

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

軀幹控制於靜態姿勢平衡所扮演之角色：正常人與中風病人之差異性探討(第3年)  
研究成果報告(完整版)

計畫類別：個別型  
計畫編號：NSC 95-2314-B-040-016-MY3  
執行期間：97年08月01日至98年07月31日  
執行單位：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：王淳厚  
共同主持人：黃英修  
計畫參與人員：學士級-專任助理人員：劉筱文

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 98年10月29日

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

軀幹控制於靜態姿勢平衡所扮演之角色：正常人與中風病人之差異性探討

計畫類別： 個別型計畫  整合型計畫

計畫編號：NSC 95-2314-B-040-016-MY3

執行期間：95 年 08 月 01 日至 98 年 07 月 31 日

計畫主持人：王淳厚 教授

共同主持人：黃英修 教授

計畫參與人員：陳怡靜助理教授、林玟君、劉筱文專任助理

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：中山醫學大學物理治療學系

中 華 民 國 98 年 10 月 28 日

# 中英文摘要

## (一) 計畫中文摘要

生理震顫於每一個正常人在維持固定姿勢、需要精準控制微小動作，或疲勞時出現，這個不自主性的肢體抖動在身體遠端關節（例如手指）尤為明顯。然而生理震顫的存在經常被認為是動作控制上的瑕疵，但由於震顫的幅度小，經常為人所忽視。最近在1990年以後，生理震顫的研究又逐漸引起神經科學學者的興趣，主要的原因是發現生理震顫的訊號是具有高度週期性的，與大腦皮質的神經活動有高度的關聯性。有趣的是，生理震顫目前被認為是探討大腦簡化動作控制程序的重要線索，McAuley (2000) 提出假說認為生理震顫極可能是不同的運動元 (motor unit) 在運動中活化頻率 (firing rate) 的共同來源 (common source)；換言之，運動元的活化頻率是來自中樞神經系統的基礎頻率為依據，周圍系統（例如肌梭，golgi 肌腱器官，group II 纖維等等）在脊髓與中間神經元 (interneuron) 形成複雜的突觸連結，依照該運動元在運動過程中所扮演的角色做個別化的調整，使得不同運動元的活化頻率在不同的活動中有適度頻率變異性 (rate variability) 以增加動作多樣的空間；此一前瞻的假設，隨著後來的神經生理學實驗獲得部分證實。

中風是造成老年人日常生活失能或依賴的最常見的原因之一。而軀幹控制是執行日常生活活動的重要元素之一。甚至於有研究發現軀幹控制能力在中風發病早期是可用來預測中風病患將來的預後及後期的功能表現。所以瞭解早期中風病患之軀幹控制能力可推估其預後情況，進而針對病患個別狀況設定治療目標與訂定治療計畫，對臨床復健相關工作人員來說是有其必要性。一般臨床工作者評估中風病患之軀幹控制能力均使用評估量表如 Trunk Control Test (TCT)、Trunk Control items of the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS-TC) 兩種量表。量表評估的優點是方便且快速，但因 ordinal data 較缺乏 interval data 量化之特性，且較難偵測出微小的變化量。故需要結合更精密的量測系統來測量軀幹震顫情形，研究與保持姿勢平衡之間的相互關係。

本研究利用加速規震顫量測系統與力板，量測正常人與中風病人於保持姿勢平衡時，軀幹產生的生理震顫訊號與重心晃動的狀況，藉以分析 (1) 不同狀況下為保持姿勢平衡時軀幹的生理震顫模式在兩組受測者之間的差異性。(2) 中風病人於不同狀況下為保持姿勢平衡時軀幹產生的生理震顫模式與利用軀幹控制量表 (PASS-TC) 所測得之表現的相關性。

**關鍵詞：**姿勢調控；姿勢平衡；微小震顫

## (二) 計畫英文摘要

Posture sway has been studied mostly with force-platform data, considering just the small reaction forces collectively exerted on the surface of the ground by the foot. This oversimplification may led to controversy over whether bilateral stance control is connected with the central control demands, and this has become an obstacle in further resolving the significance of limb dynamics in stance. In truly understanding how the central nervous system plans the action, coordinates several joints, and masters joint redundancy for postural stability during stance, the use of accelerometry as a measure of balance control may be better than 3D technology when measurement sensitivity is considered. Accelerometers can record not only very low frequency body sway but also high frequency central oscillation (8-15 Hz) and mechanical resonant components (1-4 Hz) of the limbs, all of which are subject to neuromuscular-skeletal constraints for posture maintenance with ease.

Stroke is the most common cause of disability or dependence in activities of daily living (ADL) among the elderly. Reducing the degree of dependence in ADL is often a central aim of rehabilitation programs and other related interventions for patients who have suffered a stroke. Prediction of ADL function at an early stage enables clinicians to select treatment programs and goals for stroke patients, to facilitate a proper discharge plan, and to anticipate the need for home adjustments and community support. Trunk control is a crucial component to perform ADL. Some studies found that trunk control or sitting balance at an early stage could predict ADL outcome at a late stage in patients after a stroke.

In this study, we want to use the accelerometry system force plate as a measure of trunk control in maintaining the balance. The purposes of this study are: (1) to assess the postural sway pattern of trunk during maintaining balance with normal and stroke patients; (2) to exam the correlation of trunk control performance with postural sway pattern of maintaining balance for stroke patients.

