

운동 의도에 따른 뇌파-근전도 신호 간 연결성 분석

Connectivity Analysis Between EEG and EMG Signals by the Status of Movement Intention

김병남* · 김연희** · 김래현*** · 권규현**** · 장원석* · 유선국*†

Byeong-Nam Kim* · Yun-Hee Kim** · Laehyun Kim***
Gyu-Hyun Kwon**** · Won-Seuk Jang* · Sun-Kook Yoo*†

*연세대학교 의과대학 의학공학교실

*Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

**성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 재활의학교실 심장뇌혈관병원 예방재활센터

**Department of Physical and Rehabilitation Medicine, Center for Prevention and Rehabilitation,
Heart Vascular and Stroke Institute, Samsung Medical Center,
Sungkyunkwan University School of Medicine

***한국과학기술연구원 바이오닉스연구단

***Center for Bionics, Korea Institute of Science and Technology

****한양대학교 기술경영전문대학원

****Graduate School of Technology and Innovation Management, Hanyang University

Abstract

The brain and muscles both of which are composed of top-down structure occur the connectivity with the change of Electroencephalogram(EEG) and Electromyogram(EMG). In this paper, we studied the difference of functional connectivity between brain and muscles that by applying coherence method to EEG and EMG signals when users exercised upper limb with and without the movement intention. The changes in the EEG and EMG signals were inspected using coherence method. During the upper limb exercise, the mu (8~14 Hz) and beta (15~30 Hz) rhythms of the EEG signal at the motor cortex area are activated. And then the beta and piper (30~60 Hz) rhythms of the EMG signal are activated as well. The result of coherence analysis between EEG and EMG showed the coefficient of active exercise including movement intention is significantly higher than passive exercise. The coherence relations between cognitive response and muscle movement could interpret that the connectivity between the brain and muscle appear during active exercise with movement intention. The feature of coherence between brain and muscles by the status of movement intention will be useful in designing the rehabilitation system requiring feedback depending on the users' movement intention status.

Key words: Electroencephalogram(EEG), Electromyogram(EMG), Movement Intention, Coherence, Connectivity

※ 본 연구는 연세대학교 의과대학 교내연구비(6-2014-0010)와 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 정보통신기술진흥센터의 지원을 받아 수행된 연구임(No.10045452, 사용자 의도 인지형 멀티모달 brain-machine 인터페이스 시스템 개발).

† 교신저자 : 유선국 (연세대학교 의과대학 의학공학교실)

E-mail : SUNKYOO@yuhs.ac

TEL : 02-2228-1919

FAX : 02-363-9923

요 약

뇌와 근육은 상의 하달식 구조로 상지 운동 수행 과정에서 뇌파와 근전도 신호의 변화와 함께 기능적 연결성이 발생한다. 본 논문에서는 사용자가 상지 운동을 수행하였을 때의 뇌파와 근전도 신호에 대해 코히어런스 방법을 적용하여 운동 의도 여부에 따른 뇌와 근육간의 연결성 차이를 규명하고자 한다. 상지 운동을 수행하는 과정에서 운동 피질 영역의 뇌파는 뮤 리듬(mu rhythm, 8~14 Hz)과 베타 리듬(beta rhythm, 15~30 Hz)에서 활성화 되며, 근전도 신호는 베타 리듬과 파이프 리듬(piper rhythm, 30~60 Hz)에서 활성화 된다. 뇌파와 근전도 신호간의 코히어런스 분석 결과 운동 의도를 포함한 능동 운동 수행 시 수동 운동을 수행하였을 때 보다 유의미한 차이로 높은 코히어런스 계수가 확인되었다. 이는 인지적 반응과 근육의 움직임 사이의 코히어런스 관계로 운동 의도가 포함된 상지 운동 수행 과정에서의 뇌와 근육간의 연결성을 해석할 수 있었다. 운동 의도에 따른 뇌-근육간의 코히어런스 특징을 이용한다면 재활 기기 사용자의 운동 의도에 따라 피드백이 필요한 재활 훈련 시스템 설계에 도움이 될 수 있을 것으로 사료된다.

