

수면 분석을 위한 다중 모달 생체신호 측정 시스템

김상규[†], 유선국^{**}

Multimodal Bio-signal Measurement System for Sleep Analysis

Sang Kyu Kim[†], Sun Kook Yoo^{**}

ABSTRACT

In this paper, we designed a multimodal bio-signal measurement system to observe changes in the brain nervous system and vascular system during sleep. Changes in the nervous system and the cerebral blood flow system in the brain during sleep induce a unique correlation between the changes in the nervous system and the blood flow system. Therefore, it is necessary to simultaneously observe changes in the brain nervous system and changes in the blood flow system to observe the sleep state. To measure the change of the nervous system, EEG, EOG and EMG signal used for the sleep stage analysis were designed. We designed a system for measuring cerebral blood flow changes using functional near-infrared spectroscopy. Among the various imaging methods to measure blood flow and metabolism, it is easy to measure simultaneously with EEG signal and it can be easily designed for miniaturization of equipment. The sleep stage was analyzed by the measured data, and the change of the cerebral blood flow was confirmed by the change of the sleep stage.

Key words: Sleep Monitoring, Functional Near-infrared Spectroscopy (fNIRS), Cerebral Blood Flow, Electroencephalography(EEG), Sleep Stage

1. 서 론

수면은 자연적으로 신체, 정신을 회복하는 상태로 일상생활에서 발생한 피로를 회복하는데 중요한 역할을 한다[1]. 그러나 과도한 업무, 스트레스, 수면환경 등의 영향으로 인해 수면을 잘 취하지 못하거나, 충분한 수면을 취하였음에도 건강한 수면을 취하지 못하여 수면 장애를 겪는 사람들이 있어 수면 상태를 측정하는 장비에 대한 관심과 필요성이 증가하고 있다.[2] 수면 중 대뇌의 생리학적 변화가 발생하며 대표적인 생리학적 변화로 신경계의 변화와 혈관계의 변화가 발생하는데 이러한 생리학 적 변화의 측정을

통해 수면을 평가하는 지표로 활용할 수 있다.[3] [4] 신경계의 변화는 대뇌 피질의 신경세포에서 생성되는 전기적 변화를 측정된 뇌파 측정하여 관측할 수 있고 혈관계의 변화는 뇌 활동의 변화에 따라 혈류량의 변화가 발생한다. 특히 수면 중에는 뇌파의 변화와 대뇌 혈류 사이에 고유한 상관관계를 보인다 [5].

기존 대뇌 혈류 및 대사 량을 측정하는 기법으로는 PET, SPECT, fMRI과 같은 영상 기법이 사용된다[6]. 그러나 이와 같은 영상 촬영 장치는 크기가 크고, 뇌파와 동시에 측정이 제한되어 수면 중 뇌파와 대뇌 혈류를 동시에 측정하기 어렵다는 단점이

* Corresponding Author: Sun Kook Yoo, Address: (03722) Yonsei-ro 50, Seodaemun-gu, Seoul, Korea, TEL: +82-2-2228-1919, FAX: +82-2-363-9923, E-mail: SUNKYOO@yuhs.ac
Receipt date: Nov. 17, 2017, Revision date: Mar. 29, 2018
Approval date: Apr. 5, 2018

[†] Graduate school of Biomedical Engineering, Yonsei University (E-mail: KSK6015@yuhs.ac)

^{**} Department of Medical Engineering, Yonsei University
* This work was supported by Development of Standard Foundation funded by the Ministry of Science and ICT (MSIT, Korea) (Standards Development of Sleep Management Services and Interoperability Support)

있다.

대뇌 혈류 측정 기법인 fNIRS(Functional near-infrared spectroscopy)는 빛을 이용하여 대뇌의 헤모글로빈 변화를 측정하는 방법이다. fNIRS는 비 침습적인 방법과 장비의 소형화가 용이하고 뇌파 측정에 장애가 없기 때문에 뇌파와 혈류 변화를 동시에 측정하기 적합한 기법이다[6].

