

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

全身震動方式對中風患者平衡、動作恢復及功能表現療效 驗證之長期追蹤研究(第3年) 研究成果報告(完整版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 96-2314-B-040-010-MY3
執行期間：98年08月01日至99年07月31日
執行單位：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：王淳厚
共同主持人：黃英修、陳怡靜
計畫參與人員：學士級-專任助理人員：劉筱文

處理方式：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

中華民國 99年10月22日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 成果報告
 期中進度報告

全身震動方式對中風患者平衡、動作恢復及功能表現療效驗證之長期追蹤研究

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 2314 -B- 040 - 010 - MY3

執行期間：96年08月01日至99年07月31日

執行機構及系所：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：王淳厚 教授

共同主持人：黃英修 教授

計畫參與人員：陳怡靜助理教授、劉筱文專任助理、莊仲豪物理治療師

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本計畫除繳交成果報告外，另須繳交以下出國心得報告：

- 赴國外出差或研習心得報告
- 赴大陸地區出差或研習心得報告
- 出席國際學術會議心得報告
- 國際合作研究計畫國外研究報告

處理方式：除列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

中 華 民 國 99 年 10 月 20 日

中文摘要

已經有數篇研究針對中風病人使用本體感覺刺激 (somatosensory stimulation, SSS) 的治療，證實在平衡、動作表現、及日常生活上均有一定的效果。但因研究設計不一，還沒辦法提供明確的證據來證明如經皮神經電刺激 (transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS) 或針灸 (acupuncture) 等治療對中風患者的平衡表現有改善的情形。而近年來針對中風患者的 SSS 新趨勢為使用全身振動模式 (wholebody vibration, WBV) 於中風復健上。考量使用 WBV 的原因有下列幾點：(1) WBV 為較深層的感覺刺激方法，相較於 TENS 或針灸等較表淺的刺激更能刺激到 Ia 及 II 控制的較大肌群。(2) WBV 提供兩側的刺激，可能引起中風患者兩側大腦的塑性變化 (plastic changes)。(3) WBV 提供的感覺刺激由足底傳入，此種刺激輸入在姿勢控制上扮演重要的角色。(4) WBV 研究也被廣泛的運用於運動、老人醫學領域上或的一些療效證實。

WBV 的設備已經設計的相當簡便使用，可以站姿、坐姿或甚至直接分別使用於上下肢均可，因此本研究希望能將 WBV 加入常規復健治療計畫中，針對亞急性期及慢性期中風患者的平衡控制、動作恢復、日常生活功能之表現來探討，WBV 對中風患者復健治療上是否提供助益。

國內尚無相關研究發表，本三年期研究計畫預計將分別探討 WBV 對亞急性、慢性期中風患者的平衡表現、上下肢動作恢復、行走能力表現、上下肢 α 運動神經元的興奮程度、日常生活功能表現等成果評量的影響做一系列研究。將可作為 WBV 於臨床使用的療效驗證，並提出完整之報告供臨床醫師、治療師做一選擇 WBV 訓練的依據。

關鍵詞：腦中風、姿勢平衡、本體感覺、震動

Abstract

Several studies have claimed beneficial effects of somatosensory stimulation (SSS) in patients with stroke in terms of balance, motor performance, and activities of daily living. These studies described both short-term (< 1 hour) and long-term (> 6 weeks) results of SSS in different phases post-stroke. However, well-controlled randomized, controlled trials and reviews did not show clear evidence of beneficial effects of transcutaneous electrical nerve stimulation or acupuncture on balance in patients with stroke. Yet, these recent insights do not preclude beneficial effects of other forms of SSS in (post) acute stroke rehabilitation.

A relatively novel form of SSS that shows considerable promises for the rehabilitation of stroke patients is whole body vibration (WBV). To underscore this notion, four important considerations can be given. First, WBV is a deeper way of sensory stimulation compared with the more superficial modes such as acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation, targeting the Ia and II afferents of (large) muscle groups. Second, WBV provides bilateral stimulation, which may induce plastic changes in both hemispheres after stroke. Third, WBV induces sensory stimulation of foot-sole afferents as well, which afferents are well known to play an important role in postural control. Lastly, WBV research in general has shown promising results in various domains of sports and geriatric medicine. In addition, there is preliminary evidence for short-term effects (< 1 hour) of WBV on postural stability in patients with chronic stroke.

Therefore, the purpose of this study was to investigate whether WBV, added to regular rehabilitation, has beneficial effects on balance control and activities of daily living in patients with subacute and chronic stroke. We also tested whether such functional benefits coincide with improvements of strength, motor recovery, H/M ratio, mobility and motor function of upper extremity.

Key Words: stroke, postural balance, proprioception, vibration

前言

研究動機

世界衛生組織 (WHO) 指出, 全球每年約有 1500 萬人罹患腦中風。這當中約有五百萬人會死亡, 另有五百萬人會有永久性的殘障, 因此對於家庭及社會都會造成沉重的負擔。西元 2002 年, 全球約有 550 萬人 (女性約 300 萬人; 男性約 250 萬人) 死於腦中風, 約占全部死因的百分之十左右。腦中風是已開發國家中的第三大死因, 僅次於冠狀動脈心臟病及癌症。在美國約每三分鐘會有一人是死於腦中風。¹

美國心臟協會 (American Heart Association) 估計, 在西元 2004 年時因為腦中風所造成的損失約是 536 億美元, 其中醫療照顧及治療的直接損失約占 330 億美元, 生產力喪失的間接損失約占 206 億美元。¹

西元 2001 年, 美國國家中風協會 (National Stroke Association) 估計指出, 每位中風病患在發病最初的九十天內的平均支出是 15000 美元。¹

在英國, 腦中風是造成失能 (disability) 最主要的原因。西元 2000 年, 英國國家健康局 (National Health Service) 的支出, 約有百分之四強是用於治療腦中風。¹

世界衛生組織 (WHO) 估計, 全球腦中風的負擔將從西元 1990 年的每日 3800 萬美元增加到西元 2020 年的每日 6100 萬美元。¹

根據行政院衛生署西元 2008 年的統計資料顯示, 腦血管疾病是國人近年來十大死亡原因之一。在西元 2006 年時, 共有 12596 人死於腦血管疾病, 其標準化死亡率是十萬分之四十四點七, 是台灣地區十大死亡原因的第二順位, 在過去十年來也都一直處於第二或第三順位。

此外, 依行政院衛生署西元 2006 年全民健康保險醫療統計年報資料顯示, 西元 2006 年腦血管疾病患者, 門、住診合計 (包括急診) 人數一共是 528784 人, 其耗用的健保醫療費用約是 126.3 億左右。

由上述的資料顯示, 腦中風無論在全球各地或是台灣地區, 對於國家、社會、家庭以及個人都會造成健康上及財務上嚴重的傷害及負擔。

Pang M.Y. (2006) 指出, 約有 70~80% 的腦中風患者會有上肢功能的損傷。這當中有許多患者, 其癱瘓的手臂將無法恢復功能性的使用。² Alon G. (2007) 指出, 在中風後 3~6 個月的病患當中, 約有 55~70% 的患者, 其抓 (grasping)、握 (holding)、操作 (manipulating) 物體的日常生活功能仍然是不足夠的。³ 在 Nakayama H. (1994) 的研究中顯示, 僅有 5~20% 的中風存活者, 其上肢功能的恢復趨近於完全。⁴ 此外, Kwakkel G. (2003) 等人的研究指出, 腦中風後六個月的病患當中, 約只有 11.6% 的病患其上肢的功能可以完全恢復。⁵ 由此可見, 上肢功能的損傷是中風患者病發後相當嚴重的一種後遺症。

近年來有一種新式的生物物理學儀器 (biophysical modality) — 全身性振動 (whole-body vibration), 其被廣泛運用於運動界以及復健領域, 它可以藉由提供全身性的振動訊號來產生一種機械性的刺激。⁶

過去有許多研究指出, 全身性振動 (whole-body vibration) 對於:

1. 改善老年人的平衡能力 (balancing ability)。^{6,7}
2. 改善老年人的行走能力 (walking ability)。⁸
3. 改善老年人的活動力 (mobility)。⁷
4. 改善健康老年人的姿勢控制 (postural control) 能力。⁹
5. 增加老年人下肢肌力 (isometric strength) 與爆發力 (explosive strength)。¹⁰⁻¹³
6. 減低老年人跌倒的風險 (fall risk)。^{12,14}
7. 增加骨密度 (bone mineral density)。¹²
8. 增加下肢皮膚血流。¹⁵
9. 增加下肢血液循環 (blood circulation in lower extremities)。¹⁶
10. 改善女性運動員的肌肉表現 (muscle performance) 與柔軟度 (flexibility)。^{17,18}
11. 增加肌力 (muscle strength)。^{19,20}
12. 減緩肌肉萎縮 (muscle atrophy)。²¹
13. 增加垂直跳躍高度 (vertical jumping height) 與跳躍肌力 (jumping power)。^{18,22,23}

14. 改善多發性硬化症(multiple sclerosis)患者之姿勢控制(postural control)能力與活動力(mobility)。²⁴
15. 增加中風患者股四頭肌(quadriceps muscle)肌力(muscle strength)。²⁵
16. 改善單側慢性中風患者的姿勢控制(postural control)能力。²⁶
17. 增加成年腦性麻痺患者肌力(muscle strength)。²⁷
18. 改善重度運動損傷兒童及青少年的活動度(mobility)。²⁸
19. 減低因臥床所產生的腰椎退化(deconditioning)。²¹

等方面都有著許多正面的效果。

Cardinale M. (2002) 指出¹⁹，振動訓練對於神經肌肉表現的影響其潛在的機制有下列幾點：

1. 增加神經肌肉系統的重力負載(gravitational load)

重力負載(gravitational load)對於肌肉表現的影響是非常重要的。在正常情況下，肌肉得以經驗日常重力作用的影響，使得它能夠維持正常的表現。當重力負載(gravitational load)減小時，肌肉的大小及其產生的力量是明顯的減小。相反的，當重力負載(gravitational load)增加時，肌肉的大小及其產生的力量是明顯的變大。

由於振動訓練可以產生較高的加速度，因此可以增加神經肌肉系統的重力負載(gravitational load)，進而增加神經肌肉的表現。

2. 誘發反射性肌肉收縮(又稱張力性振動反射；Tonic Vibration Reflex)

振動對於肌肉-肌腱複合體(muscle-tendon complex)的長度會產生快速且短暫的改變。這種變化會被感覺接受器(sensory receptors)偵測到，這些感覺接受器(sensory receptors)可以藉由反射性的肌肉活動來調控肌肉的硬度(stiffness)，以抑制肌肉-肌腱複合體(muscle-tendon complex)長度的變化。

藉由振動所造成的軟組織形變，可以活化肌梭(muscle spindle)，進而增強牽張-反射迴路(stretch-reflex loop)。這種振動刺激時的興奮性傳入(excitatory inflow)，與 α 運動神經(α -motor neuron)的反射活化作用(reflex activation)有關。

在振動訓練期間，可以觀察到EMG的活動比單純的自主肌肉活動時來的高。

3. 荷爾蒙的影響

哺乳動物對於外在環境變化的反應包含神經與荷爾蒙的反應，這外在環境的變化當然也包含了重力加速度(gravitational acceleration)的改變。過去的研究指出，太空人在微重力(microgravity)的環境下，其男性荷爾蒙(androgen)與生長荷爾蒙(growth hormone)的量會下降。微重力(microgravity)的環境會干擾身體的體內平衡(homeostasis)，因為微重力會使肌肉骨骼系統缺乏物理性張力(physical tension)、使靜水壓(hydrostatic pressure)喪失、以及造成感覺運動系統的改變。相反的，藉由肌力訓練(strengthening exercise)所增加的重力負載(gravitational load)將可以增加男性荷爾蒙(androgen)與生長荷爾蒙(growth hormone)的分泌量。

振動訓練的機械特性(mechanical characteristics)可以刺激特定荷爾蒙的分泌量，例如睪固酮(testosterone)與生長荷爾蒙(growth hormone)。振動訓練後睪固酮(testosterone)濃度的增加，與肌力的輸出是有相關的。

由於振動訓練對於神經肌肉表現的影響有上述潛在的機制，因此本次研究期望能藉由這樣的機制來訓練中風患者的癱瘓上肢，以進而改善中風患者癱瘓上肢的功能性表現(functional performance)。

研究目的

過去用來改善中風病患上肢功能的方法有神經肌肉電刺激(neuromuscular electrical stimulation)、功能性電刺激(functional electrical stimulation)、任務導向式訓練(task-oriented training)、肌力訓練(strength training)、神經誘發技術(neurofacilitation techniques)、限制-誘發動作治療(constraint-induced movement therapy; CIMT)、機械輔助的運動訓練(robot-aided exercise training)、節奏式聽覺信號雙側手臂訓練(bilateral arm training with rhythmic auditory cueing; BATRAC)等等。

回顧過去有關中風病患上肢功能的治療方式可見，尚未有人利用全身性振動(whole-body vibration)此種新式的生物物理學儀器來治療中風病患的上肢。而且過去有關全身性振動(whole-body vibration)

