

복합 센서 기반 수면 모니터링 시스템에 관한 연구

최해민*, 윤이진*, 오현우°

A Study on the Sleep Monitoring System with Multi-Modal Sensors

Hae-Min Choi*, I-Jin Yun*, Hyun-Woo Oh°

요약

수면 효율 연구에서 수면 사이클 또는 수면 단계에 대한 분석은 필수적이다. 본 논문은 라즈베리 파이를 기반으로 한 복합 센서를 통해 수면 모니터링을 할 수 있는 시스템을 제안한다. 생체 데이터, 움직임 데이터 및 수면 환경 데이터를 통합적으로 분석하여 NREM/REM/WAKE 세 가지의 수면 단계로 분류할 수 있도록 했다. 비접촉식 센서 UWB와 두 손가락에만 부착하는 GSR 센서를 이용하여 피험자가 수면에 방해받지 않고 검사를 진행할 수 있다. 또한, 시간과 장소와 관계없이 진행할 수 있는 수면 모니터링 시스템이기 때문에, 피험자의 평소 수면 환경과 같은 조건에서 검사를 진행할 수 있었다.

Key Words : Sleep Monitoring System, UWB(Ultra-Wideband) sensor, EDA(Electrodermal Activity)

ABSTRACT

The quality of sleep plays an important role in modern life. Analysis of sleep cycles and sleep stages is essential in the sleep monitoring system. This paper describes the sleep monitoring system using raspberry pi4 and multi-modal sensors. This system collects biometric data such as Heart Rate(HR), Respiration Rate(RR), Electrodermal Activity(EDA), and acceleration data. It also gathers the environmental data such as temperature, humidity, and illumination intensity and then consolidate all the data to classify them into three sleep stages: NREM, REM, and WAKE. As the subject can sleep in the same environment as usual, not in the sleep laboratory, it is less likely to get the unusual sleep pattern. This system, using the non-contact UWB sensor and two finger bands, does not interfere with sleep as well, so the system could get more useful results.

1. 서론

적절한 수면은 인간의 신체적, 정신적 회복을 위한 필수적인 요소이다. 지속적이고 반복적인 수면 부족으로 인한 수면 장애는 개인의 건강을 위협한다. 장시간(200시간 이상) 잠을 자지 못하게 되면 안진 현상, 손

떨림, 언어 장애 등이 나타난다. 또한, 연속적인 수면 박탈 외에 만성적인 수면 박탈의 경우에도, 집중력, 수행 능력 등이 저하된다. 이에 수면의 양과 질은 현대인의 삶에 매우 큰 영향을 미친다^{1,2)}.

일반적으로 인간의 수면 사이클은 크게 REM(Rapid Eye Movement) 수면 단계와 NREM

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

• First Author : Future & Basic Technology Research Division, ETRI, haaeminxd@gmail.com, 인턴연수생, 학생회원

° Corresponding Author : Future & Basic Technology Research Division, ETRI, hyunwoo@etri.re.kr, 책임연구원, 정회원

* 충북대학교 소프트웨어학과 학사과정

논문번호 : 202003-042-D-RN, Received March 2, 2020; Revised April 6, 2020; Accepted April 28, 2020

(Non-Rapid Eye Movement) 수면 단계로 분류되고, 밤에 잠을 자는 동안 약 4~5회 반복된다. NREM 수면은 세부적으로 N1, N2, N3 세 단계로 분류되는데, 이 중 마지막 수면인 N3는 깊은 수면 단계인 델타 수면 또는 서파 수면 (Slow Wave Sleep, SWS)으로 불린다^[3]. 일반적으로 NREM 단계에서는 심장 박동, 호흡, 눈의 움직임이 느려지고 근육이 이완된다. NREM 수면 단계 이후, REM 수면 단계에 들어가게 되는데, 잠든 후 약 90분 후에 처음 발생한다. 이 단계에서는 심박수와 뇌파 활동이 깨어있는 상태와 비슷한 양상을 보이며, 근육의 긴장도가 저하되고, 호흡은 빠르고 불규칙하게 변화한다^[4].

