



12-1-1988

Motor Unit Number Index: Estimation of the Number of Motor Units in the First Dorsal Interosseous Muscle of Normal Subjects

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

Chan, Rai-Chi and Hsu, Tao-Chang (1988) "Motor Unit Number Index: Estimation of the Number of Motor Units in the First Dorsal Interosseous Muscle of Normal Subjects," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 16: Iss. 1, Article 9.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1744>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol16/iss1/9>

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.

運動單元數目指標——正常人第一背側骨間肌運動 單元數目之估測

詹瑞棋 徐道昌

本研究之目的在使用常規肌電診斷的技巧來估測第一背側骨間肌運動單元的數目。以 34 位正常年輕人之第一背側骨間肌作研究對象，每位均施以尺神經之常規神經傳導檢查，而在第一背側骨間肌上分別以表面盤式電極及同軸針極記錄最大肌肉誘發動作電位的全表面積、負相表面積、負相振幅及尖端振幅。另外用同軸針極作肌電圖之運動單元分析，求得平均運動單元之表面積及振幅。將最大肌肉誘發電位之表面積或振幅除以個別運動單元之表面積或振幅，即為代表運動單元數目的指標。研究結果發現在各種不同的計算方式中，以表面電極之全表面積除以運動單元表面積的結果 (111) 最接近實際解剖值 (119)，但是無論在表面電極或是針極記錄，全表面積與負相表面積、尖端振幅與負相振幅間都是固定的比例關係，而以振幅來計算運動單元指標時變異性較大。本文並將討論各項影響的因素以及運動單元指標之臨床實用價值。

Key words: *motor unit number index, surface area, amplitude*

運動單元 (motor unit) 是神經肌肉系統的功能單位。在正常狀況下，每條肌肉所包含的運動單元的數目是恆定的，¹功能較精密的肌肉如臉部表情肌或眼球的肌肉，每個運動神經元所支配的肌纖維數目較少，所以運動單元電位波比較小，而在需要強力收縮的肌肉如腓腸肌則運動單元總數比眼外肌少，但每個運動單元所包括的肌纖維數目卻很多 [2-4]。在臨牀上，肌肉內運動單元數目的多寡，運動單元電位波的大小，形狀及波型之穩定性，常常可以反映出神經肌肉病變的性質、程度和進行性，常規的肌電檢查可以對運動單元電位波作很精確的分析與計算 [5]，但是對運動單元數目的估測則迄今尚未有很可靠的方法。Feinstein 曾發表以解剖學方法直接計算第一背側骨間肌及蚓狀肌的運動軸突數目，在一個報告案例中，第一背側骨間肌為 119 個運動單元。第一蚓狀肌則為 98 個運動單元 [6,7]；此種方法固然可信度很高，但

是既費時費事，又不可能將本方法用於每一位病人身上，所以實用性不大，僅能當作解剖參考值。McComas 在 1971 年也發表了一篇以電學方法估測肌肉內運動單元數目的方法 [8]：以電刺激神經，而在肌肉上作表面電極記錄誘發肌肉動作電位，當電量逐漸增加時，誘發肌肉動作電位的表面積也一點一點地增加；McComas 認為每次一點點的增加均代表一個運動單元之加入，所以他把最大肌肉誘發電位面積除以平均每次增加之「個別運動單元電位波」之表面積即是估計的運動單元數目。經由此方法他估計人類外展小指肌運動單元數目是 380 ± 79 ，短外展姆肌羣是 340 ± 87 個。唯其方法之缺點在於極費時費事，況且每一次誘發電位表面積之增加是否代表一個運動單元的受激發加入也很受懷疑；Stalberg 曾建議使用單纖維針極來標定是否為單一運動單元之加入 [9]，唯並沒有確定的修正數值發表。Browns 也提到過類似的

