Korean Society for
Clinical Laboratory ScienceKorean Journal of
CLINICAL LABORATORY SCIENCE **REVIEW ARTICLE****EEG Recording Method for Quantitative Analysis**Jaeseok Heo^{1,2,3}, Kyungmi Chung^{2,3}¹The Graduate School, Yonsei University Graduate Program in Cognitive Science, Seoul, Korea²Institute of Behavioral Science in Medicine, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea³Department of Psychiatry, Severance Hospital, Yonsei University Health System, Seoul, Korea**정량적 분석을 위한 뇌파 측정 방법**허재석^{1,2,3}, 정경미^{2,3}¹연세대학교 일반대학원 인지과학협동과정, ²연세대학교 의과대학 의학행동과학연구소, ³연세대학교 세브란스병원 정신건강의학과**ARTICLE INFO**Received August 26, 2019
Revised October 4, 2019
Accepted October 17, 2019**Key words**Clinical physiologic testing
Electroencephalography
Quantitative electroencephalography**ABSTRACT**

Quantitative electroencephalography (QEEG) has been widely used in research and clinical fields. QEEG has been widely used to objectively document cerebral changes for the purpose of identifying the electrophysiological biomarkers across various clinical symptoms and for the stimulation of specific cortical regions associated with cognitive function. In electroencephalography (EEG), the difference in quantitative and qualitative analyses is discriminated not by its measurement methods and relevant clinical or research environments, but by its analysis methods. When performing a qualitative analysis, it is possible for a medical technologist or experienced researchers to read the EEG waveforms to exclude artifacts. However, the quantitative analysis is still based on mathematical modeling, and all EEG data are included for the analysis, leading the results to be affected by unexpected artifacts. In the hospital setting, the case that the medical technologists in charge of the EEG test perform academic research has been little reported, compared to other clinical physiological measurement-based research. This is because there are few laboratories specialized in clinical physiological research. In this respect, this study is expected to be utilized as a basic reference material for medical technologists, students, and academic researchers, all of whom would like to conduct a quantitative analysis.

Copyright © 2019 The Korean Society for Clinical Laboratory Science. All rights reserved.

서론

전기 생리학적 신호의 측정은 동물 다리 근육의 움직임을 기록하는 것으로 시작으로, 인간의 두피에 전극을 부착하여 활동 전위를 기록한 역사를 가지고 있다. 뇌파(electroencephalography)는 침습적 및 비 침습적 전극을 이용하여 뇌의 전기적 활동을 기록하는 모든 분야를 이야기 한다. 이러한 뇌파의

분야에는 일반적으로 불리는 뇌파, 수면다원검사(polysomnography), 유발전위검사(evoked potential), 사건 유발전위검사(event related potential)가 있으며 최근에는 자기장의 원리를 이용한 뇌 자기도(magnetoencephalography)가 있다 [1-3].

측정된 생체신호를 분석하는 방법은 정성적 분석과 정량적 분석이 있다. 정성적 분석은 뇌파가 시작된 시기부터 사용된 방법으로 기록 전극과 기준전극간의 전위 차이를 종이에 기록하여 비정상 파형을 눈으로 찾는 분석이다. 최근 컴퓨터 기술의 발전으로 종이에서 모니터 바뀌었다.

정량적 분석은 컴퓨터가 상용화된 이후 개발된 방법으로 데이터화된 뇌파를 분석하는 것이다. 예를 들면, 유발전위검사 및

* Corresponding author: Kyungmi Chung

Department of Psychiatry and Institute of Behavioral Science in Medicine, Yonsei University College of Medicine, 50 Yonsei-ro, Seodaemun-gu, Seoul 03722, Korea
E-mail: CHUNGKYUNGMI@yuhs.ac* ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2754-7631>

사건 유발전위검사서 수십 및 수백 번의 자극 및 사건을 제시된 후 시간의 기준으로 이후에 나타나는 같은 시간대의 데이터를 평균하여 대상자가 가지고 있는 파형의 형태, 진폭, 잠복기의 수치를 얻는 것이다. 뇌파는 주파수 단위로 세부 영역(band)을 델타, 세타, 알파, 베타, 감마 등으로 설정하여 푸리에 변환(fast Fourier transform)을 적용하여 수치화할 수 있다. 정량적 분석은 사람이 손으로 계산하는 한계에 도달하여 더딘 성장이 있었지만 하드웨어의 발전으로 인해 본격적으로 뇌 맵핑, 뇌파의 지형도, 주파수 분석을 할 수 있게 되었다[4-7].

모니터를 통하여 파형의 형태를 눈으로 찾아보는 정성적 분석 방법에서의 한계점이 있다. 그것은 잡파와 뇌파가 혼합되어 사람의 눈으로는 뇌파와 잡파를 감별하기 어려운 파형이나, 실수로 중요한 파형(예: 극파, 예파 등) 보지 못하는 것이다. 이를 보완하기 위해 비 정상 파형을 자동으로 찾아 줄 수 있는 목적으로 정성적 분석에 정량적 방법이 적용되는 연구들도 진행되었다 [8, 9]. 따라서, 정성적 분석과 정량적 분석을 함께 이용한다면 중요한 파형에 대하여 확인하지 못하는 에러를 줄일 수 있다. 예를 들면 수면다원검사의 경우 정량적 분석의 방법을 이용한 수면 단계를 판단하는 초기 분석은 임상병리사의 업무를 줄여 줄 수 있는 효과적인 방법이라고 생각한다[10].

