

# 커널 SVM을 활용한 멀티 채널 센서 기반 수면 평가 시스템

강지연\*, 조성윤\*, 오현우°

## Sleep Stage Evaluation System Based on Multi-Channel Sensors Using Kernel SVM

Ji-yeon Kang\*, Sung-yoon Cho\*, Hyun-woo Oh°

### 요약

본 논문에서는 멀티 채널 센서를 기반으로 사용자의 수면 상태를 모니터링하는 수면 상태 평가 시스템을 제안한다. 수면 상태 평가에 있어서 보편적으로 사용되는 수면 다윈 검사는 환경의 변화에 따라 수면의 질을 떨어뜨릴 뿐만 아니라 많은 비용이 소요된다. 또한, 단일 채널 센서 기반 검사는 수면 단계 분류 정확도가 떨어진다. 제안한 시스템에서는 무선 기반의 웨어러블 센서를 활용하여 수면 단계 분류 및 효율을 측정한다. 심전도, 움직임, 호흡, 심박수와 같은 생체 데이터를 바탕으로 WAKE/NREM(얕은수면)/REM(깊은수면) 세 단계로 수면 상태를 분류하였다. 분류 결과를 바탕으로 수면 효율을 계산하여 사용자에게 생활 편의성을 제공할 수 있다.

**Key Words** : Sleep Classification, Sleep Evaluation, ECG(Electrocardiogram) sensor, UWB(Ultra-Wideband) sensor

### ABSTRACT

In this paper, we propose a sleep state evaluation system based on multi-channel sensor for monitoring of sleep conditions. Polysomnography is generally adopted as a method for sleep state evaluation. However, it degrades sleep quality due to environmental change. Besides, the cost is high for the public to afford. Moreover, single-channel sensor used in previous researches has less accuracy in sleep stage classification. The proposed system uses wireless wearable sensors to classify and evaluate sleep. It classifies sleep in to three stages, WAKE/NREM/REM by analyzing bio data such as electrocardiogram, movement, respiration and heart rate. The classified results are used to calculate sleep efficiency which provides convenience in life to the user.

### 1. 서론

수면은 신체 회복, 에너지 보존, 호르몬 분비, 정신 건강과 같은 전반적인 신경계 기능에 큰 영향을 끼친

다<sup>1)</sup>. OECD의 2016년 발표에 따르면 한국인 평균 수면시간은 7시간 41분으로, OECD 평균인 8시간 22분보다 40여 분 적었으며, 조사 대상국인 18개국 중 최하위를 차지했다(OECD, 2016). 최근 ICT 시장에서

\* 본 논문은 2018년 정부(산업통상지원부)의 재원으로 한국산업기술평가관리원(KEIT)의 지원을 받아 수행된 연구임. (20001841, “착수기반 지능형 상황인지 웨어러블 서비스 시스템 개발”)

• First Author : Intelligence·Manufacturing Convergence Laboratory, ETRI, jiyen971023@gmail.com, 연구연수생, 학생회원

° Corresponding Author : Intelligence·Manufacturing Convergence Laboratory, ETRI, hyunwoo@etri.re.kr, 책임연구원, 정회원

\* Intelligence·Manufacturing Convergence Laboratory, ETRI, dodri0605@naver.com, 연구연수생, 학생회원

논문번호 : 202008-213-D-RN, Received August 31, 2020; Revised October 6, 2020; Accepted October 12, 2020

현대인들이 겪고 있는 수면 부족 현상을 해결하기 위한 슬립테크 시장의 규모가 커지고 있다. 세계 최대 기술 전시회인 국제전자제품박람회(CES)에서는 2019년부터 슬립테크관을 따로 마련하고 있으며, 애플(Apple)과 같은 대기업뿐만 아니라 신생 기업에서도 독창적인 서비스를 가지고 산업에 뛰어 들고 있다. 스마트 베개, 스마트 침대와 같이 수면과 밀접한 스마트 가구 제품도 개발되고 있지만, 대표적인 슬립 테크 산업의 선두 주자는 스마트 워치, 스마트 밴드와 같이 일상생활 속에서도 사용할 수 있는 웨어러블 디바이스이다.

