

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

目標物呈現對中風患者於站姿下伸臂動作表現及下肢平衡 的影響

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC94-2312-B-039-002-

執行期間：94年09月01日至95年07月31日

執行單位：中國醫藥大學運動醫學系

計畫主持人：洪維憲

共同主持人：許弘昌，張文正

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 95 年 10 月 11 日

國家科學委員會專題研究計畫成果報告

目標物呈現對中風患者於站姿下伸臂動作表現及下肢平衡的影響

計畫編號：NSC 94-2312-B-039-002

執行期限：94年9月1日至95年7月31日

主持人：洪維憲 中國醫藥大學運動醫學系

共同主持人：張文正、許弘昌 中國醫藥大學運動醫學系

中文摘要

為了使中風病患在治療計畫中能誘發病人其最大的潛能，早日復獨立自主的能力，目前已朝向活動受限的功能性治療。其中又以功能性伸臂取物為常見的代表活動。此外，動作是藉由環境所形成，因此，我們相信有目標的功能性伸臂動作將產生較好的表現比只是單純伸臂動作。對於有無目標物的呈現對於動作表現影響之研究數量較少，而有研究顯示真實情境能提升個案上臂動作的執行表現，然而能否刺激站姿伸臂時下肢的平衡機制則目前沒有研究探討。因此，本研究的目的在探討目標物呈現效應對中風病患於站姿下手部伸臂取物動作表現以及對下肢平衡表現之影響。

結果顯示有目標物呈現比無目標物呈現的狀態下產生較短的反應時間($p < 0.001$)、較少的總位移量($p < 0.001$)及即少的動作單元($p < 0.05$)。而中風病患同側背直肌延遲活化的時間則比正常人長($p < 0.05$)，尤其是在非患側時顯示更長的活化延遲($p < 0.001$)。

結論，目標物的呈現將誘發較好的動作表現，臨床上真實及具功能的目標物的使用將有助於中風患者在患側在伸臂動作更有效率、更協調及平滑；對患側肌肉預期性活動的降低需要特別考量，因為其和損傷的運動和功能的能力有關，因此復健治療應放在患側邊軀幹肌肉活化的增進。

關鍵詞：站姿伸臂，中風，動作表現，情境效應，功能性治療

Abstract

To elicit the largest potential and independent ability with impaired arm in stroke patients, there was the tendency to take account of functional therapies on restrained side in therapeutic program. Functional reaching is an important movement commonly used to assess the dynamic stability in persons who have suffered stroke. In an intentional complex multijoint action, such as grasping an object while standing, it needed the organization of the anticipatory postural adjustment and motor control to maintain balance by central control system. Previous studies about the

kinematic study on stand reaching of stroke patients was still not enough. In addition, one accepts the premise that action is shaped by the environment, the major action of the arm to bring the hand into interaction with the environment. Therefore, it is plausible that the functional reaching in an object-present condition would yield better performance than the functional reaching alone. However, no study, insofar as we could determine, whether object-present would induce better balance mechanism in lower limb. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effects of object-present on motor performance and Lower-extremities balance mechanism during stand reaching in persons who have suffered stroke.

The results showed the object present produced shorter reaction time ($p < 0.001$), less total displacement ($p < 0.001$), and fewer movement units ($p < 0.05$) than object absent. The delay of the ipsilateral erector spinae muscle was significantly longer in the stroke patients than in the controls ($p < 0.05$), especially showed more long delay of muscle activation in nonperetic side.

In conclusion, the object present elicited better performance of movements represented by kinematic variables. The clinical implication is that the use of real and functional objects might be an effective way in smooth and coordinated movement with the impaired arm in stroke patients. The reduced anticipatory activity in the trunk muscles on the paretic side requires special consideration because of its association with impaired motor and function abilities, therefore, rehabilitation treatments should focus on enhancing activation levels of trunk muscles on the affected side.

