

# A Study on the Relation between Respiration and EEG in Stable State

## 안정상태에서의 뇌파와 호흡의 연관성에 관한 연구

Young-Sear Kim\*, Hong-Ki Min\*\*

김영서\*, 민홍기\*\*

### Abstract

Generally, among the EEG signal, alpha wave is said to be strongly appeared in stable state and beta wave in active state. And in oriental medicine, it is said that relative long and regular respiration shows stable state rather than short and irregular respiration. In this paper, we tried to find out relation between respiration and EEG in stable state using quantitative parameters such as stable state ratio and equivalent ratio of respiration which was defined to indicate the degree of stable state quantitatively. And we verified our proposal by the real experiment for 20 persons.

### 요약

EEG 신호 중, 알파파는 안정시에 우세하게 나타나며 베타파는 흥분시에 우세하게 나타나는 것으로 알려져 있다. 또한 동양의 한의학에서는 상대적으로 길고 고른 호흡일 때가 짧고 변화가 심한 호흡일 때 보다 안정된 상태를 나타낸다고 알려져 있다. 본 연구에서는 EEG의 안정상태를 정량적으로 나타내기 위한 뇌파의 정량화 지표와 호흡의 안정상태를 정량적으로 나타내기 위한 호흡 정량화 지표를 정의하여 안정상태에 있어서 EEG와 호흡의 연관성을 찾아내고자 하였다. 총 20명의 피험자에 대해 각각 20분간의 실험을 통해 본 연구의 유효성을 검증하였다.

*Key words : Stable State of EEG, 맥율, Wavelet transform, Power spectrum analysis*

## 1. 서론

EEG(electroencephalogram)는 대뇌 피질의 전기적 활동을 기록한 것으로 뇌의 활동, 측정시의 상태 및 뇌기능에 따라 변화하는 신호로, 최근 자극에 따른 EEG의 변화를 이용한 연구[1]-[3]나 특정 병증이나 수면 등 특정 조건이 EEG에 미치는 영향 등에 대한 연구[4],[5]가 많이 진행되고 있다.

\* 을지대학교 의료공학과

(Dept. of Medical Engineering, Eulji Univ.)

\*\* 인천대학교 정보통신공학과

(Dept. of Information and Communication Engineering, Univ. of Incheon)

接受日:2008年10月24日, 修正完了日: 2008年11月18日

반면 본 논문에서는 어떠한 자극이나 특정한 조건을 가하지 않은 일반적인 상태에서 안정상태의 정도를 인식할 수 있는 방법을 제시하고 이와 호흡과의 상관분석을 통해 서로 유의한 연관관계를 갖는지 연구해 보고자 하였다.

일반적으로 EEG는 신호를 받는 두부의 위치에 따라 두피상 뇌파, 피질뇌파, 심부뇌파, 시상뇌파로 나눌 수 있으며, 본 연구에서 사용한 데이터는 두피상 뇌파이다. 뇌파는 아무런 자극이 없을 때 주파수에 따라 약 0.3~3.5Hz의 델타파, 약 4~7Hz의 세타파, 8~12Hz의 알파파, 13~34Hz의 베타파로 분류할 수 있다. 알파파는 사람에게 있어서 가장 우세한 파형으로 정신적으로 안정시, 두정엽 및 후두엽에서 잘 나타나며, 베타파는 사람이 흥분시 전두엽에서 우세하게 나타나고, 세타파는 소아나 성인의 렘(REM)수면 시 잘

나타나며, 델타파는 깊은 수면 중이나 의식이 없는 상태에서 주로 나타나는 것으로 알려져 있다[6].

하지만, 장시간의 EEG 기록상에서 직접 눈으로 안정상태를 찾아내는 것은 상당히 어려우며, 해석의 주관적 판단으로 인하여 진단의 신뢰도가 떨어질 수도 있다. 따라서 객관성 높은 진단과 정확한 안정상태의 검출을 보조하기 위하여 안정상태의 정량적인 검출법이 요구된다[7].

