

바이코히어런스 분석 기법을 이용한 마취 단계별 뇌파의 특성 분석

論 文
55D-1-7

EEG Signal Characteristic Analysis for Monitoring of Anesthesia Depth Using Bicoherence Analysis Method

朴 濬 模* · 朴 鍾 德* · 田 桂 錄* · 許 榮**
(Jun-Mo Park · Jong-Duk Park · Gye-Rok Jeon · Young Huh)

Abstract - Although researchers have studied for a long time, they don't make criteria for anesthesia depth. Anesthetists can't make a prediction about patient's reaction. Therefore, patients have potential risk such as poisonous side effect, late-awake, early-awake and strain reaction. EEG are received from twenty-five patients who agreed to investigate themselves during operation with Enflurane-anesthesia in progress of anesthesia. EEG are divided pre-anesthesia, before incision of skin, operation 1, operation 2, awaking, post-anesthesia by anesthesia progress step. EEG is applied pre-processing, base line correct, linear detrend to get more reliable data. EEG data are handled by electronic processing and the EEG data are calculated by bicoherence. During pre-anesthesia and post anesthesia, appearance rate of bicoherence value is observed strong appearance rate in high frequency range(15~30Hz). During the anesthesia of patient, a strong appearance rate is revealed the low frequency area(0~10Hz). After bicoherence is calculated by percentage of a appearance rate, that is, Bicpara#1, Bicpara#2, Bicpara#3 and Bicpara#4 parameter are extracted. In result of bicoherence analysis, Bicpara#2 and Bicpara#4 are considered that the best parameter showed progress of anesthesia effectively. And each separated bicoherence are calculated by average bicoherence's numerical value, divide by 2 area, appear by each BicHz#1, BicHz#2, and observed BicHz#1/BicHz#2's change. In result of bicoherence analysis, BicHz#1, BicHz#2 and BicHz#1/BicHz#2 are considered that the best parameter showed progress of anesthesia effectively. In conclusion, I confirmed the anesthesia progress phase, concluded to usefulness of parameter on bispectrum and bicoherence analysis and evaluated the depth of anesthesia. In the future, it is going to use for doctor's diagnosis and apply to protect an medical accident owing to anesthesia.

Key Words : Bicoherence, Anesthesia, EEG, High Order Spectrum

1. 서 론

효과적으로 수술을 시행하기 위해서는 적절한 마취심도를 유지하여야 한다. 따라서 수술 중 마취심도를 측정할 수 있는 객관적인 기준이 제시되어야만 적절하지 못한 마취에 의해 나타날 수 있는 부작용을 예방할 수 있다[1]. 그러나 전신마취가 도입된 이래 현재까지 지속적으로 객관적인 기준의 제시에 대한 연구가 수행되었으나 만족할만한 기준이 제시되지 못하고 있는 실정이다.

흡입마취가 도입된 초기에는 호흡양식, 동공의 크기, 안구운동, 근이완 정도, 반사작용 등의 생리적 현상들을 이용하여 마취의 단계를 구분하였다[2]. 그러나 이 방법들은 수술 전 처치, 정맥마취제, 근이완제, 새로운 흡입마취제 및 마취 중 투여하는 여러 약물들의 사용으로 마취 단계의 구분이

어렵게 되었다. 생리적 현상 중 마취약물에 의한 심혈관계 반응은 주로 심근 활성도의 억제 및 혈관 저항의 감소에 의해 혈압의 하강을 유발시킨다. 이러한 심혈관계의 반응에 의해 마취 단계를 구분하려는 연구가 수행되었다[3-4]. 그리고 심전도 신호를 이용하여 심혈관계의 변화 양상을 추출하여 마취심도를 분석하는 연구가 수행되었으며, 최근에는 HRV를 이용한 마취심도 측정기인 Anemon(MCSA, medical control SA Co., Switzerland) 기기가 개발되어 임상에 적용되고 있다. 다음으로 청각유발전위(auditory evoked potential, AEP)에 의한 마취심도의 분석에 관한 연구가 수행되어[5] 정맥마취 약물의 투여 시 AEP의 변화 양상을 관찰하였으나 마취심도의 기준으로는 한계가 있다고 보고되었다. 그리고 뇌파 신호를 이용한 마취심도에 관한 연구는 Gibbs[6]에 의해 시도되었으며, 마취시 주요 작용부위가 중추신경계임에 입각하여 뇌의 대사 활동과 약물 작용의 상호연관성이 있다는 점을 증명하기 위해 뇌파를 이용한 마취심도 평가 연구를 수행하여 마취가 깊어지면 뇌파의 신호는 느려진다고 보고하였다. 그러나 뇌파의 변화와 마취심도와 의 상관관계는 광범위한 연구가 수행되었지만 마취약물 투여에 따른 변화가 심하며 사용이 번거롭고 자료의 방대함과 분석의 복잡성으로 인하여 임상에서는 도움이 되지 않고 있다[7]. 그리고 Bickford[8]에 의해 전신마취 시 발생하는 뇌

† 교신저자, 正 會 員 : 한국전기연구원 융합기술연구단
E-mail : dmz519@keri.re.kr

* 正 會 員 : 부산대학교 의과대학 의공학교실

** 正 會 員 : 한국전기연구원 융합기술연구단

接受日字 : 2005年 10月 23日

最終完了 : 2005年 11月 29日

파의 주파수 구성성분의 변화 양상을 이용하여 마취심도를 평가하는 압축스펙트럼 배열(compressed spectral array, CSA) 기법이 연구되었다. 1994년 Sigl[9]가 뇌파 신호 분석에 고차스펙트럼 분석법의 하나인 비선형 분석법으로 알려진 바이스펙트럼(bispectrum) 분석 기법을 도입하여 마취심도를 나타내는 지표를 개발하였다. 이후 바이스펙트럼지수(bispectral index system, BIS, Aspect Co., USA)가 개발되어 마취심도의 평가에 사용되고 있으며, 특히 진정 상태를 평가할 수 있는 유용한 도구로 평가되고 있다.

