

Lomb-Scargle알고리즘에 의한 심박변동의 파워스펙트럼 추정

신 건수*, 정 기삼**, 최 석준**, 이 정환**, 이 명호**

* 연세대학교 의료기기 기술연구소

** 연세대학교 공과대학 전기공학과

The Power Spectral Estimation of Heart Rate Variability using Lomb-Scargle's algorithm

K.S. Shin*, K.S. Jeong**, S.J. Choi**, J.W. Lee**, M.H. Lee**

* The Institute of Medical Instruments Technology, Yonsei Univ.

** Dept. of Electrical Eng., College of Engineering, Yonsei Univ.

Abstract

Standard methods estimating the power spectral density(PSD) from an irregularly sampled cardiac event series require deriving a new evenly-spaced signal applicable to those methods. To avoid that requirement, in this study, the power spectrum of heart rate variability was estimated by Lomb-Scargle's algorithm, which is a means of obtaining PSD estimates directly from irregularly sampled time series observed in astronomy. To assess the performance of Lomb-Scargle algorithm in the power spectral analysis of heart rate variability, it was applied to various cardiac event series derived through integral pulse frequency modulation model(IPFM) simulation and from real ECG signals, and the resultant power spectra was compared with those obtained by a conventional method based on the FFT. In result, it is concluded that Lomb-Scargle's periodogram is very effective in the power spectral analysis of heart rate variability, especially in the presence of arrhythmia and/or dropouts of cardiac events.

서론

최근, 심박변동의 파워스펙트럼분석은 심혈관계의 조절에 있어서 자율신경계의 역할을 비관혈적으로 평가하기 위한 수단으로서 널리 사용되고 있다 [1]. 그러나, 심박변동의 파워스펙트럼분석에 있어서, cardiac event series는 등간격이 아닌 반면, 파워스펙트럼을 추정하기 위한 기존의 여러 가지 알고리즘(FFT를 사용하는 페리오드그램(periodogram), Blackmann-Tukey 알고리즘, AR spectral estimation 알고리즘등)[2]은 등간격의 신호가 요구되기 때문에 심박변동의 파워 스펙트럼을 추정하기 위해 cardiac event series에 직접 적용할 수 없다. 따라서, cardiac event series에 여러 가지 보간법(interpolation)을 적용하여 등간격의 시계열 신호를 구한 후, 기존의 알고리즘을 적용하여 심박변동의 파워스펙트럼을 추정하였다.

그러나 위에서 언급한 심박변동의 파워스펙트럼을 추정하기 위한 기존의 방법은 다음과 같은 몇가

지 문제점을 내포하고 있다. 첫째, 등간격 신호를 얻기 위해 사용되는 여러 보간법은 비선형 저역통과 필터(nonlinear lowpass filter)의 특성을 나타내며, 이로 인해 부교감신경계의 활동을 평가하기 위한 지표로서 사용되고 있는 고주파성분(high-frequency components)의 감소를 초래한다. 둘째, 심박변동의 분석은 동방결절(SA node)에 수속하는 자율신경계의 활동을 평가하는 것을 목적으로 하기 때문에 cardiac event series에 부정맥 또는 측정장치에 의한 아티팩트(artifacts), 누락비트(missing beat)등이 포함된 경우, 분석에 앞서서 이를 전처리하여야 한다. 그러나 이와 같은 전처리는 매우 번거로울뿐만 아니라 저주파성분(low-frequency components)을 증가시킴으로써 교감신경계의 활동을 과대평가할 위험성을 내포하고 있다. 이와 같은 점에서 등간격의 심박변동신호를 유도함이 없이 cardiac event series로 부터 직접 파워스펙트럼을 추정하는 것이 바람직 할 것이다.

