

身心障礙輔具研發：漸進式復健用電動輔佐踩踏輪椅之系統設計

A System Design for Power Assisted Foot Pedaling Wheelchairs for Progressive Rehabilitation

計畫編號: NSC 88-2614-E-002-001

執行期間: 87/08/01 ~ 88/07/31

主持人/執行單位: 章良涓 臺灣大學醫學院醫學工程研究所

摘要--本研究討論功能性電刺激應用於下肢復健。藉由電刺激癱瘓肌肉恢復其運動功能，避免肌肉萎縮，同時產生可控制之功能性動作。設計製作了一個結合功能性電刺激器之踩踏復健電動輔助輪椅雛型品，針對下肢肌肉神經傳導障礙的患者進行電刺激，除了能達到週期性的踩踏復健運動，也能增加復健功能之多樣性與趣味性。建立一套六連桿下肢踩踏模型，再配合肌肉模型，構成了下肢踩踏運動的基礎理論架構，並藉由電腦對踩踏運動過程做模擬分析。另外本系統的三輪車前輪增加一個輔助輪圈電動機，作為上坡力及病患肌肉疲乏時的輔助推動力。我們並設計可調整式座椅與病患上下之裝置以增加使用上的安全與舒適。

Abstract-- Functional Electrical Stimulation (FES) has been adopted in the lower limb rehabilitation where electrical currents were applied to paralyzed muscles to avoid muscle atrophy and to restore motor function. In this study, we designed and fabricated a prototype of an electrically assisted wheelchair pedaled by the electrically stimulated lower limbs. This design not only allowed the paralyzed lower limbs to achieve periodic cycling exercises but also made the rehabilitation process more versatile and interesting. A six-bar lower limb cycling model was developed combining a muscle model to lay a foundation for a theoretical study. The system was equipped with a disk motor incorporated into the front wheel which would provide power assistance when the wheelchair is in a up-hill situation, or the muscle fatigue sign is on, or the patient simply gets tired. In this study, seat position adjustments was

designed for ergonomic reasons.

一、研究動機與目的

根據統計，台灣地區因交通事故、高處摔下、職業傷害、運動傷害.....等意外，造成每年增加 1000 人以上脊髓損傷新患者，且絕大多數的病患至少造成了下肢癱瘓的後果，同樣地由於腦中風引發的肌肉麻痺的病例也是屢見不鮮。有鑑於此，為了協助中風與脊髓損傷病患自立、自強，重新適應社會生活，減少家庭與國家負擔。增進復健型式的多樣性與發展更良善的復健器材顯示了其必要性與迫切性。

醫學復健界利用功能性電刺激復健治療中風與脊髓損傷病患的神經肌肉骨骼系統已行之有年，對患者癱瘓肢體適時適量地施予侵入式或表面非侵入式的電刺激維持患者神經肌肉的活動性在增加癱瘓病人耐力、同時增進患者肌肉骨骼自主運動及控制的能力、防止癱瘓肢體的肌肉萎縮、促進心肺功能、改善肌肉和皮膚的血流、防止關節鈣化及骨質流失、及減輕痙攣等方面的復健具有相當高的價值。在下肢復健方面，早期臨床研究應用功能性電刺激於半身不遂病患的步態校正、站立及步行。後來因踩踏運動具有有效轉換力量於行動以及極佳的復健效果等優點，在功能性電刺激踩踏系統的研究日趨增多。從初期固定式的踩踏復健到近來的移動式復健輪椅，使脊髓損傷與半身不遂的病患有更多樣更有效的復健醫療器材可供選擇使用。

二、文獻探討

關於功能性電刺激踩車復健系統，國外已有相當多的研究。Petrofsky et al., 1983【1】發展了一個價格低廉的戶外運動復健三

輪車，使用 Z80 微電腦控制系統來刺激病患的腿部肌肉。此三輪車必須在病患的腿部有一定程度的改善狀況下才能使用，以免過度的肌肉傷害。此外，此三輪車必須由他人推送才能啟動，獨立性欠佳。

Pons et al., 1989【2】發展出一種使用 FNS (Functional neuromuscular stimulation) 系統刺激病患的運動復健四輪車。它擁有一個可調節的座椅；一個輔助驅動的電動馬達。由此文結果顯示做踩踏運動擁有極佳的穩定度，為優於使用 FNS 系統做步態運動的主要因素。文中提到未來的重要發展方向為以 FNS 系統刺激產生踩踏運動的生物力學分析以及發展供病患獨立使用的類似復健器材。

Petrofsky et al., 1992【3】發展出一個價格低廉的兩人式運動三輪車。此三輪車同樣以 FES (Functional electrical stimulation) 系統來刺激癱瘓病患的腿部肌肉，使其作踩踏的復健運動。此外，允許另一個正常人和病患並排地踩踏此三輪車，增加上坡力以及當病患肌肉疲乏時仍能騎動此三輪車。