수면 상태를 평가하기 위한 보편적인 방법에는 설문과 전문적인 검사 방식이 있다. 설문 방식에는 PSQI(Pittsburgh Sleep Quality Index)와 같은 표준화된 검사지를 활용하여 피검사자의 주관적인 시각에서 점수를 매기는 방법이 사용되고 있다. 전문적인 검사 방식에는 수면 다윈 검사(Polysomnography, PSG)가 대표적이며, 병원 내의 수면 실험실과 같은 제한된 장소에서 다양한 센서를 신체에 부착하고, 하루 동안의 수면을 측정하여 수면 단계를 분류한다. 이 외에도 단일 생체 신호 센서를 활용하여 수면 단계를 분류하기 위한 연구가 지속되고 있다. 표 1에서는 기존의 단일 채널 기반 생체 신호 수면 분류 시스템을 나타낸다<sup>2-6)</sup>.

표 1. 수면 단계 분류 시스템 관련 기존 연구  
Table 1. Existing researches about sleep classification system

	Bio sensor	Sleep stage classification	Classification model	sensor emplacement
[2]	Respiration signal	Wake, Stage1, Stage2, Stage3, REM	medical expert	smart bed
[3]	EEG	Wake, Stage1, Stage2, Stage3, REM	Neural Network	forehead attached electrodes
[4]	EEG	Wake, N1, N2, SWS, REM	Ensemble	forehead attached electrodes
[5]	EOG	Wake, Stage1, Stage2, Stage3, REM	SVM, Random Forest, RUSBoost	forehead attached electrodes
[6]	ACC, PPG	Wake, N1, N2, N3, N4, REM	Random Forest, Logistic Regression, KNN, NN	wearable watch

기존 설문 방식의 검사에서 피검사자가 수면 상태로 접어드는 시간과 같은 항목은 개인이 정확한 수치를 모르는 경우가 대부분이기 때문에 다소 주관적인 시각으로 점수를 매기게 된다. 수면 다윈 검사는 시간, 인력, 비용이 많이 들어가며, 평상시와는 다른 수면 환경에서 측정이 진행된다. 이는 오히려 피 검사자 수면의 질을 떨어뜨려 부정확한 결과를 초래할 수 있다<sup>7)</sup>. 또한, 기존의 단일 센서를 활용하는 연구의 경우, 뇌전도(Electroencephalography, EEG), 안전도(Electrooculography, EOG), 맥파(photoplethysmogram, PPG), 호흡수와 가속도 센서를 통한 움직임에 관한 연구가 대부분을 이루고 있다<sup>2-6,8)</sup>. 스마트밴드의 예 내장된 호흡 센서는 사용자가 측정 구역을 벗어났을 경우 측정되지 않을 수 있다는 단점이 있다. EEG와 EOG 센서의 경우, 이마에 여러 개의 패치를 부착해야 하므로, 피검사자가 움직임에 제약을 받으며 불편함을 느끼게 된다. PPG 센서의 경우, 움직임에 대한 노이즈가 많이 발생하여 측정 결과의 신뢰성이 떨어진다<sup>12)</sup>.

본 연구에서는 기존의 단일 채널 센서 기반 수면 단계 분류의 정확도를 높이기 위한 멀티 채널 센서 기반 WAKE, NREM(얕은 수면), REM(깊은 수면) 3단계 수면 분류 연구를 제안한다. 연구에서 사용하는 심전도(ECG) 패치, 비접촉식 UWB 레이더 센서, 손목에 착용하는 밴드형 가속도 센서는 서로 상호보완하며 피검사자의 수면 중 활동을 크게 방해하지 않는 수면 단계 분석을 가능하게 한다. 또한, 수면 단계를 분류하는 과정에서 수면 효율 수치들을 피검사자에게 시각적인 검사 결과로 제공하는 스마트폰 앱을 구현한다.

## II. 본 론

### 2.1 수면 단계별 특징 및 생체 신호 센서 선별

수면 상태 판별을 위해서는 전체 수면 사이클 내의 수면 단계에 대한 분석이 필수적이다. 일반적으로 인간의 수면 사이클은 WAKE에서 시작하여 크게 NREM, REM의 수면 단계의 반복으로 이루어지며, 수면 시 측정된 생체 신호는 수면 단계별로 다른 특징을 띤다. WAKE 단계에서는 근육이 활성화 되어 있으며 호흡과 심장박동이 불규칙하다. NREM 단계에서는 심장박동, 호흡, 눈의 움직임이 WAKE 단계에 비해 느려진다. NREM 수면 단계 이후 REM 단계에 진입하게 되면, 심장박동과 호흡이 다시 빠르고 불규칙하게 변하며, 목 아래 근육의 긴장도가 저하된다<sup>14)</sup>.

