

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

計畫名稱：以新方法測定人類肌肉纖維傳導速度並作為診斷神經肌肉疾病及評估復健治療效果之指標 [三]

計畫類別：(v) 個別型計畫 () 整合型計畫

計畫編號： NSC 90-2314-B-002-409

本期執行期間： 90 年 8 月 1 日 至 91 年 7 月 31 日

全程計畫： 88 年 8 月 1 日 至 91 年 7 月 31 日

計畫主持人： 張 權 維

執行單位： 台大醫學院復健科

處理方式： () 可立即對外提供參考
(請打 V) () 一年後可對外提供參考
(v) 兩年後可對外提供參考

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

以新方法測定人類肌肉纖維傳導速度並作為診斷神經肌肉疾病及評估復健治療效果之指標 [三]

A New Method for Investigating Muscle Fiber Conduction Velocity and Its Application in Diagnosis and Rehabilitation of Neuromuscular Diseases [3rd]

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-409

執行期限：90年8月1日至91年7月31日

主持人：張權維 台大醫學院復健科

計畫參與人員：張凱峰 陽明大學放射技術學系

一、中文摘要

肌肉纖維傳導速度(muscle fiber conduction velocity)在神經生理上代表神經肌肉接觸處所引發肌肉活動電位傳遞的速度，在神經肌肉病變或肌肉疲勞時常會受到影響而改變，以往對肌肉纖維傳導速度的研究上雖然有許多學者提到多種測量方法，但在結果上差異性仍大，本研究以創新方法利用鎢絲微電極(tungsten microelectrode)作肌肉纖維電刺激，並以單纖維肌電圖針極作單一肌肉纖維活動電位記錄來測量檢查肌肉纖維的傳導速度，此檢查方法可明顯降低肌肉纖維之電刺激量，減低測試檢查的疼痛，且可避免在傳統測量方法上所得複雜肌肉電位波辨別上的困難。本研究為研究計劃之第三期計劃，繼第一、第二期之研究以所設定的肌肉纖維傳導速度之新測定方法來檢查神經病變和肌肉病變後，並應用於病人經過臨床復健治療包括電刺激、深部熱療和等速肌力運動後的肌肉纖維傳導速度變化研究。

第一實驗組以13位神經受傷造成肌肉萎縮的病患作研究，在肌肉電刺激前後測量其肌肉纖維傳導速度之變化，第二組以15位慢性頸部肌肉扭傷病患，在超音波深

部熱療(ultrasound diathermy)前後測量其肌肉纖維傳導速度之變化，第三實驗組以10位膝關節側韌帶扭傷的病人在接受股四頭肌等速肌力訓練前後測量其肌肉纖維傳導速度之變化，三組病患均以鎢絲微電極作電刺激，單纖維肌電圖針極記錄其肌肉纖維活動電位，並測量其肌肉纖維傳導速度，結果發現在神經受傷造成肌肉萎縮的病患，在電刺激治療前後，肌肉纖維傳導速度由 3.04 ± 1.22 公尺/秒增為 3.65 ± 0.84 公尺/秒 ($P < 0.05$)，第二實驗組在慢性頸部肌肉扭傷病患，以超音波深部熱療前後的肌肉纖維傳導速度由 4.13 ± 1.54 公尺/秒增為 6.45 ± 1.37 公尺/秒 ($P < 0.01$)，而第三實驗組膝關節側韌帶扭傷的病人在接受股四頭肌等速肌力訓練前後，其肌肉纖維傳導速度由 4.28 ± 0.84 公尺/秒增為 4.47 ± 0.73 公尺/秒，但無明顯差異 ($P > 0.1$)。

研究結果顯示以電刺激治療可增加神經性萎縮肌肉的肌肉纖維傳導速度，此可能是延緩肌肉萎縮及改善神經恢復的一個重要因素，而超音波深部熱治療主要的作用可能在於溫度的增加對於肌肉纖維傳導速度的影響，以等速肌力訓練對於肌肉的影響，除了改善其肌肉力量外，肌肉纖維傳導速度並無明顯改變。

