

等尺性下肢閉運動連鎖運動における経頭蓋直流電気刺激と 随意運動介助型電気刺激の併用による皮質脊髄路促進効果

河村 顕治 井上 茂樹

Corticospinal tract stimulation effect of transcranial direct current electrical stimulation combined with integrated volitional control electrical stimulation in isometric lower extremity closed kinetic chain exercise

Kenji KAWAMURA, Shigeki INOUE

要旨

寝たきりの発生要因となる大腿骨近位部骨折の98%が転倒によって起こり高齢者の転倒の多くは歩行中に発生する。転倒のリスク因子としては歩行機能障害、筋力低下（サルコペニア）、バランス機能低下などが主な因子である。そこで大脳皮質興奮性を調整できる機能を持つ経頭蓋直流電気刺激（tDCS）と、末梢から中枢へフィードバックが行える随意運動介助型機能的電気刺激（IVES）を組み合わせることにより、皮質脊髄路促進効果が得られるという仮説に基づき、併用電気刺激前後の等尺性下肢CKC最大筋出力時の筋出力計測及び内側広筋の表面筋電図波形解析を行った。その結果、等尺性下肢CKC最大筋出力は有意に増加した。筋電図波形解析では内側広筋の筋出力を表すRMSが有意に増加し、速筋のリクルートを表す平均周波数と周波数中央値の有意な増加が認められた。

キーワード：サルコペニア、閉運動連鎖、経頭蓋直流電気刺激、随意運動介助型機能的電気刺激、皮質脊髄路促進効果

Key words : Sarcopenia, CKC, tDCS, IVES, Corticospinal tract stimulation effect

はじめに

寝たきりの発生要因となる大腿骨近位部骨折の98%が転倒によって起こり高齢者の転倒の多くは歩行中に発生する。転倒のリスク因子としては歩行機能障害、筋力低下（サルコペニア）、バランス機能低下などが主な因子である。サルコペニア（sarcopenia）とは、加齢により筋肉（sarco）が減少（penia）していることを意味する1989年にRosenbergが初めて提唱した概念である¹⁾。70歳以上の高齢者の40%以上が罹患していると推定され、転倒を引き起こし骨粗鬆症性骨折の原因となり最終的に寝たきりの発生要因の一つとなる。サルコペニアでは α 運動神経が減少してtype II線維の選択的脱神経が起こるとされているため、筋肉だけを問題とするのではなく神経系にもアプローチが必要となる。また、歩行などの閉運動連鎖（closed kinetic chain: CKC）運動においては、大腿四頭筋と拮抗筋であるハムストリングの共同収縮などの特徴的筋活動が起こるため、筋力強化においても

CKCでの運動が必要となる²⁾。

経頭蓋直流電気刺激（transcranial direct current stimulation: tDCS）はターゲットとなる皮質領域に置く電極の極性によって脳機能を興奮または抑制することができ大脳皮質興奮性を調整できる³⁾。一方、随意運動介助型機能的電気刺激（integrated volitional control electrical stimulation: IVES）は脳からの運動指令を筋電図としてモニタリングし、それに合わせて同じ筋肉に電気刺激を与えることで主動筋の促進と、拮抗筋のIa相反抑制を生じさせ、さらに電気刺激により末梢から中枢へフィードバックが行える⁴⁾。

そこで、大脳皮質興奮性を調整できる神経調整（neuromodulation）機能を持つtDCSと末梢から中枢へフィードバックが行えるIVESを組み合わせることにより、皮質脊髄路促進効果が得られるという仮説に基づき、tDCSとIVESの併用電気刺激前後の等尺性下肢CKC最大筋出力時の筋出力計測および内側広筋の表面筋電図

波形解析を行った。

方法

対象者は、健常若年男性10名とした。被験者の年齢は 20.7 ± 0.8 歳、身長は 173 ± 5.4 cm、体重は 62.7 ± 7.7 kgであった。

tDCSはtDCS装置GD-800（オージー技研）で左側一次運動野刺激を行った。国際10-20法に則りCz（頭頂部）に陽極電極、右眼窩上前額部に陰極電極を置き、刺激強度1.5mAのパルス刺激で運動に合わせて20分間通電した（図1、2）。IVESはGD-612（オージー技研）を用いてIVESゲル導子（大）とIVESゲル2極導子（大）を内側広筋上に貼付し、パワーアシストモードで運動に合わせて20分間刺激を行った（図3）。

