

논문 23-2-4

위그너_빌 분포 변환 기법을 이용한 마취단계별 심박변이율 신호 분석

Analysis of the Heart Rate Variability Signal in Each Anesthesia Stage using Wigner-Ville Distribution Method

전계록¹, 김명철², 유주연², 이해립², 박성민², 손정만², 예수영³, 노정훈⁴, 김길중^{5,a}, 백승완^{6,a}
(Gye Rok Jeon¹, Myung Chul Kim², Ju Yeon Yoo², Hae Lim Lee², Seong Min Park², Jung Man Shon²,
Soo Young Ye³, Jung Hoon Ro⁴, Gil Jung Kim^{5,a}, and Baik Seung Wan^{6,a})

Abstract

In this study, the heart rate variability(HRV) signal of operating patient was acquired according to anesthesia progress and identified to evaluation possibility of depth of anesthesia in each anesthesia stage. The HRV signal was analyzed time-frequency domain applied to Wigner-Ville distribution method, the characteristic parameters were extracted for evaluation of depth of anesthesia in each anesthesia stage. The progress of general anesthesia was divided into the states of pre-operation, induction of anesthesia, operation, awaking and post-operation.

Key Words : Wigner_Ville, HRV, Anesthesia

1. 서론

마취관 유해한 외부 자극에 대해 환자의 움직임이 없고, 수술중 무의식 (hypnosis), 기억상실 (amnesia), 진통, 근이완, 자율신경반사의 저하 등 각성이 없는 상태를 의미한다[1]. 그러나 마취를 시행한 후 수술 중에 통증이 동반되는 회상 (recall, conscious awareness)이나 통증을 동반하지 않은 회상이 발생할 수 있고, 의식이 없는 인지 (perception) 상태가 발생할 수도 있다. 그러므로 수술이 진행되는 동안에 환자가 불유쾌한 회상을 경험하지 않도록 적절한 마취심도를 유지하는 것이 매우 중요하다 [2,3]. 따라서 임상에서는 수술중 적절한 마취심도

및 환자 상태를 감시하기 위하여 환자감시장치 (patient monitoring system)를 사용하고 있다. 수술 중 사용되는 환자감시장치들은 주로 순환계, 호흡계, 체온, 혈중 산-염기 평형 등을 지속적으로 측정하는 기기들이다. 그러나 이러한 감시장치들은 마취단계별 마취심도를 정확하게 정량화하지 못하며 다음과 같은 문제점을 지니고 있다. 첫 번째는 수술 중 피부절개나 지혈 등에 사용되는 전기수술기 (electro surgical unit) 또는 심실세동제거기 (defibrillator) 등 고주파 신호와 고에너지를 발생시키는 의료기와 함께 사용할 경우 심박변이율 (HRV, heart rate variability) 신호의 추출이 원활하지 않은 단점을 지니고 있다. 두 번째는 바이스펙트럼인덱스시스템 (BIS, bispectral index system, ASPECT Co., USA) 측정기기는 주로 환자의 각성 상태의 의식 수준을 지수로 나타내기 위해 사용되며, 마취단계별 마취심도를 정확하게 정량화하지 못하며 또한 통증강도 분석용으로는 사용하기 어려운 단점을 지니고 있다.

HRV 신호를 분석하는 방법은 크게 시간영역 분석 방법, 주파수영역 분석 방법, 그리고 시간과 주파수 영역을 동시에 분석하는 시-주파수 분석

1. 부산대학교 의학전문대학원 의공학교실
2. 부산대학교 의공학협동과정
3. 부산대학교 의학전문대학원 BK21사업단
4. 부산대학교병원 의공학과
5. 동서대학교 전자공학과
6. 부산대학교 의학전문대학원 마취통증학교실
(경남 양산시 물금읍 범어리 양산부산대학교병원)
a. Corresponding Author : swbaik@pusan.ac.kr
접수일자 : 2009. 8. 12
1차 심사 : 2009. 11. 2
심사완료 : 2010. 1. 21

방법 등으로 분류할 수 있다. 시-주파수 분석 방법은 시간영역의 진폭 특성과 주파수영역의 스펙트럼 분포 특성을 공유하고 있으므로 시간영역과 주파수영역에서의 단점을 보완할 수 있다.

본 연구에서는 수술 중 환자의 심전도 (ECG, electrocardiogram) 신호를 측정하여 이를 시계열 HRV 신호로 변환한 후 마취 단계별 환자의 자율신경계 (ANS, autonomous nervous system) 활성도를 평가하기 위하여 시-주파수영역 분석 방법들을 사용하여 파라미터들을 추출하였다. 실험 대상군은 부산대학교 병원에 내원한 비교적 수술시간이 짧은 전신마취를 시행 받는 산부인과 환자를 대상으로 하였으며, 이들로부터 ECG 신호를 획득하였다. 그리고 ECG 신호로부터 검출된 R파의 간격을 구하여 시계열 HRV 신호를 재구성 한 후, 전처리과정을 수행하였다. 또한 마취단계별 마취심도를 분석하기 위해 마취전 (pre-anesthesia), 마취유도 (induction), 마취중 (maintenance), 각성 (awake), 마취후 (post-anesthesia) 등 5 단계로 HRV 신호를 구분하여 분석하였다. 연구를 수행하기 위하여 위그너-빌 분포변환 (Wigner-Ville distribution transform) 기법을 적용하였다. 즉 HRV 신호의 주기성분과 ANS의 활성도 간의 상관관계를 파악하기 위해 시-주파수 영역별 파워스펙트럼 밀도 (PSD, power spectrum density)를 분석하였다. 그리고 마취단계별 ANS의 변화 추이를 관찰하였다.

2. 본 론

2.1 심박변이율의 정의

HRV 신호는 HR의 변이 양상을 정량화하여 시계열 데이터로 나타냄을 의미하며, 끊임없이 변화하는 여러 가지 신체조건과 주위 환경에 대응하기 위한 심혈관계 (CVS, cardiovascular system)의 제어 메커니즘에 의해 발생된다. 따라서 HRV는 CVS의 병리·생리학적 상태를 평가하는데 있어 매우 중요한 정량적인 지표를 제공한다. 그리고 HRV 신호는 ANS의 조절 형태에 관한 정보를 제공하므로 HRV 신호에 관한 정량적인 파라미터를 추출하여 HR를 제어하는 ANS의 조절 기능을 평가할 수 있다.

2.2 심박변이율 신호의 전력 스펙트럼

ECG 신호를 이용하여 여러 가지 심질환을 진단하는 방법은 시간영역 분석, 주파수영역 분석, 비주기적 성분에 대한 비선형 동역학 분석 등이 사

용되고 있다. 임상에서 환자 진료 시에 주로 사용하는 방법은 시간영역에서의 형태학적인 모양, 진폭, 주기, 간격, 구간 등을 관찰하여 진단에 응용한다. 그러나 시간영역에서의 분석 방법은 ANS의 활성도를 평가할 수 없으므로 주파수영역분석 방법이 주로 이용되고 있다. 주파수영역에서의 ECG 신호의 분석은 교감신경계 및 부교감신경계의 활성도와 호흡, 체온, 레닌-안지오텐신 (renin-angiotensin), 혈관운동, 약물 투여 등에 대한 영향을 정확하게 판단할 수 있는 장점을 가지고 있다[4].

2.3 심박변이율의 분석 기법

2.3.1 심박변이율 신호의 시간영역 분석 기법

HRV 신호의 시간영역 분석 방법은 측정된 시계열 HRV 데이터의 변이성을 평균, 분산, 변동계수 등과 같은 통계치를 이용하여 분석하는 방법이다. 그러나 이 방법은 HRV에 대한 전반적인 동적 변화특성은 반영할 수 있으나, 심박변동을 초래하는 생리학적인 메커니즘과 ANS의 활성도에 대한 의미 있는 정보를 제공하지 못하는 단점을 지닌다.

2.3.2 심박변이율 신호의 주파수영역 분석 기법

HRV 신호의 주파수영역 분석 방법은 시계열 HRV 신호를 푸리에변환 (FT, Fourier transform) 하여 주요 주파수 영역별 파워스펙트럼밀도 (PSD, power spectral density)를 분석하는 기법이다. HRV 신호의 주요 주파수 영역별로 관련된 여러 가지 생리학적 메커니즘은 표 1과 같다.

