



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



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

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

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

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

[Disclaimer](#)

工學碩士學位論文

마취심도 평가지표 개선을 위한
뇌파 신호의 품질지수에 관한 연구



2021年 2月

釜慶大學校 大學院

制御計測工學科

金哲己

工學碩士學位論文

마취심도 평가지표 개선을 위한
뇌파 신호의 품질지수에 관한 연구

指導教授 金 南 虎

이 論文을 工學碩士 學位論文으로 提出함



2021年 2月

釜慶大學校 大學院

制御計測工學科

金 哲 己

金哲己의 工學碩士 學位論文을 認准함

2021 年 2 月 19 日



主 審 工學博士 黃 龍 淵



委 員 工學博士 金 萬 高



委 員 工學博士 金 南 虎



목 차

목차	i
Abstract	iii
제 1 장 서론	1
제 2 장 연구배경	4
2.1 뇌의 구조	4
2.2 뇌파	7
2.3 마취심도	11
2.4 뇌파 기반의 마취심도 분석	14
제 3 장 실험 방법	18
3.1 실험 대상	18
3.2 실험계측기의 구성 및 설정	19
3.3 뇌파 데이터 계측	21
3.4 뇌파 데이터 분석	24

제 4 장 실험 결과 및 분석	34
4.1 뇌파의 시계열 분석	34
4.2 뇌파의 주파수 계열 분석	41
4.3 실험	48
4.4 실험 결과	53
제 5 장 결론	59
참고문헌	60

A Study on the Signal Quality Index of EEG for the Improvement of Anesthesia Assessment Indicator

Chul-Ki Kim

Department of Control and Instrumentation Engineering

The Graduate School

Pukyong National University

Abstract

Anesthesia is a treatment that induces temporary loss of cognitive ability to numbness or pain by drugs, and with the continuous development of various drugs since the successful anesthesia of surgical patients by using the first ether in the 18th century, anesthesia has been continuously researched and developed into a field of medical science

The main purpose of performing anesthesia procedures during surgery is to relieve patients of psychological anxiety and fear of surgery, and to induce muscle relaxation to prevent them from recognizing labor pains despite strong external stimuli during surgery and to proceed with smooth treatment smoothly. Changes in the body by anesthesia are known as factors such as unconsciousness, numbness, muscle relaxation, and reflex suppression. As anesthesia progresses, there is no response to external stimuli or reflexes of the autonomic nervous system.

Anesthesia can be largely divided into general anesthesia and general anesthesia. Part anesthesia is an anesthetic method that chemically blocks nerve conduction at the nerve end of the nerve traveling in the area by administering a local anesthetic to a specific part of the body while the patient's consciousness is awake, while general anesthesia, usually used in surgical operations, is an anesthesia method that eliminates consciousness or systemic perception by administering one or more anesthetic agents to suppress central nervousness.

In the general anesthesia process, controlling effective sedation and loss of consciousness to the desired depth of the patient is a very important factor: the process of sedating the patient, i.e. controlling the depth of the anesthesia, which fails to control the depth of the anesthesia, resulting in a recall with pain, or unconsciousness of the occurrence of a recall without pain, or unconsciousness. In general, anesthetics expand blood vessels, and there are side effects that cause low blood pressure. Since these side effects can cause unexpected situations during medical procedures, the selection of the type of anesthetic and the amount of administration to control the anesthesia depth are of considerable importance, depending on the patient's condition and the type of surgery.

To this end, quantitative measurement of anesthesia depth is highly necessary and important in that it can properly administer drugs needed for anesthesia and minimize side effects from over-capacity use. In the case of general anesthesia, since the level of anesthesia cannot be accurately determined through unconscious patients, the medical team evaluated and adjusted the level of anesthesia by using abnormal criteria such as response

to verbal commands to check the loss of consciousness of the patient, loss of eyelid reflex, etc., and methods of determining clinical conditions, such as vital signs of the patient's ECG and body temperature.

However, these methods had disadvantages that it was difficult to evaluate objective anesthesia depth because they could vary in response from individual patient to individual patient and were evaluated by clinical experience of the clinical workforce.

The recent expansion of medical services not only at home but also abroad has led to an increase in the supply and demand of various medical services, resulting in more surgical procedures. Under these circumstances, the demand for quantitative anesthesia depth measurement is increasing, and research on the development of anesthesia depth parameters using bio-signals is also being actively carried out.

Among them, methods for measuring the brain waves of patients during surgery to assess the anesthesia depth, such as SEF, Delta Ratio, and MF, have been developed and used in clinical trials such as the SEF, Delta Ratio, and MF, and Spectral index(BIS), of which BIS measures the changes in the brain waves objectively based on the results of research that inhalation anesthetic agent causes changes in brain waves. BIS can evaluate the anesthetic depth of anesthetized patients, especially the sedative sleep state, and is evaluated as a useful tool to evaluate the pain of patients during surgery, the anesthetic depth of anesthetized patients, especially the sedative sleep state, and has features that real-time observation of anesthetic depth is possible. However, BIS and various clinical indicators based on brain waves, which are small in size from several μV to tens of μV , are difficult

to measure accurate brain waves because they can easily be affected by high frequencies during operation, such as electro-surgical devices used for incision or haemostasis during surgery, and also have problems that easily affect brain waves even if the effect is caused by various medical devices operated together.

In this paper, a study was conducted to improve the extraction efficiency of parameters for quantitative anesthesia depth assessment during surgery, and to this end, experiments were conducted on the following series of processes. Research was conducted on the selection of groups subject to experiment, classification by anesthesia phase, brain wave data acquisition system, parameter extraction with frequency analysis method and nonlinear analysis method, classification for anesthesia depth assessment by anesthesia phase, and clinical significance assessment of classification results.

This paper is composed of: Chapter 2 described the background of the research, including the study related to brain waves and the definition of anesthesia depth, and Chapter 3 described the methods of brain wave measurement and experimental methods for pre-treatment of signals. Chapter 4 dealt with the analysis of experimental results and the consideration of parameter extraction for the elimination of artifact. Finally, Chapter 5 describes the conclusion of this paper.

제1장 서론

마취란 약물에 의해 일시적으로 무감각을 유발하거나 통증에 대한 자각능력을 상실토록 유도하는 처치법으로 18세기 최초 에테르(ether)를 사용하여 수술환자의 마취에 성공한 이후 지속적으로 다양한 약물이 개발되면서 마취는 의과학 한 분야로 지속적인 연구, 발전하고 있다[1].

수술 중 마취 시술을 하는 주 목적은 환자에게 수술의 심리적 불안감과 공포를 경감시켜 주고, 근육이완을 유도하여 수술 중 외부의 강한 자극에도 진통을 인지하지 못하게 하고 이를 통해 원활한 시술을 진행함에 있다. 마취에 의한 신체의 변화는 무의식, 무감각, 근육이완, 반사억제 등의 요소로 알려져 있다. 마취가 진행될수록 외부로부터의 자극이나 자율신경계의 반사작용에 대해 응답을 하지 않는다[2-3].

마취는 크게 부위마취(regional anesthesia)와 전신마취(general anesthesia)로 나눌 수 있다. 부위마취는 의식이 깨어 있는 상태의 환자 신체 특정한 부위에 국소 마취제를 투여하여 해당 부위를 통과하는 신경 말단에서의 전기적 신경전도 작용을 화학적으로 차단하여 특정 부위의 통증을 못 느끼게 하는 마취 방법이며, 반면에 보통 외과 수술에서 사용되는 전신마취는 한 가지 이상의 마취제를 투여하여 중추신경 기능의 억제를 통해 의식 소실이나 전신적 지각을 마비시키는 마취법이다[4].

전신마취 과정에서는 효과적인 진정과 의식의 상실을 유도하는 약물 투여를 조절해 의사가 원하는 심도까지 환자를 진정시키는 과정 즉, 마취심도를 조절하는 것인 매우 중요한 요소인데 이것은 마취 심도 조절에 실패하여 수술 중 통증이 수반되는 회상(recall with pain)이나 통증을 수반하지 않은 회상(recall without pain)이 발생하거나 무의식 인지(perception without conscious awareness)상태의 발생을 막기 위해 반드시 고려하여야 하는 요소이다[5]. 일반적으로 마취제는 혈관을 확장시키고, 저혈압을 유발하는 부작용이 존재한다. 이러한 부작용은 의료시술 중 뜻하지 않은 상

황을 유발시킬 수 있으므로, 환자의 상태 및 수술의 종류에 따라 마취제의 종류 선택과 마취 심도를 조절하기 위한 투여량에 대한 판단은 상당히 중요하다[6]. 이를 위해 마취심도에 대한 정량적인 측정은 마취에 필요한 약물을 알맞게 투여하고, 과용량 사용으로 인한 부작용도 최소화할 수 있다는 측면에서 그 필요성과 중요성이 높은 상황이다. 전신마취의 경우 의식이 없는 환자를 통해 마취심도를 정확히 파악할 수 없기 때문에, 실제 임상에는 환자의 의식 소실 여부를 확인하기 위해 인터뷰에 대한 응답, 눈꺼풀 반사 정도 등과 같은 비정량적인 생체 징후에 의한 방법과 환자의 심전도, 체온 등의 생체 징후 등 임상적인 상황을 종합하여 판단하는 방법 등을 활용하여 의료진이 마취심도를 평가하고 조절하였다[7-8].

그러나 이와 같은 방법은 환자 개인에 따라 반응이 다양하게 나타날 수 있고, 의료진의 임상경험에 의해 평가되기 때문에 객관적인 마취 심도 평가가 어려운 단점이 있었다.

최근 국내뿐만 아니라 해외에서도 의료 서비스의 확대에 의해 다양한 의료 서비스의 공급과 수요가 증가하게 되었고 그에 따라 외과적 시술이 보다 많아지게 되었다. 이러한 상황에서 정량적인 마취심도 측정에 대한 요구가 증가하고, 생체신호를 활용한 마취심도 파라미터 개발 연구도 활발히 진행되고 있다.

이 가운데 수술 중 환자의 뇌파를 측정하여 마취심도를 평가하는 방법에는 SEF, Delta Ratio, MF와 같은 임상에서 개발되어 사용 중인 마취심도 평가 지표와 Spectral array(CSA)와 Bispectral index(BIS) 등이 개발되어 사용되고 있으며, 이 중 BIS는 수술 중 마취가 진행됨에 따라 뇌파의 변화한다는 연구의 결과를 바탕으로 뇌파의 변화를 측정하여 마취심도의 정량적인 평가 지표를 추출하는 장치로써 최근까지 마취과 영역에서 비교적 높은 신뢰도를 보이는 마취심도 평가 장치로 사용되고 있다[8]. BIS는 마취된 환자의 마취심도를 평가할 수 있으며 특히 진정 수면상태에 대한 수치화된 결과를 보여준다. 이를 통해 수술 중 환자의 진통 인지에 대한 신뢰성 있는 판단에 기여할 수 있으며, 마취 심도에 대한 실시간 모니터링이 가능하다는 장

점을 가지고 있다[9-11].

그러나 수 μV ~수십 μV 로 신호의 크기가 작은 뇌파에 기반한 BIS와 여러 임상지표들은 수술 중 절개나 지혈 등에 사용되는 전기수술기 등과 같이 운용 시 고주파에 쉽게 영향을 받을 수 있어 정확한 뇌파 측정에 어려움이 있으며 함께 운영되는 다양한 의료기기에 의한 artifact 역시 쉽게 뇌파에 영향 끼치는 문제점을 안고 있다.

본 논문에서는 수술 중 정량적인 마취심도 평가를 위한 파라미터를 추출 효율을 개선하기 위한 연구를 진행하였으며, 이를 위해 다음과 같은 일련의 절차를 통해 실험군과 대조군에 대한 분석을 진행하였다. 실험대상군 선정과 수술 중 마취 단계 구분, 뇌파 데이터 계측 시스템, 시계열 영역의 뇌파 신호에 대한 변화 양상과 FFT를 통한 주파수 영역과의 비교 분석, 이를 기반으로 임상에서 주로 사용되는 마취심도 파라미터 추출, 뇌파 신호 계측 시 유입된 artifact의 종류와 출현 양상, 그리고 artifact 제거하고 계측된 신호의 신뢰성 향상에 관한 연구를 수행하였다.

본 논문은 다음과 같이 구성하였다. 2장에서는 뇌파와 관련한 연구와 마취심도의 정의 등 연구 배경에 대해 기술하였으며, 3장에서는 뇌파 측정 방법과 신호의 전처리 등에 관한 실험 방법을 설명하였다. 4장에서는 실험 결과에 대한 분석과 artifact 제거를 위한 파라미터 추출에 대한 고찰을 다루었다. 마지막으로 5장에서 본 논문의 결론을 서술하였다.

제2장 연구배경

2.1 뇌의 구조

뇌(brain)는 약 1,000억 개 이상의 신경세포(neuron)와 9,000억 개 이상의 신경교세포(glial cell)로 이루어진 체내에서 가장 큰 기관이다. 성인의 뇌의 무게는 약 1.2~1.5kg 정도이며, 신경세포의 수상돌기들은 여러 가지 형태로 분기되어 다양한 형상과 기능들을 가지게 된다[12]. 뇌의 대부분 신경세포는 출생 전과 생후 몇 달 동안 생성되며, 이후 신경세포는 그 크기가 성장할 뿐 전체적인 숫자는 크게 늘어나지 않는다. 그러나 뇌의 일부 부위는 신경줄기세포(neural stem cell)를 포함하고 있어서 그 숫자는 적긴 하지만 성인도 새로운 신경세포를 지속적으로 생성할 수 있다. 뇌의 빠른 성장은 10세가 될 때까지 이어지며, 약 18세가 되면 그 크기는 최대가 된다.

뇌는 크게 전뇌, 소뇌, 뇌간으로 나눌 수 있으며, 전뇌는 대뇌와 간뇌로 나뉜다. 대뇌는 두개골로 둘러싸여 있는 기관이다. 대뇌는 대뇌피질과 기저핵으로 나누어지며, 전체 체중에서 2% 정도를 차지한다. 대뇌는 좌우 반구로 나누어질 뿐만 아니라 여러 개의 엽(전두엽, 측두엽, 두정엽, 후두엽)으로 구분되는데, 각 엽은 다른 기능을 수행한다. 대뇌피질은 대뇌의 가장 바깥 부분으로 뇌회전과 구가 있으며, 이는 각각 뇌 주름의 튀어나온 곳과 움푹 들어간 부분을 의미한다. 대뇌 아래쪽 뒷측면에 소뇌가 있으며, 대뇌에서 간뇌, 중뇌, 뇌교로 이어지고 있으며 연수를 포함하여 뇌간이라 칭한다. 이러한 뇌의 구조를 그림 2.1에 나타내었다.

대뇌 표면을 감싸고 있는 가장 바깥층을 말하며, 여러 층의 세포층으로 이루어진 대뇌피질은 뇌에서 주요 기능을 수행하고 있다. 이러한 대뇌피질은 140억 개 정도의 신경세포가 분포해 있어 회색으로 보이고, 두께는 1.5~4.5mm 정도이다. 표면 전반에 걸쳐 고랑(sulcus)과 이랑(gyrus)이라 불리는 뇌 주름이 많아서 실제로 표면적과

부피는 보이는 것보다 크다. 대뇌피질은 기능적으로 운동 영역과 감각 영역, 이 두 영역을 연결해주는 연합 영역의 세 부분으로 나눌 수 있으며, 각 영역들은 위치에 따라 감각, 기억, 언어, 운동 등 다양한 기능들을 나눠 담당하고 있다.

대뇌피질의 신경세포 숫자는 수십억 개로 알려져 있으며, 세포체의 형상으로 분류를 구분하고 있다. 일반적으로 대뇌피질은 세포체가 원추형인 추체세포(pyramidal cell)와 세포체에 과립을 많이 함유한 과립세포(granule cells)들로 구성된 여섯 개의 층으로 이루어져 있다. 그 구조를 그림 2.2에 나타내었다[13].

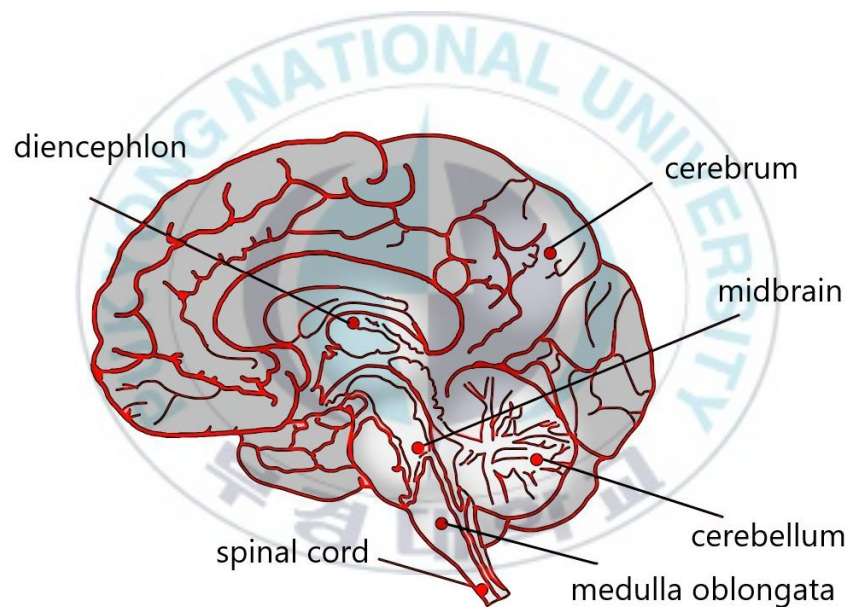


Fig. 2.1 Structure of the brain

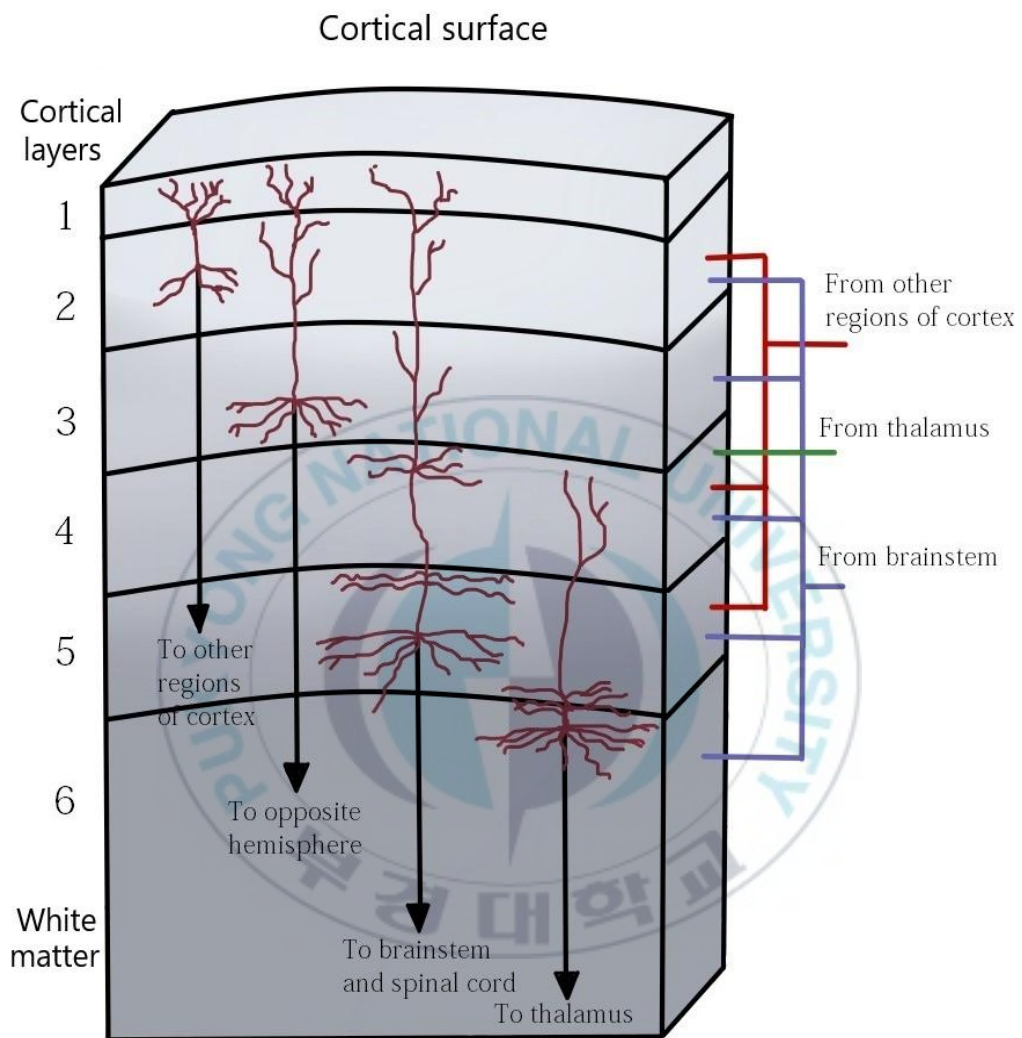


Fig. 2.2 Structure of the cerebral cortex

2.2 뇌파

2.2.1 뇌파의 발생기전

뉴런은 신경계를 이루는 구조적, 기능적 기본 단위가 되는 세포이며, 뇌 조직에는 수십~수백억 개 정도의 뉴런이 존재한다. 하나의 뉴런은 다른 뉴런들과 시냅스로 연결되어 자극을 받아들이고 전달하며, 전달된 자극을 판단하며 적절한 명령을 내리는 사람의 사고, 감정 및 행동들은 이들 뉴런의 활동에 기인한다. 뇌파는 뇌 속의 신경세포들이 활동하고 신호를 전달하면서 발생된 전기적 파동으로 말할 수 있다. 하나의 뉴런 하나의 활동으로 발생하는 전위는 매우 약하지만, 뇌에서 정보처리 과정을 수행할 때는 수많은 뉴런이 서로 동기화(synchronize)되어 작용하게 되므로 활동전위(action potential)를 형성하게 된다. 이러한 뉴런들의 활동전위는 주위에 전도가 가능한 매질인 뇌막, 두피 등으로 전도되고, 뇌전도(electroencephalogram, EEG) 검사를 통해서 두피의 특정 지역에 부착한 표면 전극들 사이의 전위 차이를 측정하여 그 값을 확인할 수 있다.

