

國立交通大學

電控工程研究所

碩士論文

基於使用者意圖之行動輔助機器人輔助

策略設計

Assistive Strategy Design for a Robot Walking
Helper Based on Human Intention

研究生:郭育傑

指導教授:楊谷洋教授

中華民國一百年七月

基於使用者意圖之行動輔助機器人輔助
策略設計

Assistive Strategy Design for a Robot Walking Helper
Based on Human Intention

研究生：郭育傑

Student: Yu-Chieh Kuo

指導教授：楊谷洋 博士

Advisor: Dr. Kuu-Young Young



A Thesis

Submitted to Department of Electrical and Control Engineering

College of Electrical and Computer Science

National Chiao Tung University

In Partial Fulfillment of the Requirements

of the Degree of

Master

in

Electrical and Control Engineering

July 2011

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國 一百年 七月

基於使用者意圖之行動輔助機器人輔助 策略設計

研究生：郭育傑

指導教授：楊谷洋教授

國立交通大學電控工程研究所



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。

Assistive Strategy Design for a Robot Walking Helper Based on Human Intention

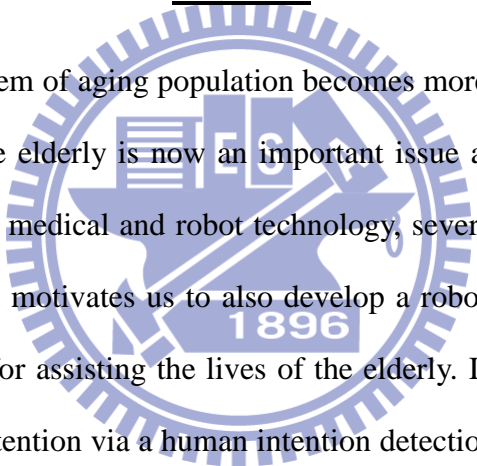
Student: Yu-Chieh Kuo

Advisor: Dr. Kuu-Young Young

Institute of Electrical and Control Engineering

National Chiao Tung University

Abstract



Recently, the problem of aging population becomes more and more serious. How to take good care of the elderly is now an important issue around the world. Along with the progress of the medical and robot technology, several robot walking helpers have been developed. It motivates us to also develop a robot walking helper, named i-go, in our laboratory for assisting the lives of the elderly. In the thesis, we propose extracting the human intention via a human intention detection model, along with two assistive control algorithms in response to a variety of situations. They are: (1) the path guiding algorithm and (2) walking assistance algorithm. The former is applied to the user who is with worse control ability by guiding her/him to a pre-determined path, and the latter for the user with better control ability by providing the suitable assistive force during her/his walking on the self-determined path. The proposed assistive strategy design based on human intention has been verified via the experiment. In the near future, we expect the i-go can assist the elderly in real environments.

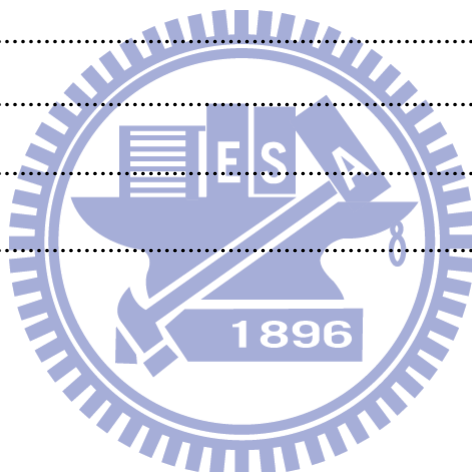
致謝

首先感謝我的指導教授楊谷洋老師，在兩年的指導和鼓勵下，使我的碩士論文得以順利完成。同時，也要感謝口試委員：柯春旭老師、宋開泰老師及莊仁輝老師撥冗參與論文口試，給予許多寶貴的建議與指導，使我獲益良多。除此之外，還要特別感謝柯春旭老師，在實驗上給予我非常多的建議與幫助。我也要感謝修任學長細心地指導我類神經網路方面的疑惑，感謝豪宇學長給我程式方面的建議和電腦知識的教學。感謝一哲、權哲、柏穎在我困惑的時候伸出援手，幫助我解決研究上的問題，晚上有你們的陪伴讓我感到溫馨，雖然你們都不陪我打球，只陪我打電動。此外也非常感謝學弟毓廷、嘉文、禹均、長翰、昌翰以及專題生幫忙做實驗，沒有你們幫忙我也無法順利的作出實驗。感謝小雄在我無聊時，找我出去遊玩，舒展身心，才能有動力持續做研究。感謝凱銜很會辦聯誼、方翔很會自彈自唱、明勳很會揪唱歌。最後，我要感謝我的家人的支持，提供我穩定的經濟使我能心無旁騖的致力於研究上。

目錄

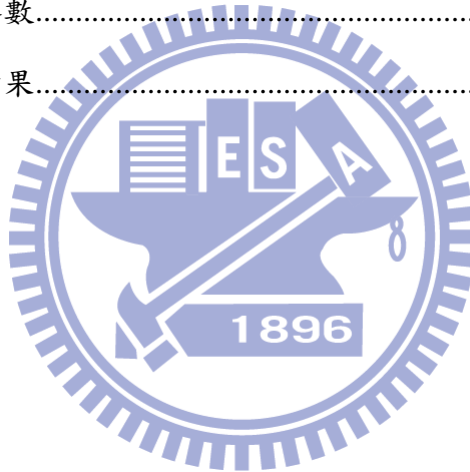
中文摘要.....	I
英文摘要.....	II
致謝.....	III
目錄.....	IV
表目錄.....	VI
圖目錄.....	VII
1. 導論.....	1
1.1 引言.....	1
1.2 研究動機.....	2
1.3 相關研究.....	2
1.3.1 主動式行動輔具.....	2
1.3.2 被動式行動輔具.....	6
1.4 研究目標.....	7
1.5 論文架構.....	7
2. 行動輔具意圖偵測控制系統.....	8
2.1 動態模型.....	9
2.2 意圖偵測模型.....	11
2.3 路徑導引控制策略.....	19
2.4 行動輔助控制策略.....	20
3. 系統實現.....	29
3.1 i-go 硬體架構.....	30
3.1.1 握力資訊擷取機構.....	30
3.1.2 周邊控制晶片 PIC18F452.....	32

3.1.3 伺服煞車器	32
3.1.5 軸編碼器	34
4. 模擬與實驗.....	35
4.1 建立意圖偵測模型.....	37
4.2 模擬.....	37
4.2.1 路徑導引演算法	38
4.2.2 行動輔助演算法	43
4.3 實驗.....	47
4.3.1 路徑導引實驗	49
4.3.2 行動輔助實驗	52
5. 結論與未來展望.....	56
5.1 結論.....	56
5.2 未來展望.....	56
參考文獻.....	58



表目錄

表 4.1 意圖偵測模型 I/O	35
表 4.2 建立意圖偵測的受測者.....	36
表 4.3 PCA 與 FCM 功能設定	37
表 4.4 i-go 模擬參數設定	37
表 4.5 實驗的受測者.....	48
表 4.6 i-go 實驗參數設定	48
表 4.7 路徑導引控制結果.....	51
表 4.8 使用者的習慣參數.....	52
表 4.9 行動輔助控制結果.....	55



圖目錄

圖 1.1 (a)Care-O-bot I 和(b)Care-O-bot II.....	3
圖 1.2 (a)SmartCane 內部感應器和(b)SmartCane 外觀.....	3
圖 1.3 Rollator 外觀[3].....	4
圖 1.4 (a)XR4000 和(b)XR4000 上的手把	5
圖 1.5 (a)InBOT 外觀和(b)InBOT 意圖辨識握把.....	5
圖 1.6 (a)RT-Walker 和(b)搭載伺服煞車器的後輪	6
圖 1.7 Four-Castered Walker：(a)設計架構圖和(b)使用者操作的情形.....	7
圖 2.1 行動輔具系統控制流程圖.....	9
圖 2.2 在卡氏座標下，行動輔具之簡化圖.....	9
圖 2.3 (a)力感測握把實際圖與(b)力感測握把示意圖	11
圖 2.4 意圖偵測模型示意圖	13
圖 2.5 ANFIS 架構.....	14
圖 2.6 意圖偵測模型架構.....	19
圖 2.7 路徑導引控制系統流程圖.....	19
圖 2.8 行動輔助控制系統流程圖.....	20
圖 2.9 基於不同特徵根之單點意圖模擬軌跡圖.....	22
圖 2.10 α_1 對 α_2 的影響關係圖	23
圖 2.11 選取輔助參數流程圖.....	24
圖 2.12 $\Theta(s)$ 系統暫態響應圖	25
圖 2.13 調整 α_1 對應的根軌跡圖(a) $\alpha_1=0$ (b) $\alpha_1=-0.3$ (c) $\alpha_1=-0.5$ (d) $\alpha_1=-0.7$ (e) $\alpha_1=-0.9$	27
圖 2.14 調整系統特徵值對應的根軌跡圖 (a) $s_1, s_2 = -0.3, -0.2$ (b) $s_1, s_2 = -0.3, -0.4$ (c) $s_1, s_2 = -0.4, -0.4$ (d) $s_1, s_2 = -0.4, -0.5$..	28

圖 3.1 助行器 i-go 外觀	29
圖 3.2 i-go 硬體架構圖	30
圖 3.3 握把成品上示圖和(b)握把成品拆解圖	31
圖 3.4 (a)握把實際使用情形和(b)握把實際使用情形正面.....	31
圖 3.5 PIC18F452 外觀	32
圖 3.6 (a)RD-2807-01 伺服剎車器[14]和(b)輸入電流與輸出力矩關係[14].....	33
圖 3.7 (a)軸編碼器實體圖， (b)軸編碼器加裝於伺服煞車器，和(c)伺服煞車器、 軸編碼器、皮帶輪與後輪配置.....	34
圖 4.1 握力分佈灰階圖.....	38
圖 4.2 路徑導引模擬路線圖.....	39
圖 4.3 使用者 A 握力分佈圖.....	40
圖 4.4 使用者 A 導引模擬(a)軌跡(b)x,y 位置(c)速度、角速度(d)左右輪剎車力矩	40
圖 4.5 使用者 B 握力分佈圖.....	41
圖 4.6 使用者 B 導引模擬(a)軌跡(b)x,y 位置(c)速度、角速度(d)左右輪剎車力矩	41
圖 4.7 使用者 C 握力分佈圖.....	42
圖 4.8 使用者 C 導引模擬(a)軌跡(b)x,y 位置(c)速度、角速度(d)左右輪剎車力矩	42
圖 4.9 行動輔助模擬路線圖.....	43
圖 4.10 使用者 A 行動輔具模擬(a)軌跡(b)角度(c)速度(d)角速度(e)旋轉力矩 ...	44
圖 4.11 使用者 B 行動輔具模擬(a)軌跡(b)角度(c)速度(d)角速度(e)旋轉力矩 ...	45
圖 4.12 使用者 C 行動輔具模擬(a)軌跡(b)角度(c)速度(d)角速度(e)旋轉力矩 ...	46
圖 4.13 使用者 D 行動輔具模擬(a)軌跡(b)角度(c)速度(d)角速度	47
圖 4.14 實驗操作呈現(a)使用者操作情況(b)實驗場景	48

圖 4.15 使用者 A 導引實驗(a)軌跡(b)左右輪剎車力矩(c)推力(d)旋轉力矩49

圖 4.16 使用者 B 導引實驗(a)軌跡(b)左右輪剎車力矩(c)推力(d)旋轉力矩.....50

圖 4.17 行動輔助實驗路線圖.....52

圖 4.18 使用者 A 行動輔助實驗(a)軌跡(b)左右輪剎車力矩(c)速度(d)角速度(e)推力(f)旋轉力矩.....53

圖 4.19 使用者 B 行動輔助實驗(a)軌跡(b)左右輪剎車力矩(c)速度(d)角速度(e)推力(f)旋轉力矩.....54



第一章

導論

1.1 引言

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，也因為越來越多人不願意生小孩，導致整個青壯年人口比例會越來越低，老年人比例相對地逐步成長，據內政部統計我國自 82 年起邁入高齡化社會以來，65 歲以上老人所占比例持續攀升，99 年底已達 10.7%，老化指數為 68.6%，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。

一般來說，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；跌倒是造成高齡族群意外傷害的最主要原因之一，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行走不易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。

1.2 研究動機

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，也因此推在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，使用者就能輕鬆地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。

1.3 相關研究

我們首先針對具意圖控制功能之主動式及被動式行動輔具進行概略性的介紹。

1.3.1 主動式行動輔具

在1998年，德國 Fraunhofer IPA 工業研究院研發了一居家輔助機器人，稱為Care-O-bot[1]，如圖1.1(a)所示，在2002年更新為第二代Care-O-botII[1]，如圖1.1(b)所示，身上搭載兩個工業用PC，一個置放在頭部，主要控制身上的機械手臂跟夾爪，另一個PC則負責控制機器人的運動與行走姿態，兩部PC是透過乙太網路溝通。此機器人其中一個主要功能是導引使用者到指定的目標。它的導引系統是根據elastic band方法為基礎，此外，它還會根據搭載在握把上面的力感應器

資訊及外在環境的資訊進行路徑的動態即時更正。

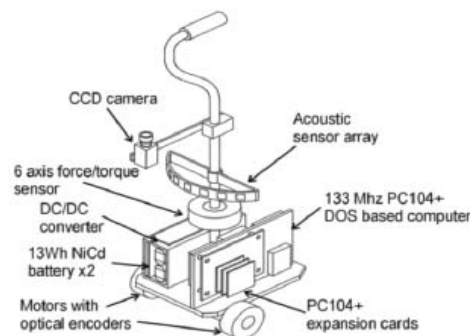


(a) Care-O-bot II[1]

(b) Care-O-bot II[1]

圖 1.1 (a)Care-O-bot I和(b)Care-O-bot II

在2000年，由MIT的Dubowsky等所提出的PAMM(Personal Aid for Mobility and Monitoring)系統[2]，則以拐杖為原型所進行的設計，稱為SmartCane，如圖 1.2所示，SmartCane利用了六軸力感測器和直流馬達來改善拐杖的操縱性及移動速度，以超音波感測器及CCD攝影機來進行避障控制與定位控制。PAMM 搭載一個可以連續監控使用者生命訊號的感測器，且裝置了一台電腦。房間內所有設施，如樓梯與障礙物的位置都已經建成地圖置於電腦中，根據環境感應器以及已知的地圖，PAMM可以導引使用者到指定的目標並閃避障礙物，然而，拐杖有其天生的缺點，那就是不夠穩定，容易讓使用者在崎嶇的路面上失去重心而摔倒。



(a) SmartCane內部感應器[2]

(b) SmartCane外觀[2]

圖 1.2 (a)SmartCane內部感應器和(b)SmartCane外觀

在2002年時，由Sabatini等提出的rollator行動輔助系統[3]，如圖 1.3所示，其

擁有兩種移動模式：(1)直接控制模式(direct control model)和(2)導航模式(follow-me mode)。直接控制模式則是利用兩把手上的力感測器來操控馬達的轉速，並藉此控制rollator的速度與方向，當系統為導航模式時，只要使用者配戴紅外線發射模組，rollator就可以自動跟隨使用者的移動而移動，並不需要操控它。

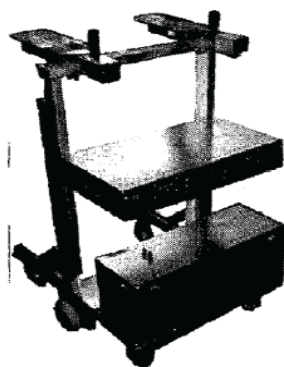
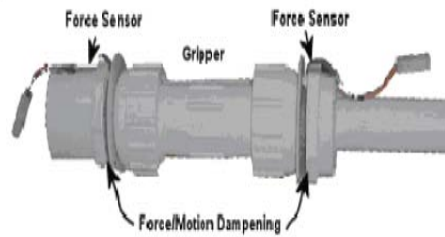


圖 1.3 Rollator 外觀[3]

在 2003 年，卡內基梅隆大學的 Morris 等提出 XR4000 移動式機器人平台 [4]，如圖 1.4(a)所示，並設計了一種特別的手把，如圖 1.4(b)所示，使用者可以透過 XR4000 上的兩個手把來支撐，而兩手把上有力感測器可用來啟動/停止機器人 XR4000 的移動。此系統有三種不同的控制模式：(1) 被動模式：在此模式下，機器人在從出發地到目的地的預設軌跡是被忽略的，其移動是靠使用者自行移動，而機器人此時的主要功能是避免與環境發生碰撞；(2) 主動模式：在此模式下，機器人會將使用者的移動軌跡與預設軌跡比較，當發現使用者有偏航時，機器人將會變慢，直到使用者回歸到原來軌跡；和 (3) 強迫模式：在此模式下，機器人將完全按照預設路徑移動，使用者無法去控制機器人的移動；而使用者可以自行判斷要選擇哪一種模式以因應當下的情況。



