

귀 주변에서 측정한 유사 심전도 기반 개인 인증 시스템 개발 가능성

최가영 · 박종윤 · 김다영 · 김연우 · 임지현 · 황한정*

금오공과대학교 메디컬IT융합공학과

Feasibility of Using Similar Electrocardiography Measured around the Ears to Develop a Personal Authentication System

Ga-Young Choi, Jong-Yoon Park, Da-Yeong Kim, Yeonu Kim,
Ji-Heon Lim and Han-Jeong Hwang*

Kumoh National Institute of Technology, Medical IT Convergence Engineering

(Manuscript received 17 December 2019 ; revised 14 February 2020 ; accepted 19 February 2020)

Abstract: A personal authentication system based on biosignals has received increasing attention due to its relatively high security as compared to traditional authentication systems based on a key and password. Electrocardiography (ECG) measured from the chest or wrist is one of the widely used biosignals to develop a personal authentication system. In this study, we investigated the feasibility of using similar ECG measured behind the ears to develop a personal authentication system. To this end, similar ECGs were measured from thirty subjects using a pair of three electrodes attached behind each of the ears during resting state during which the standard Lead-I ECG was also simultaneously measured from both wrists as baseline ECG. The three ECG components, Q, R, and S, were extracted for each subject as classification features, and authentication accuracy was estimated using support vector machine (SVM) based on a 5×5-fold cross-validation. The mean authentication accuracies of Lead I-ECG and similar ECG were $90.41 \pm 8.26\%$ and $81.15 \pm 7.54\%$, respectively. Considering a chance level of 3.33% ($=1/30$), the mean authentication performance of similar ECG could demonstrate the feasibility of using similar ECG measured behind the ears on the development of a personal authentication system.

Key words: Personal authentication, Similar electrocardiography (ECG), QRS features, Biosignal

1. 서 론

정보 기술의 발달로 여러 매체를 통한 양질의 정보가 제공되고 있으며, 이를 활용한 편의성 향상을 위한 지식정보 기반 사업이 급격하게 발전하고 있다. 그러나, 지식정보 기반 사업의 급격한 발전 이면에는 개인 정보 유출과 같은 부작용이 발생하고 있으며, 최근에는 정보 유출 문제가 기업

과 국가적 문제로 확산되어 정보 보호의 중요성이 대두되고 있다. 정보 유출에 대한 보안을 강화하기 위해 열쇠나 비밀번호 기반의 전통적인 인증 시스템 대비 상대적으로 분실이나 위조가 어려운 지문, 홍채 등과 같은 생체신호를 이용한 인증 시스템이 각광받고 있다[1].

생체신호 기반 인증 시스템은 크게 정적 생체신호 기반과 동적 생체신호 기반 인증 시스템으로 구분된다. 정적 생체신호란 지문[2,3], 홍채[4], 얼굴 윤곽[5]과 같이 일생 동안 거의 변하지 않고 고유한 성질을 그대로 유지하는 신체적 특징을 의미한다. 정적 생체신호 기반 인증 시스템은 카메라를 통해 획득한 영상을 처리하여 사용자를 인식한다. 표 1은 대표적인 정적 생체신호 기반 인증 시스템과 본 연구와 관련된 동적 생체신호인 심전도 기반 인증 시스템들의 성능을 나타내고

Corresponding Author : Han-Jeong Hwang
350-27, Gumi-daero, Gumi-si, Gyeongsangbuk-do, Republic of Korea

Tel: +82-54-478-7783

E-mail: hj@kumoh.ac.kr

이 연구는 금오공과대학교학술연구비에 의하여 지원된 논문임(2019-104-129).

표 1. 정적 및 동적 생체신호 기반 인증 시스템 성능

Table 1. Performance of static and dynamic biometric-based authentication system

| Biometric | Accuracy (%) | # of people | References |
|-------------|--------------|-------------|------------|
| Plam | 99.62 | 700 | [6] |
| Plam | 99.41 | 832 | [7] |
| Face | 99.15 | 1680 | [8] |
| Retina | 98.14 | 139 | [9] |
| Fingerprint | 99.21 | 100 | [10] |
| Iris | 99.91 | 100 | [11] |
| Iris | 99.35 | 108 | [12] |
| ECG | 98.00 | 20 | [13] |
| ECG | 95.00 | 20 | [14] |
| ECG | 94.00 | 28 | [15] |

