



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

교육학석사학위논문

심적 회전 과제에서의 뇌파 측정 및
분석을 위한 EEG 실험 환경 설계

2016년 7월

서울대학교 사범대학원

수학교육과 수학교육전공

김 종 진

국 문 초 록

심적 회전 과제에서의 뇌파 측정 및 분석을 위한 EEG 실험 환경 설계

2000년대 이후 근거 기반의 과학적인 접근이 교육 연구에서 필요하다는 합의가 이뤄지면서 교육연구는 학습과학(Science of Learning)으로 발전하고 있다. 학습과학의 한 분야인 교육신경과학은 뇌에 대한 이해를 바탕으로 교육을 개선시키는 것을 목적으로, 뇌 영상 기법을 통해 얻은 근거를 바탕으로 인간의 인지과정에 대해 과학적으로 탐구하는 분야이다. 교육신경과학의 여러 연구 방법 중 EEG 기반의 연구는 높은 시간 해상도와 상대적으로 저렴한 장비의 비용, 그리고 손쉬운 이동성 측면에서 장점이 있기 때문에 교육 현장에 적용될 가능성이 높으며, 교육 연구에 매우 적합하다.

본 연구에서는 3D 심적 회전 과제를 해결할 때 발생하는 뇌파를 측정하고 분석하기 위한 실험 환경을 설계하는 것에 초점을 맞추었는데, 이는 심상 전략과 거북 전략에 따른 뇌 활성화의 차이가 나타날 것으로 예상되었기 때문이다. 과제 수행 시 EEG 실험 환경 설계의 어려움은 이전의 뇌파 측정 시스템이 행동 검사 시스템과 분리되어 있어 과제 수행 정보와 통합하여 분석하기 어렵다는 점과 뇌파 측정 시 계산된 지표만을 제공받을 수 있거나 뇌파 분석 시스템에서 제공하는 보고서만을 열람할 수 있기 때문에 연구자의 방향에 맞도록 직접 데이터를 조작하여 분석할 수 있는 시스템이 부족하다는 것이다.

이러한 필요에 의해 본 연구에서는 뇌파 측정과 행동 검사를 통합할 수 있는 ‘데이터 수집 환경’과 연구자의 방향에 맞게 직접 데이터를 조작할 수 있는 ‘데이터 분석 환경’을 설계의 방향으로 두고 EEG 실험 환경을 설계하였다. ‘데이터 수집 환경’은 행동 데이터인 정답률과 반응시간을 측정하기 위한 ‘행동 검사 시스템’과 EEG 데이터를 얻기 위한 ‘뇌파 측정 시스템’을 통합하여 구성하였다. ‘데이터 분석 환경’에서는 ‘데이터 수집 환경’에서 얻은 행동 데이터와 뇌파 데이터를 분석할 수 있는 환경으로써, 시계열분석, 주파수축 분석, 시간-주파수 연합 분석의 기초를 제공하여 연구자가 각 데이터를 조작하여 분석할 수 있도록 설계하였다.

본 연구를 통해 과제 수행 시 뇌파 측정하고 관찰하기 위한 EEG 실험 환경의 기초가 제시되었다. 본 연구는 과제 수행 시의 뇌파를 측정하고 관찰하는 뇌파 데이터 기반의 교육 연구의 초기 시도였다는 점에서 그 의미가 크다고 이야기할 수 있다. 본 연구에서 설계한 EEG 실험 환경은 인지 전략의 사용, 인지 부하, 인지 양식 등 다양한 교육적 관심에 대한 뇌 기반 연구의 출발점이 되기를 기대한다.

주요어: EEG, 데이터 수집 환경, 데이터 분석 환경, EEG 실험 환경, 심적 회전 과제

학번: 2014-20935

목 차

I. 서론	1
1. 연구의 목적 및 필요성	1
2. 연구 문제	4
3. 논문 개요	4
II. 이론적 배경	6
1. 교육신경과학의 등장과 발전	8
2. 심적 회전 과제에서 발생하는 두뇌의 활동	12
2.1. 심적 회전 과제에서의 심상 전략과 거북 전략의 차이	13
2.2. 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역	15
2.3. 심적 회전 과제에서의 뇌 활성화의 차이	19
3. 뇌파 측정 및 분석 방법에 대한 이해	22
3.1. 대뇌의 구조	22
3.2. 뇌파와 EEG	23
3.3. 국제 표준 10-20 체계	24
3.4. EEG 측정 방법	25
3.5. EEG 분석 방법	28
3.5.1. 시간 축 분석 - 사건 관련 유발 전위 (ERP 분석)	29
3.5.2. 주파수 축 분석 - FFT와 Power Spectrum	32
3.5.3. 시간-주파수 연합 분석방법 - Spectrogram	37
III. 뇌파 측정 및 분석을 위한 EEG 실험 환경 설계	38
1. 데이터 수집 환경 설계	40
1.1. 행동 검사 시스템 설계	40

1.1.1. 행동 검사 시스템 기초조사	40
1.1.2. PsychoPy 기반의 행동 실험 설계	45
1.2. 뇌파 측정 시스템 설계	50
1.2.1. EEG 측정 시스템 기초조사	50
1.2.2. EEG 측정 환경 설정	53
1.3. 행동 검사 시스템과 뇌파 측정 시스템 통합	56
2. 데이터 해석을 위한 EEG 분석 환경 설계	57
2.1. EEG 분석 시스템 기초 조사	57
2.1.1. Neuroguide	57
2.1.2. OpenVibe	60
2.1.3. PyEEG	63
2.2. EEG 분석 시스템 구현	64
2.3. EEG 분석 시스템 적용	67
 IV. 결론	 69
1. 요약	69
2. 결론 및 제언	71
 참고문헌	 75
부록	79
ABSTRACT	87

그림 목차

[그림 1] 아담의 탄생에 나타나는 해부학적 뇌 구조	1
[그림 2] 교육신경과학	8
[그림 3] 신경영상기술의 발전	10
[그림 4] 3D 심적 회전 과제	12
[그림 5] 3D 거북 표현식	14
[그림 6] 인지 전략에 따른 시선 운동의 차이	14
[그림 7] 수에 대한 삼중 부호화 모델	16
[그림 8] 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역	17
[그림 9] 영재학생과 일반학생의 뇌 활성화 차이	19
[그림 10] 대상 학습자와 공간학습자의 뇌 처리의 차이	21
[그림 11] 대상 학습자와 공간 학습자	21
[그림 12] 대뇌의 구조	22
[그림 13] EEG (뇌전도)	23
[그림 14] 국제 표준 10-20 체계	24
[그림 15] 뇌파측정 캡과 보조장비	24
[그림 16] 기준전극 위치	25
[그림 17] 건식 형태의 뇌파 측정장비	26
[그림 18] 습식 형태의 뇌파 측정장비와 젤	26
[그림 19] 뇌파에서 측정되는 잡파	27
[그림 20] 사건유발전위 ERP	29
[그림 21] 수학 불안과 함수-그래프 변환 문제에서의 ERP	31
[그림 22] 고속 푸리에 변환 알고리즘	35
[그림 23] 시간축과 주파수축 분석	36
[그림 24] 주파수 대역별 뇌파 신호 분해	36
[그림 25] 디지털 필터의 원리 및 파워 스펙트럼 분석	37

[그림 26] Spectrogram	37
[그림 27] JsPsych로 구현한 웹기반 실험환경	41
[그림 28] PsychoPy Builder	42
[그림 29] PsychoPy Builder의 구성요소	43
[그림 30] PsychoPy 인스턴스와 속성 설정창	44
[그림 31] 3D 입체 변별 과제를 검사하기 위한 행동 실험 설계	45
[그림 32] 실험 안내 루틴	46
[그림 33] 배경 뇌파 측정 루틴	46
[그림 34] 예비 문항 측정 루틴	47
[그림 35] 예비 문항 제시 루틴 (dummy)	47
[그림 36] 본 문항 제시 루틴	48
[그림 37] 분기 구조를 가능케 하는 코드	49
[그림 38] 로그 기록 및 행동 정보 기록	49
[그림 39] Neurosky Mindwave Mobile	51
[그림 40] Emotiv Insight	51
[그림 41] Discovery 24e	51
[그림 42] OpenBCI	51
[그림 43] Discovery 24e 소프트웨어와 하드웨어	53
[그림 44] 뇌파 측정	54
[그림 45] 뇌파 측정 단계	55
[그림 46] 뇌파 측정 모니터를 위한 듀얼 모니터	56
[그림 47] Neuroguide 보고서 예시	58
[그림 48] BCI 예시	60
[그림 49] OpenBCI 시나리오 예시	61
[그림 50] OpenBCI 출력 예시	62
[그림 51] PyEEG	63
[그림 52] 뇌파 분석 프로그램 순서도	65
[그림 53] 가공 전 EEG 파형	66
[그림 54] 파워 스펙트럼 분석	66

[그림 55] 출력된 스펙트로그램	66
[그림 56] 전략학습 이전 두정엽과 좌뇌 측두엽의 스펙트로그램	67
[그림 57] 학생에게 내면화된 거북코드	67
[그림 58] 전략학습 이후 두정엽과 좌뇌 측두엽의 스펙트로그램 비교 ...	68
[그림 59] 전략학습 이후 두정엽과 좌뇌 측두엽의 상대 파워값 비교	68

표 목차

[표 1] 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역과 그 기능	18
[표 2] 주요 ERP 성분과 관련된 인지 기능	30
[표 3] 주파수 대역과 이름 및 기능	32
[표 4] 데이터 수집 환경 구성	40
[표 5] JsPsych와 PsychoPy의 장단점	42
[표 6] 건식 뇌파 측정 장비	51
[표 7] 습식 뇌파 측정 장비	51

I. 서론

1. 연구의 목적 및 필요성

천재 화가 미켈란젤로는 뛰어난 미술가이자 뛰어난 과학자였다. 그는 인간의 해부학적 구조에 관심이 많았는데, 그의 그림 속에는 이러한 해부학적 구조가 숨겨져 있다. 국내에서는 ‘천지창조’로 유명한 <아담의 탄생>에는 인간의 두뇌의 단면도가 숨겨져 있다는 주장이 미국인 의사 프랭크 린 메시버거(1990)에 의해서 처음 제기된 이후로 미켈란젤로의 많은 작품에서 인체의 해부학적 구조가 숨겨져 있는 것이 발견되어 미켈란젤로가 인체의 구조를 그림 속에 고의로 넣었을 것이라는 주장이 신빙성을 얻고 있다. 이 그림을 자세히 살펴보면 인간이 신으로부터 무엇인가를 물려받고 있는데, 많은 학자들은 그것을 바로 ‘지성’이라고 언급한다. ‘지성’을 부여받는 장면을 담고 있는 그림 속에서 나타나는 인체의 해부학적인 구조가 바로 뇌의 구조라는 점은 인간의 사고가 뇌에서부터 발생한다는 것이 르네상스 시대부터 이미 받아들여지고 있었다는 것을 의미한다. 하지만, 인간의 뇌에서 사고가 어떻게 일어나는 지에 대해서는 아직까지도 그 단편적인 모습을 아는 데에 그치고 있다.

[그림 1] 아담의 탄생에 나타나는 해부학적 뇌 구조



Hart(1983)는 뇌가 학습하는 원리를 모르고 가르치는 것은 손의 생김새를 모르고 장갑을 디자인하는 것과 마찬가지라고 비판하면서, 교육에서 인간의 뇌에 대한 이해가 바탕이 되어야 한다고 강조하였다. 게다가 1990년부터 1999년까지 ‘뇌의 10년’ (decade of the brain)으로 불린 이 기간 동안 미국 조지 부시 대통령은 신경과학 연구에 엄청난 투자를 쏟았고, 이 사이에 신경과학은 크게 발전하여 교육과 관련된 여러 유의미한 사실들을 발견해냈다. 이러한 배경에서 태어난 교육신경과학(Educational Neuroscience)은 교육의 새로운 패러다임으로 인간의 두뇌에 대한 이해를 바탕으로 교육을 개선하려는 목적을 지니고 있다. 교육신경과학은 수학적 사고에 대해서도 관심이 많은데, 교육신경과학자 Devlin(2010)은 수학을 가르친다는 것은 확립된 과학적 이론과 증거를 기반으로 한 교수과학이 아니라, 전통과 직감, 경험, 그리고 다른 교사들에게 얻은 ‘통념’에 의존해 가르치는 일종의 기술일 뿐이라 언급하며, 교육신경과학의 발전으로 인하여 인간의 뇌와 마음에 대한 이해 수준이 높아진다면 교육자들의 전문성이 오늘날 의사들의 전문성 수준으로 올라갈 것이라 예측하고 있다.

해외에서는 활발히 발전하고 있는 교육신경과학이지만 국내에서의 교육신경과학적 실험적 연구는 그 수가 매우 적다. 일례로 김연미의 연구에서는 수학적 사고에 동원되는 뇌에 관한 외국의 연구결과를 종합하거나(김연미, 2013), 수학장애를 조기에 판별하기 위한 심층진단검사의 기초조사(김연미, 2010)를 함으로써 실험 연구가 아닌 문헌 연구의 성격을 지니고 있다. EEG 측정 실험 환경을 보유한 단국대학교 고상숙 교수님 연구실에서 이제 막 소수의 연구가 시작되었지만, 뇌파 측정 결과를 정확히 해석하는 데 어려움을 겪고 있다.

국내에서 뇌파 측정 기반의 교육 연구의 수가 적은 이유는 수학교육에서 이에 대한 관심이 부족하기 때문이 아니다. 2014년도 한국수학교

육학회와 대한수학교육학회가 함께 주최한 수학교육논총에서는 기초적인 분수 계산에서의 뇌의 활성화에 대한 Norton(2014) 교수를 초청하기도 하였다. 이지윤(2015)은 시선 추적 장치(Eye-Tracker)에서 얻은 데이터를 활용하여 학생의 체화된 거북인지 전략의 사용 유무를 해석하는 연구를 진행하였는데 근거에 기반한 과학적 교육 연구로서의 의미를 인정받아 박사학위를 수여받기도 하였다. 국내에서 뇌파 측정 기반의 교육 연구가 부족한 이유는 직관적으로 이해하기 어려운 뇌파 데이터의 구조적 어려움과 함께 90년대에 전폭적인 투자를 받았던 미국과는 다르게 국내에는 두뇌를 측정할 수 있는 실험 환경의 부재에 기인한다.

따라서 본 연구에서는 뇌파 측정에 기반한 과학적 교육 연구를 위해 뇌파를 관찰할 수 있는 실험 환경을 설계하는 것을 목적으로 하였다. 구체적으로는 중학교 학생이 3D 심적 회전 과제(3D Mental Rotation Task)를 해결할 때 발생하는 뇌파를 관찰하기 위한 실험 환경을 설계하는 것에 초점을 맞추었다. 본 연구에서 선정한 3D 심적 회전 과제는 이지윤(2015)이 시선 추적 장치의 데이터 분석을 통해 심상 회전 전략과 3D 거북 표현식을 사용한 분석적 전략의 사용 여부를 가림한 바 있다. 또한, 수학적 사고에 동원되는 각 두뇌 영역들에 대한 김연미의 문헌 연구(2013)에 의하면 물체의 심적 회전에는 두정엽 위 뒤쪽 소엽이 활성화되고, 수의 언어적 처리는 측두엽과 두정엽이 교차되는 좌뇌의 각이랑에서 활성화되는 것으로 알려져 있다. 이를 바탕으로 3D 심적 회전 과제에서 심상 회전 전략에서는 두정엽에 가까운 두피 영역에서 뇌파가 활성화되고, 3D 거북 표현식을 사용하는 언어적 전략에서는 좌뇌 측두엽에 가까운 두피 영역에서 뇌파가 활성화될 것이라는 가설을 세울 수 있다. 이 가설을 검증하기 위한 첫 단계로 과제 수행 시 행동 데이터와 뇌파 데이터를 수집할 수 있는 데이터 수집 환경과 뇌파 분석 환경의 설계가 필요하다.

2. 연구 문제

위와 같은 연구의 목적과 필요성에 의해 본 연구는 교육신경과학의 등장과 발전을 이해하고, 여러 모양의 근거 기반 수학 교육 연구를 이해하는 것에서 출발한다. 또한 심적 회전 과제를 수행하는 동안의 학생의 행동 데이터와 뇌파 데이터를 함께 측정하기 위한 측정 환경을 설계하고, 수집한 행동 데이터와 뇌파 데이터를 분석하기 위한 분석 환경을 설계하는 것이 본 연구의 목적이다. 따라서 본 연구에서 세운 연구문제는 아래와 같다.

연구문제 1. 심적 회전 과제를 수행하는 동안 학생의 행동 데이터와 뇌파 데이터를 함께 측정하기 위한 데이터 수집 환경은 어떻게 설계할 수 있는가?

연구문제 2. 행동 데이터와 뇌파 데이터를 분석하기 위한 EEG 분석 환경은 어떻게 설계할 수 있는가?

3. 논문 개요

본 연구 논문의 순서는 다음과 같다. 먼저 II장에서는 본 연구의 이론적 배경인 교육신경과학의 등장과 발전을 살펴보고, 근거 기반의 과학적인 수학 교육 연구들을 살펴보려 한다. 이를 통해 교육 연구가 어떻게 과학적 근거에 의해서 뒷받침 받을 수 있는지를 이해하게 될 것이다. 이후 심적 회전 과제에서 공간 인지 전략에 따라 두뇌 활동 영역에 차이가 나타날 것이라는 가설에 대한 배경 연구들을 소개하려 한다. 이를 통해 본 연구에서 설계한 실험 환경이 이후의 연구에서 어떻게 활용될 수 있을지 예상해볼 수 있을 것이다. 이후 뇌파 측정 및 분석 방법에 대해 소개해서 뇌에 대한 기본적인 이해를 돕고자 한다.

III장에서는 본격적으로 연구문제에 대한 답을 하고자 한다. 심적 회전 과제를 수행할 때 행동 데이터와 뇌파 데이터를 수집하기 위한 데이터 수집 환경을 설계하기 위하여 행동 데이터를 설계할 수 있는 라이브러리들과 뇌파를 측정할 수 있는 뇌파 측정 장비에 대해 기초조사를 하고, 이를 바탕으로 데이터 수집 환경을 설계할 것이다. 수집된 데이터를 바탕으로 뇌파를 분석할 수 있도록 기존의 EEG 분석 소프트웨어에 대한 기초조사 이후에 EEG 분석 환경을 설계할 것이다.

VI 장에서는 본 연구의 내용을 요약하고, 본 연구의 결론과 제언을 담았다. 본 연구를 다시 돌아보며 심적 회전 과제에서의 뇌파 측정 및 분석을 위해 설계한 실험 환경의 의의와 한계점을 논한 뒤, 향후 연구 방향을 제시하고자 한다.

II. 이론적 배경

21세기에 들어서면서 교육학자들은 교육 연구에 있어서 근거 기반의 과학적 연구가 필요하다고 한 목소리를 내고 있다.(Mayer, 2000; Slavin, 2002; Shavelson & Towne, 2002; Eisenhart & Towne, 2003) 교육심리학 분야에서 다수의 책과 논문을 저술한 Mayer는 그 중 한 사람이었다. 그는 인간의 학습을 돕는 방법에 대한 과학적 접근에 대한 관심이 있었다. Mayer(2012)는 인간이 학습하는 방법에 대하여 과학적으로 탐구하는 새로운 학문분야를 **학습과학(Science of Learning)**이라 정의하였다. 학습과학을 과학적으로 만드는 것은 그것이 어떤 견해, 슬로건, 전문가로부터의 인용이 아닌 근거에 기반하고 있다는 것을 의미한다. 학습과학의 목표는 학습이 어떻게 일어나는지에 대하여 연구 기반 모형을 정립하는 것으로 이를 설명하기 위한 주요 증거는 그것이 검증 가능한 것인가 하는 것이다. (Mayer, 2012)

미국 국가연구위원회(National Research Council)에서는 교육 연구에서의 과학적 접근에 대해 관심을 두고, Shavelson과 Towne의 주도 하에 2002년 「교육에 있어서의 과학적 연구」라는 연구보고서를 발표하였다. 이 보고서에서는 과학의 본질에 근거하여 과학적 연구에서의 6가지의 과학적 원리를 정하였는데, 이 원리들은 아래와 같다.

- 원리1. 실험과 관찰에 의해 조사할 수 있는 연구 문제를 제기하라.
 - 원리2. 연구와 관련된 적절한 이론을 연결시켜라.
 - 원리3. 문제에 대해 직접적으로 조사할 수 있는 방법을 사용하라.
 - 원리4. 일관성 있고 명백히 드러나는 추론 과정을 제시하라.
 - 원리5. 다양한 여러 연구를 반복적으로 수행하고 일반화하라.
 - 원리6. 연구를 드러내어 전문적으로 유심히 살펴보고 비판하라.
- (Shavelson & Towne, 2002)

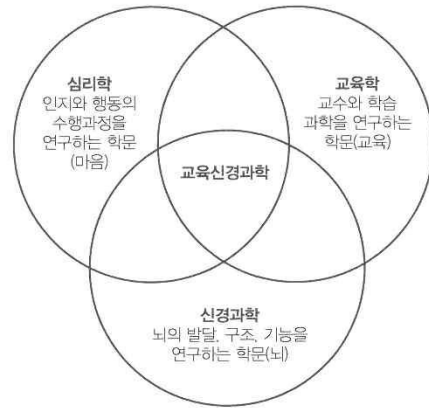
현재까지의 수학학습에 대한 연구는 근거 기반의 과학적 연구와는 거리가 있었다. 김연미(2013)는 지금까지의 수학학습심리학의 연구와 실험방법은 어떤 이론의 타당성을 과학적으로 보여주는 데 한계가 있었는데, 그 이유를 학습과정이나 사고 과정을 직접 관찰할 수 없었기 때문이라 하였다. 황우형(2003)은 수학학습심리학에 신경심리학적 연구 방법이 더해지게 된다면 수학교육은 학습과학으로의 입지를 다질 수 있을 것이라 예상하였다.

교육신경과학(Educational Neuroscience)은 교육에 대한 과학적 접근 중 하나로써 뇌에 대한 이해를 바탕으로 교육적 이해를 목적으로 하는 심리학, 신경과학, 교육학을 아우르는 과학적인 새로운 학문 분야이다. (Sousa, 2010; 김성일, 2006; Goswami, 2006). 교육신경과학은 수학학습심리학에서 발생하는 비과학적 한계를 극복해줄 수 있을 것이라 예상되고 있으며, 수학 교육 연구에서의 새로운 지평을 열 것이라고 주장되고 있다. (황우형, 2003; Campbell, 2006, Campbell, 2010) 이에 먼저 교육신경과학적 연구의 등장과 발전을 살펴보고자 한다.

또한, 오래된 공간 인지 과제인 심적 회전 과제에서 발생하는 두뇌의 활동을 조사하려고 한다. 특히 거북 은유를 바탕으로 하는 3D 거북 표현식을 사용한 거북 전략에 대해 소개하고, 심상 회전 전략과의 차이점을 언급하려 한다. 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역에 대한 이해를 바탕으로 심상 회전 전략과 거북 전략에 대한 뇌파에서의 구분 가능성을 논하고자 한다. 이후 두뇌의 구조와 뇌파의 측정 및 분석 방법에 대하여 면밀히 조사하여 이후의 실험 환경에서의 측정 시스템과 분석 프로그램에 대한 이해를 돕고자 하였다.

1. 교육신경과학의 등장과 발전

교육신경과학은 뇌과학에서 얻 [그림 2] 교육신경과학
어진 뇌에 대한 발견을 바탕으로
교육 사태에 대해 이해하는 것을
목적으로 하는 교육에 대한 과학
적 접근 중 하나로써 심리학, 신
경과학, 교육학을 아우르는 과학
적인 학문 분야이다. 교육신경과
학은 교육심리와 인지과학을 융합
하는 간학문적인 성격을 띠는 학
문 분야이다. (Sousa, 2010; Camp
bell 2010)



Sousa는 그의 책 『마음, 뇌, 교육 Mind, Brain, & Education』 (David, A. Sousa, 2010)에서 오늘날 교육에서 벌어지는 변화를 의학에서 나타났던 변화에 빗대어 설명한다.

