KJSB
Korean Journal of Sport Biomechanics 2022; 32(4): 121-127
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2022.32.4.121
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Online-Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on Bimanual Force Control Performances in Healthy Young Adults

실시간 비침습적 뇌전기 자극이 양손 힘 조절능력에 미치는 영향

Tae Lee Lee[1,3,*], Joon Ho Lee[3,*], Nyeonju Kang[1,2,3,4]

[1]Department of Human Movement Science, Incheon National University, Incheon, South Korea
[2]Division of Sport Science, Sport Science Institute & Health Promotion Center, Incheon National University, Incheon, South Korea
[3]Neuromechanical Rehabilitation Research Laboratory, Incheon National University, Incheon, South Korea
[4]Sport Science Institute & Health Promotion Center, Incheon National University, Incheon, South Korea

Received : 28 November 2022
Revised : 20 December 2022
Accepted : 20 December 2022

*Co-first authors equally contributed.

Corresponding Author
Nyeonju Kang
Neuromechanical Rehabilitation Research Laboratory, Division of Sport Science & Sport Science Institute, Incheon National University, 119 Academy-ro, Yeonsu-gu, Incheon, 22012, South Korea
Email : nyunju@inu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to investigate potential effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on bimanual force control capabilities in healthy young adults.

Method: Eighteen right-handed healthy young adults (10 females and 8 males; age: 23.55 ± 3.56 yrs) participated in this crossover design study. All participants were randomly allocated to both active-tDCS and sham-tDCS conditions, respectively. While receiving 20 min of active- or sham-tDCS interventions, all participants performed bimanual isometric force control tasks at four submaximal targeted force levels (i.e., 5%, 10%, 15, and 20% of maximal voluntary contraction: MVC). To compare bimanual force control capabilities including force accuracy, variability, and regularity between active-tDCS and sham-tDCS conditions, we conducted two-way repeated measures ANOVAs (2 × 4; tDCS condition × Force levels).

Results: We found no significant difference in baseline MVC between active-tDCS and sham-tDCS conditions. Moreover, our findings revealed that providing bilateral tDCS including anodal tDCS on left primary motor cortex (M1) and cathodal on right M1 while conducting bimanual force control trials significantly decreased force variability and regularity at 5%MVC.

Conclusion: These findings suggest that providing bilateral tDCS on M1 areas may improve bimanual force control capabilities at a relatively low targeted force level.

Keywords: Transcranial direct current stimulation, Bimanual force control, Isometric, Hand-grip

INTRODUCTION

양손 움직임 조절능력은 물병 열기, 신발 끈 묶기 및 차량 운전대 조정과 같은 다양한 일상적 활동 수행에 있어 중요한 역할을 한다(Goble & Brown, 2008; Szameitat, McNamara, Shen & Sterr, 2012). 특히, 두 손을 이용해 힘을 생성하고 두 힘의 합성 힘을 안정적으로 유지하는 양손 힘 조절능력은 주 손(dominant hand)과 비 주 손(non-dominant hand)으로부터 생성되는 독립적인 운동출력(motor outputs)을 조화롭게 협응시키는 과정을 필요로 하며, 이는 다양한 상지 관련 운동과제의 성공적인 수행과 관련이 있다. 특히, 성공적인 양손 힘 조절능력은 대뇌 반구 간(inter-hemispheric) 및 반구 내(intra-hemispheric) 적절한 신경 신호 전달(neural communication) 및 조절과 관련이 있는 것으로 알려져 있다(Rueda-Delgado et al., 2014; Walsh, Small, Chen & Solodkin, 2008).

비침습적 경두개 직류 전기자극술(transcranial direct current stimulation, tDCS)은 전기적 자극을 통해 대뇌 피질(cortical) 영역의 신경 활성화를 조절하는 기술이다(Nitsche & Paulus, 2000). 안정성이 입증된 tDCS는 적은 부작용 및 사용하기 편리하다는 장점으로 인해 많은 연구에서 사용되어 왔으며, 개인의 운동능력을 향상시키는 데 주로 사용되었다(Alix-Fages et al., 2019; Angius, Pascual-Leone & Santarnecchi, 2018; Brunoni et al., 2011; Godinho et al., 2017). tDCS는 특정 대뇌 피질 부위에 해당하는 두피에 상대적으로 낮은 강도의 전류(0.5~2.0 mA)를 전달하여 목표 대뇌 피질의 신경 활동성을 조절하는 것으로 알려져 있다. tDCS의 효과는 적용하는 전류의 극성(electrical polarity)에 따라 다르게 나타나는데, 양극 전류(anodal stimulation)는 체세포 막 전위의 탈분극(depolarization)을 유도하여 해당 영역의 피질 흥분 및 신

Copyright © 2022 Korean Journal of Sport Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

경 활성화를 촉진하고, 음극 전류(cathodal stimulation)는 체세포 막 전위의 과분극(hyperpolarization)을 유도하여 피질 영역의 흥분도 및 신경 활성화를 억제시키는 역할을 한다(Nitsche & Paulus, 2000). 따라서, 양손 힘 조절능력이 좌·우 반구 간 및 반구 내 피질 흥분-억제 상호작용에 의해 조절되는 것을 고려해보면(Diedrichsen, Hazeltine, Nurss & Ivry, 2003), tDCS 적용을 통해 양손 힘 조절능력을 변화시킬 수 있을 것으로 생각된다.

