

## 웨이브렛 변환을 이용한 수면상태의 HRV 분석에 관한 연구

위덕대학교 산업기술연구소,\*

용인송담대학 의료정보시스템과,<sup>†</sup> 성결대학교 컴퓨터학부,<sup>‡</sup>위덕대학교 컴퓨터제어공학과,<sup>§</sup> 명지대학교 물리학과<sup>||</sup>최혜진,\* 정기삼,<sup>†</sup> 이병채,<sup>†</sup> 김용규,<sup>‡</sup> 안인석,<sup>§</sup> 주관식<sup>||</sup>

본 연구에서는 수면상태에서의 자율신경 활동을 관찰하기 위하여 웨이브렛 변환을 이용하여 HRV 신호를 분석하였다. 심전도 신호로부터 HRV신호를 재구성하고 웨이브렛 변환을 통하여 얻은 계수를 이용하여 신호를 주파수 대역별 분석하였다. 분석된 결과를 AR 모델 기법을 이용한 기존의 주파수 분석 방법과 비교하였다. 본 논문에서 제안한 웨이브렛 계수에 의한 전력스펙트럼 성분은 기존의 FFT나 AR모델 방법에 의한 결과와 동일한 경향을 나타내고 있었다. 따라서, 웨이브렛 계수에 의한 전력스펙트럼 분석방법은 HRV 신호를 이용한 자율신경계 활동 분석의 도구로 유용함을 알 수 있었다. 피검자가 일단 수면상태로 빠져들면, 심혈관계 역시 빠른 속도로 반응하여 수면에 적절한 활동을 수행하게 된다. 이러한 적응 활동은 심혈관 기관에 따라 차이는 있지만 대부분 수초내에 일어나게 된다. 본 논문에서 제안한 웨이브렛에 의한 분석 기법은 기존의 방법으로는 불가능했던 시간대별 변화 추이를 잘 표현할 수 있으므로 HRV신호의 분석 뿐만 아니라 다른 생체 신호의 분석에도 유용할 것으로 예상된다.

중심단어: 심박신호, 웨이브렛 변환, 자율신경계

## 서 론

심근은 구조상으로 횡문근이지만 기능상으로는 불수의근이어서 자율신경의 지배를 받는다. 또한 자동능(autorhythmicity)을 가지고 있어 중추로부터 신경을 차단하여도 자동적으로 수축할 수 있다. 심박동수는 페이스메이커(pacemaker)인 동방결절에서 1분 동안 발생시키는 흥분 횟수와 동방결절에 대한 자율신경의 영향 정도에 의해 결정된다.<sup>1)</sup> 안정상태에서는 동방결절에서 1분 동안 생성되는 흥분 횟수는 100회 정도이지만, 부교감신경인 미주신경(vagus nerve)의 흥분이 안정상태에서는 교감신경보다 우세하기 때문에 70회/분으로 감소하게 된다. 수면시와 같이 미주신경의 흥분이 증가되면 심박동수는 더욱 감소하게 된다. 반대로 교감신경이 흥분하게 되면 심박동수가 증가하게 된다. 이러한 자율신경계의 조절과정 가운데 심장 박동에는 불규칙적인 변화가 일어나는데 이를 HRV(Heart Rate Variability)라 한다.<sup>2)</sup> 18세기 초 Hales와 Haller에 의해 관찰된 HRV는 최근 알고리

즘의 발달과 더불어, 더욱 정교한 접근이 가능해졌다. 일반적으로 혈압과 심박에 대하여 세 가지 주기 성분으로 정의된다.<sup>3,7)</sup> 첫째는 0.2Hz에서 0.5Hz사이의 호흡 활동과 관련이 있는 HF 성분, 둘째로는 혈압조절 메카니즘과 관련이 있으며, Mayer wave라고 알려진 0.1Hz를 중심으로 하는 LF 성분이며, 셋째로 체온조절, 혈관운동, 다양한 심폐 메카니즘과 관련이 있는 0.04Hz 근방의 VLF 성분이다. 이러한 주기 성분에 대한 연구는 많은 학자들에 의해 수행되어 왔는데 그들은 하나의 피크가 특정한 심혈관 제어 메카니즘과 관련이 있고, 파워나 피크의 면적을 구함으로써 그것을 정량화 할 수 있을 것으로 믿고 있다. Mukai<sup>4)</sup>, Butler<sup>5)</sup>, Malliani<sup>6)</sup>, Akselrod<sup>7)</sup>, McCraty<sup>8)</sup> 등 많은 학자들이 HRV에 대한 FFT(fast Fourier transform)나 AR모델(autoregressive model) 같은 파워스펙트럼 분석을 실시하였고 이 방법은 현재에도 자율신경 평가를 위한 재현성이 뛰어나고 정량화가 쉬운 방법으로 인정받고 있다. 일반적으로 파워스펙트럼 분석을 위해서는 일정 시

구간의 신호가 필요한데 HRV 신호의 경우 초당 2 회에서 4회로 샘플링 되므로 최소한 3분에서 5분 이상의 데이터가 요구된다. 이에 반하여 자율신경계에 의한 체내 항상성(homeostasis) 조절 시스템은 외부의 자극이나 내적 환경 변화에 일반적으로 몇 초 내에 적응 또는 반응한다. 따라서 몇 분의 시구간에 대한 파워스펙트럼 분석은 특정한 생리학적인 상태를 유지할 수 있는 실험적인 환경에서는 유용하지만, 수면/각성과 같이 인체의 내/외적인 상태가 계속 변하는 실생활 환경에서는 부적합하다. 따라서 본 논문에서는 웨이브렛 변환(wavelet transform)의 다해상도 주파수 해석 특성을 이용하여 HRV 신호를 분석하고자 하였다.