(a) XR4000[4]



(b) XR4000上的手把[4]

圖 1.4 (a)XR4000 和(b)XR4000 上的手把

2009年時，由德國的Dillmann等人提出的力感操控購物車InBOT[5]，如圖 1.5(a)所示，配備兩顆雷射測距儀處理避障及定位等問題，以及四顆主動全向輪輔助購物車移動，其操控採用應變規式的力感應握把，來辨別使用者前進、停止、靠牆、轉彎等意圖，如圖1.6(b)所示。此系統有兩種操作模式：(1)基本行為模式：使用者不需控制購物車，購物車本身將提供避障及目標導引的功能，將使用者準確又安全的帶領到目的地，和(2)進階行為模式：使用者藉由握把控制購物車移動、轉彎、靠牆等動作，同時購物車將持續維持避障的能力，讓使用者得以避開危險的環境。



(a) InBOT外觀[5]

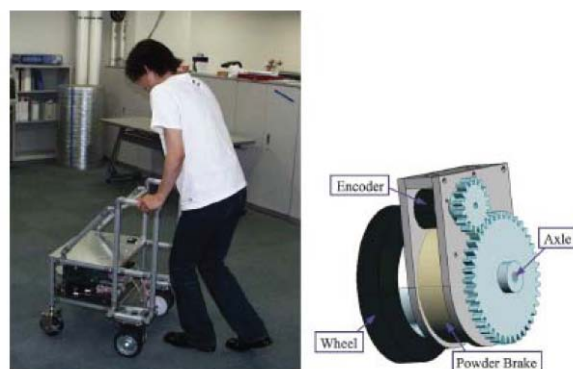


(b) InBOT意圖辨識握把[5]

圖 1.5 (a) InBOT外觀和(b) InBOT意圖辨識握把

1.3.2 被動式行動輔具

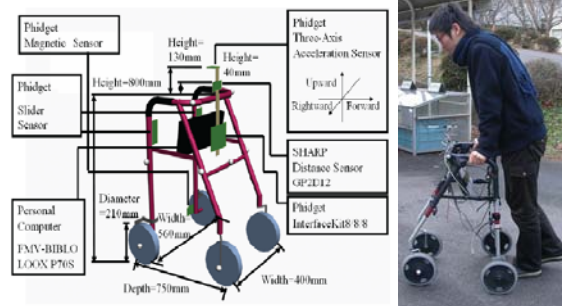
在 2007 年，日本東北大學的 Kosuge 等提出被動式行動輔具 RT-Walker[6]，如圖 1.6 所示，它的特點是機器人以伺服煞車器來提供煞車力，並沒有主動式的伺服馬達來驅動，當使用者施予輔助器力/力矩，輔助器才會移動，否則輔助器本身是不會移動的，而雷射感應器則是在測量環境的資訊，達到避障與避階梯功能，傾斜儀偵測輔具與地面的傾斜角度，利用 伺服煞車器預先補償地心引力影響，使得在斜坡的道路上輔具不會因為地心引力的影響而下滑，並且利用阻尼改變輔具運動特性，增加操控上的穩定性。



(a) RT-Walker[6] (b) 搭載伺服煞車器的後輪[6]

圖 1.6 (a)RT-Walker 和(b)搭載伺服煞車器的後輪

在2008年時，日本島根大學的Hiroyuki等也提出被動式行動輔具[7]，如圖 1.7 所示，主要針對於四輪輔助器的伺服煞車器控制，提出了演算法來評估使用者的行走狀態，其定義三種狀態：(1)發生緊急事故，如跌倒時，提高煞車力，使輔具停止；(2)使用者推著輔助器因速度太快，為了限制速度提高安全性，伺服煞車器持續慢慢煞車至輔助器慢下來；(3)使用者可以保持正常行走，煞車器不需提供煞車力。此行動輔助利用演算法評估三種使用者行走狀態，並施予適當的煞車力大小。



(a) 設計架構圖[7]

(b) 使用者操作的情形[7]

圖 1.7 Four-Caster Walker：(a)設計架構圖和(b)使用者操作的情形

1.4 研究目標

本論文的研究目標首先在於辨識使用者意圖，乃採用實驗室自行研發的握力感應握把，利用握把的量測資料轉換成對行動輔具的操作意圖，再發展兩種輔助策略，針對不同的需求，給予合宜的輔助；其一是路徑導引功能，針對操作能力不佳的使用者，此時，輔具系統知道目標與方向，事先已規劃好路徑，使用者只需平穩地給予施力，機器人將給適當的剎車力，讓使用者順利到達下一個目標點和方向；另一則是行動輔助，使用者操控能力較佳，能夠操作輔具到達目標，輔具系統則提供適當的輔助力，讓使用者在操作時，能節省力氣，流暢地控制輔具。

1.5 論文架構

我們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。

第二章

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。

本系統的控制流程可以從圖 2.1 來看，首先建構意圖偵測模型，並透過此模型將力感應握把量測到的握力數據，轉換成相對的操作意圖，接著依照使用者的需求，可選擇路徑導引或行動輔助控制，此控制器可經由操作意圖和行動輔具狀態決定應給予的剎車力，達成輔助使用者的目標；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。

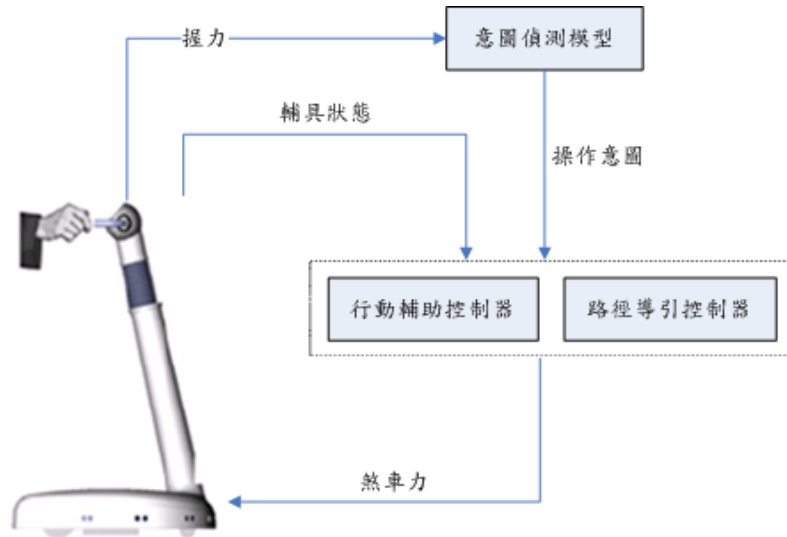


圖 2.1 行動輔具系統控制流程圖

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 2.2 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(2.1)式：

$$q = [x_c \quad y_c \quad \theta] \quad (2.1)$$

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。

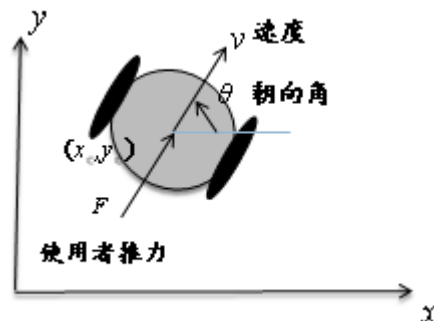


圖 2.2 在卡氏座標下，行動輔具之簡化圖

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[8]：

$$C(q)\dot{q} = 0 \quad (2.2)$$

其中，

$$C(q) = [\sin \theta \quad -\cos \theta \quad 0] \quad (2.3)$$

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

$$\dot{q} = EV \quad (2.4)$$

$$\text{其中， } E = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 \\ \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

$$V = \begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

輔助器之動態系統在滿足(2.2)式的條件下，我們將行動輔助器運動的動態方程式表示為(2.7)式，即可利用此關係進而分析輔助器之動態：

$$M\ddot{q} + D\dot{q} = E\tau_h + E\tau_b \quad (2.7)$$

其中，

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

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 $\tau_b = [f_b \quad m_b]^T$ ， 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(2.8)式：

$$\begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & \frac{-r}{2b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_b \\ m_b \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

其中， b ：兩車輪之間距離的一半， r ：車輪的半徑。

2.2 意圖偵測模型

本實驗室之前已設計具力感測的握把，左右握把各附有 10 個力感測器，我們透過力感測器得到使用者對握把施予的握力分布圖，力感測器和手的的相關位置，如圖 2.3 所示，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。

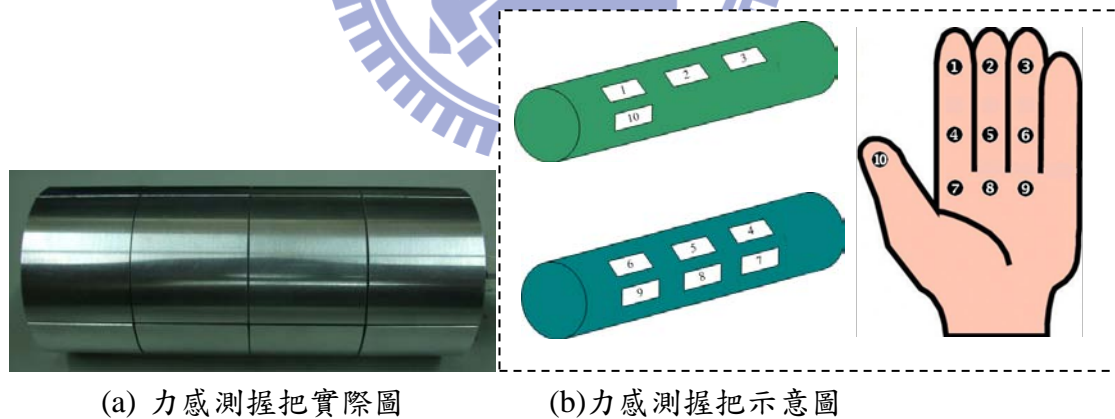


圖 2.3 (a)力感測握把實際圖與(b)力感測握把示意圖

當同時有剎車力和人施予的力時，輔具的動態方程式為：

$$\begin{aligned} f_h + f_b &= ma + kv \\ m_h + m_b &= I\alpha + c\omega \end{aligned} \quad (2.9)$$

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(2.10)-(2.12)這些關係式所示：

$$\begin{bmatrix} f_b \\ m_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{r} & \frac{1}{r} \\ \frac{b}{r} & \frac{-b}{r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

$$\begin{bmatrix} a \\ \alpha \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} r & r \\ \frac{r}{b} & \frac{-r}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

$$\begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ \frac{1}{b} & \frac{-1}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

經由變數轉換，可以將(2.9)式轉換如(2.13)式

$$\begin{bmatrix} f_h \\ m_h \end{bmatrix} - \frac{1}{2} \begin{bmatrix} k & k \\ \frac{c}{b} & \frac{-c}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} mr & mr \\ \frac{Ir}{b} & \frac{-Ir}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{1}{r} & \frac{1}{r} \\ \frac{b}{r} & \frac{-b}{r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

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(2.13)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。

$$\begin{bmatrix} f_{hv} \\ m_{hv} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_h \\ m_h \end{bmatrix} - \frac{1}{2} \begin{bmatrix} k & k \\ \frac{c}{b} & \frac{-c}{b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

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(2.14)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(2.14)式代入(2.13)式中，可以獲得(2.15)式：

$$\begin{bmatrix} f_{hv} \\ m_{hv} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} mr & mr \\ Ir & -Ir \\ b & b \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_r \\ \alpha_l \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{1}{r} & \frac{1}{r} \\ b & -b \\ r & r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{br} \\ \tau_{bl} \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

由(2.15)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，如下圖所示：

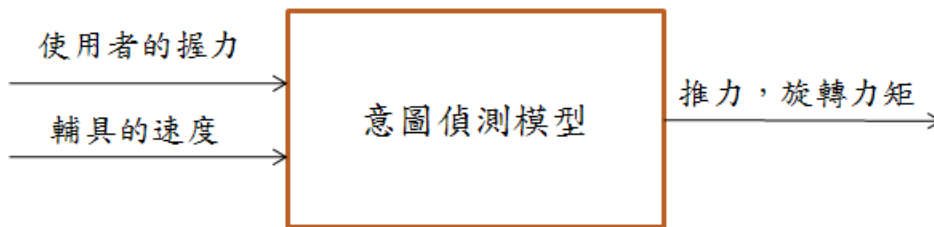


圖 2.4 意圖偵測模型示意圖

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)的方法，這個方法最早在 1993 年由 Jang 所提出[9]，由類神經網路架構來替代 Sugeno 模糊模型，Sugeno 模糊模型最早是由 Takagi、Sugeno 與 Kang 共同發展出來[10][11]，Sugeno 模型的特色是可以由輸入輸出的範例中，有系統的產生所需要的 if-then 規則的前提部與推論部，將 Sugeno 模糊模型以 ANFIS 架構來表示時，我們就可以利用神經網路自我學習調整的演算法，來決定 Sugeno 模糊模型的前提部及推論部的參數。

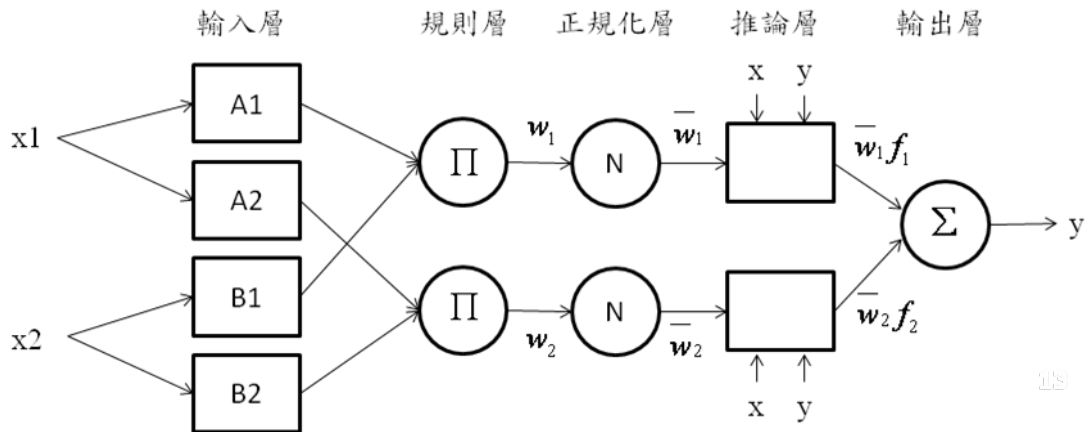


圖2.5 ANFIS架構

基本的ANFIS系統架構如圖2.5，總共分為五個部分，分述如下：

第一層：輸入層

這一層中決定輸入變數 x_1 、 x_2 屬於歸屬函數 A_1 、 A_2 、 B_1 、 B_2 的程度，在本論文的设计中，歸屬函數使用的是高斯的歸屬函數，高斯函數的公式如下：

$$\mu_{F_{ij}}(x_j) = \exp\left[-\frac{1}{2} \left(\frac{x_j - c_{ij}}{\sigma_{ij}}\right)^2\right] \quad (2.16)$$

其中 c_{ij} ， σ_{ij} 為前提部參數。

第二層：規則層

這一層中決定各模糊規則的適合度，在本論文中使用的是t-norms代數乘積運算，其運算如下：

$$\omega_i = \mu_{A_i}(x) \times \mu_{B_i}(x), i = 1, 2 \quad (2.17)$$

其中 ω_i 表示這個模糊規則的適合度。

第三層：正規化層

這一層將第二層的結果作正規化的處理(Normalize)，使其值介於 0~1 之間。

$$\bar{w}_i = \frac{w_i}{\sum_{i=1}^r w_i} \quad (2.18)$$

第四層:推論層

這一層中處理每個模糊規則的推論運算，本論文採用Sugeno型推論，假設 x_1 是

F_{i1}, x_2 是 F_{i2}, \dots, x_n 是 F_{in} , 可以推論出輸出如下:

$$y_i(x_1, x_2, \dots, x_n) = p_{i0} + p_{i1}x_1 + p_{i2}x_2 + \dots + p_{in}x_n \quad (2.19)$$

