

中華民國第 55 屆中小學科學展覽會

作品說明書

高中組 生活與應用科學科

佳作

040806

助行步態分析與輔行設備改良

學校名稱：臺北市立第一女子高級中學

作者： 高二 蕭季萱	指導老師： 黃克雄 陳正源
---------------	---------------------

關鍵詞：輔行設備、步態分析、輔具

摘要

科技的主要目的是在改善人類及各種生物之生活。本研究的目的即是建立助行步態的分析，並發展可控式輔行設備，藉著此一智慧化輔具，改善長者或傷患的行動能力，使其不畏於行走，並對其復健、社交生活有所助益。

該可控式輔行設備使用磁流變液煞車器以即時提供最佳阻力，控制輔行設備速度。輔行設備上亦設計有力量感測器、傾角計、轉速計，可以感測使用者的行為，提供適當的信號以隨時調整輔行設備之阻力。研究中對長者步態進行量測與分析，建立各感測值與步態行為之關聯性，並找出關鍵變數來預測步態，依此建立輔行設備的控制邏輯。藉由整合煞車器、感測器與控制邏輯和人機界面，建立可控式輔行設備，大幅提高使用者之安全性與便利性。

壹、研究動機

「科技，始終來自於人性」，科技必須是從能解決人們需求的出發點而研發之科技，才是好的科技。近年來，由於電子產業及自動化產業的發達，許多家用設備都走向智慧化，如智慧型吸塵器、智慧型空調等，帶給人類生活上許多便利。但是在輔具及長者照護這一區塊上，智慧化之程度仍有待增強。

國際上以 65 歲以上的老年人口比例做為高齡化社會的指標。台灣自 1993 年起開始邁入高齡化社會後，老化指數達 49%，而老年人比率持續攀升，至 2014 年底共計 281 萬人，高達全國總人口之 11.99%，老化指數亦升高至 85.7% [1]，代表未來總人口中老年長者之人數眾多，相對而言，老化引起行動不變的人數也會跟著快速增加，未來對長者的行動協助將會成為十分重要的議題。此外隨著因中風、受傷、退化等引起行動困難之人數也一直存在，這些都需要靠科技來發展輔具以協助改善。

對於行走不便之長者、復健者或傷者的輔具，在輔助行動方面的輔具目前有膝部輔具、助行器、拐杖等可選用。膝部輔具(膝關節矯直器，conventional knee orthosis, CKO)可用來維持站立姿勢穩定，如圖 1。但這些是用於較重度行動能力喪失者，且因其重量大、不美觀，

長者或無力配戴或不願配戴，且並無輔助行走之智慧型功能，並不適合老年退化的長者使用。



圖 1 膝部輔具(膝關節矯直器)

輔行設備(助行器)對於因老化或因病而產生的輕度行走功能障礙，是很好的行走輔具。很多相關的研究均認為助行器可以藉由上肢協助提供腿部肌力支撐，分攤所需之力量 [2-5]；同時助行器的四個支點與地面接觸，增加使用者行走時的撐持面積，對於使用者之平衡有極大之幫助。

然而，「水能載舟，亦能覆舟」，設計不當的輔具或不正確的使用輔具，反而會對使用者造成傷害。曾有研究指出美國境內在 1987 起五年內助行器意外傷害增加了 98% [6]，亦即因不當使用助行器導致之意外傷害增加的次數快速增加。因此讓輔行設備「智慧化」以減少使用者的意外傷害，是一個可發展的方向。本研究針對這個方向，將探討並發展一個「可控式輔行設備」，來幫助長者及行動不便人士。

研究與教材相關性如表 1。

表 1 應用課程教材內容

課程教材	章節	單元名稱	內容相關性
基礎物理(一)(全華版)	4-2	電磁力	磁場與磁力
基礎物理(二)(全華版)	4	牛頓運動定律	速度與加速度

貳、研究目的及研究問題

本研究的目的是建立可控式輔行設備，藉著此一智慧化之輔具，改善長者或受傷民眾的行動能力；並希望這個「可控式輔行設備」能夠不需要太多上肢力抬舉、重量不要太重、操作方便、安全穩定、耗電量小、成本適中、能自動偵測使用狀況而迅速反應，真正幫助長者或民眾改善行動力，並確實避免其受到意外傷害。

一、輔行設備的比較

輔行設備有很多種類，包括傳統助行器、滾輪式助行器、馬達式助行器、半主動式助行器等。傳統助行器(如圖 2)具有一個金屬支撐架，其結構簡單、成本低廉、穩定性尚可，但使用者必須先將其往上抬離地面，才能向前移動，因此使用者必須有足夠的站立平衡感以及上肢的力量才能方便使用，這對很多長者及復健者是個很大的難題。



圖 2 傳統助行器



圖 3 滾輪式助行器

滾輪式助行器在金屬支撐架底下設有 4 個滾輪(如圖 3)，行動時的摩擦力較小，對於上肢力量不足或上肢協調功能不足的長者或傷患非常適用；但缺點是滾輪不容易控制，相對的穩定度較低，常造成長者跌倒，必須是平衡感不錯的患者才能使用。

馬達式助行器(如圖 4)是在滾輪式助行器上加裝馬達，並使用感測器偵測使用者的施力情形，來控制馬達前轉或後轉。雖然這樣的助行器可以控制助行器的運動，避免使用者跌倒受傷，但是其體積龐大、重量大、耗電量高、電池笨重、上下樓梯困難，因此較適用於室內使用，並無法做為長者外出時之輔具，因此普遍性不高。



圖 4 馬達式助行器 [7]



圖 5 電磁煞車半主動式助行器[8]

半主動式助行器(如圖 5)則是在滾輪式助行器上，加裝煞車和阻力調整器，並同樣配合感測器偵測使用者的施力情形，來控制煞車或迅速改變滾輪滾動阻力。但在阻力調整器上，目前均使用電磁煞車，藉由不同電流來控制滾輪阻力，由於電磁煞車之體積大、單位阻力小，因此整體體積仍大，且耗電量偏高。

二、可控式輔行設備的設計概念

研究中的「可控式輔行設備」，目的在改善以上的輔行設備，達到以下功能：

- 不需要太多上肢力抬舉
- 重量不要太重
- 操作方便
- 安全穩定
- 耗電量小
- 成本適中
- 能自動偵測使用狀況而迅速反應

因此本研究中發展了一個智慧型半主動式輔行設備，以避免傳統助行器的操作困難、滾輪式的不安全、以及馬達式的笨重昂貴。但一般的電磁煞車半主動式助行器又有體積大、耗電量偏高等問題，而近年來有智慧型材料「磁流變液」的多種應用，因此研究中使用磁流變液煞車器取代電磁煞車，發展「可控式輔行設備」，達到輕量、安全、易操作、低耗電、阻力可連續變化的目的。

