

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文

肌肉振動對中風病人手部動作獨立性的影響
Effects of Muscle Vibration on Hand Independency in Individuals

following Stroke

1896

研究生：陳學箴

指導教授：楊秉祥 博士

中華民國九十九年一月

肌肉振動對中風病人手部動作獨立性的影響

Effects of Muscle Vibration on Hand Independency in Individuals
following Stroke

研究生：陳學箴

Student : Syue-Jhen Chen

指導教授：楊秉祥 博士

Advisor : Bing-Shiang Yang, Ph.D.

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文



Submitted to Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Chiao Tung University

in partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of

Master

in

Mechanical Engineering

Jan 2010

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十九年一月

肌肉振動對中風病人手部動作獨立性的影響

學生：陳學箴

指導教授：楊秉祥 博士

國立交通大學機械工程學系碩士班

摘要

研究指出給予健康人手部特定肌肉微幅振動，可以增強受振動肌肉運動神經的訊號強度（motor-evoked potential），同時也會抑制相鄰未受振動肌肉的訊號。本實驗室之前研究亦顯示此形式微肌肉振動，亦可改變中風病人患側手部肌肉神經的訊號強度。因此本研究想知道，給予手部特定肌肉振動，造成運動神經訊號的增強或抑制對手指做外展屈曲的獨立活動能力是否會造成影響。五位中風受測者及十位健康受測者參與本研究。使用電磁式振動機給予受測者 80Hz、0.1~0.7mm 振幅的振動，記錄受測者在（1）未受任何肌肉振動與（2）振動患側（慣用手）或非患側（非慣用手）Abductor pollicis brevis（APB），first dorsal interossei（FDI），Abductor digiti minimi（ADM）肌肉，共七種條件下，手指外展屈曲的移動狀況及肌肉活動情形。計算其 individuation index（Iind 值）及 Index of selective activation（ISA 值），比較給予肌肉振動及未給予肌肉振動時，手指獨立活動能力的差異。健康受測者雖手指獨立動作控制能力較好，仍看到肌肉振動對動作控制能力較差的無名指有所改善，振動前後進步約 2%（ $p < 0.05$ ）。對個別中風病人來說，振動可以使部份手指獨立動作能力提升（進步最多可達 20%）或是些微打破肌肉不正常協同作用（abnormal synergy），在給予非患側 FDI 振動時，可增進患側 FDI 肌肉的控制能力約 66%（ $p < 0.05$ ）。未來或許可針對個別中風病人，給予適合的振動條件，以改善手指控制獨立性，完成日常生活中較具功能性的手指動作。

Effects of Muscle Vibration on Hand Independency in Individuals
following Stroke

Student: Syue-Jhen Chen

Advisor: Bing-Shiang Yang, Ph.D.

Department of Mechanical Engineering

National Chiao Tung University

ABSTRACT

Previous studies had demonstrated in intact individuals that small-amplitude muscle vibration (MV) could increase the motor pathway excitability of the vibrated hand muscle and inhibit the excitability of motor pathways of neighboring non-vibrated muscles in healthy individuals. Our previous study also found that MV could selectively modulate motor pathway excitability of stroke-affected hand muscles. However, the link between MV-induced neurophysiological changes and voluntary control of finger movements is unclear. Therefore, the purpose of this study is to examine the effect of MV on the independency of finger movements. We hypothesized that MV to three hand intrinsic muscles (Abductor pollicis brevis, APB; first dorsal interossei, FDI; Abductor digiti minimi, ADM) would affect the individual finger movement when performing abduction/adduction movements. We tested five chronic stroke subjects and ten health control subjects (aged 18-26 yrs). The subjects were asked to perform repeated abduction/adduction finger movements with and without individual MV to each of the three hand muscles of both hands. We calculated individuation index (Iind) and Index of selective activation (ISA) values to examine the effect of MV on finger independency and muscle selectivity. For healthy subjects, MV could increase the finger independently of ring finger about 2% of Iind ($p < 0.05$). For stroke subjects, we found that MV to non-affected FDI would increase the ISA of FDI about 66% in the affected hand ($p < 0.05$). Muscle vibration to selected hand muscles would increase the ability to perform more independent finger movements and muscle selectivity. If we could identify the patterns of MV-induced modification of finger movement control in stroke, muscle vibration might be a useful tool for stroke hand rehabilitation.

目錄

摘要	ii
ABSTRACT	iii
目錄	iv
表目錄	v
圖目錄	vi
一、緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 文獻回顧	3
1.3 目的	6
二、研究方法	8
2.1 研究對象	8
2.2 研究工具	9
2.2.1 動作擷取系統	9
2.2.2 振動器	10
2.2.3 肌肉訊號量測系統	14
2.3 實驗步驟	15
2.4 資料分析	18
2.4.1 運動學資料分析	19
2.4.2 肌電訊號分析	21
2.4.3 統計分析	24
三、結果	25
3.1 振動對手指外展／屈曲時獨立動作能力的影響	25
3.2 振動對手指外展／屈曲時肌肉控制能力的影響	35
四、討論	44
4.1 肌肉振動對手指動作範圍的影響	44
4.2 給予肌肉振動對肌肉控制能力的影響	48
4.3 研究限制	50
五、結論	52
六、未來研究方向與建議	53
參考文獻	54
附件一傅格－梅爾評估量表	65
附件二慣用手檢測表格	66

表目錄

表 1 中風受測者資料	9
-------------------	---



圖目錄

- 圖 1 攝影機架設位置示意圖（左圖）及實際擺設圖（右圖） ...10
- 圖 2 手指半圓形反光球黏貼位置示意圖（圖 2 左圖資料來源：
<http://www.shockfamily.net/skeleton/HAND2.JPG>）10
- 圖 3 振動器架設（圖左）及自製金屬圓棒、Load Cell、加速規裝置示意（圖右）。11
- 圖 5 資料擷取裝置 NI-USB-6229（圖左）及自行撰寫之圖形化程式設計平台儀器控制介面（圖右）13
- 圖 6 振動非受測手 ADM 肌肉示意圖。14
- 圖 7 手部三條肌肉（APB, FDI, ADM）位置示意圖（右圖：
<http://www2.ma.psu.edu/~pt/Intrinsi.gif>）及實驗時量測貼片黏貼示意圖（左圖）。15
- 圖 8 受測者實驗姿勢示意圖。16
- 圖 9 使用 LabVIEW 8.2 來撰寫的 ISA 值分析程式人機操作介面（上圖）及運算程式內容（下圖）。23
- 圖 10 健康受測者（S03）及中風病人（SV004）在無肌肉振動條件下，指示各手指運動時，5 隻手指 10 秒鐘在 X 軸向的運動軌跡（T: thumb; I: index; M: middle; R: ring; L: little）。曲線上升時為屈曲（adduction）動作，下降時為外展（abduction）動作。圖中動作計算出來的相對 Iind 值，由大拇指至小拇指，健康人依序為 0.952、0.985、0.97、0.939、0.958，中風病人依序為 0.917、0.787、0.097、0.209、0.77。26
- 圖 11 健康人與中風病人在無振動時，各手指的 Iind 平均值與標準差（error bar）。27
- 圖 12 健康人無振動與振動受測手（A）或非受測手（B）各目標肌肉時的 Individuation Index 平均值與標準差（error bar）。當數值越接近 1 表示手指動作獨立性越好。（APB、FDI、ADM 為振動受測手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非受測手的肌肉；*：no MV vs MV to APB， $p < 0.05$ ；**：no MV vs MV to FDI， $p < 0.05$ ，paired t-tests）29
- 圖 13 健康人無名指在各實驗條件下的 Iind 值。（APB、FDI、ADM 為振動受測手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非受測手的肌肉；*：no MV vs MV to APB， $p < 0.05$ ；**：no MV vs MV to FDI， $p < 0.05$ ，paired t-tests）30
- 圖 14 中風病人無振動與振動患側手（A）或非患側手（B）各目標肌肉時的 Individuation Index 平均值與標準差（error bar）。30

	當數值越接近 1 表示手指動作獨立性越好。(aAPB、aFDI、aADM 為振動患側手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側手的肌肉)	33
圖 15	五位中風病人在無振動時各手指 Iind 值及平均值。.....	34
圖 16	五位中風病人在無振動與給予非患側 APB 振動條件下，各手指 Iind 值的改變量，即 $Iind_{nAPB} - Iind_{no}$ (no: 無給予肌肉振動；nAPB: 振動非患側 APB 肌肉) 。	34
圖 17	各中風病人在無給予肌肉振動或給予肌肉振動條件下，各手指的 Iind 值。A: SV001, B: SV002, C: SV004, D: SV006, E: SV007 (aAPB、aFDI、aADM 為振動患側肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側手肌肉) 。	35
圖 18	健康人與中風病人在無振動條件下，指示各手指動作時，各肌肉 ISA 平均值與標準差 (error bar) 。	36
圖 19	健康人在無振動與振動受測手肌肉 (A) 或非受測手肌肉 (B) 各手部肌肉的 Index of Selective Activation 值的平均值與標準差 (error bar) 。 (APB、FDI、ADM 為振動受測手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非受測手的肌肉；*: no MV vs MV to ADM, $p < 0.05$, paired t-tests)	37
圖 20	中風病人在無振動與振動患側手部肌肉 (A) 或非患側手部肌肉 (B) 各手部肌肉的 Index of Selective Activation 值的平均值與標準差 (error bar) (aAPB、aFDI、aADM 為振動患側肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側肌肉；*: no MV vs MV to nFDI, $p < 0.05$, paired t-tests) 。	39
圖 21	五位中風病人在無振動時各肌肉 ISA 值及平均值。	40
圖 22	五位中風病人在無振動與給予非患側 APB 振動條件下相比較，各手指 ISA 值的改變量，即 $ISA_{nAPB} - ISA_{no}$ (no: 無給予肌肉振動；nAPB: 振動非患側手 APB 肌肉) 。	40
圖 23	各中風病人在無給予肌肉振動或給予肌肉振動條件下，患側手部三條肌肉 (APB、FDI、ADM) 的 ISA 值。A: SV001, B: SV002, C: SV004, D: SV006, E: SV007 (aAPB、aFDI、aADM 為振動患側手部肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側手部肌肉) 。	42
圖 24	中風病人 (SV006) 在無給予肌肉振動 (A) 及給予患側 FDI 肌肉振動 (B) 下，在指示各手指動作時的 FDI 肌肉訊號對指示食指動作時之 FDI 肌肉訊號標準化後的情形。圖中由上而下依序為指示大拇指、食指、中指、無名指、小拇指動作。	43
圖 25	健康人 (S16) 在無肌肉振動及給予受測手 APB 肌肉振動	

時，指示無名指做外展／屈曲（abduction/adduction）動作各手指在 XZ 平面（即手掌朝下做外展／屈曲的平面）的移動情形。**THUMB, INDEX, MIDDLE, RING, LITTLE** 為各手指在無振動的移動情形；*THUMB, INDEX, MIDDLE, RING, LITTLE* 為振動受測手 APB 肌肉時手指的移動情形。.....46

圖 26 使用 TMS 檢測中風病人在給予肌肉振動時，各肌肉 MEPs 的變化情形。直行依序為無給予肌肉振動、振動 FDI、APB 或 ADM；橫列為三條量測的目標肌肉（圖片來自 Yang, Settle and Perreault（2006））。.....48



一、緒論

1.1 研究背景

腦血管病變 (cerebrovascular disease or cerebrovascular accident, CVD or CVA)，俗稱腦中風，簡單的來說就是突發性的腦血管破裂或堵塞，所引起的出血或血流不暢，致使腦內局部受到壓迫、血液循環不良，造成腦部受損。通常視血管破裂或堵塞的部份不同，會對身體造成不同的影響，常見的症狀就是半側肢體癱瘓，即患者在清醒後，會發現自己某一側的手腳無法自由控制或是力量變弱(張峻斌、周立群 1997; Anthony Rudd 2001; 中島健二 2003)，通常在病情穩定後就會開始進行復健。

對於中風患者來說，上肢動作恢復較下肢來說是較困難的。研究指出通常腦中風三到六個月後，75~83%的中風病人下技能恢復行走能力 (Skilbeck, Wade, Hewer and Wood 1983; Friedman 1990)，但 55~75%上肢仍存在功能性動作缺陷的問題 (Bard and Hirschberg 1965; Wade, Langton-Hewer, Wood, Skilbeck and Ismail 1983; Parker, Wade and Hewer 1986; Olsen 1990)，且往往會進入復原的停滯期 (Wade, Langton-Hewer, Wood, Skilbeck and Ismail 1983; Parker, Wade and Langton 1986; Olsen 1990; Nakayama, Jorgensen, Raaschou and Olsen 1994)。造成如此大差異的原因之一是因上肢的動作較下肢來得複雜許多，上肢包含抓取 (grasp)、握 (hold) 與操作 (manipulate) 物件，需要許多肌肉的配合才能完成這些動作。另外

在日常生活活動中，對下肢來說無論站立或行走，患者無法只使用非患側行動，但對手部動作來說，患者常會傾向於使用非患側來進行所需的動作，使得患側缺少復健練習的機會（Feys, De Weerd, Selz, Cox Steck, Spichiger, Vereck, Putman and Van Hoydonck 1998）。

在大腦神經相關的研究方面，動物研究顯示，若大腦皮質脊髓徑（corticospinal tract）完全受損，則手指的獨立動作能力也會完全喪失（Lawrence 1968; Passingham, Perry and Wilkinson 1983）。即手指的獨立運動與大腦皮質脊髓徑有很大的關係，因此若中風病人大腦受損位置是在大腦皮質脊髓徑，即會造成手部動作能力的喪失。更多研究也指出手指獨立動作能力的損傷，是長期中風病人常見的症狀（Lang and Schieber 2003; Lang and Schieber 2004; Raghavan, Petra, Krakauer and Gordon 2006）。

綜合相關文獻顯示，即使經過即時的復健，手部的動作仍然不容易恢復到中風前的狀況，但手部動作對日常生活卻十分的重要，因此現在有許多中風的研究是專注在手部動作控制的復健上，試著用各種不同的方式去打破復健的停滯期或增進手部動作控制能力，像是不斷重複同一手部運動的治療（Butefisch, Hummelsheim, Denzler and Mauritz 1995; Ranganathan, Siemionow, Sahgal, Liu and Yue 2001; Muellbacher, Richards, Ziemann, Wittenberg, Wetz, Boroojerdi, Cohen and Hallett 2002）、限制非患側的動作，強迫中風患者常使用患側進行日常生活所需動作（constraint-induced

movement therapy, CIMT) (Kunkel, Kopp, Muller, Villringer, Villringer, Taub and Flor 1999; Miltner, Bauder, Sommer, Dettmers and Taub 1999)、給予患側手部回饋力以增進肌肉動作感覺(Lum, Burgar, Shor, Majmundar and Van der Loos 2002; Dipietro, Ferraro, Palazzolo, Krebs, Volpe and Hogan 2005)、利用機械帶動患者手部動作或給予視覺回饋引誘患者完成目標動作(Hidler, Nichols, Pelliccio and Brady 2005; Brewer, McDowell and Worthen-Chaudhari 2007; Kwakkel, Kollen and Krebs 2008)、給非患側腦部運動皮質層固定頻率的磁刺激，達到增進患側手部動作能力的增進(Takeuchi, Chuma, Matsuo, Watanabe and Ikoma 2005)、給予手部肌肉電刺激以增進手部動作能力(Hummelsheim, Areberger and Mauritz 1996)、給予手部肌肉振動刺激以防止肌肉無力(Anthony Rudd 2001)或是增進神經訊號的強度(Yang, Settle and Perreault 2006; Yang, Huang and Wang 2007)等。在這麼多方法中，給予手部肌肉外來刺激以增進神經訊號的強度，是近幾年才被發現可以有效增進中風病人肌肉訊號的反應，但尚未被證實對中風病人的手部動作控制復健是否有實質效果。因此本研究想進一步了解，透過給予中風病人患側或非患側手部肌肉外來的振動，對中風病人在恢復手指動作獨立性的復健上是否真的有所幫助。

1.2 文獻回顧

中風病人手指動作控制的損傷大多是因為大腦皮質脊髓徑損害造成傳

遞出的訊號無法正確或有效的驅動欲動作的肌肉，在經過復健後，雖可恢復部份手部動作，但在單一手指的獨立動作控制上仍是較差的，因為中風患者雖可以恢復部份手指動作範圍，但往往還會伴隨著其他手指頭，甚至是手腕、手肘同時產生動作，造成動作獨立性的降低（Brunnstrom 1970; Zackowski, Dromerick, Sahrman, Thach and Bastian 2004; Schieber, Lang, Reilly, McNulty and Sirigu 2005）。在肌肉動作與大腦皮質脊髓神經傳導相關的研究中，藉由使用經顱磁刺激（transcranial magnetic stimulation, TMS）來檢測大腦運動皮質可激度的改變情形，除了發現要引起中風病人患側手部肌肉動作的運動閾值（motor threshold, MT）較高外，透過量測手部肌肉作動時的肌電訊號（electromyography, EMG）也可發現患側手部肌肉的運動誘發電位（motor-evoked potential, MEP）量值有明顯低於健側的現象，即使經過一段時間的復健，MEPs 振幅有增加的現象，但仍是較差於健側（Heald, Bates, Cartledge, French and Miller 1993; Traversa, Cicinelli, Bassi, Rossini and Bernardi 1997），即中風病人在患側手部肌肉控制上仍較無法得到有效的控制。

在上肢的復健上，如前所述，有許多是著重於手臂肌肉強度或手部抓取動作的恢復，大多是以讓患側重複進行動作或強制患側進行動作的方式進行，對於恢復手臂動作可以達到一定的成效，但在手部較細微動作（如拿筷子、寫字等）的恢復上卻無明顯效果。近年有研究指出，當給予肌肉外

來的振動刺激，可以有效增強受振動肌肉的運動誘發電位（motor-evoked potential, MEP），即增強大腦皮質脊髓徑所傳遞出的訊號（Claus, Mills and Murray 1988; Siggelkow, Kossev, Schubert, Kappels, Wolf and Dengler 1999; Kossev, Siggelkow, Kapels, Dengler and Rollnik 2001; Rosenkranz and Rothwell 2003; Steyvers, Levin, Verschueren and Swinnen 2003; Yang, Huang and Wang 2007），同時也可抑制部份非受振動肌肉的運動誘發電位（Rosenkranz and Rothwell 2003; Yang, Settle and Perreault 2006; Yang 2007），因此我們想或許振動可以應用在提升中風病人手部肌肉的 MEPs，以達到提高手部動作及控制能力。