Keywords: stand reaching, stroke, motor performance, contextual effect, functional therapy

一、緣由與目的

在台灣，中風是導致十大死亡率的第二位，每年有五萬人遭遇中風，而將近1萬3千人因而死亡。流行病學研究顯示中風後病人有58%能恢復獨立日常生活能力，而有82%恢復其步行能力(Herman et al., 1982)；而長期對偏癱手臂的恢復的研究發現，中風半年後仍有30%到66%沒有功能(Sunderland et al,

1989)。即使測試時運動恢復有很高的分數，但日常生活中病人不會自發地使用他們的患側手臂(Andrews and Stewart, 1979)，由於早期復健時他們學習用健側手作代償，因此，即使有好的運動與感覺的恢復，他們已學習不使用患側手，造成患側手的「習得廢用症(learned nonuse)」(Taub et al., 1993)，因此，為了使中風病患在治療計畫中能誘發病人其最大的潛能，早日復獨立自主的能力，目前的趨勢已朝向解決病人活動受限和參與限制的功能性的治療(Dean and Shepherd, 1997)。

功能性的治療活動中，又以功能性伸臂取物為常見的代表活動(Bennett and Karnes, 1998)，臨床人員有興趣瞭解中風病患執行伸臂動作之表現，藉以改變個案的動態平衡表現。因為伸臂動作時，需要善加調控動作肢體局部或全身非局部的肌肉活化、關節角度等生物力學特性，為一多關節整合的機制(Dean et al., 1999)。日常生活中有許多動作是需要於站姿下執行，然而在此種複雜多關節活動中，有許多構成要素去促成整個任務的完成(Kusoffsky et al., 2001)，此時中樞神經控制牽涉多重平行系統要求，必需協調整合成一相同的動作。而預期性姿勢調整(anticipatory postural adjustment, APA)是一種為了預防或是抵消伴隨自主動作(focal movement)而來的姿勢不穩定之姿勢穩定機制，姿勢肌肉活化的時間約在自主動作產生之前100毫秒左右開始，以預防個體失去平衡並協助完成動作(Aruin and Almeida, 1997)。此姿勢調整和動作的組織則是藉著由上而下的平行通路(parallel descending pathways)所控制。預期性策略靠著前饋控制(feed-forward control)所使用的動作編製程序，一種準備性的控制機轉，在自主動作產生前的瞬間，此調控機制啟動保持身體平衡，它有預測干擾的功能，能適時作出反應以維持姿勢的穩定(Frank and Earl, 1990)。目前已發表的研究文獻中，多以探討坐姿下伸臂動作之生物力學特性為主(Dean et al., 1999)，但是對於中風病患站姿下伸臂取物之相關研究則稍嫌不足。

此外，動作是藉由環境所形成，動作執行者尚須與環境中的因素進行互動，做出適切的動作計畫，進而完成特定的動作任務(Bonnetblanc et al., 2004)，因此，我們相信有目標的功能性伸臂動作將產生較好的表現比只是單純伸臂動作。對於有無目標物的呈現對於動作表現影響之研究數量較少，且多以臨床評量為導向，比較有無實際物體情境對站姿動作所造成的效應(Chevan, et al., 2003)。研究發現提供有目的之治療活動，能夠有效誘使中風病患增進其參與活動之動機。另有研究顯示真實情境能提升個案上臂動作的執行表現(Trombly and Wu, 1999)，然而能否刺激站姿伸臂時下肢的平衡控制則沒有人探討。

因此，本研究的目的在探討目標物呈現效應對中風病患於站姿下手部伸臂取物動作表現以及對下肢平衡機制之影響。

二、研究方法

2.1 研究對象

參與本研究的受試者主要是在復健科接受治療的住院中風病患共 15 位，並選取 15 健康且平均年齡相近的受試者當作控制組。

2.2 儀器設備

使用的儀器包括一部三維動作分析系統(VICON 612, Oxford Metrics Limited, Botley, Oxford)與六台攝影機，用於收集上臂伸手取物的運動學資料，設定擷取頻率為 100Hz，並結合二塊 AMTI 測力板(Advance Mechanical Technology Inc., Watertown, MA)和 MA-300 表面肌電圖(Motion Lab Systems, Inc., Baton Rouge, LA)系統同步收集。測力板用於收集站立伸臂時的動力學資料，而肌電圖用於擷取肌肉作用之肌電訊號，兩系統的採樣頻率為 1000Hz。