下表為整理出的上述 4 種助行器和研究中發展的「可控式輔行設備」的比較，可以看出該「可控式輔行設備」相較前述的助行器，具有很多優點。

表 2 可控式輔行設備與各種助行器之特性比較

助行器特性	傳統助行器	滾輪式助行器	馬達式助行器	電磁煞車半主動助行器	磁流變液可控式輔行設備
上肢力抬舉	大✘	小○	小○	小○	小○
助行器重量	輕○	輕○	極重✘	重△	稍重△
操作方便性	極差✘	尚可△	佳○	佳○	佳○
安全穩定性	佳○	極差✘	佳○	佳○	佳○
反應迅速性	--	--	佳○	中△	佳○
耗電量	--	--	極高✘	高△	稍高△
成本	低○	低○	極高✘	中△	中△
具感測器	無	無	有	有	有
所需電池容量	無	無	極高✘	中△	中△

參、研究設備及器材

本研究使用傳統滾輪式輔行設備來改裝，如圖 6，並配備力量感測器、傾角計及轉速計，以偵測使用者之狀態與環境狀態，以控制磁流變液煞車器之煞車力。所用之感測器等硬體如表 3 所示。



圖 6 用於改裝之傳統滾輪式輔行設備

表 3 研究中使用之設備與規格

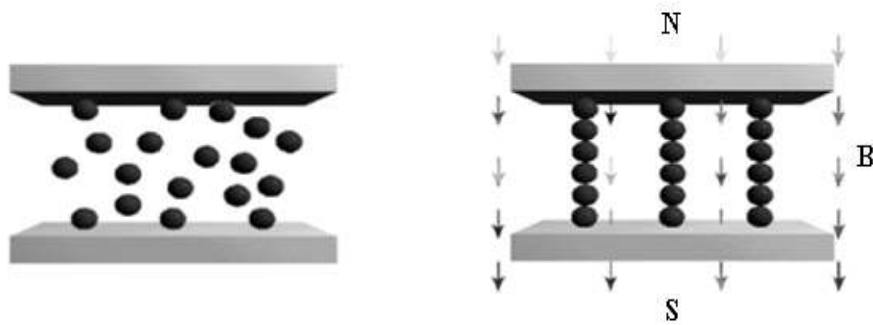
設備名稱	設備外觀	規格
傳統滾輪式輔行設備		高 71-83 cm 寬 61 cm 前後距 47.5 cm 鋁製主體，TPR 握把
控制器		myRIO Analog I/O Digital I/O
磁流變液煞車器		輸入電壓/電流：12V / 0-2 A 扭力範圍：0.5 – 3 Nm
薄膜型力量感測器		最大量測範圍：0-667 N 線性度 < $\pm 5\%$ 重複性 < $\pm 2.5\%$ FSR 遲滯 < $\pm 4.5\%$ FSR
轉速計		解析度 1000 pulse/rev 供應電源：DC 8-26 V
非接觸式傾角計		量測範圍: ± 45 度，雙軸 使用電壓: DC5V ± 0.25 V 非線性度: $\pm 2.5\%$ FS 內

肆、研究過程及結果

要達成本研究的可控式輔行設備，有幾個問題需要探討分析。「可控式輔行設備」選擇使用磁流變液煞車器來提供阻力，搭配感測器以判斷使用者的行動，因此需進行「可控式輔行設備」的設計、加工、安裝，以及長者的步態分析，了解如何從感測數值判斷使用者的狀態，以利於建立控制策略，調整煞車器提供適當的阻力，並進行測試與修正。

研究一 使用於「可控式輔行設備」之磁流變液煞車器

磁流變液(magnetorheological fluids，簡稱 MRF)為智慧型材料，是用不導電的載液和微小的磁性固體顆粒製成的懸浮液。在磁場作用下，其固體磁性顆粒會沿著磁力線形成鏈狀，產生抗剪應力(如圖 7)。當磁場強度較弱時，鏈結力小，隨著磁場增大，鏈結越穩定，抗剪切應力越強。當磁場移去之後，磁流變液在 0.01 秒內立即恢復稀薄液體狀態。因此可用電流大小來控制磁流變液的抗剪應力，形成阻力可變的煞車器。



(a)無磁場時，顆粒均勻分佈

(b)加入磁場後，磁性懸浮顆粒呈鏈狀排列

圖 7 磁流變液特性 [9]

磁流變液的特性符合「可控式輔行設備」的需求：

1. 在不通電時具有低黏滯性，減少使用者推行之阻力；
2. 但在通電後要具有高黏滯性，使其最高阻力大，才能減小煞車器的體積。

而且磁流變液煞車器具有許多優點：其阻力可以連續變化，反應迅速、容易控制，單位阻力又大，因此不需高電壓源即可提供相當大的阻力。而磁流變液的溫度穩定性良好，不容易隨

著溫度改變而變質，可維持其特性，不需更換。這些優點使得磁流變液煞車器近來的應用逐漸普遍，也使它成為本研究「可控式輔行設備」所選擇的阻力來源。

研究二 「可控式輔行設備」設計、加工、安裝

為了研究之改裝需要，先在網路中搜尋並比較各型適合改裝之助行器，最後選擇圖 6 的傳統滾輪式助行器，再配合磁流變液煞車器及各式感測器進行安裝。

1. 磁流變液煞車器之安裝

因為所購置的傳統滾輪式輔行設備，僅有前輪，後柱為橡膠止滑塊，使用時無法完全用前推的方式，必須略抬起後柱才能推動助行器，這樣跟研究所需之設計不合，所以研究中先找了兩個滾輪作為後輪。

磁流變液煞車器(MR 煞車器)必須與後輪同軸安裝在助行器後柱。若安裝於前輪，則煞車時，會以前輪為支點，將使用者之推力轉移成向前之扭矩，而加速讓使用者前傾跌倒，為不良之設計(如圖 8)；反之若安裝在後輪，則地面剛好給前輪反作用力形成反向力矩，因此不容易向前傾倒；故 MR 煞車器必須安裝在後柱與後輪同軸。