**Key words:** Postural coordination; Balance; Microvibration

# 目錄

前言	1
研究目的	3
文獻探討	4
研究方法	6
結果與討論	7
參考文獻	12
計畫成果自評	14

## 前言

生理震顫於每一個正常人在維持固定姿勢、需要精準控制微小動作，或疲勞時出現，這個不自主性的肢體抖動在身體遠端關節（例如手指）尤為明顯(Lance, 1968; Laker et al., 1986; Deuschl et al., 2001)。然而生理震顫的存在經常被認為是動作控制上的瑕疵，但由於震顫的幅度小，經常為人所忽視。國內外相關的研究報告均有限。最近在1990年以後，生理震顫的研究又逐漸引起神經科學學者的興趣，主要的原因是發現生理震顫的訊號是具有高度週期性的，與大腦皮質的神經活動有高度的關聯性。

有趣的是生理震顫目前被認為是探討大腦簡化動作控制程序的重要線索，McAuley (2000) 提出假說認為生理震顫極可能是不同的運動元 (motor unit) 在運動中活化頻率 (firing rate) 的共同來源 (common source)；換言之，運動元的活化頻率是來自中樞神經系統的基礎頻率為依據，周圍系統（例如肌梭，golgi 肌腱器官，group II 纖維等等）在脊髓與中間神經元(interneuron)形成複雜的突觸連結，依照該運動元在運動過程中所扮演的角色做個別化的調整，使得不同運動元的活化頻率在不同的活動中有適度頻率變異性 (rate variability) 以增加動作多樣的空間；此一前瞻的假設，隨著後來的神經生理學實驗獲得部分證實。生理震顫的量測最常使用單軸向 (one axis) 之加速規 (accelerometer)，測量重力線垂直方向之生理震顫，而較少顧及水平方向之生理震顫，最近學者指出生理震顫之振幅可能小至30 $\mu$ m，使用加速規測量生理震顫之重複性(repeatability)及敏感性(sensitivity)均不如使用雷射位移感測器及雷射速度感測器，但雷射位移與雷射速度感測器間的測量比較並沒有顯著之不同(Beuter et al. 1994; Norman et al., 1999)。唯雷射感測器之缺點為1.價格較高昂；2. 有使用距離限制。一般約在移動距離5 cm 內方可得到準確值，雷射探頭與測量物體間的距離過大時，明顯影響測量之精確度。因此，雷射感測器較適合使用於靜態狀況。例如：姿勢性震顫(postural tremor)或靜止震顫(resting tremor)。加速規較適合使用動態狀況，動作震顫(action tremor)等。取得生理震顫後，最常使用傅立葉轉換 (Fourier transform) 進行頻譜分析。

手指端生理震顫的頻譜分析發現分別在10-12Hz 與20-25Hz 處各有一個尖頻出現 (Arihara et al., 1999; Vaillancourt et al., 2000)。生理震顫的頻譜隨著人體神經控制的環境的改變會有所不同。例如，在高氣壓的工作環境下，震顫頻譜隨著氣壓升高，生理震顫漸不明顯，頻譜功率也下降(Sakamoto et al., 2002)。在增加情緒壓力下，生理震顫的頻振幅增加，但平均功率頻譜則下降。生理震顫的情緒因素影響精細動作的品質，例如：進行瞄準動作時，當瞄準目標漸小，所需的瞄準動作更為精確時，反而手指震顫受到注意力需求及腦部活動的影響，生理震顫在10-12Hz 的低尖頻振幅顯著增加，同時震顫的時間序列分析顯示其震顫呈現振幅波動增加愈具規則性(Morrison et al., 2001)。在疲勞產生過程時，生理震顫的振幅逐漸明顯，同時生理震顫的頻譜分析發現10-12Hz 之低尖頻與20-25Hz 之高尖頻均有相對應之變化，10-12Hz 低尖頻隨疲勞之增加而振幅增加，但20-25Hz 之高尖頻反而下降(Sakamoto et al., 1992)。一般認為疲勞造成運動元之同步激發 (synchronization) 現象更為明顯(Miao et al., 1995a)，這些研究顯示生理震顫與腦部活動及所需之運動神經元的活動有高度的相關(Sakamoto et al., 1998; Halliday et al., 1999)。除了中樞神經系統對於生理震顫的影響，學者指出肢體之剛性 (stiffness) 與重量對生理震顫的特徵能產生明顯的改變(Laker et al., 1986; Miao et al., 1995b)。研究顯示：負載 (loading) 造成指關節生理震顫的高尖頻 (25Hz) 的振幅量改變，然而對肘關節而言，負載造成低尖頻 (9Hz) 的改變，在肩關節

造成更低尖頻 (2Hz) 的變化。這些機械效應造成生理震顫的頻譜可稱為基頻 (fundamental frequency,  $f_0$ )，依物理學方程式所描述，

$$f_0 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{K}{J}}$$

其中 K 為身體結構之剛性，J 為慣性力矩 (moment of inertia) 為肢體重量的函數。

Takanokura 等人 (2002) 將手指浸泡在粘滯程度不同的液體內量測生理震顫，結果進一步證實了物理計算式的推測，認為生理震顫高尖頻部分受到浸泡肢體之剛性影響，較低尖頻為明顯；亦即由肢體機械效應產生的基頻振動較能反應在生理震顫的高尖頻部分，而低尖頻部分主要為中樞神經系統的活動所影響 (Pizzuti et al., 1992; Vaillancourt et al., 2000)。然而，到底機械特質與中樞神經活動分別在高尖頻與低尖頻影響所佔的真正比重，卻並未在過去的研究中獲得清楚的答案。另一方面，從訊號分析的理論來看，尤其是生理震顫高尖頻 (20-25Hz) 為生理震顫低尖頻 (10-12Hz) 的倍數關係，可能因為相位耦合 (phasic coupling) 的緣故，使低尖頻的生理震顫因假性物理倍頻干擾 (physical modulation) 而使高尖頻 (20-25Hz) 被高估；這個物理現象在腦電圖的分析上僅極少數學者在分析眼球震顫 (ocular microtremor) 時注意此物理現象 (Kevin, 2002)，其他肢體震顫研究中，假性物理倍頻干擾並未受到神經生理學家所重視；因此本計劃將以訊號處理技術排除相位耦合的假性干擾，重新探討高低尖頻所代表的生理意義。

