

脊髓損傷患者之功能性電刺激踩車系統

楊坊山 傅麗蘭* 陳家進

在各種復健的方法中，功能性電刺激最早是被利用來治療中風患者，後來才漸漸地被推廣至脊髓損傷患者的復健治療上。目前，功能性電刺激在脊髓損傷患者上主要是應用在肌力訓練、踩車、站立及行走。在這四者之中，功能性電刺激踩車運動有著設備較簡單，設計容易及安全性高等優點。

目前市面上功能性電刺激踩車系統的商業化產品中，是以兩家美國的公司為主，但是價格昂貴。本文主要是報告一位脊髓損傷患者使用一套由國立成功大學醫工所研發出的功能性電刺激踩車系統的測試結果，希望在國內能有價格更大眾化，使用更方便的系統使得此種復健治療方式更為普及。

使用及測試結果顯示，此系統訓練的模式及刺激的組態可事先設計在電腦程式中，在操作上非常簡便。最重要的是，在低速定速、速度漸增、速度先增後減及高速定速四種運動下，刺激的電流量都能有效的調整，同時病患可以達到平順的踩車運動。然此系統由於沒有阻力的裝置，因此運動的訓練量很低，未來應朝向將阻力裝置與原系統整合，才能利用功能性電刺激踩車運動來做為下半身癱瘓患者的復健方式。(中華物療誌 1998;23(4):325-333)

關鍵字：脊髓損傷、功能性電刺激、踩車運動

脊髓損傷 (spinal cord injury) 指的是因為意外事件、運動傷害、職業傷害、脊髓病變等原因所造成的脊髓神經系統方面的傷害^(1,2)。在早期利用功能性電刺激的方式訓練脊髓損傷患者的過程中，主要是著重在靜態的方面，如肌肉力量的訓練等⁽³⁻⁶⁾。經實驗後的評估發現如此的訓練方法在肌肉的力量上雖然有進步，但對於肌肉的耐力 (endurance) 和心肺功能 (cardiopulmonary function) 等方面並沒有非常顯著的效果⁽⁴⁻⁶⁾。為了要改善上述的缺點，並使患者能夠做動態的運動 (dynamic exercise) 以達到有氧訓練的效果，訓練的方式便逐漸朝著動態的踩車系統方向發展⁽⁷⁻¹⁰⁾。整個功能性電刺激車系統發展至今，在機械結構方面主要可區分為兩類，即固定式 (stationary) 與移動式 (locomotion) 兩種踩車設備⁽⁷⁻⁹⁾。固定式踩車設備主要是用於肌肉的

訓練與心肺功能的改善等方面，通常在臨床實驗及病人自己使用上，多以固定式為主。而移動式則著重在使患者能利用自身肌肉的力量，達到移動及訓練肌肉的目的⁽⁸⁾。

1984 年，Phillips 等人⁽⁶⁾利用功能性電刺激的原理發展了一套固定式的踩車系統，最近則是朝著混合運動 (hybrid exercise) 的型態發展⁽⁶⁾。此種系統架構除了可進行一般的踩車訓練外，對於下肢癱瘓的患者來說，上肢也能夠同時地運動，這對心肺功能方面，可以獲得更佳的效果⁽⁸⁾。

目前市面上功能性電刺激踩車系統的商業化產品中，是以兩家美國的公司為主，其產品的海外價格，以家用系列為例，最基本配備的踩車系統價格至 1997 年五月的報價為 16,500 元美金，而臨床使用型更高達美金 21,550 元，對於如此高的單價，一

國立成功大學醫學工程研究所

* 國立成功大學醫學院物理治療學系

通訊作者：傅麗蘭 台南市 701 大學路 1 號 國立成功大學醫學院物理治療系 電子郵件信箱：lfust@mail.ncku.edu.tw

收件日期：87年9月8日 修訂日期：87年9月20日 接受日期：87年10月1日



般的患者及小型醫療單位可能無法負擔。同時，國內脊髓損傷患者對自身健康品質的要求尚不及歐美國家的患者強烈，因此國內的醫療單位到目前為止還沒有一家使用這類的復健器材來服務眾多的脊髓損傷患者。由於研究證明脊髓損傷患者進行功能性電刺激踩車運動有其效益，因此，實在是有必要研發出價格更大眾化，使用更方便的系統，使功能性電刺激踩車運動更為普及。

