

SPECIAL ARTICLE

J Korean Neuropsychiatr Assoc 2019;58(2):76-104 Print ISSN 1015-4817 Online ISSN 2289-0963 www.jknpa.org

Received May 4, 2019 Revised May 7, 2019 Accepted May 13, 2019

Address for correspondence Hun Jeong Eun, MD, PhD, DBA Department of Neuropsychiatry, Presbyterian Medical Center-Jesus Hospital, 365 Seowon-ro, Wansan-gu, Jeonju 54987, Korea Tel +82-63-230-1550 Fax +82-63-230-1568 E-mail pmcnp96@gmail.com

정신건강의학과 의사를 위한 뇌파의 기초

예수병원 정신건강의학과 은 헌 정

Basics of Electroencephalography for Neuropsychiatrist

Hun Jeong Eun, MD, PhD, DBA

Department of Neuropsychiatry, Presbyterian Medical Center-Jesus Hospital, Jeonju, Korea

In 1924, Hans Berger, a German psychiatrist, recorded the brain waves from a human brain for the first time. Many advances have been made in this field since then. Currently, brain waves are generated by a variety of computer technologies, including brain computer interface technology, and robot or artificial intelligence technology has also made amazing progress. A mental health practitioner who deals with brain-related medicine has an obligation and responsibility to research and find clinical applications of brain waves because they contain a great deal of information hidden in the brain. Therefore, understanding the basics of electroencephalography will contribute to a determination and resolution of various clinical situations. This review discusses basic knowledge before dealing with brain waves. In addition to a visual inspection of general brain waves, quantitative analysis of brain waves is expected to become an important area of interest for mental health practitioners.

J Korean Neuropsychiatr Assoc 2019;58(2):76-104

KEY WORDS Electroencephalography · Brain waves · Brain mapping.

서 론

뇌파 또는 뇌파 검사(electroencephalography, 이하 EEG)란 전기적인 신뇌(neocortical) 두뇌 활동을 역동적으로 실시간 기록하는 것으로서 전기 현상이 발견되고 ‘활동 전류(action current)’의 개념이 형성된 1600년대에 시작되었다.<sup>1)</sup> 뇌파는 뇌의 뉴런(neuron)에서 이온 전류로 인한 전압 변동을 측정하는 것이다. 뇌의 파형(brain waves)은 뇌세포들의 생화학적 상호작용에 의해 발생하는 이온 흐름으로 인해 생성되는 뇌의 전기적 활동이다.<sup>2)</sup>

전형적인 뇌파 검사는 두피의 여러 부위에 부착한 전극을 통하여 두뇌에서 뉴런들의 활동에 수반되어 생성되는 자발적 전기적 활동을 일정시간에 걸쳐 비침습적 방법으로 측정하는 것을 의미한다. 특별한 경우, 침습적 방법(예 : electrocorticography)을 사용하기도 한다. 일반적으로 뇌파를 진단적으로 적용할 때에는 뇌파의 스펙트럼 정보에 초점을 맞추어 진행하게 되는데, 이때 뇌파 신호의 주파수 유형을 이용하게 된다.<sup>3)</sup>

뇌파는 뇌전증을 진단하기 위해 아주 흔히 사용되는데 뇌전증은 뇌파에서 이상 소견을 나타내기 때문이다.<sup>4)</sup> 뇌파는 수면장애, 마취의 깊이, 혼수상태, 뇌병증과 뇌사를 진단하

기 위해 종종 사용된다. 뇌파는 종양, 뇌졸중, 그리고 기타 국소적 뇌의 장애를 진단하기 위한 1차적 방법으로 사용된다. 하지만 뇌파는 자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI), 컴퓨터단층촬영술(computed tomography, 이하 CT)과 같은 고해상도의 해부학적 영상기술의 출현과 함께 사용이 감소되었다. 뇌파는 공간 해상도에 있어서 제한성은 있지만 연구와 진단에 귀중한 하나의 도구로 계속 사용되고 있다. 뇌파는 몇몇 이동형 기술의 하나와 CT, 양전자방출단층촬영술(positron emission tomography, 이하 PET), MRI에서 가능하지 않은 밀리세컨드(millisecond) 범위의 시간 해상도를 가지고 있다. 뇌파 기술에서 유래한 유발전위(evoked potentials)는 시각, 청각, 신체감각 같은 자극이 주어질 때 정해진 시간에 나타나는 뇌파 활동의 평균을 의미한다. 사건유발전위(event-related potential)는 더욱 복잡한 과정의 자극에 따라 일정 시간에 나타나는 뇌파 활성의 평균이다. 이러한 기술은 인지과학, 인지심리학, 그리고 정신생리연구에 이용된다.<sup>5)</sup>

다채널 뇌파 하드웨어 시스템 개발 및 지형적 원천국재화(topographic source localization) 방법은 공간 해상도가 개선되므로 더욱 높은 밀도의 뇌파 전극을 자주 사용하는 방향으로 발전되었다. 따라서 10-10 시스템이라는 몽타주

(montage) 수정안이 제안되었으며 미국임상신경생리학회(American Clinical Neurophysiology Society, 이하 ACNS)<sup>6)</sup>와 임상신경생리학국제연맹(International Federation of Clinical Neurophysiology, 이하 IFCN)<sup>7)</sup>의 표준으로 채택되었다. 이러한 기준은 전후(anteriorposterior), 관상(coronal), 하부(inferior) 수준에 여러 개의 추가적인 전극을 위치할 수 있는 분류지침을 제공하였다. 더 많은 수의 채널(예를 들어, 128, 256)로 기록할 수 있는 뇌파 시스템의 이용 가능성에 따라, 추가적인 전극 배치를 표준화할 필요성이 대두되었다. 10-10 시스템의 추가 확장 버전인 10-5 시스템이 제안되었지만<sup>8)</sup> 미국임상신경생리학회와 임상신경생리학 국제연맹에 의해 받아들여지지 않았다.<sup>9)</sup> 최근 컴퓨터 기술의 발전에 힘입어 뇌파를 분석할 수 있는 소프트웨어가 더욱 개량 발전되고 있는 추세이다. 이에 따라 정신건강의학과에서 한동안 충분히 활용되지 못하였던 뇌파의 임상연구와 적용 범위가 더욱 증가되고 있다.

저자는 뇌파 검사 및 분석에서 기초적으로 중요시하는 이론과 임상적으로 필요한 내용을 정리하여 정신건강의학과 의사들이 뇌파를 이해하고 접근하는 데 도움을 주고자 한다. 일부 언급은 있으나 비정상 사례들에 대한 내용은 본 논문에서 다루기에 너무 양이 방대할 수 있으므로 개념을 정립하는 데 도움이 될 수 있는 총론적 내용을 중심으로 하여 개략적인 정리를 하였다.

## 뇌파의 역사적 관점

신경생리학적으로 연관된 현상에 집중한 가장 초기의 과학자는 이탈리아의 물리학자이며 신경생리학자인 Carlo Matteucci(1811~1868)와 독일의 의사이며 생리학자인 Du Bois-Reymond(1818~1896)이다. Carlo Matteucci는 1830년에 Nobili의 galvanometer를 사용한 실험에서 손상된 조직이 흥분되어 직류전기가 발생되었으며 이러한 전류가 민감도를 높일 때 크게 증폭될 수 있음을<sup>1)</sup> 증명하였다. Du Bois-Reymond는 활발한 근육 수축 중에 galvanometer에 의해 측정된 전류밀도가 예기치 않게 감소하는 현상을 음성변이(negative variation)라는 용어로 표현하였다.<sup>1,3,10)</sup>

1875년에 영국 Liverpool의 임상 의사 Richard Caton(1842~1926)은 British Medical Journal에 토끼와 원숭이의 노출된 대뇌에서 전기현상이 있음을 발표하였다.<sup>11)</sup> 1890년에 폴란드의 생리학자인 Adolf Beck은 빛에 의해 바뀐 울동성 진동을 포함하는 토끼와 쥐의 뇌에서 자생적으로 나타난 전기 활동에 대해 연구하였고 관련 내용을 출판하였다. 그는 뇌의 전기적 활동에 대해 실험하였다. 그는 감각자극을 확인하기

위하여 뇌의 표면에 직접적으로 전극을 올려놓고 변동하는 뇌의 활성도를 관찰하였는데 그것이 뇌파라는 결론을 이끌게 되었다.<sup>12)</sup> 1903년 Willem Einthoven(1860~1927)이 도입한 현 검류계(string galvanometer)는 사진 촬영이 필요한 매우 민감한 도구인데 세기의 전환기에 심전도 측정을 위한 표준 기기장치가 되었다.<sup>1)</sup> 1912년에 우크라이나의 생리학자인 Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky<sup>13)</sup>는 최초로 동물의 뇌파와 포유동물의 유발전위에 대해 발표하였다. 1914년에 Cybulsky와 Jeleńska-Macieszyna<sup>14)</sup>는 실험적으로 유도된 발작상태의 뇌파기록을 사진으로 촬영하였다.<sup>14,15)</sup>

독일의 생리학자이며 신경정신과의사인 Hans Berger(1873~1941)는 1924년에 최초로 인간의 뇌파를 기록하였다.<sup>16)</sup> 이전에 최초로 동물의 뇌파를 측정 기록한 Richard Caton의 연구를 넘어서 'electroencephalogram'이라는 뇌파 기기를 발명하였는데 이는 '신경정신의학사'에서 가장 놀랍고, 팔복할만하며 역사적인 발전' 중 하나라고 기록되었다. 그의 발견은 1934년에 영국의 과학자 Adrian과 Matthews<sup>17)</sup>에 의해 최초로 확인되었으며 그들에 의해 발전되었다. Hans Berger는 인간 뇌파에 대한 연구를 위해 최신 기술 발전에 따라 여러 가지 도구를 사용하였다. 1910년에 그는 현으로 된 galvanometer를 사용했는데 처음에는 Einthoven 유형으로, 이후에는 더 작은 Edelman 모델을 1924년에 더 큰 Edelman 모델로 대체하였다. 1926년 그는 보다 강력한 Siemens의 이중코일 검류계(130  $\mu\text{V}/\text{cm}$ 의 감도 확보)를 사용하기 시작했다.<sup>18)</sup> 그는 이러한 도구와 비극성 패드 전극을 사용하여 뇌파를 측정하였으며 이를 이용하여 1929년의 그의 첫 번째 보고서에 인간에 대한 뇌파 기록을 처음으로 보고하였다.<sup>19)</sup>

Fisher와 Lowenback은 최초로 간질양 극파(epileptiform spike)를 증명하였다. 1935년에 Gibbs, Davis, 그리고 Lennox는 이상적 발작 중 발작간(interictal) 간질양방전(epileptiform discharge)과 3 Hz 극서파 형태를 기술하였다. 1936년에 Gibbs와 Jasper는 국소 발작간 극파를 기술하였다.<sup>1,3,20,21)</sup> 최초의 임상뇌파검사실은 1936년 미국의 Massachusetts General Hospital에서 개설되었다.<sup>20,21)</sup> Franklin Offner(1911~1999)는 미국 노스웨스턴 대학의 생물물리학 교수로 Crystograph(흔히 Offner Dynograph로 알려짐)라 불리는 압전기 잉크기록기를 포함한 뇌파의 원형을 개발하였다.<sup>22)</sup>

1946년에 미국뇌파학회(American Electroencephalographic Society, 이하 AEEGS)가 설립되었고 1947년에 최초의 국제적인 뇌파 학술모임이 개최되었다.<sup>20)</sup> 1953년에 Aserinsky와 Kleitman은 렘수면(rapid eye movement sleep, 이하 REM sleep)을 기술하였다. 1950년도에 William Grey Walter는 두뇌표면 전체에 대한 뇌파의 전기적 활성을 지도

화한 뇌파 지형학(EEG topography)을 뇌파에 보조적으로 활용할 수 있도록 개발하였다. 이는 1980년대에 잠시 유행하였는데 정신의학분야에서 발전성이 있는 것으로 여겨졌다. 하지만 신경과의사들에 의해서는 전혀 받아들여지지 않았으며 일차적으로 현재는 연구도구로 남아있다.<sup>20)</sup> 두피 전극의 위치와 명명법의 표준화 배열은 뇌파 검사의 발전에 중요한 단계였다. 첫째, 국제 연맹의 10-20 시스템은 Herbert H. Jasper와 그의 동료들에 의해 개발되었으며<sup>7)</sup> 1999년에 최초로 지침서가 출판되었다.<sup>23)</sup> 1988년 Bozinovski, Bozinovska 및 Setakov<sup>24)</sup>가 로봇을 이용한 실제 물체의 뇌파 제어에 관한 보고서를 발표하였다.

**중환자실의 지속적 뇌파 모니터링(Continuous EEG monitoring in intensive care)**

지난 30년 동안 뇌파는 중환자실에서 중요성이 입증되었는데 중증 환자는 종종 다양한 증병에서 혼란스럽거나 둔마된 상태를 나타낸다. 비경련성 발작(non-convulsive seizure) 또는 비경련성 중첩발작(non-convulsive status epilepticus), 급성 뇌 병변의 상관관계로서의 뇌파 배경 활동의 국소적 서파화(localized slowing), 보다 전반적 비간질성 뇌병증의 전반적 서파화(diffuse slowing)를 배제하거나 밝혀내는 것은 뇌파에 달려있다. 따라서 최근에는 중환자실의 지속적 뇌파 모니터링(continuous EEG monitoring)이 점차 보편화되고 있다.<sup>25)</sup>

**뇌파 및 신경인지(Neurocognition)**

이 분야는 뇌파와 관련하여 매우 흥미로운 영역이 되었다. 연구의 대부분은 기능성 자기공명영상(functional MRI, 이하 fMRI), PET 스캔(scan), 단일광자방출컴퓨터단층촬영(single photon emission computerize tomography, 이하 SPECT ; 국소혈류와 신진대사를 입증하는 방법)과 같은 다른 도구로 수행되었다. 최근 뇌파가 초고속 주파수 범위로 확장됨에 따라 동물과 인간에 대한 뇌파 지향 신경인지 연구의 강력한 상승세가 예상된다. 최근 신경인지는 모든 신경과학의 ‘성배(holy grail)’의 위치를 차지했으며 뇌파는 주요 기여자가 될 수 있는 좋은 기회를 가지게 되었다. 최근의 연구는 뇌 영상 기술에서 파생된 기능네트워크의 상호연결성을 다루었다. MRI, 자기뇌파검사 또는 뇌자도(magnetoencephalography, 이하 MEG) 그리고 EEG는 같은 양상에서 파생된 신경전자기와 혈액학 신호 연구에 적용된다. 이러한 관계에 대해 분석한 것이 그래프 이론이며 이는 접속점(node)과 상호연결망에 대해 수학적 표현을 제공한다.<sup>1)</sup>

2018년 10월 과학자들은 사고 공유 프로세스를 실험하기

위해 세 사람의 두뇌를 연결하였다. 과학자들은 3명의 사람들이 테트리스 게임(a game of Tetris)을 함께 할 수 있게 하는 일종의 뇌와 뇌 사이의 인터페이스(brain to brain interface)를 만들었다. 뇌의 활동은 EEG를 사용하여 기록되는 반면, 경두개자기자극(transcranial magnetic stimulation, 이하 TMS)은 뇌에서 정보를 전송하는 데 사용되었다. 이 작업을 수행하는 데 사용된 네트워크를 ‘BrainNet’라고 명명하였다. 이 연구에 참여한 두 사람은 ‘발신자’였다. 화면 양쪽의 깜박이는 불빛을 보면서 서로 다른 주파수로 번쩍이는 ‘회전(rotate)’과 ‘회전하지 않음(don’t rotate)’이라는 특정 뇌 신호를 유도했다. 그런 다음 화면을 볼 수 없는 ‘수신자’가 TMS를 이용하여 신호를 수신하였다. 또한 수신자가 얼마나 잘 수신하는지를 알아보기 위하여 발신자 중 한 명이 잘못된 신호를 보내도록 하였다. 전반적으로 세 명으로 구성된 5개 집단의 실험 성공률은 81.25%였다.<sup>26)</sup> 이는 신경인지분야에 뇌파를 이용하였던 연구로 사람 간의 의사소통에 뇌가 어떻게 작용하는지에 대해 새로운 시각을 제공하였다.

**미국임상신경생리학회**

미국임상신경생리학회(ACNS)는 1946년에 설립되었으며, 처음에 미국뇌파학회(AEEGS)라고 명명되었다.<sup>21)</sup> 1947년에 6월 13일, 14일 그리고 15일 애틀랜틱시티 뉴저지에서 제1차 연례 회의가 개최되었다. 논의된 주제는 다음과 같다. 1) 임상 뇌파 기기의 설계 및 제작 표준, 2) 임상 뇌파 검사를 시행할 때 사용되는 절차, 3) 교육 및 훈련, 그리고 4) 임상 EEG의 인증. 1995년에 AEEGS는 사명과 목표의 범위를 보다 정확하게 포괄하기 위해 ACNS라는 현재의 명칭으로 변경하였다. ACNS는 신경학, 신경외과학과 정신의학의 임상 수행과 관련하여 임상 신경생리학 분야의 전문성 우수 표준 수립 및 유지에 전념하는 미국 내 주요 전문조직이다. ACNS 회원은 신경계 질환 환자의 진단, 관리, 건강 그리고 질병과 관련하여 신경계의 기능을 조사하는 연구에 신경생리학 기술을 적용하고 있다.<sup>21)</sup>

**뇌파계**

두피 뇌파를 측정하는 뇌파 장치는 뇌파 신호를 검출하기 위한 전극(electrode)과 미약한 뇌파 신호를 증폭하는 증폭기(amplifier), 측정된 아날로그(analog) 뇌파를 디지털(digital) 신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환기(analog to digital converter, 이하 ADC) 등으로 구성된다. 뇌파의 측정 은 1) 전극을 통하여 두피 표면의 전위차를 검출하고 2) 측정된 전기적 신호( $\mu V$  단위)를 증폭하며 3) 아날로그 신호를



컴퓨터에 저장하여 분석할 수 있도록 샘플링(sampling)을 수행하며 이렇게 수집된 신호를 디지털 신호로 변환하는 과정을 통하여 그 과정이 이루어진다.<sup>27)</sup>

**디지털과 아날로그 뇌파 장치**

아날로그 뇌파 장치의 전극 입력판(input board)은 환자의 두부전극으로부터 전선을 받는데 전극선택 전환기(스위치, switch)와 증폭기에 뇌파 신호를 이러한 전선을 통하여 전달한다. 이와는 대조적으로 디지털 뇌파 장치의 입력판은 전극의 선에 의해 뇌파 신호를 받을 뿐만 아니라 컴퓨터와 모니터에 전선을 통하여 뇌파 신호를 보내기 전에 증폭한다.<sup>28)</sup>

아날로그 뇌파 장치의 입력 선택장치 전환기(input selector switches)는 각 증폭기에 입력을 위한 전극을 선택하는데 사용된다. 디지털 뇌파 장치 전극 선택은 소프트웨어 조작에 의해 수행된다. 알려진 전압의 교정파동(calibration pulse)은 뇌파 전위의 진폭을 측정하고 아날로그 체계의 증폭기와 펜 기록장치의 기능을 확인하는 데 사용된다. 아날로그 뇌파의 생체보정(bio-calibration)은 두피 대 증폭기 접점이 적당하게 잘 작동하고 있는 것을 증명하기 위하여 모든 증폭기의 입력에 똑같은 전극 쌍(electrode pair)을 연결함으로써 수행될 수 있다.<sup>29)</sup>

디지털 뇌파의 생체보정은 비슷하게 각 기록 채널 내의 똑같은 전극 쌍을 보여줌으로써 수행될 수 있다. 각 채널 뇌파의 기록은 한 개의 차동증폭기(differential amplifier)의 출력으로 나타난다. 각 차동증폭기는 두 개의 입력단자를 가지고 있다. 뇌파증폭기는 단지 입력단자 사이의 전압차를 증가시킨다(두 개의 입력 신호에서 나타나는 동일 전압은 증폭되지 않으며 납작한 선으로 출력됨). 뇌파증폭기는 만약 1번 입력 신호가 2번 신호보다 더욱 음의 값이 된다면 신호가 위로 올라가며, 만약 1번 입력 신호가 2번 신호보다 더욱 양의 값이 된다면 신호를 아래로 향하게 되도록 구성된다(그림 1C). 아날로그 필터(analog filter)는 선택된 주파수 신호의 진폭을 감소시킨다. 아날로그 뇌파계의 펜 기록 단위는 두피에서 기록된 후 증폭되고 걸러진 전위변화에 의해 조정된다. 펜은 위아래로 움직이며 수평상태에서 이동한다.<sup>28)</sup>

아날로그 디지털 변환은 계속적으로 변화하는 전압(아날로그 신호)을 일련의 분리된 수치로 전환시킨다. 아날로그 신호의 매초 당 사용된 디지털 값의 숫자는 샘플링 속도이다. 디지털 신호노출(digital signal display)은 컴퓨터가 종이 나 모니터 스크린에서 읽을 수 있는 출력의 형태를 나타내는 것이다. 디지털필터링(digital filtering)은 아날로그필터링(analog filtering)처럼 선택된 주파수 범위 내의 파형을 억제한다. 몽타주의 재구성은 적용된 몽타주에 다시 변화를 주

는 것이다. 디지털 뇌파 자료의 저장요구사항은 디지털 컴퓨터 체계의 소프트웨어의 설계에 따라 다양하다. 뇌파를 다루는 사람은 전기적 안전을 고려하여 누전, 접지회선, 작고 큰 충격 등에 익숙해야 한다.<sup>28)</sup>

**증폭기**

마이크로볼트( $\mu V$ ) 단위 크기의 뇌파 신호를 볼 수 있도록 처리하기 위해서는 신호를 증폭하는 과정이 필요한 데 이를 위해서 증폭기(amplifier)가 사용된다. 입력 신호 대 출력 신호의 배율은 이득(gain)이라고 하며 데시벨(dB) 단위로 나타낸다.<sup>29)</sup> 뇌파증폭기는 신호증폭기능, 잡음제거 기능과 더불어 신호대잡음비(signal to noise ratio)의 증가를 위한 전자 회로를 가지고 있다. 공통성분제거비(common mode rejection ratio)는 차동모드(입력신호 중 원하는 신호)와 공통모드(입력신호와 접지 간의 신호)의 비율인데 최근 뇌파 장비들은 일반적으로 100 dB의 공통성분제거비를 가진다. 또한 적절한 출력 신호를 얻기 위해서 높은 입력 임피던스가 유지되는 시스템이 필요하다.

