



國立台灣科技大學

機械工程系

實務專題成果報告

【氣壓肌肉致動器之手部輔具設計與改良】

專 題 生：B11103144 陳亭州

B11103235 鄭琛諺

B11131003 林沂箴

指導教授： 姜嘉瑞 博士

中華民國 113 年 6 月 9 日

目錄

目錄.....	2
摘要.....	3
第一章 研究動機與目的.....	4
1.1 研究動機	4
1.2 研究目的	5
第二章 自製氣壓肌肉.....	6
2.1 材料選用	6
2.2 固定接頭製作方法	7
2.3 組裝方法與步驟	8
第三章 電控與軟體.....	10
3.1 電機系統架構	10
3.2 電機架構說明	12
3.3 控制元件規格	13
3.4 控制邏輯與程式架構說明	20
第四章 控制結果與討論.....	25
4.1 手動升降模式	25
4.2 指定角度模式	27
組員分工.....	29
工作日誌.....	30
經費使用及報支情形.....	33
遇到的問題.....	35
成員心得.....	36
總結檢討.....	39
參考文獻.....	40

摘要

台灣人口老齡化日益嚴重，並且有相當比例的老年人口為獨居群體，然而隨著少子化的原因，對於聘請護照顧老年人口的成本逐漸上漲。因此，如何提升老年人口在生活中的自主生活能力成為了現今的重要議題之一。其中，輔具的設計與應用被視為提升高齡者生活品質與自主能力的有效手段。

其中氣壓肌肉具有結構簡單、富可撓性，且操作過程不產生熱等特點，特別適合做為穿戴式輔具中關節處之致動器。因此，本研究基於往屆專題研究成果，針對現有輔具中的感測系統、機電系統、重構程式架構與模組化等方面的不足進行優化，以提升後續功能擴充與維護之便利性。此外，我們將針對製作實驗材料、控制器選用的討論進行整理，為後續的研究與改良提供相關的參考依據。

第一章

研究動機與目的

1.1 研究動機

隨著少子化的問題加劇與老年人口的迅速攀升，如今台灣已邁入高齡化社會，並預計將於 2025 年邁入超高齡化社會，當中獨居老人占約 23.33%、老老照顧占 12.36%[1]，這些數據反映了老年人口在日常生活中自主生活能力的重要性，因此如何提升老年人與身障人士的自主生活能力成為了急需解決的重要課題。

傳統輔具之致動器多為剛性致動器，但在手部的應用上，由於常規致動器常具有重量過重、自由度低與發熱等問題，易造成使用者手部處不適與不易移動等困擾，為解決上述限制，氣壓肌肉致動器(Pneumatic Muscle Actuator, PMA)成為了改良該輔具的致動器首選，其特性有重量輕、高安全性、結構簡單、製造成本低、高功率/自重比、柔順性高或操作過程不產生熱等特性[2]，因此適合作為此手部輔具之致動器。然而，氣壓肌肉致動器由於空氣的壓縮性與阻尼性的缺乏，會使 PMA 在動態響應造成延遲引起震盪，因此要在速度較快的響應以及外部慣性負載下控制 PMA 不容易實現[3]。

本研究以往屆研究成果[4]為基礎，針對過往輔具其存在的不足之處進行改進，將既有的氣壓肌肉致動器輔具改良，原機構的機電系統、迴授系統與程式架構邏輯在穩定性上存在一定的不足，這導致使用者在操作時可能面臨安全風險。因此，本研究以改良機電系統、迴授系統與重新撰寫新的程式架構為目的，旨在提升該輔具的便利性、安全性與穩定性。

1.2 研究目的

- (1). **重新設計迴授系統**：由於舊款輔具內部角度感測器容易因為機械疲勞而產生數據誤差，存在使用上的安全性隱患，因此我們將重新設計其輔具的迴授結構，並利用 3D 列印技術重新製作，同時撰寫新的程式架構邏輯，以利配合迴授系統機構。
- (2). **優化機電系統**：舊款輔具在機電系統設計上，由於部分元件的性能與配置，運作時容易產生過多的熱能，除影響使用者的舒適性外，也容易導致機電系統無故失效或產生預期外的作動，對於使用者的安全存在威脅，為改善此項不足，我們將部分元件進行替換與優化設計，除有效提升系統安全性外，同時減少了機電系統的重量與體積，進一步提升了該輔具的便利性與實用性。
- (3). **優化控制流程**：原先控制邏輯需先由手機連線到控制器後才可以開始進行控制，這對於不熟悉手機操作的老年使用者而言可能造成困擾。因此，本研究針對此問題進行優化，加入更直觀的硬體控制介面，以減少使用者的學習門檻。
- (4). **重新撰寫系統架構**：原先系統的程式架構較為冗長，缺乏模組化與函式化設計，使得後續在功能擴充、參數優化或錯誤排除等方面的開發效率大幅低下。此外，原先程式邏輯架構存在一定缺陷，可能導致機電系統在特定條件下無法正常運作，本次研究針對程式架構有進行優化與調整，以提升系統穩定性與安全性。

第二章

自製氣壓肌肉

2.1 材料選用

自製氣壓肌肉需將橡膠管或矽膠管固定在金屬接頭上，依過往研究文獻[4]的實驗顯示，當使用塑料接頭時，壓力超過 3bar 即可能導致其產生脫落之風險，故應使用金屬接頭進行固定，當中結構如下圖 2-1 所示。

由於過往研究材料因年代久遠皆已產生氧化或脆化，多數材料無法直接使用，且當時並未留存材料購買相關的參考資料。因此，在重新購買相似材料及經過初步測試後，選用 6*8mm 的矽膠彈性管，並配合 10mm 編織網作為氣壓肌肉致動器主體。

兩側接頭材料為黃銅或是鋁合金，固定接頭內部設有螺紋，透過內部螺紋鎖固時產生的摩擦力進行固定，有效地使其承受拉力時不會脫落，同時在固定接頭處纏繞止洩密封帶，進一步防止漏氣，確保氣壓肌肉本體在受力時能與接頭組維持穩定連接及配合。



圖 2-1：氣壓肌肉拆解

2.2 固定接頭製作方法

由於橡膠/矽膠管連接接頭組因螺紋規格與測試設備不同，固需先透過一自製轉接頭進行轉接，當中製備方法如下：

- 步驟一：量取黃銅塞頭尺寸。
- 步驟二：計算塞頭中心點後，以中心衝產生凹坑。
- 步驟三：將其以鑽床進行鑽孔(孔徑 6.5mm)。
- 步驟四：以攻牙器在以鑽孔處攻出 M8*1.25 之牙。
- 步驟五：鎖入螺桿。

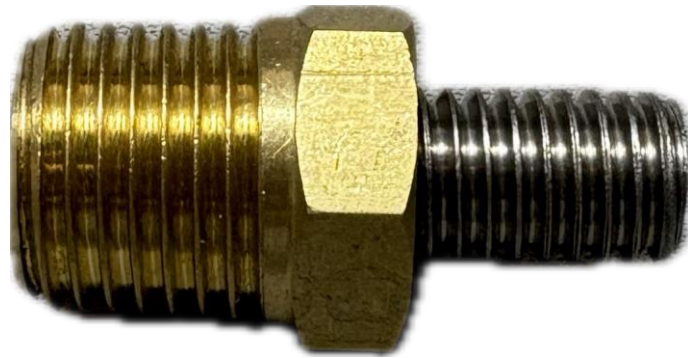


圖 2-2 自製固定接頭

2.3 組裝方法與步驟

在完成製備所需材料後，即可開始進行自製氣壓肌肉的組裝，其所需材料如下表 2-1 所示。

表 2-1 氣壓肌肉材料表

材料名稱	數量
彈性管	1 條
編織網	1 條
快擰接頭(G1/4-8mm)	2 組
自製固定接頭(G1/4)	2 組
金屬三內通(G1/4)	1 個
進氣接頭(6mm*G1/4)	1 個
止洩帶	1 段
透氣膠帶	1 段

