

시주파수 표현에 의한 시변파워스펙트럼 추정 알고리즘에 관한 연구

이정환*, 이준영, 이동준, 김한수, 전우철, 이명호
연세대학교 공과대학, 전기 및 컴퓨터공학과

A STUDY ON THE TIME-VARYING POWER SPECTRUM ESTIMATION ALGORITHM USING TIME-FREQUENCY REPRESENTATION

Jeongwhan Lee*, Joonyoung Lee, Dongjoon Lee, Hansoo Kim, Woochul Jeon, MyoungHo
Dept. of Electrical & Computer Engineering, College of Engineering, Yonsei University

Abstract - This study proposed a new algorithm to assess autonomic function activity using Time-Frequency Representation(TFR). TFR is a way of describing the time-variant energy of a signal. A discrete Wigner representation that is capable of filtering out any cross terms occurring in the Wigner-Ville Distribution(WVD) is used for time-variant energy distribution of heart rate variability(HRV) signals. And the marginal condition are evaluated to estimate power spectrum of HRV signals. The proposed algorithm showed that estimated power spectrum of HRV signals well describe the autonomic nerve system function and also showed the dynamics of autonomic nervous system response.

신호 구성성분들의 활동을 충분히 표현하지는 못한다. 푸리에 변환은 분석 구간의 시간동안에 어떠한 주파수 성분이 존재했는지에 대한 정보만을 제공하며, 어떤 특정한 시간에 존재하는 주파수 성분에 대해서는 정보를 제공하지는 못한다. 그림 1과 2의 예를 살펴보자. 주파수 분석으로는 이 두 신호의 차이점을 확인할 수 없다. 왜냐하면 스펙트럼 분석은 어느 주파수 성분이 어느 시간에 존재하는가에 대한 정보를 제공하지 못하기 때문이다. 그러나 이들의 시주파수 분석을 살펴보면, 이들 두 신호는 각각의 서로다른 주파수 성분이 존재하는 시간적 차이에 의하여 구분할 수 있다. 바로 이러한 이유 때문에 시주파수 분석이 필요한 것이다.

위그너 분포함수(Wigner Distribution)의 개념은 1932년 Wigner에 의하여 소개되었으며, 1948년 Ville에 의하여 신호해석에 적용되었다[4]. 일반적으로 복소함수 $f(t)$

1. 서론

일반적으로 심박변동신호(HRV: Heart Rate Variability) 신호는 시간 영역이나 주파수 영역에서 분석되어져 왔다. 또한 심전도와 같은 생체신호들은 자연적인 생체 기관(organ)에 의하여 발생하는 자연적인 파형이며, 여러 가지 성분들이 혼합되어 있는 비안정(non-stationary)신호라고 여겨져 왔다. 즉, 다시말해, 심전도 신호의 특성은 생리적 또는 파형에 영향을 미칠 수 있는 심리적인 요소들에 기인한다고 알려져 왔다. 심장 전기적 활동의 정확한 구조, 즉 각각의 구성 성분 파형의 시작과 끝이 가지는 정보들은 시간 영역에서는 잘 알아볼 수가 없다. 이러한 관점에서, 많은 연구들이 여러 생체 신호들을 대상으로 이를 시주파수 영역으로 표현하려고 시도하였다[1]-[3]. 일반적으로 시주파수 표현을 위해서 사용되는 방법은 스펙트로그램(Spectrogram) 또는 Short-time fourier변환이라고 하는 방법이다. 그러나 이 방법에는 시간 해상도와 주파수 해상도 사이의 관계(Uncertainty Principle)에 의하여 많은 제약을 받게된다. 그러나 Wiger(-Ville) 분포함수의 경우, 시주파수 영역에서 신호의 에너지 분포를 많은 시주파수 표현을 위한 성질들 잘 만족시키고 있다. 또한 생체제어계의 다이내믹한 활동을 잘 나타낸다. 단, 유일한 단점이라면, 여러 성분이 혼재된 신호의 경우 상관항(Cross-Term)을 발생시킨다는 점이다. 그러나 이는 본 논문에서 살펴보는 것처럼, 시간과 주파수 영역에서 사용하는 윈도우 함수를 이용하여 제거할 수 있다.

따라서, 본 연구에서는 자율신경계의 활동의 평가를 위한 AR 모델링에 의한 방법과 시주파수 표현을 이용한 방법을 비교하여, 임상적으로 보다 유용한 자율신경활동 평가 알고리즘을 제안하고자 한다.