표 1. 주파수 영역별 관련된 생리학적 메커니즘.
Table 1. Primary frequency component relate to the various physiological mechanism.

	Frequency range	Relevant nervous system
VLF	0.002 - 0.05 Hz	Renin-angiotensin, Thermo regulatory Hormone system
LF	0.05 - 0.15 Hz	SNS, PSNS, Baroreceptor, Vasomotor
HF	0.15 - 0.5 Hz	PSNS, Respiratory, Reflex system
LF/HF	Automatic balance	Autonomic balance of the SNS & PSNS

Legend:

- VLF: Very Low Frequency, ○ LF: Low Frequency, ○ HF: High Frequency
- SNS: Sympathetic Nervous System, ○ PSNS: Parasympathetic Nervous System

FT를 고속으로 수행하기 위하여 고속 푸리에 변환 (FFT, fast Fourier transform)을 적용하였다. 시계열 HRV 신호는 이산신호 (discrete signal)이므로 이산푸리에변환 (DFT, discrete Fourier transform)을 적용하면 아래의 수식과 같이 나타낼 수 있다.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{kn}, k=0,1,\dots,N-1 \quad (1)$$

여기서, $x[n]$ 은 디지털화된 시계열 신호이며, $W_N = e^{-j2\pi/N}$ 이다.

2.3.3 위그너-빌 분포 변환

위그너-빌 분포변환 (WVD, Wigner-Ville distribution transform) 함수의 개념은 1932년 Wigner에 의하여 소개되었으며, 1948년 Ville에 의하여 신호 해석에 적용되었다[5]. Wiener-Khinchin의 정리로부터 아래의 수식과 같이 임의의 신호 $x(t)$ 의 PSD와 자기관계함수 (auto correlation function) $R(\tau)$ 를 FT를 수행한 결과와 같이 나타낸다.

$$PS(t_0, w) = |X(w)|^2 = \int R(\tau) e^{-jw\tau} d\tau \quad (2)$$

$$R(\tau) = \int x(t)x^*(t-\tau) dt \quad (3)$$

임의의 신호 $x(t)$ 의 PSD 분석은 정지 시점 t 에서의 주파수 분석만 가능하다[6]. 따라서 여러 시점에서 주파수 분석을 수행하기 위해서는 $R(\tau)$ 를 $R(t, \tau)$ 의 관계로 확장하여야 한다.

$$R(t, \tau) = x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) \quad (4)$$

$$WVD(t, w) = \int x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)e^{-jw\tau} d\tau \quad (5)$$

수식 (5)를 적용하면 WVD는 1 차원 시간영역의 신호 $x(t)$ 를 2 차원 시-주파수 영역으로 변환된다. WVD는 시간영역과 주파수영역 사이에서 대칭적인 특성을 지니기 때문에 주파수영역의 신호 $X(\theta)$ 를 시-주파수영역으로 변환이 가능하다. 주파수영역에서의 WVD는 아래 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$WVD(t, w) = \frac{1}{2\pi} \int X\left(w + \frac{\theta}{2}\right)X^*\left(w - \frac{\theta}{2}\right)e^{j\theta t} d\theta \quad (6)$$

시간영역의 신호나 주파수영역의 신호를 WVD 변환하면 동일한 결과를 얻을 수 있다. 일반적으로 단기간푸리에변환 (STFT, short time Fourier transform)의 해상도는 윈도우의 길이에 따라 변하는데 단점이 있다[7,8]. 그러나 WVD는 하나의 해상도를 가지며 STFT의 최고 해상도 보다 두배 정도 높게 나타난다. 왜냐하면 WVD의 해상도를 결정하는 픽셀 당 면적이 STFT의 픽셀 면적의 절반이기 때문에 더 조밀한 분석을 수행할 수 있기 때문이다. 그러나 WVD는 좋은 해상도를 갖는 반면 STFT에는 존재하지 않는 교차간섭현상 (crossterm interference)이 발생한다. 교차간섭 현상이란 신호가 여러 개의 성분으로 조합되어 있을 때 각 성분의 WVD 사이에 간섭 현상의 발생으로 인해 실제 신호에는 존재하지 않는 성분이 나타나 는 현상이다. 이러한 교차간섭 성분이 자기 성분보다 클 경우에는 신호를 잘못 분석하는 요인이 될 수 있다. WVD를 적용하여 정확한 분석을 하기 위해서는 교차간섭 성분을 최소화시키는 방법이 필요하다. 즉 교차간섭 성분은 자기 성분에 비해 고주파 진폭 성분이 많기 때문에 이를 제거하고자 WVD 변환 값을 시-주파수영역상의 저역통과필터를 통과시키며 이를 평탄위그너-빌분포 (SWVD, smooth Wigner-Ville distribution)이라고 한다[9].

3. 연구 대상 및 방법

3.1 연구 대상

본 연구에서는 마취 환자의 ECG 신호를 계측하기 위하여 부산대학교병원 산부인과에 내원한 수술 환자 중 비교적 수술시간이 짧고 전신 흡입마취 시술을 받은 환자를 대상으로 실험을 수행하였으며, 사전에 수술 대상 환자에게 연구의 취지를 설명하고 환자의 동의를 받은 후 ECG 신호를 획득하였다. 즉 35세 이상 55세 이하의 산부인과 환자 5명을 대상으로 ECG 신호를 계측하였으며, 환자의 평균 나이는 42±9.13세, 평균 몸무게는 56.5±6.7 Kg이었다. 그리고 정규 검사에서 고혈압이나 CVS 질환의 병력이 없는 미국마취과학회 신체등급 분류상 1 또는 2 등급에 속하는 환자를 선택하였다.

3.2 실험 계측기의 구성 및 설정

본 연구에서는 ECG 신호를 획득하기 위하여 일회용 은-염화은 (Ag-AgCl) 전극을 사용하였으며,

표 2. 마취단계 구분.

Table 2. Division of anesthesia stages.

Stages	Explanation
Pre-anesthesia	Normal state before anesthesia
Induction	Anesthetic state using thiopental
Maintenance	Anesthetized with enflurane
Awake	Stop operation and After-intubation
Post-anesthesia	Next day

ECG 전극의 부착은 왼팔에 양전극 (positive electrode)과 레퍼런스전극 (reference electrode)을 오른 팔에 음전극 (negative electrode)을 부착한 후 ECG 사지 유도법인 Lead 1 방식을 사용하여 ECG 신호를 획득하였다. 그리고 생체신호계측기 (PhysioLab 400, PhysioLab Co., KOREA)를 사용하여 ECG 신호를 1 K의 이득으로 증폭하였으며, 150 Hz의 차단주파수를 갖는 저역통과필터 (LPF, lowpass filter)와 0.02 Hz의 차단주파수를 가지는 고역통과필터 (HPF, highpass filter) 그리고 60 Hz 잡음의 제거를 위한 노치필터 (notch filter)를 적용하여 ECG 신호를 측정하였다. 그리고 측정된 ECG 신호를 256 Hz로 샘플링 하였으며, 12 bit로 양자화 하여 디지털 신호로 변환하였다.

3.3 데이터 획득 방법

본 연구에서는 마취단계별 ANS 영향을 평가하기 위하여 마취단계를 표 2와 같이 구분하였다. 즉 마취전, 마취유도, 수술중, 각성, 마취후 등으로 구분하였다.

3.4 연구 방법

마취 전·중·후 환자로 부터 획득된 ECG 신호에서 R 정점들을 검출하여 RR 간격 시계열 HRV 신호를 전처리하여 연구에 사용되는 시계열 HRV 신호를 재구성하였다. 그리고 시계열 HRV 신호를 시간영역, 주파수영역, 시-주파수영역 분석 기법 등을 사용하여 마취단계별 마취심도를 평가할 수 있는 파라미터들을 추출한 후 이들을 이용하여 ANS 영향을 평가하였다. 이와 같은 전체 과정을 흐름도로 나타내면 그림 1과 같으며 개략적인 설명은 다음과 같다.