本研究初步結果顯示，以鎢絲微電極作電刺激及與單纖維肌電圖針極作肌肉纖維活動電位記錄檢查肌肉纖維的傳導速度的新方法，在各種不同神經肌肉病變的生理檢查上，可提供一個可行且正確的檢查方法，而肌肉纖維傳導速度的測量也可作為對運動生理與復健治療效果的參考指標。

關鍵詞：肌肉纖維傳導速度，肌肉電刺激，深部熱療，等速肌力訓練。

Abstract

Muscle fiber conduction velocity (MFCV) represents the rate of propagation of muscle action potential after its generation at the neuromuscular junction. In present study we develop a new method of measuring MFCV by using a tungsten microelectrode stimulation in muscle fiber along with a linear array of single-fiber EMG electrode recording. By using this method, we applied in patients with different neuropathies and myopathies, and evaluated the therapeutic effects by different rehabilitation modalities. MFCV was measured before and after electric stimulation therapy in 13 patients with peripheral nerve injury induced neurogenic muscular atrophy. Fifteen patients with neck muscle strain were attended for MFCV measurement before and after ultrasound diathermy. MFCV was measured before and after isokinetic muscular strengthening of quadriceps muscles in 10 patients with sprain injury of collateral ligament of knee. The MFCV increased from 3.04 ± 1.22 m/sec before treatment to 3.65 ± 0.84 m/sec after treatment by electric stimulation in patients with nerve injury. MFCV increased from 4.13 ± 1.54 m/sec before treatment to 6.45 ± 1.37 m/sec after treatment by ultrasound diathermy in patients with neck muscle strain. In patients with sprain injury of collateral ligament of knee showed an MFCV result of 4.28 ± 0.84 m/sec before strengthening

exercise and 4.47 ± 0.73 m/sec after strengthening exercise. There is no significant change of MFCV in quadriceps muscle by isokinetic training.

The study results showed that increased MFCV by electric stimulation in neurogenic muscular atrophic fiber is possibly related to a delayed degeneration of neuromuscular junction and its propagation to muscle fiber membrane. The increase of MFCV by ultrasound diathermy in patients with neck strain is probably due to the temperature effect. Increased temperature may cause a change of threshold in ion channel of muscle membrane and increased the propagation of muscle action potential. The isokinetic training effect showed an increase of muscle power as well as increase of muscle mass in quadriceps muscle. However, there is no definite change of MFCV in muscle fiber after muscular strengthening.

The conclusion was made that the new method of measuring MFCV may provide a significant role in examination and evaluation of different neuromuscular diseases and therapeutic effect of rehabilitation. MFCV was increased by physical modalities with electric stimulation and heat therapy but not by muscle strengthening.

Key words: muscle fiber conduction velocity, electric stimulation, diathermy, isokinetic exercise

二、緣由與目的

以往對肌肉纖維傳導速度的研究上雖然有許多學者提到多種測量方法，以非侵入性的表面肌電圖(surface electromyography, EMG)檢查方法，如頻率導向為主的分析測量(frequency domain techniques)或多電極的肌肉記錄裝置等，雖然有非侵入性的優點，但測量結果

變異差距大，且正確性較差，而以肌電圖針極檢查雖為侵入性方法會造成疼痛，但檢查測量肌肉纖維傳導速度上較為正確，以往在肌電圖針極檢查上大多使用單極針 (monopolar needle) 作為電刺激電極，在記錄電極上往往使用單極針，同軸針 (concentric needle) 或是單纖維肌電圖檢查針 (single-fiber EMG needle)，本研究以新設計方法利用鎢絲微電極作肌肉纖維電刺激，並以單纖維肌電圖針極作單一肌肉纖維活動電位記錄來測量檢查肌肉纖維的傳導速度，此檢查方法可明顯降低在電刺激肌肉纖維之電量，減低測試的疼痛，在肌肉反應波記錄上可減少電刺激造成的波變形，且可避免在測量時所得個別肌肉電位波辨別上的困難。