2.2.2 뇌파의 분류 및 형태

뇌파는 다양한 주파수 대역으로 나타낼 수 있는데, 이러한 뇌파의 주파수 대역은 뇌의 상태를 나타내기도 한다. 뇌파는 주파수 대역에 따라서 알파(α), 베타(β), 델타(δ), 세타(θ) 그리고 감마(γ) 등으로 구분할 수 있다. 각의 뇌파 형태, 주파수와 진폭 특성은 그림 2.3과 같이 나타난다. 각 뇌파별 특징은 표 1의 내용과 같이 정리하였다[14-16].

뇌파 신호의 특성은 10~100 μ V의 진폭과 100Hz 이하 주파수 범위를 가지고 있으며, 통상 임상적으로 유용한 정보는 30Hz 이하 영역에 대부분 포함되어 있다.

α 파는 8~13Hz 주파수 범위의 뇌파이며, 정상 성인의 개안 안정 시에는 10Hz 전후에서 진폭 30~50 μ V 사이의 비슷한 파가 양쪽의 후두부에 우위로 좌우 대칭성에

출현하며 진폭은 1~수초의 주기로 증감이 계속된다. α 파 신호의 활동량은 성인이 될 때까지 나이에 비례하여 증가하지만, 노인이나 유아의 경우 느린 α 파(8~9Hz)도 볼 수 있다. 이러한 α 파는 21세 무렵에 후두부에서 전체 활동량의 70% 정도 크기를 차지한다.

β 파는 자각 상태에서 관측되는 파형으로 진폭은 8~25 μV 정도이며 20~30Hz의 주파수 범위를 가지고 뇌의 후두부에서 α 파와 중첩되어 나타나는 뇌파이다. 정상인에서 개안 정신 활동 시에 출현이 빈번하며 일반적으로 저진폭과 좌우 대칭성으로 불규칙적인 뇌파이다. β 파형은 후두엽보다 전두엽에서 활발하게 나타나고, 나이나 신경치료제 투약 유무와 종류에 따라 변화하는 특성을 보이며 복용 시에 중등진폭의 β 파가 나타나기도 한다.

δ 파는 4~8Hz의 주파수 범위를 지니고 있는 뇌파이다. 주로 깊은 수면상태이거나 두뇌의 기능이 이완된 상태에서 강하게 나타나며, 깨어있는 정상인의 경우 규칙적인 파장을 보이는 뇌파이다. 정상적인 유아에게서 활동량이 높으며 성인이 될 때까지 점차 감소한다. δ 파형의 출현은 연령에 따라 발생 영역이 달라지며 1~5세의 경우 후두부에서, 4~6세 무렵에는 중두부와 관자놀이부, 후두정골에서 가장 크게 나타난다.

θ 파는 4Hz 이하의 주파수 영역 해당하는 뇌파로서 각성상태일 때 가장 크게 발현된다. 소아에게서 가장 지배적으로 나타나는 뇌의 활동이며 이후로 후두엽과 두정엽에서 뇌파의 활동이 점차 줄어들기 시작하여 전두엽 및 관자놀이 부위에서도 나타나지 않게 된다. 그러나 노년기에 θ 파형 활동량의 증가가 확연하게 되며 특히 노쇠성 정신질환자에게서 많이 관찰되는 특징을 지니고 있다.

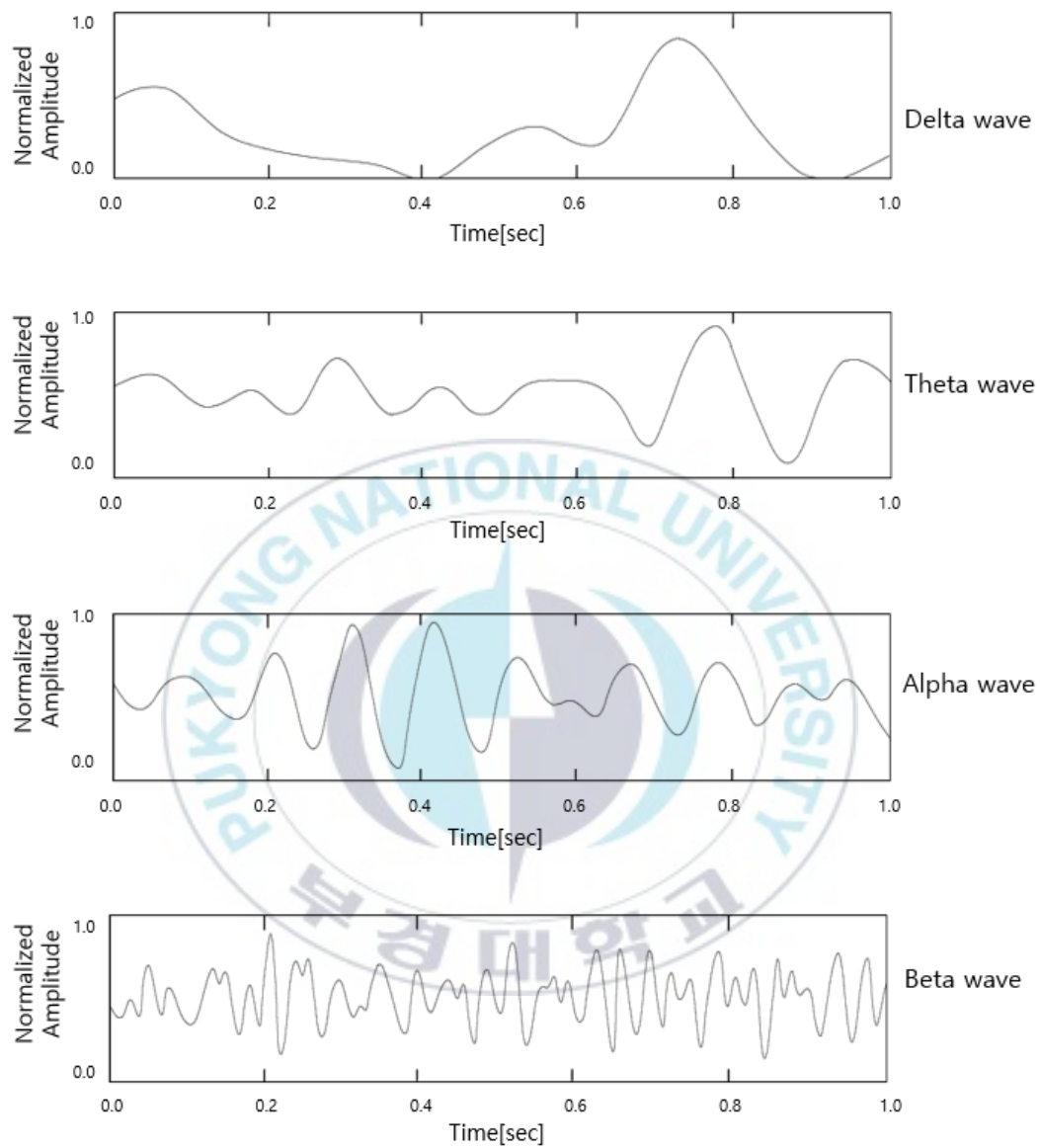


Fig. 2.3 Characteristics of EEG wave

Table. 1 Classification and characteristic of EEG signal

EEG	Frequency range[Hz]	Character
Delta	0~3	• Delta waves less than 4Hz in EEG • The dominant brain wave when falling into deep sleep • Clinically comatose, vegetative, cerebral hemorrhage
Theta	4~7	• About 4~8Hz frequency range • A state of deep consciousness, such as meditation • Occurs in normal sleep and REM sleep conditions
Alpha	8~12	• Alpha waves is rhythmic activity at a frequency of 8~13Hz. • Brain waves when you're awake or resting with your eyes closed • Alpha becomes stronger when eyes are closed and weak when eyes are opened • Strongest in the laryngeal lobe where visual information is aggregated and analyzed
Beta	12~30	• Occurs when awake or when the brain is working • Beta waves is low amplitude fast activity occurring at a frequency of more than 13Hz. • This type of wave is usually seen over the frontal lobe

2.3 마취심도

2.3.1 마취심도 정의

“마취심도(depth of anesthesia)”라는 말은 흡입 또는 정맥을 통한 주입 등 약물을 사용하여, 마취를 판단하는 주요 인자인 최면, 진통, 근이완 등을 유도하는 과정에서 사용되는 용어이다. 1987년 Roberts는 이러한 마취심도를 유해성 자극에 대한 임상적으로 관련된 반응의 억제라고 정의하기도 하였다[17]. 고전적인 부류로서 에테르 마취 시에는 Guedel[18]이 기술한 마취 프로세스와 상태 정보가 많이 인용되었으며, 임상에서는 의료진이 환자의 생체 징후와 임상 증세를 관찰하여 주관적으로 마취심도를 평가하였다[19-20]. 그러나 수술시 사용하는 약물의 종류와 환자의 상태에 따라 생체 징후와 반응 정도에 많은 차이를 보이므로 객관적이고 마취심도를 판단하는 것은 어려운 일이다.

2.3.2 마취 중 각성

마취 중 각성(awareness during general anesthesia)이란 외부적으로 반응할 수는 없지만 전신 마취 중 환자의 의식이 깨어나 외부 상황을 인지하고, 수술 중 자극 등을 기억하는 것을 말한다. 마취 중 각성이 발생하게 되면 환자는 수술실 내부에서 발생하는 소리를 듣거나, 절개나 봉합 등으로 인한 고통을 느끼게 된다. 이러한 각성은 외부에서 알아차릴 수 없는 경우가 많으며, 수술 중 각성이 통증과 압박 등의 불쾌한 느낌과 수반되는 경우에는 이후 수술에 대한 불안과 공포, 의료기술에 대한 거부감 등 외상 후 스트레스 장애(post-traumatic stress disorder, PTSD)가 발생하기도 한다. 연구 내용에 따라 조금씩 상이하지만, 마취 중 각성의 빈도는 전체 약 0.2~1% 정도로 알려져 있다.

심각한 외상 환자의 수술이나 제왕절개술 또는 심장 수술을 위한 전신 마취에서 마취 중 각성의 빈도가 상대적으로 높게 나타난다. 실제로 제왕절개술의 경우 수술 중

태아의 자발적인 호흡을 유도하기 위해서 분만이 완료될 때까지 충분한 양의 마취제를 사용할 수 없으며, 외상 환자의 수술이나 심장 수술 역시 환자의 혈액학적(hemodynamic) 안정을 위해 충분한 마취제 사용을 자제하고 있다. 충분한 마취제를 사용하지 못하게 되면 결과적으로 수술 중 마취 심도가 알아지게 되고 이는 마취 중 각성의 빈도가 증가하는 요인이 될 수 있다. 개인별 약물에 대한 감수성 차이 역시 마취 중 각성의 또 다른 원인이 될 수 있다. 환자별로 특정 마취제에 내성이 있거나, 다른 약물과의 혼용으로 약제에 대한 내성이 생긴 경우에는 일반적으로 전신 마취에 사용되는 용량에도 마취 효과가 충분히 나타나지 않을 수 있다. 나이가 젊거나 장기간의 알코올 섭취, 비만과 흡연 등은 충분한 마취에 필요한 마취제의 용량을 증가시켜야 하는 요인이 될 수 있다. 또한, 개인별 유전적 특성으로 인하여 체내에서 마취제를 처리할 수 있는 대사 능력의 차이가 생길 수 있으며, 이 또한 필요한 마취제 요구량이 달라지는 요인이 된다.

마취 중 각성의 발생 여부를 파악하는 것은 쉽지 않다. 수술을 진행하면서 마취 중 각성을 확인하기 위해 환자와의 의사소통을 진행할 수 없으며, 임상경험만으로는 객관적으로 평가할 수 없는 한계를 지닌다[21]. 환자가 마취단계와 시기를 정확하게 구분할 수 없고, 때로는 수술 전과 후 정상적으로 각성이 되어 있는 상태를 마취 중 각성으로 오인할 수 있기 때문이다. 따라서 마취 중 각성을 판별하기 위해서는 수술 후 환자에게 신중하고 세심하게 질문을 던져야 한다.

2.3.3 마취심도의 평가

수술 중 안전한 마취상태의 유지를 위해서는 마취심도(depth of anesthesia)에 대한 세심한 관찰이 필요하다. 즉 최소량의 마취제 투여로 환자가 안전한 범위 내에서 마취상태를 최적으로 유지하여야 한다. 그런 사유로 인하여 의도치 않은 수술 중 각성(wakefulness)을 미연에 방지하고, 환자 개인에게 알맞게 마취제 약물을 최소량으로 투여하기 위해서는 환자의 마취심도에 대한 평가는 필수적이다. 마취심도 평가

방법에는 자율신경계 활성화도 평가, 진정 수면 상태 평가 그리고 중추신경계 활성화도 평가 등으로 구분할 수 있다. 지금까지 마취심도에 대한 정량적 평가에 관한 많은 연구가 진행되어 여러 가지 지표가 개발되었으나 지금까지 마취 단계별 마취심도를 정확하게 반영하는 신뢰성 있는 지표로서 활용하기는 어려운 실정이다. 이중 가장 대표적인 지표가 BIS(Bispectral index)이다. BIS는 미국 식품의약국(FDA, the Food and Drug Administration)에서 전신마취제와 진정제의 최면 효과를 평가한 BIS 모니터링을 승인하였으며, 마취상태의 깊이를 0부터 100까지의 숫자로써 정보를 출력할 수 있도록 하였다[22]. 여러 연구를 통해 BIS가 마취제의 전체 투입량을 감소시켜 마취로 인한 부작용을 최소화하고 마취 중 각성에 대한 발생 빈도를 낮출 수 있다고 보고되고 있으나, 이에 부정적인 연구들도 발표되고 있어 현재까지 마취 중 각성을 완벽하게 예방할 수 있는 객관적인 모니터링 장비는 존재하지 않는다고 할 수 있다. 따라서 실제 임상에서는 수술 중 마취 진행 상태에 대한 보조적인 지표로서만 이용되고 있다.

2.4 뇌파 기반의 마취심도 분석

수술 중 마취가 진행될수록 뇌파가 점점 서파화 되는 현상을 이용하여 뇌파 신호의 구성 성분을 분석하여 마취심도를 정량적으로 평가하기 위한 다양한 연구가 진행되었으며 현재도 많은 파라미터들이 발표되고 있다. 뇌파를 분석하는 방법에는 뇌파 신호의 시간 영역 분석법과 주파수 영역 분석법 등이 대표적이다. 시간 영역 분석법은 시계열 뇌파 신호의 크기나 변화양상을 통계학적인 기법을 이용하여 분석하는 기법이다. 시간 영역 분석법은 어떠한 신호를 이해하고 분석하는데 가장 간단한 방법이나 그 신호에 포함된 주파수 성분을 분석할 수 없다. 반면 주파수 영역 분석법은 어떠한 파형을 가진 신호를 사인(sine) 혹은 코사인(cosine) 성분의 합으로 나타낼 수 있다는 푸리에 정리에 기반하여 신호를 분석하는 방법으로, 뇌파를 구성하는 신호들의 주파수와 진폭 등 특징을 확인할 수 있으며 특정 주파수 영역에서의 전력스펙트럼밀도(power spectral density, PSD)와 위상지연(phase delay) 양상을 분석할 수 있는 장점을 가지고 있다. 시간 흐름에 따른 진폭의 변화로 나타낼 수 있는 뇌파 데이터를 푸리에 변환을 통해 일정 시간(epoch) 동안 각각의 주파수에 따라 진폭을 나누어 표시할 수 있다. 이러한 주파수 영역 분석법을 기반으로 마취경과에 따라 뇌파 성분을 주파수 성분으로 변환하여 그 출현 양상을 관찰하는 방법을 많이 사용하고 있다.

2.4.1 시간 영역에서의 분석

뇌파 측정을 위해 설치한 전극의 위치에서 측정된 뇌파가 여러 가지 실험 조건에서 마취 단계와 시간에 따라 어떻게 변화하는지 관찰하는데, 이를 사건 관련 전위(event-related potentials : ERPs) 분석이라 한다. 충분한 실험을 통해 EEG 데이터의 평균을 구하게 되며 이를 기반으로 분석된 ‘사건 관련 전위(ERP)’는 내적 인지 상태에 의해 유발되는 내인성 요소나 외부로부터의 물리적 또는 감각적 자극에 동조된 외인성 요소에 근거하고 있다. 다시 말해 ERP는 특정한 사건으로 유발된 신경

들의 화학적인 반응에 의해 전위차를 발생하며 연속적인 파형의 특징을 파악할 수 있는 측정 방법이다[22]. 사건 관련 전위(ERP)는 다양한 방법의 분석을 통해 시간적으로 매우 유용한 정보를 제공하지만, 가장 결정적인 가정을 전제하고 있다. 그 중 하나는 측정 중인 뇌파의 매 순간의 의미성을 고려하지 않는다. 이 말은 측정의 관심이 되는 뇌파 신호를 제외한 다른 신호들을 단지 노이즈로 취급한다는 것이다. ERP 분석은 이러한 배경 신호들의 의미를 고려하지 않기 때문에, 그 신호들을 무의미한 노이즈로 간주하고, 평균 연산을 통해 상쇄하여 궁극적으로 소멸해야 한다는 개념을 전제하고 있다는 것이다. 이는 정신 활동으로 인한 뇌파의 순간 순간의 의미에 대해서는 분석할 수 없음을 의미한다. 시시각각 변화하는 뇌파의 움직임으로 실제 뇌에서 어떠한 변화가 일어나는지를 관찰함에 있어 의미있는 정보를 줄 수 있다는 면에서 평균 연산을 통한 분석법에는 한계가 있다.

2.4.2 주파수 영역에서의 분석

주파수 영역 분석법은 여러 주파수가 중첩되어 sin파 또는 cos파 형태 함수들의 합으로 나타나는 신호를 고속푸리에변환(fast Fourier transform, FFT) 및 자기회귀적모델(autoregressive model, AR model)을 이용하여 신호에 포함된 주파수 영역별 파워스펙트럼밀도와 위상지연 양상들의 분석에 활용되는 분석 기법이다[23].

임상에서는 마취의 진행과 함께 실시간으로 계측되는 시계열의 뇌파 데이터를 FFT 기법을 이용하여 주파수 영역으로 변환하고, 이를 기반으로 수술 단계별 마취심도 평가 파라미터를 추출하여 마취 심도 모니터링에 활용하고 있다. 마취 심도 측정을 위해 95% 스펙트럼엣지 주파수(spectral edge frequency, SEF), 델타파 비율(delta-ratio), 메디안 주파수(median frequency, MF) 등 다양한 파라미터들을 추출하여 활용하고 있다[24]. 이 중 95% SEF는 뇌파 주파수 영역에서 파워스펙트럼(PSD)을 추출하여 단위 시간별 전체 파워값에 대한 파워스펙트럼 누적 합이 95%인 지점의 주파수 값을 의미하며, 마취 심도를 정량적으로 측정할 수 있는 방법으로 많

이 사용되고 있다. 95% SEF와 동일한 방법으로 MF는 전체 파워값에 대한 파워스펙트럼 누적 합이 50%인 지점의 주파수 값을 의미하며, 마취 심도를 판단하는 보조 수단으로 주로 이용되고 있으며 위에서 언급한 파라미터에 대한 수학적 수식은 다음과 같다.

$$95\% \text{ SEF} > \frac{TP}{100} \times 95 \quad (2.1)$$

$$MF > \frac{TP}{100} \times 50 \quad (2.2)$$

여기서, TP(total power)는 뇌파 데이터 전체의 파워스펙트럼 크기이며, 95% SEF는 파워스펙트럼 전체 크기의 95%가 되는 지점의 주파수를 의미한다. 그리고 MF는 전체 파워스펙트럼 크기의 50%가 되는 주파수를 의미한다.

