

崑山科技大學  
電子工程系  
碩士論文

血氧濃度計之設計於睡眠監測

The Design of Oximeter in Sleep Monitoring

研究生：游宗憲

Student: Zong-Xian You

指導教授：林俊宏

Advisor: Jiun-Hung Lin

Department of Electronic Engineering  
Kun Shan University  
Tainan, Taiwan, R.O.C.  
Thesis for Master of Science  
July 2008

中華民國九十七年七月

崑山科技大學碩士學位  
論文考試委員會審定書

本校 電子工程所 碩士班 游宗憲 君  
所提論文 血氧濃度計之設計於睡眠監測

業經本委員會審查及口試及格，特此證明  
論文考試委員

林俊宏

\_\_\_\_\_

林明權

游宗憲

指導教授：林俊宏

系所主任：陳耀煌

中華民國 97 年 7 月 23 日

# **The Design of Oximeter in Sleep**

## **Monitoring**

by

**Zong-Xian You**

**A Thesis Submitted to the Graduate Division in Partial**

**Fulfillment of the Requirements for the Degree of**

**Master of Science in Electronics Engineering**

**Kun Shan University**

**Tainan , Taiwan , Republic of China**

**July 2008**

**Approved by :**

Jian-Hung Lin

\_\_\_\_\_

Yan-Hong Lin

Shin-Tsang Tang

**Advisor :** Jian-Hung Lin

**Chairman :** Yan Hwang Chen

# 血氧濃度計之設計於睡眠監測

游宗憲\*

林俊宏\*\*

崑山科技大學  
電子工程系

## 摘 要

人生有三分之一的時間在睡眠中度過，睡眠品質的好壞影響了身體健康及生活品質。許多人在睡眠過程會發生打鼾的現象，但是本身不易察覺自己有無打鼾，通常都是由家人觀察才得以發現。一般人對打鼾的認知通常為睡的沉或是太疲勞，其實打鼾也是一項健康的指標。近年來有越來越多研究發現，打鼾可能是睡眠呼吸暫止症的前兆，甚至根本就患有睡眠呼吸暫止症。造成打鼾的原因為上呼吸道阻塞導致氣流不通，發生睡眠呼吸中止，引發的危險有：造成血氧濃度下降、高血壓、右心室衰竭、夜間心絞痛、甚至猝死。

本研究將建立一套體積小、低耗電的光學穿透式血氧濃度計，此系統可量測血氧濃度、心跳率及心率變異等生理數據，並將數據傳輸到電腦做紀錄。我們使用此系統進行睡眠鼾聲監測，紀錄及比較睡眠過程不易打鼾及較易打鼾的兩組受測者之生理數據，做為睡眠鼾聲對血氧濃度、心跳率及心率變異影響的初步探討。此系統提供非侵入性、連續量測、攜帶方便的特點，可做為居家醫療保健儀器的選擇。

關鍵字：血氧濃度、心跳率、心率變異、睡眠、打鼾

\*作者

\*\*指導教授

# The Design of Oximeter in Sleep Monitoring

Zong-Xian You \*

Jiun-Hung Lin \*\*

Department of Electronic Engineering  
Kun Shan University

## ABSTRACT

One third of the life is spent in the sleep, sleep quality influenced the healthy and quality of life. The phenomenon that snore will happen in the sleep to a lot of people, oneself not easily realize the oneself has snored, it usually are all family to observe to find. The people's cognition to snore usually for Sleep soundly or too tired, In fact snore is also an index sign of health. More and more to discover, Snoring may be the omen of the sleep apnea syndrome. The reason that cause to snore for up breathe the way to jam cause the current of air impassability, take place to sleep the breath the abeyance. The danger that will cause has the  $\text{SaO}_2$  to descend, the high blood pressure, right ventricles crocks up, nighttime angina pectoris, even die abruptly.

This research will build up a set of physical volume small and low consume the optics of the electricity to wear deeply the type oximeter to account. This system can the physiology data such as measurement  $\text{SaO}_2$ , the heart rate and the heart rate variation(HRV) etc., and deliver the data to the computer to do the record. We use this system to carry on to sleep snoring monitoring, the record and the comparison sleep process did not snore and easily snore of two sets of physiology data that is measured. Be used as to sleep snoring first step study for the  $\text{SaO}_2$ , the heart rate and the HRV influence. This system provides not the incursion and continues the measurement and takes the convenient distinguishing feature, can be used as the choice of the daily life at home medical treatment health care instrument.

Keyword:  $\text{SaO}_2$ , Heart Rate, HRV, Sleep, Snore

\* author

\*\* advisor

## 誌 謝

本篇論文的完成，首先感謝指導教授林俊宏老師給予我的指導與啓發，在兩年的研究所生活中，老師總是不厭其煩的和我們討論實驗問題，指導我們研究方向，提供良好的設備及實驗環境，使我分析問題的能力更成熟，思考邏輯更爲縝密，在做人處事的態度上更是受益匪淺，也感謝口試委員湯士滄老師和林明權老師提出的建議與指教，讓我的研究更加完善。

感謝碩士班同學家慶在學習上的切磋及成長，實驗室學弟琦閔、錦宏在研究上的協助，以及實驗室各位學弟在實驗上的幫忙與雜務上的協助，讓我在做研究的過程及生活上得到許多幫助及歡樂的回憶。

感謝我的女朋友祝君，體諒我的忙碌，給我許多鼓勵及信心。我更要感謝父母親的全力的支持與栽培，讓我無後顧之憂的完成我的學業。最後，在此對我的家人、老師及所有幫助過我的朋友獻上最誠摯的感謝，沒有你們的協助，本論文將難以完成，願大家一同分享完成本論文的喜悅。

# 目 錄

中文摘要 .....	i
英文摘要 .....	ii
誌謝 .....	iii
目錄 .....	iv
圖目錄 .....	vi
表目錄 .....	ix
第一章 緒論 .....	1
1.1 前言 .....	1
1.2 研究背景 .....	2
1.2.1 血氧濃度計的發展 .....	2
1.2.2 心率變異的研究發展 .....	3
1.2.3 Poincaré plots 分析法 .....	5
1.2.4 睡眠障礙的研究發展 .....	6
1.3 研究動機 .....	6
1.4 研究目的 .....	7
第二章 生理信號特性及量測原理 .....	9
2.1 人體生理介紹 .....	9
2.1.1 呼吸系統 .....	9
2.1.2 鼾聲介紹 .....	10
2.1.3 睡眠介紹 .....	11
2.1.4 循環系統 .....	13
2.1.5 心率變異介紹 .....	17
2.1.6 血氧濃度的定義 .....	18
2.2 光學量測原理 .....	20
2.3 光體積變化描記圖 .....	22
2.4 血氧濃度計算理論 .....	24
第三章 系統設計與實現 .....	28
3.1 系統架構 .....	28
3.2 硬體設計 .....	30
3.2.1 光學感測器 .....	31
3.2.2 LED 驅動電路 .....	32
3.2.3 運算放大器 .....	34
3.2.4 RS-232 串列傳輸 .....	36
3.3 軟體設計 .....	37

3.4 軟體設計 .....	38
第四章 系統驗證 .....	40
4.1 校正及驗證儀器介紹 .....	40
4.2 校正方法 .....	41
4.3 驗證結果 .....	45
第五章 實驗結果 .....	47
5.1 人體靜態量測 .....	47
5.2 睡眠鼾聲監測 .....	52
5.3 人體閉氣實驗 .....	58
第六章 討論及結論 .....	61
6.1 討論 .....	61
6.2 結論及未來發展 .....	61
參 考 文 獻 .....	63





# 圖 目 錄

圖 1.1、市面上之血氧濃度計 .....	2
圖 1.2、心率變異頻譜圖 .....	3
圖 1.3、心率變異各頻帶範圍定義新標準 .....	4
圖 1.4、心率變異 Poincaré plots 分析圖 .....	5
圖 2.1、人體呼吸系統 .....	10
圖 2.2、上呼吸道示意圖 .....	11
圖 2.3、睡眠中生長激素與皮質醇的分泌型態 .....	12
圖 2.4、各睡眠階段的腦波特徵圖 .....	13
圖 2.5、人體循環系統 .....	14
圖 2.6、心臟解剖圖 .....	15
圖 2.7、血管網路示意圖 .....	16
圖 2.8、微血管示意圖 .....	16
圖 2.9、心臟傳導系統 .....	17
圖 2.10、心電圖 .....	17
圖 2.11、血液的成分 .....	18
圖 2.12、血紅素 .....	19
圖 2.13、光穿透物質示意圖 .....	21
圖 2.14、光穿透人體組織之光強度衰減變化 .....	22
圖 2.15、動脈血管管徑變化 .....	23
圖 2.16、光體積描記圖直流與交流成分示意圖 .....	23
圖 2.17、血紅素在不同波長的吸收係數 .....	24
圖 2.18、手指的血管模型 .....	25
圖 2.19、血氧濃度( $SaO_2$ )理論值與比值(r)的關係圖 .....	27
圖 3.1、系統架構圖 .....	29
圖 3.2、血氧濃度計電路實體 .....	29
圖 3.2、硬體電路方塊圖 .....	31
圖 3.3、左圖為穿透式光學感測器構造示意圖；右圖為實體之照片 .....	32
圖 3.4、光學感測器接腳示意圖 .....	32
圖 3.5、LED 發光時序圖 .....	33
圖 3.6、光檢測器對各種光波長的感光度 .....	33
圖 3.7、LED 驅動電路圖 .....	34
圖 3.8、轉組放大器及反向放大器 .....	36
圖 3.9、RS-232 串列傳輸電路 .....	36
圖 3.10、韌體流程圖 .....	38

圖 3.11、為電腦端 LabVIEW 的人機介面.....	39
圖 4.1、PS97 生理信號模擬儀器主體外觀.....	41
圖 4.2、血氧模擬器探頭.....	41
圖 4.2、使用文獻血氧濃度公式與血氧濃度模擬值的曲線.....	42
圖 4.3、CurveExpret 軟體介面.....	44
圖 4.4、曲線凝和的結果.....	44
圖 4.5、求得 a、b、c、d 四個新參數.....	45
圖 4.6、本系統 r 值與血氧濃度關係圖.....	45
圖 4.6、驗證血氧濃度公式的結果圖.....	46
圖 5.1、受測者 A 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄.....	48
圖 5.2、受測者 A 在 1 分鐘的心跳率紀錄.....	48
圖 5.3、受測者 B 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄.....	48
圖 5.4、受測者 B 在 1 分鐘的心跳率紀錄.....	49
圖 5.5、受測者 C 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄.....	49
圖 5.6、受測者 C 在 1 分鐘的心跳率紀錄.....	49
圖 5.7、受測者 D 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄.....	50
圖 5.8、受測者 D 在 1 分鐘的心跳率紀錄.....	50
圖 5.8、受測者 E 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄.....	50
圖 5.10、受測者 E 在 1 分鐘的心跳率紀錄.....	51
圖 5.11、受測者 F 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄.....	51
圖 5.12、受測者 F 在 1 分鐘的心跳率紀錄.....	51
圖 5.14、測試者 A 的睡眠的血氧濃度變化.....	52
圖 5.15、測試者 A 的睡眠過程心跳率變化.....	52
圖 5.16、測試者 A 的睡眠過程 Poincaré plots 分析.....	53
圖 5.17、測試者 B 的睡眠過程血氧濃度變化.....	53
圖 5.18、測試者 B 的睡眠過程心跳率變化.....	53
圖 5.19、測試者 B 的睡眠過程 Poincaré plots 分析.....	54
圖 5.20、測試者 C 的睡眠過程血氧濃度變化.....	54
圖 5.21、測試者 C 的睡眠過程心跳率變化.....	54
圖 5.22、測試者 C 的睡眠過程 Poincaré plots 分析.....	55
圖 5.23、測試者 D 的睡眠過程血氧濃度變化.....	55
圖 5.24、測試者 D 的睡眠過程心跳率變化.....	55
圖 5.25、測試者 D 的睡眠過程 Poincaré plots 分析.....	56
圖 5.26、測試者 E 的睡眠過程血氧濃度變化.....	56
圖 5.27、測試者 E 的睡眠過程心跳率變化.....	56
圖 5.28、測試者 E 的睡眠過程 Poincaré plots 分析.....	57
圖 5.29、測試者 F 的睡眠過程血氧濃度變化.....	57

圖 5.30、測試者 F 的睡眠過程心跳率變化.....	57
圖 5.31、測試者 E 的睡眠過程 Poincaré plots 分析.....	58
圖 5.32、測試者 A 的閉氣實驗血氧濃度變化.....	59
圖 5.33、測試者 B 的閉氣實驗血氧濃度變化.....	59
圖 5.34、測試者 C 的閉氣實驗血氧濃度變化.....	59
圖 5.35、測試者 D 的閉氣實驗血氧濃度變化.....	60
圖 5.36、測試者 E 的閉氣實驗血氧濃度變化.....	60
圖 5.37、測試者 F 的閉氣實驗血氧濃度變化.....	60



# 表 目 錄

表 2.1、各睡眠階段的腦波特徵 .....	12
表 2.2、Hb 和 HbO <sub>2</sub> 對紅光及紅外光的吸收係數 .....	27
表 3.1、運算放大器設定方式 .....	34
表 4.1、9 種血氧模擬值下所求出的比值 .....	43
表 4.2、驗證血氧濃度公式的結果 .....	46
表 5.1、6 位的受測者基本資料 .....	47



# 第一章 緒論

## 1.1 前言

空氣、水與食物為人類生存所必須的物質，其中又以空氣中的氧氣最為重要，因為只要缺乏氧氣數分鐘，我們就無法繼續存活，因為氧是我們身體細胞新陳代謝的必要因素。血中的氧含量直接跟血紅素的數量及它與氧氣的飽和度有關，氧血紅素飽和度可由脈動血氧計(pulse oximetry)所測得，此類儀器具有非侵入性及連續監測的優點。

自古以來，人類過著日出而做日落而息的生活型態，清醒和睡眠是人類基本的生理規律，人生有三分之一的時間在睡眠中度過，無論是達官顯貴或是平民百姓都是需要睡眠。睡眠可以讓身心靈充分休養生息，消除疲勞、恢復精神、修補細胞、活化腦力、提升免疫力。睡眠如同空氣、水和食物，都是維持生命的基礎，睡眠品質的優劣影響了生理、心理的健康及生活品質。

在睡眠過程，大多數的人多少都會打鼾，只是程度上的差異。打鼾是因為上呼吸道阻塞，咽部震動所發出的聲音，如果只有打鼾而沒有呼吸暫停或缺氧的現象產生，則稱為原發性打鼾症。然而打鼾往往是產生睡眠呼吸暫止症候群的先兆或根本是睡眠呼吸暫止症候群的一個症狀。

近年來為睡眠所困擾的比例持續增加，長期受睡眠障礙影響的人容易發生心血管、呼吸系統及神經系統疾病甚至是癌症都與其有相關[1]。在睡眠的相關的疾病中，其中以睡眠呼吸暫止症(sleep apnea syndrome, SAS)最為困擾著人們的生活，根據估計台灣至少有 45 萬人罹患阻塞型睡眠呼吸暫止症。長期受此症狀影響的人，在夜間睡眠時，上呼吸道阻塞引發間歇性呼吸暫止，影響呼吸暢通，造成體內細胞缺氧，血氧濃度下降，因此容易造成白天嗜睡、影響工作表現、注意力散失及增加意外傷害的機會。以下我將針對睡眠鼾聲監測在研究背景上的認知做介紹。

## 1.2 研究背景

### 1.2.1 血氧濃度計的發展

在醫療院所的急症單位中，正確的評估動脈中氧合(oxygenation)程度，可以了解病患缺氧或呼吸障礙的情況，血氧濃度計是測量動脈血液中血紅素帶氧的濃度。因此，醫護人員可以用它來評估病患氧氣傳輸及消耗的重要參數。對於使用呼吸器(ventilator)或是正在脫離呼器(weaning)的病患，血氧濃度也是評估呼吸狀態的參數之一[2]。

血氧濃度計的發展最早可追溯到 1940 年，Millikan 發明了由額頭量得人體血氧濃度的儀器[3]。1960 年 Polany 及 Hehir 利用光纖插入血管內，以侵入式方式做出光學式血氧計[4]。1970 年 Johnson 發表有關光子於血液中的擴散模型[5]。1973 年 Cheung 及 1975 年 Reynold 將 Johnson 的光子擴散理論加以運用，建立血液光學模型[6][7]。到了 1980 年 Yoshiya 等人結合了傳統的光學血氧計及體積描繪技術(plethymography)提供了一個非侵入式的光學血氧濃度的理論模型，而且成功的運用手指探頭設計了一個穿透式的血氧濃度計[8]。近幾年來，亦有論文採用光學式血氧計的技術來延伸做睡眠相關研究[9][10]。圖 1.1 為市面上之血氧濃度計。

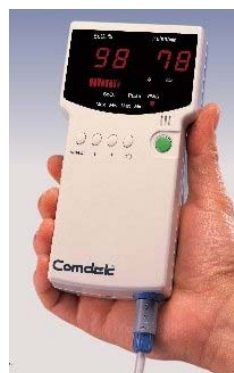


圖 1.1、市面上之血氧濃度計(資料來源：Comdek 公司)

### 1.2.2 心率變異的研究發展

1733 年 Hales 首先發表每次心跳(heartbeat)時心跳速率(heart rate, HR)與血壓會有差異，且呼吸週期、血壓和心跳之間有相關性[11]。1965 年 Hon & Lee 將心率變異(heart rate variability, HRV)應用於測量胎兒窘迫症之心跳節律[12](有時也稱作心律變異)。1975 年 Hyndman 等人將功率頻譜分析用於心率變異的研究上[13]，如圖 1.2 所示，他們發現心率的功率頻譜圖上有三個頻峰，分別是低頻(0.02~0.08Hz)、中頻(0.08~0.15Hz)、高頻(0.15~0.40Hz)。1981 年 Akselrod 等人發現心電訊號透過快速傅立葉轉換後之心率變異功率頻譜，可以區分出交感神經及副交感神經作用之後，開啓了心率變異特性和自主神經的相關研究[14]。1985 年 Ewing 等人發展出一套利用測量心跳間隔(R 波與 R 波 間隔, RR-Interval)評估自主神經系統病變的方法，並運用短時間的心率變化來偵測糖尿病患者自主神經病變的情形[15]。

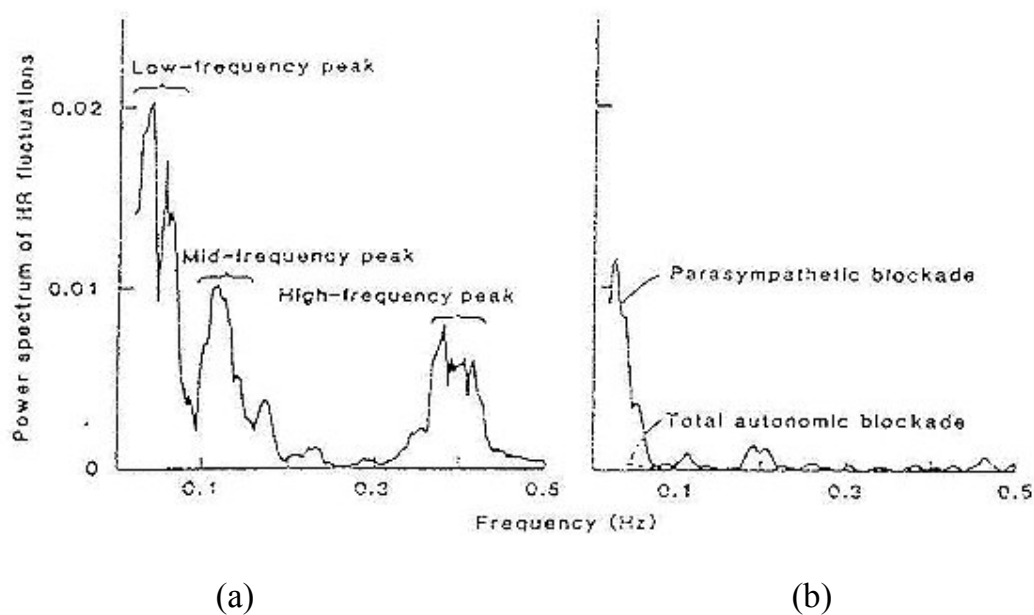


圖 1.2、心率變異頻譜圖：(a)心率變異之三個主要頻峰；(b)副交感神經被壓抑後，中、高頻衰減[13]

1996 年歐洲及北美心臟科醫學會(Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology)建議將心率變異的命名、測量及判讀擬出一套應用標準，為心率變異各頻帶範圍定義出新的標準：高頻(High Frequency, HF)：0.15~0.4Hz、低頻(Low Frequency, LF)：0.04~0.15Hz 和超低頻(Very Low Frequency, VLF)：0.04 Hz 以下，如圖 1.3 所示，使心率變異的測量結果有一個依循標準，並更具臨床意義[16]。

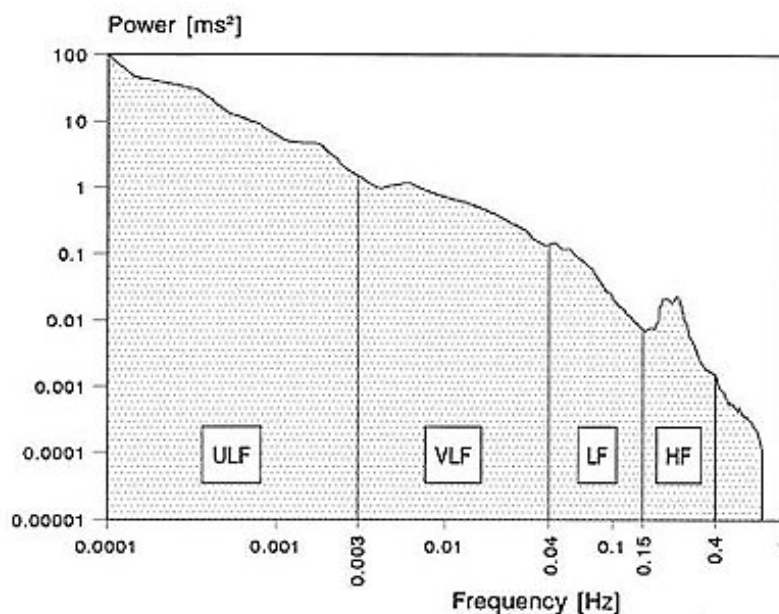


圖 1.3、心率變異各頻帶範圍定義新標準[16]

其中以高頻頻譜可當成副交感神經活性的指標，低頻區受交感與副交感神經影響，其頻譜可當成交感與副交感神經共同控制的指標。而高低頻功率比 (高頻功率 / 低頻功率) 為副交感相對交感神經活性平衡的指標。利用此三項指標即可監測交感與副交感神經系統隨生理變化的調控狀態[17]。心率變異可以用來評估自主神經失調[18][19]，或是心肌梗塞、高血壓等疾病均可藉由心率變異來評估自主神經作用[20][21]，甚至與猝死有關[22]。



### 1.2.3 Poincaré plots 分析法

Poincaré plots[23][24]是由心電圖的 RR 間隔組合成的二維散佈圖形，其橫座標為目前的 RR 間隔而縱座標為下一筆 RR 間隔。如圖 1.4 所示，Poincaré plots 大致上可分為四種型態：(1)彗星狀(comet-shaped pattern)：表示在較低的心率時伴隨著增加的心率變異；(2)魚雷狀(torpedo-shaped pattern)：表示在整個散佈區域上，缺少較低心率的散佈，所以會形成一個較狹窄的型態；(3)螺旋槳葉片狀(fan-shaped pattern)：主要以圓心作一個對稱性的分佈情形，表示 RR 間隔彼此間的差異性不高；(4)複合形狀(complex-shaped pattern)：幾種群組 RR 間隔序列所組成的散佈圖形。