在神經肌肉生理學的研究上，肌肉纖維傳導速度的測量已逐漸應用於臨床疾病的診斷與檢查，相關研究在陣發性肌無力 (periodic paralysis)，肌肉萎縮症 (muscular dystrophy)，神經受傷，肌肉疲勞 (fatigue)，甚至於在中樞神經疾病如腦中風和帕金森疾病 (Parkinsonism) 都有肌肉纖維傳導速度減慢的研究報告。

本研究第三期計劃的目的即以新設計方法來測量肌肉纖維的傳導速度，並應用於臨床復健醫學的不同治療模式與評估效果，以證實新方法之可行性與實用性，而藉此肌肉纖維傳導速度的測量也可驗證作為臨床疾病的治療及判斷預後的客觀指標。

三、研究方法與材料

病患資料 (patient profile)

第一實驗組以 13 位末梢神經受傷造成肌肉萎縮的病患作研究，病患年齡由 24 至 46 歲 (平均 33.4 歲)，所有病患均以肌電圖檢查證實所影響肌肉有去神經 (denervation) 現象，但仍有部份收縮功能，以直流電刺激受影響及測試之肌肉，刺激電量為 20-30 mA，刺激頻率為 3 Hz，一天刺激十分鐘，每星期五天，連續三星期，在電刺激治療之前與療程結束後分別測量其肌肉纖維傳導速度；第二實

驗組以 15 位慢性頸部肌肉扭傷病患，年齡由 24 至 51 歲 (平均 37.2 歲)，以超音波在筋膜壓痛點作深部熱療，超音波治療量為 1.2-2.0 W/cm²，療程為十分鐘，病患在治療前後個別以溫度測量針測量其肌肉內溫度之變化，並同步測量其肌肉纖維傳導速度；第三實驗組以 10 位膝關節側韌帶扭傷的病患，年齡由 18 至 32 歲 (平均 23.4 歲)，在接受股四頭肌等速肌力訓練前後測量其肌肉纖維傳導速度之變化，個案選擇上以韌帶扭傷病情已經穩定的病患，以 Cybex Norm 型等速肌力測試儀器，病患採坐姿，膝關節伸展速度為每秒 60 度作股四頭肌肌力訓練，每天訓練一次十五分鐘，每星期五次，訓練過程為三星期，訓練前後測量等長收縮下肌扭力 (torque) 的差異，並以相同方法測量其肌肉纖維傳導速度之變化。

肌肉纖維傳導速度 (MFCV) 測量

測量肌肉纖維傳導速度的方法以鎢絲微電極作肌肉纖維電刺激，距離四公分遠端用單纖維肌電圖針極記錄肌肉纖維活動電位 (圖一)，刺激或記錄針電極均以垂直皮膚方式插入肌肉，而肌電圖檢查設定的方式包括濾波頻率範圍 (band width of filter) 2-10k，掃描速度 1-2 ms/div，振幅高度 (gain) 1-2 mV，電刺激頻率為每秒一次，電刺激量範圍由 5-50 mA，肌肉反應波之測量以達到最大振幅為止，在測得肌肉電位波的反應時間後以四公分距離除，即得肌肉纖維傳導速度，每一受測肌肉在移動電刺激或記錄針電極下各測試十至十二條肌肉纖維之傳導速度。

資料分析統計

本研究有關三組實驗組在不同復健治療前後所測得肌肉纖維傳導速度資料之比較，採用 Student's t-test 與 Mann-Whitney test 作統計分析，而肌肉纖維傳導速度與肌肉內溫度之相關性，以及肌肉纖維傳導速度與激勵訓練後肌肉力量之較，則採用 logic regression test，統計

