

맞춤형 수면케어 서비스를 위한 EOG 기반의 실시간 개인식별 알고리즘

홍기현¹, 이병문², 박양재^{3*}

¹가천대학교 컴퓨터공학과 학생, ^{2,3}가천대학교 컴퓨터공학과 교수

Realtime Individual Identification based on EOG Algorithm for Customized Sleep Care Service

Ki Hyeon Hong¹, Byung Mun Lee², Yang Jae Park^{3*}

¹Student, Dept. of Computer Engineering, Gachon University

^{2,3}Professor, Dept. of Computer Engineering, Gachon University

요약 사람마다 수면장애의 정도가 다르기 때문에 개인별로 각기 다른 맞춤형 수면케어 서비스가 필요하다. 뇌파 데이터는 사람마다 고유한 파형 특성을 보이기 때문에 이 특성을 이용하면 개인을 식별할 수 있다. 개인식별은 맞춤형 서비스를 가능하게 해주는 중요한 역할을 제공한다. 눈을 깜박일 때 전두엽 부위를 측정하면 뇌파특성을 획득할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 맞춤형 수면케어 서비스를 위한 눈 깜박임 EOG(Electrooculography) 기반의 실시간 개인식별 알고리즘을 제안한다. 평가를 위해 10명을 대상으로 개인식별 정확도 실험을 하였다. 실험결과 최대 93%의 정확도를 확인하였다. 향후 외부 환경 변화와 같은 특성을 반영하여 알고리즘을 발전시킬 수 있을 것이다.

주제어 : 뇌파 데이터, 안구 데이터, 개인식별, 맞춤형 서비스, 수면케어

Abstract Customized sleep care service needs to be provided differently for individuals since individual has different degree of sleep disorder. Because the brainwave data shows unique waveform characteristics for each person, this characteristic can be used to identify individuals. Personal identification provides an important role in enabling customized services. When you blink, you can obtain brain wave characteristics by measuring the area of the frontal lobe. Therefore, a real-time personal identification algorithm based on blinking EOG for customized sleep care service is proposed in this paper. For evaluation, 10 individuals were tested for personal identification accuracy. The results of the experiment confirmed that a maximum accuracy of 93% were taken. Algorithms can be developed by reflecting characteristics such as changes in the external environment in the future.

Key Words : EEG, EOG, Personal identification, Personalized service, Sleep care

1. 서론

고성능 모바일 기기의 보급과 ICT기술의 발전으로

스마트 헬스케어에 대한 개인 맞춤형 서비스가 여러
방면으로 연구되고 있다[1]. 그러나 현재까지 개발된
헬스케어 서비스는 스마트폰과 같은 모바일 기기를 중

*This work was supported by the Technology development Program(Grants No. S2593303) funded by the Ministry of SMEs and Startups(MSS, Korea). - 본 논문은 중소기업벤처부 기술혁신사업의 연구비에 의해 지원되었음.

*Corresponding Author : Yang Jae Park(parkyj@gachon.ac.kr)

Received November 11, 2019

Revised December 6, 2019

Accepted December 20, 2019

Published December 28, 2019

심으로 제한된 영역에서만 개인화 서비스를 제공하고 있는 실정이다[2]. 이와 같은 추세는 수면케어 분야에서도 예외는 아니다.

수면의 질은 개인의 건강상태, 수면 환경, 연령, 직업, 음주여부, 약물복용과 같은 여러 요소에 따라 다르다. 또한 여러 명이 동일한 수면케어 서비스를 받더라도 개인별 케어에 대한 만족도가 달라진다는 연구 결과도 있다[3,4]. 그러한 의미에서 수면의 질을 향상시키기 위해서는 획일적인 서비스가 아니라 개개인의 특성에 맞는 서비스가 제공되어야 한다[5,6]. 바로 이러한 점이 개인 맞춤형 서비스가 수면케어 분야에서 중요한 이유이다.

그러나 개인화 서비스가 가능하려면 서비스가 제공되기 전에 개인식별 과정이 선행되어야 한다. 예를 들면, 여러 명의 사람들이 수면정보 측정기기를 공유한다면 획득한 데이터가 누구의 것인지 알아야 저장 또는 평가가 가능하다. 특히 실시간으로 측정되는 데이터를 빠르게 평가하려면 획득한 생체데이터로부터 실시간 개인식별이 이루어져야 한다. 그래야 맞춤형 수면케어 서비스도 현재상태에 맞도록 즉각적인 제어서비스를 제공할 수 있다.