본 논문에서는 수면 상태 분류에 사용되는 생체신호인 뇌파, 안전도, 근전도 신호와 기능적 근적외선 분광법을 이용한 대뇌 헤모글로빈 농도 변화를 측정하는 다중 모달 수면 측정 장치를 개발하였다. 다중 모달 수면 측정 장치를 통해 뇌파의 변화와 대뇌 혈류변화를 동시에 관측하고 수면 시 안구움직임 변화와 안면 근육의 긴장도를 측정 할 수 있다.

근적외선분광 측정 장치의 소형화 설계를 위하여 광원으로는 LED를 사용하였으며, 광 검출기로는 포토다이오드를 사용하여 센서를 제작하였다. 블루투스 통신을 이용하고, 리튬이온배터리로 전원공급 회로를 설계하여 장비의 이동이 편리하며 일상생활의 수면 환경에서 사용하기 용이하도록 시스템을 개발하였다.

2. 이 론

2.1 fNIRS 측정원리

기능적 근적외선분광법(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)는 뉴런의 활동과 관련된 혈류 역학적 반응의 측정을 통해 뇌 활동을 측정하는 기법으로 근 적외선 광이 신체 조직에서 산란되어 투과되며 광 감쇠를 측정하여 헤모글로빈 농도를 비 침습적으로 측정한다[8]. 근 적외선 광원은 피부, 조직, 뼈와 같은 신체 조직을 통과할 때 옥시헤모글로빈과 디-옥시헤모글로빈에서 가장 높은 광 흡수도를 갖기 때문에 사용하며 700-900nm 대역의 파장을 사용한다[9]. 헤모글로빈과 디-옥시헤모글로빈의 흡광 스펙트럼의 차이를 이용하여 헤모글로빈 농도의 상대적인 변화를 측정 할 수 있으며 modified Beer-lambert Law을 이용하여 옥시헤모글로빈과 디-옥시헤모글로빈의 상대적인 농도 변화를 계산 할 수 있다[10]. fNIRS 측정 방법은 연속파 방법(continuous wave)을 사용하였으며 연속파 방법은 시간에 따른 광 흡수량 크기의 변화를 관측하는 방법이다. 측정된

광 흡수량(optical density, OD)을 이용하여 헤모글로빈 농도를 계산하는 modified Beer-lambert Law 수식은 다음과 같다.

$$OD = \text{Log}_{10}(I_o/I) = \epsilon \cdot [C] \cdot L \cdot DPF + G \quad (1)$$

OD는 광 밀도(optical density)로 빛의 감쇠를 의미하며, I_o 는 입사광의 세기, I 는 측정된 빛의 세기, ϵ 은 흡광계수, $[C]$ 는 발색단의 농도, L 는 광원과 검출기 사이의 거리, DPF 는 differential path length factor, G 는 빛의 산란에 의한 기하학적인 요소이다. 빛의 변화량을 측정하기 위해서 수식1은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} \Delta OD &= OD_{final} - OD_{initial} = -\text{Log} \frac{I_{final}}{I_{initial}} \\ &= \epsilon \cdot \Delta[C] \cdot L \cdot DPF \end{aligned} \quad (2)$$

수식을 두 가지 파장으로 확장하여 정리하면 다음과 같이 헤모글로빈과 디-옥시헤모글로빈의 농도 변화량을 계산할 수 있다.

$$\Delta[HbO_2] = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \frac{\Delta OD^{\lambda_2}}{DPF^{\lambda_2}} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \frac{\Delta OD^{\lambda_1}}{DPF^{\lambda_1}}}{(\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1})L} \quad (3)$$

$$\Delta[Hb] = \frac{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \frac{\Delta OD^{\lambda_1}}{DPF^{\lambda_1}} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \frac{\Delta OD^{\lambda_2}}{DPF^{\lambda_2}}}{(\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1})L} \quad (4)$$

2.2 수면 검사 측정원리

Bremer (1935)에 의해 수면 중 뇌파의 변화가 측정되는 것이 처음 발견된 뒤 이어 이후 Loomis et al. (1937)가 수면 중 5가지 상태로 수면이 분류되는 것을 관측하였다. 또한 수면 중 빠른 눈의 움직임을 보이는 rapid eye movement(REM) 수면단계가 발견되어 wake, N1,N2,N3,N4,REM 수면으로 수면 단계를 분류하는 방법이 고안되었다[11]. 각각의 수면단계는 수면 깊이의 변화와 관련 있으며 American Academy of Sleep Medicine(AASM)에서 N1, N2 단계를 가벼운 수면(light sleep)단계로, N3,N4 단계를 깊은 수면(deep sleep)으로 정의하였다. 수면단계를 통해 수면 관련 질환을 분석하거나, 수면 효율에 대하여 분석에 이용할 수 있다[12]. 수면 중 발생하는 수면 단계 변화는 여러 가지 생체신호의 복합적인 변화로 측정한다. 수면 측정에서 중요한 생체신호로는 뇌

