

基於使用者意圖之行動輔助機器人輔助策略設計

郭育傑

楊谷洋

Yu-Chieh Kuo

Kuu-Young Young

國立交通大學電控工程研究所

摘要

近年來，人口老化的問題日益嚴重，照顧銀髮族的生活起居成為一個重要的課題。隨著醫療科技的進步，各式各樣的行動輔具機器人之發展越趨成熟，本實驗室也開發行動輔具 i-go 以應對銀髮族生活不便的困擾。在本論文中，我們透過建構一意圖偵測模型來擷取使用者的操作意圖，並且因應使用者的狀況，提出兩種輔助控制演算法，其一是路徑導引演算法，主要針對操作能力較差的使用者，預設固定路徑點和方向，可將使用者導引至事先規劃的路徑，其二是行動輔助演算法，適用於操控能力較好的使用者，讓使用者自由地操縱行動輔具到其希冀的方向，行動輔具系統提供合適的輔助力，讓使用者在操作時能更平順且不費力地推動行動輔具。此基於使用者意圖之輔助策略功能經實驗驗證，確實有其一定的功效，未來希望能夠幫助正在復健且行走和操控能力較差的銀髮族，提供一個完善且安全的智慧型行動輔具系統。

關鍵字：意圖偵測, 智慧型行動輔具, 被動式機器人

1. 前言

現今的台灣社會，因為醫療科技的進步，台灣人的壽命越來越長，老年人比例相對地逐步成長，據內政部統計我國 65 歲以上老人所占比例持續攀升，近 3 年間就大升 10.5 個百分點。再加上 65 歲以上老人有 16.8% 自理日常起居活動有困難，所以必須有能幫助他們日常生活的工具或輔具。通常年紀大了會造成骨質疏鬆，肌肉比較不發達，所以常會發生下肢行走不穩，甚至跌倒，所以如何輔助老年人行走變成一個主要的研究方向。現在生活環境中，比較普遍用到的輔助工具是輪椅和拐杖，這兩者都有它們明顯的問題，前者是容易造成老年人過度依賴，導致肌肉萎縮的症狀，後者則是有分為兩種，一種是容易失去平衡的單腳拐杖，另一種則是過於笨重的四角拐杖，都不是很好的行動輔助工具。

針對上述的應用，越來越多學者致力於研究輔助老年人的行動輔助機器人，可以透過機器人上裝有的感測器來接受環境的資訊以及使用者的意圖。而行動輔助機器人，一般來說分為兩種模式，一種是透過馬達提供動力來源的主動式機器人，另一種是人提供動力，機器人只改變兩輪剎車器的力道進行控制，這兩種模式各有各的優缺點。主動式的

優點在於負重量大，使用者不需去費力推動輔具，但是有可能因為控制器的設定不當，導致有操作上的危險；被動式的優點就在於動力來源是人，安全性較高；因為針對使用的族群為銀髮族，我們認為選擇被動式輔具是相對上較為合適。

在一般的被動式行動輔具上，因為裝有電源供應器和剎車系統，所以整個車體較為笨重，也因此推動以及操控上會相當費力，有鑑於此，本研究想透過偵測使用者的握力，判斷使用者的操作意圖，給予合宜的輔助，使用者就能藉由系統所提供的輔助力來操控，簡化了操作的困難度。仍為了因應操控能力較差的使用者，本論文也提供一固定路徑導引功能，配合使用者的意圖，能平順並正確到達事先決定的目標點和方向。

本文將在第二章介紹所發展的意圖控制系統，先是說明行動輔具的動態模型，接下來建構意圖偵測模型來擷取使用者意圖，並發展兩種控制策略來輔助使用者；第三章為系統實現，此章介紹整個行動輔具的硬體及系統架構說明；第四章為模擬與實驗結果，針對兩種控制策略所達成的效果進行分析；第五章為結論，提出本論文的結論與未來展望。

