

行政院國家科學委員會專題研究計畫 期中進度報告

重心迴饋控制功能性電刺激系統於偏癱患者之復健應用

(1/2)

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC93-2213-E-038-001-

執行期間：93年08月01日至94年07月31日

執行單位：臺北醫學大學醫學系

計畫主持人：陳適卿

共同主持人：楊志方，陳友倫

計畫參與人員：陳昭仁

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 94 年 5 月 31 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 93-2213-E-038-001

執行期限：93年8月1日至94年5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：張恆雄 中原大學醫學工程研究所

計畫參與人員：陳昭仁 中原大學醫學工程研究所

一、中文摘要

對於因腦傷或中風導致身體半側偏癱的患者而言，患側下肢肌肉因肌力減弱張力異常等現象，使得平衡運動控制能力不如以往，造成下肢兩側的載重不平均，重心轉移能力不良，甚致造成健側極大的負擔，影響患者的行走轉位的安全與效益。有鑑於此，本平衡訓練系統將微型加速度計加入整個控制系統的平衡訓練中，並由圖形的紀錄與即時重心視窗顯示，觀察受測者於力板上二維壓力重心(center of pressure; COP)與身體重心(center of gravity; COG)軌跡圖及隨時間變化之三維COP與COG軌跡圖之方向性，並驗證COP與COG於移動過程中，兩者軌跡方向的一致性。

本研究所設計的控制系統經正常人與偏癱患者的測試，已能得到一些結果；分別由十位正常人前後兩次的測試結果，驗證本控制系統具有極高的再現性，此一說明更提高了本控制系統於臨床研究之測試結果上的可靠性。另外，在臨床測試上將偏癱病患分為視覺迴饋組與視覺迴饋加電刺激組，並針對兩組在訓練前後(1)重心轉移能力(2)COP移動最遠距離(3)患側載重能力之改善程度進行評估比較，發現經過兩週由治療師在旁指導的平衡訓練後，視覺迴饋組與視覺迴饋加電刺激組皆有改善，而在訓練後平衡控制進步幅度的比較上，其視覺迴饋加電刺激組的進步幅度較視覺迴饋組有顯著的差異，加上從問卷調查中病患認為電刺激對於自身平衡控制的恢復程度有實質上的改善，故輔以驗證臨床實驗結果的正確性。

在本研究之臨床實驗中，亦延伸出膝關節過度伸直及推者症候群為影響偏癱病

患平衡訓練結果的重要因素之議題，若增加迴饋控制訊號對病患之生理狀態做更詳盡的描述，可使系統更盡完善，並輔以本研究設計之控制系統，幫助偏癱病患尋找另一改善姿勢控制的模式。

關鍵詞：加速度計、平衡、復健、功能性電刺激、力板

Abstract

In this study, a micro accelerometer is included in this functional balance training control system. This system can capture both the trajectory of 2-dimensional center of pressure(COP) and center of gravity(COG) in real time and 3-dimensional trajectory with time variation for hemiplegia on the force plate. These all can be represented in the forms of graphical demonstrations. It is proved that the direction between COP and COG trajectory are similar.

In this study, some results have been carried out in clinical test of normal persons and hemiplegia. The control system's reproduction is fine across twice test from ten normal. In addition, we separated Visual Feedback group(Gr V) from Visual Feedback+FES group(Gr V+FES) to hemiplegia in the clinical experiment, and aimed at hemiplegia's (1)weight-transfer capabilities (2)COP maximum displacement and (3)affected side loading to make objective assessment for improvement condition after training. We find that Gr V and Gr V+FES have been improved after two weeks training. At the increase rate comparison, the improvement of balance control is more prominent in Gr V+FES than Gr V. Otherwise, hemiplegia's balance

control was improved stimulated by FES from questionnaire.

It was found that the back knee and pusher syndrome are important indexes in balance training . To overcome the difficulties, we suggested to increase the numbers of the corresponding feedback signals to gather more physical status of the patients. And using the controller developed by our system, we can help the hemiplegia to find other suitable balance modes.

Keywords:Accelerometer,Balance, Rehabilitation, FES, Force plate

二、研究目的

對於因腦傷或中風導致身體半側偏癱的患者而言，患側下肢肌肉因肌力減弱張力異常等現象，使得平衡運動控制能力不如以往，造成下肢兩側的載重不平均，重心轉移能力不良，甚致造成健側極大的負擔，影響患者的行走轉位的安全與效益。尤其對於 Erikson 發展理論中的中年期中風患者而言，回復至 ADL 型態，為最緊要課題。前述功能性電刺激的任務就是利用電刺激電流刺激肌肉神經，使肌肉收縮，產生肢體上的功能性動作。一般對於半身癱瘓的中風患者而言，上肢方面著重於恢復其手部的抓握功能[1]，以方便在日常生活中能夠做一些必要的簡單動作。至於下肢方面則是以恢復其站立與步行的功能為主要目標[2]、[3]，其中站立平衡是許多日常自理能力的基礎，是故於一般中風患者復健流程之中，常排入人體站立平衡訓練的復健療程。

傳統的復健過程，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，及經由不同的平衡控制做平衡訓練。整個過程都須要治療師在一旁，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患者的重心轉移能力變化的程度及同時有多少重量轉移到患側，而且對於重心轉移能力與患側載重能力是否改善通常都是由治療師個人主觀判定或是經由間接測量方法而得，例如個人 ADL 的能力等等。

