



逢甲大學學生報告 ePaper

呼吸流量記錄器

Air Flow Meter

作者：張君賢

系級：自動控制系四年乙班

學號：D9152881

開課老師：劉益瑞

課程名稱：專題研究

開課系所：自動控制系

開課學年：九十四學年度 第一學期



(呼吸流量記錄器)

逢 甲 大 學
自動控制工程學系專題製作
專 題 論 文

呼吸流量記錄器
Air Flow Meter



指導教授：劉益瑞

學 生：張君賢

中華民國九十五年五月

(呼吸流量記錄器)

逢 甲 大 學

自動控制工程學系專題製作

專 題 論 文

呼吸流量記錄器

Air Flow Meter

學生：張君賢

經專題口試合格特此證明

評審委員

張君賢

劉益瑞

指導教授

劉益瑞

系主任

張興政

考試日期：中華民國九十五年五月

誌謝

在短短的一年多內就完成了這個系統，最大的功勞當然是我的指導老師劉益瑞，讓我學習到許多東西或是對任何事情的態度，都讓我受益良多，還有洪三山老師不厭其煩的讓我問很多問題，林育德老師也從中指導許多，還有很多優秀的學長姐幫忙。而自己從自控拔河隊中學到最重要的東西，就是堅持的意志力，靠著這份毅力讓我不論在專題、課業或是運動上，都有一定的水準，所以對於自動控制系真的是由衷的感謝！



中文摘要

由於工業化的影響使得空氣污染越來越嚴重，肺方面的疾病也有增加的趨勢，本專題嘗試開發小型呼吸流量記錄器，目的是可以達到居家檢測且操作方便。本研究以壓克力孔口板製成差壓式氣壓流速計，來得到呼吸時的氣流壓力差，並經過差壓式的感測器和濾波放大電路，測得呼吸氣體流速之電壓信號。而後利用呼吸機 (Puritan-Bennett 7200)，分別打出不同的流量和容積，做為本系統的電壓信號和實際流速間的校正，以及容積計算的驗證。再以LabVIEW作為程式的撰寫，建立電壓與流速的圖表，進而求取轉換函數，計算並顯示出呼吸的流量、容積和時間等重要訊號。

未來可依循美國胸腔協會ATS (American Thoracic Society)的呼吸量計標準，建立一套呼吸流量計，依據所定出來的容積標準來觀察受測者的肺功能狀況，並做即時的容積和流速顯示，測量有用的生理參數，未來會再將系統多做延伸和相關發展。

關鍵詞：呼吸功能，流量感測器，美國胸腔協會

Abstract

Due to the influence of industrialization, the air is becoming serious and the number of people who suffer lung diseases also increases. The research tries to create an abbreviated Air Flow Meter to achieve the goal that the DIY examination at home is feasible and easy to operate. The research uses the acrylic orifice to make a Pneumotachometer of differential pressure to acquire differential airflow when we breathe and measure voltage signal of breath flow via differential sensors and circuits that combine filters and amplifiers. And then use the Mechanical ventilation (Puritan-Bennett 7200) to exhale differential volume and flow to calibrate voltage signals and actual flow and demonstrate the volume of the system. Use LabVIEW as the program to build diagram of voltage versus flow and then get_transmission equation to calculate and show the important signal that Volume, Flow and Time of breath.

In the future the system will depend on the standard Spirometer of ATS (American Thoracic Society) to build a complete Air Flow Meter. We can observe lung function based on the spirogram that detects the lung fettle of a tested person and simultaneously the meter shows the flow and volume immediately, and measures useful parameter of physiology. Then the system will be extended and has correlative development.

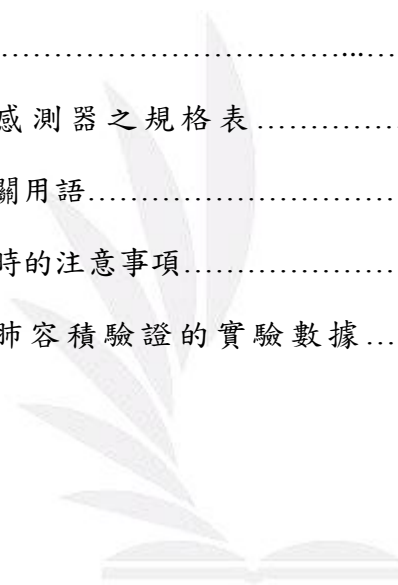
Keywords: Breathing function 、 Flow sensor 、 ATS(American Thoracic Society)

目錄

誌謝.....	i
中文摘要.....	ii
Abstract.....	iii
目錄.....	iv
圖目錄.....	vi
表目錄.....	viii
第一章 前言.....	01
1.1 研究動機.....	01
1.2 研究方法.....	01
1.3 論文架構.....	03
第二章 呼吸功能.....	04
2.1 呼吸生理系統.....	04
2.2 呼吸功能的基礎理論.....	05
2.3 呼吸功能檢查的意義.....	07
2.4 呼吸功能檢查的基本原理.....	10
第三章 氣體流量感測器.....	11
3.1 呼吸流量裝置.....	11
3.2 壓力量測的參考點.....	13
3.3 壓力感測器原理與構造.....	14
3.4 壓力感測器型號選擇.....	15
第四章 系統設計與研製.....	18
4.1 放大器的選用.....	18
4.2 濾波器之設計與製作.....	20
4.3 電阻電容值的選取與模擬.....	22

(呼吸流量記錄器)

4-4 硬體電路製作.....	24
第五章 系統設計與研製.....	26
5.1 校正設備.....	26
5.2 流速校正.....	28
5.3 容積計算與驗證.....	33
5.3 軟體設計與開發.....	36
第六章 系統設計與研製.....	40
6.1 目前系統的測量應用.....	40
6.2 未來發展.....	40
參考文獻.....	42
附錄 A SenSym 差壓感測器之規格表.....	44
附錄 B 壓力感測器之相關用語.....	46
附錄 C 使用壓力感測器時的注意事項.....	47
附錄 D 呼氣和吸氣及肺容積驗證的實驗數據.....	48



圖目錄

圖 1-1	系統研製示意圖.....	02
圖 2-1	呼吸系統生理構造.....	05
圖 2-2	肺功能量測理論示意圖.....	05
圖 2-3	開放呼吸道細部模型.....	06
圖 2-4	肺容量及其組成示意圖.....	09
圖 3-1	管路造成壓力差的方法.....	11
圖 3-2	孔口板之種類.....	12
圖 3-3	各種大小的孔口板.....	12
圖 3-4	自製壓克力孔管.....	13
圖 3-5	差壓式感應測與等效電路和接腳圖.....	16
圖 3-6	SCX 系列的差壓式感測器.....	16
圖 4-1	儀表放大電路示意圖.....	18
圖 4-2	AD620 腳位示意圖.....	19
圖 4-3	各種主動濾波器的頻率響應比較圖 (增益對頻率).....	22
圖 4-4	4 階的巴特威士.....	22
圖 4-5	模擬 4 階低通巴特威士並且頻率截止在 5Hz.....	24
圖 4-6	模擬軟體的電路.....	24
圖 4-7	雕刻檔案.....	25
圖 4-8	雕刻機.....	25
圖 4-9	實際硬體電路.....	25
圖 5-1	系統示意圖.....	26
圖 5-2	A/D 卡.....	26
圖 5-3	呼吸機 PB 7200.....	27
圖 5-4	空氣壓縮機與氣瓶.....	27

(呼吸流量記錄器)

圖 5-5	人工測試肺.....	27
圖 5-6	曲線圖方程式介面.....	30
圖 5-7	吸氣和吐氣訊號對流速之曲線圖.....	31
圖 5-8	吐氣之電壓對流速的曲線方程式.....	32
圖 5-9	吸氣之電壓對流速的曲線方程式.....	33
圖 5-10	吸氣和吐氣對應流速的曲線圖.....	33
圖 5-11	程式設計流程圖.....	36
圖 5-12	Sequence 結構之流一.....	38
圖 5-12	Sequence 結構之流二.....	38
圖 5-14	量測介面.....	39



表目錄

表 2-1 健康正常人的標準肺容積.....	09
表 4-1 AD 620 規格特性說明表.....	20
表 4-2 濾波器形式比較.....	21
表 4-3 巴特威士濾波器特性函數.....	23
表 5-1 PB 7200 呼吸機功能設定範圍.....	28
表 5-2 吐氣和吸氣的平均值和標準差.....	29
表 5-3 方程式階數與方均根誤差關係表.....	31
表 5-4 十次量測肺容積之平均值與標準差.....	34
表 5-5 肺容積之平均值與相對誤差.....	34
表 5-6 肺容積之平均值與相對誤差數據(經方程式改善後).....	35



第一章 前言

1.1 研究動機

由於社會工業化的成長，也帶來了不少環境污染的問題，像是空氣污染就是很明顯的問題，而且也有日益嚴重的趨勢，也因此引起許多呼吸的疾病產生。根據世界衛生組織的統計，像是慢性阻塞肺疾病（chronic Obstructive Pulmonary Disease COPD）將在 2020 年變成第四重大疾病，又根據中華民國胸暨重症加護醫學會指出慢性阻塞肺疾病一直是國人十大死因之一【1】、【2】，這些慢性阻塞性肺疾病包含哮喘、肺氣腫以及慢性支氣管炎，因此呼吸方面的疾病正逐漸的威脅到國人的健康。

在臨床上經呼吸道氣體激發測試(trans-airway gas challenge test)，需記錄測試過程連續的呼吸數據，得到肺功能的各項參數，可以藉由動態肺容積或是靜態肺容積來測的呼吸功能是否有異常【3】。然而市面上連續的吸氣流量測量儀器大都與呼吸機結合在一起，而呼吸機大都是進口的，因此價格都相當昂貴，另外有一些進口的小型呼吸流量測量儀器，雖然價格較呼吸機便宜許多，大多數只能紀錄一次或數次呼吸的測量數值，無法提供一段連續的呼吸數據。所以本專題將自行研發較小型的連續呼吸流量記錄儀，以方便臨床應用或相關研究使用，達到可以準確量測之效，並降低後續相關呼吸量測研究的採購成本。

1.2 研究方法

本專題研發的呼吸流量記錄器所需研製的部分如圖 1-1，以下針對這七部份做說明：

(呼吸流量記錄器)

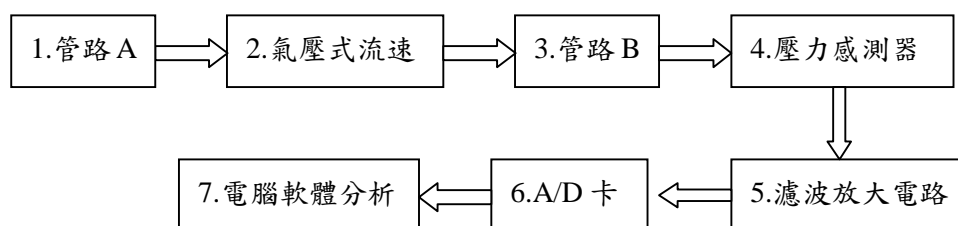


圖 1-1 系統研製示意圖

1. 管路 A 由於要接到差壓傳送器，所以盡可能需要用硬度夠的管子，不至於在壓到管子時，會產生而外的壓力變化而影響準確度。另外會再接上咬嘴，基本上是可拋棄式的，為了下一位量測者的衛生安全和方便使用。
2. 氣壓式流速計的目的是要造成壓力差，因此內部會裝置濾網或是造成壓力差的板子，以便得到明顯的壓力差。
3. 管路 B 是將不同的壓力差送入壓力感測器，因此比要需要注意的是長度問題，如果過長可能會造成響應變慢。
4. 壓力感測器的挑選，依據氣壓式流速計所送出來的壓力差值決定。
5. 由於壓力感測器的輸出只有 mV，為了有明顯的訊號輸出，所以需經過放大和濾波電路的處理。
6. 在數為信號擷取部分，自行製作 A/D 轉換器，或以現成的 A/D 卡來做轉換。
7. 電腦介面上會做到可以記錄或儲存所顯示波形，也可以做波形的平均值或是積分等的功能，進而求取出有用的生理參數。

1.3 論文架構

本論文於第一章說明研究之背景，並說明研究方法。第二章針對呼吸生理、

(呼吸流量記錄器)

功能、肺功能的相關參數做介紹，還有一些肺功能量測儀器，以及所採用哪種方法來取得流量和容積的訊號。第三章首先對呼吸流量裝置的原理做介紹，如何造成壓力差、孔口版的製作等，然後再對壓力感測器的構造、原理做說明，還有型號的選取。第四章對系統的設計加以介紹，像是電路方面所需的放大器和濾波器，還有對設計的電路做模擬，並說明電路板的製作。第五章則是對流速校正方法與容積的計算驗證加以做說明，還有軟體的撰寫構想。第六章是對於所研製的系統做運用層面及未來發展的說明，最後就是參考文獻與附錄。



第二章 呼吸功能

2.1 呼吸生理系統

呼吸系統做主要是做氣體交換，主要藉由肺臟的運作來做交換氣體，肺臟只是胸腔內柔軟、彈性的氣囊，完全沒肌肉，所以要靠著呼吸肌肉協助，當胸腔壓力降低，使肺臟內的氣體壓力小於大氣壓，此時空氣自然被吸入肺臟，此動作就稱為吸氣；反之就為呼氣。當氧氣分子進入粒腺體以產生三磷酸腺甘酸(adenosine triphosphate, ATP)作為身體能量來源。

呼吸系統根據生理作用的不同大略分成二個次構成要素：傳導氣道(conducting airways)及呼吸單位(respiratory units)。傳導氣道包括鼻腔、口腔、咽、喉、氣管及支氣管(圖 2-1A)。顧名思義，此構成要素的功用是傳送氣體到呼吸單位。呼吸單位則包括細支氣管、肺泡間通道及肺泡(終端氣囊)(圖 2-1B)。肺泡是吸入氣體與血液行氣體交換的解剖位置。吸入氣體沿著傳導氣道到達肺泡時，平均速度會因氣流可利用截面積的增加而大幅降低。例如在正常成年人的氣管截面積大約是 2.0cm^2 而在肺泡則達 $700,000\text{cm}^2$ 。這面積的大幅改變及接著產生的氣流速度改變深深影響呼吸系統中粒子及氣體的沈積。在氣管和肺泡之間有無數管狀構造分支，氣體即經由這些構造輸送。在每一分支，氣流的截面積變大了而平均氣流速度則降低了【4】。

