

# BCI기반 뇌파유도 모니터링 시스템 개발의 효과성 연구

백기자\*, 원희욱\*\*, 안용균\*\*\*

\*한국뇌과학연구소

\*\*서울불교대학원대학교, \*\*\*차의과학대학원

e-mail:brainbaik@hanmail.net

## A Study on the Effectiveness of BCI-Based Brain Wave Induction Monitoring System

Ki-Ja Baik\*, Hee-Wook Weon\*\*, Yong-Kyun Ahn\*\*\*

\*Korea Reserach Institute of Brain Science

\*\*Seoul University of Buddhism

\*\*\*Graduate School of Integrative Medicine, Cha University

### 요약

본 연구는 BCI(Brain Computer Interface)기반으로 뇌파유도 및 모니터링 시스템 장치로 개발된 뇌파측정기 시스템의 효과성을 밝히고자 하였다. 본 연구에서 사용한 뇌파기기(Neurobrain)는 측정, 훈련 그리고 분석 등이 가능하며 측정전극 2개를 이용하여 국제 기준에 의해 정해진 전전두엽의 Fp1과 Fp2에서 측정되며 좌우를 동시에 측정 한다. 간편하게 휴대가 가능하며, 노트북과 연결된 모니터에서 뇌파를 실시간으로 보면서 측정이 가능한 도구이다. 연구방법에 있어서 미국 HP사의 33120A Function Generator와 일본 Kikusui사의 984A 감쇠기를 통해 각 Hz별 진폭신호를 주어서 신호 값을 측정한 결과 원 신호 대비 평균 .942(p<0.01)를 나타내어 뇌파신호에 대한 신뢰성이 입증되었다. 이에 대한 영향을 파악함으로써 객관적 지표로서 활용될 수 있는 가능성을 제시한 점에서 의의가 있으며, 이에 대한 경험적 증거의 축적을 위한 후속연구가 필요하다고 본다.

Corresponding Author:원희욱(brain@sub.ac.kr.)

## 1. 서론

### 1.1 연구의 필요성과 목적

본 연구에서 모니터링 하고자 하는 뇌파는 특정한 패턴이 있으며 객관적 지표로 다양한 인지영역 추적연구의 분석방법으로 이용되고 있다. 몸에서 우리가 스스로 조절할 수 없는 기능과 관련한 정보를 우리가 알 수 있는 정보로 바꾸어 주어, 조절할 수 없거나 조절이 불가능한 기능을 조절할 수 있도록 해주는 바이오피드백의 유형으로써 이미 많은 선행연구가 발표되고 있다[1]. 이 연구의 이론적 전제는 이러한 뇌파 바이오 피드백의 원리를 극대화 시킬 수 있고 측정, 분석, 훈련이 가능하게 개발된 Neurobrain의 효과성과 신뢰도를 검증하고자 한다. 본 연구에서 활용하고자 하는 검증방법은 단순 타 뇌파 기외의 비교가 아닌 원 신호 대비를 확인하기 위하여 감쇠기를 통하여 각 Hz별 진폭신호를 준 후에 신호 값을 측정된 결과를 보고자한다.

### 1.2 용어의 정리

### 1.2.1 BCI(Brain Computer Interface)

뇌파 신호를 해석한 코드를 이용하여 외부 기기의 동작을 제어하거나 외부 신호를 이용하여 신경 세포를 자극하는 기술. 신경 세포로부터 신호를 획득하는 기술을 이용하여 획득한 신호를 처리하고 해석하는 기술 혹은 처리된 신호를 이용하여 외부 기기를 제어하는 기술을 의미한다[2].

### 1.2.2 뇌파

뇌파는 뇌 활동의 지표 혹은 뇌세포의 커뮤니케이션 상태를 나타내며, 뇌파 측정은 객관적, 비침습적, 연속적으로 간단하게 두뇌기능 상태를 실시간으로 평가할 수 있는 매우 우수한 신경과학적 검사법이라 할 수 있다[3].

## 2. 연구방법

### 2.1 연구 설계

실험은 한국뇌과학연구소 뇌파실험실에서 실시하였다. 실험실은 2m x 3m의 장방향으로 비교적 소음이 발생하지 않는 방이다. 연구방법에 있어서 미국 HP사의 33120A

Function Generator와 일본 Kikusui사의 984A 감쇠기를 통해 각 Hz별 진폭신호를 주어서 신호값을 측정할 결과를 모니터링하는 실험이다.

