

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

總計畫:無障礙生活環境科技輔具之研發

子計畫一:具有多重控制能力的電動輪椅之研發與應用(III) The development and application of an electrical wheelchair with multiple-control (III)

計畫編號: NSC90-2614-E-002-002-

執行期限:自民國 90 年 8 月 1 日起至民國 91 年 7 月 31 日

主 持 人:國立臺灣大學醫學院 復健科 賴金鑫 教授

協同研究人員:國立臺灣大學 電機工程學系 郭德盛 教授

國立臺灣大學醫學院 復健科 王顏和 醫師

一、計畫中文摘要

本計畫的目標為發展一套具有多重輸入控制介面的電動輪椅，以提供不同程度的失能者可以依其失能情況自行選擇控制方法；同時，亦可依外在環境狀況調整電動輪椅的控制方式。目前優先的選擇，包括以即時性(real-time)的肌電圖

(electromyographic, 簡稱 EMG)辨識控制系統、以及語音辨識控制系統。

第二年業已發展出包括前述兩種控制方式的數位信號處理輪椅控制器，同時亦發展出切換命令輸入方法的法則。第三年主要之工作為加強其安全性並合併其他子計畫之部份成果。經實驗後已達預期之效果，可實際應用在符合條件之失能者。

關鍵詞：電動輪椅、肌電信號辨識、語音信號辨識

二、計畫英文摘要

The purpose of this project is to develop a multiple-control electric wheelchair which could be provided selective control methods for different disabled users and could be switched among these control methods according to the environmental change. The input command set is based on pattern recognition of the electromyographic (EMG) and vocal signals.

In the second year a improved prototype wheelchair with a digital

signal processing (DSP) control system which contained two control methods is developed and new algorithm was designed for switching command sources according to the environmental requirement. The goal of third year was to improve the safety and to combine with the input devices which designed by other subprojects. Clinical validation of this intelligent DSP control system is also performed. This new system will be helpful to severe physically disabled such as cervical cord injured patients
Keywords: electric wheelchair, myoelectric signal recognition, speech control signal recognition

三、背景及目的

電動輪椅是在 1940 年代誕生的，由於電動輪椅提供了使用者更大的獨立性，對使用者在生理上及社交上都有正面的影響。最初的電動輪椅，只是原先可折疊式手動輪椅加上馬達和電瓶。一直到 1970 年代，電動輪椅才發展成人們所滿意的程度。

一般而言，電動輪椅之構造與組成可分為下列三大部份[1,2]：

1. 電控驅動部份：包括控制箱、搖桿、電池等。
2. 傳動系統部份：包括馬達、減速齒輪箱等。
3. 車架底盤部份：包括輪椅本體及其它等。

在 1990 年時，美國維吉尼亞大學

復健工程研究中心 Brown 等人指出，未來十年的電動輪椅將朝向下列三個方向發展[1]：

1. 馬達的分析與設計。
2. 控制器的數位化。
3. 新形態的控制方法。

而在另一方面，臨床上常針對一些肢體障礙病人（如截肢和脊髓損傷者）設計一些特殊的輸入方式。常見的命令輸入方式可分為兩大類：一類是邏輯式(logical type)，另一類是比例式(proportional type)。邏輯式輸入法的是指依使用者的輸入進行邏輯判斷，再下達命令。常見的如按鍵—當使用者按下按鈕後，由電路判斷是否按下。如果確實按下，則執行按鈕所定義的功能；如未按下，則不動作。此外還有聲音、搖桿、和肌電圖信號...等都是此類。而比例式輸入法則除了判斷使用者下達命令與否外，還要依命令下達的強度大小給予受控制的機械等比例的控制強度—如搖桿即是。當搖桿被推動時，除給予方向命令外，亦同時給予強度的命令。此外還有方向盤，踏板...等都屬此類[3-6]。

由於現今市售的電動輪椅系統多是以搖桿的比例式輸入法來驅動。然而這種輸入方式並不適用於頸髓損傷造成的四肢癱瘓病人，也不適用於其他原因造成手部功能喪失的輪椅使用者。因此本研究的目的在於研發一套能提供多種輸入，利用重度失能者的殘餘功能(如頭頸部的肌電信號、語音信號等)作為命令輸入裝置的電動輪椅系統，並且以數位化的控制系統來增加這套輪椅系統的穩定性，以造福現今無法方便使用電動輪椅的重度殘障者。

