

論文2001-38SC-11-7

# 심박변동의 스펙트럼해석을 위한 자기회귀 모델차수 선택 알고리즘에 관한 연구

(A Study on the Selection Algorithm of AR model order for Spectral Analysis of Heart Rate Variability)

金洛煥\*, 申宰昊\*\*, 韓永煥\*\*\*, 李應赫\*\*\*\*\*,  
閔洪基\*\*\*\*\*, 洪勝弘\*\*

(NagHwan Kim, JeaHo Shin, YoungHwan Han, EungHuk Lee, HongKi Min, and SungHong Hong)

## 요약

본 논문에서는 자기회귀모델을 이용한 심박변동의 파워스펙트럼해석에서 복잡한 계산과정을 수행하지 않으면서 심박변동의 특성을 반영한 간단한 모델차수법을 제안하였다. 자기회귀모델을 이용한 심박변동의 단 구간 시계열에 대한 파워스펙트럼해석은 모델차수에 따라 스펙트럼 추정의 분해능이 변화한다. 제안한 모델 차수법과 기존의 AIC와 고정차수법에 대하여 비교실험을 하였다. 실험결과, AIC 보다 계산과정이 매우 간단해졌으며 낮은 분해능의 문제를 해결하였고, 고정차수의 단점인 시계열의 특성에 대응한 모델차수를 선택할 수 있었다. 또한 제안된 방법으로 파워스펙트럼밀도를 추정된 결과 AIC에서 나타나는 낮은 분해능 문제와 적은 시계열 개수에서 나타나는 고정차수에 의한 잡음성 파워성분 제거 등이 가능성을 확인하였다.

## Abstract

In this paper, we proposed the simple and selective method for the order of model that reflected the feature of the heart rate variability without the complicated calculation in the power spectral analysis of heart rate variability using autoregressive model. The power spectral analysis of short-term of heart rate variability using autoregressive have been problem to resolution of spectral estimates by the selective model order. As a result that the proposed method for the order comparative tested with the AIC and the fixed order method, the calculation process could become very simple and select the order which correspond with the feature of the time series. We verified it could removed the noisy power components by the fixed order.

\* 正會員, 京畿工業大學 計測制御科

(Dept. of Inst. & Cons. Eng., Kyonggi Institute of Technology)

\*\* 正會員, 仁荷大學校 電子工學科

(Dept. of Electronic Eng., Inha univ)

\*\*\* 正會員, 常志大學校 電子計算學科

(Dept. of Computer Science and Eng, Sangi univ)

\*\*\*\* 正會員, 韓國產業技術大學校 電子工學科

(Dept. of Electronic eng., Korea Polytechnic univ.)

\*\*\*\*\* 正會員, 仁川大學校 情報通信工學科

(Dept. of Information & Telecommunication Eng., Incheon univ.)

接受日字:2001年3月26日, 수정완료일:2001年8月6日

## I. 서 론

심박변동(heart rate variability : HRV) 해석은 다양한 종류의 심장질환을 진단할 수 있는 비관혈적인 방법으로 임상에서 널리 이용되고 있다. 최근에는 정신부하나 운동부하에 의한 생체부담의 평가, 흡연이나 약물이 생체에 미치는 영향의 해석, 또는 작업의 집중도 추정 등 많은 측면에서 평가지표로서 이용되고 있다<sup>[1]</sup>.

심박변동에 대한 해석방법은 24시간의 장기간 저장 데이터에 의한 시간영역에서의 해석과 2~5분 사이의 단기간 데이터 저장에 의한 주파수영역 해석으로 구분할 수 있다<sup>[2]</sup>. 특히 심박변동의 단기간 스펙트럼 해석이 자율신경계 기능의 상태를 외부에서 손쉽게 측정할 수 있는 방법으로 고려되면서 그 유용성이 높아졌다. 단기간 전력스펙트럼밀도 해석의 주요 파라미터는 0.01~0.04Hz의 극저주파수(very low frequency : VLF) 영역, 0.04~0.15Hz의 저주파수(low frequency : LF) 영역, 0.15~0.4Hz의 고주파수(high frequency : HF) 영역의 전력피크와 각 영역의 전력스펙트럼밀도를 적분한 적력성분, 그리고 LF/HF비등을 이용한다. 특히 저주파 영역의 피크는 교감신경 및 부교감 신경의 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<sup>[3]</sup>. 또한 HF/LF비는 교감신경과 부교감신경의 균형을 측정하는 지표로 사용된다.

심박변동의 주파수 영역 해석방법은 상관함수법, FFT법, 선형예측모델법등이 이용되고있다. 단기간 데이터 저장에 대한 전력스펙트럼밀도 해석은 선형예측 모델법 중에서 자기회귀(autoregressive : AR)모델이 많이 이용되고 있다<sup>[4]</sup>. 그 이유는 추정 결과가 데이터 수에 의존하지 않으면서 분해능이 우수하고 스펙트럼밀도의 모양이 매끄러우며, 스펙트럼밀도 양 끝단의 왜곡이 발생하지 않기 때문이다. 그러나 AR모델을 이용하여 우수한 분해능을 얻기 위해서는 AR 모델차수를 정확하게 선택해야만 한다<sup>[5]</sup>. 만약 모델차수가 적거나 많게 선택되면 전력스펙트럼밀도는 스펙트럼 패턴이 평탄하거나 추정된 스펙트럼밀도에 잡음성분이 포함되어 정확한 해석을 하는데 어려움이 있다. 특히 단기간 심박변동과 같이 데이터의 수가 적은 경우에는 모델차수

의 선택에 따라 분해능이 좋지 않은 스펙트럼이 추정될 수 있다.

