

AR모형을 이용한 심전도와 맥파의 심박변동 스펙트럼 해석

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

김낙환, 이은실, 민홍기, 이응혁, 홍승홍

NagHwan Kim, EunSil Lee, HongKi Min, EungHyuk Lee, SeungHong Hong

요 약

선형 자귀회귀(AR) 모델을 근거로한 심박변동의 파워 스펙트럼 해석은 비침습적으로 자율신경의 반응을 정량화 하는데 폭넓게 사용된다. 본 연구는 짧은 데이터 저장(2분 미만)의 심전도와 맥파 신호의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도를 추정한다. 심박변동의 시계열은 정상인을 대상으로 검출한 심전도와 맥파신호의 특징점 사이의 시간간격(RRI, PPI)으로부터 구하였다. 발생한 시계열은 다항식 보간법에 의해 AR모델에 적합하게 새로운 시계열로 재구성하였다. AR모델에 의한 파워스펙트럼 밀도는 Burg 알고리즘을 사용하여 계산하였다. AR 모델을 적용한 단 구간의 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도는 저주파수와 고주파수 영역에서 매끄러운 스펙트럼 파워를 나타내고 있다. 또한 동일한 피험자의 심전도와 맥파의 파워스펙트럼밀도를 비교한 결과 유사한 모양을 나타내었다.

ABSTRACT

The analysis of power spectrum based on linear AR model is applied widely to quantize the response of autonomic nerve noninvasively. In this paper, we estimate the power spectrum density for heartrate variability of the electrocardiogram and pulse wave for short term data(less than two minute). The time series of heart rate variability is obtained from the time interval(RRI, PPI) between the feature point of the electrocardiogram and pulse wave for normal person. The generated time series reconstructed into new time series through polynomial interpolation to apply to the AR mode. The power spectrum density for AR model is calculated by Burg algorithm. After applying AR model, the power spectrum density for heart rate variability of the electrocardiogram and the pulse wave is shown smooth spectrum power at the region of low frequency and high frequency, and that the power spectrum density of electrocardiogram and pulse wave has similar form for same subject.

I. 서 론

순환기 계의 심박(Heart Rate)은 심장혈관에서 나타나는 것과 혈관계에 나타나는 것으로 나눌 수 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.

HRV의 평가에 있어서 파워스펙트럼밀도(Power Spectral Density :PSD)는 자율신경의 활동도와 주파수 성분의 관계를 나타낸다. 이 경우 파워스펙트럼 밀도의 저주파(Low Frequency :LF)성분 및 고주파(High Frequency :HF)성분의 파워값과

그 HF/LF 비는 기능평가 파라미터로 이용되고 있으며, 자율신경의 활동도, 호흡 및 혈압변동 등의 영향을 나타낸다[2].

최근에 HRV의 파워 스펙트럼을 추정하는 방법으로 자기회귀(Autoregressive :AR)모델이 많이 이용되고 있다. 그 이유는 추정 결과가 데이터 수에 의존하지 않으며, 파워스펙트럼의 모양이 매끄럽게 되고, HRV의 평가 파라미터로서 다루기 쉽기 때문이다[3]. 그러나 AR모형을 이용한 파워스펙트럼 해석은 AR모델의 계수를 계산하는데 있어서 적절한 모델차수를 정확하게 결정하는 것이 어렵다는 단점이 있다. 만약 모델 차수가 부족하면 평평한 스펙트럼을 얻게되고, 검출된 신호의 흔들림 패턴의 중요한 특징이 나타나지 않게 된다. 반대로 만약 차수가 너무 크면 의사 피크가 스펙트럼에 포함되어 나타날 것이다[4].

본 연구에서는 짧은 시간동안 저장된 심전도와 맥파 신호로부터 전처리 과정에 의해 특징점을 찾아내고, 특징점 간의 시간간격을 계산하여 시계열을 만든다. 시계열은 파워스펙트럼밀도 추정을 위해 새로운 시계열로 재구성한다. 시계열에 대한 파워스펙트럼밀도는 AR모델 중 Burg 알고리즘을 이용하여 구한다. 또한 파워스펙트럼밀도로부터 저주파(LF)성분 및 고주파(HF)성분의 파워값과 그 HF/LF비를 구한 후 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 유사성을 살펴본다.