為了擷取伸臂動作於空間中的位置，會在尺骨脛突(ulnar process)貼上一顆反光球；並在實物情境測試時在玻璃杯上貼上一顆反光球，而想像情境測試時則在桌緣末端貼上一顆反光球，以定義目標物呈現情境時手和目標的相對空間中之位置。而為了量測肌電訊號，將分別於雙側之腹直肌(rectus abdominis)、背直肌(spinae erector)、脛前肌(Tibialis Anterior, TA)、比目魚肌(Soleus)之肌腹的位置貼上電極。

2.3 實驗流程

實驗首先將椅子對齊桌子中間，要求受試者雙腳分別站在兩塊測力板上，調整實驗桌至個案站立時地面至手肘高度。上臂平行靠著軀幹側邊，手肘彎曲 90 度，手腕靠在桌緣，將手放在起始開關上(圖 1)作為準備動作。

實驗時中風患者以健側和患側手，正常人則以慣用手來作伸臂取物動作。目標物則對齊受試者正中矢狀面(midsagittal plane)，目標物與參與者的距離為患側上肢長度(肩峰-acromion到手腕-wrist crest)。目標物的呈現主要為實物的杯子及想像有杯子二種情境。進行站姿下伸手取物動作測試時，受試者以舒適的站姿站於力板上，將其腳掌位置做腳形記錄並要求測試過程中要維持相同的位置不能離開。每一次的準備動作，受試者必須維持標準站立姿勢且正確壓著起始開關，研究者給予兩個聽覺信號(auditory cue)：第一為「準備」信號，由測試者發號口令，第二的信號為「開始」是一聲鈴聲，受試者一聽到信號，手將會離開起始開關而伸手往前拿桌上的杯子(或想像去拿杯子)，隨即立刻返回。兩個訊號間隔時間隨機安排三至五秒。每一種情境測試 15 次，各情境之間，受測者坐著休息 5 分鐘。

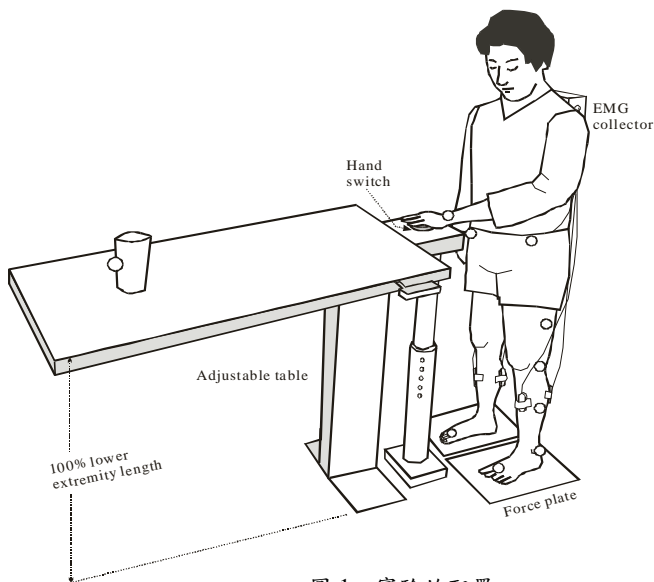


圖 1、實驗的配置

(symmetric index)被計算 $(=(\text{contra-ipsi})/(\text{contra+ipsi}))$ 用來比較二者的活化量。

上肢動作表現主要透過手上的一顆反光球的位移軌跡、起始鈴聲及起始訊號來定義下列參數：包括反應時間、總路徑、動作最大瞬時速度及動作單元 (movement units, MU)：一個加速期加上一個減速期為一個運動單位，代表運動軌跡的流暢度。其單元數越少，代表動作越流暢。

2.5 統計方法

正常人和患者兩組基本資料(年齡、身高、體重等)及量化參數間，使用獨立 t 檢定比較兩組之間是否有差異、性別差異則使用卡方檢定 (chi-square test)。使用重複量數變異數分析比較不同情境和健、患側間各項量化參數差異；顯著水平定為 $p < 0.05$ 。

