



- 임영은, 김수현¹, 양대중¹, 김태열¹
- 남동장애인복지관 물리치료실, ¹동신대학교 대학원 물리치료학과

Change of Cerebral Motor Area Activity by Anodal Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS)

Young-Eun Lim, PT, MS; Su-Hyon Kim, PT, MS¹; Dae-Jung Yang, PT, MS¹; Tae-Youl Kim, PT, PhD¹

Department of Physical Therapy, Nam Dong Rehabilitation Community Center; ¹Department of Physical Therapy, Graduate School of Dong Shin University

Purpose: Transcranial direct current stimulation (tDCS) is a useful method for modulating the brain activity. This study compared the effect of continuous and interrupted tDCS using the change in the movement related cortical potential.

Methods: Thirty healthy participants (male: 18 and female: 12) were assigned randomly to three groups; sham tDCS, continuous tDCS, which the current continuously flowed for 10 minutes, and interrupted tDCS, which the interrupted current flowed for 10 minutes (repetition: 4sec stimulation and 5sec rest) at an intensity of 1mA with anodal polarity. The effect of tDCS on the right primary motor area was measured from the movement related cortical potential (MRCP) before and after the experiment. MRCP consisted of the bereitshaftspotential (BP) and negative slope potential (NS) at Cz and C4.

Results: Continuous and interrupted tDCS showed a significant difference in the changes in the BP, NS at Cz and C4 compared to the sham tDCS. However, there was no significant difference between the continuous tDCS and interrupted tDCS.

Conclusion: The change in cortical activity by continuous and interrupted tDCS results from an improvement in the MRCP. An interrupted tDCS may be a safe and useful modality for stimulating the cortical region.

Keywords: Transcranial direct current stimulation (tDCS), Movement related cortical potential (MRCP), Cortical activity, Interrupted tDCS

논문접수일: 2009년 5월 21일

수정접수일: 2009년 9월 11일

게재승인일: 2009년 9월 21일

교신저자: 김태열, ptcep@hanmail.net

1. 서론

최근 뇌를 효과적으로 자극할 수 있는 방법에 대한 연구가 중요하게 다루어지고 있으며, 뇌의 기능측정이나 회복과 관련하여 뇌의 가역성 및 기능 증진을 위한 여러 방법이 제시되고 있다.¹ 1세기 전부터 뇌의 기능과 구조를 연구하는데 피질에 직접적인 전기자극을 사용하였으며,² 인간의 운동피질영역을 직접 자극하는 경두개전기자극(transcranial electrical stimulation,

TES)은 Merton³에 의해 처음으로 언급되었다. 피질에 대한 전기자극은 주로 비침습적 자극 방법을 사용하는데, 그 중 경두개직류자극(transcranial direct current stimulation, tDCS)은 두 피에 위치한 두 개의 전극을 통해 저 용량의 직류를 통전시켜 뇌 피질의 활성화를 증가시키거나 감소시킨다.^{4,7} 경두개직류자극을 적용하는 데 있어 뇌 흥분성의 가역적 변화는 전류의 극성뿐만 아니라 강도, 자극기간 등이 주요 변수로 작용한다.⁶

뇌 피질의 활성 조절은 전기장의 크기인 전류 강도에 의존

하며, 활성화의 변화 정도는 자극 기간에 의해 결정 된다.^{8,9} 경두개직류자극을 안정적이고 효율적으로 적용하기 위해서는 전류강도(A/cm²), 자극기간 동안의 전하량(mAxs), 면적 당 전하용량($\mu\text{C}/\text{cm}^2$)¹⁰을 고려해야 하는데, 피질활성도 및 행동반응에 미치는 효과에 대한 연구들에서는 효율적이면서 안정적인 전기 자극을 적용하기 위한 전류밀도로 0.029~0.08mA/cm² 정도가 사용되고 있다.⁸ 경두개직류자극 적용 후 나타나는 운동유발전위(motor evoked potential, MEP)의 진폭 변화는 자극하는 전류의 강도와 시간에 따른 뇌 활성화에 영향을 미친다고 하였다.⁷ 운동유발전위를 이용한 실험에서 자극기간이 길수록 피질 활성도의 변화는 커지며,¹¹ 기간이 짧을수록 활성도의 변화는 크지 않는 것으로 보고되었다.⁷