過去有關人體平衡訓練的量測，鮮少專家是利用加速度計來做研究；而過去

加速度計的應用多半是屬於建築或機械結構振動與衝擊的量測。近年來由於科技進步，各種復健器材的發展突飛猛進，許多研究人員開始利用加速度計在下肢兩側的復健療程中收集患者各方面量化的生理參數，包括靜態站立與步態行走等等，在此有改善傳統治療師依主觀認定來診斷的結果，不過有關加速度計對於下肢平衡控制及評估的文獻並不多見。另外，過去研究人員對於功能性電刺激器的發展由來已久，以往文獻亦證明功能性電刺激對患者復健療程有所幫助，目前該研究團隊已自行開發出一套重心迴饋控制功能性電刺激系統(參見圖 2)，我們希望能夠以重心迴饋控制功能性電刺激系統控制架構為基礎，配合加速度感測器，以力板上重心軌跡(COP)與裝置於腰椎 L5~S1 微型加速度計之位移軌跡(COG)之相關性為主，以訓練患者平衡的理論為輔，驗證站立於力板上之重心(COP)軌跡與人體重心(COG)方向之一致性，在臨床評估方面針對偏癱病患分為 COP 視覺迴饋與 COP 視覺迴饋+FES 兩組不同訓練之群組，評估在不同訓練模式下中風病患之(1)重心轉移能力(2)COP 移動最遠距離(3)患側載重能力的改善程度，並觀察與正常人之差異性，可克服系統開發初期患者各方面表現生理參數不足的問題，並從各方面收集的生理參數中進行分析比較，提供未來該領域的研究人員針對系統控制器的資料庫(database)及規則庫(rulebase)加以修正，發揮最佳的控制模式，期望能為下肢平衡復健探索領域的同時，提供未來對該迴饋控制系統更具開創性的設計構想，也能在控制結果上對下肢平衡復健有所貢獻。

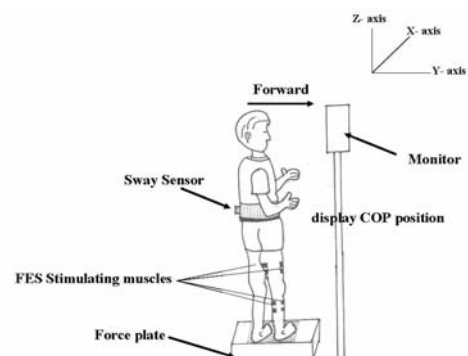


圖 1 功能性電刺激整合系統之概示圖

號，經 A/D 卡取樣之後，在 PC 端計算出其重心的表現，並在監視圖上顯示出患者的重心狀態及觀察瞬間產生加速度的大小與方向，而控制器則另可根據重心表現決定輸出給刺激器的控制電壓，電刺激共計有四個通道，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的參數設定，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。

本研究為使系統功能提昇，將微型加速度計加入整個控制系統的平衡訓練中，並由圖形的紀錄與即時重心視窗顯示中，觀察受測者於力板上二維 COP 與 COG 軌跡圖及隨時間變化之三維 COP 與 COG 軌跡圖之方向性，並驗證 COP 與 COG 於移動過程中，兩者軌跡的方向的相關性。另外在臨床方面也希望藉由功能性電刺激搭配踝關節策略的訓練將病患訓練前後的(1)重心轉移能力(2)COP 移動最遠距離(3)患側載重能力量化表示，並針對訓練前後差異性的與否進行客觀的評估比較，期望本系統的開發可改善患者平衡復健的效果，縮短平衡復健的時程，並凸顯功能性電刺激在訓練時的效益。

表一 功能性步行分類

Level	Condition
Level 0	Patient can't walk, or requires help of two or more people.
Level 1	Patient requires firm continuous support from one person who helps with carrying weight and with balance.
Level 2	Patient needs continuous or intermittent support of one person to help with balance or coordination.
Level 3	Patient requires verbal supervision or stand-by help from one person without physical contact.
Level 4	Patient can walk independently on level ground, but requires help on stairs, slopes, or uneven surface.
Level 5	Patient can walk independent anywhere.

本實驗中，下肢殘障之成年患者於進入實驗前，需經醫師診斷其臨床測試表現，並填寫資料表，納入實驗之病患，皆為功能性步行分類等級 3 及等級 4 之病患（參見表一），其相互間的偏癱程度是一致的，以利實驗進行。接受本實驗之受試者均需完成以下之步驟並在實驗室內進行實驗，正常人每次約廿至卅分鐘，偏癱患者依據每次約卅至四十分鐘（視病患狀況而定），並從實驗中收集相關數據。

實驗週期：兩週（每週固定三天，一天一次）施測對象：FAC 等級 3 & 等級 4 之偏癱病患與正常人。

本實驗之受試人數共 22 人，其中正常人受測人數為 10 人，病患受測人數為 12 人，以亂數分配方式，並納入本實驗群組之視覺迴饋組、視覺迴饋+ FES 組並依照訓練方式的不同區分為三組：N 組：正常人（沒有經過任何訓練）、V 組：偏癱病患（COP 視覺迴饋訓練）、V+FES 組：偏癱病患（COP 視覺迴饋 + FES 訓練）。

