

자동 분석을 이용한 1단계 수면탐지

신홍범¹, 한종희², 정도연³, 박광석¹

¹서울대학교 의과대학 의공학 교실, ²서울대학교 의과대학원 의용생체 공학 협동 과정

³서울대학교 의과대학 정신과학 교실

(2003년 11월 8일 접수, 2004년 2월 21일 채택)

Automatic Detection of Stage 1 Sleep

H.B.Shin¹, J.H. Han², D.U. Jeong³, K.S.Park¹

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Interdisciplinary Program, Graduate School,
Department of Psychiatry of Behavioral Science and Division of Sleep Studies, College of Medicine and Hospital, at
Seoul National University, Seoul, Republic of Korea

(Received November 8, 2003. Accepted February 21, 2004)

요약 : 1단계 수면은, 입면 시점과 관련하여 수면다원기록의 해석에 중요한 정보를 제공한다. 1단계 수면은 각성 상태에서 수면 상태로의 짧은 전이 기간으로, 특징적인 지표가 없어 디지털 분석을 통한 수면 단계 결정에 어려움이 있다. 본 연구에서는, 뇌파와 안전도에 대한 디지털 분석을 통하여 1단계 수면을 자동으로 탐지하는 프로그램을 개발하고자 하였다. 야간수면다원기록 중 검사 시작 시점부터 2단계 수면이 출현하기 이전의 자료를 분석하였다. 뇌파의 스펙트럼 분석을 통해 알파파와 세타파의 상대 파워를 계산하였고, 알파파의 상대 파워가 50% 이하, 세타파의 상대 파워가 23% 이상일 경우 1단계 수면 판정의 기준 변수로 하였다. 또 안구운동의 지속시간이 1.5초에서 4초 사이에 있는 경우에 느린 안구운동으로 판정하고 1단계 수면 판정의 기준 변수로 하였다. 이 둘 세 기준 변수들을 고려하여 해당 판독 단위에 대해 각성 혹은 1단계 수면으로 최종 판정하였다. 연구 대상자는 7명으로 모두 남성이었으며, 23세였다. 개발된 프로그램을 이용하여 169개의 판독 단위를 분석하였다. 기준과의 일치도는 79.3%였으며, 카파 값은 0.586이고, 통계적으로 유의하였다. 느린 안구운동은 169개의 판독 단위 중 54개(32%)에서 나타났으며, 70.4%의 일치도를 보였다. 기존 연구의 디지털 분석을 통한 수면 단계 판정의 일치도는 70%이다. 본 프로그램의 일치도 79.3%는 기존 연구 결과에 비해 향상된 것이며, 본 프로그램이 1단계 수면 판정에 유용하다고 판단된다. 뇌파 외에 안전도를 고려한 다중적 접근이 일치도 향상에 기여했을 것으로 생각되며, 1단계 수면 판정에 있어 안전도의 중요성을 확인할 수 있었다.

Abstract : Stage 1 sleep provides important information regarding interpretation of nocturnal polysomnography, particularly sleep onset. It is a short transition period from wakeful consciousness to sleep. Lack of prominent sleep events characterizing stage 1 sleep is a major obstacle in automatic sleep stage scoring. In this study, we attempted to utilize simultaneous EEG and EOG processing and analyses to detect stage 1 sleep automatically. Relative powers of the alpha waves and the theta waves were calculated from spectral estimation. Either the relative power of alpha waves less than 50% or the relative power of theta waves more than 23% was regarded as stage 1 sleep. SEM (slow eye movement) was defined as the duration of both eye movement ranging from 1.5 to 4 seconds and regarded also as stage 1 sleep. If one of these three criteria was met, the epoch was regarded as stage 1 sleep. Results were compared to the manual rating results done by two polysomnography experts. Total of 169 epochs was analyzed. Agreement rate for stage 1 sleep between automatic detection and manual scoring was 79.3% and Cohen's Kappa was 0.586 ($p < 0.01$). A significant portion (32%) of automatically detected stage 1 sleep included SEM. Generally, digitally-scored sleep staging shows the accuracy up to 70%. Considering potential difficulties in stage 1 sleep scoring, the accuracy of 79.3% in this study seems to be robust enough. Simultaneous analysis of EOG provides differential value to the present study from previous ones which mainly depended on EEG analysis. The issue of close relationship between SEM and stage 1 sleep raised by Kinnariet al. remains to be a valid one in this study.

Key words : Automatic Data Processing, Digital Signal Processing, Somnography, EEG, Sleep Stages

서론

1. 배경

각성 상태에서 수면 상태로 전이되는 입면 시점과 1단계 수면을 파악하는 것은 수면 의학에서 매우 중요하다. 입면 잠복기

는 기면병(narcolepsy), 주간 과다 졸림증(EDS, excessive daytime sleepiness), 불면증(insomnia) 등 다양한 수면 관련 질환의 진단에서 매우 중요한 지표이다[1]. 하지만 1단계 수면은 지속 시간이 짧고 1단계 수면을 특징짓는 다양한 지표가 섞여서 나타나서[2], 1단계 수면의 시작 시점과 1단계 수면 자체를 정확히 판별하기가 어렵다. 그래서 대부분의 수면 클리닉에서는 입면 시점을 2단계 수면의 출현 시점으로 정한다[3]. 그러나 기면병과 주간 과다 졸림증 등과 같이 갑자기 졸게 되면서 1단계 수면 상태로 진입해서, 다양한 장애가 나타나는 경우에는 진단적 측면에서 1단계 수면의 출현 시점을 정확히 파악하는 것이 중요하다[4,5]. 1단계 수면은 수면 방추

통신저자 : 박광석, (110-744) 서울시 종로구 연건동 28

서울대학교 의과대학

Tel : (02)760-2509

Fax : (02)745-7870

E-mail : kspark@bmsil.snu.ac.kr

파(sleep spindles)와 케이-복합파(K-complex)가 특징인 2단계 수면이 출현하면 종료되므로, 1단계 수면과 각성을 구분하는 것이 입면 시점 결정과 1단계 수면의 범위를 결정하는 데 중요하다.

