

科技部補助專題研究計畫成果報告 期末報告

穿顱電刺激對肌肉疲勞減緩之初步探討(第2年)

計畫類別：個別型計畫
計畫編號：MOST 103-2410-H-040-010-MY2
執行期間：104年08月01日至105年10月31日
執行單位：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：陳怡靜
共同主持人：黃英修
計畫參與人員：學士級-專任助理人員：胡家綾
碩士班研究生-兼任助理人員：張嘉紘
博士班研究生-兼任助理人員：蔡宜穎
博士班研究生-兼任助理人員：石昇文

中華民國 106 年 02 月 03 日

中文摘要：低強度經顱直流電刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)是一種安全、非侵入性的科學工具，具有即時與長期效果可調節大腦皮質細胞的興奮性，經顱直流電刺激的發展受到科學界日益重視。本兩年期研究計畫擬利用經顱直流電刺激活化大腦運動區，從握力特徵、變異性與肌肉運動單元行為(motor unit behavior)的改變，探討經顱電刺激對於中樞性肌肉疲勞的緩減效益。第一年計劃探討在疲勞肌肉收縮後的恢復期給予穿顱電刺激對於恢復疲勞的即時成效(acute effect)。第二年計劃探討在疲勞肌肉收縮前給予穿顱電刺激觀察減緩肌肉疲勞的後續成效(after effect)的可能性。

中文關鍵詞：經顱直流電刺激、肌肉疲勞、力變異性、運動單元、多頻道表面肌電圖

英文摘要：Low-intensity transcranial direct current stimulation (tDCS) is a safe non-invasive scientific tool for modulating excitability of cortical neurons with significant acute and after effects. The development of tDCS receives increasing attention of researchers in the related fields. This two-year proposal will use tDCS to ameliorating central effect on muscular fatigue, in light of changes in force characteristics, force variability properties, and motor unit behaviors. The project of the first year investigated immediate effect of tDCS on fatigue suppression after sustained contraction. The project of the second year investigated the after effect of tDCS on fatigue amelioration before sustained contraction.

英文關鍵詞：Transcranial direct current stimulation, muscle fatigue, force variability, motor units, multi-electrode surface electromyography

科技部補助專題研究計畫成果報告

(期中進度報告/期末報告)

穿顱電刺激對肌肉疲勞減緩之初步探討

Effect of transcranial electrical stimulation on muscular fatigue amelioration:
A preliminary study

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：MOST 103-2410-H-040 -010 -MY2

執行期間：103 年 8 月 1 日至 105 年 7 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：陳怡靜 副教授

共同主持人：黃英修 教授

計畫參與人員：胡家綾、蔡宜穎、石昇文、張嘉紘

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 ____ 份：

執行國際合作與移地研究心得報告

出席國際學術會議心得報告

期末報告處理方式：

1. 公開方式：

非列管計畫亦不具下列情形，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

2. 「本研究」是否已有嚴重損及公共利益之發現：否 是

3. 「本報告」是否建議提供政府單位施政參考 否 是，____（請列舉提供之單位；本部不經審議，依勾選逕予轉送）

中 華 民 國 106 年 1 月 31 日

一、中英文摘要

低強度經顱直流電刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)是一種安全、非侵入性的科學工具，具有即時與長期效果可調節大腦皮質細胞的興奮性，經顱直流電刺激的發展受到科學界日益重視。本兩年期研究計畫擬利用經顱直流電刺激活化大腦運動區，從握力特徵、變異性與肌肉運動單元行為(motor unit behavior)的改變，探討經顱電刺激對於中樞性肌肉疲勞的緩減效益。第一年計畫探討在疲勞肌肉收縮後的恢復期給予穿顱電刺激對於恢復疲勞的即時成效(acute effect)。第二年計畫探討在疲勞肌肉收縮前給予穿顱電刺激觀察減緩肌肉疲勞的後續成效(after effect)的可能性。

關鍵詞： 經顱直流電刺激、肌肉疲勞、力變異性、運動單元、多頻道表面肌電圖

Low-intensity transcranial direct current stimulation (tDCS) is a safe non-invasive scientific tool for modulating excitability of cortical neurons with significant acute and after effects. The development of tDCS receives increasing attention of researchers in the related fields. This two-year proposal will use tDCS to ameliorating central effect on muscular fatigue, in light of changes in force characteristics, force variability properties, and motor unit behaviors. The project of the first year investigated immediate effect of tDCS on fatigue suppression after sustained contraction. The project of the second year investigated the after effect of tDCS on fatigue amelioration before sustained contraction.