本研究所開發的重心迴饋控制電刺激系統，是將現有的手控式電刺激器改裝成由本系統 Fuzzy 控制器來控制的功能性電刺激器，另外，加上一個固定式的力板及一顆微型加速度器，利用受測者由視窗顯示器上觀察到本身在力板上 COP 軌跡的變化，自行將 COP 調整至目標參考位置，而本系統 Fuzzy 控制器會依據 COP 與目標參考位置間的誤差量與誤差變化量，藉由功能性電刺激器給予患者下肢肌群不同強度的刺激電流，使肌群肉收縮並將 COP 軌跡移至目標參考位置；另外由置於受測者腰椎的微型加速度器量測出 COG 軌跡的位移方向是否與力板所量測得到的 COP 軌跡位移方向一致。本研究共收納了十二位 FAC 等級為 level 3~4 的偏癱病患，共三男九女，並依據亂數分配的方式將病患隨機分配到不同訓練方式的群組，分別為 V 組（視覺迴饋訓練）與 V+FES 組（視覺迴饋+FES 訓練），訓練時間為期兩週，次數共計六次，每次訓練時間的間隔皆為一天，且第一次測試前並未給予病患任何訓練。

本研究針對偏癱病患的訓練項目共分為兩項；(1)順時針與逆時針之 COP 移動極限範圍訓練：請受測者先將 COP 往前移至極限，然後以順時針方向作最大極限範圍的運動，待繞完一圈之後，再以逆時針方向重複一次，觀察 COP 移動方向對受測者平衡的影響。(2)前後移動與左右移動之 COP 極限範圍訓練：量測受測者之 COP 於前、後、左與右四個方向上各自的極限位置。訓練進行時，均以重心顯示視窗作受測者的視覺回饋，當受測者將 COP 控制達到目標參考位置時，及再修改目標位置的困難度，修改目標參考位置直到使受測

者無法往該方向推進，或者無法平衡為止，過程中要求受測者儘量不要以甩動身體的方式驅使 COP 以大幅的晃動方式去接近目標參考位置。

接下來是肌肉電刺激階段，依照受測者於上階段(2)無電刺激訓練時的表現，設定目標參考位置，並請受測者依照上階段(2)之測試方向各別進行極限訓練，與上階段(2)之差別在於將電刺激加入受測者的平衡機制中，其餘步驟皆相同，以觀察電刺激加入後對其 COP 極限之影響，單此一階段只針對 V+FES 組病患進行訓練。

此十二位受測者皆於每次訓練後，隨即收集在沒有時間限制的規範下各方向之(1) COP 軌跡最遠距離(往右、往左及往前)與各方向在單位時間 0~15 秒範圍內之(2)重心轉移能力(往右、往左及往前)及在單位時間 0~15 秒範圍內之(3)患側載重能力(往前)等資料，於完成訓練後評估其訓練狀況，並採自體比較方式與群體相互比較方式進行評估。

本研究評估的項目如下：

(1) COP 軌跡移動最遠距離測試：

中風病患最大的特徵即為半側偏癱(在此僅討論下肢)，其下肢患側的肌群較無法經由自主性的控制來維持身體的平衡及

重心(COP)移動的距離，而健側與患側重心軌跡移動的距離必定不同，因此本研究將中風病患訓練前後下肢健側與患側重心軌跡的移動最遠距離進行各別的評估統計。

(2) 重心轉移能力

也就是控制身體平衡穩定的能力。重心轉移能力是人體控制平衡的重要因子之一，若人體的重心轉移能力表現越佳，表示人體對於自身的平衡穩定控制越好，其下肢相對應的肌群使力的狀況表現良好。本研究所使用的計算方法是採用統計學概念中，變異數(Variability)的計算公式，一個描述分散程度(以目標參考座標為中心)的指標。變項值比平均值大時差距為正值，而比平均值小時為負值，但只要變項值與平均值的距離是相等的，該指標便視為同樣的分散程度。評估的方法為變異數越小表示 COP 對於目標參考座標的分散程度差距越小，其重心轉移能力表現越佳。公式如下所示：

母群體的變異數 = $\frac{(\text{個體變項值} - \text{母群體平均值})^2 \text{之總和}}{\text{母群體個數}}$

$$= \frac{\sum_{i=1}^n (\sqrt{(Xc - Xt)^2 + (Yc - Yt)^2})^2}{n}$$

(3) 患側載重能力

即為下肢患側所能承載身體重量的表現能力。患側載重能力亦是人體控制平衡的重要因子之一，不管人體處於步態行走

或是靜止站立，若患側所能承受支撐重量的能力越好，表示其患側肌群使力狀況良好，相對減輕健側支撐重量的負擔，對於健側的依賴程度降低，其對於人體步態行走時平衡感的控制及靜止站立時的站立穩定度其表現狀況良好。本研究所使用的計算方法是採用長庚大學機械所李明義教授所制訂的站立穩定指標(Standing Steadiness Index; SSI)，一個量測偏癱患者兩下肢站立時的平衡穩定度的指標。評估的方法為若 SSI 值越小，表示姿勢控制與患側載重能力越佳。公式如下所示

$$SSI = \frac{\text{weight borne in affected side}}{\text{body weight}} - 0.5 \times 100\%$$

(其中 SSI 值為正表示重心偏在右側，為負時表示重心偏左側)

