

J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 22, No. 2, 197-204, 2001

UARS 수면장애자의 심전도 데이터에서 R-R 간격, R-R간격 변화량, 저주파대고주파전력비에 관한 고찰

정 동 규

우석대학교 정보통신컴퓨터공학부
(2001년 2월 20일 접수, 2001년 4월 14일 채택)

A Study on R-R Intervals, R-R Interval Variations, and Power Ratio of Low Frequency to High Frequency Band on the ECG in UARS Sleep Disorders Patients

D.G. Jeong

Department of Information & Communications Engineering, Woosuk University

(Received February 20, 2001. Accepted April 14, 2001)

요약 : 심장박동을 변화에 관한 해석은 수면장애자의 마이크로각성을 자동으로 측정할 수 있는 획기적인 방법이 될 것이다. 심장박동변화에 관한 해석은 ECG의 R-R간격의 변화를 사용하는 비침습 기술을 바탕으로 하고 있다. 본 논문에서는 UARS 수면장애자 중 마이크로각성을 검출하는데 이용될 수 있는 R-R간격, R-R간격의 변화량, 저주파대고주파 전력비를 측정할 수 있는 한 가지 방법을 제시하고자 한다. 이를 위해 본 연구에서는 시간영역의 특징을 추출할 수 있는 새로운 함수 $E_R(t)$ 와 주파수영역의 특징을 추출하여 정량화할 수 있는 LHF 가 정의된다. LHF 는 항상 양의 값을 가지며, 일정 구간에서 주어지는 ECG신호의 저주파대고주파대역의 전력비의 값에 대해 단조증가 특성을 갖는다. 저주파대역과 고주파대역은 ECG의 다른 연구들에서와 같이 본 연구에서도 30 Hz이하에서 새로이 정의된다. 저주파대역은 0 - 2 Hz의 주파수영역으로 정의되며, 고주파대역은 2 - 5 Hz의 주파수영역으로 정의된다. 함수 $E_R(t)$ 는 R-R간격의 변화량에 대해 단조증가하는 특징을 가진다. 여기서, ECG의 해석은 마이크로각성이 일어나기 전의 15초 구간과 일어난 직후의 15초 구간, 총 30초의 구간에서 이루어진다. 마이크로각성 부근의 특징 조사를 위한 컴퓨터시뮬레이션을 위해 함수 $E_R(t)$ 와 LHF 를 8명의 UARS 환자로부터 측정된 ECG데이터의 마이크로각성 부분(30초 데이터 구간)에 적용하여 보았다. 시뮬레이션결과는 UARS 수면장애자의 마이크로각성 부근에서 $E_R(t)$ 와 LHF 가 근사적 최소값을 갖는 특징을 보여주었으며, 이 결과는 마이크로각성의 자동검출에 이용될 수 있는 가능성을 보여주었다.

Abstract : The analysis of heart rate variability(HRV) will be a promising method to automatically measure the micro-arousals of sleep disorders patients. The analysis method of the HRV is based on a noninvasive technique using R-R interval variation of electrocardiogram(ECG, EKG). In this paper, we propose a method to measure the R-R intervals, R-R interval variations, and the power ratio of low to high frequency on the ECG for the detection of the micro arousals. For this purpose, we introduce newly defined function $E_R(t)$, which shows time domain characteristic, and another quantity LHF , which denotes the power ratio of low frequency to high frequency band. The low and high frequency bands are differently defined in this work. The low frequency band is defined on the frequencies between 0 and 2 Hz, but except for 0 Hz. And high frequency band is defined on the frequencies between 2 and 5 Hz. The $E_R(t)$ has the characteristic of monotonic increase in accordance to the R-R interval variation. And the quantity LHF has always positive and is monotonic increasing function in accordance to the power ratio of low to high frequency bands. The analysis of the ECG is performed on the time interval of 30 seconds.

<속보논문> * 이 논문은 우석대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 연구됨.

통신저자 : 정동규, (565-701) 전북완주군 삼례읍 후정리 490

우석대학교 정보통신컴퓨터공학부

Tel. (063) 290-1449, Fax. (063) 290-1453, E-mail. jdg@core.woosuk.ac.kr

which includes the time intervals with 15 seconds before arousal and with 15 seconds after the arousal. For the computer simulation, the proposed function $E_R(t)$ and quantity LHF is applied to the arousal data extracted from 8 sleep patients. The simulations to the sampled micro arousal data have shown that the $E_R(t)$ and LHF, in general, have the value of or around minimum on the 30 seconds. This results imply the possibility for the proposed method to be applied on the automatic detection of micro arousals in sleep disorders patients, UARS sleep disorders patients.

Key words : Micro-arousals, R-R intervals, R-R interval variations, Spectral analysis, Power ratio of low to high frequency band.

서 론

잠을 자지 못하면 신체의 여러 곳에서 불편함이 생겨서 활동에 지장을 초래한다. 건강을 유지하고 능력을 향상시키기 위해서는 휴식의 리듬을 유지하면서 충분한 수면을 취해야 한다. 미국의 경우 성인의 약 1/3이 가끔씩 불면증에 시달리고 있고, 성인의 약 9%는 만성불면증에 시달리고 있으며, 중년층의 약 2-4%가 수면 무호흡 증상을 보인다고 보고되었다[1-4]. 불면증은 수면장애의 한 가지이며, 수면 중에 일어나는 마이크로각성(micro-arousal) 상태는 수면의 양 및 질과 직접적인 관련이 있는 중요한 요소이다. 따라서 수면장애의 연구에는 마이크로각성을 측정하는 구체적인 편리한 방법의 연구가 절실히 요구된다.

