

정상 여성에게서 앞 정강근의 수축훈련방법에 따른 뇌파의 변화

이정우, 김문정, 윤세원

광주여자대학교 물리치료학과

Changes of Electroencephalogram according to Contraction Training Methods of Tibialis Anterior Muscle in Healthy Women

Jeong-Woo Lee, PT, PhD, Moon-Jeong Kim, PT, Se-Won Yoon, PT, PhD

Department of Physical Therapy, Kwangju Women's University

Purpose: This study aims to examine the power changes in electroencephalogram (EEG) detected from the tibialis anterior muscle, during repetitive contraction exercise in normal female adults.

Methods: The subjects of this study were 24 normal adult females, with no musculoskeletal or nervous system disorders. The 24 female subjects were divided into two groups: 12 subjects comprised a voluntary stimulation training group, and the other 12 subjects comprised an electrical stimulation training group. A total of thirty contractions were made repetitively by each woman, with maximal voluntary contraction exercise for six seconds, and a resting time of three seconds. During the experiment, their EEG was measured at eight positions. The eight positions were Fpz, Fz, Cz, CPz, C3, C4, P3, and P4, in accordance with the international 10~20 system.

Results: The relative alpha power and beta power showed no statistically significant differences between the two groups. But the relative gamma power of the CPz, C3, C4, P3, and P4 areas showed statistically significant differences between the two groups ($p < 0.05$). The relative theta power of the C4 area showed statistically significant differences between the two groups ($p < 0.05$).

Conclusion: Our findings show that tibialis anterior muscle contraction by electrical stimulation and by voluntary repeated contraction differentially affected brain activation. In particular, the CPz, C3, C4, P3 positions of relative gamma power showed brain activation in voluntary contraction. The C4 position of relative theta power showed different brain activation between the two groups.

Keywords: Electroencephalogram, Tibialis anterior, Maximal voluntary contraction, Electrical stimulation training

I. 서론

신경과학 분야에서 물리적 자극을 통해 인간의 뇌를 내적 또

는 외적으로 자극하기 위한 노력은 끊임없이 이어지고 있다.¹ 이는 뇌손상 환자 치료에서 중요하게 다루어진다.² 뇌손상 환자들은 균형 및 자세조절에 어려움을 지니며, 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중이동 능력이 감소하고 섬세한 기능을 수행하는 특정 운동요소의 상실 등으로 기립과 보행에 장애를 받는다.^{3,4}

보행은 신경근육과 골격계, 생역학적 그리고 운동기능학적 변화가 결합된 복잡한 기능이다.⁵ 정상적인 보행은 신경계의 적절한 신호유형의 형태로 신경망을 통해 근육활동을 유발시

Received March 16, 2012 Revised April 11, 2012

Accepted April 13, 2012

Corresponding author Se-Won Yoon, ptyoon2000@kwu.ac.kr

Copyright © 2012 by The Korean Society of Physical Therapy

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 non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

키고 인체의 생역학적인 요구를 만족시킬 때 일어난다.⁶ 보행의 균형조절은 신체의 무게 중심을 기저면(base of support) 내에서 유지하고, 흔들림을 최소화하기 위해 몸통과 하지 근육이 협응하는 것이다.⁷ 하지에서 발목은 균형회복에 있어 중요한 역할을 한다.⁸ 발목은 체중부하 과정에서 하지 근육의 기능과 협력작용을 통해 신체를 지지해주고, 신체의 자세유지에 대한 감각피해를 촉진한다.⁹

신체의 모든 움직임은 골격근의 수의적 수축을 통하여 이루어진다.¹⁰ 합성력이 포함된 근 수축은 운동피질에서 시작하여 근 수축으로 끝나는 운동순서로부터 발생한다. 이것은 근 피로도가 생기는 동안이나 생긴 후 모든 운동신경경로의 단계에서 변화하는 것이다.¹¹