Gfohler et al., 1998【4】發表了使用者可獨立地上下的運動復健三輪車，由其特別設計的傾斜功能解決了該車在轉彎時的穩定問題，而整車的主要動力源為由 FES 驅動的大腿肌肉，再加上前輪的輪圈馬達作為輔助動力，由把手控制所需要的輸出動力是另一項特點。

目前國內學術界關於功能性電刺激系統的研究近年來有愈來愈多的文獻被發表出來，然而發展出類似的踩踏系統則仍屬少數。

張國清,1991【5】發展一套由微電腦控制的多通道功能性電刺激踩車 (FES-Cycling) 系統和研究電刺激圖樣使下半身癱瘓病人能夠順暢地作踩車運動。此論文採用皮膚表面刺激方式來電刺激腿部肌肉做踩踏運動。而電刺激圖樣的設計是參考自肌電訊號的線性封波所推衍出的時間特徵值，藉此來提供下半身癱瘓病患者產生更諧調的踩車運動。

施承宗,1993【6】所發展為一個保持理想的踩車速度的功能性踩車控制系統，由 PC-486 電腦控制四通道刺激器以產生刺激電

流，以刺激左右兩腿的四頭肌和股後肌群來產生踩車動作。此研究設計的電刺激式樣是由正常人踩車取得的肌電訊號導出線性封波，再經由逆添補曲線的處理得到肌電線性封波刺激式樣。並以肌電線性封波刺激式樣為基礎，首先發展一比例-積分-微分 (Proportional-integral-derivative, 簡稱 PID) 控制器來控制下肢擺動作為踩車控制的架構。在下肢擺動實驗中，調變 PID 控制器的參數以控制每一次膝關節擺動最大角度能達到預設的範圍。

在人體踩踏運動的分析上，Hull et al., 1985【7】提出一套新的踩踏運動生物力學分析法，此法包含同時量測踩踏的正向力、切向力，腿部八條肌肉的 EMG (Electromyography) 訊號，以及曲柄角與踩踏角等步驟。文獻中將人體與腳踏車的系統建立成一個五連桿的模型，藉由代入量測而得之踩踏力及動態資料，獲得了腿部關節所受的力矩關係曲線。由這些力矩關係曲線及踩踏力與 EMG 訊號，可對踩踏運動做細膩的生物力學分析；其中一項分析成果即為了解腿部八條肌肉在踩踏運動中所扮演的功能性角色。

在 FES 相關研究上，Eom et al., 1997【8】建立一個實用的半身不遂病患的人體模型來模擬 FES 刺激的運動，並且發展產生刺激資訊的方法。此論文以半身不遂的病患為研究對象，從椅子站起做為探討的動作。文中簡化過去在此方面研究所需難估定的諸參數，而改成只需幾項的非侵入式且易量測的參數。此文所分析的運動雖迥異於踩踏運動，但所建立的模型推導與本論文極為類似。

Glaser R. M., 1992【9】發展一套以 FES 刺激腿部推進的輪椅系統，由回授控制的電刺激器提供腿部動力刺激，經由做線性運動的腳板帶動特製的鏈輪驅動左右輪獨立的輪椅動力系統。概念設計上極相似功能性電刺激踩踏系統。

輔助動力的概念應用的層面愈來愈廣泛，例如車輛工程上的引擎助力車、電動自行車【10】，已受極多國家重視，廠商也紛紛投入市場。相關的專利【11-12】與研究【13】

有增加的趨勢。在復健醫學應用上，Cremers G. B., 1989【14】模擬證實混合型動力驅動輪椅的可行性。Kakimoto et al., 1997【15】完成了減輕照顧者推動輪椅力量的輪椅雛形品，概念上也是以電動機輔助輪椅為出發。因此多動力輸入的交通工具或醫療器材研究，將受到愈來愈多的重視。

三、輪椅結構設計與製造

本研究的復健輪椅採用尚殷股份有限公司的三輪車（型號為 GM-2001），以及建迪企業有限公司所生產休閒代步車用的座椅（型號為 S2 Fish-on Seat），進行結構改裝與功能補強。完成的復健輪椅(如圖)可依使用者需要做座椅的高度、旋轉度、前後位置等調整，適合各式體型的病患使用與各類實驗要求的調整。



