

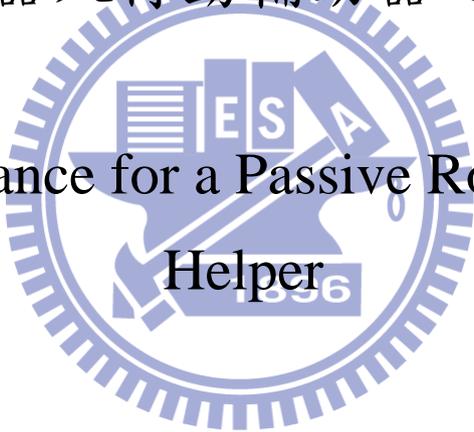
國立交通大學

電控工程研究所

碩士論文

被動式機器人行動輔助器之主動導引

Active Guidance for a Passive Robot Walking  
Helper



研究生：饒方翔

指導教授：楊谷洋教授

中華民國九十九年十月

# 被動式機器人行動輔助器之主動導引

## Active Guidance for a Passive Robot Walking Helper

研 究 生：饒方翔

Student: Fang-Shiang Rao

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  
October 2010  
Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國 九十九年 十月

# 被動式機器人行動輔助器之主動導引

研究生：饒方翔

指導教授：楊谷洋教授

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，本實驗室所開發的行動輔具 i-go 也將成為一份子以因應銀髮族生活不便的困擾。

在本論文中，我們改良先前研究提出之被動式行動輔具導引演算法，並實踐於我們所研發的 i-go 上面，所提出兩種導引演算法，其一是位置控制演算法，其二是位置與朝向角控制演算法，顧名思義，前者可導引使用者到指定位置，後者除了可導引使用者到位置外，還可朝向使用者希冀的方向。

i-go 之導引功能經實驗驗證，確實有其一定之功效，未來希望能夠幫助無法順利走往目標正在復健的銀髮族，以及提升特別是老人癡呆症、阿茲海默症的患者安全性，這些患者因記憶力衰退或是方向迷失無法到達目標。

# Active Guidance for a Passive Robot Walking Helper

Student: Fang-Shiang Rao

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 technology, several robot walking helpers have been developed. It motivates us to develop a robot walking helper, named i-go, in our laboratory for assisting the lives of the elderly. In the thesis, based on navigation techniques previously proposed, we develop two guidance algorithms for passive walking helper, and realize them in our i-go. They are:(1)the position-controlling algorithm and (2)position and orientation-controlling algorithm. The former can guide the user to the desired position, and the latter not only guide the user to the desired position, but also to the desired orientation. The proposed guidance algorithms have been verified via the experiment. In future, we expect the i-go can assist the elderly for guidance in real environments. We will introduce the i-go to the Alzheimer's patients, so that they can rely on it for movement under the conditions of memory decline and poor sense in orientation.

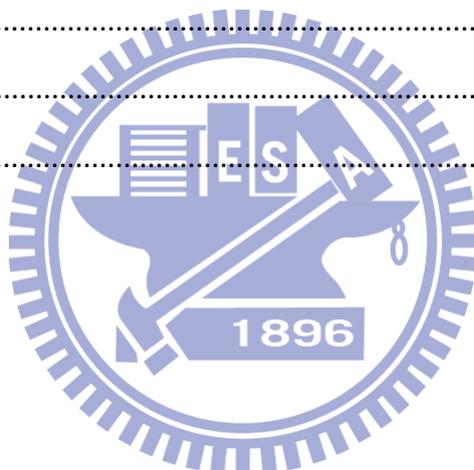
# 致謝

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：陳永平老師、柯春旭老師及楊秉祥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。感謝勝雄以前在這台車上付出的心力，上班了還要接我電話，回答我諸多的問題，真是不好意思。感謝胡竹生老師實驗室很罩的阿吉學長在我軟硬體出問題時給我指導，花費寶貴時間陪我一起偵錯。還有我要感謝跟我一起奮戰的好搭擋翔斌，幸虧有你一起幫忙做這台行動輔具，不然我肯定會花費更多時間在這台車上，有你這個硬體高手真的是事半功倍。也感謝實驗室的學長：修任、豪宇、木政與一哲，在我困惑的時候伸出援手，幫助我解決研究上的問題，還有坐在我隔壁的好同學明勳、鎧銜，早上有你們的陪伴讓我感到溫馨。此外也非常感謝學弟育傑、權哲、柏穎、嘉文、禹均、毓廷、昌翰、葉耕、長翰以及新來的專題生幫忙做實驗，沒有你們幫忙我也無法順利的生出數據和影片，我們的團隊陣容堅強，相信未來行動輔具有大家合力幫助下，一定會更加完美。此外，感謝工廠黃師傅在短時間內，在行動輔具底盤部份加裝了可以置放更多硬體的架子，讓我實驗可以得以順利進行。還有要感謝單車社的朋友，在我做研究之餘，一起運動一起玩樂，平衡研究生苦悶生活，有你們讓我覺得碩班時光過的很充實。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.....	3
1.3.2 被動式行動輔具.....	7
1.4 研究目標.....	9
1.5 論文架構.....	9
2. 被動式行動輔具系統之導引.....	10
2.1 動態模型.....	10
2.2 位置控制演算法.....	13
2.3 位置與朝向角控制演算法.....	15
3. 系統實現.....	18
3.1 i-go 硬體架構.....	20
3.1.1 行動輔具之車體.....	21
3.1.2 周邊控制晶片 PIC18F452.....	24
3.1.3 伺服煞車器.....	27
3.1.4 兩軸力感應器.....	31

3.1.5 軸編碼器 .....	33
4.模擬與實驗分析.....	35
4.1 模擬.....	35
4.1.1 位置控制演算法 .....	35
4.1.2 位置與朝向角控制演算法 .....	38
4.2 實驗.....	40
4.2.1 單點實驗 .....	42
4.2.2 S 形路線實驗 .....	52
4.3 實際場景實驗.....	63
5.結論與未來展望.....	67
5.1 結論.....	67
5.2 未來展望.....	67
參考文獻.....	69



# 表目錄

表 3.1 RC 電路輸出電壓校正表 .....	30
表 4.1 單點實驗受測者資料.....	40
表 4.2 單點位置控制結果分析.....	52
表 4.3 單點位置與朝向角結果分析.....	52
表 4.4 S 形位置控制結果分析 .....	62
表 4.5 S 形位置與朝向角控制結果分析 .....	62
表 4.6 實際場景實驗結果分析.....	66
表 4.7 四個路徑點之平均誤差.....	66



# 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[6] .....	4
圖 1.3 SmartWalker[3].....	4
圖 1.4 Rollator 外觀[7].....	5
圖 1.5 (a)XR4000 和(b)XR4000 上的手把[8].....	6
圖 1.6 (a)guido 外觀及(b)guido 與使用者[9].....	6
圖 1.7 (a)RT-Walker 和(b)搭載伺服煞車器的後輪[5].....	7
圖 1.8 Hiroyuki 提出之 Four-Castered Walker:(a)設計架構圖和(b)使用者操作的情形[9].....	8
圖 2.1 在卡氏座標下，行動輔具之簡化圖.....	11
圖 2.2 行動輔具轉向示意圖.....	14
圖 2.3 行動輔具之模型預測控制.....	15
圖 3.1 助行器 i-go 外觀.....	19
圖 3.2 系統架構圖.....	19
圖 3.3 i-go 硬體架構圖.....	20
圖 3.4 (a)車下部尺寸和(b)車身尺寸.....	21
圖 3.5 i-go 外殼圖.....	22
圖 3.6 骨幹加上白色外殼之 i-go.....	22
圖 3.7 兩軸力感應器裝置於握把下方.....	22
圖 3.8 整合後之 i-go.....	22
圖 3.9 索尼(Sony)VAIO 筆記型電腦.....	23
圖 3.10 人機畫面.....	23
圖 3.11 PIC18F452 單晶片微控制器接腳圖[14] .....	24
圖 3.12 PIC18F452 外觀.....	24

圖 3.13 PIC18F452 微控制器系統架構圖[14] .....	25
圖 3.14 (a)RD-2087-01 伺服煞車器和(b)輸入電流與輸出力矩關係[13].....	28
圖 3.15 (a)Wonder Box 裝置控制器和(b)輸入電壓與輸出電流關係[13] .....	29
圖 3.16 RC 電路輸出電壓校正圖 .....	30
圖 3.17 兩軸力感應器.....	31
圖 3.18 兩軸力感應器訊號擷取卡.....	31
圖 3.19 (a)兩軸力感應器輸出電壓與旋轉力矩關係圖和(b)兩軸力感應器輸出電壓 與推力關係圖.....	32
圖 3.20 使訊號落在 0~5V 的電路 .....	33
圖 3.21 實體電路.....	33
圖 3.22 (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.....	34
圖 4.1 模擬流程圖.....	36
圖 4.2 位置控制之模擬(a)軌跡,(b)左右輪煞車力矩和(c)i-go 的狀態變數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度.....	36
圖 4.3 位置與朝向角控制之模擬(a)軌跡,(b)左右輪煞車力矩和(c)i-go 的狀態變 數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度 .....	38
圖 4.4 (a)切換點機制一示意圖和(b)切換點機制二示意圖 .....	41
圖 4.5 單點實驗過程.....	42
圖 4.6 單點位置控制實驗軌跡.....	42
圖 4.7 單點位置控制-測試者 A 之(a)軌跡和(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝 向角,速度和角速度.....	43
圖 4.8 單點位置控制-測試者 B 之(a)軌跡和(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝 向角,速度和角速度.....	44

圖 4.9 單點位置控制-測試者 C 之(a)軌跡和(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度.....	45
圖 4.10 單點位置與朝向角控制實驗軌跡.....	46
圖 4.11 單點位置與朝向角控制-測試者 A 之(a)軌跡(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予 i-go 的推力.....	47
圖 4.12 單點位置與朝向角控制-測試者 B 之(a)軌跡(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予 i-go 的推力.....	49
圖 4.13 單點位置與朝向角控制-測試者 C 之(a)軌跡(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予 i-go 的推力.....	50
圖 4.14 S 形路線實驗過程.....	53
圖 4.15 S 形位置控制實驗軌跡.....	53
圖 4.16 S 形位置控制實驗-測試者 A 之(a)軌跡和(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度.....	54
圖 4.17 S 形位置控制實驗-測試者 B 之(a)軌跡和(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度.....	55
圖 4.18 S 形位置控制實驗-測試者 C 之(a)軌跡和(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度.....	56
圖 4.19 S 形位置與朝向角控制實驗軌跡.....	57
圖 4.20 S 形位置與朝向角控制實驗-測試者 A 之(a)軌跡(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予 i-go 的推力.....	57
圖 4.21 S 形位置與朝向角控制實驗-測試者 B 之(a)軌跡(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予 i-go 的推力.....	59
圖 4.22 S 形位置與朝向角控制實驗-測試者 C 之(a)軌跡(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予 i-go 的推力.....	60
圖 4.23 實驗場景.....	63

圖 4.24 實驗場景尺寸與設定的路徑點.....	64
圖 4.25 矇眼的實驗者.....	64
圖 4.26 實驗者的出發點.....	64
圖 4.27 實際場景實驗過程.....	65
圖 4.28 實際場景實驗軌跡.....	65



# 第一章

## 導論

### 1.1 引言

由於醫療科技的進步，人類的平均壽命逐年增加。老年人口在社會上所佔的比例也越高。根據內政部近期公告的數據，台灣 65 歲以上的老人佔總人口的 10.63%，老化指數（老年人口／幼年人口之百分比）為 65.05%，雙雙創下歷史新高，在亞洲僅次於日本，而不僅僅台灣，全世界都面臨同樣的問題。

在這個高齡化的社會中，如何照顧銀髮族將是我們重要的課題和使命。一般而言，高齡人口幾個常出現的問題是因為骨質疏鬆，造成雙腳比較無力、平衡的能力較差、行走時容易跌倒受傷，而現有的輔助工具拐杖和輪椅，前者對於肌肉的輔助較弱，行走穩定性也較差；後者則會使下肢的肌肉加速萎縮，所以都不是理想的輔助工具。

最近，由於機器人產業的興起，居家安全的機器人也成為了銀髮族新的一個選擇。居家安全機器人服務範圍很廣泛，可以了解銀髮族的身體狀況、偵測家中安全上的死角、防止竊賊入侵家裡等等，除此之外，亦有輔助銀髮族移動的行動輔具機器人。行動輔具機器人可分為被動式和主動式，前者的動力來源是使用者本身，使用剎車器做為致動器，隨著環境和使用者的意圖來調整煞車力道，達到轉彎或移動的功能；後者的動力來源大部分則是來自於馬達本身。兩者各有其優缺點，但以銀髮族的安全為第一考量，被動式行動輔具更加重視使用者的安全，主動式行動輔具可能因不了解使用者意圖而產生出乎使用者意料的動作，導致使

用者發生意外的情況。

## 1.2 研究動機

一般來說，被動式行動輔具能夠提供的服務相較於主動式行動輔具是比較有限的，就目前市場上看來，已可做到閃避障礙物、重力補償的部分，但鮮少有被動式的行動輔具能夠提供主動導引的功能，大部分是傳統的主動式行動輔具才有此功能，但針對使用者是銀髮族的情況下，安全第一永遠是不變的準則，因此，我們以被動式行動輔具為對象，並發展導引功能。

以被動的方式進行導引，並不像主動式機器人會有帶著使用者前進的感覺，使用者必須要施予行動輔具往前的推力才會前進，這樣操控方式可讓行動不便的銀髮族達到復健的效果，而且還可以導引他們抵達指定的目標。此外，也可提升特別是老人痴呆症、阿滋海默氏症的患者的安全性，這些患者因記憶力衰退或是方向迷失無法到達目標，因此，若能發展出一個被動式機器人行動輔具之導引系統，相信可以增加銀髮族使用的意願，進而幫助更多的人。

## 1.3 相關研究

機器人輔助系統在老化的社會中將扮演重要的角色，這類的機器人輔助系統，最重要就是要達到使用方便、高效能、以及使用者的安全性與穩定性[4,5]，因此，若要提供行動輔具導引之功能，必須要有安全的控制策略。以下即針對具導引功能之主動式及被動式行動輔具做概略性的介紹。

### 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台居家輔助機器人，稱為Care-O-bot[2]，如圖1.1(a)所示，在2002年更新為第二代Care-O-botII[2]，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，而另一個PC則負責控制機器人的運動與行走姿態，兩個PC是透過乙太網路做溝通。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這個方法[1]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，當時它在公開場合下，已經證實是安全且可靠的。



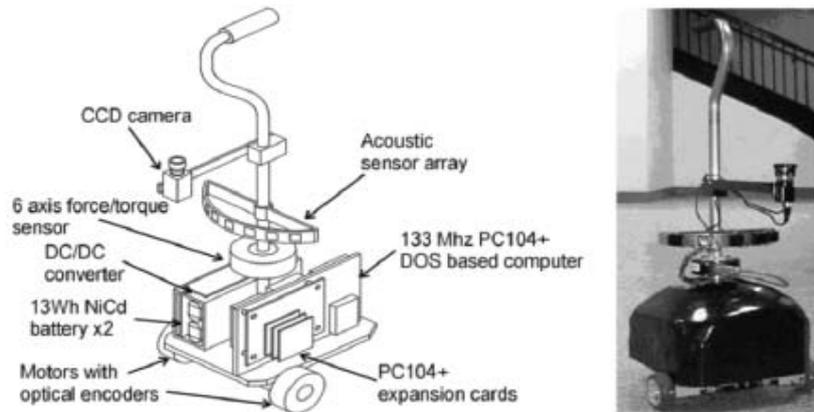
(a)Care-O-bot I[2]

(b)Care-O-bot II[2]

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[6]，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在電腦中，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；為了解決這個問題，Dubowsky等在2006年以助行器為平台搭載PAMM，完成了SmartWalker系統[3]，如圖1.3所示，SmartWalker大致上的功能皆與SmartCane相仿，並提供更好的移動性與穩定性。



(a)SmartCane內部感應器 (b)SmartCane外觀

圖1.2 (a)SmartCane內部感應器和(b)SmartCane外觀[6]

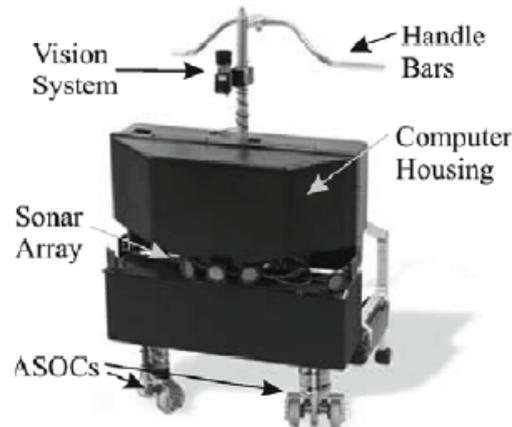


圖1.3 SmartWalker[3]

在2002年時，由Sabatini等提出的rollator行動輔助系統[7]，如圖1.4(a)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。

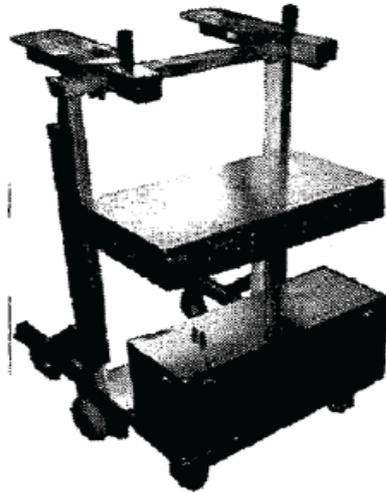
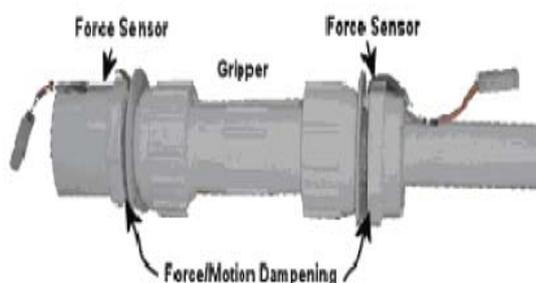


圖 1.4 Rollator 外觀[7]

在 2003 年，卡內基梅隆大學的 Morris 等提出的 XR4000 移動式機器人平台 [8] 中，如圖 1.5(a) 所示，並設計了一種特別的手把，如圖 1.5(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(Forced mode)：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；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



(b)XR4000上的手把

圖 1.5 (a)XR4000 和(b)XR4000 上的手把[8]

在 2005 年，Haptica 公司的主動式行動輔具機器人 *guido*[9]，如圖 1.6 所示，使用雷射測距儀當作探測環境資訊的感應器，使其具備避障、主動導引、路徑規劃、建置環境地圖及自我定位等功能。



(a)*guido* 外觀



(b)*guido* 與使用者

圖 1.6 (a)*guido* 外觀及(b)*guido* 與使用者[9]

## 1.3.2 被動式行動輔具

相較於主動式行動輔具，被動式行動輔具之相關研究並不多，要找到與導引相關研究就更是少之又少，故只要是與被動式行動輔具相關都會列出。

在 2007 年，日本東北大學的 Kosuge 等提了被動式行動輔具 RT-Walker[5]，如圖 1.7 所示，它的特點是機器人是以前服煞車器來提供煞車力，並沒有像是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。



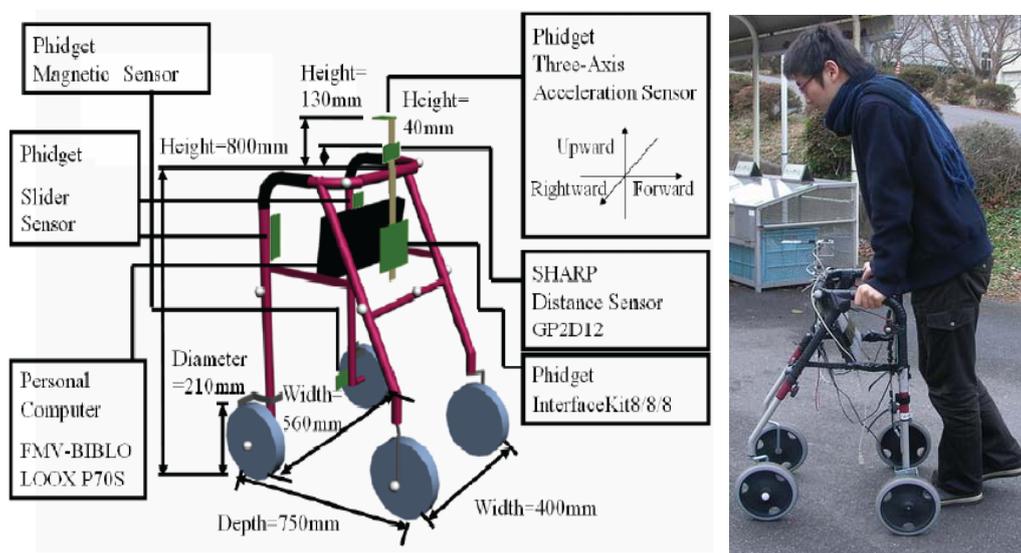
(a)RT-Walker

(b)搭載伺服煞車器的後輪

圖 1.7 (a)RT-Walker 和(b)搭載伺服煞車器的後輪[5]

在 2008 年時，日本島根大學的 Hiroyuki 等也提出被動式行動輔具[9]，如圖 1.8 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)為了避免使用者滑倒，緊急煞車到輔具停