뇌파와 같은 비선형 신호를 분석하기 위해 1 차원 파워스펙트럼을 주로 사용되며, 시계열 신호 속에 포함된 여러 주파수 성분의 분포 특성을 분석하기 위해 사용된다. 그러나 파워스펙트럼은 주파수간의 위상관계는 나타내지 못하며 단지 주파수의 분포 특성만을 반영한다. 따라서 뇌파의 비선형 신호로부터 주파수 분포 특성과 위상결합을 검출하기 위하여 고차스펙트럼 분석 기법의 도입이 필요하게 되었다. 고차스펙트럼 중 바이스펙트럼은 파워스펙트럼보다 한 차원 높은 분석 기법으로서 주파수 분포 특성과 위상 결합에 대한 정보를 검출하는데 유용하게 사용된다. 이러한 바이스펙트럼을 정규화하면 바이코히어런스(bicoherence)를 검출할 수 있으며, 이차 위상결합이 우세한 주파수영역에서 높은 값으로 나타난다[10-12].

본 연구에서는 마취 단계별 마취심도를 평가하기 위하여 수술 중 환자의 뇌파를 계측하여 마취심도의 평가에 유용한 파라미터를 검출하였으며, 마취 경과에 따라 계측된 뇌파 신호를 분석하기 위하여 바이코히어런스 분석 기법을 적용하였다[13]. 먼저 바이코히어런스 연산에 의해 피크출현비(peak appearance rate)를 검출하여 2 차원 맵(map)으로 도시하고 마취 단계별 피크의 출현 양상을 관찰하였고 바이코히어런스 피크 출현 양상을 객관화된 수치로 나타내기 위하여 뇌파의 구성성분들을 주파수 대역별로 구분하고 피크 출현 지점을 영역 분할하여 출현 빈도를 수치값으로 나타낸 후 마취 단계별 변화 추이를 관찰하였다.

2. 뇌파의 신호처리

마취에 따른 수술 환자의 뇌파 신호를 측정하여 마취심도 평가에 유용한 파라미터의 개발을 위해서는 신호처리 기법의 적용은 필수적이다. 따라서 본 연구에서는 수술환자로부터 측정된 뇌파 신호를 보다 정확하게 분석하기 위하여 다음과 같은 신호처리 방법을 적용하였다. 먼저 생체신호 계측기를 사용하여 뇌파 신호를 획득한 후 고역통과필터(low pass filter), 저역통과필터(high pass filter) 그리고 노치필터(Notch filter) 등의 주파수 대역을 설정하여 뇌파 신호에 혼입되어 있는 잡음을 최소화하였다. 그리고 잡음이 최소화된 뇌파 신호의 기저선 보정(base line correction)과 선형성분(linear detrend) 제거를 위한 전처리 과정을 수행하였다. 전처리 과정을 거친 신호는 마취심도 분석에 유용한 특징 파라미터를 추출하기 위하여 바이코히어런스 분석 기법을 이용하여 마취 단계별 뇌파 신호의 이차 위상결합을 관찰한 후 주파수영역에 따른 특징 파라미터를 추출하였으며, 본 연구에서 사용한 뇌파 신호처리에 대한 일련의 과정을 그림 1에 나타내었다.

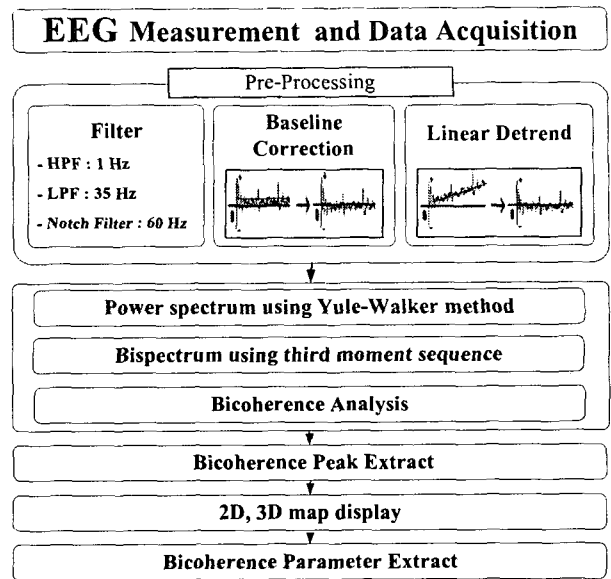


그림 1 EEG 신호처리의 흐름도

Fig. 1. Flowchart of signal processing of the EEG signal.

