

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

※※※

※ 創傷性腦傷患者之運動功能癒後與生活品質調整後 ※
※ 存活時間之研究—後續研究 ※
※ Motor Function Outcome and Quality Adjusted ※
※ Survival Time of the Traumatic Brain Injured ※
※ Patients-continuing study ※

※※※

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-308

執行期間：90年8月1日至91年7月31日

計畫主持人：胡名霞 台大醫學院物理治療學系

共同主持人：曹昭懿 台大醫學院物理治療學系

計畫參與人員：黃勝堅醫師 國立台灣大學醫學院神經外科
邱文達院長 私立台北醫學院附設醫院
王榮德教授 國立台灣大學公共衛生學院

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

執行單位：台大醫學院物理治療學系

中華民國 91年 10月 30日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

創傷性腦傷患者之運動功能癒後與生活品質調整後存活時間之研究—
後續研究

Motor Function Outcome and Quality Adjusted Survival Time of
the Traumatic Brain Injured Patients—continuing study

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-308

執行期限：90 年 8 月 1 日至 91 年 7 月 31 日

主持人：胡名霞 國立台灣大學物理治療學系

共同主持人：曹昭懿 國立台灣大學物理治療學系

計畫參與人員：黃勝堅醫師 國立台灣大學醫學院神經外科

邱文達院長 私立台北醫學院附設醫院

王榮德教授 國立台灣大學公共衛生學院

一、中文摘要

民國 86 年 1 月通過的「道路交通安全管理處罰條例」中，規定全民騎乘機車必須戴安全帽（即所謂安全帽法）以保護國人生命安全並減輕腦傷意外的社會成本。本研究分為兩個部分，第一是以問卷調查台灣外傷防治中心資料庫個案以及台大醫院腦傷病例(共 327 例)之生活品質評分(Rosser Questionnaire)，比較安全帽法實施前後因機車交通意外導致之創傷性腦傷患者的健康生活品質調整後存活時間(QALY)的改變情形。結果顯示安全帽法實施前 150 名個案的 QALY 為 125.6 月，安全帽法實施後 177 名個案之 QALY 則明顯增加為 452.5 月，顯示安全帽法實施對機車騎士遭遇腦傷意外後之健康生活品質有顯著提昇的效應。其次於本年(第三年)計劃增加以世界衛生組織生活品質問卷(WHOQOL)調查新發病例(N=82)之生活品質，結果發現生理健康範疇平均 68.47 分，心理範疇平均 61.9 分，社會關係範疇平均 61.02 分，環境範疇平均 64.17 分。研究計劃第三部分則追蹤調查台大醫院新病例之運動功能。結果三年內共完成九十一名個案(含本年度 33 名個案)。其中共有 57 名輕度腦傷、23 名中度腦傷以及 8 名重度腦傷患者(3 名患者 Glasgow Coma Scale 不明)。初步分析結果顯示追蹤期間站姿手前伸距離以及向後位移距離有較明顯進

步；若為雙腳肌力正常之腦傷患者，肌電圖反應大致與正常類次，但異常肌電圖出現頻率有增加的趨勢。

關鍵詞：創傷性腦傷、運動功能、平衡功能、生活品質

Abstract

This article provides guidance for report writing under the Grant of National Science Council beginning from fiscal year 1998.

Keywords: Research Project, Report Style, National Science Council

二、緣由與目的

隨著交通的日益繁忙，台灣地區

傷害事故所造成的死亡事件長年高居國人十大死因第三位，對四十歲以下的年輕人而言，更屬第一大死因。曹昭懿等人的研究指出，國人的頭部外傷死亡率由民國 63 年以後有逐漸年輕化的趨勢。因此，為了保護我國的年輕人，以及減輕腦傷意外的社會成本，在民國 86 年 1 月通過的「道路交通安全管理處罰條例」中，特別規定全民騎乘機車必須戴安全帽（即所謂的安全帽法），並於民國 86 年 6 月強制執

行。曹昭懿等人並推估在安全帽法實施後，台北市每年約可救回 6240 個健康生活品質調整後存活年數 (quality-adjusted survival year)，即以健康生活品質調整後存活年數作為事故對存活率及生活品質之影響的評估指標。本計劃擬由兩個方向來研究創傷性腦患者的預後情形：(一) 計算在安全帽法實施後，發生腦傷意外時有無戴安全帽者之健康生活品質調整後存活年數之實證數據，以期與前驅研究取得之安全帽法實施前的計量結果相比較。

(二) 檢驗創傷性腦傷患者 1 年內 (及包括復健過程中及復健結束後) 的身體運動功能狀態的改變情形。

三、結果與討論

(一) 由台灣外傷防治中心取得大台北地區 83 年 6 月至 88 年 6 月間騎機車之腦傷病患資料，六年間共 2414 人。由各年度隨機抽樣 50 人 (共 327 人) 以 Rosser 量表進行問卷調查以了解其生活品質。此 327 人之基本資料如表一。經分析後得知安全帽法實施前 150 名個案的 QALY 為 125.6 月，安全帽法實施後 177 名個案之 QALY 則明顯增加為 452.5 月，顯示安全帽法實施對機車騎士遭遇腦傷意外後之健康生活品質有顯著提昇的效應 (圖一、圖二)。此外又分析戴安全帽與不戴安全帽之差異，發現有戴安全帽者不論是依計算到追蹤日期或是終其一生的時間點所算出來的生活品質調整後存活時間的值皆優於沒戴安全帽者 (表二)。

(二) 於本年度後續追蹤研究中增加之世界衛生組織生活品質問卷調查，研究對象為本年度電話訪問之機車意外傷害腦傷患者，以及台大醫院新發病之腦傷病例，共 82 名。此組個案發病原因以車禍最多，佔 80%，而騎乘機車者又佔所有車禍腦傷病例之 81% (表三)。調查結果發現在生理健康範疇方面，腦傷患者總平均分數為 68.47 分，而有戴安全帽者為 72.48 分，

無戴帽者為 67.95 分 (表四)。心理範疇方面，腦傷患者總平均分數為 61.90 分，而有戴安全帽者為 66.04 分，無戴帽者為 61.18 分。社會關係範疇方面，腦傷患者總平均分數為 681.02 分，而有戴安全帽者為 63.04 分，無戴帽者為 60.62 分。環境範疇方面，腦傷患者總平均分數為 64.17 分，而有戴安全帽者為 65.48 分，無戴帽者為 65.03 分。戴安全帽對腦傷患者生理健康以及心理等兩生活品質範疇影響較為明顯。

(三) 自 88 年 8 月開始由台大神經外科轉介收錄新發病之腦傷個案至今共收錄 91 名。每位病例於受傷後一個月、三個月、六個月及一年對其進行身體運動功能狀態、平衡能力與行走能力的測試，以及兩下肢姿勢肌反應的測試及分析。表五為運動功能測試之腦傷個案之基本資料與特徵，約 63% 以上病例屬輕度腦傷，受傷原因以騎乘機車為主。主訴症狀最多的為頭痛 67%、其次為注意力變差或頭暈。

在個案行走與平衡能力方面，個案於發病後不同時間前來檢測之結果並無太大差異。發病後三個月的步行速度較低可能反應了有些中重度腦傷患者第一個月無法受測，僅能於第三個月第一次受測，所以分數偏低 (表六)。若比較同一病例前後受測結果，則可看出所有運動功能項目，如十公尺步行速度、柏格式平衡分數及站姿手前伸等測驗均有逐漸進步情形，而以站姿手前伸、向後重心位移能力等進步較為明顯 (表七)。

動態姿勢平衡儀檢查結果顯示，在感覺情況改變下維持穩定的能力有逐漸改善的情形 (平均分數於受傷後一個月為 64 分、三個月 64 分、六個月 70 分、十二個月 77 分)。八方向持續重心轉移的能力方面，個案所得之評估分數隨著受傷時間增長進步，個案將重心位移至目標的路徑逐漸減短 (圖三)，而且所需時間亦減少 (圖

四)。

從兩下肢姿勢肌反應的測試及分析結果(表九)發現有異常肌電圖表現的個案,其臨床表現如年齡、受傷初期昏迷指數與電腦斷層掃描皆無明顯異常,因此日後不管患者的臨床表現如何,均需要檢查其姿勢肌的肌電圖,方能判斷其神經機制是否有異常之處。而下肢肌力正常之腦傷患者於發病後一個月內收集且完成肌電圖分析者有33名,其下肢姿勢肌在受到站立平台向上或向下旋轉干擾時之肌電圖反應表現大致已達正常範圍,唯患者之變異性與異常比例較大。

四、計畫成果自評

本研究執行至今完全依預期進度順利完成。經台灣外傷中心取得資料而進行之生活品質問卷,經實證分析得知83至88年間大台北地區因騎機車而導致腦傷的病例於安全帽法實施後之健康生活品質存活時間有大幅提昇,顯示佩帶安全帽的確可以有效減輕受傷之嚴重程度,並進而改善傷後之生活品質。

而新病例之評估結果顯示即使為輕度腦傷個案,其步行與平衡能力亦有下降情形,而連續追蹤可見到逐漸復原的情形尤以站姿手前伸與向後位移最為明顯。因此腦傷後物理治療介入應加強平衡功能訓練。

在兩下肢姿勢肌反應的測試及分析方面可以得知兩下肢肌力正常、受傷後一個月內的創傷性腦傷患者,其姿勢肌的表現大致已達正常範圍,唯變異性與異常比例較大,是創傷性腦傷患者異於常人之處。相關內容已投稿,由「物理治療雜誌」審查中(附錄一)。

五、參考文獻

1. 丁先玲、王榮德、許文林。台灣地區居民意外災害及惡性腫瘤、腦血管疾病之累積死亡率與潛在生命損失之長期趨勢

(1971-1990)。中華衛誌 1993;12:84-91。

2. Kraus JF. Epidemiology of head injury. In: PR Cooper (ed), Head Injury, 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins 1993:1-25.

3. Chiu WT, Raporte RE, Gururaj G, et al. Head injury in developing countries. In: RK Narayan, JE Wilberger, JT Povlishock (eds), Neurotrauma, New York: McGraw-Hill. 1996:905-911.

