

The Design of PC-based Power Spectral Density Analyzer of Heart Rate Variability

金 洛 煥* · 李 應 赫*** · 閔 洪 基§ · 洪 勝 弘**

(Nag-Hwan Kim · Eung-Huk Lee · Hong-Ki · Min and Sung-Hong Hong)

Abstract - In this paper, we designed the PC-based analyzer of the power spectral density that could estimate the heart rate variability from time series data of R-R interval. The power spectral density estimated that it applied the autoregressive model to the measured electrocardiogram during a short period. Also, the characteristics of the designed analyzer are that it could process of the signal filtering, the generation and recombination of time series and the feature extraction at the same time. Especially the analyzer reconstructed which applied the lowpass filter of the time series composed by the linear interpolation so as to enhance the signal-to-noise feature.

We could estimate the power spectral density that confirmed a variety of power peak with low frequency range and high frequency rang of autonomic nerve by the heart rate variability.

Key Words : PC-based analyzer, power spectral density, power spectral density, AR model

1. 서 론

심장박동은 혈압이나 호흡, 그리고 체온과 같은 외부의 영향에 대하여 체내의 항상성(homeostasis)을 유지하고자 지속적으로 변화하는데 이러한 변화는 자율신경계의 통제하에서 일어난다. 일정시간동안 발생한 심박수와 심박에서 심박의 시간간격은 일정하지 않고 주기적으로 변동한다. 이것은 자율신경계의 교감신경과 부교감신경의 상대적 활동이 심박수나 심박간격에 깊은 관계가 있음을 나타내는 것이다.[1] 심박은 심전도 신호로부터 측정하는 방법과 모세혈관에 흐르는 혈류 변화를 측정하는 방법이 있다. 심전도 신호를 이용한 심박변동의 해석은 이러한 자율신경계 활동을 객관화 할 수 있는 비침습적인 방법으로 유용하지만, 계측시스템이 복잡하고 계측시스템과 분석기가 별도로 구성되어 제한된 환경 내에서 이루어지고 있다. 그러나 재택의료에서 사용할 수 있는 진단의료 시스템은 신호측정 환경에 상관없이 간편하게 심박과 관련된 생체신호를 측정하고, 심박변동의 특성에 대한 해석이 쉽게 이루어 질 수 있는 시스템들이 필요하다.[2] 따라서 심전도를 이용한 심박변동(heart rate variability : HRV)은 생리학적 해석을 통하여 자율신경계 기능의 변화를 쉽게 예측함으로써 심신상태의 변화에 신속하게 대응할 수 있는 특성을 가지고 있다.

심전도를 사용하여 심박변동에 의한 교감신경과 부교감신경의 자율신경계 기능을 관찰하는 신뢰도 높은 방법으로는 심전도의 R파와 R파의 시간간격의 연속적 변화상태를 시계열로 구성하고, 그 시계열에 대해 파워스펙트럼 해석을 통하여 파워스펙트럼밀도를 추정하는 것이다.[3] 생체신호의 측정 데이터의 저장방법은 2분에서 5분 사이의 단기간 저장법과 24시간 주기의 장기간 저장법이 있다. 단기간 저장방법으로 심박변동의 파워스펙트럼 해석을 통해 구한 파워스펙트럼밀도는 세 개의 주요 파워성분으로 설명할 수 있다.[4] 0.01~0.02Hz의 초저주파수(very low frequency : VLF), 0.04~0.15Hz의 저주파수(low frequency : LF) 및 0.15~0.4Hz의 고주파수(high frequency : HF)의 성분이다. 저주파수와 고주파수의 파워분포와 중심 주파수는 고정되어 있지 않지만, 심장박동 주기의 자율적 변조에 따른 변화에 대하여 다양하게 변화한다. 따라서 이들 파워성분은 심박변동의 해석 파라미터로 이용되고 있으며, 이들 파워성분들은 자율신경계의 활동도, 호흡 및 혈압변동 등의 영향을 나타낸다.[5] 따라서 생체신호의 측정과 해석을 하는 시간이 짧기 때문에 심박변동의 특성을 신속하게 알 수 있는 장점이 있다. 따라서 심신상태의 변화에 따른 자율신경계 기능의 변화를 신속하게 예측하기 위해서는 단기간 저장법이 바람직하다. 심박변동의 파워스펙트럼 해석을 수행하는 방법으로 상관함수(Blackman-Tukey : B-T)법, 고속푸리에 변환(fast Fourier transform : FFT)법 및 선형예측모델(linear prediction model)법 등이 있다. 이 중에서 단기간의 심박변동성에 대한 파워스펙트럼을 해석하는 방법으로 자기회귀모델이 많이 이용된다. 이는 추정결과가 데이터 수에 의존하지 않고, 주파수 분해능이 우수하며, 파워스펙트럼밀도의 모양이 매끄럽게 나타나기 때문이다.[6] 다음에 심박변동과 같은 비정상성