觀念，且也對肱二頭肌提出研究報告[10,11]。爲了增進臨牀肌電診斷的檢查能力，精確評估並追蹤比較神經病變的程度及進展，本研究使用常規肌電診斷檢查的現有設備，在不增加受試者額外的痛苦及檢查者過度的時間消耗之原則下，嚐試對第一背側骨間肌的運動單元數目作不同方向的評估，並與現有的解剖值相對照，期能得到更定量而可信度高的診斷資料。

材料與方法

本研究採用常規肌電診斷檢查時所用之儀器、軟體及電極，包括 Medelec MS92a 雙頻道肌電圖儀，聯結 Apple IIe 64k 個人電腦、Stalberg 氏設計之 SES Packag II 中之運動單元分析程式，以及 SES Package II 中之訊號比較程式，唯經作者予以修改使能同時記錄誘發肌肉動作電位波之負相面積及涵括正負相之全表面積。記錄電極有兩種，一爲銀鉻盤式表面電極，直徑 1 公分，一爲 Dantec 9013L58 同軸針極，主記錄電極之面積爲 0.015mm^2 。所有測試資料均由印表機列印，另外運動單元分析之資料並貯存於磁碟片中。

測試之肌肉取自 32 位年青志願者之第一背側骨間肌，其中男性 16 位，女性 18 位，年齡 18 至 30 歲，受試者都沒有主訴頭部或手部的不適，理學檢查頸部及上肢神經肌肉系統完全正常，尺神經傳導速度檢查也都在正常國人範圍之內[12]。測試時先以針極檢查第一背側骨間肌，確定沒有正相尖波（positive sharp wave）、顫波（fibrillation）等不正常靜止狀態波型，並且最大收縮時之干擾狀態（interference pattern）也正常之後，隨即進行電腦輔助判讀運動單元電位波之定量分析。肌電圖頻率範圍在 2Hz 至 10kHz，掃描速度 5msec/div，振幅顯像範圍 200uv/div 至 1000uv/div，以能涵括整個波型爲原則，操作時令受試者作第一背側骨間肌之最輕微收縮，針極儘量接近所引發之運動單元電位波，再使用激發（trigger）將電位波固定，延遲顯象（delay line）使波型出現在螢幕的前四分之一處，並加以重疊平均（average）約 100 至 300 次直到兩端基線變水平爲止，以確定運動單元電位波的真正範疇。接著將個別運動單元電位波之訊號輸入電腦，以判讀其振幅、表面積、相數及間期等，判讀完成後信號資料貯存，再

移動針極尋找下一個運動單元電位波。每一位受試者都收集了 10 至 20 個運動單元電位波之數據，再計算出每位之各項參數平均值。

運動單元電位波分析完成後，隨即以針極作記錄電極，而在尺神經近手腕處作超大電量刺激，更動針極位置以盡量記錄到最大誘發肌肉動作電位波，所得到的電位波再輸入電腦由「訊號比較」之程式來計算其負相振幅，負相表面積，正負相全表面積，以及由肌電圖機手動判讀正負相之尖端振幅，此爲第一背側骨間肌所有肌纖維之最大反應波以針極記錄表示。最後移去針極，改用盤式表面電極作同樣之最大誘發肌肉動作電位之記錄，主記錄電極貼於第一背側骨間肌腹，而參考電極貼於第二近端指骨接近掌指關節處，即爲表面電極記錄第一背側骨間肌最大肌肉反應。

運動單元指標的計算爲：最大誘發肌肉反應電位波之表面積（或振幅）÷平均個別運動單元電位波之表面積（或振幅）。其中最大誘發肌肉反應電位波有表面電極及針極兩組數據，每組並有全表面積，負相表面積，尖端振幅及負相振幅四種計算方式。各種方式所得之運動單元數目指標再與 Feinstein 所發表的解剖數值（119）相比對，同時並探討表面積及振幅不同計算方式間之關係以及男女之差異。

