

# 氣動式手臂之設計及氣壓缸動態模型推導

許銘全、陳建銘、劉芳志

## 摘要

本文介紹一個以氣壓缸動態模型為基礎之氣動式手臂 (Pneumatic Robotic Arm ; PRA)，本 PRA 為一種讓上肢動作不便之患者所使用的輔助器具。由於手對於身體來說是相當重要的部位，假使手失去了原有的功能，對於日常生活是有相當嚴重的影響。因此，設計此款 PRA，使手臂可以達到有效的復健功能，即為本文之目的。本文首先建立一個由雙動式單桿氣壓缸和電磁閥所組成的氣動式系統模型，其目的是為了解氣動式驅動器的設計與控制要求。利用該模型我們取得氣壓缸動態模型的方程式表示式。證實氣壓缸用於 PRA 是可行的，可以取代傳統馬達，減輕其重量。同時，在 PRA 上安裝壓力感測器來感知患者受到機構帶動時的力量，以提供系統做出最適合患者之動作。將整套系統運用在復健醫學中，透過此 PRA 引導患者動作，以達到復健之目的。

**關鍵詞：**氣壓缸、動態模型、氣動式、手臂、復健。



# Design of Pneumatic Robotic Arm and Dynamic Model of Pneumatic Cylinder Actuators

Ming-Chiuan Shiu, Chien-Ming Chen, Fang-Jr Liou

## Abstract

A robotic arm is developed to act as a part of physical treatment of rehabilitation to restore and maintain functional ability for injured upper extremities. By combination of relay circuit, DSP, the pneumatic cylinders and the electromagnetic valves, the pneumatic controlled robotic arm is proposed in this paper. Via a proper decision of rehabilitation profile of robotic arm, computer program can be compiled first offline. After downloading the profile into DSP, DSP can drive the robotic arm acting as the desired rehabilitation profile by the relay circuit, the pneumatic cylinders and the electromagnetic valves. This paper first develops an exact model of a pneumatic system consisting of a double-acting single-rod pneumatic cylinder and an electromagnetic valve, with the goal of providing an insight into the design and control requirements for pneumatically actuated systems. Use the model to derive the group equations representing the dynamic behavior of the pneumatic cylinder. In addition, the pressure sensors are used to detect the force of patients when the pneumatic robotic arm is action. These pressure sensors can provide the appropriate action for the system. Some basic experiments of rehabilitation poses are demonstrated the performance of the pneumatic robotic arm.

**Keywords :** rehabilitation, robotic arm, pneumatic control.



## 壹、緒論

衛生署調查發現，台灣每年約有 68000 人罹患中風、13000 人死於中風，存活的中風患者約有 85% 會有不同程度的肢體障礙，中風五年內，二次中風的發生率也高達 30%，是國內「成人殘障」首要病灶，也是次於惡性腫瘤第二大死因。根據統計高達 75% 的患者有輕度至重度的活動障礙，吃飯、穿衣、行動等需要依賴別人照顧。病情嚴重患者約有 15%，有危及生命的可能性。另外有 10% 的患者會恢復至中風前的活動能力[1]。因為絕大多數的中風患者都有行動障礙的問題，所以復健工作是需要相當龐大的人力資源。中風後的黃金復健治療期為出院後六個月內到一年之間，錯過黃金時期未復健，身體機能就會急速的惡化。由於許多家庭礙於經濟和交通因素的考量，因而延遲就診復健，錯過了黃金治療時期。基於上述的理由，本文主要針對上肢的部分做研究，我們設計出一個專為上肢不便之患者所使用的復健輔具，且具有攜帶方便、低成本等優點。由於手對於身體來說是相當重要的部位，如果手失去了功能，對於日常生活的影響是相當嚴重的，更別說是謀生的能力。因此，我們設計此款氣動式手臂（Pneumatic Robotic Arm；PRA）如圖 1 所示。以幫助其肩、肘受過傷或手術過後，需要復健的患者，藉由此種復健手

臂的幫助，使其手臂可以達到有效的復健功能。

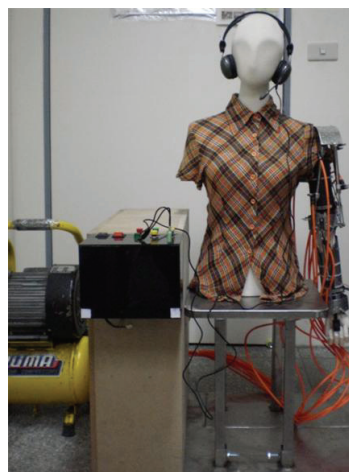


圖 1 氣動式手臂（PRA）實體圖

早期氣動式驅動器使用僅限於簡單和非精確性定位的應用。因為空氣的壓縮性和非線性在轉換的過程中，會產生不穩定狀態。在過去幾年當中，有了突破性的發展，使得氣動系統在設計方法和先進控制上有更良好的進展[2]。1988 年 Liu 等 [3] 制定有效的位置控制器基於線性驅動器位置的中間行程。1991 年 Bobrow 等 [4] 說明使用適應性控制用於力量驅動和軌跡跟蹤。1995 年 Ben-Dov 等 [5] 發展有效的力量控制用於氣動式驅動器，使驅動控制力量高達 16 赫茲。

在復健機器人的物理治療方面，應用已經超過十年。許多文獻提出了他們對於復健機器人在上肢治療上的一些看法。在最近的研究中，1991 年 MIT [6] 設計完成第一台上肢復健訓練機器人，此系統稱為