●步驟一：裁切彈性管與編織網並組裝

一般成人手臂長度約為 60 公分，因氣壓肌肉除彈性管之外，還需要固定接頭等元件，固彈性管長度取為手臂長度的一半約 30 公分，而編織網因氣壓肌肉進氣後會產生收縮，固裁剪長度為 35 公分。

隨後將裁剪完成的彈性管放入編織網內，為防止編織網不會雜亂，我們可以將透氣膠帶對編織網進行纏繞。

●步驟二：組裝彈性管組與快擰接頭組

將彈性管兩端套入快擰接頭內，並將其鎖入該接頭另一端，透過兩者所產生的摩擦力使彈性管、編織網與快擰接頭緊配合並不會漏氣，同時須有一側裝上三內通，如圖 1-3 所示。



圖 2-3 快擰接頭之裝配

● 步驟三：裝配固定接頭

在進行組裝前，須將進氣接頭與固定接頭纏上止洩帶，以確保其氣密性。隨後將其與已組裝完成的快擰接頭組鎖緊，如圖 1-4 所示。完成裝配後須進行漏氣檢測，以防止後期氣密性不足，導致氣壓肌肉收縮量與工作壓力降低。



圖 2-4 固定接頭之裝配

第三章

電控與軟體

3.1 電機系統架構

由於本次實驗使用了大量非標準元件及模組，若採用標準電路繪製方式，反而可能降低整體的可讀性，因此，我們改為了較為簡化的電路表示法，藉此提升電路配置的可理解性。

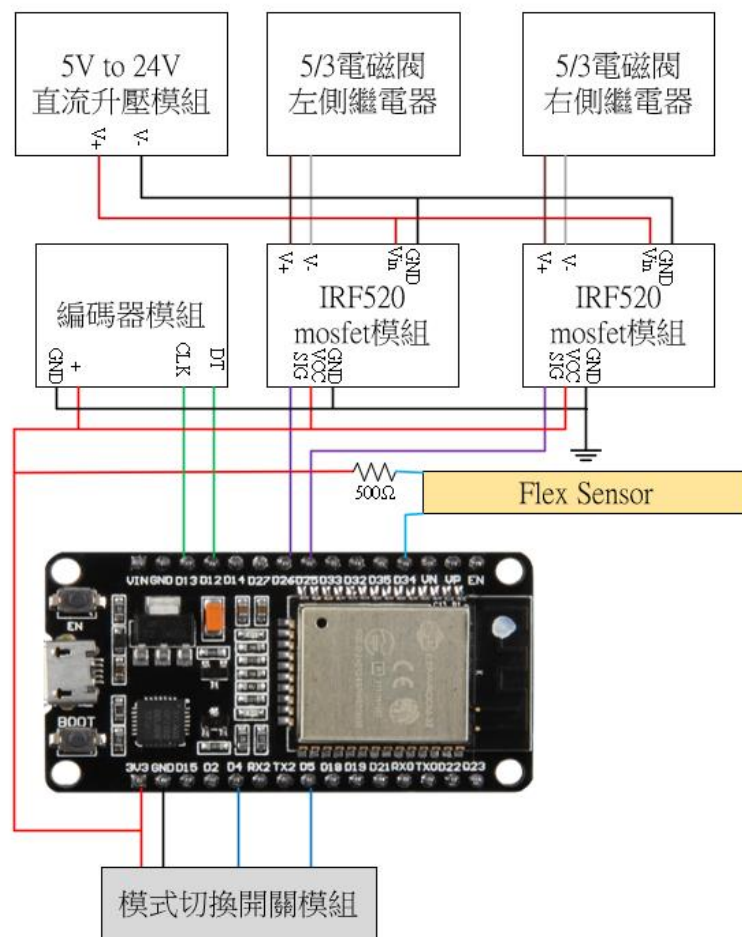


圖 3-1 簡化電路圖

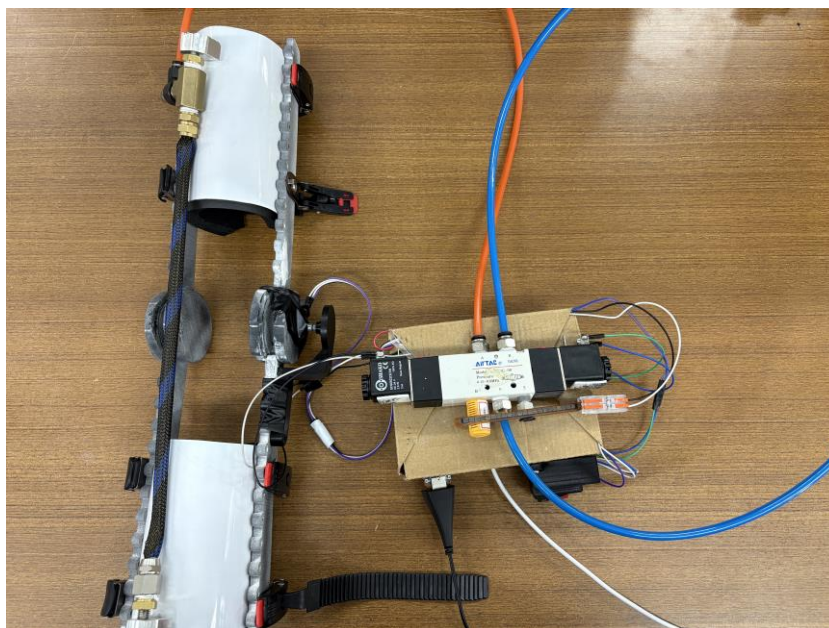


圖 3-2 機電系統盒及機構

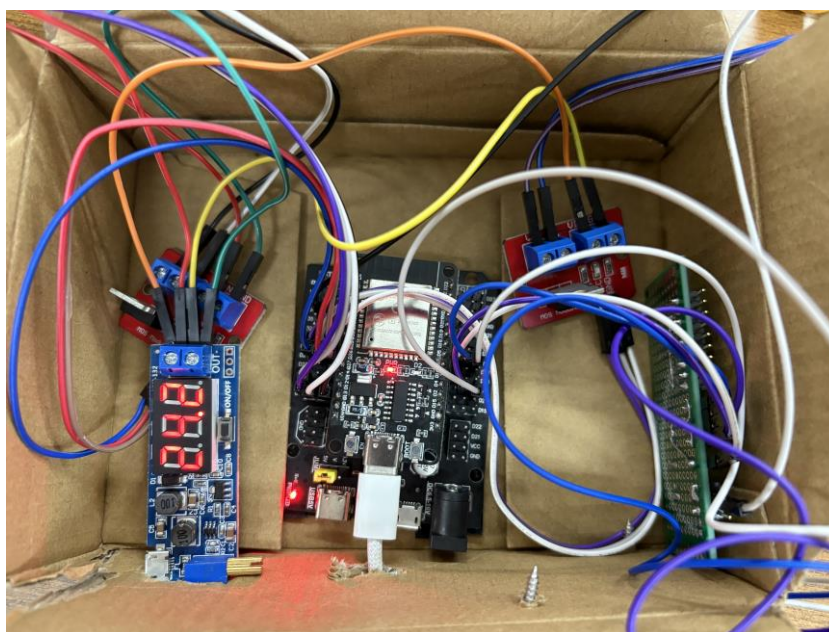


圖 3-3 內部機電系統

3.2 電機架構說明

本次實驗將控制器改為使用 NodeMCU-32S，相較於先前研究使用的 Arduino UNO，該控制器具備更多的類比腳位與內建藍芽通訊功能，並且有效縮小了整體體積，有助於擴充感測器輸入與後續增加無線連接功能，進一步提升整體系統的彈性與擴充性。

此外，系統將原本用於轉軸處角度迴授的彎曲感測器(Flex sensor)更換為編碼器模組，以提升系統的穩定性避免了。過往在實驗中，彎曲傳感器常由於物理性疲勞使迴授的角度數據產生大量誤差，進而產生安全性風險與控制精準度，改採用編碼器模組可有效避免上述問題發生，提供使用者更為安全與穩定的機電系統。