의사들은 이전의 경험이나 동료들의 조언을 바탕으로 환자를 시술하고 처방했지만, 처방한 약이 사람에 따라 왜 약효가 다르게 나타나는지를 알지 못했을 뿐만 아니라, 그 약이 왜 효과가 있는지도 알지 못했다. 하지만, 1928년 알렉산더 플레밍 Alexander Fleming이 페니실린을 발견하고, 박테리아의 번식을 중단시키는 원리가 밝혀지면서, 의사들은 전문적인 의학 지식을 바탕으로 의술을 시행할 수 있게 되었다. 그럴듯한 믿음과 추측으로 시행되던 의술이 과학의 영역으로 가는 문턱을 넘게 된 것이다. (Sousa, 2010)

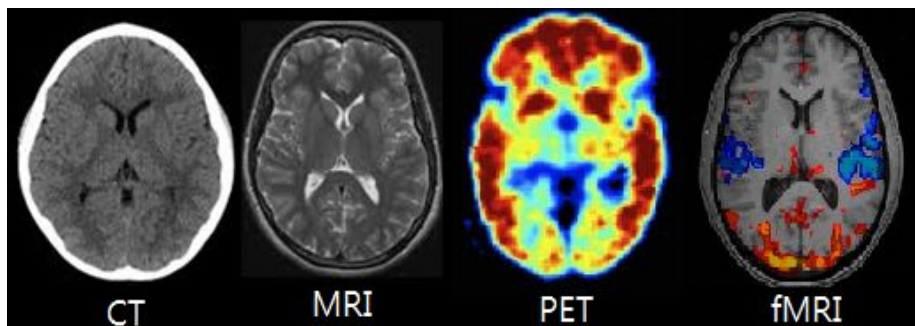
Sousa는 의학에서 발생한 일과 비슷한 상황이 교육에서도 현재 일어나고 있다고 주장한다. 교사들은 지난 수 백년동안 뇌의 학습 원리를 거의 모르는 상태에서 각자의 경험과 추측에 근거하여 아이들을 가르

칠 수밖에 없었다. 이는 뇌 영상 기술의 발달이 최근의 일이며, 교사들에게 의미 있게 전달되지 못했기 때문이다. Hart는 『인간의 뇌, 인간의 학습 Human brain and human learning』에서 뇌가 학습하는 원리를 모르고 가르치는 것은 손의 생김새를 모르고 장갑을 디자인하는 것과 마찬가지라고 비판했다. (Hart, 1983; Sousa, 2010 재인용) 현대 과학 기술의 발전으로 인하여 뇌 영상 기술이 발달하면서 살아 있는 사람의 뇌가 어떻게 작동하는 지 직접 관찰할 수 있게 되었고, 뇌의 메커니즘과 신경망에 대해 훨씬 더 잘 이해하게 되었다. 인지과학의 빠른 속도의 발전은 뇌에 대한 이해의 폭을 넓히고 있다. 하지만, 여전히 과학적 발견과 교육 현장의 적용 사이에는 큰 차이가 있으며, ‘뇌 기반 학습’의 이름으로 나오는 많은 수의 교수학습 방법을 학교에 바로 적용하는 것은 뇌에 대한 잘못된 통념(neuromyth)만 증폭시킬 수 있기 때문에 보다 천천히 적용하는 것을 권면하기도 한다. (Goswami, 2006; Ansari & Coch, 2006)

교육신경과학은 신경영상기술의 발전이 그 기초가 되었다. 1970년대 이전까지는 살아있는 인간의 뇌에 대해서는 전혀 연구할 수 없었다. 1970년대 초반, 런던 EMI 연구소의 고드프리 하운스필드와 매사추세츠 터프츠 대학의 앨런 코맥이 새로운 영상기법인 컴퓨터단층촬영기법(Computerized Tomography, 이하 CT)을 독자적으로 개발했다. 몇 년 후 또 다른 기법인 자기공명영상 (Magnetic Resonance Imaging, 이하 MRI)가 뉴욕 스톤 브룩 대학의 폴 로터버와 영국 노팅엄 대학의 피터 맨스필드에 의해 개발되고 개선되었다. CT와 MRI는 뇌의 외상 부위를 의학적으로 진단하는 데 획기적인 도구였으며, 이러한 공로로 인해 하운스필드와 코맥은 1979년 노벨 의학상을 로터버와 맨스필드는 2003년 노벨 의학상을 수상하기에 이른다.

하지만, 교육신경과학에서 연구자들의 관심은 뇌의 구조보다는 일상 과제에서의 뇌의 기능에 있었다는 점에서 다른 대안을 필요로 했다. 연구자들은 뇌의 각 부위가 담당하는 기능에 따라 활성화된 영역을 지도화하기 위해 뇌의 혈류를 측정하는 방식을 먼저 시도했다. 방사능 핵종(radionuclide)이 물질에 닿으면 광자를 방출하는 원리를 이용하여 혈류 속에 방사능 물질을 주입한 뒤 뇌의 각 영역별로 방출된 빛도를 측정해 뇌의 기능에 따른 활성 지도를 만들었다. 이 방법으로 뇌의 활성 지도를 촬영하는 방식이 바로 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, 이하 PET)이다. PET는 뇌세포가 활성화될 때 해당 부위의 혈액공급이 바뀐다는 사실을 이용한 것으로, 인지 과제를 수행하는 동안 뇌의 어느 부위가 활성화되는지를 보여준다. PET는 뇌의 기능을 지도화한 최초의 영상기법이다.(Lassen et. al., 1978) 뇌영상기술이 개발되기 전에 인지심리학자들은 인지과제를 컴퓨터 프로그램으로 만들어 읽기나 주의, 시각 심상과 같은 인지 과제를 수행할 때 어떤 하위 구성요소가 필요한지를 연구해왔다.(Kosslyn, 1980) 인지과제의 하위 구성요소가 뇌의 어떤 영역과 연관되는지 알아보기 위해 피험자들의 단어처리에 대해 PET를 활용한 연구를 진행했으며, 과제의 각 단계에 해당하는 사고과정을 분리해내는 데 성공했다. (Petersen, et al., 1988)

[그림 3] 신경영상기술의 발전



PET는 혈류를 탐지하기 위해 방사능을 이용해야 한다는 점에서 인체에 직접적인 자극을 주는 방식이었다. 따라서 어린 아동을 PET 방식으로 촬영하는 것은 무리가 있으며 심지어 성인일지라도 여러 번의 촬영을 하는 것이 어렵다. 이러한 PET의 한계를 극복하기 위한 방법으로 바로 기능성 자기공명영상(functional MRI)가 등장하게 되었다. MRI 기술은 자기 공명을 이용하여 혈중 산소의 농도 변화를 측정하는 방식으로, 방사능이 아닌 높은 자기장을 이용하므로 인체에 직접적인 자극을 가하지 않은 채 뇌 활동에 대한 지도를 그릴 수 있다. (Ogawa et al., 1990) fMRI는 교육 연구를 위한 중요한 두 가지 특징을 지닌다. 첫째, fMRI는 방사능을 이용하지 않으므로 성인뿐만 아니라 아동에게도 적용할 수 있고, 피험자 한 사람을 반복 촬영하여 뇌 활동이 상황에 따라 어떻게 변하는지 차이를 볼 수 있다. 둘째로 fMRI는 한 사람을 반복하여 촬영할 수 있으므로, 유형이 다른 과제들을 조합함으로써 피험자가 과제를 수행할 때 특별한 전략을 만들어 내지 못하게 할 수 있다. 이는, 단어 말하기 과제와 단어 활용 과제의 수행을 따로 분석함으로써 단어 연상 작용에 관여하는 신경망을 추론하는 방법으로 사용할 수 있다.

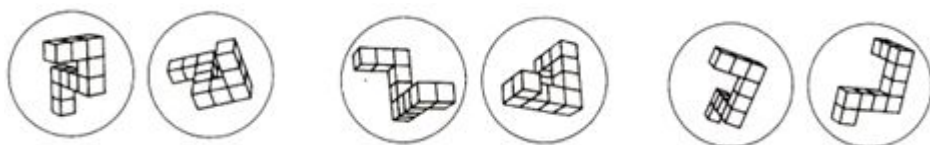
fMRI는 분명 교육연구에서 적용할 수 있는 중요한 기법이지만, 혈류의 변화에 의존하여 비교적 서서히 진행되므로 짧은 시간 동안 일어나는 작은 변화를 탐지하기 어려운 한계점이 있었다. 이와 대조적으로 두피에서 일어나는 전기적 활동인 뇌파를 이용하는 연구 방법은 오래된 방법이기도 하나 시간에 따른 정확도를 높일 수 있는 방식이다. 뇌파를 사용하는 연구는 정신적 활동에는 뇌의 전기적 파동이 따른다는 것을 발견한 1875년의 리처드 카튼의 연구를 그 시작으로 본다. 이후 1920년대 한스버거는 인간의 두피에서 뇌파를 측정하였으며, 종이에 뇌파를 기록한 최초의 사람이다. 종이에 기록한 뇌파의 그림을 뇌전도(Electroencephalogram, EEG)라 부른다. 즉 한스버거는 EEG의 시초라

고 할 수 있다. 뇌전도는 낮은 공간해상도라는 단점을 가지고 있음에도 불구하고, 현재 1/1000초 정도의 높은 시간 해상도와, 가격이 저렴하고 기기의 부피가 작아서 이동성이 있는 등의 연구 장점을 가지고 있다. 따라서, 많은 뇌 영상기법 중에서 EEG는 인지과학이나 심리학적인 패러다임을 손쉽게 실험하기에 좋은 조건을 갖추고 있다.(민병경, 2009) 또한, EEG의 낮은 공간해상도와 fMRI의 낮은 시간해상도를 보완하기 위해 EEG와 fMRI와 병행하여 분석하는 연구도 진행되고 있으며(Fink, 2009), 뇌파만을 사용하여 뇌의 활성 부위를 예측하는 LORETA (Low Resolution Electromagnetic Tomography)와 같은 분석 기법의 등장 역시 EEG 연구에서 다양하게 이용되고 있다. (Pascual-Marqui, 1999)

2. 심적 회전 과제에서 발생하는 두뇌의 활동

Shephard & Metzler(1971)의 심적 회전 과제는 마음의 눈으로 자극을 표상하고 변환시키는 심적 처리과정인 심상을 연구한 대표적인 예이다. 두 개의 쌓기나무로 구성된 입체를 3D로 회전시켜 두 자극이 서로 같은지, 다른지 답하도록 했을 때 나타난 반응 시간이 두 자극 사이의 회전 각도에 정비례하는 결과가 나타났으며, 이는 물리적으로 대상을 회전시키는 것과 같이 머릿속에서 자극의 회전을 시뮬레이션 한 것으로 이해할 수 있다. 즉, 외적 상황을 내적으로 시뮬레이션 함으로써 인간의 심상에 대한 명백한 증거를 제시했다고 볼 수 있다.

[그림 4] 3D 심적 회전 과제 (Shephard & Metzler, 1971)

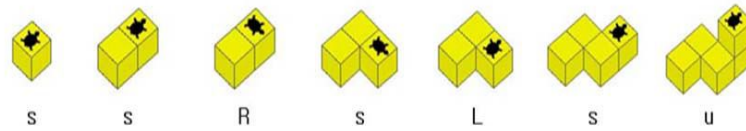


2.1. 심적 회전 과제에서의 심상 전략과 거북 전략의 차이

이지운(2015)은 3D 심적 회전 과제에서의 인지 전략을 처리 방법에 따라 분류하였는데 바로 ‘심상적 처리’와 ‘분석적 처리’이다. ‘심상적 처리’는 자극을 이미지 형태로 표상하여 자극에 대한 내적 이미지를 형성하거나 이를 시뮬레이션하는 처리 방법이다. ‘분석적 처리’는 대상의 특징을 명제적 형태로 표상하여 전체를 부분으로 분해하거나, 이들의 관계를 파악하는 처리 방법으로, 자극의 이미지 이외의 방향성이나 개수 등 추상적 정보를 명제적으로 표상하여 자극의 특성을 분석하는 것을 의미한다.

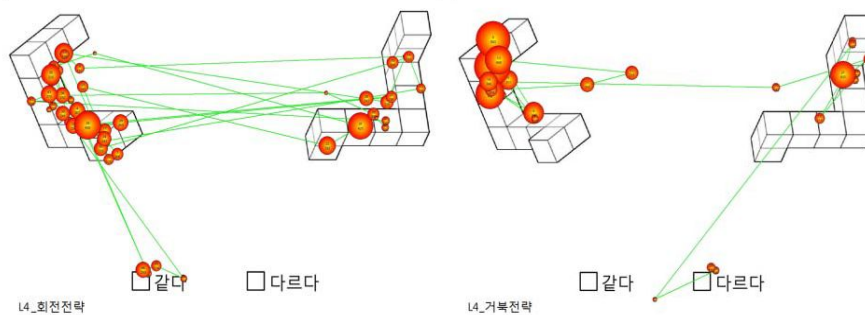
초기의 학생들은 3D 심상 회전 과제를 마주하였을 때 주로 ‘심상적 처리’ 방식인 3D 입체를 머릿속에서 회전하여 두 대상을 비교하는 전략을 주로 사용한다. 심상적 처리를 사용하는 학생들은 두 3D 입체를 회전하여 완전히 포개지는 지를 파악하거나 서로 대칭구조를 지니는 지를 파악함으로써, 두 물체가 같은 타입인지 다른 타입인지를 구분해낸다. 하지만, 거북 은유를 사용하는 3D 거북 표현식(Cho et al., 2012)은 ‘심상적 처리’가 아닌 다른 인지 전략을 가능하게 한다. 3D 거북 표현식은 microworld인 JavaMAL 안에서 거북에게 3D 쌓기나무 입체를 구성하도록 명령할 수 있는 기호 체계로, 앞, 뒤로 이동하는 s, t, 오른쪽, 왼쪽으로 이동하는(회전하는) r(R), l(L), 위 또는 아래로 이동하는(회전하는) u(U), d(D)로 구성된다. ‘거북 전략’은 주어진 3D 입체를 3D 거북 표현식으로 바꾸어 입체를 기억하게 하는 전략으로써, 변별 대상인 두 입체를 각각 언어적 표상으로 변환하여 비교하는 ‘분석적 처리’ 전략이라 할 수 있다. 3D 입체를 회전하는 심상적 처리 전략을 어려워하는 학생들에게 ‘거북 전략’은 하나의 대안적 학습 전략이 될 수 있다.

[그림 5] 3D 거북 표현식 (Cho et al., 2012c, p.566)



이지운은 3D 심적 회전 과제에서 ‘회전 전략’과 ‘거북 전략’의 사용 여부를 시선 추적 장치(Eye-Tracker)를 통하여 가늠할 수 있었다. 시선 추적 장치는 실험 대상자의 시선을 추적하여 매우 짧은 간격으로 기록함으로써, 실험 대상자의 안구 운동을 통해 사고 과정을 직접 관찰할 수 있는 장치로써 기록된 데이터를 근거로 한 교육 연구를 가능하게 한다. ‘회전 전략’을 사용하는 학생의 경우 나타나는 두 물체를 번갈아 보면서 물체의 회전을 상상하였기 때문에 시선 패턴 분석에서 반복적으로 좌우를 번갈아보는 패턴이 관찰되었으나, ‘거북 전략’을 사용한 학생은 한 물체를 응시하면서 언어적으로 표상한 뒤 다음 물체를 언어적으로 분석하여 비교하였기에 시선 패턴 분석에서 두 물체를 번갈아보는 패턴이 나타나지 않았다. 이러한 시선 패턴의 차이는 학생의 서로 다른 전략 사용의 증거로써 제시할 수 있다.

[그림 6] 인지 전략에 따른 시선 운동의 차이 (이지운, 2015)



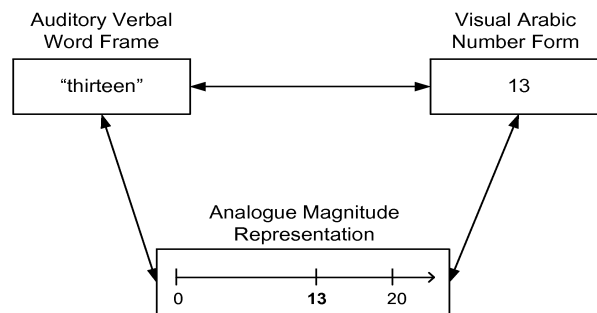
2.2. 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역(Dehaene, 2010; 김연미, 2013)

뇌 영상기법의 발달은 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역에 대한 관찰을 가능하게 하고 있다. 특히 수 감각에 대한 연구들을 살펴보면 수학적 표상들에 대한 증거를 뇌에 대한 관찰로부터 찾아내고 있음을 알 수 있다. 성인이 되어서도 빠른 평가나 ‘수 감각’에 있어서 필수적인 어림수 체계는 어린 아동에게서부터 발달하고 있음이 밝혀지고 있다. 실제로 어림수 체계의 정밀도는 수리력 발달에서 필수적인 역할을 하고 있으며, 수치 어림의 정확도가 표준 수학 성취도 평가의 성적을 예측한다는 연구 결과도 있다.(Halberda, et, al., 2008). 다른 감각 장애나 인지 장애가 없는데도 어림수 체계의 정확도가 떨어질 경우 산술 학습에 어려움을 겪을 수 있다는 사실이 밝혀지기도 했다. (Piazza et al., 2010) 예컨대 두 아라비아 숫자 중 어느 것이 더 큰지를 판정할 때는 반응속도와 오류까지도 두 수 사이의 거리에 의존한다는 것이다. 즉, 56와 65보다 31과 65의 비교속도가 더 빠르다는 것이다.

이와 같은 어림수 체계에 대한 연구는 뇌 영상기법의 발달로 인한 뇌 체계에 대한 이해를 동반하고 있다. 수 감각에 결정적인 뇌 영역이 확인되었는데, 이 영역은 바로 두정엽(parietal lobe) 안에서도 두정엽내구(intraparietal sulcus, IPS)라는 피질 틈새에 있다는 것이다. 이 부위가 결정적이라는 한 가지 이유는 우리가 수를 생각할 때마다 활성화되기 때문이고, 또 다른 이유는 산술 과제의 난이도에 비례해 활성화의 강도가 달라지기 때문이다. $24+13=97$ 이 잘못되었음을 깨닫는 것은 $24+13=39$ 가 잘못되었음을 깨닫는 것보다 그 속도가 빠르는데, 이것은 바로 이 뇌의 부위가 무의식적으로 수의 크기를 가늠하기 때문이다. (Dehaene, 2010)

이렇게 두정엽 내 영역이 산술적 발달에서 기초적인 역할을 하지만 수에 대해 작동하는 단일 뇌 영역은 아니다. 수에 대한 삼중부호체계(Triple Code System)는 수에 대해 작동하는 여러 영역에 대한 하나의 이론이다. 예를 들어 ‘열셋 thirteen’ 처럼 문자로 쓰인 숫자를 보면, 좌반구의 언어 처리 시스템에 속하는 다른 영역들이 단어의 철자, 단어, 음운 해독에 관여하고, 이후 두정엽내피질 안에서 특정한 양에 대응된다. 마찬가지로 ‘13’ 와 같은 아라비아 숫자를 보아도, 또 다른 시각 영역들이 숫자적 내용을 해독한 이후에야 해당하는 양으로 대응시킨다는 것이다. 즉, 수는 양과 크기에 해당하는 뇌 영역인 두정엽내피질과, 언어적 정보를 처리하는 측두엽, 시각적인 기호로써 처리하는 후두엽의 ‘삼중 부호화 체계의’ 신경망이 서로 교신하고 있다고 해석할 수 있다. 또한, 구구단과 같은 몇몇의 수학적 사실들은 장기 기억 내에 저장되어 직접 계산을 하지 않고 자동적으로 빠르게 인출되어 오기도 한다.

[그림 7] 수에 대한 삼중 부호화 모델

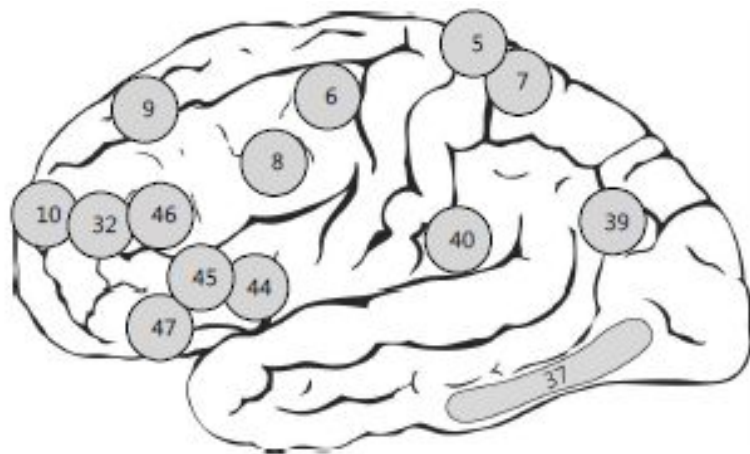


이렇듯 수 처리와 관련된 뇌의 영역은 단일 영역이 아니라 다양한 뇌 영역의 신경망으로 구성되어 있다. 김연미(2013)는 수 처리에 대한 단일 신경회로가 존재하지 않는 이유로 진화론적 설명을 제시한다. 수학적 사고가 인류 역사상 늦게 발달하기 시작하였기 때문에 수학만을 위한 독립적인 영역이 뇌에 자리 잡지 못했으며, 기존에 다른 기능을

담당하던 신경 회로들을 빌려서 사용하게 되었다는 것이다. 수 처리와 함수에 이르기까지 수학적 사고는 뇌의 분산된 신경회로를 통하여 이루어지는데 주로 수 감각과 공간 지각을 담당하는 영역을 기초로 한다는 사실만은 변함이 없다.

김연미(2013)는 fMRI 연구를 통해 발견한 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역에 대한 문헌 조사를 수행하였다. fMRI 연구에서 사용되는 각 영역의 위치는 수학적 사고와 관련된 뇌 영역을 독일의 해부학자 브로드만에 의해 1909년 뉴런의 조직 구성과 피질의 해부학적 형태에 따라 정의된 브로드만 영역(Brodmann Area; Ba)으로 설명된다. 다수의 문헌연구는 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역에 대한 합의를 나타낸다. 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역의 위치는 [그림 8]에 표시되어 있고, 각 위치와 기능은 [표 1]에 나타나 있다.

[그림 8] 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역



[표 1] 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역과 그 기능 (김연미, 2013)

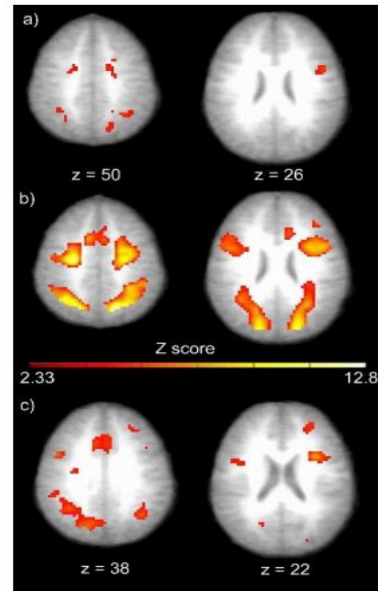
영역 이름	영역 위치	기능
전 대상 이랑	Ba 32	목표설정애 따른 주의집중, 모니터 등의 작업 기억 고등 사고와 문제 해결을 위해 필요
중간 이마 이랑	Ba 46	시공간적 작업기억 주의/집중
두정 내 고랑 (IPS)	Ba 39, 40 윗쪽	수 감각 핵심센터. 수의 이해, 수의 비교, 어림, 심적 수직선 표 상
두정엽 위 뒤쪽 소엽	Ba 5,7	시공간적 작업 기억, 공간적 주의 집중 물체의 심적 회전 , 심적 칠판(암산)
좌뇌의 각이랑	Ba 40	수의 언어적 처리 구구단이나 단순 산수적 사실 인출
아래 이마 이랑	Ba 44, 45	음운적 작업 기억 언어의 이해 및 발화 문장제 문제와 복잡한 문제
방추 이랑	Ba 37	얼굴과 신체적 정보의 처리. 단어 처리 , 색 처리 등 시각 자극의 최종 인식 처리

위의 표를 통해 3D 심상 회전 과제에서 사용될 것으로 예상되는 두뇌의 영역을 살펴볼 수 있다. ‘심상 회전 전략’을 사용하는 경우에는 기존의 연구와 같이 물체의 심적 회전에 작용한다고 알려진 두정엽 위 뒤쪽 소엽 부분이 활성화 될 것이다. 또한, ‘분석적 거북 전략’을 사용하는 경우에는 표상을 이미지가 아닌 언어로 저장하기 때문에 언어를 담당하는 것으로 알려진 좌뇌 측두엽이나 전두엽에서의 뇌파의 활성화도가 높을 것으로 예상된다. 따라서 문제에서 사용하는 전략에 따라 뇌파 활성화 영역의 차이가 나타날 것으로 예상된다. 따라서 뇌파 측정 및 분석에서 두정엽(C3/4) 영역과 전두엽(F7/8) 및 측두엽(T3/4)을 중심으로 뇌파 활성화의 차이를 비교해볼 수 있을 것이다.