MIT MANUS，由五連桿機構所組成，末端阻抗小，利用阻抗控制實現訓練的穩定性和安全性，用於患者的肩、肘動作。2005年 Sanchez 等 [7] 設計出一套命名為 Pneu-WREX 的氣動式機器人，其機器人使用了氣動式驅動器（氣壓缸與活塞）和非線性控制，利用彈性帶纏繞在兩個四桿機構以平衡手臂，WREX 有 5 個自由度，能夠完成簡單的手臂動作。2007 年 Nef 等 [8] 在瑞士蘇黎世大學研發出復健手臂機器人 ARMin，其機器人主要功能是重複且密集的訓練手臂，增強受傷過後手臂的復健和治療上肢癱瘓的中樞神經系統，此結構是由四個主動和兩個被動的自由度組成，加上轉矩與力矩感測器，能夠進行肘部屈伸和肩膀的空間動作。2007 年由台灣大學資工系 等 [9] 研發出乳癌機器人，其機器人擁有九個關節手臂，設計了手腕、上臂運動、抬舉等復健動作。並利用無線生理訊號感測器，將患者的體溫、心跳和復健效果，傳回主機，即時判別復健的成效和心理狀態。由上述所見，相關文獻都已證實機器人用於復健治療上是可行的，經由電腦的運算法則可以達到準確的位置和力量控制，並在電腦中整合各種不同的量測數據，由不同量化的物理量來評估復健治療的成效 [10]。

在過去的文獻當中，關於復健手臂大多為電控系統，也就是利用馬達來作為主

要的驅動元件，在此我們使用氣壓缸來取代馬達，減輕其重量。本創作的目的是希望能幫助在手臂活動有困難的患者，讓患者能夠藉由復健器材的幫助，加強復健的治療效果。除此之外，復健工作是需要相當多的人力資源協助。因此，這方面非常耗費時間及人力，透過 PRA，可以減少時間及人力的耗費，而達成快速且有效的復健工作。

本篇報告共分為七章。第二章介紹系統特性及其設計概念。第三章則是探討系統控制流程。第四章針對我們設計之硬體架構做一完整說明。第五章為氣動式驅動器的動態模型推導。第六章呈現系統之完整動作。第七章是本文之結論，主要為本 PRA 的設計心得以及討論用於醫療方面的可行性。

## 貳、設計概念

目前在醫療復健機器人的研究上，已經被廣泛的討論。而且它們的實用性與應用性已在醫療方面得到良好的評價。在這些研究中主要的問題是在於“機械的柔軟度”，這是發展這類型機構的重點，醫療復健機器人的出現在人群之中是自然且可以被接受的。機械的柔軟度被廣泛的要求，必須具有下列兩特點：

- (1) 可像人類般具有活動性。
- (2) 可像人類般具有敏感性。



本文是根據上述特性，在機械柔軟度的想法上提出我們的設計，特別是在人類手臂上的動作。這次研究結合的範圍相當廣泛，其志在於將醫療電子技術、醫學復健、氣壓系統與機電整合的專業知識結合，製造出專門對於手臂復健的氣動式手臂。目的是希望幫助上肢活動有障礙的患者，讓患者能藉由復健器材的幫助，加強復健治療的效果。

在我們所設計的構想上，結構方面不採用以往的線控或是馬達，而是採用氣壓控制，用氣壓缸取代馬達，以減輕重量，減少患者的負擔。首先，將程式寫入 DSP 晶片中，由 DSP 晶片控制固態繼電器的 ON 或 OFF，使電磁閥將氣體導入氣壓缸，進而控制氣壓缸動作。在肩關節部分利用四組電磁閥與氣壓缸(氣壓缸尾端再與換向接頭連接)相互搭配，利用最基本的線性直線運動達成肩關節位移的動能，肘關節則用一組電磁閥與氣壓缸來完成擺幅動作，並藉由壓力感測器透過 DSP 晶片偵測患者施力的大小與位置，以便執行不同需求的調整，以達成良好的治療效果。

如果再配合專業的復健醫師來指導，更能詳盡的規劃出清楚的治療流程，相信對於患者的復健能夠有相當大的幫助。

接下來，介紹 PRA 的系統架構，架

構是由 PC、RS-232 傳輸線、DSP 晶片、固態繼電器、電磁閥與氣壓缸，以及壓力感測器和座椅機構所組合而成，來完成一些簡單基本的手臂動作。

## 參、系統架構

系統架構分為控制與驅動兩方面。在控制方面是由 PC 和 DSP 晶片所組成，以便進程式撰寫以及感測控制。而驅動方面則是由固態繼電器透過匯流排連接電磁閥以便驅動氣壓缸。在此藉由空氣壓縮機給予足夠的氣體，使 PRA 整體架構得到充分的氣壓來推動五組氣壓缸，即可完成所設定的基本動作。實體圖如圖 1 所示，架構中有控制與驅動電路、模特兒本體、座椅機構以及 PRA。圖 2 為整體系統控制流程圖，利用 PC 將程式透過 RS-232 傳輸線寫入 DSP 晶片，由 DSP 晶片控制固態繼電器的 ON 或 OFF(繼電器前端通入 DC 23V)，當繼電器位於 ON 時，DC 23V 通入電磁閥打開讓氣體導入氣壓缸，進而控制氣壓缸，使其動作。由繼電器端子連接於各別的電磁閥與氣壓缸，將氣壓缸設置在氣動式手臂上，利用程式編輯使其相互動作，並藉由壓力感測器透過 DSP 晶片偵測患者施力的大小與位置，以便執行不同需求的調整，即可做出與真正手臂相同的基本動作。