이론 및 방법

본 논문에서는 자율신경의 활동을 시구간 별로 관찰하기 위하여 심전도 신호의 전처리를 통하여 HRV 신호로 재구성한 다음, 웨이브렛 변환을 이용하여 HRV 신호를 분석하였다.

1. 신호의 전처리

심전도 신호를 입력으로 하여 HRV 분석을 하기 위해서는 그림 1과 같은 전처리 과정이 필요하다.

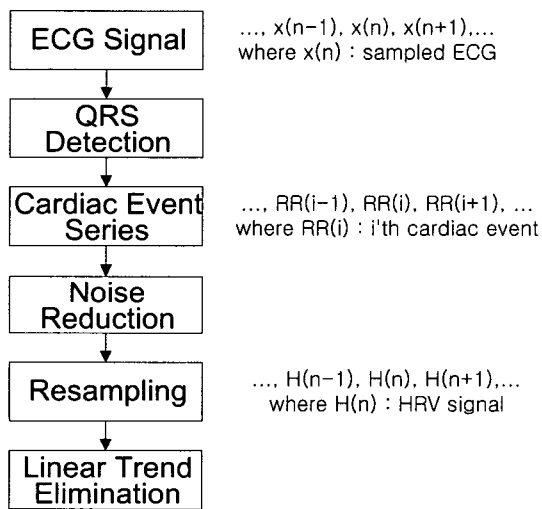


Fig 1. Preprocessing for HRV Signal Analysis

HRV 신호는 대부분의 경우 심전도 신호로부터 P-P 간격이나 R-R 간격을 측정함으로써 얻어진다. 연구의 특성상 동방결절(SA node)이나 방실결절(AV node)의 반응을 알아보기 위한 것이므로 P-P 간격과 P-R 간격을 측정하는 것이 이상적이지만 일반적으로 측정이 용이한 R-R 간격을 사용한다.<sup>9)</sup> QRS complex 검출 알고리즘으로 얻어진 심박동열(cardiac event seires)은 QRS 검출 오류나 부정맥과 같은 잡음을 포함하고 있는데, 이는 자율신경 영향과 관계가 없고 주파수 분석에 많은 영향을 주므로 반드시 제거하여야 한다. 본 논문에서는 최근 10개 심박동열에 대하여 평균 R-R 간격을 구한 다음, 평균 R-R간격의  $\pm 30\%$ 를 벗어난 박동을 잡음으로 간주하고 제거하였다. HRV의 파워스펙트럼분석은 균일한 시간 간격으로 샘플링된 데이터를 요구하고 있으므로, ECG 신호에서 검출된 R-R 간격의 불균일한 시간 간격 데이터로는 디지털 신호처리 알고리즘을 바로 적용할 수 없다. 그러므로 심박동열을 균일한 시간간격의 데이터로 변환시키는 기법이 필요하다. 이러한 목적을 위해서 다양한 방법들이 제시되고 있으나<sup>10)</sup> 본 연구에서는 순간 R-R 간격 시리즈(IIBIS: Instantaneous Interbeat Interval Series) 방법을 이용하여 R-R 간격 시리즈를 2 Hz로 재샘플링(resampling)하였다.

먼저 심전도 신호의 R파를 검출하여 ECG 데이터 상에서  $i$  번째 R파의 위치를  $R_i$ 라 하면  $R_{i-1}$ 에서  $R_i$ 까지 구간  $I_i$ 라 하면 심박동간의 간격 R-R 간격 시리즈는 식 (1)과 같이 표현된다.

$$I_i = R_i - R_{i-1}, I_{i+1} = R_{i+1} - R_i, \dots \quad (1)$$

이렇게 얻은 R-R 간격 시리즈는 시간 영역에서 HRV의 통계적 특성을 관찰하는데 이용된다. 식 (1)을 이용하여 얻은 심박동열은 순간 R-R 간격 시리즈를 나타내는 식(2)에 의하여 R-R 간격 시리즈로 변환된다.