### 2.2 연구 도구

본 연구에서 사용한 연구 도구는 Nwuro 21에서 개발한 휴대용 뇌파 측정 및 훈련점용기기이다[4]. 이 도구는 비침습형 헤드밴드 형태로 2 channel system의 뉴로피드백 시스템 뇌파 측정 장치(뉴로브레인)이며 전극 배치를 위하여 10 - 20 시스템(International 10 - 20 system) 사용했으며, 전전두엽에서 좌(Fp1) · 우(Fp2)뇌를 동시 측정가능하다. 자체 개발한 소프트웨어를 사용하며 소프트웨어에는 뇌파측정기능과 다양한 훈련 기능이 있다. [그림 1]은 뉴로브레인과 사용자 화면이다



[그림 1] 뉴로브레인(Neuro Brain)과 사용자 화면

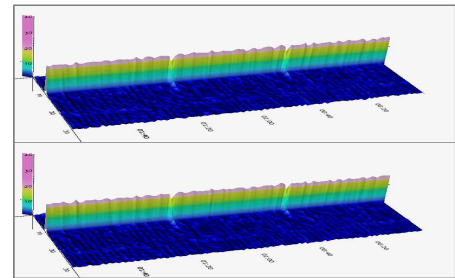
### 2.3 실험 방법

본 연구에서는 Neuro 21에서 개발한 2채널 뉴로브레인 뇌파측정기를 특정 주파수와 진폭을 발생시킬 수 있는 미국 전자회사인 HP사의 함수발생기(Function Generator) HP33120A와 여기서 발생한 밀리볼트(mV) 신호를 1,000분의 1로 감쇠하여 마이크로볼트( $\mu$ V)신호를 얻기 위해 일본 KIKUSUI사의 984A모델의 감쇠기(Attenuator)를 사용하였다. 이러한 장비들은 산업계 전반에 걸쳐 정밀한 신호계측기를 제조하고 그 성능을 검증하는데 많이 이용되고 있다. 함수발생기와 감쇠기를 통해 발생한 마이크로볼트 단위의 신호는 건식전극을 이용한 뉴로브레인 뇌파측정기를 통해 그 신호가 수집되고 이 신호는 초당 2.4GHz의 속도로 115,200bps의 데이터가 컴퓨터로 무선 전송되며 컴퓨터에 부착 된 동글(Dongle-수신장치)을 통해 컴퓨터에 전달된다. 컴퓨터에서 수신된 뇌파데이터는 전용 뉴로브레인 소프트웨어를 통해 FFT변환 과정을 거쳐 주파수와 진폭으로 변환되어 뇌파검사와 뉴로피드백 훈련을 할 수 있다. 이 과정을 도해하면 [그림 2]과 같다.



[그림 2] 뇌파 모니터링

### 3. 연구 결과



[그림 3] 측정된 데이터를 3D그래프로 구현한 그래프

이와 같은 과정을 거쳐서 측정된 신호는 뉴로브레인 소프트웨어에서 FFT변환과정을 거쳐 데이터로 수집되는데 예를 들어 10Hz에 10마이크로볼트( $\mu$ V)의 신호를 주었을 때 아래와 같이 하모닉노이즈가 거의 없이 해당 주파수대역에서만 신뢰도 높은 신호가 검출 되었다. 표1

[표 1] 10Hz에 10 $\mu$ V 신호에 대한 데이터 값

	1Hz	2Hz	3Hz	4Hz	5Hz	6Hz	7Hz	8Hz	9Hz	10Hz
197 L	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.6	9.4
197 R	0.4	0.3	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3	0.3	0.6	9.5
198 L	0.5	0.5	0.1	0.1	0.2	0.2	0.1	0.4	0.4	9.5
198 R	0.3	0.1	0.2	0.0	0.1	0.1	0.2	0.3	0.4	9.5
199 L	0.4	0.3	0.3	0.2	0.0	0.1	0.1	0.3	0.6	9.3
199 R	0.3	0.1	0.1	0.3	0.1	0.1	0.2	0.3	0.6	9.5
200 L	0.7	0.1	0.3	0.3	0.0	0.1	0.2	0.2	0.6	9.5
200 R	0.1	0.3	0.1	0.2	0.0	0.1	0.3	0.2	0.5	9.7
201 L	0.1	0.2	0.2	0.1	0.1	0.3	0.5	0.7	1.2	9.1
201 R	0.1	0.2	0.2	0.0	0.2	0.4	0.5	0.6	1.0	9.3

이러한 방식으로 뇌파분석과 뉴로피드백 훈련에 많이 사용하는 1Hz에서 30Hz 까지 5마이크로볼트( $\mu$ V)단위로 총 11대의 뉴로브레인 뇌파측정기를 통해 뉴로브레인 소프트웨어에서 측정된 Ch1(Left)과 Ch2(Right) 의 값을 측정하였다. [표2]