2. Time-Frequency 분석

2.1 이산 위그너 분포함수

시간 분석과 주파수 분석만으로는 시간의 변화에 따른

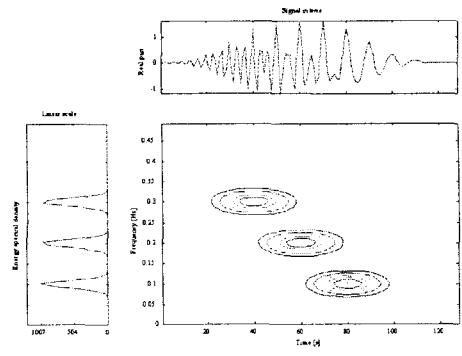


그림 1. 서로다른 주파수의 성분이 시간에 따라 혼합되어진 예#1

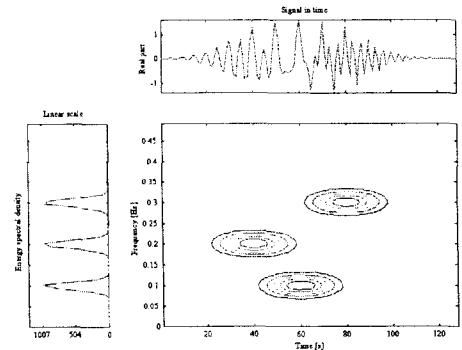


그림 2. 서로다른 주파수의 성분이 시간에 따라 혼합되어진 예#2

대한 연속 WD는 다음과 같이 정의된다.

$$W(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f\left(\frac{t+\tau}{2}\right) f^*\left(\frac{t-\tau}{2}\right) e^{-i\omega\tau} d\tau \quad (1)$$

여기서, *는 conjugate를 의미한다. 이 WD함수는 함수 f 가 실수함수인 경우, '위그너 분포함수', 복소수인 경우 '위그너-빌 분포함수'라고 한다. WD함수는 시간과 주파수에 대한 2차원의 함수로, 시간 영역에 대한 일차원의 함수를 2차원의 함수로 맵핑한다. 이산신호 $Z(n)$ 에 대한 윈도우된 이산 WD(DWD)는 다음과 같이 정의된다 [4].

$$W(n, m) = \frac{1}{2} N \sum_{k=-N+1}^{N+1} |h(k)|^2 z(n+k) z^*(n-k) e^{-2\pi i k m / N} \quad (2)$$

여기서, $2N-1$ 은 데이터의 길이이며, $h(k)$ 는 주파수에 대한 윈도우 함수이다. 식(2)의 DWD는 주파수 간섭에 의한 상관항(Cross-Term)들로 인하여 제한적인 스펙트럼을 추정하게 된다. 이러한 상관항들의 영향을 최소화시키기 위하여 평활화된(smoothed) DWD[4]를 사용하며, 다음과 같이 정의된다.

$$W(n, m) = \frac{1}{2} N \sum_{k=-N+1}^{N+1} |h(k)|^2 \left[\sum_{p=-M+1}^{M+1} g(p) z(n+p+k) z^*(n+p-k) \right] e^{-2\pi i k m / N} \quad (3)$$

여기서 $g(p)$ 는 시간에 대한 평활화 윈도우 함수이며, 그 길이는 $2M-1$ 이다. 여기서 DWD의 중요한 특징은 시간과 주파수에 대한 평활화가 서로 족절적이라는 점이다 [5].

2.2 경계조건(Marginal Condition)

시주파수 표현의 경계조건(Marginal Condition)은 어떤 주어진 시간의 신호의 에너지 $|s(t)|^2$

$$\int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) df = |s(t)|^2 \quad (4)$$

를 만족해야하며, 또 어떤 주어진 주파수의 주파수 밀도 $|S(f)|^2$ 는

$$\int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) dt = |S(f)|^2 \quad (5)$$

를 만족하여야 한다. 즉 다시 말해서,

$$\begin{aligned} m(t) &= \int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) df && \text{Time marginal} \\ m(f) &= \int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) dt && \text{Frequency Marginal} \\ E &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) df dt && \text{Energy} \end{aligned} \quad (6)$$

의 관계가 성립된다. 그림 3은 심전도 신호의 시간 경계조건과 주파수 경계조건을 나타낸다.