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；和(3)使用者可以保持正常行走，煞車器不需提供煞車力。其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

(b)使用者操作的情形

圖 1.8 Hiroyuki 提出之 Four-Castered Walker：(a)設計架構圖和(b)使用者操作的情形[9]

在 2006 年時，美國德拉瓦大學的 Agrawal 教授提出被動式行動輔具之位置控制演算法[11]，他分為兩階段控制，第一階段是先從起點到目的地附近，第二階段則是抵達目的地且轉向指定朝向角，其模擬結果是成功的，在實驗時，它是使用自走車取代被動式機器人行動輔具，達到不錯的實驗結果。

在 2010 年，美國德拉瓦大學的 Agrawal 教授又提出了一個被動式行動輔具之位置與朝向角控制演算法[12]，透過模型預測控制(Model Prediction Control)，以及力回饋資訊，除了可抵達指定位置外，亦可朝向使用者希冀的方向，其模擬顯示是有效的。

## 1.4 研究目標

搜索並且研讀了多篇論文，至目前為止，還沒看到真正的被動式機器人行動輔具有作過導引的實驗。在 Agrawal 教授論文[11]中的實驗是用自走車取代被動式機器人行動輔具以及人，雖效果不錯，但我們仍不能斷言其若運用在被動式行動輔具時也有不錯的效果。

基於安全性的考量以及為了造福行動不便的銀髮族，還有特別是老人痴呆症、阿滋海默氏症的患者因記憶力衰退或是方向迷失無法到達目的地，本論文將以實驗室所開發的被動式行動輔具 i-go 作為實驗平台，並且改良 Agrawal 教授論文中所提出的導引演算法，具體實踐在 i-go 上面，希望能夠確實達到導引效果。

## 1.5 論文架構



我們在第二章介紹被動式行動輔具之導引系統，先是說明行動輔具的動態模型，接著是描述位置控制演算法，其可使 i-go 順利的抵達目的地但朝向角無法掌控，另一個則是位置與朝向角控制演算法，在有力資訊回饋的情況下，除了可順利的抵達目的地外，亦可轉向指定的方向；第三章為系統實現，此章節除了有行動輔具之硬體介紹外，還有系統架構說明；第四章為模擬與實驗結果，針對兩個不同的演算法作分析與討論兩者的差異；第五章為結論，提出本論文的結論與未來展望。

## 第二章

# 被動式行動輔具系統之導引

被動式行動輔具的導引並不像一般主動式會給予使用者能量移動到達目標，換言之，被動式行動輔具往前的能量完全來自於使用者，使用者必須施力於行動輔具，它才會往前移動。我們採用的致動器為伺服煞車器，透過被動式行動輔具的導引演算法，計算出合宜的左右輪煞車力矩，以控制行動輔具左轉或右轉移動，進而向使用者指定的目標前進。

導引演算法是根據 Agrawal 教授論文中提出的方法加以改良，其一為位置控制，顧名思義，即是導引使用者到指定的位置上，其二為位置與朝向角控制，除了可以導引使用者到指定的位置外，在該位置時，行動輔具的朝向角也能往使用者指定的方向。

本章將針對這兩個被動式行動輔具的導引演算法詳細說明。在說明前，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 節介紹位置控制演算法；在 2.3 節介紹位置與朝向角控制演算法。

### 2.1 動態模型

我們採用的是一個簡化過的模型，如圖 2.1 所示，忽略了輪子本身的重量跟慣量，在卡氏座標下，用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、 $\theta$  為輔具的朝向角。

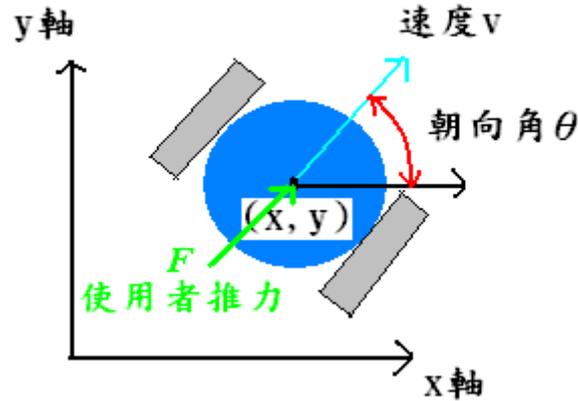


圖 2.1 在卡氏座標下，行動輔具之簡化圖

假若行動輔具無左右滑動的情況，行動輔具的質心速度  $v$  會與其朝向角平行，因此， $\dot{q}$  可以表示為

$$\dot{q} = S(q)V \quad (2)$$

其中，

$$S(q) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 \\ \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, V = \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} \quad (3)$$

$v$  為行動輔具之質心速度、 $\omega$  為旋轉角速度。

行動輔具的動態方程式在受到使用者推力  $F$  以及無滑動限制力  $\lambda$  的情況下，可用 (4) 式表示：

$$M(q)\ddot{q} = E(q)\tau + D(q)F - C\lambda \quad (4)$$

其中，

$$M(q) = \begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & I \end{bmatrix}, E(q) = \begin{bmatrix} \cos \theta / r & \cos \theta / r \\ \sin \theta / r & \sin \theta / r \\ b / r & -b / r \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_r \\ \tau_l \end{bmatrix}, D(q) = \begin{bmatrix} \cos \theta \\ \sin \theta \\ 0 \end{bmatrix}, C(q) = \begin{bmatrix} \sin \theta \\ -\cos \theta \\ 0 \end{bmatrix}$$

而  $m$  為行動輔具之質量、 $I$  為其轉動慣量、 $r$  為其輪子半徑、 $b$  為兩輪之距離的

一半、 $\tau_r$  為右輪煞車力矩、 $\tau_l$  為左輪煞車力矩、 $F$  為人的推力、 $\lambda$  為限制力。

對(2)式微分，得到  $\ddot{q} = \dot{S}V + S\dot{V}$ ，代換  $\ddot{q}$  到(4)式中，並且前乘  $S^T$ ，因此限制力  $\lambda$  會被消除，最後併入(2)式可得

$$\begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \dot{V} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} SV \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ (S^T MS)^{-1} S^T E \end{bmatrix} \tau + \begin{bmatrix} 0 \\ (S^T MS)^{-1} S^T D \end{bmatrix} F \quad (6)$$

為了能以被動的方式控制行動輔具， $\tau_r$  與  $\tau_l$  選定為

$$\tau_r = -K_r \dot{\theta}_r, \quad \tau_l = -K_l \dot{\theta}_l \quad (7)$$

其中， $\dot{\theta}_r$  和  $\dot{\theta}_l$  代表右輪及左輪的角速度， $K_r$  和  $K_l$  是右輪和左輪非負的調整參數。在行動輔具不會左右滑動情況下， $\dot{\theta}_r$  和  $\dot{\theta}_l$  可以表示為

$$\dot{\theta}_r = (v + b\omega) / r, \quad \dot{\theta}_l = (v - b\omega) / r \quad (8)$$

把(7), (8)式代入(6)式中，可以得到(9),(10)式

$$\ddot{q} = SV \quad (9)$$

$$\dot{V} = AK + BF \quad (10)$$

其中，

$$A = \begin{bmatrix} -\frac{v+b\omega}{mr^2} & -\frac{v-b\omega}{mr^2} \\ -\frac{b(v+b\omega)}{Ir^2} & \frac{b(v-b\omega)}{Ir^2} \end{bmatrix}, K = \begin{bmatrix} K_r \\ K_l \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 1/m \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

(10)式即是用矩陣的形式代表整個系統的運動狀態。此時，我們可以把參數  $K$  視為新的控制輸入參數，經由合宜地調整左右輪煞車力，導引使用者從起始位置到想要的位置。

## 2.2 位置控制演算法

透過位置控制演算法[11]，可順利地導引使用者抵達目的地。其原理如下，

先對(10)式  $\dot{V} = AK + BF$  展開為(12),(13)式

$$(r^2m)\dot{v} + (K_l + K_r)v = (K_l - K_r)b\dot{\theta} + r^2F(t) \quad (12)$$

$$\frac{Ir^2}{b}\ddot{\theta} + (K_l + K_r)b\dot{\theta} = (K_l - K_r)v \quad (13)$$

經過變數轉換如(14),(15)式，

$$(K_l + K_r) = \hat{A} \quad (14)$$

$$(K_l - K_r) = \delta \hat{A} \quad (15)$$

其中  $\hat{A}$  將被視為一個正常數。 $\delta$  為新的控制變數，介於正負 1 之間。

代入(12),(13)式中，得到(16),(17)式：

$$(r^2m)\dot{v} + \hat{A}v = \hat{A}\delta b\dot{\theta} + r^2F(t) \quad (16)$$

$$\frac{Ir^2}{b}\ddot{\theta} + \hat{A}b\dot{\theta} = \hat{A}v\delta \quad (17)$$

從(17)式等號右式可發現，當行動輔具速度  $v$  為 0 時，控制變數  $\delta$  會被消掉，此系統將不受控制，故必須假設使用者要一直施力於行動輔具，換言之， $F(t) > 0$ ，以維持速度  $v$  都是大於 0，這從直觀來想也很合理，若人不施力於被動式行動輔具，車子無法往前移動，理所當然地，車子也無法受到控制。

為了要導引使用者到目的地，如圖 2.2 所示，我們希望行動輔具在一段時間後，其朝向角  $\theta$  能夠與趨向往下一個路徑點的方向  $\theta_p$ ，其中  $\theta_p$  是根據當下行動輔具的位置與下一個路徑點所決定，要趨向  $\theta_p$  必須透過以下控制法則

$$\frac{\hat{A}bv(t)}{Ir^2}\delta = -k(\theta - \theta_p) \quad (18)$$

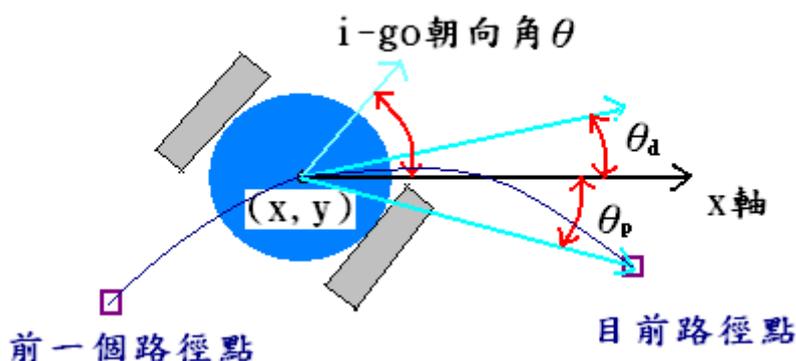


圖 2.2 行動輔具轉向示意圖

值得注意的是， $\delta$  必須介於在正負 1 之間，故算出的  $\theta_p$  必須符合下式不等式

$$\frac{k|\theta - \theta_p|}{|v(t)|} \leq \frac{\hat{A}b}{Ir^2} \quad (19)$$

此不等式是經(18)式移項得到，若  $\theta_p$  算出來不符合此不等式，會另外算出  $\theta_d$  使(19)式不等式成立，論文中  $\theta_d$  是直接從(19)式等號成立時求出。從物理現象解釋，此乃因行動輔具的旋轉幅度有限，當行動輔具的朝向角與目的地偏離太多時，系統會退而求其次，朝向  $\theta_d$  邁進，此時(18)式的  $\theta_p$  等於  $\theta_d$ 。

至於為何透過(18)式就可達到達到位置導引呢？證明如下

我們將(18)式代入(17)式中，經過整理得到

$$\ddot{e} + \frac{\hat{A}b^2}{Ir^2} \dot{e} + ke = 0 \quad (20)$$

其中  $e$  定義為  $\theta - \theta_p$ ，經調整適當的  $k$  值，可讓  $e$  在一段時間後趨向零，換言之，行動輔具的朝向角確實會趨向  $\theta_p$ ，讓使用者能夠往目標的方向移動，進而導引在我們設計的路徑上。

## 2.3 位置與朝向角控制演算法

在位置與朝向角控制演算法[12]方面，目標是除了可順利的抵達目的地外，亦可轉向指定的朝向角。此方法是運用模型預測控制(Model Predictive Control)，如圖 2.3 所示，在已知當下的車子狀態、人的推力和指定目標下，每經過一個取樣時間，先利用路徑規畫來模擬出想要行動輔具的行為，算出一個合宜的煞車力矩傳到實際的行動輔具，達到導引的效果。

使用者施予的力

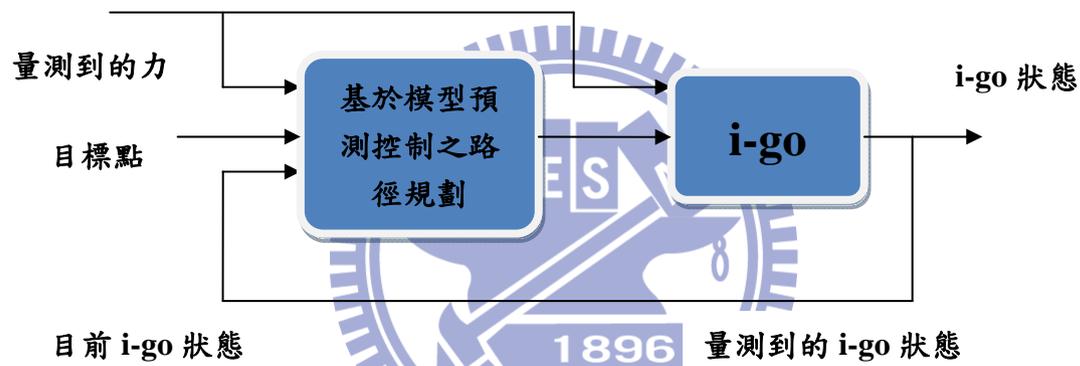


圖 2.3 行動輔具之模型預測控制

從數學角度來看，(10)式中的  $V = AK + BF$  代表的就是行動輔具整個系統，一個接近實際行動輔具的數學模型，經過移項可得  $K = A^{-1}(V - BF)$ ，要得到控制煞車力的  $K$  值，除了需要人的推力  $F$  之外，還需要獲得  $V$  的資訊。人的推力我們可透過二軸力感應器直接量出， $V$  則是根據我們設計的路徑而得

其中，

$$V = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ v \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} \quad (21)$$

設計的路徑如(22),(23)式

$$x(t) = \Phi_x(t) + a_0\phi_0(t) + \sum_{i=1}^k a_i\phi_i(t) + a_{-1}\phi_i(t_f - t) \quad (22)$$

$$y(t) = \Phi_y(t) + b_0\phi_0(t) + \sum_{i=1}^k b_i\phi_i(t) + b_{-1}\phi_i(t_f - t) \quad (23)$$

$\Phi_x$  和  $\Phi_y$  分別是時間對  $x$  位置和  $y$  位置的函式，論文中是採用五次多項式來作路徑規畫，如(24)式所示

$$\Phi_j(t) = c_{j0} + c_{j1}t + c_{j2}t^2 + c_{j3}t^3 + c_{j4}t^3(t-t_f) + c_{j5}t^3(t-t_f)^2, j=1,2 \quad (24)$$

這六個係數可透過三個初始和三個最終條件(位置、速度、加速度)得到，其中初始的位置速度可透過軸編碼器得到；最終位置是使用者要求；最終速度則設定與初速相同；起始和最終加速度設為 0，此乃因行動輔具速度在行進中變化不大。

透過上述過程，可得到  $\Phi_x$  和  $\Phi_y$ ，符合設定的起始和最終條件。在  $\Phi_x$  和  $\Phi_y$  後

面我們各加上了模式函式的線性組合，模式函式定義如(25)式

$$\phi_i(t) = t^{i+3}(t-t_f)^3 \quad (25)$$

加入模式函式是為了尋找一條最佳路徑，想像  $x(t)$  和  $y(t)$  是許多條路徑同時都滿足  $\Phi_x$  和  $\Phi_y$  起始與最終條件，故模式函式的線性組合的起始與最終條件都必須為 0，使得  $x(t)$  和  $y(t)$  的起始與最終條件與  $\Phi_x$  和  $\Phi_y$  仍相同。

當路徑  $x(t)$  和  $y(t)$  已規劃完成，經(26)式定義，以及(27),(28),(29),(30)和(31)式一連串計算得到  $\dot{v}$  和  $\dot{\omega}$ ，

$$(x(t), y(t)) = (y_1, y_2) \quad (26)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{\dot{y}_2}{\dot{y}_1}\right) \quad (27)$$

$$v = \sqrt{\dot{y}_1^2 + \dot{y}_2^2} \quad (28)$$

$$\omega = \dot{\theta} = \frac{\dot{y}_1\ddot{y}_2 - \ddot{y}_1\dot{y}_2}{\dot{y}_1^2 + \dot{y}_2^2} \quad (29)$$

$$\dot{v} = \frac{\dot{y}_1\ddot{y}_1 + \dot{y}_2\ddot{y}_2}{\sqrt{\dot{y}_1^2 + \dot{y}_2^2}} \quad (30)$$

$$\dot{\omega} = (-\sin\theta \cdot \ddot{y}_1 + \cos\theta \cdot \ddot{y}_2 - 2\dot{v}\omega) / v \quad (31)$$

也就是得到  $V$ ，透過式子  $K = A^{-1}(V - BF)$ ，以及  $\tau_r = -K_r \dot{\theta}_r$ ， $\tau_l = -K_l \dot{\theta}_l$  求得分別施與兩輪的煞車力矩。前面提到，我們可以視  $x(t)$  和  $y(t)$  為許多不同路徑但皆有符合設定的條件。至於哪一條才是我們想要的呢？我們可透過 Matlab 解(32)式最佳化的問題而得，此方式是根據花費最少能量來決定路徑。

$$\min_{a,b,v(0),v(t_f)} J = \int_0^{t_f} \left( [q^T V^T] Q [q^T V^T]^T + \tau^T R \tau \right) dt \quad (32)$$

找到最佳路徑的同時， $K$  值必須大於 0，此乃因致動器為伺服煞車器的關係； $\tau$  值則必須介於正負  $\tau_m$  之間，其中  $\tau_m$  為煞車器可以給予最大的煞車力矩。滿足上述兩個條件，此路徑才是我們想要的最佳路徑。

值得注意的是，計算  $J$  耗費許多時間，為了要即時的控制行動輔具，我們不打算求最佳解。取而代之地，我們設定  $J$  為常數 1，以縮短計算  $J$  的時間，得到一個具可行性的解且亦可達到即時的控制，增加系統的穩定性。



## 第三章

### 系統實現

我們選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，i-go為一多功能智慧行動輔具，具有避障、重力補償、使用者意圖辨識和本論文所發展的以被動的方式達到主動導引功能，其架構如圖3.2所示，我們計算核心採用是索尼(Sony)VAIO筆記型電腦，此乃因計算快速，可程式記憶體遠大於一般晶片，此外還可提供與人互動的人機介面。藉由位置控制或是位置和朝向角控制演算法，計算合宜煞車力矩，達到導引的功效。位置控制演算法必須先獲得i-go的位置、速度，而位置與朝向角控制演算法則除了需要知道i-go的位置、速度外，還必須獲取人的推力資訊。

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；人的推力資訊則是透過兩軸力感應器，經過放大電路和PIC晶片內建10bits AD轉換得到。電腦每經過一個取樣時間，就會透過rs232抓取PIC晶片上的資料，同時給予PIC晶片合宜的煞車力矩大小。PIC晶片接到電腦傳來的煞車力矩後，根據煞車力矩與電壓關係，輸出PWM電壓訊號，再透過RC充放電，轉換成類比電壓訊號。因伺服剎車器是電流控制，我們使用Wonder Box Device Controller轉換成相對應的電流輸入到伺服剎車器，以控制伺服煞車器之力矩。



圖3.1 助行器i-go外觀

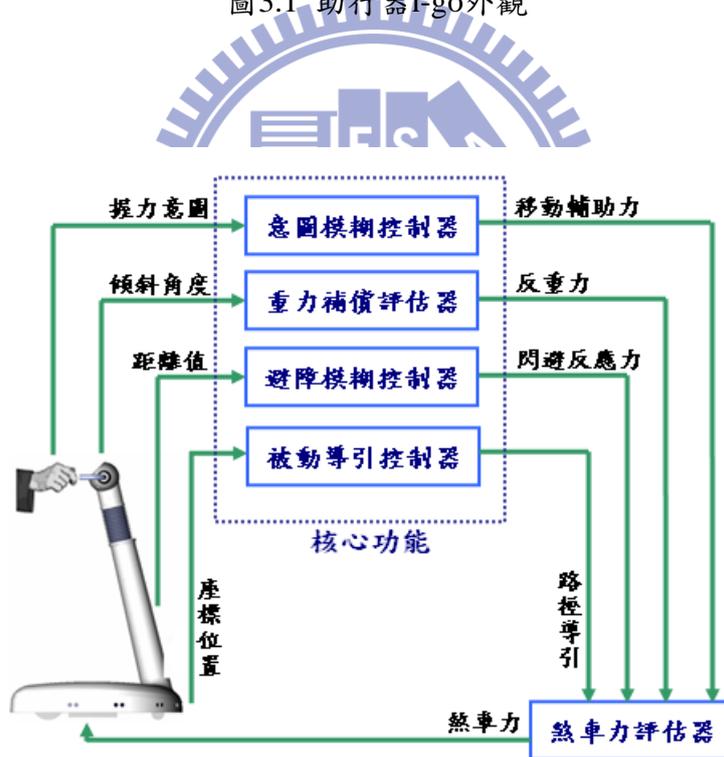


圖 3.2 系統架構圖

### 3.1 i-go 硬體架構

i-go 硬體架構如圖 3.3 所示，計算核心是索尼(Sony) VAIO 筆記型電腦，主要用來處理導引演算法和提供與人互動之人機介面。透過處理兩手各 13 個 force sensor 握力資訊，來達到左右手判斷使用者意圖的目的；一顆雷射測距儀偵測障礙物與 i-go 的距離，達成避障的功能；兩顆傾斜儀分別計算兩個方向與水平面的傾斜角度，達到重力補償的功能，一個兩軸力感應器可得到人向前推力的資訊；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。