II. HRV 특성

심박은 생체자율신경계 중에서 주기적인 심장의 활동으로 발생하는 현상이다. 맥파는 심장박동에 의하여 심장으로부터 분출되는 혈액이 동맥을 따라 온몸으로 전달될 때 혈관에 미치는 압력과 파동의 변화를 말한다[5]. 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 파워스펙트럼 밀도의 추정이 자율신경계의 질환 여부를 외부에서 손쉽게 측정할 수 있는 방법으로 고려되면서 그 유용성이 더욱 높아졌다. 파워스펙트럼밀도는 시계열의 주기에 대한 에너지 성분의 상대적인 분포를 나타낸다. 이러한 파워스펙트럼밀도는 분석 대상의 신호가 좁은 주파수 대역에 에너지가 집중되어 큰 진폭의 스파이크를

나타내는 경우로서, 주기적 신호인 경우에는 에너지 분포가 한정된 주파수 영역에서만 존재한다. HRV의 파워스펙트럼밀도를 추정해 보면 0.01~0.02Hz의 극저주파수(Very Low Frequency :VLF)영역, 0.04 ~0.15Hz의 저주파 영역, 0.15~0.4Hz의 고주파수 영역에서 파워피크 성분이 나타난다. 그림1은 HRV에 대한 주파수와 파워스펙트럼밀도와의 관계를 나타낸 것이다.

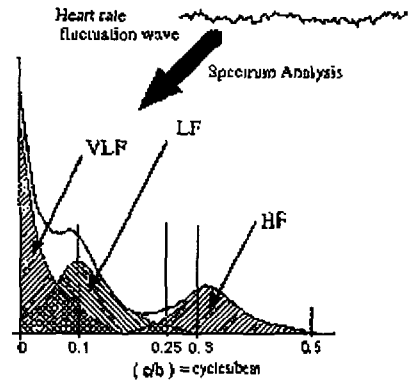


그림1. HRV의 해석

Fig 1. Explanation of HRV

특히 저주파 영역의 피크는 교감신경 및 부교감신경의 활동변화에 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 확실하게 규명되지는 않았지만 체온조절의 변동과 관련이 있다[6].

III. Autoregressive Model

자기회귀(AR)모델은 과거 출력의 피드백에 의하여 현재의 출력이 결정되는 방법이다. AR시계열 모델은 식(1)과 같이 시계열 $\{x(n)\}$ 에 대하여 과거 p 점의 값 $x(n-1), \dots, x(n-p)$ 으로 현재값 $x(n)$ 을 예측한다[7].

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

여기서 $a_p(k)$ 는 AR계수이고, $e(n)$ 은 예측오차이다. AR모델 중에서 Burg 알고리즘은 엔트로피가 최대가 되도록 데이터를 외삽(extrapolation)함으로써 단구간의 시계열 데이터로부터 가장 이상적인

AR 파워스펙트럼밀도를 추정할 수 있다. 이 방법은 Levinson 회귀 및 전방(Forward)예측과 후방(Backward)예측에 근거한다[8]. 전방 및 후방예측 오차는 식(2)와 같다.

$$e_p^f(n) = x(n) + \sum_{k=1}^p a_p(k)x(n-k)$$

$$e_p^b(n-p) = x(n-p) + \sum_{k=1}^p a_p(k)x(n-p+k) \quad (2)$$

여기서 $e_p^f(n)$ 은 전방예측오차이고, $e_p^b(n-p)$ 은 후방예측오차이다. AR 계수 값을 찾아내기 위하여, Burg는 AR계수가 1에서 p 까지 모든 모델차수에 대해 식(3)의 Levinson회귀를 제한적으로 만족하는 조건으로,

$$a_p(k) = a_{p-1}(k) + a_p(p) a_{p-1}^*(p-k) \quad (3)$$

식(4)와 같이 전방과 후방의 예측 오차 에너지의 합을 최소화하였다.

