

助動式輪椅之研發與製作

瞿嘉駿¹、林開政¹、卞政揚²、黃信樺²

¹南台科技大學機械工程學系(助理教授)

²南台科技大學機械工程學系(研究生)

¹E-mail: ccchu@mail.stut.edu.tw

摘要

本文目的為研發與製作一新型之助動式輪椅，分別完成感測系統、控制系統、動力源、傳動系統、輪椅本體等助動式輪椅構成要素之設計，經由整合設計後完成電腦模型繪製，最後製作助動式輪椅雛形，以驗證設計成果。感測系統部分，分為傳遞元件與感測元件；傳遞元件方面，為求提高使用者於操作助動式輪椅之可靠度，本文利用機構做為感測系統之傳遞元件，以避免操作時因電路問題而造成不可預期之危險，並解決線纏繞之問題；感測元件方面，利用可變電阻作為感測系統之感測元件，並設計電路模組做為控制系統搭配使用，以決定馬達輔助之扭力。

關鍵詞：助動式輪椅、感測系統、機構設計。

1. 前言

隨著醫療科技的進步，我國已步入高齡化社會，內政部統計處指出至2008年底止，我國老年人口約為240萬2,220人，已占總人口之比例為10.4%，並呈逐年上升之現象，預估到2021年，老年人口的比例將大於14歲以下的幼年人口，至2027年，老年人口將達490萬人左右，佔總人口數的20.69%，即每五個人當中就有一位高齡者，亦進入超高齡社會[1]。Leon等學者便於1990年的研究指出，年齡高於65歲的人當中，約一成人口會有行動上的困難[2]。此外根據內政部統計，至2008年底為止，身心障礙者人數104萬585人，肢體障礙者達39萬7,920人，肢體障礙中包含上肢障礙、下肢障礙、四肢障礙等，其中下肢障礙上肢正常之偏癱

患者尚可操作輪椅輔助行動，故老年以及下肢障礙上肢正常等人，如需要自行獨立行動，則須仰賴移行輔具協助行動，故醫療輔具之需求亦逐年提升。以傳統手動輪椅之設計以及操作方式而言，對於使用者之耗氧率較高，眾多學者為求令使用者以較適當之耗氧率並提升操作效率已有相當之研究及改良，因手動輪椅不但容易造成使用者的上肢關節、肌肉傷害還會令使用者產生過度的心肺運動[3]。Nichols等學者針對脊髓受損之手動輪椅使用者進行問卷調查，統計顯示，高達51.4%輪椅使用者因驅動輪椅造成肩痛之症狀，不但浪費力氣且會產生運動傷害[4]；而電動輪椅的使用者，由於過度倚賴機械所造成的肌肉萎縮，失去了原本健康的肢體以及心肺功能，且電動輪椅之重量相當沉重，行動範圍及使用時間都受限於電力系統，過重的電動輪椅亦會造成能源之損耗。而本文結合操作手動輪椅時會產生心肺運動以及電動輪椅提供輔助動力等要點，設計並以手動輪椅為雛型，加入輔助動力之設計概念，開發出新型輪椅，以排除手動輪椅因低機械效率所浪費之力氣、造成運動傷害與依賴使用電動輪椅所造成之肌肉萎縮等情況，能令使用者以操作助動式輪椅之過程中提升代謝與獲得適當之心肺運動[5]。本文於設計中，以機構之設計做為感測系統之主體，期能提升系統之可靠度，避免因瞬間電路短路而造成之失靈，造成助動式輪椅使用者生命上的危害，並且直接透過此機構將施加於手輪之運動傳遞至感測元件，以解決線纏繞之問題。故本文以此為設計概念，並於下文提出助動式輪椅之研發與製作。