따라서 본 연구에서는 부등간격의 신호로 부터 직접 파워 스펙트럼을 추정하기 위해 제안된 Lomb-Scargle[3, 4]의 알고리즘을 도입해 관측된 cardiac event series로 부터 직접 심박변동의 파워 스펙트럼을 추정하는 방법을 제안하고자 한다. 또한 심박변동의 파워 스펙트럼 분석에 있어서 Lomb-Scargle알고리즘의 효율성을 검증하기 위해, Lomb-Scargle알고리즘과 기존의 알고리즘을 IPFM(Integral Pulse Frequency Modulation)모델 시뮬레이션을 통해 얻어진 cardiac event series와 정상인으로부터 얻은 cardiac event series에 적용하여 얻은 결과를 서로 비교하였다.

본론

1. Lomb-Scargle 알고리즘

N개의 관측 $\{(t_i, y_i), i=1, 2, \dots, N\}$ 이 주어졌을 때, 정규화된 Lomb-Scargle페리오드그램은

$$P_N(\omega) = \frac{1}{2\sigma_y^2} \left\{ \frac{\left[\sum_i y_i \cos \omega(t_i - \tau) \right]^2}{\sum_i \cos^2 \omega(t_i - \tau)} + \frac{\left[\sum_i y_i \sin \omega(t_i - \tau) \right]^2}{\sum_i \sin^2 \omega(t_i - \tau)} \right\}$$

과 같이 정의된다. 여기서,

$$\bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i$$

$$\sigma_y^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2$$

$$y_i = \frac{y_i - \bar{y}}{y}$$

$$\tau = \frac{1}{2\omega} \arctan \left(\frac{\sum_i \sin 2\omega t_i}{\sum_i \cos 2\omega t_i} \right) \text{ 이다.}$$

심박변동신호의 파워스펙트럼은 Lomb-Scargle 알고리즘에 의해 다음과 같이 추정된다.

윗식에서 알 수 있듯이 Lomb-Scargle 페리우드 그램을 계산하기 위해서는 관측시간과 관측치를 갖는 데이터가 필요한 반면, cardiac event series는 R파의 위치정보, 즉 관측시간만을 갖는다. 따라서, Lomb-Scargle 알고리즘을 적용하여 심박변동의 파워스펙트럼을 추정하기 위해서는 먼저 cardiac event series로 부터 관측시간과 관측치로 묘사되는 유용한 심박변동신호를 유도하여야 한다. 즉, 심박변동의 분석에 있어서 관심있는 것은 event간의 시간격의 변동이기 때문에 <그림 1(b)>에서와 같이 관측치로서 RR간격을 취하여 심박변동신호를 얻었다.

<그림 1(b)>와 같이 얻어진 심박변동신호에는 저주파성분의 선형트렌드(linear trend)가 존재하며, 이를 제거하지 않으면 교감신경계의 활동을 반영하는 저주파성분(LF component : 0.04~0.12 Hz)에 영향을 미칠 수 있기 때문에 파워스펙트럼 분석에 앞서서 이를 제거하여야 한다. 본 연구에서는 Cleveland[5]에 의해 제안된 부등간격의 신호에도 적용할 수 있는 Robust locally weighted regression 알고리즘을 이용하여 선형트렌드를 제거

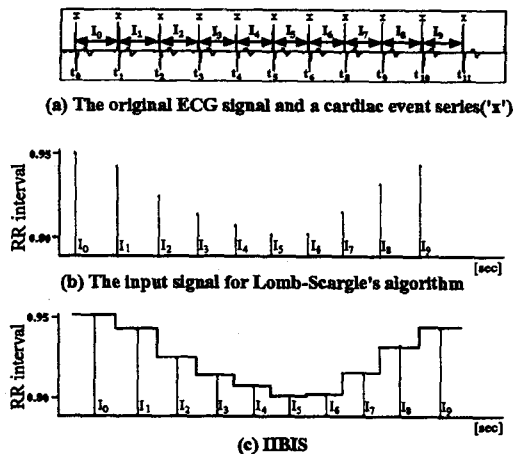


그림 1 cardiac event series(a)로 부터 (b) Lomb-Scargle 알고리즘에 대한 입력신호 및 (c) 등간격의 심박변동신호를 얻는 방법
Fig. 1 Techniques for deriving (b) the input signal for Lomb-Scargle's algorithm and (c) the evenly-spaced HRV signal from a cardiac event series (a)

하였다.

