

基於環境感測之行動輔具設計

研究生：游勝雄

指導教授：楊谷洋教授

國立交通大學電機與控制工程學系

摘要

在本論文中，我們設計一套機器人行動輔具(i-go Walking Helper)來輔助老年人的行動，降低老年人行走時跌倒的可能性。本研究所提出的機器人行動輔具是由支撐架、二個腳輪、以及二個搭載著伺服煞車器的輪子所組成，其設計是基於被動式輔具的概念，以伺服煞車器來限制輔具速度。由於i-go是一套被動式行動輔具，其中被動動態指的是當使用者施予力/力矩時，i-go輔具才會開始移動。整個動作中並未透過主動式馬達來驅動輔具，此設計主要是基於安全性的考量，避免因不當的主動力量反而造成使用者施力不平衡而跌倒。同時，本文中也提出了基於環境感測演算法，融合了環境的資訊，提供了避障和重力補償功能，即使在未知的環境中推著輔具行走的老人也能閃避障礙物，在斜坡上行走時，也不會因坡度而下滑，此演算法可以更進一步地增加i-go輔具的穩定性與安全性。

On the Design of a Robot Walking Helper Based on Environmental Sensing

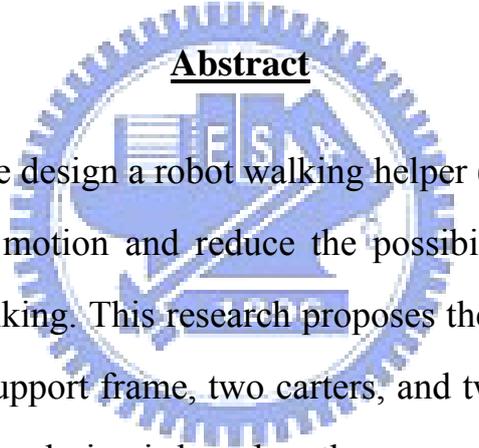
Student: Sheng-Hsiung Yu

Advisor: Dr. Kuu-Young Young

Department of Electrical and Control Engineering

National Chiao Tung University

Abstract



In this thesis, we design a robot walking helper (i-go walking helper) to assist the elders' motion and reduce the possibility that the elderly falls down while walking. This research proposes the robot walking helper consisting of a support frame, two carters, and two wheels equipped with servo brakes. The design is based on the concept of passive robotics, which uses servo brakes to limit the velocity of the walker. I-go is a passive walking helper as this assistive device will move only when the user's force is applied, so-called passive dynamics. The design is based on the concern of safety. In this way, the user will not fall down due to unbalanced force from inappropriate active force. Meanwhile, a control algorithm is also proposed in this thesis. According to environmental sensing, obstacle avoidance and gravity compensation functions are built. When the elderly pushes the walking helper in the unknown environment, he/she knows how to avoid obstacle. When walking on the hill, the

elderly will not slide down from the slope. The algorithm much enhances the stability and safety of the i-go walking helper.



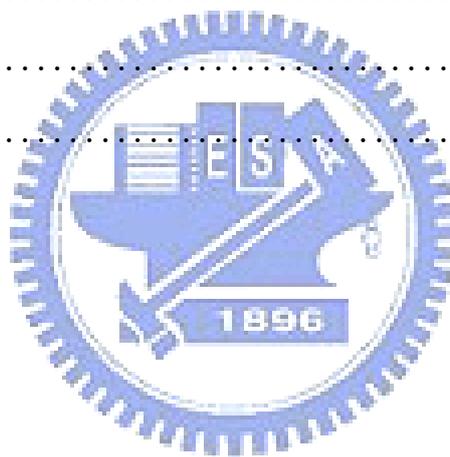
致謝

首先感謝我的指導教授 - 楊谷洋博士，在兩年的指導、循循善誘下，使我的碩士論文得以順利完成。同時，也要感謝口試委員：林文源老師、陳永平老師及黃育綸老師撥冗參與論文口試，並給於許多寶貴的建議與指導，使我獲益良多。特別感謝義守大學電機所的柯春旭教授，在輔助器設計上給予我許多寶貴的指導，感謝行動輔助研發計畫中的夥伴永融、鎮宇在硬體設備上給予協助，感謝交大機械工廠的莊晰欽先生給予機構設計上的意見，也感謝實驗室的學長：修任、豪宇、木政、一元與一哲，在我困惑的時候伸出援手，幫助我解決研究上的問題，其他還有「人與機器實驗室」的同學彥安、昶煒，以及學弟方翔、翔斌、鎧銜與明勳，這兩年實驗室的生活中有你們的陪伴使我的生活多采多姿，讓我深感欣慰；因為你們的幫助讓論文得以順利寫出來。最後，我要感謝我的家人的支持，提供我穩定的經濟使我得以生活，讓我能夠心無旁騖的專心致力於研究上；也感謝我的朋友們，在我失落的時候給予我鼓勵，在我需要幫助的時候扶我一把，讓我得以完成學業。

目錄

中文摘要.....	I
英文摘要.....	II
誌謝.....	IV
目錄.....	V
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.....	3
1.3.1 主動式行動輔具.....	3
1.3.2 被動式行動輔具.....	7
1.4 論文架構.....	9
2. 機器人行動輔具系統.....	10
2.1 動態系統分析.....	11
2.2 運動控制.....	13
2.3 閃避障礙物之模糊控制器設計.....	17
2.4 斜坡重力補償行為設計.....	25
3. 系統實現.....	27
3.1 行動輔具控制系統架構.....	29
3.1.1 行動輔具之車體.....	30

3.1.2 核心控制器單晶片 PIC18F452.....	31
3.1.3 伺服煞車器.....	35
3.1.4 超音波感應器.....	37
3.1.5 三軸加速度計.....	41
3.1.6 軸編碼器.....	43
4. 實驗與討論.....	45
4.1 避障實驗.....	45
4.2 重力補償實驗.....	61
5. 結論.....	73
5.1 結論.....	73
5.2 未來展望.....	74
參考文獻.....	75



表目錄

表 1.1 老年人可能遇到的身體疾病[2].....	2
表 1.2 主動式與被動式輔具比較.....	3
表 2.1 模糊變數.....	20
表 3.1 加速度計感測元件 ADXL330 特色[15].....	42
表 4.1 避障實驗受測者資料.....	46



圖目錄

圖 1.1 主動式行動輔具[7].....	4
圖 1.2 SmartCane[9].....	4
圖 1.3 SmartWalker[2].....	5
圖 1.4 (a)Rollator 和(b)Rollator 移動模式[10].....	5
圖 1.5 (a) XR4000 和(b) XR4000 上的手把[11].....	6
圖 1.6 (a)RT-Walker 和(b)搭載伺服煞車器的後輪[8].....	8
圖 1.7 被動式行動輔具[12].....	9
圖 2.1 i-go 控制系統設計示意圖.....	10
圖 2.2 行動輔助器結構圖.....	11
圖 2.3 行動輔具阻尼與速度關係.....	17
圖 2.4 (a)整體系統架構和(b)各模糊控制系統架構.....	19
圖 2.5 超音波感應器配置圖.....	20
圖 2.6 輸入變數歸屬函數：(a)歸屬函數 D_{front} ，(b)歸屬函數 D_{left} ，和(c)歸屬函數 D_{right}	21
圖 2.7 輸出變數歸屬函數：(a)歸屬函數 f_o 和(b)歸屬函數 n_o	22
圖 2.8 f_o 模糊控制規則.....	23
圖 2.9 n_o 模糊控制規則.....	24
圖 2.10 輔具在斜坡上示意圖[8].....	26
圖 3.1 i-go 行動輔助器外型.....	28
圖 3.2 i-go 行動輔助器底部.....	28
圖 3.3 行動輔具控制系統架構圖.....	29

圖 3.4 (a)車下體尺寸與(b)車身尺寸	30
圖 3.5 行動輔具外殼.....	30
圖 3.6 組裝完成之行動輔助器 i-go	31
圖 3.7 PIC18F452 微控制器系統架構圖	32
圖 3.8 PIC18F452 單晶片微控制器 TQFP 接腳圖	34
圖 3.9 (a)RD-2087-01 伺服煞車器和(b)輸入電流與輸出力矩關係[13].....	36
圖 3.10 (a)Wonder Box Device Controller 和(b)輸入電壓與輸出電流關係[13]	37
圖 3.11 PING 超音波感應器	38
圖 3.12 超音波感應器於車體配置圖.....	38
圖 3.13 超音波測距原理.....	40
圖 3.14 量測距離波形示意圖[14].....	41
圖 3.15 加速度計感測元件 ADXL330[15].....	42
圖 3.16 加速度計感測元件 ADXL330 功能元件圖[15].....	42
圖 3.17 軸編碼器實體圖.....	44
圖 3.18 軸編碼器加裝於伺服煞車器.....	44
圖 3.19 伺服煞車器、軸編碼器、皮帶輪與後輪配置.....	44
圖 4.1 閃避障礙物實驗場景：(a)模擬場景和(b)實際場景	46
圖 4.2 受測者 A 行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度， 和(e)之兩輪輸出煞車力矩	50
圖 4.3 受測者 A 行走軌跡之時間點.....	51
圖 4.4 模糊控制器輸出之煞車力矩 n_b 之時間點	52
圖 4.5 受測者 A 閃避障礙物.....	52
圖 4.6 受測者 B 行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度， 和(e)兩輪輸出煞車力矩	55
圖 4.7 受測者 C 行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度， 和(e)兩輪輸出煞車力矩	57

圖 4.8 受測者 D 行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度， 和(e)兩輪輸出煞車力矩	60
圖 4.9 四個受測者行走軌跡.....	60
圖 4.10 偵測仰俯角變化實驗設置.....	62
圖 4.11 偵測仰俯角變化實驗之(a)仰俯角變化，(b) 正向煞車力 F_b ，和(c)輔助器 速度.....	63
圖 4.12 偵測仰俯角與旋轉角變化實驗設置.....	64
圖 4.13 偵測仰俯角與旋轉角變化實驗之(a)仰俯角與旋轉角變化，(b) 正向煞車 力 F_b ，和(c)輔助器速度	66
圖 4.18 受測者 A 下坡時仰俯角變化之重力補償.....	67
圖 4.19 受測者 B 下坡時仰俯角變化之重力補償.....	67
圖 4.20 受測者 A 下坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償.....	68
圖 4.21 受測者 B 下坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償.....	68
圖 4.22 受測者 A 上坡時仰俯角變化之重力補償.....	69
圖 4.23 受測者 B 上坡時仰俯角變化之重力補償.....	70
圖 4.24 受測者 A 上坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償.....	71
圖 4.25 受測者 B 上坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償.....	71

第一章

導論

1.1 引言

由於醫學技術的進步，造成許多國家高齡人口逐漸的增加，在日本，65歲以上的人們占全日本人口大約20%，而預估在2050年會增加到35% [1]，相對的台灣也逐漸邁入老年化社會。在這高齡的社會中，照顧老年人的居家生活成為未來許多家庭的負擔，高齡人口幾個常出現的問題就是因為骨質疏鬆，造成雙腳比較無力、平衡的能力較差、行走時容易跌倒受傷，而現有的輔助工具功能普遍不足，也因為控制不好的情況，仍會造成許多生活上的不便。

Dubowsky等在2006年發表的論文中提到一個私人看護通常必須具備老年人在行走時的引導、藥物治療管理、以及健康監控與記錄等功能，而老年人可能遇到的身體疾病，如表1.1所示[2]。而當有這些情況發生時，通常老年人必須住進可以比生活上的輔助工具提供更多輔助的療養院。不過，通常在療養院的生活品質較低，且花費比輔助工具高出許多。舉例來說，Burton等在1997年的論文[3]指出在美國療養院一年的花費從90000美元到100000美元，而提供老人醫療福利照顧的設備一年只需40000美元。因此，生活上的輔助工具經濟效益明顯較好，而發展一套良好的輔助工具，對銀髮族居家生活極有幫助。

表1.1 老年人可能遇到的身體疾病[2]

需求	身體病狀	產生原因
引導	記憶力衰退、方向迷失	老人痴呆症、阿滋海默氏症等
身體輔助	肌肉萎縮	骨質疏鬆、糖尿病、帕金森氏症、關節炎等
健康監控	心血管疾病	年齡衰退、缺乏運動、一般疾病(如，流行性感冒、肺炎等)
藥物管理與記錄	因各種藥物使用的時間與劑量均異，為確保藥物的安全使用，需有完善的管理機制來協助	老人痴呆症

1.2 研究動機

由於機器人技術發展逐漸成熟，有很多種型態的機器人可用來幫助行動不便的老年人，使他們可以行得更穩、住得更安心。廣泛來說，行動輔助機器人可以分類成主動式與被動式兩種[4]，其優缺點如表1.2所列。在操控者行進的過程中，主動式的行動輔助機器人由於使用伺服馬達來驅動，因此可以發展較多功能，執行複雜的動作與增加操控性；被動式機器人的基本特性為使用伺服煞車器來提供煞車力，使用者須自己施力給輔助器，否則不會移動，並沒有像是主動式的伺服馬達提供驅動，伺服煞車器只能提供剎車力，因此比主動式輔具較為安全。然而，發展行動輔具來幫助老年人行走，首先考量的是使用者安全性，因此，在考慮安全的觀點下，操控者可以控制自己行動的情況下，醫護人員建議讓老年人使用被動式的行動輔助機器人會比主動式較佳[5,6]，因此，利用被動式機器人概念來輔助老年人之行動，具有一定的實用性。

表1.2 主動式與被動式輔具比較

	被動式	主動式
優點	安全且操控性佳； 成本低。	不需使用者負擔重力，因此可以搭載較多的功能。
缺點	因為缺乏動力，故需使用者自行負擔重力； 無法搭載太多功能。	易有安全上的顧慮， 操控性較低。

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[7,8]，因此，提供介於人與機器人輔助系統之間安全的控制策略是非常重要的。



1.3.1 主動式行動輔具

在2007年時，日本東北大學的Kosuge等提出了主動式行動輔助機器人[7]，此機器人是以前被動式的概念來操控主動式行動輔助器，也就是說利用力感應器偵測操控者所施予在輔助器上的力資訊，進一步控制伺服馬達，這種控制稱為順應性控制，如圖1.1所示，它的特點是具有全方向性的全向輪，驅動是由多組直流馬達組成，並且有力/力矩的感應器測量使用者移動過程中施加輔助器上的力/力矩，透過改變使用者施力的旋轉中心點的位置，來改善不同使用者操作的特性，增加操作上的穩定性，而雷射感應器則是在測量環境的資訊。

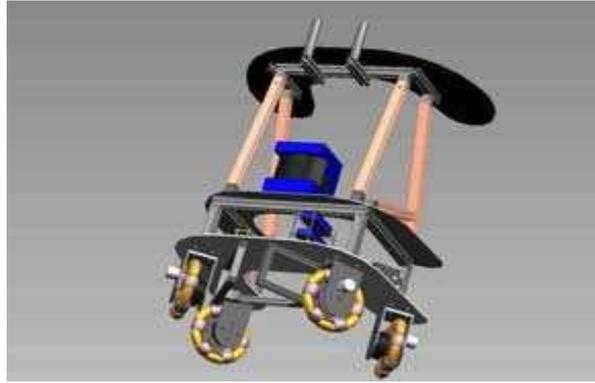


圖1.1 主動式行動輔具[7]

在2000年的時候，由MIT的Dubowsky等所提出的PAMM(Personal Aid for Mobility and Monitoring)system[9]，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，目的在提供房間內所有設施的地圖，如樓梯與障礙物的位置，以及記錄使用者的概況，而PAMM 在移動的過程中也會傳回使用者的位置、健康狀況給遠端的醫護監控人員；但是，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[2]，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。

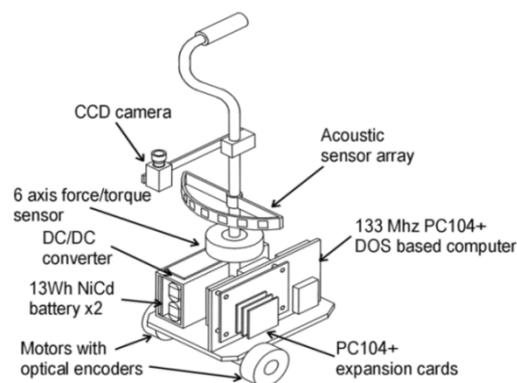


圖1.2 SmartCane[9]

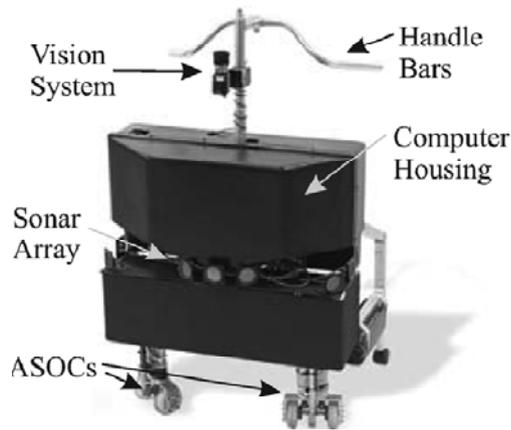
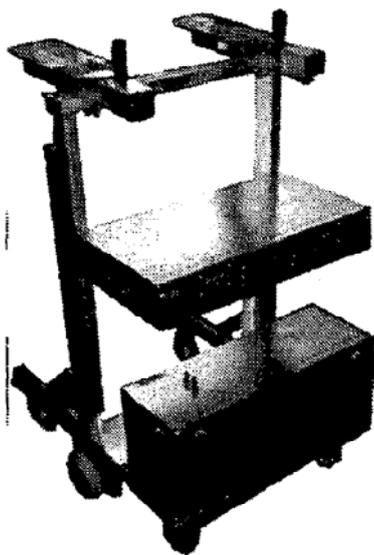
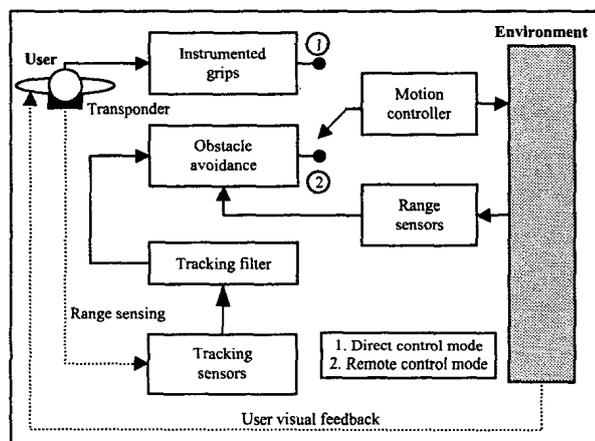


圖 1.3 SmartWalker[2]

在其他的相關研究裡，基於拐杖不夠穩定的缺點，絕大部分都是採用助行器來做為設計平台，只是各有巧妙不同。在2002年時，由Sabatini等提出的rollator行動輔助系統[10]，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)，如圖1.4(b)所示。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。



(a)Rollator



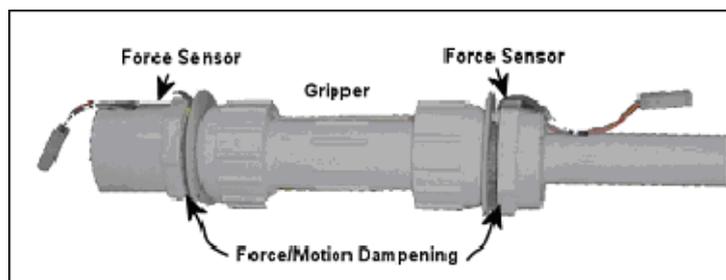
(b)Rollator 移動模式

圖 1.4 (a)Rollator 和(b)Rollator 移動模式[10]

在 2003 年，卡內基梅隆大學的 Morris 等提出的 XR4000 mobile robot platform [11]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[11]

1.3.2 被動式行動輔具

在上述所提過的幾種輔助平台大都屬於主動式，必須依靠力感應器或其他感應器來傳達使用者的意圖來操控輔具，如果控制不當會發生輔具爆衝情形，較具有危險性、操控性較低。

在被動式行動輔具相關研究中，在2007時，日本東北大學的Kosuge等提出了被動式行動輔具RT-Walker[8]，如圖1.6所示，它的特點是機器人是以前置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，達到避障與避階梯功能，傾斜儀偵測輔具與地面的傾斜角度，利用前置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。

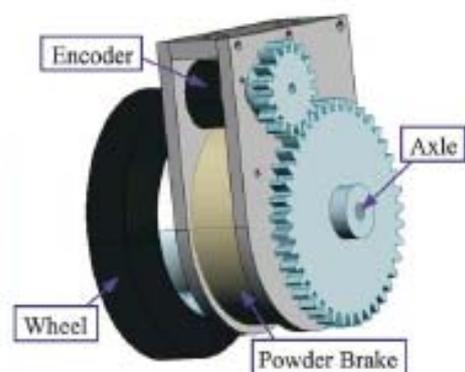
在2008年時，日本島根大學的Hiroyuki等也提出被動式行動輔具[12]，如圖1.7所示，主要針對於四輪輔助器的前置煞車器控制，提出了演算法來評估使用者的行走狀態，其定義三種狀態：(1)為了避免使用者滑倒，緊急煞車到輔具停止；(2)使用者推著輔助器因速度太快，為了限制速度提高安全性，前置煞車器持續慢慢煞車至輔助器慢下來；和(3)使用者可以保持正常行走，煞車器不需提供煞車力。其利用演算法評估三種使用者行走狀態，並施予適當的煞車力大小。

基於上述討論，主動式輔具需要透過感應器來傳達使用者的意圖來操控機器，如果控制不當導致輔助器爆衝，可能發生危險；而被動式輔助器之動態完全由操控者所施予的力所決定，只是利用前置煞車器來限輔助器的速度。而利用輔助器來幫助老年人行走，首先考量的是使用者的安全性，因此，在考慮安全的觀點下，

本論文設計被動式行動輔具作為實驗平台，且命名為『i-go』，並針對避障與重力補償作研究，其閃避障礙物行為設計主要的目的在於能夠使輔助器避開障礙物而不會發生碰撞，能夠指引老年人找出即時且較好的閃避路徑來閃避輔助器行進方向上的障礙物；重力補償行為設計主要目的在所設計的輔助器是由四個輪子來保持車體平衡，當在有傾斜的地面行走時，輔助器會因為地心引力關係而下滑，重力補償使得輔助器不會下滑，且操控者不須負擔輔助器在斜坡上所產生的重力以增加安全性。而在實用廉價的考量下，核心控制器是採用單晶片PIC18F452，以伺服煞車器提供煞車力，避障所需要周圍環境的資訊是採用超音波感應器，利用模糊控制方式作為行動輔具的避障控制單元。重力補償控制所需要輔具與地面傾斜的角度資訊是採用三軸加速度計，將量所得輔具在斜坡上車身傾斜角度計算斜坡上重力分力，透過伺服煞車器預先補償，使得老年人推著行動輔具，在未知環境中可以自行的避開障礙物，在傾斜的地面，輔具不會因為地心引力下滑而發生危險。



(a)RT-Walker



(b)搭載伺服煞車器的後輪

圖 1.6 (a)RT-Walker和(b)搭載伺服煞車器的後輪[8]