$$IIBIS(n) = I(k) \quad \text{where } t_k \leq n\Delta T \leq t_{k+1} \quad (2)$$

$$n, k = 1, 2, 3, \dots$$

전력 스펙트럼 분석에 적용되는 데이터의 각각의 구

획들은 그 구획의 길이 보다 더 긴 주기를 가지는 저주파 성분을 포함하고 있으며 이러한 저주파 성분을 선형 성분이라 부른다. 선형 성분은 전력 스펙트럼 상의 저주파 대역에서 중첩을 일으켜 스펙트럼의 왜곡을 일으킨다. 또한 구해진 HRV는 큰 DC성분을 포함하게 되므로 전력 스펙트럼 분석을 위해서는 구간 양쪽 끝의 데이터가 연속성을 가지도록 하기 위하여 윈도우를 적용해야 하나 윈도우의 사용은 스펙트럼의 왜곡을 가져온다. 본 연구의 스펙트럼 분석은 초저주파 대역의 신호를 반영하지 않는 단시간 구간에 대한 분석을 목적으로 하므로 선형성분으로 나타나는 초저주파 성분은 의미를 가지지 못한다. 선형성분의 제거는 DC성분까지 제거되므로 선형성분을 제거한 신호는 나누어진 구간에 대하여 구간 끝의 데이터간의 불연속성이 없다고 가정할 수 있다. 본 논문에서는 1차 선형 근사화에 의해 선형성분을 제거하였다.

2. Wavelet변환

웨이브렛 이론은 다양한 신호처리 응용분야에서 독자적으로 개발되어온 많은 신호처리 기법을 통합하여 하나의 작업공간을 제공하는 강력한 이론이다. 다해상도 신호처리, 음성과 영상신호 압축에 이용되는 서브밴드 코딩(subband coding), 그리고 응용수학의 웨이브렛 전개(wavelet series) 등, 모두 서로 다른 관점에서 발전되어온 웨이브렛 이론의 한 분야로 볼 수 있다.<sup>10)</sup> 웨이브렛 변환은 비정적신호(non-stationary signal)의 분석에 유리하며 STFT (short time Fourier transform)과 Garbor 변환의 대용으로 이용된다. 기존의 STFT는 하나의 분석 윈도우를 이용하지만 웨이브렛 변환은 고주파 신호에는 짧은 윈도우, 저주파 신호에는 긴 윈도우를 이용하므로 융통성 있게 신호를 분석할 수 있다. 웨이브렛 이론의 이러한 특성을 줌인(zoom-in), 줌아웃(zoom-out) 특성이라 하고 불연속 신호의 분석에 유리하다.<sup>11)</sup> 웨이브렛이란 임의의 기저함수(basis function)  $\psi(x)$ 로부터 확장(dilation)과 천이(translation)에 의해 얻어지는 함수를 의미하며 다음 식 (3)으로 표현된다.

$$\psi_{jk}(x) := 2^{j/2} \psi(2^j x - k) \quad \text{for } j, k \in \mathbb{Z} \quad (3)$$

임의의 웨이브렛 함수  $\psi(x)$ 가 다음 식 (4)의 조건을 만족하는 경우, 정규직교 웨이브렛이라고 하고  $\{\psi_{jk}(x)\}_{j,k \in \mathbb{Z}}$ 은  $L^2(\mathbb{R})$ 의 정규직교 웨이브렛 기저함수의 집합이 된다.

$$\langle \psi_{jk}, \psi_{lm} \rangle = \begin{cases} 1, & \text{if } j=l \text{ and } k=m \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

식 (4)를 만족하는 정규직교 웨이브렛 기저에 대하여, 모든 함수  $f \in L^2(\mathbb{R})$ 는 다음 식 (5)와 같이 나타낼 수 있다.

$$f(x) = \sum_j \sum_k \langle f, \psi_{jk} \rangle \psi_{jk} \quad (5)$$

식 (5)를 웨이브렛 전개라고 부르고, 이 웨이브렛 전개 계수는 다음 식으로 주어진다.

$$c_{jk} = \langle f, \psi_{jk} \rangle \quad (6)$$

$L^2(0, 2\pi)$ 의 전 영역을 생성시키는 기저가  $g(x)$ 이듯이, 빠른 감쇄를 갖는 웨이브렛으로  $L^2(\mathbb{R})$ 의 전 영역을 생성하기 위해서는 웨이브렛 함수를 R축을 따라 천이(translation)시키는 요소, 즉 식 (3)의  $k$ 가 도입되었고 또한 다양한 주파수 성분을 표시하기 위한 스케일링(scaling) 요소는, 식 (3)의  $j$  형태로 도입되었다. 여기서 연속 스케일링 변수인  $a$ 와 연속 천이 변수  $b$ 를 이용한  $L^2(\mathbb{R})$ 상의 연속 웨이브렛 변환은 다음 식으로 주어지며

$$CWT\{f(x); a, b\} = \sqrt{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx \quad (7)$$

where,  $f \in L^2(\mathbb{R})$

웨이브렛 전개식과 비교하면 다음과 같은 관계가 있다.

$$c_{jk} = CWT\left\{f(x); \frac{1}{2^j}, \frac{k}{2^j}\right\} \quad (8)$$

선형 변환인  $CWT\{f(x); a, b\}$ 를 연속 웨이브렛 변환이라 하고 함수  $f$ 의  $(j, k)$ 번째 웨이브렛 계수는  $b = k/2^j$ 와  $a = 2^{-j}$ 인 지점에서  $f$ 의 연속 웨이브렛 변환으로 주어지게 된다.