三、結果與討論

表 1 顯示伸臂動作相關運動學參數。除了最大瞬時速度外，動作表現型式皆符合先前的假設，即受測者在有目標物呈現比無目標物呈現的狀態下產生較短的反應時間($p < 0.001$)、較少的總位移量($p < 0.001$)及即少的動作單元($p < 0.05$)；而中風病人在任何狀態下，反應時間、總位移及動作單元皆比正常人來得大($p < 0.001$)、而最大瞬時速度則有較低的趨勢($p < 0.055$)。這結果和先前研究是一致的(Wu et al., 1994)，顯示目標物的呈現能使動作更有效率及平滑，因其提供具體知覺及功能的資訊可增進功能性動作的表現，當目標物顯現當作伸臂的終點目標，可能導致較好的執行神經肌肉系統的計畫去完成目標相關的作業。因此，使用一個真實目標的作業，可藉由增加動作品質來增進中風患者動作的績效，此外，能夠有效誘使中風病患增進其患肢參與活動之動機。

表 1. 在不同狀態下運動學參數的比較

運動學參數	中風病患		健康受試者	
	目標物呈現	無目標呈現	目標物呈現	無目標呈現
反應時間 (sec)	1.0(0.4)	1.45 (0.56)	0.5 (0.1)	0.8 (0.2)
總位移 (mm)	294.4 (72.2)	350.5 (75.5)	200.8 (42.0)	268.3 (52.2)
最大瞬時速度 (mm/sec)	545.2 (125.2)	568.3 (146.8)	688.2 (132.5)	705.6 (128.0)
動作單元	2.8 (1.6)	4.2 (2.4)	1.0 (0.6)	1.6 (0.4)

圖 3 顯示 trunk muscle 在伸臂動作過程中相對動作訊號開始活化的時間，伸臂動作時軀幹屈曲在同側背直肌之前是伴隨對側肌肉的活化($p < 0.001$)，而中風病患同側背直肌延遲活化的時間則比正常人長 ($p < 0.05$)，尤其是在非患側時顯示更長的活化延遲($p < 0.001$)。而對腹直肌方面，受測者兩側活化時間則沒有統計差異，顯示兩側在伸臂動作軀幹屈曲時，兩側腹直肌幾乎是同步活化；然而不管患側或非患側二者活化開始時間都較正常人延遲

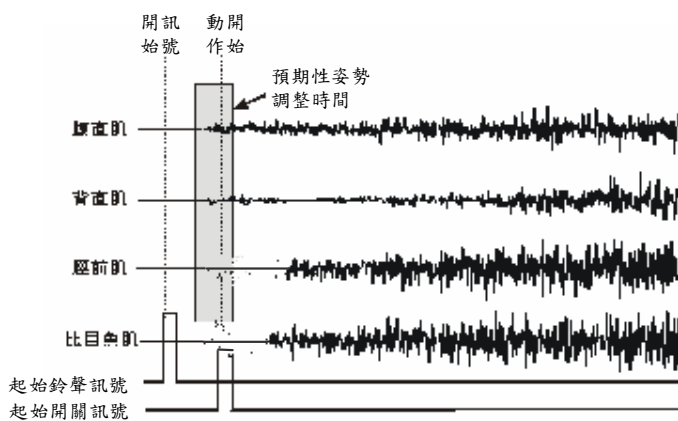


圖 2、開始訊號、動作開始及預期姿勢調整的時間

2.4 資料分析

實驗所擷取的資料以 LabView software (National Instruments, TX, US)做後續資料處理，每種情境連續作 15 次當中擷取最後 5 次的平均。動作週期 (movement cycle) 以手部一離開桌面開關 (由類比訊號判定) 為動作起點，目標物上的反光球開始移動時定為動作終點。而動作週期的定義，在真實情境中目標物上的反光球開始移動時定為動作終點；而在想像情境中以桌緣末端的反光球與手上反光球之間最小距離的時間點。

