

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

重心迴饋控制功能性電刺激系統於偏癱患者之復健應用

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC92-2218-E-038-002-

執行期間：92年08月01日至93年07月31日

執行單位：臺北醫學大學復健科

計畫主持人：陳適卿

共同主持人：曾頌惠，郭德盛，陳友倫

報告類型：精簡報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 93 年 12 月 14 日

重心迴饋控制功能性電刺激系統於偏癱患者之復健應用

Application of Rehabilitation to An FES System with COG-Feedback Control for Hemiplegia

計畫編號：NSC 92-2218-E-038-002

執行期限：92 年 8 月 1 日至 93 年 7 月 31 日

主持人：陳適卿 台北醫學大學醫學系復健科

共同主持人：陳友倫 華夏技術學院電子工程系

共同主持人：郭德盛 台大電機工程學系暨研究所

計畫參與人員：陳羿辰 陳昭仁

一、中文摘要

中風偏癱患者無法直接由大腦控制下肢患側肌群之動作，因而喪失了部分日常生活的能力。本研究將電刺激與模糊控制理論加入了中風偏癱患者平衡訓練，利用圖形記錄與即時重心視窗顯示，可量化表示偏癱患者於平衡訓練復健過程中二維重心軌跡圖與隨時間變化之三維重心軌跡圖；另一方面還可以提供患者於平衡復健過程之中的一個視覺回饋機制，使患者了解自身之重心變化方向與誤差量，並即時調整平衡姿勢以達到物理治療師之要求。經過臨床測試後，已能初步看出電刺激對人體平衡時重心變化之影響。

關鍵詞：力板、平衡訓練、功能性電刺激 (FES)、復健

Abstract

The stroke patients lose of their lower limb muscular coordination to move in their daily life. In this work, functional electrical stimulation (FES) and Fuzzy control theory are included in the balance training for hemiplegia, leading to a significant improvement from traditional rehabilitation approaches. The system developed in the work can capture both the trajectory of 2-dimensional center of gravity (COG) in real time, and 3- dimensional trajectory with time variation. In addition, the system can provide a visual feedback which shows the COG in the monitor for the patients to realize the COG and the error variation of COG trajectories. Through this visual feedback, patients can improve their posture properly to achieve the requirements made by the physical therapists. Preliminary trials show a therapeutic effect of FES on balance training.

Keywords: Platform, Balance training, Functional

Electrical Stimulation (FES), rehabilitation

二、研究目的

中樞神經損傷患者，往往因神經系統的失能無法利用完好的肢體來完成動作。傳統的復健治療，是由物理治療師經各種徒手操作技巧來訓練，並加上職能治療師經由動態穩定站立活動來作姿勢調整，及經由不同的動作控制做平衡訓練。整個過程都須由治療師在依個人主觀判斷指導，修正患者的站姿，不但缺乏客觀標準，也造成治療人力的浪費。一般而言，治療師均不知道訓練過程中重心由健側轉移到患側的變化情形，而且對於患側載重是否改善通常都是藉由個人主觀判定或是經由間接測量方法而得，例如個人日常自理能力等等。由於中風患者其周邊的運動神經及肌肉組織大多沒有受到傷害，可利用外加電流刺激四肢之神經末梢和肌肉，使患者肌肉收縮，產生動作。若是將此種方法利用在患者的身上，以特定的電量刺激特定的肌肉，使肌肉收縮產生有意義的動作，例如恢復其站立與步行的功能，這就是所謂的功能性電刺激 (functional electrical stimulation, FES)。

本研究希望能夠發展出一套以電刺激器為基礎的控制架構，配合重量感測系統，以力板上患者重心位置迴饋控制電刺激器為主，訓練患者平衡的理論為輔，發展能對患者肌肉進行迴饋控制電刺激的系統，使患者達到平衡的目標。