EEG 신호의 측정 시 신호의 진폭은 측정 여건에 따라 달라질 수 있으며, 같은 정도의 안정상태나 흥분상태라 하더라도 각 피험자마다 알파파나 베타파의 에너지는 다를 수 있다.

따라서 단순히 EEG 신호에서 주파수 분석적인 방법을 사용하여 분리해낸 알파파나 베타파, 그리고 파형의 파워 스펙트럼 에너지가 안정상태의 정량적인 표현이 될 수는 없다.

이에 본 논문에서는 획득된 EEG 신호를 주파수 분해하여 알파파와 베타파를 구한 후, 전체 EEG의 스펙트럼에서 알파파의 스펙트럼이 차지하는 비율 및 알파파의 스펙트럼 대 베타파의 스펙트럼 비율로서 안정상태를 정량적으로 나타내고자 하였다.

호흡의 경우, 동양의학에서는 상대적으로 길고 고른 호흡이 짧고 거친 호흡보다 안정한 상태를 나타내는 것으로 알려져 있으며 이를 정량적으로 나타내기 위해 한 호흡당 맥박수인 맥율이 사용되기도 한다[8].

그러나 맥율은 호흡의 상대적인 길이를 나타낼 수는 있지만 호흡의 호기와 흡기의 고른 정도를 나타내지는 못하는 단점이 있다. 이에 본 논문에서는 호흡의 호기와 흡기의 길이가 일치하는 정도를 백분율로 나타낸 호흡일치도를 정의하여 맥율과 함께 호흡을 정량적으로 표현하고, 이후 시계열상에서 호흡의 주기마다 EEG의 상대적 안정상태비를 동기화시켜 계산한 후, 상관분석을 통해 EEG와 호흡의 연관성정도를 구하였다.

## II. 뇌파와 호흡의 정량화 및 연관성

### 1. 연구대상

서울 K대학병원에 내방하는 환자 중 자원자 20명의 동의를 얻어 실험을 진행하였다. 뇌질환 및 호흡기질환을 가지고 있는 피험자는 제외를 하였으며, 심전도 검사 상 부정맥이 있는 피험자도 제외하였다. 피험자는 두부에 EEG 측정용 Cap(biopic cap100C)을 쓰고

흉부에 호흡측정용 튜브(biopic TSD201)를 착용한 후 팔과 다리에 심전도용 전극을 부착하고 실험을 진행하였으며, AD변환 및 신호의 PC전송은 biopic사의 MP150 시스템을 이용하였다. 각 신호의 샘플링주파수는 256Hz이며, 모든 채널 데이터는 동기화되어 20분 이상 측정되었다.

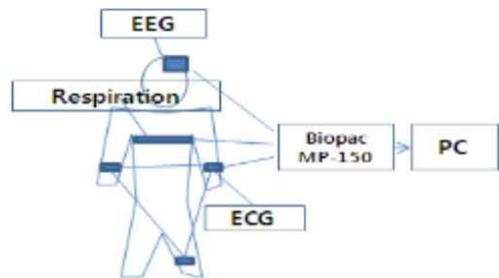


Fig. 1. Schematic data of collecting signals

그림 1. 데이터 측정의 개념도

## 2. 안정상태 정량화 지표

### 가. 뇌파의 정량화 지표

서론에서 언급한 바와 같이 뇌파의 안정상태 정도를 절대적으로 나타낼 수 있는 기준은 현재까지는 제시되어 있지 못한 상태이며, 다만 일반적으로 안정할수록 알파파가 강세를 이루고 각성상태가 강할수록 베타파가 강세를 이루는 것으로 알려져 있다[9][10].

그러나 측정 시 신호의 진폭은 측정 여건에 따라 달라질 수 있으며 같은 정도의 안정상태나 흥분·각성상태라 하더라도 각 피험자마다 알파파나 베타파의 에너지는 다를 수 있다. 따라서 단순히 EEG로부터 분리해낸 알파파, 베타파나 분리해낸 신호의 에너지가 안정상태의 정량적 표현이 될 수는 없다.