그리고 뇌파의 주요 주파수 성분인 α 파, β 파, δ 파, θ 파 각각의 PSD를 추출한 후 각 주파수간 성분 비율을 이용하는 파라미터들로서 delta ratio, theta ratio, alpha ratio, beta ratio 등의 파라미터가 있다. 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\delta ratio = \frac{\delta power}{\alpha power + \beta power} \quad (2.3)$$

$$\theta ratio = \frac{\theta power}{\alpha power + \beta power} \quad (2.4)$$

$$\alpha ratio = \frac{\alpha power}{\delta power + \theta power} \quad (2.5)$$

$$\beta ratio = \frac{\beta power}{\delta power + \theta power} \quad (2.6)$$

여기서, delta ratio와 theta ratio는 저주파 서파 성분인 δ 파와 θ 파의 PSD에 대한 고주파 속파 성분인 α 파와 β 파의 PSD 합에 대한 비율로 정의하며, 그 반면 alpha ratio와 beta ratio는 α 파와 β 파의 PSD에 대한 고주파 속파 성분인 α 파와 β 파의 PSD 합에 대한 비율로서 정의할 수 있다. 따라서 뇌파의 주요 주파수 성분들 간의 PSD 비율로 인해 추출되는 파라미터들은 수술 경과와 마취 정도에 따라 값들이 변화하게 되며 이를 통해 마취 심도를 판단하게 된다.

이러한 파라미터 추출방법 외에도 수술 시간 경과에 따른 뇌파의 전력스펙트럼 분석 결과를 선형적으로 표시하는 압축스펙트럼배열(compressed spectral array, CSA)분석법과 뇌파의 전력스펙트럼 분석 결과를 점으로써 표시하는 밀도변조스펙트럼배열(density modulated spectral array, DSA)분석법도 활용되고 있다.

제 3 장 실험 방법

3.1 실험 대상

수술 중인 환자의 뇌파를 측정하기 위하여 실험 대상 환자군은 ASA(American Society of Anesthesiologists, 1963) Class를 적용하여 선정하였으며, ASA 기준은 표 2에 제시하였다. 즉 환자 신체 분류 기준 등급 중 ASA 1등급의 건강한 환자, ASA 2등급의 경한 전신 질환이 있으나 기능적 제한이 없는 환자를 실험 대상군으로 선정하였다[25]. 그러나 치매나 정신 병력 등과 같은 뇌 신경계 질환자와 소아 및 유아 환자는 뇌파의 불안정성 때문에 ASA 1, 2등급 환자 중에서도 배제하였다. 따라서 ASA 1~2등급인 환자 중에서도 15세 이상의 성인과 수술 중 뇌파 측정에 부담을 느끼지 않는 환자들을 대상군으로 선정하고 사전에 동의를 받아 뇌파 측정 실험을 진행하였다.

Table. 2. Classification of the body status applied to ASA criterion

Class	Description
1	A normal healthy patient.
2	A patient with mild systemic disease.
3	A patient with severe systemic disease that is not life threatening.
4	A patient with severe systemic disease that is a constant threat to life.
5	A moribund patient who is not expected to survive without the operation.
6	A brain-dead patient whose organs are being removed with intention of transplanting them into another patient.

3.2 실험 계측기의 구성 및 설정

인체의 두피에서 측정할 수 있는 뇌파 신호는 보통 $5\sim 300\mu V$ 이내의 전압과 $0\sim 100\text{Hz}$ 의 주파수 영역대를 보인다. 하지만 실제로 임상에서 분석 결과의 유용성을 가지며 마취 심도 분석에는 50Hz 미만의 주파수 성분이 사용되고 있다[26-27].

뇌파 신호의 계측을 위해 생체신호계측기(PhysioLab 400, PhysioLab Co., KOREA)를 사용하였다. 계측된 뇌파 신호는 그 세기가 미약하기 때문에 PhysioLab 400 장비를 사용하여 100K 의 이득으로 증폭하였다. 그리고 계측기 자체에서 지원하는 35Hz 저역통과필터(low pass filter, LPF)와 1Hz 고역통과필터(high pass filter, HPF) 그리고 노치필터(notch filter)를 적용하여 계측된 뇌파에 포함된 60Hz 전원 잡음을 제거하였다. 이렇게 전처리를 거친 뇌파 신호를 256Hz 로 샘플링하고, 12bit 로 양자화하여 디지털 신호로 변환하였다.



Fig. 3.1 Bio-signal acquisition system for measuring EEG

이번 실험에서 뇌파 신호의 계측을 위해 사용한 생체신호계측기 PhysioLab 400의 사진을 그림 3.1에 나타내었으며, 뇌파 신호 분석을 위해 프로그램을 설계하였고 주요 화면을 그림 3.2에 나타내었다.

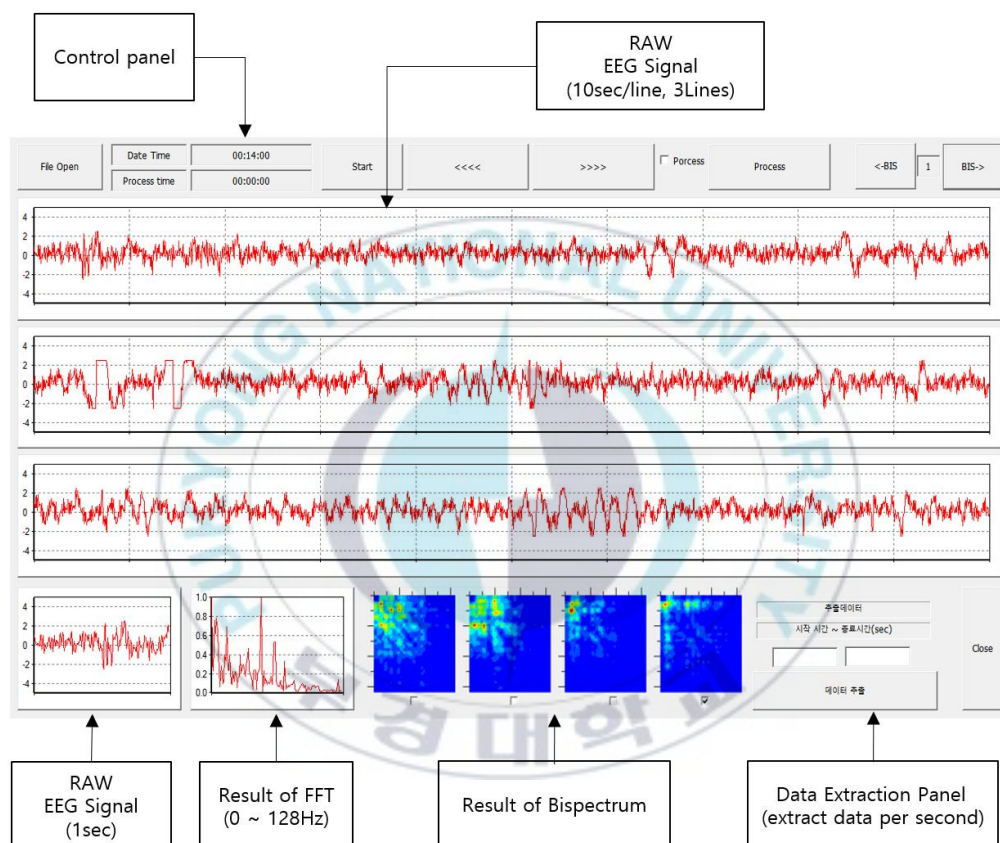


Fig. 3.2 EEG Analysis program

3.3 뇌파 데이터 측정

두피로부터의 뇌파 측정을 위하여 일회용 패치 형태의 접촉식 은-염화은 (Ag-AgCl) 전극을 사용하였다. 청결용 크림을 이용하여 부착 부위의 머리카락 및 두피의 기름이나 이물질 등을 제거하여 두피와 전극 사이의 임피던스를 줄인 후 전도성 부착 젤리를 이용하여 전극을 부착하였다.

전극 부착 위치는 국제 뇌파 및 임상 뇌 대사 학회연맹(International federation of societies for electroencephalograph and clinical neurophysiology)에서 권장하는 10-20 system의 표준화된 전극 배치법 중에서 전두엽 FP1 배치법을 사용하여 뇌파 신호를 측정하였다. 뇌파 측정을 위한 국제 표준 전극 배치법인 10-20 system은 그림 3.3과 같으며, 본 실험에 적용하였던 전두엽 FP1에서의 뇌파 측정을 위한 전극 배치법은 그림 3.4와 같다.

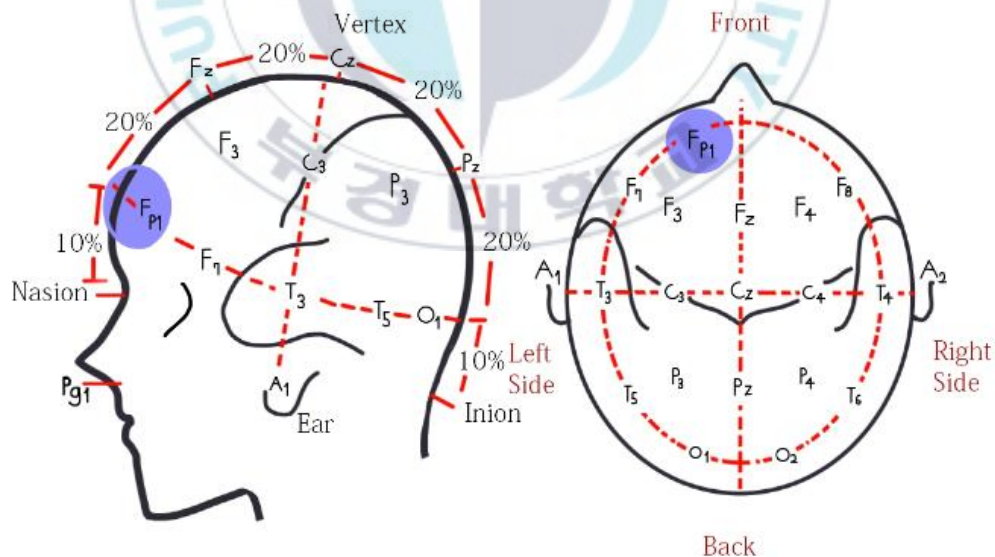


Fig. 3.3 Electrode attachment diagram using ten–twenty method

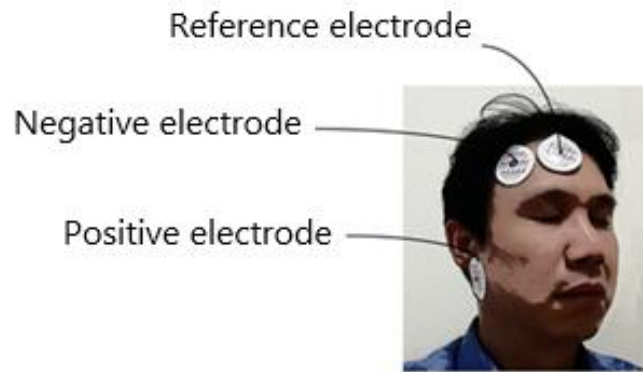


Fig. 3.4 Electrode attachment method at frontal lobe
for measuring EEG signal

본 연구에서의 뇌파 데이터는 각성상태와 마취상태로 구분하여 획득하였다. 각성상태는 수술 전과 수술 후 2단계로 구분하고, 환자가 수술실 도착한 직후 계측하였으며 현장 여건상 수술실 도착 후 3~4분 이내에 바로 마취 단계로 이어지는 빠른 수술의 경우 수술 하루 전 병실에서 계측하였다. 수술 후 뇌파 데이터는 수술을 마치고 회복실에서 계측되었으며 회복실의 특성상 원활한 계측에 어려움이 있는 경우 수술 이후 의식을 회복한 상태에서 계측하였다. 마취상태는 마취유도과정과 수술 중, 마취회복 단계 등으로 구분하여 진행하였으며, 수술 중인 환자에게서 연속적인 뇌파 신호를 계측하면서 마취과 전문의의 지문을 통해 마취의 단계를 구분하였다. 마취유도 단계는 기도 삽관이 이루어지기 직전까지로 하였으며, 마취회복 단계는 마취약제의 추가적인 투입이 종료되는 시점부터로 구분하였다. 그리고 수술 중 단계는 마취유도 단계 마지막 시점과 마취회복 단계의 처음 시작 시점까지로 하였다. 이와 같은 방법으로 수술 중 뇌파 신호의 계측을 위해 전체 계측 단계를 4단계로 구분하였다. 이러한 일련의 과정을 통해서 뇌파 데이터를 계측하였으며, 이를 도식화하여 나타내면 그림 3.5와 같다.

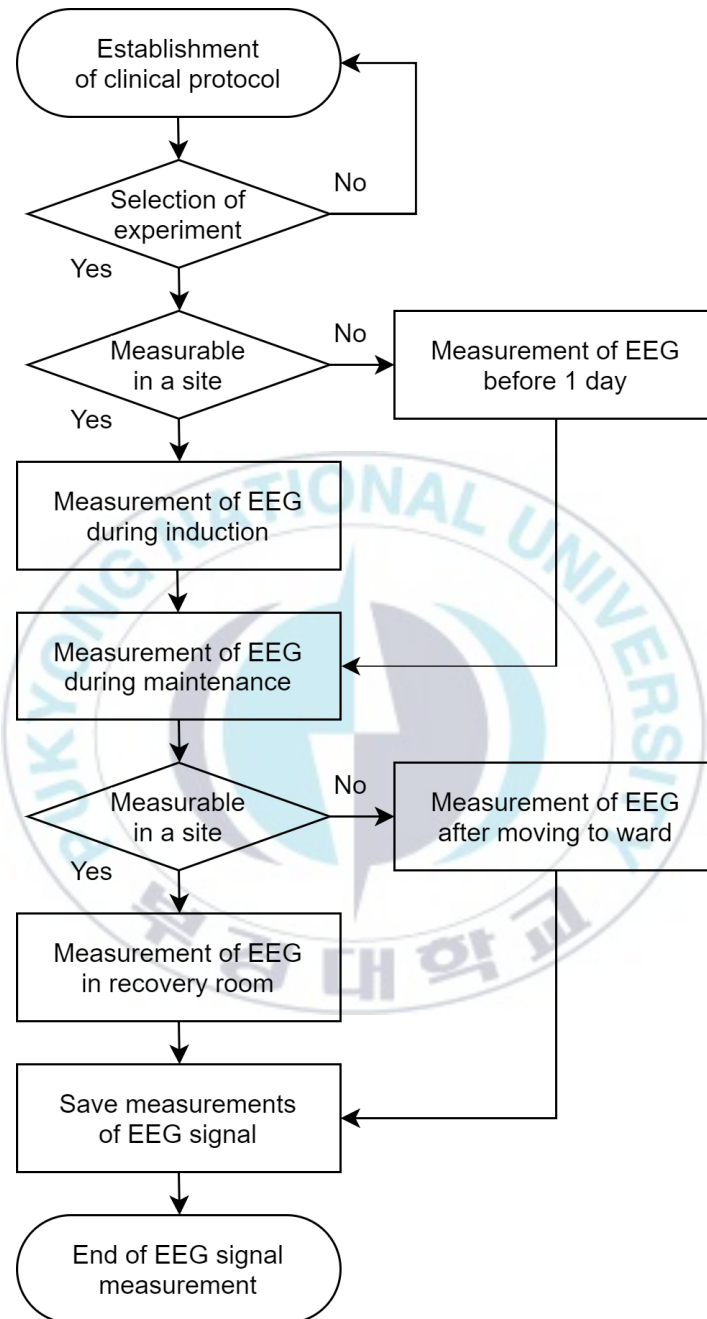


Fig. 3.5 Flowchart of EEG signal measurement according to four steps of anesthetic process

3.4 뇌파 데이터 분석

3.4.1 뇌파 데이터 전처리

마취상태, 마취유도 및 마취회복 단계에 있는 환자의 뇌파 신호를 계측함에 있어 수술실 내부의 환경은 다양한 변수를 유발하기도 한다. 즉 수술실에서 절개 및 봉합에 사용하는 전기수술기, 환자의 바이탈사인 등을 실시간으로 확인할 수 있는 환자감시장비(patient monitoring system) 같은 기계와 수술 중 환자의 움직임에 의한 아티팩트(artifact) 유입, 수술 중 뇌파 계측 전극의 부착상태 불량 등 다양한 변수들이 발생할 가능성이 높다. 이 같은 변수들은 수술 중 뇌파 신호 계측에 많은 영향을 미칠 수 있으므로 이러한 변수들의 영향을 최소화하기 위하여 계측된 뇌파 데이터에 대한 전처리과정이 필수적이다. 이러한 뇌파 데이터의 전처리 과정에는 본 연구의 뇌파 계측 시에 사용된 생체신호계측기 PhysioLab 400의 자체 필터 기능을 사용하여 잡음을 필터링하였으며, 1Hz의 차단 주파수를 갖는 하이패스필터, 35Hz의 차단 주파수를 갖는 로우패스필터를 적용하였으며 60Hz의 차단 주파수를 갖는 노치필터를 설정하였다. 뇌파 데이터 계측 시 필터의 적용에 의하여 유입되는 잡음을 최소화하고자 하였으나 여전히 뇌파 데이터에는 기저선과 선형추세 성분은 존재하고 있다. 이러한 성분들을 제거하기 위하여 기저선 보정기법과 선형추세제거 기법을 적용하였으며 본 연구에서 사용한 뇌파 데이터의 전처리 과정을 그림 3.6에 나타내었다.

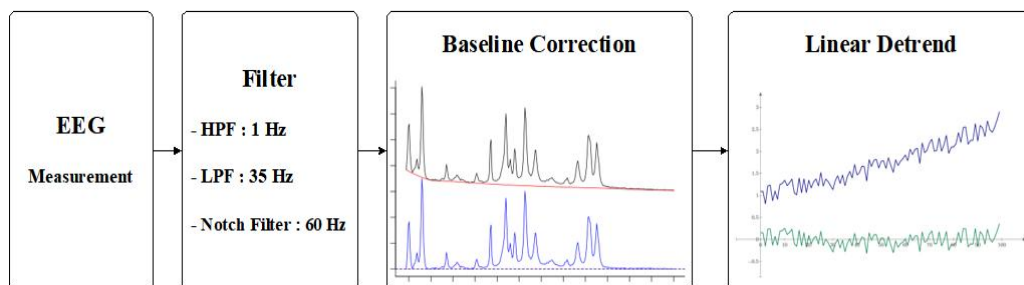


Fig. 3.6 Flowchart of preprocessing of EEG signal

기저선 변동은 생체신호의 계측이 진행되는 동안 발생할 수 있는 온도적 변화나 정적 전위(static potential) 등에 의해 유발되는 전기적 오프셋(offset)으로 정의된다. 이러한 기저선 변동은 신뢰성 있는 뇌파 데이터 확보를 위해 반드시 제거되어야 하며 계측된 뇌파 데이터의 일정 구간에 대한 평균을 구한 후 각각의 구간별 뇌파 데이터의 크기에서 그 평균을 감산하고 오프셋을 제거하여 기저선이 보정된 신호를 획득하였다. 이러한 기저선 보정기법은 아래와 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$X = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} X_i \quad (3.1)$$

$$X'_i = X_i - X \quad (3.2)$$

여기서, X 는 일정 구간에 대한 뇌파 데이터의 평균을 의미하며, X_i 는 계측된 뇌파 데이터의 크기, X'_i 는 보정된 뇌파 데이터를 의미한다.

파워스펙트럼 분석에 적용되는 뇌파 신호의 데이터에는 그 구간(segment)의 길이보다 더 긴 주기의 저주파 성분들을 내포하고 있으며 이러한 성분을 선형성분(linear trend)이라 칭한다. 선형성분들로 인하여 파워스펙트럼의 저주파 대역에서 중첩이 일어나게 되고 이는 곧 스펙트럼의 왜곡을 야기한다. 뇌파 신호 계측 시 환자 근육의 움직임이나 안구의 움직임, 심박동 등에 의해 뇌파에 비해 비교적 큰 신호가 유입될 수 있는데 이러한 불필요한 신호들을 감소시키기 위한 방법으로 선형성분 제거(linear detrend)기법을 사용하게 된다.

본 연구에서는 이러한 선형성분의 artifact를 포함하고 있는 데이터의 직선과의 제곱 오차가 최소화되도록 기울기와 절편을 재구성하여 선형성분을 제거하였다. 이와 같은 선형성분 제거를 위한 전처리 과정은 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$a = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\text{var}(X)} \quad (3.3)$$

$$b = E[Y] - \frac{\text{cov}(X, Y)}{\text{var}(X)} E[X] \quad (3.4)$$

여기서, a 는 재구성한 기울기를 나타내며, b 는 재구성한 절편을 나타낸다.

3.4.2 뇌파의 신호처리

뇌파는 시간의 경과에 따라 불규칙적이며 비주기적인 형태의 신호이다. 뇌파의 이러한 신호 형태는 과거에는 연구목적의 신호 외에는 모두 잡음으로 분류하였으나, 최근 지속적으로 연구되고 있는 비선형적 신호처리 이론에 의해 여러 가지 생체신호에 대한 역학적 분석이 가능함이 발표되고 있다. 시계열 생체신호 분석 연구에서 FFT를 이용한 파워스펙트럼 분석은 생체 신호에 포함된 주파수 성분을 알아보는데 유용하게 활용되며 뇌파 신호에 내포된 관련된 여러 가지 구성 성분들에 대한 유용한 정보를 제공한다.

본 연구에서는 뇌파 성분 분석을 위한 주파수 분석 방법으로서 FFT기법을 사용하였으며, 이는 시계열 영역에서의 뇌파 데이터를 주파수 영역으로의 함수로 변환할 수 있으며 변환된 함수의 푸리에계수(Fourier coefficients)들은 각 주파수 영역에 해당하는 성분의 크기를 나타낸다.

