

피부전기활동을 이용한 실시간 깊은 수면 검출 알고리즘의 개발

정다운 · 최상호 · 주광민 · 이유진¹ · 정도연¹ · 박광석²

서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링전공
¹서울대학교병원 수면의학센터, ²서울대학교 의과대학 의공학교실

Real-time Detection of Deep Sleep using Electrodermal Activity

Da Woon Jung, Sang Ho Choi, Kwang Min Joo, Yu Jin Lee¹, Do-Un Jeong¹ and Kwang Suk Park²

Interdisciplinary Program for Biomedical Engineering, Seoul National University Graduate School, Seoul, Korea

¹*Department of Psychiatry and Behavioral Science, Seoul National University College of Medicine and Center for Sleep and Chronobiology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea*

²*Department of Biomedical Engineering, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea*

(Manuscript received 1 September 2015; revised 12 October 2015; accepted 13 October 2015)

Abstract: Although many studies have analyzed the relationship between electrodermal activity (EDA) and sleep stages, a practical method for detecting sleep stage using EDA has not been suggested. The aim of this study was to develop an algorithm for real-time automatic detection of deep sleep using the EDA signal. Simultaneously with overnight polysomnography (PSG), continuous measurement of skin conductance on the fingers was performed for ten subjects. The morphometric characteristics in the fluctuations of EDA signal were employed to establish the quantitative criteria for determining deep sleep. The 30-sec epoch-by-epoch comparison between the deep sleep detected by our method and that reported from PSG exhibited an average sensitivity of 74.6%, an average specificity of 98.0%, and an average accuracy of 96.1%. This study may address the growing need for a reliable and simple measure for identifying sleep stage without a PSG.

Key words: Autonomic nervous system, Deep sleep, Electrodermal activity, Sleep stage

1. 서 론

인간의 수면은 빠른 눈동자 움직임을 보이는 렘(rapid eye movement, REM)수면과 비렘(non-rapid eye movement, NREM)수면으로 구분되며, 비렘수면은 수면의 깊이에 따라 다시 3단계로 나뉜다. 이 중 3단계 비렘수면은 각성 상태로의 전환을 위해 가장 큰 자극을 필요로 하는 수면 상태로, 이러한 상태를 지칭하기 위해 깊은 수면(deep sleep)이라는 표현이 사용되고 있다. 2012년 미국수면학회(American

Association of Sleep Medicine, AASM)에서 제시한 수면 단계 평가 지침에 따르면 깊은 수면은 30초 기본단위구간(1 epoch)의 20% 이상에 해당하는 시간 동안 느리고(0.5-3 Hz) 높은 진폭(> 75 μ V)의 뇌파(delta-wave)가 관찰되는 수면 단계로서 서파 수면(slow-wave sleep)이라고 표현되기도 한다. 깊은 수면은 주로 수면 전반부에 등장하며 정상 성인의 경우 총 수면 시간의 5-15%를 차지한다[1].

깊은 수면 동안 우리 몸에서는 다양한 생리학적 작용이 일어나는 것으로 알려져 있으며 이러한 작용들의 대표적인 효과로 뇌의 휴식 및 에너지 절약[2], 성장 호르몬의 분비[3], 기억의 응고화(memory consolidation)[4,5]와 같은 것들이 있다. 따라서 매일의 수면에서 깊은 수면의 발생에 관한 정보를 획득하고 이를 임상적으로 활용할 가능성을 확보하는 것은 수면 연구 분야에서 중요한 의미와 가치를 갖는다고 할 수 있다.

Corresponding Author : Kwang Suk Park
715, Fundamental Medical Research Building, Seoul National University College of Medicine, 103 Daehak-no, Jongno-gu, Seoul, Korea.

TEL: +82-2-740-8599 / PHONE: +82-10-6523-9561
FAX: +82-2-3676-2821 / E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

이 연구는 삼성전자의 지원을 받아 수행하였음.

수면다원검사(polysomnography, PSG)는 수면 중 다양한 생체 신호들에서 나타나는 변화를 관찰 및 기록하는 과정으로 이 때 뇌전도(electroencephalogram, EEG), 안전도(electrooculogram, EOG), 근전도(electromyogram, EMG)는 수면 단계와 각성 상태의 객관적 평가를 위해 일반적으로 계측 및 분석되는 생체 신호들이다. 하지만 이러한 검사는 숙달된 전문 인력(검사자)을 필요로 한다는 점과 피검자의 몸에 다수의 센서 부착이 요구된다는 점에서 한계가 지적 되고 있다. 이로부터 최근 좀 더 적은 수의 생체 신호를 사용하면서도 높은 수준의 유용성과 편리성, 신뢰성을 제공하는 대체 수면 단계 판별 기술의 개발에 대한 수요가 늘고 있는 추세이다.