주제어: 뇌파, 근전도, 운동 의도, 코히어런스, 연결성

1. 서론

뇌졸중 환자는 뇌출혈이나 뇌경색 등의 원인으로 인하여 뇌 조직이 손상되는 질환이다. 뇌졸중이 발병하여 운동을 관장하는 뇌 부위가 손상되었다면 운동 기능을 상실하게 되어, 재활 치료를 수행함으로써 운동 기능을 회복할 수 있다(Kleim & Jones, 2008). 이러한 재활 치료 과정에서 환자가 훈련에 참여하는 적극성과 참여도는 훈련 효과에 중요한 영향을 미치기 때문에 재활 훈련 시 환자가 재활 운동을 하고자 하는 의도를 유지하는 것이 중요하다(Blank et al, 2014).

기존 재활 훈련은 재활치료사가 환자를 돌보며 지속적인 훈련 참여를 유도하는 것으로 의료 인력이 많이 필요하며 환자의 경우 수동적인 훈련이 이루어질 수 있다. 이러한 단점을 보완하고자 최근에는 재활 훈련 로봇이나 게임 형식 등을 이용하여 의료 인력의 소모를 줄이는 동시에 환자의 자발적 참여를 유도하고자 한다(Jiang et al., 2011). 이와 함께 환자의 운동 의도 및 상태를 보다 정확히 파악하기 위해 뇌파를 비롯한 생체신호들을 취득하여 재활 로봇을 제어하거나 환자에게 피드백을 줄 수 있는 뇌-기계 인터페이스 기술이 이용되고 있다(Ang et al., 2010).

뇌-기계 인터페이스 기술은 주로 사용자의 뇌파 신호를 해석하여 대상이 되는 컴퓨터나 기기를 제어하는 것이다. 상지재활(Upper limb rehabilitation)에 이용되는 경우 운동영역에 해당하는 뇌 영역에서 나타나는 신호의 주파수별 특징 등을 해석한다(Guger et al., 2000).

상지 운동을 수행하는 동안 뇌의 운동 영역에서는 뮤 리듬(mu rhythm, 8 ~ 14 Hz)과 베타 리듬(beta rhythm, 15~30 Hz)의 신호가 활성화 되며, 상지 근육에서는 베타 리듬과 파이프 리듬(piper rhythm, 30 ~ 60 Hz)의 신호가 발생한다(Fu, 2014; Brown, 2000; Pfurtscheller & Da Silva, 1999). 이러한 특징들로 뇌파와 근전도 신호사이의 관계를 코히어런스 분석 방법을 통해 상지 운동을 수행하는 과정에서 나타나는 뇌와 근육간의 기능적인 연결성을 확인할 수 있다(Kristeva et al., 2007; Meng et al., 2008; Kim et al., 2008).

본 연구에서는 운동 의도 여부에 따라 상지 운동을 수행하였을 때 나타나는 뇌파와 근전도 신호 변화로 피험자의 뇌와 근육간의 연결성에 차이가 있음을 확인하였다.

2. 실험 및 방법

2.1. 실험 프로토콜

2.1.1. 실험 대상

과거 뇌 질환 관련 병력이 없는 신체 건강한 일반인 4 명을 대상으로 하였다. 피험자들은 모두 오른손잡이로 평균나이는 58.75세(표준편차: 5.68)이며, 실험은 한국과학기술연구원 생명윤리심의위원회(승인번호: 2013-009)와 삼성서울병원 기관윤리심의위원회(승인번호: 2013-02-091)의 승인을 받아 진행되었다.

2.1.2. 실험 장비

실험 운동 장치는 실험 참가자의 파지운동(Grasping movement)을 도와주는 장치로서 참가자가 운동할 수 있는 범위 내에서 동작이 가능하며, 액츄에이터가 손잡이를 밀어주는 것으로 최대 가동 범위는 2.5 cm이다.

뇌파와 근전도 신호를 기록하기 위해서 바이오세미(Biosemi)社の ActiveTwo 시스템을 이용하였다. 국제 10-20 시스템을 기준으로 64 채널의 뇌파를 측정하였고, 근전도는 팔을 굽힌상태에서 파지운동을 수행할 때 움직임을 관장하는 천지굴근에서 측정하였다. 신호 측정에 능동 전극을 이용하였으며, 각 채널당 대역통과필터를 적용하여 0~400 Hz 대역 이외의 신호는 제거된 아날로그 신호를 24 bit 디지털 신호로 변환하여 2048 Hz의 표본 추출 비율(Sampling rate)로 기록하였다.