전극으로부터 얻어진 뇌파 신호는 아날로그 신호로 ADC를 통하여 일정시간 간격에 따라 표본값이 추출되는 샘플링 과정과 샘플의 디지털 정보 부호화(encoding) 과정을 거치게 된다. 또한 증폭기에는 아날로그필터가 있는데 고대역통과필터(high pass filter, 이하 HPF), 저대역통과필터(low pass filter, 이하 LPF), 대역차단필터(band reject filter, notch filter)가 사용된다. 고대역필터(HPF)는 저영역차단필터(low frequency filter)라고도 하며 느린 파의 진폭을 감소시키며 저주파에서 나타나는 호흡과 같은 잡음 신호를 제거하는 데 사용되며 차단 주파수는 0.1~0.7 Hz가 주로 사용된다. 저대역통과필터(LPF)는 고영역차단필터(high frequency filter)라고도 하며 빠른 파의 진폭을 감소시킨다. 밴드차단필터는 약 60 Hz 파의 진폭을 선택적으로 감소시킨다. 이 필터는 교류장애 필터 또는 alternating current filter(이하 AC 필터)로서 가정용 전원에 의한 교류전기가 뇌파 기록에 섞여 기록되는 교류장애를 제거하는 데 선택적으로 사용된다.<sup>30)</sup>

**기록용 전극**

전극은 양도체로서 접촉과 고정성이 용이하고 고통이나 불편함을 주지 않는 것이 좋다. 소아에서는 협조가 어려운 경우가 많으며 몸의 움직임과 발작으로 인하여 전극이 쉽게 탈락할 수 있으므로 접촉과 고정에 주의와 관심이 필요하다. 두피에 사용하는 전극의 형태로 metal disc 또는 cup 전극, plate 전극, clip 전극, needle 전극 등이 있으며 needle 모양은 기본적 뇌파 검사에서는 잘 사용되지 않는다.<sup>28)</sup>

기록용 전극은 기록부위의 전기적 전위를 기록기에 입력 신호로 전달한다. 뇌파측정 전극은 측정방식에 따라 측정 전극(signal electrode), 기준 전극(reference electrode), 접지 전극(ground electrode), 한 쌍의 전극 간 전위차를 측정하는 쌍극(bipolar), 공통기준 전극과 나머지 전극 사이를 측정하는 단극(unipolar) 방식으로 구분되는데 이 중에 단극방식이 일반적으로 적용된다.<sup>27,28)</sup> 접지 전극은 측정 전극과 기준 전극 간의 전위차를 구하기 위하여 필요하다. 임상뇌파에서 가장 흔히 사용되는 전극의 형태는 두피와 다른 기록 지점에 부착된 금속성의 원판 또는 컵 모양이다. 침(needle) 전극은 관행적인 임상적 사용에 더 이상 추천되지 않는다. 코인두(nasopharyngeal) 전극과 나비뼈(sphenoidal) 전극은 특별한 삽입과정이 필요하며 측두엽 아랫면으로부터 뇌파를 기록하기 위해 두피 전극에 더하여 검사실에서 사용된다.<sup>27,28)</sup>

전극의 성질은 머리 부분에서 나오는 전위변화를 왜곡 없이 뇌파 기계에 입력하여 연결할 수 있는지에 달려 있다. 전극은 두피와 전기적으로 상호작용하지 않는 금, 염화은 또는 기타 물질로 이루어진 표면을 가져야 한다. 전극은 적용될 때 100 내지 5000 Ω 사이의 임피던스(impedance, 교류회로에서 전압과 전류의 비; 옴 저항과 유도저항의 병합효과에 의한 교류의 효율적 저항)를 일으켜야 한다. 아주 높은 임피던스를 가진 전극은 뇌파 기록을 감쇄시킬 수 있으며 60 Hz 잡파를 일으킬 수 있다. 100 Ω이하의 임피던스는 보통 전극 사이에서 우발적으로 짧은 회로를 만들 수 있다. 극성(polarity)과 편향 전위(deviated potential)는 전극과 조직 사이의 접촉을 이루므로 주의 깊게 관리하면 편향을 최소화할 수 있다. 전극 부착용 전도성 겔(conductive gel)은 습식(wet electrode)과 건식 전극(dry electrode)으로 구분된다. 일반적으로 습식은 겔에 있는 전해질 성분을 통하여 전극과 피부조직 간의 임피던스를 효과적으로 감소시켜서 양질의 뇌파 데이터를 얻는데 유리하지만 부착 시간이 긴 것과 측정 부위를 세척해야 하는 것이 단점이라 할 수 있다. 반면에 최근 유행하는 건식은 돌기 형태나 브러쉬(brush) 형태의 전극을 사용하는데 사용 편의성은 우수하나 강한 두피 자극성이 단점이다. 또 다른 형태로 전해질 용액에 담가서 사용하는 스펀지(sponge) 형태의 전극 캡(cap)이 있으나 이는 착용이 쉬우나 액체의 증발로 임피던스의 증가를 초래하는 단점이 있다.<sup>28,31,32)</sup>

전극의 설치하는 두부 전체를 균등하게 덮어야 한다. 각 검사실에서 똑같은 방식으로 적용되어야 한다. 일반적으로 국제적 10-20 뇌파 체계 또는 수정된 10-20 뇌파 체계에 의해 적용된다. 다채널 전극은 국제적 10-20 전극 배열법을 기본으로 하고 이를 확장한 5-10 체계, 10-10 체계, 수정된 10-20

체계에 의하여 많게는 128~256개의 전극을 사용하기도 한다.<sup>28)</sup> 이를 효과적으로 활용하기 위해 신축성 있는 모자에 전극 캡(electrode cap)을 사용하는 것이 보편화되어 있다. 두뇌부가 아닌 부위의 전위를 기록하는 것은 뇌파를 오염시키는 인공산물을 탐지하고 확인하며 안구운동, 축을 이루는 근육의 양상, 호흡과 운동 활동과 같은 신체 기능을 감시하는데 사용된다.<sup>28)</sup>

## 뇌파의 전기생리학

### 뇌파 생성의 과학적 근거

신경세포막을 통한 이온의 흐름은 전위차를 유발하고 세포 밖에서 전류의 흐름을 야기시킨다. 대뇌에는 약  $10^{10-12}$ 개의 신경세포(뉴런, neuron)와 이의 다섯 배 정도의 교세포(glia cell)가 존재한다. 하나의 신경세포는 약 1000개 정도의 시냅스를 형성하고 있어 시냅스의 수는 수 조 개에 이른다. 피질의 피라미드 세포는 피질 안에서 약 100~300개 정도가 수직으로 배열을 이루어 기둥모양(column)을 형성하며, 서로 간에 수직으로 많은 연결을 하고 있어 빠른 정보를 교환하는 특징적이고 기능적인 단위를 형성한다. 대뇌피질의 제2층과 4층의 피라미드 세포는 주로 정보를 받아들이고, 5층의 세포에서는 원심성신호를 내보내게 된다.<sup>33-36)</sup>

두피 뇌파 기록에 의해 측정된 전기 활동은 기록 전극이 놓인 두피 근처에 위치하면서 비슷한 방향으로 향하고 있는 대뇌 피질 뉴런 집단에 의해 생성된다. 각 두피 전극은 최소 6 cm<sup>2</sup> 동기성 피질 활동을 수집한다. 뇌파에서 수집된 전기 활동의 대부분은 피라미드형 뉴런 집단에 의해 생성된다. 이 세포들은 주로 대뇌 피질의 3층과 5층에 세포체를 가지고 있다. 두피에서 기록된 전기적 활성도는 각 기록 전극 근처의 수천 개의 피라미드 세포(pyramidal cell)로부터의 억제성 또는 흥분성 시냅스후 전위(postsynaptic potentials)의 합계를 나타낸다(활동전위가 아님, 기록하기에 너무 짧음). 이렇게 합산된 활성도는 양극과 음극(쌍극자)이 있는 영역(field)으로 나타날 수 있다.<sup>28)</sup>

속도조절 세포(pacemaker cell)인 시상의 신경세포로부터 시상-피질입력신호가 피라미드 세포의 선단 수상돌기(apical dendrite)에 연결이 되어 흥분성 전위를 발생시키면, 대뇌 피질의 표층부에는 음전하를, 심층부인 기저수상돌기(basal dendrite)에는 양전하가 형성되어 피라미드 세포는 하나의 쌍극자가 되고, 양극의 전위차에 의해 전류가 흐르게 된다. 전류의 방향은 세포 내에서는 수상돌기에서 세포체 방향으로 향하며, 세포 밖에서는 역으로 세포체(current source)에서 수상돌기 방향(current sink)으로 진행된다. 세포 내에

위치한 미세전극은 한 세포의 전기활성만을 측정하지만, 세포 밖에 위치한 전극은 주변의 많은 세포들로부터 발생하는 세포 밖 전위의 선형적 합계를 측정할 수 있는데, 이를 필드 전위(field potential)라고 한다. 하나의 시상세포는 동시에 수천 개의 피질세포와 접합을 이루어 신경세포들의 특이한 공간적, 시간적 특성에 의해 동기화가 일어나며, 기능적으로 하나의 쌍극자를 형성한다. 시냅스에서 형성되는 전위는 진폭은 적지만 반응기간이 길며 불응기가 없어 여러 시냅스에서 형성되는 흥분성과 억제성 시냅스후 전위들이 시공간적 합산(temporal and spatial summation)이 가능하게 된다. 그런 후에 일정 수 이상의 신경세포들이 동기화하면서 두피에서 측정이 가능한 필드 전위가 형성되며, 이는 뇌파의 주된 원천(source, 신호원)이 된다.<sup>34,36,37</sup> 뇌파는 흥분성과 억제성 피질 신경세포의 전위에 의해 발생하며 이러한 시냅스후 전위는 합해져서 뇌파로서 기록되는 두피까지 전달된다. 율동성 피질 뇌파 활동은 시상과 피질 사이의 상호작용으로부터 발생한다.<sup>28)</sup>

**쌍극자의 물리적 특성**

활성화된 신경세포 집단은 진동하는 쌍극자들의 모임이라고 할 수 있다. 이들의 중앙에 위치하여 물리적 특성을 나타내는 한 개의 기능적 쌍극자를 가정할 수 있는데, 이를 등가 쌍극자원천(equivalent dipole source)이라고 한다.<sup>36)</sup> 쌍극자의 방향이 대뇌 피질의 표면에 방사상으로 위치한 경우(radial source)에 두피에서 검출되는 전위의 크기는 쌍극자가 위치한 바로 윗부분의 전극이 최대의 전위를 기록하게 된다. 쌍극자의 방향이 대뇌 피질 표면에 접선 방향인 경우(tangential source)에는 쌍극자의 윗부분에 위치한 전극은 전혀 전위가 기록되지 않는다. 양극자의 방향이 사선으로 기울어져 있는 경우에 위치한 전극은 중간 정도의 진폭을 갖는다.<sup>34)</sup>

체적 전도체(volume conductor) 내의 한 지점에서 쌍극자의 전위 크기는 측정 지점(뇌파 전극)에서 쌍극자를 바라보는 각도에 비례하고, 측정된 전위의 극성은 측정 전극이 바라보고 있는 쌍극자 표면의 전기적 신호와 일치한다(solid angle principle). 간질파의 경우 일반적으로 최대 음전위만을 고려하게 되지만 뇌파 발생의 원천이 쌍극자이므로 반드시 반대 방향에 양전위를 형성하게 된다. 롤란드 간질파는 tangential source가 중심구의 하방, 실비안 구(sylvian sulcus) 근처에 위치하며 중심 측두엽은 최대의 음전위를, 동측 전두엽은 약한 양전위를 나타내는 특징적 뇌파 소견을 나타낸다.<sup>38)</sup>

쌍극자 벡터(vector, 진로) 또는 에너지 흐름의 방향은 활동을 생성하는 피라미드 세포의 방향과 평행하다. 음성 쌍극

자는 기록 전극 위치에 직각이고 직접적으로 전극 방향으로 향했을 때 최대로 감지된다. 이 경우 쌍극자의 양극의 끝은 피질 하부에 위치하며 심부전극(depth electrode)에 의해서만 기록될 수 있다. 전기적 근원에 균열이 있으면 쌍극자는 접선에 있거나 평행상태가 될 수 있다. 이는 잘 발달된 되먹임 연결(feedback linkage)을 가지는 시상과 같은 구조의 대뇌 피질의 뉴런들 그리고 대뇌 피질에서 피질 하부의 연결 부분까지 체계적으로 상호 연결된다.<sup>4,28,37)</sup>

**뇌파의 율동성**

뇌파의 율동(rhythm)은 유사한 모양과 기간을 가진 파형이 규칙적으로 나타나는 것이다. 율동성은 피점자의 각성상태, 집중상태나 행동상태와 일치한다. 뇌파의 발생원은 대뇌 피질 그 자체이지만(voltage generator), 피질에서 발생하는 뇌파의 전반적인 리듬은 뇌간 및 기저 전뇌(basal forebrain)로부터 영향을 받는다(rhythm generator).<sup>39)</sup>

뇌파에서 사인파 모양으로 변화하는 율동은 피질과 더 깊은 피질 하부의 구조 사이에서 일어나는 변동성 소통(oscillatory communications)으로 여겨진다. 이러한 소통 고리는 피질이 휴식 중이거나 특정 작업을 수행하지 않을 때 발생한다. 피질에 수행할 작업이 있으면 피질의 전기적 활성도는 대뇌 피질이 그 작업을 완료하고 휴식 상태로 돌아갈 때까지 동기화하지 않고 진폭을 더욱 낮게 하고 전기적 율동이 더욱 빨라지는 상태가 우세하도록 유지한다. 가장 잘 알려진 예는 후두부 우세 리듬(posterior dominant rhythm, 이하 PDR)이다. 이것은 눈을 감은 편안한 각성 상태 동안 뒷머리 부분에서 볼 수 있는 변동성의 8.5~12 Hz의 율동이다. 눈을 뜨면 머리 뒤쪽의 시각 피질을 활성화시키는 시각적 입력의 흐름을 시작하게 하므로 PDR은 눈을 뜰 때 고전적으로 감소한다. 활성화가 되면 시각 피질은 일시적으로 새로운 시각적 정보를 처리하기 위해 시상과의 통신을 비동기화하며 일시적으로 중단시킨다. 이러한 비동기화는 PDR이 일시적으로 사라지게 한다. 결론적으로 뇌파는 피질 신경세포의 억제성과 흥분성 시냅스후 전위에 의해 발생한다. 또한 율동성 피질 뇌파의 활동성은 시상과 대뇌 피질 사이의 상호작용으로부터 기인한다. 두피 전극은 두피 표면에 90도에서 평행하게 배열된 피라미드 세포의 큰 대뇌 피질 영역에서 발생하는 느리고 동시적인 전위 변화를 선호하여 밑에 있는 피질 내 뉴런의 합산된 시냅스후 전위를 기록한다.<sup>28)</sup>

**뇌파의 구성**

뇌파를 구성하는 파의 대부분은 전위변동이 정현파(sine



wave)이거나 이와 유사한 파형(sinusoid curve)으로 파형, 주파수가 거의 같은 상향파가 나타난다. 그러나 실제 뇌파 소견은 이와 달리 주파수, 진폭, 형태 등 여러 가지의 요소가 섞인 출현 양식을 나타낸다. 임상뇌파의 구성요소에는 활동(activity), 파(wave), 율동(rhythm)이 포함된다. 활동은 어떤 형태로 연속하여 출현하는 전위변동으로 전기활성(electrical activity)과 같은 의미이다. 규칙적이며 일과성을 보이는 파의 연속을 말하며 이 중 알파( $\alpha$ ) 율동은 알파 주파수의 활동을 말한다. 배경 활동(background activity)은 전반적으로 지속성을 가지고 안정적으로 나타나는 파의 리듬이다. 돌발성 또는 국재성 활동에 대해서 모든 기초가 되는 활동은 기초 활동(basic activity)이라고 한다. 파는 뇌파에서 어떤 단일 또는 일과성의 전위변동이라 할 수 있으며 활동의 각 요소라 할 수 있다. 율동은 일정한 주기(period)와 파형을 가지고 반복되는 파로 이루어진 뇌파 활동이다. 진폭은 일정하지 않을 수 있다.<sup>28)</sup>

뇌파는 몇 가지 지표를 통하여 그 소견을 이해할 수 있는데, 즉 주파수(frequency)와 주기(period), 진폭(amplitude) 및 전위(potential), 위상(phase) 및 위상관계(phase relation), 분포(distribution), 반복성(repetition), 반응성(reactivity), 지속성(persistence), 변화성(variability), 출현양식을 알아야 이를 기초로 하여 뇌파의 판독이 가능하게 된다. 주파수는 1초 동안 반복 출현하는 율동적 파의 횟수이며 Hz, cycle per second(C/S)로 표시한다. 뇌의 전압변화에 따른 1개의 파에서 산과 산, 계곡과 계곡을 연결하여 그 간격에 이르는 시간적 길이(wavelength)를 파의 지속시간(duration)이라 하는데 이를 주기라고 하며 ms로 표기한다. 주기는 일반적으로 주파수라 하며 주파수와 주기는 역수관계에 있는데 1초를 주기로 나누면 주파수가 구해진다. 알파파처럼 일정한 주기로 몇 개의 파가 연속될 때 측정용 자의 눈금을 세어 대략 주파수를 확인할 수 있다. 진폭은 파의 계곡과 계곡을 연결한 선과 산의 정점으로부터 기선에 수직선을 내려 그은 후 그것과 만나는 점까지의 거리를 말한다. 전압은 정해진 교정전압을 가했을 때 교정곡선의 진폭과 비교하여  $\mu V$ 로 표시한다. 교정곡선의 진폭은  $50 \mu V$ 를  $5 mm$ 가 되도록 조정( $10 \mu V=1 mm$ )하므로 측정치의 진폭과 교정곡선의 비를 얻으면 전압을 얻을 수 있다.<sup>28)</sup>

파형의 전압( $\mu V$ )=[측정치의 진폭(mm)/교정곡선의 진폭(mm)] $\times 50 \mu V$

실제 파형 전압은 교정곡선의 전압  $50 \mu V$ 에 대해  $7 mm$ 의 진폭이 기록되도록 조정되므로 교정곡선의 진폭이  $5 mm$  이

면 뇌파 파형의 전압은  $70 \mu V$ 가 된다( $70 \mu V=(7 mm/5 mm) \times 50 \mu V$ ). 민감도는 다음의 공식으로 계산한다.

민감도(sensitivity,  $\mu V/mm$ )=교정곡선의 전압( $\mu V$ )/펜의 경사도(mm)

진폭은  $20 \mu V$  이하인 경우 저진폭(low amplitude),  $20\sim 70 \mu V$ 는 중진폭(medium amplitude),  $70 \mu V$  이상인 경우 고진폭(high amplitude)으로 표기한다. 정상 성인의 후두부 알파파는  $50 \mu V$  전후가 많다. 진폭이 매우 작은 경우 평탄화(flat pattern), 평탄 뇌파(flat EEG)라 한다.