3. Wavelet변환에 의한 주파수 분해

웨이브렛 변환이 고전적인 단구간 푸리에 변환과 구별되는 근본적인 차이점은 단구간 푸리에 변환의 경우 모든 주파수 대역에 대하여 동일한 크기의 필터 윈도우를 사용하는 반면 웨이브렛 변환은 고주파 대역에서는 폭이 좁은 윈도우를, 저주파 대역에서는 폭이 넓은 윈도우를 사용한다는 것이다. 따라서 웨이브렛 해석은 상대 대역폭 불변 해석(constant relative bandwidth analysis)이라고도 일컬어지며, 주파수 대역의 변화 폭은 항상 주파수 값에 비례한다. 웨이브렛 변환은 입력 신호를 특정 기저 함수의 집합으로 분리하는 과정으로도 이해될 수 있다. 웨이브렛 변환에 사용되는 기저 함수의 집합은 하나의 기본 웨이브렛 기저 함수(mother wavelet basis function)에 대한 시간축 방향으로의 확대 및 축소 그리고 평행 이동을 통해 얻어진다. 기본 웨이브렛 기저 함수는 특별한 형태의 밴드패스(band-pass) 필터로 생각할 수 있으며, 웨이브렛 변환의 상대 대역폭 불변성은 기본 웨이브렛 기저에 대한 시간축 방향 축소 및 확대에 의해 충족되어진다. 이에 따라 웨이브렛 변환에서는 주파수 대역이라는 용어 대신 스케일(scale)이라는 용어를 주로 사용하며, 입력 신호에 대한 웨이브렛 변환을 다른 말로 원신호의 시간, 스케일 공간표현이라 일컫는다.

그림 2는 HRV 신호를 웨이브렛 변환을 이용하여 분해(decomposition)한 그림이다. 그림 2에서  $s$ 는 HRV 신호이다. 신호는 2Hz로 샘플링되었으며 1024개의 데이터로 이루어져 있다. 웨이브렛 변환을 거친 신호는 크게 approximation 신호와 detail 신호로 나누어진다. 웨이브렛 해석은 그 기원을 양자물리학의 양자장론 중에서 정규군(renormalization group) 이론, 수학의 조화해석(harmonic Analysis)중에서 calderron-Zygmund Operator이론, 그리고 신호처리 분야의 다해상도 필터뱅크(filter bank) 이론에 근거를 두고 있다. 필터 뱅크 이론에 의해 approximation 신호는 저역통과(low-pass) 신호로 보고 detail 신호는 고역통과(high-pass)된 신호로 볼 수 있다.

그림 2에서 첫번째 분해된 신호는 저역 통과된 0에서 1Hz성분을 갖는 approximation 신호  $a_7$ 과 고역 통과된 detail 신호  $d_7$ 으로 나누어진다. 신호는 이러한

방법으로 계속 분해되는데 이론적으로는 신호의 총 갯수  $N$ 에 대하여  $2^{n-1}$  단계까지 분해가 가능하다. 실제로 고역통과 된 신호와 저역통과 된 신호 중에서 저역통과 된 신호보다는 고역통과 된 신호가 많은 정보를 가지고 있다. 따라서 신호처리에서는 의해 approximation 신호보다 detail 신호가 더 큰 의미를 갖게 되고 신호를 합성할 때에도 다음의 식과 같이 detail 신호를 위주로 합성이 이루어진다.

$$s = a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2 + d_1 \quad (9)$$

그림에 나타난 신호  $s$ 는 HRV 신호를 나타내며  $a_7$ 은 신호 전반의 기저선 변동을 나타낸다.  $d_1$ 에서  $d_7$ 으로 표현되는 각각의 detail 신호는 표 1에 나타난 바와 같은 주파수 대역의 신호이다. 일반적으로 approximation 신호보다는 detail 신호가 많은 정보를 가지고 있는 것으로 알려져 있고 본 논문에서 필요한 주파수 성분이 detail 신호에 집중되어 있으므로 본 논문에서는 detail 신호만을 분석키로 한다.