이러한 수요를 충족시키기 위한 하나의 수단으로 본 연구에서는 피부전기활동(electrodermal activity, EDA)을 고려하였다. 피부전기활동은 전기피부반응(galvanic skin response, GSR), 정신전기반사(psychogalvanic reflex, PGR), 피부전도반응(skin conductance response, SCR), 피부전위반응(skin potential response, SPR), 피부전도수준(skin conductance level, SCL), 피부저항수준(skin resistance level, SRL), 피부전위수준(skin potential level, SPL), 피부전기반응(electrodermal response, EDR)을 통칭하는 표준 용어로서 땀샘의 상태 변화로 야기되는 피부의 전기적 반응을 의미한다[6].

본 연구에서는 깊은 수면 중 피부전기활동 신호에서 관찰되는 특징을 정량적으로 분석해 실시간으로 깊은 수면을 검출할 수 있는 알고리즘을 개발하고, 수면 관련 질환이 없는 정상인 군과 특정 수면 관련 질환을 가진 환자 군을 대상으로 알고리즘의 성능을 검증하는 것을 목적으로 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상 및 수면다원검사

본 연구는 서울대학교병원 의학연구 윤리심의위원회(Institutional Review Board, IRB)로부터 승인을 받은 후 진행되었으며 모든 연구 대상자는 서면으로 연구 참여 동의서를 제출하였다(IRB No. 1412-091-634).

연구 대상자로는 무한증(anhidrosis) 또는 저한증(hypohydrosis)이 없는 만 18세 이상, 60세 미만의 성인 남녀 10명이 모집되었다. 이들 중 5명은 특별한 의학적 병력이 없는 정상인에 해당하였고 나머지 5명은 수면 무호흡-저호흡증(sleep apnea-hypopnea syndrome, SAHS) 고위험자였다.

모든 연구 대상자는 서울대학교병원 수면의학센터에서 검사자의 관리 하에 약 8시간 동안 야간 수면다원검사를 수행하였다. 수면다원검사 중에는 뇌전도, 안전도, 턱밑근(sub-

mental muscle)과 양측 앞정강근(tibialis anterior muscle)에서의 근전도, 심전도(electrocardiogram, ECG), 상체 가속도 신호, 목에서의 음성 신호를 측정하였고 구비강열전대(oronasal thermistor)와 비강압력케놀라(nasal pressure cannula)를 통한 호흡 기류 측정, 교류저항 체적 변동기록법(plethysmography)을 통한 흉곽과 복부에서의 호흡 노력 측정, 맥박산소측정기(pulse oximeter)를 통한 혈중산소포화농도 측정 또한 동시에 이루어졌다. 각 신호는 NUVO 수면 시스템(Nidek Medical Products, Inc., 미국)을 통해 250 Hz로 표본화(sampling) 되었다.

수면다원검사 시 기록된 생체 신호의 판독을 통한 수면 단계 및 무호흡, 저호흡 구간의 판단은 2012년 미국수면의학회에서 제시한 기준에 따라 공인된 자격을 가진 임상수면기사들에 의해 일차적으로 수행된 후, 임상의를 통해 최종 검토 및 승인되었다. 수면 단계는 연속적인 30초 기본단위구간에 대해 깊은 수면 구간과 깊은 수면이 아닌 구간으로 표시되었다. 수면 무호흡, 저호흡 구간의 판단 결과로부터 수면 시간 당 무호흡 또는 저호흡 횟수를 나타내는 무호흡-저호흡 지수(apnea-hypopnea index, AHI)를 계산하였다[1].

2. 피부전기활동 신호 측정

수면다원검사의 진행과 동시에 손가락에서 피부전도도의 연속적 측정이 이루어졌다. 비우세손(non-dominant hand)의 손바닥 면에서 검지와 중지의 가운데 마디 위에 폭 27 mm, 높이 36 mm 크기의 피부전도도 측정용 전극(EL507, Biopac Systems, Inc., 미국)을 부착하였다. 수면에 방해가 되지 않도록 최대한 무구속적으로 신호를 획득하기 위해 피부전도도 측정용 무선 송수신기 유닛(BN-PPGED, Biopac Systems, Inc., 미국)을 사용하였으며, 측정 시 사용한 전압은 직류 0.5 V였다. 측정된 신호는 변환기(MP150, Biopac Systems, Inc., 미국)를 이용하여 디지털 신호로 변환되었으며 신호의 표본화 주파수는 250 Hz로 하였다. 그림 1은 손가락에서 피부전기활동 신호를 측정하기 위해 전극을 부착하고 무선 송수신기를 착용한 모습이다.

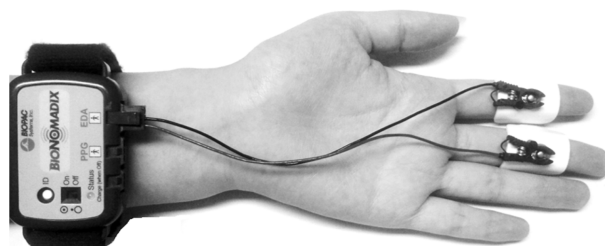


그림 1. 손가락에서 피부전기활동 신호를 측정하기 위해 전극을 부착하고 무선 송수신기를 착용한 모습.