Lomb-Scargle 알고리즘을 사용하여 심박변동의 파워스펙트럼을 추정할 때, 파워스펙트럼이 추정되어야 할 한정된 주파수의 집합을 결정하여야 한다. 파워스펙트럼이 추정되어야 할 가장 낮은 독립주파수(기본주파수 : fundamental frequency)는 입력데이터의 길이($T = t_N - t_1$)의 역수로서 샘플간격이 등간격인 경우와 같다. 그러나 파워스펙트럼상에서 임의의 피크를 분명히 하기 위해 $1/T$ 보다 좀더 세밀하게 파워스펙트럼을 추정할 수 있도록 주파수를 선택하는 것이 바람직하다. 따라서 본 연구에서는 OFAC이라고 하는 oversampling 인수를 통해 이를 수행할 수 있도록 하였다. 한편, 가장 높은 주파수(Nyquist frequency)는 $f_h = 1/\Delta t_{\min} = 1/\min(t_{i+1} - t_i)$ 로서 샘플간격이 Δt 로 등간격인 경우의 Nyquist frequency, $f_N = 1/\Delta t$ 과는 다르다. 따라서 본 연구에서는 f_h/f_N 의 비로 정의된 HIFAC이라는 인수를 도입하였다. 위를 토대로 파워스펙트럼이 추정될 주파수의 개수는 다음과 같다.

$$N_f = \frac{OFAC \cdot HIFAC}{2} \cdot N$$

실험 및 결과고찰

심박변동의 파워스펙트럼분석에 있어서 Lomb-Scargle 알고리즘의 유용성을 검증하기 위해, 우리는 IPFM 시뮬레이션과 임의의 피검자의 심전도신호로부터 cardiac event series를 유도한 후, Lomb-Scargle 알고리즘과 기존의 방법을 적용하여 얻어진 결과를 비교하였다. 기존 방법에 의한 파워스펙트럼은 다음과 같이 추정되었다. 먼저 <그림 1(c)>에서와 같이 cardiac event series로 부터 IIBIS(Instantaneous Interbeat Interval series)를 유도한 후, 2Hz로 재샘플링(resampling)하여 등간격의 심박변동신호를 얻는다[6]. 선형트렌드를 제거한 후, FFT를 적용하여 페리우드그램을 계산하였다.

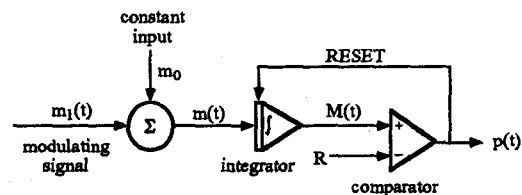


그림 2 IPFM 모델
Fig. 2 IPFM model

1. IPFM 시뮬레이션

<그림 2>의 IPFM 모델은 신경정보처리과정의 모델로서 제안되었으나[7], Hyndmann과 Mohn[8]이 심박변동의 연구분야에 도입하여 자율신경계의 심박조절기구를 설명하기 위해 이용되어 왔다. 심박변동에 관한 IPFM 모델의 동작은 다음 식으로 표현할 수 있다.

$$R = M(t) = \int_{t_k}^{t_{k+1}} (m_0 + m_1(t)) dt$$

여기서 R 은 적분기의 역치(threshold)로서 동방결절에 대한 자율신경계의 조절이 전혀 없을 때의 RR간격을 나타낸다. 자율신경계의 활동을 반영하는 변조신호 $m_1(t)$ 와 비변조신호 m_0 로 구성되는 입력신호 $m_0 + m_1(t)$ 는 적분기에 입력되어 적분되어 진다. 적분치 $M(t)$ 가 역치 R 을 넘는 순간 R파가 발생하고, 적분기는 다시 0으로 리셋되어 새로운 적분이 수행된다. IPFM모델은 자율신경계의 활동을 반영하는 연속적인 신호를 받아들여 위와 같은 과정을 반복함으로써 cardiac event series를 발생한다.