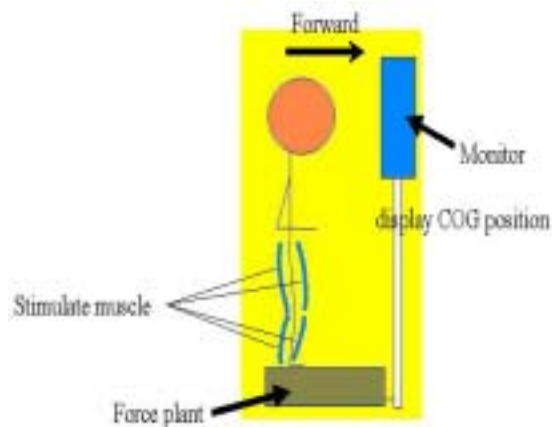


圖 1 本研究所希望建立之系統

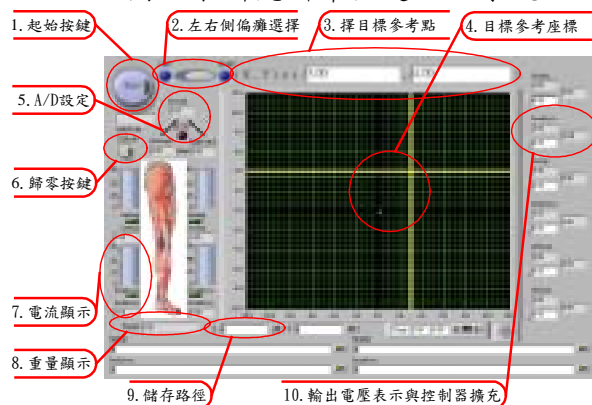


圖 2 人機介面功能概示

三、文獻探討

功能性電刺激系統在臨床復健上應用於改善中風病人的垂足問題，其方法是以特定電流刺激患側肌群，以防止患者在行走過程中腳拇指拖地的現象[1]。近年來的平衡訓練常伴隨著重量感測儀器的使用，以期能夠使患者相關資料量化，量化結果有利客觀診斷，這些重量量測系統包括能感測到壓力在腳底分佈的壓力計，量測腳底壓力中心位置變化的力板（force platform）等等，隨著感測結果變化，系統會給予聲音或影像的兩種迴饋路徑；在聲音迴饋訓練方面，是將感測器安裝於患者患側腳底，結果經由聲音迴饋訓練後大部分的患者都能達到下肢載重相等的要求，而上半身姿勢的對稱性也有改善[2]；在視覺迴饋方面，可利用置於力板前方視窗影像的變化，訓練半側偏癱患者的站立平衡，其訓練效能的改善遠優於傳統平衡訓練[3]。而探討站立平衡訓練中影響患者平衡能力的因子包括患側載重能力與重心轉移能力[4]。

對於平衡訓練領域的研究至今已有相當成果，但不外是由視覺、聽覺或是機電圖的訊號來進行迴饋，尚未發現使用近幾

年研究成果突飛猛進的功能性電刺激系統，而本研究室發展電刺激由來已久，以往文獻亦證明電刺激對患者復健療程有所幫助，故本研究目前已建立的一套重心迴饋控制功能性電刺激系統，搭配模糊理論的控制原則，使患者患側肌群可經由功能性電刺激器的輔助，達到平衡目標，進而改善患側肌群使用不當的情形。

四、研究方法

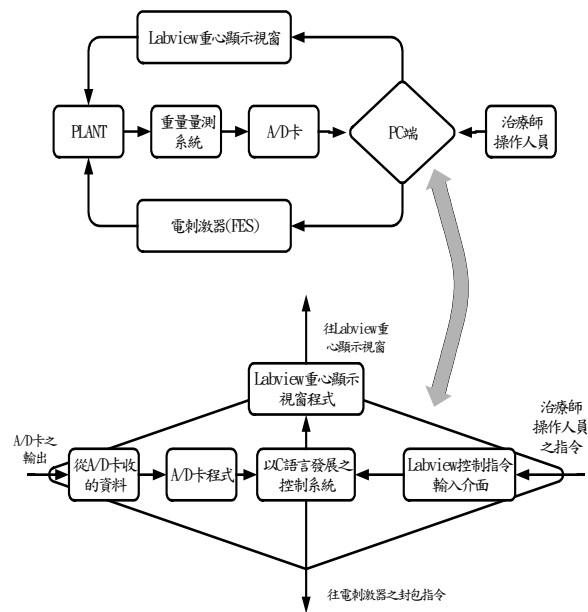


圖 3 本研究建立之系統架構方塊圖

一個完整的系統架構方塊圖，如圖 3，“重量量測系統”表示患者在力板上肌肉動作的表現，經由經由重量量測系統之三組 load-cell 量得各自的電壓值，經 A/D 卡取樣之後，在 PC 端計算出其重心表現，在視窗中顯示出患者重心狀態，而控制器則可根據重心表現決定輸出給刺激器的控制電壓，電刺激器共計有四個通道，分別為位於大腿前面的股直肌、大腿後面的股二頭肌、小腿前面的脛骨前肌與小腿後面的腓腸肌等四通道，每個通道有各自獨立的 Fuzzy 控制器與對應的電刺激模組，PC 端另一方面也可以接受治療師或操作人員對系統參數的設定，例如更改取樣頻率，設定刺激電流極限值，或調整顯示介面設定等。

硬體設備方面，本研究所使用的電刺激器屬非侵入式電刺激，可接受由 AD 卡輸出的控制電壓訊號（直流電壓），再一個線性比例(140V+0.8)mA 將相對應的定電流輸出，且經過設定之後將其刺激參

數固定為刺激頻率 25Hz、波寬 600 μ s、duty cycle 50%、波型選取 symmetric biphasic 其實際輸出波形參見圖 4



圖 4 刺激器由 A/D 卡之實測波形

重量量測系統為一力板(如圖 5)，構造包括秤台 L400mm×W360mm，荷重元固定秤座 L460mm×W360mm×H60mm，含荷重元三只，每只可測重量範圍為 0~50kg，輸出為電壓，電壓約為 2mV/V，其秤板周圍尚有一 800mm×800mm 大小，與秤板等高之護板，主要功能為防止患者在面積狹小的秤板上產生恐懼感。本研究之迴饋訊號為一重心座標，重心 COG 之計算方法如下所示：

$$x_{cog} = \frac{M_1 \times x_1 + M_2 \times x_2 + M_3 \times x_3}{M_1 + M_2 + M_3}$$

$$y_{cog} = \frac{M_1 \times y_1 + M_2 \times y_2 + M_3 \times y_3}{M_1 + M_2 + M_3}$$

