

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

脊髓損傷者的動態平衡增進系統之研究

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-394

執行期限：90年8月1日至91年7月31日

主持人：柴惠敏 台灣大學醫學院物理治療學系

共同主持人：賴金鑫 台灣大學醫學院醫學系復健科

計畫參與人員：陳慧玲

一、中文摘要

穩定極限為人體直立時，上身偏離正中位置，尚能維持平衡的最大極限，與下半身肌肉所能提供的預期性姿勢調整有關。因此本研究的主要目標是針對維持平衡的預期性姿勢調整肌群施以不同組合的神經肌肉電刺激，以探討其對人體坐姿動態穩定極限之影響，藉以瞭解動態坐姿平衡的機轉。

本研究之研究設計為利用三組不同的電刺激方式，以探討不同電刺激下對動態穩定極限的影響。三組電刺激方式為小腿前後側肌群、大腿前後側肌群、小腿前後側肌群+大腿前後側肌群，其結果將與無刺激時的動態穩定極限做比較。動態穩定極限以功能性前伸距離及人體壓力中心偏離度來評估。

結果發現無論是使用哪種電刺激的方式，均不會影響功能性前伸距離或人體壓力中心之偏離度，表示電刺激健康人的姿勢肌群無法改變其動態穩定極限。探討可能的原因為(一)人數不足，造成標準差較大之故，(二)電刺激量不足以造成強直性收縮，因而改變動態穩定極限不大，(三)動態穩定極限有所謂的「天花板效應(ceiling effect)」，本研究使用健康年輕人為受試者，其動態穩定極限已達其極限，故無法施以外在刺激而增加其能力。除增加個案數來確

定其確實沒有變化外，未來研究將朝向對麻痺型肌肉、退化性肌肉等電刺激、或使用不同頻率或波長的神經肌肉電刺激，來深入瞭解動態穩定極限之機轉。

二、英文摘要

Dynamic stability limit is the farthest distance where the center of body mass can approach during a dynamic task. It has been reported highly correlated with the anticipatory postural adjustment. The purposes of this research were to investigate the effect of neuromuscular stimulation on the dynamic stability limit in a forward reach task.

Twenty healthy volunteers were recruited to performed seated reach movement tasks in different conditions. The conditions included no stimulation, stimulating both the tibialis anterior and the gastrocnemius, stimulating both the quadriceps and hamstrings, and stimulating all of those 4 muscles. Kinematic data collected by Vicon 250 and processed using a self-programmed LabVIEW program. The seated functional reach distances were compared for each condition using ANOVA with repeated measures. Kinetic data collected by 2 AMTI force platforms were processed using a LabVIEW program. The excursion of the center of pressure

were compared for each condition using ANOVA with repeated measures. The significant level was set at $\alpha=0.05$.

Results revealed that there was no statistically significance in either the seated functional reach distance or the excursion of the center of pressure among different neuromuscular conditions. The possible explanations were 1) small sample size, 2) insufficient electric current, 3) the ceiling effect of the dynamic stability limit. Future studies would direct to investigate the mechanism of seated dynamic stability limit using larger sample size and using different types of stimulation.

三、緣由與目的

高位脊髓損傷者係指脊髓因傷害性或疾病性的損傷導致下半身出現完全或不完全癱瘓的身心障礙者。高位脊髓損傷者日常活動雖以坐在輪椅上的前伸動作(reach movement)居多(Nakamura, 1973; Bergstrom, 1985), 但因其下肢與軀幹的失能, 需使用固定帶將其軀幹固定在輪椅上, 因而導致日常活動的空間受限(Curis *et al*, 1995)。因此改善脊髓損傷者的動態平衡能力, 對其日常生活的活動範圍與功能的增進有極大之助益。

評估人體動態平衡的方法很多, 最常採用的是測量人體直立活動時的動態穩定極限(dynamic stability limit)的大小。動態穩定極限乃人體在直立時, 身體重心所能移動的最遠距離。一般研究多使受試者站立, 雙足平貼地面不動, 上身傾斜, 偏離重心線, 在尚能可維持平衡時, 測量人體壓力中心(center of pressure, COP)偏離原靜止站立時的最大偏離度(COP excursion)。由於壓力中心的最大偏離度與功能性前伸距離(functional reach distance)有極大之相關性(Duncan *et al*, 1992), 在臨床上, 則以站立時的功能性前伸距離來評估人體的動態穩定極限。高位脊髓損傷者則因其無法站立, 而採坐姿前伸時之人體