위상은 뇌파로 기록된 파형의 다른 부위에서의 위치 및 시간관계를 의미한다. 위상은 기선에서 어떤 한 개의 파형이 음성(상향) 또는 양성(하향)의 한 방향으로 흔들릴 때 1상성파(monophasic wave), 음성과 양성 또는 양성과 음성의 양 방향으로 움직일 때는 2상성파(diphasic wave), 음성과 양성 과 음성 또는 양성과 음성과 양성의 세 방향으로 움직일 때는 3상성파(triphasic wave)라고 한다. 뇌파에서 극성(polarity)은 기선에서 상향으로 기록되면 음성과, 하향으로 기록되면 양성파라고 한다. 뇌파의 파의 산과 산, 계곡과 계곡이 완전히 같은 방향으로 일치하여 동시 출현하는 경우 위상이 같은 2개의 파는 동위상 또는 위상동기(in-phase, synchronous)라고 한다. 위상이 다르거나 위상의 변화가 있는 경우를 비동기(asynchronous)라 한다. 한 개의 파가 다른 파의 산과 계곡이 일치하여 파의 방향이 시간적으로 완전히 반대 방향으로  $180$ 도 차이가 날 때는 역위상 또는 위상역전(out of phase, phase reversal)이라 한다. 2개의 파가 출현시간이  $90$ 도 차이가 나면 위상차가 있다고 한다(그림 1B, C).<sup>28)</sup>

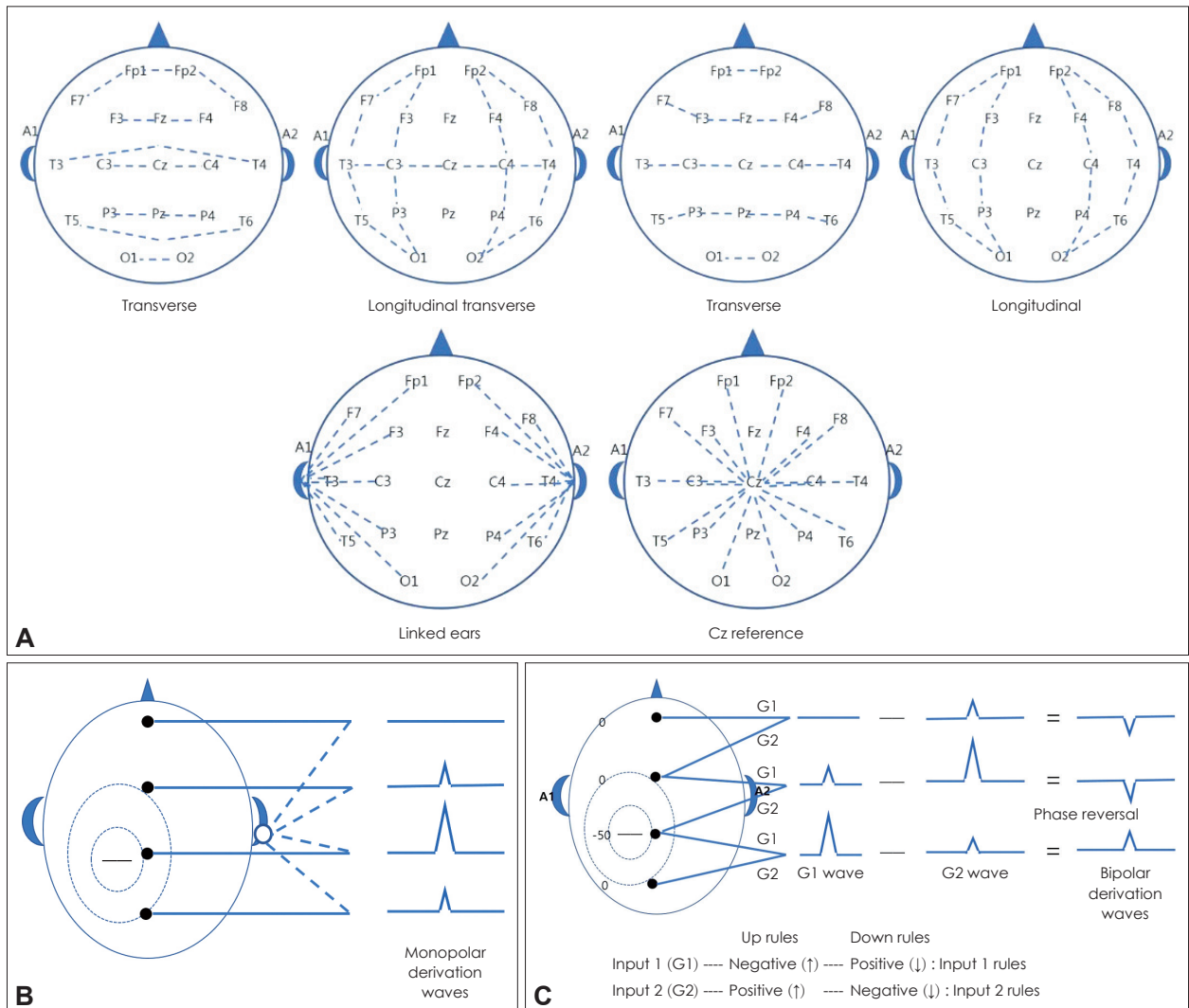
뇌파의 분포는 전반성(generalized), 국재성(localized)으로 구분하며 전반성은 특정한 파가 좌우반구의 한쪽 또는 뇌 전체에서 국재성은 제한된 부위에 국한하여 나타나는 것을 의미한다. 일측성(unilateral)은 좌측, 우측 중 한쪽에만 국한하여 이상파가 출현한 경우이며 이는 좁은 범위에 국한된 초점성(focal), 약간 넓은 영역에 걸친 영역성(areal), 한쪽 반구 전체에 출현하는 반구성(hemispherical)으로 구분한다. 양측성(bilateral)은 양측 대뇌반구에 출현하는 경우이다. 초점(focus)은 국한성(discrete)인지 고정성(constant), 다발성(multiple), 일과성(transient), 이동성(shifting), 원발성(primary), 거울상(mirror)인지 구분해야 한다. 초점의 깊이가 대칭성(symmetrical) 또는 비대칭성(asymmetrical)인지 구분해야 한다. 뇌파의 반복성은 율동적인지 비율동적인지가 중요하다. 지나치게 차이가 있으면 이상 소견을 의심할 수 있다. 반응성은 환경변화와 외부 자극에 따라 파형이 변화

하는 가변성을 의미한다. 전형적인 반응으로 후두부의 알파파는 폐안에서 개안하거나 암상 등의 정신활동에 따라 알파파가 저진폭으로 속파화되고 베타파가 많아진다. 이를 알파억제 또는 감쇠( $\alpha$  blocking,  $\alpha$  attenuation)라 한다. 소리 자극에 의한 K 복합파, 빛 자극에 의한 광구동(photic driving), 과호흡에 의한 파의 증강(build up), 입면 시 나타나는 입면기 과동기(hypnagogic hypersynchrony) 등이 있다. 지속성은 일정한 파형이나 패턴이 얼마나 자주 출현하는가를 의미한다. 출현의 양이 얼마인가가 중요하며 이상 소견을 간헐성(intermittent), 지속성(continuous)으로 표현할 수 있다. 변화성은 특정한 파의 지속여부, 불규칙한 시간 간격의 반복, 일정하지 않은 간격으로 반복되거나 돌발적으로 나타나는 지 등과 같은 양상을 의미한다. 이는 파의 출현이 동시에 출현하는 동기성과 그렇지 않은 비동기성으로 구분된다. 동기

성의 경우 1차성 양측동기와 2차성 양측동기로 구분된다. 뇌파의 출현양식은 돌발성(paroxysmal)인가 비돌발성(non-paroxysmal) 또는 지속성(continuous, persistent), 간헐성(intermittent)인지 여부를 보아 구분한다. 일정한 시간 동안 이상파가 어느 정도의 양이 어느 수준에서 출현하는지 예측이 필요하다. 어떤 부위가 다른 부위보다 시간적으로 빠를 경우 시간적으로 앞에 있는 부분이 원발성 초점이라 할 수 있다.<sup>28)</sup>

### 뇌파의 공간적 분석과 몽타주

다채널 기록은 두피 위의 전위차의 분포를 결정하는 데 사용된다. 어떤 한 증폭기의 입력 신호 1과 2 내에서 전극을 결합하는 것을 유도(derivation)라고 한다(그림 1). 몽타주



**Fig. 1.** Montage maps and polarity of EEG. Spectral peaks montage maps. Lines correspond to subtractions used to calculate spectral peaks (A). Monopolar derivation of EEG (B). Bipolar derivation of EEG and phase reversal (C). G1 : Input terminal 1, G2 : Input terminal 2, EEG : Electroencephalography.



(montage)는 기록을 위한 다중 채널의 결합으로 이루어지며 공간적 여과장치(spatial filter)이다. 전기활동이 없는 기준 전극(reference electrode)과 활성전극(active electrode) 사이의 전위차를 기록하는 것을 기준전극 유도 또는 단극성 유도(monopolar derivation)라 한다(그림 1). 양극성 유도(bipolar derivations)는 증폭기에서 입력 1과 2로 삽입되고 두부에서 서로 인접해 있는 한 쌍의 전극으로 구성된다(그림 1B). 양극성 몽타주는 광범위하면서 일관된 전위를 기록으로부터 제거하는 공간 여과장치로 작용한다.<sup>28,40)</sup>

뇌파 전압 신호는 두 전극의 전압 차이를 나타내므로 뇌파 판독전문가를 위한 화면 표시(display)는 여러 가지 방법 중 하나로 설정될 수 있다. EEG 채널의 표현을 몽타주라고 한다. 머리는 삼차원 구조를 가지고 있으므로 뇌파의 몽타주는 공간적 정보를 포함하며 삼차원 자료를 이차원으로 표현한 것이다. 뇌파가 발전하면서 채널의 숫자가 늘어나고 몽타주를 논리적으로 배열하여 공간적 자료의 파악의 정확도가 높아졌다. 몽타주에서는 전극의 공간적 관계가 일정한 방향으로 표현된다. 전극의 공간적 관계를 시상(sagittal) 방향으로 정한 몽타주가 종단(세로) 몽타주(longitudinal montage)이고 관상(coronal) 방향으로 정한 경우는 횡단(가로) 몽타주(transverse montage)라고 한다. 두피의 대칭되는 양쪽을 비교하는 방법에 따라서 무쌍 몽타주(unpaired montage), 그룹 쌍 몽타주(paired group montage), 채널 쌍 몽타주

(paired channel montage), 쌍극 몽타주(bipolar montage), 라플라시안(Laplacian) 몽타주로 분류한다(그림 1A).<sup>40,41)</sup>

순차적 몽타주(Sequential montage)

각 채널 (즉, 파형)은 2개의 인접한 전극 사이의 차이를 나타낸다. 전체 몽타주는 일련의 채널로 구성된다. 예를 들어, 채널 'Fp1-F3'은 Fp1 전극과 F3 전극 사이의 전압차를 나타낸다. 몽타주의 다음 채널인 'F3-C3'는 F3과 C3 사이의 전압차이를 나타내며, 전극의 전체 배열을 통해 계속된다(그림 1A).<sup>40)</sup>

참조 몽타주(Reference montage)

일정한 전극이 증폭기에서 기준 전극(input 2)으로 사용되는 경우이다. 가장 이상적인 기준 전극은 활성이 0에 해당하는 경우이지만 실제로 이러한 경우는 불가능하다. 개방 전극인 A1과 A2 전극은 각각 같은 쪽 대뇌반구의 기준 전극이며 A1과 A2 전극에서 기록되는 전위의 평균(linked ears)이다. 이외에 Cz 전극이 기준 전극으로 사용되기도 한다(그림 1A).<sup>40)</sup>

평균 참조 몽타주(Average reference montage)

모든 증폭기의 출력은 합산되고 평균화되며, 평균화된 신호는 각 채널에 대한 공통기준으로 사용된다.<sup>40)</sup>

Table 1. Standard LB Montages\*

Channel no.	LB-18.1	LB-18.2	LB-18.3	LB-16.1	LB-16.2	LB-16.3
1	Fp1-F7	Fz-Cz	Fp1-F7	Fp1-F7	Fp1-F3	Fp1-F7
2	F7-T7 (T3)	Cz-Pz	F7-T7 (T3)	F7-T7 (T3)	F3-C3	F7-T7 (T3)
3	T7 (T3)-P7 (T5)	Fp1-F3	T7 (T3)-P7 (T5)	T7 (T3)-P7 (T5)	C3-P3	T7 (T3)-P7 (T5)
4	P7 (T5)-O1	F3-C3	P7 (T5)-O1	P7 (T5)-O1	P3-O1	P7 (T5)-O1
5	Fp1-F3	C3-P3	Fp2-F8	Fp1-F3	Fp2-F4	Fp2-F8
6	F3-C3	P3-O1	F8-T8 (T4)	F3-C3	F4-C4	F8-T8 (T4)
7	C3-P3	Fp2-F4	T8 (T4)-P8 (T6)	C3-P3	C4-P4	T8 (T4)-P8 (T6)
8	P3-O1	F4-C4	P8 (T6)-O2	P3-O1	P4-O2	P8 (T6)-O2
9	Fz-Cz	C4-P4	Fp1-F3	Fp2-F4	Fp1-F7	Fp1-F3
10	Cz-Pz	P4-O2	F3-C3	F4-C4	F7-T7 (T3)	F3-C3
11	Fp2-F4	Fp1-F7	C3-P3	C4-P4	T7 (T3)-P7 (T5)	C3-P3
12	F4-C4	F7-T7 (T3)	P3-O1	P4-O2	P7 (T5)-O1	P3-O1
13	C4-P4	T7 (T3)-P7 (T5)	Fp2-F4	Fp2-F8	Fp2-F8	Fp2-F4
14	P4-O2	P7 (T5)-O1	F4-C4	F8-T8 (T4)	F8-T8 (T4)	F4-C4
15	Fp2-F8	Fp2-F8	C4-P4	T8 (T4)-P8 (T6)	T8 (T4)-P8 (T6)	C4-P4
16	F8-T8 (T4)	F8-T8 (T4)	P4-O2	P8 (T6)-O2	P8 (T6)-O2	P4-O2
17	T8 (T4)-P8 (T6)	T8 (T4)-P8 (T6)	Fz-Cz	ECG	ECG	ECG
18	P8 (T6)-O2	P8 (T6)-O2	Cz-Pz			
19	ECG	ECG	ECG			

\*10-10 electrode position nomenclature with 10-20 nomenclature in parentheses. Adapted from Acharya et al. J Clin Neurophysiol 2016;33:312-316.<sup>40)</sup> ECG : Electrocardiogram, LB : Longitudinal bipolar

라플라시안 몽타주(Laplacian montage)

각 채널은 전극과 주변 전극 간에 가중 평균의 차이를 나타낸다.<sup>40,41)</sup>

몽타주 배열과 설계

미국신경생리학회는 최소한 3개의 기본적 몽타주인 종단 양극성(longitudinal bipolar), 횡단 양극성(transverse bipo-

**Table 2.** Standard TB Montages\*

Channel no.	TB-18.1	TB-18.2	TB-16.1	TB-16.2	TB-16.3
1	F7-Fp1	Fp1-Fp2	F7-Fp1	Fp1-Fp2	F7-Fp1
2	Fp1-Fp2	F7-F3	Fp1-Fp2	F7-F3	Fp2-F8
3	Fp2-F8	F3-Fz	Fp2-F8	F3-Fz	F7-F3
4	F7-F3	Fz-F4	F7-F3	Fz-F4	F3-Fz
5	F3-Fz	F4-F8	F3-Fz	F4-F8	Fz-F4
6	Fz-F4	A1-T7 (T3)	Fz-F4	A1-T7 (T3)	F4-F8
7	F4-F8	T7 (T3)-C3	F4-F8	T7 (T3)-C3	T7 (T3)-C3
8	T7 (T3)-C3	C3-Cz	T7 (T3)-C3	C3-Cz	C3-Cz
9	C3-Cz	Cz-C4	C3-Cz	Cz-C4	Cz-C4
10	Cz-C4	C4-T8 (T4)	Cz-C4	C4-T8 (T4)	C4-T8 (T4)
11	C4-T8 (T4)	T8 (T4)-A2	C4-T8 (T4)	T8 (T4)-A2	P7 (T5)-P3
12	P7 (T5)-P3	P7 (T5)-P3	P7 (T5)-P3	P7 (T5)-P3	P3-Pz
13	P3-Pz	P3-Pz	P3-Pz	P3-Pz	Pz-P4
14	Pz-P4	Pz-P4	Pz-P4	Pz-P4	P4-P8 (T6)
15	P4-P8 (T6)	P4-P8 (T6)	P4-P8 (T6)	P4-P8 (T6)	P7 (T5)-O1
16	P7 (T5)-O1	O1-O2	O1-O2	O1-O2	O2-P8 (T6)
17	O1-O2	Fz-Cz	ECG	ECG	ECG
18	O2-P8 (T6)	Cz-Pz			
19	ECG	ECG			

\*10-10 electrode position nomenclature with 10-20 nomenclature in parentheses. Adapted from Acharya et al. J Clin Neurophysiol 2016;33:312-316.<sup>40)</sup> ECG : Electrocardiogram, TB : Transverse bipolar

**Table 3.** Standard Referential Montages-Ear Reference\*

Channel no.	R-18.1	R-18.2	R-18.3	R-16.1	R-16.2	R-16.3
1	F7-A1	Fz-A1	F7-A1	F7-A1	Fp1-A1	F7-A1
2	F7 (T3)-A1	Pz-A1	F8-A2	T7 (T3)-A1	Fp2-A2	F8-A2
3	P7 (T5)-A1	Fp1-A1	T7 (T3)-A1	P7 (T5)-A1	F3-A1	T7 (T3)-A1
4	Fp1-A1	Fp2-A2	T8 (T4)-A2	Fp1-A1	F4-A2	T8 (T4)-A2
5	F3-A1	F3-A1	P7 (T5)-A1	F3-A1	C3-A1	P7 (T5)-A1
6	C3-A1	F4-A2	P8 (T6)-A2	C3-A1	C4-A2	P8 (T6)-A2
7	P3-A1	C3-A1	Fp1-A1	P3-A1	P3-A1	Fp1-A1
8	O1-A1	C4-A2	Fp2-A2	O1-A1	P4-A2	Fp2-A2
9	Fz-A1	P3-A1	F3-A1	Fp2-A2	O1-A1	F3-A1
10	Pz-A2	P4-A2	F4-A2	F4-A2	O2-A2	F4-A2
11	Fp2-A2	O1-A1	C3-A1	C4-A2	F7-A1	C3-A1
12	F4-A2	O2-A2	C4-A2	P4-A2	F8-A2	C4-A2
13	C4-A2	F7-A1	P3-A1	O2-A2	T7 (T3)-A1	P3-A1
14	P4-A2	F8-A2	P4-A2	F8-A2	T8 (T4)-A2	P4-A2
15	O2-A2	T7 (T3)-A1	O1-A1	T8 (T4)-A2	P7 (T5)-A1	O1-A1
16	F8-A2	T8 (T4)-A2	O2-A2	P8 (T6)-A2	P8 (T6)-A2	O2-A2
17	T8 (T4)-A2	P7 (T5)-A1	Fz-A1	ECG	ECG	ECG
18	P8 (T6)-A2	P8 (T6)-A2	Pz-A2			
19	ECG	ECG	ECG			

\*10-10 electrode position nomenclature with 10-20 nomenclature in parentheses. Adapted from Acharya et al. J Clin Neurophysiol 2016;33:312-316.<sup>40)</sup> ECG : Electrocardiogram

**Table 4.** Suggested Referential Montages-Cz Reference\*

Channel no.	R-18.1	R-18.2	R-18.3	R-16.1	R-16.2	R-16.3
1	F7-Cz	Fz-Cz	F7-Cz	F7-Cz	Fp1-Cz	F7-Cz
2	T7 (T3)-Cz	Pz-Cz	F8-Cz	T7 (T3)-Cz	Fp2-Cz	F8-Cz
3	P7 (T5)-Cz	Fp1-Cz	T7 (T3)-Cz	P7 (T5)-Cz	F3-Cz	T7 (T3)-Cz
4	Fp1-Cz	Fp2-Cz	T8 (T4)-Cz	Fp1-Cz	F4-Cz	T8 (T4)-Cz
5	F3-Cz	F3-Cz	P7 (T5)-Cz	F3-Cz	C3-Cz	P7 (T5)-Cz
6	C3-Cz	F4-Cz	P8 (T6)-Cz	C3-Cz	C4-Cz	P8 (T6)-Cz
7	P3-Cz	C3-Cz	Fp1-Cz	P3-Cz	P3-Cz	Fp1-Cz
8	O1-Cz	C4-Cz	Fp2-Cz	O1-Cz	P4-Cz	Fp2-Cz
9	Fz-Cz	P3-Cz	F3-Cz	Fp2-Cz	O1-Cz	F3-Cz
10	Pz-Cz	P4-Cz	F4-Cz	F4-Cz	O2-Cz	F4-Cz
11	Fp2-Cz	O1-Cz	C3-Cz	C4-Cz	F7-Cz	C3-Cz
12	F4-Cz	O2-Cz	C4-Cz	P4-Cz	F8-Cz	C4-Cz
13	C4-Cz	F7-Cz	P3-Cz	O2-Cz	T7 (T3)-Cz	P3-Cz
14	P4-Cz	F8-Cz	P4-Cz	F8-Cz	T8 (T4)-Cz	P4-Cz
15	O2-Cz	T7 (T3)-Cz	O1-Cz	T8 (T4)-Cz	P7 (T5)-Cz	O1-Cz
16	F8-Cz	T8 (T4)-Cz	O2-Cz	P8 (T6)-Cz	P8 (T6)-Cz	O2-Cz
17	T8 (T4)-Cz	P7 (T5)-Cz	Fz-Cz	ECG	ECG	ECG
18	P8 (T6)-Cz	P8 (T6)-Cz	Pz-Cz			
19	ECG	ECG	ECG			

\*10-10 electrode position nomenclature with 10-20 nomenclature in parentheses. Adapted from Acharya et al. J Clin Neurophysiol 2016;33:312-316.<sup>40)</sup> ECG : Electrocardiogram