## 研究目的

1. 本研究希望藉由多軸向加速規量測系統之發展與力板同步測量整合，量測維持不同姿勢平衡時軀幹震顫情況，並瞭解各肢段震顫之相關性。
2. 探討正常人與中風病患維持不同姿勢平衡時軀幹震顫情況之異同。
3. 探討中風病患維持不同姿勢平衡時軀幹震顫情況與 TCT、PASS-TC 評估量表與 Forward reach 表現之相關性。
4. 作為後續結合肌電訊號、腦電訊號與震顫訊號，配合高等統計訊號處理，探討不同關節所量測之生理震顫間的交互影響，深入了解生理震顫對於肢體關節動作準確性的影響之先驅研究。

## 研究之重要性

1. 震顫在正常人的表現為生理震顫，在不同的神經疾病患者則出現特徵不一的震顫型式，例如：巴金森病患出現之靜止震顫、小腦病變及丘腦中風病變之動作震顫(intension tremor)、酒癮(Lakie et al., 1994)、甲狀腺亢進(Milanovet al, 2000)或藥物濫用患者出現加強型生理震顫(enhanced physiological tremor)等等，不同震顫特徵之辨認與臨床診斷的關連，早為研究者所注目，至今本土仍少有完整之研究，本研究首先將震顫量測使用於中風病患，應為中風病患震顫量化研究之先例。
2. 本計劃研究以生理震顫研究正常人與中風病患維持坐姿平衡時軀幹控制能力，包括瞭解生理震顫的量測(加速規測量)、產生機制(關節間交互作用)與控制因子(動靜態差異、專注程度影響)、生理震顫之特徵與動作協調的關係，成果可以應用在對精確微小動作評量調控：例如，精密電子工作人員電路加工、外科顯微手術、運動選手射箭射擊競技等各項人體精確動作的控制，這些不同情況對生理震顫的抑制均有迫切的要求；藉由本研究建立的軟硬體設備與研究經驗，預期未來有相當的實用價值與研究重要性。
3. 本研究建立的研究經驗具有高度轉移價值，分析方法、系統硬體均可應用病理性震顫的評估，未來的臨床應用將推廣至其他患有震顫問題的神經疾病患者(例如巴金森病患出現之靜止震顫與小腦病變之動作震顫等等)，做後續的研究，可補足臨床上量表分級(Columbian Rating Scale, Northwestern University Disability Scales)對於探討神經機制的限制。



## 文獻探討

過去關於生理震顫之研究多數均鎖定在遠端指關節生理震顫的探討(Gantert et al., 1992; Beuter et al., 2000; Raethjen et al., 2000)，近年研究趨勢由單關節的生理震顫轉向多個關節生理震顫，儘管僅有少數多個關節生理震顫的研究，特別是 Newell 研究群對此一議題有連續性的探討 (Morrison & Newell, 1996, 1999, 2000)；事實上，根據 Morrison & Newell 的研究 (1996)，不同關節間的生理震顫行為有顯著的不同，同時關節間的生理震顫的特徵具有相位互補的關聯性，隱含了關節間動作協調的重要訊息。進行瞄準動作時，Morrison 等人(2000)發現遠端關節之生理震顫明顯大於近端關節，同時高度注意力集中，反而容易造成生理震顫意外地加大(Morrison & Keogh, 2001)，這個加強的部分又以頻譜 8-12 Hz 部分最為明顯。Newell 研究群等人更進一步使用共頻分析(coherence analysis)及相譜分析(phase spectrum)探討瞄準動作時，上臂肢節內(intralimb)及上臂肢節間(interlimb)指、腕、肘、肩關節間生理震顫的特徵關聯(Morrison & Newell, 1996, 1999, 2000)。由生理震顫的相反相位(180 度相位差)關係推論，上臂肢節內的在瞄準活動控制機制分成兩個相互代償的關節族群(分別是腕-手指關節及肘肩關節)，腕-手指形成一個連結(coupling)而肘肩形成另一個連結，兩個關節連結減少了四連桿上肢控制所需之自由度。Morrison 等人(2000)所發表的研究中探討正常人上肢在有無支架輔助之情況下，生理震顫肢節間的相互關係。由生理震顫的頻譜發現遠端及近端關節出現較明顯的兩個尖峰頻率(1-4 Hz 以及 8-12Hz)，然而隨著支架對近端關節的支持度增加，指頭關節的生理震顫強度減少，但這些改變並不是來自於周圍肢體機械特質的改變，而是來自於中樞系統對於前述兩個關節群代償策略(compensatory mechanism)的修正。另外值得注意的是，從不同關節生理震顫的共頻分析發現，不同肢節間的共頻關係並非完全均達顯著水準(例如肩、指關節)，也就是在大腦中樞神經內並非存在單一震盪機制(oscillatory mechanism)，不同肢節間之生理震顫在大腦中樞系統有不同的震盪起源，類似川流中多個共存的漩渦，互相維持一個動態平衡的關係，以協調出控制肢體動作的最佳狀態，依據工作需求降低遠端關節的生理震顫幅度(Morrison et al., 2000, 2001)。儘管多關節生理震顫的研究數目不多，卻透露出有關於動作控制上幾個重要的訊息以及未來的研究空間：

- (1). 關節間生理震顫的探討是了解多個關節協調的一扇窗。
- (2). 多關節之生理震顫產生的關節連結概念，仍未在任何一種神經疾病中加以探討，此為一個廣大的研究空間。
- (3). 多關節生理震顫的研究僅限於某些特定的瞄準姿勢，對於不同關節間形成不同的空間關係的生理，其生理震顫是因姿勢的不同代償策略而有不同關節連結，亦需要進一步的探討。
- (4). 過去多關節生理震顫的研究並未包含對頭頸、軀幹部分加以探討，然而，肢體活動相對於頭頸軀幹控制、下肢關節間可藉由生理震顫加以探討。

