

AR모형을 이용한 심전도와 맥파의 심박변동 스펙트럼 해석

김 낙환 · 민 홍기* · 이 응혁** · 홍 승홍
인하대학교 전자공학과, * 인천대학교 정보통신공학과
**한국산업기술대학교 전자공학과
전화:(032)868-4691, FAX:(032)868-4691

Spectral Analysis of Heart Rate Variability in Electrocardiogram and Pulse-wave using autoregressive model

NagHwan Kim, HongKi Min*, SeungHong Hong
Dept. of Electronic Engineering, Inha university,

* Dept. of Information & Telecommunication Engineering, University of Incheon

** Dept. of Electronic Engineering, Korea Polytechnic University

E-mail: nhkim2@hanmail.net

요약문

선형 자기회귀(AR) 모델을 근거로한 HRV 파워 스펙트럼해석은 비침습적으로 자율신경의 반응을 정량화하는데 폭넓게 사용된다. 본 연구는 단구간(2분 미만)의 심전도와 맥파 신호로부터 시계열 HRV의 파워스펙트럼을 추정한다. 시계열은 정상인을 대상으로 검출한 심전도와 맥파신호의 특징점 시간간격(RRI, PPI)으로부터 구하였다. 발생된 시계열은 다항식 보간법에 의해 AR모델에 적합하게 재구성하였으며, AR모델 계수는 Burg법에 의해 계산하였다. AR모델을 적용한 단구간의 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도는 저주파수(LF)와 고주파수(HF)에서 매끄러운 스펙트럼 파워를 나타내고 있다. 또한 동일한 피험자의 심전도와 맥파의 파워스펙트럼밀도를 비교한 결과 동일한 모양을 나타내었다.

I. 서론

순환기 계의 심박(Heart Rate)은 심장혈관에서 나타나는 것과 혈관계에 나타나는 것으로 나눌수

있다. 순환기 계는 신경계에 지배되어 있고, 그 신경계 중 심박은 교감신경과 부교감신경에 의해 지배된다. 심박변동(Heart Rate Variability:HRV)은 정신부하나 운동부하에 의한 생체부담의 평가, 흡연이나 약물이 생체에 미치는 영향의 해석, 또는 작업의 집중도 추정 등 많은 측면에서 평가지표로서 이용되고 있다.[1] 심박변동을 측정하는 방법은 흉부전극을 이용한 심전도에 의한 측정과 모세혈관에 흐르는 혈류 변화를 측정하는 방법이 있다. 한편 혈관계는 교감신경만의 지배를 받으므로 심박과 혈관계의 혈류는 상이한 심박변동을 나타낼 가능성이 있다.[2]

HRV의 평가에 있어서 파워 스펙트럼밀도는 자율신경의 활동도와 주파수 성분의 관계를 나타낸다. 이 경우 파워스펙트럼 밀도의 저주파 성분 및 고주파 성분의 파워값 및 그 비는 기능평가 파라미터로 이용되고 있으며, 자율신경의 활동도, 호흡 및 혈압변동 등의 영향을 나타낸다.[3]

최근에 HRV의 파워스펙트럼을 해석하는 방법으로 자기회귀(Autoregressive)모델이 많이 이용되고 있다. 그 이유는 추정결과가 데이터 수에 의존하지 않고 스펙트럼의 모양이 매끄럽게 되고, HRV의 평가 파라미터로서 다루기 쉽기 때문이

다.[4] 그러나 자기회귀 모델을 이용한 파워스펙트럼 해석은 AR모델 파라미터의 적당한 모델차수를 정확하게 결정하는 것이 어렵다는 단점이 있다. 만약 잘못된 모델차수가 선택되면 파워스펙트럼은 실제 계에 대해 정확하게 표현을 할 수 없게 된다.[5]

본 연구에서는 자기회귀 모델 중 Burg's Method를 이용하여 심전도와 맥파의 심박변동에 대해 파워 스펙트럼 밀도를 구한다. 또한 파워스펙트럼 밀도로부터 저주파 성분 및 고주파 성분의 파워값 및 그 비를 구한 후 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 유사성을 살펴본다

II. HRV 특성

HRV는 다양한 종류의 심장질환을 진단할 수 있는 비관혈적인 방법으로 임상에서 널리 이용되고 있다. 또한 HRV는 스트레스, 긴장 등 심신상태 변화에 대한 정량적인 평가 지표로 이용될 수 있다. 특히 HRV에 대한 주파수 스펙트럼 해석이 자율신경계의 질환 여부를 외부에서 손쉽게 측정할 수 있는 방법으로 고려되면서 그 유용성이 더욱 높아졌다. 주파수 스펙트럼은 시계열의 주기에 대한 에너지 성분의 상대적인 분포를 나타낸다.

