Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 23, No. 4 pp.57-66, November 2004

컴퓨터와 인터페이스를 위한 뇌파의 ERD/ERS와 동작반복도간의 상관성에 관한 연구

A Study on Consistency Between the Repetition Degree of Movement and ERD/ERS of EEG for the Computer Interface

황 민 철*, 최 철**

ABSTRACT

EEG(Electroencephalogram) provides a possibility of communicating between a human and a computer, called BCI(brain computer interface). EEG evoked by a movement has been often used as a control command of a computer. This study is to predict human movements by EEG parameters showed significant consistency. Three undergraduate students were asked to move both hands and foots thirty times respectively. Each movement consisted of single and three consecutive movements. Their EEG signals were analyzed to obtained ERD(Event Related Desynchronization) and ERS(Event Related Synchronization). The results showed that ERD and ERS could be used as a significant classifier identifying either single movement or repetitive movement of human limbs. The number of repetition of movement could be used to various control commands of a computer.

Keyword: BCI, EEG, ERD, ERS, Movement, Limbs

*상명대학교 미디어학부
주 소 : 110-743 서울특별시 종로구 홍지동 1번지
전 화 : 02-2287-5293
E-mail: whang@smu.ac.kr
**상명대학교 뇌-정보통신 연구소

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

1. 서 론

BCI(Brain computer interface) 기술은 컴퓨터에게 키보드나 마우스와 같은 미디어 없이 사용자의 의도를 직접 전달하여 적절한반응을 하도록 하는 21세기의 첨단 통신 기술이다[1]. 이 기술의 통신 데이터는 뇌파라는(Electroencephalogram: EEG)라는 생체신호로서 인간의 인지, 동작 및 감성 등 두뇌활동을 나타내는 것이다. BCI 연구에 대부분 이용되는 뇌파는 동작에 의해 유발 것으로써 뇌의 중심구에서 측정된다.

동작을 유발하여 측정된 뇌파를 신호처리를 거쳐 동작과 유의한 상관성 있는 변수를 추출하고 이를 컴퓨터 커서나 기계를 동작시키는 것을 주 연구 내용으로 하고 있다. 뇌파 변수는 주파수 분석과 시계열 분석을 통해 추출되고 있다. 주파수 분석을 통해 얻어진 뮤파(8~12Hz)와 베타파(13~40Hz)가 동작을 통해 유발되는 유의한 변수로 보고되고 있다[2]. 그러나 동작과 측정 부위에 따라 다른 패턴을 보이고 있으므로 이에 대한 세심한 고려가 필요하다[3]. 컴퓨터를 뇌파의 뮤파로 제어하여 공학적 응용 가능성을 보인 Dennis, et al.(2003)은 뮤파의 발현을 조절하여 커서의 상하 이동에서 벗어나 상하 좌우로 컴퓨터의 커서 이동을 시도하였다. Costa와 Cabral Jr(2000)은 왼손 동작과 오른손 동작을 구분하기 위한 뇌파의 적응형 가우시안(gaussian)모델을 구현하였다. 이는 손동작의 좌우 구분으로 컴퓨터 제어를 위한 명령어 모드(mode)를 증가하기 위함이었다. 명령어의 정도를 증가시키기 위한 뇌파 변수를 구하기 위해 좌우동작 구분에 대한 연구가 활발하다. 그러나 동작에는 사지동작뿐만 아니라 동작횟수, 속도, 난이도등 뇌파의 영향을 주는 많은 변수에 대한 연구가 미진한 상태이다.

최근 동작회복을 위한 의학적 접근으로 BCI 응용가능성을 보였다. 진행성 근 위측중 환자에게 발동작 상상에 의한 ERD(Event related desynchronization)와 ERS(Event related synchronization)를 이용하여 마비된 팔에 장치된 FES (Functional Electrical Stimulation) 시스템을 제어하여 팔을 동작하도록 하였다[4][5]. 뇌파를 이용한 인터페이스의 구체적인 응용사례라고 할 수 있다.

ERD/ERS란 뇌파의 시계열 평균을 이용하여 동작 시점을 추정하는 뇌파변수 분석 방법[6]으로써 동작을 예측하는 뇌파변수로 최근에 활발한 연구가 진행되고 있다. 또한 한정적이지만 성공적인 동작예측 변수로 주목되고 있다. 그러나 보고된 ERD/ERS 분석 방법은 결과로 제시되는 곡선이 거칠어서 패턴 구분이 불명확 할 경우가 있고 노이즈에 약해서 패턴을 잃어버릴 가능성 있는 단점이 있다. ERD는 뇌파가 비활성화 되는 것으로 특정 주파수 대역의 출현량 감소를 의미하고 ERS는 뇌파가 활성화를 되는 것을 의미하는 것으로 특정 주파수 대역의 출현량이 증가하는 것을 의미한다. 동작 계획 시 뮤파의 비활성화 현상과 동작 시 베타파의 활성화가 동작에 의한 뇌파의 일반적인 뇌파의 기전으로 보고하고 있다[7].