* 正 會 員 : 京畿工業大 컴퓨터應用制御科 助教授 · 工博

** 正 會 員 : 仁荷大學 電子工學科 教授 · 工博

*** 非 會 員 : 韓國産業技術大學 電子工學科 助教授 · 工博

§ 非 會 員 : 仁川大學 情報通信工學科 教授 · 工博

接 受 日 子 : 2002年 10月 10日

最 終 完 了 : 2003年 8月 6日

을 가지는 신호에 대한 파워스펙트럼 해석을 할 경우 시계열은 등간격으로 배치되어야 한다. 시계열을 등간격으로 재배치하는 방법은 여러 가지가 있으나, 일반적으로 많이 적용되는 방법이 선형보간법이다.[7] 그러나 선형보간법 만으로 구성된 시계열로 파워스펙트럼밀도를 추정하면 불필요한 주파수 대역에서 파워피크가 발생하고, 해석하고자 하는 전체 영역에서 파워피크가 발생하는 경우도 자주 발생한다. 이것은 시계열의 변동에 있어서 일시적으로 발생하는 큰 변동과 같은 잡음성분이 주성분 내에 포함되어 나타나기 때문이다.

본 연구에서는 짧은 시간 동안 저장한 심전도와 맥파 신호의 심박변동에 대한 파워스펙트럼을 PC-기반으로 해석할 수 있는 파워스펙트럼 분석기를 설계하였다. 설계한 분석기의 특징은 심박변동에 대한 파워스펙트럼 해석 뿐만 아니라 신호의 필터링, 특징점 검출, 시계열 생성과 재구성 등을 동시에 처리할 수 있도록 하였다.

또한 분석기는 파워스펙트럼밀도 그래프, 저주파수와 고주파수 영역의 파워성분, 고주파와 저주파의 파워비, 선택한 모델차수 등의 결과 값 등을 출력할 수 있도록 하였다.

2. AR 모델에 의한 단구간 파워스펙트럼 분석기 설계

그림 1은 설계한 분석기의 전체 구성도를 나타낸 것이다. 설계한 파워스펙트럼 분석기는 크게 디지털 저역통과필터를 사용한 고주파 잡음제거, 신호의 기저선 변동 제거 및 신호의 피크점과 피크점이 발생한 시간 위치 검출, 피크점이 발생한 시간간격을 이용한 시계열 생성 및 시계열을 등 간격으로 맞추는 1차 시계열 구성, 시계열에 포함된

잡음성분을 제거시키기 위한 2차 시계열 구성, 모델차수

선택, 자기회귀 계수계산, 파워스펙트럼밀도 추정 및 저주파수와 고주파수 영역의 파워성분, 고주파수 대 저주파수 영역의 파워비 계산 등으로 나누어진다.

1) 신호의 잡음제거 및 기저선 변동제거

일반적으로 측정된 원신호에는 기저선 변동잡음, 60Hz 전원잡음, 근전잡음 등 다양한 신호들이 포함되어 있다. 따라서 측정된 신호의 중요한 파라미터를 검출하기 위해서는 우선 신호 내에 포함되어 있는 잡음들을 제거할 필요가 있다.

설계한 분석기에서는 우선 신호에 포함되어 있는 20Hz 이상의 잡음을 제거하기 위해 진폭이 가장 평탄한 필터이며, 그 진폭은 통과대역과 저지대역에서 모두 단조 감소하는 특성을 가진 디지털 버터워드(butterworth) 저역통과필터를 설계하였다.

설계한 필터는 측정된 원신호에 대해 20Hz에서 3dB인 통과대역 차단주파수를 가지는 5차의 버터워드 저역통과 필터이다. 다음에 신호에 포함되어 있는 기저선 변동을 제거하고, 신호의 피크점이 나타나는 위치를 구하기 위해 고역통과형 적응 필터를 설계하였다. 기저선 변동을 제거하기 위한 필터로 여러 가지가 있지만 그 중 적응필터는 시변 시스템에서 신호조건의 변화에 따라 적응적으로 대처할 수 있는 장점을 가지고 있다. 한편 설계한 적응필터는 기저선 변동 제거를 수행하면서 1Hz 차단주파수를 가지는 고역통과필터 작용을 하여 심전도에 대해 1차 미분된 파형이 출력된다. 따라서 이와 같이 설계한 적응필터를 사용하게 되면 기저선 변동제거와 피크점 검출에 필요한 미분파를 동시에 얻을 수 있는 장점이 있다.