있다[6-15]. 정적 생체신호 기반 인증 시스템의 경우 신호의 종류와 무관하게 99% 이상의 높은 인증 성능을 보인다. 하지만, 정적 생체신호의 경우 특징이 변화하지 않고 유지되는 만큼 잘 구현된 복제품에 의한 오수락률(false acceptance rate: FAR)이 올라갈 수 있다. 예를 들어, 지문 인식의 경우 실리콘 재질을 이용하여 타인의 지문을 손쉽게 복제할 수 있으며, 안면 인식 또한 사진이나 3D 프린터 출력물을 이용해 타인을 복제해 인증하는 사례들이 보고 되고 있다[16,17]. 이러한 정적 생체신호 기반 인증 시스템의 단점을 극복하기 위해 최근에는 동적 생체신호를 이용한 인증 시스템들이 개발되고 있다. 동적 생체신호란 정적 생체신호와 반대되는 개념으로 뇌파(electroencephalography: EEG), 심전도(electrocardiography: ECG), 호흡(respiratory)과 같이 사람의 감정, 심리 상태 등에 의해 시시각각 변화하는 생체신호를 일컫는다. 이러한 동적 생체신호의 가변적 특성은 정적 생체신호 대비 위조와 모방이 어렵다는 장점을 가지고 있다.

동적 생체신호를 이용한 인증 시스템의 대표적인 예로 심전도 기반의 인증 시스템을 들 수 있다. 심전도는 기타 다른 동적 생체신호 대비 외부 환경 변화에 강인하여 상대적으로 신호대비잡음비가 좋으며, 피부에 쉽게 탈부착 가능한 스티커형 전극을 주로 사용하기에 사용성이 용이하다는 강점이 있다. 또한, mV 단위의 신호 측정이 가능하여 육안으로 신호의 변화가 관찰이 가능할 만큼 신호의 특성이 명확하다. 이러한 심전도의 특성을 이용한 초기 심전도 기반 인증 시스템 연구에서는 다수의 심전도 측정 센서를 흉부 인근에 부착하여 측정된 심전도를 인증에 활용하였다. Biel *et al.*의 연구에서는 흉부에서 측정된 심전도 신호를 바탕으로 98%의 인증 성능을 보였다[13]. 최근에는 측정의 편의를 위해 흉부가 아닌 손이나 손목 등에서 간편하게 측정된 심전도를 이용한 인증

시스템의 개발 가능성이 보고 되고 있다[14-15,18]. Shen *et al.*의 연구에서는 막대 형태의 전극을 쥘 상태로 양손의 전위차를 이용하여 심전도를 측정하여 95%의 인증 성능을 보였다[14]. 나아가, Shin *et al.*의 연구에서는 심전도 측정이 가능한 시계 형태의 웨어러블 장비를 이용하였으며, 시계를 착용하지 않은 반대편 손을 시계 위에 얹는 행위를 취함으로써 심전도 신호를 측정하여 약 94%의 인증 성능을 보였다[15]. 이러한 방식은 기존 흉부에서 측정하는 심전도 측정 방법 대비 사용성이 향상되었으나, 여전히 심전도 측정을 위해 특정 동작을 취해야 한다는 단점이 있다.

본 연구에서는 기존 심전도 기반 인증 시스템의 사용성 한계를 향상시키기 위해 귀 주변에서 측정된 유사 심전도를 이용한 개인 인증 시스템을 개발하고자 한다. 유사 심전도는 일반적으로 알려진 표준사지 유도(standard limb lead) 심전도 측정법[19]이 아닌 다른 신체 부위에서 측정된 심전도의 특징을 가진 생체 신호를 의미하며, 최근 귀 주변에서 유사 심전도 측정이 가능하다는 연구가 다수 보고되고 있다[20,21]. 귀 주변에서 유사 심전도 데이터를 측정할 경우, 전위차를 유도하기 위한 특정 행위 없이 유사 심전도 측정이 가능하다. 나아가, 최근 급성장중인 무선이어폰이나 헤드폰과 같은 이어러블(earable) 장비와 결합할 경우 사용성과 실용성을 향상시킬 수 있는 하나의 대안이 될 것으로 기대된다. 따라서 본 연구에서는 유사 심전도를 활용한 개인 인증 시스템 개발 가능성을 검증하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 실험 대상