임상에서의 정량적 뇌파는 주의력 결핍 과잉행동장애(attention deficit hyperactivity disorder, ADHD) 환자들의 이마엽의 절대값 세파타 증가 상대값 베타파 감소 또는 전반적인 절대값 베타파가 증가 하였으며, 2015년 Steven의 연구에 의하면 이마엽의 세타/베타 비율을 이용한 진단에서 정확도는 61~88%로 나타났으며, 미국 식약청에서도 뇌파의 세타/베타 비율이 주의력 결핍 과잉행동장애에 대한 가이드라인을 발표하는 등 진단에 도움이 되는 지표로 인정되었다[11-14].

불안장애에서는 정상인보다 머리의 전체적인 부위에서 절대값 베타파가 증가 하며, 우울장애 등의 환자는 정상인보다 머리의 전반적 서파의 증가가 나타나고 있다[15]. 또한, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술, 신경과적 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술, 질환에서 자기공명영상과 뇌파를 동시에 측정하여 비교하는 등 의료 및 공학적인 많은 분야에서도 대뇌의 변화를 측정하여 분석하는데 지금도 활발하게 연구가 진행되고 있다[16-19].

임상의 경우 신경과 및 신경외과 등에서 정성적 분석의 뇌파를 많이 사용하고 있지만, 결과의 객관성 및 통계적 유의성을 입증하기에는 한계가 있으므로, 연구에서는 정량적 분석이 많이 사용되고 있다.

임상병리사는 임상생리학 분야의 검사전문가로서 병원에서 오래 전부터 뇌파 측정을 담당해 왔음에도 불구하고 미생물, 병

리학 등 다른 분야와는 다르게 많은 연구들이 이뤄지지 못하는 이유는 정량적 분석적 방법에 대하여 일반적으로 알려지지 않기 때문이라고 생각한다. 대학의 학부 과정에서는 면허증 취득을 위한 검사의 일반적인 내용과 측정 방법에 대하여 배우고 있지만, 대학원 과정에서 임상생리학 연구를 할 수 있는 실험실이 부족하기 때문이라고 생각한다. 또한 뇌파 장비에서 제공하는 전용 소프트웨어로는 연구의 목적이 맞게 데이터를 전처리하거나 분석하는 데에 한계가 있어 접근에 제한점이 있다. 왜냐하면, 정량적 분석을 위해서는 추가적인 소프트웨어가 필요하며, 사용법에 대해서도 익숙해 지는데 많은 시간이 필요하기 때문이다.

대한임상검사과학회지에서 ‘Electrophysiology’로 제목을 검색한 결과, 1982년을 시작으로 2018년까지 총 88편의 논문이 발간되었으며, 그 중에서 ‘뇌파’를 주제로 한 연구는 8편 밖에 되지 않아 굉장히 적은 논문의 수가 이러한 주장을 간접적으로 뒷받침하고 있다[20, 21].

뇌파 및 뇌자도, 사건유발전위의 측정 시 지켜지고 숙지해야 할 내용에 대해서 가이드라인을 제시한 논문들은 주기적으로 나오고 있다. 하지만, 뇌파 분석을 시작하는 단계의 연구자들을 위해서는 자세하게 다루고 있지 않고 있어서 [22-24], 측정이나 분석의 세부적인 내용에 대한 설명이 필요하다고 생각한다.

뇌파를 측정하는 기본적인 방법은 정성적 분석과 정량적 분석의 큰 틀에서의 차이점은 없지만, 잡파를 제거하는 것에 대해서 정성적 뇌파보다 더 주의를 기울여야 한다고 생각한다. 왜냐하면, 정성적 뇌파는 판독하는 사람이 자의적으로 잡파라고 생각하는 부위는 무시할 수 있지만, 정량적 뇌파에서는 모든 내용이 포함되기 때문이다. 따라서, 정량적 분석은 측정자의 눈에 보이지 않는 영역까지 분석하는 것으로서 기록 전 설정과 측정하는 장비의 특성에 영향을 많이 받는 것을 고려하여 정성적 분석에 비해서 더 넓은 저장 영역과 적극적인 잡파의 제거 능력을 필요로 한다.

따라서 본 연구의 목적은 뇌파의 정량적 분석을 하기 위해 측정하기 전에 장비의 설정 단계에서부터 측정을 끝내는 단계까지 뇌파를 담당하는 임상병리사, 대학원생, 연구자들이 꼭 알아야 할 기본적인 내용과 각 부분에 대한 노하우를 소개하고자 하는 것이다. 정량적 분석에 대한 모든 내용을 포함할 수는 없지만, 본 내용을 기반으로 향후 뇌파 연구에서 임상병리사들도 활발하게 참여할 수 있도록 기초를 제공하고자 함이다.

본 론

1. 뇌파 기록 전

1) 전극

뇌파 전극의 부착은 국제 표준 10-20 전극배치법을 많이 사용하고 있으며, 임상가가 중요한 위치에 전극을 추가할 수도 있다. 일반적으로 20~30개의 기록 전극 및 기준 전극으로 사용한다. 전극을 부착하기 전 두피에 있는 기름 성분과 각질 및 이물질을 제거하여 전극과 두피의 사이의 접촉 저항을 줄이는 과정이 필요하다. 전용 크림과 면봉을 이용하여 전극풀이 붙여질 부위를 머리카락의 방향으로 두피가 완전히 제치고 2 cm 정도 반경을 여러 번 긁어서 닦아준다.