其中 M_i 為每個 load cell 所測得的重量， X_i 與 Y_i 為三個 load cell 所在座標，初始重心設為原點(0,0)，三個 load cell 的放置為一底 240mm，高 300mm 之三角形結構，患者站立時，面對 load cell 2 的方向，結構示意圖如圖 5

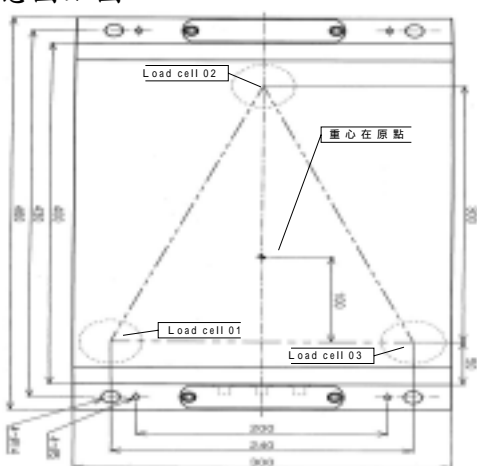


圖 5 三個 Load cell 放置結構示意圖

軟體方面，本研究是以 C 語言做為模糊控制(Fuzzy Control)架構的主體，Lab View 做為供受測者與治療師觀察重心變化人機視窗介面。

本研究在人體平衡時的機制概略是引用國內陽明醫工所之研究成果，其研究

乃是分析人體在受干擾作出下肢平衡動作時，重心移動方向與該方向所對應之肌肉肌電圖之反應，其結果如下所示：

- 1.使身體重心往前：脛骨前肌+股直肌
- 2.使身體重心往後：腓腸肌+股二頭肌
- 3.使身體重心往左：右股二頭肌+左股直肌
- 4.使身體重心往右：左股二頭肌+右股直肌

各肌肉分佈圖可參考附圖 6



圖 6 刺激肌肉與其肌群分佈圖

上述僅為四方向的描述，本研究將其引申為八方向之描述，例如：

1.使身體重心往右前：左右脛骨前肌+左右股直肌+左股二頭肌 2.使身體重心往左後：左右腓腸肌+左右股二頭肌+左股直肌等等。其他以此類推，經過與有豐富電刺激操作經驗之臨床醫師討論之後，認為相當可行，本研究即以此立論，著手設計針對偏癱患者之電刺激模式，例如以一右側偏癱患者為例，左側為健側不施以電刺激，但在平衡復健過程之中，將要求左側配合右側電刺激之平衡目標作出對應動作，右側為患側，因其動作能力遠弱於健側，故將依上述重心移動時肌肉所對應之分佈來對其進行電刺激，以達到將重心移往平衡目標點之目的，下圖 7 表示以一右側偏癱患者為例，其重心欲移動之方向為箭頭所指方向，圖中有八支腳，每支腳之右側表前側，左側表後側，以右上方的圖例說明，即將重心往左下移動時，受電刺激的肌肉為大腿後側之股二頭肌與小腿後方之腓腸肌，若以左下圖例說明，則表示將重心往右上移動時，受電刺激的肌肉則為分屬大腿前後側的股直肌與股二頭肌，與小腿前側的脛骨前肌，其他以此類推，在這裡我們可以看到一個大腿前後肌群的

損抗作用，此亦為平衡過程之中常見之現象。

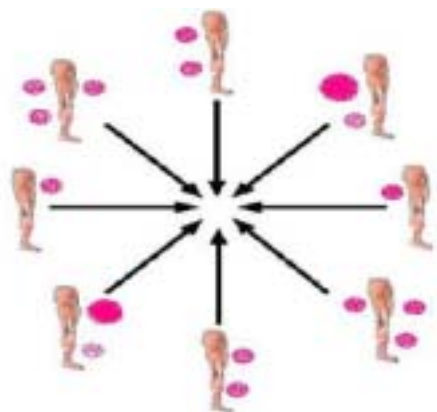


圖 7 重心移動方向所需刺激肌肉示意圖

本系統設計是使用 Fuzzy(模糊)理論作為系統控制，由患者於力板上之重心訊號——一個二維的位置座標來迴饋控制四個電刺激通道的開關，與電刺激電流的強弱大小。訓練結果希望能將患者之重心穩定在此點周圍往左右前後各一公分所連線範圍之內，依系統之認定，該參考目標點的設定即是系統作電刺激控制時所依據座標之原點。模糊邏輯控制器(fuzzy logic controller)的基本架構如圖 8，它包含五個部分：1.規則庫(rule base) 包含許多 fuzzy if-then 規則。2.知識庫(database)定義歸屬函數(membership function)的形式與範圍。3.決策邏輯單元(decision-making unit)執行模糊規則推論(inference)。4.模糊化介面(fuzzification interface) 將明確的輸入(crisp inputs)轉換對應歸屬函數的模糊語言值(linguistic value)。5.解模糊化介面(defuzzification interface) 將模糊的演算結果轉換為明確的輸出(crisp output)。