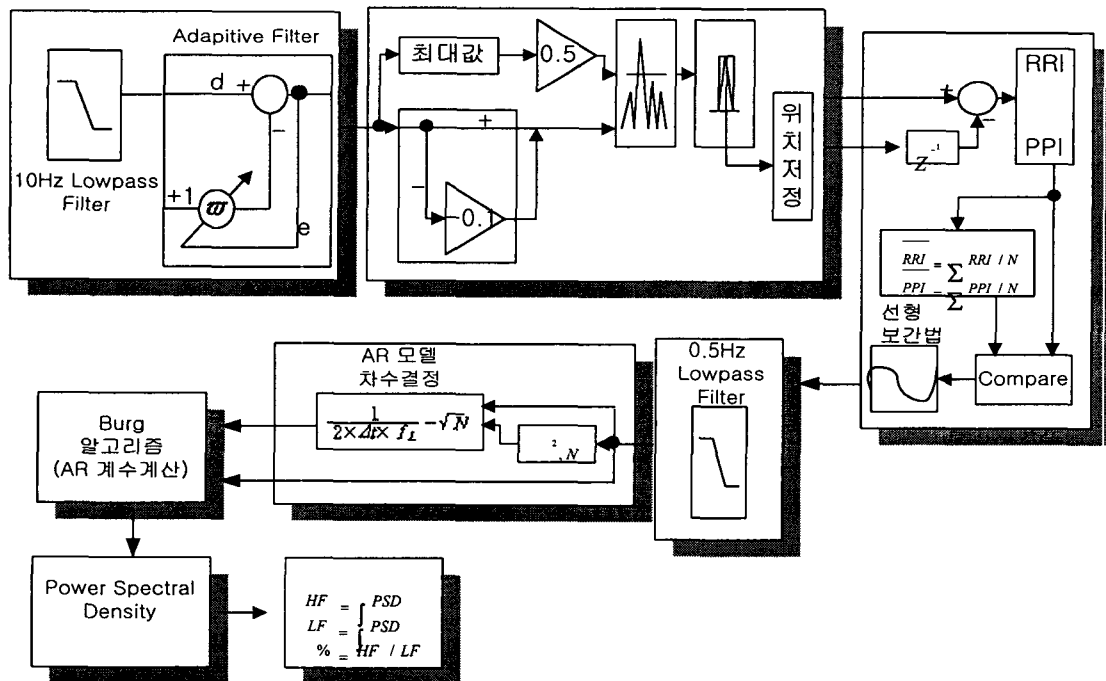


그림 1 설계한 시스템 시뮬레이션 블록도
Fig. 1 Designed system simulation diagram

2) 신호의 피크점 위치검출

피크점 위치 검출과정은 다음과 같다. 우선 미분된 입력 신호의 최대값을 구한다. 구해진 최대값에 상수 (k) 0.5를 곱하여 미분된 신호를 비교하기 위한 문턱값을 만든다. 다음에 (1)보다 작은 입력신호에 상수 -0.1을 곱하여 음수의 입력신호를 양수화하였다. 다음 과정으로 입력된 신호의 샘플수를 계산한 후 입력신호와 문턱값을 비교하여 문턱값 보다 큰 신호에는 신호의 위치에 1을 저장하고, 작은 경우에는 0을 저장한다. 다음에 1을 나타내는 부분에 창함수를 적용한 후 창함수 내에서 입력 데이터의 최대값을 검출하고, 최대값이 존재하는 위치를 저장한다

3) 시계열의 구성과 등 간격 처리

이전의 과정을 통해 동일한 샘플링 주파수로 측정된 심전도와 맥파의 R파와 P파가 발생한 시간위치를 펄스 열로 순서대로 나열하였다.

심전도의 R-R간격은 R파가 발생한 시간차 $\Delta R_i(j) = R_i(j) - R_i(j-1)$ 를 계산하였다. 파워스펙트럼 해석이 필요한 시계열은 이들 $\Delta R_i(j)$ 값들의 집합으로 하였다. 그러나 이러한 시계열 데이터는 파워스펙트럼 해석에 사용하는 경우 가끔 불연속적임을 보이고 있어, 시계열을 사용하여 파워스펙트럼 해석을 수행할 경우 시계열은 등 간격을 가지고 있어야 한다. 따라서 본 과정에서는 시계열의 평균값 Δt 를 구한 후 선형보간법을 사용하여 등 간격으로 시계열을 맞추었다.

4) 저역통과필터에 의한 시계열 재구성

등 간격으로 맞추어진 시계열을 사용하여 파워스펙트럼밀도를 추정할 경우 가끔 불필요한 파워성분들이 검출되는 경우가 있다. 이것은 시계열 내에 잡음성분이 포함되어 있기 때문이다. 따라서 본 과정에서는 등 간격으로 맞추어진 시계열에 대해 한번 더 저역통과필터를 사용하여 시계열이 가지고 있는 고주파수 성분을 제거하였다.

5) 자기회귀 모델차수 계산

적은 시계열수로부터 자기회귀모델을 적용하여 좋은 분해능을 가진 파워스펙트럼밀도를 얻기 위해서는 모델차수를 정확하게 선택하는 것이 중요하다. 기존의 모델차수 계산법인 AIC 방법은 PC기반에서 적용하기에는 계산방법이 매우 어려우며, 적은 시계열수에 대해서 모델차수가 매우 낮게 계산되어 선택된 모델차수를 적용할 경우 평평한 파워스펙트럼밀도에 의해 중요한 특징을 얻을 수 없게 된다. 한편 고정차수법을 사용할 경우에는 모든 시계열에 동일한 모델차수를 적용함으로써 높은 분해능의 파워스펙트럼밀도를 추정할 수 있지만 고정차수법은 임상적 특성, 생리적 조건과 상관없이 모든 시계열에 같은 차수로 가정하므로 약간 비현실적이고, 시계열개수가 적은 경우 파워스펙트럼밀도 내에 불필요한 성분들이 포함되어 나타난다. 따라서 본 논문에서는