$$e_p = \sum_{n=p}^{N-1} |e_p^f|^2 + \sum_{n=p}^{N-1} |e_p^b|^2 \quad (4)$$

여기서 a_{p-1}^* 는 positive & symmetry 행렬이다. 식(2)를 식(3)에 대입하여 전방과 후방 예측오차 사이의 회귀관계식을 식(5)와 같이 구할 수 있다.

$$e_p^f(n) = e_{p-1}^f(n) + a_p(p) e_{p-1}^b(n-1)$$

$$e_p^b(n) = e_{p-1}^b(n-1) + a_p(p) e_{p-1}^f(n) \quad (5)$$

여기서 $a_p(p)$ 은 반사계수로서 AR모델계수이다. 식(5)를 $a_p(p)$ 에 대하여 미분을 한 후 식(4)에 대입하면 AR계수는 식(6)과 같이 얻을 수 있다. AR모델의 모델차수 p 는 파워스펙트럼밀도를 추정하는데 있어서 분해능에 영향을 미친다. 차수

$$a_p(p) = - \frac{2 \sum_{n=p}^{N-1} e_{p-1}^f(n) e_{p-1}^b(n-1)}{\sum_{n=p}^{N-1} (|e_{p-1}^f(n-1)|^2 + |e_{p-1}^b(n-1)|^2)} \quad (6)$$

p 가 작으면 스펙트럼 분해능이 좋지 않고, 반대로 p 가 크면 스펙트럼 분해능은 향상되나 정확한 주파수 분리가 어렵다. AR모델의 적당한 모델 차수 p 는 일반적으로 Akaike 정보 기준(Akaike's Information criterion : AIC)을 주로 사용한다.

파워스펙트럼밀도는 식(7)에 근거하여 추정할 수 있다. 즉 파워스펙트럼밀도를 추정하기 위해서는 단지 $\{a_p(1), a_p(2), \dots, a_p(p), \sigma_p^2\}$ 가 필요하다.

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

$$= |H(\exp[j2\pi f \Delta t])|^2 \sigma_p^2 \Delta t \quad (7)$$

여기서 σ_p^2 는 예측오차 분산이고, Δt 는 입력신호의 등간격 값이다.

IV. 실험 및 고찰

본 연구에서는 HRV의 파워스펙트럼 해석을 위하여 피험자로부터 동일한 시간에 검출한 심전도 신호와 요골동맥파 신호를 사용하였다. 그림2는 파워스펙트럼 해석의 전체과정을 나타낸 것이다.

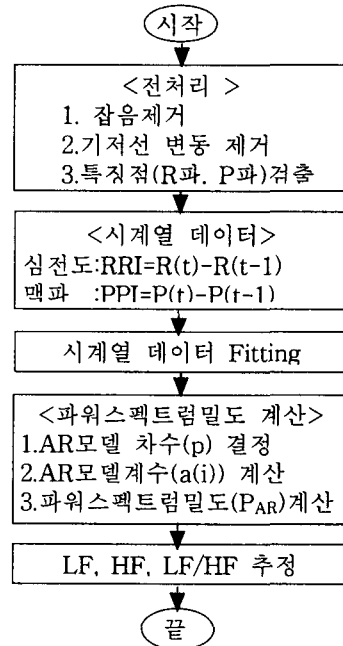


그림2. HRV 해석과정 흐름도

Fig2. Flowchart of analysis process of HRV

일반적으로 심전도신호의 주파수대역은 0~100Hz 이고, 맥파는 0~50Hz이다. 따라서 각각의 신호는 300Hz 샘플링 주파수로 수집하였으며, 파워스펙트럼 해석에 사용된 데이터 수 N은 18000개로 약 1분 동안 저장된 것이다. 피험자로부터 검출된 신호에는 근본적으로 60Hz 잡음, 기저선 변동, 근전 잡음 등이 포함되어 있다[9]. 특히 맥파의 경우 호흡이나 움직임에 의한 기저선 변동이 심전도에 비해 심하게 나타난다. 전처리 과정에서 60Hz와 근전잡음은 10Hz 저역통과필터를 사용하여 제거하였다. 또한 신호의 저주파 기저선 변동 제거 및 특징점 검출은 원신호를 주입력으로 인가하고, 바이어스 가중치를 기준입력으로 인가하는 그림3과 같은 특별한 적응 고역통과필터를 사용하였다.