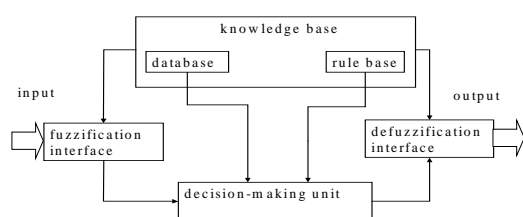


圖 8 模糊邏輯控制器架構

本系統的模糊控制器共有六組通道，每組模糊控制器各需兩個輸入，一為患者現在重心位置與目標參考點之誤差 e (單位：cm)，另一則為此誤差之誤差變化量 Δe ，當

訊號傳入模糊控制器之後，首先要經過一模糊化介面(fuzzification interface)，本系統之模糊化介面計有兩組，分別用來描述誤差訊號與誤差訊號變化量於各自對應的歸屬函數集合之歸屬程度於各自對應的歸屬函數集合之歸屬程度，一組歸屬函數集合即為一組知識庫，乃是輸入變量的範圍經過模糊分割之後所產生的許多歸屬函數的集合，所謂的模糊分割即是將控制器輸入變數的範圍劃分為若干個區域，對部份空間表示為模糊狀態，並以一個模糊歸屬函數來表示這個模糊空間，以下將以本系統之設計為例，詳細說明知識庫設計流程。

第一個控制器變數——重心誤差量(患者重心與參考目標重心點之座標誤差，又分為 x 與 y 方向兩誤差量)，其範圍為 $[0,12]$ ，若其系統期望變數值控制於 0 ，則以四個三角型模糊歸屬函數來進行模糊分割，取最大歸屬值 $\beta=0.5$ ，其歸屬函數於變數區域上之分佈如圖 3.9 所示。通常我們常用 NB(負大)NM(負中)NS(負小)ZE(零)PS(正小)PM(正中)PB(正大)來描述輸入模糊位準的語言值，以圖 3.9 中 PS 為例，誤差為 4 cm 處為 PS 之模糊位準，若輸入之誤差值為 3 cm 時，對 ZE 歸屬函數來講，其歸屬程度為 0.25 ，對 PS 歸屬函數來講，其歸屬程度為 0.75 ，對其他歸屬函數來講，其歸屬程度則為 0 ，若輸入之誤差值為 4 cm ，則對 PS 歸屬函數來講，其歸屬程度為 1 ，對其他歸屬函數來講，其歸屬程度則為 0 。

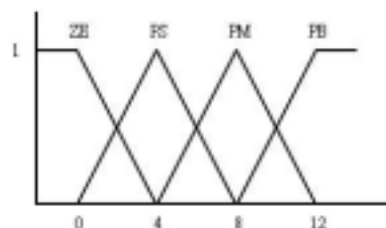


圖 9 重心誤差量歸屬函數

第二個控制器變數——重心誤差變化量，其範圍為 $[-12,12]$ ，以七個三角型模糊歸屬函數來進行模糊分割，取最大歸屬值 $\beta=0.5$ ，其歸屬函數於變數區域上之分佈如圖 10 所示。在取重心誤差變化量之範圍時，與取重心誤差量範圍之最大不同在於對控制器處理速度的考慮，取重心誤差量範圍時，不須考慮控制器處理速度，只須即時收取重心座標即可，但取重心誤差變化量時，須考慮與前一時刻重心誤差量之

時間間隔，在此我們取每 0.5 秒輸入一重心誤差變化量給控制器作處理，同理，同時控制器也是每 0.5 秒作一對電刺激器的電壓輸出。系統的取樣頻率為每秒 300 點 (300Hz)，而重心誤差與重心誤差變化量則每 150 點作一次輸入，控制器則對應一輸出，即 2Hz 的處理速度；雖然重心移動頻率只有約 0.3-0.5Hz 之間，使用如此高取樣頻率的原因，主要是為了要使患者於重心顯示視窗上所看到之重心移動軌跡平緩連續且跳動範圍小。

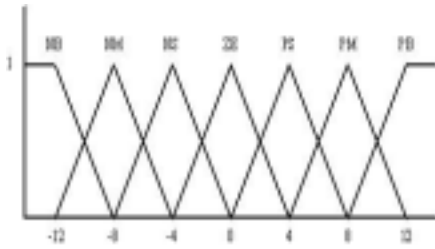


圖 10 重心誤差變化量歸屬函數

訊號經過模糊化介面之後，其結果會經由模糊控制器之決策邏輯依照規則庫之內容，並對照輸出知識庫作輸出計算；規則庫的格式舉例如下：

rule 03:
if e is PS and Δe is NS, then Δ output is PS.