이에 본 논문에서는 뇌파의 안정상태를 정량적으로 표현하기 위하여 아래의 식 (1), 식 (2)와 같이 전체 EEG 스펙트럼에서 알파파가 차지하는 비율인  $\alpha$ -rate 및 알파파의 에너지와 베타파 에너지의 상대적 비율로 정의되는 상대적 안정상태비 (SSR : Stable State Ratio)를 이용하였다[11]. 즉, 피험자의 뇌파에서 각성·흥분 상태를 나타내는 베타파의 에너지에 비해 안정상태를 나타내는 알파파의 에너지가 어느 정도 크기를 갖는지의 상대적 안정비율로서 뇌

파의 안정상태를 나타내고자 하였다.

$$\alpha\text{-rate} = \frac{\alpha\text{파의 power spectrum}}{EEG\text{의 power spectrum}} \quad (1)$$

$$SSR = \frac{\alpha\text{파의 power spectrum}}{\beta\text{파의 power spectrum}} \quad (2)$$

측정된 EEG 신호는 여러 주파수 대역이 혼재된 복합신호로서 여기에서 알파파, 베타파를 추출하기 위해서는 주파수 대역에서의 해석이 필요하며 일반적으로는 FFT 해석법이 주로 사용된다. 그러나 FFT 해석법은 주파수 영역으로의 변환 시 시간영역 정보를 잃어버리는 단점이 있다.

이에 본 논문에서는 시간-주파수 영역에서의 국소화 특성이 우수한 웨이블릿 변환법[12]을 사용하여 알파파, 베타파를 추출하였다.

본 연구에서 측정된 EEG 신호의 샘플링 주파수가 256 Hz이므로 나이퀴스트의 원리에 따라 0 ~ 128 Hz를 유효한 주파수 범위로 볼 수 있으며, 신호를 그림 2에서와 같이 웨이블릿 변환을 사용하여 7단계까지 분해하면 다음 표 1.과 같이 주파수 범위를 나타낼 수 있다.

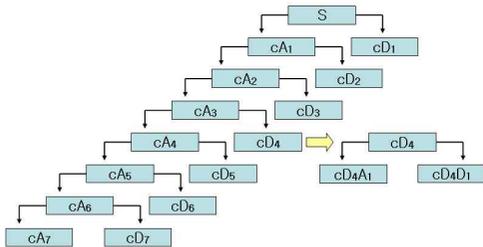


Fig. 2. Signal decomposition of cD4 component using wavelet transform.

그림 2. 웨이블릿 컴포넌트 cD4의 신호분리

표 1.에 나타난 것처럼 알파파의 주파수는 7단계로 분리된 웨이블릿 컴포넌트 중 cD4에 포함되어 있다. cD4를 다시 웨이블릿 변환으로 분해하면 그림 2.처럼 cD4A1(8~12Hz)와 cD4D1(12~16Hz)로 나눌 수 있으며, cD4A1의 주파수는 알파파의 일반적인 주파수인 8~12Hz와 일치한다. 또 16~34Hz에 해당하는 베타파의 경우는, 16~32Hz의 범위의 cD3로 분해된 신호와 거의 일치함을 알 수 있다. 이에 본 논문에서는 cD4A1을 알파파로, cD3를 베타파로 추출하여 사용하

였다.

Table 1. Frequency bandwidth of wavelet components.

표 1. 웨이블릿 컴포넌트의 주파수 범위

level	A	frequency	D	frequency
1	cA <sub>1</sub>	0 Hz ~ 64 Hz	cD <sub>1</sub>	64Hz ~ 128Hz
2	cA <sub>2</sub>	0 Hz ~ 32 Hz	cD <sub>2</sub>	32Hz ~ 64Hz
3	cA <sub>3</sub>	0 Hz ~ 16 Hz	cD <sub>3</sub>	16Hz ~ 32Hz
4	cA <sub>4</sub>	0 Hz ~ 8 Hz	cD <sub>4</sub>	8 Hz ~ 16Hz
5	cA <sub>5</sub>	0 Hz ~ 4 Hz	cD <sub>5</sub>	4 Hz ~ 8 Hz
6	cA <sub>6</sub>	0 Hz ~ 2 Hz	cD <sub>6</sub>	2 Hz ~ 4 Hz
7	cA <sub>7</sub>	0 Hz ~ 1 Hz	cD <sub>7</sub>	1 Hz ~ 2 Hz