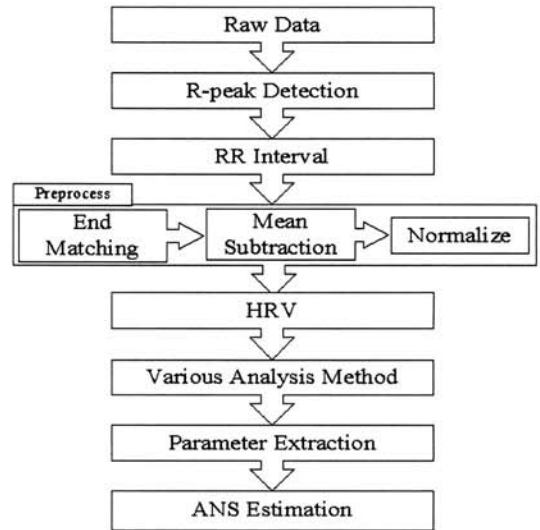


그림 1. 마취단계별 HRV 신호분석 흐름도.

Fig. 1. Flowchart of the HRV signal analysis in each anesthesia.

3.4.1 피크 검출 및 전처리과정

수술실에서 획득된 ECG 신호에서 R 정점을 검출하고, 검출된 R 정점들의 간격을 구한 후, 끝점매칭 (end matching), 평균값제거 (mean subtraction), 평준화 (normalize) 등의 전처리 과정을 거쳐 일련의 HRV 신호를 재구성하였다.

본 연구에 사용한 피크 검출 및 전처리과정은 선행연구[10,11]에 의해 정립된 신호처리기법을 적용하였다.

3.4.2 파라미터 분석 방법

마취단계별 마취심도를 평가하기 위하여 전처리 과정에 의해 재구성된 HRV 신호로부터 WVD 분석 기법을 이용하여 마취단계별 LF의 PSD, HF의 PSD, 그리고 LF/HF의 PSD 파라미터를 추출하였다.

3.4.3 위그너-빌 분포 기법을 적용한 파라미터 분석

HRV 신호의 시-주파수 분석은 기존의 FFT 분석으로는 불가능하였던 시간에 따른 주파수 성분의 변화를 관찰할 수 있다. 시-주파수 분석을 통한 ANS 활성도의 작용 평가는 분석 구간 동안의 ANS 작용의 평가와 시간 경과에 따라 변화하는 ANS 작용을 관찰할 수 있는 유용한 분석 방법이라고 할 수 있다.

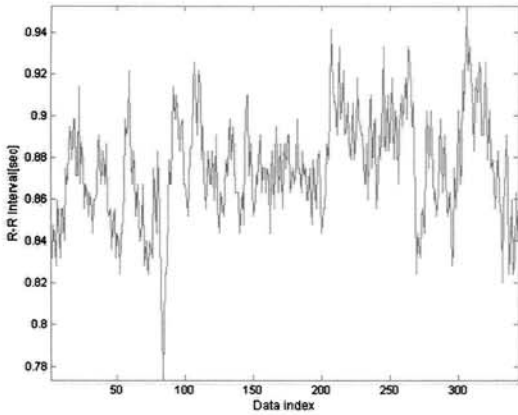
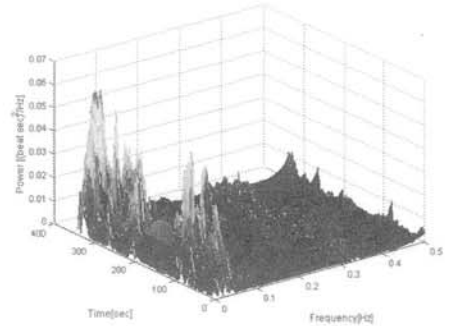


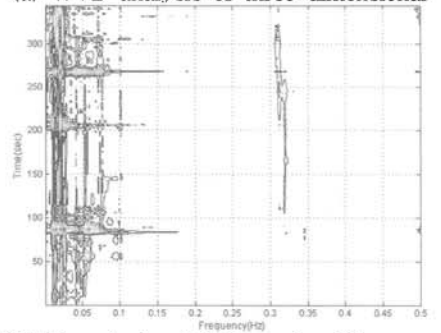
그림 2. HRV 신호의 예.
Fig. 2. A example of the HRV signal.

본 연구에서는 시-주파수 분석을 위하여 전처리 과정을 거친 시계열 HRV 신호를 마취 진행 단계, 즉 마취전, 마취유도, 수술중, 각성, 그리고 마취후 등으로 구분하여 WVD 분석 방법을 적용하였다. 전신마취를 시행하여 수술을 받은 환자로부터 획득된 HRV 신호의 일례를 나타내면 그림 2와 같다.

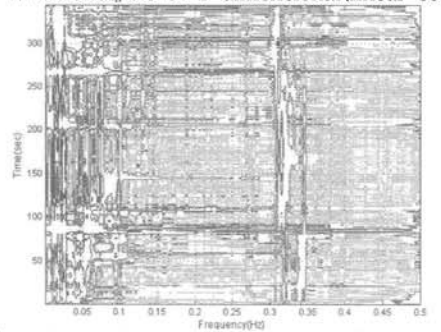
WVD 분석 기법을 사용하여 시-주파수 분석을 시행한 결과는 그림 3과 같다. 그림 3(a)는 WVD 분석을 시행한 결과로서 시-주파수 평면에서 HRV 신호의 PSD를 3 차원 형태로 나타내었으며, 그림 3(b)는 WVD 분석 결과를 시-주파수 평면에 2 차원 맵의 형태로 재구성하여 선형척도 (linear-scale)로 나타내었다. 그러나 WVD의 분석 구간 동안 부교감신경의 활동은 상대적으로 높은 PSD를 형성하는 교감신경의 활동 때문에 낮은 PSD를 지니는 부교감신경의 활동의 관측을 용이하게 하기 위하여 시-주파수 평면의 PSD를 로그척도 (log scale)로 변환하여 그림 3(c)에 나타내었다. 그림 3(d)는 주파수 경계특성 (marginal properties)으로서 시-주파수 평면을 주파수 축에서 바라보면서 각 주파수에 대하여 전체 시간에 대한 적분으로 표현한 것이며, 기존의 PSD와 같은 정보를 제공한다. 또한 마취상태하의 변화 양상을 객관화하기 위한 파라미터를 검출하기 위하여 마취단계별로 WVD 분석을 시행하여 PSD를 구하였다. 그림 3(d)의 PSD로부터 마취단계별 LF의 PSD, HF의 PSD, 그리고 LF/HF의 PSD를 추출하여 파라미터로 활용 가능성을 분석하였다.



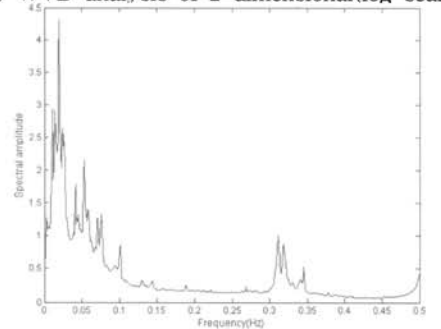
(a) WVD analysis of three-dimensional



(b) WVD analysis of 2-dimensional(linear scale)



(c) WVD analysis of 2-dimensional(log scale)



(d) Frequency marginal

그림 3. WVD 분석 기법을 적용한 시-주파수 분석의 예.

Fig. 3. A example of time-frequency spectral analysis applied to WVD method.

표 3. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분포 기법에 적용한 경우 LF의 PSD 결과.