雷射測距儀是直接透過 USB 與電腦進行通訊；傾斜儀、兩軸力感應器和軸編碼都是接到同一顆 PIC 晶片進行處理，此外這顆晶片也負責輸出 PWM 電壓訊號到伺服剎車器端；兩手各 13 個 force sensor 則是各別接到不同的 PIC 晶片。三顆 PIC 晶片都是透過 rs232 與電腦進行通訊。

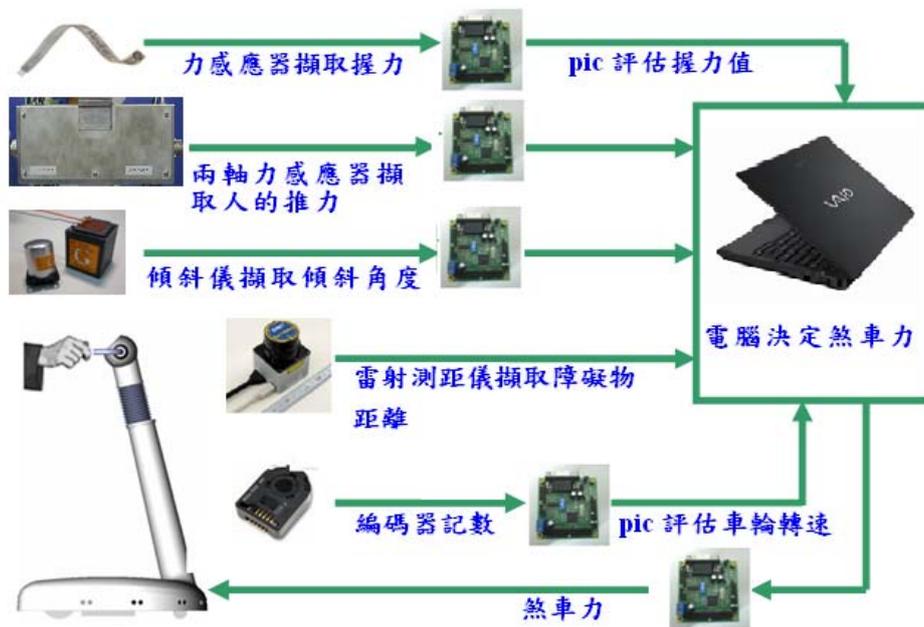


圖 3.3 i-go 硬體架構圖

### 3.1.1 行動輔具之車體

所設計行動輔具車體結構是以鋁合金方管為材料，此乃因鋁合金鋼性夠強，又不會太過笨重，費用也合理。整體車的尺寸為長770 mm、寬550 mm、高1050 mm，如圖3.4所示，其高度可以上下調整100 mm，以配合不同身高之使用者；下車體設計為門字型，是為了保留一個空間讓使用者可以自然地行走其中，不會因為小腿擺動撞到車體而有所顧忌；手把設計為七字型的握把，是為了提供使用者多種不同握法，優點是當使用者同一個姿勢握久了，可以選擇換個姿勢攙扶，紓解手腕的壓力。其骨幹原先打算採用弧線型，但因為要考慮到使用者身高不同，骨幹必須要可以調整高度，然而做一個小弧度的彎管上之外還要可以調整高度，設計上困難許多，最終決定採用直線型；其外殼是採用流線型的設計，如圖3.5所示，符合時尚流行設計的概念。骨架上加上白色外殼，如圖3.6所示，i-go，顧名思義，如同蘋果公司出的系列商品，前面都有個i，代表我們研發的行動輔具是追求外觀優美、造型卓越以及質感細緻，以增加使用者使用的意願，而取名為i-go也意味可以輔助銀髮族復健，導引使用者走到想要的地方。

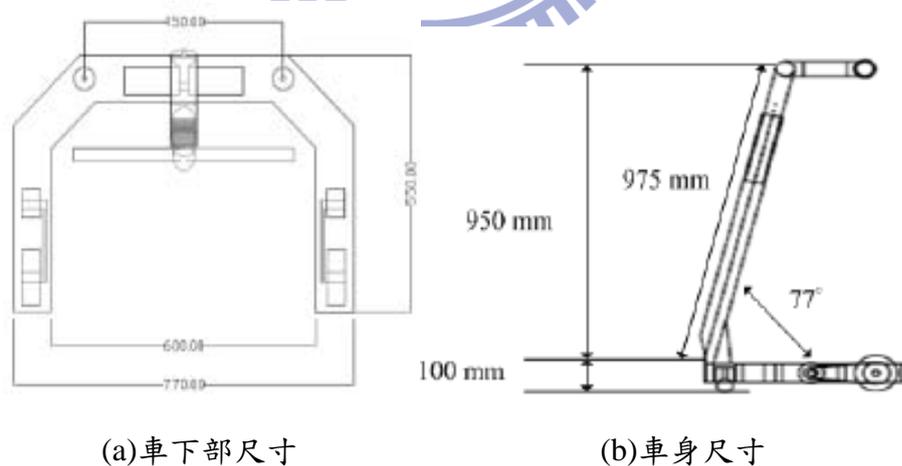


圖3.4 (a)車下部尺寸和(b)車身尺寸

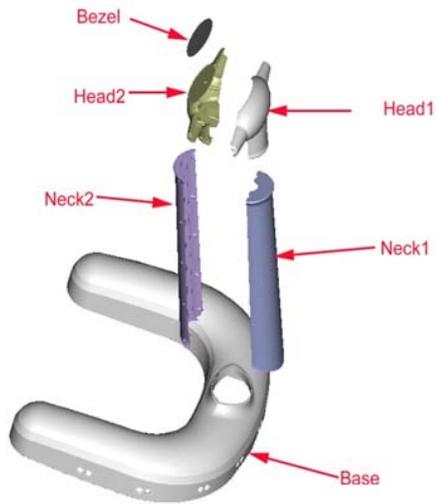


圖 3.5 i-go 外殼圖



圖 3.6 骨幹加上白色外殼之 i-go

然而，為了整合意圖辨識、避障和重力補償功能，原先設計置放核心控制晶片的空間並不足夠，因此，門字型前方在不影響使用者行走下，另外加裝空間置放東西；為了提升運算速度以及提供可與使用者互動的人機介面，計算核心改為筆記型電腦；因演算法需求必須要獲得人的推力資訊，在握把下方置放兩軸力感應器，如圖 3.7 所示；最終整合如圖 3.8 所示，左右兩側各放置 2 顆 12V 鉛電池，提供兩軸力感應器與伺服煞車器電源。

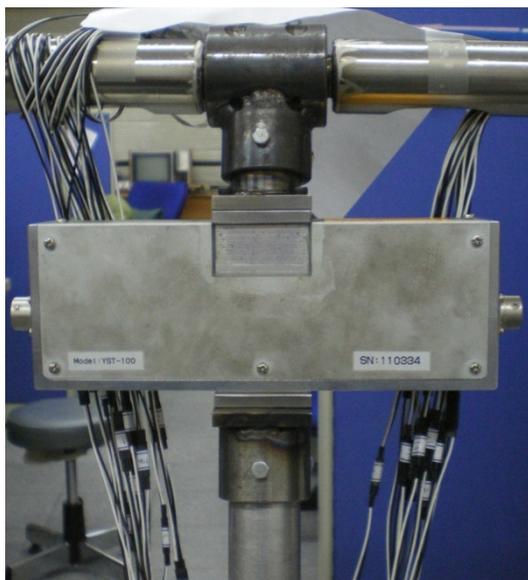


圖 3.7 兩軸力感應器裝置於握把下方



圖 3.8 整合後之 i-go

我們採用索尼(Sony)VAIO 筆記型電腦，型號為 VGN- G118TN/B，如圖 3.9 所示。中央處理器為 Intel® Core™ Solo Processor U1500 (1.33GHz)，其主記憶體為 1GB DDR2 SDRAM，硬碟空間達 100GB，作業系統為 Windows Vista™，重量僅 1.15 公斤重。電腦軟體是用 Borland C++，所設計的人機畫面如圖 3.10 所示。



圖 3.9 索尼(Sony)VAIO 筆記型電腦

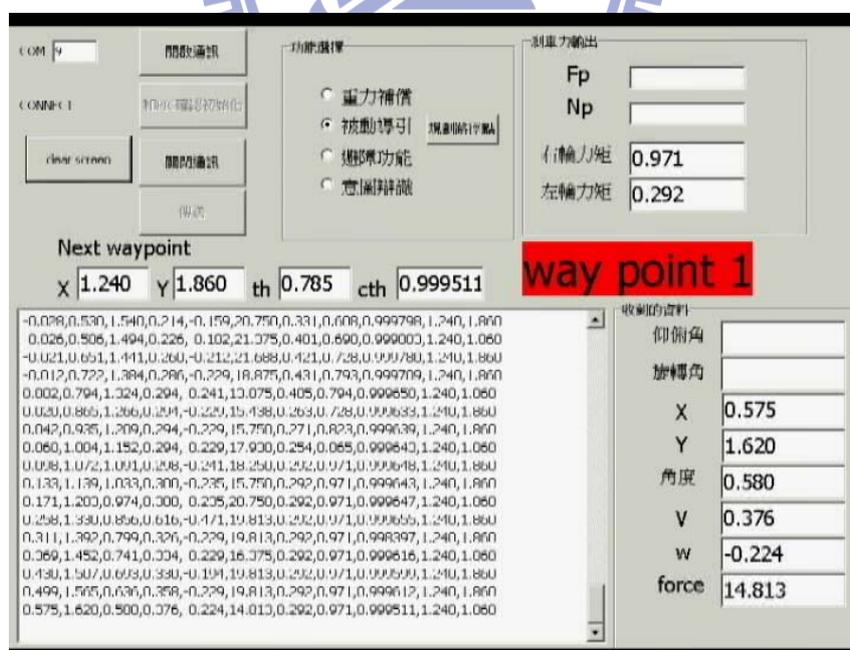


圖 3.10 人機畫面

### 3.1.2 周邊控制晶片 PIC18F452

周邊控制晶片我們是採用由美國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，有44個接腳，腳位圖如圖3.11所示，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3.12所示、系統架構如圖3.13所示。

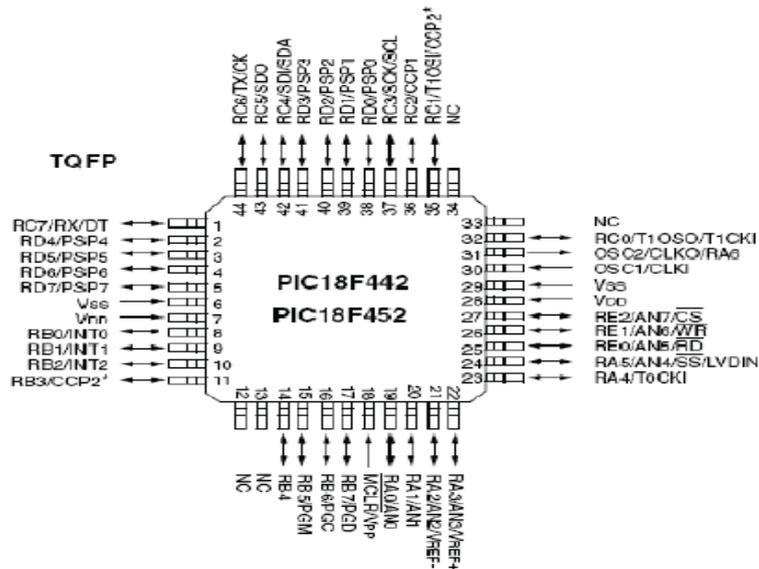


圖3.11 PIC18F452 單晶片微控制器接腳圖[14]



圖 3.12 PIC18F452 外觀

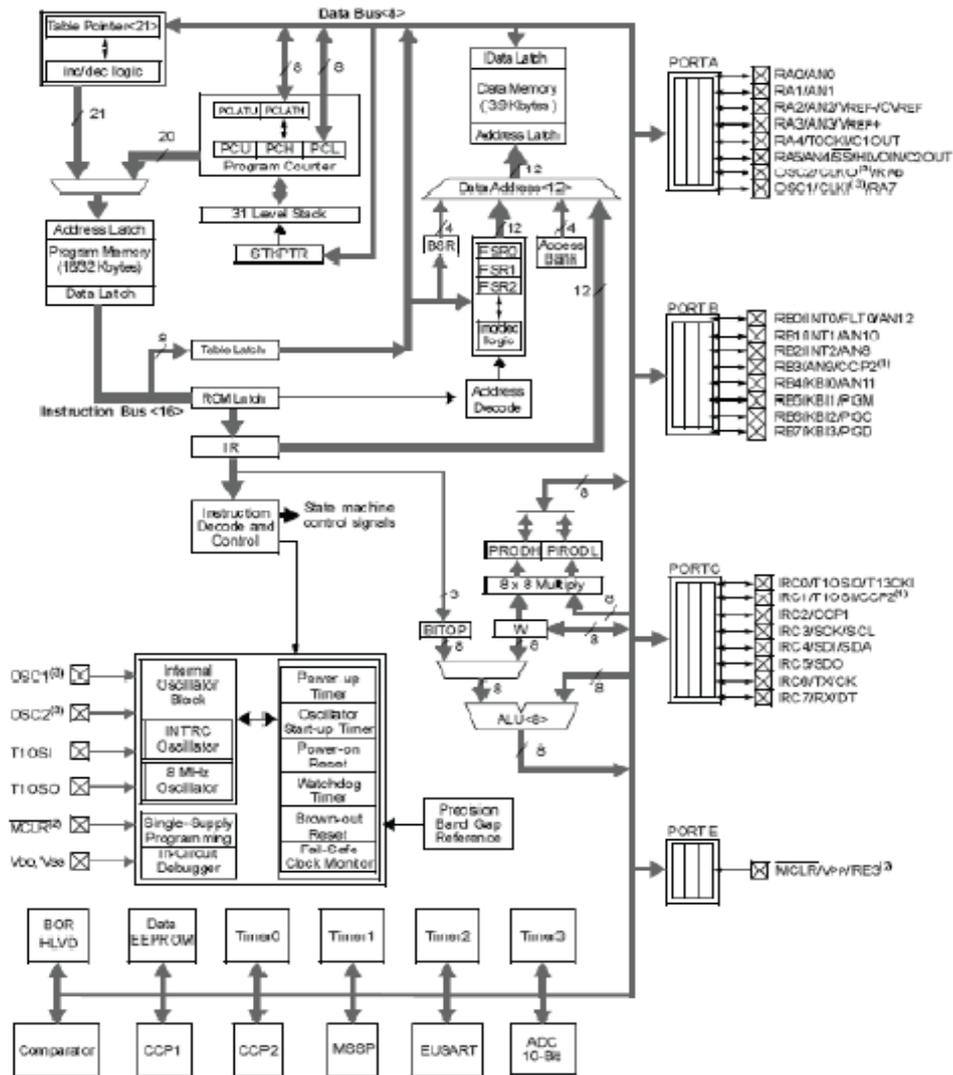


圖3.13 PIC18F452 微控制器系統架構圖[14]

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，以下列出PIC18F452單晶片微控制器所提供的週邊功能：

- (1) 33個中斷源及兩個高低優先權中斷向量；
- (2) 33個數位輸入輸出接腳；
- (3) 具有8/16位元可預先設倍率(Prescaler)的8/16位元計時或計數器(Timer0)；
- (4) 具有可預先設倍率的16位元計時或計數器(Timer1及Timer3)、於休眠時

(Sleep mode)Timer1及Timer3可以藉由外部的振盪器或時脈進行上數的計數功能；

(5) 8位元的Timer2計時或計數器，具有一個週期暫存器，預先可設倍率以及事後可設倍率(Postscaler)功能；

(6) 兩個捕捉(Capture)、比較(Compare)以及脈波可調變(Plus Width Modulation : PWM)模組：捕捉為16位元，解析度為12.5奈秒；比較為16位元，解析度為200奈秒；脈波可調變的解析度為10位元；

(7) 8組10位元的多通道類比轉數位(Analog to Digital)轉換器；

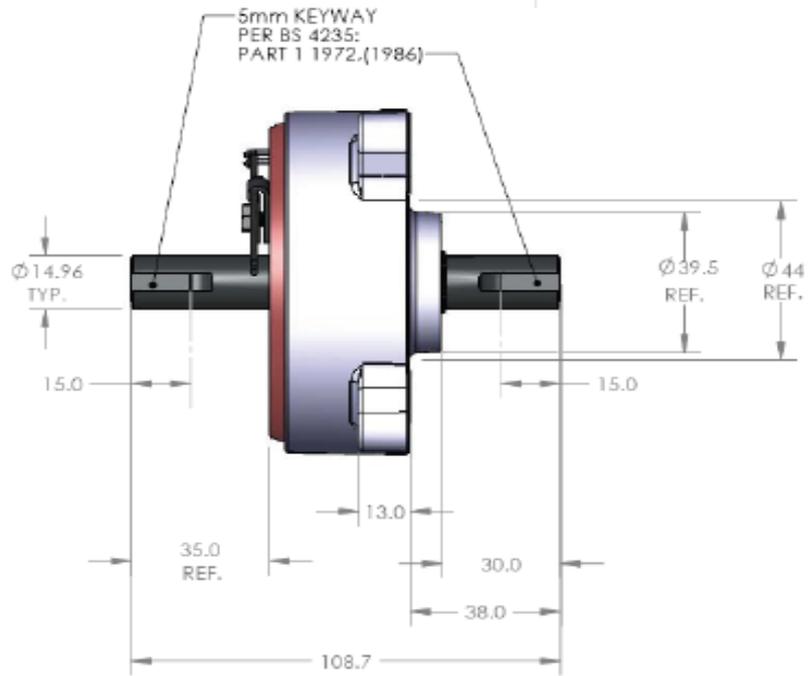
(8) 具有9位元位址偵測之通用同步非同步接收及傳送埠(Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter : USART)；

(9) 同步的串列埠(MSSP)模組具有列串週邊界面(SPI)主模式(Master Mode)以及 I2C 的主從模式(Master/Slave)。



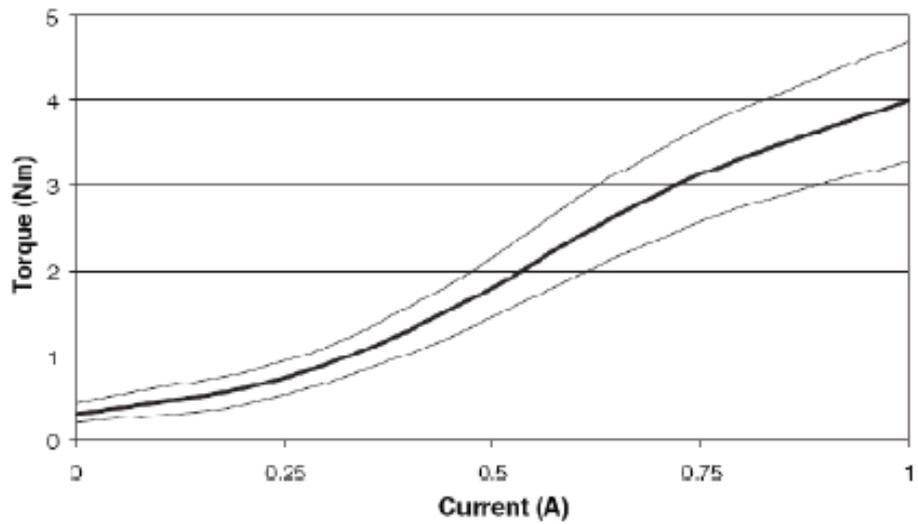
### 3.1.3 伺服煞車器

系統採用RD-2087-01伺服煞車器，如圖3.14(a)所示，為LORD公司製作的旋轉式剎車器，系統結構中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3.14(b)所示，作動反應時間可達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PIC18F452之間，以電壓轉換成電流裝置—Wonder Box Device Controller相連結，如圖3.15(a)所示[13]，其最大輸入PWM頻率30K HZ，最大輸出電流為2 A，輸入電壓與輸出電流關係如圖3.15(b)所示，將控制器PIC18F452所輸出的PWM電壓，經由PWM電壓對RC電路充放電，轉換成類比電壓後為Wonder Box Device Controller的輸入訊號，然而，因RC電路輸出到Wonder Box Device Controller時，經三用電表檢驗時，發現有些許的負載效應，故須對輸出電壓作校正如下表3.1所示，圖3.16是由表3.1描繪而得，可發現幾乎是一條直線，故採用一次線性去近似兩者關係。經過校正後，若根據datasheet要輸出電壓3V到Wonder Box端，則PIC輸出的PWM電壓就必須要 $1.1129*3+0.221=3.5597V$ 。最後，Wonder Box Device Controller輸出所對應的電流至伺服煞車器決定輸出的力矩，以控制煞車力大小。