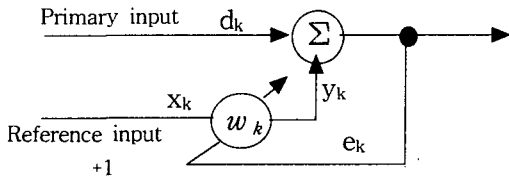


그림3. 적응 고역통과 필터
Fig3. Adaptive highpass filter

여기서 ω_k 는 가중치이고, e_k 는 주입력과 기준 입력의 오차이다.

그림3의 출력신호 y_{k+1} 은 식(8)로부터 계산할 수 있다.

$$y_{k+1} = y_k + 2\mu e_k = y_k + 2\mu (d_k - y_k) \quad (8)$$

이 적응필터가 1Hz 이하의 차단 주파수를 갖도록 하기 위하여 식(9)을 사용하여 차단 주파수 f_c 가 1Hz이고, 설계 샘플링 주파수 f_s 가 300Hz일 때 수렴계수 $\mu=0.01047$ 로 하였다.

$$f_c = \frac{\pi}{\mu} f_s \quad (9)$$

여기서 μ 는 시스템 적응의 속도와 안정성을 조절하는 게인상수(gain constant) 값이다.

그림4는 맥파신호에 대한 전처리 결과를 나타낸 것이다. 그림4의 (a)는 잡음과 기저선 변동이 신호에 포함되어 있는 원신호이고, (b)는 10Hz 저역통과필터를 거친 후의 결과이다. 또한 그림4의 (c)는 그림3의 적응 고역통과필터를 거친 후 기저선 변동 제거 및 특징점 P파를 검출한 결과이다.

심박변동의 파워스펙트럼밀도를 추정하기 위해 필요한 시계열 데이터는 전처리 과정에서 구한 심전도의 특징점 R파와 R파의 시간간격(RRI)과

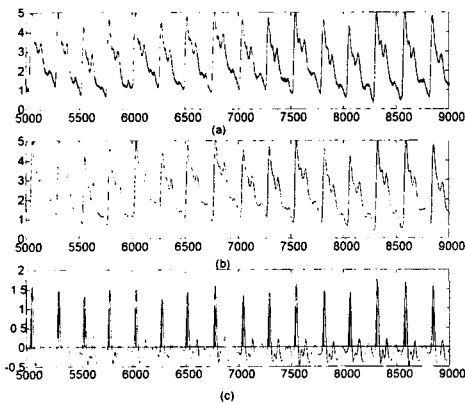


그림4. 전처리 과정
(a)원신호 (b)저역통과필터 출력
(c)기저선변동제거 및 P파검출

Fig4. Pre-processing
(a)original signal (b)output of lowpass filter
(c)baseline drift rejection and P-wave detection

맥파의 특징점인 P파와 P파의 시간간격(PPI)으로부터 구하였다. 일반적으로 심박변동은 정신적, 육체적조건의 연속적 변화에 대해 심장혈관의 적응을 반영하기 때문에 비정상이다. 그러나 주파수 스펙트럼 해석은 근본적으로 신호의 정상성을 가정해야한다. 따라서 구해진 시계열 데이터를 같은 시간간격으로 재구성하기 위하여 다항식 보간법을 사용하여 데이터 핏팅을 수행함으로써 시계열의 정상성을 얻을 수 있었다. 그림5는 주파수 스펙트럼 해석에 사용되는 시계열 데이터의 구조를 나타낸 것이다.