뇌전도(electroencephalography, EEG)는 대뇌피질 신경원의 전기적 활동을 측정하는 장치로, 최근 운동학습에 따른 대뇌피질에서의 신경세포 활성화 변화에 대한 연구에 많이 활용되고 있으며,¹² 경두개직류자극에 의한 자발적인 중추신경의 활성화에 따른 잔존효과를 알아보기 위한 연구에도 사용되고 있다.¹³ 뇌전도는 운동학습의 일시적 측면을 관찰하기에 유용한 장치로 이를 이용하여 행동으로 인한 피질 활성도와 관련된 특별한 전기적 신호인 사건관련전위(event-related potential, ERP)를 측정할 수 있다. 또한 뇌전도 기록으로부터 신체의 수의적 움직임과 관련하여 나타나는 피질의 활성화로 운동관련피질전위(movement related cortical potential, MRCP)를 분석할 수 있는데, 이러한 피질 활성도 변화를 측정하는 방법을 이용하면 운동 준비와 운동 실행기간 동안에 뇌의 반응을 분석할 수 있다.¹³ 운동관련피질전위는 음극전위(negative potential, NP)와 양극전위(positive potential, PP)로 구성되어 있으며, 음극전위는 Bereitschafts potential (BP)와 negative slope (NS)로 구분된다.¹⁴ NS는 움직임이 시작되기 전부터 나타나기 시작하며, 운동 활성의 계획과 실행에 관계되는데,¹⁴ BP가 나타나는 부분은 보조운동영역(supplementary motor area, SMA)에서의 역할을 포함한 운동과 관련된 대뇌 운동피질에서 운동을 준비하는 동안에 피질의 활성 정도를 반영한다고 하였다.^{15,16} 따라서 BP는 인간에서 수의적 움직임의 기원을 알아보는 비침습적 연구의 전형이라 할 수 있다.¹⁷ 또한 수의적 움직임 시 나타나는 NS (또는 late BP)와 움직임 전위(movement potential=post movement, PM)는 수의적 움직임 시 나타나는 뇌 피질 활성화를 직접적으로 분석할 수 있다. 따라서 운동관련피질전위의 구성 요소인 BP와 NS, PM의 진폭과 잠복기의 분석을 통하여 피질 활성도에 영향을 주는 요소들에 대한 연구가 가능하여졌으며,^{14,18} 근래에 들어 정상인과 뇌졸중 후 편마비 환자의 움직임 속도, 구심성과 원심성 수축에 따른 피질 활성도 변화에 대한 연구,¹⁹ 파킨슨병과 같은 질병에 따른 BP와 NS의 변화 양

상에 대한 연구 등과 같은 정상인의 움직임과 다양한 병리적 움직임에 의한 운동관련피질전위의 자료들이 보고되고 있다.¹⁸ 또한 비침습적으로 뇌 자극의 효과를 평가하는 방법 중 느린 반복적 경두개자극(repetitive transcranial magnetic stimulation, rTMS) 적용에 따른 운동신경계(운동 회로망)의 활성도를 반영하는 운동관련피질전위에 대한 연구도 보고되었다.²⁰

경두개직류자극 시 피질 활성도를 높일 수 있는 방법은 자극기간을 길게 하는 것이나, 지속적 자극에 의한 장시간의 자극은 현실적으로 여러 가지 제한점을 가지고 있다. 따라서 이러한 문제점을 최소화 시키기 위한 방법으로 자극기간을 짧게 하여 반복적으로 장시간 자극하는 단속적 자극의 활용에 대한 연구가 필요하다.²¹ 그러나 경두개직류자극 연구는 주로 지속적 자극에 치중되어 있으며, 단속적 자극을 이용한 연구는 아직 미흡한 상태이다. 또한 비침습적 경두개전기자극에 의한 수의적 움직임과 연관된 피질 신경원의 활성화에 대한 평가는 거의 이루어지지 않고 있는 실정이다. 따라서 이 연구에서는 뇌의 운동피질 영역에 양극 경두개직류자극(anodal tDCS) 시 지속적 자극과 단속적 자극을 이용한 양극 경두개직류자극의 임상적 활용 가능성에 대한 기초자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

이 연구는 오른쪽이 우세 손(dominant hand)인 20대 정상 성인 30명(남 18명, 여 12명)을 전류를 통전시키지 않은 가짜치료군(I), 지속적 자극을 적용한 경두개직류자극군(II), 단속적 자극을 적용한 경두개직류자극군(III)에 각각 10명씩 무작위 배치하여 실시하였다.

이 연구의 대상자 선정은 아래와 같은 기준에 따랐다.