最後，我們將原先用以驅動五口三位電磁閥的光耦繼電器模組更換為了 MOSFET 模組，雖然先前的光耦繼電器能具備隔離保護功能，但其開關速度較為緩慢，且在氣壓肌肉進行暫態修正時所需要頻繁切換時，會產生可觀的延遲與磨耗。改用 MOSFET 模組後，不僅能顯著提升反應速度、降低控制延遲，同時也具有較小的體積與發熱量。同時增加了直流升壓模組，該模組可直接使用 USB 進行供電，使其無須額外供電設備即可進行操作。

3.3 控制元件規格

3.3.1 NodeMCU - 32S

NodeMCU-32S 是一款基於 ESP32 晶片的開發板，支援 Wi-Fi 及藍牙功能，具有雙核心處理器，相較於 Arduino 具有更好的運算能力、內部集成無線連接功能、更多的 GPIO 腳位且能很好的與 Arduino 生態兼容。其主要規格如下：

表 3-1 NodeMCU-32S 規格

項目	規格
型號	NodeMCU-32S
輸出/輸入端口	30 組可用腳位，其中具備 18 個 ADC(12-bit 解析度)
工作電壓	3.3V
藍芽	4.2 BR/EDR
尺寸(長寬)	25.4mm x 48.3mm
重量	7g



圖 3-4 NodeMCU-32S

3.3.2 DC-DC Micro USB 5V 轉換模組模組

DC-DC Micro USB 5V 轉換模組是一款方便的小型電源模組，可將常見的 Micro USB 介面輸入轉換為穩定的 24V 直流電壓。由於支援 Micro USB 供電，使用者無需額外準備傳統變壓器或外接電源，僅需利用市面上常見的行動電源即可為電磁閥供電，大幅提升攜帶與使用的便利性。

表 3-2 DC-DC Micro USB 5V 轉換模組規格

項目	規格
型號	DC-DC Micro USB 5V 轉換模組
輸入電壓	5V
輸出電壓	3.3V、9V、12V、24V
尺寸	79*31*13mm



圖 3-5 DC-DC Micro USB 5V 轉換模組

3.3.3 氣壓節流閥

氣壓節流閥可用於調整氣壓肌肉的進氣或排氣流量，有效降低氣壓肌肉因快速收縮所造成的暴衝現象。透過適當調節節流閥，能使氣壓肌肉的動作速度更加平穩，提升系統的安全性與穩定性，避免因動作過快導致機構受損或控制不精確。

表 3-3 氣壓節流閥規格

項目	規格
型號	氣壓節流閥
工作壓力	約 1MPa
使用流體	空氣
螺紋尺寸	G1/4
軟管尺寸	6mm



圖 3-6 氣壓節流閥

3.3.4 五口三位中位閉電磁閥

五口三位中位閉電磁閥有三個狀態，分別為充氣、維持與洩氣，再搭配節流閥方便我們控制進氣和排氣的時間來達到角度控制。當 Y1、Y2 皆未通電時，彈簧會將閥體回復至中位，故高壓氣體在 P 口即被堵住，其餘 A、B 及 R、S 口亦皆堵住。當 Y1 通電，而 Y2 無時，閥體會切換至左側，故 P 口之高壓氣體會流至 A 口輸出，而 B 口之殘留高壓氣體會由 S 口排至大氣。當 Y2 通電，而 Y1 無時，閥體會切換至右側，故 P 口之高壓氣體會流至 B 口輸出，而 A 口之殘留高壓氣體會由 R 口排至大氣。

表 3-4 五口三位中位閉電磁閥規格

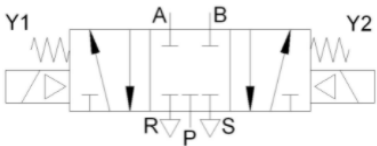
項目	規格
型號	五口三位中位閉電磁閥
流量	3600 L/min
口徑尺寸	G1/8
工作壓力範圍	0.2~1MPa
元件符號	
重量	525g



圖 3-7 五口三位中位閉電磁閥

3.3.5 IRF520 驅動模組

由於 ESP32 無法直接驅動電磁閥，需要額外將微控制器的低電壓數位訊號（3.3V/5V）轉為控制高電壓、高電流（如 12V/24V，最高電流 5A 左右，視模組規格）負載的開關。相較於舊款繼電器，該模組具備更好的響應速度與使用壽命。

表 3-5 IRF520 驅動模組規格

項目	規格
型號	IRF520 模組
工作電壓	3.3V 、5V
尺寸(長寬高)	33*24mm
端口	數字量電平

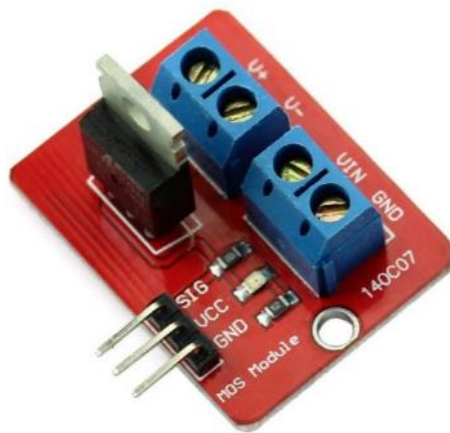


圖 3-8 IRF520 驅動模組

3.3.6 彎曲感測器(Flex Sensor)

當彎曲感測器(Flex Sensor)的金屬面朝外彎曲時，感測器內部的導電材料會因受力而產生變化，導致其電阻值隨彎曲程度而改變。彎曲越大，電阻值通常會增加。藉由量測電阻值的變化，可以判斷手指的彎曲程度，並將其轉換為控制氣壓肌肉收縮之訊號。

表 3-6 彎曲感測器規格

項目	規格
型號	Flex Sensor(4.5")
無彎曲狀態下阻抗	10K Ω
彎曲阻抗等級	60K Ω ~110K Ω
誤差	$\pm 30\%$
重量	0.5g

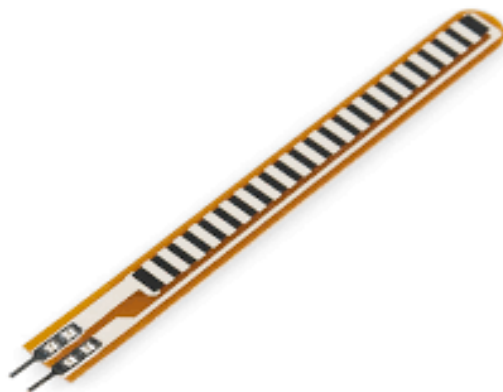
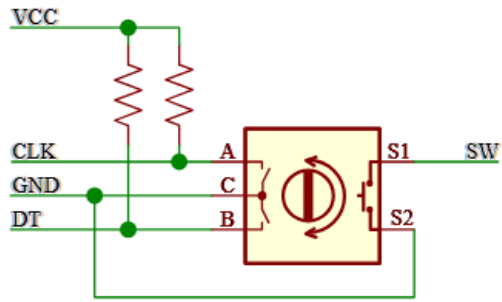


圖 3-9 彎曲感測器

3.3.7 旋轉編碼器模組

旋轉編碼器通過旋轉可以計數正方向和反方向轉動過程中輸出脈衝的次數，旋轉計數相比於原先的彎曲感測器，這種轉動計數器沒有角度上限制與較低因機械疲勞所產生的誤差，可提升回授訊號的精確度，使輔具的安全性上升。

表 3-7 旋轉編碼器模組規格

項目	規格
型號	AD10-KY40
一圈脈衝數	20
工作原理圖	
工作電壓	5V
尺寸(長寬高)	30m*18.5mm*23mm

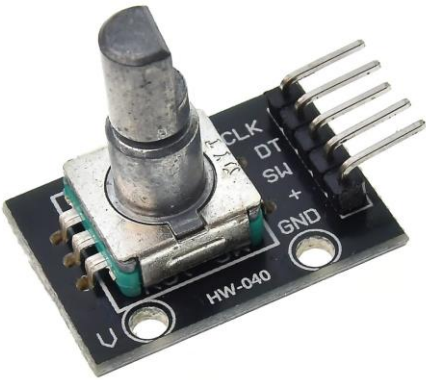


圖 3-10 旋轉編碼器模組

3.4 控制邏輯與程式架構說明

3.4.1 控制流程圖

由於原先輔具需先連線藍芽到手機才可以進行操作，然而許多老年人對於學習使用手機的適應性較低，操作過程可能造成困擾，進而引響該輔具的接受度與實用性，因此我們優化了操作邏輯，使其不使用手機也可以保有基本操作功能。