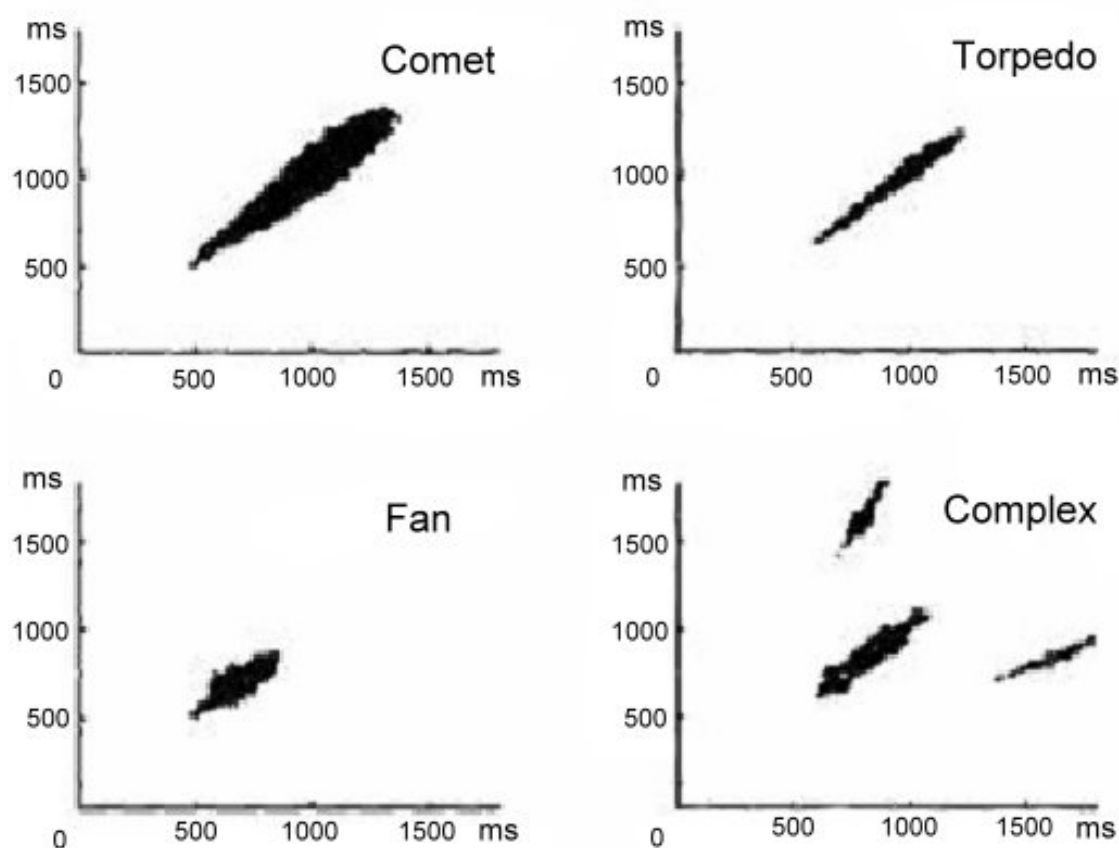


圖 1.4、心率變異 Poincaré plots 分析圖[22][23]

### 1.2.4 睡眠障礙的研究發展

Osler 在 1919 年首先觀察到年輕肥胖者有睡眠中間歇性呼吸中斷現象，因次將之定義為“uncontrollable tendency to sleep”。1976 年 Guilleminut 和 Dement 將睡眠檢查中出現阻塞型呼吸暫時中止，而且又有日間嗜睡症狀的疾病命名為阻塞型睡眠呼吸暫止症候群(obstructive sleep apnea syndrome, OSAS)。1979 年 Block 等人首先提出病患呼吸變淺所導致血氧飽和度降低的呼吸不足(hypopneas)術語。研究顯示，阻塞型睡眠呼吸暫止症候群與上呼吸道狹窄有明顯關係[25][26][27]。

經過研究證實，打鼾是一種非常危險的訊號。打鼾不代表有嚴重疾病，卻要注意身體狀況，尤其是睡眠呼吸暫止症候群患者。美國以及其他西方國家之成人，睡眠呼吸障礙有很高之盛行率，約有 4% 的中年男性與 2% 的中年女性有睡眠呼吸暫止症狀[28][29][30]，睡眠呼吸障礙使患者白天感到嗜睡、注意力降低、行為改變，包括精神紛亂、記憶力喪失、易怒、沮喪、意外發生率增加(尤其是交通事故)、心律不整、血壓升高...等等[31][32][33][34]，甚至可能導致心肌缺血、左右心室肥大等現象[35]。

在睡眠的相關的疾病中，其中以呼吸暫止症最為困擾著人們的生活，根據許多研究顯示阻塞型睡眠呼吸暫止症與許多疾病互為因果關係，例如心血管疾病、肥胖等代謝性疾病，這種疾病的盛行率達到總人口數的 3% 以上，40 歲以上的中年男性，甚至可以高達 25%；對這疾病的忽視，不但會像糖尿病、高血壓等疾病一樣，引起病患嚴重的併發症，消耗許多醫療資源，而且會提高社會成本[36]。

## 1.3 研究動機

睡眠是重要的生理功能，人生有三分之一的時間在睡眠中度過，睡眠品

質的好壞影響生活品質及身體健康。以往我們將睡眠時的打鼾現象當作是睡的熟、睡的香，其實打鼾是一種身體警訊，它正告訴我們該注意自己的身體狀況了。由生理學的角度來看，打鼾是上呼吸道的阻塞現象所導致，打鼾可能是睡眠呼吸暫止症的前兆，或者根本就是罹患睡眠呼吸暫止症。

隨著生活水準提升、飲食習慣改變及環境壓力大，現在人罹患慢性病的機率逐漸提高[37]。近年來受心血管疾病、睡眠呼吸暫止症等疾病影響的人比例增加，其中 85~90%睡眠呼吸暫止症為阻塞型[38]，在睡眠中因呼吸道阻塞而導致呼吸中止進而使血氧濃度(saturation of O<sub>2</sub> in artery, SaO<sub>2</sub>)降低，睡眠因而受到干擾。因為發生睡眠中斷及低血氧，造成其心血管疾病的機率較一般人高，且因為嗜睡及注意力不集中而引發不少交通事故[39]，目前其重要性日漸受到重視[40]。

但診斷睡眠呼吸暫止症的程序頗為繁複，需要睡眠呼吸多項生理監測儀器紀錄整夜生理訊號，其中會量測到眼動圖(EOG)、腦波圖(EEG)、肌電圖(EMG)、口鼻腔氣流、鼾聲...等等。由於過程繁複、代價昂貴、耗費醫療資源等不利因素，且生醫光電科技興起，血氧濃度計發展已久，由於使用光學感測器達到非侵入的方式量測血氧濃度，使其具有方便性、安全性的優點。

## 1.4 研究目的

因此，為了達到非侵入式的量測技術，本研究將設計一套體積小、省電、成本低、操作簡單的血氧濃度計，該設備擬使用紅光(660nm)與紅外光(940nm)兩種波長的發光二極體(Light Emitting Diode, LED)輪流發射光源到人體，再經由光檢測器量測反射或透射的光能量，進而計算出血氧濃度及心跳速率。在睡眠中發生打鼾時可能也造成呼吸中止，人體的血氧濃度與心率皆可能會受到影響，由於過去心率變異研究大多都以心電圖來分析，為了減少醫療成

本及解決連續監測的問題，在本研究中，我們將連結血氧濃度計與電腦設計一套即時性心率變異的分析系統，可進行睡眠時血氧濃度及心率變異變化的紀錄，提供臨床實驗在睡眠狀況之長時間鼾聲監測，以做為未來血氧濃度與心率變異對睡眠鼾聲關係之研究探討與評估。



## 第二章 生理信號特性及量測原理

人體藉由呼吸將空氣吸入肺部，因氣體濃度和壓力的關係，氧氣和二氧化碳在肺泡做氣體交換，氧氣隨著血液被分送到身體各組織細胞所用。隨著人類的科技進步，各種感測元件越來越精密、多樣化。生醫光電的興起，使得醫療儀器設計有重大的發展。使用非侵入式的光學式的血氧濃度計來量測血氧濃度，有連續性、安全性、方便性之優點。藉由量測之血氧波形，除了求出血氧濃度，還可計算出心跳率及心率變異，在同一生理信號上做更多健康指標的鑑別。

### 2.1 人體生理介紹

#### 2.1.1 呼吸系統

呼吸系統(respiratory system)包括了口、鼻腔、肺臟及通往肺臟的系列管線，如圖 2.1 所示。空氣由鼻子或嘴巴進入咽部(pharynx)，那是空氣與食物共用的管道，之後分岔成兩個管道：一條是讓食物通到胃部的食道，另一條則是喉管(larynx)，屬於呼吸道的一部分。鼻、口、咽部及喉管通稱上呼吸道(upper airway)。喉管往下通向的一條長管，稱為氣管(trachea)；氣管再分岔為兩條支氣管(bronchus)，各往左右側的肺臟。在肺臟中，呼吸道還有超過 20 次的分岔，每次分岔的結果，是產生許多更窄、更短及數目更多的管子。呼吸系統負責在呼吸過程中，將空氣引進及排出肺臟，做氣體交換的功能。

呼吸(respiration)包括三個過程：(1)換氣(ventilation)(俗稱呼吸)；(2)氣體交換(gas exchange)發生在肺臟內氣體和血液之間與血液和其他組織之間；以及(3)在細胞呼吸的產能反應中由組織進行的氧氣利用(oxygen utilization)。在

空氣和血液之間進行換氣和氣體交換(氧氣和二氧化碳)統稱為“外呼吸(external respiration)”。在血液和其他組織之間進行氣體交換和組織的氧氣利用統稱為“內呼吸(internal respiration)”[41]。

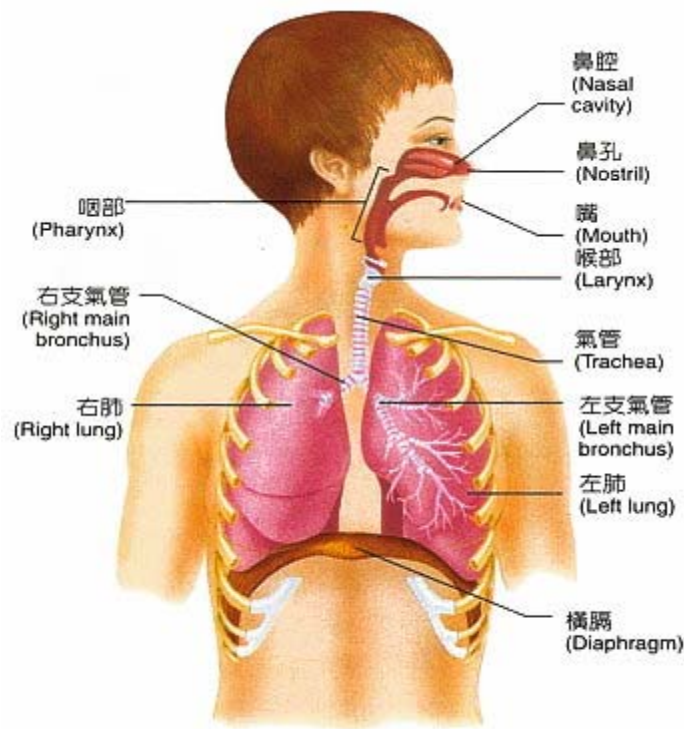


圖 2.1、人體呼吸系統[41]

### 2.1.2 鼾聲介紹

人在入睡後，由於呼吸道肌肉張力降低，使得呼吸道變得較狹窄，如果再加上有鼻腔、鼻咽、口咽或咽喉結構上狹窄的情形，如圖 2.2，將會造成呼吸氣流的進出遇到相當的阻力，空氣無法順利的通過，摩擦到鼻腔或呼吸道四周的軟組織而產生振動，而產生打鼾或呼吸暫停的現象。有些人打鼾的聲音可高達 80 分貝，如果只有打鼾而沒有呼吸暫停或缺氧的現象產生，則稱為原發性打鼾症。

打鼾聲音愈大，表示呼吸道愈狹窄，四周組織愈鬆軟，長期下來漸漸地

遮住了空氣的通道，便會造成窒息的情況。尤其是肥胖的人、歲數較大的人、經常抽菸喝酒的人、最容易打鼾；肥胖的人因多餘的脂肪累積在呼吸道的四周，使得呼吸通道變得狹小；歲數大的人因為年齡的老化，呼吸肌肉的張力漸漸減弱，便容易鬆弛產生振動；經常抽菸喝酒的人，因為組織及黏膜受到破壞，自主神經的反應也遲鈍，組織鬆弛便產生打鼾的現象。

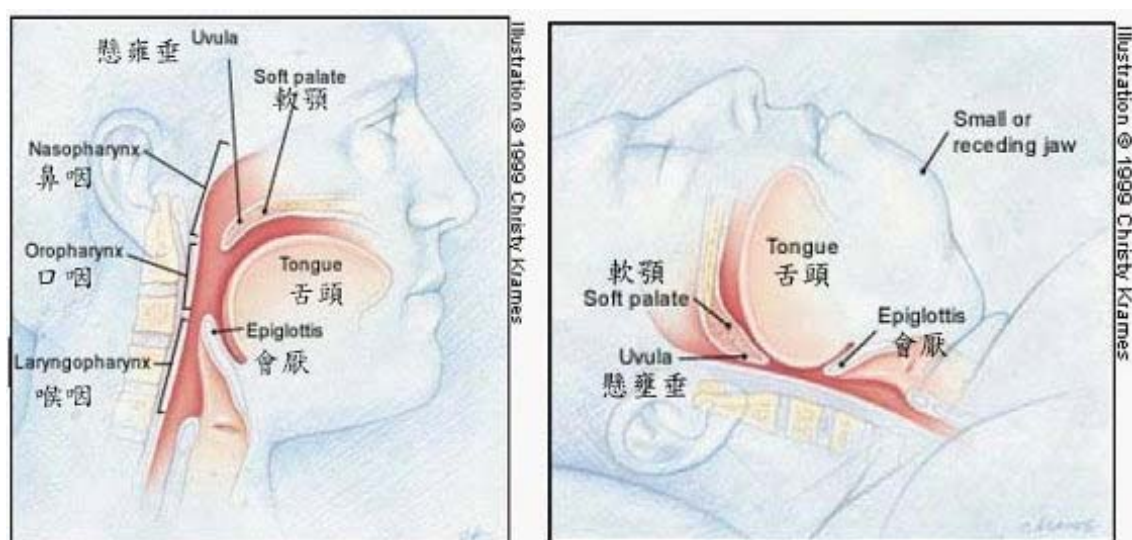


圖 2.2、上呼吸道示意圖：左圖為正常呼吸道；右圖為睡眠中呼吸道狹窄[42]

### 2.1.3 睡眠介紹

在睡眠這段時間中，除了作夢以外，一般人認為睡眠的作用僅是為了休息，而不知道身體有什麼事情發生。其實，在睡眠期間大腦及身體的神經系統的活動也跟清醒的時候不一樣，許多激素在睡眠時才會分泌，以維持身體的健康。當人從清醒進入睡眠之際，神經系統的活化有所變化，激素的分泌也有所改變，有些激素影響全身系統運作，生長激素的分泌與決定了各器官的代謝及生長速率。高橋(Takahashi)及同事在一九六八年的報告中表示，如圖 2.3 所示，無論成人或是兒童在剛入睡以後，以及在第三、四期深層睡眠期，生長激素的分泌達到最高峰[43]。

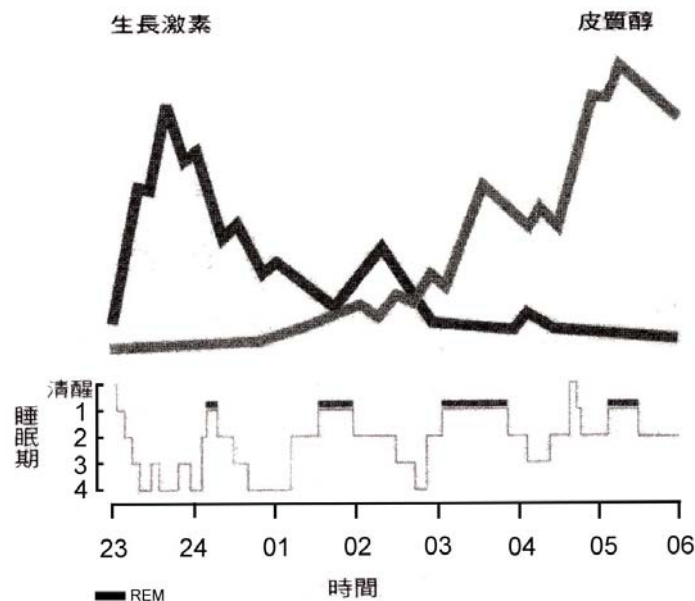


圖 2.3、睡眠中生長激素與皮質醇的分泌型態[43]

還有研究顯示，入睡的過程並無關聯，而是與大腦出現大型、緩慢的  $\delta$  波有關，這代表進入了深睡期，如表 2.1 及圖 2.4 所示。另外還有證據顯示，在睡眠中負責分泌激素的機制，與負責深睡得機制並不相同，兩者可以用藥物加以區分：例如將生長激素的分泌完全抑制，卻不會影響深睡的正常過程；同時，抑制深睡期的出現，也不會影響激素的分泌。因此有學者認為兩者獨立但又有密切聯繫的機制存在。睡眠對於激素的分泌扮演著重要的角色，一些內分泌器官在睡眠中會甦醒過來，分泌激素至血液循環當中，影響了全身[43]。

表 2.1、各睡眠階段的腦波特徵[43]

睡眠階段	頻率(Hz)	振幅(mV)	波形
階段一	4 ~ 8	50 ~ 100	$\theta$ 波
階段二	8 ~ 15	50 ~ 150	梭狀波(紡錘波)
階段三	2 ~ 4	100 ~ 50	慢速波及梭狀波
階段四	0.5 ~ 2	100 ~ 200	$\delta$ 波



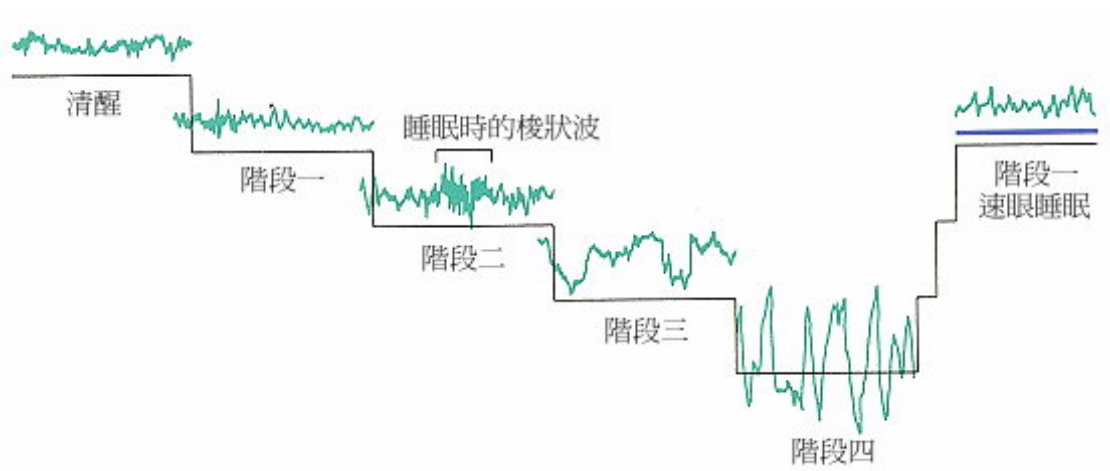


圖 2.4、各睡眠階段的腦波特徵圖[43]

#### 2.1.4 循環系統

構成循環系統的三個主要組成是心臟(heart)、血管(blood vessel)及血液(blood)本身。循環系統的功能可以分成三個主要部份：(1)運輸：細胞新陳代謝需要的所有物質皆是經由循環系統運輸的；(2)調節：循環系統同時參與激素及體溫的調控；(3)保護：循環系統可以防止受傷時血液的流失，以及可保護身體對抗外來微生物或毒物的侵襲。

循環系統通常由兩個部份組成：心血管系統和淋巴系統。其中，心血管系統是由心臟和血管系統組成，如圖 2.5 所示；淋巴系統則由淋巴管、淋巴結及淋巴器官(脾臟、胸腺、扁桃腺)組成。

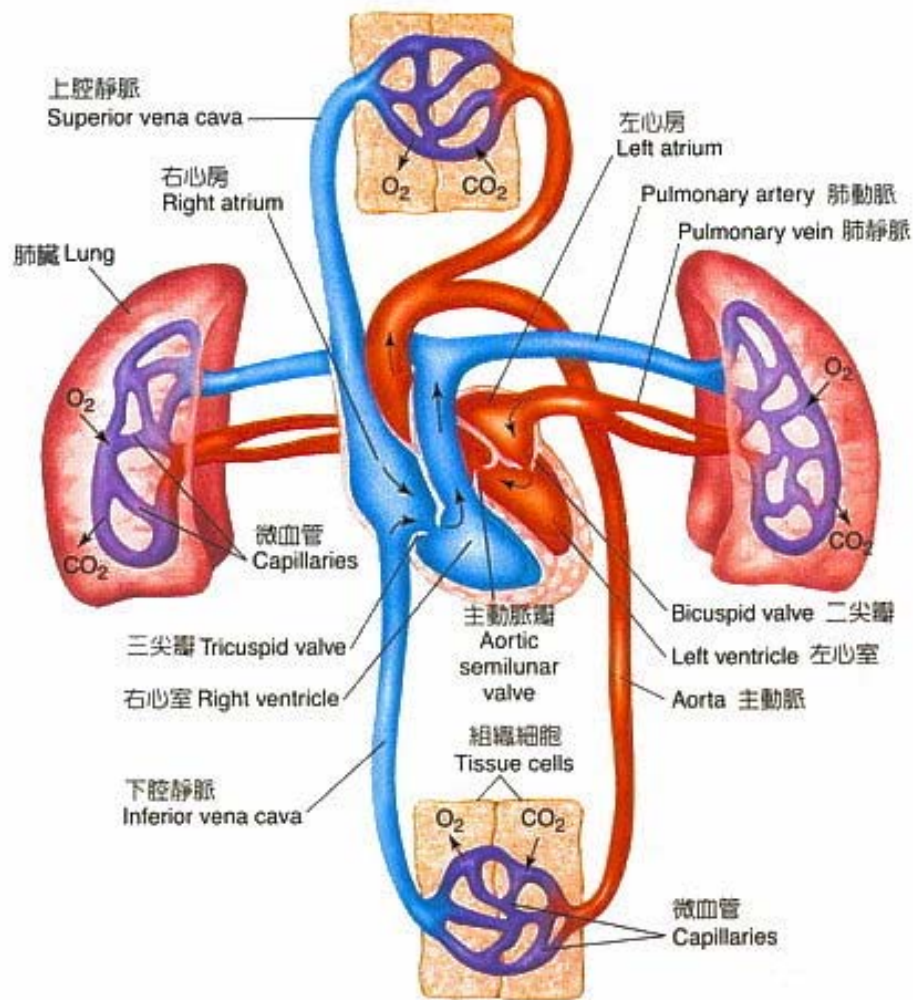


圖 2.5、人體循環系統[44]

心臟是一個四個腔室的雙幫浦，如圖 2.6 所示。它的幫浦作用形成一個壓力源，可推動血管中的血液到肺臟及體細胞。在安靜時，成人的心臟每分鐘大約幫浦出 5 公升的血液。以這個速度，這些血液循環到身體最末端的部份再回到心臟，大約花一分鐘。