- (1) 이 연구의 취지를 이해하여 실험동의서를 작성한 후 자발적으로 참여한 사람
- (2) 상지의 우세측과 비우세측이 분명한 사람
- (3) 신경근골격계의 병리적 소견이 없는 사람
- (4) 대상자 선정 시 규칙적이고 체계적인 운동을 하고 있지 않은 사람
- (5) 실험에 영향을 주는 약물 등을 복용하고 있지 않은 사람

2. 경두개직류자극(tDCS)의 적용

대상자를 등받이가 있는 의자에 편안하게 앉은 자세로 취하게 한 다음에 0.1mA 단위로 강도 조절이 가능한 전기자극기

(Enraf Nonius, Myomend 932, 네덜란드)로 자극하였다. 전극은 7×5cm² 크기의 습식 스펀지 전극을 사용하였으며, 밴드를 이용하여 자극 부위에 고정하였다. 양극전극은 international 10-20 system에 따라 비우세측의 일차운동영역(primary motor area, M1)인 C4 부위에 위치하도록 배치하였으며, 음극전극은 우세 측의 상안와(supraorbital) 부위에 배치하였다. 가짜치료군(I)은 직류자극을 시작과 함께 10초 동안만 1mA로 통전하여 대상자가 통전되는 군으로 착각하도록 하고 남은 9분 50초 동안 전극을 고정시킨 상태에서 어떠한 전기자극도 하지 않았다. 지속 경두개직류자극군(II)은 지속직류를 1mA로 10분, 단속 경두개직류자극군(III)은 단속직류(4초 통전-5초 단전)를 1mA로 10분 적용하였다.⁷

3. 운동관련 피질전위(MRCP)의 측정

운동관련피질전위의 측정은 경두개직류자극의 적용 전과 직후에 실시하였으며 경두개직류자극시에도 전극을 배치시킨 상태에서 실시하여 자극 직후에 측정할 수 있도록 하였다. 운동관련 피질전위를 기록하기 위해 비우세측 엄지손가락을 3초에 한번씩 일정하게 수의적으로 외전 하도록 실험보조자가 구두로 반복 지시 하였다. 엄지손가락을 외전하는 동안 단무지외전근의 운동단위 활동전위 측정은 표면 근전도(Delsys, Bagnoli 4-EMG system, 미국)를 사용하였고, 기록전극은 표면전극(Delsys, DE-2.1 single differential electrode, 미국)을 사용하였다. 피부 저항을 최소화 하기 위해 전극의 접촉 부위를 70% 알코올 솜으로 닦고 건조시킨 후, 기록전극을 단무지외전근의 근복에 부착하였고 접지전극은 운동에 방해가 되지 않는 가까운 부위에 부착하였다. 표면근전도 신호 수집을 위해 sampling rate는 200, 주파수 대역 필터는 20~450Hz, Gain은 5000으로 하였다.

뇌파 신호의 기록은 MP 150 system (Biopac, 미국)과 뇌전도 증폭기(EEG100C, Biopac, 미국)를 사용하였다. 뇌전도 신호 수집을 위한 sampling rate는 1000Hz, 주파수 대역 필터는 1~35Hz였다. 운동관련피질전위의 측정을 위해 두피를 70% 알코올 솜으로 닦아 건조한 후 international 10-20 system 기준에 따라 Ag/AgCl 뇌전도 전극을 Cz, C4에 부착하였다. 두피에 전극을 부착한 후에 각 전극의 임피던스를 측정하였고, 전극의 임피던스는 5000Ω 이하로 유지시켰다. 첫 번째 활성전극(Cz)은 보조운동영역(SMA)의 두피에 부착하였고, 두 번째 활성전극(C4)은 대뇌반구의 왼쪽 일차운동영역(M1)의 두피에 부착하였다. 접지전극과 참고전극(A1과 A2)은 귓볼에 부착하였다. 뇌전도 신호는 수의적 운동을 30~50회 하는 동안 연속적으로 기록하였고, 단무지외전근의 운동에서 근전도 신호의 시작을 기준으

로 앞으로 2초, 뒤로 1초 동안의 뇌전도 신호를 선택하여 평균화하였다. Acqknowledge 3.8.1 software program (Biopac, 미국)을 이용하여 수집된 신호에서 Bereitschaftspotential (BP), negative slope potential (NS)를 분석하였다(Figure 1).

