



12-1-1990

The Effects of Different Weight Bearing on Spasticity during Exercise in Stroke Patients

Sue-May Kang

Rai-Chi Chan

Tao-Chang Hsu

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

Kang, Sue-May; Chan, Rai-Chi; and Hsu, Tao-Chang (1990) "The Effects of Different Weight Bearing on Spasticity during Exercise in Stroke Patients," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 18: Iss. 1, Article 6.
DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1781>
Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol18/iss1/6>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

中風病患承重改變對活動中患肢痙攣之影響

康淑美 詹瑞棋 徐道昌

本研究以30位中風病人為測試對象，以病人坐姿時作肩前伸(shoulder flexion)、肘直(elbow extended)之動作中，在患側肱二頭肌(Biceps)引起之連鎖反應(associated reaction)量，經EMG測定其整合值(integrated level)作為痙攣大小之指標。而以墊砂包於任一側髖關節(hip joint)下或不墊，得到三種承重姿勢，並以其足下之體重計，得到動作中兩側承重之比值，及重量轉移比值。比較三姿勢之承重情形與EMG值間之關係。

結果顯示墊砂包於健側會使患側承重增加(稱為A姿)，大於不墊時之一般狀態(N姿)，而墊砂包於患側則使患側承重減少，健側承重增加(S姿)。就活動中患側承重轉移比值其三姿勢之比較，則A姿多於N姿多於S姿，且患側承重愈多者其患側承重轉移比亦愈大。從患側肱二頭肌之EMG值則顯示出：A姿小於N姿小於S姿，且患側承重愈多者，其EMG值愈小，即痙攣愈低。

因此，於中風病人之復健中，我們可應用使患側承重增加之技術來抑制痙攣。

關鍵詞：Spasticity, Associated Reaction, EMG, Weight Bearing, CVA.

前言

對中風病患之復健，抑制痙攣是達成動作控制之一大課題，在Bobath[1]、Duncan [2]、Devies[3]、Umphred[4]、Johnstone[5,6]之論述中皆曾提出「增加病人患側承重可以降低痙攣」。Duncan 提出患側承重可以降低患側上肢，下肢及軀幹之痙攣[2]。Devies提出患側承重可防止發生於患側上下肢之連鎖反應[3]。Umphred提出當患下肢承重時，其患上肢痙攣降低，使易於活動[4]。Johnstone最強調，謂患側承重是動作控制再教育過程中不可或缺的訓練，因其承重基底如何決定其上之關節位置，若關節位置正確，則不僅痙攣得控制，其最大之功能恢復才有可能[5,6]。Bobath 則把患側承重類歸於正常姿勢反應，惟有在正常姿勢反應之下，才會獲得正常之姿勢張力(即痙攣之減低[1])。

Umphred則謂足夠之重量壓在承重表面會阻擋相關肌群之姿勢張力拉長反射(tonic stretch reflexes associated with posture)，而降低痙攣。作者之經驗也發現，在患側承重下作上肢功能活動或下肢之治療性運動(therapeutic Ex)其痙攣都比未承重低——患側承重，似應可作為中風復健，降低痙攣，促進動作控制之治療原則。但搜尋古今文獻，很少有這方面之研究報告可供參考。

故本研究之目的即欲客觀之衡量，以EMG之整合數值來比較患側承重不同時，其對痙攣之影響。

以EMG作為衡量痙攣的方法很多，但多採用拉張反射(stretch reflex)有關之測量[8,9,10,11,12,13,14]，或Hoffmann Reflex或F wave或H/M測量[13,15,16]，其與臨床現象不易

配合，常需要藉助功能分級（functional scale）之註解 [9,13,17,18]。本研究採用連鎖反應之衡量來代表痙攣之變化，不但是因為臨床上痙攣強者，連鎖反應強，而且連鎖反應之全身性及受姿勢影響等特性，和臨床上所謂痙攣的表現 [1,6] 完全一致，且可由 EMG 偵測之 [7]。

材料與方法

(一)本研究之對象為大腦中風（cerebral stroke）之病人，不包括小腦及腦幹區患者。其 Brunnstrom stage 從 II 到 V，共 41 位，平均年齡 65 歲，男 33 人，女 8 人，左癱 23 人，右癱 18 人，發病至實驗之期間從一個月到一年 10 個月，平均為 4.9 個月，其中 38 人第一次發病，3 人第二次發病。