執行伸手取物的過程中，紀錄兩側下肢共八條姿勢肌肉群 (脛前肌、比目魚肌、腹直肌、背直肌) 的肌肉電訊號，決定肌肉先後的活化順序。肌肉起始活化時間 (muscle activation time) 定義為肌電訊號紀錄值出現比基準線 (baseline) 超過 3 個標準差以上且活動時間長度大於 30 毫秒，基準線擷取自開始訊號出現前的一秒鐘，肌肉活動記錄之平均值。肌肉起始活化時間點交由一個 Lab View 程式決定，之後再經過研究者用人工視覺做確認。一對稱指標

($p < 0.05$)。

背直肌是一軸向伸展肌，當軀幹屈曲伸臂過程中對側的肌肉有較高的活化，但有些病人在患肢伸臂時非患側肌肉卻相對降低，影響其軀幹的穩定；而對於腹直肌，各組在與伸臂同側的肌肉皆有較高的活化。因此相配更強的背直肌是較為重要的。

我們也發現正常人在伸臂時增進對側肌肉的預期性姿勢調整，但 APA 在中風患側是不足的，且背直肌缺乏可比較的單側優勢，這和解剖證據相一致，且和從更高的腦部中心同側輸入大多到達軀幹肌肉 (Ferber et al., 1992)。正常人是藉由對側肌肉活化時間比同側早來表示預期性的肌肉活動，同樣的發現在中風患者其姿勢肌肉徵召順序相似正常人 (Slijper et al., 2002)，和準備伸展的對側肢體更是如此，然而我們發現患者姿勢軀幹肌肉開始活化時較延遲，間接降低肌肉徵召的速率。中風後病患其軀幹肌肉預期性活動是受損的，對患側肌肉預期性活動的降低需要特別考量，因為其和損傷的運動和功能的能力有關，因此復健治療應放在患側邊軀幹肌肉活化的增進。

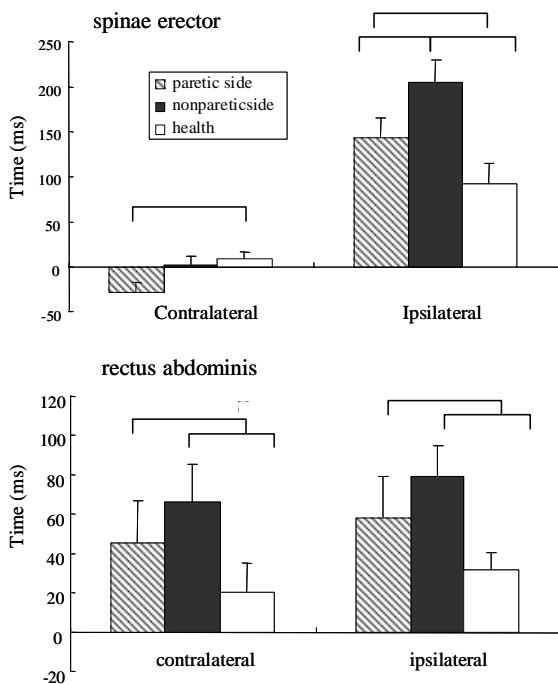
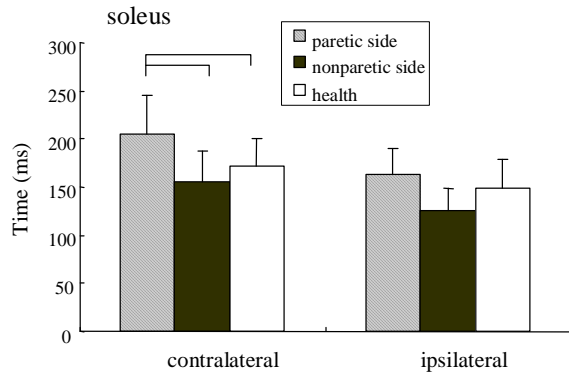