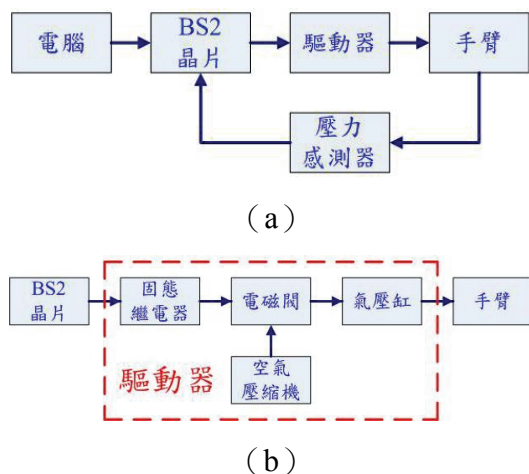


圖 2 (a) 系統控制流程圖，  
(b) 驅動器內部方塊圖

接下來，我們將介紹此 PRA 的硬體架構。

## 肆、硬體架構

首先，我們針對機構設計之硬體架構來做探討。圖 3 為 PRA 的外部整體架構圖，架構中有氣壓缸、空氣壓縮機以及座椅機構等，接著將對各機構加以詳細說明。

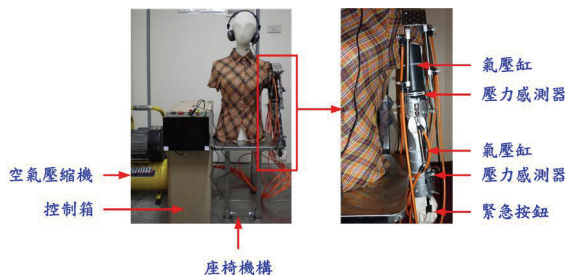
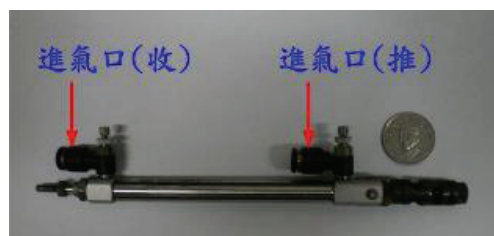


圖 3 PRA 的外部整體架構圖

### 4.1 氣壓缸

PRA 最重要的致動元件是氣壓缸，本文是用氣壓缸取代馬達的笨重感。由於

PRA 將氣壓缸固定在人體的手臂上。因此，氣壓缸與手臂的重量是要考慮的因素。而使用氣壓缸的優點為可以使用較小的氣壓來推動較大的重量，同時其兼具了體積小、重量輕的優勢，所以選擇氣壓缸來設計。氣壓缸可分為單動式、雙動式、無接觸感應式及無桿氣壓缸，我們實驗所採用的是雙動單桿氣壓缸，壓縮空氣可分別供給活塞兩側，並藉助電磁閥如圖 9 (a) 所示，改變氣壓缸的前進與返回，此種最常被採用。本研究所使用的氣壓缸為 MCMJ，如圖 4 (a) 所示。此款氣壓缸特點：(1) 免給油 (2) 高品質；耐久佳 (3) 多樣化支架 (4) 氣密性佳。圖 4 (b) 為氣壓缸的伸展長度。



(a)



(b)

圖 4 (a) 氣壓缸實體圖，  
(b) 氣壓缸的伸展長度



表 1 為我們所使用之 MCMJ 氣壓缸的產品規格。

表 1 MCMJ 氣壓缸規格表

氣壓缸內徑	6、10、16
配管口徑尺寸	M5*0.8
使用流體	氣壓
最大使用壓力	7 kgf/cm <sup>2</sup>
最小使用壓力	單動：引入型 -1.5~2.5 kgf/cm <sup>2</sup> ，押出型 -1.5~2.0 kgf/cm <sup>2</sup> 複動：0.6~1.2kgf/cm <sup>2</sup>
耐壓力	10 kgf/cm <sup>2</sup>
周圍溫度	-5°C~+60°C (不凍結)
感應開關	RCM、RCS
感應開關束帶	BJ6~BJ16、BM10~BM16

## 4.2 空氣壓縮機

我們所設計之 PRA 為氣壓控制系統，因此將利用空氣方式來傳達能量，其特性是運用氣體來轉換能量及傳遞動力。透過空壓機將機械能轉換成氣體能，在對此氣體能做壓力、方向以及流量控制，再藉由氣壓缸將氣體能轉換成已控制好的出力大小、動作方向與運動速度之機械能。

整體而言，因為經過多次的能量轉換（機械能→氣體能→機械能），故氣壓本身並不是一種高效率之系統。但由於氣壓能夠提供一種高密度之能量，又可以不經過齒條、螺桿或機構轉換而直接提供快

速、順暢、有力之旋轉、擺動或直線往復運動來作功，對過負載有相當的安全性，而且出力及速度容易控制等等之特性，使氣壓成為目前工業界所廣泛使用的動力來源。

本實驗所採用的空壓機規格為 AC 110V 1 hp，如圖 5 所示。



圖 5 空壓機實體圖

由於空壓機在運轉過程中會產生噪音，在此我們只需要加裝消音器或隔音箱，就能有效降低噪音問題。另外，透過空壓機的儲存輸送方便之特性，將空壓機設置於遠處，只需將動力配管導至需要之處，就能排除噪音問題。因此，在我們所設計的 PRA 中，空壓機的噪音問題是能夠被有效解決的。

## 4.3 座椅機構

復健治療是種相當費時且耗費人力的工作。因此，我們考量到患者的體能狀



況，通常不適合長時間久站，所以特別為患者設計一套可調式座椅來搭配 PRA，讓患者能夠在體能無負擔的狀況下進行復健，達到良好的治療效果。座椅機構設計圖，如圖 6 所示。

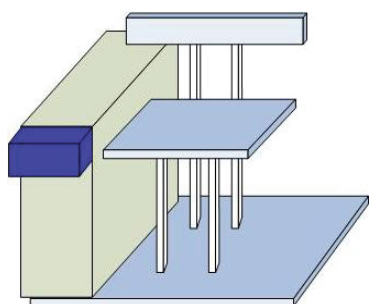


圖 6 座椅機構設計圖

我們所設計的 PRA 架設於座椅的左邊，控制箱架設於座椅的右邊，以方便大多數患者使用右手進行調整控制。由於每位患者的體型不盡相同，所以藉由椅背來調整高度，配合不同體型患者的手臂位置，達到可調式座椅的效用。座椅機構實體圖，如圖 7 所示。