따라서 수면 모니터링을 진행할 때에 수면 사이클과 한 사이클 내의 수면 단계에 대한 분석은 필수적이다. 현재 수면 단계 연구에서 가장 보편적으로 활용되고 있는 방법은 수면 다원 검사(Polysomnography, PSG)이다. 수면 다원 검사는 일반적으로 수면 실험실 내에서 진행되고, 피검사자에게 여러 종류의 센서를 부착하여 뇌파도, 근전도, 안전도 등의 생체 신호를 기록한다. 또한, 최근에는 센서의 개수를 줄이면서도 정확한 수면 모니터링을 하는 방법에 관한 연구가 등장하고 있다. 선행 ^[7] 연구에서는 가속도 센서값만을 활용하여 수면 상태와 비수면 상태로 나누었고,^[8] 연구에서는 호흡 신호만을 활용하여 NREM, REM, WAKE 3가지의 수면 단계로 분류했다.^[9] 연구에서는 피부 전기 활동(Electrodermal Activity, EDA) 신호를 이용하여 SPT(Sleep Period Time)를 판단하였고,^[10] 연구에서는 심전도(Electrocardiogram, ECG) 신호와 6개의 수면 단계와의 상관관계를 분석하였다. 단일 센서뿐만 아니라 복합 센서를 활용한 수면 연구들도 진행되었다. Wake, Light Sleep, Deep Sleep, REM 4단계로 구분하기 위해 뇌파 신호와 심전도 신호를 사용하기도 하고^[11], 안전도, 뇌파도, 근전도 3가지 생체 신호를 활용하기도 했다^[12]. 손목에 착용하는 웨어러블 디바이스를 통해 피부 전도도, 피부 온도, 가속도 센서값을 수집하여 수면과 비수면 단계를 분류한 연구도 진행되었다^[6].

수면 다원 검사의 경우에는 실험실 내에서 검사를 진행하기 때문에, 평소와 다른 수면 환경에서 몸에 여러 개의 센서를 부착하고 잠을 자게 되고, 이는 피검사자의 수면 패턴에 영향을 줄 수 있다^[5]. 또한, 가속도 센서나 GSR 센서 등 한정된 센서만을 사용하여 데이터를 수집하고 분석하게 되면, 단편적인 데이터만을 이용하여 수면 모니터링 결과를 도출하게 되므로 정확하지 못한 결과가 나올 수 있다. 따라서, 본 연구

표 1. 수면 모니터링 시스템 관련 기존 연구
Table 1. Existing researches about sleep monitoring system

	Used sensor	Sleep stage	Classification method	H/W
[7]	ACC	Wake/Sleep	SVM, Dynamic classifier	Wrist-worn
[8]	Respiration signal	Wake/NREM/REM	Rule based	Oral-nasal airflow signal
[9]	EDA signal	Wake/Sleep	Rule based	Finger EDA signals
[10]	ECG	Wake/Sleep	Regression Analysis	Limb lead
[11]	EEG, ECG	Wake/L S/DS/REM	GA-NN	EEG electrodes, limb lead
[12]	EOG, EEG, EMG	Wake/L S/DS/REM	CNN, DNN	Polysomnography
[6]	EEG, SC, ST, ACC	Wake/Sleep	SVM linear, SVM RBF, kNN	Electrodes, wrist wearable sensor
our	ACC, Humid, Temp, Light, HR, RR, EDA	Wake/NREM/REM	SVM	Finger band, Non-contact UWB sensor

에서는 심박수(Heart Rate, HR), 호흡수(Respiration Rate, RR), 피부 전기 활동(EDA) 값 등의 생체 데이터와 움직임 데이터, 그리고 온도, 습도, 조도 등의 수면 환경 데이터를 통합하여 NREM, REM, WAKE 3개의 수면 단계로 분류하는 연구를 제안한다. 연구에서 사용하는 비접촉식 UWB 레이더 센서와 두 손가락에 착용하는 GSR, 가속도 센서, 그리고 각종 환경 센서들은 피검사자의 수면을 크게 방해하지 않으면서 보다 실생활에 가까운 수면 단계 분석이 이루어질 수 있게 한다.

또한, 수면의 질에 영향을 줄 수 있는 온도^[15], 습도^[14], 조도^[13] 등 수면 환경에 대한 정보를 함께 수집하여 수면 단계 분석에 보조적인 역할을 하도록 했다.

II. 본 론

2.1 시스템 구성도

그림 1은 본 연구에서는 환경 센서와 생체 데이터 수집 센서를 모두 사용하는 복합 센서 기반 수면 모니터링 시스템의 전체 구성도를 나타낸다. 피검사자는

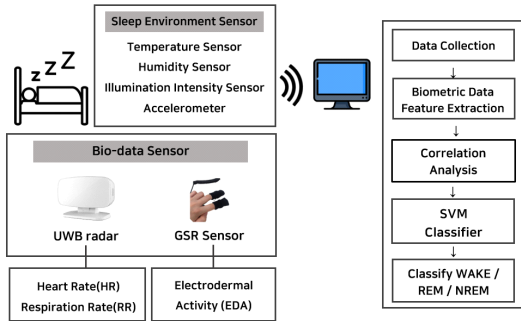


그림 1. 복합 센서 기반 수면 모니터링 시스템 구성도
Fig. 1. System Configuration Diagram of Sleep Monitoring System using Multi-modal Sensors

실험실이 아닌 평소와 같은 환경에서 수면할 수 있으므로, 환경 변화로 인한 수면 패턴 변화가 나타날 가능성이 작다. 또한, 두 손가락에 착용하는 GSR 센서는 수면을 크게 방해하지 않고, UWB 레이더 센서는 비접촉식으로 1~2m 이내에 위치하기 때문에 수면에 영향을 주지 않는다.