由於功能性電刺激踩車運動是需要患者長期及持續的進行，才能得到良好的效果，而且，系統本身的危險性低，所以可以讓患者自己在家中藉由家人的協助而進行踩車運動⁽⁷⁻⁹⁾。在系統的研發上，除了要有完整的功能外，成本也要降低至一般患者皆可負擔的程度。同時，整個系統除了踩車的機械結構以外，其它的部分，如控制器、刺激器及電池組等，體積都要盡量縮小並加以模組化，以節省空間並降低維修成本。另一個需要注意的就是操作的方式及使用介面設計也要簡單化，降低患者在使用上的困難度。

由國立成功大學醫工所研發出的功能性電刺激踩車系統主要是朝著兩個目標發展，除了能夠讓患者自己在家中使用外，另一個就是也能夠提供醫療人員在臨床研究上使用。在臨床研究上使用這套系統，是使用和家庭型一樣的硬體設備，不過，系統預留了一個串列通訊埠，目的即是要讓這套系統有與個人電腦做連接的功能。如此，在臨床使用上不僅可做踩車運動，還可藉由個人電腦強大的繪圖功能，將重要及想要了解的各項資料以圖形的方式即時地顯示在電腦螢幕上。亦可依評估後所得到的結果，經由個人電腦將系統的參數，以串列通訊的方式，修改控制器。藉著依此套系統所發展出來的軟體，操作人員可在友善的使用者介面下，簡單地操作這整個系統，使患者和醫療人員在使用這套系統時，都能獲致最大的功效。

系統設計

儀器軟、硬體之發展

儀器硬體連結將包括高速數位訊號處理器、編

碼、解碼器即踩車位置擷取電路、記憶體、LCD顯示器、鍵盤、數位/類比轉換器、4頻道的電刺激器、及串列傳輸埠(圖1)。軟體程式包括DSP端程式和PC端程式。DSP端程式為整個踩車控制系統程式的主要核心。PC端程式主要功能為利用個人電腦的圖形使用者介面，以圖形顯示及對話盒輸入資料的方式使系統的操作更簡便。

電腦圖示設計

程式一開始執行時，出現的畫面會顯示踩車時的各項訊息，包括了目前踩車的速度、我們所設定的速度、目前的刺激電流大小以及我們所設定的最大刺激電流大小。此單一個畫面可顯示約900圈的踩車資料，如以最高速度每分鐘55圈來計算的話，約可顯示16分鐘，之後，我們可利用畫面下方的卷軸，來拉動畫面，使得繼續顯示下去的資訊依然可被即時地觀察，同時，利用此一卷軸的設計方式，在踩車的進行過程中，甚至是踩車結束以後，仍然可以隨時地察看任一時段的踩車情形。最重要的是，整個踩車過程中的這4筆資料(踩車的速度、設定的速度、刺激電流大小以及設定的最大刺激電流大小)都以檔案(.bin格式)的方式被儲存在電腦中，方便日後資料的處理及分析。

修改參數及控制法則對話盒(Control Box)