마이크로각성에 대한 평가는 주로 수면 뇌파 검사의 판독을 바탕으로 이루어져 왔으나[5,6], 최근에는 수면 중 무호흡(SA: Sleep Apnea)과 백박전송시간(PTT: Pulse Transit Time)의 변화에 의한 간접적 판독방법이 연구되어지고 있다[7,8]. 이 방법들은 비침습 방법으로 각광받고 있으나 센서의 부착에 대해 민감한 반응을 보이거나, 전문가의 세심한 판단이 요구된다. 또 다른 연구로는 ECG의 R-R에 관한 연구가 활발히 진행되고 있는데, Maximum Entropy Method등을 이용한 R-R의 스펙트럼 분석에 관한 연구도 발표되었다[9,10]. 다른 연구로는 R-R간격, 심장 박동률 변화(heart rate variability)에 따른 전력스펙트럼 분석에 관한 결과도 발표되었다[11]. 그러나, 이러한 연구 결과들은 서로 다른 연구자들에 의해 다른 결과를 보여 준다.

본 논문에서는 수면장애자 중 UARS(Upper Airway Resistance Syndrome) 수면장애자의 수면다원검사(PSG: Polysomnography)에서 ECG를 이용하여 수면 중 마이크로각성 전후에서 R-R간격, T_0 초 구간 (일반적으로 R-R보다 큰 시간 구간)에서의 R-R간격의 변화량, T_0 초 구간에서 정의되는 저주파대역의 전력과 고주파대역의 전력비를 고찰하고자 한다. 즉, 수면 중 마이크로각성 특징 추출에 이용될 수 있는 시간영역에서 ECG의 R-R간격 변화와 스펙트럼의 전력비를 연구하고자 한다. 제 II절에서는 특징 추출에 필요한 시간영역과 주파수영역에서의 해석에 필요한 새로운 방법이 설명되고, 제 III절에서는 제 II절에서 제시된 방법의 유용성을 입증하기 위해 사용된 실험대상과 실험방법이 설명되고, 제 IV절에서는 제시된 방법의 검정을 위해 컴퓨터 시뮬레이션의 결과가 보여지며, 마지막 절에서는 제시된 방법의 시뮬레이션 결과를 바탕으로

실제 적용가능성에 관한 토의가 이루어진다.

ECG의 시간-주파수 영역 특징 분석

지금까지는 주로 인체신호를 다루는데 30초 단위의 데이터를 많이 사용하였다. 이러한 단위는 마이크로각성을 다루는데 너무 긴 구간이라고 전문가들은 이야기한다. 따라서, 더욱 짧은 단위의 인체신호를 고려함으로써 수면 중에 일어나는 마이크로 특징 분석이 가능할 것이다. 따라서, 본 절에서는 ECG의 시간영역과 주파수영역에서의 해석에 필요한 기본적 이론이 설명되며, 아울러 본 연구에 필요한 몇 가지 함수들이 정의된다.

시간영역 해석

ECG의 시간영역 특징 중의 한가지는 수면 중 마이크로각성과 관계가 있다는 연구결과들이 제시되었다[10-12]. ECG의 시간영역 해석을 더욱 구체적으로 하기 위해 [그림 1]을 참고로 살펴보기로 하자. [그림 1]은 UARS 환자의 인체신호이다. 위에서부터 차례로 ROC-A1, LOC-A2, EMG, C3-A2, O1-A2, ECG를 나타내며 가로축은 시각(sec)을, 세로축은 신호의 크기(μV)를 나타낸다. ROC-A1 과 LOC-A2는 EOG에 속하며, C3-A2와 O1-A2는 EEG에 속한다. 이 그림을 살펴보면 맨 아래 부분의 그림이 환자의 ECG를 나타낸 것이며, 약 1초 정도의 간격마다 피크(peak)가 나타나는데 이를 R이라 한다. 인접 피크까지의 거리를 R-R간격이라 한다. 이 R-R간격은 건강한 정상인의 정상상태에서는 거의 일정하다.

우선, t_i 와 t_{i+1} 는 각각 i 번째와 ' $i+1$ '번째의 R이 나타나는 시각이라 표기하자. 그리고, R_i 는 시각 t_i 에서 R이라 하자. R-R 간격의 해석을 위해 함수 $R(t)$ 를 다음과 같이 정의하자.

$$R(t) = R_{i+1} - R_i, t_i \leq t < t_{i+1} \quad (1)$$

해석의 편의성을 위해 지금부터 $t_i \leq t < t_{i+1}$ 에서는 모두 R-R간격을 $R_{i+1} - R_i$ 라 나타내며, 식 (1)의 $R(t)$ 에 의해 정의된다.

한편, T_0 시간 동안의 $R(t)$ 와 $R(t + T_0)$ 의 변화량을 나타내는 함수를 다음과 같이 정의하자.

$$E_R(t) = R(t + T_0) - R(t) \quad (2)$$

' $T_0 < t_{j+1} - t_j$ '라 가정하면, 이 함수는 시각 t_j 와 t_{j+1} 사이의 R-R간격과 t_j 에서 t_{j+1} 사이의 R-R간격과의 차이(변화량)를 말해준다. 즉, 이 함수 $E_R(t)$ 는 마이크로각성이 일어나는 전후 시간영역의 특징을 주는 함수이다.