(二)本研究以 EMG 120 配合 DI 120 來記錄患側肱二頭肌在活動中被引發之連鎖反應。後者可將 EMG 120 所得之肌波數位化並以固定時間為單位之整合值（microvolts/sec）呈現出來。前者可將肌波經整流（rectification）再放大，通過二個頻濾（filter）：高頻過濾（濾除大於 1000Hz 之電波）及低頻過濾（濾除小於 100 Hz 之電波），以除去可能的非肌波來之干擾（contamination）。並有一個 Notch Filter 配合 meter 可以回饋操作者皮膚預備（以浮石磨擦，再以酒精擦拭）及電極與皮膚的接觸（導電膠之適量及黏貼之平整）是否完美。若其電阻未達可接受範圍（ $<20\text{ K}\Omega$ ）時，必須再重新處理，直到達到可接受程度。如此確保所收集數據可靠性。測量時使用 3 個表面電極（silver-silver chloride cup electrodes），其中二個屬記錄電極，各放在肱二頭肌之肌腹及肌末稍（insertion）上，儀器設計假設此二者可能收到同樣的干擾，故在其放大器中將此二電極收集之訊息相減以得到屬於肱二頭肌之淨動作電位值（action potential）。另一個電極放在二個記錄電極中間，連接於放大器中之零標準（zero reference）及地線。此三電極之設計使所得之訊息達到最可靠之水準 [12,18,19]。

(三)本研究所採用之實驗姿勢有三：以砂包（30 cm × 10 cm × 3.5 cm）墊於髖關節下來改變體重分佈—假設墊於患側可減少患側之承重而增加健側之承重（稱為 S 姿），不墊時可得

其一般狀態（neutral position）之承重狀態（稱為 N 姿），墊於健側可減少健側之承重而增加於患側（稱為 A 姿）。本研究乃在以上三種姿勢下作同樣的動作，其使用之肌動（kinesiology）相同，若此時其 EMG 值不同，可視為姿勢對連鎖反應之影響。當然其他作用於連鎖反應之因素亦予以控制（如後述）。

(四)以體重計各置於病人之雙足下，收集病人在動作終點及起點其雙足下之承重（Wa 代表動作終點患側之承重，Ws 代表動作終點健側之承重；Wao 代表動作起點患側之承重，Wso 之定義代表動作起點健側之承重）。計算 $Wa/Wa+Ws$ 代表患側承重佔雙足全部承重（以 1 為代表）之比值，作為三種姿勢影響承重分佈之統計數據，以印證（三）之假設。並計算 $Wa-Wao/(Wa-Wao)+(Ws-Wso)$ （全部承重轉移之量）即患側承重轉移比值，作為三種姿勢影響承重轉移（weight shifting）之統計數據。

(五)本研究之實驗動作：病人坐於椅子上，雙足下各放一體重計，其患臂正前方擺一空椅，告訴病人肘伸直，以手臂向前去碰正前方椅子之邊緣。椅子與患膝之距離，則視病人手臂長度，及肩前伸之能力而不同。以可碰到為度。但同一病人每次測量時，其目標要等距，以確定同一病人每個姿勢作動作之努力（effort）是一樣的。因為努力是影響連鎖反應之因素之一。努力愈大者，連鎖反應愈大 [1,6]，故需予控制。

(六)除此之外，其他可能影響痙攣之因素亦予以控制：(1)避免不對稱頸部張力反射（A.T.N.R）之影響—因病人若把頭轉向健側，則因其 A.T.N.R 使患側之收縮張力（flexor tone）增加 [1,7]，故要求病人動作中抬頭看前方目標，不可左顧右盼。(2)避免迷路張力反射（T.L.R），要求病人之背要挺直—因為彎的背使病人不得不抬頭，此時可能因 T.L.R 使上肢收縮張力增加 [1,7]。(3)每個動作之速度皆由錄音機來控制。按照錄音機播出之口令一下一下的作，可避免速度對痙攣之影響 [1,5,6]。

(七)給予暖身（warm-up），針對肌肉需要暖身，使其表現穩定。因此，雖然實驗的是三種姿勢下作同一動作，實際上每次皆作 4 個姿勢變化，即第一個和第四個姿勢一樣，取第二、