中風是造成老年人日常生活失能或依賴的最常見的原因之一(Stineman et al., 1997)。而軀幹控制是執行日常生活活動的重要元素之一(Spector et al., 1998)。甚至於有研究發現軀幹控制能力在中風發病早期是可用來預測中風病患將來的預後及後期的功能表現(Sandin et al., 1990; Franchignoni et al., 1997; Hsieh et al., 2002)。所以瞭解早期中風病患之軀幹控制能力可推估其預後情況，進而針對病患個別狀況設定治療目標與訂定治療計畫，對臨床復健相關工作人員來說是有其必要性(Kwakkell et al., 1996; Loewen et al., 1990; Duncan et al., 2000)。一般臨床工作者評估中風病患之軀幹控制能力均使用評估量表如 Trunk Control Test (TCT)、Trunk Control items of the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS-TC)兩種量表(Franchignoni et al., 1997; Hsieh et al., 2002)。量表評估的優點是方便且快速，但因 ordinal data 較缺乏 interval data 量化之特性，且較難偵測出微小的變化量 (Hsueh et al., 2004)。故需要結合更精密的量測系統來測量軀幹震顫情形，研究與保持姿勢平衡之間的相互關係。

國內外有關本計畫之研究情況：

國外相對於震顫的研究已在前段文獻回顧說明，國內研究者投入動物震顫量測有成功

大學電機工程所楊明興教授之研究群，應用超音波、加速規量度老鼠遇冷震顫的行為，其研究成果也發表在國內外知名期刊。惟目前國內使用多軸向加速規、雷射、肌電圖、腦電圖在人體震顫之多面向整合探討，就個人所知，迄今仍未有相關的研究進行；Medline 與 SCI 資料庫也尚未有來自台灣的文獻發表；計劃主持人與共同主持人過去研究一直與神經生理訊號、神經肌肉控制有關，熟悉生理訊號的工程技術在臨床電生理之應用，延續至震顫與運動控制的研究方向。

## 研究方法

受試者的條件為單側中風患者，意識清楚，可以溝通，生命徵象穩定，靜態坐姿平衡能力良好，沒有眼球震顫、小腦性震顫或巴金森氏症病史者。所有病患皆經說明實驗目的並簽署同意書後方開始進行實驗。

### 實驗步驟與流程

在實驗開始前，受測者會先接受 PASS-TC SCORING 以評估其患側肢體動作、軀幹控制能力。請受測者坐在實驗用的高腳椅上，將五個三軸加速規分別以雙面膠帶置放固定於受測者軀幹五個不同位置：1.額頭兩眉之間 2.右側肩胛骨之下角處 (inferior angle of scapula) 3.左側肩胛骨之下角處 4.右側腸骨後上棘處 (posterior superior iliac spine) 5.左側腸骨後上棘處；以量測水平及垂直方向之震動。將三軸加速規所收集之訊號經由訊號放大器放大，再經數位類比轉換器將訊號收集於電腦系統作後續的分析處理。

受測者之姿勢擺位有十二種，(1)張眼；雙腳著地，坐於穩固之座椅面上；手自然下垂於身側；(2)張眼；雙腳著地，坐於穩固之座椅面上；健側手在完全沒有支撐的情況下，以食指向前平伸瞄準遠處；(3)閉眼並掛上眼罩；雙腳著地，坐於穩固之座椅面上；手自然下垂於身側；(4)閉眼並掛上眼罩；雙腳著地，坐於穩固之座椅面上；健側手在完全沒有支撐的情況下，以食指向前平伸瞄準遠處；(5)張眼；雙腳懸空，坐於穩固之座椅面上；手自然下垂於身側；(6)張眼；雙腳懸空，坐於穩固之座椅面上；健側手在完全沒有支撐的情況下，以食指向前平伸瞄準遠處；(7)閉眼並掛上眼罩；雙腳懸空，坐於穩固之座椅面上；手自然下垂於身側；(8)閉眼並掛上眼罩眼；雙腳懸空，坐於穩固之座椅面上；健側手在完全沒有支撐的情況下，以食指向前平伸瞄準遠處；(9)張眼；雙腳著地，坐於不穩固之座椅面(air pillow)上；手自然下垂於身側；(10)張眼；雙腳著地，坐於不穩固之座椅面(air pillow)上；健側手在完全沒有支撐的情況下，以食指向前平伸瞄準遠處；(11)閉眼並掛上眼罩；雙腳著地，坐於不穩固之座椅面上(air pillow)；手自然下垂於身側；(12)閉眼並掛上眼罩眼；雙腳著地，坐於不穩固之座椅面上(air pillow)；健側手在完全沒有支撐的情況下，以食指向前平伸瞄準遠處。以上實驗總共有十二種情況，而且各種情況的先後順序為隨機產生；每種情況會收集二十秒的加速規訊號各二次，每次收集之間會休息三十秒鐘。

若受測者無法維持該姿勢二十秒鐘，則不予與施測該項姿勢。

## 結果與討論

參與實驗的受試者為 33 位經專科醫師診斷為中風之病患，男性 21 位，女性 12 位，平均年齡 59.19 歲，發病至實驗平均時間 29.97 周。坐姿靜態平衡能力皆在“良好”(good)等級；坐姿動態平衡能力“差”(poor)等級 0 位“普通”(fair)等級有 11 位，“良好”(good)等級有 22 位。病患的基本資料如表一。

表一 受試者之基本資料(以平均值及標準差表示)