4. 邱文達。頭部外傷流行病學—世界各地區研究之文獻回顧—。北醫學報 1992;21(1):1-16

5. 林慧雯、邱文達、郭家英等人。青少年頭部外傷之描述性流行病學研究。北醫學報 1995;24(2):29-35。

6. Colantonio A, Dawson DR, McClellan BA. Head injury in young adults: long-term outcome. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:550-558.

7. Tsao JY, Lee WC, Wang JD. Age-period-cohort analysis of motor vehicle mortality in Taiwan, 1974-1992. Accid Anal and Prev 1996;28:619-626.

8. Tsao JY, Hwang JS, Chiu WT, et al. Estimation of expected utility gained from the helmet law in Taiwan by quality-adjusted survival time. Accid Anal Prev (in press).

9. Hillier SL, Sharpe MH, Metzger J. Outcome 5 years post-traumatic brain injury. Brain Inj 1997;11(9):661-75.

10. Klonoff PS, Costa LD, Snow WG. Predictors and indicators of quality of life in patients with closed-head injury. J Clin Exp Neuropsychol 1986;8:469-485.

11. Asikainen I, Kaste M, Sarna S. Predicting late outcome for patients with traumatic brain injury referred to a rehabilitation programme: a study of 508 Finnish patients 5 years or more after injury. Brain Inj 1998;12:95-107.

12. Massagli TL, Michaud LJ, Rivara FP.

- Association between injury indices and outcome after severe traumatic brain injury in children. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:125-132.
13. Geurts ACH, Ribbers GM, Knoop JA, et al. Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:639-44.
14. Guskiewicz KM, Riemann BL, Perrin DH, et al. Alternative approaches to the assessment of mild head injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29(7):S213-S221.
15. Shumway-Cook A, Olmscheid R. A systems analysis of postural dyscontrol in traumatically brain-injured patients. *J Head Trauma Rehabil* 1990;5:51-62.
16. Rosser R, Cottee M, Rabin R, et al. Index of health-related quality of life. In: A. Hopkins (ed) *measures of Quality of Life*. London: Royal college of Physicians of London. 1992:81-90, 147-153.
17. 邱文達。台灣地區安全帽立法執行成效評估－1994&1997年。中美腦外傷研討會，台北，台北醫學院，民國86年9月8日。
18. Drummond MF, Stoddart GL, Torrance GW. *Methods for the economic evaluation of health care programmes*. Oxford, U.K.: Oxford University Press. 1987:5-17, 126-128.
19. Bangdiwala SI, Anzola-Perez, Romer C, et al. The incidence of injuries in young people: I. Methodology and results of a collaborative study in Brazil, Chile, Cuba and Venezuela. *Int J Epidemiol* 1990;19:115-124.
20. Grisso JA, Wishner AR, Schwarz DF, et al. A population-based study of injuries in inner-city women. *Am J Epidemiol* 1991;123:59-68.
21. Hwang JS, Tsao JY, Wang JD. Estimation of expected quality adjusted survival by cross-sectional survey. *Stat Med* 1996;15:93-102.
22. Torrance GW. Measurement of health state utilities for economic appraisal- a review. *J Health Econ* 1986;5:1-30.
23. Bergner M, Bobbitt RA, Carter WB, et al. The sickness impact profile: development and final revision of a health status measurement. *Med Care* 1981;19:787-805.
24. Ware JE, Sherbourne CD. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36): I. Conceptual framework and item selection. *Med Care* 1992;30:473-483.
25. Euroqol group. Euroqol: a new facility for the measurement of health-related quality of life. *Health Policy* 1990;16:199-208.
26. Hwang JS, Wang JD. Monte Carlo estimation of extrapolation of quality-adjusted survival for follow-up studies. *Stat in Med*, accepted.
27. Lehmann JF, Boswell S, Price R, et al. Quantitative evaluation of sway as an indicator of functional balance in post-traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:955-62.
28. Zasler ND. Mild traumatic brain injury: medical assessment and intervention. *J Head Trauma Rehabil*.1993;8(3):13-29.
29. Roland PS, Otto E. Vestibular dysfunction after traumatic brain injury: evaluation and management. In: Ashley MJ, Krych DK, ed *Traumatic Brain Injury Rehabilitation*. CRC Press Inc ,1995:132-169.
30. Ingersoll CD, Armstrong CW. The effects of closed-head injury on postural sway. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24(7):739-743.
31. Wade LD, Canning CG, Fowler V, et al. Changes in postural sway and performance of functional tasks during rehabilitation after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1107-1111.

32. Wober C, Oder W, Kollegger H. Posturographic measurement of body sway in survivors of severe closed head injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:1151-1156.
33. Wober C, Oder W, Kollegger H, et al. Postural imbalance in patients with severe head injury: A posturographic study. In: Woollacott MH, Horak F, eds. *Posture and Gait: Control Mechanism*, Portland: University of Oregon Books, 1992: Vol II: 180-183.
34. Faculijak PF, Panzer VP. Dynamic limits of stability in normal subjects and patients with brain injury. In: Woollacott MH, Horak FB, eds. *Posture and Gait: Control Mechanism*, Portland: University of Oregon Books, 1992: Vol II: 59-62.
35. Newton RA. Review of tests of standing balance abilities. *Brain Inj* 1989;3:335-343.
36. Newton RA. Balance abilities in individuals with moderate and severe traumatic brain injury. *Brain Inj* 1995;9(5):445-451.
37. Voorhees RL. The role of dynamic posturography in neurologic diagnosis. *Laryngoscope* 1989;99(10):995-1001.
38. Nashner LM. Computerized dynamic posturography: clinical applications. In: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM eds. *Handbook of Balance Function Testing*. Mosby Year Book, 1993:308-334.
39. Gelber DA. The neurologic examination of the traumatically brain-injured patient. In: Ashley MJ, Krych DK., ed. *Traumatic Brain Injury Rehabilitation* CRC Press Inc., 1995:23-41.
40. Goldie PA, Bach TM, Evans OM. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 1989;70:510-517.
41. Berg KO, Maki BE, Williams JJ, et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:1073-1080.
42. 胡名霞、林慧芬。成年人站立平衡之研究-感覺整合與年齡效應之分析。中華物理治療誌 1994;19(1):66-77.
43. Sharpe MH, Bamford E. Test-retest reliability of the sensory organization test in normal adults. In: Woollacott MH, Horak F, eds. *Posture and Gait: Control Mechanism*, Portland: University of Oregon Books, 1992: Vol I: 234-237.
44. Hu MH, Hung YC, Huang YL, et al. Validity of force platform measures for stance stability under varying sensory conditions. *Proceedings of the National Science Council, ROC Part B: Life Sciences* 1996;20(3):78-86.
45. Ford-Smith CD, Wyman JF, Elswick Jr, RK, et al. Test-retest reliability of the sensory organization test in noninstitutionalized older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:77-81.
46. Clark S, Rose DJ, Fujimoto K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1078-1084.
47. Chuang CC, Hu MH, Lin KH, et al. Assessment of dynamic stability in normal subjects and patients with Parkinson's disease. *JPTA ROC* 1994;19(2):106-115.
48. Holden MK, Grill KM, Magliozzi MR, et al. Clinical gait assessment in the neurologically impaired: reliability and meaningfulness. *Phys Ther* 1984;64(1):35-40.
49. Wall JC. Measurement of the temporal gait parameters from a videorecording. In: Woollacott MH, Horak FB, eds. *Posture and Gait: Control Mechanism*, Portland: University of Oregon Books, 1992: Vol I: 440-443.

表一、83-88 年 Rosser 問卷個案基本資料

		沒戴安全帽 (N=239)	%	有戴安全帽 (N=88)	%	總和 (N=327)	%
年齡層(歲)	<19	45	19%	13	15%	58	18%
	20-39	121	51%	47	53%	168	51%
	40-64	56	23%	22	25%	78	24%
	>65	17	7%	6	7%	23	7%
	平均	33.69		33.72		33.69	
性別	男	153	64%	61	69%	214	65%
	女	86	36%	27	31%	113	35%
出院結果 (GOS)	死亡	6	3%	0	0%	6	2%
	植物人狀態	4	2%	0	0%	4	1%
	意識清楚但靠人生活	7	3%	2	2%	10	3%
	行動障礙但能獨立	12	5%	2	2%	14	4%
	良好	193	81%	78	89%	271	83%
	不詳	3	1%	6	7%	22	7%
住院時昏迷指數 (GCS)	重度(3~8)	28	12%	3	3%	31	9%
	中度(9~13)	25	10%	6	7%	31	9%
	輕微(14-15)	183	77%	77	88%	260	80%
	不詳	4	2%	2	2%	5	2%

表二、83 至 88 年 Rosser 問卷個案健康生活品質調整後存活時間計量值

	至追蹤日期		至推估存活日期	
	83-85 年	86-88 年	83-85 年	86-88 年
All	92 (n=150)	128.1 (n=177)	125.6	452.5
with helmet	134.3 (n=26)	129.2 (n=62)	497.1	457.6
without helmet	88.5 (n=124)	127 (n=115)	123.3	440.6

表三、WHOQOL 個案資料表(n=82)

		n	%
age	<19	6	7%
	20-39	46	56%
	40-64	24	29%
	>65	6	7%
gender	male	61	74%
	female	21	26%
cause	車禍	66	80%
	(車禍-戴安全帽)	27	33%
	(車禍-無安全帽)	39	48%
	跌落	3	4%
	遭人攻擊	1	1%
	運動傷害	0	0%
	墜落物襲擊	0	0%
	跌倒	3	4%
	其他	2	2%
	不詳	7	9%
GCS	mild(1-8)	5	6%
	moderate(9-13)	11	13%
	severe(14-15)	61	74%
	unknown	5	6%
survival time(n=81)	<1M	18	22%
	1-3M	11	13%
	3-6M	1	1%
	6-12M	1	1%
	>12M	50	61%

表四、WHOQOL 四個範疇值 (N=82)

