

인공지능을 이용한 수면 상태의 자동 분석에 관한 연구

박해정*, 한주만*, 정도연**, 박광석***
*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공
**서울대학교 의과대학 정신과학교실
***서울대학교 의과대학 의공학교실

A Study on the Automatic Sleep Scoring using Artificial Intelligence

H.J. Park*, J.M. Han*, D.U. Jeong**, K.S. Park***

*Interdisciplinary Program of Medical and Biological Engineering Major, Seoul Nat'l Univ.

**Dept. of Psychiatric Science, College of Medicine, Seoul Nat'l. Univ.

***Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul Nat'l. Univ.

ABSTRACT

We present the preliminary algorithms for automatic sleep scoring. According to the Rechtschaffen & Kales[3]'s criteria, we developed six events detectors and eight parameters which contain the background information of signals, such as EEG, EMG, EOG. With the calculated parameters, we scored each epoch by IF-THEN rules, ANFIS for REM periods, and finally Neural Network for unobvious epochs. The typical point of this algorithm is that the epoch which had good data sets were calculated in the first stage, and unobvious epochs were postponed until the final stage. After staging the good epochs, we classified unobvious epochs by the dominant stage of previous and posterior epochs.

서론

자동화 수면다원분석은 장시간 동안의 번거로운 과정을 거치는 수면연구에 있어서 그 필요성이 높아져 가고 있다. 지난 20여년 동안 자동화 수면단계설정 방식에 대한 연구들이 진행되어 왔는데 대부분의 경우 다음 두가지 단계를 거친다.

첫째, 각 수면단계의 정보를 포함하는 패러미터의 추출, 둘째, 패러미터를 이용한 수면단계 추론 ; 첫째 단계에서는 논문에 따라 시간축 통계적 분석 방식 [2], 스펙트럼 분석방식, 비선형적 접근방식[5]등을 사용하여 독자적으로 혹은 혼합[4,5]하여 패러미터를 설정하고 있다. 두 번째 단계에서는 전문가시스템 형태의 IF-THEN 규칙에 의한 추론과정을 가지는 방법과 고전적 분류방식이나 신경망을 사용한 classification 방식을 사용하고 있다.

현재까지 이들 자동화 분석 방식은 젊은 정상인의 수면데이터 분석에서도 수면기사의 판독에 비해 80% 정도로 그 정확도가 비교적 높지 않은 상황이다. 하지만 동일 데이터에 대해서 수면검사 기사들간

의 상호 일치도가 85% 정도를 벗어나지 않고 있다는 점에서 자동 분석은 정상군에 대해서는 신뢰도가 어느 정도 있다고 할 수 있다. 하지만 실제 수면검사의 주 대상자인 수면질환을 가진 환자들의 분석에서는 그 정확도가 현저히 떨어진다는 한계점을 가지고 있다.

한편, 기존의 자동화 분석 방식은 전 구간에 대해 동일한 분석을 시도하기 때문에 심지어 수면기사들간의 판독일치도가 떨어지는 모호한 구간도 분석의 범위에 포함되므로 전체적인 판독정확도를 더욱 떨어뜨리게 하기 쉽고, 그러한 판독 결과의 경우 어느 부분이 부정확한지를 파악하기 어렵기 때문에 결과적으로 전체 판독결과에 대한 신뢰를 얻지 못하는 실정이다. 오히려 판독이 확실한 구간만을 판독하고 모호한 구간은 불확실구간으로 처리함으로써 수면기사나 수면전문가의 추후에 그 부분만을 재검토하게 하는 것이 더 효과적인 방법일 것이다.

본 연구에서 이러한 자동화 수면구조분석을 위한 기초적인 연구로서 수면단계의 정보를 포함한 패러미터의 추출과 추론과정등 인공지능 기법을 사용한 자동판독에 대한 연구를 수행하였다.

본론

수면단계 판독에 있어서 Rechtschaffen & Kales[3]가 제안한 방식이 표준으로 사용되는데 수면단계의 대략적인 특징은 다음과 같다.