선행연구에 따르면, 건강한 젊은 성인의 좌측 대뇌 운동 피질(primary motor cortex, M1) 영역에 양극 tDCS를 적용한 이후, 참여자의 양손 힘 조절능력(Jin, Lee, Oh, Celeste Flores Gimenez & Yoon, 2019) 및 손재주 능력(Salvador et al., 2017)이 향상되었다. 다른 연구에서는, 오른손잡이 대상자의 좌측 M1에 양극 자극만을 전달하는 단측성 tDCS 방법과는 달리, 좌측 M1에 양극 자극과 우측 M1에 음극 자극을 동시에 적용하는 양측성 tDCS 적용을 통해 양손 잡기 힘을 효과적으로 증가시켰다(Frazer, Williams, Spittle & Kidgell, 2017). 일반적으로, 양손 움직임 과제 시 한 손에 명령을 내리는 신경 신호가 반대쪽 손으로 전달되는 신경 신호에 간섭하는 신경 혼선(neural crosstalk)으로 인해 양손 힘 조절능력이 감소될 수 있다(Swinnen, 2002; Swinnen & Wenderoth, 2004). 이전 신경생리학적 연구결과에 따르면, M1 영역에 대한 양측성 tDCS 제공이 대뇌 반구 간 및 반구 내 신경 흥분성/억제성 균형에 긍정적 영향을 미칠 수 있다는 결과를 보여주었다(Sehm, Kipping, Schäfer, Villringer & Ragert, 2013; Tazoe, Endoh, Kitamura & Ogata, 2014). 이러한 연구결과는 M1 영역에 대한 양측성 tDCS 제공이 양손 운동과제 시 발현되는 신경 혼선을 잠재적으로 낮추어 양손 힘 조절능력을 향상시킬 수 있다는 가능성을 제시한다. 하지만, 아직까지 일상생활과 밀접한 관련이 있는 최대하(submaximal) 목표 힘 수준에서의 사지 간 협력적 힘 조절을 요구하는 운동과제 시 M1 영역에 대한 양측성 tDCS의 효과를 보고한 연구는 미비한 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 M1 영역에 대한 양측성 tDCS의 제공이 서로 다른 최대하 목표 힘 수준에서 건강한 젊은 성인의 양손 힘 조절능력에 어떠한 영향을 미치는지를 규명하고자 하였다. 이를 위해, 본 연구는 피험자 내(within-subjects) 블록 무작위 교차 실험설계 디자인(block randomized crossover design)을 사용하였으며, 연구 대상자는 실체 양측성 tDCS 처치(active-tDCS) 위약 tDCS 처치(sham-tDCS) 세션에 모두 무작위로 할당되었다. 양손 힘 조절능력은 tDCS 처치를 받는 동안 최대 자발적 수축능력(maximal voluntary contraction, MVC)의 5%, 10%, 15% 및 20% 수준에서 등척성 손-그립(hand-grip) 동작을 통해 평가되었다.

METHOD

1. 연구 대상자

자발적 참여 의사를 지닌 건강한 20대 성인 18명이 본 연구에 참여하였다. 연구에 참여하는 모든 대상자는 근골격계 및 신경학적 질환이 없는 대상으로 모집되었으며, 온라인 버전의 Handedness Questionnaire (https://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php)을 통해 주 손에 대한 평가를 진행하였다. 실험에 앞서, 대상자는 전반적인 실험 절차 및 실험 시 주의사항에 대한 충분한 설명을 제공받았다. 본 연구는 인천대학교 기관생명윤리위원회로부터 연구 프로토콜 및 연구 수행을 위한 승인을 획득하였다(No. 7007971-201904-002A). 연구 대상자에 대한 신체적 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Demographic characteristics of the participants

Characteristics	Participants
Sample Size (N)	18 (10 Females and 8 Males)
Age (years)	23.55±3.56
Handedness	18 right-handed
- LI	85.55±10.96
- R	6.41 right±2.64
- AI	86.11±10.86
Height (cm)	166.68±8.47
Weight (kg)	67.60±15.02

Values are sums or means ± standard deviation
Abbreviations. AI: augmented index (-100 ≤ AI ≤100); LI: laterality index (-100 ≤ LI ≤ 100); R: Respondent (10 left ≤ R ≤ 10 right)

2. 실험 절차

본 연구에서는 블록 무작위 교차 실험설계에 따라 실제 active-tDCS와 sham-tDCS 조건을 각 방문 시 무작위로 균형 있게 할당하였다. 본 연구에서는 애플리케이션을 활용한 단측 눈가림(single blind)을 통해 연구 대상자가 어떤 tDCS 처치를 할당 받는지 알지 못하도록 하였다. 방문 실험 24시간 전, 연구 대상자에게 고강도 운동과 알코올 섭취를 금지시키고 방문 실험 12시간 전부터 진통제 및 카페인 복용을 제한하였다. 첫 방문 실험 시 진행되는 과제 수행에 대한 학습효과(learning effect) 및 tDCS 중재의 after effects 영향을 최소화하고자 각 tDCS 조건 간 최소 5일 이상의 washout period를 제공하였다(Biabani, Farrell, Zoghi, Egan & Jaberzadeh, 2018).

tDCS 조건 별, 연구 대상자는 실험용 의자에 앉은 상태에서 양손 MVC 과제를 수행하였다. MVC 과제 수행 후 약5분 이상의 충분한 휴식을 제공받은 연구 대상자는 자신의 양측 대뇌 운동 피질(primary motor cortex, M1) 영역에 20분 동안 tDCS 중재를 제공받는 동시에 최대하(submaximal) 목표 힘 수준의 양손 등척성 힘 조절과제를 수행하였다(Figure 1).