2. 제1단계 수면 탐지

입면 시점의 연구는 수면과 각성 상태의 뇌파(EEG)를 대상으로 시작되었다[6,7]. 1935년 Loomis 등은 뇌파 소견에 따라 입면기(sleep-onset period)를 나누었는데, 알파파가 주로 나타나는 Stage A, 저전압파(low voltage wave)가 주로 나타나는 Stage B, 수면 방추파가 나타나는 Stage C가 그것이다. 1957년 Dement와 Kleitman은 Loomis 등의 Stage A와 Stage B를 합쳐서 Stage 1으로 분류하였다[8]. 그 결과 수면 단계 판정에서 각성과 수면 상태를 감별하는 능력은 상대적으로 줄어들게 되었다. 1968년 Rechtschaffen과 Kales는 이전 연구 결과를 종합하여 뇌파, 안전도(Electrooculogram; EOG), 근전도(Electromyogram; EMG) 등을 기반으로 한 수면 단계 분류 지침[9]을 만들었으며, 입면기 수면 단계를, 8-13Hz 주파수 대역에 있는 알파파(alpha wave)의 상대 파워가 50% 이상인 각성 상태, 알파파의 상대 파워가 50% 이하로 감소하고 2-7Hz 주파수 대역에 있는 세타파(theta wave)가 주로 나타나는 1단계 수면, 수면 방추파와 케이-복합파가 주로 나타내며, 0.5-2.5Hz 주파수 대역에 있는 델타파(delta wave)의 상대 비율이 20% 이하인 2단계 수면으로 나누었다[9]. 한편 입면기를 미세하게 나누어 분석하려는 시도도 있었다. 1961년 Roth 등은 주의력(vigilance) 감소 정도와 뇌파 변화를 연관시켜 입면기를 4단계로 나누었다. 특히 기존 연구와 달리 두정부 첨파(vertex sharp wave)에 대해 기술하였다[10]. 1994년 Hori 등은 행동적, 주관적, 생리적 지표를 이용해 입면 상태를 기술하면서 이를 뇌파 변화와 연관시켜 9단계로 나누었다. 그들은 첫 번째 단계에서 아홉 번째 단계로 진행함에 따라 점진적으로 외부 자극에 대한 반응 시간이 연장됨을 관찰하였다[11].

지금까지의 연구 결과를 종합해 보면, 각성 상태에서는 뇌파 중 알파파의 상대 비율이 50% 이상으로 유지되며, 빠른 안구운동이 출현하고, 근전도는 다른 수면 단계에서보다 더 높게 유지된다. 한편, 각성에서 수면 상태로 전이되면 특징적으로 알파파의 상대 비율이 50% 미만으로 떨어지고, 세타파, 두정부 첨파[9]와 느린 안구운동(slow eye movement; SEM), 근전도의 점진적 감소, 호흡 양상 변화, 심장 박동수 변화 등이 나타난다[2]. 이들 지표를 더 많이 사용하면 할수록 각성에서 수면 상태로의 변화를 좀 더 정확히 탐지할 수 있으며, 각성 상태와 1단계 수면을 더 정확히 감별할 수 있다[2].

디지털 수면다원검사가 보급되면서 수면다원검사서 얻은 자료의 디지털 분석을 통해 수면 단계를 결정하려고 시도해 왔다. 입면 시점 파악도 예외가 아니었다[12]. 지금까지의 연구는 주로 알파파의 상대 파워 감소에 의존하였다. 하지만 알파파 자체는 개인차가 크며, 전극의 부착 상태에 따라 수시로 변하고, 노령이나 질환이 있으면 알파파 자체가 약하게 나타나기도 한다. 따라서 뇌파에만 전적으로 의존하는 판독 방식에는 한계가 있었다[2].

연구 목적

연구자가 속한 연구팀에서도, 디지털 분석을 통하여 수면

단계를 판별하는 전문가 시스템을 개발한 바 있다[13]. 이 시스템에서도 1단계 수면의 판별에서 알파파의 상대 파워 변화를 근거로 하였기에 앞서 언급한 한계를 벗어나지 못하였다. 그 결과 1단계 수면의 판별 정확도가 2,3,4 단계 수면 및 렘수면의 판별 정확도에 비해 낮은 양상을 보였다.

이에 본 연구에서는 뇌파 분석에 기존 연구에서 다루어지지 않았던 느린 안구운동의 디지털 분석을 추가하여 1단계 수면에 대한 판별 정확도를 높이려고 시도하였다. 이미 개발되어 입상에서 활용되고 있는 전문가 시스템을 이용하여 2,3,4단계 수면 및 렘(Rapid eye movement; REM) 수면에 대한 판독을 시행하였다. 한편 수면다원검사 시작 직후의 각성 상태에서 2단계 수면이 출현하기 직전의 수면 검사 자료를 대상으로 뇌파와 안전도에 대한 디지털 분석을 통하여 각성과 1단계 수면을 판별하기 위해 알고리즘을 개발하였다. 이 알고리즘이 구현된 프로그램은 SOD(sleep onset detector)로 명명되었으며, MATLAB(version 5.3.0 R13, Mathwork, U.S.A.)으로 구현되며, 신호처리와 논리 연산, 결과 화면 제시 등의 기능을 가졌다.

연구 방법

1. 연구 대상

최근 2주 내에 약물을 복용한 일이 없고, 신경과적, 내과적, 그리고 수면 질환이 없는 7명의 정상인의 자료를 이용하였다. 이들은 모두 남성이었고, 23세였다.

2. 연구 기기

수면다원기록기기는 Grass model 78(Grass Instrumental Co., U.S.A.)을 사용하였으며, 표준화된 방법으로 각종 전극들(electrodes)과 센서들(sensors)을 대상자에게 부착하였다. 뇌파, 안전도, 하악 근전도(chin EMG), 심전도(ECG), 호흡음(breathing sound), 구강 및 비 공기 흐름(oral and nasal airflow), 흉곽 호흡 운동(chest movement), 복부 호흡 운동(abdominal movement), 사지운동(limb movement), 그리고 혈중산소포화도(SaO₂, arterial oxygen saturation)를 측정하였다. 뇌파 전극은 10-20 체계[14]에 근거하여 C3/A2, O1/A2, C4/A1, O2/A1에 부착하였으며 수면뇌파의 파워스펙트럼 분석에 사용된 전극은 C3/A2, O2/A1이었다. 안전도 감지기는 외안각 외측 1cm 상하 방에 각각 부착하고, 근전도 감지기는 하악근 위에 부착하였다. 코골음 측정을 위한 호흡음 마이크로폰을 후두(larynx)부위에 부착하였다. 흡기와 호기간의 공기 온도 차를 이용해 작동하는 공기 흐름 측정용 감지기(thermocouple)를 코와 윗입술 사이에 부착하였다. 심전도 전극은 지정된 위치(modified lead II position)에, 하지의 근수축을 기록하기 위한 근전도 전극은 양쪽 전경골근에 부착하였다. 혈중산소포화도 측정기의 감지기는 왼쪽 둘째 손가락 끝에 부착하였다.