최근 연구에서는 뇌파(electroencephalogram, EEG), 경두개 자기자극(transcranial magnetic stimulation, TMS), 근전도(electromyography, EMG) 등의 다양한 장비를 이용하여 인체의 신경생리학적 측면으로 보다 향상된 연구가 진행되고 있다.^{12,13} 신경생리학적 측면에서 가장 많이 보고되고 있는 것 중 하나는 원심성 수축과 구심성 수축은 근 활성도의 차이를 보인다는 것이다.¹⁴ 또한, Kim 등¹⁵은 기능적 자기공명 영상 기법(functional magnetic resonance imaging, fMRI)을 이용하여 골격근의 수의적인 원심성 수축과 구심성 수축을 할 때 각각의 방법에서 나타나는 뇌 활성도의 변화를 알아보았고, Yang 등¹⁶은 뇌파(EEG)를 이용하여 뇌졸중 환자와 정상인에게 구심성 운동과 원심성 운동시 각각의 근 수축 유형에 따라 나타나는 피질 신경원의 활성도 변화를 알아보았다.

최근 뇌 기능과 동작 기능의 상관관계에 대한 EEG와 EMG의 Coherence로 동작 인식을 시도하는 연구도 진행되고 있다.¹⁷ Coherence는 뇌기능의 수행 과정을 확인하기 위해 각 측정 영역 사이의 상관관계를 정량화하여 각 영역들 사이의 연결성을 확인할 수 있는 분석방법이다.¹⁸ Kim 등¹⁹은 손 동작을 지시한 후 측정된 EEG와 EMG의 두 신호를 독립성분 분석한 후 Coherence값을 구하여 동작 구분을 하고 훈련효과를 확인하였다.

하지만 외부적인 자극에 따른 뇌 신경 세포들의 흥분성과 활성도의 변화를 측정하는 도구로 기능적 자기 공명 영상이 많이 사용되고 있으며, 대부분의 연구들이 주로 팔의 기능적 동작으로 국한되어 있다. 또한, 최근에는 근 수축 조절과 관련하여 피질 신경원의 활성도를 분석하기 위해 운동 관련 피질 전위를 이용한 연구도 이루어지고 있으나, 하지 근육의 반복 수축훈련에 따른 뇌활성도에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 자세 및 균형조절 훈련이라 할 수

있는 발목관절에서 앞 정강근에 최대 반복 수축 훈련이 수축 훈련 방법에 따라 대뇌겉질 영역에서 뇌의 활성화에 어떤 변화가 있는지 알아보려고 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 건강한 성인 여성 24명을 선발하였다. 선정기준은 근골격계나 신경계 장애가 없는자, 최근 6개월간 근력강화 훈련을 한 경험이 없는자, 하지 근력에 관련해 약물 복용하고 있지 않은 자로 하였다. 본 실험에 영향을 미칠 수 있는 물리적·화학적 요인을 최대한 제한시켜 선발하였다. 대상자 모두에게 연구 동의서를 받은 후 연구를 진행하였다. 전체 24명의 대상자를 2개의 군으로, 각각 12명씩 수의적 수축 훈련군과 전기적 수축 훈련군으로 나누었다. 대상자들의 일반적 특성은 다음과 같다(Table 1).

2. 실험방법

1) 근수축 훈련방법

수의적 수축 훈련군은 최대 수의적 등척성 수축을 위해 Dynamometer (K-DFX-200, Chatillon, 미국) 장비를 이용하였다. 대상자는 앉은 자세로 다리를 곧게 뻗은 자세에서 발목을 중립 자세로 놓고 동력계에 연결된 커플을 발등에 걸고 수축하여, 처음 측정된 최대수의적 등척성 수축력이 마지막 훈련까지 최대 유지될 수 있도록 하였다. 1회 훈련은 6초 동안 최대수의적 등척성 수축과 3초의 휴식으로 구성되어, 총 30회의 근수축 훈련을 실시하였다.

전기적 수축 훈련군은 경피신경전기자극기(Dyna tens 301, 대양의료기, 대한민국)를 이용하였다. 대상자는 다리를 곧게 뻗고 앉아 발목을 중립자세로 하여 실험을 실시하였다. 실험에 사용된 일회용 접착식 전극 크기는 5×5 cm였으며, 두 전극 중 하나는 넙다리 머리뼈 아래에, 다른 하나는 운동 점에 부착하였다. 자극 강도는 반복된 근 수축 훈련에 따른 순응을 방지하고 최대자극 효과를 얻기 위해 근 수축 훈련 전 기간 동안

Table 1. General characteristics of the subjects

Group	Age (yr)	Height (cm)	Weight (kg)
VC	22.1±0.9	162.7±4.3	57.8±7.9
ESC	21.8±0.5	161.6±4.7	52.6±5.2

VC: voluntary contraction, ESC: electrical stimulation contraction.