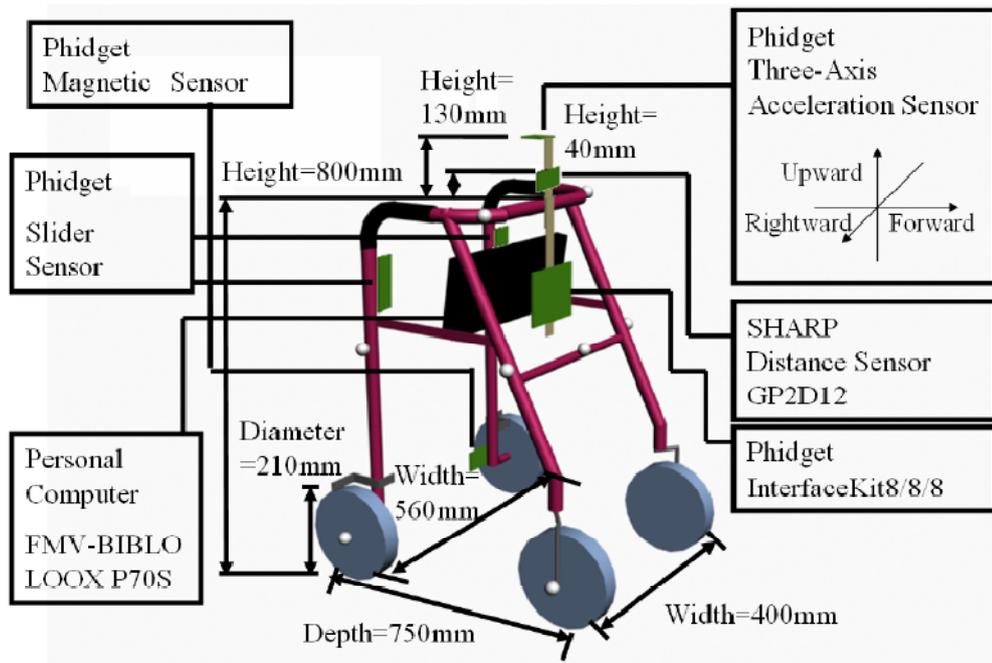


圖1.7 被動式行動輔具[12]

1.4 論文架構

第二章介紹所發展的機器人行動輔具系統，將對輔具的運動方程式推導，進一步利用模糊控制理論設計控制器，並將所設計的控制器進行避障與重力補償任務；第三章為系統實現，此章節為行動輔具的硬體介紹，主要分為三個部分：系統架構、控制架構、與軟體開發，並且藉由RS232傳輸將輔具的資訊回傳至監控電腦，進行即時監控；第四章為實驗與結果，此章為利用所設計的行動輔具系統進行實驗，並進行實驗結果的討論；第五章為結論，提出本論文的結論與未來發展的方向。

第二章

機器人行動輔具系統

當使用者操作機器人輔助器 i-go 時，其控制系統設計示意圖，如圖 2.1 所示，輔助器外部的感測器偵測輔助器周圍環境的資訊，所讀取的環境訊號經由核心控制器處理，提供控制之用；軸編碼器偵測輪子轉動計數，經由速度評估器處理後得到輔助器的速度與空間中的座標；三軸加速計偵測輔具車身的傾斜角度，經由地心引力補償評估器計算得到輔助器在傾斜地面反地心引力大小；超音波感應器偵測輔具與障礙物之間距離，經由避障模糊控制器，得到障礙物對輔助器所產生的反應力 f_o/n_o ，這些資訊經由核心處理器輸出處理後的訊號至煞車力評估器，評估此時煞車力大小，最後輸出適當的煞車力控制輔助器，達到定位、避障、與重力補償功能。

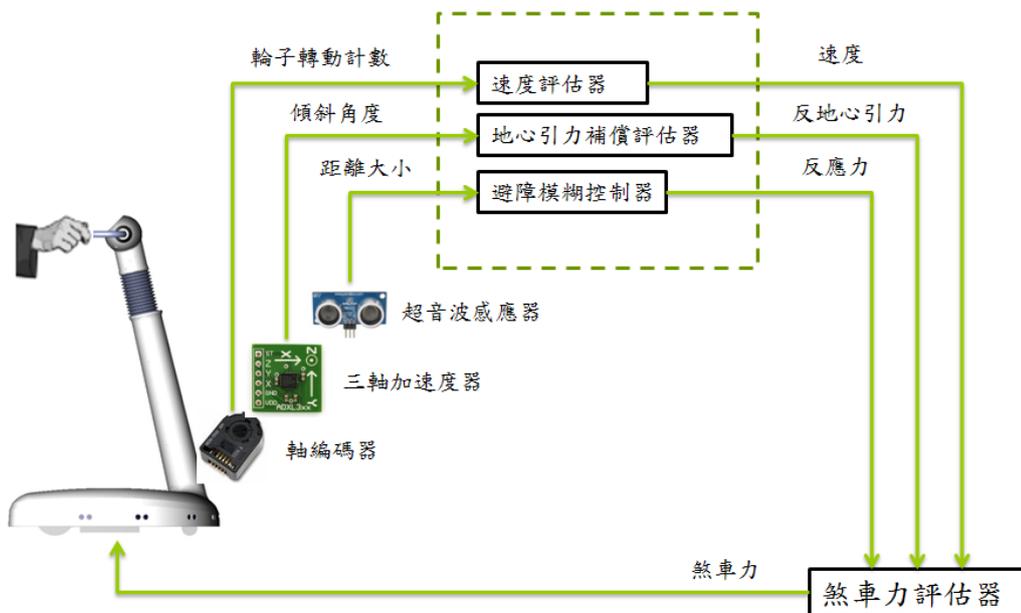


圖 2.1 i-go 控制系統設計示意圖

基於上述，我們將在本章節詳細介紹行動輔具系統中的各個元件；在 2.1 節，我們介紹輔助器的動態系統分析；在 2.2 節介紹行動輔具系統的運動控制，利用改變阻尼係數來控制輔助器的動態；在 2.3 節介紹閃避障礙物之模糊控制器設計；在 2.4 則節介紹斜坡重力補償行為設計。

2.1 動態系統分析

當老年人推著輔助器時，其運動方式與輔助器本身的系統參數有關，當使用者施予力在輔助器時，我們需考慮系統參數與使用者所施予的力之間關係，進而分析輔助器的動態；從行動輔助器的結構圖來看，如圖 2.2 所示，其中 Applied Force(f_h/n_h)為使用者所施予在輔助器上的力/力矩，Brake Force(f_b/n_b)為兩輪上伺服煞車器各別所輸出煞車力矩影響在整個輔助器上的煞車力/煞車力矩，而在卡氏座標系中，我們將輔助器空間中座標的位置與朝向角表示成(2.1)式：

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

其中 x_c 、 y_c 為輔助器兩後輪旋轉中心的座標， θ 為輔助器朝向角。

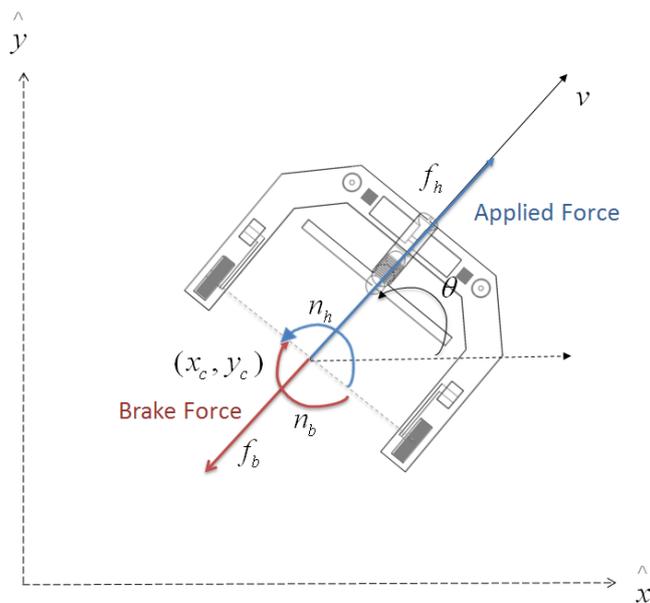


圖2.2 行動輔助器結構圖

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[5]：

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

其中，

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

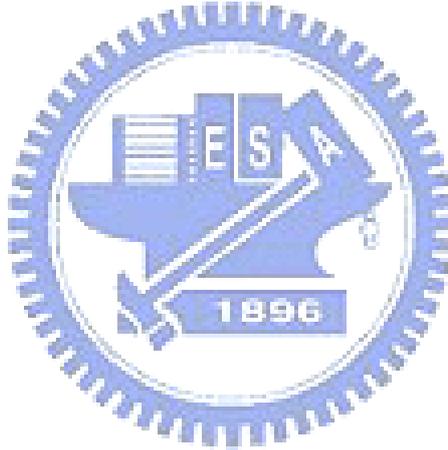
假如行動輔助器的速度以及角速度表示為 v 和 ω ，我們可以得到 $C(q)$ 的子空間矩陣為 S ，使得：

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

其中，

$$S = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 \\ \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

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



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：

$$M\ddot{q} + D\dot{q} = SF_h + C^T \lambda \quad (2.7)$$

其中，

$$M = \begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & I \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

$$D = \begin{bmatrix} d & 0 & 0 \\ 0 & d & 0 \\ 0 & 0 & d_\theta \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

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

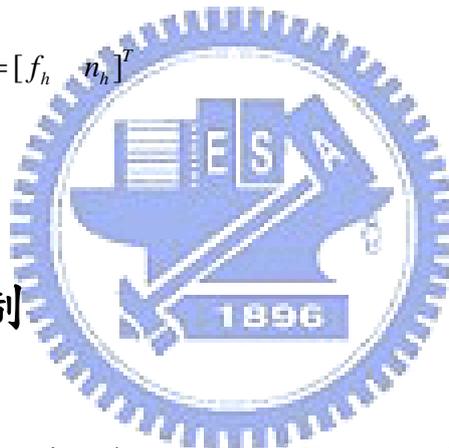
d ：行動輔助器的平移阻尼

d_θ ：行動輔助器的轉動阻尼

λ ：車輪的側面摩擦力

F_h ：使用者的推力 $F_h = [f_h \quad n_h]^T$

2.2 運動控制



由上節得知輔助器的系統參數主要有質量和阻尼項，我們將行動輔助器考慮剎車力後，且忽略阻尼項的影響，在本節稍後會加以說明忽略阻尼項的原因，將其運動方程式表示為(2.10)式[5]：

$$M \ddot{q} = -ET_b + SF_h + C^T \lambda \quad (2.10)$$

其中，

$$E = \begin{bmatrix} \cos \theta / r & \cos \theta / r \\ \sin \theta / r & \sin \theta / r \\ b / r & -b / r \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

M ：行動輔助器之質量矩陣

b ：兩車輪之間距離的一半

r : 車輪的半徑

T_b : 兩輪分別所輸出之力矩 $T_b = [t_{br} \quad t_{bl}]^T$

F_h : 使用者的推力 $F_h = [f_h \quad n_h]^T$

λ : 車輪的側面摩擦力

另外，將所設計之行動輔助器之動態方程式如(2.12)式，而在(2.10)式中忽略阻尼項的影響，一方面是因為輔助器的內阻尼很小，另一方面是因為我們將(2.10)式與(2.12)式兩式相減，等號左側為所設計的阻尼項與速度的乘積；等號右側為煞車力大小，即可以利用改變所設計動態方程式中的阻尼參數，控制煞車力大小，來改變輔助器的運動特性，以達到運動控制之任務：

$$M\ddot{q} + D\dot{q} = SF_h + C^T \lambda \quad (2.12)$$

其中，

$$D = \begin{bmatrix} d_t & 0 & 0 \\ 0 & d_t & 0 \\ 0 & 0 & d_r \end{bmatrix} \quad (2.13)$$



d_t : 行動輔助器的平移阻尼

d_r : 行動輔助器的轉動阻尼

結合(2.10)式和(2.12)式可得(2.14)式，其目的是為了推導兩輪煞車力矩 T_b 與系統的速度、所設計的阻尼參數之間關係：

$$D\dot{q} = ET_b \quad (2.14)$$

上式乘以 S^T ，可得到(2.15)式，其目的是為了化簡方程式，使得 $S^T E$ 為方陣，利用方陣可逆的特性，簡化方程式：

$$S^T D\dot{q} = S^T E T_b \quad (2.15)$$

將(2.4)式代入(2.15)式可得到：

$$S^T DSV = S^T E T_b \quad (2.16)$$

其中，

$$S^T DS = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_t & 0 & 0 \\ 0 & d_t & 0 \\ 0 & 0 & d_r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 \\ \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_t & 0 \\ 0 & d_r \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

經由(2.16)式的推導，我們可將(2.16)式化簡為(2.18)式：

$$\begin{bmatrix} d_t & 0 \\ 0 & d_r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} = (S^T E) T_b \quad (2.18)$$

其中，

$$S^T E = \begin{bmatrix} 1/r & 1/r \\ b/r & -b/r \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

$$(S^T E)^{-1} = r^2 \cdot \frac{-1}{2b} \begin{bmatrix} -b & -1 \\ r & r \\ -b & 1 \\ r & r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & -\frac{r}{2b} \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

由(2.18)式我們可以求得行動輔助器左右輪各別所輸出之煞車力矩(t_{br}, t_{bl})對整個

行動輔具所產生的煞車力/煞車力矩(f_b, n_b)之間關係，表示成(2.21)式：

$$T_b = \begin{bmatrix} t_{br} \\ t_{bl} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & -\frac{r}{2b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_t & 0 \\ 0 & d_r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & -\frac{r}{2b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_t v \\ d_r w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & -\frac{r}{2b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_b \\ n_b \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

在(2.21)式中，我們可以得知兩輪軸上伺服煞車器輸出的力矩與系統的阻尼係數有關，在相同速度與角速度條件下，阻尼越大，兩輪軸上伺服煞車器輸出的力矩越大，使用者推起來將感覺比較重，但在安全考量上較為安全；阻尼越小，兩輪軸上伺服煞車器輸出的力矩越小，對於使用者推起來感覺較輕，但在安全考量上較為危險。另外得知兩輪軸上伺服煞車器輸出的力矩 $T_b = [t_{br} \quad t_{bl}]^T$ ，所影響輔助器上的煞車力/煞車力矩 (f_b/n_b) 之間的關係，由此需要對輔助器產生一個煞車力/煞車力矩 (f_b, n_b) ，可以利用(2.21)式，以求兩輪各自伺服煞車器輸出的力矩 $T_b = [t_{br} \quad t_{bl}]^T$ 大小。

另外我們考慮系統參數與速度、角速度之間關係，其中速度與角速度是利用軸編碼器所偵測量得，將(2.4)式微分後得到 $\ddot{q} = S\dot{V} + S\dot{V}$ ，將其帶入(2.12)式中並乘上 S^T ，得到(2.22)式、(2.23)式：

$$\begin{cases} m\dot{v} + d_t v = f_h & (2.22) \\ I\dot{\omega} + d_r \omega = \tau_h & (2.23) \end{cases}$$

由上式得知，當我們將平移阻尼 d_t 、轉動阻尼 d_r 設為一常數定值，並且將使用者推於輔助器的力設為定值力，則可以藉由解(2.22)式、(2.23)式得到輔助器的速度與角速度。以平移阻尼與速度來說明，其速度與平移阻尼隨時間關係如圖 2.3 所示，可以看到速度會隨著時間達到飽和值，此時加速度為零，得知當阻尼越大，速度飽和值越低，使用者推起來有重力感，但較為安全；當阻尼越小，速度飽和值越大，使用者推起來有感覺較輕，但較為危險；同理，旋轉組尼與角速度關係為角速度會隨著時間達到飽和值，此時角加速度為零，得知當旋轉阻尼越大角速度飽和值越低，當旋轉阻尼越小角速度飽和值越大，亦即可利用平移阻尼 d_t 與轉動阻尼 d_r 來控制輔具的運動特性。

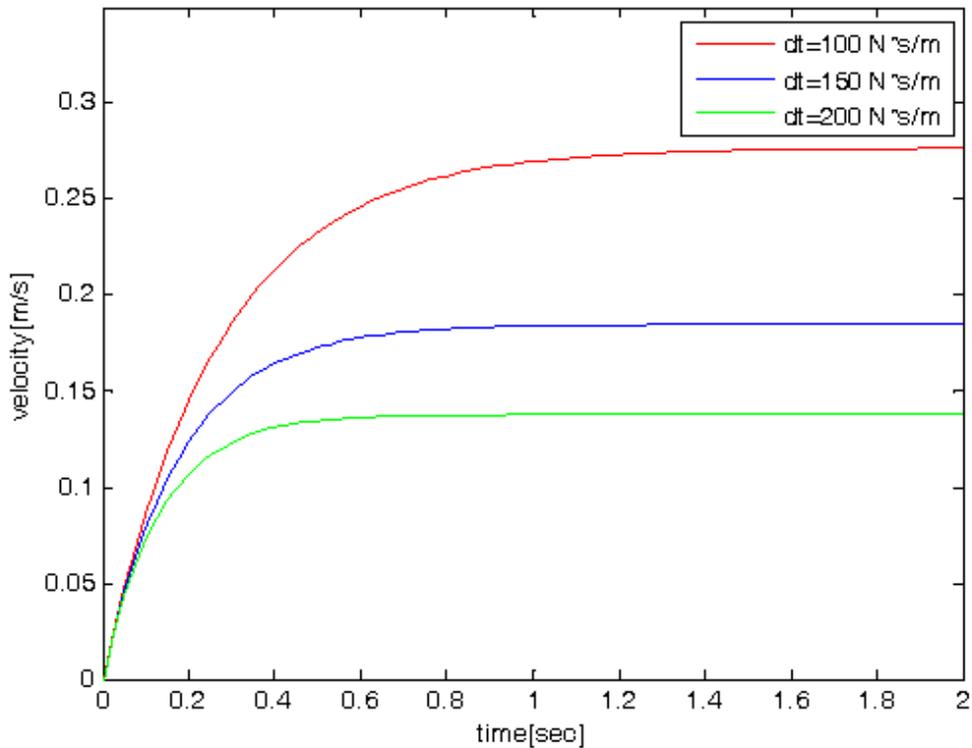


圖 2.3 行動輔具阻尼與速度關係

2.2 閃避障礙物之模糊控制器設計

本論文應用模糊控制器於行動輔助器的避障設計，利用此控制器來處理由超音波感測器所得到外界不確定的資訊，藉由在輔助器上的九顆超音波感測器來偵測外界環境資訊，作為所設計之模糊控制器的輸入，經由建立模糊規則作為模糊推論的資料庫，使老年人推著輔助器能即時的閃避障礙物。而當老年人在操作行動輔助器時，為了避免發生碰撞，而在原先所設計的運動方程式中考慮障礙物對輔助器所產生的反應力/力矩(f_o/n_o)，此時運動方程式表示為(2.24)式，再利用兩個模糊控制器分別得反應力/力矩(f_o/n_o)，使得輔助器在未知環境中可以幫助老年人閃避障礙物。

$$M \ddot{q} + D \dot{q} = SF_h + SF_o + C^T \lambda \quad (2.24)$$

其中，

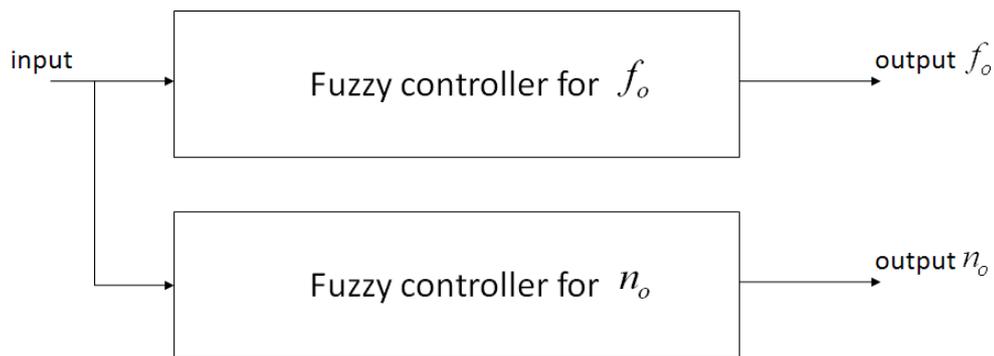
$$F_o = [f_o \quad n_o]^T \quad (2.25)$$

f_o ：障礙物對輔助器所產生的反應力

n_o ：障礙物對輔助器所產生的反應力矩

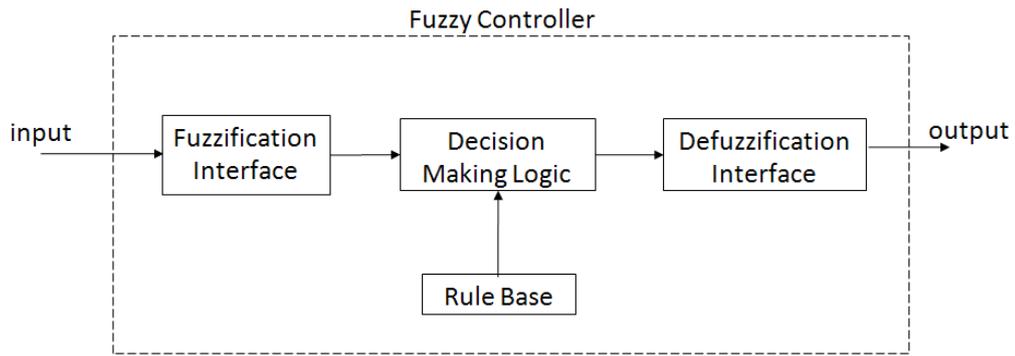
本論文所設計的模糊控制器是將行動輔具上的超音波感測器測得與障礙物之間的距離，並將距離所形成的變數加以模糊化(Fuzzification)，並由設計者所建立經驗規則庫(Rule Base)，配合決策邏輯(Decision Making Logic)決定其規則，再透過解模糊化界面(Defuzzification)，以兩個模糊控制器分別決定障礙物對行動輔具所產生反應力/力矩(f_o/n_o)，進一步控制兩輪煞車力矩大小，達到避障目的。

所設計的兩個模糊控制器皆採用相同超音波感測器的測量值做為輸入，以模糊控制方式，達到控制目的，整體架構圖如圖2.4(a)所示，其基本的模糊控制系統架構圖如圖2.4(b)所示。



(a) 整體系統架構

圖 2.4 (a) 整體系統架構和(b) 各模糊控制系統架構(續)



(b)各模糊控制系統架構

圖 2.4 (a)整體系統架構和(b)各模糊控制系統架構

在建構模糊化法則時，會先決定有那些輸入變數與輸出變數，而輸入變數是將九顆超音波感測範圍依據三個方位，分為Dleft、Dfront、Dright，代表著三個方位可能出現障礙物的最短距離值，如圖2.5所示，其關係為(2.26)式，其中sonar1~sonar9代表九顆超音波感應器各別所偵測的距離值，分別將三個方位Dleft、Dfront、Dright中的各別三個超音波所讀取值取最小值，將得到三個方位Dleft、Dfront、Dright的距離值，以這三個方位可能出現障礙物的最短距離值，來當作模糊控制器的輸入：

$$\begin{cases} Dleft = \min(sonar1, sonar2, sonar3) \\ Dfront = \min(sonar4, sonar5, sonar6) \\ Dright = \min(sonar7, sonar8, sonar9) \end{cases} \quad (2.26)$$

其中，min function為回傳三個數值中的最小值

輸出變數則是障礙物對輔助器所產生的反應力/力矩(f_o/n_o)，將輸入與輸出變數的操作範圍定義出各變數模糊化程度，再利用輸入變數資料的值定義歸屬函數(membership function)；而為了得到障礙物對行動輔具影響的反應力/力矩，我們定義了表2.1的模糊變數。

