

# Bispectrum 분석을 이용한 마취 심도 평가 지표 개발

박준모<sup>1</sup>, 예수영<sup>2</sup>, 남기곤<sup>3</sup>, 전계록<sup>4</sup>

<sup>1</sup>부산대학교 의학전문대학원 의공학협동과정,  
<sup>2</sup>부산대학교 의학전문대학원 BK21 고급의료인력양성사업단  
<sup>3</sup>부산대학교 전자전기통신공학부 전자공학  
<sup>4</sup>부산대학교 의학전문대학원 의공학교실

## Development for the Evaluation Index of an Anesthesia Depth using the Bispectrum Analysis

Jun-Mo Park<sup>1</sup>, Soo-Young Ye<sup>2</sup>, Ki-Gon Nam<sup>3</sup>, Gye-Rok Jeon<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Biomedical Engr., College of Medicine, Pusan National University, Busan, Korea  
<sup>2</sup>BK21 Medical Science Education Center, College of Medicine, Pusan National University  
<sup>3</sup>Dept. of Electronics Engineering, Pusan National University  
<sup>4</sup>Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University  
(Received July 13, 2007. Accepted August 17, 2007)

### Abstract

The linear SEF (Spectral Edge Frequency) parameter and spectrum analysis method can not reflect the non-linear of EEG. This method can not contribute to acquire real time analysis and obtain a high confidence in the clinic due to low discrimination. To solve the problems, the development of a new index is carried out using the bispectrum analyzing the EEG including the non-linear characteristic. At the bispectrum analysis of the 2 dimension, the most significant's power spectrum density peaks appeared much at the specific area in awake and anesthesia state. Because many peaks are showed at the specific area in the frequency coordinate, these points are used to create the new index. Range of the index is 0-100. At the anesthesia, the index is 20-50 and at the awake, the index is 90-60. New index can discriminate the awake and anesthesia state.

Key words : anesthesia, bispectrum, spectral edge frequency, electroencephalogram

### 1. 서론

마취는 무의식, 무감각, 무통증, 근육이완, 반사 억제등의 구성요소로 이루어져있다. 이러한 마취의 구성요소를 적절히 통제하여 최적의 마취가 유지되면 수술 중 절개와 같은 강한 외과적 자극에 대해서도 환자는 통증을 인지하지 못하게 된다. 또한 환자는 어떠한 외부 자극이나 자율신경계의 자극에 대하여 움직이거나 반사 작용등의 응답을 하지 않는다[1],[2]. 임상에서 사용되는 일반적인 전통적인 마취심도 측정방법은 의식 소실을 확인하는 것이다. 즉, 임상의의 구두 명령에 대하여 환자의 응답 유·무나 눈꺼풀 반사 정도와 같은 비 정량적 기준에 의해 이루어져 왔

다[3].

외과적 수술 시 통증을 없애기 위하여 시작된 마취는 수술 중에 고려되어야 할 중요한 과제 중 하나가 되었다. 실제 마취가 시행되어지는 동안 환자는 통증을 동반한 각성이나 통증을 동반하지 않은 각성으로 인하여 불유쾌한 경험을 하는 경향이 있다. 이러한 마취 중의 각성은 환자의 인생에서 가장 불유쾌한 경험이므로 환자가 이와 같은 경험을 하지 않게 하기 위하여 수술 중 마취심도의 평가는 필수적이다. 또한 안정적인 마취 수준을 유지하기 위하여 수술 중 마취를 평가하는 기법에 관한 많은 연구가 진행되고 있다 [4-6].

Bickford[7]에 의해 전신마취 시 발생하는 뇌파의 주파수 성분의 변화 양상을 이용하여 마취심도를 평가하는 압축스펙트럼배열 (compressed spectral array, CSA)기법이 연구되었다. Sigl[8]는 뇌파 신호 분석에 고차스펙트럼 분석법의 하나인 비선형 분석법의

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임 (과제번호: A040032).  
Corresponding Author : 예수영  
부산대학교 의학전문대학원 BK21 고급의료인력양성사업단  
Tel : 051-257-2866  
E-mail : syye@pusan.ac.kr

로 알려진 바이스펙트럼(bispectrum) 분석 기법을 도입하여 마취 심도를 나타내는 지표를 개발하였다. 이후 바이스펙트럼지수계(bispectrum index system, BIS, Aspect Co., USA)가 개발되어 마취심도의 평가에 사용되고 있으며, 특히 진정 상태를 평가 할 수 있는 유용한 도구로 평가되고 있다. 뇌파의 비선형 특성을 잘 반영하는 고차 스펙트럼 분석법의 하나인 바이스펙트럼 분석이 마취 심도 계측연구에 많이 적용되어지는 추세에 있다.