控制盒的畫面如(圖2)所示。在這個對話盒

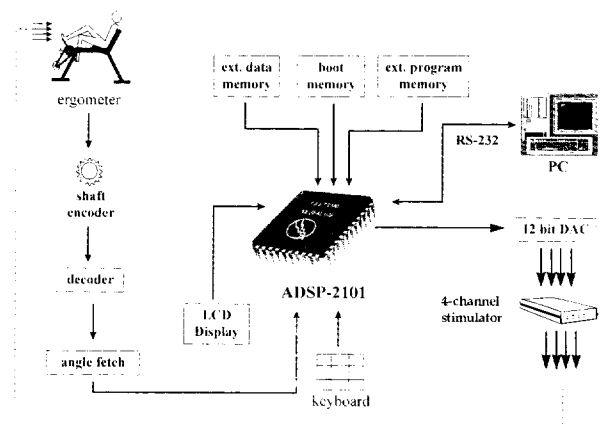


圖1. 功能性電刺激踩車系統的細部硬體方塊圖

中，首先，我們可以選擇控制的方式 (warm up、open loop …)，以我們選定的控制方式來進行踩車運動。在刺激樣式方面，有三種更改方式，第一種是使用預設值，此值在對話盒一出現時即會顯示出來，同時配合右上方的畫面，以圖形的方式畫出各個對應的角度，讓操作者一目了然。第二種方式，是在預設值無法達成平順的踩車運動時所使用，出現這種狀況也許是因為患者的肢體結構和一般人不同，或是踩車結構改變時。使用方式為事先呼叫 Calculate_Stimulation_Pattern 這個對話盒，輸入適當的參數後，可以決定出一組刺激樣式，再按下 Get New 這個按鈕，便可得到計算後的刺激樣式，同時，也可按下重繪 (redraw) 鈕，使刺激樣式的畫面 (右上角) 隨之更改。第三種方式則為手動輸入各角度值，此方式的使用時機是做為微調使用，可針對某一肌肉群做更改。畫面中間部分為修改模糊邏輯的輸出增益以及設定起始的刺激電流大小及最大刺激電流大小。畫面的下方則是設定訓練模式 (training protocol)，訓練模式的設計方式為設定踩車速度及踩車時間。踩車速度是以每分鐘的踩車圈數 (rpm) 為單位，而時間則是以分鐘為基準。程式設計為可以有 10 種不同的速度變化，配合上其相對應的時間，我們可以任意的改變訓練方式，而且，我們可以把幾種常用的訓練方式以預設值的形式，儲存在程式中，以按鈕的方式 (選擇速

度值上方的按鈕) 來達成設定的工作。畫面的右下角為受測者的個人資料，我們可以記錄患者的姓名、年齡及受傷程度，並以檔案的形式儲存下來，而下次只要我們輸入相同的檔名，就可以將此人上次受測時的所有參數全部載入，免去以手寫的方式另外記錄，同時，同一受測者可以不同的檔名依序儲存資料，以觀察其康復的情形。

計算刺激樣式 (Calculate Stimulation Pattern)

當預設值無法達成平順的踩車運動時，便可利用計算刺激樣式對話盒的畫面，輸入受測者的大、小腿長度，曲柄和曲柄至髖關節長度以及體重，以計算適合此受測者的刺激樣式。計算的方式如下所述。在計算刺激樣式之前，對於患者我們首先需要知道的有：體重 (M, 單位 Kg)、大腿長度 (L1, 單位 cm)、小腿長度 (L2, 單位 cm)、曲柄長度 (L3, 單位 cm)、髖關節至曲柄中心的長度 (L4, 單位 cm)。由於無法直接量測患者的大、小腿重量，所以我們假設性地將體重乘以 0.1 當做大腿的重量 (m1)，體重乘以 0.061 再加 1.3 公斤來當做小腿的重量 (m2)。另外，曲柄的重量 (m3) 以 1 公斤計算，大腿的重心距髖關節的直線距離 (r1) 以大腿長度乘以 0.443 來計算，小腿的重心距膝關節的直線距離 (r2) 以小腿長度乘以 0.606 來計算。刺激樣式的計算是以踩車運動時，位能的變化為基本的根據。所以我們首先需要計算的，就是在踩車時，位能的分佈及變化的情形。關於位能的計算，我們可以參考模擬踩車運動時，雙腿相對位置的五連桿模型 (圖 3)。位能的計算則是先將左大腿的位能算出，再算出左小腿的位能，至於相對應的右腳，則視為角度相差 180 度來計算，最後再將這 4 部分的位部加起來。對於刺激樣式的設計，我們要在雙腿的位能需要增加時，也就是一次微分值為正值時，加以電刺激，再參考骨骼肌肉系統延遲的特性，將刺激時間都往前移動 (shift) 適當角度，就可設計出我們所需要的刺激樣式。