이후 머리카락을 양쪽 방향으로 정리하고 전기 전도성을 높이는 전극풀을 두피에 바르고 그 위에 전극을 부착한 다음, 거즈나 종이를 사용하여 전극 위에서 아래로 눌러 두피에 고정시켜주는 것이 중요하다. 왜냐하면, 두피와 전극의 간격을 줄여 전극이 두피에서 떨어지는 것을 방지하고, 밀착되어 안정적으로 신호를 측정하고 잡파가 들어오는 것을 최소화 할 수 있기 때문이다(Figure 1A, B). 그러나, 측정시간을 줄이기 위해서 두피의 기름 및 각질 등의 이물질을 제거하는 과정을 생략하고 바로 전극풀을 머리에 바르고 전극을 부착하는 것은 부적절한 방법이다.

위에 설명한 모든 과정은 높은 주파수(30 Hz 이상)의 잡파를 측정 전, 중에 제거할 수 있는 방법이다. 전극 부착 후 장비에서 제공되는 소프트웨어를 이용하여 전극과 두피의 저항을 측정하여 0.1~10 kΩ 사이에 들어오는지 반드시 확인을 해야한다. 최근에는 크림 형태의 전극풀을 사용하지 않고 물에 용매들을 녹

여 전극의 스폰지를 적혀 사용하는 습식 뇌파 장비도 있다(Figure 2A, B). 그러한 장비는 잠깐 쉬는 시간에도 주기적으로 수분을 공급하여 스폰지 및 두피의 주위가 마르지 않도록 노력해야한다[25].

다양한 전극의 구성은 많은 몽타주를 변경시킬 수 있는 장점이 있다. 일부 분석에서는 Cz (central zero)만을 기준전극으로 사용하거나, 좌측 또는 우측 컷볼에서만 기준 전극을 기록하는 경우도 있다[26]. 이러한 경우의 대부분은 뇌파 장비에서 많은 채널의 입력을 받을 수 없기 때문에 기준이 편향될 수 있는 단점이 있다. 하지만, 전극 접속기에 여유가 있는 경우라면 기준 기록을 양측 컷볼 등 다양한 부위를 기록하면 이후 분석에서도 유용하게 사용할 수 있다.

특히 전처리 과정에서 눈동자 움직임의 기준이 될 수 있는 전극을 추가한다면 눈의 움직임만을 제거하는데 유용하게 사용될 수 있다[26]. 따라서, 전극 접속기에서 입력 전극의 개수가 충분하다면 다양한 기준 전극은 될 수 있는 많은 곳에서 뇌파 데이터를 기록하는 것이 바람직하다.

정성적 뇌파 분석의 경우 전극의 개수는 10-20 시스템의 경우 30개 정도이고, 10-10 시스템의 경우 약 70여개의 전극을 사용하지만, 정량적 뇌파 분석의 경우 일부 연구에서는 정성적 검사의 전극보다 적게 사용되기도 하지만[27], 대부분 65개의 전극을 사용하고 있으며, 좀더 세밀한 위치를 분석하고자 할 경

Figure 1. Comparison of (A) EEG signals with line noise at parietal regions and (B) those after electrical noise removal.

Figure 2. Illustration of (A) high density 65-channel EEG sensor net prepared with wet electrolyte which is a solution of water, potassium chloride, and baby shampoo and (B) individual Ag/AgCl electrode and potassium chloride.

우 256개의 전극까지 사용되고 있다. 정량적 뇌파는 대부분 많은 전극을 사용하고 있어서 검사자가 전극을 하나씩 붙이기 보다는 모자형 전극을 사용하는 경우가 많다.

모자형 전극을 사용하기 위해 젤리형 전극풀을 사용할 때 주의점이 몇 가지를 소개한다. 첫째, 젤리형 전극풀은 냉장의 온도에서 부드러운 상태를 유지하고 있다. 따라서, 원활한 주입을 하고자 할 경우에는 냉장보관을 해야한다. 둘째, 대부분 끝이 날카롭지 않은 주사기를 이용하여 주입시키는데 시간이 지나면 물처럼 흐를 수 있기 때문에 일반적인 전극풀 보다 소량이 사용된다. 셋째, 전극간의 간격이 좁기 때문에 젤리형 전극풀의 과도하게 사용하게 되면 전극과 전극이 서로 연결되는 브릿지 현상이 나타날 수 있다. 이러한 현상이 나타난다면 모자형 전극을 벗기고 알코솔을 이용하여 전극풀을 닦아내고 새로운 모자를 준비하여 좀 더 소량의 전극풀을 사용해야 한다(Figure 3A, B).

2) 표본화 비율 설정

표본화 비율은 1초의 단위시간당 데이터를 기록하는 횟수를 의미한다. 컴퓨터는 비트(binary digit)라는 최소 단위를 사용하여 0과 1로 이루어진 2진수로 기록하게 되고, 8비트를 모아서 1바이트(byte)라고 하고 이를 정보 표현을 위한 기본단위로서 사용한다. 뇌파장비마다 다양한 표본화 비율의 설정 기능을 지원하며, 8의 배수, 즉 128 Hz, 256 Hz, 512 Hz 등으로 설정되어 있거나, 200 Hz, 250 Hz, 500 Hz 등과 같이 간단한 값으로 설정되며, 3,000 Hz 이상의 높은 표본화 비율을 제공하기도 한다. 표본화 비율을 높게 설정할 경우, 단위시간당 저장해야 하는 표본의 수가 증가하여 데이터 저장용량을 많이 차지하기 때문에 주기적인 데이터의 백업이 필요할 수 있다. 그러나, 최근에는 데이터의 전송속도가 빠르고 용량도 크며, 휴대성도 좋은 저장장치가 많이 보급되고 있어 뇌파장비에서 허용하는 최대 표본화

Figure 3. Illustration of (A) gel-based 65-channel EEG cap with dry electrodes and (B) conductive gel, syringe, and blunt needle for gel application.