모두 최대내인성강도(maximal tolerated intensity, MTT)로 실시하였다.

최대내인성강도의 전기자극 훈련을 위하여, 전기자극 조건은 주파수 50 pps, 맥동시간 200 μ s, 경사 증감시간은 각각 0.5초로 설정하였고, 1회의 훈련은 3초의 통전시간과 1초의 단전시간으로 구성하여, 총 30회의 근수축 훈련을 실시하였다. 또한 실험은 앞 정강근의 근수축 훈련 효과를 극대화 하기 위하여 모든 대상자들의 비우세 측 다리인 왼쪽 앞 정강근으로 설정하였다.

2) 측정방법

신경세포의 전기활동인 뇌파를 측정하기 위하여 사용된 뇌파 장비는 QEEG-8 (LXE3208, LAXTHA Inc., 대한민국)이었다. 뇌파 기기의 설정조건으로 샘플링 주파수는 256 Hz, 대역통과 주파수는 5~50 Hz로 설정하였다. 본 연구에서는 앞 정강근의 근수축에서 나타나는 뇌파(알파파, 베타파, 감마파, 세타파)를 측정하기 위해 Fpz, Fz, Cz, CPz, C3, C4, P3, P4에 부착하였다. 그리고 기준전극(reference electrode)과 접지전극(ground electrode)을 각각 오른쪽과 왼쪽 귀에 부착하였다.

실험대상자의 전극 부착 부위는 가장 널리 사용되는 Jasper²⁰의 국제전극배치법("10~20법", ten-twenty electrode system)을 이용하였다. 이는 머리뼈 모양이 각각 다르므로 이로 인해 변할 수 있는 전극의 위치를 일정한 비율로 배열하는 방법이다.

수집된 뇌파자료 분석은 소프트웨어 Telescan 프로그램을 사용하였다. 분석에 사용된 주파수 대역은 세타파 4~8 Hz, 알파파 8~13 Hz, 베타파 13~30 Hz, 감마파 30~50 Hz이었다. 이러한 각 주파수들은 상대 주파수(relative frequency)로 나누어 분석을 실시하였으며, 상대 주파수는 전체 주파수 대역(4~50 Hz)에서 각 주파수가 차지하는 비율로 분석하였다.

실험실 온도와 습도는 25~27°C, 60~70%로 유지하였다. 뇌파를 측정하는 동안 방해 받지 않는 환경을 구성하고, 실험실 내외부의 소음을 최대한 통제하였다.

3. 분석방법

모든 자료는 SPSS 12.0 프로그램으로 분석하였다. 뇌 영역별로 집단 간 각 주파수별에 따른 상대세타파, 상대알파파, 상대베타파, 상대감마파의 실험 전, 후 변화양상 차이에 대한 비교는 반복측정분산분석(repeated measures ANOVA)을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 결과

1. 뇌결질 영역별 상대알파파의 변화

반복 수축을 하는 동안 수의적 수축 훈련군과 전기적 수축 훈련군에서 각 영역별 상대알파파의 변화는 모두 증가하는 경향을 보였다.

모든 영역에서 상대알파파 변화를 분석한 결과, 시간과 군에 대해 교호작용이 나타나지 않았으며, Fpz영역을 제외한 나머지 모든 영역에서는 시간에 따른 변화가 유의한 것으로 나타나 상대알파파는 수축방법에 따라 변화 양상이 비슷하면서 시간에 따라 변화되는 것으로 나타났다($p < 0.05$)(Table 2).

2. 뇌결질 영역별 상대베타파의 변화

반복 수축을 하는 동안 수의적 수축 훈련군과 전기적 수축 훈련군에서 각 영역별 상대베타파의 변화는 Fpz영역과 Fz영역에서는 증가하는 경향을 보였으나, Cz영역, CPz영역, C3영역, C4영역, P3영역, 그리고 P4에서는 대부분 감소하는 경향을 보였다.