피검사자가 잠을 자는 동안 UWB 레이더 센서를 사용하여 심장박동과 호흡 데이터를, GSR 센서를 사용하여 피부 전기 활동 데이터를 수집한다. 또한, 수면 환경에서의 온도, 습도, 조도값도 함께 측정하였다. 피검사자가 손가락에 착용한 밴드 중 한쪽에 가속도 센서를 부착하여, 피검사자의 수면 중 움직임도 감지할 수 있도록 하였다.

센서에서 측정된 데이터들을 수집하여 아웃라이어를 제거하기 위한 필터링 과정을 진행했다. 필터링 된 데이터에서 수면 단계를 분류할 수 있는 특징을 추출하고, 복합 센서 데이터 간의 상관관계를 분석한 후, 이를 바탕으로 SVM 분류기를 활용하여 WAKE, REM, NREM 세 단계로 분류하도록 했다.

2.2 H/W 구성도

그림 2는 복합 센서 기반 수면 모니터링 시스템의 하드웨어 구성도를 나타낸다. 본 연구에서는 Raspberry Pi 4에 여러 종류의 센서들을 연결하여 데이터를 수집하였다. MPU6050 모듈의 가속도 센서를 활용하여 움직임을 감지하였고, 온도, 습도 센서는 DHT22 모듈, 조도 센서는 BH1750 모듈을 활용하여 피검사자의 수면 환경 데이터를 수집했다. 이때, 가속도 센서와 조도 센서는 I2C 통신, GSR 센서는 SPI 통신을 사용하여 데이터를 송수신했다. GSR 센서의 경우 출력값이 아날로그 신호인데, 라즈베리파이

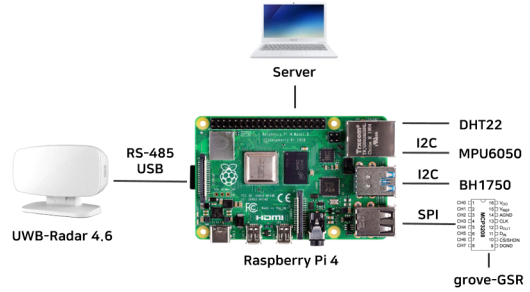


그림 2. 복합 센서 기반 수면 모니터링 시스템 하드웨어 구성도
Fig. 2. Hardware Configuration Diagram of Sleep Monitoring System using Multi-modal Sensors

ADC(Analog Digital Converter)가 내장되어있지 않기 때문에 별도의 ADC를 추가로 연결하여 아날로그 신호를 받아들일 수 있도록 하였다.

UWB 레이더 센서는 UMAIN사의 UWB-레이더 4.6 모듈을 사용하였다. 이는 [16] 연구의 심박 신호와 주파수 추출 방법 연구에서 바이탈 신호를 측정에 사용하였고, [17] 연구에서 이 모듈의 IBI(Interbeat Interval)값과 ECG 데이터 R-R 간격과의 상관관계가 0.993임을 보이는 등 성능이 증명된 모듈이다. 이 센서를 통해 재질 여부, 움직임 여부, 센서와의 거리, 심장박동, 호흡 신호 등을 측정할 수 있다. UWB 레이더 센서를 통해 측정된 데이터는 RS-485 USB 통신을 통해 Raspberry Pi4로 데이터를 송수신했다.