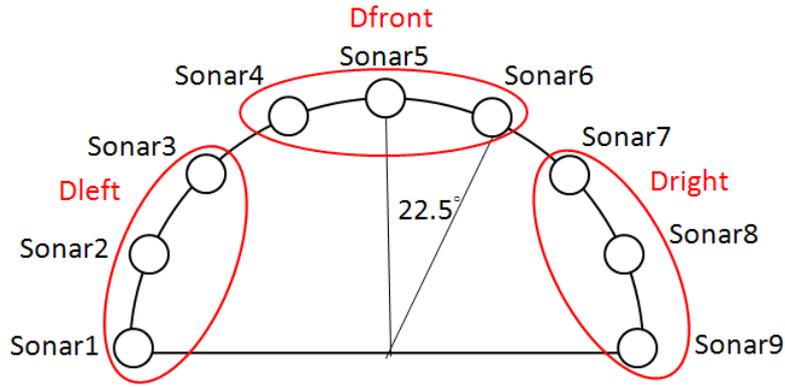
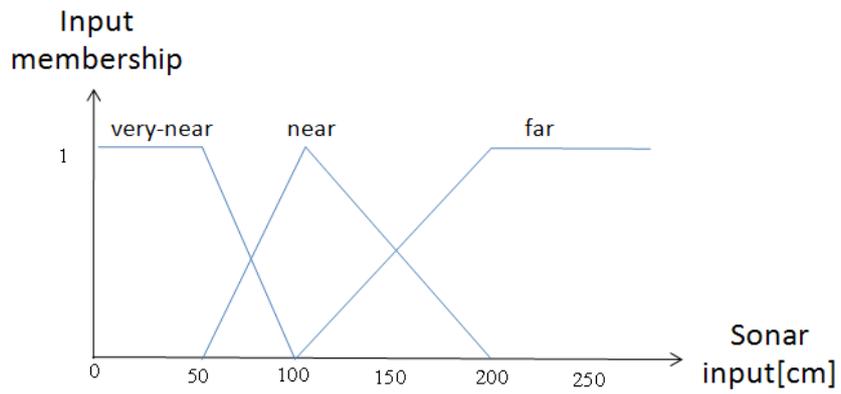


圖2.5 超音波感應器配置圖

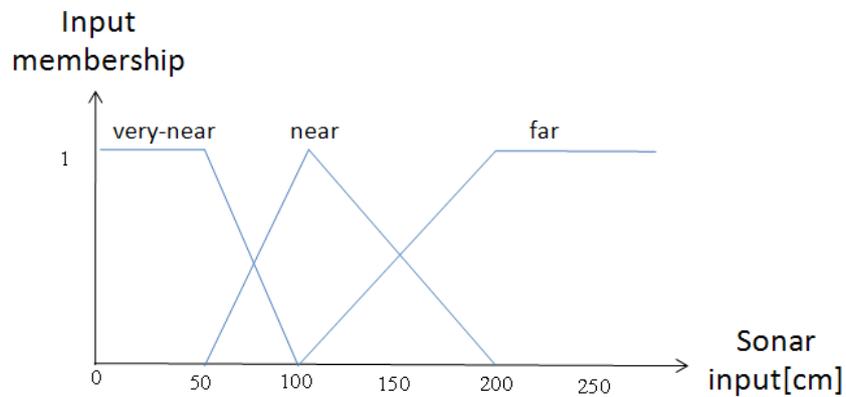
表2.1 模糊變數

輸入模糊變數			輸出模糊變數	
Dleft	Dfront	Dleft	f_o	n_o
verynear	verynear	verynear	small	NB(negative big)
near	near	near	medium	NS(negative-small)
far	far	far	large	ZE(zero)
				PS(positive small)
				PB(positive big)

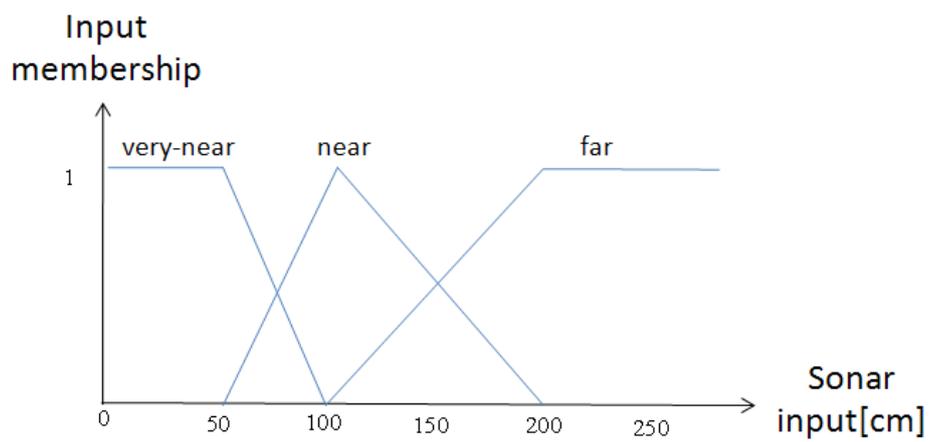
在模糊化的階段裡最重要的是設計歸屬函數，而歸屬函數的外型就與設計者需求的特性與經驗有關，一般常見的是用三角形或梯形來描述歸屬函數的外型。在行動輔具控制系統中，輸入變數Dleft、Dfront、與Dleft分別由三個變數來描述，輸出變數 f_o 由三個變數、 n_o 則由五個變數來描述，所定義個數不同，是為了達到較靈敏的轉向，所以 n_o 以五個變數來描述。圖2.6與圖2.7為分別為本論文所使用的輸入與輸出歸屬函數，利用這些函數來描述障礙物對行動輔具的反應力/力矩，進一步達到控制行動輔具伺服煞車器輸出之煞車力矩。



(a) 歸屬函數Dfront



(b) 歸屬函數Dleft



(c) 歸屬函數Dright

圖2.6 輸入變數歸屬函數：(a)歸屬函數Dfront，
(b)歸屬函數Dleft，和(c)歸屬函數Dright

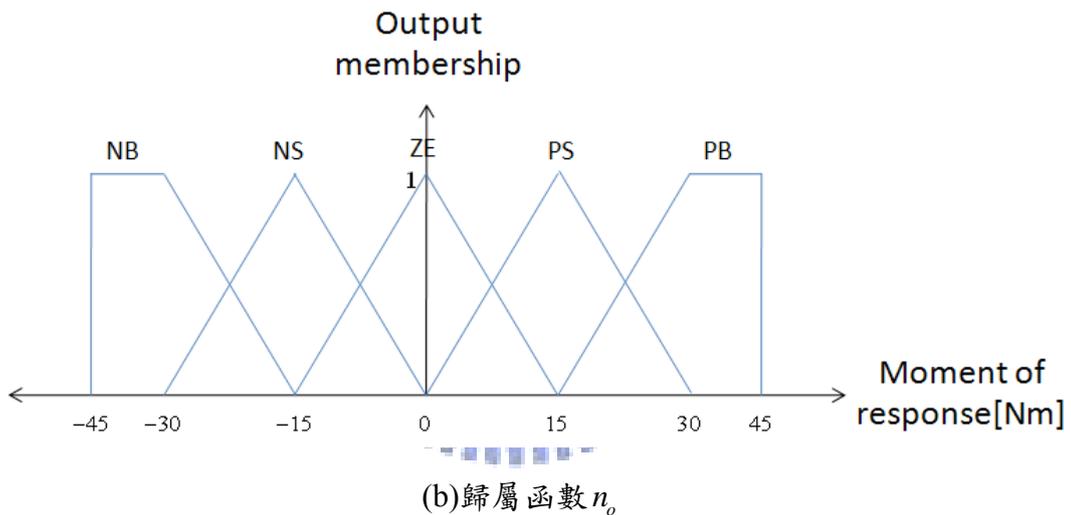
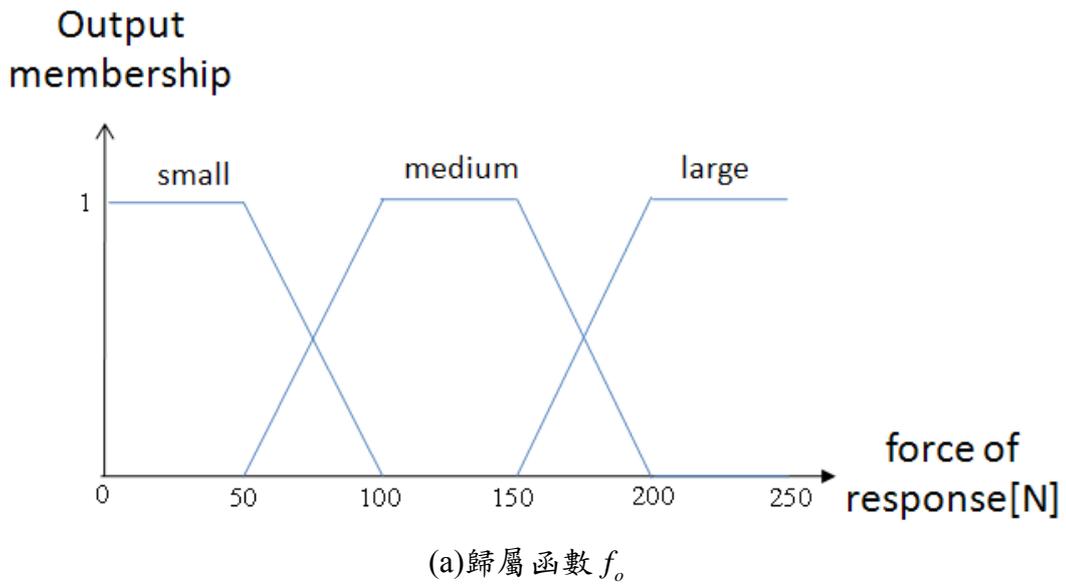


圖2.7 輸出變數歸屬函數：(a)歸屬函數 f_o 和(b)歸屬函數 n_o 。

在設計模糊控制器中，規則庫是相當重要的一部份。因為所有的狀態都必須根據我們所定義的規則庫裡的規則進行操作，所以制定一個好的規則庫是相當重要的。一般而言，規則庫的產生方式主要有下列四點：

- (1) 由使用者的經驗與控制行為獲得；
- (2) 由專家的知識自定規則；
- (3) 根據被控系統的特性獲得；

(4) 藉由自我學習的方式獲得；

在本論文我們採用上述(1)之方法，來獲得所使用的34條模糊控制規則，此34條控制規則是以IF~THEN模式陳述的模糊控制規則來表示。 f_o 使用7條模糊控制規則，如圖2.8所示；另外 n_o 使用27條模糊控制規則，如圖2.9所示。

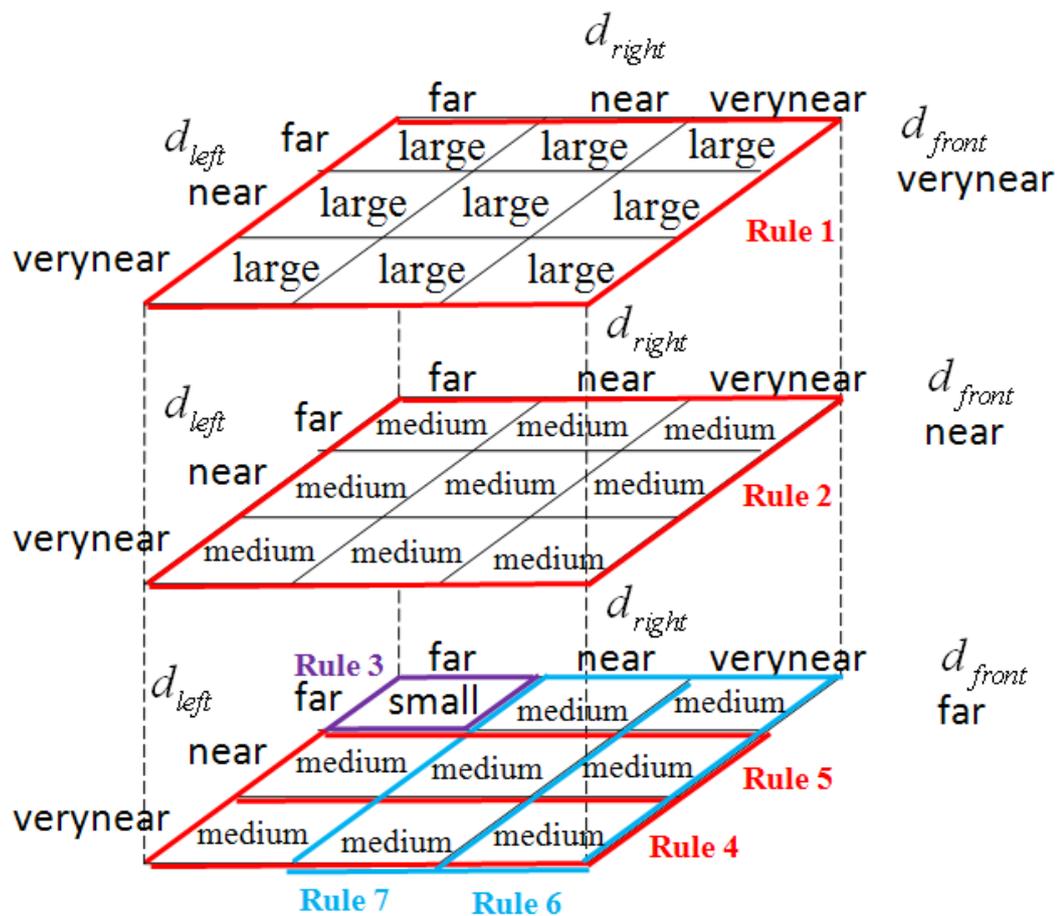


圖 2.8 f_o 模糊控制規則

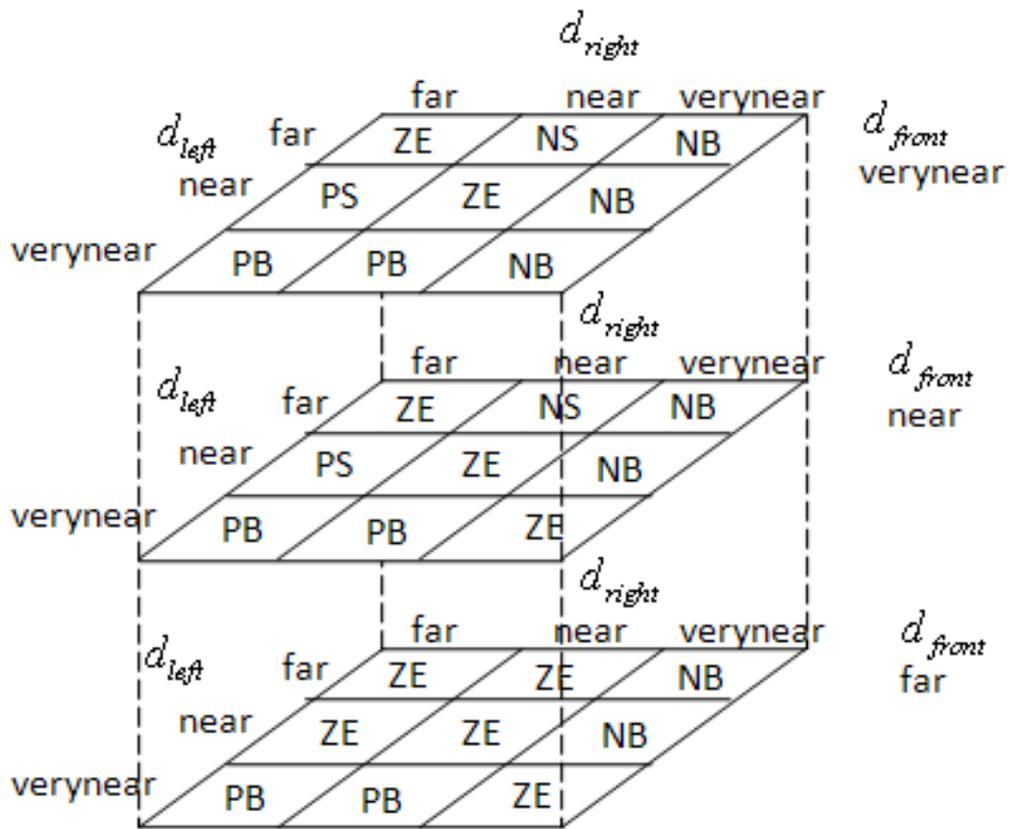


圖 2.9 n_o 模糊控制規則

解模糊化介面是模糊控制器輸出部份，解模糊化是將決策邏輯輸出值對應到實際控制動作空間的數值，提供受控系統操作使用。解模糊化的方式有很多種，常見的有 mean of maximum 和 center of area，本論文採用center of area 的方法來完成解模糊化的過程，此種方法也叫重心法(center of gravity)，重心法是採用各控制力之中心平均來產生平均控制力，也就是求出推論結果面積的重心，並加以對應的輸出操作量，其公式如 (2.27)式所示：

$$C_{crisp} = \frac{\sum_{j=1}^n C_j [\mu(C_j)]}{\sum_{j=1}^n [\mu(C_j)]} \quad (2.27)$$

最後得到障礙物對輔助器所影響的反應力/力矩(f_o/n_o)，利用伺服煞車器輸出的力矩所影響輔助器整體的煞車力/力矩之間的關係式，即利用(2.21)式進一步控制兩輪煞車力矩大小，將障礙物對輔具所影響的反應力/力矩為煞車力評估器輸入，其關係式為 $F_b = F_o$ ，輸出煞車力/力矩，使得使用者推著輔助器在未知的環境中達到避障任務。

2.3 斜坡重力補償行為設計

以現實環境而言，並不是所有的地面皆是水平的，此章節考慮輔助器的重力的影響，以伺服煞車器補償重力影響，使得輔助器在斜坡上不會因為本身的重力影響而下滑，除非使用者施於輔助器上一個力/力矩，使用者推起來將會感覺像是在水平地面，大幅增加輔具的安全性。當輔助器操作在有斜度的坡面時，系統的受力就會受到本身重力的影響，而系統原先所設計的運動方程式自然也就不適用，此時運動方程式表示為：

$$M \ddot{q} + D \dot{q} + SG = -ET_b + SF_h + C^T \lambda \quad (2.28)$$

其中， $G = [f_g \quad n_g]^T$ 為行動輔具本身在斜坡上旋轉中心點的重力分力/力矩。若此時系統沒有預先補償重力，使用者就需要負擔因為地面傾斜所造成重力分力。但是使用者本身就是因為行動不便才會使用行動輔助器，若是讓使用者負擔這個分力的話，很可能會發生危險。系統使用三軸加速度計來測量行動輔具車身傾斜的仰俯角(pitch angle) α 與旋轉角(roll angle) β ，輔具在斜坡上示意如圖 2.10 所示， φ 為斜坡的傾斜角度， λ 為輔具朝向角與輔具在斜坡中往下重力分力之間角度，輔助器在斜坡上受地心引力的影響，在輔助器重心點 R 將有一垂直地面且大小為輔助器質量 mg 的力往下，利用仰俯角與旋轉角，換算成輔助器質量 mg 在斜坡上對於輔助器重心點 R 的 x、y 方向分力，其中 y 方向分力為 $-mg \sin \alpha$ 、x 方

向分力為 $-mg \sin \beta$ 。因為輔助質量重心點 R 與兩輪中間旋轉中心點並不相同，所以 x 方向分力需乘上 r_{COM} ，以得到 x 方向分力對於兩輪旋轉中心點所產生的一個力矩，其中 r_{COM} 為輔具質量重心到旋轉中心之間距離，以(2.29)式表示，由此就可以得知系統的重力 G 大小：

$$G = \begin{bmatrix} f_g \\ n_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -mg \sin \alpha \\ -mg \sin \beta \times r_{COM} \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

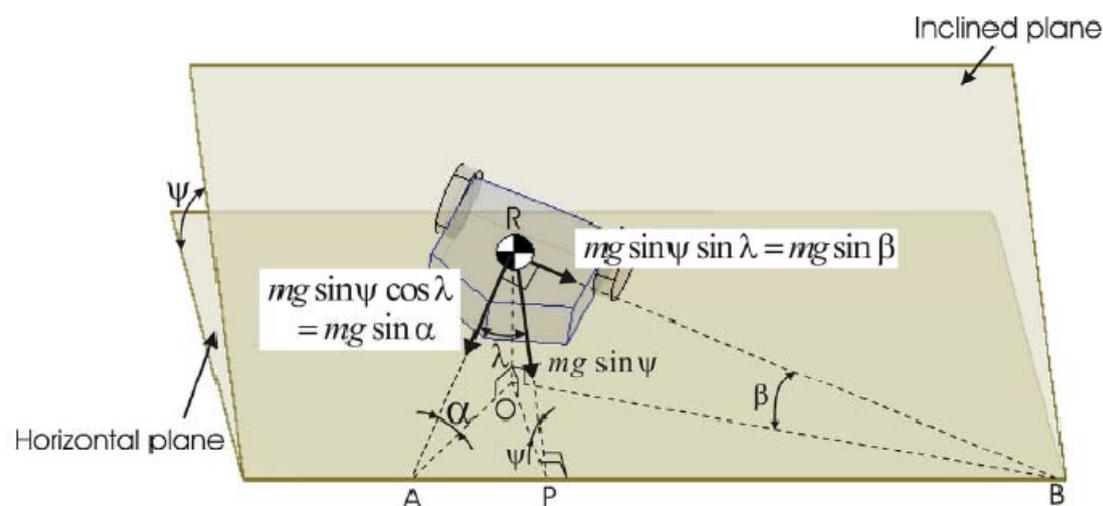


圖 2.10 輔具在斜坡上示意圖[8]

在上述中得到輔具在斜坡上的重力分力G，將以伺服煞車器預先補償地心引力的影響，以達到重力補償任務，利用伺服煞車器輸出的力矩所影響輔助器整體的煞車力/力矩之間的關係式，即利用(2.21)式進一步控制兩輪煞車力矩大小，將重力分力G為煞車力評估器輸入，其關係式為 $F_b = G$ 。將輔助器在斜坡上所產生得重力分力/力矩為煞車力評估器輸入，輸出煞車力/力矩以伺服煞車器預先補償重力G的影響，使得使用者推著輔具在斜坡上將感覺像是在水平的地面，輔具不會因為重力的影響下滑，增加安全性。

第三章

系統實現

在本論文中，我們開發了行動輔具『i-go』，並以其作為實驗的平台，加上外殼後其外型如圖3.1所示，行動輔具最底層置於驅動部分，如圖3.2所示，是由兩個直徑為5 inch的橡膠輪加上前面兩個輔助輪以保持車體平衡，伺服煞車器為兩顆LORD公司所生產RD-2087-01磁流變液(Magneto-rheological Fluid，簡稱MR)的伺服煞車器，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，經過齒輪比將伺服煞車器輸出之力矩放大兩倍至後輪為8 Nm，每組伺服煞車器都附有一組500 pulse per revolution的軸編碼器，以偵測輔具移動速度與位置。在伺服煞車器與單晶片PIC18F452之間，以LORD公司所生產的電壓轉換成電流裝置—Wonder Box Device Controller相連結，其最大輸入電壓PWM頻率30 Khz，最大輸出電流為2 A，那是因為伺服煞車器是以電流為輸入控制訊號，而單晶片PIC18F452所輸出的控制訊號是PWM電壓，所以需要透過電壓轉換成電流裝置，將核心控制器單晶片PIC18F452所輸出控制的PWM電壓，且經由PWM電壓對RC充放電，轉換成類比電壓後為Wonder Box Device Controller的輸入訊號，Wonder Box Device Controller輸出所對應的電流至伺服煞車器，以控制伺服煞車器之力矩。