受試者數量	33
性別 (男/女)	21/12
年齡 (歲)	59.19 ± 10.07
測量時距發病週數 (週)	29.97 ± 41.67
中風類別 (出血性/阻塞性)	21/12
患側邊 (左/右)	19/14
布朗氏分級(Brunnstrum stage)	
上肢 Br. Stage I /II /III /IV /V	2/ 11/ 12/ 3/ 5
下肢 Br. Stage I /II /III /IV /V	1/ 5/ 6/ 11/ 10
靜態坐姿平衡	
Poor/ Fair/ Good	0/ 0/ 33
動態坐姿平衡	
Poor/ Fair/ Good	0/ 11/ 22
靜態站姿平衡	
Poor/ Fair/ Good	10/ 9/ 14
動態站姿平衡	
Poor/ Fair/ Good	12/ 11 /10

在 33 位實驗者中，完成全部 12 種實驗狀況有 19 位，完成 8 種實驗狀況有 32 位(沒完成 air pillow 之四種實驗狀況)，完成 4 種實驗狀況有 33 位(沒完成 air pillow 與雙腳懸空之各四種實驗狀況)。本實驗主要為比較中風病患在坐姿下，改變外在狀況時軀幹各加速規之震顫的差異變化，故將實驗結果分成三個部份分別討論；討論的參數為五個加速規震顫參數均方根之平均值。

在坐姿下不同之支撐狀況對各肢段震顫的比較

本研究中三種不同支撐狀況，是以臀部支稱之穩定性及下肢腳掌支撐與否來交叉執行影響軀幹震顫之情況。

表二為三種不同支撐狀況下各加速規之平均均方根值的比較。根據單因子變異數分析(Univariate ANOVA)，結果顯示：不同支撐狀況在五個加速規的震顫平均均方根均有明顯差異。(Ffrontal(2,337)=34.008, p<0.000)，(FRsia(2,337)=12.517, p<0.000)，(FLsia(2,337)=32.118, p<0.000)，(FRPSIS(2,337)=107.673, p<0.000)，(FLPSIS(2,337)=95.503, p<0.000)。

表二 不同支撐狀況之單因子變異數分析結果

## ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
frontal	Between Groups	6.502	2	3.251	34.008	.000
	Within Groups	32.217	337	.096		
	Total	38.719	339			
R't shoulder inf ang	Between Groups	9.732	2	4.866	12.517	.000
	Within Groups	131.014	337	.389		
	Total	140.746	339			
L't shoulder inf ang	Between Groups	5.173	2	2.587	32.118	.000
	Within Groups	27.141	337	.081		
	Total	32.314	339			
R't PSIS	Between Groups	7.755	2	3.878	107.673	.000
	Within Groups	12.136	337	.036		
	Total	19.891	339			
L't PSIS	Between Groups	7.307	2	3.654	95.503	.000
	Within Groups	12.892	337	.038		
	Total	20.199	339			

而在事後檢定分析(Post-Hoc analysis)之 Bonferroni 修正( $\alpha$  值  $\leq 0.033$ )，結果顯示：組內之 air pillow 狀況在五個加速規的震顫平均均方根均有統計上之明顯差異( $\alpha=0.000$ )。請參表三。

表三 不同支撐狀況之事後檢定分析結果

## Multiple Comparisons

Bonferroni

Dependent Variab	(I) base	(J) base	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
frontal	stable	unsupport	-.0529689	.0383548	.505	-.145250	.039312
		air pillow	-.3474900*	.0438087	.000	-.452893	-.242087
	unsupport	stable	.0529689	.0383548	.505	-.039312	.145250
		air pillow	-.2945211*	.0440663	.000	-.400544	-.188498
	air pillow	stable	.3474900*	.0438087	.000	.242087	.452893
		unsupport	.2945211*	.0440663	.000	.188498	.400544
R't shoulder inf ar	stable	unsupport	-.0991050	.0773462	.603	-.285199	.086989
		air pillow	-.4343402*	.0883446	.000	-.646897	-.221784
	unsupport	stable	.0991050	.0773462	.603	-.086989	.285199
		air pillow	-.3352352*	.0888640	.001	-.549041	-.121429
	air pillow	stable	.4343402*	.0883446	.000	.221784	.646897
		unsupport	.3352352*	.0888640	.001	.121429	.549041
L't shoulder inf an	stable	unsupport	-.0088685	.0352041	1.000	-.093569	.075832
		air pillow	-.2950208*	.0402100	.000	-.391766	-.198276
	unsupport	stable	.0088685	.0352041	1.000	-.075832	.093569
		air pillow	-.2861523*	.0404464	.000	-.383466	-.188839
	air pillow	stable	.2950208*	.0402100	.000	.198276	.391766
		unsupport	.2861523*	.0404464	.000	.188839	.383466
R't PSIS	stable	unsupport	-.0067773	.0235408	1.000	-.063416	.049862
		air pillow	-.3593125*	.0268883	.000	-.424005	-.294620
	unsupport	stable	.0067773	.0235408	1.000	-.049862	.063416
		air pillow	-.3525352*	.0270464	.000	-.417608	-.287462
	air pillow	stable	.3593125*	.0268883	.000	.294620	.424005
		unsupport	.3525352*	.0270464	.000	.287462	.417608
L't PSIS	stable	unsupport	-.0276054	.0242629	.768	-.085982	.030771
		air pillow	-.3580225*	.0277130	.000	-.424700	-.291345
	unsupport	stable	.0276054	.0242629	.768	-.030771	.085982
		air pillow	-.3304172*	.0278760	.000	-.397486	-.263348
	air pillow	stable	.3580225*	.0277130	.000	.291345	.424700
		unsupport	.3304172*	.0278760	.000	.263348	.397486

\*.The mean difference is significant at the .05 level.