2.1 바이코히어런스 분석

시스템의 입력을 $W(n)$ 을 비가우시안화이트노이즈(non-gaussian white noise, NGWN)이라고 가정하고 시스템의 임펄스 응답을 $h(n)$ 이라면 출력 $y(n)$ 은 다음 수식과 같이 표현할 수 있다.

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k) W(n-k) \quad (1)$$

여기서 $E\{W(n)\}=0$, $E\{W^2(n)\}=\sigma w$, $E\{W^3(n)\}=\beta \neq 0$ 이다. 그리고 $y(n)$ 이 3차 정상성(third order stationary)이라면 $y(n)$ 의 3차 모멘트 시퀀스(third moment sequence)는 다음 수식으로 나타낼 수 있다.

$$R_y(m,n) = E\{y(1)y(1+m)y(1+n)\} \times \sum_{s=-\infty}^{\infty} h(t) W(1+m-s) \\ = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{s=-\infty}^{\infty} \sum_{t=-\infty}^{\infty} h(k)h(s)h(t)\beta \times \alpha \\ (n-s+k, n-t+k) \\ \delta(p, q) = \begin{cases} 1 & p=q=0 \\ 0 & \text{그 외} \end{cases} \quad (2)$$

$y(n)$ 의 바이스펙트럼 $B_y(w_1, w_2)$ 은 다음 수식과 같이 표현할 수 있다.

$$B_y(w_1, w_2) = \sum_m \sum_n R_y(m,n) \exp[-j(w_1 m + w_2 n)] \\ \times \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{s=-\infty}^{\infty} \sum_{t=-\infty}^{\infty} \{h(k)h(s)h(t) \exp[-j(w_1(s-k) + w_2(t-k))]\} \\ = \beta H(w_1)H(w_2)H^*(w_1, w_2)$$

$$H(w) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)\exp(-jk) \quad (3)$$

만약 시스템 h(n)을 다음과 같은 p차 AR 모델식으로 다음 수식으로 표현할 수 있다고 가정하자

$$Y_n + \sum_{i=1}^p a_i y(n-i) = W_n \quad (4)$$

식 (4)에 의해 식 (3)의 H(w)는 다음 수식과 같이 표현할 수 있다.

$$H(w) = |H(w)|\exp(j\phi(w)) = \frac{1}{1 + \sum_{i=1}^p a_i \exp(-jw\Delta t i)} \quad (5)$$

여기서 Δt 는 샘플링 주기이다. 그리고 $B_y(w_1, w_2)$ 의 크기와 위상은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$|B_y(w_1, w_2)| = |H(w_1)||H(w_2)||H(w_1 + w_2)| \quad (6)$$

$$\Psi(w_1, w_2) = \phi(w_1) + \phi(w_2) - \phi(w_1 + w_2) \quad (7)$$

그리고 식 (4)의 Y_n 은 3차정상성이므로 다음과 같은 수식을 만족하여야 한다.

$$R_y(-k, -1) + \sum_{i=1}^p a_i R_y(i-k, i-1) = 0 \quad k, 1 > 0 \quad (8)$$

만약 k=1 이고 i = 0, ..., p 이라면 식 (8)은 다음 수식과 같이 표현할 수 있다.

$$R_y A = B \quad (9)$$

여기서 R_y 는 다음과 수식과 같이 나타낼 수 있다.

$$R_y = \begin{pmatrix} R(0, 0) & R(1, 1) & \dots & R(p, p) \\ R(-1, -1) & R(0, 0) & \dots & R(p-1, p-1) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ R(-p, -p) & R(-p+1, -p+1) & \dots & R(0, 0) \end{pmatrix} \quad (10)$$

$$A = [1, a, a, \dots, a]$$

$$B = [\beta, 0, 0, \dots, 0]$$

따라서 AR 모델의 출력 신호에 대한 3차 모멘트 시퀀스 R(k, k) (k=0, +1, +2, ..., +p)를 알고 모델의 입력을 안다면 식 (5), (7), (8), (9)로부터 모델의 출력 신호에 대한 바이스펙트럼을 추정할 수 있다. 또한 바이코히어런스는 바이스펙트럼을 정규화시켜 얻을 수 있으며 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$BC(w_1, w_2) = \frac{B_y(w_1, w_2)}{\sqrt{P(w_1)P(w_2)P(w_1 + w_2)}} \quad (11)$$

여기서 P(w)는 Yule-Walker method을 이용한 AR 모델

로 구한 파워 스펙트럼이고 $B_y(w_1, w_2)$ 는 3차 모멘트 시퀀스를 이용하여 구한 바이스펙트럼이다. 따라서 $B_y(w_1, w_2)$ 와 P(w)는 각각 다른 예측계수를 사용하였기 때문에 식 (11)의 바이코히어런스는 FFT에 의한 바이코히어런스와 달리 1 보다 큰 값을 가질 수 있다[14]. AR 모델을 이용한 바이코히어런스 함수의 값을 계산하기 위한 흐름도를 나타내면 Fig. 2과 같다.