圖 7 座椅機構實體圖

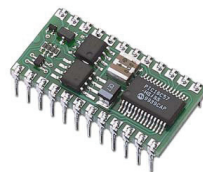
介紹完 PRA 的機構設計之後，接著來談控制箱內部的電子設計之硬體架構。

#### 4.4 DSP 晶片

本研究採用 BASIC Stamp 2 晶片。如圖 8 (a) 所示。它是 Parallax 公司 BASIC Stamp DSP 系列中的一種微處理器。此系列共有的特點如下：

- (1) 功能強，操作簡單，應用整合領域廣的微處理器控制晶片。可支援涵蓋所有機器人的應用範圍，包括各式感測器，馬達與控制器，機器人套件，通訊與無限運用領域。
- (2) BASIC Stamp 微處理器整合 PLC，多工控制器及單晶片的處理功能，具備 Visual Basic，Java，Assembly 等語言編譯功能，免除使用單晶片系列工作時所需的周邊裝置，如模擬器、燒錄器等。
- (3) 具備 EEPROM（程式儲存），最多可支援 4000 行指令（8 x 2K Bytes）；處理速度可達到 12000 行/秒。

由於控制命令必須透過電腦來與 DSP 晶片溝通。因此，使用 RS-232 傳輸線來連接電腦與 DSP 晶片。圖 8 (b) 便顯示出 DSP 晶片如何透過 RS-232 傳輸線與電腦溝通的接腳說明。



(a)





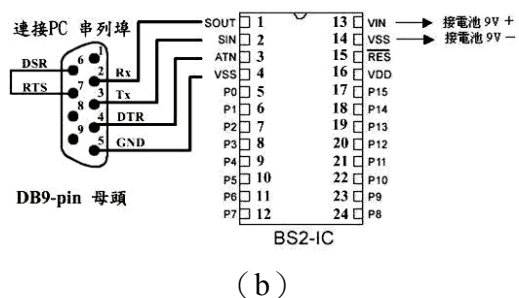


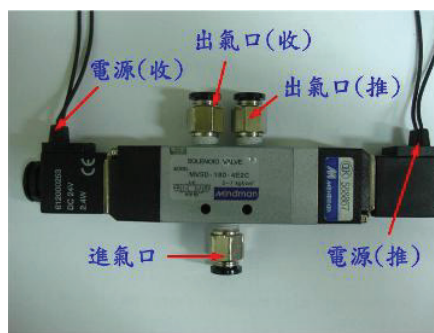
圖 8 (a) DSP 晶片圖, (b) DSP 晶片與 RS-232 傳輸線串接之接線圖

經由了解 RS-232 傳輸線以及 DSP 晶片的各項接腳以及功能,所規劃的各項控制命令便可以輕易的透過 PC 傳送給控制器來控制電磁閥,進而達成控制 PRA 的目的。

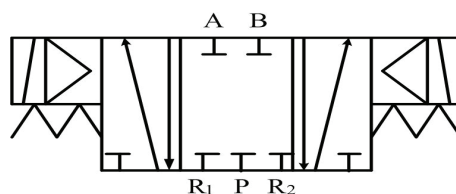
### 4.5 電磁閥

電磁閥是氣壓缸重要的輸出控制單元,利用氣壓缸的兩個出氣口來變換手臂的伸展位置,調整電磁閥的輸出大小,決定氣壓缸的伸展長度。電磁閥可分為單電磁線圈電磁閥 (single solenoid valve) 及雙電磁線圈電磁閥(double solenoid valve) 兩類,它是以電磁線圈的磁力,操作換向之方向控制閥。最常用於啟動、感測、停止與變換壓縮空氣的方向。電磁閥所具有的優點為：(1) 反應速度快 (2) 可遠距離控制。氣壓系統中使用單線圈電磁閥或雙線圈電磁閥,需視實際工作需求與使用場所而定。原則上,使用單線圈電磁閥時,為了使用電氣訊號保持,在電氣迴路

上就須增加自保持的迴路,這使得電氣迴路的設計複雜許多。我們所使用的電磁閥為雙線圈電磁閥。圖 9 (a) 為五口二位電磁閥實體圖,圖 9 (b) 為五口二位電磁閥示意圖。五口二位中第一個數字五代表有五個進出氣口 (各有英文代號),第二個數字二代表有兩個工作位置。圖 9 (b) 中 A、B 為二個出氣口,而 R1、P、R2 三口中,P 為進氣口,R1 為 A 的排氣,R2 為 B 的排氣。當電源未通電時,A 為常開,當 P 進氣時,會由 A 出氣,B 常閉。當通電時,磁簧會做出吸附的動作,出氣口會切換成 B,A 原先的氣體,會從 R1 排出。因此,透過控制電磁閥之開關,即可達到控制氣壓缸之伸縮。



(a)



(b)

圖 9 (a) 五口二位電磁閥實體圖, (b) 五口二位電磁閥示意圖



表 2 為我們所使用之 MVSD-180 電磁閥的產品規格。

表 2 MVSD-180 電磁閥規格表

本體寬幅	18mm
配管口徑代號	6A
閥種類	五口二位
本體型式	6 直配管型
配管口徑尺寸	PT1/8
使用流體	空氣
使用壓力範圍	1.5~8kgf/cm <sup>2</sup> , 2~7kgf/cm <sup>2</sup> , (5/3)
耐壓力	10kgf/cm <sup>2</sup>
流量	533 NI/min , 400 NI/min (5/3)
有效斷面積	9mm <sup>2</sup> ~12mm <sup>2</sup>
應答時間	30ms
周圍溫度	-5°C~+50°C (不凍結)
定格電壓	AC110,220V,DC24V
電力消耗	AC=3.7/3.1VA,DC=2.9W
電壓容許範圍	±10%
絕緣等級	F 級
重量	120g~190g