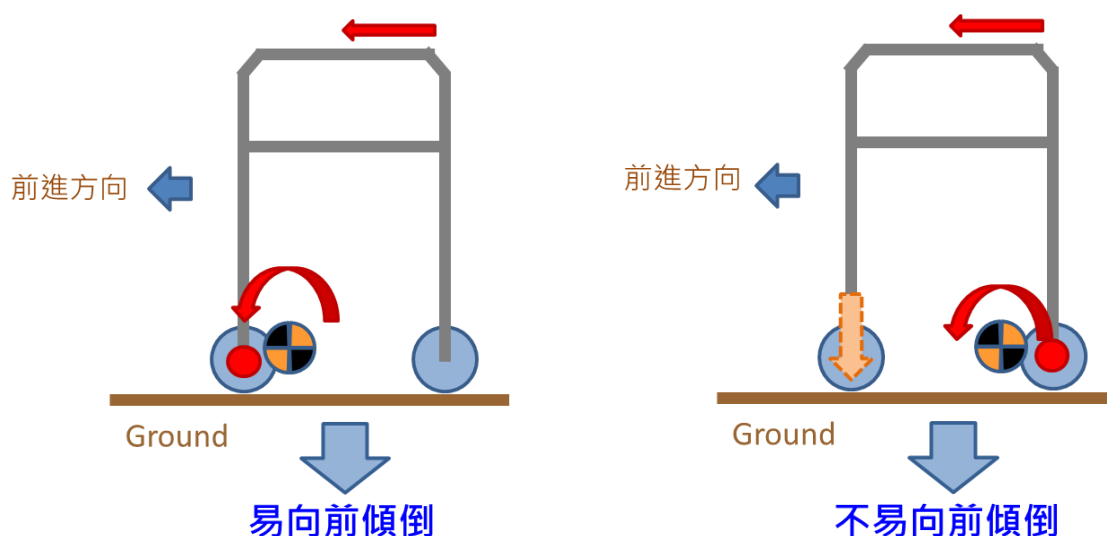


圖 8 MR 煞車器若安裝於前輪，煞車時會讓使用者前傾跌倒

2. 感測器之選擇與安裝

「可控式輔行設備」需要配備感測器以偵測使用者之狀態與環境狀態。為了判斷使用者的行動，必須偵測使用者之手部、腳底施力大小，以了解使用者是在移步或推移助行器，並隨之動態調整煞車阻力；偵測輔行設備的轉速、傾斜的角度，則是為了判斷使用者目前的環境狀態，以自動調整煞車阻力，協助使用者移動得更為順暢、省力。「可控式輔行設備」的設計理念之一是儘量降低成本，減輕使用者的負擔，因此在挑選感測器時選用了測量精確又成本較低的感測器。

(1) 測量手部施力：薄膜型力量感測器

「可控式輔行設備」必須判別使用者的操作狀態，該操作狀態大致可分成兩種：

- 使用者要移步：此時使用者手部會用力壓住助行器把手，撐持上肢而下肢邁步，因此助行器把手的下壓力將變大；
- 使用者要推前移助行器：此時使用者下肢站穩而上肢推動助行器前進，因此助行器把手的下壓力很小；

所以偵測把手的下壓力道，即可判別出使用者的操作狀態。研究中使用表 2 之薄膜型力量感測器，安裝在雙手握把上，以量測使用者手部之下壓力量。步態分析時雙手握把上都會裝設力量感測器，但實際使用「可控式輔行設備」時則只需要將力量感測器裝在其中一邊的握把即可，因左右兩手施力的時機是相同的。

(2) 測量腳部施力：薄膜型力量感測器

為了分析使用者的步態，需要測量腳部的施力分佈，以準確分析手部施力與使用者雙腳的移動之間的關聯。圖 16 是加裝力量感測器的測量鞋，鞋墊中裝有兩個力量感測器；進行步態分析時使用者可穿著測量鞋使用「可控式輔行設備」，力量感測器會分別偵測左右腳施加的壓力變化，將數據傳給研究中設計的助行器步態分析系統，呈現使用者的步態。

(3) 測量輔行設備的傾角：非接觸式傾角計

使用者在坡面上使用助行器時會受到坡度的影響，上坡時推移助行器會比較吃力，下坡時

則必須擔心助行器逐漸加快速度。因此「可控式輔行設備」安裝傾角計，判別使用者是否在上下坡，以適當的增減 MR 煞車器提供的阻力，提供坡度補償的功能，可提升使用者之安全。

(4) 測量輔行設備的轉速：轉速計

偵測滾輪轉動轉速，以決定磁流變液阻力器須提供之阻力。研究中使用光學編碼器，但未來可使用較便宜的電位計量測轉動角度，再微分得到轉速，雖然準確度較差，但對此研究仍適用。

實際使用「可控式輔行設備」時，考慮到多數人的慣用手是右手，因此將薄膜型力量感測器安裝在助行器的右手握把上，以便感測使用者手部的施力。用於判別上下坡的傾角計則裝設在助行器右方的橫桿上，而轉速計則與 MR 煞車器和後輪同軸安裝。另外將 12V 電池裝在左側橫桿上，控制器則裝在右側橫桿。安裝完成的第一代可控式輔行設備如圖 9 所示。



圖 9 安裝 MR 煞車器及各式感測器的第一代可控式輔行設備

裝設薄膜型力量感測器時，先在其感測點(測量施力的圓形部分)上面加上以雙腳釘製作的壓點(如圖 10)，使手部施力時有硬物可以對感測點施力；而將力量感測器擺在握把近身體處，則是讓使用者扶著握把撐持身體時，能以較硬的手掌外緣對感測點施力。研究中以非接觸式傾角計代替一般使用的接觸式傾角計，並固定在握把前端(如圖 11)。另外亦增設一緊急按鈕(如圖 12)，讓使用者在緊急時按下，可讓煞車器輸出最大扭力，讓輔行器停止。

但安裝後的信號線等極雜亂，經過多次改裝、調整、整理線路後，我將力量感測器放大電路、傾角計、感測器電源等整理到圖 13 的輔行分析系統內，並將轉速計移到前輪，減少系統的雜亂感。改良後的第二代可控式輔行設備如圖 14 所示，該設備配有量測鞋，供步態分析使用；若僅用於助行時，不需穿該鞋。



圖 10 薄膜型力量感測器

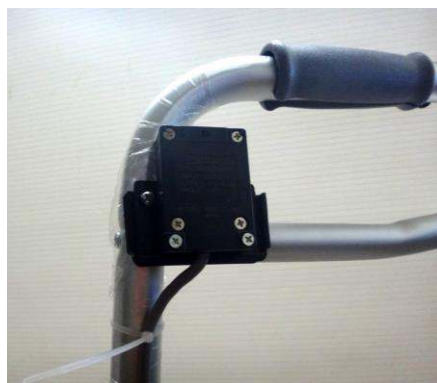


圖 11 非接觸式傾角計 (後來的設計已改至輔行分析系統內)