方面的研究，大多是在探討有關下肢功能的改善，尚無研究是針對上肢功能的變化加以探討。

因此本次研究的目的是，在於比較傳統復健治療與傳統復健治療合併上肢振動訓練，對於慢性單側偏癱中風患者之上肢功能的影響。

材料與方法

研究對象

本次研究的對象是以 2007 年 12 月 6 日至 12 月 30 日期間，中山醫學大學附設復健醫院的 187 位門診治療的中風患者（符合國際疾病傷害及死因分類標準 1975 年版 ICD-9 之診斷碼為：431 或 434 的患者）為招募的對象，其中共有 171 位中風患者得知本次研究的訊息。

研究對象的納入條件（inclusion criteria）是：

1. 中風至少六個月以上者。
2. 初次中風且單側偏癱。
3. 能夠了解及遵循指示。
4. 能夠維持修正式蹠行姿勢（modified plantigrade posture）五分鐘以上者（可使用上或下肢輔具輔助）。
5. 沒有任何上肢被動關節活動度（passive joint range of motion）的限制。
6. 癱瘓側上肢布郎斯壯分期（Brunnstron stage）第五期以下（含）者。
7. 每週至少可以接受兩次（含）以上的傳統物理治療（physical therapy）及職能治療（occupational therapy）。
8. 有意願簽署受試同意書者。

研究對象的排除條件（exclusion criteria）是：

1. 具非中風相關之感覺與運動損傷者。
2. 有運動失調（ataxia）症狀者。
3. 患側上肢骨折或畸形（deformity）者。
4. 懷孕。
5. 裝置心臟節律器患者。
6. 具頸椎椎間盤突出者。
7. 有暈眩（dizziness）症狀者。

本次研究一共招募到 60 位符合受試條件的自願受試者，所有受試者在參與研究前必須簽署受試同意書。本次研究經中山醫學大學附設醫院人體試驗委員會（Chung Shan Medical University Hospital Institutional Review Board）同意。

研究流程

本次實驗是採隨機控制實驗（randomized controlled trial）。受試者被隨機地分配到上肢振動訓練組（ULV intervention group）與僅接受傳統復健治療的控制組（traditional rehabilitation control group）。

所有受試者在分配前先接受第一次評估，八週後再接受第二次評估。（參閱圖 1）所有受試者的評估都是由同一位物理治療師完成，且受試者在完成第一次評估後一週內即開始治療的介入。

治療介入

本次研究中所有受試者每週至少接受兩次（含）以上的傳統物理治療（physical therapy）及職能治療（occupational therapy），每次治療的時間分別是一小時。

上肢振動訓練組（ULV intervention group）的受試者，除接受傳統復健治療外，另使用 AV-001A（B. Green Technology Co., Ltd）垂直振動訓練儀訓練上肢。訓練時，受試者採修正式蹠行姿勢（modified plantigrade posture），將兩側上肢支撐於振動平台上，並維持兩側上肢垂直於振動平台、肘關節伸直（elbow extension）、腕指關節伸直（wrist/finger extension）的姿勢。使用 AV-001A 內建的參數設定，垂直振動的頻率是 20 Hz，振幅是 1.2 mm，振動盤加速度是 0.97G。以每次五分鐘，每週三次，持續八週的方式訓練受試者。治療期間若有任何不適或副作用產生則加以記錄。

傳統復健治療控制組（traditional rehabilitation control group）的受試者，於研究期間則維持僅接受

傳統復健治療的治療模式。

療效評估

所有受試者於治療前與治療八週後，由同一位物理治療師完成療效評估。

1. 修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale)

使用修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale)²⁹ 評估患側上肢肌痙攣 (spasticity) 程度。該量表是屬六分制的量表 (0、1、1+、2、3、4)，分數愈高代表肌痙攣 (spasticity) 程度愈大。因為統計分析的關係，評估時將原類別式的資料 (categorical data) 改以 (0、1、2、3、4、5) 連續式的資料 (continuous data) 型態作記錄。

過去的研究指出，使用修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 評估中風患者上肢肌痙攣 (spasticity) 程度有良好的評量者間與評量者內的信度 (inter- and intrarater reliability)。³⁰

本次研究評估的肌群，包含患側肩關節 (shoulder)、肘關節 (elbow)、腕關節 (wrist) 的屈肌 (flexor) 群及伸肌 (extensor) 群，一共包含六組肌群。最後以六組肌群的平均分數來代表患側上肢肌痙攣 (spasticity) 的程度。

2. JAMAR 握力計 (JAMAR dynamometer)

研究中使用 JAMAR 握力計 (JAMAR dynamometer; Sammons Preston Inc.) (附錄 5) 評估雙手握力。每手讓患者先練習操作一次，之後每手各施測兩次，取兩次的平均值作為記錄。在 Riddle DL. (1989) 等人的研究指出，使用握力計評估大腦損傷 (brain-damaged) 患者的握力具有良好的可信度。在同一施測時段時，施測者內的內在等級相關係數 (intraclass correlation coefficient) 是介於 0.88 到 0.98 之間。³¹

3. 功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test)

研究中使用功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test)³² 來評估患側上肢功能性表現。功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 包含四個分量表 (subscale)，分別是抓 (Grasp)、握 (Grip)、捏 (Pinch)、粗動作 (Gross Movement) 等四項。整個量表包括 19 個測試項目，是屬四分制的量表 (0、1、2、3)，滿分為 57 分。(參閱附錄 6) 「0」分表示沒有任何動作、「1」分表示執行部分的動作、「2」分表示完成動作但耗時較長、「3」分表示動作正常地執行。施測時，以 19 個測試項目的總分作記錄。

過去的研究指出，使用功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 評估中風患者上肢功能的恢復有良好的評量者間與評量者內的信度 (inter- and intrarater reliability) 與效度 (validity)。^{33,34}

4. 動作活動日誌 (Motor Activity Log-28)

使用動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 評估受試者患側上肢的日常使用量及動作品質。³⁵ 動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 包含 28 個施測項目，施測時會詢問病患每個施測項目的使用量 (amount of use; AOU scale) 及動作品質 (quality of movement; QOM scale)。該量表是屬六分制的評估量表 (0、1、2、3、4、5)，施測時是以 28 個測試項目的平均分數作記錄，使用量 (amount of use; AOU scale) 及動作品質 (quality of movement; QOM scale) 分開計分。(參閱附錄 7)

Uswatte G. (2006) 等人得研究指出，動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 對於亞急性期的中風患者而言是可信而有效的。它或許可以用來評估上肢神經復健真實環境 (real-world) 的效果，以及偵測癱瘓側上肢日常自發性使用的不足。³⁵

5. 布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)

使用布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) (參閱附錄 8) 評估受試者患側上肢動作功能 (motor function) 的恢復情況。布郎斯壯上肢恢復分期共有兩大部分，一部分是上肢近端側肩關節與肘關節 (shoulder and elbow) 的評估，另一部分是上肢遠端側手部 (hand) 的評估。每一部分各分為六期，每期都有特定的動作表現。³⁶ 評估時記錄每位受試者患側上肢近端側 (proximal part) 肩關節與肘關節 (shoulder and elbow)，遠端側 (distal part) 手部 (hand) 的動作功能 (motor function) 表現。

統計分析

利用 Student's *t* test (連續變項; continuous variables) 與 χ^2 test (類別變項; nominal variables) 比

較兩組受試者試驗前基線資料 (baseline data) 的差異。

利用 paired *t* test 比較組內受試者試驗前後五種療效評估—修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale)、JAMAR 握力計、功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test)、動作活動日誌 (Motor Activity Log-28)、布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)—的差異。

利用重複量數共變數分析 (repeated measures ANCOVA) 比較兩組間受試者試驗前後五種療效評估結果變化的差異，並以年齡 (age)、中風類型 (type of stroke)、發病時間 (time post stroke) 等變項為共變項 (covariable)。

當 $P < 0.05$ ($\alpha = 0.05$ & 2-sided test) 時，視為具有統計上顯著的差異。

本次研究是使用 JMP 6.0.2 版的統計軟體作分析。

結果

兩組受試者試驗前基線資料 (baseline data) 的比較

本次研究共有 60 位自願受試者被隨機地分配到上肢振動訓練組 (ULV intervention group) 與僅接受傳統復健治療的控制組 (traditional rehabilitation control group)。

上肢振動訓練組 (ULV intervention group) 於試驗期間，有一位受試者因個人因素而中止復健治療，另有三位受試者因上肢振動訓練總次數不足 20 次，所以不納入本次研究的統計分析中，其餘受試者振動訓練總次數皆達 23 次以上。因此，上肢振動訓練組共有 26 位受試者 (N=26) 的資料納入本次研究的統計分析。於試驗的過程中，所有受試者無任何不舒適或副作用的產生。

接受傳統復健治療的控制組 (traditional rehabilitation control group) 於試驗期間，共有六位受試者因個人因素而中止復健治療。因此，傳統復健治療的控制組共有 24 位受試者 (N=24) 的資料納入本次研究的統計分析。

兩組受試者試驗前基線資料 (baseline data) 的比較參閱表 1。其中性別 (Sex)、中風型式 (Type of stroke)、癱瘓側 (Hemiplegic side)、慣用手 (Handedness) 等變項因屬類別變項 (nominal variables)，所以使用 χ^2 test 作比較。其餘變項因屬連續變項 (continuous variables)，所以使用 Student's *t* test 作比較，資料呈現的方式是以 mean±SE 的方式作記錄。當 $P < 0.05$ ($\alpha = 0.05$ & 2-sided test) 時，視為兩組間具有統計上顯著的差異。

在控制組中，男女性的人數分別是 15 人及 9 人，男性占 62.5%；上肢振動訓練組中，男女性的人數分別是 17 人及 9 人，男性占 65.4%。兩組間受試者的男女人數比並無統計上顯著的差異 ($P = 0.8319$, χ^2 test)。

在控制組中，受試者的平均年齡是 63.99±2.50 (mean±SE) 歲；上肢振動訓練組中，受試者的平均年齡是 57.92±1.85 (mean±SE) 歲。兩組間受試者的平均年齡並無統計上顯著的差異 ($P = 0.0546$, Student's *t* test)。

在控制組中，受試者的平均身高是 161.04±1.81 (mean±SE) 公分；上肢振動訓練組中，受試者的平均身高是 160.88±1.46 (mean±SE) 公分。兩組間受試者的平均身高並無統計上顯著的差異 ($P = 0.9460$, Student's *t* test)。

在控制組中，受試者的平均體重是 64.54±2.25 (mean±SE) 公斤；上肢振動訓練組中，受試者的平均體重是 70.15±2.28 (mean±SE) 公斤。兩組間受試者的平均體重並無統計上顯著的差異 ($P = 0.0865$, Student's *t* test)。

在控制組中，出血型 (hemorrhage type) 中風的受試者共有 9 位占 37.5%，梗塞型 (infarction type) 中風的受試者共有 15 位占 62.5%；上肢振動訓練組中，出血型 (hemorrhage type) 中風的受試者共有 18 位占 69.2%，梗塞型 (infarction type) 中風的受試者共有 8 位占 30.8%。兩組間受試者的出血型與梗塞型中風人數比具有統計上顯著的差異 ($P = 0.0233$, χ^2 test)。

在控制組中，受試者的平均發病時間是 3.32±0.59 (mean±SE) 年；上肢振動訓練組中，受試者的平均發病時間是 3.08±0.56 (mean±SE) 年。兩組間受試者的平均發病時間並無統計上顯著的差異 ($P = 0.7693$, Student's *t* test)。

在控制組中，右側癱瘓的受試者共有 8 位占 33.3%，左側癱瘓的受試者共有 16 位占 66.7%；上肢振動訓練組中，右側癱瘓的受試者共有 13 位占 50%，左側癱瘓的受試者共有 13 位占 50%。兩組間受試者的左右側癱瘓的人數比並無統計上顯著的差異 ($P = 0.2313$, χ^2 test)。

在控制組中，慣用右手的受試者共有 24 位占 100%；上肢振動訓練組中，慣用右手的受試者共有 24 位占 92.3%，慣用左手的受試者共有 2 位占 7.7%。兩組間受試者的左右慣用手的人數比並無統計上顯著的差異 ($P=0.1008$, χ^2 test)。

在控制組中，受試者的修正式艾許瓦氏等級量表(modified Ashworth scale)的平均分數是 0.68 ± 0.10 (mean \pm SE) 分；上肢振動訓練組中，受試者的平均分數是 0.93 ± 0.11 (mean \pm SE) 分。兩組間受試者的修正式艾許瓦氏等級量表(modified Ashworth scale)的平均分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.0920$, Student's t test)。

在控制組中，受試者健側手的平均握力是 22.96 ± 2.68 (mean \pm SE) 公斤；上肢振動訓練組中，受試者健側手的平均握力是 26.42 ± 2.66 (mean \pm SE) 公斤。兩組間受試者健側手的平均握力並無統計上顯著的差異 ($P=0.3640$, Student's t test)。