其中 $p_{i0}, p_{i1}, \dots, p_{in}$ 為推論部參數。

第五層:輸出層

這一層負責解模糊化的動作，將第四層的結果作相加輸出，公式如下:

$$y = \sum_{i=1}^r \bar{w}_i y_i$$

至於神經網路如何自我學習，主要是透過誤差倒傳遞修正整個系統的內部參數，包括前提部參數和推論部參數，其中目標值和神經網路推估的值誤差如下:

$$E_k = \frac{1}{2} (\hat{y}_k - y_k)^2 = \frac{1}{2} e_k^2 \quad (2.20)$$

將(2.20)式微分，可以得到一個與內部參數和誤差項有關的方程式(2.21)式

$$\frac{\partial y}{\partial x_j} = \sum_{i=1}^r \bar{\omega}_i \left(\frac{-(x_j - c_{ij})}{\sigma_{ij}^2} + \sum_{k=1}^r \frac{\omega_k (x_j - c_{ij})}{\sigma_{kj}^2} + p_{ij} \right) \quad (2.21)$$

經由(2.21)式我們可以推導出 $p_{i0}, p_{ij}, c_{ij}, \sigma_{ij}$ 下一刻改變的方程式:

$$p_{i0}(k+1) = p_{i0}(k) - \alpha_0 \bar{\omega}_i(k) e_k \quad (2.22)$$

$$p_{ij}(k+1) = p_{ij}(k) - \alpha_1 \bar{\omega}_i(k) e_k x_j \quad (2.23)$$

$$c_{ij}(k+1) = c_{ij}(k) - \alpha_2 \bar{\omega}_i(k) e_k [y_i(k) - y_k] \frac{x_j - c_{ij}(k)}{\sigma_{ij}^2(k)} \quad (2.24)$$

$$\sigma_{ij}(k+1) = \sigma_{ij}(k) - \alpha_3 \bar{\omega}_i(k) e_k [y_i(k) - y_k] \frac{[x_j - c_{ij}(k)]^2}{\sigma_{ij}^3(k)} \quad (2.25)$$

如果使用一般的神經網路架構，此系統會列舉所有的輸入端歸屬函數組合來當作模糊規則的數量，因為我們的輸入端有22個輸入變數，此模糊規則的數量將

是相當的龐大，所以我們必須在ANFIS前加入一個事先將資料分類的演算法來產生幾個特定的類別，我們的神經網路系統只需要針對這些特定的群集去制訂相關的模糊規則，簡單來說，就是利用分群的概念去產生相對壓縮的規則數。

在本論文中使用的分類方法是Fuzzy C-Means[12]，它是一種將n筆輸入資料依照其資料特性分類為C類的分類演算法；目標在於求取各個輸入資料與其相對應聚類中心點距離平方和之最小值，其中它的目標函數定義如下

$$J = \sum_{i=1}^k J_i = \sum_{i=1}^k \left(\sum_{j=1}^n w_{ji}^m \|X_j - C_i\|^2 \right) \quad (2.26)$$

w_{ji} 為權重矩陣， X_j 為輸入資料， C_i 為分類中心點資料，但其權重矩陣 w_{ji} 不再是二位元矩陣，而是應用了模糊理論的概念，使得每一輸入向量不再僅歸屬於某一特定的群集，而以其歸屬程度來表現屬於各群集的程度，整個演算步驟如下：

Step 1: 設定分類個數 k ，訂定初始權重矩陣，隨機給定 0~1 之值，並滿足權重總和為1，如(2.27)式所示：

$$\sum_{i=1}^k w_{ji} = 1, \forall j = 1, \dots, n \quad (2.27)$$

Step 2: 計算分類中心點，如(2.28)式所示：

$$C_i = \frac{\sum_{j=1}^n w_{ji}^m X_j}{\sum_{j=1}^n w_{ji}^m} \quad (2.28)$$

Step 3: 由 (2.26) 式計算目標函數值，當目標函數值小於設定之容忍誤差可結束迭代計算，否則執行Step 4。

Step 4:重新計算權重矩陣W，利用下面的（2.29）式，並回到Step 2進行運算。

$$w_i = \frac{1}{\sum_{s=1}^k \left(\frac{\|X_j - C_i\|}{\|X_j - C_s\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} \quad (2.29)$$

我們要處理的資料是給ANFIS的訓練資料，為因應輸入變數過多，導致可觀的模糊規則數量，所以我們透過FCM預先將訓練資料庫分成幾個特定的群集，再針對每個群集制定相關的模糊規則，既可減少運算量，又能將同類型的資料作相同的處理，因此我們將分群結果當作為整個模糊系統的內部參數 $(c_{i1}, \sigma_{ij}, p_{ij}, p_{i0})$ 設定的依據。

我們的具體作法如下，假設每一筆資料的輸入變數有n個，輸出變數有1個，經過FCM做分類後，得到第i個群集中心 $(x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{ni}, y_i)$ ，將這些係數當作是 $(c_{i0}, c_{i1}, \dots, c_{in}, p_{i0})$ 的初始值， σ_{ij} 初始值代表高斯函數的寬度，和FCM所設定的分群半徑 r_a 以及我們自訂的調整係數 l 成正比，推論參數 p_{ij} 代表輸入變數和輸出結果的關係參數，因為無法得知關係式，所以定初始值為0，所有關係式如下：

$$(c_{i0}, c_{i1}, \dots, c_{in}, p_{i0}) = (x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{ni}, y_i) \quad (2.30)$$

$$\sigma_{ij} = l \times r_a \quad (2.31)$$

$$p_{ij} = 0 \quad (2.32)$$

最後，因為輸入變數中的握力變數有20個維度，如此多的維度不僅加重整個模糊系統的計算量，又可能存在相對次要的資訊，所以需要一個方法來降低握力變數的維度，又能保留主要的特性，本論文採用主成分分析法[13]。主成分分析

(Principal components analysis ,PCA)是一種簡化變數量，取其特徵向量的統計方法，我們將其運用在減少輸入維度。假設將原始變數 x_1, x_2, \dots, x_p 作線性組合，轉換為一組新的變數 z_1, z_2, \dots, z_p 。

$$\begin{aligned} z_1 &= a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + \dots + a_{1p}x_p \\ z_2 &= a_{21}x_1 + a_{22}x_2 + \dots + a_{2p}x_p \\ &\vdots \\ z_p &= a_{p1}x_1 + a_{p2}x_2 + \dots + a_{pp}x_p \end{aligned} \quad (2.33)$$

或表示為 $z = Ax$

$$\text{其中， } z = \begin{bmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_p \end{bmatrix}, x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_p \end{bmatrix}, A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1p} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{p1} & a_{p2} & \dots & a_{pp} \end{bmatrix} \quad (2.34)$$

矩陣A從幾何的角度來看，也稱為正交投射矩陣，將資料x從原本的空間投射到另一個空間，資料經過投射之後，並不會損失或增加原有的資訊，只會改變資料在空間中的長相，藉此提供額外的資訊，提供進一步的資料處理的參考。假設新變數之間彼此不相關，那它的共變異矩陣就為對角化矩陣:

$$\sum_z = E(zz^T) = AE(xx^T)A^T = A \sum_x A^T = \begin{bmatrix} \sigma_1^2 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \sigma_2^2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \sigma_p^2 \end{bmatrix} \quad (2.35)$$

其中的 σ_k^2 可以視為特徵值 λ_k ，代表該元素 z_k 所貢獻的比例，當 λ_k 相對太小時，可以捨棄該元素，僅以主要成分 (λ_k 相對較大) 來近似原來的矩陣。在本論文中是選擇主成分大於 1 的元素作保留，所以可以將原本多達 20 的維度變數，轉換成只剩最後 8 個維度。最後，如圖 2.6 所示，首先透過 PCA 減少單筆輸入項的維度，再經由 FCM 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。

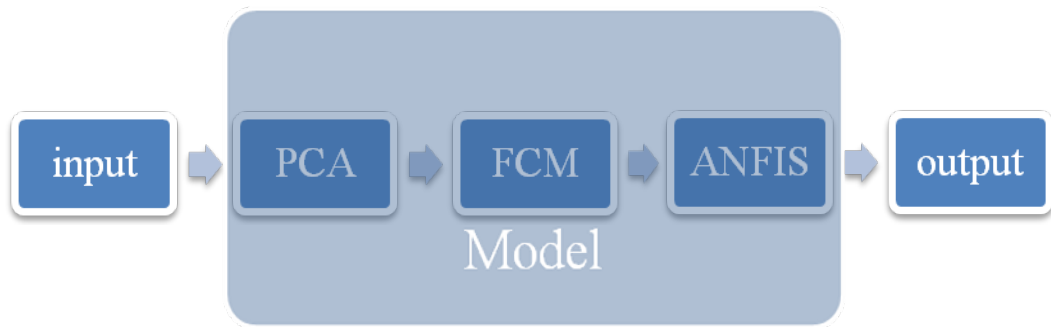


圖2.6 意圖偵測模型架構

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[17]，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。此方法是運用模型預測控制(Model Predictive Control)，如圖 2.7 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。

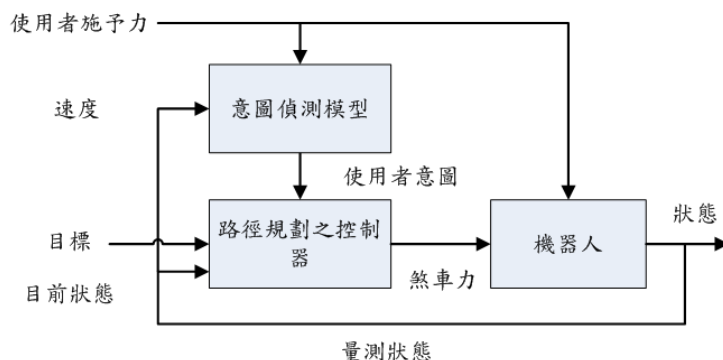


圖2.7 路徑導引控制系統流程圖

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剎車力，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。

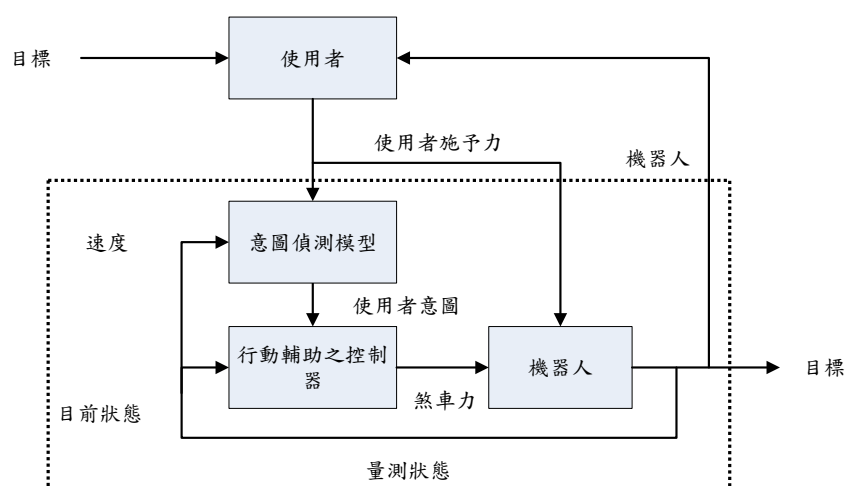


圖2.8 行動輔助控制系統流程圖

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，人施予的旋轉力矩將越小
- 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(2.36)式：

$$\begin{aligned} f_h &= -Dv + f_0 \\ m_h &= -k_1\dot{\theta} + k_2(\theta_p - \theta) \end{aligned} \quad (2.36)$$

其中 f_h 和 m_h 為推力和旋轉力矩， v 為機器人的速度， θ 為機器人的朝向角， θ_p 為使用者希望的方向， (k_1, k_2, D) 為假設參數。我們將(2.36)式進行變數變換，可以得到(2.37)式：

$$\begin{aligned} m\dot{v} + Dv &= f_0 \\ I\ddot{\theta} + k_1\dot{\theta} + k_2\theta &= k_2\theta_p \end{aligned} \quad (2.37)$$

其中 m 和 I 為行動輔具的質量和轉動慣量。經過上面的推導後，我們可以觀察出 (k_1, k_2, D) 會因為不同使用者而擁有不同的數值，所以 (k_1, k_2, D) 代表每個使用者的習慣參數，所以必須針對這些參數進行分析。

由於從時域上比較難分析系統特性，所以透過 Laplace Transform 將(2.37)式轉成頻域的形式，並且挑出和角度有關的函式做分析，可得到(2.38)式和(2.39)式：

$$Is^2\Theta(s) + k_1s\Theta(s) + k_2\Theta(s) = k_2\Theta_p(s) \quad (2.38)$$

$$\Theta(s) = \frac{k_2\Theta_p(s)}{(Is^2 + k_1s + k_2)} \quad (2.39)$$

從(2.39)式可以得到 $\Theta(s)$ 的二階特徵方程式為 $Is^2 + k_1s + k_2$ ，假設特徵方程式的根為 s_1, s_2 ，可以推算出(2.40)式：

$$k_1 = -I(s_1 + s_2), \quad k_2 = Is_1s_2 \quad (2.40)$$

透過線性控制理論，可從二階系統擷取系統特徵做分析，假設特徵方程式的根在複數平面，可以得到公式解(2.41)式：

$$s_1, s_2 = -\zeta\omega_n \pm j\omega_n\sqrt{1-\zeta^2} \quad (2.41)$$

其中， ζ 為 damping ratio，是抑制系統震盪的參數，通常越大，系統的震盪幅度會越小

ω_n 為 natural frequency，通常跟系統的反應速率成正相關

我們從(2.40)式可以得到 s_1, s_2 和 k_1, k_2 的關係式，將(2.36)式當作使用者的操作意圖，將模擬的行動輔具從座標(0,0)的位置推到座標(3,3)的位置，並且更改特徵根的值，來觀察路徑的變化，結果如下：

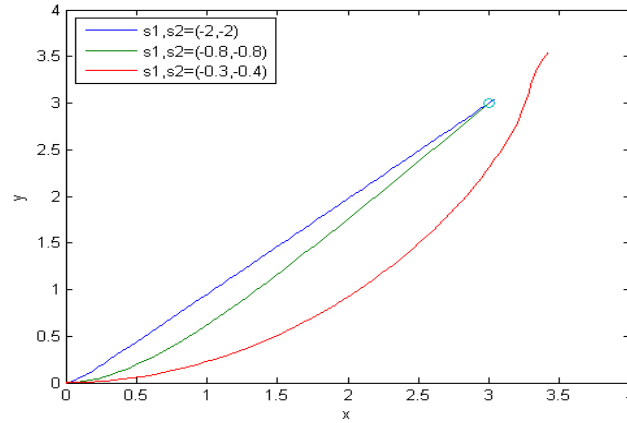


圖2.9 基於不同特徵根之單點意圖模擬軌跡圖

從上圖可以觀察出當 s_1, s_2 的值越往左半平面靠近時，行動輔具的朝向角改變的速率會越快，也就是增加操作輔具時的反應速率，跟之前提到的 ω_n 的值越大，系統的反應速率越快的趨勢是吻合的；反之，如果 s_1, s_2 的值越往右半平面靠近，系統的反應速率會變慢，甚至當 $s_1, s_2 = (-0.3, -0.4)$ 時，會發現使用者無法到達目標點，因此本論文的輔助對象便是針對這些反應速率偏慢的使用者。

如何來輔助這些使用者，本論文是假設輔具系統給予行動輔具的力是和使用
者施予行動輔具的力成比例，關係如下：

$$\begin{aligned} f_{robot} &= \alpha_1 f_h \\ m_{robot} &= \alpha_2 m_h \end{aligned} \tag{2.42}$$

在(2.42)式裡的 α_1, α_2 為輔助參數，因為行動輔具是靠剎車器當致動器，所以能得到 α_1, α_2 的可選取範圍，範圍如下：

$$\begin{cases} -1 < \alpha_1 < 0 \\ (b \frac{f_h}{m_h}) \alpha_1 < \alpha_2 < (-b \frac{f_h}{m_h}) \alpha_1 \end{cases} \tag{2.43}$$

由(2.43)式可以得知當 α_2 的值越接近-1時， α_2 的可選取範圍會變大，關係圖如下：

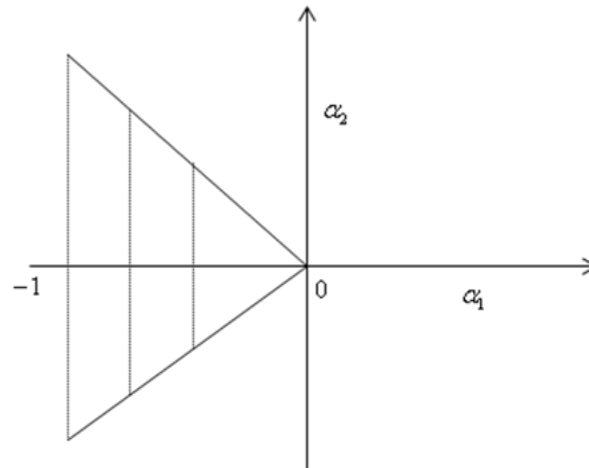


圖2.10 α_1 對 α_2 的影響關係圖

整個行動輔具系統加上剎車器的施力後，所受的力變為剎車器和人施予的合力：

$$\begin{aligned} f_{all} &= f_h + f_{robot} \\ m_{all} &= m_h + m_{robot} \end{aligned} \quad (2.44)$$