선행 연구에서 20명 내외의 피험자를 활용한 것을 참고하여[13-15], 본 연구에는 자발적으로 참여 의사를 밝힌 30명의 대학생(남자 21명, 여자 9명; 23.8 ± 1.3 세)을 대상으로 진행되었다. 모든 피험자들은 심전도 측정에 영향을 미칠 수 있는 심장 관련 질환이 없었으며, 실험 전 본 연구의 목적, 실험 과정 등에 관한 충분한 설명과 주의 사항을 실험자로부터 전달받아 숙지하였다. 또한 모든 피험자들은 본 실험 참여 동의서에 서명하였고, 실험 참가 후 적절한 보상을 받았다. 본 연구는 금오공과대학교 생명윤리심의위원회의 승인을 받아 수행되었다(No.6250).

2. 실험 프로토콜

피험자들은 편안한 의자에 앉아 1 m 앞의 실험 자극 제 시용 모니터를 응시하며 안정상태를 유지하도록 지시 받았다. 대다수의 기존 심전도 기반 인증 시스템은 수분 동안 연속적으로 심전도를 단일(1회) 측정하고, 측정된 심전도를 특정 시간 단위(예: 10초)으로 등분하였다. 마치 여러 시점에서

심전도를 측정할 것처럼 분할된 각각의 데이터를 독립된 단일 시행으로 간주하여 생체인증 시스템을 구현하였다[13,14,22-24]. 그러나 실제 생체인증 환경에서는 일정한 시간 간격을 두고 매번 새롭게 측정되는 단일 시행 데이터를 사용하기 때문에, 선행 연구들의 실험 프로토콜은 현실적인 상황을 제대로 반영하지 못하고 있다. 따라서 본 연구에서는 실제 인증 환경 모사를 위해 단시간 눈을 뜨고 있는 동안 유사 심전도를 수 차례 단일 시행으로 반복 측정하도록 실험 프로토콜을 설계하였다. 눈을 뜨고 심전도를 측정하는 상황이 실제 심전도 기반 인증 시스템을 사용할 때 일반적인 상황으로 생각하여 편안한 상태로 눈을 뜨고 있는 상태에서 측정할 유사 심전도 신호를 사용하였다. 그림 1은 본 실험에서 사용한 패러다임을 도식화한 것으로, ‘OPEN’이라는 자극이 제시되면 10초간 눈을 뜨고 있는 상태(이하 개안)를 유지하고, ‘CLOSE’라는 자극이 제시되면 다음 10초간 눈을 감은 상태(이하 폐안)를 유지하는 것을 단일 시행으로 간주하였으며, 피험자들은 모니터에 제시되는 지시에 따라 각각 30번씩 개안과 폐안을 반복 수행하였다. 또한, 정확한 시각 자극 전환

시점 제공을 위해 시각 자극이 전환될 때마다 짧은 청각 자극(beep sound)을 함께 제시하였다. 데이터 측정 시 동작음 유입을 방지하기 위해 개인 상태에서 발생하는 자연스러운 깜빡임 외에 다른 불필요한 움직임은 최소화할 것을 지시하였다. 이 때 피험자의 과도한 피로감을 방지하기 위해 15회 연속 개안/폐안 데이터 측정 후 충분한 휴식을 취한 다음 나머지 15회의 개안/폐안 데이터를 반복 측정하였다.

3. 데이터 수집 및 분석

(1) 심전도 측정

그림 2(a)와 같이, 유사 심전도를 측정하기 위해 양 귀 뒤쪽 피부 표면에 각 3개씩 심전도 측정 센서를 부착하였으며, 접지/기준 전극은 근전도 및 안구 전도와 같은 다른 생체 신호의 영향을 최소화하면서, 양 귀에 부착한 전극 사이 가운데 위치하도록 정수리 부근 두피 표면에 부착하였다(ActiChamp, Brain product, GmbH, Gilching, Germany, common mode rejection: > 100 dB, band width: DC up to 7,500 Hz). 두피에 부착한 접지/기준 전극의 객관적 부착 위치는 뇌파

