

## 研究報告

## 一次運動野への陽極 tDCS がジャンプ力に及ぼす影響

彦坂 幹斗<sup>1)</sup>・荒牧 勇<sup>2)</sup>The Effect of Anodal Transcranial Direct Current Stimulation Over  
The Primary Motor Cortex on Jump Height

Mikito HIKOSAKA, Yu ARAMAKI

## 1 緒言

経頭蓋直流電気刺激 (transcranial direct current stimulation: tDCS) は、頭皮上から大脳皮質に対して微弱な直流電流を流すことにより、電流直下の大脳皮質の興奮性を一過性に変化させるニューロモジュレーション技術である<sup>1)</sup>。刺激電極の極性により効果が異なり、ターゲット脳部位の直上の頭皮に陽極電極を置く「陽極 tDCS」は大脳皮質の興奮性を増加させ、陰極電極を置く「陰極 tDCS」は大脳皮質の興奮性を減少させる<sup>2)</sup>。脳卒中片麻痺患者に対して、一次運動野下肢領域へ陽極 tDCS を行うと膝関節伸筋力が増加するという報告<sup>3)</sup>などもあり、主にリハビリテーション分野での応用可能性が期待されてきた。

近年ではスポーツ分野においても、tDCS がスポーツパフォーマンスの向上に有効かどうか、倫理的な観点も含めて注目されている<sup>4)</sup>。しかしながら、一次運動野への陽極 tDCS の疲労の抑制効果<sup>5,6,7,8)</sup>や筋力増加効果<sup>9,10)</sup>を検討した研究はあるものの、スポーツにおいて重要となる全力かつダイナミックな動作における tDCS の影響についての報告例は少ない。こうした中で、Latteri ら<sup>11)</sup>が一次運動野への陽極 tDCS によりカウンタームーブメントジャンプ (以下、

CMJ) の跳躍高が増加したと報告したことは注目に値する。とはいえ、随意最大筋力への tDCS の先行研究では、効果が「ある」とする研究<sup>9,10)</sup>もあれば、「無い」とする研究<sup>12,13)</sup>もあるため、Latteri らの研究結果も追試する必要がある。また、一次運動野への tDCS がジャンプ力に及ぼす影響を検証するのであれば、一次運動野の運動指令だけでなく、脊髄の伸張反射機構や筋腱複合体の弾性によるストレッチショートニングサイクル (以下、SSC) も利用できる CMJ よりも、SSC を利用できないスクワットジャンプ (以下、SJ) の方が、一次運動野への陽極 tDCS の効果が顕著になるはずである。そこで本研究は、一次運動野への陽極 tDCS が CMJ と SJ の跳躍高に及ぼす影響を調べた。

## 2 方法

## 2.1 実験デザイン

実験参加の同意を得た健康な一般成人男性14名 (身長: 169.9 ± 5.7cm, 体重: 62.9 ± 6.3kg, 年齢: 21.9 ± 1.4歳) を被験者とした。tDCS は陽極 tDCS と擬似刺激であるシャム tDCS の2種類の刺激条件を実施するため、実験期間を1週間設け、実験期間中の同一時間帯に2回実験を行った。また筋疲労による跳躍高への影響を防ぐた

<sup>1)</sup>中京大学大学院体育学研究科・<sup>2)</sup>中京大学スポーツ科学部

め、実験期間中は筋肉痛を伴う強度の運動を避けることを条件とした。なお、tDCSを実施する前の跳躍高の実験間信頼性を検討した結果、級内相関係数はSJで0.88、CMJで0.96と信頼性が保たれた。本研究は中京大学体育学研究科倫理委員会の承認を得て実施された。

## 2.2 ジャンプの種類と跳躍高の測定

ジャンプは反動を用いないSJと、反動を用いるCMJの2種類を測定した。なお腕振りによる跳躍高への貢献を除外するため、手は腰部に当てた状態に統一した。tDCSの実施前をPre、実施後をPostとした。Preの前にはウォーミングアップとして50W×5分間の自転車エルゴメーターとSJ、CMJの練習を行った。測定はSJを最大努力で3回行った後に、CMJを最大努力で3回行い、ジャンプとジャンプの間には十分な休息を設けた。PostはPreと同じ条件に設定するため、tDCSの最後の5分間と50W×5分間の自転車エルゴメーターを並行して行い、その後SJ、CMJの練習を行った。跳躍高は、被験者の右大転子に貼付した再起反射マーカークの軌跡をモーションキャプチャーシステム (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd.) を用いてサンプリング周波数250Hzで記録し、安静立位時と最大跳躍時の鉛直方向成分の差から跳躍高を算出した。跳躍高は3回の平均値から平均跳躍高を算出し、tDCSの効果量としてPreの平均跳躍高を基準としたPostの平均跳躍高の変化率 ( $\Delta=(\text{Post-Pre})/\text{Pre}$ ) を算出した。

