

功能性電刺激在腦卒中作業治療的理論和應用

李睿

中山大學孫逸仙紀念醫院康復醫學科

1. 功能性電刺激的基本理論

功能性電刺激（Functional electrical stimulation, FES）是利用一定強度的低頻脈衝電流，通過預先設定的刺激程式來刺激易興奮組織，如肌肉，從而代償或重建神經損傷患者的缺失功能（如誘發肌肉運動或模擬正常的自主運動），以達到改善或恢復被刺激肌肉或肌群功能的目的^[1]。FES是通過刺激神經纖維並啟動下位運動神經元，使用的基本前提是所刺激的肌肉需在解剖上具備完整的神經支配，因此適用於偏癱、腦性癱瘓或截癱等中樞神經損傷後肢體功能障礙患者的治療。廣義FES的對象不止是骨骼肌，還包括可以被刺激的各種機體組織，如平滑肌、括約肌、耳蝸沖經，視覺神經等。目前臨床上較常用的FES主要包括上肢FES、下肢FES、膀胱直腸FES及呼吸功能FES等。

功能性電刺激作為神經肌肉電刺激的一種，其基本治療原理與其他類型的電刺激有著相似之處。它是通過對神經細胞或肌肉細胞的刺激，使細胞內外的離子分佈發生改變，引起動作電位，實現肌肉細胞的收縮。但FES除了上述的生理學基礎外，現代醫學研究發現，功能性的神經肌肉電刺激可以通過外周和中樞雙重調節改善肢體功能障礙。FES在外周的直接作用是促進肌肉局部血液迴圈，增加肢體的本體感覺和多關節正常運動感覺的資訊輸入，保持關節活動範圍，使癱瘓肌群的肌肉細胞出現肥大，且低頻率的電流持續刺激快肌纖維可使其生理特性向慢肌纖維（抗疲勞性）轉變^[2]。FES在中樞的間接作用是改善失用的皮質脊髓通路和其他間接通路，通過功能性活動模式向中樞神經系統的不斷傳遞，建立皮質中的興奮痕跡，使得大腦運動皮質區“動作定型”的完成^[3]。因此，大腦可塑性的理論是FES提高受損肢體功能的主要理論基礎。

2. 功能性電刺激在腦卒中作業治療的臨床運用

腦卒中後患者的作業治療可根據損傷程度、部位和病程的不同略有側重，其主要內容包括良肢位擺放、改善關節活動功能、改善上肢和手的治療性運動、感知覺和認知功能訓練、ADL活動能力訓練以及生活輔具和環境改造指導等。其中與FES相結合的腦卒中作業治療在改善下肢運動功能，提高其轉移能力和偏癱上肢日常使用方面均有較高的臨床價值。

從工程學角度來說，一套完整的 FES 系統一般包括控制器、刺激器、刺激介面（電極）、感測器和受試對象（癱瘓患者的肌肉系統）。根據上述組件的差別可以將 FES 分為不同類型。從臨床使用方面，FES 涉及的主要治療參數包括脈寬、頻率、上升/下降時間、通斷時間比、治療時間和電流強度等 6 項內容。具體參數的設置會因治療目的和治療內容的不同有所調整，但鑒於 FES 是低頻電刺激，在頻率上基本以引起肌肉最適收縮的 30-40Hz 為主（<20 Hz 的刺激所產生的效應小，而 >50 Hz 的高頻率刺激容易產生肌肉強直收縮，肌肉易疲勞）^[4]，脈寬為 200-300 μ s。按照刺激部位的不同，卒中患者的 FES 治療主要包括與行走相關的下肢 FES 和與抓取相關的上肢 FES。

（1）與行走相關的 FES 治療

20 世紀 60 年代美國醫生 Liberson（1961）對偏癱患者的治療是功能性電刺激最初的臨床應用^[3]。他利用電刺激腓神經（脛前肌肌腹處）成功矯正了偏癱患者步態擺動期足下垂的問題（圖 1）。但之後的 30 年間，FES 主要用於治療慢性期腦卒中患者的下肢功能障礙。直到 90 年代，康復理念強調功能康復的早期介入，FES 的應用範圍逐漸增加，治療時間的選擇也逐漸擴大到腦卒中的各個病期。燕鐵斌等^[5]在國內較早開始使用 FES 治療早期腦卒中患者偏癱下肢的研究，結果發現早期借助 FES 進行功能訓練可以延緩偏癱患者下肢痙攣的發生和痙攣程度，改善下肢運動能力，提高日常生活自理能力。隨後，陸續有更多的國內學者將 FES 運用於卒中後早期下肢功能的改善。FES 治療從單通道（刺激一組肌群）或雙通道轉變為更接近步行模式的多通道刺激（四通道或者 8 通道，圖 2），從單一電刺激轉變為與其他下肢訓練結合的多重任務治療（如 FES 與下肢迴圈運動結合，FES 與減重支持系統結合，或者 FES 與步態機器人結合等）。雖然目前的研究仍有許多機制不明確，但大部分結果顯示，多通道模擬正常步行週期的 FES 可以平衡下肢肌群間收縮能力，優化步態模式，提高步行安全性等^[6]。安全有效的步行能力是腦卒中患者成功社區生活的有效保障，因此 FES 的聯合使用在一定程度上加速了卒中患者下肢功能康復的進程。