(a)RD-2087-01 伺服煞車器

### Typical Torque Curve

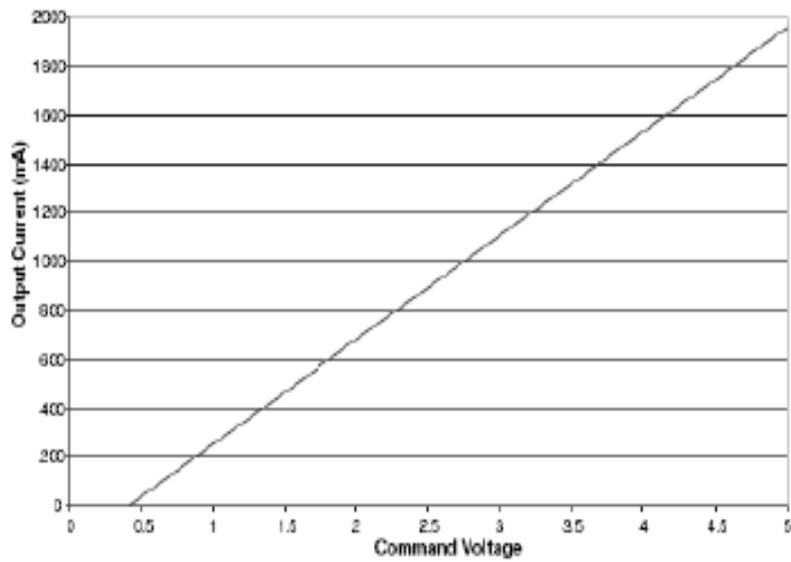


(b)輸入電流與輸出力矩關係

圖 3.14 (a)RD-2087-01 伺服煞車器和(b)輸入電流與輸出力矩關係[13]



(a) Wonder Box 裝置控制器



(b) 輸入電壓與輸出電流關係

圖 3.15 (a) Wonder Box 裝置控制器和(b)輸入電壓與輸出電流關係[13]

表 3.1 RC 電路輸出電壓校正表

未接 Wonder Box 的電壓	接上 Wonder Box 的電壓
4.5	3.94
4	3.43
3.5	2.92
3	2.42
2.5	1.95
2	1.55
1.5	1.12
1	0.74
0.5	0.36
	單位: 伏特(v)

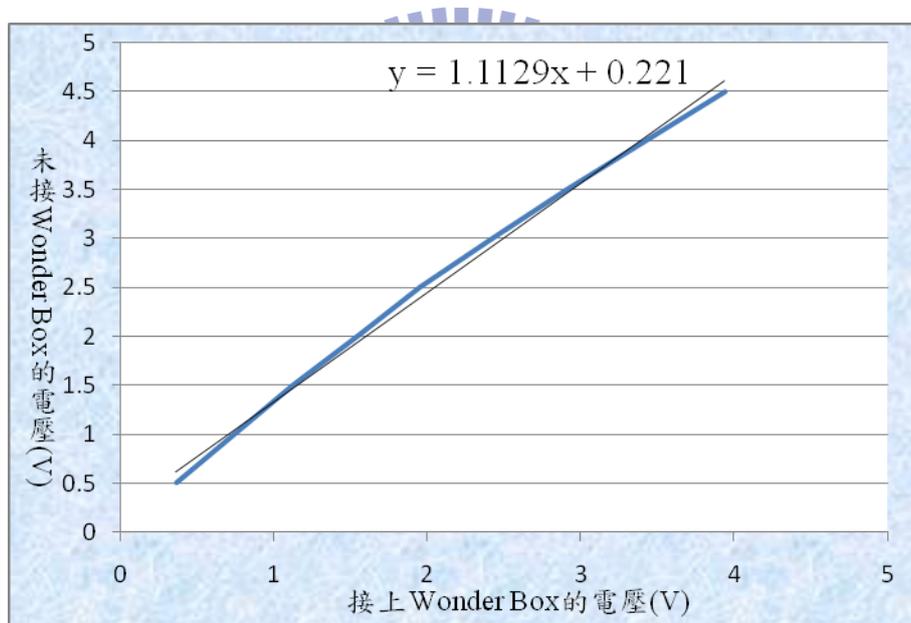


圖 3.16 RC 電路輸出電壓校正圖

### 3.1.4 兩軸力感應器

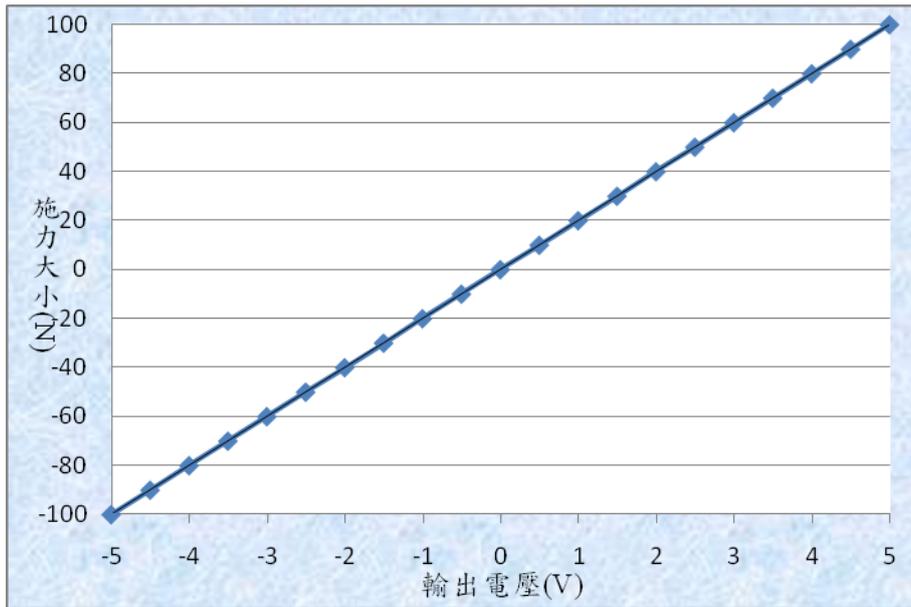
我們採用的是兩軸應變規力感應器，如圖3.17所示，兩軸力感應器可以量測出人施予i-go往前的推拉力以及旋轉力矩，透過訊號擷取卡，如圖3.18，再經PIC晶片AD轉換得到資訊，力的輸出訊號是正負100N對應到正負5V，旋轉力矩的輸出訊號是10Nm對應到正負5V，此對應為線性關係，如圖3.19(a)(b)所示，假若力的訊號為2.5V時，對應到的力就是50N，但值得注意的是，PIC晶片能接收的訊號只能介於0~5V，故我們必須把訊號都轉換到0~5V間。經過人為測試，使用者最大推力與扭力都介於正負8V之間，除非刻意猛力推拉，不然不會超過此區間，故我們設計一個簡單電路，如圖3.20所示，使得訊號會落在0~5V間。首先是透過加法器，直接加上8V，使訊號介於0~16V之間，然後再串接上乘法器，乘上5/16的倍數，使得訊號落在0~5V，實體電路如圖3.21所示。



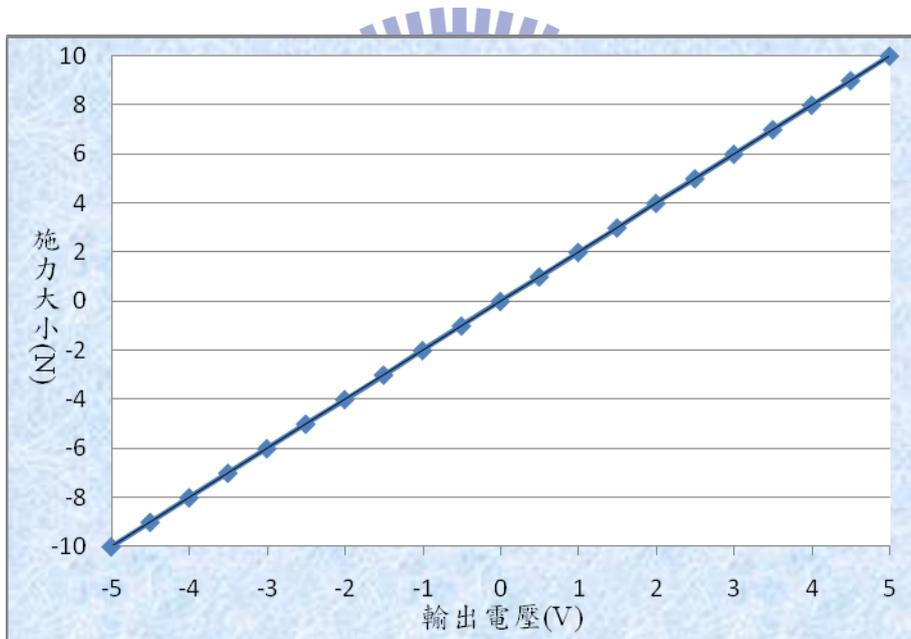
圖 3.17 兩軸力感應器



圖 3.18 兩軸力感應器訊號擷取卡



(a)兩軸力感應器輸出電壓與旋轉力矩關係圖



(b)兩軸力感應器輸出電壓與推力關係圖

圖 3.19 (a)兩軸力感應器輸出電壓與旋轉力矩關係圖和(b)兩軸力感應器輸出電壓與推力關係圖

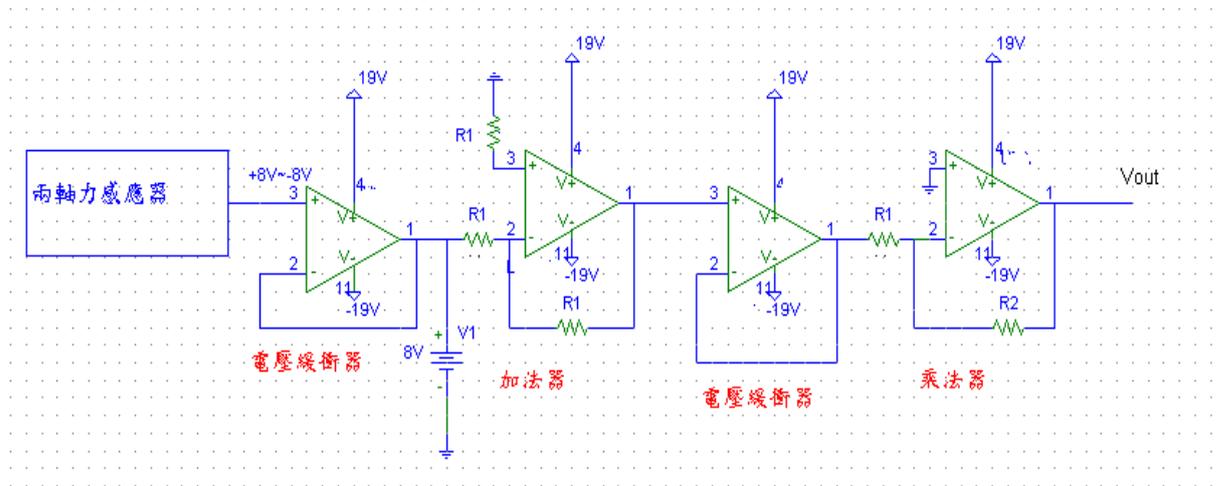


圖 3.20 使訊號落在 0~5V 的電路

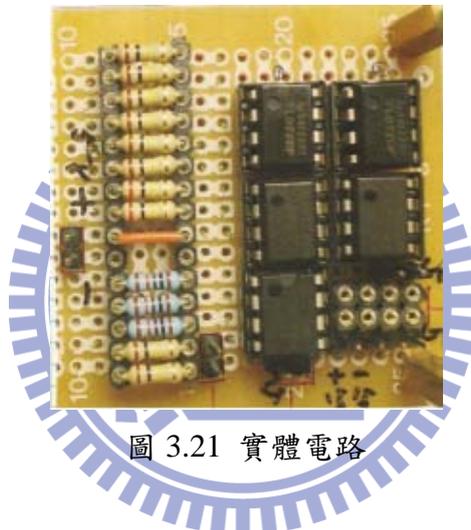


圖 3.21 實體電路

### 3.1.5 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 3.22(a) 為編碼器實體圖，加裝於伺服煞車器上，如圖 3.22(b) 所示，改裝後的編碼

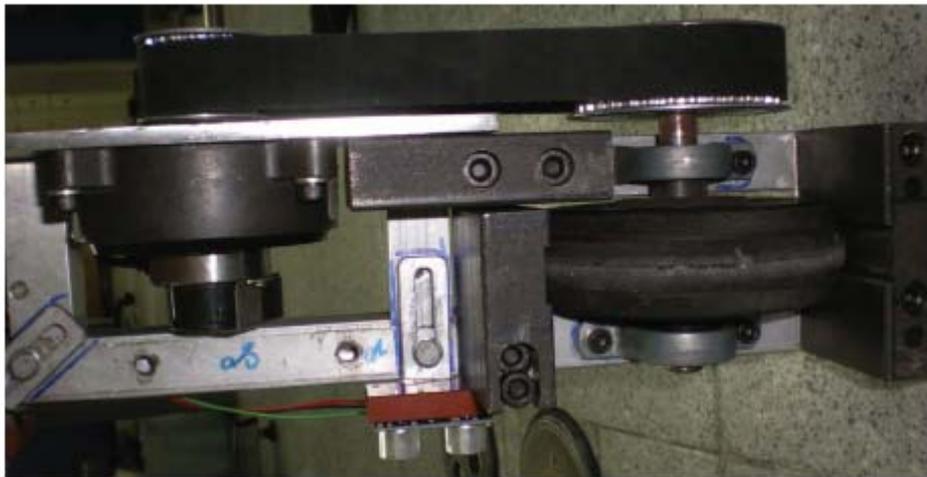
器和伺服煞車器外側的轉軸相連接如圖3.22(c)所示，而伺服煞車器內側的轉軸是由皮帶輪來帶動行動輔具的後輪，其中，伺服煞車器的皮帶輪和行動輔具後輪的皮帶輪兩齒輪直徑比為1：2，因此輔具後輪轉一圈，可以達1000 lpr。



(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 3.22 (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

# 第四章

## 模擬與實驗分析

本章將針對論文中提出的兩個導引演算法進行模擬以及實驗，並且對導引的結果進行探討。為了驗證 i-go 會和論文中一樣可成功地導引使用者到其希冀的位置或是朝向角，我們先用 Matlab 模擬，其模擬結果將在 4.1 節呈現；接著，我們實際運用在 i-go 上，實驗結果和分析將在 4.2 節呈現；4.3 節則是在我們設計的場景中進行實驗，模擬未來應用的情景。

### 4.1 模擬

在進行實驗前，必須先確定軟體無誤，以下兩節將會透過 Matlab 模擬來驗證位置控制演算法和位置與朝向控制演算法之功效。

#### 4.1.1 位置控制演算法

在模擬前，必須確定 i-go 的 4 個內部參數，經過量測可得兩輪之間距離的一半為 0.34 公尺，輪子的半徑為 0.0635 公尺，車體總重 50 公斤，而車體對於旋轉中心的轉動慣量我們估算為 8.67 公斤-公尺平方。接著，我們設定取樣時間為 0.25 秒，人的推力則固定為 20N。模擬時，如圖 4.1 所示，每經過一個取樣時間，根據 i-go 的目前位置與目標位置，透過演算法算出合宜的煞車力矩，接著傳入透過 Matlab 中的 ode45 解代表 i-go 的微分方程，得到下一時刻 i-go 的狀態，包含位置、朝向角、速度和角速度，然後檢驗是否抵達位置，若無，則重覆上述流程。我們

設單一個目標點在(6,6)公尺，使用者推著i-go從(0,0)公尺走向目標點，模擬結果如圖4.2所示

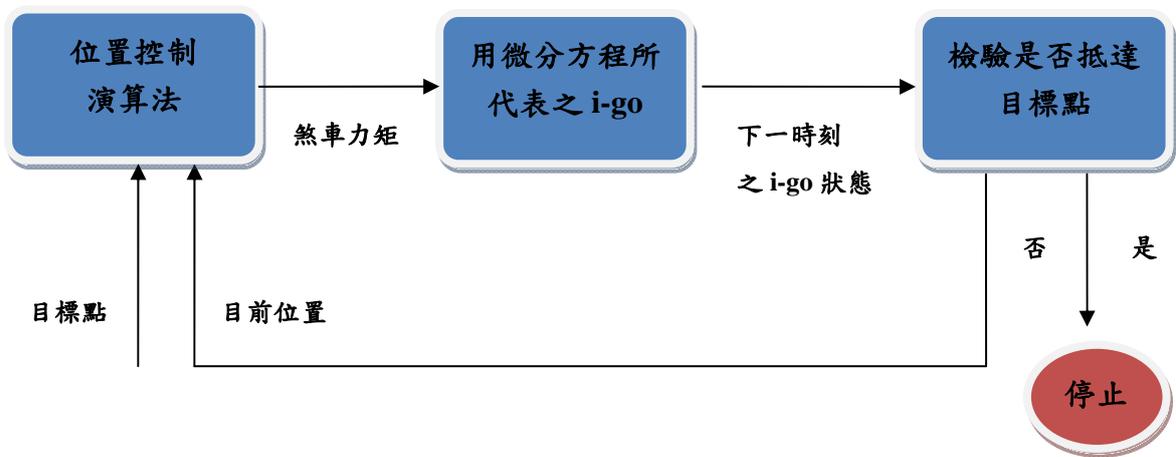
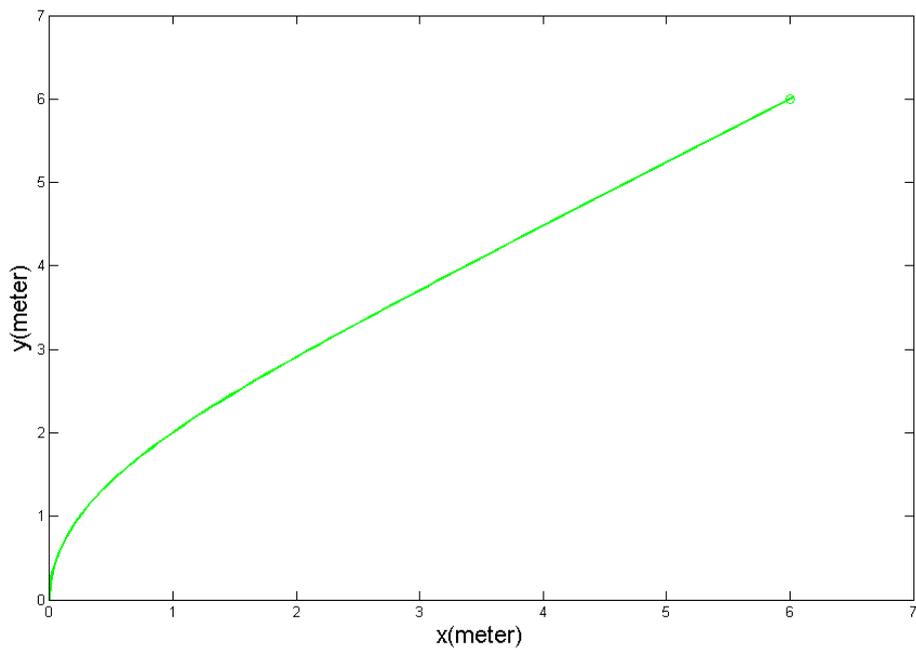
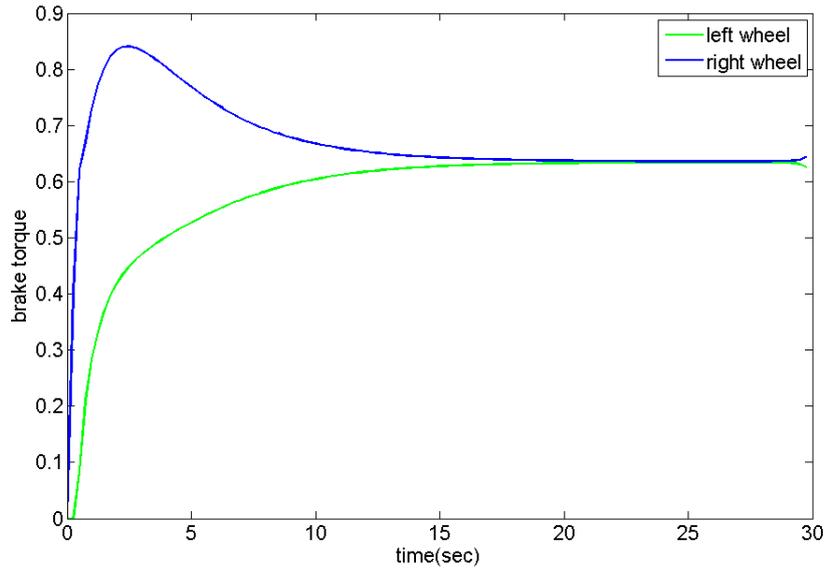