개인식별에 활용할 수 있는 생체데이터로는 뇌파(EEG, Electroencephalography), 지문, 홍채, 심전도 파(ECG, Electrocardiogram), 음성이 있다. 그중에서 EEG 데이터는 수면상태를 정확히 판단하는데 이용할 수 있을 뿐만 아니라 파형특성을 분석하면 개인마다 다른 유형을 판별해 내는데도 이용할 수 있다[7,8]. 수면클리닉과 같은 의료기관에서 뇌파를 측정하는 경우, 다채널의 뇌파측정기기를 활용할 수 있지만, 병원이 아닌 일상생활에서 불편하지 않게 뇌파를 측정하려면 다른 접근방식이 필요하다. 뿐만 아니라 이전의 연구사례들(수면용 EEG 데이터를 이용한 개인식별 연구)을 살펴보면 전체 수면시간 동안에 EEG 데이터를 수집하여 수면이 끝난 후 분석을 통해 개인식별을 하는 방식이다. 이러한 형태의 방식은 수면케어가 종료된 후에야 가능하므로 맞춤형 수면케어 서비스를 실시간으로 할 수 없다.

따라서 숙면을 위한 수면케어 제어서비스를 실시간으로 하려면 개인식별 과정이 수면에 돌입하기 이전이나 수면을 위해 잠자리에 들 때 빠르게 진행되어야 한다. 그래서 본 논문에서는 눈을 깜빡일 때 전두엽 부위에서 뇌파를 측정하는 방식을 사용하고자 한다. 이 방

식을 EOG (Electro-oculography)라 하는데 실제로 EEG를 측정할 때와 같은 뇌파특성을 얻을 수 있어 각 개인을 식별하는데에도 필요한 특성 정보로 사용할 수 있다. 실제로 EOG 데이터를 이용한 개인식별 연구는 이전부터 진행되었다. 예로 컴퓨터 화면의 포인트와 같은 시각 자료에 따라 개개인의 눈이 움직이는 특성을 이용한 개인식별 연구가 있으며, 이를 통해 EOG 데이터는 개개인의 특성을 반영한다는 것을 알 수 있다 [9-11]. EOG 측정은 EEG 데이터를 수집하는 과정에서 EEG 데이터를 제외한 데이터를 잡파로 간주하고 제거하는 필터링 과정이 있는데 이때 제거되는 잡파에 EOG 데이터가 포함되어 이 부분을 버리지 않고 추출해야 한다. 추출을 용이하게 하기 위해 전두엽 부위중에서 이마부위(뇌파측정을 위한 표준측정 부위중 Fp1, Fp2)가 적합한 부분이므로 본 논문에서는 이 부위에서 EOG 데이터를 추출하여 사용하는 실시간 개인식별 알고리즘을 제안한다.

또한 본 알고리즘에서는 측정과정과 식별과정에서의 오차를 보정하기 위해 여러 번 측정을 통하여 얻은 EOG 데이터에서 특징들의 평균값을 산출하고 이를 실시간으로 후처리하는 기법을 제시한다. 뿐만 아니라 본 논문에서 제안한 알고리즘의 적합성을 실험을 통해서 평가하고 분석하여 실제로 수면케어에 사용할 수 있는지 그 유효성을 검증하고자 한다. 실험은 개인식별 정확도 측정실험이며 그 결과에 따라서 개개인마다 다른 조건과 환경에 어느 정도 적합한가를 확인할 수 있을 것이다.

본 논문을 다음과 같이 구성한다. 2장에서는 본 논문의 기본이 되는 EOG 데이터의 이론과 EOG 데이터 발생 원리, 특징 추출 방법에 대해 정의한다. 3장에서는 제안하는 눈 깜빡임 EOG 기반의 실시간 개인식별 알고리즘을 설명한다. 4장에서는 3장에서 제안한 알고리즘의 적합성을 평가하기 위해 구현을 하고 실험을 하여 결과를 분석한다. 마지막으로 5장에서는 결론을 맺는다.

2. 관련 연구

2.1 눈 깜빡임 EOG 데이터의 발생원리

눈 깜빡임 EOG 데이터가 발생되며 측정되는 원리는 다음의 Fig. 1과 같다. 사람이 눈을 깜빡일 때 자연

스럽게 안구의 위치가 상하로 이동한다. 눈의 각막은 양전위를 가지며 망막은 음전위를 가지므로 눈은 강한 전기적 쌍극자의 역할을 하게 된다[12].

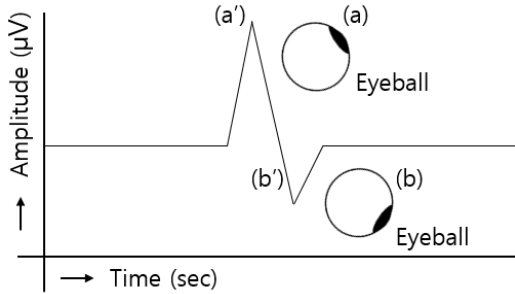


Fig. 1. Scenario for EOG signal while eyes blinking

Fig. 1에서 보듯이 안구가 위쪽(a)을 움직이면 양전위(a)가 발생되며 안구가 아랫방향(b)으로 움직이면 음전위(b)가 발생된다. 그러므로 눈을 깜빡이는 경우에는 양전위와 음전위의 차이를 획득할 수 있다. 이와 같은 원리를 이용해서 Fig. 2에서처럼 EOG 신호값을 추출해 낼 수 있다.