<그림 3>는 white Gaussian noise에 0.5Hz의 차단주파수를 갖는 저역통과필터링을 수행하여 얻어진 신호를 IPFM모델의 입력신호로 하여 얻은 cardiac event series에 기존의 방법과 Lomb-Scargle알고리즘을 적용하여 얻은 결과를 나타내고 있다. 그림에서 점선은 입력신호에 FFT를 적용하여 얻은 페리오드그램, 실선은 <그림 3(a)>에서 기존의 방법에 의하여 얻어진 페리오드그램, 그리고 <그림 3(b)>에서는 Lomb-Scargle알고리즘을 적용하여 얻은 결과를 나타낸다. 그림에서 알 수 있듯이 기존의 방법과 Lomb-Scargle알고리즘은 모두 입력신호와 거의 유사한 결과를 나타내고 있으나 기존의 방법은 고주파성분에서 입력신호를 정확히 추정할 수 없다. 이는 앞에서 언급했듯이 기존의 방법에서 등간격의 신호를 얻기 위해 사용된 보간법에 따른 비선형저역통과필터특성으로 인해 고주파성분이 감소되었음을 알 수 있다.

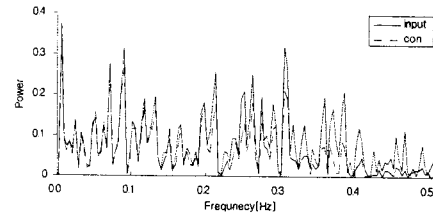
<그림 4>는 두 개의 주기성분(0.1 Hz와 0.25Hz)을 포함하는 입력신호를 IPFM모델에 인가하여 얻어진 cardiac event series에 기존의 알고리즘과 Lomb-Scargle알고리즘을 적용하여 추정한 파워스펙트럼을 나타내고 있다. 두 방법은 두 주기성분을 잘 추정하고 있으나 기존의 알고리즘보다 본 연구에서 제안한 알고리즘이 고주파성분을 좀더 정확하게 추정할 수 있음을 알 수 있다.

2. 심전도신호에 대한 적용

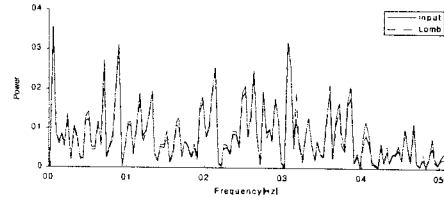
안정상태에 놓여 있는 젊고 건강한 남성피검자로부터 5분간 기록된 심전도신호로부터 R파를 검출하여 cardiac event series를 구성한 후, 두 방법을 적용하여 얻어진 파워스펙트럼을 <그림 5>에 나타내었다. 파워스펙트럼상에는 0.004Hz, 0.08Hz와 0.25Hz에 중심주파수를 갖는 3개의 피크가 존재하며, 이들은 각각 심박변동에 대한 심혈관 조절계의 역할을 반영하는 것으로 알려져 있다 [1]. <그림 5>에서 알 수 있듯이, 기존 페리오도그램상의 고주파성분이 IPFM시물레이션에서와 유사하게 Lomb-Scargle페리오도그램상의 고주파성분에 비해 크게 감소하였음을 알 수 있다.

결론

본 연구에서는 심혈관계의 조절에 중요한 역할을 수행하는 자율신경계의 활동을 비관혈적으로 평가



(a)



(b)

그림 3 IPFM모델에 white Gaussian noise를 입력하여 얻은 cardiac event series에 (a)기존의 방법을 적용하여 추정된 파워스펙트럼과 (b) Lomb-Scargle알고리즘

Fig. 3 Power spectra estimated by (a)the conventional algorithm and (b)Lomb-Scargle's algorithm from the cardiac event series obtained through IPFM model simulation with white Gaussian noise