第三、第四姿勢之數據作為實驗數據，且每一個姿勢作35個動作中，前七個當作暖身，其數據也不列入統計。

(八)EMG以30秒為一個記錄單位，間休(interval)1.5秒。每個動作4.5秒，平均每7個動作得一個EMG值，每姿勢得5個EMG值，去除暖身部分不計，餘四個予以平均，便是該姿勢之EMG初值(raw score)。以之統計作為比較三種姿勢所造成對痙攣之影響。(九)由於本實驗可能有兩個變數影響結果，一是A姿、N姿、S姿之承重不同，二是A姿、N姿、S姿之順序及彼此之間互動之影響；因此，研究設計以三次重覆測驗，每次A.N.S順序不同，每個病人隨機(random)從六種排列順序中取三種，分三天作完，得到數據以2-way ANOVA分析之，如此可以分別計算出三種姿勢及其順序各對痙攣之影響。

結 果

由於有11個病人只來二次或一次，故可列入統計之實驗對象只剩30人，其中男26人，女4人，左癱17人，右癱13人，平均年齡65.3歲，Brunnstrom stage II - III者7人，stage III - IV者5人，stage IV到V者18人。發病期間從一個月到1年11個月，平均4.5個月，其中29人第一次中風，1人第二次中風。

(一)墊砂包對於體重分佈之影響：各姿勢A姿、N姿、S姿之體重分佈(Wa, Ws)，先算出其 $W_a / (W_a + W_s)$ 得其患側承重比值，再以2-way ANOVA分析，得如表1，A姿、N姿、S姿三姿造成之體重分佈確有統計之差異， $P < 0.001$ ，且與A姿、N姿、S姿之實驗順序無關， $P > 0.05$ ，且體重分佈與順序之間無互動關係， $P > 0.05$ ，兩兩作paired t-test證實方法

(三)之假設，即健側墊砂包確使患側承重增加，患側墊砂包確使健側承重增加，如圖1。病人於一般姿勢，其患側承重平均值(mean)為0.45，墊砂包於患側則降為0.32，墊砂包於健側則升為0.56。

(二)墊砂包對動作中肱二頭肌之EMG整合值之影響：從患側肱二頭肌得之EMG整合值，其三種姿勢經2-way ANOVA分析之，如表2，可知EMG整合值與不同承重體位A.N.S姿確具有

意義之差異 $P < 0.001$ ，且其與實驗順序之間沒有具意義之差異， $P > 0.05$ ，且兩者之間互動亦不具意義， $P > 0.05$ ，經paired t-test檢定A姿、N姿、S姿三者之間，A位之肌活動值最低，比N位低，而N位又比S位低，如圖2 EMG之整合值(V_{av})單位為microvolts/sec，本實驗設計以30秒作7個動作，按本肌電圖之使用手冊[19]，所示之公式：

$$V_{av} = \frac{V_{pk-pk}}{\pi}, \text{ 得 } V_{pk-pk} = V_{av} \times \frac{30}{7} \times \pi$$

，換算各姿之平均值為：A姿每一個動作引發於肱二頭肌之連鎖反應平均值為82microvolts。N姿每一個動作引發於肱二頭肌之連鎖反應量平均值為93 microvolts。S姿每一個動作引發於肱二頭之連鎖反應平均值為111 microvolts。

(三)墊砂包對於活動中患側承重轉移之影響：若把各姿勢動作終點患側承重減去動作起點患側承重就得到動作中患側重量轉移之值(Wa-Wao)，把此值除以兩側總共承重轉移，即 $W_a - W_{ao} / (W_s - W_{so}) + (W_a - W_{ao})$ ，可得重量轉移中患側轉移之比值，以2-way ANOVA及paired T-test，分析三姿之患側承重轉移比值，得如表3，顯示A姿比N姿，N姿比S姿之患側承重轉移多，三者之差異具顯著意義， $P < 0.001$ ，且與實驗順序之間無關， $P > 0.05$ ，但二者之互動， $P < 0.05$ ，顯示有若干互動之關係。

(四)相關分析：把EMG值與(一)之承重分佈值和(三)之患側重量轉移比值，兩兩作相關分析，得 $P < 0.001$ 顯示極明顯之相關，即患側承重愈多時，其患側肱二頭肌EMG值就愈低。且患側重量轉移比亦愈大。如圖4。

討 論

本研究選用肱二頭肌，並以EMG加以測量，作為痙攣變化之指標，其原因乃是：

- (1)根據痙攣及連鎖反應之特性[1,2,3,4,5,6]，以EMG測量有幾個條件：a.必須病人被測部位在活動中。b.必須不是該動作之主要動作肌(prime mover)，否則測出來的值是包括隨意收縮(voluntary contraction)之肌活動值，當然不能代表痙攣之數據[11]。
- (2)本研究以肩前伸為主要動作，在其痙攣協同