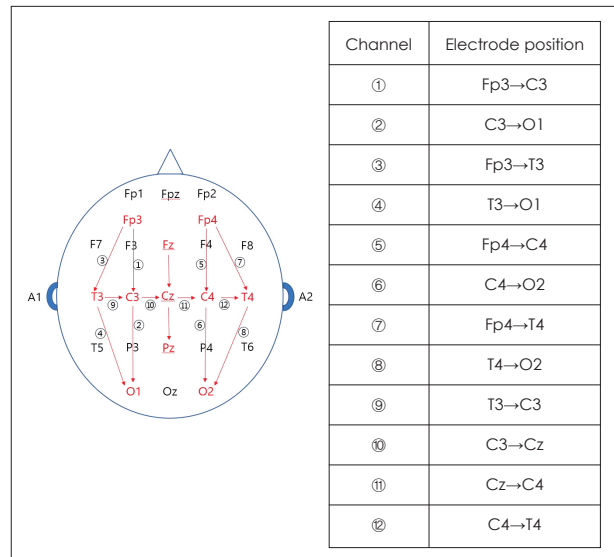
lar), 참조(reference) 몽타주를 사용하도록 권장한다.<sup>40)</sup> 또한 표준 종단 양극성 몽타주(표 1), 표준 횡단 양극성 몽타주(표 2), 표준 참조 몽타주(표 3, 4)를 제안하고 있다.<sup>40)</sup>

신생아 뇌파는 통상적으로 사용되는 국제 10-20 체계를 이용하지 않고 보다 분명한 전기 신호를 볼 수 있도록 몇 개의 채널을 생략한 후 뇌파 검사를 시행하게 된다.<sup>7)</sup> 신생아의 미숙한 전두엽이 나이가 더 든 소아와 성인에 비해 두개골에 비해 상대적으로 전방으로 발달되지 않는 이유로 변형된 몽타주를 적용한다(그림 2). 일반적으로 F1, F2, C3, Cz, T3, T4, O1, O2의 9개가 두피에 사용되며 기타의 전극과 안전도, 근전도, 심전도, 호흡측정 전극과 같은 뇌파 외의 측정 전극이 추가될 수 있다(표 5).<sup>42,43)</sup>

### 뇌파 검사의 기본 요구 사항

#### 필수 장비(Equipment)

최소한 19개의 채널로 동시에 기록하는 것이 필요하며, 경우에 따라 채널을 추가할 수 있다.<sup>28)</sup> 표준 규격에 부합한 교류(AC) 전기의 연결이 필요하고, 모든 장비에는 접지장치가 필요하다. 전기 차단(electrical shielding)을 권장하지만 반드시 필요한 것은 아니다. 광 자극(photic stimulation) 장치를 권장한다. 기록에 사용하는 전극은 그 자체의 잡음(noise)이나 전극의 미끄러짐(drift)이 없어야 한다. 또한 0.5~70 Hz



**Fig. 2.** International 10-20 system and electrode placement for neonatal recording (modified). The International 10-20 system and electrode placement modified for neonates. Some laboratories use an alternative location for the position of the frontal polar electrodes. The 'Fp3' is located halfway between the locations of FP1 and F3. The 'Fp4' is halfway between the positions of FP2 and F4. Note also that not all laboratories utilize the Pz electrode.<sup>3,43,44)</sup>

내의 신호를 감소시키면 안 된다. 은이나 염화은, 또는 금을 소재로 한 원 반(disk) 전극을 콜로디온(collodion)으로 고정했을 때, 가장 좋은 결과를 얻을 수 있다. 외래 뇌파검사실에



**Table 5.** Neonatal montage examples

Channel	Montage A	Montage B	Montage C
1	Fp1-T7 (T3)	Fp1-C3	Fp1-R7 (T3)
2	T7 (T3)-O1	C3-O1	T7 (T3)-O1
3	Fp2-T8 (T4)	Fp1-T7 (T3)	Fp1-C3
4	T8 (T4)-O2	T7 (T3)-O1	C3-O1
5	Fp1-C3	Fp2-C4	Fp2-T8 (T4)
6	C3-O1	C4-O2	T8 (T4)-O2
7	Fp2-C4	Fp2-T8 (T4)	Fp2-C4
8	C4-O2	T8 (T4)-O2	C4-O2
9	T7 (T3)-C3	T7 (T3)-C3	T7 (T3)-C3
10	C3-Cz	C3-Cz	C3-Cz
11	Cz-C4	Cz-C4	Cz-C4
12	C4-T8 (T4)	C4-T8 (T4)	C4-T8 (T4)
13	ECG	ECG	ECG
14	Respiration	Respiration	Respiration
15	E1-A1 or A2	E1-A1 or A2	E1-A1 or A2
16	E2-A1 or A2	E2-A1 or A2	E2-A1 or A2
17	EMG	EMG	EMG

10-10 system nomenclature, with 10-20 system nomenclature in parentheses. Adapted from Kuratani et al. J Clin Neurophysiol 2016;33:320-323.<sup>45)</sup> ECG : Electrocardiogram, EMG : Electromyography

서 바늘 전극(needle electrode)과 같은 침습 전극은 피하는 것이 좋다. 21개 전극의 명명 및 부착은 국제임상신경생리연맹(IFCN, 1983)의 권고에 따른다. 국제 10-20 체계(이하 10-20 체계) 표준전극 부착 방법으로 사용할 것을 권유한다. ‘변형된(modified) 10-20 체계’와 ‘10-10 체계’를 사용할 경우 사용한 전극 부착 방법을 반드시 기술하도록 한다. 검사 전에 반드시 기본적으로 전극 간 임피던스(inter-electrode impedance)를 검사해야 한다. 일반적으로 전극 간 임피던스는 5 kΩ를 넘어서는 안 된다.<sup>8)</sup>

**뇌파의 기록(Recordings)**

몽타주(montage)는 표준 몽타주에 대한 제안의 지침에 따라 설계하여야 한다.<sup>40,45)</sup> 적어도 몇 개의 몽타주는 검사실 간의 상호교류 및 비교를 위해 공통된 형태를 갖는 것이 바람직하다. 뇌파 검사를 할 때는 최소한 환자의 이름, 나이, 검사날짜, 병록번호, 검사한 뇌파 기사의 이름을 기록해야 한다. 검사시간, 증상(간질의 경우 최근 증상 발현시간), 환자의 의식 및 행동상태, 투약내역(수면제 포함), 협조도, 그 외 특기할 만한 병력 등을 부가적으로 기록할 필요가 있다. 모든 뇌파 기록의 시작과 끝에 반드시 보정(calibration)을 한다. 가능하면 모든 채널을 좌우 같은 짝의 전극에 연결하여 보정을 하는데, 때때로 디지털장비는 용이하지 않을 수도 있다.

일상적인 뇌파 기록에서는 뇌파의 민감도를 5~10 μV/

mm가 되도록 맞춘다. 표준 뇌파 기록에서 저주파수대의 필터는 적어도 시간상수(time constant)가 0.16초에 상응하도록 하여야 하며 1 Hz보다 크면 안 된다. 또한, 고주파수대의 필터는 70 Hz보다 낮지 않도록 한다. 그러나 일반적으로 모니터 상에서 70 Hz를 표시하기 위해서는 적어도 1400 pixel 이상의 해상도를 가져야 한다. 60 Hz 패임 필터(notch filter)는 간질모양 뇌파를 왜곡시키거나, 감소시킬 수 있으므로 60 Hz 간섭현상을 막기 위한 다른 방법이 모두 실패했을 경우에만 사용해야 한다. 기록지의 속도는 3 cm/sec 디지털 모니터는 10 sec/page의 속도로 사용하는 것이 원칙이다. 신생아 뇌파나 다른 특수 상황에서 기록지의 속도를 1.5 cm/sec 또는 20 sec/page로 하여 사용할 수도 있다.

뇌파 기록 도중에 기록 상태의 변화가 있으면 바뀐 시점에서 반드시 이를 알 수 있도록 기록해야 한다. 기본적으로 기술적인 문제가 없는 상태에서 적어도 20분 이상 뇌파를 기록하여야 한다. 여기에 광 자극(photic stimulation), 과호흡(hyperventilation), 그리고 수면뇌파(sleep EEG) 등을 포함한다면 좀 더 많은 시간이 필요할 것이다. 눈을 뜰 때(eye opening)와 눈을 감을 때(eye closing)의 뇌파를 반드시 기록하여야 한다. 적절한 자극에 따른 뇌파의 변화를 적절히 반영하여야 하며, 눈을 감을 때와 뜰 때를 기록함으로써 이를 적절히 평가할 수 있다. 과호흡 유발은 의학적이거나 다른 타당한 이유(즉, 최근에 생긴 두개내 출혈, 중한 심혈관계 혹은 호흡기 질환, 환자의 협조 불능 상태)가 아니면 반드시 하여야 한다. 최소한 3분 이상 시행해야 하고, 과호흡 후의 뇌파는 적어도 1분 이상 기록하며, 때때로 더 긴 시간을 기록하기도 한다. 수면 뇌파는 경련성 질환이 의심되는 경우 가능한 반드시 기록해야 하며, 각성 뇌파와 동시에 기록한다. 각성, 졸음, 수면, 혼수 등과 같은 환자의 의식 상태와 그 변화는 반드시 기록하여야 한다.<sup>8,28)</sup>

**소아 뇌파 검사의 기본 요구 사항**

어린 소아는 검사 중에 많이 움직이므로 전극을 부착할 때 특별히 주의를 기울여야 한다. 대부분 10-20 체계의 21개 전극을 모두 사용하여야 하며 성인에서 사용하는 표준 몽타주가 소아에서도 적용된다. 입원 환자, 특히 불안정한 상태의 환자를 병동의 침상에서 검사해야 할 때는 검사 전에 환자의 상태와 검사의 한계에 대해 간호책임자와 미리 상의한다. 뇌파의 전위는 어린 소아에서 보통 나이드 소아나 성인보다 높으므로 환자에 따라 민감도를 10 μV/mm 또는 15 μV/mm로 적절히 낮추어야 한다. 그러나 검사 중 일부는 낮은 전위의 속파(fast activity)를 표현할 수 있도록 7 μV/mm 이상의 민감도의 기록이 포함되어야 한다. 이 점 외에



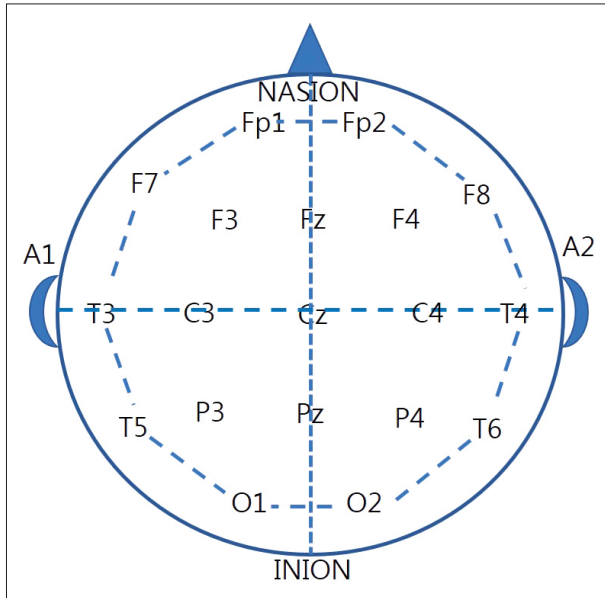


Fig. 4. International 10–20 electroencephalography system.<sup>7)</sup>

거리에 둘 수 있다.<sup>7)</sup> 예를 들어, 환자의 전측두부 극파를 찾기 위한 최상의 국재화(localization)가 종종 10-20 체계를 조정해도 이상적으로 확인되지 않는 경우에 특수한 전측두부 전극(T1과 T2)을 추가할 수 있다. 두 개의 해부학적 지표는 EEG 전극의 필수적인 위치 결정을 위해 사용된다. 첫째, 비근(코뿌리점, nasion)은 이마와 코 사이의 지점이다. 둘째, 후두결절(뒤통수점, inion)은 머리 뒤쪽에서 두개골의 가장 낮은 지점이며 정상적으로 눈에 띄게 튀어나온 부분이다. 더 많은 전극을 가진 보다 상세한 뇌파를 기록할 때 기존의 10-20 시스템 사이의 공간을 이용하여 추가 전극을 추가한다.<sup>47)</sup> 이 새로운 전극 명명 시스템은 수정된 결합 명명법(modified combinatorial nomenclature, 이하 MCN)이라 하며 보다 복잡하다. 이 MCN 시스템은 왼쪽 반구에 1, 3, 5, 7, 9를 사용하는데, 이는 각각 10%, 20%, 30%, 40%, 50%를 나타낸다. 여분의 글자를 사용하면 여분의 전극 부위를 명명할 수 있

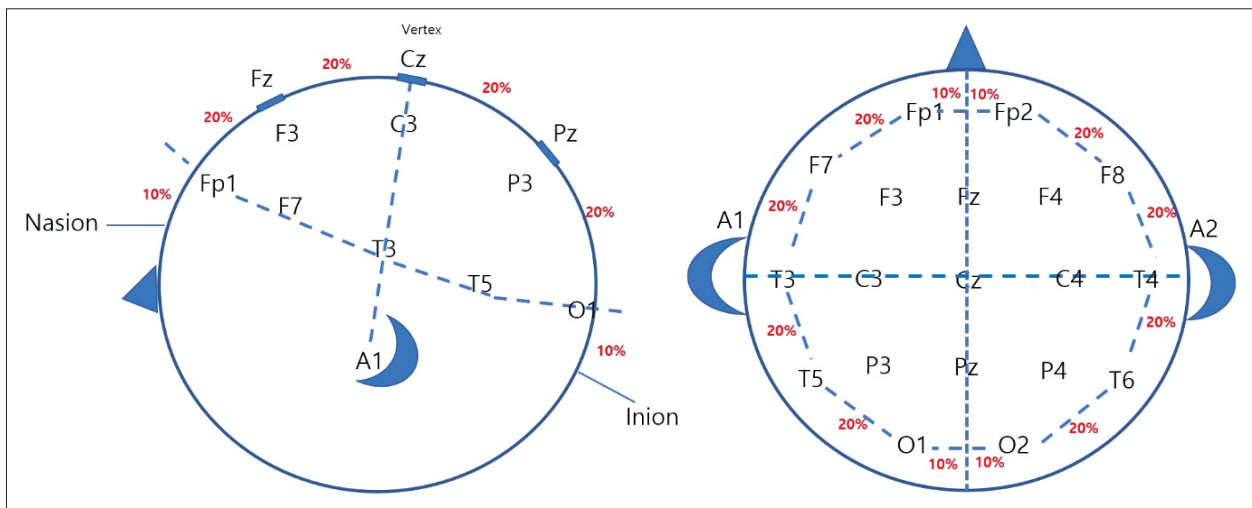


Fig. 5. Electrode placements by international 10–20 electroencephalography system.

Table 6. Electrode numbers and position names (10–20) related to anatomical positions in brain

Electrode no.		Electrode mark		Position name	Anatomical position
left	right	left	right		
1	2	Fp1	Fp2	Both frontal pole	Anterior frontal lobe
3	4	F3	F4	Both frontal	Motor area
5	6	C3	C4	Both central	Body sensory area
7	8	P3	P4	Both parietal	Parietal lobe
9	10	O1	O2	Both occipital	Visual area
13	14	F7	F8	Both anterior temporal	Inferior frontal lobe
15	16	T3	T4	Both middle temporal	Middle temporal lobe
17	18	T5	T6	Both posterior temporal	Posterior temporal lobe
	19		Fz	Midline frontal	
	24		Cz	Vertex, midline central	
	20		Pz	Midline parietal	
11	12	A1	A2	Auricular	



다. 이 새로운 글자는 반드시 대뇌 피질의 영역을 가리키는 것은 아니다(그림 4, 5).<sup>20,23)</sup>

### 증폭 및 필터링(Amplification and filtering)

모든 뇌파 활동은 차등증폭기(differential amplifier)로 기록된다. 이러한 장치는 전극 사이의 공통적 활동을 상당 부분 제거하는(‘공통 모드 제거’) 방식으로 다른 전극에 상대적인 하나의 전극에서 전기적 활성을 측정한다. 생물학적이거나 환경적으로 발생하는 인공산물(잡파) 모두가 머리 주위에서 비교적 유사하기 때문에 차등증폭기의 사용을 통해 실질적으로 제거될 때가 많다. 신호의 ‘상쇄’는 관심 있는 두뇌 활동만을 남기게 되며 신호 대 잡음의 비율을 현저하게 개선시킬 수 있다. 증폭기는 또한 전압 차를 증가시키므로 시각화될 수 있다. 뇌파의 민감도는 신호 편향에 대한 입력 전압의 비율이다. 밀리미터 당 마이크로 볼트( $\mu\text{V}/\text{mm}$ )로 측정된다. 흔히 사용되는 민감도는  $7\mu\text{V}/\text{mm}$ 이지만 뇌파를 보다 쉽게 시각화할 수 있도록 위 또는 아래로 조정할 수 있다. 필터는 상대적으로 높거나 낮은 주파수의 활동을 최소화하기 위해 사용되므로 가장 중요한 범위의 파형(1~30 Hz)은 왜곡을 최소화한 상태에서 선명하게 기록될 수 있다. 오늘날 뇌파 기계는 3가지 유형의 필터링(filtering, 거르기) 기능을 갖는다. 느린파의 진폭을 제거하는 저주파 필터, 빠른파의 진폭을 줄이는 고주파 필터, 좁은 주파수에서 파의 진폭을 선택적으로 감소시켜 전기선 간섭을 제거하는 노치(페임) 필터(notch filter)가 있다. 북미에서 노치 필터는 60 Hz로 설정되어 있다. 현재 이러한 필터는 아날로그 기술로 만들어지는 경향이 있다. 결과적으로 필터는 절대적인 것이 아니며 개별 형식의 위 또는 아래 모든 주파수를 완벽하게 제거하거나 보존하지는 않는다. 그러나 대신에 연속적으로 서서히 진행되는 필터링을 제공한다.<sup>20)</sup>

기록된 인공산물 또는 잡파를 모두 제거할 수 없으며, 만약 그렇게 된다면 실제로 병리학적 파형이 더 이상 인식할 수 없는 정도까지 왜곡될 수 있다.<sup>20)</sup>

### 유발 기법(Activation)

뇌파의 유발기법에는 눈뜨기와 눈감기(개안과 폐안, eye opening and eye closing)가 있는데 개안 시 알파파의 억제( $\alpha$  blocking)가 관찰되면 정상이고 그렇지 않으면 비정상이다. 눈을 감은 상태에서 과호흡(hyperventilation)을 1분 동안 20~30회 정도 규칙적으로 계속하게 하고 2~3분간 기록한다. 섬광자극(photic stimulation)은 백색 섬광용 램프(stroboscope)를 피검자 눈앞 20~30 cm 위치에 중앙으로 조사되도록 맞춘 후 10초 쉬고 10초간 자극하는 방법으로 부활법

(provocation method)으로 눈을 감은 상태에서 실시한다. 광자극 빈도는 1~30 Hz(1, 3, 6, 9, 12, 15, 20, 30 Hz) 주파수가 자주 사용된다. 수면 부활(sleep activation)은 각성 시 볼 수 없었던 이상 소견이 수면 중 출현하는 경우가 많으므로 좋은 부활법으로 중요시되고 있다. 수면부활법에는 자연수면부활법과 약물수면부활법이 있다. 약물로는 secobarbital, pentobarbital, amobarbital, chloral hydrate 등이 사용되고 있다. 기타 부활법으로 음자극(acoustic stimulation), 저산소 부활법 등이 있다.<sup>8,20,48)</sup>

깨어있는 뇌파 기록 중 유발 조작은 과호흡과 빛 자극을 포함하여 가능한 배경이나 간질 양 이상 소견을 나타나도록 하는 노력의 일환으로 진행된다. 과호흡은 성인에서 종종 미미한 변화를 가져오지만 어린이, 청소년 및 젊은 성인에서는 ‘증강(buildup)’이라고 하는 눈에 띄는 높은 진폭 또는 초동기성의 배경과 서파화 현상이 종종 나타나는데 이는 이러한 연령대에서는 정상적인 소견으로 간주된다. 광 자극 동안 흔하게 예상되는 정상적인 결과는 광구동 현상(photic driving phenomena)이다. 이는 배경에서 변화가 없거나, 주어진 점멸등의 동일하거나 고조파 주파수 변형에 대한 배경 알파 리듬의 동조로 구성된 대칭적 반응이다. 비슷한 결과가 광 자극에 의해 유도된 전두엽의 머리 영역에서 볼 때도 있지만 이것은 망막 뉴런에서 나타나는 반응인 망막전위도(electroretinogram)를 나타내며 순전히 전방(후방에서 우세한 광 자극보다는) 광자극 반응이라는 것으로 구별된다.<sup>8,20,48)</sup>

### 인공산물(잡파, Artifacts)

뇌파계에 의해 두피를 따라 감지되며 대뇌 밖에서 비롯된 전기 신호는 인공산물이라고 한다. 뇌파 데이터는 거의 항상 그러한 인공산물에 의해 오염된다. 인공산물의 진폭은 관심 대상 피질 신호의 진폭 크기에 비해 상당히 클 수 있다. 이것은 뇌파를 임상적으로 정확하게 해석하는 데 상당한 경험이 필요한 이유 중 하나이다.<sup>49)</sup>