在控制組中，受試者患側手的平均握力是 2.04 ± 0.79 (mean \pm SE) 公斤；上肢振動訓練組中，受試者患側手的平均握力是 4.90 ± 1.40 (mean \pm SE) 公斤。兩組間受試者患側手的平均握力並無統計上顯著的差異 ($P=0.0823$, Student's t test)。

在控制組中，受試者患側/健側手的平均握力比是 0.10 ± 0.05 (mean \pm SE)；上肢振動訓練組中，受試者患側/健側手的平均握力比是 0.15 ± 0.04 (mean \pm SE)。兩組間受試者患側/健側手的平均握力比並無統計上顯著的差異 ($P=0.4310$, Student's t test)。

在控制組中，受試者的功能研究手臂測試(Action Research Arm Test)的平均分數是 13.46 ± 4.09 (mean \pm SE) 分；上肢振動訓練組中，受試者的平均分數是 15.85 ± 3.97 (mean \pm SE) 分。兩組間受試者的功能研究手臂測試(Action Research Arm Test)的平均分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.6771$, Student's t test)。

在控制組中，受試者的動作活動日誌(Motor Activity Log-28)中的動作品質(quality of movement; QOM scale)的平均分數是 0.15 ± 0.08 (mean \pm SE)分；上肢振動訓練組中，受試者的平均分數是 0.25 ± 0.13 (mean \pm SE) 分。兩組間受試者的動作品質(quality of movement; QOM scale)的平均分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.5064$, Student's t test)。

在控制組中，受試者的動作活動日誌(Motor Activity Log-28)中的使用量(amount of use; AOU scale)的平均分數是 0.18 ± 0.10 (mean \pm SE)分；上肢振動訓練組中，受試者的平均分數是 0.40 ± 0.14 (mean \pm SE) 分。兩組間受試者的使用量(amount of use; AOU scale)的平均分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.1980$, Student's t test)。

在控制組中，受試者的布郎斯壯上肢恢復分期(Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)近端側(proximal part)的平均分數是 3.00 ± 0.24 (mean \pm SE) 分；上肢振動訓練組中，受試者的平均分數是 3.62 ± 0.23 (mean \pm SE) 分。兩組間受試者的布郎斯壯上肢恢復分期(Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)近端側(proximal part)的平均分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.0702$, Student's t test)。

在控制組中，受試者的布郎斯壯上肢恢復分期(Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)遠端側(distal part)的平均分數是 2.38 ± 0.21 (mean \pm SE) 分；上肢振動訓練組中，受試者的平均分數是 2.88 ± 0.22 (mean \pm SE) 分。兩組間受試者的布郎斯壯上肢恢復分期(Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)遠端側(distal part)的平均分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.1029$, Student's t test)。

綜合上述的資料，兩組受試者試驗前基線的資料(baseline data)，除中風型式(Type of stroke)兩組間具有統計上顯著的差異外($P=0.0233$, χ^2 test)，其餘變項在兩組間並無統計上顯著的差異。在控制組中，出血型(hemorrhage type)中風的受試者共有 9 位占 37.5%，梗塞型(infarction type)中風的受試者共有 15 位占 62.5%；上肢振動訓練組中，出血型(hemorrhage type)中風的受試者共有 18 位占 69.2%，梗塞型(infarction type)中風的受試者共有 8 位占 30.8%。

組內受試者療效評估(outcome measures)的比較

組內受試者試驗前後五種療效評估—修正式艾許瓦氏等級量表(modified Ashworth scale)、JAMAR 握力計、功能研究手臂測試(Action Research Arm Test)、動作活動日誌(Motor Activity Log-28)、布郎斯壯上肢恢復分期(Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage)，的結果參閱表 2。表 2 中資料呈現的方式是以 mean \pm SE 的方式作記錄。

在握力評估方面，除記錄患側(paretic side)手與健側(sound side)手的握力之外，為解決受

試者間先天上握力的差異，再將患側 (paretic side) 手握力的結果作標準化 (normalization) 的處理。標準化 (normalization) 的方式是將患側 (paretic side) 手握力的表現除以健側 (paretic side) 手握力的表現，計算兩手間握力的比率 (ratio)。兩組間受試者試驗後握力的比較，是以兩組各別的兩手握力比率 (ratio) 的結果作比較。

在控制組中，受試者的修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 的試驗後平均分數是 0.64 ± 0.09 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 0.68 ± 0.10 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.5339$, paired t test)。(參閱圖 2)

在上肢振動訓練組中，受試者的修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 的試驗後平均分數是 0.70 ± 0.07 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 0.93 ± 0.11 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 的分數具有統計上顯著的差異 ($P=0.0018$, paired t test)，試驗後的分數顯著的小於試驗前，表示試驗後上肢振動訓練組的受試者其肌痙攣 (spasticity) 的程度比試驗前來得小。(參閱圖 2)

在控制組中，受試者兩手間握力的比率 (ratio) 在試驗後是 0.14 ± 0.04 (mean \pm SE)，與試驗前的比率 (ratio) 0.10 ± 0.05 (mean \pm SE) 作比較，組內試驗前後的握力的比率 (ratio) 並無統計上顯著的差異 ($P=0.2779$, paired t test)。(參閱圖 4)

在上肢振動訓練組中，受試者兩手間握力的比率 (ratio) 在試驗後是 0.18 ± 0.04 (mean \pm SE)，與試驗前的比率 (ratio) 0.15 ± 0.04 (mean \pm SE) 作比較，組內試驗前後的握力的比率 (ratio) 並無統計上顯著的差異 ($P=0.3381$, paired t test)。(參閱圖 4)

在控制組中，受試者的功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 的試驗後平均分數是 15.08 ± 4.48 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 13.46 ± 4.09 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的的功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.0920$, paired t test)。(參閱圖 6)

在上肢振動訓練組中，受試者的功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 的試驗後平均分數是 17.88 ± 4.17 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 15.85 ± 3.97 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的的功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.1054$, paired t test)。(參閱圖 6)

在控制組中，受試者的動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 中的動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的試驗後平均分數是 0.17 ± 0.09 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 0.15 ± 0.08 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.7662$, paired t test)。(參閱圖 8)

在上肢振動訓練組中，受試者的動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 中的動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的試驗後平均分數是 0.31 ± 0.15 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 0.25 ± 0.13 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.3172$, paired t test)。(參閱圖 8)

在控制組中，受試者的動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 中的使用量 (amount of use; AOU scale) 的試驗後平均分數是 0.20 ± 0.11 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 0.18 ± 0.10 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的的使用量 (amount of use; AOU scale) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.7317$, paired t test)。(參閱圖 10)

在上肢振動訓練組中，受試者的動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 中的使用量 (amount of use; AOU scale) 的試驗後平均分數是 0.33 ± 0.14 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 0.40 ± 0.14 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的的使用量 (amount of use; AOU scale) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.2903$, paired t test)。(參閱圖 10)

在控制組中，受試者的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 近端側 (proximal part) 的試驗後平均分數是 3.17 ± 0.28 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 3.00 ± 0.24 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 近端側 (proximal part) 的分數具有統計上顯著的差異 ($P=0.0428$, paired t test)，試驗後的分數顯著的高於試驗前，表示試驗後控制組的受試者其上肢近端側 (proximal part) 的動作功能 (motor

function) 表現恢復的程度比試驗前來得好。(參閱圖12)

在上肢振動訓練組中，受試者的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 近端側 (proximal part) 的試驗後平均分數是 3.77 ± 0.21 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 3.62 ± 0.23 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 近端側 (proximal part) 的分數具有統計上顯著的差異 ($P=0.0430$, paired t test)，試驗後的分數顯著的高於試驗前，表示試驗後上肢振動訓練組的受試者其上肢近端側 (proximal part) 的動作功能 (motor function) 表現恢復的程度比試驗前來得好。(參閱圖12)

在控制組中，受試者的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 遠端側 (distal part) 的試驗後平均分數是 2.54 ± 0.22 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 2.38 ± 0.21 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 遠端側 (distal part) 的分數具有統計上顯著的差異 ($P=0.0428$, paired t test)，試驗後的分數顯著的高於試驗前，表示試驗後控制組的受試者其上肢遠端側 (distal part) 的動作功能 (motor function) 表現恢復的程度比試驗前來得好。(參閱圖14)

在上肢振動訓練組中，受試者的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 遠端側 (distal part) 的試驗後平均分數是 2.96 ± 0.22 (mean \pm SE) 分，與試驗前的平均分數 2.88 ± 0.22 (mean \pm SE) 分作比較，組內試驗前後的布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 遠端側 (distal part) 的分數並無統計上顯著的差異 ($P=0.1613$, paired t test)。(參閱圖14)

組間受試者療效評估 (outcome measures) 的比較

兩組間受試者試驗八週後五種療效評估的重複量數共變數分析 (repeated measures ANCOVA) 的結果參閱表 3。表 3 中，是以年齡 (age)、中風類型 (type of stroke)、發病時間 (time post stroke) 等變項為共變項 (covariable)，表中的結果是在調整 (adjust) 這三個共變項 (covariable) 的影響後所得的結果。

在修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化是具有統計上顯著的差異 ($P=0.0349$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 3)

在兩手間握力比率 (ratio) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後兩手間握力比率 (ratio) 的變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.9236$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 5)

在功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.8319$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 7)

在動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 中的動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.3411$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 9)

在動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 中的使用量 (amount of use; AOU scale) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.6379$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 11)

在布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 近端側 (proximal part) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.6285$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 13)

在布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 遠端側 (distal part) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.4907$; Group \times Time)。(參閱表 3、圖 15)

討論

振動訓練參數的選擇

本次研究是第一次嘗試將全身性振動 (whole-body vibration) 此種新式的生物物理學儀器運用來治療慢性中風病患的上肢。過去有關全身性振動 (whole-body vibration) 方面的研究，大多是在探討有關下肢方面功能的改善，且大都有著許多正面的效果。

在 Tihanyi T.K. (2007) 等人的研究中，是使用頻率 20Hz、振幅 5 mm 的全身性振動 (whole-body

vibration)，以每次一分鐘每節 (session) 作六次的方式來訓練急性期中風患者的下肢，以觀察全身性振動 (whole-body vibration) 對於中風患者癱瘓側膝伸肌 (knee extensor) 肌力的影響。²⁵

在 van Nes IJW (2004) 等人的研究中，是使用頻率 30Hz、振幅 3 mm 的全身性振動 (whole-body vibration)，以每次 45 秒重複作四次的方式訓練慢性單側中風患者的下肢，以觀察全身性振動 (whole-body vibration) 對於慢性單側中風患者姿勢控制 (postural control) 的立即影響。²⁶

在 van Nes IJW (2006) 等人的研究中，是使用頻率 30Hz、振幅 3 mm 的全身性振動 (whole-body vibration)，以每次 45 秒重複作四次，每週訓練五天持續六週的方式訓練亞急性期 (postacute) 中風患者的下肢，以觀察全身性振動 (whole-body vibration) 對於中風患者平衡的恢復 (balance recovery) 與日常生活活動 (activities of daily living) 的長期影響。³⁷

上述這些研究，是目前少數已知有關使用全身性振動 (whole-body vibration) 來訓練中風病患的研究。這些研究都是針對中風病患的下肢為研究主題，其所使用的振動頻率是介於 20-30Hz，振幅是介於 3-5 mm，每次振動訓練的時間是介於 3-6 分鐘。

因本次研究是第一次嘗試將全身性振動 (whole-body vibration) 此種儀器運用來治療慢性中風病患的上肢，所以採用 20Hz 較為保守的振動頻率作為初步的嘗試。但在振幅的選擇上，因受限於 AV-001A 內建參數設定的關係，所以最大可調振幅是 1.2 mm。其所產生的振動盤加速度是 0.97G。治療時間是以每次五分鐘，每週三次，持續八週的方式訓練受試者。

重複量數共變數分析之共變項的選擇

本次研究是利用重複量數共變數分析 (repeated measures ANCOVA) 來比較兩組間受試者試驗前後五種療效評估結果變化的差異。因兩組受試者於試驗前基線資料 (baseline data) 的比較時，控制組中，出血型 (hemorrhage type) 中風的受試者共有 9 位占 37.5%，梗塞型 (infarction type) 中風的受試者共有 15 位占 62.5%；上肢振動訓練組中，出血型 (hemorrhage type) 中風的受試者共有 18 位占 69.2%，梗塞型 (infarction type) 中風的受試者共有 8 位占 30.8%。兩組間受試者的出血型與梗塞型中風人數比具有統計上顯著的差異 ($P=0.0233$, χ^2 test)。因此將中風類型 (type of stroke) 此一變項列為共變項 (covariable) 之一，以減少可能的干擾 (confounding)。

此外，年齡 (age)、發病時間 (time post stroke) 兩變項雖於試驗前基線資料 (baseline data) 比較時，兩組間並無統計上顯著的差異，但年齡 (age) 此一變項 P 值趨於顯著 ($P=0.0546$, Student's t test)，且與發病時間 (time post stroke) 對於病患療效評估都具有潛在的影響，故亦將其選為共變項 (covariable)，以減少可能的干擾 (confounding)。