1) tDCS 중재

본 연구에서는 tDCS 상용화 장비인 Halo Sport (Halo Sport, Halo Neuroscience, USA)를 이용하여 매 방문 실험 시 일회성의 active-tDCS와 일회성의 sham-tDCS를 연구 대상자에게 무작위로 각각 제공하였다. Active-tDCS의 경우, 비금속 전극(primers)을 통해 대상자의 좌측 M1 영역(primary motor cortex, M1)에 양극 전류를 제공하고 우측 M1 영역에 음극 전류를 제공하였다(Hikosaka & Aramaki, 2021) (Figure 2). Sham-tDCS의 경우, 처음 30초 동안 active-tDCS와 동일한 프로토콜

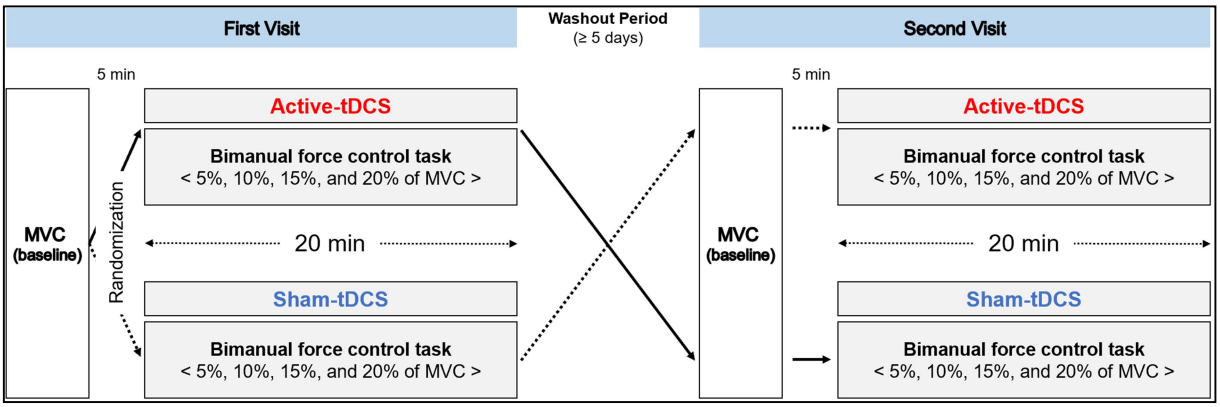

Figure 1. Experimental procedure

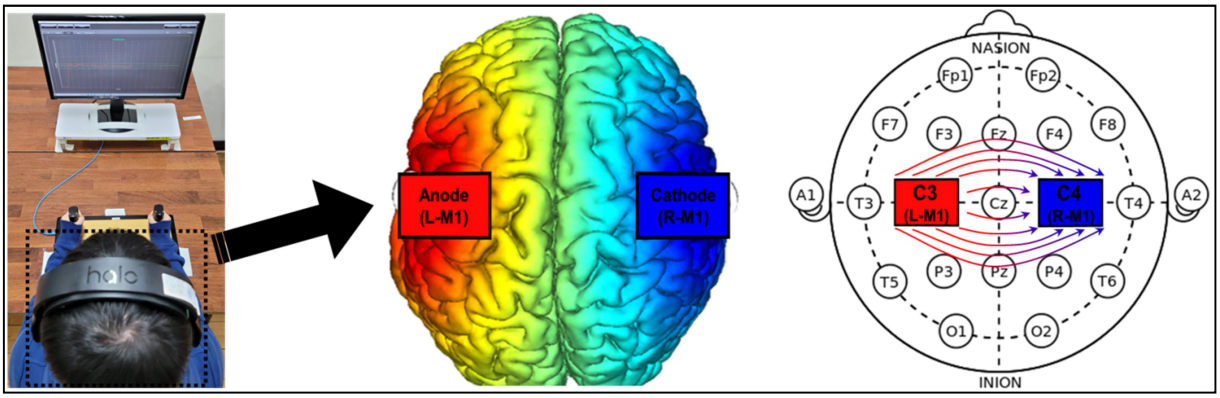

Figure 2. tDCS montage

을 제공한 뒤, 대상자가 알지 못하도록 애플리케이션을 수동 조작하여 자극을 중단하였다. 구체적인 tDCS 프로토콜은 다음과 같으며, 전극의 위치는 Halo Sport에서 제공하는 3가지 셋팅값 중 Hand-and-fingers (anode on left M1 and cathode on right M1)을 선택하였다: (a) 전류 강도 = 1.85 mA (level 8), (b) 전극 크기 = 24 cm^2 (6 × 4), (c) 전류 밀도 = 0.08 mA/cm^2, (d) 전류 제공시간 = 20분, (e) 전하 밀도 = 1.60 C/cm^2.

2) 양손 등척성 힘 조절과제

연구 대상자는 자체 개발된 등척성 잡기 힘 조절 장비(isometric handgrip force control device, SEED technology Inc., South Korea)를 이용하여 양손 MVC와 최대하 목표 힘 수준의 양손 힘 조절능력을 측정하였다(H. Lee, Park & Kang, 2022; J. H. Lee & Kang, 2020). 대상자는 등척성 잡기 힘 조절 장비 윗면에 고정된 두 개의 손잡이를 자신의 두 손을 이용하여 동시에 움켜쥐는 동작을 통해 양손 합력을 생성하였고 정면에 위치한 모니터를 통해 자신의 양손 힘 출력을 실시간으로 확인하였다. 모니터에서 제공되는 구체적인 시각 정보는 다음과 같다: (a) 빨간 실선: 양손 힘 출력, (b) 하얀 실선: 목표 힘 수준, (c) 초록 점선: 목표 힘 수준의 ±15% 상하 임계선(Figure 3). 양손 MVC 및 양손 힘 조절과제 시 주동근인 양 팔을 제외한 상지 내 다른 부위의 움직임으로 인한 의도치 않는 힘 출력의 변동(force fluctuation)을 최소화하기 위해, 대상자는 자신의 양팔 전완부를 테이블에 고정한 상태에서 양손 등척성 힘 생성과제를 수행하였다(Figure 2).