Keywords: Transcranial direct current stimulation, muscle fatigue, force variability, motor units, multi-electrode surface electromyography

二、前言

肌肉疲勞是許多運動項目都必須面臨的重要課題，減低疲勞對增進運動表現有重要的影響。穿顱電刺激是近年來發展極為快速的領域，對於神經興奮性的調控具有非侵入、高安全性、便利性與等優點，同時使用方便，很少造成受試者的不適，價格相對於其他腦科學儀器低廉；不論在國內外的運動科學領域，穿顱電刺激的運動生理都很少被探討，特別是減緩肌肉疲勞的實證研究，其成果對耐力需求高的運動項目，有潛在學理與實用價值。本計畫提出以多頻道表面肌電圖評估運動單元活動電位，多頻道表面肌電圖是肌肉電生理最新的發展方向，以非侵入式方式了解運動單元徵召與激發頻率(firing rate)策略。過去為了解運動單元徵召與激發頻

率需使用針式電極(needle EMG)做侵入性探測，然而，重覆侵入性探測會造成運動選手疼痛與潛在的肌肉傷害，同時所收集到的運動單元數目少代表性可能不足，因此，針式電極較不適用於運動科學研究；運動科學以傳統表面肌電圖為主要工具，傳統表面肌電圖受限於運動單元活化電位(motor unit action potential, MUAP)高度重疊，無法瞭解個別運動單元的行為。本計畫結合多頻道表面肌電圖，可避免疼痛又可探索運動單元的活化策略，可協助深入了解穿顱電刺激對疲勞狀態改變的肌電生理與施力變異性的關係。

三、 研究目的

本計畫運用穿顱電刺激(transcranial electrical stimulation)可以興奮運動皮質的特性，探討穿顱電刺激減緩肌肉收縮所造成中樞疲勞的可能性。第一年計劃探討在疲勞肌肉收縮後恢復期給予穿顱電刺激對於恢復疲勞的即時成效(acute effect)。第二年計劃探討在疲勞肌肉收縮前給予穿顱電刺激觀察減緩肌肉疲勞的可能性。

四、 文獻探討

穿顱直流電刺激(Transcranial direct current stimulation, tDCS)是將低強度直流(或交流)電通過頭皮和頭骨到達大腦皮質的直接電刺激療法；由動作誘發電位(motor evoked potential)強度的變化發現：穿顱直流電刺激正極能提昇大腦皮質的活躍程度，而負極會降低大腦皮質興奮度。穿顱電刺激改變大腦皮質細胞的興奮性可分為即時效應(acute effect)與後續效應(after effect)(Lang et al., 2005; Nitsche et al., 2005)。即時效應發生於將電流通過大腦皮質細胞表面時，立即就會產生的電生理反應，其作用原理是正電荷可提升皮質細胞的靜止膜電位(resting membrane potential)，使得腦皮質細胞易達到激發閾值(firing threshold)而產生神經衝動。有趣的是：經過穿顱電刺激一段時間過後，即使停止穿顱電刺激，所產生的大腦皮質細胞的興奮性與抑制仍會持續，時間可長達一小時，並不會因穿顱電刺激的停止而消失，這種現象稱為後續效應。後續效應與腦內神經傳導物質的濃度變化密切的關連(Lefaucheur, 2009; Stagg & Nitsche, 2011)。

疲勞(fatigue)是經過長時間肌肉收縮後造成再啟動或是維持自主活動困難的生理現象。疲勞可以分類為身體疲勞(又稱神經肌肉疲勞 neuromuscular fatigue)或是心理疲勞 (Chaudhuri et al., 2004)。造成神經肌肉疲勞可能有分別來自中樞或是週邊不同層級的因素。中樞疲勞(central fatigue)發生在上脊髓層級(supraspinal level)，包含動作指令由大腦主要運動區皮質(primary motor cortex)下傳至脊髓路徑的過程；周邊疲勞(peripheral fatigue)主要發生在肌肉層級，包含神經肌肉交接處(neuromuscular junction)、肌肉本身組織疲乏、與肌肉感覺系統(例如：肌梭(muscle spindle)與傳入神經(afferent inputs) Ia, Ib, II 等等)(Taylor & Gandevia, 2008; Boyas et al.,

2011)。過去有關於疲勞的研究多著重於周邊疲勞的探討(包含生化指標、肌電特徵、施力行為的改變等等)，儘管中樞疲勞是存在的，但是中樞疲勞卻比較少被了解。儘管運動疲勞的產生可能同時來自於中樞與週邊因子，但隨著收縮時間增長，中樞性疲勞所佔的相對重要性就會增加；中樞性疲勞是運動表現的重要限制因子，若能有效減緩中樞性疲勞可以改善運動表現。

表面肌電圖擷取肌肉運動單元的總合動作電位(summated motor unit action potential)，使用肌電圖進行疲勞主動機制的評估，最常見的方式是測量振幅與功率頻譜(power spectrum)在疲勞收縮前後的變化，分別以肌電圖均方根(root mean square)與中位頻率(median frequency)表示。過去研究發現：當疲勞發生時，由於中樞神經系統傾向徵召更多原先未活化的運動元，使疲勞時肌電圖振幅反而變大(Krogh-Lund et al., 1993)，代表肌肉整體收縮效能降低；此時的肌電圖中位頻率將微幅上升(Bilodeau et al, 2001)，歸因於小程度用力時徵召的慢肌運動單元(slow motor unit)產生疲乏，轉而徵召額外的快肌運動元(fast motor unit)；但是因為耐受力低的快肌運動元，過一段時間後隨即產生疲乏，中位頻率接著轉為下降(Lowery et al., 2002)。相較於直接使用力量減少的變化，以表面肌電圖進行疲勞觀測的優點是反應了肌肉疲勞時運動單元去徵召與活化能力降低的複雜與多樣性，但是由於傳統表面肌電圖會因運動單元活化電位的高度重疊，無法可靠地觀察個別運動單元的行為與控制策略(Dimitrova & Dimitrov, 2003)。