선행 연구에서 수면 단계별 다른 패턴을 보이는 생체 신호의 특징을 활용하여 수면 단계를 특징화하기 위한 센서를 선별하였다. EEG 센서와 EOG 센서는 정확도가 높지만 판독을 위해 전문가의 도움이 필요하며, 사용자의 이마 및 안구 주위 및 에 강력하게 고정되어 움직임 유익을 유의해야하기 때문에 피 검사자의 수면을 방해한다 판단되어 채택하지 않았다. 심장박동수의 불규칙한 특성인 심박 변이도를 계산하기 위해 ECG 센서 혹은 PPG 센서를 활용할 수 있으나, PPG 센서는 움직임에 따른 잡음이 크며, ECG 센서에서 규칙성을 가지는 신호를 발견하기 수월하기 때문에 ECG 센서를 선택하였다<sup>[12]</sup>. 호흡수를 측정하는데 있어 측정 범위가 넓은 레이더 방식의 UWB 센서를 선택하였다. UWB 센서는 움직임이 강하거나 측정 거리를 벗어나면 측정이 되지 않으므로 가속도 센서를 활용하여 계산한 움직임 강도를 수면 단계의 특징으로 활용할뿐만 아니라, UWB 데이터의 유효성 확인과, 누락된 데이터 보간 여부를 판단하는데 사용하였다.

2.2 시스템 구성도

그림 1은 본 연구에서 사용하는 멀티 채널 생체 신호 센서의 H/W 구성과 멀티 채널 센서 기반 수면 상태 평가 시스템의 전체 구성도를 나타낸다.

피검사자는 평소와 같은 환경에서 웨어러블 디바이스를 착용 및 비접촉식 센서를 활용하여 실험을 진행하므로, 환경 변화에 따른 불편함을 감수하지 않는다. 밴드형 가속도 센서와 ECG 패치는 원소프트다임의

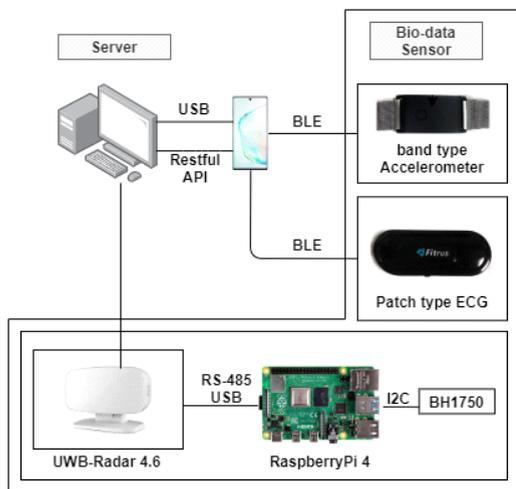


그림 1. 멀티 채널 센서 기반 수면 단계 분류 시스템 구성도  
Fig. 1. System configuration diagram of multi channel sleep classification System

Fitrus 자체 제작 시제품을 사용하였다. 소형 ECG 패치는 케이블 필요 없이 심장 부위에 부착되며, 심전도 데이터를 측정한다. UWB 레이더에 사용된 센서는 UMAIN의 UWB-Radar 4.6 모듈이다. 해당 센서는 피검사자와 정면으로 1~2m 이내에 위치하고, 분당 호흡수 및 분당 심박수 데이터를 수집한다. BH1750 조도 센서는 전등의 소등 여부를 모니터링하여 피검사자의 수면 시작과 끝을 판별한다. 밴드형 가속도 센서와 ECG 패치는 BLE 통신으로 스마트폰과 연동하게 되며 측정된 데이터는 각각 로그 파일 형식과 데이터베이스 포맷으로 저장된다. UWB 레이더, 조도 센서는 모두 라즈베리 파이 보드에 연결되며, UWB 레이더는 RS-485 시리얼 통신을, 조도 센서는 I2C 통신을 활용하여 데이터를 전송한다. 라즈베리 파이 보드는 이더넷 통신을 통해 수집된 데이터를 해당 수집 서버에 JSON 형식으로 전송한다.