뇌파의 인공산물은 비대뇌(non-cerebral) 기원으로부터 기록된 신호들이다. 이는 두 개의 범주로 구분될 수 있다. 생리적(physiological) 또는 생물학적(biological) 인공산물 또는 비생리적(non-physiological) 또는 환경적(envIRONMENTAL) 인공산물로 나누어진다.<sup>28)</sup> 생리적 인공산물은 신체의 여러 활동으로부터 기인하며 다음과 같다. 1) 움직임 : 두부, 신체, 또는 두피(예, 두피 동맥의 박동, 두피 근육의 움직임), 2) 생체 전기적 전위 : (눈, 혀, 인후부 근육 운동에 의해 일어나는) 신체 내의 움직임은 전기적 전위 또는 두피근육, 심장 또는 땀샘에 의한 전기적 전위, 3) 피부저항변화 : 땀샘 활동에

기인한 발한과 혈관운동성 활동. 비생리적 인공산물은 두 가지의 주요 원천으로부터 발생한다. 1) 전선 또는 전기장치와 같은 기타 에너지 원천에 의한 외적 전기적 간섭, 2) 기록 전극, 전극 위치, 전선, 증폭기, 펜 모터, 종이 또는 기록 구동장치로부터 오는 기록 체계의 내적 전기적 기능장애.<sup>28)</sup>

**생물학적 인공산물**

생물학적 인공산물의 가장 일반적인 유형으로는 다음과 같은 경우가 있다. 안구 유발 인공산물(눈 깜박임, 안구 운동 및 외이도 근육 활동 포함), 심전도(심장의) 인공산물, 근전도(근육 활성화) 유발 인공산물, 혀 운동(glossokinetic) 인공산물 등이다. 가장 두드러진 눈에 의해 유발된 인공물은 각막과 망막의 전위차에 의해 발생하며 이는 대뇌 전위에 비해 상당히 크다. 눈과 눈꺼풀이 완전히 움직이지 않으면 각막-망막 쌍극자는 뇌파에 영향을 미치지 않는다. 그러나 눈 깜박임은 분당 여러 번 발생하며 눈의 움직임은 초당 여러 번 발생한다. 대부분 눈을 깜박이거나 수직으로 움직이는 눈꺼풀의 움직임은 눈의 위와 아래에 있는 안전도 채널의 사이에서 큰 차이의 전위차가 나타나게 한다.<sup>49,50)</sup>

안구의 회전과 그 결과로 각막-망막 쌍극자의 회전은 눈이 회전하는 전극의 전위를 증가시키고 반대 전극의 전위를 감소시킨다. 단속적 운동(saccades)이라 불리는 안구 운동은 일시적인 근전도 전위를 생성하는데, 이는 단속적 극파 전위(saccadic spike potentials, 이하 SP)라고 알려져 있다. 이들 SP의 스펙트럼은 감마 대역과 겹치므로 감마 대역 반응에 대한 분석을 심각하게 혼란스럽게 만든다.<sup>51)</sup>

의도한 눈 깜박임과 반사적 눈 깜박임은 근전도 전위를 발생시킨다. 더욱 중요한 것은 깜박이는 동안 안구의 반사적 움직임이 있는데 이는 뇌파의 독특한 모습으로 나타난다(Bell 현상). 특징적인 유형의 눈꺼풀에 의한 인공산물은 카파(Kappa) 리듬(또는 카파파)이라 한다. 그것은 보통 전전두엽의 전극 위치인 눈의 바로 위에서 보이며 정신 활동과 관련하여 세타(4~7 Hz) 또는 알파(7~14 Hz) 범위에서 나타난다. 이는 처음에 뇌에서 기인한다고 믿었기 때문에 카파로 명명되었다. 이후 연구에서 눈꺼풀의 빠른 조동에 의해 발생되고 갑자기 흩어져서 나타나지만 때로는 잘 나타나지 않는다. 이는 실제로 소음(noise)이며 기술적으로는 리듬이나 파라고 할 수 없다. 즉, 안검조동에 의한 잡파(인공산물)를 의미한다.<sup>52)</sup>

이러한 산출물 중 일부는 다양한 응용 분야에서 유용할 수 있다. 예를 들어, electrooculogram(이하 EOG) 신호는 수면다원검사서 매우 중요한 안구 운동을 탐지하고 추적하는데 사용될 수 있다. 재래식 뇌파 검사는 기민함, 졸음 또는 수면에서 발생할 수 있는 변화를 측정할 수 있다.<sup>51)</sup>

심전도 인공산물은 아주 흔하며 극파의 활동으로 오인될 수 있다. 이 때문에 현대적인 뇌파 획득에는 일반적으로 사지(four extremities)의 1채널 electrocardiogram이 포함된다. 이것은 또한 EEG가 실신이나 다른 삼화적/갑작스레 나타나는 장애에 대한 감별진단 중에 심장부정맥을 식별할 수 있게 한다. 혀 운동 인공산물은 혀의 기저부와 끝 사이의 전위차에 의해 유발된다. 사소한 혀의 움직임은 특히 파킨슨병과 떨림 장애에서 뇌파를 오염시킬 수 있다.<sup>28)</sup>

**환경적 인공산물(Environmental artifacts)**

신체에 의해 생성된 경우 외에도 많은 인공산물은 신체 외부에서 유래한다. 환자가 움직일 때 전극을 고정시키더라도 전극의 임피던스가 일시적으로 바뀌고 갑자기 전기적으로 변하면서 극파가 나올 수 있다(electrode pop). EEG 전극의 접지가 잘 이루어지지 않으면 국부 전원 시스템의 주파수에 따라 상당한 50 Hz 또는 60 Hz 인공산물이 발생할 수 있다. 잡파 발생에 있어 가능할 것으로 생각되는 세번째 원인은 정맥주사의 물방울이다. 이는 극파와 혼동되는 율동적이고 빠른 저전압의 돌발파(bursts)를 유발할 수 있다. 움직임에 의한 인공산물은 관심 있는 신경 신호를 가릴 수 있는 신호 잡음을 발생시킨다.<sup>53)</sup> 따라서 효과적인 신호 잡음 처리 수단의 개발은 과학계에 큰 관심을 불러일으키고 있다.<sup>54)</sup>

**인공산물 수정(Artifacts correction)**

최근 EEG 오염 상태를 교정하거나 제거하기 위해 독립요인분석(independent component analysis, 이하 ICA) 기술이 사용되었다.<sup>55-58)</sup> ICA를 사용하는 완전 자동화된 인공산물 거부 방법도 개발되었다. 지난 몇 년 동안, 마비된 환자와 마비되지 않은 환자의 데이터를 비교하여, 근육에 의한 뇌파 오염이 특히 20 Hz 이상의 감마 영역에서 훨씬 많았음을 알 수 있었다. 그러나 Surface Laplacian은 근육 오염을 제거하는데 효과적이며, 특히 가장 강한 오염원에서 멀리 떨어져 있는 중앙 전극에도 효과가 있는 것으로 나타났다. Surface Laplacian과 ICA를 이용한 근육 성분의 제거를 위한 자동화 기술의 결합은 후속 연구에서 특히 효과적이라는 것이 입증되었다.<sup>59)</sup>

**뇌파의 제한점**

뇌파는 몇 가지 제한점이 있다. 가장 좋지 않은 것은 빈약한 공간 해상도이다.<sup>60)</sup> 뇌파는 시냅스후 전위의 특정 부분에서 가장 민감하다. 즉, 방사형으로 두개골에 인접한 회(gyrus)의 꼭대기 피질의 표면층이다. 피질의 깊숙한 곳, 열구(sulcus) 내부, 깊숙한 곳의 구조(예 : cingulate gyrus or hippocampus) 또는 두개골에 접선하여 전류를 생성하는 수상

돌기는 뇌파 신호에 훨씬 덜 영향을 미친다. 뇌파 기록은 축삭의 활동전위(active potential)를 직접적으로 포착하지 못한다. 활동전위는 현재 사중극자(quadrupole)로 정확하게 표현될 수 있는데 그것은 결과적으로 나타나는 필드(field)가 시냅스후 전위의 전기 쌍극자(dipole)에 의해 생성된 것보다 더 빨리 소멸된다는 것을 의미한다.<sup>61)</sup>

뇌파는 축삭전류와는 반대로 수상돌기전류를 거의 독점적으로 포획할 뿐만 아니라, 동시에 평행 수상돌기의 집단에 대한 활동과 동시에 같은 방향으로 전류를 전송하는 경향이 있다. 대뇌 피질 2층과 3층 그리고 5층의 피라미드 뉴런은 수상돌기의 정점을 1층까지 연장시킨다. 이러한 과정을 위아래로 움직이는 전류는 뇌파 검사에 의해 생성된 신호의 대부분을 차지한다.<sup>62)</sup> 따라서 뇌파는 뉴런의 유형과 관련하여 큰 편향이 있는 정보를 제공하며 일반적으로 뇌의 전체적인 두뇌 활동이라고 주장하는 데 사용해서는 안된다. 뇌척수액 및 두개골은 뇌파 신호를 혼란스럽게 하여 그 원천을 애매하게 한다. 주어진 뇌파 신호에 대해 고유한 두개골 내 전류의 원천을 재구성하는 것(신호원 국재화, source localization)은 수학적으로 불가능하다. 일부 전류는 서로 상쇄되는 전위를 생성하기 때문에 이를 역문제(inverse problem)라고 한다. 이와는 반대로 뇌 내에서 전기적 발생기(electrical generator)의 해부학적 원천, 강도, 그리고 방향이 알려진다면 두피 뇌파에서 뇌파 소전이 정확히 예측될 수 있다. 이를 정문제(forward problem)라고 한다.<sup>3,28)</sup>

### 특수한 분석과 기록 방법

#### 정량화 뇌파신호 분석(qEEG signal analysis)

뇌파는 전형적으로 1) 율동성(rhythmic) 활동 및 2) 과도적 현상(transients)으로 설명된다. 율동성 활동은 주파수에 따라 대역(band)으로 나눈다. 어느 정도까지는 이러한 주파

수 대역이 명칭의 문제이다(8~12 Hz 사이의 모든 리듬 활동은 ‘알파’로 설명될 수 있음). 그러나 이러한 지정은 특정 주파수 범위 내의 리듬 활동이 두피에서의 분포 또는 생물학적 중요성을 가지고 있음이 주목되기 때문임이 드러나 있다. 주파수 대역은 대개 소프트웨어에서 구현되는 스펙트럼 방법(예 : Welch)을 사용하여 추출된다. EEG의 전산 처리는 흔히 정량적 뇌파 검사(quantitative electroencephalography, 이하 qEEG)로 명명된다(그림 6).<sup>3,4)</sup>

뇌파는 대뇌 피질의 활동을 반영하는 두피의 표면의 전기 패턴의 측정이다. 정량화 뇌파(qEEG)는 디지털화된 뇌파 분석이며, ‘뇌 매핑(뇌 지도화, brain mapping)’이라고 한다. qEEG는 뇌파 및 뇌 기능에 대한 이해를 증진시킬 수 있는 시각적 뇌파 해석의 분석을 위해 확장된 것이다. 정량적 뇌파 검사(qEEG)는 컴퓨터를 사용하여 다중 전극 녹음에서 기록된 뇌파 활동을 처리하는 절차이다. 이러한 다중 채널 뇌파 자료는 고전적인 ‘푸리에(Fourier)’와 보다 현대적인 응용프로그램인 ‘웨이브렛(wavelet)’ 분석과 같은 알고리즘으로 처리된다. 디지털 자료는 통계적으로 분석되며 때로는 값을 표준자료의 참조 값에 비교된다. 처리된 뇌파는 ‘뇌 지도’라고 불리는 뇌 기능의 컬러 지도로 변환된다. 뇌파 및 파생된 qEEG 정보는 전문가가 뇌 기능을 평가하고 뉴로피드백(neurofeedback) 또는 약물과 같은 다양한 중재로 인한 뇌 기능의 변화를 추적하는 임상 도구로서 전문가에 의해 사용되고 해석될 수 있다. qEEG 처리 기술과 최신 분석 소프트웨어의 사용은 인지처리 과정 중 뇌 전체에서 일어나는 역동적인 변화를 볼 수 있게 해주며 뇌의 어느 부분이 관여하며 효율적으로 처리되는지를 알 수 있게 해준다. 뇌파 표현형 분석이나 고전적인 유럽형 Vigilance 모델과 같은 상업용 데이터베이스에서 데이터베이스 접근 공개에 이르기까지 다양한 분석 접근법이 뇌파와 정량화 뇌파의 현대적 임상 적용에 사용된다. 독립적 성분분석(ICA) 및 저해상도 전자기

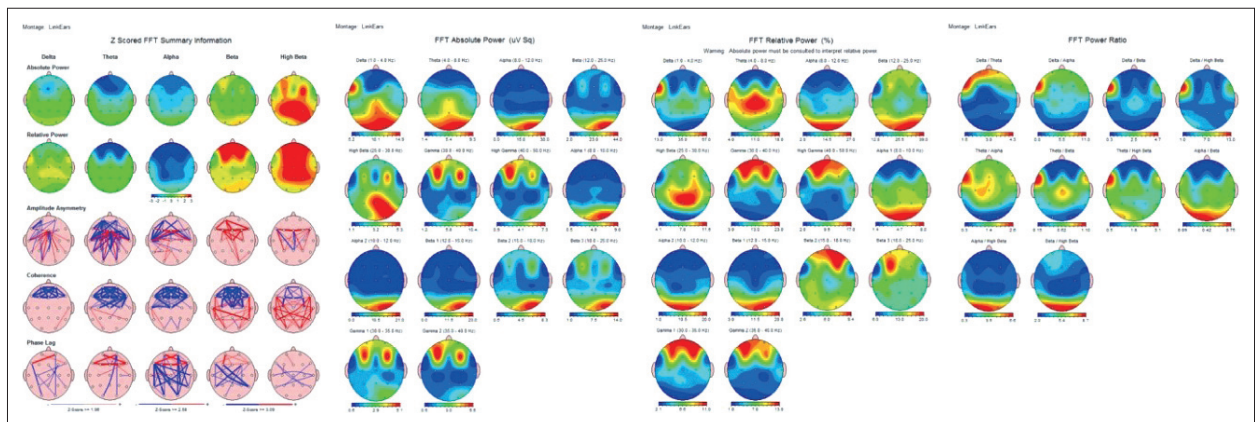


Fig. 6. An example of analysis result of quantitative electroencephalography.



단층촬영(low resolution electromagnetic tomography)과 같은 신경영상 기술과 같은 진보된 기술을 사용하면 피질 리듬의 실제 근원을 지도화할 수 있다. 이러한 진보된 접근 방식은 인간 두뇌의 역동성과 기능에 대한 우리의 이해를 변화시키고 있다.<sup>63)</sup>

뇌파 계측 데이터는 분석 절차를 통해 처리할 수 있으며 이러한 분석의 특정 파생 요약 지수를 양적 뇌파 검사(qEEG)라고 한다. 유발전위(evoked potentials)의 데이터는 정량적 뇌파로 간주 될 수 있는 특정 방식으로 처리될 수도 있다. qEEG 자료가 지도화(mapping) 되면 지형 qEEG(뇌 전기 활동 매핑 ; brain electrical activity mapping)이다. 미국식품의약청은 인간 뇌파 검사의 통계적 평가를 위해 유자격 의료 또는 임상전문가의 임상 사용을 위한 등급 II(Class II) 의료기기로서 6개의 qEEG 시스템에 사용된 소프트웨어를 확정하였다.<sup>63)</sup>

qEEG는 의학적으로 몇 가지의 경우(뇌전증에 아주 두드러지게 적용)에 적용되지만, 일부 전문가들은 주류 연구 외의 분야에도 사용한다. 1997년에 미국신경학회와 미국임상신경생리학회는 “qEEG 기술은 위양성의 오류가 발생할 가능성이 매우 높다”고 지적하고 qEEG는 뇌진탕후증후군, 경도와 중등도의 두부 손상, 학습장애, 주의력 장애, 조현병, 우울증, 알코올 의존증 및 약물 남용에 대한 임상적 적용을 위한 연구에 유용하다고 결론지었다.<sup>63)</sup>

많은 문헌은 치매의 조기 발견을 위한 qEEG의 사용에 초점을 두고 있다. 스웨덴 보건 기술 평가청(Office of Health Technology Assessment)에 의한 평가는 치매에서의 qEEG 사용을 뒷받침하는 증거가 충분하지 않다는 것을 발견했다. 이 평가는 qEEG가 알츠하이머병 환자를 대조군이나 다른 치매 질환과 구별하는 데 적용하기에는 제한적이라고 하였다. qEEG는 표준 뇌파뿐 아니라 디지털(종이를 쓰지 않는) 뇌파, 지형도 작성, 스펙트럼(범위, spectrum) 분석, 스펙트럼 일관성(coherence), 긴 잠재시간(latency) 및 사건 관련 전위, 유의성확률지도화(significance probability mapping), 쌍극자근원 국재화 방법론(dipole source localization methodology), 판별함수분석(discriminant function analysis) 등이 있다. 기질성과 뇌증의 비특이적 발견, 질병이나 임상상태의 구체적 분류, 뇌전증 근원의 국재화와 같은 세 가지 기본적인 임상적 용도가 있다. 임상 qEEG를 실행하는 검사실의 능력에 따라 다양한 형태가 나타날 수 있다. 보편적인 실행기준은 확립되지 않았다. 훈련과 새로운 분석 절차를 통해 인공산물 또는 잡파를 인식하고 제거할 수 있다. 스펙트럼 분석 및 유발전위에 의한 자료는 종래의 육안 검사에 의한 것보다 뇌파와 유발전위의 자료에 더욱 큰 민감도를 나타내

로 임상상태를 신뢰성 있게 분류할 수 있게 한다. qEEG는 표준 뇌파를 함께 사용할 때 그리고 임상가가 전문 교육을 받고 표준 뇌파에서 입증된 역량을 갖고 qEEG에서 역량을 입증하여 분석될 때 임상적 가치를 명확하게 된다. qEEG는 기존 전통적 뇌파의 단순한 대체물이 아니며 임상적 능력의 대체물로 볼 수 없다. 계속 발전하고 있지만, qEEG 기술은 충분히 성숙되어 현재 잘 확립되어 있다. 임상적 사용과 관련된 우려는 주로 부적절한 인력 교육 및 전문 지식으로 인한 오용 및 잘못된 해석 때문에 주로 발생한다.<sup>64)</sup>

#### 자동화된 사건 감지(Automated event detection)

이는 어떤 신호의 특징을 뇌파 변화의 분류에 사용하는 것으로 정량화 뇌파의 일종이다. 이것은 뇌전증 감시(epilepsy monitoring) 중 전위기록기적(electrographic) 발작의 감지를 위해 가장 흔히 적용된다.<sup>28)</sup>

#### 수술 중 뇌파 감시(Intraoperative EEG monitoring)

수술 중 뇌파 감시는 수술 중 신경계에 발생하는 손상을 검사하는 것을 말한다. 즉 수술 중 실시간으로 수술의 시작부터 끝날 때까지 모든 과정에서 발생할 수 있는 신경계 손상을 감지하고 파악하는 것이다.<sup>28)</sup>

#### 지속적 뇌파 비디오 감시(Continuous EEG monitoring, cEEG)

뇌전증은 관찰하기가 어렵기 때문에 어떤 유형의 발작이 있는지 진단이 어려운 경우가 많다. 이러한 뇌전증 발작을 포착하기 위해 24시간 동안 계속하여 뇌파를 기록하고 비디오로 행동 및 증상을 수록하여 관찰할 수 있는 시스템이 24시간 뇌파 감시체계(24 hr EEG monitoring system)이다. 발작의 원인이 진성인지 가성인지 감별하는 데 이용되며 뇌전증의 수술적 치료 전 평가에도 이용된다.<sup>28)</sup>

#### 이동형 뇌파 감시(Ambulatory EEG monitoring)

이동형 뇌파 검사는 뇌의 전기적 활동을 측정하고 기록하는 신경 진단 검사이다. 환자의 집에서 장기간 기록이 가능하다. 환자는 움직일 수 있으며 기록을 위해 병원에 머무를 필요가 없다.<sup>28)</sup> 이동형 뇌파 감시는 기본적 진료와 일반 뇌파로 감별이 되지 않는 발작 가능성이 의심되는 환자에게는 적용되는 진단 과정이다. 기존의 검사와 실신에 의해 설명되지 않는 일과성 허혈 발작의 감별진단에 이용될 수 있다.<sup>28)</sup>