기능 상태를 알기위한 뇌파 검사(EEG), 눈 움직임을 관측하기 위한 안전도 검사(EOG), 근육의 긴장상태를 관측하기 위한 근전도 검사(EMG)를 통해 수면 단계를 검사한다. 수면 단계는 뇌파, 안전도, 근전도 신호를 이용하여 아래와 같이 분류하며 30초 단위(epoch)로 수면 단계를 분류한다[13].

• Wake

깨어있는 상태에서는 안전도 신호에서 눈 깜빡임, 빠른 눈의 움직임(REM), 책을 읽는 눈의 움직임(reading eye movements)가 관측되며, 눈을 감고 있을 경우 뇌파에서 8~13Hz의 알파파가 관측된다.

• Stage N1

Stage N1에서는 안전도의 움직임이 느려지며 뇌파 신호에서 알파파의 비율이 50%이하로 관측되며, V-wave(Vertex sharp wave)가 관측된다. V-wave는 75uV 이상의 크기와 5~14Hz 주파수 특징을 갖는다.

• Stage N2

Stage N2에서는 뇌파에서 K-complex파형과 spindle파형이 관측된다. K-complex파형은 200 uV이상 크기와 0.5초 이상 길이를 가진 파형이며 spindle파형은 12~16 Hz 주파수파형이 0.5초 이상 지속되며, 10 uV이상의 크기를 가진 파형이다.

• Stage N3

Stage N3에서는 서파(Slow wave)가 관측되며 일반적으로 눈의 움직임이 나타나지 않는다. 근전도 신호는 light sleep보다 크기가 줄어든다. 서파는 75uV 이상의 크기와 2Hz 이하의 주파수를 갖고 있다. epoch에서 서파의 비율이 20~50% 일 때 Stage N3으로 분류한다.

• Stage N4

Stage N4는 epoch에서 서파의 비율이 50%이상일 경우 분류하며, Stage N3과 같이 일반적으로 눈의 움직임이 나타나지 않는다. 근전도 신호는 light sleep보다 크기가 줄어든다.

• REM

REM 수면에서는 경련적인 눈 움직임을 관측된

다. 뇌파에서는 톱니파가 관측되며 그 주파수는 2~6Hz이다.

3. 제안한 방법

다중 모달 수면 측정 장치는 fNIRS 센서, 송신 부, 수신 부, 생체전위 측정 부, 컨트롤유닛으로 구성된다. fNIRS센서는 착용자의 머리 형태 차이에 영향을 받지 않기 위해서 플렉시블 형태로 제작하여 센서 착용에 따른 영향을 받지 않도록 설계하였다. 센서는 컨트롤유닛과 송신부에 의해 작동하며, 수신부에서 측정된 신호를 변환한다. 생체전위 신호는 ADS1299를 이용하여 측정하며 측정된 데이터는 블루투스를 통해 PC로 전송되어 디스플레이와 저장된다. 전원은 11.1V 4400 mA 배터리를 사용하였다.

3.1 FNIRS 하드웨어 설계

• 송신 부

송신 부는 LED 구동을 위한 LED 드라이버 회로와, LED 파장을 선택하기 위한 멀티플렉서로 구성되어 있다. LED 드라이버는 빠른 스위칭 동작과 높은 전류증폭이득을 가진 npn 양극 접합 트랜지스터(BJT)로 회로를 설계하였다. 피험자의 피부색이나 두개골 두께에 따라서 광 흡수도의 차이가 존재하기 때문에 이를 보정하기 위해서 LED 구동전류를 20~50 mA범위에서 선택 할 수 있도록 LED 구동회로를 설계하였다.[14] 멀티플렉서는 고 출력 LED를 동작시키기 위해서 12V 입출력 전압범위 특성과 90 옴의 스위치 저항 값을 갖는 MAX4581 아날로그 멀티플렉서를 사용해서 회로를 설계하였다.