[표 2] Ch1(Left)과 Ch2(Right) 의 값

Hz	Ch1 (좌뇌)	Ch2(우뇌)	평균
----	----------	---------	----

	5 $\mu$ V	10 $\mu$ V	15 $\mu$ V	20 $\mu$ V	25 $\mu$ V	30 $\mu$ V	5 $\mu$ V	10 $\mu$ V	15 $\mu$ V	20 $\mu$ V	25 $\mu$ V	30 $\mu$ V	Ch1	Ch2
1	4.67	9.27	14.05	18.49	23.47	27.83	4.65	9.29	13.93	18.54	23.20	27.76		
2	4.67	9.43	14.07	18.87	23.50	28.06	4.70	9.44	14.11	18.87	23.53	28.03		
3	4.71	9.42	14.09	18.83	23.55	28.26	4.72	9.43	14.11	18.81	23.56	28.32		
4	4.68	9.43	14.09	18.84	23.46	28.20	4.72	9.39	14.14	18.86	23.52	28.24		
5	4.67	9.41	14.16	18.85	23.51	28.27	4.66	9.42	14.17	18.88	23.56	28.32		
6	4.72	9.43	14.11	18.85	23.60	28.29	4.71	9.43	14.15	18.82	23.62	28.30		
7	4.73	9.45	14.16	18.90	23.59	28.34	4.74	9.44	14.19	18.92	23.64	28.37		
8	4.73	9.44	14.19	18.90	23.61	28.35	4.71	9.47	14.18	18.91	23.64	28.40		
9	4.72	9.49	14.20	18.88	23.66	28.38	4.72	9.48	14.23	18.91	23.72	28.41		
10	4.72	9.46	14.20	18.92	23.70	28.44	4.72	9.48	14.22	18.99	23.73	28.50		
11	4.70	9.48	14.21	18.98	23.71	28.46	4.74	9.48	14.24	19.02	23.78	28.50		
12	4.73	9.46	14.21	18.85	23.76	28.49	4.73	9.48	14.27	18.91	23.80	28.58		
13	4.73	9.46	14.26	19.00	23.76	28.49	4.73	9.49	14.29	19.04	23.81	28.58		
14	4.75	9.46	14.23	18.99	23.76	28.39	4.76	9.53	14.31	19.07	23.85	28.50		
15	4.74	9.47	14.25	18.99	23.76	28.49	4.76	9.54	14.29	19.09	23.85	28.59		
16	4.77	9.51	14.28	19.01	23.80	28.59	4.78	9.55	14.33	19.09	23.88	28.72		
17	4.73	9.51	14.26	18.98	23.78	28.58	4.76	9.55	14.31	19.09	23.88	28.72		
18	4.73	9.49	14.25	19.01	23.81	28.55	4.77	9.54	14.35	19.12	23.92	28.68		
19	4.73	9.50	14.25	18.96	23.77	28.59	4.77	9.54	14.32	19.06	23.90	28.72		
20	4.75	9.50	14.24	18.96	23.75	28.54	4.77	9.54	14.33	19.08	23.91	28.71		
21	4.75	9.45	14.21	18.95	23.67	28.41	4.78	9.51	14.31	19.07	23.83	28.64		
22	4.73	9.43	14.19	18.88	23.68	28.42	4.77	9.51	14.30	19.04	23.83	28.62		
23	4.72	9.37	14.10	18.83	23.58	28.34	4.74	9.47	14.22	18.97	23.78	28.57		
24	4.69	9.39	14.08	18.75	23.48	28.19	4.73	9.45	14.20	18.93	23.68	28.45		
25	4.67	9.32	14.01	18.67	23.36	28.10	4.71	9.40	14.14	18.84	23.58	28.38		
26	4.62	9.27	13.91	18.54	23.23	27.95	4.68	9.37	14.06	18.75	23.48	28.25		
27	4.60	9.21	13.83	18.47	23.11	27.75	4.65	9.31	13.97	18.68	23.36	28.05		
28	4.55	9.13	13.72	18.26	22.93	27.55	4.63	9.24	13.87	18.48	23.20	27.86		
29	4.51	9.02	13.58	18.13	22.71	27.23	4.56	9.15	13.76	18.38	23.00	27.60		
30	4.49	8.98	13.47	17.92	22.47	27.02	4.56	9.07	13.61	18.17	22.78	27.41		
평균	4.69	9.39	14.09	18.78	23.52	28.22	4.71	9.43	14.16	18.88	23.63	28.36		
최대 편차	0.29	0.53	0.80	1.09	1.34	1.57	0.22	0.48	0.74	0.94	1.14	1.31	0.937	0.926
표준 편차	0.07	0.14	0.20	0.27	0.32	0.39	0.06	0.12	0.18	0.22	0.28	0.33	0.231	0.229

