



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 12 月 25 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 控制元件規格 .....	11
3.3 控制邏輯與程式架構說明 .....	18
組員分工.....	20
工作日誌.....	21
經費使用及報支情形.....	23
遇到的問題.....	24
成員心得.....	25
總結檢討.....	28
參考文獻.....	30

## 摘要

台灣人口老齡化日益嚴重，且部分老年人口為單獨生活，然而隨著少子化的原因，請看護照顧老年人口的成本逐漸上漲，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。其中輔具成為了提升老年人口生活自主能力的所需物品之一，其中氣壓肌肉具有結構簡單、富可撓性、操作過程不產生熱等特點，特別適合做為關節處輔具之致動器。因此本研究希望以往屆對於氣壓肌肉致動器的研究成果為基礎，針對原先輔具存在的缺陷進行改良，包括輔具外觀、內部感測系統或機電系統重量等問題。透過優化設計以增加該輔具的舒適性、安全性與實用性質，使其更能滿足日常所需。此外，我們將對製作實驗材料的相關資料進行系統化整理，為未來的研究與應用提供完整參考依據。

# 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或不易移動等困擾，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。原輔具僅具有單一致動器提供動力，僅能實現手部伸縮中的單向作用力，限制了該輔具在日常應用中的功能性與靈活性，為解決此限制，我們在原先基礎上增加了一氣壓肌肉致動器，以實現雙向作用力之輸出。此外為提升穿戴舒適性與精確性，我們重新設計了手肘部位的結構，同時尋找更輕便之控制系統，並將機電系統整合至單一控制箱內，以減少設備總體重量以提高系統輕便性。

過往文獻因較少計載關於製備材料相關資料，對於後續研究的可複製性較低。因此，本項目將會把數據與材料資訊進行系統化整理，確保後人可以快速理解並重新製作該輔具，並有助於建立氣壓肌肉致動器應用於輔具領域的推廣，同時為未來的改進與技術創新奠定基礎。

## 1.2 研究目的

- (1). **重新設計輔具外觀與感測系統**：由於舊款輔具結構較為簡易，在實際使用時的舒適性上較為不足，加上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結構並使用 3D 列印技術重新製作，同時尋找新的感測器系統，使其提升舒適性與安全性。
- (2). **減少機電系統重量**：舊款輔具在機電系統中體積與重量較為龐大，不僅限制了該輔具在日常實際應用時的靈活性與便捷性，我們將嘗試把部分零件更換為更為輕巧之物件，並整合入輔具結構。
- (3). **增加產生另一作用力之致動器**：原先輔具僅可以產生單一方向驅動力，無法完成現實生活中許多操作，因此我們將嘗試把原輔具改良為雙氣壓肌肉致動。
- (4). **控制流程改變**：原先控制邏輯需先由手機連線到 Arduino 後才可以開始進行控制，然而現實中老年人對於手機應用的學習較為緩慢，因此我們希望將由手機進行模式的切換改為實體按鈕做模式的切換。

## 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 1-1 所示。

兩側接頭材料選用皆為黃銅或是鋁合金，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鎖固，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，確保氣壓肌肉的穩定度與可靠性。

由於過往研究材料因年代久遠已產生氧化，故無法直接使用，且當時未留存材料購買的相關購買參考資料，因此在重新購買相似材料並經過初步測試後，選用 6\*8mm 彈性管，並配合 10mm 編織網作為氣壓肌肉致動器主體。



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：確定塞頭中心點後，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

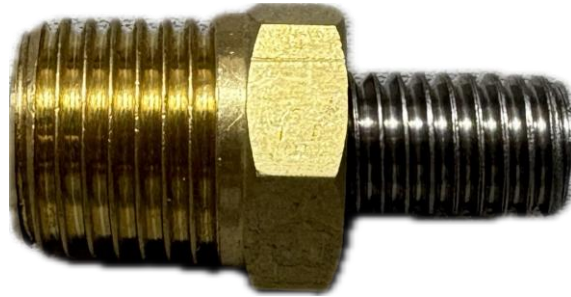


圖 2-2 自製固定接頭

## 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 1-1 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 個
透氣膠帶	1 個