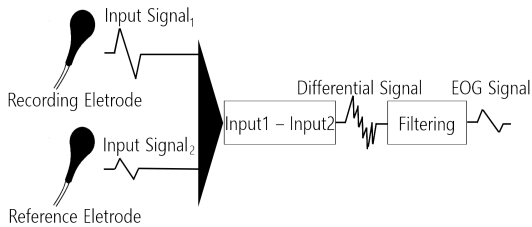


Fig. 2. EOG data measurement principles.

Fig. 2에서 보면 기록전극(Recording Electrode)에서 측정되는 기록신호(Input Signal₁)과 참조전극(Reference Electrode)에서 측정되는 참조신호(Input Signal₂)의 차이를 산출하면 차등신호(Differential Signal) 파형을 구할 수 있다[12]. 이 과정은 기록전극과 참조전극의 신호 값을 동시에 측정하여 획득하게 된다. 만약에 기록전극과 참조전극이 전부 양전위를 갖더라도 진폭이 서로 다르므로 차등진폭 파형을 획득할 수 있다. 또한 이렇게 측정된 진폭파형을 추가적으로 필터링하면 EOG Signal을 추출할 수 있다[13].

이러한 눈 깜빡임 EOG 데이터는 사용자의 이마 부근에서 보다 정확하게 측정되며 측정된 원시 데이터는

잡파 데이터가 포함되어 있고 이 모든 데이터는 EEG 파형에 포함되어 있다. 따라서 사용자로부터 획득한 원시 데이터에서 불필요한 부분을 제거하면 본래 의도에 맞는 순수한 데이터를 추출할 수 있다. 이렇게 추출된 눈 깜빡임 EOG 데이터는 개인마다 진폭의 크기나 눈 깜빡임의 지속시간과 같은 특징점 들에서 차이를 보인다[14]. 이 차이가 개인마다 다양하기 때문에 이 특징을 이용하면 개인을 식별을 할 수 있다.

2.2 개인식별용 특징 데이터

개인식별용 특징점들은 기존의 연구사례를 살펴볼 때 최대 22개까지 제시되고 있다. 그 중의 한 예를 살펴보자. 일반적으로 EOG 데이터 파형에서 눈 깜빡임이 가장 큰 진폭을 나타내므로 EOG 데이터에서 눈 깜빡임 EOG 데이터를 쉽게 구분할 수 있다.

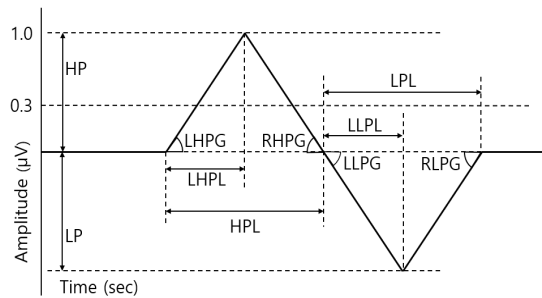


Fig. 3. Example of data features from EOG signal

양의 피크 값을 1.0으로 가정할 때 눈 깜빡임 EOG 데이터는 항상 0.3을 넘어서는 값으로 나타난다[14]. 이 값을 Blink point라고 정의한다. 눈 깜빡임 EOG 데이터에서 특징을 추출하기 위해 잡파를 제거하는 필터링을 거친 다음 눈 깜빡임 EOG 데이터 파형에서 여러 가지 특징을 추출하기 위해 특징적 요소를 식별한다. 예를 들면 Fig. 1의 (a)과 같이 눈을 깜빡일 때 발생하는 진폭의 크기를 Fig. 3에서 보듯이 HP와 LP로 정의한다. 또한 차등신호에서 최대 진폭을 보일 때의 상대적인 시간을 LHPL 로 정의하고 최소 진폭을 보일 때의 상대적인 시간을 LLPL 로 정의한다. 이와같이 10 개의 특징점들을 Table 1에서와 같이 정의한다.

Table 1. Feature extraction table for personal identification

Symbol	Description
HP	Amplitude of positive peak of the eye blink (High Peak)
LP	Amplitude of negative peak of the eye blink (Low Peak)
LHPL	Position of positive peak from the onset of positive pulse (Left High Peak Length)
LLPL	Position of negative peak from the onset of negative pulse (Left Low Peak Length)
LHPG	Slope at the onset of the positive pulse (Left High Peak Gradient)
LLPG	Slope at the onset of the negative pulse (Left Low Peak Gradient)
RHPG	Slope at the offset of the positive pulse (Right High Peak Gradient)
RLPG	Slope at the offset of the negative pulse (Right Low Peak Gradient)
HPL	Duration of positive pulse of the eye blink (High Peak Gradient)
LPL	Duration of negative pulse of the eye blink (Low Peak Gradient)

실제로 총 25명의 눈 깜빡임 EOG 데이터를 이용하여 개인식별 실험을 진행한 연구사례도 있으며, 그 과정에서도 전체 데이터에서 50회의 눈 깜빡임 EOG 데이터를 추출하고 특징점들을 생성한 후 그중 25개는 분류기로 학습을 시키고 나머지 25개는 평균화되어 시험한 결과 최대 97.3%의 개인식별 정확도를 얻은 경우도 있다[14]. 그러나 이러한 기존 사례는 이론상으로 눈 깜빡임 EOG 기반의 개인식별을 증명한 실험에만 비중을 두고 있기 때문에 실시간 개인식별에 사용하기에는 적합하지 않다.