(呼吸流量記錄器)

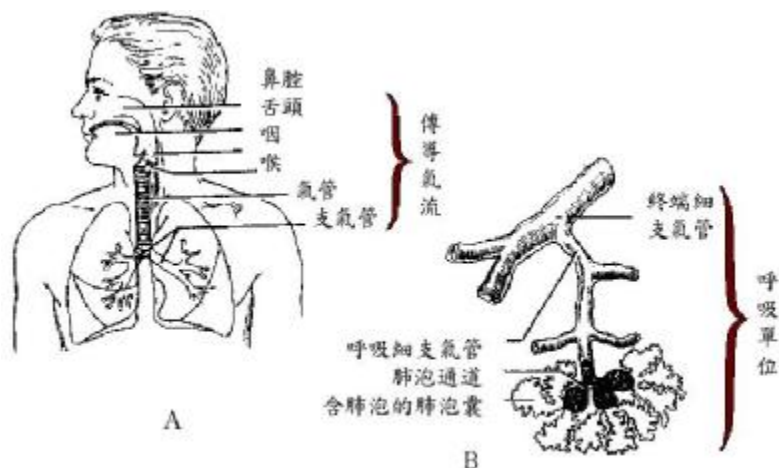


圖 2-1 呼吸系統生理構造【4】

2.2 呼吸功能的基礎理論

肺功能的計算主要理論如圖 2-2 所示，我們可以根據開放呼吸道 (Airway Opening, AWO) 中的特性密度 (σ)、及氣體流速 (Flow rate, Q)，在忽略微血管的影響下以二區間理論的分析模型肺量計 (Spirometer) 端應與肺中 (Lung, L) 的數值相等的假設，其細部模型如圖 2-3，可以由下列方程式表示 (式 2-1~2-4)【5】，其中 BTPS (body temperature and pressure saturated) 表示體溫、壓力和蒸氣壓處於體內狀態；ATPS (ambient temperature and pressure saturated) 指環境狀態。

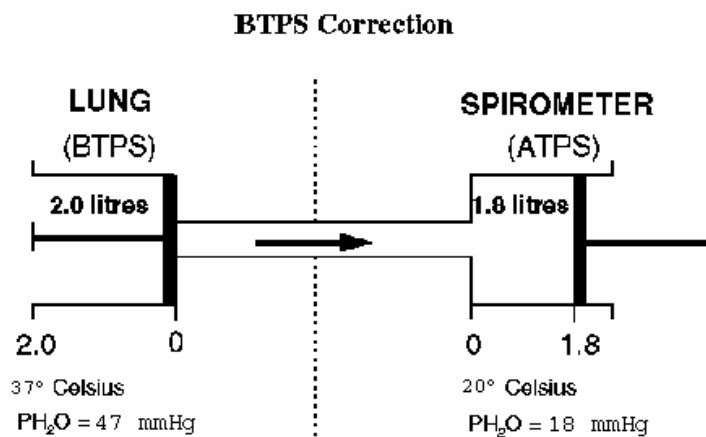


圖 2-2 肺功能量測理論示意圖

(呼吸流量記錄器)

$$\dot{N}_{AWO} = r_{AWO} Q_{AWO} = r_L \dot{V}_L \dots\dots\dots (2-1)$$

$$\frac{r_{AWO}}{r_L} \int_0^t Q_{AWO} dt = \int_0^t \dot{V}_L dt = V_L(t) - V_L(t_0) = V_L \dots\dots\dots (2-2)$$

$$r_L \dot{V}_L + \dot{U} = -r_S \dot{V}_S - \dot{U}_{abs} \dots\dots\dots (2-3)$$

$$V_L = -\frac{r_S}{r_L} (V_S - drift) = -\left(\frac{r_S}{r_L}\right) V'_S \dots\dots\dots (2-4)$$

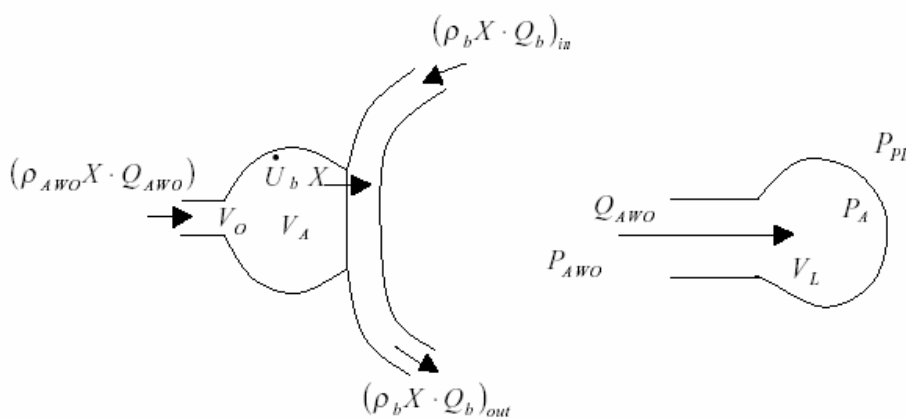


圖 2-3 開放呼吸道細部模型

根據理想氣體方程式，氣體體積、溫度和密度間的關係可由(式 2-5)表示：

$$P = \frac{N}{V} rRT \dots\dots\dots (2-5)$$

針對在肺中恆溫與飽和水蒸汽壓的狀況，在以呼吸功能量測儀器測得的體積 V'_S ，係根據以下的兩個理論：

1. 查理定律 (Charles's Law) 即定量氣體在定壓條件下，其體積與溫度成正比。
2. 水蒸氣壓縮 (water vapor condenses) 的原理。

由這兩個理論可知，所得測量值必須在對體溫 (T_L) 與週遭溫度 (T_S) 進行飽和蒸氣壓 (saturated water vapor, P_{atm}, P_{SH2O}) 進行修正而修正式如(式 2-6)。

(呼吸流量記錄器)

$$V_L = - \left[\frac{(P_{atm} - P_{SH2O})T_L}{(P_{atm} - P_{SH2O})T_S} \right] V_S \dots\dots\dots (2-6)$$

2-3 呼吸功能檢查的意義

由呼吸功能量測儀器所得的容積、流速和時間訊號，以「容積對時間」的方式繪圖，稱為肺量圖 (spirogram)，若以「流速對容積」的方式繪圖，則稱為流速容積圖 (flow-volume curve)。此兩種圖形所量測的肺容積 (lung volume)，可得到肺功能的相關參數，例如肺活量 (vital capacity, VC)、最大吸氣量 (inspiratory capacity, IC)、潮氣容積 (tidal volume, VT) 等，經由肺量圖或流速容積所量測的檢查值，統稱為肺量計檢查，再經由醫療人員判斷，便可以觀測出是否有神經肌肉不全的通氣障礙或是呼吸道阻塞等的疾病。

肺功能的量測都是在平靜呼氣基線進行，其組成共有八項，潮氣容積、吸氣儲備容積、吐氣儲備容積與肺餘容積為不可分割的最小單位稱為肺容積；肺活量、功能肺餘量、肺容量和最大吸氣量是由一個以上的肺容積組成稱為肺容量，肺容量及其組成如圖 2-4 所示，各具有不同的臨床意義，而肺容積都有一定的標準值如表 2-1，依據此標準值來對照便可以看出肺功能的健康與否，詳細說明如下所述【3】。

- (1) 潮氣容積 (tidal volume, VT)：每次吸氣流入肺的氣體量 (或呼氣流出者)，會受到體內代謝率、運動與情緒變化等影響而增加或減小。
- (2) 吸氣儲備容積 (inspiratory reserve volume, IRV)：以最大力超過潮氣容積部分吸氣吸入之氣體量，反映出肺、胸彈性與呼吸肌力。
- (3) 呼吸儲備容積 (expiratory reserve volume, ERV)：平靜吐氣後再以主動呼氣作用排出之氣體容積，反映出肺、胸彈性與呼吸肌力。
- (4) 最大吸氣量 (inspiratory capacity, IC)：在安靜呼氣之末，用力作最大吸氣

(呼吸流量記錄器)

所能吸入之氣量，包括潮氣容積及吸氣儲備容積，反映呼吸肌力與胸腹壁的活動度。

- (5) 肺活量 (vital capacity, VC)：即用力做最大吸氣後再用力做最大呼氣所呼出的最大氣量，包括吸氣儲備容積、潮氣容積、呼氣儲備容積，反映肺與胸的彈性，因肺活量與性別、年齡等生理因素有相關性、判斷時應以實際量測值佔預計值的百分比為標準，正常為 $100\pm 20\%$ ，肺活量明顯降低為侷限性通氣功能障礙的特徵。
- (6) 功能肺餘量 (functional residual capacity, FRC)：在安靜吸氣之末，肺內所停留之氣量，包括肺餘容積與呼氣儲備容積。
- (7) 肺餘容積 (residual volume, RV)：經最大呼吸努力後還留在肺內的氣體體積，臨床常以肺餘容積佔肺總量的百分比 (RV/TLC) 作為判斷指標，正常為 $20\% \sim 30\%$ ，高於 35% 為異常，常見於肺氣腫疾病。
- (8) 肺容量 (total lung capacity, TLC)：即用作最大吸氣後，肺內所儲留之氣體，包括肺餘容積、吸氣儲備容積、潮氣容積、呼氣容積，肺氣腫患者因為肺餘容積增加其肺總量也增加，肺纖維化與肺部切除患者則減少。

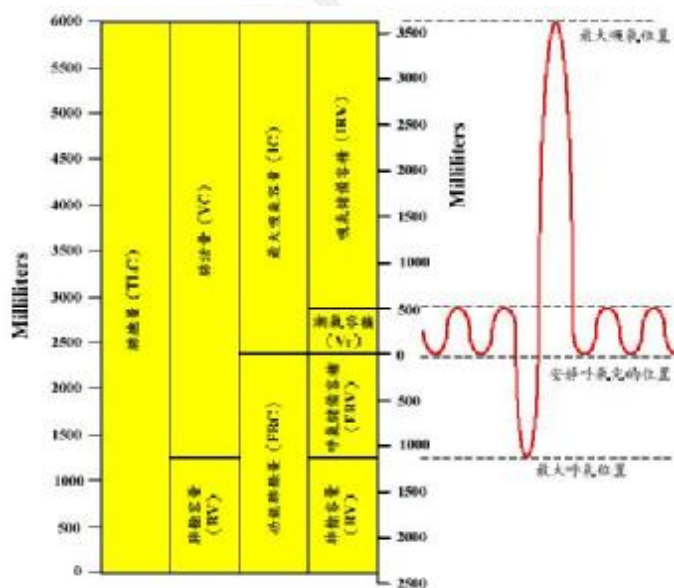


圖 2-4 肺量圖

(呼吸流量記錄器)

表 2-1 健康正常人的標準肺容積

肺容量	一般正常值
肺總量(TLC)	6000mL
肺餘容積(RV)	1200mL
肺活量(VC)	4800mL
吸氣儲備容積(IRV)	3600mL
呼氣儲備容積(ERV)	1200mL
功能肺餘量(FRC)	2400mL
解剖的無效腔(Anatomical V_D)	150 mL
上呼吸道容積(Upper Airways Volume)	80 mL
下呼吸道容積(Lower Airways Volume)	70 mL
生理的無效腔(Physiological VD)	180 mL
每分鐘呼吸量(V_E) 在休息時	6000 mL/min
呼吸週期(T) 在休息時	4sec
潮氣容積(V_T) 在休息時	400 mL
肺泡通氣容積(V_A) 在休息時	250 mL
每分鐘呼吸量在劇烈運動時	10000ml/min
呼吸週期在劇烈運動時	1.2sec
潮氣容積在劇烈運動時	2000mL
肺泡通氣容積在劇烈運動時	1820mL

(呼吸流量記錄器)

2-4 呼吸功能檢查的基本原理

而肺量計檢查是利用肺量計 (spirometer) 測量通氣時肺的容積和流速，一般肺功能量測的儀器可歸為兩大類，一個是直接量測容積變化，目前常見的有三種：水封式 (Water Sealed)、風鼓式 (Wedge bellows) 以及活塞式 (Rolling Seal)；另一種為直接量測呼吸流量裝置，大致可以分為四種：氣壓式流速計 (Pneumotachometer)、渦輪式流速計 (Turbine-Blade device)、超音波流速計 (Ultrasonic Flowmeter) 以及熱絲式流速計 (Hot-wire)。而這些量測儀器基本上都必須能測量容積 (volume)、流量 (mass flow) 和時間 (time) 等三種訊號。

雖然一般的體積感測式之呼吸功能量測儀可以量測一些流量式所無法偵測的參數，如肺內死腔 (dead space) 體積，但是這種儀器所佔的空間較大且製作不易，所以採用流量感測儀器來製作，而後面的章節會對流量感測儀器的製作和原理做詳細的說明。

第三章 氣體流量感測器

3.1 呼吸流量裝置

本專題採用流量感測儀器之氣壓式流速計，也就是在特定的管路內，當有氣流經過時會造成壓力差，而造成壓力差的方法大致為三種如圖 3-1，第一是將中間放置板子，而中間有許多小孔，第二是中間的材質採用毛細管，第三是放置孔口板造成壓力差，一般較常使用孔口板，因為製作方便並且造成的壓力差較明顯，因此吾人採用第三種方法來造成壓力差。

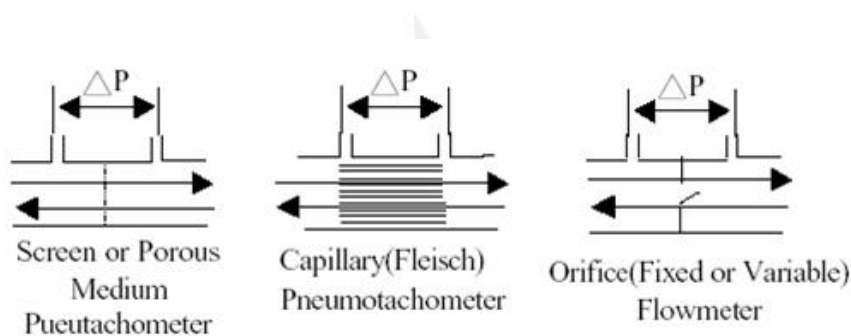


圖 3-1 管路造成壓力差的方法

管流中，通常以孔口板（Orifice）來限制流體流動，進而觀察其壓力，速度與流量變化。圖 3-2 所示三種不同類型之孔口板，同心孔口板，偏心孔口板與弓形孔口板。其中以同心孔口板運用最多。弓形孔口板和偏心孔口板僅用來量測帶有固體的流體，此兩種孔口板的孔口與管道底部較接近，使用時須經特殊之校正，因為標準流量係數只能用於標準同心孔口板【6】。