先前的研究大多是針對手部前臂肌肉為主，近年，Rosenkranz and Rothwell（2003）針對健康成年人牽動大拇指、中指及小拇指動作的三條主要手部內在肌肉（intrinsic muscles）（Abductor pollicis brevis, APB; First Dorsal interossei, FDI; Abductor minimi digiti muscle, ADM）來看給予肌肉振動及沒給予肌肉振動的差異。分別給予手部三條肌肉一個小於引起張力性振動反射（tonic vibration reflex, TVR）或動覺幻想（illusory movement）的固定振幅（ $<0.5\text{mm}$ ）及頻率（80Hz）的微幅振動，同時透過 TMS 給予腦部刺激，藉由量測目標肌肉的 MEPs，發現受振動肌肉的運動神經通路 MEPs 有增強的現象，且同時發現其他未受振動的同手手指肌肉 MEPs 有被抑制或沒有改變的現象。這個現象，在長期中風病人的身上，也可以看到類似的結果（Yang, Settle and Perreault 2006; Yang 2007）。

除此之外，Kossev 等 (2001) 針對健康人雙手前臂橈側伸腕肌 (extensor carpi radialis muscle, ECR) 及橈側屈腕肌 (flexor carpi radialis muscle, FCR) 二條互為拮抗肌的肌肉做觀察，給予右手 ECR 肌肉振動 (80Hz, amplitude 0.5 mm)，除了在右手受振動的 ECR 有看到 MEP 增加及拮抗肌 FCR 的 MEP 下降外，在左手 FCR 也可以看到明顯的 MEP 下降的情形 ($p < 0.05$)，意即給予單側肌肉振動，對於雙手肌肉都會造成影響。因此本研究也針對非患側 (中風受測者) 或是非慣用手 (健康受測者) 手部肌肉給予振動，來看是否會對對側 (contralateral) 手部動作造成影響。若給予中風受測者非患側振動可以對患側手部動作能力造成提升的效用，對於未來在手部動作能力的復健上會較有幫助。

1.3 目的

由於給予手指肌肉微幅振動，已被證實健康人皆可以增進受振動肌肉的運動神經通路可激度 (MEPs)，且抑制其他未受振動肌肉的 MEPs，而在中風病人也有類似的現象。因此本研究想知道：給予手指特定肌肉振動時造成肌肉訊號的增強與抑制，是否在主動動作控制上，可以看到手指獨立動作能力的增進？也就是，對於給予肌肉振動的肌肉，是否因為 MEPs 訊號的增強，而可以較容易且正確的增進此肌肉所控制的手指動作，同時也可以抑制其他非目標移動的肌肉訊號，減少其他非控制動作的手指移動，以達到降低手指因神經損傷 (例如中風) 造成的不正常的協同作用

(abnormal synergy)。若肌肉振動在主動動作控制上確實可以有所幫助，或許日後可以使用在中風病人的復健上，以增進手指獨立活動能力。



二、研究方法

2.1 研究對象

七位中風病人，以及十六位（18~26歲，2位女性，2位左手慣用者）在過去半年內無手部肌肉骨骼神經傷害，參與本實驗。其中中風病人需要符合下列條件：（1）單次中風，且中風時間已達六個月或以上，並為一側偏癱（hemiparesis）；（2）布朗斯壯量表（Brunnstrom Stage）評估為第四級或以上（Brunnstrom 1966）；（3）傅格—梅爾評估量表（Fugl-Meyer Assessment）（附件一）（Fugl-Meyer, Jaasko, Leyman, Olsson and Steglind 1975）針對上肢的部份（66分），評量結果為中度或輕微動作障礙（25分或以上）。所有受測者於受測前皆親自簽署經由長庚醫院人體試驗委員會核定通過之受測同意書。

健康受測者的部份，因實驗操作過失造成部份實驗數據沒有記錄，因此須除去有缺少部份數據的受測者的結果（S02, S08, S11-S13, S15），中風病人則是扣除不符合量表檢測標準者（SV003, SV005），在此論文將呈現十位健康者及五位中風病人（詳細資料如表 1）的實驗結果。

表 1 中風受測者資料

Subject No.	Age (years)	sex	Lesion Hemisphere	TSS ^a , mo	BS ^b	FM score ^c
SV001	59	M	Right	10	5	62
SV002	52	M	Left	22	4	61
SV004	45	M	Left	96	5	57
SV006	59	M	Left	8	5	62
SV007	43	F	Left	50	5	64

^a : Time Since Stroke, months ; ^b : Brunnstrom Stage, normal hand function = 6 ;

^c : Fugl-Meyer Upper Extremity scale, normal arm function = 66 。

2.2 研究工具

2.2.1 動作擷取系統

使用含 6 台紅外線攝影機的動作擷取系統 (resolution: 800x600 pixel, accuracy: <0.2mm, Smart-D, Motion Capture System, BTS Bioengineering, Garbagnate Milanese MI, Italy)，攝影機架設如圖 1。在受測者手指指尖處，貼上直徑 6mm 的半圓形反光球位置如圖 2，反光球邊緣與手指指尖切齊，攝影機以 250Hz 的頻率擷取手指動作。

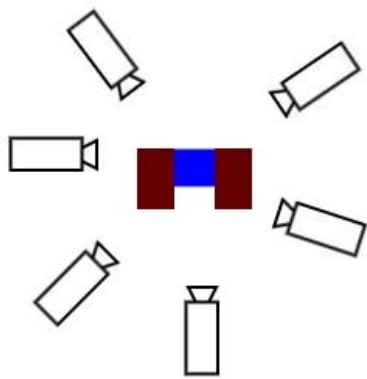


圖 1 攝影機架設位置示意圖（左圖）及實際擺設圖（右圖）

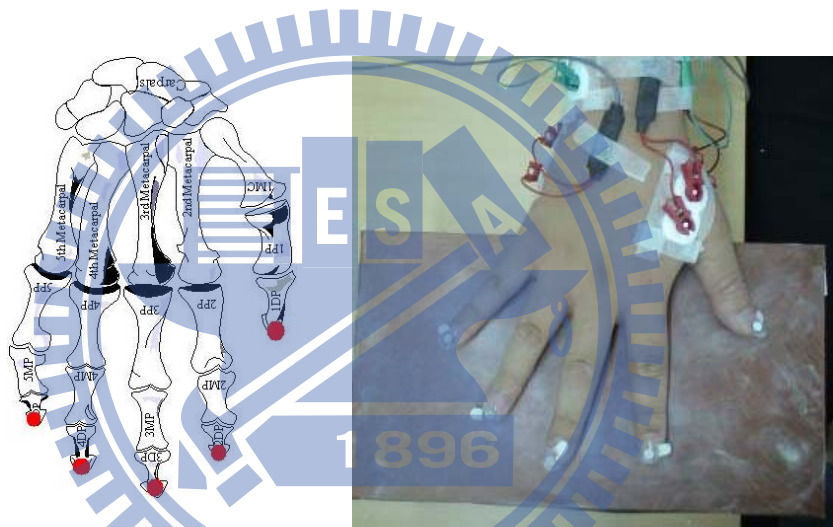


圖 2 手指半圓形反光球黏貼位置示意圖（圖 2 左圖資料來源：<http://www.shockfamily.net/skeleton/HAND2.JPG>）

2.2.2 振動器

振動機使用小型永磁式振動機（GW-V4, Data Physics Corp., CA, USA），搭配直徑 7mm 的自製金屬圓棒並加裝 Load Cell（Futek LRM200, Futek, CA, USA）及單軸加速規（uniaxial accelerometer, 352C65, PCB PIEZOTRONICS, NY, USA），振動器架設於一自製固定設備，以調整振動位置（圖 3）。

在振動器的圓棒上面加裝 Load cell 是為了量測振動時金屬棒與皮膚的表面接觸壓力，以確保即使在手指移動過程中，金屬棒仍有給予肌肉振動。振動器與皮膚表面的接觸力初始設定(未振動時)在 0.4N (Shinohara, Moritz, Pascoe and Enoka 2005)。

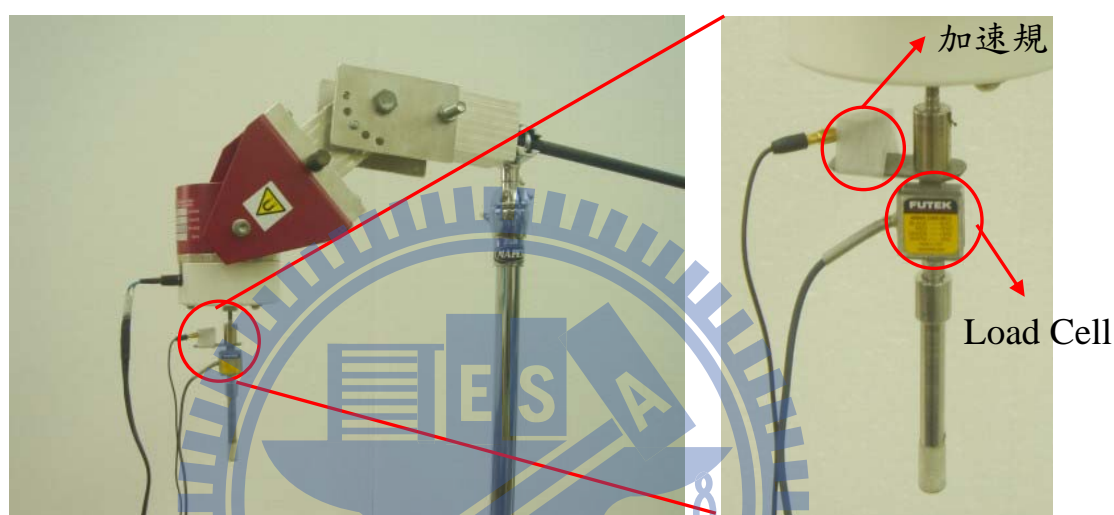


圖 3 振動器架設(圖左)及自製金屬圓棒、Load Cell、加速規裝置示意(圖右)。

振動頻率設定為 80Hz。先前研究關於給予手部肌肉振動刺激，達到增進肌肉運動誘發電位的研究中指出，若給予受振動肌肉不同振動頻率(20~160Hz)的肌肉振動，當給予的振動頻率越高，對運動誘發電位反而會產生抑制的作用，研究結果指出，使用 75 或 80Hz 的振動頻率對於受振動肌肉，可以確實的達到提高 MEPs 的功用，且有明顯的效果，過低及過高的振動頻率，對於 MEPs 的增進不會有所幫助甚至會有所抑制(Roll, Vedel and Ribot 1989; Siggelkow, Kossev, Schubert, Kappels, Wolf and Dengler 1999; Steyvers, Levin, Verschueren and Swinnen 2003)，因此本研究的實驗設定

上，選擇使用 80Hz 做為振動頻率的設定。

研究亦指出，只需要低振幅（0.2-0.5 mm）即足以引起 MEPs 的增進反應（Hagbarth 1973; Roll and Vedel 1982; Roll, Vedel and Ribot 1989），若使用過大的振幅，反而會造成張力性振動反射（tonic vibration reflex, TVR）（Hagbarth and Eklund 1968; Lawrence 1968）或是動覺幻想（illusory movement）（Gilhodes, Roll and Tardy-Gervet 1986; Roll, Vedel and Ribot 1989; Roll and Gilhodes 1995; Grunewald, Yoneda, Shipman and Sagar 1997）。為了避免肌肉產生張力性振動反射的現象在振動肌肉的過程中，須同時監測肌肉的 EMG 訊號。現有許多全身振動（whole body vibration, WBV）訓練用於增強肌肉力量，即給予可引起肌肉產生張力性振動反射的振幅，以達到提升肌肉活性的效果（Delecluse, Roelants and Verschueren 2003; Roelants, Delecluse and Verschueren 2004）。但其原理為引誘其產生神經反射訊號以達到短時間引起肌肉群活化的現象，與本研究所使用的較小振幅振動所造成的神經生理機制不同。另為了避免因外部振動引起動覺幻想（illusory movement），需針對不同受測者控制其振動的振幅範圍，因此在 Load Cell 上加一小型墊片，並放置一單軸加速規，用來記錄振動的振幅大小，在實驗開始前，先量測受測者產生肌肉運動錯覺的振幅大小，以減少 0.01 振幅控制倍率（約 0.02mm）為實驗中給予振動大小。不同受測者的不同肌肉，在給予振動前皆需先做檢測並記錄。

振動器的控制是透過資料擷取裝置 (data acquisition, USB-6229, National Instruments Corp., Austin, TX, USA) (圖 4 左), 連接筆記型電腦, 使用圖形化程式設計平台 (LabVIEW 8.2, National Instruments Corp., Austin, TX, USA) 來撰寫的介面 (圖 4 右) 來做振動大小及時間的控制並同時記錄 Load Cell 和單軸加速規的數值。在給予振動的實驗中給予受測者, 80Hz sine wave、微小振幅、垂直肌肉的軸向 (如圖 5) 連續 10 秒的振動。

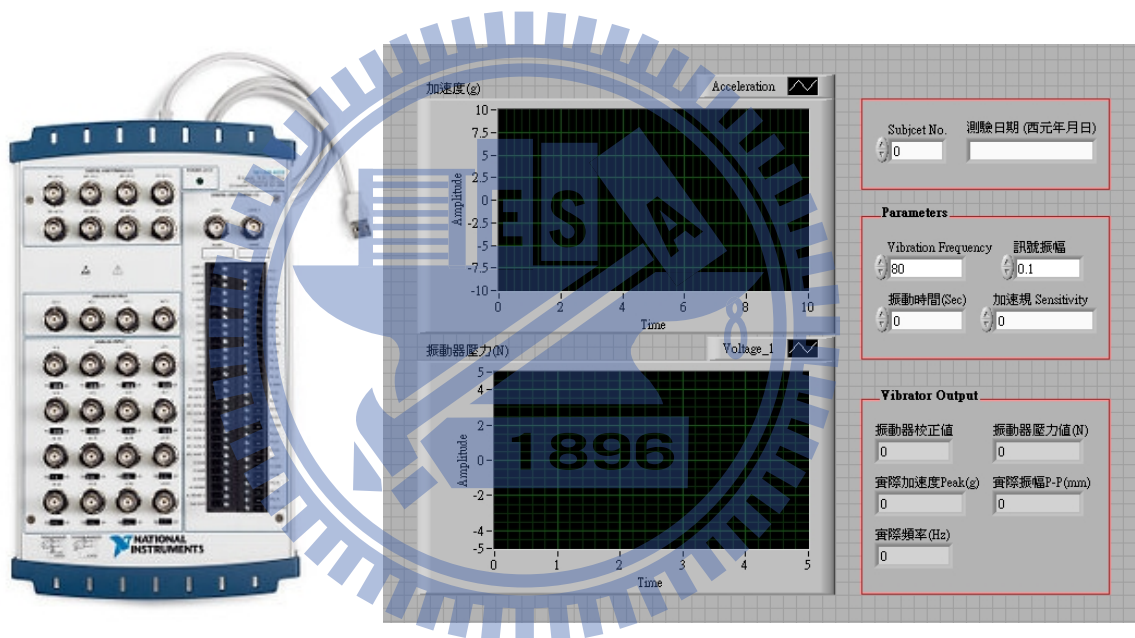


圖 4 資料擷取裝置 NI-USB-6229 (圖左) 及自行撰寫之圖形化程式設計平台儀器控制介面 (圖右)



圖 5 振動非受測手 ADM 肌肉示意圖。

2.2.3 肌肉訊號量測系統

使用表面肌電訊號量測儀器 (AMT-8, Bortec Biomedical, Canada)，透過 Smart-D 軟體介面來同步記錄動作及肌肉訊號。主要量測手部三條肌肉 APB、FDI、ADM，因以解剖學來看，這三條肌肉在做個別手指外展／屈曲 (abduction/adduction) 動作時，只會因單獨一個手指動作，而產生訊號，如 APB 只在大拇指做外展／屈曲 (abduction/adduction) 有訊號，FDI 在食指做外展／屈曲 (abduction/adduction) 時，而 ADM 則是在小拇指做外展／屈曲 (abduction/adduction) 動作時有明顯的肌肉訊號產生。

在這三條主要量測肌肉上貼上二極式電位測量貼片 (Ag-AgCl，中心到中心約 20mm)，並且在手腕三角骨 (triquetrum bone) 上貼上 1 片電極貼片做為基準值，以去除皮膚表面所造成的雜訊，如圖 6。訊號放大倍率為 1000~15000，以使各肌肉輸出訊號介於 $\pm 2V$ 為主。擷取頻率為 1000Hz。

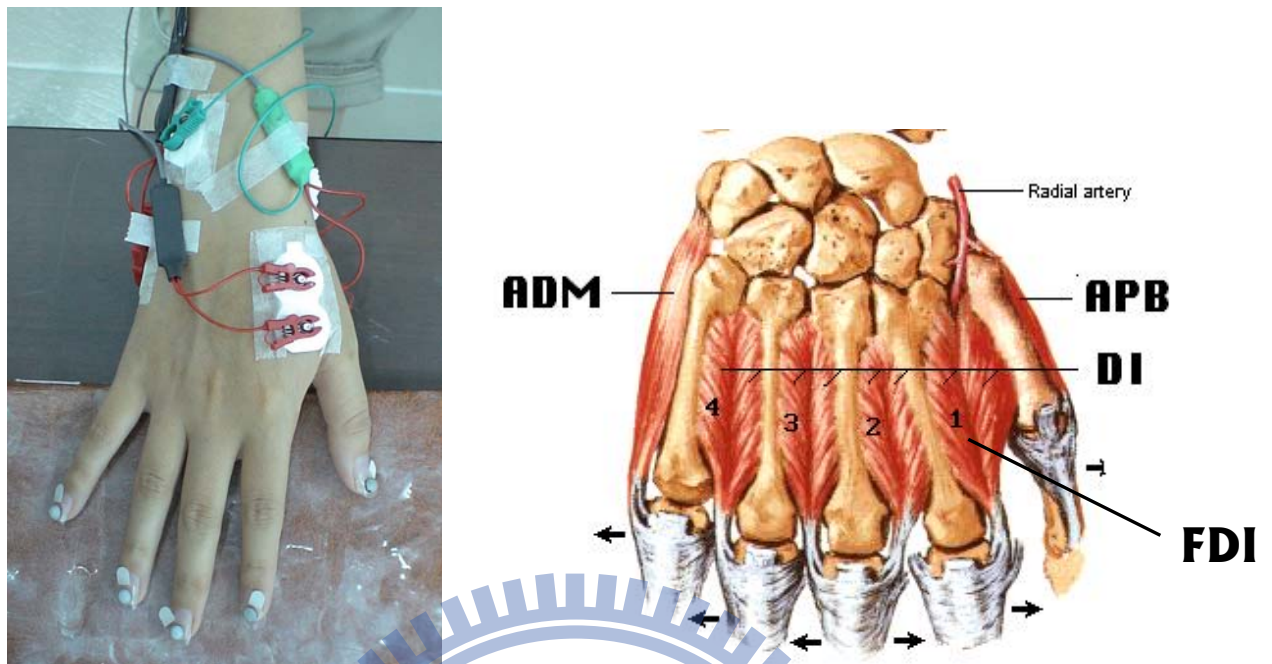


圖 6 手部三條肌肉（APB, FDI, ADM）位置示意圖（右圖：<http://www2.ma.psu.edu/~pt/Intrinsi.gif>）及實驗時量測貼片黏貼示意圖（左圖）。