본 연구에서는 AR모델을 이용한 단기간 심박변동의 전력스펙트럼밀도 추정에 있어서 보다 우수한 분해능을 얻기 위해 측정 데이터의 특성을 이용하여 간단하게 모델차수를 선택할 수 있는 방법을 제안하였다. 제안된 방법으로 구한 모델차수를 사용하여 전력스펙트럼밀도를 추정하고 각 주파수 영역의 전력성분과 전력비를 구하여 기존의 모델차수 선택방법과 비교해 본다.

## II. AR모델의 전력스펙트럼밀도 추정

AR모델은 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.

$$x_n = \sum_{k=1}^p a_k x_{n-k} + e_n \quad (1)$$

여기서  $a_k$ 는 AR계수이고,  $e_n$ 은 예측오차이다.

AR모델 중에서 Burg 알고리즘은 선형예측이론과 최대 엔트로피 스펙트럼 추정 사이의 관계를 나타낸 것이다.<sup>[6]</sup> 이 알고리즘은 전방과 후방 선형예측 오차 에너지의 합을 사용하여 제한된 최소자승 방법으로 AR 모델계수와 분산을 추정하고, 자기상관 함수를 사용하지 않으므로 계산과정이 복잡하지 않다. 따라서 이 알고리즘은 자기상관함수 없이 AR 계수  $a_k$ 를 구할 수 있으며 단기간 전력스펙트럼 해석에 유용하다.

Burg 알고리즘으로부터 구한 AR 파라미터  $\{a_{11}, a_{22}, \dots, a_{pp}, \sigma_p^2\}$ 를 식(2)에 대입하면 Burg 알고리즘에 의한 AR 모델 전력스펙트럼밀도를 추정할 수 있다.

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma_p'^2 \cdot \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=0}^p a_{pk} e^{-j2\pi f_k} \right|^2} \quad (2)$$

여기서  $\sigma_p'^2$ 는 예측오차 전력이고,  $a_{pk}$ 는 Burg 알고리즘으로부터 구한 AR계수이다. 또한  $p$ 는 모델차수이다.

## III. AR모델의 전력스펙트럼밀도 분해능

AR 모델에 의한 전력스펙트럼 해석의 가장 중요한

장점중의 하나는 적은 데이터 수의 전력스펙트럼 해석에 있어서 고속푸리에 변환과 같은 고전적인 추정방법에 비해 우수한 분해능을 나타내는 것이다. 그러나 이러한 장점을 실질적으로 활용하기 위해서는 AR 모델 차수  $p$ 가 적절하게 선택되어야 한다. 만약 AR 모델 차수가 부족하면 평탄한 스펙트럼을 얻게 되고, 관측한 신호의 변동 패턴의 중요한 특징들을 잃게 된다. 반대로 모델차수가 너무 크면 의사의 전력피크가 스펙트럼에 포함되어 나타날 것이다. 즉 데이터 내에 존재하지 않는 고조파 성분들이 포함될 것이다. 또한 여러 학자들은 신호 대 잡음비가 줄어드는 만큼 AR 전력스펙트럼밀도 추정의 분해능이 줄어든다고 보고하고 있다<sup>[7]</sup>. 그러므로 적당한 분해능을 얻기 위해서는 같은 과정이라도 포함된 잡음의 양에 따라 다른 모델차수에 의해 추정되어야 한다. 이러한 이유로 적절한 모델차수의 선택은 매우 중요하다.

AR모델에 의한 전력스펙트럼 추정의 응용에 있어서 관측된 데이터로부터 모델 차수  $p$ 를 추정할 수 있는 여러 객관적인 기준이 제안되었다. 가장 잘 알려진 기준이 AIC이다<sup>[8]</sup>. AIC는 식(3)과 같이 예측오차  $\sigma_p^2$ 가 최소가 되는 시점에서 모델차수  $p$ 를 결정하는 방법이다.

$$AIC(p) = \ln(\sigma_p^2) + \frac{2(p+1)}{N} \quad (3)$$

여기서  $N$ 은 데이터의 개수이다.

단구간의 데이터에 대해서 AIC를 이용해 모델차수를 계산하면 낮은 모델차수가 결정되는 경우가 자주 발생한다. 이러한 경우는 평탄한 전력스펙트럼을 얻게 되고, 중요한 특징들이 나타나지 않게 된다. 특히 잡음이 포함된 생체신호에 대한 스펙트럼해석에 AR모델을 이용할 경우에 모델 차수는 AIC에 의해 추정된 모델 차수보다 큰 것이 사용될 필요가 있다. 또한 AIC에 의한 모델차수의 선택은 자기상관함수나 추정차수를 대입하여 분산이 최소가 되는 개수를 찾아야 하는 매우 복잡하고 까다로운 계산과정을 거쳐야 한다. 따라서 AR모델을 이용하여 간단하게 전력스펙트럼밀도를 추정할 수 있는 분석기를 설계할 경우에는 이 방법은 적당하지 않다.