WAKE 단계는 occipital영역에서 알파파가 강하게 나타난다. STAGE 1은 상대적으로 낮은 크기의 혼합 주파수를 갖는 뇌파에 Vertex sharp wave가 나타나기도 한다. SEM(slow eye movement)이 나타나고 근육의 긴장도가 깨어있는 구간보다 약간 떨어진다. 스테이지 2는 낮은 크기의 혼합 주파수의 뇌파에 sleep spindle 이나 K-복합체가 나타난다. 스테이지 3은 75uV 이상 되고 2Hz 이하의 델타파(이하 L-delta wave)의 뇌파가 전두부에서 나타나는데 한 페이지에서 차지하는 비율이 20에서 50퍼센트를 차지한다. 스테이지 4는 스테이지 3의 L-Delta파가 50퍼센트 이상 나타난다. REM단계는 낮은 크기의 혼합주파수 형태의 뇌파가 나타나고 안전도의 위상이

반전되고 빠른 톱니같은 파형이 나타나며 근전도가 현저히 줄어든다. 이러한 판독 표준을 근거로 하여 다음과 같은 과정을 거쳐 자동판독 알고리즘을 구현하였다.

가. 패러미터 설정

수면단계의 자동 판독은 패턴인식의 한 분야에 속한다고 볼 수 있다. 패턴인식의 과정은 먼저 패턴의 정보를 표현하는 여러 패러미터를 찾는 과정과 설정된 패러미터에 따라 패턴을 분류하는 과정으로 나눌 수 있다. 본 연구에서는 수면단계의 특징을 나타내는 지표로서 통계적 방식과 스펙트럼 방식등을 조합하여 다음과 같은 패러미터를 설정하고 이를 구현하였다.

먼저 수면단계설정을 위한 패러미터는 크게 두 형태로 구분되는데,

첫째, 수면중 사건을 나타내는 패러미터로서, 스핀들의 유무, K-복합체의 유무, 움직임에 따른 아티팩트, 기타 잡음에 의한 아티팩트, 기저선 변동(baseline drift), L-Delta파를 설정하고

둘째로, 한 구간동안(30sec)의 전체적 특성을 나타내는 안전도 교차상관계수, 근육의 분산, 델타(0.5-4Hz), 세타(4-8Hz), 알파(8-12Hz), 베타1(12-20Hz), 베타2(20-50Hz), 스핀들(12-16Hz), 세타1(2.5-6Hz) 대역의 평균 파워를 패러미터로 설정하였다.

수면중 사건검출 알고리즘은 STFT(short time fourier transform)을 기본적으로 사용하였는데, 윈도우의 크기는 1 sec로 하고 0.2 sec 간격으로 중첩하여 계산하였다. 특히 저주파 성분의 파워의 영향을 줄이기 위해 델타대역(0.5-4Hz)의 파워에 0.3의 가중치를 부여하였다. 다음은 패러미터를 구하는 방법이다.

사건검출 방식

1)스핀들 : STFT에서 스핀들대역(12-16Hz)의 파워가 전체파워의 35퍼센트 이상되고 알파대역 파워보다 큰 구간

2)K-복합체 : STFT에서 델타대역(0.5-4Hz)의 파워가 전체 파워의 45퍼센트가 되는 구간중에서 최대값과 최소값의 차이가 80uV이상이고 기울기가 1.5 이상이며 극치값의 구간이 0.08 sec에서 0.64 sec사이에 있는 구간

3)움직임에 의한 아티팩트: STFT에서 델타, 세타, 알파대역(0.5-13Hz)의 파워의 합과 베타, 감마대역(13-50Hz) 파워의 합의 z-ratio 가 -0.2보다 작으면서 분산이 500 uV² 인 구간. 여기서 a와 b의 z-ratio는 (a-b)/(a+b)로 정의한다.

4)다른 잡음원에 의한 아티팩트: 위의 z-ratio가 -0.2 미만인 구간중에서 분산이 500 uV² 미만인 구간

5)기저선 변동: 뇌파신호의 크기가 125uV 이상 되면서 포화구간이 있는 구간

6)ratio L-Delta: STFT에서 델타파워가 크고, 분산이 Vpp가 37.5 uV를 가진 RMS보다 크고 최대값과 최

소값의 차이가 65uV이상 되는 영역이 전체 구간(30sec)에 비해 차지하는 비율

구간의 전체적 특성을 나타내는 패러미터

7)REMcorr:EOG의 좌우신호의 교차상관계수

8)근육의 긴장도: 근전도의 분산

9)델타, 10)세타, 11)알파, 12)베타1, 12)베타2, 13)스핀들, 14)세타1 의 대역 파워

Calibration 정보

수면다원검사를 수행하기전에 항상 calibration 과정을 거치게 되는데 이는 측정중폭기의 특성에 대한 정보뿐만 아니라 환자에 따른 신호의 크기를 알려주는 역할을 한다. 이 calibration과정의 정보를 준거값(reference value)로 사용하였는데 대표적으로 이용하는 것이 근전도의 분산값이다.