2.3 S/W 구성도

복합 센서 기반 수면 모니터링 연구를 위한 클라이언트(Raspberry Pi4)의 소프트웨어 구조는 그림 3과 같다. 측정할 UWB id를 입력하고 실행을 하게 되면, 먼저 BIO_INI 파일에 저장된 param 정보로 bio_param 구조체를 초기화한다. 실행 시 입력한 id가 0보다 크다면 SPI, I2C 통신 파일 디스크립터를 설정을 하고, 구조체를 초기화하는 등 센서 데이터를 받을 준비를 하게 된다. 준비가 완료되면 RS-485 시리얼 통신을 통해 UWB 레이더 센서 데이터를 수신받고, WiringPi 라이브러리를 활용하여 GPIO핀을 제어하여 온도 센서, 습도 센서, 조도 센서, GSR 센서, 가속도 센서에서 검출되는 데이터를 읽어온다. 이때, 조도 센서와 가속도 센서의 경우에는 I2C 통신을, GSR 센서는 SPI 통신을 이용하여 센서를 제어한다. 모든 센서 데이터가 정상적으로 수신되면, HTTP 프로토콜을 통해 서버로 데이터를 전송한다. 접근할 URL을 설정하

고, content type과 access token을 HEADER로, 전송할 데이터(timestamp, type, 수신받은 센서 데이터값)를 BODY로 설정하여 POST 요청을 한다.

그림 3의 UWB 데이터 수신 부분을 좀 더 구체적으로 나타내면 그림 4와 같다. 먼저, RS-485 시리얼 통신을 위한 파일 디스크립터를 설정하게 되고, command packet이 보내는 command(cmd)에 따라 0x00의 경우에는 77바이트, 0x01, 0x02, 0x03, 0x04, 0x05, 0x62, 0x63의 경우에는 1바이트, 0x61의 경우에는 25바이트로 receive packet 데이터 길이를 설정한다. cmd값에 따라 센서로 보내는 명령이 다른데, 0x00은 센싱 데이터를 요청하는 명령, 0x01부터 0x07은 거리, 시간, 민감도 등의 설정 관련 명령, 0x61은 현재 설정된 값 요청, 0x62는 센서 연결 확인, 0x63은 레이더 ID 설정 명령이다. 이렇게 전송된 command packet의 명령에 맞게 receive packet을 받게 되는데, 이 중 본 연구에서 필요한 생체 데이터는 0x00 명령을 통해 받을 수 있다. Serial 통신을 통해 들어오는 data의 길이가 0보다 크면 수신을 받는다. 수신을 받은 데이터의 Header와 Footer를 통해 정상적인지 판단하고, UWB 구조체에 이전에 설정해놓은 receive

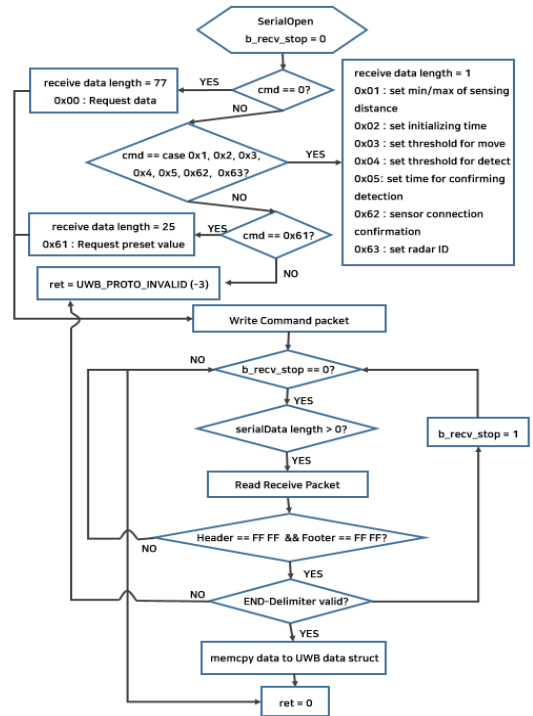


그림 4. UWB 레이더 센서 소프트웨어 구조
Fig. 4. Software Configuration Diagram of UWB radar sensor

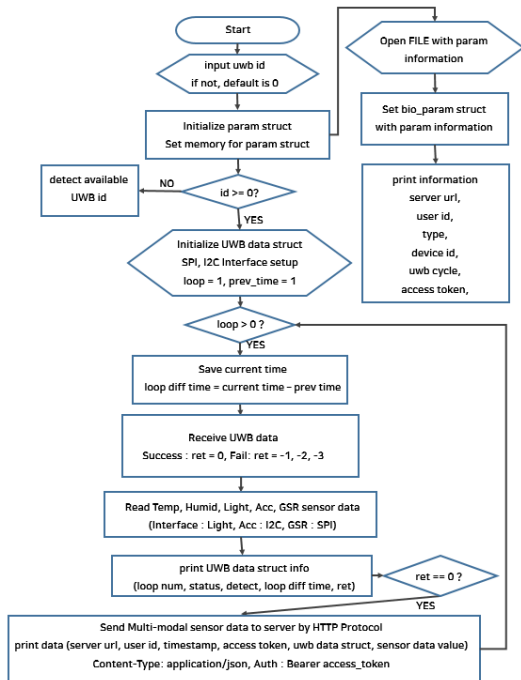


그림 3. 복합 센서 기반 수면 모니터링 시스템 소프트웨어 구조
Fig. 3. Software Configuration Diagram of Sleep Monitoring System using Multi-modal Sensors