四、研究方法及進行步驟

延續第二年的成果，本計劃在第三年主要的工作包括不同命令切換的整合，以避免系統過於複雜；以及進一步的臨床實驗。系統的架構如圖 1

所示，依功能不同主要分為五大部分：DSP 控制板、使用者控制及訊息顯示板(含吹氣模組)、語音辨識模組、肌電圖使用之前級放大濾波電路、以及馬達控制電路。其中 DSP 控制板是以 TI 公司的 TMS320C32 數位信號處理器為核心的 STC-32 控制板(圖二)。其中包括兩個通道的 ADC 和兩個通道的 DAC，並以 8254 構成控制馬達所需要的 PWM 信號來源，一方面可以透過 IO port 接受操作人員在鍵盤下達的命令，並經由 LCD 顯示重要的訊息。

使用者控制及訊息顯示板包含一個文字型 LCD 和一個 4*4 的鍵盤。主要用途為透過文字型 LCD 顯示關於操作流程的重要訊息，包括訓練和辨識階段的選擇、各對應動作的指定、辨識結果等。操作者則依據 LCD 顯示的訊息，在鍵盤下達適當的命令。

前級放大濾波電路則包括具有高輸入阻抗的儀表放大器 AD620、高通和低通濾波器(3dB 截止頻率分別設定在 10Hz 和 800Hz)、以及主增益區。整個電路的功能一方面為以極高輸入阻抗的儀表放大器作輸入端，以去除肌電信號在人體皮膚高阻抗下可能導致的失真，一方面則將肌電圖信號作高通濾波以去除人體的 DC offset，作低通濾波以濾除信號不必要的頻帶並防止取樣失真(aliasing)，並將信號強度放大 60dB 以配合 ADC 的動態範圍(dynamic range)。

語音辨識裝置基於效能的考量，採用微大公司製作的 VRM-100_9 語音辨識模組。這個語音辨識模組是利用濾波器組(filter bank)來進行語音的特徵擷取，其特點是能夠找出語音訊號在不同的時間中的頻率分布，從而擷取出語音中隨時間變化的頻譜分布，利用頻譜排列的式樣，來分辨不同音素很重要的區段特徵。目前可辨識 9 組語音命令，辨識時間約需 0.5 秒，辨識率能達到 90%以上，並且能藉由再訓練來改善本來辨識率不佳的幾個命

令。

在馬達控制電路方面，在 DSP 控制器輸出波寬調變(PWM)後，直接驅動橋式馬達控制電路來控制馬達的速度，所謂的 PWM 是利用調整馬達接受電源電流的時間來控制馬達轉速。馬達控制電路包括兩個部分，分別是馬達驅動電路及馬達測速裝置。

電動輪椅控制器的程式大部份是由 C 語言撰寫的，利用德州儀器公司的 C 譯碼器編譯成 TMS320C3x 機器語言，燒錄於 ROM 中。本程式的主要組成有主程式及兩個由計時器中斷觸發的中斷副程式。其控制系統流程圖如圖 4。