	生理健康	心理	社會關係	環境
全部個案 (n=81)	68.47±11.66	61.90±10.33	61.02±10.94	64.17±9.60
機車-all(n=66)	69.80±10.96	63.17±9.29	61.61±10.84	65.21±9.13
機車-helmet(n=46)	72.48±9.77	66.04±8.91	63.04±9.70	65.48±7.82
機車-non-helmet(n=20)	67.95±11.47	61.18±9.13	60.62±11.57	65.03±10.03

表五、運動功能測試個案之基本資料

病患基本資料與特徵	全部病患(N=91)	%
年齡(歲)	35.53±15.31	
範圍	16-77	
性別(男/女)	63/28	
身高(cm)	165.79±8.88	
體重(kg)	61.15±11.83	
初期昏迷指數 (GCS)		
輕微(14-15)	57	63%
中度(9-13)	23	26%
重度(3-8)	8	9%
不詳	3	2%
電腦斷層結果(複選)		
NIL	31	34%
SAH	24	27%
SKULL FRACTURE	0	0%
ICH	21	23%
SDH	19	21%
BRAIN SWELLING	2	2%
EDH	5	6%
BRAIN CONTUSION	4	4%
受傷原因		
車禍	52	58%
跌落	10	11%
遭人攻擊	2	2%
運動傷害	0	0%
墜落物襲擊	0	0%
跌倒	8	9%
其他	10	11%
不詳	8	9%
病人主訴症狀(複選)		
頭暈	37	41%
頭痛	60	67%
注意力變差	43	48%
善忘	32	36%
耳鳴	21	23%

對光線敏感	11	12%
對噪音敏感	15	17%
週邊顏面神經麻痺	3	3%
動作障礙	25	28%
關節僵硬	7	8%
言語困難	4	4%
吞嚥困難	3	3%
視覺障礙	15	17%
性情改變	24	27%

表六、行走及平衡能力（依受傷後時間列表）

	一個月 (N=64)	三個月 (N=33)	六個月 (N=24)	十二個月 (N=18)
步行 10 公尺				
舒適步行速度(m/min)	61.69±14.82	55.80±17.01	65.51±18.38	68.38±11.14
快走步行速度(m/min)	87.88±22.59	78.91±27.45	94.88±22.62	94.83±18.02
伯格式平衡量表	43.24±11.71	43.85±7.37	46.25±4.29	47.28±1.41
手前伸距離(cm)	22.83±5.74	22.06±5.94	23.33±4.79	25.00±0.00

表七、行走及平衡能力重複測試兩次以上者之前後比較 (n=36)

	第一次	第二次
步行 10 公尺		
舒適步行速度(m/min)	63.00±12.73	65.25±16.21
快走步行速度(m/min)	90.68±23.07	92.51±21.58
伯格式平衡量表	41.64±13.35	46.67±3.61
手前伸距離(cm)	14.18±3.14	23.89±3.96
向後位移長度 (%)	262.27±165.53	285.49±171.82
向後位移時間 (sec)	4.23±2.49	3.85±2.24

表八、規律重心轉移測試結果

測驗情況	病患動作振幅（%穩定極限）			
	一個月(N=62)	三個月(N=33)	六個月(N=24)	十二個月(N=18)
左右方向-慢速	49.39±11.66	48.73±13.56	46.73±12.11	48.73±7.02
左右方向-中速	54.13±12.01	55.22±16.70	52.83±11.21	57.36±8.26
左右方向-快速	54.31±14.46	53.21±17.31	53.80±12.46	57.00±8.57
前後方向-慢速	2.84±0.35	43.89±15.20	47.79±10.53	51.15±7.73
前後方向-中速	2.00±0.14	54.25±14.90	54.48±12.04	57.23±5.57
前後方向-快速	1.03±0.07	47.80±13.87	54.06±12.24	48.53±15.20

表九、肌肉之反應起始時間（毫秒）

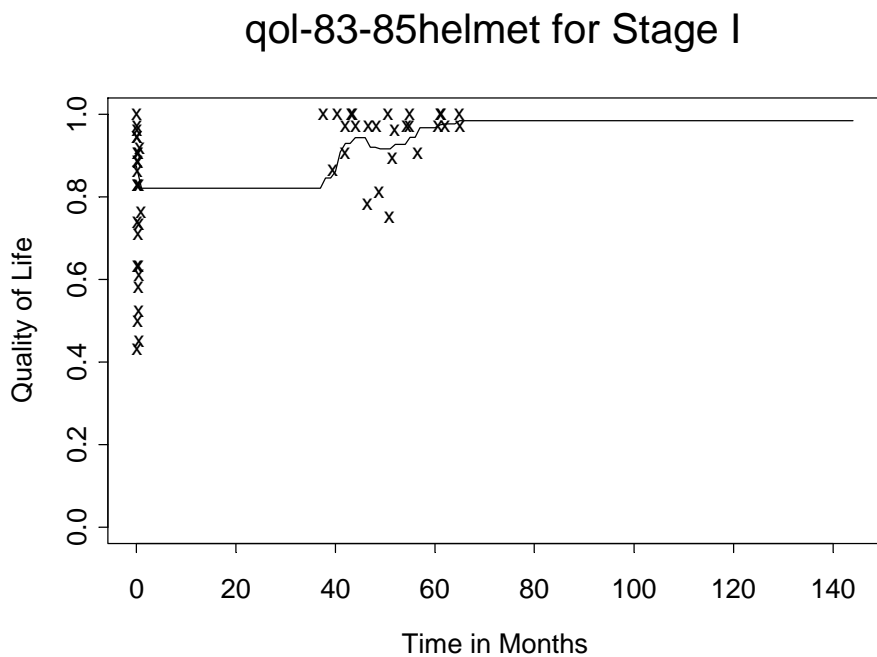
	向上旋轉	向下旋轉	p 值
腓腸肌	71.1±35.1(45~215)	121.8±34.7(44~184)	0.000*
脛前肌	127.0±23.7(96~184)	85.7±35.0(38~202)	0.000*
膕旁肌	86.6±31.9(36~193)	148.2±59.6(43~251)	0.000*
股四頭肌	137.5±37.2(81~230)	83.7±38.9(43~159)	0.086