系統針對避障與重力補償對環境進行感測，在輔助器上配置了超音波感應器和三軸加速度計，以偵測輔助器外在環境資訊，下車體門字型外圍為感測部分，裝有9個超音波感應器，超音波控制利用單晶片PIC18F452來控制9個超音波的發

射時序以及負責接收反射回來的超音波，並計算之間的時間差，求得每個角度輔具與障礙物之間的距離，並利用單晶片PIC18F452內建A/D轉換模組，讀取加速度計類比電壓變化以得到環境中車體傾斜角度，透過控制伺服煞車器預先補償地心引力影響，使老年人推著輔具能在未知環境中避開障礙物，在傾斜的地面輔具不會到受地心引力的影響而下滑；另外在底盤的位置，裝置有電池，可以讓機器人行動輔具以獨立電源的方式運作。



圖 3.1 i-go 行動輔助器外型

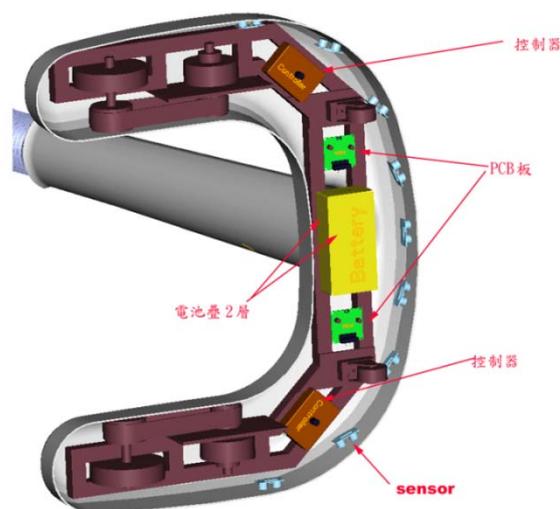


圖3.2 i-go行動輔助器底部

3.1 行動輔具控制系統架構

行動輔具控制系統架構如圖 3.3 所示，以 PC 為監控端，以提供監控者於螢幕上監控老年人，透過 RS232 傳輸模組，可以在 PC 與核心控制器 PIC18F452 間傳送指令訊息，以利其溝通之用，行動輔具是以 PIC18F452 作為控制核心，負責連結所有周邊系統，左邊為超音波感測系統，觸發超音波感應器以得到環境中距離的資訊，右邊為地心引力補償系統，讀取加速度計類比電壓變化以得到環境中車身傾斜角度，下方為伺服煞車器控制系統，且在伺服煞車器上裝有軸編碼器，偵測速度與定位，藉由適當控制伺服煞車器的煞車力大小，使老年人推著輔具能在未知環境中避開障礙物，在傾斜的地面輔具可以克服地心引力的影響。

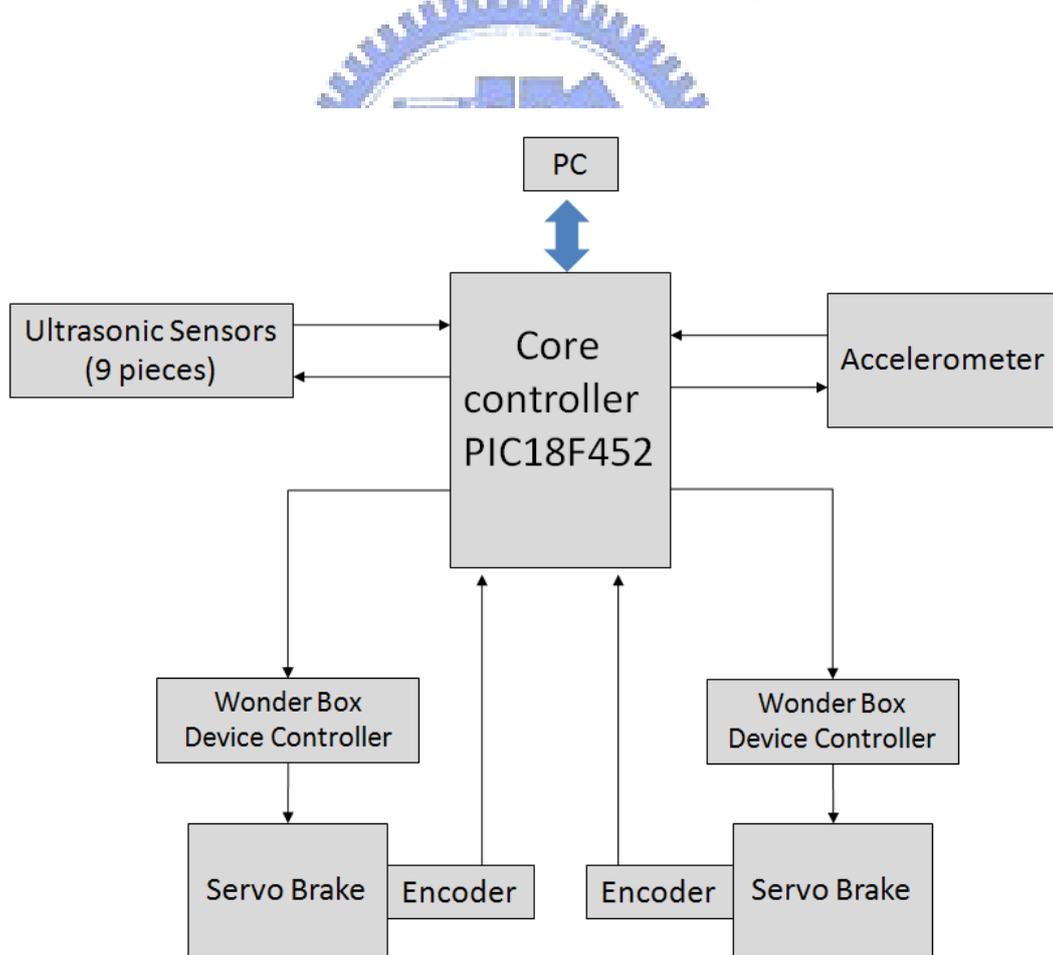
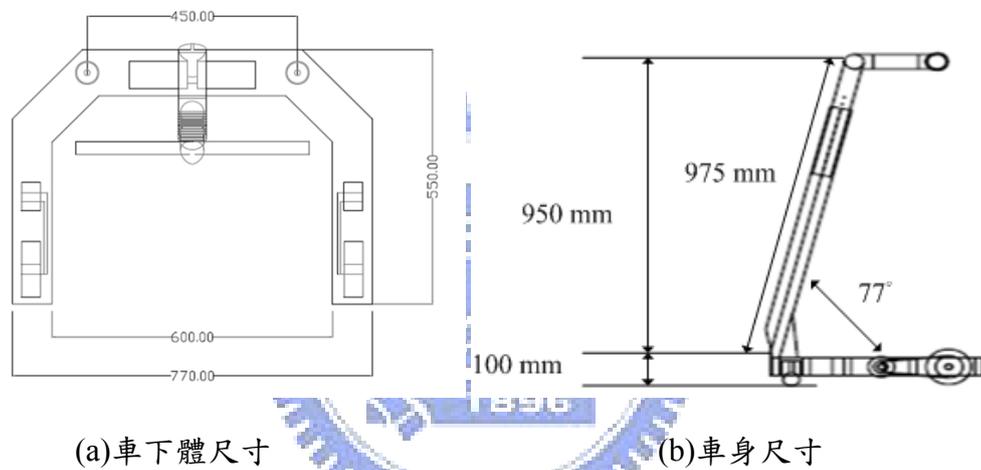


圖 3.3 行動輔具控制系統架構圖

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，長 770 mm、寬 550 mm、高 1050 mm，其高度可以上下調整 100 mm，以配合不同身高之使用者；下車體成一門字型，相關尺寸如圖 3.4 所示，其設計為門字型，可以讓使用者行走在輔具中門字型中間，以提供較好的輔助與穩定性；手把為七字型手把，使用者可以正握或者側握的方式來操控；其外殼是採用流線型的設計，如圖 3.5 所示，增加使用者使用的意願，組裝完成後如圖 3.6 所示。



(a)車下體尺寸

(b)車身尺寸

圖 3.4 (a)車下體尺寸與(b)車身尺寸

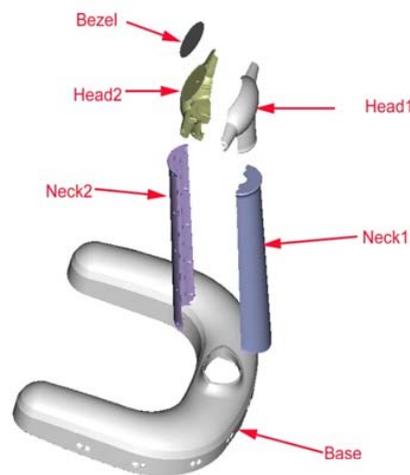


圖 3.5 行動輔具外殼



圖 3.6 組裝完成之行動輔助器 i-go

3.1.2 核心控制器單晶片 PIC18F452

控制模組的主要控制是採用由美國Microchip公司所開發生產的單晶片 PIC18F452 微控制器，單晶片PIC18F452是一個採用精簡指令架構(RISC)，為8位元單晶片微電腦。它共有75個組合語言指令，且絕大部份的指令長度皆固定為16位元的字元(Word)以及少部份指令為2個16位元字元(Two words)，PIC18F452 單晶片微控制器採用Harvard電腦的架構，它的CPU分別使用不同位元大小的匯流排來讀取程式記憶體、資料記憶體以及堆疊，圖3.7為PIC18F452微控制器的系統架構圖。

- (3) 指令讀取與執行為Pipeline架構，故每個指令執行時間為一個指令週期；
- (4) 記憶體及常用的輸入輸出界面皆包含於微控制器內；
- (5) 低功率消耗的閒置模式；
- (6) 可使用組合語言及C語言發展程式。

PIC18F452單晶片微控制器除了以上特點外，還提供了許多週邊功能，可讓使用者依據其目的規劃使用，圖3.8為PIC18F452單晶片微控制器的接腳圖，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)；
- (10) 8位元的並列被動埠(Parallel Slave Port：PSP)，可用外部的RD、WR及CS來控制，將PIC18F452當成一個週邊IC；

- (11) 具有電壓不穩(Brown-out)偵測電路，當電壓不穩時可進系統自動重置 (Brown-out Reset)。

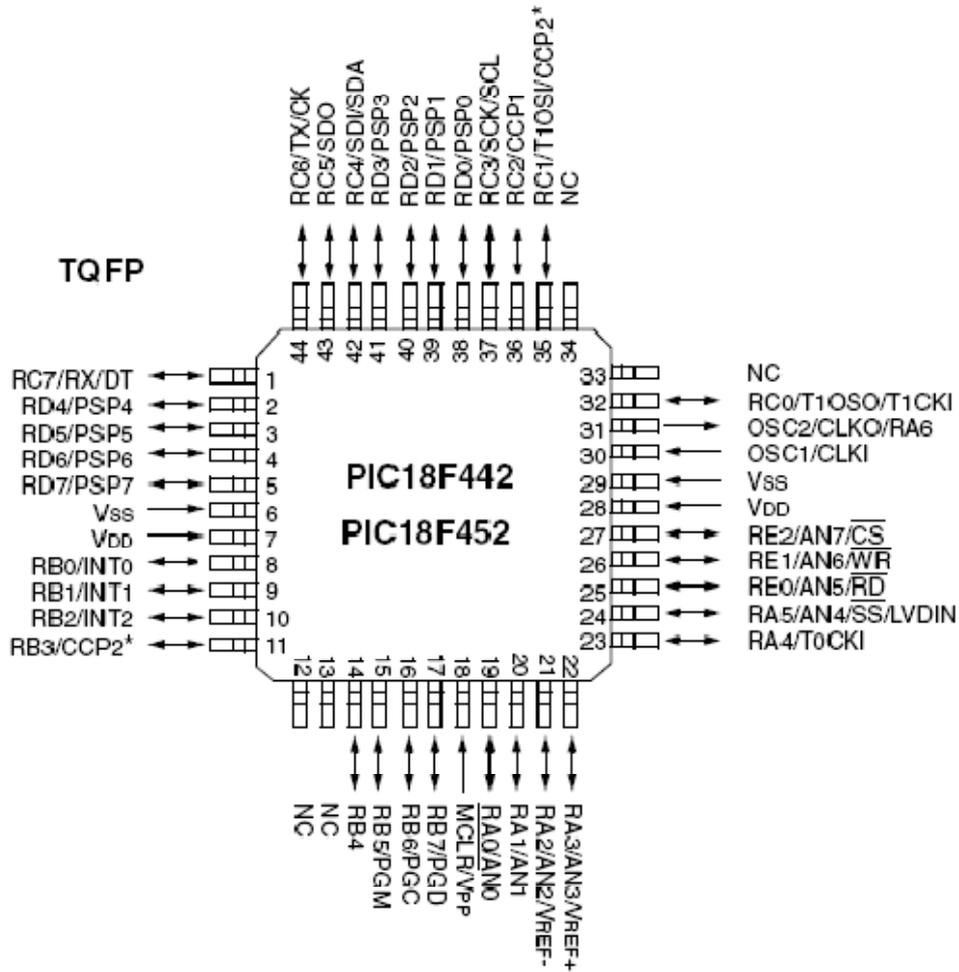


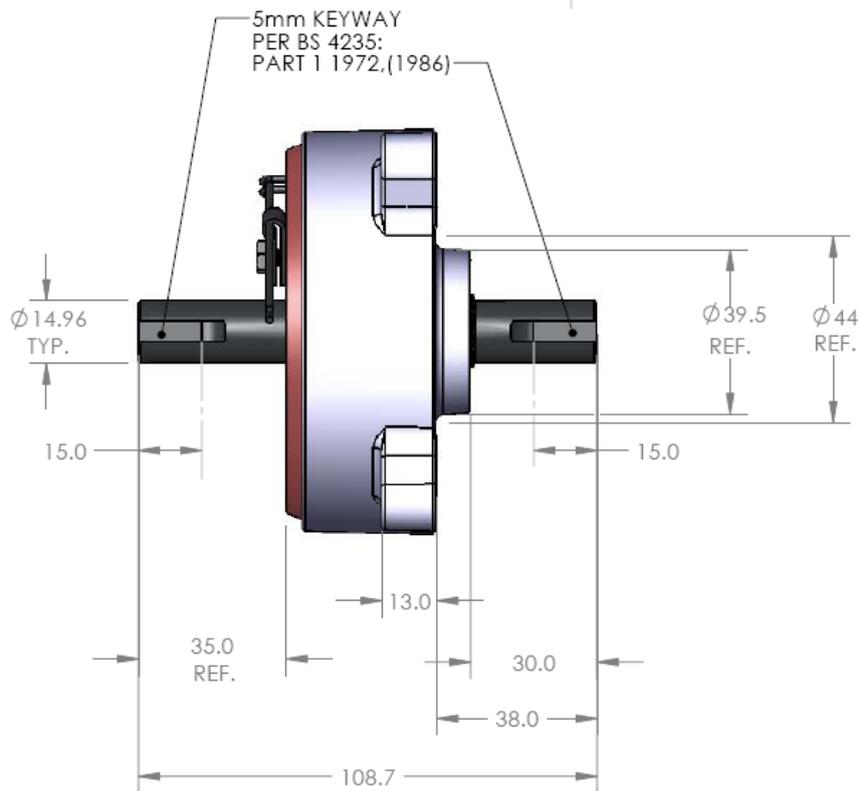
圖3.8 PIC18F452 單晶片微控制器TQFP接腳圖

實驗中以 PIC-C 軟體為撰寫程式開發之用，PIC-C compiler 為開發 PIC18F-452 時使用的軟體，提供撰寫程式介面；MPLAB-IDE 則是 Microchip 公司對 PIC 系列單晶片所發展的一套整合發展環境(Integrated development Environment, IDE)，提供純軟體的單晶片模擬環境，在沒有任何外接硬體支援下，也可以在電腦上進行單晶片的設計與除錯工作。執行 MPLAB 時，可以選擇是否要開啟程式編輯視窗、程式記憶體視窗、特殊功能暫存器視窗，資料記憶體視窗、EEPROM 視窗、檢視自定視窗及 MPLAB-IDE 視窗，配合控制程式碼的執行，提高偵錯的

效率。MPLAB-ICD 是一套硬體(ICD 是 In-Circuit Debugger 的縮寫)，主要包括 MPLAB-ICD 模組、MPLAB 轉接頭及 MPLAB-ICD 測式電路板，ICD 內建於單晶片中，可以提供簡單的模擬和燒錄器功能，因為晶片內建偵錯電路邏輯，可以不需要額外的硬體模擬器。

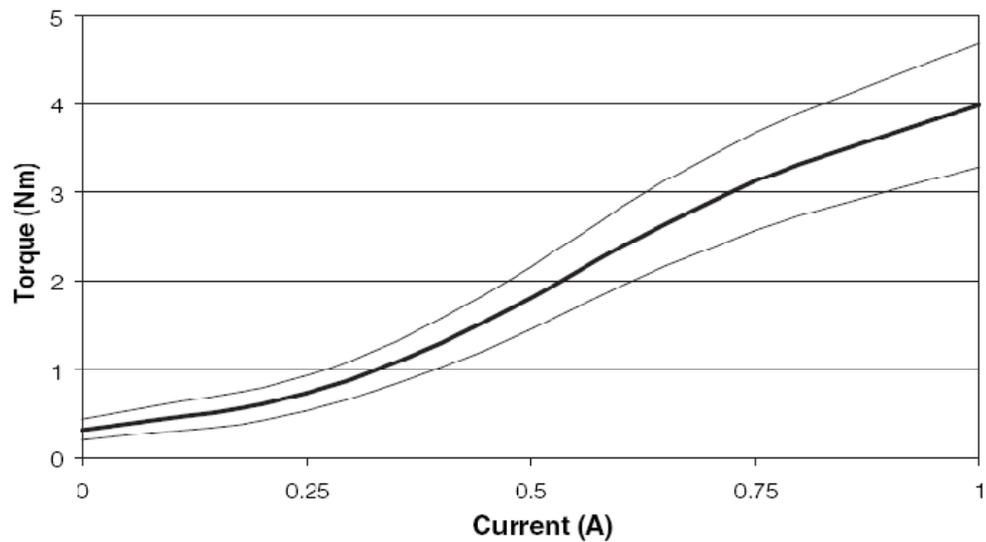
3.1.3 伺服煞車器

系統採用RD-2087-01伺服煞車器，如圖3.9(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3.9(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3.10(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3.10(b)所示，將控制器PIC18F452所輸出的PWM電壓，經由PWM電壓對RC的充放電，轉換成類比電壓後為Wonder Box Device Controller的輸入訊號，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

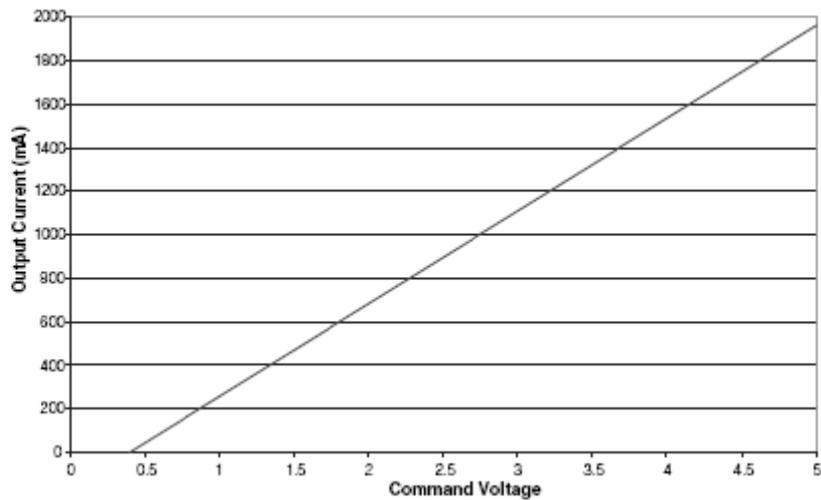


(b) 輸入電流與輸出力矩關係

圖3.9 (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 Device Controller



(b) 輸入電壓與輸出電流關係

圖 3.10 (a) Wonder Box Device Controller 和 (b) 輸入電壓與輸出電流關係 [13]

3.1.4 超音波感應器

系統採用PING超音波感應器，如圖3.11所示，為美國Parallax公司所製作，為了能夠讓使用者推著輔具在行駛中遇到障礙物可以自行避開，因此必須要得到障礙物的資訊，以距離感測器量測輔具與障礙物的相對距離，為達成量測距離的目的，故於行動輔具的門字型外圍安裝九顆超音波感測器，配置如圖3.12所示，共九顆超

音波感應器，分別在一個半圓上每隔22.5°的間隔放置一個超音波感應器。



圖3.11 PING超音波感應器

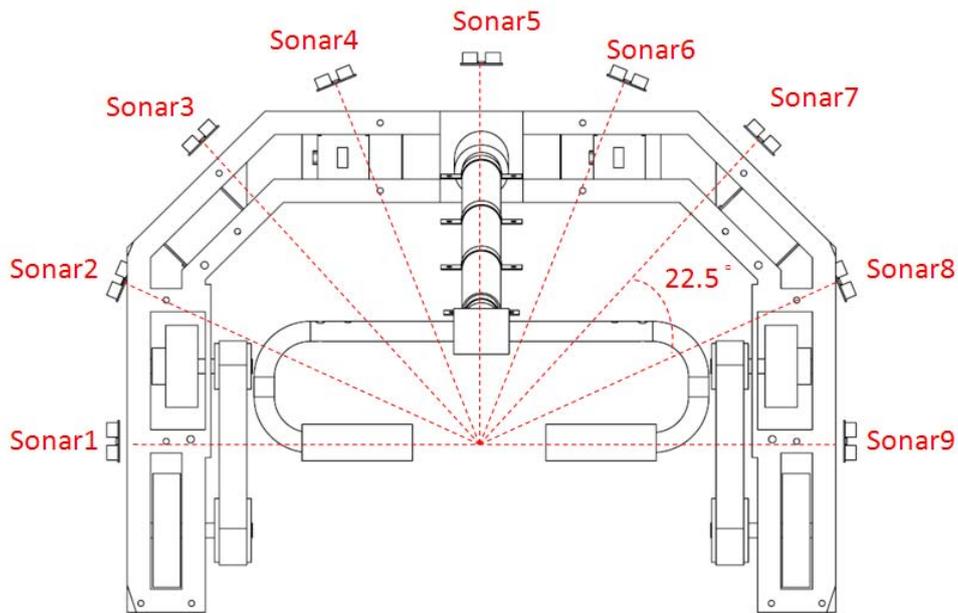


圖3.12 超音波感應器於車體配置圖

所謂音波，是指透過具有彈性與慣性的介質，例如空氣，當介質本身產生膨脹或壓縮時，則透過其分子的運動而有波動的傳播產生，因此，音波無法在真空中傳播，而一般人耳可聽到的音波頻率範圍為16 Hz~20 KHz，對於超音波的定義則有許多不同的解釋，但超音波可簡單地定義為人類聽覺所無法聽見的高頻率音波，而超音波感測器依其音波頻率的的不同而有不同用途，極高頻者 (MHz~GHz) 大多應用