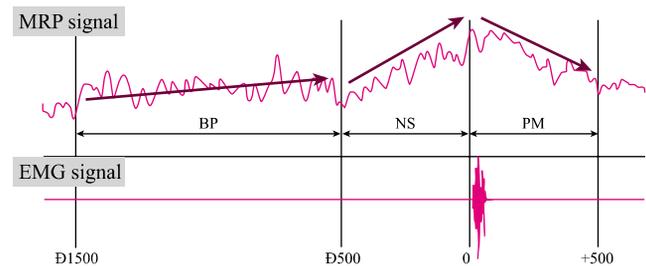


Figure 1. Analysis of movement related cortical potential signal

BP: Bereitschaftspotential
 NS: negative slope potential
 PM: post movement potential

4. 자료분석

본 연구의 결과 분석은 윈도우용 SPSS/PC 12.0 프로그램을 이용하여 처리하였다. 각 측정 항목의 정규분포 유·무를 알기 위하여 단일표본 Kolmogorov-Smirnov 검정을 실시하였고, 그 결과 정규분포가 인정되어, 각 측정항목들의 시간에 따른 군 간 변화 양상의 차이를 알아보기 위해 반복 측정 분산분석(repeated measures ANOVA)을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검증하기 위해 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 결과

1. 운동관련 피질전위(MRCP)의 BP 활성화도 비교

Cz($p<0.05$), C4($p<0.01$)에서 BP 활성화도의 변화를 반복측정 분산 분석을 한 결과, 시간과 군의 교호작용에 유의한 차이가 나타나 시간에 따른 군 간 전체 반응시간의 변화 양상이 서로 다른 것으로 나타났다. Cz에서 I군의 활성화도는 적용 전 $1.52\pm 0.29\mu V$, 적용 직후 $1.34\pm 0.13\mu V$ 로 감소하였으나, II군은 적용 전 $1.03\pm 0.57\mu V$, 적용 직후 $1.36\pm 0.58\mu V$, III군은 적용 전 $1.25\pm 0.75\mu V$, 적용 직후 $1.54\pm 0.63\mu V$ 로 나타나 II군과 III군 모두에서 활성화도가 증가하였다. C4에서 I군의 활성화도는 적용 전 $2.15\pm 0.29\mu V$, 적용 직후 $2.00\pm 0.30\mu V$ 로 감소하였으나, II군은 적용 전 $2.05\pm 0.50\mu V$, 적용 직후 $2.36\pm 0.58\mu V$, III군은 적용 전 $2.19\pm 0.62\mu V$, 적용 직후 $2.34\pm 0.50\mu V$ 로 나타나 II군과 III군 모두에서 활성화도가 증가하였다.

2. 운동관련 피질전위(MRCP)의 NS 활성화도 비교

Cz($p<0.05$), C4($p<0.05$)에서 NS 활성화도의 변화를 반복측정 분산 분석을 한 결과, 시간과 군의 교호작용에 유의한 차이가 나타나, 시간에 따른 군 간 전체 반응시간의 변화 양상이 서로 다른 것으로 나타났다. Cz에서 I군의 활성화도는 적용 전 $1.12 \pm 0.52 \mu V$, 적용 직후 $1.04 \pm 0.42 \mu V$ 로 감소하였으나, II군은 적용 전 $1.01 \pm 0.54 \mu V$, 적용 직후 $1.43 \pm 0.48 \mu V$, III군은 적용 전 $1.19 \pm 0.64 \mu V$, 적용 직후 $1.64 \pm 0.34 \mu V$ 로 II군과 III군 모두에서 활성화도가 증가하였다. C4에서 I군의 활성화도는 적용 전 $2.24 \pm 0.26 \mu V$, 적용 직후 $2.10 \pm 0.10 \mu V$ 로 감소하였으나, II군은 적용 전 $2.02 \pm 0.43 \mu V$, 적용 직후 $2.28 \pm 0.45 \mu V$, III군은 적용 전 $2.21 \pm 0.61 \mu V$, 적용 직후 $2.36 \pm 0.48 \mu V$ 로 II군과 III군 모두에서 활성화도가 증가하였다.