이렇게 추출된 알파파와 베타파에 대해 아래의 식 (3)의 이산푸리에변환(DFT)에 기반한 페리도그램(Periodogram)해석을 사용하여 각각의 에너지를 구한 후  $\alpha$ -rate 및 상대적 안정상태비인 SSR을 계산하였다.

$$power = \left| \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n \exp(-j2\pi mn/N) \right|^2 \quad (3)$$

파워스펙트럼 해석(Power spectral analysis)은 수행하는 방법에 따라 상관함수법, 페리도그램법 및 선형예측모델법이 있다. 일반적으로는 페리도그램법을 주로 사용하며, 데이터의 길이를 충분히 길게 얻을 수 없는 경우에는 복잡한 연산에도 불구하고 선형예측모델법을 사용하기도 한다. 본 논문의 경우, 사용한 EEG의 데이터가 약 20분 이상의 데이터(256Hz, 300,000샘플이상)로 충분히 긴 길이이므로 연산량을 고려하여 페리도그램법을 사용하였다.

#### 나. 호흡의 정량화 지표

일반적으로 동양의학에서는 상대적으로 짧은 호흡보다 긴 호흡을 할 때가 보다 안정상태에 근접한 상태인 것으로 알려져 있다. 그러나 호흡의 길이는 개인의 폐활량에 따라 큰 편차를 보일 수도 있어 단순히 호흡의 길이가 안정상태의 판단 기준이 되기 어려우며, 또한 호흡의 호기와 흡기의 길이 편차 또한 변동요인이 될 수 있을 것이다. 이에 본 논문에서는 호기와 흡기의 일치 정도 즉, 호흡의 균일 정도를 백분율로 표시할 수 있는 식 (4)의 호흡일치율을 정의하여 사용하였다. 또한 호흡신호와 맥동을 이용하여 식 (5)의 상대적인 호흡의 길이를 의미하는 맥율[8]을 이용하였다. 이후 호흡의 상대적 길이만을 고려

한 맥율과 호흡일지율을 1:1로 가장합한 호흡가중합을 호흡의 정량화 지표로 구하였다.

$$\text{호흡일지율} = \left(1 - \frac{|\text{호기길이} - \text{흡기길이}|}{\text{호흡길이}}\right) \times 100\% \quad (4)$$

$$\text{맥율} = \frac{1\text{분당 맥동수}}{1\text{분당 호흡수}} \quad (5)$$

$$\text{호흡가중합} = 0.5(\text{맥율}) + 0.5(\text{호흡일지율}) \quad (6)$$

분당 맥동수는 심전도 신호에 대해 웨이브렛 변환을 적용하여 QRS complex의 피크점을 인식함으로써 구하였으며, 분당 호흡수 및 각 호흡의 길이는 영교차점 인식을 통해 계산하였다.

#### 다. 연관성 분석

본 논문에서는 상관분석을 통해 뇌파의 정량화 지표와 호흡의 정량화 지표간 연관성을 분석하였다. 두 변수  $X$ ,  $Y$ 에 대하여 임의 추출한 크기  $n$ 의 확률표본  $(X_1, Y_1), (X_2, Y_2), \dots, (X_n, Y_n)$ 으로부터 두 변수간의 선형관계를 연구하는 통계적 분석 방법을 상관분석(correlation analysis)이라 하며, 두 변수간의 선형관계를 측정하는 측도로서 상관계수(correlation coefficient)를 사용한다.

변수  $X$ 와  $Y$ 에 관한 모집단 즉, 전체 집단의 상관계수를  $\rho$ 라고 표시하면 식 (7)과 같다[13].

$$\rho = \frac{Cov(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y}, \quad \sigma_X > 0, \quad \sigma_Y > 0, \quad -1 \leq \rho \leq 1 \quad (7)$$

여기서 식의 분자에 해당하는 공분산  $Cov(X, Y)$ 는 분석대상이 되는 변수의 측정단위에 따라 그 값이 변한다는 문제가 있어 두 변수간의 밀집도를 상대적으로 비교하는 목적에는 사용할 수 없다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 일반적으로 공분산을 표준화하여 사용한다. 즉, 공분산  $Cov(X, Y)$ 를 각 변수의 표준편차의 곱으로 나누게 되는데 이와 같이 표준화된 공분산이 바로 모집단의 상관계수이다.