수면다원기록과 동시에 서울대학교병원 수면다원검사실과 서울대학교 의과대학 의공학과의 협동해서 개발한 IPSS(Intelligent Polysomnography System) 디지털 수면다원 신호 획득 시스템을 사용하여 디지털 자료를 확보하였다. 이 시스템은 의공학 전문가가 visual C++ 프로그래밍 언어(Microsoft visual C++, version 6.0, U.S.A.)를 사용하여 개발하였으며, M67(Innovative Integration, U.S.A.) DSP(digital

signal processing) module을 사용하여 Grass model 78 수면 다원기록기에서 얻어낸 수면다원검사의 모든 아날로그 신호를 디지털화 하여 컴퓨터에 저장한다. SOD를 통한 분석은 Pentium IV Personal Computer를 이용하여 구현하였다.

3. 신호 처리

1) 뇌파

① 수집(sampling)

전두부 (C3) 및 후두부 (O2) 뇌파를 분석하였다. 뇌파 자료는 125 Hz로 수집하였다.

② 스펙트럼 분석(spectral analysis)

Hanning window를 사용하여, 고속 푸리에 변환(fast Fourier transformation; FFT)을 시행하였고, 주파수 대역 (band)별로 절대 파워 (absolute power)를 계산하였으며, 이들의 총합인 총 대역 파워(total band power)를 구하였다. 각 대역 파워(band power)를 총 대역 파워로 나누어 대역별 상대 파워(relative band power)를 다음과 같이 계산하였다(식 1,2), (그림 1).

$$R = P / PTot(1)$$

$$R = P / PTot(2)$$

R: Relative power of alpha wave
 R: Relative power of theta wave
 P: Absolute power of alpha wave
 P: Absolute power of theta wave
 PTot: Absolute total band power

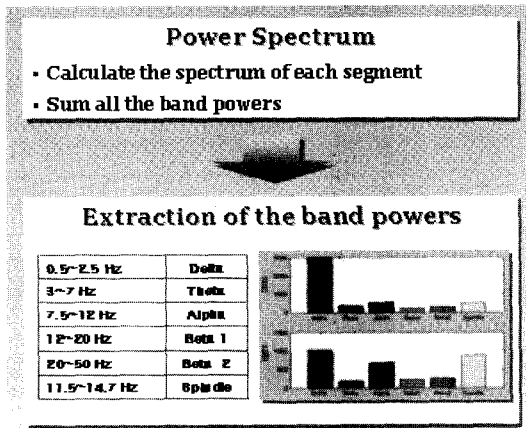


그림 1. 뇌파 신호 처리와 스펙트럼 분석
 Fig. 1. Signal processing of EEG and spectral analysis

한편, 알파파와 세타파의 상대 파워가 변화하는 양상을 시간 경과에 따라 도시한 것은 그림 2와 같다.

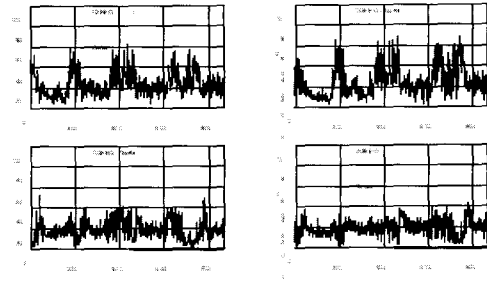


그림 2. 수면 다원 검사 자료에서 하루 밤 동안의 알파파와 세타파의 상대 파워 변화
 Fig. 2. Relative band power of alpha and theta wave of 1 night polysomnography data

2) 안전도 (EOG)

안전도의 측정과 기록은 뇌파와 동일한 과정을 거쳤다. 안전도 신호에 대해 평활화(smoothing) (moving average: order 10) 과정을 거쳤고, 저역 통과 필터(low pass filtering < 8 Hz)를 거친 후, 첨점 검출(peak detection) 과정을통해 각 파(wave)의 첨점(peak)을 얻었다. 이후 안전도에 대한 분할 과정을 거쳤고, 정해진 기준에 따라 느린 안구 운동을 탐지하였다(그림 3). 그 과정을 항목별로 설명하면 다음과 같다.

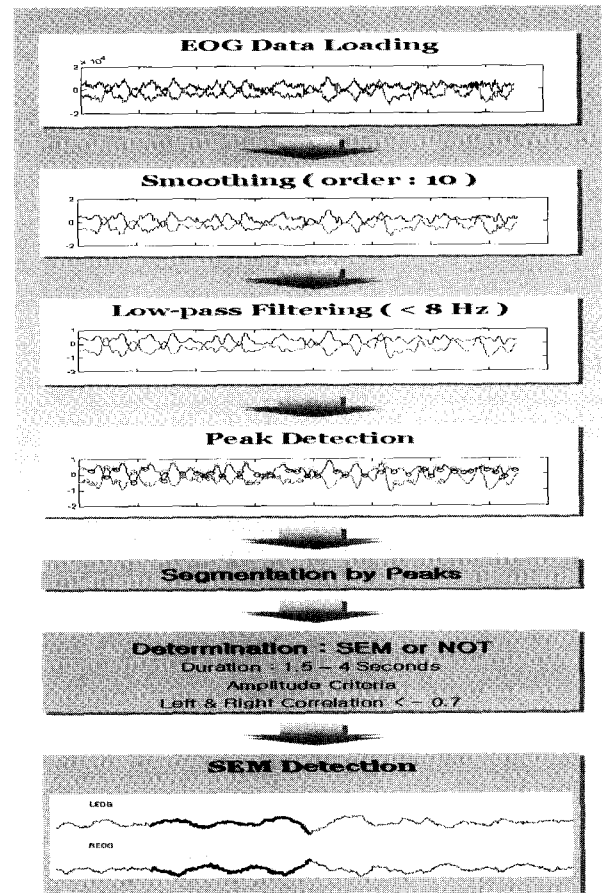


그림 3. SEM 탐지 알고리즘 흐름도
 Fig. 3. SEM detection algorithm flow

① 평활화와 지역 통과 필터

잡음 제거와 침점 검출을 위해서 신호 전(前)처리 과정으로 좌우 안전도 신호를 평활화하고, 8Hz 지역통과 필터를 거쳤다.

