號處理所以體積較大，希望能朝著積體電路方面作設計，讓本系統的體積能夠縮小以更方便攜帶。
2. 整合各種不同的生理訊號一起做分析，例如：心電圖訊號、血壓訊號或腦波訊號等生理訊號。
3. 無線通訊技術的結合，減少線路的限制，增加病人的行動力。
4. 結合醫療網路系統與雲端技術遠端診斷病人，節省時間。

參考文獻

- [1] R. Brinkman and Zijlstra, “ Determination and continuous registration of the percentage oxygen saturation in clinical conditions, ” *Arch. Chir.Neerl.*, vol. 1, pp. 177-183, 1949.
- [2] M. L. Polanyi and R. M. Hehir, “New reflection oximeter,” *Rev. Sci.Instru.* , vol. 13, pp.401-403, 1960.
- [3] P. W. Cheung., “Effects of blood physiology variation on optical scattering and fiber optic oximetry,” *Ph.D.Dissertation, University of Washiogton.Seattle*, WA 1973.
- [4] I. Yoshiya, Y. Shimada, and K. Tanaka, “Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 18, pp.27-32, 1980.
- [5] M. Nitzan, H. deBoer, S. Turivnenko, A. Babchenko, andD. Sapoznikov , “Power spectrum analysis of the spontaneous fluctuations in the photoplethysmographic signal”, *J. Basic Clin. Physiol. Pharmacol.*, vol. 5, pp.269–276, 1994.
- [6] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, “Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use”, *Circulation.*, vol. 93, pp.1043-1065, 1996.
- [7] M. Nitzan, C. Rosenfeld, A. T. Weiss, E. Grossman, A. Patron, and A. Murray, “Effects of external pressure on arteries distal to the cuff during sphygmomanometry,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, pp.1120- 1127, 2005.

- [8] D. C. Zheng and Y. T. Zhang, "A ring-type device for the noninvasive measurement of arterial blood pressure," *Proc. 25th Annual Int. Conf. IEEE EMBS, Cancun, Mexico.*, pp.3184-3187, 2003.
- [9] K. Nakajima, T. Tamura and H. Miike, "Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique", *Med. Eng. Phys.*, vol.18, pp.365-372, 1996.
- [10] C. T. Klodell, E. B. Lobato, J. L. Willert, N. Gravenstein, "Oximetry-derived perfusion index for intraoperative identification of successful thoracic sympathectomy." *Ann. Thorac. Surg.*, vol. 80, pp. 467-470, 2005.
- [11] A. D. Granelli, I. Ostman-Smith, "Noninvasive peripheral perfusion index as a possible tool for screening for critical left heart obstruction." *Acta. Paediatr.*, vol. 96, pp.1445-1449, 2007.
- [12] A. Reisner, P. A. Shaltis , D. McCombie, H. H. Asada. "Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring." *Anesthesiology.*, vol. 108, pp. 950-958, 2008.
- [13] "Medis" <http://www.medis-de.com/en/ppg.html> (cited on june,2009)
- [14] JG Webster, "Design of Pulse Oximeters", IOP 1997.
- [15] TEXAS INSTRUMENTS, MSP430x4xx Family User's Guide.
- [16] K. Nakajima, T. Tamura, and H. Miike, "Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique", *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, pp. 365-372. , 1996.
- [17] NI 網站(<http://www.ni.com>)

[18] 胡志彰,“以血氧濃度為基礎的肌肉疲勞評估系統初探”,國立成功大學,碩士論文,民國 96 年

[19] 施學冠,“可攜式血氧飽和量測系統設計”,長庚大學,碩士論文,民國 92 年

[20] 柳福源,“人血液循環量測系統之研製”,國立中央大學,碩士論文,民國 94 年

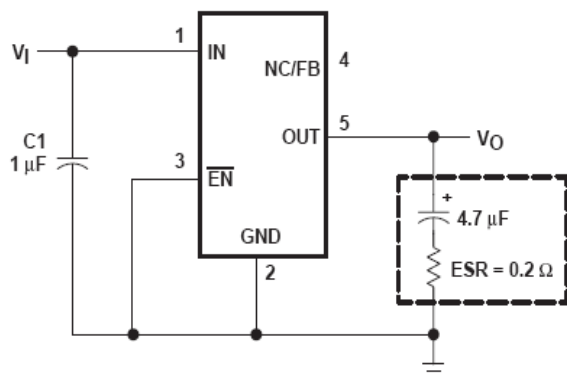


附錄

1. 相關電路 IC 規格

power supply					
變壓器	Input			output	
	110V(交流電)			6V/1A	
穩壓 IC(7805)	+6V			5V/1.5A	
穩壓 IC(7905)	-6V			-5V/1.5A	
analog circuit					
op-07	+Vs	-Vs	GND		
	+5V	-5V	0V		
AD620	+5V	-5V	0V		
TC74HC4052	VCC	VEE	GND		
	+5V	0V	0V		
穩壓 IC (TPS79930)	IN	GND	EN	OUT	
	+5V	0V	0V	+3V/100mA	
MSP430FG4618					
DVcc ₁	DVcc ₂	AVcc	DVss ₁	DVss ₂	AVss
+3V	+3V	+3V	0V	0V	0V
系統消耗電流	0.086A				