註：所列數值為平均值±標準差，括弧內數值為最小、最大值。

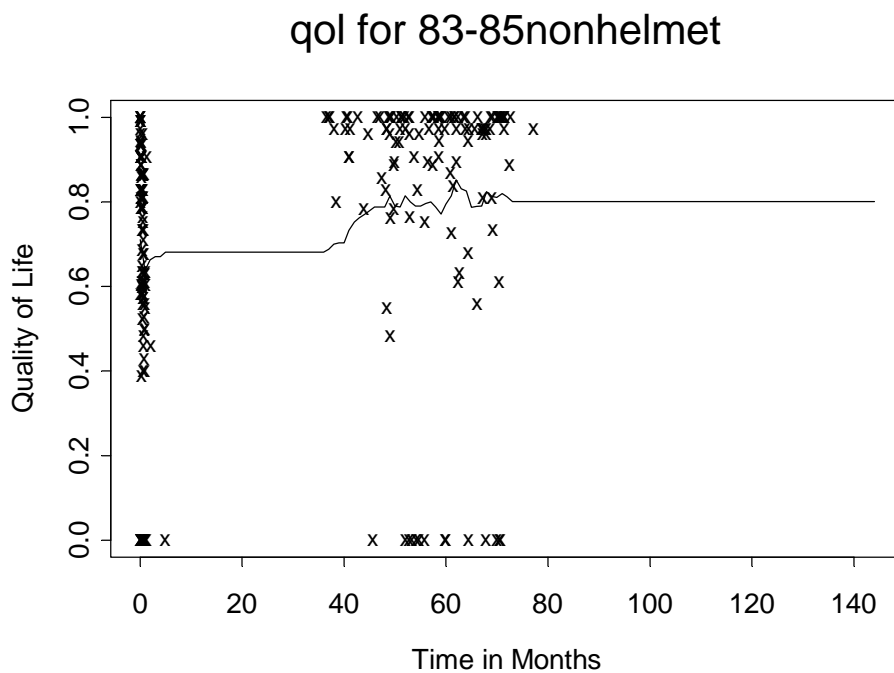
*p<0.05

圖一、健康生活品質分析結果-安全帽法實施前(83-85 年)。A: 有戴安全帽，B:無戴安全帽。

A



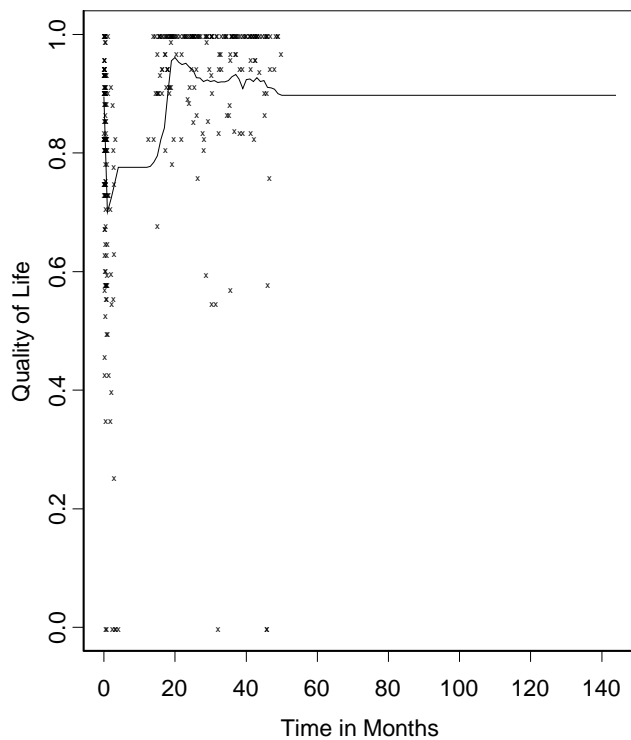
B



圖二、健康生活品質分析結果-安全帽法實施後(86-88 年)。A: 有戴安全帽，B:無戴安全帽。

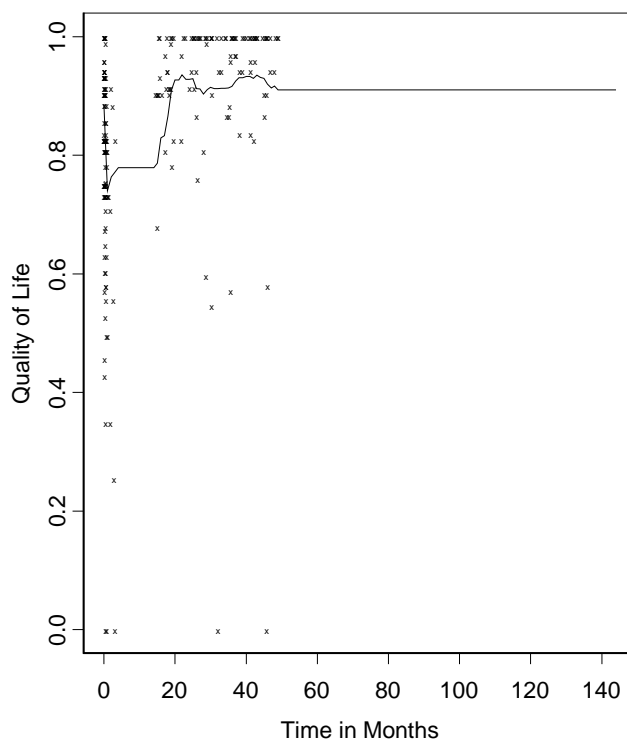
A

QOL86-88 for Stage I

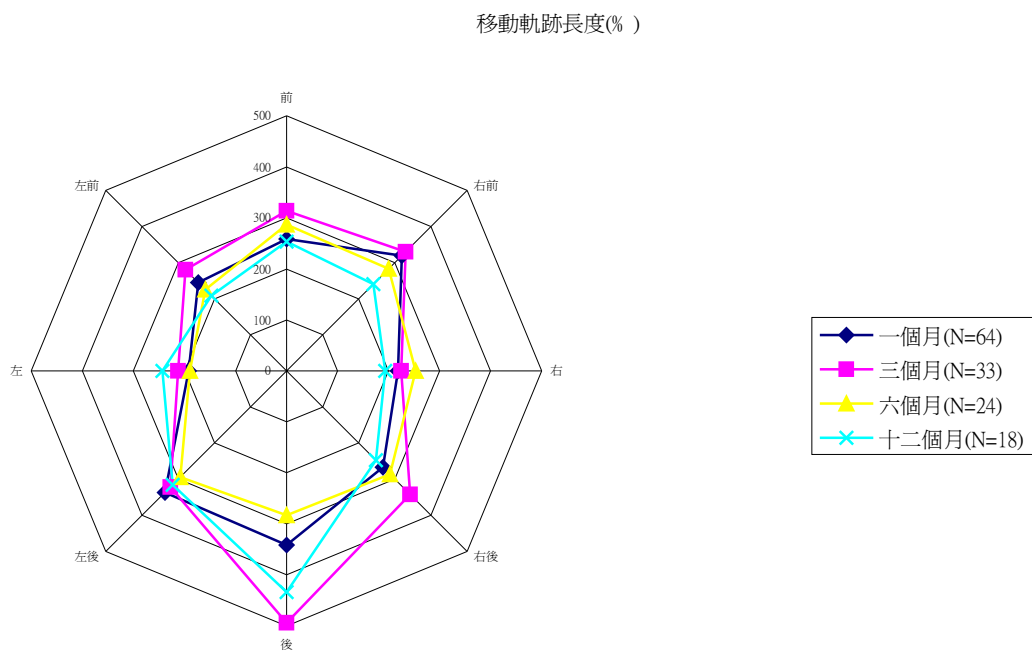


B

qol for Stage I

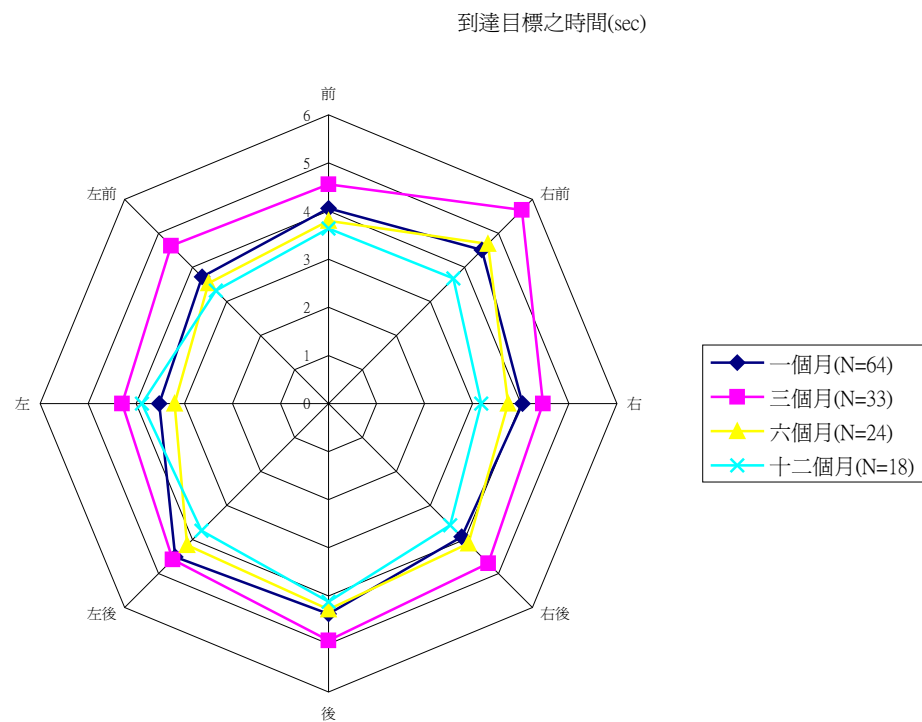


圖三、移動軌跡長度（一、三、六、十二個月）



圖

四、到達目標之時間（一、三、六、十二個月）



(附錄一)

創傷性腦傷患者受傷初期之姿勢肌反應時間參數之
敘述性分析研究

胡名霞、李曉惠、黃勝堅*、曹昭懿

台大醫學院物理治療學系暨研究所

*臺大醫院神經外科

通信作者：胡名霞

通信處：臺北市 100 中山南路 7 號 台大醫學院物理治療學系

電子郵件地址：mhh@ntu.edu.tw

電話：(02)2389-6194

傳真：(02)2331-3598

摘要

目的：本研究目的是描述創傷性腦傷患者受傷初期下肢姿勢肌在受到站立平台向上或向下旋轉干擾時之肌電圖反應情形。**方法：**共取得 33 位 18 至 67 歲、受傷一個月內、兩下肢肌力皆屬於正常級之腦傷患者為測試對象。以電腦動態姿勢平衡儀及所附八頻道體表肌電圖系統，進行兩下肢姿勢肌，包括脛前肌、腓腸肌、股四頭肌與脛旁肌之肌電圖反應測試及分析。**結果：**各肌肉的反應人數比例，除了腓腸肌與脛前肌的短潛伏期之間有顯著差異 ($p < 0.02$)，股四頭肌在向上旋轉干擾時的反應人數比例較向下旋轉干擾時來得大 ($p < 0.05$) 外，其餘肌肉的反應人數比例在兩種干擾下並無顯著差異。在反應起始時間方面，除了股四頭肌外，其餘肌肉的反應起始時間在兩種干擾下均有顯著差異 ($p < 0.0001$)。遠端肌肉早於近端肌肉收縮時序出現比例在向上旋轉干擾與向下旋轉干擾之間無統計上顯著差異。**結論：**與文獻做比較時，兩下肢肌力正常、受傷後一個月內的腦傷患者之姿勢肌表現大致已達正常範圍，唯患者之變異性與異常比例較大。

關鍵詞：肌電圖、姿勢控制、創傷性腦傷

生活中，常常有些突發狀況或情境影響著我們的站立平衡，如公車的突然啟動或緊急煞車，會讓我們的平衡受到前後或左右方向水平位移干擾，而在搖晃的船上或碼頭上，則會受到上下或以腳踝為軸的轉動位移干擾，因此，了解地面干擾如何影響我們的站立平衡，是一項重要的議題。人體受到外來干擾時，需分析視覺(vision)、前庭覺(vestibular system)、以及體感覺(somatosense)等三個系統所回饋的訊息，透過姿勢肌的反應，以維持平衡。¹ 因此在實驗室中常以可移動的干擾平台配合肌電圖系統，來得知在受到外來干擾時，姿勢肌的反應型態，包括肌肉反應起始時間(onset time)、反應的振幅(amplitude)、反應的時間(duration)等參數，以了解人體如何進行「姿勢控制」(postural control)；而這

些參數的數值常會隨著所患疾病之不同而異，例如腦中風患者姿勢肌反應起始時間有延遲的現象，²小腦病變患者姿勢肌反應振幅有增大的趨勢等。³

造成干擾所用的干擾平台，通常分為前後水平位移和以腳踝為軸的上下轉動位移兩種，各引發不同的肌肉反應。水平方向干擾時，例如當所站立的干擾平台突然水平向後移動時，由於慣性的影響，身體會向前擺動（forward sway），此時腓腸肌（gastrocnemius）、脛旁肌（hamstrings）等下肢背側的肌肉群會協同收縮（synergistic contraction），將軀幹回正，以預防身體向前跌倒。⁴此反應中受牽拉（stretch）的腓腸肌被活化，出現短潛伏期（short latency）及中潛伏期（medium latency）的反應，而以中潛伏期反應較為常見，其起始時間約為干擾後 80msec（ms），此機制可使人體在水平位移干擾後 500msec 內，恢復到原先的直立狀態。⁵當個體所站立之平台突然向上旋轉（upward tilt）而干擾站立平衡時，踝關節產生背屈（dorsi-flexion）動作，腓腸肌亦因受牽拉而產生短潛伏期和中潛伏期的兩組肌電反應，然而這些肌肉收縮的結果，反而將身體往後拉使得受試者更大幅地向後跌倒，此時，位於下肢腹側的脛前肌（anterior tibialis）必須被活化，亦即產生一些長潛伏期（long latency）的肌電反應，以拉回身體重心，避免向後跌倒。所以，同樣被牽拉，如果是水平位移干擾，則腓腸肌出現短、中潛伏期反應，其長潛伏期反應出現在同一塊肌群，所以無法判別起始時間；⁵而若為旋轉干擾，則中潛伏期與長潛伏期會出現於不同肌群，因此兩者之起始時間均可判別。此外，在向前水平位移干擾時，脛前肌會出現短潛伏期及中潛伏期的反應；向下旋轉干擾時，脛前肌會出現短潛伏期和中潛伏期，腓腸肌則會出現長潛伏期。⁶簡言之，水平位移干擾下，小腿肌肉出現短、中、長潛伏期反應為同一組肌群，而旋轉干擾下，短、中潛伏期則與長潛伏期為不同肌群。