Table 3. Result on the PSD values of LF region in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

Ane. stages	Pre-Ane.	Ind.	Maint.	Awake	Post-Ane.
Pat. A	0.164	0.033	0.038	0.040	0.156
Pat. B	0.269	0.106	0.033	0.090	0.344
Pat. C	0.298	0.127	0.157	0.065	0.368
Pat. D	0.288	0.066	0.166	0.174	0.285
Pat. E	0.258	0.061	0.079	0.109	0.286
Mean±SD	0.255±0.053	0.079±0.037	0.095±0.064	0.095±0.051	0.288±0.032

Legend:

- Pat.: Patient, ○ Ane.: Anesthesia, ○ Pre-Ane.: Pre-anesthesia,
- Ind.: Induction, ○ Maint.: Maintenance, ○ Post-Ane.: Post-anesthesia

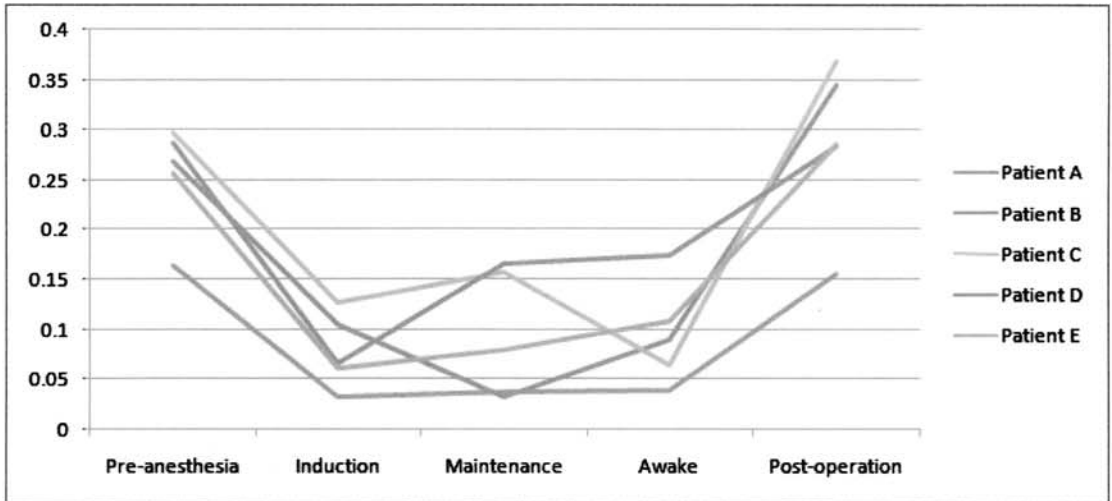


그림 4. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분포 기법에 적용한 경우 환자별 LF 영역의 PSD 분포 특성.

Fig. 4. Distribution characteristic of the PSD values of LF region in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

4. 실험 결과 및 고찰

마취 경과에 따른 ANS 영향을 객관적으로 분석하기 위하여 마취 기록지상에 표기되어 있는 특징적인 이벤트를 중심으로 마취단계를 마취전, 마취유도, 수술중, 각성 그리고 마취후 등 5 단계로 구분한 후 분석하였다.

대상 환자들은 모두 enflurane 마취제를 사용하였고, 수술시간은 1시간 30분에서 2시간 30분 이내의 환자 5명을 선택하였다.

4.1 위그너-빌 분포 기법에 의한 PSD 분석

본 연구에서는 마취 경과에 의해 획득한 실험대상군 5명의 HRV 신호들 중 마취단계별로 임의로 추출한 5분 동안의 시계열 HRV 데이터를 WVD 변환 기법을 적용하여 분석하였다. 마취단계별 LF와 HF의 PSD 그리고 LF/HF의 PSD 파라미터들을 추출하여 표 3에서부터 5까지와 그림 4에서부터 6에 각각 나타내었다.

상기의 실험 결과에서 알 수 있듯이 LF의 PSD는 마취제가 투여되면 감소하는 경향을 나타내었으며, 마취후 단계에서는 마취전 단계와 비슷한 양상을 나타내었다. 그러나 HF의 PSD는 마취 단계별 마취심도의 특징을 반영하지 못하였으며, 환자간

표 4. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분포 기법에 적용한 경우 HF의 PSD 결과.

Table 4. Result on the PSD values of HF region in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

Ane. stages	Pre-Ane.	Ind.	Maint.	Awake	Post-Ane.
Pat. A	0.170	0.116	0.088	0.069	0.222
Pat. B	0.373	0.203	0.071	0.167	0.424
Pat. C	0.341	0.188	0.271	0.106	0.399
Pat. D	0.341	0.161	0.257	0.210	0.419
Pat. E	0.320	0.146	0.190	0.102	0.302
Mean±SD	0.309±0.071	0.163±0.031	0.175±0.083	0.149±0.053	0.353±0.079

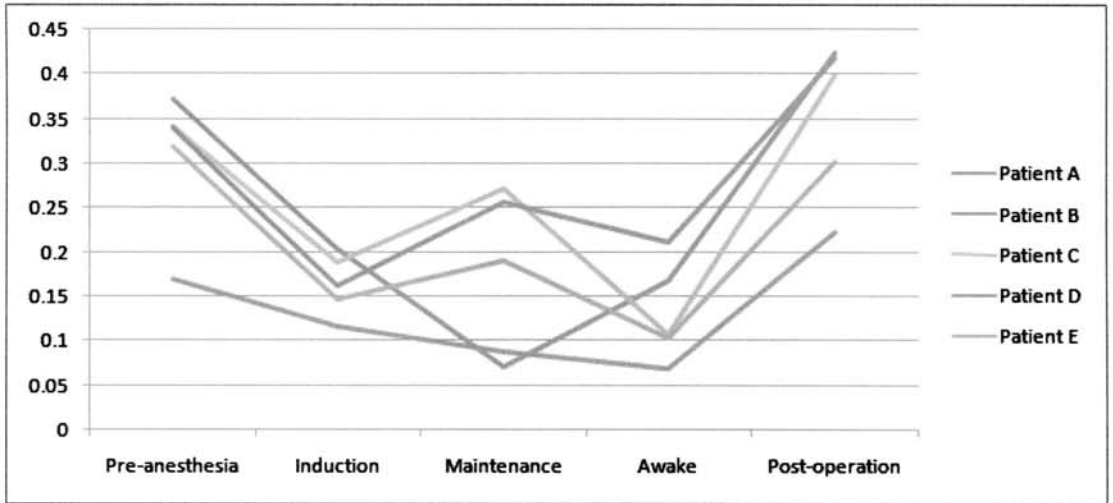


그림 5. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분포 기법에 적용한 경우 환자별 HF 영역의 PSD 분포 특성.

Fig. 5. Distribution characteristic of the PSD values of HF region in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

편차도 크게 발생하여 마취단계 분석을 위한 파라미터로는 부적절하였다. 그리고 LF/HF는 마취전 단계와 비교하여 마취유도 단계와 수술중 단계에서 감소하였으며, 각성 단계에서는 미소하나마 마취유도 단계와 비교하여 증가하는 양상을 나타내었다. 또한 마취후 단계에서는 수술전 단계에서와 비슷한 값을 보였으며 HF PSD의 환자별 편차가 반영되어 나타나는 현상을 확인 할 수 있었다.

4.2 위그너-빌 분포 기법에 의한 시-주파수 분석

본 연구에서는 마취단계별 HRV 신호를 WVD 변환 기법을 적용하여 시-주파수 분석을 수행하여 시간에 따른 고감신경계의 활동과 부교감신경계의

활동을 나타내는 주파수 대역의 피크 성분들을 확인하였다. 이를 위하여 마취단계별 HRV 신호의 일레와 WVD 분석을 적용하여 3 차원으로 분석한 시-주파수-PSD의 변화 양상, 2 차원 선형 스케일 시-주파수 분포 양상, 그리고 시계열 HRV 신호의 주파수에 대한 경계 특성을 측정된 결과들을 그림 7에서부터 그림 10까지 나타내었으며 분석 결과는 다음과 같다.

마취단계별 시계열 HRV 신호의 변화 양상을 나타내면 그림 7과 같다.

그림 7에서 마취단계별 R-R 간격의 변화 양상은 다음과 같다. 마취전 단계에서는 R-R 간격이 0.79 ± 0.06 이었으며, 고주파 성분과 저주파 성분이 내포되어 있음을 알 수 있었다. 마취유도 단계에서

표 5. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분포 기법에 적용한 경우 LF/HF의 결과.

