

等速性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効果

河村 顕治 井上 茂樹

Combined effects of transcranial direct current electrical stimulation and integrated volitional control electrical stimulation in isokinetic closed kinetic chain exercise

Kenji KAWAMURA, Shigeki INOUE

要旨

歩行や立ち上がりなどの下肢閉運動連鎖（CKC）運動においては、膝関節を安定化するために大腿四頭筋と拮抗筋であるハムストリングの共同収縮が必要とされる。共同収縮を引き出すために、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、下降運動指令が自動的に拮抗筋の筋活動を促進する状態依存性反射反転のメカニズムが働く。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、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を促進す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で、状態依存性反射反転のメカニズムを強化して理想的なCKC運動が行えるという仮説に基づき研究を行った。10分間のtDCSと大腿四頭筋またはハムストリングに対するIVESを併用した等速性CKC運動により、膝屈曲60度の膝伸展モーメントは有意に増加した。

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、状態依存性反射反転

Key words : Sarcopenia, CKC, tDCS, IVES, state-dependent reflex reversal

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typeII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で、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CKC下肢最大筋出力時の脚力計測および内側広筋の表面筋電図波形解析を行った。その結果、速筋のリクルートを表す平均周波数と周波数中央値が有意に増加し、等尺性CKC

下肢最大筋出力は促進されて有意に増加した⁵⁾。

CKC運動においては、膝関節を安定化するために大腿四頭筋と拮抗筋であるハムストリングの共同収縮が必要とされるので、拮抗筋のIa相反抑制が有効に機能する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おり、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、下降運動指令が自動的に拮抗筋の筋活動を促進する⁶⁾。

経頭蓋直流電気刺激 (tDCS) を使用することで、下降運動指令を強化し、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作筋を促進す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、CKC運動において起こる状態依存性反射反転のメカニズムを強化して効率的な筋力強化を行うことが本研究の狙いである。そのために理想的なCKC運動で下肢の関節モーメントが計測できる等速性閉運動連鎖運動評価訓練機^{7, 8)}を使用して研究を行った。

方法

1. IVESによる大腿四頭筋刺激

対象者は健常若年男性10名 (身長 174.3 ± 3.5 cm、体重 62.6 ± 6.9 kg) とした。tDCS装置GD-800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10分間通電した (図1)。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) を大腿四頭筋上に貼付し、パワーアシストモードで運動に合わせて10分間刺激を行った (図2)。等速性CKC運動は我々が開発



図1 : tDCSの頭部電極配置

したフットペダルがサイクロイド曲線軌跡上を往復運動する構造の等速性閉運動連鎖型評価訓練機を用いて、右下肢の評価を行った (図3)。膝関節について運動速度60deg/secで、膝伸展0度から膝屈曲90度の往復運動を行わせた。足部出力を計測するためにフットプレートの下

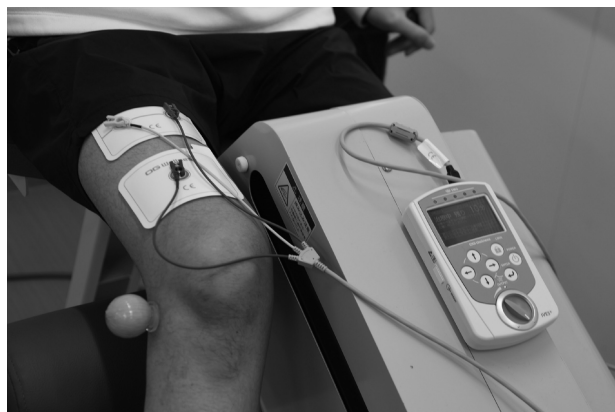


図2 : IVESによる右大腿四頭筋の刺激



図3 : 等速性閉運動連鎖型評価訓練機による右下肢の評価 (大腿四頭筋刺激)

に3軸ロードセルLSM-B-5KNSA15（共和電業）を設置した。運動はデジタルビデオカメラで右側面から撮影しToMoCo-LC（東総システム）にて右下肢の解析を行った（図4）。10分間のtDCSとIVESを併用した等速性CKC運動を10% MVCの強度で行わせ、その前後で右下肢最大出力時の下肢3関節モーメントを評価した。