上肢振動訓練對肌力的影響

Tihanyi T.K. (2007) 等人的研究中指出，使用頻率 20Hz、振幅 5mm 的全身性振動 (whole-body vibration)，以每次一分鐘每節 (session) 作六次的方式來治療急性期中風患者的下肢，可以短暫使中風患者患側股四頭肌 (quadriceps muscle) 增加 36.6% 等長力矩 (isometric torque) 肌力，以及增加 22.2% 離心力矩 (eccentric torque)。²⁵

但在本次研究中，在兩手間握力比率 (ratio) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後兩手間握力比率 (ratio) 的變化並無統計上顯著的差異 ($P=0.9236$; Group \times Time)。(表 3)。

此一結果的不同，有可能是本次研究是探討振動訓練對於握力的長期 (long-term) 的影響，而非立即 (transient) 影響。

此外，本次研究是使用頻率 20Hz、振幅 1.2mm 的振動訓練，其所產生的振動盤加速度是 0.97G。但在 Tihanyi T.K. (2007) 等人的研究中，是使用頻率 20Hz、振幅 5mm 的全身性振動 (whole-body vibration) 訓練。因此，有可能是本次研究所使用的參數，無法有效地增加中風患者上肢的重力負載 (gravitational load)，以達到顯著的肌力訓練效果。

上肢振動訓練對功能及動作的影響

van Nes IJW (2004) 等人的研究中指出，使用頻率 30Hz、振幅 3mm 的全身性振動 (whole-body vibration)，以每次 45 秒重複作四次的方式治療慢性單側中風患者的下肢，以觀察全身性振動 (whole-body vibration) 對於慢性單側中風患者姿勢控制 (postural control) 的立即影響 (short-term

effect)。結果發現可以改善中風患者的姿勢控制 (postural control) 的能力。²⁶

在本次研究中，上肢振動訓練組 (ULV intervention group) 與僅接受傳統復健治療的控制組 (traditional rehabilitation control group)，其在功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test)、布郎斯壯上肢恢復分期 (Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage) 近端側 (proximal part) 與遠端側 (distal part) 等方面的結果，兩組間並無顯著的差異 (表 3)。

此一結果的不同，有可能是本次研究是探討振動訓練的長期 (long-term) 的影響，而非立即 (transient) 影響。

另外，在 van Nes IJW (2006) 等人的研究中，是使用頻率 30Hz、振幅 3 mm 的全身性振動 (whole-body vibration)，以每次 45 秒重複作四次，每週訓練五天持續六週的方式訓練亞急性期 (postacute) 中風患者的下肢，以觀察全身性振動 (whole-body vibration) 對於中風患者平衡的恢復 (balance recovery) 與日常生活活動 (activities of daily living) 的長期影響。結果發現，六週的全身性振動 (whole-body vibration) 訓練，對於中風患者平衡的恢復 (balance recovery) 與日常生活活動 (activities of daily living) 並無較顯著的效果。此一研究與本次研究同樣是探討振動訓練的長期 (long-term) 影響，在結果上是類似的。

由此推論，上肢振動訓練組 (ULV intervention group) 中除接受傳統復健治療外，其額外增加的上肢振動訓練並無法有效增加受試者在上肢功能及動作上的改善。

上肢振動訓練對真實環境使用的影響

本次研究中，在動作活動日誌 (Motor Activity Log-28)，使用量 (amount of use; AOU scale) 及動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的分數上，兩組間並無顯著的差異 (表 3)。

Uswatte G. (2006) 的研究指出，動作活動日誌 (Motor Activity Log-28) 對於亞急性期的中風患者而言是可信而有效的，其研究中受試對象是發病時間是介於 3 至 12 個月中風患者。³⁵ 但在本次研究中，所有受試者都是發病六個月以上的中風患者，控制組的平均發病時間是 3.32 ± 2.88 年、上肢振動訓練組的平均發病時間是 3.08 ± 2.85 年 (表 1)。

本次研究中，在動作活動日誌 (Motor Activity Log-28)，使用量 (amount of use; AOU scale) 及動作品質 (quality of movement; QOM scale) 的結果上，似乎無法有效看出兩組受試者上肢神經復健真實環境 (real-world) 中的效果，以及偵測出癱瘓側上肢日常自發性使用的不足。這或許是因為本次研究中參與的對象是屬慢性期中風患者的關係，所以無法有效地運用此量表評估出上肢神經復健真實環境 (real-world) 中的效果。

上肢振動訓練對肌痙攣的影響

本次研究中，在修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 的結果方面，控制組與上肢振動訓練組間，治療前後的分數變化是具有統計上顯著的差異 ($P=0.0349$; Group \times Time)。由此得知，額外增加的上肢振動訓練對於受試者上肢肌痙攣 (spasticity) 程度具有顯著的影響。

在 Ahlborg L. (2006) 的研究中，是比較 8 週的全身性律動訓練 (whole-body vibration training) 與阻力訓練 (resistance training) 對成年雙側痙攣型 (spastic diplegia) 腦性麻痺患者肌痙攣 (spasticity)、肌力 (muscle strength) 與運動表現 (motor performance) 的影響。其研究中亦是使用修正式艾許瓦氏等級量表 (modified Ashworth scale) 來評估下肢肌痙攣 (spasticity) 的程度。其結果發現，全身性律動訓練 (whole-body vibration training) 對成年雙側痙攣型 (spastic diplegia) 腦性麻痺患者下肢肌痙攣 (spasticity) 的程度並無影響。²⁷

本次研究對於患側上肢肌痙攣 (spasticity) 程度評估的肌群，包含患側肩關節 (shoulder)、肘關節 (elbow)、腕關節 (wrist) 的屈肌 (flexor) 群及伸肌 (extensor) 群，一共包含六組肌群。此外，上肢振動訓練組 (ULV intervention group) 受試者於訓練時是採修正式蹠行姿勢 (modified plantigrade posture)，將兩側上肢支撐於振動平台上，並維持兩側上肢垂直於振動平台、肘關節伸直 (elbow extension)、腕指關節伸直 (wrist/finger extension) 的姿勢。這樣的姿勢對於肩關節伸肌 (shoulder extensor)、肘關節屈肌 (elbow flexor)、腕關節屈肌 (wrist flexor) 都是屬伸展的姿勢，且中風患者上肢的肌痙攣 (spasticity) 又以這幾組肌群較為優勢。

所以，本次研究兩組受試者上肢肌痙攣 (spasticity) 程度上的差異，有可能是修正式蹠行姿勢

(modified plantigrade posture) 所造成的伸展效果 (stretch)，而非振動訓練所產生的效果。但因控制組的受試者並未比照上肢振動訓練組的受試者採用修正式蹠行姿勢 (modified plantigrade posture) 固定於振動平台上，所以無法完全排除振動訓練所可能產生的效果，其對於肌痙攣 (spasticity) 程度的影響有待更進一步的研究。

本研究之限制

本次研究因控制組的受試者，並未比照上肢振動訓練組的受試者採用修正式蹠行姿勢 (modified plantigrade posture) 固定於振動平台上，所以無法完全排除此一姿勢可能產生的影響。

本次研究缺少追蹤評估，所以無法更清楚瞭解振動訓練對於慢性中風病患的上肢功能的影響。

本次研究因是第一次嘗試將全身性振動 (whole-body vibration) 訓練運用來治療慢性中風病患的上肢，所以過去並無相關研究可供參考比較。對於要使用何種振動頻率 (frequency)、振幅 (amplitude) 與治療時間 (duration) 才是最佳的治療模式，這些都需要再進一步的研究。

結論

本次的研究結果發現，八週的傳統復健治療與傳統復健治療合併上肢振動訓練，對於慢性單側偏癱中風患者之握力 (grasp strength)、功能性表現 (functional performance)、真實環境 (real-world) 中的使用與動作功能 (motor function) 的影響並無顯著的差異。對於上肢肌痙攣 (spasticity) 程度的影響具有顯著的差異。但此一差異，在本次研究中並無法排除可能是修正式蹠行姿勢 (modified plantigrade posture) 所產生的影響。所以振動訓練對於上肢肌痙攣 (spasticity) 程度的影響仍需進一步地釐清。

本次研究因是第一次嘗試將全身性振動 (whole-body vibration) 訓練運用來治療慢性中風病患的上肢，雖然在本次研究結果中並無獲得顯著的效果，這有可能是與採用的振動頻率 (frequency)、振幅 (amplitude) 與治療時間 (duration) 並非最佳的治療模式有關，所以未來可以再嘗試使用不同的訓練參數作更進一步的研究。

參考文獻

1. Mackay J, Mensah G. *The atlas of heart disease and stroke*. World Health Organization: Nonserial Publication; 2004.
2. Pang MY, Harris JE, Eng JJ. A community-based upper-extremity group exercise program improves motor function and performance of functional activities in chronic stroke: A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87:1-9
3. Alon G, Levitt AF, McCarthy PA. Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation: A pilot study. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007;21:207-215
4. Nakayama H, Jorgensen HS, Raaschou HO, Olsen TS. Compensation in recovery of upper extremity function after stroke: The Copenhagen stroke study. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75:852-857
5. Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, Prevo AJ. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: Impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. *Stroke*. 2003;34:2181-2186
6. Cheung WH, Mok HW, Qin L, Sze PC, Lee KM, Leung KS. High-frequency whole-body vibration improves balancing ability in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88:852-857
7. Bautmans I, Van Hees E, Lemper JC, Mets T. The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: A randomised controlled trial [isrctn62535013]. *BMC Geriatr*. 2005;5:17
8. Kawanabe K, Kawashima A, Sashimoto I, Takeda T, Sato Y, Iwamoto J. Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercises on walking ability in the elderly. *Keio J Med*. 2007;56:28-33
9. Bogaerts A, Verschueren S, Delecluse C, Claessens AL, Boonen S. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: A 1 year randomized controlled trial. *Gait Posture*. 2007;26:309-316
10. Bogaerts A, Delecluse C, Claessens AL, Coudyzer W, Boonen S, Verschueren SM. Impact of

- whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: A 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2007;62:630-635
11. Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52:901-908
 12. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: A randomized controlled pilot study. *J Bone Miner Res*. 2004;19:352-359
 13. Rees SS, Murphy AJ, Watsford ML. Effects of whole-body vibration exercise on lower-extremity muscle strength and power in an older population: A randomized clinical trial. *Phys Ther*. 2008;88:462-470
 14. Bruyere O, Wuidart MA, Di Palma E, Gourlay M, Ethgen O, Richey F, Reginster JY. Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86:303-307
 15. Lohman EB, 3rd, Petrofsky JS, Maloney-Hinds C, Betts-Schwab H, Thorpe D. The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Med Sci Monit*. 2007;13:CR71-76
 16. Stewart JM, Karman C, Montgomery LD, McLeod KJ. Plantar vibration improves leg fluid flow in perimenopausal women. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2005;288:R623-629
 17. Fagnani F, Giombini A, Di Cesare A, Pigozzi F, Di Salvo V. The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85:956-962
 18. Cochrane DJ, Stannard SR. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med*. 2005;39:860-865
 19. Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev*. 2003;31:3-7
 20. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35:1033-1041
 21. Belavy DL, Hides JA, Wilson SJ, Stanton W, Dimeo FC, Rittweger J, Felsenberg D, Richardson CA. Resistive simulated weightbearing exercise with whole body vibration reduces lumbar spine deconditioning in bed-rest. *Spine*. 2008;33:E121-131
 22. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Nenonen A, Jarvinen TL, Paakkala T, Jarvinen M, Vuori I. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: A randomized controlled study. *J Bone Miner Res*. 2003;18:876-884
 23. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Jarvinen TL, Jarvinen M, Oja P, Vuori I. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34:1523-1528
 24. Schuhfried O, Mittermaier C, Jovanovic T, Pieber K, Paternostro-Sluga T. Effects of whole-body vibration in patients with multiple sclerosis: A pilot study. *Clin Rehabil*. 2005;19:834-842
 25. Tihanyi TK, Horvath M, Fazekas G, Hortobagyi T, Tihanyi J. One session of whole body vibration increases voluntary muscle strength transiently in patients with stroke. *Clin Rehabil*. 2007;21:782-793
 26. van Nes IJ, Geurts AC, Hendricks HT, Duysens J. Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: Preliminary evidence. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004;83:867-873
 27. Ahlborg L, Andersson C, Julin P. Whole-body vibration training compared with resistance training: Effect on spasticity, muscle strength and motor performance in adults with cerebral palsy. *J Rehabil Med*. 2006;38:302-308
 28. Semler O, Fricke O, Vezyroglou K, Stark C, Schoenau E. Preliminary results on the mobility after whole body vibration in immobilized children and adolescents. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2007;7:77-81
 29. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987;67:206-207
 30. Brashear A, Zafonte R, Corcoran M, Galvez-Jimenez N, Gracies JM, Gordon MF, McAfee A, Ruffing K, Thompson B, Williams M, Lee CH, Turkel C. Inter- and intrarater reliability of the ashworth scale and the disability assessment scale in patients with upper-limb poststroke spasticity. *Arch Phys Med*