Table 1. 2-Way ANOVA of Affected Side Weight Bearing Ratio

Source	D.F.	F	Tail Prob.
Mean	1	1213.69	0.0000*
Error	23		
Order	2	0.47	0.6253
Error	46		
Treat	2	131.20	0.0000*
Error	46		
OT	4	1.18	0.3243
Error	92		

Order Error: Error of Order Effect within A,N,S
Treat Error: Error of Postural Effect Within A,N,S
OT Error: Error of Interaction between Postural Effect and Order Effect

Table 3. 2-Way ANOVA of Affected Side Weight Shifting Ratio

Source	D.F.	F	Tail Prob.
Mean	1	490.90	0.0000*
Error	23		
Order	2	0.48	0.6238
Error	46		
Treat	2	60.83	0.0000*
Error	46		
OT	4	2.71	0.0349
Error	92		

Order Error: Error of Order Effect within A,N,S
Treat Error: Error of Postural Effect within A,N,S
OT Error: Error of Interaction between Postural Effect and Order Effect

Table 2. 2-Way ANOVA of Integrated EMG Level of Affected Side Biceps Brachii Muscle

Source	D.F.	F	Tail Prob.
Mean	1	49.06	0.0000*
Error	29		
Order	2	2.60	0.0832
Error	58		
Treat	2	28.37	0.0000*
Error	58		
OT	4	1.29	0.2766
Error	116		

Order Error: Error of Order Effect within A,N,S
Treat Error: Error of Postural Effect within A,N,S
OT Error: Error of Interaction between Postural Effect and Order Effect