2.3 S/W 구성도

멀티 채널 센서 기반 수면 상태 분류 및 시각화 연구를 위한 클라이언트의 소프트웨어 구조는 그림 2와 같다. 멀티 채널 센서로부터 수집된 데이터를 전처리하는 과정에서는 0 혹은 비정상적으로 큰 값과 같은 결측치를 대체하는 작업을 수행 한다. 심전도 데이터의 경우 High pass filter, 그 외의 데이터에 대해서는 moving average 필터를 적용하여 필터링한다. 데이터 추출 단계에서는 수면 단계 분류를 위한 특징점을 얻고, 모든 센서 데이터의 동기화를 위해 1Hz로 재샘플

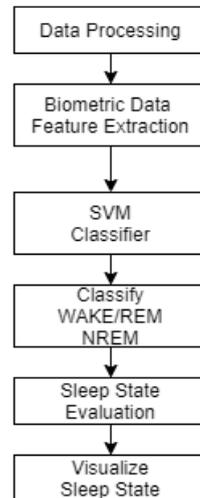


그림 2. 멀티 채널 센서 기반 수면 단계 분류 및 시각화 시스템 소프트웨어 구조  
Fig. 2. System configuration diagram of multi channel sleep classification and visualization system

링한다. SVM 분류기에서는 획득된 테스트 데이터로 분류기를 학습시킨다. 수면 상태 평가 단계에서는 수면 단계 분류에서 학습된 분류기를 활용하여 사용자로부터 측정된 수면 데이터를 이용하여 수면 효율, 수면 지연 시간, 각 수면 단계별 비율과 같은 수면 상태를 판별할 수 있는 지표를 계산한다. 마지막으로 수면 상태 시각화 단계에서는 이전 단계의 데이터를 바탕으로 사용자가 직관적으로 받아들일 수 있는 그래프를 통해 수면 단계 분류 결과 및 수면 단계별 비율을 서비스로 제공한다.

## 2.4 특징 추출

### 2.4.1 분당 호흡수

호흡수는 사용자의 움직임에 영향을 받아 잡음이 발생한다. 따라서 특정 지점에서 호흡수가 0이거나 값이 너무 크거나 작아 결측치라 판단되는 데이터는 앞뒤 값의 평균 데이터로 보정하였다. REM 수면 단계에서는 호흡이 불규칙한 특징을 보인다<sup>6)</sup>. 호흡이 불규칙해짐에 따라 진폭이 커지는 특성을 반영하여 크기가 3분인 window의 최대 진폭을 측정하여 그 값을 특징으로 반영하였다.

### 2.4.2 분당 심박수

심장박동은 NREM 수면 단계에 진입하는 순간 안정화되고, REM 수면 상태에서는 심박수 그래프가 증가했다 감소하는 추이를 보이며, 다른 수면 단계에 비해 진폭이 크게 나타난다<sup>9)</sup>. 이러한 특징을 반영하여 크기가 1분인 window를 통해 진폭의 크기를 추출하였다.

### 2.4.3 심전도(Electrocardiogram, ECG)

심전도 분석에 있어 보편적으로 사용되는 Pan-Tomkins 알고리즘에 따라 QRS complex를 추출한다. 심전도 데이터에서 추출할 수 있는 특징은 심박변이도(Heart Rate Variability, HRV), 진폭의 크기, 1분 동안의 R과 PEAK의 개수 총 3종류가 있다. 심박 변이도의 분석은 QRS complex에서 가장 큰 특징인 R-peak 검출을 기반으로 이루어진다<sup>9)</sup>.