2.3 수면케어 맞춤형 서비스

실제로 개인식별이 갖는 의미는 개인에 맞춰진 서비스를 제공하기 위해서이다. 만약에 개인식별이 수면케어에서 활용된다고 한다면, 사람마다 숙면에 들기 위해서 그 사람에 적합한 수면케어 서비스가 필요하다. 바로 Fig. 4의 예처럼 맞춤형 서비스 모델을 수면케어에 활용할 수 있다.

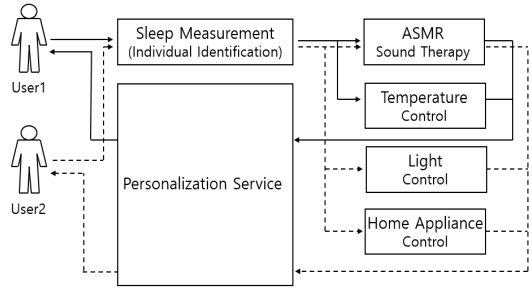


Fig. 4. Customized sleep care service

Fig. 4의 예를 보면 4가지 숙면유도 서비스가 있다. ASMR (Autonomous Sensory Meridian Response) 음향제어서비스, 실내온도 제어서비스, 조명제어 서비스, 실내 가전기기 제어서비스이다. 그러나 User1과 User2는 공통의 과정으로 수면측정을 거치지만 User1에게는 사운드 테라피와 온도 제어서비스가 숙면에 효과적이기 때문에 상황에 따라서 이것을 맞춤형으로 제어할 수 있다면 효과적인 서비스 제공이 가능하다.

이 과정에서 중요한 점은 사용자가 원하는 서비스를 제공하기 위해서는 수면에 본격적으로 들어가기 전에 개인을 식별해야 한다는 것이다. 그러므로 맞춤형 수면케어 서비스에 적합한 EOG 기반의 개인식별 알고리즘을 다음 장에서 제안하고 설계하고자 한다.

3. EOG 실시간 개인식별 알고리즘

3.1 개인식별 시스템

본 논문에서는 개인식별을 위해 EOG로부터 특징점을 추출하고 그 데이터를 등록하는 과정과 등록된 특징점으로 개인식별을 하는 과정으로 나누어 정의한다. 두 개의 과정에서 측정단계, 추출단계는 공통으로 정의할 수 있으며 Fig. 5에서 도시한다. Fig. 5는 EOG를 측정해서 개인식별에 이르기까지 전체적인 과정과 수면케어에 이용하는 구조를 시스템으로 구성하고 제시한다.

Fig. 5의 (a)는 개인식별 특징 추출과정이다. 이는 눈 깜빡임 EOG 데이터를 등록하는 과정과 식별과정에 공통으로 포함된다. 사용자의 전두엽 측정부위(Fp1, Fp2) 또는 이마부위에서 획득한 EOG 뇌파 데이터를 전처리 과정을 거쳐 Table 1에서 열거한 10개의 특징점을 추출한다. 우선 등록과정에서는 개인식별 특징 DB에 사용자의 특징정보를 저장하기 위해 (b)의 특징

변환 과정으로 데이터를 변환한 후 저장한다. 식별과정에서는 (c)의 EOG 특징 비교에서 개인식별 특징 DB의 특징정보와 비교하여 개인을 식별하게 된다. 식별 후

수면케어 서비스 DB에서 수면케어 데이터를 가져와 식별된 사용자에게 맞춤형 서비스를 제공한다.