為了瞭解運動單元的個別控制行為，學者採用侵入式的針刺電極來收取運動單元活化電位，但針刺電極造成疼痛不利運動科學研究使用。針對表面肌電圖的限制，開始有學者企圖從表面量測之肌電訊號解離(decompose)出運動單元的動作電位。最重要的突破是多頻道表面肌電圖的開發，透過特殊設計的微小表面肌電圖電極排列，利用空間濾波(spatial filtering)效應(Farina et al., 2003)，減少運動單元活化電位重疊與雜訊，再經數學模式(例如：獨立成分分析(independent component analysis, ICA)(Nakamura et al., 2004)與模板比對(template matching)(Kleine et al., 2008))，許多研究團隊都成功地獲致表面肌電圖訊號的解離方式(De Luca et al., 2006; Farina et al., 2008; Hu et al., 2013)。利用多頻道表面肌電圖可在運動科學領域無痛地探討個別運動單元的控制行為。

五、 研究方法

第一年

1. 受試者：

- 招募 30 位的健康成年人(年滿 20-40 歲)，隨機分配成人數相同的兩組(控制組(control group)、電刺激組(ES group))，受試者排除有神經肌肉的症狀或徵兆者。

2. 實驗系統與流程

- ##### A. 主要研究設備：包含：測力計系統、多頻道表面肌電電極、液晶螢幕、波型產生器、數位類比訊號轉換器。

B. 實驗流程：(圖 1)

1. 以慣用手食指手指執行外展動作推動測力器。實驗開始時，受測者在前測實驗 (pre-test) 前進行慣用食指手指執行外展最大施力 (maximal voluntary contraction, MVC) 測試，決定最大力量。休息至少三分鐘後，受測者執行前測：動態連續正弦施力共五次，間隔為 3 分鐘。動態連續正弦施力為：受測者將食指手指執行等長外展收縮，力量控制配合目標曲線，目標曲線為上下波動振幅 3%MVC 之 1 Hz 正弦波，平均收縮強度為 30%MVC (圖 2)。在前測結束後，隨即進行疲勞性收縮：進行相同的動態連續正弦施力共 15 次；接著進行第二次的食指手指執行外展最大施力 (maximal voluntary contraction, MVC) 測試，確定受測者時指外展肌疲勞的程度。控制組、電刺激組的差別在於疲勞性收縮後是否有穿顱電刺激的介入，電刺激組對側的大腦運動區接受穿顱電刺激的興奮，而控制組僅接受穿顱電刺激的電極擺位，接受假性電刺激 (sham electrical stimulation) (電流通電僅維持 1 秒，讓受測者覺得有進行儀器的操作)，實際上並無有效的電流通過大腦皮質。接著進行第三次的食指手指執行外展最大施力 (maximal voluntary contraction, MVC) 測試，記錄受測者食指外展肌在接受穿顱電刺激後疲勞恢復的程度。接下來進行與前測相同的後測實驗 (post-test)，以決定在兩組受測者在接受穿顱電刺激或假性穿顱電刺激之後，對於執行動態正弦抓握的施力控制與肌電訊號變化。

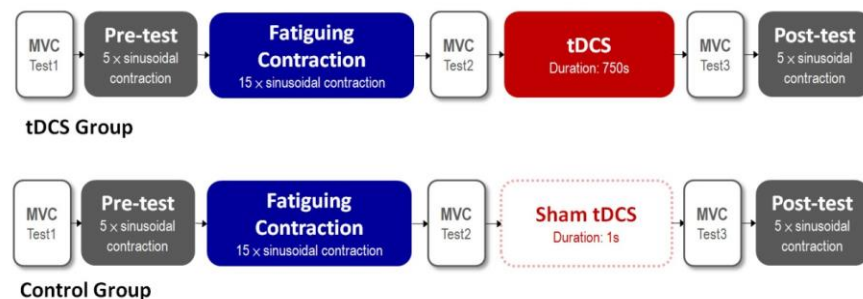


圖 1. 實驗流程圖。經顱電刺激組在恢復期接受經顱直流電刺激(tDCS)，而控制組僅接受假性經顱直流電刺激(Sham tDCS)

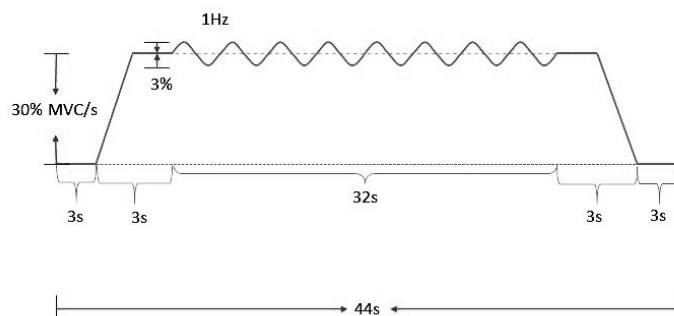


圖 2. 前後測試過程所使用之等長收縮目標曲線(MVC: maximal voluntary contraction)。目標曲線為上下波動振幅 3%MVC 之 1 Hz 正弦波，平均收縮強度為 30%MVC