본 연구에서는 수술 중 계측된 뇌파의 스펙트럼 분석 파라미터 중 환자의 진정 수준을 반영 한다고 알려진 SEF의 유효성과 임상 적용의 한계를 확인하고 이러한 임상 적용의 한계를 극복하기 위하여 새로운 파라미터를 도출하고자 한다. 이를 위해 바이스펙트럼 분석을 통해 새로운 파라미터를 도출하고 얻어진 파라미터로 지표를 추출하여 그 유용성을 확인 하였다.

SEF지수가 마취심도에 따른 양상을 보이기는 하나 마취와 각성을 구별짓는 지표값의 편차 범위가  $\pm 10$ 내외로 지극히 낮은 특성을 가진다. 즉 낮은 변별력을 가지고 있는 것이 SEF의 1차적인 한계점이고, 또한 이 파라미터는 선형 분석 기법이므로 뇌파의 비선형성을 감안 할 때 적절하지 못한 분석기법으로 평가되어진다. SEF의 전체적인 양상은 마취 정도를 반영하고 있으나, 출력 데이터의 안정성이 최저에서 최고까지 변위의 폭이 매우 크다. 따라서 임상에서 실시간 지표로 활용하기에는 상당한 어려움이 있다. 이 때문에 보다 높은 변별력(0~100)을 가진 지표의 개발이 필요하며 이러한 새로운 지표의 개발은 뇌파의 특성을 반영하는 비선형 분석 기법을 사용하여 연구되어질 필요성이 있다.

본 논문에서는 바이스펙트럼 분석을 통해 분석된 데이터를 맵 형태로 출력하여 변화 양상을 2차원적인 형태로 관찰하였다. 이때 매 5초 간격의 분석 마다 최고 PSD(power spectrum density)값을 보인 상위 10개의 피크값을 저장하고, 분석 종료 후 전체 피크의 출현 빈도를 각성과 마취 중으로 구분하여 그 피크 출현 분포의 유의성을 관찰 하였다. 관찰된 전체 피크 분포양상을 근거로 마취와 각성 두 단계에서 최대 빈도를 보인 피크 10개 좌표를 각각 추출하여 각성 좌표 지점의 PSD합과 마취 중 좌표지점의 PSD 합의 비교를 통해 인덱스 연산을 실행하였다.

## II. 뇌파의 분석

계측된 뇌파 신호는 생체 신호 처리에 많이 사용되어지고 있는 기저선 보정(base line correction)과 선형성분 보정(Linear detrend)등의 두 가지 전 처리 과정을 수행하였다. 기저선 보정은 계측 신호에 내재된 오프셋 전압값을 제거하기 위해 사용하였다. 선형성분 보정은 전극의 장시간 부착, 발한등으로 인한 전극 접촉 부위의 저항 값이 점진적으로 변하여 신호가 일정한 기울기로 상승 또는 하강 하는 형태를 제거하기 위하여 적용되어졌다.

신호처리의 일반적 분석방법인 PSD를 이용하여 뇌파를 분석할 경우 임상적으로 유의한 마취심도를 평가 할 수 없다. 따라서 임상에서는 마취 중 EEG 신호의 특성을 고려한 다른 요소를 조합한 2

차 파라미터를 추출하여 마취심도 평가에 이용하고 있다. 이러한 뇌파의 2차 파라미터 생성의 기본 원리는 뇌파의 특징이 안정, 수면상태에 있을 때 서파(8Hz 이하)화되고, 뇌의 활동이 원할 할 때 속파(8 Hz ~ 이상)영역의 신호가 많이 출현 한다는 점에 근거를 두고 있다.