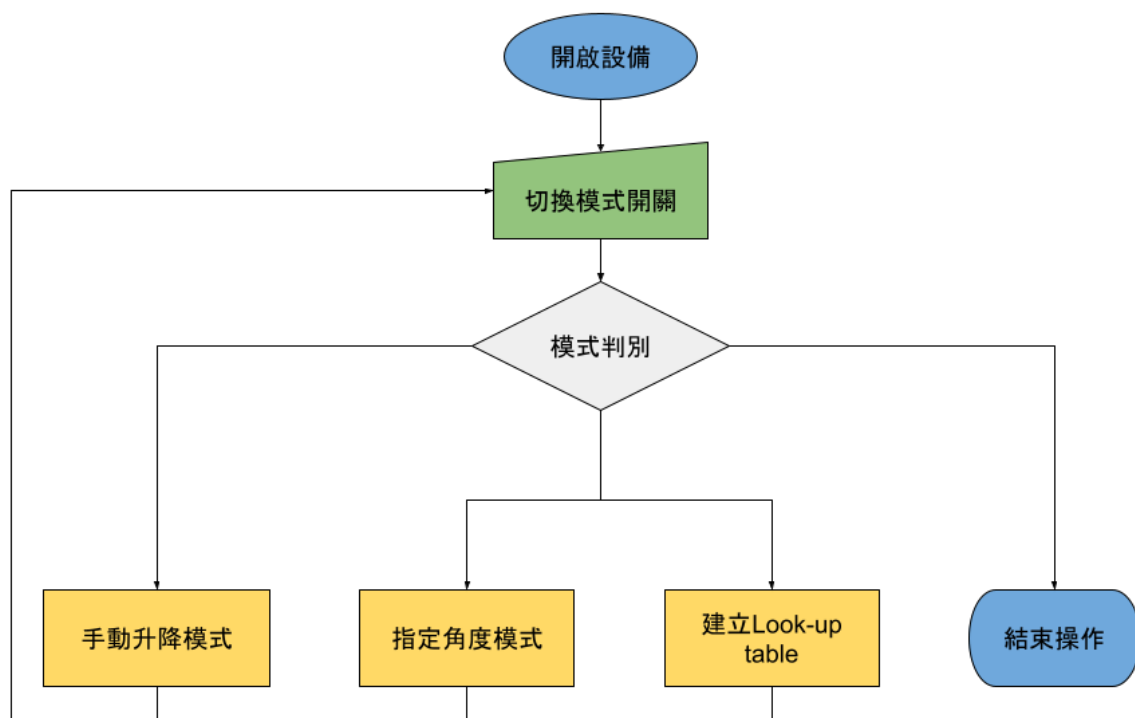


圖 3-11 控制邏輯圖

3.4.2 控制器選用及原因

在決定本研究所使用控制器之前，我們回顧了多篇相關論文，發現先前研究中提供了多種控制策略可供參考。然而，由於本次輔具所採用的編碼器基於解析度不足的原因，在氣壓肌肉由完全放鬆到完全收縮的全行程內，傳感器僅能回傳 0 至 5 之間的讀值，難以提供足夠的精細度以支援大多數既有控制方式的應用，因此我們整理了所有在實驗中曾考慮採用之控制方法，並說明後續我們最終未採用之原因，詳列如下表所示：

表 3-8 控制器候選方案與未採用原因

控制方法	未採用原因
PID 控制	氣壓肌肉為非線性時變系統，使用經驗調出適合控制氣壓肌肉的參數，後續也會產生大量誤差，且由於編碼器問題，無法保證機構穩定性。
迭代迴授調節 PID 控制器(IF-PID)	據論文[5]的實驗結果顯示，該控制器在氣壓致動器中系統所需的穩定時間較長，同時穩態表現較為不理想。
適應性逆步控制	模型建立與本次實驗並不相同，因此加上我們無法有效取得氣壓肌肉在機構上之轉移函數，且將程式撰寫在單芯片機上較為困難，因此對於無法實際應用。
模糊滑動控制	由於本系統之輸入與輸出行為受多項非線性因素影響，且缺乏足夠之實驗數據與經驗法則以建立具有代表性的模糊知識庫與規則集合，使限制使得模糊控制難以達到穩定且準確的控制效果。

類神經網路學習	本系統由於傳感器解析度不足，難以獲得足夠高品質數據以供應訓練，導致在實務應用上難以泛化。
---------	--

從上表中可發現，受限於本系統感測器解析度，我們多數控制器無法直接套用。此外，不同的實驗架構對於各種控制策略會產生差異，進一步增加了我們在控制器選擇上的困難。因此，在本研究中，我們對於控制器的選擇進行了多次討論與評估，最終決定使用另一較為簡易的控制方式以配合我們的機構。

Bang-bang 控制器為一種開關式控制策略，僅根據誤差正負給予最大或最小輸出，邏輯上契合於我們機電系統所使用的五口三位電磁閥，該控制器具有系統簡單且反應迅速之特點，常應用於控制精度要求較低或回授訊號不連續的系統中。因此，本系統最終採用 Bang-bang 控制器搭配一組預先建立之 Look-up table，該控制策略可在開啟時自動掃描，並針對氣壓肌肉各段充氣時間與所對應的角度變化建立參數表，藉此克服編碼器解析度不足的限制，並實現簡易且實用的控制結果。

3.4.3 程式架構說明

原有系統程式架構大多採用 if-else 判斷式進行流程控制，且控制器部分並未特別將功能封裝為函式，導致後續維護與擴充具有困難度。為改善這些問題，本次實驗將整體程式架構重新設計，改以模式切換（mode switch）作為操作判斷依據，並將控制器等主要功能模組化為獨立函式，以提升系統的可擴充性與維護性。

系統開啟後，使用者可透過模式切換開關來選擇不同的操作模式。當裝置開啟後，系統首先會偵測模式切換開關的狀態，並依照模式切換開關的位置進行模式判別，系統一共建立三種操作模式：

(1). 初始校正模式(建立 Look-up table)：

將五口三位電磁閥設定為進氣狀態，並在此過程中持續記錄每次編碼器讀值變化所對應的時間。接著將數據兩兩相減，即可得到每次改變手臂角度所需的進氣時間，進而建立對應的 Look-up table。

(2). 手動升降模式：

初始已經設定彎曲感測器(Flex sensor)在一定彎曲角度下所對應的數值。在手指彎曲的三個角度範圍內，利用彎曲感測器將其轉換為數字訊號，並由該訊號判斷氣壓肌肉收縮、懸停與放鬆三種狀態，並且此模式無須使用任何通訊裝置即可直接操作。其控制邏輯如下圖：