IV. 고찰

뇌 전기자극 방법으로 직류를 이용하는 경두개직류자극, 교류를 이용하는 경두개교류자극(transcranial alternating current stimulation, tACS), 전기의 흐름으로 발생하는 전자장을 이용하여 뇌를 자극하는 경두개자기자극(TMS) 등을 이용하여 운동, 감각, 인지기능 등을 조절하기 위한 치료양식으로 임상에 활용되거나 뇌 가역성 연구에 이용되고 있다.²² 경두개직류자극은 인간의 뇌에서 운동피질의 활성화를 쉽게 유발할 수 있고, 임상적용이 간편하며, 안전하고 저렴한 뇌 전기자극 방법이다.^{1,4} 경두개직류자극 시 간지럽거나 저린 느낌이 들 수 있지만 부작용이 적고,^{1,6,23} 운동피질의 흥분성에 미치는 영향이 크며, 극성 및 자극방법에 따른 피질의 흥분성 변화가 60-90분 혹은 더 오랫동안 지속되는 특성을 가지고 있다.^{4,10,23} 또한 경두개자기자극에 비하여 실제 적용을 위한 많은 경험이 필요하지 않으며, 이중맹검 실험(double-blind study)에서 가짜 치료의 적용이 더 용이한 것으로 보고되고 있다.²⁴ 그러나 아직도 이를 위한 정확한 프로토콜이 명확하게 정해지지 않았으며,¹ 현재도 적용 방법에 대한 다양한 연구가 진행되는 과정에 있고, 그 동안 연구되어 온 뇌 활성화에 따른 대뇌 피질의 기능 조절에 대한 재평가가 완전히 이루어지지 않았기 때문에 앞으로도 많은 연구가 진행되어야 할 것으로 생각한다.^{4,10} 최근 자극기간이 길어지면 조직손상의 원인이 될 수 있기 때문에 일부 연구자들은 경두개직류자극을 적용하기 위해서는 안정적이고 효율적인 지침들이 제시되어야 하며, 적용방법에 대한 연구가 지속적으로 시도될 필요가 있다고 주장하였다.^{1,4,7,10} 따라서 운동영역의 활성화를 더 효과적으로 시킬 수 있는 자극변수에 대한 연구가 필요로 하며, 특히 효율적인 자극기간의 설정에 대한 연구가 중

요하다.⁸ Nitsche 등¹¹은 자극기간이 길수록 피질 활성화도가 크다고 하였으며, 자극기간에 대한 선행 연구들에서도 지속자극이 길어지면 운동과 인지 수행능력,²³ 집중력²⁴이 향상된다고 보고하였다.

이 연구는 정상인을 대상으로 경두개직류자극 적용 시 지속직류와 단속직류가 대뇌 피질 활성화도에 미치는 효과를 분석하여 지속직류에 비하여 조직손상을 최소화시킬 수 있는 단속직류의 임상 활용 가능성에 대한 기초자료를 제공하기 위하여 실시하였다. 경두개직류자극 적용 시 지속직류의 전기화학적 특성에 의해서만 아니라, 자극강도가 커지면 신경의 과흥분과 뇌 조직의 발열 등으로 뇌 손상을 유발할 수 있다. 따라서 이 연구에서는 위험을 최소화 하고 활성화를 극대화시키기 위하여 Agnew와 McCreery²⁵가 제시하는 국제적 안정 기준으로 최대 충전 용량을 $40 \mu C/cm^2$ 이하가 되도록 하였고, 이는 Nitsche와 Paulus⁷에 의해 제시된 1mA 강도로 크기가 $7 \times 5 cm^2$ 인 전극을 사용하는 안정적인 방법으로 자극용량이 시간 당 $0.029 mA/cm^2$ 인 지속직류와 단속직류를 각각 10분 동안 적용하였다.

일부 선행연구에서는 자극기간을 4~7초 정도¹¹로 짧게 하면 경두개직류자극 종료 직후에 잔존효과가 나타나지 않거나, 측정 시기가 지연될수록 잔존효과 확인이 어려운 것으로 보고하였는데, Nitsche 등⁸도 자극기간을 4초로 하여 적용하고 10초 후에 측정하면 활성화에 변화가 없는 것으로 보고하였다. 그러나 Nitsche와 Paulus⁷는 4초간 적용하고 6초 이내에 운동 유발전위(MEP)를 측정하면 활성화에 변화가 있는 것을 확인할 수 있는 것으로 보고하여 자극 후 측정시기에 따라 잔존효과 확인 유무나 정도가 달라짐을 알 수 있다. fMRI를 통해 손의 일차운동영역(M1)에 21초씩 4번을 한 주기로 하여 세 번씩 반복자극하고 각 자극주기 간격마다 측정된 피질 활성화도에서 변화가 확인되었으며, 자극을 완전히 종결한 후에도 피질 활성화도에 변화가 지속되는 것으로 보고하였다.¹ 반복자극 시에도 자극기간에 따라 활성화도에 차이가 있는데, 짧은 자극기간을 적용하면 잔존효과 지속시간이 짧아지고, 자극기간이 길어지면 잔존효과는 커지고 오래 유지되지만 조직손상을 가져올 수 있다. 따라서 이 연구에서는 지속적으로 $0.029 mA/cm^2$ 를 10분 동안 적용하는 II군과 동일한 용량을 자극기간을 4초로 하여 선행연구들에 비해 짧은 총 반복시간을 적용하는 III군의 잔존효과 차이를 알아보려 하였다. 또한, 양극 경두개직류자극 적용 시 Nitsche 등⁸의 연구에서 전운동피질영역의 활성도가 증가되었으며, 특히 정상인들을 대상으로 적용시간과 강도에 따라 하지 영역 뿐 아니라 손 영역에서도 활성이 증가된다고 하여 이 연구에서도 극성을 대뇌피질 흥분성이 증가되는 양극으로 선택하였다. 양극 직류의 적용이 흥분성을 증진시키는 것은 양극에서 음극으로 흐르는 전류의 흐름에 의한 것으로, 양극을 두부에 음