ERD와 ERS가 주파수 대역에 따라 다른 변화를 보이고 있을 뿐 아니라 ERD를 보이는 뮤파내에서 또는 ERS를 보이는 베타파내에서도 다른 변화를 보이고 있음이 확인 되고 있다[8][9]. 그러므로 뮤파와 베타파 내에서 주파수를 세분하여 분석할 필요가 있음을 시사하고 있다. 또한 뇌파를 이용하여 동작을 예측하기 위해 동작 시점에 대한 추정하는 방법이 중요한 이슈로 제기되고 있다. ERD/ERS의 최저점과 최고점이 동작의 시점으로 추정하고 있지만 실제의 동작 시점과 오차를 보이고 있다. 그러므로 계산된 동작 시점의 오차는 뇌파를 이용하여 컴퓨터나 기계를 조정하는 데에 중요한 디자인 요소 이므로 동작 시점의 추정의 정확도가 확인 되어야 한다[8][9][10].

그러므로 본 연구는 앞서 지적한 단점을 보완할 수 있는 뇌파의 ERD/ERS 변수 추출방법을 제안하고 동작 시점 추정, 주파수 세분화, 및 동작회수 구분을 위한 뇌파 특성을 분석하고자 하였다.

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

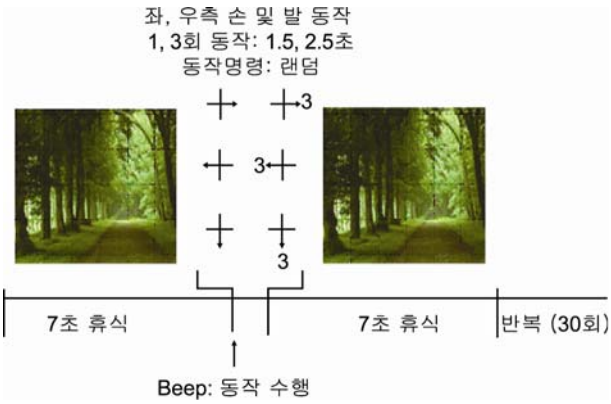

그림 1. 실험진행과정

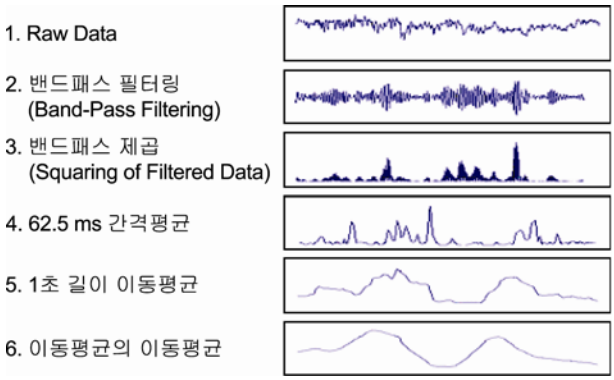

그림 2. 신호처리 과정

2. 연구 방법

2.1 실험

동작과 뇌파의 상관성을 분석하기 위해 동작을 명령을 하여 동작을 실시하게 하여 뇌파를 측정하는 실험을 실시하였다. 실험에 참여한 피실험자는 신체적이거나 인지적으로 장애가 없는 대학생 3명(남2, 여1)이었으며 실험 참여도를 높이기 위해 실험참여에 대한 비용이 제공되었다. 측정부위는 동작과 관련된 뇌의 중심부의 Sensory Motor 영역(C3, C4, Cz, C1)이었다. 전극용 젤을 이용하여 국제표준에 의거한 International 10~20 system에 따라 전극을 부착하였다. EEG 취득을 위해서는 Biopac사의 MP100 System을 사용하였으며, 데이터 샘플링(sampling)은 128Hz였다. 동작 명령을 위해 자극 제시용 모니터를 사용하였으며 피 실험자로부터 1.5m 전방에 설치하였다.