공분산은 확률변수  $X$ 의 증감에 따른 확률변수  $Y$ 의 증감에 대하여 측정된 것을 나타낸 것으로 공분산의 값이 양의 값을 가지면  $X$ 와  $Y$ 는 같은 방향으로 움직이며 공분산의 값이 음의 값을 가지면  $X$ 와  $Y$ 는 반대 방향으로 움직이고 있음을 나타낸다. 따라서 두 변수간의 상관계수를 구하면 두 변수 사이의 비례 혹은

반비례 관계의 정도를 알아낼 수 있다.

그러나 모집단의 모든 개체의 값을 획득할 수는 없으므로 일반적으로 일정수의 확률표본을 사용한 표본상관계수를 구하여 사용한다. 두 변수  $X$ 와  $Y$ 에 대하여  $n$ 개의 확률표본  $(X_1, Y_1), (X_2, Y_2), \dots, (X_n, Y_n)$ 을 얻었을 때, 두 변수  $X$ 와  $Y$ 사이의 표본상관계수  $r$ 은 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다[12].

$$r = \frac{S_{XY}}{\sqrt{S_{XX}} \sqrt{S_{YY}}}, \quad -1 \leq r \leq 1 \quad (8)$$

여기서  $S_{XY}$ ,  $S_{XX}$ ,  $S_{YY}$ 는 각각 다음과 같다[12].

$$S_{XX} = \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 = \sum_{i=1}^n X_i^2 - n\bar{X}^2$$

$$S_{YY} = \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2 = \sum_{i=1}^n Y_i^2 - n\bar{Y}^2$$

$$S_{XY} = \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y}) = \sum_{i=1}^n X_i Y_i - n\bar{X}\bar{Y}$$

$S_{XX}$ 는  $X$ 의 분산,  $S_{YY}$ 는  $Y$ 의 분산,  $S_{XY}$ 는  $X$ 와  $Y$ 의 표준편차의 곱을 나타낸다.

### III 실험 결과

본 논문에서는 뇌파의 안정상태와 호흡과의 연관성을 분석하기 위해, 조용한 환경에서 눈을 감은 상태로 총 20명의 피험자에 대해 각각 20분간 실험을 진행하였다. 실험을 위해 사용한 데이터는 시간을 동기화시킨 총 13개의 채널 신호 즉, 1개의 시간 채널, 8개의 EEG 채널, 1개의 ECG 채널, 2개의 호흡신호 채널로 구성된 데이터이다.

이 중 두정엽에서 검출된 EEG 데이터와 ECG 신호, 그리고 호흡에 수반하는 흉곽의 크기 변화를 이용한 스트레인계이지 저항값의 변화를 측정하는 방식의 호흡신호를 사용하였다. 샘플링 주파수는 256Hz였으며, A/D변환하여 텍스트파일로 데이터베이스화한 후 Matlab ver 7.1+sp3 을 이용하여 실험을 진행하였다.

영교차점 인식 기법을 사용하여 호흡신호의 주기 및 호기, 흡기를 검출하고 호흡정량화 지표인 맥율 및 호흡일지율, 그리고 호흡가중합을 계산하였다.

그 후 호흡신호의 주기 시작점과 동기화시킨 1분 길이의 EEG데이터에 대해 웨이브렛 변환을 이용하여 EEG 신호의 알파파, 베타파를 추출하였으며 이후 알파파, 베타파 그리고 전체 EEG 신호의 파워스펙트럼 추정을 행하였다. 식 (1)과 식 (2)에 정의한  $\alpha$ -rate 및

상대적 안정상태비인 SSR을 검출하도록 하였다. 그림 3은 측정된 EEG, ECG 및 호흡신호를 도시한 것이다.