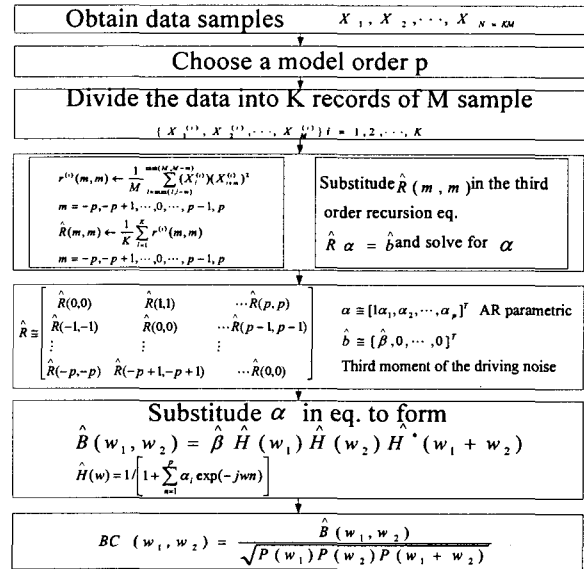


그림 2 바이코히어런스 계산의 흐름도
Fig. 2. Flowchart of the proposed parametric bicoherence calculation.

2.2 바이코히어런스 분석 파라미터

바이코히어런스 분석 기법을 이용하여 마취심도 평가를 위한 파라미터의 개발을 위해서는 바이코히어런스의 피크 크기를 객관화된 수치로 나타내었으며, 바이코히어런스의 피크 크기를 2 차원 상의 맵(map) 형태로 표현하기 위하여 각 지점에서의 피크 크기가 높을수록 적색으로 표시하고, 피크 크기가 낮을수록 파란색으로 표시하여 피크 크기를 2 차원 데이터로 재구성하였다. 이러한 과정을 도시하면 Fig. 3와 같다.

2차원으로 재구성된 피크 크기부터 4 개의 영역을 분할하여 각 영역에 대한 이차 위상결합 양상을 관찰하기 위하여 Fig. 5에 보여 것처럼 임의의 영역 분할을 하였으며, 분할된 각 영역에서의 피크 크기의 백분율을 계산하여 4개의 바이코히어런스 파라미터는 Bicpara#1, Bicpara#2, Bicpara#3, Bicpara#4로 나타내었고, 각 파라미터의 수식은 식 (12), (13), (14), (15)와 같이 표현할 수 있다. 그리고 분할된 각 영역에서 바이코히어런스의 값을 평균하였고, 낮은 주파수 대역인 0 - 8 Hz 까지의 바이코히어런스의 값을 BicHz#1, 높은 주파수 대역인 9 - 30 Hz 까지의 바이코히어런스 값을 BicHz#2 파라미터로 2 개의 영역으로 추출하였으며, BicHz#1/BicHz#2의 파라미터도 분석하였다. 각 파라미터의 수식은 식 (16), (17)과 같이 나타낼 수 있다.

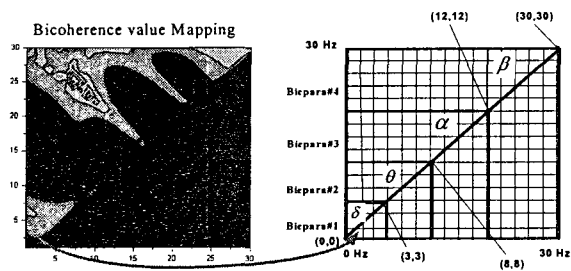


그림 3 바이코히어런스 피크 출현 빈도에서의 2차원적 재구성

Fig. 3. A region partition method in 2D map of bicoherence value

$$Bicipara\#1 = \frac{\delta power}{(\alpha power + \beta power + \theta power + \delta power)} \times 100 \quad (12)$$

$$Bicipara\#2 = \frac{\theta power}{(\alpha power + \beta power + \theta power + \delta power)} \times 100 \quad (13)$$

$$Bicipara\#3 = \frac{\alpha power}{(\alpha power + \beta power + \theta power + \delta power)} \times 100 \quad (14)$$

$$Bicipara\#4 = \frac{\beta power}{(\alpha power + \beta power + \delta power + \theta power)} \times 100 \quad (15)$$

$$BicHz\#1 = average(bicoherence[\theta power + \delta power]) \quad (16)$$

$$BicHz\#2 = average(bicoherence[\alpha power + \beta power]) \quad (17)$$

2.3 실험방법

본 연구에서는 마취 환자의 뇌파 신호를 계속하기 위하여 산부인과에 내원한 수술 환자 중 비교적 수술시간이 2 시간 내외이고, 전신 흡입마취 시술을 받은 환자를 연구 대상으로 선정하였으며, 수술 대상 환자군, 즉 28 - 54 세의 산부인과 환자 25명을 대상으로 뇌파 신호를 획득하였다. 뇌파 신호를 획득하기 위하여 생체신호계측기(PhysioLab 400, Physio Instrument Co., KOREA)를 사용하였다. 뇌파 신호를 측정하기 위하여 생체신호계측기의 출력 신호를 100 K의 이득으로 증폭하였으며, 35 Hz의 저역통과필터(low pass filter, LPF)와 1 Hz의 고역통과필터(high pass filter, HPF) 그리고 60 Hz 잡음의 제거를 위한 노치필터(notch filter)를 사용하였으며, 256 Hz로 샘플링 하였다. 본 연구에서 뇌파 신호의 계속에 사용한 생체신호계측기의 사진을 그림 4에 나타내었다.