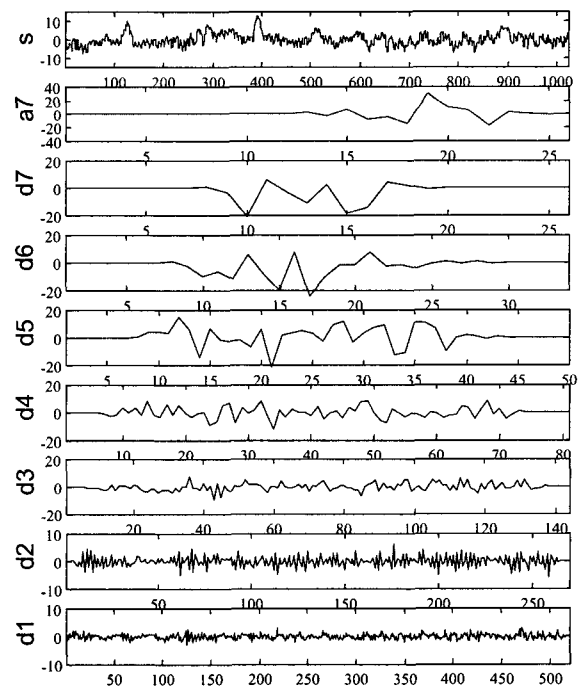


Fig. 2 Frequency Decomposition using Wavelet Transform

Table 1. Frequency Range of Decomposed Signal

Coef.	주 파 수 대 역(Hz)	
$a_7$	1.000000	~ 0.000000
$d_7$	2.000000	~ 1.000000
$d_6$	1.000000	~ 0.500000
$d_5$	0.500000	~ 0.250000
$d_4$	0.250000	~ 0.125000
$d_3$	0.125000	~ 0.062500
$d_2$	0.062500	~ 0.031250
$d_1$	0.031250	~ 0.015625

### 실험 및 결과고찰

본 논문에서는 환자의 심전도 신호로부터 HRV 신호를 추출하고 웨이브렛 분석을 통하여 자율신경계의 활동을 시간 연속적으로 관찰하고자 하였다. 본 논문의 목적상 데이터는 각성상태에서 수면상태로 변하거나, 수면상태에서 각성상태로 변하는 구간을 선정하였다. MIT-BIH Ploysomnography Database (미국)에서 제공하는 18개의 심전도 신호 중에서 부정맥이 적고 수면/각성의 변화가 뚜렷한 구간 18곳을 선정하여 분석의 대상으로 하였다. 신호는 수면/각성상태의 변화 시점을 중심으로 양쪽 512개 씩, 총 1024개의 데이터(512초)를 분석 대상으로 하였다.

#### 1. 파워스펙트럼 분석법

사람이 각성 상태에서 수면 상태로 빠져 들면 심장의 박동은 느려지고 호흡은 매우 규칙적이 된다. 이러한 일련의 활동은 자율신경의 지배를 받게 되는데, 매우 복잡한 작용이 있겠지만, 크게 교감신경의 억제와 부교감신경의 흥분으로 해석될 수 있다. 앞에서 기술한 바와 같이 교감신경과 부교감신경을 서로 길항적으로 작용하게 되는데, 이는 부교감신경의 흥분은 자연스럽게 교감신경의 억제를 유도하게 된다. 따라서 이러한 경향은 HRV 신호를 각성과 수면 상태 두 부분으로 나누어, 구간별로 주파수 파워스펙트럼 분석을 해보면 잘 알 수 있다.

그림 3은 각성상태에서 수면상태로 변화되는 과정에서 얻은 HRV 신호를 주파수 파워스펙트럼 분석을 한 결과이다. 그림 3에서 왼쪽은 각성 상태이고 오른쪽은 수면상태를 나타낸다. 그림의 상단에 있는

신호는 잡음 및 선형선분 모두를 제거하고 전처리가 완료된 HRV 신호이다. 데이터는 각성상태와 수면상태가 각각 512개로 모두 1024개이다.

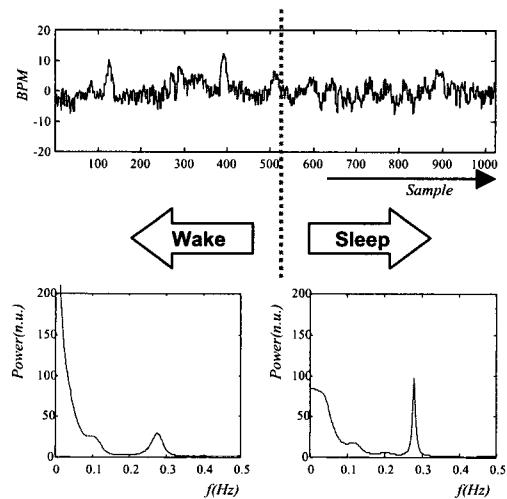


Fig.3 Power Spectrum Analysis in Wake/Sleep Stage

그림 3의 파워스펙트럼에서 VLF, LF, 그리고 HF 성분을 관찰 할 수 있다. 서론에서 언급한 바와 같이 각각의 성분에 대한 견해는 학자들 간에 약간의 이견이 있다. VLF 성분의 경우 주기가 매우 길고 생리학적인 메카니즘도 불분명하다. 0.1Hz를 중심으로 하는 LF 성분에 대한 생리학적 해석 역시, 연구자들에 따라 다르게 보고되고 있다. Butler등<sup>5)</sup>은 부교감신경 차단제인 아트로핀(atrophine)을 투여한 결과, HF 성분뿐만 아니라 LF 성분도 감소하였다는 점에서 LF 성분은 교감신경계 및 부교감신경계의 활동을 동시에 반영한다고 보고하였다. Malliani등<sup>6)</sup>은 관상동맥 또는 총경동맥(common carotid arteries)을 폐쇄시킨 동물실험에서 LF 성분이 증가하였다는 결과로부터 LF 성분은 주로 교감신경계의 활동을 반영한다고 보고하였다. 이와 같은 차이는 자율신경계를 자극하기 위해 사용된 프로토콜의 차이에 기인한다고 사료된다. 따라서, 본 논문에서는 VLF와 LF 성분의 단순 비교를 제외하였다.