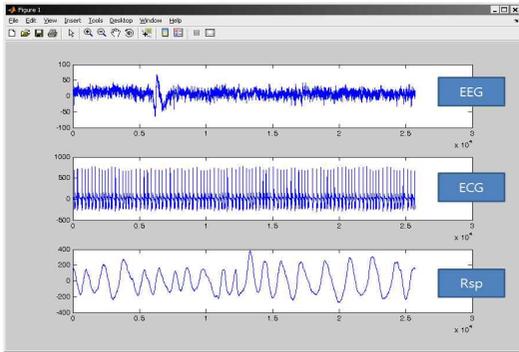


Fig. 3. Measured signals  
그림 3. 측정된 신호 데이터

그림 4에서는 20분간 시간적으로 동기화된 호흡정량화 지표인 호흡일치율과 호흡가중합 그리고 EEG 정량화 지표인  $\alpha$ -rate와 상대적 안정상태비들을 도시한 그림이다. 그림 4의 위에서 세 번째 그림에서 상단의 연속으로 이어진 그래프는 각 호흡 주기별 호기와 흡기의 일치도이며 하단의 이산적인 선은 연속적으로 4번의 호흡이 95% 이상의 일치도를 보인 지점을 나타낸다. 이 그림과 위에서 다섯 번째의  $\alpha$ -rate 그림을 비교해보면 호흡일치도가 높은 부분 특히 연속적으로 호흡일치도가 높은 부분에서  $\alpha$ -rate가 큰 값을 나타내고 있음을 알 수 있다.

표 2는 EEG 정량화 지표들과 호흡 정량화 지표들 간의 상관계수 분석 결과이다. 20명의 피험자에 대한 실험결과, 호흡일치율과  $\alpha$ -rate간의 상관계수는  $0.174(\pm 0.08)$ , 상대적 안정상태비인 SSR과의 상관계수는  $0.178(\pm 0.095)$ 를 나타내었고, 맥율과 호흡일치율의 가중합인 호흡가중합과의 상관계수는  $\alpha$ -rate의 경우  $0.158(\pm 0.095)$ , SSR과의 경우  $0.129(\pm 0.088)$ 을 나타내어 안정상태에서 호흡과 뇌파의 정량화 지표간에는 양의 상관관계가 있음을 정량적으로 확인할 수 있었다. 특히, 정상상태에서의 호흡정량화지표는 상대적 안정상태비보다는  $\alpha$ -rate와 더 높은 연관성을 나타낸다.

이는 일반적으로 안정된 상태에서 알파파가 우세하게 나타난다는 주장과 전통적으로 동양의학에서 상대적으로 길고 고른 호흡이 안정된 상태를 나타낸다는 주장을 뒷받침하는 결과라고 판단된다.

Table 2. Correlation coefficient between EEG quantitative parameters and respiration quantitative parameters

표 2. EEG 정량화 지표와 호흡 정량화 지표간의 상관계수 분석결과

피험자	호흡일치율 -		호흡가중합 -	
	$\alpha$ -rate	SSR	$\alpha$ -rate	SSR
1	0.108	0.060	0.197	0.088
2	0.208	0.306	0.084	0.073
3	0.236	0.081	0.179	0.021
4	0.310	0.284	0.062	0.110
5	0.204	0.144	0.144	0.129
6	0.320	0.107	0.077	0.041
7	0.244	0.134	0.050	0.068
8	0.171	0.330	0.265	0.297
9	0.099	0.094	0.107	0.090
10	0.207	0.217	0.038	0.080
11	0.134	0.132	0.187	0.176
12	0.172	0.127	0.194	0.005
13	0.052	0.065	0.374	0.214
14	0.237	0.329	0.153	0.123
15	0.227	0.183	0.320	0.255
16	0.186	0.169	0.021	0.034
17	0.331	0.195	0.265	0.236
18	0.135	0.355	0.125	0.285
19	0.256	0.098	0.168	0.120
20	0.212	0.159	0.158	0.145
평균	0.174	0.178	0.158	0.129
표준편차	0.08	0.095	0.095	0.088