## 2.3 tDCSの刺激条件

本研究はプラセボ効果を防ぐために、陽極tDCSとシャムtDCSの2条件を用いた二重盲検法で行われた。tDCSはバッテリー駆動のDC電気刺激装置 (DC-Stimulator, neuroConn) と、5cm×7cmの大きさのゴムの導電性電極を用いた。さらに、電極には生理食塩水で湿らせたスポンジカバーを取り付けた。tDCSの前に洗髪剤で頭皮を洗浄してもらい、皮膚のインピーダンスを最小限に抑えた。陽極電極は脳波波形の電極配置で使用される国際標準の10-20電極配置法における、Cz領域に固定した。先行研究ではCz領域の周辺でTMS (経頭蓋磁気刺激) による運

動誘発電位が前脛骨筋から確認され、その部位へのtDCSにより、前脛骨筋の運動誘発電位の増加や筋力の増加が報告されている<sup>9,14</sup>。陰極電極は前額部の中央に固定した。陽極tDCSの刺激強度は2mAで20分間行われた。シャムtDCSは陽極tDCSと同じ位置に電極を固定し、刺激開始から30秒以降は電流が流れないように設定された。tDCSの実施中の姿勢は安静座位とした。tDCSは9～13分の刺激により、効果が90分間持続したとの報告<sup>15</sup>があるため、前回のtDCSによる効果が跳躍高に影響しないように実験と実験の間は24時間以上空け、効果の日内変動を避けるため同一時間帯に実験を行った。また、2種類の刺激条件の順番のカウンターバランスが取られた。

## 2.4 統計処理

tDCSの前後の跳躍高の変化率を検討するため、それぞれの跳躍高の変化率に対して1サンプルt検定を行った。さらに、跳躍高の変化率に対するジャンプと刺激条件の交互作用を検討するため、繰り返しのある二元配置分散分析 (ジャンプ[SJ vs. CMJ]×刺激条件[陽極tDCS vs. シャムtDCS]) を行った。交互作用が有意であった場合は、下位検定としてBonferroniの多重比較検定を行った。全てのデータは平均値±標準偏差として示した。有意水準は5%未満とした。統計処理にはSPSS ver.23 for Windowsを用いた。

## 3 結果

跳躍高の変化率はTable 1およびFigure 1にまとめた。tDCSの前後の跳躍高の変化率に対する1サンプルt検定では、SJ条件のシャムtDCSでのみ有意差が認められた [ $p<0.001$ ; Table 1, Figure 1]。跳躍高の変化率の二元配置分散分析 (ジャンプ×刺激条件) では、交互作用が認められた [ $F_{(1,13)}=9.393, p=0.009, \eta_p^2=0.419$ ]。その後の下位検定として、Bonferroniの多重比較検定を行った。シャムtDCS条件におけるジャンプ間 (SJ:  $-3.02 \pm 2.43\%$ , CMJ:  $-0.36 \pm 3.15\%$ ) に有意差が認められた [ $p=0.008$ ; Figure 1]。SJ条件