過去研究指出，在 22 至 32 歲年齡層中，施以每秒 60 度向上旋轉干擾時，20 位正常人的短潛伏期為 45~55msec，中潛伏期為 98~113msec，長潛伏期為 120~135msec；施以每秒 60 度向下旋轉干擾時，無人出現短潛伏期，其中潛伏期為 93~108msec，長潛伏期為

129~160msec。⁶ 下肢姿勢肌的反應，除了以上所述之遠端（distal part）肌肉群外，尚包括近端的肌肉群（proximal part），當要求受測者在不移動腳步的情形下盡量站穩時，在平行干擾或旋轉干擾的情形下，其產生「中潛伏期」的肌群之反應順序（response sequence）皆為遠端肌肉群早於近端肌肉群，即所謂足踝協同反應（ankle synergy），平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異，在平行干擾向後或旋轉干擾向上時，身體背側的腓腸肌和脛旁肌之時間差異為 12.5 ± 7.0 msec，在平行干擾向前或旋轉干擾向下時，身體腹側的脛前肌和股四頭肌之時間差異為 10.8 ± 6.0 msec。⁴

中樞神經系統損傷患者之姿勢肌反應異常現象，包括有起始時間延遲、近遠端時序錯亂、振幅改變等情形，⁷ 然而以創傷性腦傷患者（traumatic brain injury）為研究對象之姿勢肌反應文獻，相當少見。有一份個案報告指出，腦傷後 6 個月時，仍有顯著單側偏癱的創傷性腦傷患者，在接受平行干擾刺激時，其姿勢肌出現了反應起始時間延遲、肌肉活動時間（duration）拉長等現象。⁸ 另一篇以 23 位中度及 23 位重度創傷性腦傷患者為研究對象的報告指出，在平均受傷後 3 至 8 星期時，受到突然的水平位移干擾後，患者之肌肉反應起始時間顯出較健康者為慢的趨勢，且會出現不對稱站立型態，導致姿勢不穩定及跌倒。⁹ 然而因為平行干擾後之短、中、長潛伏期肌電反應均出現在同一塊肌肉，往往無法區辨，因此發展出以旋轉干擾刺激來研究下肢姿勢反應的方法。莊氏碩士論文共收集 30 名創傷性腦傷個案，結果發現在接受旋轉干擾時，輕度腦傷病人之左右腳肌肉反應起始時間，並無顯著差異。¹⁰ 本研究將描述 33 名腦傷後 1 個月以內的創傷性腦傷患者之下肢姿勢肌在受到向上或向下旋轉干擾時之肌電圖反應情形，包括反應人數比例（response frequency）、反應起始時間、反應時序等參數，以了解創傷性腦傷患者受傷初期的姿勢控制能力，以備後續研究參考之用。

研究方法

受試者

由北部某醫學中心神經外科之門診及住院病患中，選出新發病之創傷性腦傷患者，自民國 89 年至 91 年共收集 33 名患者，於腦傷後初期進行姿勢肌反應的定量化評估。本研究所謂的「受傷初期」，乃是指創傷性腦傷後一周至一個月以內，病人病情穩定而能接受測試的時間。受試者選取標準為：1. 年齡 18 歲以上；2. 雙下肢肌力正常；3. 無視覺或聽覺障礙（不是盲人或耳聾）；4. 無其他影響平衡之疾病史；5. 過去不曾使用過電腦平衡儀訓練之病人；6. 能站立約 1 分鐘以上且耐力能接受約 30 分鐘的測驗（含休息時間）；7. 能遵循簡單指令；8. 有醫師之轉介單；9. 同意參加研究計劃且簽下同意書。

測試步驟

本研究採描述性橫斷式之研究設計（descriptive cross-sectional study design），簽署受試同意書後，除了紀錄受試者之基本資料，如年齡、性別、身高、體重、受傷至測試時間、理學檢查報告（包括電腦斷層掃描(CT)、核磁共振(MRI)等檢查），以及病人受傷初期之昏迷指數（Glasgow Coma Scale）外，另外，分別對病患之兩下肢脛前肌、腓腸肌、股四頭肌以及脛旁肌做徒手肌力測試(manual muscle testing)，每塊肌肉的肌力以 0 至 5 分計算，因此單側腳的總肌力滿分為 20 分，本研究所選出的 33 人，其兩下肢肌力正常，左右腳的總肌力皆達滿分 20 分。關於受傷初期之昏迷指數方面，動作、視覺及聲音三項相加，最低分為 3 分，滿分為 15 分，若分數紀錄為一範圍時（如 8 至 9 分），則取其高分數紀錄。若病人乃他院轉診而缺乏初始資料，且已做了「氣管切開術（tracheotomy）」，則「聲音」的分數紀錄為 1 分。

姿勢肌反應之定量化評估，乃是利用「電腦動態姿勢平衡儀及所附之八頻道體表肌電圖系統」（8 channel surface EMG system in SMART Balance Master System, NeuroCom International Inc., Clackmas, Oregon, USA）來記錄受到旋轉干擾時姿勢肌之肌電圖反應。旋轉干擾由一二維的測力板所提供，以每秒 50 度的速度做向上或向下四度的旋轉。¹¹

此次實驗中所測量之姿勢肌包括兩下肢脛前肌、腓腸肌、股四頭肌以及脛旁肌等八塊肌群。由各姿勢肌所接受到的訊號連接至放大器與類比/數位轉接器，再接到 IBM 相容的個人電腦。八頻道體表肌電圖系統使用肌電圖 5.7 軟體而其取樣速度為 1000Hz，於啟動前 100ms 起開始，共擷取 500msec 之肌電圖資料，由電腦儲存以供後續分析。單一頻道之電極片組中含有三個體表電極片，兩個為主動電極片 (active electrodes)，一個為總電極片 (common electrode)，三個體表電極片皆為直徑 1.3cm 的圓形，三者位於同一直線上，間隔為 0.5cm，總電極片位於兩主動電極片之間。

在測量當時，將八個頻道之電極片組用透氣膠帶分別固定於兩腳脛前肌、腓腸肌內側、股四頭肌內側以及脛旁肌之肌腹部位。受試者站立於干擾平台上，兩腳張開的距離依身高而定，約相距 20 至 30cm，身高愈高兩腳相距愈遠。以懸吊系統及一名施測人員站在受試者後方以保護其安全。受試者雙眼張開直視前方，雙手置於身體兩側，請受試者在不扶外物及不移動腳步情況下站穩，告知干擾平台可能會突然向上或向下旋轉。觀察受試者站穩時，以電腦鍵盤驅動干擾平台，進行 10 次旋轉干擾，每次干擾間隔約為 5 秒鐘，休息約 30 秒鐘後，再進行另一方向 10 次干擾。向上及向下干擾的次序隨機決定。

資料處理及統計分析

所得資料收集後，以動態平衡儀所附之軟體 (EquiTest software program, EMG 5.07 system)，將 10 次干擾所得肌電訊號平均，求得平均肌電圖曲線 (average EMG curve)，同時觀察確定 10 次訊號是否含有過多雜訊 (noise)，若有雜訊則刪除該筆資料，以所餘資料平均。實驗者由平均肌電圖曲線上，以肉眼觀察肌電訊號起始時間，分別紀錄兩腳脛前肌、腓腸肌、股四頭肌以及脛旁肌等八塊肌肉的短、中、長潛伏期之肌肉的活化起始時間 (onset latency)。

資料處理及統計分析部份以反應人數比例、反應起始時間及反應時序為主，取得反應起始時間後，首先分析反應人數比例，即出現短、中、長潛伏期反應的人數比例 (%)，並

以 χ^2 (chi-square) 分析向上及向下旋轉干擾時各肌肉的反應人數比例是否有差異；其次分析各潛伏期之起始時間之平均值及範圍，最後分析遠端肌肉先於近端肌肉早有反應之人數比例 (%)，並以 χ^2 (chi-square) 分析比較向上及向下旋轉干擾時各肌群的遠端肌肉早於近端肌肉收縮出現比例是否有差異。

結果

報告所收納之 33 位患者，平均年齡為 33.1 歲，年齡範圍在 18~67 歲，男性 21 位，女性 12 位，自受傷至測試時間平均為 16.2 天，範圍在 1~30 天。其中，以受傷初期之昏迷指數定其腦傷嚴重程度，有 2 名病患為重度腦傷 (GCS=3-8)，8 名為中度腦傷 (GCS=9-13)，23 名為輕度腦傷 (GCS \geq 14)，病患之特徵列於表 1。所收集的病患，其腦神經學檢查皆無異狀，且兩下肢肌力在測試當時已達正常級；在測試結果剛出來之時，對兩下肢受站立平台旋轉干擾後的反應人數比例、反應起始時間、反應時序等參數做過比較，發現左右腳在各參數中的表現皆無顯著差異，加上文獻中多以左腳的肌電反應做為姿勢肌反應的探討，^{12,13} 因此，以下以左下肢在各參數中的表現呈現研究結果，並分別報告這群患者之反應人數比例、反應起始時間、反應時序等參數。