### ●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

該學期仍然在測試控制元件與感測器之交互與可行性，因此電機系統架構暫時維持先前架構。

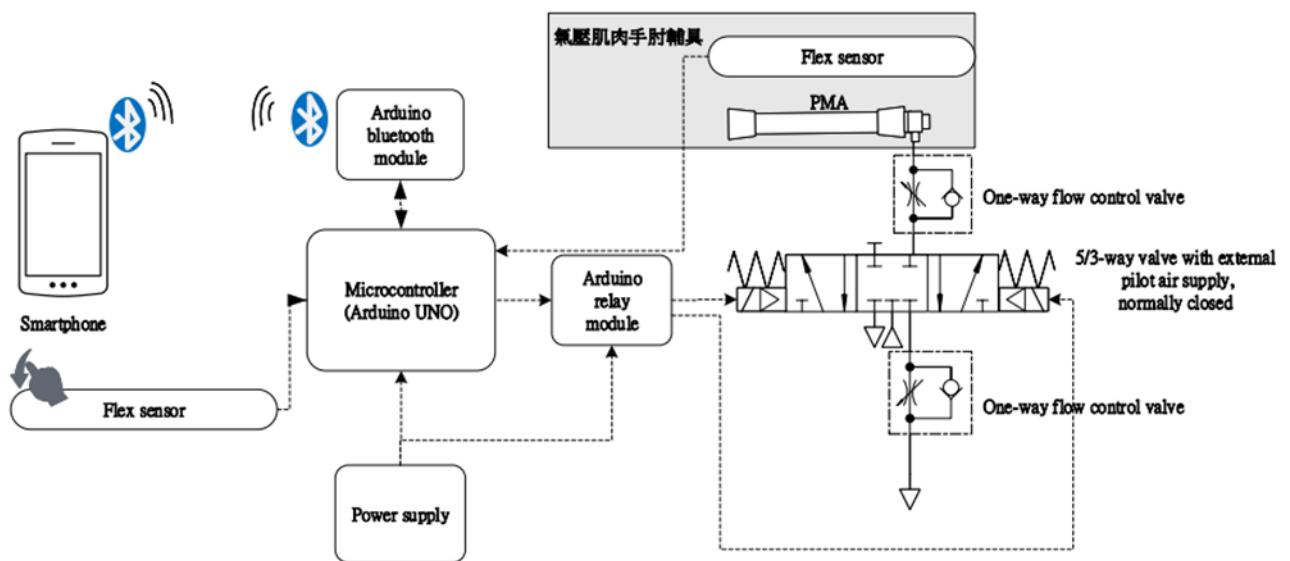


圖 3-1 舊款電機系統配置圖

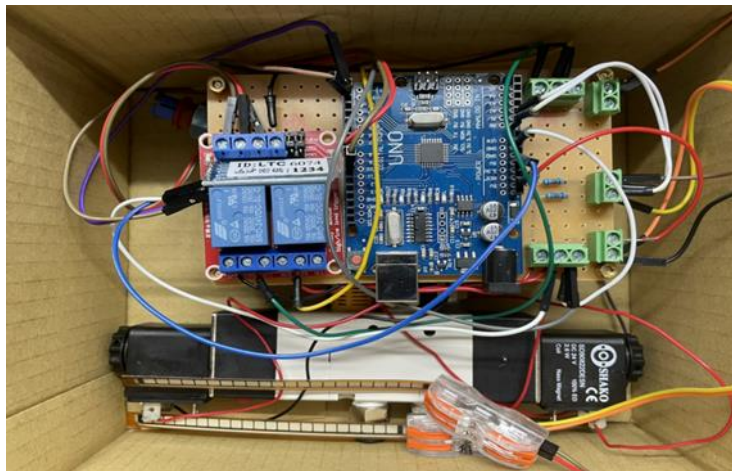


圖 3-2 舊款電機系統架構實體圖

## 3.2 控制元件規格

### 3.2.1 Arduino Nano v3.0

Arduino Nano V3.0 開發板是一小型 Arduino 平台，與 UNO 版相比較，Arduino Nano V3.0 在體積更為緊湊，可以使控制系統的體積更為縮小，以增加攜帶上的靈活性。