2.3 實驗步驟

實驗前由施測者先向受測者講解實驗流程及內容，直到確定了解各步驟內容，在實驗開始前會請受測者先進行 20 分鐘的練習，以確定受測者了解指示動作及避免因練習而造成的動作能力提升。健康的受測者在受測前先須進行慣用手檢測，透過填寫慣用手檢測表格（Edinburgh Handedness Inventory）來決定受測手（如附件二）。中風病人則以患側手為主要受測手。

實驗分為二大部份，分別是（一）未受肌肉振動，受測手做手指外展／屈曲（abduction/adduction）的動作、（中島健二）受測手做手指外展／屈曲（abduction/adduction）動作，並個別振動受測手或非受測手的 APB、FDI、ADM 肌肉，以亂數排定振動肌肉的施測順序。依序進行（一）、（中島健

二) 部份。

每一部份實驗皆請受測者以坐姿，將手放在水平桌面上，桌面高度調整到使得手臂維持自然擺放，在手部底下會放置一個自製裝置，掌心朝下放在裝置上，並在上面灑上爽身粉，以確保手部移動時與表面的摩擦力為最小，並且不影響 EMG 訊號的量測，五指自然伸直微張，使得移動時不會影響移動範圍大小，如圖 7。



圖 7 受測者實驗姿勢示意圖。

Hager-Ross and Schieber (2000) 針對手指做屈曲／伸展

(flexion/extension) 動作的實驗指出，手指動作的頻率會對手指獨立動作穩定性產生影響，因此在本研究中會播放節拍器的聲音，請受測者跟著節拍做動作，以避免動作頻率產生的誤差。在動作頻率的選擇上，Lang and Schieber (2003) 發現若指示中風受測者以自己舒服的頻率去動作時，受指示手指動作來回頻率大約會落在 0.7Hz 附近，在 Lang and Schieber (2004) 接下來的研究中，他們採用大部份受測者皆能達到的動作頻率 - 0.67Hz，做為固定動作頻率，以除去因頻率造成的影響。因此本研究亦採用給予受測者每分鐘 40 下 (0.67Hz) 的固定節拍來進行實驗。受測過程中，請受測者跟著節拍做手指的外展／屈曲 (abduction/adduction) 動作，每二響聲之間完成一次完整的外展／屈曲 (abduction/adduction) 動作。每一次實驗只動一隻手指頭，並給予受測者「跟著節拍的聲音，在最舒服且可達到的最大活動範圍內移動手指做外展／屈曲 (abduction/adduction) 的動作，同時保持其他非指示動作的手指頭不動」的指示，每一次實驗記錄未給予振動或給予振動後 10 秒 (約 6 個完整往復動作) 的運動學及 EMG 訊號資料進行分析。

本研究的前置實驗發現，給予不同手指動作順序的指示，即依序進行大拇指、食指…、小指或是亂序指示各手指動作，對實驗結果並無顯著影響，因此在此採亂序指示各手指動作，每一隻手指頭均完成二次 10 秒的外

展／屈曲（abduction/adduction）實驗記錄後，再更改振動條件進行實驗。
每完成一部份實驗，即休息 2 分鐘，再進行下一部份的實驗。

2.4 資料分析

為了比較不同受測者間，各手指獨立動作能力，本研究使用 Lang and Schieber（2004）發展出的一套量測方式及量化計算方式。它是利用計算運動學（kinematics）及 EMG 的資料去量化各手指及目標肌肉的獨立動作及控制能力，進而去比較不同受測者之間的情形。

在 Lang and Schieber（2004）針對 7 位中風病人進行手指外展／屈曲（abduction/adduction）的動作量測並量化後發現，此種量化方式可以在手部動作能力不同的病人，得到相對應的動作能力指標，即手部動作能力較差的病患在透過此種量化方式，確實會得到較差的表現結果。他們也將量化的結果與臨床手部動作檢測量表（Jebsen Test of Hand Function）結果做比較發現，此二種量化方式與量表間只有適度或低相關性，即並非在量表檢測結果表現良好的病人在進行 Lang and Schieber 的實驗就會得到較好的結果，因為現有量表多針對手指同時進行抓握或拿取東西，較少是針對各手指獨立動作能力的評量，因此較無法看到臨床量表與此種量化方式有高度的相關性。但在本研究中希望看到的是透過給予特定肌肉振動能否會因為提升肌肉的可激度（MEPs）而達到打破手部肌肉不正常的協同（abnormal synergy）作用或提升單獨手指的動作能力，因此選用此量化方式做為本研

究的評估量化工具。

另一方面，現有臨床動作檢測量表皆為功能性動作檢測，本研究因實驗限制，無法在操作複雜動作的過程中，同時給予物理振動，因此選用此種可以藉由單純的手指外展／屈曲（abduction/adduction）動作來評量手指動作能力狀況的量化方式。

2.4.1 運動學資料分析

此方法為參考 Lang and Schieber（2004）的量化方式並稍做修改。此種量化方式是使用運動學（kinematics）資料來計算各手指穩定移動狀況的一個指標，它可以用來比較不同受測者之間相同手指，或是同一個受測者不同實驗條件下，各手指的移動穩定情形。在 Lang and Schieber（2004）的方法中，是使用 CyberGlove（Virtual Technologies, Palo Alto, CA）來量測手部動作時關節角度變化量，進一步利用手長來推算手指末端的移動量，且因使用 CyberGlove 的關係，無法對中指的動作進行量測。而本研究則是採用動作擷取系統，可完整記錄各手指末端移動量來加以計算手指的動作情形，因為只欲觀察在外展／屈曲（abduction/adduction）方向移動情形，將取得的 3 軸向位移資料，投影至 XZ 平面（即手指做外展／屈曲（abduction/adduction）動作的平面）後進一步計算每一手指末端移動量值。

分別計算同一實驗條件下，每隻手指 10 秒內移動的距離，並將這個距離除以 10 秒內完整移動的次數，完整移動的定義為指示移動的手指，完成

一次外展／屈曲（abduction/adduction）回到開始位置。或表示為：

$$P_{ij} = \frac{10\text{秒內}i\text{手指移動路徑總長}}{10\text{秒內}j\text{手指完整移動的次數}} \quad (1)$$

j ：指示動作的手指， i ：非指示動作的手指

分別對指示動作及以外的手指，計算這個 P 值。每一次的實驗，可計算出 5 個 P 值。舉例來說，指示大拇指移動，則分別計算 5 隻手指的個別移動路徑總長，再分別除以大拇指完整來回移動的次數，即可得到 5 個 P 值，而各 P 值還需要對指示移動的手指的 P 值做標準化，進一步用來計算 Individuation Index（Iind 值）。Iind 值是用來表示手指移動動作的獨立性，它的計算式如下：

$$H_j = 1 - \frac{\sum_{j=1}^n |D_{ij}| - 1}{4} \quad (2)$$

H_j 表示受指示移動的手指 (j) 的 Iind 值， D_{ij} 表示在受指示移動的手指 (j) 動作時，其他 4 指 (i) P 值除以受指示移動的手指 (j) 的 P 值做標準化後的值。分母的 4 是代表實驗手指數 (5) 減去指示移動的手指數 (1)，所得到的數值。以移動大拇指為例，先分別計算其他 4 指 P 值除以大拇指 P 值，即可以得到 4 個 D 值，再代入 (2) 式做計算，即可得到大拇指的 Iind 值。對同一實驗條件下，大拇指 2 次的實驗，分別做計算，再將 2 個值做平均，即可得到單一量值，代表大拇指的單獨移動穩定度的指標。若此值越接近 1 表示手指的獨立運動能力越良好，若越接近 0 則表示獨立運動能

力不佳，低於 0 的部份，則以 0 計算。分別計算沒有肌肉振動及振動各肌肉時，各手指的 Iind 值。

這部份的分析，是使用 SMART Analyzer (BTS Bioengineering, Garbagnate Milanese MI, Italy) 來撰寫程式做計算。將動作擷取系統擷取到的手指移動運動軌跡投影到 XZ 平面，以三次木條曲線 (cubic spline curves) 進行補點及 10Hz 的低通濾波 (hamming low pass filter) 做平滑化，進一步計算各手指的 Iind 值。每一個振動或無振動條件各手指皆會得到二個 Iind 值，將二個值平均後即為各手指在各條件下的 Iind 值。

2.4.2 肌電訊號分析

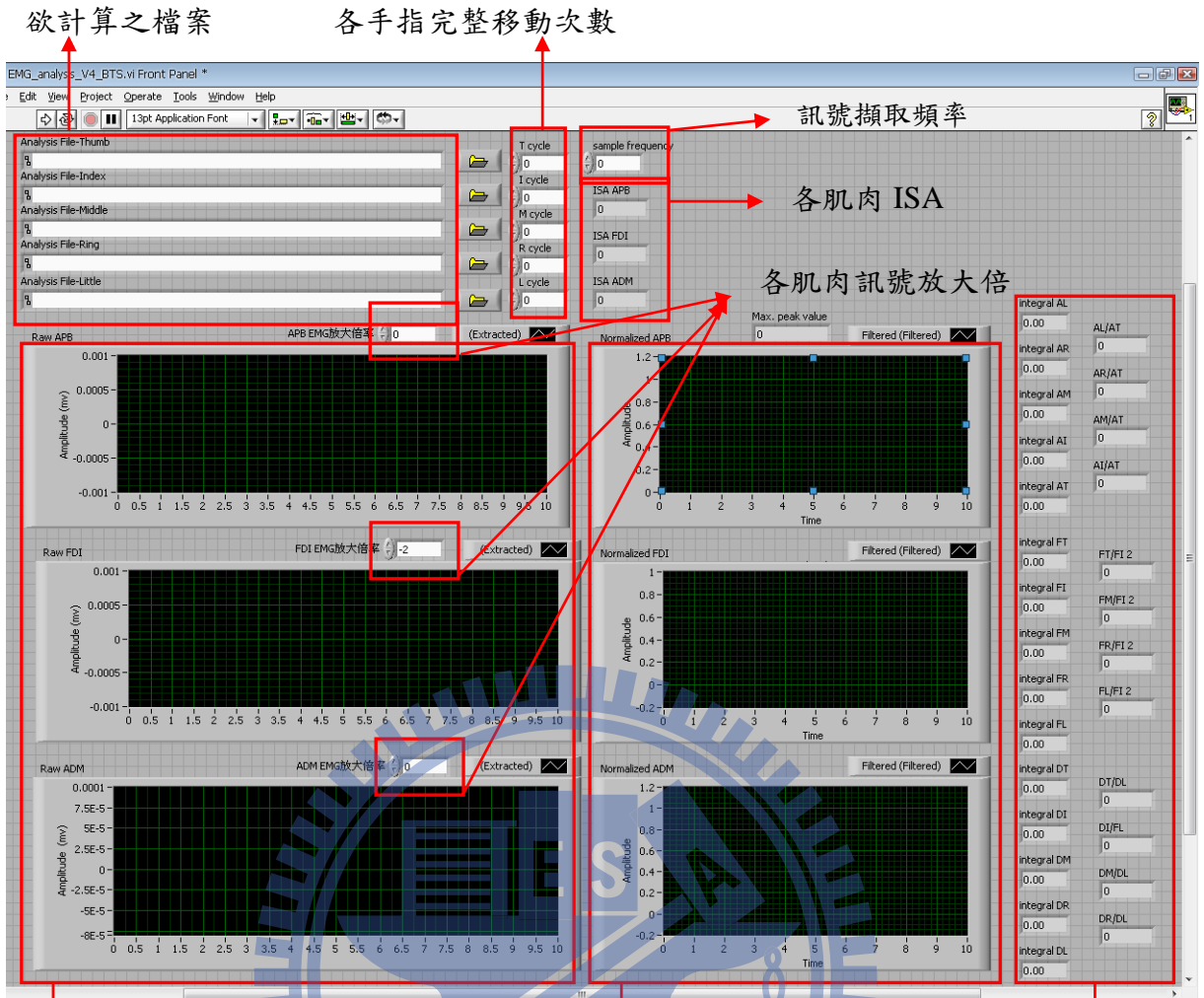
Lang and Schieber (2004) 也對量測到的 EMG 訊號進行分析，它是利用量化移動各手指時，單一肌肉的控制情形，來比較不同受測者間相同肌肉的控制能力，或是同一受測者不同實驗條件下，各肌肉的控制能力。

先針對原始 EMG 訊號做 10~500Hz 的帶通濾波、整流、並用 30Hz 的低通濾波做平滑化。再將同一條肌肉在同一實驗條件下，指示各手指動作時的 EMG 訊號，分別對同一實驗條件下，該肌肉量測到的肌肉訊號最大值做標準化。接下來則是積分指示各手指動作時該肌肉標準化後的肌電訊號，並除以指示移動手指的完整移動次數，即會得到 5 個 A 值 (A_{ag} 、 A_{1-4})，再進一步計算 Index of selective activation (ISA 值)。ISA 值是用來表示各肌肉的控制能力，公式如下：

$$ISA = 1 - \left[\frac{\left(\frac{A_1}{A_{ag}} + \frac{A_2}{A_{ag}} + \frac{A_3}{A_{ag}} + \frac{A_4}{A_{ag}} \right)}{4} \right] \quad (3)$$

A_{ag} 是為指示動作手指動作時，主要引起手指動作的肌肉的肌電訊號經過計算後的值。 $A_1 \sim A_4$ 是指同一條肌肉，在非主要引起肌肉收縮的手指動作時的肌電訊號。舉例來說，當我們想看的肌肉是 APB 時，主要使它產生作動訊號的是在大拇指移動的時候，所以 A_{ag} 就是指大拇指動作時，APB 的肌電訊號經過計算的值，而 $A_1 \sim A_4$ 就是指其他指頭動作時，APB 肌電訊號計算後的值。另外要注意的是，對 ADM 肌肉來說，Lang and Schieber (2004) 發現有可能造成它產生較大訊號的是在移動小拇指或是無名指的時候，所以當 ADM 的訊號在移動小拇指時大於移動無名指時，就以移動小拇指時的 ADM 肌電訊號當做 A_{ag} ；若是 ADM 的訊號在移動無名指時大於移動小拇指時，就以移動無名指時的 ADM 訊號為 A_{ag} 。同樣的，分別計算完各肌肉在各實驗條件下的 EMG。同一條肌肉在同一個實驗條件下，則會得到二個 ISA 值，將這二個值做平均後，即是代表此肌肉控制能力的 ISA 值。同樣的，若此值越接近 1 表示肌肉獨立作動控制能力越良好，若越接近 0 則表示肌肉獨立作動控制能力較差，若低於 0 的部份，則以 0 計算。

這部份的計算分析同樣是使用 LabVIEW 8.2 來撰寫程式進行分析並記錄其結果 (圖 8)。



原始肌電訊號

濾波、整流、平滑化後之肌電訊號

標準化之結果

濾波、整流、平滑化

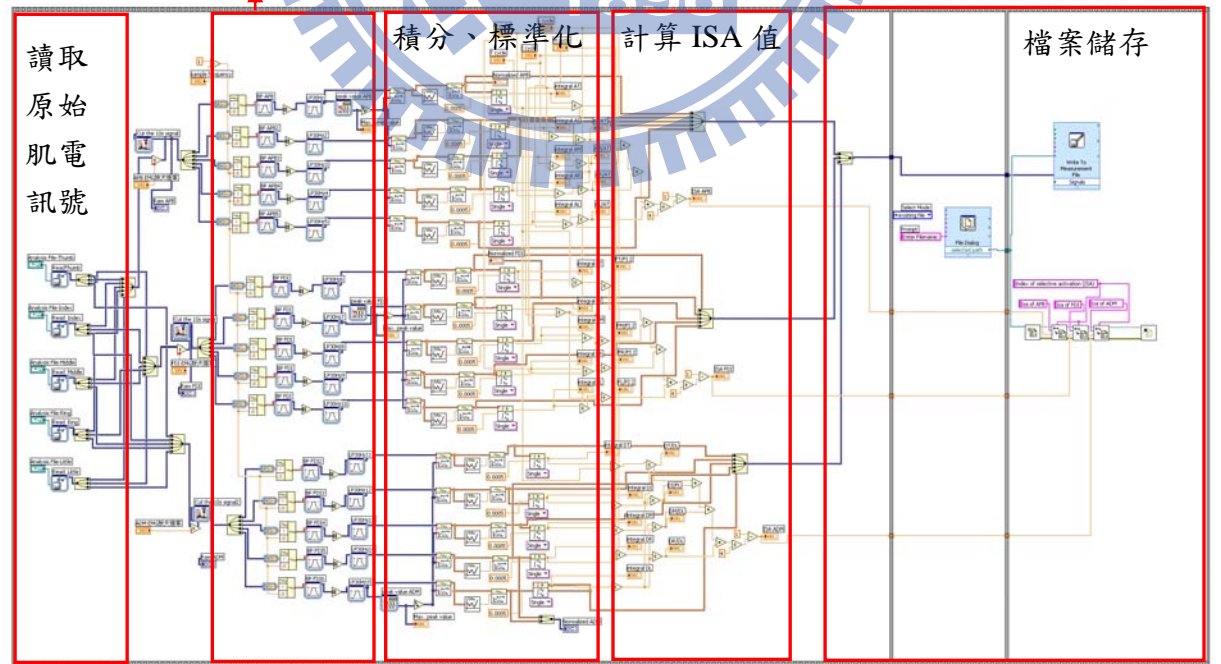


圖 8 使用 LabVIEW 8.2 來撰寫的 ISA 值分析程式人機操作介面（上圖）及運算程式內容（下圖）。

2.4.3 統計分析

本研究希望比較健康人或中風病人在有肌肉振動與無肌肉振動對手指動作獨立性的影響，目標是透過比較：

- (1) 各手指在未受振動及振動不同肌肉時所得到的 Iind 值。
- (2) 各肌肉在未受振動及受振動時所得到的 ISA 值。

來看手指獨動作能力及肌肉控制能力的改變情形及進行統計分析。

本研究共有中風病人及健康人二個實驗群組，針對 Iind 使用 repeated-measures ANOVA 分別比較中風病人及健康人在不同振動條件（無振動及振動受測手 APB、FDI、ADM 或無振動及振動非受測手 APB、FDI、ADM）與不同指示動作手指（thumb, index, middle, ring, or little finger）的組內差異（within-subject），另外使用 paired t-test，分別比較中風病人及健康人各手指的 Iind 值在無振動及受各振動條件下的結果是否具有統計上的差異，檢驗水準（significant level）設 p 值為 0.05。

針對 ISA 亦先使用 repeated-measures ANOVA 分別比較中風病人及健康人在不同振動條件（無振動及振動受測手 APB、FDI、ADM 或無振動及振動非受測手 APB、FDI、ADM）與各目標肌肉（APB, FDI, ADM）的組內差異（within-subject）。另外亦使用 paired t-test，分別比較中風病人及健康人各手指 ISA 值在無振動及受各振動條件下的結果是否具有統計上的差異，檢驗水準（significant level）設 p 值為 0.05。