(4) COP 與 COG 方向趨勢之比較

本研究中將人體於力板上產生的重心視為 COP(Center of Pressure)，裝置於人體腰椎(L5)的微型加速規視為人體的 COG；本研究為使控制系統功能提昇，加入加速度計，並分析其與力板上重心軌跡之關聯性，以便在未來可使用輕便之加速度計來作迴饋控制，改善力板體積龐大不適宜搬運的缺失，成為可攜式功能性電刺激平衡訓練控制系統。

(6) 問卷評估

除了從臨床試驗中擷取(1)(2)(3)項的生理參數來評定使用功能性電刺激輔助平衡訓練的效果外，必須瞭解受測者本身在使用過程的各種感受，輔以驗證臨床實驗結果之準確性與正當性，因此本研究設計了一份問卷，來瞭解病患在使用上各面的感覺、滿意及接受程度。

資料之比較分析方面，分為五項：

- 一. 比較 N 組第一次測試與兩週後測試(控制系統再現性之驗證):(一) COP 軌跡最遠距離 (二)重心轉移能力, 是否有顯著差異。
- 二. 比較 V 組訓練前、第一週訓練後與訓練兩週後:(一)COP 軌跡最遠距離(二)重心轉移能力與患側載重能力等是否有顯著差異。
- 三. 比較 V+FES 組訓練前、第一週訓練後與訓練兩週後:(一) COP 軌跡最遠距離(二)重心轉移能力與患側載重能力等是否有顯著差異, 並實施(四)問卷評估, 輔以驗證臨床實驗結果之準確性與正當性。
- 四. 臨床實驗結束後, 評估 N、V、V+FES 三組:(一) COP 與 COG 方向是否具有相同趨勢

五、結果與討論

表 2 及圖 3 表示受測者 COP 在沒有時間限制的規範下從座標(0,0)出發往右、往左與往前第一次測試與第二次測試之 COP 軌跡最遠距離的比較, 使用 T 檢定檢測時, 發現結果並沒有顯著性的差異, $P > 0.05$; 而表 3 及圖 4 表示受測者 COP 在單位時間 0~15 秒範圍內從座標(0,0)出發往右、往左與往前第一次測試與第二次測試之重心轉移能力的比較, 使用 T 檢定檢測時, 發現結果並沒有顯著性的差異, $P > 0.05$, 再再的驗證本研究所開發的控制系統對於臨床實驗結果有極佳的可靠性。

表 2 正常人 COP 往右、左、前之最遠距離測試結果

測試方向	第一次測試 (Mean±S.D)	第二次測試 (Mean±S.D)
往右	8.04±0.71	8.56±0.73
往左	8.04±1.23	8.63±0.69
往前	10.17±1.56	10.07±1.40

單位: cm

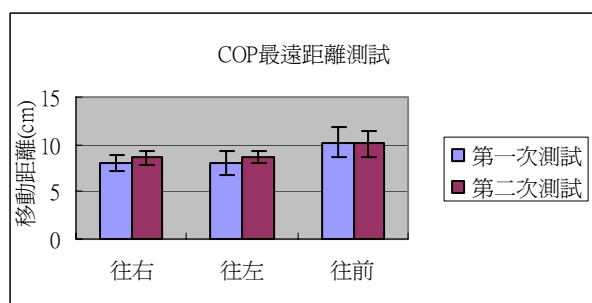


圖 3 正常人 COP 最遠距離之比較

表 3 正常人 COP 往右、左、前重心轉移能力測試結果

測試方向	第一次測試 (Mean±S.D)	第二次測試 (Mean±S.D)
往右	7.72±3.65	7.52±3.24
往左	7.40±3.03	7.47±2.68
往前	8.72±3.10	8.83±3.32

單位: 百分比(%)

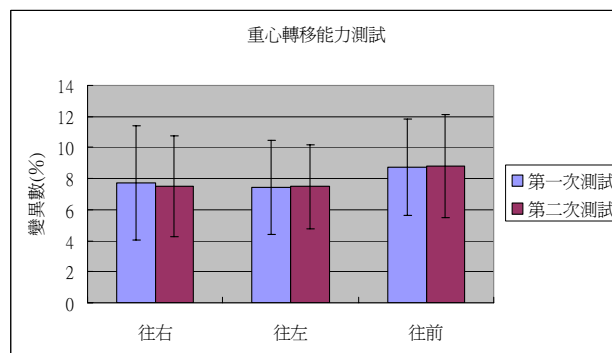


圖 4 正常人重心轉移能力之比較

表 4 及圖 5 所示 V 組各方向 COP 移動最遠距離的測試結果, 使用 Bonferrni 檢定檢測時, 發現往患側測試方向之訓練兩週後、訓練一週後與訓練前相比較具統計上的差異($p < 0.05$), 表示經過一週與兩週的訓練後, 皆有顯著進步, 而訓練兩週後與訓練一週後相比較亦有統計上差異($p < 0.05$), 表示該方向兩週後的訓練結果較訓練一週後之訓練結果有顯著差異($p < 0.05$); 健側側測試方向之訓練兩週後、訓練一週後與訓練前相比較亦具統計上的差異($p < 0.05$), 表示經過一週與兩週的訓練後, 皆有顯著進步; 往前測試方向之訓練兩週後與訓練前相比較具統計上差異($p < 0.05$), 且訓練兩週後與訓練一週後相比較亦有統計上差異($p < 0.05$)。而表 5 及圖 6 所示為 V 組各方向重心轉移能力的測試結果, 使用 Bonferrni 檢定檢測時, 發現僅有往患側測試方向之訓練兩週後與訓練前相比較具統計上差異($p < 0.05$), 其餘皆無統計上的差異, 表示偏癱病患在經過第二週訓練後, 僅有患側的訓練結果有顯著的改善; 另外在患側載重能力的測試方面如表 6 及圖 7 所示, 使用 Bonferrni 檢定檢測時, 發現其兩週訓練後的結果皆無統計上的差異。