圖 12 緊急按鈕

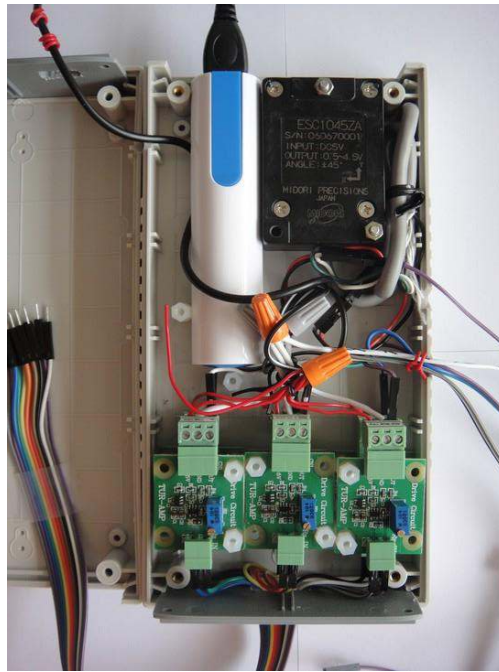


圖 13 輔行分析系統內部

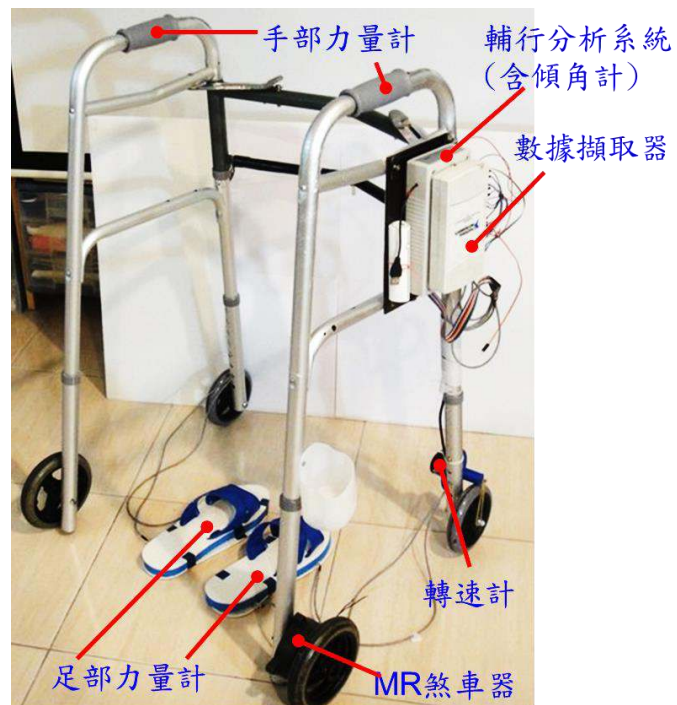


圖 14 改良後的第二代可控式輔行設備 (供步態分析使用。僅用於助行時不需穿該鞋)

研究三 使用者之步態分析

設計及安裝好可控式輔行設備後，需要先量測並分析使用者的步態，才能針對行走時左右腳及雙手之施力分布進行分析，以瞭解使用輔行設備行走時之重心分布。根據使用者的步態所制定出的控制策略，可以使 MR 煞車器能夠配合使用者的行走姿態調整煞車阻力的大小，協助使用者行走。因此，步態量測中，需要量測使用者的資料包括：

- 雙手施加的壓力：以薄膜型力量感測器量取。
- 腳底壓力：以薄膜型力量感測器量取。
- 輔行設備速度：以轉速計量取。

研究中建立了「步態分析系統」，包含可控式輔行設備及記錄測量數據的程式。測量步態時，除了右手握把，也在左手握把上加裝薄膜型力量感測器，以測得更精確的手部施力；腳底壓力的測量則需製作一雙測量鞋，鞋內安裝力量感測器，但安裝之位置需要先行探討。考量到一般人在行走時，腳底施力會有三種情況，分別是平踩、腳尖著地、腳跟著地。在這三種情況中，會向下施加壓力的部分是腳尖與腳跟(如圖 15)，因此我將力量感測器裝在腳尖及腳跟會踩到的位置，而不是放在測量鞋中央，因為腳底中央的足弓會往上呈弓形，不會接觸到鞋子，將會使力量感測器測量不到腳底壓力。

根據圖 15 腳底施力位置之分析，在測量鞋的前、後端裝上薄膜型力量感測器(如圖 16)，因為那兩處是可以測量到腳尖與腳跟最大施力的位置。由於腳底和測量鞋都是軟的，力量無法適當的施加在力量感測器上，可能有測不到腳底施力的狀況，因此我用兩片壓克力板夾住力量感測器，使腳底施加的壓力可以順利的被力量感測器感測到(如圖 17)。圖 18 為步態分析系統，共量測雙手施力、雙腳腳尖與腳跟施力、輔行器轉速、傾角器等 8 項信號，做為判斷步態之依據。



圖 15 實測得到之腳底施力：(a)平踩、(b)腳尖著地、(c)腳跟著地

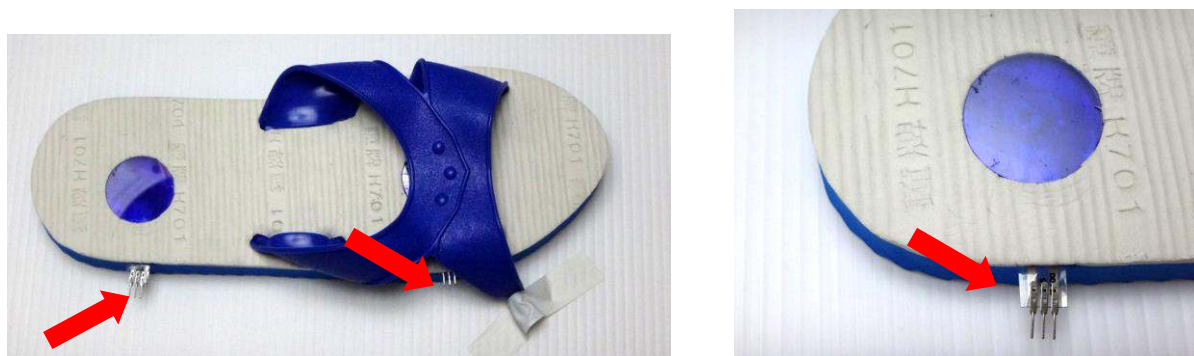


圖 16 測量步態的測量鞋(右腳) (裝上力量感測器)