2.3. 심적 회전 과제에서의 뇌 활성화의 차이

O' Bolye(2005)은 수학 영재학생과 일반 학생들 사이의 심적 회전 과제에서의 뇌 활성화의 차이를 연구하였다. 이 연구에서 수학 영재 학생들은 뇌를 그림 (b)와 같이 전반적으로 많이 활성화 되는 것을 확인할 수 있었고, 유의미한 차이를 나타낸 부분은 (c)와 같은 부분으로써, 전두엽 부분과 좌뇌 뒷부분에서 특히 많은 차이를 보였음을 알 수 있었다. 특히 편재화 측면에서 차이를 많이 보였는데, 일반 학생들이 단일 뇌만을 사용하여 주로 오른쪽 반구에서의 활성화를 많이 보인 반면, 수학 영재 학생들의 경우 양쪽 뇌를 상당히 많이 사용하는 특별한 회로가 있는 것으로 드러났다. 특히 전두엽의 양쪽이 모두 활성화는 전방 대상 피질(anterior cingulate)와 전두엽의 선택적 활성화를 나타내는데, 이는 많은 연구에서 이 활성화는 유동지능과 관계가 있다고 알려져 있다.

[그림 9] 영재학생과 일반학생의 뇌 활성화 차이



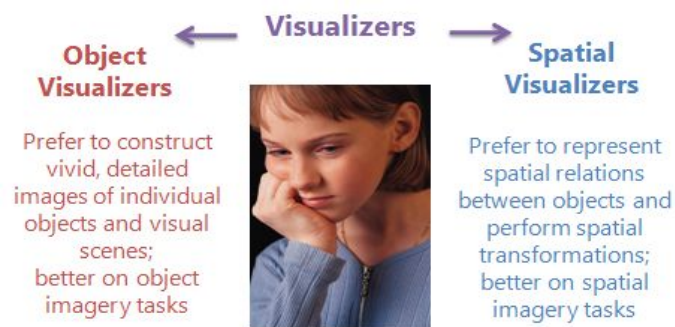
이와 같은 연구는 분석적이고 심상적인 두 가지 전략을 모두 사용할 수 있는 경우 양쪽 뇌의 활성화를 모두 높이고 학생을 계발할 수 있는 가능성이 있다고 생각할 수 있다. 즉, 심적 회전 과제를 수행하는 동안에 사용할 수 있는 학습 전략을 다양하게 제시하여 뇌의 양쪽의 활성도를 높이는 것이 학생의 두뇌계발에도 영향을 미칠 수 있을 것이라 예상해 볼 수 있다.

3D 심적 회전 과제에서의 뇌 영상에 대한 연구는 이후 학습 양식의 연구와도 맞닿아 있다. Hames(2014)는 Felder와 Soloman의 학습양식지표를 바탕으로 학습 양식의 차이가 뇌의 활성도의 차이와 어떠한 상관관계에 있는지를 테스트함으로써, 본인이 제시한 알고리즘의 유용성을 입증하려 하였다. 그는 심적 회전 과제에 대한 행동 검사와 함께 뇌파에서의 차이를 살펴보았다. 심적 회전 과제의 유형을 평면 회전(P), 깊이 회전(D), 거울상(M)의 3가지로 나누어서 분석을 하였다. 먼저 행동 검사의 결과 남자학생이 여자학생보다 점수도 높고 응답시간도 빨랐음을 이야기하고 있다. 특히, 거울상의 경우 더욱 그 차이가 심해졌음을 이야기하고 있다. 또한, 활동적인 학습자와 반영적인 학습자를 구분짓고 그들을 비교한 결과 대부분의 심적 회전 과제에서 큰 차이를 나타내지 않았는데, 특히 거울상의 문제의 경우 활동적인 학습자가 반영적인 학습자에 비해 더욱 스코어가 높게 나타난 것을 확인하였다. 또한, 대부분의 검사에서 직관적 학습자가 감각적 학습자보다 점수가 더 높게 나타났으며, 전체적 학습자가 순차적 학습자에 비해 반응시간도 빠르고 점수도 높게 나타났다. 마지막으로, 시각적 학습자가 언어적 학습자에 비해서 평면 회전과 거울상에서 더 높은 점수를 얻었다.

또한, Hames는 EEG 와 fMRI에서의 활성화의 차이를 통해 이 점수의 차이를 설명하려 했는데, 실제 EEG 파워와 행동 검사 사이의 상관관계에서 매우 많은 유의한 결과를 얻을 수 있었다고 한다. 이러한 상관관계의 차이는 몇몇 학습 양식의 학생들은 인지전략에 보다 민감하게 반응할 수 있음을 암시한다. 예를 들어, 언어적 학습자인 여성 아동은 과제 수행과 EEG 파워가 매우 강력한 상관관계를 지니고 있었으나, 시각적 학습자인 여성 아동은 과제 수행과 EEG가 큰 상관관계가 없음을 나타내기도 하였다. 따라서 학습 양식에 따라서 시-공간적 과정, 분석적 유추 등의 다양한 전략을 사용하는 것이 정답율이나 반응시간과 큰 연관이 있음을 이야기한다.

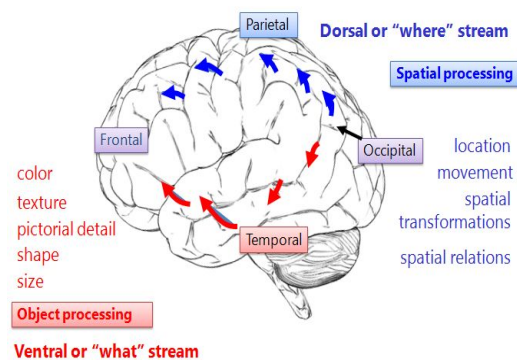
Kozhevnikov(2009) 연구진들은 Felder Soloman의 학습 양식의 구분에서 Visual Learner(시각적 학습자)와 Verbal Learner(언어적 학습자)의 구분에서 시각적 학습자를 다시 Object Learner(대상 학습자)와 Spatial Learner(공간 학습자)로 구분하자고 제안한다. 대상 학습자는 색이나 모양, 크기와 같은 물체나 사물의 특징에 집중하는 한편, 공간 학습자는 움직임이나 변환, 관계 등에 집중하는 특징을 지닌다는 것이다.

[그림 11] 대상 학습자와 공간 학습자



이들의 시각적 자극을 받았을 때 뇌에서 처리하는 것에서도 큰 차이를 보였다. 두 학습자 모두 후두엽에서 처음 시각적 정보를 받아들이고 이후 전두엽에서 처리하는 것은 동일하지만 중간 과정에서 차이를 보였는데, 대상 학습자는 주로 이를 언어적 처리를 담당하는 측두엽을 거쳐 전두엽으로 전달되었으나, 공간 학습자는 심적 회전을 담당하는 두정엽을 거쳐 전두엽으로 전달되었음을 확인할 수 있다. 이와 같은 인지 양식의 차이는 뇌 영상을 통해 더욱 지지되고 있다.

[그림 10] 대상 학습자와 공간 학습자의 뇌 처리의 차이

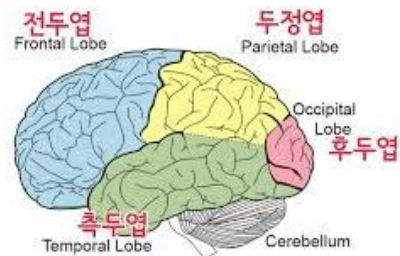


3. 뇌파 측정 및 분석 방법에 대한 이해

수학 과제를 해결하는 동안에 뇌파를 측정하고 분석하기 위해서는 먼저 두뇌의 구조와 뇌파의 측정 및 분석 방법에 대한 이해가 바탕이 되어야 한다. 정신활동을 담당하고 있으며 뇌파 신호가 발생하는 두피와 직접적인 관련이 있는 대뇌의 구조에 대해 먼저 이해하고 이후 뇌파 측정 방법과 뇌파 분석 방법에 대해 자세히 들여다보아 이후에 설계할 분석 프로그램의 이해를 돕고자 한다.

3.1. 대뇌의 구조

인간의 뇌는 인지, 감정, 기억, 학습 [그림 12] 대뇌의 구조 등을 담당하는 기관으로 크게 대뇌와 소뇌, 그리고 뇌간으로 나뉘어진다. 이 중 대뇌는 기억이나 판단 등 정신활동의 중추이다. 대뇌 피질은 해부학적으로 크게 전두엽, 두정엽, 측두엽, 후두엽의 4개의 엽으로 구성되어 있다.

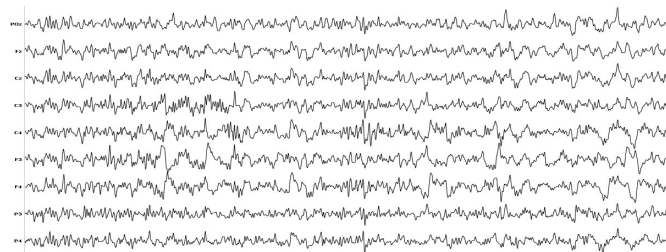


전두엽(Frontal Lobe)은 이마에 가까운 대뇌반구의 전방에 있는 부분으로 기억력, 사고력 등의 고등행동을 관장한다. 두정엽(Parietal Lobe)은 정수리와 그 뒷부분으로 운동 명령을 내리는 운동중추와 감각 신호를 담당하는 감각연합영역이 있다. 두정엽은 주로 양에 관한 처리와 크게 관련되어 있다. 측두엽(Temporal Lobe)은 머리의 양쪽 측면에 있는 부분으로 청각연합영역과 청각피질이 있어 주로 청각정보의 처리를 담당하는 중추 역할을 하며, 언어의 처리와 크게 관련되어 있다. 후두엽(Occipital Lobe)은 머리 뒷통수 부분에 위치하며 시각연합영역과 시각피질이라고 하는 시각중추가 있어서 시각정보의 처리를 담당한다.

3.2. 뇌파와 EEG (민병경, 2009)

뇌파(brainwave)는 뇌 신경세포의 활동에 수반되어 생성되는 전기적 변화를 외부에서 측정하고 기록한 것이다. 두피 상에서 측정되는 뇌파의 전위 변동은 수 μV 에서 수백 μV 로 매우 낮은 전위를 갖고 있다. 따라서 일반적으로 두피 상에 전극을 부착하여 얻어낸 미세한 전위를 증폭하여 기록한다. 뇌파를 기록하여 그림으로 나타낸 것을 뇌전도(이하 EEG; ElectroEncephaloGraphy)라 부른다.

[그림 13] EEG (뇌전도)



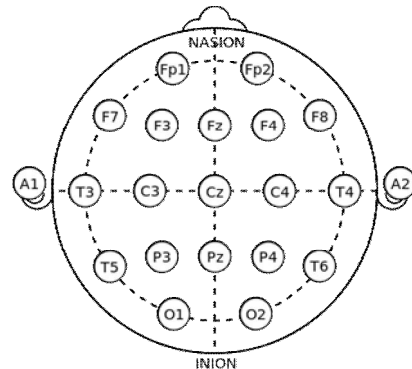
뇌에서 나타나는 전기적 신호에 대한 연구는 토끼와 원숭이에서 전기적 신호를 측정한 리처드 카튼의 1875년도 연구를 그 시작으로 본다.(Caton, 1875; Gragory, 1998) 인간의 뇌에서는 독일의 한스 베르거가 1929년에 최초로 보고했다.(Berger, 1929). 두피에서 측정되는 전위의 변화는 주로 피질 뉴런의 흥분과 억제 시냅스 후 전위의 합으로 생성된다. 대부분의 피질 기능은 단일 뉴런에만 관련되지는 않고 동조된 신경 조합과 연관되어 있다. 상당히 많은 수의 뉴런이 단일 방향으로 동시에 활성화되면 EEG 형태로 측정될 수 있는 신호가 된다. (민병경, 2009) EEG는 낮은 공간해상도를 지니지만 1/1000초 정도의 높은 해상도와 상대적으로 저렴한 비용, 작은 부피로 인한 뛰어난 이동성 등 연구 장점이 있다. 따라서, 인지과학이나 심리학적인 패러다임을 손쉽게 실험하기에 좋은 조건을 갖추고 있다.(민병경, 2009)

3.3. 국제 표준 10-20 체계

인간의 뇌파를 측정할 때에는 두피에 많은 수의 전극을 부착하여 여러 지역에서 EEG 활동성을 동시에 측정할 수 있다. 이를 사람마다 상대적으로 비교하기 위해서, 두피의 전극들은 규격화된 위치에 놓인다. 가장 대표적인 위치로는 국제 표준 10-20 체계가 있다. (Jasper, 1958) 국제 표준 10-20 체계는 전극간의 거리가 두개골의 특정 기준 지점(nasion과 inion)에서 상대적으로 10% 혹은 20% 간격이 되게끔 배치하여 각 지점을 표현한 것이다.(그림 6) 이 체계로 인하여 뇌파 실험이 누구에게 진행이 되든지, 어디서 진행이 되든지 관계없이 뇌파의 일관된 측정과 연구를 가능하게 해준다. (민병경, 2009)

각 지점의 위치는 알파벳 대문자와 각 지점의 숫자로 구성되어 있는데, 각 알파벳 문자는 Fp(전전두엽), F(전두엽), C(central), P(두정엽), O(후두엽), T(측두엽)으로 구성되어 있고, 좌뇌에는 홀수, 우뇌에는 짝수를 배정하도록 약속되어 있으며, 중앙으로부터 거리가 멀수록 더 큰 수를 배정한다.

[그림 14] 국제 표준 10-20 체계



뇌파 측정에 사용하는 캡은 국제 10-20 체계를 바탕으로 제작되어 있다. 모든 지점에 전극이 미리 부착되어 있는 종류도 있고, 직접 전극을 부착하도록 할수도 있다. 이때, 각 위치를 알려주기 위한 보조장비도 있다.

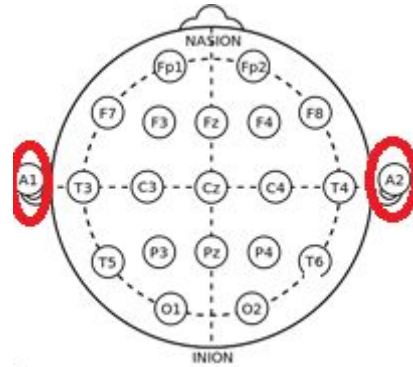
[그림 15] 뇌파측정 캡과 보조장비



3.4. EEG 측정 방법

많은 수의 뉴런이 반응하여 측정할 수 있는 EEG를 얻게 되어도 그 크기가 $100\mu V$ 를 넘지 못하므로 이를 연구하기 위해서는 신호를 증폭할 장치가 필요하다. 따라서 뇌파 측정장치는 뇌에 연결된 전극으로부터 들어온 신호를 증폭할 수 있는 증폭장치를 포함하고 있으며, 증폭된 신호는 컴퓨터에 128Hz 혹은 256Hz로 샘플링되어 저장된다.

뇌파 신호는 각 두피의 위치와 기준 [그림 16] 기준전극 위치 위치의 전위의 차이로 측정된다. 국제 10-20 체계에 맞는 각 두피의 위치의 전기적 신호를 측정하려면 해당 부위에 전극을 부착하고 기준이 되는 지점에도 마찬가지로 전극을 부착해야 한다. 이 때, 기준전극(Reference)은 보통 측정 시에 양쪽 귓볼인 A1, A2 지점을 사용한다.



뇌파 측정 장치는 크게 피부에 직접 바로 부착하는 건식의 형태와 두피와 캡 사이에 젤을 투입하는 습식의 형태로 2가지가 있다. 피부에 전극을 바로 부착하는 건식 형태의 뇌파 측정장비로는 Neurosky Mind wave mobile, Emotiv EPOC, Emotiv Insight 등이 있다. 측정 부위의 개수가 적고 전극과 증폭장치를 같이 겸하는 이동성이 뛰어난 측정장비에서 주로 건식 형태를 사용한다. 건식 형태의 장비는 전극과 두피가 부착이 되어 있다가도 조금만 떨어지면 바로 신호의 세기가 감소하므로 안정적이고 오랫동안 측정하는 경우에는 적합하지 않다. 건식 형태의 뇌파 장비는 의료나 진단용으로 사용하기보다는 뇌파를 이용한 뉴로피드백 게임이나 뇌파 체험에 많이 사용된다.

[그림 17] 건식 형태의 뇌파 측정장비



보다 정확한 측정을 위해서는 두피와 전극을 액체 성분의 젤로 연결하는 습식 형태의 측정장비를 사용한다. 습식 형태의 측정장비로는 Discovery 24e, OpenBCI 등이 있다. 습식 형태의 측정장비는 국제 10-20 체계에 있는 모든 부위를 측정할 수 있으며, 증폭장치와 전극이 따로 분리되어 있으며, 증폭장치의 성능이 다른 건식 측정 장비에 비해 우수하다. 습식 측정장비는 의료용이나 진단용으로 사용하기에도 손색이 없고, 이들이 제공하는 EEG의 데이터 포맷은 다른 분석 프로그램들과의 호환도 우수하기 때문에 qEEG를 이용한 정량분석에도 용이하다.

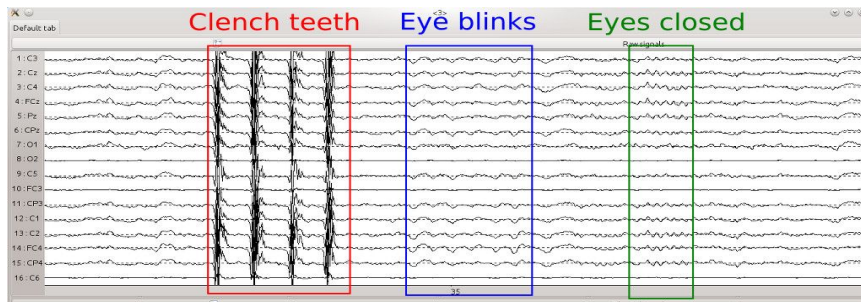
[그림 18] 습식 형태의 뇌파 측정장비와 젤



하지만, EEG는 뇌의 큰 영역에서 존재하는 신경 세포의 전기적 활동성의 합을 반영하고 있다는 사실에 주의해야 한다. 피질에 있는 뉴런에서 나타나는 흥분 및 억제 시냅스 후 전위뿐만 아니라 뉴런의 활동 전위, 피부, 근육, 혈액, 눈 등에서 유발되는 전기적 신호를 모두 포

함한다. (민병경, 2009) 즉, EEG 연구에서는 뇌파 외에도 많은 전기적 간섭에 노출되어 있다. 예를 들어 눈을 깜빡이거나, 턱에 힘을 주는 행동은 EEG 측정에서 잡파를 생성한다. 따라서 측정 시에 눈 윗부분에 전극을 추가하여 눈의 깜빡임에 의해 발생하는 안전도를 측정하고, 이를 분석 단계에서 제거하는 방법이 연구되어 있다. 잡파는 EEG 신호에 비해 그 진폭이 크기 때문에 잡파가 발생하는 부분은 기본적으로 분석 시에 제외하고 분석하는 경향이 있다. 따라서, 뇌파를 측정하게 될 경우에는 소한의 잡파를 발생하도록 피험자가 최소한의 움직임으로 응답할 수 있는 실험 환경을 조성하는 것이 중요하다.

[그림 19] 뇌파에서 측정되는 잡파



3.5. EEG 분석 방법

EEG에 대한 분석은 크게 시간 축에서 해석하는 시계열 분석 방법과 주파수축으로 분석하는 주파수축 분석 방법으로 나뉜다. 뇌파는 시간에 따라 기록되기 때문에 EEG는 시간을 축으로 하는 그래프의 형태를 띈다. EEG의 사건-관련 변화의 시간에 따른 변이가 주된 목적일 경우 사건 관련 전위(event-related potentials; 이하 ERP) 분석을 사용한다. 시계열 분석 방법과 함께 신호처리이론에 근거하여 주파수 축에서 분석하는 방법 역시 많이 사용된다. 특히 푸리에 변환(Fourier Transform)은 시계열을 주파수 대역으로 변환하는 방법으로써 주파수 축으로 분석하는 데에 매우 중요한 역할을 담당한다. 특히 푸리에 변환의 연산 처리 속도를 빠르게 한 고속 푸리에 변환(FFT; Fast Fourier Transform)은 실용적으로 가장 많이 사용되는 알고리즘으로 EEG의 주파수축 분석의 기초가 된다. 시계열에서의 에너지의 총합과 주파수 대역으로 변환한 이후의 에너지의 총합이 같다는 전기적 성질은 주파수 대역에서의 파워 분석으로 EEG에 대한 분석이 가능하다는 것을 이야기해준다.

시계열 분석과 주파수축 분석은 서로 다른 관점을 가지고 뇌파를 분석하는 방식으로 각각의 장점과 한계점이 있다. 두 가지 관점을 모두 함께 사용하여 뇌파를 분석하기도 하는데 이를 시간-주파수 연합 분석(joint time-frequency analysis)이라 한다. 스펙트로그램 분석은 대표적인 시간-주파수 연합 분석 결과로써, 뇌의 역동적인 변화를 시간과 주파수축 모두에서 가장 잘 해석할 수 있는 그림이다.

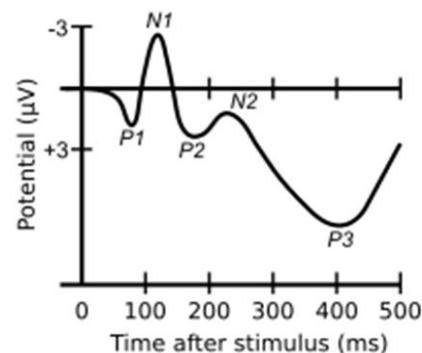
이 장에서는 EEG에 대한 시간 영역에서의 분석법인 ERP 분석과 함께, 주파수축 분석 방법의 핵심 요소인 푸리에 변환과 고속 푸리에 변환 그리고 파워 스펙트럼 분석, 시간-주파수 연합 분석인 스펙트로그램에 대해 살펴보려 한다.

3.5.1. 시간 축 분석 - 사건 관련 유발 전위 (ERP 분석)

EEG는 기본적으로 시계열(Time series)로 기록되기 때문에 EEG의 시계열 분석은 눈으로 관찰하기에 좋다. 초기의 EEG 측정은 심전도 측정과 같은 방법으로 종이에 직접 기록하였으나, 뇌파 측정을 위한 프로세서가 개발되고 컴퓨터가 보급되면서 EEG는 컴퓨터에 저장된다. 이 때 디지털화되는 데이터는 1초에 128개 혹은 256개씩 각 측정 지점에서 기록된다. 따라서 측정 후 기록되는 EEG 데이터는 짧은 시간에도 그 양이 매우 많다. 따라서 EEG에 대한 기본적인 분석방법에 대한 이해가 없이 측정된 많은 양의 데이터를 분석하기는 쉽지 않다.

사건 유발 전위라 불리는 ERP (Event-Related Potential)는 사건 관련 변화의 시간적 변화에 집중하는 지표이다. 특히 자극-반응이론에 입각한 ERP는 EEG 데이터의 평균을 통해 구해지는데, 심리적으로 내부에서 발생한 인지적 사건이나 외부에서 유래한 감각적 자극에 동조된 뇌 전위의 전기 생리학적 측정에 근거하고 있다. (Donchin, 1979, 재인용, 민병경, 2009) 일반적으로, ERP는 양전위와 음전위를 넘나들며 출렁이는 연속적인 파형의 특징을 보여준다. 이와 같은 ERP 성분의 이름은 통상적으로 상대적인 극성(positive, P; negative, N)과 대략적인 발현시간 (latency: 천분의 일초 단위)을 연이어 표시한다. 예를 들어 P100, P300, N600 등이 있다. 혹은 ERP 성분이 상대적으로 등장하는 순서로 명명하기도 한다. (P1, N1, P3 등) 그 외에도 RRN(회전 관련 음전위; Rotation Related Negative)와 같이 특정 사건(심적 회전)과 관련된 ERP 성분 또한 연구되고 있다.

[그림 20] 사건유발전위 ERP



ERP의 성분들은 인간의 신체와 뇌의 관계를 마치 컴퓨터의 하드웨어와 소프트웨어의 관계와 유사하게 생각하는 정보처리이론에 근거하여 분석된다. 초기에 등장하는 ERP 성분은 인간의 감각수용기에서 반응하며 주로 자극에 반응하는 물리적이거나 감각적 요소에 의해 주로 영향을 받는다고 알려져 있다.(민병경, 2009) 시간적으로 늦게 등장하는 ERP는 초기 ERP에 비해 상대적으로 고차원적인 인지과정을 반영한다. 예를 들어 P100 성분은 자극의 물리적 속성에 민감한 반면에 P300 성분은 자극-평가나 맥락-갱신 등과 관련되었다고 알려져 있다.