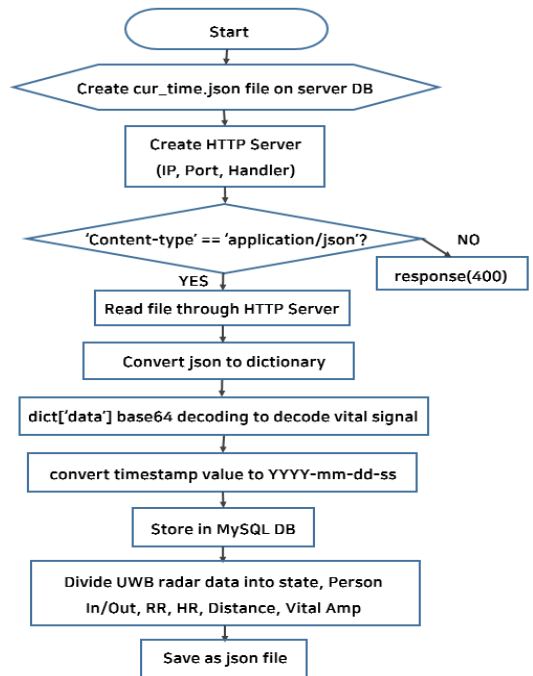


그림 5. HTTP 서버 소프트웨어 구조
Fig. 5. Software Configuration Diagram of HTTP Server

packet의 길이만큼 데이터를 저장한다.

그림 5와 같이, 클라이언트에서 HTTP 프로토콜을 통해 보낸 데이터를 Python 서버에서 받아서 MySQL DB에 저장한 후, JSON파일로 저장하였다. 먼저 서버의 IP와 포트 번호, 핸들러 클래스를 인자로 HTTPServer를 객체를 생성한 후, HTTP 소켓을 열고 기다리고, 요청이 오면 handler로 처리한다. 클라이언트에서 application/json을 Content-type 헤더로 하여 요청을 했기 때문에, 메시지를 수신받으면 header를 검사한 후 이상이 없으면 JSON으로 읽어와서 dictionary로 변환한다. 수신받은 데이터 중 UWB 레이더 데이터는 base64 디코딩하고, timestamp는 'yyyy-mm-dd h:m:s.ms' 형식으로 변환한다. 또한, 재실 여부, 움직임 여부, RR, HR, 호흡 그래프 데이터 등을 모두 포함한 77바이트의 UWB 레이더 데이터는 별도로 분류하고 변환하는 작업을 시행했다.

III. 실험

3.1 시험 환경

복합 센서 기반 수면 모니터링 시험은 같은 공간에서 5회 진행했다. 피검사자는 그림 6과 같이 두 손가락(검지와 중지)에 GSR 센서가 부착된 밴드를 착용하게 된다. 중지에는 착용한 밴드에는 가속도 센서가 연결되어 있어서, 피검사자가 수면 중 움직이게 되면 감지할 수 있도록 했다. UWB-레이더 4.6 모듈의 설명서에 따르면, 사람과 센서가 1~2m 이내에서 정면으로 바라볼 수 있도록 설치하는 것을 권장한다. 따라서 본 연구에서는 UWB를 피검사자의 정면에 놓이도록 천장에 위치하여 데이터가 좀 더 정확하게 측정될 수 있도록 하였다. 또한, Raspberry Pi 4와 연결된 온도도 센서와 조도 센서는 피검사자가 누워있는 침대 위에 위치하도록 했다.

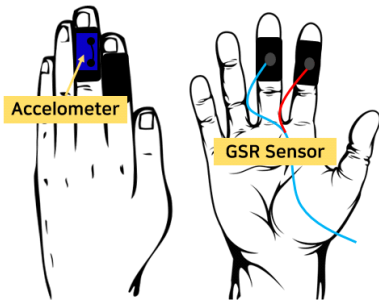


그림 6. GSR 센서, 가속도 센서 착용 모습
Fig. 6. GSR sensor and Accelerometer attached to fingers

3.2 시험 결과

그림 7은 라즈베리파이에 연결된 복합 센서로 측정된 데이터를 서버로 받아서 MySQL 데이터베이스에 저장한 것을 Navicat 프로그램을 이용하여 시각화한 것이다. 이 중 UWB 레이더 데이터 부분을 HR, RR, 재실 여부 등 세부적으로 다시 분류하고 변환하여 JSON 파일로 저장하였다. 그림 8은 이 과정을 거친 후에 저장한 피검사자의 생체 및 환경 데이터 중 일부를 나타낸 것이다.