HRV 스펙트럼해석을 행하면 0.01~0.02Hz의 극저주파수(Very Low Frequency :VLF)영역, 0.04~0.15Hz의 저주파수(Low Frequency :LF)영역, 0.15~0.4Hz의 고주파수(High Frequency :HF)영역에서 파워피크 성분이 나타난다. 특히 저주파 영역의 피크는 교감신경 및 부교감 신경의 활동 변화에 관련이 있으며, 이는 정신적인 부하 등에 의해 피크가 증가하는 혈압성 변동을 나타낸다. 고주파영역의 피크는 부교감 신경의 활동변화에 관련이 있으며, 이는 긴장하면 피크가 감소하고 긴장을 풀면 증가하는 호흡성 변동을 나타낸다. 극저주파 영역은 아직 확실하게 규명되지는 않았지만 체온조절에 관련된 변동과 관련이 있다.

III. Autoregressive Model

자기회귀(AR)모델은 과거 출력의 피드백에 의하여 현재의 출력이 결정되는 방법이다. AR시계열 모델은 식(1)과 같이 이산시간 영역에서 선형 차분방정식으로 기술할 수 있으며, 시계열 $\{x(n)\}$

에 대하여 과거 p 점의 값 $x(n-1), \dots, x(n-p)$ 으로 현재값 $x(n)$ 을 예측한다.

$$x(n) = - \sum_{k=0}^p a(k)x(n-k) + e(n) \quad (1)$$

여기서 $a(i)$ 는 AR계수이고, $e(n)$ 은 예측오차의 시계열로 백색잡음이다.

AR모델법 중에서 Burg법은 검출되지 않은 부분에서 엔트로피가 최대가 되도록 데이터를 외삽(extrapolation)함으로써 short-term의 시계열 데이터로부터 가장 이상적인 AR 파워스펙트럼 밀도를 추정할 수 있다. 이 방법은 Levinson 회귀 및 전방(Forward)예측과 후방(Backward)예측에 근거한다.[6] 전방 및 후방 예측오차는 식(2)와 같이 구할 수 있다.

$$e_f^p(n) = e_f^{p-1}(n) + K_m e_b^{p-1}(n-1)$$

$$e_b^p(n) = e_b^{p-1}(n-1) + K_m e_f^p(n) \quad (2)$$

여기서 K_m 은 반사계수이다.

AR모델법의 차수 p 는 예측오차 분산 σ_e^2 이 최소가 되는 시점에서 모델의 차수를 결정하는데 차수 p 가 작으면 스펙트럼 분해능이 좋지 않고, 반대로 p 가 크면 스펙트럼 분해능은 향상되나 정확한 주파수 분리가 어렵다. AR모델의 적당한 모델차수 p 는 일반적으로 Akaike 정보 기준(Akaike's creiterion : AIC)을 주로 사용한다. 모델차수는 식(3)을 사용하여 구할 수 있다.

$$AIC(p) = N \ln(\sigma_e^2) + 2p \quad (3)$$

여기서 e_k^2 은 시계열의 분산이다.

전력스펙트럼은 적합한 차수 p 에 의해 AR모델의 계수를 구하고, 예측오차 분산 σ_e^2 를 구하여 식(4)를 이용하여 계산 할 수 있다.

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma_e^2 \cdot \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=0}^p a_k e^{-j2\pi f, k} \right|^2} \quad (4)$$

IV. 실험 및 고찰

본 연구에서는 HRV의 파워스펙트럼 해석을 위하여 피험자로부터 동일한 시간에 검출한 심전도 신호와 요골 동맥과 신호를 사용하였다. 각각의

신호는 300Hz 샘플링 주파수로 수집한 것이며 데이터 수 N은 15000개로 하였다. 피험자로부터 검출된 신호에는 근본적으로 60Hz 잡음, 기저선 변동, 근잡음 등이 포함되어 있고, 특히 맥파의 경우 호흡이나 움직임에 의한 기저선 변동이 심전도에 비해 심하게 나타난다. 그림1은 파워스펙트럼 해석의 전체과정을 나타낸 것이다.