2. IVESによるハムストリング刺激

対象者は健常若年男性10名（身長 172.5 ± 6.9 cm、体重 66.4 ± 5.7 kg）とした。tDCS装置GD-800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10分間通電した。IVESによって右ハムストリングの刺激を行った。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）をハムストリング上に貼付し、パワーアシストモードで運動に合わせて10分間刺激を行った（図5）。等速性CKC運動は我々が開発したフットペダルがサイクロイド曲線軌跡上を往復運動する構造の等速性閉運動連鎖型評価訓練機を用いて、右下肢の評価を行った。膝関節について運動速度 60 deg/sec で、膝伸展0度から膝屈曲90度の往復運動を行わせた



図4：ToMoCo-LC（東総システム）による右下肢の解析



図5：IVESによる右ハムストリングの刺激

（図6）。足部出力を計測するためにフットプレートの下に3軸ロードセルLSM-B-5KNSA15（共和電業）を設置した。運動はデジタルビデオカメラで右側面から撮影しToMoCo-LC（東総システム）にて右下肢の解析を行った。10分間のtDCSとIVESを併用した等速性CKC運動を10% MVCの強度で行わせ、その前後で右下肢最大出力時の下肢3関節モーメントを評価した。

結果

1. IVESによる大腿四頭筋刺激

10分間のtDCSとIVESを併用した等速性閉運動連鎖運動により、膝屈曲60度の膝伸展モーメントは $2.60 \pm 0.94 \text{ Nm/kg}$ から $2.88 \pm 0.98 \text{ Nm/kg}$ へ有意に増加した（図7）。

2. IVESによるハムストリング刺激

10分間のtDCSとIVESを併用した等速性閉運動連鎖運動により、膝屈曲60度の膝伸展モーメントは $1.09 \pm 0.48 \text{ Nm/kg}$ から $1.76 \pm 0.61 \text{ Nm/kg}$ へ有意に増加した（図8）。



図6：等速性閉運動連鎖型評価訓練機による右下肢の評価（ハムストリング刺激）

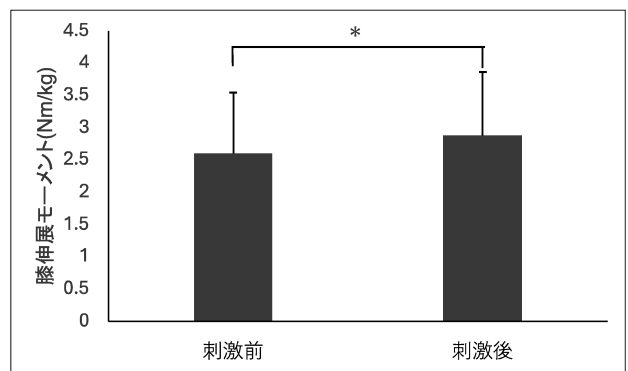


図7：IVESによる大腿四頭筋刺激時の膝伸展モーメントの変化

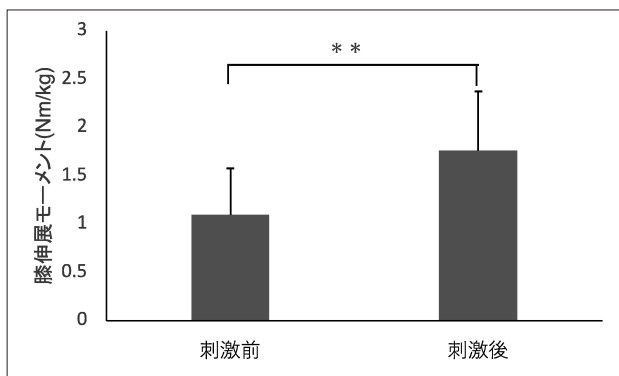


図8：IVESによるハムストリング刺激時の膝伸展モーメントの変化

考察

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的に作用する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。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⁹⁾。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というレポートが報告された¹⁰⁾。

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¹¹⁾。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¹²⁾。IVESによる随意筋電量に比例した電気刺激は、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¹¹⁾。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、機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation: FES)と、治療的電気刺激(Therapeutic Electrical Stimulation: TES)を融合させた新しい電気刺激療法といえる¹³⁾。