(呼吸流量記錄器)



圖 3-2 孔口板之種類【6】

同心孔口板以平直金屬板製成，中心有一圓孔，此孔圓心應置於管道中心線上。孔口板材料為鋼，不銹鋼、鎳銅合金、磷青銅或任何可以抗流體腐蝕作用之材料；孔口板厚度必須支持壓力差不使板面因受力而起皺。

一般市面上的孔口板如圖 3-3，依據不同的需求所採用的版面就會有大小的差別，但外部的管路需要自行加裝，由於市面的材質多為鋼鐵，而且加裝外部管路不易，因此吾人特製一個孔口板於管路內，並採用壓克力材質以避免鋼鐵對電路造成磁場的影響如圖 3-4，而吾人稱此為壓克力孔口管。



圖 3-3 各種大小的孔口板【7】

(呼吸流量記錄器)



圖 3-4 自製壓克力孔口管

而此孔口管的流量和差壓的關係如式 3-1 所示，而因為多種的係數計算較麻煩，因此常簡化為式 3-2 只有係數 K，而計算上依據孔口管的特性找出適當的係數，而此係數會在第四章做流速對電壓的曲線方程式，來找出適當的數值【8】。

$$Q = C_0 Y A_0 \sqrt{\frac{2g_c \Delta P}{r}} \dots\dots\dots (3-1)$$

$$Q = K \sqrt{\Delta P} \dots\dots\dots (3-2)$$

其中

Q：流量 (m³/sec)

C₀：孔口流量係數(Orifice coefficient)

Y：氣體膨脹因數

A₀：孔口面積 (m²)

ΔP：孔口管造成的壓力差 (m²)

g_c：重力加速度 (9.8kgm/kg sec²)

r：流體密度 (kg/m³)

K：自訂係數

(呼吸流量記錄器)

3.2 壓力量測的參考點

當經過壓克力孔口管後會造成不同的壓力輸出，一般壓力量測有兩個參考點，一為絕對零點，另一為大氣壓力，而依據此兩個參考點，壓力測量有以下三種標度【9】：

- (1) 錶壓力 (Gauge pressure)：以大氣壓力為標度之零點，用於表示高於大氣壓之壓力，以 psig 或錶壓來表示。
- (2) 真空度 (Vacuum)：以大氣壓力為標度之零點，用於表示低於大氣壓力之壓力，以真空度來表示。
- (3) 絕對壓力 (Absolute Pressure)：以絕對零點為標度之零點，以 psia 或絕對壓力表示。

其中錶壓力主要用於表示正壓，真空度用來表示負壓，但對應於錶壓力或真空度之壓力亦可以絕對壓力表示，而絕對壓力與錶壓力的關係為：

$$\text{絕對壓力} = \text{錶壓力} + \text{大氣壓力}$$

但大氣壓力常因為場所及時間的因素變動之下而有所差異，所以使用錶壓力計是有困難獲得正確絕對壓力的，所以從壓力量測目的看理論上應該分別考量絕對壓力和錶壓力之用途以選擇適用之儀器。

而一般的工業測量上使用錶壓力的場合相當多，但大多未特別標示的場合即表示是錶壓力計，而錶壓力計於價格及保養上較具優勢，所以實用上若差異不大時，可以選擇較有利的錶壓力計作量測。

另外還有一種是以量測兩個測定點間之壓力差為目的，但對於低壓端保持真空狀態下作為參考點時即作為絕對壓力之量測，或低壓端開放於大氣壓下作為參考點即作為錶壓力之量測，通常以 psid 來表示。而目前所使用的自製的孔口管，

(呼吸流量記錄器)

當有氣流通過時會造成兩端有不同壓力的氣流輸出，因此吾人採用量測兩個測定點間之壓力差來測得壓力差。

3.3 壓力感測器原理與構造

當氣流通過孔口管造成不同壓力的氣流輸出後，透過一般的軟管接到壓力感測器，此時就有電壓的信號輸出，而壓力感測器的原理是利用受壓元件之變形，來改變元件的電阻值，而一般此受壓元件稱謂應變計，若能將此電阻值以電量方式加以偵測，即可測試到壓力大小。應變計又分為金屬體和半導體兩種，而目前因為半導體的價格較便宜，所以金屬體元件多半被半導體元件所取代【10】、【11】，通常應變計之變形所引起的電阻變化，可以由(式 3-3)可知

$$\frac{\Delta R}{R} = Ke = \left\{ \underbrace{1 + 2\nu}_{a \text{ 項}} + \underbrace{\frac{\Delta d}{d}}_{b \text{ 項}} \right\} e \dots\dots\dots(3-3)$$

其中

R：元件之電阻

ΔR ：因變形而引起的電阻變化量

K：應變靈敏度係數 (gauge factor)

ε ：撓曲量 (受力後物體改變的長度)

ν ：泊松(Poisson)比(橫向變形係數)

δ ：元件之電阻率(resistivity)

Δd ：由變形所引起的電阻率變化

其中 a 項為電阻體之尺寸變化所產生，而 b 項為電阻率之變化所產生。金屬體應變計只會引起 a 項之尺寸變化，K 最多大約為 2。而半導體應變計會因壓電效應，電阻引起很大變化，K 將在 100~500 之範圍內。而壓電效應是指晶體受壓變形，導致加於半導體之載子的漂移度發生變化，而產生電荷的現象。

(呼吸流量記錄器)

一般都會將應變計做成膜片 (diaphragm) 形狀，當膜片受壓力變形因而產生撓曲。如同式(3-1)所示，受壓電效應而引起電阻變化，將產生比例於壓力之電橋電壓，將此電壓加以放大即可得壓力。

壓力感測器的種類眾多，一般大致可分為接著型和擴散型兩種。前者接著型是在金屬網框 (diaframe) 上直接攤放張力量規 (strain-gauge)，構造簡單且高精確度的壓力感測器，但因張力規的裝配不容易，所以無法大量生產。後者擴散型是用 IC 的製造技術延伸，故大量製造容易，成本也跟著降低，成為目前壓力感測器的主流。而輸出的電壓比接著型大，但如果完全不配用放大器，則輸出電壓仍然不夠實用，所以通常又加上一個 OP AMP 做高增益的放大。

3.4 壓力感測器型號選擇

依目前研究的需求，由於呼氣經過孔口管所測得的壓力差範圍很小，大約在 6 Psid 以內，而採用的品牌為 SenSym 的差壓式感測器型號為 SCX05DN 如圖 3-5。

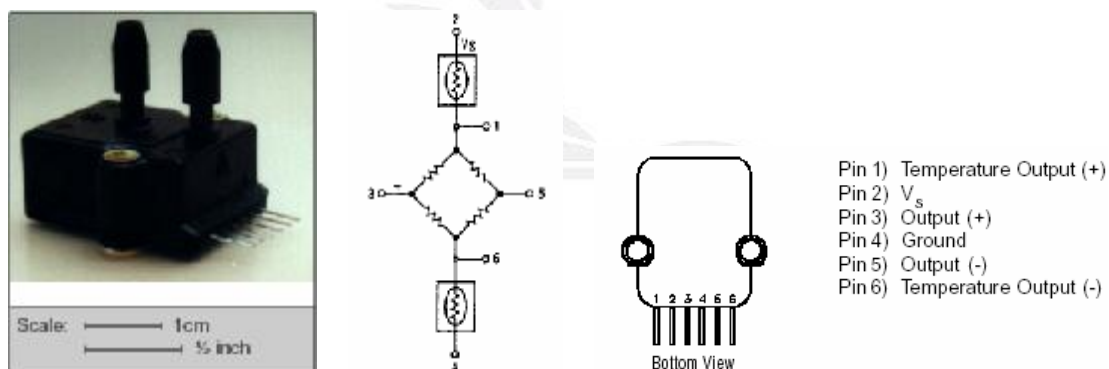


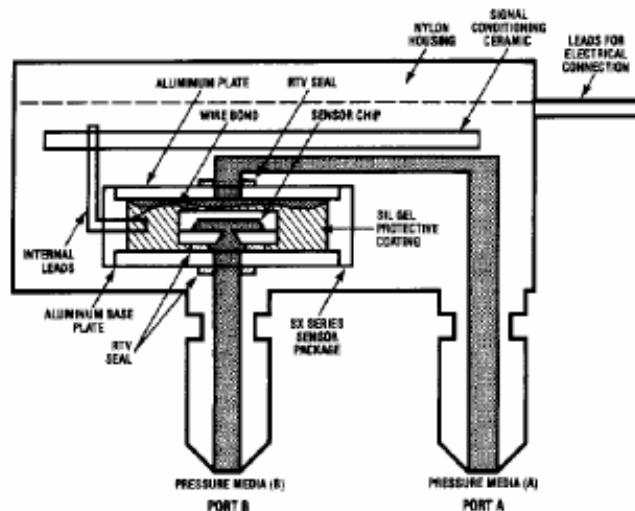
圖 3-5 差壓式感測器與等效電路和接腳圖

其量測範圍符合要求，因此採用此差壓式感測器，而 SCX 系列的壓力感測器能輸出一大小幅度與所施加之壓力成正比的輸出電壓。此元件的壓力入口端 PB (如圖 3-6) 施加以遞增之壓力時，會輸出一正值而呈比例遞增的輸出電壓。若變更壓力輸入端，則輸出電壓將隨著壓力的減少而增加。而輸出信號與電源電

(呼吸流量記錄器)

壓呈一定比例關係，輸入電壓之任何變化均將造成零點電壓 (Offset Voltage) 及全跨距 (Full-Scale Span) 的一定比例變化。由於 SCX 系列產品之 Offset 及 Span 的輸出皆有校正過，故在大部分的應用場合，使用者幾乎不需另行校正。

SCX元件能與大部份非腐蝕性氣體相容，至於電路上因塗有一層具有保護作用之矽膠，所以感應器本體能與大多數之具有腐蝕性的環境相容。由圖的結構可以看出，經由B端口測量之氣體，一般而言，必須能與矽膠、塑膠、鋁、RTV、矽及玻璃相容。外殼之所以採用尼龍製品，主要著眼點為了利於壓力之接續，及PC板安裝上的便利性。而外部有兩個導管，就差壓之應用情況而言，為取得適當之輸出訊號的極性，PB端口應作為高壓端使用，而PA端口則應作為低壓端使用。



Physical Construction (Cutaway Diagram)

圖 3-6 SCX系列的差壓式感測器

第四章 系統設計與研製

當經過壓力孔口管後造成壓力差，並透過軟管傳送到差壓感測器，再經過儀表放大器將訊號放大並做低通濾波。由於一般人在呼吸時頻率並不高，即使呼吸急促時，頻率也差不多為 2Hz，保守估計我們呼吸最快在 5Hz 內，因此以儀表放大器作訊號的放大後再經過 4 階的 Butterworth 來做低通濾波，並把截止頻率設定在 5Hz。

4.1 放大器的選用

由於差壓感測器所輸出的訊號為 10mV 左右，因此需要放大 100 倍左右比較合適，所以採取目前市面上現成的 AD620 儀表放大器作為放大【12】。儀表放大電路是由三個放大器所共同組成如圖 4-1，其中的電阻 R 與 R_x 需在放大器的電阻適用範圍內(1k Ω ~10k Ω)。藉由固定的電阻 R ，我們可以調整 R_x 來調整放大的增益值，其關係式如 (式 4-1) 所示，

$$V_o = \left(1 + \frac{2R}{R_x}\right)(V_1 - V_2) \quad \dots\dots\dots(4-1)$$

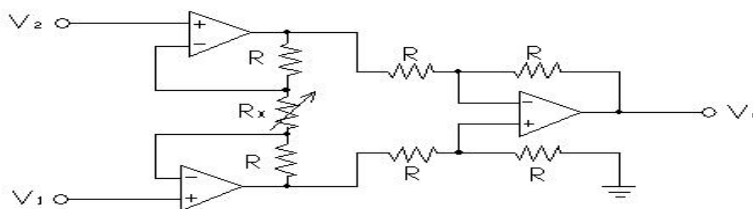


圖 4-1 儀表放大電路示意圖

(呼吸流量記錄器)

一般而言，上述儀表放大器都有包裝好的成品可以買到，我們只需外接一個電阻（即式 4-1 中之 R_x ），依照其特有的關係式去調整至所需的放大倍率即可。以下即介紹 AD620 儀表放大器的使用方法。

圖 4-2 所示為 AD620 儀表放大器的腳位圖。其中 1、8 接腳要跨接一個電阻來調整放大倍率（作用同式 4-1 中之 R_x ），4、7 接腳需提供正負相等的工作電壓，由 2、3 接腳輸入的放大的電壓即可從接腳 6 輸出放大後的電壓值。接腳 5 則是參考基準，如果接地則接腳 6 的輸出即為與地之間的相對電壓。AD620 的放大增益關係式如式 4-2、式 4-3 所示，藉由此二式我們即可推算出各種增益所要使用的電阻值 R_G 。

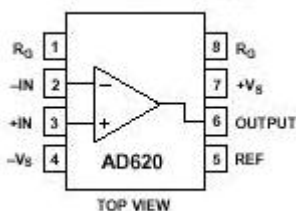


圖 4-2 AD620 腳位示意圖

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad \text{..... (4-2)}$$

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} \quad \text{..... (4-3)}$$

AD620 的基本特點為精確度高、使用簡易、低雜訊，應用十分廣泛，表 4-1 為 AD620 的規格特性總覽。

(呼吸流量記錄器)