전극의 부착 위치는 10 - 20 전극 배치법 중 전두엽 Fp1 전극 배치법을 사용하여 뇌파를 측정하였다. 마취의 경과에 따라서 수술 전(Pre., Before Operation), 마취유도(Induc., Anesthesia Induction), 수술 중 1(Oper. 1, Operation 1), 수술 중 2(Oper. 2, Operation 2), 각성(Awa., Awakening) 그리고 수술 후(Post., Post Operation) 등 6 단계로 뇌파 신호를 구분하여 분석하였다. 이와 같이 뇌파 신호 획득에 관한 일련의 과정을 순서대로 나타내면 Fig. 2와 같다. 신호처리 분석 소프트웨어는 Visual C++ 6.0(Microsoft Corporation,

USA)을 사용하였고, 파라미터 분석은 통계 처리로써 평균 비교의 일표본 T-검정을 사용하여 통계적 유의성을 관찰하였다. 통계적 유의 수준은 $p < 0.01$ 을 기준으로 하였으며 통계처리 소프트웨어는 SPSS 12.0(SPSS Inc. USA)을 사용하여 분석하였다.

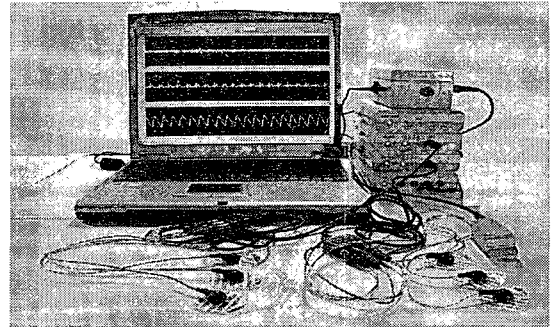


그림 4 생체계측시스템

Fig. 4. The bio-signal measuring system.

3. 결과 및 고찰

바이코히어런스는 뇌파의 이차 위상결합을 검출하고, 위상이 결합되어 있거나 결합되어 있지 않은 것이 동시에 존재하는 경우에 위상이 결합되어 있는 성분을 식별해낼 수 있는 유용한 수단으로 사용되어지고 있다. 각 주파수 대역에서의 바이코히어런스 분석한 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 각각의 마취 단계에서, 뇌파의 바이코히어런스 분석을 수행한 결과들을 살펴보면 수술 전에서와 마취 유도에서는 15 - 30 Hz의 고주파수 대역에서 이차 위상결합이 강함을 볼 수 있었으며, 수술 중 단계에서는 0 - 10 Hz의 저주파수 대역에서 이차위상결합이 크게 일어나는 사실을 확인할 수 있었다. 각성 단계에서는 수술 중 단계와는 비교해서 0 - 10 Hz의 저주파수 대역에서 피크치가 급격히 낮아지고 15 - 30 Hz의 고주파수 대역에서 피크치가 높아지는 것을 볼 수 있었다.

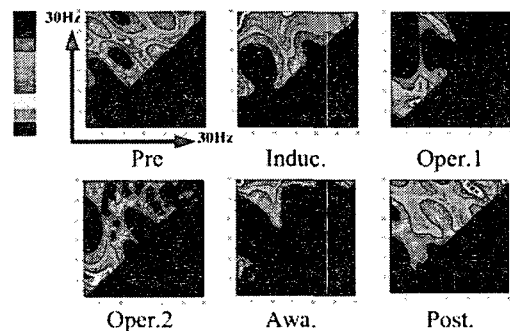


그림 5 마취단계별 바이코히어런스 출현 빈도

Fig. 5. A distribution bicoherence map at each anesthesia steps.

분할된 각 영역에서의 피크 크기를 백분율을 계산하여 Bicipara#1, Bicipara#2, Bicipara#3, Bicipara#4 파라미터를 추출하였다. 마취 단계별 각각의 파라미터의 평균 및 표준편차

를 TABLE 2에서 나타내었고, Bicpara#1, Bicpara#2, Bicpara#3, Bicpara#4 파라미터의 변화추이를 Fig. 6에 각각 나타내었다. Bicpara#1 파라미터의 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 비교적 낮은 수치를 나타내었으나, 수술 중 단계로 진행됨에 따라서 약 3.2 %의 증가하는 분포 양상을 보였고, 각성 단계에서는 3.3 %의 감소하는 분포 양상을 보였다. 하지만 수술 전 단계, 수술 중 1 단계 그리고 수술 중 2 단계에서는 유의 수준이 0.01 보다 큰 값을 가지고, 편차가 크게 발생함으로 마취 단계를 판별을 위한 파라미터로 유용하지 않았다. 그리고 Bicpara#2 파라미터는 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 비교적 낮은 수치를 보였지만, 수술 중 1 단계와 수술 중 2 단계에서는 약 13.8 %의 상승하는 분포 양상을 보였으며, 각성 단계로 진행됨에 따라서 12.5 %의 감소되는 분포 양상을 볼 수가 있었다. 수술 후 단계는 각성 단계와 비슷한 양상을 확인할 수 있었다. 각 단계별 유의 수준이 0.01 보다 작은 값을 가지며, 각 단계마다 유의한 분포 양상을 가지므로, 마취 단계를 판별을 위한 파라미터로 유용하리라 판단되었다. 그리고 Bicpara#3 파라미터의 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 비교적 낮은 분포 양상을 보였으며, 수술 중 1 단계와 수술 중 2 단계에서는 약 8 %의 증가하는 양상을 보였다. 그리고 각성 단계에서는 약 9.8 %의 급격히 감소하는 분포 양상을 보였으며, 수술 후 단계에서는 각성 단계와 비슷한 양상을 나타내었다. 각 단계별 일정한 패턴을 알 수가 있었으나, 수술 전 단계, 수술 중 1 단계 그리고 수술 중 2 단계에서는 유의 수준이 0.01 보다 큰 값을 가지고, 유의한 분포 양상을 보이지 않음으로 마취 단계 판별을 위한 파라미터로는 유용하지 않았다. 또한 Bicpara#4 파라미터의 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 매우 높은 값이 나타났으며, 수술 중 1 단계와 수술 중 2 단계는 마취 유도 단계에 비해 약 24 %의 급격하게 감소하는 분포 양상을 관찰할 수 있었다. 각성 단계에서는 약 22.5 %의 증가하는 양상을 보였고, 수술 후 단계에서는 각성 단계에 비해 약 2.5 %의 증가를 보였다. Bicpara#4 파라미터는 각 단계별 유의 수준이 0.01 보다 작은 값을 가지며, 각 단계마다 유의한 분포 양상을 보이므로, 마취 단계를 판별을 위한 파라미터로서의 유용하리라 판단되었다.