피실험자에게 요구하는 동작은 좌, 우측 손 및 발 동작 1회 및 3회이고 각각 5회씩 반복 시도하게 하였다. 이를 한 세션(Session)으로 정의하고 또 이 세션을 6회 반복 실시하여 총 6 Session×30 Trial=180회의 동작으로 구성되었고 6가지 동작의 각 30회가 되었다. 더불어 피 실험자가 실험에 집중할 수 있도록 소음 및 조명을 조절 하여 실험에 임하였으며, 근전도 및 동작 노이즈의 EEG 혼입을 방지하기 위하여 피 실험자용 의자 팔걸이에 양손 하박부를 걸치도록 하였다. 실험 진행은 그림 1에서 제시한 바와 같이 자연 풍경 사진을 7초간 제시하여 휴식을 취하도록 한 후 1회 또는 3회의 좌 우측 손 및 발동작 중 하나의 동작명령이 Beep 음으로 제시되고 동작 순서는 무작위로 선택되도록 하였다. 동작을 마치면 다시 7초간 자연 풍경 사진이 제시되고 다음 동작이 진행된다. 7초간의 휴식은 피 실험자가다음 동작을 예측하지 못하도록 하기 위함이다. 동작형태는 손 동작의 경우 주먹을 쥐었다 펴는 동작을 1회 또는 3회 수행하며, 발동작의 경우 오른발 엄지발가락을 위로 올리는 동작을 1회 및 3회를 수행하도록 하였다. 동작이 수행되는 동시에 뇌파는 측정되도록 하였다.

2.2 신호처리

본 연구에서 제시하는 EEG처리 방법은 Pfurtscheller와 Lopes da Silva(1999)가 제시한 ERD/ERS 분석 방법에 모든 측정부위에 수집된 데이터를 평균화하는 단계와 1초 간격 이동평균과 이동평균의 이동평균인 더블 이동평균을 구하는 과정을 보완 하여 데이터의 명확한 패턴(pattern)을 확보하였다. 분석 영역은 동작 실행 2.5초와 실행 전 3초 후 실행 후 4초를 포함한 총 9.5초 길이의 데이터를 분석에 사용하였다. 1회 동작실행 1.5초보다 동작 실행 시간을 늘린 이유는 3회 동작의 시간대에 동일하게 적용하기 위함이다. 분석 과정은 그림 2와 같이 먼저 인

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

간의 동작의지와 관련된 주파수 대역을 탐색하기 위하여 EEG를 2Hz 단위로 Band Pass Filtering한다. 이 데이터는 제곱하여 모든 음의 영역을 양수로 전환하고 과도한 불안정한 데이터를 감소시키기 위하여 62.5 ms 간격으로 평균을 구하여 전체적인 경향을 시각적으로 확인하기 위하여 1초 길이로 이동평균을 구하면 보다 부드러운 곡선을 얻을 수 있으며, 이동평균의 이동평균인 더블 이동평균을 구하면 최종 ERD/ERS 곡선을 구할 수 있다.

2.3 측정 부위 통합 평균

대표적인 복잡계 신호인 EEG의 경우 인간 내 외부의 노이즈에 쉽게 노출된다는 단점을 가지고 있다. 이러한 노이즈는 실험단계에서 어느 정도 제어될 수 있기는 하지만 완벽한 제어는 사실상 불가능 할뿐만 아니라, 일상생활에 적용하여야 하는 BCI의 경우 작은 조건의 변화에도 민감한 반응을 보여야 하기 때문에 노이즈 감소를 위한 방안이 필요하다. 이러한 인간 내 외부의 노이즈를 감소시키기 위한 방안을 강구하여야 한다. 본 연구에서 얻어진 뇌파는 같은 동작시 중심구의 다른 측정부위에서 동일한 경향을 보이는 것이 분석되었다. 그림 3에서 제시된 바와 같이 각각의 측정부위에서 정량적으로 다르지만 정성적으로 유사한 결과를 보이고 있다. 그러므로 채널을 통합하여 평균화 한다면 쉽게 노출된 노이즈를 극복할 뿐 아니라 동작의 시점의 추정을 용이하게 할 수 있는 정성적 데이터를 얻을 수 있다.

3. 결 과

3.1 ERD/ERS의 동작과 주파수대역

ERD/ERS는 인간의 동작의지발생과 관련하여 Sensory Motor Cotex 영역에서 나타나는 특징이다. 동작 발생시 뮤파 대역(8~12Hz)은 감소하여 비활성화(Desynchronization)를 보이는 데 특히 10~12Hz대역에서 ERD를 보이고 있다. 베타파(13~40Hz)는 뮤파와는 다리 일부대역은 동작 완료 후에 증가하고 활성화(Synchronization)되는 특징을 보이게 된다. 그러나 베타파 대역의 특징은 모든 피 실험자들에 대해 동일한주파수 대역에서 나타나지 않고, 개인차가 심하다는 특징이 확인 되었다. 피험자 S1는 경우 16~28 Hz, 피험자 S2는 34~38 Hz 그리고 피험자 S3의 경우 22~28 Hz 대역에서 ERS가 발생하는 경향을 보였다.