심박 변이도는 수면 단계별로 다른 특징을 보이며, 약 87% 이상의 정확도로 각성과 수면 상태를 구분할 수 있다<sup>10)</sup>. 대역 통과 필터를 적용한 ECG 신호에서 수식 (1)과 (2)를 활용하여 1분 간격으로 RR PEAK 간격의 표준편차를 구하고, 단기 심장박동 변이도 요소인 Short Term SDNN (Standard Deviation of NN Interval)을 구한다.

$$MEAN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N RRInterval_i}{Number\ of\ RRInterval}}$$

$$Short\ Term\ SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N RRInterval_i - MEAN}{Number\ of\ RRInterval}}$$
(2)

### 2.4.4 움직임

3축 가속도 센서에서 수집된 데이터는 수면중 움직임 여부를 판단하기 위해 사용된다. 방향성을 고려하지 않아도 되므로, 3차원의 가속도 센서값을 1차원의 값으로 축소하여 수면중 움직임 강도를 표현한 Intensity 값으로 변환한다. x축, y축, z축의 n 시점의 가속도를 다음과 같은 수식 (3)에 대입하여 n 시점의 움직임 강도인  $I_n$  을 얻는다.

$$I_n = \sqrt{X^2n + Y^2n + Z^2n}$$
(3)

### 2.4.5 Clock Proxy

대부분의 생명체는 24시간 주기의 체내 시계를 가지고 있다. 측정된 생체 신호에 상응하는 절대적인 시간 대신 수면 주기를 나타내는 Clock Proxy라는 값을 부여하기 위해 기존에 사용되고 있는 생체 시계 모델링 기법을 활용하여 측정 시간 시작부터 끝나는 지점까지 값을 할당하였다<sup>6),13)</sup>. x값은 수면시간을 1초 간격으로 추출한 것이며, y 값은 x값에 대한 반주기의 사인 그래프 값을 할당한 것이다. 그림 3은 전체 수면에 대한 Clock Proxy 값을 시각화한 것이다.

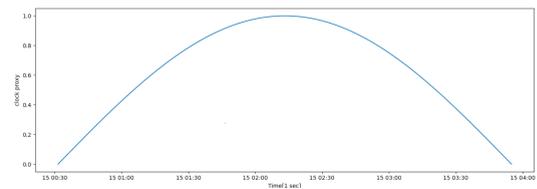


그림 3. Clock proxy 특징 그래프  
Fig. 3. Clock proxy feature graph

## III. 실험

### 3.1 시험 환경 및 데이터 생성

#### 3.1.1 실험 환경

멀티 채널 센서 기반 수면 상태 평가 시험은 그림 4와 같이 피검사자의 평소 수면 장소에서 5일 동안 진



그림 4. 실험 환경  
Fig. 4. Experiment environment

행하였다. 그림 4와 같이 UWB를 정면 1~2m 이내에 설치하고, 가속도 밴드는 손목에, ECG 패치는 왼쪽 가슴 바로 밑에 부착하였다. 측정은 평균 4시간의 피 검사자 수면시간 동안 이루어졌다.

### 3.1.2 데이터 생성

센서별로 수집된 raw 데이터들은 수면 단계 별로 나타나는 파형을 판독하기 위해 시각화 한뒤, 선행 연구에서 관측되는 파형과 비교하여 WAKE 상태는 0, NREM 은 1, REM은 2의 레이블이 부여했다. Python Pandas 와 Numpy 라이브러리를 활용하여 전처리 과정을 거친 뒤 측정 시간을 주축으로 하나의 데이터 프레임으로 통합하여 CSV 파일로 저장해 주었다. 해당 CSV 파일에는 심박변이도, 호흡변이도, 움직임강도, Clock Proxy가 특징으로 들어간다. 전처리 과정을 마친 데이터들은 SVM 분류기의 학습 및 테스트 데이터로 사용하였다.

### 3.1.3 데이터 학습 및 분류(Kernel SVM)

SVM 분류기는 각 클래스를 구분하는 결정 초평면 (decision hyperplane)과 이것에 가장 인접한 샘플 (support vector)의 거리를 최대하는 초평면을 구하는 것으로, 분류 문제에서 일반화 능력이 우수하다. 따라서 오류 데이터 영향이 적고 과적합이 되는 경우가 적다. Python Scikit-learn 라이브러리를 활용하여 선형으로 구분될 수 없는 수면 데이터를 RBF(Radial Basis Function) 커널을 활용하여 초기 문제의 유한

차원보다 높은 차원으로 대응시켜 분류를 하였다. 수면 단계 분류의 성능을 높이기 위해 OvR(One-verses-Rest) 방식보다 처리 시간은 오래 걸리지만 OvO(One-verses-One) 방식을 선택하여 학습의 정확도를 높여주었다. RBF 커널 두 개의 매개변수인 C와  $\sigma$ 에 대해서는 grid search를 사용하여 경험적인 방법을 통해 각각 1과 0.1로 지정하여 주었다.