중추 신경계 측면에서만 본 마취는 수면과 같은 기전을 가지고 있으며 그에 따라서 마취의 진행은 곧 수면 뇌파의 경우와 유사하게 8Hz 이하의 서파 성분이 증가한다. 수면의 측면에서는 안정의 정도에 따라 8Hz 이하의 서파와 그 이상의 속파 성분의 구성비가 변화 한다는 점에 근거하여 파라미터들을 생성한다. 그리고 세부적인 의식, 또는 진정 상태 변화와 같은 뇌의 상태를 판독 하고자 하는 경우 특정 인자에 따라 파라미터를 추출 해야 할 필요성이 있다. 이러한 파라미터들 중 환자의 진정 수준상태와 높은 연관성이 있는 SEF(Spectral Edge Frequency)와 본 연구에서 개발한 바이스펙트럼 파라미터를 비교·분석하여 마취심도 판별을 위한 새로운 분석 파라미터 지수를 검출하고자 한다. SEF 정의는 전체 누적 파워스펙트럼에 대하여 하위 주파수의 파워스펙트럼 누적 합이 전체 파워스펙트럼의 95%를 넘어서는 지점의 주파수를 의미한다. 이 파라미터를 기준으로 본 연구에서 개발한 마취심도 지수를 평가 하고자 한다.

### A. 바이스펙트럼 분석 방법

바이스펙트럼 분석은 신호의 2차원 푸리에 변환으로 정의되어지며[9], 뇌의 구조적 중심을 신호 발생원으로 가정 했을 때 뇌기능 변화에 따른 뇌파 상호간의 비선형적인 상호 연동 현상을 반영 한다고 할 수 있다. 생체신호분석에 많이 이용되고 있는 파워스펙트럼 밀도(power spectrum density : PSD)도 매우 유용한 분석 방법이지만, 이 분석방법은 신호의 페이저(phase)에 관한 정보를 알 수 없다. 반면, 바이스펙트럼과 바이코히어런스는 매우 비슷한 분석방법으로 생체신호 처리에 있어서 유용한 정보를 배제하지 않고 신호의 특성을 파악 할 수 있게 한다.

바이스펙트럼을 정의하기 위해서, 계측되어진 생체신호를  $h_k$ 라고 하고, 그 신호를 L만큼의 길이로 나눈다. 여기서, L의 길이는 2의 멱급수로 정한다.  $h_{ik}$ 는 L 길이로 나누어진 세그먼트의 l번째 하위 세그먼트에서 k번째 데이터를 의미한다. 이들 하위 세그먼트들에 푸리에 변환을 적용한다.  $\tilde{h}_{ij}$ 는 l번째 하위 세그먼트의 푸리에 변환 후의 j번째 데이터이다. 위의 정의들을 이용하여 바이스펙트럼을 정의하면 다음과 같다.

$$B(j, m) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \tilde{h}_{ij} \tilde{h}_{lm} \tilde{h}_{l(j+m)}^* \quad (1)$$

바이스펙트럼은 다른 주파수대역에서 페이저의 상관관계에 대한 크기를 정량적으로 계산하는 방법이다[10]. 다른 대역신호와 관련된 다중 주파수를 포함하는 신호는 흥미로운 바이스펙트럼 구조를 나타낸다. 바이코히어런스는 0과 1사이로 정규화 되어진 바

이스펙트럼의 크기를 정량적으로 계산하는 방법이고, 다음과 같이 정의되어진다[11].

$$b^2(j, m) = \frac{|\sum \tilde{h}_{lj} \tilde{h}_{lm} h_{l(j+m)}^*|^2}{\sum |\tilde{h}_{lj} \tilde{h}_{lm}|^2 \sum |h_{l(j+m)}|^2} \quad (2)$$

$$= L^2 \frac{|B(j, m)|^2}{\sum |\tilde{h}_{lj} \tilde{h}_{lm}|^2 \sum |\tilde{h}_{l(j+m)}|^2}$$

### III. 실험 방법

마취과 학회에서 제공하는 신체 분류 등급 중 ASA1(건강한 환자), ASA2(경한 전신 질환, 기능 제한 없음)등급의 환자를 대상으로 하였으며, 치매 또는 신경 정신 병력을 가지고 있을 경우 획득된 신호에 영향을 미치므로 배제 하였다. 또한 소아의 경우 뇌파의 상태가 성인과 다르게 불안정 하게 나타나므로 뇌파가 안정된 15세 이상의 성인을 대상으로 하여 진행 하였다. 또한 뇌파 검사에 심리적 거부감을 나타내지 않는 환자를 대상으로 한다. 수술실에 도착한 환자는 순간적인 의식소실을 목적으로 Thiopental sodium 4 mg/kg을 투여하고, 기관내 삽관을 용이하게 시행하기 위해 속상 수축 근이완제인 succinylcholin 0.6 mg/kg 1회 정맥주사를 하였다. 그리고 흡입 마취제인 enflurane을 투여하기 위해 기관내 삽관을 시행하고, 비탈 분극성 근이완제인 vecuronium을 45분마다 투여하였다. 수술 중 enflurane 농도는 1.6-2.0 vol%로 유지하였다.