#### IV 결론

본 논문에서는 EEG의 안정상태를 정량적으로 나타내기 위한 지표로써 전체 EEG의 파워스펙트럼에서 알파파의 스펙트럼이 차지하는 비율인  $\alpha$ -rate와 베타파의 파워스펙트럼에 대한 알파파의 파워 스펙트럼 비율로 정의되는 상대적 안정상태비를 이용하였다. 또한 호흡의 상태를 정량적으로 표현하기 위한 지표로써 호흡의 호기와 흡기 길이의 일치도로 정의되는 호흡일치율과 호흡일치율에 상대적 호흡의 길이인 맥율을 가중합한 호흡가중합을 제안하고 실험을 통해 이를 검출하였다. 검출된 이들 신호들을 상관분석을 통해 EEG의 안정상태와 호흡의 연관성을 분석하였다. 병원에 내원한 환자 20 명으로부터 EEG, ECG, 호흡 신호를 20분간 동기화 측정하여 EEG 정량화 지표와 호흡 정량화

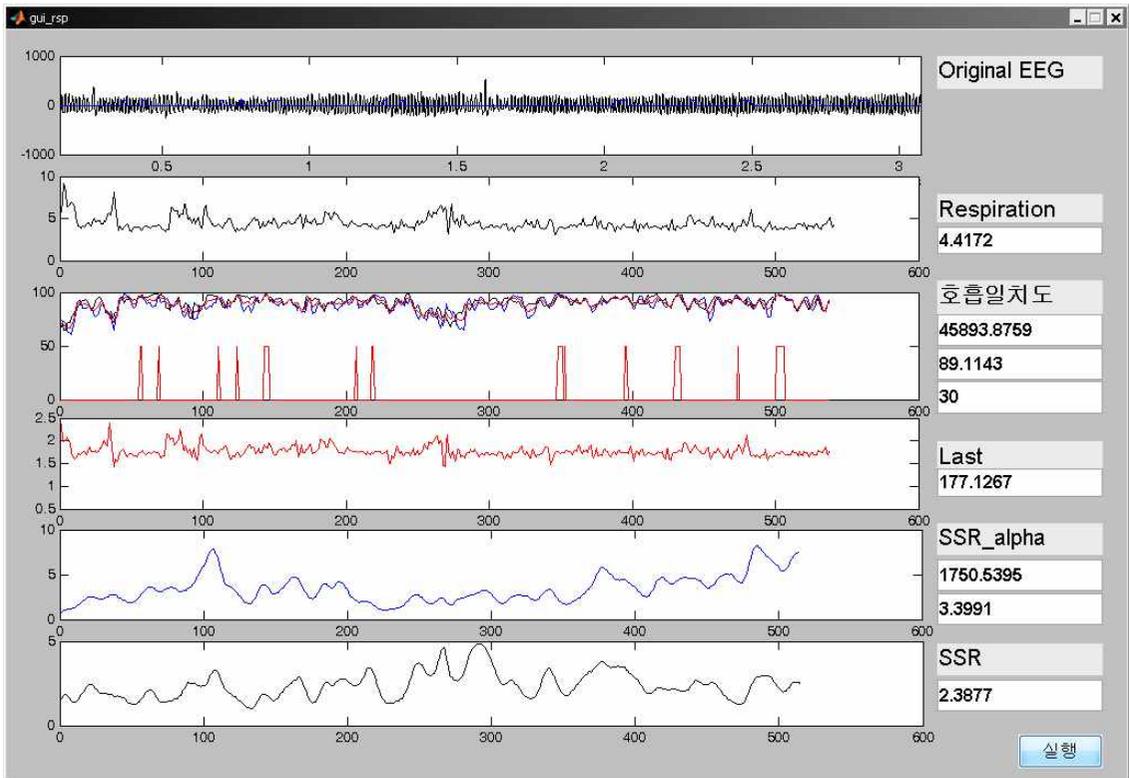


Fig. 4. Synchronized respiration quantitative parameters and EEG quantitative parameters.