조금 더 구체적으로 N100은 주의력과 관련이 되는데, 주의를 주지 않고 무시한 시각 자극보다 주의를 준 시각 자극에서 후두엽에서 의미 있게 더 큰 진폭이 관찰되었다. 시각자극은 후두엽에서 반응하고, 청각 자극은 측두엽에서 반응한다. 초기의 지표인 N100, N200은 자동적인 자극에 대한 반응과 관계가 많다. 보다 후기에 나타나는 P300, N400 등은 정보 처리와 관련되어 있고, 주로 전두엽에서 발생한다. P300, N400 등의 후기 ERP 성분은 기억탐색 및 인출과 관련되어 있기 때문에 자동적인 반응이라고 보기에는 어렵다.

[표 2] 주요 ERP 성분과 관련된 인지 기능 (민병경, 2009)

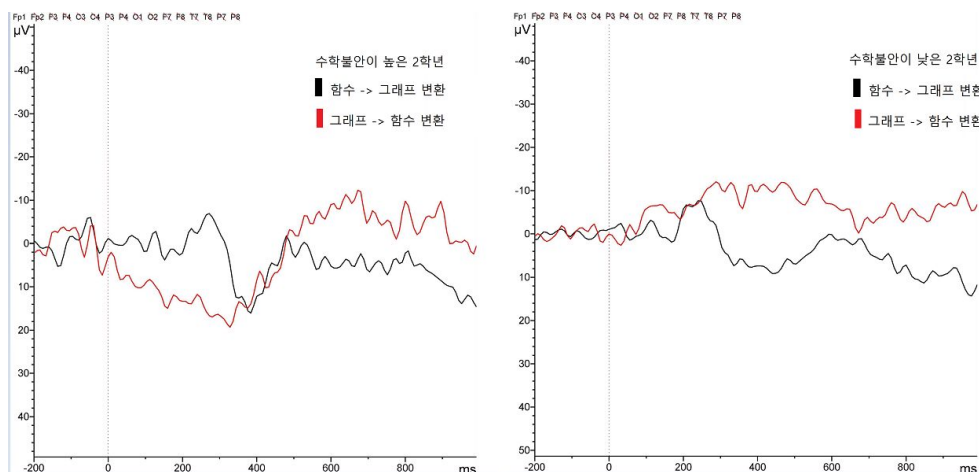
주요 ERP	주요 부위	관련된 인지 기능
N100	후두엽, 측두엽	주의력 (후두엽-시각, 측두엽-청각)
N200	중양 및 전두엽	자극의 확인 및 분류과정
P300	전두엽	정보 처리 - 주의, 자극인지, 기억탐색 등
N400	중양 및 전두엽	기억탐색

ERP는 충분한 양의 데이터의 평균을 통해 구하게 되는데, 이 과정을 Ensemble Averaging 이라 한다. 자극이 나타난 시점을 같은 시점으로

맞춘 뒤 평균을 구하는 방식이다. 시시각각 변하는 뇌파의 활동성은 실제 뇌에서 어떠한 일이 일어났는지를 이해하는 데 더 깊은 정보를 줄 수 있다는 측면에서 평균을 통한 ERP 분석법은 한계를 보여준다. 즉, ERP 분석은 정신 활동의 매 순간순간의 의미성에 대해 분석하기 어렵다는 뜻이다.

한세호(2016)은 수학불안이 함수-그래프 변환 문제와 그래프-함수 변환 문제에 미치는 영향에 대해 전두엽에서 측정된 뇌파를 이용하여 ERP 분석을 하였다. 분석 소프트웨어가 제공하는 ERP 분석 기능을 사용하였는데, 그는 ERP 결과를 양극전위를 중심으로 해석했지만, 구체적인 ERP 요소인 N100, N200, P300, N400와 주파수 대역에 대한 해석이 부족하기 때문에 뇌의 기능에 대한 유의미한 해석을 제공하지 못하고 있다.

[그림 21] 수학 불안과 함수-그래프 변환 문제에서의 ERP (한세호, 2016)



3.5.2. 주파수 축 분석 - FFT와 Power Spectrum (Storey, 2002; 민병경, 2009)

시간에 대한 변화를 분석하는 주파수 축에서 분석하는 주파수 분석법이 있다. 이는 주파수 분석법은 시계열로 나타난 EEG 데이터를 푸리에 변환을 거쳐 주파수 계열로 옮기고 주파수 범위에 따라 대역을 나누어 분석하는 방법이다. 일반적으로 주파수 대역에 따라 해당하는 인지적 기능이 다르다고 알려져 있으며, <표 1>은 주파수의 대역과 그 특징을 나타낸다.

[표 3] 주파수 대역과 이름 및 기능

주파수 대역	진동파 이름	의식 상태
4Hz 이하	Delta(δ)	깊은 수면
4-8Hz	Theta(θ)	작업 기억
8-13Hz	Alpha(α)	깨어 있으면서 정신활동이 쉬고 있을 때 정보처리에서의 능동적인 억제
13-30Hz	Beta(β)	움직임, 기억 시연과 같은 인지 처리
30Hz 이상	Gamma(γ)	주의, 결합, 기억, 의미 있는 사물의 인식

가장 낮은 주파수 대역을 갖는 델타파는 일반적으로 깊은 수면과 관련되어 보고되어 있다.(Steriade, 1993, Steriade, 1999) 델타파와 쉼타파는 주파수가 낮은 느린 파장이므로 상대적으로 느린 ERP 성분을 설명해준다.(Basar-Eroglu, 1992) 사건 관련 쉼타파는 작업 기억 기능과 관련되어 해석되어 왔고(Jensen, 2002; Klimesch, 1999), 기억 수행과 관련된 쉼타파는 감마파와 상호작용을 한다고 보고되고 있다.(Demiralp, 2007) 알파파는 주로 사람이 깨어 있으면서 정신 활동이 쉬고 있을 때 가장 우세하게 검출되는 뇌파로써, 정보 처리에서의 능동적인 억제와 관련이 있다고 주장되고 있다.(Klimesch, 2007, 민병경, 2009 재인용).

베타파는 움직임 중에 억제되고, 움직임의 상상에서도 검출된다.(Neuper, 2001; Salmelin, 1994) 또한 ‘기억 시연’ 과 같은 인지 처리와 관련해서도 보고되고 있다.(Tallon-Baudry, 2001) 감마파는 고차원적인 뇌 기능인 ‘주의’, ‘결합 현상’, ‘기억’, ‘의미 있는 사물의 인식’ 등의 주제와 연관지어 연구되고 있다.

주파수축 분석법은 뇌파 신호를 시간의 함수로 나타내는 것이 아니라 각 주파수 대역에서 정보가 얼마나 들어 있는지를 분석하는 방법이다. 뇌파 신호는 변동하는 전기적 신호로써 직류성분과 교류성분으로 구성된다. 이 중 주파수 분석에서는 직류 성분을 제거하고 주기성을 가지는 교류 신호를 중심으로 분석한다. 주기성을 띠는 신호는 sin함수와 cos함수를 기저로 하는 선형 결합으로 표현이 가능하고 각각의 sin함수와 cos함수는 orthogonal basis가 된다. 따라서 시간에서 얻은 데이터 값을 sin함수와 cos함수의 계수로 변환하여 분석하는 것이 바로 푸리에 변환(Fourier Transform)이다.

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \sin(2\pi n t) + b_n \cos(2\pi n t))$$

푸리에 변환은 시간에 대한 함수 $f(t)$ 를 위와 같은 식으로 나타내어 a_n 과 b_n 의 값을 찾는 것을 목표로 한다. 여기서 a_n 과 b_n 은 주파수 $n\text{Hz}$ 에 해당하는 주파수 성분이 된다. sin함수와 cos함수는 아래의 성질을 만족하는데, 이를 이용하여 주파수 성분을 구할 수 있다.

$$\int_0^1 \sin(2\pi n t) \sin(2\pi m t) dt = \begin{cases} 0 & n \neq m \\ \frac{1}{2} & n = m \end{cases}$$

$$\int_0^1 \cos(2\pi n t) \cos(2\pi m t) dt = \begin{cases} 0 & n \neq m \\ \frac{1}{2} & n = m \end{cases}$$

$$\int_0^1 \cos(2\pi n t) \sin(2\pi m t) dt = 0$$

$m\text{Hz}$ 에 해당하는 주파수 성분 a_m 은 신호 함수 $f(t)$ 에 $\sin(2\pi mt)$ 를 곱한 뒤 적분하여 구한다.

$$\begin{aligned} & \int_0^1 \left(f(t) = \sum_{n=0}^{\infty} (a_n \sin(2\pi nt) + b_n \cos(2\pi nt)) \right) \sin(2\pi mt) dt \\ &= \sum_{n=0}^{\infty} \left(a_n \int_0^1 \sin(2\pi nt) \sin(2\pi mt) dt + b_n \int_0^1 \cos(2\pi nt) \sin(2\pi mt) dt \right) \\ &= \frac{1}{2} a_n \end{aligned}$$

이를 활용하면, 다음과 같이 주파수성분을 얻을 수 있다.

$$\int_0^1 f(t) \sin(2\pi nt) dt = \frac{a_n}{2}, \quad \int_0^1 f(t) \cos(2\pi nt) dt = \frac{b_n}{2}, \quad \int_0^1 f(t) dt = a_0$$

뇌파 정보에서 얻게 되는 데이터는 샘플링을 거친 디지털 이산자료이고, 그 시간 간격이 동일하다. 시간 간격을 Δt 로 두고, 각 샘플링 지점을 $[t_0, t_1, \dots, t_{N+1}]$ 로 생각하면, 정적분을 사다리꼴의 넓이로 생각하여 다음과 같이 근사하여 계산한다.

$$\int f(t) dt = \Delta t \left(f(t_1)/2 + f(t_{N+1})/2 + \sum_{j=2}^N f(t_j) \right)$$

위의 근사법을 사용하여 다시 a_n 과 b_n 의 값을 구하면 아래와 같다.

$$a_n = 2\Delta t \left[\sum_{j=1}^N \sin(2\pi n t_j) f(t_j) \right], \quad b_n = 2\Delta t \left[\sum_{j=1}^N \cos(2\pi n t_j) f(t_j) \right]$$

이를 복소수와 행렬식을 활용하여 간단히 나타낼 수 있다.

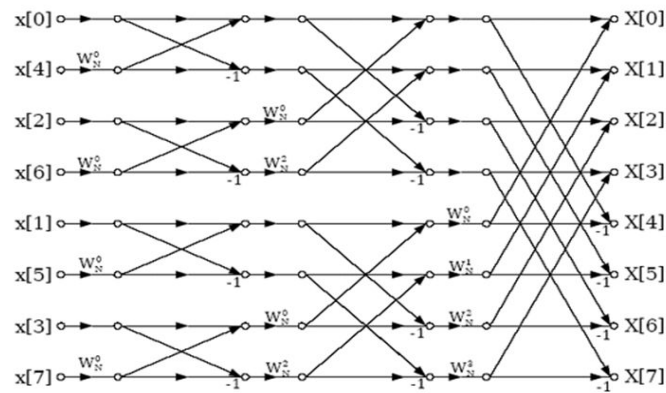
$$b_n + a_n i = 2\Delta t \left[\sum_{j=1}^N (\cos(2\pi n t_j) + i \sin(2\pi n t_j)) f(t_j) \right] = 2\Delta t \sum_{j=1}^N e^{(2\pi n t_j)i} f(t_j)$$

$$\frac{1}{2\Delta t} \begin{pmatrix} 2a_0 \\ b_1 + a_1 i \\ \vdots \\ b_{N-1} + a_{N-1} i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e^0 & e^0 & \cdots & e^0 \\ e^0 & e^{2\pi t_1 i} & \cdots & e^{2\pi t_{N-1} i} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ e^0 & e^{2(N-1)\pi t_1 i} & \cdots & e^{2(N-1)\pi t_{N-1} i} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f(t_0) \\ f(t_1) \\ \vdots \\ f(t_{N-1}) \end{pmatrix}$$

위의 행렬식은 $e^{\frac{2\pi i}{N}}$ 을 W 로 치환하게 되면 꽤 간단한 구조를 지니고 있는데, 이를 빠르게 계산하기 위한 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)은 위에서 만들어진 데이터의 개수가 2의 거듭제곱꼴인 경우에 행렬식을 분해함으로써 사용할 수 있다.

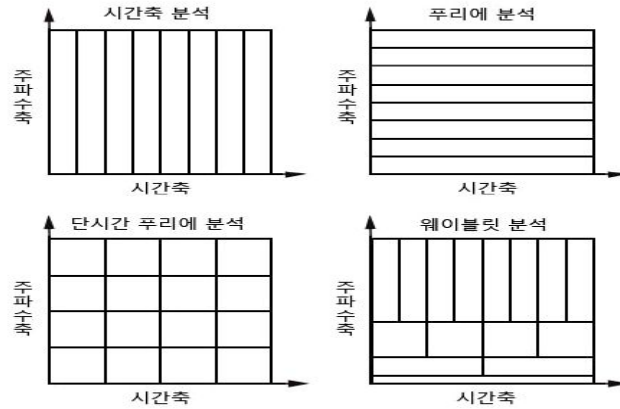
$$\begin{pmatrix} e^0 & e^0 & \cdots & e^0 \\ e^0 & e^{2\pi i i} & \cdots & e^{2\pi i (N-1)i} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ e^0 & e^{2(N-1)\pi i i} & \cdots & e^{2(N-1)\pi i (N-1)i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} W^0 & W^0 & \cdots & W^0 \\ W^0 & W^1 & \cdots & W^{N-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ W^0 & W^{N-1} & \cdots & W^{(N-1)^2} \end{pmatrix}, \quad W = e^{\frac{2\pi i}{N}}$$

[그림 22] 고속 푸리에 변환 알고리즘



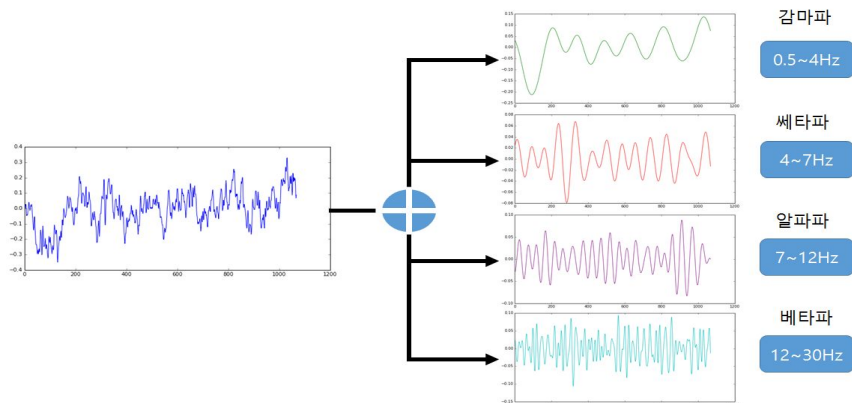
푸리에 분석은 디지털화된 뇌파 신호를 다양한 종류의 주파수와 크기, 그리고 위상을 가진 sin파들의 급수로 변환한다. 하지만, 신호의 전 시간 영역 동안에 존재하는 주파수 성분을 추출하는 것은 시간적으로 엄밀하게 어느 시점에서 발생한 신호의 요소인지를 알아내기 어렵다. 인간의 정신 작용은 짧은 시점에서 발생하고 소멸하기 때문에, 이와 같은 약점은 실험 분석에 있어서 취약하다. 이를 극복하기 위하여 신호를 상당히 작은 연속적인 시간폭으로 나누고, 그 안에서 푸리에 분석을 하는 ‘단시간 푸리에 변환’ (STFT; Short time Fourier Transform)이나 이를 확장한 웨이블릿 분석 등이 사용될 수 있다.

[그림 23] 시간축과 주파수축 분석 (민병경, 2009)



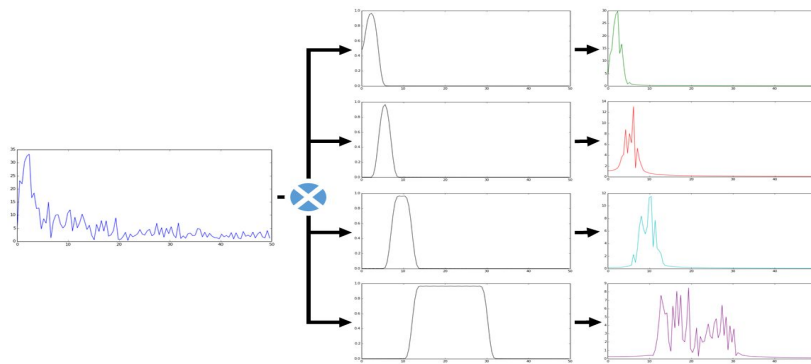
뇌파 신호는 대역이 다른 주파수별로 분해할 수가 있다. [그림 21]의 왼쪽에 있는 신호를 대역이 다른 여러 개의 뇌파로 분해하면 오른쪽과 같은 대역별 뇌파로 나뉘게 된다. 오른쪽과 같은 주파수 대역별 파장을 얻기 위해 뇌파 신호는 필터를 거치는데, 필터의 기본 원리는 주파수축 영역에서 통과시킬 주파수 대역에는 1을, 차단할 주파수 대역에는 0을 곱하는 것이다. 이를 시간 축에서 구현하게 되면 뇌파 신호와 필터 신호를 convolution 함으로써 얻어지며, 이 때 사용되는 window로 hamming, Blackman, Kaiser 등이 있다.

[그림 24] 주파수 대역별 뇌파 신호 분해



파워 스펙트럼 분석은 뇌파 신호를 각 주파수 대역별 파워를 통해 분석하는 것이다. 이를 위해 뇌파 신호를 FFT를 거쳐 주파수 축으로 바꾼 뒤, 필터를 거쳐 각 주파수 대역 별 신호를 얻어 파워를 계산하는 것이다.

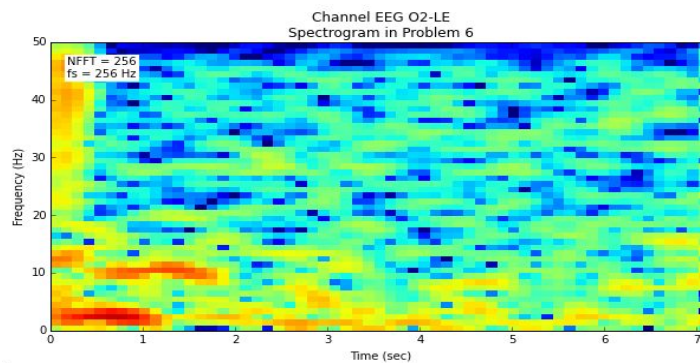
[그림 25] 디지털 필터의 원리 및 파워 스펙트럼 분석



3.5.3. 시간-주파수 연합 분석방법 - Spectrogram

시간의 변화에 따른 데이터의 변화를 주시하는 시간축 분석과 주파수의 변화에 따른 대표 파워값의 변화를 주시하는 주파수 분석은 각각 한 가지 측면에서만 뇌파를 분석할 수 있다는 단점이 있다. 따라서 시시각각 변하는 뇌파 정보와 주파수 대역에의 관심을 모두 만족시키는 분석법으로 Spectrogram이 있다. Spectrogram은 [그림 23]과 같이 시간과 주파수 성분 모두에 주목하여 분석할 수 있다.

[그림 26] Spectrogram



III. 뇌파 측정 및 분석을 위한 실험 환경 설계

앞선 장에서 3D 심적 회전 과제에서의 공간 인지 전략에 따라 뇌파가 활성화되는 두뇌 영역의 차이가 나타날 것이라는 가설을 세워볼 수 있다. 위 가설을 검증하기 위한 실험을 수행하기 위해서는 과제 수행 시 안정적으로 뇌파를 측정하며 반응시간을 기록할 수 있는 뇌파 측정 환경과 측정 이후 뇌파 데이터를 과제 구간별로 자르거나, 이에 대한 적절한 신호처리를 수행하는 등의 연구자가 데이터를 조작할 수 있는 뇌파 분석 환경이 필요하다. 하지만, 많은 수의 뇌파 측정 및 분석 시스템은 위 가설을 검증하기에 적절하지 못하다. 그 첫 번째 이유는 대부분의 뇌파 측정 시스템이 과제 수행 시 정답율과 반응시간과 같은 행동 검사 시스템과 분리되어 있어 행동 정보를 바탕으로 사후 분석하는 데 용이하지 않기 때문이다. 두 번째 이유는 많은 수의 뇌파 분석 시스템이 의료용 목적으로부터 발전해왔기 때문에 간질과 같은 장애를 종합적으로 진단하는 것을 목적으로 전체 범위의 뇌파에 대한 종합적인 보고서를 열람할 수 있는 형태이거나, 간단한 뇌-컴퓨터간 인터페이스(BCI; Brain-Computer Interface)나 뉴로피드백 어플리케이션을 목적으로 하고 있어 계산된 뇌파 지표만을 제공하기에 측정한 뇌파를 직접 연구자가 원하는 방향으로 조작하여 분석할 수 없기 때문이다.

본 연구에서 설계하고자 하는 EEG 실험 환경은 먼저 과제 수행 시의 행동 정보를 기록할 수 있는 행동 검사 시스템과 동시에 발생하는 뇌파를 측정하기 위한 뇌파 측정 시스템의 통합을 요구한다. 또한, 정답율과 반응시간과 같은 행동 정보 데이터와 뇌파 데이터를 함께 분석하기 위해서 두 가지 데이터를 모두 입력으로 받아 연구자가 조작할 수 있는 형태의 뇌파 분석 시스템의 설계가 필요하다. 이에 본 연구에서는 EEG 실험 환경을 행동 정보와 뇌파 정보를 통합하여 수집하기

위한 ‘데이터 수집 환경’과 연구자가 수집한 데이터를 연구의 목적에 맞게 조작할 수 있는 ‘데이터 분석 환경’으로 나누어 제안한다.

‘데이터 수집 환경’ 내에는 3D 심적 회전 과제를 수행할 때에 정답률과 반응시간 등의 행동 데이터를 수집하는 ‘행동 검사 시스템’과 동시에 발생하는 과제 수행 시 EEG 데이터를 수집하는 ‘뇌파 측정 시스템’을 통합하고 있다. 안정적인 뇌파를 측정하고, 이에 동시에 발생하는 행동 정보를 수집하기 위해서는 두 세부 시스템 간의 통합에 관한 이슈들이 존재한다. 본 연구에서는 어떻게 이러한 이슈들을 극복했는지를 설명할 것이다. 이어서, ‘데이터 분석 환경’에서는 과제 특성을 고려하여 뇌파 데이터를 시간의 변화에 따라 나누어 분석하는 것과 EEG 데이터의 평균적인 분석이 가능하도록 연구자가 조작할 수 있는 형태의 EEG 분석 시스템을 설계할 것이다. 이번 장에서는 위의 방향으로 ‘데이터 수집 환경’과 ‘데이터 분석 환경’을 설계하는 것을 목적으로 한다.

연구문제 1. 심적 회전 과제를 수행하는 동안 학생의 행동 데이터와 뇌파 데이터를 함께 측정하기 위한 ‘데이터 수집 환경’은 어떻게 설계할 수 있는가?

연구문제 2. 수집한 행동 데이터와 뇌파 데이터를 분석하기 위한 ‘EEG 분석 환경’은 어떻게 설계할 수 있는가?

1. 데이터 수집 환경 설계

뇌파 측정 실험을 통해 수집하고자 하는 데이터는 학생의 정답률과 반응시간과 같은 행동 정보와 학생의 뇌의 활성도의 변화를 관찰할 수 있는 EEG 데이터이다. 본 수집 환경에서는 행동 정보를 기록할 수 있는 행동 실험 시스템과 뇌파 측정 시스템을 통합한 시스템이 필요하다. 먼저 행동 실험 시스템에서는 연구자가 설정할 수 있는 과제 문항을 입력할 수 있어야 하며, 학생의 반응을 기록하고, 정답 여부를 판단할 수 있어야 한다. 이는 모두 같은 컴퓨터 환경 안에서 구현되어야 하며, 뇌파 연구의 특성상 높은 시간 해상도를 만족하며, 두 시스템은 서로 시간 동기화를 이루고 있어야 한다.

[표 4] 데이터 수집 환경 구성

	행동 실험 시스템	뇌파 측정 시스템
목적	행동정보 측정 및 기록	EEG 측정 및 기록
출력	과제 정답률, 반응시간, 키보드 및 마우스 이벤트	10-20 채널을 기초로 한 19개 지점에서의 EEG data
구현원리	· 같은 컴퓨터 환경 안에서 구현되어야 한다. · 시간 동기화와 시간 해상도를 만족해야 한다.	