마취의 단계는 수술 중 마취 진행 단계와 사전, 사후 계측 단계를 포함 하여 수술 전, 수술 중, 수술 후의 3단계로 구분 한다. 수술 중 마취 단계의 진행은 입회한 마취 담당의의 시술 중 구두 선언에 따라 진행 하며 그에 따라 뇌 전위 계측을 수행하고, 수술 진행 상황을 기록 하였다.

수술 전 뇌파의 계측은 수술실 도착 직후 이루어 져야 하지만 수술 진행 여건상 수술실 도착 직후 마취 유도 단계로 바로 진행 하는 것이 통상 적이며 소요 시간 또한 5분 내외로서 극히 짧은 시간 데이터만을 얻을 수 밖에 없는 한계점을 가지고 있다. 또한, 병실에서 부터 환자에게 투여 된 전투약물로 인해 신뢰성 있는 데이터를 얻을 수 없다. 이러한 이유로, 수술 직전의 다양한 사전 처치 등이 안정적인 뇌파 계측에 많은 장애요소로 작용 하게 된다. 위와 같은 다양한 제약 요소들로 인하여 수술 전 비교 데이터 계측을 위하여 수술 1일 전 병실 대기 중인 환자로부터 수술 전 데이터를 계측 하였다. 각성 단계의 환자 역시 회복 단계에서의 손 떨림과 같은 다양한 계측 방해 요소가 존재하여 회복실 계측 역시 용이 하지 못하므로 수술 1일 후 병실 대기 중인 환자로부터 계측 한다. 본 실험에서 계측된 수술 전, 중, 후의 데이터는 위에 기술된 것과 같이 불연속적으로 획득된 데이터를 이용하여 실험을 하였다.

계측 대상 인원은 총 12명의 ASA1, ASA2 등급의 수술 환자를 대상으로 하였다. 전극은 은/염화은 전극을 사용 하였으며, 전극을

효과적으로 부착하기 위하여 접착식 패치 형태의 일회용 전극을 사용 하였다. 전극의 배치는 국제 뇌파 및 임상 뇌 대사 학회 연맹 (International Federation of societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology)에서 추천한 10-20 전극 배치법에 따라 실제 계측 전극은 전두엽 FP1 전극, 그라운드 (Gnd) 전극, 컷볼의 레퍼런스(reference) 전극 등 3개 지점에 부착 하였다. 10-20 전극 배치법은 각 전극간 배치 비율이 두정부(Cz)를 중심으로 앞으로는 nasion, 뒤로는 inion, 옆으로는 양쪽 컷바퀴의 윗부분까지의 비율을 각각 50으로 가정 했을 때 전극간 20%, nasion, inion 컷바퀴 부분에서 10%의 비율로 위치를 잡은 것이다.

#### A. 뇌전위 계측기 및 분석 방법

뇌파신호의 분석에 사용되어지는 영역은 일반적으로 100Hz 미만의 성분이 주로 적용되어지고 있으며, 마취 심도 평가에 사용되어지는 SEF, MF 파라미터 추출에 유용한 주파수 대역은 60Hz Notch 필터의 영향을 받지 않는 신호 대역인 35 Hz 이내 영역의 신호에서 주로 추출되어진다. 따라서 본 실험에서는 256 Hz의 샘플링율로 계측 하였으며, 뇌파 계측기는 EEG, Plethmograph, ECG 등을 동시 계측 할 수 있는 Physiolab 800(제작사: 세로텍) 모델을 사용하여 계측 하였다. 입력 신호에 대한 필터 설정은 저주파대역 필터(LPF) 35Hz, 고주파대역 필터(HPF) 1Hz, 이득 (gain) 설정은 100K, 8채널 NI DAQ500(12 bit resolution) A/D Converts를 사용하여 계측을 수행 하였다.

수술전-마취중-수술후 전기간에 걸쳐 매 5초 간격으로 바로 직전 5초의 데이터를 포함하여 10초간 데이터를 SEF와 바이스펙트럼 분석을 하였다. 파워스펙트럼 밀도 분석 파라미터인 SEF 파라미터를 기준으로 바이스펙트럼의 2차원 파워스펙트럼 밀도 맵과 최상위 10개의 PSD 피크 좌표 데이터를 인덱스 추출을 위하여 저장 · 분석하였다.