意即規則 03 的內容為：當重心誤差量在正小 PS，且重心誤差變化量在負小 NS 的情況下，該模糊控制器應該對輸出控制電壓作一正小 PS 的修正。

除了輸入訊號有知識庫為其模糊化之外，輸出訊號也必須要有一知識庫來作模糊化的對應輸出，其功能與意義跟上一節所提到知識庫雷同，但差別在於此知識庫是為提供輸出訊號模糊化所設計，參見圖 11。

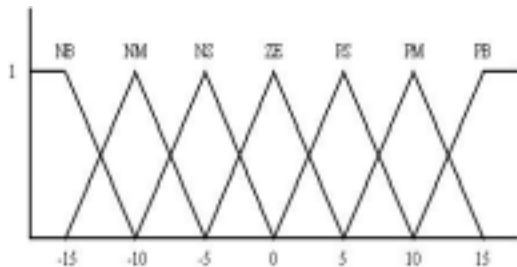


圖 11 輸出變化量歸屬函數

規則庫則是整合本系統內三個知識庫之模糊化結果，針對所須要的系統響應設計而成，在此對模糊控制器來說，所謂的系統響應只能用概念性的語言變數來作描

述：當重心誤差量大，重心誤差變化量正大時(與目標點愈離愈遠)，表示刺激電流不足，目標肌肉收縮動作的表現無法將重心控制往目標點，且其重心點有加速遠離目標點的趨勢，故必須急速增加對該肌肉之刺激電流，即輸出控制電壓的變化量正大；同理，當重心誤差量大，重心誤差變化量負大時(與目標點愈離愈近)，表示刺激電流足夠，目標肌肉收縮動作已將重心控制往目標點，且其重心點有加速接近目標點的趨勢，故必須急速降低對該肌肉之刺激電流，以免 overshoot，即輸出控制電壓的變化量負大；等等，以此類推，我們可以得到一個詳細的規則庫表，詳見表一

Rule-base		e						
		NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
Δ current		7	6	5	4	3	2	1
	1PB				PB	PB	PB	PB
	2PM				PM	PM	PB	PB
	3PS				PS	PS	PM	PB
	4ZE				ZE	ZE	ZE	PM
	5NS				NS	NS	NM	ZE
	6NM				NM	NM	NB	NB
7NB				NB	NB	NB	NB	

表一

表一的內容，可以用 rule 的形式表示如下：

if e is PS and Δe is NS, then Δ output is NS.

if e is PM and Δe is NS, then Δ output is NM.

以此類推。

在整個模糊控制器的控制流程中，決策邏輯扮演相當重要的角色，其主要功能為接收已經被模糊化之訊息，並由這些訊息來判斷規則庫裡的規則選取，並計算各已被選取規則之歸屬程度，以利解模糊化介面作最後的輸出計算。

若輸入之重心座標誤差 x 方向上為 7(假設該控制器接收之訊號類型為 x 軸，為舉例方便，取整數為例)，與前一時刻之誤差輸入之變化量為 -3 時，經過模糊化介面可以得到對重心誤差而言，對 PS 的歸屬函數為 0.25，對 PM 的歸屬函數為 0.75，對其他歸屬函數為零；對重心誤差變化量而言，對 NS 的歸屬函數為 0.75，對 ZE 的歸屬函數為 0.25，對其他歸屬函數為零，故經由決策邏輯的選取，在重心誤差量與重心誤差變化量兩個知識庫上，各有兩個歸屬函數不為零，相互配對可以得到四種組合，即在規則庫裡可以找到四個規則符

合這四種組合列出於下：

rule.11 if e is PS and Δe is NS, then Δ output is NS.

$$\mu(e, \Delta e) = \min\{\text{PS}(7), \text{NS}(-3)\} = 0.25$$

rule.12 if e is PS and Δe is ZE, then Δ output is ZE.

$$\mu(e, \Delta e) = \min\{\text{PS}(7), \text{ZE}(-3)\} = 0.25$$

rule.18

if e is PM and Δe is NS, then Δ output is NM.

$$\mu(e, \Delta e) = \min\{\text{PM}(7), \text{NS}(-3)\} = 0.75$$

rule.19 if e is PM and Δe is ZE, then Δ output is ZE.

$$\mu(e, \Delta e) = \min\{\text{PM}(7), \text{ZE}(-3)\} = 0.25$$

otherwise $\mu(e, \Delta e) = 0$

在這邊 $\mu(e, \Delta e)$ 是表示在規則庫之中，該規則的歸屬程度，歸屬程度愈高表示該規則被執行的比例愈高，故在上例中，可以發現 rule18 是歸屬程度最高的一個規則，其意義在本系統解模糊化的過程之中將被展現，規則的歸屬程度被視為該規則執行的權重(weight)，以重心法來進行解模糊，如下式：

$$y = \frac{\sum_{i=1}^n \mu_i B_i}{\sum_{i=1}^n \mu_i}$$

此處的 y 表示解模糊之後的系統輸出，B 表示該規則所對應的輸出。

Rule 11 output is NS, so B11 = -5

Rule 12 output is ZE, so B12 = 0

Rule 18 output is NM, so B18 = -10

Rule 19 output is ZE, so B19 = 0

由以上數式，可以由之前的推論結果與歸屬函數作解模糊的運算：

即輸出電流降低 2.5mA。

$$y = \frac{0.25 \times (-5) + 0.25 \times 0 + 0.25 \times (-10) + 0.6 \times 0}{0.25 + 0.25 + 0.75 + 0.25} = -2.5$$