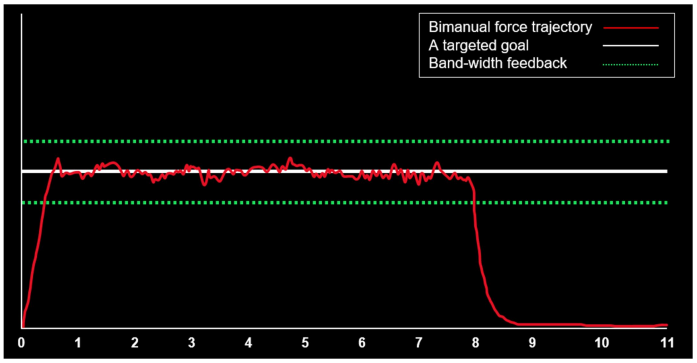

Figure 3. Three types of online visual feedback during the task

tDCS 중재를 제공받기 전, 대상자는 왼손과 오른손을 동시적으로 최대한 강하게 움켜쥐고 6초 동안 유지하는 등척성 근 수축과제를 총 3회 실시하여 양손 MVC를 측정하였다. MVC 과제 수행 시, 매 시도에

서 야기되는 피로가 다음 시도에 미치는 잠재적 영향을 최소화하기 위해 시도 간 60초의 충분한 휴식시간을 제공하였다. 본 연구에서는 총 3회의 시도로부터 각각 산출된 최대값에 대한 평균값을 개별 연구 대상자의 MVC 값으로 설정하였다.

양손 MVC 과제를 끝마친 뒤 약 5분의 충분한 휴식 후, 연구 대상자는 20분의 tDCS 중재를 제공받는 동시에 최대하 목표 힘 수준에서 양손 힘 조절과제를 수행하였다. 힘 조절과제 시 설정된 목표 힘 수준은 대상자 MVC의 5%, 10%, 15%, 20%, 총 4가지 다른 목표 힘 수준 조건으로 설정되었으며, 연구 대상자는 각 최대하 목표 힘 수준 조건에서 5회씩 양손 힘 조절과제를 수행하였다. 양손 힘 조절과제 시 한 번의 시도(a trial)는 총 8초 동안 자신의 양손 힘 출력을 상하 임계선으로부터 최대한 벗어나지 않고 목표 힘 수준에 최대한 정확하고 안정적인 상태로 유지하는 과제를 실시하였다(Figure 3). 본 과제 수행 시, 목표 힘 수준 조건 간 양손 힘 조절과제로 유발되는 피로의 영향을 최소화하기 위하여, 대상자는 목표 힘 수준 사이에 약 4분의 충분한 휴식시간을 제공받았다.

3. 자료 분석

양손 등척성 힘조절 데이터 분석을 위해, Matlab 프로그램(MathWorks™ Inc., Natick, USA)과 Python 프로그래밍 언어를 활용하였다. 본 연구에서 측정된 힘 데이터는 200 Hz 샘플링 속도로 수집되었으며, 30 Hz 차단주파수의 양방향 4차 Butterworth 기법을 적용하여 양손 힘 조절과제에서 추출한 연속적인 힘 데이터를 필터링하였다. 이후, 대상자의 초기 운동조절(motor corrections)과 조기 종료(early termination) 효과를 고려하여 각 시도 별 2~7초의 데이터 구간을 사용하였고, 다음과 같은 변인들을 계산하여 양손 힘 조절능력을 비교 및 분석하였다.

1) 힘 정확성(force accuracy)

힘 정확성은 아래의 공식을 계산하여 평균 제곱근 오차(root mean square error, RMSE)로 평가하였다. 평균 제곱근 오차는 양손 힘 조절과제 시 대상자의 양손 힘 출력이 목표 힘 수준으로부터 얼마만큼 떨어져 있는지를 나타낸다(Hu, Loncharich & Newell, 2011; Hu & Newell, 2011). 따라서, 낮은 RMSE 값은 대상자의 양손 힘 출력이 목표 힘 수준에 가까이 있음을 의미하므로 높은 힘 정확성 및 향상된 힘 조절능력으로 평가된다.

$$\mathrm{RMSE} = \frac{\sum_{i=1}^{N}(x_i - T)^2}{N}$$

x_i = 피험자의 양손 힘 출력
T = 목표 힘 수준
N = 데이터 길이

2) 힘 가변성(force variability)

힘 가변성은 아래의 공식을 계산하여 변동계수(coefficient of variation, CV)로 평가하였다. 변동계수는 대상자로부터 생성된 양손 힘 출력이 전체 양손 힘의 평균값으로부터 떨어진 정도(분포)를 의미하는 절대 가변성인 표준편차(standard deviation, SD)을 출력된 전체 양손 힘의 평균으로 나눈 값으로, 상대적 가변성을 의미한다(Hu et al., 2011; Hu & Newell, 2011). 따라서, 낮은 CV 값은 대상자로부터 생성된 양손 힘에 대한 낮은 힘 가변성을 의미하므로 향상된 힘 조절능력으로 평가된다.

$$\mathrm{CV}(\%) = \frac{\mathrm{SD}}{\mathrm{Mean}} \times 100$$

3) 힘 규칙성(force regularity)