重複量數多變異因子分析(repeated measures multiple ANOVA)的結果為：組內之 air pillow 狀況在五個加速規的震顫平均均方根均有統計上之明顯差異( $\alpha=0.000$ )。

以張眼與否之不同狀況對各肢段震顫的比較

第二組獨立變數是以張眼與閉眼戴眼罩，來探討對中風病患之軀幹各加速規震顫參數之影響。

表四為張眼與否狀況下各加速規之平均均方根值的比較。根據單因子變異數分析(Univariate ANOVA)之結果，顯示：張眼閉眼狀況在五個加速規的震顫平均均方根均在統計上均無明顯差異。(Ffrontal(2,338)=0.185, p=0.668)，(FRsia(2,338)=0.009, p=0.924)，(FLsia(2,338)=0.504, p=0.478)，(FRPSIS(2,338)=1.065, p=0.303)，(FLPSIS(2,338)=1.035, p=0.310)。

表四 為張眼與否狀況之單因子變異數分析結果

		ANOVA				
		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
frontal	Between Groups	.021	1	.021	.185	.668
	Within Groups	38.698	338	.114		
	Total	38.719	339			
R't shoulder inf ar	Between Groups	.004	1	.004	.009	.924
	Within Groups	140.742	338	.416		
	Total	140.746	339			
L't shoulder inf an	Between Groups	.048	1	.048	.504	.478
	Within Groups	32.266	338	.095		
	Total	32.314	339			
R't PSIS	Between Groups	.062	1	.062	1.065	.303
	Within Groups	19.829	338	.059		
	Total	19.891	339			
L't PSIS	Between Groups	.062	1	.062	1.035	.310
	Within Groups	20.138	338	.060		
	Total	20.199	339			

以健側手食指向前平伸瞄準遠處之任務對各肢段震顫的比較

第三組獨立變數是以單側偏癱之中風病患健側手食指向前平伸瞄準遠處(分右側偏癱與左側偏癱)與雙手垂放於身體兩側三種狀況來比較軀幹上各個加速規震顫參數之差異。

表五為三種不同舉手瞄準狀況下各加速規之平均均方根值的比較。根據單因子變異數分析(Univariate ANOVA)，結果顯示：三種不同舉手瞄準狀況在五個加速規的震顫平均均方根均有明顯差異。(Ffrontal(2,337)=7.583, p=0.001)，(FRsia(2,337)=4.138, p=0.017)，(FLsia(2,337)=5.645, p=0.004)，(FRPSIS(2,337)=4.816, p=0.009)，(FLPSIS(2,337)=3.286, p=0.039)。而在事後檢定分析(Post-Hoc analysis)之 Bonferroni 修正( $\alpha$  值 $\leq 0.033$ )，結果顯示：

1. 組內三種狀況中，舉任一隻手對不舉手狀況在雙眉間之加速規的震顫平均均方根有統計上之明顯差異。(α 值分別是 0.004, 0.006)
2. 在右側肩胛下角之震顫參數，舉左手對不舉手有統計上之明顯差異。(α 值是 0.013)
3. 在左側肩胛下角之震顫參數，舉左手對不舉手有統計上之明顯差異。(α 值是 0.012)
4. 在右側腸骨後上棘處之震顫參數，舉右手對不舉手有統計上之明顯差異(α 值是 0.007)。

在左側腸骨後上棘處，雖然舉右手對不舉手之  $\alpha$  值是 0.046，但仍不具統計上之意義。請參表六。

表五 三種不同舉手瞄準狀況之單因子變異數分析結果

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
frontal	Between Groups	1.667	2	.834	7.583	.001
	Within Groups	37.051	337	.110		
	Total	38.719	339			
R't shoulder inf ar	Between Groups	3.374	2	1.687	4.138	.017
	Within Groups	137.372	337	.408		
	Total	140.746	339			
L't shoulder inf ar	Between Groups	1.048	2	.524	5.645	.004
	Within Groups	31.267	337	.093		
	Total	32.314	339			
R't PSIS	Between Groups	.553	2	.276	4.816	.009
	Within Groups	19.339	337	.057		
	Total	19.891	339			
L't PSIS	Between Groups	.386	2	.193	3.286	.039
	Within Groups	19.813	337	.059		
	Total	20.199	339			

在本實驗中，操作變數主要為改變可能影響中風病患靜態坐姿平衡之狀況；藉由觀測軀幹上各肢段之加速規所收集的震顫參數，以分析其可能影響靜態坐姿平衡(即靜態軀幹控制能力)之因素。結果發現隨著狀況不同，各個因素或有或無關於靜態坐姿平衡之影響，以下將依結果所分之三組狀況做個別討論。

**在坐姿下不同之支撐狀況對各肢段震顫的比較**

結果發現三種不同支撐狀況中，僅有使用 air pillow 此一狀況在軀幹五個肢段之震顫大小均有明顯差異。這代表臀部支撐之穩定性對於靜態坐姿平衡(即靜態軀幹控制能力)有明顯影響，而下肢腳掌支撐與否對於執行靜態軀幹控制之情況是較沒有影響的。

**以張眼與否之不同狀況對各肢段震顫的比較**

視覺回饋在許多文獻中均提到其對平衡具有重要貢獻 [West et al., 2002; Bonan et al., 2006; Wade et al., 1997]，但在本實驗中卻發現，視覺回饋對於靜態坐姿平衡不具影響力。可能之原因有：

1. 相較於視覺回饋，本體感覺之回饋對於平衡控制更形重要 [Lishman et al., 1973; Lee et al., 1977]。
2. 我們所挑選之受測者皆是靜態平衡能力良好等級以上，使用視覺回饋來輔助平衡維持的機會較小。

根據先前有關姿勢維持之研究指出 [Di Fabio et al., 1997]，感覺訊息的量化對於平衡是必須的，當身體移動時姿勢的穩定將很大程度上依賴頭部的穩定。當本實驗之受試者皆具基本靜態坐姿平衡能力，加上良好之頸部肌力控制和本體感覺提供足夠之感覺回饋，受試者皆有足夠之頭部穩定度，這應是本實驗中視覺回饋對靜態坐姿平衡不具影響力的原因。