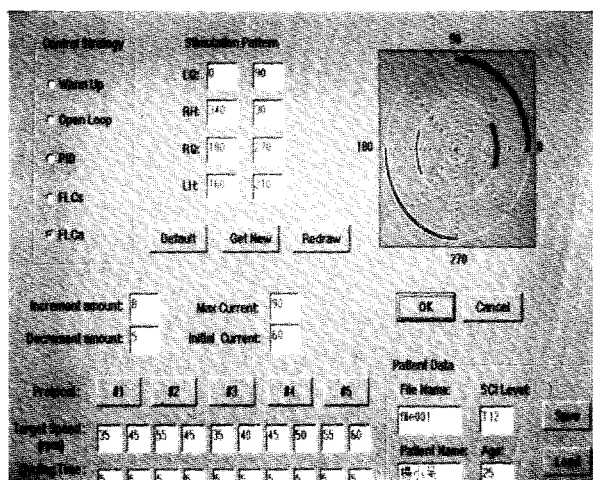


圖 2. 控制對話盒畫面

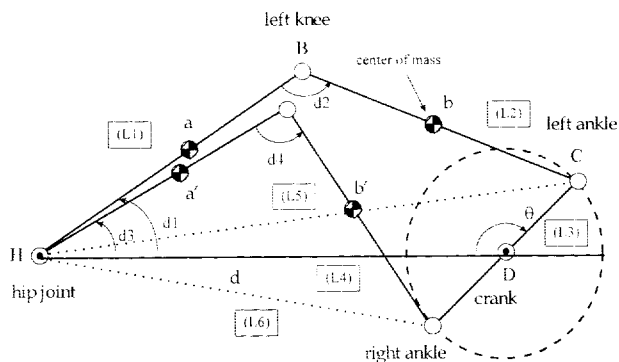


圖 3. 模擬踩車運動時，雙腿相對位置的五連桿模型

系統測試

受測者為一年齡 42 歲，受傷十年，胸椎第三節完全脊髓損傷 (T3 complete SCI) 之患者，病人在剛受傷後曾接受約一個月的復健，之後並沒有任何的復健訓練。除了脊髓損傷所引起的感覺及運動功能失常外，並無其他諸如自主神經反射異常、壓瘡等併發症。患者在簡單及複雜的日常生活都能自理，現從事電子零件組裝，可以開改裝後的自用車外出。在進行踩車運動的同時，並以心肺功能量測儀器收集患者在進行踩車運動時所呼出的氣體，作為觀察運動量變化的參考 (圖 4)。在踩車運動進行期間，以五分鐘為間隔，量取受測者的心跳及血壓，以此來觀察患者的運動狀況，同時也可以做為



圖 4. 電刺激踩車系統及心肺功能分析系統

一種安全措施，在受測者的心跳或血壓變動過大時，及時予以停止電刺激。

在實驗進行的程序方面，首先，將患者從輪椅上移至踩車系統的座位上，此系統為一坐臥式 (recumbent) 的踩車設計，並有扶手以維持踩車時身體的穩定性。待患者調整好其坐姿 (包括了調整從臀部至曲柄中心的距離，以可達到最平順的踩車為原則) 並將電極片及電線放置妥當後，以人工、手動的方式帶動患者的腿部做一至三分鐘的踩車運動，來做電刺激踩車運動開始前的暖身活動。採用手動的方式是要避免在電刺激踩車運動開始前，肌肉過早消耗太多的能量，影響了測試的結果。至於電刺激的樣式 (stimulation pattern) 的取得，可將患者的體重、大小腿長等資料輸入電腦計算，以求得適當的刺激樣式。踩車運動必須平順進行，不會產生停停走走，甚至是完全停止的情形。

系統性能評估是以讓受測者進行 4 種不同速度組合的運動模式：一、高速定速，二、低速定速，三、速度漸增，及四、速度先增後減。在這個性能評估中所使用的控制法則皆是採用先前為了改善踩車性能所發展出來的非對稱歸屬函數的模糊邏輯控制 (fuzzy logic control with asymmetric membership function)。以下對此四種運動方式分別介紹。低速定速是維持在 35rpm，持續進行 20 分鐘。在功能性電刺激踩車運動中，相較於其它較高的速度 (45、55rpm)，35rpm 是較難控制的踩車速度。在這樣的低速下，由於慣性的緣故，踩車運動很容易就停止下來。通常如果踩車的速度降至 35rpm 以下時，受測者便會開始出現不平順的停滯現象，如果速度再下降至一個閾值 (約在 25rpm 左右)，踩車運動便會完全停止，無法再進行下去。

做完了低速定速的踩車運動後，讓患者休息了約 40 分鐘，在休息的期間，以人工手動的方式帶動患者的下肢，加速其血液循環速度，以加快肌肉力量的恢復。不過在開始進行漸增速度的測試後約 3 分鐘，患者的肌肉便快速的疲乏，刺激電流很快的就達到最大刺激量 (120mA)，踩車的速度也無法達到設定的速度，所以便放棄進行測試，改在三天以後，讓患者的肌肉有充足的時間完全恢復至一般狀況。這一次的系統測試是讓受測者的踩車速度以