모든 영역에서 상대베타파 변화를 분석한 결과, 시간과 군에 대한 교호작용이 없었으며, 시간에 따른 변화에서도 통계학적으로 유의하지 않은 것으로 나타나 수축방법과 관계없이 변화가 거의 없는 것으로 나타났다(Table 3).

3. 뇌결질 영역별 상대감마파의 변화

반복 수축을 하는 동안 각영역별 상대감마파의 변화는 수의적 수축 훈련군에서는 대부분 증가하는 경향을 보였고, 전기적 수축 훈련군에서는 대부분 감소하는 경향을 나타내었다.

모든 영역에서 상대감마파 변화를 분석한 결과, Fpz영역, Fz영역, Cz영역에서는 시간과 군에 대한 교호작용이 나타나지 않았으나, CPz영역, C3영역, C4영역, P3영역, 그리고 P4영역에서는 시간과 군에 대한 교호작용이 있었다($p < 0.05$). 따라서 상대감마파는 수축훈련 방법에 따라 CPz영역, C3영역, C4영역, P3영역, 그리고 P4영역에서는 변화 양상이 다른 것으로 나타났다(Table 4).

4. 뇌결질 영역별 상대세타파의 변화

반복 수축을 하는 동안 수의적 수축 훈련군과 전기적 수축 훈련군에서 각영역별 상대세타파의 변화는 대부분 대부분 감소하는 경향을 나타내었다.

모든 영역에서 상대베타파 변화를 분석한 결과, Fpz영역, Fz영역, Cz영역, CPz영역, C3영역, P3영역, 그리고 P4영역에서

Table 2. A change of relative alpha

Region	Group	Time		F		
		Pre	Post	Time	Group	Time X group
Fpz	VC	0.16±0.07	0.19±0.10	3.13	1.74	0.02
	ESC	0.13±0.04	0.15±0.07			
Fz	VC	0.21±0.10	0.25±0.14	6.26*	1.51	0.00
	ESC	0.16±0.06	0.20±0.10			
Cz	VC	0.23±0.14	0.28±0.15	9.99*	3.56	0.44
	ESC	0.16±0.06	0.20±0.05			
CPz	VC	0.26±0.12	0.31±0.15	8.28*	3.27	0.01
	ESC	0.18±0.08	0.23±0.11			
C3	VC	0.22±0.08	0.27±0.14	7.10*	1.46	0.01
	ESC	0.17±0.08	0.22±0.10			
C4	VC	0.21±0.11	0.26±0.12	13.95*	1.50	0.17
	ESC	0.16±0.06	0.22±0.10			
P3	VC	0.23±0.11	0.30±0.16	15.08*	0.95	0.31
	ESC	0.17±0.10	0.27±0.14			
P4	VC	0.24±0.08	0.34±0.17	20.97*	3.54	0.01
	ESC	0.16±0.06	0.26±0.11			

Mean±SD.

VC: voluntary contraction, ESC: electrical stimulation contraction.

*p<0.05.

Table 3. A change of relative beta

Region	Group	Time		F		
		Pre	Post	Time	Group	Time X group
Fpz	VC	0.13±0.05	0.14±0.07	1.11	15.53*	0.19
	ESC	0.21±0.07	0.24±0.09			
Fz	VC	0.20±0.07	0.21±0.07	0.68	5.67*	0.04
	ESC	0.26±0.07	0.27±0.08			
Cz	VC	0.26±0.08	0.24±0.07	1.07	3.48	0.01
	ESC	0.31±0.06	0.29±0.07			
CPz	VC	0.27±0.08	0.26±0.07	0.13	4.44*	0.85
	ESC	0.31±0.06	0.32±0.06			
C3	VC	0.28±0.08	0.27±0.08	0.48	3.80	0.01
	ESC	0.34±0.06	0.33±0.08			
C4	VC	0.28±0.86	0.27±0.06	0.56	5.23*	0.29
	ESC	0.34±0.06	0.32±0.07			
P3	VC	0.32±0.07	0.31±0.08	1.21	1.49	0.07
	ESC	0.36±0.06	0.34±0.09			
P4	VC	0.33±0.05	0.29±0.08	3.78	1.54	0.47
	ESC	0.35±0.06	0.33±0.08			

Mean±SD.

VC: voluntary contraction, ESC: electrical stimulation contraction.

*p<0.05.