그러나 뇌파 신호와 같이 시간의 경과에 따라 변화하는 불규칙적인 시계열 데이터를 FFT를 적용하여 분석하고자 함에는 많은 문제점을 가지고 있다. 따라서 발생할 수 있는 문제들을 제거하고자 본 연구에서는 생체신호계측기의 자체 필터링을 거친 뇌파 신호에 기저선 보정(baseline correction)기법과 선형성분제거(linear detrend)기법을 적용하여 뇌파 신호에 대한 전처리 과정을 거친 후에 주파수 분석을 시행하였

다. 특히 수술실 내부에 전기를 사용하는 수술 기구들은 뇌파 계측에 많은 영향을 미칠 수 있다. 뇌파 데이터 계측 시 측정 전극의 접촉 불량이나 전기적 수술 장비 사용으로 인하여 유발되는 비정상적인 노이즈 역시 유입되게 된다. 이는 뇌파 분석을 위한 신호 처리된 데이터 결과에 영향을 줄 수 있으므로 반드시 이러한 노이즈를 필터링하는 과정을 거쳐야 하므로 뇌파의 주파수 분석을 진행하기 전에 적절한 분석 길이의 설정, 샘플링 주파수 설정과 이에 대한 필터링의 과정이 필요하다.

본 연구에서는 이산푸리에변환(discrete Fourier transform, DFT)의 연산 효율성 향상과 고속으로 주파수 영역 변환을 위해 FFT 기법을 사용하여 뇌파 데이터의 파워스펙트럼 값을 계산하였다. 계산된 결과에서 마취심도 분석에 유용한 파라미터와의 비교 분석을 위해 SEF, MF 등의 마취 심도 판단을 위한 1차 파라미터를 추출하였다. 뇌파 신호에서 주요 파형이 집중되어있는 주파수 대역인 0~35Hz에서의 신호 파워값의 합을 전체 파워라고 하며, 0Hz를 제외하고 1~35Hz를 전체 파워로서 계산을 진행하였으며 SEF는 뇌파의 파워스펙트럼 값을 분석하여 전체 파워값의 누적합에서 전체 파워의 95%를 차지하는 주파수를 나타내며, MF는 전체 누적 파워의 50%를 차지하고 있는 주파수를 나타낸다. 이러한 내용을 그림으로 나타내면 아래 그림 3.7과 같다.

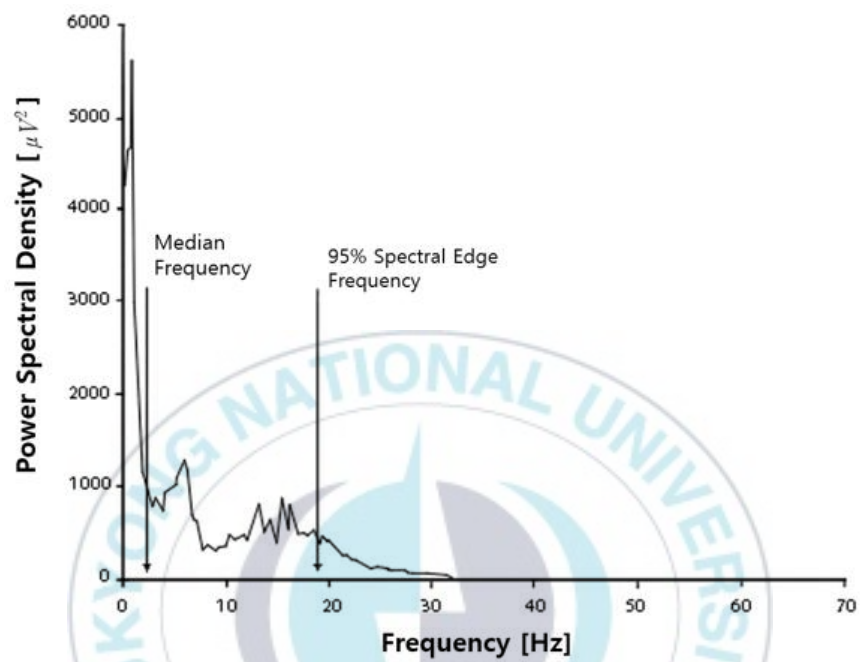


Fig. 3.7 Power spectral density of the EEG signal.

이러한 일련의 과정에 의해 뇌파 데이터를 분석하였으며, 그 흐름도는 그림 3.8과 같다.

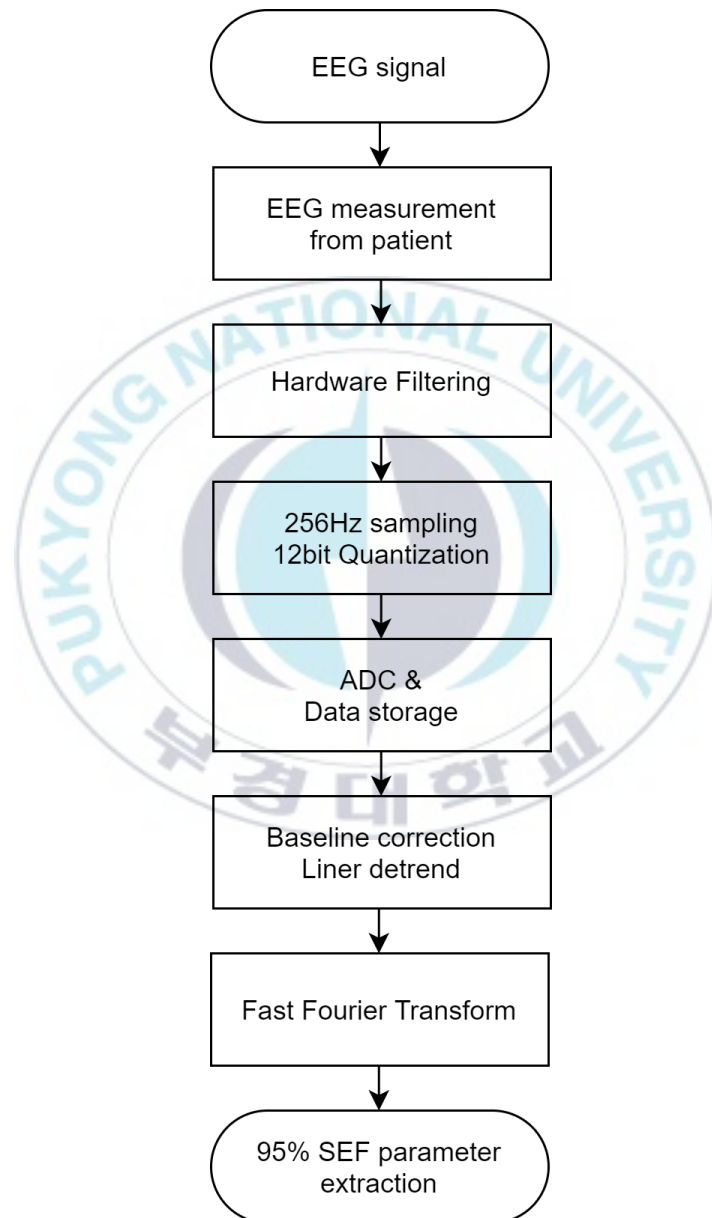


Fig. 3.8 Flowchart of parameter extraction process EEG signal

3.4.3 FFT 를 통한 뇌파 PSD 분석

푸리에 변환은 다음 수식과 같이 정의할 수 있으며, 시계열 영역에서 계측된 신호 데이터를 주파수 영역으로 변환하기 위해 사용하고 있다.

$$F(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (3.5)$$

FFT는 다음 수식으로 정의할 수 있으며, 연산의 반복성을 감소시켜 효율성을 향상시키며 고속으로 연산이 가능하도록 하는 기법이다.

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \exp[-j\pi ux/N] = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) W_N^{ux} \quad (3.6)$$

FFT 연산을 수행한 결과는 파워스펙트럼 값 형태로 나타난다. 파워스펙트럼은 자기상관(auto correlation) 함수의 푸리에 변환으로 정의할 수 있다. 자기상관 $R_{xx}(\tau)$ 은 시간 t 에서의 신호값 $x(t)$ 와 τ 만큼의 시간 지연이 있을 경우 시간 $t+\tau$ 에서의 신호값 $x(t+\tau)$ 의 곱에 대한 평균으로, 아래와 같은 수식으로 정의할 수 있다.

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{x(t) \times x(t+\tau)} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) \times x(t+\tau) dt \quad (3.7)$$

3.4.4 신호 품질지수(Signal Quality Index)의 적용

뇌파 신호 계측 시 수술 중 고주파를 발생시키는 장비의 사용이나 환자의 움직임 등 여러 가지 원인으로 인하여 artifact가 발생하기도 하며, 이는 최대 입력 한계치를 넘어서 신호가 입력되어 그림과 같이 포화(saturation)되어 나타나서 뇌파 분석 데이터의 품질에 큰 영향을 끼치게 되어 마취심도 평가 지표의 신뢰도 하락시키는 요인이 된다. 뇌파 신호 계측 중 다양한 원인으로 인한 artifact의 유입으로 최대 입력 한계치를 넘어 포화되어 계측된 뇌파 변화 추이를 그림 3.9에 나타내었다.

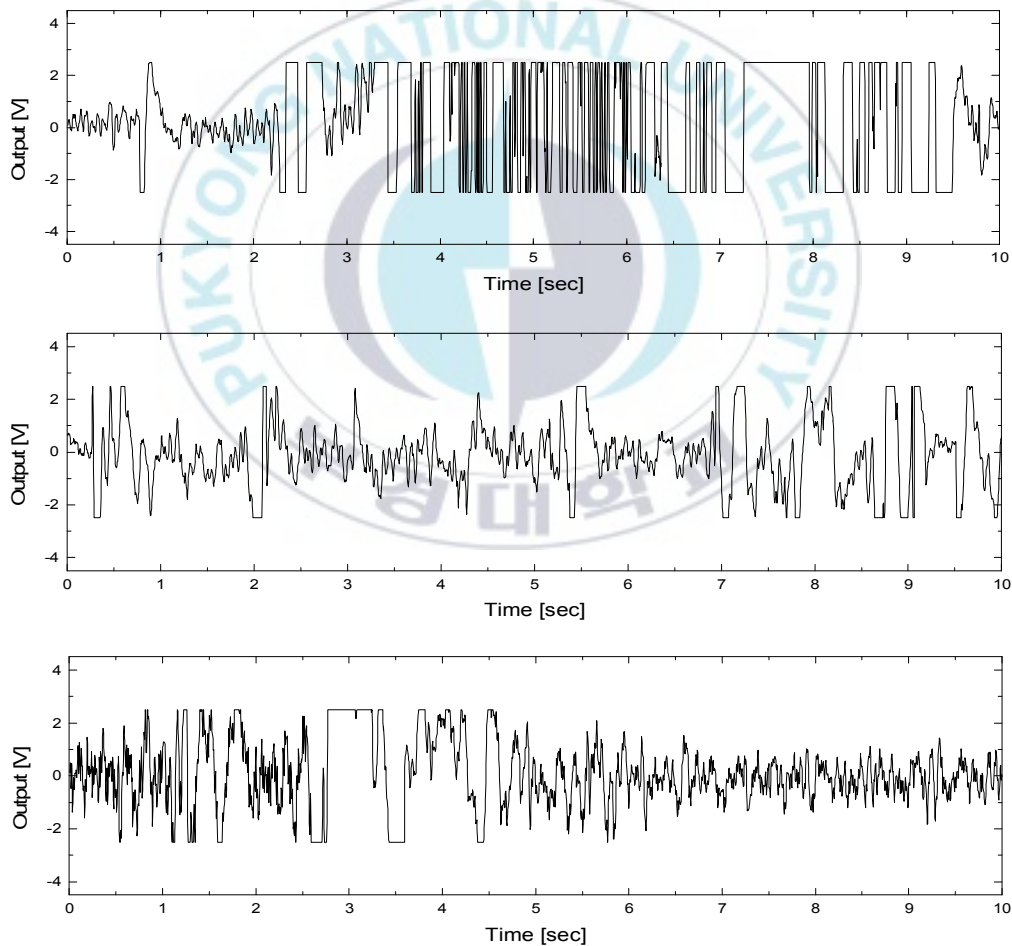


Fig. 3.9 EEG appearance due to an artifact of various causes

이러한 뇌파 신호의 특성으로 인해 saturation되는 신호를 분석 결과에서 적절히 제외시키지 못하면 분석 결과의 왜곡을 가져올 수 있다. 최대 입력 한계를 넘어서는 입력은 전체 신호를 saturation을 유발하여 원래의 신호는 모두 사라지게 된다. 이점에 근거하여 본 연구에서는 FFT를 통한 마취 심도 지표 추출과정에서 뇌파 분석에 영향을 주지 않는 그림 30과 같은 $\pm 0.5V$ 순수 30Hz의 sine wave를 인가하고 30Hz 대역의 주파수 스펙트럼의 크기 변화를 관찰하고자 한다.

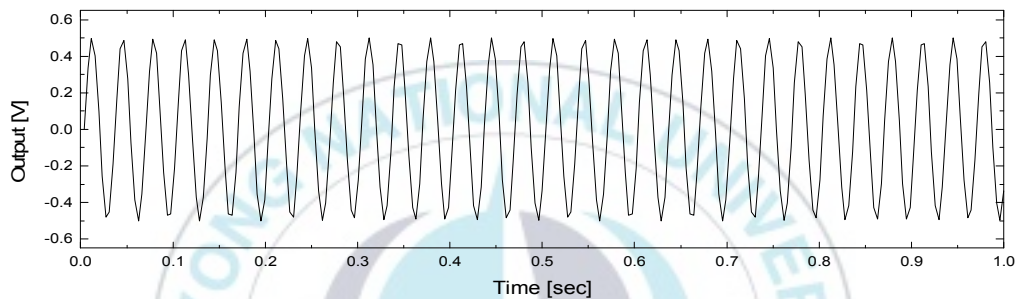


Fig. 3.10 Introduced sampling rate 256 sine wave signal

만약 최대 입력 한계를 넘어서는 입력이 인가되면 전체 신호가 saturation 되어 순수 30Hz의 sine wave 역시 소실되는 결과를 예측할 수 있다. 그러므로 순수 30Hz의 sine wave의 스펙트럼 크기를 관찰함으로써 최대 입력 한계치를 넘어 saturation되는 뇌파의 비율을 예측할 수 있을 것이고 이를 이용해 마취심도 평가지표 개선을 이끌어 낼 수 있는 신호의 품질을 정량적 지수인 신호 품질지수(signal quality index) 추출하고 이를 뇌파 분석에 반영하고자 한다.

이때 순수 30Hz의 sine wave를 인가한 뇌파는 실제 마취심도 평가를 위한 FFT 분석에는 사용되지 않도록 하여 실제 분석 결과에는 영향을 주지 않고 단지 신호의 품질수준을 판단하는데 사용될 수 있도록 진폭을 조절하여야 하며 몇 차례의 FFT 결과 $\pm 0.5V$ 가 가장 최적화된 범위임을 확인할 수 있었다.

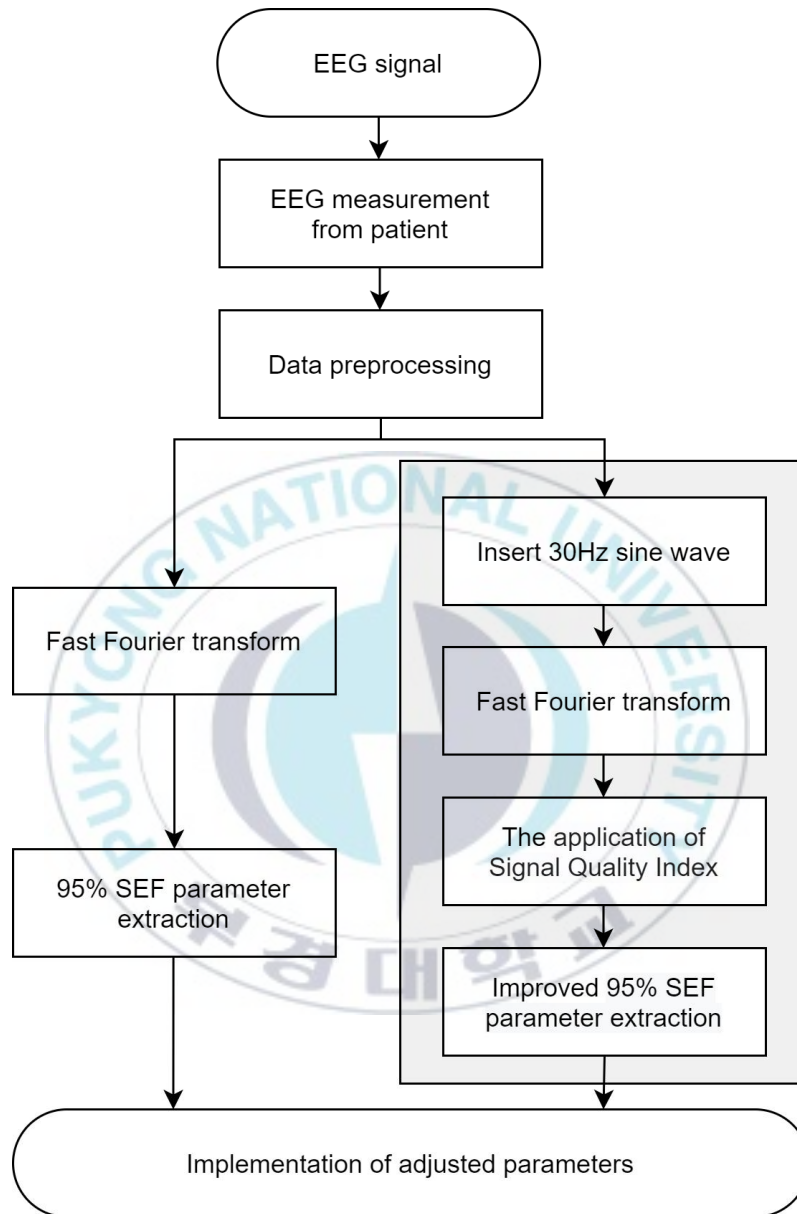


Fig. 3.11 Flowchart of parameter extraction and comparison process

제 4 장 실험 결과 및 분석

4.1 뇌파의 시계열 분석

4.1.1 정상 뇌파의 특징

뇌파의 특성을 파악하기 위해 수술 전과 수술 후 각성상태와 수술 중 마취상태 3 단계로 뇌파를 계측하였으며, 수술 전 단계에서는 마취제가 투여되는 마취 전 단계와 마취유도 세부적으로 나누어 계측하였다.

뇌파 계측을 위해 두피에 전극을 부착하였으며, 전극을 통해 입력된 신호는 계측을 위해 사용된 생체신호계측기 PhysioLab 400의 하드웨어 필터링 기능을 사용하여 잡음을 제거하였으며, 이러한 필터링을 거친 뇌파 신호를 256Hz로 샘플링하고, 12bit로 양자화하여 디지털 데이터로 변환하였다. 이후 뇌파 데이터의 기저선과 추세성분을 제거하기 위해 기저선 보정기법과 선형추세제거 기법을 사용하였다. 이렇게 계측된 뇌파의 시계열 영역에서 변화 양상을 관찰하면 수술 전 각성상태일 때는 신호의 주기가 매우 짧으며, 진폭의 크기 또한 상대적으로 크다. 그러나 마취 약물이 주입되고 마취의 심도가 깊어짐에 따라 뇌파 중 서파의 비중이 높아지면서 주기가 길어지고 진폭도 작아지게 되며, 수술 중에는 이러한 형태의 신호가 지속된다. 수술이 종료되고 마취제의 추가 투입이 중단되는 단계에서는 서서히 뇌파의 주기가 짧아지고 진폭 역시 수술 전과 동일한 양상으로 변화가 이루어진다. 이는 수술 전 과정에 걸쳐 마취가 진행됨에 따라 뇌파 중 서파의 비중이 증가하는 것을 확인할 수가 있었다.

실험군 환자 4명에 대한 뇌파를 마취 단계별로 구분하고, 단계별 뇌파 변화 양상을 그림 4.1부터 그림 4.4까지 나타내었다.