2.1.3. 실험 진행 과정

실험 참가자는 편안히 앉아있는 상태에서 전방 실험 테이블에 놓인 모니터만을 주시한 상태로 주어지는 지시문을 보고서 실험 운동 장비를 이용하여 왼손 파지 운동을 세 가지 모드로 수행하였다. 첫 번째 수동 모드는 피험자가 팔에 힘을 빼고 있으면 운동 장비에 의해 수동적으로 운동을 수행하며, 두 번째 능동 모드는 피험자가 스스로 운동을 수행하는 모드, 세 번째는 팔에 힘을 빼고 있는 상태로 운동을 상상하는 모드이다.

1st Set 14 trials (~ 2min) Passive Movement	Rest 10 sec	2nd Set 14 trials (~ 2min) Active Movement	Rest 10 sec	3rd Set 14 trials (~ 2min) Imagery Movement	Rest 10 sec
4th Set 14 trials (~ 2min) Active Movement	Rest 10 sec	5th Set 14 trials (~ 2min) Imagery Movement	Rest 10 sec	6th Set 14 trials (~ 2min) Passive Movement	Rest 10 sec
7th Set 14 trials (~ 2min) Imagery Movement	Rest 10 sec	8th Set 14 trials (~ 2min) Passive Movement	Rest 10 sec	9th Set 14 trials (~ 2min) Active Movement	Rest 10 sec

Fig. 1. Experimental Protocol

각각의 운동 모드는 Fig. 1의 실험 진행 프로토콜과 같이 A-B-C-B-C-A-C-A-B의 세션 순서로 3가지 모드의 운동이 무작위로 수행되었다.

각 세션은 각 모드에 해당하는 운동을 Fig. 2의 실험 순서도에 따라 참여자가 운동 시점을 예상하지 못하도록 2 초 또는 3 초 동안 휴식하고 있는 상태에서 모니터에 주어지는 지시문을 기점으로 2 초 동안 엄지를 제외한 나머지 네 손가락을 쥐는 운동을 수행한 후 1 초 동안 그 상태를 유지 하였다가 2 초에 걸쳐 손가락들을 피는 운동으로 되돌아가는 동작을 반복적으로 14 번 수행하였다.

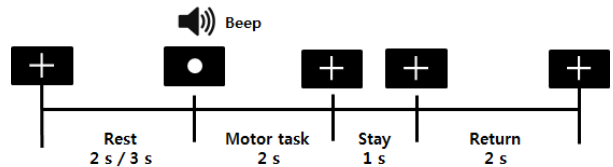


Fig. 2. Schematic Diagram of a Single Trial

2.2. 자료 분석

운동 모드를 수행함에 따라 측정되는 뇌파와 근전도 신호가 다르다. 상상운동모드는 근전도 신호가 발화하지 않기 때문에 뇌파와 근전도 신호간의 코히어런스 관계를 분석할 수 없어 운동 의도의 유무에 차이가 있는 수동운동과 능동운동 두 가지 경우의 신호만을 분석하였다.

2.2.1. 신호 전처리

직류전원 성분과 불필요한 고주파 대역의 성분을 제거하기 위해 4~100 Hz 사이의 대역통과필터를 적용한 후 전력선의 간섭을 제거하기 위해 노치필터는 60 Hz 대역으로 필터링 하였다. 추가적으로 뇌파의 경우에는 채널 간의 간섭을 줄이기 위해 표면 라플라시안(Surface Laplacian) 기법을 사용하였다(Nunez, 1994).

기록된 뇌파와 근전도 신호는 시계열에 따라 제시된 자극을 0 초로 기준하여 -3 초에서 5 초 사이의 데이터를 추출한 후 신호 분석에 사용하였다.

상지 운동 시 활성화 되는 뇌파 채널이 참여자 별로 왼손 파지 운동에 대해 활성화 하는 영역에 차이가 있어 뇌전도 지도(Topography)와 스펙트로그램

(Spectrogram)을 통해서 운동에 해당되는 뇌파 채널을 선택하였다.

피험자 별로 운동 수행 모드마다 42 개의 데이터 중에서 상지 운동이 제대로 수행되지 않았거나 노이즈에 오염된 데이터는 육안 검사를 통해 제외하였다.