Rehabil. 2002;83:1349-1354

31. Riddle DL, Finucane SD, Rothstein JM, Walker ML. Intrasession and intersession reliability of hand-held dynamometer measurements taken on brain-damaged patients. *Phys Ther.* 1989;69:182-194
32. Yozbatiran N, Der-Yeghiaian L, Cramer SC. A standardized approach to performing the action research arm test. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22:78-90
33. Van der Lee JH, De Groot V, Beckerman H, Wagenaar RC, Lankhorst GJ, Bouter LM. The intra- and interrater reliability of the action research arm test: A practical test of upper extremity function in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:14-19
34. Hsieh CL, Hsueh IP, Chiang FM, Lin PH. Inter-rater reliability and validity of the action research arm test in stroke patients. *Age Ageing.* 1998;27:107-113
35. Uswatte G, Taub E, Morris D, Light K, Thompson PA. The motor activity log-28: Assessing daily use of the hemiparetic arm after stroke. *Neurology.* 2006;67:1189-1194
36. Brunnstrom S. *Movement therapy in hemiplegia.* New York: HARPER & ROW; 1970.
37. van Nes IJ, Latour H, Schils F, Meijer R, van Kuijk A, Geurts AC. Long-term effects of 6-week whole-body vibration on balance recovery and activities of daily living in the postacute phase of stroke: A randomized, controlled trial. *Stroke.* 2006;37:2331-2335

Table 1. Demographics and Baseline Data of the Control and ULV groups

| Variable | Control (N=24) | ULV (N=26) | <i>P</i> |
|-------------------------------|-------------------|---------------|-----------------------|
| Sex (M/F) | 15/9 | 17/9 | 0.8319 ^a |
| Age (years) | 63.99±2.50 | 57.92±1.85 | 0.0546 ^b |
| Height (cm) | 161.04±1.81 | 160.88±1.46 | 0.9460 ^b |
| Weight (kg) | 64.54±2.25 | 70.15±2.28 | 0.0865 ^b |
| Type of stroke (H/I) | 9/15 | 18/8 | 0.0233 ^a * |
| Time post stroke (years) | 3.32±0.59 | 3.08±0.56 | 0.7693 ^b |
| Hemiplegic side (R/L) | 8/16 | 13/13 | 0.2313 ^a |
| Handedness (R/L) | 24/0 | 24/2 | 0.1008 ^a |
| Modified Ashworth Scale (0-5) | 0.68±0.10 | 0.93±0.11 | 0.0920 ^b |
| Grasp strength | | | |
| Sound side (kg) | 22.96±2.68 | 26.42±2.66 | 0.3640 ^b |
| Paretic side (kg) | 2.04±0.79 | 4.90±1.40 | 0.0823 ^b |
| Paretic/Sound ratio | 0.10±0.05 | 0.15±0.04 | 0.4310 ^b |
| ARAT | 13.46±4.09 | 15.85±3.97 | 0.6771 ^b |
| Motor Activity Log-28 | | | |
| QOM scale | 0.15±0.08 | 0.25±0.13 | 0.5064 ^b |
| AOU scale | 0.18±0.10 | 0.40±0.14 | 0.1980 ^b |
| Brunnstrom stage | | | |
| Proximal part | 3.00±0.24 | 3.62±0.23 | 0.0702 ^b |
| Distal part | 2.38±0.21 | 2.88±0.22 | 0.1029 ^b |

Results are mean±SE.

* indicates significant difference at $\alpha=0.05$.

M indicates male; F, female; H, hemorrhage; I, infarction; R, right; L, left; a, χ^2 test; b, Student's *t* test.

Table 2. Outcomes for the Baseline and Second Assessment

| Outcome Measures | Control group | | ULV group | |
|-------------------------------|---------------|------------|------------|------------|
| | Baseline | 2nd | Baseline | 2nd |
| Modified Ashworth Scale (0-5) | 0.68±0.10 | 0.64±0.09 | 0.93±0.11 | 0.70±0.07 |
| Grasp strength | | | | |
| Sound side (kg) | 22.96±2.68 | 21.98±2.51 | 26.42±2.66 | 26.15±2.32 |
| Paretic side (kg) | 2.04±0.79 | 2.75±0.88 | 4.90±1.40 | 5.25±1.34 |
| Paretic/Sound ratio | 0.10±0.05 | 0.14±0.04 | 0.15±0.04 | 0.18±0.04 |
| ARAT | 13.46±4.09 | 15.08±4.48 | 15.85±3.97 | 17.88±4.17 |
| Motor Activity Log-28 | | | | |
| QOM scale | 0.15±0.08 | 0.17±0.09 | 0.25±0.13 | 0.31±0.15 |
| AOU scale | 0.18±0.10 | 0.20±0.11 | 0.40±0.14 | 0.33±0.14 |
| Brunnstrom stage | | | | |
| Proximal part | 3.00±0.24 | 3.17±0.28 | 3.62±0.23 | 3.77±0.21 |
| Distal part | 2.38±0.21 | 2.54±0.22 | 2.88±0.22 | 2.96±0.22 |

Results are mean±SE.

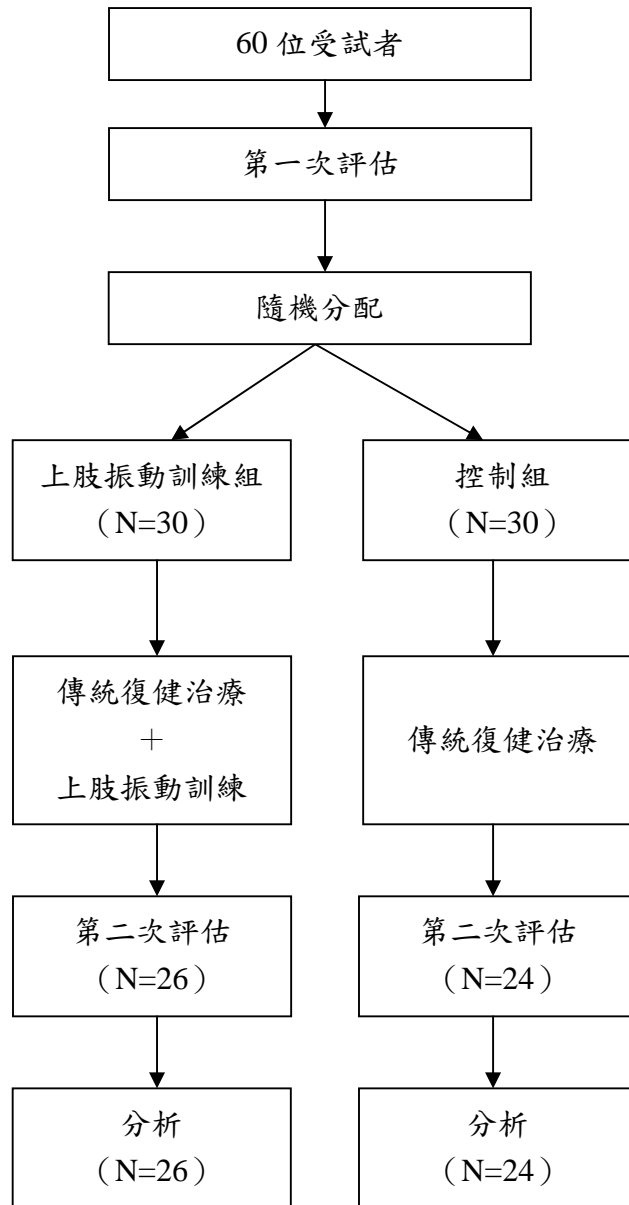
Table 3. Results of Repeated Measures ANCOVA of All Outcome Measures

| Variable | DF | F Value | P Value |
|--------------------------------------|----|---------|----------|
| Modified Ashworth Scale (0-5) | | | |
| Group | 1 | 0.1795 | 0.6738 |
| Time | 1 | 0.4067 | 0.5269 |
| Group×Time | 1 | 4.5019 | 0.0394 * |
| Grasp strength | | | |
| Paretic/Sound ratio | | | |
| Group | 1 | 0.6620 | 0.4202 |
| Time | 1 | 1.6734 | 0.2024 |
| Group×Time | 1 | 0.0093 | 0.9236 |
| ARAT | | | |
| Group | 1 | 0.3873 | 0.5369 |
| Time | 1 | 1.2498 | 0.2695 |
| Group×Time | 1 | 0.0456 | 0.8319 |
| Motor Activity Log-28 | | | |
| QOM scale | | | |
| Group | 1 | 1.6089 | 0.2112 |
| Time | 1 | 0.2720 | 0.6046 |
| Group×Time | 1 | 0.9259 | 0.3411 |
| AOU scale | | | |
| Group | 1 | 2.2447 | 0.1411 |
| Time | 1 | 1.9254 | 0.1721 |
| Group×Time | 1 | 0.2246 | 0.6379 |
| Brunnstrom stage | | | |
| Proximal part | | | |
| Group | 1 | 3.3820 | 0.0725 |
| Time | 1 | 0.0001 | 0.9906 |
| Group×Time | 1 | 0.2373 | 0.6285 |
| Distal part | | | |
| Group | 1 | 2.2093 | 0.1442 |
| Time | 1 | 0.1755 | 0.6773 |
| Group×Time | 1 | 0.4828 | 0.4907 |

* indicates significant difference at $\alpha=0.05$.

Values are adjusted for age, type of stroke, and time post stroke.

附 圖
圖 1 研究流程圖



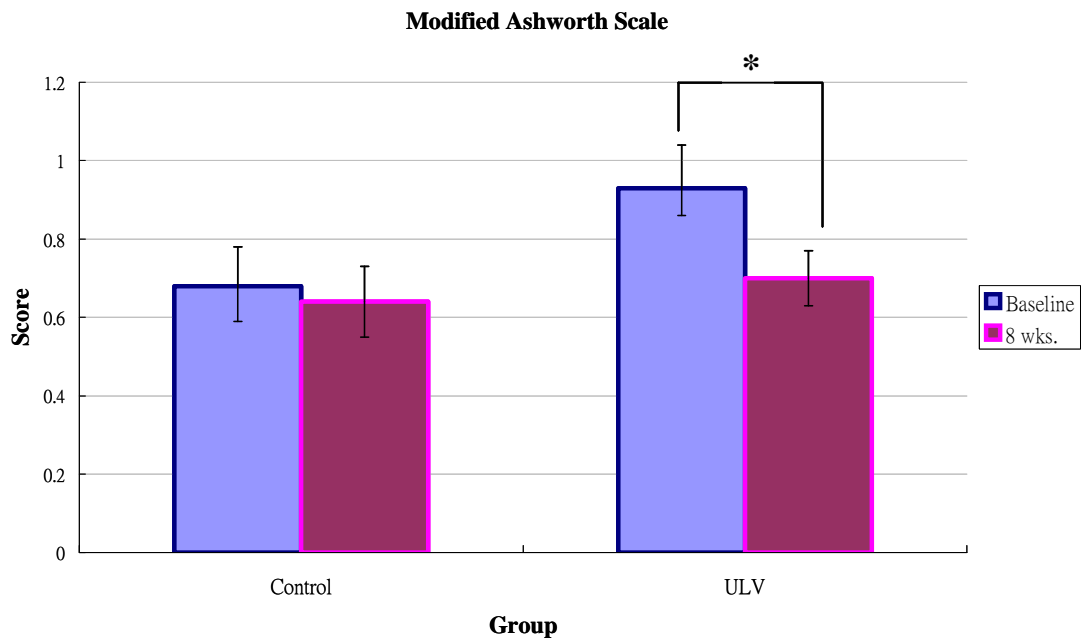
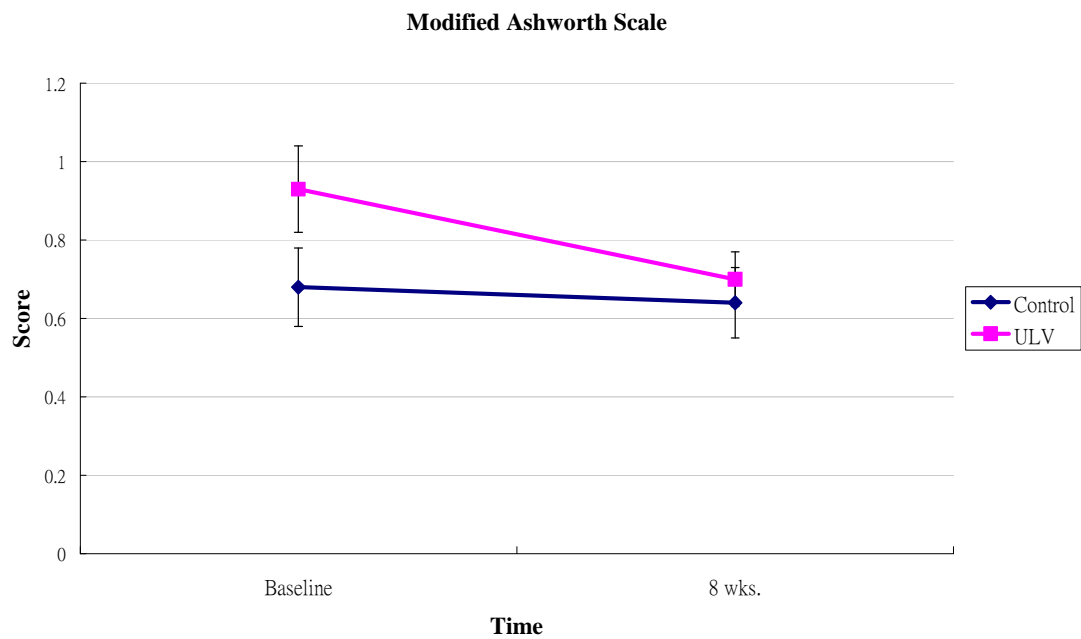


Figure 2. Difference of modified Asworth scale score (mean±SE) between the baseline and 8 weeks later.
* indicates significant difference at $\alpha=0.05$.