## 3.2 시험 결과

### 3.2.1 수면 단계 분류 모델 성능평가

5일 평균 5시간 동안 1초 간격으로 샘플링 된 86971개의 수면 데이터를 5-겹 교차 검증 방식으로 WAKE, NREM, REM 3단계 수면 분류 실험을 하였다. 본 연구에서 제안한 멀티 채널 시스템의 성능을 비교하기 위해 실험에 사용된 센서 중 UWB 레이더를 활용한 단일 채널 시스템 기반 수면 단계 분류 모델을 학습시켰다. 단일 채널 UWB 센서를 활용한 이 유는 수면을 WAKE, SLEEP 혹은 NREM, REM으로 2단계 분류를 할 수 있는 다른 센서들과 달리 호흡수는 3단계로 분류할 수 있는 특징을 가지고 있기 때문이다<sup>11</sup>.

표 2는 단일 채널과 멀티 채널 시스템의 수면 단계 별 분류 정확도를 비교한 것이다. 단일 채널을 사용했을 때보다 멀티 채널을 사용했을 때, 수면 3단계 분류의 정확도가 45% 향상된 성능을 보인다는 것을 알 수 있다. 수면 사이클 판단에 있어 중요한 시간 데이터를 수면 리듬에 맞춰 변환한 Clock Proxy 값을 통해 보완하고, ECG 데이터를 통해 계산한 심박변이는 심박

표 2. 단일 채널 센서와 멀티 채널 센서 기반 수면 분류 SVM 모델 성능평가 비교  
Table 2. Comparison of single-channel and multi-channel sensor based sleep classification SVM model

	Single-Channel UWB sensor	Multi-Channel sensor
WAKE Accuracy	0.57	0.87
NREM Accuracy	0.63	0.96
REM Accuracy	0.50	0.68
Total accuracy	0.60	0.84
Total precision	0.58	0.85
Total recall	0.60	0.80

이 불규칙한 REM 상태 판별을 하는데 결정적이다. WAKE 상태를 구분할 수 있는 움직임이 추가됨에 따라 멀티 채널 센서 기반 시스템이 향상된 성능을 보일 수 있음을 관찰할 수 있다. 또한, 움직임에 방해를 주는 다른 생체 센서들과 비교하여 측정이 편리하므로 사용자가 안정감을 느끼는 환경에서 정확한 결과를 도출할 수 있다.

해당 시험에서 사용된 센서의 정확도를 검증하기 위해 UWB 레이더에서 측정된 IBI(Interbeat Interval) 값과 ECG 센서에서 측정된 R-R 간격을 비교하였다. IBI 값과 R-R 간격과의 상관계수가 0.993임을 보이는 등 성능이 증명된 모듈이다<sup>15)</sup>. 멀티 채널 수면 단계 분류 정확도에 관하여 선행 연구에서 ECG와 호흡 지수를 특징으로 채택한 멀티 클래스 LDA(Linear discriminants analysis) 를 통해 WAKE, NREM, REM으로 수면을 분류했을 경우 평균 0.80의 정확도를 나타낸다는 것이 확인되었다<sup>16)</sup>.

### 3.2.2 수면 효율 지표

표 3은 기존 연구에서 보편적으로 사용되는 수면 효율을 나타내는 지표이다. 다음과 같이 계산된 결과값을 표 3의 수식에 들어가는 변수의 입력 값으로 활용하였다. 조도 센서를 통해 소등 여부를 확인하여 총 수면 시간 추정하였다. 또한, 하루 동안의 수면 데이

표 3. 멀티 채널 기반 센서에서 도출된 수면 효율  
Table 3. Representative sleep efficiency parameters derived from multi-channel sensors

Parameter	Abbreviation	Deviation
Total recording time	TRT	The time between light on and off measured by BH1750 sensor
Total Sleep time	TST	Time in TRT except sleep stage 'WAKE'
Sleep efficiency	SE	$SE = TST / TRT * 100$
sleep latency	SL	Time between first NREM sleep and start of sleep
Percent of WAKE stage	W%	$W\% = (\sum_{stage} WAKE / TRT) * 100$
Percent of NREM stage	NR%	$NR\% = (\sum_{stage} NREM / TRT) * 100$
Percent of REM stage	R%	$R\% = (\sum_{stage} REM / TRT) * 100$

터를 Kernel SVM 기반의 수면 단계 분류 모델을 통해 각 수면 데이터에 상응하는 실제 시간과 수면의 단계를 매핑 시켜 수면 단계별 진행 시간을 계산하였다.