表 3-1 Arduino Nano V3.0 規格

項目	規格
型號	Arduino Nano V3.0
輸出/輸入端口	12 個數位輸入與輸出端口、8 個類比輸入端口、6 個 PWM 端口
工作電壓	5V
採用晶片	Atmel Atmega 328P-AU
尺寸(長寬)	45mm*18mm
重量	7g

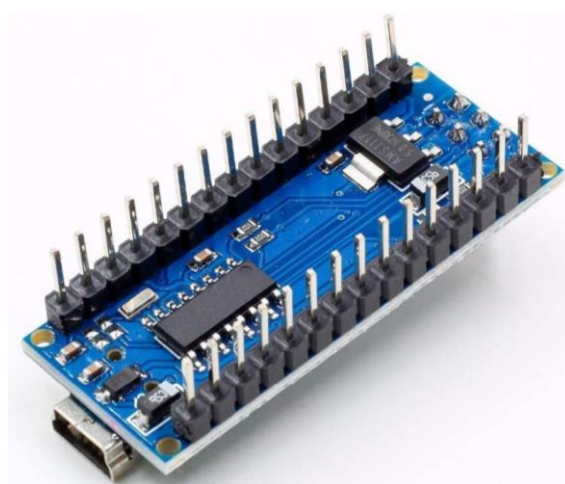


圖 3-3 Arduino Nano V3.0

### 3.2.2 JoyStick 雙軸遊戲搖桿模組

該雙軸按鈕搖桿傳感器採用 PS2 搖桿電位器製作，具有(x, y)雙軸向模擬輸出，(z)為一按鈕數字輸出，由於舊款彎曲感測器容易因機械疲勞產生數據上的誤差，因此我們將改為雙軸搖桿替代原先的彎曲感測器，作為手指控制模式的輸入訊號源。

表 3-2 雙軸按鈕搖桿模組規格

項目	規格
型號	JoyStick 雙軸按鈕搖桿模組
工作電壓	3.3V~5V
尺寸(長寬高)	34mm*26mm*32mm
重量	11g

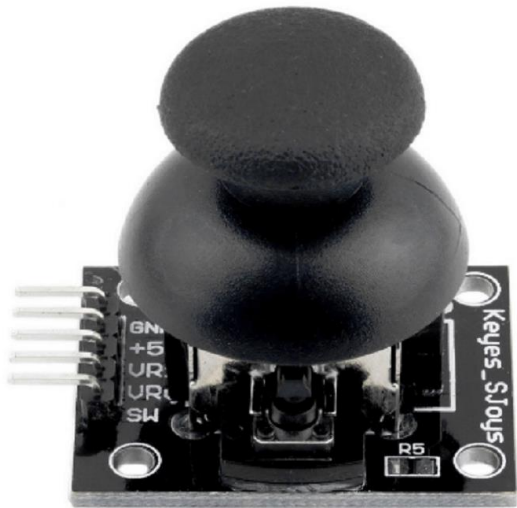


圖 3-4 JoyStick 雙軸遊戲搖桿

### 3.2.3 藍芽模組 HC06

藍芽模組負責用來接收藍芽訊號，讓我們可以使用 App Inventor 人機介面來發送訊號給控制板，進而控制氣壓肌肉的充洩氣。

表 3-3 Arduino 藍芽模組 HC06 規格

項目	規格
型號	Arduino 藍芽模組 HC06
工作電壓	3.6V~6V
發射功率	3 dBm
尺寸(長寬高)	27mm*13mm*2mm
重量	4g

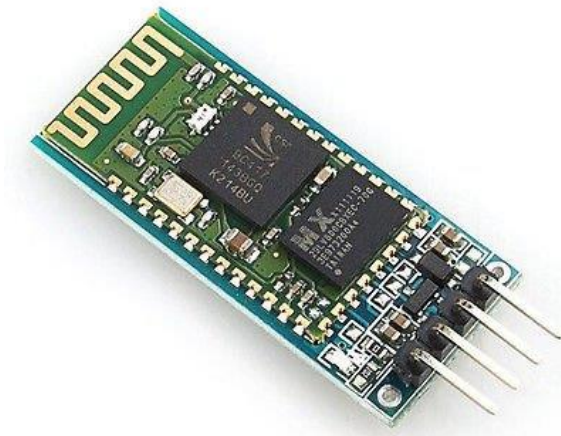


圖 3-5 Arduino 藍芽模組 HC06

3.2.4 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

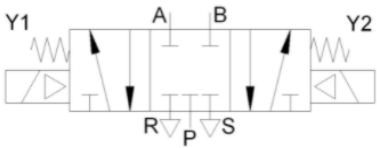
項目	規格
型號	五口三位中位閉電磁閥
流量	3600 L/min
口徑尺寸	G1/8
工作壓力範圍	0.2~1MPa
元件符號	
重量	525g