3.2 동작의지 발생의 추정

본 연구의 목적은 동작의지의 지속성 여부에 따른 1회 및 3회 동작의 구분에 있다. 이러한 동작의 지속성 구분의 장점은 BCI 구현에 있어 난제중의 하나인 컴퓨터를 제어할 수 있는 명령어 개수를 확보하

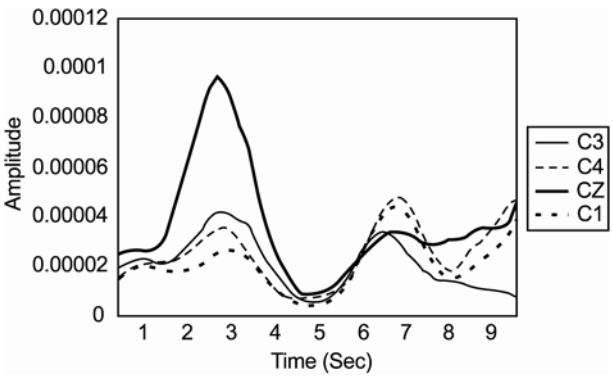

그림 3. 동작의지 관련 채널 특성

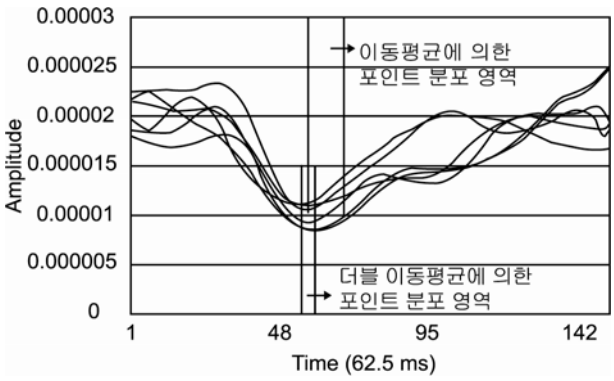

그림 4. 최대 ERD 분포

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

표 1. 1초 이동평균과 더블 이동평균에 의한 ERD 영역 단위: second

	S1		S2		S3		평균	
	1초 이동평균	더블 이동평균	1초 이동평균	더블 이동평균	1초 이동평균	더블 이동평균	1초 이동평균	더블 이동평균
우측손1회	3.4	3.3	3.4	3.3	3.7	3.4	3.8	3.5
좌측손1회	3.9	4.3	3.8	3.3	3.6	3.3	4.1	3.4
발1회	3.2	4	3.5	3	3.6	3.2	4.2	3.5
우측손3회	4.7	3.6	3.6	3.4	3.7	3.2	3.9	3.7
좌측손3회	4.4	3	2.9	2.7	3.5	3.1	3.8	3.7
발3회	3.9	3.1	3.7	3.4	4	3.2	3.9	3.6
평균	3.9	3.6	3.5	3.2	3.7	3.2	3.9	3.6
SD	0.56	0.52	0.29	0.28	0.17	0.11	0.15	0.09

는 것에 있는데, 본 연구에서 구분하고자 하는 반복 동작의 횟수가 명령어의 개수가 관계가 있다면 BCI에 응용할 수 있는 충분한 명령어를 확보 할 수 있는 가능성이 있다.

이를 충족하기 위하여 기본적으로 동작의지 발생 시점을 추정하여야 한다. 본 연구에서 동작의지 발생 추정을 위한 기준은 동작관련 최대 ERD지점을 기준으로 하였다. 그림 4는 좌, 우측 손, 및 발 동작에 있어 1회 와 3회 동작의 모든 데이터를 평균한 결과이다. 여기에서 보면 이동평균시 최대 ERD의 분포 영역에 비하여 더블 이동평균에 의한 최대 ERD 분포 영역이 좁아지고 있음을 알 수 있다. 이것은최대 ERD분포의 분산이 작아짐으로써 보다 정확한 동작의지 발생 시점을 추정할 수 있게 하여 준다. 여기에서 ERD를 수치값으로 계산하기 위한 수식은 다음과 같다.

$$ERD(j) = ((R - A(j)) \times 100\%) \div R \quad (1)$$

R=임의의 k개 샘플의 평균

A(j)=j번째 샘플의 파워 값

아래에 제시된 표 1은 각 피실험자 별 ERD 영역이 분석방법에 의한 변화를 보여주고 있다. 피험자 S1, S2, S3의 표준편차 SD를 보면 3명 모두에게서 1초 이동평균 때보다 더블 이동평균에 있어서 그 값이 작아지고 있다. 이것은 ERD정보에 기준하여 동작의지 발생 위치 정보를 추정 하였을 때 나타날 수 있는 오차가 그만큼 작아지고 있음을 의미하는 것이다.

3.3 1회 및 3회 동작의 구분

본 연구에서 1회 동작과 3회 동작의 구분은 ERD를 탐색하여 가장 많은 ERD를 보이는 지점을 기준으로 동작의지 발생 지점을 추정하고 이 추정점으로부터 동작 완료시에 발현되는 베타 ERS를 탐색하여 뮤파 ERD로부터 베타 ERS까지 소요된 시간을 중심으로1회 및 3회 동작을 구분할 수 있는 유의한 변수로 밝혀졌다.