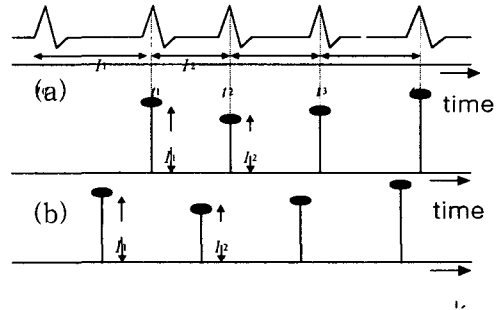


그림5. 심전도 R파의 시계열 표현
(a)비등간격 (b)등간격

Fig5. Time series representation of R-wave of ECG
(a)non-equidistant (b)equidistant

그림5의 (a)는 입력된 신호를 동일한 샘플링 주수로 수집한 경우의 심전도 R파와 R파의 시간간격을 시계열로 사용한 것이다. 이 방법은 파워 스펙트럼 추정을 할 경우 가끔 불연속적임을 보이고 있어 최근에는 그림5의(b)와 같은 인터벌스펙트럼 추정방법을 사용하고 있다. 이것은 전체시계열의 평균 시간을 계산한 후 이 평균시간 간격으로 시계열 데이터를 재구성하는 방법이다.

그림6은 원시계열 데이터로부터 재구성된 새로운 시계열 데이터를 나타낸 것이다.

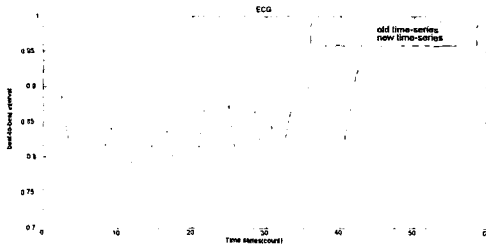


그림6. 맥파의 시계열 데이터
Fig6. Time series of pulse wave
(—: old, ...: new)

그림6의 실선은 원 시계열을 나타낸 것이고, 점선은 다항식 보간법에 의해 재구성된 시계열을 나타낸다. 재구성된 시계열을 사용하여 파워스펙트럼밀도를 구하였다. AR모델의 계수는 Burg 알고리즘을 사용하여 식(6)을 사용하였으며, 모델의 차수는 AIC에 의해 계산된 차수를 사용하였다. 계산된 모델 계수 $a_p(p)$ 와 모델차수 p 및 분산 σ^2 을 식(7)에 적용하여 파워스펙트럼 밀도를 추정하였다. 그림7은 시계열 데이터 수 N 이 45개 인 피험자의 심전도와 맥파에 대한 파워스펙트럼 밀도를 나타낸 것이다. 그림7에 나타나듯이 시계열 개수가 적은 경우에도 저주파 대역과 고주파 대역에서 파워피크가 나타나고 있었으며, 파워스펙트럼밀도의 윤곽은 매끄럽게 형성되었다. 동일한 피험자에 대해 그림7(a)는 심전도의 시계열과 파워스펙트럼밀도를 나타낸 것이며, 그림7(b)는 맥파의 시계열과 파워스펙트럼밀도를 나타낸 것이다. 그림7에서 심전도와 맥파의 시계열의 변동 패턴을 육안으로 비교해보면 거의 동일한 변동을 보이고 있음을 알 수 있다. 이들 시계열을 가지고 파워스펙트럼 밀도를 추정한 결과를 비교해보면 저주파수 영역과 고주파수 영역에서 파워피크가 나타나고 있음을 알 수 있다. 이 피험자의 경우 고주파수 영역에서 맥파의 파워피크가 심전도의 파워피크 보다 더 크게 나타나고 있는 특징을 보이고 있다. 그림7에서 알 수 있듯이 동일한 피험자의 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도 패턴은 동일하게 나타나고 있다. 그림8은 정상인 피험자 4명의 심전도와 맥파의 파워스펙트럼밀도를 추정한 결과를 나타낸 것이다