지금까지 인체신호(EEG, EOG, EMG, ECG 등)를 다루는데 사용된 30초 단위의 구간은 마이크로각성을 다루는데 너무 긴 구간이므로, 이 문제점을 해결하기 위해서는 우선 식 (2)을 바탕으로 t 와 ' $t + T_0$ '사이의 구간 T_0 를 30초 보다 더 짧은 구간으로 제한시킬 필요성이 있다. 따라서, 지금부터 T_0 는 30 초보다 더 작은 범위의 값을 갖는 것으로 제한한다.

주파수영역 해석

ECG의 주파수영역 분석에 이용될 신호 $x(t)$ 의 전력스펙트럼에 관해 간략히 살펴보기로 하자. 우선, 신호 $x(t)$ 의 푸리에 변환은 아래와 같이 정의된다[13].

$$F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-2\pi ft} dt$$

만약 FFT를 고려하면 T_0 동안 신호 $x(t)$ 가 푸리에변환이 되어야 하므로, 위 식은 다음과 같이 변환될 수 있다.

$$F(f) = \int_t^{t+T_0} x(t) e^{-2\pi ft} dt \tag{3}$$

또한, 전력스펙트럼밀도함수(power spectral density function)는 아래와 같이 정의된다[13].

$$S(f) = |F|^2(f) \tag{4}$$

여기서, $| \cdot |$ 는 복소함수의 진폭을 나타낸다. 그리고, T_0 동안의 신호를 FFT하여 얻은 전력스펙트럼밀도함수 $S(f)$ 는 주파수에 대한 전력밀도의 변화를 주는 함수이다. 즉, $S(f)$ 를 주파수에 대해 적분하면 1Ω 당 T_0 동안 평균전력(total average power per ohm)을 얻을 수 있다.

여기서 α 는 0보다 큰 임의의 작은 양의 상수이며, β 와 γ 는 α 보다 큰 값을 갖는 상수이다. 이들 상수는 고주파대역과 저주파대역의 정의를 위해 도입되었다. 즉, α 와 β 는 저주파대역의 정의를 위해, β 와 γ 는 고주파대역의 정의를 위해 도입되었다. 주파수 대역을 정의하는 이유는 여러 수면장애자의 마이크로각성부근에서 공통적인 주파수특징을 추출하기 위함이다. 한편, 식 (4)를 이용하여 T_0 구간 신호의 전력스펙트럼을 바탕으로 저주파대전력(LF: low frequency band power), 고주파대전력(HF: high frequency band power), 저주파대고주파전력비(the power ratio of low frequency to high frequency band)를 나타내는 LF, HF, LHF를 각각 다음과 같

이 정의하고, 의미를 살펴보자.

$$LF \doteq \int_{\alpha}^{\beta} S(f) df \tag{5}$$

$$HF \doteq \int_{\beta}^{\gamma} S(f) df \tag{6}$$

$$LHF \doteq \frac{LF}{HF} = \frac{\int_{\alpha}^{\beta} S(f) df}{\int_{\beta}^{\gamma} S(f) df} \tag{7}$$

식 (5)에서 α 는 0보다 큰 임의의 작은 양의 상수로서, 0을 제외시킨 것은 아무런 정보를 주지 못하는 직류성분(DC component)을 제거하기 위함이다. 식 (5)는 T_0 동안 ECG가 직류를 제외한 β Hz이하의 주파수대역의 전력을 나타내며, 식 (6)은 T_0 동안 ECG가 β Hz보다 크고 γ Hz보다 작거나 같은 주파수대역의 전력을 나타낸다. 한편, LHF는 식 (5)와 식 (6)에 의해 정의된 T_0 동안 저주파대역 전력과 고주파대역의 전력비를 나타내며 항상 양의 값을 갖는다. 이 전력비는 전력스펙트럼에서 고주파 성분이 강하게 나타나면 작은 값을, 저주파 성분이 강하게 나타나면 큰 값을 가지게 된다.

저주파대역과 고주파대역을 구분 짓는 주파수대역 범위는 응용 분야에 따라 다르다. 한 가지 주의하여야 할 점은 ECG에서 다루는 저주파와 고주파의 개념은 일반적으로 전자통신 이론에서 전자파를 다룰 때 사용되는 저주파(LF) 및 고주파(HF)의 정의와는 다른 의미를 갖는다. 일반적으로 전자통신 이론에서는 저주파를 30-300 kHz로 고주파를 3-30 MHz로 정의되나[14], 최근에 연구가 활발히 이루어지는 인체신호 중 ECG 분야에서는 일반적으로 30 Hz 이하의 주파수대역에서 연구자에 따라 저주파와 고주파 대역의 정의가 조금씩 다르다 [9-11].

실험대상 및 방법

실험대상 및 측정데이터

본 실험에 사용된 데이터는 1999년 1월부터 1999년 8월까지 미국 스탠포드대학교 수면클리닉에서 UARS로 진단된 환자 8명의 수면다원검사 기록에서 발췌되었다. 환자들의 연령은 20 - 60세 사이였으며, 이들 환자는 모두 주간과다 졸림 증상을 보였다. 환자의 상태와 관계없이 수면 중 마이크로각성이 명확하게 일어나는 부분을 발췌하여 연구에 사용하였다.