2.2.2. 코히어런스 주파수 영역 분석

운동 수행 과정에서 뇌와 근육간의 연결성을 확인하기 위해 코히어런스 분석 방법을 이용하였다(Mima & Hallett, 1999). 독립적인 신호인 뇌파와 근전도의 크기 및 위상변화를 통해 두 신호 간의 관계를 나타내었다.

운동 의도의 유무 조건에 따라 주파수 대역 별 코히어런스 계수의 차이를 비교하기 위해 실험참여자가 지시문을 보고서 상지운동을 수행한 구간에 해당하는 0.5 ~ 2 초 사이의 데이터를 이용하여 분석하였다.

뇌파와 근전도 신호를 푸리에 변환을 통해 주파수 영역의 성분으로 변환하여 Equation (1)과 Equation (2)와 같이 주파수 대역별 자기스펙트럼(Auto-spectrum)과 상호스펙트럼(Cross-spectrum)을 계산한다.

$$S_{xx}(f) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i(f) X_i^*(f) \quad (1)$$

$$S_{xy}(f) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i(f) Y_i^*(f) \quad (2)$$

각 주파수 대역 별 상호스펙트럼 값은 Equation (3)과 같이 절대 값을 취한 후 제곱하여 코히어런스(Magnitude-squared coherence)를 계산한다.

$$Coh_{x,y}(f) = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_{xx}(f) \times S_{yy}(f)} \quad (3)$$

코히어런스 계수 값은 Equation (4)에 의한 신뢰한계(Confidence limit)를 기준으로 유의미한 수준이 해석된다. Equation (4)에서 α 는 유의 수준으로 95 %로 정의하였으며, L 는 코히어런스 계산에 이용된 데이터 세그먼트의 개수이다.

$$Confidence\ limit = 1 - (1 - \alpha)^{1/(L-1)} \quad (4)$$

2.2.3. 코히어런스 사주파수 영역 분석

짧은 구간의 데이터도 분석 가능한 것이 코히어런스 방법의 장점 중의 하나로 시간에 따라 주파수 대역별로 코히어런스 계수의 변화를 분석하였다.

실험참여자에게 지시문이 보여지는 시점을 기준으로 운동 수행 전 부터 운동 수행과정에서의 코히어런스 계수의 변화를 보기 위해 -0.75 초부터 상지운동을 수행한 2.25 초까지의 데이터를 이용하여 분석하였다.

뇌파와 근전도 신호에 500 msec의 시간 윈도우를 50 msec씩 이동시키며 단시간 푸리에 변환을 적용하여 주파수 성분을 추출한 뒤 Equation (1)부터 Equation (4)까지의 과정을 거쳐 시간에 따른 주파수 대역 별 뇌파와 근전도 신호 간 코히어런스 계수의 변화 그래프를 구하였다.

2.2.4. 통계 분석

운동 모드 별 뇌와 근육간의 연결성의 차이를 확인하기 위해 운동 수행 구간에 대해 주파수 영역에서 뇌파와 근전도 신호 간의 코히어런스 계수를 통계분석에 이용하였다. 통계 분석은 독립적인 운동 모드에 따라 베타 대역(15 ~ 30 Hz)에서 나타나는 코히어런스 계수의 평균이 유의미하게 차이가 있는지를 확인하기 위해 D'Agostino & Pearson omnibus normality test를 통해 정규성을 검증한 뒤 Unpaired t-test 방법으로 평균의 차이를 검증하였다.

3. 결과

코히어런스 계수가 신뢰한계 이상일 경우에만 뇌와 근육 간의 유의미한 연결성을 의미하는 것으로 실험참가자 별로 운동 모드에 따른 주파수 대역별 뇌파와 근전도 신호간의 코히어런스 계수를 비교하였다.

3.1. 코히어런스 그래프

Fig. 3은 운동 수행 구간 데이터를 이용하여 분석한 참여자들의 결과이다. 주파수 대역별 코히어런스 계수는 운동 모드에 따라 수동 운동 일 때는 회색 실선으로 표현하였으며 능동 운동을 수행한 경우는