三、結果

以下針對有完整實驗資料的十位健康者及五位中風病人的實驗結果做說明。因 Lang and Schieber (2004) 的研究結果顯示，手指獨立動作能力、肌肉控制能力與傅格－梅爾評估量表間相關性不高，因此整體分析結果將針對手指獨立動作能力及肌肉控制能力，分別探討肌肉振動對健康人及中風病人二群組個別造成的影響。

3.1 振動對手指外展／屈曲時獨立動作能力的影響

Individuation Index (Iind 值) 是表示各手指為指示動作手指且同時維持其他非指示手指不動作下，受指示手指的動作控制情形。當手指獨立動作控制能力越好，此數值會越接近 1，較不好則會趨近於 0。圖 9 為各手指指尖在指示不同手指移動時，在平面上的移動情形，在此將投影至 XZ 平面的位移狀況，取出 X 軸向的移動情形做說明。可看出健康人在指示各手指動作時，都能維持其他非指示手指不動（圖 9 左），而中風病人則是在指示中指或無名指單獨動作時相鄰的手指皆會跟著做大幅度的移動（圖 9 右），而這個結果表現在計算出來的 Iind 值上，則可以看到中風病人中指或無名指的 Iind 值較其他手指來得低。

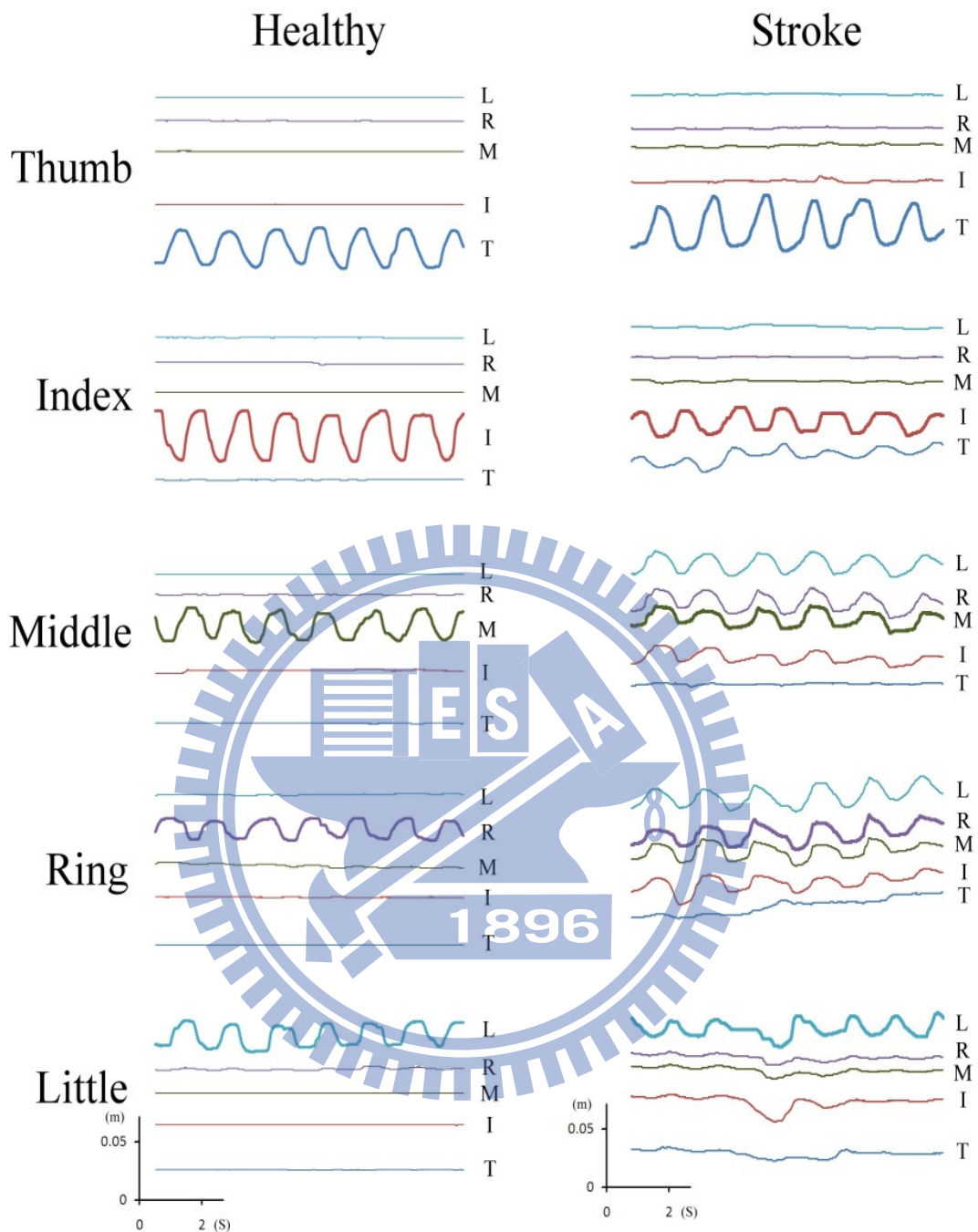


圖 9 健康受測者 (S03) 及中風病人 (SV004) 在無肌肉振動條件下，指示各手指運動時，5 隻手指 10 秒鐘在 X 軸向的運動軌跡 (T: thumb; I: index; M: middle; R: ring; L: little)。曲線上升時為屈曲 (adduction) 動作，下降時為外展 (abduction) 動作。圖中動作計算出來的相對 Iind 值，由大拇指至小拇指，健康人依序為 0.952、0.985、0.97、0.939、0.958，中風病人依序為 0.917、0.787、0.097、0.209、0.77。

進一步我們來比較健康人及中風病人各手指 Iind 值的平均結果，由圖

10 可看出，中風病人在大拇指、食指、小拇指的 Iind 值與健康人差異不大，但在中指及無名指的 Iind 值，則是較健康人來得低。

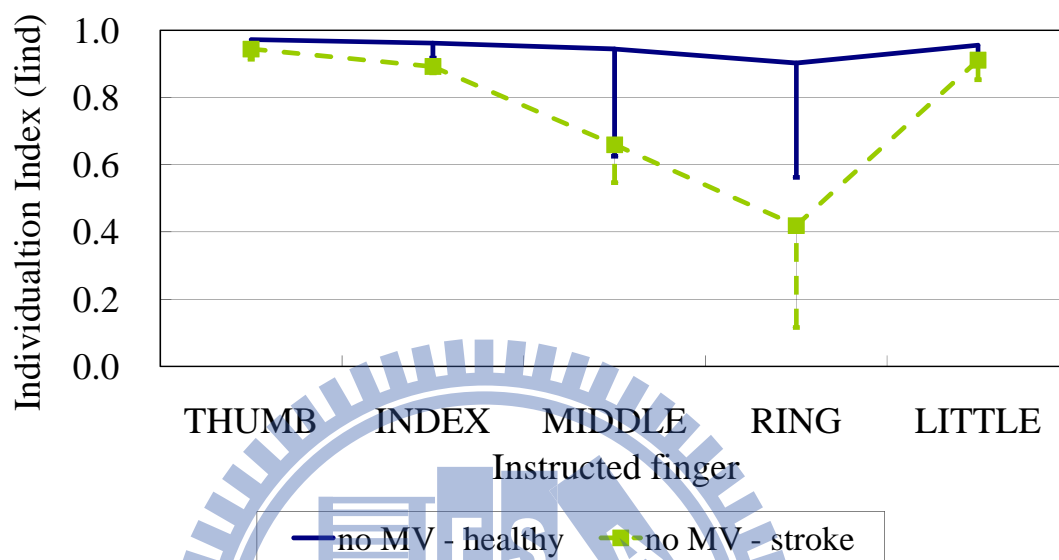


圖 10 健康人與中風病人在無振動時，各手指的 Iind 平均值與標準差 (error bar)。

接下來便針對健康人與中風病人在無振動及給予各目標肌肉振動時的動作能力情形分別做說明。圖 11 為健康人的部份，十位受測者中只有七位受測者 (S01, S03-S05, S10, S14, S16) 進行振動非受測手的實驗，因此將振動受測手 (圖 11A) 與振動非受測手 (圖 11B) 結果分開呈現。在 Iind 值上，無論給予振動與否，健康人各手指控制能力皆高於 0.8，即擁有較好的手指獨立動作控制能力，能夠在不移動其他手指的狀況下移動目標手指，且無論是受測者各手指的 Iind 值或是各受測者間相同手指的 Iind 值結果差異並不大 (整體 Iind 值平均及標準差為 0.953 ± 0.03)。以各手指的 Iind

值平均來看，手指控制能力以大拇指最穩定，無名指最差，此結果也與 Lang and Schieber (2004) 針對 8 位健康受測者進行無振動的實驗結果相符。另外可觀察到給予手部各目標肌肉振動對動作能力相對較差的無名指來說影響較大，將無名指在無振動及給予各振動條件時的 Iind 值獨立出來觀察，如圖 12 所示，當給予 APB 或 FDI 振動時，可以看到對無名指的 Iind 值有顯著提升的效果 ($p < 0.05$)，振動 APB 時平均約可提高 Iind 值 2%，而振動 FDI 時則可提高 Iind 值約 3%，對部份受測者甚至可提升高達 13%。振動其他目標肌肉時也可以看到無名指的 Iind 值有維持或進步的現象，但在統計上無明顯差異 ($p > 0.05$)。



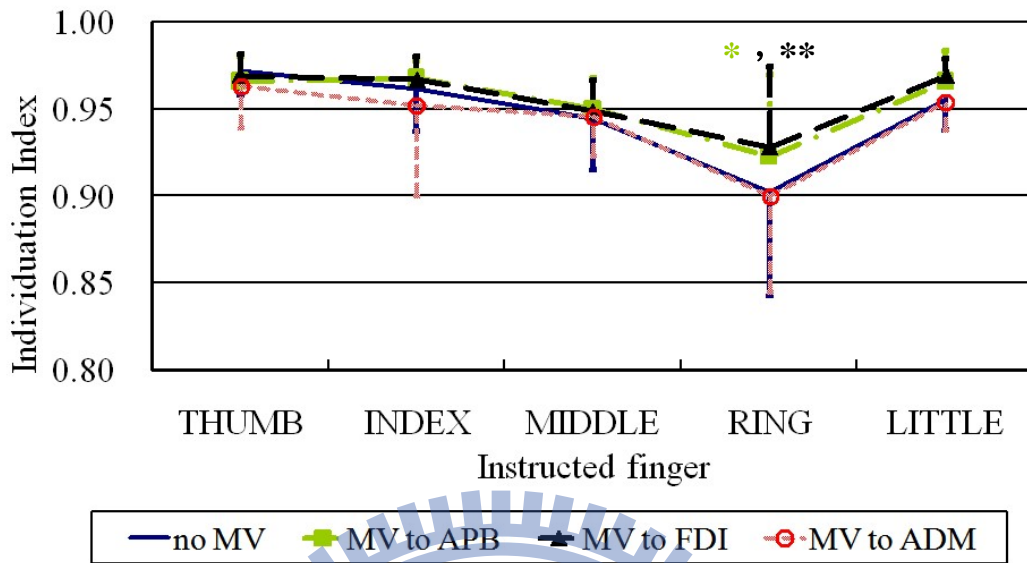
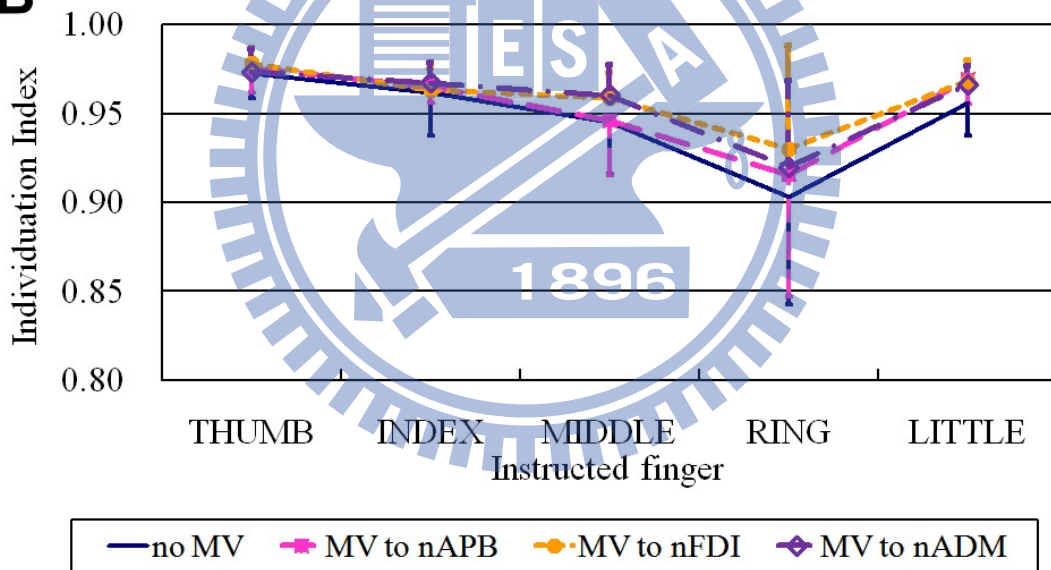
A**B**

圖 11 健康人無振動與振動受測手 (A) 或非受測手 (B) 各目標肌肉時的 Individuation Index 平均值與標準差 (error bar)。當數值越接近 1 表示手指動作獨立性越好。(APB、FDI、ADM 為振動受測手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非受測手的肌肉；*：no MV vs MV to APB， $p < 0.05$ ；**：no MV vs MV to FDI， $p < 0.05$ ，paired t-tests)

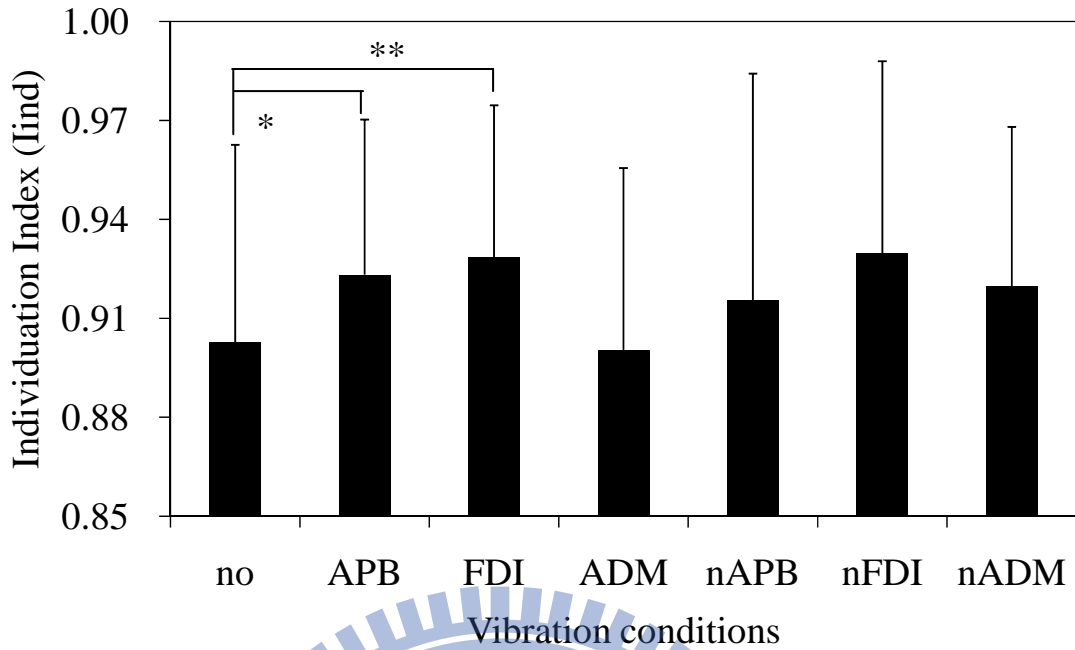


圖 12 健康人無名指在各實驗條件下的 Iind 值。(APB、FDI、ADM 為振動受測手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非受測手的肌肉；*：no MV vs MV to APB， $p < 0.05$ ；**：no MV vs MV to FDI， $p < 0.05$ ，paired t-tests)

在中風病人的部份，五位受測者中，有一位受測者 (SV004) 因為實驗過程中，受測者在進行給予患側肌肉振動作條件時，進行手指的移動會大幅度帶動手部動作，使得振動無法確實給予欲振動肌肉，因此去除振動患側肌肉的數據。在結果的呈現上亦是分別呈現振動患側肌肉 (圖 13A) 與振動非患側肌肉 (圖 13B) 相較於無振動時的結果。以各手指平均結果來看，振動患側對中風病人在中指及無名指皆可看到進步的現象，但在統計上並無明顯差異 ($p > 0.05$)。在振動非患側各肌肉與無振動相比，對手指獨立控制能力無明顯的改善情形。

針對 5 位中風病人在無振動情況下的 Iind 值來看 (圖 14)，大拇指、食指、小拇指的 Iind 值皆高於 0.8，表示各中風病人尚可控制大拇指、食指、

小指獨立做外展／屈曲（abduction/adduction）的動作，但在中指及無名指的 Iind 值則明顯低許多，甚至有到 0 的情況，即無法在不移動到其他手指的情況下帶動中指或無名指做外展／屈曲（abduction/adduction）的動作，這結果也與 Lang and Schieber（2004）針對中風病人實驗所得的結果類似。而與健康人較不同的是，振動對中風病人在無名指動作時的 Iind 值幾乎都是呈現減少的結果，反而是對中指的 Iind 值有較明顯的進步情形，但皆無統計上的差異（ $p < 0.05$ ）。

另外可以發現因為中風病人腦部受損部位不同及後續復原情形個體差異較大，在手指的動作獨立性上也有很大的差異（如圖 14），表現在中指及無名指的 Iind 值上較為明顯，Fugl-Meyer Upper Extremity scale 分數較高者（SV001, SV006, SV007）在中指及無名指的獨立動作上皆有較好的表現，而 Fugl-Meyer Upper Extremity scale 分數相對較低的病人（SV002 及 SV004）在中指及無名指的動作獨立性則較差，甚至有到 0 的情形。

同樣的也因為個體差異較大的原因，振動對各病人手指動作獨立性的影響情形也不盡相同，如圖 15 所示，同樣給予非患側 APB 肌肉振動，可使部份病人的 Iind 值有上升的情形，但在部份病人則會造成 Iind 值降低。進一步比較振動對個別病患的產生的影響（圖 16）可以發現，對動作能力較好的中風病人（SV001 及 SV007）來說，給予振動時的動作改變情形與健康人很類似，給予肌肉振動，對無名指 Iind 值影響較大，對其他手指則