저주파와 고주파의 대역의 분리를 위해 8명 중 임의로 3명이 추출되었다. 3명의 ECG 데이터에서 환자의 상태와 관계없이 수면 중 마이크로각성이 명확하게 일어나는 부분이 발췌되어 주파수 대역정역에 사용되었다. 추출된 부분은 마이크로각

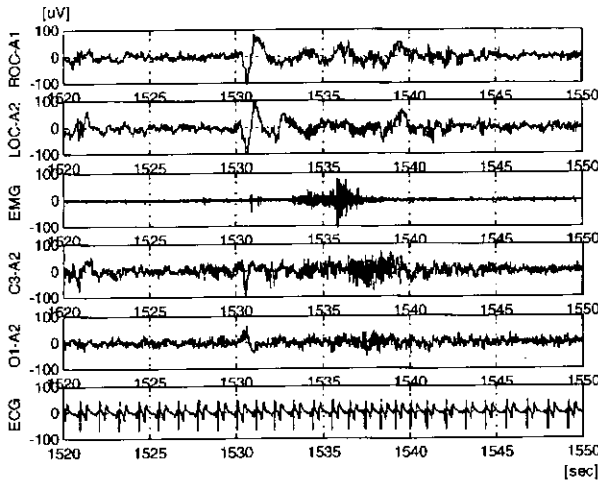


그림 1. 환자1의 인체신호의 첫 번째 예
Fig. 1. First Example of the Biological Signal from Patient 1

성이 일어나기 직전의 15초 데이터와 시작 직후의 15초 데이터, 즉 총 30초구간의 데이터이다. 주파수대역의 정의를 위해 3명을 발제한 것은 특별한 이유가 있는 것은 아니다. 5명 혹은 10명등을 발제한하여도 되나, 본 실험에서의 편리성을 위함이다. 주목적은 3명의 환자를 기준으로 정의된 주파수대역을 일반 다른 환자에 적용하는 경우에도 동일한 특징을 얻을수 있는지를 실험하기 위함이다.

수면다원검사는 미국 Mallinkrodt사의 Sandman 시스템에 의해 이루어졌으며, 측정된 모든 데이터 값은 디지털 형태로 컴퓨터에 저장된 후 분석에 이용되었다.

실험방법

임의로 추출된 3명으로부터 수면 중에 측정된 마이크로각성 부근의 30초구간 표본 데이터는 2명의 전문가의 시각적 판단에 의해 발제되었다.

식 (5)에서 α 는 임의의 작은 양의 상수로서 0.01의 값으로, β 와 γ 는 각각 2와 5의 값으로 주었다. α 는 0.01보다 더 작은 값으로 주어도 무방하다. 즉, 저주파를 0 Hz 보다 크고 2 Hz 보다 작거나 같은 주파수로 정의하였으며, 고주파를 2 Hz보다 크고 5 Hz보다 작거나 같은 주파수로 정의하였다. 정의 과정을 단계별로 살펴보면 다음과 같다. 첫째, 임의로 추출된 3명의 환자에서 발제한 데이터에서 명확하게 시각적으로 마이크로각성이 일어나는 지점들을 선정한다. 둘째, 마이크로각성이 일어나는 각각의 지점 전후의 각 15초 데이터, 총 30초의 데이터를 푸리에변환을 한다. 셋째, 마이크로각성을 포함하는 30초 구간 스펙트럼의 각각에 대해 전력분포를 시각적으로 고찰한다. 이러한 네 가지 과정을 통해 3명 전체의 현상을 자세히 살펴본 후 시행착오법(trial-and-error)에 의해 고주파와 저주파의 대역을 정의하였다. 관찰결과 대부분 데이터에서 2 Hz 이하에서, 그리고 2 - 5 Hz 사이에서 전력이 집중화되는 현상을 볼 수 있었다. 따라서, 2 Hz를 기준으로 저주파와 고주파 대역

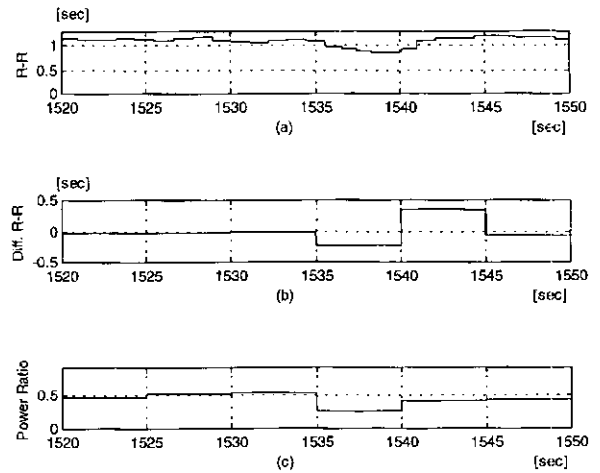


그림 2. 환자1의 ECG 신호의 첫 번째 예에서 시간, 주파수 영역 특징: (a) R-R간격 $R(t)$, (b) R-R간격 변화량 $E_R(t)$, (c) 저주파 대고주파전력비 LHF

Fig. 2. Characteristics of the Patient 1's First Example of the ECG on Time and Frequency Regions: (a) R-R Intervals $R(t)$, (b) R-R Interval Variation $E_R(t)$, (c) Power Ratio of Low and High Frequency Band LHF

을 분리하게 되었다.

30초 구간 데이터를 FFT하여 스펙트럼을 분석하는 기존의 방식은 이 구간 동안 평균전력을 발해 준다. 수면 중에 일어나는 마이크로각성은 3~5초 정도의 시간영역에서 현상이 관찰될 수 있어야 한다. 그러므로 기존의 30초 구간 데이터를 사용하는 경우 국부적인 현상을 고찰하기는 불가능하다. 본 연구에서는 이 구간을 5초로 설정하였으며, 이 값은 식 (3)의 T_0 에 해당된다. 즉, $T_0=5$ 초로 하였다.

