

國立交通大學

電控工程研究所

碩士論文

基於退卻平面控制之被動式行動
輔助機器人路徑導引



Path Guidance for Passive Robot Walking
Helper Based on Receding Horizon Control

研究生:張耀澤

指導教授:楊谷洋教授

中華民國一百零二年六月

基於退卻平面控制之被動式行動輔助機器人路
徑導引

Path Guidance for Passive Robot Walking Helper Based
on Receding Horizon Control

研 究 生：張耀澤

Student: YAO-ZE ZHANG

指導教授：楊谷洋 博士

Advisor: Dr. Kuu-Young Young



碩士論文

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

June 2013

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國 一百零二年 六月

基於退卻平面控制之被動式行動輔助機器人路 徑導引

研究生：張耀澤

指導教授：楊谷洋教授

國立交通大學電控工程研究所



由於現今醫療科技的進步延長了人類平均壽命，加上出生率逐年下降，人口老化的問題逐漸浮上檯面，因此照顧銀髮族的生活起居成為一個重要的課題。隨著科技的進步，各式各樣的行動輔具機器人之發展越趨成熟，本實驗室已開發一款被動式行動輔具 i-Go，希望能降低銀髮族對於行動不便的困擾。於本論文中，我們利用預測模形狀態的策略，以達成行動輔具導引控制的目的，並改良先前研究提出之路徑規劃方式，結合這兩種方法，能夠計算出合適的剎車力，藉由剎車力的輔助可以平順地導引使用者，並且能讓使用者停在目的地。經過實驗及模擬結果證明，導引演算法能成功實現在行動輔具 i-Go 上，未來希望能進入醫院或是療養院實際幫助有需要的使用者，除了導引使用者前往目的外，也能讓銀髮族使用輔具時更加安心。

Path Guidance for Passive Robot Walking Helper Based on Receding Horizon Control

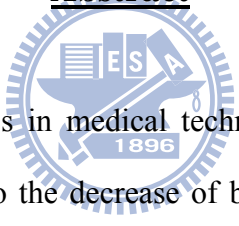
Student: YAO-ZE ZHANG

Advisor: Dr. Kuu-Young Young

Institute of Electrical and Control Engineering

National Chiao Tung University

Abstract

The logo of National Chiao Tung University is a circular seal. It features a gear-like outer border. Inside the circle, there is a stylized representation of a building or a ship, with the letters 'ES' and 'A' integrated into the design. The year '1896' is inscribed at the bottom of the inner circle.

In recent years, the progress in medical technology has contributed to longer life-span of human being. Due to the decrease of birthrate, the problem of aging of population has been emerged. How to take good care of the elderly is an important issue around the world. Along with the progress of the robot technology, various kinds of robot walking helpers have been developed. It motivates us to develop a robot walking helper, named i-Go, in our laboratory to tackle the inconvenience of the elderly in their daily life. In this thesis, we propose using the strategy of model prediction to achieve guidance and control of the walking helper. The strategy, combined with a path planning method newly developed, can generate appropriate brake torques sent to the walking helper for assistance. The experiment and simulation results show that the proposed system is effective on the i-Go. We expect, in the near future, the i-Go will be ready for elderly assistance.

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：胡竹生老師、宋開泰老師及柯春旭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。感謝一哲學長在這台車上付出的心力，當我遇到困難時，提供我許多不同角度來思考問題。感謝一宏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偉鐘，幸虧有你一直幫忙做我進行繁瑣的實驗，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。也感謝順盛，在我困惑的時候伸出援手，幫助我解決研究上的問題，。此外也非常感謝學弟淳元、邱涵、境晨、俊捷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收集數據，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。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

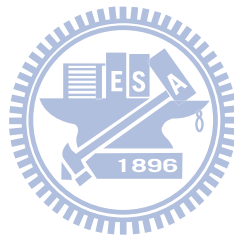
中文摘要.....	I
英文摘要.....	II
英文摘要.....	II
目錄.....	III
表目錄.....	VII
圖目錄.....	VIII
1. 導論.....	1
1.1 引言	1
1.2 研究動機.....	2
1.3 相關研究.....	2
1.3.1 主動式與被動式行動輔具.....	3
1.3.2 退卻平面控制系統	6
1.4 研究目標.....	7
1.5 論文架構.....	8
2. 被動式行動輔具系統之導引.....	9
2.1 路徑規劃.....	10
2.2 動態模型.....	11
2.3 RHC 被動導引演算法.....	13
2.4 停車控制導引演算法.....	17
3. 系統實現.....	19
3.1 i-go 硬體架構	20
3.1.1 行動輔具之車體	20
3.1.2 周邊控制晶片 PIC18F452.....	21
3.1.3 伺服煞車器	23

3.1.4 力感應模組	24
3.1.5 軸編碼器	25
4.模擬與實驗分析.....	27
4.1 模擬.....	27
4.1.1 RHC 導引演算法	27
4.1.2 停車控制導引演算法	30
4.2 實驗.....	33
4.2.1 RHC 導引實驗	34
4.2.2 停車控制導引實驗	42
5.結論與未來展望.....	51
5.1 結論	51
5.2 未來展望	52
參考文獻.....	53



表目錄

表2.1 速度變化與舒適程度關係.....	11
表4.1 RHC導引結果分析	42
表4.2 停車控制導引實驗結果分析.....	50



圖目錄

圖 1.1 (a)SmartCane內部感應器和(b)SmartCane外觀[5]	3
圖 1.2 SmartWalker[6].....	3
圖 1.3 (a)RT-Walker和(b)搭載伺服煞車器的後輪[7].....	4
圖 1.4 Potential field的虛擬通道[7]	4
圖 1.5避障實驗場景 [10].....	5
圖 1.6 1.6 RHC示意圖[11].....	6
圖 1.7 RHC 避障實驗[14].....	7
圖 2.1路徑導引流程圖.....	9
圖 2.2 Dubins curve路徑軌跡	10
圖 2.3在卡氏座標下，行動輔具之簡化圖.....	12
圖 2.4 RHC控制迴路	13
圖 2.5 黃金比例線段.....	16
圖 2.6 Golden section search示意圖.....	17
圖 2.7 Modified dubins curve 路徑軌跡	18
圖 3.1 助行器i-Go外觀	19
圖 3.2 i-Go硬體架構圖	20
圖 3.3 (a)車下部尺寸和(b)車身尺寸	21
圖 3.4 PIC18F452 單晶片微控制器接腳圖[20]	22
圖 3.5 PIC18F452 外觀.....	22
圖 3.6 RD-2087-01 伺服煞車器	23
圖 3.7 Wonder Box 裝置控制器	24
圖 3.8 兩軸力感應器.....	24
圖 3.9 兩軸力感應器訊號擷取卡.....	25

圖 3.10 (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.....	26
圖 4.1 Dubins curve 路徑規劃	28
圖 4.2 RHC導引演算法模擬之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度.....	30
圖 4.3 Modified Dubins curve 路徑規劃	31
圖 4.4 停車控制導引演算法模擬之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度	32
圖 4.5實驗場景之(a)左轉導引(b)直線導引	34
圖 4.6 RHC導引實驗_受測者A之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度,和(d)使用者推力	36
圖 4.7 RHC導引實驗_受測者B之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度,和(d)使用者推力	39
圖 4.8 RHC導引實驗_受測者C之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度,和(d)使用者推力	41
圖 4.9停車控制導引實驗_受測者A之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度,和(d)使用者推力	45
圖 4.10停車控制導引實驗_受測者B之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度,和(d)使用者推力	47
圖 4.11停車控制導引實驗_受測者C之(a)軌跡,(b) 左右輪剎車力矩,(c)i-Go的狀態變數:x位置,y位置,朝向角,速度和角速度,和(d)使用者推力	49

第一章

導論

1.1 引言

近年來人口出生率不斷下降，並由於醫療科技的進步，人類的平均壽命逐年增加，造成人口結構漸漸老化。根據內政部近期公告的統計數據[1]，台灣 65 歲以上的老人佔總人口的 11.21%，而老化指數（老年人口／幼年人口之百分比）為 76.85%，較十年上升約 32%。這些資料顯示台灣人口年齡結構逐漸失衡，而老化指數不斷上升表示未來的人力資源會更加缺乏。在這個人口比例逐漸失衡的社會中，老人照護成了這個世代的重要課題。一般而言，高齡人口容易罹患骨質疏鬆且平衡能力逐漸變差，行走時容易跌倒受傷，因此行動輔具變成銀髮族日常必需品。目前常用的輔助工具包括拐杖、支架和輪椅，拐杖或支架等輔助工具，能讓銀髮族藉由手部力量輔助行走，但穩定性也相對較差，而輪椅雖能代替雙足行走，但有研究指出，一旦開始使用輪椅，容易導致下肢肌肉萎縮加速[2]。

由於近年來的機器人產業興起，居家安全的機器人也成為了銀髮族新的選擇。居家安全的機器人服務範圍很廣泛，從大範圍環境的偵測及監視，到照護銀髮族的生活起居及了解身體狀況，這些都是居家安全機器人能夠為銀髮族帶來幫助的地方。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，根據環境偵測和使用者的意圖來調整煞車力道，達到輔助使用者的功能；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，但安全是輔助工具的第一考量，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，這

種情況會讓使用者感到害怕或甚至發生危險。基於以上考量，我們的研究與功能開發重點以被動式輔具為主。

1.2 研究動機

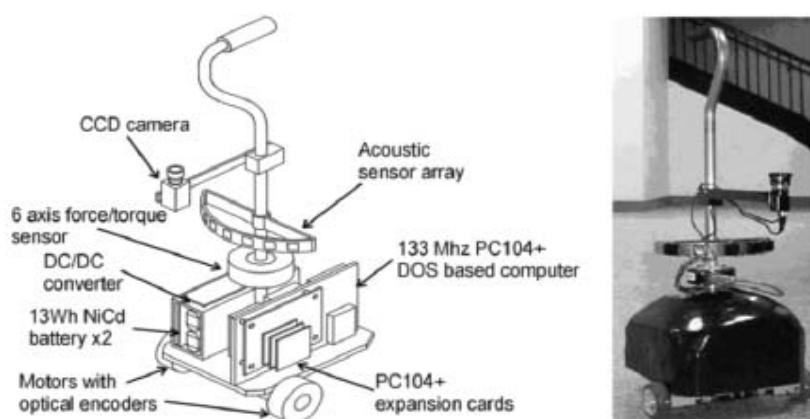
由於被動式行動輔具能夠提供的功能相較於主動式行動輔具是比較有限的，其中導引功能的研究大部分為主動式系統，就之前研究成果，本實驗室已開發出一套被動式導引演算法，並且經過模擬及實驗，已驗證這方法的確能導引使用者精確的到達目的地。但是輔具除了準確導引外，更需要讓使用者行走的更加平順及舒適。然而，以被動的方式進行導引，限制條件比起主動式來的多且複雜，在這些限制條件下，過往的研究中，路徑導引功能只要求到達目的地，當使用者到達目標點時，即急速地給予較大的煞車力，讓使用者感到不舒適，甚至是驚嚇，為了能改善這個缺點，在本論文中我們提出新的路徑規劃方式，並結合合適的導引演算法，能夠導引使用者平順的到達並停止在目標位置。

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準確、舒適、以及使用者的安全性與穩定性[3,4]。因此，若要提供行動輔具導引之功能，必須要有健全的控制策略。以下即針對具導引功能之主動式及被動式行動輔具進行概略性的介紹。

1.3.1 主動式與被動式行動輔具

在2000年，由MIT的Dubowsky等所提出的PAMM(Personal Aid for Mobility and Monitoring)系統[5]，以柺杖為原型所進行的設計，稱為SmartCane，如圖1.1所示，在2006年以助行器為平台搭載PAMM，完成了SmartWalker系統[6]，如圖1.2所示，此機器人其中一個主要功能為導引使用者到指定的目標位置，其導引方式為導納控制系統(admittance control)，利用可變阻尼模型達成控制時的穩定性與可靠度。



(a)SmartCane內部感應器 (b)SmartCane外觀

圖1.1 (a)SmartCane內部感應器和(b)SmartCane外觀[5]

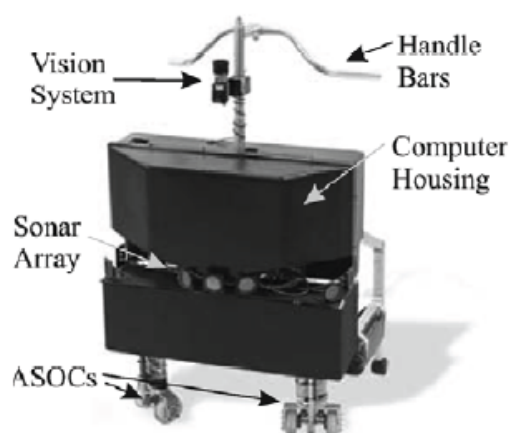


圖1.2 SmartWalker[6]

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 1.3 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，當使用者主動施予輔助器力或力矩，輔助器才會移動。其中的導引功能是以 potential field 的方式[7]，製造出虛擬的導引通道，如圖 1.4 所示，當使用者行走越出通道時，使用者會感受到虛擬力場產生的推力，藉此順利到達目的地。

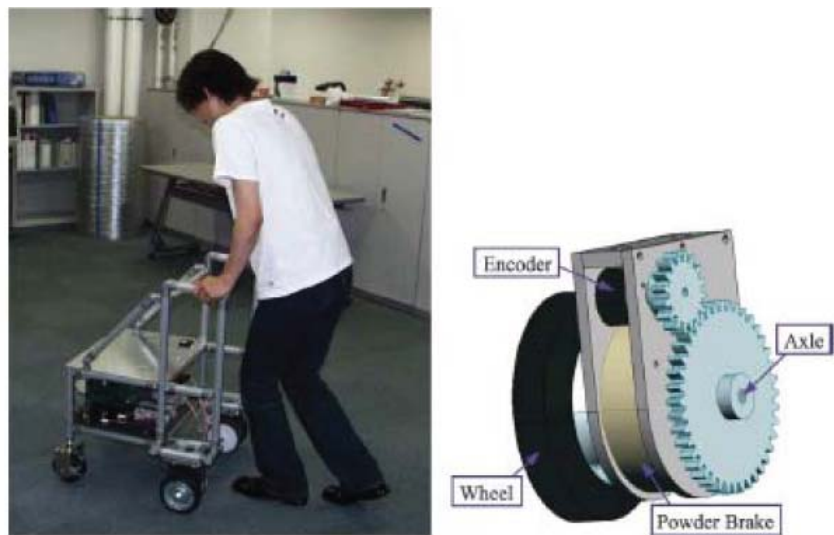


圖 1.3 (a)RT-Walker 和(b)搭載伺服煞車器的後輪[5]

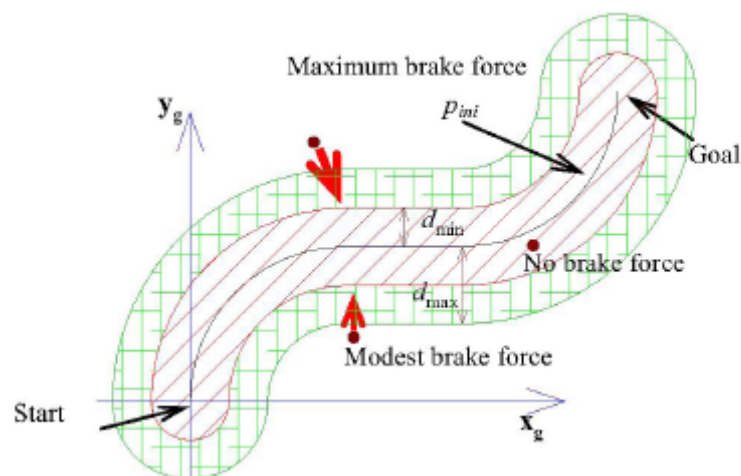


圖 1.4 Potential field 的虛擬通道[7]

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[8]，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(differential flatness)[9]，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。