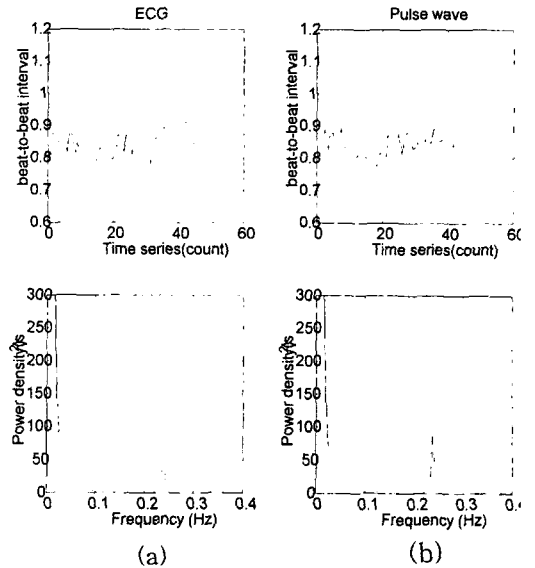


그림7. 심전도와 맥파의 파워스펙트럼밀도 추정
(a)심전도 (b)맥파

Fig7. Estimation of Power spectral density in ECG and Pulse wave (a)ECG (b)Pulse wave

그림8에서 알 수 있듯이 동일한 피험자에 대한 심전도와 맥파의 파워스펙트럼밀도의 형상은 동일한 주파수 대역에서 유사하게 나타나고 있다. 그러나 동일한 피험자라도 심전도와 맥파의 파워 피크의 크기는 서로 차이가 있었다. 경우에 따라서 심전도의 파워피크가 크게 나타나는 피험자 그림(8(a),그림8(b))가 있는 반면에 맥파에서 파워피크가 크게 나타나는 피험자(그림8(c),그림8(d))도 있다. 또한 그림8(b)의 결과는 저주파수영역에서 파워피크가 나타나지 않고 있음을 나타내고 있는데, 이것은 시계열에 저주파수 잡음성분이 포함되어 있어 파워피크가 그 속에 숨겨져 있는 경우이다. 그림8(d)의 경우는 저주파수 영역과 고주파수 영역에 매우 큰 파워피크가 존재하고 있다. 이것은 추정에 적용한 모델차수 p 를 27로 해서 계산한 결과이다. 따라서 파워스펙트럼밀도 추정에 있어서 상대적으로 모델차수가 커서 의사 파워피크가 나타난 것으로 생각된다. 또한 본 연구에서는 추정된 결과를 정량화할 수 있는 방법으로 파워스펙트럼밀도로부터 LF파워값 및 HF파워값과 HF/LF비를 구하여 보았다. 그림8에서 각각의 그래프 우측상단에 계산된 파워값과 파워비의 결과값을 나타내었다. 파워 값은