表 4-1 AD620 規格特性說明表【12】

項目	規格特性	備註
增益範圍	1~1000	只需一個電阻即可設定
電源供應範圍	$\pm 2.3V \sim \pm 18V$	
低耗電量	max supply current =1.3mA	可用電池驅動，方便應用於可攜式器材中
精確度高	40 ppm maximum nonlinearity; low offset voltage of $50 \mu V$ max.; offset drift of $0.6 \mu V/^{\circ}C$ max.	
低雜訊	Low input voltage noise of $9nV/\sqrt{Hz}$ at 1kHz.	
應用場合	ECG 量測與醫療器材、壓力量測、V/I 轉換、資料擷取系統...等。	

4.2 濾波器之設計與製作

濾波器一般分為主動和被動，被動是指使用電容器、電阻器或電感器，而主動濾波器是指含有放大器和被動元件。而吾人選用主動濾波器是因為它的截止頻率點容易調整，也可以提供電壓增益，同時具有高輸入阻抗和低的輸出阻抗特性。

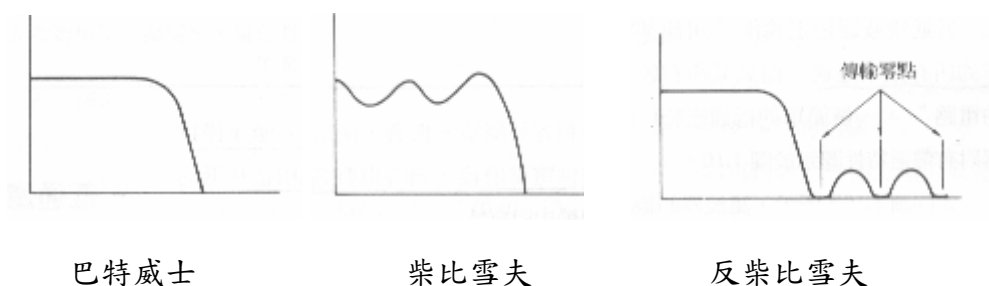
主動濾波器又分為六大類如表 4-2 所示，從表可以比較出各種濾波器優缺點，而目前就呼吸的頻率而言，只需要把截止頻率設在 5Hz 內通過即可，在 5Hz 以上的頻率盡量去除，因此選擇巴特威士來做低通濾波，使得在 5Hz 內的頻率有最大平坦振幅響應，而為了使得 5Hz 以上的頻率可以衰減的很快，此時的階數越高則在截止頻率衰減的越快，如果階數越高越趨近於理想的濾波器特性，但也會

(呼吸流量記錄器)

造成明顯的延遲失真，因此採取 4 階層並且電路較不會複雜。

表 4-2 濾波器形式比較【13】

濾波器形式名稱	顯著特性	附記
1. 伯特威士	最大的平坦振幅響應	廣為採用的一般目的濾波器
2. 柴比雪夫	通過頻帶有相等振幅連波	接近截止時衰減斜率較伯特威士陡峭
3. 反柴比雪夫	阻滯頻帶有相等振幅連波	無通過頻帶連波：阻滯頻帶有傳輸零點
4. 完全反柴比雪夫	通過頻帶和阻滯頻帶皆有相等振幅連波	阻滯頻帶有傳輸零點
5. 勒讓德爾	無通過頻帶連波，但較伯特威士有較陡峭衰減斜率	無最大的平坦振幅響應
6. 貝索	通過區域有近似線性的相位特性曲線，會使最大平坦區造成延遲	適合於脈衝電路，因為波環和尖突以經最小化：最差的衰減斜率



(呼吸流量記錄器)

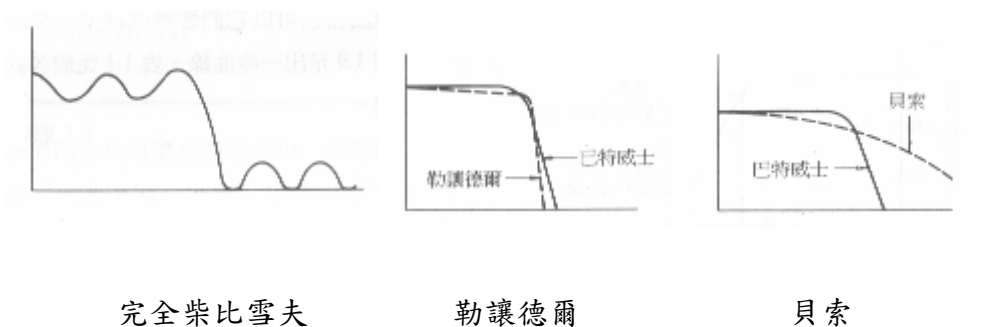


圖 4-3 各種主動濾波器的頻率響應比較圖 (增益對頻率)【13】

4.3 電阻電容值的選取與模擬

4 階的巴特威士如圖 4-4 所示，可以推導出輸出比輸入的方程式如(式 4-4)，而巴特威士的特徵方程式在不同的階下的特性函數如表 4-3。

$$\frac{V_o(S)}{V_i(S)} = \frac{1}{S^2 + \frac{C_1(R_1 + R_2)S}{R_1R_2C_1C_2} + \frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \times \frac{1}{S^2 + \frac{C_3(R_3 + R_4)S}{R_3R_4C_3C_4} + \frac{1}{R_3R_4C_3C_4}} \dots (4-4)$$

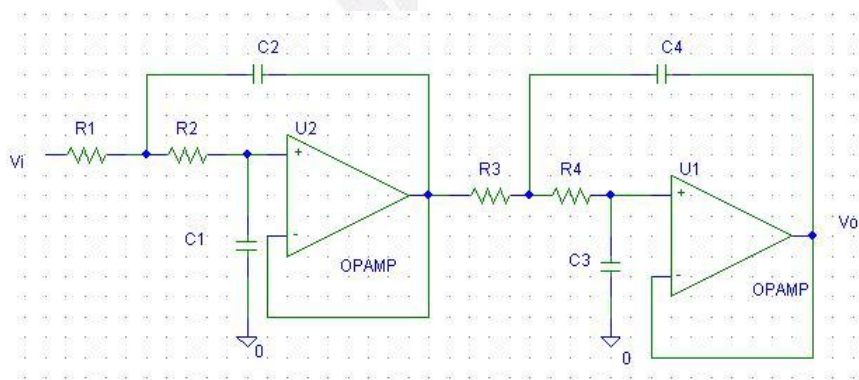


圖 4-4 4 階的巴特威士

(呼吸流量記錄器)

表 4-3 巴特威士濾波器特性函數【14】

階數	特徵方程式 (標準化)
1	$(S + 1)$
2	$(S^2 + \sqrt{2}S + 1)$
3	$(S + 1)(S^2 + S + 1)$
4	$(S^2 + 0.76536S + 1)(S^2 + 1.8477S + 1)$
5	$(S + 1)(S^2 + 0.6180S + 1)(S^2 + 1.6180S + 1)$
6	$(S^2 + 0.5176S + 1)(S^2 + \sqrt{2}S + 1)(S^2 + 1.9318S + 1)$

因此依據表 4-3 可以算出設計時，電阻和電容的值，首先先設定全部的電阻為 10K 可以推算出 C_1 到 C_4 的值分別為 2.9 μ F、3.45 μ F、1.219 μ F 和 8.32 μ F，由於市面上電容值的範圍較少而電阻值較廣泛，因此在重新設計 C_1 到 C_4 的值，設定的值依目前市面現有的電容值去決定，所以可以得到 C_1 到 C_4 的近似值分別為 2.2 μ F、3.3 μ F、1 μ F 和 10 μ F，此時再推算回去電阻的值可以得到 R_1 到 R_4 的近似值分別為 7K、20K、5K 和 20K。

以目前現有 PSpice 模擬電路軟體來進行模擬，將上述所算出的值帶入，可以得到其頻率響應圖如圖 4-5，而模擬時的電路圖如圖 4-6，可以明顯看出在頻率 5Hz 以後的頻率都衰減的很快，因此可以驗證電阻和電容所算出來的數據是可行的。

(呼吸流量記錄器)

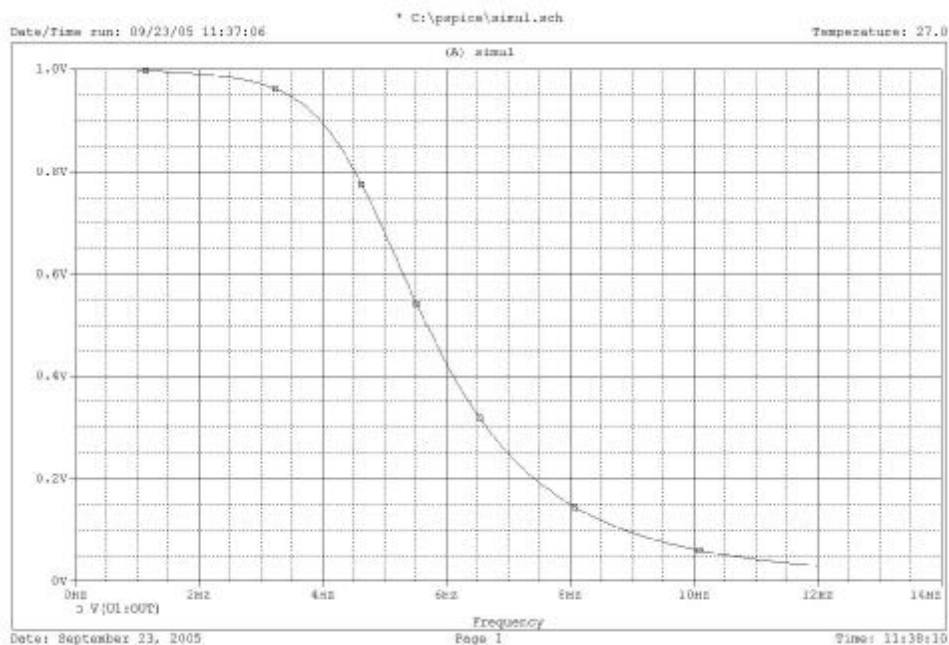


圖 4-5 模擬 4 階低通巴特威士並且頻率截止在 5Hz

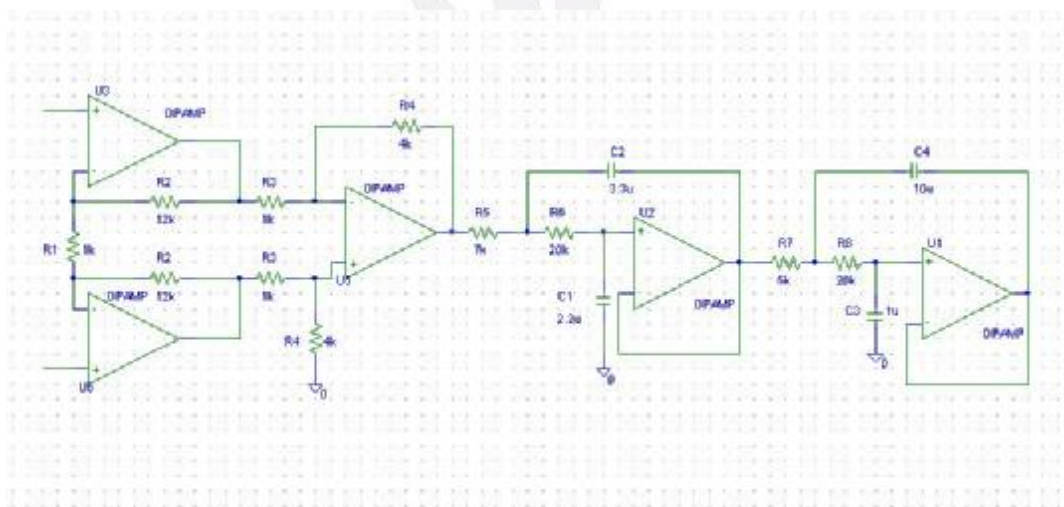


圖 4-6 模擬軟體的電路

4-4 硬體電路製作

以目前常用來畫電路板的軟體 Protel 99 SE 來繪製電路圖，首先把所要的電路圖畫好後(大致如圖 4-6)，在應用此軟體將此電路圖轉成雕刻檔案圖(圖 4-7)，

(呼吸流量記錄器)

再將此檔案在雕刻機(圖 4-8)開起,經過一些設定後即可雕刻完畢,而線路完成後再將零件接上後即可完成硬體部分。

而在電源供應方面,由於先前以電池供應電源,即使不同廠牌電池所供應的電壓一樣,但電流仍有差距,所以會造成 OP 的飽和電壓不同。因此改用電源供應器可供應 $\pm 12\text{V}$,而電源供應器和硬體電路加裝機殼完成圖如 4-9。

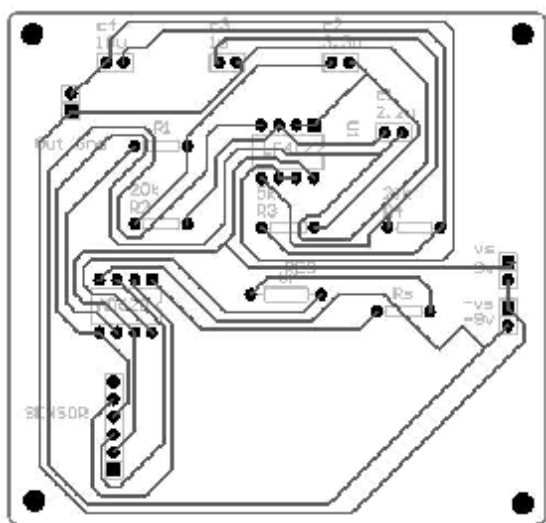


圖 4-7 雕刻檔案



圖 4-8 雕刻機



圖 4-9 實際硬體電路

(呼吸流量記錄器)

第五章 系統校正

5.1 校正設備

當硬體電路都完成後，需要經過 A/D 卡轉換到電腦做分析，而完整的系統示意圖如圖 5-1，當受測者呼吸氣時，便可以藉由電腦分析出有用的生理參數，但首先要先驗證此系統的準確度和誤差，因此需要做校正的動作來確定此系統所測得的流速和容積是否精確。所採用的 A/D 轉換是以 National instruments(NI)的 DAQPad-6015(圖 5-2)來做轉換，它的特色是採用 USB 介面並且具有 16 個類比輸入、2 個類比輸出、8 個數位 I/O，並支援 LabVIEW 軟體。