結果

正常年青人第一背側骨間肌運動單元電位波之振幅平均爲 $0.51 \pm 0.13\text{mV}$ ；表面積爲 $0.54 \pm 0.11\text{ms.mV}$ 男女之間的比較情形在振幅沒有明顯差異，但是表面積則有統計學上之差異性。最大肌肉誘發電位波的平均值以針極記錄爲振幅 $17.5 \pm 4.8\text{mV}$ ，表面積 $50.1 \pm 12\text{mS.mV}$ ，表面電極爲振幅 $17.3 \pm 3.53\text{mV}$ ，表面積爲 $58.3 \pm 11.1\text{mS.mV}$ 。男女的比較上也都是男性的數值大於女性，但只有表面電極記錄所得之振幅及表面積有統計學之差異性。唯這些男女間的差異性在計算成運動單元數目指標之後，便不具有差異性。男女性各種數據之比較見表 1。

表 2 列出了表面電極及針極記錄而以最大誘發肌肉電位之全表面積，負相表面積除以個別運動單元平均表面積、以及尖端振幅、負相振幅除以個別運動單元平均振幅所算出之運動單元數目指標值，與實際解剖值 119 相比較，可以發現表面電極記錄之全表面積作分子所得之指標值最接近解剖值，其次爲針極記錄

表1. 男女運動單元及數目指標值之比較

	男性	女性	p 值
運動單元振幅 mv ·	0.53 ± 0.14	0.50 ± 0.12	>0.10
運動單元表面積 ms · mv (針極)	0.69 ± 0.10	0.50 ± 0.11	<0.01*
最大誘發肌肉電位振幅 mv	17.0 ± 4.43	18.0 ± 5.05	>0.10
最大誘發肌肉電位全表面積 ms · mv	50.0 ± 12.8	49.4 ± 12.0	>0.10
運動單元數目指標值	100 ± 23.2	88.3 ± 24.7	>0.10
(表面電極)			
最大誘發肌肉電位振幅 mv	18.9 ± 3.29	15.9 ± 2.51	<0.01*
最大誘發肌肉電位全表面積 ms · mv	63.1 ± 9.64	54.4 ± 10.7	<0.02*
運動單元數目指標值	113 ± 29.6	108 ± 21.8	>0.10

全表面積所得者。本表中同時也可發現以振幅作計算的依據時所得之指標較低，而且變異性也較大。所以用表面電極作記錄，以全表面積來計算可以得到較可靠的數值。

表 3 說明了全表面積和負相表面積，尖端振幅和負相振幅間的關係，可以發現無論在針極或表面電極兩者均呈穩定的相關性，尤其在表面電極的表面積方面，負相表面積約為全表面積的 60%，其 r 值高達 0.94，所以用表面電極的方式來記錄肌肉最大誘發電位比較穩定。在實際操作時也發現針極記錄最大誘發肌肉電位波時，常需要多次移動針極位置才能記到最大的反應波。而且常常有正相起始的情形，表面電極則極易記錄到穩定的最大誘發肌肉電位波，而且幾乎沒有正相起始的困擾，操作上簡易得多。

討 論

雖然以表面電極記錄之最大肌肉誘發電位之全表面積除以運動單元平均表面積所得的數目相當接近實際的解剖值，但是本研究仍然主張採用「運動單元數目指標」而不用「運動單元數目」，原因是這些數目乃是間接測定計算而得，若以不同大小的電極作記錄例如單極針極則所得到的數目可能會改變 [14]；[15] 而若是用不同的方法計算例如用負相表面積當分子則得到的數目也不同，然而它們與實際解剖值之間應該仍存有一定的比例關係，例如以負相表面積當分子計算所得值乘以 100/60 時便很接近實際解剖值了。故以指標來稱呼本研究所得之數據當比較貼切。[16] 而

表2. 第一背側骨間肌運動單元數目指標值

計算方式*	同軸針極	表面電極
全表面積	95.35 ± 24.54	111.10 ± 27.40
負相表面積	51.34 ± 17.29	64.53 ± 16.55
尖端振幅	62.62 ± 22.71	49.10 ± 15.51
負相振幅	36.96 ± 15.71	32.59 ± 11.07