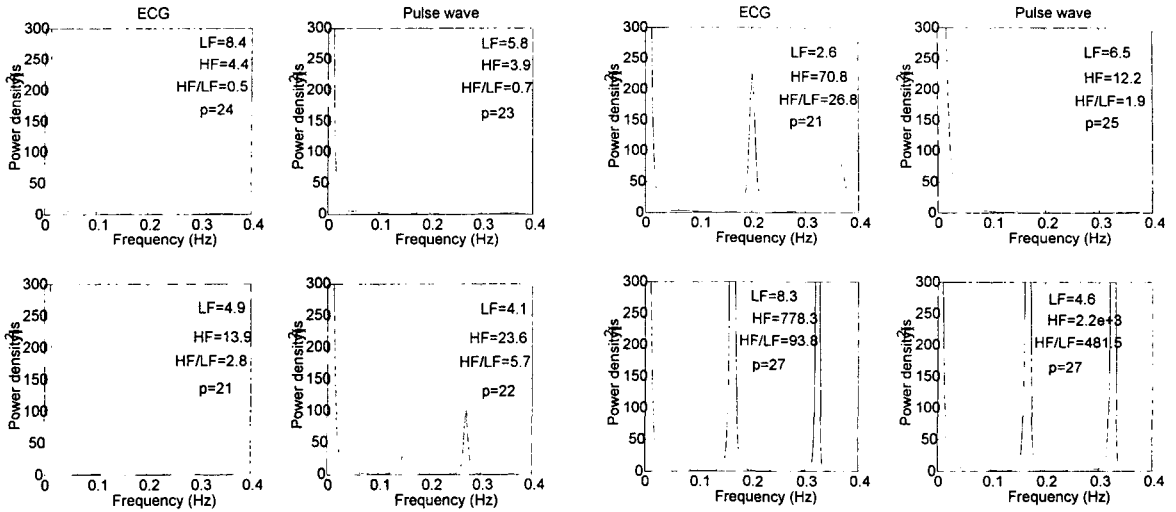


그림8. 심전도와 맥파의 파워스펙트럼 밀도

(a)피험자1 (b)피험자2 (c)피험자3 (d)피험자4

Fig.8 Power spectrum density of ECG and pulse wave

(a)subject1 (b)subject2 (c)subject3 (d)subject4

각 주파수 대역의 전체 파워 값의 합을 시계열 개수로 나눈 값으로 하였다. 4명의 피험자 중 3명의 피험자는 HF파워가 LF파워에 비해 크게 나타나고 있었지만, 그림8(a)는 LF파워가 HF파워보다 크게 나타났다.

V. 결론

본 연구는 짧은 시간동안 저장된 심전도와 맥파 신호에 대해 AR모델 중 Burg 알고리즘을 적용하여 심박변동의 파워 스펙트럼밀도를 추정하였다. 파워 스펙트럼 밀도를 구하기 위한 전처리 과정으로 수집된 신호의 잡음은 10Hz 차단 주파수를 갖도록 간단한 저역통과 필터를 사용하여 제거하였다. 고역통과 적응필터를 사용하여 신호의 기저선 변동을 제거하였으며, 또한 미분된 신호로부터 특징점(R파와 P파)을 검출할 수 있었다. 시계열은 각 신호로부터 검출된 특징점의 시간간격(RRI, PPI)으로 하였으며, 비정상성인 시계열은 스펙트럼 해석 전에 다항식 보간법을 사용하여 재구성하였다. 시계열에 적당한 모델 차수를 선택한 후 Burg 알고리즘을 사용하여 AR모델의 계수를 구하였다. 적당한 모델 차수는 AIC 방법에

의해 결정되었다. Burg 알고리즘으로부터 구한 모델 계수와 분산을 사용하여 파워스펙트럼 밀도를 추정하였다. 5명의 건강한 피험자의 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도를 추정한 결과 파워피크가 나타난 주파수 대역이 동일하였으며, 파워피크의 형상도 유사하게 나타났다. 그러나 동일한 피험자의 심전도와 맥파의 파워스펙트럼 밀도의 파워피크 크기는 동일하지 않았으며, 심전도의 파워 값이 맥파의 파워 값보다 큰 경우가 있는 반면에 맥파의 파워 값이 심전도의 파워 값보다 큰 경우도 나타나고 있었다. 이에 대한 명확한 이유는 여기서 제시할 수는 없지만, 향후 다른 접근 방법으로 알아낼 과제이다.

본 연구에서는 파워스펙트럼 밀도의 추정을 정량화하기 위하여 각 주파수영역의 파워값과 파워비를 구하였다. 4명의 피험자 중 3명의 피험자는 HF파워가 LF파워에 비해 크게 나타나고 있었지만, 1명에게서 LF파워가 HF파워보다 크게 나타났다. 결과적으로 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 특성은 유사함을 알 수 있었으며, 맥파만을 사용하여 심박변동에 대한 파워스펙트럼 밀도를 추정하고, 그 값을 정량화 함으로써 정신부하나 운동부하에 의한 생체부담의 평가, 흡연이나 약물이 생체에 미치는 영향의 해석 등을 수행할 수 있

을 것으로 기대된다.