### IV. 실험 결과

#### A. 스펙트럼 분석

임상에서 마취 심도에 대한 보조 지표로 사용 되고 있는 SEF 결과는 아래 Fig. 1과 같이 마취 심도에 대한 유의한 변화를 보여 주는 한다. 12명의 분석 과정에서 대략 SEF 인자는 각성 중 27 ~ 28, 마취 상태에서는 19 ~ 24 정도의 수치를 보였으며, 환자 상태에 대한 판정 인자로 SEF는 유용한 파라미터임을 확인 하였다. 그림 1을 60초 구간으로 이동 평균 (moving average) 처리를 실행 하였으며 그 결과는 아래의 Fig. 2와 같은 양상으로 보다 부드럽고 명확한 결과를 나타내었다.

아래 표는 전체 12명 환자의 SEF값의 최소 · 최대값과 마취 중 평균치 그리고 최대 · 최소 값의 편차를 나타내었다.

위의 12명 환자 데이터 분석 결과 마취 진행 전 · 후의 각성 상태에 있는 환자의 SEF 수치는 28 내외에서 계측되고 마취상태에 놓

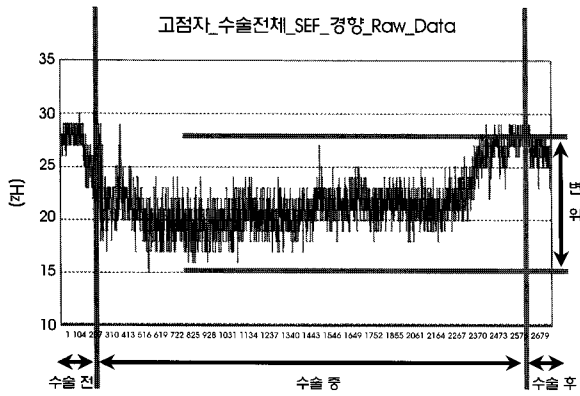


그림 1. 마취 중 SEF의 변화  
Fig. 1. The variation of SEF during the anesthesia

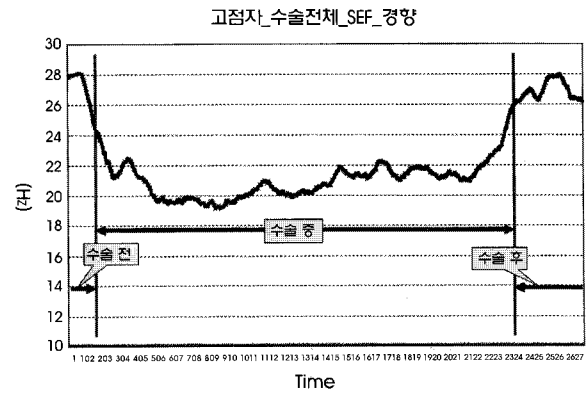


그림 2. 마취 중 SEF의 이동평균 변화  
Fig. 2. The variation of the moving average of SEF during the anesthesia

인 환자의 SEF 수치 19 ~ 24 내외의 구간에 존재 하고 있음을 확인 할 수 있다. 그러나 대부분의 환자는 마취와 각성을 나타내는 지표의 편차가 4 이내 이고 가장 좁은 환자에서 2.22 로 지극히 낮은 변별 구간을 가지고 있다. 이러한 낮은 변별력과 뇌파의 비선형성을 반영하고 있지 못하다는 점 때문에 임상에서 높은 신뢰를 얻지 못하고 있다. 특히 실시간 평가 지표로는 사용되어지지 못하고 있는 실정이다.

**B. Bispectrum 분석**

선형 분석 결과를 토대로 하여 보다 많은 뇌파의 비선형 요소를 고려한 분석을 실행하기 위하여 비선형 분석 기법의 하나인 바이스펙트럼 분석을 실행 하였다. 본 연구에서는 실시간(매 5초)으로 비선형 바이스펙트럼 분석을 실행하였고, 그 결과를 2차원 맵의 형태로 출력 하였다. 마취 진행 단계에 따른 2차원 맵은 주요 마취 진행 과정, 즉 수술전(각성상태), 수술중(마취중), 수술후(각성상태)의 상태를 잘 반영 하는 것으로 관찰되어 졌다. 아래 Fig. 3을 통해 이를 확인 할 수 있다.

Fig. 3에서, 작은 사각형은 매 5초 간격으로 나타나고, 데이터 양은 5초가 오버랩되어 10초의 데이터로 2차 맵 결과로 나타나고 있으므로 총 125초의 데이터를 나타내고 있다.