② 침점 검출

안전도 신호에서 진폭을 계산하고, 좌우 안전도의 일치도를 판정하기 위해 침점 검출을 시행하였다. 침점 검출은 안전도에서 positive peak와 negative peak를 감지하여, 둘을 구분하여 순서대로 나열하였다(그림 4).

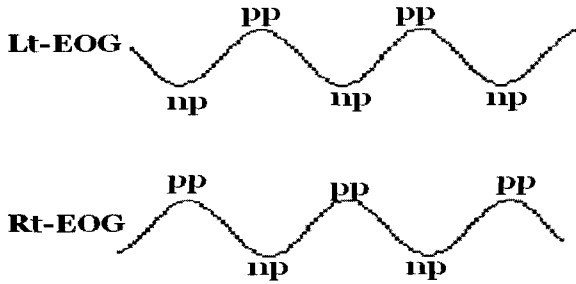


그림 4. 침점 탐지
Fig. 4. Peak detection

Left_Index = [np(n), pp(n), np(n+1), pp(n+1)]
Right_Index = [pp(n), np(n), pp(n+1), np(n+1)]
(np: negative peak, pp: positive peak)

③ 분할(segmentation)

그림 5에서 왼쪽 안전도는 negative peak, positive peak, negative peak가 한 segment가 되고, 오른쪽 안전도는 positive peak, negative peak, positive peak가 한 segment가 된다. 안전도의 N번째 segments를 예로 들면 좌 안전도는 N segment of LEOG: {np(n), pp(n), np(n+1)}로 표현되고, 우 안전도는 N segment of REOG: {pp(n), np(n), pp(n+1)}로 표현된다.

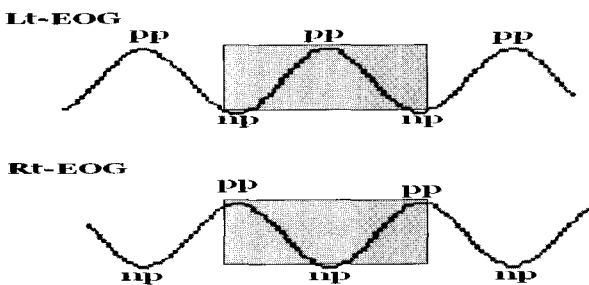


그림 5. 분할
Fig. 5. Segmentation

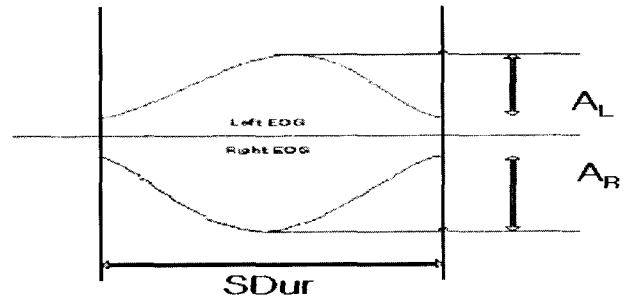
④ 느린 안구운동 탐지

위의 과정을 거쳐 찾아진 segment pairs에서 segment duration(SDur), Left and Right amplitude(AL, AR), concordance를 구해서 이 값들이 설정치(threshold)을 만족하

면 느린 안구운동으로 판정한다.

느린 안구 운동 지속 시간인 SDur는 1.5초부터 4초 사이로 정하였다. 이는 기존의 연구 결과와 예비 연구 결과를 바탕으로 정하였다.

해당 판독 단위의 안전도 진폭의 표준 편차(standard deviation)를 좌우 각각에 대하여 AL, AR 이라 하였을 때, AL, 과 AR의 차를 AL, 과 AR중 가장 큰 값으로 나누었을 때, 그 값이 0.3이하가 되는 경우에 느린 안구 운동의 진폭 조건을 만족한다고 보았다(그림 6).



$$(A_L > T_{AMP}) \text{ and } (A_R > T_{AMP})$$

$$|A_L - A_R| / \text{MAX}(A_L, A_R) < 0.3$$

그림 6. SEM 탐지: 매개 변수
Fig. 6. SEM Detection: Segment parameters

한편 좌우 안전도의 느린 안구 운동이 동시에 일어나는 지(concordance) 판단하기 위해, 좌우 안전도의 침점의 index에 대하여 공변량 분석(covariate analysis)을 통해 상관 계수(correlation coefficient)를 구하였으며, 그 값이 -0.7이하인 경우 느린 안구 운동의 동시성에 대한 조건을 만족한다고 보았다.

3) 신호 분석 프로그램(SOD Version 0.9)

본 연구에서 제안된 알고리즘을 실제 신호에 적용시켜 보고 그 정확도를 판정한 후 알고리즘에 적용되는 기준 변수(parameters)를 수정하기 위한 신호 분석 및 디스플레이(display) 기능을 가진 신호 분석 프로그램(SOD Version 0.9)를 구현하였다. 이 프로그램을 이용하여 뇌파와 안전도 신호의 판독 단위(epoch)별 파형과 분석 결과를 한 눈에 알아볼 수 있고, 분석 결과를 저장할 수 있다. 프로그램의 기능을 자세히 살펴보면, 판독 단위별로 뇌파, 안전도 신호를 디스플레이 할 수 있는 기능이다. 동시에 기록되는 신호와 유사하게 화면에 디스플레이 된다. 이를 통하여 제안된 알고리즘에 의한 뇌파의 상대 파워와 연구자가 육안으로 판정하는 상대 파워를 비교할 수 있었다. SOD에 의한 느린 안구 운동이 육안으로 판정할 때에도 느린 안구 운동으로 판정될 수 있는 지 비교하였다(그림 7).