시뮬레이션 결과 및 검토

본 컴퓨터 시뮬레이션에서는 앞에서 시간영역특징 추출을 위해 정의된 식 (1)의 함수 $R(t)$ 와 주파수영역 특징 추출을 위해 정의된 식 (7)의 LHF를 마이크로각성 분석에 이용할 수 있는지를 실험해 보기 위함이다.

그리고 저주파와 고주파대역을 정의하는 주파수 임계치를 주는 상수 α, β, γ 는 앞에 설명된 바와 같이 환자 3사람의 데이터를 기준으로 시행착오법(trial-and-error)에 의해 각각 0.01, 2, 5 Hz로 주었다. 여기서 0.01은 실험의 목적에 영향을 주지 않는 충분히 작은 다른 값으로 바꾸어도 된다. 마이크로각성의 국부적 현상, 즉 시간영역과 주파수영역의 현상을 고찰하기 위해 T_0 를 5초로 하였다.

설명된 편리성을 위해 주파수 대역 정의에 선택된 임의의 3명 환자를 각각 환자1, 환자2, 환자3이라 하자. [그림 1]과 [그림 3]는 환자1에서 측정된 인체신호이며, 맨 위에서부터 ROC-A1(EOG), LOC-A2(EOG), EMG, C3-A2(EEG),

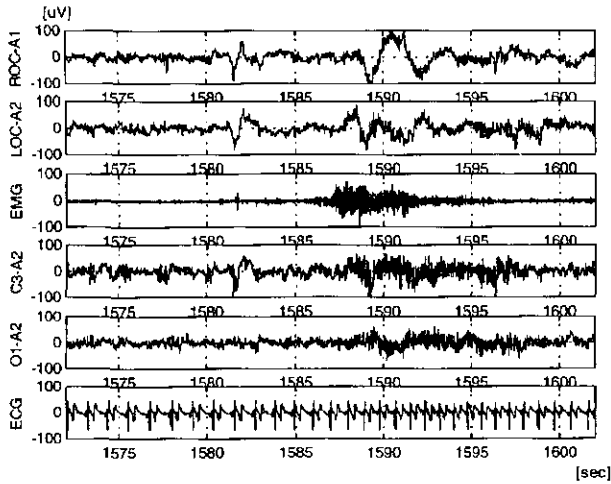


그림 3. 환자1의 인체신호의 두 번째 예
Fig. 3. Second Example of the Biological Signal from Patient 1

O1-A2(EEG), ECG를 나타낸다. [그림 5], [그림 7]은 각각 환자2와 환자3에서 측정된 인체신호이다. 그리고 [그림 2]와 [그림 4]는 ECG의 $R(t)$, $E_R(t)$ 및 LHF를 도시한 것이다. 각각 [그림 1]과 [그림 3]의 ECG에서 얻은 결과로 [그림 6]과 [그림 8]은 각각 [그림 5]와 [그림 7]로부터 얻은 결과이다. [그림 2], [그림 4], [그림 6], [그림 8]에서 가로축은 각 환자에서 측정된 인체신호의 시각을 나타내며, 이 시각은 측정 시작점을 0 초로 가정하여 일련의 순으로 기입한 것이다. 예로써, [그림 1]에서 가로축 '1535'는 측정 시작점으로부터 1535초 지난 지점에서의 시각을 나타낸다.

[그림 1]에서는 약 1535초 부근에서 마이크로각성이 일어나서 약 1541초 부근에서 종료되며, [그림 3]에서는 약 1587초 부근에서 마이크로각성이 일어나서 약 1600초 부근에서 종료를 알 수 있다. [그림 2]와 [그림 4]의 (a), (b), (c)는 각각 환자1의 ECG에서 R-R를 나타내는 $R(t)$, T_0 (5 sec.) 동안 R-R 변화량을 나타내는 $E_R(t)$, T_0 동안의 저주파대고주파전력을 나타내는 LHF를 계산한 것이다. [그림 2]와 [그림 4]의 (a)는 식 (1)을 도시한 것으로 마이크로각성이 일어나는 지점 부근에서 R-R의 간격이 줄어서 마이크로각성이 끝나는 지점에서 R-R 간격이 정상으로 회복됨을 알 수 있다. 이 두 그림의 (b)는 (a)의 값을 기준으로 식 (2)에 의해 5초 간격마다 $E_R(t)$ 변화량을 계산한 결과이다. 그런데, [그림 2] (b)의 $E_R(t)$ 는 마이크로각성이 일어나는 약 1535초부터 5초간의 R-R간격의 변화량은 이 구간 좌우의 인접 5초간의 R-R 간격의 변화량들에 비해 현저히 좁아지는 반면에, [그림 4]의 (b)는 마이크로각성이 일어나는 약 1587초에서 시작하여 5초간의 R-R 간격은 좌우 인접 5초간의 R-R간격들에 비해 좁다는 것을 알 수 있으나 큰 차이를 보이지 않는다. 한편, 이들 두 그림의 (c)는 (b)와 같이 5초 간격으로 구분된 구간에서 식 (3)-(6)에 의해 전력스펙트럼을 구한 후 식 (7)에 의해 저주파