圖一

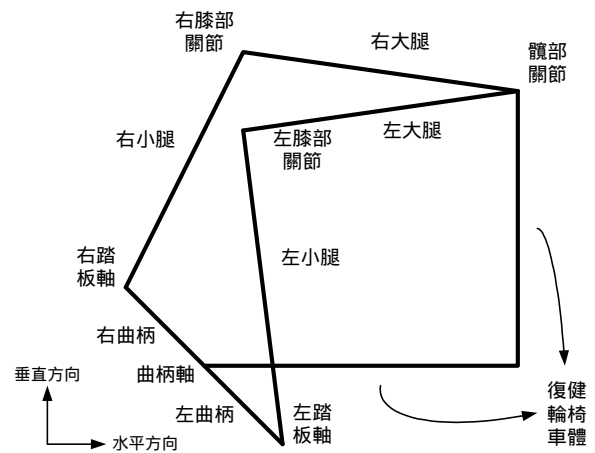
功能性電刺激踩踏復健電動輔助輪椅外觀圖

四、下肢踩踏模型之理論建立與電腦模擬

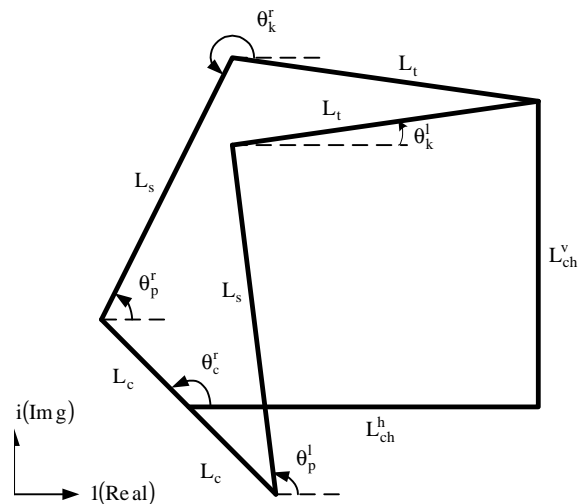
我們將下肢踩踏系統假設為一個在矢狀平面（Sagittal plane）的六剛體連桿模型，其中假設人體關節皆是無摩擦的樞紐、腳板（Foot）固定在踏板上於踩踏時不脫落分離、每個分節（Segment）的質量中心皆位於兩鄰接關節的連線上。下肢踩踏模型假設小腿（Shank）與腳（Foot）視為同一剛體，忽略腳的長度，踝部不能任意旋轉，而質量包括小腿與腳，長度為膝部至腳底板的距離，

轉動慣量以小腿與腳一併計算。

復健輪椅曲柄軸與踏板軸皆忽略其摩擦力、踩踏時亦忽略空氣阻力及其他阻力。



下肢踩踏運動之六剛體連桿模型各部示意圖如上所示。相對應之長度與角度分別表示如下圖。

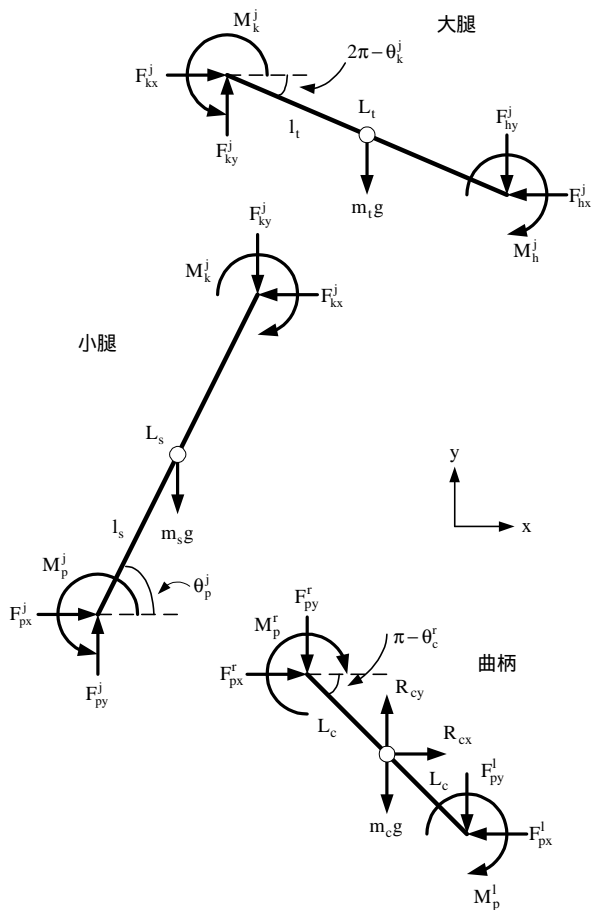


圖二

下肢踩踏運動之六剛體連桿模型圖

由我們所建立的六剛體連桿模型，可依序畫出大腿、小腿與曲柄的自由體圖(圖三)，其中大腿、小腿的自由體圖適用於左右腿：

由求出的大小腿質量中心的線性加速度與牛頓第二運動定律可以建立大小腿三維空間的三個等式，計算反力後再代入曲柄的運動方程式。最終可推導出曲柄角的二階非線性方程式，此為下肢踩踏運動的數學模型。下肢踩踏之電腦模擬即依據此數學模型完成。