**以健側手食指向前平伸瞄準遠處之任務對各肢段震顫的比較**

在執行舉手之任務時，頭部搖晃之情況明顯。推測的原因為，當舉起任一隻手時，整

個身體之重心向前移動，造成比重心移動之肢段(手、肩部)更遠端之肢段(頭部)搖晃明顯增大。

在肩部肢段(兩側肩胛骨之下角)，皆以舉起左側手作一無支撐之靜態任務時，搖晃明顯增大，有可能是因為慣用手之力氣及手部與軀幹之協調能力較佳，因而造成當非慣用手(左手)側執行任務時影響肩部肢段之明顯搖晃。

而在腰部肢段(腸骨後上棘處)，資料收集時受測者已經擺好姿勢，應不受抬高手臂動作影響，而需維持手臂於平舉狀況所造成的震顫情形應較不明顯。

### 本研究之限制

1. 本實驗的第三組獨立變數是以中風病患健側手之食指向前平伸瞄準遠處與雙手垂放於身體兩側狀況來比較軀幹震顫之差異。雖然在右側偏癱與左側偏癱受測者之人數分佈上力求平均(14:19)，但是沒有考慮到慣用手與非慣用手是否會影響單側中風病患之軀幹震顫表現(右側偏癱中風病患使用之健側手為左手)，所以可能會因慣用手而有採樣偏差出現。

2. 當初在實驗設計時因考慮病患之體力可能無法承受連續十二種實驗狀況所花費之時間，進而影響表現；是故十二種實驗狀況只各連續執行兩次，再以平均值代表此受試者之表現。但是在分析參數時

發現絕大部分受測者軀幹穩定度之第二次表現皆較第一次良好，是以只將兩次測試之數據平均是否即代表受測者在此一狀況下能力之表現，在程度上可能會有差異。

3. 本實驗因受限於在醫院中進行實驗，並沒有徵招相同年齡層之健康正常族群以作為控制組，以比較中風病患受測者之表現。將來研究或可延伸至健康年老族群及其他神經動作疾患族群。

在本實驗中發現，單側偏癱中風病患以座墊支撐面及舉起上肢進行任務二種狀況在靜態坐姿下會造成軀幹震顫明顯變大。這代表座墊是否能夠給予一個穩固的支撐對於中風病患的坐姿平衡是有相當大的幫助與影響性。此外，與在舉起上肢(或非慣用手)會使頭部及軀幹震顫明顯變大的這二個結果或許可以提供給復健治療臨床部門，在中風病患之坐姿平衡與因執行日常生活活動(activity of daily living) 軀幹控制能力不足造成靜態坐姿平衡不良時，除了以傳統方式之墊上運動(mat exercise)或平衡訓練外，我們可以在要求病患注意坐姿下，以日常生活活動為基礎，直接在坐姿下以上肢負重(非慣用手更佳)簡單作一個前指(postural pointing)之動作；更甚，依病患需求或興趣將之設計為在桌上向前懸空拿取、夾起、敲打、繪圖、寫(毛筆)字...等之任務訓練，同時獲得靜態坐姿平衡訓練之效果。在座墊支撐這部份，我們可使用一個不穩定的座墊作為已具有基本靜態坐姿平衡能力中風病患之進階軀幹控制能力的訓練，或對嚴重失能之病患提供一個增加坐姿軀幹穩定度的工具。鑑此，生理性震顫分析之研究使用於平衡能力評估及臨床治療技巧之醫學實證，將是未來可加以衍伸之研究領域。



## 參考文獻

1. Arihara M, Sakamoto K. Evaluation of spectral characteristics of physiological tremor of finger based on mechanical model. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1999; 39(5):289-304.
2. Beuter A, de Geoffroy A, Cordo P. The measurement of tremor using simple laser systems. *J Neurosci Methods*. 1994 Jul;53(1):47-54.
3. Beuter A, Edwards R, Boucher A. Physiological tremor: does handedness make a difference? *Int J Neurosci* 2000; 101(1-4):9-19.
4. Deuschl G, Raethjen J, Lindemann M, Krack P. The pathophysiology of tremor. *Muscle Nerve* 2001; 24(6):716-35.
5. Duncan PW, Jorgensen HS, Wade DT. Outcome measures in acute stroke trials: a systematic review and some recommendations to improve practice. *Stroke*. 2000;31:1429–1438.
6. Franchignoni FP, Tesio L, Ricupero C, Martino MT. Trunk control test as an early predictor of stroke rehabilitation outcome. *Stroke*. 1997;28:1382–1385.
7. Halliday DM, Conway BA, Farmer SF, Rosenberg JR. Load-independent contributions from motor-unit synchronization to human physiological tremor. *J Neurophysiol* 1999; 82(2):664-75.
8. Hsieh CL, Sheu CF, Hsueh IP, Wang CH. Trunk control as an early predictor of comprehensive ADL function in stroke patients. *Stroke*. 2002;33:2626-2630.
9. Hsueh IP, Wang WC, Sheu CF, Hsieh CL. Rasch analysis of combining two indices to assess comprehensive ADL function in stroke patients. *Stroke*. 2004;35:721-726.
10. Gantert C, Honerkamp J, Timmer J. Analyzing the dynamics of hand tremor time series. *Biol Cybern* 1992; 66(6):479-84.
11. Kevin LG, Cunningham AJ, Bolger C. Comparison of ocular microtremor and bispectral index during sevoflurane anaesthesia. *Br J Anaesth* 2002; 89(4):551-5.
12. Kwakkel G, Wagenaar RC, Kollen BJ, Lankhorst GJ. Predicting disability in stroke: a critical review of the literature. *Age Ageing*. 1996;25: 479–489.
13. Lakie M, Walsh EG, Wright GW. Passive mechanical properties of the wrist and physiological tremor. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1986; 49(6):669-76.
14. Lance JW. Physiological tremor. *Lancet* 1968; 1(7533):94.
15. Loewen S, Andeson BA. Predictors of stroke outcome using objective measurement scales. *Stroke*. 1990;21:78–81.
16. Miao T, Sakamoto K. Effects of weight load on physiological tremor: the AR representation. *Appl Human Sci* 1995; 14(1):7-13.
17. Miao T, Sakamoto K. Monitoring accumulative fatigue of finger by autoregressive modeling of physiological tremor. *Appl Human Sci* 1995; 14(1):29-36.
18. McAuley JH, Marsden CD. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain* 2000; 123(8):1545-67.
19. Morrison S, Keogh J. Changes in the dynamics of tremor during goal-directed pointing. *Human Movement Sci* 2001;675-693.
20. Morrison S, Newell KM. Inter- and intra-limb coordination in arm tremor. *Exp Brain Res* 1996; 110(3):455-64.
21. Morrison S, Newell KM. Bilateral organization of physiological tremor in the upper limb. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999; 80(6):564-74.
22. Morrison S, Newell KM. Limb stiffness and postural tremor in the arm. *Motor Control* 2000; 4(3):293-315.
23. Morrison S, Newell KM. Postural and resting tremor in the upper limb. *Clin Neurophysiol* 2000; 111(4):651-63.
24. Norman KE, Edwards R, Beuter A. The measurement of tremor using a velocity transducer: comparison to simultaneous recordings using transducers of displacement, acceleration and muscle activity. *J Neurosci Methods*. 1999 15;92(1-2):41-54
25. Pizzuti GP, Byford GH, Cifaldi S, Salvatori G, Nolfi G. Finger tremor and the central nervous system. *J Biomed Eng* 1992; 14(4):356-9.