그림 10은 피검사자의 수면 동안의 심박수와 호흡

timestamp	typ	uwbdata	temp	humid	Gx	Gy	Gz	Ax	Ay	Az	lux	perc	GSRval
2020-02-12 08:36:4	3	0201000e33	27.4	99999	-0.007634	908	267	-0.581055	572	112	0	0	509
2020-02-12 08:36:4	3	0201000e33	27.4	99999	-0.007634	176	565	-0.577881	1375	116	0	0	508
2020-02-12 08:36:4	3	0201000e33	27.4	99999	-0.053435	908	369	-0.576416	1887	131	0	0	509
2020-02-12 08:36:5	3	0201000d32	27.4	00001	-0.099237	908	301	-0.591309	1207	134	0	0	509
2020-02-12 08:36:5	3	0201000d32	27.4	00001	-0.007634	176	168	-0.583008	1225	149	0	0	509
2020-02-12 08:36:5	3	0201000d32	27.4	00001	-0.061069	908	301	-0.585205	1863	114	0	0	509
2020-02-12 08:36:5	3	0201000d31	27.4	00001	-0.030534	176	334	-0.587646	1422	123	0	0	509
2020-02-12 08:36:5	3	0201000d31	27.4	00001	-0.061069	142	301	-0.579834	178	128	0	0	509
2020-02-12 08:37:0	3	0201000d31	27.4	00001	-0.053435	142	301	-0.582764	1352	146	0	0	509
2020-02-12 08:37:0	3	0201000d31	27.4	23.1	-0.061069	275	336	-0.585205	1887	114	0	0	509
2020-02-12 08:37:0	3	0201000d2e	27.4	99999	-0.076336	175	168	-0.580811	1525	191	0	0	509
2020-02-12 08:37:1	3	0201000d2d	27.4	23.4	-0.053435	142	302	-0.575439	1061	154	0	0	509
2020-02-12 08:37:1	3	0201000d2d	27.4	23.5	-0.061069	176	302	-0.576904	1887	193	0	0	509
2020-02-12 08:37:1	3	0201000d2d	27.4	23.5	-0.038168	141	267	-0.571777	1525	169	0	0	509
2020-02-12 08:37:1	3	0201000d2d	27.4	23.5	-0.091603	142	168	-0.568604	1499	111	0	0	509
2020-02-12 08:37:1	3	0201000d2d	27.4	23.5	-0.068702	275	435	-0.575439	1107	105	0	0	509

그림 7. MySQL DB에 저장된 복합 센서 데이터
Fig. 7. Multi-modal sensors data storing in MySQL DB

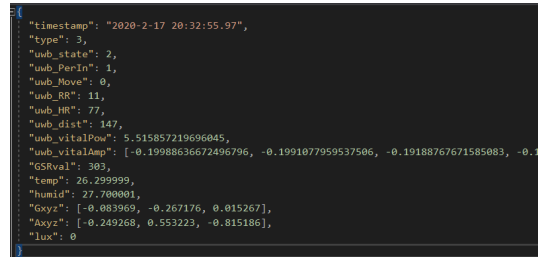


그림 8. UWB radar 데이터 변환 후 저장한 JSON 파일 일부
Fig. 8. JSON file saved after UWB radar data conversion

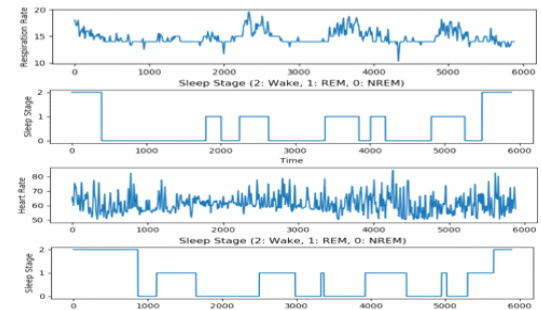


그림 9. Heart Rate(위)와 Respiration Rate(아래)를 SVM 분류기를 활용하여 WAKE/REM/NREM으로 분류한 결과
Fig. 9. Sleep stage Classification using SVM classifier with Heart Rate(upper) and Respiration Rate(lower)