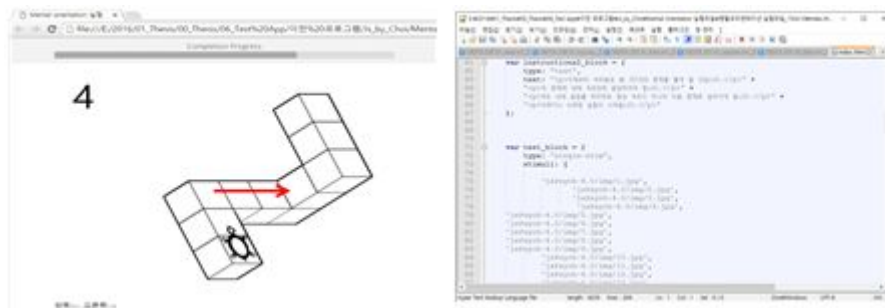
1.1. 행동 검사 시스템 설계

1.1.1. 행동 검사 시스템 기초조사

대표적인 컴퓨터 기반 행동 검사를 위한 라이브러리로써 Java Script 기반의 JsPsych(De Leeuw, 2015)와 Python 기반의 PsychoPy(Peirce, 2007) 등이 있다. 두 라이브러리는 반응시간과 정답률을 기록하는 행동 실험을 주로 사용하는 심리학이나 인지과학에서 많이 사용된다. 두 시스템은 모두 ms 단위의 시간 정보를 제공하기에 뇌파 측정과 함께 사용하기 알맞은 라이브러리이다.

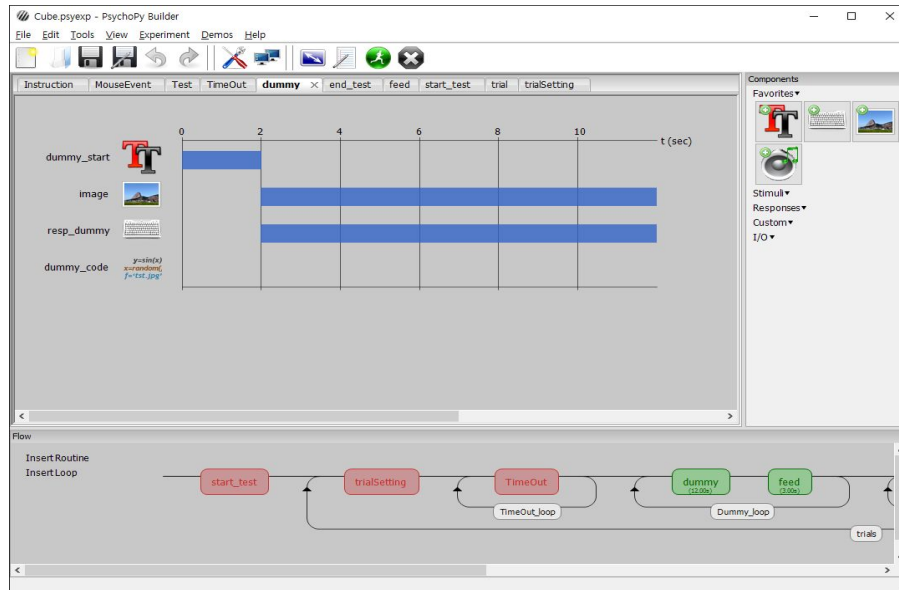
JsPsych는 자바스크립트가 기반이기 때문에 인터넷 실험 환경으로 확장할 수 있다는 장점이 있으며, 즉각적인 반응을 기록할 수 있다. 하지만, 실험을 설계하거나 실험 내의 세부 설정을 변경하기 위해서는 자바스크립트 언어로 프로그램된 코드 내부를 수정해야 하므로 자바스크립트 언어의 구조를 모를 때 원하는 형태의 실험을 설계하는 것은 쉽지 않다. 특히 JsPsych에서 예시로 제시하고 있는 형태는 문항에 대한 정답을 외부에 저장해서 불러들이는 방식이 아니라 코드 내부에 직접 입력해야 하기 때문에 기본적인 실험 설계에도 어려움이 있다.

[그림 27] JsPsych로 구현한 웹기반 실험환경



PsychoPy는 Python 기반의 라이브러리로서 오픈 소스로 제공되는 무료 소프트웨어이다. 일반적인 라이브러리처럼 PsychoPy 라이브러리를 불러와서 직접 프로그램 코드를 짤 수도 있지만, 라이브러리를 이해해서 Python으로 모든 코드를 작성해서 실험 환경을 구성하는 것은 어려운 일이다. PsychoPy는 이를 보완하기 위해 Standalone 버전을 공개하여, GUI 환경에서 마우스 조작으로 간단히 실험을 설계할 수 있도록 Builder 모드를 지원하고 있다. Builder에서 만들어진 순서도와 루틴은 자동적으로 컴파일되어 코드로 변환이 되기 때문에 Python을 모르는 사용자라도 쉽게 행동 실험을 직관적으로 설계할 수 있다. 또한, 프로그램이 동작되었을 때, 실험 결과에 대한 로그파일을 자동으로 생성해 주기 때문에 사후 분석에 용이하다.

[그림 28] PsychoPy Builder

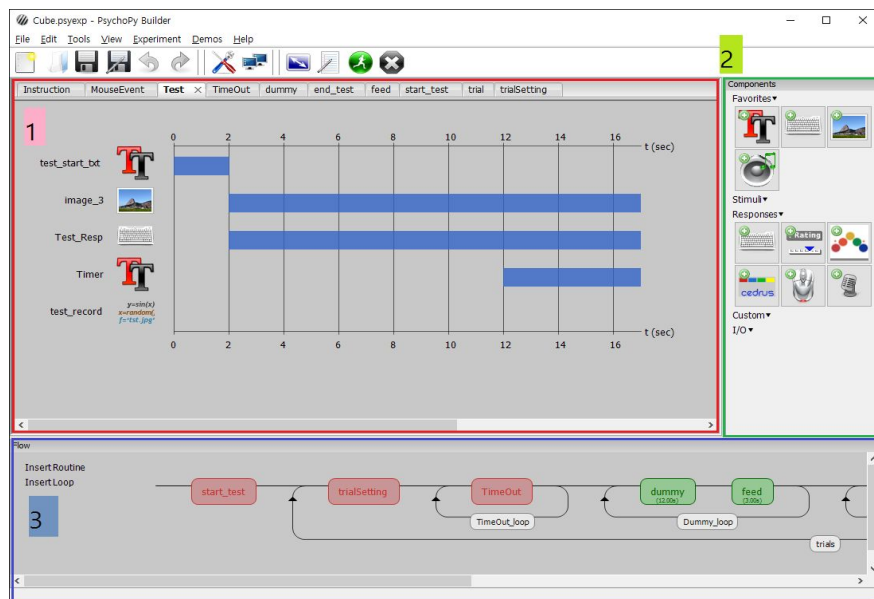


[표 5] JsPsych와 PsychoPy의 장단점

JsPsych	장점	<ul style="list-style-type: none"> · ms 단위의 시간 정보를 제공한다. · 웹 기반으로 확장이 가능하다.
	단점	<ul style="list-style-type: none"> · 자바스크립트 언어에 대한 이해가 있어야 한다. · 실험 설정을 바꾸기가 어렵다.
PsychoPy	장점	<ul style="list-style-type: none"> · ms 단위의 시간 정보를 제공한다. · 마우스 조작으로 실험을 쉽게 설계할 수 있다. · 실험에 대한 log와 결과파일을 자동으로 생성한다. · 전체 실험에 대한 순서도를 제공하므로 직관적으로 실험 과정을 이해할 수 있다. · Python 코드를 삽입할 수 있다.
	단점	<ul style="list-style-type: none"> · 분기 형태의 순서도를 구현하는 것이 어렵다. · 웹 기반으로 확장하기에 코드가 무겁다.

하지만, PsychoPy는 제공하는 순서도(Flow chart)는 선형구조와 반복 구조만으로 되어 있어서 분기 구조를 구현하는 것이 어색하다. 이는 분기 구조의 순서도를 이용한 실험을 설계할 때 직관적으로 이해하는 것을 방해한다. 또한, PsychoPy는 Builder에서 마우스 조작을 통해 실험 환경을 구현하면, 자동적으로 생성된 코드를 Coder에서 확인할 수 있는데, 각 루틴마다 타이머를 가지고 있기 때문에 전체적으로 프로그램이 무겁다.

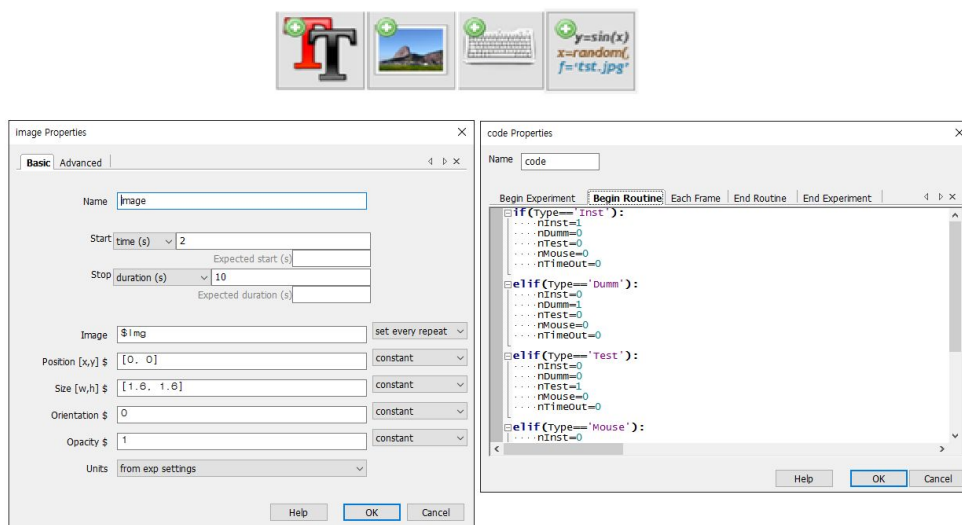
[그림 29] PsychoPy Builder의 구성요소



PsychoPy Builder의 화면은 ① 루틴 ②컴포넌트 ③ 플로우로 구성되어 있다. 루틴 창에서는 하나의 루틴 내에서의 행동 규약을 정의할 수 있다. 컴포넌트 창에서는 루틴에서 사용할 텍스트, 이미지, 키보드 반응 인스턴스 등이 준비되어 있어 이를 사용하여 행동 규약을 자유롭게 정의할 수 있으며, 직접 Python 코드를 입력할 수 있는 코드 인스턴스도 존재한다. 플로우에서는 실험 설계에 대한 전체 흐름도를 만들 수 있으며, 루틴과 반복설정으로 이루어져 있다. 반복에 해당하는 조건은 외부 Excel 파일에서 불러올 수 있다.

PsychoPy 내의 주요 인스턴스로는 ① 텍스트, ② 이미지, ③ 키보드 반응, ④ Python 코드 등이 있다. 모든 인스턴스는 기본적으로 시작 시간과 종료 시간을 설정할 수 있다. 만약 종료 시간을 비워둔다면 이는 해당 인스턴스가 무기한으로 동작한다는 것을 의미하며, 키보드 반응이 도착하는 경우 인스턴스를 종료하도록 설정할 수 있다. 텍스트나 이미지 인스턴스에서는 텍스트나 이미지의 출력 방식을 선택할 수 있는데, 같은 형태가 반복되면 constant, 매 루틴마다 변화하는 인스턴스를 set every repeat, 매 프레임마다 변화하는 인스턴스를 출력하려면 set every frame을 설정하면 된다. 키보드 인스턴스는 허용되는 키의 범위를 선정할 수 있으며, 정답에 해당하는 키를 외부 파일로부터 불러올 수 있으며, 정답 결과를 저장할 수 있다. 또한, 키보드를 누르면 해당 루틴이 종료하도록 설정할 수 있기 때문에, 학생이 답을 반응하자마자 다음 문제 화면으로 넘어갈 수 있어 과제에서의 집중력을 유지하게 할 수 있다. Python 코드 인스턴스에서는 실험 시작시, 루틴 시작시, 매 프레임, 루틴 종료시, 실험 종료 시 동작할 코드를 나누어 작성할 수 있다.

[그림 30] PsychoPy 인스턴스와 속성 설정창

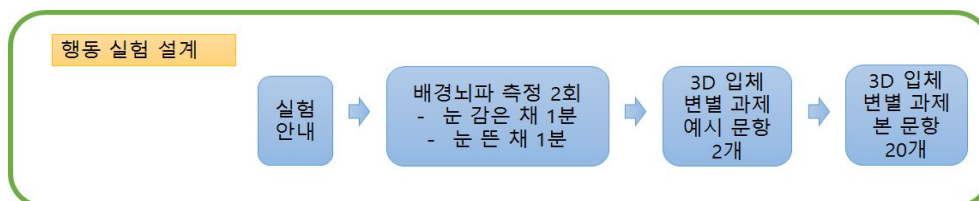


1.1.2. PsychoPy 기반의 행동 실험 설계

행동 실험에 사용할 행동 실험 시스템으로써 PsychoPy를 선택하였는데, 이는 프로그래밍 능력을 보완할 수 있을 뿐만 아니라, 이후의 Python 코드로 짜여진 뇌파 분석 프로그램과의 호환성을 위함이기도 하다. 행동 실험에서 쓰인 수학과제는 3D 입체 변별 과제으로써, 이지윤(2015)이 해당 과제에서의 체화된 ‘거북 전략’의 사용 여부를 시선추적장치(Eye-Tracker)를 사용하여 입증한 바 있다. 본 실험은 ‘회전 전략’을 사용하여 시공간적 지각을 사용하여 두정엽의 활성화가 높을 것으로 예상되는 사전 검사의 뇌파 특성과 체화된 ‘거북 전략’의 학습 이후 언어적, 분석적 사고를 사용하여 측두엽이나 전두엽의 활성화가 높게 나타날 것으로 예상되는 사후 검사의 뇌파의 차이를 분석하는 것을 목표로 하였다.

본 실험에서는 실험에 대한 안내 사항을 전달하고, 이후 배경뇌파로 사용하기 위해 눈을 감은 상태에서 1분 이상, 눈을 뜬 상태에서 십자가 모양을 응시한 채 1분 이상 학생의 EEG를 측정하여 이를 배경뇌파로 사용하고자 하였다. 또한, 2개의 예비 문항을 통해 과제에 대해 이해시킨 이후, 20개의 본 문항을 통해 학생의 공간 인지 능력에 대해 검사하고자 하였다. 20개의 과제에 사용한 자극은 Peters & Battista(2008)의 library에서 발췌하여 회전축과 회전각도에 대한 변인을 가지고 설계하였다.

[그림 31] 3D 입체 변별 과제를 검사하기 위한 행동 실험 설계

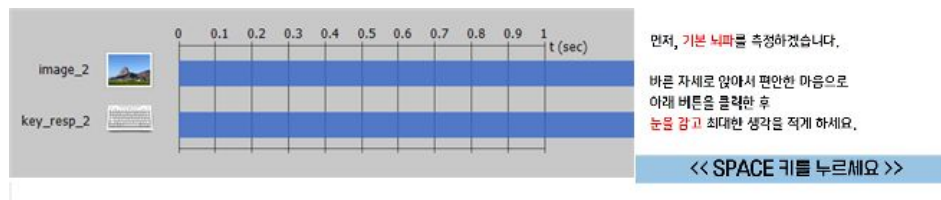


실험에서 측정한 배경뇌파는 미국 학생들의 다량의 뇌파 데이터를 축적한 데이터베이스를 바탕으로 평균으로부터 어느 정도에 위치하는지를 제공하는 Neuroguide를 통해 분석할 수 있으며, 과제 시의 뇌파와 비교하여 과제를 수행할 때 특별히 나타나는 뇌파를 분석할 수도 있다. 뇌파 측정은 배경뇌파를 측정하기 시작하는 시점에 시작하여 본 문항이 마무리되는 시점에 종료한다.

① 실험 안내

실험 안내에 사용한 루틴은 <그림 29>와 같다. 이미지 인스턴스를 통해 안내 페이지를 불러 오고 종료 시간은 무제한으로 설정하여 키보드에서 Space 키를 누를 때 해당 루틴이 종료되도록 설정하였다.

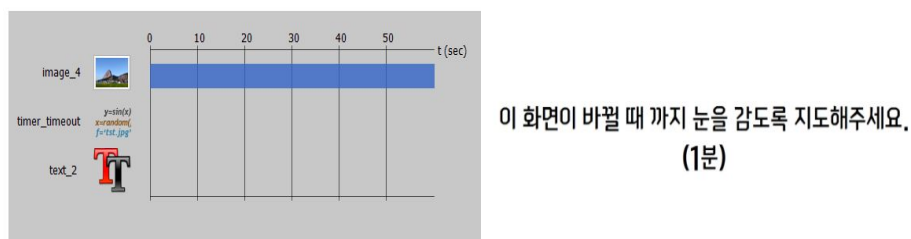
[그림 32] 실험 안내 루틴



② 배경 뇌파 측정

배경 뇌파를 측정할 때에는 이미지가 60초간 나타난 이후에 타이머가 켜지도록 설정하였다. 이 때, 학생은 눈을 감고 있으므로 종료된 시점은 측정 도우미가 파악하도록 하였으며, 이를 돕기 위해 종료 10초 전부터 타이머가 나타나도록 추가적인 코드를 구현하였다.

[그림 33] 배경 뇌파 측정 루틴

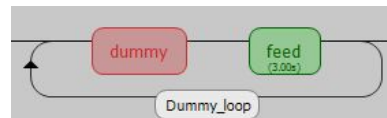


③ 예비 문항 검사

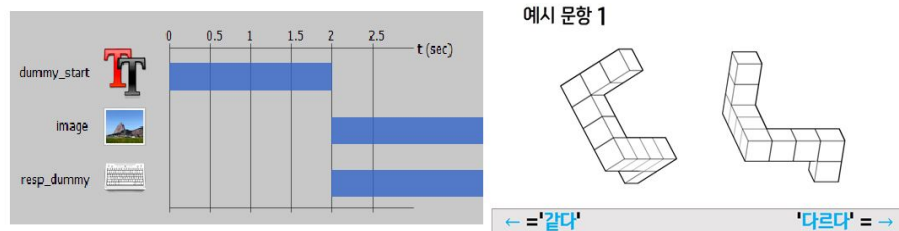
예비 문항과 본 문항에서 사용한 루틴에서 먼저 2초 동안 본 자극에 대한 예비 자극으로 십자가를 응시하도록 하고, 이후 3D 입체 변별 자극을 제시하였다. 이는 자극 이전과 자극 이후의 뇌파의 변화를 살펴보는 사건 관련 동기화(ERD/S)를 활용한 연구에서도 쓰는 방식으로 이후에 ERD/S를 활용하여 분석할 수도 있다.

예비 문항 검사는 예비 문항 제시 루틴과 정답 제시 루틴으로 구성하였다. 예비 문항 제시 루틴에서는 BCI 시스템을 바탕으로 먼저 2초 간 십자가(+) 화면이 나타나도록 하였으며, 초기에는 제한시간을 10초로 설정하였으나, 이후의 버전에서는 예비 문항에서는 타임아웃이 없도록 설정하여 예비 문항 검사를 통하여 과제에 대한 학생의 이해를 돕도록 하였다. 정답 제시 루틴에서는 예비 문제에 대한 학생의 정답 여부와 반응시간을 바로 제공하였다.

[그림 34] 예비 문항 측정 루틴



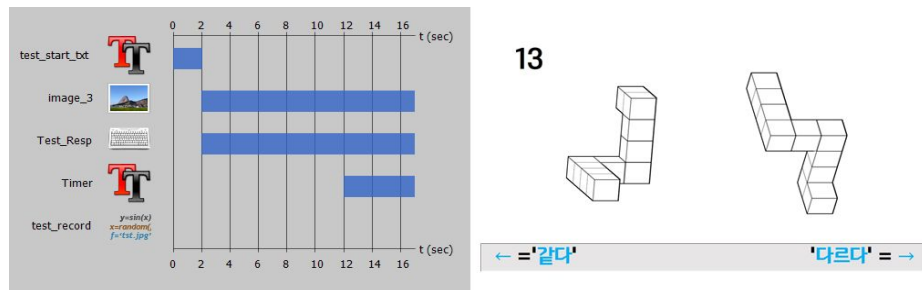
[그림 35] 예비 문항 제시 루틴 (dummy)



④ 본 문항 루틴

본 문항 루틴은 마찬가지로 십자가(+) 모양을 2초간 나타난 이후에 본 문항의 자극이 제시되고 15초 안에 해결하도록 하였다. 5초가 남은 시점부터 타이머가 등장하여 학생이 무응답하지 않도록 유도하였으며, 문항에 대한 답은 바로 제공하지 않았다. 문제에 대한 답은 3D 입체 변별 과제가 ‘같다’고 생각할 경우에는 ‘왼쪽 화살표 키’, ‘다르다’고 생각할 경우에는 ‘오른쪽 화살표 키’를 오른손으로 누르도록 하였으며, 학생에게 뇌파 측정 중 잡파가 발생하지 않도록 최소한의 움직임으로 정답을 누를 것을 사전에 주지시켰다.

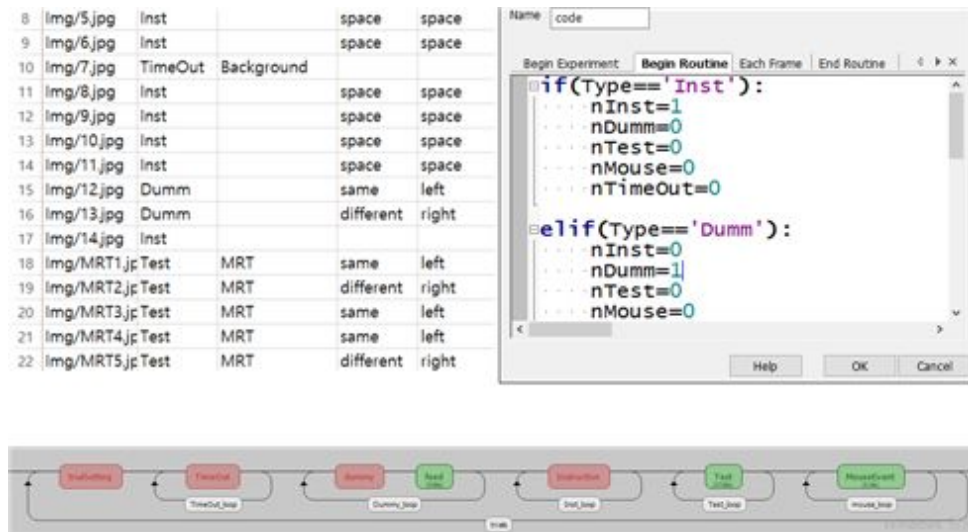
[그림 36] 본 문항 제시 루틴



⑤ 전체 실험 순서도

위에서 설계한 루틴들을 실험 순서에 맞도록 배치하는 것이 필요하다. 외부의 엑셀 파일에 기록된 자극의 순서와 루틴 타입, 그리고 정답을 순서대로 입력받아서 이를 바탕으로 반복적으로 루틴이 동작하도록 할 수 있다. PsychoPy는 순차적인 흐름도를 제공하고 분기구조를 제공하고 있지 않기 때문에 이를 설정하는 것에는 약간의 수고가 들어간다. 이를 위하여 모든 루틴을 순차적으로 전부 거치되 반복횟수를 0으로 설정하여 해당 루틴을 건너 뛰도록 구성해야 한다. 이를 위해 반복횟수를 설정할 수 있는 Python 코드를 추가하도록 설정한다.

[그림 37] 실험 순서를 설정하는 Excel 파일과 분기 구조를 가능케 하는 코드



⑤ 로그 기록과 행동 정보 기록

실험을 실시하면 실험에서 동작한 모든 정보는 로그 기록으로 남는다. 로그 기록은 이후 분석 프로그램에서 과제의 시작 시간과 종료 시간을 파악하는데 사용된다. 또한, 행동정보의 기록은 과제에 대한 학생의 반응, 정답과 반응시간을 자동적으로 저장하기 때문에 이후 행동 분석에 사용할 수 있다.