將(2.44)式轉成頻域分析後，系統的特徵方程式變為 $Is^2 + (1 + \alpha_2)k_1s + (1 + \alpha_2)k_2$ ，

可以得到新的公式解，因此本論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2.11所示：

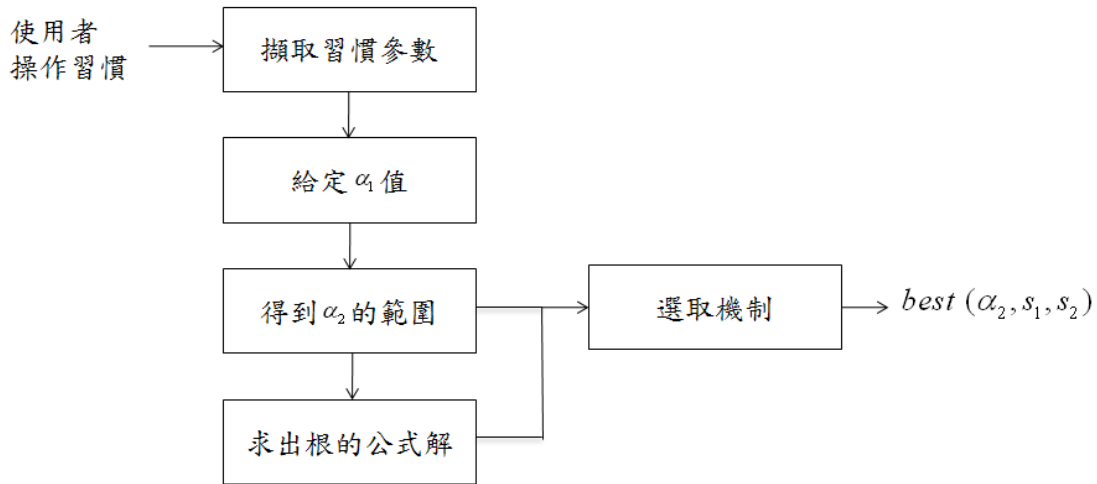


圖2.11 選取輔助參數流程圖

從圖2.11中可以得知輔助流程中關鍵點為(1)擷取習慣參數和(2)選取機制，首先我們來探討擷取習慣參數的方法，從(2.36)式可以得知 k_1, k_2 和 M_h 的關係式如下：

$$m_h = -k_1 \dot{\theta} + k_2 (\theta_p - \theta) \quad (2.45)$$

透過(2.45)式的關係式，先設計一個單點路徑給使用者推，再記錄使用者操作輔具時的各項參數，包括人的旋轉力矩(M_h)、輔具的角速度($\dot{\theta}$)、輔具的朝向角和目標點的角度差($\theta_p - \theta$)，收集到這些資料後，本論文採用線性回歸的方法，假設預測模型如下：

$$Y_t = a + b_1 x_1 + b_2 x_2 \quad (2.46)$$

其中 a, b_1, b_2 為線性回歸方程的參數， x_1, x_2 為自變數， Y_t 為因變數。我們將 x_1, x_2 設定為 $-\dot{\theta}$ 、 $\theta_p - \theta$ ， Y_t 為 m_h ，因此算出來的 b_1, b_2 就是習慣參數 k_1, k_2 。假設收集到 n 筆資料，解(2.47)式的聯立方程式，即可得到 b_1, b_2 ，也就是 k_1, k_2 的解。

$$\begin{cases} \sum y = na + b_1 \sum x_1 + b_2 \sum x_2 \\ \sum x_1 y = a \sum x_1 + b_1 \sum x_1^2 + b_2 \sum x_1 x_2 \\ \sum x_2 y = a \sum x_2 + b_1 \sum x_1 x_2 + b_2 \sum x_2^2 \end{cases} \quad (2.47)$$

接下來，我們說明選取機制的方法，由(2.41)式，可以由特徵方程式的根，算出兩個系統參數 ω_n, ζ ，因為本行動輔助的目的為提升系統反應速率，所以從系統暫態響應來看，希望它的反應時間越短越好，透過以 step function 當輸入，得到的 $\Theta(s)$ 系統暫態響應圖來觀察，我們發現系統從初始到穩態會需要一段時間，因此我們採用 t_s ，也就是 settling time 為一個選取指標，它是代表系統從 0 到與系統穩態值誤差在正負 5% 之內的時間，是適合觀察系統反應速率的參數，如圖 2.12 所示，而 settling time 的值會隨 ζ 值不同，會有不同的一階線性近似公式，如(2.48)-(2.49)所示：

$$t_s \cong \frac{3.2}{\zeta\omega_n}, \text{ when } 0 < \zeta < 0.69 : \quad (2.48)$$

$$t_s \cong \frac{4.5\zeta}{\omega_n}, \text{ when } \zeta > 0.69 \quad (2.49)$$

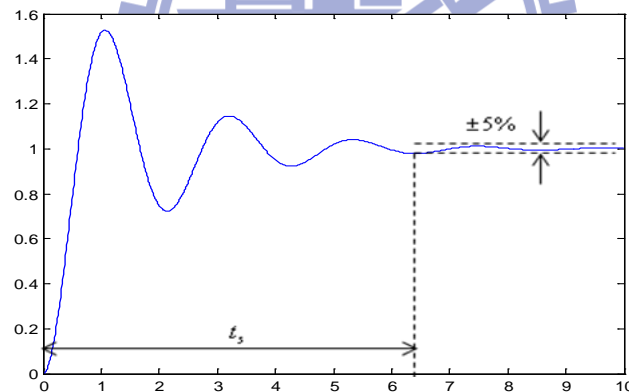


圖2.12 $\Theta(s)$ 系統暫態響應圖

本控制策略最重要的目標，是經由調整輔助參數，使得原本系統特徵方程式改變。因此我們針對幾個特定的範例做模擬，首先固定其他變數，像使用者施予的輔具的作用力和操作習慣等參數，並改變 α_1 的值，觀察經過輔助策略後系統特徵方程式的改變。具體作法如下：

1. 首先固定其餘變數: $f_h = 3\text{N}$, $m_h = 1\text{N.m}$, $s_1, s_2 = -0.3, -0.4$;
2. 改變 α_1 的值 ;
3. 觀察系統特徵根的位置變化。

其模擬結果如圖2.13所示，由圖2.13的結果，我們可以發現當 α_1 的值越接近-1，系統根可以選取的範圍越大，這個結果，就跟(2.43)式的推論結果有密切的關係，因為 α_1 的值越接近-1， α_2 可選取的範圍越大，因此可以調整系統根的範圍也就隨之增加。但是 α_1 的值越接近-1，也代表剎車力作用於輔具上的力會越大，可能會導致使用者推動較為費力，經過這兩方面的考慮，我們往後設定輔助參數 $\alpha_1 = -0.9$ ，當作輔助策略的一固定參數。

由於此行動輔助策略必須要能針對不同的使用者，給予適合的輔助，因此我們針對幾個特定的範例做模擬，首先固定其餘參數，像使用者施予輔具的作用力和輔助參數 α_1 等參數，並改變使用者的操作習慣，也就是系統的初始特徵根，觀察經過輔助後後，其特徵根的變化。具體作法如下：

1. 首先固定其餘變數: $f_h = 3\text{N}$, $m_h = 1\text{N.m}$, $\alpha_1 = -0.9$;
2. 改變 s_1, s_2 的值 ;
3. 觀察系統特徵根的位置變化。

其模擬結果如圖2.14所示，由圖2.14的結果，我們可以發現不論原本系統初始特徵根位於何處，經過本輔助演算法，根都能移動到適當的位置，提供較好的反應

速率，並保持在穩定的狀態。

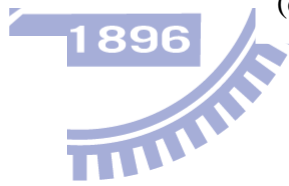
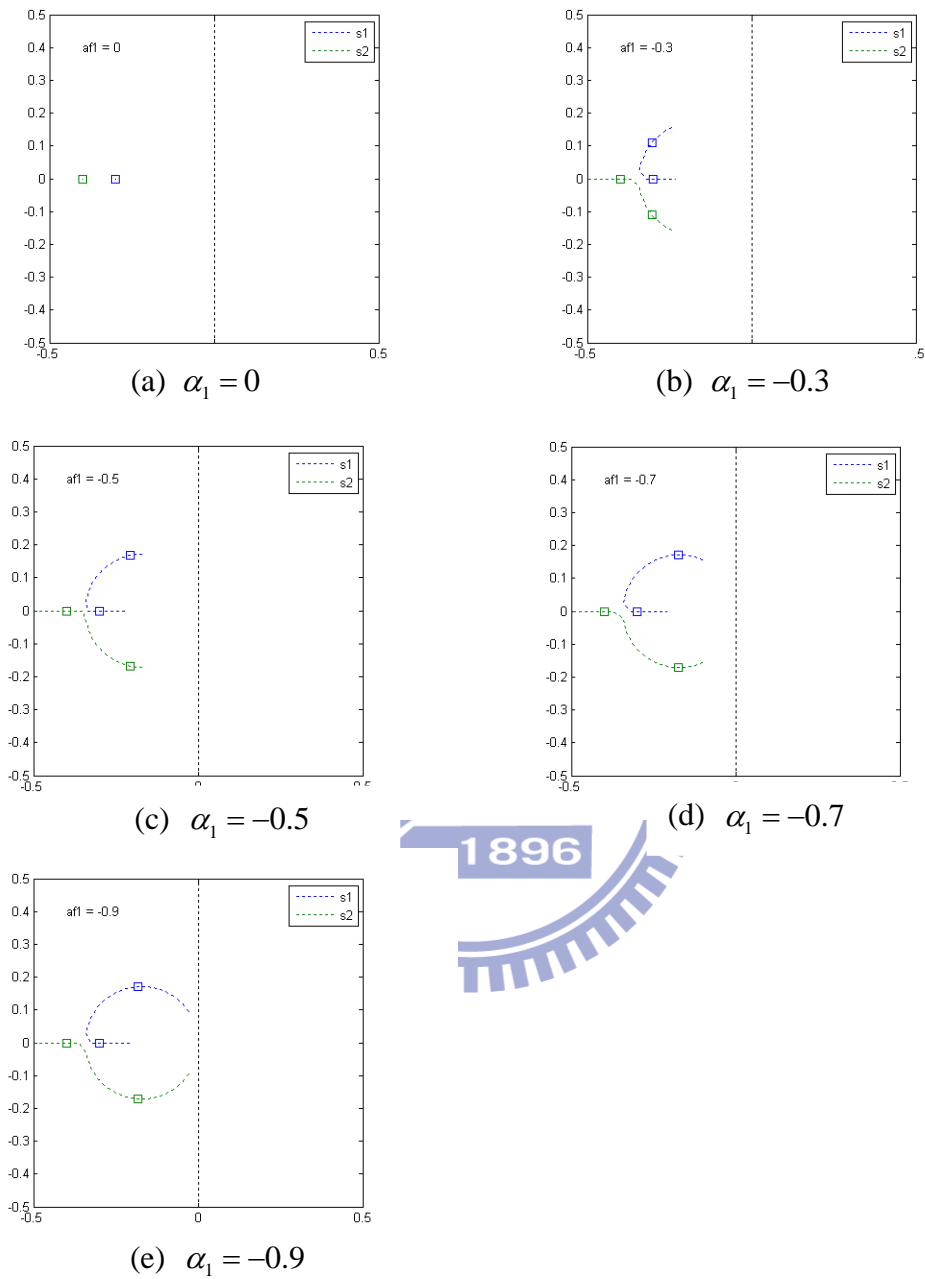
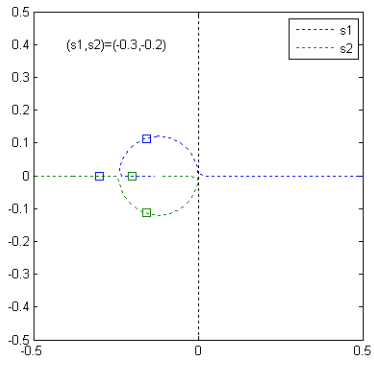
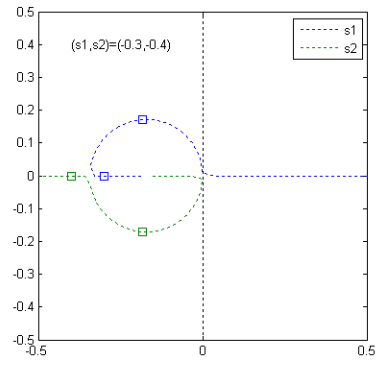


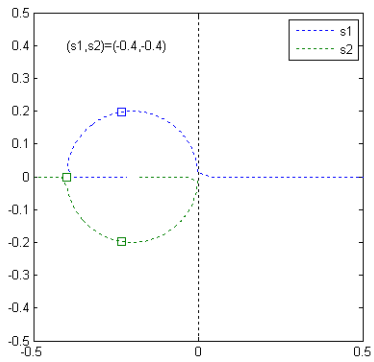
圖2.13 調整 α_1 對應的根軌跡圖(a) $\alpha_1=0$ ，(b) $\alpha_1=-0.3$ ，(c) $\alpha_1=-0.5$ ，(d) $\alpha_1=-0.7$ ，
和(e) $\alpha_1=-0.9$



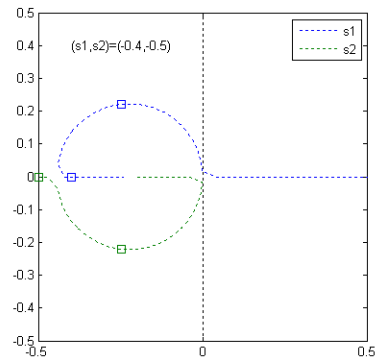
(a) $s_1, s_2 = -0.3, -0.2$



(b) $s_1, s_2 = -0.3, -0.4$



(c) $s_1, s_2 = -0.4, -0.4$



(d) $s_1, s_2 = -0.4, -0.5$

圖2.14 調整系統特徵根對應的根軌跡圖(a) $s_1, s_2 = -0.3, -0.2$,
 (b) $s_1, s_2 = -0.3, -0.4$, (c) $s_1, s_2 = -0.4, -0.4$, 和 (d) $s_1, s_2 = -0.4, -0.5$

第三章

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3.1所示，其中計算核心採用是戴爾(Dell)筆記型電腦，藉由第二章所規劃的演算法，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3.1 助行器i-go外觀

3.1 i-go 硬體架構

i-go 硬體架構如圖 3.2 所示，計算核心是戴爾(Dell)筆記型電腦，主要用來處理演算法和提供與人互動之人機介面。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 3.2 i-go 硬體架構圖

3.1.1 握力資訊擷取機構

為了偵測使用者的意圖，我們設計了一力感應握把，結構主要是由中間的骨幹與外側的16片孔蓋組成，骨幹為一四角柱，四面構造皆同，內部為空心，成品的外觀如圖3.3所示。骨幹上一共有16個力感應器放置區，每一放置區塊皆可上蓋，但由於有6處是手掌、手指無法觸及的，故力感測器每隻握把僅配置10個，由於力感測器在使用時必須讓力均勻地分布在感測片的圓形感測範圍內，因此每個力感應器上，我們用一顆比感測器感測面積略小的磁鐵將感測器吸附在握把骨

幹上，同時可以確保施力集中於力感應器的感測範圍，磁鐵的另一端則吸附一個孔蓋，孔蓋只與磁鐵有接觸，與骨幹則沒有接觸面，如此的設計可使使用者的施力不會分散到力感應器以外的地方；當使用者左右手各握住一支握把，如圖3.4所示，即可由這兩支握把上的力感應器得知左右手的施力大小及施力分佈方式，其感測器與手掌的相對位置可參考圖2.3。