圖 3. trunk muscle 在伸臂動作過程中相對動作訊號開始活化的時間

對於預期動作在小腿肌肉是較少看到其開始的時間在動作開始前，而一般脛前肌的活化時間在比目魚肌之後，Calf muscle 在非患側是最先活化 ($p < 0.05$)，這是在往前伸臂時一代償性姿勢調整。Garland 等人 (1997) 發現中風患者非患側在預期性方式快速伸展時，其活化同側的 hamstrings 活化但 calf muscle 的活化則有很大的變化樣式，而伸臂動作時剩餘初期負荷引起下肢近端肌肉活化，而遠端肌肉活化時間則較遲。

結論，中風患者執行作業主要的問題在於手動作軌跡的控制，如表現在時間和空間的參數的不協調，臨床上真實及功能的目標物的使用將有助於患側上肢動作更協調及平滑；對患側肌肉預期性活動的降低需要特別考量，因為其和損傷的運動和功能的能力有關，因此復健治療應放在患側邊軀幹肌肉活化的增進。



四、計畫成果自評

1. 本研究所建立的伸臂動作分析模式及 Labview 程式的分析方式可廣泛地用在上、下肢各關節活動的評估。
2. 從情境效應伸臂動作的模式，所找出預期性姿勢調整的機轉，將可提供一客觀動作訓練的原理闡述。
3. 此伸臂動作分析模式將可應用在其他臨床患者，如腦性麻痺、帕金森的患者的動作評估上。
4. 在臨床上提供實際的、以物體取向任務之情境，能增進患者參與活動之動機，且有效提升個案動作執行時的表現，及誘發其站立的平衡控制。
5. 可給予臨床人員針對中風患者活動受限的功能性治療上提供一個新的訓練參考。

五、參考文獻

1. Andrews K, Stewart J. Stroke recovery: he can but does he? *Rheumatol Rehabil* 1979;18:43-8.
2. Aruin AS, Almeida GL. A coactivation strategy in anticipatory postural adjustments in persons with Down syndrome. *Motor Control* 1997;1:178-91.
3. Bonnetblanc F, Martin O, Teasdale N. Pointing to a target from an upright standing position: Anticipatory postural adjustments are modulated by the size of the target in humans. *Neuroscience Letters* 2004;358:181-4.
4. Chevan J, Atherton HL, Hart MD, Holland CR, Larue BJ, Kaufman RR. Nontarget- and target-oriented functional reach among older adults at risk for falls. *J Geriatr Phys Ther* 2003;26:22-5.
5. Dean CM, Shepherd RB. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial. *Stroke* 1997;28:722-8.
6. Dean CM, Shepherd RB, Adams R. Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the

- lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait Posture* 1999;10:135-46.
7. Ferbert A, Caramia D, Priori A, Bertolasi L, Rothwell JC. Cortical projection to erector spinae muscles in man as assessed by focal transcranial magnetic stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992;85:383-7.
 8. Garland JS, Stevenson TJ, Ivanova T. Postural responses to unilateral arm perturbation in young, elderly and hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1072-7.
 9. Herman B, Leyten A, van Luijk J, Frenken C, Op De Coul AA, Schulte BP. Epidemiology of stroke in Tilburg, the Netherlands. The Population-Based Stroke Registry. 2: incidence, initial clinical picture and medical care, and three-week case fatality. *Stroke* 1982;13:629-34.
 10. Kusoffsky A, Apel I, Hirschfeld H. Reaching-lifting-placing task during standing after stroke: Coordination among ground forces, ankle muscle activity, and hand movement. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:650-60.
 11. Slijper H, Latash ML, Rao N, Aruin AS. Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clin Neurophysiol* 2002;113:642-55.
 12. Sunderland A, Tinson D, Bradley L, Hower RL. Arm function after stroke: an evaluation of grip strength as a measure of recovery and prognostic indicator. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1989;52:1267-72.
 13. Taub E, Miller NE, Novack TA, Cook EW III, et al. Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:347-54.
 14. Trombly CA, Wu CY. Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. *Am J Occup Ther* 1999;53:333-44.
 15. Wu CY, Trombly CA, Lin KC. The relationship between occupational form and occupational performance: a kinematic perspective. *Am J Occup Ther* 1994;48:679-87.