그림 5는 이 변수를 구하는 과정을 설명하고 있다. 여기에서 베타파 값이 뮤파에 비하여 아주 작기 때문에 분석 목적상 10을 곱하여 뮤파의 수치와 동일한 수준으로 이동 표기 하였다. 그림에서 보면 알파파 ERD의 최대값을 기준으로 동작의지 발생 지점을 추정하게 되는데, 뮤파 ERD 최대값에서 동작의지 발생지점까지 이동하는 시간 길이는 일정 시간대로 고정되어 있기 때문에 뮤파 ERD 최대값영역에서 베타 ERS 최대값까지의 시간 길이를 중심으로 비교 구분할 수도 있다.

또한 베타 ERS를 사용하지 아니하고 단순히 알파파 ERD의 지속되는 시간 길이를 기준으로 동작 횟수를 구분할 수 있다. 그림 5에서 뮤파 ERD가 발생하여 0.0002이하로 감소한 후에 다시 0.0002로 회복될 때까지 소요되는 시간을 동작횟수의 구분에 적

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

표 2. 1회 및 3회 동작 ERD/ERS 시간간격(동작의지발생 추정 기준) 단위: second

		S1		S2		S3	
		1회	3회	1회	3회	1회	3회
Session 1	우측 손	2.6	2.1	1.6	1.2	3.3	3.3
	좌측 손	0.5	2.7	−0.7	0.9	1.4	2.9
	발	0.65	2.5	2.9	2.1	1.2	0.9
Session 2	우측 손	0.9	2.6	3.1	3.8	1.6	3.5
	좌측 손	−0.7	1.7	2.8	2.9	2.6	2.6
	발	1.3	1.9	1.6	4.6	1.9	4.1
Session 3	우측 손	0.2	1.1	3.1	2.3	2.9	2.8
	좌측 손	−0.4	0.8	4.5	4.2	2	3.4
	발	0.8	2.6	1.3	3.4	0.7	1.8
Session 4	우측 손	1.2	1.8	1.8	2.9	18	3.8
	좌측 손	1.3	1.8	2	2.65	0.9	3.2
	발	−1.1	1.8	1.9	2.9	1.3	2.7
Session 5	우측 손	3.3	2.8	0.8	2.9	1.6	4.3
	좌측 손	−0.3	1.1	0.3	2.5	1.9	2.8
	발	2.1	0.9	2.1	4.3	0.6	2.7
Session 6	우측 손	2.2	2.6	1.1	4	2.3	1.2
	좌측 손	1.8	0.6	0.9	4.1	3.6	1.9
	발	1.8	2.4	0.1	2.4	3.2	3.6

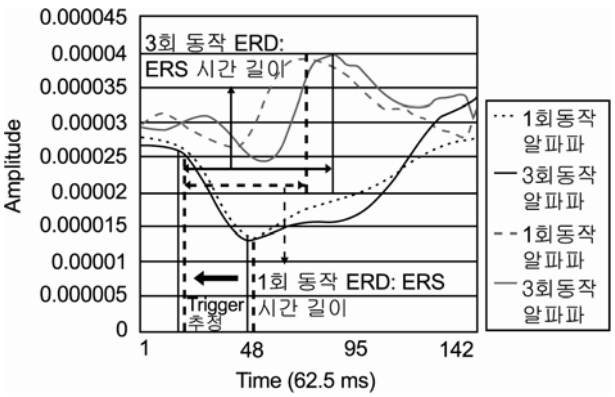

그림 5. 1회 및 3회 동작의 구분

용할 수도 있다.

3.4 동작 회수 구분 변수의 통계결과

아래 표 2는 동작의지 발생 위치를 모르고 있다는 가정 하에 동작의지 발생위치를 추정하여 시간 길이를 계산한 것이며, 각 세션별로 동작 특성 및 횟수에 따라 세션 단위로 평균한 결과 값이다. 각 값들은 뮤파 ERD로부터 베타파 ERS까지의 시간 길이를 의미하는 것이다. 1회 및 3회 동작 구분을 위한 ERD/ERS 발생 간격을 보면 대체적으로 1회 동작에 비하여 3회 동작의 경우가 더 길게 나오고 있음을 볼 수 있다. 하지만 각 값들 중에서 음수로 나온 부분은 베타파 ERS보다 알파파 ERD가 나중에 발현된 경우를 의미하는 것으로, 노이즈의 영향등에 의하여 나타나는 특징으로 보인다.