而在 2010 年，本實驗室根據 differential flatness (DF) 演算法[9]，將其實際運用在被動式輔具 i-Go，從實驗結果我們可以證實導引演算法的準確性。圖 1.5 顯示當時的實驗場景，遮蔽使用者雙眼，然後依靠輔具的帶領，使用者能夠走到目標位置。



圖1.5 避障實驗場景 [9]

雖然我們根據 DF 演算法成功的在被動式輔具上進行驗證，但 DF 演算法無法避免某些違反被動式的情況出現，所以我們希望藉由以下介紹的退卻平面控制演算法來改善問題，並且能更有效率地完成即時運算的工作。

1.3.2 退卻平面控制系統

本節介紹退卻平面控制(receding horizon control)，簡寫為 RHC，RHC 基本概念為根據過去與目前的資訊推測出未來的狀態，如圖 1.6 所示，假設目前時間為 k ，未來的時間稱為 prediction horizon，根據預設好的參考目標(reference trajectory)，然後計算出最接近目標的輸出(predicted output)，此過程我們可利用最佳化方式達成目標。接下來，每經過一個取樣時間，便重複計算一次，如此一來可以讓誤差做即時的修正，這樣的控制方式稱為 receding horizon control(RHC)。

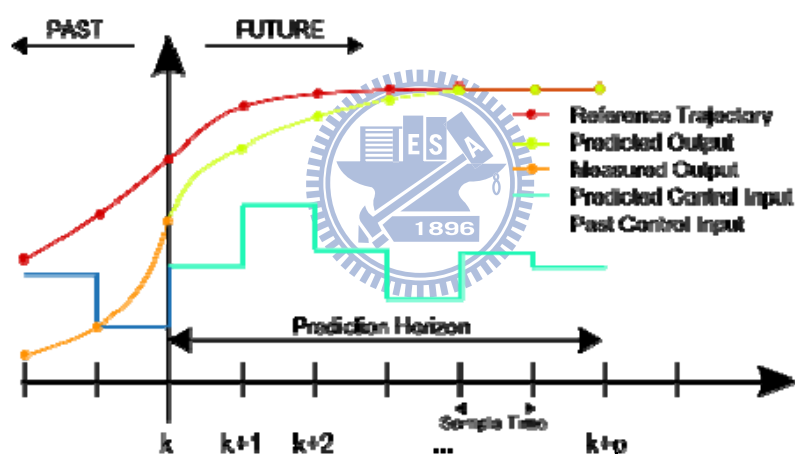


圖 1.6 RHC 示意圖[10]

2005年，由 Dongbing 等所提出的論文中[11]，證實了RHC的控制穩定性。並在2006年，將RHC實際運用在自走車的導引控制上[12]，並藉由模擬的結果證明RHC能夠有效的導引自走車到達目標位置。2010年，由Deittert、Richards與Mathews等學者利用RHC達成自走車的避障功能 [13]，並且透過實驗證實自藉由RHC，自走車能夠在真實環境中進行即時避障，圖1.7為當時的實驗場景。



圖1.7 RHC 避障實驗[13]

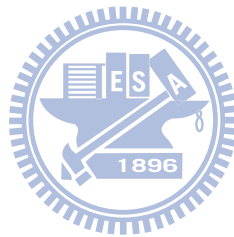
基於上述相關研究，我們了解許多不同的導引方式，由於大部分的控制方式是由動態系統著手推導輸出力的關係，但RHC的概念是由動態系統所產生的運動狀態資訊，進而推測出未來狀態，最終才藉由狀態的改變計算出輸出力，如此一來，能避免較為複雜的計算，因此縮短了計算的時間。除此之外，使用RHC方法能清楚了解預測狀態與目標的誤差，進行即時的修正。從[13]中可以得知RHC能作為主動式輔具的導引控制方式，但對於被動式輔具來說，因為有許多的限制條件，RHC不一定能順利導引被動式輔具，本論文首次將RHC實際運用在被動式輔具的導引控制。

1.4 研究目標

在過去研究中，本實驗室基於 DF 控制方法，成功的運用在 i-Go 的導引功能上，但是此方法只考慮導引的準確性，並未考量行動不便的使用者是否能適應輔具，在抵達目的地時就給予極大的剎車力，使用者可能會因此受到驚嚇或甚至重心不穩導致跌倒。藉由新的導引演算法，不但能做精確的導引控制，我們還希望讓使用者在使用輔具時能更安心及信任。

1.5 論文架構

我們將在第二章介紹被動式行動輔具之導引系統，一開始先介紹路徑規劃方式，並說明路徑規劃的原因，決定出路徑後，接續說明行動輔具的動態模型，接著是描述 RHC 演算法，並配合已規劃的路徑算出合適的剎車力，最後介紹接近終點的剎車控制；第三章為系統實現，針對行動輔具之硬體進行介紹，並說明系統架構；第四章為模擬與實驗結果，針對 RHC 演算法作分析與討論；第五章為結論，提出本論文的結論與未來展望。



第二章

被動式行動輔具導引系統

被動式行動輔具的導引並不像主動式輔具會給予使用者動能到達目標，換言之，被動式行動輔具往前的動能完全來自於使用者，使用者必須主動施力，行動輔具才會向前移動。基於安全性的考量，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，進而幫助使用者到達指定的目標。

為了能順利導引使用者，本論文藉由RHC 演算法，達成預測動態系統狀態的目的，並配合最佳化的方式求得合適的輸出剎車力，而使用者藉由煞車力的導引到達目標位置。為了能讓使用者行走時更加平順，我們將 Dubins curve (Dubins path) [15]路徑規劃方式稍作改良，以得到一條平滑路徑且有利於剎車控制。

圖 2.1 顯示導引控制系統流程圖，本章將針對路徑規劃方式及導引演算法作詳細說明。因此，在 2.1 節，先介紹改良後的 Dubins curve 路徑規劃方式；接著，在 2.2 節，開始介紹行動輔具的動態模型；在 2.3 節介紹導引演算法。

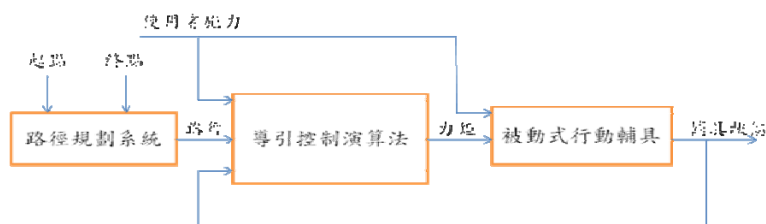


圖 2.1 路徑導引流程圖

2.1 路徑規劃

RHC 導引演算法需考慮此路徑上起點與終點以及其朝向角，因此規劃路徑必須包含曲線與直線，為了達成此目標，且希望路徑平滑且長度盡量縮短，而由於 Dubins curve 的規畫演算法能滿足這些限制條件[14]，於是我們選擇它來進行路徑規劃。

根據 Dubins curve 路徑規劃演算法，我們首先必須設定起點與終點的位置及朝向角，接著選擇合適的旋轉半徑，透過演算法的計算可以得到一條最短的路徑，如下圖 2.1 所示。

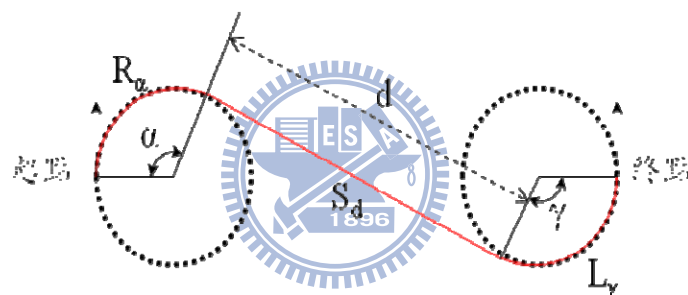


圖 2.2 Dubins curve 路徑軌跡

為了能使輔具停止在終點座標，考慮輔具最終狀態為：

$$(x, y, \theta, v, \omega) = (x_p, y_p, \theta_p, 0, 0) \quad (1)$$

如(1)式所示，我們必須同時控制五個參數，若是要成功達成目標，必須加入許多的限制條件，且輸出煞車力震盪非常劇烈，這顯然並不適合輔具的使用，於是，我們藉由不同的路徑規劃方式，希望能降低控制的參數，考慮到角度及角速度的改變會影響 x 軸及 y 軸的變化，於是讓減速時為直線前進，得到的減少角度及角速度之控制狀態為：

$$(x, y, v) = (x_p, y_p, 0) \quad (2)$$

如此一來，停車控制只需考慮速度變化。根據車輛研究測試中心(ARTC)所提供的資料[15]，如表 2.1 所示，我們設定終點剎車加速度為 -0.3 m/s^2 ，以期達到無不舒服的狀態。使用者推動輔具的平均速度約 0.3 m/s ，配合剎車加速度，可以計算出剎車時前近距離約 0.45 m ，於是路徑規劃時，我們於終點前保留 0.45 m 作為煞車距離。

表 2.1 速度變化與舒適程度關係[15]

小於 0.315 m/s^2	無不舒服
$0.315 \text{ m/s}^2 \sim 0.63 \text{ m/s}^2$	一點不舒服
$0.5 \text{ m/s}^2 \sim 1 \text{ m/s}^2$	輕微不舒服
$0.8 \text{ m/s}^2 \sim 1.6 \text{ m/s}^2$	不舒服
$1.25 \text{ m/s}^2 \sim 2.5 \text{ m/s}^2$	非常不舒服
大於 2 m/s^2	極為不舒服

2.2 動態模型

我們採用的是簡化過的模型，如圖 2.3 所示，在卡氏座標下，以三個變數來表示行動輔具的狀態，如(3)式所示：

$$q = [x_c \quad y_c \quad \theta] \quad (3)$$

其中 x_c 為輔具的 x 軸的位置、 y_c 為 y 軸的位置、 θ 為輔具的朝向角。假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，運動速度可以表示為：

$$\begin{aligned} \dot{x} &= v \cos \theta \\ \dot{y} &= v \sin \theta \\ \dot{\theta} &= \omega \end{aligned} \quad (4)$$

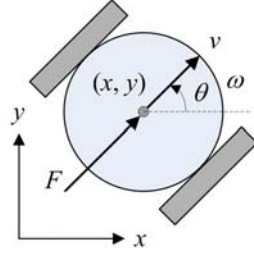


圖 2.3 在卡氏座標下，行動輔具之簡化圖

v 為行動輔具之質心速度、 ω 為旋轉角速度。藉由牛頓運動力學，可推導出加速度及角加速度：

$$\begin{aligned} a &= \frac{1}{mr}(\tau_r + \tau_l) + \frac{F}{m} \\ \alpha &= \frac{b}{Ir}(\tau_r - \tau_l) \end{aligned} \quad (5)$$

a 為行動輔具之加速度、 α 為行動輔具之角加速度、 F 為使用者推力。參數 m 為質心重量、 I 為質心轉動慣量、 r 為輪胎半徑、 b 為車身半徑。從 (5) 式可獲得左右輪剎車力 τ_l 和 τ_r ：

$$\begin{aligned} \tau_r &= \frac{mr}{2}a + \frac{Ir}{2b}\alpha - \frac{r}{2}F \\ \tau_l &= \frac{mr}{2}a - \frac{Ir}{2b}\alpha - \frac{r}{2}F \end{aligned} \quad (6)$$

為了能使輔具保持在被動控制之下，必須作以下限制條件：

$$\tau_r \leq 0, \tau_l \leq 0 \quad \text{且} \quad \dot{\theta}_r \geq 0, \dot{\theta}_l \geq 0 \quad (7)$$

其中 $\dot{\theta}_l$ 和 $\dot{\theta}_r$ 為左右輪的旋轉速度。將 (6) 式與 (7) 式結合，可以得到以下結果：

$$\begin{aligned} ma + \frac{I}{b}\alpha - F &\leq 0 \\ ma - \frac{I}{b}\alpha - F &\leq 0 \end{aligned} \quad (8)$$

在無滑動的限制條件下，我們可以算出左右輪的旋轉速度並帶入 (7) 式中式：

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_l &= (v - b\omega) / r \geq 0 \\ \dot{\theta}_r &= (v + b\omega) / r \geq 0 \end{aligned} \quad (9)$$

其中 v 為行動輔具之質心速度， ω 為行動輔具之質心角速度。

2.3 被動導引控制演算法

帶領使用者到達目標位置是導引功能的基本原則，在這原則之下，我們利用 RHC 演算法使輔具朝向目標前進，如圖 2.4 所示，假設目前狀態為 $q(t)=[x(t) y(t) \theta(t) v(t) w(t)]^T$ ($t=0$)，藉由暫存器保存目前狀態的資訊，經過預測系統後能計算出未來的狀態，稱為預測輸出。根據參考目標點為 (x_p, y_p, θ_p) ，我們藉由控制加速度及角加速度 $u=[a(t) \alpha(t)]^T$ ，使得狀態 $q(t)$ 經過一段時間 T 後預測輸出為 $q(t+T)$ ，由於希望它能趨近於目標點，於是我們定義目標函數為最小平方解，如下所示：

$$J(q(t+T)) = \frac{1}{2} (x(t+T) - x_p)^2 + \frac{1}{2} (y(t+T) - y_p)^2 + \frac{1}{2} (\theta(t+T) - \theta_p)^2 \quad (10)$$

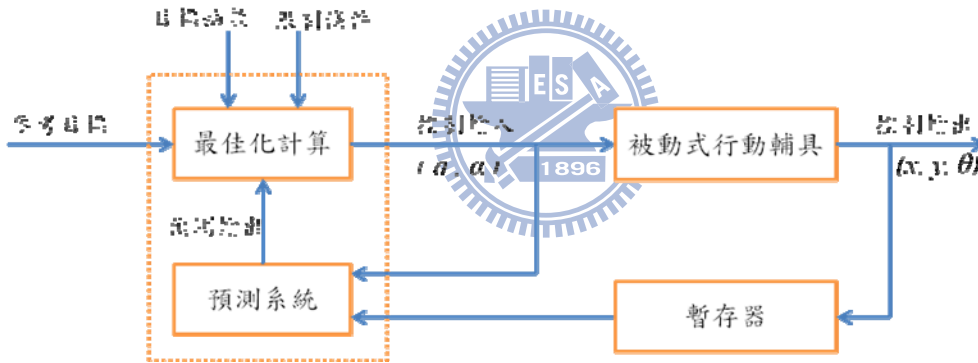


圖 2.4 RHC 控制迴路

為了能夠實現此方法於實際系統中，我們將所有推導過程皆以離散時間表示，首先，我們將時間 T 分割成 n 個區間，在每個區間中可以將輸入項表示如下：

$$u(\tau) = [a_i \quad \alpha_i], \text{ if } t + \sum_{j=1}^{i-1} T_j \leq \tau < t + \sum_{j=1}^i T_j \quad (11)$$

其中 a_i, α_i 在區間內為定值。根據以上離散時間的設定，我們可以推導出經過一個時間區間後的狀態變化：

$$\begin{aligned}
x_i &= x_{i-1} + v_{i-1}F_{ci} + a_i F_{cti} \\
y_i &= y_{i-1} + v_{i-1}F_{si} + a_i F_{sti} \\
\theta_i &= \theta_{i-1} + \omega_{i-1}T_i + \frac{1}{2}\alpha_i T_i^2 \\
v_i &= v_{i-1} + a_i T_i \\
\omega_i &= \omega_{i-1} + \alpha_i T_i
\end{aligned} \tag{12}$$

其中 $[x_{i-1} \ y_{i-1} \ \theta_{i-1} \ v_{i-1} \ \omega_{i-1}]^T$ 為第 i 個時間點，經過一個時間區間後為 $[x_i \ y_i \ \theta_i \ v_i \ \omega_i]^T$ ，其他參數可以被計算如下：

$$\begin{aligned}
F_{ci} &= \int_0^{T_i} \cos \tilde{\theta}_i(t) dt, \quad F_{si} = \int_0^{T_i} \sin \tilde{\theta}_i(t) dt \\
F_{cti} &= \int_0^{T_i} t \cos \tilde{\theta}_i(t) dt, \quad F_{sti} = \int_0^{T_i} t \sin \tilde{\theta}_i(t) dt \\
\tilde{\theta}_i(t) &= \theta_{i-1} + \omega_{i-1}t + \frac{1}{2}\alpha_i t^2
\end{aligned} \tag{13}$$

