

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

偏癱患者對支持面干擾之姿勢反應及踝足矯具對姿勢反應  
之效應

研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型  
計畫編號：NSC 94-2314-B-040-006-  
執行期間：94年08月01日至95年12月31日  
執行單位：中山醫學大學職能治療學系

計畫主持人：陳瓊玲  
共同主持人：蘇芳慶、吳錫昆、楊國德  
計畫參與人員：大學生-兼任助理：蔡穎華、吳俊毅

處理方式：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

中華民國 96 年 11 月 22 日

# 偏癱患者對支持面干擾之姿勢反應及踝足矯具對姿勢反應之效應

## 中文摘要

姿勢干擾是指突然的改變狀態使個案偏離平衡狀況，姿勢干擾可包括生理性干擾、訊息性干擾及力學干擾。所謂力學干擾即施以一外力於個案之身體如頭、軀幹或肢體等以干擾其平衡，而臨床或實驗中最常見的力學干擾是支持面的干擾也就是移動個案之支撐底面積，以引發維持平衡的姿勢反應。這些支持面干擾正如個案滑倒、絆倒、站在不規則地面或站在車子裏突然的加速、減速。

不同的支持面干擾引發不同的姿勢反應，而支持面干擾的研究多以正常人、老年人及前庭失能者為對象，鮮少以中風之偏癱者為研究對象，本研究以肌電圖及運動學分析探討偏癱患者對支持面干擾之姿勢反應策略。

研究結果顯示：偏癱患者雙下肢左右不對稱，患側腳主動肌收縮潛伏期皆大於健側腳，相較於正常人偏癱患者需要較長的時間處理訊息因此反應較慢，患側下肢尤其明顯。以肌肉收縮順序來看，偏癱患者患側下肢變異大，且近端遠端有同時收縮現象。穿戴踝足矯具後健側與患側遠端主動肌潛伏期無顯著差異，表示個案雙腳對稱性增加。

關鍵詞：平衡反應、姿勢干擾、偏癱患者

# Postural reactions to support surface perturbation and effects of ankle-foot orthosis on postural reaction in patients with hemiparesis

## Abstract

A postural perturbation is a sudden change in conditions that displaces the body posture away from equilibrium. These perturbations could consist of physiological, informational and mechanical perturbations. Mechanical postural perturbations can be applied to any body part such as push to the trunk, head or limbs. The most common experimental approach is to perturb the support surface, which displaces the base of support under the body's center of mass. These support-surface perturbations are similar to a slip, trip, surface irregularity, or acceleration or deceleration of a moving surface such as standing in a bus in which an individual is balancing.

In the literature, several studies have examined postural responses to support surface perturbation. Different types of perturbation (translation and rotation) should result in different response organizations. Most of the studies emphasized on normal subjects, elderly or patients with vestibular dysfunction. Few studies had investigated the problems of postural reactions in patients with hemiparesis by using single method of measurement. This study investigated the postural reactions to support surface perturbation in patients with hemiparesis by using electromyography and kinematic measurements.

The results showed that there was an asymmetric pattern existed in hemiplegic limbs. The latency of muscle activity of distal agonist in affected leg was longer than in sound leg, and the sound leg's onset latency was also longer than that in the normal subject's leg. The activation sequence of agonist in the affected leg exhibited a wide range of variation and co-contraction of the distal and proximal agonist. When wearing the ankle-foot-orthosis, the muscle activation of the lower limbs was tend to be more symmetry, there was no significant different distal agonist latency between the affected and sound legs.

**Key words: postural perturbation, hemiparesis, EMG, kinematics**

## 前言

偏癱患者的姿勢控制問題包括站立不對稱(asymmetrical weight-bearing)、身體晃動(postural sway)範圍大及自主重心轉移(voluntary weight shifting)能力降低。但偏癱患者姿勢反應問題的文獻較少，且多數研究僅以單一方式測量姿勢反應，所以本研究擬探討支持面干擾之姿勢反應策略，其中包括以肌電圖測量肌肉活化模式、潛伏期及運動學分析肢體動作、重心等。

此外，踝足矯具一般用來增加偏癱個案踝關節穩定度、改善垂足現象、在行走擺動期(swing phase)保持腳趾離地(toe off)、著地後期提供撐離地面(push off)效果以增進步態正常。但鮮少研究探討踝足矯具對姿勢控制之效應，作者曾經探討前葉式踝足矯具對靜態及動態姿勢穩定度之效應，靜態穩定指站立對稱性及搖晃情形，動態穩定指個案自主重心轉移能力，本研究想更進一步探討前葉式踝足矯具對姿勢反應之效應。因踝足矯具限制了踝關節角度，可能影響踝策略平衡反應所需的踝關節動作。