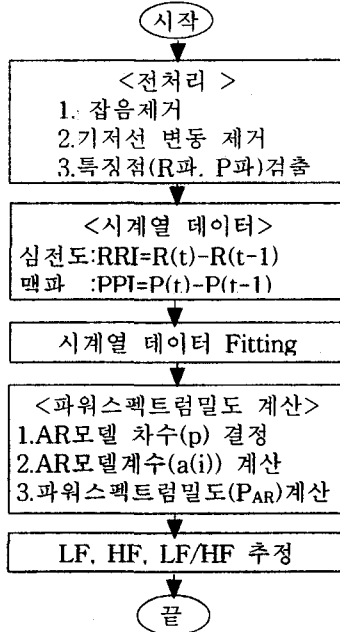


그림1. HRV 해석과정 흐름도

Fig1. Flowchart of analysis process of HRV

전처리 과정에서 60Hz와 근전잡음은 10Hz 저역통과필터를 사용하여 제거하였다. 또한 신호의 저주파 기저선 변동 제거 및 특징점 검출은 원신호를 주입력으로 인가하고, 바이어스 가중치를 기준 입력으로 인가하는 특별한 노치(Notch)형 적응필터를 사용하였다. 1Hz이하의 차단 주파수를 갖도록 하기 위하여 샘플링 주파수 f_s 가 300Hz 일 때, 수렴계수 $\mu_1=0.01047$ 로 하여 차단 주파수 f_c 가 1Hz가 되도록 설계하였다.

그림2는 맥파신호에 대한 전처리 결과를 나타낸 것이다. 그림2의 (a)는 잡음과 기저선 변동이 있는 원신호이고, (b)는 저역통과필터를 거친 후의 결과이다. 또한 그림2의 (c)는 기저선 변동 제거 및 특징점 P파를 검출한 결과이다.

파워스펙트럼밀도를 계산하는데 필요한 시계열 데이터는 전처리 과정에서 구한 심전도의 특징점 R파와 R파의 시간간격(RRI)과 맥파의 특징점인

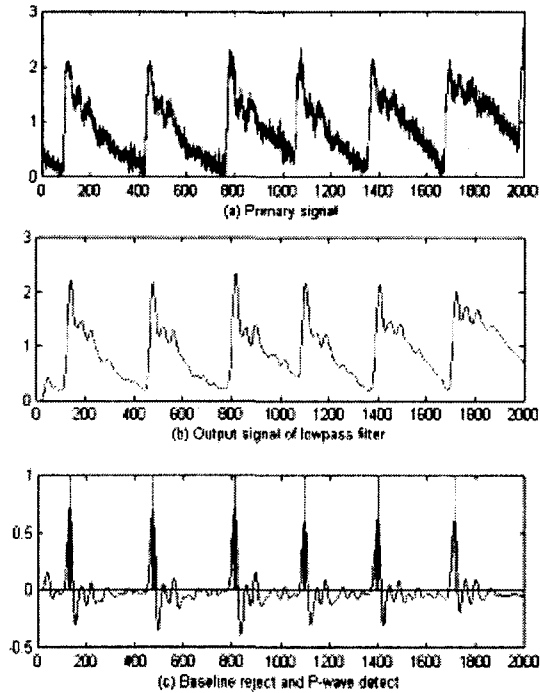


그림2. 전처리 과정

Fig2. Pre-processing

P파와 P파의 시간간격(PPI)으로부터 구하였다.

일반적으로 심박변동은 정신적, 육체적조건의 연속적 변화에 대해 심혈관의 적응을 반영하기 때문에 비정상(non-stationary)이다. 그러나 주파수 스펙트럼해석은 근본적으로 신호의 정상성을 가정해야한다. 따라서 구해진 시계열 데이터를 같은 시간간격으로 재구성하기 위하여 다항식 보간법을 사용하여 데이터 피팅을 수행함으로써 시계열의 정상성을 얻을 수 있었다. 그림3은 원시계열 데이터와 재구성된 시계열 데이터를 나타낸다.

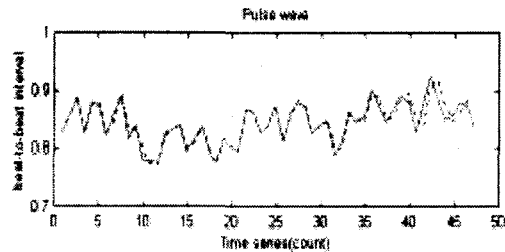


그림3. 맥파의 시계열 데이터

Fig3. Time series of pulse wave

(—: old, ...: new)

시계열의 파워스펙트럼밀도는 AR모델 중 Burg법을 사용하여 계산하였으며, 모델차수 p 는 시계열 데이터 수에 상관없이 $p=33$ 을 선택하여 계산하였다. 그림4는 시계열 데이터수 N 이 45개인 피험자의 심전도와 맥파에 대한 파워스펙트럼밀도를 나타낸 것이다. 그림4에 나타나듯이 N 이 적은 경우에도 저주파 대역과 고주파 대역에서 파워피크가 나타나고 있었으며, 파워스펙트럼밀도의 윤곽은 매끄럽게 형성되었다.