將(13)式帶入(12)式後，我們可以求得經過一個時間區間後的狀態。接著將時間 T 內的狀態連續的狀態變化相加，可以得到以下公式：

$$\begin{aligned}
x(t+T) &= x(t) + v(t) \sum_{i=1}^n F_{ci} + \sum_{i=1}^n (F_{cti} + \sum_{j=i+1}^n T_{j-1} F_{cj}) a_i \\
y(t+T) &= y(t) + v(t) \sum_{i=1}^n F_{si} + \sum_{i=1}^n (F_{sti} + \sum_{j=i+1}^n T_{j-1} F_{sj}) a_i \\
\theta(t+T) &= \theta(t) + \omega(t)T + \sum_{i=1}^n \frac{2n-2i+1}{2} T_i^2 \alpha_i \\
v(t+T) &= v(t) + \sum_{i=1}^n T_i a_i \\
\omega(t+T) &= \omega(t) + \sum_{i=1}^n T_i \alpha_i
\end{aligned} \tag{14}$$

將(14)式帶入目標函數後，為了能夠更有效率的求出最佳解，我們將時間 T 只分割成一個區間。最終，我們可以得到以下最佳化公式：

$$\begin{aligned}
\min_{a_1, \alpha_1} J &= \frac{1}{2} \left[(x(t+T) - x_p)^2 + (y(t+T) - y_p)^2 \right. \\
&\quad \left. + (\theta(t+T) - \theta_p)^2 \right] \\
\text{subject to} \\
x(t+T) &= x(t) + v(t)F_{cl} + a_1 F_{ct1} \\
y(t+T) &= y(t) + v(t)F_{sl} + a_1 F_{st1} \\
\theta(t+T) &= \theta(t) + \omega(t)T + \frac{1}{2} \alpha_1 T^2 \\
v(t+T) &= v(t) + a_1 T \\
\omega(t+T) &= \omega(t) + \alpha_1 T \\
v(t+T) &\leq v_{\max}, -\omega_{\max} \leq \omega(t+T) \leq \omega_{\max} \\
ma_1 + \frac{I}{b} \alpha_1 - F &\leq 0, ma_1 - \frac{I}{b} \alpha_1 - F \leq 0
\end{aligned} \tag{15}$$

在(15)式中，我們可以找出一組 a_1, α_1 ，藉此得到最佳化值 J ，但因(15)式內有兩個變數，為了能夠快速找出最佳解，我們假設 α_1 為一定值，之後會透過 *Golden section search* 的演算法詳細說明假設方式，因此 $\theta(t+T)$ 、 $\omega(t+T)$ 及 $F_{cl}, F_{sl}, F_{ct1}, F_{st1}$ 皆可求得。將最佳化之公式可簡化如下：

$$\begin{aligned}
\min_{a_1} J_1 &= \frac{1}{2} \left[(x(t) + v(t)F_{cl} + a_1 F_{ct1} - x_p)^2 \right. \\
&\quad \left. + (y(t) + v(t)F_{sl} + a_1 F_{st1} - y_p)^2 \right] \\
\text{subject to} \\
v(t) + a_1 T &\leq v_{\max} \\
ma_1 + \frac{I}{b} \alpha_1 - F &\leq 0, ma_1 - \frac{I}{b} \alpha_1 - F \leq 0
\end{aligned} \tag{16}$$

藉由(16)式可以計算出最小值 J_1 ，而 a_1 也可因此求得：

$$a_1 = - \frac{F_{ct1}(x(t) + v(t)F_{cl} - x_p) + F_{st1}(y(t) + v(t)F_{sl} - y_p)}{F_{ct1}^2 + F_{st1}^2} \tag{17}$$

經(17)式求得 a_1 後，必須帶回(16)式驗證是否滿足限制條件，若是不滿足限制條件，則由限制的邊界條件求得 a_1 。因為 a_1, α_1 不一定為(15)式中的最佳解，所以藉由 *Golden section search* 的最佳化方式求解[19]，透過此方法能夠快速逼近最佳解，接著我們介紹 *Golden section search* 的詳細過程。首先，當我們假設加速

度 α 為定值時，考慮角速度的最大與最小兩個極值，將兩個極值當作 α 的邊界限制條件，如下所示：

$$\begin{aligned}\alpha_1 &= \frac{(\omega_{max} - \omega_{now})}{T} \\ \alpha_2 &= \frac{(\omega_{now} - \omega_{min})}{T}\end{aligned}\quad (18)$$

於(18)式中， ω_{max} 與 ω_{min} 是角速度的極值， ω_{now} 是目前的角速度， T 是預測時間，而 α_1 與 α_2 為角加速度的邊界值，如圖 2.5 所示，由此可算出 J_1 與 J_2 ，但 J_1 與 J_2 不是最佳化函式的最佳值，我們必須由 α_1 與 α_2 區間中搜尋一個較佳的 α 及其對應的最佳值 J 。根據歐基里德定義：假使直線存在極均勻的比率，意味著整條線和大部分的比率等於大的部分和小部分的比率，如圖 2.5 所示。於是我們可以計算出黃金比例值如下所示：

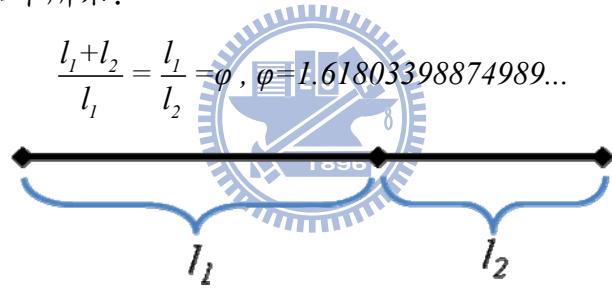
$$\frac{l_1 + l_2}{l_1} = \frac{l_1}{l_2} = \phi, \phi = 1.61803398874989\dots \quad (19)$$


圖 2.5 黃金比例線段

於是根據黃金比例選擇兩個中點如下，介於 α_1 與 α_2 之間：

$$\begin{aligned}d &= (\phi - 1)(\alpha_2 - \alpha_1) \\ \alpha_3 &= \alpha_1 + d \\ \alpha_4 &= \alpha_2 - d\end{aligned}\quad (20)$$

藉由(20)式可求得新的角加速度 α_3 、 α_4 ，如圖 2.6 所示，如果 α_4 對應的最佳值為 J_{4b} ，可知當 $J_{4b} < J_3$ ，則表示極值存在 α_3 的右側，因為我們使用黃金比例的關係， α_4 為下次中點選擇之一，如此一來可以縮短計算時間。若是 α_4 對應的最佳化值

為 J_{4b} ，亦可如上類推，然後我們可以一直重複黃金比例切割計算，如此一來就能得到一個逼近的最佳化值，此方法稱之為 *Golden section search*。

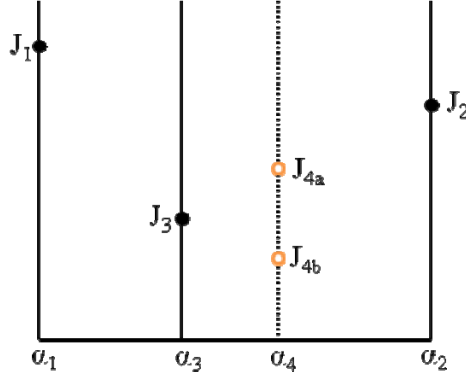


圖 2.6 Golden section search 示意圖

因為目標點的選擇會影響最佳化值的大小，所以我們必須設定一個容忍度 J_{tol} 作為最佳化值的上限，若是 $J > J_{tol}$ ，則代表我們無法順利導引輔具到目標點，此時，必須重新選擇一個新的目標點，新的目標點距離目前位置縮短。如此一來，只要不斷的重複這過程，直到 $J < J_{tol}$ ，就能得到最佳的加速度與角加速度。將其帶回動態模型中，可以求得輸出力矩：

$$\begin{aligned}\tau_r &= \frac{mr}{2}a + \frac{Ir}{2b}\alpha - \frac{r}{2}F \\ \tau_l &= \frac{mr}{2}a - \frac{Ir}{2b}\alpha - \frac{r}{2}F\end{aligned}\tag{21}$$

2.4 停車控制演算法

藉由 2.3 節所提出的 RHC 導引演算法能讓使用者沿著路徑行進，當接近終點時，演算法中計算出的目標點為終點時，需使速度減緩，因末端路徑為直線前進，如圖 2.7 所示，故只需控制加速度，使得速度逐漸為零，因此，可藉由以下等式求得加速度 a 。

$$\sum_{i=1}^n \left(v(t) + \frac{1}{2} T_i a_i \right) T_i = d$$

$$v(t) + \sum_{i=1}^n T_i a_i = 0 \quad (22)$$

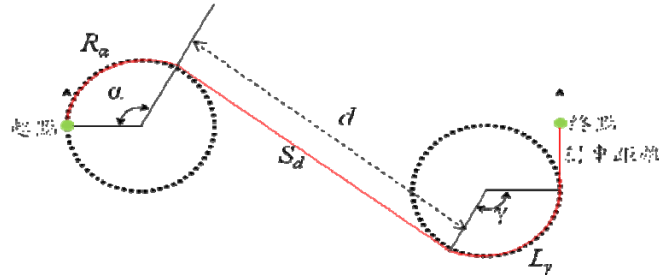


圖 2.7 Modified dubins curve 路徑軌跡

在此加速度下，可以由 RHC 的最佳化公式驗證是否滿足 $J < J_{tol}$ ，若是滿足，代表輔具能夠順利停止在終點。如果 $J > J_{tol}$ ，則再次使用 RHC 演算法導引輔具。因為末端路徑為直線，角速度變化極小，因此在大部分的時間內，減速控制能滿足 $J < J_{tol}$ 。如圖 2.8 所示之導引演算法流程圖，根據之前介紹的 RHC 演算法，配合停車控制，進而完成導引目的，最終得到一組煞車輸出力矩，藉由力矩變化，被動式形動輔具能夠順利導引使用者到達終點目標。

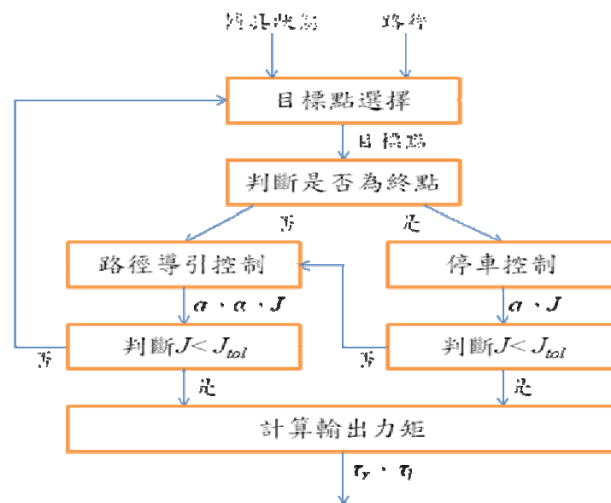


圖 2.8 導引演算法流程圖

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，其外觀如圖3.1所示，我們採用戴爾(Dell)筆記型電腦作為演算法運算核心，電腦運算速度快，可程式記憶體大於一般微控器晶片，此外還可提供與人互動的人機介面。藉由本論文的導引演算法，計算合宜煞車力矩，達到導引的功效，而導引控制演算法必須先獲得i-Go的位置、速度及人的推力資訊。

i-Go的位置與速度的資訊是透過軸編碼器將資料傳到PIC晶片；使用者的施力與施力矩則由二軸力感應器與其校正模組所組合成的力感測模組傳給PIC晶片，PIC晶片也一併將此施力資訊傳給電腦。PIC晶片和電腦之間透過RS232-USB介面來溝通，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。因伺服煞車器是電流控制，我們使用Wonder Box Device Controller轉換成相對應的電流輸入到伺服煞車器，以控制伺服煞車器之力矩。



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。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。兩軸力感應器和軸編碼器分別接到 PIC 晶片進行處理，此外 PIC 晶片也負責輸出 PWM 電壓訊號到伺服剎車器端。

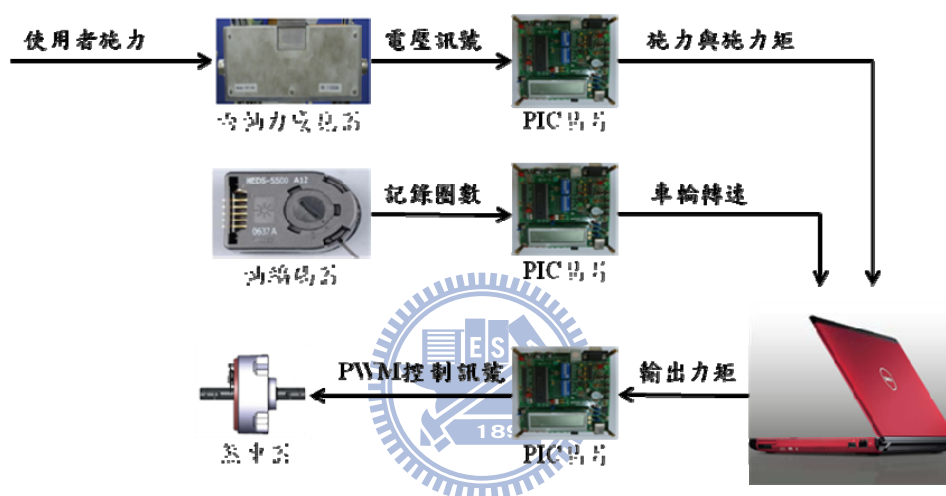
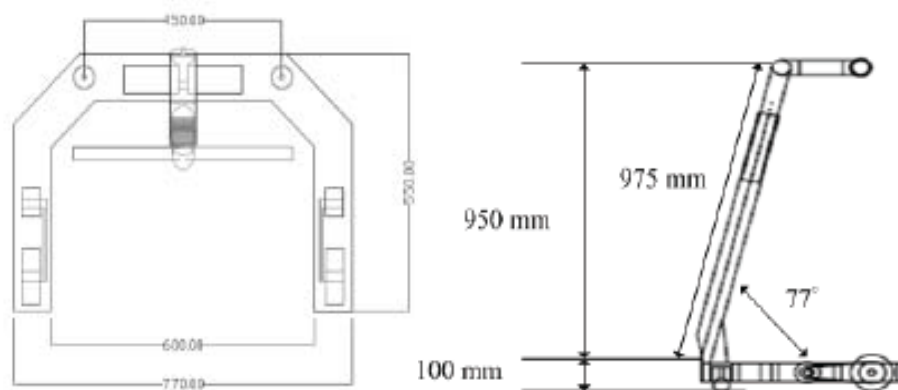


圖 3.2 i-Go 硬體架構圖

3.1.1 行動輔具之車體

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，且不會太過笨重。整體車的尺寸為長770 mm、寬550 mm、高1050 mm，如圖3.3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；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，優點是使用者可更換不同攙扶姿勢，紓解手腕的壓力。



(a)車下部尺寸

(b)車身尺寸

圖3.3 (a)車下部尺寸和(b)車身尺寸

3.1.2 周邊控制晶片PIC18F452

從圖3.2的 i-Go硬體架構中可以發現，兩軸力感應器、軸編碼器和伺服剎車器均是藉由PIC晶片與電腦進行通訊，因此這塊晶片扮演著感測器或致動器與電腦間溝通的重要角色。我們是採用由美國Microchip公司所開發生產的PIC單晶片，型號是PIC18F4520。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3.6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3.7所示，以下列出PIC18F4520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；
- (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)。