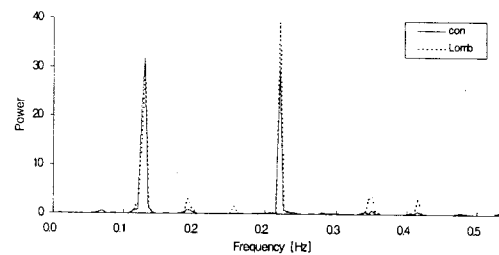


그림 4 IPFM모델에 두 개의 주기성분으로 구성된 신호를 입력하여 얻어진 cardiac event series에 Lomb-Scargle알고리즘(점선)과 기존의 방법(실선)을 적용하여 추정된 파워스펙트럼
Fig. 4 Power spectra estimated by Lomb-Scargle's algorithm (the dotted line) and the conventional algorithm (the drawn line) from the cardiac event series obtained through IPFM model simulation with the sinusoidal signal

하기 위한 심박변동의 파워스펙트럼해석에 있어서 Lomb-Scargle알고리즘의 유용성을 검증하기 위해 IPFM모델의 시물레이션과 실제 심전도 신호로부터 얻어진 cardiac event series에 적용하여 얻어진 결과를 기존의 방법을 통해 얻어진 결과와 비교하였다.

그 결과, 정상적인 cardiac event series에 대해

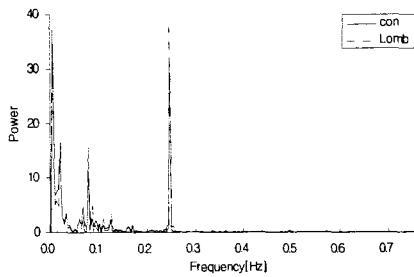


그림 5 심전도신호로부터 구성된 cardiac event series에 Lomb-Scargle알고리즘(점선)과 기존의 알고리즘(실선)을 적용하여 추정된 파워스펙트럼
Fig. 5. Power spectra estimated by Lomb-Scargle's algorithm (the dotted line) and the conventional algorithm (the drawn line) from a cardiac event series for a real ECG signal

Lomb-Scargle알고리즘은 기존의 방법과 유사한 결과를 나타내었으나, 기존의 방법에 있어서 등간격의 심박변동신호를 얻기 위해 사용된 보간법의 비선형적인 저역통과 필터링 특성으로 인해 HF성분이 감소하는 것과는 달리 HF성분의 감소를 초래하지 않았다. 또한 cardiac event series에 부정맥과 아티팩트가 포함된 경우에도 Lomb-Scargle알고리즘은 그들을 적당한 값으로 대체하고 재샘플링하는 전처리를 거치는 기존의 방법과는 달리 단순히 그들을 생략함으로써 매우 효율적으로 파워스펙트럼을 추정할 수 있다.

따라서 Lomb-Scargle알고리즘은 기존의 방법이 갖는 여러 가지 문제점을 개선함으로써 심박변동의 파워스펙트럼해석에 있어서 매우 유용하리라 사료된다.

참고문헌

1. S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Barger and R.J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations : A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control", Science, Vol. 213, pp. 220-222, 1981
2. S. Kay and S.L. Marple, "Spectrum analysis : a modern perspective", Proc. IEEE, Vol. 69, pp. 1380-1388, 1981
3. N. R. Lomb, "Least-squares frequency analysis of unequally spaced data", Astrophysics and Space Science, Vol. 39, pp. 447-462, 1976
4. J. D. Scargle, "Studies in astronomical time series analysis. II. Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data", The Astrophysical Journal, Vol. 263, pp. 835-853, 1982
5. W.S. Cleveland, "Robust locally weighted regression and smoothing scatterplots", J. of the Am. Stat. Asso, Vol. 74, pp. 829-836, 1979
6. K.S. Shin, H. Minamitani, S. Onishi, H. Yamazaki and M.H. Lee, "A new algorithm for obtaining an evenly-spaced heart rate variability signal from a cardiac event series", Kite

Journal of Electronics Engineering, Vol. 6. No. 2, pp. 40-49, 1995

7. R.W. Jones, C.C. Li, A.U. Meyer and R.B. Pinter, "Pulse modulation in physiological systems, phenomenological aspects", IRE Trans. BME-8, pp. 59-67, 1961

8. B.W. Hyndman and R.K. Mohn, "A model of the cardiac pacemaker and its use in decoding the information content of cardiac intervals", Automedica, Vol. 1, pp. 239-252, 1975