無明顯的變化。SV002 在給予各肌肉振動時，對於獨立動作為 0 的無名指仍無法有所改變，但在食指及中指可以看到 Iind 值有上升的情形，最多可上升高達 20%，觀察其各手指的動作情形發現，造成 Iind 值上升大多是因其他非指示動作的手指在給予肌肉振動時可以明顯減小活動程度，即非指示動作手指能夠獲得較好的控制，不會跟著動作，而並非是指示動作手指獨立動作控制能力有所提升。對動作能力本身就較差的 SV004 來說給予非患側手肌肉振動對患側手指獨立動作能力的提升不僅沒幫助，反而造成 Iind 值有下降的情形。SV006 則是在給予振動時能提升中指的 Iind 值，最多可提升高達 19%，但卻造成無名指 Iind 值的下降，同樣觀察其各手指動作情形可以發現，在指示中指動作時，無論給予何處振動，中指的動作範圍皆有變大且可看到大拇指、無名指、小拇指動作範圍變小，但對無名指來說，給予振動會使得無名指動作範圍變小，且同時帶動小拇指及中指動作範圍增加，即振動對此中風病人在無名指的獨立動作控制能力似乎是會帶來負面的影響。

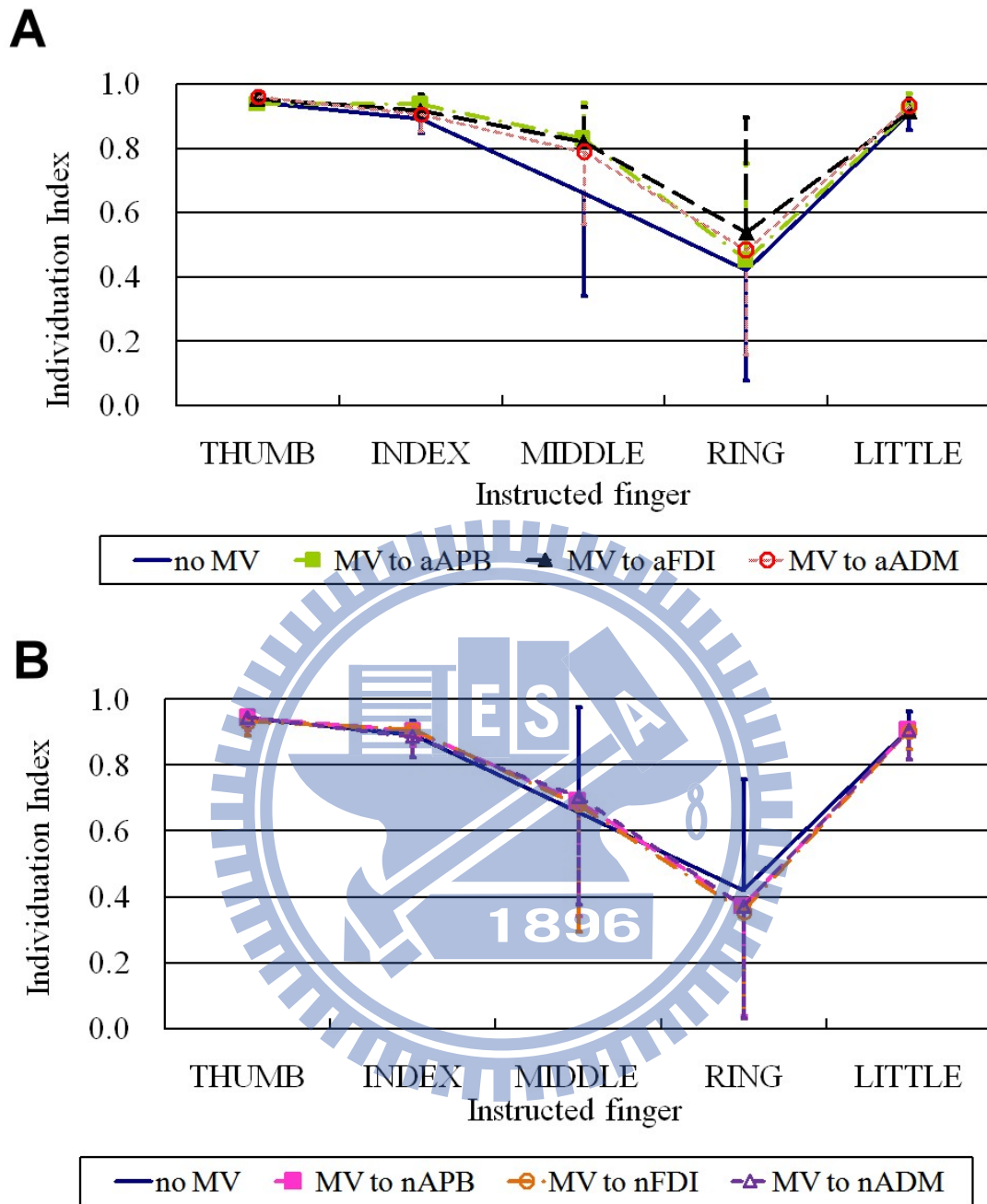


圖 13 中風病人無振動與振動患側手 (A) 或非患側手 (B) 各目標肌肉時的 Individuation Index 平均值與標準差 (error bar)。當數值越接近 1 表示手指動作獨立性越好。(aAPB、aFDI、aADM 為振動患側手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側手的肌肉)

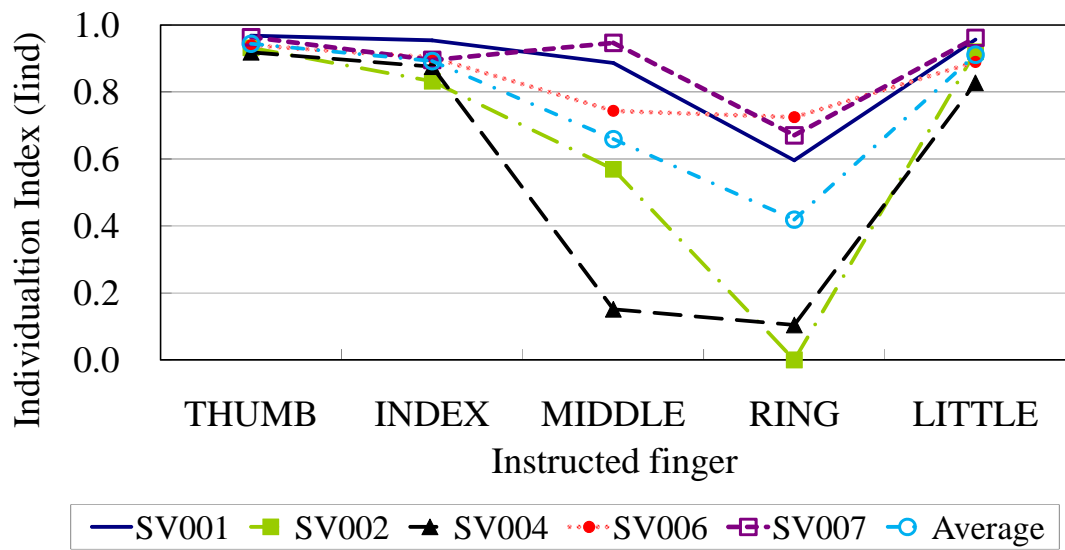


圖 14 五位中風病人在無振動時各手指 Iind 值及平均值。

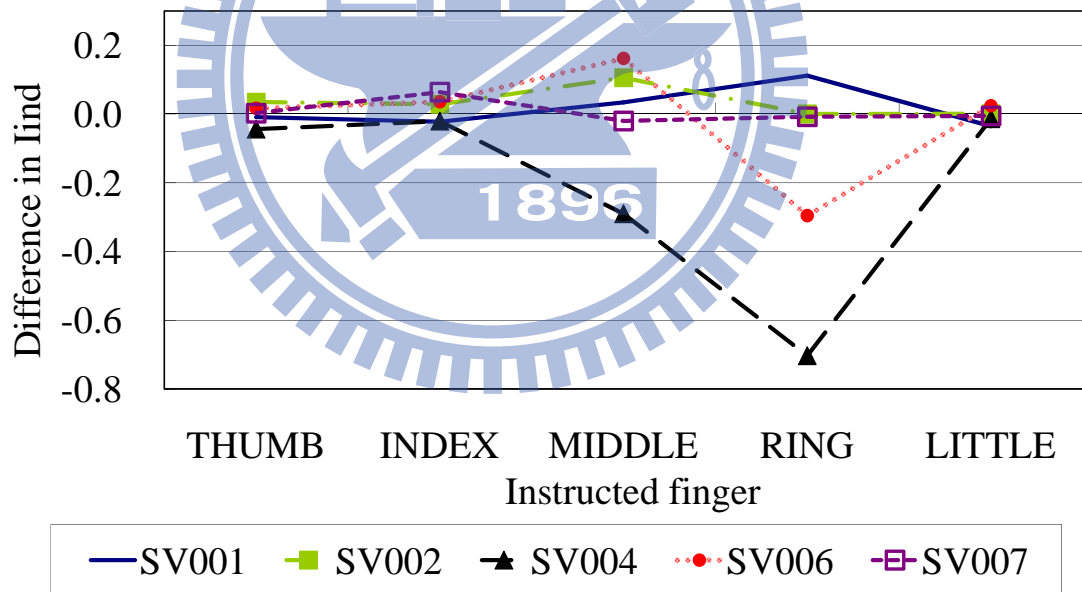


圖 15 五位中風病人在無振動與給予非患側 APB 振動條件下，各手指 Iind 值的改變量，即 $Iind_{nAPB} - Iind_{no}$ （no：無給予肌肉振動；nAPB：振動非患側 APB 肌肉）。

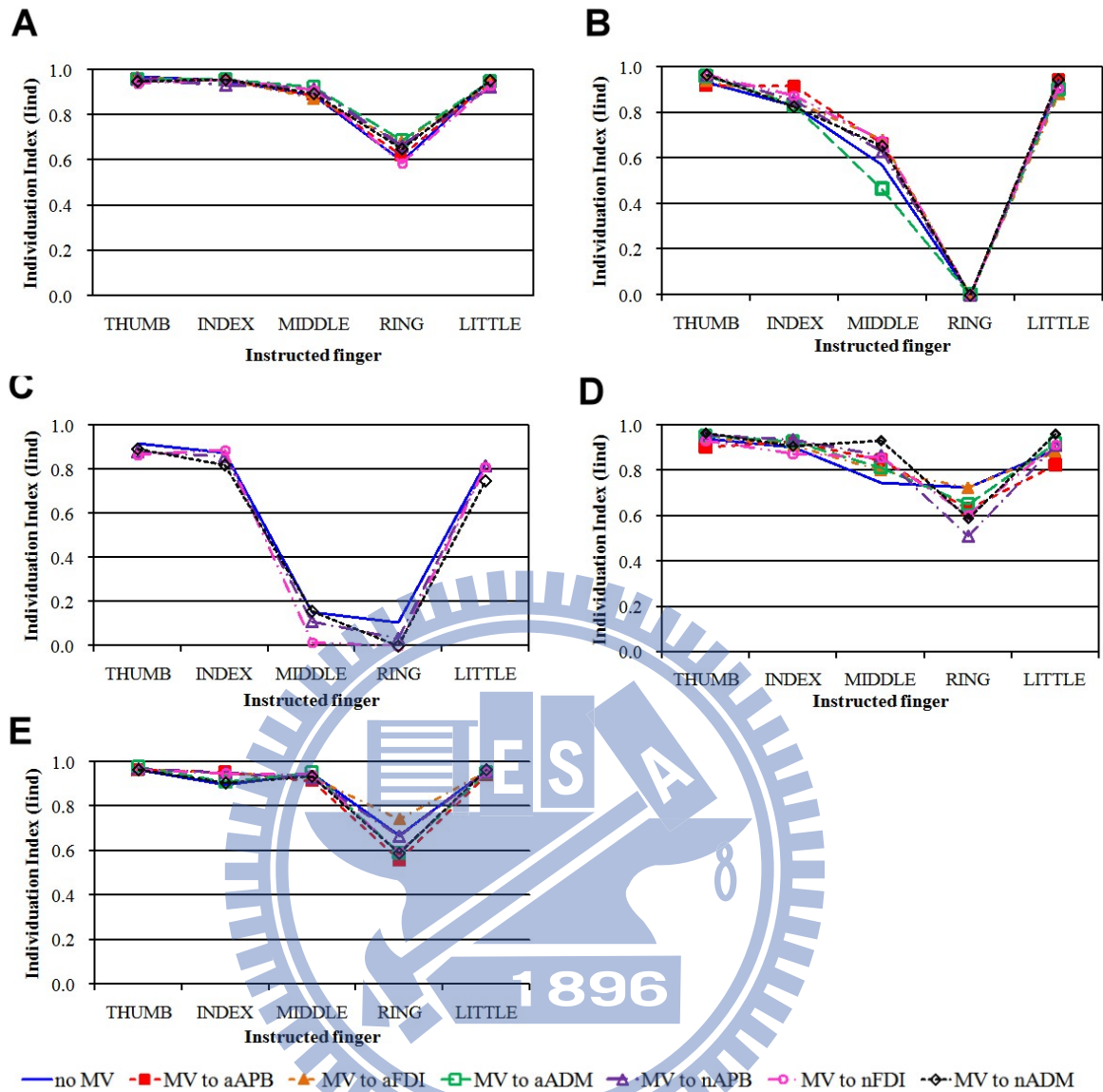


圖 16 各中風病人在無給予肌肉振動或給予肌肉振動條件下，各手指的 Iind 值。A: SV001, B: SV002, C: SV004, D: SV006, E: SV007 (aAPB、aFDI、aADM 為振動患側肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側手肌肉)。

3.2 振動對手指外展／屈曲時肌肉控制能力的影響

Index of Selective Activation (ISA 值) 是用來表示單一肌肉的控制情形，在指示手指動作時，只讓帶動此手指動作的肌肉作動的控制能力。若此值越接近 1 表示肌肉獨立作動控制能力越良好，若越接近 0 則表示肌肉獨立作動控制能力較差。圖 17 為無給予肌肉振動時，健康人與中風病人各

目標肌肉的 ISA 平均值與標準差 (error bar)，可以看出中風病人在各肌肉的 ISA 值較健康人低。

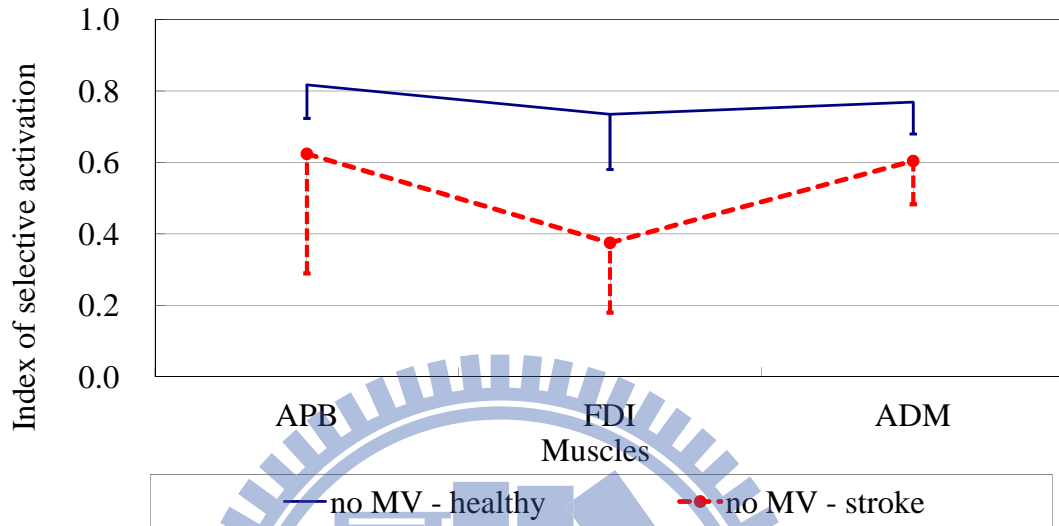


圖 17 健康人與中風病人在無振動條件下，指示各手指動作時，各肌肉 ISA 平均值與標準差 (error bar)。

在健康人的部份，同樣因十位受測者中只有七位受測者進行振動非受測手的實驗，在此將振動受測手 (圖 18A) 與振動非受測手 (圖 18B) 結果分開呈現。由圖 18A 可以發現，當給予受測手各肌肉振動時，受振動肌肉的 ISA 值就會有下降的情形，尤其是在振動受測手 ADM 肌肉時可以看到 ADM 肌肉的 ISA 值有明顯降低的情形 ($p < 0.05$)，造成這現象有可能是因健康人在肌肉控制能力較好，給予外來的振動，在動作時反而會對肌肉造成些許干擾。圖 18B 為給予非受測手振動時的結果，無論給予非受測手任何一條目標肌肉振動，對受測手 FDI 的 ISA 值都有小幅提升的效果，而對受測手其他肌肉則會有造成 ISA 值下降的情況，但皆無統計上的差異

($p > 0.05$)。

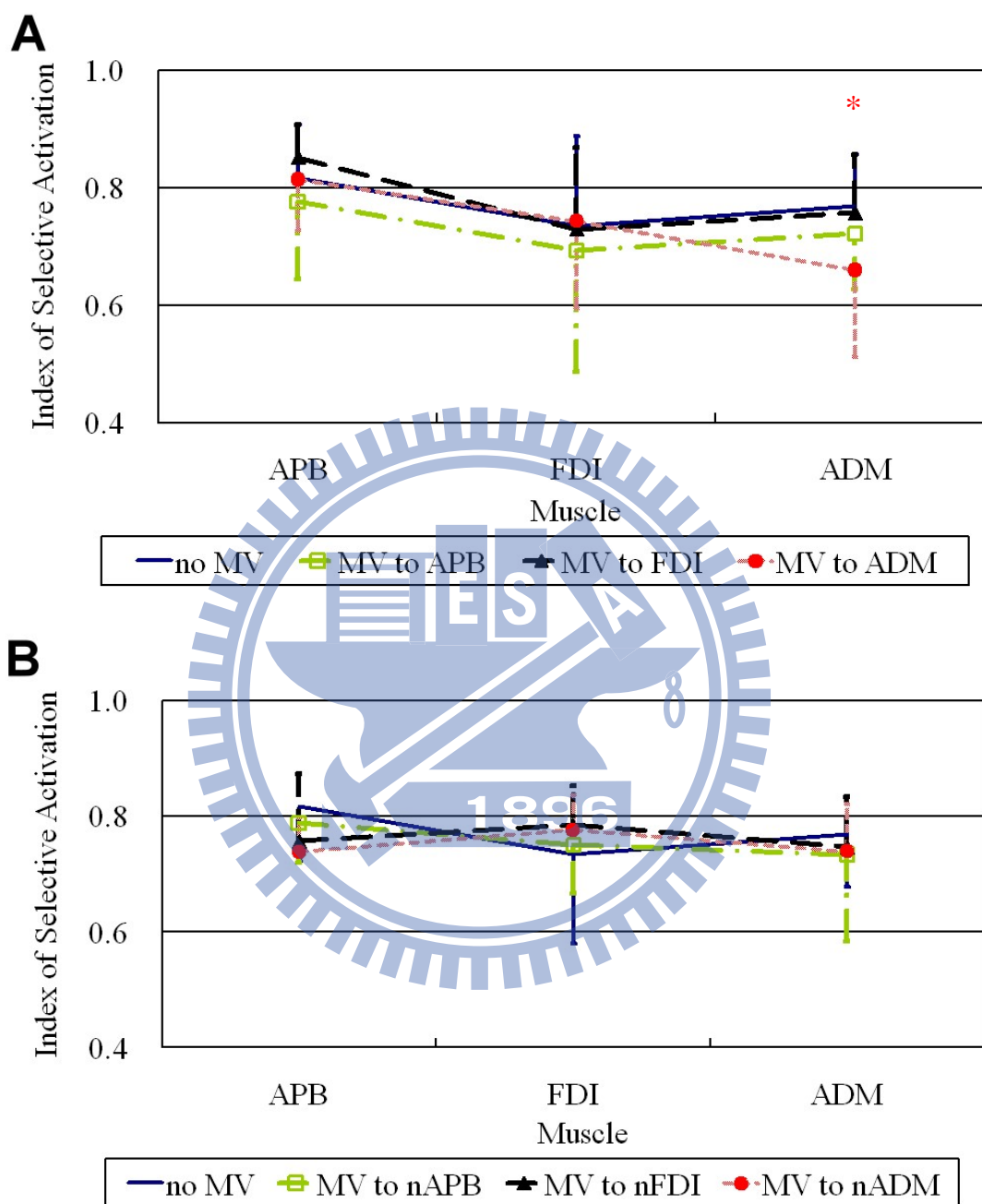


圖 18 健康人在無振動與振動受測手肌肉 (A) 或非受測手肌肉 (B) 各手部肌肉的 Index of Selective Activation 值的平均值與標準差 (error bar)。(APB、FDI、ADM 為振動受測手肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非受測手的肌肉；*：no MV vs MV to ADM， $p < 0.05$ ，paired t-tests)