就臨床測試結果，目前可控制輪椅於迴轉半徑 60 公分內進行迴轉，並於命令下達之後二公尺內完全停止。以上結果完全符合 ISO7176 有關輪椅之安全規範。

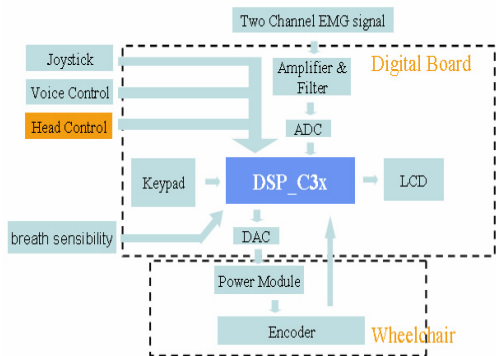


圖 1 多重控制電動輪椅系統方塊圖

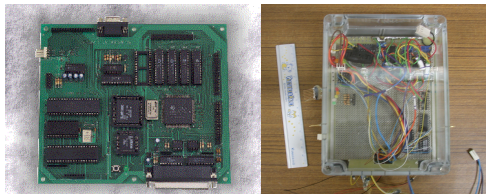


圖 2 STC-32 數位訊號控制器（左）
以及其他輸入整合控制箱（右）

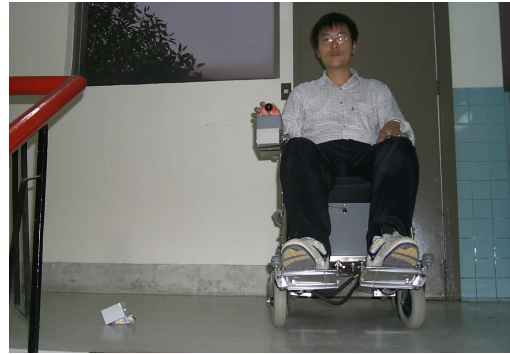


圖 3 輪椅外觀及實驗進行狀況

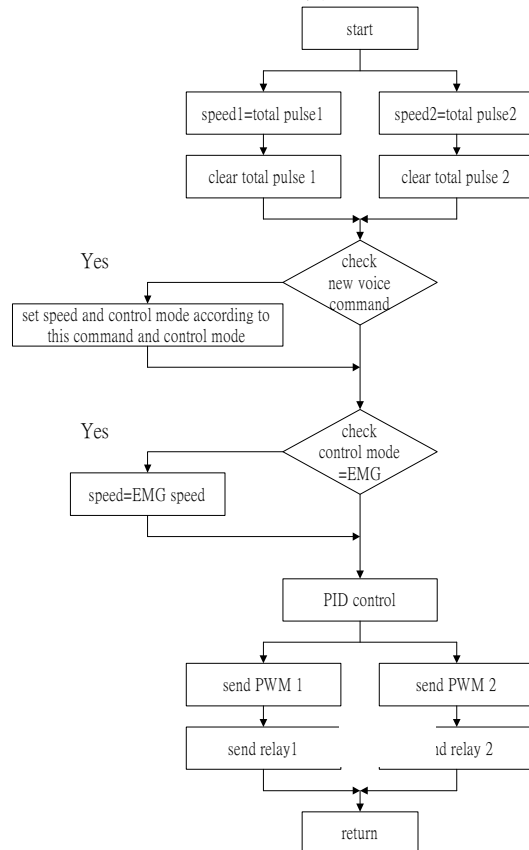


圖 4 控制系流程圖

五、計畫成果自評

本計畫的第三年目標為進一步改進利用頭頸部的肌電圖信號以及語音信號作為命令輸入裝置的電動輪椅系統，並增強控制系統來增加這套輪椅系統的穩定性，且在臨床初步驗證其實用性。

目前本研究初步的臨床評估結果證實其為一可使用的系統，確可改善重度肢體障礙，無法方便操控傳統電動輪椅者的困擾，安全度亦較第二年有顯著的提昇，操作亦更簡便。具體研究實作內容資料準備完善申請專

利，並發表論文。

六、參考文獻

- [1]. K. E. Brown, R. M. Inigo, and B. W. Johnson, "Design, implementation, and testing of an adaptable optimal controller for an electric wheelchair," IEEE Trans. Indust. Appl. vol. 26, pp. 1144-1157, 1990.
- [2]. S. Linnman, "M3S: the local network for electric wheelchairs and rehabilitation equipment," IEEE Trans. Rehabil. Eng. vol. 4, pp. 188-192, 1996.
- [3]. D. Graupe, J. Salahi and D. Zhang, "Stochastic analysis of myoelectric temporal signatures for multifunctional single-site activation of prostheses and orthoses," J. Biomed. Eng., vol. 7, pp. 18-29, 1985.
- [4]. B. Hudgins, P. Parker and R. N. Scott, "A new strategy for multifunction myoelectric control," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40, no. 1, pp. 82-94, Jan. 1993.
- [5]. R. J. Triolo, D. H. Nash and G. D. Moskowitz, "The identification of time series models of lower extremity EMG for the control of prosthesis using Box-Jenkins criteria," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, pp. 584-594, Aug. 1988.
- [6]. D. Graupe, W. K. Cline, "Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prosthesis control purposes," IEEE Trans. Syst. Man. Cybern., vol. 5, pp. 252-259, March 1975