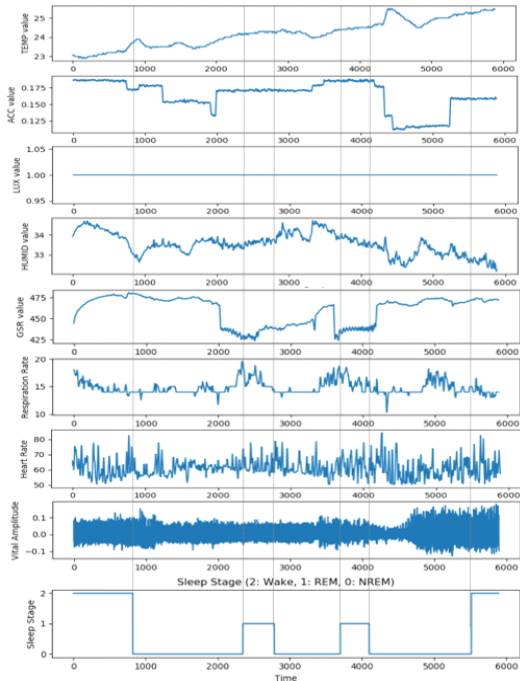


그림 10. 멀티 모달 센서 데이터를 SVM 분류기를 활용하여 분류한 결과
 Fig 10. Sleep stage Classification using SVM classifier with multi-modal sensor data

수를 SVM 분류기를 이용하여 학습시켜 수면 단계를 분류한 결과를 그래프로 나타낸 것이고, 그림 11은 멀티 모달 센서 데이터를 SVM 분류기를 활용하여 분류한 결과 그래프이다. [17] 연구에서 UWB 레이더를 동일 거리에서 사용자의 정면, 45도 측면, 측면, 후면의 신호 대 잡음 비(SNR, Signal-to-noise-ratio) 값을 측정할 결과, 16.02dB, 7.45dB, 8.92dB, 7.95dB로 나타났다. 따라서, 수면 시에도 정면으로 수면하지 않거나 수면 도중 움직이게 되면, 데이터가 누락되거나 부정확한 값이 발생할 수 있다. 이를 보정하기 위해 GSR 센서와 가속도 센서를 사용하여 움직임에 대한 정보를 추가로 수집하였다. UWB에서 약 0.1~0.5초 간격으로 수집한 6,402개의 데이터 중 361개의 데이터가 누락되었다. 평균적으로 1회당 약 9.3개의 데이터가 연속으로 누락되었고, 그 간격은 약 20.7초 정도였다. 가속도 센서값과 GSR 값과 함께 데이터를 분석하여, 수면 중 움직임으로 인해 누락된 것을 확인하고 보정하였다. 본 연구에서는 결과값의 정확성을 판단하기 위해 상용화된 기기인 Zephyr BioHarness 3 제품을 함께 착용하고 수면을 하도록 했다. Zephyr의 20초 단위 데이터의 평균값과 비교해보았을 때, 추출된

HR(약 50~80bpm)데이터는 $\pm 5\text{bpm}$ 범위 안에 있는 확률이 약 84%이었고, RR(약 10~20bpm) 데이터는 $\pm 3\text{bpm}$ 범위 안에 있는 확률이 90% 이상이었다. 그림 9와 10을 비교해보았을 때, 각각의 단일 센서 데이터를 SVM 분류기로 분류한 결과보다 멀티 모달 센서 데이터를 활용한 결과로 좀 더 유용하게 수면 단계를 분류할 수 있음을 알 수 있었다.

IV. 결 론

4.1 기대 효과

현재 수면 모니터링 연구에 가장 보편적으로 활용되고 있는 수면 다원 검사는 수면 환경 변화 및 센서 부착으로 인한 이질감 등의 영향으로 검사에 방해되기도 한다. 또한, 너무 적은 수의 센서를 통해 수면 모니터링을 진행하게 되면, 단편적인 데이터를 활용하기 때문에 정확한 결과를 얻지 못할 수 있다. 본 연구에서는 생체 신호 측정 센서와 환경 센서를 복합적으로 분석하여 결과를 도출하여 생체 신호뿐만 아니라 수면 환경에 대한 정보도 수집하여 좀 더 정확한 결과를 얻을 수 있도록 하였다. 또한, 비접촉식 UWB 레이더 센서를 활용하여 센서 부착으로 인해 수면이 방해되지 않도록 하였고, 평소 수면 환경과 동일 환경에서 잠을 자면서 측정할 수 있으므로 좀 더 정확한 데이터를 수집하여 분석할 수 있었다.