Fig. 1. Attachment of electrodes and a wireless transmitter module for measuring electrodermal activity on the fingers.

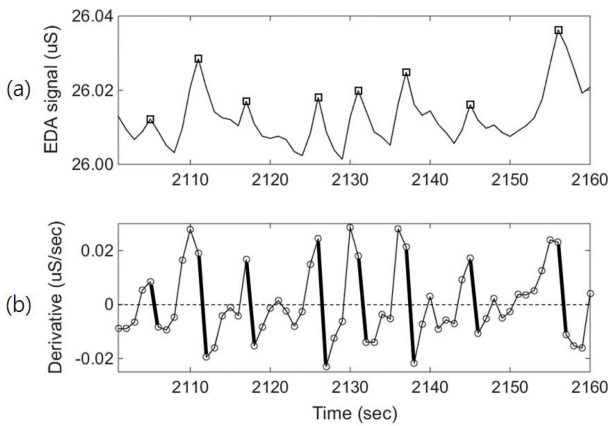


그림 2. 피부전기활동 신호(a) 내 피크 검출을 위해 그 도함수(b)를 활용하는 과정의 예시. 3nS/초 이상의 도함수 값이 등장하고 뒤이어 -2nS/초 이하의 값이 관찰되는 경우((b), 굵은 선), 이에 대응되는 피부전기활동 신호의 변곡점으로부터 피크((a), 빈 네모)의 시점 결정. Fig. 2. An illustration of electrodermal activity (EDA) signal peak detection process using the derivative. The peaks in the EDA signal ((a), hollow squares) were determined based on the derivative value ≥ 3 nS/sec followed by the value ≤ -2 nS/sec ((b), bold lines).

3. 피부전기활동 신호 분석 및 깊은 수면 구간 검출

본 연구를 통해서 개발된 깊은 수면 구간 검출 알고리즘은 크게 피부전기활동 신호의 전처리(pre-processing) 단계와 피부전기활동 신호 내 피크(peak) 검출 단계로 구성된다. 신체 움직임에 따른 피부와 전극 사이 임피던스 변화로 인한 동잡음과 각종 전자장치에 의한 고주파 잡음을 제거하기 위해 수면 중 획득한 피부전기활동 신호에 0.4 Hz의 저역통과필터(low-pass filter)를 적용한 후, 1 Hz로 하향 표본화(down-sampling) 하는 것이 전처리 과정에 해당한다. 전처리된 피부전기활동 신호의 1차 도함수(derivative)를 구하고 3nS/초 이상의 값과 -2nS/초 이하의 값이 연속적으로 등장하는 경우를 찾음으로써 피부전기활동 신호의 특정한 변동 패턴(pattern)을 고려한 피크 검출이 수행되었다. 그림 2는 이러한 피크 검출 과정을 보여주는 예시이다. 또한 피크 발생 횟수에 대한 조건을 적용해 60초 내에 피크의 개수가 5개 이상 20개 이하인 구간을 찾는 과정을 진행하였다. 피크 검출 및 피크 발생 횟수와 관련된 조건에서 사용된 수치들은 경험에 근거하여 결정된 값에 해당한다. 개발된 알고리즘은 30초 마다 현재로부터 60초 이전부터 현재까지 획득한 피부전기활동 신호에 적용되었으며, 해당 조건을 만족 시 현재로부터 60초 이전부터 30초 이전까지 등장한 구간을 깊은 수면 구간으로 판단하도록 하였다. 그림 3은 이러한 과정을 표현한 순서도(flow chart)이다. 알고리즘으로부터 최초 출력된 결과에 대해 수면 시작 후 약 20분 이내와 수면 종료 전 약 10분 이내에는 깊은 수면이 등장할 확률이 적다는 점에 근거해 예외 처리를 추가적으로

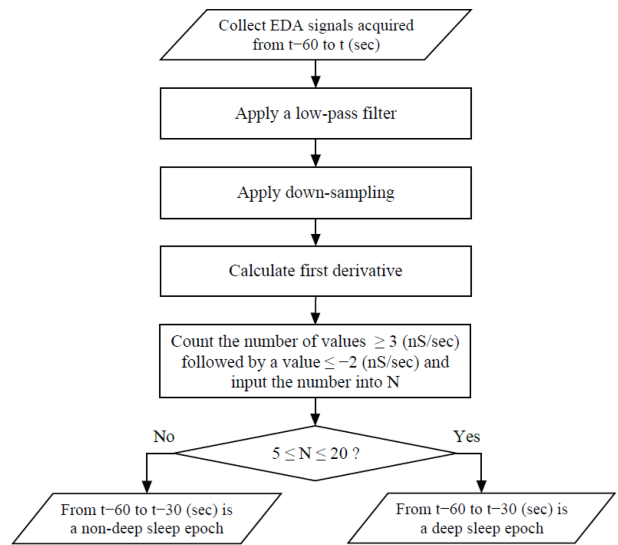


그림 3. 실시간 깊은 수면 구간 검출 알고리즘의 순서도. Fig. 3. Flow chart of the real-time deep sleep epoch detection algorithm.