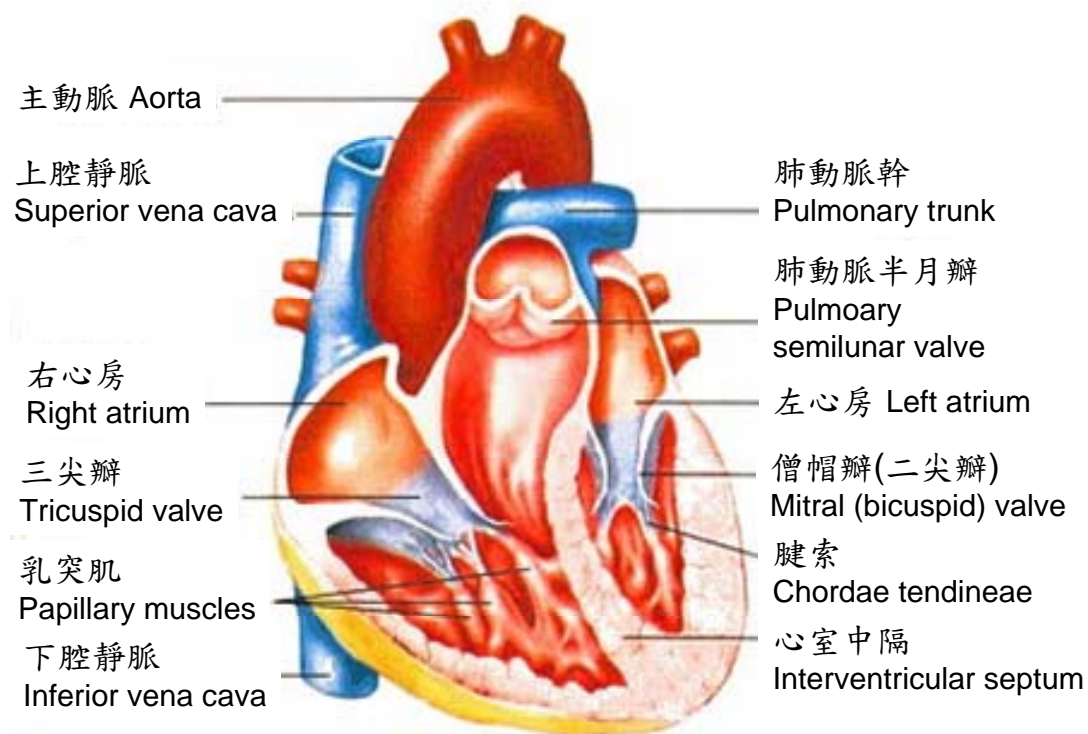


圖 2.6、心臟解剖圖[44]

血管形成一個管狀的網路讓血液由心臟流向全身細胞再返回心臟，如圖 2.7 所示。動脈(arteries)攜帶血液離開心臟，而靜脈(veins)將血液導流回心臟。動、靜脈之間由微血管連接。動脈不斷分枝成較小的血管，形成像樹枝狀的結構。其中管徑最小的動脈稱為小動脈(arterioles)。血液由動脈經由微血管到靜脈，微血管(capillaries)是血管中最薄且是數目最多的，如圖 2.8 所示，亦是血液與組織之間交換所有液體、營養物、廢物的地方。血液流經微血管進入微小的靜脈，稱為小靜脈(venules)，然後進入漸大的靜脈，最後回到心臟[44]。

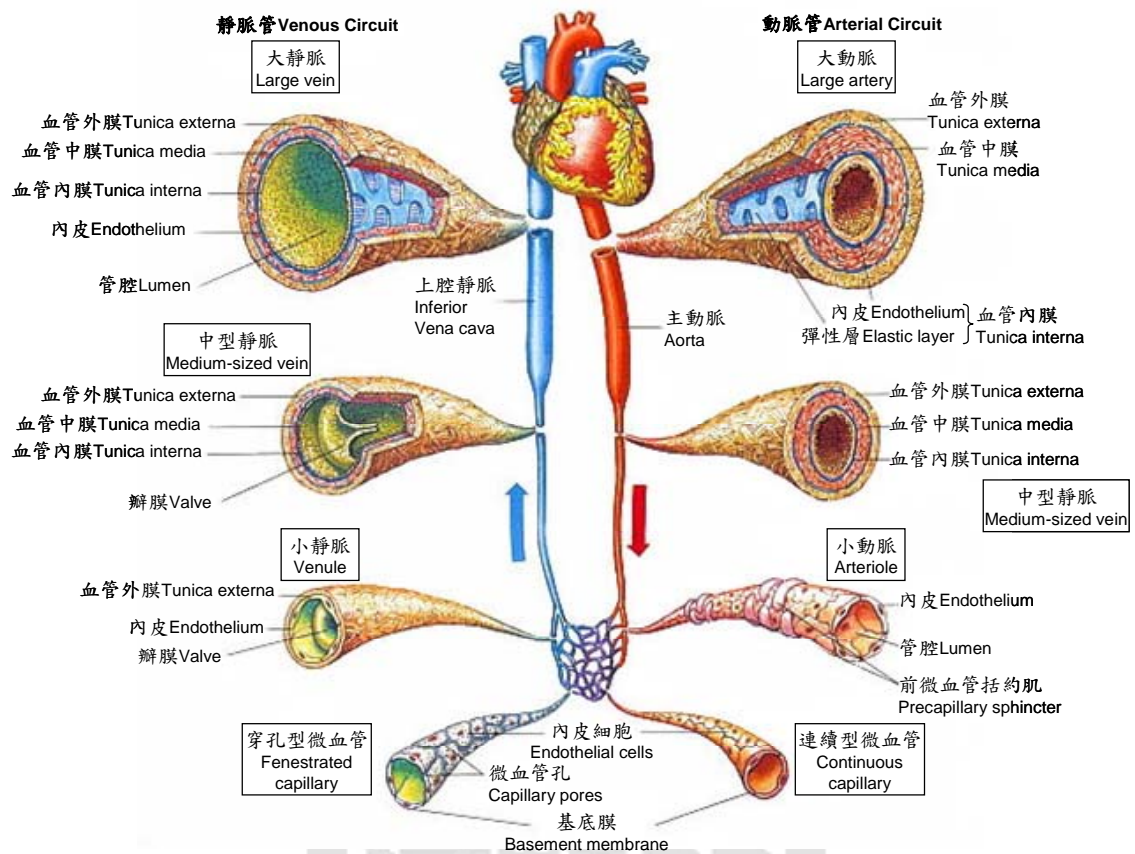


圖 2.7、血管網路示意圖[44]

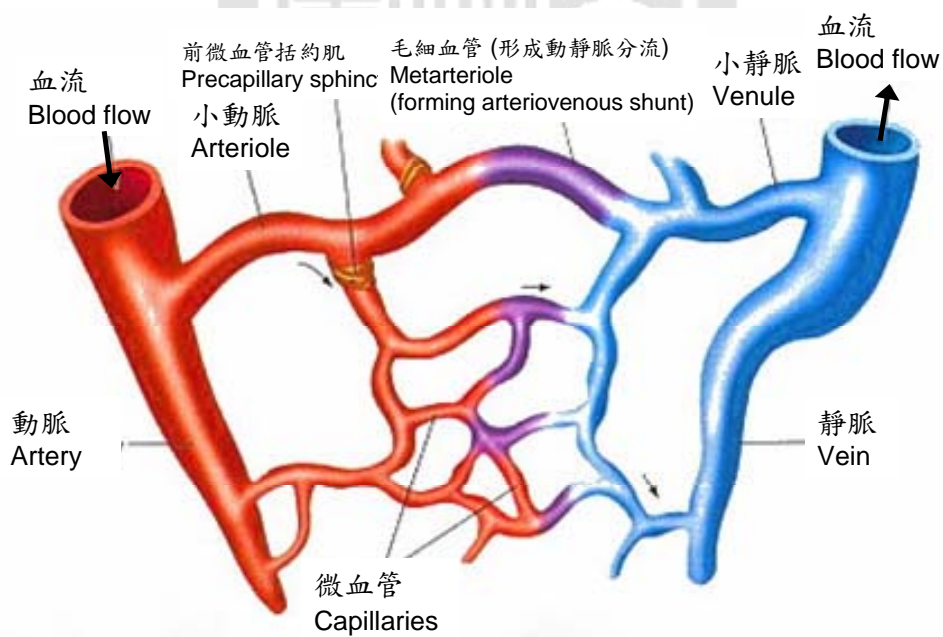


圖 2.8、微血管示意圖[44]



### 2.1.5 心率變異介紹

心跳的產生由心臟的節律區(竇房節)表現自發性的去極化，產生的動作電位使得心臟自發性跳動。動作電位由心房的心肌細胞傳導，然後由特殊傳導組織傳遞到心室，如圖 2.9 所示。心電波相對應於心臟電位的活動如下：P 波(心房去極化)、QRS 波(心室去極化)、T 波(心室再極化)，如圖 2.10 所示 [41]。

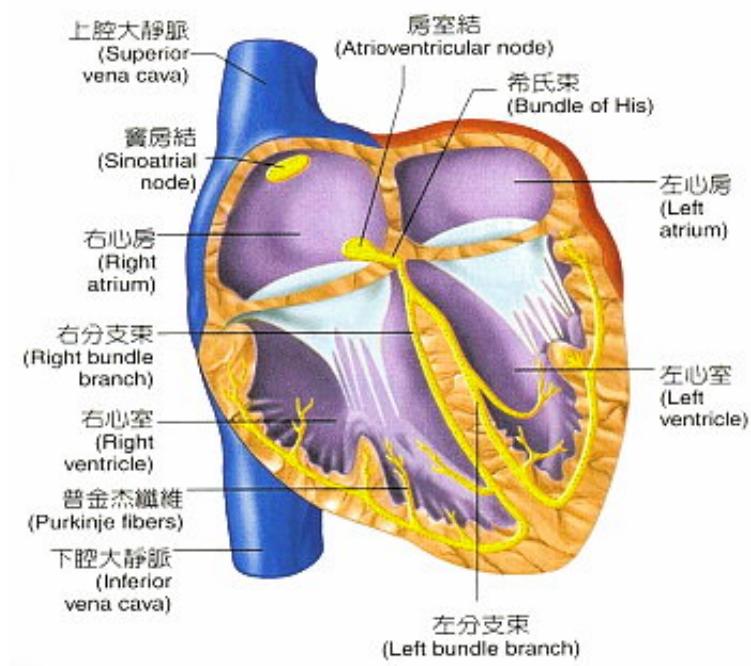


圖 2.9、心臟傳導系統[43]

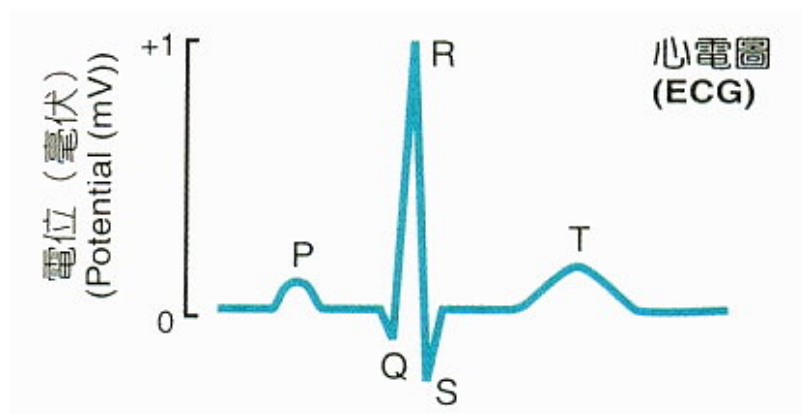


圖 2.10、心電圖[41]

由於人體心臟的跳動頻率並不是非常有規律的，即使再很平靜、穩定狀態下觀察每次心跳與心跳的間隔時間，都會有幾十毫秒的微小差異，此種差異稱之為心率變異，而心率變異是由自主神經系統(Autonomic Nervous System, ANS)控制藉以維持生理狀態平衡，且心跳間的間距變化是受到交感神經系統和副交感神經系統的影響[41][44]。

### 2.1.6 血氧濃度的定義

血液由構成元素組成，構成元素懸浮在血漿中，並被血漿攜帶者。這些構成元素及其主要功能包括：紅血球(氧氣運輸)、白血球(免疫防禦)、血小板(血液凝固)，如圖 2.11 所示。血漿還包括各種不同種類的蛋白質及許多水溶性分子。

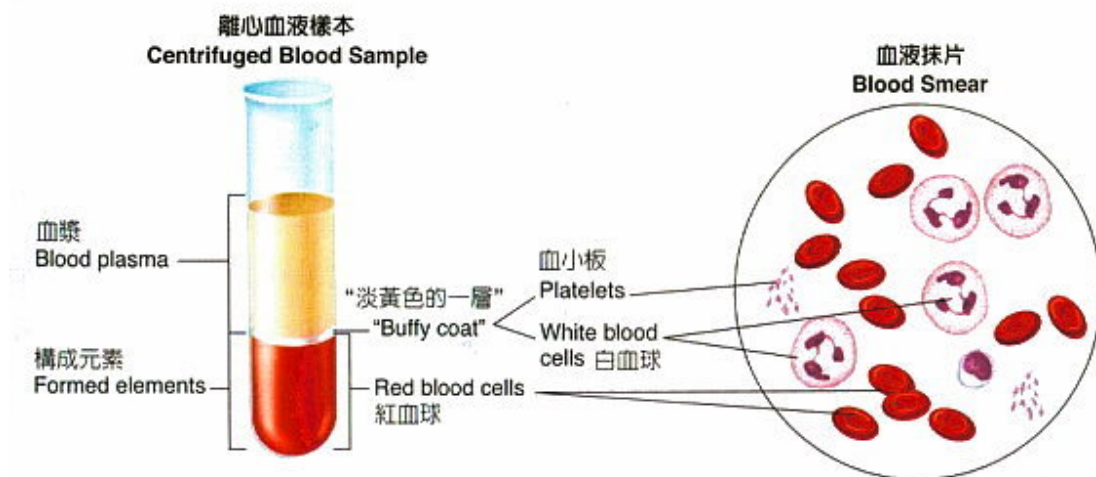


圖 2.11、血液的成分[43]

每一個紅血球約含有兩億八千萬個血紅素(hemoglobin)分子，佔了紅血球重量的三分之一。每個血紅素分子包括了四個次體( $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\beta 1$ 、 $\beta 2$ )構成，每個次體包含了一個血紅素基質(heme prosthetic group)，其構造如圖 2.12 所

示。每個血紅素基質中含有鐵離子，此處即是血紅素與氧結合的地方，所以每個血紅素可與四個氧分子結合，形成



的可逆化學反應。但爲了簡化說明，鍵氧態的血紅素一般簡稱寫成  $HbO_2$ ，稱爲含氧血紅素(oxyhemoglobin,  $HbO_2$ )，而未和氧鍵結的血紅素則稱爲去氧血紅素(deoxyhemoglobin,  $Hb$ )。血紅素可與氧氣結合，在正常情況下，人體中的氧幾乎完全是與紅血球中的血紅素結合。

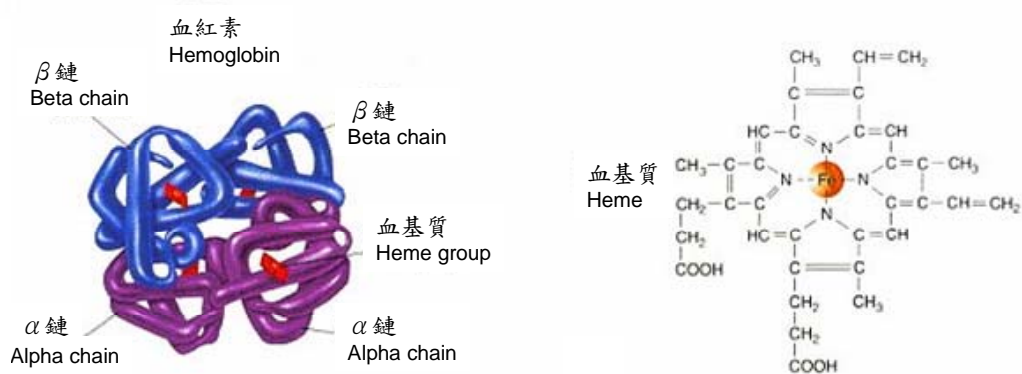


圖 2.12、血紅素：左圖表示血紅素構造；右圖表示血紅素基質化學結構[43]

爲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，簡稱爲血氧濃度  $SaO_2$  如下所示：

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{\text{Total hemoglobin}} = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100\% \quad (2-2)$$

其中 $[HbO_2]$ 表示血液中含氧血紅素的數量， $[Hb]$ 則代表去氧血紅素之數

量。因此假設血液中含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。

## 2.2 光學量測原理

朗伯(Lambert)於 1760 年闡明了光的吸收程度和吸收物厚度的關係，1852 年比爾(Beer)又提出光的吸收程度和吸收物濃度的關係。二者結合稱為比爾朗伯定律(Beer-Lambert's Law)。依此定義物質對光吸收量與光路徑(optical path)中該物質的濃度成指數函數關係：

$$I(\lambda) = I_o(\lambda) \times 10^{-\varepsilon \cdot c \cdot d} \quad (2-3)$$

其中，

$I(\lambda)$ ：穿透光強度(transmission light intensity)

$I_o(\lambda)$ ：入射光強度(incident light intensity)

$\varepsilon$ ：物質的光吸收度係數(absorption coefficient)

$c$ ：光吸收物質的濃度(concentration)，單位為  $\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$

$d$ ：光在樣本中所行徑的路徑長度(optical path)，通常以 cm 為單位

各因子中吸收係數為物質的本質，隨入射光波長及溫度而改變，其值越大，對光的吸收能力越強，亦即測量的靈敏度越高。為了計算方便，可將上



關係式等號兩側取對數，並以光密度(O.D., optical density)表示 $\log \frac{I_o(\lambda)}{I(\lambda)}$ ，來表示吸收程度的大小，有時候這光密度亦被稱為光吸收度(absorbance)。

$$OD_{total} = \log\left(\frac{I_o}{I}\right) = \varepsilon \cdot c \cdot d = A \quad (2-4)$$

其中，

A：吸收性(absorbance)

O.D.：光密度(optical density)

當光波長及光路徑長固定時，可得到光學強度與樣本濃度呈線性的關係，如圖 2.13 及圖 2.14 所示。因此在光學量測的應用上，只要量測得到光密度，配合已知之光吸收係數  $\varepsilon$  及光路徑長度  $d$ ，便可求得待測物濃度  $c$ 。但是比爾朗伯定律只適用於光均物質，也就是對光只具有吸收性而無散射性之溶液。

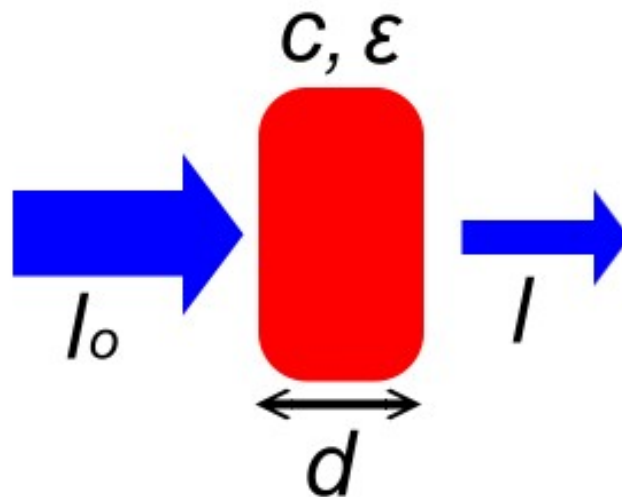


圖 2.13、光穿透物質示意圖

## 2.3 光體積變化描記圖

光體積變化描記圖(Photoplethysmography, PPG)是基於選定一塊皮膚量測光的特性，當光經過組織過程裡，光強度被衰減，如圖 2.14 所示，通常以 LED 光源打入皮膚內，再接收經組織反射或透射後的光能量去進一步做應用。如圖 2.15 所示，隨著心臟的收縮和舒張運動影響著動脈血管的管徑變化，因此被吸收的光可分成交流(AC)和直流(DC)兩部分，光衰減量包括血的成分(動脈血、靜脈血)及非血成份(皮膚、骨骼、無脈動的組織等)。非血成份不隨脈動過程而變化，而血的成分隨脈動過程引起的血液流入與流出血管的容量變化而變化，交流信號是因為脈動的動脈血吸收的部份；直流信號是由靜脈血、皮膚、骨骼、無脈動的組織吸收的部份，因此 PPG 圖的模型如圖 2.16 所示。

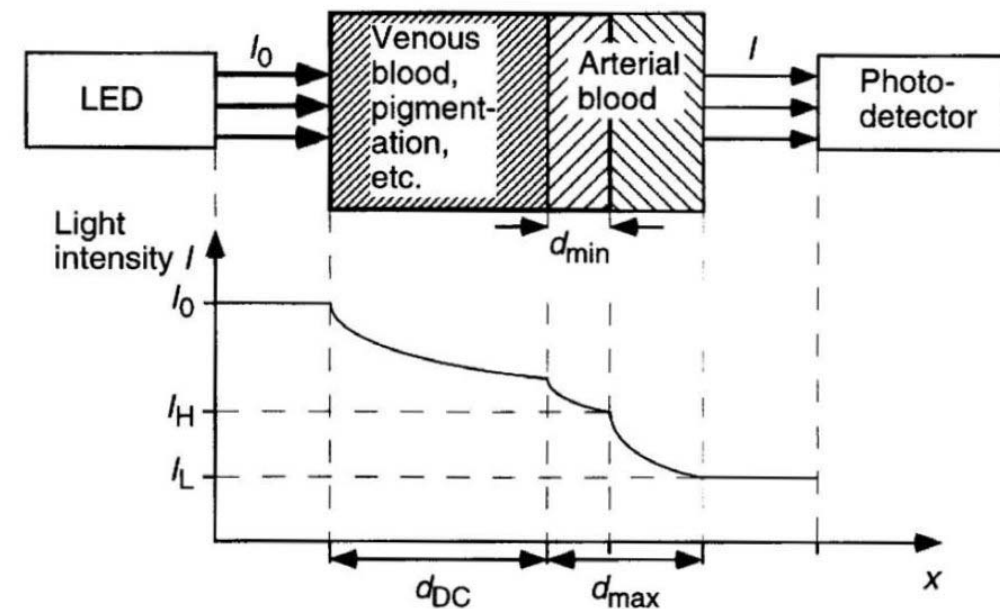


圖 2.14、光穿透人體組織之光強度衰減變化[45]

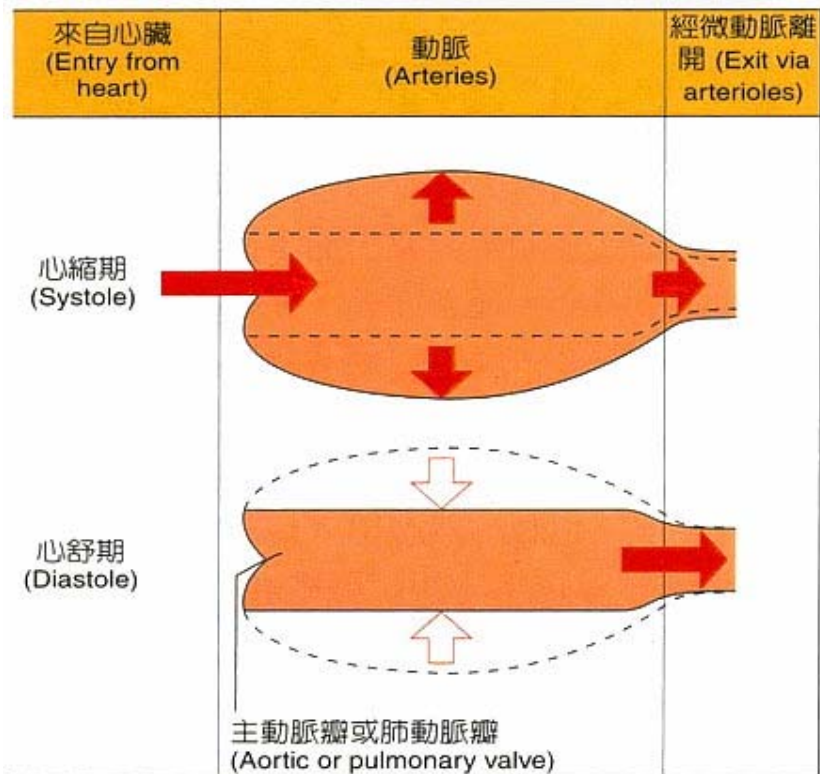


圖 2.15、動脈血管管徑變化[41]