解剖值 (Feinstein 1955) : 119

計算方式係指以表列之表面積或振幅除以平均運動單元電位

表3. 負相/全表面積及負相/尖端振幅之關係

	針極	表面電極
(負相表面積/全表面積) %	54.30 ± 13.94	58.51 ± 9.21
相關程度 (r 值)	有 (0.71)	有 (0.94)
(負相振幅/尖端振幅) %	58.95 ± 12.70	73.48 ± 10.82
相關程度 (r 值)	有 (0.81)	有 (0.90)

作者也在研究進行中選擇了一位慢性重度尺神經壓迫病變的患者及一位肌肉病變的患者作同樣的檢查，結果神經病變者其指標降至 70，而肌肉病變患者之指標則維持在 115，可見運動單元數目指標應該頗能反映出運動單元數目的現況。

若是單單以運動單元電位波之平均表面積作考慮，則在神經受損至再生到有意義的電位波大小期間 (約數個月)，運動單元電位波的表面積與正常值相去不多，到了慢性期則因運動單元再生成熟，其平均表

面積又可能比正常的表面積大很多，所以只憑運動單元電位分析不足以定量描述神經再生的進展過程。反之若單獨考量最大誘發肌肉電位的表面積，雖然在神經受損到再生成熟皆會呈現穩定地增加，但是神經的早期再生所產生的小電位波因為太小了，可能對誘發肌肉電位波起不了增加表面積的作用，所以比較不靈敏；而到了再生的末期其最大誘發電位表面積之增加又可能是存留的運動單元擴大支配範圍及側枝成熟所造成，而不是運動單元數目增加所致，如此其特異性也就較差。故本研究所提的運動單元數目指標便能集合兩種考量方式的優點而且能避開其缺點。圖 1 即為運動單元電位波平均表面積，最大誘發肌肉電位波表面積及運動單元指標三者描述神經受損及再生的過程中所可能出現的情形。另外本研究中男女性的比較亦可證明運動單元數目指標的可靠性：男的運動單元電位波及最大誘發肌肉動作電位波之表面積均比女性者大，[17~19]但是計算成運動單元數目指標之後即沒有統計學的差別，其解釋可能是男女性之第一背側骨間肌運動單元數目應該是很相近的，然而男性可能因為男性荷爾蒙較多或是肌肉的運動較頻繁而使運動單元內的肌肉纖維較女性為粗大[20]，所以運動單元電位波及最大誘發肌肉動作電位波之表面積都比較大些。