힘 규칙성은 아래의 공식을 계산하여 근사 엔트로피(approximate entropy, ApEn)로 평가하였다. ApEn 분석은 시계열 구조에서 나타나는 양손 힘의 연속적인 패턴이 얼마나 동일하게 혹은 다르게 나타날 수 있는 조건부 확률에 대한 음의 자연로그 값을 기준이 되는 점과 함께 제시한다. 구체적으로, 시계열 상 하나의 힘 데이터가 생성된 특정 시점을 기준으로, 그 이전에 생성된 힘 데이터와의 비교를 통해 힘 데이터 구조의 반복 패턴 및 규칙성을 나타낸다. 따라서, ApEn 값이 2에 가까울수록 더 낮은 규칙성(더 복잡한 힘 생성)으로 평가된다(Hu & Newell, 2011).

$$\mathrm{ApEn}(\vec{X}, m, r) = \mathrm{In}\left[\frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)}\right]$$

$\vec{X}$ = 시계열 내 연속적인 양손 힘 데이터
m = 시계열 길이 (= 2) (Richman & Moorman, 2000)
r = 준거 기준 (0.2 × 힘 데이터에 대한 표준편차) (Yentes et al., 2013)
C_m = 길이 m인 시계열 X에서의 반복 패턴의 발생비율

4. 통계 처리

본 연구에서 수집된 모든 측정값은 평균과 표준오차(Mean ± SE)로 산출하였다. tDCS 중재 전, 연구 대상자의 양손 MVC가 tDCS 조건(active-tDCS vs. sham-tDCS)에서 차이가 있는지를 확인하고자 대응표본 *t*-검정(paired *t*-test)을 실시하였다. 서로 다른 4가지 목표 힘 수준(5%, 10%, 15%, 20% of MVC)에서 tDCS 중재에 따른 대상자의 양손 힘 조절능력(힘 정확성, 가변성, 규칙성)을 비교하기 위하여, 이원 반복측정 분산분석(two-way repeated measures ANOVA; 2 × 4; tDCS Condition × Force Levels)을 실시하였다. 모든 분산분석에서 반복측정 요인에 대한 구형성 가정(sphericity assumption)이 충족되지 못한 경우, Greenhouse-Geisser 조정값으로 보고하였다(Greenhouse & Geisser, 1959). 분산분석에 대한 통계적 유의성이 확인되었을 경우, Bonferroni pairwise comparison을 사용하여 사후검정(post-hoc analysis)을 실시하였다. 본 연구에서 수집된 모든 데이터는 Window용 SPSS 25.0 (IBM, USA)을 이용하여 분석하였고, 이에 대한 통계적 유의수준 α는 0.05로 설정하였다.

RESULTS

1. 양손 최대 자발적 수축능력(MVC)

tDCS 중재 전, tDCS 조건 간 연구 대상자의 양손 MVC을 비교한 결과, 유의한 차이가 나타나지 않았다(t_{17} = 1.158; p = 0.263; Figure 4). 양손 힘 조절과제 시 개인의 최대 자발적 수축능력은 목표 힘 수준의 기준 값이 된다. 이러한 결과는 본 연구에서 tDCS 조건 간 양손 힘 조절과제 수행 시 목표 힘 수준의 차이가 나타나지 않았음을 의미한다.

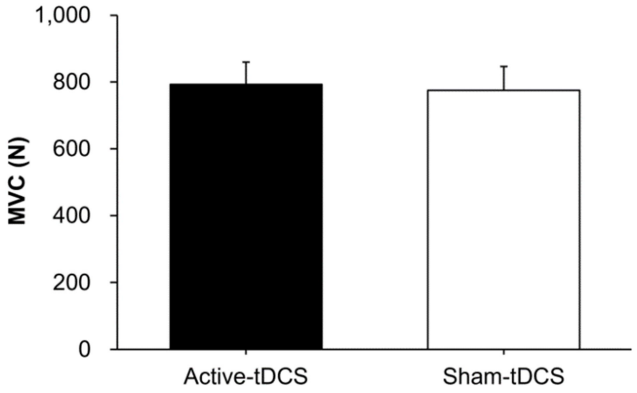

Figure 4. Bimanual MVC values between active-tDCS and sham-tDCS *(M ± SE)*.

2. 양손 힘 조절능력: 힘 정확성, 힘 가변성, 힘 규칙성

양손 힘 조절과제 시, 힘 수준 조건에 대한 active-tDCS와 sham-tDCS 조건 간 RMSE에 대한 이원 반복측정 분산분석 결과, tDCS 조건에 대한 유의한 주효과 혹은 상호작용효과는 나타나지 않았다: (a) tDCS Condition: $F(1,17)$ = 0.005; p = 0.943; η^2 < 0.001, (b) Force Levels: $F(3,51)$ = 16.294; p < 0.001; η^2 = 0.489, and (c) tDCS Condition × Force Levels: $F(3,51)$ = 1.230; p = 0.305; η^2 = 0.067 (Figure 5A). 하지만, CV와 ApEn에 대한 이원 반복측정 분산분석 결과, 목표 힘 수준 조건에 대한 tDCS 조건 간 유의한 상호작용이 나타났다: (a) CV: $F(2.254,38.317)$ = 6.397; p = 0.003; η^2 = 0.273 and (b) ApEn: $F(3,51)$ = 6.205; p = 0.001; η^2 = 0.267. 사후검정 결과, active-tDCS 조건에서 5% of MVC 수준의 양손 힘 조절과제 시 대상자의 힘 가변성(p = 0.002; Figure 5B)과 힘 규칙성(p = 0.004; Figure 5C)이 모두 유의하게 낮았다. 이러한 연구결과는 M1 영역에 대한 active-tDCS의 제공이 낮은 목표 힘 수준에서 발휘되는 양손 힘 조절능력을 향상시킬 있음을 보여준다.