於醫學方面，而頻率較低者(20 Khz~數百 Khz)一般則應用於距離的測定。超音波的強度會隨著傳送的距離而衰減，主要的原因是由於能量的散失及分布的面積越來越大的緣故，且超音波在空氣中能量的衰減和頻率成正比，當超音波頻率越高時，其衰減越嚴重。超音波感測器是利用超音波發射器發射超音波，發射出的超音波接觸到障礙物後反射超音波至超音波接收器，由其中所需的反應時間來獲得障礙物和超音波感測器間的距離，其關係式為：

$$D = V_s \times t_s / 2 \quad (3.1)$$

其中，

D ：超音波傳遞距離的一半(m)

V_s ：音速(m/s)

t_s ：時間(s)

而在空氣中音速會隨溫度(T)而變，由音速於0°C時，速度為331.31 m/s，推算在不同溫度時音速的關係式為：

$$V_s = 33.31 \sqrt{1 + \frac{T}{273.15}} \quad (3.2)$$

其中，

T ：溫度(°C)

因為Ping 感測器為雙頭反射型的超音波感測器，為求距離的精確，尚需考慮其結構上的影響，如圖3.13所示，因此實際距離應表示為：

$$X = (V_s \times t_s \times \cos \alpha) / 2 \quad (3.3)$$

其中，

X ：感測器和障礙物的距離(m)

α ：超音波入射角

但因超音波感測器的發射器和接收器相當接近，將距離X近似於距離D，因此可忽略



(3.3)式的關係，直接利用(3.1)式求得距離值即可。

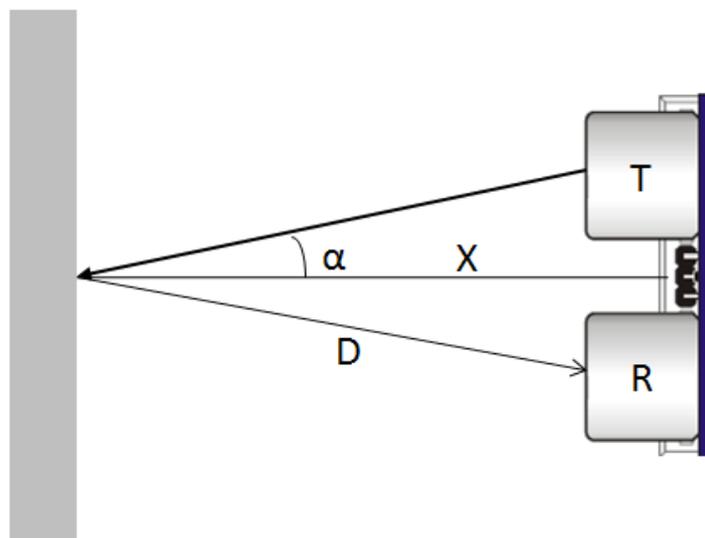


圖3.13超音波測距原理

Ping 超音波感測器所需的驅動電壓為5 Volts，其所需的電流極低，只需25 mA，超音波感測器所使用的超音波頻率為40 KHz，其作用範圍約為2cm~3m，Ping 超音波感測器所要求的輸入觸發訊號為至少10 μ s的TTL訊號，且考慮每一次超音波必須儘量不互相影響，因此每次輸入觸發訊號必須至少間隔30 ms，超音波感測器收到輸入觸發訊號後開始發射超音波，而在收到反射回來後的超音波後，會自動解算障礙物的距離並將其轉成TTL正訊號，且TTL正訊號脈寬會隨距離比例增加。

行動輔具上的九個超音波感測器，是由單晶片PIC18F452的接腳與超音波感測器的SIG 接腳連線，並定時對其進行檢測，其檢測方式如圖3.14所示[14]，首先由PIC 18F452單晶片對超音波感測器送出一個 T_{out} 脈波的觸發訊號，其範圍介於2 μ s~5 μ s，為黑色實線所示，於 $T_{HOLDOFF}$ 時間到後超音波感應器將音波發射出去，遇到障礙物後音波反彈回來，回應一個脈波 T_{in} ，為灰色實線所示，此脈波介於115 μ s~18.5ms， T_{in} 的長度取決於障礙物的距離， T_{in-min} 、 T_{in-max} 分別為感應器可以量測得最短距離與最長距離，而音頻則是使用40 KHz的頻帶。

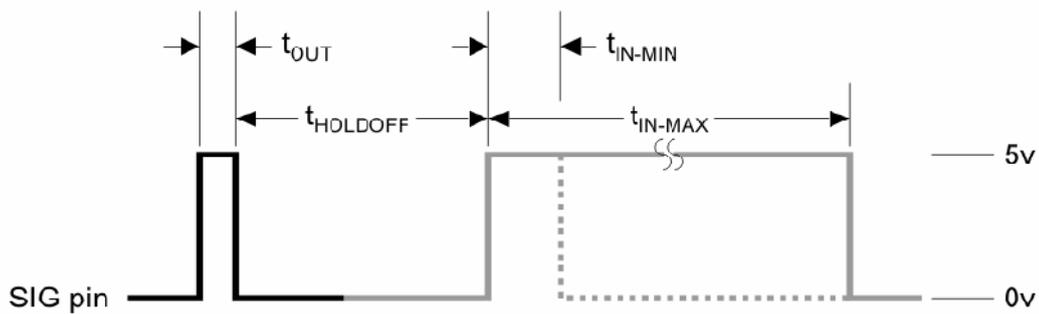


圖3.14 量測距離波形示意圖[14]

3.1.5 三軸加速度計

為了得到輔助器車身的傾斜角度，系統使用了三軸加速度計感測元件，其型號為 ADXL330，如圖 3.15 所示，是日本 Nintendo 公司所推出的家庭電視遊樂器—Wii 中所使用的動作辨識感測器，具有體積小、低耗電等特性的三軸加速度與重力感測元件，其特色如表 3.1 所示，採用固態微機電(MEMS)製程的重力感應器具有體積小、低耗電、低單價和高自主性等優點，一顆三軸重力感應器可以同時偵測三軸方向的運動，屬於自主性元件，不須靠外部輔助資訊能進行位移計算，感測三軸加速度與重力變化後，將訊號放大輸出 X、Y、與 Z 三軸的電壓變化，可從 Analog Device 網站[15]中參考簡單的功能原件，如圖 3.16 所示。

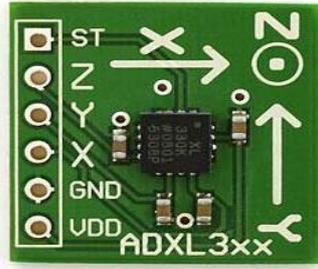


圖 3.15 加速度計感測元件 ADXL330

表 3.1 加速度計感測元件 ADXL330 特色[15]

specifications	
# of Axes	3
Range	+/- 3g
Sensitivity	300 mv/g
Sensitivity Accuracy(%)	±10n/a
Output Type	analog
Typical Band Width (kHz)	1.6kHz
Noise Density ($\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz rms}}$)	280
Voltage Supply (V)	1.8 to 3.6
Supply Current(max)	0.18mA
Temp Range($^{\circ}\text{C}$)	-25 to 70 $^{\circ}\text{C}$
Package	4mm*4mm LFCSP

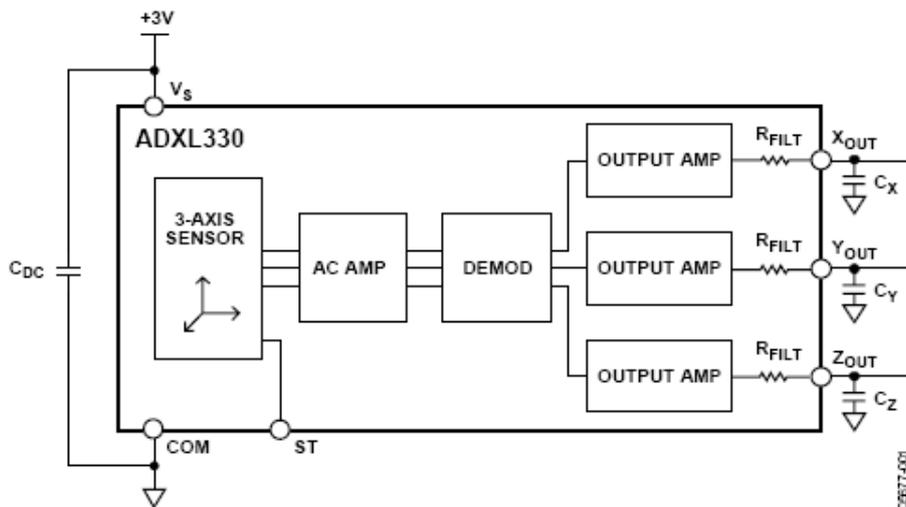


圖 3.16 加速度計感測元件 ADXL330 功能元件圖[15]

加速度的感測原理為，在感測器上的晶片上有兩片帶電板，一片固定在晶片上，另外一片以彈簧連接在第一片的板子上，如果有加速度產生，與彈簧連接的那一片帶電板，就會靠近或離開固定在晶片上的帶電板，而彈簧改變的長度跟產生的加速度兩者間存在比例關係；兩片不相連接的帶電板，就是一個平板電容，電容值與彼此的距離成反比(彈簧被壓縮時電容上升;被拉開時則電容值下降)，如此從電容變量就可以反推得到一個方向得加速度，而三軸加速度計感測器則是在晶片上採用三個互相垂直的電容量測器，以量得沿著三度空間 X、Y、Z 軸所產生的加速度。若將加速度視為傾斜角度來使用，必須經由轉換公式獲得傾斜角，輸出傾斜角之公式為(3.4)式與(3.5)式：

$$\begin{cases} \theta_x = \sin^{-1}(x_a / 1g) & (3.4) \\ \theta_y = \sin^{-1}(y_a / 1g) & (3.5) \end{cases}$$

其中，

θ_x 、 θ_y 分別為旋轉角(roll angle)與俯仰角(pitch angle)

x_a 、 y_a 分別為兩軸加速度計的輸出重心加速度



3.1.6 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，使得伺服煞車器擁有定位的功能，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3.17為編碼器實體圖，加裝於伺服煞車器上，如圖3.18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3.19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。



圖3.17 軸編碼器實體圖



圖3.18 軸編碼器加裝於伺服煞車器

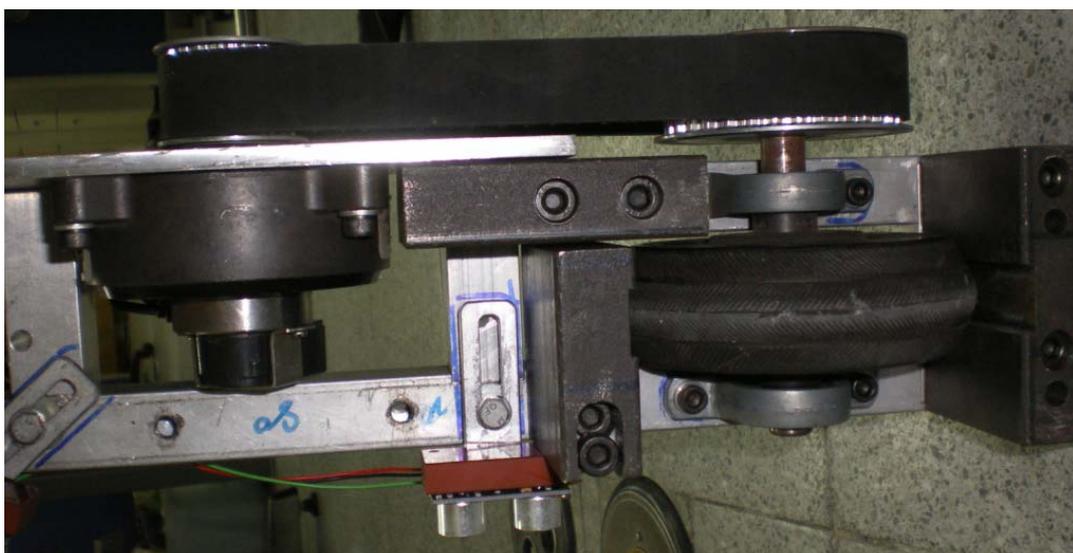


圖 3.19 伺服煞車器、軸編碼器、皮帶輪與後輪配置

第四章

實驗與分析

為了驗證本論文所設計的輔助器i-go，在環境感測上，能夠達到避障與重力補償之任務，其中避障所採用的模糊控制器，能在未知環境中指引老人行走路徑，不會因為碰撞而發生危險；在重力補償系統，能夠幫助老人在斜坡上行走，輔助器不會因為坡度而下滑，以增加安全性，我們設計以下兩組實驗，以驗證所提出的控制器能有效的避障與重力補償，將在4.1節介紹避障實驗設計與分析，在4.2節，則介紹重力補償實驗。

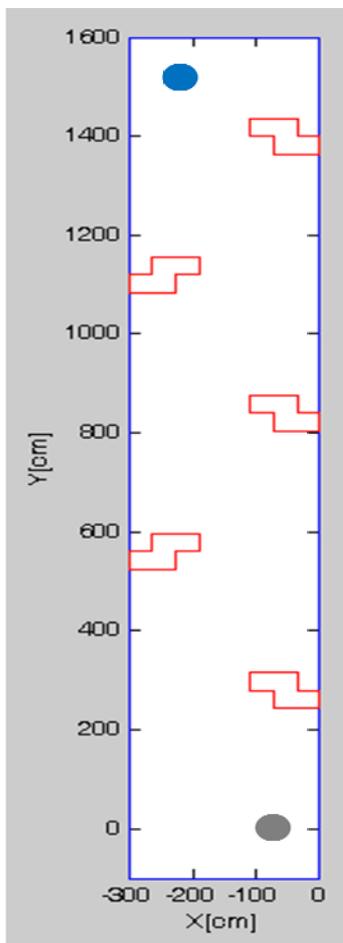
4.1 避障實驗



此實驗設計是為驗證所提出的避障模糊控制器，能夠有效地避開障礙物，指引老年人正確行走方向，由於所設計之輔助器是給老人或殘障人士所使用，若年輕的測試者以張開眼睛的方式進行，難度不夠高，所以實驗採用蒙眼方來進行模糊控制器避障的驗證。場景設計中之通道寬度約為3 m，模擬場景如圖4.1(a)所示，紅色實線為障礙物所在位置，共設置五組障礙物，起點與終點分別為灰色與藍色圓點，實際場景如圖4.1(b)所示。我們要求受測者以蒙眼的方式推著輔助器在走廊上行走，並且在行進的路程中，觀察使用者推著輔助器在走廊通道上閃避障礙物之行為表現是否良好，實驗中找了4位受測者做實驗，年齡介於24~28歲，受測者資料如表4.1所示。

表4.1 避障實驗受測者資料

受測者	性別	年齡	身體狀況
A	男	28	四肢健全
B	男	24	四肢健全
C	男	27	四肢健全
D	男	24	四肢健全



(a)模擬場景



(b)實際場景

圖4.1 閃避障礙物實驗場景：(a)模擬場景和(b)實際場景

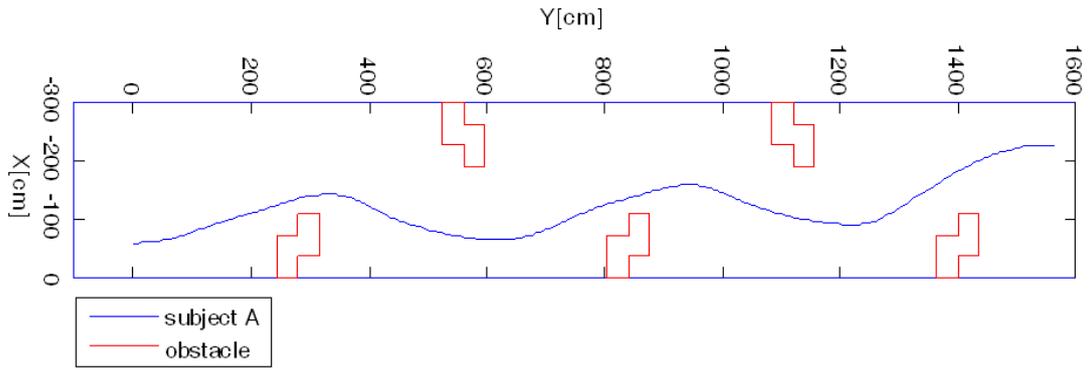
使用者以矇眼方式推著輔具，施予輔具手把上一個正y方向的力，同時由超音波感應器收集環境的資訊至避障模糊控制器中，然後輸出煞車力/煞車力矩(f_b

$/n_b$)來改變輔助器運動方式，在第二章所提到伺服煞車器輸出的力矩所影響輔助器整體的煞車力/力矩之間的關係式，將其(2.12)式展開後得到(4.1)式：

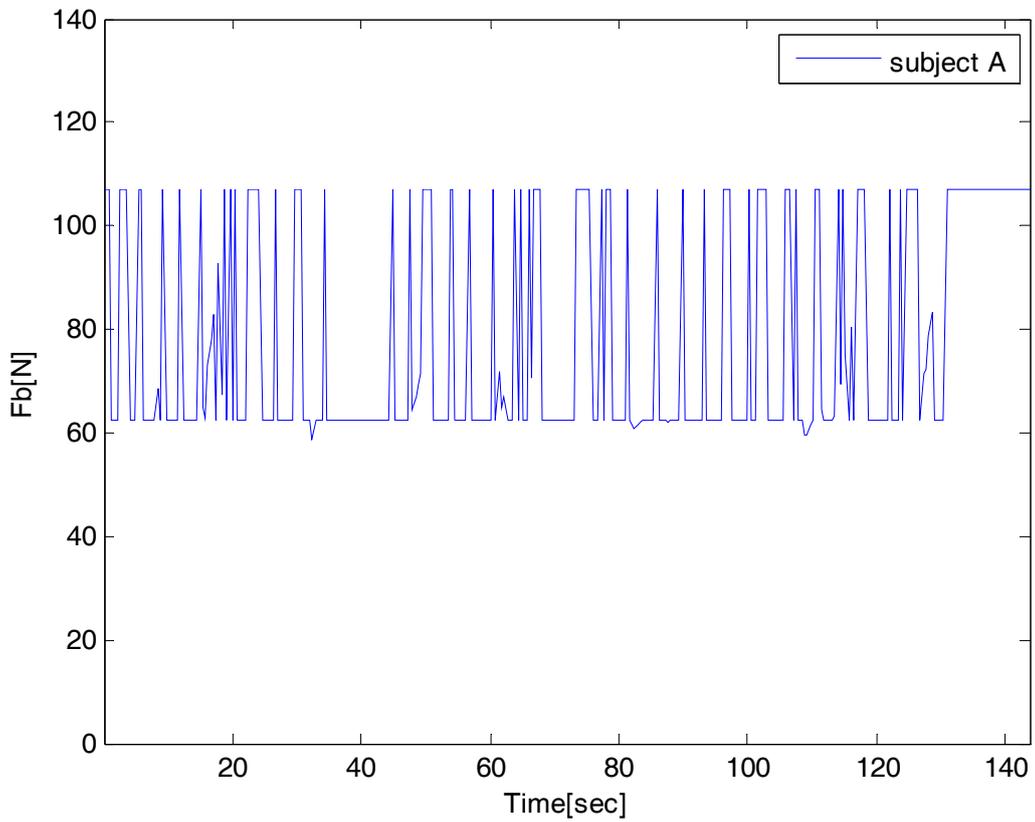
$$T_b = \begin{bmatrix} t_{br} \\ t_{bl} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} & \frac{r}{2b} \\ \frac{r}{2} & -\frac{r}{2b} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_b \\ n_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{r}{2} f_b + \frac{r}{2b} n_b \\ \frac{r}{2} f_b - \frac{r}{2b} n_b \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

由上式可知 f_b 主要提供輔助器兩輪一個正y方向的煞車力， n_b 使得兩輪輸出煞車力矩(t_{br} 、 t_{bl})不相同，使得操作者推著輔助器將產生轉向，當 n_b 為正時，右輪輸出煞車力矩為 f_b 所產生之正向煞車力再加上一個煞車力矩，而左輪輸出煞車力矩為 f_b 所產生之正向煞車力再減上一個煞車力矩，導致右輪煞車力矩比左輪大，所以當使用者施予一個正y的力在輔助器手把上，輔助器將會右轉；相反的，當 n_b 為負時，使用者施予一個正y方向的力，輔助器將會左轉。

實驗結果如圖4.2所示，圖4.2(a)為受測者A行走之軌跡，圖4.2(b)、圖4.2(c)分別為受測者A行走時模糊控制器輸出之正向煞車力 f_b 、煞車力矩 n_b ，圖4.2(d)為受測者A行走之速度，圖4.2(e)受測者A行走時之兩輪各別輸出的煞車力矩。從圖4.2(a)行走軌跡中驗證了所提出的避障模糊控制器能夠有效作用，指引老年人正確行走路徑，達到閃避障礙物任務；在圖4.2(b)中模糊控制器所輸出之正向煞車力 f_b 都在一個區間內(約64 N~108 N)，那是因為所設計的實驗場景中障礙物之間距離所導致，其中走道的寬度為3 m與每組障礙物之間距離為2.8 m，在行進過程中，左右群組的超音波感應器所感測的範圍(Dleft和Dright)會限制在走道寬度3m之間，由於每顆超音波感應器的波束角(beam angle)為22.5°，前面群組(Dfront)有3顆超音波感應器其波束角共為67.5°，感測角度範圍大，所以前方超音波感測器群組會限制在2.8m之間，導至正向煞車力 f_b 都在一個區間內。

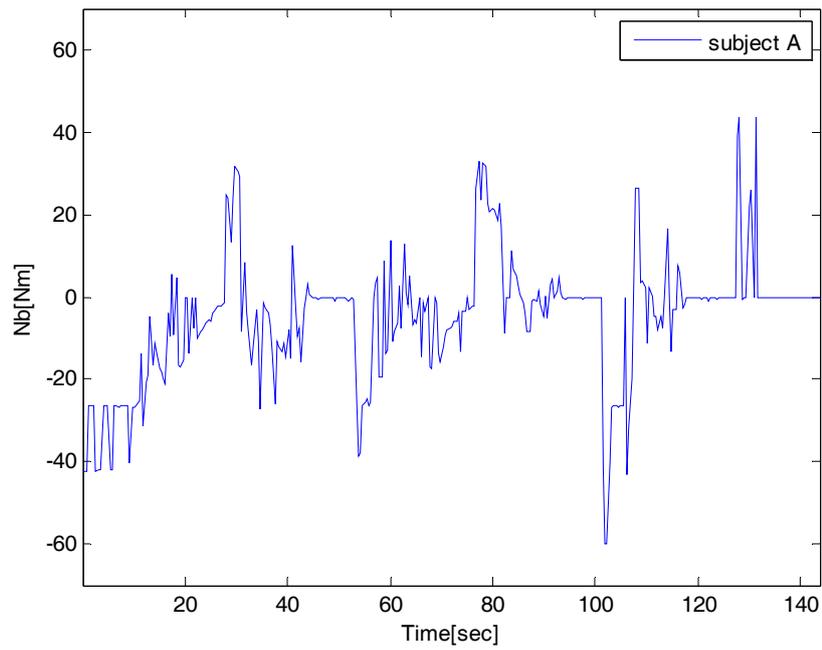


(a) 軌跡

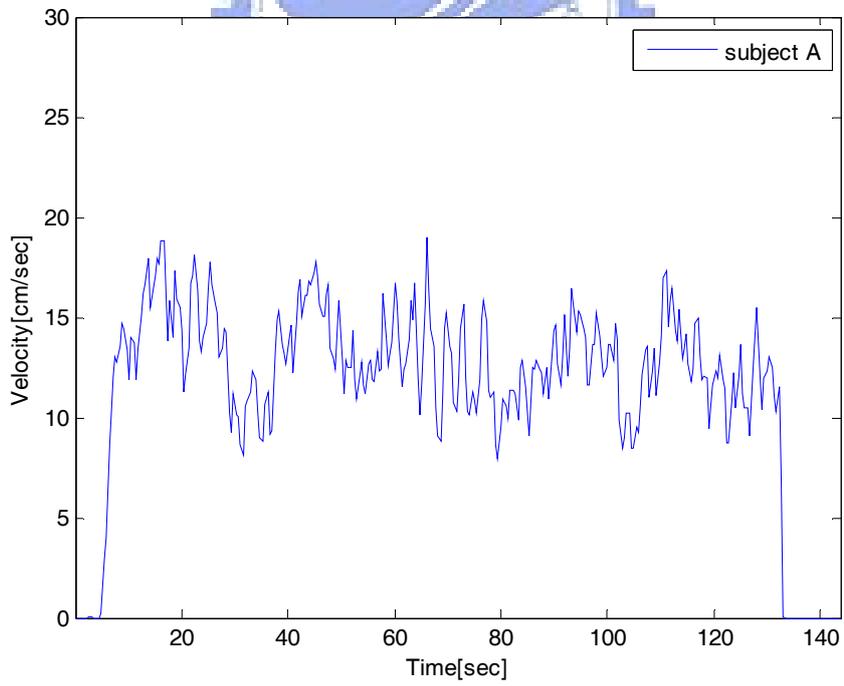


(b) 正向煞車力 f_b

圖4.2 受測者A行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)之兩輪輸出煞車力矩(續)