35、40、45、50、55rpm 的速度遞增，每一個速度約踩 180 圈後便變換至下一速度，目的是要觀察系統控制器對於不同速度下的踩車運動是否皆能控制得很好，將踩車速度的誤差保持在一定的範圍之內。

速度先增後減的踩車系統測試，距離上次的踩車運動有三天的時間，也是由於在速度漸增的踩車測試後，肌肉力量無法在短時間內恢復過來。這一次所採用的測試方式，是讓受測者先以遞增的方式逐漸增加踩車速度 (35rpm, 45rpm, 55rpm)，再慢慢地降低至低速 (55rpm, 45rpm, 35rpm)，看看系統控制器對於這種方式的踩車運動控制的如何。

在做完速度先增後減的踩車系統測試後，經過約 40 分鐘的休息及以人工的方式幫助受測者恢復肌肉力量後，繼續完成高速定速的踩車測試，所選定的速度為每分鐘 50 轉的踩車運動，讓患者持續進行踩車運動 20 分鐘。

測試結果

低速定速踩車運動

從圖 5 中可以看到，在總數約 700 圈，持續時間 20 分鐘的低速踩車過程中，除了剛開始的一分鐘內有較大的速度變動外，其餘的時間中，踩車速度都可維持在一個 rpm 左右的誤差，而且從刺激電流的圖中可以看出，利用非對稱歸屬函數的模糊

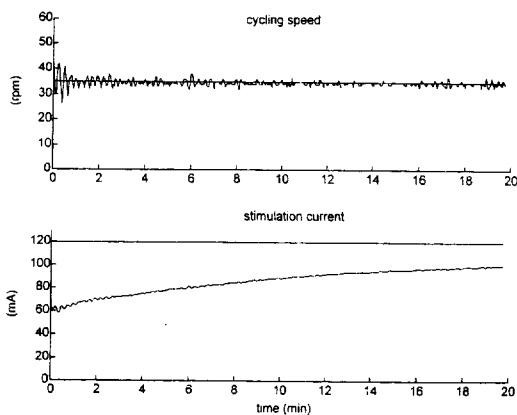


圖 5. 以 35rpm 的定速度讓患者進行踩車運動

邏輯控制法則所調整的刺激電流會隨著踩車時間的增加及肌肉的疲乏程度，逐漸地增大。

在圖 6 中所顯示的，則為在踩車運動進行的同時，所量測到的氧氣消耗量及呼吸交換率 (V_{CO_2}/V_{O_2} , respiratory exchange ratio (R))，在圖中同時也標示了從踩車開始到結束的過程中，所量測到的心跳及血壓值，氧氣消耗量及呼吸交換率，雖然有高低起伏的現象，不過其趨勢仍是向上增加的。

速度漸增的踩車運動

踩車速度達到 55rpm 之前，大抵都能將速度控制在一定的範圍內，但當踩車速度增至 55rpm 時，刺激電流便快速地增加，很快地便到達最大的電流刺激量，同時肌肉力量也減弱至無法維持高速的踩車運動。同時，大約在 19 分鐘後，接近 20 分鐘時，速度便開始下降。踩車進行的同時，所量測到的氧氣消耗量及呼吸交換率，以及相對應的心跳、血壓值大致隨運動速度的調整而變化。

速度先增後減的踩車運動

除了剛開始的短暫時間內，踩車在速度上有較大的變化外，其餘的各種速度皆能保持在一定的誤差範圍之內，而且，在踩車的全部過程中，刺激電流都沒有飽合 (亦即沒有達到最大刺激電流 120mA)，可見此患者在這一次的測試中，肌肉力量的狀況比