圖4.1 模擬流程圖

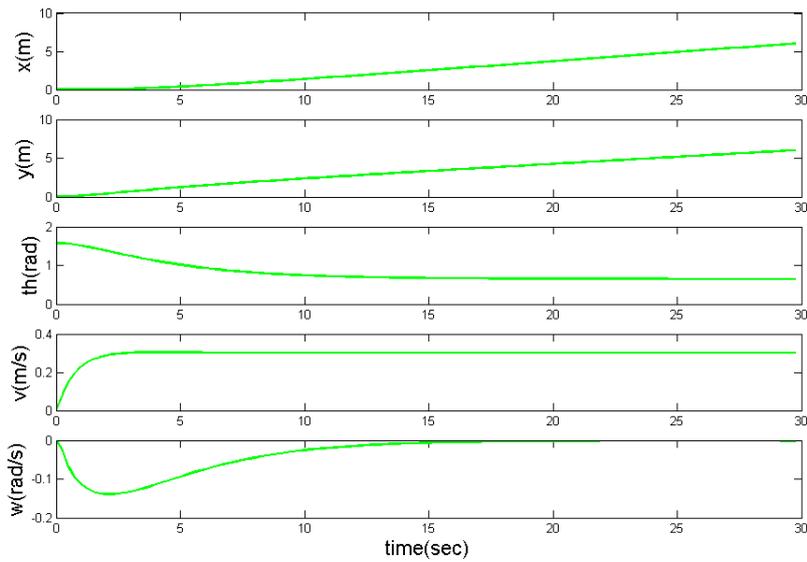


(a)軌跡

圖 4.2 位置控制之模擬(a)軌跡，(b)左右輪煞車力矩和(c)i-go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度



(b)左右輪煞車力矩



(c)i-go 的狀態變數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

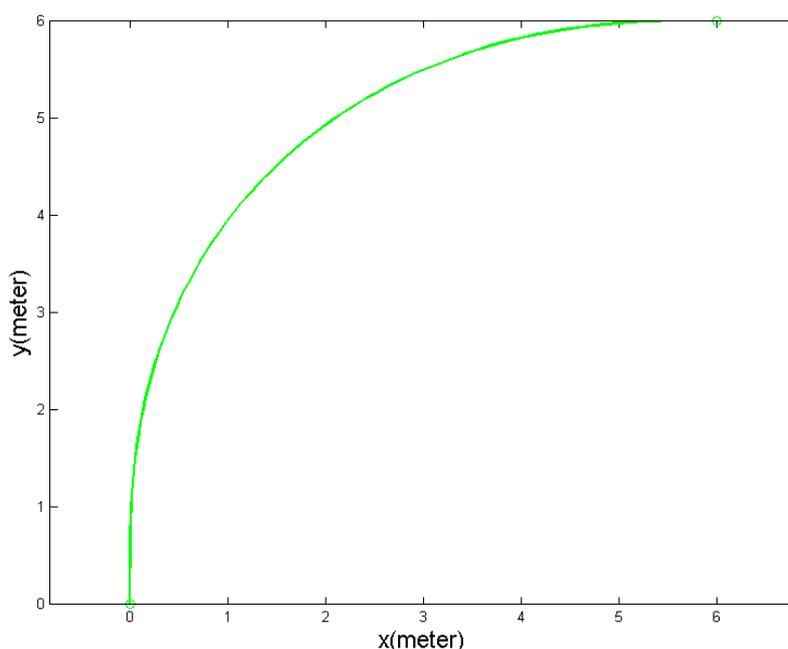
圖 4.2(續) 位置控制之模擬(a)軌跡，(b)左右輪煞車力矩和(c)i-go 的狀態變數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

從圖 4.2 中的模擬結果可以看出，位置控制非常精準，最終抵達的位置為 (6.0261,6.0219)公尺，誤差僅僅 2 公分，朝向角為 0.6461 弧度，如圖 4.2(a)和圖 4.2(c)所示，還有從圖 4.2(b)可知，右輪煞車力矩一開始比左輪的大許多，使得 i-go 快速往右偏轉，對應到圖 4.2(c)中 i-go 的角速度也可發現。在模擬時人的推力之

所以用一個固定的力去模擬，是因為在正常的情況下，人的推力會趨向某個固定力值上，或許有些許震盪，但整體而言可視為一個固定值，除非使用者刻意地推拉，我們並不考慮這種情況。故我們可以說，在正常的施與推力的情況下，這個演算法是成功有效的。

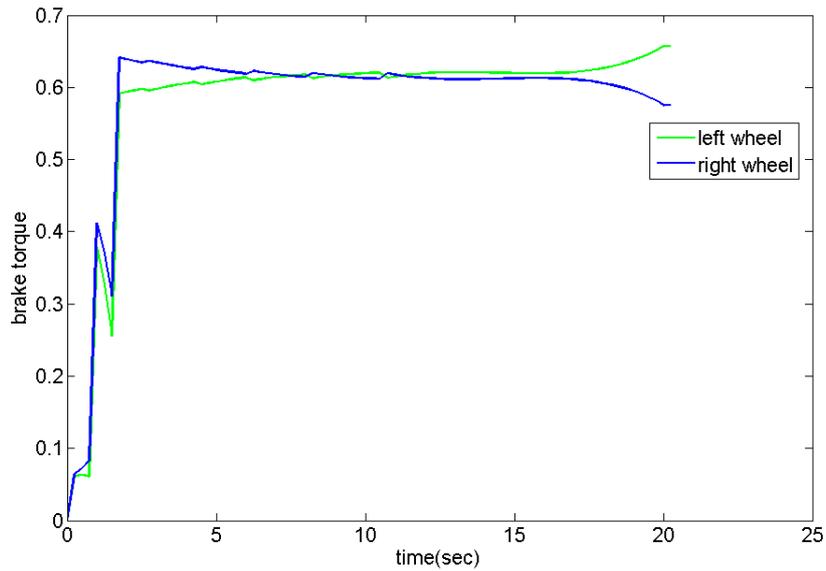
## 4.1.2 位置與朝向角控制演算法

如同位置控制演算法，i-go 的 4 個內部參數、模擬時的取樣時間、人的推力以及模擬流程都一樣。只差在演算法的不同，以及設定目標點時，必須多設一個朝向角。我們設定目標點為(6,6)公尺，朝向角為 0 弧度，使用者推著 i-go 從(0,0)公尺，面朝著正前方 90 度，也就是 1.5708 弧度，走向目標點，模擬結果如下：

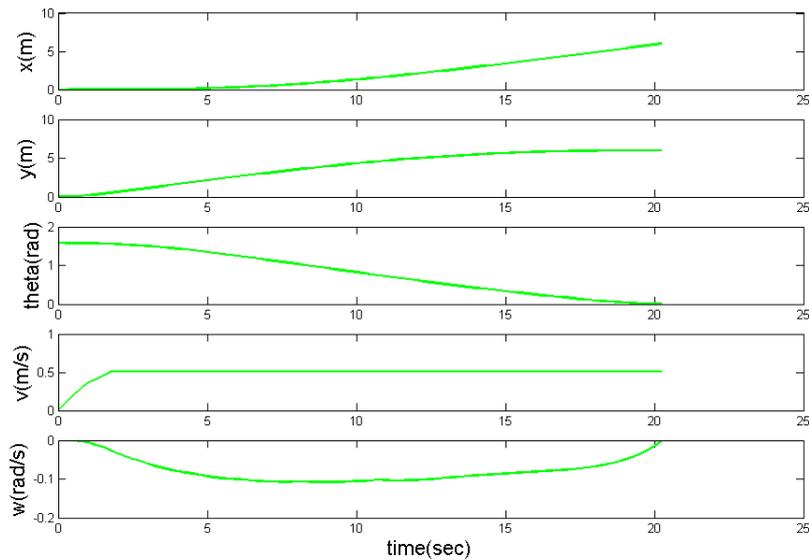


(a)軌跡

圖 4.3 位置與朝向角控制之模擬(a)軌跡，(b)左右輪煞車力矩和(c)i-go 的狀態變數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度



(b)左右輪煞車力矩



(c)i-go 的狀態變數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

圖 4.3(續) 位置與朝向角控制之模擬(a)軌跡,(b)左右輪煞車力矩和(c)i-go 的狀態變數: x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

從圖 4.3 中的模擬結果可以看出，位置控制非常精準，最終抵達的位置為 (5.9896,6.0000)公尺，誤差不到 2 公分，朝向角最終是 0 度，完全符合要求，如圖 4.3(a)和圖 4.3(c)所示，圖 4.3(b)煞車力矩之所以有交叉現象是因右彎轉到足夠幅度時，為了要讓其轉彎幅度降低而產生。根據以上分析，我們可說在正常的施

與推力的情況下，演算法是成功有效的。

## 4.2 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，其中一個不同是在於人的推力，人的推力並不是呈現一個固定的值，根據兩軸力感應器量測到人推力的數據，一開始人必須施予較大的力去克服最大靜摩擦力，之後才會降下來至某個值上下穩定地震盪，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。我們會先從基本的單點和 S 形路線實驗開始進行。位置控制演算法和位置與朝向角控制演算法兩者差別在於對朝向角有無控制，故除了觀察位置是否控制良好外，還要觀察有無控制朝向角的差別。實驗中找到三名受測者，年齡介於 22~24 歲，使用者的資料如表 4.1 所示。

表4.1 單點實驗受測者資料

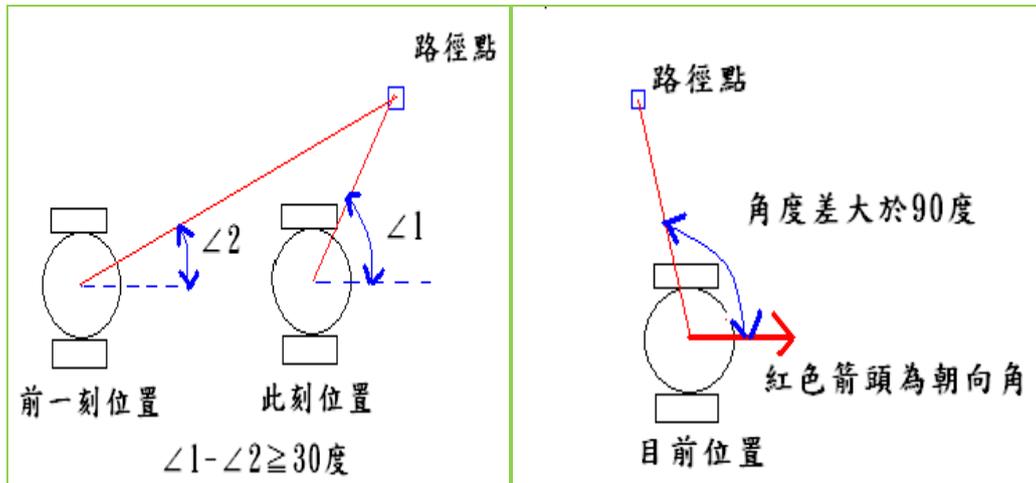
受測者	性別	年齡	身體狀況
A	男	22	四肢健全
B	男	24	四肢健全
C	男	23	四肢健全

進行實驗時，檢驗是否有到達目標點或是路徑點的機制必須比模擬時還要寬鬆，因為實際上 i-go 很難像模擬一樣幾乎完全通過路徑點，經過路徑點附近的機率一定比較高，若不設定寬鬆機制，實際導引時，因偏差路徑點稍遠，沒有達到切換條件，使用者會推著 i-go 超過路徑點並且遠離之，路徑點很可能在 i-go 的後方，這時要轉回去是完全不可能的，此乃因 i-go 旋轉幅度有限。經由我們實驗測試，下面兩項切換機制是可行的，只要滿足其中一項，目前的路徑點就會

切換到下一個路徑點。

(1) 當此刻的位置與路徑點連線的角度與前一刻差了 30 度以上時，如圖 4.4(a)

(2) 當此刻 i-go 的朝向角與其位置與路徑點連線的角度差了 90 度以上時，如圖 4.4(b)



(a) 切換點機制一示意圖

(b) 切換點機制二示意圖

圖 4.4 (a) 切換點機制一示意圖和 (b) 切換點機制二示意圖

另外，實驗參數的設定方面就如同模擬時的設定，i-go 內部 4 個內部參數：兩輪之間距離的一半為 0.34 公尺，輪子的半徑為 0.0635 公尺，車體總重 50 公斤，車體對於旋轉中心的轉動慣量估算為 8.67 公斤-公尺平方，而取樣時間則設為 0.25 秒。

## 4.2.1 單點實驗

首先測試位置控制演算法，使用者均以矇眼的方式往前推 i-go，如圖 4.5 所示，使用者從原點(0,0)公尺施力往前推，終點設在位置(6,6)公尺的地方。三個受測者 A、B 和 C 推了三條不同的路徑，分別為綠色、藍色和紅色，如圖 4.6 所示。



圖4.5 單點實驗過程

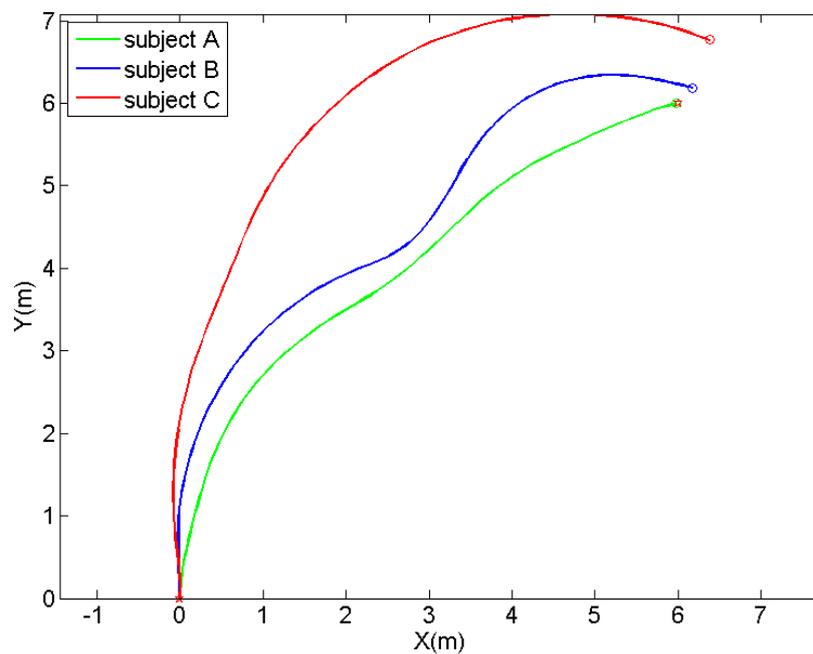
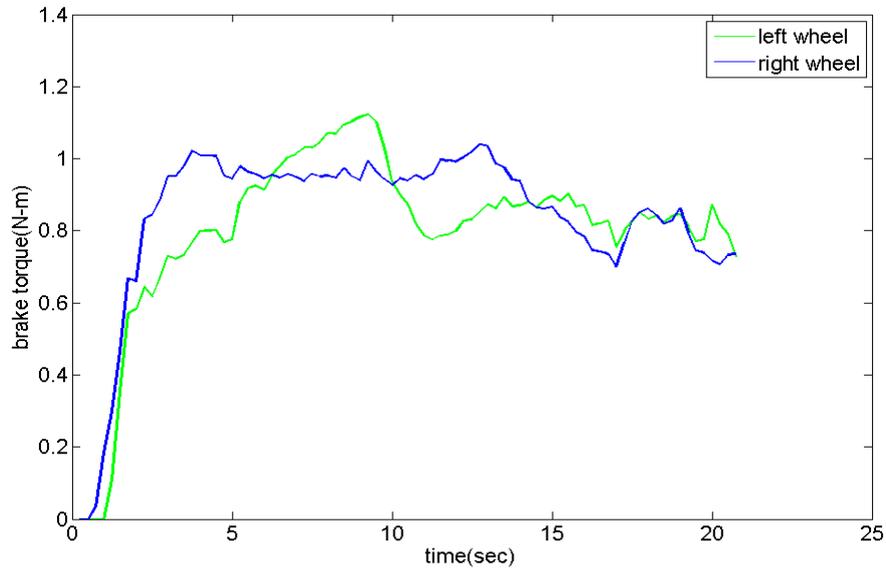
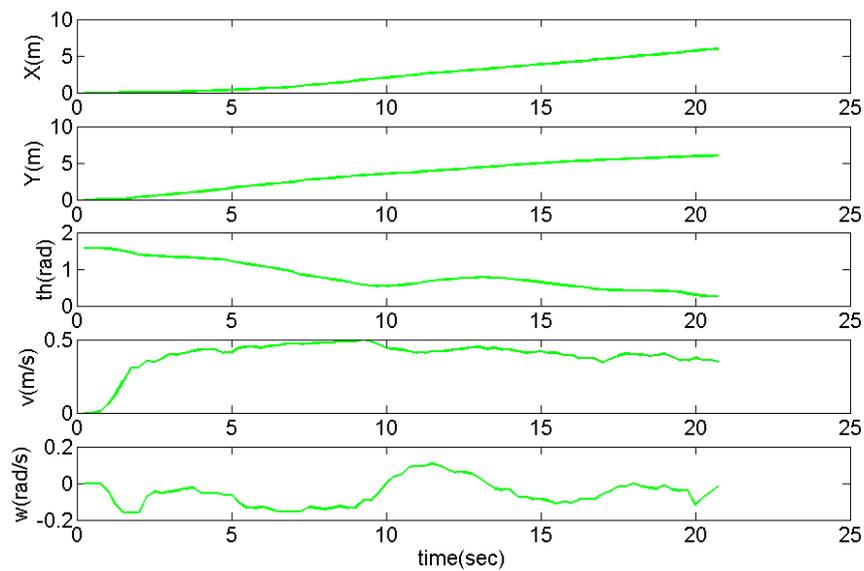


圖4.6 單點位置控制實驗軌跡

實驗結果如下，測試者A的實驗數據如圖4.7，軌跡如圖4.6，位置控制是三條路線中最準確的，圖4.7(b)顯示最終位置為(5.969,5.994)公尺，誤差僅4公分，朝向角為0.256弧度，圖4.7(a)為左右兩輪煞車力矩。



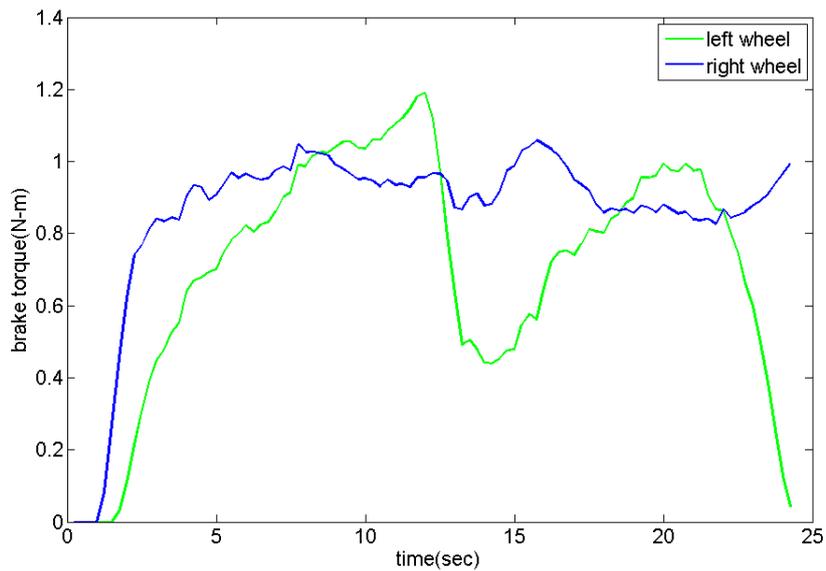
(a)左右輪煞車力矩



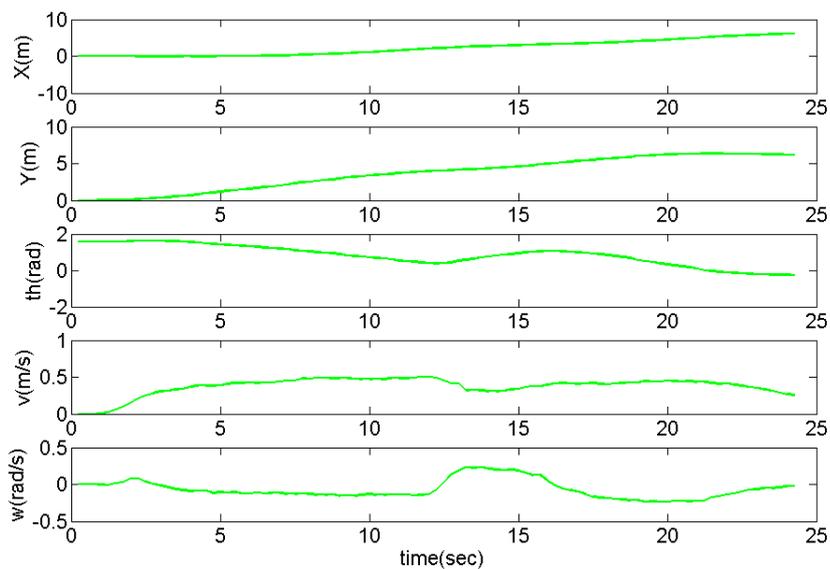
(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

圖4.7 單點位置控制-測試者A之(a)軌跡和(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

測試者 B 的實驗數據如圖 4.8，軌跡如圖 4.6，位置軌跡雖比較曲折，但仍  
 有到達位置附近。圖 4.8(b)顯示最終位置為(6.175,6.184)公尺，誤差 17 公分左右，  
 朝向角為-0.263 弧度，圖 4.8(a)為左右兩輪煞車力矩，圖中交叉現象明顯，這可  
 從曲折的軌跡去做解釋，若左轉過頭就右轉回來，反之亦然。