五、結果與討論

本重心回饋控制功能性電刺激系統應用於三位右側偏癱的中風患者，以驗證電刺激系統的可行性，在此例舉其中一例說明。

測試一開始必須先進行緩升電流刺激，已確定患者對各通道輸出電流，完成記錄

與電流極限設定後，接著進行無電刺激之平衡範圍測試，共分為兩項；(1)順時針與逆時針之重心移動極限範圍測試：請受試者先將重心往後移至極限，然後以順時針方向作最大極限範圍的運動，待繞完一周之後，再以逆時針方向重覆一次，觀察重心移動方向對受試者平衡之影響。(2)前後移動與左右移動之重心極限範圍測試：量測患者之重心於前、後、左、與右四個方向上各自的極限位置，但在這邊只對患側進行測試，例如右側偏癱患者只進行右側極限與前後的測試。測試進行時，均以重心顯示視窗作受試者之視覺迴饋，當受試者能將重心控制達到參考目標點時，即再修改目標點之困難度，修改目標點位置直到使受試者在當時情況下再也無法往該方向推進，或者無法平衡為止，記錄該座標位置，並且要求受試者於過程之中，儘量不要以甩動身體的方式驅使重心以大幅的晃動方式去接近目標點。

接下來為肌肉電刺激階段，依照患者於上階段(2)無電刺激測試時之表現，設定臨界目標點，並請患者依照上階段(2)之測試方向個別進行極限測試，與上階段(2)之差別在於將電刺激加入了患者平衡機制之中，其餘步驟則皆相同，以觀察電刺激加入之後對其重心極限之影響。