表 4 V 組 COP 移動最遠距離之比較結果

測試方向	訓練前 (Mean±S.D)	一週訓練後 (Mean±S.D)	兩週訓練後 (Mean±S.D)
往患側	5.80±1.16	7.50±1.24 #	7.68±1.17* #
往健側	6.74±1.23	7.89±1.23 #	8.5±1.04 #
往前	7.18±1.67	8.02±2.50	9.21±2.36* #

單位：cm

#表示與訓練前比較有明顯差異 (p<0.05)

*表示兩週訓練後與一週訓練後比較有明顯差異 (p<0.05)

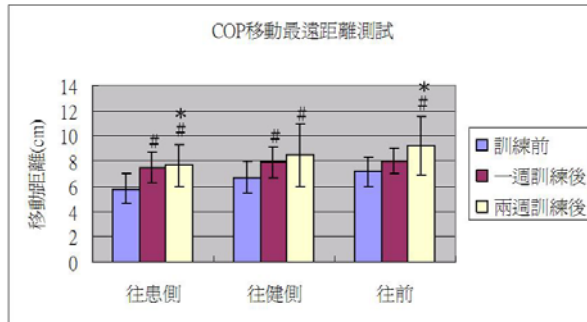


圖 5 V 組 COP 訓練前後移動最遠距離之比較

表 5 V 組重心轉移能力測試之比較結果

測試方向	訓練前 (Mean±S.D)	一週訓練後 (Mean±S.D)	兩週訓練後 (Mean±S.D)
往患側	0.44±0.65	0.19±0.20	0.14±0.15 #
往健側	0.78±1.45	0.10±0.10	0.08±0.07
往前	1.17±1.93	0.29±0.63	0.21±0.48

單位：百分比(%)

#表示與訓練前比較有明顯差異 (p<0.05)

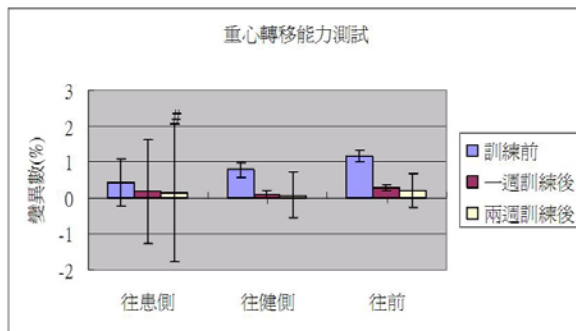


圖 6 V 組重心轉移能力訓練前後之比較

表 6 V 組患側載重能力測試之比較結果

測試方向	訓練前 (Mean±S.D)	一週訓練後 (Mean±S.D)	兩週訓練後 (Mean±S.D)
往前	-2.97±6.82	-1.64±5.89	-0.41±3.13

單位：百分比(%)

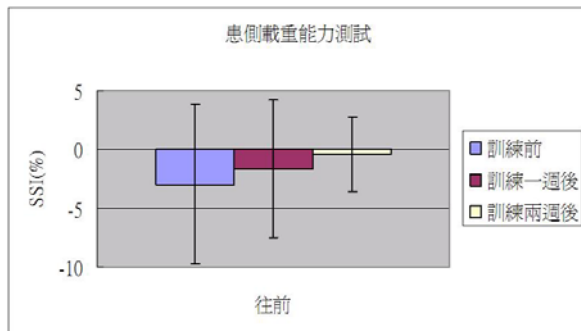


圖 7 V 組患側載重能力訓練前後之比較

如表 7 及圖 8 所示 V+FES 組各方向 COP 移動最遠距離的測試結果，使用 Bonferroni 檢定檢測時，發現每個測試方向之訓練兩週後、訓練一週後與訓練前相比較具統計上的差異(p<0.05)，表示經過一週與兩週的訓練後，皆有顯著進步，且往健側與往前測試方向之訓練兩週後與訓練一週後相比較亦有統計上差異(p<0.05)。而表 8 及圖 9 所示為 V+FES 組各方向重心轉移能力的測試結果，使用 Bonferroni 檢定檢測時，發現僅患側測試方向之訓練兩週後、訓練一週後與訓練前相比較具統計上的差異(p<0.05)，表示經過一週與兩週的訓練後，有顯著進步，且訓練兩週後與訓練一週後相比較亦有統計上差異(p<0.05)，表示該方向兩週後的訓練結果較訓練一週後之訓練結果有顯著差異(p<0.05)；另外在患側載重能力的測試方面如表 9 及圖 10 所示，使用 Bonferroni 檢定檢測時，其兩週訓練後的結果沒有統計上的差異，表示偏癱病患在經過兩週的訓練後沒有顯著的改善。

表 7.V+FES 組 COP 移動最遠距離測試之比較結果

測試方向	訓練前 (Mean±S.D)	一週訓練後 (Mean±S.D)	兩週訓練後 (Mean±S.D)
往患側	5.09±1.74	6.42±1.22 #	7.28±1.02 #
往健側	5.30±1.01	6.43±0.96 #	7.42±1.05* #
往前	5.45±2.00	6.55±1.54 #	8.50±1.29* #