圖三
大腿、小腿與曲柄的自由體圖

五、結論

本研究完成的成果已如前所述，對於未來發展提出幾項建議：

A. 系統模擬部分：

1. 應繼續探討不同刺激區間對閉迴路系統的控制效果；找出最佳的刺激區間使電刺激效果最有效率，電流量最少。2. 本研究在下肢踩踏模型的模擬中，曾以二組不同的踩踏位置做出開迴路系統比較。只初步獲得踩踏位置對臨界曲柄角速度的影響。未來可做更多不同姿勢、位置與不同之其他機械結構變數設定對踩踏系統模擬結果影響的研究。3. 本研究所探討的模擬目前只做到單純的下肢踩踏系統的部分，未來尚需發展電動機與下肢踩踏模型的整合模擬，完成整體系統的模擬研究。4. 此外，本論文的模擬在假設條件上

有諸多限制，以致和真實環境差距甚多，尤其在摩擦力的忽略上，因此後續的模擬研究需更進一步探討。

- B. 利用已完成的復健輪椅設計實驗研究不同姿勢、速度與不同之其他機械結構變數設定對肌肉施力與輪椅穩定度之影響。並配合電腦模擬做交互印證與探討。實驗對象除正常人外，脊髓損傷病患的臨床實驗是下一階段的重點。
- C. 由已完成的電動機控制架構，加裝輪椅速度或踩踏力量檢測器，將系統繼續擴充發展為閉迴路回饋控制系統。
- D. 下肢踩踏模型控制器的設計本論文以簡單的非線性控制來完成，將來可依不同要求發展更多類型的控制器。
- E. 復健輪椅結構的精緻化：目前改裝完成的輪椅可調整的結構有諸多是手動調節的，對病患而言可能是一項繁重而不方便的裝置，如上下裝置改成電動氣壓缸或許是另一個思考方向等，因此在未來結構設計上，有很多待改進之處。
- F. 控制器的微小化：目前本論文的電動機控制器包含筆記型電腦與驅動電路，再加上電刺激器的控制器，所佔據的體積相當驚人，對於未來的臨床實驗或商品化都是一大問題，因此將來的後續發展必須朝控制器微小化努力。

六、參考資料

- 【1】 Petrofsky, J. S., Heaton, H., and Phillips, C. A., 1983, "Outdoor bicycle for exercise in paraplegics and quadriplegics," J. Biomed. Eng., 5, pp. 292- 296.
- 【2】 Pons, D. J., Vaughan, C. L., and Jaros, G. G., 1989, "Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics," Med. Biol. Eng. Comput., 27, pp. 1-7.
- 【3】 Petrofsky, J. S., and Smith, J., 1992, "Three-wheel cycle ergometer for use by men and women with paralysis," Med. Biol. Eng. Comput., 30, pp. 364- 369.
- 【4】 Gfohler M, Loicht M, Lugner P, 1998, "Exercise tricycle for paraplegics," Med Biol Eng Comput, Jan; 36(1): 118-21.
- 【5】 張國清, 1991, "微電腦控制的功能性電

刺激踩車系統之設計", 國立成功大學醫學工程研究所。

【6】施承宗, 1993, "功能性電刺激踩車控制系統之設計與評估", 國立成功大學醫學工程研究所。

【7】Hull M. L. and Jorge M., 1985, "A method for biomechanical analysis of bicycle pedaling," *J. Biomech.*, 18, pp. 631- 644.

【8】Eom G., Watanabe T., Nozawa T., Ohba S., Futami R., Hoshimiya N., and Handa Y., 1997, "A basic study on computer model and stimulation data generation for FES," *Proceedings- 19th International Conference- IEEE/EMBS.*

【9】Glaser R. M., Ezenwa B. N., Mills B., Couch W. P., Almeyda J. W. and Kremer D., 1992, "FES-assisted leg-propelled wheelchair," *RESNA International'92.*

【10】陳俊安, 黃郁明, 王建彬, 1996, "電動自行車專題研究", 工業技術研究院機械工業研究所。

【11】United States Patent 5341892, "Motor and pedal driven bicycle," 1994.

【12】United States Patent 5375676, "Bicycle with electric motor," 1994.

【13】Raine J. K., and Maxey N. G., 1996, "Electrically assisted human-powered vehicles: an option for commuters," *Int. J. of Vehicle Design*, Vol. 17, Nov 5/6 (Special Issue) pp. 663- 680.

【14】Cremers G. B., 1989, "Hybrid-powered wheelchair: a combination of arm force and electrical power for propelling a wheelchair," *J Med. Eng. Technol.*, 13, pp. 142- 148.

【15】Kakimoto A., Matsuda H., and Sekiguchi Y., 1997, "Development of power-assisted attendant-propelled wheelchair," *Proceedings- 19th International Conference- IEEE/EMBS.*