## 研究目的

1. 檢驗中風偏癱患者對支持面干擾之姿勢反應(策略)，支持面干擾包括前後平移、上下傾斜(踝背/蹠屈旋轉)干擾，以肌電圖及運動學資料分析比較與正常者之差異。
2. 檢驗前葉式踝足矯具對姿勢反應的影響，探討踝關節受限是否影響姿勢反應策略之選擇。

## 文獻探討

### 一、偏癱患者之姿勢控制問題

#### (A)靜態姿勢穩定

中風後之偏癱患者，可觀察到不對稱之站立 ( asymmetrical weight-bearing )，壓力中心 ( center of pressure , CP ) 偏離患側，顯現不平均之兩腳載重分佈，健側相較於患側下肢，承受較大百分比的載重(Arcan, Brull, Najenson, & Solzi, 1977; Bohannon & Larkin, 1985; Dettmann, Linder, & Sepic, 1987; Dickstein, Nissan, Pillar, & Scheer, 1984; Shumway-Cook, Anson, & Haller, 1988)。姿勢不對稱現象在踝關節陣攣(clonus)或偏癱側下肢感覺有問題者尤其明顯(de Haart, Geurts, Huidekoper, Fasotti, & van Limbeek, 2004)。

偏癱患者站立時壓力中心移動總和 ( total excursion of CP ) 之值較正常人大，亦即穩定度較低(Dettmann et al., 1987)。(Shumway-Cook et al., 1988)以力板回饋系統 ( force plate-feedback system )，收集壓力中心資料及量化擺動範圍 ( sway area )，亦顯示偏癱患

者之身體擺動 (postural sway) 較正常控制組範圍大。

### (B)重心轉移問題

偏癱患者之重心轉移能力改變，不管轉移至健側或患側，皆表現出相當的困難，儘管轉移至健側成功率較高(Pai, Rogers, Hedman, & Hanke, 1994)。Dettmann 也指出偏癱患者穩定範圍 (及重心轉移時壓力中心平均位置) 較正常人小，且穩定範圍偏向健側 (Dettmann et al., 1987)。Di Fabio 等亦指出偏癱患者之矢向重心轉移最不穩定(Di Fabio & Badke, 1990)。但在 deHaart 的研究卻顯示額向平面(frontal plane)姿態最不穩定(de Haart et al., 2004)。偏癱病人自主控制壓力中心(COP)有障礙且在利用視覺回饋學習自我控制壓力中心轉移也顯示出問題(Ioffe et al., 2004)。

### (C)姿勢反應

提供支持面干擾研究偏癱病人之姿勢反應則起源於 Badke 及 Duncan (1983)，他們以滑輪重量系統(pulley weight system)移動站立平台造成身體以踝關節為中心前後晃動，以肌電圖測量患側下肢肌肉反應。結果顯示①患肢肌肉數個或全部共同收縮 (synchronous contraction)；②每一次的測試肌肉活化模式不一致③反應潛伏期較正常者長且多變化④肌肉活化順序扭曲(distorted sequence of muscle activation)(Badke & Duncan, 1983)。Di Fabio 等人(1986, 1987)研究支持面干擾之下肢被牽張(stretch)之主動肌(agonist)長潛伏反應(long latency response)及拮抗肌(antagonist)反應，結果顯示偏癱病人在主動肌長潛伏反應的時間空間(temporal spatial)特性上與正常人有異，潛伏期更長且偏好健側下肢肌肉開始活化有不對稱現象(Di Fabio, Badke, & Duncan, 1986)；拮抗肌反應的發生也減少且潛伏期及振幅都與正常者不一樣(Di Fabio, 1987)。Ikai (2003)以平衡測試儀 (EquiTest System)測量偏癱病人姿動態姿勢控制，從力板之壓力圖計算個案載重對稱性 (weight symmetry)、神經肌肉反應潛伏期及振幅，指出左側偏癱者載重對稱性較差，左右側偏癱者都顯示反應潛伏期長 反應強度弱(Ikai, Kamikubo, Takehara, Nishi, & Miyano, 2003)。