單位：cm

#表示與訓練前比較有明顯差異 (p<0.05)

*表示兩週訓練後與一週訓練後比較有明顯差異 (p<0.05)

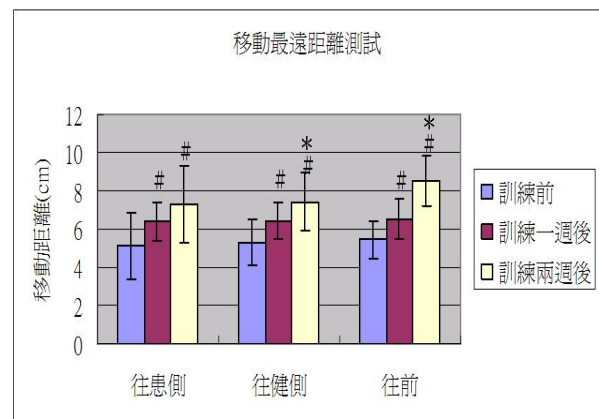


圖 8 V+FES 組 COP 訓練前後移動最遠距離之比較

表 8 V+FES 組重心轉移能力測試之比較結果

測試方向	訓練前 (Mean±S.D)	一週訓練後 (Mean±S.D)	兩週訓練後 (Mean±S.D)
往患側	0.24±0.22	0.12±0.11 #	0.08±0.08 * #
往健側	1.07±1.32	0.54±0.65	0.37±0.43
往前	0.46±0.61	0.23±0.31	0.15±0.20

單位：百分比(%)

表示與訓練前比較有明顯差異 (p<0.05)

* 表示兩週訓練後與一週訓練後比較有明顯差異 (p<0.05)

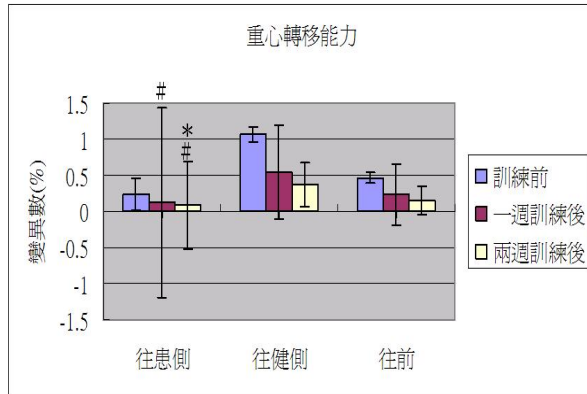


圖 9 V+FES 組重心轉移能力訓練前後之比較

表 9 V+FES 組患側載重能力測試之比較結果

測試方向	訓練前 (Mean±S.D)	一週訓練後 (Mean±S.D)	兩週訓練後 (Mean±S.D)
往前	-2.63±6.19	-0.87±2.35	0.04±1.19

單位：百分比(%)

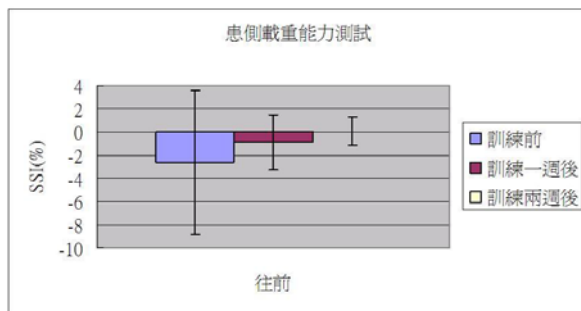


圖 10 V+FES 組患側載重能力訓練前後之比較

在偏癱病患的臨床實驗中，發現不論是那一訓練組的病患在第一次進入實驗時若治療師不給予任何訓練與姿勢上的矯正，都會有站立不穩及不習慣的情形發生，但經過幾次治療師的訓練之後，病患漸漸學習到正確的姿勢控制及習慣功能性電刺激器的控制機制，並逐漸改善站立時身體的平衡穩定程度。

本研究在以上十二位完整收錄資料的病患中發現兩個值得探討的問題，分別是(1)膝關節過度伸直(back knee)與(2)推者症候群(pushers syndrome)兩項；有些病患在訓練過程中會使用膝關節過度伸直的模

式維持自身的站立平衡，此一現象乃為膝關節過度伸直，而下肢接觸地面時是由股四頭肌與股二頭肌收縮支撐，容易造成膝關節、韌帶、結締組織受傷，影響髌關節及踝關節的動作機制，最後導致病患在行走上健側與患側不能同步協調的問題，但經過治療師在姿勢上的調整後，病患在力板上做重心轉移移動時對自身平衡控制的能力與重心轉換協調性已有改善。

另外一個值得討論的是，有些偏癱病患或許是受到中風後代償作用的影響，而以習慣病發後日常行走時站立的姿勢或是平時在做其他復健訓練時，治療師只著重偏癱側的復健訓練，導致健側逐漸失去功能，產生了推者症候群現象，故在本系統做平衡訓練時，病患健側的 COP 最遠距離測試反而比患側差且經過患側載重能力測試亦發現重心反而偏向患側；推測原因可能是一種推者症候群的效應，也就是病患在移動過中會不自主的將身體重心推向壞側，造成不正確動作控制模式。