• 수신 부

수신 부는 2.5kHz 저역통과필터를 이용하여 고주파 노이즈를 제거한다. 포토다이오드의 샷 노이즈를 제거하기 위해 오버샘플링을 통해 노이즈를 제거하는 델타시그마 방식의 아날로그 디지털 변환(ADC)를 사용하였으며 STM32F373 MCU 내부의 16비트 델타시그마 ADC를 이용하여 데이터를 변환한다. ADC는 고속변환모드로 동작하여 50k sps 속도로 데이터를 변환한다.

• 센서

센서는 전두엽의 좌측과 우측의 혈류변화를 측정

LEFT 730 ON	OFF (ambient)	RIGHT 730 ON	OFF (ambient)	OFF	LEFT 850 ON	OFF (ambient)	RIGHT 850 ON	OFF (ambient)	OFF
----------------	------------------	-----------------	------------------	-----	----------------	------------------	-----------------	------------------	-----

Fig. 1. Timing diagram of LED.

하기 위해서 10-20 system의 Fp1, Fp2 위치에서 근적외선분광 신호를 측정한다. 광원은 epitex의 L4*730/4*805/4*850-40Q96-I 고출력 LED를 사용하였다. L4*730/4*805/4*850-40Q96-I는 730, 805, 850 nm 파장의 LED가 To-5 단일 패키징으로 구성되어 있으며, 질화알루미늄(AIN) 방열판이 LED발열을 억제하도록 제작되어 센서에 사용하였다. LED에서 발생하는 발열을 억제하기 위해 듀티비는 35%로 LED 구동 타이밍을 Fig. 1과 같이 설계하였다. 주변 환경에 의한 노이즈(ambient)를 제거하기 위해 LED가 꺼진 상태에서 데이터를 측정하여 빼줌으로써 주변 환경에 의한 노이즈를 제거하였다. 제작한 센서에서는 730 nm와 850 nm 파장을 사용하였다. 광 검출기는 OPT101 포토다이오드를 사용하였으며 OPT101은 실리콘 포토다이오드와 트랜스임피던스증폭기가 함께 내장된 포토다이오드로 입사광의 세기와 출력 전압이 선형적인 특성을 갖고 있다. 광원과 검출기 사이의 거리는 2.5 cm로 센서를 제작하였다.

3.2 생체전위 측정 시스템

수면측정에 사용하는 뇌파, 안전도, 근전도 신호를 측정하기 위해 Texas Instrument社의 ADS1299를 이용하여 생체전위 측정 회로를 설계하였다. ADS1299는 8채널 24비트 델타시그마 ADC와 PGA(programmable gain amplifier)를 내장하고 있으며 1uV 입력기준잡음(Input-Referred Noise) 특성을 갖고

있어 뇌파 측정에 특화되었으며, 안전도, 근전도 신호의 측정이 가능하다. 샘플링 속도는 250 SPS를 설정하였고 PGA의 증폭률은 24배로 설정하여 구동하였다. 측정값은 SPI 통신을 통해 마이크로컨트롤러로 전송된다. Fig. 2와 같이 뇌파 전극은 F4, C3, C4 위치에서 측정하였고, 안전도는 오른쪽 눈 윗부분에 +전극을 부착하고 왼쪽 눈 아래에 -전극을 부착하여 눈의 좌우 움직임과 위아래 움직임을 측정하였다. 근전도 신호는 턱 위아래에 전극을 부착하여 근육 긴장도를 측정하였다.

3.3 시스템 구현

개발환경은 Keil Microvision5를 이용하여 펌웨어를 설계하였다. PC에서 뇌파, 근적외 분광 신호의 디스플레이, 저장을 위하여 Labview를 사용하여 소프트웨어를 설계하였다. 그리고 신호처리, 분석을 위하여 Matlab을 사용하였다. 시스템의 구성은 Fig. 3과 같다.