(a) 握把成品上視圖

(b) 握把成品拆解圖

圖3.3 (a)握把成品上視圖和(b)握把成品拆解圖



(a) 握把實際使用情形側面

(b) 握把實際使用情形正面

圖 3.4 (a)握把實際使用情形側面和(b)握把實際使用情形正面

3.1.2 周邊控制晶片 PIC18F452

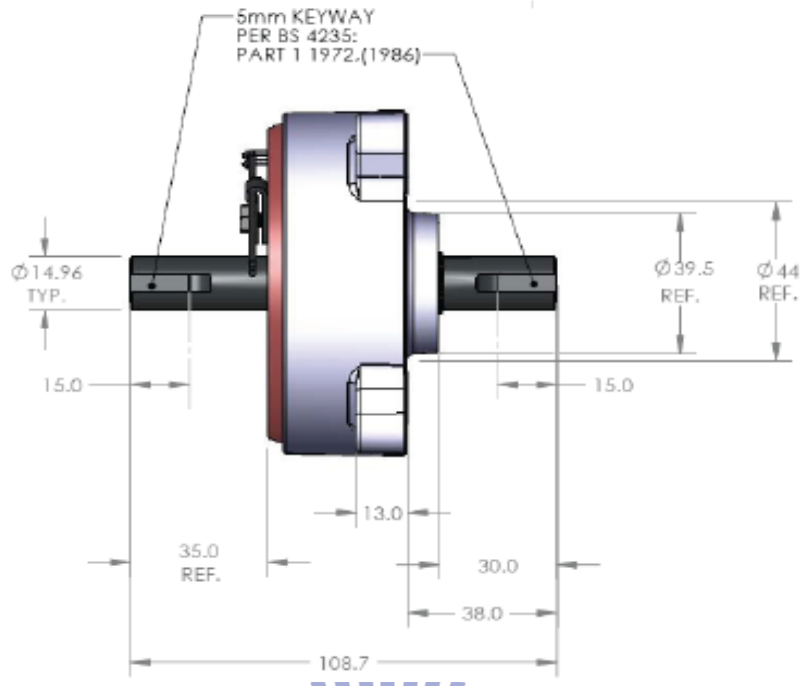
在周邊控制晶片方面，我們是採用由美國Microchip公司所開發生產的PIC單晶片，型號是PIC18F452，其為一款具Harvard架構的8位元單晶片，採用精簡指令架構(RISC)，共只有75個指令，最高工作時脈可達40MHz；PIC18F4520的外觀如圖3.5所示。PIC18F452單晶片微控制器提供了許多週邊功能，可讓使用者依據其目的規劃使用。



圖 3.5 PIC18F452 外觀

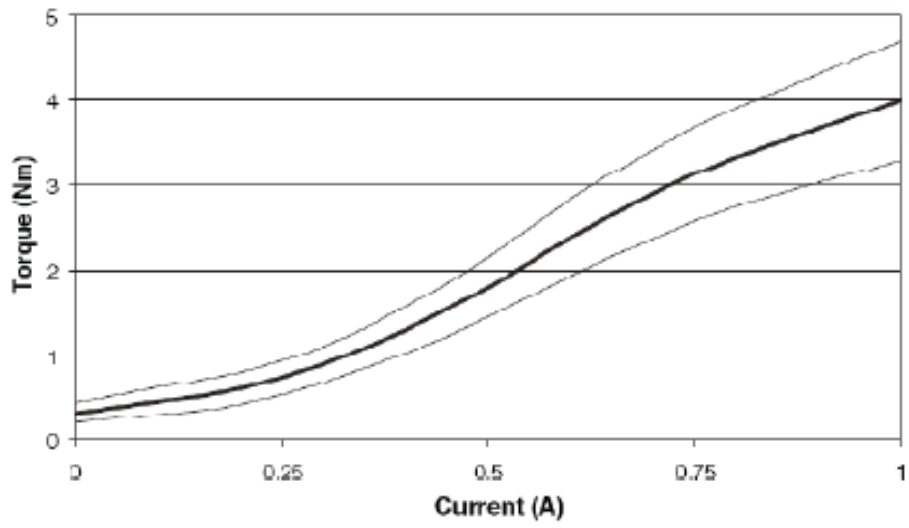
3.1.3 伺服煞車器

系統採用RD-2087-01伺服煞車器，如圖3.6(a)所示，為LORD公司製作的旋轉式剎車器，系統結構中有一個置於磁黏滯液體中的轉動鋼盤，環型電磁線圈產生剎車阻尼所需的磁場，磁黏滯液體以剪力方式產生黏滯阻尼力，最大輸入電流為1.5 A，工作電壓為12-24 Volts，最大輸出力矩4 Nm，經由齒輪比將輸出力矩放大至後輪為8 Nm，其輸入電流與輸出力矩如圖3.6(b)所示，反應時間可達10~ 30 ms，由於伺服煞車器輸入控制訊號為電流，而單晶片PIC18F452輸出為PWM電壓訊號，在伺服煞車器與單晶片PIC之間，以電壓轉換成電流裝置—Wonder Box Device Controller作轉換的橋梁。



(a) RD-2087-01 伺服煞車器[14]

Typical Torque Curve



(b) 輸入電流與輸出力矩關係[14]

圖 3.6 (a)RD-2087-01 伺服煞車器[14]和(b)輸入電流與輸出力矩關係[14]

3.1.4 軸編碼器

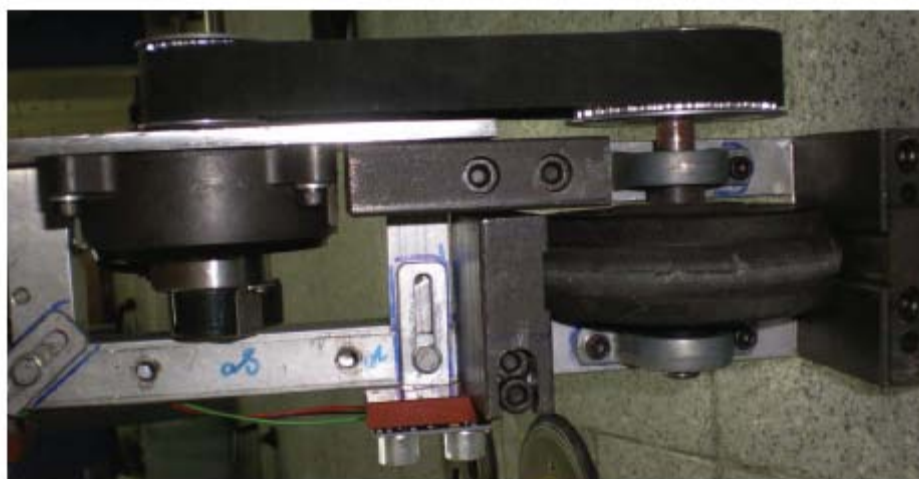
由於伺服煞車器上並沒有軸編碼器 (Encoder) 的功能，所以必須另外選用軸編碼器，並且加以改裝，我們選用Faulhabere公司所生產的軸編碼器，其型號為HEDS 5500 A，額定電壓為4.5~5.5V，解析度500 lpr (Lines per revolution)，圖3.7(a)為編碼器實體圖，加裝於伺服煞車器上，如圖3.7(b)所示，改裝後的編碼器和伺服煞車器外側的轉軸相連接如圖3.7(c)所示，而伺服煞車器內側的轉軸是由皮帶輪來帶動行動輔具的後輪，其中，伺服煞車器的皮帶輪和行動輔具後輪的皮帶輪兩齒輪直徑比為1：2，因此輔具後輪轉一圈，可以達1000 lpr。



(a) 軸編碼器實體圖



(b) 軸編碼器加裝於伺服煞車器



(c) 伺服煞車器、軸編碼器、皮帶輪與後輪配置

圖 3.7 (a)軸編碼器實體圖，(b)軸編碼器加裝於伺服煞車器，和(c)伺服煞車器、軸編碼器、皮帶輪與後輪配置

第四章

模擬與實驗

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模擬及實驗，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；透過 Matlab 模擬兩種演算法的功能，其模擬結果將在 4.2 節呈現；接著，實際將控制方法運用在 i-go 上，實驗結果和分析在 4.3 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，其中資料組成包括輸入端和輸出端，如表 4.1 所示：

表 4.1 意圖偵測模型 I/O

	Number	Variables
Input1	20	握力
Input2	2	速度
Output	2	推力,力矩

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，分別為 0、-1、-2、-3、-4、-5(牛頓·米)，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；最後實際收集數據時，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，其中取樣時間設定為 0.25 秒，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，以下是受測者的資料：

表 4.2 建立意圖偵測模型的受測者

受測者	性別	年齡	身體狀況
A	男	22	四肢健全
B	男	24	四肢健全
C	男	23	四肢健全

實驗完成後，實際收集的總數據為 12000 筆訓練資料，這些資料中包括輸入項的 20 維握力資訊和 2 維的速度資訊，而輸出項的資訊則是推力和旋轉力矩；輸入項的資訊是直接過力感測器和軸編碼器獲得；輸出端的資訊則是要先取得剎車器的力矩值和行動輔具的加速度，再經由(2.14)式的變數轉換，推算出使用者的推力和旋轉力矩，而總訓練資料組成如(4.1)式所示：

$$\begin{bmatrix} data_1 \\ data_2 \\ \vdots \\ data_L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{1,1} & f_{1,2} & \cdots & f_{1,20} & v_{1,1} & v_{1,2} \\ f_{2,1} & f_{2,2} & \cdots & f_{2,20} & v_{2,1} & v_{2,2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ f_{L,1} & f_{L,2} & \cdots & f_{L,20} & v_{L,1} & v_{L,2} \end{bmatrix}_{Input} + \begin{bmatrix} F_1 & M_1 \\ F_2 & M_1 \\ \vdots & \vdots \\ F_L & M_L \end{bmatrix}_{Output} \quad (4.1)$$

其中 f 為握力資訊， v 為速度資訊， F, M 為推力和旋轉力矩，而 L 為資料筆數。

我們將訓練資料送入意圖偵測模型進行訓練，首先透過 PCA 和 FCM 減少輸入項的橫向的變數量和縱向的資料量，結果如(4.2)式表示：

$$\begin{matrix} cluster_1 \\ cluster_2 \\ \vdots \\ cluster_c \end{matrix} = \begin{matrix} f_{1,1} & f_{1,2} & \cdots & f_{1,n} & v_{1,1} & v_{1,2} \\ f_{2,1} & f_{2,2} & \cdots & f_{2,n} & v_{2,1} & v_{2,2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ f_{c,1} & f_{c,2} & \cdots & f_{c,n} & v_{c,1} & v_{c,2} \end{matrix}_{Input} + \begin{matrix} F_1 & M_1 \\ F_2 & M_1 \\ \vdots & \vdots \\ F_c & M_c \end{matrix}_{Output} \quad (4.2)$$

其中 c 為 FCM 分群的個數； n 為 PCA 轉換的維度，我們將 PCA 功能設定為將 20 維的握力減少至 8 維，FCM 功能為將所有訓練資料分成 50 個不同的群集，設定如表 4.3 所示：

表 4.3 PCA 與 FCM 功能設定

	設定	功能
PCA	$n = 8$	20 維轉成 8 維(握力)
FCM	$c = 50$	資料分為 50 群

最後將資料送入 ANFIS 進行訓練，總共迭代 2000 次，將訓練的輸出結果和實際輸出結果的誤差縮到最小，平均誤差量為 6.831%。

4.2 模擬

在進行實驗前，必須先確定控制演算法無誤，以下兩節將會透過 Matlab 模擬來驗證路徑導引演算法和行動輔助演算法之功效，在模擬前，必須確定 i-go 的 4 個 i-go 模擬參數，設定如表 4.4 所示：

表 4.4 i-go 模擬參數設定

兩輪距離一半(b)	輪子半徑(r)	質量(m)	轉動慣量(I)
0.34m	0.0635m	50kg	11.56kg·m ²

4.2.1 路徑導引演算法

路徑導引演算法的目的是事先規劃好一固定路徑，使用者只需推動輔具，輔具系統自動會根據使用者的施力情況和目前輔具所在的座標給予適當的剎車力，達到導引的效果。首先我們設定程式的取樣時間為0.25秒，並且透過4.1節建立意圖偵測模型所收集到的使用者推直線路徑時的握力數據，作為模擬使用者施予行動輔具的力，並且為了模擬輸入時，能清楚的看出使用者力分佈的趨勢，所以我們將左、右握把上的力感測器各標記1~10的編號，並利用顏色的深淺代表每個單點握力值的大小，將0~2kg的握力範圍表示成255~0的灰階度，建立一個力分佈的灰階圖如圖4.1所示。

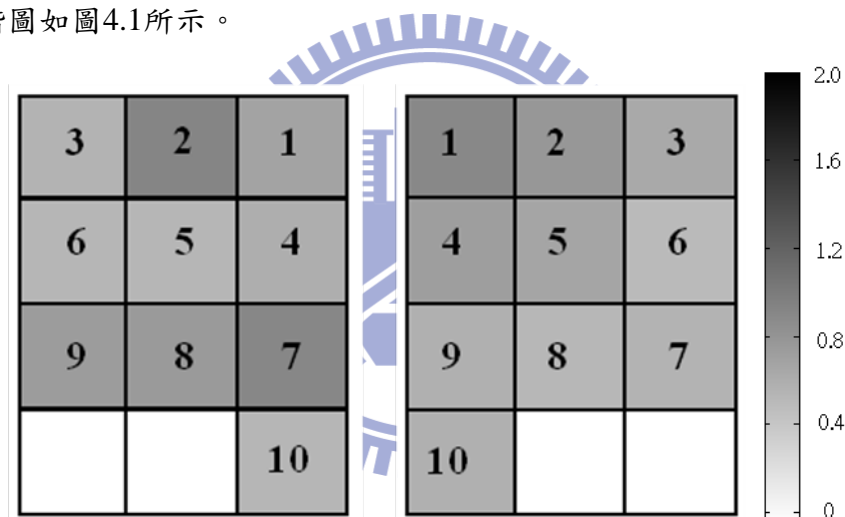


圖4.1 握力分布灰階圖

接下來我們觀察使用者在推動輔具的施力情形，發現握力分佈中的單點握力值是一個隨著時間些微浮動的訊號，因此我們模擬時設定震盪的幅度為平均握力值的十分之一，也就是 $ns = 0.1$ ，因此在假設等速度情況下，我們意圖偵測模擬的輸入將如(4.3)式所示：

$$input = [force \times (1 + ns \times \sin(\frac{\pi}{4}t)) \quad velocity], ns = 0.1 \quad (4.3)$$

接下來，我們使用4.1節所收集到的3位使用者的習慣握力當作輸入，並設定導引

路線為使用者從起點(0,0)，朝向角為90度，開始推動輔具，並經過目標點(3,3)和(6,6)，朝向角各為0度和90度，如圖4.2所示。

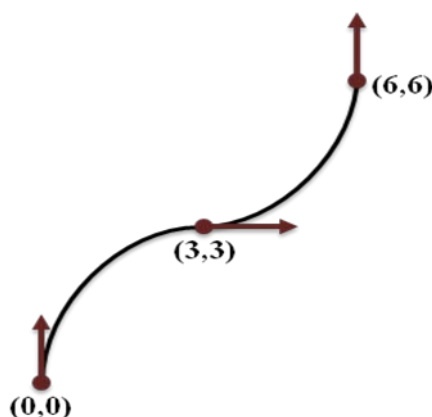


圖4.2 路徑導引模擬路線圖

我們設定使用者 A 推動輔具的習慣握力如圖 4.3 所示，圖 4.4 則為使用者 A 導引模擬結果，使用者 B 推動輔具的習慣握力如圖 4.5 所示，圖 4.6 則為使用者 B 導引模擬結果，使用者 C 推動輔具的習慣握力如圖 4.7 所示，圖 4.8 則為使用者 C 導引模擬結果。接下來我們針對模擬結果做分析，整張圖可分為四個部分，為軌跡，x、y 位置，速度、角速度，和左右輪剎車力矩，而主要觀察的重點為路徑軌跡，從模擬結果可以得知，不論使用者的習慣握力為何，經過我們的導引演算法，即便每條軌跡路線不盡相同，但配合使用者的施力，控制器給予不同的剎車力輔助，都能到達正確的位置和朝向角；而就行走時的速度和角速度來看，因為有的使用者施力習慣可能和路徑方向有落差，所以剎車器必須經常給予輔助力，所以會導致有震盪的情形發生，但基本上仍符合我們的要求。