극을 미부에 배치하면 전-후 전류흐름을 갖게 되면서 세포의 활성이 증가되고, 양극과 음극을 반대로 배치하면 후-전 전류흐름을 갖게 되어 활성이 감소하게 된다.⁸ 뿐만 아니라 양극 경두개직류자극은 N-methyl-D-aspartate (NMDA) 수용기를 흥분시키기에 효과적인 전위로써 피질의 활성을 증가시키나, 반대로 음극 경두개직류자극은 피질 활성을 감소시킨다.^{6,26} 양극 경두개직류자극으로 뇌졸중 환자의 운동영역을 자극하면 마비측 손의 기능이 향상되는데, 이는 정상인에서 양극 경두개직류자극이 비우세측 손의 기능을 향상시키는 것과 유사한 기전으로 설명되고 있다. 이에 따라 우세측과 비우세측에 관한 연구들로부터 손상측과 비손상측 뇌에 대한 논의가 활발히 이루어지고 있다.²⁷ 따라서 이 연구에서는 차후 뇌 손상 환자들을 대상으로 하는 임상 연구를 위한 기초자료를 제공하기 위해 양극 자극을 적용한 정상인을 대상으로 비우세측을 평가하였고, 이 연구와 마찬가지로 최근 연구들에서도 양극 경두개직류자극이나 경두개자극이 손상측 운동영역을 활성화시켜 마비측 손의 복합수행능력을 향상 시키는 것으로 보고하였다.²⁸

운동영역에 경두개자극으로 나타나는 잔존효과를 알아보기 위해 운동피질 신경원의 활성도를 측정하는데 있어 대부분은 신경생리학적 평가로 경두개자극과 운동유발전위 신경영상화(neuroimaging)를 활용하고 있으며,^{1,8} 일부 연구에서는 뇌전도(EEG)를 이용하여 활성화의 변화를 분석하고 있다.^{2,30} 이 연구에서는 운동피질 신경원의 전기적 활성의 변화를 알아보기 위해 운동관련피질전위(MRCP)를 측정하였다. 이를 위해 대상자는 수의적 움직임의 속도를 자가-조절(self-paced)하도록 하였으며, 운동관련피질전위는 수의적 움직임의 속도와 힘의 정도에 따라서 달라지므로 움직임의 빈도를 1Hz로 설정하여 움직임 수 있도록 하였는데, 움직임의 빈도가 1Hz 이상이 되면 BP 및 NS의 활성이 결여되거나, 겹치게 되어 구별이 안 될 수 있기 때문이다.³¹ 이 연구에서는 움직임의 빈도를 1Hz로 설정하고 무지의 외전운동을 3초에 한 번씩 하도록 지시하였으며, 움직임은 컴퓨터 모니터에서 3초에 한 번씩 나타나는 신호를 기준으로 일정한 속도로 움직이도록 하였다. 또한 우세측과 비우세측 피질전위의 차이를 배제하기 위하여 오른쪽이 우세측인 대상자들만 선정하였다.

손의 움직임에 따른 운동관련피질전위에서의 BP는 보조운동영역(SMA)과 전외측피질 활성도 분석에 용이하다.¹⁸ BP는 운동영역 중앙 내벽에 위치한 보조운동영역에서 반대측 일차운동영역(M1)보다 먼저 일어나고, 마지막에 동측 일차운동영역(M1)에서 반응이 나타나기 시작한다.³² 이와 같은 순차적인 활성은 영역에 따라 차별적인 운동을 위한 계획에 관여하게 된다. 활성도에 있어서 BP의 활성화는 주의력, 집중력, 움직임을 위한 준비를 반영하게 되며, NS는 운동을 하기 바로 직전 또는