모델차수를 선택하는 또 다른 방법으로 실험적인 경험에 의해 제안된 고정차수법이 있다. Linken은 모의 신호의 분석으로부터 모델차수를 관측된 신호의 가장 낮은 주파수 성분의 주기 범위 내에서 데이터 수의 반

보다 커야한다고 보고하였다<sup>[9]</sup>. 또한 Saul은 식 (4)와 같이 심박변동 신호의 해석에 있어서 최저 주파수인 0.015Hz를 이용하여 모델차수를 선택하였다<sup>[10]</sup>.

$$p = \frac{F_s}{2 \times 0.015} \quad (4)$$

여기서  $F_s$ 는 샘플링 주파수이며,  $F_s$ 를 1Hz로 하여 차수를 계산하였다.

고정차수법은 비록 그 규칙이 간단하다는 장점을 가지고 있지만, 임상적 특성, 생리적 조건, 신호의 샘플링 시간에 상관없이 모든 대상들에 대해 같은 모델차수를 선택하는 것이다. 또한 단구간의 데이터 개수에 대해 고정차수법을 이용하여 선택된 모델차수가 가끔 너무 커서 불필요한 전력스펙트럼 성분이 포함되어 나타난다.

이상의 내용들을 고려해 볼 때 심박변동과 같은 단구간의 시계열 데이터로부터 모델차수의 선택은 규칙이 간단하면서 AIC에 의해 선택된 값보다는 크고 시계열이 가지고 있는 생리적 특성을 고려한 가변적이어야 한다.

#### IV. 모델차수 선택 알고리즘의 제안

일정한 시간 동안 측정된 심전도 신호로부터 구한 R-R간격과 심박 수는 피험자마다 동일하지 않다. 또한 구한 R-R 간격을 발생 간격 순서대로 나열하면 데이터의 변동 모양과 크기에 차이가 있음을 알 수 있다. 실제로 2분 동안 저장된 심전도신호로부터 구한 R-R 간격의 개수를 실험을 통하여 알아본 결과 약100~190개 사이에 존재하고 있다. 이것은 심전도 신호의 R-R간격에 대해 개인차가 매우 크다는 것을 나타내는 것이다. 그림 1은 2명의 피험자의 심전도로부터 R-R 간격을 구하여 시계열로 나타낸 것이다. 그림 1(a)의 경우 시계열의 개수는 104개이고, 평균 R-R간격은 1.14초로 계산되었다. 특히 그림 1(a)에서 30번째 이후의 시계열변동 폭이 크게 나타나고 있다. 한편 그림 1(b)는 시계열의 개수가 188개로 매우 많이 나타난 경우이며 이때 평균 간격은 0.63초로 매우 빠르게 심장박동이 이루어진 예이다. 그림1(b)는 그림1(a)에 비해 시계열의 진동폭은 비교적 작게 진동하고 있음을 알 수 있다. 여기서 일정한 시간 내에서 측정된 심전도 신호로부터 시계열의 개수는 R-R간격과 밀접한 관계를 가지고 있으며 R-R 간격은 시계열의 변동과 밀접한 관계가 있음을 알 수

있다.

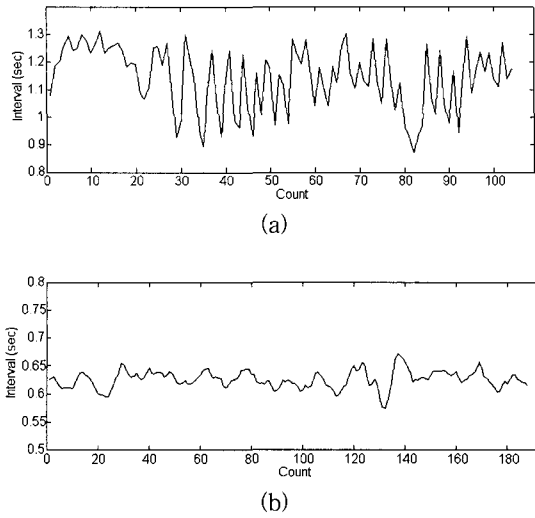


그림 1. 시계열 개수와 시계열 변동폭 비교  
Fig. 1. Comparison of number and variation width to time series.

따라서 심전도를 이용한 심박변동의 생리적 변화를 해석하는데 있어서 R-R간격과 심박수는 중요한 파라미터로 사용될 수 있다.

심박변동의 전력스펙트럼 해석에 이용되는 주파수 영역은 0~0.4Hz 범위이다. 그러나 0~0.015Hz영역의 전력스펙트럼에 대한 생리학적 근거가 불분명하기 때문에 단구간의 시계열에 대한 전력스펙트럼 해석은 0.015~0.4Hz 범위에서 해석한다. 따라서 스펙트럼 해석 주파수도 심박변동의 전력스펙트럼 해석에 있어서 중요한 파라미터이다.

본 연구에서는 평균 R-R 간격과 시계열의 개수, 심박변동의 전력스펙트럼 해석에 필요한 최저 주파수인 0.015Hz를 사용하여 새로운 AR 모델차수 선택방법을 제안하였다. 이 방법은 Linken 등이 제시한 식(4)의 고정차수법에 R-R간격과 시계열 개수 등을 추가하여 모델차수를 시계열에 따라 가변적으로 구할 수 있다. 식(5)는 본 연구에서 제안한 모델차수 선택법의 계산식을 나타낸 것이다.

$$p = \frac{1}{2 \times \Delta t \times f_L} - \sqrt{N} \quad (5)$$

여기서  $\Delta t$ 는 평균 R-R간격,  $f_L$ 은 심박변동 해석의 최저 주파수,  $N$ 은 시계열 개수를 나타낸다.