Table 5. Result on the LF/HF values in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

Ane. stages	Pre-Ane.	Ind.	Maint.	Awake	Post-Ane.
Pat. A	0.968	0.287	0.433	0.579	0.703
Pat. B	0.721	0.523	0.465	0.540	0.812
Pat. C	0.874	0.678	0.578	0.618	0.923
Pat. D	0.845	0.410	0.645	0.434	0.680
Pat. E	0.807	0.422	0.416	0.567	0.946
Mean±SD	0.843±0.081	0.464±0.131	0.508±0.089	0.547±0.062	0.813±0.109

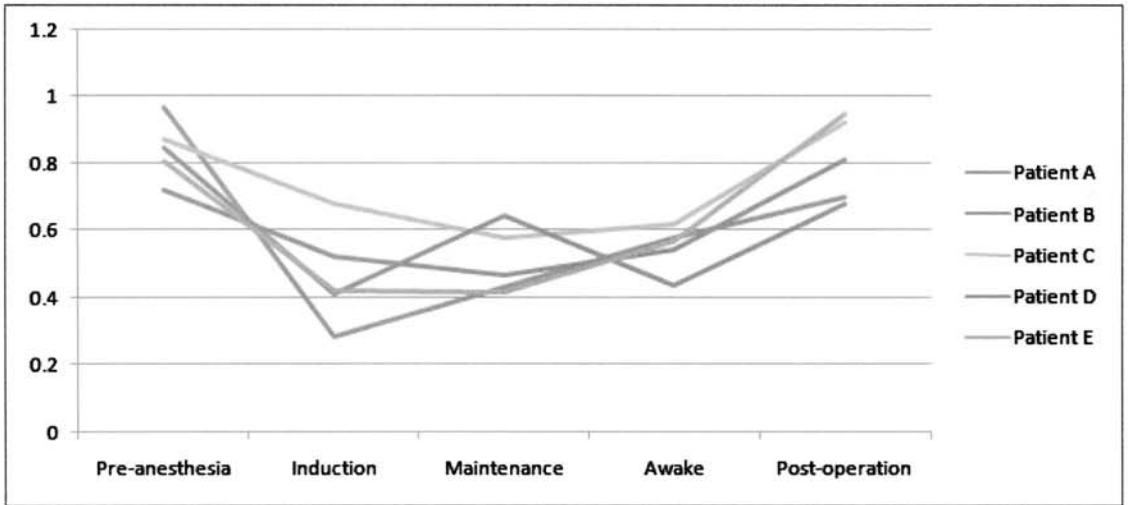


그림 6. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분포 기법에 적용한 경우 환자별 LF/HF의 분포 특성.

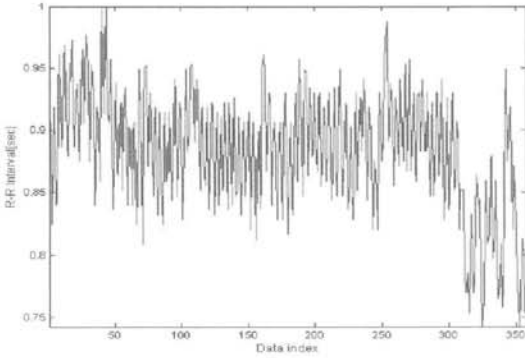
Fig. 6. Distribution characteristic of the LF/HF values in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

는 R-R 간격이 0.63 ± 0.04 이었으며, 주로 완만하게 변화하는 저주파 성분에 고주파 성분이 함유되어 있음을 관찰할 수 있었다. 수술중 단계에서는 R-R 간격이 0.72 ± 0.05 이었으며, 저주파 성분에 고주파 성분이 함유되어 있음을 알 수 있었다. 각성 단계에서는 R-R 간격이 0.77 ± 0.10 이었으며, 저주파 성분에 고저주파 성분이 함유되어 있음을 알 수 있었다. 마취후 단계에서는 R-R 간격이 0.80 ± 0.09 이었으며, 고주파 성분과 저주파 성분이 내포되어 있음을 알 수 있었다.

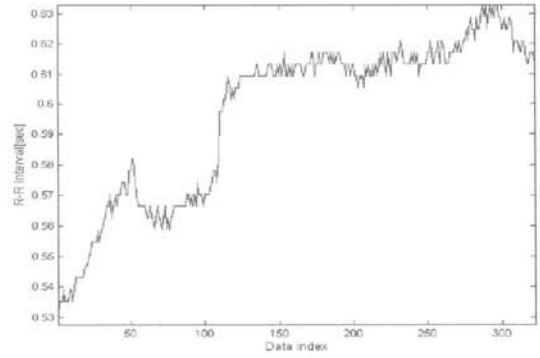
마취 단계별 시계열 HRV 신호의 3 차원 시-주파수-PSD 변화 양상을 나타내면 그림 8과 같다.

그림 8에서 알 수 있듯이 마취단계별 시계열 HRV 신호의 3 차원 시-주파수-PSD 변화 양상은

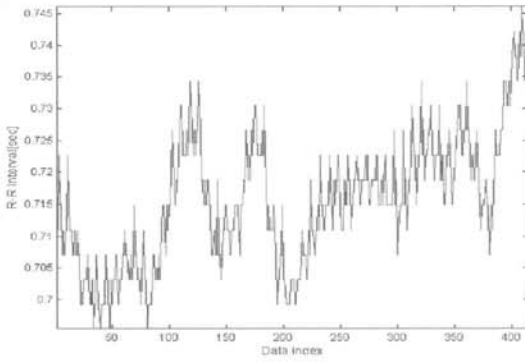
다음과 같다. 마취전 단계에서는 시간이 경과됨에 따라 초저주파대역($0.002 \sim 0.05$ Hz)의 PSD가 0.2에서 0.8까지 지속적으로 증가하는 양상을 나타내었으며, 저주파대역($0.05 \sim 0.15$ Hz)의 PSD는 시간의 경과에 따라 0.4에서 0.1까지 감소하였다가 다시 0.35까지 증가하는 양상이 관찰되었고, 평균 0.255 ± 0.053 의 값을 나타내었다. 고주파대역($0.15 \sim 0.5$ Hz)은 주로 0.2 ~ 0.35 Hz에서 PSD가 나타났으며, 시간의 경과에 따라 약 0.35에서 약간 증가하였다가 0.17로 감소하고 다시 0.23까지 증가하는 양상이 관찰되었으며, 평균 0.309 ± 0.071 의 값을 나타내었다. 마취유도 단계에서는 시간이 경과됨에 따라 초저주파대역의 PSD는 평균 0.12에서 0.16까지 증가하였다가 감소하는 양상이 관찰되었고,



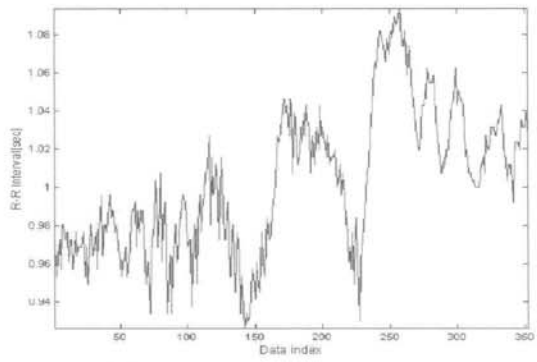
(a) HRV data of the pre-anesthesia



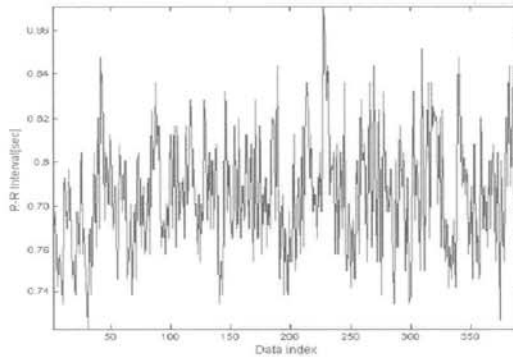
(b) HRV data of the induction



(c) HRV data of the maintenance



(d) HRV data of the awake



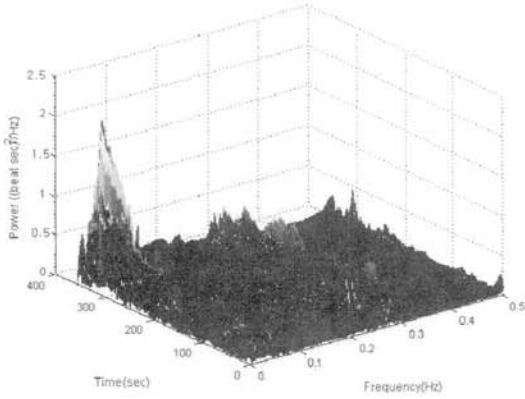
(e) HRV data of the post-anesthesia

그림 7. 마취단계별 획득한 시계열 HRV 데이터.