中風病人同樣除去 SV004 在振動患側時的數據，ISA 平均值與標準差

(error bar) 結果如圖 19 所示。由平均結果來看，無論給予患側手或非患側手部肌肉振動，在患側 FDI 的 ISA 值上都可以看到增進的結果，尤其是在對非患側 FDI 振動時可以看到患側 FDI 的 ISA 值有顯著提升 ($p < 0.05$)，給予振動前後平均約上升 66%。

同樣的，因中風病人個體腦部受損位置及後續復健情況差異較大，在肌肉控制能力上依舊可以看到有很大的不同（圖 20），與手指獨立動作控制能力相異的是，Iind 值表現較好（高於平均值）的病人在 ISA 值的表現上卻不見得比較好，SV007、SV001 在各肌肉皆可達到 0.5 或以上，但 SV001 則是在 FDI 的控制能力較 APB 或 ADM 低許多；對 Iind 值表現較差（低於平均值）的病人來說，肌肉控制能力差異也較大，SV002 有與 SV001 類似現象，在 APB 及 ADM 的 ISA 值雖較高，但在 FDI 的 ISA 值卻相對低許多，SV004 則是各肌肉 ISA 值皆低於 0.5。

振動對每位中風病人造成的影響也不一樣，由圖 21 在給予非患側 APB 肌肉振動相較於無給予肌肉振動，對 5 位中風病人各肌肉 ISA 值的影響程度，可以明顯的發現，在相同振動條件下，表現在不同中風病人身上的情形皆不相同。

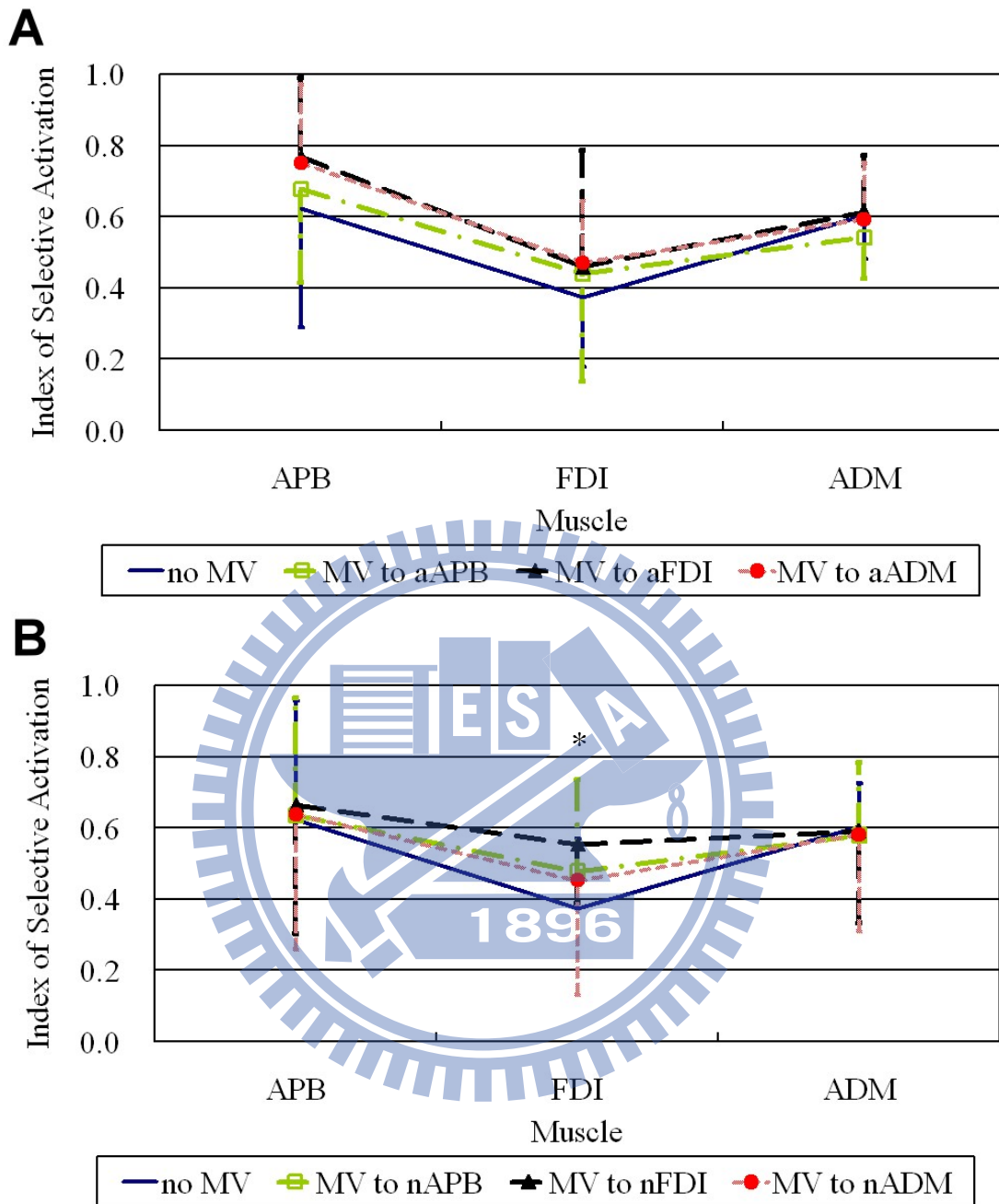


圖 19 中風病人在無振動與振動患側手部肌肉 (A) 或非患側手部肌肉 (B) 各手部肌肉的 Index of Selective Activation 值的平均值與標準差 (error bar) (aAPB、aFDI、aADM 為振動患側肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側肌肉；*：no MV vs MV to nFDI， $p < 0.05$ ，paired t-tests)。

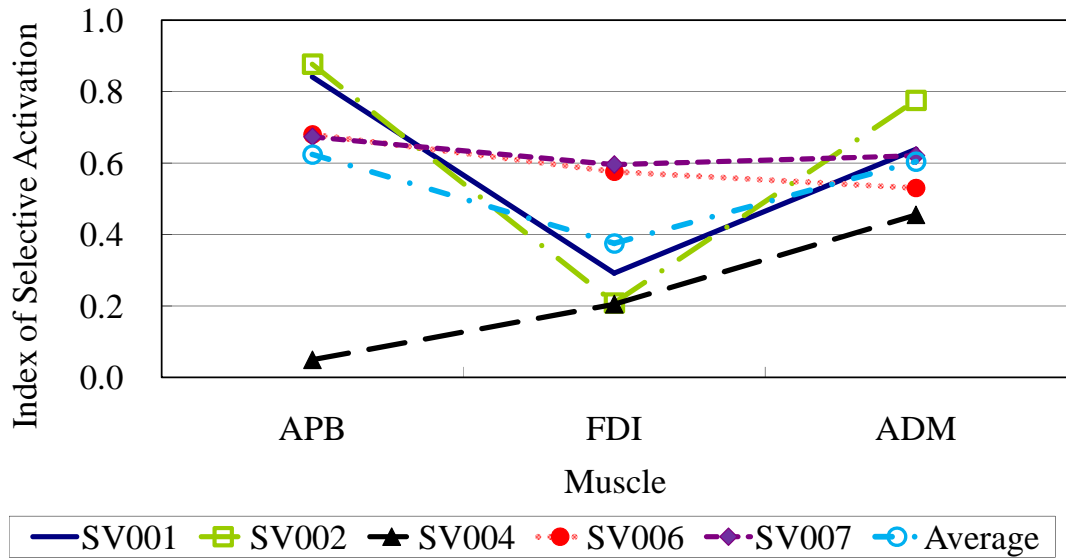


圖 20 五位中風病人在無振動時各肌肉 ISA 值及平均值。

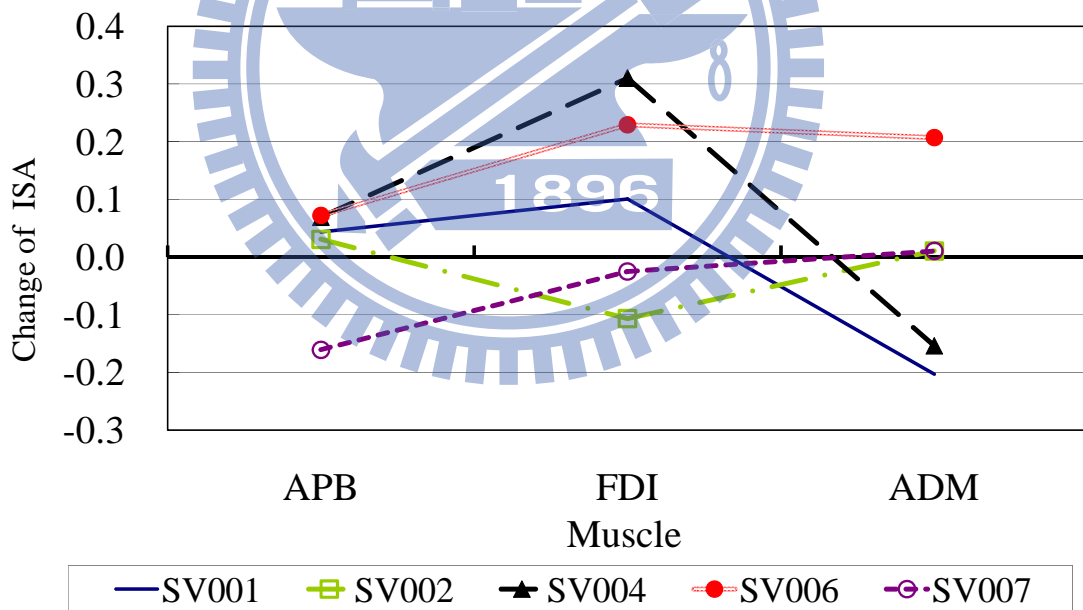


圖 21 五位中風病人在無振動與給予非患側 APB 振動條件下相比較，各手指 ISA 值的改變量，即 $ISA_{nAPB} - ISA_{no}$ (no: 無給予肌肉振動; nAPB: 振動非患側手 APB 肌肉)。

進一步比較不同振動位置對不同中風病人造成的影響可以更明確的看

到，振動對不同中風病人產生的差異。如圖 22 所示，對 SV001 來說，給予振動都可以提升 APB 及 FDI 肌肉的 ISA 值，但對 ADM 肌肉來說則是會造成 ISA 值下降；SV002 僅在振動非患側 FDI 肌肉時可以看到三條肌肉都有 ISA 值提升的情形，最多可提升 49%，給予其他部位肌肉振動時在 APB 肌肉雖然可看到 ISA 值上升，但在 FDI 及 ADM 肌肉都是 ISA 值降低的情形；SV004 在 FDI 肌肉可以看到 ISA 值提升但對 ADM 肌肉來說振動卻都是造成負面的影響；SV006 是少數在給予肌肉振動時會對 ADM 肌肉的 ISA 值有提升作用，也不僅是對 ADM 肌肉有幫助，對 APB 及 FDI 肌肉來說，肌肉振動幾乎都可帶來正面的影響，即給予不同的振動條件相較於無振動下，在 APB、FDI、ADM 肌肉幾乎都可以看到 ISA 值有所提升，對部份肌肉可提升高達 51%；SV007 在手指獨立動作控制能力較好，幾乎與健康人無異，雖然在肌肉動作控制能力上 ISA 值沒有較好的表現，但各肌肉在有無振動時的 ISA 值改變量相對較小，即各肌肉控制能力較穩定，但也可能因本身肌肉控制能力已達到一個較穩定程度，所以與健康人相似，給予肌肉振動反而會使得各肌肉的 ISA 值有所下降。

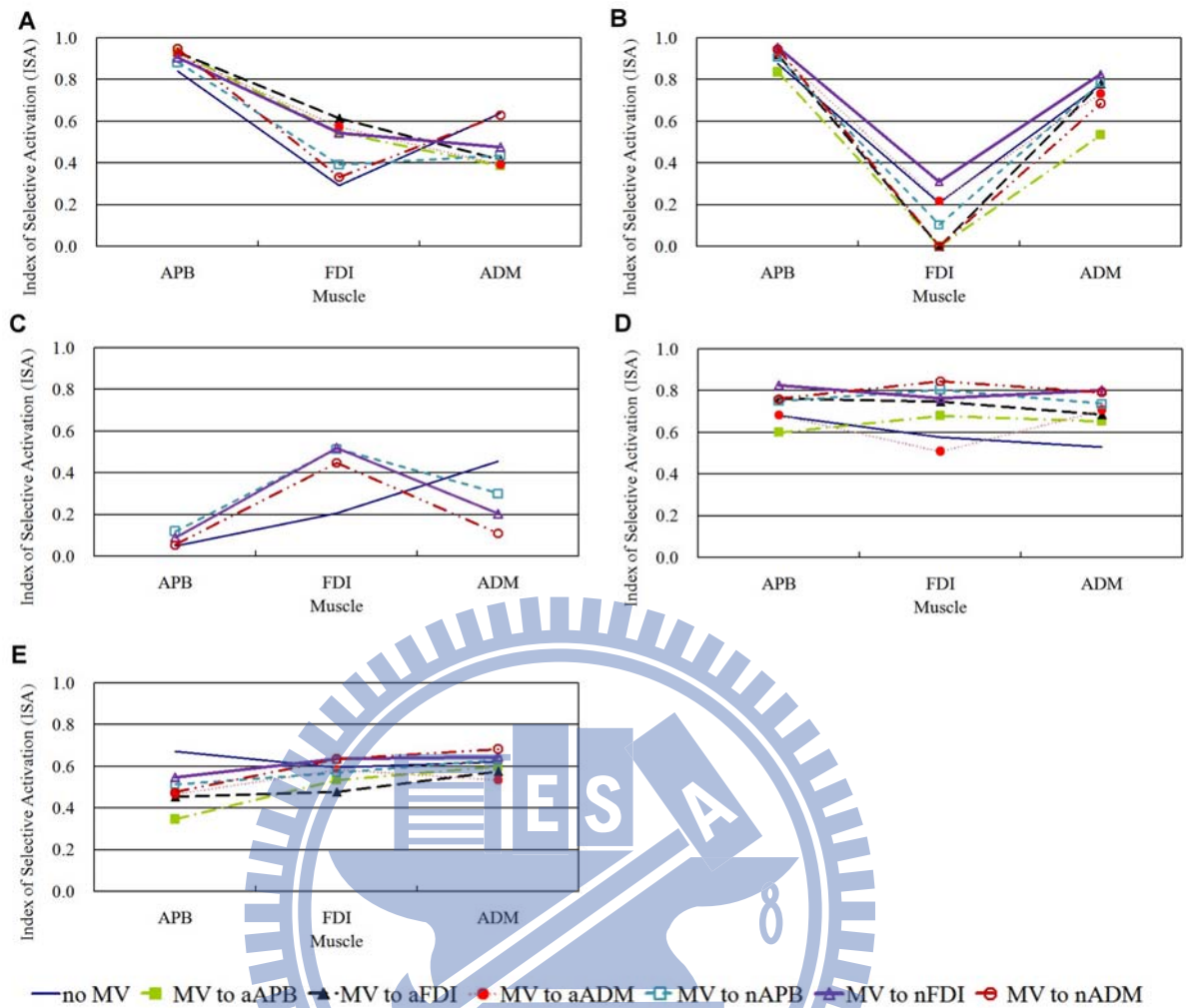


圖 22 各中風病人在無給予肌肉振動或給予肌肉振動條件下，患側手部三條肌肉(APB、FDI、ADM)的 ISA 值。A: SV001, B: SV002, C: SV004, D: SV006, E: SV007 (aAPB、aFDI、aADM 為振動患側手部肌肉；nAPB、nFDI、nADM 為振動非患側手部肌肉)。

另外值得注意的是，所有中風病人在大拇指及食指的獨立動作控制能力都可達到 0.8 以上，但在 ISA 值的表現上卻無法反應出 APB 或 FDI 肌肉控制能力較好的結果，探究其背後的原因，可能因中風病人在做其他手指動作時，常常因肌肉不正常的協同作用 (abnormal synergy)，使得當指示手指動作時，除了驅動動作的肌肉作動外，相鄰肌肉抑會產生收縮的現象 (Kamper and Rymer 2001)，如非食指動作時，FDI 肌肉仍然會有動作訊

號產生，即受測者會有不自覺地出力的情形。所以若是在 ISA 值有觀察到提升的情形，亦可能是因其他手指動作時，此種不正常的協同作用 (abnormal synergy) 有降低而造成的，如圖 23 所示，SV006 在給予患側 FDI 肌肉振動時，相較於無肌肉振動可以看到 ISA 值由 0.575601 上升至 0.74888，觀察 FDI 肌肉的作動情形可以發現，當給予患側 FDI 肌肉振動指示其他手指動作時，FDI 肌肉可以明顯減少同時產生作動訊號，即可以減少非指示肌肉作動時，肌肉同時產生收縮的狀況，這也是我們希望能在中風病人身上看到的結果。