在設計加速度計訊號轉換方面，本研究的構想是將加速度訊號轉換成位移軌跡之訊號，但因加速度計的取樣頻率設定必須依循重量量測系統(力板)取樣頻率的設定模式，使得位移軌跡(COG)產生的訊號相對於力板的位移軌跡(COP)訊號，兩者間有相當的誤差，而這個誤差來至於積分轉換後未知的常數項，故本研究目前的測試結果僅能看出 COP 與 COG 的方向性有相近的趨勢，但無法判斷 COP 與 COG 兩者的屬性(包含方向及位移量)是否完全一致。另外一點必須要注意的即是對控制系統複雜度的考量，本系統是針對 COP 迴饋的資料變化來作電刺激的平衡控制，必須將其他對該控制方式有所影響的因素排除，才能減少控制結果產生不預期的情況，而加速度計所裝置的位置(L5~S1)是腰椎各節中自由度最多且是承受最多壓力的地方，當身體移動時，這裡所產生的動作亦最大，舉例來說，當螢幕上重心顯示往右時，若膝蓋彎曲或身體產生輕微晃動，患者身體有可能是稍微往下半蹲的情況，或是身體往後仰或是其他種情況，這樣的結果都是讓 COG 軌跡產生誤差的原因，而此時刺激對應此狀況應受刺激的肌群，將會產生不能預期的結果，所以在電

刺激之前，得先決定患者身上關節的自由度等，

六、結論

本研究延續去年之研究”重心迴饋控制功能性電刺激系統”，將微型加速度計加入整個系統的平衡訓練中，已能由圖形的紀錄與即時重心視窗顯示中，觀察受測者於力板上二維 COP 與 COG 軌跡圖及隨時間變化之三維 COP 與 COG 軌跡圖之方向性，從測試結果中 COP 與 COG 在單一方向其移動軌跡方向的一致性是可供參考的。本研究所設計的控制系統經正常人與偏癱患者的測試，已能得到一些結果；分別可由十位正常人前後兩次的測試結果，驗證本控制系統具有極高的再現性，此一說明更提高了本控制系統於臨床研究之測試結果上的可靠性。

另外，在臨床測試上針對偏癱病患在訓練前後(1)重心轉移能力(2)COP 移動最遠距離(3)患側載重能力之改善程度進行評估比較，發現經過兩週由治療師在旁指導的平衡訓練後，V 組與 V+FES 組皆有改善，而在訓練後平衡控制進步幅度的比較上，其 V+FES 組的進步幅度較 V 組有顯著性的差異，加上從問卷調查中病患認為本控制系統之電刺激對於自身平衡控制的恢復程度有實質上的改善，且故電刺激對人體平衡重心變化的影響與病患主觀的認定是相符合的；並與傳統平衡復健相比較，可有效改善以往由治療師主觀認定病患平衡復健進展之誤差，另一方面也提供病患於平衡復健的過程中一個視覺迴饋的機制，使病患瞭解自身重心變化方向，並能即時調整平衡姿勢達到治療師之要求，可縮短復健治療的時程。但訓練過程中無法觀察電刺激肌肉群其肌電訊號的即時變化且訓練時間只有兩週，導致病患平衡的改善程度有所限制。

七、建議

根據本研究臨床測試的結果雖然可以看出病患在做重心平衡控制訓練時視覺迴饋與視覺迴饋+FES 的訓練結果，對偏癱病患(1)COP 移動最遠距離(2)重心轉移能力(3)患側載重能力皆有正面的影響，但是參與研究的病患並不多，且訓練週數不長，無法完全改正病患站立時的姿勢控制方式，導致病患在站立平衡的控制能力上

若沒有治療師持續的協助訓練，其站立平衡的機制只能有短暫的恢復，故需要持續的追蹤訓練。

目前本系統在軟硬體的設計上仍有許多改善的空間與未完成的部分，將分別由以下幾項來說明：

1.未來以 COG 取代 COP 的可能性：

本研究現階段對於 COG 的探討，只能看出兩者間的移動軌跡是一種趨勢的表現，原因為本系統設計之初，對於受測者在力板上做平衡訓練時做了一些假設條件的限制，例如訓練過程中僅能使用膝關節與踝關節策略維持站立的平衡，藉此減少受測者在空間中運動的自由度，如此應可除去人為因素對系統的複雜度，但實際測試時，發現受測者（正常人或偏癱病患），會以本身習慣的姿勢控制來維持身體的平衡，尤其是偏癱病患在平衡訓練時更是受到中風後代償作用的影響，而以習慣病發後日常行走時站立的姿勢，故目前本系統所設計的 COG 尚無法取代 COP。

另外一個值得探討的是加速度計訊號的特性，若將加速度計的物理量做轉換，如加速度轉換成速度或位移時，其積分的過程中會出現一個未知的常數項，而常數項的變化又會根據受測者各種不同的狀況出現不同的參數，本研究受限於時間、人力與經費的限制無法找出適於每位受測者使用的常數項，且過去有關於加速度計的研究，大部分的研究團隊都是觀察各種機械結構或人體關節於運動過程的加速度變化，或將加速度轉換成速度的物理量，來觀察物體運動的趨勢，並沒有學者或研究團隊利用加速度計轉換後的位移來做研究，而根據儀器廠商提供的資料中，也顯示利用加速度計轉換成位移的物理量在研究的參考價值並不高。