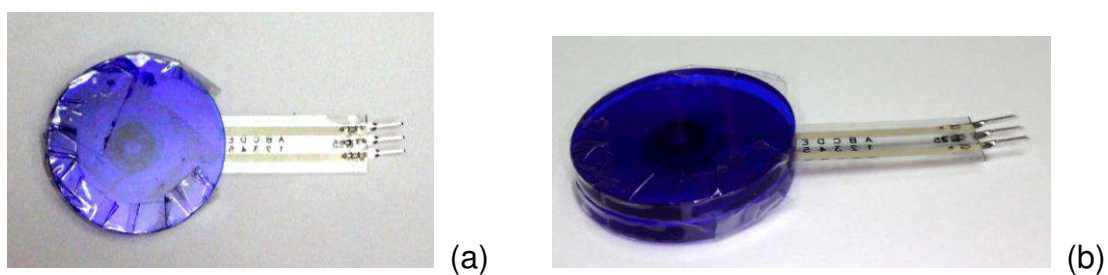


圖 17 以兩片壓克力板包住力量感測器的兩側 (a)俯視圖 (b)側視圖

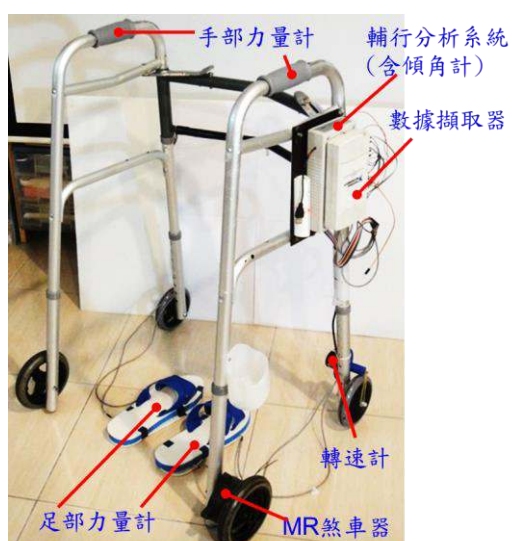


圖 18 步態分析系統

建立步態分析系統後，便可進行使用助行器之步態分析。一般助行器之步態有四點步態(圖 19)或三點步態(圖 20) [3]。四點步態適用於使用者患肢可負重的狀態，而三點步態則適用於使用者某下肢完全無法負重之狀態(如骨折、疼痛、外科術後需求)等。因本研究先專注在研究長者之步態，因此下列之實驗及分析均採用四點步態。



圖 19 四點步態行走步驟 [3]



圖 20 三點步態行走步驟 [3]

研究中請長者或需要輔行設備的人士使用步態分析系統實際行走，並以圖控程式、數據擷取卡及筆記型電腦連續記錄各感測器的數值，瞭解在使用輔行器行走時的感測器變化，再據此建立適當的控制策略。圖 21 為我使用 LabVIEW 程式所設計的「步態分析系統」，圖 22 為量測得到之左右手部施力、左右腳部施力、輔行設備轉速之關係。