2. 行動輔具意圖偵測控制系統

本章節有兩個重點，其一是建構偵測使用者意圖的模型來得知使用者當前的操作意圖，其二為針對兩種使用需求所設計的控制演算法，分別是(a)路徑導引:主要是針對操控能力較差的使用者，提供一固定的路徑點和方向，配合使用者的操作意圖，能到達指定的位置和方向，以及(b)行動輔助:當使用者操控能力較佳，能夠操縱輔具到達目標，輔具系統則針對使用者的操作習慣，提供適合的輔助力，讓使用者可以更準確並且更省力地到達目標點。

在介紹整個控制架構前，必須先了解其動態模型，因此，在 2.1 節，會先介紹行動輔具的動態模型；接著，在 2.2 節介紹意圖偵測模型；在 2.3 節介紹路徑導引控制策略；在 2.4 節介紹行動輔助控制策略。

2.1 動態模型

在介紹整個控制架構前，我們必須先探討行動輔具本身的動態物理模型，我們採用的是一個簡化的模型，如圖 1 所示，此模型忽略了輪子本身的重量跟慣量，在卡氏座標下，以三個變數來表示行動輔具的狀態，如(1)式：

$$q = [x_c \quad y_c \quad \theta] \quad (1)$$

其中 x_c 為輔具的 x 軸的位置、 y_c 為 y 軸的位置、 θ 為輔具的朝向角。

假設在輪子不會滑動的情況下，由於輔助器在運動上有所限制，所以無法進行橫向平移的動作，移動方式必須依照輔助器車體有限的迴轉角度前進，所以我們可以得到一個 non-holonomic 限制為[1]：

$$C(q)\dot{q} = 0 \quad (2)$$

其中，

$$C(q) = [\sin \theta \quad -\cos \theta \quad 0] \quad (3)$$

將行動輔助器的速度以及角速度表示為 v 和 ω ，我們可以得到 $C(q)$ 的子空間矩陣為 E ，使得

$$\dot{q} = EV \quad (4)$$

其中，

$$E = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 \\ \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$V = \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} \quad (6)$$

輔助器之動態系統在滿足(2)式的條件下，我們將行動輔助器運動的動態方程式表示為(7)式，即可利用此關係進而分析輔助器之動態：

$$M\ddot{q} + D\dot{q} = E\tau_h + E\tau_b$$

其中，

$$M = \begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & I \end{bmatrix} \quad D = \begin{bmatrix} d & 0 & 0 \\ 0 & d & 0 \\ 0 & 0 & d_\theta \end{bmatrix} \quad (7)$$

M ：行動輔助器之質量矩陣， m ：行動輔助器的質量， I ：行動輔助器轉動慣量； D ：行動輔助器之阻尼矩陣， d ：行動輔助器的平移阻尼， d_θ ：行動輔助器的轉動阻尼， τ_b ：煞車器的施力 $\tau_b = [f_b, m_b]^T$ ， τ_h ：使用者的施力。 $\tau_h = [f_h \quad m_h]^T$

我們可以將左右輪各別所輸出之煞車力矩 (τ_{br}, τ_{bl}) 對整個行動輔具所產生的煞車力/煞車力矩 (f_b, M_b) 之間關係，表示成(8)式：

$$\begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & -\frac{r}{2b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_b \\ m_b \end{bmatrix} \quad (8)$$

b ：兩車輪之間距離的一半， r ：車輪的半徑。

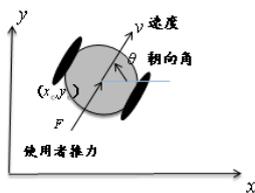


圖1. 行動輔具之簡化圖

2.2 意圖偵測模型

我們想要得到的是使用者對輔具的操作意圖，而最基本的操作意圖包括直線推動和轉彎，以對應的就是使用者施予輔具的推力和旋轉力矩，所以必須建立一個模型將量測到的握力轉成操作意圖。當同時有剎車力和人施予的力時，輔具的動態方程式為：