식(5)에서 식(4)의 샘플링주파수  $f_s$  대신에 R-R간격을 사용한 것은 심박변동에 대한 시계열의 흔들림 모양이 그림 1과 같이 주기적이기보다는 랜덤한 특성을 가지고 있고, 특히 시계열의 개수가 적을수록 시계열의 변동 패턴이 빠르게 나타나고 있기 때문에 개수가 다른 시계열에 대해 동일한 차수로 해석하는 것보다는 서로 다른 차수를 적용함으로써 양호한 분해능을 가진 전력스펙트럼밀도를 구하기 위해서이다. 시계열의 개수  $N$ 은 식(5)의 1항에서 구해진 모델차수가 너무 커지는 것을 방지하기 위해 도입하였다. 식(5)를 사용하여 그림 1(a)의 시계열에 대한 모델차수를 구한 결과 차수는 19가 선택되었다. 반면에 그림 1(b)의 경우는 모델차수가 39로 선택되었다.

그림 2는 제안된 방법으로 모델차수를 구하는 흐름도를 나타낸 것이다. 그림 2에서 입력된 심전도 신호의 피크점(R파)들이 위치한 시간을 구한 후 피크점과 피크점 사이의 시간 간격을 계산하여 시계열로 구성한다. 다음 과정으로 시계열의 총 개수( $N$ )를 계산하고, 시계열의 평균값( $\Delta t$ )을 구한 후 식(4)에 시계열 개수와 평균값을 대입하여 모델차수를 계산한다

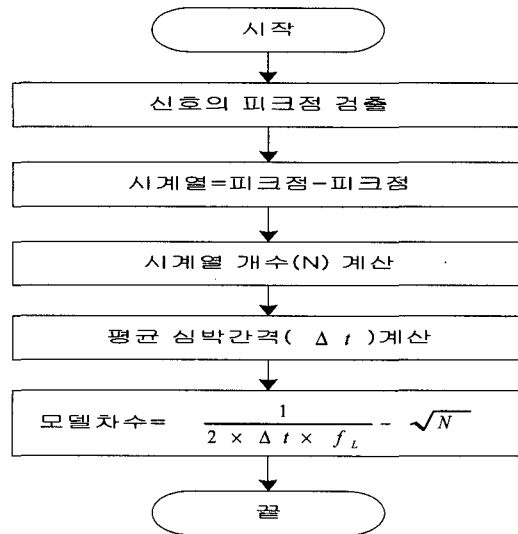


그림 2. 모델차수 선택과정 흐름도  
Fig. 2. Flowchart of model order selection process.

### V. 실험 및 고찰

#### 1) 데이터 수집

심전도 신호는 2개의 전극을 좌우 흉부에 위치시키

고 오른쪽 복부 부위에 1개의 전극을 위치시켜 추출하였다. 심전도 신호를 수집하기 위한 계측 시스템은 무선 텔레메터(wireless multi-telemeter) 장치, 컬러 모니터, 데이터획득 보드, PC로 구성되어진다. 피험자로부터 검출된 신호는 무선 텔레메트리 장치의 송신부로 입력된다. 입력된 신호는 송신기로부터 원거리에 있는 수신기로 전송하고, 수신기에 입력된 신호들은 증폭과 필터링을 거쳐 심전도 신호로 변환된다. 심전도 신호는 컬러 모니터를 통해 출력신호를 눈으로 확인하도록 하였으며, 또한 데이터 획득보드(A/D 보드)에 전송되어 디지털 값으로 PC에 저장된다. 그림 3은 심전도 신호 획득을 위한 전체 시스템 구성도이다.

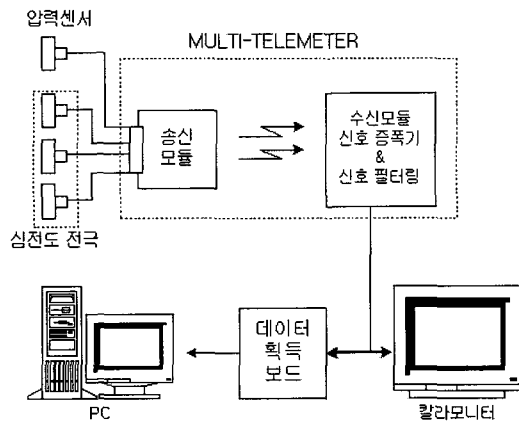


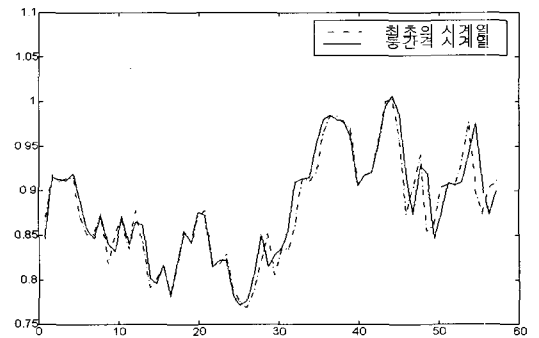
그림 3. 신호 수집 블록도  
Fig. 3. Block diagram of data acquisition.

일반적으로 심전도 신호의 측정 주파수는 150Hz 이하이다. 따라서 심전도 신호 획득은 샘플링 주파수를 300Hz로 하여 실시하였다. 측정은 건강한 남자(평균나이 21세) 10명을 대상으로 하였으며, 측정기간 동안 편안한 자세를 유지한 상태에서 측정된 값들이다. 그러나 피험자의 심장혈관 질병이나 측정시의 심신상태에 대한 사전 지식은 고려하지 않았다.