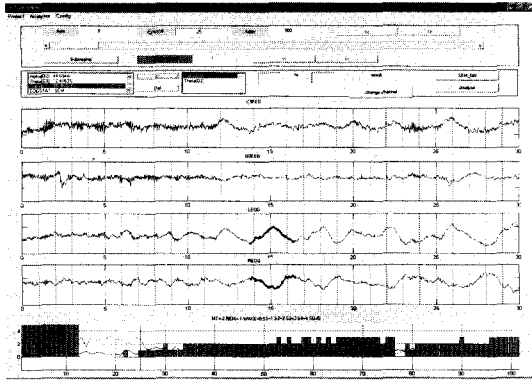


그림 7. SOD 버전 0.9
Fig. 7. SOD Version 0.9

4. 제1단계 수면 탐지(detection of stage 1 sleep)

1) 기준 변수(parameters)

본 연구는 1단계 수면과 밀접하게 관련되는 3가지 자료를 기반으로 하였다. 먼저 알파파는 1단계 수면의 초기에 특징적인 변화를 보이며, 후두부(occipital) 알파파의 상대 파워 감소와 전두부(frontal) 알파파 파워의 상대적 증가를 보인다 [15,16]. 이후 후두부 알파파의 상대 파워가 50% 이하로 감소되는 시점에서 각성이 종료된다[11].

그 다음으로 양쪽 안구운동의 지속 시간이 1.5초부터 4초 사이인 느린 안구운동이 출현한다. 기존 연구에 따르면 느린 안구운동이 출현하는 시점은 외부 자극에 대한 반응이 없어지는 시점과 대체로 일치하며 따라서 수면 상태로

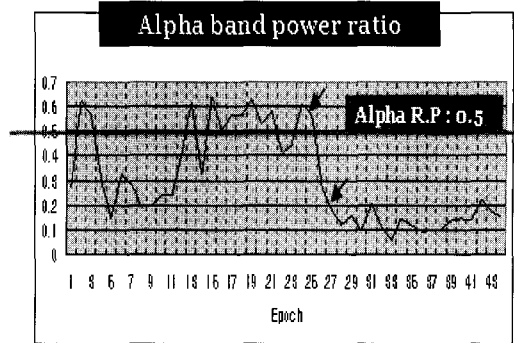
진입하는 시점이라고 할 수 있다[17-19]. 다음에는 느린 뇌파인 세타파가 출현한다[11]. 이후에 두정부 첩파가 나타나며, 2단계 수면의 지표인 수면 방추파와 케이-복합파가 출현하면 1단계 수면이 종료되고 2단계 수면이 시작 된다[6].

본 연구는, 1단계 수면을 구성하는 다양한 생리적 사건들이 비교적 일정한 순서로 나타나며, 경우에 따라서는 동시에 나타나는 양상을 보인다는 점을 염두에 두고 이루어졌다. 따라서 수면다원기록의 특정 판독 단위에 대해 위에서 열거한 기준들을 만족하는 지 검증하게 된다.

2) 제1단계 수면 판정 기준(criteria for stage 1 sleep)

① 알파파

해당 판독 단위에서 알파파의 상대 파워가 50% 이하인 경우에 1단계 수면에 부합된다고 판정하였다. 한편 각 판독 단위의 알파파 상대 파워를 이전 판독 단위의 그것과 비교하였으며 그 증감을 조사하였다. 이를 통해 각성에서 수면으로 진행할 때 특징적으로 출현하는 알파파 상대 파워의 감소 현상을 관찰하고자 하였다(그림 8).



Transition from wakefulness to stage 1 sleep is indicated by the line between two arrows

각성에서 1단계 수면으로 전이되는 시점은 두 개의 화살표 사이에 있는 선으로 표시되어 있음.

R.P: Relative power

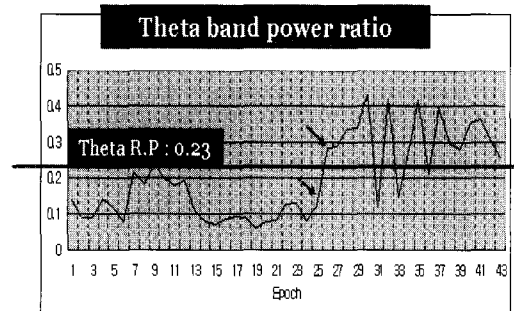
R.P: 상대 파워

그림 8. 알파파의 상대 파워 변화

Fig. 8. Relative power of alpha frequency band

② 세타파

해당 판독 단위에 나타난 세타파의 상대 파워가 23% 이상이면 1단계 수면에 부합된다고 판정하였다. 각성 상태와 비교하여 1단계 수면에서의 세타파의 상대 파워에 대한 알려진 기준은 없다. 본 연구에서 적용한 세타파의 상대 파워에 대한 기준은 본 연구자가 시행한 예비 연구 결과를 토대로 정하였다. 한편 세타파의 상대 파워가 시간에 따라 어떤 변화를 보이는 지 판별하기 위해 해당 판독 단위와 이전 판독 단위를 비교하였다(그림 9).



Transition from wakefulness to stage 1 sleep is indicated by the line between two arrows

각성에서 1단계 수면으로 전이되는 시점은 두 개의 화살표 사이에 있는 선으로 표시되어 있음.

R.P: Relative power

R.P: 상대 파워

그림 9. 세타파의 상대 파워 변화

Fig. 9. Relative power of theta frequency band

③ 느린 안구운동 및 입면기 렘수면 (sleep-onset REM)

앞서 언급한 느린 안구 운동에 대한 지속시간, 진폭, Concordance의 조건을 만족하는 경우에 느린 안구운동이 일어났다고 보았고, 1단계 수면에 부합된다고 보았다. 한편 기면병 환자에서는 입면기 렘수면이 나타날 수 있다. 해당 판독 단위의 안구운동의 지속 시간이 1.5초 미만인 경우에는, 해당 판독 단위의 근전도 평균 값을 수면 검사 전체 근전도의 평균 값과 비교하였으며, 이보다 낮은 값을 보이는 경우에는 입면기 렘수면으로 판독하였고, 입면으로 판별하였다.

④ 근전도

각성과 입면 상태 구분을 위해 근전도를 이용하지는 않았다. 근전도의 변화는 매우 느리고 점진적이므로 각성 상태와 입면 상태를 구분할 수 있을 만큼 분명하지 않기 때문이다. 하지만 기면병 환자에서 나타날 수 있는 입면 시 렘수면을 감별하는데 근전도의 평균 값을 이용하였다.