#### 진폭통합뇌파(Amplitude integrated EEG, aEEG)

신생아 경련은 만삭아에서 1.5~3.5%, 미숙아에서는 1~13%의 발생빈도를 보인다. 소아 연령 중 경련이 가장 높

은 시기이다. 이 시기는 뇌 발달이 성숙해 가는 시기이기에 다른 연령에 비해 뇌 또한 미숙하다. 경련은 비정형적인 경우가 많다. 그러므로 중증 기저질환이 있는 신생아에서는 지속적인 뇌파 감시를 통해 뇌전증의 경련을 빨리 찾아내야 한다. 그러나 통상적으로 시행하는 뇌파는 분석에 많은 시간과 재정, 인력이 필요하다. 그러므로 최근 단일채널 amplitude integrated EEG(이하 aEEG)를 사용하기도 한다. 진폭 통합뇌파란 통상적인 뇌파와 달리 단일 채널을 활용하여 뇌파를 잡아내는 것이다. 이는 전통적인 뇌파를 적절히 증폭한 후에 걸러내고, 일직선으로 정리하여 압축하여 받은 신호를 아주 단순화 시키는 기술에 근거한다. 3개의 전극을 사용하는데 두 개는 반응도 체크이고 하나는 잡파나 소음(noise)을 잡아내는 것이다. 검사가 간단하므로 부분 발작, 30초 이내의 짧은 발작, 저진폭 발작과 같은 경우에는 놓칠 수 있다. 뇌파는 아주 작은 파를 발생하므로 단위가  $\mu\text{V}$ (microvolt)이다. aEEG는 모니터 화면에서 세로축에 0, 5, 10, 25, 50, 100 단위의 뇌파 진폭과 가로축의 시간이 표시된 그림으로 나타낸다. 진폭은 하단(lower margin)과 상단(upper margin)으로 나누어 볼 수 있다. 하얀 줄 한 칸이 10분을 말하며 6칸이 한 시간이다. 그러므로 한 화면은 3시간 뇌파 영상을 잡아낸다. 해석은 진폭 분류(voltage classification) 기준과 패턴(모양, pattern) 분류 기준이 있다. 진폭 분류로 해석할 때는 진폭의 하단(lower margin) 값과 상단(upper margin) 값을 알아야 한다. 이상이 있다면 확인이 필요하다. 하단이  $5 \mu\text{V}$  이상, 상단이  $10 \mu\text{V}$  이상이면 정상이며, 하단이  $5 \mu\text{V}$  이하, 상단이  $10 \mu\text{V}$  이상이면 중등도의 비정상 상태로 판단한다. 또한 하단이  $5 \mu\text{V}$  미만, 상단이  $10 \mu\text{V}$  미만이면 중증 비정상 상태로 판단한다. 이 중에 중등도 상태는 비정상 소견의 흔적(trace)이 있는 것으로 판단한다. 패턴 분류 기준은 다섯 가지 형태로 구분한다. 그중에 지속적 정상 진폭(continuous normal voltage), 비연속적 정상 진폭(discontinuous normal voltage) 정상 흔적(normal trace)에 해당하며, 돌발억제현상(burst suppression), 저진폭(low voltage), 편평 흔적(flat trace)은 비정상 흔적(abnormal trace)으로 분류한다.<sup>65,66)</sup>

aEEG 또는 뇌 기능 모니터링(cerebral function monitoring)은 전형적인 뇌파 검사(EEG) 보다 시간이 오래 걸리는 집중 치료 설정에서 뇌 기능을 감시하는 기술이다. 환자의 두피에 전극을 놓으면 전기 활동의 흔적이 생겨서 시간이 지남에 따라 첨두에서 첨두까지(peak-to-peak) 진폭의 반자동 그래프에 표시된다. 진폭은 로그이며 시간은 선형이다. 이런 식으로 대뇌 피질의 전기 활동의 추세는 발작이나 뇌 활동의 억제와 같은 사건에 대해 알려주는 것으로 해석될 수 있다. aEEG는 저산소성 허혈성뇌질환(hypoxic ischemic enceph-

alopathy)의 진단을 돕고 발작 활동을 모니터링하고 진단하는데 사용할 수 있으며 신생아 의학에서 특히 유용하다.<sup>67,68)</sup>

### EEG vs. fMRI, fNIRS, and PET

뇌파는 뇌 활동을 탐구하는 도구로서 몇 가지 장점이 있다. 뇌파는 milliseconds 이상의 변화를 감지할 수 있다. 이는 활동 전위가 뉴런의 유형에 따라 단일 뉴런을 통해 전파되는데 약 0.5~130 ms가 걸리는 것을 고려하면 탁월하다. PET 및 fMRI와 같은 두뇌 활동을 보는 다른 방법은 초와 분 사이의 시간 해상도를 가진다. 뇌파는 뇌의 전기적 활동을 직접 측정하는 반면, 다른 방법은 뇌의 전기적 활동의 간접 마커(marker)인 혈류(예 : SPECT, fMRI) 또는 대사 활동(예 : PET, 기능성 근적외선 분광법, near-infrared spectroscopy (이하 NIRS))의 변화를 기록한다. EEG는 fMRI와 동시에 사용할 수 있으므로 높은 시간 해상도의 데이터를 높은 공간 해상도의 데이터와 동시에 기록할 수 있지만 각 데이터에서 파생된 데이터는 서로 다른 시간 경과에 따라 발생하므로 데이터 세트는 반드시 똑같은 두뇌 활동을 나타내는 것은 아니다. MRI 획득 중에 존재하는 MRI 경사도(gradient)에 따른 인공산물을 제거해야 할 필요성과 EEG에서 혈액 및 조직의 박동 운동으로 인해 나타나는 심탄동계(ballistocardiographic) 인공산물을 제거할 필요성 두 가지를 결합하는 데 기술적 어려움이 있다. 또한, MRI 자기장으로 인해 EEG 전극 선을 움직일 때 전류가 유도될 수 있다.<sup>69)</sup>

### 뇌파 대 뇌자도(Magnetoencephalography, MEG)

뇌파는 피질 뉴런의 시냅스후 전위에 의해 야기된 시냅스 활동을 반영한다. 빠른 활동 전위의 생성에 관여하는 이온 전류는 뇌파를 나타내는 평균 필드 전위에 크게 기여하지 않을 수 있다. 보다 구체적으로, EEG를 생성하는 두피 전위는 일반적으로 수상돌기 전기활동에 의해 야기된 세포 외 이온 전류에 의해 유발되는 것으로 생각되지만, 뇌전도 신호를 생성하는 필드는 세포 내 이온 전류와 관련되어 있다.<sup>61,70,71)</sup>

EEG는 MEG와 동시에 기록될 수 있으므로 상호 보완적이면서 높은 시간 해상도 기술의 데이터가 결합될 수 있다. EEG는 기술적인 어려움 없이 NIRS와 동시에 사용할 수 있다. 이러한 양상이 서로 영향을 미치지 않으며 결합된 측정 자료는 국소 혈액학 뿐만 아니라 전기 활동에 대한 유용한 정보를 제공할 수 있다.<sup>72)</sup>

### 파형의 양상(Wave Patterns)

두피 뇌파에서 관찰되는 대뇌 신호의 대부분은 1~20 Hz

의 범위에 있다(이 범위 아래 또는 그 이상의 활동은 표준 임상 기록 기술에서 인공물일 가능성이 큼). 파형은 임상 실습에 사용되는 대부분의 뇌파인 알파, 베타, 세타 및 델타로 알려진 대역폭으로 세분된다(그림 7).<sup>73)</sup>

**델타파(Delta wave)**

델타는 4 Hz까지의 주파수 범위에 해당되며 진폭이 가장 크고 속도가 가장 느린 경향이 있다. 이는 서파수면을 하는 성인에게서 정상적으로 나타난다. 델타는 어린아기에서는 정상적으로 보이며 대뇌 피질하 병변과 함께 국소적으로 나타난다. 분산된 병변, 대사성 뇌병수두증 또는 심부중양 병변 시 전반적인 분포를 나타낸다. 대개 성인(예 : frontal intermittent rhythmic delta activity ; 전두엽 간헐적 율동성 델타 활동, FIRDA)은 전두부 그리고 어린이(예 : OIRDA - 후두엽 간헐적 율동성 델타, occipital intermittent delta activity)는 후두부에서 가장 두드러지게 나타난다.

**세타파(Theta wave)**

세타는 4~7 Hz까지의 주파수 범위에 해당한다. 세타는 어린아이들에서 정상적으로 보인다. 나이가 든 어린이와 성인의 졸음이나 각성, 명상 중에 볼 수 있다. 연령대의 초과 세타는 비정상적인 활동을 나타낸다. 또한 세타는 국소적 피질하 병변의 초점 장애로 나타날 수 있다. 그것은 확산성 장애 또는 대사성 뇌증 또는 심부 중심부 장애 또는 수두증의 일부 사례에서 볼 수 있다. 반대로 이러한 대역은 편안하고 명상적이며 창조적인 상태라는 연구 보고와 연관이 있다.<sup>74)</sup>

**알파파(Alpha wave)**

알파는 8~13 Hz까지의 주파수 범위로 보통 9~11 Hz의

율동성 리듬을 갖는 파형이며 20~50 μV의 진폭을 보인다. 성인기에는 각 개인이 고유한 알파 리듬 주파수를 가지고 있으며 노년이 되기 전까지 거의 변하지 않는다. Hans Berger는 ‘알파파(alpha wave)’를 최초로 관찰하고 명명하였다. 이는 양측의 머리 뒤쪽에서 우세한 측에서 더 높은 진폭을 보이는 ‘후반부 기본 리듬(후반부 지배 리듬 또는 후반부 알파 리듬 ; posterior basic rhythm, 이하 PBR)’이다. 그것은 눈 감기와 이완 시 나타나며, 눈의 열림이나 정신적인 노력이 있을 경우 감소한다. 후반부 기본 리듬은 실제로 어린 아동에서 8 Hz보다 느리다(따라서 기술적으로 세타 범위). 후반부에서 주로 나타나지만 두정엽과 후측두엽까지 넓게 퍼진 전위분포를 나타내기도 한다.<sup>75-77)</sup>

**감각운동리듬(Sensorimotor rhythm, mu rhythm)**

후반부 기본 리듬 외에도 손과 팔이 유희 상태일 때 나타나는 뮤 리듬(반대쪽 감각 및 운동 피질 영역의 알파 활성)과 같은 다른 정상적인 알파 리듬이 있다. 즉 ‘제3의 리듬’(측두엽 또는 전두엽의 알파 활동)이 있다.<sup>75-77)</sup> 알파는 비정상일 수 있다. 예를 들어 혼수상태에서 발생하는 확산성 알파가 있고 외부 자극에 반응하지 않는 ‘알파 혼수상태(alpha coma)’가 있다.<sup>75-77)</sup>

**베타파(Beta wave)**

베타는 14~약 30 Hz의 주파수 범위이다. 그것은 일반적으로 대칭적 분포로 양측에서 보이며 전두부에서 분명하게 나타난다. 베타 활동은 운동 행동과 밀접한 관련이 있으며 일반적으로 활동적인 운동 중에 약화된다.<sup>78)</sup> 다양하고 변화가 있는 주파수를 가진 저진폭 베타는 종종 활동적이고 바쁘거나 불안한 생각과 적극적인 집중과 관련이 있다. 두드러

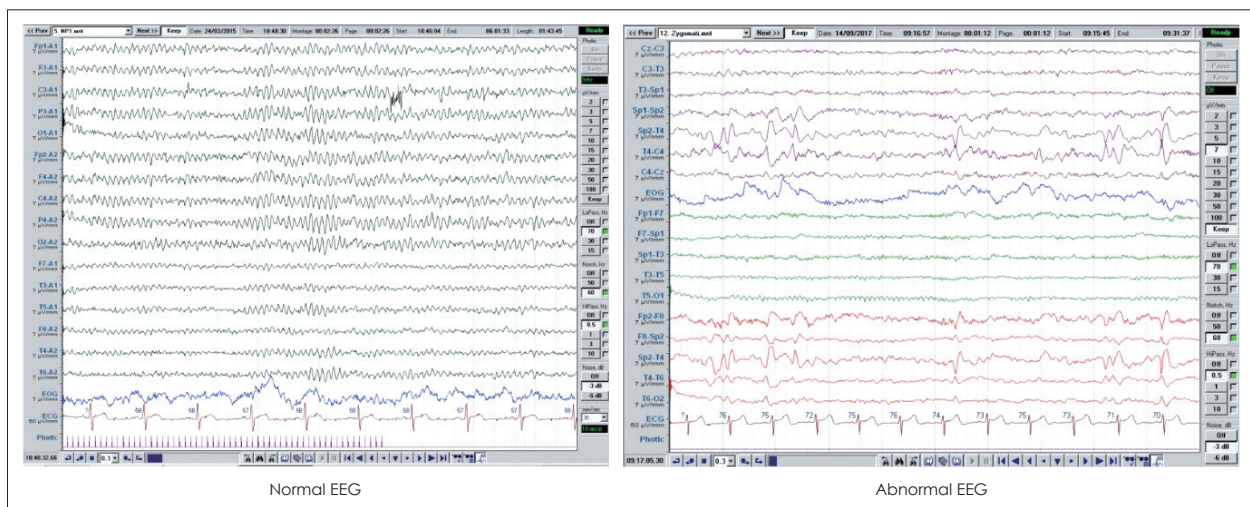


Fig. 7. Examples of normal and abnormal EEG. EEG : Electroencephalography.



진 주파수를 가진 울동성 베타는 Dup15q 증후군과 같은 다양한 병리학 및 약물 효과, 특히 벤조디아제핀과 관련되어 있다. 그것은 민감한 상태에 있거나 불안하거나 눈을 뜨게 되는 환자에서 주로 나타난다.<sup>20,78)</sup>

**감마파(Gamma wave)**

감마는 약 30~100 Hz의 주파수 범위이다. 감마 리듬은 특정한 인지 또는 운동 기능을 수행할 목적으로 여러 집단의 뉴런이 네트워크로 결합하는 것으로 여겨진다.<sup>3)</sup>

**뮤 리듬(mu rhythm)**

뮤의 범위는 8~13 Hz이며 다른 주파수와 부분적으로 겹친다. 이는 움직임과 관련된 체성감각과정과 관련이 있다고 알려져 있다. 이것은 안정 상태에 있는 운동 뉴런의 동시적 발화(firing)를 반영한다. 뮤 억제제는 울동성 거울뉴런체계(mirror neuron system)를 반영하는 것으로 생각된다. 왜냐하면 행동이 관찰될 때, 정상 및 거울뉴런체계가 동기화되지 않고 서로를 간섭하기 때문에 패턴이 소멸된다. 정상 뇌파의 5% 미만에서 드물게 관찰되며 주로 젊은 성인에게서 보인다. 중앙부인 C3나 C4에서 최대값을 나타내는 중앙부-두정부에서 관찰되는 알파(central alpha) 리듬으로 연달아 수초 이상, 좌우를 번갈아 가면서 독립적이거나 대칭적일 수 있으며 울동적이기 보다 아치형태의 7~12 Hz로 후두부 알파 리듬보다 진폭이 크다.<sup>76,79)</sup>

**람다파(Lambda wave)**

소아와 청소년에서 잘 나타난다. 진폭은 40~60 μV 정도로 나타나며 톱니형태의 예파(λ, 람다 모양)를 보인다. 각성 상태에서 물체를 볼 때 후두부에서 관찰된다. 양측에서 나타나며 수면 시 보이는 양극후두부일시수면예파(positive occipital sharp transient of sleep, 이하 POSTs)와 유사하다.<sup>28)</sup>

**저진폭 뇌파**

일부 뇌파에서는 모든 전극이 20 μV 이하의 낮은 진폭의 배경을 나타낼 수 있다. 정상 소아에서 일정한 저진폭 뇌파가 보이지 않으나 나이가 들면서 점차 저진폭의 배경파가 증가한다. 재검사를 실시한 뇌파에서 이전에 실시한 뇌파에 비해 저진폭 10 μV의 초저진폭(very low voltage)은 대부분 비정상적으로 간주한다.<sup>28,76)</sup>

**기 타**

뇌파의 일부 기능은 울동적이기보다 일시적이다. 극파와 예파는 뇌전증을 가진 또는 가질 수 있는 소인을 가진 사람

의 뇌전증 활동도 또는 발작 간 활동도를 나타낸다. 통계적으로 흔하지는 않은 기타의 활동성 유형이 있는데 이를 종종 ‘정상 변종(normal variant)’이라고 한다. 뮤 리듬이 하나의 예이다.<sup>77)</sup>

정상적인 뇌파도 연령에 따라 다르다. 태아기 뇌파와 신생아 뇌파는 성인 뇌파와 매우 다르다. 임신 3기 및 신생아의 태아는 ‘비지속성(discontinuous)’과 ‘교대성 흔적(trace alternant)’이라는 두 가지 공통적인 두뇌 활동 패턴을 보여준다. ‘비지속성’ 전기 활동은 저주파수 파에 이어 전기 활동의 날카로운 파열(bursts)을 나타낸다. ‘trace alternant’라는 전기적 활동은 날카로운 파열에 이어 짧은 고진폭 간격을 나타내며 대개 신생아의 조용한 수면(quiet sleep)을 나타낸다. 어린 시절의 뇌파는 일반적으로 성인 뇌파보다 주파수 진동이 느리다.<sup>80)</sup>

정상적인 뇌파도 상태에 따라 다르다. EEG는 수면다원검사에서 수면단계를 구분하기 위하여 다른 측정기준(EOG : electromyogram, 이하 EMG)과 함께 사용된다. 1단계 수면(일부 시스템에서는 졸음과 동일)에서는 뇌파의 후반부 기본 리듬이 없어진다. 세타 주파수가 증가될 수 있다. Santamaria와 Chiappa<sup>81)</sup>는 졸음과 관련된 다양한 패턴을 분류했다. 2단계 수면은 수면 방추파가 나타나는 특징이 있는데, 전두부와 중앙에서 최대치를 갖는 12~14 Hz 범위(때로는 “시그마” 밴드라고도 함)의 리듬 활동이 일시적으로 실행된다.

2단계에서 대부분의 활동은 3~6 Hz 범위이다. 3단계 수면은 델타 주파수의 존재에 의해 정의되며 종종 ‘서파 수면’으로 통칭된다. 1단계에서 3단계는 비렘(NREM) 수면을 포함한다. 렘(급속 안구 운동, REM) 수면의 뇌파는 각성 뇌파와 다소 유사하다. 전신 마취하에서의 뇌파는 사용되는 마취의 유형에 달려있다. Halothane 또는 propofol과 같은 정맥 내 시약과 같은 할로젠화 마취제의 경우, 알파 또는 저베타, 비반응성 뇌파 패턴이 두피의 대부분, 특히 앞쪽에 나타난다.<sup>20)</sup>

뇌파의 각 주파수별 파형의 위치와 정상 및 비정상 소견을 정리하여 제시하였다(표 7).