利用運動單元分析的方法來取得平均運動單元之表面積其優點有三：1. 針極可以到處移動取樣，所得到的電位波均能代表不同的運動單元，不致於像

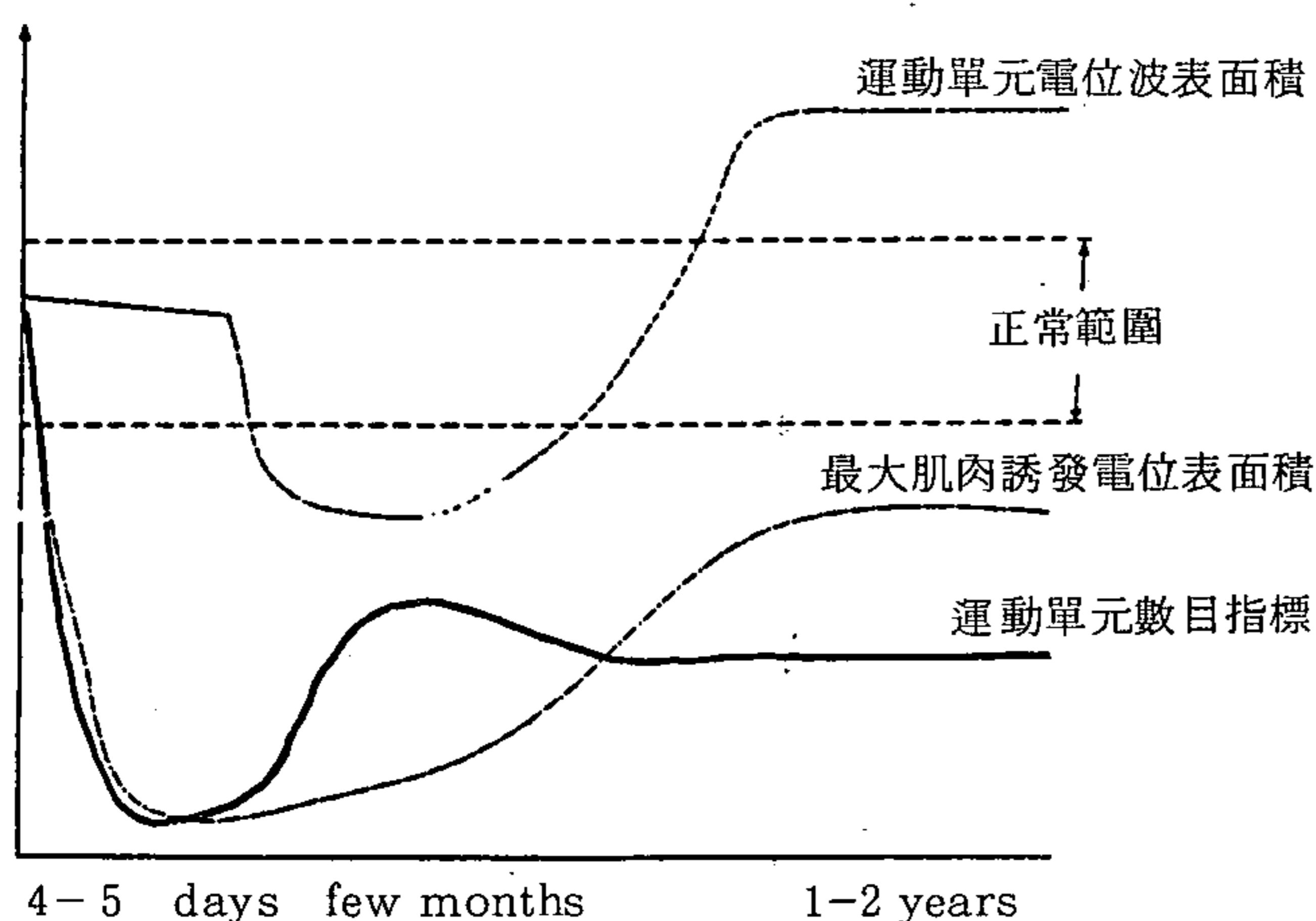


圖1. 運動單元數目指標，運動單元表面積，最大誘發肌肉電位表面積與神經恢復時程之關係

McComas 所用的表面電極記錄造成很大的判斷困擾。2. 每個運動單元電位波均經過 100 次以上的平均重疊處理，更能代表該運動單元的真正範疇。[21] 3. 可以利用激發技巧來選取不同閾值的運動單元電位波，使得不同大小的運動單元都能被記錄到，在取樣上較為平均，更能代表整個肌肉中運動單元電位波的平均大小。

在運動單元電位波的參數中，振幅被認為是代表最接近記錄電極的數條肌纖維所產生的電位整個情形，[22] 而非代表整個運動單元的範疇，表面積則較能代表整個運動單元的大小，[23] 有研究已證實表面積與振幅及間期都有很明顯的統計學相關性，[24.25] 所以用表面積來作為運動單元數目指標的計算標準是比較可靠的，這種情形也同樣出現在外展小指肌的運動單元數目估測上[15]。

最大誘發肌肉動作電位表面積的判讀有人使用負相部分的表面積，[26] 也有人使用正負相都包括在內的全表面積，[27] 本研究證實了兩者有很高的相關性，所以使用任何一種應該都是可以的，只需知道兩者間的比例便能得到一樣可靠的指標。而因為運動單元電位波分析的程式所測量的是運動單元的全表面積，所以採用最大誘發肌肉動作電位的全表面積當分子所得到的指標比較接近解剖值是很合理的結果。