受測試者為一女性，年齡約四十歲，中風時間約一年，可自行站立，實際測試情形如圖 12。



圖 12 受試者實測情況

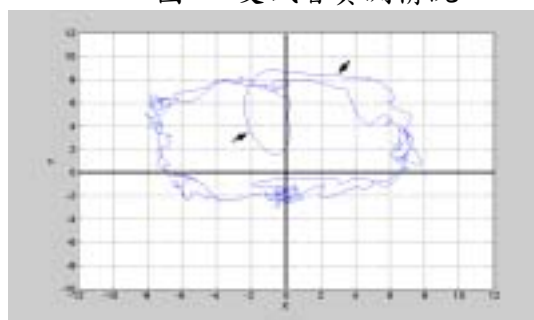


圖 13 順、逆時針之重心移動極限範圍分佈圖

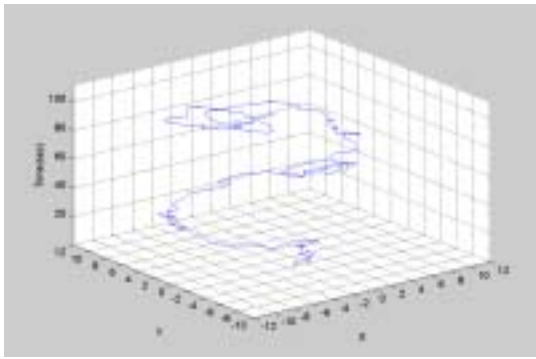


圖 14 重心移動極限範圍隨時間變化圖

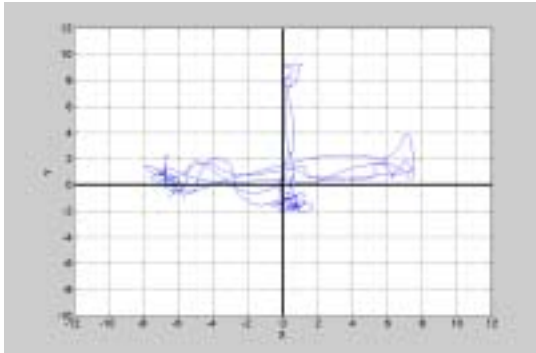


圖 15 測試重心在 x-y 平面上的分佈

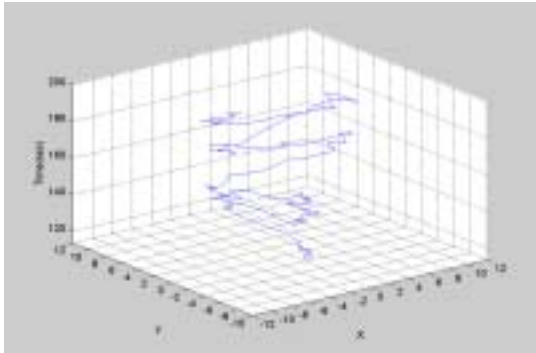


圖 16 重心隨時間變化圖

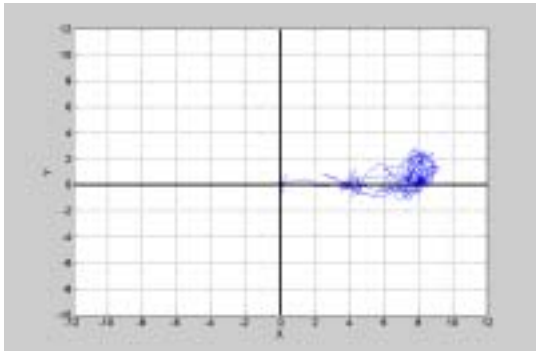


圖 17 電刺激往右移動之重心分佈圖

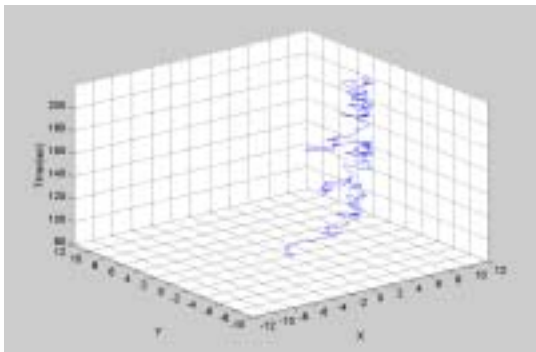


圖 18 電刺激往右移動重心隨時間變化圖

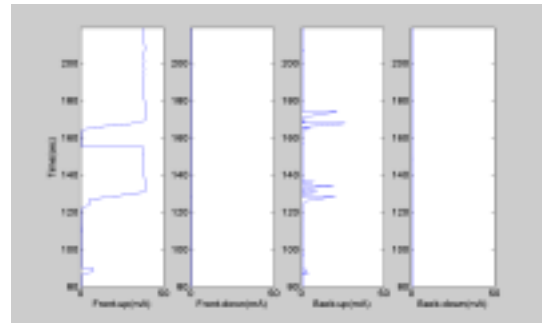


圖 19 重心往右各通道電流隨時間變化量

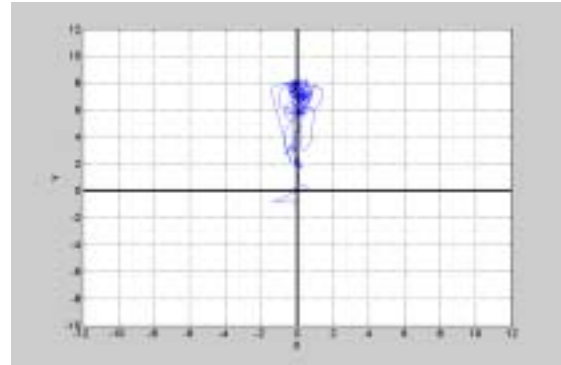


圖 20 電刺激往前移動之重心分佈圖

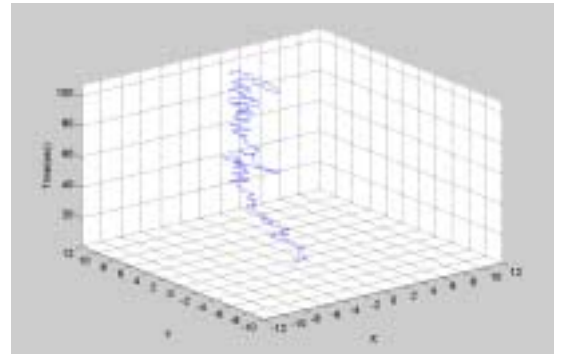


圖 21 電刺激往前移動重心隨時間變化圖

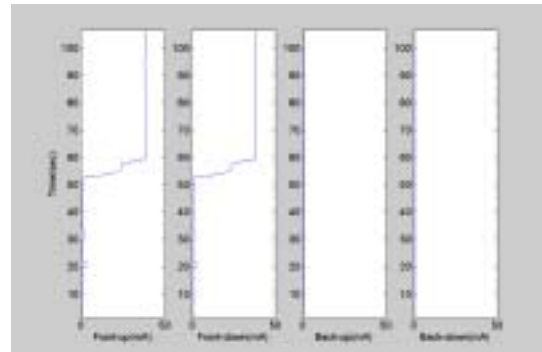


圖 22 重心往前各通道電流隨時間變化量

參考圖 13，圖中軌跡曲線看起來交錯較多或有小幅振盪的區域，即是患者於該點停留時間較久的區域，於重心極限運動測試中，停留時間愈久即於該區域小幅振盪時間愈長表示在該區域之極限平衡愈穩定，由圖中可看出此右偏癱患者不論順逆時針，於左側之表現均較右側穩定；相較於左側之表現，右側區域之軌跡明顯平滑一些，即移動速度快於左側，無法依照操作者之指示緩慢移動，圖 13 中箭頭所指

處，為受試者疑似以甩動身體的方式往前移動重心，失去重心平衡而更往前晃動之軌跡，因為此晃動相當快速且劇烈，故軌跡相當平滑且範圍較大；觀察第一象限，患者在順時針方向之表現較逆時針方向穩定，因為其軌跡小幅振盪之區域較逆時針方向多，觀察圖 14，由電腦之軌跡記錄可看出順時針方向於第一象限所停留時間為 20 秒，較逆時針方向之 12 秒多出 8 秒，區域之穩定性可由軌跡圖觀察而得。