적용하였다. 즉, 데이터 획득 시작 이후 20분 동안에 해당하는 구간과 데이터 획득 종료 이전 10분 동안에 해당하는 구간은 알고리즘을 통해 깊은 수면 구간으로 최초 출력되었더라도 최종적으로는 깊은 수면 구간이 아닌 것으로 판단하였다.

4. 통계 분석

평균 비교 분석(mean comparison analysis)을 통해 연구 대상자 중 수면 관련 질환이 없는 정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군 간 유의미한 차이를 보이는 인체측정학적 정보 및 수면 관련 변수가 있는지 조사하였다.

개발 알고리즘의 객관적 성능 평가를 목적으로 알고리즘으로부터 자동적으로 검출된 30초 단위의 깊은 수면 구간과 수면다원검사로부터 보고된 깊은 수면 구간의 비교를 통해 민감도(sensitivity), 특이도(specificity), 양성예측도(positive predictive value, PPV), 음성예측도(negative predictive value, NPV), 정확도(accuracy), 코헨 카파계수(Cohen's kappa coefficient)와 같은 값들을 계산하였다. 참고로 코헨 카파계수는 우연에 의해 나타날 것으로 기대되는 일치를 수학적으로 보정한 통계량이라는 점에서 정확도와 구분된다. 또한 분 단위의 깊은 수면 시간과 전체 수면 시간에 대한 깊은 수면 시간의 백분율에 대해 추정된 값과 수면다원검사로부터 보고된 값 사이의 일치도(agreement)를 보기 위해 블랜드-알트만 도표(Bland-Altman plot)을 그려 보았다. 블랜드-알트만 도표는 두 측정값의 평균을 X축, 두 측정값의 차이를 Y축으로 하여 그리는 산점도(scatter plot)에 해당하며 이를 통해 두 측정값 사이에 체계적 편향

(systemic bias)의 존재 여부를 판단하고 이상치(outlier)를 식별할 수 있다. 블랜드-알트만 도표 내에 점들이 Y = 0을 기준으로 대칭적으로 분포 되어 있을 시 두 측정값 사이에 체계적 편향이 존재하지 않는다고 할 수 있으며, 점 분포에 대한 95% 신뢰구간이 영(zero)을 포함하고 있으면 두 측정값 사이에 통계적으로 유의미한 차이가 없다고 판단할 수 있다.

정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군 사이에서 개발 알고리즘의 성능이 유의미한 차이를 갖지 않는지 확인하기 위해 앞서 언급한 평가 수치들에 대해 두 그룹 간 평균 비교 분석을 수행하였다.

모든 통계 분석은 SPSS statistics software(v.21.0, SPSS Inc., 미국)를 사용해 진행되었다.

III. 연구 결과 및 고찰

수면 무호흡-저호흡증 고위험군에 속했던 연구 대상자들은 수면다원검사 결과, 모두 무호흡-저호흡 지수가 5회/시간 이상의 값으로 조사되었고 따라서 실제 환자에 해당하였다. 연구 대상자들의 인체측정학적 정보 및 수면 관련 변수를 정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군으로 나눠 표 1에 요약하였다. 무호흡-저호흡 지수를 제외하고는 두 군 사이에서 유의미한 차이를 보이는 변수는 없었다(Mann-Whitney U 검정, 유의수준 0.05).

그림 4는 수면 중 획득된 피부전기활동 신호에 개발 알고리즘을 적용해 깊은 수면 구간을 검출하는 과정을 순차적으로 보여주는 예시이다. 분석된 데이터는 연구 대상자 중 정상인 한 명의 것이며, 최종적으로 검출된 깊은 수면 구간에

표 1. 연구 대상자들의 인체측정학적 정보 및 수면 관련 변수.
Table 1. Anthropometric and sleep parameters of study subjects.

	Normal subject group	SAHS patient group
Number of subjects	5	5
Age (years)	25.6 ± 2.7	26.0 ± 3.4
BMI (kg/m ²)	22.8 ± 1.3	23.2 ± 1.5
AHI (events/h)	1.5 ± 1.4	13.2 ± 4.5*
TRT (min)	467.7 ± 34.2	470.8 ± 29.0
SE (%)	88.7 ± 5.0	88.0 ± 6.7
TDS (min)	35.9 ± 27.9	31.8 ± 31.2
%DS (%)	8.4 ± 6.6	8.0 ± 7.7

SAHS, sleep apnea-hypopnea syndrome; BMI, body mass index; AHI, apnea-hypopnea index; TRT, total recording time; SE, sleep efficiency; TDS, time in deep sleep; %DS, percentage of time in deep sleep to total sleep time. Data are presented as mean ± SD.