Table 4. A change of relative gamma

Region	Group	Time		F		
		Pre	Post	Time	Group	Time X group
Fpz	VC	0.07±0.04	0.10±0.07	0.02	12.73*	2.84
	ESC	0.20±0.10	0.18±0.09			
Fz	VC	0.14±0.87	0.17±0.11	0.08	4.32	1.79
	ESC	0.24±0.10	0.20±0.07			
Cz	VC	0.20±0.15	0.18±0.11	1.22	6.98*	0.11
	ESC	0.32±0.09	0.28±0.12			
CPz	VC	0.14±0.06	0.16±0.06	2.84	18.81*	9.09*
	ESC	0.31±0.11	0.25±0.09			
C3	VC	0.18±0.09	0.21±0.11	0.42	3.67	4.97*
	ESC	0.29±0.11	0.23±0.07			
C4	VC	0.19±0.10	0.21±0.09	2.59	5.71*	11.36*
	ESC	0.31±0.08	0.24±0.06			
P3	VC	0.19±0.08	0.23±0.11	0.82	5.63*	11.61*
	ESC	0.33±0.12	0.26±0.08			
P4	VC	0.18±0.09	0.19±0.10	8.16*	11.24*	11.23*
	ESC	0.34±0.10	0.25±0.07			

Mean±SD.

VC: voluntary contraction, ESC: electrical stimulation contraction.

*p<0.05.

는 시간과 군에 대한 교호작용이 나타나지 않았으나, C4영역에서는 시간과 군에 대한 교호작용이 있었다(p<0.05). 따라서 상대베타파는 C4영역에서만 수축방법에 따라 변화양상이 다른 것으로 나타났다(Table 5).

IV. 고찰

본 연구는 앞 정강근의 반복 수축훈련을 통하여 뇌의 활성화 변화를 확인함으로써 향후 물리치료의 기능적 동작을 통해 발생하는 근 피로도가 뇌 세포의 활성화에 직접적인 효과를 제공할 수 있는지 알아보고자 하였다. 이러한 변화는 말초의 근 피로도도 인해 변화한 것이다.

뇌파는 의식상태에 따라 이완 및 휴식상태에서는 8~12.9 Hz 파형의 알파(alpha)파가 나타난다.²¹ Ko²²는 검도선수들이 훈련할 때 시간에 따라 상대알파파가 증가한다고 하였다. 이는 계속적인 훈련으로 더 나은 주의 집중력을 보유하게 되어 운동 수행시 의식적인 뇌의 정신활동을 효과적으로 줄일 수 있고 그에 따라 과제의 수행에 있어 불필요한 인지 등을 감소시켰기 때문이라고 하였다. 본 연구에서도 시간에 따라 상대알파파도 증가하는 것을 알 수 있었다. 이는 선행의 연구와 비

슷한 결과라고 생각된다.

베타파는 13~29.9 Hz 파형으로 주의를 집중하여 정신 활동을 할 때 뇌 전체에서 광범위하게 나타난다. Ko²²는 검도선수들이 훈련할 때 시간에 따라 상대베타파 변화는 감소한다고 하였다. 베타파는 의식적인 정신 활동 시 많이 나타나게 되는데 반복적인 연습으로 의식적인 정신 활동을 줄임으로써 베타파의 감소가 나타난 것으로 보았다. 본 연구에서도 시간에 따라 상대베타파가 감소하는 것을 알 수 있다. 이는 선행연구에서 나타나는 것처럼 반복적인 근수축으로 인해 의식적인 활동이 감소한 것으로 생각된다.

감마파는 30~50 Hz 파형으로 긴장과 능동적 고도의 복합 정신기능 수행 시에 나타난다.²³ Schoffelen 등²⁴은 대상자가 단순한 반응시간 실험에서 반응을 하려는 것은 대뇌피질과 척수 신경사이에서 감마범위의 작용과 연관성이 있다고 하였다. 또한 피질근육의 감마범위는 저하중 힘(4%MVC)의 등척성 보상을 사용하는 것과 관련이 있고, 아마 빠른 시각의 통합을 제공하기 위한 기능일 것이다.²⁵ 본 연구에서는 시간의 흐름에 따라 C4영역에서 수직적 수축 훈련군에서는 상대감마파가 증가하는 경향이 보였으나, 전기적 수축 훈련군에서는 상대감마파가 감소하는 경향을 보였다. Brown 등²⁶은 감마 범위 걸질-근