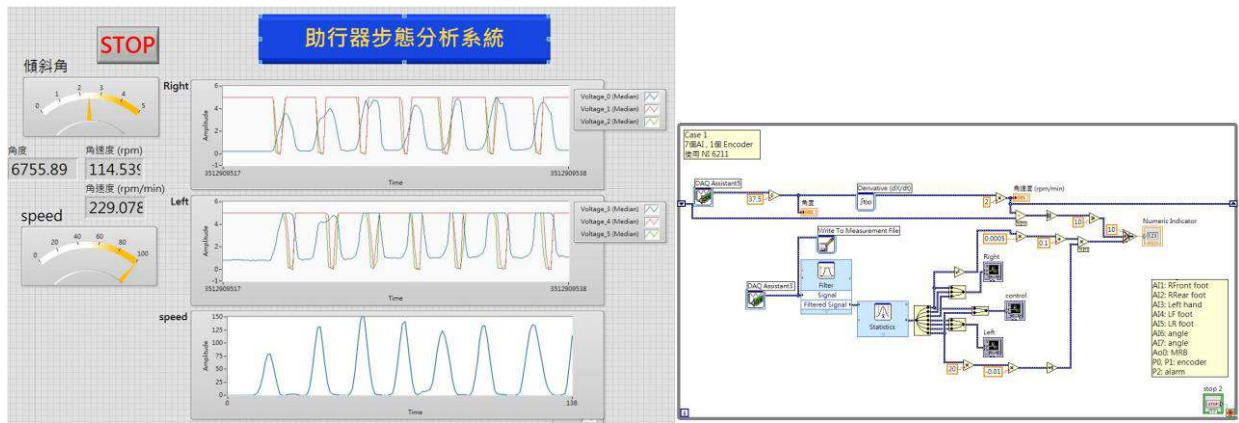


圖 21 步態分析及輔行控制系統

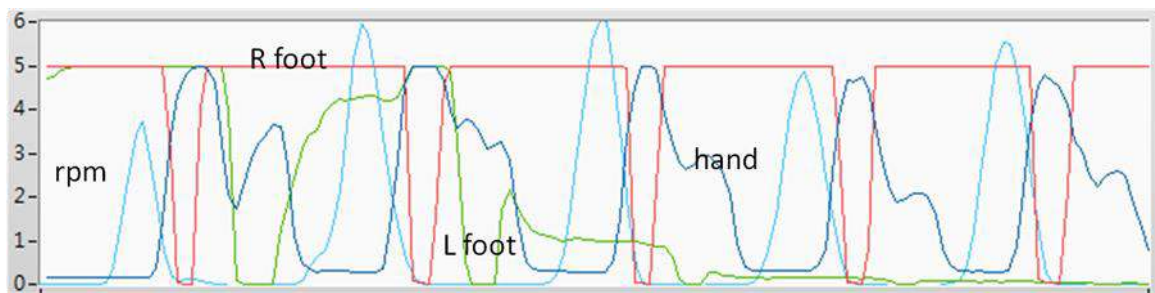


圖 22 手部施力、腳部施力、輔行設備轉速之關係

根據步態分析系統的結果，可瞭解到：

1. 使用者移步時，腳尖腳跟之信號減小，但雙手握把之信號增大。
2. 使用者站定推動輔行器時，雙手握把之信號大幅減小，但腳尖腳跟之信號增至最大。
3. 由腳尖腳跟之信號增減變化，可判斷步態之動作，如抬腳行走時，腳跟信號逐漸減小至零，但腳尖信號先升高再降至零，代表腳尖亦抬起。但此時另一腳之腳尖腳跟之信號同步增強，由原先平均分攤體重之力量，變成單腳支撐全部體重。
4. 由手部與腳部信號之關係，可知手部施力增大至極值代表使用者移步，手部施力減小至最低值代表使用者站定推動輔行器，因此後續在輔行設備上，將可僅使用單手之手部施力信號，來判斷使用者之助行步態，可將 6 個力量感測器減少為僅使用 1 個手部施力感測器即可(圖 23)。如此一來，不僅可以簡化對於使用者步態的判斷程序及控制策略，也可以減少「可控式輔行設備」必須裝設的感測器，減輕重量及降低成本。
5. 該步態分析僅針對部份使用者，對於不同狀況之使用者，如單腳嚴重不方便、不同程度之復健病患等，可能需要三點步態，尚需要再針對個案再逐一研究，以分析其正確步態，再

規畫適當之輔行器控制策略。因此本研究分析僅是先針對輕度使用輔行設備之四點步態之長者。

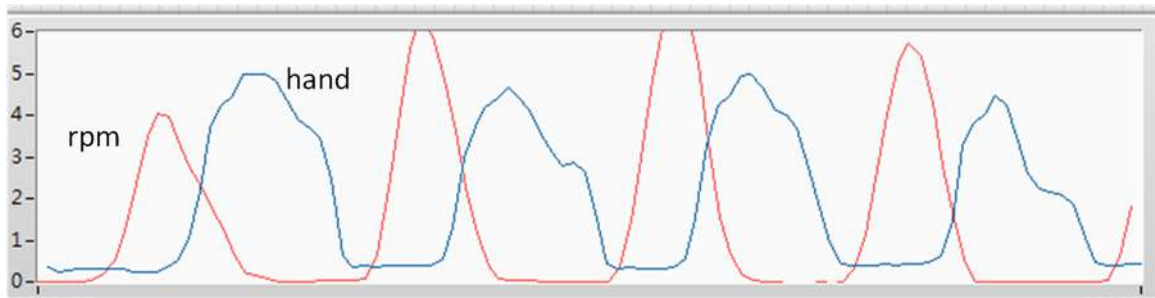


圖 23 手部施力與輔行設備轉速之關係

依據取得的步態，整理出使用者在使用輔行設備時的五種狀態，及各狀態所對應到的輔行設備轉速、右手施力、腳部施力(表 4)。原本站著的使用者想往前移動時，會先前推助行器，往前跨出右腳，再將左腳收回，接著跨出左腳，最後將右腳收回，並一直重複循環(左右腳順序可替換)。因此使用者會依序經歷以下五種狀態：站立、前推、右跨步、站穩、左跨步。

- 站立：

一開始站著還未移動時，輔行設備並沒有轉動，身體重心放在雙腳上，因此左、右兩腳測到的腳底施力信號皆是最大值。

- 前推：

前推助行器時，輔行設備開始有了轉速，雙手則施加水平力將輔行設備向前推，因此量測到信號極小，而雙腳則還沒開始移動。

- 右跨步：

當右腳抬起向前跨步，因身體重心從雙腳轉移到左腳、雙手及輔行設備，因此右腳腳底不再施力，而輔行設備會停止不動，雙手會撐著助行器而對握把施加極大的力量，左腳則支撐著部分身體重量。

- 站穩：

站穩時，右腳已踩到地面，身體重量由雙腳、雙手及輔行設備共同承擔，因此輔行設備會停止不動，而手部、腳部會量測到極大的信號。

- 左跨步：

當使用者抬起左腳，則會出現和右跨步相同的狀況，只是左右相反。

由表 4 可知，各種狀態下會測量到的信號組合互不相同，「可控式輔行設備」可以藉此判斷使用者的行動，透過控制策略適當的調整煞車阻力，使「可控式輔行設備」能配合使用者，讓移動變的更順暢不費力。

此外我設計了一組五幅的小動畫，可以將測量到的數據立刻以圖像呈現，以即時了解使用者目前的狀態(圖 24)，亦可供後續進一步的研究使用。

表 4 使用輔行設備時的五種狀態

狀態	預設值	站立	前推	右跨步	站穩	左跨步
狀態值	1	1	2	3	4	5
轉速	0 V	x	o	x	x	x
右手	3 V	△	x	o	o	o
右腳	4.5 V	o	o	x	o	o
左腳	4.5 V	o	o	o	o	x

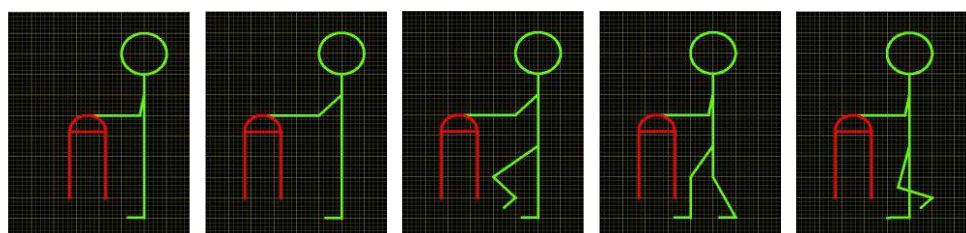


圖 24 小綠人輔行設備使用連續狀態圖

研究四 「可控式輔行設備」的控制策略

經過步態分析後，我得以依據使用「可控式輔行設備」行走時各感測器的數值建立出控制策略。控制策略跟實際使用者的姿態變換及環境狀態有關，共包含三種主要模式；

- **正常行走模式：**

使用者舉步時應完全煞住輔行設備，而站穩開始推行時，就要慢慢放開煞車器，讓推行順暢。

- **坡度補償模式：**

此外我另外設計了在坡面行走時應啟動坡度補償的機制，讓使用者在上坡行走時更方便省力，在下坡時也能自動增加煞車阻力，避免輔行設備往下溜滑。

- **緊急防護模式：**

使用者發生緊急事件，如不小心要往前跌倒時，也要完全煞住輔行設備，保護使用者。

研究中對於不同的行動，依據步態分析之結果，想出了各自的感測方式及應變方法，使控制器能在各感測器讀到特殊的數值時判斷使用者的行為，並迅速調整阻力做出應對，共分正常行走、坡度補償、緊急防護等三類，以下是各類行動的感測方式及應變方法：