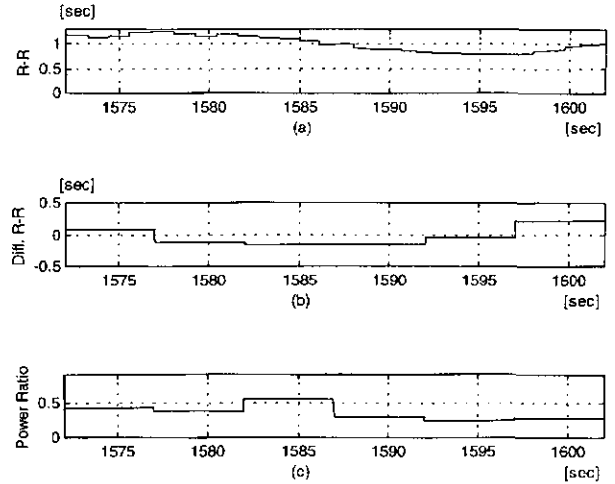


그림 4. 환자1의 ECG 신호의 두 번째 예에서 시간, 주파수 영역 특징: 마이크로각성 시작점에서 LHF는 최소값이 아닌 근사적 최소값을 갖음. (a) R-R간격 $R(t)$, (b) R-R간격 변화량 $E_R(t)$, (c) 저주파대고주파전력비 LHF
Fig. 4. Characteristics of the Patient 1's Second Example of the ECG on Time and Frequency Regions: no minimum value but approximate minimum value at starting point of a micro-arousal. (a) R-R Intervals $R(t)$, (b) R-R Interval Variation $E_R(t)$, (c) Power Ratio of Low and High Frequency Band LHF

대역전력과 고주파대역전력의 비 LHF를 계산한 결과이다. [그림 2]의 (c)에서 LHF는 마이크로각성이 시작되는 시점부터 뒤로 5초 구간에서는 좌우 인접 5초의 구간에 비해 LHF가 급속히 감소하는 현상을 보이며 또한 최소값을 보인다. 그러나, [그림 4]의 (c)에서는 마이크로각성이 시작되는 시점부터 뒤로 5초간의 LHF값이 최소값에 가까운 값을 가지나 최소값은 아니다.

동일한 맥락에서 환자2와 환자3에 대해 살펴보기로 하자. [그림 5]와 [그림 7]은 각각 환자2와 환자3에서 측정된 인체신호이며, 이 실험은 서로 다른 환자 사이에서 일어나는 특징을 비교하기 위함이다. [그림 5]에서는 약 1051초 부근에서 마이크로각성이 일어나서 1063초 부근에서 없어진다. 이 그림의 ECG에 대한 시뮬레이션 결과인 [그림 6]을 살펴보면, (a)의 R-R간격이 마이크로각성이 시작되는 지점에서 줄어들기 시작하여 1063초 부근에서 각성이 없는 부분의 간격과 비슷한 값으로 회복된다. (b)를 살펴보면, 5초간 R-R간격의 변화량은 마이크로각성이 시작되는 부분으로부터 5초 동안 최소값을 보여주나 바로 앞부분의 5초간 R-R간격에 비해 큰차이를 보이지 않는다. 한편 (c)의 그림을 살펴보면, LHF는 마이크로각성이 시작되는 시점부터 5초동안 최소값을 보여주며 주위의 LHF에 비해 더욱 명확히 구분된다. [그림 7]에서는 약 1289초 부근에서 마이크로각성이 일어나서 1305초까지 지속된다. 여기에 대응되는 [그림 8]을 살펴보면, (a)의 R-R간격이 마이크로각성이 시작되기 약간 전부터 줄어들기 시작한다. (b)를 살펴보면, 5초