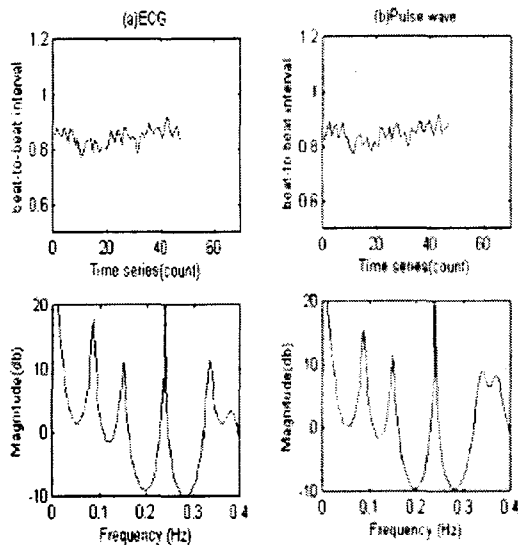


그림4. 심전도와 맥파의 파워스펙트럼 해석
Fig4. Power spectral analysis of Electrocardiogram and Pulse wave

동일한 피험자에 대해 그림4(a)는 심전도의 심박변동과 파워스펙트럼밀도를 나타낸 것이며, 그림4(b)는 맥파의 심박변동과 파워스펙트럼밀도를 나타낸 것이다. 그림에서 알 수 있듯이 동일한 피험자의 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도 패턴은 동일하게 나타나고 있다. 또한 파워스펙트럼밀도 곡선으로부터 두 개의 주파수 대역(LF, HF)에 대한 파워값과 HF/LF 비를 구한 결과 심전도는 LF, HF, HF/LF 값이 70, 544 7.6이었으며, 맥파는 28, 216, 7.5이었다.

V. 결론

본 연구는 단구간(2분 미만)의 심전도와 맥파신호에 대해 AR모델 중 Burg법을 적용하여 심박변

동성의 파워 스펙트럼을 추정하였다. 신호의 잡음은 간단한 저역통과필터를 사용하였으며, 신호의 기저선 변동제거 및 특징점 검출은 적응필터를 사용하여 수행하였다. 시계열은 각 신호로부터 검출된 특징점의 시간간격(RRI, PPI)을 사용하였다. 또한 비정상성인 시계열은 스펙트럼 해석 전에 정상성을 얻기 위해 다항식 보간법을 사용하여 재구성하였다. AR모델을 적용하여 파워스펙트럼 밀도를 계산하였으며, AR모델의 차수는 고정값 ($p=33$)을 선택하였다. 동일한 피험자의 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 스펙트럼 해석 결과 파워 스펙트럼 밀도의 모양은 유사하였으며 LF, HF의 파워값과 HF/LF비는 심전도와 맥파가 다르게 나타났다. 결과적으로 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 특성은 유사함을 알 수 있었으며, 맥파 만을 사용하여 정신부하나 운동부하에 의한 생체부담의 평가, 흡연이나 약물이 생체에 미치는 영향의 해석등을 수행할수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 인천대학교 멀티미디어 연구센터의 일부 지원에 의하여 수행되었음.

IV. 참고 문헌

- 1.B. McA Sayers, "Analysis of heart rate variability", *Ergonomics*, 16, 17 1973
- 2.M. Pagani, F. Lombardi, S. Guzzeto, O. Rimoldi, R. Furlan, R. Pizzinell, S. Malfatto, M. Turiel, "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", *Circulation Res.*, 59, 178 1986
- 3.T. Katayama, K. Nakajima "Fluctuation of Capillary Pulse as an Index for Arousal Level", *자동차연구 Vol.15 No.10* 1993
- 4.G. D. Pinna, R. Maestri, A. Di Cesare, "Application of time series spectral analysis theory : analysis of cardiovascular variability signal", *Medical & Biological Eng. & Computing*. March 1996
- 5.D. J. Christini, A. Kulkarni, F. M. Bennett, K. R. Lutchen, "Influence of Autoregressive Model Parameter Uncertainty on spectral Estimates of Heart Rate Dynamics", *Biomedical Engineering Society* 1995
- 6.S. Lawrence Marple, Jr., "Digital Spectral Analysis with Applications", Prentice-Hall