저장된 데이터를 Matlab을 이용하여 신호처리 후, 수면단계 분석과 헤모글로빈 농도를 계산한다. EEG 신호는 40Hz 저 대역 통과 필터(Lowpass filter, LPF)와 0.2Hz 고 대역 통과 필터(Highpass filter)를 통해 노이즈를 제거한 후 수면 분석에 사용한다. fNIRS 신호는 7Hz LPF를 통해 노이즈를 제거한 후 modified Beer-lambert Law을 이용하여 옥시헤모글로빈과 디-옥시헤모글로빈의 상대적인 농도 변화를 계산

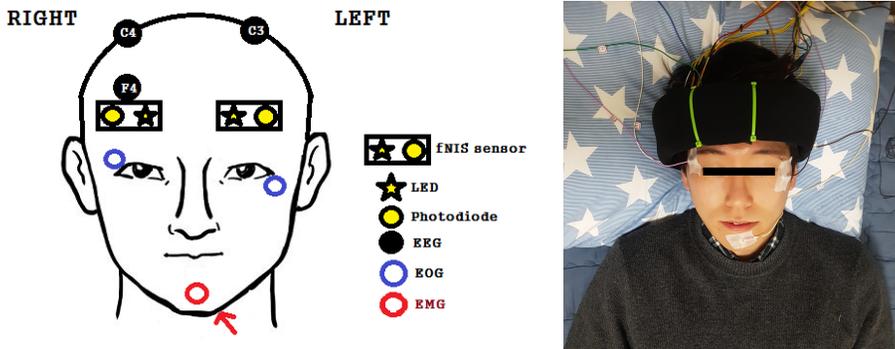


Fig. 2. Placement of sensor and electrode.

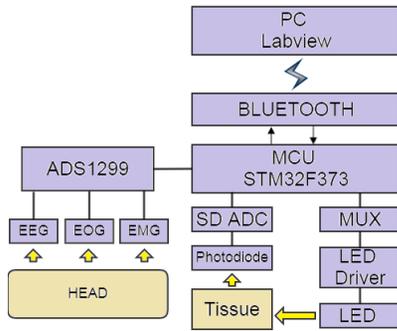


Fig. 3. Diagram of Multimodal bio-signal measurement system.

한다. 수식에 사용된 흡광계수(Absorption coefficient)와 감소한 산란계수(reduced scattering coefficient)는 기존 문헌[15]을 참고하였다.

$$\begin{aligned} \mu_a^{730nm} &= 0.015, \mu_a^{850nm} = 0.023, \mu_s'730nm} = 0.8, \mu_s'850nm} \\ &= 0.95 [mm^{-1}] \end{aligned}$$

4. 실험 결과 및 고찰

4.1 자극 유도 실험을 통한 예비 검증

제작한 시스템의 동작을 위하여 뇌파, 안전도, 근전도 신호와 fNIRS 신호를 자극 유도 실험을 통해 검증하였다. fNIRS를 검증하는 방법으로는 헤모글로빈 농도 변화를 유도하기 위해서 문제풀이, 스쿼트 자세에서 헤모글로빈 농도 변화를 측정하여 동작을 검증하였다[16,17]. 문제풀이 시험을 통해 두뇌 대사량의 증가, 감소를 측정하고, 스쿼트 자세 실험을 통해 두뇌의 혈류변화를 측정한다. 문제풀이는 4자리 숫자에서 2자리 숫자 뺄셈을 반복적으로 수행하였다. 60초 동안의 문제풀이와 30초 동안 휴식을 반복하여 4회 실험하였다. 실험 결과 Fig. 4와 같이 녹색으로 표시한 문제풀이구간에서 옥시헤모글로빈 농도가 상승하였고, 문제를 풀지 않는 휴식 구간에서는 옥시헤모글로빈 농도의 하락하였다. 이를 통해 제작한 fNIRS 시스템의 통해 두뇌 대사율 변화 측정을 검증하였다. 스쿼트자세 실험은 스쿼트 자세를 60초 동안 유지하며 헤모글로빈 농도 변화를 측정하였다. Fig. 5와 같이 녹색으로 표시한 스쿼트 구간에서 옥시헤모글로빈 농도가 증가하였다. 스쿼트 실험을 통해 제작한 fNIRS 시스템의 혈류량 변화 측정을 검증하였다.