44

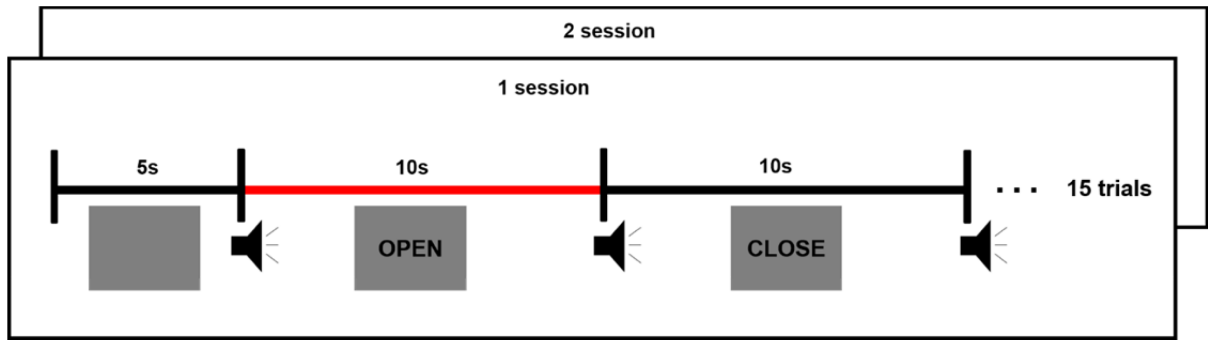


그림 1. 본 실험에서 사용한 실험 패러다임. 피험자는 5초 동안 빈 화면(Blank)을 보고 있다가 개안(“OPEN”) 혹은 폐안(“CLOSE”)을 지시하는 모니터 상의 자극 명령에 따라 눈을 10초간 뜨거나 감는 작업을 한 세션당 15회 반복하였으며, 개별 피험자마다 해당 작업을 총 2 세션 반복하였음

Fig. 1. Experimental paradigm used in this study. The subject looks at a blank screen for 5 s, and then repeatedly performs either eyes open or eyes closed for 10 s 15 times according to an instruction (“OPEN” or “CLOSE”) presented on a monitor, which was repeated twice for each subject

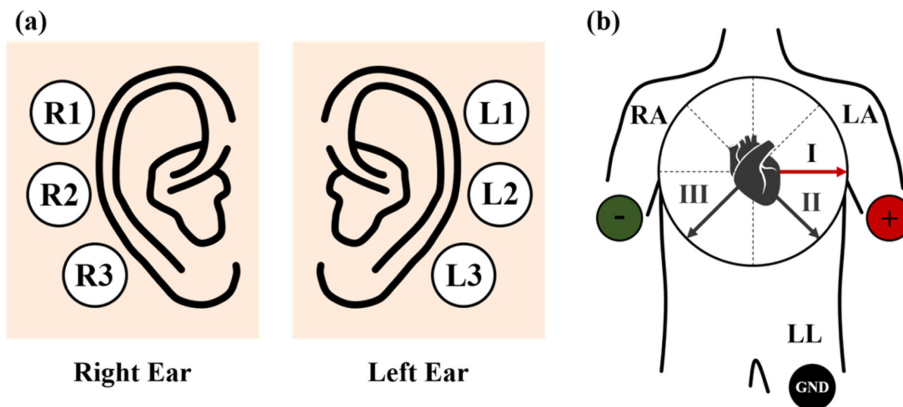


그림 2. 심전도 측정을 위한 전극 부착위치: (a) 유사 심전도, (b) Lead1-ECG

Fig. 2. Electrode locations used to measure ECG: (a) Ear-ECG and (b) Lead1-ECG

표준 부착법인 국제 10-20 전극 배치법(International 10-20 system) 기준으로는 각각 Fpz와 FCz 위치이다. 이 때, 부착 전극과 피부 간의 저항을 최소화하기 위해 전도성 젤을 이용하여 모든 전극의 저항을 10 K Ω 이하로 조정하여 실험을 진행하였다. 또한, 유사 심전도 데이터의 신뢰성 확보 및 인증 시스템 성능 비교를 위해 표준사지 유도 심전도 측정법 가운데 유도 I(이하 Lead I-ECG)에 근거하여 오른쪽과 왼쪽 손목의 전위차를 동시 측정하였다(그림 2(b)). 이를 위해, 3 M 사의 일회용 스티커 전극(MT100)을 이용하여 양극성 스냅 전극을 오른쪽과 왼쪽 손목에 각각 음극과 양극 전극을 부착하고, 왼쪽 발목에 접지 전극을 부착하였다. 모든 데이터는 1000 Hz 표본추출 비율로 수집하였다.