표 1 마취단계별 바이코히어런스 수치
Table 1. Mean and standard deviation and values of bicoherence parameter at anesthetic steps.

Parameter	Pre.	Induc.	Oper.1	Oper.2	Awa.	Post.
Bicpara#1	0.82±1.03	0.54±0.24*	3.78±1.59	4.24±1.51	0.95±0.38*	0.59±0.25*
Bicpara#2	2.94±1.17*	2.06±0.5*	15.89±2.71*	15.29±1.90*	2.74±0.62*	2.02±0.52*
Bicpara#3	4.98±1.99	3.70±1.24*	11.74±2.63	13.25±2.57	3.39±1.13*	2.04±0.68*
Bicpara#4	91.28±3.56*	93.76±1.43*	69.77±4.81*	70.31±4.70*	92.92±1.87*	95.39±1.04*

*유의수준(p) < 0.01

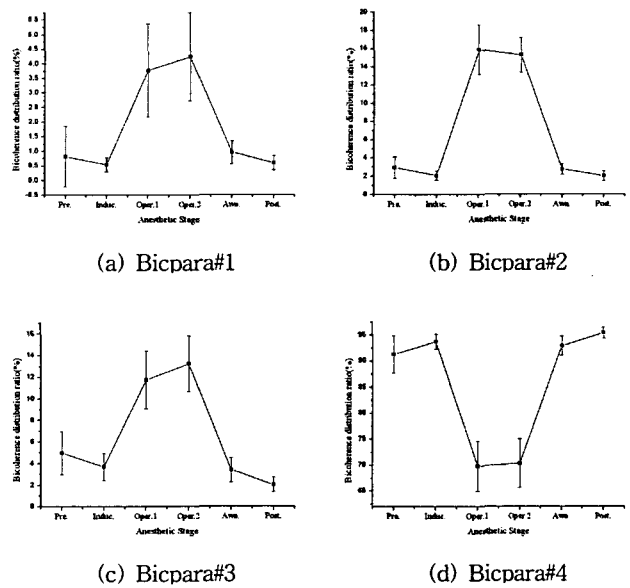


그림 6 마취단계별 바이코히어런스 파라미터 변화 양상
Fig 6 The trend of bicoherence variability at each anesthetic steps.

그리고 분할된 각 영역에서의 바이코히어런스의 수치를 평균하여, 낮은 주파수 대역을 BicHz#1, 높은 주파수 대역을 BicHz#2로 2 개의 영역으로 추출하였으며, 각 파라미터의 평균과 표준편차를 TABLE 2에 나타내었다. 마취 단계별 BicHz#1, BicHz#2, BicHz#1/BicHz#2 파라미터의 변화추이를 Fig. 7에 나타내었다. BicHz#1 파라미터의 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계에서 마취 유도 단계로 진행됨에 따라서 약 0.039 정도로 다소 감소되는 양상을 보였으며, 수술 중 1 단계와 수술 중 2 단계에서는 마취 유도 단계에 비해 약 0.095 정도로 증가하는 양상을 보였다. 그리고 각성 단계에서는 수술 중 단계와 비교해서 약 0.088 정도로 감소되는 양상을 보였으며 수술 후 단계에서는 각성 단계와 비슷한 바이코히어런스의 값을 나타내었다. 각 단계 유의 수준은 0.01 이하이고 표준편차가 적으므로 마취 단계를 판별하는데 유용한 파라미터임을 보였다. BicHz#2 파라미터의 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 바이코히어런스의 값이 높게 나타났으며, 수술 중 1 단계와 수술 중 2 단계로 진행됨에 따라 점점 감소되는 양상을 보였고, 각성 단계에서는 바이코히어런스의 값이 약 0.11 정도가 증가되었으며 수술 후 단계에서는 수술 전 단계와 비슷한 양상을 보였다. 각 단계 유의 수준은 0.01 이하이며, 표준편차가 적으므로 마취 단계를 판별하는데 유용한 파라미터임을 보였다. 또한 BicHz#1/BicHz#2 파라미터의 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 낮게 나타났으며, 또한 마취 유도 단계에서 수술 중 단계로 진행됨에 따라서 약 0.9의 증가하는 양상을 보였으며, 수술 중 단계에서 각성 단계으로 진행됨에 따라서 약 0.99의 감소하는 양상을 보였다. 각 단계 유의 수준은 0.01 이하로 각 단계별 유의한 값을 나타내며, 마취 유도, 수술 중 그리고 각성 단계의 구별에 유용한 파라미터로 나타났다.