## 二、踝足矯具對偏癱患者之效應

### (A)步態

臨床上常以踝足矯具(Ankle Foot Orthosis, AFO)來矯正足內翻及腳趾拖地的偏癱步態。穿戴雙鐵柱踝足矯具 (metal double-upright AFO) 可增加行走速度，確保著地期內外側穩定度，擺動期腳趾離地，而提供行走安全(Lehmann, Condon, Price, & deLateur, 1987)。因為鐵鞋過重，外觀不佳，缺乏彈性，且力量作用於鞋上而非直接作用於肢體，

形成不良之生物力學設計，故漸由塑膠踝足矯具所取代(Corcoran, Jebesen, Brengelmann, & Simons, 1970; Ofir & Sell, 1980; Sarno & Lehneis, 1971)。吳鑫漢設計以低溫成形塑材(thermoplastics)如 Orfit 來製作前葉式踝足矯具(anterior AFO)，並普遍應用在國內中風患者的踝足矯正上。此前葉式踝足矯具之特點為製作簡易、快速；當它穿戴在腿足上後，可提供足夠的內外向穩定度，防止腳踝內翻；且將踝關節固定於背屈 5-10°，提供良好的腳趾離地；腳跟和地面接觸，患者可以在室內踝足行走；在跟骨(calcaneus)處沒有壓力。

黃美涓等(1992)使用此前葉式踝足矯具研究急性偏癱患者行走訓練期之穿戴合適性，結果良好滿意者(行走較佳、沒有抱怨不舒服)佔 67.6%。並研究 6 位慢性偏癱患者之步態顯示此前葉式踝足矯具可改善原來的步態異常，且使腳底壓力分佈趨向較正常化(Wong, Tang, Wu, & Chen, 1992)。本人進一步以量化之時間變項及動力分析探討此前葉式踝足矯具對偏癱步態之影響，結果顯示穿戴前葉式踝足矯具時步行速度增加、步幅數增加及腳跟著地期前足載重減少(Chen, Yeung, Wu, & Chiang, 1998)。

#### (B)姿勢穩定度及重心轉移

本人檢驗前葉式踝足矯具對慢性偏癱患者靜態姿勢穩定度及動態重心轉移之效應，結果顯示穿戴踝足矯具對站立對稱性、姿勢晃動、前後重心轉移沒有顯著影響；但對側向重心轉移(lateral weight shifting)能力及患側腳載重則有顯著效益(Chen, Yeung, Wang, Chu, & Yeh, 1999)。但有關踝足矯具對支持面干擾之姿勢反應的影響則尚未有文獻探討。

## 研究方法

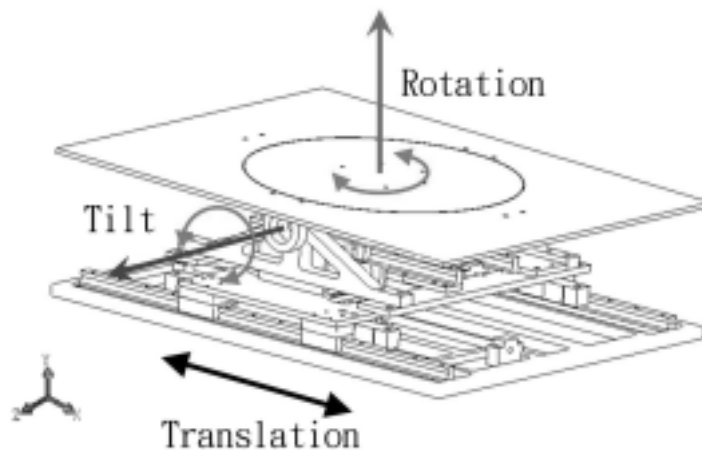
### 一、施測對象

以單側中風偏癱個案為測試對象，條件為可以穿戴踝足矯具及不穿戴踝足矯具時在沒有支撐下維持站立，個案沒有半側忽視(hemineglect)或嚴重感覺喪失影響平衡。徵得個案同意後先搜集人口統計及人體測量資料。包括：性別、年齡、身高、體重及腳長等。偏癱個案並以富格梅爾感覺動作評估(Fugl-Meyer sensorimotor assessment)評估個案之下肢功能，此測驗包括動作恢復階段、協調/速度及感覺功能測試。