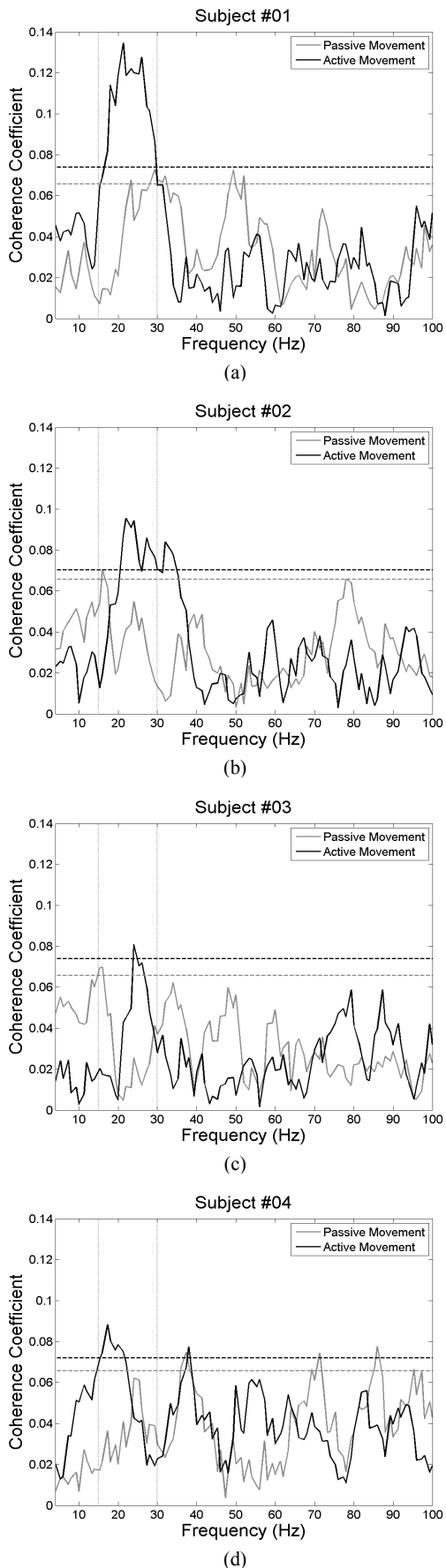


Fig. 3. Coherence by Movement Task

검정색 실선으로 나타내었다. 각 운동모드와 동일한 색의 가로 점선은 신뢰한계를 의미하며, 검정색의 새로 점선은 코히어런스의 관심 주파수인 15~30 Hz의 베타 대역 가이드 선이다.

베타 리듬 대역을 중심으로 능동 운동을 수행하였을 때 코히어런스가 높게 나타났으며 일부 참가자의 경우 파이퍼 리듬 대역과 그 외 일부 대역에서 계수가 높게 나타남을 확인하였다.

3.2. 코히어런스 시-주파수 그래프

운동 모드별로 전체 참여자에 대한 코히어런스 계수의 평균 시-주파수 그래프를 통해 시계열에 따라 주파수 대역별 뇌파와 근전도 신호간의 연결성을 확인하였다.

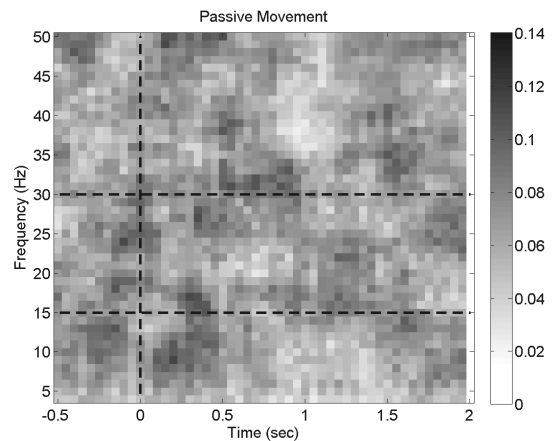


Fig. 4. Mean Coherence Spectrogram of Passive Movement

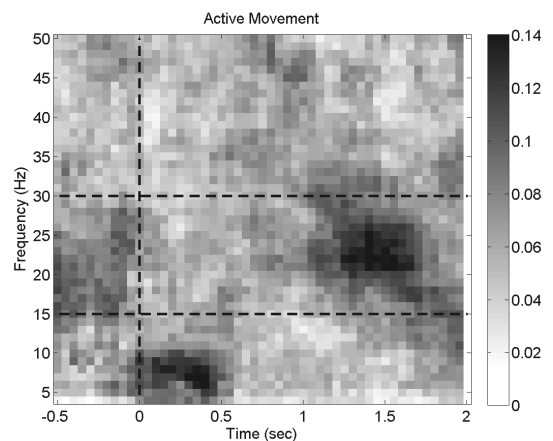


Fig. 5. Mean Coherence Spectrogram of Active Movement

수동적인 운동을 수행한 경우 명확한 코히어런스 계수 분포를 확인하기 어렵지만, 능동적인 운동을 수행한 경우 베타 대역을 중심으로 신뢰한계 이상의 뚜렷한 코히어런스 계수 값이 분포함을 확인하였다.