(2) 데이터 분석 및 성능 평가

귀 주변 6개의 채널에서 측정된 원신호(raw data)에 공통 평균 기준 도출법(common average reference: 이하 CAR)을 적용하여 데이터 측정 당시 유입된 공통 잡음 성분을 제거함과 동시에 귀 주변 신호만을 이용하여 기준 전극을 재참조(re-referencing)함으로써 두피에 부착한 기준 전극(FCz)의 영향을 완전히 제거하였다[25]. CAR을 적용한 유사 심전도 데이터와 Lead I-ECG 데이터를 이용하여 심전도 특징을 잘 반영한다고 알려진 1-40 Hz 대역을 포함하도록 0.5-40 Hz 주파수 대역에 대해 대역 통과 필터(4th order Butterworth band pass filter)를 적용하였다[23,26-27]. 개안 구간만 분석에 사용하기 위해 개안 구간 10초 데이터를 필터링한 데이터에서 추출하였다(epoching).

심전도 기반 인증 시스템의 성능 검증을 위한 특징 추출 방법으로 크게 (비)기준점(이하 (non)fiducial) 기반 특징 추출법이 있다. 먼저 fiducial 기반 특징 추출법은 심전도 신호의 시계열 데이터 파형적 특성을 이용하는 것으로, 신호의 평균, 시간 간격, 최대/최소 진폭 등이 있다. Non-fiducial 기반 특징 추출법은 시간 영역(domain) 데이터를 다른 영역(예: 주파수 영역)으로 변환하거나, 상관관계, 선형 예측 부호화(linear predictive coding: LPD)와 같은 특정 모델을 이용하여 추출하는 것을 의미한다[28]. 본 연구에서는 상대적으로 계산 과정이 단순한 fiducial 기반 특징 추출 방법을 이용하여 심전도 기반 인증 시스템의 성능 검증을 시도하였다. 심전도를 구성하는 P, Q, R, S, T 대표 성분 가운데 Q, R, S 성분의 진폭(amplitude)을 특징으로 활용하였다[29]. 특징 추출을 위해 먼저 상대적으로 심전도 파형이 명확한 Lead I-ECG 데이터로부터 R 성분의 진폭을 검출한 후[30], 검출된 R 성분 전, 후의 최소 진폭을 각각 Q와 S 성분의 진폭으로 정의하였다(MATLAB2017b 내장 함수인 “findpeaks” 사용). Lead I-ECG로부터 Q, R, S 성분을 검출할 때 사용한 동일한 함수의 옵션을 사용하여 유사 심전도를 측정할 데이터로부터 Q, R, S 성분의 진폭을 특징으로 추출하였다. 동일한 분석을 개별 시행 별로 모든 Lead I-ECG와 유사 심전도 채널에 적용하였으며, 각 10초 시행 별로 추출한 다수의 Q, R, S 성분 진폭의 평균 값을 각 채널별로 계산하여 최종 특징으로 사용하였다. 추출한 특징은 5×5겹 교차 검증(5×5 fold cross-validation)을 통해 개인별 인증 정확도를 산출 하였으며, 이 때 분류기로는 서포트 벡터 머신(support vector machine: SVM)을 사용하