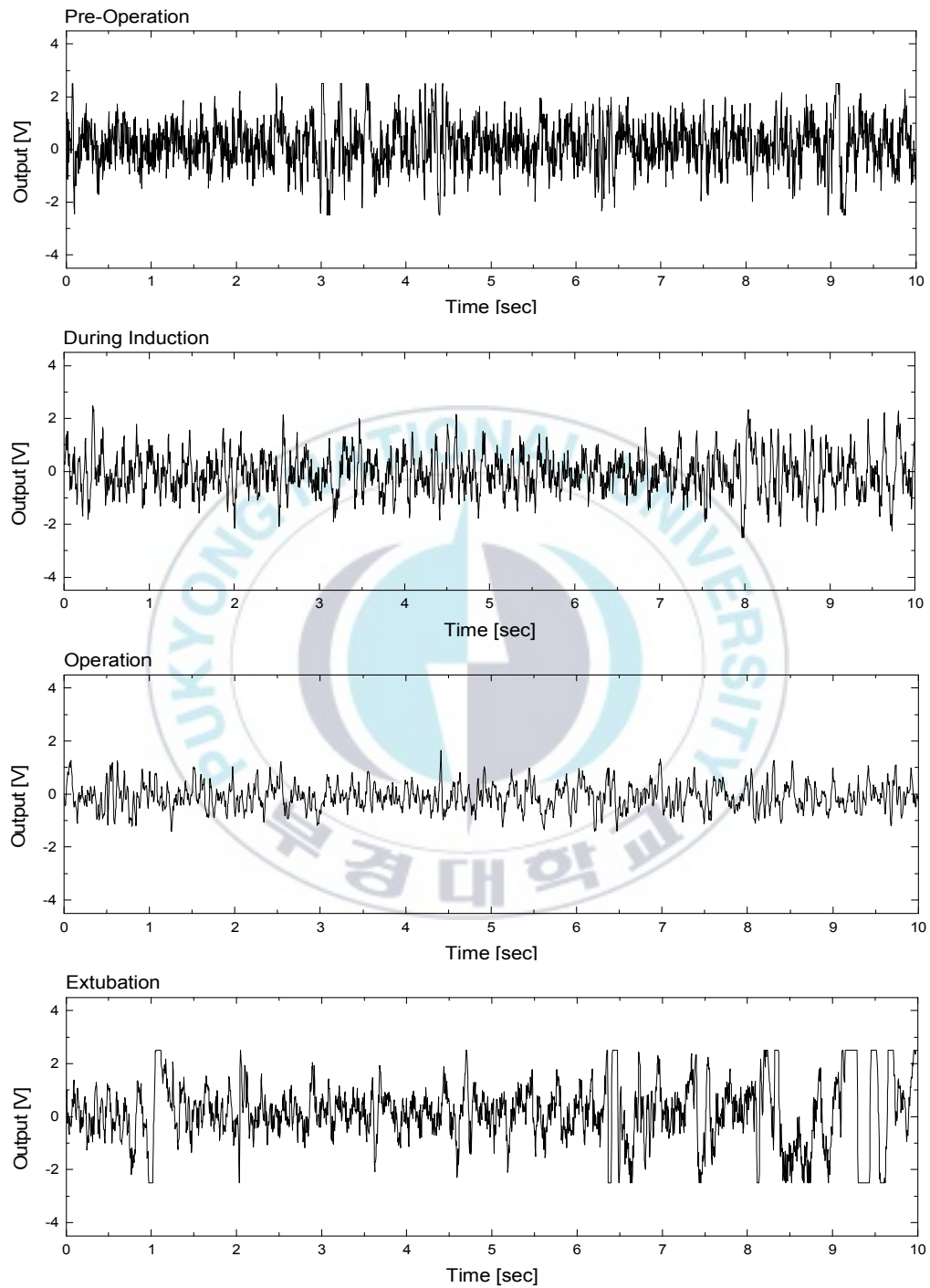


Fig. 4.1 EEG by operation phase patient 1

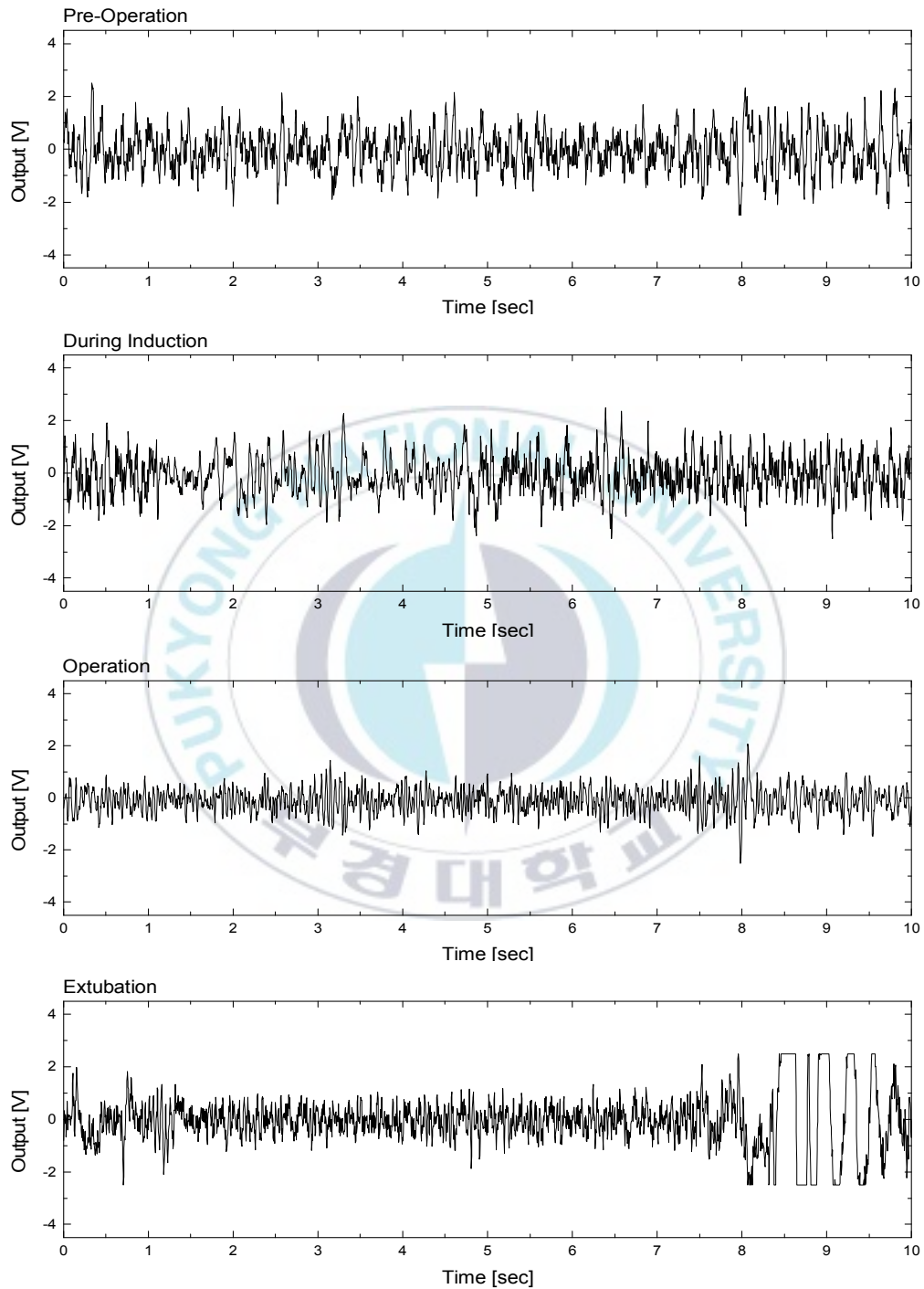


Fig. 4.2 EEG by operation phase patient 2

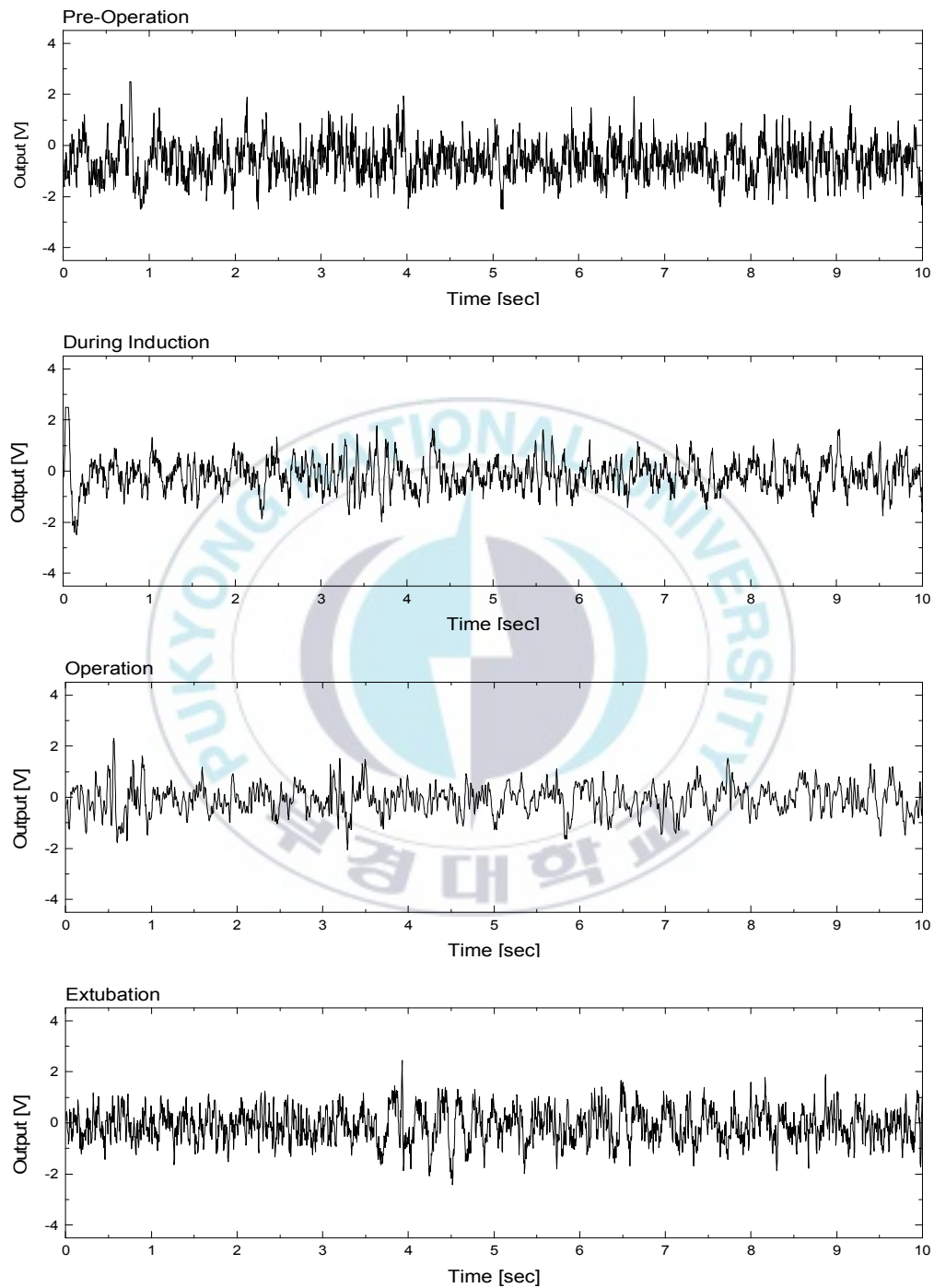


Fig. 4.3 EEG by operation phase patient 3

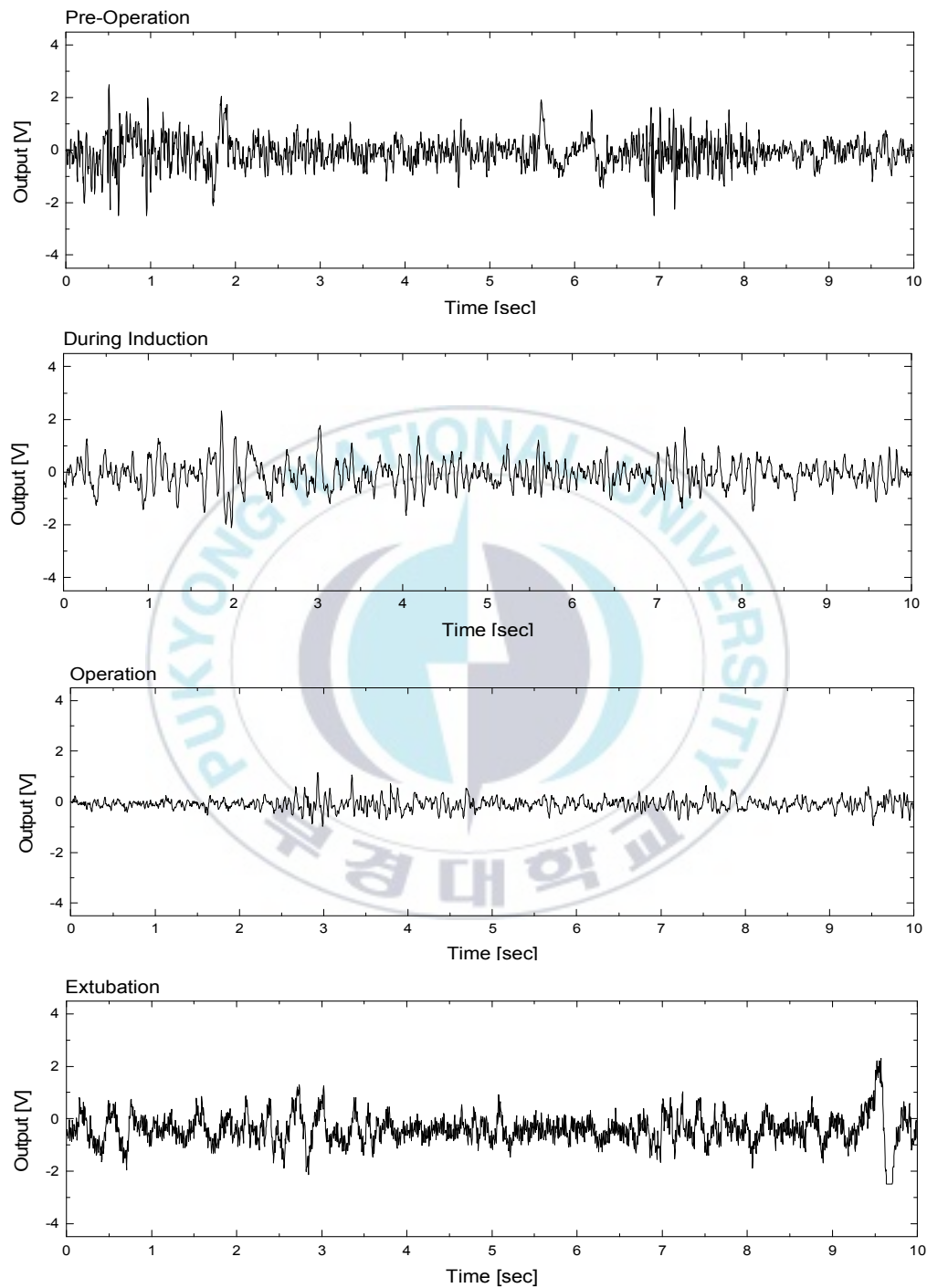


Fig. 4.4 EEG by operation phase patient 4

4.1.2 Artifact 가 혼입된 뇌파의 특징

뇌파 계측 시 여러 가지 요인으로 인하여 다양한 형태의 artifact가 유입되기도 한다. 수술 중 환부의 절개 및 지혈에 사용되는 전기수술기 등과 같은 수술실 내 고주파를 발생시키는 전기 수술 장비의 사용으로 인해 artifact가 발생할 수 있으며, 또한 수술대 위에서의 환자의 움직임(moving artifact)이나 뇌파 측정 전선의 일시적인 이동 역시 artifact가 유발될 수 있다.

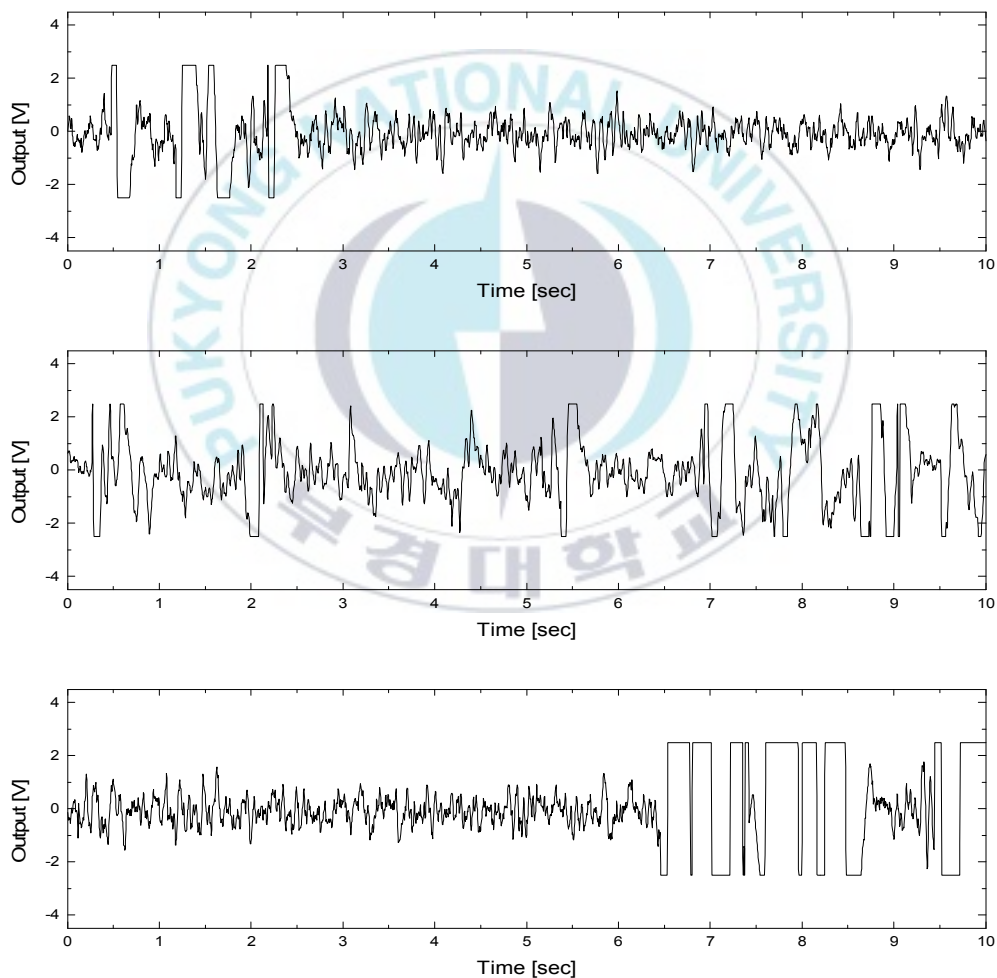


Fig. 4.5 Moving artifacts–influenced EEG signal

일시적인 환자의 움직임으로 인한 artifact가 유입되는 순간 뇌파의 계측 입력 레벨을 초과하게 되어 포화(saturation)된 뇌파 신호로 나타나게 되며, 사용 중 고주파를 발생시키는 전기수술기도 마찬가지로 포화된 신호를 보이지만, 장비를 사용하는 시간 동안 지속적으로 포화된 신호가 계측됨을 확인할 수 있었다. 이렇게 다양한 원인으로 발생한 artifact 유입으로 인한 뇌파의 출현 특징을 그림 4.5와 그림 4.6에 각각 나타내었다.

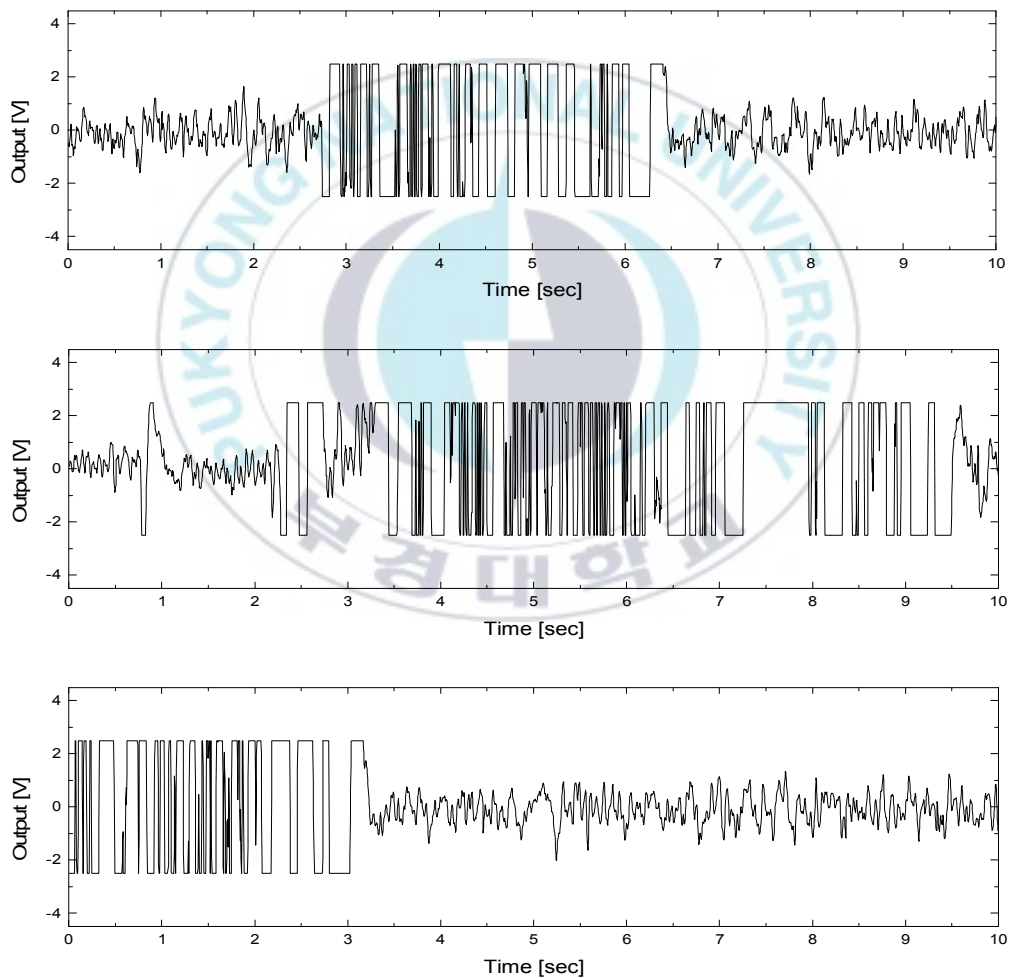


Fig. 4.6 Artifact-influenced EEG signal by Electrosurgical generator

4.2 뇌파의 주파수 계열 분석

4.2.1 정상 뇌파의 특징

마취된 환자로부터 얻어진 시계열의 뇌파 데이터를 선형분석 기법인 FFT를 사용하여 파워스펙트럼 값을 계산하였으며, 마취단계별 뇌파의 주파수 성분을 추출하였다.