3.3. 뇌전도 지도

상지 운동 시 활성화 되는 뇌파 채널이 피험자 별로 다르며, 일부 뇌파 채널에서만 근전도 신호와의 연결성이 나타나기 때문에 0.5~2 초 구간 데이터를 이용하여 코히어런스에 대한 뇌전도 지도를 통해 연결성의 분포를 확인하였다.

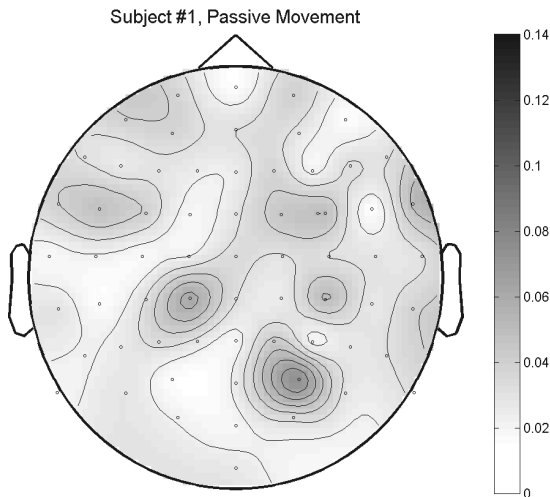


Fig. 6. Coherence Topography of Passive Movement (Subject #1)

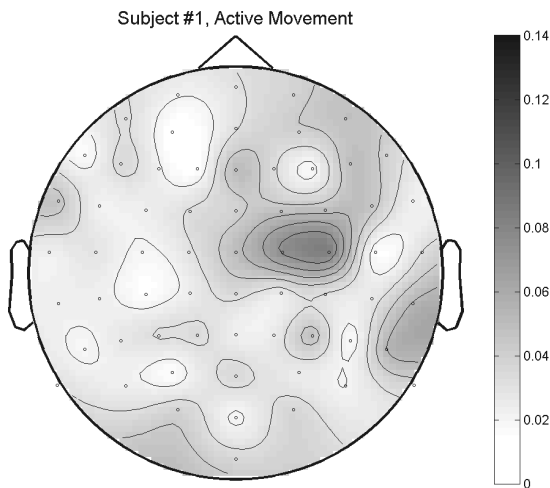


Fig. 7. Coherence Topography of Active Movement (Subject #1)

대표적으로 참여자 1의 결과를 보았을 때, 수동적인 움직임의 경우 후두엽의 일부 채널에서 약간의 연결성을 나타낸 반면, 능동 운동 시에는 왼손 파지 운동에 해당하는 C2와 C4 채널을 중심으로 연결성이 나타나는 것을 확인하였다.

3.4. 통계 분석

상지 운동을 수행한 0.5~2 초 구간에 대한 코히어런스 계수 분석 결과에서 운동 수행 조건별 15~30 Hz에 해당하는 베타 대역에서의 평균값 차이를 비교하기 위해 D'Agostino & Pearson omnibus normality test를 이용한 정규성 검정 결과 수동 운동과 능동 운동에 대해서 유의수준 95 %에서 유의확률 0.1761과 0.1116으로 귀무가설을 기각할 수 없는 것으로 보아 정규성을 따르는 것으로 가정하였다. 코히어런스 계수 값들에 대해 Unpaired t-test 통계분석을 실시한 결과 운동 수행 조건에 따라 계수의 평균값에 대해 유의수준 0.05에서 유의확률 0.0360으로 귀무가설을 기각하는 것으로 나타나 유의미한 차이가 있음을 확인하였다.

운동 수행 모드에 따라 베타 대역의 코히어런스 최대값을 비교한 Table 1을 보면 모든 참여자에게서 수동 운동일 때 보다 능동 운동 모드를 수행하였을 때 높게 나오는 것으로 확인되었다.