그림 4. 동기화된 호흡정량화 지표와 EEG 정량화 지표

지표를 추출한 후 상관분석을 실시하였다. 그 결과 호흡일치율과  $\alpha$ -rate간의 상관계수는  $0.174(\pm 0.08)$ , 상대적 안정상태이인 SSR과의 상관계수는  $0.178(\pm 0.095)$ 를 나타내었고, 맥율과 호흡일치율의 가중합인 호흡가중합과의 상관계수는  $\alpha$ -rate의 경우  $0.158(\pm 0.095)$ , SSR과의 경우  $0.129(\pm 0.088)$ 를 나타내었다. 이상의 결과와 같이 안정상태에서의 뇌파의 정량화 지표와 호흡의 정량화 지표가 양의 상관관계가 나타남을 확인할 수 있었다. 이는 정상상태의 정량적 인식을 위해 본 논문에서 제시한 뇌파의 정량화 지표들이 사용될 수 있음을 의미한다.

### 참고문헌

- [1] D. Kim, S. Woo, "A Study on the EEG Characteristics According to the Changes of Waist Tightening," Journal of Industrial science researches, Vol.22, No.1, pp.219-224, 2005
- [2] D. Cho, J. Sim, "Comparison of Relative Activity by EEG Regions According to EEG Biofeedback Training for 10 Weeks," Korea sport research, Vol. 16, No. 2, pp.421-430, 2005
- [3] I. Bae, M. Lee, "EEG Based Brain-Computer Interface System Using Time-multiplexing and Bio-Feedback," Journal of the Korean Sensors Society, Vol.13, No.3, pp.236-243, 2004
- [4] J. Jang, S. Cho, B. Kim, "Automatic Sleep Stage Scoring Using Single-channel EEG Signal," Vol. 2, No. 2, pp.129-135, 2002
- [5] J. Jung, M. Kim, "Classification of Schizophrenia Using an ANN and Wavelet Coefficients of Multichannel EEG," Vol.24, No.2, pp.99-106, 2003
- [6] J. Barlow, "The Electroencephalogram: Its Patterns and Origins," MIT Press, 1993
- [7] K. Kopitzki, P. C. Warnke, and H. Timmer, "Quantitative analysis by renormalized entropy

of invasive EEG recordings in focal epilepsy,"  
Phys. Rev. E. 58(4) 1998

- [8] 김현준, "안정상태에서의 맥을 검출을 위한 생체 신호 계측 시스템 개발에 관한 연구," 석사학위논문, 명지대학교 대학원, 2007.
- [9] E. Niedermeyer, L. Silva, "Electroencephalography; Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields (4th ed.)," Williams & Wilkins, 1999.
- [10] M. Steriade et al, "Abolition of spindle oscillation in thalamic neurons disconnected from nucleus reticularis thalami," Journal of Neurophysiology, Vol. 54, pp1473-1479, 1985.
- [11] 김혜경, 박영배, "뜸자극에 의한 진두부 뇌파 분석," 동서의학연구소 논문집, Vol. 6, No. 2, pp113-124, 2002
- [12] Rioul, Olivier and Martin Vetterh, "Wavelets and signal processing," IEEE Signal Processing Magazine, pp.14-18, October 1991
- [13] 양완연, "일반통계학," 연학사, pp. 301-336, 2001.

#### 민 홍 기 (정회원)



1979년 인하대 전자공학과(학사)  
1981년 인하대 전자공학과(석사)  
1985년 인하대 전자공학과(박사)  
1985년-1991년 한국과학기술연구원  
선임연구원  
1993년 - 1994년 Univ. of Delaware  
방문교수

1991년 - 현재 인천대학교 정보통신공학과 교수  
<주관심분야> 센서네트워크, 신호처리, 재활공학,  
HCI

### 저 자 소 개

#### 김 영 서 (정회원)



1987년 인하대 전자공학과(학사)  
1989년 인하대 전자공학과(석사)  
2008년 인천대 정보통신공학과  
(박사수료)  
2002년 - 2007 서울보건대학교  
의료공학과 조교수  
2007년 - 현재 을지대학교

의료공학과 전임강사  
<주관심분야> 의료정보, 생체신호처리, 임상공학