일반적으로 HRV 신호의 파워스펙트럼 분석 방법에서 가장 중요한 영역은 HF 성분인데 이는 자율신경 활동 변화에 대하여 가장 민감하고도 뚜렷한 변화를 나타내기 때문이다. 따라서 기존의 연구에서 HF 성

분은 미주신경의 활동을 나타내는 신뢰성 있는 지표로 사용되어왔다.

그림 4는 HF영역에서의 파워성분 변화를 나타낸 것이다. 부교감신경 중 하나인 미주신경의 활동을 반영하는 HF 성분은 각성 상태에서 수면상태로 변화하면서 파워성분이 현저히 증가함을 관찰 할 수 있는데 이는 HF영역의 파워성분이 부교감신경의 활동을 반영한다는 사실을 뒷받침해 주고 있다.

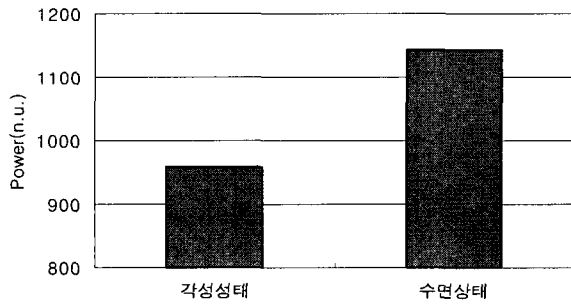


Fig. 4 Variation of Power in HF Range

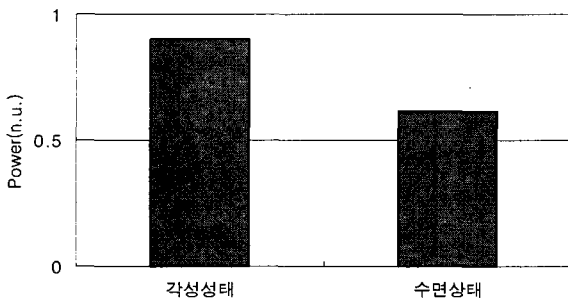


Fig. 5 Variation of LF/HF Ratio

생리학적 측면에서 볼 때, 빈맥을 일으키는 교감신경의 흥분은 HRV 신호의 전체 전력과 표준편차를 감소시킨다. 그러나 미주신경의 흥분은 반대현상을 일으킨다. 절대치를 사용할 경우, 이러한 전체 전력의 변화는 LF 성분이나 HF 성분 모두에 대하여 같은 방향으로 영향을 미치는 것처럼 보인다. 그러나 특정 생리학적 상태이거나 병적인 상태에서는 심장 주기 및 전체 전력의 큰 변화 없이도 교감신경과 미주신경의 균형이 변할 수 있으면 이러한 균형은 LF/HF 비로 추정이 가능하다. Pagani 등<sup>15)</sup>과

Malliani 등<sup>6)</sup>도 그들의 연구에서 LF 전력의 단순 비교에 대해 의문을 제시하면서 교감신경에 대한 지표로 LF/HF 비를 제안 하였다.

그림 5는 LF/HF비의 변화를 나타낸 것이다. 자율신경의 길항적인 작용을 잘 나타내는 LF/HF비는 그림 5에서도 볼 수 있듯이 수면상태에서 현저히 줄어들어 있다. 이는 교감신경과 부교감신경의 균형이 부교감신경의 우세로 전환되었음을 잘 나타내고 있다.

2. 웨이브렛 분석법

자율신경은 생체의 내적/외적인 환경에 반응하여 인체의 항상성을 유지하기 위하여 체내 기관에 적절한 조절 작용을 한다. 이러한 조절과정에서 HRV이 일어나게 되는데, 반응 주기는 수 초에서 수 시간에 이르기까지 다양하다. 수면의 분석과 같은 경우 졸음 상태에서 수면으로 빠져드는 순간은 매우 짧아 기존의 파워스펙트럼 분석만으로는 매우 어려운 것이 현실이다. 따라서 본 논문에서는 웨이브렛 변환을 이용하여 시간대 별로 변화하는 HRV 신호의 주파수를 관찰하였다.