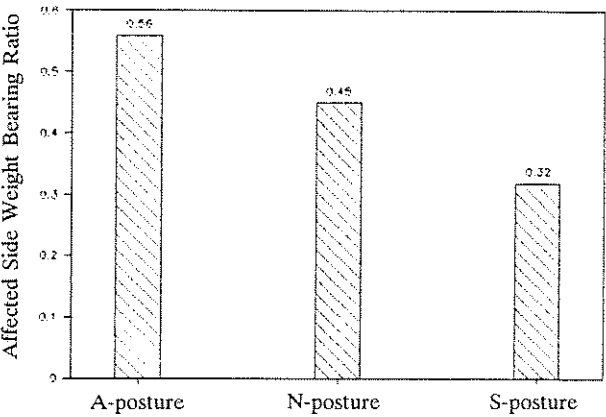


Figure 1. Affected Side Weight Bearing Ratio ($W_a/W_a + W_s$) of A.N.S posture

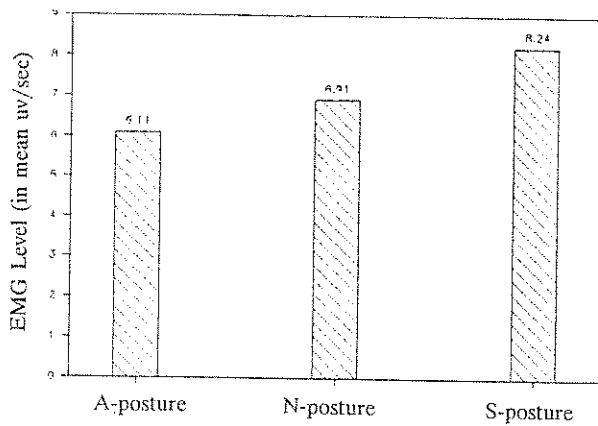


Figure 2. EMG Levels(in mean microvolts/sec) of A.N.S posture

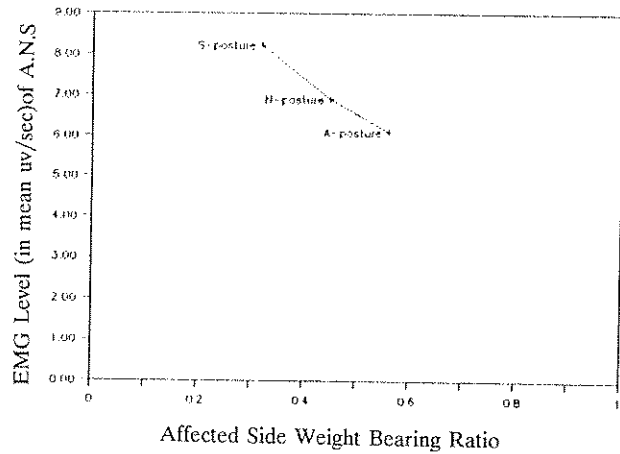


Figure 4. EMG Level Vs Affected Side Weight Bearing Ratio of A.N.S posture

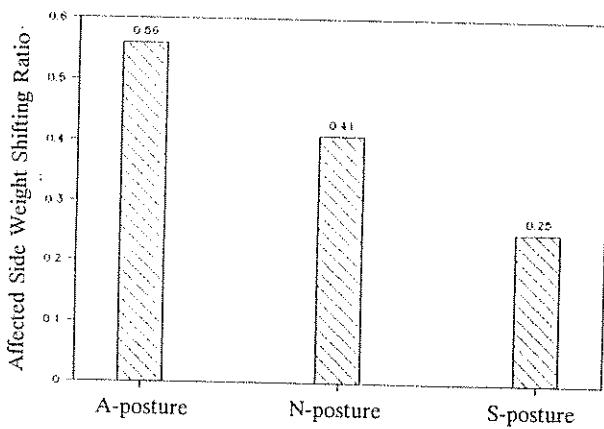


Figure 3. Affected Side Weight Shifting Ratio $Wa-Wao/(Wa-Wao)+(Ws-Wso)$ of A.N.S posture

(synergy pattern) 中肱二頭肌是極明顯被引發連鎖反應者，且其肌肉夠大，易於放置EMG的三個表面電極。

影響痙攣有太多因素，除在方法（五）及方法（六）所提控制「努力」及A.T.N.R，T.L.R之外，還有其他，如當時之情緒、溫度[1]...與當時隨意收縮之能力[11,12]，相關痙攣協同之強度[1,2,3,6]，故本研究乃設計以同一時段（三十分鐘）內作完一次三種姿勢之試驗，使上述因素視為相同而抵銷。故本實驗之結果，即EMG數值之變化可視為完全是承重變化之影響。

臨床上，一個治療技巧 要能有長效（long-term effect）才有意義，但如果有長效的話，在實驗中應該會造成對接在後頭的治療項目之影響，彼此之間會有若干程度之互動。此互動之程度則受前項治療項目之強度或反覆次數多少的影響。結果（三）之患側重心轉移比值與順序關係之互動具統計意義，而結果（一）之EMG值與結果（二）之患側承重值，兩者與順序之互動，皆無統計之意義，但因（一）、（二）、（三）三者之間，彼此有強烈相關，如結果（四）。因此，我們可以推論：不能排除重心變化對痙攣之長效影響的存在；而是本研究之設計（方法九），使其順序效果抵銷了，且每種姿勢35下之反覆，恰可顯明立即效果，但要顯明長期效果則失之於反覆次數太少了。

這或許可以解釋結果（一）（二）其互動不具意義之原因。而這些推論值得再作一個研究來證實。

根據表 1 中，患側承重比值經墊砂包從 S 姿之 0.32（mean）到 N 姿之 0.45，到 A 姿之 0.56，在此範圍內，本研究證實其對痙攣之影響，至於若患側承重再繼續增加，超過本實驗範圍多少仍適用？則有待進一步研究，才能確定。

承重轉移是軀幹，下肢全身性動作整合達一定水準之後才有的表現 [1,2,5,6]。在臨床上可以看到一個動作控制不足且姿勢反應差的病人常表現不敢動，其全身僵硬於維持其重心於不倒，經過訓練進步之後，可以不怕跌倒，然後敢小幅度變化重心；愈進步者其患側承重愈敢變化，幅度亦愈大。也就是說姿勢反應愈成熟。本研究結果（三）及（四）顯示當患側承重愈多時，其患側承重轉移比值也愈大，且痙攣愈小。因此我們可以推論！患側承重之技術不但有助於減輕痙攣且有助於動作控制及姿勢反應，似與 Bobath 之理論 [1] 吻合。

本研究所得之初步結論，確實證明了「增加患側的體重分佈可以明顯減少患側肱二頭肌在作肩前伸時的痙攣程度」，根據此結論，臨床上對中風病人的復健治療中，治療師應隨時注意調整患者患側與健側之體重分佈，以求獲得正常的姿勢反應，除了減除痙攣之外，並建立病人正確的動作控制，而達到治療目標。