【請在此插入表 1】

一、反應人數比例

反應人數比例乃是將有肌電反應之人數除以總人數之百分比。向上旋轉干擾時受試者的腓腸肌之短潛伏期反應人數比例為 73.1%，其餘肌肉的反應人數比例皆高達 95~100.0%。向下旋轉干擾時受試者的脛前肌之短潛伏期反應人數比例為 41.9%，其餘肌肉的反應人數比例為 66.7~95.5%。單從數據上看來，各肌肉的反應人數比例在向下旋轉干擾時似乎較小，但以 χ^2 分析向上及向下旋轉干擾時各肌肉的反應人數比例時，除了腓腸肌與脛前肌之短潛伏期出現比例有顯著差異 ($p < 0.02$)，以及股四頭肌在向上旋轉干擾時的反應人數比例較向下旋轉干擾時來得大 ($p < 0.05$) 外，其餘肌肉的反應人數比例在兩種干擾下並無顯著

差異，如表 2 所示。

【請在此插入表 2】

另外，在反應強度方面，本研究中大部分的患者為遠端肌肉反應強度較近端肌肉反應強度來得大（圖 1.A），但在其中一位個案（受傷初期之昏迷指數為 9 分，年齡為 33 歲）發現，其近端肌肉的反應強度明顯大於遠端肌肉的反應強度，不同於大部分的患者（圖 1.B）。

【請在此插入圖 1】

二、反應起始時間

在向上旋轉干擾時，腓腸肌之短潛伏期的肌電反應平均起始時間為 31.1 ± 8.8 msec，其餘肌肉的反應起始時間如表 3 所示。在向下旋轉干擾時，脛前肌之短潛伏期的肌電反應平均起始時間平均為 37.7 ± 14.5 msec，其餘肌肉的反應起始時間亦請見表 3。由表 3 可發現，向上及向下旋轉干擾時各肌肉的反應起始時間，除了股四頭肌無顯著差異 ($p > 0.05$) 外，其餘肌肉的反應起始時間在兩種干擾下有顯著之差異 ($p < 0.0001$)。

【請在此插入表 3】

在向下旋轉干擾時，本研究的 31 個有效脛前肌肌電圖中，有 5 位患者（其中 4 位受傷初期之昏迷指數為 15 分，1 位為 13 分，年齡介於 21 至 39 歲）在脛前肌的長潛伏期前產生了大部分患者所沒有的早期收縮（early burst），如圖 2 所示。

【請在此插入圖 2】

三、反應時序

向上旋轉干擾時，被牽拉的背側肌群出現遠端至近端之正常時序比例為 72.7%，遠近端反應之平均時間差為 31.1 msec；異常近端至遠端時序比例為 18.2%，近遠端反應之平均時間差為 37.5 msec。向下旋轉干擾時，被牽拉的腹側肌群出現遠端至近端之正常時序比例為 27.3%，遠近端反應之平均時間差為 45.0 msec；異常近端至遠端時序比例為 40.9%，近遠端反應之平均時間差為 23.6 msec。向上旋轉干擾時，產生自主動作的腹側肌群出現遠端

至近端之時序比例為 63.2% ，遠近端反應之平均時間差為 36.1msec ；近端至遠端時序比例為 31.6% ，近遠端反應之平均時間差為 26.0msec 。向下旋轉干擾時，產生自主動作的背側肌群出現遠端至近端之時序比例為 61.9% ，遠近端反應之平均時間差為 63.8msec ；近端至遠端時序比例為 19.0% ，近遠端反應之平均時間差為 49.0msec 。以 χ^2 分析向上及向下旋轉干擾時各肌群的遠端肌肉早於近端肌肉收縮出現比例發現，腹側肌群在向上旋轉干擾的遠端肌肉早於近端肌肉收縮出現比例（63.2% ）較向下旋轉干擾時（27.3% ）來得大，達統計上之顯著差異（ $p < 0.05$ ）。將可做比較的近端肌肉反應起始時間減去遠端反應起始時間之差值有正值（包含差值等於 0）與負值兩種收縮時序，而其差值的平均值與出現人數比例表現於圖 3 與圖 4。

【請在此插入圖 3、圖 4】

討論

由於無另外收集年齡、性別相當的控制組作比較，因此，以之前的文獻做參考，描述這 33 位創傷性腦傷患者是否有異於正常人之處。

一、反應人數比例

一篇對 10 位年齡 22~32 歲的正常人作旋轉干擾時發現，¹⁴ 正常人在向上旋轉干擾時，腓腸肌的反應人數比例為 100% ，脛前肌的反應人數比例為 90% ，向下旋轉干擾時，腓腸肌的反應人數比例為 100% ，脛前肌的反應人數比例為 70% ，而研究中的患者之遠端肌肉反應人數比例皆達 93% 以上，與文獻中的反應人數比例結果相近。

研究中的患者表現與文獻中的正常人相同，在向上旋轉干擾時有較高的反應人數比例。¹² 腓腸肌-短潛伏期的反應人數比例較脛前肌-短潛伏期來得高，達統計上顯著差異，亦支持短潛伏期的反應人數比例在向上旋轉干擾時比向下旋轉干擾時來得較大，但與文獻中發現 20 位正常人在向下旋轉干擾時無短潛伏期出現結果相比較時，⁶ 此研究中的患者不同於正

常人而在向下旋轉干擾時有短潛伏期出現。本研究中患者近端肌肉(包括股四頭肌與脛旁肌)之反應人數比例為 66.7~96.4% ,明顯較文獻中的正常人之 56.25% 來得高。¹³近端肌肉(包括股四頭肌與脛旁肌)的反應比例明顯較文獻中的正常人高,且在向下旋轉干擾時,有三成的患者出現了正常人不會有的短潛伏期,可能表示由於中樞神經受到損傷,高階的抑制減少,使得創傷性腦傷患者之反射增強且有較多的近端肌肉反應。

研究中的患者,遠端肌肉的反應比例與反應強度大致皆比近端肌肉來得大,且向上旋轉干擾時的肌肉反應比例亦比向下旋轉干擾時來得大,與文獻中的正常人相似。此乃因為旋轉干擾是直接牽張腳踝附近的肌肉群,遠端肌肉群必須做出反應來維持平衡,甚至有些遠端肌肉力量夠大、反應時間夠快,能有效率地將身體拉回,使得近端肌肉甚至無須做出反應已能達到平衡狀態。¹³此外,由於身體的重心乃是落在足部的後半部分,當足部受到向上旋轉干擾時,會將重心更往後方帶,不穩的現象更勝向下旋轉干擾,因此向上旋轉干擾對站立平衡的干擾較向下旋轉干擾來得大、更具有挑戰性,¹²而本研究中的患者亦有此項正常的表現。

個案當中,發現有一位患者在受到向下旋轉干擾時,近端肌肉的反應強度由圖 1. B 明顯看出較遠端肌肉來得大。推測該患者乃是使用「髖策略(hip strategy)」來維持平衡,與一般人在受到干擾時所用的「踝策略(ankle strategy)」有所不同。但該患者之受傷初期昏迷指數為 9 分,年齡為 33 歲,且電腦斷層掃描(CT)無任何異常,與其他出現正常踝策略的患者比較起來,並無顯著異常,因此,其何以會出現髖策略的現象,需另外收集其他參數以做探討。

二、反應起始時間

此研究中患者的姿勢肌平均反應起始時間皆在正常範圍內,唯有反應起始時間的範圍相當地大,表示創傷性腦傷患者的變異性較正常人來得大,尤其是在向上旋轉干擾時,脛前肌的平均反應起始時間之標準差(standard deviation)為 23.7msec,明顯較文獻中的 13.5~15.6msec 來的大^{14,16,17},而以範圍(range)來說,文獻中正常人的脛前肌反應起始時

間為 120~135msec，⁶而本研究中，脛前肌反應起始時間為 96~184msec，其中 31 個有效脛前肌肌電圖中，有 12 人的脛前肌反應起始時間大於 135msec（人數比例為 38.7%），有 14 人的脛前肌反應起始時間介於 96~120msec（人數比例為 45.2%），因此無論是用標準差或範圍之分佈來看本研究患者，其脛前肌反應起始時間之變異性皆相當地大，且有較多數的患者（38.7%）之脛前肌反應起始時間有延遲（delay）的現象。在向下旋轉干擾時，腓腸肌的平均反應起始時間之標準差為 34.7msec，與文獻中的 22.6msec¹⁷和 40msec¹⁴相比較，並無明顯不同，但以範圍來說，本研究之腓腸肌的反應起始時間為 44~184msec，有較文獻中的 129~160msec⁶來得大的趨勢。

有較多比例的患者之脛前肌（向上旋轉干擾時）反應起始時間有延遲的現象，此現象支持文獻中對創傷性腦傷患者的發現。^{8,9}反應起始時間延遲表示「動作程式（motor program）」的起始過慢。當受到不預期的平衡干擾時，勢必需要很快的反應，方能維持平衡而不至於跌倒。但在創傷性腦傷患者發現有反應起始時間延遲的現象，可能意味著此類患者容易在受到干擾時，無法即時維持平衡而具有跌倒的危險性。⁹

向上旋轉干擾與向下旋轉干擾之短潛伏期平均反應起始時間分別為 31.1 與 37.7msec，介於正常旋轉干擾下牽張反射（stretch reflex）的 35~56msec 範圍內。¹⁵此研究中患者遠端肌肉之中潛伏期平均反應起始時間約較文獻⁶的 98~113msec 早了 10msec，長潛伏期平均反應起始時間則與文獻的 120~150msec 相近。文獻中少有文獻報告在旋轉干擾時近端肌肉的平均起始時間。

在平行干擾或旋轉干擾的情形下，其產生「中潛伏期」的肌群之反應順序皆為遠端肌肉群早於近端肌肉群，且近端肌肉約較遠端肌肉晚出現 10msec 左右，⁴在此研究中發現，以平均起始時間來看產生「中潛伏期」的肌群時，創傷性腦傷患者在向上旋轉干擾中，背側肌群的脛旁肌亦較腓腸肌約晚出現 10msec 左右，但在向下旋轉干擾時，腹側肌群的股四頭肌卻較脛前肌提早出現。另外，產生「長潛伏期」的肌群中，在向上旋轉干擾時，腹側肌群的