먼저 마취 단계별 뇌파의 시계열 영역 분석 결과에서는 마취심도가 깊어짐에 따라 서파의 비중이 높아지면서 신호의 주기가 길어지고 진폭도 작아지는 변화가 관찰되었다. 이는 뇌파 신호의 주파수 영역 분석을 통해 마취 심도가 깊어질수록 뇌파 중 저주파 대역 주파수 비중이 높아지는 것으로 확인할 수 있었다.

수술이 진행되기 전 각성상태에서의 뇌파는 14~29Hz의 베타파 대역과 8~13Hz 알파파 대역의 뇌파 비중이 골고루 분포되어 있었다. 하지만 수술이 시작되고 마취가 진행됨에 따라 4~7Hz 대역의 세타파와 4Hz 미만의 델타파 대역의 비중이 높아지고 있었다. 이는 마취가 깊어짐에 따라 저주파 대역의 뇌파 활동이 증가하여 주파수 분석 비중이 증가하고 있음을 추론할 수 있었다.

실험대상군 4명에 대해 수술 중 뇌파를 마취단계별로 구분하고, 각 단계별로 계측된 뇌파의 주파수 성분을 분석한 결과 모두 동일한 패턴을 보였으며, 상대적으로 주파수 크기에 차이가 있을 뿐 마취 심도와 저주파 대역의 출현 비중은 비례함을 알 수 있다.

실험 대상군에서 획득한 뇌파에 대해 수술 단계에 따른 주파수 비중의 변화 양상을 그림 4.7에서부터 그림 4.10에 나타내었다.

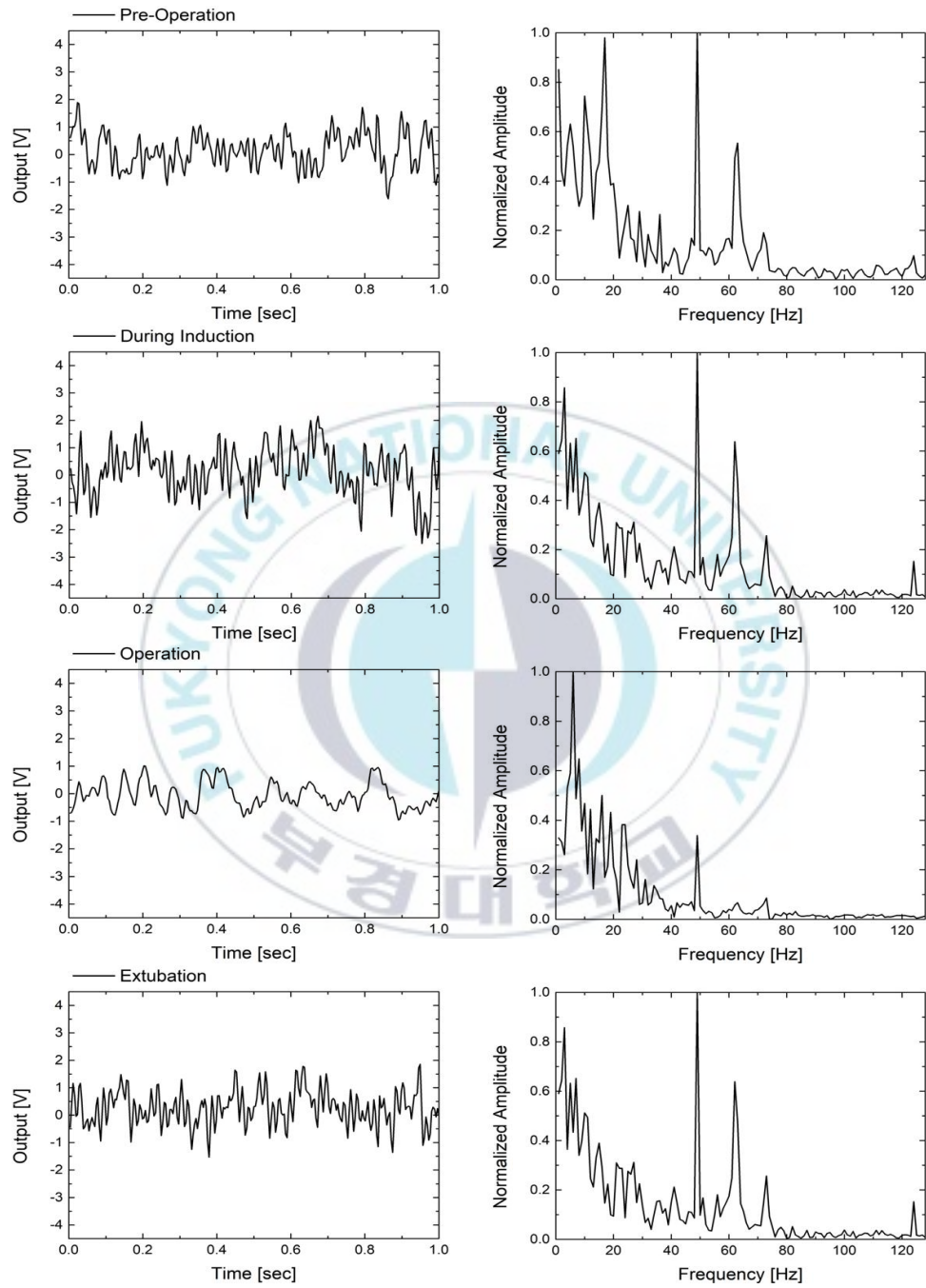


Fig. 4.7 Frequency analysis of EEG patient 1

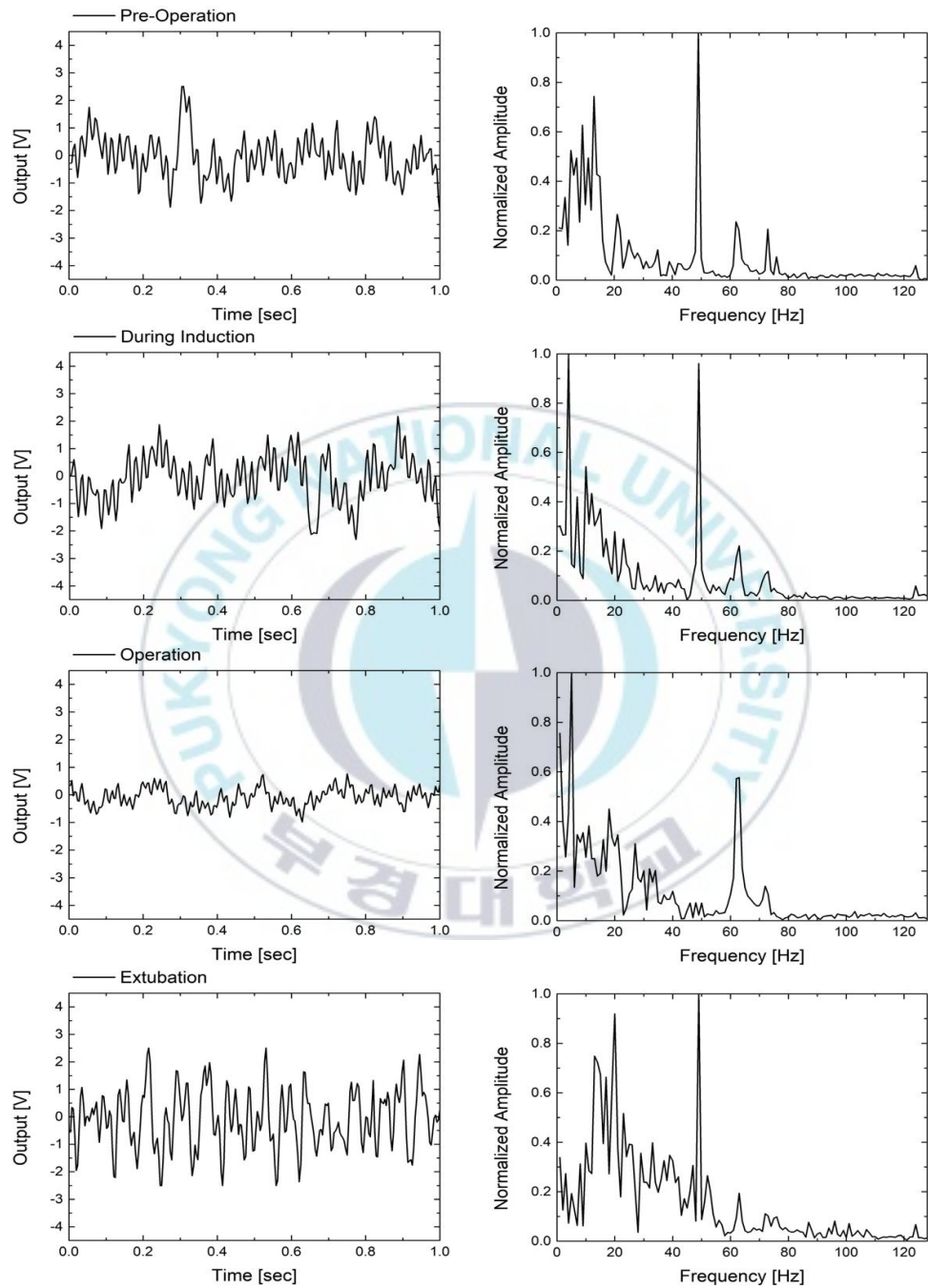


Fig. 4.8 Frequency analysis of EEG patient 2

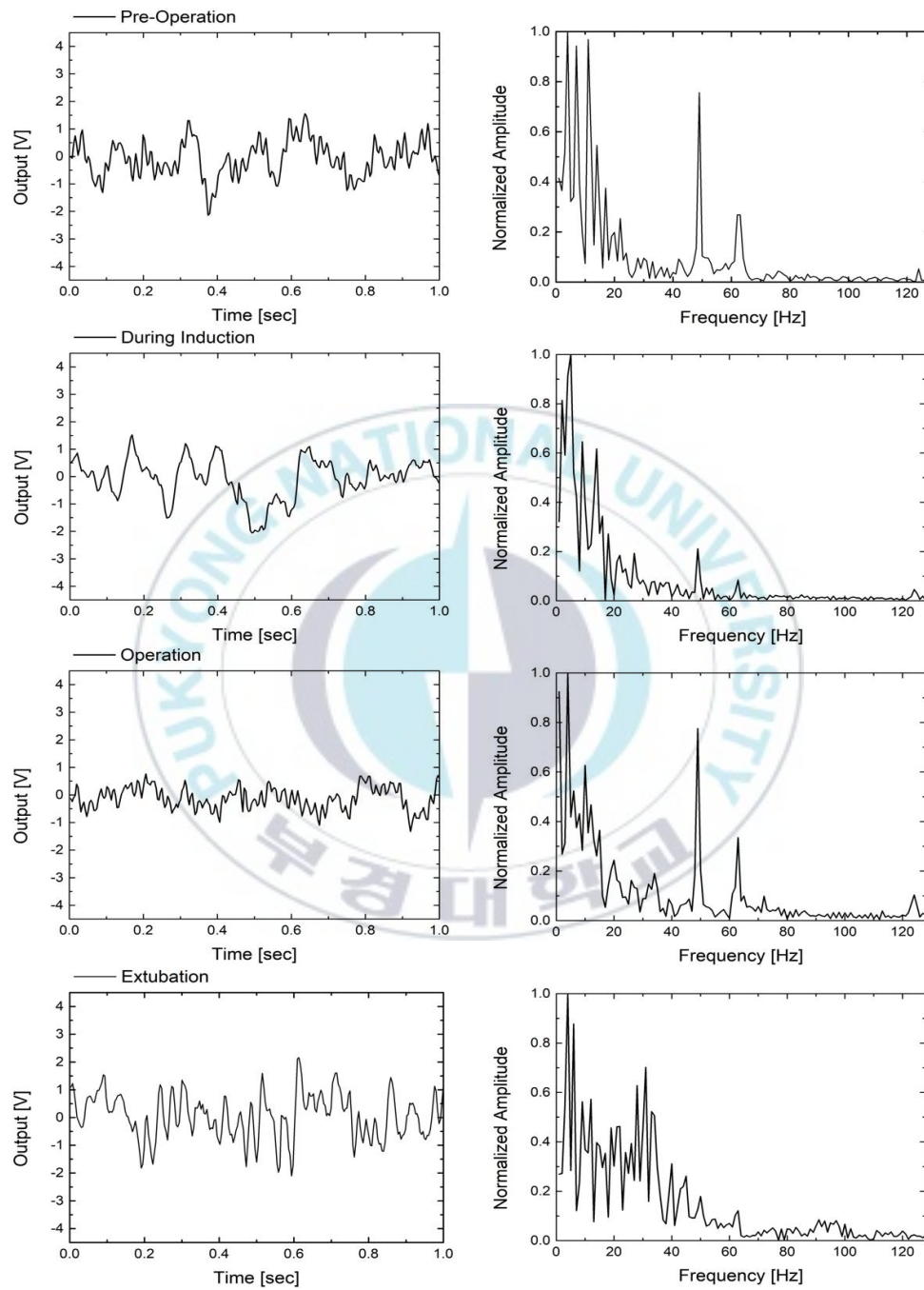


Fig. 4.9 Frequency analysis of EEG patient 3

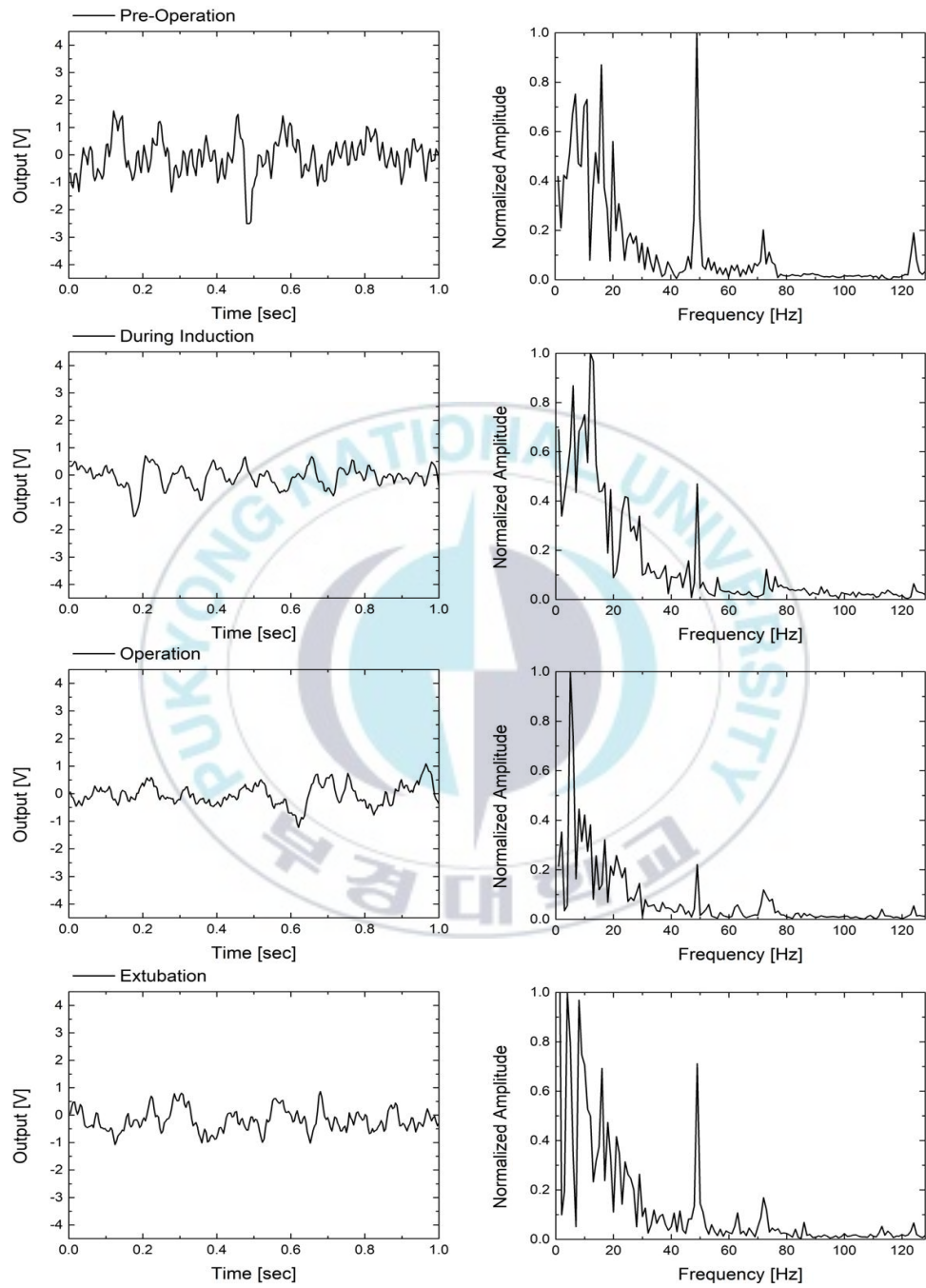


Fig. 4.10 Frequency analysis of EEG patient 4

4.2.2 Artifact 가 혼입된 뇌파의 특징

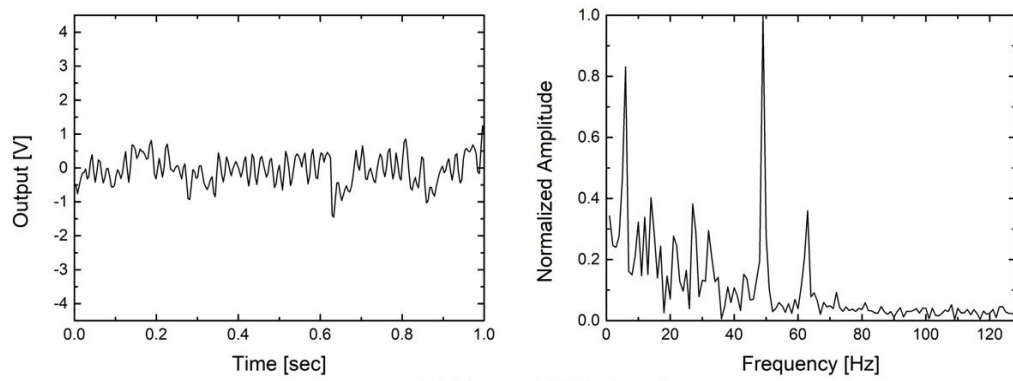
뇌파 계측 중 뇌파의 saturation된 입력을 유발하는 artifact가 혼입된 뇌파 신호를 시계열 분석을 통해 그 신호양상을 관찰하였다. saturation을 유발하는 artifact의 종류에 따른 형태는 상이하지만, saturation된 신호는 낮은 진동수를 가짐으로써 정상 뇌파의 FFT 결과에 비해 저주파 성분 비중이 상대적으로 높게 나타나는 특징을 보였다.

실제 뇌파 분석에서 당일 사용하였던 수술 장비와 주변의 전기적 환경에 따라 유입된 artifact로 추정되는 주파수대에서 큰 스펙트럼이 그림 4.11과 같이 관찰되어 있는데 유입된 artifact 신호의 주파수 대역은 50~65Hz로 불규칙적으로 나타났다.

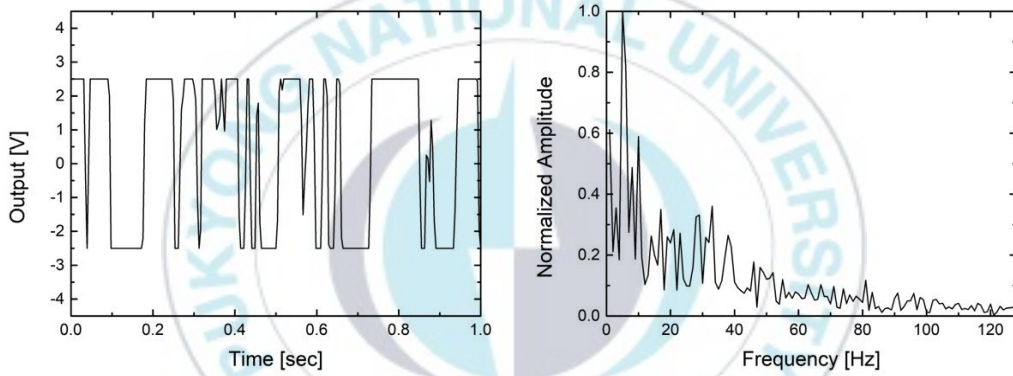
실험과정에서 수술 장비와 주변의 전기적 환경에 따라 유입된 artifact 신호를 유의하여 관찰해 본 결과 수술 전, 후반부 전기 장비를 사용하지 않을 때는 유입된 artifact 신호의 주파수 스펙트럼이 비교적 크게 나타나는 것에 반해 수술 중 사용되는 전기수술기와 같은 고전압을 발생시키는 전기적 장비가 사용될 때는 뇌파 신호가 saturation되어 artifact 신호의 주파수 스펙트럼이 낮아지는 것을 확인 할 수 있었다.