DISCUSSION

본 연구에서는 건강한 젊은 성인의 좌·우 M1 영역에 대한 양측성 tDCS의 적용이 다양한 최대하 목표 힘 수준 시 양손 힘 조절능력에 어떠한 영향을 주는지 알아보는 것이다. 연구결과, 5%MVC 수준에서 양손 힘 조절과제 시 sham-tDCS 조건에 비해 active-tDCS 조건에서 낮은 힘 가변성과 규칙성을 보였다. 이러한 결과는 M1 영역에 대한 양측성 activie-tDCS 적용이 낮은 목표 힘 수준에서 건강한 젊은 성인의 양손 힘 조절능력을 일시적으로 향상시킬 수 있음을 나타낸다.

양손 힘 조절 과제 수행 시 5%MVC 수준에서 active-tDCS 처치 시 sham-tDCS에 비해 더 낮은 힘 가변성을 보였다. 이러한 힘 가변성의 감소는 M1 영역에 active-tDCS 적용으로 인한 대뇌 피질 흥분성 및 운동 단위(motor units)의 동원/방출 특성(recruitment/discharge characteristics)의 변화 때문일 수 있다(Alix-Fages et al., 2019; Machado, Jansen, Almeida & Veldema, 2019). 이전 연구에 따르면, 대뇌 피질 영역의 활동성 증가는 척수로의 흥분성 촉진 및 운동 단위의 모집 수와 평균 방전률(motor unit recruitment and discharge rate)을 높인다(Krishnan, Ranganathan, Kantak, Dhaher & Rymer, 2014). 이렇게 근 수축 시 향상된 운동신경망(motor neuron pool) 내의 활동성의 향상은 힘 생성을 더욱 안정적으로 지속시킬 수 있는데 긍정적인 영향을 미쳤을 것으로 생각된다. 따라서, 과제 수행 시 실시간 적용된 active-tDCS이 피질 흥분성 증가 및 운동 단위의 모집 전략 변화에 영향을 미쳐서 일시적인 힘 가변성 감소에 기여했을 것으로 사료된다.

힘 규칙성의 경우에도 5%MVC 수준에서 active-tDCS 처치 시 sham-tDCS 보다 낮은 힘 규칙성(decreased force regularity)을 보였다. 등척성 힘 조절과제 시 힘 규칙성의 감소는 힘의 생성이 단순한 방향에서 다소 복잡한 방향으로 힘이 생성 및 조절되었음을 의미한다(Hu & Newell, 2011). 또한 이렇게 증가된 운동 복잡성(motor complexity)은

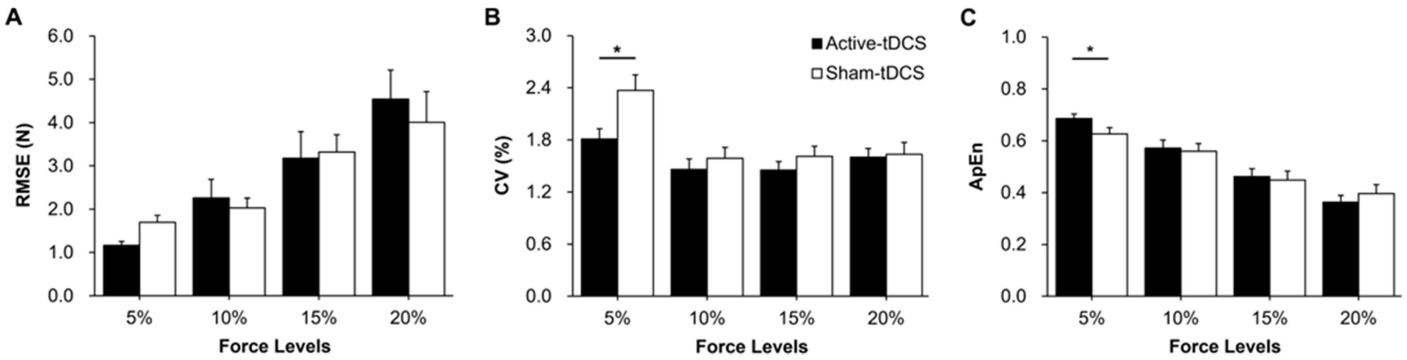

Figure 5. Bimanual force control at four targeted force levels between active-tDCS and sham-tDCS conditions *(M ± SE)*. (A) Force accuracy (RMSE). (B) Force variability (CV). Force regularity (ApEn). Asterisk (*) means a significant difference between the active- and sham-tDCS conditions (p < 0.05).

과제 수행 간 보다 다양한 방식으로 힘 생성을 지속적으로 조절 및 적응시키는 과정을 간접적으로 나타내며 결과적으로 과제 수행력을 향상시키는 것으로 알려져 있다. 높은 운동 복잡성은 움직임에 관여하는 근육 간 유기적인 활성화를 통해 나타날 수 있다(Latash & Anson, 2006). 움직임과 관련된 근육의 비정상적 활성화 패턴을 보이는 뇌졸중 환자는 나이가 동일한 건강한 대조군 보다 낮은 힘 복잡성을 보였다(Lodha, Naik, Coombes & Cauraugh, 2010). 선행연구는 양극 active-tACS 처치 후 팔꿈치 굽힘 동안 주동근(상완이두근)의 더 큰 활성화를 보였다(Krishnan et al., 2014). 반면, 대조군 그룹은 주동근 활성화 패턴의 차이가 없다고 보고했다. 이러한 결과를 고려해볼 때, active-tDCS 처치 시 나타난 더 큰 운동 복잡성은 높은 주동근의 활성화 패턴과 관련 있을 수 있다.