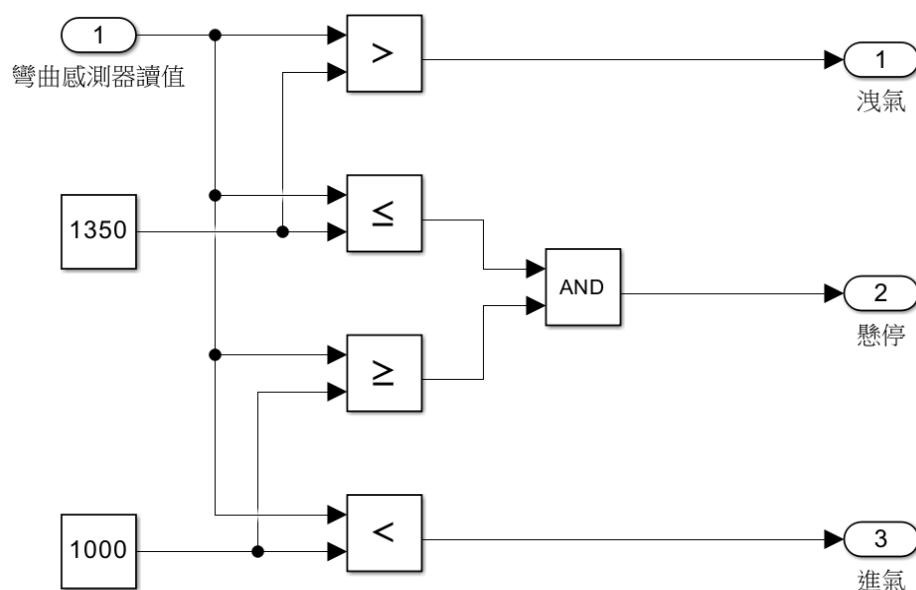


圖 3-12 手動模式控制邏輯

(3). 指定角度模式：

當用戶在通訊端輸入一目標值(範圍為 0 至 5)時，此時 Bang-bang 控制器會介入控制此時五口三位電磁閥之動作狀態。在充氣狀態，系統將依據初始建立的 Look-up table 為基準進行充氣控制。其控制邏輯如下圖所示：

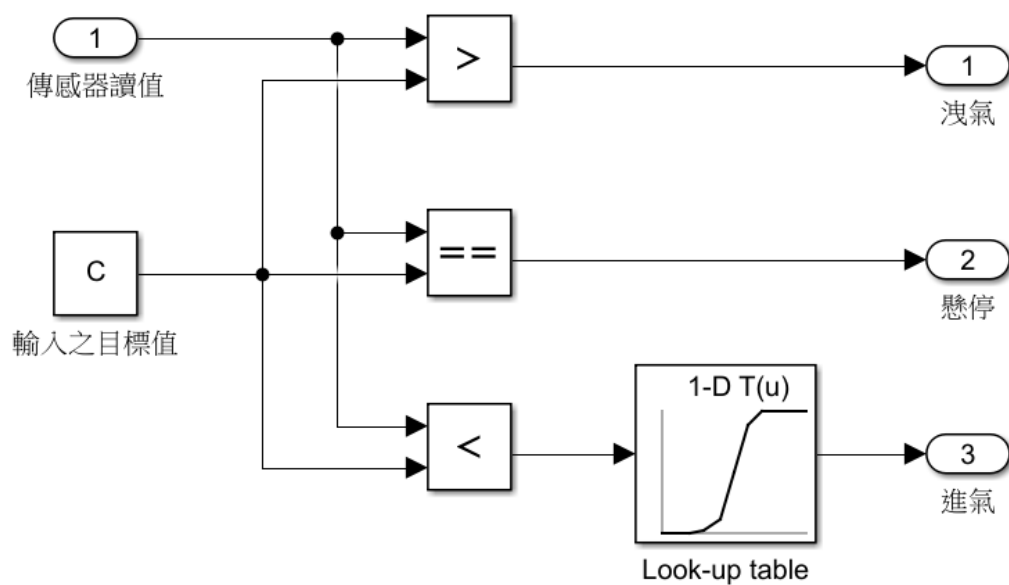


圖 3-13 指定角度模式控制邏輯

第四章

控制結果與討論

4.1 手動升降模式

手動模式為使用者利用手指操作彎曲感測器作為輸入，系統會根據彎曲感測器之讀值判斷此時氣壓肌肉的動作。由於彎曲感測器在讀入數值時會因為接觸不良等方面導致數值跳動，為避免頻繁跳動使其判斷失準，我們將每次讀入的時間設定為 0.3 秒，由於節流閥的設定，氣壓肌肉在收縮的速度會大於在放鬆時的速度。

同時，我們發現當彎曲感測器讀值在懸停的讀值內時，會因為前期快速收縮所導致機構產生一定慣性力，導致就算停止充氣後，仍然有可能因為過衝現象無法到達我們預期的角度範圍。

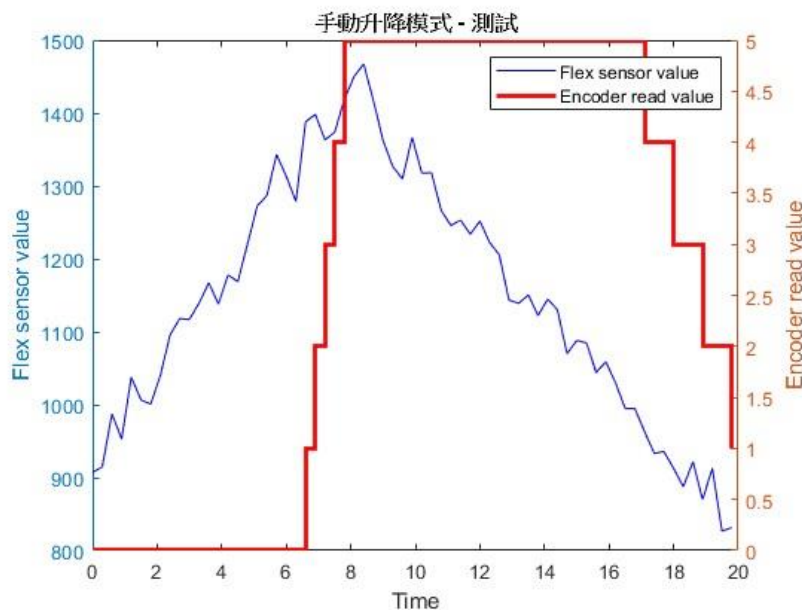


圖 4-1 手動升降模式 測試一

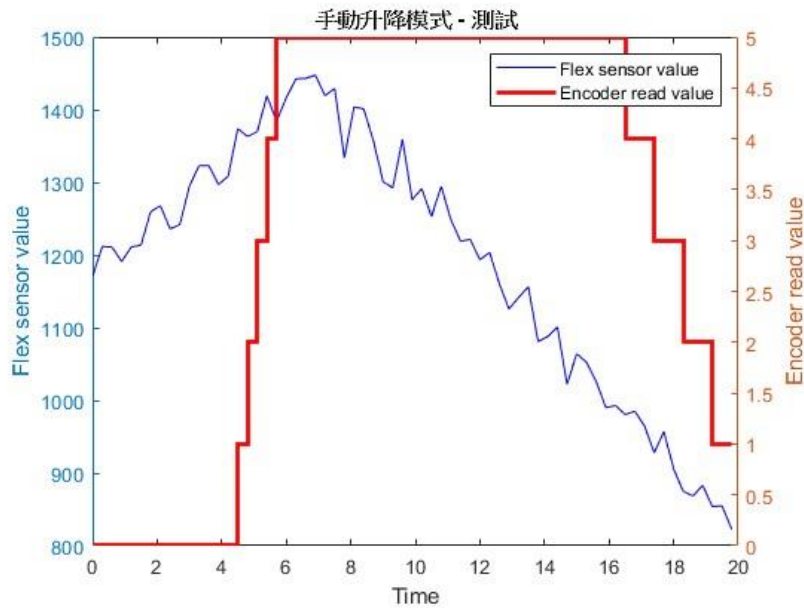


圖 4-2 手動升降模式 測試二

在測試二時，我們原本預想為將手臂懸停在 3 或 4 之間，而非直接收縮到極限位置。然而在實際操作過程中發先，由於節流閥進氣速度大於洩氣速度的特性，加上彎曲感測器的數據輸入誤差較大，使得我們難以調整出一個不會快速收縮，也不會過慢放鬆的流量與數值，經過多次測試後，我們仍然無法在無人為介入下，實現手臂直接收縮至目標範圍內懸停相關，實際控制過程可參考影片[6]。

4.2 指定角度模式

由於本次研究採用 Arduino 內建的序列通訊端口(Serial port)進行資料傳輸，受限於通訊頻寬與暫存容量，我們無法同時詳細的紀錄時間、輸入訊號與編碼器之回饋數值，因此無法建立相關的數據圖表。為彌補此限制，實驗結果部分改以照片記錄各階段狀態，以輔助說明系統運作情況。