本研究的指標計算方法對於小肌肉運動單元的估測較為有效，對於太大的肌肉或太長的肌肉，可能最大誘發肌肉動作電位的記錄上會有問題，較不適用於本方法。

至於運動單元數目指標的臨牀實用價值，主要當在於對神經受損後再生之進展可以有動態而且定量的描述。神經傷害初期，運動單元部份喪失，導致最大誘發肌肉動作電位表面積之下降，但是留存之運動單元電位波仍然在正常範圍，所以運動單元指標會明顯地下降。當神經早期再生時，運動單元分析會記錄到部分很小的電位波，使得平均運動單元表面積下降（此時最大誘發電位波之表面積仍看不出增加的現象），所以運動單元指標開始增加。到了慢性再生的時期，若是有功能的運動單元數目不再增加時，運動單元平均表面積及最大誘發肌肉動作電位波表面積會因再生之軸突成熟而繼續增大，但是運動單元指標則已回到穩定狀況（圖 1），可見運動單元數目指標的確較能反映出神經再生的動態進展。

運動單元數目指標是一種簡捷易行的評估肌肉之神經支配之定量方法，其可靠度較單獨考慮運動單元電位波或最大誘發肌肉電位波還要高，而且也比較靈敏，但是操作者必須要熟習神經傳導檢查的基本方法，加上運動單元電位波的選取、固定及觀察，才能使操作出來的數據更為可靠，同時，運動單元數目指標是代表與解剖值之間的比例關係，不可以直接拿來替代真正解剖值，以免產生混淆。