다음으로 수면 중 생체신호 변화를 측정하였다. stage N1, N2, N3, N4, REM 분류에 사용되는 뇌파패턴과, 안구움직임 신호를 확인하였다. Fig. 6의 (a)~(d)는 뇌파에서 측정된 패턴이고, (e)는 안전도 신호에서 측정된 패턴이다. 생체신호 패턴을 통해 수면 중 생체신호 측정을 검증하였다.

4.2 수면실험 측정 결과

실험은 수면장애를 겪고 있지 않은 10명의 피험자에게 진행하였으며 하룻밤동안 피험자의 평상시 수면 시간에 맞춰 실험을 진행하였다. 수면 중 외부 자극에 영향을 받지 않기 위해 수면실에 유입되는 빛을 차단하였으며 알람과 같은 외부자극에 의하여 피험자가 기상하지 않고 스스로 기상할 때 까지 수면을

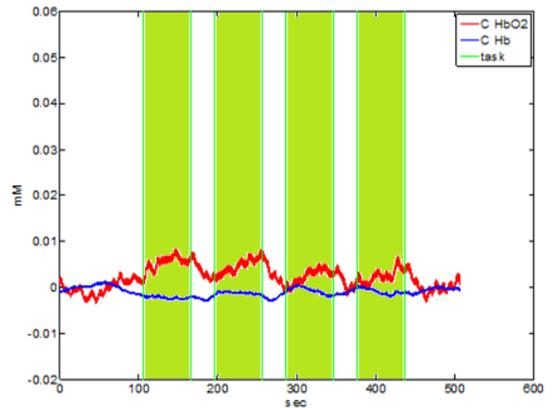


Fig. 4. Changes in hemoglobin concentration during solving math problems.

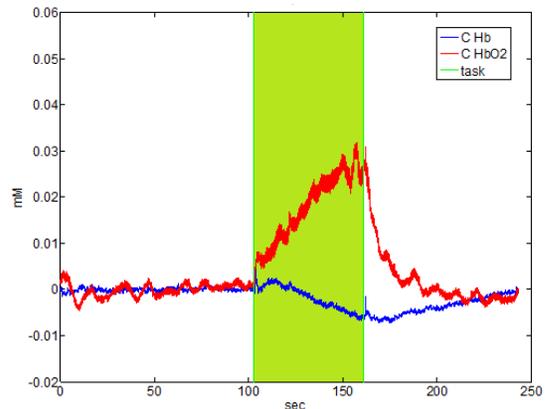


Fig. 5. Changes in hemoglobin concentration during squat position.

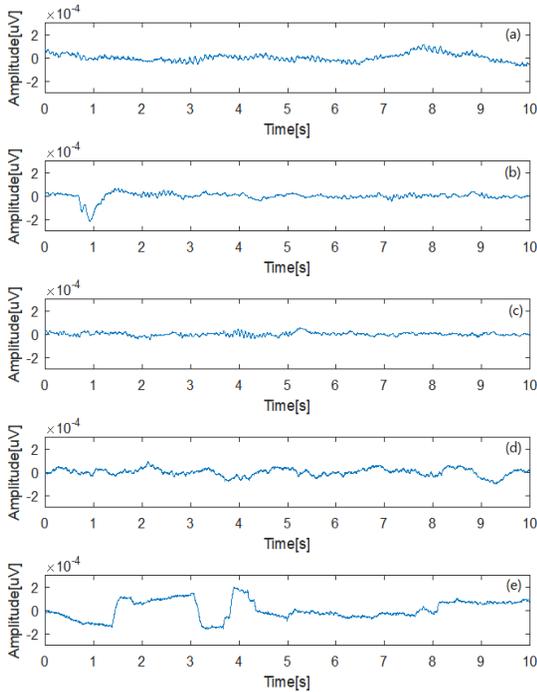


Fig. 6. Biological signals measured during sleep, (a) EEG waveform measured at stage N1, (b) K-complex waveform of EEG measured at stage N2, (c) Spindle waveform of EEG measured at stage N2, (d) Slow Waveform of EEG measured at stage N4, (e) REM Waveform Measured at Stage REM .