* indicates P < 0.05 (Mann-Whitney U test).

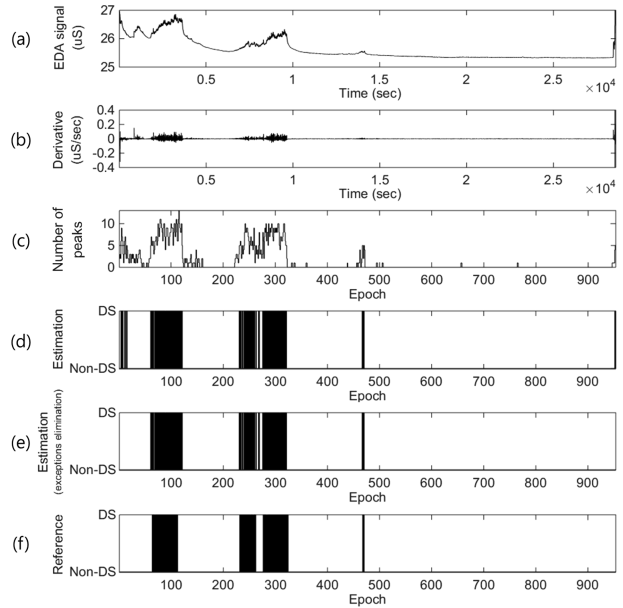


그림 4. 깊은 수면 구간 검출 과정의 예시. (a) 피부전기활동 신호, (b) 피부전기활동 신호의 도함수, (c) 피부전기활동 신호 내 피크의 개수, (d) 깊은 수면 추정 구간, (e) 예외 처리 후 깊은 수면 추정 구간, (f) 수면다원검사로부터 보고된 깊은 수면 구간.

Fig. 4. An illustration of deep sleep epoch detection process. (a) electrodermal activity (EDA) signal, (b) derivative of EDA signal, (c) number of peaks in EDA signal, (d) deep sleep (DS) epoch detection result, (e) DS epoch detection result after applying exceptions elimination, (f) DS epochs reported from polysomnography.

대한 정보를 가지고 계산한 결과, 민감도는 88.0%, 특이도는 96.3%, 양성예측도는 78.0%, 음성예측도는 98.2%, 정확도는 95.2%, 코헨 카파계수는 0.80으로 산출되었다.

표 2는 개발 알고리즘의 깊은 수면 구간 검출 성능에 대한 평가 수치를 정리한 것이다. 각 평가 수치를 정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군으로 나눠 정리한 후 평균 비교 분석을 수행한 결과, 두 군 사이에서 유의미한 차이를 보이는 평가 수치는 없었다 (Mann-Whitney U 검정, 유의수준 0.05). 양분화되지 않은 총 10명의 연구 대상자에 대해서는 평균적으로 민감도 74.6%, 특이도 98.0%, 양성예측도 80.4%, 음성예측도 97.5%, 정확도 96.1%, 코헨 카파계수 0.74의 값들이 획득되었다.

그림 5는 정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군 각각에서 조사한 분 단위의 깊은 수면 시간과 전체 수면 시간에 대한 깊은 수면 시간의 백분율과 관련된 블랜드-알트만 도표를 보여준다. 분 단위의 깊은 수면 시간의 경우, 추정값과 실제 값 사이의 차이의 평균(그림 5(a)와 (b), 실선)은 정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군 각각에서 0.4분과 -0.3분으로 계산되었고, 95% 신뢰구간(그림 5(a)와 (b), 점선)은 각 군에서 -15.1-15.9분과 -15.9-15.3분으로 산출

표 2. 깊은 수면 구간 검출 성능.

Table 2. Deep sleep epoch detection performance.

	Normal subject group	SAHS patient group	P-value
Sensitivity (%)	73.8 ± 9.7	75.4 ± 7.6	0.69
Specificity (%)	98.5 ± 1.5	97.6 ± 2.0	0.55
PPV (%)	81.3 ± 5.6	79.5 ± 9.6	1.00
NPV (%)	98.0 ± 1.8	97.1 ± 2.1	0.55
Accuracy (%)	96.8 ± 2.4	95.3 ± 3.5	0.69
Cohen's kappa coefficient	0.75 ± 0.04	0.74 ± 0.10	1.00

SAHS, sleep apnea-hypopnea syndrome; PPV, positive predictive value; NPV, negative predictive value. Data are presented as mean ± SD. P-value was calculated using a Mann-Whitney U test. Cohen's kappa coefficient ranging from 0.61 to 0.80 indicates substantial agreement.