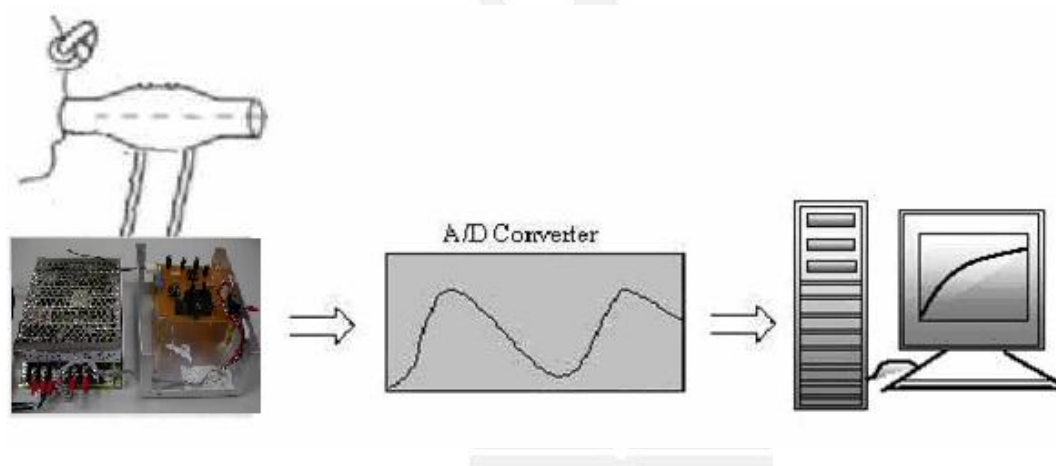


圖 5-1 系統示意圖



圖 5-2 A/D 卡

所採用的校正系統為目前該系上醫工實驗室擁有的呼吸機 Puritan-Bennett 7200 (圖 5-3)、空氣壓縮機與氣瓶 (圖 5-4) 與人工測試肺 (圖 5-5)，來做系統

(呼吸流量記錄器)

校正。空氣壓縮機的作用是将壓力打入氣瓶後，再將氣體送至 PB 7200 內，此時透過管路接往人工測試肺，而人工測試肺基本上只是個雙風箱的被動系統，不需外接任何電源即可動作，因此當 PB 7200 將氣體送入時，相對的人工測試肺會將一樣的氣體送回，而 PB 7200 送氣端和收氣端的管路是不同的，為了避免人工肺送回氣體的流速和容積會有差距，所以將吾人的孔口管只接到 PB 7200 的送氣端，不測量人工肺所得到的訊號。而 PB 7200 是以機械通氣的目的來提供病人生理所需的適當通氣量，可以調整不同的流速和流量或是呼吸頻率等的參數，而實際參數設定範圍如表 5-1 【15】。



圖 5-3 呼吸機 PB 7200



圖 5-4 空氣壓縮機與氣瓶



圖 5-5 人工測試肺

(呼吸流量記錄器)

表 5-1 Puritan-Bennett 7200 呼吸機功能設定範圍

項目	範圍
潮氣容積	0.1~2.5 Liters
呼吸次數	0.5~70 BPM
最高流量	10~120 LPM
靈敏度	0.5~20 CM- H_2O
氧氣濃度	21~100%
吸氣停滯	0~2 sec
最高壓力限制	10~120 CM- H_2O
低吸氣壓力	3~99 CM- H_2O
最低吐氣末端正壓/持續氣道正壓	0~45 CM- H_2O
最低吐氣容積	0~2.5 Liters
一分鐘最低吐氣容積	0~60 LPM
最高呼吸次數	0~70 BPM H_2O
吐氣末端正壓/持續氣道正壓	0~45 CM- H_2O

5.2 流速校正

透過 A/D 卡後將訊號擷取到電腦上做分析，分析軟體採用 LabVIEW7.1 來做訊號分析，首先要對流速作校正，因此先用 PB 7200 分別產生不同流速並且容積要固定，而輸入不同的流速後產生不同的電壓，此時用軟體來建立流速對電壓的圖表，當受測者呼氣或吸氣時所產生的電壓大小，可以依據這張表來將電壓轉換成流速的大小。

首先以 PB 7200 產生不同的流速，由最低的 10LPM 到 100LPM，由於我們平時吸吐氣的氣流並不高，所以不用到 120LPM，而每增加 5LPM 測量上升的電壓

(呼吸流量記錄器)

值，而為了測量某流速所得到的定電壓，因此輸出波形採用方波，而容積的大小只會影響產生方波的週期，容積越大則方波的週期越長，並不會影響信號的大小。

為了確認每次定流速所得的電壓大小差距都不會太大，因此每次在不同的流速下做了十次的測量，另外也為了測試孔口管的對稱性，將孔口管一樣接到 7200 送氣端但要反向，而另一端所得到的電壓大小會一樣並且會差一個負號。而實驗的數據可參考附錄 D，最後求出平均值和標準差如表 5-2，其中吐氣代表由 7200 送氣出去；吸氣則是由人工肺所回流的氣體，但先前提到為了避免人工肺的回流氣體有誤差，吾人仍採取 7200 的送氣端，但要將孔口管的兩端互換，此時的訊號視為吸氣。

表 5-2 吐氣和吸氣的平均值和標準差

流速 LPM	吐氣之 平均值(V)	吐氣之 標準差(V)	吸氣之 平均值(V)	吸氣之 標準差(V)
10	0.0618	0.000919	-0.0741	0.000568
15	0.1391	0.002025	-0.1477	0.000949
20	0.2697	0.001889	-0.2759	0.001663
25	0.4310	0.001155	-0.4282	0.002486
30	0.5412	0.004367	-0.5581	0.003281
35	0.8412	0.004940	-0.6629	0.009279
40	1.0109	0.005280	-0.8707	0.008097
45	1.2702	0.003736	-1.2362	0.002616
50	1.5248	0.005922	-1.4909	0.009146
55	1.7038	0.010497	-1.6764	0.010189
60	1.9034	0.007589	-1.9583	0.007861
65	2.2613	0.010531	-2.2141	0.011050

(呼吸流量記錄器)

70	2.6373	0.016473	-2.5537	0.006816
75	2.9401	0.028996	-2.7683	0.009274
80	3.3993	0.018992	-3.197	0.011245
85	3.7829	0.013568	-3.5477	0.023080
90	4.2698	0.029877	-4.0442	0.021994
95	4.6939	0.019186	-4.5477	0.024148
100	5.1508	0.021514	-4.9693	0.016627

由表 5-2 可以觀察出每次的測量都不會有很大的變動，因此這些數據的可信度很高，在後面會由 LabVIEW 的程式撰寫 (圖 5-6) 來找出最符合的曲線方程式還有方均根誤差值最小時的方程式階數。

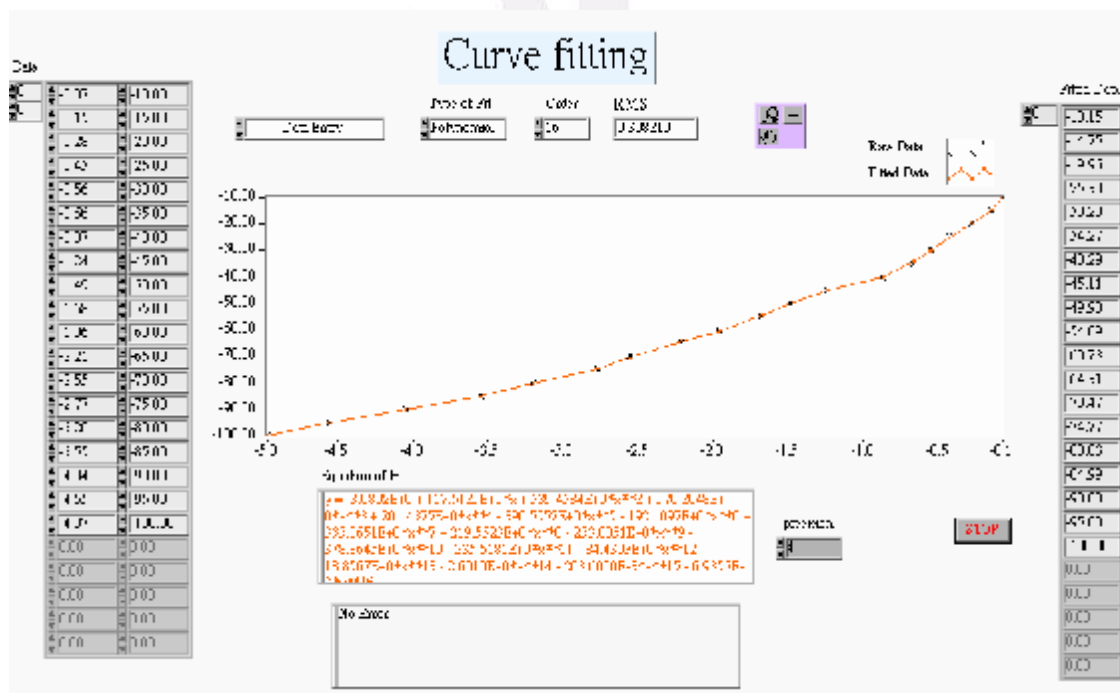


圖 5-6 曲線方程式介面

另外再做出不同流速對吸氣和吐氣信號大小的平均值之對應圖，為觀察方便所以將吐氣的訊號轉取絕對值看，而關係圖如圖 5-7。

(呼吸流量記錄器)

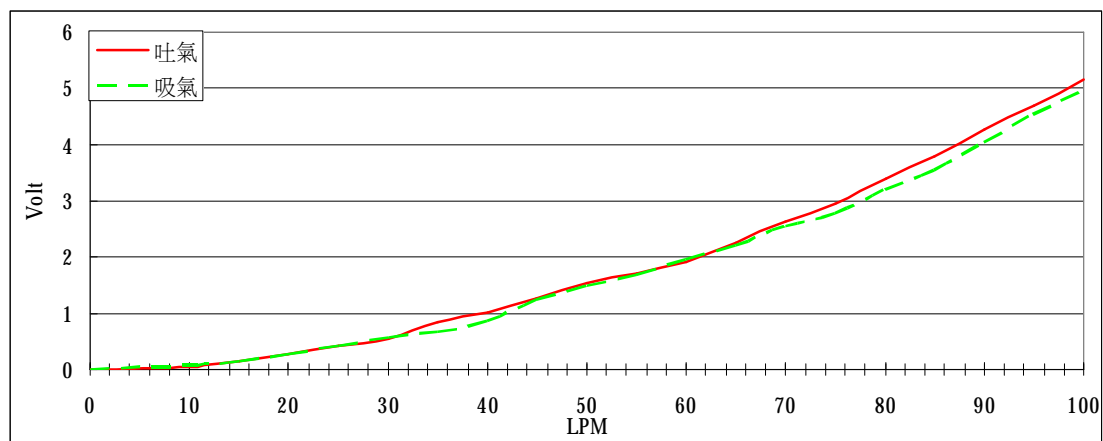


圖 5-7 吸氣和吐氣訊號對流速之曲線圖

由圖 5-7 可以觀察出吐氣和吸氣的訊號大小在同一流速下仍有差距，而此差距最有可能是來自孔口管的設計，中間的孔口板可能不夠對稱，因此在做流速對電壓的方程式上會需要兩組分別適用於孔口管兩端。而經過程式的計算，在每次方程式的階數增加，方均根誤差也有所改變如表 5-3。

表 5-3 方程式階數與方均根誤差關係表

吐氣 第一、三列：階數 第二、四列方均根誤差

1	2	3	4	5	6	7	8
6.0198	2.70398	1.96428	1.78374	1.5347	1.20319	0.92816	0.82035
9	10	11	12	13	14	15	16
0.79661	0.73453	0.63217	0.48725	0.48339	0.52503	0.57505	0.62272

吸氣 第一、三列：階數 第二、四列方均根誤差

1	2	3	4	5	6	7	8
6.05089	2.86368	2.20704	1.73655	1.15234	0.98914	0.94881	0.93656
9	10	11	12	13	14	15	16
0.89737	0.72192	0.50305	0.31914	0.24928	0.24808	0.26381	0.35322

(呼吸流量記錄器)

由表 5-3 可知方程式均在階數為 10 以上的方均根誤較小，但卻沒有明顯小很多，因此不用取到太高的階數，而階數越高所取的小數點位數要越多，才會更精確因此較麻煩。因此選取吸氣和吐氣的階數為 9，再由程式可得到吐氣（式 5-1）和吸氣（式 5-2）的方程式如下：

$$y = +1.3995E+0 + 122.8962E+0*x - 257.6763E+0*x^2 + 336.4143E+0*x^3 - 250.5200E+0*x^4 + 112.8912E+0*x^5 - 31.4637E+0*x^6 + 5.3065E+0*x^7 - 496.2809E-3*x^8 + 19.7503E-3*x^9.....(5-1)$$

$$y = -1.2873E+0 + 109.4126E+0*x + 198.4727E+0*x^2 + 269.7848E+0*x^3 + 229.6623E+0*x^4 + 122.0732E+0*x^5 + 40.1202E+0*x^6 + 7.8812E+0*x^7 + 845.6357E-3*x^8 + 38.0630E-3*x^9.....(5-2)$$

而 X 為電壓、Y 為流速，因此當受測者呼氣或吹氣時所得到的電壓訊號，便可以經過此方程式的運算後，得到當時的流速為多少，而此方程式來找出的吸氣和吐氣之電壓平均值對流速的曲線圖如圖 5-8、5-9。

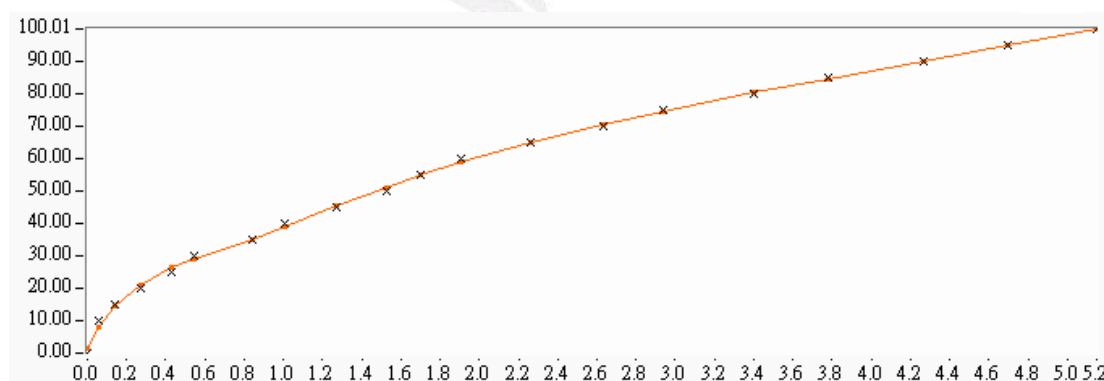


圖 5-8 吐氣之電壓對流速的曲線方程式

(呼吸流量記錄器)