#### 4.6 壓力感測器

壓力感測器廣泛的運用在機械設計結構中，作為基本的感測元件。通常市面常見的壓力感測元件多為剛性結構。我們實驗所採用的是 Tekscan 公司生產之撓性壓力感測器 (Flexiforce Sensor) [11]。Flexiforce Sensor 屬於壓阻效應型的壓力感測器，其優點包括負重與電阻變化具有

高度線性關係，感測器本體非常薄 (0.127mm) 且具有可撓性，屬於薄片式感測器，如圖 10 所示。



圖 10 Flexiforce Sensor 實體圖

Flexiforce Sensor 依據負載大小分成 Low (25 lbf)、Medium (150 lbf)、High (1000 lbf) 三種等級，而 Low 等級中又可細分為 1lbs、25lbs、以及 100lbs 三種規格。本實驗測試所採用的規格為 100lbs 規格。詳細規格如表 2 所示。

表 3 Flexiforce Sensor 規格表

規格	
額定電壓	DC 5V
長度	203 mm
寬度	14 mm
厚度	0.127 mm
感測區域	9.53mm
線性誤差	< +/-5%
重覆性	< 滿刻度的 ±2.5%
遲滯現象	< 滿刻度的 4.5 %
漂移	< 3% /相對時間
上升時間	< 20 μsec
操作溫度	15°F - 140°F (-9°C - 60°C) *

在此，我們將 Flexiforce Sensor 分別安裝於 PRA 的上臂與手肘，如圖 11 所



示。當 Flexiforce Sensor 感知患者受到機構帶動時所反應的力量，透過 DSP 晶片做處理，進而控制固態繼電器的 ON 或 OFF，使 PRA 的動作依照程式指令進行修正，如圖 2 所示。

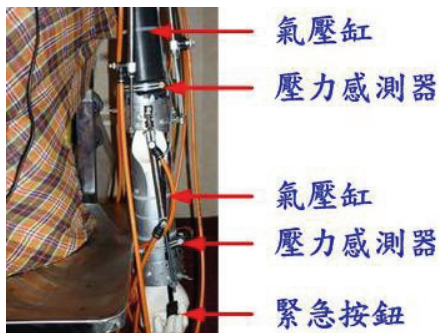


圖 11 Flexiforce Sensor 安裝位置圖

Flexiforce Sensor 屬於壓阻效應式壓力感測器，在無負載的情況下，電阻值非常大（約  $20M\Omega$ ）。隨著負載的增加，電阻值開始下降。藉由不同負載時產生的電阻變化，配合使用電路，轉換成電壓變化，以便得到電壓—負載關係圖，如圖 12 所示。

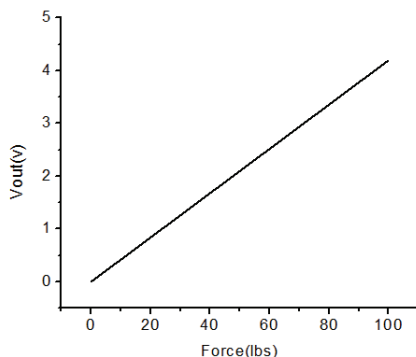


圖 12 輸出電壓—負載關係圖

我們使用圖 12 之電壓與負載關係圖來建

立查表，以提供患者在使用設備時所反應在設備上之力量所對應出的電壓關係。這個關係可以讓設備提供一個可使患者更加舒適的復健動作。

#### 4.7 緊急按鈕

由於我們考量到患者在使用 PRA 時，所產生的安全性問題。因此，在機構上設置緊急按鈕，如圖 11 所示。利用薄膜開關安裝於 PRA 的手腕上，當患者感覺到疼痛時，只需按下緊急按鈕，PRA 的動作就會立刻停止；當患者疼痛減輕後，只需按下重置鍵，PRA 的動作就會回到初始狀態。

透過壓力感測器及緊急按鈕，這兩種安全防護的機制，因此可以提升我們所設計的 PRA 之安全性。

簡單介紹完硬體架構之後，在下一章節我們所要探討的是氣動式驅動器的動態數學模型推導，經由此方程式表示式，讓我們進一步了解氣壓缸動態與方程式表示式之間的關係。

### 伍、氣動式驅動器的動態數學模型

由於我們所設計的氣動式手臂最主要的致動元件為氣壓缸。因此，在本章中我們的目的是要取得氣壓缸動態模型的方程式表示式。由於我們的系統具有五組完全相同之雙動式單桿氣壓缸，它們是



經由五口二位電磁閥導入氣體，所以我們僅需針對其中一組氣壓缸與電磁閥來討論其動態模型。最後以求得五組完整之氣壓缸數學模型。

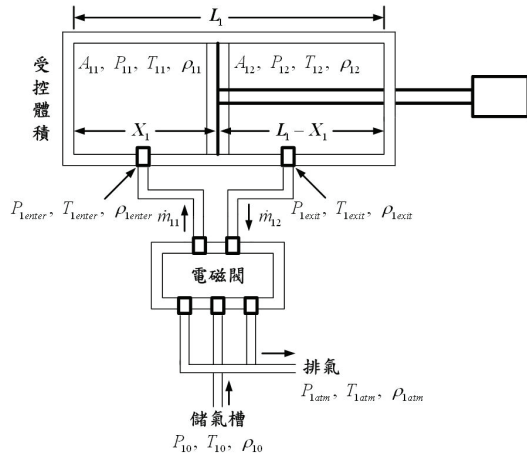


圖 13 雙動式單桿氣壓缸和電磁閥示意圖

因為氣壓缸的伸展長度變化即是改變缸體內部之體積大小。根據氣壓缸之示意圖（如圖 13），第一個驅動器的缸體內部可被分為氣室 1 和氣室 2。其中氣室 1 為進氣氣室，氣室 2 為出氣氣室，根據熱力學第一定律可以表示如下[2,12,13]：

$$\dot{Q}_1 + \dot{m}_{11} \left( h_{1enter} + \frac{v_{1enter}^2}{2} \right) = \dot{m}_{12} \left( h_{1exit} + \frac{v_{1exit}^2}{2} \right) + \frac{\partial E_1}{\partial t} + \dot{W}_1 \quad (1)$$