誌 謝

感謝資訊室陳士良先生對本研究統計之幫助。

參考文獻

1. Bobath B: Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment. 2nd ed. London: William Heinemann Medical Books Limited, 1978:8-10, 58-63, 103, 136.
2. Duncan PW, Darke MB: Stroke Rehabilitation: The Recovery of Motor Control. 1987;23, 161-97.
3. Davies PM: Step to Follow: A Guide to the Treatment of Adult Hemiplegia Based on the Concept of K & B Bobath. Springer -Verlag Berlin Heidelberg, 1985:35-42, 123-6,183.
4. Umphred DA: Neurological Rehabilitation. Toronto: CV Mosby Company, 1985: 492-510.
5. Johnstone M: Home Care for the Stroke Patient: Living in a Pattern. 2nd ed. England: Churchill Livingstone, 1984:29-38,55.
6. Johnstone M: Restoration of Motor Function in the Stroke Patient. 2nd ed. England: Churchill Livingstone, 1983:66, 170.
7. Mills VM, Quintana: Electromyography results of exercise of overflow in hemiplegic patients. Phys Ther 1985;65:1041-5.
8. Kaplan N: Effect of splinting on reflex inhibition and sensorimotor stimulation in treatment of spasticity. Arch Phys Med Rehabil 1962;43 :565-9.
9. Wolf SL, Binder SA: Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient: Changes in upper extremity neuromuscular and functional status. Phys Ther 1983;63:1393-403.
10. Wolf SL, Binder SA: Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient: Changes in lower extremity neuromuscular and functional status. Phys Ther 1983;63:1404-13.
11. Odeen I: Reduction of muscle hypertonus by long-term muscle stretch. Scand J Rehab Med 1981;13:93-9.
12. Wolf SL, Baker MP, Kelly JL: EMG biofeedback in stroke: Effect of patient characteristics. Arch Phys Med Rehabil 1979;60:96-102.
13. Katz RT, Rymer WZ: Spasticity hypertonia: mechanisms & measurement. Arch Phys Med Rehabil 1989;70:144-55.
14. Bohannon RW, Larkin PA, Smith MB, Horton MG: Relationship between static muscle strength deficits and spasticity in stroke patients with hemiparesis. Phys Ther 1987;67:1068-71.
15. Casey JM, Moore ML: Spasticity: What to do when it becomes harmful. J Musculoskel Med 1985;2:29-35.

16. Delwaide PJ: Electrophysiological analysis of the mode of action of muscle relaxants in spasticity. *Ann Neurol* 1985;17:90-5.
17. Wolf SL: Electromyographic biofeedback applications to stroke patients: A critical review. *Phys Ther* 1983;63:1448-59.
18. Wolf SL: Essential considerations in the use of EMG biofeedback. *Phys Ther* 1978;58:25-31.
19. EMG 120 DI 120 Biofeedback systems instruction manual.

The Effects of Different Weight Bearing on Spasticity during Exercise in Stroke Patients

Sue-May Kang Rai-Chi Chan Tao-Chang Hsu

The purpose of this study was to evaluate the effects of different weight bearing on reducing spasticity in stroke patients. Quantity of spasticity was defined as level of associated reaction during exercise. It can be measured by surface integrated EMG levels.

Thirty cerebrovascular accident patients(Brunnstrom's stage II-V in upper extremity) performed forward target-touching exercise in sitting position. The exercise was performed with affected shoulder flexion and keeping elbow straight while the associated reaction in same side biceps brachii was monitored by integrated EMG levels and the weight bearing of both feet was measured by 2 weights. All factors influencing spasticity were under control except 3 different weight bearing postures:1)A-posture: A sand bag was put under sound hip to enhance affected side

weight bearing. 2) S-posture: A sand bag was put under affected hip to enhance sound side weight bearing. 3)N- posture: Neutral position without any sand bag.

Significant difference ($p < 0.001$) was found in different postures of affected side weight bearing ratio, integrated EMG levels of the affected side biceps brachii and affected side weight shifting ratio. All above 3 had significant correlation relationships($p < 0.001$) which is the more affected side weight bearing, the less integrated EMG level of affected side biceps brachii, the more the affected side weight shifting ratio.

It is concluded that some degrees of affected side weight bearing have the effect on desired normal postural reaction and reduce spasticity during exercise in the rehabilitation of stroke patients.