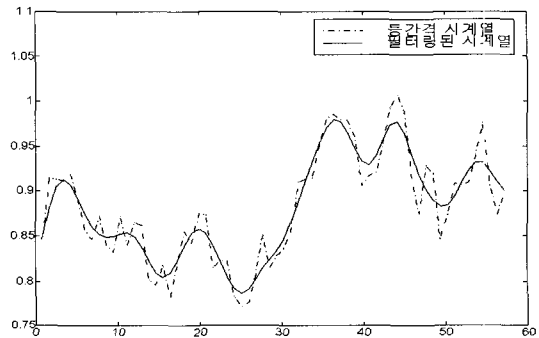
2) 데이터 해석

피험자로부터 검출된 신호에는 근본적으로 60Hz 잡음, 기저선 변동, 근전잡음 등이 포함되어 있다. 검출된 신호는 5차 버터워드필터를 사용하여 20Hz이상의 고주파수 성분을 제거하고, 고역통과형 적응필터에 의한 신호의 기저선 변동 제거 및 문턱값과 창함수를 이용하여 신호로부터 R파의 위치를 검출한다. 다음에 R파가 발생한 시간위치를 펄스 열로 순서대로 나열하고 R파

와 R파가 발생한 시간간격(R-R Interval)을 계산하였다. 전력스펙트럼 해석에 필요한 시계열 데이터는 R-R 간격들의 집합으로 하였다. 다음으로 시계열의 평균시간  $\Delta t$ 를 구한 후 선형보간법을 사용하여 시계열을 등간격으로 맞추었다. 재배치된 시계열은 다시 한번 3차 저역통과 필터를 사용하여 0.5Hz 이상의 고주파성분을 제거하였다. 그림 4는 획득된 심전도 신호로부터 시계열의 변동을 나타낸 것이다. 그림 4(a)는 최초의 시계열과 선형보간법으로부터 등 간격으로 배치된 시계열을 나타낸 것이고, 그림 4(b)는 등 간격 시계열과 저역통과 필터를 통과한 후의 시계열을 나타낸 것이다.



(a) 최초의 시계열과 등간격 시계열



(b) 필터링된 시계열

그림 4. 시계열 구성  
Fig. 4. Construction of time series.

시계열의 평균시간과 스펙트럼해석 최저주파수를 사용하여 본 연구에서 제안한 알고리즘을 사용하여 모델 차수를 선택하고, Burg's 알고리즘에 적용하여 자기회귀 파라미터를 계산하여 전력스펙트럼밀도를 추정한다. 다음으로 추정된 전력스펙트럼밀도를 사용하여 저주파수와 고주파수 영역의 전력성분, HF/LF 전력비 등을 구한다.

3) 실험 결과

본 절에서는 본 연구에서 제안한 모델차수 선택법, AIC와 고정차수법을 사용하여 심박 변동의 전력스펙트럼 밀도를 추정하여 비교해 보았다. 그림 5는 2분 동안 저장된 피험자 2명에 대해 AIC와 제안한 방법에 대한 전력스펙트럼 밀도를 비교한 것이다. 피험자로부터 구한 시계열의 개수는 그림 5(a)의 경우 181개이고, 그림 5(b)의 경우 137개이다. 그림 5는 동일한 피험자에 대해 고정차수와 제안한 방법에 대해 전력스펙트럼 밀도를 비교한 것이다.

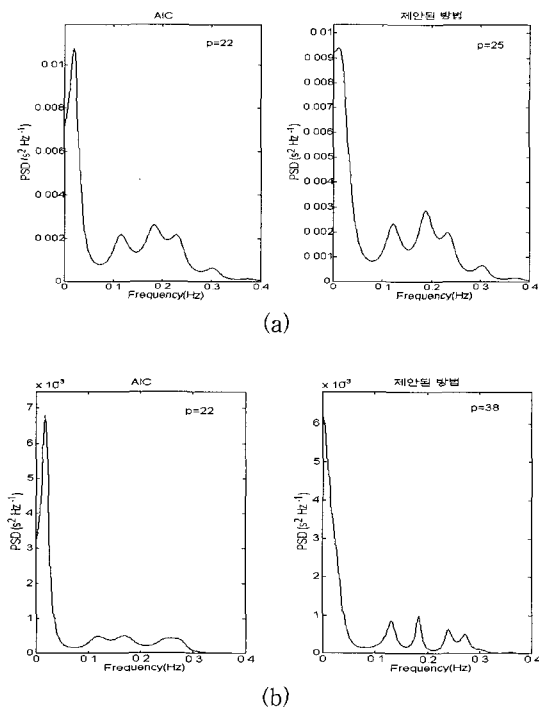


그림 5. AIC와 제안된 방법의 전력스펙트럼 밀도 비교  
 Fig. 5. PSD of method on the AIC and the proposed.

실험결과 그림 5(a) 피험자의 경우 AIC에 의한 모델 차수는 22이고, 제안된 방법으로 25가 선택되었다. 이때 추정된 전력스펙트럼 밀도는 거의 동일한 모양을 나타내고 있다. 그림 5(b)의 경우 AIC의 모델차수는 22이고, 제안된 방법은 38이었다. 그림 5(b)에서 AIC에 의한 전력스펙트럼 밀도는 전체 주파수영역에서 전력피크가 나타나지 않고 전력밀도의 윤곽만을 볼 수 있다. 이것은 모델차수가 너무 작게 계산되어 분해능이 낮기

때문이다. 반면에 제안된 방법을 사용한 경우에는 저주파수와 고주파수 영역에서 전력피크를 볼 수 있다.