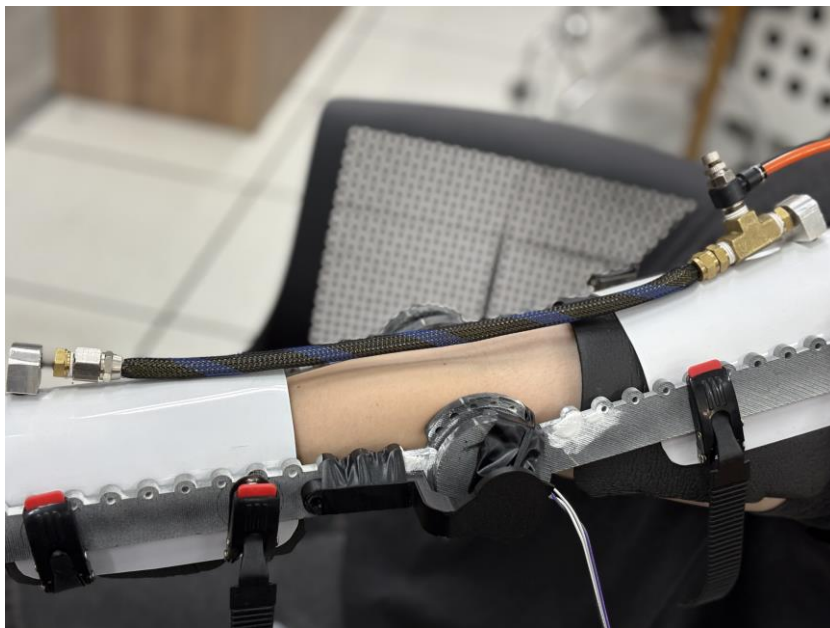


圖 4-3 角度 0 狀態

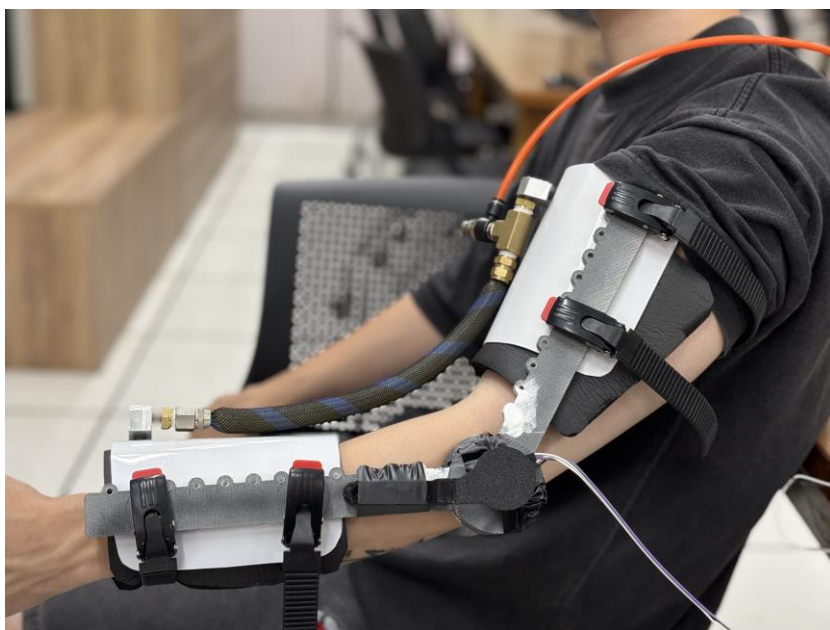


圖 4-4 角度 4 狀態

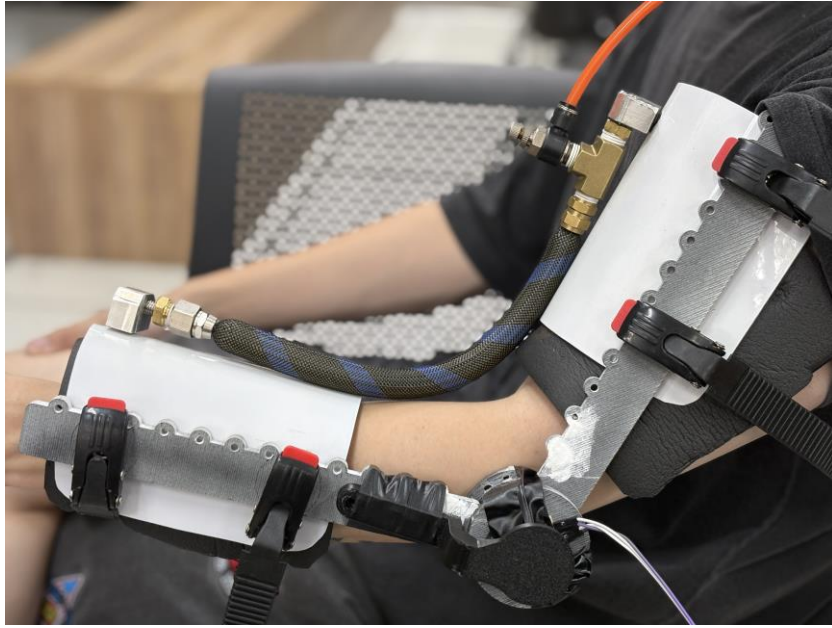


圖 4-5 角度 5 狀態

在實際測試中，我們發現在 Bang-bang 控制器介入時，五口三位電磁閥常常因為短時間內頻繁切換，導致繼電器容易出現過熱現象，進而在收縮或放鬆動作出現明顯延遲。此現象不僅影響了系統的暫態響應能力，也容易導致後續穩態誤差增大，同時降低了整體控制的穩定度與可靠性。此外，由於高頻切換，我們曾經在實驗中因此燒壞元件，進而影響後續的實驗進行。

我們曾經討論將五口三位電磁閥改為使用比例控制閥做驅動，但發現一般微控制器(如 Arduino、esp32 等)之端口輸出電壓均不足以直接作為比例控制閥的控制訊號。這樣在實務應用上仍需額外設計訊號放大器或使用外部驅動模組，才能滿足比例控制閥的訊號電壓與電流需求。

考量到現有硬體架構及實作的便利性，我們最終仍維持以五口三位電磁閥作為氣壓肌肉的驅動元件，此設計雖然再精細控制上有所限制，但在控制邏輯上契合於我們的 Bang-bang 控制器，因此最終機電架構並未因此而改變。相關實際控制過程可參考影片[7]。

組員分工

表 5-1 組員分工表

姓名	學號	工作
陳亭州	B11103144	收集資料、實驗預算控管、報告撰寫、採購零件、組裝氣壓肌肉、機構設計
鄭琛諺	B11103235	收集資料、採購零件、機構設計與加工製造、組裝氣壓肌肉、設計程式與系統架構、編寫控制程式、機電系統設計與整合、資料處理及數據分析、報告撰寫及校對
林沂箴	B11131003	收集資料、報告撰寫及校對、編寫控制程式、設計程式與系統架構、機構設計、機電系統設計與整合、資料處理及數據分析

工作日誌

表 6-1 工作日誌表

7/13-7/31	零件與材料尺寸之討論與採購
8/6、8/7	第一次自製氣壓肌肉組裝
由於先前研究並無材料購買相關資訊，故此次實驗目的為確認所購買材料的特性是否符合先前研究之相關資料與熟習如何裝配氣壓肌肉。	
8/10-8/20	測試其他氣壓肌肉材料可行性
由於所購買的彈性管與編織網與先前研究皆不同，因此我們所製作出來的氣壓肌肉在收縮率等特性上略為遜色於先前研究，故我們在不同地方找尋原先實驗相同材料以進行後續測試。	
8/31	測試旋轉編碼器
舊版輔具因在轉動時會因為感測器的誤差，使得系統感測值與實際值有誤差，因此為消除誤差我們選用較為適合大量轉動時之感測器作為系統感測輸入。	
9/7-9/16	研究與探討 PID 控制器程式碼
熟悉 Arduino 語法與了解電機系統相關線路，由於氣壓肌肉測試尚未完成，因此暫時無法調整 PID 控制器之相關參數。	
9/23	製備固定接頭
由於固定端接頭與一般氣壓接頭之規格不同，因此需進入工廠自行加工。由於工廠預約時間的衝突，因此加工日期比原先預計較晚。	
10/16	小組討論專題研究方向與進度問題
由於測試器材的維修，我們無法得出氣壓肌肉相關參數以進行設計外型、調整控制器參數等，因此我們重新開會討論了可以先製作的方向，如將原先 UNO 板改為體積較小的 NANO 板、增加新功能的可行性評估。	