되었다. 전체 수면 시간에 대한 깊은 수면 시간의 백분율과 관련해 추정 값과 실제 값 사이의 차이의 평균(그림 5(c)와 (d), 실선)은 0.02%(정상인 군)와 -0.12%(수면 무호흡-저

표 3. 깊은 수면 시간과 전체 수면 시간에 대한 깊은 수면 시간의 백분율 추정 결과.

Table 3. Time in deep sleep and percentage of time in deep sleep to total sleep time estimation results.

	Normal subject group	SAHS patient group	P-value
Absolute error in TDS (min)	6.2 ± 3.8	6.3 ± 3.8	1.00
Absolute error in %DS (%)	1.5 ± 0.9	1.6 ± 1.0	0.69

SAHS, sleep apnea-hypopnea syndrome; TDS, time in deep sleep; %DS, percentage of time in deep sleep to total sleep time.

Data are presented as mean ± SD.

P-value was calculated using a Mann-Whitney U test.

호흡증 환자 군), 95% 신뢰구간(그림 5(c)와 (d), 점선)은 -3.6-3.7%(정상인 군)와 -4.2-4.0%(수면 무호흡-저호흡증 환자 군)의 값으로 조사되었다. 모든 블랜드-알트만 도표에서 추정 값과 실제 값 사이에 편향 패턴은 관찰되지 않는다.

표 3은 개발 알고리즘을 통한 분 단위의 깊은 수면 시간

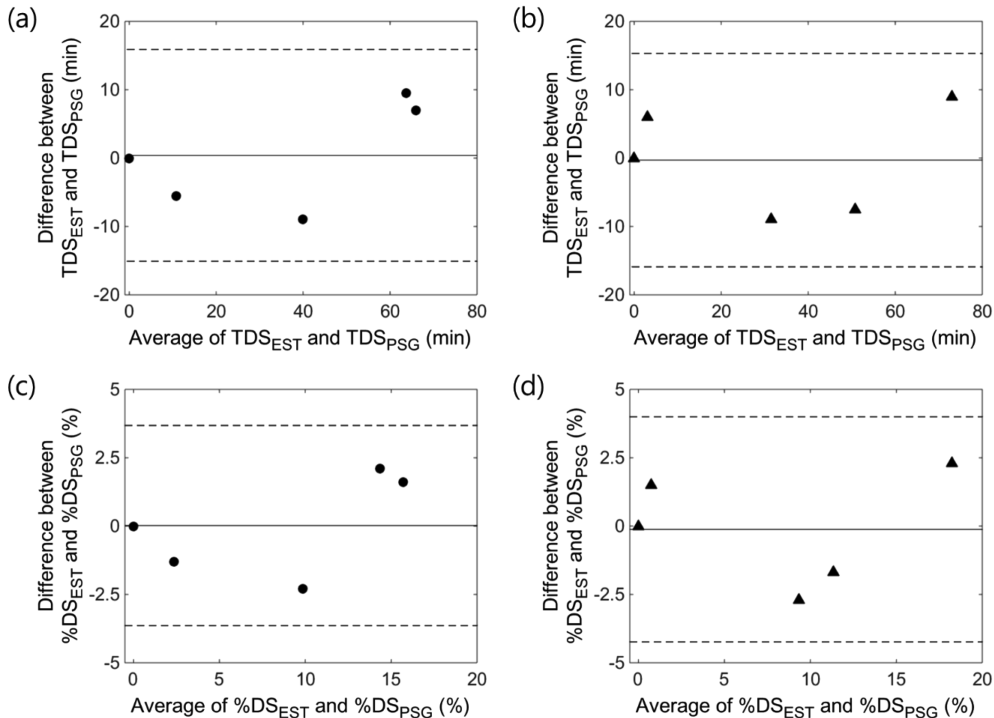


그림 5. 분 단위의 깊은 수면 시간에 대해 추정한 값과 수면다원검사로부터 보고된 값 사이의 차이(y축)와 평균(x축)을 두 축으로 하는 블랜드-알트만 도표 ((a) 정상인 군, (b) 수면 무호흡-저호흡증 환자 군의 결과), 전체 수면 시간에 대한 깊은 수면 시간의 백분율에 대해 추정한 값과 수면다원검사로부터 보고된 값 사이의 차이(y축)와 평균(x축)을 두 축으로 하는 블랜드-알트만 도표 ((c) 정상인 군, (d) 수면 무호흡-저호흡증 환자 군의 결과), 각 도표 내 실선과 점선은 각각 추정한 값과 보고된 값 사이의 차이의 평균과 95% 신뢰구간을 의미

Fig. 5. Bland-Altman plots for (a) the time in deep sleep (TDS) in normal subject group, (b) the TDS in sleep apnea-hypopnea syndrome (SAHS) patient group, (c) the percentage of time in deep sleep to total sleep time (%DS) in normal subject group, and (d) the %DS in SAHS patient group. TDS_{EST} and %DS_{EST} denote TDS and %DS estimated by our method, respectively. TDS_{PSG} and %DS_{PSG} denote TDS and %DS reported from polysomnography (PSG), respectively. In each plot, solid line indicates mean of difference and dashed lines indicate 95% limits of agreement.