3)분류(classification)

수면다원기록은 Rechtschaffen과 Kales의 표준화된 기준 [9]에 따라 본 연구와 무관한 수면다원검사 판독전문기사 2명이 판독하였다. 이를 바탕으로 수면 기록 시작 직후부터 2단계 수면이 나타나기 이전의 수면 자료 범위를 정하였다. 이 수면 자료에 대해 수면 기사가 각성, 1단계 수면 및 입면기 렘수면 중 어느 하나로 판별하였다. 이를 본 알고리즘의 정확도를 판별하는 데 있어 기준으로 삼았다.

동일 자료에 대해 본 연구에서 개발한 분석 프로그램을 이용하여 분석하였다. 알파파의 상대 파워, 세타파의 상대 파워 그리고 느린 안구운동의 3개 기준 변수에 대하여, 각 기준 변수가 앞서 기술한 1단계 수면의 기준을 만족하면 '1', 각성에 해당하는 경우는 '0'으로 부호화(coding)하였을 때 나타날 수 있는 8가지 조합을 만들었다. 각 조합에 대해 순서대로 R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7 및 R8으로 명명하고 분류하였다(표 1). 각 조합에 대해 다음과 같은 기준으로 각성이나 1단계 수면으로 최종 판정하였다. 첫째, 알파파의 상대 파워가 50% 이상이면 다른 기준 변수들이 어떤 값을 가지더라도 각성으로 판정하였다(R1, R2, R3, R4). 둘째, 알파파의 상대 파워가 50% 이하이면, 세타파의 상대 파워가 23% 이상이거나 느린 안구운동이 나타나는 경우에만 1단계 수면으로 판정하였다(R5, R6, R7). 셋째, 알파파의 1단계 수면 기준만을 만족하면 각성으로 판정하였다(R8)(표 1).

표 1. 각성과 1단계 수면을 구분하는 규칙

Table 1. Rule of Discrimination between Wakefulness and Stage 1 Sleep

Parameters	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8
Alpha wave relative power	0	0	0	0	1	1	1	1
Theta wave relative power	1	1	0	0	1	1	0	0
SEM (slow eye movement)	1	0	1	0	1	0	1	0
Stage	W	W	W	W	S1	S1	S1	W

- 0: In case that each parameter satisfies the criteria of wakefulness.
- 0: 각 매개 변수가 각성의 조건을 만족하는 경우
- 1: In case that each parameter satisfies the criteria of stage 1 sleep
- 1: 각 매개 변수가 1단계 수면의 조건을 만족하는 경우

4)통계 분석

각 조합에 해당되는 판독 단위에 대해 프로그램이 판정한 결과를 수면 기사가 판독한 기준과 비교하여, 전체 일치도(OPA, overall percent agreement)를 계산하였다.

신뢰도 평가를 위해 SPSS PC version 11.0을 이용하여 카파(Kappa) 값을 계산하였다.

연구 결과

총7 명의 수면검사 자료에서 추출한, 총169개의 판독 단위를 분석하였다. 이들 판독 단위는 수면다원검사 시작 직후부터 2단계 수면이 나타나기 이전의 자료들이었으며, 2, 3, 4 단계 수면 및 렘수면을 보이는 판독 단위는 없었고, 각성이나 1단계 수면 중 하나에 해당하였다.

대상(subject)별로 각 조합에 해당하는 판독 단위의 개수(number of epoch), 이를 기준과 비교하였을 때 정확하게 판정된 판독 단위의 개수 (number of agreement), 그리고 각 대상에서의 일치도는 표 2에서 보는 바와 같다.

각성으로 판정된 판독 단위는 75개였으며, 이 중 알파파의 상대 파워가 50% 이상이라는 조건을 만족하는 것은 3개뿐이었다. 나머지 72개는 알파파의 상대 파워가 50% 이하이면서 세타파와 느린 안구운동에서 1단계 수면을 시사하는 소견이 나타나지 않아 각성으로 분류되었으며 82%의 일치도를 보였다.

1단계 수면으로 판정된 판독 단위는 94개였으며, 이 중 알파파 조건과 세타파 조건을 만족하는 R6 조합이 40개로 가장 많았고, 85%의 일치도를 보였다.

느린 안구운동은 169개의 판독 단위 중 54개, 즉32%에서 나타났으며, 70.4%의 일치도를 보였다. 하지만 2명의 수면 자료에서는 느린 안구운동을 찾을 수 없었다. 이들의 경우 각각 16개와 22개의 판독 단위로 이루어져 있어 다른 수면 자료에 비해 상대적으로 짧았다. 알파파의 상대 파워가 50% 이하라는 조건을 만족하는 것 중에서 느린 안구운동을 고려해서 1단계 수면으로 판정한 판독 단위는 37개로 68%의 일치도를 보였다.

끝으로, 7 명의 전체 자료를 통합한 후 분석한 결과 전체 일치도는 79.3%였다. 그리고 카파 값은 0.586, (p < 0.01)였다(표 3).

- W: Wakefulness
- W: 각성
- S1: Stage 1 sleep
- S1: 1단계 수면

표 2. 개발된 알고리즘과 수기 판독간의 각성과 1단계 수면에 대한 판독 일치도

Table2. Agreement of each subject and total subjects regarding wakefulness and stage 1 sleep detection by the developed algorithm

Subjects		R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	Sum	SEM
	Stage	W	W	W	W	S1	S1	S1	W		
1	No of epoch	0	0	0	1	1	6	9	17	34	10
	No of Agreement	0	0	0	1	1	5	7	14	28	8
	Agreement (%)									82.4	80.0
2	No of epoch	0	0	0	0	9	3	5	11	28	14
	No of Agreement	0	0	0	0	5	3	1	11	20	6
	Agreement (%)									71.4	42.9
3	No of epoch	0	0	0	0	2	11	16	3	32	18
	No of Agreement	0	0	0	0	2	8	14	2	26	16
	Agreement (%)									81.3	88.9
4	No of epoch	0	0	0	2	0	6	1	13	22	1
	No of Agreement	0	0	0	2	0	6	0	8	16	0
	Agreement (%)									72.7	0
5	No of epoch	0	0	0	0	2	3	1	2	8	3
	No of Agreement	0	0	0	0	2	3	0	2	7	2
	Agreement (%)									87.5	66.7
6	No of epoch	0	0	0	0	3	4	5	17	29	8
	No of Agreement	0	0	0	0	3	4	3	15	25	6
	Agreement (%)									86.2	75.0
7	No of epoch	0	0	0	0	0	70	0	9	16	0
	No of Agreement	0	0	0	0	0	5	0	7	12	0
	Agreement (%)									75.0	0
Total	No of epoch	0	0	0	3	17	40	37	72	169	54
	No of Agreement	0	0	0	3	13	34	25	59	134	38
	Agreement (%)									79.3	70.4