參 考 文 獻

1. BUCHTHAL F, SCHMALBRUCH: Mammalian motor unit. *Physiol Rev* 1980;60:90-142.
2. JOHNSON EW: *Nerve and muscle anatomy*. In: Johnson EW. eds. *Electrodiagnosis in neuromuscular diseases*. 3rd ed. Baltimore: Williams and Wilkins. 1980;1-17.
3. SMORTO MP, BASMAJIAN JV: *Fundamentals of clinical electromyography*. In smorto MP. Basmajian JV. eds. *Electrodiagnosis: a handbook for neurologists*. New York: Harper and Row publishers 1977;1-8.
4. KIMURA J: Anatomy and physiology of skeletal muscle. In: Kimura J. eds. *electrodiagnosis in disease of nerve and muscle: principles and practice*. Philadelphia: F.A. Davis 1983;217-31.
5. CHU J: *Principles of electrodiagnostic consultation*. In: Chu-Andrews J. eds. *Electrodiagnosis: an anatomical and clinical approach*. Philadelphia: J.B. Lippincott company 1986;199-244.
6. FEINSTEIN B, LINDEGARD B, NYMAN E, WOHLFART G: Morphologic studies of motor units in normal human muscles. *Acta Anat* 1955;23:127-42.
7. BROWN WF: *Quantitative assessment of the output of muscles and motor unit estimates*. In: Brown WF. eds. *The physiological and technical basis of electromyography*. Boston: Butterworth publishers. 1986;257-86.
8. MCCOMAS AJ, FAWCETT PRW, CAMPBELL MJ, SICA REP: Electrophysiological estimations of the number of motor units within a human muscle. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1971;34:121-31.
9. STALBERG E, TORNTELI JV: *Marking of the motor unit*. In: Stalberg E, Trontelj JV. eds. *Single fiber electromyography* Surrey: Mirvalle Press. 1979;31-2.
10. BROWN WF: *The normal motor unit*. In: Brown WF. eds. *The physiological and technical basis of electromyography*. Boston: Butterworth publishers. 1986;233-56.
11. BROWN WF, STRONG MJ, SNOW R: Methods for estimating numbers of motor units in Biceps Brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle and Nerve* 1988; 11: 423-32.
12. 賈力耕 蘇明勳 詹瑞棋·多氯聯苯中毒引起神經學上之變化 *臨牀醫學月刊* 1981:7:45-61。
13. DIOSZEGHY P: Needle and surface recording electrodes in motor and sensory nerve conduction studies. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1986; 26:117-22.
14. CHU J, CHAN RC, BRUYNINCKX F: Progressive teflon denudation of the monopolar needles. Effects on motor unit potential parameters. *Arch Phys Med Rehabil* 1987;68: 36-40.
15. 詹瑞棋 徐道昌·同軸與單極針極記錄運動單元參數之定量比較 *中華醫學雜誌* 1986:40:231-8。
16. 詹瑞棋 徐道昌·正常人外展小指肌運動單元數目之生理估測 *中華醫學雜誌* 1987:40:231-8。
17. 劉憶平 詹瑞棋 徐道昌 正常人之最大肌力與超大電刺激肌肉反應圖形之關係，*復健醫學雜誌* 1985:13:6-12
18. 張奐 詹瑞棋 徐道昌 參考電極的位置對於誘發複合肌肉動作電位之影響的定量分析 *復健醫學雜誌* 1985:13:1-5。
19. CHU J, BRUYNINCKX F, CHAN RC: *Personal experiences on quantitative analysis of the MUPs on minimal contraction* In chu-Andrews J eds. *Electrodiagnosis: an anatomical and clinical approach*. Philadelphia: J.B. Lippincott company 1986;230-40.
20. BROOKE MF, ENGEL WK: The histographic analysis of human muscle biopsies with regard to fiber types. 1. Adult male and female. *Neurology (Minneapolis)* 1969;19:221-33.
21. CZEKAJEWSKI J, EKSTEDT J, STALBERG E: Oscilloscopic recording of muscle fiber action potentials. The window trigger and the delay unit. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1969;27: 536-9.
22. DAUBE J: *Quantitative electromyography in nerve-muscle disorders*. In: Stalberg E, Young RR, eds. *Clinical neurophysiology*. Boston: Butterworths publisher 1981;38-42.
23. NANDEKAR SD, SANDERS DB, STALBERG E: Simulation of concentric needle EMG motor unit action potentials. *Muscle and Nerve* 1984;7:562.
24. CHU J, CHAN RC, BRUYNINCKX F: Effects of the EMG amplifier filter settings on the motor unit action potential parameters recorded with concentric and monopolar needles. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1986; 26: 627-39.
25. CHU J, CHAN RC: Changes in motor unit action potential parameters in monopolar recording related to filter settings of the EMG amplifier. *Arch Phys Med Rehabil* 1985;66:601-4.
26. WEBER REJ, PIERO D: *Entrapment syndrome*. In: Johnson EW. eds. *Practical Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins. 1980;206-13.
27. GANS BM, KRAFT GH: M-response quantification: A technique. *Arch Phys Med Rehabil* 1981;62:376-80.

Motor Unit Number Index — Estimation of the Number of Motor Units in the First Dorsal Interosseous Muscle of Normal Subjects

RAI-CHI CHAN, TAO-CHANG HSU

The purpose of this study was to estimate the number of motor unit in the first dorsal interosseous muscle by using the routine electrodiagnostic techniques. 34 young adult volunteers was included in this study, each subject received the following procedures on the first dorsal interosseous muscle: 1. Surface recording of the total surface area, the area under the negative phase, peak amplitude and the base line to negative peak amplitude of the maximal evoked muscle action potential. 2. Same recording parameters but change the recording electrode to concentric needle. 3. Motor unit potential analysis with concentric needle to get the averaged surface area and amplitude of single motor unit. Motor unit

number index was derived by dividing the surface area/amplitude of the maximal response by the single motor unit area/amplitude. the indexes derived from different parameters were compared to the true anatomical calculation done by Feinstein.

The result disclosed that the motor unit number index derived from surface recording total area divided by single unit area (111) was close to anatomical data (119). There is a fixed ratio between the total surface area and the area under negative phase, peak amplitude and baseline to negative peak amplitude. The clinical application of motor unit number index and factors contributing the these results will be further discussed.