3. 실험 및 결론

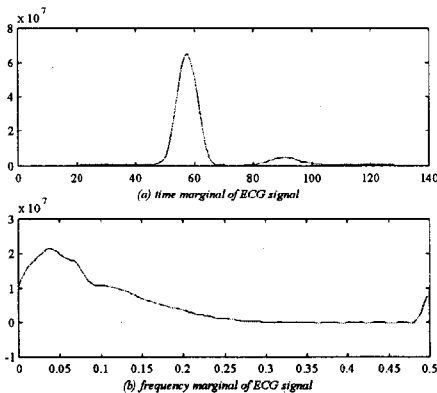


그림 3. 심전도 신호의 경계조건

본 실험에서는 건강한 성인남자의 심전도를 직접부하를 변화시키며 측정하였다. 그림 4는 실험시간 40분간의 전체 심박신호를 나타낸다.

자율신경계의 평가를 위한 심혈관 신호의 분석에서는 우선 기록된 심전도, 혈류량 신호로부터 R파를 검출하여야 한다. 이후 데이터의 샘플 간격이 등간격이 아니기 때문에 등간격의 신호를 요구하는 파워스펙트럼 추정 알고리즘을 적용하기 위해 부등 간격의 event series로부터 4Hz의 등간격 신호로의 변동을 하였다. 파워 스펙트럼을 추정하기에 앞서 linear trend는 제거되어야 한다. 이를 위해 본 연구에서는 1차 선형 근사화를 통해 선형 성분을 추정 후, 추정된 원 신호로부터 뺄으로써 선형 성분을 제거하였다. Linear trend를 제거 한 후에는 AR 모델의 계수를 구한다. 사용한 AR 모델은 다음의 식 (7)과 같다.

$$x(n) = -\sum_{k=1}^L a_k x(n-k) + u(n) \quad (7)$$

여기서 $u(n)$ 은 평균이 0이고 분산이 σ^2 인 백색 잡음이다. 구해진 계수를 이용하여 전력 스펙트럼은 다음 식(8)에 의해 계산된다[6].

$$P_x(f) = \frac{\sigma^2 T}{\left[1 + \sum_{k=1}^L a_k \exp(-j2\pi k T f)\right]^2} \quad (8)$$

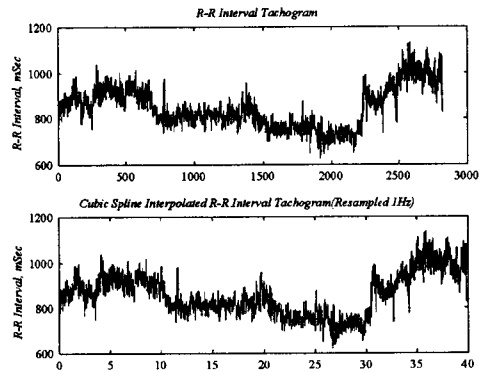


그림 4. 건강성인으로부터 얻은 40분간의 심박 변동신호

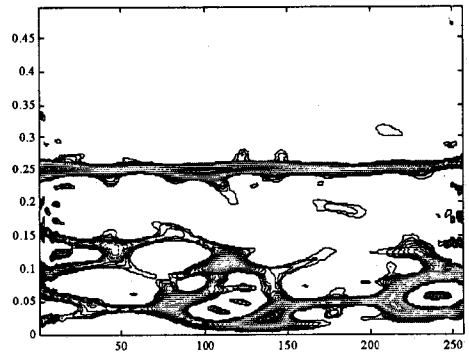


그림 5. 심박변동신호의 이산 Wigner 분포함수; 5분에서부터 4분간 [1]

그림 5는, 40분간 측정된 심박변동신호에서, 교감신경의 활동이 우세하다고 알려져 있는 supine의 심박변동신호의 이산 위그너 분포함수를 계산한 것이며, 그림 6은 약

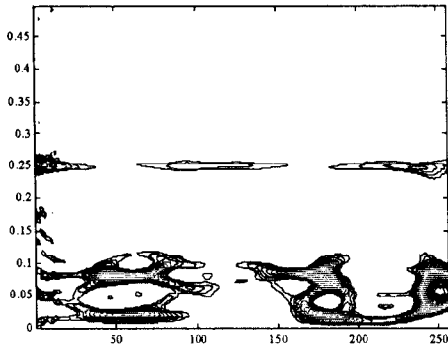


그림 6. 심박변동 신호의 이산 Wigner 분포함수: 2분부씩 4분간(II)

75°의 경사를 갖는 tilt-table의 위치에서 측정된 데이터에 대한 이산 위그너 분포함수이다. 시간의 따라 변화하는 교감신경과 부교감신경의ダイナミック한 변화를 확인할 수 있다. 그러나, 아직도 정확하게 두 신경계의 상호작용을 확인하기는 어렵다.