[그림 38] 로그 기록 및 행동 정보 기록

2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	9	9	9	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	11	11	11	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	12	12	12	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	14	14	14	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	16	16	16	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	18	18	18	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	20	20	20	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	22	22	22	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	23	23	23	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	24	24	24	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	25	25	25	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	26	26	26	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	27	27	27	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	28	28	28	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	29	29	29	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	30	30	30	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	31	31	31	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	32	32	32	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	33	33	33	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	34	34	34	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	35	35	35	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	36	36	36	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	37	37	37	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	38	38	38	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	39	39	39	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	40	40	40	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	41	41	41	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	42	42	42	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	43	43	43	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	44	44	44	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	45	45	45	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	46	46	46	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	47	47	47	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	48	48	48	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	49	49	49	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	50	50	50	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	51	51	51	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	52	52	52	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	53	53	53	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	54	54	54	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	55	55	55	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	56	56	56	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	57	57	57	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	58	58	58	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	59	59	59	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	60	60	60	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	61	61	61	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	62	62	62	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	63	63	63	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	64	64	64	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	65	65	65	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	66	66	66	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	67	67	67	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	68	68	68	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	69	69	69	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	70	70	70	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	71	71	71	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	72	72	72	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	73	73	73	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	74	74	74	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	75	75	75	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	76	76	76	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	77	77	77	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	78	78	78	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	79	79	79	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	80	80	80	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	81	81	81	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	82	82	82	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	83	83	83	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	84	84	84	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	85	85	85	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	86	86	86	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	87	87	87	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	88	88	88	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	89	89	89	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	90	90	90	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	91	91	91	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	92	92	92	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	93	93	93	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	94	94	94	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	95	95	95	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	96	96	96	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	97	97	97	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	98	98	98	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	99	99	99	2016.3.15	9:07:17
2016.03.15 09:07:17	Inst	space	inst	0	100	100	100	2016.3.15	9:07:17



1.2. 뇌파 측정 시스템 설계

1.2.1. EEG 측정 시스템 기초조사


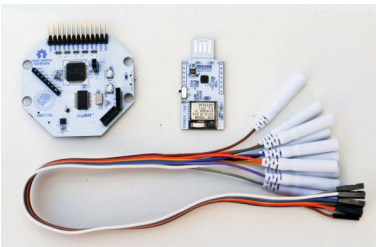
대표적인 뇌파 측정 장비로는 Neurosky의 Mindwave mobile, Emotiv의 Emotiv Insight, OpenBCI의 OpenBCI, Brainmaster의 Discovery 24e 등이 있다. 장비의 가격이 저렴할수록 기능과 측정 부위가 제한적이며, 가격이 비싼 장비일수록 기능이 많으며 측정 부위도 넓고 소프트웨어 및 하드웨어의 성능이 우수하다. 위 4개의 뇌파 장비는 건식 장비로써 계산된 지표값을 제공하는 장비(Mindwave mobile, Emotiv Insight)와 습식 장비로써 젤과 별도의 캡을 필요로 하지만 보다 정확한 가공 전 EEG 데이터를 제공하는 장비 (OpenBCI, Discovery 24e)로 나뉘어진다.

먼저 건식 장비로써 계산된 지표값을 제공하는 장비로는 Mindwave Mobile과 Emotiv Insight가 있다. 건식 장비는 이동이 용이하며, 간단한 설치 절차를 거치면 금방 뇌파를 측정할 수 있다는 장점이 있다. 건식 장비의 주요 목적은 집중지표나 명상지표와 같은 값을 계산하여 제공함으로써 뇌파를 직관적으로 느낄 수 있도록 하는 것이다. 하지만, 해당 지표가 어떻게 설정되었는지에 대한 설명이 부족하며 가공 전 EEG 데이터를 제공하지 않기 때문에 연구에 사용하기에는 신뢰도의 문제가 있다. 건식 측정 장비는 로봇 제어나 뉴로피드백 게임 등의 어플리케이션에서 사용하는 데에 그 목적이 있으며, 측정 위치로부터 전극이 자주 떨어져 측정의 안정도가 떨어진다. 또한, 건식 측정장비는 두피에 직접 전극이 부착되어야하기 때문에 머리카락이 있는 부위를 측정하기가 어렵다. 따라서 심적 회전 과제에서의 심적 시뮬레이션이 일어난다고 사료되는 감각운동령이 위치한 두정엽에서의 뇌파를 측정하지 못하는 한계점이 있다.

[표 6] 건식 뇌파 측정 장비

장비	Mindwave Mobile	Emotiv Insight
측정 방식	건식	건식
측정 부위	FPz	AF3, AF4, T7, T8, Pz
출력	집중지표 (Attention) 이완지표 (Meditation) 밴드별 파워 스펙트럼 값	Interest, Engagement, Relaxation, Excitement, Focus 밴드별 파워 스펙트럼 값
H/W		

[표 7] 습식 뇌파 측정 장비

장비	Discovery 24e	OpenBCI
방식	젤 투입 방식	젤 투입 방식
측정 부위	10-20 system에 의한 전 부위	전 부위
출력 형식	.edf (european data format)	
출력 값	raw EEG data	raw EEG data
H/W		

건식 형태의 뇌파 측정 장비 외에도 습식 형태의 뇌파 측정 장비를 사용할 수 있다. 습식 형태의 뇌파 측정 장비는 젤을 사용하기 때문에 보다 안정적으로 뇌파를 측정할 수 있어 보다 오랜 기간 측정하는 경우에 적합하다. 습식 형태의 뇌파 측정 장비는 하드웨어의 성능이 우수하여 건식에 비해 정확한 EEG 값을 제공하며, 보다 많은 부위를 측정할 수 있다. 습식 형태의 뇌파 측정 장비로써 Brainmaster의 Discovery 24e와 OpenBCI 등이 있다. 이 두 장비는 모두 젤을 사용한 방식으로 액체 형태의 젤의 투입은 신호 측정에 있어서 끊임없는 안정적인 측정이 가능하게 한다.

Discovery 24e는 캡에 연결하여 사용할 수도 있고, 각 지점별로 전극을 연결하여 측정할 수도 있다. 국제 10-20 체계에 의한 전 부위를 측정할 수 있으며, 임피던스 등 하드웨어가 가지고 있는 성능이 우수한 장비이다. Discovery 24e는 측정에 필요한 소프트웨어를 다운받을 수 있으며, 측정된 데이터는 EEG에 대한 유럽 규격인 edf 포맷의 출력을 사용하기 때문에, 뇌파 분석 소프트웨어와의 호환이 우수하다. edf 포맷은 압축률이 뛰어난 EEG 포맷으로 직접 파일을 열어서 각 지점에 대한 측정값을 바로 확인할 수는 없으나 소프트웨어를 통해 변환을 하게 되면 직접 측정값을 숫자로 확인할 수 있고, 변환 결과가 텍스트 파일로 저장이 되기 때문에 자유롭게 Python이나 R에서 데이터를 조작하여 분석할 수 있다.

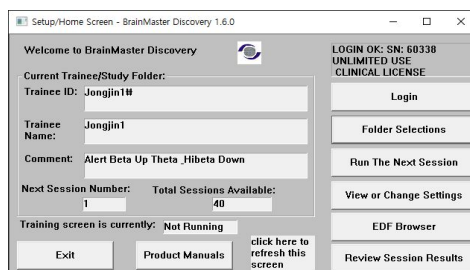
OpenBCI는 오픈소스로 개발된 뇌파 측정 장비로써, 소프트웨어 역시 오픈 소스로 제공된다. OpenBCI는 비교적 저렴한 가격으로 구입할 수 있으며, 3D 프린터로 머리에 쓰는 캡을 직접 만들 수 있도록 그 도면과 함께 제작 정보를 제공하고 있다. OpenBCI는 측정 하드웨어를 이동하면서 뇌파를 측정할 수 있도록 측정하는 컴퓨터와는 무선 통신인 블루투스를 통해 연결되도록 되어 있다. 하지만, 프로세서에 대한 설정이

어긋날 경우 임베디드 소프트웨어에 대한 지식이 있어야 하며 A/S가 뛰어나지 않기 때문에 안정성 면에서 많이 떨어진다. 제공된 소프트웨어는 뇌파의 파형과 파워 스펙트럼, Tomography 등을 확인할 수 있지만, 출력으로 얻은 파일에 대한 정보가 부족하여 외부 프로그램에서 분석하기에는 용이하지 않다.

1.2.2. EEG 측정 환경 설정

이와 같은 뇌파 측정 장비의 기초조사에 의거하여 최종적으로 뇌파 측정 장비를 선택하였다. 선택 기준은 뇌파를 안정적으로 측정할 수 있으며, 이후 분석에서 이를 조작할 수 있는 raw data를 제공하느냐가 주요 기준이 되었다. 따라서 뇌파 측정 장비 중 가장 안정적인 성능을 자랑하며 raw data 형태로 데이터를 제공하는 Discovery 24e를 EEG 측정 장비로 선정하였다. Discovery 24e는 edf형태의 공인된 출력파일을 제공하기 때문에 다양한 뇌파 분석 프로그램과 호환이 가능하며, 좋은 하드웨어 성능으로 인하여 측정으로 얻은 가공 전 EEG 데이터는 높은 신뢰도를 보장한다. 따라서 측정 하드웨어로는 Discovery 24e를 선정하고 측정에 사용하는 소프트웨어 역시 Discovery 24e에서 제공하는 프로그램을 사용한다. 측정에 사용하는 Discovery 24e는 256Hz의 샘플링구간을 가지고 있기 때문에 1초에 256개씩의 EEG 데이터가 발생한다.

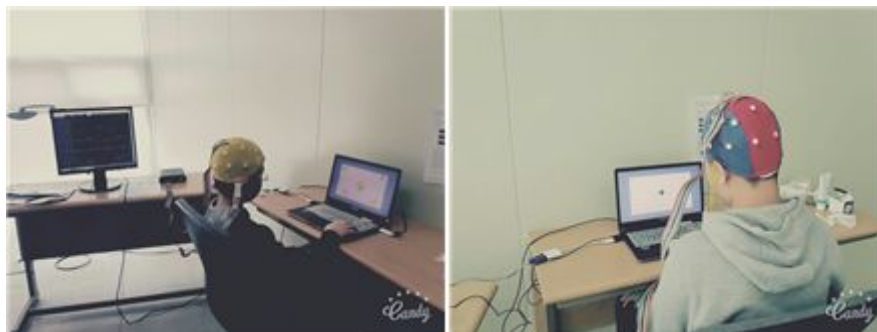
[그림 43] Discovery 24e 소프트웨어와 하드웨어



소프트웨어의 설정에서 측정 데이터 채널은 국제 10-20 체계에 맞는 19개 지점을 모두 선택하였으며, 아시아 지역에서 발생하는 전기적 간섭을 피하기 위해 50Hz 대역에서 Notch 필터를 거치도록 하였으며, 이는 측정의 안정도를 높여주는 역할을 한다. 또한, 뉴로피드백 트레이닝에 대한 모든 설정을 제외함으로써, 측정 소프트웨어로부터 돌발적인 소리나 간섭이 일어나지 않도록 하였다.

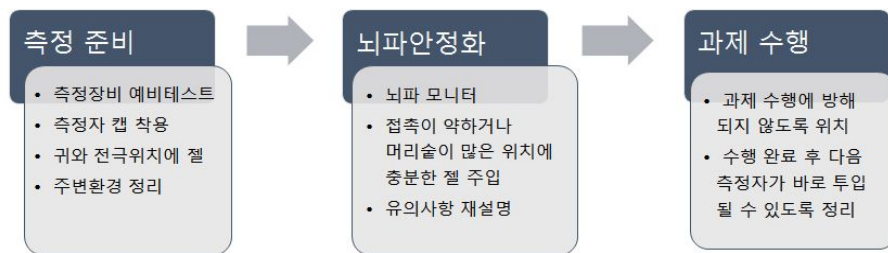
EEG 측정 실험을 위하여 서울대학교 교육정보관 3층에 위치한 동일한 구조의 2개의 실험실을 사용하였다. PsychoPy 기반의 행동 실험 시스템과 Discovery 24e를 사용한 뇌파 측정 시스템을 노트북에 미리 설치하여 준비하였다. 실험실은 전체적으로 약간 어두운 채로 유지되어 있어서 실험에 참여하는 학생은 과제를 푸는 모니터 화면에만 집중할 수 있도록 준비되었다. 각 시스템에 대해 예비 테스트를 진행하여 시스템이 잘 동작하는 지 확인하였으며, 측정 후 설문을 위하여 실험 환경 설치 이후의 행동 검사와 측정 과정을 같은 연구실의 연구원들에게 위탁하였으며, 연구원들에게 실험 진행에 대한 안내와 함께 실험 전반에 대한 리허설을 진행하였다.

[그림 44] 뇌파 측정



기본적인 뇌파 측정은 전극이 부착된 캡을 착용하고 젤을 미리 투입하는 측정 준비 단계와 안정적인 뇌파가 검출되는지를 확인하기 위해 뇌파 모니터링을 거치는 뇌파 안정화 단계, 그리고 최소한의 움직임으로 뇌파를 측정 과제를 수행할 수 있도록 하는 과제 수행 단계로 이루어져 있다.

[그림 45] 뇌파 측정 단계



측정 준비 단계에서 캡을 착용할 때에는 좌우의 대칭이 무너지지 않았는지, 앞뒤 간격이 치우치지 않았는지를 살펴가며, 머리 둘레에 맞는 캡을 착용하는 것이 중요하다. 뇌파 장비와 캡을 연결하기 이전에 예비 단계에서 젤을 미리 투입하는 것이 뇌파 안정화를 위한 모니터링 단계를 빠르게 진행할 수 있는 하나의 방법이다. 뇌파 안정화 단계에서는 뇌파 측정장비와 캡을 연결하고 학생의 귀에 기준전극을 연결한다. 검출되는 뇌파를 유심히 살펴보고 잡파가 발생하거나 안정적인 뇌파의 출력이 나타나지 않는 지점을 파악하고 그 부위에 젤을 추가로 투입하여 두피와 전극 사이에 전기가 흐를 수 있도록 하는 것이 중요하다. 뇌파에서 측정되는 전기 신호의 진폭은 100uV 이하이므로 피험자들의 안전에는 전혀 지장이 없다. 뇌파 안정화는 본 측정에서 데이터를 수집하기 위해 가장 중요한 단계로써 뇌파 안정화 단계를 체크하는 연구원들은 많은 연습을 필요로 한다. 뇌파 측정 실험을 위한 유의사항을 교사용과 학생용으로 만들어 최소한의 움직임으로 과제를 수행할 수 있도록 하는 것이 중요하다.

1.3. 행동 검사 시스템과 뇌파 측정 시스템 통합

두 시스템을 통합한 실험 환경을 구현하기 위해서 행동 실험 시스템과 뇌파 측정 시스템은 같은 컴퓨터 안에 구현되어야 한다. PsychoPy를 사용하는 행동 실험에서는 학생에게 과제를 해결하기 위해서 하나의 모니터가 필요하고, 뇌파 측정에서는 실험을 진행하는 동안 뇌파 측정에 잡파가 많이 발생한다거나 측정 부위에 문제가 생기는 것을 감지하기 위해 연구자가 뇌파의 파형을 주시할 또 다른 하나의 모니터가 필요하다. 따라서 본 시스템에서는 듀얼 모니터 시스템으로 환경을 구성할 필요가 있다.

[그림 46] 뇌파 측정 모니터를 위한 듀얼 모니터



또한, 컴퓨터의 인터페이스는 학생이 과제를 수행하는 데에 사용해야 하므로 자동적으로 뇌파의 측정을 시작하고 종료할 수 있도록 두 시스템 사이의 동기화가 필요하다. PsychoPy 기반의 행동 실험 시스템에서는 자유롭게 Python으로 코드를 추가할 수 있기 때문에, 배경 뇌파를 시작하는 시점에 뇌파 측정을 시작할 수 있도록 시그널을 보내고 최종 문항이 종료되었을 때 뇌파 측정을 종료할 수 있도록 시그널을 보내는 것이 가능하다. 같은 규격의 모니터를 사용하고, 뇌파 모니터 프로그램을 전체화면으로 설정한다면 측정 시작과 종료를 나타내는 버튼의 위치에 마우스 클릭 이벤트를 설정함으로써 구현할 수 있다.

2. 데이터 해석을 위한 EEG 분석 환경 설계

우리는 측정 시스템을 통하여 가공 전 EEG 데이터를 획득하는 데 성공하였다. 가공 전 EEG 데이터를 입력받아 이를 조작할 수 있는 분석 시스템을 설계하는 것을 목적으로 한다. 시간 축으로는 가공 전 EEG의 파형을 그대로 재생하고, 주파수축에서는 기본적인 파워 스펙트럼을 계산할 수 있어야 한다. 또한, 뇌파의 시시각각의 변화를 가장 잘 드러낼 수 있는 시간-주파수 연합 분석방법인 Spectrogram을 그려내는 것을 목적으로 한다.

2.1. EEG 분석 시스템 기초 조사

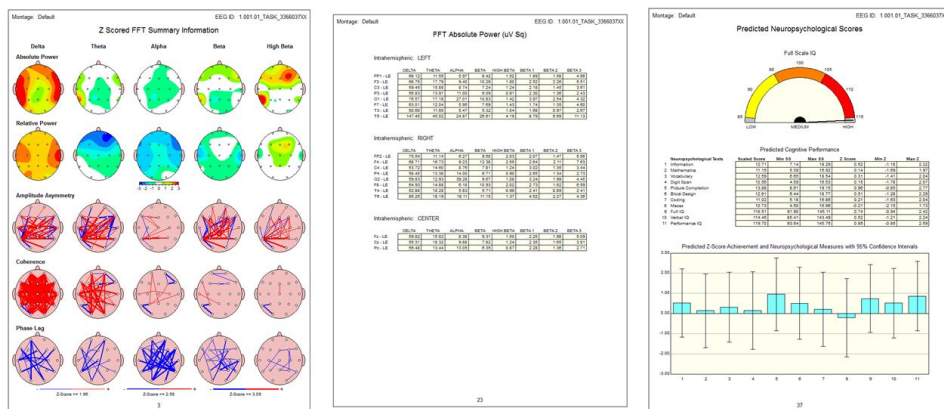
EEG 분석 시스템에는 의료용 진단용으로 정량적 EEG를 제공하는 Neuroguide와 함께 오픈 소스로 개발된 무료 프로그램인 OpenVibe, 파이썬 Library인 Pyeeg, Matplotlib 등을 사용하여 가공 전 EEG 데이터를 직접 조작하여 분석하는 방법 등이 있다.

2.1.1. Neuroguide

NeuroGuide는 유료 라이선스를 필요로 하는 뇌파 분석 프로그램으로써, 많은 뇌파 측정 장비와의 호환성을 제공하고 있기 때문에 어느 측정 장비를 사용하더라도 크게 구매받지 않고 사용할 수 있는 분석 프로그램이다. 간단한 마우스 작업을 통하여 측정된 EEG를 해석할 수 있는 보고서를 제공하기 때문에 분석 결과를 쉽게 출력할 수 있는 소프트웨어이다. 또한 방대한 양의 데이터베이스를 바탕으로 정상 범위에서 얼마나 벗어나는지를 확인할 수 있는 프로그램으로, 학생의 장애 여부나 특이사항을 발견하기에 좋은 프로그램이다. qEEG 형태로 제공되는 정량분석 결과는 진료나 진단에 적합한 형태를 지니고 있다.

Neuroguide에서 제공하는 보고서에는 실험자의 정보와 각 주파수 대역에 해당하는 파워에 대한 Color Map과 각 해당지점에 해당하는 파워, Coherence 등의 뇌파 지표, Brain Performance Index(이하 BPI) 등을 포함한다. 주파수별 파워는 해당 위치에서 어느 대역의 뇌파가 발생하는지를 통해 뇌의 활성화를 분석할 수 있는 중요한 지표이며, Coherence는 신경망에 대한 정보를 제공한다. 또한, BPI는 기존의 경험적 연구를 바탕으로 지능을 평가하는 EEG 값을 통해 지능에 대한 경향성을 나타낼 수 있는 하나의 값이다. Thatcher(2005)는 EEG를 통해 지능지수가 높은(>120) 학생과 지능지수가 낮은(<80) 학생을 높은 신뢰도로 구분할 수 있는지를 연구하였고 지능지수가 높은 학생의 그룹과 낮은 그룹의 학생에서 차이가 나타나는 EEG 지표들을 중심으로 BPI를 구현하였다. 하지만, 통계적으로 상관관계가 있음이 밝혀진 것이고 각 지점이 하는 역할에 대한 정보는 부족하기 때문에 이를 완전히 신뢰할 수는 없다. 또한, 미국의 학생부터 성인을 대상으로 측정한 결과로 한국에서 적용하기에는 문화적인 차이를 고려하여 정보를 획득하는 것이 필요하다.

[그림 47] Neuroguide 보고서 예시



Neuroguide에서 해당 보고서를 출력하기 위해서는 분석할 시간 영역을 선택하는 절차를 거친다. Neuroguide에서는 자동으로 잡파가 없는 부분을 선택해주는 옵션이 있지만, 수학 과제에서 발생하는 뇌파의 분석을 위해서는 과제 수행 시간을 직접 선택해야 한다. Neuroguide에서 얻게 되는 보고서는 선택한 범위에서 종합적인 1개의 보고서를 제공하는데, 시간에 따라 변화하는 데이터가 아니라 평균적인 qEEG의 값을 제공한다. Neuroguide가 눈을 감은 채 움직임이 없는 상태에서 측정하여 의료나 진단의 목적으로 qEEG 정량분석을 하는 데에 특화되어 있기 때문이다. 따라서 과제를 수행하는 동안에 발생하는 인지적 과정에 대한 뇌파는 많은 변동이 발생하기 때문에 이를 Neuroguide의 보고서를 통해서 밝혀내기는 쉽지 않다.

만약 수학 과제 검사에서 사용한 문항의 수가 20문항이라면, 20문항의 각 구간을 일일이 선택하여 보고서를 뽑아내고, 이를 모든 학생에게 적용하는 일은 결코 쉬운 일이 아니다. 각각의 보고서가 인지적 과정정보는 과제 수행 중의 대푯값만을 제공하기에 인지적 과정을 보기 힘든 것 또한 마찬가지이다. 시간해상도에 대한 강점이 있는 EEG의 분석에서는 시계열 분석이 필요한데, ERP를 구하기 위한 Averaging이나 Smoothing 과정을 적용할 수 없을 뿐만 아니라 ERP 분석에서 필요한 신호처리를 할 수 없다.

하지만, Neuroguide에서는 눈을 감은 채 학생의 지능을 예측하거나 학생의 기본적인 배경뇌파를 해석하는 데에는 용이하다. 뇌파 측정 실험을 설계할 때 눈을 감은 채 30초 이상 측정하는 과정을 포함한다면 이는 배경뇌파 분석에 Neuroguide를 사용할 수 있다. 배경뇌파 측정을 시작한 시점과 끝나는 시점을 기록한다면 충분히 Neuroguide에서 좋은 결과를 얻어낼 수 있다. 특히 BPI를 추가로 구매하였을 경우에는 실험에서 사용한 뇌파 데이터를 활용하여 학생의 지능을 예측할 수 있다.

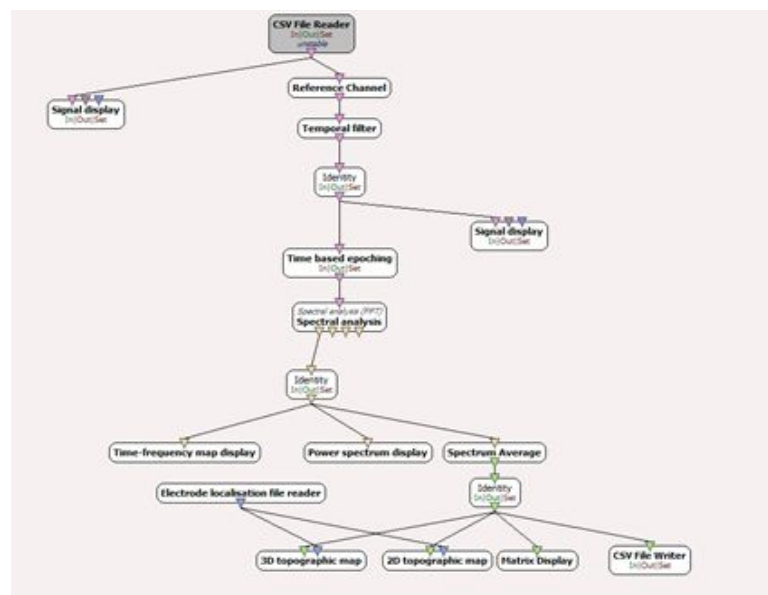
2.1.2. OpenVibe

OpenVibe는 조금 더 다양하게 분석을 할 수 있는 무료 뇌파 분석 프로그램으로, 인간과 컴퓨터 사이의 인터페이스, 즉 BCI (Brain-Computer Interface)를 주목적으로 하고 있는 뇌파 분석 프로그램이다. OpenVibe는 미리 구현된 블록을 이용하여 실험자가 원하는 시나리오를 구성할 수 있도록 되어 있으며, 각 블록에 대한 도움말도 홈페이지에 잘 정리되어 있기 때문에 활용도가 높은 뇌파 분석 프로그램으로 사용할 수 있다. Discovery 24e에서 발생하는 edf 형식의 파일이나, OpenBCI에서 제공되는 형식의 파일을 읽어서 재생할 수 있으며, 호환이 되는 측정 장비를 사용하여 실시간으로 뇌파를 분석하고 이를 바탕으로 뉴로피드백을 제공할 수도 있다. OpenVibe 안에서 구현된 시나리오를 통해 왼손을 움직이거나 오른손을 움직이는 동작을 할 때 발생하는 뇌파를 기억하고 이를 바탕으로 실제로 손을 움직이지 않고 머릿속에서 가상으로 시뮬레이션을 할 때 실제로 손을 움직이는 것처럼 가상환경에서 동작하도록 구성할 수 있다.