나. 각 수면단계의 구별하는 규칙

위의 지표들을 사용하여 수면단계를 설정하는 과정을 위해 다음과 같은 규칙을 설정하였다.

1. **WAKE**: 스핀들이나 K-복합체가 없다. 알파대역의 상대적 파워가 높아야 한다(>0.3). 근전도의 파워는 준거값의 50퍼센트 이상되어야 한다(>0.5). L-Delta의 비율이 낮아야 한다(<0.1).

2. **STAGE 1**: 스핀들이나 K-복합체가 없다. 세타대역의 상대적 파워가 높아야 한다(>0.3). 근전도의 파워는 준거값의 30-50퍼센트 정도되어야 한다. L-Delta의 비율이 낮아야 한다(<0.1).

3. **STAGE 2**: 스핀들이나 K-복합체가 있다. 세타1대역의 상대적 파워가 높아야 한다(>0.3). 근전도의 파워는 준거값의 20-40퍼센트 정도되어야 한다. L-델타의 비율이 낮아야 한다(<0.1).

4. **STAGE 3**: 스핀들이나 K-복합체가 자주는 아니지만 있을 수 있다. 델타 대역의 상대적 파워가 높아야 한다(>0.5). 근전도의 파워는 준거값의 20-40퍼센트 정도되어야 한다. L-Delta의 비율은 30-50퍼센트 되어야 한다.

5. **STAGE 4**: 스핀들이나 K-복합체가 없다. 델타대역의 상대적 파워가 높아야 한다(>0.5). 근전도의 파워는 준거값의 20-40퍼센트 정도되어야 한다. L-Delta의 비율은 50퍼센트 이상되어야 한다.

6. **REM**: 스핀들이나 K-복합체가 없다. 뇌파는 2.5-6Hz대역이 높아야 한다. 근전도의 파워는 준거값의 10퍼센트 이하 되어야 한다. L-Delta의 비율이 낮아야 한다(<0.1).

7. 기저선 변동: Drift의 비율이 40퍼센트를 넘는 페이지

다. REM 구간의 설정

REM구간은 근육의 긴장도와, 안전도의 교차상관계수, 뇌파에 의해 판독되는데 이 세 변수가 서로 혼합되어 나타나기 때문에 단순한 IF-THEN 규칙으로 구하는대는 한계가 많다. 본 연구에서는 ANFIS(Adaptive-Network-Based Fuzzy Inference System)[6]을 알고리즘을 사용하였는데 본 알고리즘에 대한 상세는 본 논문에서는 피하기로 한다. 근육의 긴장도, 안전도의 교차상관계수, 세타영역의 상대적 파워를 입력으로 하고 타겟으로는 수면단계중 REM구간과 비REM구간으로 나누어 학습시켰다. 여기서 멤버십 함수는 Bell shaped function을 사용하였고 그 개수는 2로 하였다.

$$gbellmf(x, a, b, c) = \frac{1}{(1 + \left| \frac{(x-c)}{a} \right|)^{2b}}$$

ANFIS를 이용하여 학습한 결과, REM인 구간을 REM으로 설정할 확률은 85%, REM이 아닌 구간을 REM이 아니라고 할 확률은 93%로 대략적으로 우수한 결과를 보여주었다.

라. 수면단계 판독 알고리즘

먼저 기저선 변동 구간과 움직임 구간여부를 판단하여 이 구간들은 추후에 계산하도록 한다.

수면 단계별 판단 규칙에 따라 현재 페이지가 각 수면단계인지를 비교적 확실한 지표순으로 IF-THEN 규칙을 적용한다. REM구간 계산은 ANFIS를 사용한다. IF-THEN 규칙을 벗어나는 경우는 불확실로 처리한다.