비율로 설정하는 것을 권장한다.

또한, 표본화 비율의 크기는 분석할 수 있는 주파수 범위를 나타내기도 한다. 뇌파 신호는 전극을 통하여 컴퓨터로 저장되는데 이를 위해 아날로그 신호에서 디지털 신호로 변환하는 과정에서 표본화 비율이 적용되며, 분석할 최대 주파수의 2배 이상으로 기록되어야만 원 신호와 가장 비슷하게 디지털 신호로 복원할 수 있다. 이것을 ‘샤논의 표본화 정리’ (Shannon sampling theorem)이라고 한다(Figure 4). 또한 이러한 원 신호로 복원할 수 있는 최소한의 표본화 비율을 ‘나이퀴스트 주파수(Nyquist frequency)’라고 하며, 신호 주파수의 2배가 되지 않을 경우 나타나는 신호의 왜곡현상이 나타나며 이것을 ‘위 신호 현상(aliasing phenomenon)’이라고 한다[28].

3) 필터

필터는 주파수 단위를 사용하여 차단과 통과 필터가 있으며, 차단과 통과를 이용하여 영역 필터로 사용할 수 있다. 현재 뇌파에서 사용되고 있는 필터는 유한한 임펄스 반응 필터로서 파형의 형태를 잘 유지할 수 있는 장점을 가지고 있다. 노치 필터는 1 Hz 단위의 특정 주파수를 차단시키기 위해서 사용하며 대부분 60 Hz 단위의 교류전류를 차단할 목적으로 사용되며, 60 Hz, 120 Hz, 180 Hz, 240 Hz의 단위로 들어오게 된다(Figure 5).

뇌파장비에서 측정 가능한 주파수의 허용 범위는 뇌파장비마다 다르게 되어 있다. 예를 들면, A라는 회사의 뇌파 장비는 1 Hz 부터 100 Hz까지만 기록이 가능하도록 하드웨어적으로 설계되어 있고, B라는 회사의 뇌파 장비는 0 Hz 부터 1,000 Hz까지 기록이 가능하도록 설계되어 있다. 따라서 사용하는 장비의 주파수 범위를 확인하여 최대의 주파수로 설정하는 것이 좋다. 또한 기록되고 있는 필터가 화면에 설정된 필터의 범위가 같은 것인지, 화면에 보여지는 필터의 범위와 기록하는 필터의 범위가 다른 것인지 확인하는 과정이 선행되어야 한다. 이는 일부 뇌파장비에서는 두 개의 필터가 서로 다르게 설정될 수 있기 때문이다.

외부적인 잡파의 영향없이 순수하게 뇌파만을 측정하는 것이

Figure 4. Example of aliasing problem that arises from sampling in aliased ‘blue’ signal with lower sampling rate than ‘red’ signal with a sampling rate of more than 10.5 Hz.

Figure 5. Power spectral density across all channels in frequency range from 0 to 200 Hz showing prominent line noise peaks at 60, 120, and 180 Hz.

Figure 6. Recliner chair in which patients are instructed to remain as comfortable as possible during quantitative EEG recording by adjusting its sitting position.

가장 좋은 검사이며, 잡파의 영향을 받고 있는지 여부를 확인하고 검사하는 올바른 방식은 다음과 같다. 뇌파 측정 시 설정하는 필터의 값은 넓은 주파수 영역의 파형이 기록될 수 있도록 저역 통과 필터는 최대한 낮추고 고역 차단 필터는 최대한 높게 설정하며, 노치 필터는 설정하지 않고 뇌파를 측정한다. 이러한 방식의 필터 설정을 할 경우, 뇌파 데이터를 기록하는 동안 뇌파와 잡파가 모두 잘 나타나기 때문에 잡파를 제거하는 과정에서 잡파를 구분하는 것이 더 용이하기 때문이다. 하지만 필터를 많이 이용하여 잡파를 제거한 상태에서 기록하면, 데이터를 분석하는 과정에서 측정 시 보지 못했던 잡파가 들어오는 것을 확인할 수 있으며, 측정 시 적용된 필터가 잡파를 완전히 제거하는 것이 아닌, 줄여주는 역할을 했음을 알 수 있다. 검사자는 뇌파 전

극선 및 뇌파 전원선의 정리, 다른 의료 장비의 전원선 분리, 두피의 청결, 전극의 적절한 부착 상태 등의 방법을 통해 필터를 이용하지 않고 교류전압을 제거할 수도 있으므로, 측정 환경 및 대상자의 두피 상태 등 주변 요인들을 함께 고려하여 잡파를 제거하기 위한 노력을 하는 것도 중요하다.

정성적 분석에서의 필터의 세팅은 0.5~70 Hz의 영역 필터, 노치 필터를 사용하여 검사하고 기록하고 있다. 정량적 분석을 위해서는 고역 통과 필터를 70 Hz에서 약 100 Hz로 높여서 측정하는 것을 권장한다. 이것은 정성적 분석을 위한 측정을 하였지만, 이후에 정량적 분석을 위함이다.

4) 대상자의 상태 및 자세

정량적 분석을 목표로 하는 경우 대상자는 대부분 검사자의 지시에 잘 따를 수 있는 상태에서 눈을 뜨고 있는 상태와 눈을 감고 있는 상태를 편안한 상태로 판단하여 측정을 한다. 정성적 검사처럼 환자의 의식이 없는 상태에서는 일반적으로 측정을 하지 않는다. 따라서, 측정 장소는 침대 보다는 편안하게 쉴 수 있는 의자에서 많이 측정을 하고 있으며 광자극, 과호흡, 수면과 같은 비정상 파형의 유발을 시키는 과제보다는 기억력, 암산과 같은 인지 과제를 주로 사용하고 있다.