分析以 p 值 <0.05 為具統計意義。

四、結果

在三個實驗組不同復健治療前後所測得的肌肉纖維傳導速度測量結果列於表一，研究結果發現在神經受傷造成的肌肉萎縮病患中，電刺激治療前，肌肉纖維傳導速度由 3.04 ± 1.22 公尺/秒增加為治療後的 3.65 ± 0.84 公尺/秒 (t -test, $P < 0.05$)，第二實驗組在慢性頸部肌肉扭傷病患中，以超音波做深部熱療前後的肌肉纖維傳導速度由 4.13 ± 1.54 公尺/秒增加為 6.45 ± 1.37 公尺/秒 ($P < 0.01$)，而熱療後的肌肉溫度增加與肌肉纖維傳導速度成正相關 (logic regression test, $r^2 = 0.75$, $p < 0.01$)，在第三實驗組膝關節側韌帶扭傷的病人接受股四頭肌等速肌力訓練前後，等長收縮下肌扭力由 50.3 ± 8.5 Nm 明顯增加為 64.1 ± 6.7 Nm，而其肌肉纖維傳導速度雖由 4.28 ± 0.84 公尺/秒稍微增加為 4.47 ± 0.73 公尺/秒，但未達統計學上的差異 ($P > 0.1$)。

五、討論

1. 在肌肉纖維傳導速度的檢查上，以針電極電刺激肌肉，理論上可刺激肌肉纖維或是神經末端，都會引起肌肉纖維之收縮，但因神經生理傳導上以神經刺激經過神經肌肉交接處仍會延遲，在檢查上即可輕易分辨所測量為肌肉纖維傳導或運動神經傳導。
2. 在肌肉纖維傳導速度的測量研究上，以非侵入性的表面肌電圖檢查方法，如頻率導向為主的分析測量或多電極的肌肉記錄裝置等有不痛的優點，但測量結果變異差距大，且正確性較差，本研究雖以侵入性的針極作檢查仍有針刺的疼痛，但所得結果正確性較高，且以微電極達到減少電刺激量而減低檢查的疼痛，提供一個較可接受且可廣泛使用的電生理檢查方法。
3. 由本研究結果發現，以電刺激治療神經性造成的萎縮肌肉可增加的肌肉纖維

的傳導速度，可能的作用機轉在於電刺激治療可改善局部的肌肉血液循環，或是改變肌肉細胞膜蛋白質，間接影響發生去極化的閾值，甚至於以電刺激治療可能促進神經末梢的神經生長激素分泌，此與物理醫學上電刺激造成延緩肌肉萎縮及改善神經恢復的機轉甚為相似。

4. 超音波本身以高頻率物理特性產生的機械能轉換成熱能，可穿透深層而作為深部組織的熱療，由本研究結果顯示，以超音波深部熱療可有效的提升肌肉內的溫度，而溫度的增加在生理反應上可改變肌肉細胞膜離子交換的閾值，進而改變細胞膜發生去極化的敏感度，使肌肉纖維傳導速度增快，反應時間縮短，本研究結果也顯示肌肉內溫度的增加與肌肉纖維傳導速度的增加成正相關，此可以作為復健醫學上熱治療效果的一個重要指標。
5. 在以等速肌力訓練增強肌肉力量的研究上，肌肉力量的增加與肌肉纖維傳導速度並無明顯線性相關，換言之肌力的增加並沒有造成肌肉纖維傳導速度明顯的改變，在物理醫學上肌肉力量的增強在於穩定相關結構、免於受傷與改進動作，與肌肉收縮快慢和反應速度無直接相關，但文獻報告上過度肌肉收縮造成的疲勞會造成肌肉纖維傳導速度的減慢，其肌肉力量與肌肉纖維傳導的相關性有待進一步的研究。

六、初步結論

1. 不同神經病變與肌肉病變所測得的肌肉纖維傳導速度各有不同，也反應出疾病對肌肉組織與生理上的病理變化。
2. 以本研究計劃新設定的測量肌肉纖維傳導速度方法，可正確且容易施行及應用於臨床疾病的診斷與評估，在神經肌肉生理的研究或臨床應用上具實用價值。
3. 以電刺激治療可改善神經性肌肉萎縮的肌肉纖維傳導速度，而超音波深部熱治療主要的作用可能在於溫度的增

加直接對於肌肉纖維傳導速度的影響，肌力訓練後肌肉力量的增加與肌肉纖維傳導速度並無明顯相關。

七、計畫成果自評

1. 本研究執行的內容大致與原計畫相符合，唯在神經病變造成的肌肉萎縮程度不同，在取樣上個案不易一致化，影響研究的效度。
2. 本研究可達成預期目標，預計研究成果具相當臨床應用價值，研究內容正積極撰寫論文中，預期可在國際學術期刊發表。