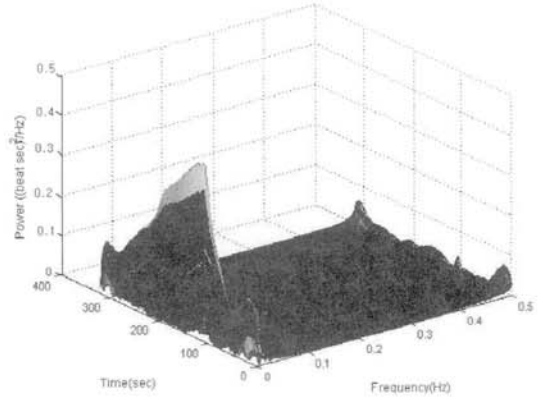
Fig. 7. Time series HRV data acquired of each anesthesia stages.

저주파대역과 고주파대역의 PSD는 시간의 경과에 무관하게 PSD가 매우 미약하게 나타내었으며, 저주파대역은 평균 0.079 ± 0.037 , 고주파대역은 평균 0.163 ± 0.031 으로 나타남을 관찰할 수 있었다. 수술 중 단계에서는 초저주파대역의 PSD는 평균 0.02에서 0.045까지 증가하였다가 감소하는 양상을 나타

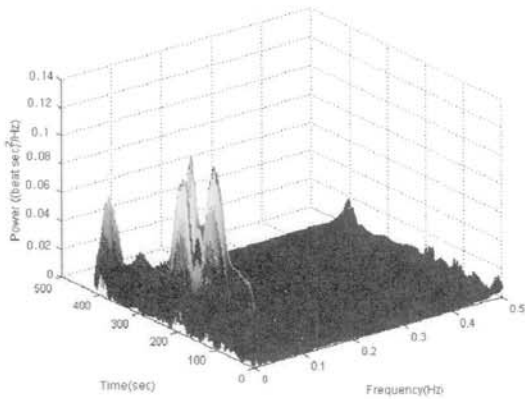
내었으며, 마취유도 단계와 비교하나 약간 감소하는 경향을 나타내었고, 저주파대역에서는 약 0.09 - 0.12 Hz에서 PSD는 시간 경과에 따라 평균 0.018에서 0.012까지 감소하는 양상이 관찰되었으며 평균 0.095 ± 0.064 의 값을 나타내었고, 고주파대역에서의 PSD는 평균 0.175 ± 0.083 값을 나타내었다. 각성



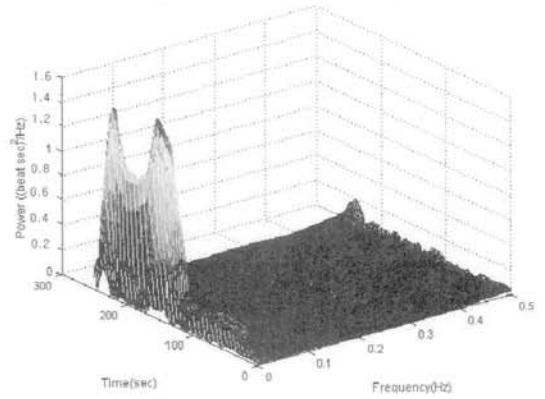
(a) WVD analysis of the pre-anesthesia



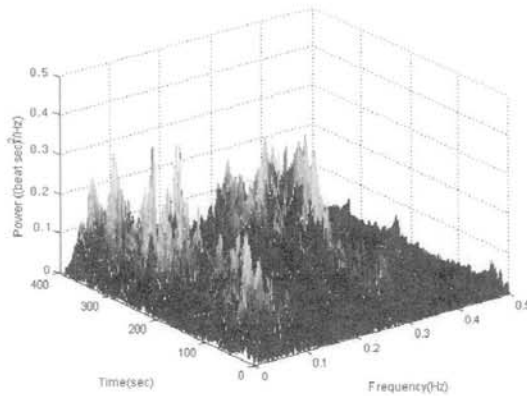
(b) WVD analysis of the induction



(c) WVD analysis of the maintenance



(d) WVD analysis of the awake



(e) WVD analysis of the post-anesthesia

그림 8. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분석 기법에 적용한 경우 시-주파수-PSD 분석 결과.

Fig. 8. Result of time-frequency-PSD analysis in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

단계에서는 초저주파대역의 PSD는 시간이 경과함에 따라 평균 0.22에서 0.68까지 증가하는 양상을 나타내었으며, 저주파대역에서의 PSD는 평균 0.095 ± 0.051 , 고주파대역에서의 PSD는 평균 0.149 ± 0.053 값을 나타내어 시간의 경과와 무관하게 PSD가 거의 균일하게 낮게 나타남을 알 수 있었다. 마취후 단계에서는 초저주파, 저주파, 고주파대역의 PSD가 급격하게 증가하였으며, 시간의 경과에 따라 증가와 감소하는 현상이 반복적으로 나타나는 현상을 관측할 수 있었다. PSD는 초저주파대역에서 평균 0.342 ± 0.065 , 저주파대역에서는 평균 0.288 ± 0.032 , 고주파대역에서는 0.353 ± 0.079 임을 알 수 있었다.

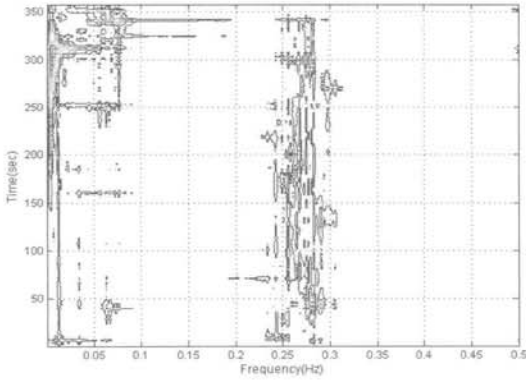
마취단계별 시계열 HRV 신호의 2 차원 선형 스케일로 시-주파수 분포 양상을 나타내면 그림 9와 같다.

그림 9에서 알 수 있듯이 마취단계별 HRV 신호의 시-주파수-PSD 분석 결과는 다음과 같다. 마취전 단계에서는 시간의 경과에 따라 초저주파대역의 PSD는 증가하는 양상을 나타내었으며, 저주파대역의 PSD는 시간이 경과됨에 따라 일정한 주파수영역(0.06 ~ 0.09 Hz)에서 약간 증가하였다가 감소하고 다시 증가하는 양상을 나타내었고, 고주파대역 중 0.22 ~ 0.32 Hz에서 시간의 경과에 무관하게 PSD가 거의 균일하며 높게 나타남을 알 수 있었다. 마취유도 단계에서는 초저주파대역인 0.03 Hz 이하에서 시간의 경과에 따라 PSD가 약간 감소하는 경향을 나타내었으며, 저주파대역과 고주파대역에서는 PSD가 시간의 경과에 무관하게 거의 나타나지 않는 양상을 나타내었다. 수술중 단계에서는 초저주파대역인 0.03 Hz 이하에서 시간의 경과에 무관하게 PSD가 매우 높게 관측되었으며, 저주파대역인 0.12 Hz 부근에서 PSD가 시간의 경과에 무관하게 높게 나타남을 볼 수 있었고, 고주파대역은 시간의 경과에 무관하게 PSD가 거의 나타나지 않는 양상을 나타내었다. 각성 단계에서는 초저주파대역인 0.03 Hz 이하에서 시간의 경과에 따라 PSD가 매우 증가하는 양상을 나타내었으며, 저주파대역인 0.06 Hz의 PSD가 일정 시간에서는 나타났고, 고주파대역에서는 시간의 경과에 무관하게 거의 나타나지 않는 양상을 나타내었다. 마취후 단계에서는 초저주파대역에서는 시간의 경과에 무관하게 PSD가 매우 높게 관측되었으며, 저주파대역은 일정 시간대에 PSD가 강하게 나타났었고, 고주파대역은 시간의 경과에 무관하게 PSD가 매우 높게 관측되었다.