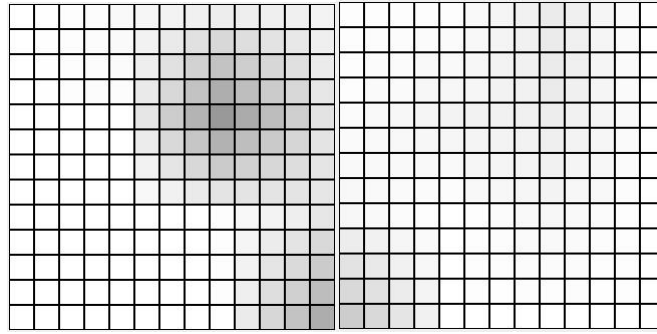
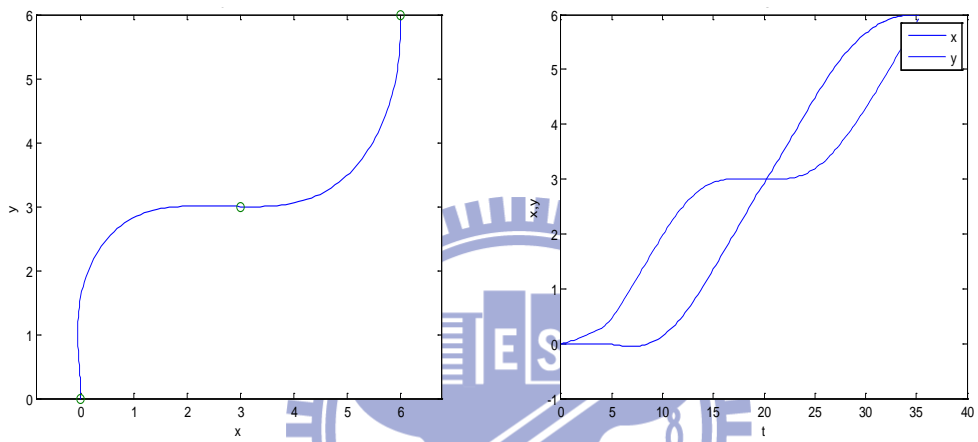
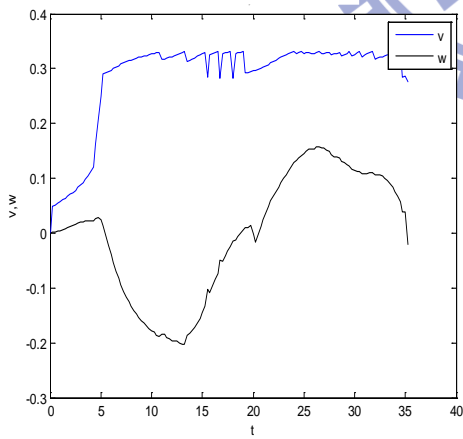


圖4.3 使用者A握力分佈圖

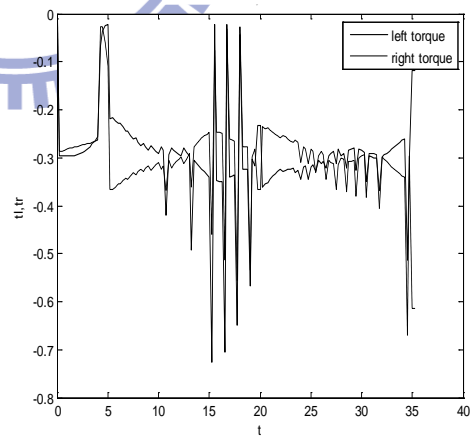


(a) 軌跡

(b) x,y位置



(c) 速度、角速度



(d) 左右輪煞車力矩

圖 4.4 使用者 A 導引模擬(a)軌跡，(b)x,y 位置，(c)速度、角速度，和(d)左右輪煞車力矩

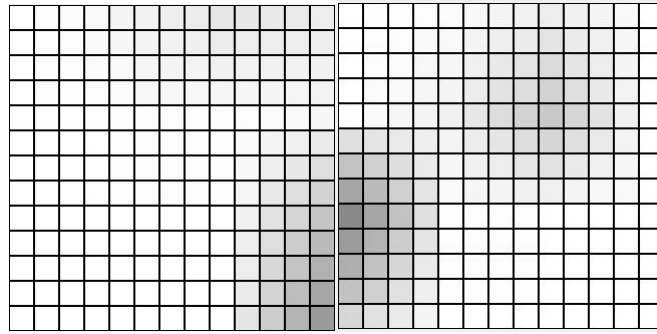
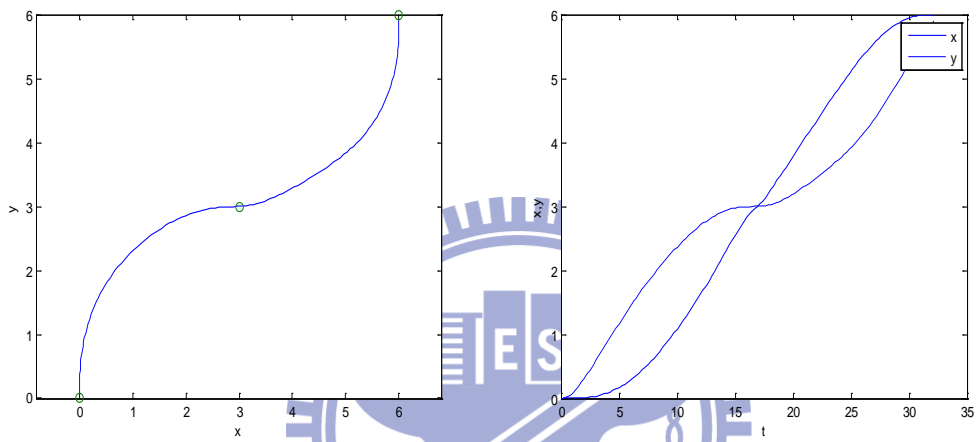
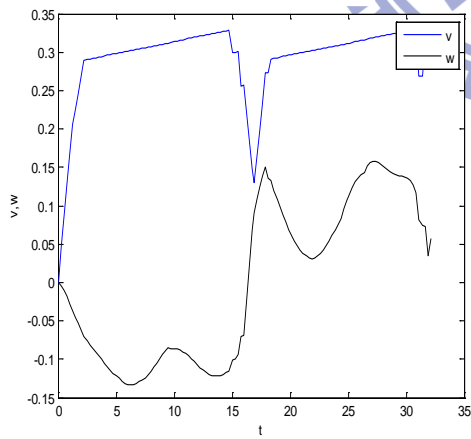


圖4.5 使用者B握力分佈圖

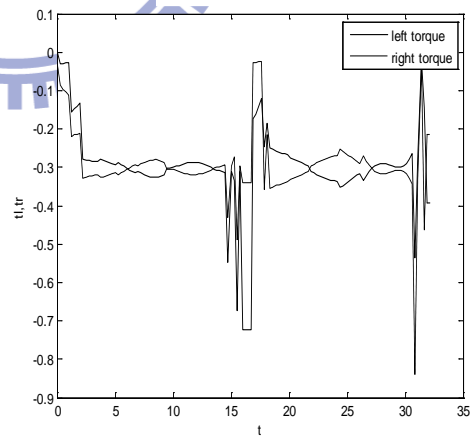


(a) 軌跡

(b) x,y位置



(c) 速度、角速度



(d) 左右輪煞車力矩

圖4.6 使用者B導引模擬(a)軌跡，(b)x,y位置，(c)速度、角速度，和(d)左右輪煞車力矩

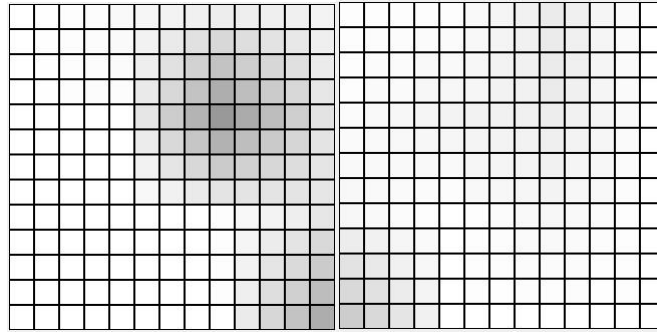


圖4.7 使用者C握力分佈圖

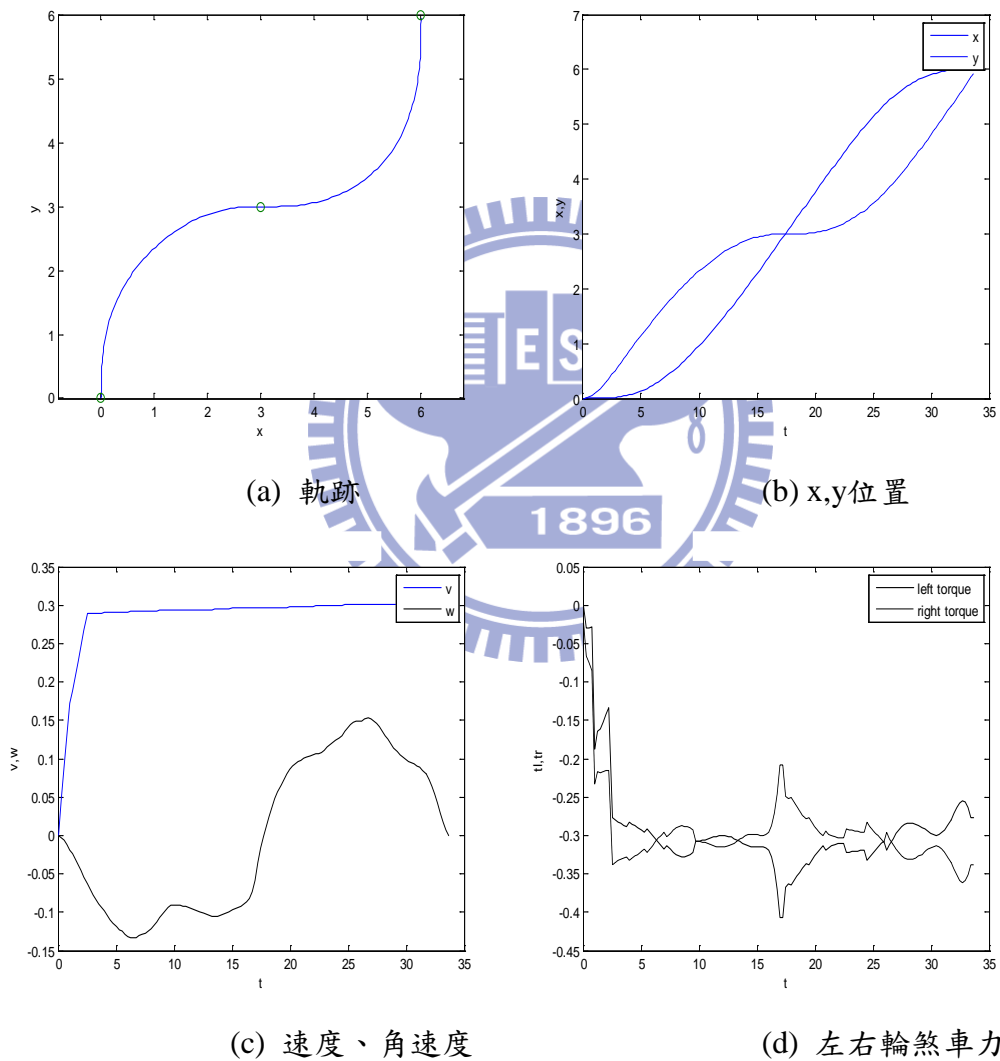


圖 4.8 使用者 C 導引模擬(a)軌跡，(b)x,y 位置，(c)速度、角速度，和(d)左右輪煞車力矩

4.2.2 行動輔助演算法

行動輔助演算法適用於使用者主動操作行動輔具到達目標的情況，而整個控制系統是透過擷取使用者的操作習慣，提供適當的力輔助，讓使用者能更不費力地操縱輔具；而其他設定，如 i-go 模擬參數、模擬時的取樣時間都和路徑導引演算法一樣。我們在模擬行動輔助演算法時，將單一路徑點設定為使用者欲到達的目標，如圖 4.9 所示。接下來我們固定輔助參數 $\alpha_1 = -0.9$ ，分析不同使用者的操作的結果，也就是改變系統特徵根 s_1, s_2 的值，並且比較經過行動輔助控制器的差異性。

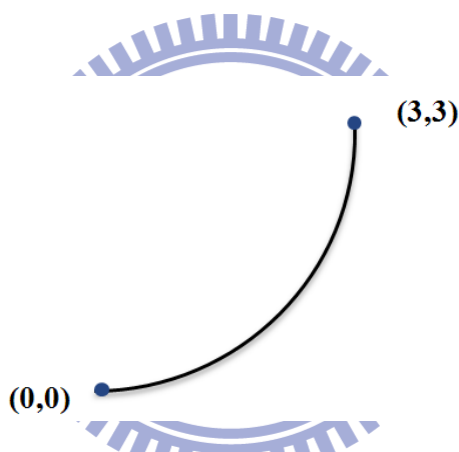


圖4.9 行動輔助模擬路線圖

我們假設使用者 A 的系統特徵根 $s_1, s_2 = (-0.3, -0.2)$ ，圖 4.10 為使用者 A 行動輔助模擬的結果，使用者 B 的系統特徵根 $s_1, s_2 = (-0.3, -0.4)$ ，圖 4.11 為使用者 B 行動輔助模擬的結果，使用者 C 的系統特徵根 $s_1, s_2 = (-0.4, -0.4)$ ，圖 4.12 為使用者 C 行動輔助模擬的結果，使用者 D 的系統特徵根 $s_1, s_2 = (-0.4, -0.5)$ ，圖 4.13 為使用者 D 行動輔助模擬的結果。從模擬情形來看，我們可以分三個部分來討論，一、當使用者的反應速率過慢時，偏離目標點甚多，輔助系統能大幅地提高準確度；二、使用者的反應速率稍慢，輔助系統能減少路徑所需長度，提高些許準確度；三、使用者的反應速率正常，輔助系統不會有太大的影響。針對使用者