**비정상적인 활동**

비정상적인 뇌파 활동은 광범위하게 간질양(epileptiform) 및 비간질양(nonpileptiform) 활동으로 분류할 수 있다. 그것은 또한 국소적(focal) 또는 전반적인(diffuse) 경우로 나누어진다(그림 7). 국소 간질양 방전에서는 다소 별개의 영역에서 많은 수의 뉴런이 빠른 동기성 전위를 나타낸다. 이는 발작과 발작 사이의(발작간, interictal) 활동으로 나타날 수 있으며, 뇌전증 발작을 일으킬 수 있는 피질의 과민한 영역



**Table 7.** Comparison of electroencephalography bands

Band	Frequency (Hz)	Location	Normal	Abnormal
Delta	<4	Frontally in adults, posteriorly in children ; high-amplitude waves	1) Adult slow-wave sleep 2) In babies 3) Has been found during some continuous-attention tasks	1) Subcortical lesions 2) Diffuse lesions 3) Metabolic encephalopathy hydrocephalus 4) Deep midline lesions
Theta	4-7	Posterior regions of head, both sides, higher in amplitude on dominant side Central sites (C3-C4) at rest	1) Higher in young children 2) Drowsiness in adults and teens 3) Idling 4) Associated with inhibition of elicited responses (has been found to spike in situations where a person is actively trying to repress a response or action) <sup>81)</sup>	1) Focal subcortical lesions 2) Metabolic encephalopathy 3) Deep midline disorders 4) Some instances of hydrocephalus
Alpha	8-13	Posterior regions of head, both sides, higher in amplitude on dominant side Central sites (C3-C4) at rest	1) Relaxed/reflecting 2) Closing the eyes 3) Also associated with inhibition control, seemingly with the purpose of timing inhibitory activity in different locations across the brain	1) Coma
Beta	14-31	Both sides, symmetrical distribution, most evident frontally ; low-amplitude waves	1) Range span : active calm → intense → stressed → mild obsessive 2) Active thinking, focus, high alert, anxious	1) Benzodiazepines 2) Dup15q syndrome <sup>82)</sup>
Gamma	>32	Somatosensory cortex	1) Displays during cross-modal sensory processing (perception that combines two different senses, such as sound and sight) <sup>83,84)</sup> 2) Also is shown during short-term memory matching of recognized objects, sounds, or tactile sensations	1) A decrease in gamma-band activity may be associated with cognitive decline, especially when related to the theta band ; however, this has not been proven for use as a clinical diagnostic measurement
Mu	8-12	Sensorimotor cortex	1) Shows rest-state motor neurons <sup>85)</sup>	1) Mu suppression could indicate that motor mirror neurons are working. Deficits in Mu suppression, and thus in mirror neurons, might play a role in autism <sup>79)</sup>

을 나타낸다. 발작간 방전(interictal discharge)은 환자가 뇌 전증을 앓고 있는지 여부와 발작이 어디에서 비롯되었는지를 결정하는 데 전적으로 도움이 되는 것은 아니다. 전신성 간질 방전은 뇌의 앞부분이 최대값인 경우가 많으며 전체 뇌에서 동기성으로 관찰된다. 이는 전신화된(generalized) 뇌전증 또는 대발작을 강력하게 암시한다. 국소적 간질양 비정상 활동은 피질이나 백질의 국소 손상이 있는 뇌 영역에

서 발생할 수 있다. 종종 느린 주파수 리듬의 증가 및 또는 정상적인 고주파 리듬의 소실이 주로 나타난다. 또한 EEG 신호의 진폭이 국소적이거나 일측이 감소되어 나타날 수 있다. 전반적인 비간질양 비정상 활동은 전반적이며 비정상적으로 느린 리듬 또는 PBR과 같은 정상적 리듬이 양측에서 감소(서파화)되어 나타날 수 있다.<sup>20,86)</sup> 대뇌 내 두뇌 전극과 경막 외 전극은 간질 및 기타 중증 신

경계 사건으로 인한 인공산물을 차별화하면서 별개로 분리하여 사용할 수 있다. 비정상적인 뇌파 신호에 대한 보다 진보된 측정법은 최근 알츠하이머병과 같은 질환에서 가능성 있는 생물지표(biomarker)로서 주목받고 있다.<sup>87)</sup>

## 정상 뇌파

### 신생아, 미숙아 뇌파의 발달

신생아 뇌파는 수태연령(conceptual age)에 따른 대뇌 피질의 성숙 상태에 따라 영향을 받게 되므로 뇌파 검사 시행 당시의 수태연령이 중요하다. 수태연령이란 출생 당시의 재태연령(estimated gestational age, 이하 EGA)과 출생 후 법적연령(legal age, 이하 LA)의 합(EGA+LA)으로 결정된다(예, 재태연령 40주에 태어난 만삭아와 재태연령 30주에 출생한 생후 10주 된 건강한 미숙아와는 동일한 뇌파 발달 상태로 추정). 그러므로 신생아 뇌파 검사 시 수태연령에 대한 정보를 반드시 기록해야 한다.<sup>1,42,43,88,89)</sup>

만삭이 되기 전의 신생아 뇌파의 배경파는 불연속성을 특징으로 한다. 이는 짧은 전기적 신호의 burst와 그 사이의 inter-burst period(이하 IBP)의 반복으로 이루어지는데, IBP는 피질의 기능을 조절하는 심부 대뇌 회색질(deep gray matter)의 영향을 반영하는 소견이며, 이는 중추신경계의 성숙도와 비례하여 줄어들게 된다.<sup>43)</sup> 따라서 IBP를 결정하는 가장 중요한 요소는 환자의 재태주령(gestational age)이며, 이러한 IBP의 중간값은 대개 재태주령 24주 정도에는 10초 정도이며, 만삭이 되면 2~4초 정도로 줄어들게 된다.<sup>88,89)</sup>

미숙아를 포함한 신생아 뇌파는 태아 및 신생아기 신경계의 기능적 상태를 반영한다고 할 때, 이는 결국 해부학적 성숙과 신경 접합부(synapse)의 연결 상태 및 시간적 요소에

의존하는 신경전달물질 수용체의 유전적 발현을 반영하는 소견으로 볼 수 있다. 위의 세 가지 요소는 태아기를 거쳐 신생아기를 지나면서 계속해서 변화해 나가는 양상을 보이므로 결국 올바른 신생아 뇌파를 이해를 위해서는 결국 발생학적 관점에서, 즉 재태주령에 따른 뇌파의 변화를 정확히 이해하고 있어야 하겠다.<sup>88,90,91)</sup>

그러나 미숙아 뇌파의 경우 아직까지 알려지지 않은 부분이 많아 보다 깊은 연구가 필요한 실정이며, 대개 생존(viability)과 관련되어 재태연령 24주 정도부터의 뇌파 소견이 알려져 있다. 미숙아 시기부터 만삭아에 이르기까지 개략적인 정상 뇌파 소견은 표 8과 같다.<sup>1,42)</sup>

신생아 뇌파에서는 환자의 행동상태인 각성, 수면에 따라 뇌파의 배경파가 영향을 받아 육안으로 구별이 가능할 정도로 서로 다른 뇌파 형태를 갖게 된다. 정상 만삭아는 각성기(awake), 동수면기(active sleep, REM sleep) 및 정수면기(quiet sleep, NREM sleep)를 갖고 있으며, 이러한 행동상태는 각 시기마다 특징적 임상상태와 서로 다른 뇌파 양상으로 구분이 가능하다. 각성기에는 눈을 뜨고 눈동자가 움직이며, 호흡이 불규칙하고, 뇌파 기록상 운동 잡파(movement artifact)가 관찰된다. 동수면기에는 눈을 감고, 빠른 안구운동이 관찰되며, 호흡은 불규칙하고, 각성기와 마찬가지로 운동 잡파를 볼 수 있다. 만삭아에서 각성기와 동수면기의 뇌파 소견은 모두 지속성이고 저진폭의 다양한 주파수가 혼재하는 혼합주파수 배경파(activite moyenne)의 형태를 보이게 된다. 정수면기에는 눈을 감고, 눈동자가 고정되어 있으며, 호흡이 규칙적이고, 뇌파 기록상 운동 잡파가 관찰되지 않는다.<sup>43)</sup>

정수면기의 뇌파 소견은 출생 초기에는 고진폭기와 저진폭기가 교대로 나타나는 교대성 뇌파(trace alternant)를 보

**Table 8.** Developmental features of neonatal EEG

CA (weeks)	Continuity	Synchrony	Sleep	Landmarks	Reactivity to stimuli
24-28	Discontinuous, trace discontinu	Asynchronous	No cyclical change	Beta-delta complexes, temporal theta bursts	No
29-33	Discontinuity during wakefulness	Asynchronous	Continuity during REM sleep	Beta-delta complexes, temporal theta bursts, temporal alpha bursts	No
34-37	Discontinuity during NREM sleep continuity during wakefulness and REM sleep	Asynchronous ~residual asynchrony	EEG and physiological features clearly defined (wake, REM, NREM)	Frontal sharp transients (encochees frontales), beta-delta complexes in NREM	Reactive
38-44	Continuity	Synchronous	EEG and physiological features clearly defined (wake, REM, NREM)	Frontal sharp transients	Reactive

CA : Conceptual age, EEG : Electroencephalography, REM : Rapid eye movement, NREM : Nonrapid eye movement

이고, 이후에는 고진폭 서파(slow waves)가 지속적으로 나타나는 지속성 서파 수면(continuous slow wave sleep)을 보인다. 성인의 경우 수면 시 바로 정수면으로 시작하는 것과는 달리 신생아에서는 각성기에서 반드시 동수면기를 거쳐 정수면기로 이행되고, 각성 시에 동수면기를 거쳐 각성기로 이행되는 특징이 있다. 신생아에서는 이렇게 주기적이면서 조직적인 행동상태를 잘 보일 수 있는 능력이 있는가의 여부가 바로 뇌의 성숙도와 건강의 기준이 된다.<sup>3)</sup>

**배경파(Background rhythm)**

뇌파 해석의 초기 목표 중 하나는 배경을 결정하는 것이다. 배경 뇌파에 대한 완전한 감각을 얻으려면, 주요 주파수, 진폭 및 동시성의 정도에 대해 다양한 시각이 가능하도록 다양하며 특이한 선별 몽타주(montage)를 사용해야 한다.<sup>40)</sup>

**흔한 생리적 인공산물**

인공산물은 각성 뇌파 중에서 흔히 발생하며, 뇌파 해석의 첫 번째 장애물 중 하나는 중추성 신호와 인공산물을 구별하는 것이다. 가장 두드러진 것은 두피 근육에서 발생하는 저진폭, 고주파 활동의 존재이며, 종종 전두부에서 흔하지만 뇌파 검사 중 전반적으로 나타난다. 급격하고 불규칙한 움직임과 시선의 자연스러운 변화로 인한 급속 안구운동(REM)은 전두부에서 작고 빠른 편향으로 나타난다. 전두부에서 보이는 매우 큰 전압의 이상성(diphasic) 전위는 눈 깜빡임으로부터 발생한다. 이는 눈이 쌍극자이고, 각막 표면은 상대적으로 양성, 그리고 망막 표면은 음성으로 눈이 벨 현상(Bell phenomenon)에 따라 눈을 깜박거리면서 특징적으로 상향 이동하여 움직이는 전하와 전위 변화로 나타나기 때문에 발생한다.<sup>92)</sup> 각막의 양성은 전두부의 전극 위치를 향하여 상향 회전하므로 일시적인 양성이 나타나고 그곳에 음성이 기록된다. 각성 뇌파 중 나타나는 또 다른 흔한 인공산물은 연하 및 혀와 관련된 움직임으로 인해 발생한다. 이는 쌍극자이며 중첩된 근육 인공산물로 인해 느린 전위를 유발한다.

**후두부 우세 리듬(Posterior dominant rhythm, PDR)**

건강한 성인들은 전형적으로 상대적으로 낮은 진폭의 혼합된 주파수 배경 리듬을 나타내는데 이를 비동기화되었다고 한다. 환자가 눈을 감고 이완된 상태로 있을 때, 배경은 대개 후두부 우세 리듬이라고 알려진 후두에서 두드러진 알파 리듬을 특징으로 한다. 알파 리듬 또는 알파는 진폭과 주파수가 감소되며 종종 눈을 뜨면 완전히 제거된다. 알파 진폭은 좌측 후두부 영역보다 우측에서 다소 진폭이 높을 수 있지만 50% 이상의 진폭 비대칭은 비정상적으로 간주되며 일

반적으로 진폭이 낮은 쪽을 비정상적으로 본다.<sup>20)</sup>

알파파의 주파수는 정상적으로는 대칭을 유지하기 때문에 한쪽이 다른 쪽보다 느리다면 뇌 기능의 비정상은 더욱 느린 쪽에 존재한다. 알파파를 발생시키는 곳은 후두엽 내에 위치하는 것으로 여겨진다. 일부 환자에서 잘 형성된 알파 활동이 없지만 알파파의 주파수, 대칭성 및 반응성은 모든 뇌파 보고서에 특별히 주의하여 의견을 제시해야 할 중요한 부분이다. 알파 리듬에는 몇 가지 변이형이 있으며, 그러한 것들로는 나이가 많은 환자에서 볼 수 있는 측두엽 영역의 독립적인 알파 활동이 특징인 측두엽 알파(temporal alpha), 약물, 마취, 또는 수면으로부터 각성(주 : 혼수상태 환자에서 어떤 자극에 변함이 없고 반응하지 않을 때 이러한 변이형은 병리적이며 알파 혼수양상이다)에 따른 전두엽 영역의 알파 활성화로 구성된 전두엽 알파(frontal alpha), 또는 각성 자극 또는 개안으로 알파 활성화도가 돌아오는 역설적 알파(경고하는 자극이나 눈으로 알파 활동을 되찾는)가 있다.<sup>20)</sup>

**기초 피질 리듬(Basal cortical rhythm)**

기초 피질 리듬은 정상적인 건강한 두뇌에서 나타나는 생리학적인 알파 범위의 리듬이다. 그들은 1) 알파 리듬, 2) 뮤 리듬, 3) 세 번째 리듬을 포함하는 3가지 리듬을 포함한다. 제3의 리듬에 대해서는 많이 알려져 있지 않다. 삼주문(wickets) 리듬은 조각난 세 번째 리듬으로 여겨진다.<sup>93)</sup>

후두부 기본 리듬(PBR)과 후두부 우세 리듬(PDR)이라는 용어는 동일한 것으로 여겨지며 상호 교환하여 사용한다. 뇌파 및 임상 신경생리학국제 연맹(IFCN)은 성인의 PBR을 ‘초당 8~13회(Hertz, Hz)의 리듬으로 정의하는 다음 기준을 제안했다. 진폭은 15~45 μV이다. 후두부 두부에 분포된 편안한 각성 상태 동안 최대한으로 볼 수 있다. 육체적 이완 및 정신적 비활동 하에서 눈 감기에 의해 강화되고, 시각적 및 정신적 노력에 의해 차단(사라지거나 감소, 즉, 진폭 감소)된다.<sup>93)</sup>

**정상 각성 배경파의 다른 특징**

정상 각성 뇌파의 나머지 부분은 일반적으로 전두-중앙-측두부에서 낮은 진폭의 베타 주파수로 구성된다. 베타 주파수는 일반적으로 13 Hz 이상이며 진폭이 낮다. 베타는 종종 졸음 상태에서 증강되고, 전중심부(precentral)에 분포하며, 감각 운동 피질의 기능과 관련이 있는 것으로 여겨진다. 베타는 전두부 또는 전반적으로 나타날 수 있는데 진폭이 두드러질 때는 벤조디아제핀 또는 barbiturate와 같은 진정제를 사용한 결과일 가능성이 높다. 이런 까닭에 이를 정도의 비정상 배경파라 하며 ‘과다한 베타(excess beta)’라고 종종 부른다. 이는 주의력 결핍장애와 연관이 의심된다는 보고도 있다.<sup>94)</sup>

때로는 뮤(mu,  $\mu$ ) 리듬이라고 불리는 중앙 머리 부분에 8~12 Hz의 눈에 띄는 알파 범위 주파수가 나타난다. 뮤 리듬은 정상 성인의 20% 내지 40%에서 관찰되며, 중앙 영역에 일측으로 또는 양측으로 발생하는 아치형(arciform) 파가 특징이며 졸음 중에 두드러진다. 뮤 리듬은 눈의 열림이나 닫힘과 관련이 없으며 운동, 신체감각 자극 또는 운동에 대한 생각에 반응한다. 이는 감각 운동 피질의 기능과 관련하여 전두엽과 두정엽의 롤란드(rolandic) 영역에서 발생하는 것으로 생각된다. 뇌파 기사들은 알파파에서 뮤 리듬을 구별하기 위해 엄지손가락을 흔들도록 환자에게 지시해야 한다. 반면에 알파파는 변하지 않으며 운동 또는 움직이려는 의도에 의해 mu는 감소한다.<sup>79)</sup>

**느려진 배경 리듬(Slower background rhythms)**

가끔 느린 세타(4~7 Hz) 또는 심지어 델타(1~3 Hz) 주파수가 일시적으로 정상 각성 중 나타날 수 있지만 일반적으로 이러한 느려진 활동은 졸음이 오는 상태에서만 두드러지게 된다. 소아, 청소년, 노인 및 일부 노인의 경우 뇌파에서 전반적 세타-델타 주파수 활동의 ‘졸음 파열(drowsy bursts)’이 자주 발생하는데 이는 전적으로 정상 소견이다. 바깥 긴장한 성인에서 간헐적이거나 구석구석 만연한, 국소적이거나 전반적인, 세타 또는 델타 주파수, 배경파의 범위가 서파화되는 것은 비정상적이며 국소적, 지역적 또는 전반적 대뇌 기능의 장애를 나타낸다. 그 외의 정상적인 배경 현상은 람다파의 발생이다. 그리스 문자 람다( $\lambda$ )의 형태를 갖는 람다파는 복잡한 패턴보기(pattern viewing)에 의해 잘 나타나며 표면 양성, 후두부 우세한 파형이다. 람다파는 생리적으로 나타나며, 삼각형 모양의 날카로운 일시적 현상으로 눈을 뜰 때 후두부에서 나타난다. 람다파는 시각적 스캐닝 동안 눈이 움직일 때 나타나며 눈을 감거나 잠이 들 때 사라진다. 람다파는 시각적으로 복잡한 그림을 스캔할 때 가장 잘 나타난다. 그러므로 밝은 조명에 있는 대상이나 방을 시각적으로 탐색하는 동안 나타난다. 이러한 파형의 발현은 아마도 두정 후두엽 부위에 국한된 뇌의 공통 영역의 기능적 활성화에 따른 이차적인 것으로 여겨진다.<sup>95)</sup>

**졸음과 수면(Drowsiness and sleep)**

졸음 상태에서 가장 먼저 눈에 띄는 변화는 잦은 근육 및 움직임에 의한 인공산물(잡파)의 점진적인 사라짐과 눈 깜박임 감소 및 급속 측면 눈 움직임이다. 대신에 전두부 및 전측두부 채널에서 0.25 Hz 내지 1.0 Hz의 매우 느린 주파수가 출현한다. 이는 졸음으로 시작하여 1단계 수면을 지속하는 느린 안구 운동 또는 slow eye movements of sleep(이하

SEMS)이며 비급속 안구 운동(NREM) 수면이 나타나는 더욱 깊은 단계가 나타날 때 점점 사라진다. 졸음 중 뇌파는 배경 전체에 걸쳐 세타와 델타의 더욱 느리고 동기적인 주파수를 나타낸다.<sup>20,28)</sup>

NREM 수면은 REM 수면뿐 아니라 가벼운 NREM(1-2 단계 ; 현재는 N1-2) 및 더 깊은 서파 수면(SWS, 이전 단계 stage 3-4 ; N3)으로 분류된다. 전형적으로 밤 수면의 약 75%는 NREM 수면에 사용되며 REM 수면에서는 25%까지 사용된다. 1단계(N1) 수면은 졸음과 인접해 있으며 30초 시기(epoch)에서 50% 미만의 알파 주파수 활동과 함께 SEMS와 1~7 Hz의 범위의 느린 세타 및 델타 주파수가 있다.<sup>20,28)</sup>

두정부 예파(V-파)의 출현은 쉽게 확인된다. 이는 예리한 윤곽을 가지고 있으며 전두중심부에서 우세하게 보이는 파이다. 2단계(N2) 수면 중에는 더 많은 델타 주파수 배경이 나타나기 시작하며, 수면 방추파(spindles), K-복합체(K complexes) 및 수면 중 후두부 과도예파(POSTs)의 특징이 나타난다. 수면 방추파는 시상-대뇌 피질의 신경 네트워크에 의해 중재되는 동기성의 뇌파 활성도를 나타내는 것으로 여겨진다. SWS(N3)는 비슷한 특징을 가지고 있지만 방추파, K-복합체 및 POSTs가 줄어드는 것으로 나타나고 델타 주파수 활동이 더욱 많이 출현하게 된다.<sup>20,28)</sup>

REM 수면은 이전에는 역설적 수면으로 알려져 있었는데, 그 이유는 REM이 매우 낮은 진폭의 배경을 가지고 있으면서 실제로 NREM 수면보다 비동기화된 각성 뇌파와 아주 유사하기 때문이다. 또한 톱니모양(sawtooth)파라 불리는 전두중심부의 날카로운 모양의 세타 주파수와 전측두에서 나타나는 REM 인공산물도 있다. 수면 단계를 구분하기 위해서는 매우 낮은 전압의 턱 근전도(EMG)와 안전도(EOG) 채널에 기록된 안구 운동의 특징이 필요하지만 이러한 수면 다원검사 채널은 외래 환자 뇌파 검사(EEG) 중에 일상적으로 기록되지 않는다.<sup>20,28)</sup>

**뇌파 신호 분석법**

뇌파는 전위가 연속적으로 변화하는 시계열 신호이며 신경 집단 내에서와 집단 간 상호작용에 의해 진동이 발생하는데 이러한 특성을 고려하여 주파수, 진폭과 위상의 변화를 계산한 후에 뇌의 기능적 상태를 추정할 수 있다.