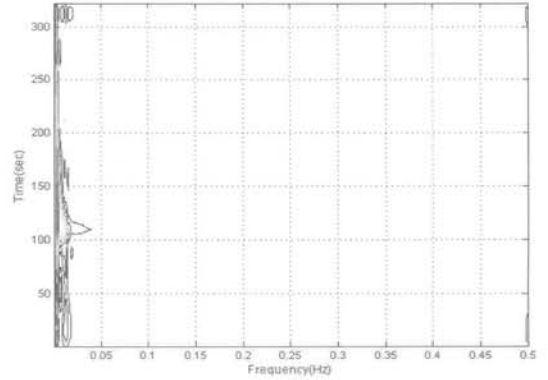
마취단계별 시계열 HRV 신호의 주파수에 대한 경계 특성을 나타내면 그림 10과 같다.

그림 10에서 마취단계별 HRV 신호의 주파수 경계 특성의 변화 양상은 다음과 같다. 마취전 단계에서는 전주파수 영역에서 PSD가 높게 관측되었다. 특히 초저주파대역인 0.02 Hz 이하에서는 PSD가 매우 높게 관측되었다. 저주파대역은 0.04-0.09 Hz 부근은 높게 나타나다가 0.09-0.15 Hz까지는 낮아지는 양상을 나타내었다. 고주파대역은 0.15 ~ 0.22 Hz까지는 일정한 진폭으로 유지하다가 0.22 ~ 0.32 Hz에서는 상승하다가 하강하는 양상을 나타내었으며, 0.33 Hz 이상에서는 감소하는 양상을 나타내었다. 마취유도 단계에서는 초저주파대역에서는 PSD가 높게 관측되었으나, 저주파와 고주파대역에서는 급격하게 감소하여 PSD가 거의 나타나지 않는 양상을 나타내었다. 수술중 단계에서는 초저주파대역에서 PSD가 높게 관측되었으며, 저주파대역은 0.04 ~ 0.12 Hz에서는 PSD가 낮게 나타났거나 0.12 ~ 0.13 Hz에서는 급격하게 높아지다가 낮아지는 경향을 나타내었으며, 고주파대역에서는 0.25 Hz 부근에서 약간 상승하고 나머지 대역에서는 미약하게 나타나는 양상을 알 수 있었다. 각성 단계에서는 초저주파대역에서 PSD가 매우 높게 관측되었으나, 저주파 및 고주파대역에서는 매우 낮게 관측되었다. 마취후 단계에서는 전주파수 영역에서 PSD가 높게 관측되었다. 특히 초저주파대역인 0.03 Hz 이하에서는 매우 높게 관측되었고, 저주파대역은 0.04 ~ 0.08 Hz 부근은 높게 나타나다가 0.09 ~ 0.15 Hz까지는 낮아진 양상을 나타내었고, 고주파대역은 0.15 ~ 0.27 Hz까지는 약간씩 상승하다가 0.27 ~ 0.29 Hz에서는 급격하게 높아지다가 낮아지는 양상을 나타내었으며, 0.29 Hz 이상에서는 감소하는 양상을 나타내었다.

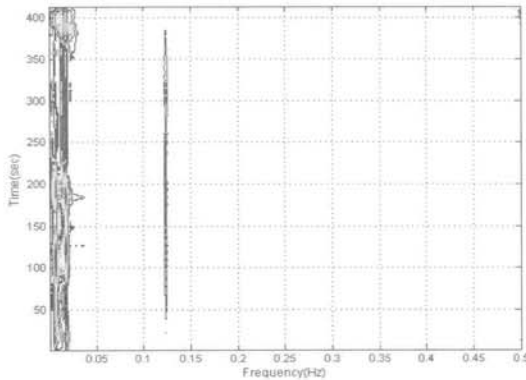
이상의 결과에서 알 수 있듯이 마취단계별 WVD 분석 결과를 다양한 측면에서 분석 가능함을 알 수 있었다. 그림 9의 선형척도 관점에서의 시-주파수 분석은 시-주파수 평면에 분포된 HRV 신호의 PSD 분포 특성을 알 수 있다. 그림 9에서 마취전 단계에 비하여 마취유도, 수술중, 각성 단계에서는 교감신경계와 부교감신경계 활동이 감소함을 알 수 있었다. 그러나 분석 구간 동안 부교감신경계의 활동은 상대적으로 크기가 큰 피크를 형성하는 교감신경계의 활동 때문에 낮은 PSD를 가지는 부교감신경계의 활성도의 관측이 어려웠다. 그림 10에서는 2 차원 에너지 분포 주파수 경계 특성을 나타내었다. 이 특성들은 주파수 평면에 신호의 에너지가 분포하였을 때의 주파수에 대한 PSD를 의미하며 2 차원 에너지 분포의 기본적인 특성을 나타낸다. 즉 시-주파수 평면을 주파수 측



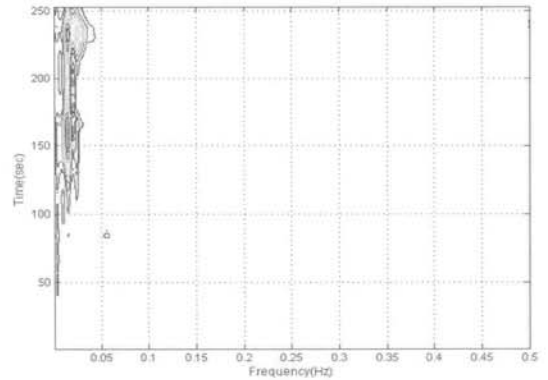
(a) WVD analysis of the pre-anesthesia



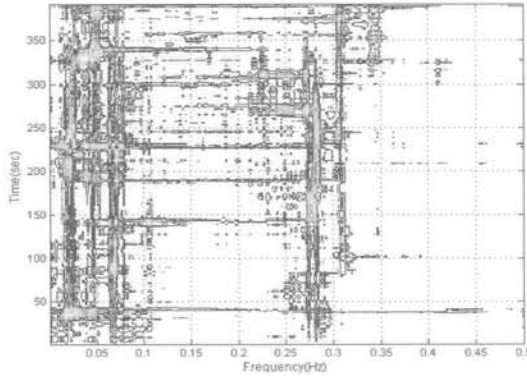
(b) WVD analysis of the induction



(c) WVD analysis of the maintenance



(d) WVD analysis of the awake



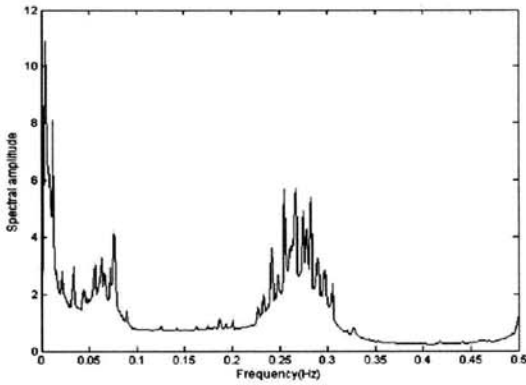
(e) WVD analysis of the post-anesthesia

그림 9. 마취 단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분석 기법에 적용한 경우 선형척도 관점에서의 시-주파수-PSD 분석 결과.

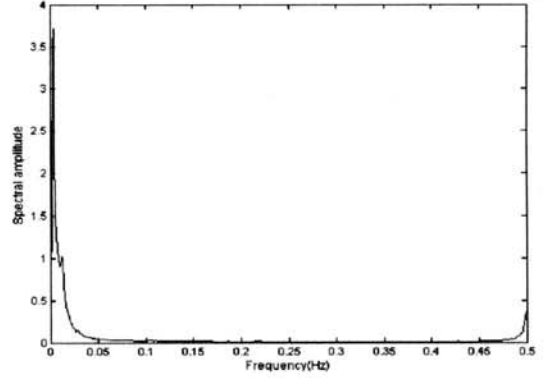
Fig. 9. Result of time-frequency-PSD analysis a view point of linear scale in case of the acquired HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

에서 바라보면서 각 주파수에 대하여 전체 시간에 대한 적분으로서 기존의 PSD와 같은 정보들을 제

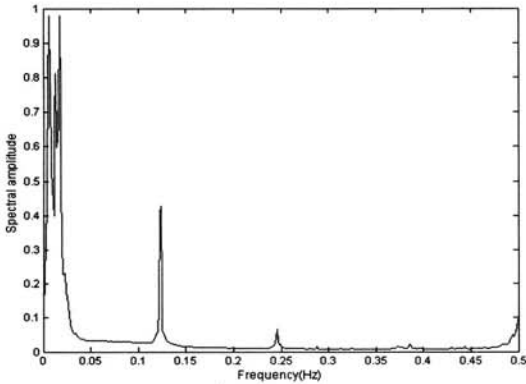
공한다. 그리고 주파수 경계 특성에서는 교감신경계의 활동과 부교감신경계의 활동을 나타내는 주