표 2 마취단계별 BicHz#1 and BicHz#2, 그리고 BicHz#1/BicHz#2의 변화 양상

Table 2. The trend of BicHz#1 and BicHz#2, and BicHz#1/BicHz#2 variability at anesthetic steps.

Parameter	Pre.	Induc.	Oper.1	Oper.2	Awa.	Post.
BicHz#1	0.184± 0.012*	0.146± 0.012*	0.241± 0.008*	0.270± 0.008*	0.182± 0.012*	0.175± 0.014*
BicHz#2	0.331± 0.011*	0.237± 0.015*	0.156± 0.01*	0.169± 0.009*	0.279± 0.014*	0.313± 0.015*
BicHz#1/ BicHz#2	0.516± 0.061*	0.614± 0.075*	1.571± 0.178*	1.622± .118*	0.623± 0.069*	0.569± 0.072*

유의수준(p) < 0.01

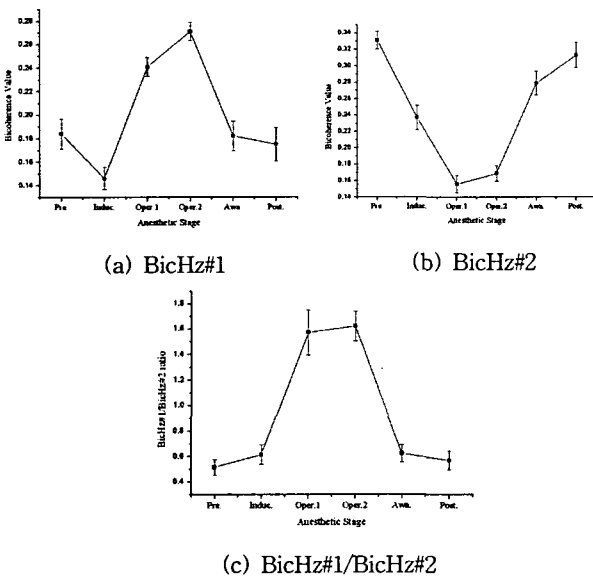


그림 7. 마취단계별 바이코히어런스 수치 파라미터 변화
Fig 7 The trend of bicoherence value parameter variability at each anesthetic steps.

4. 결 론

본 논문에서는 마취 단계별 수술 환자의 뇌파 신호를 분석하여 수술 중 마취심도를 평가할 수 있는 파라미터를 개발하고자 하였다. 마취 단계별로 구분된 뇌파신호의 분석을 위하여 신호의 필터링, 기저선 보정, 그리고 선형성분 제거 기법 등을 적용한 전처리 과정을 거친 뇌파 데이터는 AR 모델을 적용한 바이코히어런스 분석 기법을 적용하여 마취 단계를 평가하기 위한 파라미터를 다음과 같이 추출하였다.

바이코히어런스 분석 기법을 적용하여 마취 단계별로 각 환자별로 추출하였으며, 그 결과를 2 차원 맵으로 재구성하였다. 바이코히어런스에 의한 분석 결과를 살펴보면, 수술 전 단계와 마취 유도 단계에서는 15-30 Hz의 고주파수 대역에서 이차 위상결합이 강함을 볼 수 있으며, 수술 중 단계에서는 0-10 Hz의 저주파수 대역에서 이차 위상결합이 크게 일어남을 확인할 수 있었고, 각성 단계에서는 수술 중 단계와는 달리 15-30 Hz의 고주파수 대역에서 피크치가 높아지는 양상을 보였으며 수술 후 단계에서는 각성 단계와

비슷한 양상을 보였다. 마취 단계별 바이코히어런스의 변화 양상을 관찰함으로써 객관화된 마취심도의 분석이 가능할 것으로 판단되었다. 또한 마취 단계별 바이코히어런스의 수치를 객관적인 수치로 해석하기 위하여 Bicpara#1, Bicpara#2, Bicpara#3, Bicpara#4 파라미터를 추출하였으며, Bicpara#2, Bicpara#4 파라미터에서 마취단계별 분포양상이 뚜렷이 구별이 가능하여, 마취 단계를 판별을 위한 파라미터로 활용하기에 적절하리라 판단된다. 그리고 분할된 각 영역에서의 바이코히어런스의 수치를 평균하여, 2개의 영역으로 분할하였고 BicHz#1, BicHz#2, BicHz#1/BicHz#2 파라미터로 추출하여 변화추이를 관찰하였다. BicHz#1, BicHz#2, BicHz#1/BicHz#2 파라미터 모두 마취단계별 분포양상이 뚜렷이 구별이 가능하였으며, 마취 단계를 판별을 위한 파라미터로 활용하기에 적절하리라 생각된다.