1. 正常行走：移步、推動助行器

從步態分析中，可知當手部施力增大至極值代表使用者在移步，而手部施力減小至最低值代表使用者在推動輔行器。由力量感測器量測到的手部施力可以用來判斷使用者的狀態，並動態調整煞車阻力，因此我建立了 MR 煞車器的電流命令與手部施力之關係如圖 25 及公式(1)：

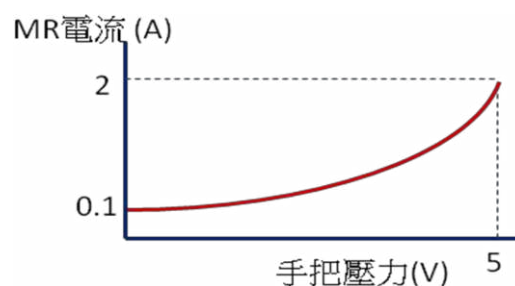


圖 25 煞車器的電流命令與手部施力之關係

$$I_{MR} = a \cdot F^2 + 0.1 \quad (1)$$

其中 I_{MR} 為輸入 MR 煞車器的電流， F 為手部施力， a 為常數，與感測器之輸出電壓有關。測量手部施力的力量感測器能測量到的最大電壓是 5 V，而傳送給 MR 煞車器的電流命令則是 2 V。「可控式輔行設備」希望達到的目標是在手部施力增大時增加煞車阻力，使輔行設備停住，手部施力減小時則降低煞車阻力，因此將手把壓力與電流命令的關係設定成二次曲線而非線性關係，讓手部施力大時，MR 煞車器的阻力可立刻調至較高值。為了防止手把壓力值是 0 時得到的電流命令是 0，無法進行坡度補償機制，因此將電流命令的最小值設為 0.1。由此可以得到 MR 煞車器的電流命令與手部施力的關係式 (公式(1))。

(1) 移步

行動不便的人要移步時，由於腳或腰不太方便施力，會以手壓助行器來支撐身體重量以便移動腳步，而此由上往下的力會大於推動助行器時所施的水平力。若裝在右手握把上的力量感測器測量到的力大於某值，便可推斷使用者想要移步，此時將手把壓力代入公式(1)，可控制磁流變液煞車器的阻力隨手部施力增加，使輪子不會滑動，使用者即可安心的以助行器作為支撐，不必擔心跌倒。

(2) 推動助行器

支撐著助行器往前踏步後，接下來就是要把輔行設備向前進方向推動。這時使用者對握把所施的是水平力，且力道會小於踏步時所費的力，因此力量感測器可以此來判斷使用者正在推動輔行設備，並控制磁流變液煞車器的阻力逐漸變小，讓使用者不會因輔行設備立刻就可推動而有重心不穩跌倒的危險。其 MR 煞車器的電流命令仍如公式(1)。

2. 坡度補償：下坡模式、上坡模式

在坡面上行走和在平面行走不太相同，由於坡度的影響，上坡時會移動得比較吃力，下坡時則容易前進速度逐漸增大，這些影響會使長者或行動不便的人在行走時遇到困難，也增加了受傷的可能性。研究中設計的坡度補償機制就是為了能解決坡度所帶來的困擾：將由手把壓力得出的電流命令(公式(1))乘上 K 值，以增加或減少煞車阻力，使輔行設備能適當的減緩

速度或變得更易於推動，協助使用者行走。綜合上下坡的情況，我建立了 K 值與坡度傾角的關係式如圖 26 及公式(2)：

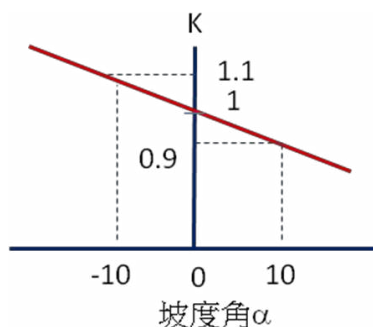


圖 26 補償係數 K 值與坡度角之關係

$$K = -0.01\alpha + 1 \quad (2)$$

其中 K 為 MR 煞車器的電流命令的調整係數， α 為助行器傾角；因此 MR 煞車器實際得到之電流命令為 $K \cdot I_{MR}$ 。

(1) 下坡模式

下坡時受到重力影響，輔行設備前進的速度有可能過快，導致使用者跟不上或重心不穩而跌倒，輔行設備也可能脫離使用者的掌握自行向下滑走。因此研究中使用傾角計來感測路面下傾的角度，會將磁流變液煞車器的阻力乘上某個倍數 K 值 ($K > 1$)，減慢輪子的轉速，達到輕微煞車的目的。

(2) 上坡模式

不同於下坡和平坦的路面，上坡時輔行設備會比較難推動，會造成使用者勞累。為了幫助使用者能輕鬆推動助行器，若傾角計測量到的角度為正值，則磁流變液煞車器的阻力會乘上 K 值 ($K < 1$)，使助行器比較好前進，使用者也不必太費力。

3. 緊急防護：跌倒、緊急按鈕

行走中常會有意外發生，就需要緊急防護機制進行應變。跌倒是行動不便者很常發生的事

故，因此在控制策略中加入了判斷使用者是否要跌倒並加以防護的程序，若判斷使用者要跌倒了，便會立刻煞住「可控式輔行設備」。另外也加裝緊急按鈕，使用者遇到其他事故時可以隨時緊急煞住「可控式輔行設備」，減少傷害發生。

(1) 跌倒

跌倒對使用輔行設備的長者和行動不便的人來說都是很嚴重的事情，可能會造成骨折或病情惡化，必須盡量避免跌倒。在向前跌的時候，身體重心會往前，手部也會施力握住助行器把手，造成輔行設備快速向前，因此研究中使用前輪角加速度來判斷此狀況。若轉速計數值微分後得到之角加速度大於某定值，就代表輔行設備快速向前，使用者要向前跌倒了。至於向後跌倒，亦是同樣原理。不論是向前跌或是向後跌，只要可控式輔行設備判斷出使用者要跌倒了，磁流變液煞車器的阻力便會立刻調整到最大值(電流 $I=2\text{ A}$)，使得使用者能扶住輔行設備來避免跌倒，可以增加使用輔行設備的安全性。