본 연구에서는 tDCS의 적용이 공통적으로 5%MVC인 낮은 목표 힘 수준에 과제 수행 시 감소된 힘 가변성 및 규칙성을 보였다. 5%MVC의 낮은 미세 운동(fine motor) 조절능력은 신발 끈 묶기, 셔츠 단추 묶기 및 글쓰기 같은 다양한 일상적 기능과 관련 되어있다(Teulings, Contreras-Vidal, Stelmach & Adler, 1997). 실제로, 일상적 활동에서 상지는 낮은 수준의 최대 자발적 수축능력(6~8% of MVC)을 주로 사용하는데(Kern, Semmler & Enoka, 2001), 선행연구에 따르면 중간 정도의 목표 힘 수준과 비교해 가장 낮은 목표 힘 수준에서 높은 상대 가변성(Sosnoff, Valantine & Newell, 2006)과 힘 규칙성을 보였다(Lee Hong & Newell, 2008). 이러한 결과는 약한 힘 생성 시 운동 단위를 발화하기 위한 임계값(thresholds)을 적절히 넘기지 못하여, 상대적으로 힘을 조절하는데 어려움을 겪기 때문일 수 있다(Sosnoff et al., 2006). 하지만, 양극 tDCS 적용이 피질 흥분성 및 운동 단위의 모집 전략을 변화시킬 수 있다는 선행연구를 고려해보면(Nitsche & Paulus, 2000), active-tDCS 적용은 낮은 목표 힘 수준에서의 미세 운동 조절능력을 향상에 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다. 기존의 연구에서 노인 또는 움직임 제어에 문제가 있는 환자군들은 낮은 수준에서의 미세운동조절에 매우 큰 어려움을 겪고 있는 것으로 보고되고 있는데(Seidler et al., 2010; Teulings et al., 1997), tDCS가 적용된 운동재활프로그램이 다양한 계층의 미세움직임 조절 능력 향상에 도움이 될 수 있을 것으로 예상된다. 특히, 선행 연구에서는 tDCS 및 반복적 경두개 자기자극법(transcranial repetitive magnetic stimulation)과 같은 비침습적 뇌자극기술의 효과가 다중(multiple) 세션을 제공하거나 또는 신경학적 질환자나 고령 계층에서 더욱 효과적일 수 있다는 가능성을 보여주었다(Galletly, Gill, Clarke, Burton & Fitzgerald, 2012; Joon Ho Lee, Lee & Kang, 2021). 따라서, 추후 연구에서는 적용되는 tDCS의 세션 및 연구 참여자의 계층을 다양화했을 때 나타나는 양손 힘 조절능력이 서로 다른 목표 힘 수준에서 어떠한 패턴으로 나타나는지 추가적으로 조사해야 한다.

CONCLUSION

본 연구에서는 건강한 젊은 성인의 M1 영역에 대한 양측성 tDCS 적용이 서로 다른 목표 힘 수준 따른 양손 힘 조절능력에 어떠한 영향을 미치는 지 규명하고자 하였다. 연구결과, 5%MVC 수준에서 active-tDCS가 적용되었을 때 낮은 힘 가변성 및 규칙성을 보였다. 이러한 결과는 과제 간 실시간 적용된 양측성 active-tDCS가 건강한 젊은 성인의 양손 미세 운동 조절능력을 일시적으로 향상시킬 수 있음을 의미한다.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by a grant from the Ministry of Education of the Republic of Korea and the National Research Foundation of Korea (NRF-2020S1A5A8041203).

REFERENCES

Alix-Fages, C., Romero-Arenas, S., Castro-Alonso, M., Colomer-Poveda, D., Río-Rodriguez, D., Jerez-Martínez, A., . . . Márquez, G. (2019). Short-term effects of anodal transcranial direct current stimulation on endurance and maximal force production. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Medicine*, *8*(4), 536.

Angius, L., Pascual-Leone, A. & Santarnecchi, E. (2018). Brain stimulation and physical performance. *Progress in Brain Research*, *240*, 317-339.

Biabani, M., Farrell, M., Zoghi, M., Egan, G. & Jaberzadeh, S. (2018). Crossover design in transcranial direct current stimulation studies on motor learning: potential pitfalls and difficulties in interpretation of findings. *Reviews in the Neurosciences*, *29*(4), 463-473.

Brunoni, A. R., Amadera, J., Berbel, B., Volz, M. S., Rizzerio, B. G. & Fregni, F. (2011). A systematic review on reporting and assessment of adverse effects associated with transcranial direct current stimulation. *International Journal of Neuropsychopharmacology*, *14*(8), 1133-1145.

Diedrichsen, J., Hazeltine, E., Nurss, W. K. & Ivry, R. B. (2003). The role of the corpus callosum in the coupling of bimanual isometric force pulses. *Journal of Neurophysiology*, *90*(4), 2409-2418.

Frazer, A. K., Williams, J., Spittle, M. & Kidgell, D. J. (2017). Cross-education of muscular strength is facilitated by homeostatic plasticity. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(4), 665-677.

Galletly, C., Gill, S., Clarke, P., Burton, C. & Fitzgerald, P. B. (2012). A randomized trial comparing repetitive transcranial magnetic stimulation given 3 days/week and 5 days/week for the treatment of major depression: is efficacy related to the duration of treatment or the number of treatments? *Psychological Medicine*, *42*(5), 981-988.