圖 1 治療足下垂的 FES



圖 2 多通道 FES 步行訓練

(2) 與上肢功能相關的 FES 治療

我們知道正常上肢功能隨環境變化的可能性明顯多於下肢，不僅包括夠取、抓握，還包括支撐、轉移、平衡等多重任務。因此，上肢功能的恢復情況是影響偏癱患者日常生活獨立的重要因素。Kwakkel 等研究發現^[7]，經常規康復治療後，大腦中動脈缺血性腦卒中患者發病後 6 個月時僅有 11.6% 的患者可以恢復偏癱側手功能。卒中後上肢屈肌協同模式、腕手肌張力異常增高等問題均可妨礙偏癱手重新獲得抓握功能。患側手的異常迫使患者更傾向於使用健側上肢代償，進一步加重了患側肢體廢用綜合症的出現。多項臨床研究表明，結合 FES 的上肢任務導向性訓練可以明顯改善卒中患者偏癱上肢的功能。其中一項隨機對照研究發現，經過 6 周的 FES 結合任務導向性訓練，偏



癱組的手功能測試成績及 Fugl-Meyer 評分均較對照組明顯提高^[8]。目前，FES 在上肢功能的研究仍在不斷開發中。根據刺激器的設置不同，FES 的治療主要包括單純上肢電刺激和外部控制的 FES 治療兩大類型。

① 單純迴圈電刺激：上肢單純的迴圈功能性電刺激是按照晶片預先設定好的刺激程式完成電刺激治療，多見於肩關節半脫位治療和雙關節聯合運動使用。在肩關節半脫位方面，刺激部位以岡上肌和三角肌後束多見，刺激強度為足以引起肌肉收縮的程度為宜，每次刺激時間從 30min/d 逐漸過渡到 1.5h/d，甚至有研究使用植入式電極後進行 6-7h/d 的刺激時間。Meta 分析^[9]指出半脫位的 FES 治療對於急性期或恢復期的卒中患者有一定療效，但對慢性期患者治療效果不佳。使用 FES 治療肩關節半脫位也是許多國家腦卒中治療指南的推薦方法。

在上肢雙關節聯合運動方面，較少使用單純刺激。已有證據顯示，單純的迴圈刺激較難提高偏癱患者的上肢功能，Thrasher 等 (Thrasher et al, 2008) 對嚴重上肢功能障礙的慢性期患者只進行 FES 治療，不接受任何上肢功能訓練，每次治療 45min，治療 16 周，結果顯示無主動運動參與的 FES 治療沒有提高慢性期卒中患者的手功能。因此，雙關節聯合刺激通常也將 FES 與任務導向性訓練相結合。Kimberley 等^[10]對腦卒中後 6 個月以上患者進行了一項雙盲研究。FES 組以頻率 50 Hz，脈衝波寬 200s，通電/斷電比為 5s/15s 的參數刺激前臂產生抓握及手腕屈伸動作。每天刺激 6 h，共 10 d，在 3 周內完成。安慰刺激組使用相同的裝置但不通電流，結果顯示 FES 組的手功能較安慰刺激組改善更為明顯。但 6h 的治療時間在臨床難以實施，且治療中電流大小無法根據實際需要進行調節。早期的一些研究也指出，FES 雙通道刺激腕部和手部，完成雙關節任務導向性的聯合運動，可改善卒中患者上肢 Fugl-Meyer 評分和 Barthel 指數評分。並且，在隨訪研究中^[11]，患者腕手的功能改善可以維持 6 個月以上。可見在 FES 作用下，較弱的自主努力就可以產生較大的運動。我科基於下肢多通道 FES 治療卒中步態的研究出發，使用多通道 FES 治療卒中患者偏癱上肢功能性夠取（分別刺激肩外展、伸肘、伸腕和伸指肌群，頻率 40Hz，脈寬 300 μ s，刺激時間 30min）也收到了較好的臨床效果（圖 3），特別對於慢性期、上肢功能恢復較差的患者。