2. 助動式輪椅之定義

助動式輪椅為藉由感測使用者輸入手輪之力量後，給予適當之輔助動力以協助使用者移動之輪椅，如圖 1 所示。

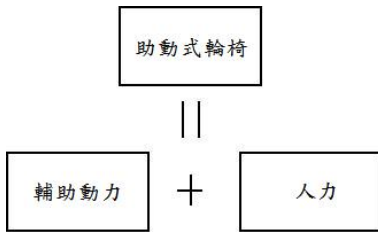


圖 1 助動式輪椅之定義

由於助動式輪椅為輔助動力結合人力之輔助驅動系統，亦是電動加上人力之混合動力系統，其作動模式為人力傳予感測系統，並由感測系統傳遞訊號至控制系統，再給予動力源下達指令提供適當之動力，最後透過傳動系統給予大輪動力，同時以人力與輔助動力驅動輪椅之大輪，以達成輔助之功效。

3. 構成要素

本文助動式輪椅之構成要素分為感測系統、控制系統、動力源、傳動系統、以及輪椅本體等 5 個子系統，如圖 2 所示，分別詳述如下。

1. 感測系統：使用者輸入手輪之力量由感測系統偵測並產生訊號。
2. 控制系統：感測元件所產生之訊號藉由控制系統控制電瓶輸出適當之電力。
3. 動力源：由馬達及電池組成，負責接收控制系統之指令後產生動力。
4. 傳動系統：由齒輪箱組成，負責傳輸動力源所提供之動力給大輪，進而驅動輪椅。
5. 輪椅本體：作為搭載整組輔助系統之手動輪椅。



圖 2 構成要素

4. 助動式輪椅之設計

助動式輪椅可細分為五構成要素，而本文之重點為針對助動式輪椅之感測系統、傳動系統以及控制系統進行機構及電路設計，並對動力源及輪椅本體進行選用設計。本章節將對於各構成要素加以說明，並且進行規劃及設計。

4.1 感測系統

本文所設計之感測系統由傳遞元件以及感測元件所組成，如圖 3 所示。

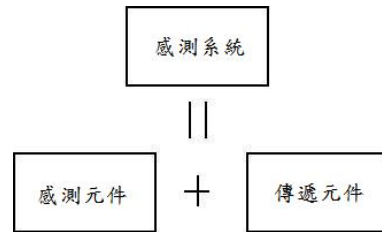


圖 3 感測系統之構成

傳遞元件負責將力量之方向轉化為感測元件所能接收之形式，以及解決線纏繞之問題；感測元件負責接收施於手輪之力量所產生之角位移變化轉化為訊號，作為力量輸入之大小依據。以下為感測系統流程：



圖 4 感測系統流程圖

如圖 4 所示，使用者施加力量於手輪，藉由傳遞元件傳遞力量所產生之運動並轉化運動方式以及解決線纏繞之問題，傳遞元件之輸出端相接於感測元件，由感測元件接收運動所產生之角位移轉變為訊號後，將此訊號傳制控制系統。

本文之傳遞元件為求操作時之可靠度以及直接解決線纏繞問題，故利用機構之強度特性為設計主體，以避免設備因電路短路所造成之立即性操控失靈之狀態，本文以工程之方法設計後繪製簡圖，如圖 5 所示。

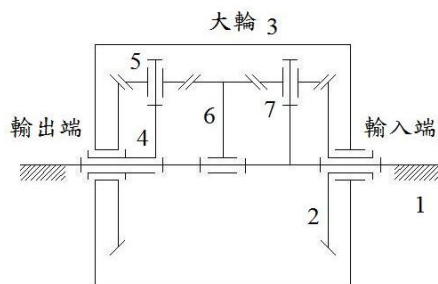


圖 5 傳遞元件之機構簡圖

本文之傳遞元件為一行星齒輪系機構。桿 1 為固定桿，並有一短桿垂直相交固定，形狀為十字，並以旋轉對連接於桿 7，水平部分則與桿 2、桿 6 及桿 4 以旋轉對連接，並為整組輪之輪軸固定於椅架上。桿 2 為手輪之輸入端桿件並為此行星齒輪系機構之太陽齒輪，以齒輪對相交於桿 7，並以旋轉對連接於桿 1、桿 3。桿 3 為內齒輪，以齒輪對與桿 5 相交，並以旋轉對連接桿 4、桿 2，外殼緊合於大輪。桿 4 為輸出端桿件，形狀為 T 字，一端以旋轉對連接於桿 5，一端以旋轉對連接於桿 1，並於延伸出此機構之區域為連接感測元件之輸出端。桿 7 與桿 5 為此機構之行星齒輪，桿 6 為惰輪與桿 7、桿 5 為齒輪對相交。