壓力中心的最大偏離度或功能性前伸距離為其坐姿的動態穩定極限(Moore & Brunt, 1991; Potten *et al*, 1999)。

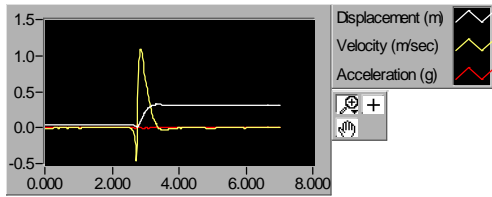
由於動態穩定極限的大小與姿勢肌群(postural muscles)所能提供的預期性姿勢調整有關。所謂的預期性姿勢調整為「當上身或上肢活動時, 姿勢肌群的肌電活動會先於產生上身或上肢動作的動作肌群(focal muscles)的肌電活動」(Bouisset & Zattara, 1981; Cordo & Nashner, 1982)。學者咸認為預期性姿勢調整的主要作用為平衡上身活動而產生的反作用力矩, 以減低重心的過度移動。過去文獻尚無研究指出利用神經肌肉電刺激(neuromuscular electric stimulator, NMES)來激發姿勢肌群的活動, 是否能增進其動態穩定極限。因此本研究目的在於使用神經肌肉電刺激系統來激發不同的姿勢肌群的活動, 以探討其對坐姿動態穩定極限之影響。

四、結果與討論

本研究之研究設計為利用三組不同的電刺激方式, 以探討不同電刺激下對功能性肌伸取距離與壓力中心偏離度的影響。三組電刺激方式為小腿前後側肌群、大腿前後側肌群、小腿前後側肌群+大腿前後側肌群, 其結果將與無刺激時的動態穩定極限做比較。

受試者為 20 名健康人, 其選取條件為(1)無前庭系統障礙者, (2)最近一年內無肌肉骨骼系統傷害者, (3)無肌肉骨骼系統或神經肌肉系統疾病或障礙。受試者皆經說明研究過程後, 簽署同意書。受試者男性 9 名, 女性 11 名, 平均年齡為 23.7 ± 3.8 歲。平均身高為 164.2 ± 7.4 公分, 平均體重為 56.9 ± 8.9 公斤。

以 LabVIEW 分析手部動作的移動軌跡(trajjectory)如圖一。



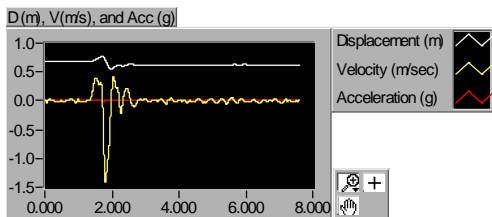
圖一 坐姿前伸動作之功能性前伸距離之移動軌跡、速度、加速度之例圖。

其功能性前伸距離之計算公式為當前伸動作的停止時(速度=0)，所測的之最大前伸距離減去手臂長度。以 SAS 軟體進行重複量測變異數分析 (ANOVA with repeated measures)，發現雖然電刺激時，功能性前伸距離的平均值略低，但不同電刺激對功能性前伸距離無顯著的影響 ($F=2.34$ ， $p<0.05$) (表一)。

表一 接受不同電刺激狀況下之功能性前伸距離 (cm)

	FRD
無電刺激	42.61±5.63
小腿前後側肌群	41.38±6.73
大腿前後側肌群	40.50±6.82
全部	40.00±7.9

以 LabVIEW 分析人體壓力中心的移動軌跡，如圖二。



圖一 坐姿前伸動作之人體壓力中心偏離度之移動軌跡、速度、加速度之例圖。

其人體壓力中心偏離度之計算公式為當前伸動作的停止時(速度=0)，所測的之人體壓力中心的位置減去起始動作時人體壓力中心的位置。以 SAS 軟體進行重複量測變異數分析，發現不同電刺激對人體壓力中心偏離度亦無顯著的影響 ($F=1.48$ ， $p>0.05$) (表二)。