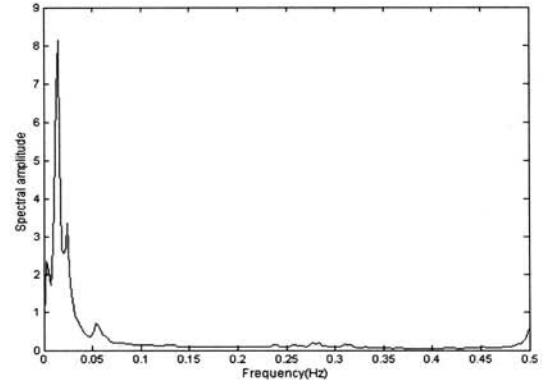
(a) Frequency marginal of the pre-anesthesia



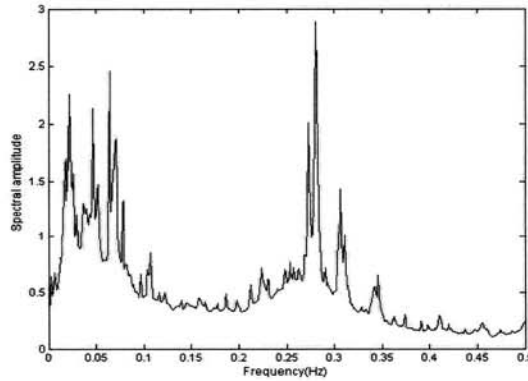
(b) Frequency marginal of the induction



(c) Frequency marginal of the maintenance



(d) Frequency marginal of the awake



(e) Frequency marginal of the post-anesthesia

그림 10. 마취단계별 획득한 HRV 데이터를 위그너-빌 분석 기법에 적용한 경우 주파수 경계 특성.

Fig. 10. Frequency marginal properties in case of the acquired the HRV data during each anesthesia stages applied to WVD method.

파수대역에서의 피크 성분을 확인할 수 있었다. 따라서 시-주파수 분석의 주파수 경계 조건은 에너지의 정규화를 통하여 ANS 활동의 균형을 평가하

는데 유용하다고 할 수 있으며 마취 경과에 따른 ANS의 활동을 관찰할 수 있는 유용한 방법임을 알 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 마취 결과에 따른 수술환자의 심박변이율 신호를 위그너-빌 분포 변환 기법을 적용하여 시-주파수 영역에서 분석하였다. 분석 결과에 의해 마취단계별 마취심도를 평가할 수 있는 파라미터들을 추출하고자 하였다.

마취단계별 마취심도를 평가하기 위하여 마취단계를 마취전, 마취유도, 수술중, 각성, 그리고 마취후 단계 등으로 구분하여 분석에 활용하였다. 그리고 위그너-빌 분포 변환 기법 등을 적용하여 추출된 특징 파라미터 분석 결과는 다음과 같다.

첫째, 위그너-빌 분포 변환 기법을 이용하여 LF, HF, 그리고 LF/HF의 PSD 파라미터를 추출하여 분석한 결과 LF의 PSD 파라미터는 마취전과 마취후 단계와 비교하여 마취유도, 수술중, 그리고 각성 단계에서 감소하는 경향을 나타내었으며, 마취후 단계에서는 마취전 단계와 비슷한 값으로 증가하였다. 그리고 HF의 PSD 파라미터는 마취전과 마취후 단계와 비교하여 마취유도, 수술중, 그리고 각성 단계에서는 감소하는 경향을 나타내었으나 각 단계별로 유의한 차이를 보이지 못하였으며, 환자간의 편차도 큰 양상을 나타내었다. 또한 자율신경계의 균형을 반영하는 파라미터인 LF/HF 파라미터는 마취전 단계와 비교하여 마취유도 단계와 수술 중 단계에서는 감소하였으며, 마취후 단계에서는 증가하는 양상을 관찰할 수 있었다.

둘째, 위그너-빌 분포 변환 기법을 적용하여 마취단계별로 시간에 따라 변화하는 자율신경계의 변화 양상을 관측하였다. 이를 위하여 시-주파수-PSD를 3 차원 형태로 나타내었다. 그리고 시-주파수 평면의 PSD 분포를 2 차원 맵의 형태로 재구성하여 선형적으로 나타내었다. 또한 기존의 전력스펙트럼과 같은 정보를 얻기 위해 주파수 경계 특성을 분석하였다.

이와 같은 다양한 분석 기법들을 사용하여 마취단계별 마취심도를 평가할 수 있는 특징 파라미터를 추출하고 분석하고자 하였다. 분석 결과 마취전 단계에 비하여 마취제가 투여된 마취유도, 수술중, 각성 단계에서는 교감신경계와 부교감신경계의 활동이 감소되는 현상을 관찰할 수 있었으며, 마취후 단계에서는 교감신경계와 부교감신경계의 활동이 다시 증가하는 양상을 관찰할 수 있었다. 따라서 위그너-빌 분포 분석 기법의 시-주파수 분석은 에너지의 정규화를 통하여 마취 단계별 교감신경계와 부교감신경계의 활성도를 평가할 수 있는 유용한 지표임을 알 수 있었다.

본 연구 결과 심박변이율 신호를 이용하여 마취단계별 마취심도 평가의 가능성을 확인하였다. 그러나 수술환자의 마취상태를 보다 정확하게 분석하기 위해서는 파라미터의 정확성을 높일 수 있는 분석 알고리즘에 관한 연구, 파라미터의 유용성 검증 등을 위한 통계처리 방법 그리고 파라미터의 정량화에 의한 마취심도의 정량화에 관한 연구 등을 지속적으로 수행할 필요성이 있으며, 자율신경계를 반영하는 HRV 신호뿐만 아니라 중추신경계를 반영하는 뇌파 신호를 동시 분석함으로써 보다 정확한 마취심도의 감시가 가능하리라 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2007년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. R01-2007-000-20260-0).

참고 문헌

- [1] Stanski D. R., "Monitoring depth of anesthesia", In Miller RD(eds): Anesthesia. Philadelphia, Churchill Livingstone, p. 85, 1990.
- [2] P. A. Bilman, A. M. Krasnosel'skii, and D. I. Rachinskii, "Sector estimates of nonlinearities and selfoscillation existence in control systems", Automation and Remote Control, Vol. 61, No. 6, p. 889, 2000.
- [3] Jones J. G., "Perception and memory during general anesthesia", Br J. Anesth, Vol. 73, p. 31, 1994.
- [4] Yoki M., Morita Y., Kimura T., Doya M., and Kaneda T., "Effects of trend and term sampling on power spectral analysis of heart rate variability during tracheal intubation", Anesthesiology, Vol. 85(3A), p. A406, 1996.
- [5] A. L. Rivera, M. Lozada-Cassou, S. Rodriguez, and V. M. Castano, "Wigner distribution function as an assessment of the paraxial character of an optical system", Opt. Commun., Vol. 228, p. 211, 2003.
- [6] N. V. Takor, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, "Optimal QRS detector", Medical and Biological Engineering, p. 343, 1983.

- [7] C. Sidney Burrus, Ramesh A. Copinath, and H. Guo, "Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms", Prentice Hall, 1998.
- [8] W. Pan, "Double Wigner distribution function of first-order optical system with a hard-edge aperture", *Appl. Opt.*, Vol. 47, No. 1, p. 45, 2008.
- [9] S. Qian and D. Chen, "Joint time-frequency analysis", Prentice-Hall, Inc., 1996.
- [10] Thornhill, N. F., "Finding the source of nonlinearity in a process with plant-wide oscillation", *IEEE Transaction on Control Systems Technology*, Vol. 13, Issue 3, p. 434, 2005.
- [11] Shoukat M. A. A. Choudhury, Sirish L. Shah, and Nina F. Thornhill, "Diagnosis of Process Nonlinearities and Valve Stiction", Springer Berlin Heidelberg, 2008.