$$f_h + f_b = ma + kv \quad (9)$$

$$m_h + m_b = I\alpha + c\omega$$

其中， f_h 和 m_h 為人的推力和旋轉力矩， f_b 和 m_b 為剎車力施予的推力和旋轉力矩， m 為行動輔具之質量， I 為其轉動慣量， v 為速度， ω 為角速度， k 為平移阻尼， c 為轉動阻尼。透過動態模型，我們可得到剎車器施予輔具的作用力以及輔具質心的加速度和角加速度的值，如(10)-(12)這些關係式所示：

$$\begin{bmatrix} f_b \\ m_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{r} & \frac{1}{r} \\ \frac{b}{r} & -\frac{b}{r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{bmatrix} a \\ \alpha \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} r & r \\ \frac{r}{b} & -\frac{r}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$\begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ \frac{1}{b} & -\frac{1}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} \quad (12)$$

經由變數轉換，可以將(9)式轉換如(13)式

$$\begin{bmatrix} f_h \\ m_h \end{bmatrix} - \frac{1}{2} \begin{bmatrix} k & k \\ \frac{c}{b} & -\frac{c}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} mr & mr \\ \frac{Ir}{b} & -\frac{Ir}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{1}{r} & \frac{1}{r} \\ \frac{b}{r} & -\frac{b}{r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} \quad (13)$$

其中， α_l 和 α_r 分別為輔具左、右輪的角加速度， τ_{bl} 和 τ_{br} 為輔具左、右輪的剎車力。我們將(13)式的左半邊定義成新的變數 f_{hv} 、 m_{hv} ，代表行動輔具扣除剎車力影響時，所受到的推力和旋轉力矩。

$$\begin{bmatrix} f_{hv} \\ m_{hv} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_h \\ m_h \end{bmatrix} - \frac{1}{2} \begin{bmatrix} k & k \\ \frac{c}{b} & -\frac{c}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} \quad (14)$$

其中 f_h 、 M_h 與我們量測到的使用者握力有關係，它們之間的關係將使用學習的方式得到的 model 來獲得，從(14)式可得知此 model 的輸入項有人的握力和行動輔具的速度，輸出項為推力和旋轉力矩；將(14)式代入(13)式中，可以獲得(15)式：

$$\begin{bmatrix} f_{hv} \\ m_{hv} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} mr & mr \\ \frac{Ir}{b} & -\frac{Ir}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{1}{r} & \frac{1}{r} \\ \frac{b}{r} & -\frac{b}{r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} \quad (15)$$

由(15)式的結果，我們可以透過量測行動輔助的加速度和已知的剎車力，在乘上各自的相關矩陣，即可得到 f_{hv} 、 m_{hv} 的數值。經由上述推論，我們將建立一個意圖偵測模型，其中輸入項為 20 維的握力資訊

和 2 維的速度資訊，輸出項為一維的推力和旋轉力矩因為輸入項和輸出項的關係式無法透過明確數學式來表達，鑒於模糊系統不需要受控體明確數學模式的優點，並能針對非線性系統做處理，因此我們透過 Fuzzy model 來建立這個意圖偵測模型，在本節中我們使用適應性神經網路模糊推論系統(Adaptive Neural Fuzzy Inference Systems, ANFIS)[2]的方法。最後，如圖 2 所示，首先透過 Principal Components analysis[3]減少單筆輸入項的維度，再經由 Fuzzy C Means[4]將資料庫做分群，針對每個群集設定相關的 fuzzy rule，透過神經網路的誤差倒傳遞法，修正出合適的內部參數，並建立出理想的意圖偵測模型。