이는 뇌파를 이용한 수술 중 마취 심도를 연구할 때 주로 사용되는 32Hz 이하 영역을 초과하는 대역으로 이번 연구를 실행하기 전에는 유의하여 관찰하지 않았지만 128Hz 대역까지 연구 범위를 확장하면서 이 같은 특징 고주파 대역의 노이즈 신호도 관찰할 수 있었다. 하지만 같은 장비를 사용하여 같은 시술을 시행하고 있는 동일 조건 하에서도 유입된 artifact 신호의 주파수 대역이 50~65Hz로 랜덤하게 출현하는 특성을 보이기는 하지만 입력 신호의 saturation과 FFT 파워스펙트럼 값의 크기가 연동하는 것을 확인할 수 있어 이를 이용하면 특징 주파수 신호의 파워값이 어떠한 신호의 품질을 반영할 수 있는 지표로 활용될 수 있다는 것을 유추할 수 있다.

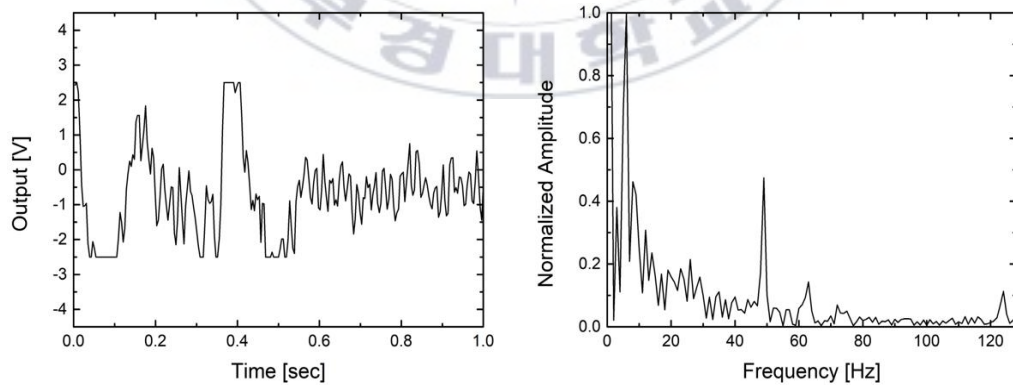
정상 뇌파와 비교하여 다양한 artifact가 유입된 뇌파 신호의 변화에 따른 FFT 결과를 그림 4.11에 나타내었다.



(a) Normal EEG signal



(b) artifacts by Electrosurgical Surgery



(c) Moving artifacts

Fig. 4.11 Frequency analysis of EEG by artifacts

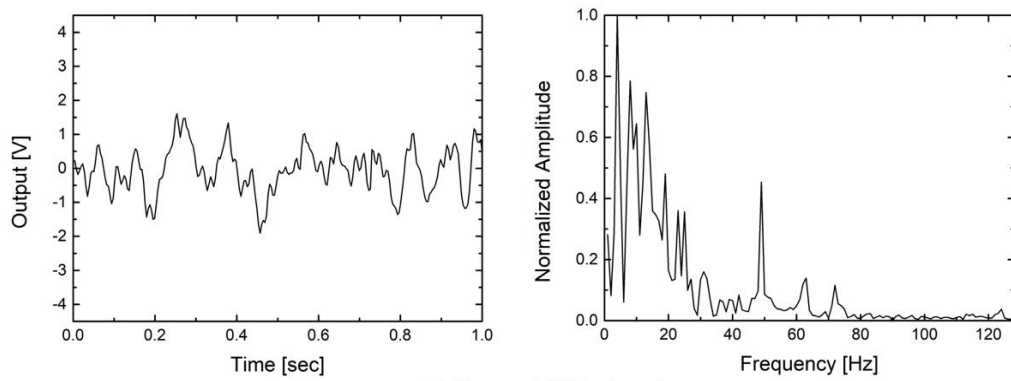
4.3 실험

4.3.1 특정 주파수 증폭

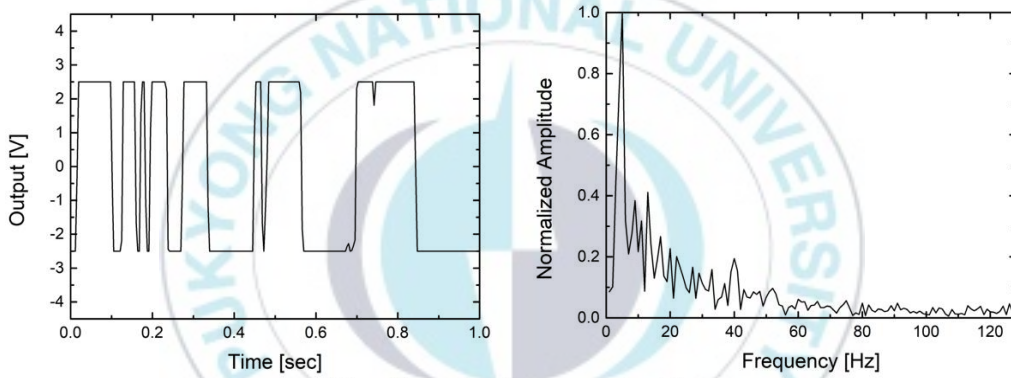
본 실험 결과 뇌파의 saturation과의 비율에 따라 특정 주파수 대역에서 파워스펙트럼 값이 변화하는 특징은 실험 대상에서 모두 동일한 현상이 관찰되었다. 이는 특정 주파수 대역의 파워스펙트럼 peak 값과 뇌파의 신뢰도와의 연관성을 추론할 수 있었다. 하지만 수술실 환경에 따라 유입되는 artifact의 주파수 대역이 상이하게 발생되어 신호 품질을 분석하는 기준 주파수로 활용하기에는 부적절하다는 판단에 따라 본 연구에서는 동일 조건 하에서 신호의 품질을 분석하기 위해 $\pm 0.5V$ 30Hz 정현파 신호를 뇌파에 유입시켜 신호 품질을 분석하는 기준 주파수로 활용하고자 한다.

그 결과 saturation과의 비율에 따라 의도적으로 유입시킨 30Hz 주파수대 파워스펙트럼 값이 확연히 변화함을 관찰할 수 있었다. artifact가 혼입되지 않은 정상 뇌파의 경우 artifact가 혼입된 뇌파에 비해 특정 주파수 대역 파워값의 peak가 높게 관찰되었으며 또한 의도적으로 유발시킨 30Hz의 파워값의 변화도 크게 나타났다. 그러나 뇌파에 여러 가지 원인으로 인한 artifact가 유입되어 상대적으로 saturation파가 더 많이 혼입되어 있을 경우 특정 주파수 대역 파워값도 peak가 매우 낮거나 전혀 관찰되지 않았으며, 의도적으로 유발시킨 30Hz 대역의 주파수 역시 그 변화량이 전혀 없거나, 미세한 변화만 있을 뿐이었다.

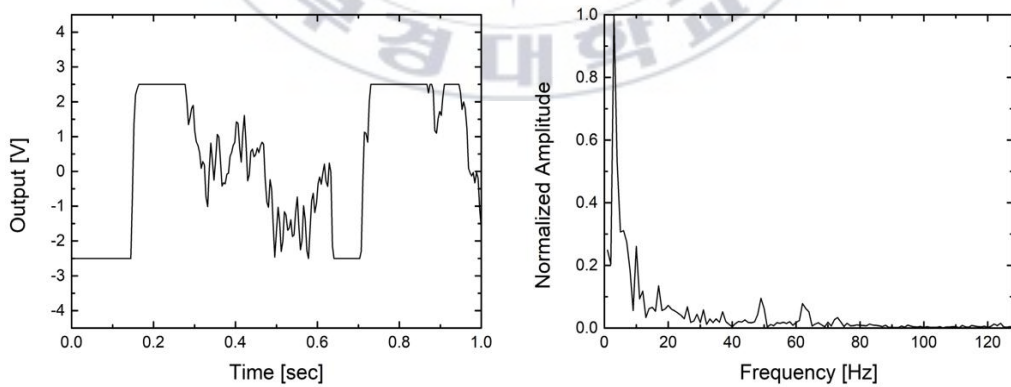
위 실험을 통해 의도적으로 유입시킨 정현파 신호의 파워값도 특정 주파수의 파워값과 마찬가지로 계측된 뇌파 신호의 신뢰도를 반영할 수 있을 것이라 판단되었다. 위 실험과 관련하여 정현파 신호 유입 전후 뇌파별 주파수 변화를 그림 4.12와 그림 4.13에 각각 나타내었다.



(a) Normal EEG signal

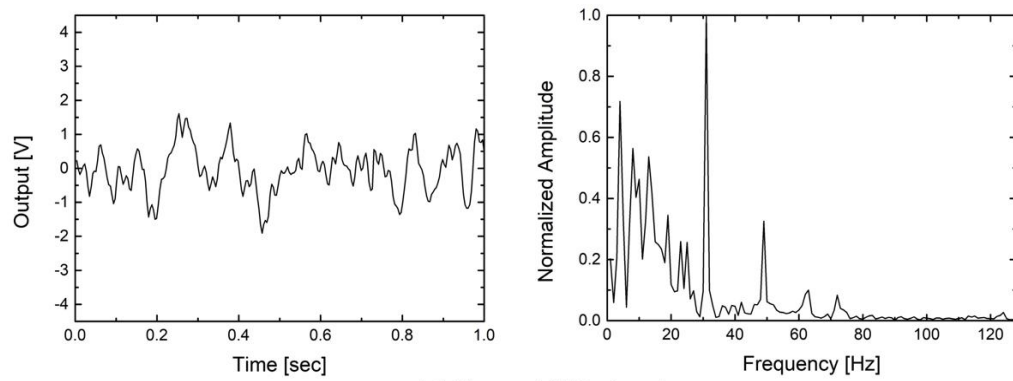


(b) artifacts by Electro-surgical Surgery

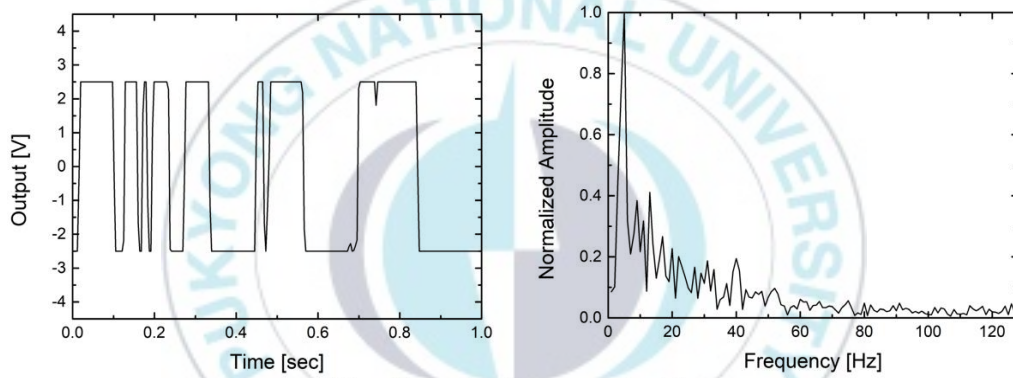


(c) Moving artifacts

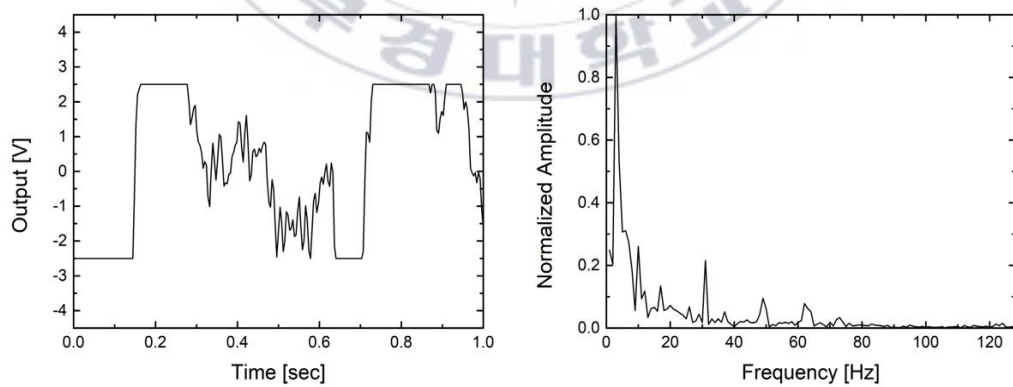
Fig. 4.12 Before 30Hz frequency amplification of EEG



(a) Normal EEG signal



(b) artifacts by Electrosurgical Surgery



(c) Moving artifacts

Fig. 4.13 After 30Hz frequency amplification of EEG

4.3.2 Artifact 제거를 위한 SQI 추출

sampling rate 256으로 생성된 $\pm 0.5V$ 30Hz 정현파 신호를 뇌파에 유입시켜 신호별 peak를 의도적으로 유발하여 그 파워값의 변화를 관찰해 본 결과 뇌파에 혼입된 saturation과의 비율에 따라 30Hz 파워스펙트럼 값이 확연히 변화함을 관찰할 수 있었다. 전기수술기 등으로 인한 saturation과의 비율이 높을수록 30Hz 대역의 파워값 변화량이 낮아졌으며, 정상 신호일수록 saturation과의 비율이 낮아지고 30Hz 대역의 파워값이 매우 큰 변화량을 보였다. 정상신호에 가까울수록 품질이 높은 신호로 판정하여 높은 비율로 반영하고, saturation된 신호의 비율이 높을수록 품질 정도가 낮은 신호로 처리하여 작은 비율로 반영하거나 제외시켜 수술 중 유용성 높은 마취 심도 측정 파라미터를 개발하고자 하였다.

신호 품질 정도를 판별할 수 있도록 기준 주파수가 되는 30Hz 정현파 신호를 유입시키고 신호의 반영 정도를 신호 처리에 활용하기 위하여 0~100의 값으로 정량화하여 artifact 제거를 위한 지표로 활용하고자 이를 신호 품질 지수(Signal Quality Index, SQI)로 정의하고 아래와 같이 분류하고자 한다.

신호 크기(amplitude)는 0~1의 값으로 정규화(normalized)되어 있으므로 신호 품질 지수는 이와 1:100으로 연동하여 품질 수준 최하 0에서 품질 수준 최상 100으로 지수화한다. 각 SQI 단계의 품질 수준에 맞게 계측된 신호를 마취심도 파라미터에 반영하며 SQI 40 미만의 불량 신호는 직전의 SQI 95의 신호와 치환하여 반영토록 하여 분석에서 제외하도록 하였다. 각 SQI 정의 단계에 따른 뇌파 신호의 마취 심도 파라미터로서의 반영 비율을 표 3에 나타내었다.

Table. 3 Signal reflection ratio by SQI level

SQI level	Signal type	Ratio of reflection
80~100	Normal signal range	100% reflection
60~80	Slight artifact inflow	80% reflection
40~60	Some artifact inflow	60% reflection
Less than 40	Excessive artifact inflow	Reflection SQI 95 signal just before

4.4 실험 결과

4.4.1 마취심도 파라미터 추출

추출된 뇌파의 주파수 성분을 기반으로 마취심도 계측을 위해 임상에서 많이 사용되는 95% SEF 파라미터를 추출하여 마취 경과에 따른 파라미터의 변화 양상을 관찰하였다. 95% SEF의 경우 개안 각성상태의 성인에서는 26~30Hz 사이의 값을 보이며, 보통 25Hz 이상의 값을 나타낸다고 알려져 있다. 본 연구의 실험 결과에서는 수술 전과 수술 후 각성상태에서의 뇌파 데이터에서는 평균적으로 27~31Hz 사이의 SEF 값이 나타남을 확인할 수 있었다. 또한 마취유도 단계에서와 수술 중의 단계를 관찰해 보면 마취제를 투입하여 마취에 이르게 하는 마취유도 단계에서 일시적으로 수술 중 보다 더 낮은 SEF 값이 나타남을 확인할 수 있었다. 마취제가 투여되기 시작하는 마취 유도, 수술 중의 단계에서 전체적으로 24~25Hz 사이의 비교적 낮은 값을 나타내었으며, 수술 후반에 이르러 마취제의 추가 투여가 중단되며 환자의 의식이 점차 회복되기 시작하는 각성 단계에서는 SEF 값이 점차 상승하여 27~29Hz 이내의 값을 보였으며 수술 후에는 완전 각성 상태에서의 값으로 회복하는 것을 확인할 수 있었다.

실험대상군 4명에 대한 마취 경과에 따른 뇌파의 파라미터 값 즉, 95% SEF의 변화를 그래프로 도시하여 그림 4.14에서 그림 4.17까지 나타내었다.