여기에서 1회 동작보다 3회 동작에 있어서 ERD로부터 ERS까지 진행하는데 소요된 시간이 큰 경우는 총 18회 중 S1: 14/18회, S2: 14/18회, S3: 15/18회로 파악되었다. 또한 일정 기준점을 선택하고 1회(18회) 및 3회(18회) 동작을 구분했을 때의 오차를 보면 S1: 11/36, S2: 9/36, S3: 8/36로 나타나서, 피험자 3이 가장 정확한 결과를 나타내었다.

표 3은 실험에서 알고 있는 동작시점을 이용하여 얻어진 결과 값이다. 여기에서는 동작의지 발생위치를 추정하는 경우와는 달리 ERD/ERS 시간 길이가

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

표 3. 1회 및 3회 동작 ERD/ERS 시간간격(알고 있는 동작 시점 기준) 단위: second

		S1		S2		S3	
		1회	3회	1회	3회	1회	3회
Session 1	우측 손	3.4	3.1	3.1	2.7	4	4
	좌측 손	1.8	2.5	1.6	2.9	1.8	3.4
	발	0.9	2.3	3.4	1.9	1.9	1.9
Session 2	우측 손	1.1	3.2	3	4.1	1.9	4.3
	좌측 손	0.9	1.8	3.2	4.3	3.2	3.6
	발	1.9	1.9	2.1	4.6	2.6	3.4
Session 3	우측 손	1.4	2.5	4	3.6	3.3	3.4
	좌측 손	1.3	2	4.4	4.8	2.4	3.8
	발	0.9	3.7	2.7	3.8	1.4	2.1
Session 4	우측 손	1.4	2.7	2.9	3.3	2	4.3
	좌측 손	1.2	1.9	2.6	3.8	1.4	3.8
	발	0.8	2.8	2.5	3.9	1.9	3.6
Session 5	우측 손	3.7	4	1.3	3.4	1.8	4.3
	좌측 손	0.6	3	0.7	2.9	3.1	3.4
	발	2.1	1.8	1.9	3.5	1.4	2.9
Session 6	우측 손	2.4	1.4	1.1	4.3	2.6	1.7
	좌측 손	2.9	1.9	1.3	4.1	4.3	2.5
	발	2.4	3.4	2.1	3.9	3.3	4.2

음수로 나오는 경우는 없었다. 그러나 오차율에 있어서는 1회 동작의 ERD/ERS 시간 길이가 3회 동작의 ERD/ERS 시간 길이보다 작은 경우는 총 18회 중 S1: 13/18회, S2: 15/18회, S3: 15/18회였고, 1회 동작이 3회 동작으로 구분 되거나, 3회 동작이 1회 동작으로 구분되는 경우에 있어서 S1: 9/36, S2: 7/36, S3 7/36여서 S2 및 S3가 가장 정확한 결과를 보였다.

이러한 분석치들이 통계적으로 유의한지를 확인하기 위하여 Paired T-Test를 실시하였다. 표 4에서 보면 각 피험자별로 동작의지 발생 시점을 추정하여 1회 동작 및 3회 동작을 구분하는 방법과, 실험의 특성상 동작 발생 시점을 알고 있는 기지의 상태에서 1회 동작 및 3회 동작을 구분함에 있어, 모든 피험자에 대하여 유의한 차이를 나타내고 있다. 또한 모든 피험자에 대하여 Paired T-Test 한 결과 역시 유의수준 0.01내에서 유의한 차이를 보이고 있다. 그런데 흥미로운 것은 1회 동작과 3회 동작 시간 간격차이가 1초에 근접했는데 이것은 실험에서 1회동작의 경우 약 1.5초가 소요되고 3회 동작은 2.5초 차이와 일치하는 것을 보였다. 이 결과를 가지고 실지로 동작 횟수를 구분하는 임의 기준값을 정의하여 모든 실험데이터에 적용하였을 때 추정에 의한 방법의 경우 정확도가 77.7%~69.4%이며, 동작 시점을 안 경우는 80.5%~75%의 정확성을 보였다. 그러므로 결과적으로 임의 기준값을 정하여 동작 횟수를 구분할 수 있는 정확도는 약 70%~80%라고 볼 수 있다. 여기에서 나타난 오차는 1회 동작이 3회 동작으로 인식되거나 3회 동작이 1회 동작으로 인식되는 경우를 의미한다. 이러한 동작 구분의 정확성을 높이기 위해서는 1회와 4회 또는 1회와 5회 등으로 동작 회수를 변화시켜서 정확성 향상을 기대 할 수 있다.