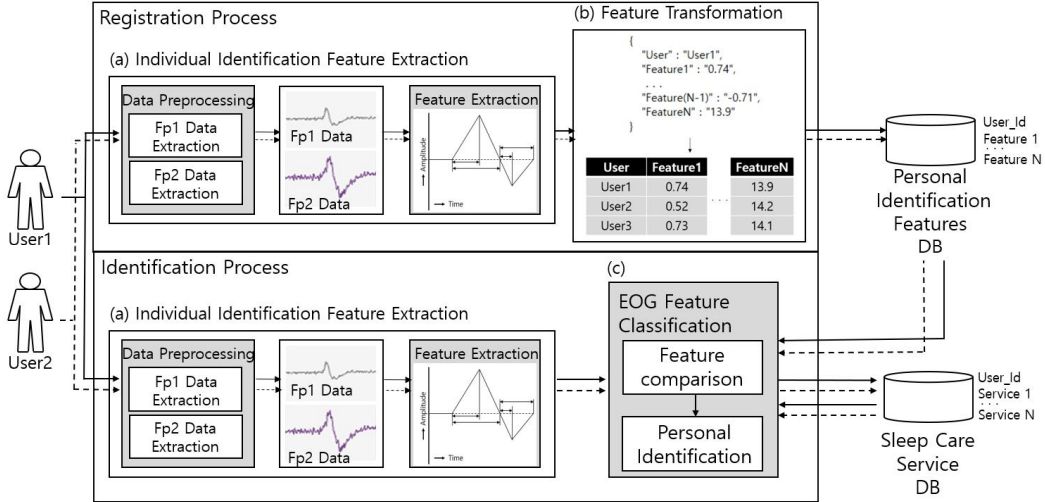


Fig. 5. System overview for realtime personal identification algorithm

3.2 EOG 특징 추출 알고리즘

다음의 Fig. 6은 본 논문에서 제안하는 눈 깜빡임 EOG 기반의 실시간 개인식별 알고리즘에서 개인식별을 위해 이용된 특징들을 추출하기 위하여 전처리 과정을 거친 눈 깜빡임 EOG 데이터에서 특징을 추출하는 알고리즘이다.

Fig. 6의 (a)는 EOG 데이터에서 발생하는 눈 깜빡임을 추출하는 알고리즘이다. 전처리 과정을 거친 EOG 데이터는 연속된 데이터이므로 배열을 통하여 입력받는다.

처음으로 EOG 데이터에서 정의했던 Blink point를 넘는 부분이 발생한다면 눈 깜빡임이 발생했다고 판단한다. 눈 깜빡임 EOG 데이터의 시작 지점(start)은 Blink point 지점으로부터 역으로 추적하여 안구의 움직임이 없는 중성 부분으로 한다. 중간 지점(middle)은 눈 깜빡임이 발생하고 안구가 상승하고 하강하면서 양성 파형이 음성 파형으로 전환되는 부분으로 한다. 종료 지점(finish)는 하강한 안구가 다시 상승하여 원점으로 돌아와 중성을 갖는 부분으로 한다.

```
#define BLINKPOINT 0.3

int start; // eye blink start point
int middle; // eye blink middle point
int finish; // eye blink finish point

void eye_blink_signal_extraction(double[] EOG) {
    for(i = 0; i < EOG.length; i++) {
        if(EOG[i] > BLINKPOINT) {
            for(j = i; j >= 0; j--) {
                if(EOG[j] == 0) {
                    start = j;
                    break;
                }
            }

            for(j = start + 1; i < EOG.length; i++) {
                if(EOG[j] == 0) {
                    middle = j;
                    break;
                }
            }

            for(j = middle + 1; i < EOG.length; i++) {
                if(EOG[j] == 0) {
                    finish = j;
                    break;
                }
            }
            break;
        }
    }
}
```

(a)

```

void EOG_feature_extraction(double[] EOG) {
    HP = EOG[start];
    LP = EOG[start];

    for(i = 0; i < finish; i++) {
        if(HP < EOG[i]) {
            HP = EOG[i];           //High peak
            LHPL = i - start;      //Left High Peak Length
        }
    }

    for(i = 0; i < finish; i++) {
        if(LP > EOG[i]) {
            LP = EOG[i];           //Low Peak
            LLPL = i - middle;     //Left Low Peak Length
        }
    }

    HPL = middle - start;        //High Peak length
    LPL = finish - middle;      //Low Peak Length

    LHPG = HP / LHPL;           //Left High Peak Gradient
    LLPG = LP / LLPL;           //Left Low Peak Gradient
    RHPG = HP / (middle - LHPL); //Right High Peak Gradient
    RLPG = LP / (finish - LLPL); //Right High Peak Gradient
}

```

(b)

Fig. 6. Extraction algorithm for personal identification (a) EOG blink signal extraction, (b) EOG feature extraction

Fig. 6의 (b)인 EOG 특징 추출은 (a) 과정을 거친 눈 깜빡임 EOG 데이터를 입력받는다. 데이터가 가지는 HP와 LP를 추출하고, start, middle, finish 지점을 기반으로 10개의 특징을 추출하는 알고리즘이다.

HP는 눈 깜빡임 EOG 데이터에서 양의 진폭이 최대 지점이다. 이때 LHPL은 EOG 데이터의 시작지점부터 HP를 가지는 지점까지의 길이를 나타낸다. LP는 음의 진폭의 최저 지점이다. 마찬가지로 LLPL은 음의 진폭이 시작되는 지점부터 LP까지의 길이를 나타낸다.