感測系統之感測元件可選用不同類型搭配，如以傳遞元件改變運動方式後，利用直線位移，使用電磁感應元件產生之磁力感應作為訊號[6]，或使用直接感測轉矩之扭力感測器（Torque sensor）作為感測元件[7]。但前者於感測時，其運動軌跡稍微震盪或因機構之誤差而傾

斜等，便會產生不易預期之訊號波動，導致無法確實感測人力作為依據；後者以助動式輪椅而言，就成本及功能之考量，利用扭矩感測器作為感測系統之感測元件，並非無可替代[8]。而本文利用以電阻值作為感測訊號之電位器之構思[9]，選用可變電阻作為本文之感測元件，並設計控制系統與之搭配。

可變電阻之使用方式為旋轉其控制桿，便可改變電阻值，其旋轉幅度為 180 度之半圓，且半圓之中點為歸零狀態之特性，令其作為辨識傳遞元件輸出端所提供之前、後指令。本文將以可變電阻之控制桿與傳遞元件之輸出端裝上齒輪，並以齒輪對啮合。

4.2 控制系統

本文之控制系統含有一電路模組以及 DC 無刷馬達驅動器。本文之感測元件採用可變電阻，其通過電流時，可變電阻於角位移變化後所產生之電壓作為訊號並傳入本文所設計之控制系統。本文之控制系統原理方塊圖如圖 6 所示，可變電阻將角度訊號轉換為電壓訊號，訊號送入能產生脈波寬度調變 PWM（Pulse Width Modulation）積體電路，由輸入的電壓高低，來產生不同脈波寬度的 PWM 訊號；PWM 訊號饋入 H 電橋驅動電路，放大電流以驅動馬達。

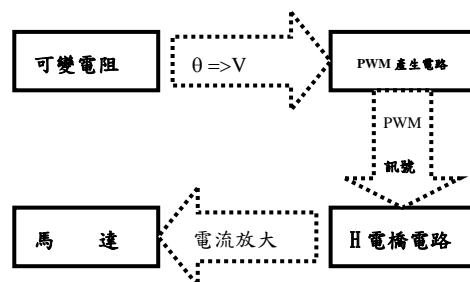


圖 6 電路控制系統方塊圖

PWM 訊號產生電路核心為 TL494 積體電路[10]，其電路方塊圖如圖 7 所示，我們將可變電阻於角位移變化時所產生之訊號，輸入到圖 7 中的腳位 4，則電晶體 Q1 就會產生 PWM 訊號，腳位 4 輸入電壓，控制 TL494 的 PWM 寬度，其時序圖如圖 8 所示，電晶體 Q1 與 Q2

的輸出訊號，送入 H 型電橋電路，以進行馬達正轉與逆轉方向控制。PWM 訊號提供馬達扭力與轉速控制，H 型電橋電路，則是以四個電晶體高功率 (TIP12X) 組成，使用 TO220 散熱座來防止電晶體因過熱而燒毀。H 電橋其電路原理，如圖 9 所示，TL494 的控制輸出訊號會送到圖中 A 與 B 輸入端，圖中的 M 為馬達示意；在 AB 端改變控制訊號狀態，相當於控制各個電晶體的導通與斷路，使電流方向可以朝向圖中的左或右方，以達到馬達正逆轉的控制功能。