간단한 계산과정으로 심박변동의 특성이 포함되어 있는 시계열의 평균값과 시계열 개수를 적용하여 시계열의 변동 특성에 따라 가변적으로 모델차수가 선택되도록 새로운 방법을 제안하였다.[8]

$$p = \frac{1}{2 \times \Delta t \times f_L} - \sqrt{N} \tag{1}$$

6) 자기회귀 모델계수 추정

자기회귀 모델계수는 시계열과 선택된 모델차수를 Burg 알고리즘에 적용하여 추정할 수 있다.[9] Burg 알고리즘을 적용하게 되면 AR모델의 파워스펙트럼밀도 계산의 주요 파

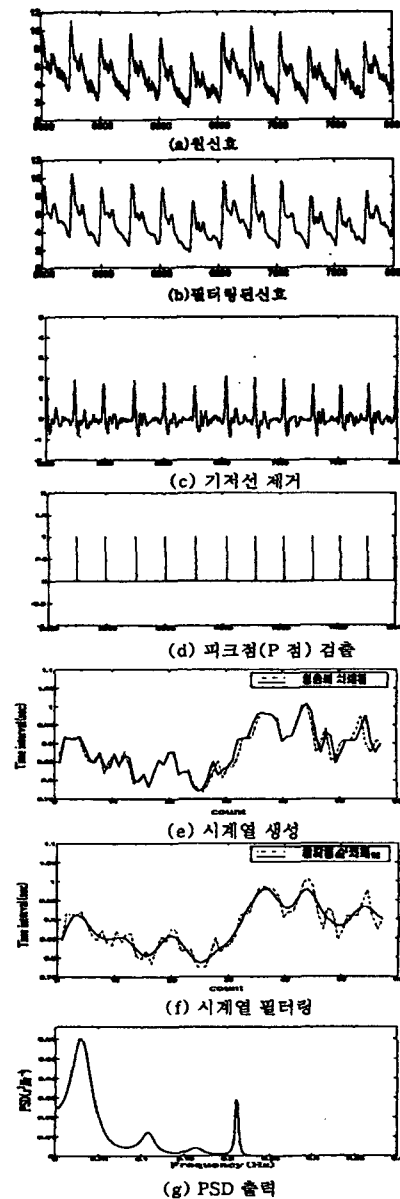


그림 2 분석기의 각 단계에서 신호처리 결과
Fig. 2 Signal process result from each stage of the analyzer

파라미터인 $\{ a_{11}, a_{22}, \dots, a_{pp}, \sigma_p^2 \}$ 들을 구할 수 있다.

7) 파워스펙트럼밀도 계산과 파워성분 정량화

Burg 알고리즘을 통하여 추정한 자기회귀 계수와 예측오차 에너지를 식2에 적용하게 되면 시계열에 대한 파워스펙트럼밀도를 추정할 수 있다. 추정된 파워스펙트럼밀도는 주파수 0~0.4Hz 영역 내의 파워밀도 분포를 대상으로 해석을 실시할 수 있다.

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma_p^2 \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_{pk} \exp(-j2\pi f k \Delta t) \right|^2} \quad (2)$$

그림 2는 본 연구에서 설계한 분석기의 각 단계에서 신호 처리 결과를 나타낸 것이다.

3. 실험 및 고찰

본 장에서는 설계한 파워스펙트럼 분석기의 실용성을 실험을 통하여 확인하였다. 본 논문에서 설계한 분석기의 가장 큰 특징은 식(1)의 자기회귀 모델차수 선택 방법의 제안과 1차 정렬된 시계열에서 잡음성분을 제거하기 위하여 저역통과 필터를 사용하여 시계열을 재 정렬한 후 파워스펙트럼 밀도를 추정한 것이다. 본 실험에서는 제안한 필터링 처리에 의한 재구성 시계열과 기존의 선형보간법에 의해 생성한 시계열의 파워스펙트럼밀도를 비교 실험함으로써 제안한 방법이 신호대 잡음 특성이 우수함을 알아 보았다.

1) 실험 수집

그림 3은 심전도와 맥파 신호를 수집하기 위한 전체 구성도를 나타낸 것이다. 반도체 압력센서를 이용하여 피검자 손목부위의 요골동맥에서 맥파를 비관혈적으로 측정한다. 심전도는 두 개의 전극을 가슴 부위에 부착하고, 접지 전극은 오른쪽 허리부위에 부착하는 방법을 사용하여 측정한다.