그림 6은 고정차수법과 제안된 방법에 대해 그림 5와 동일한 피험자에 대한 전력스펙트럼 밀도를 추정한 것이다. 고정차수는 식(4)를 사용하여 계산하였으며 차수값은 34이다. 그림 6(a)의 경우 고정차수법에 의한 전력스펙트럼 밀도에는 제안된 방법과 비교하여 다수의 전력피크가 존재하고 있다. 이것은 시계열의 개수에 비해 고정모델차수 34가 크게 작용하여 잡음성분이 포함되어 나타난 것으로 판단 할 수 있다. 그림 6(b)의 전력스펙트럼 밀도는 거의 동일한 모양을 나타내고 있다.

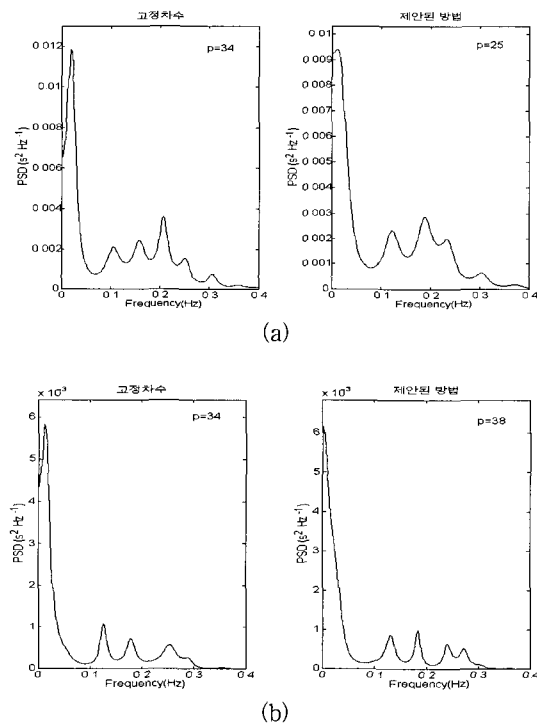


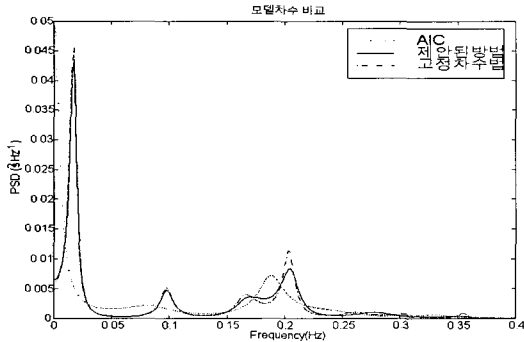
그림 6. 고정차수와 제안된 방법의 전력스펙트럼 밀도 비교  
 Fig. 6. PSD of method on the fixed and the proposed.

그림 7은 동일한 피험자에 대해 시계열 데이터의 길이를 1분, 2분, 3분으로 다르게 했을 때 AIC, 고정차수, 제안한 방법의 모델차수에 대하여 전력스펙트럼 밀도를 비교하였다. 그림 7(a)는 1분 길이의 데이터에 대한 3가지 모델차수 선택법에 대한 전력스펙트럼 밀도 추정 결과이다. 고정차수와 제안한 방법의 파워밀도 모양은 유사하게 나타나고 있으나 AIC의 경우 VLF영역에 때

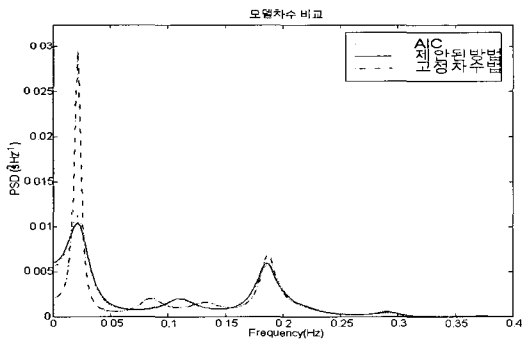
우 큰 파워피크가 발생하고 있고, 저주파수와 고주파수 영역의 파워피크는 다른 두 방법에 비해 평탄한 파워 피크를 나타내고 있다. 그림 7(b)는 2분, 그림 7(c)는 3 분 길이의 데이터에 대한 전력스펙트럼밀도 추정결과 를 나타낸 것이다. 그림 7(c)의 경우 고정차수에 의한 전력밀도 패턴이 다른 두 방법에 의한 패턴에 비해 저 주파수와 고주파수 영역에 나타난 파워피크가 많이 발 생하고 있다. 그림 7에서 추정된 전력스펙트럼밀도는 데이터의 저장시간에 따라 다른 전력밀도 패턴을 보여

주고 있다. 그 중에서 제안한 모델차수법에 의해 추정 된 전력스펙트럼밀도는 기존의 두 방법에 비해 데이터 의 저장시간에 따른 전력밀도 모양의 변화가 비교적 적게 나타나고 있음을 볼 수 있다.