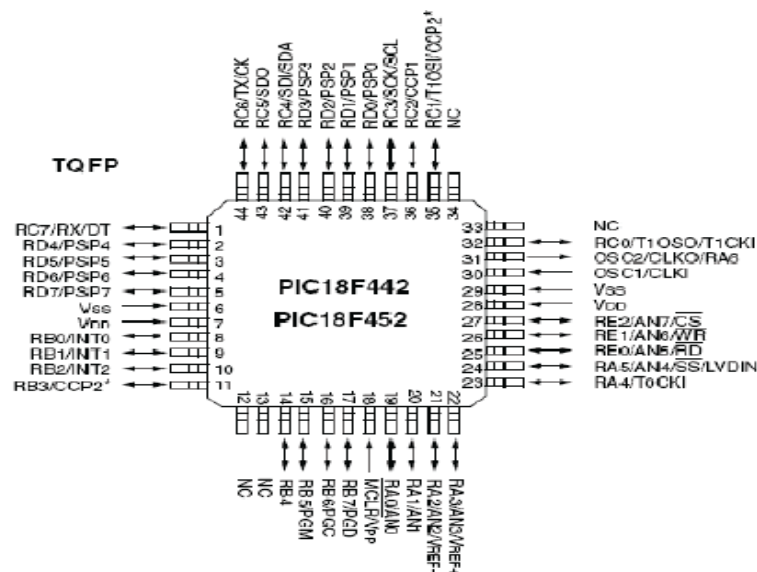


圖3.6 PIC18F4520 單晶片微控制器接腳圖[20]

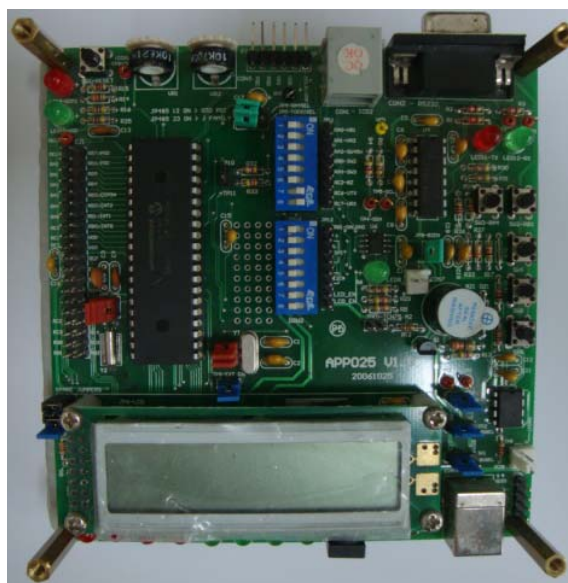


圖 3.7 PIC18F452 外觀

3.1.3 伺服煞車器

本系統採用RD-2087-01伺服煞車器[21]，如圖3.8所示，為LORD公司製作的旋轉式剎車器，於系統結構中存在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，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(圖3.9)相連結，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，經檢驗時，發現有些許的負載效應，故須對輸出電壓作校正，最後，Wonder Box Device Controller 所輸出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。

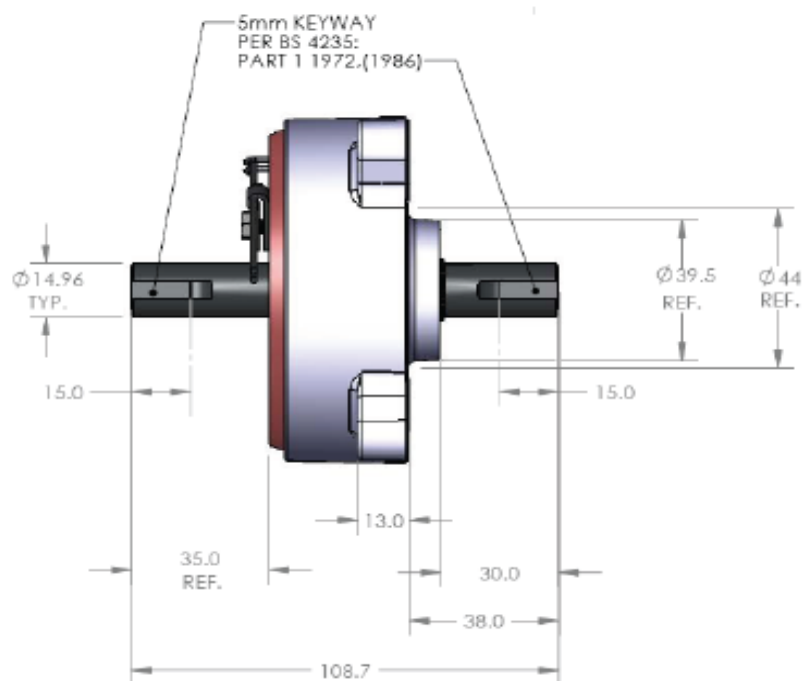


圖 3.8 RD-2087-01 伺服煞車器



圖 3.9 Wonder Box 裝置控制器

3.1.4 力感測模組

使用者施力可以藉由兩軸應變規力感應器所測得，感測器如圖 3.10 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 3.11 所示。因 PIC 單晶片能接收的電壓訊號範圍只有 0~5V，所以需要將訊號擷取盒所轉換出的電壓訊號，經過校正模組調整後，再轉換成單晶片所能接受的電壓值。



圖 3.10 兩軸力感應器



圖 3.11 兩軸力感應器訊號擷取卡

3.1.5 軸編碼器

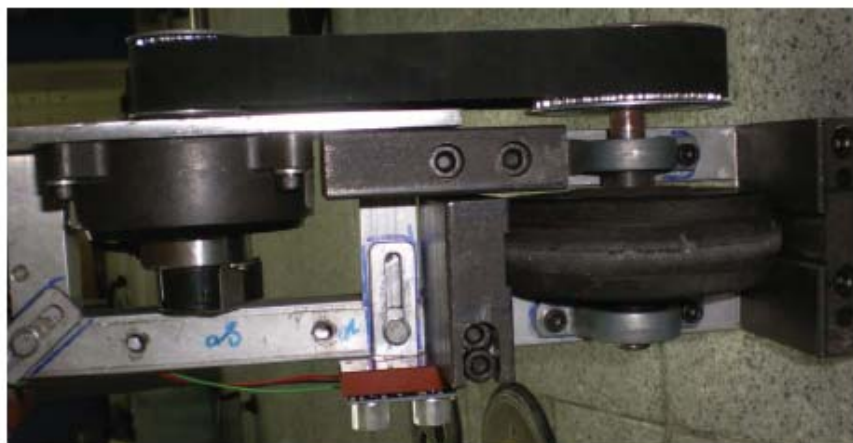
行動輔具必須藉由軸編碼器得知輔具位置及速度的資訊，由於伺服煞車器上並沒有軸編碼器（Encoder），所以必須另外加裝軸編碼器，我們選用Faulhabere公司所生產的軸編碼器，其型號為HEDS 5500 A，解析度為 500 lpr（Lines per revolution），圖3.12(a)為編碼器實體圖，加裝於伺服煞車器上，如圖3.12(b)所示，改裝後的編碼器和伺服煞車器外側的轉軸相連接，如圖3.12(c)所示，而伺服煞車器內側的轉軸是由皮帶輪來帶動行動輔具的後輪，其中，伺服煞車器的皮帶輪和行動輔具後輪的皮帶輪兩齒輪直徑比為1：2，因此輔具後輪轉一圈，可以達1000 lpr。



(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 3.12 (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

本章將針對論文中的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。我們先用 Matlab 模擬，其模擬結果和分析將在 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。

4.1 模擬結果及分析

在進行實驗前，必須先確定演算法的正確性，以下將會透過 Matlab 進行模擬來檢驗 RHC 導引演算法和停車控制導引演算法之功效。



4.1.1 RHC 導引演算法模擬

在模擬前，必需先決定 i-Go 的內部參數，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，車體總重約 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 0.1 秒，因為人的施力不會是完全固定的，所以我們設定人的推力則為 $10(1+\sin 0.1)N$ 。模擬前，必須先定義一條路徑，這條路徑可由 Dubins curves 演算法設計，我們設定起始點為 $[0m, 0m, 90^\circ]$ 、終點為 $[6m, 6m, 90^\circ]$ 及旋轉曲率半徑 2m，如圖 4.1 所示，此路徑包涵右彎、直線及曲線。然後當我們限制最大速度為 0.3m/s，最大角速度為 0.6rad/s，根據以上條件，可以得到模擬結果如圖 4.2 所示，我們可以發現輔具的行走軌跡非常接近預設的路徑，但實際上存在些微的誤差，這些誤差皆在

容忍誤差3cm之內，除了精確度達成目標外，還需考慮輸出力是否符合被動限制，如圖4.2(b)所示，輸出力矩皆為負值，代表煞車力與行走方向相反，符合我們所假設的條件，圖4.2(c)為輔具的狀態變化，我們可以發現輔具到達終點時，速度及角速度並非為零，從以上的模擬結果可以得知，RHC導引演算法可以完成被動式路徑導引，但無法使輔具順利停在終點。

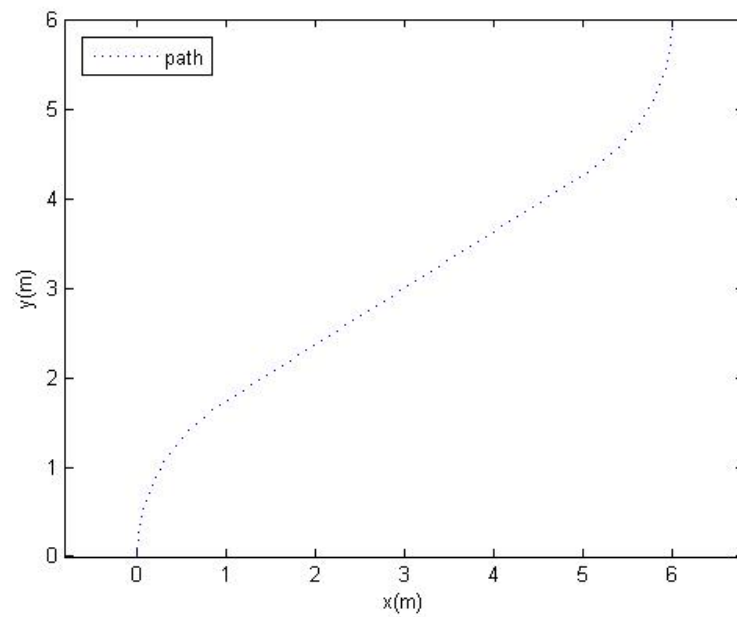
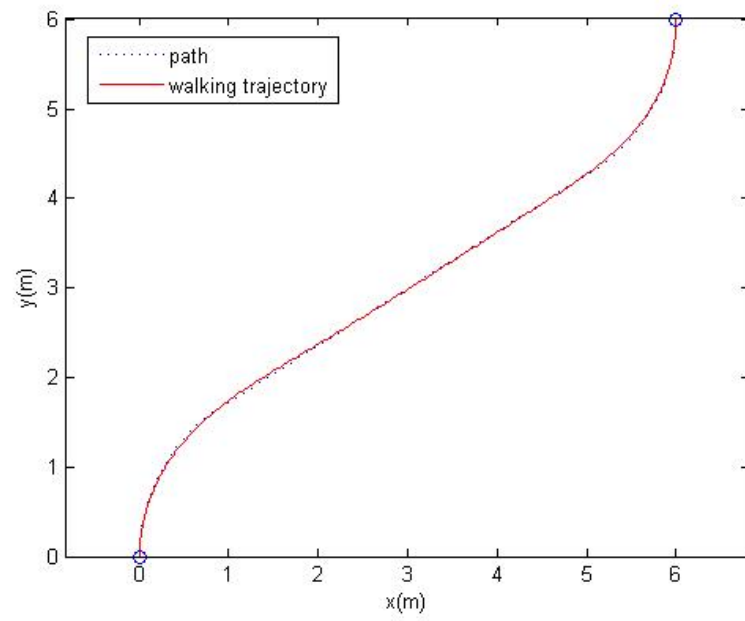
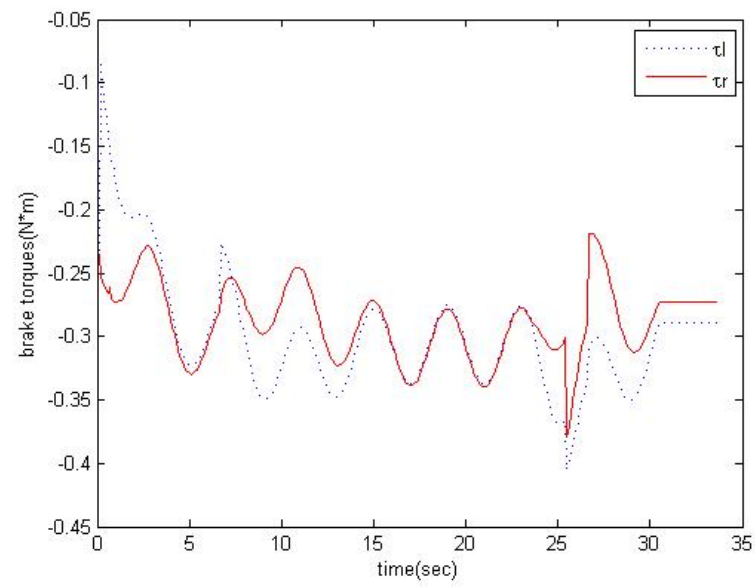


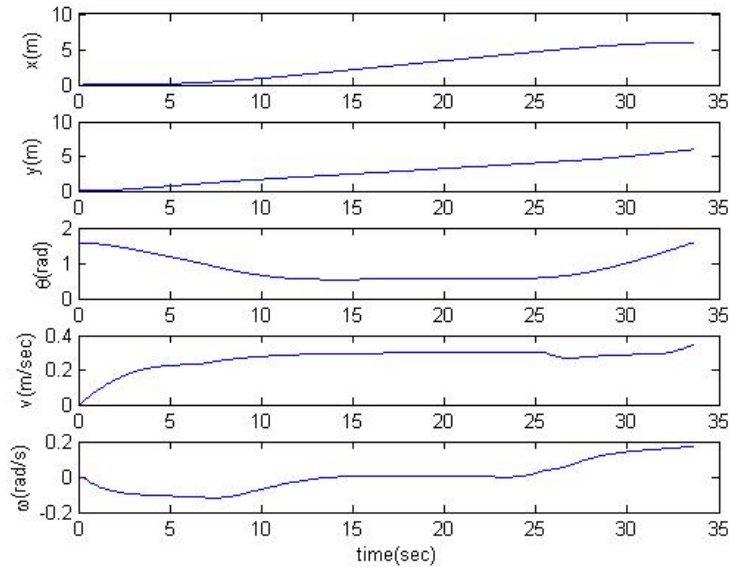
圖4.1 Dubins curve 路徑規劃



(a) 輔具導引軌跡



(b) 剎車力輸出



(c) 輔具的狀態變數: x位置, y位置, 朝向角, 速度和角速度

圖4.2 RHC導引演算法模擬之(a)軌跡, (b)左右輪剎車力矩, (c)i-Go的狀態變數:x位置, y位置, 朝向角, 速度和角速度



4.1.2 停車控制導引演算法模擬

如同 RHC 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, 只差在路徑規劃及導引演算法的不同, 圖 4.3 為新的路徑規劃, 從圖中可以得知接近終點時, 輔具將會直線前進, 此時配合剎車控制將可以讓輔具平順的停在終點, 圖 4.4 顯示模擬結果, 由圖 4.4(a)中的模擬結果可以看出, 輔具能確實跟隨新的路徑行進, 並且終點誤差小於容忍誤差 3cm 之內, 圖 4.4(b)顯示輸出力皆為負值, 表示導引演算法能符合被動的限制條件, 而圖 4.4(c)是輔具的狀態變數, 由圖中的速度及角速度資訊可以發現, 輔具最終能平順的停止在終點位置, 從以上模擬的結果, 我們可以確認停車導引演算法能完成被動導引並停止在終點的工作。