**시각적 뇌파 분석**

시각적 분석은 과거로부터 현재까지 임상가들이 뇌파를 판독하는 방법으로 뇌파의 파형, 진폭, 주파수, 전체적 분포, 반응성, 수면 여부 및 나이에 근거하여 판독자가 육안으로



분석한다.<sup>20,28,96)</sup>

**뇌파 신호 특성에 따른 뇌파 분석의 종류**

뇌파 신호의 특성에 따라 시계열, 진동, 지형학적 정보, 그 물망 구성에 따른 분석으로 구분한다. 시계열 분석은 시간에 따른 전위의 연속적인 변화를 알 수 있으며 분석방법으로 안정 시 뇌파, 사건유발전위가 있고 세부적으로는 선형 분석(통계분석)과 비선형 분석(카오스 이론분석)이 포함된다. 진동 분석은 신경세포와 세포집단 간 상화작용에 의한 뇌파 진동을 통하여 분석한다. 주파수(fourier, wavelet), 진폭, 위상이 포함된다. 지형학적 정보에 의한 경우는 다채널 전위 기록에 의한 지형학적 공간정보를 활용하며 뇌 매핑(전위지도, 주파수지도)과 전류원 국재화가 이에 포함된다. 그물망

구성은 기능적인 연결성에 의한 대뇌영역 간의 상호작용에 근거하며 국소적 혹은 전반적 연결구조 분석, 집단화 계수, 경로길이, 허브가 이에 포함된다.<sup>37,97)</sup>

**뇌파 판독지 작성 지침**

뇌파를 판독하기에 앞서 인쇄된 형태 혹은 컴퓨터에 입력하는 경우 규격을 갖춘 형식으로 적어도 다음과 같이 환자에 대한 기본 정보를 제공해야 한다. 즉, 뇌파 판독 시 환자의 이름, 나이, 성별, 환자의 고유 번호, 기록한 날짜 등이다. 뇌파 검사 결과지는 도입부(introduction), 뇌파 소견에 대한 기술(EEG findings), 결과의 해석(interpretation)의 세 부분으로 구성하고 결과 해석 부분은 정상 뇌파인지 혹은 어느

**Table 9.** Items to include in an EEG report

Introduction
(1) Medical conditions and clinical question
(2) Whether sleep-deprived
(3) Medications
(4) If sedation was used
(5) Fasting or not
(6) Level of consciousness at the beginning, and changes during the recording
(7) Eyes open or closed at the beginning of the recording. Further changes in eye closure, deviation, nystagmus are noted in the description of the record, below
(8) Number of scalp electrodes ; International 10–20 System
(9) Extra recording electrodes and their purpose, e.g., ECG, EMG, respiration
(10) Duration ; time started and ended
Description of record
(1) Dominant background activity (alpha rhythm or posterior dominant rhythm) : response to eye opening ; to limb movement
(2) Comment on all frequencies (beta, theta, delta) ; note whether they are symmetric, and sustained or not Note and comment on the sleep patterns
(3) Note symmetry, distribution, persistence, and amplitude of activity in microvolts
(4) If abnormal, provide reasons why this is so
(5) Comment whether this activity is continuous or intermittent. Qualitative modifiers alone, such as "medium voltage," provide a less-precise documentation
(6) Mention how particular stimulating or arousal procedures affect the record, change frequencies or amplitude, or produce epileptiform activity
(7) Note any seizures and their morphologic, frequency, localization, and temporal characteristics
Interpretation
(1) Normal or abnormal EEG, and, e.g., "this EEG shows an encephalopathy" or "this EEG shows status epilepticus"
(2) Use wording that can be understood by the referring person, e.g., general physician, nurse practitioner
(3) Note whether the findings support, or do not support, the clinical question
(4) If abnormal, provide reasons why this is so
(5) Compare with other EEGs available ; suggest if further EEGs may help, e.g., with sleep if the referral event occurred during sleep ; or with activation if this specific activity triggered the event in question
Clinical correlation
(1) If possible tie in EEG with the clinical question

Adapted from Kaplan et al. Neurology 2013;80:S43-S46.<sup>99)</sup> EEG : Electroencephalography, ECG : Electrocardiogram, EMG : Electromyography

정도의 비정상 뇌파인지에 대한 판독자의 주관적 진단(impression)과 임상양상과 뇌파 소견과의 상호관련성에 대한 언급을 포함한다(표 9).<sup>98,99)</sup>

**뇌파의 디지털 저장 매체 기록 시의 권장 사항**

디지털시스템이 보편화되면서, 뇌파를 자기 또는 광학적인 장기 저장 매체로 기록하는 것이 용이하게 되었다. 이러한 기록 수단은 종이로 기록된 원본 뇌파를 저장하는 데 필요한 공간의 낭비를 줄이는 데 도움을 주었다. 또한 기록된 뇌파를 몽타주를 바꿔보거나, 필터링, 진폭, 속도 등을 변경함으로써 원본을 필요에 따라 쉽게 변환해볼 수 있는 가능성을 열어 주었다. 디지털 저장 매체를 이용하여 뇌파 자료를 기록할 경우 다음과 같이 정보가 함께 저장되어야 한다. 환자 정보, 기록 중 추가 정보, 뇌파 자료, 기록 매체(사용된 뇌파 장비명), 기록의 재현 방법 등이다.<sup>100)</sup>

**결 론**

본 논문에서는 뇌파의 기초에 대한 총론 중심의 기초 지식 정리하였다. 임상적으로 뇌파는 뇌전증의 진단에 주로 많이 적용되어 왔으나 실시간 뇌의 기능적 상태를 반영하는 중요한 정보를 포함하고 있기에 그에 대한 연구와 임상적 활용 정도에 비례하여 향후 신경정신의학 영역에서 뇌파는 중요한 위치를 차지하게 될 것으로 판단된다. 뇌파의 시각적 분석 외에 정량화 뇌파, 사건 관련 전위, 유발 전위 검사 등에 의한 임상적 활용과 신경정신의학 영역의 각종 질환, 신경인지과정, 뇌컴퓨터인터페이스(brain computer interface) 등 그 적용 범위가 확대될 것으로 예측된다.

**중심 단어 :** 뇌파검사 · 뇌의 파형 · 뇌 매핑.

**Conflicts of Interest**

The author has no financial conflicts of interest.

**REFERENCES**

- 1) Shomer DL, Lopes da Silva FH. Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields. 7th ed. New York: Oxford University Press;2018.
- 2) Schaul N. The fundamental neural mechanisms of electroencephalography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1998;106:101-107.
- 3) Niedermeyer E, Lopes da Silva FH. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. 5th ed. Philadelphia: London: Lippincott Williams & Wilkins;2005.
- 4) William OT. *Handbook of EEG interpretation*. 2nd ed. New York: Demos Medical Publishing;2014.
- 5) Chermack CC, Berger BJ. *Laboratory tests and diagnostic procedures*. 6th ed. St. Louis: Elsevier;2013.
- 6) Scott NK. Infection prevention: 2013 review and update for neurodiagnostic technologists. *Neurodiagn J* 2013;53:271-288.

- 7) Jasper HH. The 10-20 electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1958;10:371-375.
- 8) Sinha SR, Sullivan L, Sabau D, San-Juan D, Dombrowski KE, Halford JJ, et al. American clinical neurophysiology society guideline 1: minimum technical requirements for performing clinical electroencephalography. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:303-307.
- 9) Anonymous. Recommendations for the practice of clinical neurophysiology: guidelines of the international federation of clinical neurophysiology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1999;52:1-304.
- 10) O'Leary JL, Goldring S. *Science and epilepsy-Neuroscience gains in epilepsy research*. New York: Raven Press;1976.
- 11) Caton R. The electric currents of the brain. *Br Med J* 1875;2:278.
- 12) Coenen A, Fine E, Zayachkivska O. Adolf Beck: a forgotten pioneer in electroencephalography. *J Hist Neurosci* 2014;23:276-286.
- 13) Pravdich-Neminsky W. Ein versuch der registrierung der elektrischen gehirnerscheinungen. *Zentralbl Physiol* 1912;27:951-960.
- 14) Cybulski N, Jeleńska-Macieszyna S. Action currents of the cerebral cortex. *Bull Acad Sci Cracov* 1914:776-781.
- 15) Grzybowski A, Pietrzak K. Napoleon Cybulski (1854-1919). *J Neurol* 2013;260:2942-2943.
- 16) Haas LF. Hans Berger (1873-1941), Richard Caton (1842-1926), and electroencephalography. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2003;74:9.
- 17) Adrian ED, Matthews BH. The Berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man. *Brain* 1934;57:355-385.
- 18) Grass AM. The electroencephalographic heritage until 1960. *Am J EEG Technol* 1984;24:133-173.
- 19) Berger H. Über das elektrenkephalogramm des menschen. *Eur Arch Psychiatry Clin Neurosci* 1929;87:527-570.
- 20) Britton JW, Frey LC, Hopp JL, Korb P, Koubeissi MZ, Lievens WE, et al. *Electroencephalography (EEG): an introductory text and atlas of normal and abnormal findings in adults, children, and infants*. Chicago: American Epilepsy Society;2016. p.1-95.
- 21) Acns.org [homepage on the Internet]. Milwaukee: American Clinical Neurophysiology Society [updated 2017 Jun 14; cited 2019 Mar 8]. Available from: <https://www.acns.org/about-acns/history>.
- 22) National Academy of Engineering. Franklin FO. *Biography & autobiography memorial tributes Franklin F. Offner Washington, DC: The National Academies Press*. 2002;10:188-192.
- 23) Klem GH, Lüders HO, Jasper HH, Elger C. The ten-twenty electrode system of the international federation. *The international federation of clinical neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1999;52:3-6.
- 24) Bozinovski S, Bozinovska L, Setakov M. Mobile robot control using alpha wave from the human brain. In: *Proc. Symp. JUREMA, Zagreb*;1988. p.247-249.
- 25) Sutter R, Stevens RD, Kaplan PW. Continuous electroencephalographic monitoring in critically ill patients: indications, limitations, and strategies. *Crit Care Med* 2013;41:1124-1132.
- 26) Nield D. Scientists have connected the brains of 3 people, enabling them to share thoughts. *ScienceAlert*. 2018 Oct 5.
- 27) Kondraske GV. *Neurophysiological measurements. Biomedical Engineering and Instrumentation* 1986:138-179.
- 28) Fisch BJ, Spehlmann R. *EEG primer: basic principles of digital and analog EEG*. 3rd ed. Amsterdam: Elsevier Science;1999.
- 29) Joseph DB. *Medical devices and system: biomedical engineering handbook*. 3rd ed. Boca Raton: Informa;2006.
- 30) Teplan M. *Fundamentals of EEG measurement. Measurement Science Review* 2002;2:1-11.
- 31) Fonseca C, Silva Cunha JP, Martins RE, Ferreira VM, Marques de Sá JP, Barbosa MA, et al. A novel dry active electrode for EEG recording. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007;54:162-165.
- 32) Egi.com [homepage on the Internet]. Eugene: EGI, A Philips Company [updated 2007 Jan 31; cited 2019 Mar 8]. Available from:

- <https://www.egi.com/knowledge-center>.
- 33) Speckmann E, Elger CE. Introduction to the neurophysiological basis of the EEG and DC potentials. In: Niedermeyer E, editor. *Electroencephalography. Basic principles, clinical applications and related fields*. Baltimore: Williams & Wilkins;1999. p.15-27.
  - 34) Ebersole JS. Noninvasive localization of epileptogenic foci by EEG source modeling. *Epilepsia* 2000;41 Suppl 3:S24-S33.
  - 35) Buzsaki G, Traub RD, Pedley TA. The cellular basis of EEG activity. 3rd ed. In: Ebersole JS, Pedley TA, editors. *Current practice of clinical electroencephalography*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2003. p.1-11.
  - 36) Ebersole JS. Defining epileptogenic foci: past, present, future. *J Clin Neurophysiol* 1997;14:470-483.
  - 37) Hong SB, Jung KY. Basic electrophysiology of the electroencephalography. *J Korean Neurol Assoc* 2003;21:225-238.
  - 38) Wong PK. Source modelling of the rolandic focus. *Brain Topogr* 1991;4:105-112.
  - 39) Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. *Neuroscience exploring the brain*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins;2001. p.606-636.
  - 40) Acharya JN, Hani AJ, Thirumala PD, Tsuchida TN. American clinical neurophysiology society guideline 3: a proposal for standard montages to be used in clinical EEG. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:312-316.
  - 41) Nunez PL, Pilgreen KL. The spline-Laplacian in clinical neurophysiology: a method to improve EEG spatial resolution. *J Clin Neurophysiol* 1991;8:397-413.
  - 42) Hrachovy RA, Mizrahi EM. *Atlas of neonatal electroencephalography*. New York: Demos Medical Publishing;2016. p.7-13.
  - 43) Clancy RR, Bergqvist AGC, Dlugos DJ. Neonatal electroencephalography. In: Ebersole JS, Pedley TA, editors. *Current practice of clinical electroencephalography*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2003. p.160-234.
  - 44) Shellhaas RA, Chang T, Tsuchida T, Scher MS, Riviello JJ, Abend NS, et al. The American Clinical Neurophysiology Society's guideline on continuous electroencephalography monitoring in neonates. *J Clin Neurophysiol* 2011;28:611-617.
  - 45) Kuratani J, Pearl PL, Sullivan L, Riel-Romero RM, Cheek J, Stecker M, et al. American Clinical Neurophysiology Society guideline 5: minimum technical standards for pediatric electroencephalography. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:320-323.
  - 46) 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.
  - 47) Acharya JN, Hani A, Cheek J, Thirumala P, Tsuchida TN. American Clinical Neurophysiology Society guideline 2: guidelines for standard electrode position nomenclature. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:308-311.
  - 48) Koo DL, Kim WJ, Lee SA, Kim JM, Kim J, Park S. Fundamental requirements for performing electroencephalography. *Ann Clin Neurophysiol* 2017;19:113-117.
  - 49) Barry W, Jones GM. Influence of eye lid movement upon electro-oculographic recording of vertical eye movements. *Aerosp Med* 1965;36:855-858.
  - 50) Iwasaki M, Kellinghaus C, Alexopoulos AV, Burgess RC, Kumar AN, Han YH, et al. Effects of eyelid closure, blinks, and eye movements on the electroencephalogram. *Clin Neurophysiol* 2005;116:878-885.
  - 51) Keren AS, Yuval-Greenberg S, Deouell LY. Saccadic spike potentials in gamma-band EEG: characterization, detection and suppression. *Neuroimage* 2010;49:2248-2263.
  - 52) Epstein CM, Andriola MR. *Introduction to EEG and evoked potentials*. New York: Lippincott;1983.
  - 53) Symeonidou ER, Nordin AD, Hairston WD, Ferris DP. Effects of cable sway, electrode surface area, and electrode mass on electroencephalography signal quality during motion. *Sensors (Basel)* 2018;18:E1073.
  - 54) Oliveira AS, Schlink BR, Hairston WD, König P, Ferris DP. Induction and separation of motion artifacts in EEG data using a mobile phantom head device. *J Neural Eng* 2016;13:036014.
  - 55) Jung TP, Makeig S, Humphries C, Lee TW, McKeown MJ, Iragui V, et al. Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. *Psychophysiology* 2000;37:163-178.
  - 56) Joyce CA, Gorodnitsky IF, Kutas M. Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation. *Psychophysiology* 2004;41:313-325.
  - 57) Shackman AJ, McMenamin BW, Maxwell JS, Greischar LL, Davidson RJ. Identifying robust and sensitive frequency bands for interrogating neural oscillations. *Neuroimage* 2010;51:1319-1333.
  - 58) Nolan H, Whelan R, Reilly RB. FASTER: fully automated statistical thresholding for EEG artifact rejection. *J Neurosci Methods* 2010;192:152-162.
  - 59) Fitzgibbon SP, Lewis TW, Powers DM, Whitham EW, Willoughby JO, Pope KJ. Surface laplacian of central scalp electrical signals is insensitive to muscle contamination. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013;60:4-9.
  - 60) Kondylis ED, Wozny TA, Lipski WJ, Popescu A, DeStefino VJ, Esmaeili B, et al. Detection of high-frequency oscillations by hybrid depth electrodes in standard clinical intracranial EEG recordings. *Front Neurol* 2014;5:149.
  - 61) Hämäläinen M, Hari R, Ilmoniemi RJ, Knuutila J, Lounasmaa OV. Magnetoencephalography—theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Rev Mod Phys* 1993;65:413-497.
  - 62) Murakami S, Okada Y. Contributions of principal neocortical neurons to magnetoencephalography and electroencephalography signals. *J Physiol* 2006;575:925-936.
  - 63) Nuwer M. Assessment of digital EEG, quantitative EEG, and EEG brain mapping: report of the American Academy of neurology and the American Clinical Neurophysiology Society. *Neurology* 1997;49:277-292.
  - 64) Duffy FH, Hughes JR, Miranda F, Bernad P, Cook P. Status of quantitative EEG (QEEG) in clinical practice, 1994. *Clin Electroencephalogr* 1994;25:VI-XXII.
  - 65) Chung HJ, Hur YJ. Diagnosis of neonatal seizures. *Korean J Pediatr* 2009;52:964-970.
  - 66) Karl FS. *The aEEG booklet a quick overview for the practical routine*. 1st ed. Tokyo: Nihon Kohden Corporation;2012.
  - 67) Maynard D, Prior PF, Scott DF. Device for continuous monitoring of cerebral activity in resuscitated patients. *Br Med J* 1969;4:545-546.
  - 68) Azzopardi DT. *Cerebral function monitoring: addition to CFM handbook for users of the olympic CFM 6000*. London: Imperial College London;2004.
  - 69) Anderson J. *Cognitive psychology and its implications*. 6th ed. New York: Worth;2004. p.17.
  - 70) Nunez PL, Srinivasan R. *Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG*. Oxford: Oxford University Press;1981.
  - 71) Creutzfeldt OD, Watanabe S, Lux HD. Relations between EEG phenomena and potentials of single cortical cells. I. Evoked responses after thalamic and epicortical stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1966;20:1-18.
  - 72) Tanzer OI. *Numerical modeling in electro- and magnetoencephalography [dissertation]*. Espoo: Helsinki University of Technology;2006.
  - 73) Tatum WO, Ellen R. Grass lecture: extraordinary EEG. *Neurodiagn J* 2014;54:3-21.
  - 74) Cahn, BR, Polich J. Meditation states and traits: EEG, ERP, and neuroimaging studies. *Psychol Bull* 2006;132:180-211.
  - 75) Gerrard P, Malcolm R. Mechanisms of modafinil: a review of cur-

- rent research. *Neuropsychiatr Dis Treat* 2007;3:349-364.
- 76) Niedermeyer E. Alpha rhythms as physiological and abnormal phenomena. *Int J Psychophysiol* 1997;26:31-49.
  - 77) Feshchenko VA, Reinsel RA, Veselis RA. Multiplicity of the alpha rhythm in normal humans. *J Clin Neurophysiol* 2001;18:331-344.
  - 78) Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol* 1999;110:1842-1857.
  - 79) Oberman LM, Hubbard EM, McCleery JP, Altschuler EL, Ramachandran VS, Pineda JA. EEG evidence for mirror neuron dysfunction in autism spectrum disorders. *Brain Res Cogn Brain Res* 2005;24:190-198.
  - 80) Anderson AL, Thomason ME. Functional plasticity before the cradle: a review of neural functional imaging in the human fetus. *Neurosci Biobehav Rev* 2013;37:2220-2232.
  - 81) Santamaria J, Chiappa KH. The EEG of drowsiness in normal adults. *J Clin Neurophysiol* 1987;4:327-382.
  - 82) Frohlich J, Senturk D, Saravanapandian V, Golshani P, Reiter LT, Sankar R, et al. A quantitative electrophysiological biomarker of duplication 15q11.2-q13.1 syndrome. *PLoS One* 2016;11:e0167179.
  - 83) Kislely MA, Cornwell ZM. Gamma and beta neural activity evoked during a sensory gating paradigm: effects of auditory, somatosensory and cross-modal stimulation. *Clin Neurophysiol* 2006;117:2549-2563.
  - 84) Kanayama N, Sato A, Ohira H. Crossmodal effect with rubber hand illusion and gamma-band activity. *Psychophysiology* 2007;44:392-402.
  - 85) Gastaut H. Electroencephalographic study of the reactivity of rolandic rhythm. *Rev Neurol (Paris)* 1952;87:176-182.
  - 86) Krishnan V, Chang BS, Schomer DL. Normal EEG in wakefulness and sleep: adult and elderly. In: Schomer DL, Lopes da Silva FH, editors. *Niedermeyer's electroencephalography; basic principles, clinical applications, and related fields*. New York: Oxford;2018. p.202-228.
  - 87) Montez T, Poil SS, Jones BF, Manshanden I, Verbunt JP, Van Dijk BW, et al. Altered temporal correlations in parietal alpha and prefrontal theta oscillations in early-stage Alzheimer disease. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2009;106:1614-1619.
  - 88) Scher MS. Electroencephalography of the newborn. In: Niedermeyer E, Da Silva FH, editors. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2005. p.937-990.
  - 89) Kellaway P. Ordely approach to visual analysis: elements of the normal EEG and their characteristics in children and adults. In: Ebersole JS, Pedley TA, editors. *Current practice of clinical electroencephalography*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2003. p.100-159.
  - 90) Clancy RR, Bergqvist AGC, Dlugos DJ, Nordli D. Normal Pediatric EEG: Neonates and Children. In: Ebersole JS, Husain AM, Nordli AR, editors. *Current practice of clinical electroencephalography*. Philadelphia: Wolters Kluwer;2014. p.125-212.
  - 91) Obeid R, Tsuchida TN. Treatment effects on neonatal EEG. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:376-381.
  - 92) Francis IC, Loughhead JA. Bell's phenomenon: a study of 508 patients. *Aust J Ophthalmol* 1984;12:15-21.
  - 93) Markand ON. Alpha rhythms. *J Clin Neurophysiol* 1990;7:163-189.
  - 94) Clarke AR, Barry RJ, Dupuy FE, McCarthy R, Selikowitz M, Johnstone SJ. Excess beta activity in the EEG of children with attention-deficit/hyperactivity disorder: a disorder of arousal? *Int J Psychophysiol* 2013;89:314-319.
  - 95) Brigo F. Lambda waves. *Am J Electroneurodiagnostic Technol* 2011;51:105-113.
  - 96) Daly DD, Pedley TA. *Current practice of clinical electroencephalography*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;1997.
  - 97) Shanbao T, Nitish V. Thankor. *Quantitative EEG analysis methods and applications*. Norwood: Artech House;2009.
  - 98) Tatum WO, Olga S, Ochoa JG, Munger Clary H, Cheek J, Drislane F, et al. American clinical neurophysiology society guideline 7: guidelines for EEG reporting. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:328-332.
  - 99) Kaplan PW, Benbadis SR. How to write an EEG report: dos and don'ts. *Neurology* 2013;80:S43-S46.
  - 100) Halford JJ, Sabau D, Drislane FW, Tsuchida TN, Sinha SR. American clinical neurophysiology society guideline 4: recording clinical EEG on digital media. *J Clin Neurophysiol* 2016;33:317-319.