圖 3-6 五口三位中位閉電磁閥

### 3.2.5 24V 繼電器模組

由於 Arduino 無法直接驅動電磁閥，故需一繼電器用控制電磁閥是否通電。

NO：Normal Open，常開，也就是正常情況它是不通電的。

COM：Common Ground，共接電，很多人習慣把外電接到這個接腳，再從 NO 或 NC 接到外部設備上。

NC：Normal Close，常閉，它在正常情況下是接通的。

表 3-5 2 路 24V 繼電器模組規格

項目	規格
型號	2 路 24V 繼電器模組
工作電壓	24V
最大電流	50mA
尺寸(長寬高)	50.5mm*38.5mm*18.5mm
重量	40g

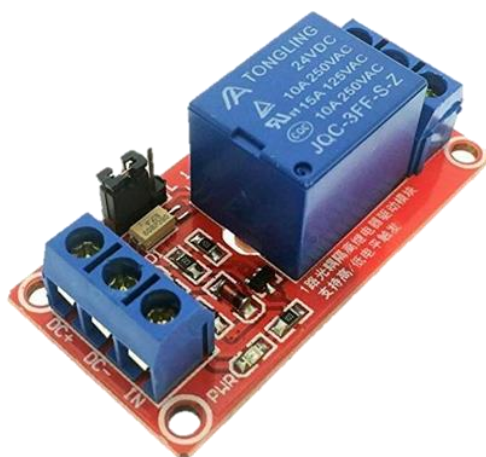


圖 3-7 24V 繼電器模組

### 3.2.6 單向節流閥

單向節流閥由單向閥和節流閥並聯而成，目的是為了控制氣體進入氣壓肌肉的流量，以防止氣壓肌肉突然大量進氣而快速收縮。

表 3-6 單向節流閥規格

項目	規格
型號	Festo GR-1/8
使用壓力範圍	0.1~10 bar
配合管徑尺寸	G1/2
重量	31g



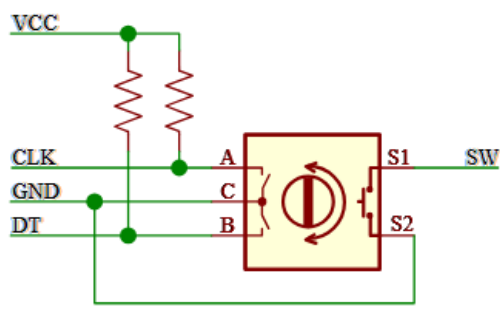
圖 3-8 單向節流閥