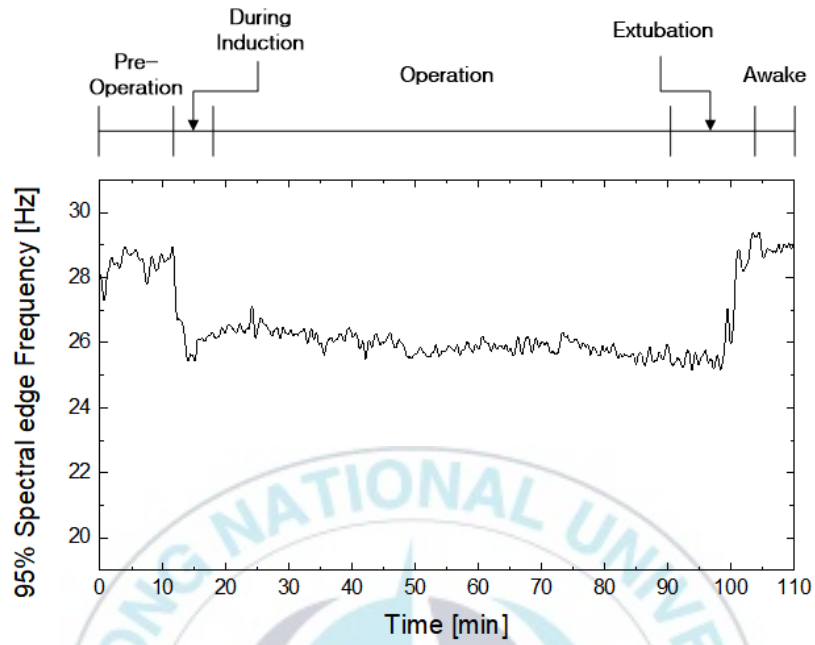


Fig. 4.14 SEF transition of anesthesia depth patient 1

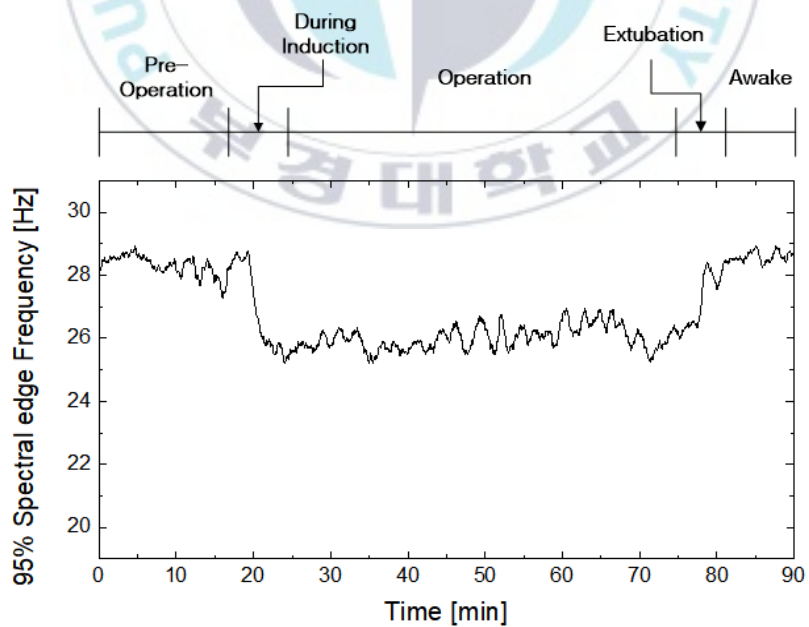


Fig. 4.15 SEF transition of anesthesia depth patient 2

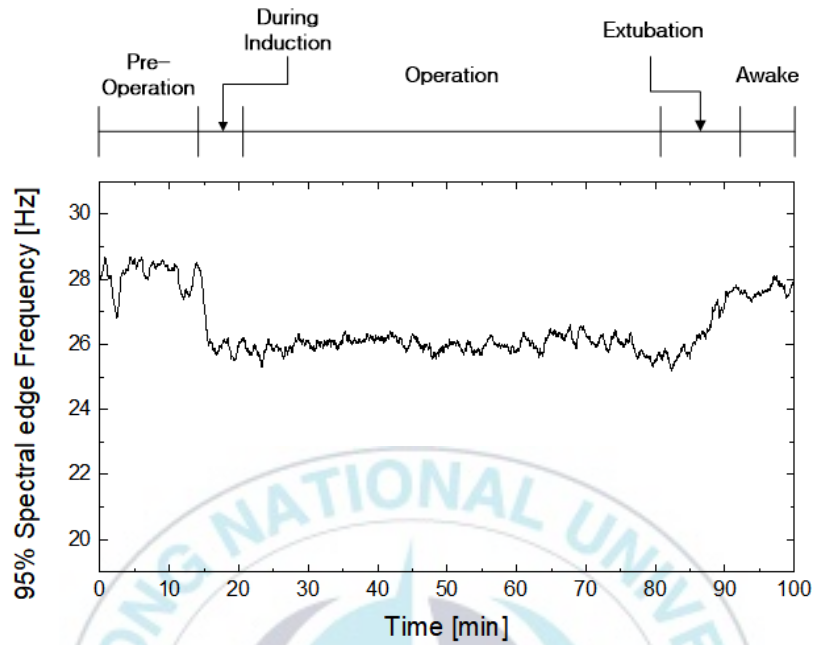


Fig. 4.16 SEF transition of anesthesia depth patient 3

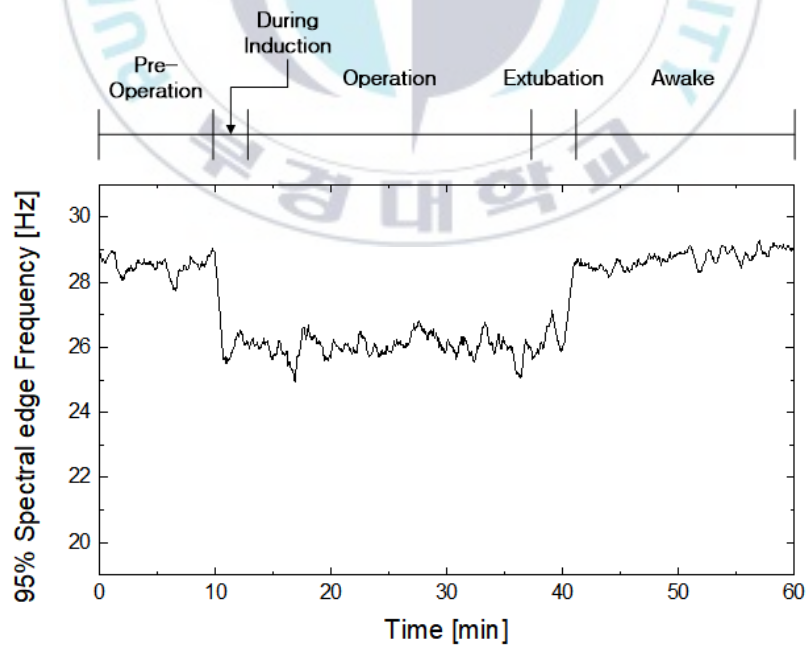


Fig. 4.17 SEF transition of anesthesia depth patient 4

4.4.2 개선된 알고리즘에 의한 파라미터 추출 결과

개선된 알고리즘으로 실험대상군 4명에 대한 마취 경과별 95% SEF의 변화를 그래프로 도시하여 알고리즘의 유용성을 판단해 보았다.

신호 품질 판정의 기준 주파수 30Hz의 PSD 변화값을 기반으로 SQI를 추출하고, 이를 통해 뇌파 신호의 품질 정도를 판별하고 각 단계별로 반영률을 조정하였다. 그러나 SQI 40 미만의 불량품질의 신호는 반영하지 않았으며, 바로 직전의 SQI 95 이상의 고품질 주파수를 치환하여 saturation된 신호로 인한 데이터 오류를 최소화하였다. 임상에서 뇌파 기반의 95% SEF 파라미터는 수술 중 실시간으로 마취 심도를 판정하고 적절한 의료행위를 행하는 자료로 활용되고 있으므로 이러한 급격한 데이터 변화는 심각한 상황을 초래할 수 있다.

개선된 알고리즘을 기반으로 하여 실험대상군 4명의 뇌파 신호 데이터를 이용하여 95% SEF 파라미터를 추출하였다. 그 결과 그림 4.14에서 그림 4.17에서 나타난 것과 같이 기존의 95% SEF 파라미터로 추출된 지수는 saturation된 신호를 그대로 반영하여 그래프가 상당히 불규칙하고 불안정한 변화 양상을 보였으나 개선된 95% SEF 파라미터는 마취 단계별 왜곡없는 뇌파 원신호의 변화 형태를 잘 반영하고 있었으며, saturation된 신호로 인한 급격한 지수 변화도 상당량 개선된 것을 관찰할 수 있었다.

SQI를 반영한 실험대상군의 95% SEF 파라미터 변화값을 그래프로 도시하여 그림 4.18에서 그림 4.21까지 나타내었다.

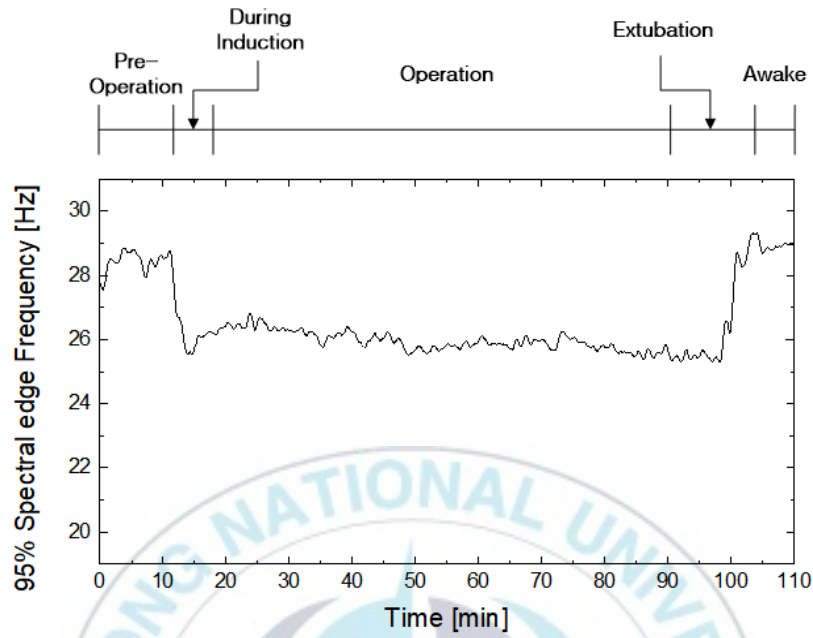


Fig. 4.18 Improved SEF transition of anesthesia depth patient 1

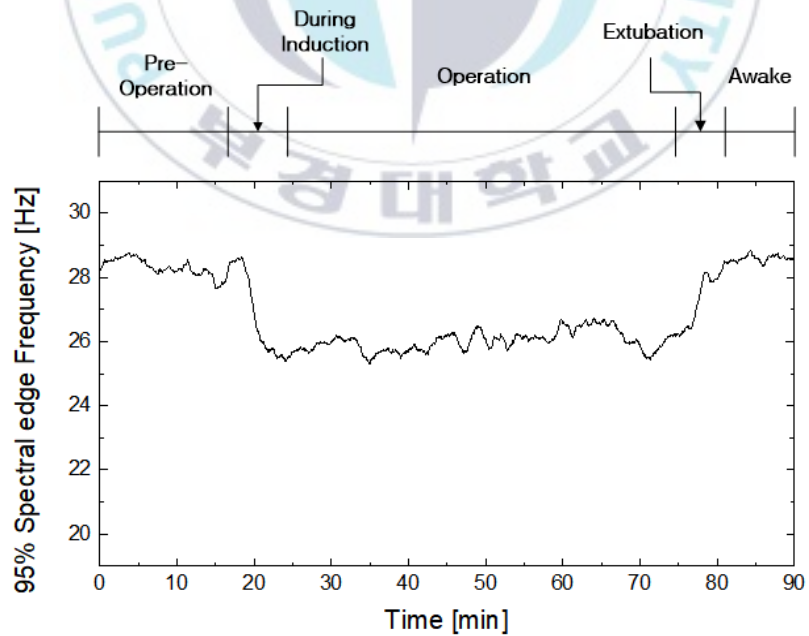


Fig. 4.19 Improved SEF transition of anesthesia depth patient 2

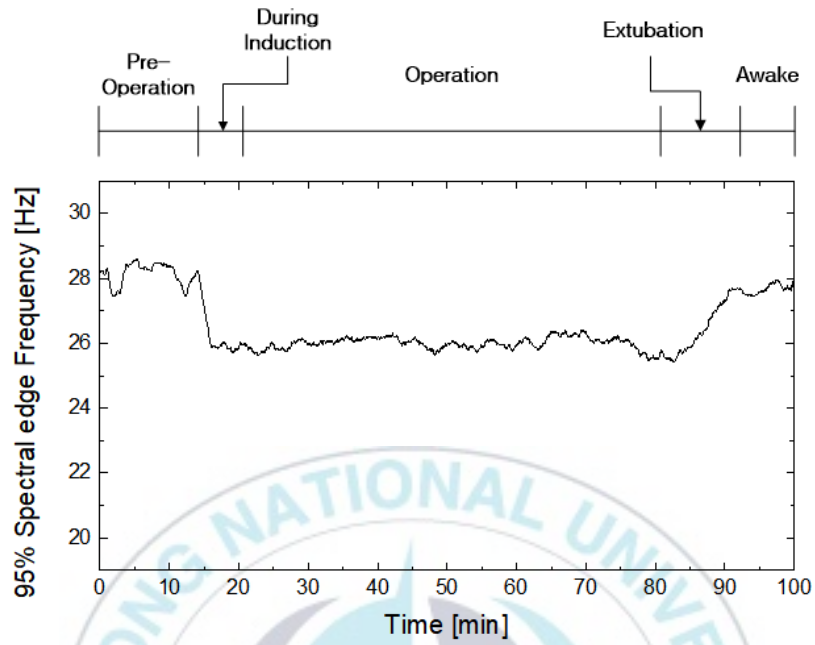


Fig. 4.20 Improved SEF transition of anesthesia depth patient 3

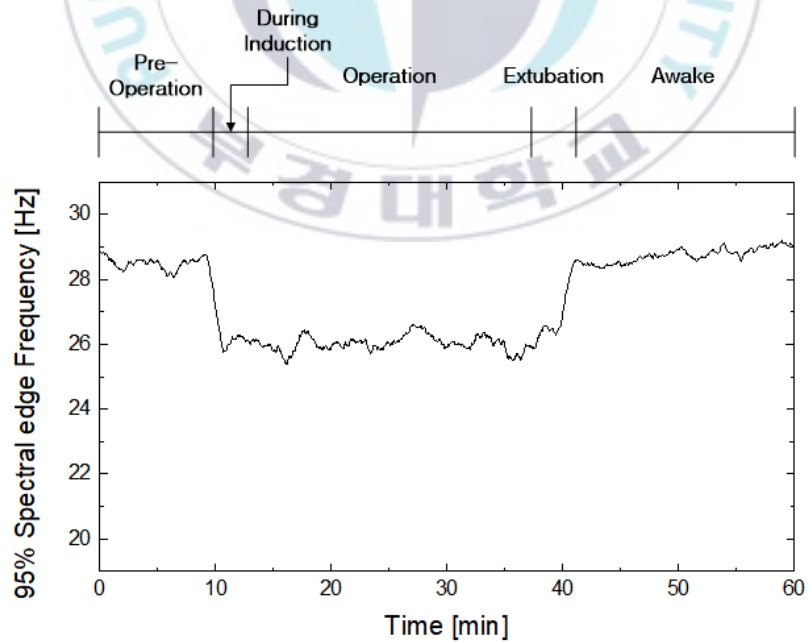


Fig. 4.21 Improved SEF transition of anesthesia depth patient 4

제 5 장 결 론

본 실험 결과 뇌파의 saturation과의 비율에 따라 특정 주파수 대역에서 파워스펙트럼 값이 변화하는 특징은 실험 대상에서 모두 동일한 현상이 관찰되는 것으로부터 뇌파의 신뢰도와 연관성을 추론할 수 있었다.

이를 신호 품질 판정을 위한 기준 주파수 30Hz 정현파 신호를 뇌파에 유입시켜 신호별 peak를 의도적으로 유발한 결과, 그 특정 주파수대의 변화추이를 확연히 관찰할 수 있었다. artifact가 혼입되지 않은 정상 뇌파의 경우 artifact가 혼입된 뇌파에 비해 상대적으로 파워값 변화가 크게 나타났으며, saturation파가 더 많이 혼입되어 있을 때 30Hz 주파수 지점에서의 peak가 더욱 낮아지고 그 변화량이 작은 것을 관찰할 수 있었다. 이를 통해 특정 주파수의 변화량이 artifact 혼입 정도를 반영한다는 것을 추론할 수가 있었다. 이를 기반으로 측정된 뇌파 신호의 신뢰성을 실시간으로 확인하고 반영할 수 있는 지표를 개발하고자 하였다.

의도적으로 유입한 특정 주파수의 peak값을 정량화하고, 신호 품질지수(SQI)를 4단계로 구분하여 마취심도 판정을 위한 파라미터 값에 반영비율을 지수화 하였다. SQI 지수가 80~100이면 신뢰성이 높은 신호라 판정하고 이를 100% 반영하였으며, 반면에 SQI 지수가 상대적으로 낮으면 그 정량화된 지수에 따라 반영 비율을 조정하였다. 하지만 SQI 지수가 40 미만인 신호에 대해서는 직전 신호 중 SQI 95 이상의 신뢰성 높은 신호로 치환하여 반영하였다. 이런 방법으로 SQI를 반영하여 개선된 파라미터를 SEF에 적용해 본 결과, 기존의 SEF는 saturation된 신호로 인해 급격한 신호 변화를 보였으나 개선된 SEF에서는 기존의 뇌파에서 품질이 우수한 신호 중심의 완만한 곡선의 수치를 확인할 수 있었다. 이는 실제 수술 중 급격히 예기치 않게 변동하는 뇌파를 artifact가 아닌 마취 심도상의 문제로 오판할 수 있는 요소를 제거할 수 있음이 확인되었다.

참 고 문 헌

- [1] 대한마취과학회 교과서 편집위원회, 마취과학, 여문각, pp. 1-9, 2002.
- [2] C. Jeleacov J. Fechner, and H. Schwilden, "Electroencephalogram monitoring during anesthesia with propofol and alfentanil : the impact of second order spectral analysis," Anesth Analg, vol. 100, pp. 1365-1369, 2005.
- [3] C. Jeleacov, J. Fechner, and H Schwilden, "Bispectral analysis does not differentiate. between anesthesia ECG and a linear random process[in German]," Biomed Tech(Berl), vol. 48, pp. 269-274, 2003.
- [4] Pres - Robert C., Anesthesia, "A Practical Construct" , Br J Anaesth pp. 1341-1345, 1987.
- [5] H. C. Seo, and J. H. Shin, "Research on EEG-based Minimization Plan of Motion Sickness" , Journal of the Korea Institute of Convergence Signal Processing, vol. 20, no. 1, pp. 1-8, Mar. 2019.
- [6] Jun-Mo, Park "Development for the Index of an Anesthesia Depth using the Power Spectrum Density Analysis " Journal of Biomedical Engineering Research, v.30, no. 4, pp. 327-332, 2009.
- [7] Tara A. Whitten, Adam M. Hughes, Clayton T. Dickson, Jeremy

- B. Caplan, "A better oscillation detection method robustly extracts EEG rhythms across brain state changes: The human alpha rhythm as a test case", *NeuroImage*, vol. 54, no. 2, pp. 860–874, 2011.
- [8] Huang HH, Chan HL, Lin PL, Wu CP, Hunag CH, "Time-frequency spectral analysis of heart rate variability during induction of general anaesthesia", *Br J Anaesth*, 79: pp. 754–758, 1997.
- [9] R. H. Sandin, G. Enlund, P. Samuelsson, and C. Lennmarken, "Awareness during anaesthesia : A Prospective case study," *Lancet*, vol. 335, pp. 707–711, 2000.
- [10] 이만기, 백운이, 김병권, 김중영. "환취 뇌파의 스펙트럼 분석에 의한 Enflurane 마취 효과의 평가", *대한마취과학회지*, vol.25, pp. 648–655, 1992.
- [11] B. De Jonhhe, D. Cook, C. Appere-De-Vecchi, G. Guyatt, and M. Meade, H. Outin, "Using and understanding sedation scoring systems : a systematic review", *Intensive Care Medicine*, vol. 26, pp. 275–285, 2000.
- [12] 모리 아키다노, "뇌의 100가지 새로운 지식," 전파과학사, 1996.
- [13] 강두익, "생리학," 신광출판사, pp. 1–16, pp. 13–18, 1988.
- [14] H. S. Han, S. Saito, "Clinical Electroencephalography", Ilchokak, pp. 196, 1987.
- [15] 고탄우, 김민기, 김선일, "디지털 생체 신호처리", 용문각, pp. 1–40, 1997.
- [16] L. Chrysostomos. Nikias, and M. Jerry, "Signal Processing

- with High-order Spectra", IEEE Signal Processing Magazine, pp. 10-37, 1993.
- [17] Pres- Roberts C, "Anaesthesia : A practical or impractical construct ?" , Br J Anaesth 59: pp. 1341-1345, 1987.
- [18] 대한마취과학회 교과서 편집위원회, 마취과학, 여문각, pp. 77- 143, 2002.
- [19] Kim, Sang Kyu, Yoo, Sun Kook "Multimodal Bio-signal Measurement System for Sleep Analysis " Journal of Korea Multimedia Society, vol. 21, no. 5, pp. 609-616, 2018.
- [20] Esther M. ter Braack, Cecile C. de Vos & Michel J. A. M. van Putten, "Masking the Auditory Evoked Potential in TMS-EEG : A Comparison of Various Methods" , Brain Topography, vol. 28, pp. 520-528, 2015.
- [21] Choi, Sung Uk. "Awareness during general anesthesia for cesarean delivery." Anesthesia and Pain Medicine 7.1 : 1-7, 2012.
- [22] D. O. Walter, P. Etvenon, B. Pidoux, D. Tortrat, and S. Guillou, "Computerized topo-EEG spectral maps: difficulties and perspectives," Neuropsychobiology, vol. 11, pp. 264-278, 1984.
- [23] 민병경. "뇌파의 주파수축 분석법." 인지과학 vol. 20, no. 2, pp. 155-181, 2009.
- [24] P.S. Sebel, "Evaluation of anaesthetic depth", Br J HospMed., vol. 38, no. 2, pp. 116-117, 1987.
- [25] 예수영, and 백승환. "뇌파신호의 DFA 분석을 이용한 마취심도 측

정." 한국산학기술학회 논문지 vol. 11, no. 7, pp. 2491-2496, 2010.

[26] G. Baselli, F. Bartoli, S. Cerutti, "AR identification and spectral estimate applied to the R-R interval measurements", Int J Biomed Comput. vol. 16(3-4), pp. 201-215, 1985.

[27] Makoto Kato, Toru Komatsu, Tomomasa Kimura, Fumihiko Sugiyama, Koichi Nakashima, Yasuhiro Shimada, "Spectral Analysis Heart Rate Variability during Isoflurane Anesthesia", Anesthesiology, vol. 77, pp. 669-674, 1992.



감사의 글

본 논문이 완성되기까지 항상 부족한 저에게 학문에 대한 관심과 의지를 잃지 않도록 끝까지 아버지와 같은 마음으로 이끌어 주신 김남호 교수님께 깊은 존경과 감사의 마음을 드립니다. 그리고 논문 심사 기간 동안 완성도 높은 논문을 위해 단어 하나까지 세심하게 확인해주시며 조언을 아끼지 않고 큰 관심을 주신 황용연 교수님, 김만고 교수님께 진심으로 감사의 말씀을 표합니다. 학문 탐구의 즐거움을 느끼게 해주시고 석사과정을 잘 마칠 수 있도록 꾸준한 가르침과 애정을 보여주신 변기식 교수님, 안영주 교수님, 이경창 교수님, 곽성우 교수님께도 고개 숙여 감사드립니다.

지난 2년간 제가 생각하지 못했던 사소한 부분 하나까지 챙겨주며 석사과정을 잘 마칠 수 있도록 많은 도움을 준 천봉원, 백지현, 이성진에게도 감사의 말씀을 드리고 미처 말하지 못한 많은 분들께 감사 인사드립니다.

또한 석사과정 동안 포기하고 싶은 생각도 있었지만 언제나 묵묵히 자리를 지켜주고, 할 수 있다는 용기를 주었던 아내에게 고마움과 함께 미안하다고 말을 전하고 싶습니다. 더불어 제대로 놀아주지도 못하는 아빠지만 항상 응원해주었던 나의 사랑스러운 두 아들과 많이 부족한 저에게도 배움에는 항상 전폭적인 지원을 해주신 아버지와 장모님께 감사한 마음을 전합니다. 그리고 먼 곳에서 항상 저를 지켜보고 계실 어머니, 감사합니다. 그리고 사랑합니다.

다시 한번 그동안 관심과 격려를 해주신 모든 분들께 감사드리고 베풀어 주신 은혜 잊지 않겠습니다.

2021년 2월

김 철 기 올림