2. 穿顱電刺激執行

由合格具執照之物理治療師執行穿顱直流電刺激。電流型式為直流電，正電電極置放於對側大腦運動區，負電電極置放於對側肩部三角肌位置(圖 3)，電極大小為 35 cm²，電流強度為 1.2 mA，直流電刺激時間為 750 秒，過去大量研究顯示此穿顱直流電刺激參數組合對健康成人是安全無明顯副作用。

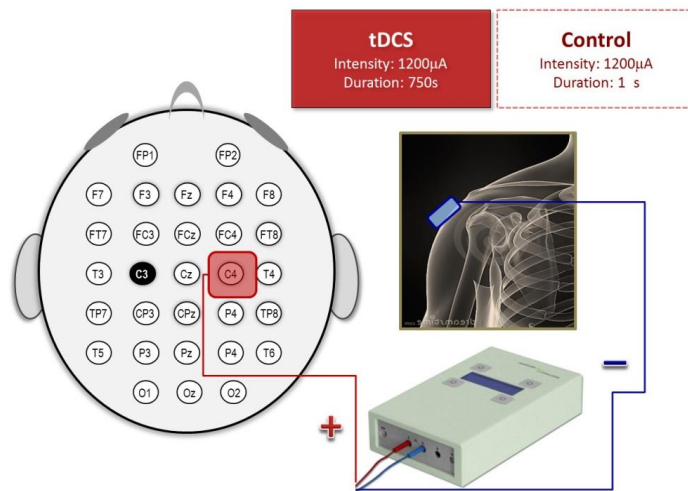


圖 3. 電極擺位與參數圖。正電電極置放於對側主要運動區而負電電極置放於對側肩部三角肌位置。

3. 量測系統與儀器

在前測與後測中，受測者的多頻道表面肌電圖電極片的放置位置為慣用手的食指外展肌上(第一掌骨間肌)，肌肉在收縮過程中的肌肉活動被多頻道表面肌電圖所同時紀錄。施力訊號與正弦目標訊號亦被同步收集，全部的訊號被 LabVIEW 平台上之 custom program (LabVIEW v.8.5; National Instruments, Austin, TX)整合記錄，取樣頻率為 20K 赫茲。

第二年

1. 受試者：

- 招募 30 位的健康成年人(年滿 20-40 歲)，隨機分配成人數相同的兩組(控制組(control group)、電刺激組(ES group))，受試者排除有神經肌肉的症狀或徵兆者。

2. 實驗系統與流程

- A. 主要研究設備：包含：測力計系統、多頻道表面肌電電極、液晶螢幕、波型產生器、數位類比訊號轉換器。
- B. 實驗流程：(圖 4)
1. 以慣用手食指手指執行外展動作推動測力器。實驗開始時，受測者在前測實驗(pre-test)前先進行慣用食指手指執行外展最大施力(maximal voluntary contraction, MVC)測試，決定最大力量。休息至少三分鐘後，受測者執行前測：動態連續正弦施力共五次，間隔為 3 分鐘。動態連續正弦施力為：受測者將食指手指執行等長外展收縮，力量控制配合目標曲線，目標曲線為上下波動振幅 1%MVC 之 0.5 Hz 正弦波，平均收縮強度為 20%MVC。在前測結束後，隨即接受穿顱電刺激的介入。控制組、電刺激組的差別在於疲勞性收縮前是否有穿顱電刺激的介入，電刺激組對側的大腦運動區接受穿顱直流電刺激正極興奮，而控制組僅接受穿顱電刺激的電極擺位，接受假性電刺激，實際上並無有效的電流通過大腦皮質。接著進行長時間疲勞收縮：食指外展高強度(80%最大收縮強度, MVC)與低強度(20%最大收縮強度, MVC)混合形式之等長收縮，共 15 回，每回之間不休息。接下來進行與前測相同的後測實驗(post-test)，記錄受測者食指外展肌在接受穿顱電刺激後對疲勞減緩的效益。
 2. 穿顱電刺激執行：

由合格具執照之物理治療師執行穿顱直流電刺激。電流型式為直流電，正電電極置放於對側大腦運動區，負電電極置放於對側肩部三角肌位置(圖 3)，電極大小為 35 cm²，電流強度為 1.2 mA，直流電刺激時間為 750 秒，過去大量研究顯示此穿顱直流電刺激參數組合對健康成人是安全無明顯副作用。
 3. 量測系統與儀器：

在前測與後測中，受測者的多頻道表面肌電圖電極片的放置位置為慣用手的食指外展肌上(第一掌骨間肌)，肌肉在收縮過程中的肌肉活動被多頻道表面肌電圖所同時紀錄。施力訊號與正弦目標訊號亦被同步收集，全部的訊號被 LabVIEW 平台上之 custom program (LabVIEW v.8.5; National Instruments, Austin, TX)整合記錄，取樣頻率為 20K 赫茲。