정량적 뇌파에서 대상자가 편하게 될 수 있는 상태는 매우 중요하다. 왜냐하면, 불편한 자세에서는 얼굴 및 목 주위의 근육이 수축하여 고 주파수의 잡파를 유발하여 뇌파에 잡파가 혼입되기 때문이다. 따라서 정량적 뇌파에서 사용되는 의자는 대상자의 다리를 편하게 할 수 있도록 조절이 가능하고, 목과 승모근 부위에 쿠션이 있어서 고개가 살짝 올라가며 후두부 주위에는 부드러운 수건 등으로 전극이 많이 이동하지 않도록 부드럽게 잡아

주는 것이 좋다(Figure 6).

눈을 감고 있는 편안한 상태에서 일부 환자들이 졸린 상태에 있는 경우가 있다. 기본적인 정량적 뇌파는 각성 상태를 측정하기 때문에 검사자는 대상자의 뇌파에서 알파파가 서서히 줄어들고 중심부 주위에 세타파의 느린 파형이 나타난다면 기록을 중단하고 대상자에게 눈을 뜨게 하고 스트레칭 등으로 졸리지 않는 상태를 유지하는 것이 중요하다. 이것은 과제 수행 시 뇌파의 변화를 비교할 수 있는 표준으로 각성상태를 유지하는 것이 매우 중요하다.

2. 뇌파의 기록

좋은 품질의 데이터를 얻기 위하여 가장 중요한 단계이다. 측정자는 뇌파를 측정하면서 함께 기록되는 잡파를 파악하고 제거하는 노력을 해야 한다. 특징적인 잡파들의 예를 들어 설명하면 다음과 같다. 첫째, 측두엽에 높은 주파수의 파형이 관찰되면, 대상자가 턱 주위에 힘을 주고 있는 것은 아닌지 확인하여 대상자가 긴장을 완화시킬 수 있도록 입을 살짝 벌리도록 유도한다. 또한, 전극의 위치를 변경 가능하다면 현재의 위치보다 위쪽으로 살짝 변경하면 잡파의 근원지에서 멀어져 잡파의 영향을 덜 받게 된다. 그리고, 전극의 불량 상태를 확인하고 전극과 두피 간 저항을 측정하는 과정이 필요하다(Figure 7A). 둘째, 눈을 감고 있거나 뜨고 있는 상태에서 이마엽에서 높은 주파수가 관찰되면, 대상자의 눈썹이 들어 올려진 상태이거나 눈과 이마에 근육의 수축이 일어나고 있는 것으로 판단하여 대상자에게 눈과 이마에 편안하게 할 수 있도록 안대를 씌워 조명의 빛을 줄여주는 방법도 있다(Figure 7B). 셋째, 눈을 감고 있는 상태에서 이마엽에서 느린 주파수의 파형이 지속적으로 관찰되는 것은 눈을 감

고 있지만 느리게 눈동자를 움직이고 있는 것으로 판단할 수 있다(Figure 7C). 따라서 대상으로 하여금 눈동자를 동일한 위치에 고정시킬 수 있도록 안내함으로써 눈동자의 움직임을 통제할 수 있도록 해야 한다. 넷째, 두정부 및 후두부에서 높은 주파수의 파형이 관찰되는 것은 전극의 부착 위치에 교류전류가 들어오는 것으로 볼 수 있다(Figure 1A). 이는 모자형 전극을 사용할 경우에 특히 자주 관찰된다. 머리 모양은 완전한 구형이 아니기 때문에 두정부 및 후두부에서 완전히 밀착되지 않아 이러한 문제가 발생할 가능성이 높다. 또한, 의자가 불편하여 목과 승모근의 근육이 긴장을 하게 되면, 근전도가 발생하기 쉬우므로 측정 전 편안한 자세를 찾을 수 있도록 대상자에게 충분한 시간을 주어야 한다.

하지만 본 논문에서 제시한대로 측정자가 잡파 제거를 위하여 많은 노력을 기울였음에도 불구하고 지속적으로 잡파가 혼입되는 것이 확인된다면, 다음과 같은 방법을 사용할 수 있도록 제안하고자 한다. 첫째, 추가적인 접지를 사용하여 뇌파로 들어오는 교류전류를 다른 쪽으로 유도한다. 둘째, 배터리가 내장되어 있는 뇌파 장비를 사용하고 있는 경우에는 측정 전에 전원선을 분리하고 내장된 배터리의 전력을 이용하여 측정을 진행한다. 셋째, 두피에 전극을 부착한 후에는 전극의 선들을 대상자의 몸에서 붙어 있지 않도록 하고 가지런하게 정리를 한 다음, 전극 상자를 대상자와 최대한 멀리 떨어뜨림으로써 이러한 문제를 해결할 수 있다. 이와 같이 전기적인 원인으로 인해 높은 주파수의 잡파가 들어 온다면, 측정자는 반드시 어떤 원인에 의해서 잡파가 들어 오는지 그 원인을 파악하여 제거할 수 있도록 노력해야만 한다.

측정 과정 중에 제거되지 못한 잡파로 인하여 많은 구간을 본

Figure 7. Example of possible EEG artifacts with EMG artifacts of (A) temporalis muscles (jaw clenching and teeth squeezing), (B) frontalis muscles (raising eyebrows), and non-EMG artifact of (C) eye blink and eye movements represented by slow wave in eye-closed resting state.