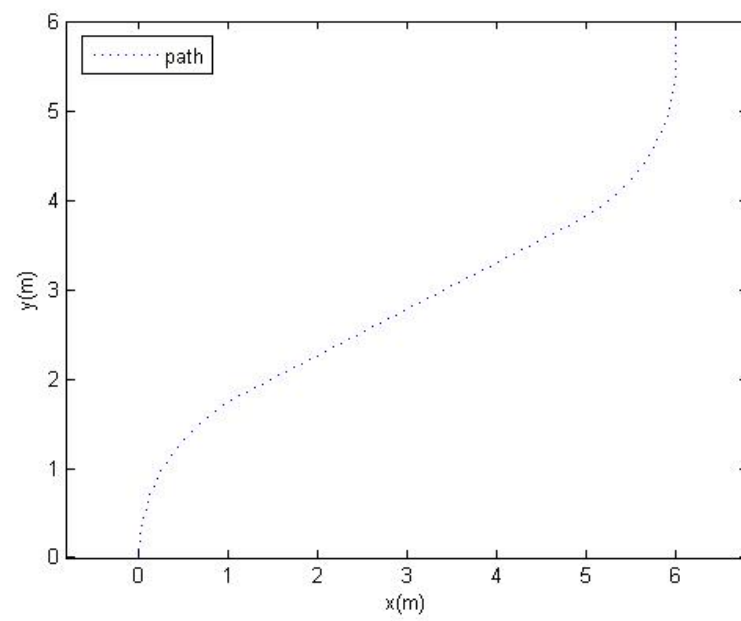
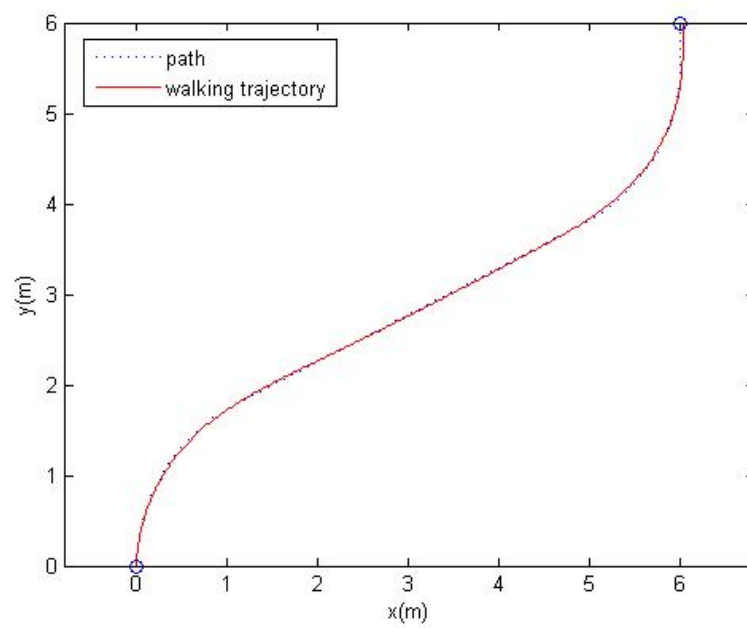
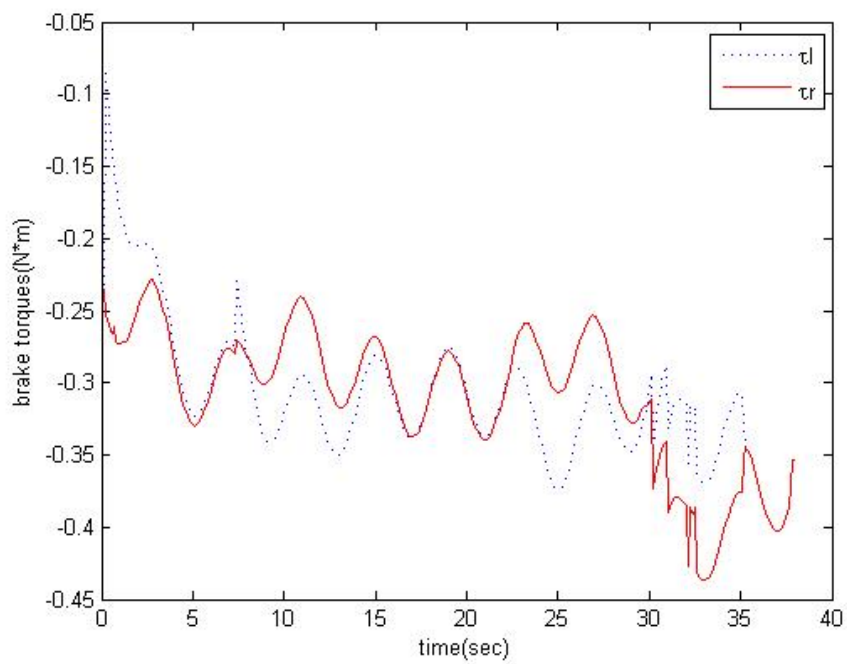


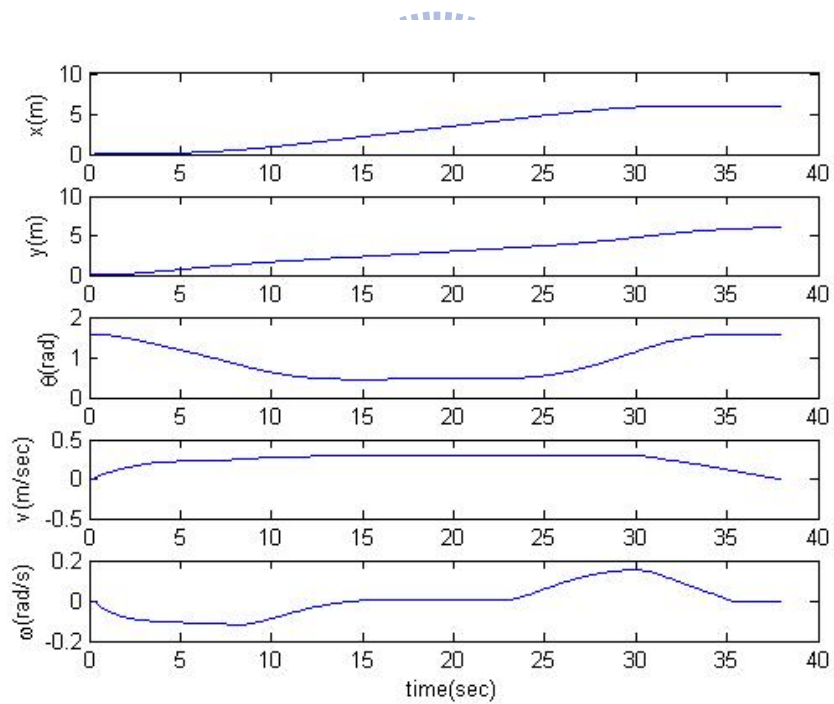
圖4.3 Modified Dubins curve 路徑規劃



(a) 軌跡



(b) 左右輪煞車力矩



(c) 輔具的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度

圖4.4 停車控制導引演算法模擬之(a)軌跡, (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

因為過去本實驗室曾經開發過另一套 DF 導引演算法[10]，我們希望藉由 4.1.1 節的模擬，在相同的條件之下，將 RHC 導引演算法換成 DF 導引演算法，結果發現 DF 導引演算法也能準確地導引輔具到達終點，但剎車力的震盪幅度大於 RHC 演算法 20%，我們根據輸出力的變異數來判斷輔具的震盪值，另外針對演算法計算時間進行討論，我們將每一次的計算時間平均，結果 RHC 演算法平均計算時間為 0.0028 秒，而 DF 演算法為 0.0046 秒，RHC 演算法能減少約 40% 的計算時間，以上兩點是 RHC 演算法相較於 DF 演算法略為改善的部分。

4.2 實驗結果及分析

從以上模擬的結果看來，RHC 導引演算法結合新的路徑規劃方式，能成功將輔具導引道目標點，但因實際情況跟模擬會有不同，因此我們仍需要將這些演算法實際在 i-Go 上進行測試以驗證其功效。在實際情況中，其中一個不同是在於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，故接下來就透過實驗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 S 形路線進行 RHC 導引驗證，接著再以修正後的路徑進行停車控制導引演算法。

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 0.1 秒，我們邀請三名男性受測者進行實驗測試，年齡介於 23~28 歲。

4.2.1 RHC導引實驗

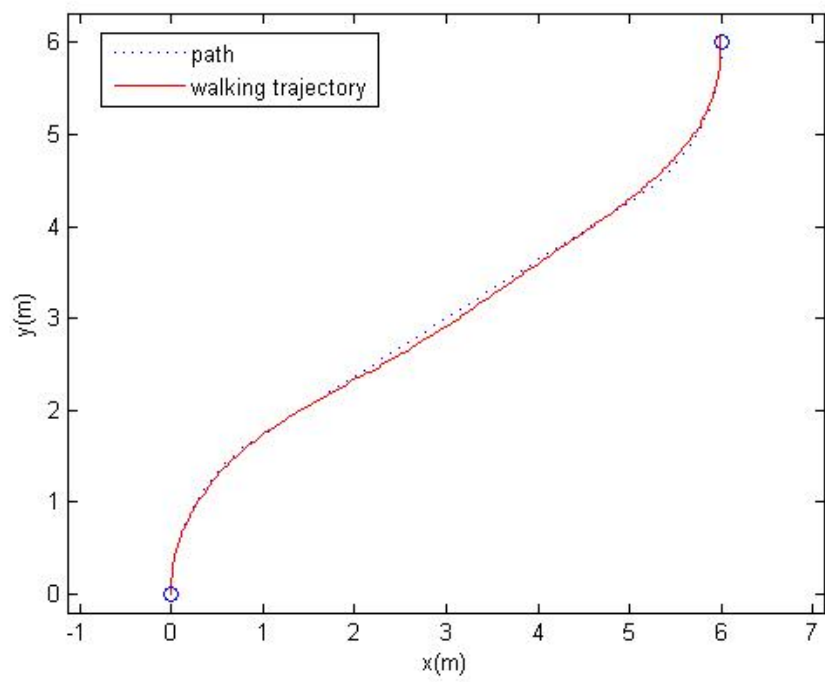
相較於模擬，實驗時存在一個位置資訊的誤差，這是因為模擬時位置資訊是由電腦直接計算出來，但實驗實的位置資訊是由軸編碼器所提供的，而軸編碼器的精確度變的至關重要，因為軸編碼器產生的誤差，導致提供錯誤的位置資訊，如此一來，造成導引演算法計算出錯誤的剎車力，於是為了避免類似情況發生，我們在起點(0, 0) 與終點(6, 6) 的位置做標記，使用者由起點出發，直到終點位置，然後我們根據使用者與終點的差距可以量測出使用者實際的座標位置，比較軸編碼器提供的座標位置，若是誤差低於 3cm，我們就認為軸編碼器提供準確的位置資訊，藉由以上方法，我們能夠避免軸編碼器所帶來的不良影響。圖 4.5 為實驗場景，我們只在起點與終點以紅點標記，使用者行進時，完全依靠輔具的導引力前進，路徑中並未有任何標示，主要是希望使用者依照輔具的帶領前進。



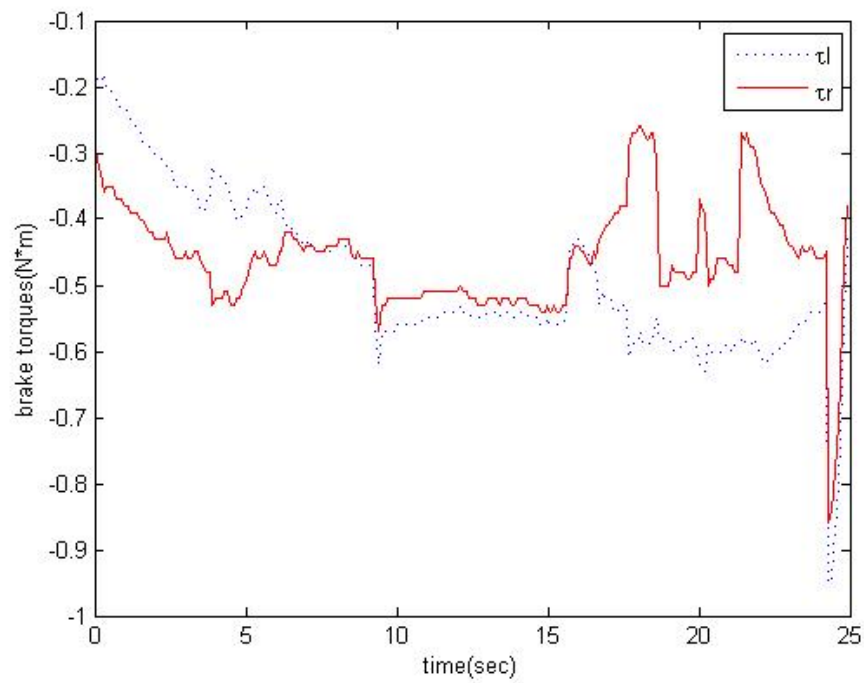
(a)左轉導引

(b)直線導引

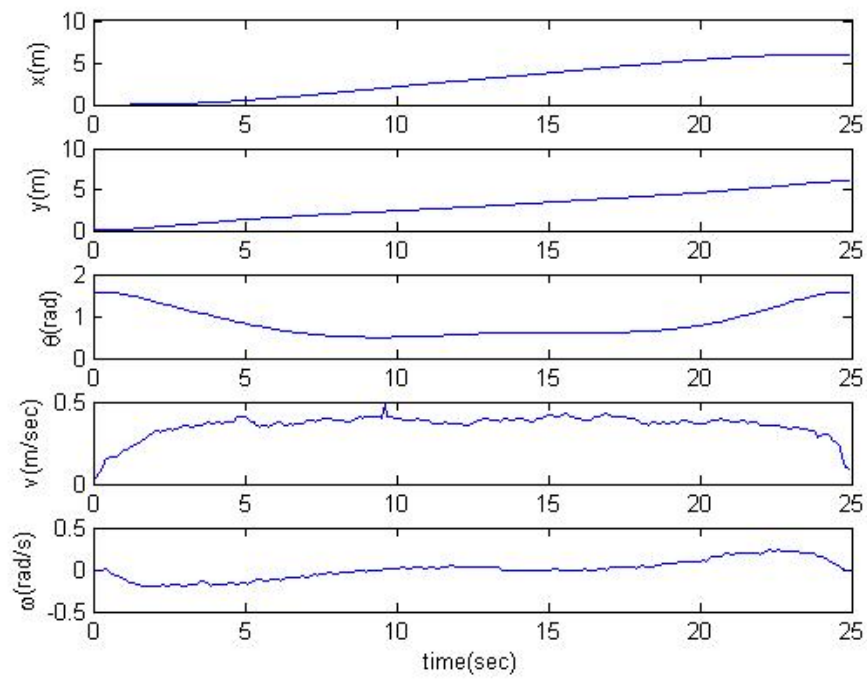
圖 4.5 實驗場景之(a)左轉導引(b)直線導引



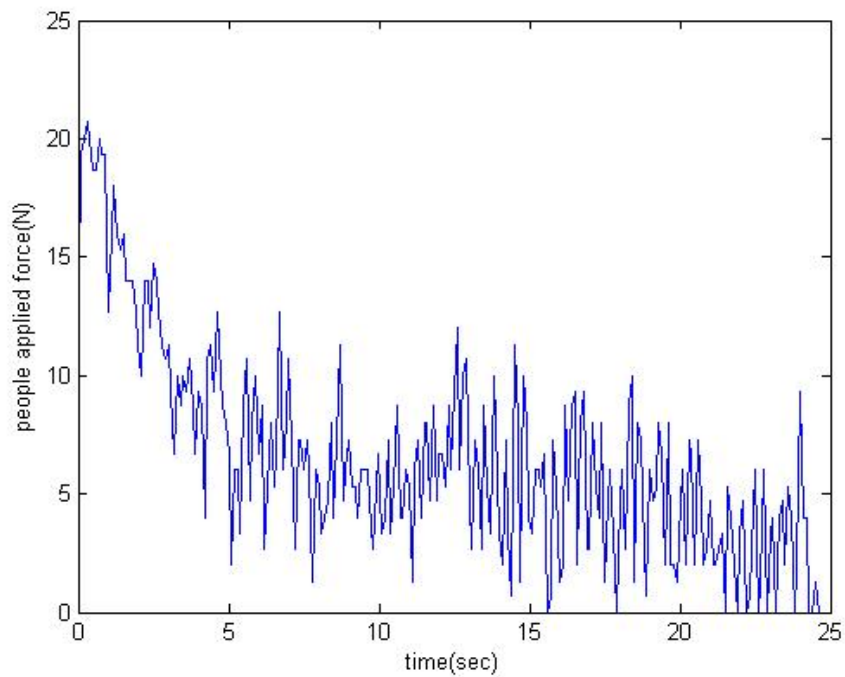
(a) 使用者行走軌跡



(b) 左右輪剎車力矩



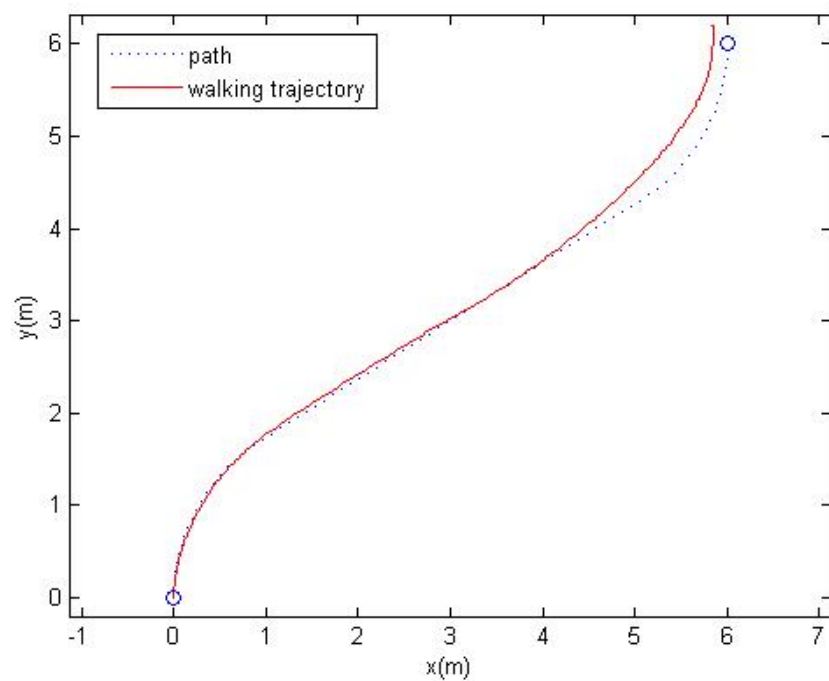
(c) i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度