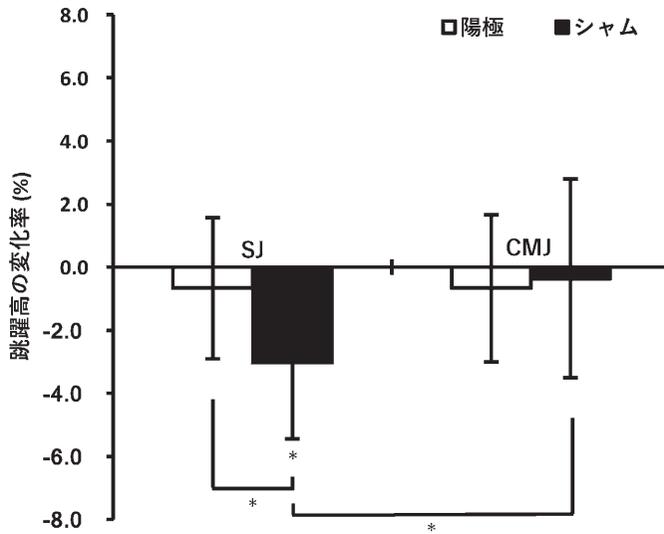


Figure 1 跳躍高の変化率をジャンプ (SJ vs. CMJ) と刺激条件 (陽極 vs. シャム) で比較した. \*  $p < 0.05$

Table 1 各ジャンプの跳躍高と跳躍高の変化率

	Pre (cm)	Post (cm)	変化率 (%)
SJ			
陽極	43.1 ± 3.3	42.8 ± 3.5	-0.67 ± 2.24
シャム	43.8 ± 3.8	42.5 ± 3.9	-3.02 ± 2.43*
CMJ			
陽極	46.1 ± 4.2	45.8 ± 4.8	-0.67 ± 2.33
シャム	46.3 ± 4.3	46.1 ± 4.8	-0.36 ± 3.15

Note: 値は平均値±標準偏差で示した. SJ, スクワットジャンプ; CMJ, カウンタームーブメントジャンプ \*  $p < 0.05$

における刺激条件間(陽極 tDCS:  $-0.67 \pm 2.24\%$ , シャム tDCS:  $-3.02 \pm 2.43\%$ ) に有意差が認められた [ $p=0.023$ ; Figure 1]。なお、陽極 tDCS 条件におけるジャンプ間 (SJ:  $-0.67 \pm 2.24\%$ , CMJ:  $-0.67 \pm 2.33\%$ ) に有意差は認められなかった [ $p=0.995$ ; Figure 1]。また、CMJ 条件における刺激条件間 (陽極 tDCS:  $-0.67 \pm 2.33\%$ , シャム tDCS:  $-0.36 \pm 3.15\%$ ) に有意差は認められなかった [ $p=0.735$ ; Figure 1]。

#### 4 考察

本研究は、一次運動野下肢領域への陽極 tDCS がジャンプ力に及ぼす影響を調べるために、陽極 tDCS またはシャム tDCS 前後の跳躍高を 2 種類のジャンプ条件、SJ と CMJ において測定した。その結果、SJ 条件において、擬似刺激のシャム tDCS では跳躍高が有意に減少し、陽極 tDCS では有意な変化は見られなかった。また、SJ の跳躍高の減少率は、シャム tDCS より陽極 tDCS の方が有意に小さかった。一方で、CMJ

条件ではいずれのtDCS条件でも跳躍高が有意に変化することはなかった。また、CMJの跳躍高の変化率は刺激条件間で有意差がなかった。よって、一次運動野下肢領域への陽極tDCSがCMJの跳躍高に及ぼす効果は観察されなかった。これらの結果から、少なくともSJにおいては、一次運動野下肢領域への陽極tDCSが、跳躍高の低下を抑制することが明らかになった。これは、tDCSによる大脳皮質への神経修飾が、スポーツパフォーマンスを向上させる可能性を示している。また、我々の予想通り、SSCを利用できないSJの方が、SSCを利用できるCMJよりもtDCS効果が顕著であることも明らかとなった。

#### 4.1 スクワットジャンプへのtDCSの効果について

疑似刺激条件であるシャムtDCSでSJの跳躍高が減少してしまう一方で、陽極tDCSではSJの跳躍高の低下が抑制できた理由として、陽極tDCSが中枢性疲労による一次運動野の興奮性の低下を抑制したことが考えられる。運動パフォーマンスは、一次運動野の興奮性の影響を大きく受ける。IkaiとSteinhaus<sup>16</sup>は、連続的な筋力発揮により低下していく最大筋力が、シャウトすることや、ピストル音を聞かせることで一過性に増加することから、随意の最大筋力は大脳の興奮水準によって規定されているという仮説をたてた。Gandeviaら<sup>17</sup>は、最大筋力発揮中に運動野にTMSを与えると、一時的に筋力が増加することを報告し、大脳の興奮水準が随意の最大筋力を規定していることを示した。このように一次運動野の興奮性は、筋力発揮に大きく影響する制限因子となる。神経伝達物質の不足による一次運動野の興奮性の低下など、神経筋接合部より上位で生じる疲労は、中枢性疲労と定義され<sup>18</sup>運動パフォーマンスを低下させる。例えばTMSを用いた中枢性疲労に関する研究では、トレッドミルでの漸増負荷テスト後の回復期に大腿四頭筋の運動誘発電位の減少が40分以上続いたとの報告がある<sup>19</sup>。本研究では、3回の全力SJの後、疑似刺激条件として実際には刺激を行わないシャムtDCSの期間を挟んだ