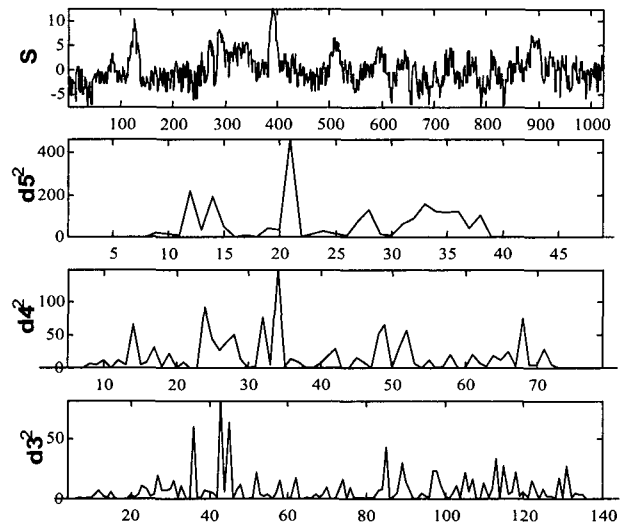


Fig. 6 Power of Wavelet Detail Coefficient

본 논문에서는  $d_5$ 신호를 LF 성분을 가장 많이 가지고 있는 것으로 보고 LF 성분을 대표하는 대표 신호로 정하였다. HF 성분의 경우에는  $d_3$ 와  $d_4$  두 가지 신호가 범위에 포함된다. 실험적으로 밝혀진

바에 따르면, HF 성분의 중심주파수는 사람의 호흡 주파수와 일치하는데, 문제는 사람마다 신체의 특성이 다르기 때문에 주 호흡 빈도가 달라 HF 중심주파수도 달라지게 된다. 각 시구간에서 주파수 대역별로 변화하는 모습은 detail 계수(coefficient)의 전력을 구함으로써 알 수 있다. 그림 6은 HRV 신호와 주파수 분석에서 중요한  $d_3$ ,  $d_4$ ,  $d_5$ 의 값을 제공한 전력 값을 나타낸다. 그림 6에서  $d_3$ 의 전력은 신호에서 300 point부근과 500 point 이후에서 주로 나타난다. 각성상태에서의 피크는 순간적인 부교감 신경 긴장도를 반영하는 것이고 수면상태에서의 전력은 수면으로 인한 부교감신경 긴장도의 전반적인 상승을 반영하고 있다.

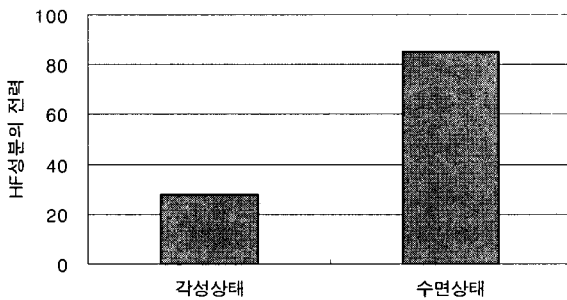


Fig. 7 Comparison of HF component by Wavelet Coefficient

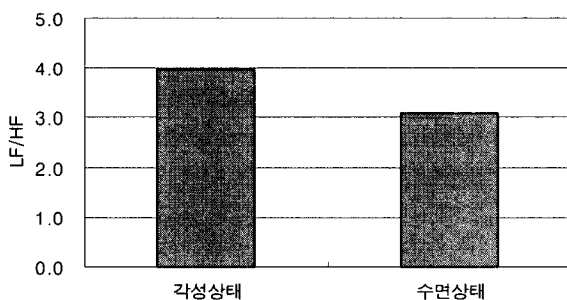


Fig. 8 LF/HF Ratio by Wavelet Coefficient

그림 7은 각성상태와 수면상태에서의 HF 성분을 웨이브렛 계수의 전력에 의해 비교한 것이다. 여기서 HF 성분은  $d_3$ 과  $d_4$ 의 전력 값을 나타낸 것인데,

수면 상태에서의 미주신경 긴장도가 각성 상태에서의 긴장도 보다 높음을 잘 반영하고 있다.

그림 8은 웨이브렛 계수를 이용한 LF/HF 비를 나타낸 것이다. 이는 교감신경의 흥분을 나타내는 지표로, 수면상태로 빠져들면서 교감신경의 긴장도가 줄어드는 모습을 잘 관찰 할 수 있다.

### 결론

본 연구에서는 수면상태에서의 자율신경 활동을 관찰하기 위하여 웨이브렛 변환을 이용하여 HRV 신호를 분석하였다. 심전도 신호로부터 HRV 신호를 재구성하고 웨이브렛 변환을 통하여 얻은 계수를 이용하여 신호를 주파수 대역별 분석하였다. 분석된 결과를 AR 모델 기법을 이용한 기존의 주파수 분석 방법과 비교하였다. 본 연구의 결과는 다음과 같다.

본 논문에서 제안한 웨이브렛 계수에 의한 전력스펙트럼 성분은 기존의 FFT나 AR모델 방법에 의한 결과와 동일한 경향을 나타내고 있었다. 그러므로, 웨이브렛 계수에 의한 전력스펙트럼 분석방법은 HRV 신호를 이용한 자율신경계 활동 분석의 도구로 유용함을 알 수 있었다. 피검자가 일단 수면상태로 빠져들면, 심혈관계 역시 빠른 속도로 반응하여 수면에 적절한 활동을 수행하게 된다. 이러한 적응 활동은 심혈관 기관에 따라 차이는 있지만 대부분 수초에서 1분 내에 일어나게 된다. 본 논문에서 제안한 웨이브렛에 의한 분석 기법은 기존의 방법으로는 불가능했던 시간대별 변화 추이를 잘 표현할 수 있으므로 HRV 신호의 분석 뿐만 아니라 다른 생체 신호의 분석에도 유용할 것으로 예상된다.