11/4	與教授討論後續研究相關問題
由於測試器材的維修時間一再延長，我們無法確認最終氣壓肌肉材料等相關資訊，故無法做太多的改良，因此我們從新與教授討論了研究方向。	
12/2	研究機電系統模組化可行性
先前研究的輔具在連接處為一體性架構，在進行改良或是試錯上的成本會提升，因此利用大量實作找尋出最優解，因此我們希望將連接處或手部固定處改良，進行模組化設計以利後續之改良。	
12/21	嘗試感測模組與控制模組整合
由於原先手指控制會因為機械疲勞進而使輸入數據產生誤差，因此我們重新改變了控制模組的方式與架構，然而在 Arduino 中，兩者會因為系統延遲與回傳模式產生衝突，雖然以查閱資料，但暫時還是無法解決，因此我們在嘗試重新撰寫其系統架構。	
1/10	增加切換開關與改寫程式
原先控制模式的方法以手機控制為主，然而多數老齡人對於手機的使用較為不熟悉，因此我們將切換模式的方式改為以實體開關進行選擇。此外，我們在查閱文獻後，已解決系統衝突的問題。	
2/27	
1. Arduino Nano + 藍芽模組，改成 esp32 驅動成功 2. 開關切換、MOSFET、FLEX、encoder 合併在一起，在 esp32 上執行成功 3. 編碼器 3D 與輔具相連的結構設計 4. PNNP、網路神經與模糊控制程式碼研究	
3/13	
控制器選用之論文討論	
3/21	討論及編寫新程式架構
由於將微控制器更換為 esp32，因此在程式的編寫方式上有些許改變處，同時也針對原先程式架構之不足處進行改進。	

4/25	
1. 決定四個切換模式(initial, database, flex up and down, angle modes input) 2. 安裝編碼器，測試最大旋轉角度，只能偵測到 0~5 個階段，精度不足 3. 試用藍芽與 wifi 模組皆失敗，介面設定困難(app inventor 不能用在 ios 系統) 4. 重新設計新控制器程式	
5/15	
1. IRF520 模組疑似由於電磁閥之高頻切換導致燒毀，無法正確驅動繼電器 2. 設計轉軸處編碼器固定元件	
5/27	
1. 氣壓肌肉在測試時出現斷裂，因此重新製作新氣壓肌肉 2. 由於尺寸不合，故重新設計轉軸處編碼器固定元件 3. 收集實驗數據	
6/6	
修復程式系統錯誤、整理實驗數據、繪製圖表、撰寫報告	

經費使用及報支情形

表 7-1 零件細項與報支表

項目	數量	價格	報支情形
480 膠水	1	270	已報支
1/4 鋼閥	1	179	已報支
6*1/4 氣壓閥	1	153	已報支
繼電器	2	165	已報支
6*9mm 橡膠管	2	180	已報支
空壓零件	1	168	已報支
空壓零件	1	131	已報支
杜邦線	4	160	已報支
橡皮管 6*8mm	1	155	已報支
鋼 內 牙 三 通 1/4F*1/4F*1/4F	2	149	已報支
鋼 飛 速 直 外 牙 1/4M*3/8U	1	35	已報支
鋼 飛 速 直 外 牙 1/4M*8MM	1	29	已報支
鋼 飛 速 直 外 牙 1/4F*8MM	1	37	已報支
鋼 飛 速 直 外 牙 1/4F*3/8U	1	43	已報支
省力接頭 5*8PU*1/4 外牙	2	62	已報支

直外牙運費	-	68	已報支
電子零件(ESP32)	1	538	已報支
節流閥 R6*1/4	1	130	已報支
合計總金額	-	2652	

遇到的問題

(一). 實際機構與先前實驗之測試機構並不相同：

先前實驗室所製造之測試機構與本次實驗的機構存在明顯差距，如下圖所示。

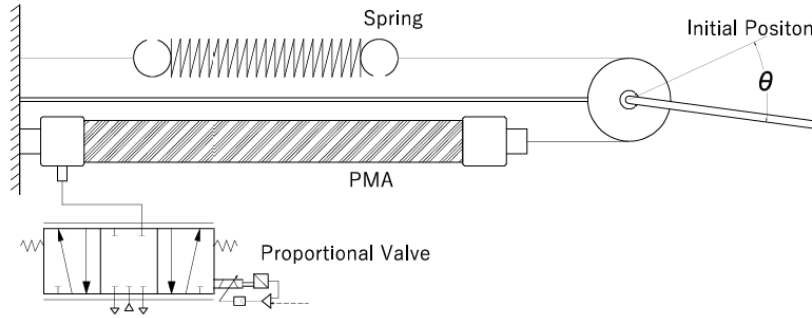


圖 7-1 單自由度旋轉平台[8]

可以明顯觀察到，先前實驗所使用之氣壓肌肉在手臂彎曲時並不會產生明顯折彎，然而本次實驗機構中之氣壓肌肉則會隨手臂彎取而產生彎折。此結構差異使得原先推導之物理模型無法直接套用於本次實驗。

由於氣壓肌肉屬於非線性時變系統，根據本次實驗觀察，其在彎折狀態下將對於機構做動產生影響，且有較高風險導致氣壓肌肉材料疲勞或斷裂。因此，建議未來可重新設計機構配置，將氣壓肌肉配置於遠離轉軸之位置，以避免其在機構彎曲過程中產生不必要之變形，進而提升本輔具穩定性與耐用性。

(二). 實驗器材複現困難：

由於該項目已擱置多年，因此在資訊上產生斷層，且並無詳細記錄，因此在本次實驗初期僅能依據實驗室前人的回憶進行採購。然而，在尋找過程中，發現部分供應商已停業，或不在販售相同材料，再加上時間久遠，部分保存材料亦出現脆化現象，故本次製作之氣壓肌肉並無法完全重現先前之最佳狀態性能。

(三). 控制理論知識不足：

由於氣壓肌肉具有高階非線性化時變之特性，難以利用傳統控制理論進行建模及控制，由於本團隊在控制理論方面的知識仍然有限，因此在初期對於複雜控制方法的評估與實作面臨一定困難，亦成為中期選用與設計控制器之一大挑戰。

成員心得

陳亭州：

這次專題對我來說是初次嘗試做氣壓相關的研究，從最初的設計構想到實際操作，整個過程讓我覺得既新鮮又挑戰十足。剛開始接觸氣壓系統的時候，我對這種結合了氣壓與控制技術的裝置感到既陌生又好奇，尤其是當它被用來做成手臂輔具的時候，更讓我覺得很有意思。

在專題的前期，我們主要先進行結構設計，試著把理論模型轉化成實際可行的裝置。雖然看似只是把零件組裝起來，但當真的要動手製作，才發現很多地方都比想像中複雜。特別是遇到實驗器材整修的問題，讓我們在測試過程中遇到了不少挑戰。再讓氣壓肌肉達到更佳的延展性與疲乏測試等，這讓我們一度沒辦法順利完成測試，雖然這段時間進度稍微停滯，但也讓我體會到做研究不只是單純寫程式或畫圖紙，還要學會解決設備問題和處理現場突發狀況。