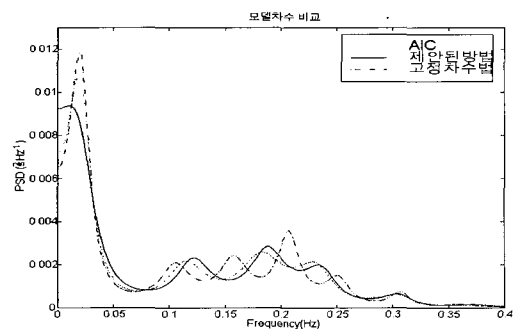
표 1은 10명의 데이터에 대해 AIC와 제안된 방법에 의해 계산된 모델차수로 추정된 전력스펙트럼밀도를 사용하여 저주파수와 고주파수 영역의 전력성분 및 고 주파수/저주파수 전력비를 나타낸 것이다. 표 1에서 제 안된 방법에 의한 모델차수는 AIC에 의해 계산된 모델 차수보다 8명이 크게 선택되었고, 2명의 경우는 오히려 작게 계산되었다. 즉 AIC보다는 제안된 방법에서 모델 차수가 크게 계산됨을 알 수 있다. 각 주파수 영역의 전력성분과 전력비를 비교해 보면 8명의 피험자는 두 방법이 비슷한 값을 나타내고 있다. 피험자4의 경우 AIC에 의한 전력비는 1.59이고, 제안된 방법에서는 0.9 로 계산되었다.



(a) 저장 데이터 1분



(b) 저장 데이터 2분



(c) 저장 데이터 3분

그림 7. 데이터 길이와 모델차수의 관계  
Fig. 7. Relationship of data length and model order.

표 1. AIC와 제안된 방법의 전력성분 비교

Table 1. Comparison of AIC method and proposed method.

	AIC				제안된 방법			
	order	LF	HF	H/L	order	LF	HF	H/L
피험자1	22	34.70	61.00	1.75	25	35.87	59.92	1.67
피험자2	31	65.69	28.47	0.43	28	65.32	27.59	0.42
피험자3	25	76.75	14.59	0.19	27	76.75	14.00	0.18
피험자4	22	36.44	58.01	1.59	38	49.65	44.90	0.90
피험자5	23	70.92	21.26	0.30	38	70.44	20.23	0.29
피험자6	24	52.31	40.84	0.78	31	55.54	40.30	0.74
피험자7	18	77.89	12.20	0.16	41	82.43	12.46	0.15
피험자8	20	87.74	10.38	0.12	40	88.49	10.48	0.12
피험자9	18	88.25	6.89	0.08	40	87.81	5.99	0.07
피험자10	28	55.47	30.53	0.55	19	66.06	23.88	0.36

표 2는 10명의 데이터에 대해 고정차수법과 제안된 방법에 의해 계산된 모델차수로 추정된 전력스펙트럼 밀도를 사용하여 저주파수와 고주파수 영역의 전력성 분 및 고주파수/저주파수 전력비를 나타낸 것이다. 표 2에서는 제안된 방법과 고정차수 방법에 의해 계산된 전력스펙트럼밀도의 전력성분과 전력비가 10명의 피험 자에게서 모두 유사한 결과 값을 보여주고 있다.

## VI. 결 론

적은 입력 데이터수로부터 AR모형을 적용하여 좋은

분해능을 가진 전력스펙트럼밀도를 얻기 위해서는 AR 모델의 모델차수를 정확하게 선택하는 것이 매우 중요하다.

표 2. 고정차수와 제안된 방법의 전력성분 비교

Table 2. Comparison of fixed method and proposed method.

	고정차수법				제안된 방법			
	order	LF	HF	H/L	order	LF	HF	H/L
피험자1	34	33.76	59.95	1.77	25	35.87	59.92	1.67
피험자2	34	66.24	28.79	0.44	28	65.32	27.59	0.42
피험자3	34	75.94	15.29	0.20	27	76.75	14.00	0.18
피험자4	34	49.77	45.35	0.91	38	49.65	44.90	0.90
피험자5	34	69.42	21.29	0.31	38	70.44	20.23	0.29
피험자6	34	54.25	40.31	0.74	31	55.54	40.30	0.74
피험자7	34	80.78	10.96	0.14	41	82.43	12.46	0.15
피험자8	34	87.87	10.55	0.12	40	88.49	10.48	0.12
피험자9	34	88.00	5.69	0.06	40	87.81	5.99	0.07
피험자10	34	60.20	27.59	0.46	19	66.06	23.88	0.36

본 논문에서는 기존의 AIC와 고정차수법의 단점을 보완하기 위해 피험자마다 다르게 나타나는 평균 심박 간격과 시계열 개수를 파라미터로 하여 계산과정이 간단하고, 시계열의 변동상태에 따라 가변적으로 모델차수를 선택할 수 있는 새로운 모델차수 선택법을 제안하였다.

제안한 모델차수 선택법과 기존의 방법을 비교실험을 해 본 결과 제안한 모델차수 선택법이 AIC 보다 계산과정이 매우 간단해 졌으며, 고정차수의 단점인 시계열의 특성에 대응한 모델차수를 선택할 수 있었다. 또한 제안된 방법으로 전력스펙트럼밀도를 추정한 결과 AIC에서 나타나는 낮은 분해능의 문제를 해결할 수 있었고, 가끔 고정차수법에 의해 나타나는 잡음성 전력성분도 제거할 수 있음을 확인하였다.