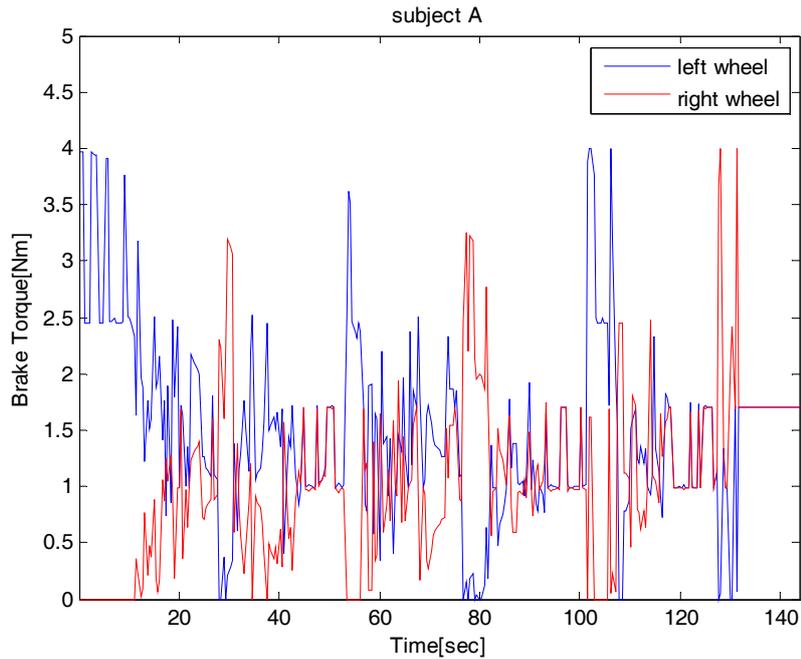


(c)煞車力矩 n_b



(d)速度

圖4.2 受測者A行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)之兩輪輸出煞車力矩(續)



(e) 兩輪輸出煞車力矩

圖4.2 受測者A行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)之兩輪輸出煞車力矩

我們根據實驗結果加以討論，以受測者A來說，當使用者推著輔助器，通過所設置的障礙物的走道時，改變輔助器行進方向的主要原因，是受到避障模糊控制器輸出之 n_b 所影響，在此加以說明，討論 n_b 與行走軌跡之時間點關係，分別將時間點以20為秒間隔等分為7段，如圖4.3與圖4.4所示，在圖4.3中行走軌跡在0秒~20秒時，其對應到圖4.4中模糊控制器所輸出 n_b 的0秒~20秒，依序以此類推。另外受測者A以矇眼方式推過所設置之障礙物情形，如圖4.5所示，且將受測者A行走時依據時間分成：

0 sec~20sec：一開始在起始位置時，超音波偵測輔助器右邊較靠近牆，模糊控制器輸出之煞車力矩 n_b 為負，使用者推著輔助器將慢慢向左邊修正，如圖4.5 (a)所示。

20 sec~40sec：在靠近第一個障礙物時，此時模糊控制器輸出之 n_b 為小負，輔助器小幅度向左修正以閃過第一個障礙物，如圖4.5 (b)所示。閃過

第一個障礙物後，超音波偵測左前方有障礙物，此時 n_b 為正，將慢慢向右修正，如圖4.5 (c)所示，最後 n_b 為負，向左修正到可以通過第二個障礙物通道的中間，如圖4.5 (d)所示。

40 sec~60sec：一開始 n_b 幾乎為零，使用者推著輔助器以直線通過第二個障礙物，如圖4.5 (e)所示。通過第二個障礙物後，超音波偵測右前方有障礙物，為了閃避第三個障礙物，此時 n_b 為負，輔助器向左修正。

60 sec~80sec：超音波偵測右前方第三個障礙物，此時 n_b 為小負，輔助器慢慢向左修正，以通過第三個障礙物，如圖4.5 (f)所示；通過第三個障礙物後，超音波偵測左前方有障礙物，此時 n_b 為正，輔助器向右修正，如圖4.5 (g)所示。

80 sec~100sec：為了閃避第四個障礙物，此時 n_b 為正，輔助器向右修正到可以通過第四個障礙物走道的中間，如圖4.5 (h)所示；最後 n_b 幾乎為零，以直線方式通過第四個障礙物，如圖4.5 (i)所示。

100 sec~120sec：超音波偵測右前方有障礙物，此時 n_b 為負，輔助器向左修正，修正至可以通過第五個障礙物走道中央，如圖4.5 (j)所示；最後 n_b 幾乎為零，輔助器以直線方式通過第五個障礙物，如圖4.5 (k)所示。

120 sec~140sec：通過第五個障礙物後，此時 n_b 為正，輔助器修正到走道中央，最後到達目的地，如圖4.5 (l)所示。

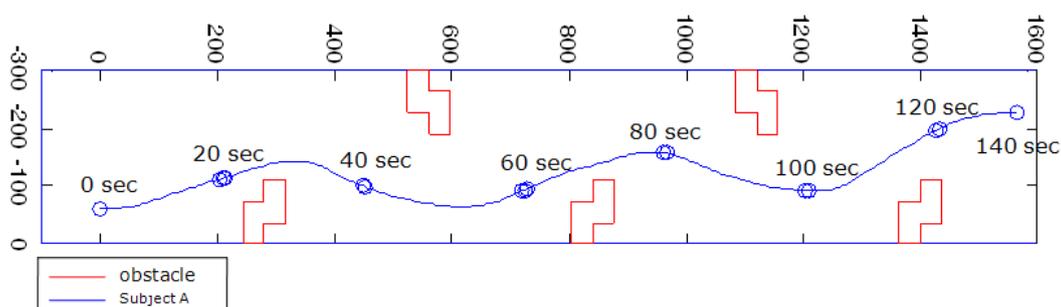


圖4.3 受測者A行走軌跡之時間點

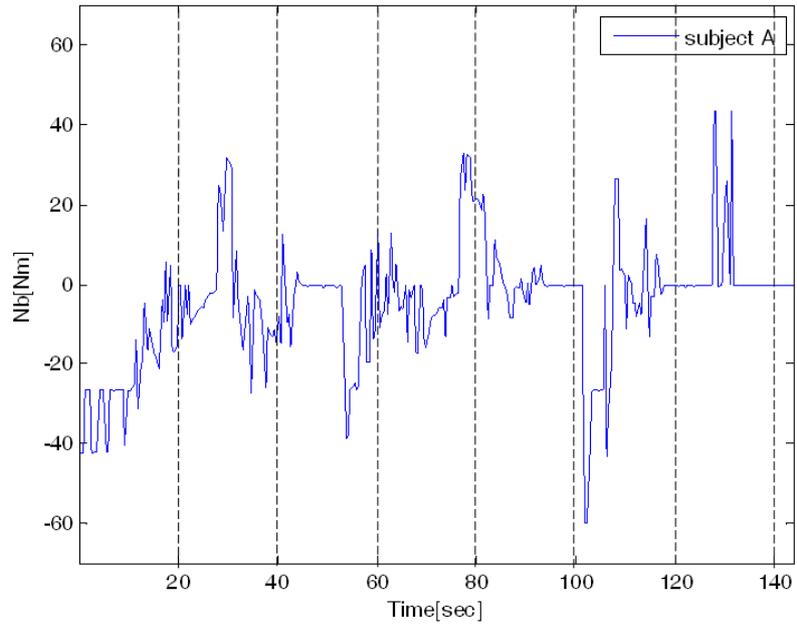
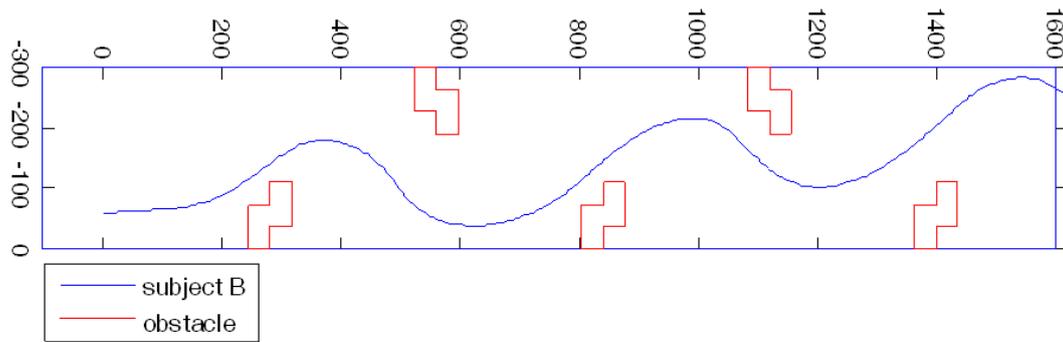


圖4.4 模糊控制器輸出之煞車力矩 n_b 之時間點

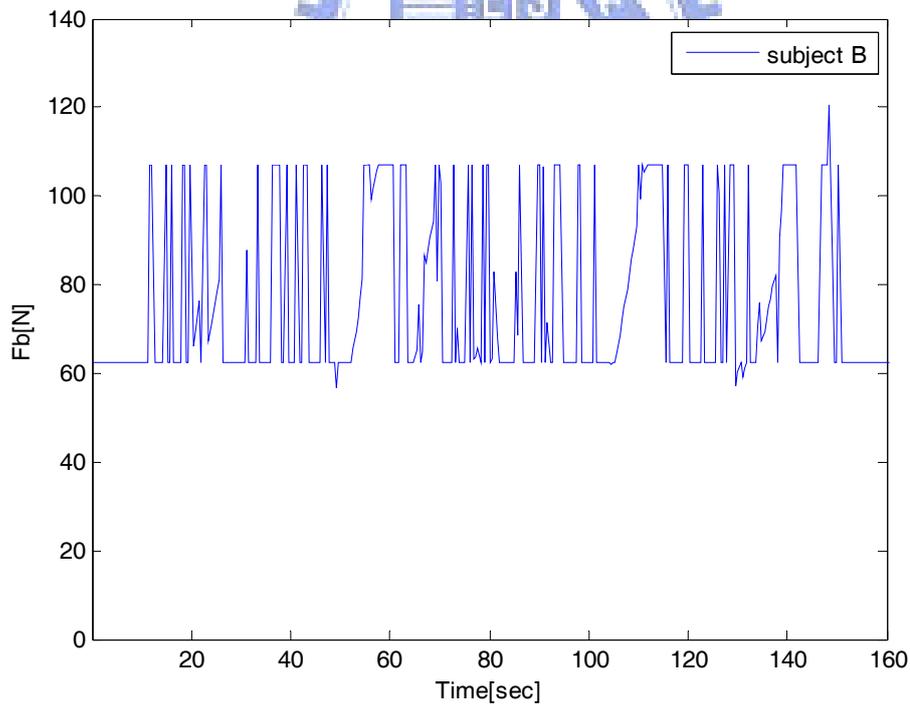


圖4.5 受測者A閃避障礙物

圖4.6、圖4.7和圖4.8分別為受測者B、C和D行走之軌跡、模糊控制器輸出之煞車力 f_b/n_b 、速度和兩輪各別輸出的煞車力矩。大致上與受測者A的情形相同，不同的受測者都可以在蒙眼的狀態下，推動i-go，並避開所設置的障礙物。實驗結果證明，i-go的避障模糊控制器，能有效幫助老年人行走。



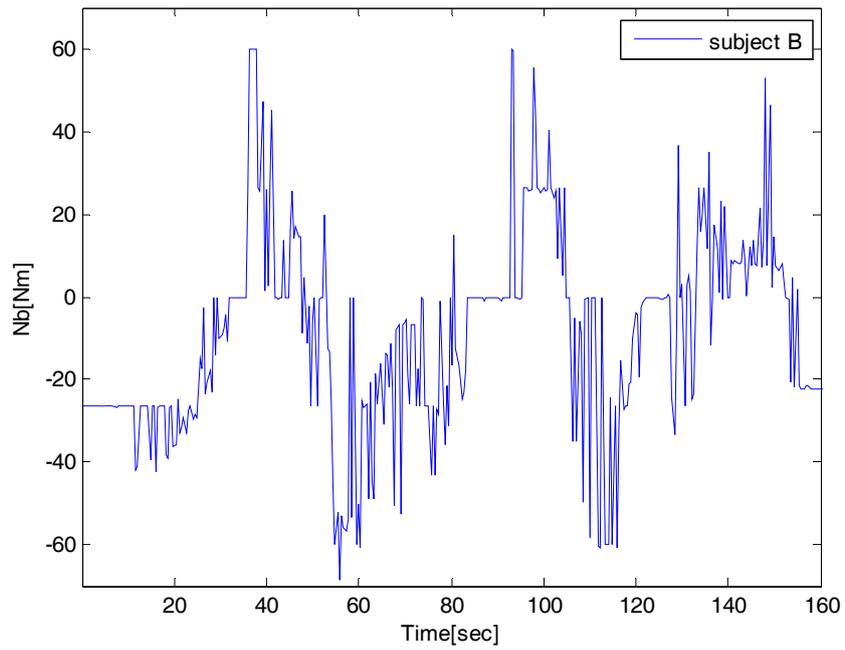
(a) 軌跡



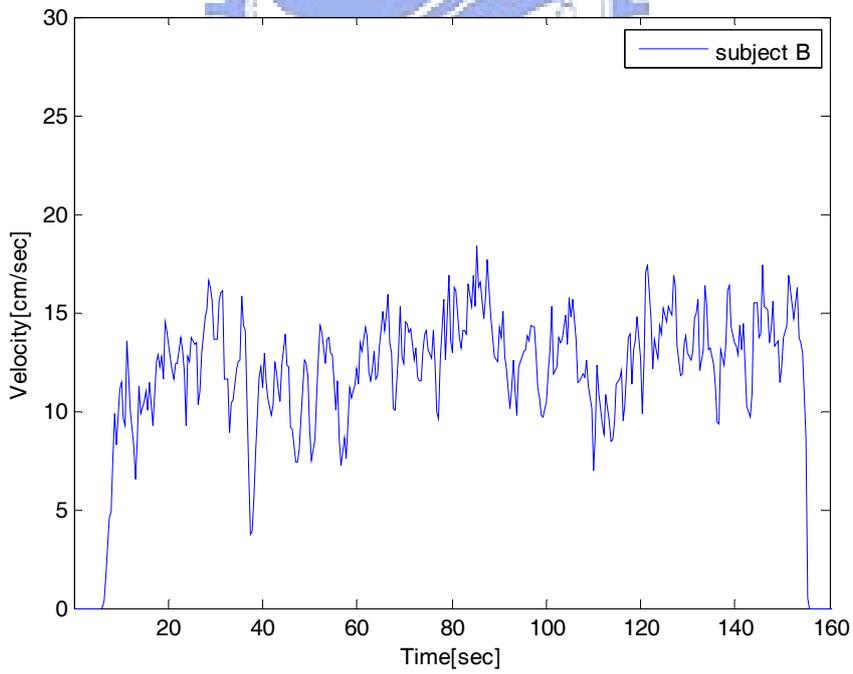
(b) 正向煞車力 f_b

圖4.6 受測者B行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，

(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)兩輪輸出煞車力矩(續)

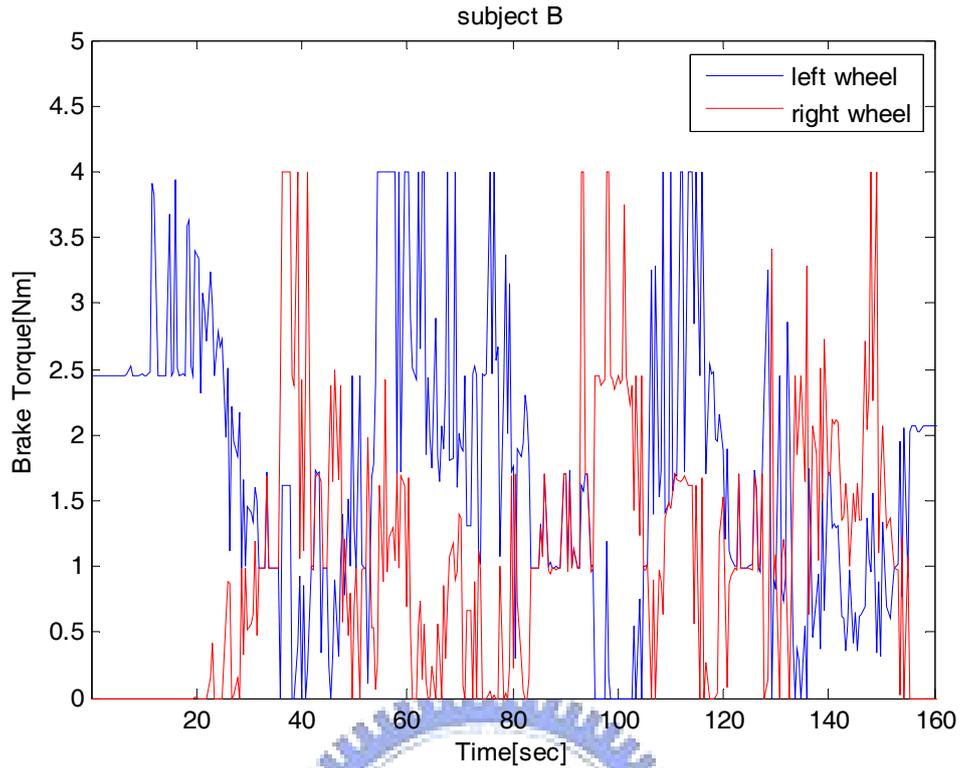


(c)煞車力矩 n_b



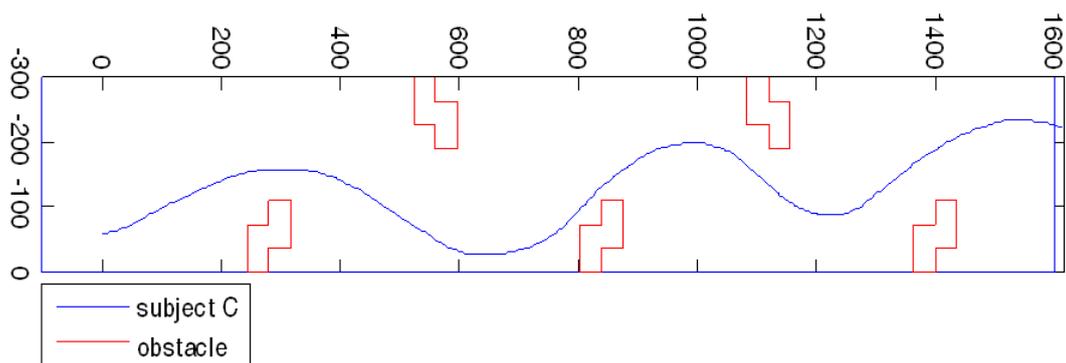
(d)速度

圖4.6 受測者B行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)兩輪輸出煞車力矩(續)



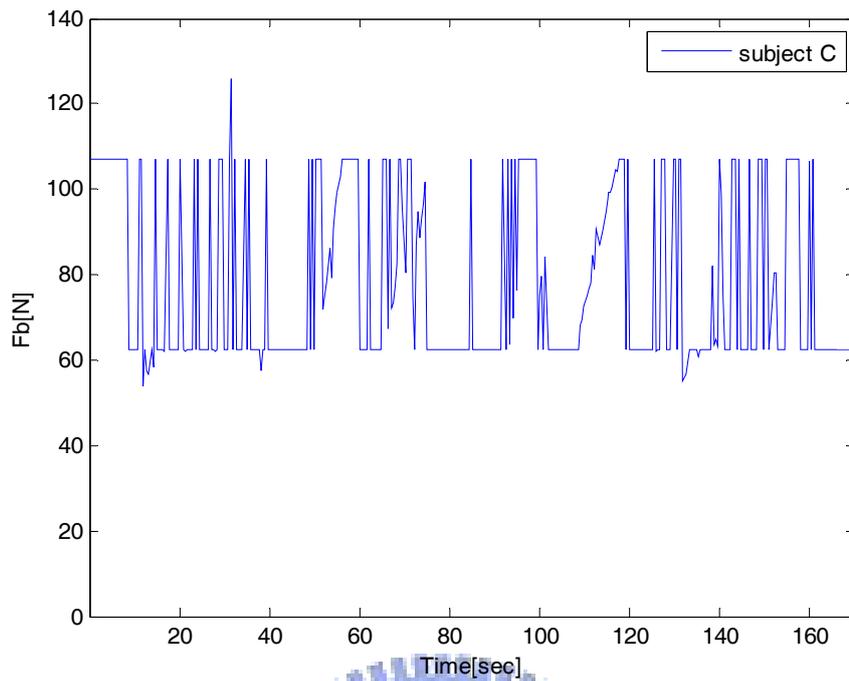
(e) 兩輪輸出煞車力矩

圖4.6 受測者B行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)兩輪輸出煞車力矩

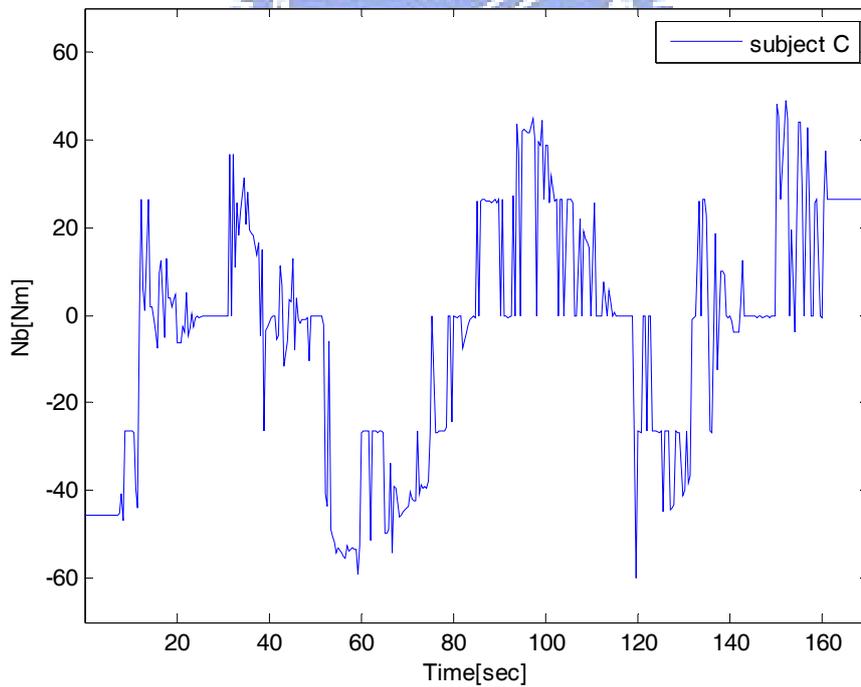


(a) 軌跡

圖4.7 受測者C行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(b)煞車力矩 n_b ，(c)速度，和(d)兩輪輸出煞車力矩(續)