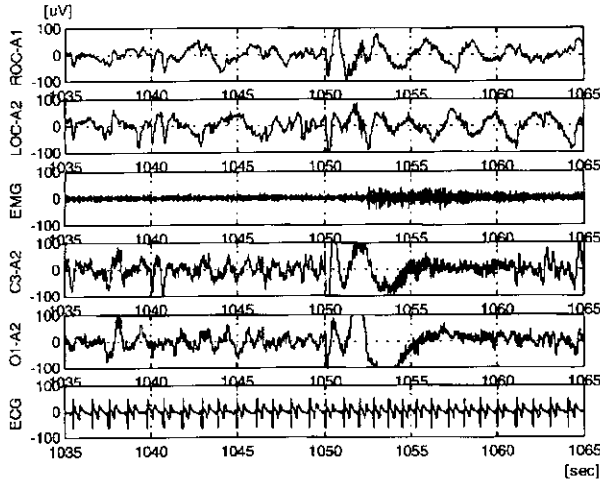


그림 5. 환자2의 인체신호의 예
Fig. 5. An Example of the Biological Signal from Patient 2

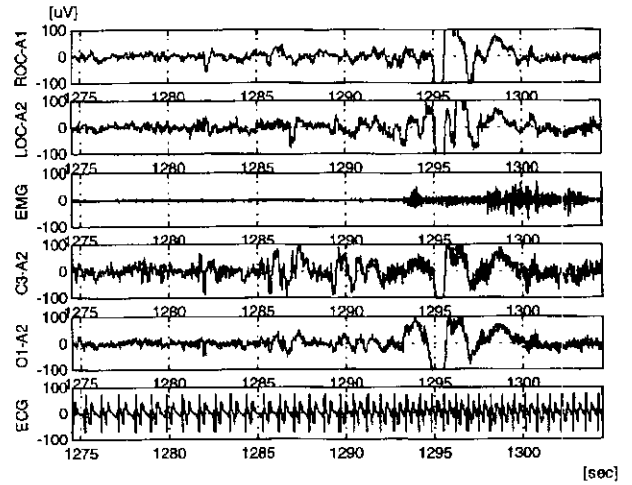


그림 7. 환자3의 인체신호의 예
Fig. 7. An Example of the Biological Signal from Patient 3

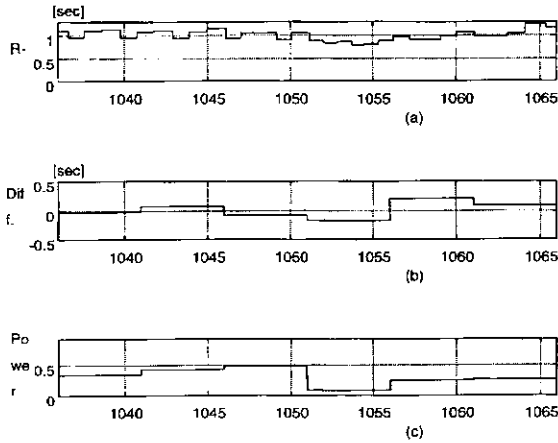


그림 6. 환자2의 ECG 신호의 예에서 시간, 주파수 영역 특징: (a) R-R 간격 $R(t)$, (b) R-R간격 변화량 $E_R(t)$, (c) 저주파대고주파전력비 LHF
Fig. 6. Characteristics of the Patient 2's Example of the ECG on Time and Frequency Regions: (a) R-R Intervals $R(t)$, (b) R-R Interval Variation $E_R(t)$, (c) Power Ratio of Low and High Frequency Band LHF

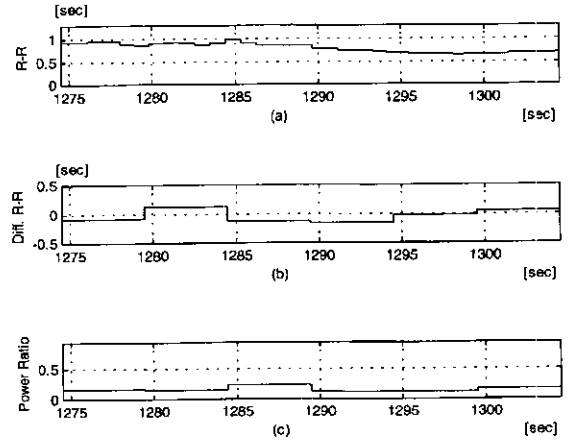


그림 8. 환자3의 ECG 신호의 예에서 시간, 주파수 영역 특징: (a) R-R 간격 $R(t)$, (b) R-R간격 변화량 $E_R(t)$, (c) 저주파대고주파전력비 LHF
Fig. 8. Characteristics of the Patient 3's Example of the ECG on Time and Frequency Regions: (a) R-R Intervals $R(t)$, (b) R-R Interval Variation $E_R(t)$, (c) Power Ratio of Low and High Frequency Band LHF

표 1. 마이크로각성점에서 R-R간격 변화량과 저주파대고주파전력비

Table 1. R-R Interval Variations and Power Ratio of Low Frequency to High Frequency Band

환자번호	총 마이크로 각성 수, N	$E_R(t)$ 의 최소값 수, NR	LHF의 최소값 수, NLHF	비율(%)	
				N/NR	N/NLHF
1	20	17	18	85	90
2	14	12	12	86	86
3	21	17	19	81	90
4	20	16	15	80	75
5	15	13	14	87	93
6	16	12	13	75	81
7	19	15	17	79	89
8	15	14	13	93	87
합계	140	116	121	83	86

간 R-R간격의 변화량은 마이크로각성이 시작되기 전부터 줄어들기 시작하여 각성이 시작되는 지점부터 5초 동안 최소값에 도달하나 마이크로각성 시작 바로 앞의 5초간 R-R간격에 비해 큰 차이를 보이지 않는다. 한편 (c)를 살펴보면, LHF는 마이크로각성이 시작되는 지점부터 5초 동안 최소값을 보여주며 그 다음의 5초간 LHF와 같은 값을 보여준다. 그러나 주위의 LHF에 비해 큰 차이가 없다. 이 결과는 R-R의 변화량과 LHF의 두 가지는 수면 중 마이크로각성이 일어나는 지점에서 최소값을 갖거나 혹은 최소값에 근접한 값을 갖는 특징을 갖고 있다.

앞에서 정의된 시간영역의 R-R간격 변화량 $E_R(t)$ 와 주파수영역의 LHF가 마이크로각성이 일어나는 지점에서 근사적으로 최소값을 유지하는지를 8명의 UARS 수면장애자의 수면 데이터에 적용한 결과가 [표 1]에 보인다. 8명은 앞의 대역폭 정의를 위한 실험에 발췌된 3명도 포함되었다. 여기서 근사적 최소값을 갖는다는 것은 30초 구간에서 얻은 최소값에 대해 특정지점(마이크로각성이 시작되는 점)이 최소값에서 10% 이내의 오차를 가질 때 이점을 근사적 최소값을 갖는다는 것을 의미한다. 즉, 30초 구간에서 최소값을 -10이라 가정하면 마이크로각성이 일어나는 지점이 -9보다 작은 값을 가질 때 이 지점은 근사적으로 최소값을 갖는다고 가정하였다.

[표 1]에서 첫 번째 열은 환자의 일련번호를, 두 번째 열의 N은 두 사람의 전문가의 시각적 판단에 의해 각 환자에서 마이크로각성이 명확하게 일어난다고 판단된 지점의 총 갯수를, 3번째 열의 NR은 두 번째 열의 각 마이크로각성 지점으로부터 5초간의 R-R간격 변화량 $E_R(t)$ 가 30초 구간에서 근사적으로 최소값이 되는 지점의 수를, 4번째 열의 NLHF은 두 번째 열의 각 마이크로각성 지점으로부터 5초간의 구간에서 전력 스펙트럼비 LHF가 30초 구간에서 근사적으로 최소값이 되는 지점의 수를 나타낸 것이다. 그리고, 마지막 큰 열에서 분할된 두 개의 열은 각각 N/NR과 N/NLHF을 백분율로 나타낸 것이다.