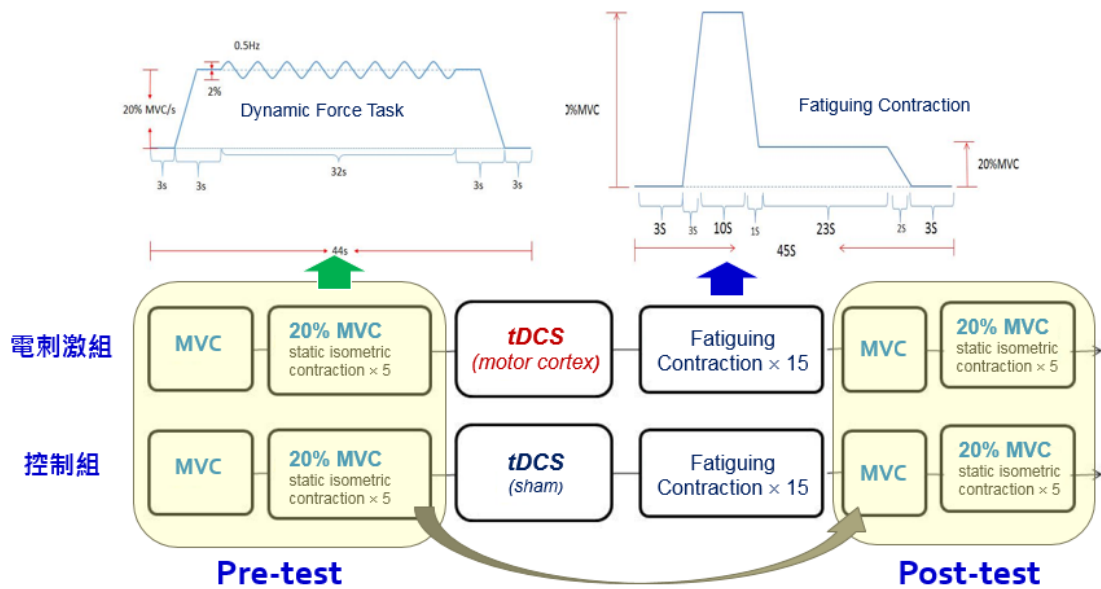


圖 4. 實驗流程圖。經顱電刺激組在疲勞收縮前接受經顱直流電刺激(tDCS)，而控制組僅接受假性經顱直流電刺激(Sham tDCS)。前後測試過程所使用之等長收縮目標曲線(MVC: maximal voluntary contraction)。目標曲線為上下波動振幅 1%MVC 之 0.5 Hz 正弦波，平均收縮強度為 20%MVC。疲勞收縮為食指外展高強度 80% MVC 與低強度 20% MVC 混合形式之等長收縮。

六、 結果與討論

第一年

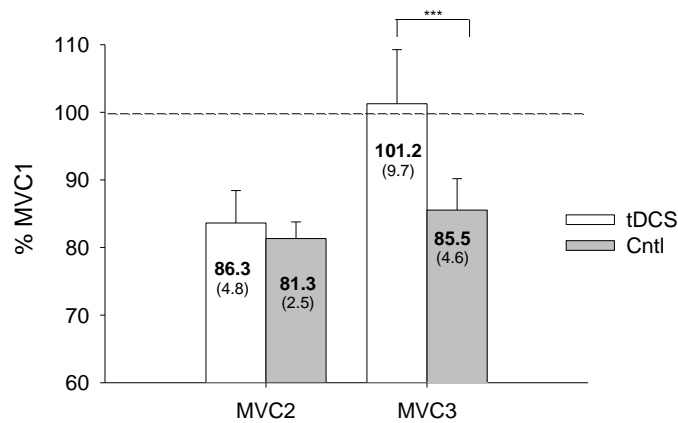


圖 5. 經顱電刺激(tDCS)組與控制(Cntl)組在疲勞收縮後最大用力程度(MVC2)與恢復期(MVC3)標準化值之比較。標準化值定義為相對於疲勞收縮前之最大用力收縮值 (***: tDCS > Cntl, $p < 0.001$)。

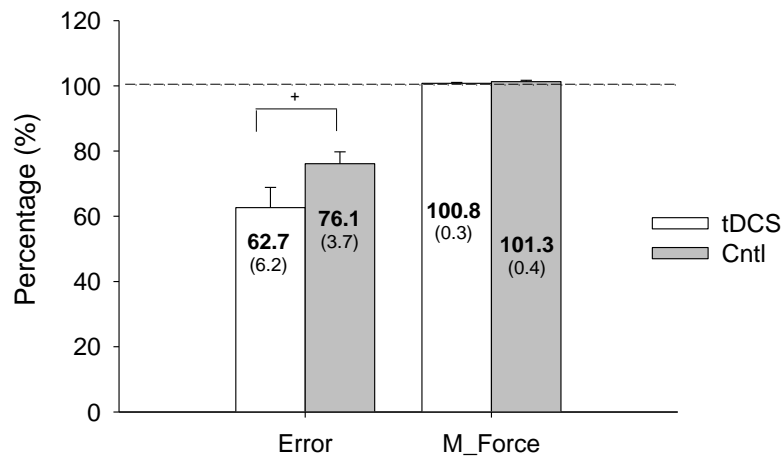


圖 6 經顱電刺激(tDCS)組與控制(Cntl)組在疲勞收縮後施力錯誤(Error)與平均施力(M_Force)標準化值之比較。標準化值定義為相對於疲勞收縮前之基準參數值。