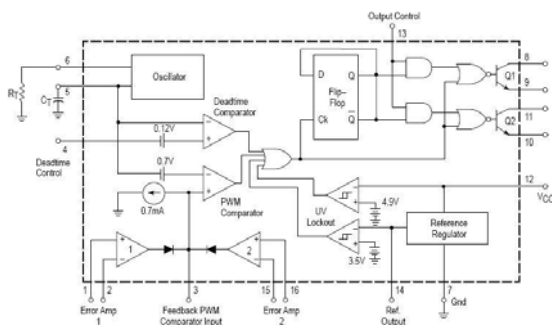


圖 7 TL494 方塊圖

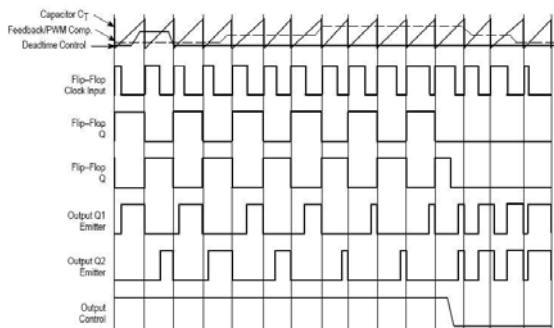


圖 8 TL494 時序圖

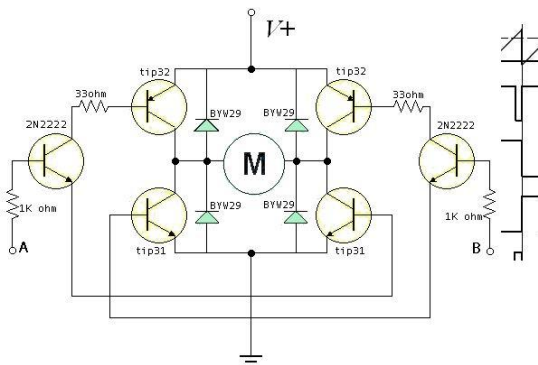


圖 9 H 型電橋電路 (馬達正逆轉控制) 原理圖

4.3 動力源

動力源是由兩顆馬達及兩個電瓶組成，馬達為 DC 無刷馬達，電瓶為 12 V、7 AH。本文之助動式輪椅總重為 50kg，大輪直徑 24 in，並假設最大負載為 100kg，輪椅之最大安全坡度為 12 度，限定於道路行駛之最高時速為 6 km/hr，並將馬達之扭力安全係數定為 25%，以此條件計算後，馬達所需具備之最低扭力為 2.1 N-m 之 1.25 倍，故馬達所需之最低輸出扭力為 2.64 N-m。本文選用 XAJONG 之 DC 永磁無刷馬達，並搭配 50:1 之減速機。

4.4 傳動系統

傳動系統設置於馬達與大輪之間，其目的為將馬達輸出之動力傳至大輪。本文所開發之助動式輪椅具備一傳動齒輪組，由兩正齒輪組成，分別組裝於馬達以及大輪之輪軸，為主要之傳動機構。

4.5 輪椅本體

本文選用符合中國國家標準 CNS 之規範包含有身體支撐系統、骨架、輪子等之普遍使用之標準輪椅為助動式輪椅之本體。

5. 電腦模型繪製與雛型機製作

於本章節中，於助動式輪椅之雛型機設計完成後，將其繪製成電腦繪圖並依規格製作零件。本文將雛型機組裝完成並以實體呈現與進行測試，於後文進行說明。

5.1 雛型機之電腦繪圖

整體之設計完成後，以電腦繪圖繪製感測系統，如圖 10 所示。感測系統中，可變電阻感測元件與傳遞元件之輸出端各裝上一齒輪，並以齒輪對相嚙合，將手輪所輸入之運動透過傳遞元件傳至感測元件。