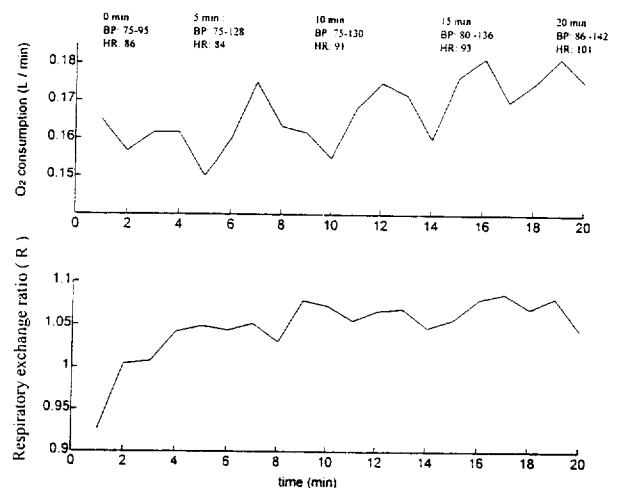


圖 6. 在 35rpm 的定速下，患者的氧氣消耗量及呼吸交換率



起上兩次來，改善了很多。踩車進行的同時，所量測到的氧氣消耗量及呼吸交換率，以及相對應的心跳、血壓值大致隨運動速度的調整而變化。

高速定速踩車運動

雖然之前才剛做完一次 20 分鐘的測試，不過除了一開始時的速度有超出設定速度太多的現象外，大約 2 分鐘後，總數約 1100 圈的踩車運動的速度就可以控制在 50rpm 左右，誤差約在 2 個 rpm 之內。而且，刺激電流的上升速度緩慢，到了 15 分鐘後，幾乎是呈現水平的狀態，可見此時肌肉能量的損耗和補充已接近平衡，比起最早的兩次測試，可說是進步了很多。在進行這一項踩車測試時，所量測到的氧氣消耗量及呼吸交換率、相對應的心跳和血壓值並無明顯變化。

討 論

從這 4 種由不同的踩車速度所組合成的訓練方式中，我們可以看到，不管是高速或是低速，還是由高速轉換成低速或是由低速轉換成高速，本系統的控制器都能將患者的踩車速度控制在一個極小的誤差範圍內，由此可驗證本系統對於受測者踩車速度控制上的可靠性。屆時，在大量的臨床測試時，我們也可以使用各種不同的速度組合，來找出最有效率的復健訓練方式。

在受測者的運動量方面，我們以踩車速度先增後減的測試結果為例，來觀察其變化的情形，其結果顯示於圖 7。在這一次的測試所顯示的資料中，由開始至 5 分 30 秒，是讓患者自然地呼吸，在這期間，患者是處於完全休息的狀態。而由 5 分 30 秒至 10 分，是以手帶動的方式，讓患者暖身，10 分鐘以後至 30 分時，則為電刺激的時期。

如果我們以 MET^註 為單位來做為評估患者運動量的依據，（本實驗中的患者體重為 72 公斤，若以正常人而言，1MET=244.8ml/min）一開始尚未運動時的氧氣消耗量為 180ml/min，約只有 0.735MET，即只有正常人休息時的 73.5%，而在

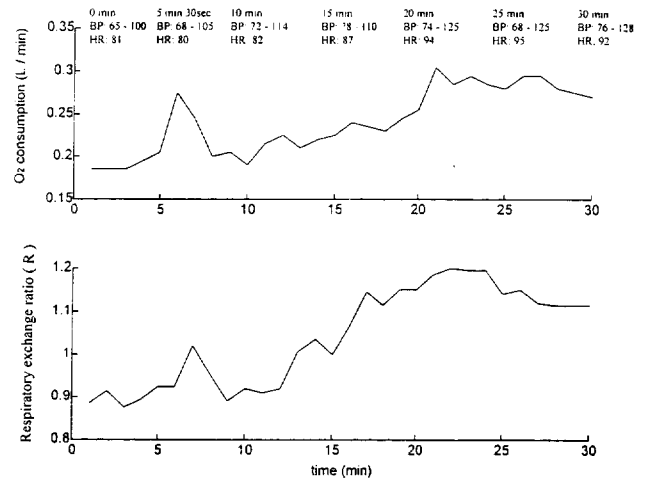


圖 7. 在先增後減的速度下，患者從休息狀態到運動狀態的氧氣消耗量及呼吸交換率

電刺激開始後的 10-20 分鐘，耗氧量也只有到達 300ml/min 左右，即 1.225MET。這與正常人休息時和運動時的變化量相比之下，相差太多（表 1）。這同時也表示了由電刺激所產生的運動量，對於脊髓患者而言，著實小了一點。

從患者實際踩車時的表現中可以發現，由於患者本身身體狀況的不同，同樣的控制法則及參數，並不一定適合每一位患者。以目前本系統所採用的模糊邏輯控制法則為例，最後的輸出增益，需要視患者當時的身體狀況，在以電刺激暖身的同時稍加調整，才能使踩車運動達到更平順的程度。針對這一點，在系統的控制軟體方面，可以朝著適應性糊