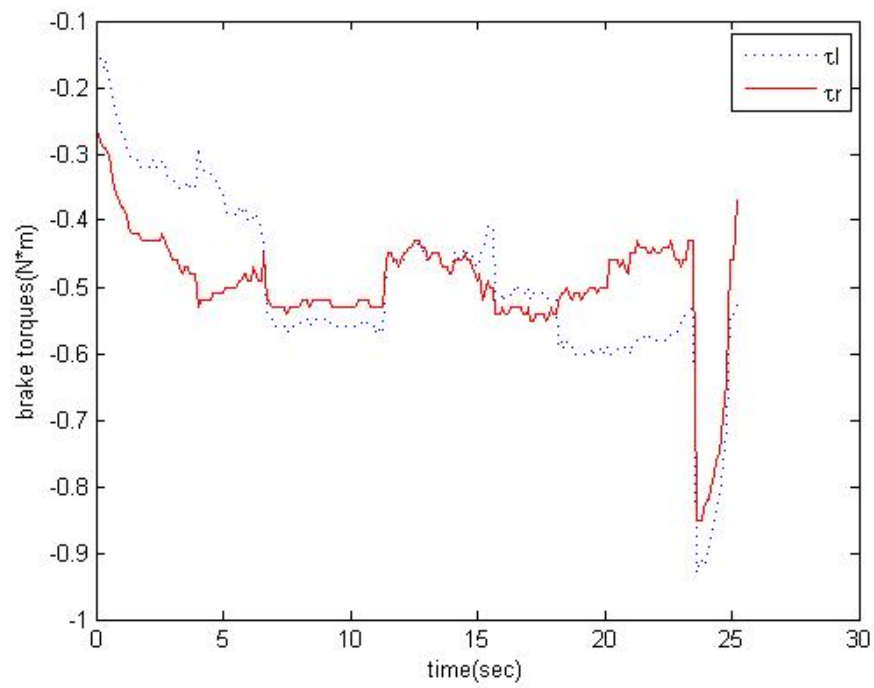
(d) 使用者推力

圖 4.6 RHC 導引實驗_受測者 A 之(a)軌跡, (b)左右輪剎車力矩, (c)i-Go 的狀態變數:x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度, 和(d)使用者推力

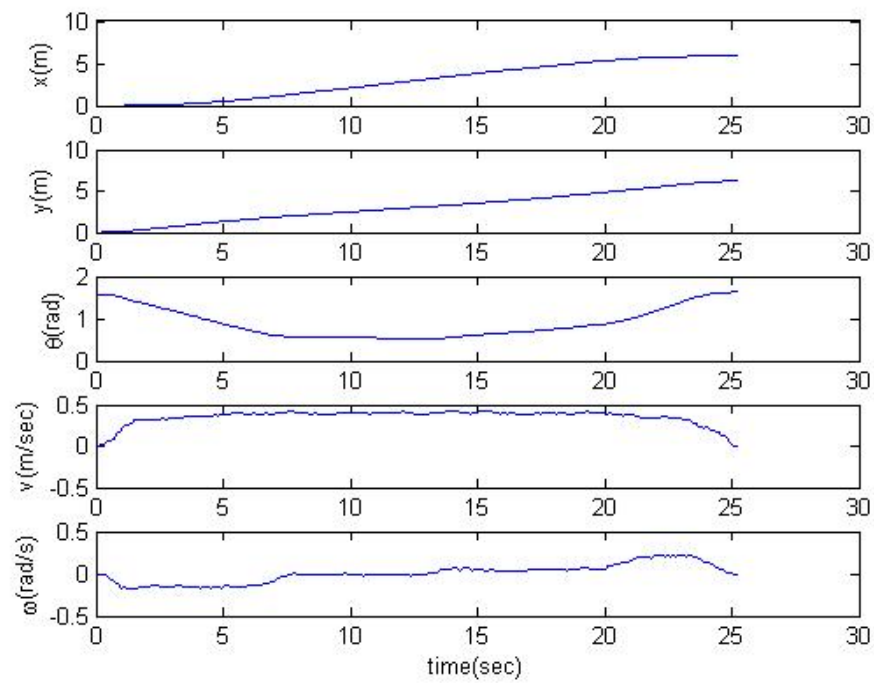
圖 4.6 為受測者 A 的實驗數據，由圖 4.6(a)可以發現使用者行走軌跡與預設的路徑非常貼近，終點誤差小於 1 公分，圖 4.6(b)為輸出的剎車力，開始時為右轉所以右輪輸出力矩大於左輪，而接近終點時為左轉，左輪大於右輪，到達終點時，剎車力突然增大以告知使用者到達終點。圖 4.6(c)為 i-Go 的狀態變數，我們發現當到達終點時速度才停止，而圖 4.6(d)為使用者推力，從起點出發時，為了克服最大靜摩擦力，使用者必須施予一個較大的推力，而行走中保持約 10 牛頓力之內的上下震盪值。



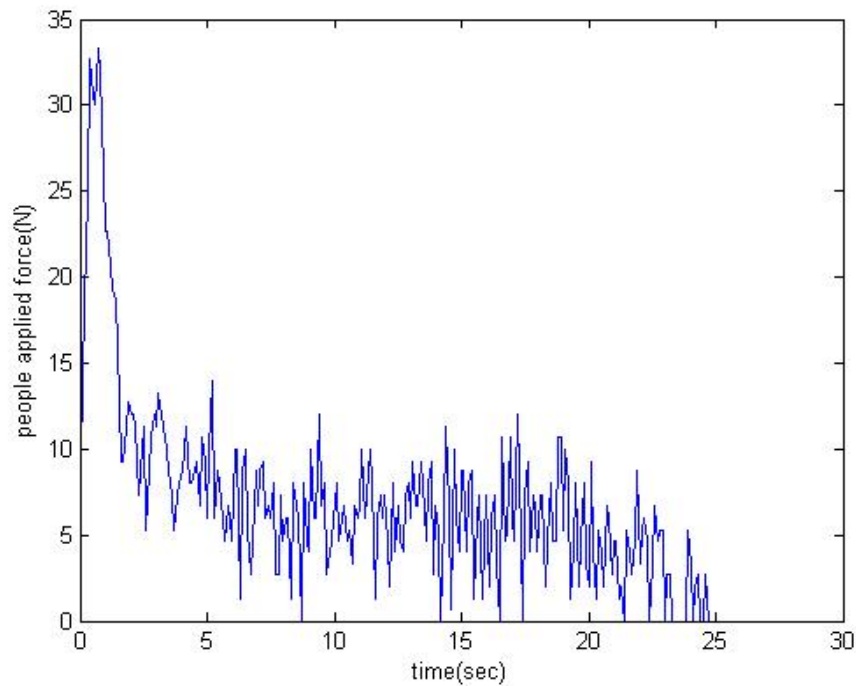
(a)使用者行走軌跡



(b) 左右輪剎車力矩



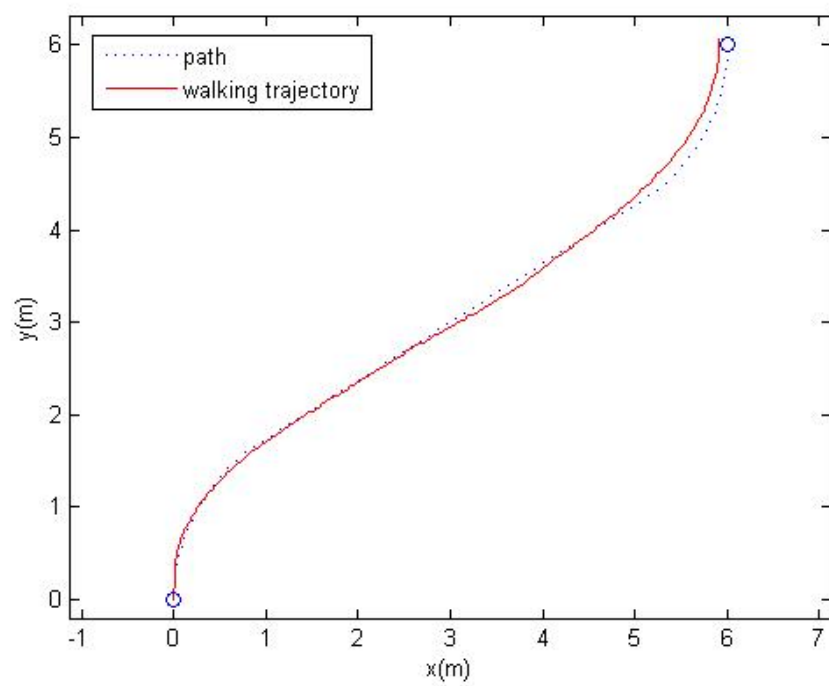
(c) i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度



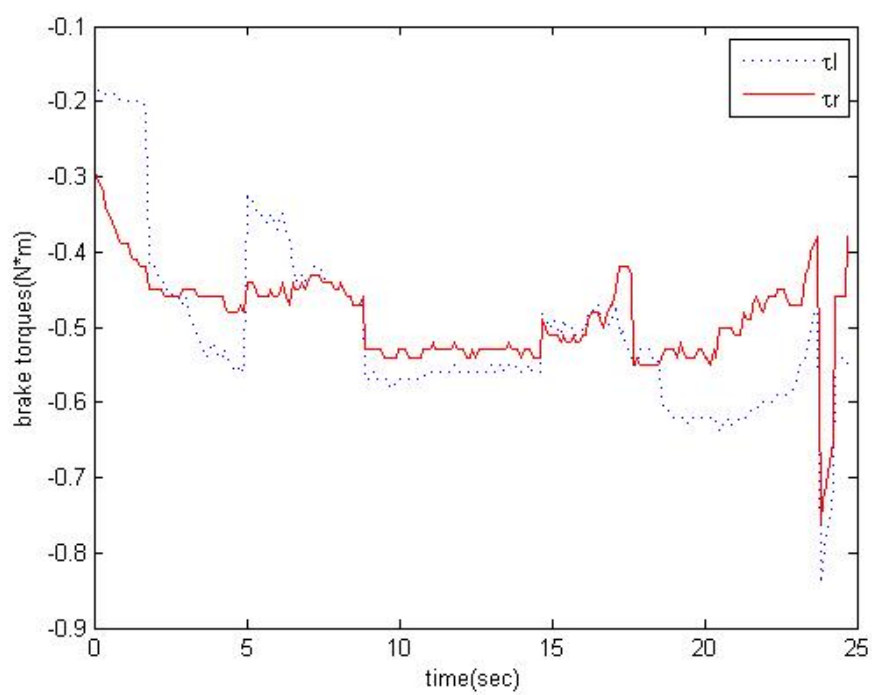
(d) 使用者推力

圖 4.7 RHC 導引實驗_受測者 B 之(a)軌跡，(b)左右輪剎車力矩，(c)i-Go 的狀態變數:x 位置，y 位置，朝向角，速度和角速度，和(d)使用者推力

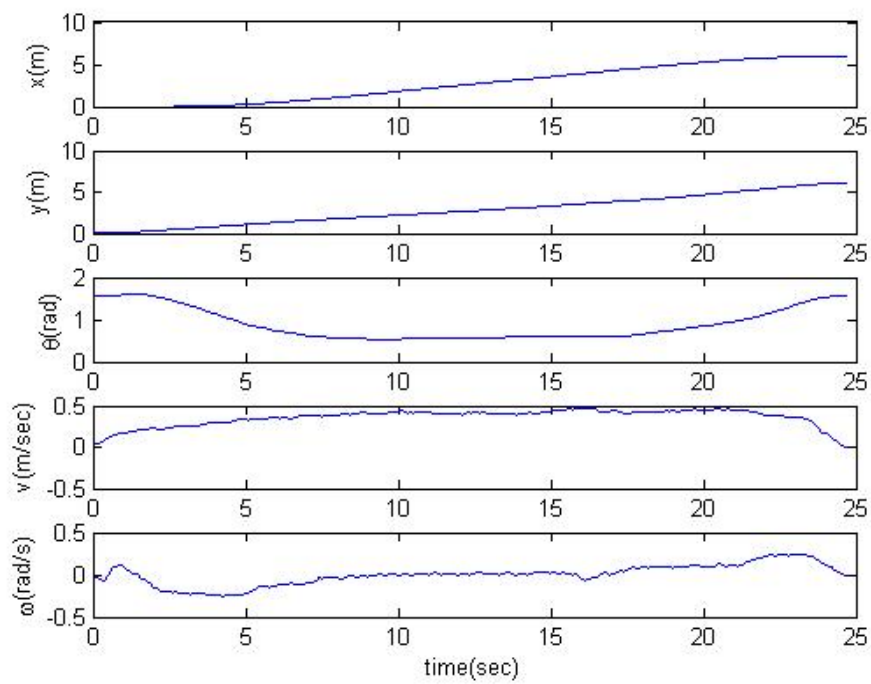
圖 4.7 為受測者 B 的實驗數據，如圖 4.7(a)所示，相較於受測者 A 來說，使用者 B 使用輔具時有較大的誤差，而圖 4.7(b)為剎車力輸出，當使用者最後超出終點時，系統會判定使用者已經到達終點，故會持續輸出較大的剎車力，以提示使用者目前已經到達目的地了，由圖 4.7(c)的速度資訊可知，當超出終點時，輔具 i-Go 依舊有前進的速度，這會造成較大的誤差。