수술 전인 각성 상태에서의 파워스펙트럼 밀도 분포는 1 ~ 32 Hz 전구간에 걸쳐 나타나고, 짙은 적색의 피크는 주로 10, 10Hz 주파수 좌표 이상의 구간에서 주로 출현하고 있음을 확인 할 수 있다. 수술 중 데이터에서는 파워스펙트럼 밀도 분포가 현격하게 1 ~ 15 Hz 이내에 집중되어 짐을 확인 할 수 있고, 또한 적색으로 표시되는 주요 피크가 10, 10 Hz 주파수 좌표 지점 이내에 집중되어 나타남을 확인 할 수 있다. 수술 후(각성상태) 상태에서는 수술 전과 유사하게 파워스펙트럼 밀도 분포는 전구간 1 ~ 32Hz에 걸쳐 나타나고 주요 짙은 적색으로 나타나는 피크는 10, 10Hz 주파수 좌표 이상의 구간에서 주로 출현하고 있음을 확인 할 수 있다. 위와 같은 유의한 파워스펙트럼 밀도 분포의 변화를 정략적으로 나타내기 위하여 각 단계별 주요 피크(짙은 적색으로 나타남) 10개를 데이터 분석시 함께 별도로 저장 하였다. 본 연구에서 실험 환자들에게서 거의 동일한 위치에서 피크 출현 현상을 보임으로써 유의한 특성을 관찰 할 수 있었다. 따라서 이 피크 출현 정보를 인덱스 추

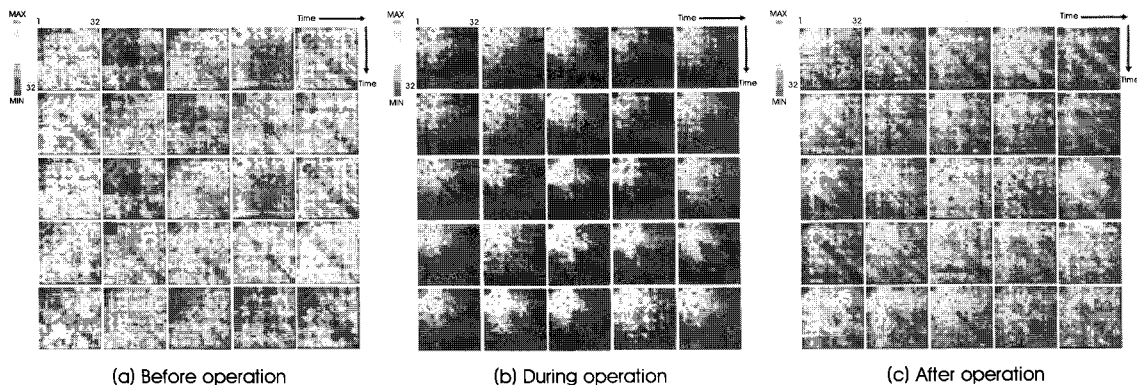


그림 3. 마취 중 바이스펙트럼 분석  
Fig. 3. Bispectrum analysis during anesthesia

표 1. SEF의 최대 최소값들

Table 1. Maximum and minimum values of SEF.

	Patient	Min.	Anesthesia Average.	Max.	Awake Average.	Variation
1	A	21.18	23.61	28.07	27.71	4.10
2	B	20.53	22.74	27.33	26.97	4.23
3	C	20.87	23.83	28.82	27.92	4.09
4	D	21.90	24.40	28.37	26.55	2.15
5	E	20.43	23.32	28.17	27.98	4.66
6	F	20.52	22.96	28.38	27.53	4.57
7	G	22.02	23.81	28.12	27.33	3.52
8	H	22.03	23.78	28.17	27.81	4.03
9	I	24.43	27.31	31.65	29.53	2.22
10	J	21.23	23.67	27.75	26.90	3.23
11	K	20.20	23.24	28.75	26.99	3.75
12	L	19.173	22.10	28.15	26.97	4.87
	Total	21.21	23.73	28.48	27.51	3.78

표 2. 각성과 마취상태의 좌표들

Table 2. The coordinates of awake and anesthesia state.

Num.	Awake	Anesthesia
1	2, 2	8, 8
2	2, 3	9, 9
3	2, 4	8, 17
4	2, 8	9, 17
5	2, 9	9, 18
6	3, 3	9, 19
7	4, 2	17, 8
8	4, 3	17, 9
9	4, 4	18, 9
10	4, 5	19, 9

출에 이용하여 마취심도를 평가 하였다.