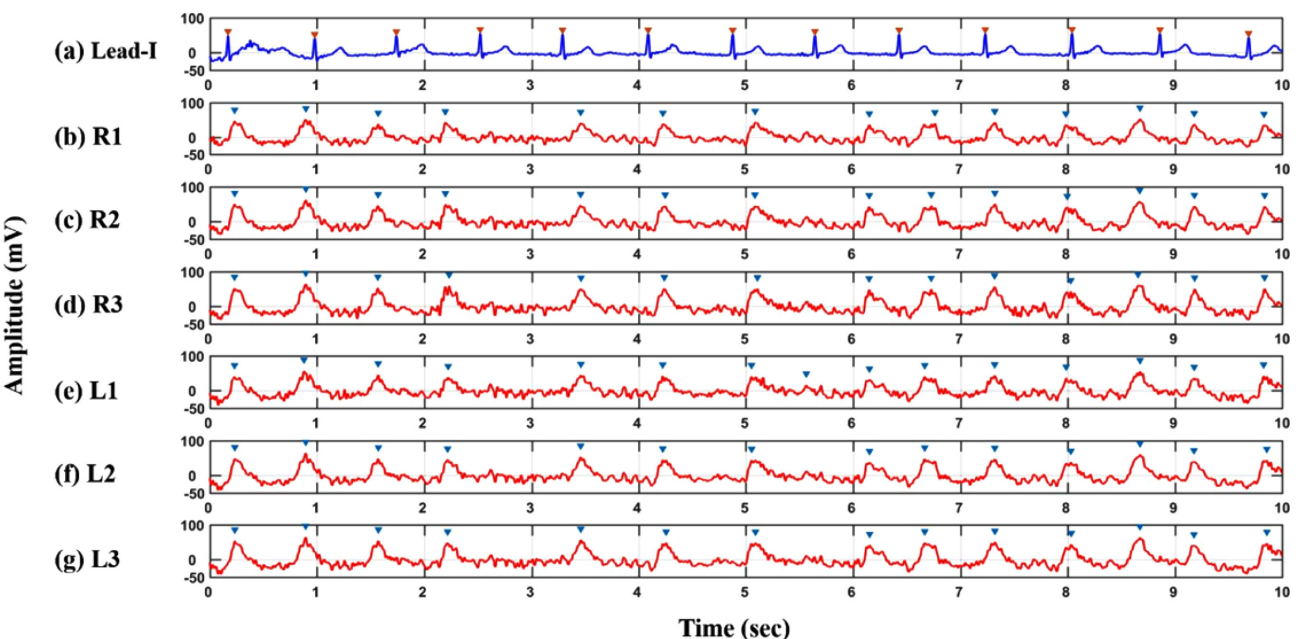


그림 3. Lead I-ECG와 유사 심전도의 일례: (a) Lead I, (b) R1, (c) R2, (d) R3, (e) L1, (f) L2, (g) L3

Fig. 3. An example of Lead I-ECG and Ear-ECG: (a) Lead I, (b) R1, (c) R2, (d) R3, (e) L1, (f) L2, (g) L3

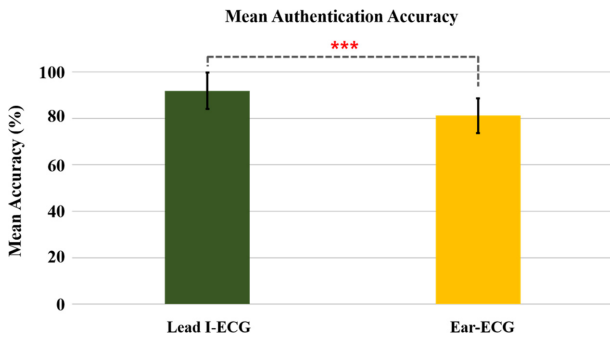


그림 4. Lead-I ECG와 유사 심전도의 평균 개인 인증 정확도
Fig. 4. Mean authentication accuracies of Lead-I ECG and Ear-ECG

였다(일 대 다 분류)[31-33]. Lead I-ECG과 Ear-EC 각각에 대해 산출한 30명의 개인별 인증 정확도를 대응 t-검정을 통해 통계적 유의성을 검토하였다.

III. 연구 결과

1. Lead I-ECG vs. 유사 심전도

그림 3은 대표 피험자 한 명의 Lead I-ECG 채널(그림 3(a))과 유사 심전도 6개 채널(그림 3(b)-(g))의 R 성분의 진폭 검출 결과를 나타낸다. 표준 심전도 측정 방법으로 측정된 Lead I-ECG와 비교했을 때 유사 심전도의 경우 R 성분이 약간 지연되어 검출이 되지만, 유사 심전도 채널에서도 심전도의 R 성분이 잘 검출 되는 것을 확인 할 수 있다.

2. 성능평가

그림 4는 심전도 측정 위치에 따른 30명 평균 인증 정확도를 나타내고 있으며, Lead-I ECG와 유사 심전도를 사용할 경우 각각 90.41±8.26%와 81.15±7.54%의 인증 정확도를 얻을 수 있었다(paired t-test, $p < 0.05$).