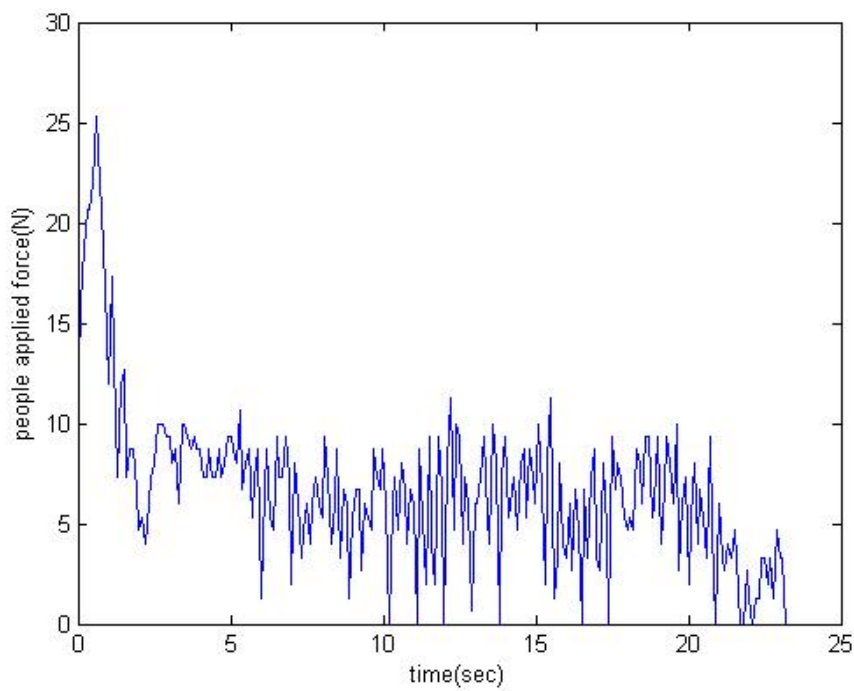
(a)使用者行走軌跡



(b)左右輪剎車力矩



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



(d)使用者推力

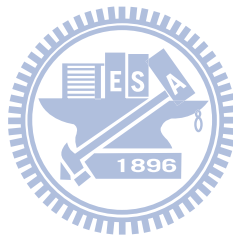
圖 4.8 RHC 導引實驗_受測者 C 之(a)軌跡, (b)左右輪剎車力矩, (c)i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度, 和(d)使用者推力

圖 4.8 為受測者 C 的實驗結果，可藉由結果得知導引情況良好，雖然在左轉時出現一些偏差，但最終與目的地差距在合理的範圍之內，接著，我們分別將受測者 A、受測者 B 和受測者 C 的實驗結果整理成表 4.1，由表中可以看出，使用者會超過 Y 方向一段距離後才停止，這符合我們所預先設定的條件，當使用者超過終點時，給予較大的剎車力提示使用者到達終點。

表 4.1 RHC 導引結果分析

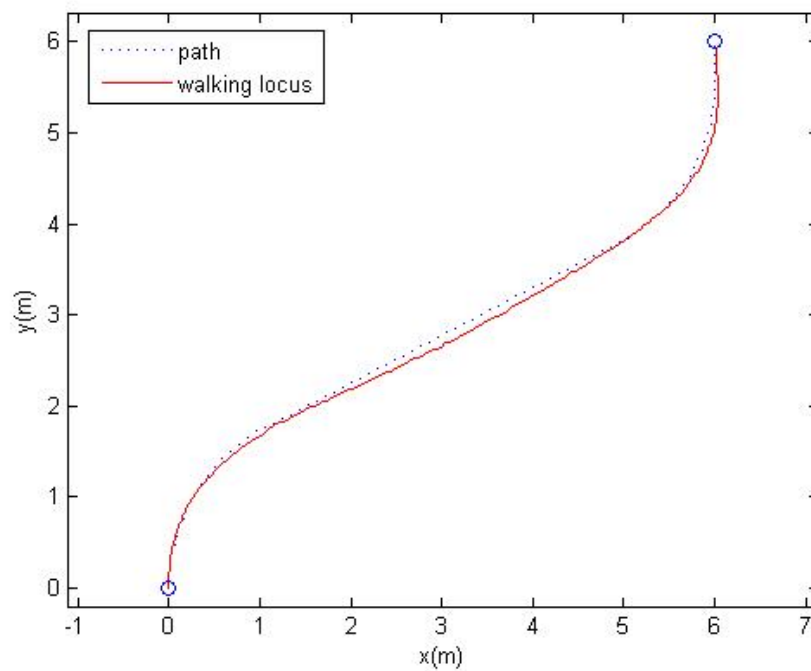
	指定	測試者 A	測試者 B	測試者 C	平均誤差
X 位置	6	5.9899	5.8400	5.9400	0.0767
Y 位置	6	6.0698	6.1996	6.0396	0.1030
朝向角	90°	1.5784	1.6251	1.5585	0.0247

(位置單位：公尺、角度單位：弧度)

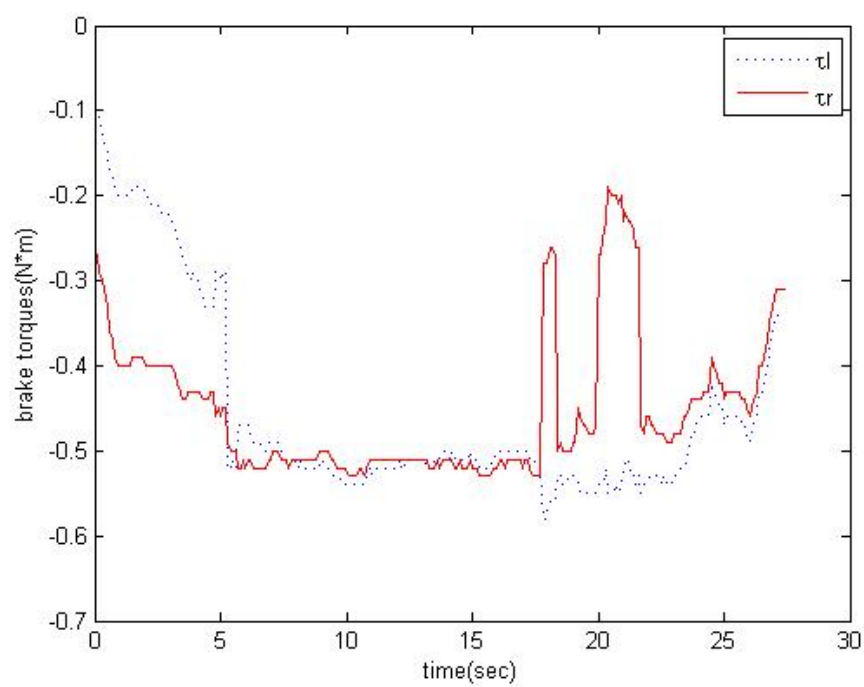


4.2.2 停車控制導引實驗

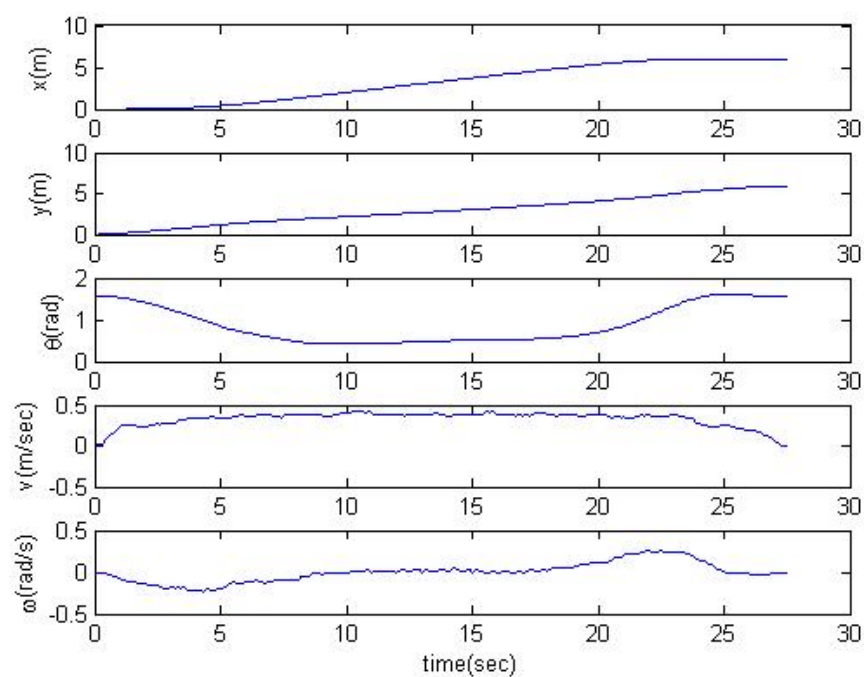
由 4.1.1 節 RHC 導引實驗的結果，我們可以認定 RHC 導引演算法能有效的提供導引剎車力，但為了能平緩的停在終點位置，我們不希望超過終點才給予較大的停車輸出力。我們會邀請同樣的三個受測者，以加上停車控制導引再次進行實驗，實驗的起點為(0, 0) 而終點為(6, 6)，與 RHC 導引實驗一樣，我們不提供受測者有關路徑的標示，希望受測者能完全依靠輔具的導引前進。



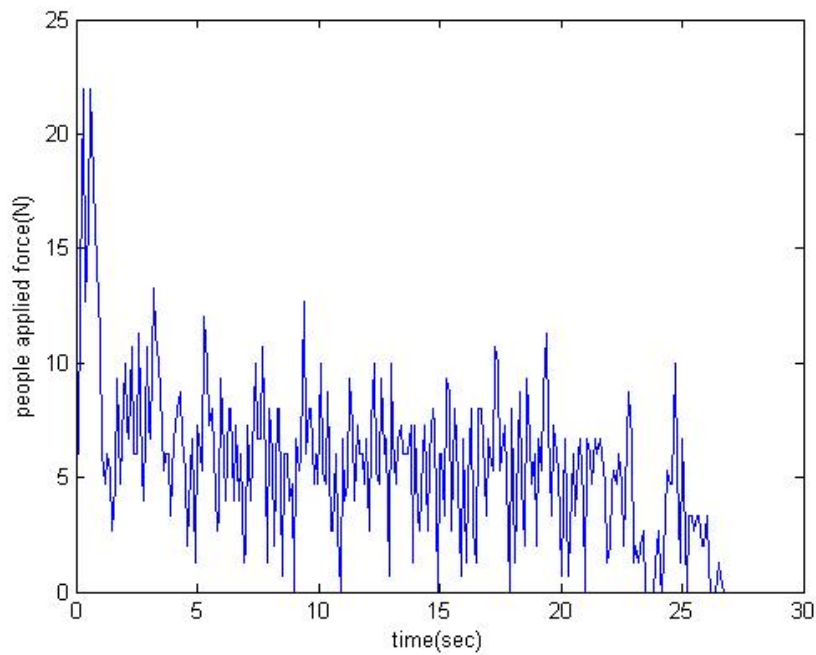
(a)使用者行走軌跡



(b)左右輪剎車力矩



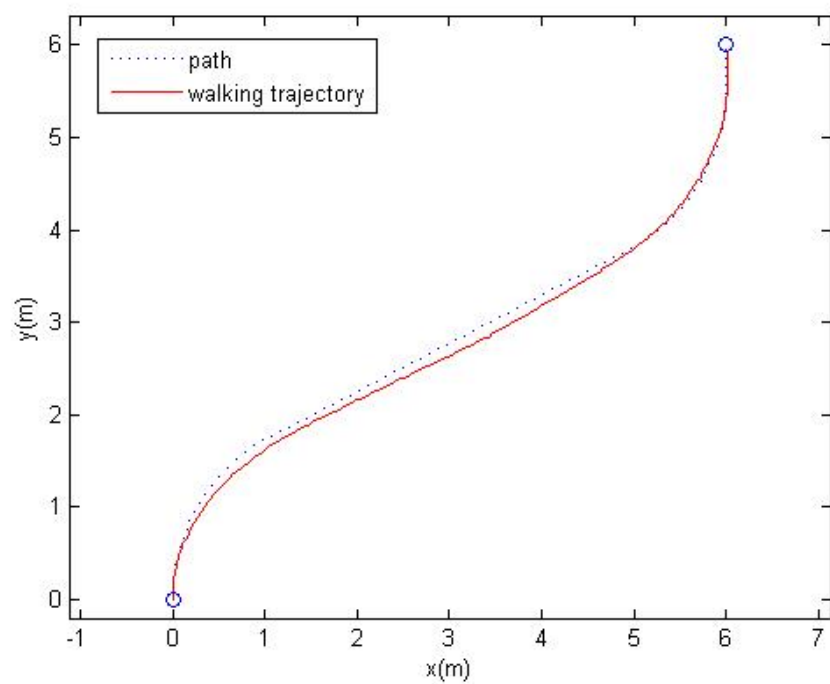
(c)i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度



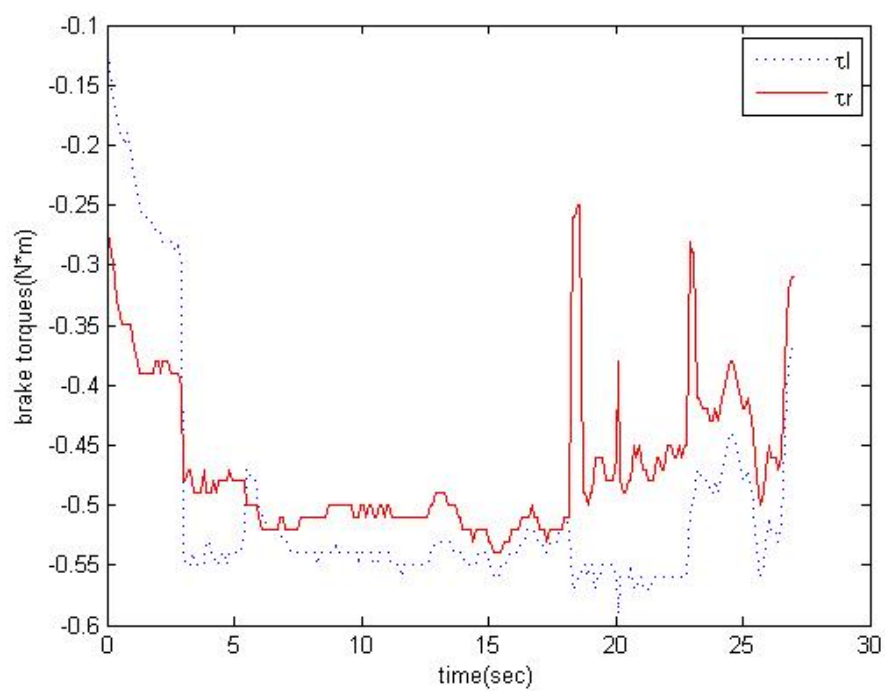
(d)使用者推力

圖 4.9 停車控制導引實驗_受測者 A 之(a)軌跡，(b)左右輪剎車力矩，(c)i-Go 的狀態變數:x 位置，y 位置，朝向角，速度和角速度，和(d)使用者推力

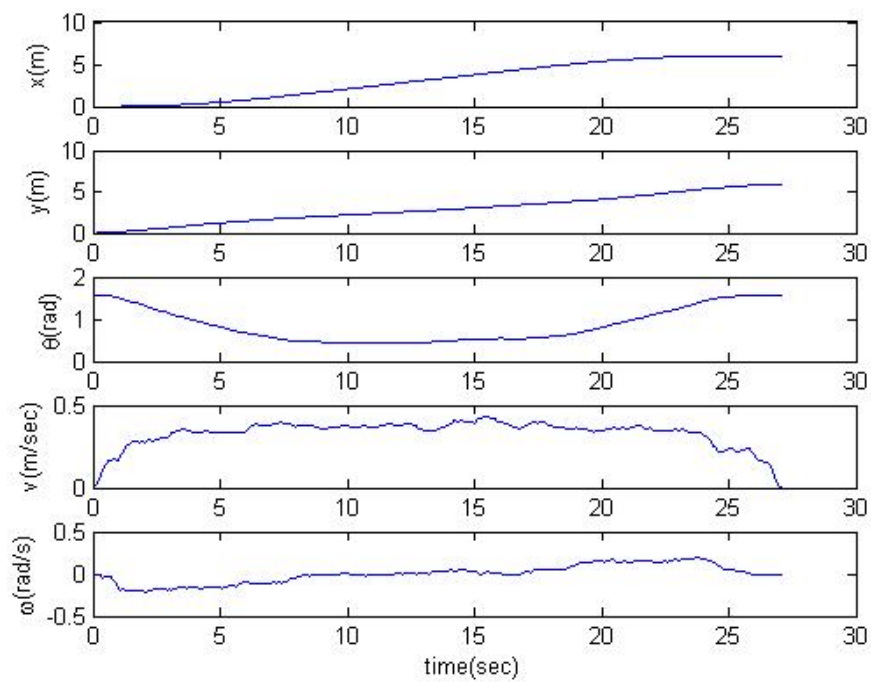
圖 4.9 為受測者 A 進行實驗的結果，由圖 4.9(a)可以發現使用者行走軌跡與預設路徑非常接近，圖 4.9(b)為左右輪輸出剎車力矩，我們可以明顯的發現，相較於 RHC 的實驗，輸出力矩沒有突然出現較大的剎車力矩，而由圖 4.9(c)則可以清楚的發現 i-Go 的速度是平緩的下降，且角速度是較快趨近於零，這對於行走穩定性有較大的幫助。接下來圖 4.10 與圖 4.11 分別為受測者 B 與受測者 C 的實驗結果。