Pfurtscheller(2003)가 개발한 Graz-BCI는 현재 BCI에서 가장 많이 사용하는 모듈로써, 왼쪽과 오른쪽 방향에 대한 심적 시뮬레이션을 재현해내는 데 사용된다. 2초가량 자극이 제시되기 이전 십자가(+) 화면이 나타나고 이후, 왼쪽 혹은 오른쪽 화살표가 나타난다. 화살표를 보고 그 방향에 맞는 손의 움직임을 머릿속에서 떠올릴 경우 이를 분석하여 손의 움직임에 맞는 방향으로 컴퓨터가 입력을 받을 수 있도록 하는 모듈이다. OpenVibe에서는 실시간 뇌파 데이터를 얻을 수 있는 Data Acquisition Server 기능과 BCI 모듈을 불러올 수 있는 Graz Simulation 등을 포함하고 있다.

[그림 49]는 뇌파 분석을 위해 설계한 OpenVibe의 시나리오의 한 가지 예이다. 아래의 흐름도는 측정된 EEG 데이터를 읽어서 각각의 신호처리를 거쳐 시계열 분석과 주파수 분석을 하는 시나리오이다. 시나리오에 대해 해석을 하자면 다음과 같다.

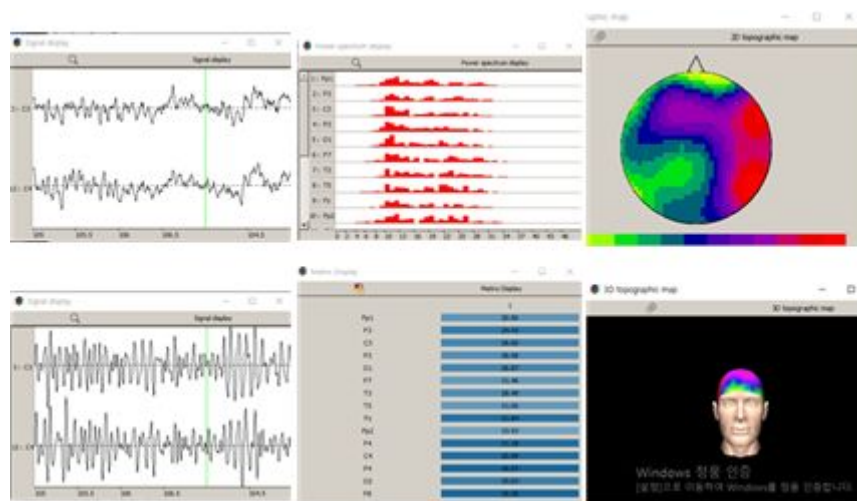
[그림 48] OpenBCI 시나리오 예시



- ① 텍스트 파일로 구성되어 있는 raw EEG 데이터를 CSV File Reader를 통해 읽는다. (읽은 데이터를 출력한다.)
- ② Reference Channel의 신호를 제거한다.
- ③ 1Hz 대역을 제거하는 High Pass Filter와 8-20Hz 대역을 얻는 Band Pass Filter를 통과하여 alpha파에서 low beta파까지만 남긴다.
- ④ FFT를 거쳐 시계열에서 주파수축으로 데이터를 변환한다.
- ⑤ 주파수축으로 변환된 뇌파 정보를 Power spectrum으로 나타낸다.
- ⑥ Spectrum 평균값을 주파수별로 구해 1초마다 1개씩 값을 얻는다.
- ⑦ 이를 표로 값을 표현하거나, 2D, 3D 뇌 지도를 통해 나타낸다.

위의 시나리오를 통해 얻게 되는 데이터는 ① raw EEG (시간축) ② Filtered EEG (시간축) ③ Power Spectrum (주파수축) ④ Spectrum Average (주파수축) ⑤ 2D 뇌 활성 지도 ⑥ 3D 뇌 활성 지도 이다. 위의 시나리오를 통해 나타난 출력의 예시는 [그림 50]와 같다.

[그림 49] OpenBCI 출력 예시

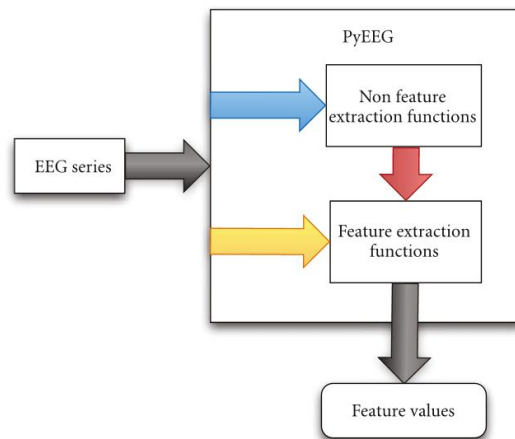


OpenVibe의 분석 프로그램은 뇌파 측정을 처음부터 재생함으로써 동작하며, 역동적인 뇌파의 변화를 관찰할 수 있지만, 그 결과를 스틸컷 형태로 제공하고 있지 않다. 따라서 실험자가 시나리오를 재생하면서 관찰하여 특정한 가설을 세우고 패턴을 발견하는 데에는 유용하나 실험자의 역량이 많이 요구된다. 또한, 시나리오를 통해 계산되는 스펙트럼의 값은 1초에 1번씩 정기적으로 발생하며, 이는 실험자가 원하는 시간을 선택해서 그 부분만 분석하고자 할 때, 실험자의 욕구를 만족시키지 못한다. 얻어진 스펙트럼 값을 문서로 저장할 수 있지만, 과제 시작 시간과 동기를 맞추지 못한 채 발생하는 분석 결과는 크게 사용하기 어려우며, 이는 특정 시간의 뇌 활성화의 변화를 보기에 그 한계가 있다.

2.1.3. PyEEG (Bao et al., 2011)

PyEEG는 뇌파 분석에 사용할 수 있는 Python 라이브러리로서, Neurosky의 Mindwave mobile 기기에서 전두엽의 뇌파를 분석해서 집중 지표나 명상 지표를 계산하는 데 사용되었다. PyEEG는 뇌파 특성을 보기 위한 함수들과 이를 위해 필요한 함수들을 포함하고 있다. PyEEG를 통하여 각 주파수 대역별 파워를 계산할 수 있으며, 인지부하와 관계가 되어 있다고 알려진 Spectral Entropy, ApEn과 같은 함수도 구현되어 있다.

[그림 50] PyEEG (Bao et al., 2011)



PyEEG의 기능 외에 뇌파 신호 처리를 위한 기능은 Python 내부에 다양하게 구현되어 있는데, 시간 축 데이터를 주파수 축으로 변환하기 위한 고속 푸리에 변환, 즉 FFT 기능은 numpy 모듈을 불러와서 사용할 수 있고, 스펙트로그램이나 Coherence는 MATLAB에서 기본적으로 제공하는 기능으로써, Python에서는 matplotlib.mlab에 구현되어 있기 때문에 쉽게 적용할 수 있다.

2.2. EEG 분석 시스템 구현

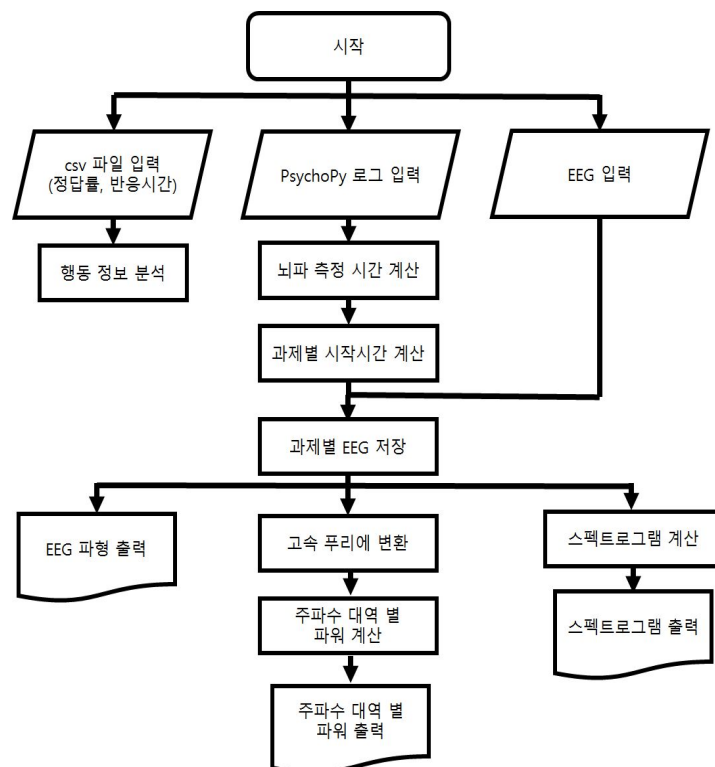
공간 인지 과제에서의 EEG 분석을 위한 기초 분석 시스템은 행동 실험 시스템에서 얻은 행동 데이터와 뇌파 측정 시스템에서 얻은 EEG 데이터를 입력받아 EEG 분석에 사용할 수 있는 지표로 출력하는 것을 목적으로 한다. 구체적인 행동 데이터는 PsychoPy의 실행 동작을 담고 있는 로그 파일과 각 화면에서의 학생의 행동 정보인 키보드 반응, 반응시간, 정답을 담고 있는 csv(comma-separated values) 형태의 파일이며, EEG 데이터는 뇌파 정보를 담고 있는 edf(european data format) 형태의 파일이다. EEG 분석 결과로는 EEG 분석의 기초가 되는 EEG의 가공 전 EEG 출력, 과제별 파워 스펙트럼, 스펙트로그램 등을 제공한다.

분석 프로그램은 연구자가 조작할 수 있도록 Python을 기반으로 구현하였으며, 뇌파 측정 실험에서 얻은 각종 데이터를 입력받아 이를 조작하기 위한 데이터 형식으로 변환하는 것에서 시작한다. 이를 통해 EEG 데이터를 과제별로 잘라 다양한 조작이 가능한 형태로 저장한다. 각 과제별 EEG 데이터에 대한 신호처리 기능을 통해 기본적인 주파수 축 분석과 함께, 짧은 시간 동안 변화하는 뇌파의 모습을 관찰할 수 있다. 아래는 분석 프로그램에 구현된 기능이다.

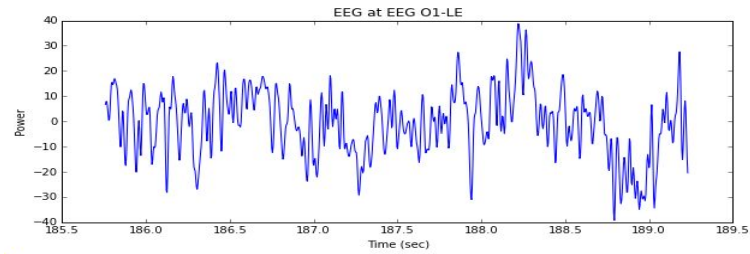
- ① 로그 파일을 읽는 기능
- ② 행동정보 csv 파일을 읽는 기능
- ③ EEG 파일을 읽는 기능
- ④ EEG 데이터를 과제별로 자르는 기능
- ⑤ 과제별 EEG 데이터에 대한 신호처리 기능(FFT, 파워 스펙트럼, 스펙트로그램 등)

위에서 정의한 기능을 바탕으로 가장 기본적인 형태의 뇌파 분석 프로그램의 순서도를 나타내면 [그림 51]과 같다. 행동정보와 PsychoPy 로그, 그리고 EEG 값을 입력받고, 로그를 분석하여 EEG 측정 시작시간을 계산하고, 이를 바탕으로 과제별 구간을 계산하여 EEG 데이터를 과제 구간별로 잘라낼 수 있다. 이후 과제별 EEG의 그래프 파형과 고속 푸리에 변환을 거친 주파수 대역별 파워값, 그리고 mlab 라이브러리를 이용한 과제별 스펙트로그램을 출력한다. 스펙트로그램에서는 과제별 구간보다 이전 0.5초 이후 0.5초의 입력을 추가로 필요로 한다. 스펙트로그램의 출력은 FFT 사이즈를 256으로 설정하여 1초 동안의 데이터를 단시간 푸리에변환을 거치며, 다음 출력과는 0.9초간의 겹침을 허용하여 0.1초마다 값을 계산한 것처럼 나타난다.

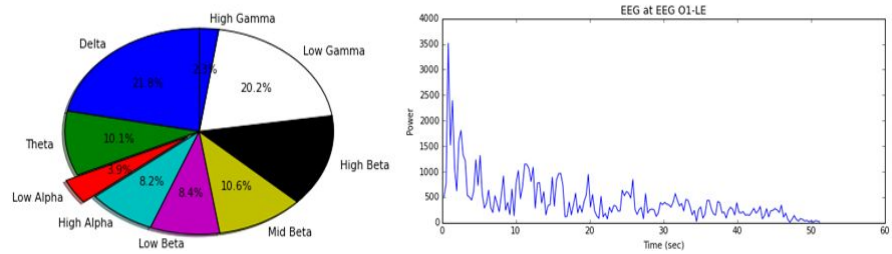
[그림 51] 뇌파 분석 프로그램 순서도



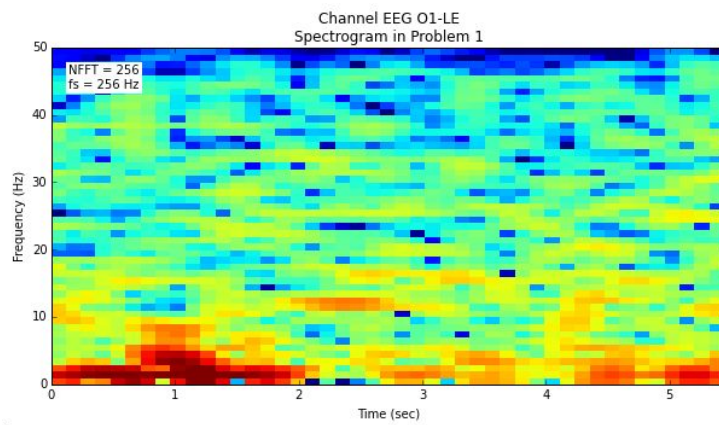
[그림 52] 가공 전 EEG 파형



[그림 53] 파워 스펙트럼 분석



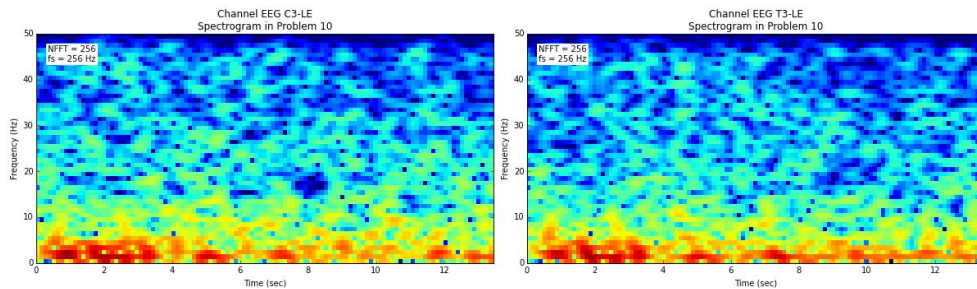
[그림 54] 출력된 스펙트로그램



2.3. EEG 분석 시스템 적용

본 EEG 실험 시스템에서 목표로 했던 거북전략 학습 이후의 뇌파 특성의 변화가 있을 것인지에 대하여 조사해보고자 하였다. 즉, EEG 실험 시스템을 사용하여 전략 학습 이전과 이후에 심적 회전 과제를 수행할 당시의 뇌파 특성의 차이를 살펴보고자 하였다. 초기의 학생들은 심적 회전 전략을 주로 사용하였으며, 이후의 거북 전략을 사용하도록 한 뒤의 검사에서는 이전과는 다르게 언어적 표상을 처리하는 좌뇌 측두엽에서 뇌파의 활성화가 일어날 것으로 예상되었다.

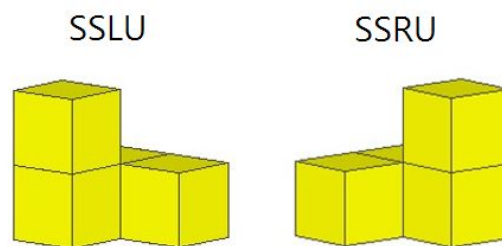
[그림 55] 전략학습 전 두정엽과 좌뇌 측두엽의 스펙트로그램 비교



전략학습 이전의 스펙트로그램에서는 두정엽과 좌뇌 측두엽에서 큰 차이를 보이지 않았으며, 문항에 대한 인지적 전략이 확립되지 않아 해당 문항을 해결하는 데에 오랜 시간이 걸렸음을 알 수 있다.

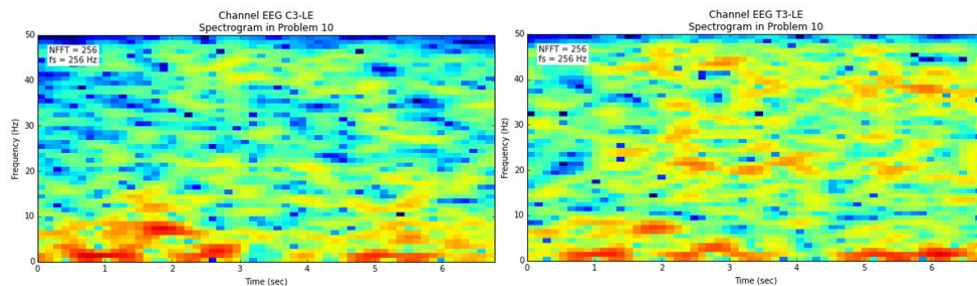
거북전략을 학습한 학생들에게는 오른쪽의 [그림 56]과 같은 입체를 보았을 때, SSLU와 SSRU와 같은 거북코드로 내면화되어 있다면, 해당 자극을 보자마자 언어적 명제가 떠오를 것으로 예상하였다.

[그림 56] 내면화된 거북코드



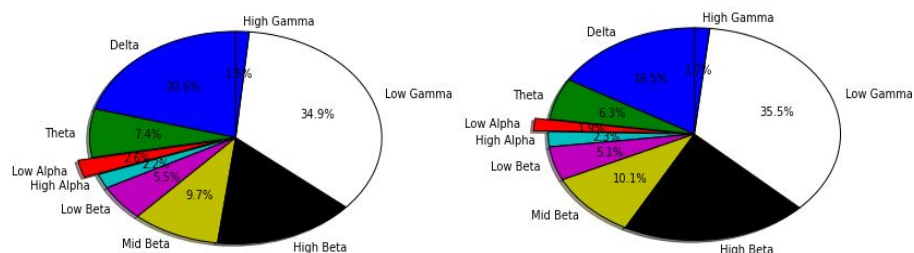
전략학습 이후의 두정엽과 좌뇌 측두엽의 스펙트로그램을 확인한 결과, 좌뇌 측두엽 부분에서의 뇌 활성도가 현저하게 증가한 것이 나타나는 학생이 있었다. 이는 이 학생이 위의 거북코드가 내면화 된것에 대한 뇌파 데이터를 바탕으로 한 증거라고 할 수 있다. 이는 주파수 대역에서 특히 하이 베타파의 활성이 증가된 것으로 고등 사고에 대한 처리를 언어적인 패턴으로 진행하고 있음을 의미한다.

[그림 57] 전략학습 이후 두정엽과 좌뇌 측두엽의 스펙트로그램 비교



이와 같이 본 EEG 실험 환경에서 제공하는 스펙트로그램을 통해 두 피의 각 영역의 활성화에 대하여 그 차이를 이해할 수 있다. 하지만, 이러한 데이터를 양적으로 비교하기 위한 대푯값이 필요하다. 본 시스템에서는 이러한 대푯값 중 하나로 각 과제를 수행할 시에 나타나는 파워에 대한 상대 파워값을 나타낸 파이그래프를 제공한다. 이것에서도 하이 베타파의 값이 좌뇌 측두엽에서 보다 높음을 확인할 수 있다.

[그림 58] 전략 학습 후 두정엽과 좌뇌 측두엽의 상대 파워값 차이



IV. 결론

1. 요약

21세기에 들어서면서 교육 연구에 있어서 인간이 학습하는 방법에 대하여 과학적으로 탐구하는 근거 기반의 학습과학의 연구가 필요하다고 한 목소리를 내고 있다. 교육신경과학은 뇌에 대한 이해를 바탕으로 교육적 이해를 목적으로 하는 심리학, 신경과학, 교육학을 아우르는 과학적인 새로운 학문 분야이다. 현대 과학 기술의 발전으로 인하여 뇌 영상 기술이 발달하면서 살아 있는 사람의 뇌가 어떻게 작동하는지 직접 관찰할 수 있게 되었고, 뇌의 메커니즘과 신경망에 대해 훨씬 더 잘 이해하게 되었다. 그 중 EEG는 1/1000초 정도로 시간 해상도가 높으며 가격이 저렴하고 기기의 부피가 작아서 이동성이 있는 등 다양한 연구 장점으로 인해 인지과학이나 심리학적 패러다임을 손쉽게 실험하기에 좋은 조건을 갖추고 있다.

Shephard & Metzler의 심적 회전 과제는 마치 물리적으로 대상을 회전시키는 것과 같이 머릿속에서 자극을 회전시키는 시뮬레이션을 하고 있음을 밝혀낸 인지 과제이다. 심적 회전 과제의 인지 전략으로는 자극을 이미지 형태로 표상하여 물체를 심적 회전시키는 ‘회전 전략’과 3D 거북 표현식을 이용한 언어적 형태로 표상하여 자극을 기억하게 하는 ‘거북 전략’이 있다. 이는 이지윤의 연구에서 시선추적 장치를 이용하여 사용하는 전략에 따라 시선 패턴의 차이가 있음을 밝힌 바 있다. 또한, fMRI 연구를 통하여 ‘물체의 심적 회전’에 관여하는 두 뇌의 영역은 두정엽 근처에 위치하고, ‘언어적 처리’를 하는 영역은 좌뇌의 측두엽과 전두엽에 위치하고 있음이 밝혀져 있다. 따라서 심적 회전 과제에 대한 인지 전략의 차이는 뇌파 특성에서도 차이를 보일 것으로 예상할 수 있다.

이를 확인하기 위한 EEG 실험 환경을 설계하는 것이 본 연구의 목적이다. 기존의 EEG 실험 환경은 뇌파 측정 장비가 행동 검사와 분리되어 있다는 점과 뇌파 분석 프로그램에서 직접 조작할 수 없다는 점에서 그 어려움이 존재했다. 본 연구에서 제시하는 EEG 실험 환경의 설계는 심적 회전 과제를 수행할 때에 정답률과 반응시간 등의 행동 데이터를 수집하는 ‘행동 검사 시스템’과 과제 수행 시의 EEG 데이터를 수집하는 ‘뇌파 측정 시스템’을 통합한 ‘데이터 수집 환경’의 설계와 ‘데이터 수집 환경’에서 얻은 행동 데이터와 뇌파 데이터를 받아 이를 조작할 수 있는 분석 시스템인 ‘데이터 분석 환경’의 설계를 포함한다.

‘행동 검사 시스템’과 ‘뇌파 측정 시스템’에 대한 기초조사를 수행하였으며, 뇌파 측정 시스템에서 과제 수행 시에 발생하는 문제점들에 대해 살펴보았다. ‘데이터 수집 환경’ 내의 ‘행동 검사 시스템’은 초보자들도 쉽게 설계할 수 있으며 직관적인 순서도를 제공하는 PsychPy를 기반으로 설계하였으며, ‘뇌파 측정 시스템’은 안정적인 뇌파 측정이 가능하며, 이후 분석에서 조작할 수 있는 raw data를 제공하는 Discovery 24e를 사용하였다. ‘EEG 분석 환경’은 과제 수행 시의 실시간으로 변동하는 뇌파 데이터를 분석하기 위하여 조작할 수 있는 형태의 Python 라이브러리를 활용하여 Python 기반의 분석 프로그램을 직접 설계하였다. 제공되는 지표로는 시계열 raw data에 대한 그래프와 함께, 주파수 대역별 파워값을 표현하는 파워스펙트럼과, 상대 파워의 비를 나타낼 수 있는 파이그래프, 그리고 시간에 따른 주파수 대역별 파워의 변화를 살펴볼 수 있는 시간-주파수 연합 분석 결과인 Spectrogram을 제공하였다. 이를 통해 좌뇌 측두엽 지점에서의 베타와 감마 파워의 증가가 학생의 거북전략에 대한 내면화의 증거가 됨을 이해할 수 있었다.