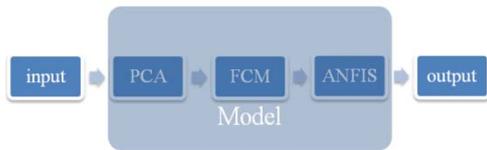


圖2.意圖偵測模型架構

2.3 路徑導引控制策略

在路徑導引控制策略方面，我們是針對操作能力較差的使用者，固定行走定路徑點和方向，並將此路徑規畫輸入行動輔具系統，本論文利用本實驗室先前所實踐於行動輔具的位置與朝向角控制演算法[5]，並對此演算法做一些改進之後，再將此演算法運用到路徑導引控制策略。如圖 3 所示，使用者施予作用力於輔具上，藉由意圖偵測模型評估出使用者的操作意圖(推力，旋轉力矩)，在已知當下的輔具狀態、人的操作意圖和指定目標下，每經過一個取樣時間，先利用路徑規畫來模擬出想要機器人的行為，算出一個合宜的煞車力矩傳到行動輔具，達到導引的效果。

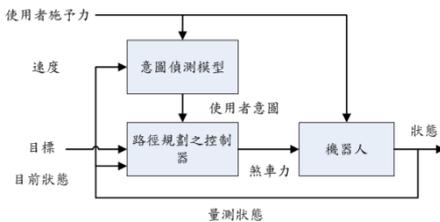


圖3.路徑導引控制系統流程圖

2.4 行動輔助控制策略

在行動輔助策略方面，應用的層面為使用者依靠自我意圖來操控行動輔具，到達欲經過的路徑點，在這項動作中，輔具系統扮演的功能為提供適當的煞車力，使得使用者在操作上能更準確地到達目標點，以及降低使用者操作所花的力氣，能更平順地推動行動輔具。

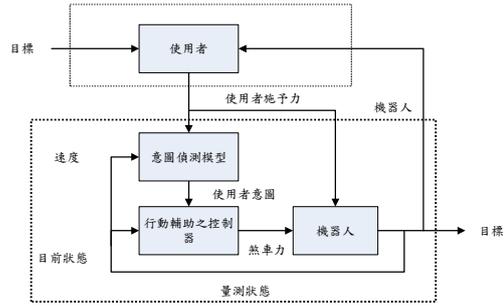


圖4.行動輔助控制系統流程圖

在設計行動輔助控制器之前，我們觀察使用者在操作行動輔具時，會有一些特定的習慣，所以本論文提出幾點假設，如下：

- 1.當輔具的速度越快時，人施予的推力將越小
- 2.當機器人的角速度越快時，人施予的旋轉力矩越小
- 3.當機器人的朝向角和目標點的角度差越大時，人施予的旋轉力矩將越大

由上述假設，因此我們可以推算出使用者操作意圖(推力，旋轉力矩)和行動輔具狀態的關係式，我們將此關係式表示為(16)式：

$$f_h = -Dv + f_0 \quad (16)$$

$$m_h = -k_1\dot{\theta} + k_2(\theta_p - \theta)$$

本論文是假設輔具系統給予行動輔具的力是和使用著施予行動輔具的力成比例，關係如下：

$$f_{robot} = \alpha_1 f_h \quad (17)$$

$$m_{robot} = \alpha_2 m_h$$

行動輔具系統加上剎車器的施力後，合力變為：

$$f_{all} = f_h + f_{robot} \quad (18)$$

$$m_{all} = m_h + m_{robot}$$

將(18)式轉成頻域分析後，系統的特徵方程式變為 $Is^2 + (1 + \alpha_2)k_1s + (1 + \alpha_2)k_2$ ，可以得到根的公式解，因此本文規畫一套選取輔助參數流程圖，可以針對不同使用者的操作習慣來選取適合的輔助參數，達成我們的輔助目的。首先先從使用者的操作習慣中擷取出使用者的習慣參數，再給定 α_1 的值，得到 α_2 的範圍，從而求出系統的特徵根公式解，再透過選取機制選出最適合此系統的輔助參數 α_2 的值，整個流程圖如圖5所示：