26. Raethjen J, Pawlas F, Lindemann M, Wenzelburger R, Deuschl G. Determinants of physiologic tremor in a large normal population. *Clin Neurophysiol* 2000; 111(10):1825-37.
27. Sakamoto K, Itakura N, Takanokura M *et al.* Influence of hyperbaric environment on physiological tremor. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2002; 42(1):7-16.
28. Sakamoto K, Miao T, Arihara M. Analysis of interaction of spinal and supraspinal reflex pathways involved in physiological tremor. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1998; 38(2):103-13.
29. Sakamoto K, Nishida K, Zhou L, Itakura N, Seki K, Hamba S. Characteristics of physiological tremor in five fingers and evaluations of fatigue of fingers in typing. *Ann Physiol Anthropol* 1992; 11(1):61-8.
30. Sandin KJ, Smith BS. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke*. 1990;21:82–86.
31. Spector WD, Fleishman JA. Combining activities of daily living with instrumental activities of daily living to measure functional disability. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci*. 1998;53:S46–S57.
32. Stineman MG, Maislin G, Fiedler RC, Granger CV. A prediction model for functional recovery in stroke. *Stroke*. 1997;28:550–556.
33. Takanokura M, Kokuzawa N, Sakamoto K. The origins of physiological tremor as deduced from immersions of the finger in various liquids. *Eur J Appl Physiol* 2002; 88(1-2):29-41.
34. van der Putten JJMF, Hobart JC, Freeman JA, Thompson AJ. Measuring change in disability after inpatient rehabilitation: comparison of the responsiveness of the Barthel Index and the Functional Independence Measure. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1999;66:480–484.
35. Vaillancourt DE, Newell KM. Amplitude changes in the 8-12, 20-25, and 40 Hz oscillations in finger tremor. *Clin Neurophysiol* 2000; 111(10):1792-801

## 計畫成果自評

- 本研究預期最大的貢獻是從量測比較、機制探討、生活應用三方面，探討生理震顫在軀幹控制之現象。使用訊號處理技術在：(1)用震顫熵值(entropy)評估中樞神經系統對生理震顫的控制，(2)用雙頻分析(bispectral analysis)區別中樞神經系統與肌肉骨骼剛性對生理震顫之交互影響。本研究是一個兼具廣度與深度的研究嘗試，預計可以對生理震顫造成之精細動作之控制有深入之了解。相關的應用範圍已如前所述：有助於改進精密電子工作人員電路加工、外科顯微手術、運動選手射箭射擊競技等各項人體精確動作的控制。
- 本研究應為國內復健科學領域首次應用加速規對生理震顫的量化研究，將自動迴歸頻譜估計模式(autoressive model, AR model)、熵值(entropy)、雙頻分析(bispectrum)應用在震顫訊號與微量動作控制的關連分析，就研究領域而言，是一個新領域的開拓與嘗試。
- 本計劃之具體目標是 2-3 篇 SCI 等級之期刊目前已接受刊登一篇 SCI 論文。
  1. 對於參與之工作人員，預期可獲之訓練
    - 訓練 Labview 完成數位訊號擷取系統與系統整合(EMG, MMG, EEG,震顫訊號)。
    - 訓練 Matlab 完成程式撰寫能力做瞬時頻譜分析及特徵萃取(feature extraction)。
    - 瞭解生理震顫本質以及其對神經肌肉控制的影響。
    - 物理治療背景之大專研究助理可實際參與人體實驗，配合神經科物理治療 case presentation 課程，示範病理性震顫量化概念，富教育意義。
  2. 前導研究(pilot study)結果：

基於以下初步具體成果，計劃主持人自評本計劃可行性極高，深具發展價值。

    - a、完成單一加速規(accelerometer)電路之設計組合，未來僅需進行多組加速規複製工作。
    - b、已完成以 Labview 為基礎之訊號記錄程式與實際量測。
    - c、生理震顫之頻譜分析其結果與過去文獻吻合

圖一 自製之三向加速規



圖二 訊號放大器與數位類比轉換器