표3. 개발된 알고리즘의 각성과 1단계 수면 탐지에 대한 신뢰도

Table3. Reliability of automatic detection of wakefulness and stage 1 sleep by the developed algorithm

		Standard		
		W	S1	Total
SOD	W	62	22	84
	S1	13	72	85
Total		75	94	169

Kappa 0.586, P < 0.01

W: Wakefulness

W: 각성

S1: Stage 1 sleep

S1: 1단계 수면

고 찰

본 연구에서 개발한 디지털 분석 프로그램을 활용하여 1단계 수면과 각성 상태를 구분하고, 판정한 결과는 수면 기사가 판독한 기준 결과와 비교하였을 때 79.3%의 전체 일치도를 보였다. 기존 연구에서 디지털 분석을 이용하여 수면 단계를 판정한 일치도는 70% 정도이며[12], 그 일치도는 1단계 수면뿐 아니라 2,3,4 단계 및 렘-수면까지 포괄적으로 분석하여 얻은 결과이다. 디지털 분석의 특성상 델타파의 상대 파

위를 계산하여 수면 단계를 판별하는 3,4 단계 수면의 경우 그 일치도가 매우 높다. 또 렘이라는 특징적인 지표가 있는 렘-수면 단계와 수면 방추파나 케이-복합파와 같은 뚜렷한 지표가 있는 2단계 수면 역시 디지털 분석이 상대적으로 용이한 편이다. 따라서 2,3,4단계 및 렘-수면과 1단계 수면의 일치도가 포괄되어 계산된 일치도가 70%라는 점을 감안하면, 본 연구에서 얻은 79.3%의 일치도는, 다른 수면 단계에 비해 특징적인 지표가 적고 여러 지표를 고려해야 하는 1단계 수면만을 대상으로 한 것으로 의미 있게 높은 결과라 할 수 있다. 카파 값0.586 (p < 0.01)도 통계적으로 유의하며 79.3%의

일치도가 우연에 의해 나타난 것이 아니고, 본 연구에서 제안된 알고리즘이 높은 신뢰도를 가지고 있음을 보여준다.

본 연구에서 알파파의 상대 파워가 50% 이상이라는 조건에 따라 각성으로 분류된 것은 3개 판독 단위뿐이었다. 이는 앞에서 언급한 것처럼, 알파파의 상대 파워만으로는 각성과 수면 상태를 감별하는 데 한계가 있다는 점을 보여준다. 한편 알파파의 상대 파워가 50% 이하임에도 세타파와 느린 안구운동 조건을 고려하여 각성으로 판정하였을 경우 82%의 일치도를 보이므로 다중적 지표를 활용하는 것이 알파파만을 고려하는 방법에 비해 효율적이며, 앞서 언급한 알파파에만 의존하는 접근이 가지는 한계를 극복하는데 도움이 될 것으로 판단된다.

1단계 수면으로 판정된 판독 단위 중에, 알파파 조건과 세타파 조건을 동시에 만족하는 조합이 40개로 가장 많았고, 85%의 일치도를 보였다. 이는 1단계 수면을 판정하는 데 있어 세타파의 상대 파워를 고려하는 것이 유용하다는 점을 시사한다. 한편 알파파 조건과 느린 안구운동 조건을 만족하는 R7 조합이 37개였으며, 알파파와 세타파 그리고 느린 안구운동 조건을 모두 만족하는 조합은 17개로 가장 적었다. 이는 1994년 Hori 등의 연구에서와 같이 1단계 수면과 관련되는 세타파와 느린 안구운동이 순차적으로 나타난다는 점을 시사한다[11].

알파파의 상대적 비율이 50% 이하라는 조건을 만족하는 것 중에서 느린 안구운동을 고려해서 1단계 수면으로 판정된 판독 단위는 37개로 68%의 일치도를 보였다. 이들 판독 단위는 느린 안구운동을 고려하지 않았을 경우에는 각성으로 판정될 수 있는 것으로, 느린 안구운동을 이용함으로써 알파파만으로 감별이 힘든 판독 단위에 대한 판독 정확도를 높일 수 있었다. 2000년 Kinnari 등은 주간 과다 졸림증 환자들을 대상으로 한 연구에서 느린 안구운동의 출현이 뇌파 변화보다 더 일관되게 외부 자극에 대한 반응성의 감소와 관련 있다는 것을 보고하였다[18]. 본 연구를 통해 Kinnari 등이 제기한 느린 안구운동과 입면파의 밀접한 관련성을 다시 확인할 수 있었다.

본 연구는 1단계 수면 판정을 위해 뇌파와 안전도를 동시에 디지털 분석하였다는 점에서 기존의 연구와 차별화된다. 수면의학 전문가가 수면 다원기록을 판정할 때 뇌파뿐 아니라 안전도, 근전도, 호흡 양상, 사지운동 양상 등을 종합적으로 고려한다는 점을 감안하면, 수면다원기록의 디지털 분석에서도 다양한 자료를 종합적으로 분석하면 판독 정확도를 높일 수 있을 것으로 판단한다. 본 연구에서 나온 79.3%의 일치도는 기존 결과에 비해 높은 값이며, 이는 뇌파 외에 안전도를 고려한 다중적 접근이 유효함을 입증한다.

각성 상태에서 1단계 수면으로 진행하면서 호흡 양상의 변화, 심장 박동 수 변화가 나타난다[20-23]. 향후 연구에서는 각성과 수면 상태를 감별하기 위해 본 연구에서 고려한 기준 변수 외에도 심장 박동수 변화에 대한 기준 변수를 추가할 필요가 있다고 판단한다.

본 연구에서는 1단계 수면 후반부에 출현하는 두정부 침파의 분석이 포함되지 않았다. 향후 연구에서 두정부 침파의 분석이 추가되면 1단계 수면 후반부에 대한 판독 정확도를 향상시킬 수 있을 것으로 보인다. 느린 안구운동이 1단계 수면의 전반부에서 각성과 수면 상태의 감별에 유용한 지표로 사용되었던 것처럼, 두정부 침파의 분석은 1단계 수면과 2단

계 수면의 감별에 도움을 줄 것으로 판단된다.