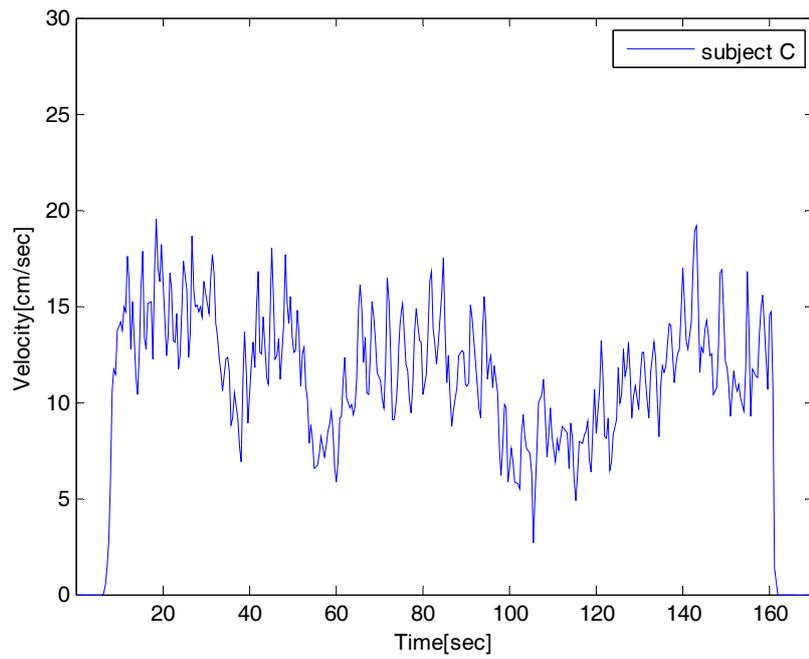


(b) 正向煞車力 f_b

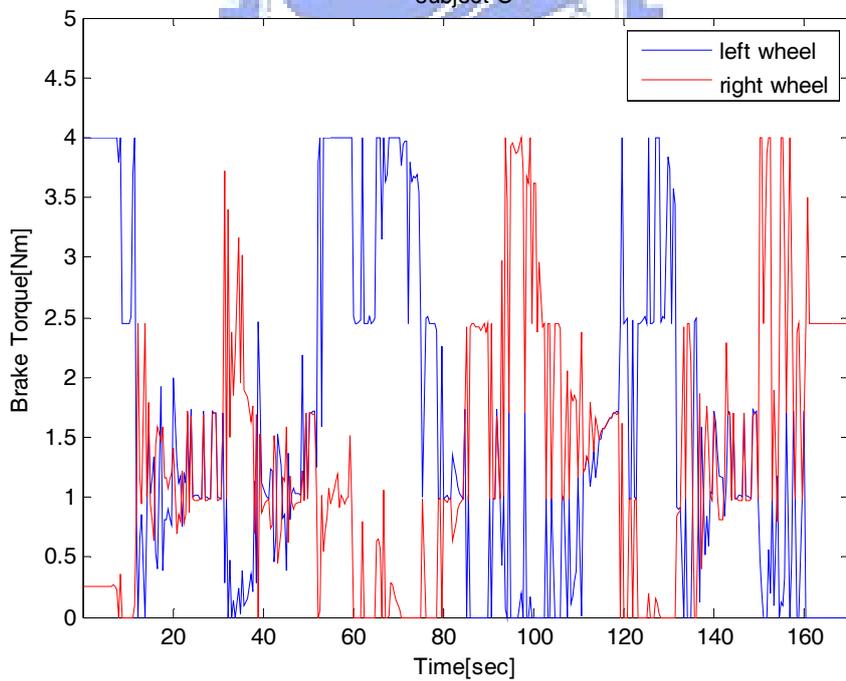


(c) 煞車力矩 n_b

圖4.7 受測者C行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(b)煞車力矩 n_b ，(c)速度，和(d)兩輪輸出煞車力矩(續)

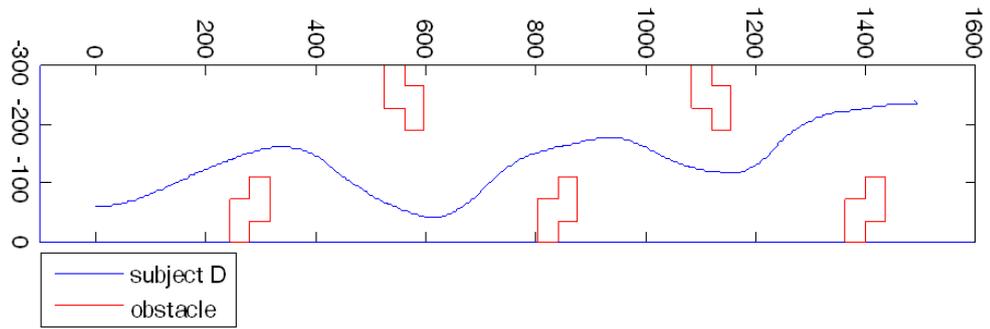


(d)速度

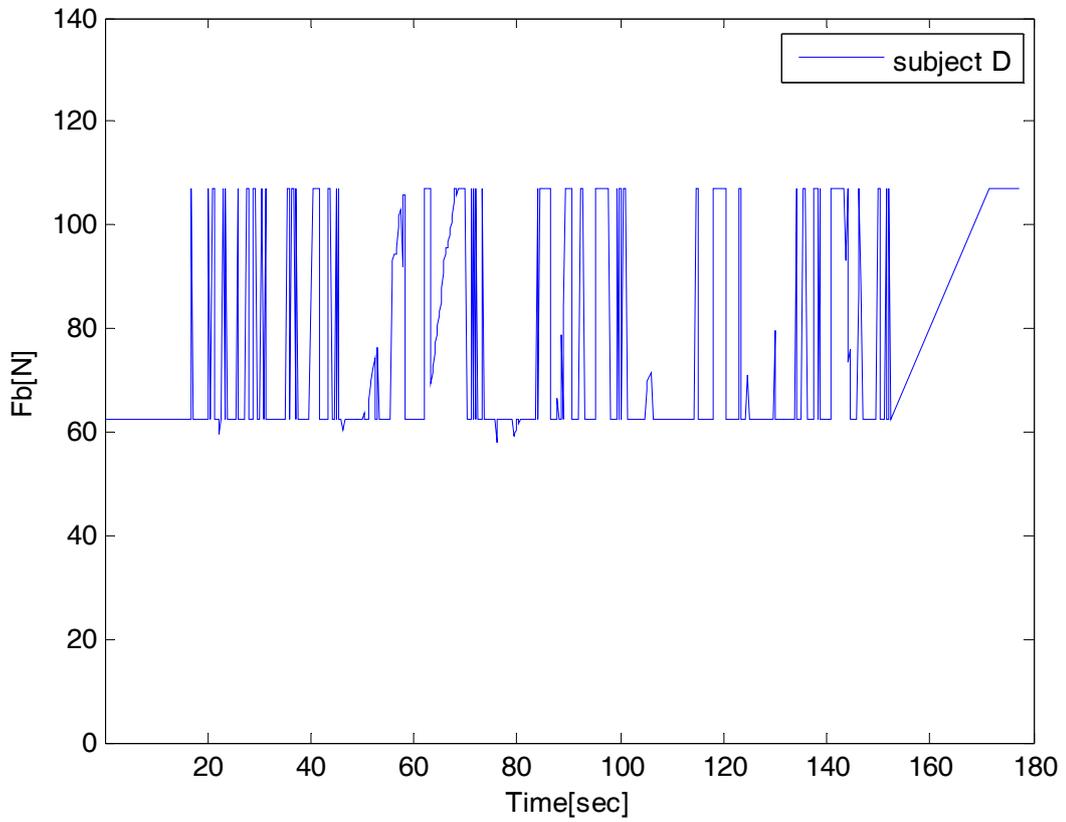


(e)兩輪輸出煞車力矩

圖4.7 受測者C行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)兩輪輸出煞車力矩



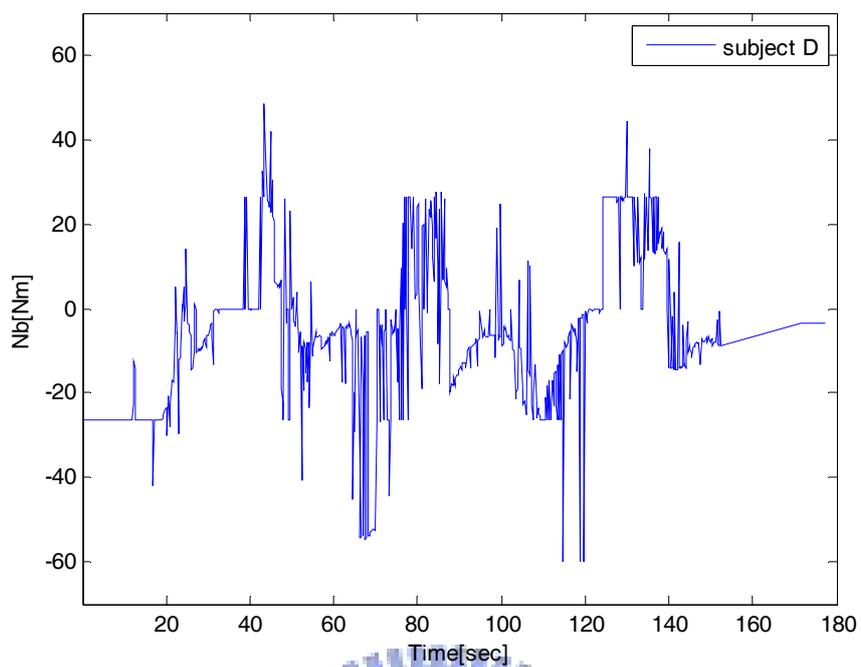
(a) 軌跡



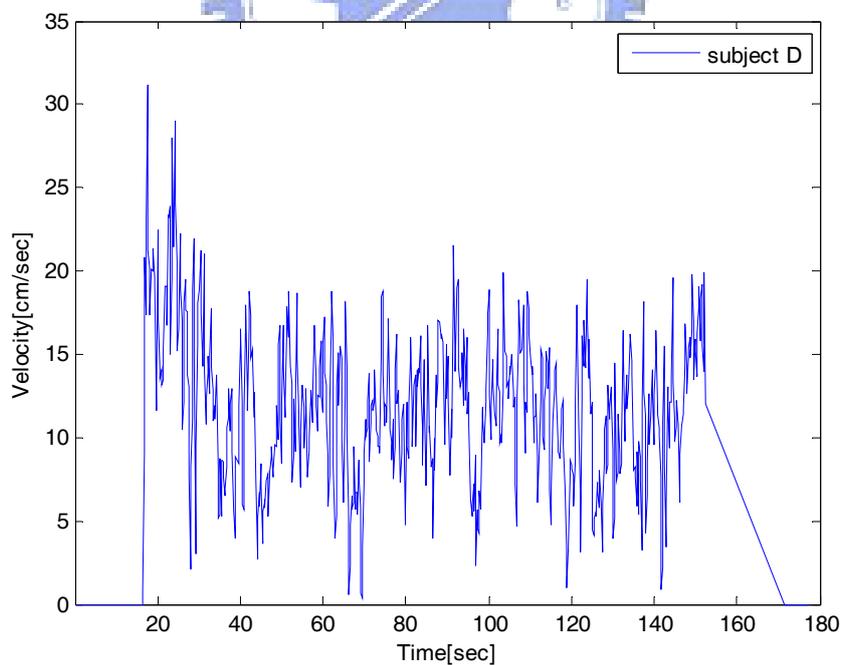
(b) 正向煞車力 f_b

圖4.8 受測者D行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，

(b) 煞車力矩 n_b ，(c) 速度，和(d) 兩輪輸出煞車力矩(續)

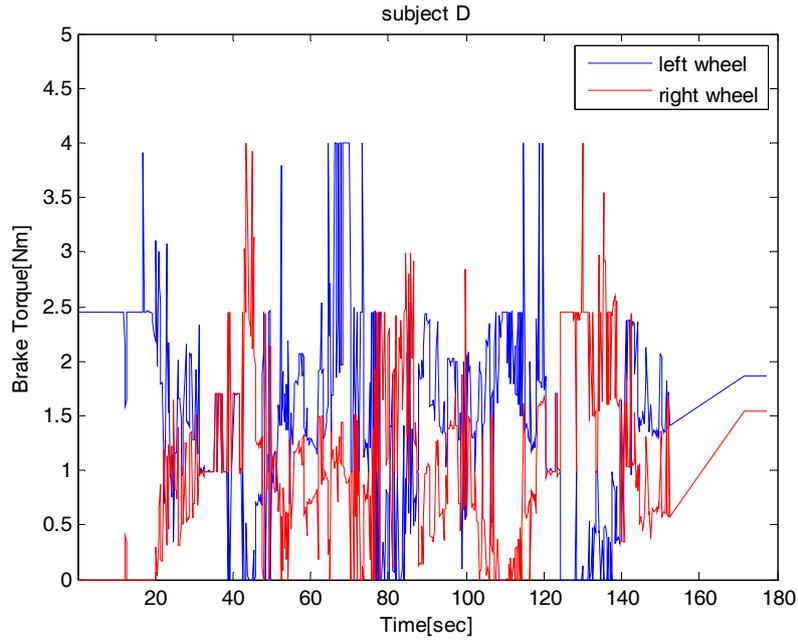


(c)煞車力矩 n_b



(d)速度

圖4.8 受測者D行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(b)煞車力矩 n_b ，(c)速度，和(d)兩輪輸出煞車力矩(續)



(e) 兩輪輸出煞車力矩

圖4.8 受測者D行走時之(a)軌跡，(b)正向煞車力 f_b ，
(c)煞車力矩 n_b ，(d)速度，和(e)兩輪輸出煞車力矩

圖4.9為四個受測者以矇眼方式行走通過所設置障礙物走道的軌跡，由此驗證所提出的模糊控制器可以成功執行任務，完成閃避障礙物實驗；然而四個受測者所行走的軌跡有些不相同，那是因為每個人所施的力大小不同所導致，所以避障模糊控制器輸出之 f_b 、 n_b 也不相同。結果顯示，使用者可以矇眼方式推著輔助器通過所設置的障礙物，驗證了所提出的避障模糊控制器，能有效的指引老年人在未知的環境中閃避障礙物。

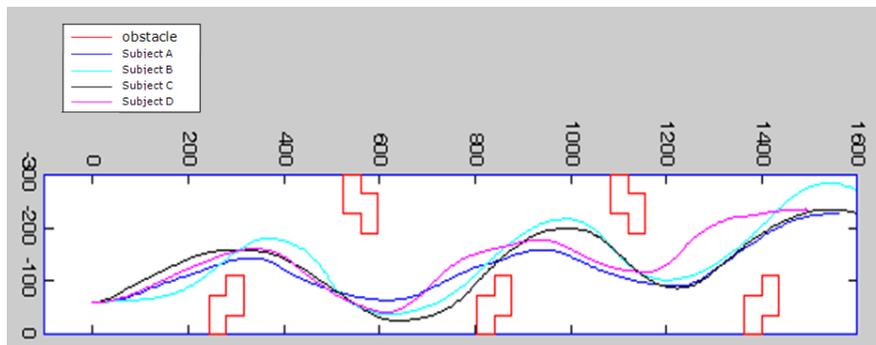


圖4.9 四個受測者行走軌跡

4.2 重力補償實驗

為了驗證所提出重力補償系統，輔助器是否在不同傾斜的斜坡上，依然能夠有效補償地心引力影響，我們設計以下之實驗一與實驗二，先將輔助器置於木板上，讓拖板車緩慢升高改變木板傾斜角度，模擬輔助器在不同傾斜角度的斜坡上運作；接著我們設計了實驗三~實驗六，測試當受測者推i-go在戶外殘障坡道上的情形，以進行重力補償系統的驗證。

實驗一：利用拖板車與木板偵測『仰俯角』變化之重力補償

實驗設置如圖4.10所示，利用到拖板車與木板，木板長、寬分別為245 cm與122 cm，先將輔助器正y方向平行於木板的長邊置於木板上，木板置於拖板車上起始高度為15 cm，角度約 3.5° ，當拖板車上升至最高為34 cm，角度約 8° ；我們將拖板車緩慢升高產生輔具仰俯角變化，當上升至最高時，停下來10秒保持相同角度，最後將木板迅速下降至原來高度，來模擬不同角度變化。在偵測仰俯角變化的實驗中，圖4.11(a)為三軸加速度計讀取到仰俯角的變化值，圖4.11(b)為地心引力補償評估器所估測的反地心引力，圖4.11(c)為輔助器速度隨時間的變化值。當拖板車緩慢升高時，產生輔助器仰俯角變化，三軸加速度計所偵測的角度為負緩慢變小，此時地心引力評估器所估測的反地心引力慢慢變大，以克服重力影響，從輔助器的速度幾乎為零，可以驗證所提出重力補償系統是有效的。

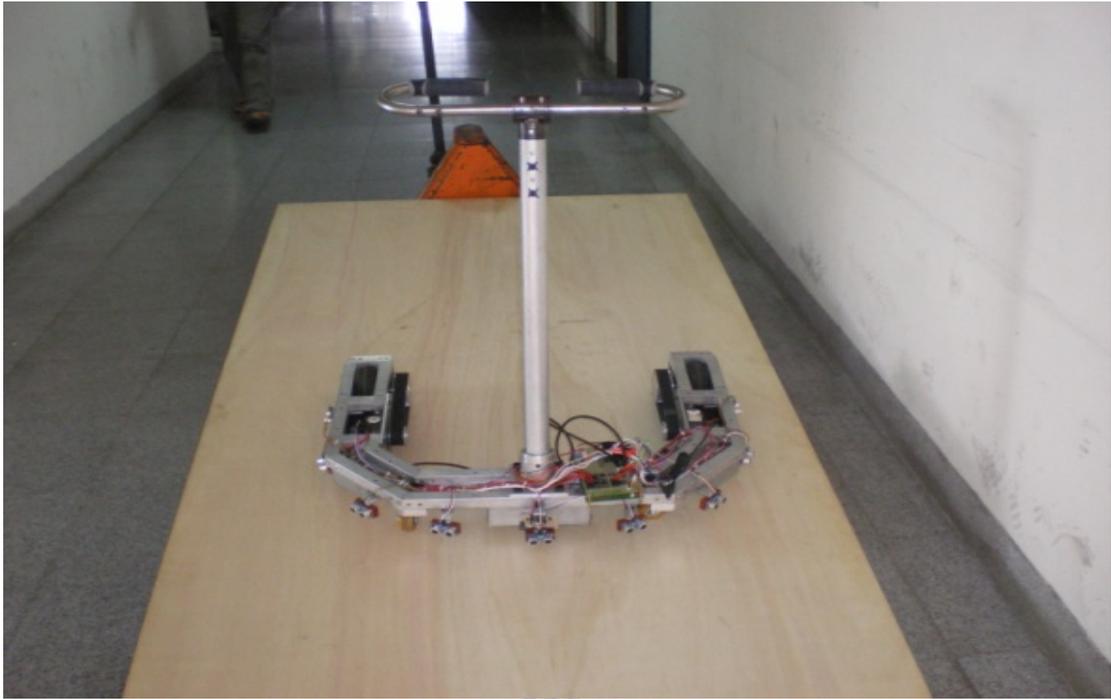
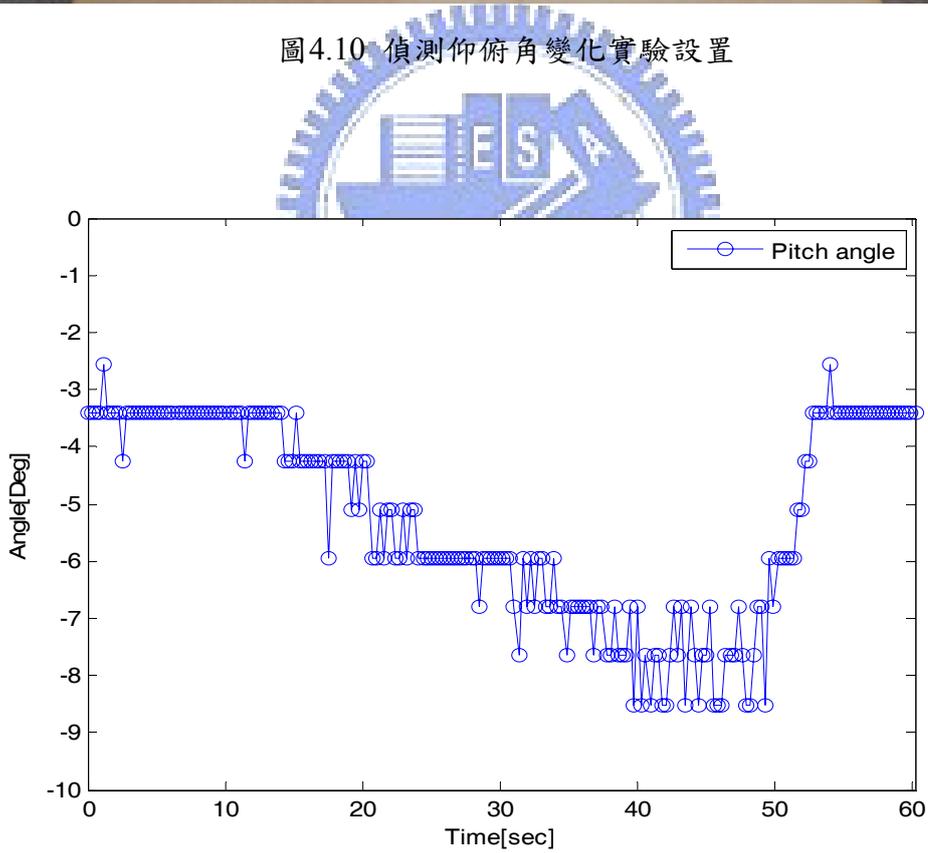