Table 5. A change of relative theta

Region	Group	Time		F		
		Pre	Post	Time	Group	Time X group
Fpz	VC	0.65±0.09	0.59±0.14	1.68	12.00*	0.39
	ESC	0.47±0.16	0.45±0.16			
Fz	VC	0.47±0.12	0.39±0.13	2.22	3.74	0.89
	ESC	0.36±0.14	0.34±0.13			
Cz	VC	0.33±0.14	0.32±0.15	0.08	3.56	0.61
	ESC	0.23±0.09	0.25±0.12			
CPz	VC	0.34±0.12	0.30±0.11	0.68	11.58*	1.19
	ESC	0.21±0.08	0.22±0.74			
C3	VC	0.34±0.15	0.27±0.12	0.75	4.63*	2.11
	ESC	0.22±0.09	0.23±0.10			
C4	VC	0.34±0.11	0.27±0.09	0.58	10.42*	5.75*
	ESC	0.20±0.06	0.23±0.08			
P3	VC	0.28±0.12	0.20±0.09	2.96	6.82*	3.05
	ESC	0.16±0.08	0.16±0.08			
P4	VC	0.27±0.09	0.21±0.09	1.63	9.73*	2.49
	ESC	0.16±0.06	0.17±0.07			

Mean±SD.

VC: voluntary contraction, ESC: electrical stimulation contraction.

*p<0.05.

육 코히런스(corticomuscular coherence)가 최대하 및 최대 힘을 생산할 때 더욱 높은 집중도를 보인다고 보고한 것으로 볼 때, 이는 본 연구에서도 최대수축훈련을 실시하였으므로, 수 의적 수축훈련 근육의 반대측 운동 걸질영역에서 감마파가 증 가하여 비슷한 결과를 보였다. 그러나 전기적 수축 훈련군에 서는 수의적 수축 훈련군과는 달리 이를 지배하는 운동 걸질 영역에서 활성화 되지 않을뿐더러 오히려 감소된 것으로 나타 나 감마 주파수 영역은 훈련근육을 지배하는 운동 걸질영역이 오히려 감소하는 특성을 알 수 있었다. 하지만 이러한 특성은 아직 각 뇌걸질 영역별 근수축 훈련과 관련된 각 주파수별 뇌 파의 변화에 대한 연구가 거의 없기에 이를 설명하기에는 아 직 어려움이 있다.

세타파는 두뇌영역 중에서 감정 및 감성에 관여하는 전두피 질 부위에서, 깊은 수면상태가 아닌 졸릴 때 주로 나타나며 4~7.9 Hz 파형이다.²⁷ Jang²⁸은 태극권 실시 후 상대세타파가 증가한 것을 알 수 있었는데 이는 강력한 내면적 의식 집중에 의한 것으로, 태극권 수련이 정신의 깊은 부분까지 영향을 미 치는 것이라고 하였다. 또한 Kwon²⁷은 스트레스를 받고 있는 청소년에게 아로마테라피를 적용한 결과 상대 세타파가 감소

하였는데 이는 아로마테라피를 적용함으로써 대상자의 각성 상태를 감소시켰을 것이라고 하였다. 본 연구에서 상대세타파 위가 대부분 감소한 이유는 반복수축하는 동안 대상자들의 각 성 상태를 증가시켰기 때문이라고 생각된다.

본 연구는 수의적 자극과 전기적 자극 시 뇌파의 변화양상 을 측정하여 분석한 결과 감마파를 제외한 나머지 알파파, 베 타파, 세타파에서 유사한 양상을 보이고 있음을 알 수 있었으 며, 수의적 수축 훈련과 전기적 수축 훈련 모두 시간에 흐름에 따라 뇌파의 변화에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 그러나 아직까지 근육의 반복수축 훈련을 통한 뇌파의 변화를 보고한 선행연구는 거의 없었기에 이를 충분히 설명하기에는 어려운 제한점이 있다. 또 다른 제한점으로 대상자 수가 적어 일반화 시키기 어렵다는 점이다. 앞으로의 연구에서는 더 많은 대상 자와 다양한 케이스의 환자에서 일반화하는 연구가 이루어져 야 할 것이다.