圖 3 多通道上肢 FES 的任務導向訓練

② 外部控制的上肢電刺激：這是一種通過外在控制刺激器的開關完成 FES 治療的方法。外部控制的方式主要包括患側肌電信號控制腕手運動（ICFES）、健側上肢直接控制手部放開的動作和健側腕手的肌電信號控制患側腕手運動（CCFES）。

患側肌電信號控制是以患側目前的肌電水準作為刺激閾值，當患側伸腕、伸指肌群肌電水準達到閾值，刺激器會引出一一次刺激擴大運動範圍來幫助患者完成功能性活動，若多次不能達到要求電位時，系統會調低肌電閾值。使用肌電閾值觸發模式治療卒中患者的研究顯示，治療後患者的伸腕、伸指功能明顯改善。fMRI 的研究同樣發現^[12]，回饋式的功能性電刺激在患側大腦皮層初級運動皮質（M1 區）的啟動強度明顯高於單純刺激組。

另外兩種外部控制均使用健側控制，前一種是患者主動抓握物體，當需要釋放物體時，健側手手動控制電刺激開關使手指鬆開物體；而後一種是近幾年研究較多的上肢 FES（圖 4），即先採集健側進行目標性功能活動的肌電值，然後雙側上肢同時進行訓練，當患側無法達到健側採集到的肌電值時，就會得到一次外部刺激（患側分別貼有記錄電極和刺激電極）。對側控制的 FES 會在整個訓練過程中控制患側上肢，不在某一特定時間點，患者需要持續控制自己的運動範圍和動作品質，也可以隨時掌握休息時間，患者在訓練中不斷強化注意力，雙側的訓練也有利於啟動腦部神經元和功能的重組，平衡半球間的興奮與抑制的平衡。Knutson JS 等人^[13]將單純電刺激和對側控制性的電刺激治療卒中患者，結果發現，對側控制組在 FMA 和 BBT（盒子積木測試）評分中均高於單純刺激組。楊迪等人^[14]使用 CCFES 聯合運動治療腦卒中患者 3 周，實驗組上肢 FMA、MBI、患側腕背伸肌 RMS/健側腕背伸肌 RMS、腕背伸關節活動度均較治

療前有明顯改善，但一天 2 次的 CCFES 治療與一天 1 次的 CCFES 治療在肌電指標有提高，而在功能評分方面沒有顯著差異。有研究發現，CCFES 治療組 MBI 平均得分由輕度依賴（40 分）上升為生活基本自理（66 分），這在一定程度上提高卒中患者主動參與治療的信心和滿意度。



圖 4 對側控制的上肢 FES 治療（CCFES）

3. 功能性電刺激上肢運用的新方向

隨著神經閉環調控理論（中樞-外周-中樞）和電腦技術的不斷發展，腦卒中功能性電刺激的運用不再局限於單純的電刺激治療或者只針對某一運動能力的提高，更多地是將 FES 作為組合治療的一項，與其他中樞神經康復技術配合使用，比如 FES 結合鏡像療法、FES 結合腦電控制系統^[15,16]（如使用視覺誘發電位產生的腦電信號觸發 FES，但腦電信號的抗干擾力是影響其臨床使用的重要原因）、FES 結合虛擬現實系統（如佩戴 FES 在模擬的超市、居家或公園環境中完成生活化的上肢功能訓練）以及 FES 結合經顱磁刺激（如使用線圈以 1.0Hz 的強度刺激健側大腦 M1 區）等。

腦卒中後作業治療的重要目標是幫助患者實現 ADL 獨立，回歸生活，因此，FES 的家居使用也是近幾年研發的主要方向。FES 與機器人或外部手功能輔具相結合的神經支具類^[17]，即可穿戴式 FES 其中一種形式。穿戴式 FES 既可以解決偏癱上肢功能性活動訓練強度不足的問題，也可以提高患側在日常生活中的使用頻率。國外常見的類型有 HandMaster 系統、仿生手套系統（高位截癱患者多用）以及 Freehand 系統等（圖 5）。

國內近幾年也湧現出部分可攜式多通道上肢治療系統的研究，但產品化的成熟系統在國內仍不多見。此類神經支具通常採取多組肌群的表面電極或插入式電極，刺激部位多以腕手功能為主，刺激電流較低。雖然神經支具的設備在不斷更新（如有線控制變為無線遙感控制，設備體積不斷縮小等），但實際使用率並不普遍，這可能與所需的患者上肢基礎功能高、產品價格以及佩戴的舒適性等因素有關。