$\dot{Q}_1$ ：第一個驅動器的受控體積之熱效率；

$\dot{W}_1$ ：第一個驅動器的受控體積到活塞組件之輸出功率；

$(\partial E_1 / \partial t)$ ：第一個驅動器的受控體積之總能量變化率；

$\dot{m}_{11}$ ：第一個驅動器的質量流率流入受控

體積；

$\dot{m}_{12}$ ：第一個驅動器的質量流率流出受控體積；

$h_{1enter}$ ：第一個驅動器的氣體流入氣室 1 之焓；

$v_{1enter}$ ：第一個驅動器的氣體流入氣室 1 之速率；

$h_{1exit}$ ：第一個驅動器的氣體流出氣室 2 之焓；

$v_{1exit}$ ：第一個驅動器的氣體流出氣室 2 之速率。

接下來，我們將討論方程式（1）中之各項元素是如何決定的。

### 5.1 $(\partial E_1 / \partial t)$ 的推導

由於氣壓缸內受控體積的動能與位能變化率比起其體積內的能量變化率是微小的。因此，可以將其忽略不計。得到第一個驅動器的受控體積之總能量變化率為：

$$\frac{\partial E_1}{\partial t} = \frac{\partial (U_{11})}{\partial t} + \frac{\partial (U_{12})}{\partial t} \quad (2)$$

假設系統中的氣體為理想氣體， $U_{11}$  和  $U_{12}$  是氣室 1 和氣室 2 的內部能量，可被分別定義為方程式（3）和（4），

$$U_{11} = C_v \rho_{11} V_{11} T_{11} \quad (3)$$

$$U_{12} = C_v \rho_{12} V_{12} T_{12} \quad (4)$$

$C_v$  是定容比熱， $\rho_{11}$ 、 $V_{11}$ 、 $T_{11}$ 、 $\rho_{12}$ 、 $V_{12}$ 、



$T_{12}$  分別為氣室 1 和氣室 2 的氣體密度、氣體體積，以及氣體溫度。

由於理想氣體定律可寫成如下：

$$\rho T = \frac{P}{R} \Rightarrow P = \rho RT \quad (5)$$

在此， $P$  是理想氣體壓力， $\rho$  是理想氣體密度， $R$  是理想氣體常數， $T$  是理想氣體溫度。根據方程式 (5)，方程式 (3) 和 (4)，可分別被改寫如下：

$$U_{11} = \left( \frac{C_V}{R} \right) P_{11} V_{11} \quad (6)$$

$$U_{12} = \left( \frac{C_V}{R} \right) P_{12} V_{12} \quad (7)$$

此處的  $P_{11}$  和  $P_{12}$  是氣室 1 和氣室 2 的內部氣壓。接下來，把方程式 (6) 和 (7) 代入到方程式 (2) 中，取代  $U_{11}$  和  $U_{12}$ 。則第一個驅動器的受控體積之總能量變化率可如下所示。

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_1}{\partial t} &= \frac{\partial \left( \frac{C_V}{R} P_{11} V_{11} \right)}{\partial t} + \frac{\partial \left( \frac{C_V}{R} P_{12} V_{12} \right)}{\partial t} \\ &= \left( \frac{C_V}{R} \right) (\dot{P}_{11} V_{11} + P_{11} \dot{V}_{11}) + \left( \frac{C_V}{R} \right) (\dot{P}_{12} V_{12} + P_{12} \dot{V}_{12}). \end{aligned} \quad (8)$$

## 5.2 $\dot{W}_1$ 的推導

氣體經由活塞組件影響，所造成的功率變化為：

$$\dot{W}_1 = P_{11} \dot{V}_{11} + P_{12} \dot{V}_{12} \quad (9)$$

$\dot{V}_{11}$  和  $\dot{V}_{12}$  分別為氣室 1 和氣室 2 的體積變化率。

## 5.3 輸入輸出焓的推導

氣體從儲氣槽進入氣壓缸(通常儲氣槽連接至空氣壓縮機)由於氣體在儲氣槽的速率為零，其焓表示為滯焓  $h_{10}$ 。方程式 (10) 描述  $h_{10}$  和氣體流入氣室 1 之間的關係為：

$$h_{1enter} + \frac{v_{1enter}^2}{2} = h_{10} = C_p T_{10} \quad (10)$$

$T_{10}$  是氣體在儲氣槽的溫度。 $C_p$  是定壓比熱，經由  $C_p = C_V + R$ ，可知  $C_p$  與上述的理想氣體常數是有關聯的。同樣地，氣體在氣室 2 的速率較小時，比較氣體流出通過電磁閥的速度 ( $v_{1exit}$ )。假設，方程式 (10) 符合氣室 2 的焓  $h_{12}$ ， $h_{12}$  到氣體流出電磁閥之間的關係可表示為：

$$h_{1exit} + \frac{v_{1exit}^2}{2} = h_{12} = C_p T_{12} \quad (11)$$

## 5.4 方程式 (1) 的重新推導

我們可將方程式 (8) 取代方程式 (1) 中之  $(\partial E_1 / \partial t)$ ，再將方程式 (9)、(10)、(11) 代入到方程式 (1) 中，重新推導可得：





$$\begin{aligned} \dot{m}_{11}(C_p T_{10}) = \dot{m}_{12}(C_p T_{12}) + \left(\frac{C_v}{R}\right)(\dot{P}_{11}V_{11} + \dot{P}_{12}V_{12}) \\ + \left(1 + \frac{C_v}{R}\right)(P_{11}\dot{V}_{11} + P_{12}\dot{V}_{12}). \end{aligned} \quad (12)$$