次のセッションでSJの跳躍高が減少した。これに対して、陽極tDCSを行った場合はSJの跳躍高の減少が見られなかった。これは、シャウトすることや、ピストル音を聞かせた時と同様に、陽極tDCSが大脳の興奮性を上昇させ、中枢性疲労を抑制することで、Preと同様の跳躍パフォーマンスを発揮することができたからだと考えられる。

#### 4.2 カウンタームーブメントジャンプでtDCSの効果が見られなかった理由について

本研究では、一次運動野下肢領域への陽極tDCSがCMJの跳躍高に及ぼす効果は観察されなかった。これは陽極tDCSによりCMJの跳躍高が増加した研究結果<sup>11</sup>とは異なる結果となった。この理由として、CMJは反動を用いる跳躍動作のため、SSCが大きく影響していることが考えられる。CMJでは、筋腱複合体の機械的弾性や脊髄以下の伸長反射が関与するSSCの跳躍高への寄与が大きいいため、全力跳躍3回程度で生じる一次運動野の興奮性の低下や、20分間の2mA陽極tDCSで生じる一次運動野の興奮性の増加は、跳躍高にはあまり影響しなかった可能性がある。この可能性を検証するためには、跳躍回数やセッションを増やし、疲労の文脈を顕著にした実験デザインでの研究をする必要がある。また、tDCSの刺激パラメータを変更し、より強い電流やより長い刺激時間を流した時の効果を検証していく必要がある。

## 5 結論

本研究は、一次運動野への陽極tDCSがSJの跳躍高の低下を抑制することを示し、tDCSが運動パフォーマンスを向上させる可能性を示した。今後は、運動の種類や疲労の程度によって、効果のある刺激パラメータ（刺激部位、極性、電流の大きさ、時間など）を明らかにしていく必要がある。

## 6 謝辞

本研究は科学研究費補助金（16K13008）、中京大学特定研究助成、2016年度中京大学体育研究所の共同研究費を得て行われた。

<sup>1</sup> 田中悟志, 経頭蓋直流電気刺激の基礎と実際, 総合リハビリテーション, 43: 43-48, 2015

<sup>2</sup> Nitsche M.A. and Paulus W., Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation, *Journal of Physiology*, 527.3: 633–639, 2000

<sup>3</sup> Tanaka S. et al, Single session of transcranial direct current stimulation transiently increases knee extensor force in patients with hemiparetic stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(6): 565–569, 2011

<sup>4</sup> Readson S., Performance boost paves way for ‘brain doping’, *Nature*, 531: 283–284, 2016

<sup>5</sup> Vitor-Costa M. et al., Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling, *PLoS One*, 10(12), 2015

<sup>6</sup> Cogiamanian F. et al., Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas, *Journal of Neuroscience*, 26: 242–249, 2007

<sup>7</sup> Anguis L. et al., Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors, *Neuroscience*, 339: 363–375, 2016

<sup>8</sup> Anguis L. et al., The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance, *Frontiers in Physiology*, 8(90), 2017

<sup>9</sup> Tanaka S. et al, Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation, *Experimental Brain Research*, 196: 459–465, 2009

<sup>10</sup> Washabaugh E.P. et al., Low-level intermittent quadriceps activity during transcranial direct current stimulation facilitates knee extensor force-generating capacity, *Neuroscience*, 329: 93–97, 2016

<sup>11</sup> Latteri E. et al., Can transcranial direct current stimulation improve muscle power in individuals with advanced resistance training experience?, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2017

<sup>12</sup> Kan B. et al., Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance, *NRC Research Press*, 38: 734–739, 2013

<sup>13</sup> Montenegro R. et al., Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects, *Motriz*, 21(2): 185–193, 2015

<sup>14</sup> Jeffery D.T. et al, Effects of transcranial direct current stimulation on the excitability of the leg motor cortex, *Experimental Brain Research*, 182: 281–287, 2007

<sup>15</sup> Nitsche M.A. et al, Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans, *Neurology*, 57: 1899–1901, 2001.

<sup>16</sup> Ikai M. and Steinhaus A.H., Some factors modifying the expression of human strength, *Journal of Applied Physiology*, 16(1): 157–163, 1961

<sup>17</sup> Gandevia S.C. et al., Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex, *Journal of Physiology*, 490(2): 529–536, 1996

<sup>18</sup> Gandevia S.C., Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue, *Physiological Reviews*, 81(4): 1725–1789, 2001

<sup>19</sup> Verin E., Effects of exhaustive incremental treadmill exercise on diaphragm and quadriceps motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation, *Journal of Applied Physiology*, 96: 253–259, 2004