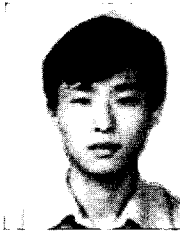
참 고 문 헌

[1] Yuzuru Matsuura, Takatoshi Yanagida, "A study of an evaluation based on physiological responses of driver's task and stress level while maneuvering a vehicle," SAE transaction, 979078, pp. 67~73, 1997.  
 [2] Task Force of the European Society of Car-

diology and The North American Society of pacing and Electrophysiology(Membership of the Task Force listed in the Appendix) "Heart rate variability" European Heart Journal vol. 17 pp 354~381 1996.  
 [3] Hirsh J. A., Bishop B., "Respiratory sinus arrhythmia in humans : how breathing pattern modulates heart rate", Am. J. Physiol. Vol. 241, pp. 620~629, 1981.  
 [4] 김낙환, 이은실, 민흥기, 이응혁, 홍승홍, "AR 모델을 이용한 심전도와 맥파의 심박변동 스펙트럼 해석", 한국 신호처리·시스템 학회 논문지 제 1 권 1호 pp.15~22, 2000. 10  
 [5] David J. Christini, Abhijit Kulkarni, Srikar Rao, Eric R. Stutman, Frederick M. Bennett, Jeffrey M. Hausdorff, Nancy Oriol, and Kenneth R. Lutzen, "Influence of autoregressive model parameter uncertainty on spectral estimates of heart rate dynamics," Annals of Biomedical Engineering. Vol. 23, pp. 127~134, 1995.  
 [6] S. B. Kesler, "Generalized Burg algorithm for beamforming in correlated multipath filter," IEEE int. conf. Trans. Acoust., Speech, Signal processing, Vol. 3, pp. 1481~1484, 1982.  
 [7] G. D. Pinna, R. Maestri, A. Di Cesare, "Application of time series spectral analysis theory: analysis of cardiovascular variability signals," Medical & Biological Engineering & Computing March, pp. 142~148, 1996.  
 [8] H. Tong, "Autoregressive model fitting with noisy data by Akaike's information criterion," IEEE Trans. Inform. Theory, Vol. 21, pp. 476~480, 1975.  
 [9] Linken, D. A., "Empirical rules for the selection of parameters for auto-regressive spectral analysis of biomedical rhythms", Signal Process., Vol. 1, pp. 243~258, 1979.  
 [10] Saul J. P., Y. Berger, R. D., Lilly, "Assesment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis" Am. J. Cardiol., Vol. 61, pp. 1292~1299, 1988.

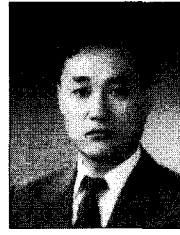


저 자 소 개



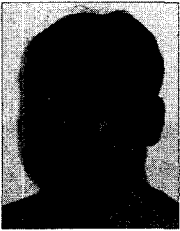
金 洛 煥(正會員)

1986년 : 인하대학교 전자공학과(공학사). 1988년 : 인하대학교 대학원 전자공학과(공학석사). 1994년~2001년 : 인하대학교 대학원 전자공학과(공학박사). 1988년~1999년 : 만도기계(주) 중앙연구소(선임연구원). 2001년~현재 : 경기공업대학 전임강사. <주관심분야> 생체신호처리, 재활공학 및 의용전자, 마이크로프로세서응용 등



李 應 赫(正會員)

1985년 : 인하대학교 전자공학과(공학사). 1987년 : 인하대학교 대학원 전자공학과(공학석사). 1997년 : 인하대학교 대학원 전자공학과(공학박사). 1987년~1992년 : 대우중공업(주) 중앙연구소(주임연구원. 1992년~1993년 : 생산기술 연구원 HDTV 개발실 연구원. 1995년~2000년 : 건양대학교 컴퓨터공학과 조교수. 1998년~현재 : 대한의용생체공학회 정보위원회 위원. 1999년~2000년 : 한국원자력연구소 위촉연구원 2000년~현재 : 한국산업기술대학교 전자공학과 조교수. <주관심분야> 이동로봇 경로계획 및 센서신호처리, 재활공학 및 의용전자, 영상 신호처리, 마이크로프로세서응용 등



申 宰 昊(正會員)

1992년 : 인제대학교 의공학사. 1995년 : 인하대학교 전자공학석사. 1997년~현재 : 인하대학교 전자공학 박사과정. 1995년~1996년 : 메디슨 연구소, 1996년~현재 : 바이오시스 연구소 연구소장 대우. <주관심분야> 생체 신호처리, 생체신호장비 시스템 개발



閔 洪 基(正會員)

1979년 : 인하대학교 전자공학과(공학사). 1981년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 정보공학전공(공학석사). 1990년 : 인하대학교 대학원 전자공학과 정보공학전공(공학박사). 1985년~1991년 : 한국과학기술연구원(선임연구원) 1991년~현재 : 인천대학교 정보통신공학과 교수. 1993년 : 미국 University of Delaware 객원 교수. <주관심분야> 생체신호처리, 재활공학, AAC HCI 등



洪 勝 弘(正會員)

1964년 : 인하대학교 전자공학과(공학사). 1966년 : 인하대학교 대학원 전자공학과(공학석사). 1975년 : 일본 동경대학교(의용공학박사). 1969년~1978년 : 광운대학교 전자공학과 부교수. 1978년~현재 : 인하대학교 전자공학과 교수. 1994년 : 대한전자공학회 회장 1996년~1997년 : IEEE seoul section 회장. 1998년~1999년 : (사)한국전기전자학회 회장

韓 永 煥(正會員)

1985년 3월~1989년 2월 : 인하대학교 전자공학과(공학사). 1989년 3월~1991년 2월 : 인하대학교 전자공학과(공학석사). 1991년 3월~1995년 8월 : 인하대학교 전자공학과(공학박사). 1996년 3월~현재 : 상지대학교 컴퓨터정보공학부 조교수. <주관심분야> 영상처리, 패턴인식, 생체 신호처리, 컴퓨터 응용 등