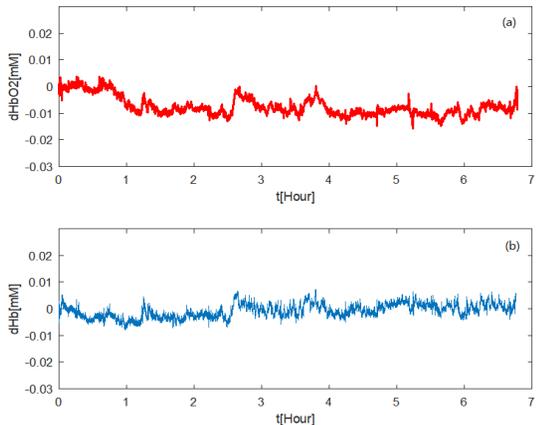


Fig. 7. Concentration change measured during sleep, (a) Change in oxyhemoglobin concentration, (b) Change in de-oxyhemoglobin concentration.

진행하여 실험을 진행하였다. 측정된 뇌파, 안전도, 근전도 신호를 이용하여 American Academy of

Sleep Medicine(AASM)의 수면 분류 매뉴얼의 수면 단계 분류방법을 이용하여 수면 단계를 분류하였다. 기능적 근적외선분광 신호는 modified Beer-Lambert 법칙을 이용하여 옥시헤모글로빈 농도변화량(ΔHbO_2)과 디-옥시헤모글로빈 농도변화량(ΔHb)을 계산하였다. 수면단계변화와 헤모글로빈 농도변화를 그림과 같이 확인하여 수면단계와 헤모글로빈 농도변화를 관측하였다. 깨어있는 상태에서 수면을 취하며 두뇌의 헤모글로빈 농도는 감소하는 것을 확인하였다. 얇은 수면(stage N1, N2)보다 깊은 수면(stage N3, N4)에서 두뇌의 헤모글로빈 농도가 더 낮은 것을 확인하였다. REM 수면 단계에서는 헤모글로빈 농도의 증가가 관측되었다. 두뇌의 활동과 관련된 옥시헤모글로빈 농도의 변화를 확인하여 수면이 깊어질수록 두뇌의 대사활동이 감소하는 것을 확인하였다.

5. 결 론

다중 모달 생체신호 측정 시스템을 설계하고 수면 실험을 통해 수면 단계의 변화에 따라 혈류계의 변화를 측정하였다. 뇌파를 기반으로 측정한 수면단계에서 수면의 깊이가 깊어지면서 옥시헤모글로빈의 농도가 낮아지는 것을 관측하였다. 이를 통해 수면이 깊어질수록 두뇌 활동과 관련된 대사율이 감소함을 확인할 수 있다. 그러나 REM 수면 단계에서는 혈류량이 증가하지만, 뇌파의 크기가 감소하여 REM 수면 단계에서는 두뇌에서 신경계의 활동이 적게 이루어지는 상태에서 두뇌의 혈류계의 활동이 활성화되는 것을 관측하였다. 본 논문에서 설계한 다중 모달 생체신호 측정 시스템을 이용하여 뇌파, 안전도, 근전도를 기반으로 분류한 수면단계와 기능적 근적외선분광법으로 측정한 대뇌혈류변화량의 관측을 통해 수면 중 수면자의 신경계의 변화와 혈류계의 변화 사이의 상관관계를 관측하는데 이용할 수 있음을 확인하였다. 본 연구에서 수면 중 뒤척임으로 인해 기능적 근적외선분광 신호에 동 잡음이 유입되는 문제점이 있었다. 향후 하드웨어, 소프트웨어적인 방법으로 동 잡음 제거 알고리즘에 대한 연구를 추가로 진행할 것이다.

REFERENCE

[1] National Sleep Foundation, *Sleep-wake Cycle*:

- Its Physiology and Impact on Health*, 2006.
- [2] B.M. Lee and H.J. Hwang, "Virtual Sleep Sensor with PSQI for Sleep Therapy Service," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 18, No. 12, pp. 1538-1546, 2015.
- [3] F. Sakai, J.S. Meyer, I. Karacan, S. Derman, and M. Yamamoto, "Normal Human Sleep: Regional Cerebral Hemodynamics," *Annals of Neurology*, Vol. 7, No. 5, pp. 471-478, 1980.
- [4] D. William and K. Nathaniel, "Cyclic Variations in EEG during Sleep and Their Relation to Eye Movements, Body Motility, and Dreaming," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 9, No. 4, pp. 673-690, 1957.
- [5] M. Uchida-Ota, N. Tanaka, H. Sato, and A. Maki, "Intrinsic Correlations of Electroencephalography Rhythms with Cerebral Hemodynamics during Sleep Transitions," *Neuroimage*, Vol. 42, No. 1, pp. 357-368, 2008.
- [6] L. Ayalon and S. Peterson, "Functional Central Nervous System Imaging in the Investigation of Obstructive Sleep Apnea," *Current Opinion in Pulmonary Medicine*, Vol. 13, No. 6, pp. 479-483, 2008.
- [7] J. Safaie, R. Grebe, H.A. Moghaddam, and F. Wallois, "Toward a Fully Integrated Wireless Wearable EEG-NIRS Bimodal Acquisition System," *Journal of Neural Engineering*, Vol. 10, No. 5, 056001(11pp), 2013.
- [8] T.J. Huppert, S.G. Diamond, M.A. Franceschini, and D.A. Boas, "HomER: A Review of Time-series Analysis Methods for Near-infrared Spectroscopy of the Brain," *Applied Optics*, Vol. 48, No. 10, pp. D280-D298, 2009.
- [9] L.C. Jose and L.D. Umberto, *Neuroimaging - Methods Chapter: Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS): Principles and Neuroscientific Applications*, In-Tech, London, 2012.
- [10] T.J. Huppert, M.A. Franceschini, and D.A. Boas, *In Vivo Optical Imaging of Brain Function*, 2nd Edition Chapter 14: *Noninvasive Imaging of Cerebral Activation with Diffuse Optical Tomography*, CRC Press, Florida, 2009.
- [11] M. Steriade, *Neuronal Substrates of Sleep and Epilepsy*, Cambridge University Press, Cambridge, 2003.
- [12] R.B. Berry, R. Brooks, C. Gamaldo, S.M. Harding, R.M. Lloyd, S.F. Quan, et al., "AASM Scoring Manual Updates for 2017 (Version 2.4)," *Journal of Clinical Sleep Medicine*. Vol. 13, No. 5, pp. 665, 2017.
- [13] T. Hori, Y. Sugita, E. Koga, S. Shirakawa, K. Inoue, S. Uchida, and et al., "Proposed Supplements and Amendments to 'A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects', the Rechtschaffen & Kales (1968) Standard," *Psychiatry and Clinical Neurosciences*, Vol. 55, No. 3, pp. 305-310, 2001.
- [14] G. Zonios, J. Bykowski, and N. Kollias, "Skin Melanin, Hemoglobin, and Light Scattering Properties can be Quantitatively Assessed In Vivo Using Diffuse Reflectance Spectroscopy," *Journal of Investigative Dermatology*, Vol. 117, No. 6, pp. 1452-1457, 2001.
- [15] M. Cope, *The Application of Near Infrared Spectroscopy to Non Invasive Monitoring of Cerebral Oxygenation in the Newborn Infant*, Doctoral Thesis of Philosophy of the University of London, 1991.
- [16] R. Kenville, T. Maudrich, D. Carius, and P. Ragert, "Hemodynamic Response Alterations in Sensorimotor Areas as a Function of Barbell Load Levels during Squatting: An fNIRS Study," *Frontiers in Human Neuroscience*, Vol. 11, No. 241, 2017.
- [17] M.M. Richter, K.C. Zierhut, T. Dresler, M.M. Plichta, A.C. Ehlis, K. Reiss, et al., "Changes in Cortical Blood Oxygenation during Arithmetical Tasks Measured by Near-infrared

Spectroscopy," *Journal of Neural Transmission*, Vol. 116, No. 3, pp. 267-273, 2009.



김 상 규

2015년 광운대학교, 전자융합공학과 학사

2018년 연세대학교, 생체공학협동과정 전기전자공학전공 석사

관심분야: u-Health, 스마트 디바이스, 생체신호처리



유 선 국

1981년 2월 연세대학교 전기공학과 학사

1985년 8월 연세대학교 전기공학과 석사

1989년 8월 연세대학교 전기공학과 박사

1995년 3월~현재 대학교 연세대학교 의과대학 의학공학교실 교수

관심분야: u-Health, 의료영상, 스마트 디바이스, 생체신호처리 및 패턴 인식, 감성공학