等尺性下肢CKC筋出力計測はIsoforce GT-330（オージー技研）を使用し、さらに表面電極を内側広筋に貼付してNicolet Viking IV筋電計を用いて筋電図波形解析を行った（図4）。右下肢について疲労をきたさない10% MVCの出力で4秒間等尺性下肢CKC伸展運動を行い4秒間休むというリズムカルな運動を20分間行わせ、その前後で等尺性下肢CKC最大筋出力及び内側広筋表面筋電図を計測した。得られた筋電波形よりRMS（root



図1：tDCSの頭部電極配置



図2：tDCS装置GD-800による左側一次運動野刺激

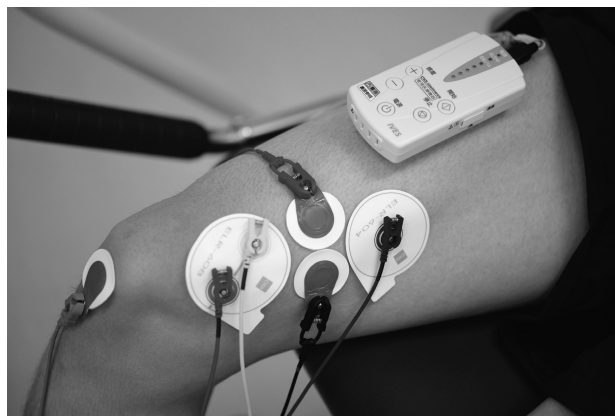


図3：IVES GD-612による内側広筋刺激と表面筋電図電極配置



図4：Isoforce GT-330による等尺性下肢CKC筋出力計測

mean square)、平均周波数、周波数中央値を求めた。

本研究は吉備国際大学倫理審査委員会の承認（受理番号22-18）を得て実施した。tDCSの安全性については我が国の臨床神経生理学会の委員会では 5×7 cm (35cm^2)の電極の場合、3mAの強度で30分間までの刺激は安全としており、実験はこの刺激レベルより弱い1.5mAの強度で20分間の刺激を行った。IVESの電気刺激のレベルについても充分安全なレベルから実験を開始し、徐々に出力をあげて痛みの無い範囲で実施した。

結果

20分間のtDCSとIVESを併用したりズミカルな運動により、等尺性下肢CKC最大筋出力は刺激前 17.4 ± 3.6 N/kgに対し、刺激後 23.9 ± 4.2 N/kgと有意に増加した（図5）。さらに内側広筋表面筋電図波形解析の結果、筋出力を表すRMSが刺激前 $337.6 \pm 143\mu\text{V}$ 、刺激後 $395.6 \pm 157\mu\text{V}$ と有意に増加した（図6）。平均周波数は刺激前