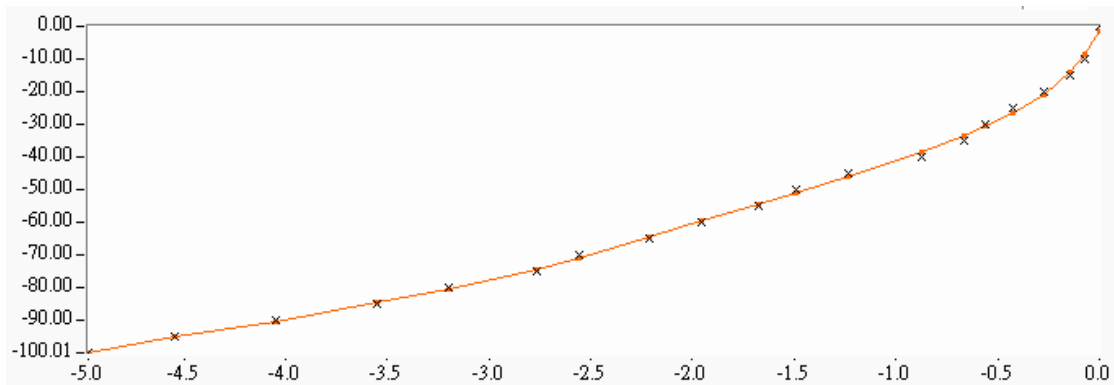


圖 5-9 吸氣之電壓對流速的曲線方程式

另外也可以將吸氣和吐氣的訊號合併在一起，也是取平均值來對流速來做曲線圖(圖 5-10)，再用程式找出一個方程式即可，但發現在階數 15 以上的方均根誤差仍然很大，由於階數大很多而且方均根誤差也較大，因此仍然使用兩個程式來由電壓訊號轉換為流速。

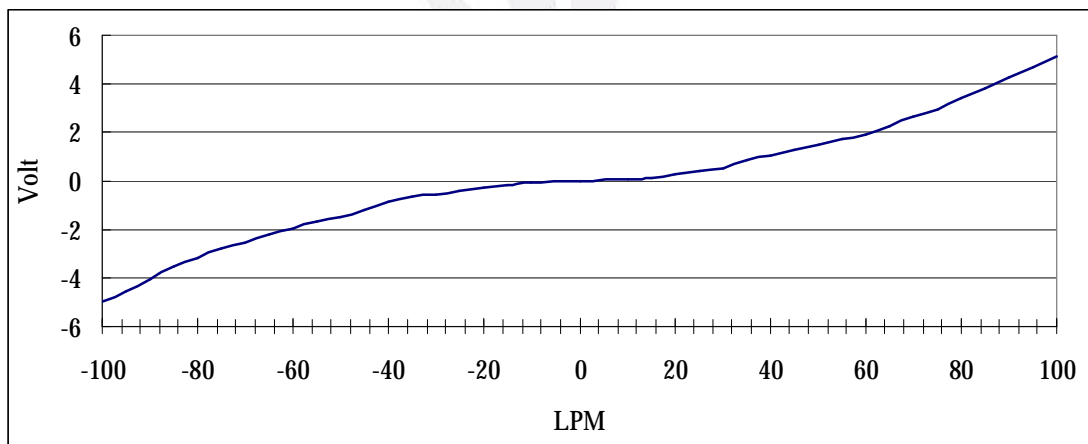


圖 5-10 吸氣和吐氣對應流速的曲線圖

5.3 容積計算與驗證

由於流速是指單位時間所通過的容積，因此當我們由電壓訊號大小得到流速大小後，再乘上時間便是該時間的容積，而介面是屬於即時顯示的，所以還要將每一次時間點的容積作累加，而先前所得的流速都是取絕對值，因此作累加時會

(呼吸流量記錄器)

不停的往上做累加，不容易觀測出容積的大小，所以我們將吐氣的所得的流速轉為原來的負值。

在容積的驗證上，仍然以 PB7200 來做驗證，首先輸出採用方波並且將容積由最小的 0.5Liter 調整到最大的 2Liter，而流速大小並不會影響容積大小，吾人採用流速分別為 20、50、80LPM 來測量驗證，實驗數據仍然採取十次再做平均，標準差、平均值相對誤差如表 5-4、5-5，實際數據可參考附錄 D。

表 5-4 十次量測肺容積之平均值與標準差

實際供應	20LPM		50LPM		80LPM	
	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差
0.5L	0.53186	0.0011	0.5017	0.000834	0.49782	0.000676
0.9L	0.97706	0.001037	0.92202	0.001682	0.90538	0.000861
1.3L	1.41006	0.00163	1.3424	0.001998	1.3135	0.002055
1.7L	1.8331	0.005709	1.7685	0.006689	1.72224	0.001715
2.1L	2.23422	0.030911	2.18622	0.001677	2.11758	0.002856
2.5L	2.67482	0.00321	2.58656	0.006401	2.52772	0.005446

表 5-5 肺容積之平均值與相對誤差

實際供應	20LPM		50LPM		80LPM	
	平均值	相對誤差	平均值	相對誤差	平均值	相對誤差
0.5L	0.53186	6.372%	0.5017	0.34%	0.49782	0.436%
0.9L	0.97706	8.562%	0.92202	2.447%	0.90538	0.597%
1.3L	1.41006	8.466%	1.3424	3.262%	1.3135	1.039%
1.7L	1.8331	7.829%	1.7685	4.03%	1.72224	1.308%
2.1L	2.23422	6.391%	2.18622	4.106%	2.11758	0.837%

(呼吸流量記錄器)

2.5L	2.67482	6.99%	2.58656	3.462%	2.52772	1.108%
------	---------	-------	---------	--------	---------	--------

由表 5-5 可以觀測出流速慢的誤差較大，而流速快的誤差較小，可能的原因為流速慢時，流過孔口管所造成的壓力差不大，所以流速為 50LPM 以下的曲線線性度不夠，而流速為 50LPM 仍有不小的誤差，可能是方程式的影響。另外由圖 5-7 其實可以觀測出在流速高於 50LPM 的曲線比較趨近於線性，所以就吸氣或吐氣的方程式而言，或許需要兩段方程式來做曲線的符合，吾人取流速由 0 到 50LPM 和 55 到 100LPM 兩段方程式做為曲線的符合。並另外再作一次驗證如表 5-6。

表 5-6 肺容積之平均值與相對誤差(經方程式改善後)

	20LPM		50LPM		80LPM	
實際供應	平均值	相對誤差	平均值	相對誤差	平均值	相對誤差
0.5L	0.50184	0.368%	0.4989	0.22%	0.49214	1.572%
0.9L	0.91504	1.671%	0.91912	2.124%	0.90068	0.076%
1.3L	1.33014	2.318%	1.34002	3.078%	1.3081	0.623%
1.7L	1.73888	2.287%	1.75672	3.336%	1.71196	0.704%
2.1L	2.14194	1.997%	2.16544	3.116%	2.10972	0.463%
2.5L	2.54116	1.646%	2.56458	2.583%	2.51912	0.765%

由知道表 5-6 得知所造成的誤差確實是來自於方程式的問題，不論在高流速或低流速的相對誤差都改善許多，因此可以依據未來的需求來設計方程式的分段次數，進而減少相對誤差的百分比。

5.4 軟體設計與開發

LabVIEW 是一個很容易上手的圖控程式，在此節將介紹軟體的撰寫，其流

(呼吸流量記錄器)

程圖如 5-11 而程式部分如圖 5-12、5-13，並從圖 5-13 開始說明，為方便了解以下分為十個部分做詳細的說明：

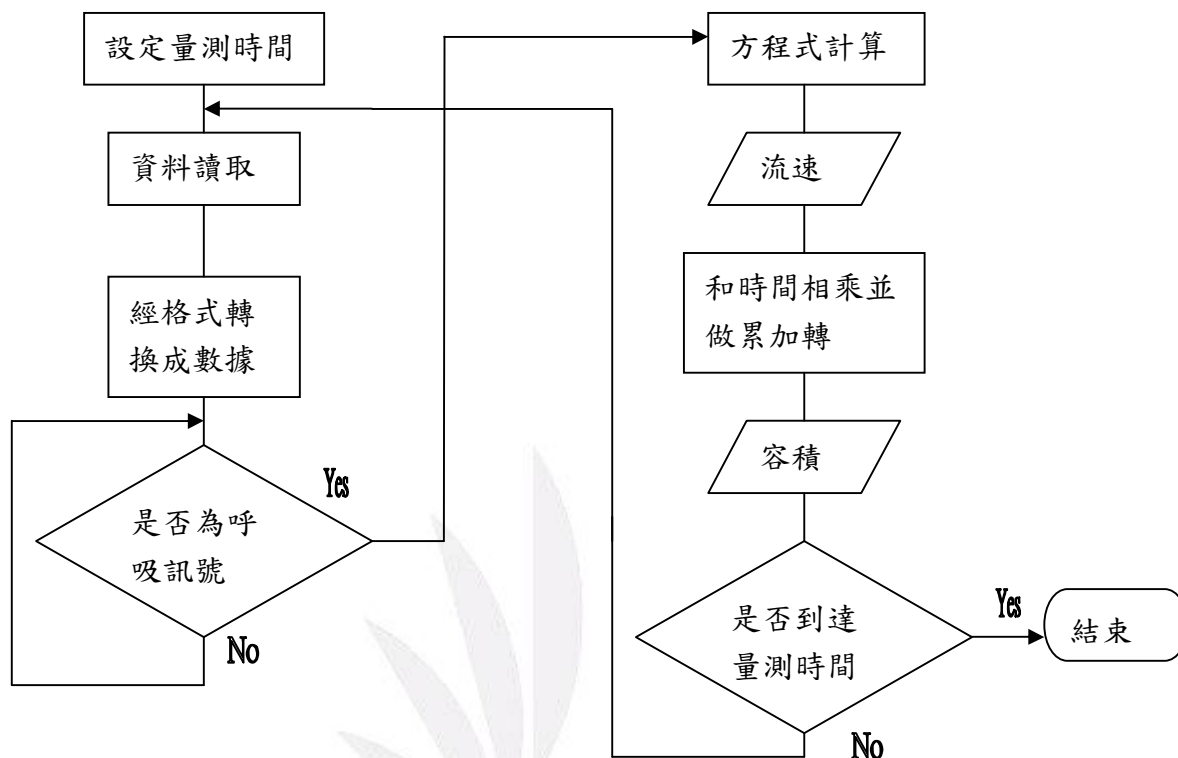


圖 5-11 程式設計流程圖

A：最外圍的框架是一個 Sequence 結構，可依照結構的順序去做流程的控制。目前所使用到的流程主要有兩部分，第一部份是每次開始測量時，都可將時間從零秒開始(圖 5-12)量測，避免銜接上一次量測時間，第二部份才開始作資料的分析(圖 5-13)。

B：第二個框架是一個 While Loop，是讓迴圈裡的程式，以連續且循環的方式進行。而在此框架的左下角有個 i 的圖案，是用來顯示迴圈執行的次數。而此迴圈停止的條件會在 J 做說明。

C：用來讀取 A/D 卡的資料並轉換成陣列式的資料，並設定 A/D 介面的取樣頻率 1000 Hz 和迴圈內每秒讀取 10 筆資料，所以每秒會有 100 筆資料。

(呼吸流量記錄器)

D：讀取第零列的陣列資料，所以會將陣列的資料變成一個一個的數字輸出做分析。

E：用來判斷是否為雜訊，此系統的雜訊差不多會有 $\pm 0.01V$ 左右的跳動，因此保守估計將範圍設到 $0.025V$ ，如果設計的太小，每當雜訊超過設定值會被帶入方程式計算成流速，也會進階的做轉換成容積的累加，因此會造成在未量測時就有容積出現。

F：將電壓值的大小經方程式轉換成流速，如果訊號大於 $0.025V$ 是吐氣的訊號，此時小於 $-0.025V$ 為吸氣的訊號輸出為零，也代表只有吐氣的訊號，所以訊號小於 $-0.025V$ 則反之，而內部還有做一次是否小於 $1.7V$ ，就是5.3節最後提到的將流速方程式分段。

G：圖示為流速(LPM)指的是轉換成圖表在人機介面做顯示，可以知道呼氣時的流速為何，正的流速為吐氣；負的則反之。另外取絕對值轉換成流速表以便觀察，也會在人機介面做顯示，最後除以60便是當時的容積。

H：流速經過時間的轉換後便為容積，再做累加便可以即時的顯示出當時的容積，而旁邊的三角形是一個移位暫存器，是屬於While Loop的附加功能，可將數據暫存於此並可將上一次的數據由左邊的到三角形輸出，左邊的零是指每次重新做測量時會歸零。另外下方有乘上-1只是做訊號的反向，觀測有時會希望在吐氣時，會有向上或向下累加的容積訊號。

I：可用來記錄容積或流速的資料，並自行選擇記錄地方，由目前圖的牽線來看，只是記錄輸入的資料。

J：主要執行程式是在迴圈內，而迴圈外為正常的時間，因此迴圈內外的時間差為測量的時間，因此將此條件接線到While Loop的停止條件，再經過判斷後，

(呼吸流量記錄器)