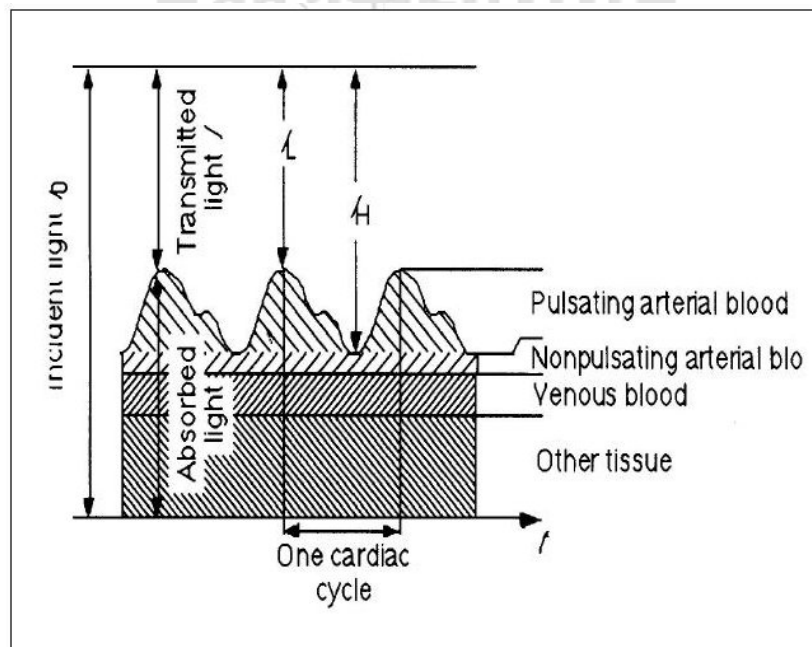


圖 2.16、光體積描記圖直流與交流成分示意圖[45]

非血成份及靜脈血對光的吸收量是不變的，而動脈血的成分對光的吸收量是脈動的。假設光衰減量的變化完全是由於動脈容積脈動所引起的，所以就可以從光的總衰減量中除去直流成分，用剩下的交流成分進行分析，進而求得血氧濃度的值。另外，由於紅光和紅外光吸收係數不同，導致紅光和紅外光吸收波形中的交流和直流振幅大小不同，但交流信號的波形受到相同的血流量變化，因此會得到兩個同步變化的波形，另外此交流信號不會超過直流信號的 1~2%。

## 2.4 血氧濃度計算理論

如圖 2.17 所示，由於含氧血紅素及去氧血紅素在不同波長的光線照射下在吸收頻譜上的差異，因此以二個不同波長的光分別打組織(通常是手指)，透過光檢測器量測光能量變化，進而計算出血氧濃度。根據近紅外光譜儀(NIRS)測定結果，選擇等吸收點(約波長 800nm)兩邊的 660nm 及 940nm 波長光源的雙波長系統，同時此二種波長也是市面血氧濃度計常使用之雙波長系統。

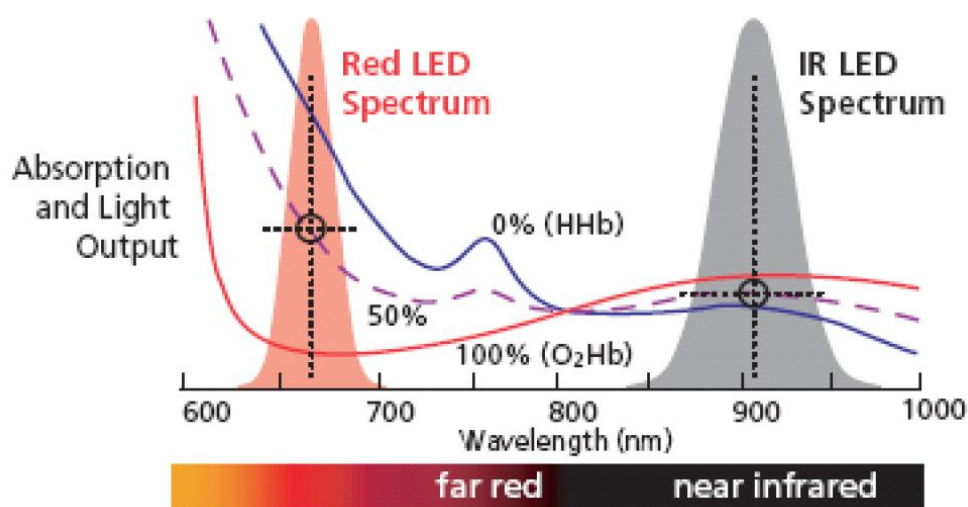


圖 2.17、血紅素在不同波長的吸收係數

假設人手指的小動脈血管模型如圖 2.18 所示，當小動脈血管收縮時，它的厚度為  $D$ ；當小動脈血管舒張時，它的厚度為  $D + \Delta D$ 。 $\Delta D$  就是血液脈動時造成的血管伸縮及舒張所產生的厚度變化。若血管內僅含含氧血紅素和去氧血紅素，根據比爾朗伯定律，分別對血管打入紅光(660nm)和紅外光(940nm)，所得之穿透光如下：

$$I_{IR} = I_{(DC+AC)IR} = I_O \cdot 10^{-\left(\epsilon_{IR}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_{IR}^{Hb} \cdot C_{Hb}\right)D} \cdot 10^{-\left(\epsilon_{IR}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_{IR}^{Hb} \cdot C_{Hb}\right)\Delta D} \quad (2-5)$$

$$I_R = I_{(DC+AC)R} = I_O \cdot 10^{-\left(\epsilon_R^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_R^{Hb} \cdot C_{Hb}\right)D} \cdot 10^{-\left(\epsilon_R^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_R^{Hb} \cdot C_{Hb}\right)\Delta D} \quad (2-6)$$

其中  $\epsilon_{IR}^{Hb}$  和  $\epsilon_{IR}^{HbO_2}$  代表 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 對紅外光的吸收係數，同理， $\epsilon_R^{Hb}$  和  $\epsilon_R^{HbO_2}$  代表 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 對紅光的吸收係數。

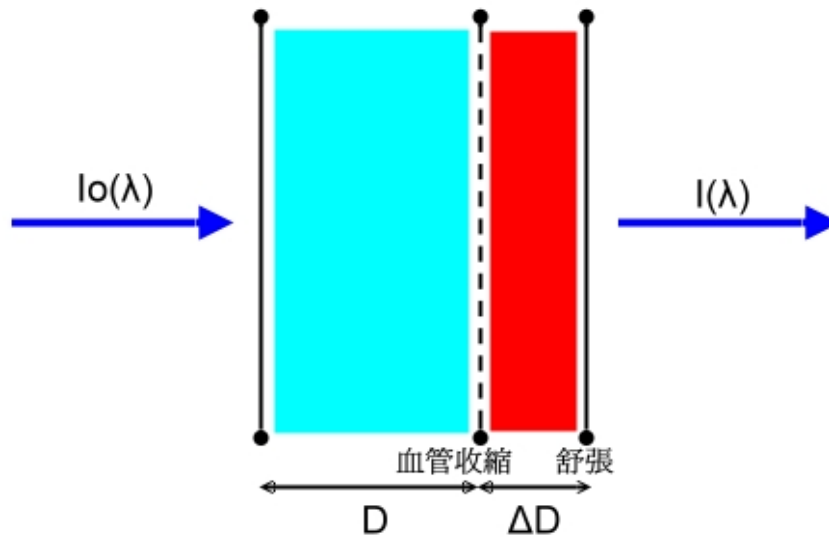


圖 2.18、手指的血管模型

爲了簡化血氧濃度的計算，我們對式(2-5)和式(2-6)兩邊分別除以  $I_{DC(IR)}$  和  $I_{DC(R)}$ ，再稍加處理。定義 R 對 IR 之比值(ratio, r)爲：

$$ratio = \frac{R}{IR} = \frac{\log\left(\frac{I_{(DC+AC)R}}{I_{DC,R}}\right)}{\log\left(\frac{I_{(DC+AC)IR}}{I_{DC,IR}}\right)} = \frac{\epsilon_R^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_R^{Hb} \cdot C_{Hb}}{\epsilon_{IR}^{HbO_2} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_{IR}^{Hb} \cdot C_{Hb}} \quad (2-7)$$

式(2-1)和式(2-7)可以合併得到一個血氧濃度和 R:IR 比值的理論值如下：

$$SaO_2 = \frac{\epsilon_{IR}^{Hb} \cdot \frac{R}{IR} - \epsilon_R^{Hb}}{(\epsilon_{IR}^{Hb} - \epsilon_{IR}^{HbO_2}) \cdot \frac{R}{IR} (\epsilon_R^{Hb} - \epsilon_R^{HbO_2})} \quad (2-8)$$

使用表 2.1 之吸收係數，代入式(2-8)可以得到血氧濃度值( $SaO_2$ ) 理論值與比值(ratio)的關係：

$$SaO_2 = \frac{0.154 \cdot \frac{R}{IR} - 0.747}{-0.118 \cdot \frac{R}{IR} - 0.645} = \frac{0.154 \cdot r - 0.747}{-0.118 \cdot r - 0.645} \quad (2-9)$$

因此我們可依此式畫出血氧濃度值理論值對比值的關係圖 2.19。依照以上假設的模型所得的結果顯示，我們不需要知道血氧厚度 D、厚度變化  $\Delta D$ 、含氧血紅素及去氧血紅素的絕對含量，只需藉著可事先決定的吸收係數和量測到二個波長穿透光強度的比值即可得到相對濃度，求出血氧濃度的值。

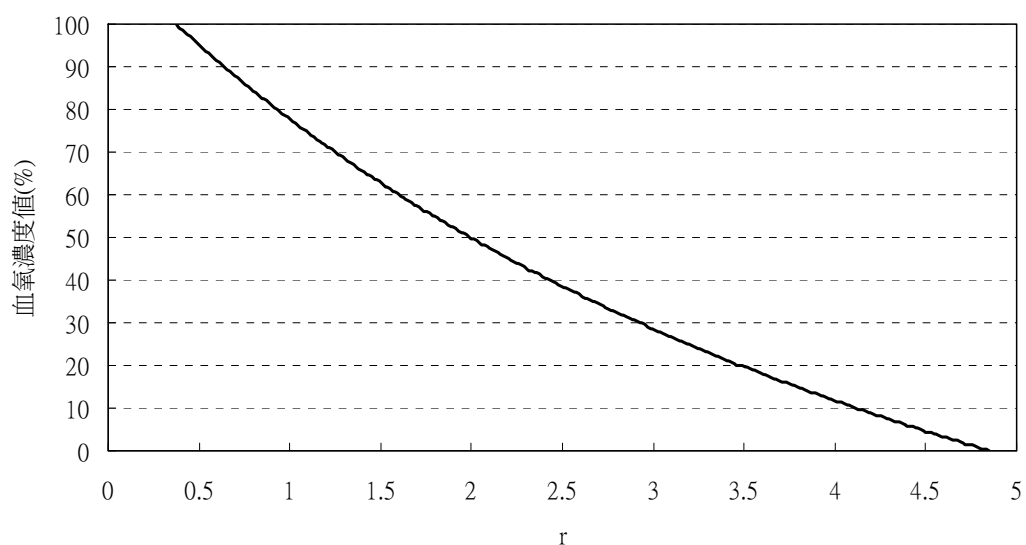


圖 2.19、血氧濃度(SaO<sub>2</sub>)理論值與比值(r)的關係圖[46]

如表 2.1 所示，動脈的脈動，在紅光 660nm(Hb 吸收約為 HbO<sub>2</sub> 的 7 倍)及紅外光 940nm(HbO<sub>2</sub> 吸收約為 Hb 的 1.7 倍)二種不同光波輪流照射下，光檢測器將收到的訊號轉換成體積描計的波形 (plethysmographic waveform)。利用此兩種體積描計的波形振幅比率，計算成血氧濃度。

表 2.2、Hb 和 HbO<sub>2</sub> 對紅光及紅外光的吸收係數[46]

Wavelength(nm)	Hb	HbO <sub>2</sub>
660	0.747	0.102
940	0.154	0.272

## 第三章 系統設計與實現

社會人口年齡結構逐漸趨近高齡化，慢性疾病及心血管疾病名列前十大死因，生命不僅是活的老更要活的健康，近年來保健觀念漸漸受到重視，如耳溫槍、血壓計...等已是家中常見的保健儀器。隨著醫用光電科技的進步與普及，血氧濃度計未來也是居家保健醫療儀器的選擇之一，爲了建立一套體積小、低耗電的血氧濃度計，我們需要挑選一個適當的微控制器 (Microcontroller Unit, MCU)來當作訊號處理的核心，並且能透過傳輸介面將數據傳輸至電腦端，將其生理數據做紀錄及分析。

### 3.1 系統架構

本系統架構如圖 3.1 所示，包含 5 個部份：

- (1) 光學感測器：內含紅光 LED、紅外光 LED 及光檢測器(PID Diode)
- (2) MSP430 Microcontroller：MSP430FG439
- (3) LCD Display：顯示血氧濃度值及心跳率
- (4) RS-232 Transmission Interface：使用 MAX3232
- (5) 電腦端：使用 LabVIEW 圖控軟體進行生理訊號紀錄與分析

使用 MSP430 控制紅光 LED(R LED)和紅外光 LED(IR LED)的發光時序，光檢測器讀取穿透手指之光訊號強弱並轉換爲電訊號，此電訊號經由 MSP430 內部的運算放大器做類比處理後，再將類比訊號轉成數位訊號然後計算出血氧濃度值及心跳率，即時把數據顯示在 LCD Display 上，並透過 RS-232 介面將數據傳輸到電腦端，使用 LabVIEW 軟體做紀錄及分析。



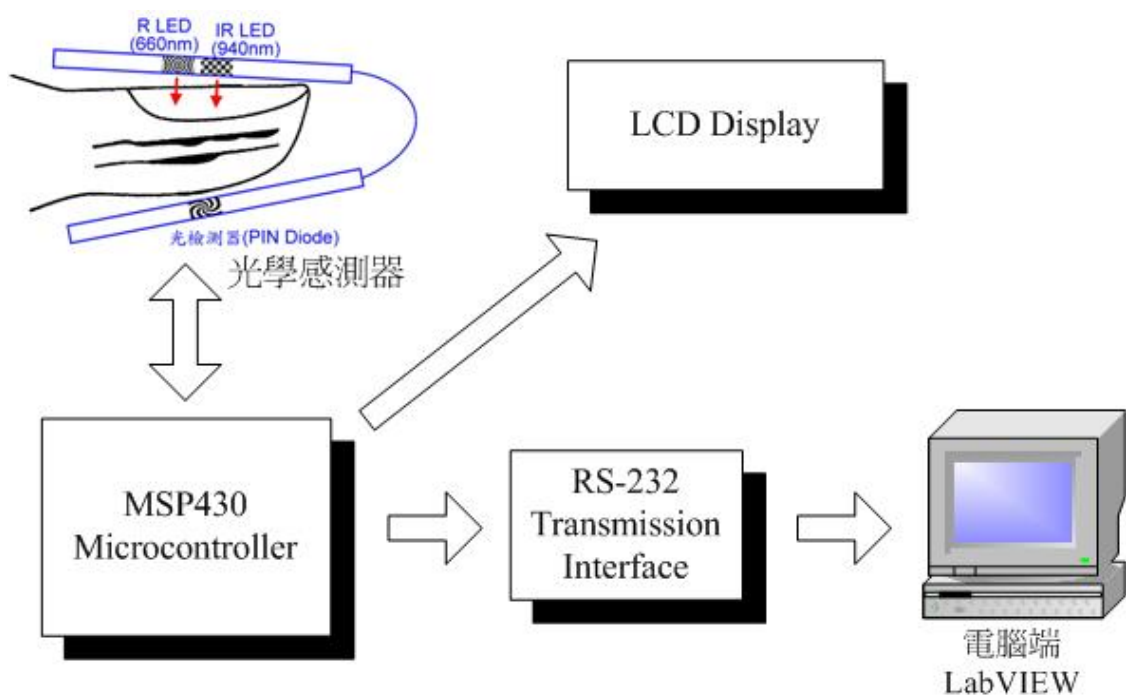


圖 3.1、系統架構圖

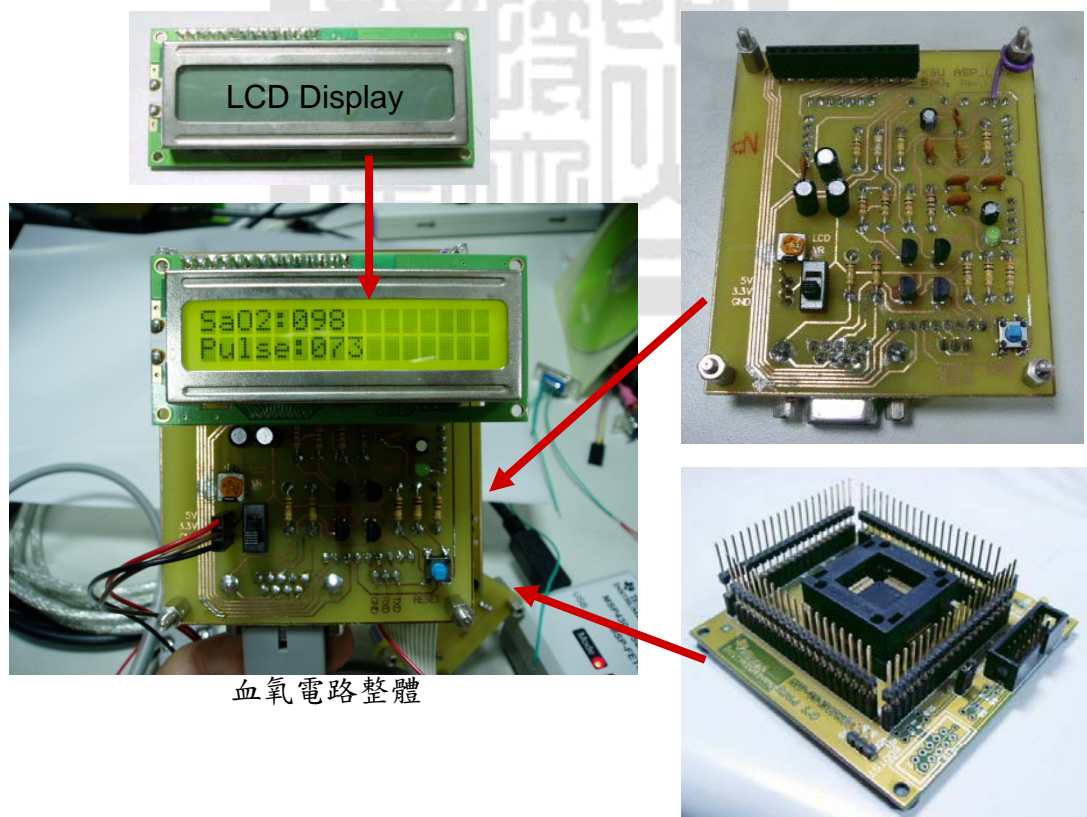


圖 3.2、血氧濃度計電路實體

## 3.2 硬體設計

本系統採用德州儀器公司(Texas Instruments, TI)所發展的 MSP430 Microcontroller[47][48][49]。在 1991 年 TI 將低耗電量之快取記憶體模組內建於 MSP430 系列產品中，因此 TI MSP430 系列又享有綠色 MCU 的美名。我們參考 TI 的範例“A Single-Chip Pulse Oximeter Design Using The MSP430”[50]，決定使用 MSP430 系列中的 MSP430FG439 當作訊號處理的核心，其特點如下：

- (1) 低工作電壓：1.8V~3.6V
- (2) 16bit RISC (精簡指令集) CPU
- (3) 彈性時脈系統
  - <1> 低頻輔助時脈(Auxiliary Clock)：低耗電量待機模式
  - <2> 高速系統時脈(Master Clock)：高速信號處理模式
- (4) 超低功耗架構延長電池使用時間
  - <1> 0.1uA (關機模式：資料保存電流)
  - <2> 0.8uA(待機模式：即時時脈模式)
  - <3> 250uA(工作模式)
- (5) 高效能類比元件，最適合精準量測應用
  - <1> 12 位元 ADC-sample
  - <2> 取樣率高達 200kps
  - <3> 內建參考電壓( $V_{Ref}$ )
  - <4> 內建運算放大器
- (6) 極強的中斷向量能力
- (7) 支援串列傳輸功能

依賴此微控制器的低功率運作模式及廣泛的周邊裝置，因此本系統只需少數周邊元件即可建立一套低耗電量、可攜式的生理訊號量測系統。圖 3.2 為本系統的硬體電路方塊圖。

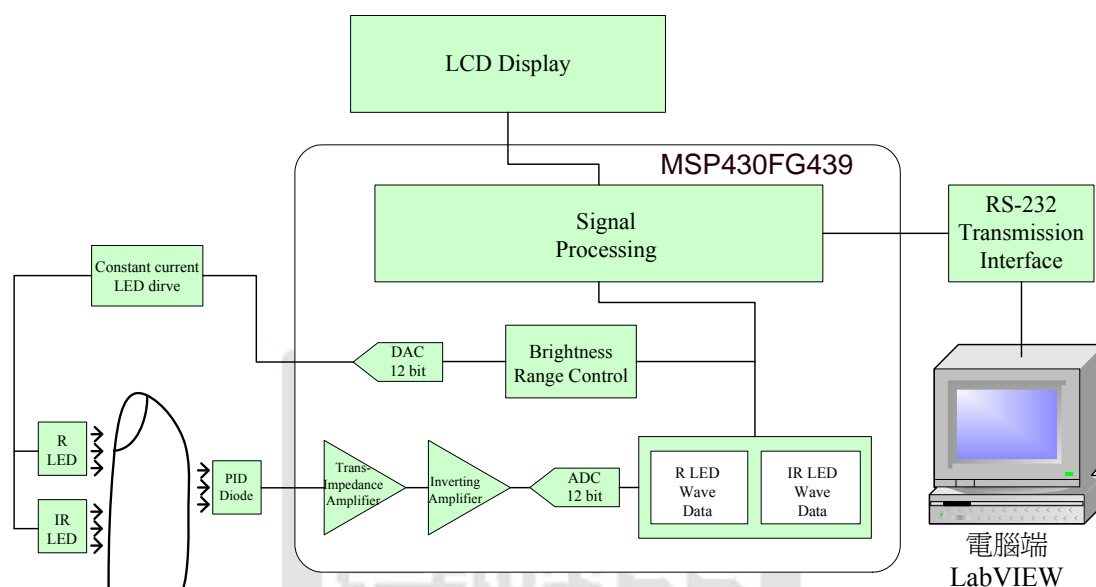


圖 3.2、硬體電路方塊圖

### 3.2.1 光學感測器

用於血氧濃度計之光學感測器不外乎兩種形式：穿透式和反射式。穿透式的優點在於光檢測器可接收到光的強度比反射式大許多，當入射光打入特定區塊時，穿透光的量會比反射光的量高出許多，主要的缺點在於只能適用於特定之體表部分如手指、腳指、耳垂、鼻子，而反射式則是較常用於額頭。

本系統的光學感測器採用美的連公司(MED LINKET)的 S0010A 血氧探頭，此形式為穿透式，如圖 3.3 所示。光源部分有紅光發光二極體(R LED)及紅外光發光二極體(IR LED)，紅光的發光波長峰值在 660nm，紅外光則是 940nm，可以滿足血氧濃度量測光源波長需求。光檢測器是一個光二極體，它的特性是將接受的光能量轉換為電流信號，其接腳示意圖如圖 3.4 所示。