이러한 결과는 향후 임상에서 근골격계 및 신경계 질환 환 자들의 근수축 훈련 방법과 관련하여 특히 운동과 감각 뇌걸 질 영역과 관련된 뇌파의 변화에 대한 평가나 훈련방법에 대 한 기초자료로 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

Author Contributions

Research design: Lee JW

Acquisition of data: Lee JW, Kim MJ

Analysis and interpretation of data: Kim MJ, Yoon SW

Drafting of the manuscript: Kim MJ, Lee JW

Research supervision: Yoon SW

참고문헌

- Boros K, Poreisz C, Munchau A et al. Premotor transcranial direct current stimulation (TDCS) affects primary motor excitability in humans. *Eur J Neurosci*. 2008;27(5):1292-300.
- Hummel FC, Cohen LG. Non-invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke?. *Lancet Neurol*. 2006;5(8):708-12.
- Johannsen L, Broetz D, Karnath HO. Leg orientation as a clinical sign for pusher syndrome. *BMC Neurol*. 2006;6:30.
- Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(2):304-10.
- Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN et al. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63(9):1452-7.
- Bae SS. Gait training strategy by CPG in PNF with brain injured patients. *The Journal Korean Society of Physical Therapy*. 2005;17(1):108-22.
- Kim EJ, Jung JM, Kim TH et al. The effects of plantar foot pressure and muscular activity on treadmill gait training in stroke patients. *The Journal Korean Society of Physical Medicine*. 2009;4(3):165-74.
- Seo DK, Oh DW, Lee SH. Effectiveness of ankle visuoperceptual-feedback training on balance and gait functions in hemiparetic patients. *The Journal Korean Society of Physical Therapy*. 2010;22(4):35-41.
- Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(12):1546-52.
- Komi PV, Bosco C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports*. 1978;10(4):261-5.
- Taylor JL, Gandevia SC. Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. *Muscle Nerve*. 2001;24(1):18-29.
- Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol*. 1996;81(6):2339-46.
- Fang Y, Siemionow V, Sahgal V et al. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J Neurophysiol*. 2001;86(4):1764-72.
- Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR et al. Force and emg signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol Scand*. 1990;138(3):263-71.
- Kim CS, Kim JH, Park MK et al. Comparison of cortical activation between concentric and eccentric exercise: a pilot fMRI study. *The Journal Korean society of Physical Therapy*. 2010;22(2):25-30.
- 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. *The Journal Korean Society of Physical Therapy*. 2009;21(1):73-80.
- Woo JC, Whang MC, Kim JW et al. The research on prediction of attentive hand movement using eeg coherence. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*. 2010;29(2):189-96.
- Ruchkin D. Eeg coherence. *Int J Psychophysiol*. 2005;57(2):83-5.
- Kim YJ, Whang MC, Woo JC. A research on training effect of EEG according to repetitive movement of a hand. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*. 2008;11(3):357-64.
- Jasper HH. The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*. 1958;10(2):371-5.
- Song JC. Changes of electroencephalogram (EEG) in action observation of ski simulation. Nambu University. Dissertation of Master's Degree. 2011.
- Ko DS. EEG changes of kumdo player's following the image training. Yonsei University. Dissertation of Master's degree. 2001.
- Jung JH. The effects of neurofeedback training and computer assisted cognitive rehabilitation training on brain wave, cognition, and ADL in poststroke. Sahmyook University. Dissertation of Doctorate degree. 2011.
- Schoffelen JM, Oostenveld R, Fries P. Neuronal coherence as a mechanism of effective corticospinal interaction. *Science*. 2005;308(5718):111-3.
- Omlor W, Patino L, Hepp-Reymond MC et al. Gamma-range corticomuscular coherence during dynamic force output. *Neuroimage*. 2007;34(3):1191-8.
- Brown P, Salenius S, Rothwell JC et al. Cortical correlate of the piper rhythm in humans. *J Neurophysiol*. 1998;80:2911-7.
- Kwon MH. A study on EEG variation and aroma therapy by academic stress of middle school student. Kyungpook National University. Dissertation of Master's degree. 2011.
- Jang YH. Analysis of electroencephalographic changes by skill level of tai chi. Changwon National University. Dissertation of Master's Degree. 2010.