八、參考文獻

1. Okajima Y, Toikawa H, Hanayama K, Ohtsuka T, Kimura A, Chino N: Relationship between nerve and muscle fiber conduction velocities of the same motor unit in man. *Neurosci Lett* 1998; 253:65-67.
2. Mitrovic S, Luder G, Hopf HC: Muscle fiber conduction velocity at different states of isotonic contraction. *Muscle Nerve* 1999; 22: 1126-1128.
3. Yaar I, Niles L: Muscle fiber conduction velocity and mean power spectrum frequency in neuromuscular disorders and in fatigue. *Muscle Nerve* 1992; 15: 780-787.
4. Handriksen PH, Oey PL, VanVeen BK, Jonge WW, Veldman H: Muscle conduction velocity and morphology after prolonged hypoxemia and diabetes in rats. *EEG Clin Neurophysiol* 1992;32: 491-497.
5. Cruz Martinez A, Arpa J: Muscle fiber conduction velocity in situ in hypokalemic periodic paralyzes. *Acta Neurol Scand* 1997; 96: 229-235.
6. Okajima Y: A new method of estimating the distribution of muscle fiber conduction velocities. *EEG Clin Neurophysiol* 1995; 97: 310-317.
7. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, Luca CJ: Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol* 1995; 79: 23-32.
8. Fang J, Shahani BT, Dhand UK: Measurement of muscle fiber conduction velocity by surface electromyography triggered averaging technique. *Muscle Nerve* 1996; 16: 918-919.
9. Naumann M, Reiners K: Diagnostic value of in situ muscle fiber conduction velocity measurements in myopathies. *Acta Neurol Scand* 1996; 93: 193-197.
10. Hara Y, Findley TW, Sugimoto A, Hanayama K: Muscle fiber conduction velocity (MFCV) after fatigue in elderly subjects. *EMG Clin Neurophysiol* 1998; 38:427-435.
11. Vander Hoeven JH, Links TP, Zwarts MJ, Van Weerden TW: Muscle fiber conduction velocity in the diagnosis of familial hypokalemic periodic paralysis-invasive versus surface determination. *Muscle Nerve* 1994; 17: 898-905.
12. Links TP, Van Der Hoeven JH, Zwarts MJ: Surface EMG and muscle fiber conduction velocity during attacks of hypokalemic periodic paralysis. *J Neurol Neurosurg Psychiat* 1994; 57: 632-634.
13. Cruz Martinez A, Arpa J: Muscle fiber conduction velocity in situ (MFCV) in denervation, reinnervation and disuse atrophy. *Acta Neurol Scand* 1999; 100: 337-340.
14. Al-Ani FS, Hamdan FB, Shaikhly KI: In situ measurements of muscle fiber conduction velocity in Duchenne muscular dystrophy. *Saudi Med J* 2001; 22:259-261.
15. Cruz Martinez A, Lopez Terradas JM: Conduction velocity along muscle fibers in situ in healthy infants. *EEG Clin Neurophysiol* 1990; 30: 443-448.

16. Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA: Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve* 1997; 20: 679-690.
17. Yan K, Fang J, Shahani BT: An assessment of motor unit discharge patterns in stroke patients using a surface electromyographic technique. *Muscle Nerve* 1998; 21: 946-947.
18. Wasserstrom JA: New evidence for similarities in excitation-contraction coupling in skeletal and cardiac muscle. *Acta Physiol Scand* 1998; 162: 247-252.
19. Van der Hoeven JH, Zwarts MJ, Van Weerden TW: Muscle fiber conduction velocity in amyotrophic lateral sclerosis and traumatic lesions of the plexus brachialis. *EEG Clin Neurophysiol* 1993; 89: 304-310.
20. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, DeLuca CJ: Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol* 1995; 79: 23-32.
21. Trontelj JV: Muscle fiber conduction velocity changes with length. *Muscle Nerve* 1993; 16: 506-512.