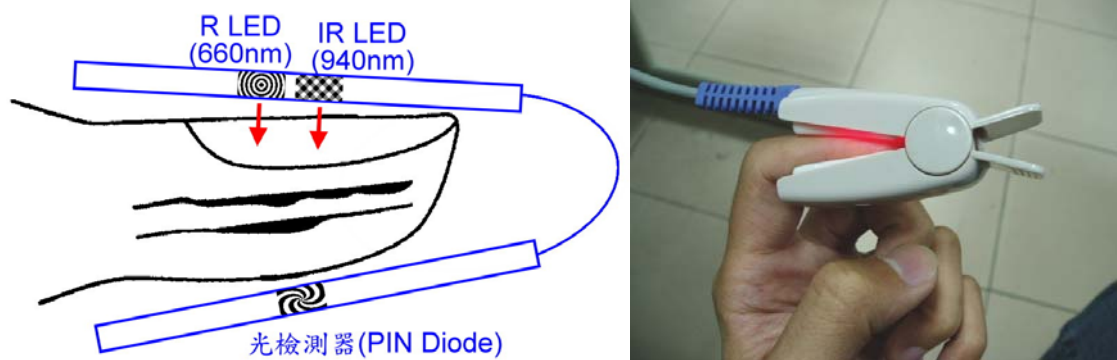


圖 3.3、左圖為穿透式光學感測器構造示意圖；右圖為實體之照片

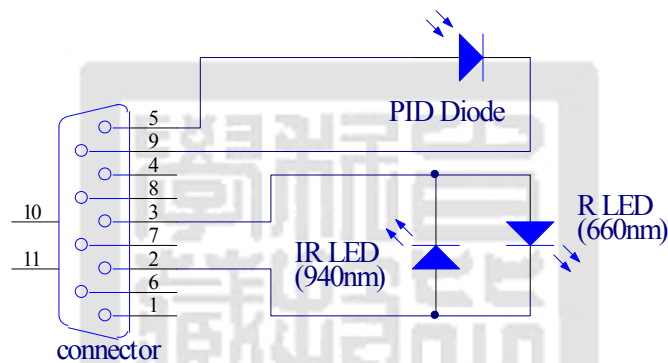


圖 3.4、光學感測器接腳示意圖

### 3.2.2 LED 驅動電路

由於光學感測器中的光檢測器只能感測光的能量而無法分辨光的波長，因此我們採用分時脈衝調變(Time Division Pulse Modulation, TDPM)的方法，將紅光和紅外光兩種光源來作交替的發光，輪流的被光檢測器接收。為了避免兩個光訊號干擾，在兩種 LED 發光之間，停止發光，控制發光的時序如圖 3.5 所示。

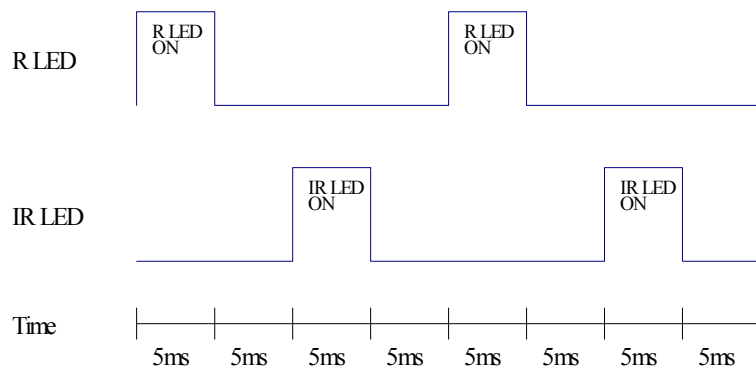


圖 3.5、LED 發光時序圖

如圖 3.6 所示，光檢測器對不同波長的光會有不同的感光度，所以會造成光接收器接收到的可見紅光與紅外光兩種信號會有準位上的差異。於是需要去調整準位，讓兩種 LED 信號的準位相同。

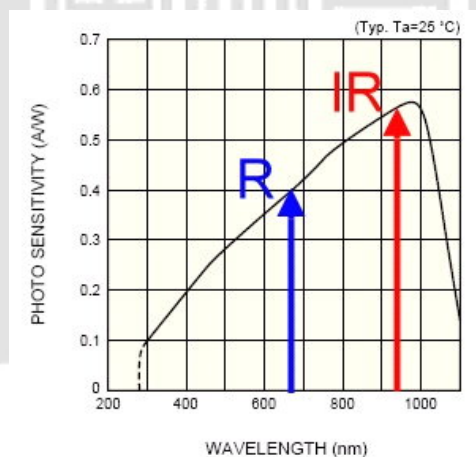


圖 3.6、光檢測器對各種光波長的感光度

控制紅光及紅外光 LED 的驅動電路，如圖 3.7 所示。在程式控制之下，除了依照分時脈衝調變的方法設定 I/O 的 P2.2 和 P2.3 腳來讓電晶體 Q1 及 Q2 當作開關，進而控制兩個 LED 的交替發光外，同時也運用 12bit 的 DAC12\_0，調整 DAC12\_0 的數值，改變第 5 腳及地 10 腳的輸出電壓，讓電晶體 Q3 及 Q4 產生電流大小變化，用來調整 LED 的明暗。配合 LED 在

發光同時，控制 LED 發光的能量強弱，當光檢測器讀取紅光及紅外光能量信號強度不匹配時，我們就經由 LED Level Control 迴授去控制 LED 的增益，改變它們的亮度使它們準位匹配。

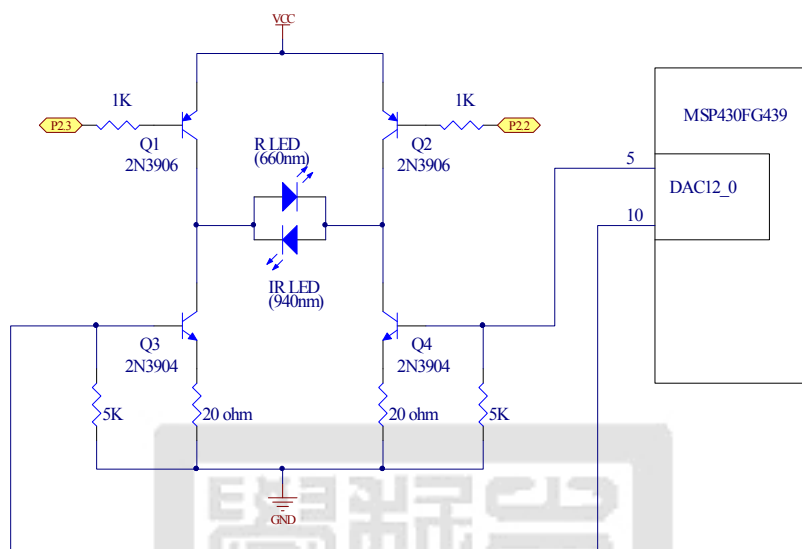


圖 3.7、LED 驅動電路圖

### 3.2.3 運算放大器

MSP430FG439 內建 3 個運算放大器，如表 3.1 所示，可經由程式設定 OAFCx 暫存器來選擇運算放大器的模式，讓使用者有很大的運用空間。

表 3.1、運算放大器設定方式

OAFCx 設定值	運算放大器模式
000	General-purpose opamp
001	Unity gain buffer
010	Reserved
011	Comparator
100	Non-inverting PGA amplifier
101	Reserved
110	Inverting PGA amplifier
111	Differential amplifier

我們使用 MSP430 內部的運算放大器設計成轉組放大器 (Trans-Impedance Amplifier) 及反向放大器 (Inverting Amplifier)，如圖 3.8 所示，將光檢測器接收到的訊號做一個初步的類比信號處理，以便微控制器後續的數位信號處理。以下將對轉組放大器及反向放大器做詳細的解說：

#### (1) 轉阻放大器：

光檢測器特性是把接受光能量轉換成電流信號，由於電路量測是做電壓信號的處理，因此我們使用轉阻放大器將電流信號轉換成電壓信號，並配上適當之電阻、電容，使得它擁有濾除 60Hz 的背景光源雜訊。

由轉阻放大器輸出端透過 ADC 讀取出數據，我們可以得知光檢測器所接收到紅光 LED 和紅外光 LED 的光能量是否有在同一個準位上，進而調整下次紅光 LED 和紅外光 LED 的驅動電流，以求達到準位匹配的目的。

#### (2) 反向放大器：

在轉阻放大器輸出端所得到的電壓信號是一個約 2V 的直流信號加上約 20mV 的交流信號。其中，直流成分是因為紅光或紅外光被手指中的骨骼、肌肉...等組織吸收部分光能量後所造成的定量信號；交流成分則是因為手指中的小動脈在心臟舒張和收縮的運作下，改變血管管徑大小而造成光能量被吸收的程度隨脈搏有所不同。因為我們只需取得紅光及紅外光的交流信號來求得血氧濃度及心跳率，所以在評估了轉阻放大器輸出端的直流準位後，經由反相放大器把直流信號消除，並將微小的交流信號放大約 30 倍，再經過 ADC 的處理將信號轉換成數位信號，準備做後續的信號運算。

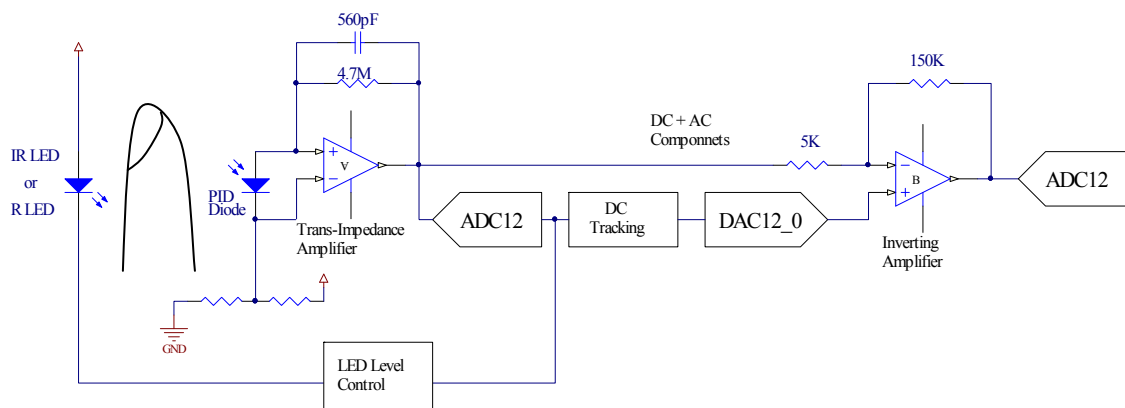


圖 3.8、轉組放大器及反向放大器

### 3.2.4 RS-232 串列傳輸

微控制器支援非同步式串列介面(Universal Asynchronous Receiver Transmitter, UART)的功能，常被用於一般的串列傳輸應用中。因為電腦端的 RS-232 串列傳輸介面的電壓準位為+15V~-15V 之間，而 MSP430FG439 輸出電壓僅 0~3V，因此我們採用 MAX3232 這類 IC 作為電壓準位轉換，其電路圖如圖 3.9 所示。

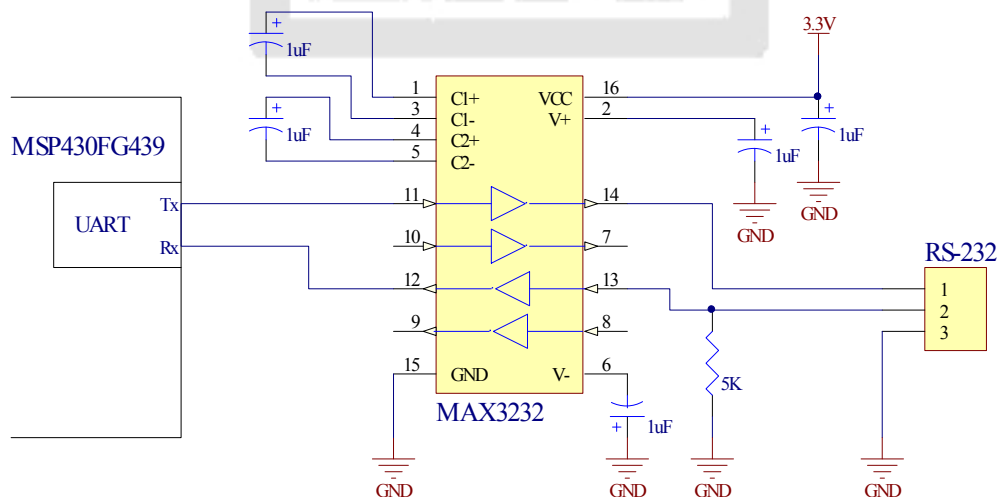


圖 3.9、RS-232 串列傳輸電路

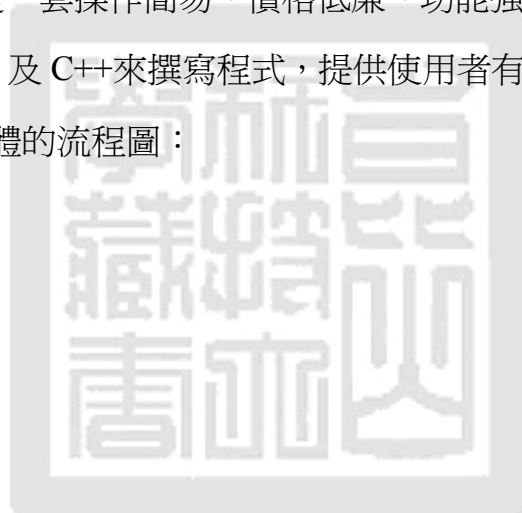


### 3.3 韌體設計

MSP430 Flash Emulation Tool(FET™)是一個多功能的整合環境，具有以下特點：

- (1)編寫、組譯程式
- (2)完整的模擬環境
- (3)寫錄程式碼的功能
- (4)標準的 JTAG 介面
- (5)低成本高效益的開發環境

因此，FET™ 是一套操作簡易、價格低廉、功能強大的開發工具。並且可使用組合語言、C 及 C++來撰寫程式，提供使用者有較大的使用彈性，如圖 3.10 為本系統韌體的流程圖：



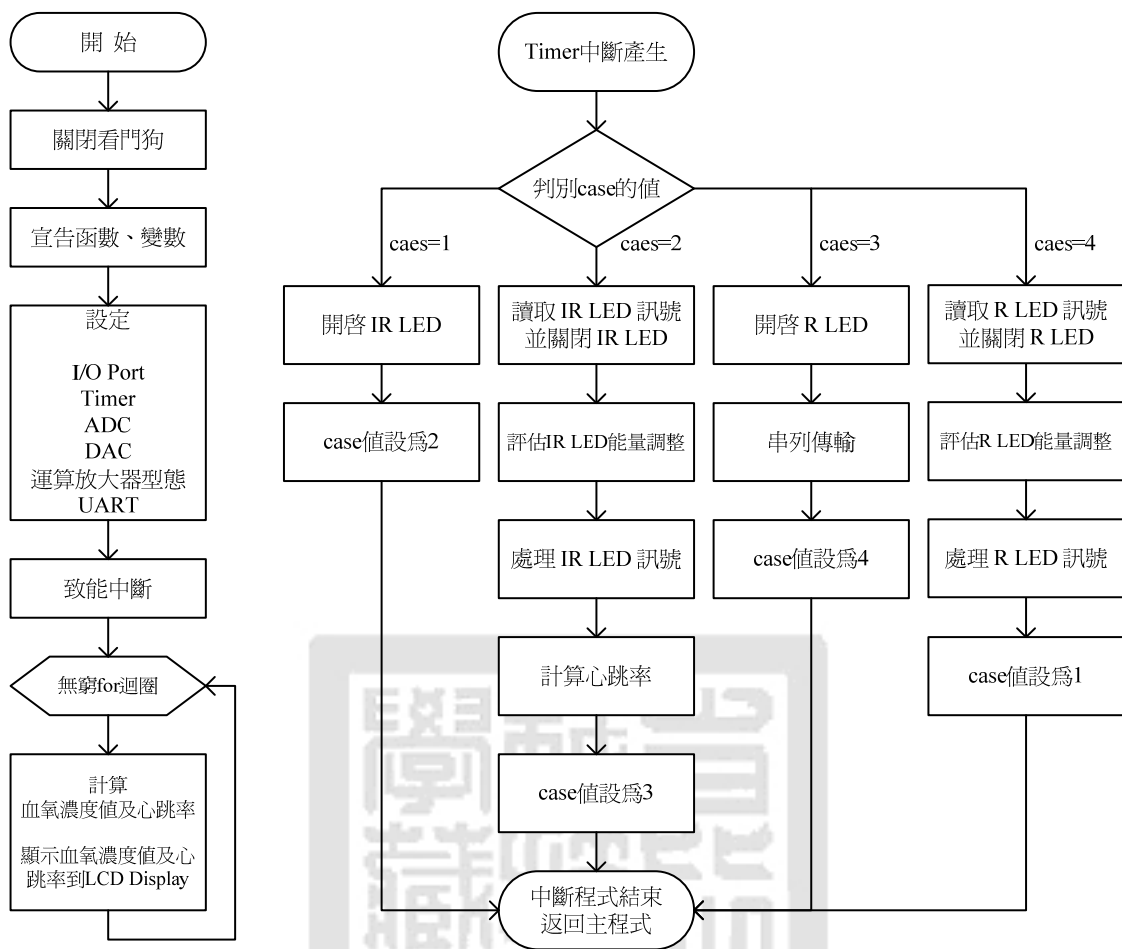


圖 3.10、韌體流程圖

### 3.4 軟體設計

在電腦端的軟體部份，我們採用美商國家儀器公司(National Instruments, NI)所發展的 LabVIEW 圖控軟體撰寫一套生理訊號紀錄及分析的程式[51]。MSP430 透過 RS-232 串列傳輸介面將紅光波形、紅外光波形、血氧濃度值及心跳率...等數據資料傳輸到電腦端，使用 LabVIEW 計算出 Poincaré plot 圖，並且可將各種生理數據紀錄及儲存，圖 3.11 為電腦端 LabVIEW 的人機介面。

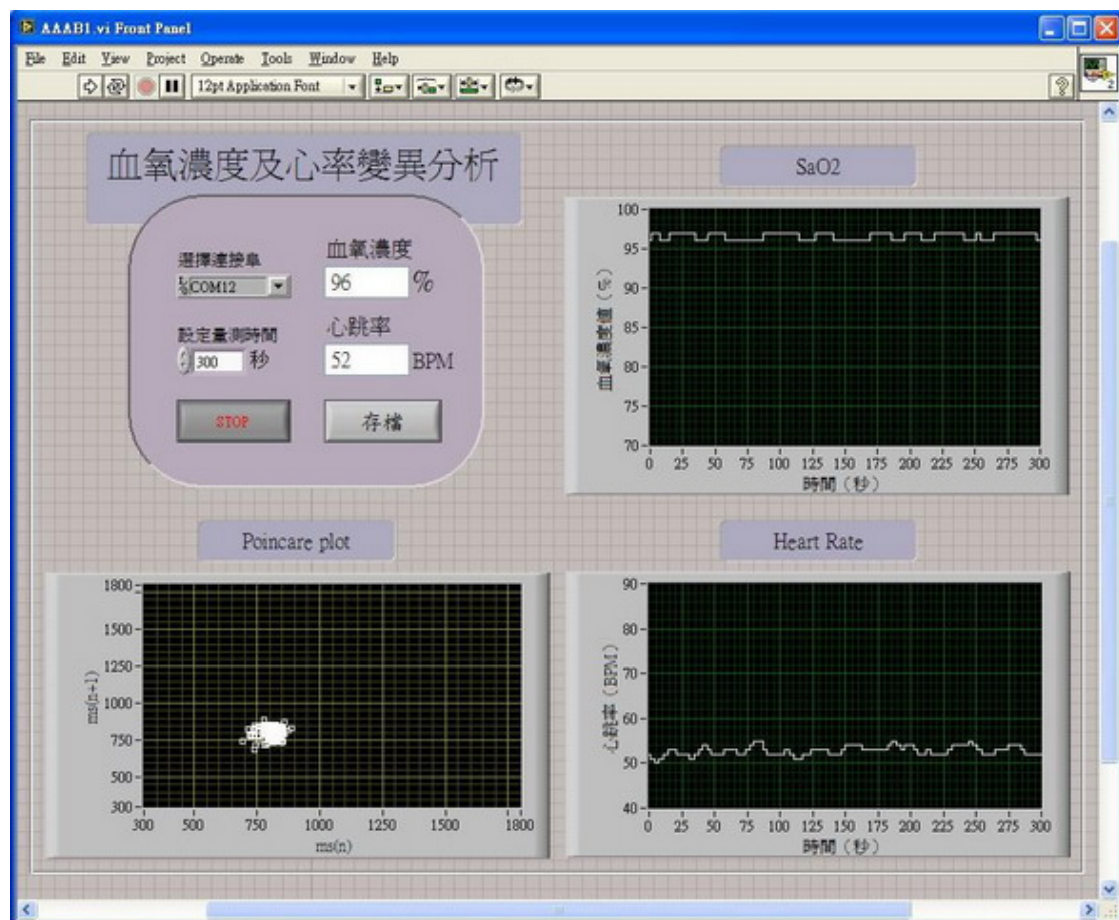


圖 3.11、為電腦端 LabVIEW 的人機介面

## 第四章 系統驗證

本系統之硬體電路設計及程式撰寫完成後，我們使用 BAPCO 公司生產的 PS97 生理信號模擬儀器來校正並驗證本系統。當系統校正完畢後，以本系統與血氧模擬訊號做系統驗證，若符合設計之合理性及正確性後，我們將做人體靜態量測及閉氣量測，觀察結果是否具生理信號變化之合理性。

### 4.1 校正及驗證儀器介紹

我們使用 BAPCO 公司生產的 PS97 生理信號模擬儀器來校正及驗證本系統，外觀如圖 4.1 所示。此儀器可以模擬心電圖導程信號、血氧濃度信號... 等等，在血氧濃度信號的模擬上，可提供下列功能：

- (1) 血氧值模擬範圍：60% ~ 100%
- (2) 心跳值模擬範圍：35BPM ~ 350BPM
- (3) 支援廠牌：BCI、CRITICARE、DATASCOPE、HP、INVIVO、INVIVO MRI、NELLCOR、NONIN、NOVAMETRIX、MASIMO、OHMEDA、PULSE OXIMETRY



圖 4.1、PS97 生理信號模擬儀器主體外觀



圖 4.2、血氧模擬器探頭

## 4.2 校正方法

由於血氧濃度的計算原理是來自於血紅素不同的攜氧程度，則會造成對紅光及紅外光的光能量有不同的吸收反應。求得紅光及紅外光的信號比值後，將其比值帶入血氧濃度公式即可計算出血氧濃度值。

我們先將本系統帶入參考文獻的血氧濃度公式[45]，設定生理信號模擬儀器的血氧模擬值分別為 60%、65%、70%、75%、80%、85%、90%、95%、100%，在這 9 個血氧濃度模擬值下，分別量測 1 分鐘數據並求均方根值 (RMS)。如圖 4.2 所示，量測結果所繪製的曲線明顯跟血氧濃度模擬值差異甚大。

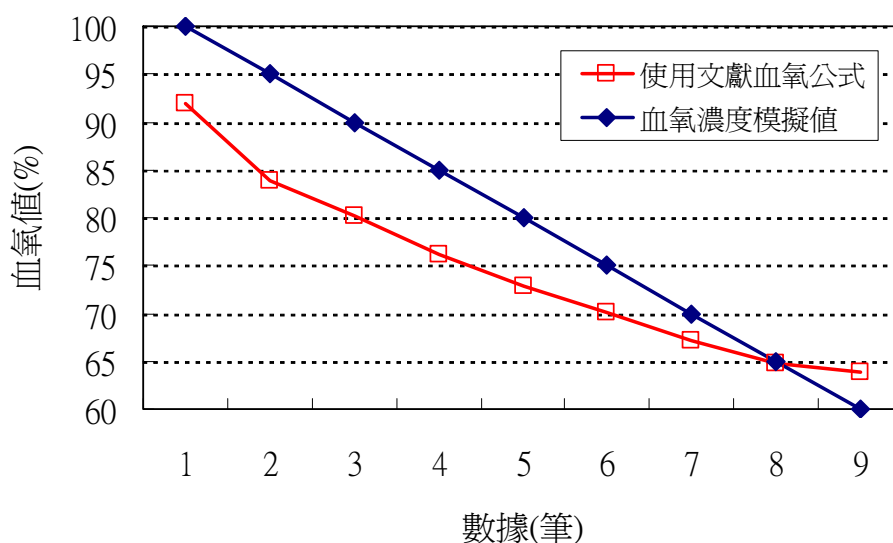


圖 4.2、使用文獻血氧濃度公式與血氧濃度模擬值的曲線

由於每套血氧濃度計參數皆有差異，我們必須找出適合本系統的血氧濃度計算公式之參數。同樣在設定生理信號模擬儀器的血氧模擬值分別為 60%、65%、70%、75%、80%、85%、90%、95%、100%的 9 種情況下，量測紅光與紅外光的比值，記錄 1 分鐘數據並求均方根值，如表 4.1 所示。