본 연구는 정상인의 수면 자료를 대상으로 한 것이다. 수면다원검사를 받는 대상자들의 대부분이 다양한 수면 질환을 가지고 있으므로, 수면 질환이 있는 환자들을 대상으로 본 알고리즘의 임상적 유용성을 검증할 수 있는 연구가 이어져야 한다.

결론

본 연구에서는, 뇌파와 안구운동에 대한 디지털 분석을 이용하여 1단계 수면을 자동으로 탐지할 수 있는 프로그램을 개발하였다.

기존의 1단계 수면 탐지 알고리즘이 뇌파에 대한 분석에 의존하고 있으며, 이로 인한 제한이 있었다. 이에 본 연구에서는 1단계 수면 중 출현하는 느린 안구운동을 탐지할 수 있는 알고리즘을 추가하여 판독 정확도를 높이고자 하였다.

정상인 남성 7명의 수면 자료에 대해 본 프로그램을 적용시켜 본 결과, 수면 기사가 판독한 결과와 비교하여 79.3%의 일치도와 카파 값 0.586 ($p < 0.01$)를 보여 높은 신뢰도를 보였다. 특히 79.3%의 일치도는, 기존 디지털 분석의 일치도가 70% 내외인 점을 감안하면, 본 프로그램이 1단계 수면 탐지에 유용함을 시사한다.

본 연구는 정상인의 수면 자료를 대상으로 한 것이다. 수면 다원 검사는 다양한 수면 질환을 감별하기 위해 이용되므로, 향후 수면 질환을 가진 환자의 자료를 대상으로 본 프로그램의 유용성에 대한 검증이 이루어져야 할 것으로 생각된다.

본 연구에서는, 1단계 수면 탐지를 위해 뇌파에 대한 분석에 느린 안구운동에 대한 분석을 추가하여 판독 정확도를 높여 하였다는데 주안점이 있다.

참고 문헌

1. Aldrich MS, Chervin RD, Malow BA, "Value of the multiple sleep latency test (MSLT) for the diagnosis of narcolepsy," *Sleep*, Vol. 20, pp. 620-629, 1997
2. Ogilvie RD, "The process of falling asleep," *Sleep Med Rev*, Vol. 5, pp. 247-270, 2001
3. Jobert M, Escola H, Jahnig P, Schulz H, "A comparison between visual and computer assessment of sleep onset latency and their application in a pharmacological sleep study," *Sleep*, Vol. 16, pp. 233-238, 1993
4. Alloway CE, Ogilvie RD, Shapiro CM, "EEG spectral analysis of the sleep-onset period in narcoleptics and normal sleepers," *Sleep*, Vol. 22, pp. 191-203, 1999
5. Krieger J, "Clinical approach to excessive daytime sleepiness," *Sleep*, Vol. 23 Suppl 4, pp. 95-98, 2000
6. Loomis AL, Harvey E, Hobart GA, "Potential rhythms of the cerebral cortex during sleep," *Science*,

- Vol. 81, pp. 597-598, 1935
7. Loomis AL, Harvey E, Hobart GA, "Further observation on the potential rhythms of the cerebral cortex during sleep, *Science*," Vol. 82, pp. 199-199, 1935
 8. Dement WC, Kleitman N, "The relation of eye movements during sleep to dream activity: an objective methods for the Study of dreaming, *J Exper Psychol*," Vol. 53 pp. 339-346, 1957
 9. Rechtschaffen A, Kales A. (Eds), "A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects," Los Angeles, UCLA, Brain Information Service/Brain Research Institute, 1968
 10. Roth B, "The clinical and theoretical importance of EEG rhythms corresponding to states of lowered vigilance, *Electroenceph Clin Neurophysiol*," Vol. 13, pp. 395-399, 1961
 11. Hori T, Hayashi M, Morikawa T, "Topographic EEG changes and the hypnagogic experience," In: Sleep Onset: Normal and Abnormal Process. ed by Ogilvie RD, Harsh Jr Washington DC: American Psychological Association, 1994
 12. Hasan J, "Past and future of computer-assisted sleep analysis and drowsiness assessment," *J Clin Neurophysiol*, Vol. 13, pp. 295-313, 1996
 13. Park H J, Oh J S, Jeong D U, Park K S, "Automated sleep stage scoring using hybrid rule- and case-based reasoning, *Comput Biomed Res*, Vol. 33 pp. 330-349, 2000
 14. Jasper HH, "The ten twenty electrode system of the International Federation, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*," Vol. 10, pp. 371-375, 1958
 15. Tanaka H, Hayashi M, Hori T, "Topographical characteristics and principal component structure of the hypnagogic EEG, *Sleep*," Vol. 20, pp. 523-534, 1997
 16. Hasan J, Broughton R, Quantitative topographic EEG mapping during drowsiness and sleep onset In: Sleep Onset: Normal and Abnormal Process. ed by Ogilvie RD, Harsh Jr Washington DC: American Psychological Association 1994
 17. Ogilvie RD, McDonagh DM, Stone SN, Wilkinson RT. Eye movements and the detection of sleep onset, *Psychophysiology*, Vol. 25, pp. 81-91, 1988
 18. Kinnari K, Peter JH, Pietarinen A, Groete L, Penzel T, Varri A, Laippala P, Saastamoinen A, Cassel W, Hasan J, Vigilance stages and performance in OSAS patients in a monotonous reaction time task, *Clin Neurophysiol*, Vol. 111 No. 6, pp. 1130-1136, 2000
 19. Torsvall L, Akerstedt T, Extreme sleepiness: quantification of EOG and spectral EEG parameters, *Int J Neurosci*, Vol. 38, pp. 435-441, 1988
 20. Pivik RT, Busby K, Heart rate associated with sleep onset in preadolescents, *J Sleep Res*, Vol. 5 pp. 33-36, 1996
 21. Pivik RT, Busby KA, Gill E, Hunter P, Nevins R, Heart rate variations during sleep in preadolescents, *Sleep*, Vol. 19, pp. 117-135,
 22. Burgess HJ, Kleiman J, Trinder J, Cardiac activity during sleep onset, *Psychophysiology*, Vol. 36, pp. 298-306, 1999
 23. Bonnet MH, Arand DL, "Heart rate variability: sleep stage, time of night, and arousal influences, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*," Vol. 102, pp. 390-396, 1997