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¹⁴⁾。

近年、tDCS前処置IVES療法において慢性期脳卒中後の中等度上肢麻痺に対する有効性が報告されている¹⁵⁾。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⁶⁾。これは、運動中に変化する必要条件を満たすように、脊髓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相反抑制が目的的に作用するが、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。

CKC運動においては膝関節で大腿四頭筋とハムストリングの共同収縮が起こり、膝関節が保護されるが、この必要条件を満たすように、脊髓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ている。tDCSによって下降運動指令を強化して、IVESによって必要な筋収縮を補助すれば、効率的な筋力強化が行える可能性がある。本研究の結果では大腿四頭筋またはハムストリングをIVESで刺激したが、どちらにおいても膝伸展モーメントは有意に増大した。一般的にはCKCの状況下でも人の解剖学的構造上、大腿四頭筋優位の収縮が起こる。したがってハムストリングをIVESで刺激した時も膝伸展モーメントが有意に増大するという知見は、CKC運動における膝関節周囲の理想的なバランスの共同収縮を引き出すための方法として有意義である。

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である。このアプローチにより、サルコペニアや変形性膝関節症によって運動機能が低下している虚弱高齢者の下肢に対して、安全で効果的なりハビリテーションシステムが構築できる。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

10分間のtDCSと大腿四頭筋またはハムストリングに対するIVESを併用した等速性CKC運動により、膝屈曲60度の膝伸展モーメントは有意に増加した。一般的にはCKC運動では大腿四頭筋優位の収縮が起こる。したがってハムストリングをIVESで刺激した時も膝伸展

モーメントが有意に増大するという知見は、CKC運動における膝関節周囲の理想的なバランスの共同収縮を引き出すための方法として有意義である。

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

Lower extremity closed kinetic chain: CKC exercises such as walking and standing require co-contraction of the quadriceps and antagonist hamstring muscles to stabilize the knee joint. To elicit co-contraction, a state-dependent reflex reversal mechanism works by prioritizing transmission via excitatory pathways from the Golgi tendon organ, which is sensitive to the load applied to the muscle, so that the descending motor command automatically promotes muscle activity in the antagonist muscle. Transcranial direct current stimulation: tDCS has the ability to modulate cortical excitability. Integrated volitional control electrical stimulation: Ives measures motor commands from the brain as electromyograms and stimulates the same muscles by applying electrical stimulation according to the magnitude of the electromyogram. The study was based on the hypothesis that the combination of tDCS and Ives would enhance the mechanism of state-dependent reflex reversal to produce ideal CKC exercise. Isokinetic CKC exercise combined with 10 minutes of tDCS and Ives to the quadriceps or hamstring significantly increased the knee extension moment at 60 degrees of knee flexion.

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) 河村顕治, 井上茂樹, 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. *吉備国際大学保健福祉研究所研究紀要* **24**, 7-11 (2023).
- 6) E. R. Kandel, J. D. Koester, S. H. Mack, S. A. Siegelbaum, *Principles of Neural Science* (McGraw Hill, ed. 6, 2021).
- 7) 河村顕治, 畠中泰彦, 中嶋正明, 藤野英己, 元田英一, 鈴木康夫, 奥村康成, 角野歩, 都築常明, グアンリー, 臥床患者のための閉運動連鎖型訓練機器の開発(1) -CYBEX6000による下肢出力様式の基礎的研究-. *吉備国際大学保健科学部研究紀要* **6**, 71-79 (2001).
- 8) 河村顕治, 畠中泰彦, 中嶋正明, 藤野英己, 元田英一, 鈴木康夫, 奥村康成, 角野歩, 都築常明, グアンリー, 臥床患者のための閉運動連鎖型訓練機器の開発(2). *吉備国際大学保健科学部研究紀要* **7**, 103-110 (2002).
- 9) 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).
- 10) S. Reardon, 'Brain doping' may improve athletes' performance. *Nature* **531**, 283-284 (2016).
- 11) 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).
- 12) 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).
- 13) 村岡慶裕, 筋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).
- 14) 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).
- 15) 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).