(2) 緊急按鈕

有時會發生一些使用者想要使輔行設備緊急停下來的情況，如：手要放開輔行設備但不希望輪子不小心滑動…等，這時可以按下輔行設備左右後輪附近的緊急按鈕，可控式輔行設備便會立刻煞住，不再移動。當使用者希望輪子能自由轉動時，可再按一次緊急按鈕，磁流變液煞車器的阻力便會降低，可控式輔行設備又可以被推動了。

以上之各模式中，對於各個行動的感測與應變整理成邏輯流程圖，如圖 27 所示。程式撰寫時，則依照此邏輯流程圖，在圖控程式 LabVIEW 進行撰寫。

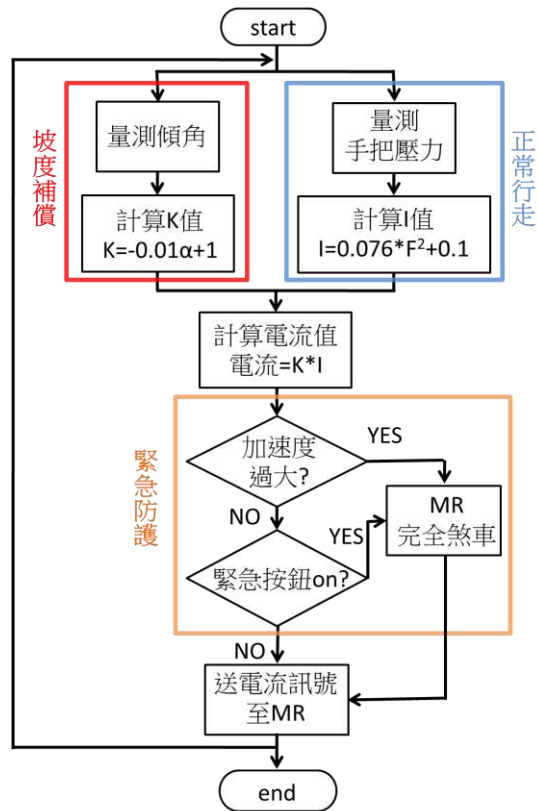


圖 27 可控式輔行設備之邏輯流程圖

「可控式輔行設備」必須有控制器，才能接收感測器的信號，再經過計算判別後，送出適當的電流給磁流變液煞車器，產生最適當的阻力。在輔行設備中，考量到不能再使用筆記型電腦和數據擷取器來接收數據和控制，必須具有獨立的控制器，因此我採用 NI myRIO 控制器負責數據擷取、計算、及輸出驅動命令，並使用 LabVIEW 來撰寫人機界面程式。LabVIEW 為圖控程式，不需要文字語法，容易依邏輯撰寫出控制程式。圖 28 為可控式輔行設備的控制流程圖，由手部荷重、腳底壓力、輪速、傾角等感測數據，根據圖 27 之邏輯流程圖計算出應施加的電流後，將此電流命令輸入 MR 煞車器，以產生當下所需之阻力，控制輔行設備的行進速度。



圖 23 可控式輔行設備之控制流程圖

研究五 測試與修正

研究中對可控式輔行設備進行了實際測試，包括：

- (1) 正常使用測試；
- (2) 上下坡測試；
- (3) 故意前跌測試；

測試結果顯示中「可控式輔行設備」多能依照設定控制邏輯，輸出適當的電流給 MR 煞車器，產生適當的阻力。測試過程中亦找出一些小問題，我也小幅度修正各係數大小，讓 MR 煞車器產生最適當的阻力，使「可控式輔行設備」能輕易操作，幫助使用者行走。

伍、結論

1. 本研究建立了可控式輔行設備，以傳統滾輪式輔行設備改裝，搭配磁流變液煞車器、力量感測器、傾角計及轉速計，不僅讓助行器具有連續可變之阻力，更能動態調整輔行設備之阻力，可以減少輔行設備相關的意外傷害。
2. 本研究以創新構想搭配多種感測器，如力量感測器、傾角計、轉速計，可協助控制器預判使用者的使用情況及環境狀況，多一層便利與保障。
3. 可控式輔行設備配備手部力量感測器，可以預判使用者的行動，並以傾角計、轉速計進行補償機制，協助控制策略動態調整施加於輔行設備後輪的阻力，讓使用者更省力安全。
4. 研究中以該可控式輔行設備量測長者使用輔行設備的步態，經分析後，有助於建立使用時之控制策略。
5. 該可控式輔行設備並設計有正常行走、坡度補償、緊急防護三種模式，提供智慧型功能。
6. 因使用者狀況不同，輔具之設計通常需客製化。本研究的分析僅是先針對輕度使用輔行設備之長者，對於不同狀況之使用者，尚需再針對個案逐一研究，以規畫適當之輔行器控制策略。
7. 可控式輔行設備成本適當、易於使用、安全度高，能使行動不便者，更樂於外出行走，幫助其改善病症、益於復健、或維持快樂的社交生活。
8. 研究中已儘量將感測器以成本較低者取代，未來希望可再降低可控式輔行設備的成本，使其更加實用化，如
 - 傾角計改用低價位電位計
 - 轉速計改用霍爾感測器
 - myRIO 控制器改用較低價微處理器，如 Arduino 等。

陸、參考資料及其他

1. 內政部統計處(2015)，"內政部統計通報"。
2. 鄧之宜，步行輔具的評估、選用與使用方法，台灣老年學論壇，第 15 期，2012.8
3. 尤翠棉，"助行器選擇與使用"，台大醫院健康電子報，第 85 期，2014.12
4. 鐘若綺，"高齡者常見步行輔具"，台灣老年學論壇，第 26 期，2015.5
5. 陳輝宇，"老年人常見的輔具"，台灣老年學論壇，第 3 期，2009.8
6. Carron, P.M., R.L. Kirby, and D.A. MacLeod, "Epidemiology of walker-related injuries and deaths in the United States. Am. J. Phys. Med. Rehabil, 1995. 74(3):p.237-239.
7. 康展銘 (2008)，"智慧型行動附具設計使用單點模糊控制法則控制"，台北科技大學碩士論文。
8. 楊涵馨 (2004)，"供重度失能者使用具輔助煞車控制助行器"，臺灣大學醫學工程學研究所碩士論文。
9. 黃冠達 (2013)，"外滾筒式多磁極磁流變液阻力器之開發與應用"，台北科技大學碩士論文。

【評語】 040806

1. 將磁學之磁流變異理論應用在實際醫護之設備上，殊屬不易。
2. 此實驗助行步態分析設備構想頗為創新，將建議其深入研究。