4. 결론 및 토론

본 연구에서 제안한 이동 평균을 이용하여 분석한 ERD/ERS로 동작 의도를 파악 하여 동작예측을 할

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

표 4. 1회 및 3회 동작 ERD/ERS 시간간격 Paired T-Test

			평균	분산	T	유의도
피험자별 Trigger 추정 기준 T-Test	S1	1회	16	364.8235	-3.09009	0.003322**
		3회	29.88889	132.1046		
	S2	1회	27.55556	405.085	-4.01875	0.000445**
		3회	47.61111	290.134		
	S3	1회	30.72222	197.8595	-3.23375	0.00244**
		3회	45.72222	223.1536		
피험자별 Trigger 기지 기준 T-Test	S1	1회	27.72222	215.5065	-3.20773	0.002581**
		3회	40.77778	139.3595		
	S2	1회	39.05556	267.1144	-4.29626	0.000244**
		3회	58.44444	134.6144		
	S3	1회	39.27778	204.5654	-3.26411	0.002285**
		3회	53.77778	172.6536		
S1, S2, S3 통합 Trigger 추정 기준 T-Test		1회	24.75926	351.2051	-6.05536	7.39E-08**
		3회	41.07407	271.3529		
S1, S2, S3 통합 Trigger 기지 기준 T-Test		1회	35.85185	233.6758	-4.68732	9.87E-06**
		3회	50.5	232.0283		

**P<0.01

수 있었다. 새롭게 제안한 방법은 기존의 방법[7]에서 분석된 ERD/ERS보다 뚜렷한 최대값과 최소값패턴(pattern)을 보일뿐만 아니라 노이즈에 강한 장점을 가지고 있다. 본 연구에서 제시된 ERD의 최소값과 ERS의 최대값이 동작과 연관된 유의한 변수로 정의될 수 있었다. 뮤파중에 고주파영역에 해당하는 10~12Hz 대역에서 비활성화(Desynchcronization)가 진행되어 동작의 계획을 의미한다고 볼 수 있고 동시에 베타파 대역의 활성화(Synchronization)가 동작의 실행을 의미한다고 볼 수 있다. 뮤파의 비활성화는 동작의 준비단계에서 억제됨과 순차적인 동작 실행단계에서의 베타파의 활성화를 보고한 기존 문헌과 일치되었다[2][8]. 본 연구에서 특별히 뮤파는 10~12Hz대역에서 변화가 두드러짐을 볼 수 있는 반면에 베타파는 13Hz에서 30Hz까지 2Hz단위로 ERS를 분석하여보면 피실험자와 동작별로 주파수가 다르게 나타나고 있지만 전체적인 베타파 영역에서 일관성 있는 패턴을 보이고 있다. ERS는 개인적인 특성과 동작특성을 잘 고려하여 대상 주파수를 구하여야 할 필요가 있다.

본 연구에서 동작 횟수를 구분 할 수 있는 의한 뇌파변수를 추출하였다. ERD와 ERS의 시간간격의 특성을 보이고 있다. 본 실험에서 단순하게 설정한 1회동작과 3회연속동작 을 구분하고자 하였다. 1회동작 시의 시간간격이 3회동작 시의 시간간격보다 짧은 경향을 보이고 있으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 시간 간격 분석 방법도 새롭게 제시하고 있다. 동작의지 발생시점을 추정하여 구한 간격이나 알고 있는 동작 시점을 이용하여 구한 간격이 같은 결과를 보이고 있으므로 추정된 동작의지 발생 시점을 이용한 간격을 구할 수 있음이 BCI응용에 중요한 의미를 부여한다. ERD/ERS를 실시간으로 분석하여 분석된 결과로 동작의지 발생시점을 추정하고 그 점으로부터 시간간격을 분석하여 동작 횟수를 구분할 수 있기 때문이다. 동작 횟수 구분은 중요한 공학적 의미를 갖는다. EEG를 이용하여 컴퓨터나 기계를 제어할 수 있는 명령어 개수를 증가 시킬 수 있는 가능성을 높게 할 수 있다. 기존 연구에서 인간의 사지 운동을 가지고 뇌파 변수를 추출하여 명령어로 응용하고자 하지만 좌, 우, 손, 발의 4가지 모드(mode)

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

로 구분할 수 있는 것이 최대이며 이것도 많은 연구가 진행되고 있는 수준이다[12]. 본 연구에서는 1회와 3회동작만을 구분하였지만 앞으로 동작횟수를 증가시켜서 다양한 명령어 체계를 구축할 예정이다. 본 연구에서 제시한 분석 방법은 공학적 응용을 할 수 있는 실시간 뇌파를 처리를 신속하게 할 수 있는 시계열 분석 방법을 이용하였다. 필요한 주파수 대역을 받아서 시간-진폭간의 분석으로 이루어지고 있기 때문이다.

본 연구에서 왼손, 오른손 및 발 동작을 구분을 할 수 있는 통계적인 유의성은 발견되지 않았지만 경향을 따라 개인별 일관성은 기대할 수 있었다. 그러나 개인별 일관성을 분석하기 위해서는 더 많은 실험이 필요하고 뇌파를 향상시키기 위한 훈련이 필요하다고 사료된다[10]. 그림 3에서 것처럼 같은 동작에 측정부위별 정성적 경향은 같지만 정량적 경향을 다른 것을 볼 수 있었다. 그러므로 왼쪽과 오른쪽의 정량적 차이는 편측성을 분석 할 수 있으며 손동작과 발동작의 편측성은 다른 것으로 조사되고 있으므로 사지동작에 대한 구분은 추후에 연구의 과제로 남겨두었다.