除了設備整修的挑戰，我們在控制系統的部分也遇到了一些瓶頸。因為這是我第一次接觸到 Arduino 控制氣壓系統，還要學習如何寫程式控制電磁閥、調整壓力和流量，真的讓我花了很多時間摸索，也讓我從完全不熟悉到慢慢能寫出基本的控制邏輯。雖然中間也出現了很多錯誤（例如控制訊號輸出跟預期不符、系統反應太慢等等），但透過和組員討論以及查找資料，我也學會了怎麼一步一步去找問題並修正。

這次專題雖然過程中遇到許多問題，但回頭看，其實每一個挑戰都讓我成長了很多。從器材整修到控制系統的開發，再到資料整理與報告撰寫，每一個環節都需要耐心和細心。尤其是當研究進度受限的時候，團隊合作就變得非常重要，大家會互相幫忙分擔任務、討論解決方案，讓專題能夠一步一步往前推進。

這次專題讓我學到的不只是技術面的知識，更多的是面對困難的態度，以及如何在實務中保持彈性和解決問題的能力。我相信這些經驗對未來不論是在學業上或是進入職場，都會是很寶貴的養分。希望在未來更有能力與經費時可以真正把我們的氣壓制動手臂輔具做得更好、更完整。

林沂箴：

從今年八月正式開始投入氣壓肌肉相關的研究，這是我第一次接觸此類型的控制模式，讓我深深感受到發想者的創意與巧思。在剛開始進行專題研究時，雖然對於這類新穎的研究領域感到陌生，但組員們耐心的說明，加上實驗室留下的大量研究資料，讓我逐漸摸索並理解了氣壓控制背後的原理和應用。

然而，學期初時，我尚未修習「自動控制」，對於相關研究資料中提到的回授控制及PID控制器幾乎完全不懂，這讓我在一開始面對專題研究時感到困惑，也不知從何著手。因此，在這學期的研究初期，我選擇聚焦於自己能夠掌握的領域，Arduino機電控制。

由於過去沒有太多的實作經驗，我在研究過程中投入了大量時間和精力，不僅觀看了許多教學影片，也閱讀了大量的相關資料，努力補足自己的實作技能。在這個過程中，我發現自己的英文閱讀與聽力能力隨之大幅提升，同時對機電控制的理解也更加深入。除此之外，這段經驗讓我對自動控制領域培養出更多的耐心與興趣。然而，研究過程中並非一帆風順。由於一直無法順利使用相關測試設備，我感到氣餒和無奈，但也明白專注於自己目前能夠完成的事情是當下最實際的選擇。於是，我將精力投入在整理資料、強化基礎知識以及提升實作能力上。經過一個學期認真修習「自動控制」及相關實習課程後，我對自動控制的背後原理有了更深刻的理解，也能更有條理地將理論知識應用到實際問題中。展望未來，我期待在下學期能夠將所學的自動控制知識真正運用到氣壓控制的實驗中，並透過更多實作與測試，進一步驗證與組員們討論出的方案的可行性與價值。

鄭琛諺：

從題目的選擇到後續研究的方向與設計，大多為由我主導，雖然有氣壓控制相關的基礎，但此次項目並非傳統氣壓控制，多為程式控制，由於在程式語言(特別是C++)上的底子較薄弱，因此在開發過程中持續學習新知識，並嘗試將所學知識應用在此次專題中。然而，因為缺乏實作經驗，常常會在投入開發到中期才發現所選擇的方法並不適合應用在此次專題上，導致部分進度需要重來，使也讓組員因此經常陷入反覆修正的狀態，這些經驗讓我意識到前期的規劃、技術積累與技術可行性驗證的重要性，可促使我在後續會更加謹慎地評估每一項設計的正確性與實作決策。

此外，實驗前期測試器材的維修，使得我們無法正式的確定改進方向，導致進度弱後。直到意識到落後時，本次專題時程已經過了三分之一。這讓我體會到，如果專案進行初期若遇到不可預測之阻礙，必須及時進行分工的調整或尋找替代方案，不能只是被動等待，否則容易損失大量寶貴的時間，使得後續的開發與進度壓力龐大。

除了技術層面的挑戰，在初期報告的撰寫我也遇到了不少困難，由於過去撰寫正式長篇報告的經驗有限，對於報告的排版、規範、製圖或引用方式較為生疏，因此花費了大量時間研究這些細節。這段經歷讓我在未來撰寫報告或是論文時，能更快的上手並產出更高品質的內容。

最後，感謝教授的指導、組員的協助，以及實驗室學長們在過程中給予的幫助，這些支持和鼓勵讓我能順利完成此次專題，也讓我在學習與成長路上受益良多。

總結檢討

本次研究旨在開發一套以氣壓肌肉致動器為核心的輔具系統，藉由柔性致動器的輕量化與高安全性特性，協助老年人或身心障礙者提升自主生活能力與復健需求。研究過程中，我們針對既有輔具的不足之處進行改良，以滿足更靈活的動作控制需求。此外，我們重新設計了迴授機構與控制系統，並重新撰寫了程式架構，提升了後續設備升級的便捷性與實用性。

然而，在研究過程中，由於實驗器材整修的延誤，我們無法如期完成疲勞測試，進而影響氣壓的製作調整、硬體機構與程式架構的進一步優化。因此，本階段研究的主要進展集中於軟體控制系統的設計與優化。我們部分完成了控制邏輯的重新撰寫與模擬驗證，並確保兩種基本的控制模式的穩定性與操作便利性。這些成果為未來在。檢討部分包含以下：

設備依賴與測試延遲問題，問題點：本次研究前期過於依賴實驗設備進行疲勞測試與硬體優化，但因器材整修導致測試延誤，進而影響研究進度與成果驗證。

軟體與硬體開發進度不均衡，問題點：由於硬體測試進度受阻，研究重心不得不轉向軟體開發，導致兩者整合時缺乏即時驗證，影響研究完整性。

控制系統調整與驗證不足，問題點：氣壓肌肉具有非線性與高階特性，控制系統需要多次參數調整與測試來確保精準控制，但受限於設備延誤、對於模擬工具不足與不熟悉高階控制理論，因此未能有效改善控制系統。

團隊協作與時間管理，問題點：在多工協作與進度壓力下，部分工作缺乏有效協調，導影響進度調控與階段性成果的整合。未來應更強調分工明確化與進度檢討機制，透過定期會議檢核每項進展，確保工作安排更加有序與高效。

文件與資料整理不足，問題點：雖然已完成部分控制參數與設計數據，但未能完全系統化整理技術文檔與流程說明，可能影響後續改良與應用推廣。應建立系統化資料檔案，將設計參數、實驗數據與控制程式進行完整歸檔，確保研究成果可供後續研究時找尋資料的方便性。

參考文獻

- [1] 內政部統計處. "113 年第 24 週內政統計通報," 12/24, 2024;
https://www.moi.gov.tw/News_Content.aspx?n=9&s=316654#_ftn3.
- [2] 陳以民, “智慧型控制器應用在單一關節氣壓肌肉致動器的角度追蹤控制,” 自動化及機電整合研究所, 聖約翰科技大學, 新北市, 2014.
- [3] 黃志仁, “穿戴式下肢輔具之研發設計及效能評估,” 動力機械工程學系, 國立清華大學, 新竹市, 2011.
- [4] 歐佩宜, “以模型為基礎進行氣壓肌肉致動器之設計及製作,” 機械工程系, 國立臺灣科技大學, 台北市, 2018.
- [5] W. Meng, S. Xie, Q. Liu *et al.*, “Robust Iterative Feedback Tuning Control of a Compliant Rehabilitation Robot for Repetitive Ankle Training,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, pp. 1-1, 02/01, 2017.
- [6] 鄭琛諺、林沂箴、陳亭州. "氣壓肌肉之手部輔具-手動升降模式,"
<https://youtu.be/29pqIU7J49s>.
- [7] 鄭琛諺、林沂箴、陳亭州. "氣壓肌肉之手部輔具-指定角度模式,"
<https://youtu.be/uNtdiqydCWI>.
- [8] 張晁銘, “雙氣壓肌肉驅動單自由度機械手臂之即時適應性積分逆步控制,” 機械工程系, 國立臺灣科技大學, 台北市, 2022.