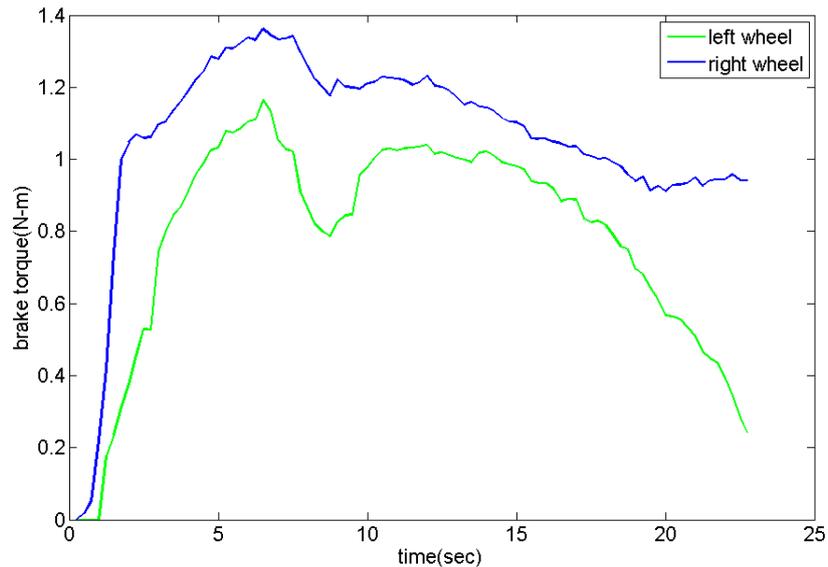
(a) 左右輪煞車力矩



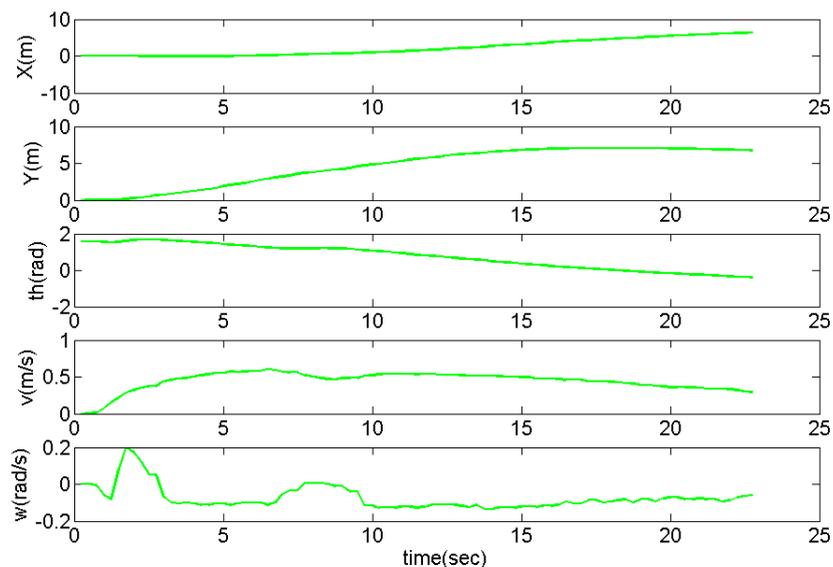
(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

圖4.8 單點位置控制-測試者B之(a)軌跡和(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

測試者 C 的實驗數據如圖 4.9，軌跡如圖 4.6，位置控制表現較差一點，但一樣算有到達位置附近。圖 4.9(b)顯示最終位置為(6.376,6.767)公尺，誤差 70 公分左右，朝向角為-0.391 弧度，圖 4.9(a)為左右兩輪煞車力矩，圖中明顯發現右輪煞車力矩一直較大，可見 i-go 右轉幅度不夠，其演算法不斷的糾正其方向，使其右轉回來。



(a)左右輪煞車力矩



(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

圖4.9 單點位置控制-測試者C之(a)軌跡和(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

接著是測試位置與朝向角控制演算法，使用者一樣均以矇眼的方式往前推 i-go。使用者從原點(0,0)公尺施力往前推，終點設在位置(6,6)公尺的地方且角度設為 90 度，也就是 1.5708 弧度。三個受測者 A、B 和 C 推了三條不同的路徑，分別為綠色、藍色和紅色，如圖 4.10 所示。

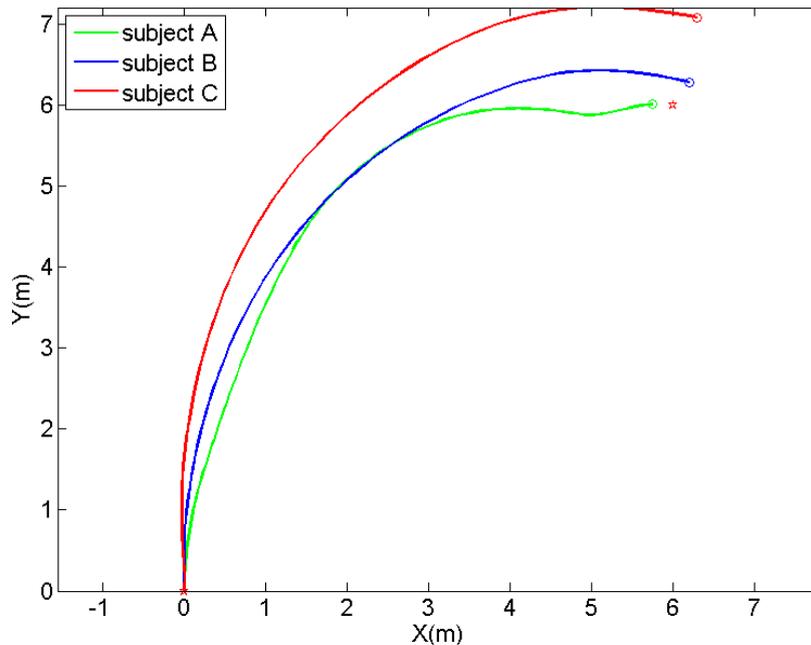
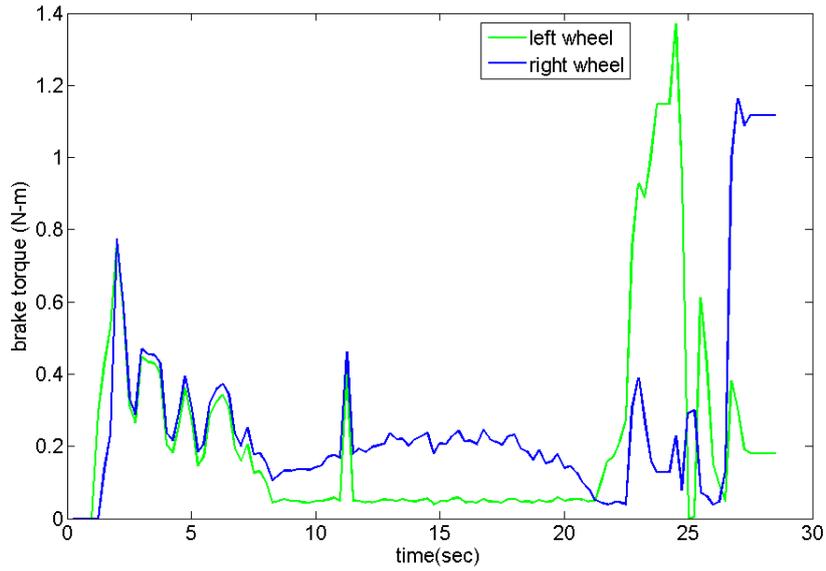
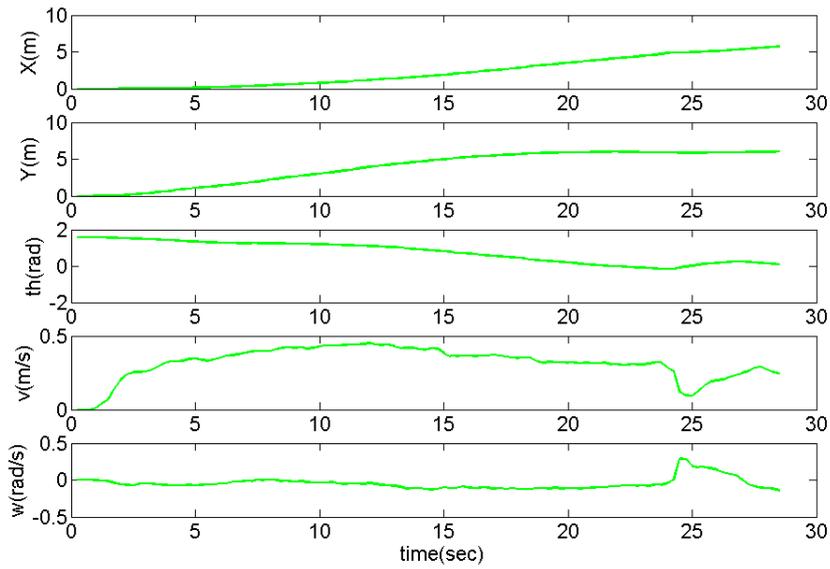


圖4.10 單點位置與朝向角控制實驗軌跡

實驗結果如下，測試者 A 的實驗數據如圖 4.11，軌跡如圖 4.10，位置控制是三條路線中最準確的，圖 4.11(b)顯示最終位置為(5.735,6.017)公尺，誤差 26 公分左右，朝向角弧度為 0.084，跟設定只差 0.084 弧度，圖 4.11(a)最後煞車力矩劇烈變化，是因快到目標點時，發現轉過頭了，煞車力矩及時修正，使 i-go 導回目標點。圖 4.11(c)為人施予 i-go 的推力，剛開始為了克服最大靜摩擦力，所以推力比較大，之後就趨向 15~20N 上下震盪。

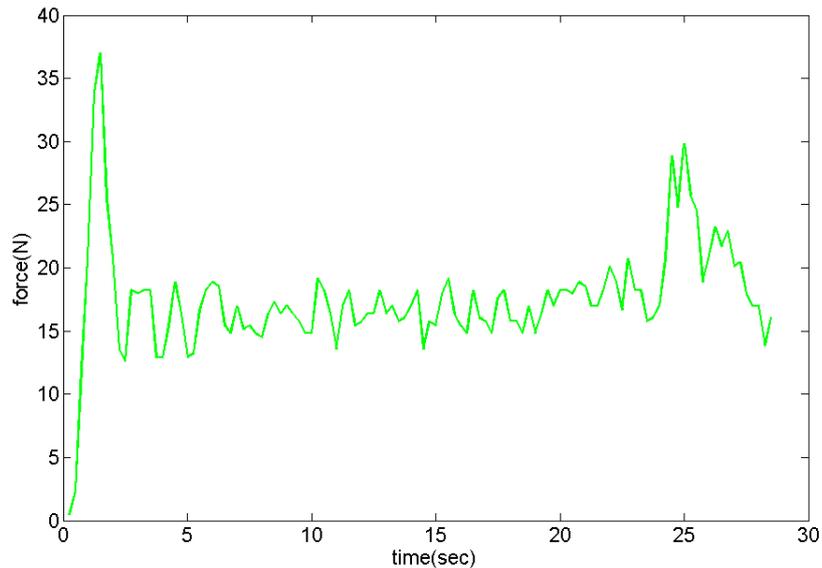


(a) 左右輪煞車力矩



(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

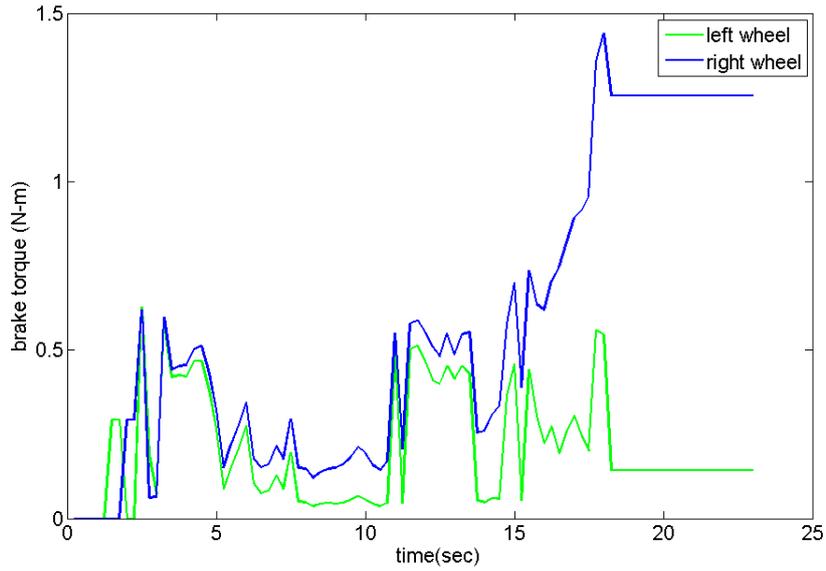
圖4.11 單點位置與朝向角控制-測試者A之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力



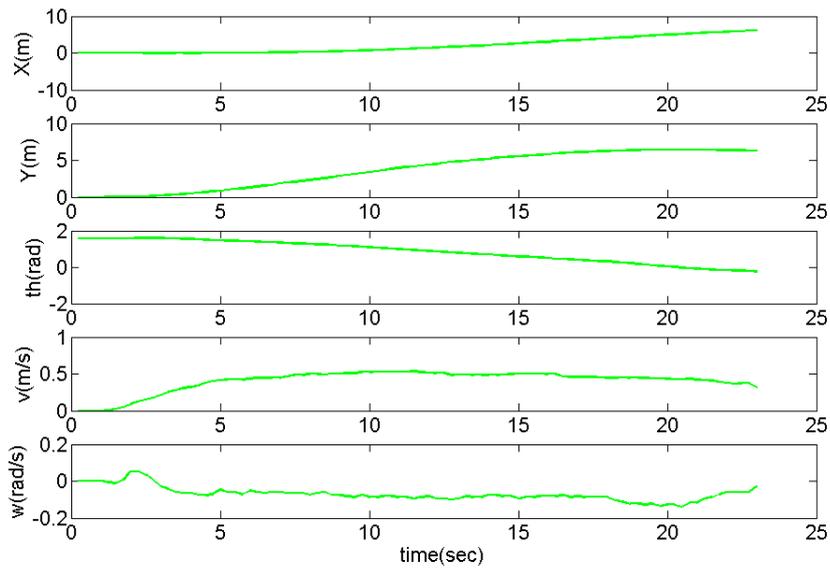
(c)人施予 i-go 的推力

圖4.11(續) 單點位置與朝向角控制-測試者A之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

測試者 B 的實驗數據如圖 4.12，軌跡如圖 4.10，位置控制不錯，圖 4.12(b)顯示最終位置為(6.189,6.292)公尺，誤差 29 公分左右，而朝向角弧度為-0.231，跟設定差了 0.231 弧度，表現稍差了點，圖 4.12(a)明顯發現右轉幅度不夠，故右輪煞車力矩一直呈現較大的現象。圖 4.12(c)剛開始為了克服最大靜摩擦力，推力較大，之後就趨向 15~20N 作上下震盪。

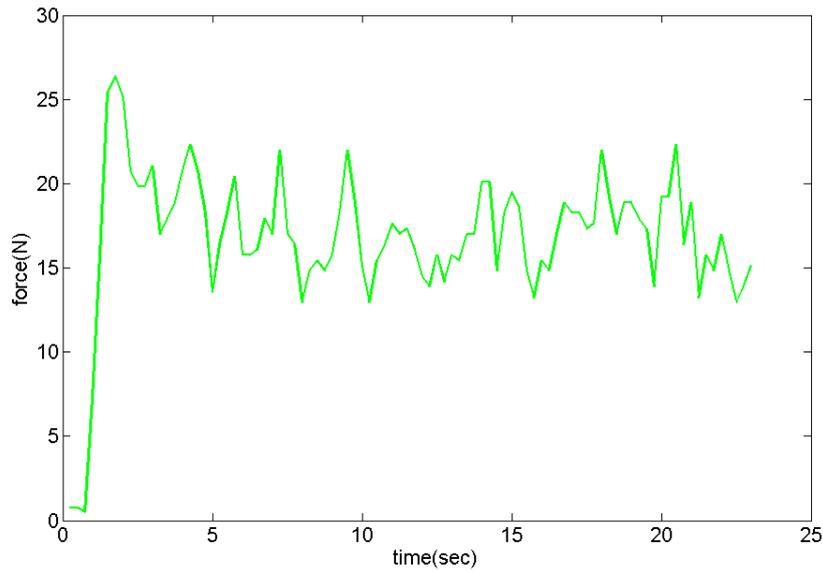


(a)左右輪煞車力矩



(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度

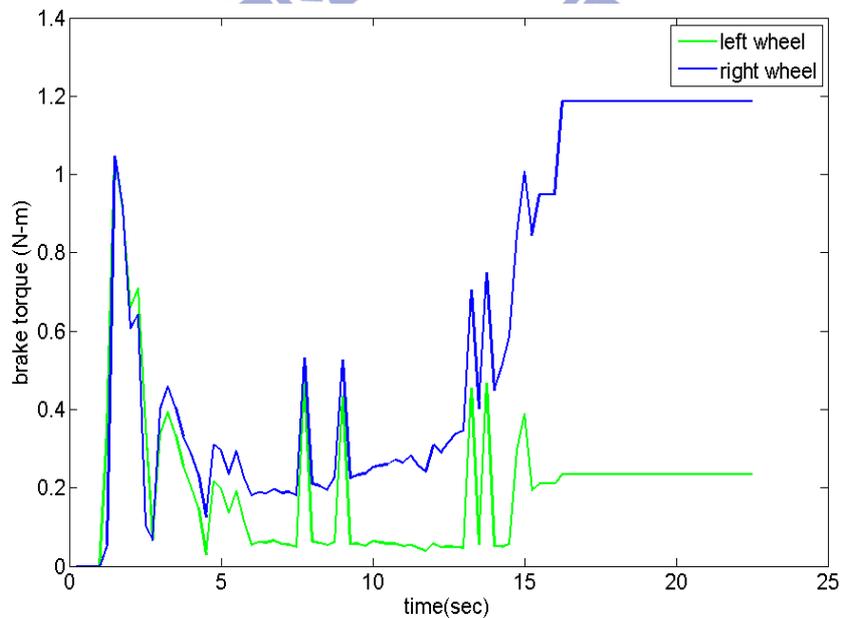
圖4.12 單點位置與朝向角控制-測試者B之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力



(c)人施予 i-go 的推力

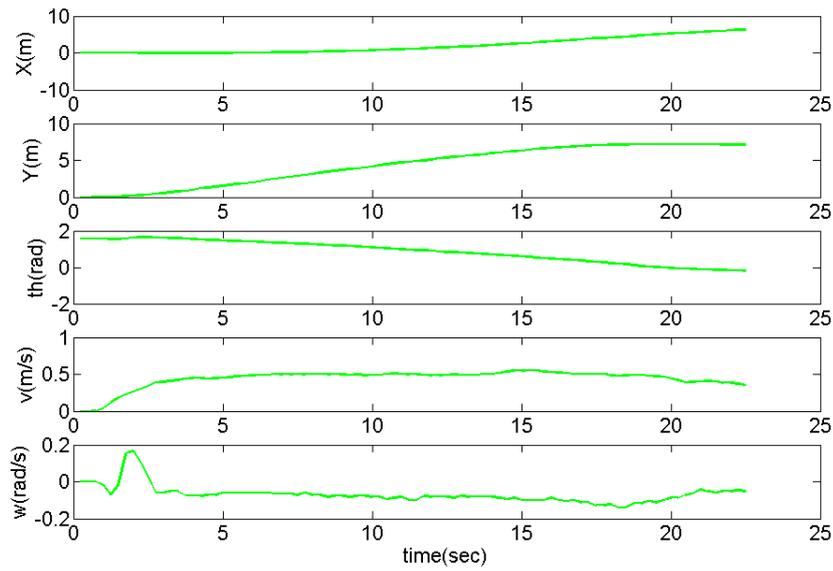
圖4.12(續) 單點位置與朝向角控制-測試者B之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

測試者 C 的實驗數據如圖 4.13，軌跡如圖 4.10，位置控制較差，圖 4.13(b)顯示最終位置為(6.294,7.090)公尺，誤差 1 公尺左右，朝向角弧度為-0.192，跟設定差 0.192 弧度，屬可接受範圍。圖 4.13(a)和(c)的現象產生原因如同測試者 B。

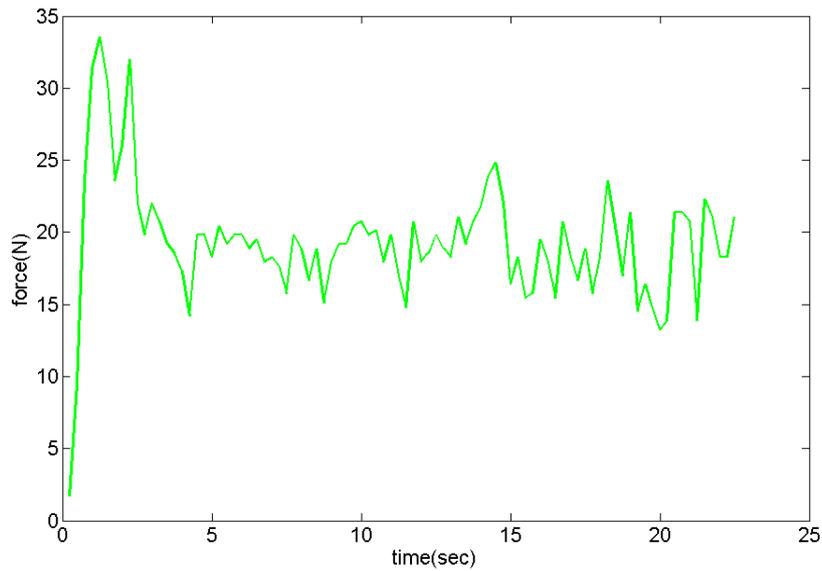


(a)左右輪煞車力矩

圖4.13 單點位置與朝向角控制-測試者C之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力



(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度



(c)人施予 i-go 的推力

圖4.13(續) 單點位置與朝向角控制-測試者C之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

我們將上述的結果整理成表 4.2 和表 4.3，以利於觀察和分析兩個演算法的功效。判斷功效是否良好，我們是把實際值與指定值相減之後，取絕對數值後再平均當作指標，若其數值越接近零，則代表效果佳。從表 4.2 與 4.3 中可發現，