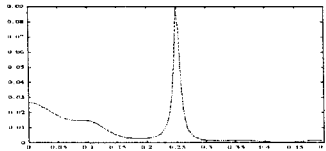


그림 5의 PSD

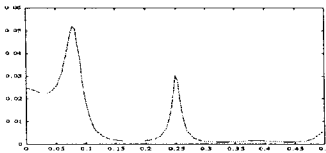


그림 6의 PSD

그림 7. 심박변동신호의 Power Spectrum

그림 7은 식(8)을 이용하여 일반적인 자율신경계 활동을 평가하기 위한 전력 스펙트럼을 추정하여 보았다. 결국, 그림 7은, 분석하고자 하는 구간을 안정(stationary)신호라고 가정하고 구간 전체에 대한 스펙트럼을 추정한 것이다. 이의 비교를 위하여, 시주파수 표현의 경계조건 중에서, 주파수 경계조건(Frequency marginal)을 계산해 보면, AR모델링을 통하여 분석 구간의 추정된 스펙트럼의 유사성을 확인할 수 있다(그림 8).

본 연구에서는, 심혈관 신호(심전도 신호, 심박변동 신호)에 시주파수 에너지 분포함수인 이산 위그너 분포함수를 적용하여, 시간에 따라 변화하는 심혈관 신호의 에너지 분포를 살펴 보았다. 심전도 신호의 시주파수 표현에서는, 심전도 신호를 구성하는 각각의 파형(P, T, QRS complex)들의 에너지 분포를 시간의 변화에 따라 확인할 수 있었다. 불규칙하거나 왜곡이 생긴 심전도의 경우에는 시주파수 표현이 정상인의 표현과 다르게 나타나게 되므로, 이를 이용한 부정맥의 판별과 심장 전도 이상등을 임상적으로 평가하는데 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 심박변동 신호의 시주파수 에너지 분포의 경우에는, 기존의 AR 모델링을 이용한 자율신경계의 활동을 나타내는 방법보다, 시간의 경과에 따른 에너지의 분포를 보다 다이내믹하게 확인할 수 있으며, 경계조건을

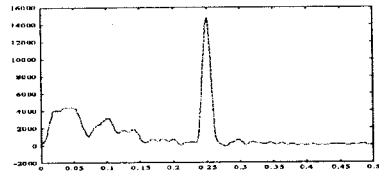


그림 8a 구간 I

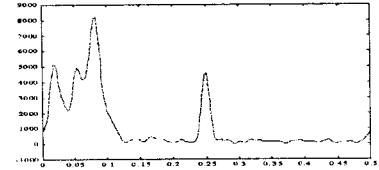


그림 8b 구간 II

그림 8. 심박변동신호의 Frequency Marginal

이용한 분석 구간의 주파수 밀도는 AR 모델링을 이용한 전력스펙트럼 추정치와 매우 유사함을 확인할 수 있었다. 따라서, 이의 방법을 보다 발전 시킨다면 자율신경계의 활동을 평가하는데 보다 편리한 방법이 될 것이다.

참고문헌

- [1] Abeysekera R, Bolton RJ, Westphal LC, and Boashash B, Patterns in Hilbert transforms and Wigner-Ville distributions of electrocardiogram data, IEEE ICASSP, Tokyo, Vol. 34 No. 18, pp.1793-1796, 1986.
- [2] Kitney RI, Talhami H, The zoom wigner transform and its application to the analysis of blood velocity waveforms, J. Theoret. Biol., Vol. 129, pp.395-409, 1987.
- [3] Kaluzynski K, Selection of a spectral analysis method for the assessment of velocity distribution based on the spectral distribution of ultrasonic Doppler signals, Med. & Biol. Eng. & Compt., Vol. 27, pp.463-469, 1989.
- [4] Claasen TA, and Macklenbrauker WFG, The Wigner distribution a tool for time-frequency signal analysis. Part I: Continuous-time signals. Part II: Discrete-time signals, Philips J. Res., Vol. 35, pp.217-250;276-300, 1980.
- [5] Martin W, and Flandrin H, Analysis of non-stationary processes: shot-time periodogram versus a pseudo-Wigner estimator, in EUSIPCO83 Schussler, H.(Ed.), North-Holland, Amsterdam, pp.455-458, 1983
- [6] S.L. Marple, Digital spectral analysis with application, Prentice-hall, 1987