由於  $C_p = C_v + R$ ，所以可簡化方程式 (12) 為：

$$\begin{aligned} \dot{m}_{11}T_{10} = \dot{m}_{12}T_{12} + \left(\frac{C_v}{RC_p}\right)(\dot{P}_{11}V_{11} + \dot{P}_{12}V_{12}) \\ + \left(\frac{1}{R}\right)(P_{11}\dot{V}_{11} + P_{12}\dot{V}_{12}). \end{aligned} \quad (13)$$

假設，極少的熱交換發生在驅動器與周邊環境間，則方程式 (14) 可代表第一個驅動器的熱力學第一定律，如下所示：

$$\begin{aligned} \dot{m}_{11}(RT_{10}) = \dot{m}_{12}(RT_{12}) + \left(\frac{1}{k}\right) \\ (\dot{P}_{11}V_{11} + \dot{P}_{12}V_{12}) + (P_{11}\dot{V}_{11} + P_{12}\dot{V}_{12}). \end{aligned} \quad (14)$$

其中  $k = C_p / C_v$ 。

如圖 13 所示，最左側為 ( $X_1 = 0$ ) 和  $L_1$  為氣壓缸的行程總長度，所以氣室體積及氣室體積變化率為：

$$\begin{cases} V_{11} = A_{11}X_1 \\ V_{12} = A_{12}(L_1 - X_1) \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} \dot{V}_{11} = A_{11}\dot{X}_1 \\ \dot{V}_{12} = -A_{12}\dot{X}_1 \end{cases} \quad (15)$$

將方程式 (15) 代入到方程式 (14) 可得：

$$\begin{aligned} \dot{m}_{11}(RT_{10}) - \dot{m}_{12}(RT_{12}) = \left(\frac{1}{k}\right)(\dot{P}_{11}A_{11} - \dot{P}_{12}A_{12})X_1 \\ + \left(\frac{1}{k}\right)\dot{P}_{12}A_{12}L_1 + (P_{11}A_{12} - P_{12}A_{12})\dot{X}_1. \end{aligned} \quad (16)$$

根據方程式 (16)，我們便可調整不同質量流率  $\dot{m}_{11}$  和  $\dot{m}_{12}$  的電磁閥開口來獲得

$X_1$ 。換句話說，改變  $\dot{m}_{11}$  和  $\dot{m}_{12}$  便可以直接控制第一個驅動器的活塞桿位置，進而得到不同的氣壓缸伸縮長度。而整體五組氣壓缸與電磁閥之動態模型可表示成方程式 (17)。

$$\begin{aligned} \mathbf{RT}_0\dot{\mathbf{M}}_1 - \mathbf{RT}_2\dot{\mathbf{M}}_2 = \left(\frac{1}{\mathbf{k}}\right)(\dot{\mathbf{P}}_1\mathbf{A}_1 - \dot{\mathbf{P}}_2\mathbf{A}_2)\mathbf{X} \\ + \left(\frac{1}{\mathbf{k}}\right)\dot{\mathbf{P}}_2\mathbf{A}_2\mathbf{L} + (\mathbf{P}_1\mathbf{A}_1 - \mathbf{P}_2\mathbf{A}_2)\dot{\mathbf{X}} \end{aligned} \quad (17)$$

在方程式 (17) 當中，我們將繼電器與電磁閥視為理想元件，以簡化推導。在此，假設我們所設計的氣動式驅動器是處於理想環境下，所以不加以考慮驅動器的延遲時間以及摩擦係數。本章節主要目的是為了解氣壓缸伸縮與氣體流量之關係，以便進行氣壓缸伸展長度的調整，而達到有效的手臂位置之控制。

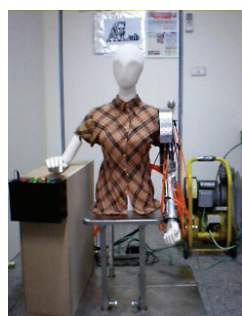
## 陸、實驗動作

我們將動作流程設計好並使用電腦撰寫程式，透過 RS-232 傳輸線寫入 DSP 晶片，由 DSP 控制固態繼電器的 ON 或 OFF，當繼電器位於 ON 時，DC 23V 通入電磁閥，此時電磁閥打開讓氣體導入氣壓缸，進而控制氣壓缸，使其動作。由繼電器端子連接五組電磁閥與氣壓缸，將氣壓缸裝置在復健手臂上，達到需求的動作。圖 14 (a) 到 (e) 為手臂做平舉以及側彎之實驗圖。





(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

圖 13 (a) 初始狀態 (放下),  
(b) 手肘上舉,  
(c) 手肘上舉後放下,  
(d) 將手臂平舉,  
(e) 回到初始狀態

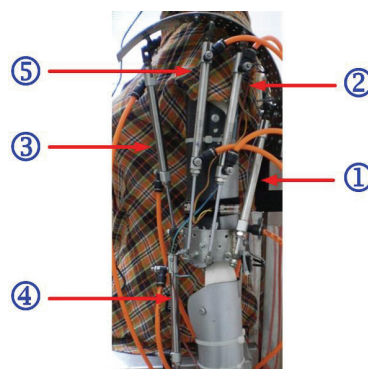


圖 15 氣壓缸位置編號圖

由於我們設計的 PRA 還在測試階段，基於安全考量，尚未對人體進行相關實驗。在此我們使用了人體模特兒進行動作實驗，模特兒本體有相當程度的靈活性，故能模擬真正手臂動作。