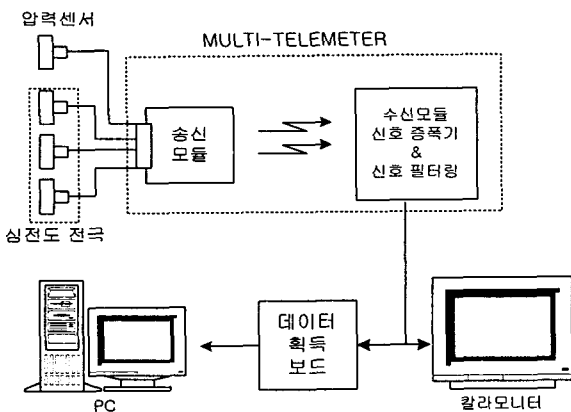


그림 3 신호 수집 블럭도
Fig. 3 Block diagram of data acquisition

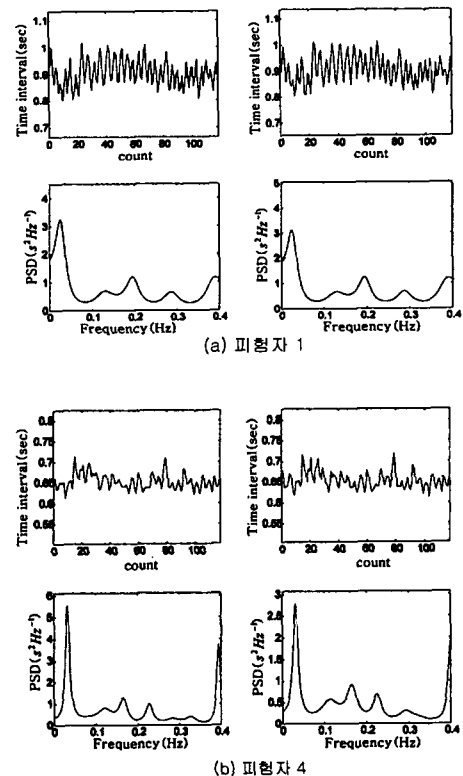
심전도와 요골동맥파는 피험자로부터 동시에 추출하였다. 심전도와 요골동맥파를 수집하기 위한 계측시스템은 무선

텔레메터장치, 컬러모니터, 데이터획득 보드, PC로 구성되어 있다. 일반적으로 심전도의 측정 주파수 대역은 100Hz 이하이고, 맥파의 측정 주파수는 50Hz 이하이다. 따라서 두 신호의 측정에 필요한 샘플링 주파수는 200Hz 이상이면 가능하다. 따라서 심전도와 맥파의 수집은 샘플링 주파수를 300Hz로 하여 실시하였다.[10][11] 심전도와 맥파의 신호 데이터는 건강한 남자(평균나이 21세)를 대상으로 측정하였으며 신호 측정은 피험자가 편안히 앉아있는 자세에서 실시하였다. 단 측정시 피험자의 질병 여부나 심신상태에 대한 정확한 정보가 없다. 신호는 최대 3분 동안 측정하였다.

2) 시뮬레이션 및 고찰

심박변동과 같은 비정상성을 가지는 신호에 대한 파워스펙트럼 해석을 할 경우 시계열을 등간격으로 재배치하는 방법은 여러 가지가 있으나 일반적으로 많이 적용되는 방법이 선형보간법이다. 그림 4는 3명의 피험자에 대한 맥파와 심전도 신호에 대하여 선형보간법에 의해 배치된 시계열에 대한 시계열과 파워스펙트럼 밀도를 추정한 것이다.

그림 4의 (a)는 피험자 1의 시뮬레이션 결과를 보여준다. 위쪽에 놓인 그래프는 심전도와 맥파의 선형보간법에 의해 배치된 시계열을 나타낸 것이고, 아래쪽은 파워스펙트럼밀도 추정 값이다. 피험자 1의 신호로부터 만들어진 시계열의 개수는 131개이고, 평균 심박간격은 902msec이다. 모델차수는 식(1)에 의하여 25로 선택하였다. 그림에서 추정된 파워스펙트럼밀도는 매끄러운 모양을 나타내고 있다. 반면에 파워피크가 0.2Hz 근방과 0.3Hz, 0.4Hz 근방에서 나타나고 있음을 볼 수 있다.



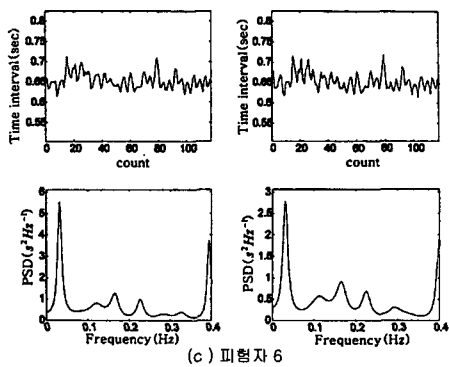


그림 4 선형보간법에 의한 파워스펙트럼밀도
Fig. 4 PSD by linear interpolation

일반적으로 심박변동의 파워스펙트럼밀도 추정에서 고주파수영역의 파워피크는 0.4Hz 근방에서는 잘 나타나지 않는다. 따라서 0.4Hz 근방에 나타난 파워피크는 잡음성분에 의한 것으로 간주할 수 있다. 그림 (b)는 다른 피험자(피험자 4)의 파워스펙트럼밀도의 추정 결과이다. 만들어진 시계열의 개수는 184개이며 모델차수는 38로 계산되었다. 그림의 파워스펙트럼밀도 그래프에서 0.4Hz 근방에서 파워피크가 발견되고 있다. 또한 이 피험자의 경우도 0~0.4Hz 전체 주파수 영역에서 파워피크가 발생하고 있음을 보여주고 있다. 그림 (c)는 피험자6의 파워스펙트럼밀도 추정 결과를 나타낸 것이다. 시계열의 개수는 154개이며 모델차수는 31로 계산되었다. 시계열은 그림 (a)와 (b)에 비해 상하로 큰 변동을 보이고 있으며, 80번째 근방에서 하나의 큰 피크가 나타나고 있다. 파워스펙트럼밀도 추정 결과를 보면 0.35~0.4Hz 근방에서 매우 큰 파워피크가 나타나고 있다. 이것은 신호 성분 이외에 고주파수 영역의 파워성분과 매우 유사한 잡음 성분이 포함되었음을 의미한다.