### 二、研究設備與資料處理

#### 1).三自由度移動平台(three degree-of freedom moveable platform)

本研使用之三自由度移動平台(圖一)提供姿勢干擾，本研究使用前、後平移及上、下傾斜四種干擾動作。前後平移干擾測試移動距離設定 70 mm，速度為 250 mm/s，踝背/蹠屈干擾測試之傾斜角度設定為 7 度，速度為 25deg/s。測試預備時間設為 1 秒，即啟動後一秒平衡台移動，平衡台反應結束後 5 秒開始回復平衡台原始位置。每種測試各執行三次，且穿戴踝足矯具與未穿戴踝足矯具各做一遍，為了不讓受測者有預期性反應測驗支持面干擾項目採隨機順序的方式進行。個案先穿戴踝足矯具否也採隨機方式進行。



圖一：三自由度移動平台

## 2).肌電圖分析

肌電圖資料的擷取採用美國動作分析系統公司(Motion Analysis Crop., USA)的多組頻道表面肌電圖(MA-300 EMG System)，EMG 肌電訊號收集器可用來量測肌肉運動時所生的電位變化，在此實驗中規劃收集的肌肉群為雙側下肢 medial gastrocnemius, tibialis anterior, hamstring (biceps femoris), quadriceps (rectus femoris)。肌電圖分析包括紀錄肌肉活化潛伏期即干擾平台移動與肌肉活化開始間的時間，及檢驗各肌肉活化之順序及積分值 (IEMG)。

## 3).運動學分析

運動學資料的擷取採用 Vicon 動作分析儀，並計算反光標記運動時之三維位置座標變化數值及重心變化。(姿勢反應研究時球形反光標記擺放於：5th metatarsal head, lateral/medial malleous(ankle), heel, lateral/medial condyle (knee), greater trochanter (hip), ASIS sacral, PSIS, lateral edge of the acromion process (shoulder), lateral/medial epicondyle

of elbow, lateral/medial styloid process of wrist, lateral head, zygomatic arch (TMJ), C7, sternal notch 及干擾平台等處) 圖二為個案測試之照片。



圖二：個案測試照片

### 結果與討論

十五位單側偏癱患者參與研究，其中左偏癱六位，右偏癱各九位，平均年齡為51.7歲(±8.95歲)，以肌電圖測試雙側下肢四條肌肉分別為腓腸肌(Gastrocnemius muscle, G)，脛前肌 (Tibialis anterior muscle, T)，腿後肌(Hamstring, H)及股直肌(Quadriceps, Q)，我們將肌肉分為遠端(G, T)與近端(H, Q)肌肉，主動肌(Agonist, AG)與拮抗肌(Antagonist, ANG)，主動肌指先被牽張之肌肉如平台向後平移及向上傾斜之腓腸肌，平台向前平移及向下傾斜之脛前肌。拮抗肌指被動縮短之對側肌肉，如平台向後平移及向上傾斜之脛前肌，平台向前平移及向下傾斜之腓腸肌。我們計算四種平台干擾時，遠端、近端、主動、拮抗、健側與患側下肢肌肉之啟動潛伏期。

比較遠端主動肌收縮潛伏期，偏癱患者雙下肢左右不對稱，在四種干擾中除了向上傾斜外，向後平移( $p=0.001$ )、向前平移( $p=0.034$ )及向下傾斜 ( $p=0.019$ )患側腳潛伏期皆大於健側腳。以偏癱患者健側下肢與正常者比較，偏癱患者健側遠端主動肌收縮潛伏期比正常者大。相較於正常人偏癱患者需要較長的時間處理訊息因此反應較慢，患側下肢尤其明顯。

以肌肉收縮順序來看，正常者在四種干擾測試都是主動肌遠端比近端先啟動，拮



抗肌沒有顯著差異。偏癱患者健側除了向上傾斜外三種干擾都是遠端主動肌先收縮，拮抗肌則沒有顯著差異。患側下肢變異大且近端遠端有同時收縮現象(co-contraction)，只有向前平移主動肌遠端比近端先啟動( $p=0.000$ )，其餘沒有顯著差異；拮抗肌近端比遠端潛伏期長，向後平移及向下傾斜有顯著差異( $p=0.007$ ,  $p=0.041$ )。