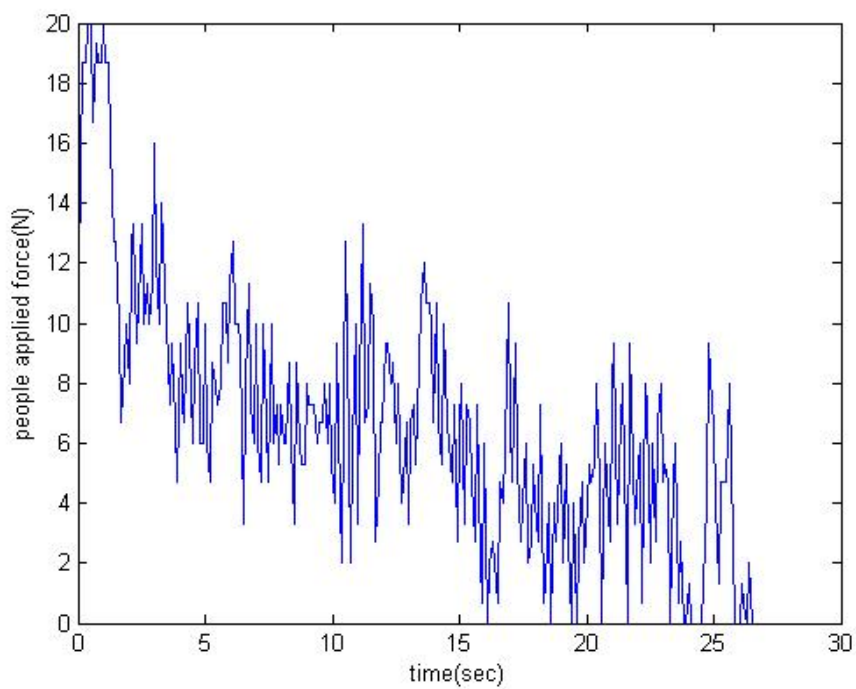
(a)使用者行走軌跡



(b)左右輪剎車力矩

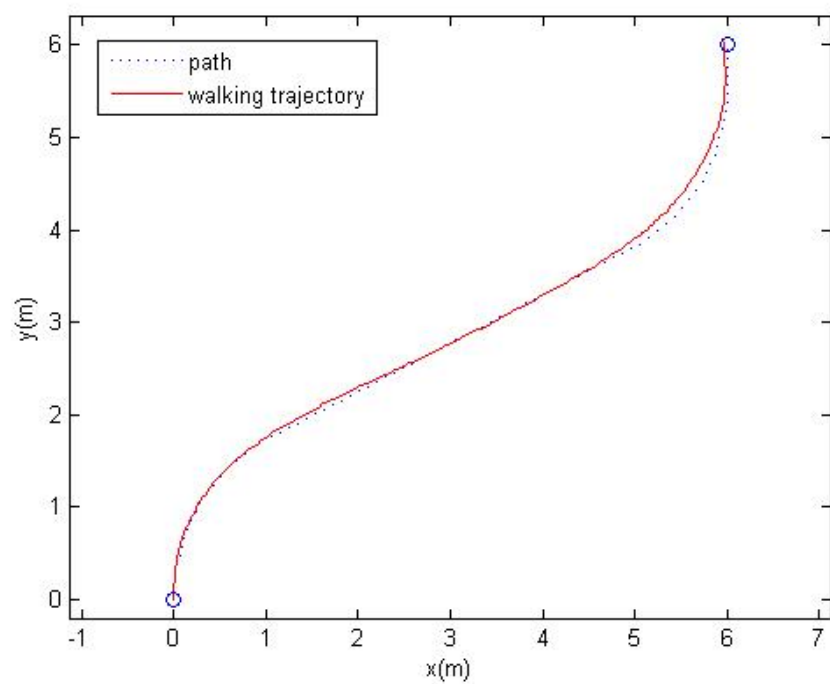


(c)i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度

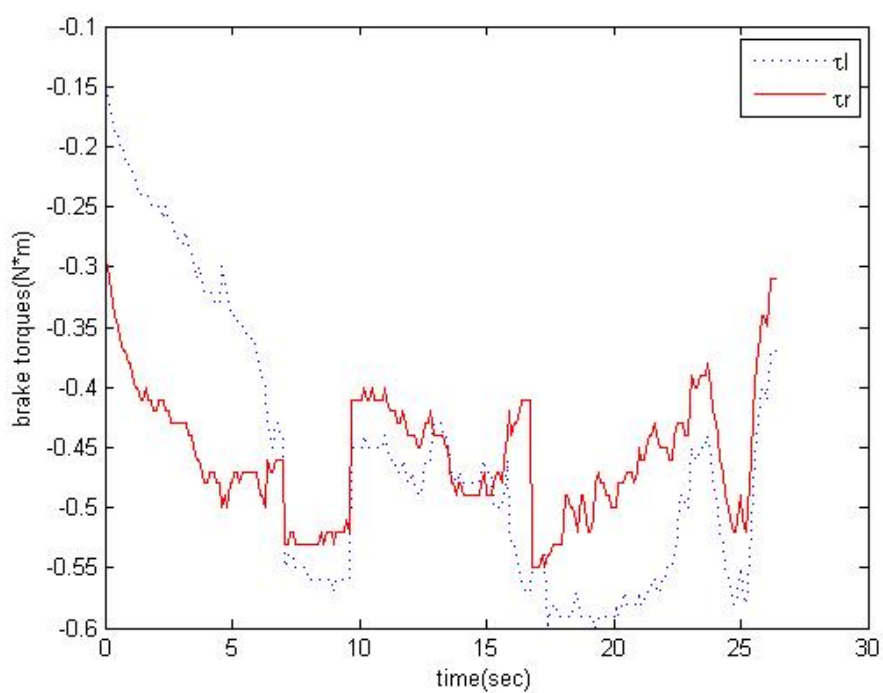


(d)使用者推力

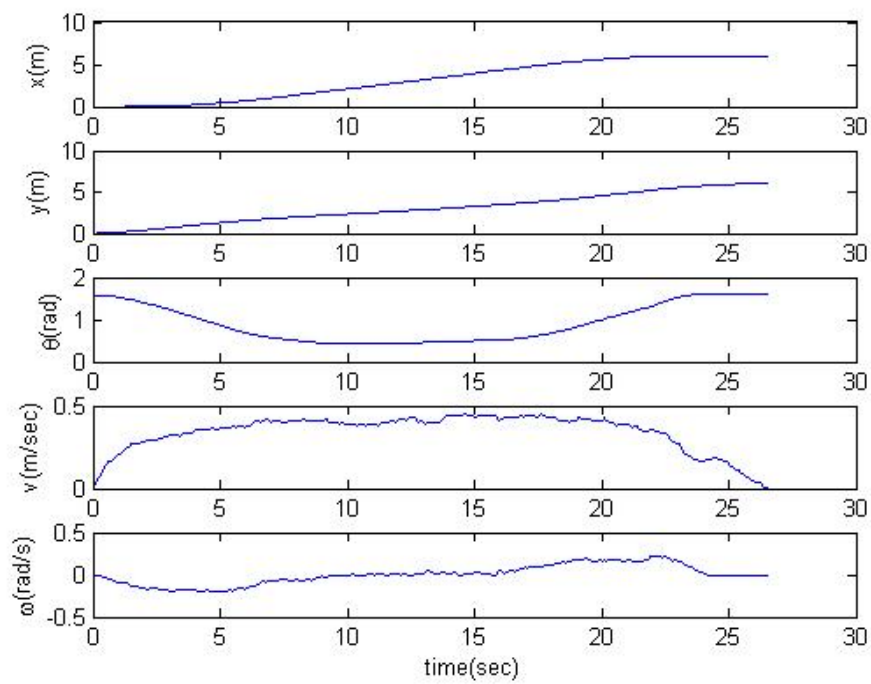
圖 4.10 停車控制導引實驗_受測者 B 之(a)軌跡, (b)左右輪剎車力矩, (c)i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度, 和(d)使用者推力



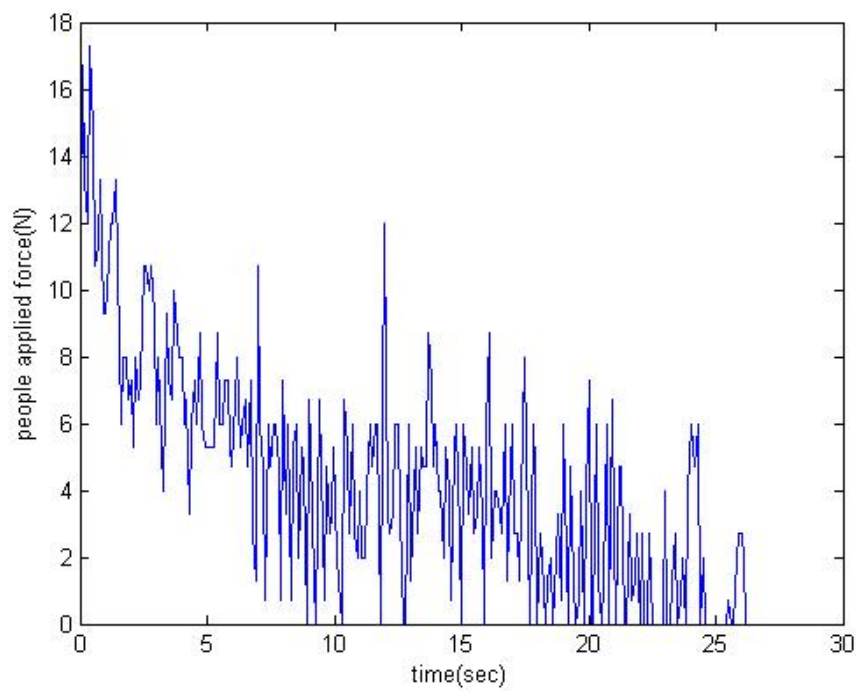
(a)使用者行走軌跡



(b)左右輪剎車力矩



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



(d)使用者推力

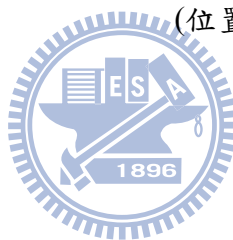
圖 4.11 停車控制導引實驗_受測者 C 之(a)軌跡, (b)左右輪剎車力矩, (c)i-Go 的狀態變數: x 位置, y 位置, 朝向角, 速度和角速度, 和(d)使用者推力

從以上三個不同受測者的實驗結果可以發現，使用者能夠完全依靠 i-Go 的導引沿著預設的路徑前進，針對三個受測者的數據整理如表 4.2，我們可以發現實驗結果符合預期，Y 方向的誤差比起 RHC 實驗減小許多，而 X 軸與朝向角的誤差也在合理範圍之內，並且受測者使用輔具時，並不會突然感受到較大的剎車力，這對於使用者的安全性有大幅的改善，根據以上的實驗結果可以證實停車控制導引演算法是有效的。

表 4.2 停車控制導引實驗結果分析

	指定	測試者 A	測試者 B	測試者 C	平均誤差
X 位置 2	6	6.0200	5.9700	5.9700	0.0267
Y 位置 2	6	5.9400	5.9708	6.0207	0.0366
朝向角 2	1.5708	1.5542	1.5403	1.5840	0.02

(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

由於生活水平和醫療水準逐漸提高，全球高齡人口比例不斷攀升，導致銀髮族照護的問題變得非常重要。本論文以行動輔具 i-Go 發展出一套被動導引方式，希望使用者能藉由輔具的導引前往目的地，因為必須要即時的計算剎車力，於是我們使用 RHC 演算法，透過預測系統的狀態，即時的給予合適的剎車力，並且能夠有效的修正誤差，為了能讓年長的使用者行走時更加的有安全感，我們透過改良後的路徑配合停車控制導引演算法，如此一來，能平順的導引使用者停在目的地。

藉由模擬的結果，我們可以證實 RHC 導引方式能符合被動式輔具的限制，並且比起本實驗過去的 DF 導引演算法，計算時間更加快速，且路徑導引時的剎車力震盪也較為減少。最後我們以本實驗室的行動輔具 i-Go 進行實驗，從實驗結果來看，i-Go 能確實導引使用者到達終點，當使用者進行停車控制導引實驗時，能明顯的發現 i-Go 到達終點時，剎車力是比較穩定的，使用者也能完全的依靠輔具的導引平順的抵達目的地。

5.2 未來展望

本論文提出的 RHC 被動式演算法，可以有效幫助使用者行走。然而實驗時會因為軸編碼器的不準確，導致 i-Go 導引使用者到達錯誤的位置，雖然我們在實驗時將軸編碼器不準確的資料去除掉，但這並不是最好的方式，所以我們希望未來能結合影像辨識，提高位置資訊的準確度。除此之外，RHC 演算法不僅適用於導引系統，對於避障系統也能有效提供幫助，可以藉由影像偵測障礙，即時的改變導引路徑，如此一來，RHC 導引演算法就能達到避障效果。

期待未來 i-Go 與本論文提出之方法能夠有效的結合，達到即時運算的目的，因為過於複雜的演算法對於系統運算有很大的負擔，藉由 RHC 演算法能有效改善此問題。我們希望讓智慧型行動輔具機器人能廣泛的運用在醫療機構及安養中心，真正減少勞力的負擔，並且提高銀髮族的生活品質。



參考文獻

- [1] 行政院主計處，人口靜態統計 <http://www.dgbas.gov.tw/mp.asp?mp=1>
- [2] D. Chugo, W. Mastuoka, S. Jia, and K. Takase, "The Wheel Control of a Robotic Walker for Standing and Walking Assistance with Stability," *IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 297-302, 2008.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] M. Spenko, H. Yu, and S. Dubowsky, "Robotic Personal Aids for Mobility and Monitoring for the Elderly," *IEEE Transactions Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no.3, pp. 344-351, 2006.
- [7] N. Nejatbakhsh, and K. Kosuge, "Optimal Guidance by Omnidirectional Passive Mobility Aid System," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System*, pp. 5786 - 5791, 2006.

- [8] J. Ryu, K. Pathak, and S.K. Agrawal, "Control of A Passive Mobility Assistive Robot," ASME IMECE 2006.
- [9] 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.
- [10] Model Predictive Control http://en.wikipedia.org/wiki/Model_predictive_control
- [11] D. Gu and H. Hu, "A Stabilizing Receding Horizon Regulator for Nonholonomic Mobile robots," *IEEE Transactions Robotics*, vol. 21, no. 5, pp. 1022-1028, 2005.
- [12] D. Gu and H. Hu, "Receding Horizon Tracking Control of Wheeled Mobile Robots," *IEEE Transactions Control Systems Technology*, vol. 14, no. 4, pp. 743-749, 2006.
- [13] M. Deittert, A. Richards, and G. Mathews, "Receding Horizon Control in Unknown Environments: Experimental Results," *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3009-3013, 2010.
- [14] S. M. LaValle, *Planning Algorithm*, Cambridge University Press, 2006.
- [15] 車輛研究測試中心，舒適性評估指標，
http://www.artc.org.tw/chinese/03_service/03_02detail.aspx?pid=58
- [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。
- [18] 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。