2. TPS79930 穩壓電路圖



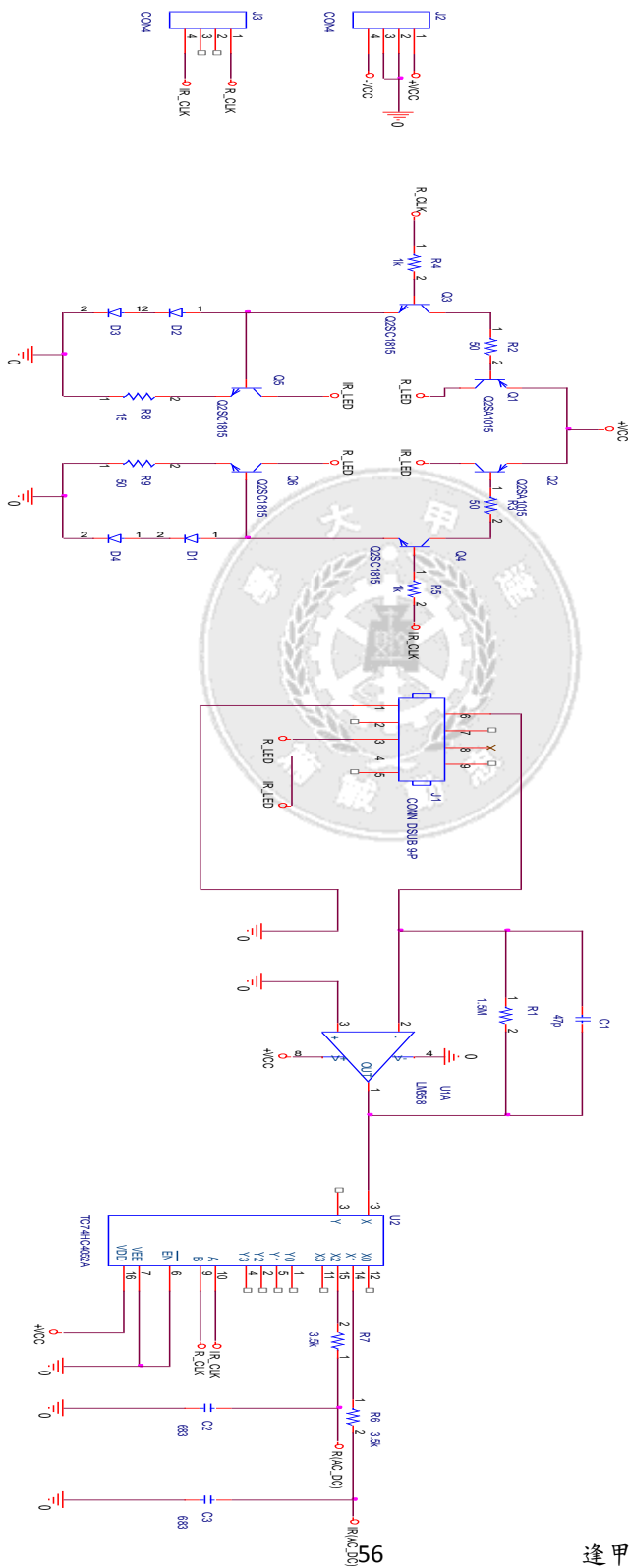
3.模擬值與系統量測值

模擬值(%)	100	99	98	97	96	95	94
系統量測值 Beat(%)	101.665	100.325	97.69	97.811	96.714	95.61	94.778
	101.533	99.898	97.496	97.828	96.656	95.612	94.602
	101.514	100.323	98.013	97.596	96.74	95.581	94.463
	101.644	100.206	97.845	97.433	96.681	95.354	94.511
	101.792	99.907	97.797	97.519	96.678	95.56	94.498
	101.732	99.873	97.821	97.688	96.471	95.553	94.584
	101.773	100.006	97.619	97.753	96.751	95.598	94.654
	101.951	99.969	97.939	97.673	97.088	95.79	94.423
	101.973	100.012	98.02	97.789	96.557	95.75	94.504
	101.908	100.052	97.592	97.568	96.667	95.562	94.73
	101.819	99.82	97.646	97.446	96.813	95.624	94.515
	101.794	99.956	97.812	97.314	96.755	95.573	94.483
	101.821	100.29	98.346	97.266	96.736	95.689	94.679
	101.676	99.915	97.529	97.39	96.335	95.933	94.612
	101.908	100.21	97.88	97.56	96.78	95.76	94.72