Figure 8. Heat maps, topographical distribution, and event-related potential (ERP) waveforms: plots of (A) all amplitude and latency variations in average ERP waveform and (B) separate ERP waveforms at frontocentral zero electrode (FCz).

석에서 제외시킨다면, 충분한 뇌파의 변화를 관찰하기 어렵게 만들므로, 측정 전에 의료진 및 연구진과 미리 논의를 거쳐서 충분한 양질의 데이터가 확보될 수 있도록 최소 5분 이상 측정하는 것이 적절하다. 더 나아가 보다 복잡한 실험 조건을 할당하고, 다양한 과제 및 자극들을 적용해야 한다면, 각 과제별로 데이터를 따로 저장하고 과제 간에 충분한 휴식시간을 포함시킴으로써 이전 과제수행이나 과제 내에서 제시된 자극에 의해 나타난 반응이 다음 과제에 영향을 미치지 않도록 통제해야 한다. 휴식시간 없이 연속해서 측정할 경우, 자극과 반응에 대한 정확한 구간의 분리가 힘들어 데이터 분석에 용이하지 않을 수 있다.

3. 사건 유발 전위 및 유발 전위의 측정

사건 유발 전위는 인지기능과 관련된 실험에 사용되며, 유발 전위는 말초 부위에 전기 및 시각 자극을 이용하여 머리의 특정 부위에서 파형을 측정한다[29, 30]. 그리고, 이러한 검사들은 정량적 분석을 통해서 최종적으로 하나의 파형을 제시한다. 사건 유발 전위 및 유발의 전위의 기록은 사건(시각 및 청각)이 발생한 시간을 기준으로 수백 ms 후에 나타나는 파형의 진폭, 간격에 대하여 약 100회 이상의 파형에 대한 평균을 계산하고, 수백 ms 전에 데이터를 기준으로 비교한다(Figure 8A) [31-33].

만약 이러한 측정을 하고 있는 중에 검사자가 잡파를 제거하기 위해서 전극을 만지는 등의 파형에 영향을 줄 수 있는 행동을 한다면 최종적인 결과에 영향을 줄 수 있으므로, 검사를 중단 후 잡파를 제거하고 다시 측정을 해야 한다. 하지만, 반복적인 자극의 중단은 대상자가 사건 및 자극에 대해 익숙해져서 반응 파형이 왜곡될 수 있다는 점을 유념하여 실행해야 한다(Figure 8B).

결론

정량적 뇌파를 분석하기 위해 측정 전 설정 및 확인해야 할 부분부터 측정의 과정에 대해서 설명을 하였다. 요약하면 첫째, 측정 전 측정에 대한 설정은 뇌파장비에서 가용한 최대한 넓은 주

파수 범위로 설정하고, 저 영역 통과 필터, 고 영역 차단 필터, 노치 필터는 최소한으로 사용하거나 사용의 선택을 하지 않는 것을 권장한다. 둘째, 표본화 비율은 뇌파장비에서 지원하는 것 중 가장 높은 것으로 선택하여 추후 분석을 통하여 얻을 수 있는 결과물의 양을 최대한 많이 확보할 수 있도록 한다. 셋째, 뇌파장비에서 국제 표준 10-20 전극배치법을 적용하고 이외에 전극을 추가할 수 있는 여유가 있다면, 기준 전극 및 눈동자 움직임 감지 전극을 추가로 사용한다. 더 많은 전극을 사용할수록 전처리 과정에서 잡파와 뇌파 간의 구별이 용이하고 다양한 몽타주로 변경할 수 있기 때문이다. 좋은 품질의 데이터는 다양한 수학적 이론을 기반으로 한 분석을 통하여 대뇌 피질의 유의한 변화의 특이점을 찾을 수 있다는 장점이 있다[34].

정량적 뇌파에 대한 설명과 잡파의 제거에 대해서는 논문과 교과서로 다양하게 나오고 있으며, 뇌파 분석에서 많이 사용되고 있는 컴퓨터 언어인 매트랩(MATLAB, MathWorks, USA) 소프트웨어를 이용하면 정량적 분석과 잡파들을 편리하게 제거하기 위해서 제작된 툴 박스들을 이용할 수 있다[13, 35-37]. 하지만, 많은 연구들에서 잡파를 제거한다고 되어 있지만, 실제로 잡파를 제거해 보면 완전한 제거가 아니고 크기를 줄이는 정도이기 때문에 측정 중에 검사자가 직접 잡파를 제거하는 것이 가장 이상적인 뇌파의 데이터를 얻을 수 있는 방법이다.

이전에 제시된 뇌파에 대한 가이드 라인들의 내용을 보면 전극의 종류와 위치, 검사자의 최소한의 기술적 능력, 몽타주의 사용, 소아의 뇌파, 뇌사 뇌파, 레포트, 잡파의 종류(근전도, 안구운동)에 대해서 설명하고 있다. 이러한 부분은 정성적 뇌파에 초점을 맞춰진 것이다. 이러한 내용들은 대부분 학교에서 배울 수 있는 책에도 있는 내용과 비슷해서 실무에서 사용할 수 있는 부분은 제한적이다[26-28, 38, 39].

뇌파 데이터의 품질은 분석을 할 수 있는 최종 대상자의 수를 결정한다. 전처리 과정에서 결과에 큰 영향을 주는 잡파를 제거하지 못 한다면 분석 대상자에서 제외되어 최종 대상자의 수가 줄어 든다. 이처럼 이상적인 뇌파 데이터는 총 대상자의 수를 결

정하는 중요한 요소임에도 불구하고, 최근까지 뇌파 데이터의 불량으로 인해 대상자를 제외시키는 것은 지금까지도 모든 뇌파 연구들의 공통점이다. 많은 사람들은 좋은 품질의 데이터를 얻기 위한 노력 보다는 측정이 종료된 시점에서 잡파를 제거하는 노력을 더 많이 하기 때문이라고 생각한다[9, 10, 27]. 그 이유는 잡파를 측정과 동시에 제거하는 것은 많은 경력과 노하우를 필요로 하기 때문에 접근하기가 쉽지 않기 때문이라고 생각한 다.