Figure 3. Temporal change of modified Asworth scale score (mean±SE) in the control and ULV groups.



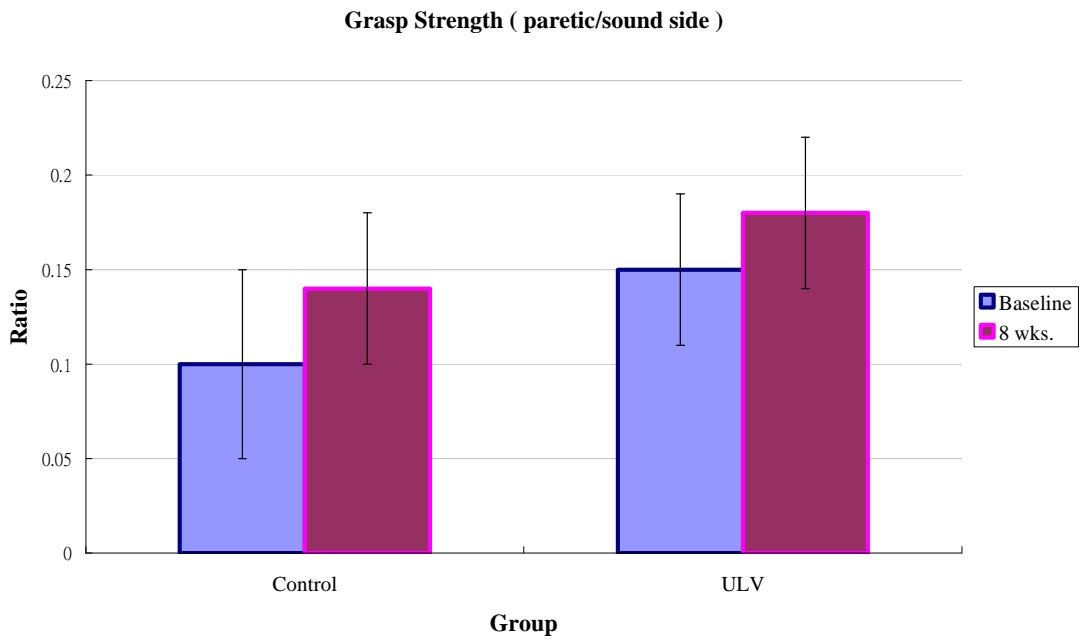


Figure 4. Difference of grasp strength ratio (mean±SE) between the baseline and 8 weeks later.

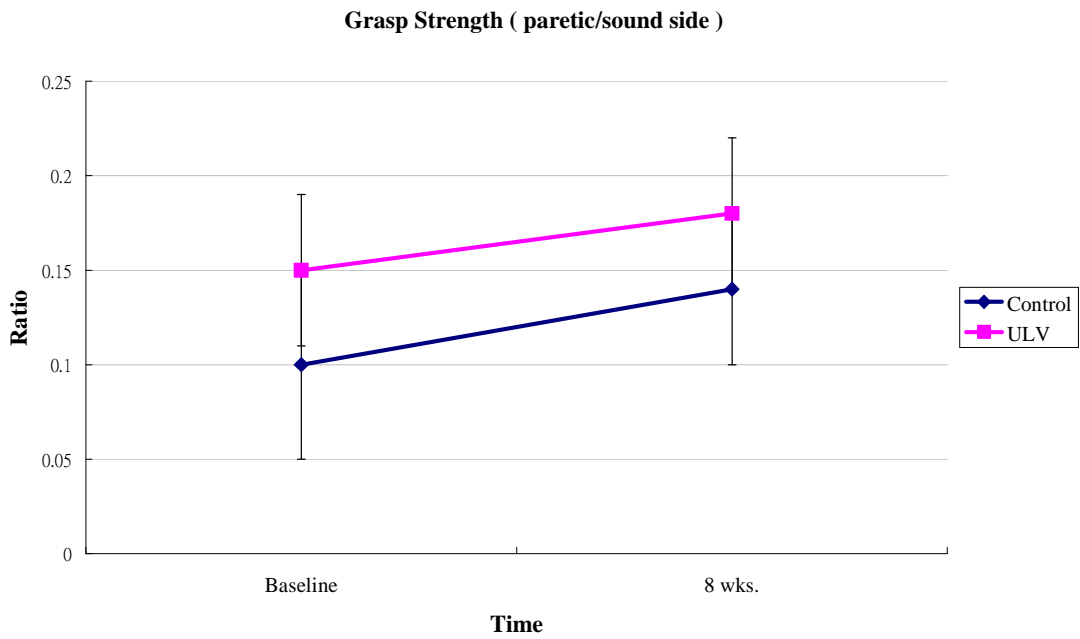


Figure 5. Temporal change of grasp strength ratio (mean±SE) in the control and ULV groups.

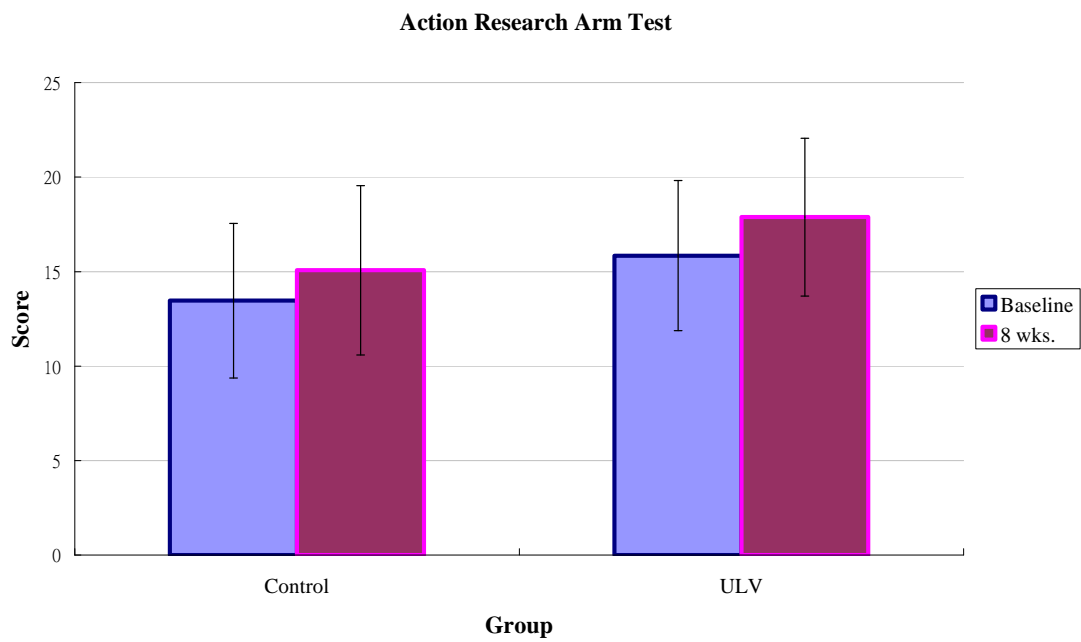


Figure 6. Difference of ARAT score (mean±SE) between the baseline and 8 weeks later.

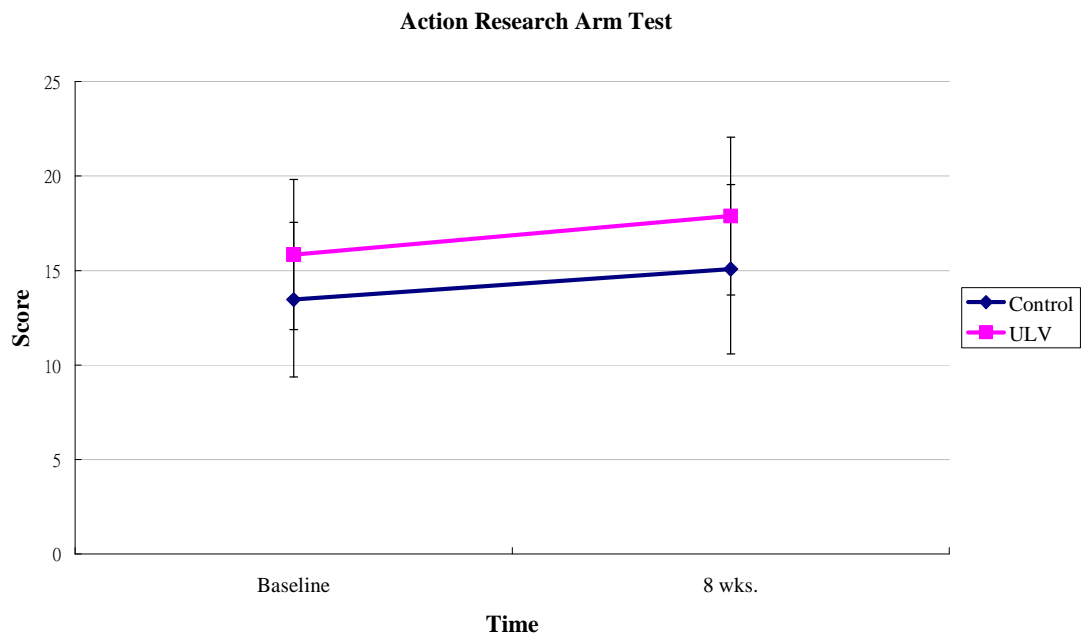


Figure 7. Temporal change of ARAT score (mean±SE) in the control and ULV groups.

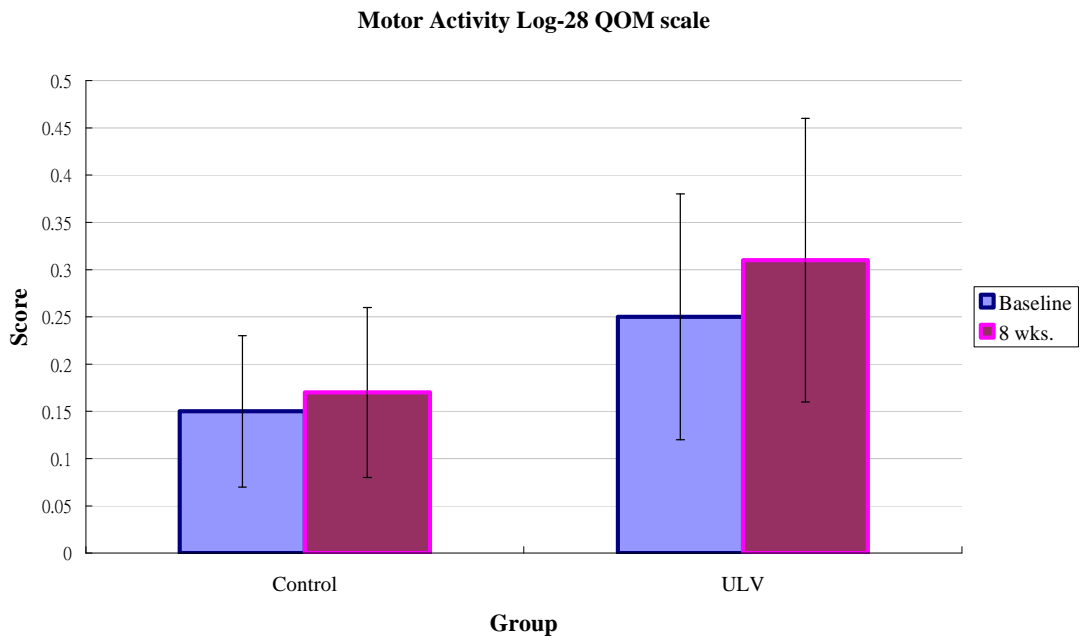


Figure 8. Difference of motor activity log-28 QOM scale (mean±SE) between the baseline and 8 weeks later.