HPL은 양의 진폭의 길이이므로 중간 지점에서 EOG 데이터의 시작지점을 뺀 값이다. LPL은 음의 진폭의 길이이므로 눈 깜빡임의 종료 지점에서 중간 지점을 뺀 값이다. LHPG는 눈 깜빡임의 시작지점과 중간지점, 그리고 HP까지 세 개의 특징점으로 삼각형을 그렸을 때 왼쪽 경사면의 기울기를 나타낸다. 따라서 HP에서 LHPG를 나눈 값으로 구한다. RHPG는 오른쪽 경사면의 기울기를 나타내므로 HP를 중간 지점에서 LHPL의 차를 나누어 구할 수 있다.

LLPG는 중간지점과 눈 깜빡임 EOG 데이터가 끝나는 지점, LP까지의 특징점을 이루어진 삼각형의 왼쪽 경사면의 기울기이다. 따라서 LP값에서 LLPL를 나눈 값으로 구한다. 마지막으로 RLPG는 오른쪽 경사면의

기울기이므로 LP에서 눈 깜빡임 EOG가 끝나는 지점에서 LLPL을 뺀 값을 나누는 것으로 구할 수 있다.

눈 깜빡임 EOG 데이터를 반복해서 측정하면 데이터가 누적됨에 따라 개인 내에서도 약간씩의 차이를 갖는다. 이를 보정하기 위해 개인식별을 위한 눈 깜빡임 EOG 데이터에서 10개의 특징별 평균값을 구한다. 또한, 평균값에서 큰 차이를 보이는 EOG 데이터를 제거하여 측정 시 가끔 발생하는 전극 튜 데이터를 고려한다. 이 10개의 특징별 데이터는 개인마다 고유한 값을 가지게 되며, 개인식별 요청 시에 이 값을 기준으로 개인을 식별한다.

4. 실험 및 실험결과 분석

4.1 실험환경

본 논문에서 제안한 알고리즘의 유효성을 평가하기 위해 개인식별에 대한 정확도를 측정하였다. 이 실험은 뇌파 연구개발용 실험키트인 OpenBCI를 이용하여 EOG 데이터를 측정하고 블루투스를 이용하여 라즈베리파이 보드로 데이터를 실시간으로 전송한 후, 구현한 알고리즘을 통해 실험을 진행하였다.

실험에 사용한 Ganglion board의 규격은 Table 2와 같다. 또한 알고리즘이 구현된 라즈베리파이는 3 B+ 보드와 Raspbian OS kernel 4.19버전을 사용하였으며 Node.js 10.16.3에서 자바스크립트로 구현하였다.

Table 2. Ganglion board hardware specification

Item	Specification
Model	Ganglion Board
Size	2.41" x 2.41"
Power	3.3V to 6V battery only
ADC	MCP3912
Frequency	200 Hz
BLE	simleee BLE Radio module

실험에는 20대 남성 사용자 5명(user1-user5), 20대 여성 사용자 2명(user6, user7), 30대 남성 사용자 1명(user8), 50대 남성 사용자 1명(user9), 50대 여성 사용자 1명(user10)이 직접 참여하여 실험군을 다양하게 구성하였다. 각 사용자마다 최대 5분씩 20회를 실험하였고 그 과정을 10회 반복하였다. 실험을 위해 사용자는 Fig. 7에서 보듯이 직접 측정기기를 착용하고 전두엽 부위인 이마에

OpenBCI Ganglion board와 연결된 headband 전극을 통해 사용자의 눈 깜빡임 EOG 데이터를 측정하였다. 측정된 데이터는 블루투스로 Ganglion board에서 라즈베리파이로 전송하여 실시간으로 분석한다.

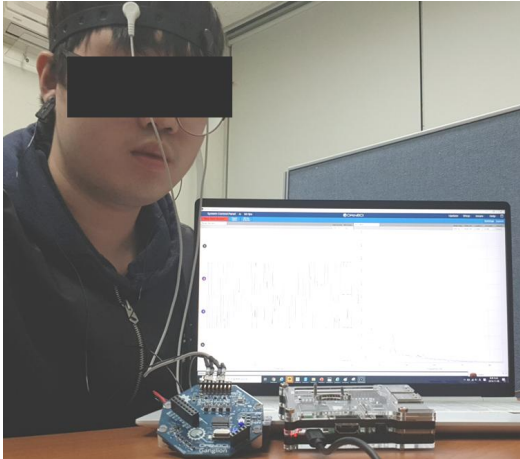


Fig. 7. Experimental environment and measuring instruments

4.2 실험과정

실험은 개인식별 알고리즘의 정확도를 평가하였다. 측정된 EOG 데이터들로부터 10개의 특징을 추출하여 개인식별을 위한 기준값을 구하였다. 그러나 측정된 데이터들 간의 오차나 잡음문제가 있으므로 이를 보정하기 위한 과정을 거쳤으며 각각의 특징별로 평균값을 산출하도록 하였다.