아래 표에서 보는 바와 같이 뉴로브레인 뇌파측정기를 통해 측정된 신호는 원 신호에 대비하여 최대편차 평균이 Ch1은 0.937, Ch2는 0.926으로 편차가 적고 표준편차는 Ch1이 0.231, Ch2는 0.229로 함수발생기에서 발생하는 신호가 뇌파측정기를 통해 컴퓨터에 잘 수집되고 있다는 것을 보여 주었다. 각 주파수 별로 뇌파의 세기에 따라 편차가 적다는 것은 뇌에서 발생하는 신호를 뇌파측정기 및 소프트웨어가 잘 반영하고 있

어 뇌파분석의 신뢰도와 뉴로피드백 훈련의 효과를 더욱 높일 수 있다. 또한 뇌파측정기를 통해 수집된 데이터가 함수발생기를 통해 발생한 신호를 얼마나 잘 반영하는지를 나타내는 지 비율을 아래와 같이 산출 해 본 결과 평균적으로 Ch1은 0.939, Ch2는 0.944의 신뢰도를 보여 주었으며 좌,우 평균 0.942의 신뢰도를 보여 주었다. [표 3]참조

[표 3] 신뢰도

Hz	Ch1 (좌뇌)						Ch2(우뇌)						평균	
	5 $\mu$ V	10 $\mu$ V	15 $\mu$ V	20 $\mu$ V	25 $\mu$ V	30 $\mu$ V	5 $\mu$ V	10 $\mu$ V	15 $\mu$ V	20 $\mu$ V	25 $\mu$ V	30 $\mu$ V	Ch1	Ch2
1	0.93	0.93	0.94	0.92	0.94	0.93	0.93	0.93	0.93	0.93	0.93	0.93	0.932	0.928
2	0.93	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.93	0.939	0.941
3	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.941	0.943
4	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.940	0.942
5	0.93	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.93	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.941	0.942
6	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.943	0.943

7	0.95	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.95	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.945	0.946
8	0.95	0.94	0.95	0.94	0.94	0.94	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.945	0.945
9	0.94	0.95	0.95	0.94	0.95	0.95	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.946	0.947
10	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.947	0.948
11	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.947	0.950
12	0.95	0.95	0.95	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.947	0.949
13	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.949	0.951
14	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.949	0.953
15	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.949	0.953
16	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.96	0.95	0.96	0.95	0.96	0.96	0.952	0.955
17	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.96	0.96	0.950	0.954
18	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.96	0.96	0.96	0.96	0.950	0.956
19	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.96	0.96	0.949	0.955
20	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.96	0.95	0.96	0.96	0.950	0.955
21	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.96	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.947	0.954
22	0.95	0.94	0.95	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.946	0.953
23	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.942	0.949
24	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.939	0.947
25	0.93	0.93	0.93	0.93	0.93	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.95	0.934	0.943
26	0.92	0.93	0.93	0.93	0.93	0.93	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.928	0.938
27	0.92	0.92	0.92	0.92	0.92	0.92	0.93	0.93	0.93	0.93	0.93	0.94	0.923	0.933
28	0.91	0.91	0.91	0.91	0.92	0.92	0.93	0.92	0.92	0.92	0.93	0.93	0.914	0.926
29	0.90	0.90	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.92	0.92	0.92	0.92	0.906	0.917
30	0.90	0.90	0.90	0.90	0.90	0.90	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.898	0.910
평균	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.95	0.95	0.939	0.944
전체평균													0.942	

참고문헌

4. 논의 및 결론

본 연구에서 활용하고자 하는 검증방법은 단순 타 뇌파 기외의 비교가 아닌 원 신호 대비를 확인하기 위하여 감쇠기를 통하여 각 Hz별 진폭신호를 준 후에 신호 값을 측정된 결과를 보고자하였다. 사용된 측정도구는 원 신호 대비 평균 .942(p<0.01)를 나타내어 뇌파신호에 대한 신뢰성이 입증되었으며, 효과성에 대한 적합성을 검증하였다. 사용된 뇌파측정기는 객관적 지표로서 활용될 수 있는 가능성을 제시한 점 지속성에 대한 보다 후속적이며 장기적인 중단 연구가 필요하다고 제언한다.

- [1] 정문주, 채은영, 강형원, "뉴로피드백(생기능 자기조절 훈련)훈련 프로그램에 대한 메타 분석", 동의신경과학회지 Vol. 25. No. 3. pp. 157~167, 2016.
- [2] 원희욱, "노인의 스마트폰 게임 중독 경향에 따른 뇌파 비대칭과 연결성의 정량화 뇌파 비교분석", 한국산학기술학회지, 18(11) 644-652, 2017.
- [3] 백기자, 안용균, "뇌파측정을 통한 성격, 적성 유형 연구", 한국산학기술학회 춘계 학술논문지, pp. 473-475, 2020.
- [4] 백기자, 이지안, 안상균, "자기조절능력과 수면의 질이 초등학생의 키성장에 미치는 영향" 한국인체미용예술학회, 19(2), pp. 195-206, 2018.