IV. 결 론

본 연구에서는 사용성과 실용성 제고를 위해 기존의 흉부나 손/손목에서 측정하는 심전도 대신 귀 주변에서 측정된 유사 심전도 신호를 이용한 개인 인증 시스템의 개발 가능성에 대해 검토하였다. 표준 심전도 측정 방식인 Lead I-ECG 데이터와 본 연구에서 제안한 귀 뒤에서 측정된 유사 심전도 데이터를 비교했을 때 유사 심전도 신호에서도 심전도의 대표 성분 중 하나인 R성분이 잘 검출 됨을 확인 할 수 있었다. Lead I-ECG를 활용한 인증 정확도는 90.41±8.26%로 휴대용 심전도 측정 시스템을 활용한 선행 연구의 인증 시스템 성능 보다 4-5% 낮지만[15], 실험 환경이 다른 점을 고려할 때 충분히 유의미한 결과임을 확인 하였다. 본 연구

에서 제안한 귀 뒤에서 측정된 유사 심전도 기반 인증 시스템의 정확도인 81.15±7.54%보다 Lead I-ECG 기반 인증 시스템의 정확도 대비 통계적으로 유의미하게 낮았다. 하지만, 30명을 대상으로 검증한 인증 시스템의 기회 수준 정확도(chance level accuracy)가 3.33%(=1/30)라는 점을 고려할 때, 귀 근처에서 측정된 유사 심전도를 활용한 인증 시스템의 개발 가능성은 충분히 증명한 것으로 사료된다. 본 연구에서는 귀 뒤에서 측정된 유사 심전도 신호에 간단한 필터링만 거친 뒤 Q, R, S 진폭을 특징으로 머신러닝 알고리즘을 이용하여 인증 성능을 도출하였다. 추후 연구에서는 귀 뒤에서 심전도 신호가 잘 측정되는 위치 최적화 및 전처리/특징추출/분류 알고리즘 등을 개선하여 Lead-I ECG에 준하는 인증 성능을 확보하고자 한다.

본 연구에서 측정된 귀 주변 유사 심전도는 의학적인 관점에서 통용되는 심전도라고 지칭하기에는 그림 3에 도시한 바와 같이 심전도의 대표 파형인 R파를 제외한 나머지 P, Q, S, T 파를 명확하게 관찰하기 어렵다. 선행연구에서 귀 주변에서 동시 측정된 심전도와 맥파(photo plethysmography, PPG)사이의 상관관계 관찰을 통해 귀 주변에서 측정된 심전도가 의학적인 의미에서 심전도의 특성을 지니고 있음을 증명한 사례가 있지만[21], 본 연구에서 사용한 데이터는 동시 측정된 기타 생체신호의 부재로 해당 증명이 불가하다. 향후 본 연구에서 사용한 유사 심전도가 실제 의학적인 측면에서 심전도의 특성을 가지는지에 대한 정량적인 증명이 필요하며, 이를 통해 보다 신뢰성 높은 귀 주변 심전도 신호를 활용한 인증 시스템 개발이 가능할 것으로 기대된다. 이러한 관점에서 본 연구에서 R파와 함께 Q와 S파로 명명하여 사용한 특징 역시 의학적인 의미에서 Q와 S의 특징을 가지는지에 대한 추가적인 조사가 필요하다. 다만, 본 연구에서 Q와 S파 특징을 사용하지 않고 R파만을 특징으로 사용하여 인증 시스템의 정확도를 산출하였을 때, 인증 정확도가 현저히 낮음을 확인하였다(Lead I-ECG: 75.85%, 유사 심전도: 67.78%). 따라서, 비록 본 연구에서 언급하고 있는 Q와 S파가 의학적인 관점에서 Q와 S파의 의미를 가질지는 불분명하나, 머신러닝/패턴인식 관점에서 인증 시스템 정확도 향상을 위한 유의미한 특징임을 확인 할 수 있었다.