표 1은 선형보간법에 의해 만들어진 시계열에 대해 파워스펙트럼밀도를 추정한 후 저주파수영역의 파워와 고주파수영역의 파워 및 고주파수/저주파수 비를 계산하여 결과를 나타낸 것이다.

10명의 3~0.4Hz 영역에서 발생하는 파워값의 영향을 받기 때문이다. 파워비의 경우는 최저 0.14에서 최고 5.15 사이에서 나타나고 있으며, 편차가 크다는 것을 나타내고 있다. 특히 피험자 6의 경우 파워비가 5.14, 5.15로 매우 큰 값을 보이고 있는데 이것은 그림 4(C)에서 보았듯이 0.35~0.4Hz에 매우 큰 파워피크가 존재하고 있기 때문이다.

그림 5는 선형보간법에 저역통과필터를 결합한 방법을 사용하여 시계열을 재배치한 후 파워스펙트럼밀도를 추정하고, 파워성분을 고찰한 결과이다. 제시된 그래프는 선형보간법만으로 시뮬레이션한 4명의 피험자의 신호를 사용하여 동일한 조건으로 수행한 결과이다. 그림 5(a)는 피험자 1의 결과를 보인다. 시계열의 변동 패턴을 그래프를 통해 보면 규칙성은 없지만 매우 완만한 커브를 가지고 변동하는 신호로 변환되었다.

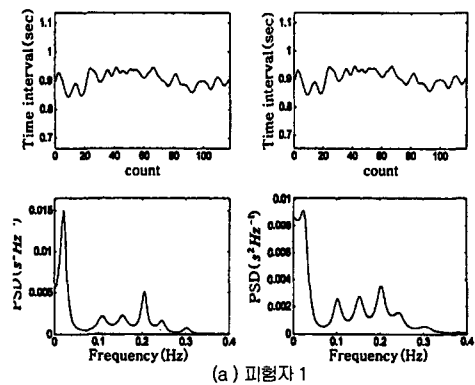
그림 4(a)과 그림 5(a)의 파워스펙트럼밀도를 비교해 보면 0.3Hz이하의 파워밀도 모양은 매우 유사하다. 그러나 그림

5(a)에서는 0.4Hz근방의 파워피크가 나타나지 않았다. 그림 5(b)는 피험자 4의 추정 결과를 나타낸 것이다. 그림 5(c)는 피험자 6의 추정 결과를 나타낸 것이다. 그림 4(c)에서 매우 불규칙하게 발생되었던 파워스펙트럼밀도는 그림 5(c)에 나타난 것과 같이 파워밀도 모양이 매우 안정적이고 특히 0.35~0.4Hz에서 발생되었던 큰 파워성분이 제거되었음을 알 수 있다.

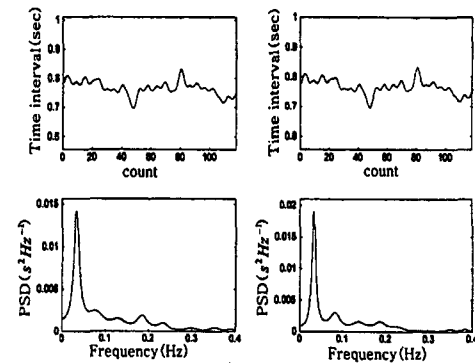
표 1 선형보간법에 의한 파워성분 비교

Table 1 Comparison in power by linear interpolation

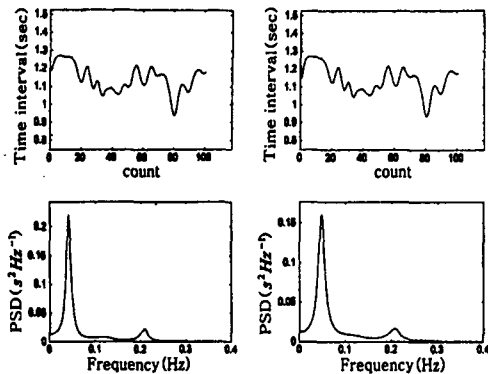
	심전도			맥파		
	LF	HF	HF/LF	LF	HF	HF/LF
피험자 1	24.68	71.63	2.90	23.71	72.79	3.07
피험자 2	32.76	61.61	1.88	34.54	60.02	1.74
피험자 3	68.76	26.22	0.38	66.88	27.75	0.42
피험자 4	30.25	64.65	2.14	31.36	63.06	2.01
피험자 5	44.92	48.41	1.08	41.37	52.30	1.26
피험자 6	15.98	82.13	5.14	15.94	82.12	5.15
피험자 7	76.64	14.56	0.19	72.71	18.10	0.25
피험자 8	84.68	13.69	0.16	79.77	18.45	0.23
피험자 9	81.42	12.32	0.15	82.14	11.68	0.14
피험자 10	31.03	64.13	2.07	32.27	62.57	1.94



(a) 피험자 1



(b) 피험자 4



(c) 피험자 6

그림 5 저역 필터링에 의한 파워스펙트럼밀도
Fig. 5 PSD by using lowpass filter

표 2는 피험자 10명에 대해 선형보간법과 저역통과필터가 결합된 방법을 사용하여 재구성한 시계열의 시뮬레이션을 수행한 후 각종 파라미터 값을 나타낸 것이다. 이 방법에 의한 파워스펙트럼밀도는 저주파수영역의 파워성분이 대부분 크게 나타나고 있으며, 파워비는 상대적으로 작게 나타나고 있다.