본 연구에서 ERD의 최저점과 ERS의 최고점을 동작계획과 동작시점이라고 각각 추정하였다. 그러나 실질적으로 동작 계획과 시점은 최저점과 최고점이 도달하기 전에 이루어지고 있다[6]. 그러므로 최저점과 최고점을 동작 시점으로 추정한다면 오차를 허용할 수밖에 없다. 본 연구에서 실험상으로 알 수 있는 동작 시점과 뇌파 분석상으로 추정한 동작 시점의 차이를 관찰한 결과 개인별 및 실험별 차이는 있지만 약 0.4 초 이내의 범위를 보이고 있었다. 이 시점은 동작 시점 만약 뇌파의 정량적 분석을 통해 동작 구분의 가능성을 기대되고 있다. 실지로 동작시점과 추정시점과의 오차가 0.4초 이내에 있으므로 ERD/ERS의 최저점 및 최고점을 통해 동작 시점을 추정할 수 있음을 확인할 수 있었다. 이러한 오차는 컴퓨터나 기계의 동작의 시점으로 이용할 수 있으므로 동작 시점에 대한 세밀한 분석과 고려가 있어야 하다. 만약 작동 해상도가 1/10초 단위로 요구되어지는 기계라면 동작 시점에 대한 세밀한 분석이 있어야 한다고 사료된다.

참고 문헌

McFarland, D. J., Neat, G. W., Read, R. F. Wolpaw, J. R., An EEG-based method for graded cursor control, Psychobiology, 21 (1), 77-81, 1993.

Pfurtscheller, G., Pregenzer, M. & Neuper, C., Visualization of sensorimotor areas involved in preparation for hand movement based on classification of μ and central β rhythms in single EEG trials in man, Neuroscience Letters, 181, 43-46, 1994.

Pfurtscheller, G., Flotzinger, D., Pregenzer, M., Wolpaw, J. R., McFarland, D., EEG-based brain-computer interface (BCI): Search for optimal electrode positions and frequency components, Medical Progress through Technology, 21, 111-121, 1996.

Pfurtscheller, G. Zalaudekb, K. Neuper, C., Event- related beta synchronization after wrist, finger and thumb movement., Electroence- phalogr- aphy and clinical Neurophysiology 109 154-160, 1998.

Gert Pfurtscheller, Gernot R. Muller, Jorg Pfurtschellerc, Hans Jurgen Gernerd, Rudiger Ruppd, Thought' - control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia., Neuroscience Letters 351 33-36, 2003

Pfurtscheller, G., Lopes da Silva, F.H., Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles, Clinical Neurophysiology, 110, 1482-1857, 1999.

Pfurtscheller, G., Lopes da Silva, F.H., Event-

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.

related EEG/MEG synchronization and de-synchronization: Basic principles. Clinical Neurophysiology, 110, 1482-1857, 1999.

Wolpaw, J. R. & McFarland, D. J., Multichannel EEG-based brain-computer communication, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 90, 444-449, 1994.

Stancak, A., Pfurtscheller, G., Desynchronization and recovery of beta rhythms during brisk and slow self-paced finger movements in man, Neuroscience letters, 196, 21-24, 1995.

Wolpaw, J. R., McFarland, D. J., Neat, G. W., Forneris, C. A., An EEG-based brain-computer interface for cursor control, Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 78, 252-259, 1991.

McFarland, D.J., Sarnacki, W. A., Wolpaw, J.R. Brain/computer interface (BCI) operation: Optimizing information transfer rates., Biological Psychology 63 237- 251, 2003.

Ernane J.X. Costa, E., Cabral Jr, F., EEG-based discrimination between imagination of left and right hand movements using adaptive gaussian representation., Medical Engineering & Physics, 22, 345-348, 2000.

◐저자 소개◑

❖황 민 철❖

1988-1990 Georgia Institute of Technology 생체공학석사

1990-1994 Georgia Institute of Technology 생체공학박사

1994-1998 한국표준과학연구원 인간공학실 선임연구원

❖최 철❖

전주대학교 산업공학과 졸업

전주대학교 산업공학과 석사

KRISS 인간공학 그룹

상명대학교 뇌-정보통신 연구소

주요 관심분야: BCI, 인간공학, 감성공학, 로봇인간공학, VDT, HCI

논 문 접 수 일(Date Received) :2004년 09월 20일

논문게재승인일(Date Acepted) :2004년 11월 23일

Copyright (C) 2006 NuriMedia Co., Ltd.