이 피크 정보를 이용하여 환자의 마취 상태를 반영하는 새로운 지표 추출을 위하여 바이스펙트럼 분석 중 저장된 주요 파워스펙트럼 밀도 피크 좌표 데이터의 출현 양상을 12명 환자 데이터 전체를 대상으로 추출 합산하여 Table 1과 같은 양상을 관찰 하였다. 12명 환자 전체에 대해 매 5초 간격으로 실행된 바이스펙트럼 분

석에서 최상위 파워스펙트럼 밀도 10개 좌표의 출현 빈도를 통합한 결과이다. 수술 전·후의 상태는 각성으로 통합 처리 하였다.

이상의 분포를 통해서 각성상태를 반영하는 주요 좌표와 마취 상태를 반영 하는 주요 주파수 좌표 10개를 Table 2와 Fig. 5에 나타내었다.

추출된 좌표는 마취와 각성 상태에서 가장 높은 파워스펙트럼

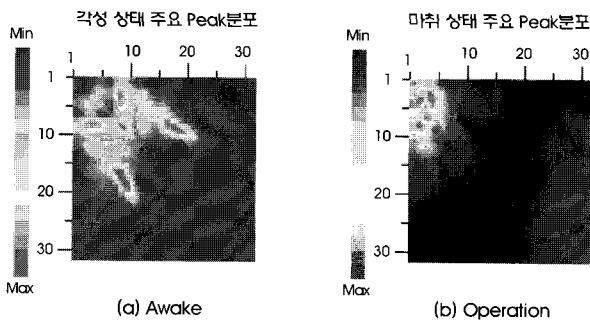


그림 4. 피크 출현률의 합  
Fig. 4. Sum of the peak appearance rate

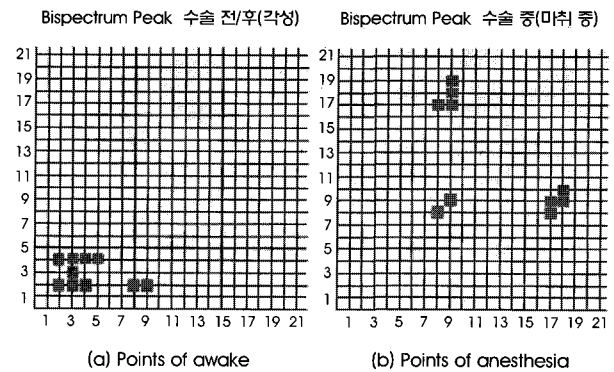


그림 5. 각성과 마취상태의 피크점들  
Fig. 5. Peak points of awake and anesthesia

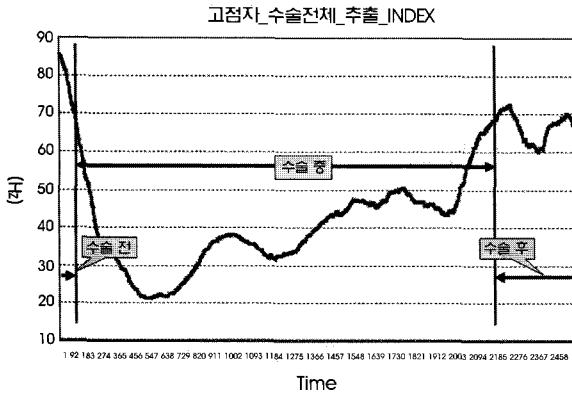


그림 6. 바이스펙트럼분석을 이용한 마취심도 지표 추출  
 Fig. 6. Evaluation index of an anesthesia depth using the bispectrum analysis

밀도 변위를 나타낸 지점이기 때문에 동일 시간대 데이터 중 마취 인자를 잘 반영하는 주파수 좌표의 파워스펙트럼 밀도와 각성 상태를 반영하는 주파수 좌표의 파워스펙트럼 밀도 수치를 직접 비교함으로써 마취 상태를 반영하는 지표로 추출하여 사용 할 수 있었다.

위의 방법을 이용하여 추출된 값을 0 ~ 100이내의 값을 가지도록 환산한 결과가 Fig. 6과 같이 나타났다. 12명 환자들의 신호를 이용하여 마취심도 지표를 추출한 결과 각성은 60 ~ 90 사이의 수치를 보이고 마취 상태는 50 ~ 21 정도의 값을 보였다.