급작스러운 활성도의 증가가 나타나면서 움직임을 위한 특별한 계획, 프로그래밍, 실행을 반영한다.³³⁻³⁵ 이 연구에서 운동관련 피질전위 분석으로 운동준비를 반영하는 BP와 실행단계를 반영하는 NS의 활성도를 분석한 결과 I군에 비해 II군과 III군이 유의하게 증가하는 양상을 보였다. 특히, 이 연구에서는 BP의 활성도와 NS의 활성도가 일차운동영역(M1)에서 가장 큰 변화를 보였고, 보조운동영역인 Cz에서도 증가하는 양상을 볼 수 있었다. 이는 움직임의 강도와 속도가 크고 빠를수록 BP의 활성도가 증가하며, 정확하고 구별된 움직임을 할수록 NS의 활성도가 증가한다는 보고¹⁸와 유사하게 지속직류나 단속 직류를 이용한 경두개직류자극 모두에서 BP뿐 아니라 NS의 활성화가 유의하게 증가한다는 것은 단속직류에 의한 자극에도 운동계획과 함께 실제 움직임에서의 활성화에 효과적인 영향을 미친다는 것을 알 수 있다. 그러나 이 연구에서는 경두개직류자극 후 측정시기에 따른 운동관련피질전위의 변화 추이를 분석하지 않아 잔존효과와 지속시간에 대한 분석이 이루어지지 않았고, 정상인을 대상으로 실시한 기초자료이기 때문에 연구 결과를 확대 해석하여 이를 근거로 임상적용 바로 이루어지기에는 제한점이 있다. 따라서 향후 연구에서는 잔존효과와 지속 정도, 전류의 단속에 따른 뇌의 가소성에 대한 임상연구가 추가로 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

이 연구는 지속직류와 단속직류를 이용한 양극 경두개직류자극을 대뇌 운동피질영역에 적용하여 운동관련피질전위의 활성화에 미치는 효과를 알아보고자 하였다. 이 연구 결과를 정리하면 양극 경두개직류자극 시 지속직류와 단속직류 모두에서 운동관련피질전위의 BP와 NS의 변화가 유의하게 나타나 대뇌 운동피질 신경원에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 따라서 경두개직류자극 시 장시간 적용에 따른 자극감을 완화시키고, 뇌 조직의 손상을 최소화 시킬 수 있는 대안적 방법으로 단속직류의 적용이 운동피질에 긍정적인 영향을 미치고 있으며, 단속직류의 임상적 가능성에 대한 연구가 지속적으로 필요할 것으로 생각한다.

Author Contributions

Research design: Kim TY

Acquisition of data: Lim YE, Kim SH

Analysis and interpretation of data: Lim YE, Kim SH

Drafting of the manuscript: Lim YE, Kim TY

Administrative, technical, and material support: Kim SH, Yang DJ

Research supervision: Kim TY

Acknowledgements

이 논문은 임영은의 석사학위 논문 일부를 출판하였음.