參考圖 15，為受試者於 x-y 平面上無電刺激之四方向重心極限測試，圖 16 為其隨時間變化軌跡圖，圖 17 為受試者往 x 方向之重心極限電刺激測試，主要刺激肌肉為股直肌，參考點的設定變化為(4,0)→(6,0)→(8,0)→(10,0)，每一次改變均是以受試者之重心停留穩定來判斷，當受試者重心能穩定停在參考點上約一至兩秒時，參考點將再往下一等級提升，最後一次之參考點改變是為了加速電刺激電流量之增加速度，因為愈往 x 方向的極限移動，受試者愈感到困難，為了使受試者能夠快速的感覺出電刺激的效果與避免危險，必須加速電流增加之速度，其重心偏移之範圍較圖 15 受試者無電刺激狀態下往 x 方向之範圍略大一些，可停留的時間亦較久，受試者於無電刺激時較易因力量不足而放棄挑戰極限；另外，方向之穩定性也較圖 15 修正，據受試者表示，感覺加入電刺激之後的測試，力量明顯較無電刺激時增強，在重心的移動上較不費力，圖 18 為電刺激往右移動之重心隨時間變化圖，由圖可看出受試者在嘗試往右極限時，晃動較大的區域大部份為橫向 x 方向上之晃動，較少前後 y 方向上之晃動，圖 19 為本測試中，電流隨時間之變化量。

參考圖 20，為受試者往 y-方向之重心極限電刺激測試，主要刺激肌肉為股直肌與脛骨前肌，參考點之設定變化為(0,4)→(0,6)→(0,8)→(0,10)，其結果與圖 15 比較，較無法表現出電刺激效果，推測其原因在於作此動作時，右腳主要刺激肌肉仍須與左腳相互配合，但以電刺激目前之回饋控制程度，還難以達到與左腳互相協調的階段，僅能產生使受試者重心往前傾之動作，故在左右腳不同調的情況之下，電刺激之效果則不若往 x 方向上之表現明顯。

患者本次測試之參考目標點皆為手動設定，難免受到操作者之主觀影響，未來應該建立一套參考座標點之移動控制模式，並使之自動化，以期使將來在臨床上所展現之復健效果，能將人為因素之誤差降至最低程度。

六、結論

本研究將電刺激與模糊控制理論加入了中風偏癱患者平衡復健，而且由圖形記錄與即時重心視窗顯示，能在參與復健人員面前，表示偏癱患者於復健過程之中的二維重心軌跡圖與隨時間變化之三維重心軌跡圖，與傳統平衡復健相比較，可縮小以往由治療師主觀認定患者平衡復健進展之誤差，另一方面也可以提供患者於平衡復健的過程之中一個視覺回饋的機制，使患者了解自身重心變化方向與誤差量，並即時調整平衡姿勢以達治療師之要求；同時在控制架構方面，以人體平衡之下肢肌電訊號變化方式為基礎，提出了一個由二維訊號控制四個電刺激通道之開關邏輯，並以重心與參考目標點之誤差量與誤差變化量，當作是模糊控制器的輸入訊號，設計了含兩組輸入與一組輸出的 data-base，並經實際操作測試，得到一組 rule-base；在設計的過程之中，亦發現在相同的輸入誤差之下，data-base 裡控制重心誤差與重心誤差變化量的歸屬函數範圍大小，與輸出電流變化量的大小是 trade-off 的關係。

七、建議

本研究所設計之系統，經偏癱患者測試，已能初步的看出電刺激對人體平衡重心變化之影響，但仍然無法克服患側與健側不能同步協調的問題，原因為系統之回饋因子只有力板上重心變化一個，並再無其他感測迴饋訊號能更詳盡的顯示使用者的生理狀態，在兩腳同步協調的重心位置移動判斷上，仍須依靠患者在參與本系統之復健療程時自行調整，並輔以本研究設計之控制系統，尋找一新的平衡協調模式。

八、參考文獻

- [1]Dichstein, M. Nissan, and Y. Pillar, et al, "Footground pressure pattern of standing hemiplegic patients.", *Phy Ther*, vol.64,pp 19-23,1984.
- [2]T. Wannstedt and R. M. Herman, "Use of augmented sensory feedback to achieve symmetrical standing." *Phy*.

Ther., vol. 58, pp. 553-559, 1978.

[3]J. Winstein, E. R. Gardner, and R. McNeal, "Standing balance training: Effect on balance and locomotion in hemiparetic adults." *Arch Phys. Med. Rehabil*, vol.70 ,pp.755-762,1989.

[4]C. Pai. M. W. Rogers, and L. D. Hedman, "Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis ", *Physical Therapy*, vol. 74,pp.647-657,1994.

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫

成果報告
 期中進度報告

供偏癱患者平衡訓練之重心迴饋控制功能性電刺激系統
An FES System with COG-Feedback Control for Hemiplegia on
Balance Training

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 92- 2218 - E - 038 - 002 -

執行期間： 92 年 8 月 1 日至 93 年 7 月 31 日

計畫主持人：陳適卿 台北醫學大學醫學院復健科

共同主持人：陳友倫 華夏技術學院電子工程系

郭德盛 台大電機工程學系暨研究所

計畫參與人員：陳羿辰 台灣大學電機工程研究所

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：台北醫學大學醫學系復健科

中 華 民 國 93 年 9 月 30 日