4.2 향후 연구

수집한 생체 데이터와 수면 환경 데이터를 활용한 다면 NREM/REM/WAKE 수면 단계를 동적으로 분류할 수 있는 알고리즘을 구현하여 피검자의 수면 효율을 분석할 수 있다. 또한, 제안한 시스템은 구조상 모바일 폰에서 접근 가능한 구조로 구현되었기 때문에, 이를 활용하여 웨어러블 디바이스와 애플리케이션을 개발하면 누구나 쉽게 평소 수면 환경에서 수면 모니터링을 진행할 수 있도록 하였다. 향후 피시험자의 수면 다원 검사와 병행하여 정확도 측면에 대한 분석을 진행하고자 한다.

References

[1] V. M. Kumar, "Sleep and Sleep Disorders," *Indian J. Chest Diseases and Allied Sci.*, vol. 50, no. 1, pp. 129-135, 2008.
 [2] I. K. Lee, "Normal sleep and sleep physiology," *J. Korean Neurological Assoc.*,

- vol. 19, Sep. 2001.
- [3] S. Khalighi, T. Sousa, G. Pires, and U. Nunes, "Automatic sleep staging: A computer assisted approach for optimal combination of features and polysomnographic channels," *Expert Systems with Appl.*, vol. 40, no. 17, pp. 7046-7059, 2013.
- [4] "Brain Basics: Understanding Sleep," National Institute of Neurological Disorders and Stroke, U. S. Department of Health and Human Services, Web. 23 May 2017.
- [5] B. Yilmaz, M. H. Asyali, E. Arikan, S. Yetkin, and F. Özgen, "Sleep stage and obstructive apneic epoch classification using single-lead ECG," *BioMedical Eng. Online*, vol. 9, pp. 39-39, 2010.
- [6] A. Sano and R. W. Picard, "Comparison of sleep-wake classification using electroencephalogram and wrist-worn multi-modal sensor data," *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. in Med. and Biology Soc.*, pp. 930-933, 2014.
- [7] J. H. Park, D. H. Kim, B. H. Ku, and H. S. Ko, "Sleep/Wake dynamic classifier based on wearable accelerometer device measurement," *J. IEIE*, vol. 52, no. 6, 2015.
- [8] J. Yang, J. M. Keller, M. Popescu, and M. Skubic, "Sleep stage recognition using respiration signal," in *Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 2843-2846, 2016.
- [9] S. H. Hwan, S. W. Seo, H. N. Yoon, D. W. Jung, H. J. Baek, J. G. Cho, et al., "Sleep period time estimation based on electrodermal activity," *IEEE J. Biomed. and Health Informatics*, vol. 21, no. 1, 2017.
- [10] J. E. Lee and S. K. Yoo, "Correlation analysis of electrocardiogram signal according to sleep stage," *J. Korea Multimedia Soc.*, vol. 21, no. 12, pp. 1370-1378, 2018.
- [11] J. E. Lee and S. K. Yoo, "The design of feature selecting algorithm for sleep stage analysis," *J. IEEK*, vol. 50, no. 10, 2013.
- [12] H. W. Kim, Y. R. Lee, and D. G. Park, "Classification of sleep stages using EOG, EEG, EMG signal analysis," *J. Korea Multimedia Soc.*, vol. 22, no. 12, 2019.
- [13] E. J. Wams, T. Woelders, and I. Marring, et al., "Linking light exposure and subsequent sleep: A field polysomnography study in humans," *Sleep*, vol. 40, no. 12, 2017.
- [14] D. Manzar, M. Sethi, and M. E. Hussain, "Humidity and sleep: A review on thermal aspect," *Biological Rhythm Res.*, vol. 43, 2011.
- [15] G. Zheng, K. Li, and Y. Wang, "The effects of high-temperature weather on human sleep quality and appetite," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 2019.
- [16] T. Sakamoto, et al., "Accurate heartbeat monitoring using ultra-wideband radar," *IEICE Electron. Express*, vol. 12, no. 3, 2015.
- [17] M. Le, "Heart rate extraction based on eigenvalues using UWB impulse radar remote sensing," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 303, pp. 1-8, 2019.

최 해 민 (Hae-Min Choi)



2020년 2월 : 한국전자통신연구원
원 인턴 수료
2015년 3월~현재 : 숭실대학교
컴퓨터학부 학사과정
<관심분야> 사물인터넷, 임베디드 시스템, 유비쿼터스 시스템
[ORCID:0000-0002-1190-0851]

윤 이 진 (I-Jin Yun)



2020년 2월 : 한국전자통신연구원
원 인턴 수료
2016년 3월~현재 : 충북대학교
소프트웨어학과 학사과정
<관심분야> 임베디드 시스템, 사물인터넷
[ORCID:0000-0002-7985-8522]

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 ICT창의연구소 미래원천연구본부 책임연구원, Project Leader

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

[ORCID:0000-0002-4887-2356]