表 1. 日常生活中運動的耗氣量比較（節錄自 Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation)

運動型式	代謝量 (METS)
仰臥休息	1.00
進食（坐姿）	1.50
打字（坐在椅子上）	2.00
直立式腳踏車測力器 (50w)	2.60
舖床單（立姿）	3.90
跑步	7.40

註 1 個 MET 是在基本狀況下代謝的氧需求量，1MET=3.5ml(O₂)/Kg/min。



模邏輯控制法則 (adaptive fuzzy logic control) 的方向發展, 以自我調整系統輸出參數, 使系統更智慧化, 不需以人工的方式來調整輸出參數, 便可適用於不同患者的踩車運動⁽¹¹⁻¹³⁾。

由患者的實際踩車運動中還可以發現到的現象就是肌肉的疲乏 (muscle fatigue) 速度也會在踩車運動的表現上有很大的影響。這方面的影響程度需視病人平時的運動量和頻率而定。以一個經常受訓練的患者而言, 其肌肉疲乏的速度就比較緩慢, 這點可經由在電刺激時刺激電流的緩慢上升中可看出來, 而訓練較少, 或沒有經過訓練的患者, 其刺激電流的上升就非常迅速, 以致於在 5-10 分鐘以內, 刺激電流便完全飽合, 無法再增加⁽⁹⁾。

在系統參數的修改方面, 採用了以串列通訊及圖形使用者介面的方式, 一改過去需要修改程式及重新燒錄唯讀記憶體晶片 (read only memory, ROM) 的程序, 使得臨床使用者的操作更為方便。同時, 踩車時的資訊也能即時地顯示在畫面上, 不需借助其它的儀器; 實驗時的資料也以檔案的型式儲存在電腦的硬碟 (hard disk) 中, 方便事後的分析, 也使得本系統更加地完善。

研究已經顯示經由電刺激所產生的運動, 對於肌肉力量及心肺功能等方面, 的確有改善, 不過, 如果希望患者的肌肉及心肺功能再加強, 甚至是訓練至與正常人的情況接近, 則目前尚未加裝負載裝置 (load device) 的踩車系統, 所能達到的效果, 仍稍嫌不足。所以, 如果想再進一步地增加患者的運動量, 則本系統可朝著加裝負載阻力裝置及更改訓練方式的方向發展⁽⁷⁻⁸⁾。

從眾多的臨床實驗及報告中顯示, 功能性電刺激踩車運動對於因為脊髓損傷所引起的肌肉萎縮、痙攣 (spasm)、壓瘡 (pressure sore)、心肺功能下降等現象, 的確有顯著的效果⁽¹³⁻¹⁶⁾。不僅在肌肉的質量、耐力、痙攣發生的頻率、血液循環等生理方面有改善外, 對於患者的心理方面, 也有著正面的影響⁽⁷⁾。而與目前現有的商業化產品比較之下, 本系統的功能亦能達到相同程度的效果, 而且在操作上更為簡便, 擴充性更高, 最重要的是, 在硬體機構上的體積可以縮小, 整體的成本也可以大幅的降低。對於推廣至醫療單位或由患者本身利用功能性

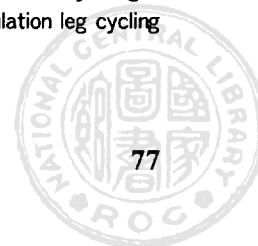
電刺激踩車運動來做為下半身癱瘓患者的復健方式, 有很大的幫助。

結 論

功能性電刺激踩車運動因設備較簡單, 設計容易及安全性高等優點近來研究上普遍應用於脊髓損傷患者的治療。目前市面上功能性電刺激踩車系統的商業化產品中價格昂貴 (美金 \$21,550), 本土化的功能性電刺激踩車系統成本價約台幣 \$50,000, 因此本產品之研發及推廣相當具有經濟效益。此次的使用及測試結果證實此系統的方便性及可用性, 未來因朝向阻力的裝置與原系統的整合及各完善的臨床測試, 才能有效利用功能性電刺激踩車運動來做為下半身癱瘓患者的復健方式。