### 3.2.7 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。然而該編碼器由於脈衝數的不足，在實際測試中會產生資料丟失的情況，故預計下學期將會更換一精度更高的編碼器。

表 3-7 旋轉編碼器模組規格

項目	規格
型號	ADIO-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

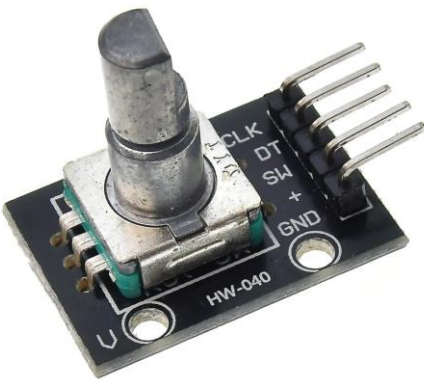


圖 3-9 旋轉編碼器模組

### 3.3 控制邏輯與程式架構說明

#### 3.3.1 控制邏輯圖

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。

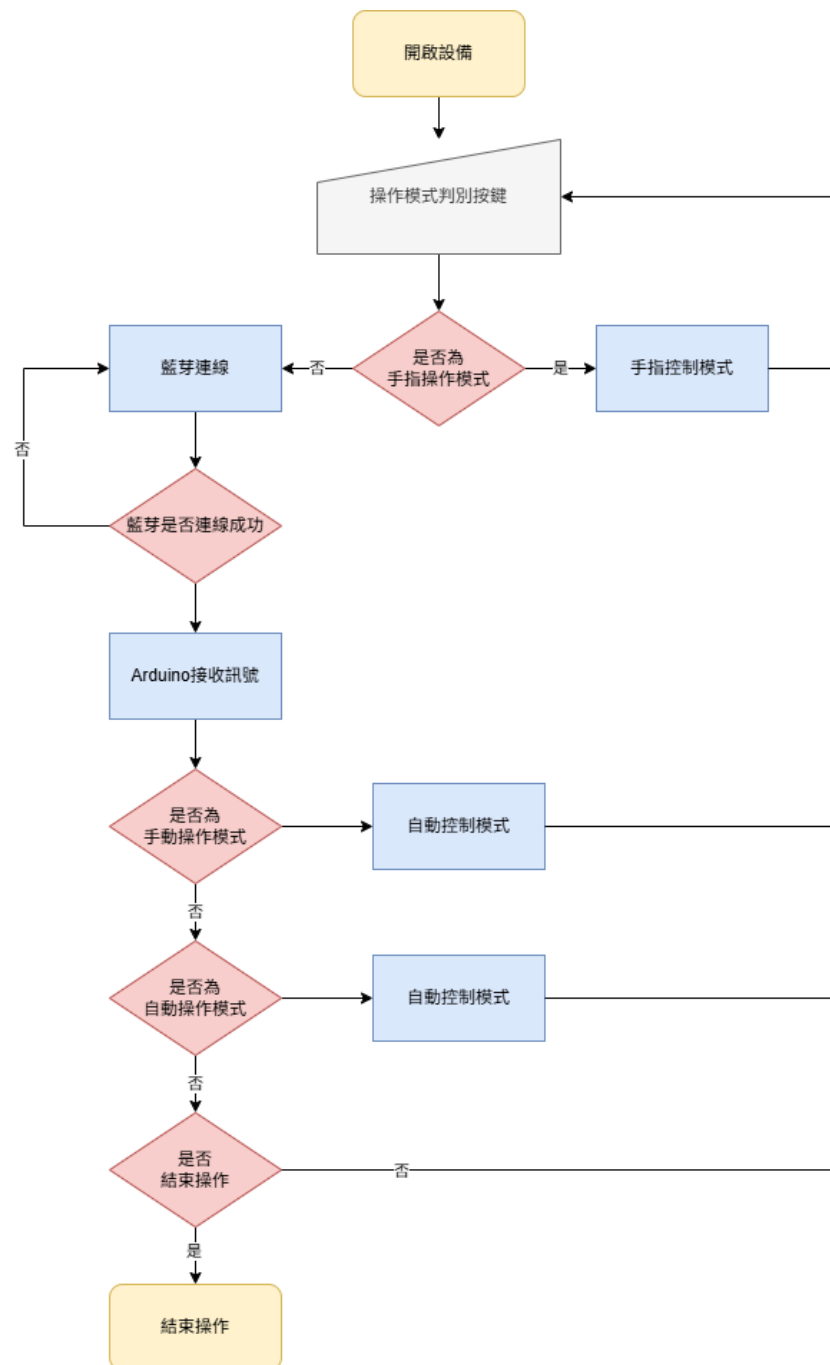


圖 3-10 控制邏輯圖

### 3.3.2 程式架構說明

由於控制模組與感測模組在程式交互上會產生部分衝突，因此此部分仍然在修改，預計將於 113-2 學期完成。

### 3.3.3 實際控制架構

將原先手指控制之彎曲傳感器與角度輸入之彎曲傳感器改為搖桿與編碼器，然而兩者因程式輸入延遲會產生衝突，故無法正確實現數值回傳。當中編碼器的脈衝數會因為轉速較快而產生數據的丟失，目前在找尋尺寸合適與精度更高的編碼器，因此該部分的設計較為簡易。