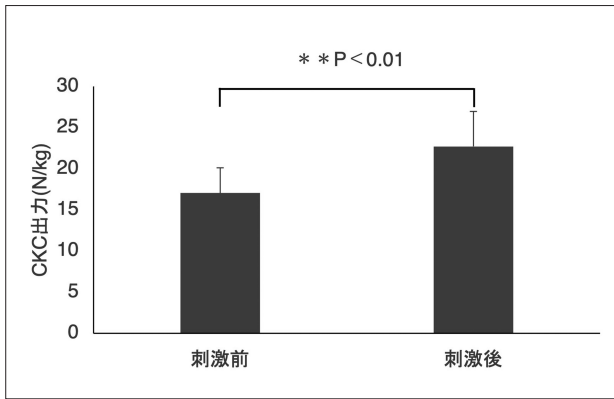


図5：等尺性CKC下肢最大筋出力の変化

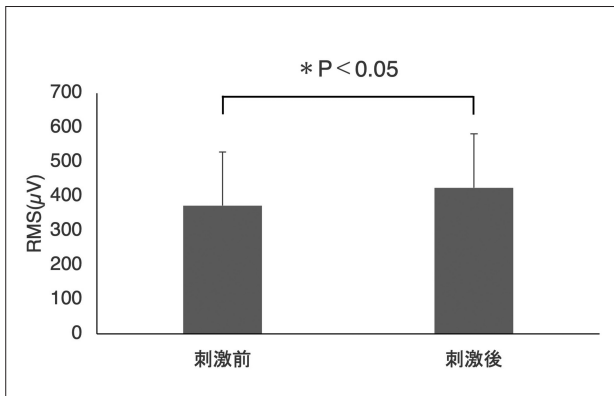


図6：RMSの変化

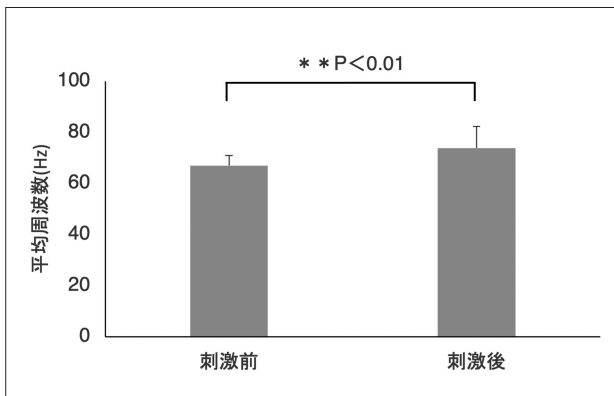


図7：平均周波数の変化

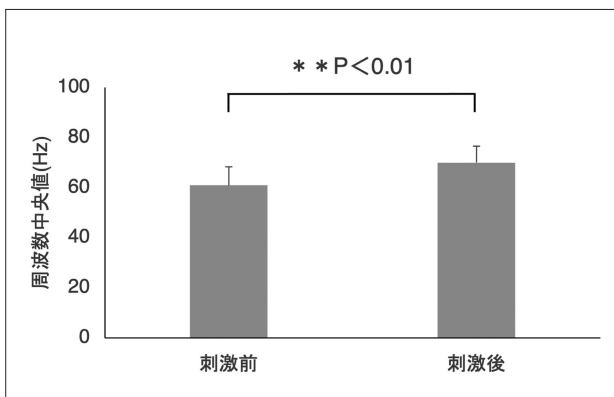


図8：周波数中央値の変化

68.3±3.3Hzに対し、刺激後77.6±6.2 Hzと有意に増加した（図7）。また周波数中央値も刺激前62.9±7.6 Hz、刺激後72.9±4.9 Hzと有意に増加した（図8）。

考察

近年、脳神経科学の進展に伴って非侵襲的なtDCSによって、身体運動のパフォーマンスを可塑的に変化させる事が可能であることが分かってきた。最新の研究では運動皮質のtDCSはランニングパフォーマンスを増強することが明らかとなった⁵⁾。

tDCSによる一次運動野刺激によって運動学習を促進することにより下肢全体の筋群を協調して筋力を発揮する能力が高まると考えられる。さらに下肢筋から計測した筋活動電位をスイッチとして筋電信号に比例した電気刺激を行うことができるIVESを併用することにより末梢からの刺激が求心性に伝わるため、tDCS単独より効果的に皮質脊髄路促進効果が得られると考えられる。

tDCSによるヒトの運動機能に対する効果は近年多数報告されており、2016年にはアスリートがtDCSを利用して“脳ドーピング”を行うのではないかというレポートが報告された⁶⁾。

tDCSの効果は電流が大脳皮質に存在する投射性の興奮性神経細胞である錐体細胞に作用し、陽極刺激では脱分極、陰極刺激では過分極を誘導するためと考えられている。一次運動野をターゲットとした場合、陽極の電極を一次運動野の上に置いた場合は興奮性の上昇に作用し、陰極を置いた場合は抑制性に作用する³⁾。陽極の電極を一次運動野の上に置いたtDCSによる一次運動野刺激によって運動学習を促進することにより、下肢全体の筋群を協調して筋力を発揮する能力が高まると考えられる。

一方、導出した筋活動電位に比例して電気刺激が行われるIVESは、体性感覚入力増加と随意的運動促進の両方が相乗効果をもって、脳の可塑性を賦活して機能改善に寄与するとされている⁷⁾。末梢電気刺激治療を行うことで、一次運動野からα運動ニューロンを経由して筋へと至る皮質脊髄路の興奮性が増大することがわかっている⁸⁾。