參考文獻

1. Gallien P, Brissot R, Eyssette M, et al. Restoration of gait by functional electrical stimulation for spinal cord injured patients. *Paraplegia* 1995; 33:660-664.
2. Moynahan M, Mullin D, Cohn J, et al. Home use of a functional electrical stimulation system for standing and mobility in adolescents with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77:1005-1013.
3. Bernotas LA, Crago PE. Adaptive control of electrically stimulated muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987; 34:140-147.
4. Godgers MM, Glaser RM, Fighi SF, et al. Musculoskeletal responses of spinal cord injured individuals to functional neuromuscular stimulation-induced knee extension exercise training. *J Rehabil Res Dev* 1991; 28:19-26.
5. Malagodi MS, Ferguson MW, Masiello RD. A functional electrical stimulation exercise system designed to increase bone density in spinal cord injured individuals. *IEEE Trans Rehab Eng* 1993; 1:213-219.
6. Phillips W, Burkett LN, Munro R. Relative changes in blood flow with functional electrical stimulation during exercise of the paralyzed lower limbs. *Paraplegia*, 1995; 33:90-93.
7. Pollack SF, Axen K, Spielholz N, et al. Aerobic training effects of electrically induced lower extremity exercises in spinal cord injured people. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 70: 214-219.
8. Mutton DL, Scremin AME, Barstow TJ, et al. Physiologic responses during functional electrical stimulation leg cycling



- and hybrid exercise in spinal cord injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78:712-718.
9. Hooker SP, Figoni SF, Rodgers MM, et al. Physiological effect of electrical stimulation leg cycle exercise training in spinal cord injured persons. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73:470-476.
 10. Petrofsky JS, Phillips CA, Heaton HH, et al. Bicycle ergometer for paralyzed muscle. *J Clin Eng* 1984; 9:13-19.
 11. Allin J, Inbar GF. FNS parameter selection and upper limb characterization. *IEEE Trans Biomed Eng* 1986; 33:809-817.
 12. Boom HKB, Mulder AJ. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. *Prog Brain Res* 1993; 97:409-418.
 13. Wilhere GF, Crago PE. Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987; 32: 668-676.
 14. Yarkony GM, Jaeger R, Roth E, et al. Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71:201-205.
 15. Grant M, Keating J, Smith A, et al. The use of functional electrical stimulation to assist gait in patients with incomplete spinal cord injury. *Disability And Rehabilitation* 1992; 14(2):93-97.
 16. Phillips W, Burkett LN, Munro R, et al. Relative changes in blood flow with functional electrical stimulation during exercise of the paralyzed lower limbs. *Paraplegia* 1995; 33:90-93.
 17. Bradley MB. The effect of participating in a functional electrical stimulation exercise program on affect in people with spinal cord injuries. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75:676-679.



Functional Electrical Stimulation Cycling System for Spinal Cord Injured Patient

Fun-Shang Yang Li-Lan Fu* Jia-Chin Chen

Functional electrical stimulation (FES) was first applied for rehabilitation of stroke patients, and then to spinal cord injured (SCI) patients. FES were mainly used for muscle strengthening, cycling, standing and ambulation training in SCI. Among these four training, FES cycling exercise has the advantage of safe, efficient, and easy execution over other three.

There are two American company manufacture commercialized FES cycling system, but both of them are very expensive. This paper aimed to report the application of a FES cycling system which was designed by Graduate Institute of Biomedical Engineering, National Cheng Kung University. It is our hope that soon SCI patients here can have access to this system for their therapy.

According to the result of testing, all the stimulation pattern and training protocol can be designed and saved in the computer in advance. This made the operation very easy. There are four exercise protocol including constantly low speed, low to high speed, high to low speed and constantly high speed. Under each of these four conditions, the amplitude of electrical stimulation adjusted itself efficiently and the patient was able to finish the cycling exercise very smoothly. There is no load cell installed in this system, and the currently exercise intensity is not sufficient to challenge the cardiopulmonary system. Future development should add load control to this system to improve its function.(JPTA ROC 1998; 23(4):325-333)

Key word: SCI, FES, Cycling exercise

Graduate Institute of Biomedical Engineering, National Cheng Kung University

*Department of Physical Therapy, National Cheng Kung University

Correspondence to: Li-Lan Fu, Department of Physical Therapy, National Cheng Kung University, No. 1 Ta-Hsueh Rd., Tainan 701, Taiwan, R.O.C. E-mail: lfust@mail.ncku.edu.tw

Received: Sep. 8, 1998. Revised: Sep. 20, 1998. Accepted: Oct. 1, 1998.