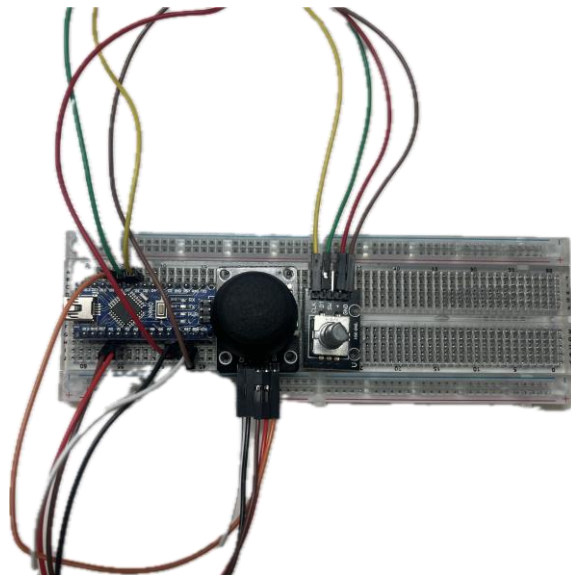


圖 3-11 測試中實際控制架構

## 組員分工

表 4-1 組員分工表

姓名	學號	工作
陳亭州	B11103144	收集資料、實驗經費報支、撰寫報告、採購零件、組裝氣壓肌肉、機構設計
鄭琛諺	B11103235	收集資料、撰寫報告與最終統整、採購零件、加工固定接頭、組裝氣壓肌肉、設計控制架構、編寫搖桿控制模組程式、機構設計
林沂箴	B11131003	收集資料、撰寫報告、編寫編碼器與搖桿、設計控制架構、控制模組程式、機構設計

# 工作日誌

表 5-1 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。	

## 經費使用及報支情形

表 6-1 零件細項與報支表

項目	細項	規格/數量	總價格	是否報支
耐衝膠水		1 瓶	270	否
編織網		10mm/1 捲 12mm/1 捲	155	否
橡皮管		6*8/1 捲 6*9/1 捲 5*8/1 捲	395	否
空壓零件	三內通	兩分/2 個	423	否
	進氣接頭	2 個		
	快擰接頭	兩分*8mm 內/1 個 兩分*8mm 外/1 個 兩分*3/8" 內/1 個 兩分*3/8" 外/1 個		

## 遇到的問題

### (一). 實驗所需材料的相關購買資訊不足：

由於該項目被擱置多年，因此在資訊上產生斷層，在重啟研究時，只能不斷詢問先前學長姐以了解部分細節。然而，因為年代久遠，有許多購買渠道已經倒閉或無法查明，因此我們在項目初期只能不斷的對所購買的材料或零件進行反覆試錯，以確保實驗所選用的材料能符合文獻所記載的要求。

### (二). 測試機台的維修：

以先前文獻所記載，自製氣壓肌肉在 1000-2000 次循環後，其收縮度與拉伸長度皆會與原先產生大量變化，但由於測試機台尚未維修完成，因此我們無法確定材料在穩定後的長度與特性進行電控上的修改。

### (三). 改良方向的不確定性：

由於暫時對於自製氣壓肌肉的特性不熟悉與先前實驗相關資料較為不足，因此在改良過程中對於後續實驗的方向較為不確定，也因為自製氣壓肌肉為非線性化系統，故無法使用自動控制所學之知識進行預測，使得我們一直在重新討論後續系統架構與方向。並且由於網上資訊多為理論分析，較少為實際測試，因此在選定如何控制等方向較為混亂，使我們討論的思緒較為混亂。

### (四). PID 控制器之修改：

由於自動控制尚未教到 PID 控制器相關的設計或是調整，故在參考原先文獻時無法理解相關的回授調整關係與應用方式。

### (五). 編碼器與搖桿控制器兩者傳輸資料相互抵觸：

編碼器與搖桿控制器中，資料傳輸存在部分相互抵觸之問題，由於兩者在同一控制系統中同時進行，會導致信號的干擾與衝突，使該系統無法正常運行。因此我們將查閱更多資料後優化其程式架構，以解決這一問題並保證系統正常運行。