2.新增感測器及增加電刺激通道：

因為本研究對於系統設計之初受限於時間預算，必須考量一些條件假設，例如假設使用者在力板上會使用膝關節與踝關節策略平衡，不用腕關節策略平衡，在經過一連串的臨床實驗後，證實此假設只在少數時候能成立，使用者大部份的時間仍是用其自身所熟悉的平衡方式去進行平衡，故之前所假設固定的條件，便成為了系統的變數；另外，要作到患側電刺激能

與使用者的健側協調，則必須要蒐集足夠的使用者生理資料以利系統作通道判斷及增加電刺激肌群的通道數量，針對目前有可能遭遇之問題，列出以下建議新增的感測裝置：a.肌電訊號感測模組：裝置於健側，可偵測使用者健側之肌電訊號，以利控制系統作同步之協調。b.腳底壓力感測模組：裝置於腳底，可偵測人體重力壓於腳掌面之壓力分佈，隨其壓力之變化，讓系統預測使用者欲平衡之重心移動方向。c.電刺激通道模組：因人體重心對於方向控制並非只有本研究所設定下肢的四塊肌群，必須於腹部、髖部及其他可控制平衡機制的肌群，裝上電刺激通道，使病患重心在移動過程中能更加順暢。

3.系統最佳化：

在經過多次的嘗試與錯誤之後，發現所設計出來的資料庫(data base)只能針對單一使用者之需求所設計，當面對另外的使用者時，仍須要對其重心移動速度與軌跡變化方式加以分析之後，對模糊空間切割再作些微調；且在試誤過程之中，以相同之重心誤差與重心誤差變化輸入，發現歸屬函數之涵蓋範圍愈大時，電流的變化量愈小，此符合模糊控制器強健性，另當歸屬函數涵蓋的範圍愈小時，電流的變化量愈大，此符合模糊控制器敏感性。

4.穩定半徑的設定：

目前本研究尚無法建立一套適於本控制系統使用之穩定半徑範圍的設定參數，此穩定半徑的設定參數需要大量的正常人將重心軌跡在二維重心視窗中移往每一個座標位置，並分析其重心在該位置停留時間是否達到所有時間的95%，從中設定每一座標位置穩定半徑範圍的參數，並製作一份穩定半徑範圍參數的表格。

5.增列一組對照組：

本研究在臨床測試之初因考量時間預算及病患人數不足之因素，未在實驗設計中加入一組完全不經過任何訓練之病患的對照組，若加入此對照組，對於本研究的結果能更強而有力的分析出偏癱病患對於功能性電刺激訓練後的實質效益及差異性。

八、參考文獻

[1] T.Keller and M.R.Popovic, "Improving Grasping Function with FES:

A System Overview" *ParaCare.*,2000.

- [2] L.E.Smith "Restoration of Volitional Limb Movement of Hemiplegics Following Patterned Functional Electrical Stimulation" *Perceptual and Motor Skills.*, Vol.71, p.p.851~861,1990.
- [3] H.Kagaya, Y.Shimada, K.Ebata, M.Sato, T.Yukawa, and G.Obinata, "Restoration and analysis of standing-up in complete paraplegia utilizing functional electrical stimulation", *Archives of Physical Medicine Rehabilitation&.*, Vol.76, p.p.876~881,1995.
- [4] T.Wannstedt and R. M. Herman, "Use of augmented sensory feedback to achieve symmetrical standing." *Phy. Ther.*, vol. 58, pp. 553-559, 1978.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] B.J.Benda, P.O.Riley, and Krebs.D.E, "Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing.", *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, No. 1, pp.3-9, March 1994.
- [8] A. Pepino, M. Bracale, and I. Iocco, "A Quantitative Approach in the Treatment of Hemiplegic Patients Using an Electropneumatic Platform," *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering.*, vol. 4, no.4, pp.410- 415,1996.pp. 755-762,1989.
- [9] P. J.Loughlin and M. S. Redfern, "Spectral Characteristics of Visually Induced Postural Sway in Healthy Elderly and Healthy Young Subjects," *IEEE Transactions On Neural Systems & Rehabilitation Engineering.*, vol.9, no.1, pp.24-30, 2001
- [10] Y. Fuoka, C. A. Iahida, and H. Minamitani, "Characteristics of

Somatosensory Feedback in Postural Control During Standing,” ., *IEEE Transactions On Neural Systems & Rehabilitation Engineering*.,vol.9,no.2. pp. 145-153, 2001.

- [11] P.H.Veltink,H.B.J.Bussmann,Wiebe de Vries, W.L.J.Martens,and R.C.Van Lummel, “Detection of Static and Dynamic Activities Using Uniaxial Accelerometers” ., *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*., vol.4,no.4. pp. 375-385, 1996.
- [12] P.H.Veltink and H.M.Franken, “Detection of Knee Unlock During Stance by Accelerometers” ., *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*., vol.4,no.4. pp. 395- 402, 1996.
- [13] D. E.Kreb, C. A. McGibbon ,and D. Goldvasser, “Analysis of Postural Perturbation Responses,” ., *IEEE Transactions On Neural Systems & Rehabilitation Engineering*.,vol. 9,no.1. pp. 76-80, 2001. *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, No.1, pp.3-9, March 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 93- 2213 - E - 038 - 001 -
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
張恆雄 中原大學醫學工程研究所
計畫參與人員：陳昭仁 中原大學醫學工程研究所

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 94 年 5 月 30 日