圖 14 (a) 到 (e) 為復健治療動作所模擬出的手臂執行動作。接著我們將介紹氣壓缸變換的動作過程，由圖 15 來對照氣壓缸編號。圖 14 (a) 為 PRA 的初



始狀態，在未供電的情況下，氣壓缸 ① 呈現收縮狀態，其餘四支氣壓缸為伸展狀態。圖 14 (b) 為電源供應器提供 DC 23V 通入電磁閥，此時電磁閥打開讓氣體導入氣壓缸，氣壓缸 ④ 由伸展轉為收縮，其餘氣壓缸不變動，手肘慢慢往上抬。圖 14 (c) 由 DSP 控制固態繼電器並藉助電磁閥改變氣壓缸 ④，從收縮轉為伸展，其餘氣壓缸不變動，做出手肘上舉後放下，回歸初始狀態的動作。圖 14 (d) 為氣壓缸 ① 由收縮轉為伸展，氣壓缸 ②③⑤ 由伸展轉為收縮，其餘那支缸不變動，手臂慢慢往上抬。圖 14 (e) 為氣壓缸 ① 縮回，氣壓缸 ②③⑤ 伸展，返回初始狀態。經由上述之動作規劃，以及程式反覆執行，即可達到重覆使用之目的。同時，亦可規劃出不同需求之復健動作來透過本 PRA 實現。

## 柒、結論

本文以設計 PRA 為目標，希望能將復健手臂整合氣壓控制系統以取代傳統馬達，再將整套系統運用在復健醫學中，透過此機器人引導患者動作，以達到復健之目的。

本研究採用 BASIC Stamp 2 晶片，該晶片整合了 PLC (可程式控制器)，多工控制器及單晶片的處理功能，具備 EEPROM (程式儲存) 之能力，功能強大

且操作簡單。整體架構由五組氣壓缸來推動 PRA，利用程式編輯使其相互動作，即可做出與真正手臂相同的基本動作。同時，在 PRA 上安裝壓力感測器來感知患者受到機構帶動時的力量，以提供系統做出最適合患者之動作。

我們亦建立了一組完整的氣動式驅動器的動態模型，經由模型推導我們得到此 PRA 驅動器的方程式表示式。透過此方程式，我們可以適當改變氣動式驅動器的氣體質量來改變氣壓缸的伸展長度進而得到 PRA 的動作。

本文主要目的為設計一款氣動式手臂，而我們所設計的 PRA 目前只是設計雛型，經由雛型的實驗來證實 PRA 用於復健治療是可行的，可使患者手臂達到有效的復健功能。至於 PRA 的機構動態模型推導，以及量化的實驗數據，將列為未來的研究重點。

## 參考文獻

- [1] 許銘全、陳建銘，氣動式復健手臂，第四屆智慧生活科技研討會，2009。
- [2] H. Kazerooni, "Design and Analysis of Pneumatic Force Generators for Mobile Robotic Systems," *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics*, vol. 10, pp. 411-418, 2005.
- [3] S. Liu and J. E. Burrows, "An analysis of a pneumatic servo system and its



- application to a computer-controlled robot,” *J. Dyn. Syst., Meas., Contr.*, vol. 110, pp. 228–235, 1988.
- [4] J. E. Bobrow and F. Jabbari, “Adaptive pneumatic force actuation and position control,” *J. Dyn. Syst., Meas., Contr.*, vol. 113, pp. 267–276, Jun. 1991.
- [5] D. Ben-Dov and S. E. Salcudean, “A force-controlled pneumatic actuator,” *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 11, no. 6, pp. 906–911, Dec. 1995.
- [6] J. C. Rosier, J. A. van Woerden, L.W. van der Kolk, B. J. F. Driessen, H. H. Kwee, J. J. Duimel, J. J. Smits, A. A. Tuinhof de Moed, G. Honderd, and P. M. Bruyn, “Rehabilitation robotics : The MANUS concept,” in *Proc. 5th Int. Conf. Advanced Robotics*, Pisa, Italy, 1991, pp. 893–898.
- [7] R. J. Sanchez, Jr., E. Wolbrecht, R. Smith, J. Liu, S. Rao, S. Cramer, T. Rahman, J. E. Bobrow, D. J. Reinkensmeyer, “A Pneumatic Robot for Re-Training Arm Movement after Stroke : Rationale and Mechanical Design,” *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 500-504, June 28 - July 1. 2005.
- [8] T. Nef, M. Mihelj, R. Riener, “ARMin – A Robot for Patient-Cooperative Arm Therapy,” *Medical and Biological Engineering & Computing*, vol. 45, no. 9, pp. 887-900, 2007.
- [9] 臺大醫院醫學工程部，醫療儀器發展新知，[http : //www.ntuh.gov.tw/BMED/equipment/DocLib/%E9%A6%96%E9%A0%81.aspx](http://www.ntuh.gov.tw/BMED/equipment/DocLib/%E9%A6%96%E9%A0%81.aspx)。
- [10] 林棟煌，“肘關節神經復健用機器人之改良和臨床測試”，國立成功大學機械工程系碩士論文，2001。
- [11] 田朝元，“以 PC 為基礎之頸椎牽引機力量感測器設計”，逢甲大學電機工程學系碩士論文，2007。
- [12] 王豐、吳黎民、吳順治、林振森、林進益，熱力學概論，大揚出版社，1997。
- [13] 翁文爐、夏一民編譯，化工熱力學，高立圖書有限公司，2001。