참고문헌

1. Kwon YH, Ko MH, Ahn SH et al. Primary motor cortex activation by transcranial direct current stimulation in the human brain. *Neurosci Lett*. 2008;435(1):56-9.
2. Sparing R, Mottaghy FM. Noninvasive brain stimulation with transcranial magnetic or direct current stimulation (TMS/tDCS)-From insights into human memory to therapy of its dysfunction. *Methods*. 2008;44(4):329-37.
3. Merton PA, Morton HB. Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature*. 1980;285(5762):227.
4. Nitsche MA, Liebetanz D, Antal A et al. Modulation of cortical excitability by weak direct current stimulation--technical, safety and functional aspects. *Suppl Clin Neurophysiol*. 2003;56:255-76.
5. Paulus W. Transcranial direct current stimulation (tDCS). *Suppl Clin Neurophysiol*. 2003;56:249-54.
6. Liebetanz D, Nitsche MA, Tergau F et al. Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. *Brain*. 2002;125(10):2238-47.
7. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol*. 2005;527(3):633-9.
8. Nitsche MA, Cohen LG, Wassermann EM et al. Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. *Brain Stimulat*. 2008;1(3):206-23.
9. Purpura DP, McMurtry JG. Intracellular activities and evoked potential changes during polarization of motor cortex. *J Neurophysiol*. 1965;28:166-85.
10. Priori A. Brain polarization in humans: a reappraisal of an old tool for prolonged non-invasive modulation of brain excitability. *Clin Neurophysiol*. 2003;114(4):589-95.
11. Nitsche MA, Doemkes S, Karakose T et al. Shaping the effects of transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *J Neurophysiol*. 2007;97(4):3109-17.
12. Kwon YH, Chang JS, Kim CS. Changes of cortical activation pattern induced by motor learning with serial reaction time task. *J Kor Soc Phys Ther*. 2009;21(1):65-71.
13. Smith AL, Staines WR. Cortical adaptations and motor performance improvements associated with short-term bimanual training. *Brain Res*. 2006;1071(1):165-74.
14. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V et al. Distinct brain activation patterns for human maximal voluntary eccentric and concentric muscle actions. *Brain Res*. 2004;1023(2):200-12.
15. Ball T, Schreiber A, Feige B et al. The role of higher-order motor areas in voluntary movement as revealed by high-resolution EEG and fMRI. *NeuroImage*. 1999;10(6):682-94.
16. Cui RQ, Huter D, Lang W et al. Neuroimage of voluntary movement: topography of the Bereitschaftspotential, a 64-channel DC current source density study. *NeuroImage*. 1999;9(1):124-34.
17. Kristeva-Feige R, Rossi S, Feige B et al. The Bereitschaftspotential paradigm in investigating voluntary movement organization in humans using magnetoencephalography (MEG). *Brain Res Brain Res Protoc*. 1997;1(1):13-22.
18. Shibasaki H, Hallett M. What is the Bereitschaftspotential? *Clin Neurophysiol*. 2006;117(11):2341-56.
19. Yang GA, Kim SH, Lim YE et al. Comparison of the activity of cortical neurons according to muscle contraction type between post stroke hemiplegic subjects and healthy subjects. *J Kor Soc Phys Ther*. 2009;21(1):73-80.
20. Rossi S, Pasqualetti P, Rossini PM et al. Effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on movement-related cortical activity in humans. *Cereb Cortex*. 2000;10(8):802-8.
21. Kwon YH, Ko MH, Ahn SH et al. Primary motor cortex activation by transcranial direct current stimulation in the human brain. *Neurosci Lett*. 2008;435(1):56-9.
22. Webster BR, Celnik PA, Cohen LG. Noninvasive Brain Stimulation in Stroke Rehabilitation. *NeuroRx*. 2006;3(4):474-81.
23. Antal A, Terney D, Poreisz C et al. Towards unravelling task-related modulations of neuroplastic changes induced in the human motor cortex. *Eur J Neurosci*. 2007;26(9):2687-91.
24. Gandiga PC, Hummel FC, Cohen LG. Transcranial DC stimulation (tDCS): a tool for double-blind sham-controlled clinical studies in brain stimulation. *Clin Neurophysiol*. 2006;117(4):845-50.

25. Agnew WE, McCreery DB. Considerations for safety in the use of extracranial stimulation for motor evoked potentials. *Neurosurgery*. 1987;20(1):143-7.
26. Siebner HR, Lang N, Rizzo V et al. Preconditioning of low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation with transcranial direct current stimulation: evidence for homeostatic plasticity in the human motor cortex. *J Neurosci*. 2004;24(13):3379-85.
27. Boggio PS, Castro LO, Savagim EA et al. Enhancement of non-dominant hand motor function by anodal transcranial direct current stimulation. *Neurosci Lett*. 2006;404(1-2): 232-6.
28. Fregni F, Boggio PS, Mansur CG et al. Transcranial direct current stimulation of the unaffected hemisphere in stroke patients. *Neuroreport*. 2005;16(14):1551-5.
29. Hummel F, Celnik P, Giraux P et al. Effects of non-invasive cortical stimulation on skilled motor function in chronic stroke. *Brain*. 2005;128(3):490-9.
30. Thut G, Ives JR, Kampmann F et al. A new device and protocol for combining TMS and online recordings of EEG and evoked potentials. *J Neurosci Methods*. 2005;141(2): 207-17.
31. Toma K, Mima T, Matsuoka T et al. Movement rate effect on activation and functional coupling of motor cortical areas. *J Neurophysiol*. 2002;88(6):3377-85.
32. Cui RQ, Deecke L. High resolution DC-EEG analysis of the Bereitschaftspotential and post movement onset potentials accompanying uni-or bilateral voluntary finger movements. *Brain Topogr*. 1999;11(3):233-49.
33. Siemionow V, Yue GH, Ranganathan VK et al. Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Exp Brain Res*. 2000;133(3): 303-11.
34. Neshige R, Luders H, Shibasaki H. Recording of movement-related potentials from scalp and cortex in man. *Brain*. 1988;111(3):719-36.
35. Shibasaki H, Barrett G, Halliday E et al. Components of the movement-related cortical potential and their scalp topography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1980;49(3-4):213-26.