개인식별을 하려면 동일한 방식으로 측정된 데이터에서 특징점을 추출하고 이를 데이터베이스에 등록해 놓아야 한다. 본 실험을 위해서 이 부분을 사전에 수행하였다. 두 번째로 해당 알고리즘의 정확도를 측정하기 위하여 실시간으로 측정된 눈 깜빡임 EOG 데이터와 이미 개인식별 특징 DB에 저장된 기준값들과 비교하여 가장 일치율이 높은 개인을 특정하도록 하였다. 단, 개인식별의 정확도를 위하여 10개의 개인식별을 위한 특징 중 일부가 지정한 허용 범위(μV)에서 벗어나 어느 개인으로도 식별되지 않을 경우가 발생한다면 재입력을 받도록 하였다.

위의 내용을 허용 범위를 바꿔보며 20회씩 개인식별을 시도하고, 각각의 경우에 대해 개인식별 정확도를 얻는 과정을 반복 수행하였다.

4.3 실험결과 및 평가

실험 시나리오에 따라 제안된 알고리즘을 이용하여 허용 범위에 대해 개인이 식별될 때의 개인식별 평균 정확도의 결과를 기록하였다. 실험결과는 다음의 Table 3과 같다.

Table 3. Individual to person identification accuracy (a) $1\mu V$ to $5\mu V$, (b) $6\mu V$ to $10\mu V$

experiment results		$1\mu V$	$2\mu V$	$3\mu V$	$4\mu V$	$5\mu V$
recognition rate(%)	user1	95	90	80	90	100
	user2	95	95	100	90	95
	user3	100	90	100	100	85
	user4	100	100	65	100	100
	user5	80	90	100	75	85
	user6	100	90	90	80	80
	user7	90	100	95	80	100
	user8	90	95	95	95	100
	user9	95	90	85	75	70
	user10	85	90	100	95	95

(a)

experiment results		$6\mu V$	$7\mu V$	$8\mu V$	$9\mu V$	$10\mu V$
recognition rate(%)	user1	95	70	85	95	75
	user2	90	100	95	95	95
	user3	75	80	65	85	70
	user4	100	100	100	70	100
	user5	75	75	85	70	75
	user6	80	90	80	90	80
	user7	100	80	70	85	85
	user8	90	70	85	95	80
	user9	85	80	85	90	75
	user10	90	95	90	85	95

(b)

개인식별 특징 DB에서 가져온 어떠한 개인식별 정보와도 일치하지 않는 데이터가 들어오면 재입력을 시도하기 때문에 Table 3을 보면 높은 수준의 개인식별 정확도를 얻을 수 있었다. 그러나 개인에 따라서도 개인식별 정확도의 차이를 보이며, 허용 범위의 변화를 주어도 이러한 개인별 정확도의 차이가 나타난다는 것을 볼 수 있었다.

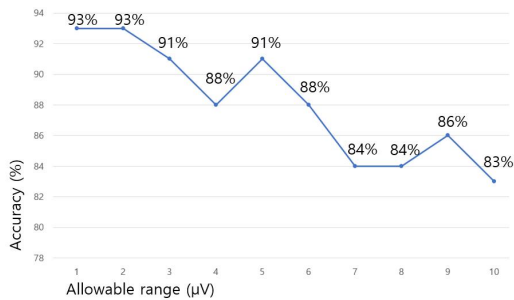


Fig. 8. Identification rates comparison between $1\mu V$ to $10\mu V$.

Fig. 8은 Table 3의 개인별 식별 정확도의 결과를 허용 범위별로 묶어 평균을 낸 그래프로 나타냈다. 그래프를 보면 전체적으로 허용 범위를 증가시키면 개인 식별 정확도가 낮아지며 다른 사람으로 식별할 확률이 증가하는 것을 볼 수 있다.

또한, 실시간 맞춤형 수면케어 서비스를 제공하기 위해서는 개인식별까지의 인증 시간이 중요하다. 본 실험에서는 개인의 눈 깜빡임 EOG 데이터를 입력하여 피드백을 통하여 실시간으로 개인을 식별하는 실험을 수행했으며, 이를 통하여 모든 허용 범위에 있어서 인증 시간에 차이가 없다는 것을 확인하였다.

본 실험에서는 허용 범위를 $1\mu V$, $2\mu V$ 로 했을 때 93%로 가장 높은 개인식별 정확도를 보였고, 이를 통하여 수면케어 서비스를 제공받기 위한 소규모 인원의 개인식별을 위해서는 10개의 소수의 핵심 특징을 추출하는 것으로도 충분한 개인식별 정확도를 얻을 수 있다는 것을 확인하였다.

5. 결론

본 논문에서는 눈 깜빡임 EOG 기반의 실시간 개인 식별 알고리즘을 통하여 맞춤형 수면케어 서비스를 제공할 수 있음을 제안하였다.

제안한 식별 알고리즘은 서비스를 공유하는 소규모 그룹을 대상으로 실험을 진행한 결과 소수의 사용자들 식별할 때에 충분한 개인식별 정확도를 갖는다는 것을 확인하였다. 이를 통하여 해당 알고리즘 기반의 개인 맞춤형 수면케어 서비스를 제공할 수 있으며, 서비스 제공을 위한 추가적인 개인 인증 수단이 불필요하므로 사용자에게 편리성을 제공할 것이다.