四肢に対する代表的な電気刺激としては機能的電気刺激（Functional Electrical Stimulation: FES）と、治療的電気刺激（Therapeutic Electrical Stimulation: TES）がある。FESは筋もしくは末梢神経を刺激して麻痺筋を収縮させることで、その筋の随意性及び消失した機能を代償させることを目的とした治療法である。TESは随意運動の促進、筋肉の不随意収縮の抑制、筋力増強などを目的として麻痺筋やその周囲の神経・筋に対して電気刺激を行う治療法である。微弱な随意収縮を筋電図としてモニタリ

ングし、それに合わせて同じ筋肉に電気刺激を与えアシストする治療法であるIVESは、FESとTESを融合させた新しい電気刺激療法といえる⁹⁾。

TESによる主動作筋（麻痺筋）やその支配神経への電気刺激は、主動作筋（麻痺筋）の2シナプス性Ia抑制介在ニューロンを介して拮抗筋の運動ニューロンを抑制することで、拮抗筋緊張を抑制（相反抑制）する。さらに、主動作筋（麻痺筋）の2シナプス性Ia抑制介在ニューロンは、相互抑制により、拮抗筋の2シナプス性Ia抑制介在ニューロンを抑制し、結果として、拮抗筋側からの相反抑制から脱抑制されて、主動作筋（麻痺筋）の随意運動が改善する¹⁰⁾。IVESではこのように、TESの効果として主動作筋（麻痺筋）の随意運動の促進や、拮抗筋の緊張の抑制などの効果をもたらすことができる。さらに、随意筋電量に比例した電気刺激は、FESとして随意運動を介助し、自らの運動を認識しやすくする。そして皮質からの運動指令と介助された随意運動により、末梢からの体性感覚入力の増加と主動作筋（麻痺筋）の随意運動促進が、相乗効果により脳神経ネットワークの再構築に寄与すると考えられる⁷⁾。

本研究の結果として、20分間のtDCSとIVESを併用した電気刺激により、等尺性下肢CKC最大筋出力は有意に増加した。さらに、内側広筋表面筋電図波形解析の結果、筋出力を表すRMSが大きくなり、速筋成分のリクルートを表す平均周波数と周波数中央値の増加が認められた。これらの結果から、tDCSによる一次運動野刺激によって運動学習を促進することにより下肢全体の筋群を協調して筋力を発揮する能力が高まると考えられる。さらに下肢筋から計測した筋活動電位をスイッチとして筋電信号に比例した電気刺激を行うことができるIVESを併用することにより、末梢からの刺激が求心性に伝わると同時に随意運動の促進や、拮抗筋の緊張の抑制などにより、効果的に皮質脊髄路促進効果が得られると考えられる。

近年、tDCS 前処置 IVES 療法において慢性期脳卒中後中等度上肢麻痺に対する有効性が報告されている¹¹⁾。上肢の運動はほとんどが開運動連鎖（open kinetic chain: OKC）運動である。本研究は歩行などの日常で最もよく使われる運動様式であるCKC運動について検討

を行った。CKC運動においては、大腿四頭筋と拮抗筋であるハムストリングの共同収縮などの特徴的筋活動が起こるため、拮抗筋のIa相反抑制が有効に機能する上肢のOKC運動とは条件が全く異なる。この問題に関しては、状態依存性反射反転（state-dependent reflex reversal）という現象が知られている¹²⁾。これは、運動中に変化する必要条件を満たすように、脊髄回路における情報伝達が下降性運動指令によって制御されるというものである。すなわち、OKC運動においてはIa相反抑制が合目的に作用するが、CKC運動においては作用筋と拮抗筋の共同収縮が必要とされる。そのため、CKC運動では筋にかかる負荷を敏感に検知するゴルジ腱器官からの興奮性経路を介した伝達を優先させることで、下降運動指令はそこからのフィードバックを自動的に筋活動の促進に用いることを可能にしているのである。

本研究の結果は、リハビリテーションやスポーツトレーニングの分野において、有用な知見を提供することができる。例えば、脳卒中後の患者や運動機能が低下している高齢者に対して、この手法を用いたリハビリテーションが行われることが考えられる。また、スポーツトレーニングにおいては、この手法を用いることによって、選手の筋力向上やパフォーマンスの向上が期待できる。さらに、将来的には、この手法を用いた新しいトレーニング機器の開発が期待される。