表二 接受不同電刺激狀況下之人體壓力中心偏離度 (cm)

	FRD
無電刺激	12.19±1.86
小腿前後側肌群	11.12±2.25
大腿前後側肌群	11.14±2.45
全部	11.68±2.55

神經肌肉電刺激概念早在 1961 年由 Liberson 等學者首次嘗試將電刺激應用在中風(cerebral vascular accident, CVA)偏癱病患身上。爾後，運用相同的概念發展出脊髓損傷者的靜止站立器或步行器，已有成功的讓脊髓損傷者站立或行走 (Marsolais & Kobetic, 1987; Yarkony GM *et al*, 1990)，但對於增進平衡以產生日常生活動作的平衡增進系統，目前並無研究研發，因此本研究原將以此為目的，設計並研發一套簡單又輕便的平衡增進系統。

然而本研究的初步結果無法獲得預期的效果，本研究發現無論使用不同肌群的電刺激組合，並無法改變功能性前伸距離或人體壓力中心之偏離度，表示電刺激健康人的姿勢肌群無法改變其動態穩定極限。探討可能的原因為(一)人數不足，造成標準差較大之故，以致無法出現顯著的差異(二)電刺激量不足以造成強直性收縮，因而能改變動態穩定極限的數值不大，(三)動態穩定極限有所謂的「天花板效應(ceiling effect)」，本研究使用健康年輕人為受試者，其動態穩定極限已達其極限，故無法施以外在刺激而增加其能力。除增加個案數來確定其確實沒有變化外，未來研究將朝向對麻痺型肌肉、退化性肌肉等電刺激、或使用不同頻率或波長的神經肌肉電刺激，來深入瞭解動態穩定極限之機轉。

五、計畫成果自評

本研究採用自行撰寫的程式來分析功能性前伸距離及人體壓力中心偏離度，而非使用商用軟體，因此較能控制雜訊，

而不易失真，產生的數據較為正確。然而本研究礙於使用電刺激，在國人對電極的恐懼狀況下，極不易找到受試者，以致雖為健康人的研究，但無法大量收集受試者，為本研究之缺憾。目前本研究經費雖已中斷，但仍繼續收集受試者，以擴大樣本數來確定研究成果，並建立未來研究之基礎。研究結果顯示電刺激對動態穩定極限的表現無明顯的作用，此結論可提供未來臨床物理治療師在設計治療計畫之參考，與研究者在探討動態穩定極限的機轉的基礎。

六、參考文獻

1. Allison GT & Singer KP, 1997. Assisted reach and transfers in individuals with tetraplegia: Towards a solution. Spinal Cord, 35, 217-222.
2. Bergstrom EMK: Physical ability in relation to anthropometric measurements in persons with complete spinal cord lesion below the sixth cervical segment. International Rehabilitation Medicine, 7, 51-55.
3. Bouisset S, Zattara M, 1987. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. Journal of Biomechanics, 20, 735-742.
4. Cordo PJ, Nashner LM, 1982. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. Journal of Neurophysiology, 47, 287-302.
5. Curis KA & Kindlin COM, Reich KM, White DE, 1995. Functional reach in wheelchair users: the effects of trunk and lower extremity stabilization. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76, 360-367.
6. Marsolais EB & Kobetic R, 1987. Functional electric stimulation for walking in paraplegia. Journal of Bone and Joint Surgery, 69A, 728-733.
7. Moore S & Brunt D, 1991. Effects of trunk support and target distance on postural adjustments prior to a rapid reaching task by a seated subject. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72, 638-641.
8. Nakamura Y, 1973. Working ability of the paraplegics. Paraplegia, 11, 182-193.
9. Potten YJ, Seelen HA, Drukker J, Reulen JP Drost MR, 1999. Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. Ergonomics, 42, 1200-1215.
10. Somers MF, 1992. Spinal Cord Injury: Functional Rehabilitation. Norwalk, Appleton & Lange, pp. 107-137.
11. Yarkony GM, Jaeger RJ, Roth E, Kralj AR, Quintern J, 1990. Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 71, 201-206.