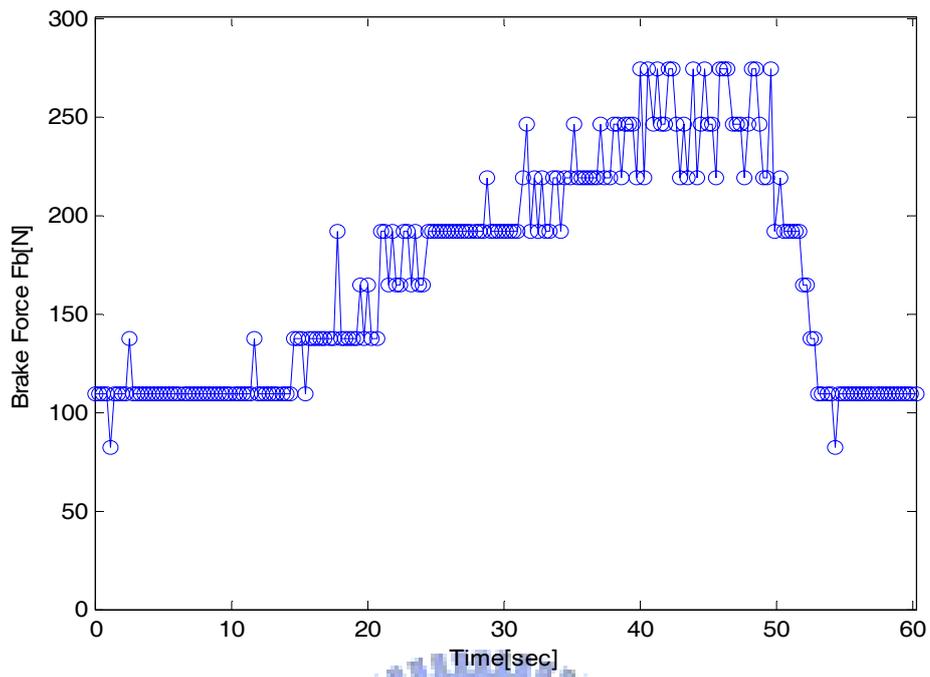
圖4.10 偵測仰俯角變化實驗設置



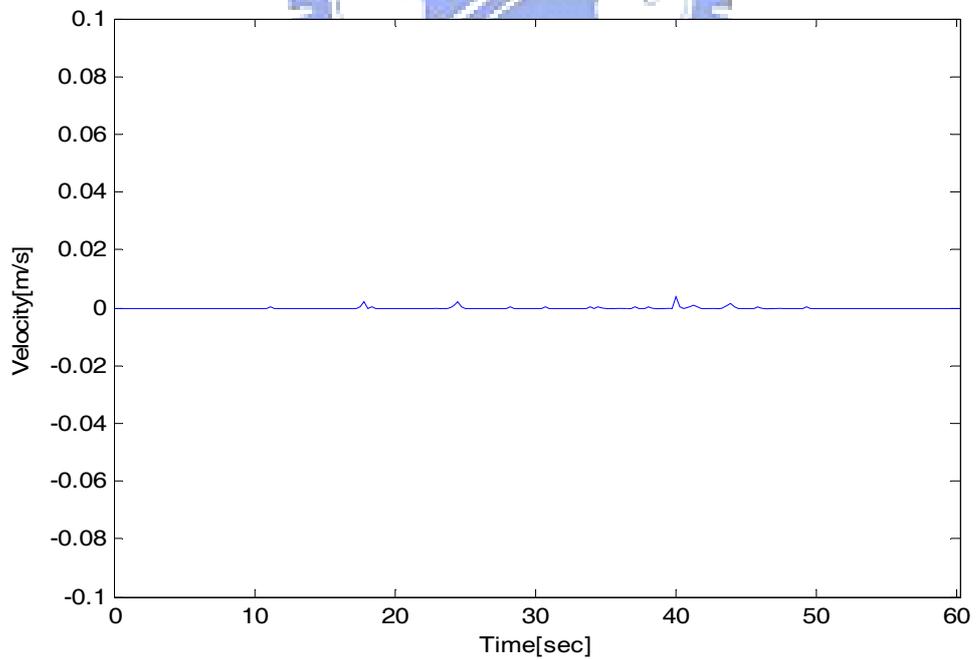
(a)仰俯角變化

圖4.11 偵測仰俯角變化實驗之(a)仰俯角變化，

(b) 正向煞車力 F_b ，和(c)輔助器速度(續)



(b) 正向煞車力 F_b



(c) 輔助器速度

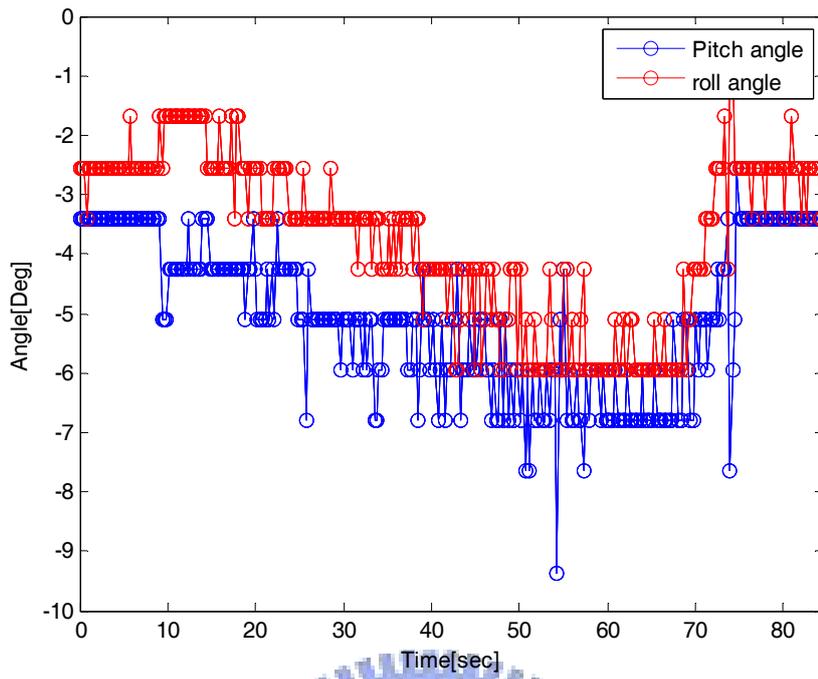
圖4.11 偵測仰俯角變化實驗之(a)仰俯角變化，
(b) 正向煞車力 F_b ，和(c)輔助器速度

實驗二：利用拖板車與木板偵測『俯仰角』與『旋轉角』變化之重力補償

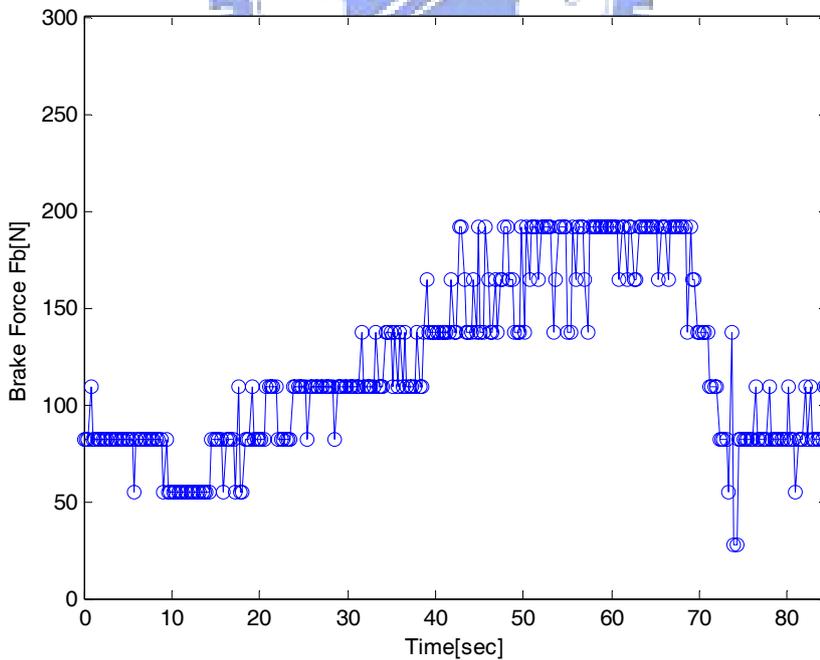
實驗設置如圖4.12所示，將輔助器傾斜 45° 角置於木板上，將拖板車緩慢升高產生輔具俯仰角與旋轉角變化。在我們偵測仰俯角與旋轉角變化的實驗中，圖4.13(a)為三軸加速度計讀取到仰俯角與旋轉角的變化值，圖4.13(b)為地心引力補償評估器所估測的反地心引力，圖4.13(c)為輔助器速度隨時間的變化值。當拖板車緩慢升高時，產生輔助器仰俯角與旋轉角變化，三軸加速度計所偵測的仰俯角與旋轉角為負緩慢變小，此時地心引力評估器所估測的反地心引力緩慢變大，以克服重力影響，從輔助器的速度幾乎為零，可以驗證所提出重力補償系統是有效的。



圖4.12 偵測仰俯角與旋轉角變化實驗設置



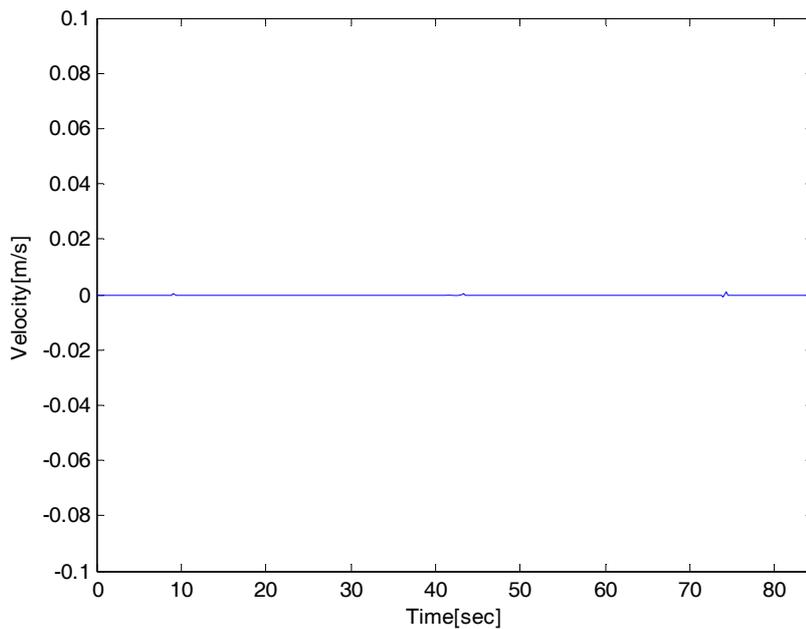
(a) 仰俯角與旋轉角變化



(b) 正向煞車力 F_b

圖4.13 偵測仰俯角與旋轉角變化實驗之(a)仰俯角與旋轉角變化，

(b) 正向煞車力 F_b ，和(c)輔助器速度(續)



(c) 輔助器速度

圖4.13 偵測仰俯角與旋轉角變化實驗之(a)仰俯角與旋轉角變化，
(b) 正向煞車力 F_b ，和(c)輔助器速度

實驗三：實際殘障坡道下坡時，偵測『俯仰角』變化之重力補償

由兩位受測者實際推著輔具到殘障坡道上測試，因為並無受測者個體差異，只是為了驗證當操作者在斜坡中將手放開，輔具是否達到止滑功能，所以實驗中只找了兩位受測者來進行驗證。殘障坡道傾斜角度為 5° ，使用者起初在水平的地面上，以直行方式往下推，其間三軸加速度計偵測車身俯仰角變化，地心引力補償評估器計算反地心引力大小，再由伺服煞車器補償地心引力的影響，達到重力補償任務，圖4.18、圖4.19分別為受測者A與受測者B的實驗情形。以受測者A加以說明，圖4.18(a)顯示使用者一開始在水平地面上，圖4.18(b)與圖4.18(c)顯示使用者慢慢將輔助器直直往下推，產生仰俯角變化，圖4.18(d)顯示使用者將手放開，可以看出輔具不會因為斜坡所產生的重力而下滑，圖4.18 (e)與圖4.18(f)顯示繼續往下推，實驗結果驗證所提出的地心引力補償評估器能夠有效的達成重力補償任務，受測者B的情況也大致相同。



圖4.18 受測者A下坡時仰俯角變化之重力補償



圖4.19 受測者B下坡時仰俯角變化之重力補償

實驗四：實際殘障坡道下坡時，偵測『俯仰角』與『旋轉角』變化之重力補償

兩位受測者實際推著輔具到殘障坡道上測試，殘障坡道傾斜角度為 5° ，使用者起初在斜坡上，從走道的一方往下推至走道另一方，輔助器產生仰俯角與旋轉角變化，三軸加速度計偵測車身傾斜角度變化，地心引力補償評估器計算反地心引力大小，再由伺服煞車器補償地心引力的影響，達到重力補償任務，圖4.20、圖4.21分別為受測者A與受測者B的實驗情形；以受測者A加以說明，圖4.20(a)顯

示使用者一開始在斜坡走道上，圖4.20(b)顯示使用者慢慢將輔助器往下推向走道的另一側，產生仰俯角變化與旋轉角變化，圖4.20(c)顯示使用者將手放開，可以看出輔具不會因為斜坡所產生的重力而下滑，圖4.20(d)、圖4.20(e)與圖4.20(f)顯示繼續往下推，實驗結果驗證所提出的地心引力補償評估器能夠有效的達成重力補償任務，受測者B的情況也大致相同。



圖4.20 受測者A下坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償



圖4.21 受測者B下坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償

實驗五：實際殘障坡道上坡時，偵測『俯仰角』變化之重力補償

兩位受測者實際推著輔具到殘障坡道上測試，殘障坡道傾斜角度為 5° ，使用者起初在水平的地面上，以直行往上推的方式，進行加速度計偵測車身俯仰角變化，地心引力補償評估器計算反地心引力大小，再由伺服煞車器補償地心引力的影響，達到重力補償任務，圖4.22、圖4.23分別為受測者A與受測者B的實驗情形。以受測者A加以說明，圖4.22(a)顯示使用者一開始在水平地面上，圖4.22(b)顯示使用者慢慢將輔助器直直往上推，產生仰俯角變化，圖4.22(c)顯示使用者將手放開，可以看出輔具不會因為斜坡所產生的重力而下滑，圖4.22(d)、圖4.22(e)與圖4.22(f)顯示繼續往上推，實驗結果驗證所提出的地心引力補償評估器能夠有效的達成重力補償任務，受測者B的情況也大致相同。



圖4.22 受測者A上坡時仰俯角變化之重力補償

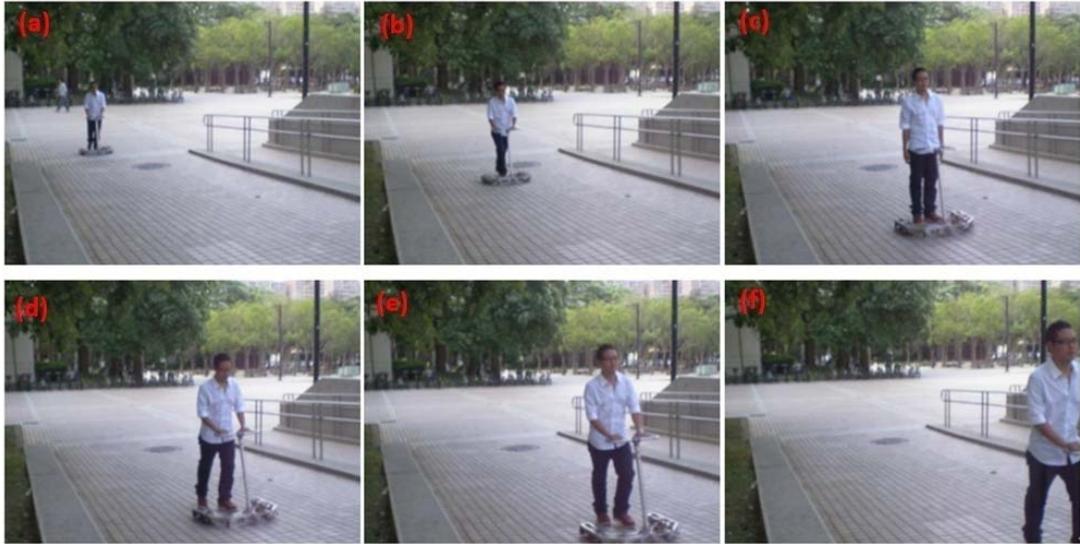


圖4.23 受測者B上坡時仰俯角變化之重力補償

實驗六：實際殘障坡道上坡，偵測『俯仰角』與『旋轉角』變化之重力補償

兩位受測者實際推著輔具到殘障坡道上測試，殘障坡道傾斜角度為 5° ，使用者起初在斜坡上，從走道的一方往上推至走道另一方，輔助器產生仰俯角與旋轉角變化，三軸加速度計偵測車身傾斜角度變化，地心引力補償評估器計算反地心引力大小，再由伺服煞車器補償地心引力的影響，達到重力補償任務。圖4.24、圖4.25分別為受測者A與受測者B實驗情形；以受測者A加以說明，圖4.24(a)顯示使用者一開始在斜坡走道上，圖4.24(b)顯示使用者慢慢將輔助器往上推向走道的另一側，產生仰俯角變化與旋轉角變化，圖4.24(c)顯示使用者將手放開，可以看出輔具不會因為斜坡所產生的重力而下滑，圖4.24(d)、圖4.24(e)與圖4.24(f)顯示繼續往上推，實驗結果驗證所提出的地心引力補償評估器能夠有效的達成重力補償任務，受測者B的情況也大致相同。



圖4.24 受測者A上坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償



圖4.25 受測者B上坡時仰俯角與旋轉角變化之重力補償

由使用者實際在殘障坡道推行i-go的實驗來看，在上坡道與下坡道有些許不同，下坡時推起來順暢感覺像是在平地上推著輔助器，上坡時推起來則會卡卡的，並不是很順暢，因為所使用的伺服煞車器是以剪力方式產生黏滯阻尼力，只是將軸心鎖死，所輸出的力矩並無正負，而所輸出之力矩將對地面產生一個摩擦力，而摩擦力會與使用者所推的正向力方向相反，所以當在下坡道時，使用者施予的正向力往下，而伺服煞車器輸出之力矩與正向力相反，則是往上，將與輔助器在

斜坡上的重力分力抵消，所以使用者推起來感覺像是在水平的地面上；相反的，當在上坡時，使用者所推的正向力往上，摩擦力與正向力相反則是往下，所以使用者大約需花費兩倍的重力分力才可以推得動輔助器，所以推起來不是很順暢。



第五章

結論與未來展望

5.1 結論

本論文之目的在於研發被動式行動輔具i-go，所設計之i-go在環境感測上賦予了避障與重力補償功能，透過實驗的結果，驗證所使用避障模糊控制器與重力補償評估器，能夠有效地幫助老年人行走的任務。在避障方面，所採用的避障模糊控制器，其輸入是超音波感應器所偵測到的輔具周圍障礙物之間的距離，輸出則是障礙物對輔助器的反應力及力矩。透過伺服煞車器輸出適當的煞車力/力矩，以達到閃避障礙物之任務。透過實驗設計，讓受測者採用蒙眼方式推過所設置的障礙物，以驗證所提出的避障模糊控制器，能夠指引老年人正確的行走路徑，不會因為碰撞而發生危險，達到閃避障礙物的任務；在重力補償評估器方面，採用三軸加速度計偵測輔助器車身傾斜角度，透過伺服煞車器預先補償輔具在斜坡上的重力分力，透過實驗設計，模擬輔助器在不同的傾斜坡道上，以驗證所提出的重力補償評估器，能夠幫助老年人在斜坡上行走，也就是說，透過重力補償的系統，老年人推著輔具在斜坡上，將感覺像是在水平地面上推著輔助器。上述實驗驗證了我們所設計之輔助器i-go能幫助老年人行走任務，使老年人推著i-go能即時閃避障礙物，不會因為碰撞而發生危險，且在斜坡上老年人不需負擔i-go在斜坡上所產生的重力，i-go不會因為地心引力而下滑，大幅增加了使用輔助器的穩定性與安全性，且外型上採用流線型設計增加了老人年的使用意願。整體來說輔助器i-go將可以幫助老年人或肌肉、關節受傷者行走更加方便。

5.2 未來展望

目前所設計的行動輔具i-go，仍有許多可以加以改進的地方，茲討論如下：

1. 環境感測器的改進：目前我們是使用超音波感測器來作為環境中偵測障礙物距離資訊，就行動輔具而言，為了量得前方 180° 礙障物資訊，裝配了九個超音波感應器，為了避免之間互相干擾，所以相近角度的超音波感應器其發射時間都互相錯開來，完成行動輔具前方 180° 偵測迴圈需要200 ms，就此時間而言，依然稍微長了一些，我們需要加以改善以期能夠更加快取得環境資訊。
2. 增加位置估測的能力：目前所使用的位置估測方法是採用軸編碼器，以軸編碼器來估測里程表，雖然簡單易行但是由於無法消除累積誤差，因此在較長距離行走時，誤差會越來越大，我們有必要發展一可以修正誤差的全域定位法，才能使輔助器具有較強的定位能力。
3. 使用者意圖的估測：目前所使用的煞車力評估器其中參數阻尼係數為定值，因為操控者的施力於輔助器的力不固定，而且會有停頓的情況發生，當在停頓下正要行走時，較大的阻尼會使得輔助器操控不易，當操控者將要跌倒時較小的阻尼容易發生危險，所以評估使用者意圖相當重要，可藉由意圖評估能增加輔助器的操控性與安全性。
4. 增加輔具煞車力：目前所使用的伺服煞車器最大輸出力矩為4 Nm，透過齒輪放大至後輪為8 Nm，老年人操作時由於身體不適可能整個身體靠在輔助器上，當兩後輪都為最大輸出8 Nm時，並無法支撐老年人身體的重量，可能導致危險發生，必須利用機構設計增加輔具與地面摩擦力，以支撐老年人身體重量，增加輔具安全性。

参考文献

- [1] Statistic Bureau, Ministry of Public Management, Home Affairs, Post and Telecommunication, Government of Japan. (2004). [Online]. Available: <http://www.stat.go.jp/English/data/handbook/pdf/c02cont.pdf>
- [2] 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.
- [3] L. J. Burton, "A Shoulder to Lean On: Assisted Living in U.S.," *American Demographics*, vol. 19, no. 7, pp. 45-51, 1997.
- [4] Y. Hirata, A. Hara, and K. Kosuge, "Passive-type Intelligent Walking Support System RT-Walker," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems(IROS04)*, pp. 2289-2294, 2004.
- [5] 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.
- [6] O. Chuy, Y. Hirata, Z. Wang, and K. Kosuge, "A Control Approach Based on Passive Behavior to Enhance User Interaction," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 23, no. 5, pp. 899-908, 2007.
- [7] O. Chuy, Y. Hirata, 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*, vol. 36, no. 6, pp. 725-733, 2006.
- [8] 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.

- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] T. Hirotsu, Y. Hosomi, and H. Yano, *Brake Control Assist on a Four-Castered Walker for Old People*, Springer-Verlag, Berlin, 2008.
- [13] Lord Corporation, <http://www.lord.com/> [Accessed :Jul. 9,2009]
- [14] Parallax Corporation, <http://www.parallax.com/> [Accessed :Jul. 9,2009]
- [15] Analog Device Corporation, <http://www.analog.com/en/index.html> [Accessed : Jul. 9,2009]
- [16] R. Barnett、L. O’Cull 著，薛曉東、秦新建 譯，嵌入式 C 語言編譯與 Microchip PIC，北京清華大學出版社，民國九十四年七月。
- [17] 王進德、蕭大全 編譯，類神經網路與模糊控制理論入門，全華科技圖書，民國九十四年九月。
- [18] 曾百由 著，微處理器原理與應用—C 語言與 PIC18 微控制器，五南圖書，民國九十六年十月。