추정 및 전체 수면 시간에 대한 깊은 수면 시간의 백분율 추정 결과를 정상인 군과 수면 무호흡-저호흡증 환자 군으로 나눠 요약한 것이다. 두 수치 각각에 대해 군 간 유의미한 차이가 존재하지 않는다는 것을 확인하였다 (Mann-Whitney U 검정, 유의수준 0.05).

IV. 결 론

본 연구에서는 손가락에서 측정된 피부전기활동 신호를 다뤄 실시간으로 깊은 수면 구간을 검출할 수 있는 알고리즘을 개발하였으며, 이는 기존의 뇌전도 기반의 방법에서 벗어나 새로운 방법에 대한 가능성을 보여주었다는 점에서 의미가 있다. 개발된 알고리즘은 다양한 길이의 깊은 수면 시간(최단: 0분, 최장: 68.5분)을 추정하는데 있어서 비교적 안정된 성능을 보였으며, 정상인 뿐 만 아니라 수면 관련 질환자 중 높은 비율을 차지하고 있는 수면 무호흡-저호흡증 환자에게도 유용하게 활용될 수 있음이 증명되었다.

인간의 수면 생리를 연구하는데 있어 뇌전도는 대표적인 중추신경계 반응의 결과로서 수면의 상태 및 깊이와 같은 특성과 연관 지어 설명되고 있다. 자율신경계의 반응 또한 수면의 특성과 상호 관계를 갖는다는 것이 밝혀졌으며 이를 이용해 뇌전도에 의존하지 않고 수면을 해석하고자 하는 시도가 이루어지고 있다. 본 연구에서는 이러한 시도를 수행하는데 있어 피부전기활동 신호를 활용하였다. 수면 중 피부전기활동 신호를 관찰하고 이로부터 의미를 찾고자 한 연구들은 다수 존재한다. 이 연구들을 통해서 입면(sleep onset) 전 관찰되는 피부전기활동은 입면 후의 것과 유의미한 차이를 보이며[7,8], 깊은 수면 동안에는 피부전기활동 신호에 크고 빠른 변동들(fluctuations)을 포함한 특징적인 패턴이 나타난다는 것이 밝혀졌다[7-17]. 하지만 이러한 관찰 및 분석 결과를 실용적인 목적으로 활용할 수 있도록 방법적인 부분을 제시한 연구는 없으며 이는 본 연구에서 적절한 신호 처리 기법, 패턴 특성 추출, 수치적 조건 적용, 통계적 분석과 같은 과정들을 통해 최초로 시도된 것이라는 점에서 가치를 찾을 수 있다.

깊은 수면 중 특징적인 피부전기활동 신호가 나타나는 원인에 대해서는 여러 가설이 존재한다[15]. 크고 빠른 변동을 보이는 피부전기활동 신호는 깊은 수면 동안 외부로부터의 자극을 차단하기 위한 대뇌 피질에서의 억제 기전(cortical inhibitory mechanism)의 단순한 부산물이라는 해석이 있는 반면[18], 취침 전 내제되어있던 각성(arousal), 경계(vigilance), 경각(alertness)과 같은 정신적 스트레스가 깊은 수면 동안 완화되면서 발생한 결과물이라고 해석되기도 한다[14].

기존에 깊은 수면 추정을 목적으로 수행된 연구들로는 심

전도로부터 획득한 심박변이도(heart rate variability, HRV)를 활용해 분 단위로 깊은 수면 구간을 검출하는데 81%의 정확도를 보고한 연구가 있으며[19], 말초 동맥 수축성(peripheral arterial tone, PAT)을 기반으로 하여 민감도 65%, 특이도 87%, 정확도 80%로 30초 단위의 깊은 수면 구간을 검출해낸 연구가 있다[20]. 이러한 연구들과 비교해 봤을 때, 깊은 수면 구간을 검출해내는 성능에 있어서 본 연구가 약 15% 정도 높은 정확도를 보인다는 것을 알 수 있다.

본 연구의 한계점 중 하나는 깊은 수면이 1분 이내로 짧게 등장하는 경우에 대해서는 이를 검출해내기 어려운 반면 20분 이상 유지되는 깊은 수면에 대해서는 그 지속시간을 과대 추정하는 경향이 있다는 것이다. 이는 피부전기활동 자체의 관성(inertia)에 기인한 결과일 것으로 사료된다. 본 연구의 설계에 있어서의 한계점은 적은 연구 대상자 수와 제한된 실험 환경이다. 따라서 향후 더욱 다양한 인체측정학적 및 임상적 특성을 가진 연구 대상자로부터 다양한 환경에서 데이터를 획득하여 개발 알고리즘의 검증에 활용함으로써 본 연구의 신뢰성 및 일반화 가능성을 확대해 나갈 예정이다. 또한 피부전기활동 신호에서 동잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 방법에 대한 연구와 피부전기활동 신호를 측정하는 위치 변화에 따른 알고리즘의 유효성을 검토하는 과정도 향후 수행되어야 할 부분이다. 이 외에도 피부전기활동 신호를 이용해 수면 관련 장애와 연관된 수면 중 이상(abnormal) 사건의 검출 가능성에 대해서도 연구를 진행해 볼 예정이다.