### 3.2.3 수면 상태 평가 및 GUI

수면 모니터링 데이터를 SVM 분류기에 넣어 수면 단계를 분류한 결과를 바탕으로 총수면 대비 각 수면 단계별 비율과 기록된 시간 중 실제 수면시간의 비율인 수면 효율을 계산해 주었다. 그림 5는 전체 수면시간 동안의 수면 단계 변화 및 각 수면 단계별 비율을 사용자에게 제공하기 위하여 Python Matplotlib 라이브러리를 활용하여 전체 수면 시간에 대한 수면 단계를 수면 곡선(Hypnogram)과 수면 단계별 비율을 파이 차트로 시각화한 결과이다. 수면 곡선을 통해 피검자는 자신의 수면 사이클을 시간의 변화에 따라 관찰할 수 있으며, 파이 차트에서 수면 단계 중 가장 중요한 REM 수면의 비율을 쉽게 확인할 수 있다.

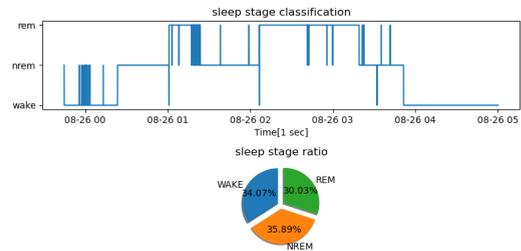


그림 5. 수면 곡선 및 수면 단계 별 비율 파이 차트  
Fig. 5. Hypnogram and sleep stage ratio pie chart

## IV. 결론

### 4.1 기대효과

수면 상태 평가를 위해 보편적으로 활용되고 있는 수면 디워 검사는 비용이 비싸며, 수면 환경의 변화 및 사용자의 활동을 방해한다는 단점이 있다. 또한, 단일 채널 센서를 통한 수면 단계 분류는 센서 데이터에서 결측치가 발생했을 시 비교 대상이 없어 부정확한 분석 결과를 도출할 가능성이 크다. 사용자의 수면 활동을 방해하지 않는 멀티 채널 센서를 활용하면 정확도를 높일 수 있다. 또한, 사용자는 수면 효율 평가 측면에서 설문 방식의 주관적인 지표가 아닌 자신의 센서에서 측정된 객관적인 데이터에서 계산된 수면 효율 지표를 열람할 수 있으므로, 본인의 수면 상태에 대한 자각도를 높여 생활 습관 개선에 도움을 줄 수 있다.

#### 4.2 향후 연구

실험 대상의 범위를 확장하여 수면 관련 질환을 앓고 있는 대상에 대한 데이터를 추가 수집한다면 수면 단계 분류 알고리즘을 발전시킬 수 있다. 또한, 다양한 대상의 수면 상태를 분석할 수 있다. 수면 다원 검사와 병행하여 수면 단계 분류 정확도 향상을 통해 개인이 전문 검사 수준의 결과를 측정할 수 있는 시스템을 구성한다. 제한한 시스템에서 도출된 데이터는 데이터베이스에 모두 저장하도록 구현되었기 때문에, 이를 활용하고자 하는 사람들이 시스템을 개선할 수 있도록 오픈 플랫폼으로 개발할 수 있다. 스마트폰 애플리케이션에 활용하여 웨어러블 디바이스에서 전송되는 데이터 분석 결과를 간편하게 모니터링할 수 있도록 제공하여 사용성을 증대시킬 수 있다.