다음 단계에서는 불확실 구간으로 처리된 구간들을 처리하는 과정이다. 먼저 단계설정이 끝난 비교적 확실한 페이지들을 바탕으로 불확실한 페이지 전후 3페이지에서 가장 자주 나타나는 스테이지를 그 구간의 스테이지로 설정한다.

다음은 기저선 변동의 구간으로서 기저선 변동의 영역이 아닌 부분중에서 스핀들 여부를 찾고 있으면 2단계로 하고 그렇지 않으면 전후페이지의 문맥을 살피도록 한다. 나머지는 불확실 처리한다. 이러한 알고리즘은 그림.1에서 보여주고 있다.

마. 데이터 수집 및 자동 분석

수면다원검사실에서 8시간의 수면동안에 수집한 건강한 남학생 1명(26세)의 데이터를 대상으로 기초 분석을 수행하였다. 뇌파(Cz, O2, F1), 근전도, 안전도(L-EOG,R-EOG)는 각각 16bit, 250Hz로 sampling 하였다. 먼저 보정구간(Calibration)을 거쳐 증폭기의 증폭비를 설정하고 수면전의 뇌파와 안전도와 근전도의 특징들을 저장하여 준거값을 계산하는데 사용하였다. 기준으로 삼은 수면단계판독은 숙련된 수면다원기사가 Rechtschaffen and Kales[3] 방식에 따라 한 30초를 한 구간으로 하여 설정한 결과를 사용하였다.

자동알고리즘을 수행한 결과는 표 1.-표 2. 와 같다. 표 1. 에서는 단계1에서 얻어진 결과이다. 불확실한 구간은 전체 970구간중에서 205구간을 차지하고 있

다. 이 불확실한 구간을 전후 페이지의 스테이지로 보정한 결과는 표. 2에서 보여 주고 있다.

표 3.에서 나타나듯이 단계2로 설정된 구간을 단계 1이나 단계 3으로 잘못 판독하는 비율이 높는데 이러한 정보를 근거로 알고리즘의 개선을 수행해야 할 것이다.

토 의

본 연구는 인공지능을 기반으로 한 자동분석의 기초 연구로서 한 명의 정상군의 데이터에 적용한 것이기 때문에 비록 여러 다른 데이터에도 적용가능하기 위해 설계하려고 하였지만 본 데이터에 특화된 알고리즘이 되었을 가능성도 배제할 수 없다. 그러므로 여러명의 정상인에 대한 데이터 분석이 필요하고 이와 함께 패러미터의 역치값을 가급적 사용하지 않도록 하여 대상에 따라 자동 적용되도록 해야 할 것이다. 더 나은 성능의 알고리즘을 위해서 추가되어야 할 사항을 정리하면 다음과 같다.

1. 현재 페이지의 전후 페이지의 수면단계를 반영하도록 한다.
 2. 움직임등에 의해 근전도의 크기가 변동된 경우 이를 바이어스에 반영한다
 3. 현재는 사건을 구하기 위해서 단순한 STFT만을 사용하였는데 보다 정확한 세그멘테이션 알고리즘을 구현한다.
 4. 계산 시간을 줄이기 위해 윈도우의 크기를 250으로 한정했는데 이는 1Hz 미만 신호를 표시하기 어렵다. 이를 위해 Multirate filter Bank를 이용한 Wavelet 변환알고리즘을 이용하는 것이 효율적일 것이다.
- 이 외에도 추론과정의 개선, 사건추출의 정확도 증가 등으로 수면단계판독의 정확도를 개선할 수 있을 것이다.