Reference

- [1] Berry R, Brooks R, Gamaldo C, Harding S, Marcus C, and Vaughn B, *The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications, version 2.0*, Darien, IL, USA: American Academy of Sleep Medicine, 2012.
- [2] Carlson NR, *Physiology of Behavior*: Pearson, 2012.
- [3] Sassin J, Parker D, Mace J, Gotlin R, Johnson L, and Rossman L, "Human growth hormone release: relation to slow-wave sleep and sleep-waking cycles," *Science*, vol. 165, no. 3892, pp. 513-515, 1969.
- [4] Ngo H-VV, Martinetz T, Born J, and Mölle M, "Auditory closed-loop stimulation of the sleep slow oscillation enhances memory," *Neuron*, vol. 78, no. 3, pp. 545-553, 2013.
- [5] Ngo H-VV, Claussen JC, Born J, and Mölle M, "Induction of slow oscillations by rhythmic acoustic stimulation," *J Sleep Res*, vol. 22, no. 1, pp. 22-31, 2013.
- [6] Roth WT, Dawson ME, and Filion DL, "Publication recommendations for electrodermal measurements," *Psychophysiology*, vol. 49, pp. 1017-1034, 2012.
- [7] Liguori R, Donadio V, Foschini E, Di Stasi V, Plazzi G, Lugaresi E, and Montagna P, "Sleep stage-related changes in

- sympathetic sudomotor and vasomotor skin responses in man," *Clin Neurophysiol*, vol. 111, no. 3, pp. 434-439, 2000.
- [8] Koumans AJ, Tursky B, and Solomon P, "Electrodermal levels and fluctuations during normal sleep," *Psychophysiology*, vol. 5, no. 3, pp. 300-306, 1968.
- [9] Asahina K, and Omura K, "Phenomenological study of paradoxical phase and reverse paradoxical phase of sleep," *Jpn J Physiol*, vol. 14, no. 4, pp. 365-372, 1964.
- [10] Broughton R, Poire R, and Tassinari C, "The electrodermogram (Tarchanoff effect) during sleep," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 18, no. 7, pp. 691-708, 1965.
- [11] Freixa i Baqué E, Chevalier B, Grubar JC, Lambert C, Lancry A, Leconte P, Mériaux H, and Spreux F, "Spontaneous electrodermal activity during sleep in man: an intranight study," *Sleep*, vol. 6, no. 1, pp. 77-81, 1983.
- [12] Hori T, Miyasita A, and Nhmi Y, "Skin potential activities and their regional differences during normal sleep in humans," *Jpn. J. Physiol.*, vol. 20, no. 6, pp. 657-671, 1970.
- [13] Kobayashi R, Koike Y, Hirayama M, Ito H, and Sobue G, "Skin sympathetic nerve function during sleep—a study with effector responses," *Auton. Neurosci.*, vol. 103, no. 1, pp. 121-126, 2003.
- [14] Lester B, Burch N, and Dossett R, "Nocturnal EEG-GSR profiles: the influence of presleep states," *Psychophysiology*, vol. 3, no. 3, pp. 238-248, 1967.
- [15] McDonald DG, Shallenberger HD, Koresko RL, and Kinzy BG, "Studies of Spontaneous Electro dermal Responses in Sleep," *Psychophysiology*, vol. 13, no. 2, pp. 128-134, 1976.
- [16] Sano A, Picard RW, and Stickgold R, "Quantitative analysis of wrist electrodermal activity during sleep," *Int J Psychophysiol*, vol. 94, no. 3, pp. 382-389, 2014.
- [17] Ware JC, Karacan I, Salis PJ, Thornby J, and Hirshkowitz M, "Sleep-related electrodermal activity patterns in impotent patients," *Sleep*, vol. 7, no. 3, pp. 247-254, 1984.
- [18] Johnson LC, and Lubin A, "Spontaneous electrodermal activity during waking and sleeping," *Psychophysiology*, vol. 3, no. 1, pp. 8-17, 1966.
- [19] Tanida K, Shibata M, and Heitkemper MM, "Sleep stage assessment using power spectral indices of heart rate variability with a simple algorithm: limitations clarified from preliminary study," *Biol. Res. Nurs.*, vol. 15, no. 3, pp. 264-272, 2012.
- [20] Bresler M, Sheffy K, Pillar G, Preiszler M, and Herscovici S, "Differentiating between light and deep sleep stages using an ambulatory device based on peripheral arterial tonometry," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 5, pp. 571-584, 2008.