圖 5 上肢穿戴式 FES (NESS H2000™ 系統)

4. 結語

功能性電刺激在腦卒中作業治療中已有較廣泛的運用。利用 FES 可幫助不同病程的卒中患者提高上下肢運動功能，以完成功能性步行、抓握物體等更加日常生活的活動內容。從臨床運用來看，配合 FES 的任務導向性訓練（如步行、夠物）更具備實用價值。同時，FES 與功率踏車、上下肢機器人、腦機協同或虛擬現實等新技術結合是 FES 應用範圍的補充和拓展。雖然 FES 的使用參數仍沒有統一或者標準的要求，如刺激時間（30min/45min/1h?）、刺激強度、治療頻率（一周幾次？治療 3 周/6 周?）等，但近幾年 FES 的研究數目呈現逐年增加的趨勢，研究設計和研究內容也在不斷提高，如隨機對照實驗的數目增加，卒中患者的功能障礙嚴重程度由輕變重，FES 在腦部影像學的改變等。研究品質和複雜性的提高可以幫助臨床工作者更科學地使用 FES，並從循證醫學的觀點解釋和完善 FES 的作用機制。同時，FES 的家居實用性和便攜性也是 FES 後期技術開發的熱點和難點。

參考文獻

- [1] 張定國, 朱向陽. 功能性電刺激研究在中國的回顧、現狀與展望. [J] 中國康復理療與實踐, 2010, 16(9), 848-850.
- [2] 王欣, 王寧華. 功能性電刺激在改善運動功能方面的作用. 中國康復理論與實踐, 2009, 15: 238-241.
- [3] 燕鐵斌. 康復醫學前沿. [M] 北京, 人民軍醫出版社, 2014.



- [4] 李奎成, 劉曉豔, 劉四文等. 任務導向的功能性電刺激療法在腦外傷患者手和上肢功能恢復中的應用. 中華物理醫學與康復雜誌. 2013, 35(8), 621-626.
- [5] 遊國清, 燕鐵斌. 功能性電刺激及其在腦卒中後偏癱患者中的應用. 中華物理醫學與康復雜誌. 2007, 29(2), 142-145.
- [6] 張順喜, 郭永亮, 賀靈慧等. 基於正常行走模式的功能性電刺激對腦卒中患者行走功能即時影響的隨機對照研究. [J] 中國康復理論與實踐, 2019, 34(5): 527-533.
- [7] Kwakkel G, Kollen B and Twisk J. Impact of time on improvement of outcome after stroke. Stroke 2006; 37: 2348 - 2353
- [8] Jostdottir J, Thorsen R, Aprile I, et al. Arm rehabilitation in post stroke subjects: a randomized controlled trial on the efficacy of myoelectrically driven FES applied in a task-oriented approach [J]. PLoS One, 2017, 12(12): 1-16.
- [9] Eraifej J, Clark W, France B, et al. Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: a systematic review and meta-analysis [J]. Syst Rev, 2017, 6(1):40-61.
- [10] Kimbedey TJ, Lewis SM, Auerhach EJ, et al. Electrical Stimulation driving functional improvements and cortical in subjects with stroke. Exp Brain Res, 2004, 154: 450-460.
- [11] 林子玲, 陳玲, 燕鐵斌等. 功能性電刺激改善腦卒中患者上肢功能的隨機對照研究. 中國康復醫學雜誌, 2010, 25: 152-155.
- [12] 邢亮, 張通, 顧越等. 回饋式功能性電刺激治療對腦梗死患者上肢運動功能恢復的影響及其機制的 fMRI 研究. 中華神經醫學雜誌. 2013, 12(6), 604-609
- [13] Makowski NS, Knutson JS, Chae J, et al. Neuromuscular electrical stimulation to augment reach and hand opening after stroke. Conf Proc IEEE EngMed BiolSoc, 2011, 139: 3055-3058.
- [14] 楊迪, 王強, 高正玉等. 對側控制型功能性電刺激對亞急性期腦卒中患者上肢運動功能恢復的影響. 中華物理醫學與康復雜誌. 2020, 42(6), 523-527.
- [15] 唐千七, 張通. 腦機界面控制的功能性電刺激對腦卒中患者上肢功能障礙的康復效果[J]. 中國康復理論與實踐, 2021, 27(7): 802-806
- [16] Cervera MA, Soekadar SR, Ushiba J, et al. Braincomputer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a meta-analysis [J]. Ann Clin Transl Neurol, 2018, 5(5): 651-663.
- [17] Hart RL, Kilgore KL, Peckham PH. A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems. IEEE Trans Rehabil Eng, 1998, 6: 208-218.