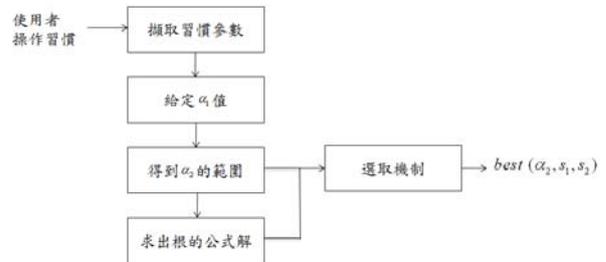


圖5.選取輔助參數流程圖

3.系統實現

我們利用本實驗室所開發的行動輔具『i-go』

作為實驗平台，其外型如圖6所示，其中計算核心採用是戴爾(Dell)筆記型電腦，當作控制器的核心。i-go的位置與速度的資訊是透過軸編碼器把資料傳到PIC晶片；人的握力資訊則是透過力感測器得到，傳給PIC晶片，PIC晶片再把上述收集到的外部資訊傳給電腦；電腦算出適當的剎車力矩後，傳達給PIC，PIC輸出PWM控制訊號改變剎車力矩的大小，所以PIC同時扮演接收和傳輸的媒介，PIC和電腦之間是透過RS232傳輸作溝通。



圖6.i-go外型

i-go 硬體架構如圖 7 所示，透過處理兩手各 10 個 force sensor 握力資訊，來達到判斷使用者意圖的目的；左右兩輪各搭配一顆軸編碼器，用以即時獲得 i-go 的位置與速度。



圖 7. i-go 硬體架構圖

4.模擬和實驗

本章針對論文中提到的意圖偵測模型描述實際建立的過程，以及透過兩個控制演算法進行實驗，並且對輔助的效果進行探討；建立意圖偵測模型在 4.1 節呈現，實際將控制方法運用在 i-go 上，實驗結果和分析在 4.2 節呈現。

4.1 建立意圖偵測模型

本節的目的是透過實際收集訓練資料,訓練意圖偵測模型。因為考慮到作往後的控制實驗時，使用者是在有剎車力的情況下推動行動輔具，因此，我們收集的資料必須是在剎車力致動時的量測數據，所以針對不同的剎車力狀態，定義六種剎車力矩，又因為左右輪分配不同，所以總共有 36 種剎車力組合。

因為本模型想在不同的操作模式下都能建立因應的規則，所以使用者操作的路徑，必須包含直線、左彎、右彎等不同操作意圖，因此設定S型路徑當作收集資料的軌跡是最為合適的，實際收集數據時，我們要求使用者沿著一個S型路徑推動行動輔具，並