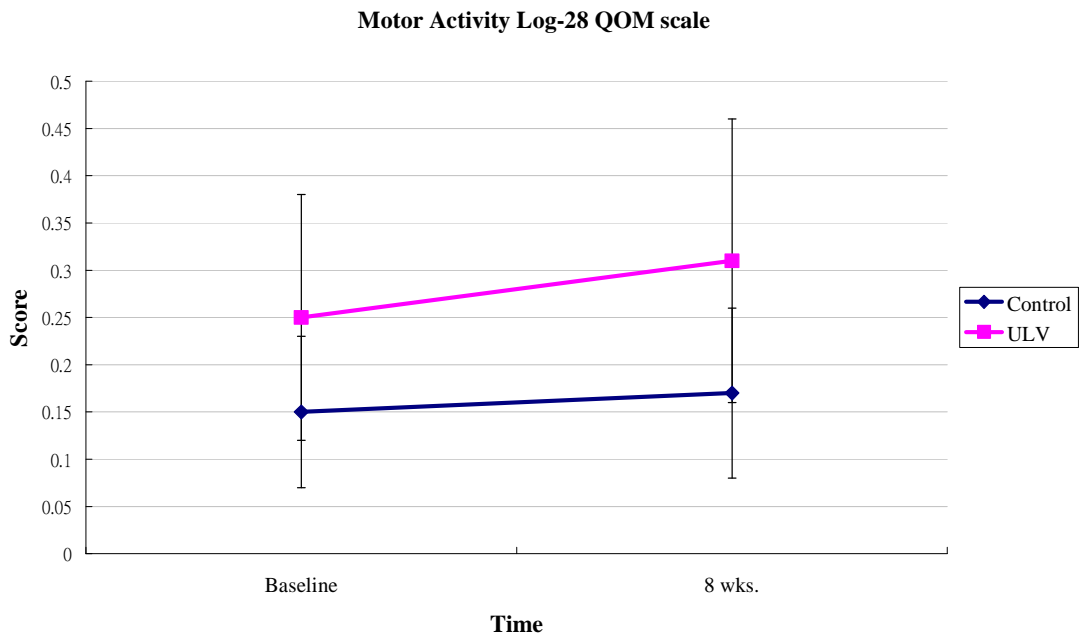


Figure 9. Temporal change of motor activity log-28 QOM scale (mean±SE) in the control and ULV groups.

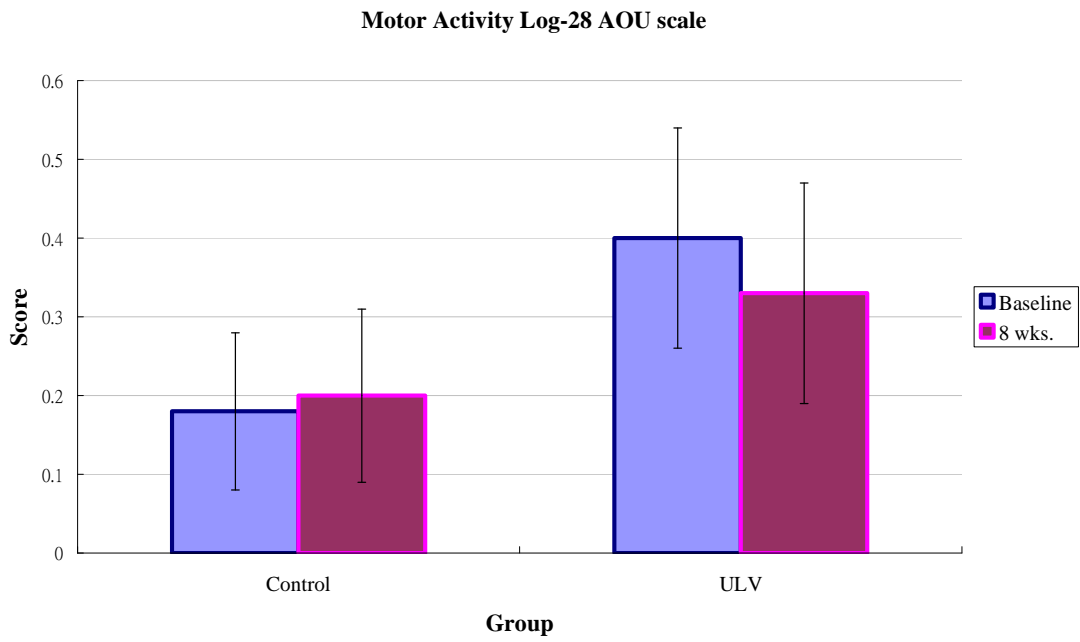


Figure 10. Difference of motor activity log-28 AOU scale (mean±SE) between the baseline and 8 weeks later.

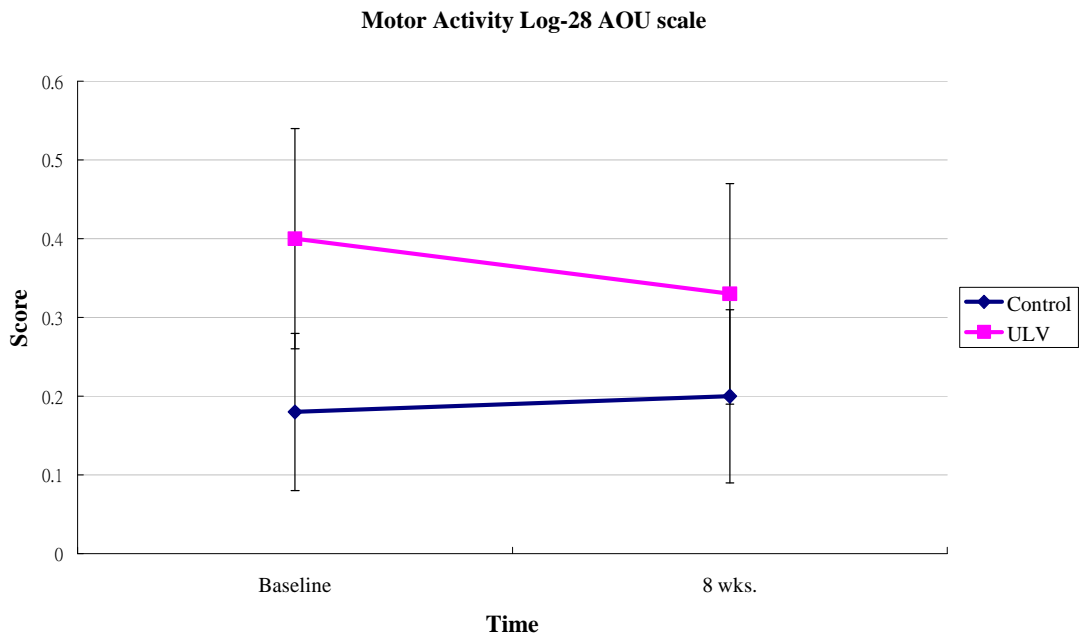


Figure 11. Temporal change of motor activity log-28 AOU scale (mean±SE) in the control and ULV groups.

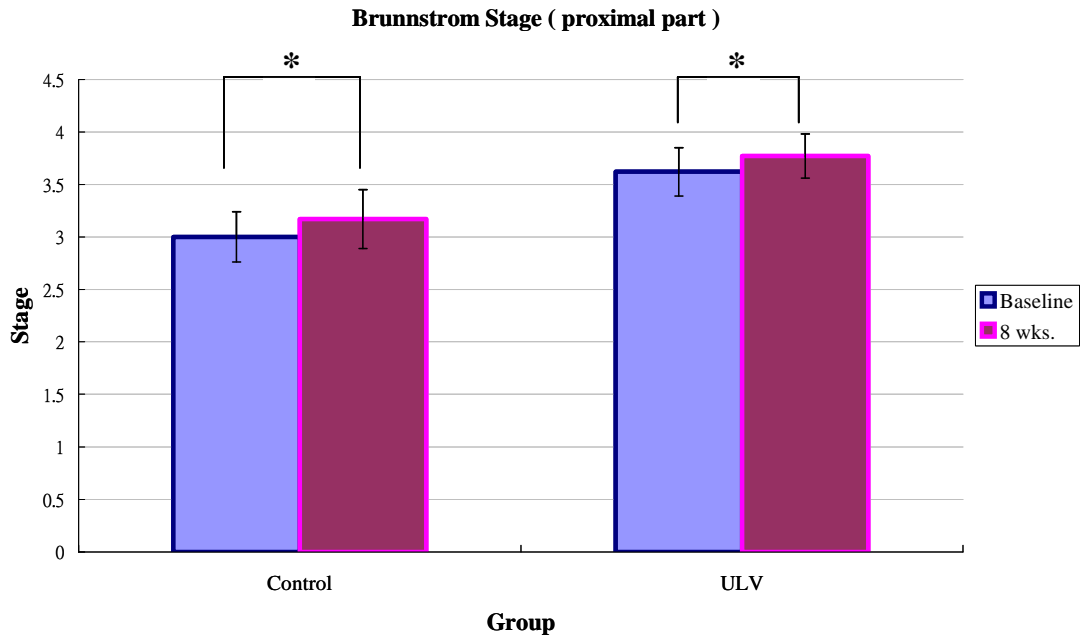


Figure 12. Difference of Brunnstrom stage of proximal part (mean±SE) between the baseline and 8 weeks later. * indicates significant difference at $\alpha=0.05$.

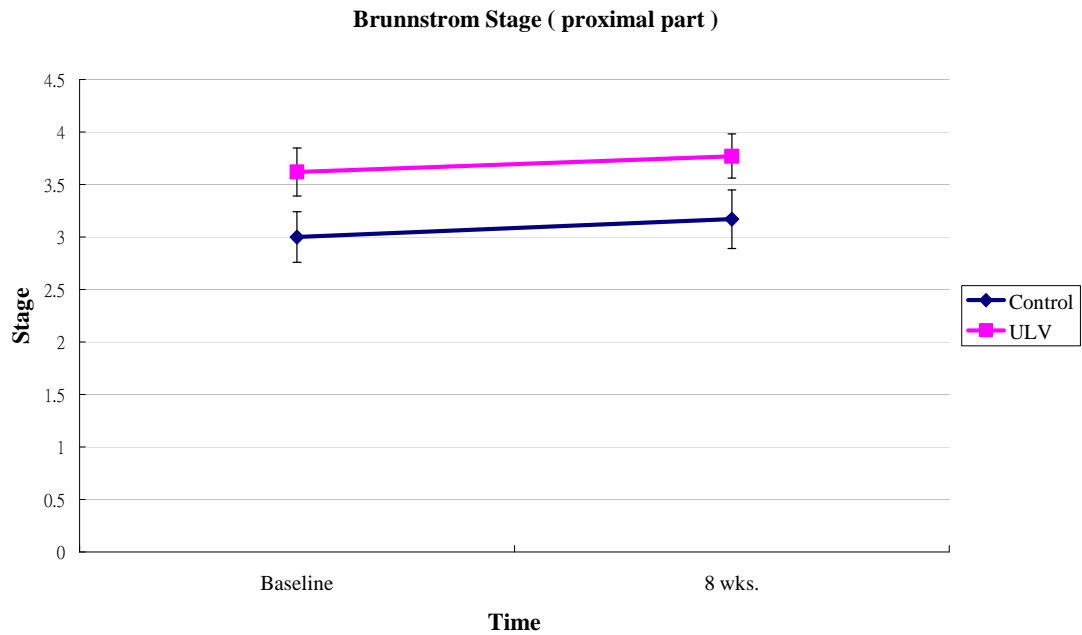


Figure 13. Temporal change of Brunnstrom stage of proximal part (mean±SE) in the control and ULV groups.

Figure 14. Difference of Brunnstrom stage of distal part (mean \pm SE) between the baseline and 8 weeks later.

* indicates significant difference at $\alpha=0.05$.