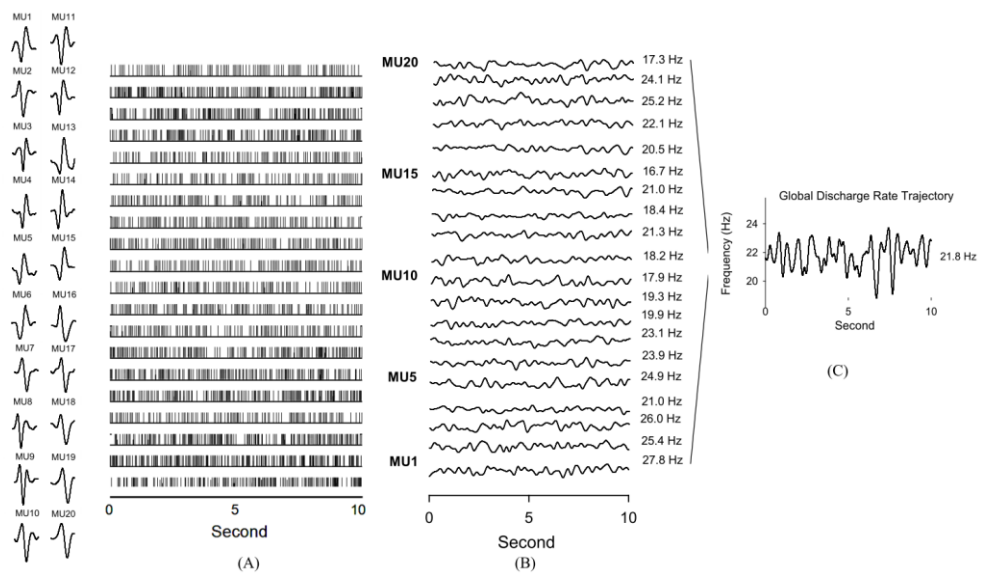


圖 7. 典型受試者前測試期(pre-test)收縮前第 6 秒到 26 秒過程運動單元活化電位(motor unit action potential, MUAP)與瞬間激發頻率(instantaneous discharge rate)示意圖。圖中共顯示 20 個運動單元活化電位以及其瞬間激發頻率，平均後可得共同瞬間激發頻率(global instantaneous discharge rate)

Mean ± SE	Pre-test		Post-test	
	Mean DR (Hz)	DRCV (%)	Mean DR(Hz)	DRCV (%)
tDCS	17.78 ± 1.09	23.84± 1.97	20.20 ± 0.69	24.42± 2.01
Control	18.20 ± 1.00	27.56± 1.88	19.47 ± 0.98	26.45± 1.70

表 1. 經顱電刺激(tDCS)組與控制(Cntl)組在前後測平均運動單元激發頻率(mean discharge rate, Mean DR)與運動單元激發頻率間之共變數(discharge rate covariance, DRCV)

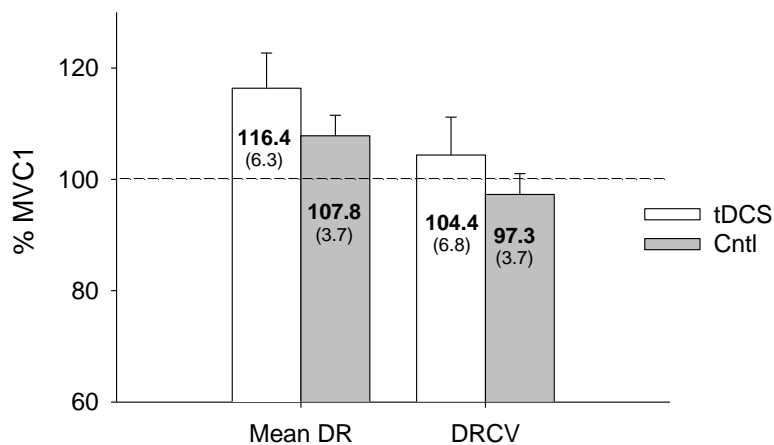


圖 8. 經顱電刺激(tDCS)組與控制(Cntl)組在疲勞收縮後平均運動單元激發頻率(Mean DR)與運動單元激發頻率間之共變數(DRCV)標準化值之比較。標準化值定義為相對於疲勞收縮前之基準參數值。