股四頭肌較脛前肌約晚出現 10msec 左右，在向下旋轉干擾時，背側肌群的脛旁肌較腓腸肌約晚出現 27msec 左右，由於產生「長潛伏期」的肌群之遠近端肌肉反應相差時間並無文獻探討之，因此無從比較之。

由於向上與向下旋轉干擾為不同之干擾情境，因此同一塊肌肉在兩種情境所扮演的角色即有所不同，使得同一塊肌肉的中潛伏期與長潛伏期之數據有顯數的差異。雖然股四頭肌的長潛伏期與中潛伏期，就數據看來有明顯地不同，但卻無達統計上的顯著差異，可能因為可作比較的人數僅有 11 人，檢力 (power) 不夠，易產生第二類誤差 (type II error)，因此股四頭肌的長潛伏期與中潛伏期無達統計上顯著差異的結果宜稍做保留。

因本研究已照之前文獻所建議的方式來作體表肌電圖的擺位，¹⁶ 因此可排除是對側腓腸肌的短潛伏期所影響，且若真的是對側腓腸肌的短潛伏期所影響，則需要是對側腓腸肌的短潛伏期反應過大才會影響到脛前肌，但從圖 2 來看，對側腓腸肌的短潛伏期反應非常小，因此推測其產生原因，可能如文獻中所提的「縮短反應 (shortening response)」所造成的現象，¹⁸ 即在向下旋轉干擾時，有些創傷性腦傷患者之脛前肌會因為突然被縮短而產生了早期收縮。此外，此 5 位產生早期收縮的創傷性腦傷患者之受傷初期昏迷指數介於 13 至 15 分，年齡介於 21 至 39 歲，電腦斷層掃描有 3 位無異常現象，與其他患者並無明顯不同。

三、反應時序

一篇研究中對正常人施予平行與旋轉干擾時，無任何人產生近端肌肉早於遠端肌肉之收縮時序顛倒的情形。⁴ 另一篇則是對正常的成人 (年齡為 19 至 38 歲) 與老人 (年齡為 61 至 78 歲) 進行平行干擾，結果發現，成人皆為遠端肌肉早於近端肌肉收縮的正確時序，但在 12 位老人中有 5 位有近端肌肉早於遠端肌肉之反應收縮時序顛倒的情形，反應收縮時序顛倒的人數比例為 41.7%¹²，而本研究中的反應收縮時序顛倒的人數比例為 18.2~40.9%，比一般正常成人來得多，而與老人的表現較相似。另外，由此篇研究中可知，創傷性腦傷患者之產生「長潛伏期」肌群亦有反應收縮時序顛倒的情形，其人數比例為 19.0~31.6%。

在平行干擾或旋轉干擾的情形下，其產生「中潛伏期」的肌群之反應順序為遠端肌肉群早於近端肌肉群，⁴但在產生「長潛伏期」的肌群是否仍有此反應順序，則無文獻報告之。本研究中的創傷性腦傷患者在產生「中潛伏期」的肌群出現反應收縮時序顛倒的情形，與文獻中的老人表現相似，可見神經肌肉的反應形式（neuromuscular response pattern）創傷性腦傷患者與老人較相似，與一般正常年輕人的表現有所不同。¹²

文獻中指出，在平行干擾或旋轉干擾的情形下，產生「中潛伏期」的肌群若發生反應時序顛倒的現象，其平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異為 6 ± 2 msec，最多相差 29 msec，¹²但在此篇研究中的創傷性腦傷患者之反應收縮時序顛倒的情形更為嚴重，平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異為 23.6~37.5 msec 不等。另一方面，若將產生「中潛伏期」的肌群之正確收縮時序的患者挑出，算其平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異時發現，其差值為 31.1~45.0 msec 不等，與一般人之平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異為 10 msec⁴ 左右比起來，此群患者有較大的變異性和平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異。至於產生「長潛伏期」的肌群，若將遠端肌肉早於近端肌肉收縮的患者挑出，算其平均遠端肌肉群和近端肌肉群的時間差異時發現，其差值為 36.1~63.8 msec 不等。當個別地去分析每位患者時發現，無論是產生「中潛伏期」或「長潛伏期」的肌群，其遠近端之收縮時間差異皆較文獻中的發現來得大，表示遠近端肌肉的協調性與一般人不同，可能會間接地影響平衡的表現。

結論

由本研究結果可知，兩下肢肌力正常、受傷後一個月內的創傷性腦傷患者，整體而言，其近端肌肉的反應人數比例較文獻中的正常人來得大，姿勢肌的平均反應時間參數則接近正常範圍，反應收縮時序顛倒的人數比例較文獻中的成人來得嚴重，而其遠近端肌肉的收縮時間差異，無論是正確或是顛倒的時序，皆較一般的發現來得大。但若是單獨觀察每位個案時

發現，產生自主反應（voluntary contraction）之脛前肌與腓腸肌的反應起始時間之變異性皆相當地大，尤其是有較多數的患者之脛前肌反應起始時間有延遲的現象。有些患者的脛前肌會因為突然被縮短而明顯地產生了早期收縮，是一項前所未見的現象。

本研究中所發現有異常肌電圖表現的個案，其臨床表現如年齡、受傷初期昏迷指數與電腦斷層掃描皆無明顯異常，因此日後不管患者的臨床表現如何，均需要檢查其姿勢肌的肌電圖，方能判斷其神經機制是否有異常之處。另外，所收集的 33 位創傷性腦傷患者皆為兩下肢肌力正常者，但仍有高比例異常現象，可供日後若要研究兩下肢肌力未達正常級之創傷性腦傷患者一比較依據。

致謝

本研究感謝國科會經費補助，計劃編號 NSC-09-2314-B-002-308。亦感謝參與本研究之所有受試者以及研究助理：鄭世忠、朱淑媿、詹萍堯。

参考文献

1. Di Fabio RP, Graf B, Badke MB, Breunig A, Jensen K. Effect of knee joint laxity on long-loop postural reflexes: evidence for a human capsular-hamstring reflex. *Exp Brain Res* 1992;90:189-200.
2. Di Fabio RP, Badke MB, Duncan PW. Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: analysis of bilateral long latency responses. *Brain Research* 1986;363:257-264.
3. Horak FB, Diener HC. Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. *Journal of Neurophysiology* 1994;72(2):479-493.
4. Nashner LM. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Exp Brain Res* 1977;30:13-24.
5. Nashner LM. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res* 1976;26:59-72.
6. Diener HC, Dichgans J, Bootz F, Bacher M. Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. *Exp Brain Res* 1984;56:126-134.
7. Chan CWY. Segmental versus suprasegmental contributions to long-latency stretch response in man. In: Desmedt JE, editors. *Motor Control Mechanisms in Health and Disease*. *Adv. Neurol*;1983. p. 467-508.
8. Shumway-Cook A, Olmscheid R. A systems analysis of postural dyscontrol in traumatically brain-injured patients. *J Head Trauma Rehabil* 1990;5(4):51-62.
9. Newton RA. Balance abilities in individuals with moderate and severe traumatic

- brain injury. *Brain Injury* 1995;9(5):445-451.
10. 莊麗玲。輕度創傷性腦傷病人的站立平衡及步行速度之研究。物理治療研究所，國立台灣大學。碩士論文，1999。
 11. NeuroCom International, Inc. SMART Balance Master Operator's Manual. Clackamas, Oregon, U. S. A., 1993.
 12. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev* 1986;23:97-114.
 13. Manchester D, Woollacott MH, Zederbauer-Hylton N, Marin O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol* 1989;44:118-127.
 14. Diener HC, Bootz F, Dichgans J, Bruzek W. Variability of postural "reflexes" in humans. *Exp Brain Res* 1983;52:423-428.
 15. Allum JHJ, Budingén HJ. Coupled stretch reflexes in ankle muscles: an evaluation of the contribution of active muscle mechanism to human posture stability. *Prog Brain Res* 1979;50:185-195.
 16. Lawson GD, Shepard NT, Qviatt DL, Wang Y. Electromyographic responses of lower leg muscles to upward toe tilts as a function of age. *Journal of Vestibular Research* 1993;4(3):203-214.
 17. Nardone A, Corra T, Schieppati M. Different activations of the soleus and gastrocnemii muscles in response to various types of stance perturbation in man. *Exp Brain Res* 1990;80:323-332.
 18. Sahrman SA, Norton BJ. The relationship of voluntary movement to spasticity in

the upper motor neuron syndrome. *Annals of Neurology* 1977;2(6):460-465.