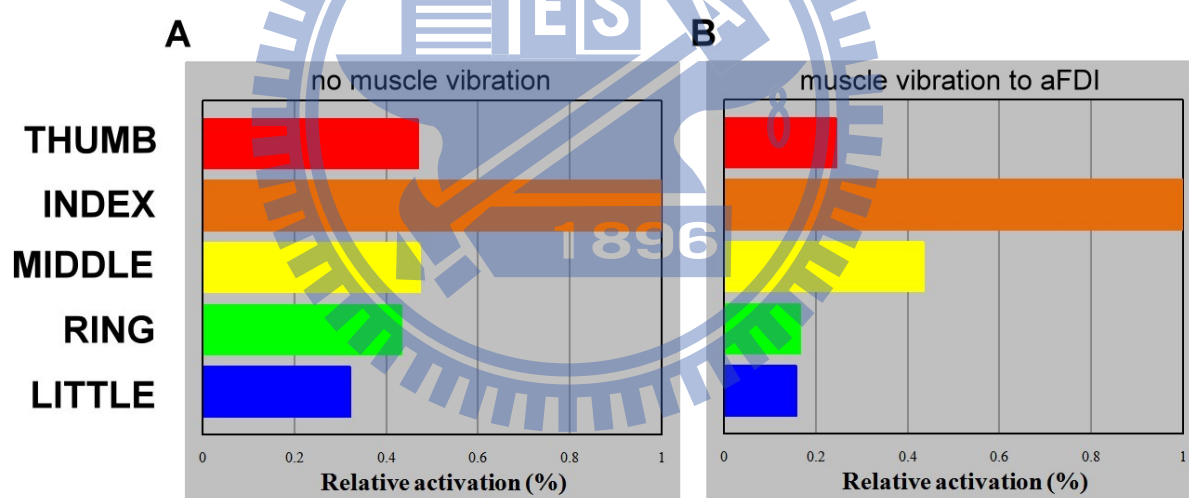


圖 23 中風病人 (SV006) 在無給予肌肉振動 (A) 及給予患側 FDI 肌肉振動 (B) 下，在指示各手指動作時的 FDI 肌肉訊號對指示食指動作時之 FDI 肌肉訊號標準化後的情形。圖中由上而下依序為指示大拇指、食指、中指、無名指、小拇指動作。

四、討論

先前的研究指出給予手指肌肉微幅振動，在健康人可發現增進受振動肌肉的運動神經通路可激度 (MEPs)，且抑制其他未受振動肌肉的 MEPs，而中風病人也有類似的現象存在。本研究進一步希望藉由給予手指特定肌肉振動時造成肌肉訊號的增強與抑制，能夠在主動動作控制上，可以看到手指獨立動作能力的改善。而在研究結果顯示，振動確實可對健康人及中風病人手部動作能力或是肌肉控制能力產生影響，但這個效果在嚴重程度不同的中風病人上會產生不同的影響及現象。

4.1 肌肉振動對手指動作範圍的影響

Rosenkranz and Rothwell (2003) 給予健康人手指肌肉微幅振動發現，受振動肌肉的 MEPs 會上升而相鄰肌肉的 MEPs 會有下降的現象，進一步我們檢測此結果在主動控制上的影響，期望看到大拇指、食指或小拇指在動作能力上有所改善。但結果顯示，由於健康人在大拇指、食指及小拇指的控制能力皆十分良好 (Iind 值 > 0.9)，因此無論給予振動與否對於手指獨立運動的影響皆很小。然而對於動作能力相對較差的無名指來說，給予受測手 APB 或 FDI 肌肉振動時，幾乎都可以看到 Iind 值有提升的現象，例如給予受測手 APB 肌肉振動時，相較無給予肌肉振動，Iind 值可由 0.903 上升至 0.923；而給予受測手 FDI 肌肉振動相較無給予肌肉振動，Iind 值則是

由 0.903 上升至 0.929。造成 Iind 值提昇的原因，以運動學 (kinematics) 的資料來看有可能是因為無名指動作範圍變大，其他非指示手指無太大改變、或是無名指動作範圍幾乎沒什麼改變，但其他非指示動作的手指動作範圍變小，亦或是無名指動作範圍變大同時其他非指示手指動作範圍也變小，進而造成 Iind 值的提升。這三種改變情形，在本研究的健康受測者身上皆可看到，但大部份是因為其他手指動作範圍變小，而使得 Iind 值提昇，即並非無拇指動作控制能力有所提昇，而是其他手指控制能力變好，在無名指動作時其他手指可以維持不動或動作範圍變小，如圖 24 可以看到健康受測者 (S16) 在無肌肉振動跟給予受測手 APB 肌肉振動下，無名指動作範圍變大，同時其他手指的移動範圍有變小的現象。進一步探討其原因，有可能是因為給予 APB 肌肉振動時可以增加 APB 肌肉的可激度 (MEPs)，而使得在大拇指的控制能力上有所提升，在指示受測者無名指動作時，大拇指較不會跟著動作，觀察本研究的十位受測者中，有六位受測者可以看到大拇指動作範圍變小的現象。給予受測手 FDI 肌肉振動也可以觀察到類似的結果，即給予受測手 FDI 肌肉振動時因增加 FDI 肌肉的 MEPs，而使得在食指的控制能力上有所提升，在指示受測者無名指動作時，食指較不會跟著動作，在本研究的十位受測者中，有七位受測者可以看到食指動作範圍變小的現象。但由於健康人在大拇指、食指的控制能力皆很好，所以即使有動作範圍變大或變小的情形，其改變的範圍相對指示動作手指動

作範圍來說是很小的，以振動 APB 為例，在與無振動條件下大拇指在 10 秒內的總運動範圍來比，控制能力變好最多約減少 2.95 公分(3.6 公分→0.65 公分)，即平均每一次外展／屈曲 (abduction/adduction) 約減少 0.49 公分，但無名指在 10 秒內的總運動範圍卻高達 47.7 公分，相較下大拇指在動作範圍上的改變其實是很細微的變化。因此，雖然給予健康人手部肌肉振動可以對動作能力較差的無名指有所影響，但其造成的改變是很細微的。

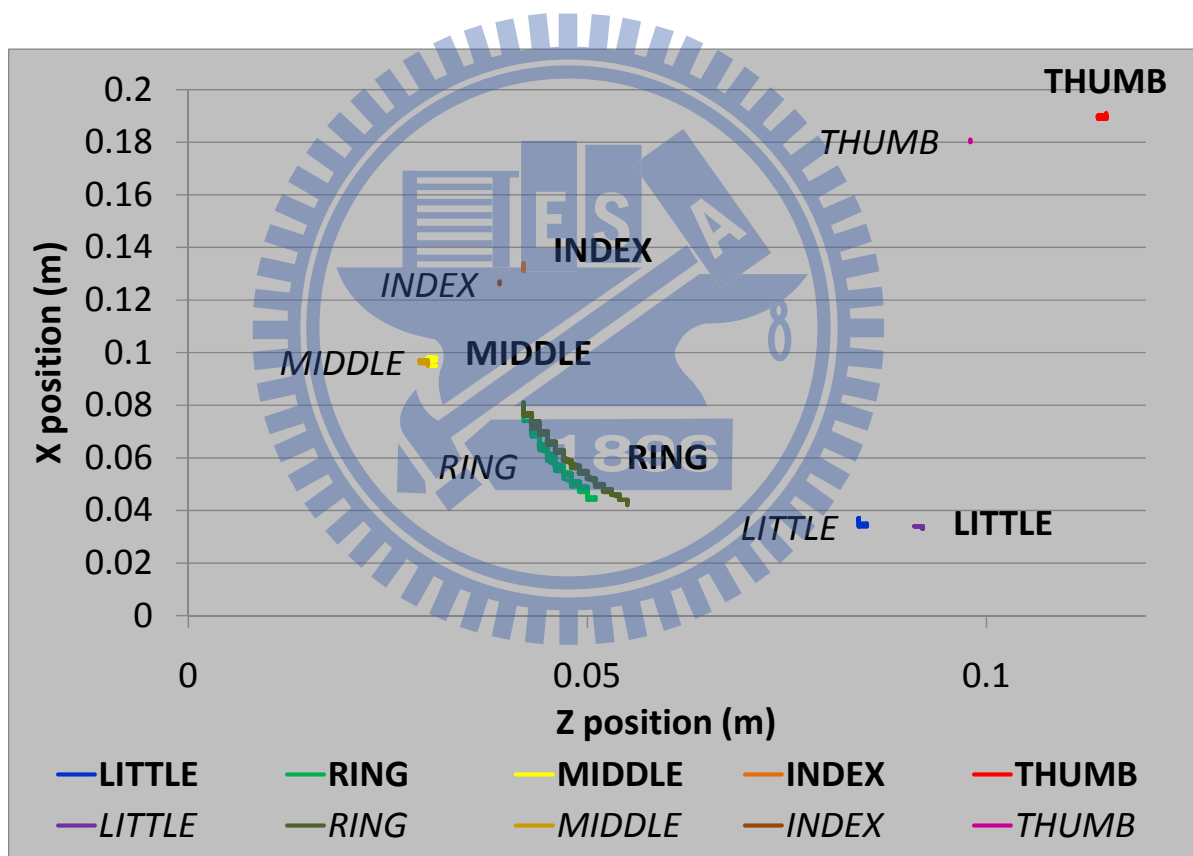


圖 24 健康人 (S16) 在無肌肉振動及給予受測手 APB 肌肉振動時，指示無名指做外展／屈曲 (abduction/adduction) 動作各手指在 XZ 平面 (即手掌朝下做外展／屈曲的平面) 的移動情形。**THUMB, INDEX, MIDDLE, RING, LITTLE** 為各手指在無振動的移動情形；*THUMB, INDEX, MIDDLE, RING, LITTLE* 為振動受測手 APB 肌肉時手指的移動情形。

根據上述在振動 APB 及 FDI 肌肉觀察到的結果，同理來說在給予 ADM

肌肉振動時，應該也會看到因小拇指控制能力變好，而使得無名指動作能力提升的效果，但結果卻發現似乎沒有很大的改善，甚至有 Iind 值下降的情形，觀察每位受測者手指動作範圍發現，對於給予受測手 ADM 肌肉振動無名指 Iind 值卻下降的受測者，其無名指動作範圍變小且小拇指動作範圍變大，相較於無振動，給予 ADM 肌肉振動在部份受測者身上會產生對小拇指的控制能力下降的情形，也因為控制能力下降，為了能維持小拇指不動，無名指動作範圍就會相對減小。這個現象也與我們所觀察到對健康受測者受測手 ADM 肌肉振動時，ADM 的 ISA 值會有明顯下降的結果相符，即對於健康人來說，在主動動作時給予受測手 ADM 肌肉振動，會造成 ADM 肌肉控制能力變差，進而影響小拇指或無名指主動動作控制能力變差的情形。

對中風病人來說，振動造成的影響則複雜許多，如前所述，不同中風病人對振動的反應皆不同，各手指的動作範圍改變情形也不盡相同。又因先前研究 (Yang, Settle and Perreault 2006) 結果顯示，中風病人在給予振動時，各肌肉 MEPs 改變情形並非一定是受振動肌肉的 MEPs 上升且鄰近肌肉的 MEPs 下降，而是如圖 25 所示，有可能在給予肌肉振動時使得受振動肌肉的 MEPs 上升，而鄰近肌肉 MEPs 沒有改變或抑制，也有可能是給予振動肌肉的 MEPs 沒有明顯改變但卻使得其他肌肉 MEPs 有增進的現象。因此在進一步做 TMS 的相關檢測前，無法光由各手指動作能力的改變與振動肌肉位置的相互關係直接做比較說明。但可以知道的是，給予手部肌肉微幅振

動確實可以增進部份手指的控制能力，尤其是在控制能力較差的中指或無名指動作時，皆會因其他非指示動作手指控制能力的提升而使得指標結果有較好的表現。

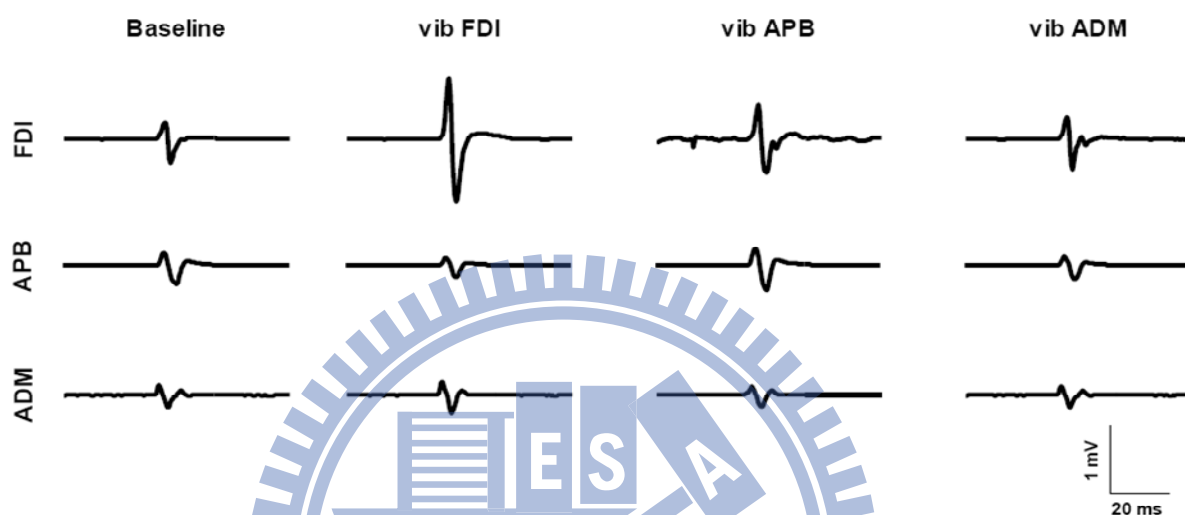


圖 25 使用 TMS 檢測中風病人在給予肌肉振動時，各肌肉 MEPs 的變化情形。直行依序為無給予肌肉振動、振動 FDI、APB 或 ADM；橫列為三條量測的目標肌肉（圖片來自 Yang, Settle and Perreault (2006)）。

4.2 給予肌肉振動對肌肉控制能力的影響

在健康人 ISA 值的結果，可以發現在 ADM 的 ISA 值表現上與 Lang and Schieber (2004) 有較大的差異。Lang and Schieber (2004) 發現 ADM 的 ISA 值會較 APB 及 FDI 的 ISA 值來得低，但本研究中 ADM 的 ISA 值並非最低，且與 APB 及 FDI 差距不大。在 Lang and Schieber (2004) 的結果中指出，部份受測者在指示無名指動作時，為了維持小拇指不動，在 ADM 會產生動作訊號，而在本研究中只有一位受測者有此情形發生，因此在 ADM 的 ISA 值表現上會較好。

在中風病人則較難將振動對肌肉主動動作控制造成的影響做較明確的歸納，因大腦出血或梗塞造成運動皮質區受損後，周圍未受損的神經元即會開始進行重組 (Nudo and Milliken 1996)，且大腦皮質受損的神經元雖無法恢復，但進行後續的動作復健治療可以使得周圍未受損的神經通路建立新的路徑，幫助受損部位恢復部份的動作能力 (Nudo, Wise, SiFuentes and Milliken 1996)，但此種連結的建立在個人會有許多差異，大腦受損位置的不同及後續復健進行時間長短皆會使得此種補償作用產生不同的效果，因此振動對個別中風病人在肌肉控制能力上亦會有所不同的影響，如前所述，無法像健康人一樣有跡可尋。或許在透過 TMS 的檢測，我們可以得到較明確的振動對各肌肉帶來的影響，但也有研究指出因個人大腦內在的異質性 (inherent heterogeneity) 與前所述神經通路重組的情形，也很難將中風病人 TMS 的結果做出明確的趨勢歸納 (Hendricks, Zwarts, Plat and van Limbeek 2002)。

又主要控制手指動作的大腦區域為初級運動皮層 (primary motor cortex, M1)，其對各手指的控制能力非單獨分開的，而是有互相重疊的區域存在 (Schieber 2001)，且在控制手指動作並非單純只是使帶動手指的肌肉作動，還包含抑制鄰近手指動作的訊息 (Schieber, Lang, Reilly, McNulty and Sirigu 2009)，因此對於鄰近的手指動作會產生交互的影響，而 M1 受損後的修復，會使得手指動作的影響不僅僅只存在於相鄰的手指間，也因此振

動造成的影響也可能更加複雜，而不僅僅是對受振動肌肉控制的手指或鄰近手指動作產生效果而已，甚至有可能對所有手指動作或肌肉的控制都產生影響。

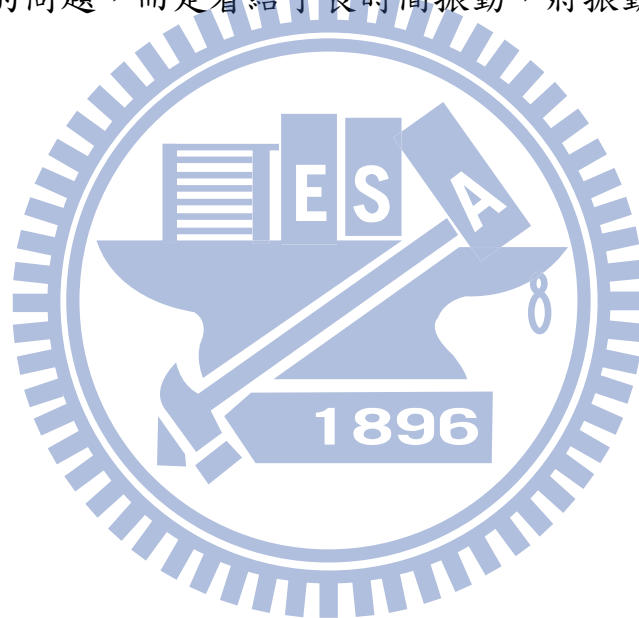
4.3 研究限制

本研究目前只進行了 5 位中風病人的實驗，而每一位的中風時間及大腦受損位置皆不同，因此在整體趨勢或現象的表現上的說明，較無法有一明確的結果，未來可持續進行較多實驗，以期望看到一較明確的機制。

另外在本研究中的中風病人其實在手指獨立控制能力都有一定的程度，未來雖可針對動作能力較差的病患做檢測，但以研究方法來說，對於完全沒有辦法做到手指外展／屈曲（abduction/adduction）的病人來說，卻又無法進行量化評估，但這些病人可能在 Fugl-Meyer Upper Extremity scale 的分數仍可達到我們設定的標準（25 分以上）。因此未來需再尋找是否有較適當的量表或是評估方式，可對手部動作控制能力較差的中風病人的動作能力做量化，例如非檢測外展／屈曲（abduction/adduction）動作，而是對較容易實施的屈曲／伸展（flexion/extension）的動作做檢測。

那為何在本研究中沒有一開始便選用一般中風病患較容易進行的屈曲／伸展（flexion/extension）動作做量測？主要是對中風病人來說，在做屈曲／伸展（flexion/extension）動作過程中，手部容易會有大幅度的移動，