到達量測時間後程式便會停止。

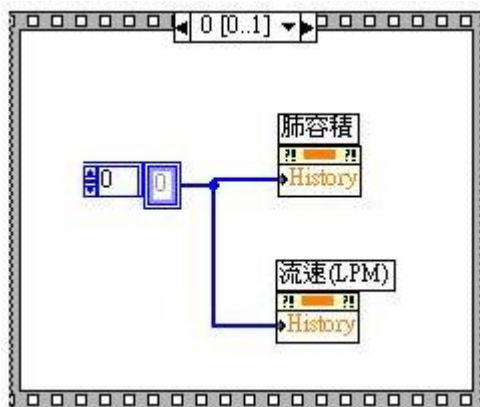


圖 5-12 Sequence 結構之流程一

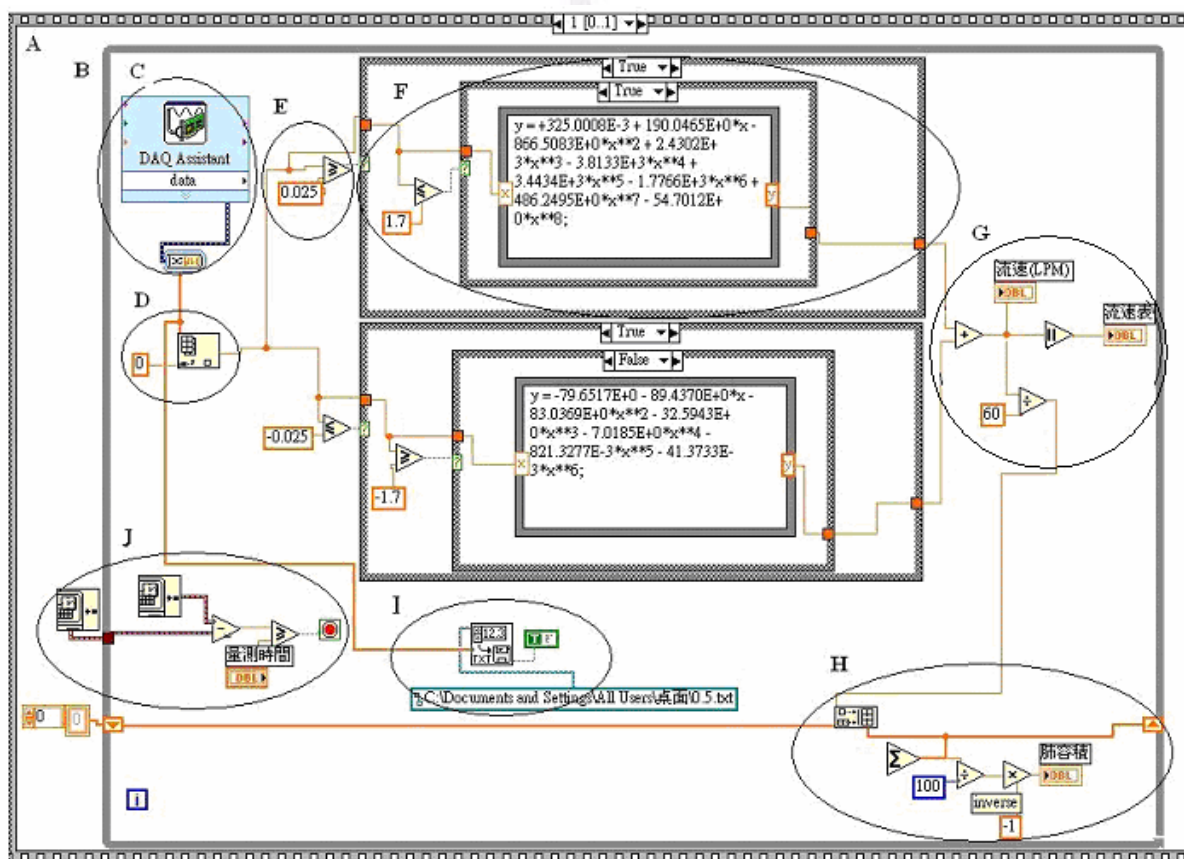


圖 5-13 Sequence 結構之流程二

將程式撰寫完畢後，再將人機介面規劃並加以設計，最後便可以得到如圖 5-14 的量測介面。

(呼吸流量記錄器)

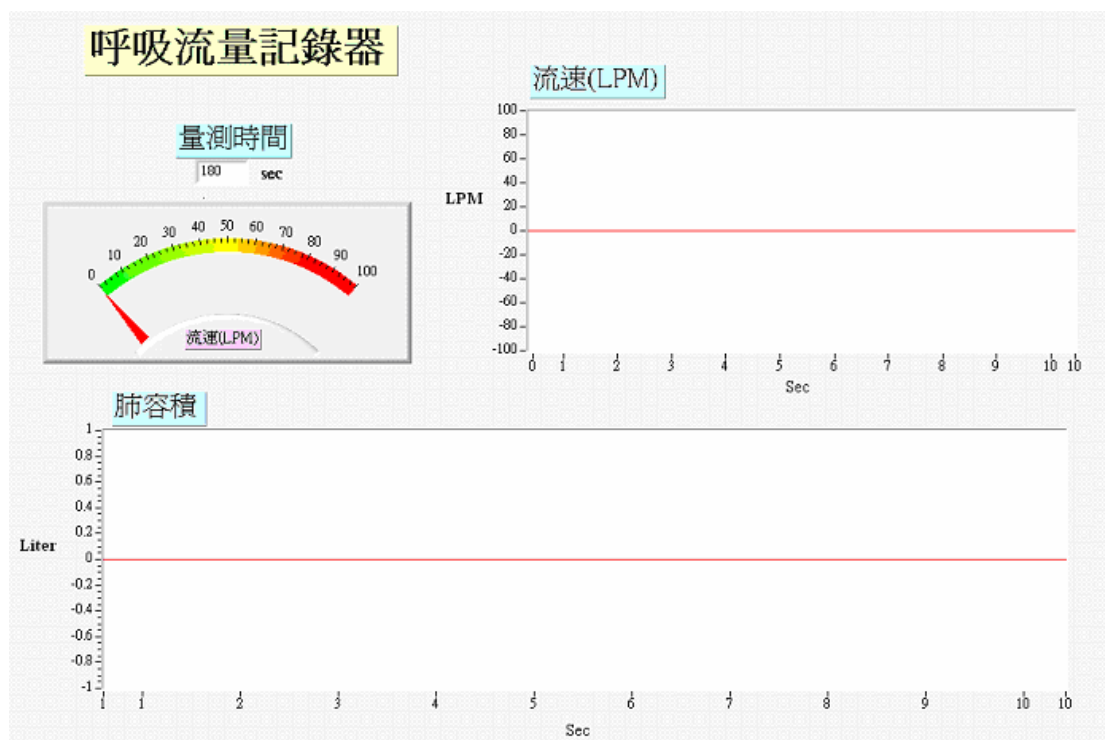


圖 5-14 量測介面

透過此量測介面設定好量測時間後，程式便可以開始執行，訊號經過方程式換算成流速，在此介面可以表現出流速表或是流速的波形，再轉換成容積並做累加便可以在最下方觀察出容積值，在程式部分就可以選取記錄流速或容積的資料。

第六章 系統的應用及未來發展

6.1 目前系統的測量應用

目前此系統可以測量出我們呼吸時的流速和流量，在醫療診斷上最常以容積對時間做圖來觀察肺功能，如 2-3 節所述的呼吸功能檢查意義，因此目前系統可以做到長時間偵測受測者的容積及流速，並做即時的顯示功能，而容積的誤差大小是取決於流速對電壓的線性度，因此在使用上欲得較小的誤差，可以在曲線方程式多做分段來換算流速如 5.3 節所提的，使其流速更精確進而使得容積誤差更小。

但目前系統在測量最大用力吐氣或吸氣量時，由於孔口管的內部造成壓力差的孔口板內徑不夠大，因此在用力吹氣時流速已超過呼吸機 PB7200 所能校正的範圍(0~120LPM)也很容易達到飽和電壓。但如果孔口板內徑夠大便不易飽和，但在做平時呼吸的偵測上可能造成的壓力差不夠，使得電壓對流速的線性度不夠，進而造成容積計算的誤差大。因此目前的系統還不能做最大吐氣和吸氣的測量，在未來發展會談到如何做改善。

6.2 未來發展

如上所述，希望能偵測一般呼吸或最大用力吐氣或吸氣量的參數，此時孔口板的內徑大小便是關鍵，為了測量一般的呼吸需要內徑較小，可以造成明顯的壓力差，另外為了量測最大用力吐氣或吸氣量需要內徑較大，以防止造成的流速過高，使得呼吸機 PB7200 沒辦法達到校正的範圍。基於此因素吾人想到將孔口管內的孔口板改為可替換式的，因此在測量一般呼吸或是用力的呼吸狀態下，都可以符合需求，當然換不同的孔口板都需要再重新校正電壓對流速的曲線表，所以在未來這樣的系統是可行的。

(呼吸流量記錄器)

另外呼吸參數除了流速流量外，其中呼吸的氧氣和二氧化碳含量也是重要的數據，目前市面上常用來測量此參數的方法多以光學的方式進行，當光線打入氣體，另一端接收反射訊號，來比較入射光和反射光的強度衰減多少，便可以測得氧氣或二氧化碳含量，如果可以買到現成的感測器便可以加裝於此系統，可以將感測器加裝於孔口管的兩端，呼吸經由孔口管造成壓力差並且可測量氧氣和二氧化碳含量，可以節省空間並且方便使用。



(呼吸流量記錄器)

參考文獻

- [1] 林孟志，長期咳嗽呼吸困難別忽略慢性阻塞性肺疾，網址：
<http://www.astrazeneca.com.tw/>。
- [2] 鄭國柱、陳毅達、許仲生，慢性阻塞性肺疾，仁愛醫，18，5，網址：
<http://www.jah.org.tw>。
- [3] 彭俞禎、王正一主編，呼吸輔助裝置作業技術規範，教育部，1993。
- [4] IOSH 勞工安全衛生研究所，生理回顧為了使讀者認識人體不同部位對危害，
網址：<http://www.iosh.gov.tw/netbook/occdea/occdea32.htm>。
- [5] John G. Webster，.Medical instrumentation: application and design. New York：
John Wiley & Sons，1995。
- [6] 日本電器計測器工業會編，差壓傳送器的正確使用方法，中國生產力中心，1992。
- [7] Orifice，MAT TECH，網址：http://www.mattech.cz/cz/centr_clony.htm。
- [8] 吳瀧川、陳慶鐘、涂漢欽，工業儀錶，正文書局有限公司，1980。
- [9] 壓力、差壓量測運用，中美科學股份有限公司，網址：
http://www.zimmerman.com.tw/news_main04.html#top。
- [10] 蘇奕肇，感測器應用電路精選，全華科技圖書公司，1993。
- [11] 孫清華，感測器應用電路的設計與製作，全華科技圖書公司，1992。
- [12] 黃凱，元智大學之最佳化設計實驗之 AD620 儀表放大器使用說明，網址：
<http://designer.mech.yzu.edu.tw>，2002。
- [13] Humphries Sheets (陳世寬、楊尚霖、鍾秋嬌譯)，工業電子學 (Industrial Electronics)，全威圖書有限公司，2004。
- [14] 何中庸，濾波器分析與設計，全華科技圖書公司，1999。
- [15] 丁崑祥，PB7200 呼吸器之最佳化正弦波送氣氣流參數設定研究，

(呼吸流量記錄器)

碩士論文，私立逢甲大學，台中市，2005。



(呼吸流量記錄器)

附錄 A SenSym 差壓感測器之規格表

標準壓力量測範圍：

型號	操作壓力範圍	最大承受壓力	滿載輸出電壓
SCX01DN	0-1 psid	20 psid	18 mV
SCX05DN	0-5 psid	20 psid	60 mV
SCX15AN	0-15 psia	30 psia	90 mV
SCX15DN	0-15 psid	30 psid	90 mV
SCX30AN	0-30 psia	60 psia	90 mV
SCX30DN	0-30 psid	60 psid	90 mV
SCX100AN	0-100 psia	150 psia	100 mV
SCX100DN	0-100 psid	150 psid	100 mV
SCX150AN	0-150 psia	150 psia	90 mV
SCX150DN	0-150 psid	150 psid	90 mV

最大額定值：(適用所有型號)

供應電壓 V_s +20Vdc

共模壓力 50psid

焊接耐溫 (2-4 秒) 250°C

環境條件：(適用所有型號)

補償溫度範圍 0~70°C

操作溫度範圍 -40°C~+85°C

儲存溫度範圍 -55°C~+125°C

濕度範圍 0~100%RH

規格表：

Specification Notes: (For All Devices)

Note 1: Reference Conditions: Unless otherwise noted: Supply Voltage, $V_s = 12Vdc$, $T_A = 25^\circ C$, Common-mode Line Pressure = 0 psig, Pressure applied to Port B. For absolute devices only, pressure is applied to Port A and the output polarity is reversed.

Note 2: Span is the algebraic difference between the output voltage at full-scale pressure and the output at zero Pressure. Span is ratiometric to the supply Voltage.

Note 3: See Definition of Terms.

Hysteresis - the maximum output difference at any point within the operating pressure range for increasing and decreasing pressure.

Note 4: Maximum error band of the offset voltage and the error band of the span, relative to the 25°C reading.

Note 5: Maximum difference in output at any pressure with the operating pressure range and temperature within 0°C to +70°C after:

a) 1,000 temperature cycles, 0°C to +70°C

b) 1.5 million pressure cycles, 0 psi to full-scale span.

Note 6: Input impedance is the impedance between pins 2 and 4.

Note 7: Output Impedance is the impedance between pins 3 and 5.

Note 8: This is the common-mode voltage of the output arms (Pins 3 and 5) for $V_s = 12Vdc$.

Note 9: Response time for a 0 psi to full-scale span pressure step change, 10% to 90% rise time.