表 4.1、9 種血氧模擬值下所求出的比值

血氧濃度模擬值	紅光及紅外光之比值(r)
100	0.5858
95	0.8173
90	0.9268
85	1.0485
80	1.1546
75	1.2447
70	1.3459
65	1.4293
60	1.459

求得各血氧濃度模擬值相對應的比值後，我們使用 CurveExpret 軟體來計算血氧濃度公式的新參數值。如圖 4.3、圖 4.4、圖 4.5 所示，在此軟體輸入血氧濃度模擬值及比值之數據後，設定公式型態並求得新參數。求出血氧濃度公式新參數後，本系統的血氧濃度公式修正為公式(4.1)：

$$SaO_2 = \frac{-5.441 \times r + 10.41}{-0.036 \times r + 0.093} \quad (4.1)$$

由此公式可求出本系統 r 值與血氧濃度的關係圖，如圖 4.6 所示。

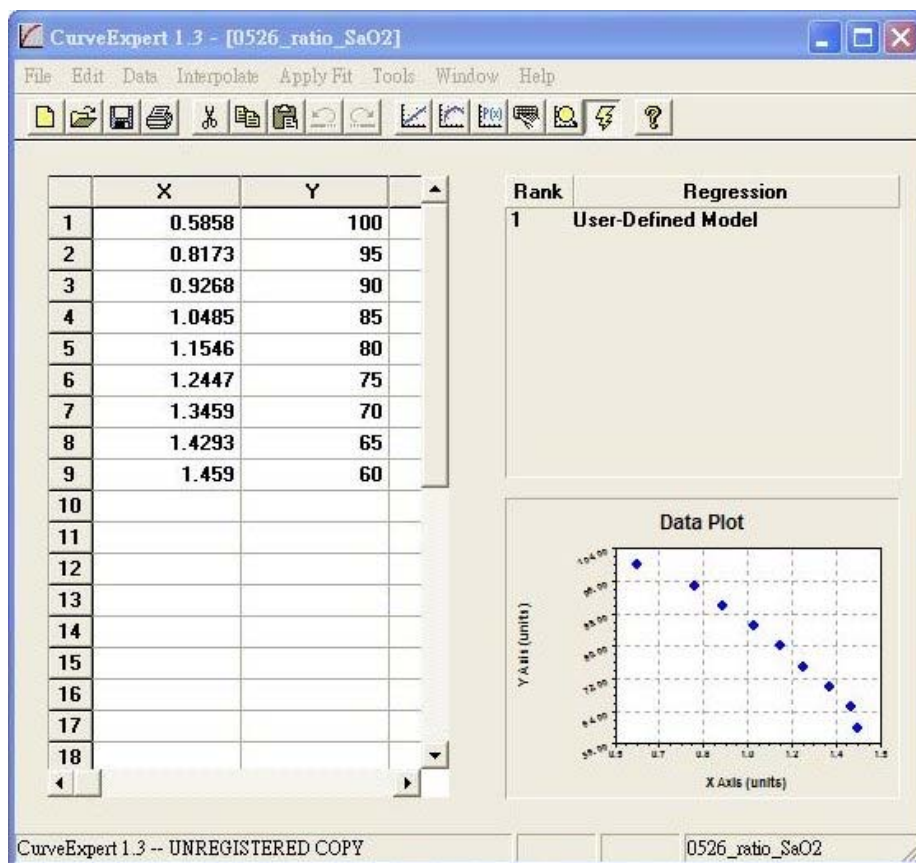


圖 4.3、CurveExpret 軟體介面

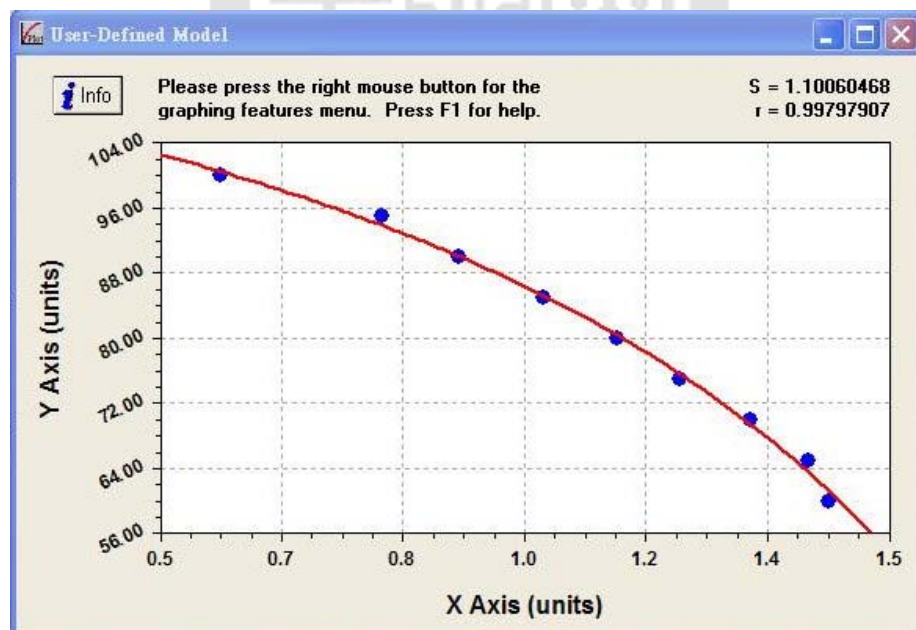


圖 4.4、曲線凝和的結果



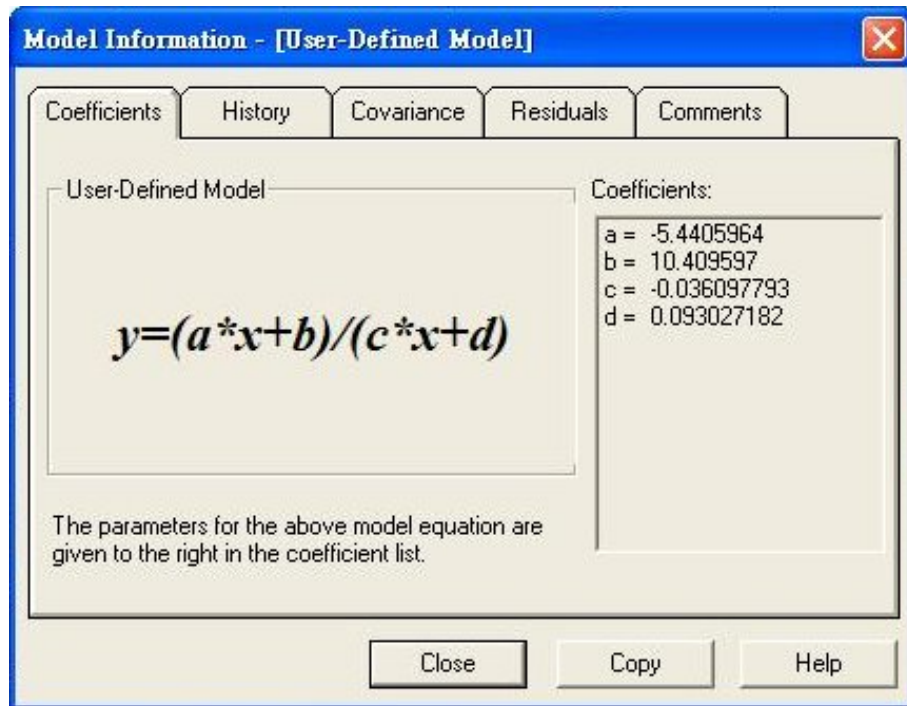


圖 4.5、求得 a、b、c、d 四個新參數

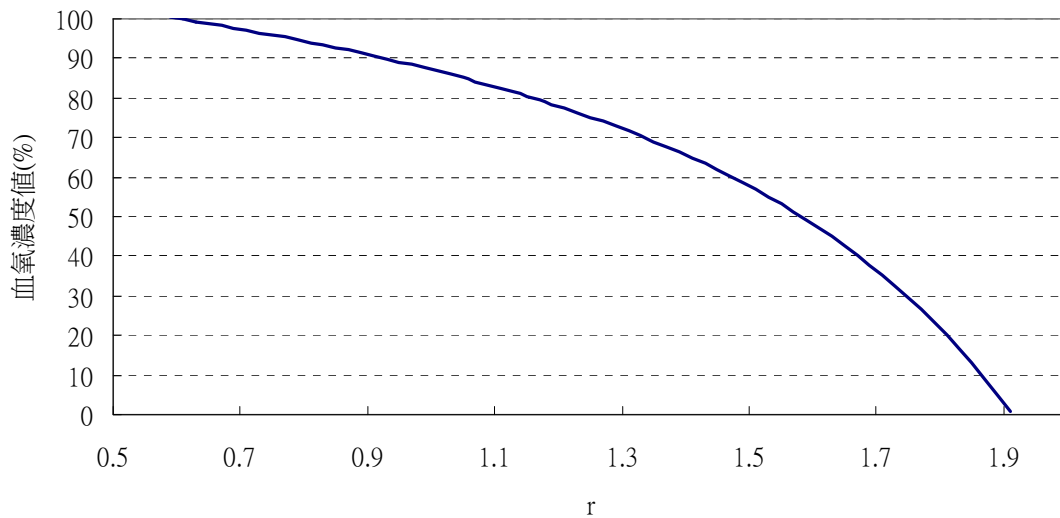


圖 4.6、本系統 r 值與血氧濃度關係圖

### 4.3 驗證結果

接著一樣在設定生理信號模擬儀器的血氧模擬值分別為 60%、65%、

70%、75%、80%、85%、90%、95%、100%的 9 種情況下，分別再次量測 1 分鐘數據並求均方根值與標準誤差(SD)，結果如圖 4.6 及表 4.2 所示。

表 4.2、驗證血氧濃度公式的結果

血氧濃度模擬值	血氧濃度 測量結果均方根值	標準誤差
100%	101.42%	1.38697%
95%	94.67%	1.79106%
90%	89.48%	2.08945%
85%	85.09%	3.00657%
80%	79.31%	1.40955%
75%	73.83%	2.61323%
70%	70.17%	2.10263%
65%	64%	3.93734%
60%	59.11%	2.23548%

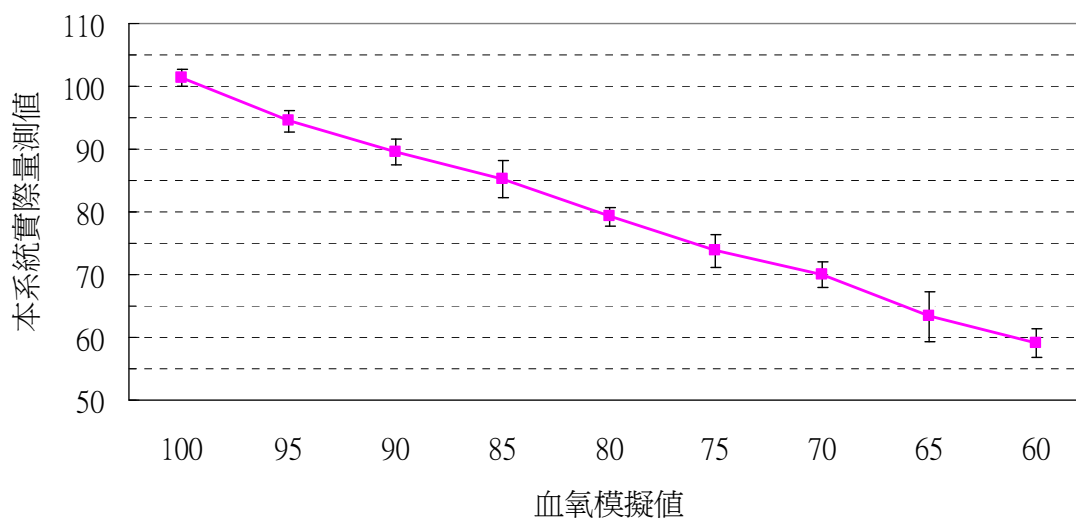


圖 4.6、驗證血氧濃度公式的結果圖

## 第五章 實驗結果

本系統經過生理模擬器的校正及驗證完成後，爲了驗證本系統真實使用於人體實驗所發生的狀況，我們找了 3 位不易打鼾及 3 位較易打鼾共 6 位受試者，將進行人體靜態量測，人體閉氣量測及睡眠鼾聲監測。表 5.1 爲 6 位受測者的基本資料。

表 5.1、6 位的受測者基本資料

組 別	不易打鼾組			較易打鼾組		
受測者	受測者 A	受測者 B	受測者 C	受測者 D	受測者 E	受測者 F
年 齡	22	24	23	24	27	27
身 高	170	172	168	173	163	166
體 重	56	61	68	66	61	62
BMI 值	19.38	20.61	24.11	22.07	22.93	22.46
性 別	男	男	男	男	男	男

註：BMI 標準值爲  $18.5 \leq \text{BMI} < 24$

### 5.1 人體靜態量測

人體在非運動的靜態正常呼吸情況下，血氧濃度值應該在 90% 以上，並且血氧濃度值及心跳率變化不會太大。我們要求受測者在放鬆的坐在椅子上並保持手指的平穩，然後做 1 分鐘的人體靜態量測，圖 5.1 ~ 圖 5.12 爲 6 位受測者的血氧濃度及心跳率紀錄。