所需施予的旋轉力矩這方面，經過輔助後，我們發現，因為降低輔具角速度的震盪幅度，所以旋轉力矩也變得更小，更能簡化操作的困難度。

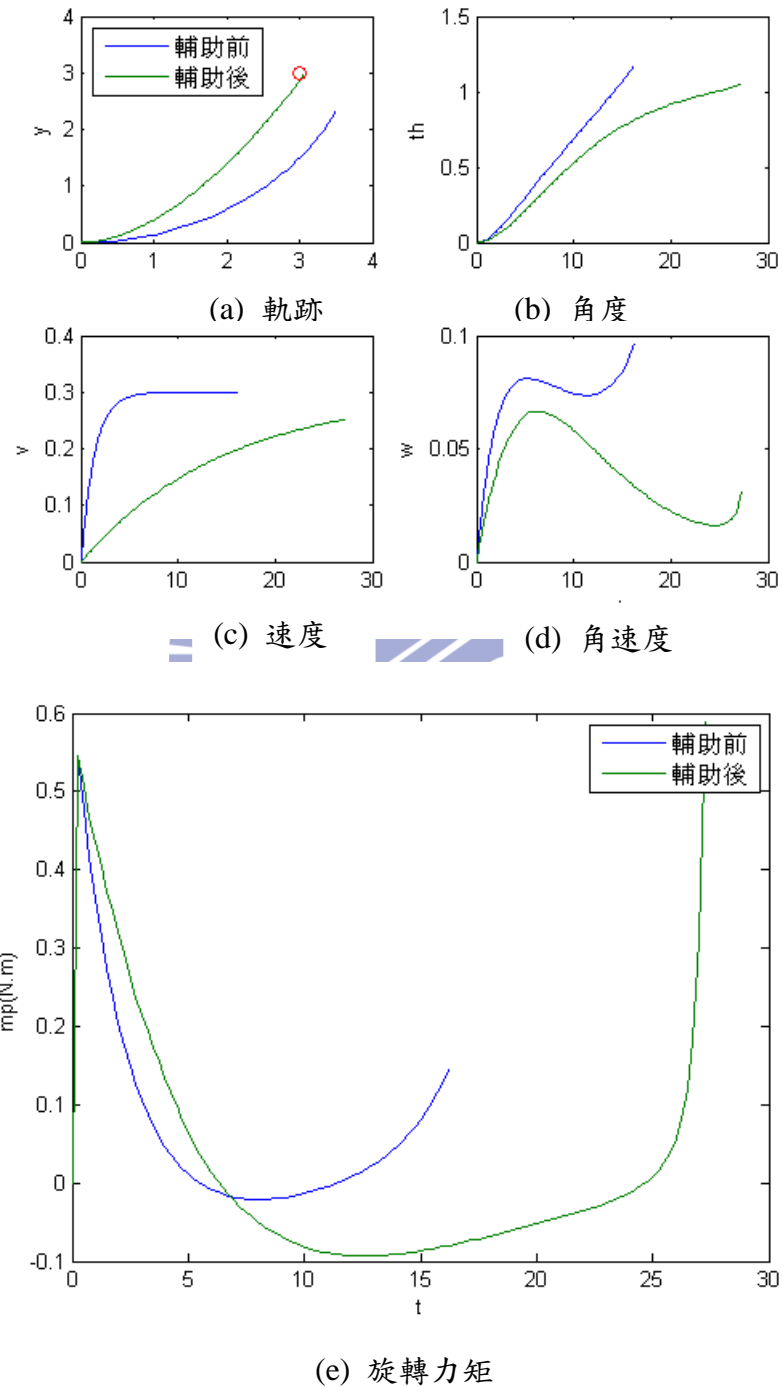


圖 4.10 使用者 A 行動輔助模擬(a)軌跡，(b)角度，(c)速度，(d)角速度，和(e)旋轉力矩

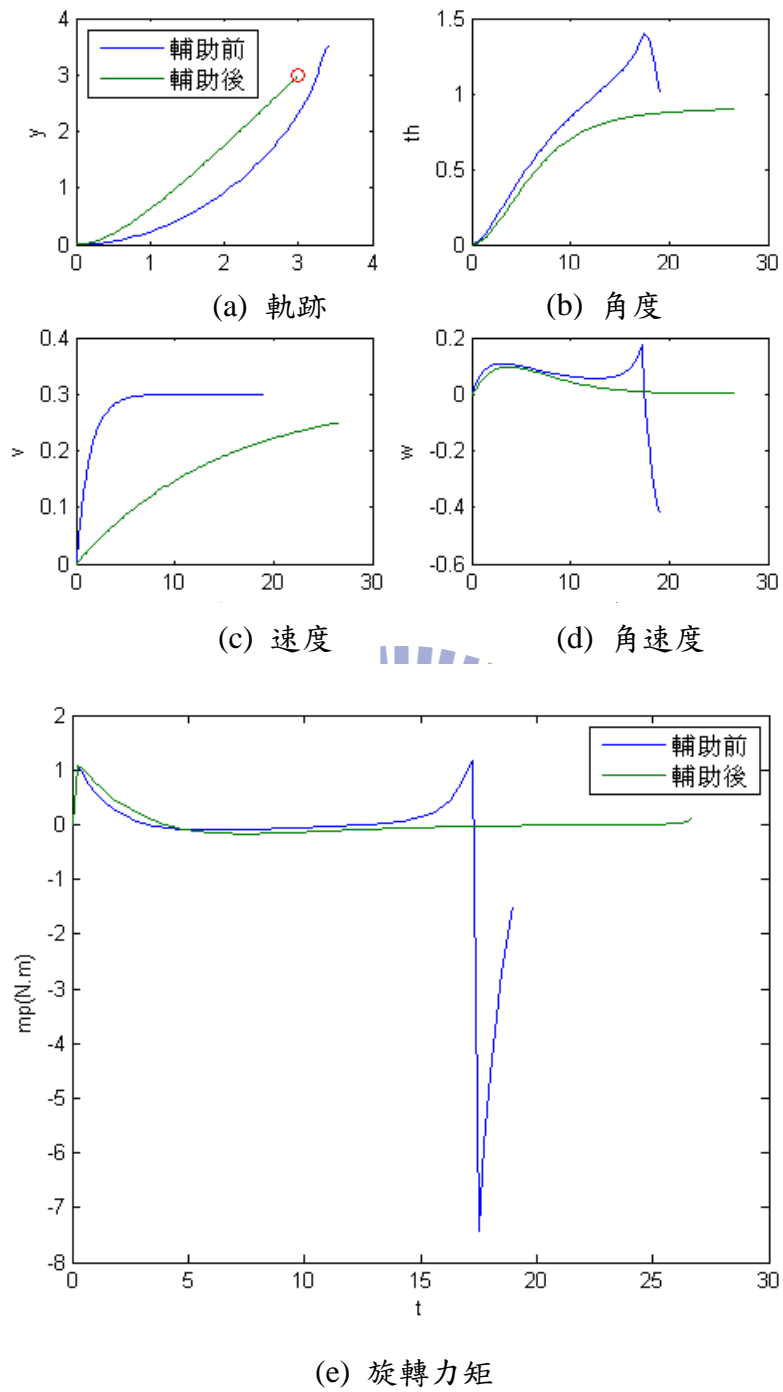


圖 4.11 使用者 B 行動輔助模擬(a)軌跡，(b)角度，(c)速度，(d)角速度，和(e)旋轉力矩

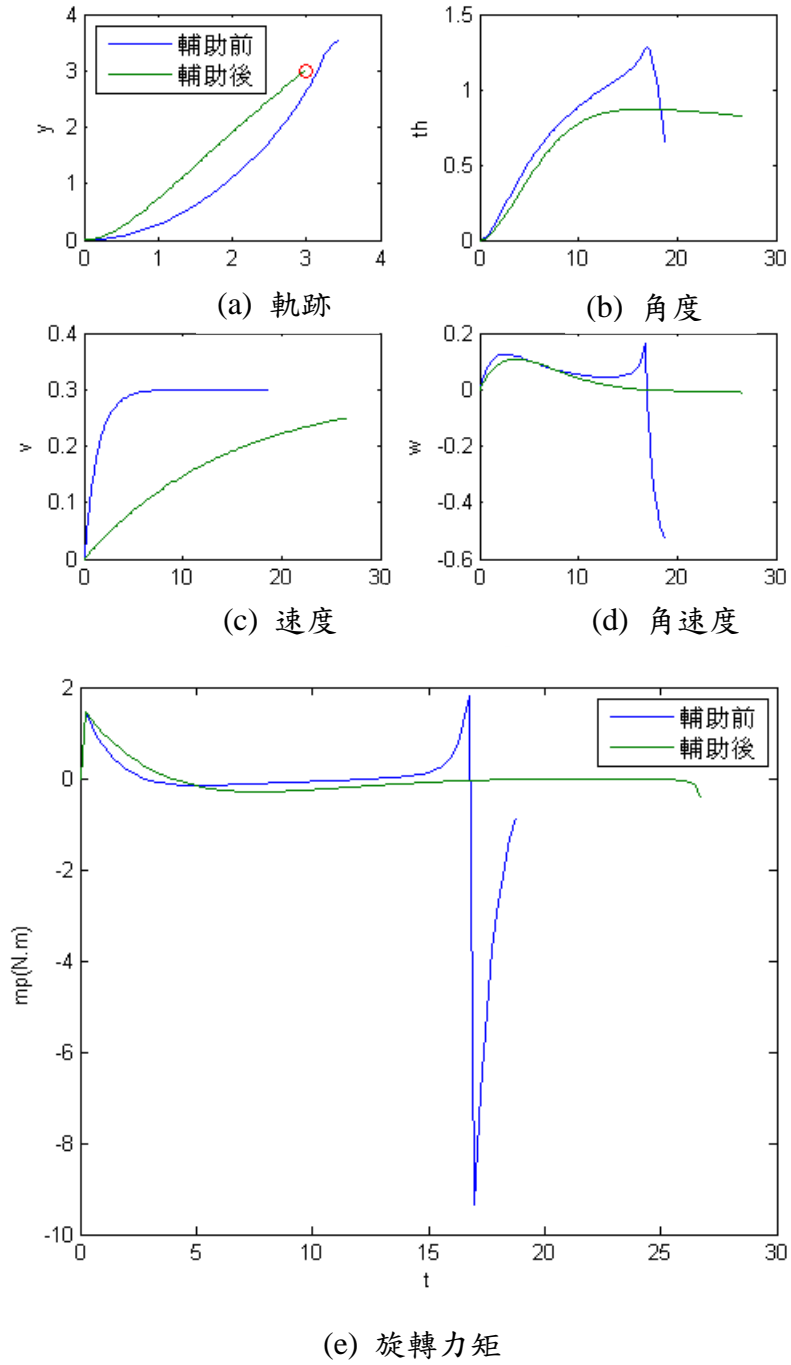


圖 4.12 使用者 C 行動輔助模擬(a)軌跡，(b)角度，(c)速度，(d)角速度，和(e)旋轉力矩

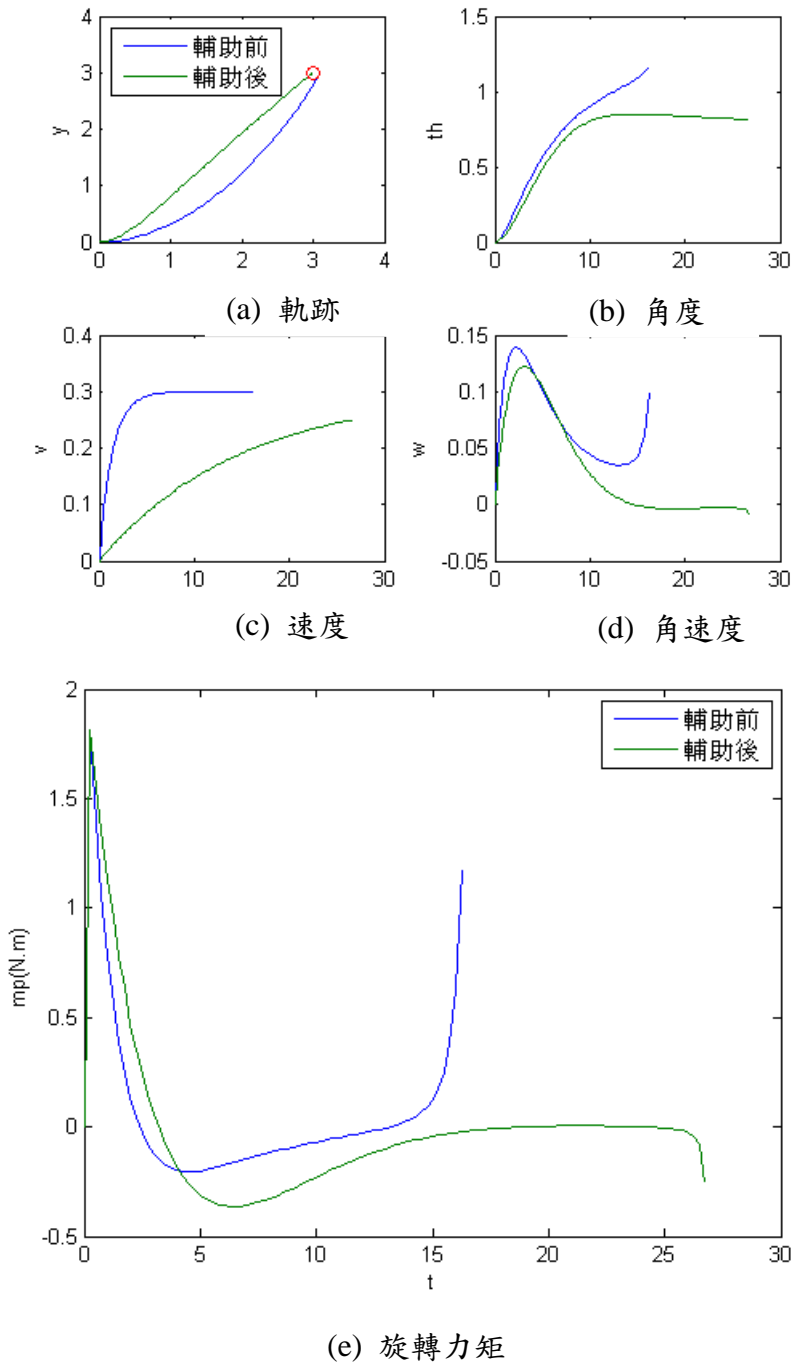


圖 4.13 使用者 D 行動輔助模擬(a)軌跡，(b)角度，(c)速度，(d)角速度，和(e)旋轉力矩

4.3 實驗

從以上模擬的結果看來，兩個演算法都能達到想要的結果，但因實際情況跟

模擬會有不同，其一是人的施力模式不一定跟我們假設的一樣，其二是簡化的數學模型畢竟和實際 i-go 有些許落差，故下一步就是透過實驗去驗證實際情況是否還能如同模擬一樣有效。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 4.5 所示，i-go 實驗參數如表 4.6 所示，而實驗場景和使用操作情況如圖 4.14 所示。

表4.5 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

表 4.6 i-go 實驗參數設定

兩輪距離一半(b)	輪子半徑(r)	質量(m)	轉動慣量(I)
0.34m	0.0635m	50kg	11.56kg·m ²



(a) 使用者操作情況

(b) 實驗場景

圖 4.14 實驗操作呈現(a)使用者操作情況和(b)實驗場景

4.3.1 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，如圖 4.2 所示，兩個受測者 A、B 各推一次路徑，如圖 4.15 與圖 4.16 所示。

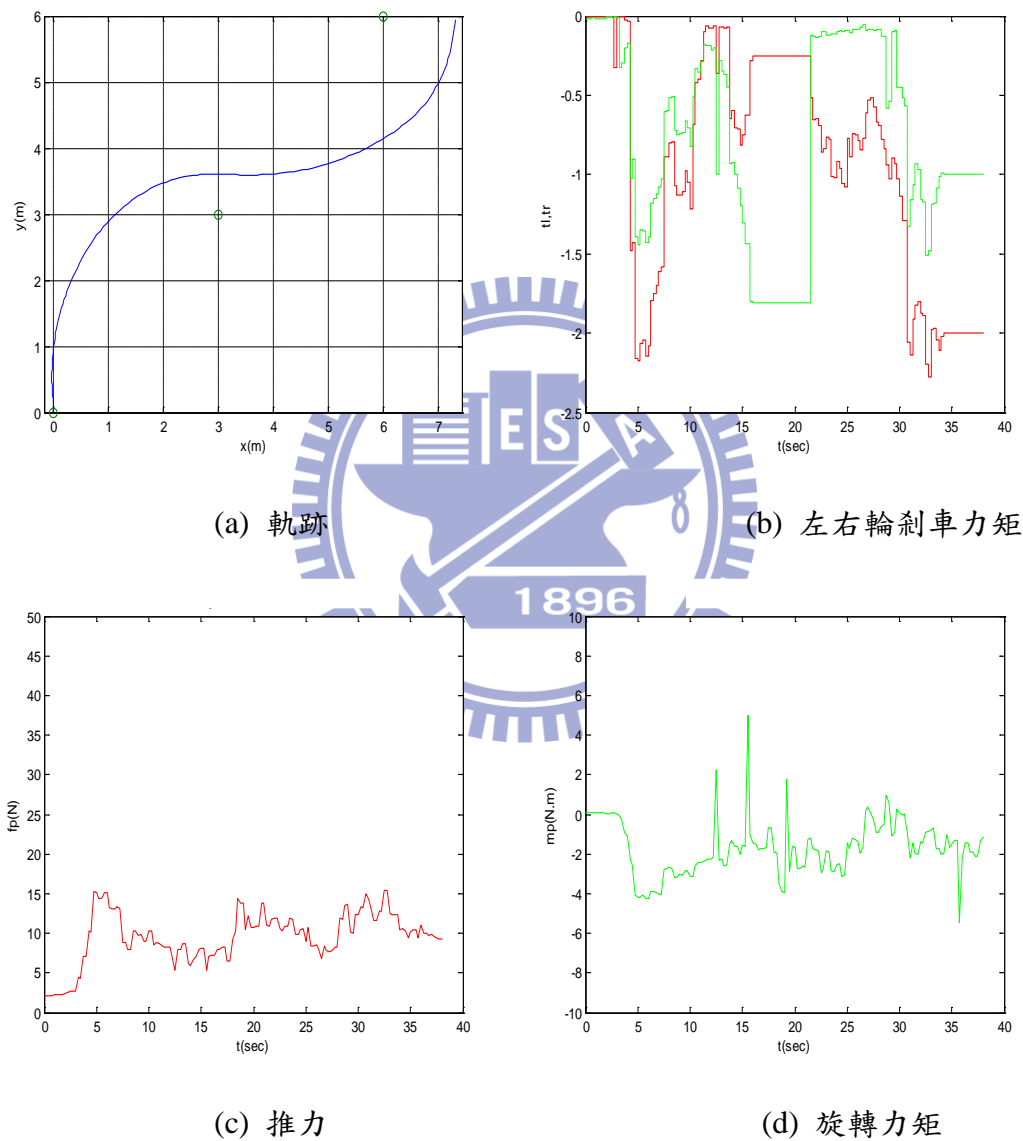
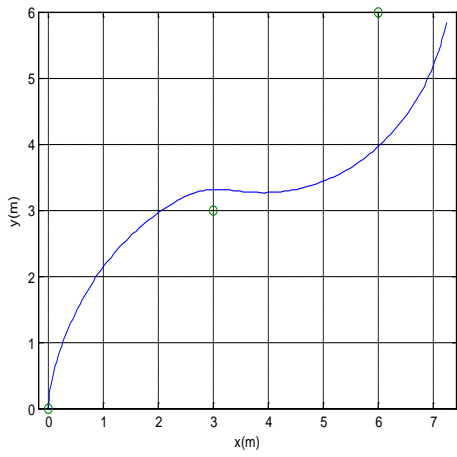
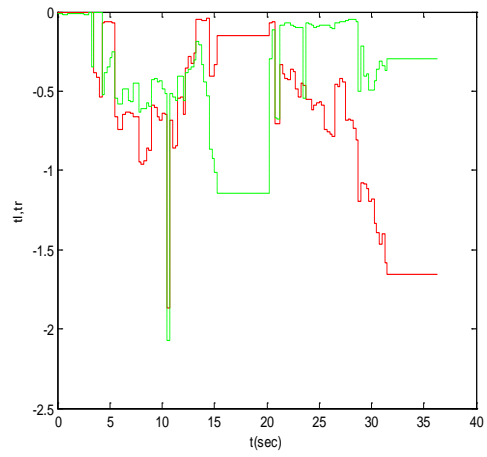