且記錄每個取樣時間的狀態點，並且要求使用者必須在不同剎車力組合下，推36次路徑，收集到的資料即是這位使用者的訓練資料庫

4.2. 實驗

我們實際應用兩種控制演算法，實驗中找到二名受測者，使用者的資料如表 1 所示，而實驗場景和使用者操作情況如圖 8 所示。

表1.實驗的受測者

受測者	性別	年齡	身體狀況
A	男	24	四肢健全
B	男	24	四肢健全



(a) 使用者操作情況 (b) 實驗場景

圖 8.實驗操作呈現(a)使用者操作情況和(b)實驗場景

4.2.1 路徑導引實驗

我們首先測試路徑導引演算法，使用者均以矇眼的方式往前推 i-go，控制器已經事先規劃好路徑點與朝向角，請其中一位受測者推一次路徑，結果如圖 9 所示。

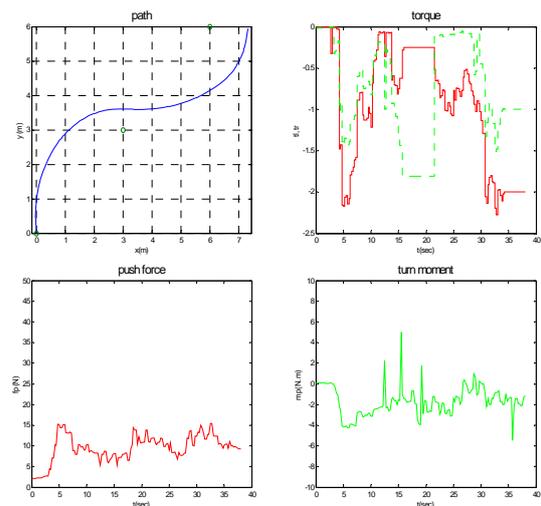


圖 9 使用者導引實驗(a)軌跡，(b)左右輪煞車力矩，(c)推力，和(d)旋轉力矩

表 2.路徑導引控制結果

	指定	受測者 A	受測者 B	誤差 A	誤差 B
X 位置 I(m)	3	3.053	3.315	0.053	0.315
Y 位置 I(m)	3	3.503	3.310	0.503	0.310
朝向角 I(deg)	0	3.5	-5.7	3.5	-5.7

表 2 顯示路徑導引實驗的結果，其中在 x 和 y 位置都有一些偏差，偏差範圍為 0.05~1.29 公尺的距離誤差，可能原因是使用者在操作輔具時，感受能力較弱，即使輔具系統提供剎車力給予輔助，但使用者仍不知覺地往某個方向前進，導致輔具轉彎幅度太大或太小，所造成的距離誤差，也有可能是記錄輔具位置的軸編碼器，因長距離的推動，所造成的計算誤差；接著來看朝向角，偏差範圍為-14.8~3.5 度的角度誤差，可能原因也跟距離誤差的第一種情況一樣，為使用者操作感受能力問題，也有可能是意圖偵測模型無法完善的得到使用者的操作意圖，導致控制演算法所給的輔助力不準確。儘管和目標有些偏差，但是經過路徑導引控制，仍能幫助使用者到達固定的路徑點和方向，且整體趨勢是吻合的，也代表我們的控制策略是可行的。

4.3.2 行動輔助實驗

接下來，我們使用行動輔助控制演算法進行實驗，原本模擬行動輔助時，是針對單點目標當作使用者的意圖來模擬，但是實驗時，我們想透過多點目標當作使用者的目標，因為多點意圖其實就是連續幾個單點意圖組合而成，為了證明本行動輔助方法也能應用在多點意圖上，我們規畫一路徑，其中包含五個目標點，要求受測者操作行動輔具經過這些目標點。受測者首先必須先透過推一次單點路徑，收集路徑資料，透過偵測習慣參數的線性回歸方法，算出習慣參數 k_1, k_2 ，如表 3 所示。接下來請受測者先推一次沒經過輔助的路徑，在各推一次經過輔助的路徑，且必須遵循我們設定的目標點，使用者不需要蒙眼進行實驗，並比較經過輔助控制前後的差異。