完成整合設計後，繪製完整助動式輪椅之電腦模型，如圖 11 所示。

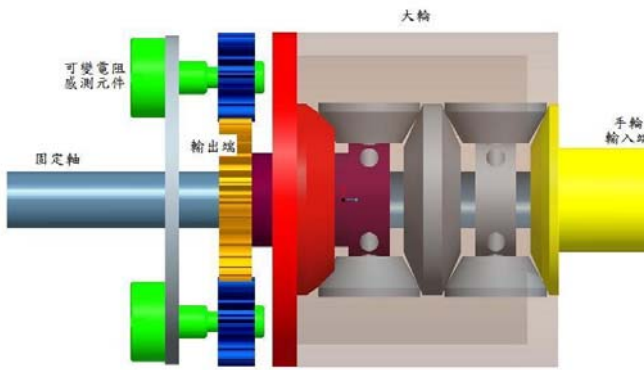


圖 10 感測系統之電腦繪圖

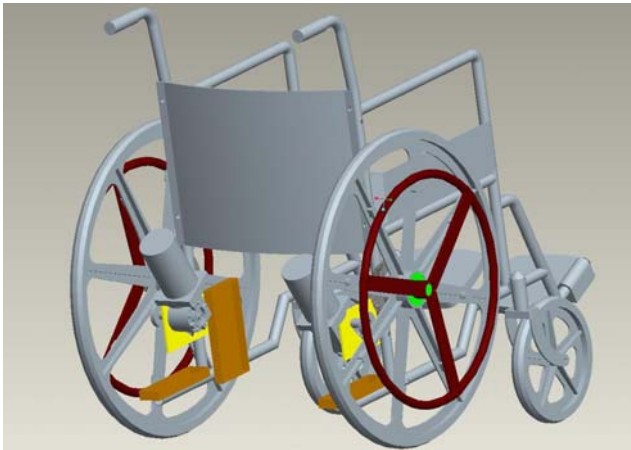


圖 11 離型機之電腦模型繪圖

5.2 離型機製作與實裝

將傳遞元件機構製作完成並組裝後，如圖 12 所示，進行輪椅本體之製作。製造與手輪同大小之力量輸入控制手輪，如圖 13 所示，並將大輪之輪軸切割出直徑為 2.8 in 之圓孔，如圖 14 所示，後將傳遞機構完整置入切割後之圓孔中，並將傳動齒輪鎖於大輪上，如圖 15 所示，以及完成感測系統之安裝後，將手輪固定於傳遞機構之輸入端桿 2，再將固定軸做為整組大輪與手輪之輪軸並固定於椅架上。控制系統與電瓶裝於椅架上之安置箱，並將馬達所於固定板上，安裝即完成，如圖 16 所示。



圖 12 傳遞元件機構



圖 13 力量輸入端之控制手輪



圖 14 中心挖孔直徑為 2.8 in 圓孔之大輪



圖 15 傳遞元件安裝於大輪之完成圖



圖 16 安裝完成圖

6. 結論

本文提出以行星齒輪機構作為感測系統的傳遞元件，設計出具有可靠度之感測系統，以解決線纏繞的問題，並搭配控制系統，分別完成感測系統、控制系統、動力源、傳動系統、輪椅本體等助動式輪椅構成要素之設計，最後經由整合設計、電腦模型繪製、以及雛型機製作，以完成整體助動式輪椅之研發與製作。經測試後，得知該感測系統可有效達成助動式輪椅之需求，確實傳遞人力之訊號至感測元件，並經由控制系統控制馬達輔助之動力，以人力結合輔助動力作動，並協助使用者移動。

7. 參考文獻

- [1] 內政部全球資訊網，<http://www.moi.gov.tw/>.
- [2] J. Leon, T. Lair, Functional status of the non-institutionalized elderly, Estimates of ADL and IADL difference DHHS publication No.90-3462, 1990.
- [3] H. E. J. Veeger, L. H. V. van der Woude, R.H. Rozendal, Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion, Journal of Electromyography and Kinesiology, 1(4), 270-280, 1992.
- [4] P. J. Nichols, P. A. Norman, J. R. Ennis, Wheelchair user's shoulder? Shoulderpain in patients with spinal cord lesions, Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine 11(1):29-32, 1979.
- [5] S. D. Algood, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, R. Cooper, M. L. Boninger, Impact of a Pushrim-Activated Power-Assisted Wheelchair on the Metabolic Demands, Stroke Frequency and Range of

Motion Among Subjects With Tetraplegia, Arch Phys Med Rehabil Vol 85 1865-71, 2004

- [6] M. Pusch, Power assisted manually propelled vehicle and wheel assembly thereof, 美國專利第 6,092,615 號, 2000/07/25。
- [7] Y. Kan, Wheelchair, 美國專利第 5,927,414 號, 1999/07/27。
- [8] D. Petersson, J. Johansson, Torque Sensor Free Power Assisted Wheelchair, IEEE, JAPAN, 1994.
- [9] H. Ogata, Wheelchair with auxiliary power, 美國專利第 6,230,831 號, 2001/05/15。
- [10] SWITCHMODE Pulse Width Modulation Control Circuit, TL494 Datasheet, MOTOROLA, Inc. 1996.