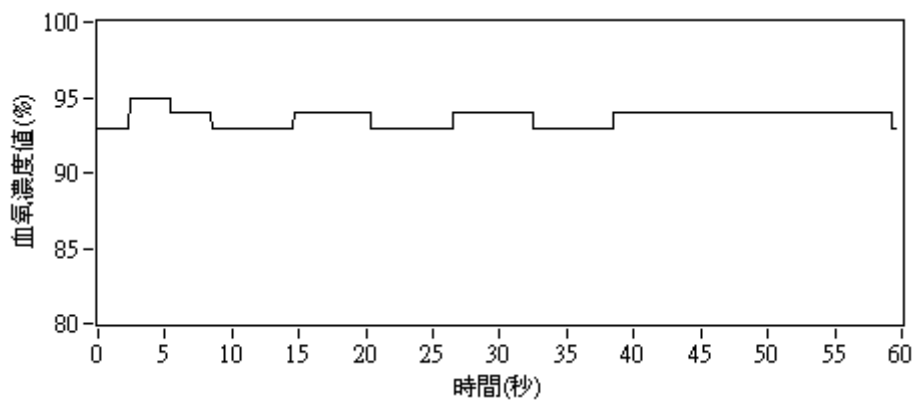


圖 5.1、受測者 A 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄

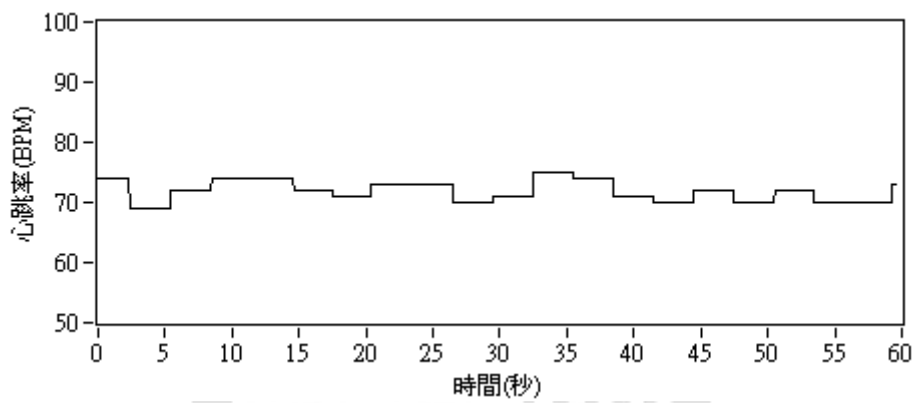


圖 5.2、受測者 A 在 1 分鐘的心跳率紀錄

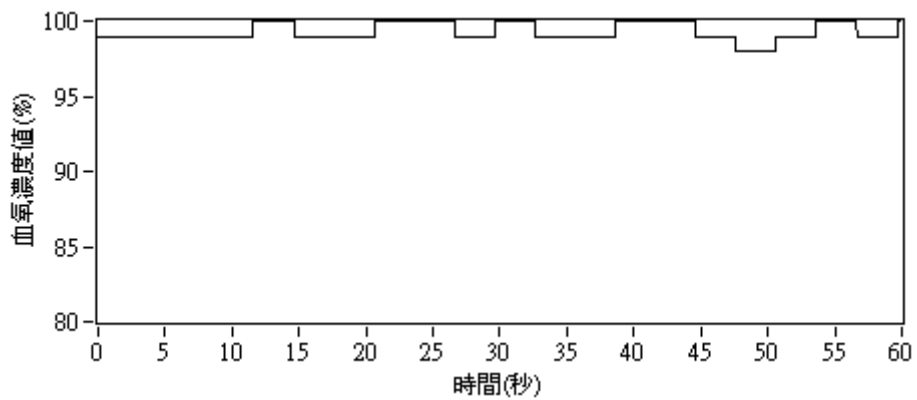


圖 5.3、受測者 B 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄

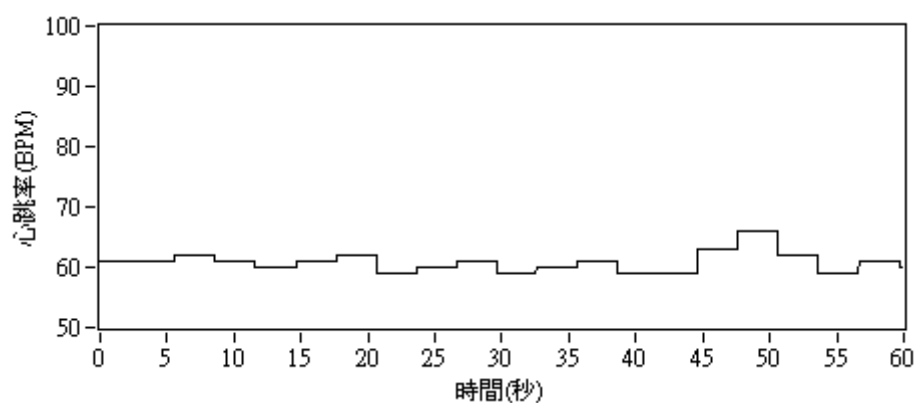


圖 5.4、受測者 B 在 1 分鐘的心跳率紀錄

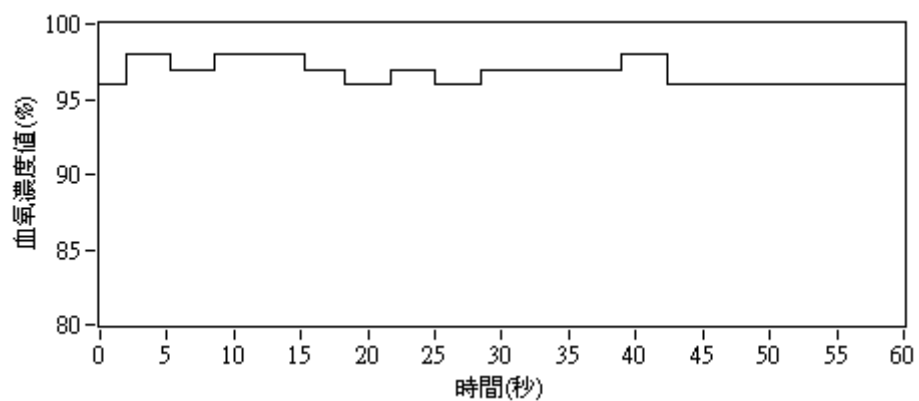


圖 5.5、受測者 C 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄

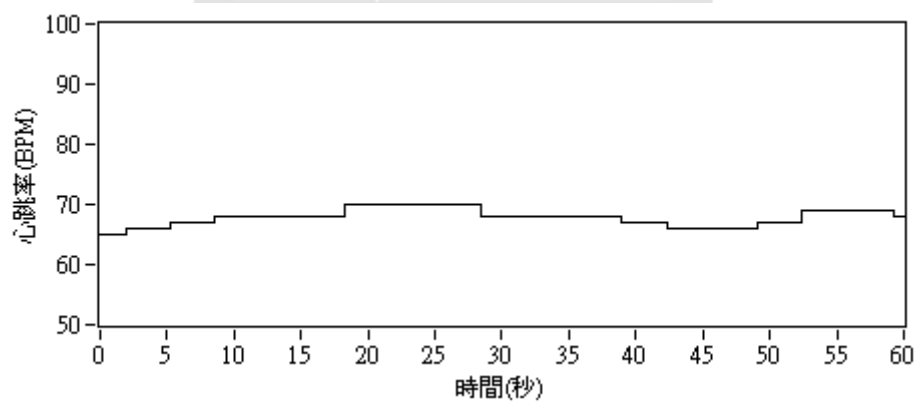


圖 5.6、受測者 C 在 1 分鐘的心跳率紀錄

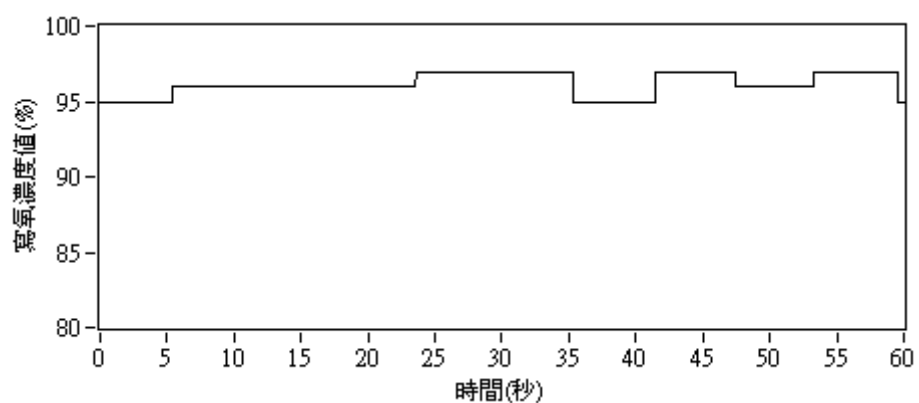


圖 5.7、受測者 D 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄

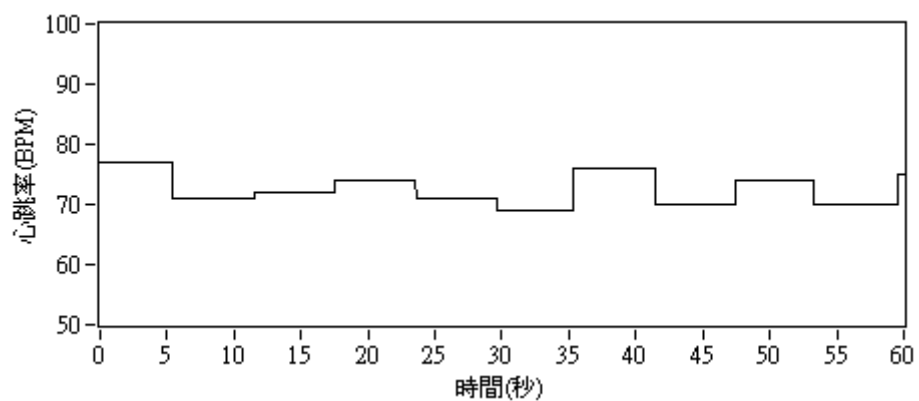


圖 5.8、受測者 D 在 1 分鐘的心跳率紀錄

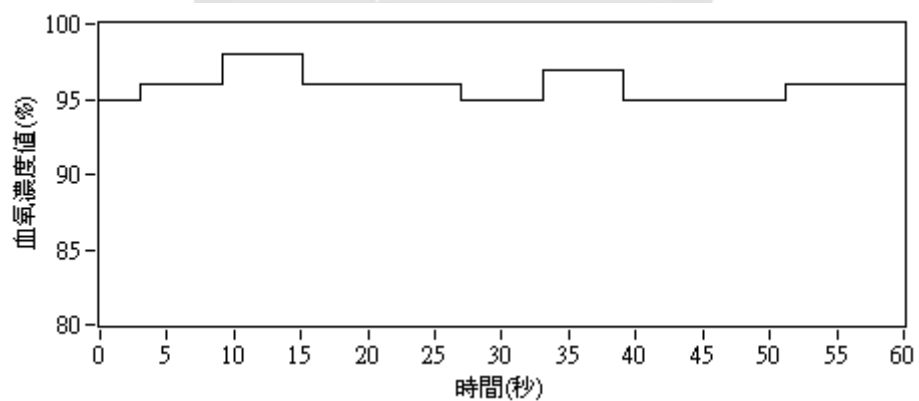


圖 5.8、受測者 E 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄

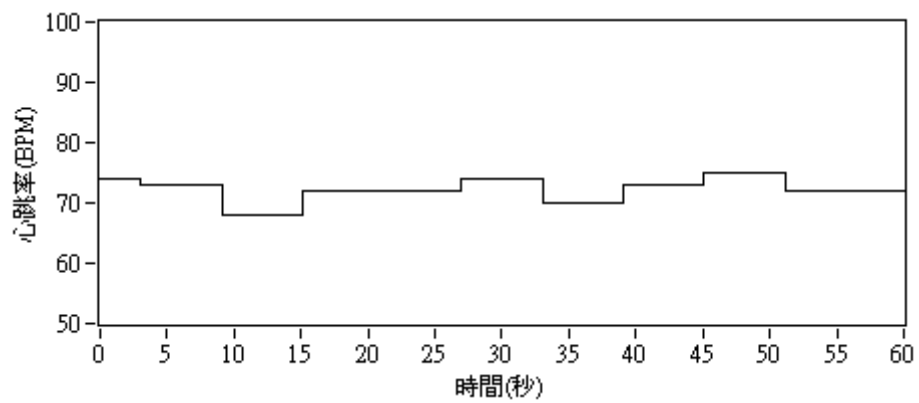


圖 5.10、受測者 E 在 1 分鐘的心跳率紀錄

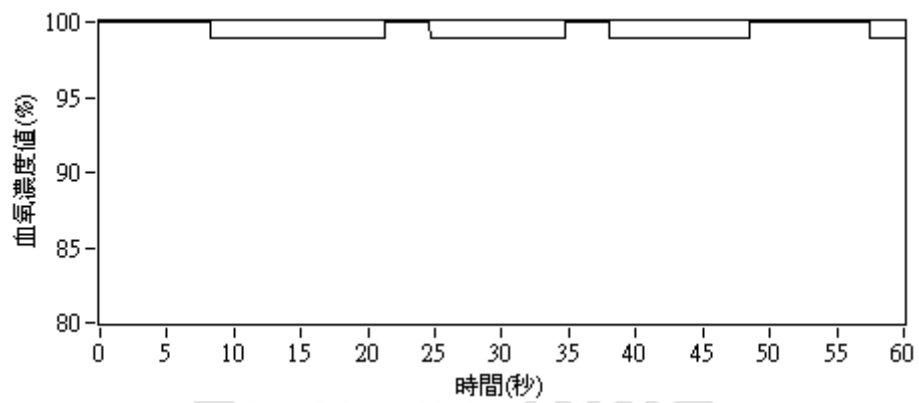


圖 5.11、受測者 F 在 1 分鐘的血氧濃度紀錄

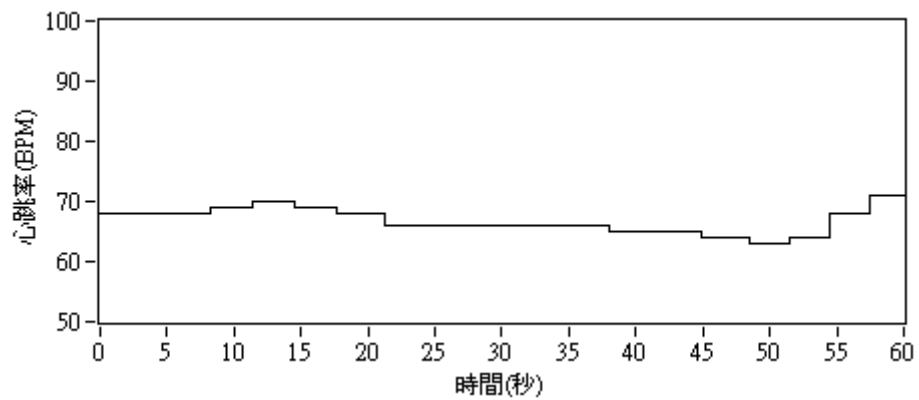


圖 5.12、受測者 F 在 1 分鐘的心跳率紀錄

## 5.2 睡眠鼾聲監測

我們想要探討睡眠過程發生打鼾時，對血氧、心跳率及心率變異所發生的影響，於是找了 6 位受測者，分別是 3 位睡眠較不打鼾的人及 3 位睡眠較容易打鼾的人做睡眠鼾聲的監測。爲了實驗條件可以比較統一及客觀，要求受測者睡前 8 小時禁止食用會影響中樞神經的食品，例如：茶類、咖啡及酒精飲料...等；另外，每位受測者近日皆無服用藥物的情況。受測者在睡眠過程難免有改變睡姿的動作，爲了避免造成光學感測器脫落手指，所以進行實驗時，由一人員整夜在旁協助量測，每筆檔案量測時間訂爲 10 分鐘。表 5.1 爲 6 位受測者的基本資料，圖 5.14 ~ 圖 5.31 爲 6 位受測者的紀錄。