본 연구를 통하여 뇌파 데이터의 바이코히어런스 분석에 의한 마취심도 평가의 가능성을 확인하였으며, 마취심도 계측을 보다 객관화된 수치로서 정량화 하여 마취 의사에게 제공함으로써 보다 적절한 마취약제의 사용이 가능하고, 마취 시술환자의 빠른 회복을 기대 할 수 있을 뿐만 아니라 마취로 인한 불의의 의료사고를 미연에 방지할 수 있으리라 판단된다. 그러나 뇌파 신호의 보다 정확한 처리를 위한 신호처리 방법, 파라미터의 정확성을 높일 수 있는 분석 알고리즘에 관한 연구, 파라미터의 유용성 검증을 위한 통계처리 방법, 그리고 파라미터의 정량화에 의한 마취심도의 정량화에 관한 연구 등을 지속적으로 수행할 필요를 통감하게 되었으며, 중추신경계를 반영하는 뇌파 신호뿐만 아니라 자율신경계를 반영하는 생체신호를 동시에 분석함으로써 보다 정확한 마취심도의 감시가 가능하리라 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] 대한마취과학회 교과서 편집위원회, 마취과학, 여문각, pp. 1-9, 2002
- [2] Stanski D. R, "Monitoring depth of anesthesia." In Miller RD (eds): Anesthesia. Philadelphia, Churchill Livingstone, 1990: pp. 85-102
- [3] Pres-Robert C, "Anaesthesia: A practical construct." Br J Anaesth 1987; 59: pp. 1341-5.
- [4] Sebel PS, "Evaluation of anaesthetic depth.", Br J Hosp Med 1987; 38: pp. 116-7.
- [5] Chiappa K. H, Ropper AH, "Evoked potentials in clinical medicine(second of two parts)", NEJM, 1982 b;306; pp. 1205-11.
- [6] 백운이, "Application of EEG assessment on anesthetic depth", 대한뇌신경마취연구회학회지, 제6권, 제01호, 2001.
- [7] Joas TA, Stevens WC, Eger EI II, "Electroencephalographic seizures in dogs during anesthesia", Br J Aneath, 1971, 43 : pp. 739-745
- [8] Hagihira S, Takashina M, Mori T, Mashimo T, Yoshiya I. "Practical issues in bispectral analysis of electroencephalographic signals.", Anesth Analg. 2001 Oct;93(4): pp. 966-70.

- [9] Sigl JC, Chamoun NC, "An introduction to bispectral analysis for the EEG", J Clin Monit., 10: pp. 392-404, 1994.
- [10] 백승완, 이승진, 박준모, 김재현, 김철한, 남기곤, 노정훈, 전계록, "Bispectrum 분석을 이용한 마취심도의 측정에 관한 연구", 대한마취과학회지, Vol 46, No 2, pp. 139-144, 2004
- [11] Richard C. Watt, Chris Sisemore, Ansel Knsel Kaneoto, J. Scott Polson "Bicoherence of EEG can be used to differentiate anesthetic levels", 18th Annual International Conference of IEEE, 1996.
- [12] T. H. Bullock, J. Z. Achimowicz, R.B. Duckrow, S.S. Spencer, V.J. Iragui-Madoz, "Bicoherence of intracranial EEG in sleep, wakefulness and seizures", Electroencephalography and clinical Neurophysiology 103, pp. 661-678, 1997.
- [13] Jong duk Park, Young Huh, Jun Mo Park, Gye rok Jeon, "A Study on the EEG Signal Characteristic Using High Order Spectrum Analysis Method", ITC-CSCC 2005. 7
- [14] Mysore R. Raghuvveer, Chrysostomos L. Nikias, "Bispectrum Estimation: A Parametric Approach", IEEE Transactions on acoustics, SPEECH AND SIGNAL PROCESSING, Vol ASSP-33, NO. 4, October 1985



박 증 덕 (朴 鍾 德)

1977년 5월 12일생. 2003년 인제대학교 의용공학과 졸업. 2005년 부산대학교 의공학협동과정 졸업(석사). 2005년~현재 한국전기연구원 융합기술연구단 연구원
Tel : 031-500-4833
Fax : 031-500-4820
E-mail : dmz519@keri.re.kr



전 계 록 (田 桂 錄)

1953년 1월 1일생. 1978년 부산대학교 전기계공학과 졸업. 1982년 동 대학 전자공학과 졸업(석사). 1993년 동아대학교 전자공학과 졸업(박사). 1985년~현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
Tel : 051-257-2866
Fax : 031-500-4820
E-mail : grjeon@pusan.ac.kr



허 영 (許 榮)

1957년 1월 15일생. 1980년 한양대학교 전자통신학과 졸업. 1995년 미국 Texas 주립 대학 영상신호처리(박사). 1985년~현재 한국전기연구원 융합기술연구단 책임연구원
Tel : 031-500-4810
Fax : 031-500-4837
E-mail : yhuh@keri.re.kr

저 자 소 개



박 준 모 (朴 濬 模)

1970년 5월 20일생. 1993년 인제대학교 의용공학과 졸업. 1996년 동 대학 의용공학과 졸업(석사). 부산대학교 의공학협동과정 박사과정. 2005년~현재 (주)소슬부설 연구소 제어설계팀 책임연구원
Tel : 031-239-1955
Fax : 031-236-2955
E-mail : parkjm@sosul.co.kr