### V. 결론

선형 분석 기법인 스펙트럼 분석에 기반한 SEF 파라미터는 일정 수준에서 유용한 것이 사실이기는 하나 뇌파의 비선형성을 반영하지 못함으로 인해 신호의 불안정성이 실시간 분석에 적절하지 못한 특성을 지니고 있으며 더불어 낮은 변별력으로 인해 임상에서 높은 신뢰를 받지 못하고 있다. 이를 극복하기 위하여 뇌파의 비선형성을 표현할 수 있는 바이스펙트럼 분석을 통해 새로운 지표 개발을 시도하고자 하였다. 이를 위해 2차원 맵을 통해 바이스펙트럼 분석이 마취 단계별로 특성화된 양상으로 나타남을 확인함으로써 바이스펙트럼 분석의 유용성을 검증 하였고, 실제 마취 지표를 개발하기 위하여 최상위 파워스펙트럼 밀도 분포 자료를 동시에 수집 하였다. 이를 이용하여 12명의 환자에게서 획득된 데이터를 분석하여 각성(수술전, 수술후) 상태와 마취중(수술중) 두 상태로 분류하여 이들 최상위 파워스펙트럼 밀도가 특징적으로 구별되어짐을 확인 할 수 있었다. 이러한 특징을 나타내는 주요 피크 주파수 좌표 10개 지점을 인덱스 생성을 위하여 선별 하였다. 이들

좌표들은 특징적으로 피크가 많이 출현하는 주파수 좌표 지점으로 인덱스 생성의 기본 자료로 사용하였으며, 인덱스 값의 범위는 0 ~ 100로 표현되어지게 하였다. 그 결과 마취중인 환자로부터는 20 ~ 50 이내의 수치를 계측 하였고, 각성 상태인 수술전 또는 마취 회복 후의 환자로부터는 최고 90 ~ 60이상의 값을 나타내는 지표를 추출 하였다. 향후 추가적인 연구 분석을 통해 마취와 각성의 변별 지표의 유용성 검증을 위해 다양한 약물 및 다양한 수술 환자를 대상으로 지표 추출을 시도 해 볼 필요성이 있다.

### 참고문헌

- [1] Jeleazcov C, Fechner J, Schwilden H., "Electroencephalogram monitoring during anesthesia with propofol and alfentanil: the impact of second order spectral analysis," *Anesth Analg*, vol. 100, pp. 1365-1369, 2005.
- [2] Jeleazcov C, Schwilden H., "Bispectral analysis does not differentiate between anaesthesia EEG and a linear random process [in German]," *Biomed Tech (Berl)*, vol. 48, pp. 269-274, 2003.
- [3] C. Thornton and R.M. Sharpe, "Evoked responses in anaesthesia," *British Journal of Anaesthesia*, vol. 81, pp. 771-781, 1998.
- [4] Sandin RH, Enlund G, Samuelsson P, Lennmarken C, "Awareness during anaesthesia: A prospective case study," *Lancet*, vol. 355, pp. 707-711, 2000.
- [5] W. Y. Baek, B. K. Kim, J. S. Goh, S. M. Choi, M. G. Lee, C. Y. Kim "Spectral analysis of EEG during inhalation of halothane, enflurane, and isoflurane in the rat," *Korean J. Anesthesiol*, vol. 27, no 10, pp. 1217-1228, 1994.
- [6] M. G. Lee, W. Y. Baek, B. K. Kim, C. Y. Kim, "Evaluation of anesthetic effects of enflurane by spectrum analysis of rat EEG," *Korean J. Anesthesiol*, vol. 25, no. 4, pp. 648-655, 1992.
- [7] Faulconer A jr., Bickford RG., *Electroencephalography in Anesthesiology*, Springfield, Illinois; Thomas, 1960.
- [8] Sigl JC, Chamoun NC, "An introduction to bispectral analysis for the EEG," *J. Clin Monit.*, vol. 10, no. 6, pp. 392-404, 1994.
- [9] J. D. Park, S. Y. Ye, G.R. Jeon, Y. Huh, "The estimation of the depth of anesthetic using higher-order spectrum analysis of EEG signals," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 28, April, pp. 287-283, 2007.
- [10] Helmut Schwilden, "Concepts of EEG processing: from power spectrum to bispectrum, fractals, entropies and all that," *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, vol. 20, no. 1, pp. 31-48, 2006.
- [11] J.W.A. Fackrell, S. McLaughlin, P. White, "Practical issues concerning the use of the bicoherence for the detection of quadratic phase coupling," in *Proc. IEEE-SPATHOS Workshop on Higher-Order Statistics*, 1995, pp. 310-314.