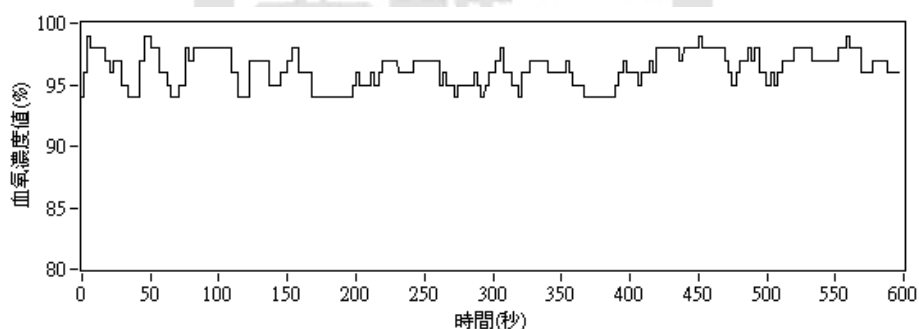


圖 5.14、測試者 A 的睡眠的血氧濃度變化

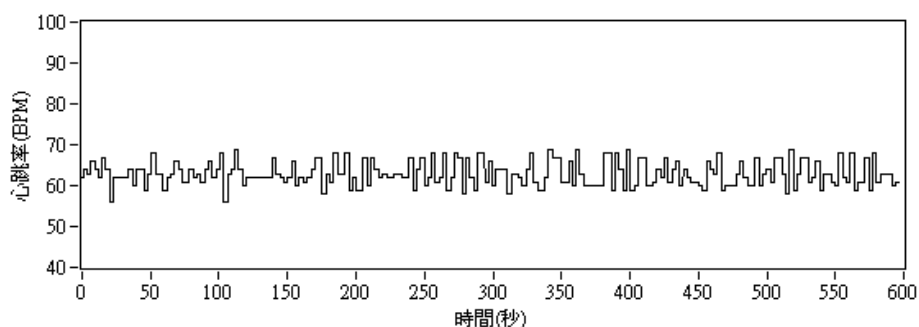


圖 5.15、測試者 A 的睡眠過程心跳率變化



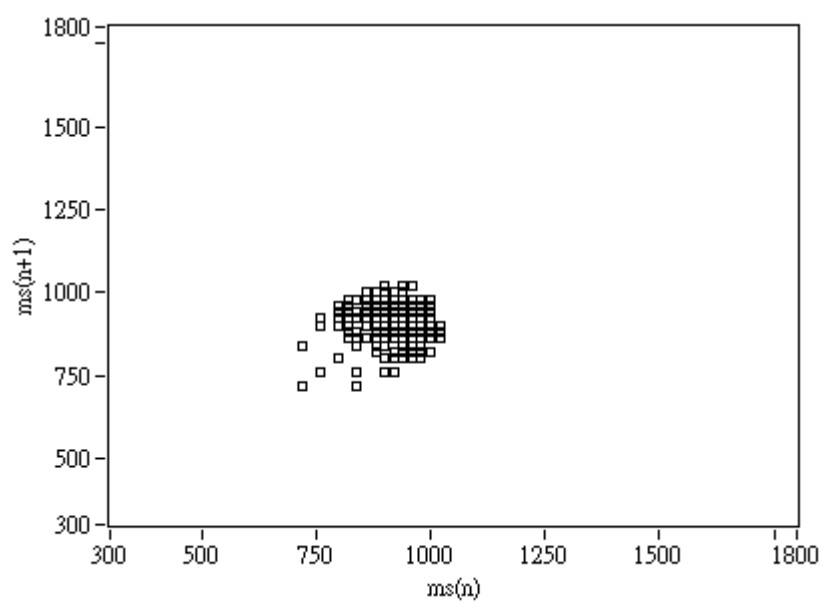


圖 5.16、測試者 A 的睡眠過程 Poincaré plots 分析

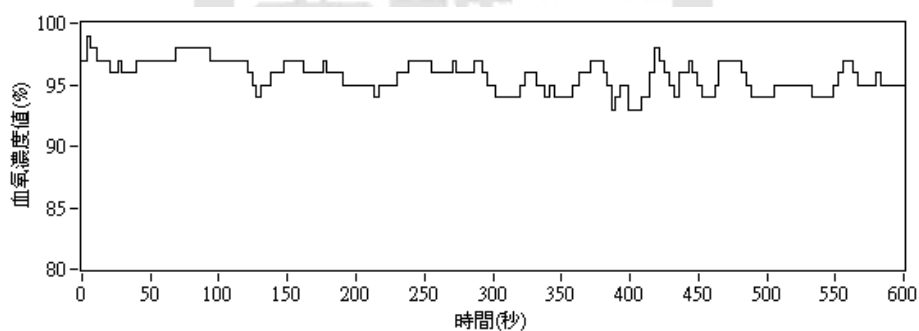


圖 5.17、測試者 B 的睡眠過程血氧濃度變化

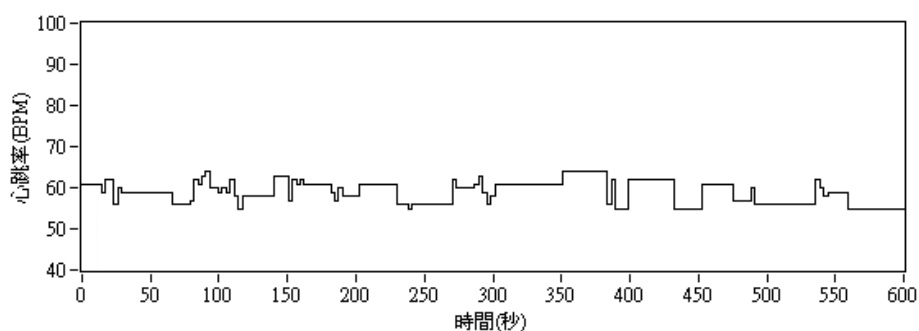


圖 5.18、測試者 B 的睡眠過程心跳率變化

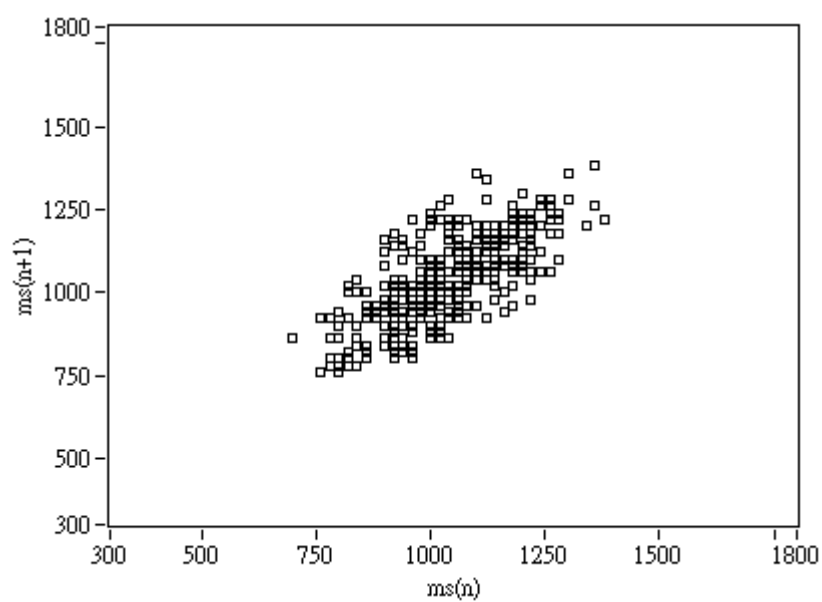


圖 5.19、測試者 B 的睡眠過程 Poincaré plots 分析

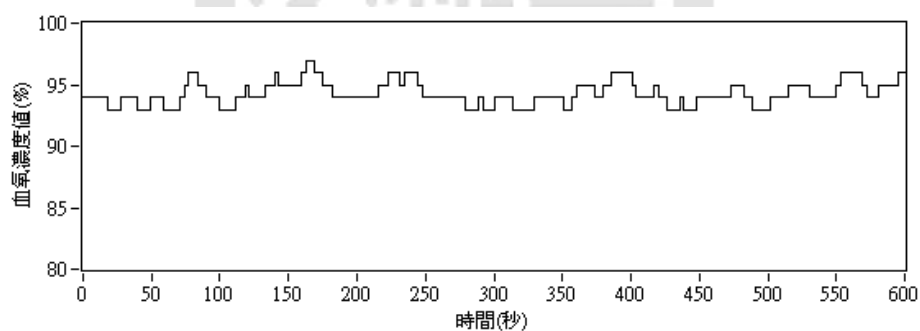


圖 5.20、測試者 C 的睡眠過程血氧濃度變化

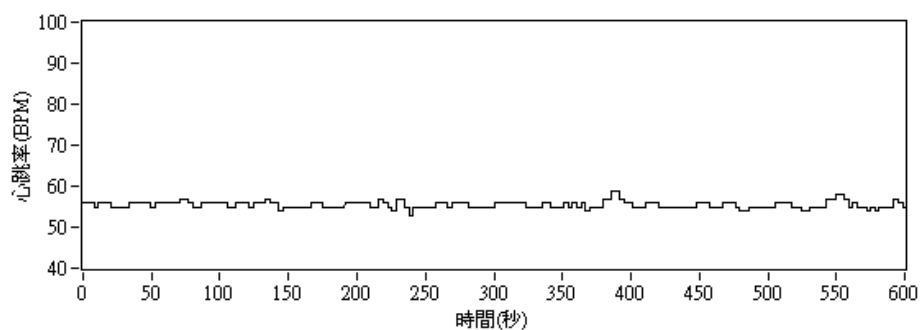


圖 5.21、測試者 C 的睡眠過程心跳率變化

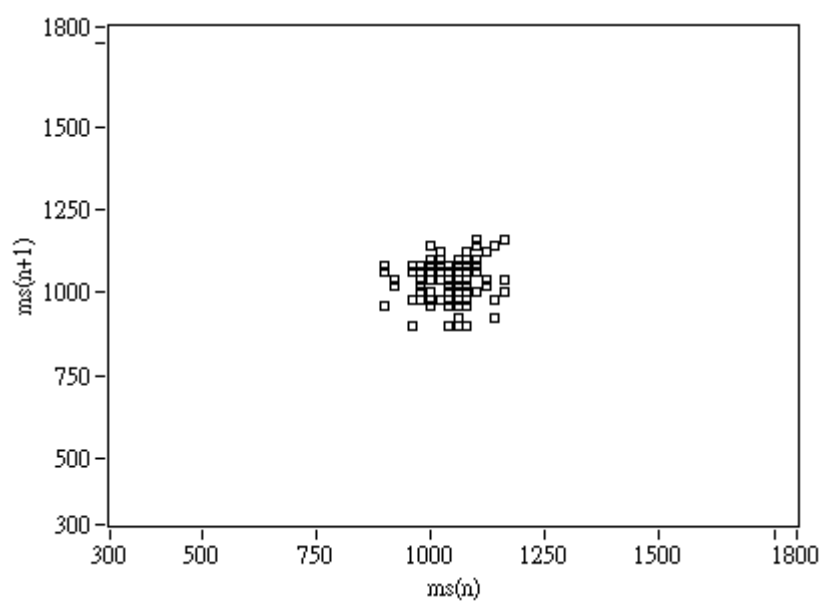


圖 5.22、測試者 C 的睡眠過程 Poincaré plots 分析

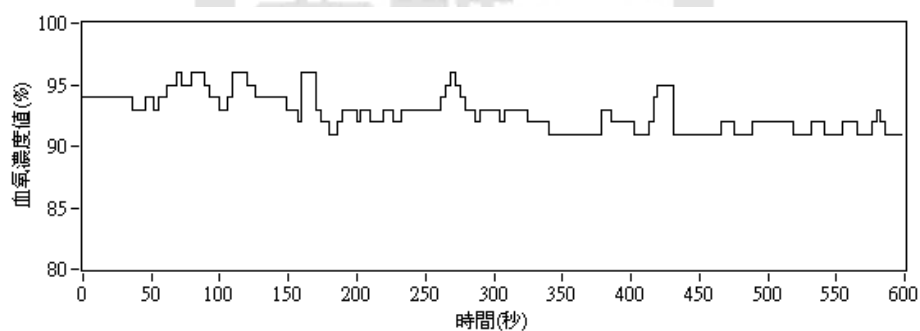


圖 5.23、測試者 D 的睡眠過程血氧濃度變化

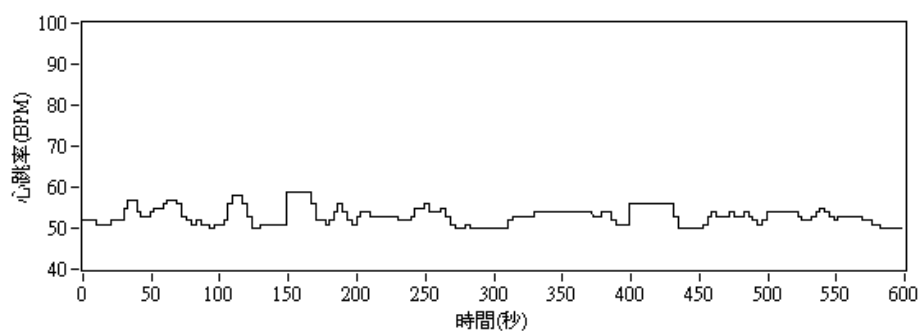


圖 5.24、測試者 D 的睡眠過程心跳率變化

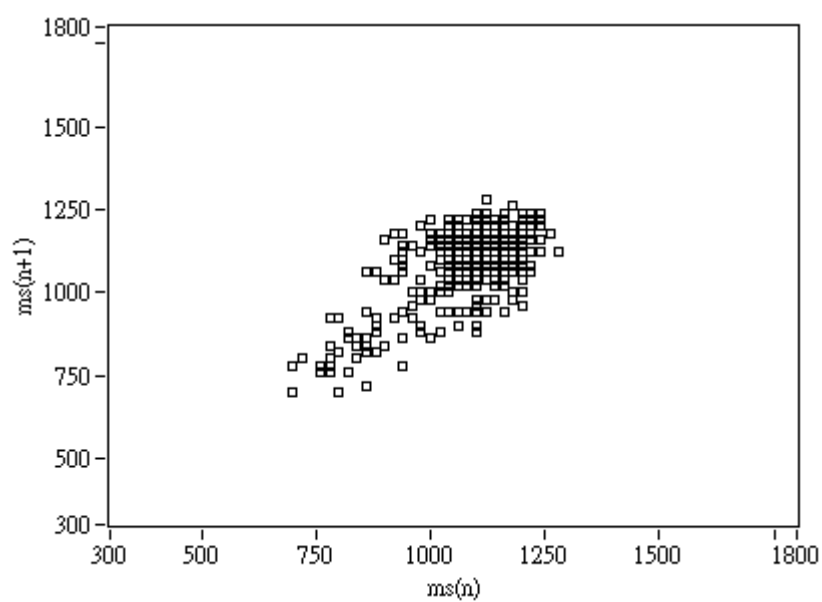


圖 5.25、測試者 D 的睡眠過程 Poincaré plots 分析

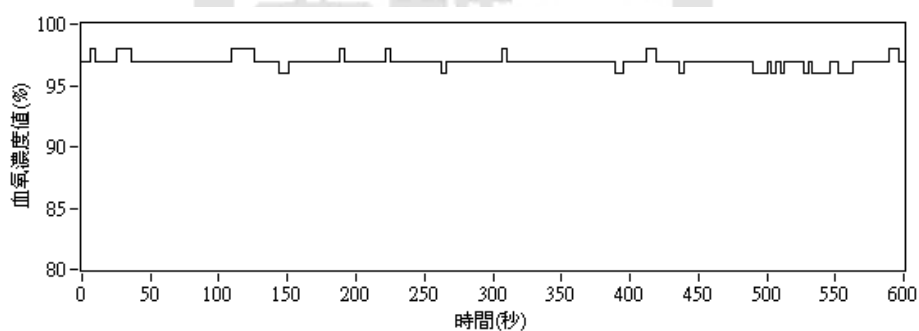


圖 5.26、測試者 E 的睡眠過程血氧濃度變化

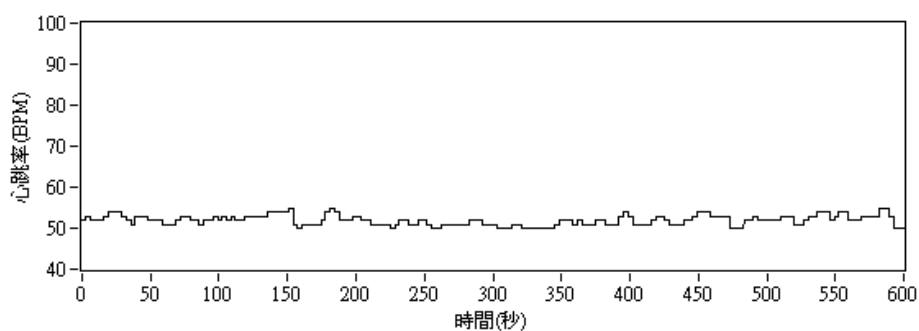


圖 5.27、測試者 E 的睡眠過程心跳率變化

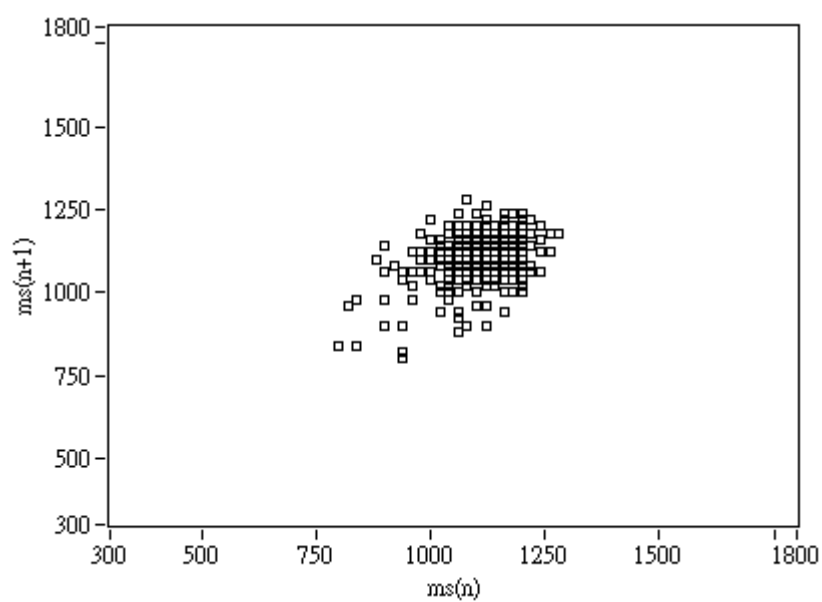


圖 5.28、測試者 E 的睡眠過程 Poincaré plots 分析

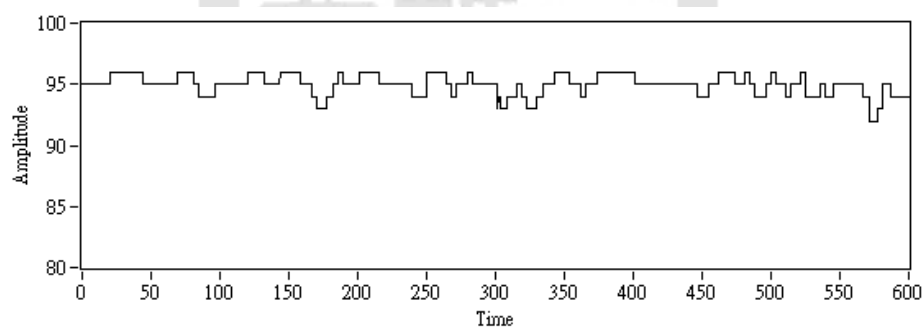


圖 5.29、測試者 F 的睡眠過程血氧濃度變化

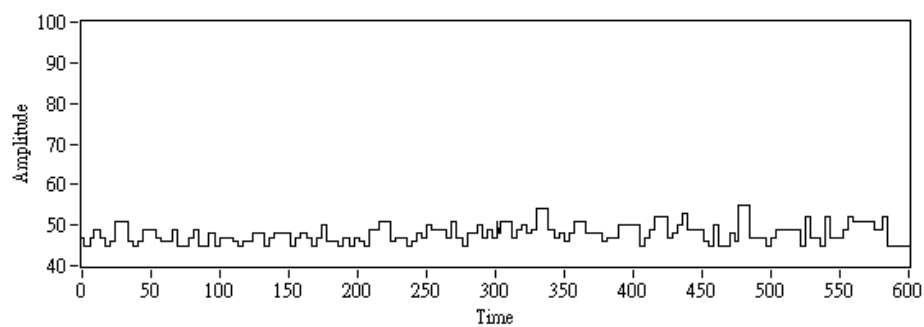


圖 5.30、測試者 F 的睡眠過程心跳率變化

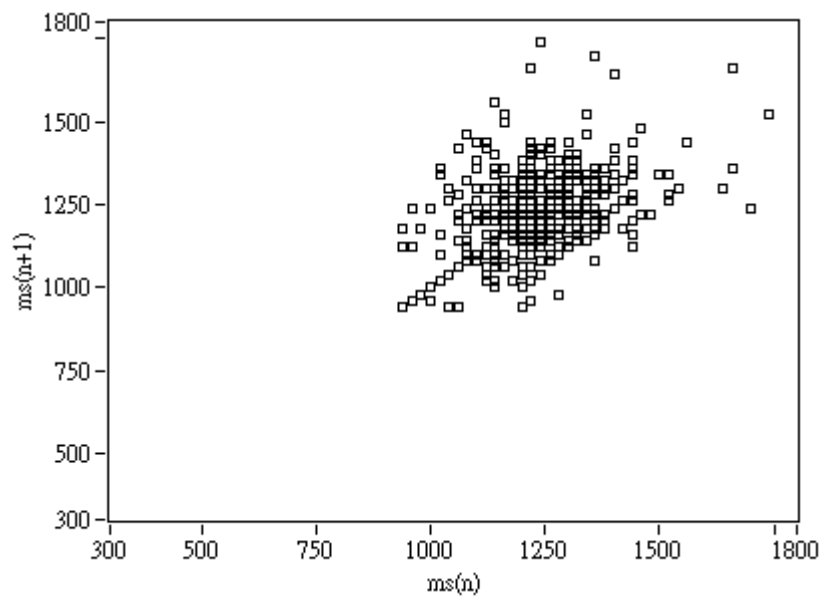


圖 5.31、測試者 E 的睡眠過程 Poincaré plots 分析

### 5.3 人體閉氣實驗

爲了驗證系統對人體缺氧的血氧數據，我們使用閉氣的方式來讓人體發生缺氧狀況，進而量測血氧濃度的變化。

實驗條件：

- (1) 第 1~10 秒：正常呼吸
- (2) 第 10~70 秒：閉氣
- (3) 第 70 秒以後：恢復呼吸

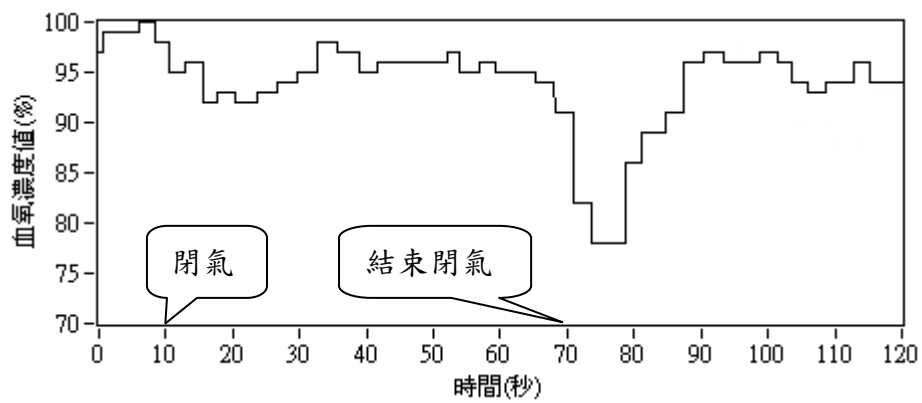


圖 5.32、測試者 A 的閉氣實驗血氧濃度變化

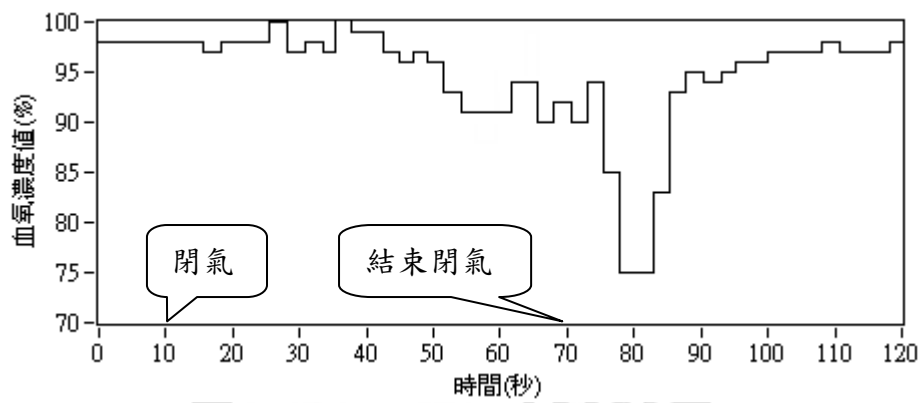


圖 5.33、測試者 B 的閉氣實驗血氧濃度變化

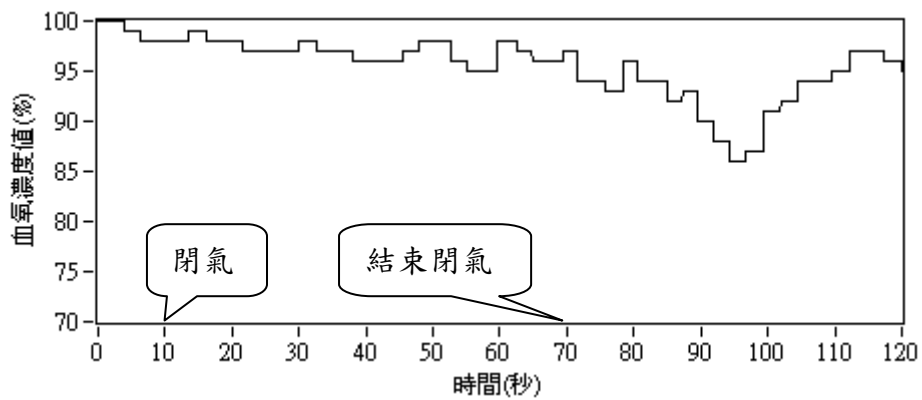


圖 5.34、測試者 C 的閉氣實驗血氧濃度變化

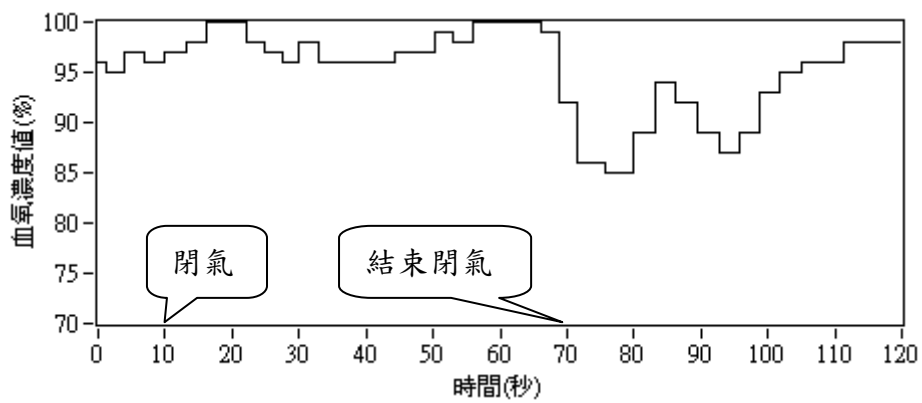


圖 5.35、測試者 D 的閉氣實驗血氧濃度變化

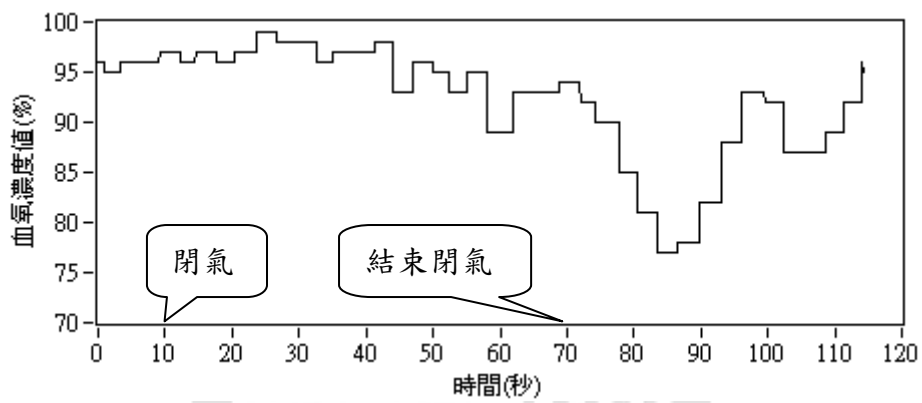


圖 5.36、測試者 E 的閉氣實驗血氧濃度變化

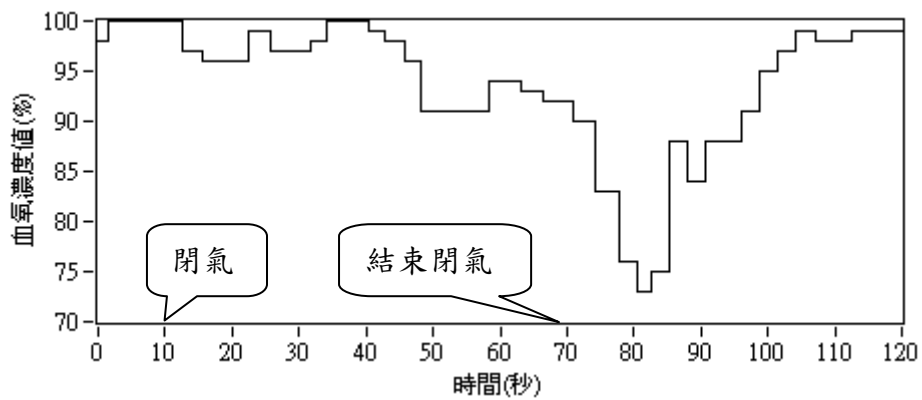


圖 5.37、測試者 F 的閉氣實驗血氧濃度變化



## 第六章 討論及結論

### 6.1 討論

本系統工作電壓為 3V，運作中消耗電流僅約 35mA，成功建立一套體積小、低耗電的血氧濃度計。但進行信號量測時，手指的移動、受測者說話或是呼吸都會影響信號的準位，造成暫時性的誤判，這些機械性的因素不容易避免，需要在程式上做一些機制來減少誤判的機會。在睡眠鼾聲監測過程，我們發現受測者常有翻身、改變睡姿的動作，造成量測上的不便，可能需要加長感測器的線長，以及使用黏貼式或更牢固感測器，才比較能在一整晚的睡眠過程都可以保障本系統紀錄到完整的睡眠生理數據。

另外，在人體靜態量測實驗下，血氧濃度及心跳率的判讀都有一定的穩定性，而在人體閉氣量測實驗中，也可以觀察到血氧濃度有下降的趨勢，符合人體缺氧之生理反應。在睡眠鼾聲監測實驗數據中，不易打鼾及較易打鼾的兩組受測者在血氧濃度、心跳率及心率變異 Poincaré plots 分析圖並無觀察到有何明顯差異之處，可能的原因為：發生打鼾時，不一定是睡眠呼吸中止，但發生睡眠呼吸中止情況時，有 90%的機率會產生打鼾現象。受限於實驗的受測者數量不多，往後需要累積更多的受測者之睡眠鼾聲實驗數據，才能客觀的找出相關性。

### 6.2 結論及未來發展

本系統爲了探討睡眠鼾聲對血氧濃度、心跳率及心率變異的影響，而開發一套體積小、低耗電的血氧濃度計，而同時我們的架構也具有攜帶方便、省電、低成本、長時間紀錄...等特點。

我們採用內建運算放大器的微控制器 MSP430FG439 做爲本系統處理信號的核心，使得本系統只需一顆 MSP430 微控制器及少數周邊元件，再加上

光學感測器，工作電流僅約 35mA，成功建立出一套體積小、低耗電的血氧濃度計。

經過 BAPCO 公司的 PS97 生理訊號模擬器校正及驗證本系統，血氧濃度量測範圍在 70~100%時，誤差在 3%以內，因此本系統設計之血氧濃度計應符合醫療儀器的基本要求。另外，本系統可透過 RS-232 將數據傳輸到電腦端的 LabVIEW 軟體中，可將長時間的數據儲存起來，提供醫師做更客觀的診斷。

MSP430FG439 擁有 16 個 ADC 通道，提供許多擴充的空間，未來只要再增加測錄鼾聲聲音、呼吸氣流偵測...等感測電路及無線傳輸功能，相信能夠對睡眠鼾聲監測實驗上的多種生理信號提供更客觀的相關性探討。



## 參 考 文 獻

- [1] 勞工安全衛生研究所，創造優質睡眠，行政院勞工委員會勞工安全衛生研究所，[http://www.iosh.gov.tw/netbook/961122\\_sleep1.pdf](http://www.iosh.gov.tw/netbook/961122_sleep1.pdf)。
- [2] M. Yelderman, W. New, “Evaluation of pulse oximeter,” Anesthesiology, Vol. 59, 1983, pp. 349-352.
- [3] G. A. Millikan, “The oximeter, an instrument for measuring continuously the oxygen saturation of arterial blood in man”, Review of Scientific Instruments, Vol. 13, 1942, pp. 434-444.
- [4] M. L. Polanyi, R. M. Hehir, “New reflection oximeter,” Review of Scientific Instruments, Vol. 31, pp. 401-403, 1960.
- [5] C. C. Johnson, “Optical diffusion in blood,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 17, 1970, pp. 129-133.
- [6] P. W. Cheung, “Effect of blood physiology variation on optical scattering and fiber optic oximetry,” Ph.D. Dissertation, University of Washington, Seattle, United States of America, 1973.
- [7] L. O. Reynolds, “Optical diffuse reflectance and transmittance from an anisotropically scattering finite blood medium,” Ph.D. Dissertation, University of Washington, Seattle, United States of America, 1975.
- [8] I. Yoshiya, Y. Shimada and K. Tanaka, “Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip,” Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 18, 1980, pp. 27-32.
- [9] 張書豪，“使用血氧飽和度估測呼吸障礙指數”，碩士論文，機械與電機工程研究所，中山大學，2005。

- [10] 王筱涵，“以血氧飽和濃度檢測睡眠呼吸暫止症”，碩士論文，機械與電機工程研究所，中山大學，2006。
- [11] S. Hales, Statistical Essays: Containing Haemostaticks or an Account of Some Hydraulic and Hydrostatistical Experiments Made on the Blood and Blood Vessels of Animals, vol. 2, Innys & Manby, 1733.
- [12] E. H. Hon, S. T. Lee, “Electronic evaluation of the heart rate patterns preceding fetal death: Further observation,” American Journal of Obstetrics and Gynecology, Vol. 87, 1965, pp. 814-826.
- [13] B. W. Hyndman, J. R. Gregory, “Spectral Analysis of Sinus Arrhythmia During Mental Loading,” Ergonomics, Vol. 18, 1975, pp. 255-270.
- [14] S. Akselrod, et al “Power spectrum analysis of heart rate fluctuation : a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control,” Science, Vol. 213, no. 10, 1981, pp. 220-222.
- [15] D. J. Ewing, “The value of cardiovascular autonomic function test: 10 years experience in diabetes,” Diabetes Care, Vol. 8, 1985, pp. 491-498.
- [16] American Heart Association, Inc., “Heart Rate variability,” European Heart Journal, Vol. 17, 1996, pp. 354-381.
- [17] B. Pomeranz, et al “Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis,” American Journal Physiological, Vol. 248, No. 17, 1985, pp. 151-153.
- [18] J.P. Saul, et al “Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis,” The American Journal of Cardiology, Vol. 61, 1988 , pp. 1292-1299.
- [19] J.L. Lin, et al “Chronic  $\beta$ -blocker therapy improves autonomic nervous

regulation in advanced congestive heart failure - a longitudinal heart rate variability study,” The American Heart Journal, Vol. 137, No. 4, 1999, pp. 658-665.

- [20] A. Malliani, et al “Spectral analysis to assess increased sympathetic tone in arterial hypertension,” Hypertension, Vol. 17, No. 4, 1991, pp. 36-41.
- [21] J.T. Bigger, et al “Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction,” Circulation, Vol. 85, No. 1, 1992, pp. 164-171.
- [22] C.M. Dougherty, R.L. Burr, “Comparison of heart rate variability in survivors and nonsurvivors of sudden cardiac arrest,” The American Journal of Cardiology, Vol. 70, 1992, pp. 441-448.
- [23] D. Addio, et al “Correlation between Power-Law Behavior And Poincare’ Plots of Heart Rate Variability in Congestive Heart Failure Patients,” IEEE Computers in Cardiology, Vol. 26, 1999, pp. 611-614.
- [24] H.V. Huikuri, et al “Abnormalities in Beat-to-Beat Dynamics of Heart Rate Before the Spontaneous Onset of Life-Threatening Ventricular Tachyarrhythmia in Patients with Prior Myocardial Infarction,” Circulation, Vol. 93, 1996, pp. 1836-1844.
- [25] E. Haponick, et al “Computerized tomography in obstructive sleep apnea: correlation of airway size with physiology during sleep and wakefulness,” American Review of Respiratory Disease, Vol. 127, 1983, pp. 221-226.
- [26] P. Suratt, et al “Fluoroscopic and computed tomographic features of the pharyngeal airway in obstructive sleep apnea,” American Review of

Respiratory Disease, Vol. 127, 1983, pp. 487-492.

- [27] R. Schwab, et al. "Dynamic upper airway imaging during awake respiration in normal subjects and patients with sleep disordered breathing," American Review of Respiratory Disease, Vol. 148, 1993, pp. 1385-1400.
- [28] T. Young, et al "The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults," New England Journal of Medicine, Vol. 328, 1993, pp. 1230-1235.
- [29] T. Penzel, "The apnea-ECG database," IEEE Computers in Cardiology, Vol. 27, 2000, pp. 255-258.
- [30] A. Malhotra and D. P. White, "Obstructive sleep apnea," The Lancet, Vol. 360, 2002, pp. 237-245.
- [31] C. Guilleminault, et al, Clinical overview of the sleep apnea syndromes, Alan R. Liss, Inc., 1978.
- [32] C.F. George, et al "Sleep apnea patients have more automobile accidents." The Lancet, Vol. 1, 1987, pp. 447.
- [33] L.J. Findley, M.E. Unverzagt, P.M. Suratt, "Automobile accidents involving patients with obstructive sleep apnoea." American Review of Respiratory Disease, Vol. 138, 1988, pp. 337-340.
- [34] P. Dahlöf, et al "A prospective evaluation of psychiatric morbidity in OSA patients undergoing UPPP." Journal of Sleep Research, Vol. 1, 1992, pp. 50.
- [35] J.L. Benumof, "Obstructive Sleep Apnea in the Adult Obese Patient: Implications for Airway Management." Journal of Clinical Anesthesia,

Vol.13, 2001, pp. 144-156.

- [36] 陳淳宏，“阻塞性睡眠呼吸暫止症候群”，台灣醫學，第 9 卷第 3 期，2005。
- [37] 行政院衛生署「衛生統計資訊網」，“民國 96 年縣市別死因統計結果”，<http://www.doh.gov.tw/statistic/index.htm>。
- [38] 王元宏，“以心電圖訊號檢測睡眠呼吸暫止症的類神經網路”，碩士論文，機械與機電工程學系研究所，國立中山大學，2004。
- [39] 陳孟良，“客運公司車禍風險評估模式之建構”，碩士論文，工業工程研究所，台灣大學，2007。
- [40] 陳志金，“睡眠呼吸暫止症候群的診斷與治療”，奇美醫學中心加護醫學部，[http://www.tssm.org.tw/old\\_page/doc/Education/os as\\_ECKH.htm](http://www.tssm.org.tw/old_page/doc/Education/os%20as_ECKH.htm)。
- [41] Eric P. Widmaier, et al.，人體生理學，潘震澤 等譯，合記圖書出版社，2005。
- [42] L.D. Victor, “Obstructive sleep apnea,” American Family Physician, Vol. 60, 1999, pp. 2279-2286.
- [43] Peretz Lavie(拉維)，睡眠的迷人世界，潘震澤 譯，遠流出版公司，2002。
- [44] Stuart Ira Fox，人體生理學，于家城 等譯，美商麥格羅·希爾國際股份有限公司，2004。
- [45] J. G. Webster, Design of Pulse Oximeters, INSTITUTE OF PHYSICS, 1997.
- [46] 葉南賢，“VXI 型光脈式血氧濃度計之設計與研製”，碩士論文，電機工程研究所，國立台灣大學，1995。

- [47] Texas Instrument, “MSP430x4xx Family user’s guide,” Texas Instruments Incorporated, 2005.
- [48] 孫宗瀛、許益敏、林政緯，TI MSP430 混合信號微控器入門，全華科技圖書股份有限公司，2006。
- [49] 謝文哲、吳賢財、林榮三，省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務，滄海書局，2005。
- [50] Texas Instrument, “A Single-Chip Pulse oximeter Design Using the MSP430,” Texas Instruments Incorporated, 2005.
- [51] 林俊宏、蕭子健，圖形系統設計之硬體介面專題製作 LabVIEW 8X，高立圖書有限公司，2007。