兩個演算法在位置控制上皆達到不錯效果，與指定點平均差 32~46cm，而朝向角在有控制的情況下，從無控制的平均差 0.303 弧度降到 0.169 弧度，確實有趨向我們希冀的零度角的方向。

表 4.2 單點位置控制結果分析

	指定	測試者 A	測試者 B	測試者 C	平均誤差
X 位置	6	5.969	6.175	6.376	0.194
Y 位置	6	5.994	6.184	6.767	0.319
朝向角	無控制	0.256	-0.263	-0.391	

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

表 4.3 單點位置與朝向角結果分析

	指定	測試者 A	測試者 B	測試者 C	平均誤差
X 位置	6	5.735	6.189	6.294	0.249
Y 位置	6	6.017	6.292	7.09	0.466
朝向角	0	0.084	-0.231	-0.192	0.169

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

## 4.2.2 S 形路線實驗

由單點實驗結果，可發現位置與朝向角控制演算法確實有控制朝向角的效果，接著我們再設計一條路線加以證明其功效，此路徑是由兩點組成，實驗結果有點像 S 形，故稱之為 S 形路線實驗。與單點實驗一樣，先測試位置控制演算法，使用者均以矇眼的方式往前推 i-go，如圖 4.14 所示，使用者從原點(0,0)施力往前推，中途設兩個路徑點，分別為(3,3)公尺與(6,6)公尺，接著是測試位置和朝向角控制演算法，路徑點設為為(3,3)公尺，0 弧度與(6,6)公尺，1.5708 弧度。



圖4.14 S形路線實驗過程

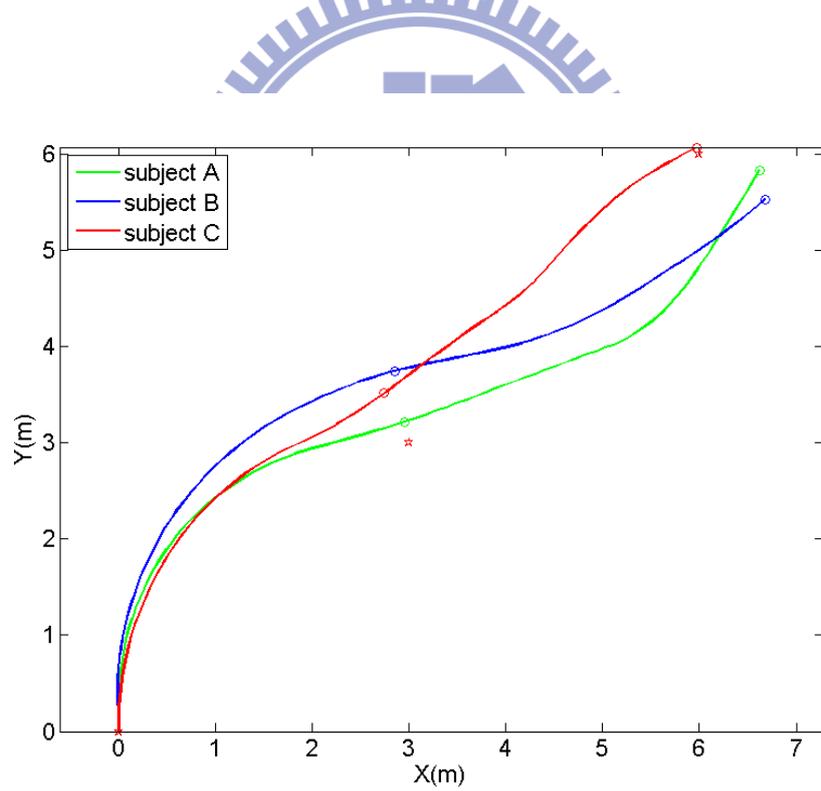
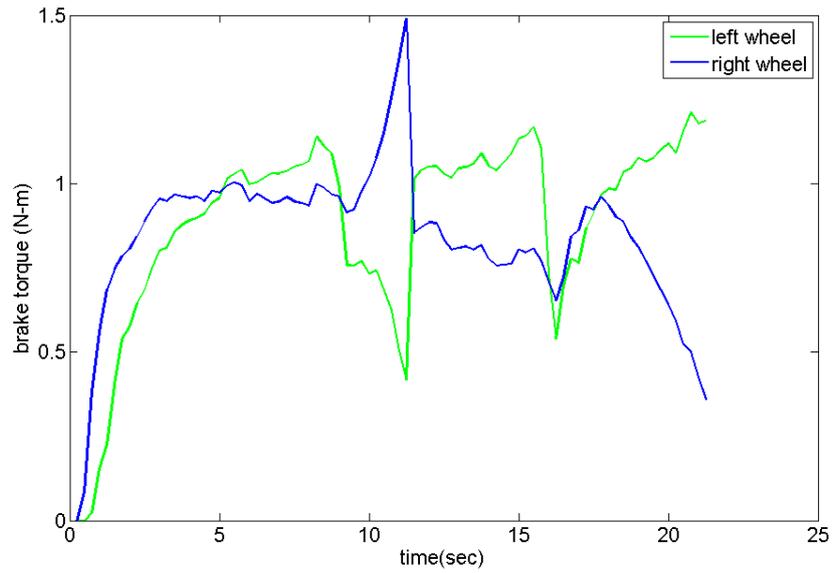
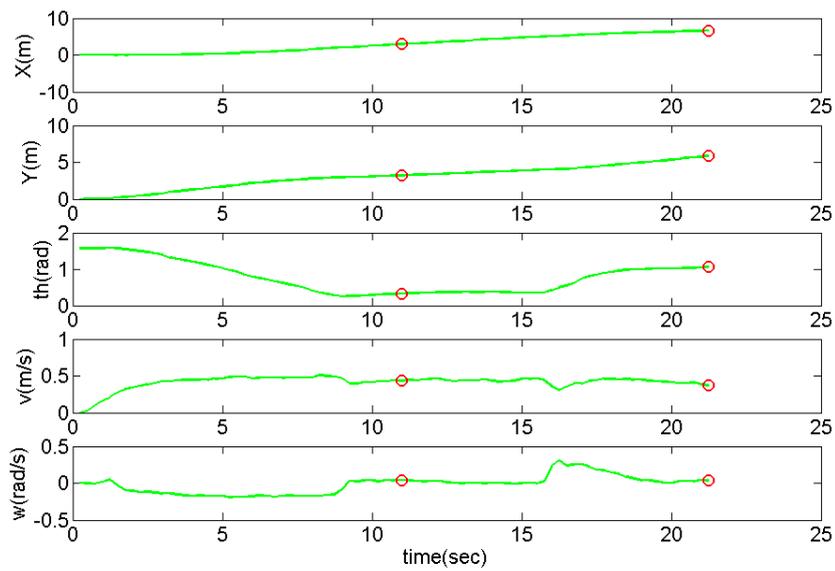


圖4.15 S形位置控制實驗軌跡

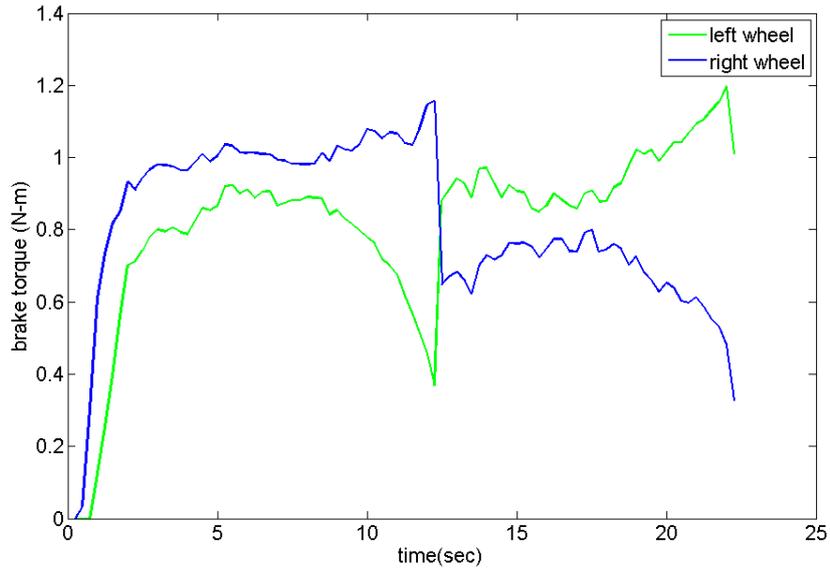


(a)左右輪煞車力矩

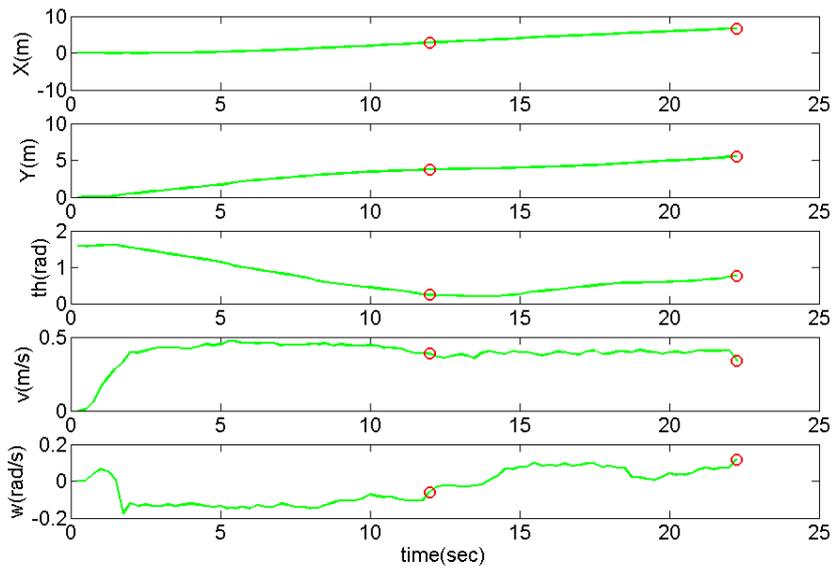


(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

圖4.16 S形位置控制實驗-測試者A之(a)軌跡和(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角度

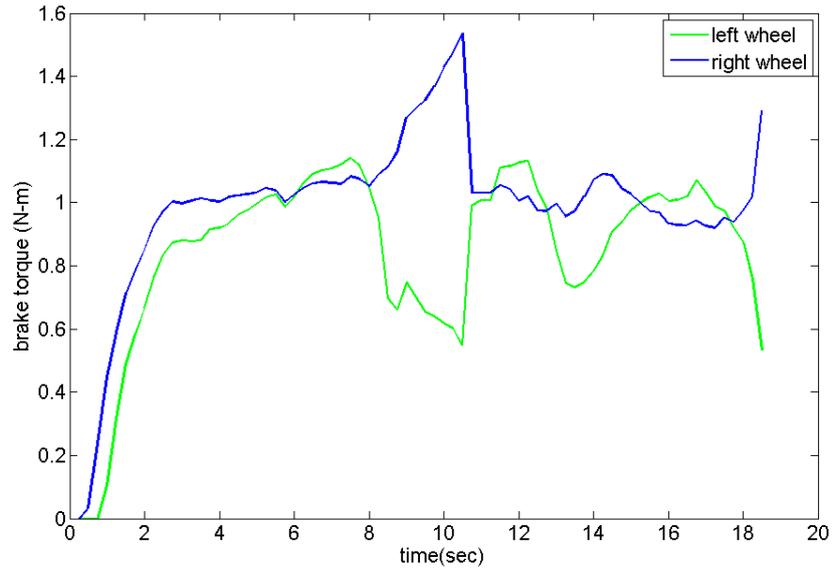


(a) 左右輪煞車力矩

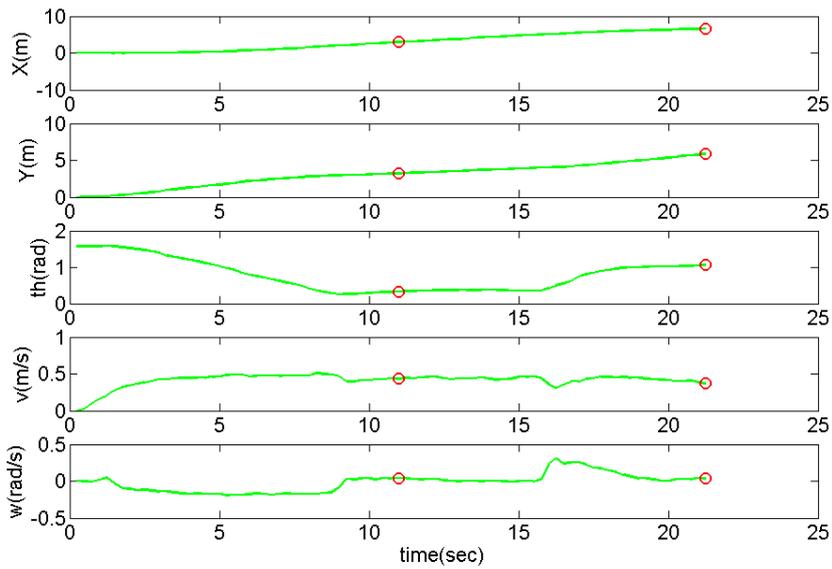


(b) i-go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度

圖4.17 S形位置控制實驗-測試者B之(a)軌跡和(b) i-go的狀態變數: x位置, y位置, 朝向角, 速度和角速度



(a) 左右輪煞車力矩



(b) i-go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度

圖4.18 S形位置控制實驗-測試者C之(a)軌跡和(b) i-go的狀態變數: x位置, y位置, 朝向角, 速度和角速度

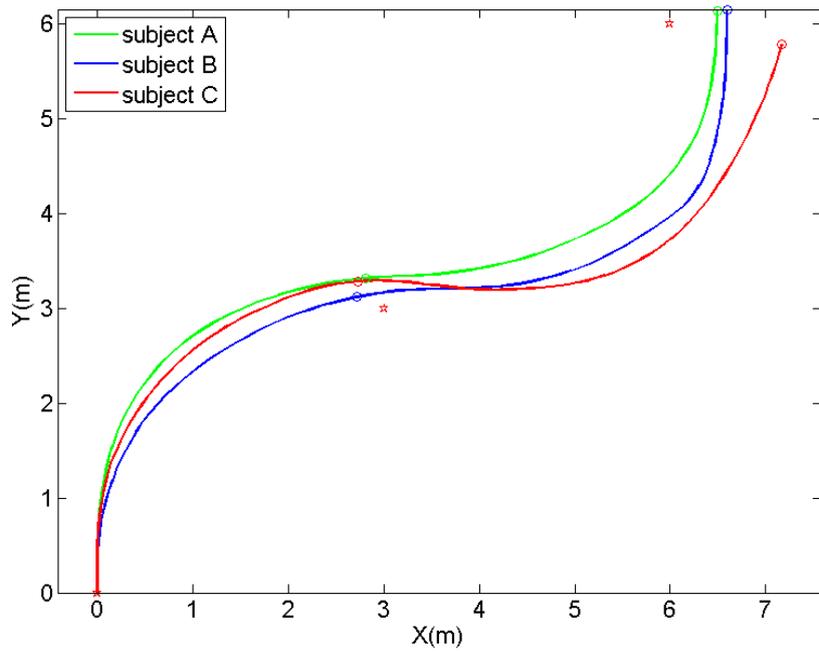
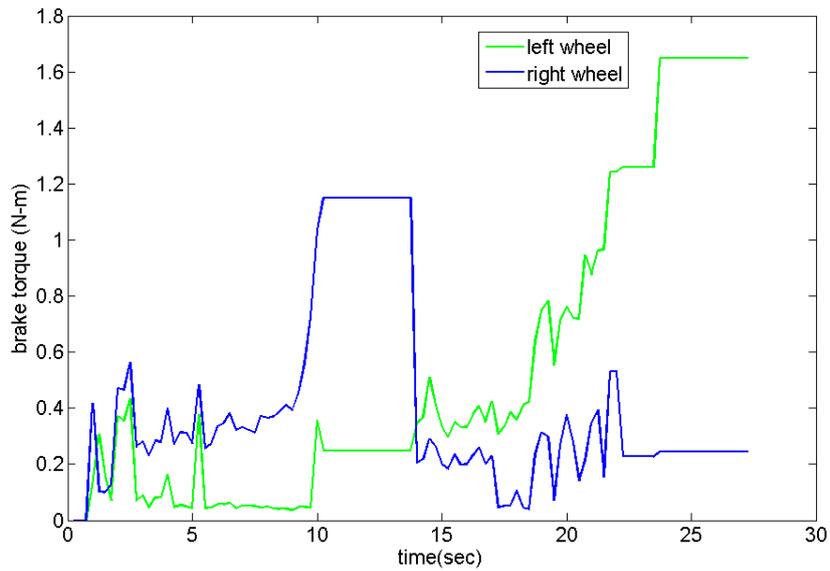
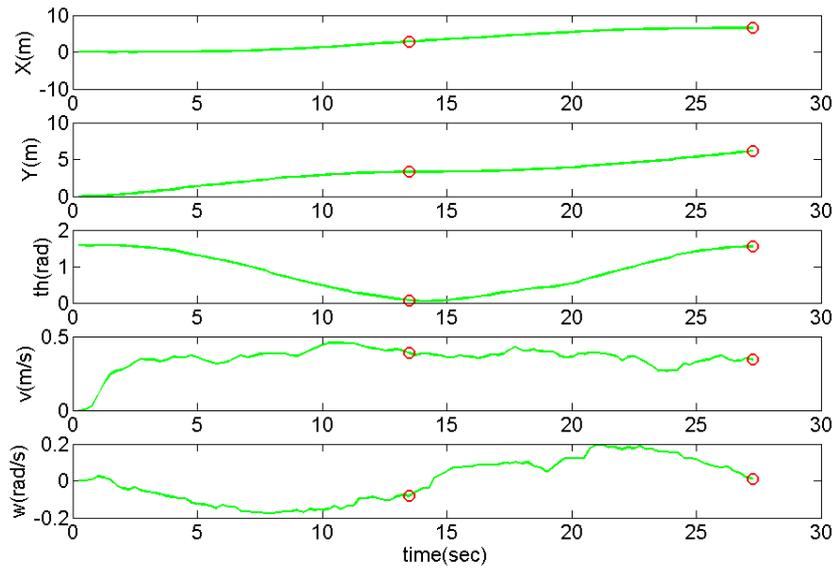