表 3.使用者的習慣參數

	k1	k2
使用者	5.614	0.657

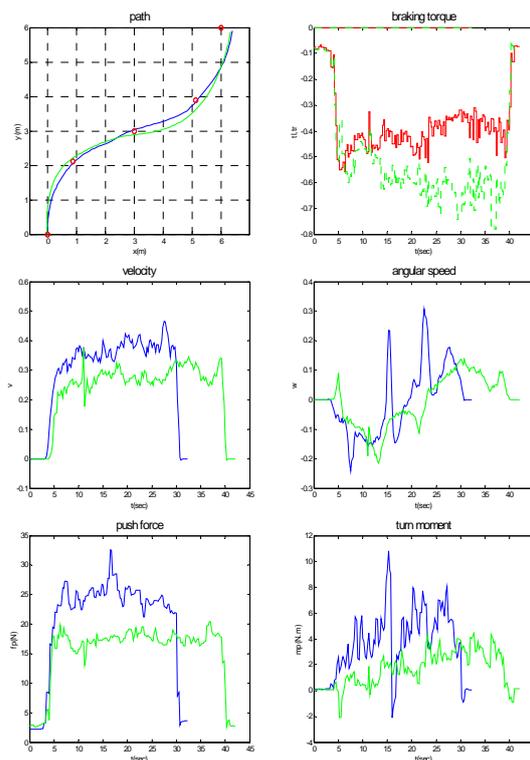


圖 10.使用者行動輔助實驗(a)軌跡，(b)左右輪煞車力矩，(c)速度，(d)角速度，(e)推力，和(f)旋轉力矩

表 4.行動輔助控制結果

	推力	旋轉力矩
輔助前	22.0313	4.3888
輔助後	16.1351	2.1562

我們針對以上實驗結果做分析，如表 4 所示，可以發現經過輔助後的軌跡會變得比原本更加平順或者更能準確地到達目標點；速度項則是因為有給煞車力輔助，較為降低，因此推完一次路徑的時間也變得更長；在角速度方面，可以觀察出震盪的幅度明顯地減少；推力方面，使用者在實驗中施予的推力不會因為有阻力而增減，仍是以固定的力去推動；旋轉力矩方面，可以明顯地看出使用者所施予的力矩減少很多，因此當使用者操作行動輔具轉彎時，更能輕易地操縱。

5.結論與未來工作

因醫療水準和生活水平的提升，全球老年人口不斷攀高，照顧銀髮族成為一個重要的議題，市面上也針對這個需求，研發像是拐杖、電動輪椅，以及智慧型助行器等輔助產品，以上產品皆以幫助銀髮族行走為目的，然而智慧型拐杖行走穩定性較差，電動輪椅長久使用下來會造成下肢肌肉加速萎縮，皆不是理想的輔助工具。反觀，行動輔具可兩手攙扶且使用時銀髮族必須站立行走，不但行走較為穩定，還可達到復健效果。

我們實驗室的行動輔具 i-go 即是以輔助銀髮族

順利行走為目的所開發的，並且透過力感應握把與意圖偵測模型，擷取使用者的操作意圖，再配合兩種控制策略來輔助使用者操控行動輔具，包括針對操控能力較差的使用者，設計固定軌跡的路徑導引控制演算法，以及針對操控能力較好的使用者，設計提高操作度的行動輔助控制演算法，並且經由實驗驗證其功效。

從實驗結果可以發現我們的控制策略確實能發揮功能，幫助使用者能順利地到達目標點或者能更平順及輕易地操控行動輔具，行動不便的銀髮族將因為這些優點更願意走出家門與社會互動。

5.2 未來展望

目前設計的行動輔具意圖偵測控制系統，仍有許多可以加以改進的地方，茲討論如下：

1. 擷取習慣參數：在行動輔助控制演算法中，必須事先擷取使用者的習慣參數 k_1, k_2 ，但是使用者的操作習慣可能不是一成不變的，由使用者推單點路徑的資訊來擷取習慣參數並不是那麼的準確，因此要設計成能即時偵測習慣參數的系統，這樣才能針對當下的操作習慣做最適當的輔助。

2. 力感測器的種類：目前使用的力感測器靈敏度並不是那麼的合適，一般的正常握力下，大小僅在 01b~51b 之見，但是我們使用的力感測範圍則是其大小的 5 倍，這樣會降低感測器的解析度，使得感測器感受不到使用者較小的握力變化，因此選擇一個適當範圍的力感測器會對整個系統有更好的效果

未來期待將 i-go 實際運用在醫院或是安養中心，讓無法順利走向目標或正在復健的銀髮族，都可以順利且安全地抵達目標。

參考文獻

- [1] J. C. Ryu, K. Pathak, and S. K. Agrawal, "Control of A Passive Mobility Assistive Robot," *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, pp. 1-10, 2006.
- [2] J. S. R. Jang, "ANFIS: Adaptive-Network-Based Fuzzy Inference System," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 23, no. 3, pp. 665-685, 1993.
- [3] L. Jolliffe, *Principal Component Analysis*, John Wiley & Sons Ltd, 2005.
- [4] N. R. Pal and James C. Bezdek, "On Cluster Validity for the Fuzzy c-Means Model," *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, vol. 3, no. 3, pp. 370-379, 1995.
- [5] 饒方翔，被動式機器人行動輔助器之主動導引，國立交通大學電機與控制工程所碩士論文2010。