まとめ

本研究では、tDCSとIVESを組み合わせた20分間の運動によって、等尺性下肢CKC最大筋出力が有意に増加し、内側広筋の表面筋電図波形解析において筋出力を表すRMSが大きくなり、速筋成分のリクルートを表す平均周波数と周波数中央値の増加が認められた。これらの結果から、tDCSとIVESを併用することで、皮質脊髄路促進効果を得ることができると示唆された。今後、より詳細な解析を行うことが必要であるが、本研究の結果は、運動障害の改善に向けた新たなアプローチを提供するものであると考えられる。

最後に、本研究は日本学術振興会科学研究費補助金基盤研究（C）（課題番号21K11234）の援助を受けたことを付記する。

Abstract

Falls account for 98% of all proximal femur fractures that result in bedridden patients, and most falls in the elderly occur while walking. The main risk factors for falls include gait dysfunction, muscle weakness (sarcopenia), and balance dysfunction. We hypothesized that a combination of transcranial direct current stimulation (tDCS), which has the ability to modulate cortical excitability, and integrated volitional control electrical stimulation (IVES), which provides feedback from the periphery to the center, would have a corticospinal tract stimulating effect. We measured leg force during isometric CKC maximal leg press before and after combined electrical stimulation and analyzed surface EMG waveforms of the vastus medialis muscle. The results showed that isometric CKC maximal leg press was significantly increased. EMG waveform analysis showed a significant increase in RMS, which represents muscle output of the vastus medialis, and a significant increase in mean frequency and median frequency, which represent recruitment of fast-twitch muscles.

参考文献

- 1) I. R. Rosenberg, Summary comments. *Am. J. Clin. Nutr.* **50**, 1231-1233 ISI (1989).
- 2) R. A. Palmitier, K. N. An, S. G. Scott et al., Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports Medicine* **11**, 402-413 (1991).
- 3) M. A. Nitsche, W. Paulus, Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol* **527**, 633-639 (2000).
- 4) 村岡慶裕, 正門由久, 富田豊, 藤原俊之, 治療的電気刺激による脳卒中患者の足関節筋群における 2 シナプス性 Ia 相反抑制の変化. *リハビリテーション医学* **37**(7), 453-458 (2000).
- 5) S. B. Park, D. J. Sung, B. Kim, S. Kim, J. K. Han, Transcranial Direct Current Stimulation of motor cortex enhances running performance. *PLoS ONE* **14** (2), e0211902 (2019).
- 6) S. Reardon, 'Brain doping' may improve athletes' performance. *Nature* **531**, 283-284 (2016).
- 7) E. Bhatt, A. Nagpal, K. H Greer, T. K. Grunewald, J. L. Steele, J. W. Wiemiller, S. M. Lewis, J. R. Carey, Effect of Finger Tracking Combined with Electrical Stimulation on Brain Reorganization and Hand Function in Subjects with Stroke. *Exp. Brain. Res.* **182**, 435-447 (2007).
- 8) D. G. Everaert, A. K. Thompson, S. L. Chong, R. B. Stein, Does functional electrical stimulation for foot drop strengthen corticospinal connections? *Neurorehabil Neural Repair* **24**, 68-177 (2010).
- 9) 村岡慶裕, 筋電フィードバック電気刺激IVESの開発 - 神経生理に基づく医療機器開発から普及方策まで -. *計測と制御* **59**(1), 17-22 (2020).
- 10) V. M. Pomeroy, L. King, A. Pollock, A. Baily-Hallam, P. Langhorne, Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. *Cochrane Database Syst. Rev.* Apr 19; 2006 (2), CD003241 (2006).
- 11) 宗村麻紀子, 大林茂, 慢性期脳卒中上肢麻痺へのtDCSを前処置としたIVES併用作業療法の検討. *Jpn. J. Rehabil. Med.* **58**, 197-207 (2021).
- 12) E. R. Kandel, J. D. Koester, S. H. Mack, S. A. Siegelbaum, *Principles of Neural Science* (McGraw Hill, ed. 6, 2021).