뇌파의 정량적 분석은 컴퓨터 언어를 기반으로 수학적 지식을 기반으로 전자 공학 및 수학을 전공하는 사람들이 더 깊게 공부하고 다양한 분석에 대해 방법을 제시하고 있다[10, 28, 34, 35, 37, 40, 41]. 하지만, 이러한 사람들은 뇌파 변화에 대해서 이해력이 떨어지며, 데이터에서 프로그래밍화 하는 것에 초점을 두고 있다.

임상생리학 분야에서 많은 주제가 나오지 않는 것은 결과는 숫자가 아닌 그림으로 나타나기 때문에 접근성이 어렵기 때문이라고 생각한다. 뇌파와 관련된 의학화에서 주로 논의되는 주제는 뇌전증 환자들의 뇌파의 형태적 특징과 약물적 치료가 주된 내용으로 의료가사가 측정 방법과 분석에 대해 배울 수 있는 것이 한계가 있었다. 이러한 분석을 할 수 있는 분야에 대해서 많은 시간을 들여서 관련된 학문은 전자공학 및 의공학이다. 전자공학 및 의공학은 임상병리사가 접근하기에는 많은 공학적 지식의 부족으로 접근하기 어려운 것이 현실이다. 하지만, 뇌파를 주제로 함께 연구하는데 있어 임상적 지식은 큰 장점으로 임상병리사들의 접근의 가능성이 있음을 느낄 수 있었다.

임상병리사는 임상에서 뇌파를 측정하면서 나타나는 수 많은 잡파들과 싸우면서 어려운 환경에서도 환자를 측정하기 위해 최선을 다하고 있다. 이러한 장점을 가지고 분석에도 참여한다면 지금 뇌파를 분석한다고 하는 사람들에게 커다란 이슈가 될 것이며, 앞으로 새로운 분야를 개척할 수 있을 것으로 예상된다. 본 내용이 뇌파 분석에 관심이 있거나 하고 싶지만 방법을 잘 모르는 다양한 사람들에게 기초적인 자료가 되기를 희망해본다.

요 약

정량적 뇌파는 연구와 임상적 분야에서 활발하게 이용되어 다양한 임상적 증상과 인지기능의 자극 및 과제에 따른 대뇌의 생물학적인 바이오 마커를 규명하는 등 대뇌의 변화를 객관적으로 증명하는데 지속적으로 사용되고 있다. 뇌파에서 정량적 분석과 정성적 분석은 분석하는 방법이 다르기 때문에 측정 방법과 환경이 비슷하지만 한편으론 다르다. 정성적 분석은 뇌파를

판독하는 사람이 잡파를 제외시키고 볼 수 있지만 정량적 분석은 수학적 모델링을 기반으로 데이터의 모든 것을 포함하여 분석을 실시하고 있기 때문에 잡파가 결과에 영향을 준다. 병원에서 임상생리학적 검사인 뇌파를 담당하는 임상병리사들이 뇌파를 이용한 연구는 다른 분야에 비해서 아주 드물다. 이러한 현상은 임상검사과학 분야 중에 임상생리학적 검사에서 두드러지게 나타난다. 왜냐하면 현재 대학에서 임상생리학을 연구하는 실험실이 많지 않기 때문이다. 본 저자의 목적은 정량적 분석을 하고자 하는 임상병리사, 대학원생, 연구자들이 쉽게 접근하여 앞으로 뇌파의 많은 연구가 이루어 질 수 있는 기초자료로 활용되기를 기대하고, 앞으로 많은 대학에서 임상생리학 실험실이 생겨 많은 연구들이 이루어져 좋은 논문들이 많이 나오기를 기대해 본다.

Acknowledgements: None

Conflict of interest: None

Author's information (Position): Heo J^{1,2,3}, M.T.; Chung K^{2,3}, Adjunct professor.

REFERENCES

1. Eun HJ. Basics of electroencephalography for neuropsychiatrist. J Koran Neuropsychiatr Assoc. 2019;58:76-104.
2. Lee GW. Clinical application of VEP. J Korean Soc Clin Neurophysiol. 2001;3:94-98.
3. Lee GW, Park KS. Application of neurophysiological studies in clinical neurology. J Korean Soc Clin Neurophysiol. 1999;1:1-9.
4. Hong SB, Jung KY. Basic electrophysiology of the electroencephalography. J Korean Neurol Assoc. 2003;21:225.
5. Schimer DS, Lopes da Silva FH. Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields. 7th ed. New York: USA: Oxford University. 2017.
6. Kramer MA. An introduction to field analysis techniques: the power spectrum and coherence [Internet]. Boston: Boston University Arts & Sciences; 2013 [cited 2019 Oct10]. Available from: http://math.bu.edu/people/mak/sfn-2013/sfn_tutorial.pdf.
7. McGinty R, Costello DJ, Kinirons P, McNamara B. Diagnostic yield of routine EEG in adults with active epilepsy. Ir Med J. 2019;112:851.
8. Baumgartner C, Koren JP, Rothmayer M. Automatic computer-based detection of epileptic seizures. Front Neurol. 2018; 9:639.
9. Issa MF, Tuboly G, Kozmann G, Juhasz Z. Automatic ECG artefact removal from EEG signals. Meas Sci Rev. 2019;19:101-108.
10. Liang SF, Kuo CE, Hu YH, Pan YH, Wang YH. Automatic stage scoring of single-channel sleep EEG by using multiscale entropy and autoregressive models. IEEE T Instrum Meas. 2012;61: 1649-1657.
11. Gloss D, Varma JK, Pringsheim T, Nuwer MR. Practice advisory:

- the utility of EEG theta/beta power ratio in ADHD diagnosis: report of the guideline development, dissemination, and implementation subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*. 2016;87:2375-2379.
12. Snyder SM, Rugino TA, Hornig M, Stein MA. Integration of an EEG biomarker with a clinician's ADHD evaluation. *Brain Behav*. 2015;5:E00330.
 13. Price J, Budzynski T. Anxiety, Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: advanced theory and applications. 2nd ed. Cambridge: Academic Press; 2009. p453-470.
 14. Lenartowicz A, Loo SK. Use of EEG to diagnose ADHD. *Curr Psychiatry Rep*. 2014;16:498.
 15. Thibodeau R, Jorgensen RS, Kim S. Depression, anxiety, and resting frontal EEG asymmetry: a meta-analytic review. *J Abnorm Psychol*. 2006;115:715.
 16. Alkawadri R. Brain computer interface (BCI) applications in mapping of epileptic brain networks based on intracranial-EEG. *Front Neurol*. 2019;13:191.
 17. Abraham A, Dutta P, editors. Emerging technologies in data mining and information security. 3rd ed. Berlin: Springer; 2018. p377-382.
 18. Cook IA, O'Hara R, Uijtdehaage SH, Mandelkern M, Leuchter AF. Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1998;107:408-414.
 19. Näätänen R. Attention and brain function. *Behav Sci*. 2018;1:516.
 20. Lim SH, Park SK, Kim DJ, Baek JS, Park CW. Usefulness of direct cortical stimulation during intraoperative monitoring in patients with brain tumor near motor cortex. *Korean J Clin Lab Sci*. 2018;50:211-215.
 21. Kim CS. Analysis of the continuous monitored electroencephalogram patterns in intensive care unit. *Korean J Clin Lab Sci*. 2017;49:294-299.
 22. Keil A, Debener S, Gratton G, Junghöfer M, Kappenman ES, Luck SJ, et al. Committee report: publication guidelines and recommendations for studies using electroencephalography and magnetoencephalography. *Psychophysiology*. 2014;51:1-21.
 23. Gross J, Baillet S, Barnes GR, Henson RN, Hillebrand A, Jensen O, et al. Good practice for conducting and reporting MEG research. *Neuroimage*. 2013;65:349-363.
 24. Picton T, Bentin S, Berg P, Donchin E, Hillyard S, Johnson R, et al. Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*. 2000;37:127-152.
 25. Ferree TC, Luu P, Russell GS, Tucker DM. Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clin Neurophysiol*. 2001;112:536-544.
 26. Kim EH. A Study on the Effect of TV advertising models by EEG. *Korean Journal of Communication Studies*. 2010;18:273-299.
 27. Jiang X, Bian GB, Tian ZJS. Removal of artifacts from EEG signals: a review. *Sensors*. 2019;19:987.
 28. Jerri AJ. The shannon sampling theorem—its various extensions and applications: a tutorial review. *Proceeding of the IEEE*. 1977; 65:1565-1596.
 29. Chung KM, Lee D, Park JY. Involuntary attention restoration during exposure to mobile-based 360° virtual nature in healthy adults with different levels of restorative experience: event-related potential study. *J Med Internet Res*. 2018;20:E11152.
 30. Kim SH, Park SK, Baek JS, Kim KK, Kim KE, Lee YJ. Evoked potentials before the intractable epilepsy surgery *Korean J Clin Lab Sci*. 2019;51:198-204.
 31. Kim KW. Updates in intraoperative neurophysiological monitoring. *J Korean Neurol Assoc*. 2014;258-263.
 32. Cho SH. A review on the theoretical background and its application of event-related brain potentials. *Audiol Speech Res*. 2011;7:10-18.
 33. Park KD. Brainstem auditory evoked potential. *Korean J Clin Neurophysiol*. 2001;3:187-197.
 34. Rubinov M, Sporns O. Complex network measures of brain connectivity: uses and interpretations. *Neuroimage*. 2010;52:1059-1069.
 35. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Methods*. 2004;134:9-21.
 36. Luck SJ. An introduction to the event-related potential technique. 2nd ed. Massachusetts: MIT Press; 2014. p185-217.
 37. Chen X, Liu Q, Tao W, Li L, Lee S, Liua A, et al. ReMAE: A user-friendly toolbox for removing muscle artifacts from EEG. *IEEE T Instrum Meas*. 2019;1-15.
 38. Tsuchida TN, Acharya JN, Halford JJ, Kuratani JD, Sinha SR, Stecker MM, et al. American clinical neurophysiology society: EEG guidelines introduction. *J Clin Neurophysiol*. 2016;33: 301-302.
 39. Mecarelli O. Clinical electroencephalography. 1st ed. Cahm: Spinger; 2019. p91-107.
 40. Bacigalupo F, Luck SJ. Lateralized suppression of alpha-band EEG activity as a mechanism of target processing. *J Neurosci*. 2019;39:900-917.
 41. Oh JY, Cho DR, Kim JJ, Heo JS, Park JS, Na SH, et al. Changes in heart rate variability of patients with delirium in intensive care unit. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2017;3118-3121.