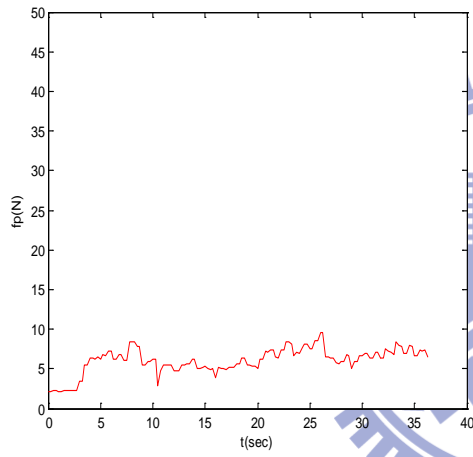
圖 4.15 使用者 A 導引實驗(a)軌跡，(b)左右輪煞車力矩，(c)推力，和(d)旋轉力矩



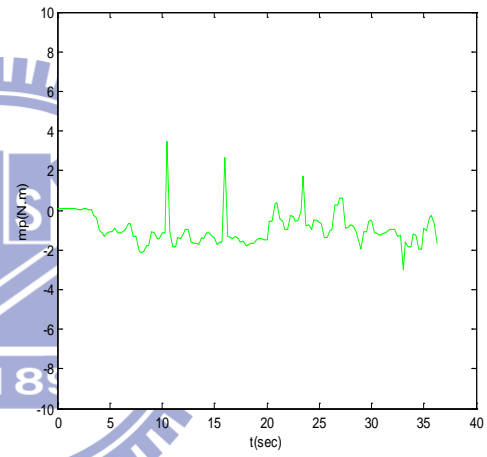
(a) 軌跡



(b) 左右輪剎車力矩



(c) 推力



(d) 旋轉力矩

圖 4.16 使用者 B 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 4.7 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 1(m)	3	3.053	3.315	0.053	0.315
Y 位置 1(m)	3	3.503	3.310	0.503	0.310
朝向角 1(deg)	0	3.5	-5.7	3.5	-5.7
X 位置 2(m)	6	7.293	7.186	1.293	1.186
Y 位置 2(m)	6	5.930	5.839	-0.070	-0.161
朝向角 2(deg)	90	82.8	75.2	-7.2	-14.8

表 4.7 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，如圖 4.17 所示。兩位受測者 A、B 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，算出兩人的習慣參數 k_1, k_2 ，如表 4.8 所示。接下來請兩位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。

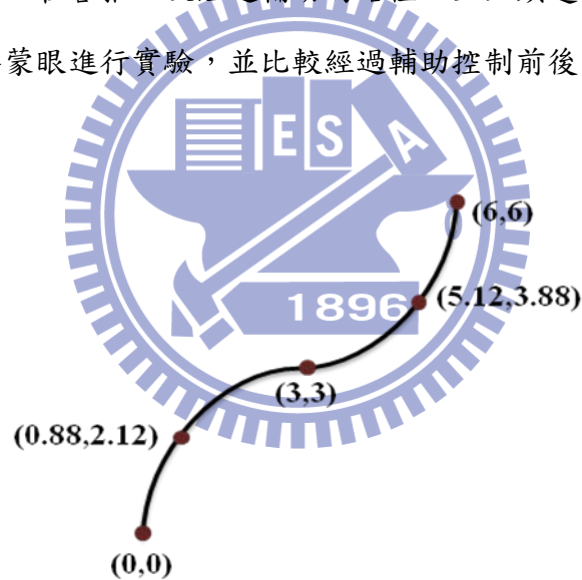
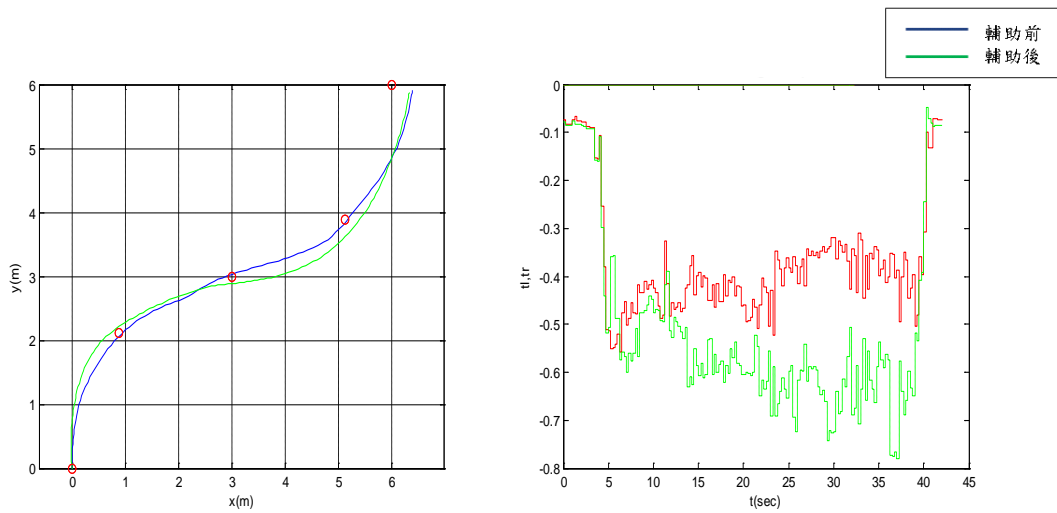


圖 4.17 行動輔助實驗路線圖

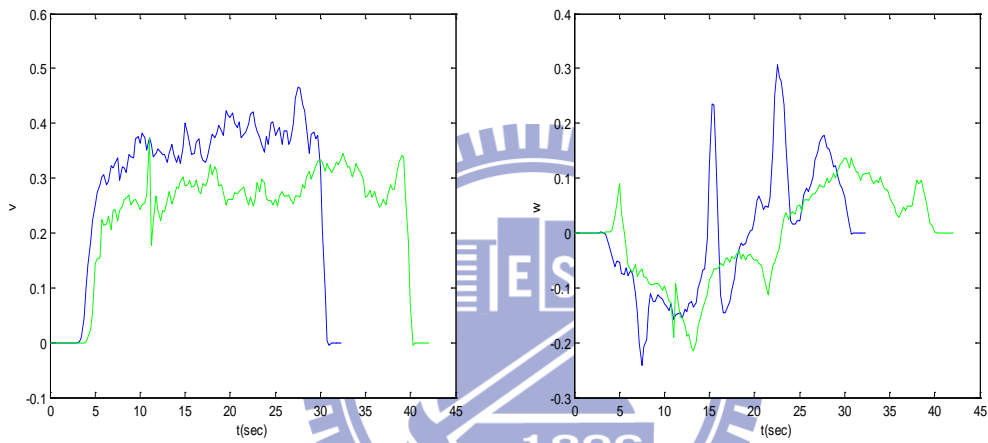
表 4.8 使用者的習慣參數

	k1	k2
使用者 A	5.614	0.657
使用者 B	3.492	0.166



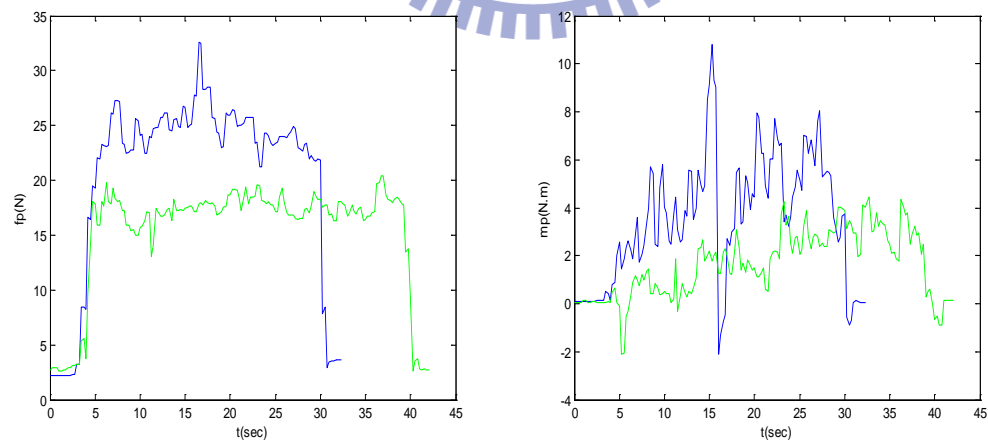
(a) 軌跡

(b) 左右輪剎車力矩



(c) 速度

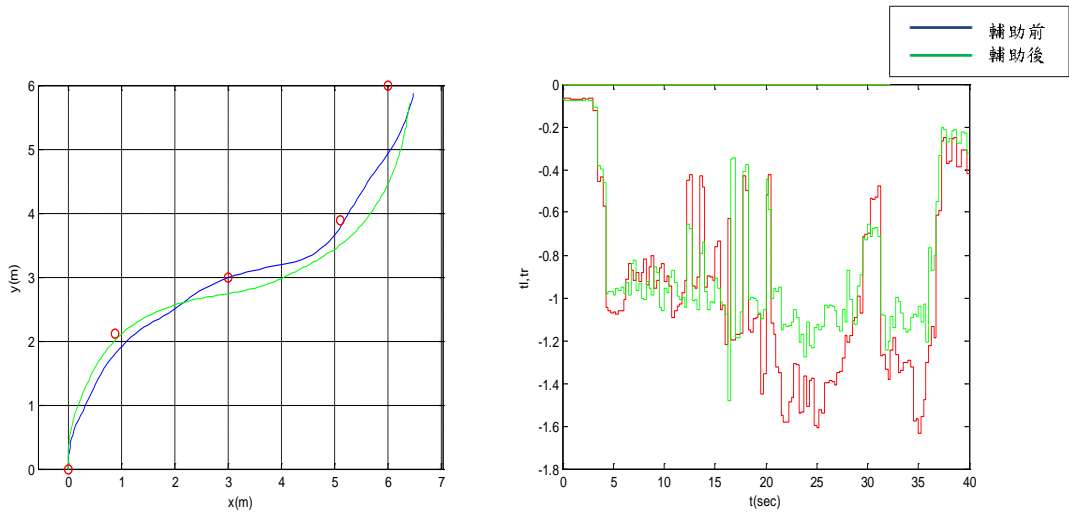
(d) 角速度



(e) 推力

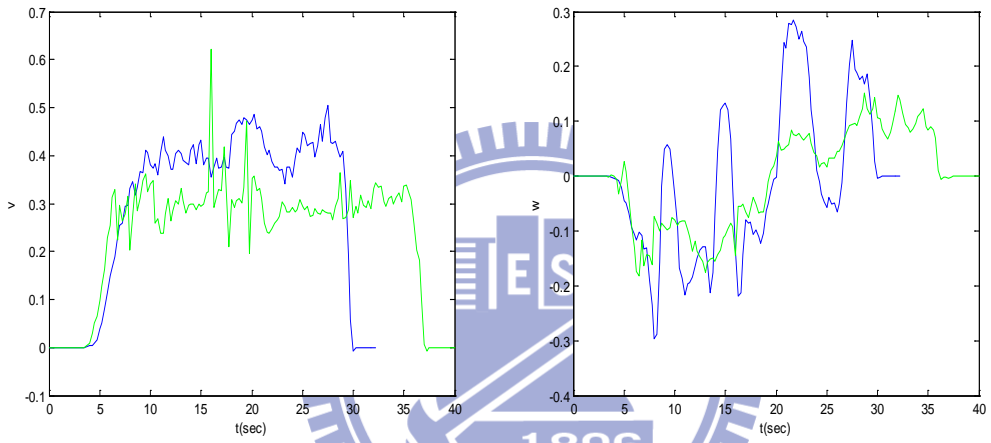
(f) 旋轉力矩

圖 4.18 使用者 A 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



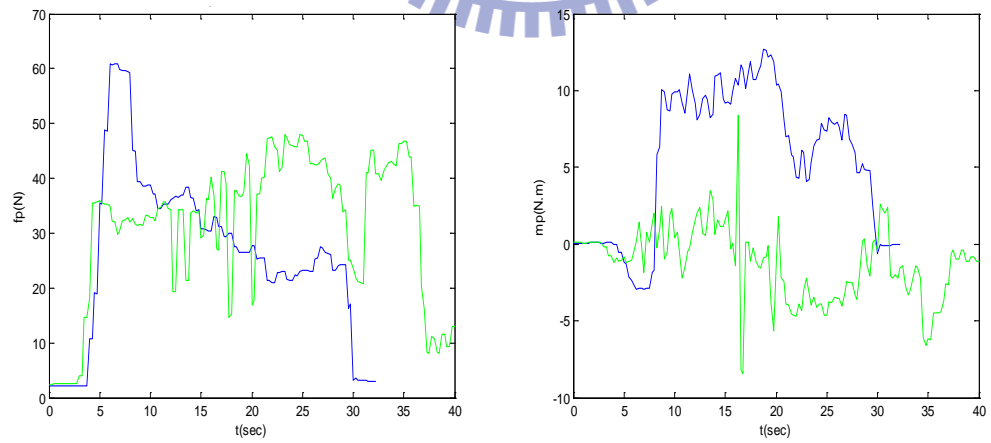
(a) 軌跡

(b) 左右輪剎車力矩



(c) 速度

(d) 角速度



(e) 推力

(f) 旋轉力矩

圖 4.19 使用者 B 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 4.9 行動輔助控制結果

	推力 A(rms)	旋轉力矩 A(rms)	推力 B(rms)	旋轉力矩 B(rms)
輔助前	22.0313	4.3888	30.2249	7.1915
輔助後	16.1351	2.1562	33.7636	2.6776

我們針對以上實驗結果做分析，如表 4.9 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，則可分為兩種情況，使用者 A 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，使用者 B 則是覺得在推動時有阻力，所以會花更大的力氣去推動，因此所需的推力可能會因為使用者的操作習慣而變大；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。



第五章

結論與未來展望

5.1 結論

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。



参考文献

- [1] M. Hans, B. Graf, and R. Schraft, "Robotic Home Assistant Care-o-bot: Past-present-future," 11th IEEE Int. Workshop Robot Human Interactive Communication, pp. 380–385, 2002.
- [2] S. Dubowsky, F. Genot, S. Godding, H. Kozono, A. Skwersky, H. Yu, and L. S. Yu, "PAMM - A Robotic Aid to the Elderly for Mobility Assistance and Monitoring: A "Helping-Hand" for the Elderly," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 570-576, 2000.
- [3] A. M. Sabatini, V. Genovese, and E. Pacchierotti, "A Mobility Aid for the Support to Walking and Object Transportation of People with Motor Impairments," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System*, pp. 1349-1354, 2002.
- [4] A. Morris, R. Donamukkala, A. Kapuria, A. Steinfeld, J. T. Matthews, J. Dunbar-Jacob, and S. Thrun, "A Robotic Walker That Provides Guidance," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 25-30, 2003.
- [5] M. Goller, T. Kerscher, M. Ziegenmeyer, A. Ronnau, J.M. Zollner, and R. Dillmann, "Haptic Control for the Interactive Behavior Operated Shopping Trolley InBOT," *Artificial Intelligence and Simulation of Behaviour Convention*, 2009.
- [6] Y. Hirata, A. Hara, and K. Kosuge, "Motion Control of Passive Intelligent Walker Using Servo Brakes," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 23, no. 5, pp. 981-990, 2007.
- [7] D. Rodriguez-Losada, F. Matia, A. Jimenez, R. Galan, and G. Lacey, "Implementing map based navigation in guido, the robotic smartwalker," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] T. Takagi and M. Sugeno, "Fuzzy Identification of Systems and its Applications to Modeling and Control," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 1, no. 1, pp. 116-132, 1985.
- [11] M. Sugeno and G. T. Kang, "Structure Identification of Fuzzy Model," *Fuzzy*

- Sets and Systems*, vol. 1, no. 1, pp. 15-33, 1988.
- [12] 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
- [13] L. Jolliffe, *Principal Component Analysis*, John Wiley & Sons Ltd, 2005.
- [14] Lord Corporation, <http://www.lord.com/> [Accessed: May. 9, 2010].
- [15] Benjamin, C. Kuo, and Farid Golnaraghi, *Automatic Control System*, 8th ed. John Wiley & Sons Ltd, 2002. ch.7-9.
- [16] 曾百由 著，微處理器原理與應用—組合語言與PIC18 微控制器，五南圖書，民國九十五年十月。
- [17] 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。