그림 6은 선형 보간법에 의해 구성된 시계열에 대하여 파워스펙트럼밀도를 추정한 결과를 3차원 그래프로 나타낸 것이다.

그림 7은 선형 보간법과 저역통과필터를 결합하여 재구성한 시계열에 대하여 파워스펙트럼밀도를 추정한 결과를 3차원 그래프로 나타낸 것이다. 그림 6의 패턴은 정렬되지 못하고 산만하게 구성되어 있는 반면에 그림 7의 패턴은 산만하지 않게 구성되어 있다. 이것은 저역통과필터를 사용하여 시계열을 재구성하는 것이 파워스펙트럼밀도 추정에 있어서 보다 안정적인 것을 나타낸다.

표 2 필터링에 의한 파워성분 비교
Table 2 Comparison in power by filtering

	심전도			맥파		
	LF	HF	HF/LF	LF	HF	HF/LF
피험자 1	35.87	55.92	1.67	34.38	60.05	1.81
피험자 2	65.32	27.59	0.42	62.65	31.79	0.51
피험자 3	76.75	14.00	0.18	77.59	13.21	0.17
피험자 4	49.65	44.90	0.90	56.92	38.21	0.67
피험자 5	70.44	20.23	0.29	74.33	17.73	0.24
피험자 6	54.54	40.30	0.74	53.89	41.14	0.76
피험자 7	82.43	12.46	0.15	84.53	11.00	0.13
피험자 8	88.49	10.48	0.12	91.52	7.55	0.08
피험자 9	87.81	5.99	0.07	85.47	7.10	0.08
피험자 10	66.06	23.88	0.36	54.19	35.61	0.66

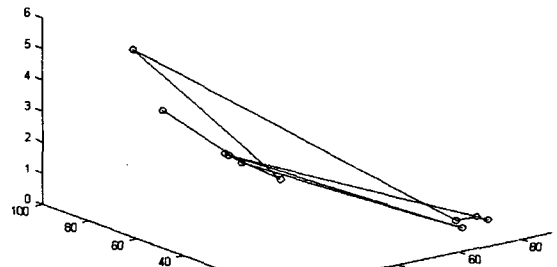


그림 6 선형보간법에 의한 파워스펙트럼밀도
Fig. 6 PSD graph by linear

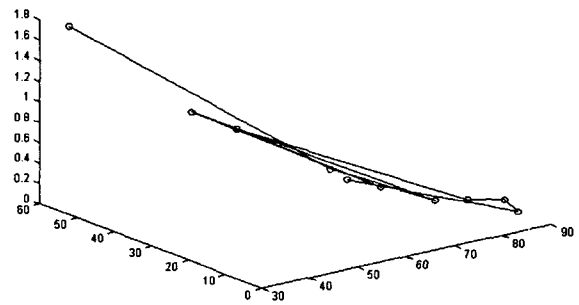


그림 7 저역통과필터에 의한 파워스펙트럼밀도
Fig. 7 PSD graph by lowpass

이상의 결과로부터 심박변동과 같은 생체신호를 사용한 파워스펙트럼 해석에서 단순히 시계열을 등 간격으로 배치만 하고, 파워스펙트럼 해석을 하는 것보다는 시계열이 저주파수로 완만하게 변동을 가질 수 있도록 한번 더 재구성할 필요가 있음을 알 수 있었다.

3. 결 론

본 논문은 생체신호의 파워스펙트럼 해석뿐 만 아니라 신호처리, 특징점 검출, 시계열 구성 등을 포함한 포괄적인 파워스펙트럼 분석기를 설계하였다. 설계한 분석기는 고역통과형 적응필터를 사용함으로써 신호의 기저선변동 제거뿐만 아니라 1차 미분된 신호를 얻을 수 있었고, 간단한 특징점 검출 알고리즘을 통해 피크점의 위치를 정확하게 검출할 수 있었다. 또한 분석기는 등 간격으로 맞추어진 시계열 내에 0.5Hz이상의 고주파수 잡음을 제거하기 위하여 저역통과필터를 사용하여 시계열을 새롭게 재구성하였다. 새로이 재구성된 시계열을 사용하여 파워스펙트럼밀도를 추정한 결과 등 간격만으로 구성된 시계열에서 나타났던 0.4Hz 근방의 잡음성 파워성분이 대부분 제거됨을 확인할 수 있었다. 위의 결과로부터 시계열은 본 논문에서 제안한 것과 같이 시계열 내에 포함되어 있는 잡음성분을 제거해야만 보다 신뢰할 만한 추정 결과를 얻을 수 있음을 확인하였다. 또한 설계한 분석기를 사용하여 심전도와 맥파의 심박변동에 대한 파워스펙트럼밀도를 추정한 결과 8명의 피험자는 동일한 모양의 파워밀도를 나타내고 있었지만 2명의 피험자는 서로

다른 파워밀도 모양을 보이고 있었다. 따라서 파워스펙트럼 밀도를 추정된 결과에서도 심전도와 맥파의 심박변동이 유사한 특성을 가지고 있음을 알 수 있었다.