#### References

- [1] S. Chokroverty, "Overview of sleep & sleep disorders," *The Indian J. Med. Res.*, vol. 131, pp. 126-40, Feb. 2010.
- [2] G. S. Chung, et al., "REM sleep classification with respiration rates," *2007 6th Int. Special Topic Conf. Inf. Technol. Appl. in Biomed.*, pp. 194-197, Nov. 2007.
- [3] F. Ebrahimi, M. Mikaeili, E. Estrada, and H. Nazeran, "Automatic sleep stage classification based on EEG signals by using neural networks and wavelet packet coefficients," *2008 30th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc.*, pp. 1151-1154, 2008.
- [4] J. Zhou, et al., "Automatic sleep stage classification with single channel EEG signal based on two-layer stacked ensemble model," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 57283-57297, 2020.
- [5] Md. Rahman, M. Bhuiyan, and A. R. Hassan, "Sleep stage classification using single-channel EOG," *Computers in Biol. and Med.*, pp. 211-220, 2018.
- [6] O. Walch, et al., "Sleep stage prediction with raw acceleration and photoplethysmography heart rate data derived from a consumer wearable device," *Sleep*, vol. 42, pp. 133-134, Mar. 2019.
- [7] T. Åkerstedt, et al., "Sleep polysomnography and reported stress across 6 weeks," *Ind. Health*, vol. 52, pp. 36-42, 2014.
- [8] M. Manzano, et al., "Deep learning using EEG data in time and frequency domains for sleep stage classification," *Advances in Computational Intell.*, pp. 132-141, 2017.
- [9] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, Mar. 1985.
- [10] H. Yoon, S. Hwang, J. Choi, Y. Lee, D. U. Jeong, and K. S. Park, "REM sleep estimation based on autonomic dynamics using R-R intervals," *Physiological Measurement*, p. 631, 2017.
- [11] K. S. Park and S. H. Choi, "Smart technologies toward sleep monitoring at home," *Biomed. Eng. Lett.*, vol. 9, pp. 73-85, 2019.
- [12] Y. Maeda, M. Sekine, and T. Tamura, "Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography," *J. Med. Syst.*, vol. 35, pp. 73-85, 2011.
- [13] D. B. Forge, et al., "A simple model of the human circadian pacemaker," *J. Biol. Rhythms*, pp. 532-537, 1999.
- [14] H. R. Colten and B. M. Altevogt, "Sleep disorders and sleep deprivation: An unmet public health problem," National Academies Press., 2006.
- [15] T. Sakamoto, R. Imasaka, R. Taki, H. Sato, T. Yoshioka, M. Inoue, K. Fukuda, and T. Sakakai, "Accurate heartbeat monitoring using ultra-wide band radar," *IEICE Electron. Express*, vol. 12, no. 3, pp. 1-7, Feb. 2015.
- [16] P. Fonseca, X. Long, M. Radha, R. Haakma, R. Aarts, and M. J. Rolink, "Sleep stage classification with ECG and respiratory effort," *Physiological Measurement*, vol. 36, no. 10, pp. 2027-2040, 2015.

강 지 연 (Ji-yeon Kang)



2020년 8월 : 한국전자통신연구원 연구연수생 수료  
2017년 3월~현재 : 덕성여자대학교 컴퓨터공학과 학사과정  
<관심분야> 컴퓨터공학, 인공지능, 임베디드 시스템

[ORCID:0000-0002-7485-3079]

오 현 우 (Hyun-woo Oh)



1999년 2월 : 아주대학교 정보통신공학부 학사  
2001년 2월 : 아주대학교 정보통신대학원 컴퓨터공학과 석사  
2011년 2월 : 충남대학교 컴퓨터공학과 박사

2001년 1월~현재 : 한국전자통신연구원 지능화용합연구소 지능-제조융합연구실 책임연구원, Project Leader

<관심분야> 스마트제조, 웨어러블 디바이스, 소프트웨어 센서, 상황인지 플랫폼, 실감서비스 플랫폼, Giga Korea 서비스 플랫폼, 홈네트워크 시스템, 임베디드 시스템

[ORCID:0000-0002-4887-2356]

조 성 윤 (Seong-yoon Cho)



2014년~현재 : 한국기술교육대학교 전기전자통신공학부 학사과정 재학  
2020년 2월 : 한국전자통신연구원 동계 연구연수생 수료  
2020년 8월 : 한국전자통신연구원 하계 연구연수생 수료

<관심분야> 소프트웨어공학, 근거리 통신 기술, Android 앱 개발

[ORCID:0000-0001-7821-2140]