참고 문헌

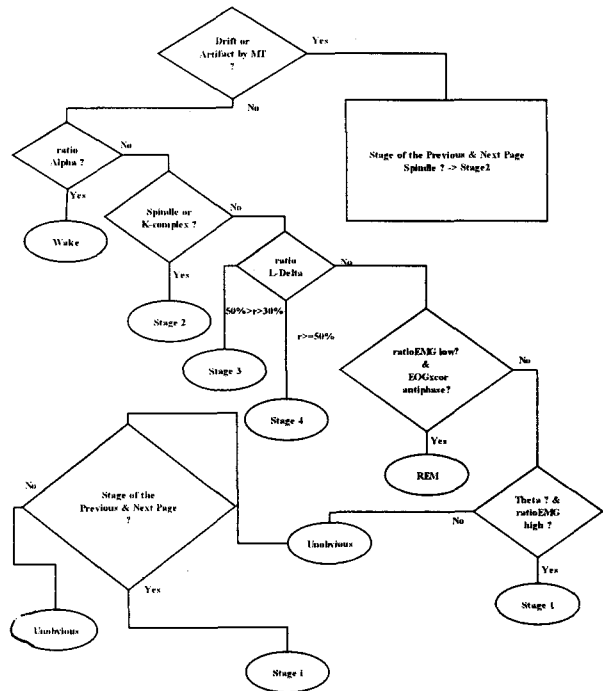
[1]Rechtschaffen, A. and Kales, A. (Eds.). A Manual of Standardized Terminology. Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. BIS/BRI, UCLA, Los Angeles, CA, 1968
 [2]E. Stanus, B. Lacroix, M. Kekhofs and J. Mendlewicz, "Automated sleep scoring: a comparative reliability study of two algorithms", Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. vol. 66. pp.448-456. 1987
 [3]H. Kuwahara, H. Higashi, Y. Mizuki, S. Matsunri, M. Tanaka and K. Inanaga, "Automatic real-time analysis of human sleep stages by an interval histogram method", Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., vol. 70, pp. 220-229, 1988

[4]N. Schaltenbrand, R. Lengell, M.Toussaint, R. Luthringer, G. Carelli, A. Jacqmin, E. Lainey, A. Muzet and J. P. Macher, "Sleep Stage Scoring Using the Neural Network Model: Comparison Between Visual and Automatic Analysis in Normal Subjects and Patients", Sleep, vol. 19(1), pp. 26-35. 1996

[5]Jurgen Fell, Joachim Roschke, Klaus Mann, Cornelius Schaffner, "Discription of sleep stages: a comparison between spectral and nonlinear EEG measures", Electroenceph. and Clin. Neurophysiol., vol. 98, pp. 401-410, 1988

[6]Jyh-Shing Roger Jan, "ANFIS: Adaptive-Network-Based Fuzzy Inference System", IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics, vol. 23, No. 3, May/June 1993.

<그림.1> 자동분석 알고리즘



9704183 Result: Step1

| | | | | | | | | | |
|-------------------------|------------------|-----|------|----|-----|----|----|-----|-----|
| MT | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| REM | 0 | 165 | 1 | 10 | 17 | 0 | 0 | 21 | 214 |
| WAKE | 0 | 0 | 14 | 6 | 4 | 0 | 0 | 5 | 29 |
| 1 | 0 | 8 | 6 | 20 | 30 | 0 | 0 | 14 | 78 |
| 2 | 0 | 10 | 1 | 35 | 346 | 10 | 5 | 96 | 503 |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 5 | 56 | 10 | 68 | 139 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 3 | 1 | 7 |
| Manually scored stage ? | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| SUM | 0 | 183 | 22 | 71 | 402 | 69 | 18 | 205 | 970 |
| | MT | REM | WAKE | 1 | 2 | 3 | 4 | ? | SUM |
| | Calculated Stage | | | | | | | | |

<표. 1> 단계1 분석 결과

REM, STAGE 2, STAGE 3 구간이 불확실한 구간으로 처리되는 경우가 많다.

9704183 Result: Step2

| | | | | | | | | | |
|-----------------------|------------------|-----|------|----|-----|-----|----|----|-----|
| MT | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| REM | 0 | 184 | 1 | 10 | 19 | 0 | 0 | 0 | 214 |
| WAKE | 0 | 1 | 16 | 6 | 6 | 0 | 0 | 0 | 29 |
| 1 | 0 | 11 | 6 | 21 | 40 | 0 | 0 | 0 | 78 |
| 2 | 0 | 14 | 1 | 40 | 404 | 30 | 5 | 9 | 503 |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 22 | 76 | 10 | 31 | 139 |
| 4 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 3 | 3 | 1 | 7 |
| Manually scored stage | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| SUM | 0 | 210 | 24 | 77 | 491 | 109 | 18 | 41 | 970 |
| | MT | REM | WAKE | 1 | 2 | 3 | 4 | ? | SUM |
| | Calculated Stage | | | | | | | | |

<표. 2> 단계2 분석 결과

STAGE 1, STAGE 2 구간의 판독률이 낮다.