比較肌肉收縮振幅(主動肌起始時間至最大時間之曲線積分值)，偏癱患者反應變異大，肌肉收縮振幅比正常者大，患側收縮振幅又比健側大。先前研究指出偏癱患者患側下肢遠端主動肌反應分為短潛伏期及中潛伏期反應(medium latency response)，短潛伏期反應為單突觸牽張反射(monosynaptic stretch reflex)，患側下肢因痙攣而強度增加，但中潛伏期因患側肢體癱瘓而降低(Nardone, Galante, Lucas, & Schieppati, 2001)。本研究應更進一步的將短潛伏期及中潛伏期反應分開分析其振幅再做比較。

比較偏癱患者有無穿戴前葉式踝足矯具在四種干擾下其健側與患側遠端主動肌潛伏期之差異，結果顯示穿戴踝足矯具後健側腳遠端主動肌潛伏期變長，而患側腳遠端主動肌潛伏期變短之趨勢，但兩者之比較在四種干擾下都無顯著差異。穿戴踝足矯具後健側與患側遠端主動肌潛伏期無顯著差異( $p > 0.05$ )，表示個案雙腳對稱性增加。

## 參考文獻

- Arcan, M., Brull, M. A., Najenson, T., & Solzi, P. (1977). FGP assessment of postural disorders during the process of rehabilitation. *Scand J Rehabil Med*, 9(4), 165-168.
- Badke, M. B., & Duncan, P. W. (1983). Patterns of rapid motor responses during postural adjustments when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. *Phys Ther*, 63(1), 13-20.
- Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. (1985). Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther*, 65(9), 1323-1325.
- Chen, C. L., Yeung, K. T., Wang, C. H., Chu, H. T., & Yeh, C. Y. (1999). Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(12), 1587-1592.
- Chen, C. L., Yeung, K. T., Wu, S. H., & Chiang, P. Y. (1998). Effects of an anterior ankle-foot orthosis on hemiplegic gait. *J Rehab Med Assoc ROC*, 26(3), 119-127.
- Corcoran, P. J., Jebsen, R. H., Brengelmann, G. L., & Simons, B. C. (1970). Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*, 51(2), 69-77.
- de Haart, M., Geurts, A. C., Huidekoper, S. C., Fasotti, L., & van Limbeek, J.

(2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(6), 886-895.

Dettmann, M. A., Linder, M. T., & Sepic, S. B. (1987). Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med*, 66(2), 77-90.

Di Fabio, R. P. (1987). Lower extremity antagonist muscle response following standing perturbation in subjects with cerebrovascular disease. *Brain Res*, 406(1-2), 43-51.

Di Fabio, R. P., & Badke, M. B. (1990). Extraneous movement associated with hemiplegic postural sway during dynamic goal-directed weight redistribution. *Arch Phys Med Rehabil*, 71(6), 365-371.

Di Fabio, R. P., Badke, M. B., & Duncan, P. W. (1986). Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: analysis of bilateral long latency responses. *Brain Res*, 363(2), 257-264.

Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T., & Scheer, D. (1984). Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther*, 64(1), 19-23.

Ikai, T., Kamikubo, T., Takehara, I., Nishi, M., & Miyano, S. (2003). Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(6), 463-469; quiz 470-462, 484.

Ioffe, M. E., Ustinova, K. I., Chernikova, L. A., Luk'yanova, Y. A., Ivanova-Smolenskaya, I. A., & Kulikov, M. A. (2004). Characteristics of learning voluntary control of posture in lesions of the pyramidal and nigrostriatal systems. *Neurosci Behav Physiol*, 34(6), 543-549.

Lehmann, J. F., Condon, S. M., Price, R., & deLateur, B. J. (1987). Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil*, 68(11), 763-771.

Nardone, A., Galante, M., Lucas, B., & Schieppati, M. (2001). Stance control is not affected by paresis and reflex hyperexcitability: the case of spastic patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 70(5), 635-643.

Ofir, R., & Sell, H. (1980). Orthoses and ambulation in hemiplegia: a ten year retrospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, 61(5), 216-220.

Pai, Y. C., Rogers, M. W., Hedman, L. D., & Hanke, T. A. (1994). Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Phys Ther*, 74(7), 647-657; discussion 657-649.

Sarno, J. E., & Lehneis, H. R. (1971). Prescription considerations for plastic below-knee orthoses. *Arch Phys Med Rehabil*, 52(11), 503-510.

Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback:

its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 69(6), 395-400.

Wong, A. M., Tang, F. T., Wu, S. H., & Chen, C. M. (1992). Clinical trial of a low-temperature plastic anterior ankle foot orthosis. *Am J Phys Med Rehabil*, 71(1), 41-43.