相對於疲勞收縮前測之最大用力收縮值，圖 5 顯示經顱電刺激(tDCS)組與控制(Cntl)組在疲勞收縮後最大用力程度(MVC2)均出現明顯的減少(tDCS 組:86.3±4.8%，控制組:81.3±2.5%)，但疲勞收縮造成之最大用力收縮值並無組間差異($t_{16} = 0.403, p = 0.692$)；但在恢復期之最大用力收縮值，配對式 t 檢定結果顯示明顯組間差異(tDCS 組:101.2±9.7%，控制組:85.5±4.6%) ($t_{16} = 3.852, p < 0.001$)，代表 tDCS 組經恢復後幾乎有前測最大用力收縮值之水準，且較控制組有更好的最大用力收縮值力量恢復增加。相對於疲勞收縮前測之參考值，圖 6 顯示經顱電刺激(tDCS)組與控制(Cntl)組在疲勞收縮後施力錯誤(Error)與平均施力(M_Force)標準化值之組間比較結果。配對式 t 檢定結果顯示：tDCS 組與控制組在平均施力程度並無組間差異($t_{16} = 0.975, p = 0.344$)，代表 tDCS 組與控制組恢復期後測能達到目標用力水準。然而，在恢復期施力錯誤出現邊緣性統計組間差異(tDCS 組:62.7±6.2%，控制組:76.1±3.7%)

(Error: $t_{16} = 1.765, p = 0.097$)，顯示：tDCS 組較控制組有較多的錯誤下降的趨勢，俟未來收案人數增加再進一步確認此一有趣結果。表 1 顯示 tDCS 組與控制組在前後測運動單元行為之平均值與標準誤。配對式 t 檢定顯示平均運動單元激發頻率(mean discharge rate, Mean DR)與運動單元激發頻率間之共變數(discharge rate covariance, DRCV)均無出現明顯的組間差異(Mean DR: $t_{16} = 1.101, p = 0.287$)(DRCV: $t_{16} = 0.861, p = 0.402$)。此結果代表尚須進一步發掘其他運動單元行為參數來解釋施力行為的差異。

第二年

執行肌電訊號處理並經數學解離程序之後，以獨立樣本 t 檢定比較控制組與電刺激組在肌運動單元激發頻率參數(discharge variables)與最大收縮力量(maximal voluntary contraction)在前後測驗之標準化改變(後測值減前測值之後再除以前測值)，統計顯著水準設定為 $p = 0.05$ 。若出現組間差異，代表疲勞收縮前的電刺激可有效改變肌肉疲勞發展機制。**結果：**在施力行為的變化部分，兩組受試者最大收縮作用力在測試前後之標準化改變有顯著差異(控制組： $-27.94 \pm 3.73\%$ ；電刺激組： $-11.16 \pm 5.42\%$)，電刺激組因疲勞而減少的最大收縮作用力較少($p = 0.017$)；在激發頻率的變化部分，兩組受試者平均運動單元激發間隔(inter-spike interval)在測試前後之標準化改變有顯著差異(控制組： $7.03 \pm 2.06\%$ ；電刺激組： $0.50 \pm 1.82\%$)，在後測控制組因疲勞效應有較長的激發間隔($p = 0.024$)；同時，本研究發現在食指外展正弦收縮出現 10% 的高相位運動單元(high phasic motor unit)，其瞬時激發頻率與目標頻率的相關性高於一般運動單元，統計檢定顯示：兩組受試者高相位運動單元激發頻率與目標頻率相關性在測試前後之標準化改變有顯著差異(控制組： $-6.56 \pm 1.32\%$ ；電刺激組： $-0.53 \pm 2.16\%$)，電刺激組因相位運動單元激發頻率與目標頻率相關性較不受疲勞效應影響($p = 0.025$)；在激發頻率與施力激發頻率的耦合關係部分，兩組在測試前後之標準化改變有邊緣顯著差異(控制組： $-23.12 \pm 3.08\%$ ；電刺激組： $-8.85 \pm 6.65\%$)，電刺激組因相位運動單元激發頻率與目標頻率相關性似較不受疲勞效應影響($p = 0.062$)，但是組間變異性仍相當明顯。**結論：**穿顱電刺激施行在大腦主要運動區似有減緩肌肉疲勞的可能，特別在正弦等長收縮，電刺激可作用於高相位運動單元產生抗疲勞機轉，使肌力調控得以較少受到疲勞的負面影響，未來仍需進一步探討穿顱直流電刺激在運動實務訓練的成效。

七、參考文獻

1. Bilodeau M, Henderson TK, Nolte BE, Pursley PJ, Sandfort GL. (2001) Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction. J Appl Physiol. 91(6):2654-64.
2. Boyas S, Guevel A. (2011) Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaption mechanisms. Ann Phys Rehabil Med. 54: 88-108.