Goble, D. J. & Brown, S. H. (2008). The biological and behavioral basis of upper limb asymmetries in sensorimotor performance. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *32*(3), 598-610.

Godinho, M. M., Junqueira, D. R., Castro, M. L., Loke, Y., Golder, S. & Neto, H. P. (2017). Safety of transcranial direct current stimulation: Evidence based update 2016. *Brain Stimulation*, *10*(5), 983-985.

Greenhouse, S. W. & Geisser, S. (1959). On methods in the analysis of profile data. *Psychometrika*, *24*, 95-112.

Hikosaka, M. & Aramaki, Y. (2021). Effects of bilateral transcranial direct current stimulation on simultaneous bimanual handgrip strength. *Frontiers in Human Neuroscience*, *15*, 674851.

Hu, X., Loncharich, M. & Newell, K. M. (2011). Visual information in-

teracts with neuromuscular factors in the coordination of bimanual isometric force. *Experimental Brain Research*, *209*(1), 129-138.

Hu, X. & Newell, K. M. (2011). Visual information gain and task asymmetry interact in bimanual force coordination and control. *Experimental Brain Research*, *212*(4), 497-504.

Jin, Y., Lee, J., Oh, S., Celeste Flores Gimenez, M. & Yoon, B. (2019). Noninvasive brain stimulation over the M1 enhances bimanual force control ability: A randomized double-blind sham-controlled study. *Journal of Motor Behavior*, *51*(5), 521-531.

Kern, D. S., Semmler, J. G. & Enoka, R. M. (2001). Long-term activity in upper- and lower-limb muscles of humans. *Journal of Applied Physiology*, *91*(5), 2224-2232.

Krishnan, C., Ranganathan, R., Kantak, S. S., Dhaher, Y. Y. & Rymer, W. Z. (2014). Anodal transcranial direct current stimulation alters elbow flexor muscle recruitment strategies. *Brain Stimulation*, *7*(3), 443-450.

Latash, M. L. & Anson, J. G. (2006). Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical Therapy*, *86*(8), 1151-1160.

Lee, H., Park, Y. M. & Kang, N. (2022). Unilateral hand force control impairments in older women. *EXCLI Journal*, *21*, 1231-1244.

Lee, Hong, S. & Newell, K. M. (2008). Visual information gain and the regulation of constant force levels. *Experimental Brain Research*, *189*(1), 61-69.

Lee, J. H. & Kang, N. (2020). Effects of online-bandwidth visual feedback on unilateral force control capabilities. *PLOS ONE*, *15*(9), e0238367.

Lee, J. H., Lee, T. L. & Kang, N. (2021). Transcranial direct current stimulation decreased cognition-related reaction time in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, *70*, 101377.

Lodha, N., Naik, S. K., Coombes, S. A. & Cauraugh, J. H. (2010). Force control and degree of motor impairments in chronic stroke. *Clinical Neurophysiology*, *121*(11), 1952-1961.

Machado, S., Jansen, P., Almeida, V. & Veldema, J. (2019). Is tDCS an adjunct ergogenic resource for improving muscular strength and endurance performance? A systematic review. *Frontiers in Psychology*, *10*, 1127.

Nitsche, M. A. & Paulus, W. (2000). Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *Journal of Physiology*, *527*(Pt 3), 633-639.

Richman, J. S. & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *278*(6), H2039-2049.

Rueda-Delgado, L. M., Solesio-Jofre, E., Serrien, D. J., Mantini, D., Daffertshofer, A. & Swinnen, S. P. (2014). Understanding bimanual coordination across small time scales from an electrophysiological perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *47*, 614-635.

Salvador, M. G., Ugrinowitsch, H., Romano-Silva, M. A., Miranda, D. M. D., Apolinário-Souza, T. & Lage, G. M. (2017). Transcranial direct current stimulation and manual asymmetries: The effect of the stimulation on the manual dexterity. *Journal of Physical Education*, *28*, e2837

Sehm, B., Kipping, J., Schäfer, A., Villringer, A. & Ragert, P. (2013). A comparison between uni- and bilateral tDCS effects on functional connectivity of the human motor cortex. *Frontiers in Human Neuroscience*, *7*, 183.

Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., . . . Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *34*(5), 721-733.

Sosnoff, J. J., Valantine, A. D. & Newell, K. M. (2006). Independence between the amount and structure of variability at low force levels. *Neuroscience Letters*, *392*(3), 165-169.

Swinnen, S. P. (2002). Intermanual coordination: from behavioural principles to neural-network interactions. *Nature Reviews Neuroscience*, *3*(5), 348-359.

Swinnen, S. P. & Wenderoth, N. (2004). Two hands, one brain: cognitive neuroscience of bimanual skill. *Trends in Cognitive Sciences*, *8*(1), 18-25.

Szameitat, A. J., McNamara, A., Shen, S. & Sterr, A. (2012). Neural activation and functional connectivity during motor imagery of bimanual everyday actions. *PLOS ONE*, *7*(6), e38506.

Tazoe, T., Endoh, T., Kitamura, T. & Ogata, T. (2014). Polarity specific effects of transcranial direct current stimulation on interhemispheric inhibition. *PLOS ONE*, *9*(12), e114244.

Teulings, H. L., Contreras-Vidal, J. L., Stelmach, G. E. & Adler, C. H. (1997). Parkinsonism reduces coordination of fingers, wrist, and arm in fine motor control. *Experimental Neurology*, *146*(1), 159-170.

Walsh, R. R., Small, S. L., Chen, E. E. & Solodkin, A. (2008). Network activation during bimanual movements in humans. *Neuroimage*, *43*(3), 540-553.

Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D. & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, *41*(2), 349-365.