현재 공학적인 측면에서 설계된 파워스펙트럼 분석기를 통하여 얻은 결과가 자율신경계의 활동 변화를 나타내는 지표로서 신뢰성을 가질 수 있는지 확인할 수 있는 평가 자료가 거의 없는 실정이다. 또한 심박변동의 파워스펙트럼 해석을 임상에 적용된 사례는 그다지 많지 않다. 그러나 최근에는 컴퓨터 속도의 향상과 하드웨어 기술의 발전, 소프트웨어 기술의 발전 등과 연계되어 임상실험을 통한 심박변동의 파워스펙트럼 해석 결과의 데이터베이스에 대한 연구가 진행되고 있다. 따라서 간편하고 PC 친화적으로 다루기 쉬운 심박변동 해석 장치의 개발은 질병의 진단 기술 측면에서 보면 대단히 많은 수요를 가지고 있다고 판단된다. 또한 향후 맥파 만을 사용하여 여러 환경 조건(질병, 약물복용, 과도한 육체적 활동 등)하에서 심박변동의 특성을 파악함과 동시에 심박변동의 정량적 지표를 구할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

[1] 生體信號-計測と 解析の 實際, Ryoji Suzuki, コロナ社, 1989.

[2] Dunping Liao, Ralph W. Barnes, Llovd E. Chambless, and Geraroo Heiss, "A computer algorithm to impute interrupted heart rate data for the spectral analysis of heart rate variability-the ARIC Study," Computers and Biomedical Reasarch, Vol. 29, pp. 140-151, 1996.

[3] R. B. Panerai, J. M. Rennie, A. W. R. Kelsall, D. H. Evans, "Frequency-domain analysis of cerebral auto-regulation from spontaneous fluctuations in arterial blood pressure," Medical & Biological engineering & Computing, May, pp. 315-322, 1998.

[4] Malliani A, Pagani M., Lombardi F., cerutti S., "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain," Circulation, Vol. 84, pp. 1482-1492, 1991.

[5] 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.

[6] Heinz Rudiger, Lutz Klinghammer, "The trigonometric regressive spectral analysis-a method for mapping of beat-to-beat recorded cardiovascular parameters on to frequency domain in comparison with Fourier transformation," Computer Methods and programs in iomedicine, Vol. 58, pp. 1-15, 1999.

[7] Role W., DeBore, John M., Karemaker, Jan Strackee, "Comparing spectra of a series of point events particularly for heart rate variability data," IEEE Trans. Biomed., Vol. 31, No. 4, pp. 384-387, 1984.

[8] 김낙환, 신재호, 한영환, 이응혁, 민홍기, 홍승홍, "심박변동의 스펙트럼해석을 위한 자기회귀 모델차수 선택 알고리즘에 관한 연구", 전자공학회 논문지, Vol. 38, SC-6, 2001. 6

[9] LARRY MARPLE, "A new autoregressive spectrum analysis algorithm", IEEE Trans. Acoust., Speech,

Signal processing, Vol.28, pp. 441-454, 1980.

[10] John G. Webster "Medical instrumentation Application and design" Houghton Mifflin, pp7-8,1978

[11] 池田謙一 著, 編輯部 譯 "의료용 전자공학", pp104, 기전연구소 1993

저 자 소 개



김 낙 환 (金 洛 煥)
 1963년 8월 15일생, 1986 인하대학교 전자공학과 졸업, 1988 동 대학원 전자공학과 졸업(석사), 2001 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사), 1988~1999 현재 경기공업대학 컴퓨터응용제어과 조교수
 Tel : 031)496-4753
 E-mail : nhkim@kinst.ac.kr



이 응 혁 (李 應 赫)
 1962년 11월 25일생, 1985 인하대학교 전자공학과 졸업, 1987 동 대학원 전자공학과 졸업(석사), 1997 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사), 1995~2000 건양대학교 컴퓨터공학과 조교수, 1998~현재 대한의용생체공학회 정보위원회 위원, 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 조교수
 Tel : 031)496-4753
 E-mail : ehlee@kpu.ac.kr



민 홍 기 (閔 洪 基)
 1979 인하대학교 전자공학과 졸업, 1981 동 대학원 전자공학과 졸업(석사), 1990 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사), 1985~1991 한국과학기술연구원 (선임연구원), 1991~현재 인천대학교 정보통신공학과 교수
 Tel : 031)496-4753
 E-mail : hkmin@incheon.ac.kr



홍 승 홍 (洪 勝 弘)
 1964 인하대학교 전자공학과 졸업, 1966 동 대학원 전자공학과 졸업(석사), 1975 일본 동경대학교(의용공학박사) 1969~1978 광운대학교 전자공학과 부교수, 1994 대한전자공학회 회장 1996~1997 IEEE seoul section 회장, 1978~현재 인하대학교 전자

공학과 교수
 Tel : 031)496-4753
 E-mail : shhong@inha.ac.kr