圖4.19 S形位置與朝向角控制實驗軌跡

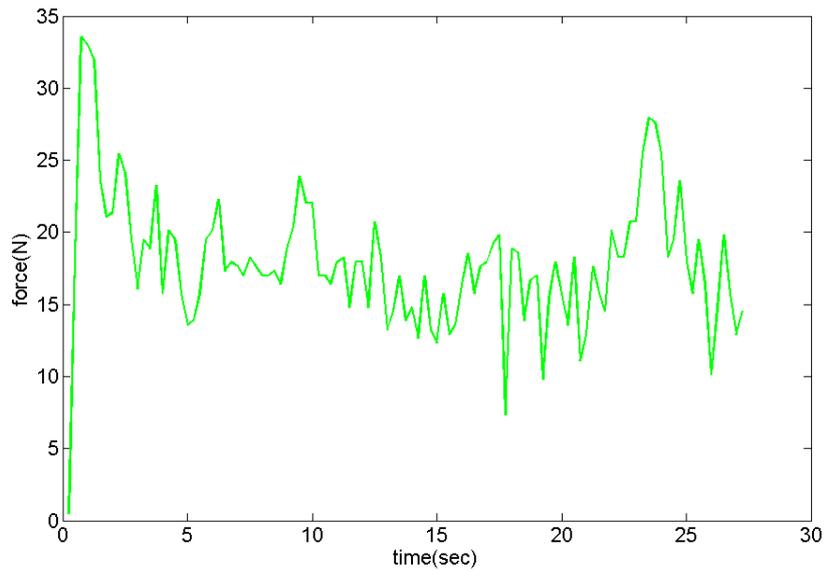


(a)左右輪煞車力矩

圖4.20 S形位置與朝向角控制實驗-測試者A之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

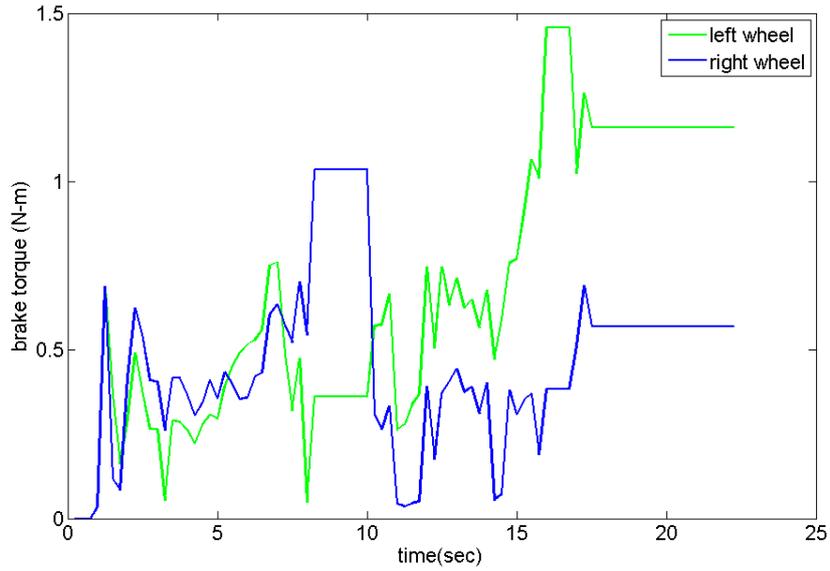


(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

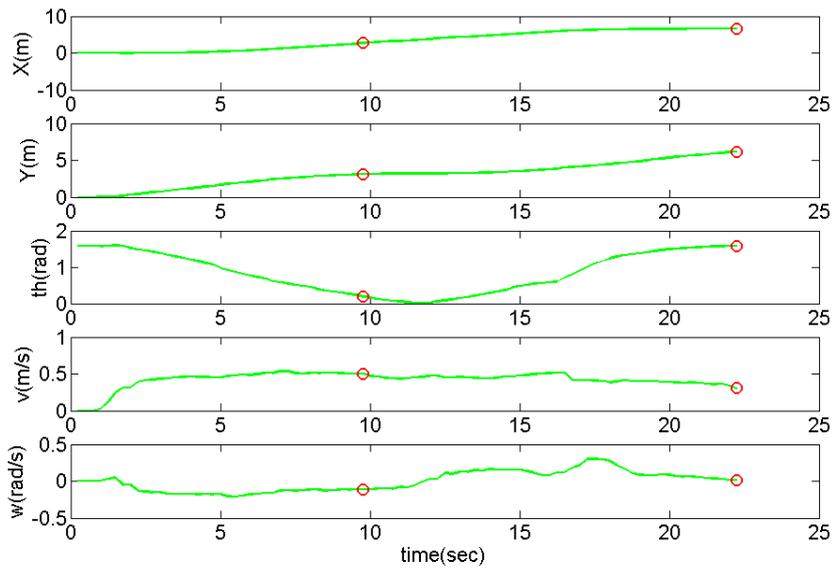


(c)人施予 i-go 的推力

圖4.20(續) S形位置與朝向角控制實驗-測試者A之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

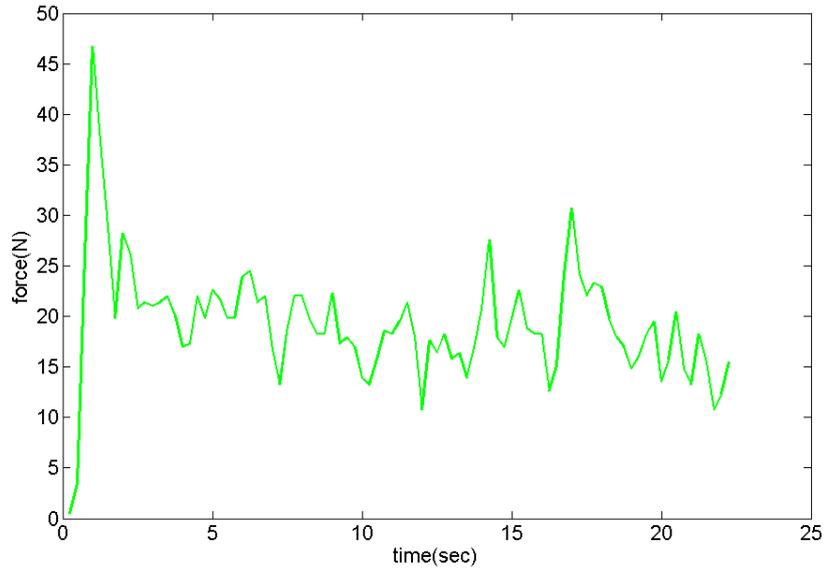


(a)左右輪煞車力矩



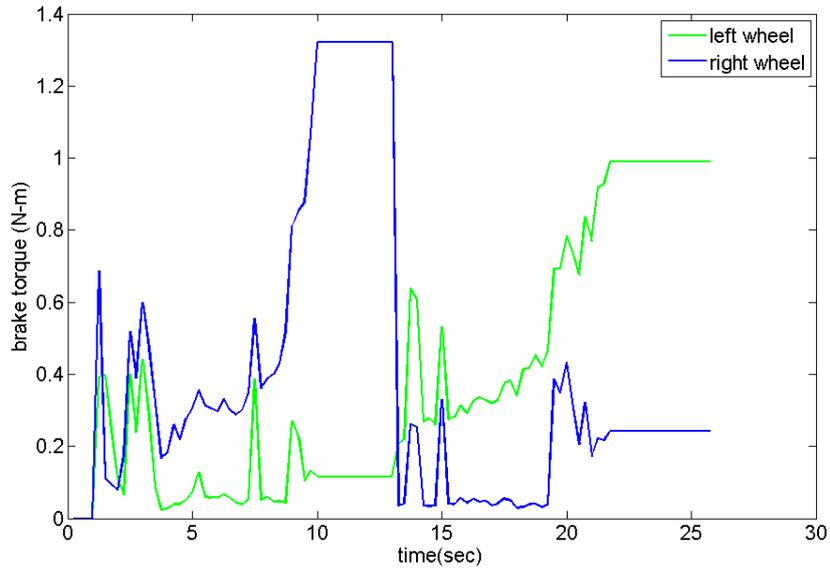
(b)i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度

圖4.21 S形位置與朝向角控制實驗-測試者B之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y 位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力



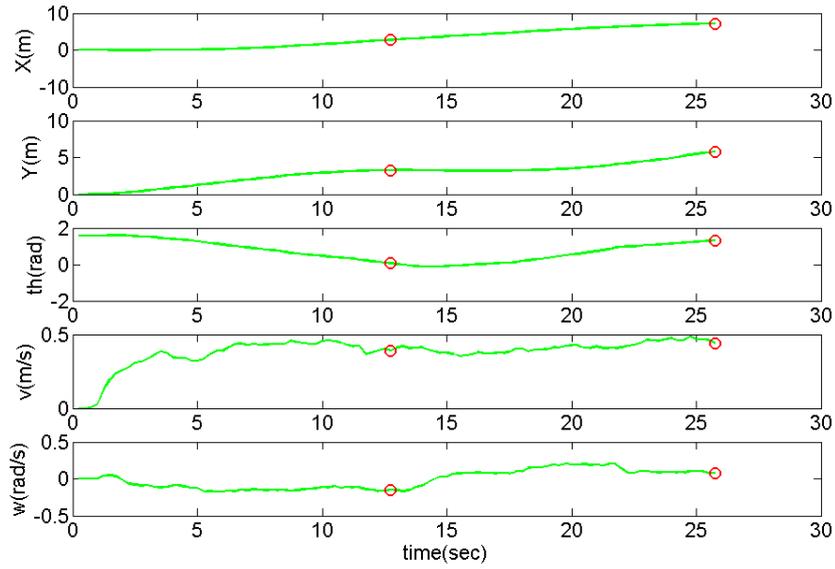
(c)人施予 i-go 的推力

圖4.21(續) S形位置與朝向角控制實驗-測試者B之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

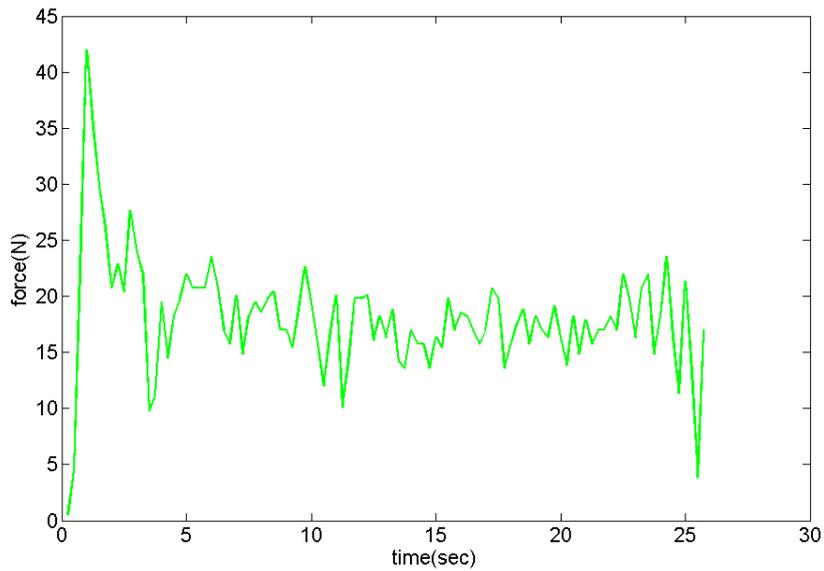


(a)左右輪煞車力矩

圖4.22 S形位置與朝向角控制實驗-測試者C之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力



(b) i-go 的狀態變數:x 位置,y 位置,朝向角,速度和角速度



(c)人施予 i-go 的推力

圖4.22(續) S形位置與朝向角控制實驗-測試者C之(a)軌跡(b) i-go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度(c)人施予i-go的推力

圖 4.15 為位置控制 S 形實驗的軌跡圖，圖 4.16、圖 4.17 和圖 4.18 分別為測試者 A，B 和 C 進行實驗時的實驗數據。圖 4.19 為位置與朝向角控制 S 形實驗的軌跡圖，圖 4.20、圖 4.21 和圖 4.22 分別為測試者 A，B 和 C 進行 S 形路線之

位置與朝向角控制實驗數據。在數據圖中，以小圈圈標示的地方代表路徑點切換的位置。

針對三個受測者的數據整理如表 4.4 和表 4.5，我們可以發現兩個導引演算法在位置控制上仍有不錯的效果，而位置與朝向角控制演算法確實能夠有效控制 i-go 朝向指定的方向，第一個路徑點與指定的朝向角差 0.079 弧度，第二個路徑點與指定的朝向角差 0.09 弧度，表現的都不錯。從圖 4.15 和圖 4.19 軌跡可以得知，因特別控制朝向角，圖 4.19 明顯走得比較像 S 形，相較於圖 4.15，位置控制演算法只求抵達位置就好，故經過路徑點的朝向角變異也比較大。

表 4.4 S 形位置控制結果分析

	指定	測試者 A	測試者 B	測試者 C	平均誤差
X 位置 2	6	6.622	6.679	5.972	0.443
Y 位置 2	6	5.835	5.534	6.074	0.235
朝向角 2	無控制	1.053	0.762	0.477	
X 位置 1	3	3.059	2.943	2.838	0.093
Y 位置 1	3	3.256	3.767	3.586	0.536
朝向角 1	無控制	0.334	0.23	0.637	

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

表 4.5 S 形位置與朝向角控制結果分析

	指定	測試者 A	測試者 B	測試者 C	平均誤差
X 位置 2	6	6.493	6.593	7.169	0.752
Y 位置 2	6	6.142	6.159	5.791	0.170
朝向角 2	1.5708	1.546	1.584	1.318	0.097
X 位置 1	3	2.901	2.837	2.832	0.143
Y 位置 1	3	3.326	3.145	3.294	0.255
朝向角 1	0	0.061	0.155	0.021	0.079

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

### 4.3 實際場景實驗

若能同時控制位置和朝向角，未來在實際運用時，譬如說銀髮族參加室內的畫展，需經門口進入，若 i-go 抵達門口時，其朝向角不是朝著門口的方向，那可能將造成 i-go 無法通過門口的窘境。故我們設計了一個場景，如圖 4.23 所示，橘色路障代表實際場景的障礙物。圖 4.24 為場景尺寸。在已知環境的條件下，設定讓 i-go 可以通過的路徑點，分別為路徑點 1(1.24,1.86)公尺，其朝向角為 0.39 弧度，路徑點 2(4.96,3.10)公尺，其朝向角為 0.39 弧度，路徑點 3(9.30,4.34)公尺，其朝向角為 0.785 弧度，終點(12.4,6.82)公尺，其朝向角為 1.57 弧度，如 4.24 圖中的紅色星星，刻意避開黑色長方形障礙物，以抵達想要的目標點以及其朝向角。實驗者如圖 4.25 所示，是以矇眼的方式模擬無法順利推往目的地的銀髮族，圖 4.26 表示實驗者的出發點。實驗過程如 4.27 所示。



圖 4.23 實驗場景

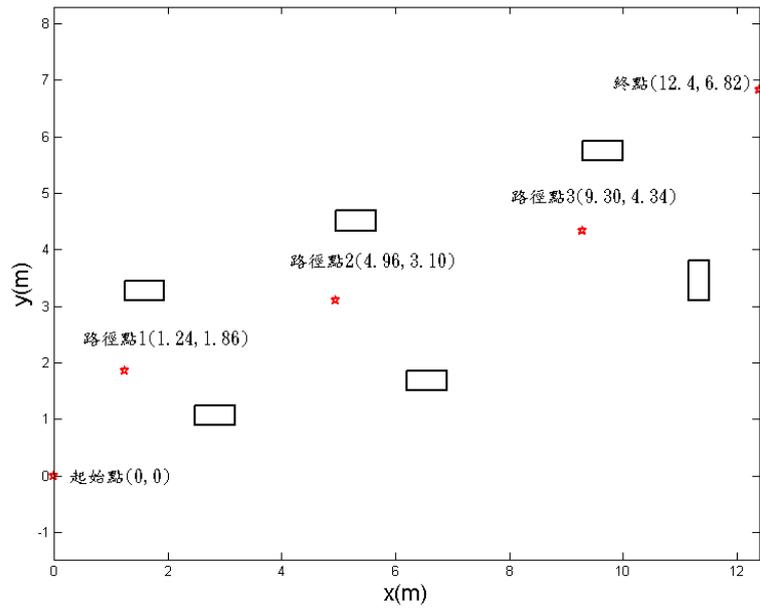


圖 4.24 實驗場景尺寸與設定的路徑點



圖 4.25 矇眼的實驗者



圖 4.26 實驗者的出發點



圖 4.27 實際場景實驗過程

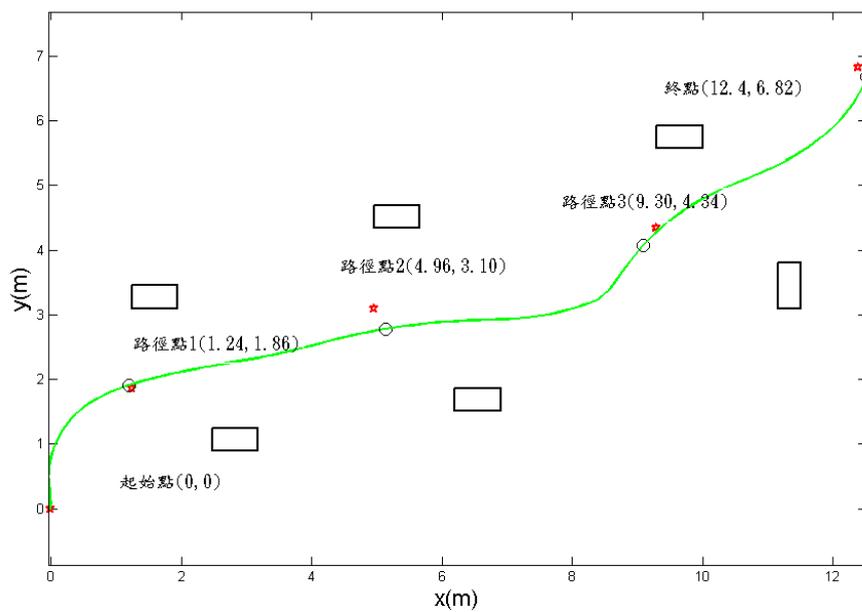


圖 4.28 實際場景實驗軌跡

實驗軌跡如圖 4.28 所示，可發現位置控制不錯，從表 4.6 中亦可得知，終點的位置與指定的位置差 0.14 公尺遠，表現良好，而朝向角與指定的朝向角差 0.277 弧度，表現普通，四個路徑點的平均誤差如表 4.7，X 位置平均誤差為 0.175 公尺，Y 位置誤差為 0.164 公尺，朝向角誤差為 0.162 弧度，皆屬可接受範圍。

表 4.6 實際場景實驗結果分析

	指定	實際	差值
X 位置終	12.4	12.54	0.144
Y 位置終	6.82	6.767	0.053
朝向角終	1.57	1.293	0.277
X 位置 3	9.3	9.159	0.141
Y 位置 3	4.34	4.146	0.194
朝向角 3	0.785	0.790	0.005
X 位置 2	4.96	5.238	0.278
Y 位置 2	3.1	2.797	0.303
朝向角 2	0.39	0.150	0.24
X 位置 1	1.24	1.375	0.135
Y 位置 1	1.86	1.967	0.107
朝向角 1	0.39	0.263	0.127

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

表 4.7 四個路徑點之平均誤差

X 位置	<b>0.175</b>
Y 位置	0.164
朝向角	0.162

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

# 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，全球高齡人口比例不斷攀高，照顧銀髮族成為不可忽視的問題，市面上發展的像是智慧型拐杖、電動輪椅以及行動輔具皆以輔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，行動輔具因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 即是以輔助銀髮族行走為導向所開發而成。我們改良 Agrawal 教授提出兩個不同的被動式機器人行動輔具之導引方法，並且經 i-go 實驗證實其功效。位置控制演算法確實可抵達指定的位置附近，偏差量約在 70 公分內，而位置與朝向角控制演算法，除了可以順利抵達指定位置附近外，也能使其朝向角盡量轉到使用者希冀方向，偏差量約 0.16 弧度內。

### 5.2 未來展望

目前設計的被動式行動輔具之導引系統，仍有許多可以加以改進的地方，茲討論如下：

1. 室內全域定位：目前系統是使用軸編碼器進行區域性的定位，雖然簡單易行但是由於無法消除累積誤差，當導引的距離加長時，誤差會越來越大，位置導引效

果會越來越差。

2.行動輔具輕量化：目前行動輔具的重量達 50 公斤，銀髮族要推這台車行走可能會有些吃力，尤其是推動的瞬間，要克服最大靜摩擦力，要花費的力量更大，如此一來，銀髮族們使用的意願勢必不高。

3.導引演算法改善：人在往前推行動輔具時，雖說已先前告知只需兩手施力均勻往前輕推，但實際上兩手力量有時還會有些微差距，對行動輔具產生微小的力矩，若能把此力矩回饋到模型預測控制中，相信能夠控制得更好。

4.自動規劃路徑點：目前導引使用者到目的地途中的路徑點完全是人為指定，當使用者的目的地改變，中途的路徑點勢必也要更改，以避開環境中固定的障礙物，實際運用時，使用者在室內想去的地方有非常多種可能，我們無法完全把每條路徑都事先設計好放在電腦中，故必須要有一個自動規劃路徑點的演算法，在已知的環境中，設計一條安全又平順的路徑。

5.結合導引與即時避障：目前的位置與朝向角控制中，都是在環境已知的情況下，直接給定路徑點，導引使用者在這條路徑上。未來若位置與朝向角控制演算法效果更加穩定成熟時，我們可加裝擷取外在環境資訊的感應器，譬如雷射測距儀，對環境作即時的偵查，若導引途中，突然出現未知的障礙，立即馬上重新規劃其它能避開障礙物的路徑點。

未來期待將具導引功能之 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，特別是老人痴呆症、阿滋海默氏症的患者，都可以順利地抵達目標。

## 参考文献

- [1] J. Manuel, H. Wandosell, and B. Graf, "Non-Holonomic Navigation System of a Walking-Aid Robot", IEEE Workshop on Robot and Human Interactive Communication, pp. 518-523, 2002.
- [2] 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.
- [3] M. Spenko, H. Yu, and S. Dubowsky, "Robotic Personal Aids for Mobility and Monitoring for the Elderly," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 3, pp. 344-351, 2006.
- [4] O. Chuy, Y. Hirata, and K. Kosuge, "A New Control Approach for a Robotic Walking Support System in Adapting User Characteristics," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part C: Applications and Reviews*, vol. 36, no. 6, pp. 725-733, 2006.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] T. Hirotsu, Y. Hosomi, and H. Yano, *Brake Control Assist on a Four-Castered Walker for Old People*, Springer-Verlag, Berlin, 2008.
- [11] J. Ryu, K. Pathak, and S.K. Agrawal, "Control of A Passive Mobility Assistive Robot," ASME IMECE 2006.

- [12] C.H. Ko, S.K. Agrawal, "Walk-Assist Robot: A novel approach to gain selection of a braking controller using differential flatness," American Control Conference, pp.2799-2804, 2010.
- [13] Lord Corporation, <http://www.lord.com/> [Accessed: May. 9, 2010].
- [14] Microchip Corporation, <http://www.microchip.com/> [Accessed: May. 9, 2010].
- [15] 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。
- [16] 游勝雄，基於環境感測之行動輔具設計，國立交通大學電機與控制工程所碩士論文，2009。
- [17] 楊翔斌，基於使用者意圖之行動輔具設計，國立交通大學電機與控制工程所碩士論文，2010。