다만, 개인 간에 발생하는 개인식별 정확도에 대해서

는 개인 내에서의 컨디션이나 외부 환경의 변화와 같은 데이터를 반영하여 추후 연구를 통하여 발전이 필요한 부분이다. 이러한 변화에 대한 데이터를 반영한다면 더 높은 개인식별 정확도의 개인 맞춤형 수면케어 서비스를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

- [1] E. J. Lee, M. N. Lee, K. Y. Yang & J. K. Paik. (2019). A meta analysis on domestic research trends of healthcare design - focusing on articles of KCI accredited journals -. *Journal of Integrated Design Research*, 18(2), 9-26.
- [2] J. S. Jeong, J. M. Park, & G. Y. Noh. (2019). Factors influencing intention to continuous use of mobile healthcare apps: the breakdown of perceived ease of use. *Cybercommunication Academic Society*, 36(2), 81-117.
- [3] Y. M. Seo, J. S. Kim & N. J. Je. (2019). Factors Relating Quality of Sleep: Comparison between Young-old People and Old-old People. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, 20(6), 332-341.
- [4] S. Y. Shin, K. S. Shin & Y. W. Rhee. (2011). Improvement of Sleep Quality Using Color Histogram. *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, 15(6), 1283-1288.
- [5] Y. Touitou, A. Reinberg & D. Touitou. (2017). Association between light at night, melatonin secretion, sleep deprivation, and the internal clock: Health impacts and mechanisms of circadian disruption. *Life sciences*, 173, 94-106.
- [6] E. L. Haus & M. H. Smolensky. (2013). Shift work and cancer risk: potential mechanistic roles of circadian disruption, light at night, and sleep deprivation. *Sleep medicine reviews*, 17(4), 273-284.
- [7] L. D. Gennaro, M. Ferrara, F. Vecchio, G. Curcio & M. Bertini. (2005). An electroencephalographic fingerprint of human sleep. *Neuroimage*, 26(1), 114-122.
- [8] J. Buckelmüller, H. P. Landolt, H. H. Stassen & P. Achermann. (2006). Trait-like individual differences in the human sleep electroencephalogram. *Neuroscience*, 138(1), 351-356.
- [9] P. Kasprowski & J. Ober. (2004). Eye movements in biometrics. *International Workshop on Biometric Authentication*, 248-258.

- [10] M. Juhola, Y. Zhang & J. Rasku. (2013). Biometric verification of a subject through eye movements. *Computers in biology and medicine*, 43(1), 42-50.
- [11] Y. Zhang, J. Rasku & M. Juhola. (2012). Biometric verification of subjects using saccade eye movements. *International Journal of Biometrics*, 4(4), 317-337.
- [12] Korea EEG Study Group. (2017). Art and application of EEG analysis. Seoul : Medbook.
- [13] Korea Society for EEG and Neurophysiology. (2017). Understanding and application of EEG. Seoul : hakjisa.
- [14] M. Abo-Zahhad, S. M. Ahmed & S. N. Abbas. (2014). A novel biometric approach for human identification and verification using eye blinking signal. *IEEE Signal Processing Letters*, 22(7), 876-880.

홍 기 현(Ki Hyeon Hong)

[학생회원]



- 2021년 2월 : 가천대학교 컴퓨터공학과(졸업 예정)
- 관심분야 : 스마트헬스케어, 네트워크
- E-Mail : ghdrlgus96@naver.com

이 병 문(Byung Mun Lee)

[정회원]



- 1988년 2월 : 동국대학교 전자계산학과(공학사)
- 1990년 2월 : 서강대학교 전자계산학과(공학석사)
- 2008년 2월 : 인천대학교 컴퓨터공학과(공학박사)

- 1990년 2월 ~ 1997년 12월 : LG전자 중앙연구소 네트워크 연구실 선임연구원
- 1998년 3월 ~ 현재 : 가천대학교 IT융합대학 컴퓨터공학과 교수
- 관심분야 : 스마트헬스케어, 사물인터넷, 지능형서비스
- E-Mail : bmlee@gachon.ac.kr

박 양 재(Yang Jae Park)

[정회원]



- 1985년 2월 : 인하대학교 전자공학과(공학사)
- 1990년 8월 : 인하대학교 정보공학과(공학석사)
- 2003년 8월 : 인하대학교 전자계산공학과(공학박사)

- 2001년 2월 ~ 2002년 12월 : (주)이미디피아 원격의료연구소 연구소장
- 1993년 2월 ~ 현재 : 가천대학교 IT융합대학 컴퓨터공학과 교수
- 관심분야 : HCI, 사물인터넷, 비전시스템, 영상처리
- E-Mail : parkyj@gachon.ac.kr