접수일자 : 2000. 9. 3. 수정완료 : 2000. 10. 16

IV. 참고 문헌

- 1.B. McA. Sayers, "Analysis of heart rate variability", Ergonomics, Vol.16, 17-32, 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 nteraction in man and conscious dog", Circ Res., Vol.59, 178-193, 1986
- 3.T. Katayama, . Hoshimoto, K. Saka, "Fluctuation of Capillary Blood Pulse in Driving on Public Road", 自動車技術講演956, 13-16, 1995
- 4.G. D. Pinna, R. Maestri, A. DiCesare, "Application of time series spectral analysis theory : analysis of cardiovascular variability signal", Medical & Biological Eng. & Computing., 142-148, March 1996
5. 박승환, 홍승홍, "새로운 맥파 인식 알고리즘을 적용한 자동 맥파 시스템에 관한 연구", 의공학 회지, Vol. 17, No.2, 241-245, 1996
- 6.D. J. Christini, A. Kulkarni, F. M. Bennett, R. Lutchen, "Influence of Autoregressive model parameter uncertainty on spectral estimates of heart rate dynamics", annals of Biomedical Engineering. Vol.23, 127-134, 1995
- 7.Larry Marple, "A New Autoregressive Spectrum Analysis Algorithm", IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. 28, 441-454, Aug. 1980.
- 8.Steven M. Kay, Stanely Lawrence Marple, "Spectrum Analysis-A Modern Perspective", Proc.IEEE, vol.69, 1380-1419, 1981.
- 9.B. Widrow. et. al., "Adaptive noise cancelling : principles and application." Proc. IEEE, vol. 63. No. 12, 1692-1716, 1975



김낙환(Nag Hwan Kim)
準會員

1986 인하대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1988 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)

1994~현재 인하대학교 대학원 전자공학과(박사과정),

1988~1999 만도기계(주) 중앙연구소 선임연구원
관심분야: 생체신호처리, 재활공학 및 의용전자, 마이크로프로세서응용



이은실(Eun Sil Lee)
準會員

1983 인하대학교 전자공학과(공학사)

1988 인하대학교 대학원 전자공학과(공학석사)

1996~현재 인하대학교 대학원 전자공학과(박사과정)

주관심분야 : 생체신호처리, AAC등



민홍기(Hong Ki Min)
正會員

1979 인하대학교 전자공학과(공학사)

1981 인하대학교 대학원 전자공학과 정보공학전공(공학석사)

1990 인하대학교 대학원 전자공학과 정보공학전공(공학박사)

1985-1991 한국과학기술연구원 선임연구원

1991-현재 인천대학교 정보통신공학과 교수

1993 미국 University of Delaware 객원교수

2000-현재 한국신호처리 시스템학회 상임이사

관심분야 : 생체신호처리, 재활공학, AAC등



이웅혁(Eung Hyuk Lee)

正會員

1985 인하대학교 전자공학과
(공학사)

1987 인하대학교 대학원
전자공학과(공학석사)

1997 인하대학교 대학원
전자공학과(공학박사)

1987-1992대우중공업(주) 중앙연구소 주임연구원

1992-1993 생산기술연구원 HDTV개발실 연구원

1995-2000 건양대학교 컴퓨터공학과 조교수

2000-현재 한국산업기술대학교 전자공학과조교수

관심분야: 이동로봇 경로계획 및 센서신 호처리,
재활공학 및 의용전자, 영상 신호처리, 마이크로
프로세서응용



홍승홍(Seung Hong

Hong) 正會員

1964 인하대학교 전자공학
과(공학사)

1966 인하대학교 대학원 전
자공학과(공학석사)

1975 일본동경대학교

(의용공학박사)

1969-1978 광운대학교 전자공학과 부교수

1978-현재 인하대학교 전자공학과 교수

1994 대한전자공학회 회장

1996-1997 IEEE seoul section 회장

1998-1999 (사)한국전기전자학회 회장