3. Chaudhuri A, Behan PO. (2004) Fatigue in neurological diseases. *Lacent*363: 978-88.
4. De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH (2006). Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol.* 96: 1646-57.
5. Dimitrova NA, Dimitrov GV (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol.*;13(1):13-36.
6. Farina D, Schulte E, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C (2003). Single motor unit analysis from spatially filtered surface electromyogram signals. Part I: spatial selectivity. *Med Biol Eng Comput.*;41(3):330-7.
7. Hu X, Rymer WZ, Suresh NL (2013) Motor unit pool organization examined via spike-triggered averaging of the surface electromyogram. *J Neurophysiol.*;110(5):1205-20
8. Kleine BU, van Dijk JP, Zwartz MJ, Stegeman DF (2008). Inter-operator agreement in decomposition of motor unit firings from high-density surface EMG. *J Electromyogr Kinesiol.*;18(4):652-61.
9. Krogh-Lund C. (1993) Myo-electric fatigue and force failure from submaximal static elbow flexion sustained to exhaustion. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 67(5):389-401.
10. Lang N, Siebner HR, Ward NS, Lee L, Nitsche MA, Paulus W, Rothwell JC, Lemon RN, Frackowiak RS (2005). How does transcranial DC stimulation of the primary motor cortex alter regional neuronal activity in the human brain? *Eur J Neurosci.*;22(2):495-504.
11. Lefaucheur JP (2009). Methods of therapeutic cortical stimulation. *Neurophysiol Clin.*;39(1):1-14.
12. Lowery M, Nolan P, O'Malley M. (2002) Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 12(2):111-8.
13. Nawab SH, Chang SS, De Luca CJ. High-yield decomposition of surface EMG signals. *Clin Neurophysiol.* 2010 Oct;121(10):1602-15.
14. Nitsche MA, Seeber A, Frommann K, Klein CC, Rochford C, Nitsche MS, Fricke K, Liebetanz D, Lang N, Antal A, Paulus W, Tergau F (2005). Modulating parameters of excitability during and after transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *J Physiol.* 568(Pt 1):291-303.
15. Stagg CJ, Nitsche MA (2011). Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *Neuroscientist.*;17(1):37-53.
16. Taylor JL, Gandevia SC (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol.* 104(2):542-50.

科技部補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2017/01/30

科技部補助計畫	計畫名稱: 穿顱電刺激對肌肉疲勞減緩之初步探討
	計畫主持人: 陳怡靜
	計畫編號: 103-2410-H-040-010-MY2 學門領域: 運動生理學
無研發成果推廣資料	

103年度專題研究計畫成果彙整表

計畫主持人：陳怡靜			計畫編號：103-2410-H-040-010-MY2				
計畫名稱：穿顱電刺激對肌肉疲勞減緩之初步探討							
成果項目			量化	單位	質化 (說明：各成果項目請附佐證資料或細項說明，如期刊名稱、年份、卷期、起訖頁數、證號...等)		
國內	學術性論文	期刊論文		0	篇		
		研討會論文		0			
		專書		0	本		
		專書論文		0	章		
		技術報告		0	篇		
		其他		0	篇		
	智慧財產權及成果	專利權	發明專利	申請中	0	件	
				已獲得	0		
			新型/設計專利		0		
		商標權		0			
		營業秘密		0			
		積體電路電路布局權		0			
		著作權		0			
		品種權		0			
		其他		0			
	技術移轉	件數		0	件		
		收入		0	千元		
	國外	學術性論文	期刊論文		1	篇	Plos One, 2017, 12(1)0170824; doi:10.1371/journal.pone.0170824
			研討會論文		0		
			專書		0	本	
			專書論文		0	章	
技術報告			0	篇			
其他			0	篇			
智慧財產權及成果		專利權	發明專利	申請中	0	件	
				已獲得	0		
			新型/設計專利		0		
		商標權		0			
		營業秘密		0			
		積體電路電路布局權		0			
		著作權		0			
		品種權		0			

		其他	0		
	技術移轉	件數	0	件	
		收入	0	千元	
參與計畫人力	本國籍	大專生	0	人次	
		碩士生	1		
		博士生	2		
		博士後研究員	0		
		專任助理	1		
	非本國籍	大專生	0		
		碩士生	0		
		博士生	0		
		博士後研究員	0		
		專任助理	0		
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。)					

科技部補助專題研究計畫成果自評表

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（簡要敘述成果是否具有政策應用參考價值及具影響公共利益之重大發現）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：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形（請於其他欄註明專利及技轉之證號、合約、申請及洽談等詳細資訊）

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200字為限）

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）

本計畫以多頻道表面肌電圖評估運動單元活動電位，以非侵入式方式了解運動單元徵召與激發頻率策略。過去為了解運動單元徵召與激發頻率需使用針式電極做侵入性探測，然而，重覆侵入性探測會造成運動選手疼痛與潛在的肌肉傷害，同時所收集到的運動單元數目少代表性可能不足，因此，針式電極較不適用於運動科學研究；運動科學以傳統表面肌電圖為主要工具，傳統表面肌電圖受限於運動單元活化電位高度重疊，無法瞭解個別運動單元的行為。本計畫結合多頻道表面肌電圖，可避免疼痛又可探索運動單元的活化策略，可協助深入了解穿顱電刺激對疲勞狀態改變的肌電生理與施力變異性的關係。研究成果顯示：穿顱電刺激施行在大腦主要運動區似有減緩肌肉疲勞的可能，特別在正弦等長收縮，電刺激可作用於高相位運動單元產生抗疲勞機轉，使肌力調控得以較少受到疲勞的負面影響，未來可以進一步探討穿顱直流電刺激在運動實務訓練的成效。

4. 主要發現

本研究具有政策應用參考價值： 否 是，建議提供機關

（勾選「是」者，請列舉建議可提供施政參考之業務主管機關）

本研究具影響公共利益之重大發現： 否 是

說明：（以150字為限）