表 1. 病患之基本資料

基本資料	人數或平均±方差 (最小值~最大值)
人數 (人)	33
年齡 (歲)	33.1±13.4(18~67)
性別 (男 / 女)	21/12
身高 (cm)	164.7±8.4(149~186)
體重 (Kg)	59.2±10.0(45~84)
受傷至測試時間 (天)	16.2±9.1(1~30)
GCS*	13.1±3.3(3~15)
腦傷嚴重程度(重度/中度/輕度) ⁺	2/8/23
電腦斷層掃描 [§]	
硬腦膜下出血 (人)	7
硬腦膜上出血 (人)	4
蜘蛛膜下出血 (人)	9
腦內出血 (人)	4
腦室內出血 (人)	0
無異常發現 (人)	13

*受傷初期之昏迷指數 (Glasgow Coma Scale)

⁺以 GCS 分數區分之：3 至 8 分為重度；9 至 13 分為中度；14 至 15 分為輕度

[§]有些病人之電腦斷層掃描有兩種以上之出血形式，因此總數會超過病人人數。

表 2. 肌肉反應起始時間的反應人數比例（%）

	干擾平台向上旋轉	干擾平台向下旋轉	p 值
腓腸肌	96（中潛伏期）	95.5（長潛伏期）	0.722
脛前肌	100.0（長潛伏期）	93.3（中潛伏期）	0.238
臑旁肌	96.4（中潛伏期）	85.7（長潛伏期）	0.176
股四頭肌	95（長潛伏期）	66.7（中潛伏期）	0.023*

註：反應人數比例=有肌電反應之人數/總人數

*p<0.05

表 3. 肌肉之反應起始時間 (msec)

	向上旋轉	向下旋轉	p 值
腓腸肌	71.1±35.1(45~215)	121.8±34.7(44~184)	0.000*
脛前肌	127.0±23.7(96~184)	85.7±35.0(38~202)	0.000*
膕旁肌	86.6±31.9(36~193)	148.2±59.6(43~251)	0.000*
股四頭肌	137.5±37.2(81~230)	83.7±38.9(43~159)	0.086

註：所列數值為平均值±標準差，括弧內數值為最小、最大值。

*p<0.05

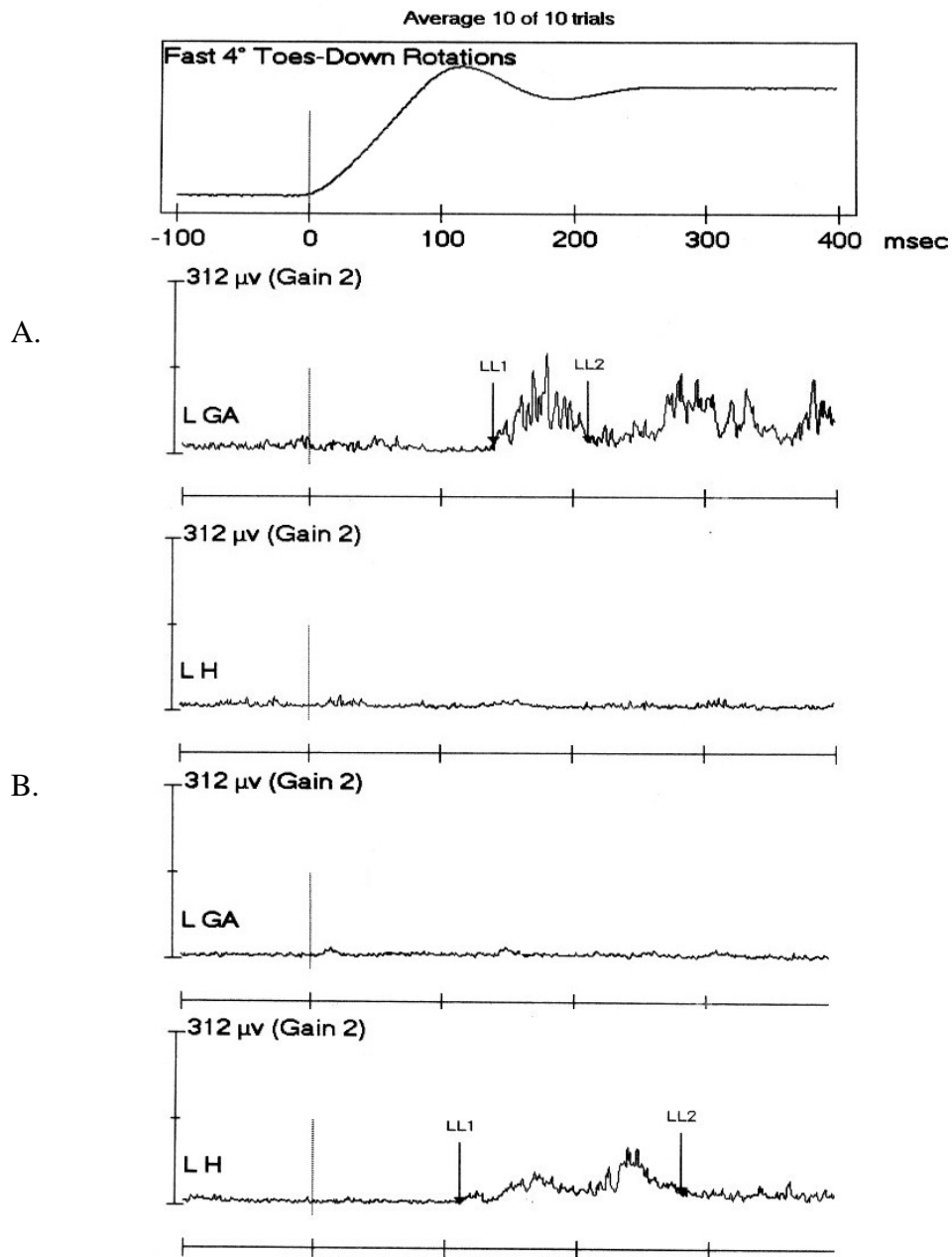


圖 1. A. 大部分個案的表現（正常）：遠端肌肉反應強度會較近端肌肉反應強度來得大。B. 特殊個案：近端肌肉的反應強度明顯大於遠端肌肉的反應強度。

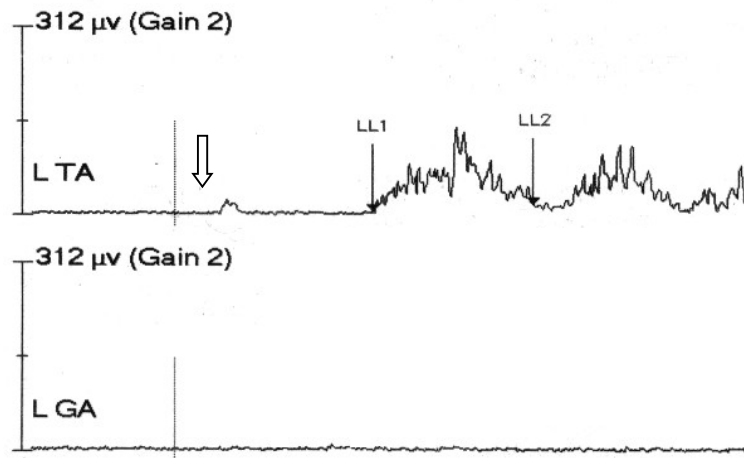


圖 2.5 位創傷性腦傷的患者在脛前肌產生了早期收縮（early burst）。

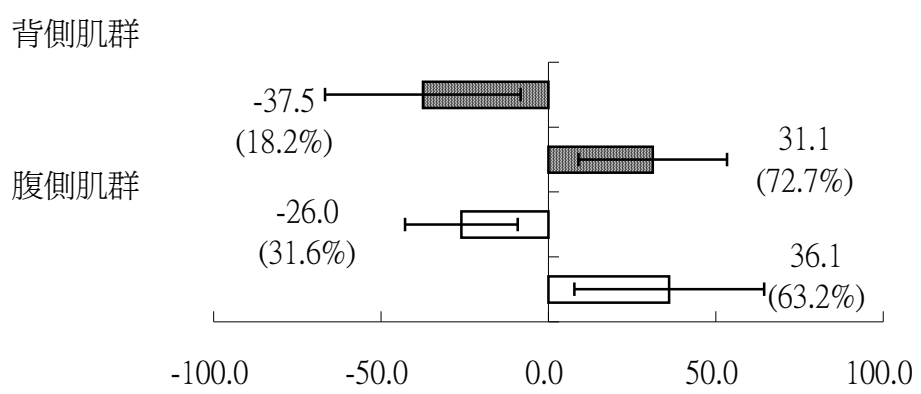


圖3. 向上旋轉干擾時近端減去遠端肌肉反應起始時間差值之平均值

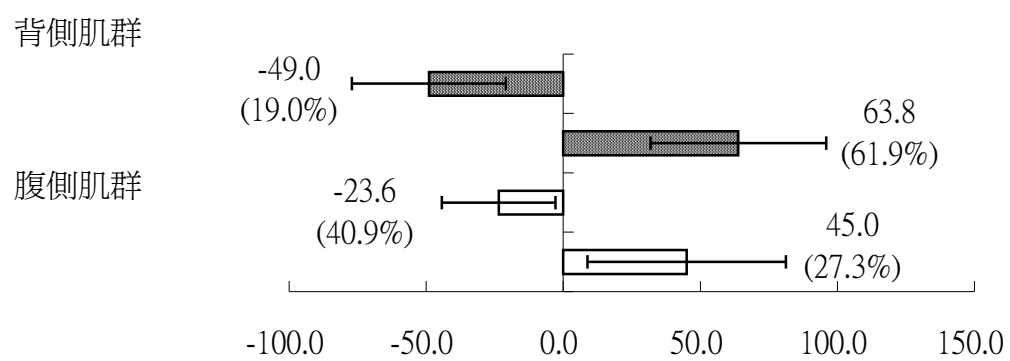


圖4. 向下旋轉干擾時近端減去遠端肌肉反應起始時間差值之平均值

A Descriptive Study of Electromyographic Responses of Postural Muscles in Traumatic Brain Injury Patients in Their First Month Post-injury

Ming-Hsia Hu Hsiao-Hui Lee Sheng-Jean Huang Jau-Yih Tsauo

Purpose: The aim of this study was to describe the electromyographic (EMG) responses of muscles of lower extremity to upward or downward toe tilts in the traumatic brain injury (TBI) patients in their first month post-injury. **Methods:** Thirty-three TBI patients between 18 and 67 years of age in their first month post-injury were recruited in this study, and all of them had normal grade in both of muscles of lower extremities. EMGs were recorded from the anterior tibialis, gastrocnemius, quadriceps and hamstrings muscles of each subject in response to perturbation of stance by upward or downward toe tilts using the 8 channel surface EMG system in SMART Balance Master System (NeuroCom International Inc.). **Results:** There were no significant differences in the response frequency of muscles of lower extremity between upward and downward toe tilts, except short latency in anterior tibialis and gastrocnemius muscles ($p < 0.02$) and in quadriceps muscles ($p < 0.05$). All of the onset latency of muscles of lower extremity, except quadriceps muscles, showed significant differences between upward and downward toe tilts ($p < 0.0001$). The response frequency of distal-to-proximal sequence also revealed no significant differences between upward and downward toe tilts. **Conclusions:** To compare with the data of normal subjects in the literature, TBI patients in this study revealed nearly normal EMG response. However, the variability and the proportion of abnormality seemed more in these patients.

Key Words: Electromyography, Postural control, Traumatic brain injury