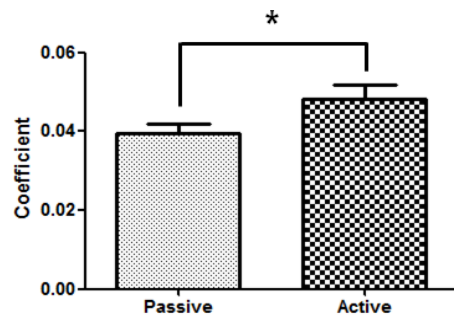


Fig. 8. Mean Coherence Coefficient by Movement Task in Beta Frequency

Table 1. Maximum Coherence Coefficient in Beta Frequency

Subject	Passive Movement	Active Movement
# 1	0.0729	0.1346
# 2	0.0702	0.0954
# 3	0.0698	0.0808
# 4	0.0621	0.0883

4. 고찰

본 연구에서는 상지 운동 시에 뇌의 운동영역과 근육간의 기능적 결합이 발생하는 것을 근거로 운동 의도 여부에 따라서 뇌파와 근전도 신호간의 코히어런스에 유의미한 차이가 있었으며, 상대적으로 능동 운동 시에 코히어런스 계수 값이 크게 나타남을 확인하였다. 이는 운동 의도 없이 운동을 수행하는 경우보다 운동 의도를 함양한 상태로 운동을 수행할 때 뇌와 근육 사이의 연결성이 상대적으로 높게 나타남을 알 수 있었다.

운동 수행 구간의 주파수 영역에 대한 코히어런스 분석 결과 베타 대역(15 ~ 30 Hz)에서 신뢰한계 이상의 유의미한 코히어런스가 확인되었으며, 일부 피험자의 경우 파이퍼 리듬(30 ~ 60 Hz) 대역에 포함되는 30 ~ 40 Hz 구간에서 유의미한 코히어런스가 확인되었다. 베타 대역에서 나타나는 코히어런스는 상지운동에 의해 활성화 되는 베타 대역의 뇌파 신호와 근전도 신호의 크기와 위상변화에 연관성이 있는 것으로 해석된다. 그 외에 30 ~ 40 Hz 대역에서 유의미한 코히어런스 계수가 나타나는 것은 감마 리듬 대역(Gamma rhythm, 30 ~ 100 Hz)에 속하는 뇌파와 근전도 신호가 활성화하기 때문으로 생각된다. 이 때 베타 대역에 비해 감마 대역에서 코히어런스가 관찰되는 것은 본 연구에서 피험자들이 수행한 파지 동작이 천지굴근(flexor digitorum superficialis)의 등척성(isometric) 운동을 수행하였기 때문으로 생각된다(Kristeva et al, 2007; Gwin & Ferris, 2012).

운동을 수행하기 이전 구간이 포함된 -0.75 ~ 2.25 초 구간의 데이터를 이용하여 전체 실험 참여자에 대한 시간에 따른 주파수 대역별 코히어런스 계수의 평균 그래프를 분석한 결과, 수동 운동 시에는 운동 수행 중이지만 코히어런스의 대표적인 주파수 대역에서 명확한 계수 값이 확인되지는 않았다. 반면 능동 운동을 수행 하였을 때의 시-주파수 그래프에서는 운동 수행 구간인 1 ~ 2 초 사이에 베타 대역에서 뚜렷이 나타나는 코히어런스 계수의 분포는 운동 의도를 가지고서 운동을 수행하였을 때 활성화 되는 뇌파와 근전도 신호에 의해 신호의 크기 및 위상 변화에 연관성이 있음을 확인 할 수 있었으며, 이는 능

동 운동을 수행하는 경우 뇌와 근육간의 연결성이 발생하기 때문으로 해석된다. 지시문이 나오는 0 초 이전에 확인되는 코히어런스의 경우 일부 실험 참여자가 반복되는 상지운동에 의해 움직임이 연상되거나 운동을 수행하지 않는 구간에서도 손에 힘을 주고 있기 때문에 코히어런스 관계가 나타나는 것으로 생각된다. 0 ~ 0.5 초 구간 사이 8 ~ 10 Hz 대역에서 나타나는 코히어런스의 분포는 지시문을 본 피험자가 움직이려는 생각에 의해 알파 대역에서 활성화된 뇌파 신호에 의해 나타나는 것으로 생각된다.