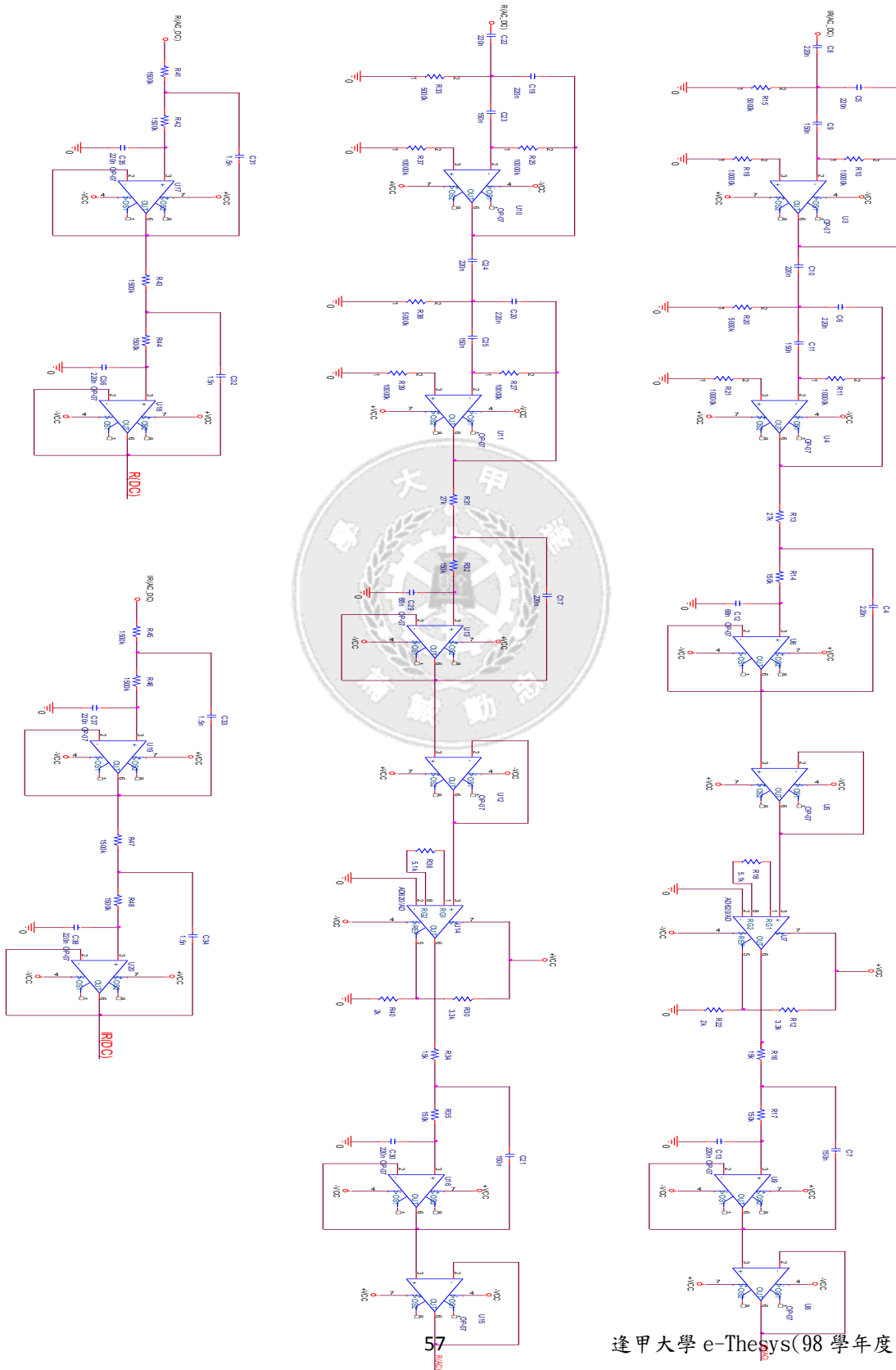
模擬值(%)	93	92	91	90	89	88
系統量測值 Beat(%)	93.478	92.355	91.211	91.446	89.67	88.599
	93.478	92.502	91.586	91.473	89.694	88.923
	93.122	92.618	91.259	90.738	89.861	87.494
	93.359	92.413	91.449	90.589	89.663	87.854
	93.702	92.26	91.402	89.421	89.365	88.654
	93.699	92.876	91.558	90.922	89.584	89.051
	93.668	92.725	91.441	90.267	89.559	88.879
	93.392	92.651	91.629	90.645	89.012	87.995
	93.428	92.24	91.493	91.177	90.059	88.673
	93.827	92.376	91.761	90.575	90.349	89.105
	93.094	93.099	91.521	90.509	89.369	89.132
	93.886	92.067	91.751	90.775	89.286	88.893
	93.346	92.275	91.331	90.396	88.706	89.108
	93.667	92.333	91.526	90.545	89.52	88.414
	93.65	92.7	91.66	90.96	89.98	88.8

4.本系統完整電路圖

4-1 驅動與感測電路



4-2 濾波電路



4-3 MSP430FG4618