很難在動作全程施予一穩定的振動刺激。但 Smith and Brouwer (2005) 針對 16 位健康人給予手部 ECR 肌肉 15 分鐘振動刺激，在振動移除後 5 分鐘及 20 分鐘用 TMS 做檢測的結果發現，振動造成的肌肉可激度 (MEPs) 上升，在給予連續振動 15 分鐘移除後的 5 分鐘內仍可看到效果。未來或許可進一步檢測在 手部三條內在肌肉 (intrinsic muscles) 是否也可以看到類似的現象，若可以，或許便可以排除在振動過程中指示受測者動作而造成無法給予穩定振動的問題，而是看給予長時間振動，將振動移除後的手指獨立動作能力。



五、結論

在本研究中可在健康人身上看到肌肉振動可以對動作控制能力較差的無名指有所改善。對個別中風病人來說，在給予某些特定肌肉短時間的微幅振動，可以看到部份手指獨立動作能力提升或是些微打破肌肉不正常協同作用（abnormal synergy）的現象，未來或許可針對個別中風病人，給予適合的振動條件，長期施測觀察是否可以產生持續的影響而達到提升手指獨立動作或肌肉控制能力的目標。



六、未來研究方向與建議

本研究未來進一步之研究方向與建議有以下幾點：

1. 針對手部動作能力較差之中風病人進行檢測

因進行本研究的中風病人大部份在手部的動作能力都有一定的水準（Fugl-Meyer Upper Extremity scale score > 60），因此給予振動與否在大拇指、食指、小拇指的控制上，造成的影響都比較小，使得結果呈現上，似乎振動對於動作控制改善效用不大，但對於控制能力較差的中指及無名指，給予振動確實可以看到對手指動作能力有所改善。因此，未來希望能夠針對手部動作能力較差的受測者進行測試，以期望明顯看到振動帶來的影響。

2. 量化振動對中風病人手部肌肉神經生理的影響

因本研究完成時，尚未對各受測者進行神經生理的檢測，即利用 TMS 看振動手部各肌肉對中風病人在肌肉 MEPs 的增進或抑制現象，因此無法進一步探討關於中風病人在給予振動時肌肉或手指的主動動作控制能力，與肌肉 MEPs 的增進或抑制的情形是否相符。未來完成神經生理的檢測時，可做進一步的結果探討。

參考文獻

- Anthony Rudd, P. I., Bridget Penhale (2001). Stroke at your fingertips, 城邦文化.
- Bard, G. and G. G. Hirschberg (1965). "RECOVERY OF VOLUNTARY MOTION IN UPPER EXTREMITY FOLLOWING HEMIPLEGIA." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **46**: 567.
- Brewer, B. R., S. K. McDowell and L. C. Worthen-Chaudhari (2007). "Poststroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results." Topics in Stroke Rehabilitation **14**(6): 22-44.
- Brunnstrom, S. (1966). "Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages." Physical therapy **46**(4): 357.
- Brunnstrom, S. (1970). Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach, Lippincott Williams and Wilkins.
- Butefisch, C., H. Hummelsheim, P. Denzler and K. H. Mauritz (1995). "Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand." J Neurol Sci **130**(1): 59-68.
- Claus, D., K. R. Mills and N. M. F. Murray (1988). "Facilitation of muscle responses to magnetic brain stimulation by mechanical stimuli in man."

Experimental Brain Research **71**(2): 273-278.

Delecluse, C., M. Roelants and S. Verschueren (2003). "Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training." Medicine & Science in Sports & Exercise **35**(6): 1033.

Dipietro, L., M. Ferraro, J. J. Palazzolo, H. I. Krebs, B. T. Volpe and N. Hogan (2005). "Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG-triggered therapy." Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering] **13**(3): 325-334.

Feys, H. M., W. J. De Weerd, B. E. Selz, G. A. Cox Steck, R. Spichiger, L. E. Vereeck, K. D. Putman and G. A. Van Hoydonck (1998). Effect of a Therapeutic Intervention for the Hemiplegic Upper Limb in the Acute Phase After Stroke A Single-Blind, Randomized, Controlled Multicenter Trial, Am Heart Assoc. **29**: 785-792.

Friedman, P. J. (1990). "Gait recovery after hemiplegic stroke." Disability & Rehabilitation **12**(3): 119-122.

Fugl-Meyer, A. R., L. Jaasko, I. Leyman, S. Olsson and S. Steglind (1975). "The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance." Scand J Rehabil Med **7**(1): 13-31.

Gilhodes, J. C., J. P. Roll and M. F. Tardy-Gervet (1986). "Perceptual and motor effects of agonist-antagonist muscle vibration in man." Experimental Brain Research **61**(2): 395-402.

Grunewald, R. A., Y. Yoneda, J. M. Shipman and H. J. Sagar (1997). "Idiopathic focal dystonia: a disorder of muscle spindle afferent processing?" Brain **120**(12): 2179.

Hagbarth, K. E. (1973). "The effect of muscle vibration in normal man and in patients with motor disease." New developments in electromyography and clinical neurophysiology: 428-443.

Hagbarth, K. E. and G. Eklund (1968). "The effects of muscle vibration in spasticity, rigidity, and cerebellar disorders." Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry **31**(3): 207.

Hager-Ross, C. and M. H. Schieber (2000). "Quantifying the independence of human finger movements: comparisons of digits, hands, and movement frequencies." Journal of Neuroscience **20**(22): 8542.

Heald, A., D. Bates, N. E. F. Cartlidge, J. M. French and S. Miller (1993). "Longitudinal study of central motor conduction time following stroke: 2. Central motor conduction measured within 72 h after stroke as a predictor of functional outcome at 12 months." Brain **116**(6): 1371.

Hendricks, H. T., M. J. Zwartz, E. F. Plat and J. van Limbeek (2002).

"Systematic review for the early prediction of motor and functional outcome after stroke by using motor-evoked potentials." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **83**(9): 1303-1308.

Hidler, J., D. Nichols, M. Pelliccio and K. Brady (2005). "Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices." Topics in Stroke Rehabilitation **12**(2): 22-35.

Hummelsheim, H., S. Areberger and K. H. Mauritz (1996). "The influence of EMG-initiated electrical muscle stimulation on motor recovery of the centrally paretic hand." European Journal of Neurology **3**: 245-254.

Kamper, D. G. and W. Z. Rymer (2001). "Impairment of voluntary control of finger motion following stroke: role of inappropriate muscle coactivation." Muscle & nerve **24**(5): 673-681.

Kossev, A., S. Siggelkow, H. H. Kapels, R. Dengler and J. D. Rollnik (2001). "Crossed effects of muscle vibration on motor-evoked potentials." Clinical Neurophysiology **112**(3): 453-456.

Kunkel, A., B. Kopp, G. Muller, K. Villringer, A. Villringer, E. Taub and H. Flor (1999). "Constraint-induced movement therapy for motor recovery in chronic stroke patients." Archives of Physical Medicine and

Rehabilitation **80**(6): 624-628.

Kwakkel, G., B. J. Kollen and H. I. Krebs (2008). "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review."

Neurorehabilitation and neural repair **22**(2): 111.

Lang, C. E. and M. H. Schieber (2003). "Differential impairment of individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or the corticospinal tract." Journal of Neurophysiology: 1302003.

Lang, C. E. and M. H. Schieber (2004). "Reduced muscle selectivity during individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or corticospinal tract." Journal of Neurophysiology **91**(4): 1722-1733.

Lawrence, D. a. K., HG (1968). "The functional organization of the motor system in the monkey. I. The effects of bilateral pyramidal lesions." Brain **91**: 1-13.

Lum, P. S., C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majmundar and M. Van der Loos (2002). "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **83**(7): 952-959.

Miltner, W. H. R., H. Bauder, M. Sommer, C. Dettmers and E. Taub (1999).

Effects of Constraint-Induced Movement Therapy on Patients With
Chronic Motor Deficits After Stroke A Replication, *Am Heart Assoc.* **30**:
586-592.

Muellbacher, W., C. Richards, U. Ziemann, G. Wittenberg, D. Wetz, B.

Boroojerdi, L. Cohen and M. Hallett (2002). "Improving hand function in
chronic stroke." *Archives of Neurology* **59**(8): 1278-1282.

Nakayama, H., H. S. Jorgensen, H. O. Raaschou and T. S. Olsen (1994).

"Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen
Stroke Study." *Arch Phys Med Rehabil* **75**(4): 394-8.

Nudo, R. J. and G. W. Milliken (1996). "Reorganization of movement
representations in primary motor cortex following focal ischemic infarcts
in adult squirrel monkeys." *Journal of Neurophysiology* **75**(5): 2144.

Nudo, R. J., B. M. Wise, F. SiFuentes and G. W. Milliken (1996). "Neural
substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after
ischemic infarct." *Science* **272**(5269): 1791.

Olsen, T. S. (1990). "Arm and leg paresis as outcome predictors in stroke
rehabilitation." *Stroke* **21**(2): 247-251.

Parker, V. M., D. T. Wade and R. L. Hower (1986). "Loss of arm function after

stroke: measurement, frequency, and recovery." Disability & Rehabilitation **8**(2): 69-73.

Parker, V. M., D. T. Wade and H. R. Langton (1986). "Loss of arm function after stroke: measurement, frequency, and recovery." Int Rehabil Med **8**(2): 69-73.

Passingham, R. E., V. H. Perry and F. Wilkinson (1983). "THE LONG-TERM EFFECTS OF REMOVAL OF SENSORIMOTOR CORTEX IN INFANT AND ADULT RHESUS-MONKEYS." Brain **106**(SEP): 675-705.

Raghavan, P., E. Petra, J. W. Krakauer and A. M. Gordon (2006). "Patterns of Impairment in Digit Independence After Subcortical Stroke." Journal of Neurophysiology **95**(1): 369-378.

Ranganathan, V., V. Siemionow, V. Sahgal, J. Liu and G. Yue (2001). "Skilled Finger Movement Exercise Improves Hand Function." Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences **56**(8): 518-522.

Roelants, M., C. Delecluse and S. M. Verschueren (2004). "Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women." Journal of the American Geriatrics Society **52**(6): 901-908.

- Roll, J. P. and J. C. Gilhodes (1995). "Proprioceptive sensory codes mediating movement trajectory perception: human hand vibration-induced drawing illusions." Can J Physiol Pharmacol **73**(2): 295-304.
- Roll, J. P. and J. P. Vedel (1982). "Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography." Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale **47**(2): 177.
- Roll, J. P., J. P. Vedel and E. Ribot (1989). "Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study." Experimental Brain Research **76**(1): 213-222.
- Rosenkranz, K. and J. Rothwell (2003). "Differential effect of muscle vibration on intracortical inhibitory circuits in humans." The Journal of Physiology **551**(2): 649-660.
- Schieber, M. H. (2001). "Constraints on somatotopic organization in the primary motor cortex." Journal of Neurophysiology **86**(5): 2125.
- Schieber, M. H., C. E. Lang, K. T. Reilly, P. McNulty and A. Sirigu (2005). Selective Activation of Human Finger Muscles after Stroke or Amputation. 5th Conference on Progress in Motor Control - A Multidisciplinary Perspective, University Pk, PA, Springer.

Schieber, M. H., C. E. Lang, K. T. Reilly, P. McNulty and A. Sirigu (2009).

Selective Activation of Human Finger Muscles after Stroke or Amputation. Progress in Motor Control: A Multidisciplinary Perspective. D. Sternad. **629**: 559-575.

Shinohara, M., C. T. Moritz, M. A. Pascoe and R. M. Enoka (2005). "Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle." Journal of Applied Physiology **99**(5): 1835-1842.

Siggelkow, S., A. Kossev, M. Schubert, H. H. Kappels, W. Wolf and R. Dengler (1999). "Modulation of motor evoked potentials by muscle vibration: The role of vibration frequency." Muscle & nerve **22**(11): 1544-1548.

Skilbeck, C. E., D. T. Wade, R. L. Hewer and V. A. Wood (1983). "Recovery after stroke." British Medical Journal **46**(1): 5-8.

Smith, L. and B. Brouwer (2005). "Effectiveness of muscle vibration in modulating corticospinal excitability." Journal of Rehabilitation Research and Development **42**(6): 787-793.

Steyvers, M., O. Levin, S. M. Verschueren and S. P. Swinnen (2003).

"Frequency-dependent effects of muscle tendon vibration on corticospinal excitability: a TMS study." Experimental Brain Research **151**(1): 9-14.

Takeuchi, N., T. Chuma, Y. Matsuo, I. Watanabe and K. Ikoma (2005).

Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation of Contralesional Primary Motor Cortex Improves Hand Function After Stroke. Stroke, Am Heart Assoc. **36**: 2681-2686.

Traversa, R., P. Cicinelli, A. Bassi, P. M. Rossini and G. Bernardi (1997).

"Mapping of motor cortical reorganization after stroke: a brain stimulation study with focal magnetic pulses." Stroke **28**(1): 110.

Wade, D. T., R. Langton-Hewer, V. A. Wood, C. E. Skilbeck and H. M. Ismail

(1983). "The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery."

Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry **46**(6): 521-524.

Yang, B.-S. (2007). "Corresponding biomechanical changes to the

afferent-induced modulations in hand corticomotor excitability following stroke." Journal of Biomechanics **40**: S340-340.

Yang, B.-S., K.-T. Huang and G.-C. Wang (2007). Muscle vibration induced

corticomotor excitability modulation following stroke. 生物醫學工程科技研討會暨國科會醫學工程學門成果發表會. 逢甲大學, 台中, 台灣.

Yang, B.-S., Huang, K.-T., and Wang, G.-C (2007). Muscle vibration induced

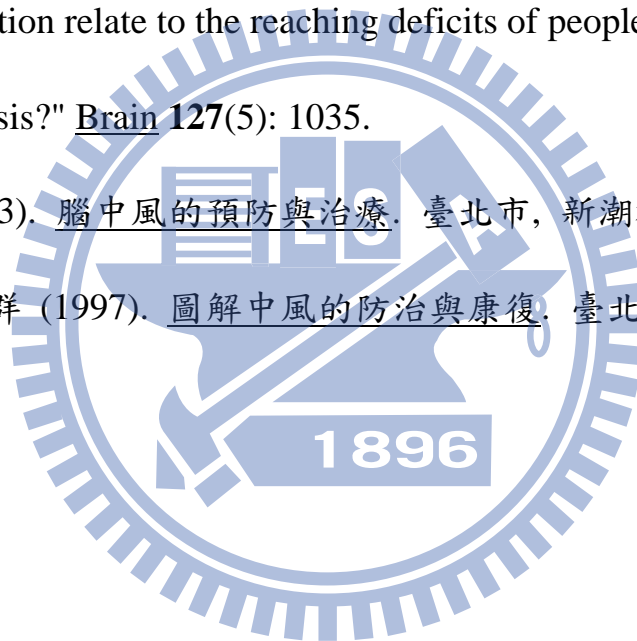
corticomotor excitability modulation following stroke. 生物醫學工程科技研討會暨國科會醫學工程學門成果發表會. 逢甲大學, 台中, 台灣.

Yang, B.-S., K. Settle and E. J. Perreault (2006). Vibratory afferent inputs modulated motor pathway excitability and hand function following stroke. 15th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology, Singapore.

Zackowski, K. M., A. W. Dromerick, S. A. Sahrman, W. T. Thach and A. J. Bastian (2004). "How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis?" Brain 127(5): 1035.

中島健二 (2003). 腦中風的預防與治療. 臺北市, 新潮社.

張峻斌、周立群 (1997). 圖解中風的防治與康復. 臺北市, 躍昇文化.



附件一 傅格-梅爾評估量表

Fugl-Meyer Motor Assessment (UE Portion)
Modified Scoring Form*

Participant Name: _____

Date: _____

				L	R
I.	Reflex Activity (max:4)	Grading= 0: no reflex activity 2: reflex activity	Flexors Extensions	_____	_____
II.	Active Movement (within synergy) (max: 18)	A. Flexion Synergy Shoulder Elbow Forearm	Retraction Elevation Abduction External Rotation Flexion Supination	_____	_____
		B. Extension Synergy Shoulder Elbow Forearm	Adduction/IR Extension Pronation	_____	_____
III.	Active Movement (mixing synergies) (max:6)	Shld Flex Pro/Sup	Hand to lumbar spine 0-90 Elbow 90	_____	_____
IV.	Active Movement (max:6)	Shld Abd Shld Flex Pro/Sup	Elbow 0 0-180/Elbow 0 Shld Flex 30& Elbow 0	_____	_____
V.	Normal Reflex Activity (max:2)	Grading= 0: 2 of 3 markedly hyperactive 1: 1 hyperactive or 2 lively 2: 1 lively and none hyperactive		_____	_____
			Total	_____	_____
VI.	Wrist (max:10)	Stability Alternating Mvt Stability Alternating Mvt Circumduction	Resisted Ext. Flex/Ext Resisted Ext. Flex/Ext Quality	Elbow 90 Elbow 90 Elbow 0 Elbow 0	_____
			Total	_____	_____
VII.	Hand (max:14)	Grasp A Grasp B Grasp C Grasp D Grasp E	Mass Flexion Mass Extension MCPext/P&DIP flex 1 digit adduction 1&2 digit pinch Cylindrical Spherical	Elbow 90 Elbow 90 Resistance Paper Pencil Small can Tennis Ball	_____
			Total	_____	_____
VIII.	Coordination/Speed (max:6)	Finger to nose 5 times (blind folded) 0: ≥6s diff b/w extremities <i>Speed Grading-</i> 1: 2-5s diff 2: <2s diff	Tremor Dysmetria Speed	_____	_____
			Total	_____	_____
Grand Total (max:66)				_____	_____

*Fugl-Meyer, A. R., L. Jaasko, I. Leyman, S. Olsson and S. Steglind (1975). "The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance." *Scand J Rehabil Med* 7(1): 13-31.

附件二慣用手檢測表格

EDINBURGH HANDEDNESS INVENTORY

姓名： _____ 填表日期： _____

出生年月日： _____ 性別： _____

請在下表各列中以“+”號標註您的從事各種動作或是握持所指物品的慣用手。如您對某一手有強烈使用上的偏好，且在未受強迫下從未使用另一隻手，請標註“++”。如您使用任意一手，請在兩欄均標註“+”。

某一些動作需要使用雙手，請依照括號內所指事項標註其慣用手。

請盡量回答所有問題。如其中有動作或物體您從未接觸過，請跳過該項。

	Task or Object	Left	Right
1	寫字		
2	畫畫		
3	丟擲物品		
4	剪刀		
5	牙刷		
6	刀子（在不使用叉子情況下）		
7	湯匙		
8	掃把（握於上方之手）		
9	點火柴（握火柴之手）		
10	開罐頭（握蓋子之手）		
11	您慣用哪一隻腳踢球？		
12	當只用一隻眼睛觀看時，使用哪一隻眼睛？		

Total

--	--	--

此項勿填 EHI = (R-L)/(R+L)