자율신경계의 제어 메커니즘은 현재에도 많은 연구가 이루어지고 있지만 많은 부분이 알려져 있지 않다. 본 연구에서는 이러한 연구를 위한 하나의 도구를 제시하였다. 자율신경계의 작용 메커니즘을 규명하기 위해서는 본 연구의 결과를 바탕으로 다양한 대상에 대한 다양한 프로토콜의 실험이 이루어져야 할 것이다.

## 참 고 문 헌

1. 강두희, 생리학(개정4판), 신광출판사, 1992
2. 정기삼, 심박변동 신호에 의한 자율신경 기능해석 시스템의 설계, 연세대학교 대학원, 박사학위논문, 1997
3. Gianfranco Parati, J. Philip Saul, Marco Di Rienzo, Giuseppe Mancina, "Spectral Analysis of Blood Pressure and Heart Rate Variability in Evaluating Cardiovascular Regulation - A Critical Appraisal", Hypertension, Vol.25, pp. 1276-1286, 1995
4. Seiji Mukai, Junichiro Hayano, "Heart rate and blood pressure variabilities during graded head-up tilt", J. Appl. Physiol., 78(1), pp212-216, 1995
5. Gary C. Butler, Yoshiharu Yamamoto, Richard L. Hughson, "Heart Rate Variability to Monitor Autonomic Nervous System Activity During Orthostatic Stress", J. Clin. Pharmacol, Vol.34, pp558-562, 1994
6. Alberto Malliani, Federico Lombardi, Massimo Pagani, "Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms", British Heart Journal, Vol71, pp1-2, 1994
7. Solange Akselrod, David Gordon, F. Andrew Ubel, Daniel C. Shannon, A. Clifford Barger, Richard J. Cohen, "Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control", Science, Vol.213, 1981
8. Rollin McCraty, Mike Atkinson, William Tiller, Glen Rein, Alan D. Watkins, "The Effects of Emotions on Short-Term Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability", The American Journal of Cardiology, Vol.76, pp1089-1093, 1995
9. P.T. Bason, R.I. Kitney, " Comparison of methods for obtaining a heart rate variability signal from 60 x real time ECG data", J.Biomed. Eng., Vol.3, pp. 239-243, July, 1981
10. O. Rioul and Vetterli, "Wavelet and Signal Processing", IEEE SP magazine, Oct. 1991.
11. Randy K. Young, Wavelet Theory and Its Applications, Kluwer Academic Publishers, 1993.
12. B. Pomeranz, et. al., "Assessment of autonomic function in human by heart rate spectral analysis", Am. J. Physiol., vol.248, pp. H151-H153, 1985
13. Kunsoo Shin, "The Study on Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability for Assessment of Autonomic Functions in Cardiovascular Control", Ph.D. Dissertation, Keio University, 1995
14. 이병채, "카오스 이론을 이용한 생체 비선형 동역학 시스템의 특성 해석", 연세대학교 대학원, 박사학위 논문, 1995
15. M. Pagani, et. al., "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", Circulation Research, No.59, pp.178-193, 1986
16. Stephen J. Pieper, Stephen C. Hammill, "Heart Rate Variability: Technique and Investigational Applications in Cardiovascular Medicine", Mayo Clin Proc, Vol.70, pp. 955-964, 1995



## Study on HRV Analysis in Sleep Stage Using Wavelet Transform

H. J. Choi,<sup>\*</sup> K. S. Jeong,<sup>†</sup> B. C. Lee,<sup>†</sup> Y. K. Kim,<sup>‡</sup>  
I. S. Ahn,<sup>§</sup> K. S. Joo<sup>||</sup>

<sup>\*</sup>*Institute of Industrial Technology, Uiduk University, Kyongju, 780-713*

<sup>†</sup>*Dept. of Medical Information System, Yong-in Songdam College, Yongin,*

<sup>‡</sup>*Dept. of Computer Engineering, Sungkyul Christian University, Anyang,*

<sup>§</sup>*Dept. of Computer Control Engineering, Uiduk University, Kyongju,*

<sup>||</sup>*Dept. of Physics, Myongji University, Yongin 449-728 Korea*

This research analyzed the HRV signals by using wavelet transform to observe the activities of autonomous nervous system in a sleep state. This research also restructured the HRV signals from electrocardiogram and by using coefficient which was obtained through wavelet transform, analyzed the signals by frequency bandwidth. Then compared the analyzed results with existing frequency analyzing method using AR model techniques. The suggested wavelet coefficient from power spectrum component in the study shows a similar tendency with the results from FFT or AR model technique. Therefore, it can be found that power spectrum analyzing method by wavelet coefficient is a useful as a tool for analyzing autonomous nervous system activities using HRV signals. Since the suggested method able to clearly depict the progression of change in time zone, which was once impossible with the existing methods, it is presumed that it will be useful in other physiological signals.

Key words : HRV signal, Wavelet transform, Autonomous nervous system