[표1]의 결과에서 마이크로각성이 시작되는 지점으로부터 5초간의 R-R간격 변화량이 근사적으로 최소값을 갖는 비율은 약 83%이며, 저주파대고주파비가 근사적 최소값을 갖는 비율은 약 86%임을 보여준다. 지금까지의 실험결과를 살펴보면 마이크로 각성이 일어나는 지점 부근에서 R-R 간격의 변화량과 저주파대고주파전력비가 마이크로각성이 일어나는 지점 직후에서 근사적으로 최소값을 취하는 특징이 있음을 발견하였다. 전문가 두 사람의 수면장애진단 성공 확률을 100%로 가정하였을 때 전문가 한 사람이 갖는 진단성공확률이 약 80%라는 점을 고려할 때, 본 연구에서 제안된 시간영역의 특징을 나타내는 R-R 간격의 변화량 $E_R(t)$ 와 주파수영역의 특징을 나타내는 저주파대고주파전력비 LHF는 모두 진단요류를 줄여 주는 중요한 자료로 이용될 수 있을 것이다.

결론

본 연구에서는 마이크로각성의 자동추출에 이용될 수 있는 시간영역과 주파수영역의 특징을 동시에 추출할 수 있는 새로운 방식이 제안되었다. 제안된 방식을 8명의 UARS 수면장애자의 인체신호(ECG, EEG)에 적용한 결과 마이크로각성 시작점에서 5초간의 데이터는 시간영역과 주파수영역에서 약 83-86%의 확률도 공통적 특징을 갖게 됨을 보여주었다. 이 특징은 마이크로각성이 시작되는 지점 전후의 총 30초 데이터구간에서 이루어졌다. 시간영역이나 주파수영역의 한 분야에서만 특징을 보는 기존의 방식에 비해 두 영역의 특징을 동시에 고려할 경우 진단의 정확성을 높일 수 있으리라 기대된다. 아울러 제안된 방식에 의한 특징추출은 시각적 판단에 의존하는 기존의 마이크로각성 진단방식을 컴퓨터에 의한 자동검출로 대체될수 있음을 보여 주었다.

참고문헌

1. J.K. Walsh, G. Paul, P.G. Hartman, J.P. Kowall, "Insomnia", in the book titled with Sleep Disorders Medicine, ed. by S. Chokroverty, London, Butterworth-Heinemann, 1999
2. National Commission on Sleep Disorders Research, Report of the National Commission on Sleep Disorders Research, DHHS Pub. No. 92-XXXX, Washington, D.C.: U. S. Government Printing Office, 1992
3. M.B. Cetel, C. Guilleminault, "Obstructive Sleep Apnea Syndrome", in the book titled with Sleep Disorders Medicine, ed. by Chokroverty S, London, Butterworth-Heinemann, 1999
4. Asian Sleep Research Society, "Characteristics of Sleeplessness in Asia: Results of 2000 ASRS Sleep Survey", 3th Congress of the ASRS, Bangkok, Thailand, Dec. 4, 2000
5. K. Rees, Spence DPS, J.E. Earis, Calverley PMA, "Arousal responses from apneic events during non rapid-eye-movement sleep", Am J. of Respir. Crit. Care Med., 152, pp. 1016-1021, 1995
6. Atlas Task Force of the American Sleep Disorders Association, "EEG arousals: scoring rules and examples", Sleep, Vol. 15(2), pp. 174-184, 1992
7. D. Pitson, N. Chhina, S. Knijn, van M. Herwaarden, J. Stradling, "Changes in pulse transit time and pulse rate as markers of arousal from sleep in normal subjects", Clin. Sci. Vol. 87, pp. 269-273, 1994
8. D.J. Pitson, A. Sandell, van den R. Hout, J.R. Stradling, "Use of pulse transit time as a measure

- of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnea*”, Eur. Respir. J. Vol. 8, pp. 1669-1674, 1995
9. G. Gigli, M. Casu, M. Colombano, M. Ponte, G. Reggiardo, M. Casella, G. Lamedica, “*Spectrum analysis of the r-r interval using a PC*”, Boll Soc. Ital. Sper. Vol. 68(2), pp. 105-111, 1992
 10. F. Bartoli, G. Baselli, S. Cerutti, “*AR identification and spectral estimate applied to the R-R interval measurements*”, Int. J. Biomed. Comput. Vol. 16(3-4), pp. 201-215, 1985
 11. H. Cohen, M.A. Matar, Z. Kaplan, M. Kotler, “*Power spectral analysis of heart rate variability in psychiatry. Psychother Psychosom*”, Vol. 68(2), pp. 59-66, 1999
 12. D.M. Shindler and J.B. Kostis, “*Electrocardiographic Recognition of Cardiac Arrhythmias*”, the book titled with Sleep Disorders Medicine, ed. by ChokrovertyS, London, Butterworth-Heinemann, 1999.
 13. T.M. Peters and J. Williams, *The Fourier Transform in Biomedical Engineering*, Birkhauser Boston, Boston, 1998
 14. IEEE Standards Board Members, *IEEE Standard Dictionary of Electrical and Electronics Terms*, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York, NY, 1988