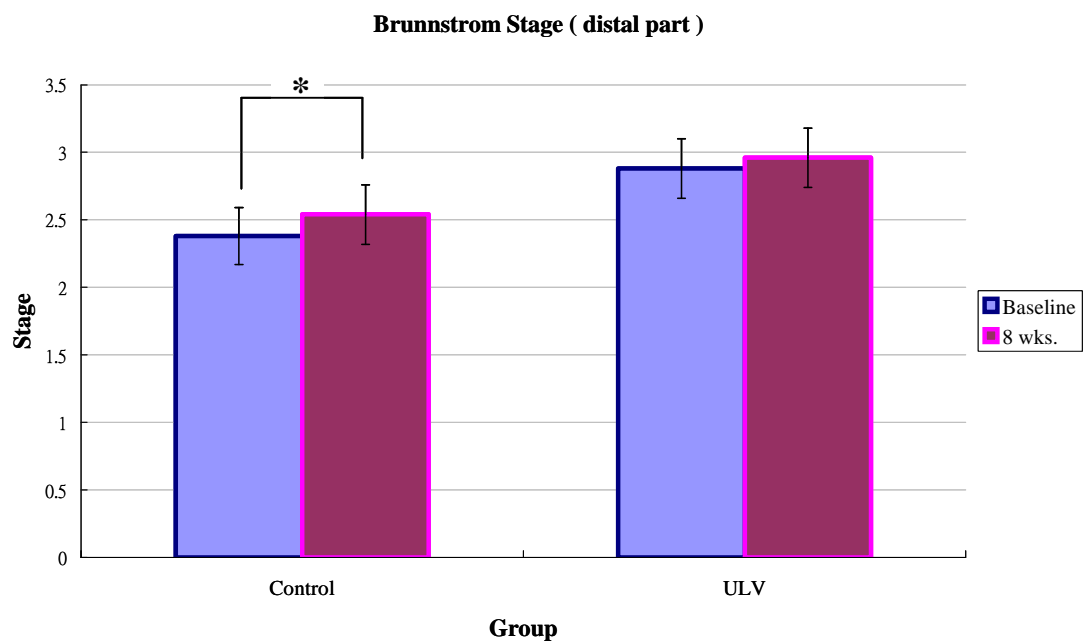
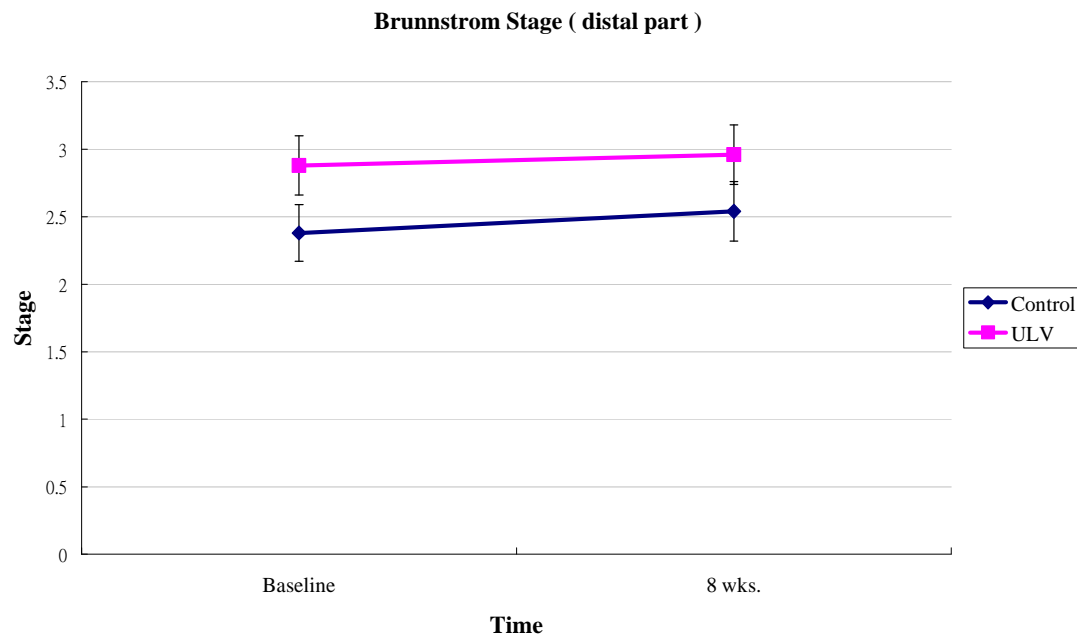


Figure 15. Temporal change of Brunnstrom stage of distal part (mean±SE) in the control and ULV groups.



附錄2 臨床試驗計劃許可書

AV-001A 垂直振動訓練儀



修正式蹠行姿勢 (modified plantigrade posture)



JAMAR 握力計



功能研究手臂測試 (Action Research Arm Test)

Action Research Arm Test

Instructions

There are four subtests: Grasp, Grip, Pinch, Gross Movement. Items in each are ordered so that:

- if the subject passes the first, no more need to be administered and he scores top marks for that subtest;
- if the subject fails the first and fails the second, he scores zero, and again no more tests need to be performed in that subtest;
- otherwise he needs to complete all tasks within the subtest

| | Date | Date | Date | Date |
|---|------|------|------|------|
| Grasp | / / | / / | / / | / / |
| 1. Block, wood, 10 cm cube (If score = 3, total = 18 and to Grip) | | | | |
| 2. Block, wood, 2.5 cm cube (If score = 0, total = 0 and go to Grip) | | | | |
| 3. Block, wood, 5 cm cube | | | | |
| 4. Block, wood, 7.5 cm cube | | | | |
| 5. Ball (Cricket), 7.5 cm diameter | | | | |
| 6. Stone 10 x 2.5 x 1 cm | | | | |
| Grip | | | | |
| 1. Pour water from glass to glass (If score = 3, total = 12, and go to Pinch) | | | | |
| 2. Tube 2.25 cm (If score = 0, total = 0 and go to Pinch) | | | | |
| 3. Tube 1 x 16 cm | | | | |
| 4. Washer (3.5 cm diameter) over bolt | | | | |
| Pinch | | | | |
| 1. Ball bearing, 6 mm, 3rd finger and thumb (If score = 3, total = 18 and go to Grossmt) | | | | |
| 2. Marble, 1.5 cm, index finger and thumb (If score = 0, total = 0 and go to Grossmt) | | | | |
| 3. Ball bearing 2nd finger and thumb | | | | |
| 4. Ball bearing 1st finger and thumb | | | | |
| 5. Marble 3rd finger and thumb | | | | |
| 6. Marble 2nd finger and thumb | | | | |
| Gross Movement | | | | |
| 1. Place hand behind head (If score = 3, total = 9 and finish) (If score = 0, total = 0 and finish) | | | | |
| 2. Place hand on top of head | | | | |
| 3. Hand to mouth | | | | |
| Total | | | | |

動作活動日誌 (Motor Activity Log-28)

運 動 活 動 日 誌

| 項目 | 敘 述 | 動作品質 (QOM) | 使用量 (AOU) | 項目 | 敘 述 | 動作品質 (QOM) | 使用量 (AOU) |
|----|------------|------------|-----------|----|---------------|------------|-----------|
| 1 | 開電燈 | | | 15 | 穿鞋子 | | |
| 2 | 開抽屜 | | | 16 | 脫鞋子 | | |
| 3 | 從抽屜移動衣服 | | | 17 | 從有扶手的椅子起身 | | |
| 4 | 接電話 | | | 18 | 坐下前將椅子拉離桌子 | | |
| 5 | 擦拭流理台或其他表面 | | | 19 | 坐下後將椅子拉近桌子 | | |
| 6 | 下車 | | | 20 | 拿起杯子、瓶子、酒杯或罐頭 | | |
| 7 | 開冰箱 | | | 21 | 刷牙 | | |
| 8 | 開喇叭鎖 | | | 22 | 用鑰匙鎖門 | | |
| 9 | 使用電視遙控器 | | | 23 | 用手提東西 | | |
| 10 | 洗手 | | | 24 | 用叉子、湯匙吃飯 | | |
| 11 | 開關水龍頭 | | | 25 | 梳頭髮 | | |
| 12 | 擦乾雙手 | | | 26 | 拿起有握把的杯子 | | |
| 13 | 穿襪子 | | | 27 | 扣鈕扣 | | |
| 14 | 脫襪子 | | | 28 | 吃半個三明治或是手拿食物 | | |

動作品質 (QOM)

使用量 (AOU)

| | | | |
|---|-------------------------------------|---|----------------------------|
| 0 | 活動時完全不使用癱瘓手。(極差) | 0 | 從未使用癱瘓手。 |
| 1 | 活動時會移動癱瘓手，但毫無幫助。(非常差) | 1 | 偶爾使用癱瘓手，但極少數。(非常少數) |
| 2 | 活動時會稍微使用癱瘓手，但需要好手幫助，或是移動非常緩慢、困難。(差) | 2 | 有時使用癱瘓手，但大部份時候使用好手做活動。(少數) |
| 3 | 有目的的使用癱瘓手，但動作緩慢，或是需要些許費力。(尚可) | 3 | 使用癱瘓手的機率約中風前的1/2。 |
| 4 | 癱瘓手的動作幾乎正常，但不是完全正常的快速或精確。(幾乎正常) | 4 | 使用癱瘓手的機率約中風前的3/4。 |
| 5 | 活動時癱瘓手的使用能力和中風前一樣好。(正常) | 5 | 使用癱瘓手的機率和中風前一樣多。 |

評估日期： / /

評估者：

布郎斯壯上肢恢復分期
Brunnstrom Upper Limb Recovery Stage

| Stage | Shoulder and Elbow | Hand |
|-------|---|---|
| I | Flaccidity. | Flaccidity. |
| II | Spasticity developing. | Little or no active finger flexion. |
| III | <p>Synergies.</p> <ul style="list-style-type: none"> Flexor synergy- Shoulder girdle elevation. Shoulder girdle retraction. Shoulder joint hyperextension. Shoulder joint abduction. Shoulder joint ext. rotation. Elbow flexion. Forearm supination. <p>Extensor synergy-</p> <ul style="list-style-type: none"> Shoulder pectoralis major. Elbow extension. Forearm supination. <p>Spasticity marked.</p> | Mass grasp; use of hook grasp but no release; no voluntary finger extension; possibly, reflex extension of digits. |
| IV | <p>Movements deviating from basic synergies.</p> <ul style="list-style-type: none"> Placing the hand behind the body. Elevation of the arm to a forward-horizontal position. Pronation-supination, elbow at 90 degrees. <p>Spasticity decreasing.</p> | Lateral prehension, release by thumb movement; semivoluntary finger extension, small range. |
| V | <p>Relative independence of basic synergies.</p> <ul style="list-style-type: none"> Arm-raising to a side-horizontal position. Arm-raising forward and overhead. Pronation-supination, elbow extended. <p>Spasticity waning.</p> | Palmar prehension, possibly cylindrical and spherical grasp, awkwardly performed and with limited functional use; voluntary mass extension of digits, variable range. |
| VI | <p>Movement coordination near normal.</p> <p>Spasticity minimal.</p> | All prehensile types under control; skills improving; full-range voluntary extension of digits; individual finger movements present, less accurate than on opposite side. |

無研發成果推廣資料

96 年度專題研究計畫研究成果彙整表

| 計畫主持人：王淳厚 | | 計畫編號：96-2314-B-040-010-MY3 | | | | 計畫名稱：全身震動方式對中風患者平衡、動作恢復及功能表現療效驗證之長期追蹤研究 | |
|-----------|-------------|----------------------------|-----------------|------------|------|---|-----|
| 成果項目 | | 量化 | | | 單位 | 備註（質化說明：如數個計畫共同成果、成果列為該期刊之封面故事...等） | |
| | | 實際已達成數（被接受或已發表） | 預期總達成數（含實際已達成數） | 本計畫實際貢獻百分比 | | | |
| 國內 | 論文著作 | 期刊論文 | 1 | 0 | 100% | 篇 | |
| | | 研究報告/技術報告 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 研討會論文 | 3 | 0 | 100% | | |
| | | 專書 | 0 | 0 | 100% | | |
| | 專利 | 申請中件數 | 0 | 0 | 100% | 件 | |
| | | 已獲得件數 | 0 | 0 | 100% | | |
| | 技術移轉 | 件數 | 0 | 0 | 100% | 件 | |
| | | 權利金 | 0 | 0 | 100% | 千元 | |
| | 參與計畫人力（本國籍） | 碩士生 | 0 | 0 | 100% | 人次 | |
| | | 博士生 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 博士後研究員 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 專任助理 | 1 | 0 | 100% | | |
| 國外 | 論文著作 | 期刊論文 | 0 | 0 | 100% | 篇 | |
| | | 研究報告/技術報告 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 研討會論文 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 專書 | 0 | 0 | 100% | | 章/本 |
| | 專利 | 申請中件數 | 0 | 0 | 100% | 件 | |
| | | 已獲得件數 | 0 | 0 | 100% | | |
| | 技術移轉 | 件數 | 0 | 0 | 100% | 件 | |
| | | 權利金 | 0 | 0 | 100% | 千元 | |
| | 參與計畫人力（外國籍） | 碩士生 | 0 | 0 | 100% | 人次 | |
| | | 博士生 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 博士後研究員 | 0 | 0 | 100% | | |
| | | 專任助理 | 0 | 0 | 100% | | |

| | |
|--|----------|
| <p>其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)</p> | <p>無</p> |
|--|----------|

| | 成果項目 | 量化 | 名稱或內容性質簡述 |
|---|-----------------|----|-----------|
| 科 教 處 計 畫 加 填 項 目 | 測驗工具(含質性與量性) | 0 | |
| | 課程/模組 | 0 | |
| | 電腦及網路系統或工具 | 0 | |
| | 教材 | 0 | |
| | 舉辦之活動/競賽 | 0 | |
| | 研討會/工作坊 | 0 | |
| | 電子報、網站 | 0 | |
| | 計畫成果推廣之參與(閱聽)人數 | 0 | |

國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以 100 字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

全身震動模式之頻率與強度常會因患者本身耐受程度而要做改動，造成不一致，在後續寫作投稿時變成一大弱點，無法突破。患者也常因個人因素中斷訓練，造成研究中斷，要評估療效實有困難。

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文： 已發表 未發表之文稿 撰寫中 無

專利： 已獲得 申請中 無

技轉： 已技轉 洽談中 無

其他：（以 100 字為限）

目前投稿中共有兩篇，一篇修改中，繼續努力。

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

發現全身震動治療模式，針對慢性中風患者的上肢肌力、張力與日常生活能力並無正向影響，但對軟組織之延展性有利，站立時使用對平衡反應有幫助。