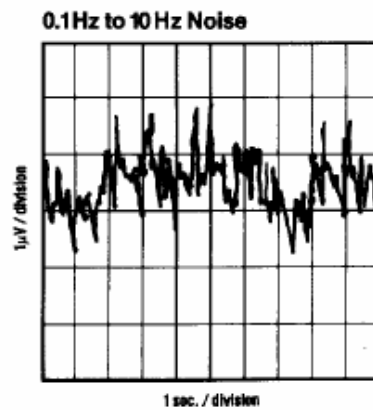
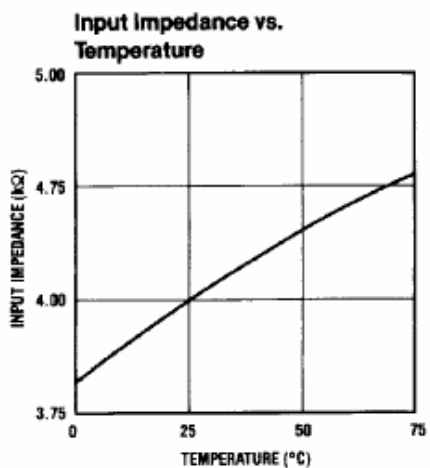
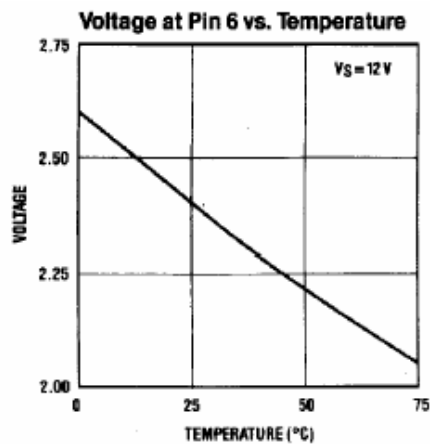
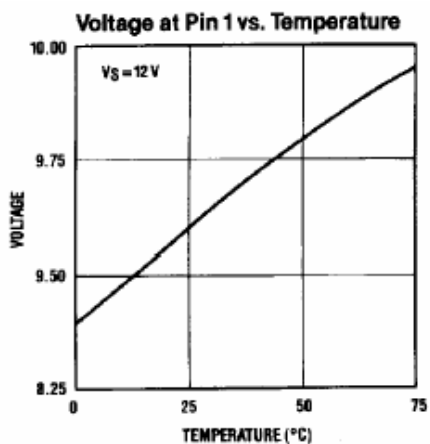
Note 10: Long term stability over a one-year period.

Note 11: Maximum zero pressure offset for absolute devices is $0 \pm 500\mu V$.

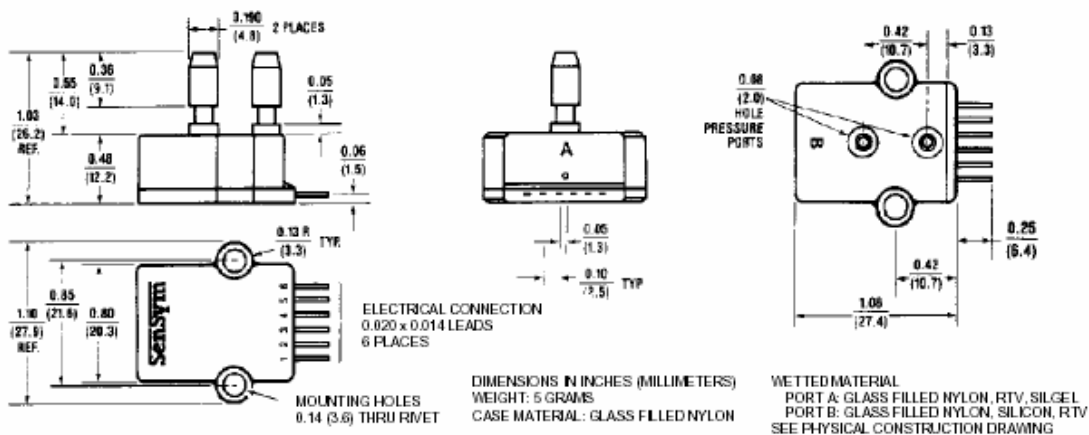
型號	SCX01	SCX05	SCX15	SCX30	SCX100	SCX150
操作壓力範圍 (psi)	0-1	0-5	0-15	0-30	0-100	0-150
靈敏度 (typ.) (mV/psi)	18	12	6	3	1	0.6
滿載輸出 (Note 2) (mV)	17.82 ~ 18.18	59.4 ~ 60.6	89.1 ~ 90.9	89.1 ~ 90.9	99.0 ~ 101.0	89 ~ 91
零點電壓 (Note 11)	$\pm 300 \mu V$					
線性 & 遲滯 (Note 3)	$\pm 0.1\%FSO$ (typ.), $\pm 0.5\%FSO$ (max.)					
增益溫度漂移 (0-70°C) (Note 4)	$\pm 0.2\%FSO$ (typ.), $\pm 1.0\%FSO$ (max.)					
零點溫度漂移 (0-70°C) (Note 4)	$\pm 100 \mu V$ (typ.), $\pm 500 \mu V$ (max.)					
重複性 (Note 5)	$\pm 0.2\%FSO$ (typ.), $\pm 0.5\%FSO$ (max.)					
輸入阻抗 (Note 6)	4.0 k Ω					
輸出阻抗 (Note 7)	4.0 k Ω					
共模電壓 (Note 8)	5.8Vdc (min.), 6.0Vdc (typ.), 6.2Vdc (max.)					
響應時間 (Note 9)	100 usec					
穩定性 (Note 10)	$\pm 0.1 mV$					

(呼吸流量記錄器)

典型工作曲線圖



外觀尺寸圖



附錄 B 壓力感測器之相關用語

- (1) 額定壓力範圍：指能滿足所有規格之壓力範圍。
- (2) 過大壓力範圍：指能滿足直線性及磁滯性以外的規格，可以經常施加之最大壓力。而就半導體壓力感測器而言，為了直線性和溫度特性之關係，故意將壓力定在較狹窄的範圍點內，因此施加額定壓力值以上，雖然會偏離所規定精確度，尚可連續施加壓力測試也不至於損壞之壓力。所以通常壓力範圍為額定壓力範圍的 2~3 倍。
- (3) 最大破壞壓力：指一瞬間超出此一壓力，將會導致壓力感測器損壞之壓力。也就是指壓力之絕對額定壓力直之 10 倍。
- (4) 直線性與磁滯性：直線性係指輸出電壓偏離基準線有多遠，其最大值以 % FS 表示，另外磁滯係指當壓力增加時與壓力減少時，對同一壓力值而有不同之壓力指示。
- (5) 溫度範圍：壓力感測器之溫度範圍，有補償溫度範圍及工作溫度範圍，前者指壓力感測器受到跨距或零點溫度補償後，其精確度能回到規格內之溫度範圍。後者指壓力感測器在正常工作時，溫度回復到常溫時，其特性亦能復原之溫度範圍。
- (6) 測試對象物之種類：通常半導體壓力感測器所能測到或處理之對象物，係以空氣等非腐蝕性流體為主。

附錄 C 使用壓力感測器時的注意事項

- (1) 半導體壓力感測器是利用壓電電阻效應的產品。
- (2) 半導體壓力感測器易受溫度影響特性。
- (3) 半導體張力計採用電橋接法。
- (4) 壓力感測器模組有開關式輸出及類比式輸出端子。
- (5) 半導體壓力感測器採用儀表放大電路。
- (6) 半導體壓力感測器的偏壓電路宜採定電流驅動法。
- (7) 裝配壓力感測器時應避免不慎施予的壓力。
- (8) 壓力感測器電路中的增益調整為儀表化放大電路共用的輸入電阻器。
- (9) 壓力感測器電路的增益調整係調整偏壓的電流值。
- (10) 儀表化放大電路的零位準調整係利用低組抗的電流緩衝效果做成的。
- (11) 若壓力源常有脈動現象，宜在導壓口設置輔助槽。

(呼吸流量記錄器)

附錄D 呼氣和吸氣及肺容積驗證的實驗數據

呼氣和吸氣的實驗數據

吐氣 第一列：實驗次數、第一行：流速（單位 LPM）、其餘為電壓大小(V)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
10	0.062	0.061	0.061	0.062	0.062	0.061	0.062	0.064	0.061	0.062
15	0.14	0.14	0.138	0.139	0.137	0.144	0.139	0.139	0.137	0.138
20	0.27	0.266	0.268	0.271	0.271	0.269	0.269	0.27	0.27	0.273
25	0.432	0.431	0.431	0.429	0.431	0.429	0.432	0.431	0.432	0.432
30	0.541	0.543	0.544	0.54	0.537	0.535	0.546	0.549	0.537	0.54
35	0.849	0.846	0.841	0.847	0.84	0.839	0.842	0.835	0.839	0.834
40	1.014	1.007	1.012	1.016	1.016	1.001	1.012	1.004	1.016	1.011
45	1.274	1.277	1.269	1.268	1.27	1.267	1.265	1.272	1.273	1.267
50	1.515	1.533	1.53	1.533	1.519	1.521	1.524	1.526	1.522	1.525
55	1.712	1.712	1.707	1.694	1.692	1.697	1.69	1.706	1.723	1.705
60	1.896	1.903	1.898	1.897	1.905	1.915	1.903	1.918	1.897	1.902
65	2.276	2.262	2.259	2.258	2.251	2.249	2.257	2.273	2.277	2.251
70	2.63	2.635	2.615	2.615	2.633	2.648	2.639	2.639	2.648	2.671
75	2.937	2.947	2.905	2.921	2.944	2.913	2.951	2.923	2.952	3.008
80	3.408	3.416	3.425	3.401	3.387	3.373	3.403	3.375	3.383	3.422
85	3.763	3.772	3.783	3.766	3.779	3.797	3.792	3.788	3.783	3.806
90	4.269	4.27	4.279	4.301	4.264	4.26	4.261	4.287	4.199	4.308
95	4.671	4.724	4.69	4.699	4.672	4.667	4.71	4.692	4.711	4.703
100	5.154	5.144	5.178	5.134	5.187	5.139	5.131	5.122	5.171	5.148

(呼吸流量記錄器)

吸氣 第一列：實驗次數、第一行：流速（單位 LPM）、其餘為電壓大小(V)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
10	-0.074	-0.074	-0.074	-0.074	-0.075	-0.075	-0.074	-0.073	-0.074	-0.074
15	-0.147	-0.147	-0.148	-0.148	-0.148	-0.147	-0.149	-0.146	-0.149	-0.148
20	-0.273	-0.275	-0.277	-0.279	-0.276	-0.277	-0.275	-0.277	-0.275	-0.275
25	-0.425	-0.43	-0.426	-0.43	-0.429	-0.428	-0.424	-0.428	-0.431	-0.431
30	-0.555	-0.553	-0.558	-0.556	-0.557	-0.557	-0.563	-0.562	-0.558	-0.562
35	-0.661	-0.687	-0.66	-0.661	-0.659	-0.661	-0.669	-0.66	-0.657	-0.654
40	-0.873	-0.876	-0.876	-0.875	-0.85	-0.878	-0.87	-0.87	-0.866	-0.873
45	-1.237	-1.232	-1.236	-1.241	-1.235	-1.236	-1.239	-1.237	-1.236	-1.233
50	-1.493	-1.488	-1.475	-1.493	-1.505	-1.479	-1.49	-1.5	-1.488	-1.498
55	-1.683	-1.685	-1.675	-1.678	-1.682	-1.675	-1.649	-1.681	-1.679	-1.677
60	-1.958	-1.965	-1.97	-1.945	-1.951	-1.96	-1.949	-1.958	-1.964	-1.963
65	-2.21	-2.22	-2.226	-2.191	-2.218	-2.222	-2.223	-2.204	-2.206	-2.221
70	-2.541	-2.548	-2.559	-2.549	-2.553	-2.553	-2.556	-2.553	-2.56	-2.565
75	-2.76	-2.777	-2.769	-2.762	-2.76	-2.762	-2.767	-2.766	-2.79	-2.77
80	-3.217	-3.203	-3.187	-3.195	-3.196	-3.19	-3.182	-3.194	-3.192	-3.214
85	-3.558	-3.514	-3.534	-3.53	-3.517	-3.562	-3.587	-3.557	-3.556	-3.562
90	-4.039	-4.06	-4.088	-4.026	-4.059	-4.031	-4.013	-4.025	-4.048	-4.053
95	-4.518	-4.507	-4.528	-4.543	-4.579	-4.563	-4.57	-4.57	-4.543	-4.556
100	-4.984	-4.993	-4.968	-4.969	-4.957	-4.994	-4.967	-4.942	-4.961	-4.958

(呼吸流量記錄器)

肺容積驗證的實驗數據

流速 20LPM

第一列：實驗次數、第一行：容積 (Liter)、其餘為電壓大小(V)

	1	2	3	4	5	6	7	87	9	10
0.5	0.531	0.52	0.53	0.531	0.531	0.531	0.532	0.532	0.533	0.533
0.9	0.977	0.97	0.977	0.975	0.976	0.976	0.977	0.978	0.977	0.978
1.3	1.410	1.49	1.409	1.410	1.409	1.409	1.408	1.412	1.413	1.408
1.7	1.849	1.81	1.832	1.832	1.832	1.831	1.830	1.831	1.831	1.83
2.1	2.25	2.27	2.249	2.241	2.242	2.238	2.239	2.244	2.147	2.245
2.5	2.680	2.64	2.676	2.671	2.6736	2.677	2.678	2.674	2.67	2.675

流速 50LPM

第一列：實驗次數、第一行：容積 (Liter)、其餘為電壓大小(V)

	1	2	3	4	5	6	7	87	9	10
0.5	0.501	0.501	0.501	0.502	0.502	0.52	0.50	0.503	0.501	0.5
0.9	0.92	0.921	0.921	0.92	0.91	0.93	0.92	0.926	0.922	0.92
1.3	1.340	1.343	1.343	1.342	1.343	1.34	1.344	1.344	1.339	1.32
1.7	1.785	1.77	1.769	1.765	1.768	1.763	1.77	1.762	1.764	1.75
2.1	2.185	2.187	2.185	2.19	2.14	2.17	2.16	2.186	2.185	2.14
2.5	2.592	2.591	2.593	2.53	2.56	2.58	2.57	2.581	2.578	2.51

流速 80LPM

第一列：實驗次數、第一行：容積 (Liter)、其餘為電壓大小(V)

	1	2	3	4	5	6	7	87	9	10
--	---	---	---	---	---	---	---	----	---	----

(呼吸流量記錄器)

0.5	0.499	0.498	0.496	0.497	0.497	0.498	0.497	0.497	0.498	0.497
0.9	0.905	0.904	0.906	0.905	0.904	0.905	0.905	0.906	0.904	0.904
1.3	1.314	1.313	1.311	1.315	1.311	1.314	1.315	1.310	1.311	1.316
1.7	1.719	1.719	1.721	1.724	1.722	1.722	1.724	1.723	1.722	1.721
2.1	2.121	2.121	2.120	2.115	2.116	2.117	2.117	2.114	2.113	2.116
2.5	2.5244	2.5224	2.5314	2.519	2.524	2.529	2.53	2.528	2.526	2.534