2. 결론 및 제언

본 연구는 EEG 측정 및 분석을 위한 기초적인 실험 환경을 설계하여 EEG 데이터 기반의 국내 교육 연구를 위한 첫 발걸음을 내딛었다는 데에 큰 의의가 있다. EEG는 높은 시간 해상도와 저렴한 가격과 높은 이동성으로 인하여 인지과학이나 심리학적인 패러다임을 손쉽게 실험하기에 좋은 조건을 갖추고 있지만, 국내 교육 연구에서 EEG를 활용한 경우는 매우 드물다. 뇌파에 대한 직관적인 이해가 어려운 것도 한 가지 이유이겠지만 교육 연구에 알맞은 실험 환경의 부재가 가장 크다. Python으로 구현한 분석 프로그램은 가장 기초적인 기능만을 수행하도록 되어 있지만 데이터를 조작할 수 있고 코드를 추가할 수 있기 때문에 원하는 연구에 맞게 개량해서 더욱 발전시킬 수 있다.

또한, 본 연구는 EEG 분석에 사용되는 기초적인 뇌파 신호 측정 및 분석 방법을 종합함으로써 EEG를 활용한 연구를 시작하는 연구자들이 참고할만한 자료가 되었다. EEG 연구는 두뇌의 구조에 대한 이해, 뇌파 측정 방법에 대한 이해, 뇌파 분석 방법 및 신호처리에 대한 이해 등의 접근 장벽으로 인해 쉽게 접근하지 못하는 어려움이 있다. 게다가 뉴로피드백, BCI(Brain-Computer Interface) 등 그 활용 분야도 다양해서 어디에서 뇌파 연구를 시작해야 할 것인가를 찾지 못하는 경우도 많다. 본 연구에서는 가장 기초적인 EEG 분석 환경을 구현하기 위하여 필수적인 기능인 푸리에 변환, 파워 스펙트럼 등의 원리를 담았다.

하지만, 본 연구의 실험 환경을 설계해야 했던 인지적 과제에 대해서 유의미한 양적 해석을 제공하지 못했다는 점은 본 연구의 한계점으로 남는다. ‘거북 전략’을 학습한 이후의 학생의 심적 회전 과제 수행에 대한 데이터를 분석하지 못하여 사전/사후 비교를 통해 “심적

회전 과제 수행 시 인지 전략 유형에 따른 뇌파 활성화의 차이가 있을 것이다.”라는 가설을 양적으로 검증하지 못했던 것이 하나의 아쉬움으로 남는다. 하지만, 몇몇 학생의 스펙트로그램 분석결과 좌뇌 측두엽 영역에서의 활성화가 다른 영역에 비해 두드러지게 나타나는 것을 확인하여, 거북전략의 내면화의 증거로 이해할 수 있었다. ‘거북 전략’ 사용 시에 대한 사후 양적 분석은 이후에 추가적으로 연구를 진행할 계획이다.

또한, 뇌의 영역과 활성화에 대해 정확한 해석이 가능한 fMRI 연구에 비해 EEG 연구는 낮은 공간해상도와 잡파로 인한 간섭의 문제를 동반한다는 한계점이 있다. EEG는 그 측정 과정에서 뇌의 넓은 영역에서 존재하는 신경 세포의 전기적 활동성의 합을 반영하고 있기 때문에 피질에서 일어나는 전기적 활동이 아닌 뇌의 안쪽에서 발생하는 전기적 활동을 해석하는 데 한계가 있다. 또한, 피질에 있는 뉴런에서 나타나는 흥분 및 억제에 관련된 전위뿐만 아니라 뉴런의 활동 전위, 피부, 근육, 혈액, 눈 등에서 유발되는 전기적 신호를 모두 포함하고 있기 때문에 측정에서 잡파를 최소한으로 만들 방안을 마련해야 한다. 실제로 실험에 참가한 한 학생은 설문 과정에서 심적 회전 과제를 해결하기 위하여 손가락을 활용하는 모습을 보였는데, 잡파를 최소한으로 하기 위하여 움직임을 제한했던 실험 환경의 설정이 학생의 인지적 요소를 방해했을 가능성이 있다. 이와 같은 문제를 보완하기 위하여 넓은 부위의 EEG 측정을 바탕으로 전기적 신호의 진원지를 파악하는 LoRETA 연구나, 잡파 제거를 위한 알고리즘이 개발되고 있으므로 분석 시스템을 개선하여 극복할 수 있다. 또한, 측정 날씨가 달라짐에 따라서 측정 신호의 패턴에 큰 차이가 두드러지는 것을 확인하였기 때문에 이를 개선할 알고리즘을 이후에 추가적으로 구현하는 것이 필요할 것이다.

본 연구의 뇌파 측정은 하드웨어 성능이 우수한 Discovery 24e에 의존하고 있는데, 측정 장비의 비용 및 기타 셀, 국제 10-20 체계에 따른 뇌파 캡 등 부수적인 장비에 드는 비용 역시 학교 현장에 바로 투입할 수 있는 뇌파 측정 시스템을 구축하는 데에 장애가 된다. 하지만 모든 두피 부위에 전극을 직접 부착하여 측정할 수 있는 OpenBCI 와 같은 저가형 뇌파 측정 장비가 개발되고 있기 때문에, 가까운 미래에 교육 현장에서 학생의 학습을 진단하고 상담하는 데 교사가 직접 활용할 수 있는 EEG 장비가 개발되기를 기대한다.

본 연구는 뇌파를 측정하고 분석하는 가장 기초적인 EEG 실험 환경을 설계하는 데 집중하였다. 이를 개선하고 적극적으로 교육 연구에 활용한다면 다양한 방면의 연구로 확장할 수 있다고 생각된다. 그 첫 번째로는 인지 신경 과학에서 사용하는 과학적 연구 방법을 사용하여 수학적 과제에서 뇌에서 일어나는 기능에 대해 직접적인 탐구를 하는 것이다. 인지 신경 과학에서 사용한 수학적 과제는 아주 기초적인 연산인 셈이나 분수 등으로 보다 복잡한 수학 과제에 대한 연구가 부족하기 때문에 수학 과제에 대한 엄밀한 분석이 가능한 수학 교육 연구자들이 적극적으로 나설 수 있는 분야이지만, 인지신경과학에서 바라보는 연구 형태이기도 하다. 두 번째로는 수학 교육에서 발견한 많은 인지적 모형을 EEG 실험의 형태로 검증하는 연구 방법이 있을 것이다. Goswami(2006)는 인지신경과학과 교육학 간의 상보적인 관계가 성립해야 교육신경과학이 더욱 발전할 것으로 예측하였다. 김소희(2012)는 인지 신경과학에서 얻어진 뇌 기능에 대한 영상이 많은 사람들에게 매력적이게 느껴지지만, 이런 영상들이 교육과 어떤 관계가 있는지 이해하려면, 학습이라는 정신적 과정을 체계적으로 설명하는 인지심리학적 모형이 필요하므로 교육신경과학적 연구에서 교육 연구자들의 참여가 필요하다고 주장한다. 많은 이들의 노력과 수많은 경험을 통해 얻은 교육의 위대한 발견들은 때로는 확립된 과학적 이론과 증거를 기반

으로 한 교수과학이 아니라, 전통과 직감, 경험, 그리고 다른 교사들에게 얻은 ‘통념’에 의존해 가르치는 일종의 기술이라는 비판을 받기도 한다. 이를 보다 근거 기반의 과학적인 연구방법으로 입증해낼 수 있다면 교육 연구가 교육자들의 전문성을 증진시키고, 오늘날 의사들의 전문성만큼 교사의 전문성이 사회적으로 인정받을 수 있을 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

- 김성일. (2006). 뇌기반 학습과학: 뇌과학이 교육에 대해 말해 주는 것은 무엇인가. 인지과학, 17(4), 375-398.
- 김소희. (2012) 발달적 산술장애(Developmental Dyscalculia)의 교육 신경과학적 특성에 대한 고찰, 학습장애연구, 9(2), 71-91
- 김연미. (2010). 인식론의 신경 생물학적 고찰 및 수학 활동과 관련된 두뇌의 활성화. 수학교육학연구, 20(1), 21-43.
- 김연미. (2013). 수학적 사고에 동원되는 두뇌 영역들과 이의 교육학적 의미. A-수학교육, 52(1), 19-41.
- 민병경. (2009). 뇌파의 주파수축 분석법. 인지과학, 20(2), 155-181.
- 이지윤. (2015), 3D 입체 변별 과제에서 공간 인지 전략의 유형과 역할 -체화된 3D 거북표현식과 전략을 중심으로-, 교육학박사학위논문, 서울대학교
- 한세호. 고상숙 (2016). 심리적 처치프로그램에서 고등학교 학생들의 뇌파반응에 따른 수학불안의 변화. 수학교육학연구, 26(2), 205-224
- 황우형. (2003). 수학교육학에서 바라본 학습심리학의 발달과정과 전망. A-수학교육, 42(2), 121-135.
- Ansari, D., & Coch, D. (2006). Bridges over troubled waters: Education and cognitive neuroscience. Trends in cognitive sciences, 10(4), 146-151.
- Bao, F. S., Liu, X., & Zhang, C. (2011). PyEEG: an open source python module for EEG/MEG feature extraction. Computational intelligence and neuroscience, 2011.
- Blazhenkova, O., & Kozhevnikov, M. (2009). The new object-spatial-verbal cognitive style model: Theory and measurement. Applied cognitive psychology, 23(5), 638-663.

Campbell, S. R. (2006). Educational Neuroscience: New Horizons for Research in Mathematics Education. Online Submission.

Campbell, S. R. (2010). Embodied minds and dancing brains: New opportunities for research in mathematics education. In Theories of mathematics education (pp. 309-331). Springer Berlin Heidelberg.

Cho, H. H., Lee, J. Y. & Song, M. H. (2012c). Construction and design activities through Logo-based 3D microworld. Proceedings of the 2nd International Constructionism Conference 2012 held at Athens, Greece; August 21-25, 2012(pp.565-569). Athens, Greece.

David A. Sousa(2014). 마음.뇌.교육(Mind, Brain & Education). 이찬승 역. 교육을 바꾸는 사람들.

De Leeuw, J. R. (2015). jsPsych: A JavaScript library for creating behavioral experiments in a Web browser. Behavior Research Methods, 47(1), 1-12.

Dehaene, S. (2010). The calculating brain. Mind, brain and education: Neuroscience implications for the classroom, 179-200.

Devlin, K. (2010). The mathematical brain. Mind, brain and education: Neuroscience implications for the classroom, 163-178.

Eisenhart, M., & Towne, L. (2003). Contestation and change in national policy on “scientifically based” education research. Educational researcher, 32(7), 31-38.

Elizabeth C. Hames (2014). EEG artifact removal and detection via clustering. Dissertation, Texas Tech University

Goswami, U. (2006). Neuroscience and education: from research to practice?. Nature reviews neuroscience, 7(5), 406-413.

Hadamard, J.(1990). 수학 분야에서 발명의 심리학 (정계섭 역). 서울: 범양사. (원저 1957년 출판)

Mayer, R. E. (2000). What is the place of science in educational research?. *Educational Researcher*, 29(6), 38-40.

Meshberger, F. L. (1990). An interpretation of Michelangelo's Creation of Adam based on neuroanatomy. *JaMa*, 264(14), 1837-1841.

Norton. A. (2014). Mind, Mathematics, and Mental Action. *수학교육논총*, 46. 7-21.

O'Boyle, M. W., Cunnington, R., Silk, T. J., Vaughan, D., Jackson, G., Syngienotis, A., & Egan, G. F. (2005). Mathematically gifted male adolescents activate a unique brain network during mental rotation. *Cognitive Brain Research*, 25(2), 583-587.

Pascual-Marqui, R. D., Esslen, M., Kochi, K., & Lehmann, D. (2002). Functional imaging with low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA): a review. *Methods and findings in experimental and clinical pharmacology*, 24(Suppl C), 91-95.

Peirce, JW (2007) PsychoPy - Psychophysics software in Python. *J Neurosci Methods*, 162(1-2):8-13

Peters, M., & Battista, C. (2008). Applications of mental rotation figures of the Shepard and Metzler type and description of a mental rotation stimulus library. *Brain and cognition*, 66(3), 260-264.

Pfurtscheller, G., Neuper, C., Müller, G. R., Obermaier, B., Krausz, G., Schlögl, A., ... & Wörtz, M. (2003). Graz-BCI: state of the art and clinical applications. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 11(2), 177-180.

Posner, M. I. (2010). Neuroimaging tools and the evolution of educational neuroscience. *Mind, brain, & education: Neuroscience implications for the classroom*, 27-44.

Prescott, J., Gavrilescu, M., Cunningham, R., O'Boyle, M. W., & Egan, G. F. (2010). Enhanced brain connectivity in math-gifted adolescents: An fMRI study using mental rotation. *Cognitive Neuroscience*, 1(4), 277-288.

Richard E. Mayer(2012). 학습과학 원리와 실천적 적용. 성은모 임정훈 역. 아카데미프레스

Schwartz, D. L. & Heise, J. (2006). Spatial Representations and Imagery in Learning. *Handbook of the Learning Sciences*. K. Sawyer (Ed.), Cambridge University Press.

Shavelson, R. J., & Towne, L. (2002). Scientific research in education. National Academy Press, 2101 Constitution Avenue NW, Lockbox 285, Washington, DC 20418.

Shepard, R. N., & Metzler, J. (1971). Mental rotation of three-dimensional objects.

Slavin, R. E. (2002). Evidence-based education policies: Transforming educational practice and research. *Educational researcher*, 31(7), 15-21.

Sousa, D. A. (2010). How science met pedagogy. *Mind, brain, & education: Neuroscience implications for the classroom*, 9-26.

Storey, B. D. (2002). Computing Fourier series and power spectrum with Matlab. TEX Paper.

Thatcher, R. W., North, D., & Biver, C. (2005). EEG and intelligence: relations between EEG coherence, EEG phase delay and power. *Clinical Neurophysiology*, 116(9), 2129-2141.

<부록>

1. 3D 심적 회전 검사 문항 특성

문항번호	회전축	회전각도	답지유형	자극 코드 (Peters & Battista, 2008)
1	y	60	O	7y180b-7y240b
2	z	60	X	6z135b-6z195a
3	x	90	O	1x120a-1x210a
4	z	60	O	1z315a-1z15a
5	y	90	X	6y125a-6y215b
6	x	120	X	7x115a-7x235b
7	x	60	X	2x150a-2x210b
8	y	120	O	2y205a-2y325a
9	z	120	O	6z235b-6z355b
10	z	90	O	2z145b-2z235b
11	x	120	X	1x35b-1x155a
12	z	90	X	7z210b-7z300a
13	x	150	O	7x75b-7x225b
14	y	180	X	1y165b-1y345a
15	x	180	O	6x230a-6x50a
16	x	150	X	6x65b-6x215a
17	z	150	O	1z235a-1z25a
18	x	180	O	2x35b-2x215b
19	z	180	X	7z145a-7z325b
20	z	150	X	2z150a-2z300b

2. 뇌파 분석 프로그램 코드

① 외부 라이브러리 호출

```
import os
import numpy as np
import re
import pandas as pd
from pandas import ExcelWriter
import matplotlib.mlab as mlab
import matplotlib.pyplot as plt
from numpy.fft import fft
from numpy import zeros, floor, log10, log, mean, array, sqrt, vstack, cumsum,
ones, log2, std, linspace
```

② PsychoPy 로그 Parser

```
def readLog(path):

    event = []
    mouse = []
    mouseMode = False
    testMode = False
    stimTime = 0
    with open(path, 'r') as f:
        while True:
            new_line = f.readline()
            if len(new_line) is 0: break
            new_line.rstrip()
            new_line = new_line.split('\t')
            if (len(new_line) is not 3) : continue

            if new_line[2].startswith("New trial") and mouseMode:
                mouse.append([mouseType, float(new_line[0])])
                mouseMode = False

            if new_line[2].startswith("image_3: autoDraw = True")and testMode:

                stimTime = float(new_line[0])
```

```

        testMode = False

        if new_line[2].startswith("New trial") and new_line[2].endswith("}\n") :
            Type = re.search("u'Type': u'(\w+(\w\.)*)'",new_line[2])
            eventType = Type.groups()[0]

            if eventType.startswith('Mouse'):
                mouseMode = True
                mouseType = re.search("u'TestType': u'(\w+(\w\.)*)'",new_line[2]).groups()[0]

            if eventType.startswith('Test'):
                testMode = True

        if new_line[1].startswith("DATA") and new_line[2].startswith("Keypress")
and eventType.startswith('Test'):
            event.append([float(stimTime), float(new_line[0])])
        f.close()
        event = np.array(event)
        mouse = np.array(mouse)

        eventTime = pd.DataFrame(event, columns=("Stimulate","Response"))
        mouseTime = pd.DataFrame(mouse, columns=("Type","Time"))

        eventTime[["Stimulate","Response"]] =
eventTime[["Stimulate","Response"]].astype(float)

        mouseTime[["Time"]] = mouseTime[["Time"]].astype(float)
        return eventTime, mouseTime

```

③ 과제별 EEG 자르는 함수

```

def cropEEG(eeg,event):

    saved_eeg = eeg
    prob_eeg = []

    for p in xrange(0,len(event)):

```

```

eeg = saved_eeg
StimTime = event['Stimulate'][p]
RespTime = event['Response'][p]
eeg = eeg[eeg['Time'] > StimTime]
eeg = eeg[eeg['Time'] < RespTime]
prob_eeg.append(eeg)
return prob_eeg

```

④ EEG 파형 출력

```

def plotEEG(time,eeg):

    plt.figure(figsize=(10,4))

    plt.plot(time,eeg[:])
    plt.xlabel('Time (sec)')
    plt.ylabel('Power ')
    plt.title('EEG at %s ' %(ch,))

    plt.show()
    plt.close()

```

⑤ 주파수 대역 별 파워 계산

```

def bin_power(X, Band, Fs=256):

    C = fft(X)
    C = abs(C)
    Power = zeros(len(Band)-1);
    for Freq_Index in xrange(0,len(Band)-1):
        Freq = float(Band[Freq_Index])

        Next_Freq = float(Band[Freq_Index+1])
        Power[Freq_Index] = sum(C[floor(Freq/Fs*len(X)):floor(Next_Freq/Fs*len(X))])

    Power_Ratio = Power/sum(Power)
    return C, Power, Power_Ratio

```

⑥ Power Spectrum 출력

```
def plotPowerSpectrum(eeg):

    L = len(eeg)
    fs = 256
    T = 1/fs

    f = fs*linspace(1,L/5,L/5)/L
    # single side frequency vector, real frequency up to fs/2
    Y = fft(eeg)

    plt.figure(figsize=(10,4))
    plt.plot(f,abs(Y[0:L/5]))
    plt.xlabel('Time (sec)')
    plt.ylabel('Power ')
    plt.title('EEG at %s ' %(ch,))

    plt.show()
    plt.close()
```

⑦ Spectrogram 출력

```
def plotSpectrogram(eeg):

    spec_PSDperHz, spec_freqs, spec_t = mlab.specgram(np.squeeze(eeg),
                                                    NFFT=256,
                                                    window=mlab.window_hanning,
                                                    Fs=256,
                                                    noverlap= 225)

    f_lim_Hz = [0, 50]
    plt.figure(figsize=(10,5))
    ax = plt.subplot(1,1,1)
    plt.pcolor(spec_t-0.5, spec_freqs, 10*np.log10(spec_PSDperHz))
    plt.clim([-25,26])
    plt.xlim(spec_t[0]-0.5, spec_t[-1]-0.5)
    plt.ylim(f_lim_Hz)
    plt.xlabel('Time (sec)')
    plt.ylabel('Frequency (Hz)')
    plt.title('Channel '+str(ch)+' '+'\nSpectrogram '+' 'in Problem ' +str(p+1))
```

```

ax.text(0.025, 0.95,
        "NFFT = " + str(256) + "\nfs = " + str(int(256)) + " Hz",
        transform=ax.transAxes,
        verticalalignment='top',
        horizontalalignment='left',
        backgroundcolor='w')
plt.show()
plt.close()

```

⑧ main 함수

```

if __name__ == '__main__':

    CWD = os.path.abspath(os.getcwd())

    Subject_path = "Data/Subject_Info.xlsx"

    s = ['160319','S19','01']

    data_path = "Data/Data/%s_%s %s_data.txt" %(s[0],s[1],s[2])
    header_path = "Data/Data/%s_%s %s_header.txt" %(s[0],s[1],s[2])
    signal_path = "Data/Data/%s_%s %s_signals.txt" %(s[0],s[1],s[2])
    log_path = "Data/Logs/%s_%s %s_log.log" %(s[0],s[1],s[2])
    filename = "Report/%s_%s %s_report.xls" %(s[0],s[1],s[2])

    print "Data path : %s" %(data_path)

    eventTime, mouseTime = readLog(log_path)

    start = float(mouseTime['Time'][0])
    print "StartTime = ", start

    eventTime = eventTime -start

    signal = pd.read_csv(signal_path)
    a = pd.Series(signal['Label'])
    b = pd.Series('Time')
    signals = pd.concat([b,a],ignore_index = True)

    eeg = pd.read_csv(data_path)
    eeg.columns = signals

```

```

eeg_in_prob = cropEEG(eeg, eventTime)
eeg_in_prob_for_Spec = cropEEG_for_Spec(eeg, eventTime)

p_list = xrange(0,len(eventTime['Stimulate']))

ch_list = [a[0],a[2],a[4],a[6],a[9],a[11],a[13],a[15]]

bands = [0.5,4,8,10,12,15,20,30,50,70]
band_name = ['Delta','Theta','Low Alpha','High Alpha','Low Beta','Mid
Beta','High Beta','Low Gamma', 'High Gamma']
explode = (0,0,0.1,0,0,0,0,0,0)
writer = ExcelWriter(filename)

for p in [0,1]:

    power_list = []

    for ch in ch_list:

        C, power, power_ratio = bin_power(eeg_in_prob[p][ch],bands,256)

        theta_power = power[1]
        alpha_power = power[2]+power[3]
        SMR_power = power[4]
        beta_power = power[4]+power[5]+power[6]
        gamma_power = power[7]+power[8]
        total_power = sum(power)

        plotEEG(eeg_in_prob[p]['Time'],eeg_in_prob[p][ch])

        plt.pie(power, explode = explode, labels=band_name,
autopct='%1.1f%%', shadow = True, startangle=90)

        plotPowerSpectrum(eeg_in_prob[p][ch])

        plotSpectrogram(eeg_in_prob_for_Spec[p][ch])

        power_list.append(power)
    power_list = np.array(power_list)
    power_spec = pd.DataFrame(power_list, index = ch_list , columns =
band_name)
    power_spec.to_excel(writer,'Sheet%s'%(p+1))

```



```
writer.save()
```

ABSTRACT

An EEG test environment design for measuring and analyzing the brain on Mental Rotation Task

Kim, Jongjin

Department of Mathematics Education

The Graduate School

Seoul National University

Since education researchers recently agreed that scientific researches should be based on empirical evidences, education researches have developed as learning science. Educational Neuroscience is the new field of the scientific exploration of human cognitive process to improve the education by using evidences from brain imaging techniques. Among the various techniques, EEG has advantages of high time resolution, relatively low cost of equipment, and ease of portability. Therefore, it is more likely to be applied to the education field, and it is very suitable for education research.

This study focused on the design of a test environment for measuring and analyzing the brainwave that occurred on solving a 3D mental rotation task(MRT), because it was to be expected that brain activities with a turtle code strategy on the task might be different

from those with an imagery strategy. However, there are two difficulties for the previous EEG system to use it. The first is that the separation between the brainwave measurement system and the behavioral tests made it difficult to analyze with task performance information. The second is that there rarely is a system that can be analyzed to directly manipulate the data on the research purpose because it is possible to get only the calculated indices by the measuring system or view only the reports provided by the analyzing system.

Thus, this study provided “Data Collection System” which integrates the measurement of brainwave with the behavioral test and “Data Analysis System” which allows the researchers to directly manipulate the empirical data. The collection system was constructed by integrating ‘Behavior test system’ for recording the correct rates and the response time with ‘EEG measurement system’ for obtaining EEG data. The analysis system offers the key resources on various analysis, such as EEG wave on time domain analysis, power spectrum on frequency domain analysis, and spectrogram on joint time-frequency analysis for direct investigation.

This study presented the foundation of the EEG test environment to measure and observe the brain activities when performing tasks. This study may have meaningful in that it was an early attempt of the education research by measuring and observing EEG data in Korea. The EEG test environment is expected to be the starting point for the use of brain-based research on the educational interests such as the use of cognitive strategies, the differences of cognitive loads, and the variety of learning styles.

Keyword: EEG, Menatl Rotation Task, Data Collection System, Data
Analysis System, EEG test environment
Student Number: 2014-20935