## 成員心得

陳亭州：

在這次的專題研究中，我們以氣壓肌肉致動器為核心，設計並開發了一套輔具系統，期望能夠協助老年人或身心障礙者改善其自主生活能力與復健需求。整個研究過程中，我們不僅學習到許多理論知識，還透過實作深入了解軟硬體整合的應用，但也遭遇了一些挑戰與困難，讓我們更加體會到研究與開發的複雜性與現實限制。

困難與挑戰方面，在製作過程中，我們面臨的最大挑戰之一是實驗器材整修的問題。由於測試設備的維修延遲，導致我們無法如期進行氣壓肌肉的疲勞測試與壽命分析，這對機構鎖點的確認造成了很大影響。由於缺乏實驗數據的支撐，我們難以具體評估氣壓肌肉的耐用性與穩定性，進而無法進一步優化結構設計。這一點對我們來說是較大的遺憾，也提醒了我們在研究規劃時應該更謹慎考慮設備可用性的風險評估與替代方案的準備。

專題課程同時讓我深入了解了跨領域整合的挑戰與價值，尤其是在機械設計、控制程式撰寫與系統整合方面，我們實際參與了從概念設計到模型驗證的每一個環節，讓我們對系統開發流程有更全面的認識。同時，我們也學會如何面對突發狀況進行調整與應變，透過軟體模擬替代部分硬體測試，確保整體進度不會停滯。此外，我們對團隊合作的重要性有了更深刻的體會。在研究過程中，每位成員各司其職，分工合作，無論是硬體設計、軟體開發還是文獻資料整理，都需要相互溝通與協調，才能讓專題順利進行。這種合作模式不僅增強了我們的問題解決能力，也培養了團隊協作與時間管理的能力，對未來進一步的研究或進入職場都會帶來很大的幫助。

雖然目前研究在硬體測試方面未能達成預期成果，但我們的軟體控制系統已經初步具備實用性與穩定性，為未來的改進與延伸應用打下了基礎。接下來，我們期望能夠在設備修復後進一步完成硬體疲勞測試，確保輔具結構設計與控制系統之間的最佳匹配。同時，我們也希望將這套輔具應用於更多使用場景，例如義肢輔助與其他穿戴式設備，進一步提升其實用性與市場價值。

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：

從專題的選擇到後續研究的方向多為由我開始，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，然而我在程式語言上的底子較差，因此一直在重新學習如何撰寫 C++，然而該系統所需控制的交互較為複雜，導致我無法在程式設計方面給予組員太大的幫助。

儘管如此，在此次研究構思上多為由我主導，經常提出許多創新的設計方法，然而由於基礎實力的缺乏，使得有許多設計太過於理想化，導致我們浪費了許多時間在嘗試不同的設計方向，加上測試器材的維修，一直無法正式的確定一個方向，讓我們常常在空轉使得研究進度不斷落後，在後續遇到困難時應先指派其他組員進行不同的研究而非讓大家乾等。在這當中我逐漸學習到了在機構設計上應該更務實和尚須提升自己的能力外，更學習到了如何協調組員的分工與合作。除技術層面外，我也在報告的撰寫上遇到較多困難，由於以往製作正式報告上的經驗較少，對於正確的撰寫一份報告所需的規範、排版與引用較為不熟悉，因此花費了大量時間研究這些細節，這段經歷可以讓我在後續撰寫報告或是論文時能更快上手。

## 總結檢討

本次研究旨在開發一套以氣壓肌肉致動器(Pneumatic Muscle Actuator, PMA)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，從單向致動器升級為雙向致動器，以滿足更靈活的動作控制需求。此外，我們重新設計了手肘結構與控制系統，並開發了多種控制模式，提升了設備的便捷性與實用性。

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，進而影響氣壓肌肉鎖點與硬體機構的進一步優化。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測試。我們成功完成了控制邏輯與模擬驗證，並確保三種控制模式的穩定性與操作便利性。這些成果為未來的硬體實測與系統整合打下了堅實的基礎。

檢討部分包含以下：

設備依賴與測試延遲問題，問題點：本次研究高度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。未來需同步推動硬體與軟體進度，確保控制系統設計與硬體測試之間形成循環驗證機制，提升開發效率與可靠性。

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，但受限於設備延誤與模擬工具不足，未能完全驗證控制系統的動態反應與穩定性。

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](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.