일부 참여자의 경우 수동 운동에서 코히어런스 계수 값이 확인 됨에도 능동 운동 수행 시에 신뢰한계 이상의 코히어런스 값이 확인되지 않는 것은 실험에서 주어지는 운동을 정확히 수행하지 못하였거나 실험 참여에 대한 집중도가 결여되어 베타와 파이퍼 대역에 해당하는 뇌파나 근전도 신호가 활성화되지 않은 것으로 해석된다.

5. 결론

본 연구에서는 운동 수행 시 나타나는 뇌파와 근전도 신호의 코히어런스 관계를 통해 운동 의도의 유무에 따라 뇌와 근육간의 연결성 차이를 확인하였다. 운동 의도를 갖고서 파지 운동을 수행하는 경우 운동 의도가 없이 운동을 수행하는 경우보다 코히어런스 관계가 높게 나타났다. 이는 능동 운동 수행 시 뇌에서의 인지적인 반응과 그에 따른 상지 근육의 움직임에 의해 뇌와 근육간의 연결성이 나타나는 것으로 생각된다. 추후 연구에서는 뇌졸중 환자의 재활 훈련에 적용할 수 있도록 환자를 대상으로 하여 운동 의도 상태에 따른 뇌와 근육간의 연결성 차이를 연구하고자 한다.

REFERENCES

- Ang, K. K., Guan, C., Sui Geok Chua, K., Ang, B. T., Kuah, C., Wang, C., & Zhang, H. (2010). Clinical study of neurorehabilitation in stroke using EEG-based motor imagery brain-computer interface with

- robotic feedback. *In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2010 Annual International Conference of the IEEE*. IEEE. 5549-5552.
- Blank, A. A., French, J. A., Pehlivan, A. U., & O'Malley, M. K. (2014). Current trends in robot-assisted upper-limb stroke rehabilitation: promoting patient engagement in therapy. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2(3), 184-195.
- Brown, P. (2000). Cortical drives to human muscle: the Piper and related rhythms. *Progress in Neurobiology*, 60(1), 97-108.
- Fu, A., Xu, R., He, F., Qi, H., Zhang, L., Ming, D., Bai, Y., & Zhang, Z. (2014). Corticomuscular coherence analysis on the static and dynamic tasks of hand movement. *In Digital Signal Processing (DSP), 2014 19th International Conference on*, IEEE. 715-718.
- Guger, C., Ramoser, H., & Pfurtscheller, G. (2000). Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface(BCI). *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 8(4), 447-456.
- Gwin, J. T. & Ferris, D. P. (2012). Beta-and gamma-range human lower limb corticomuscular coherence. *Frontiers in Human Neuroscience*, 6, 258.
- Jiang, L., Guan, C., Zhang, H., Wang, C., & Jiang, B. (2011). Brain computer interface based 3D game for attention training and rehabilitation. *In Industrial Electronics and Applications (ICIEA), 2011 6th IEEE Conference on*. IEEE. 124-127.
- Kim Y. J., Whang, M. C., & Woo, J. C. (2008). A Research on Training Effect of EEG according to Repetitive Movement of a Hand. *Korean Journal of the Science of Emotion & Sensibility*, 11(3), 357-364.
- Kleim, J. A. & Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51(1), S225-S239.
- Kristeva, R., Patino, L., & Omlor, W. (2007). Beta-range cortical motor spectral power and corticomuscular coherence as a mechanism for effective corticospinal interaction during steady-state motor output. *Neuroimage*, 36(3), 785-792.
- Meng, F., Tong, K. Y., Chan, S. T., Wong, W. W., Lui, K. H., Tang, K. W., Gao, X., & Gao, S. (2008). Study on connectivity between coherent central rhythm and electromyographic activities. *Journal of Neural Engineering*, 5(3), 324-332.
- Mima, T. & Hallett, M. (1999). Corticomuscular coherence: a review. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 16(6), 501-511.
- Nunez, P. L., Silberstein, R. B., Cadusch, P. J., Wijesinghe, R. S., Westdorp, A. F., & Srinivasan, R. (1994). A theoretical and experimental study of high resolution EEG based on surface Laplacians and cortical imaging. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 90(1), 40-57.
- Pfurtscheller, G. & Da Silva, F. L. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842-1857.

원고접수: 2015.08.21

수정접수: 2016.01.07

게재확정: 2016.01.22