서론에서 언급한 이어려블 장비에 적용 및 응용하기 위해서는 현재 두피에 부착한 접지/기준 전극이 다른 신체부위가 아닌 귀 주변에서 모두 해결되어야 하며, 추후에는 이어려블 장비 구조상 귀 안에서도 심전도 신호가 신뢰성 있게 측정되는지에 대한 확인이 필요하다. 나아가, 무선 이어폰 기반 심전도 측정 시스템은 일상 생활에서 무구속, 무인지 기반 심전도 신호 모니터링을 가능케하여, 실시간으로 건강을 관리 할 수 있는 헬스케어 시스템을 개발 하는데 에도 활용 가능할 것으로 기대된다.

본 연구에서는 기존 심전도 기반 인증 시스템의 사용성과 실용성 제고를 위해 귀 뒤에서 측정할 수 있는 유사 심전도 기반 인증 시스템의 개발 가능성을 검토하였다. 30명을 대상으로 수행한 실험 결과 인증 정확도가 $81.15 \pm 7.54\%$ 로 기회 수준 정확도(3.33%) 대비 유의미하게 높은 인증 정확도를 확인하였으며, 이를 통해 귀 뒤에서 측정한 유사 심전도 기반 인증 시스템의 개발 가능성을 확인하였다. 미래 연구에서는 귀 뒤에서 측정한 유사 심전도 신호가 의학적으로 의미있는 심전도 신호인지에 대한 검증과 보다 진보한 분석 방법을 적용하여 인증 정확도를 더욱 향상 시키고자 한다.

References

- [1] Jain AK, Ross A, Prabhakar A. An introduction to biometric recognition. *IEEE Trans Circuits Syst Video Technol.* 2014; 14:4-20.
- [2] Isenor DK, Zaky SG. Fingerprint identification using graph matching. *Pattern Recognit.* 1986;19(2):113-22.
- [3] Hrechak AK, McHugh JA. Automated fingerprint recognition using structural matching. *Pattern Recognit.* 1990;23(8):893-904.
- [4] Ma L, Tan T, Wang Y, Zhang D. Personal identification based on iris texture analysis. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 2003;25(12):1519-33.
- [5] Ahonen T, Hadid A, Pietikainen M. Face description with local binary patterns: application to face recognition. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 2016;12:2037-41.
- [6] Rajagopal G, Manoharan SK. Personal authentication using multifeatures multispectral palm print traits. *Sci.* 2015;2015:1-12.
- [7] Klonowski M, Plata M, Syga P. User authorization based on hand geometry without special equipment. *Pattern Recognit.* 2018;73:189-201.
- [8] Sun, Y, Chen Y, Wang X, Tang X. Deep learning face representation by joint identification-verification. *Adv Neural Inf Process Syst.* 2014;1988-96.
- [9] Haware S, Barhatte A. Retina based biometric identification using SURF and ORB feature descriptors. *Conf Proc In 2017 International conference on Microelectronic Devices, Circuits and Systems (ICMDCS).* 2017;1-6.
- [10] Shaheed K, Liu H, Yang G, Qureshi I, Gou J, Yin Y (2018). A systematic review of finger vein recognition techniques. *Information.* 2018;9(9):213.
- [11] Chen CH, Chu CT. High performance iris recognition based on 1-D circular feature extraction and PSO-PNN classifier. *Expert Syst Appl.* 2009;36(7):10351-6.
- [12] Rai H, Yadav A. Iris recognition using combined support vector machine and Hamming distance approach. *Expert Syst Appl.* 2014;41(2):588-93.
- [13] Biel L, Pettersson O, Philipson L, Wide P. ECG analysis: a new approach in human identification. *IEEE Trans Instrum Meas.* 2001;50(3):808-12.
- [14] Shen TWD, Tompkins WJ, Hu YH. Implementation of a one-lead ECG human identification system on a normal population. *J Eng Comput Innov.* 2010;2(1):12-21.
- [15] Kang SJ, Lee SY, Cho HI, Park H. ECG authentication system design based on signal analysis in mobile and wearable devices. *IEEE Signal Process Lett.* 2016;23(6):805-8.
- [16] Cao K, Jain AK. Hacking mobile phones using 2D printed fingerprints. *Michigan State University Tech Report MSU-CSE-16-2.* 2016:1-3.
- [17] Erdogmus N, Marcel S. Spoofing face recognition with 3D masks. *IEEE Trans Inf Forensic Secur.* 2014;9(7):1084-97.
- [18] Gradl S, Kugler P, Lohmüller C, Eskofier B. Real-time ECG monitoring and arrhythmia detection using Android-based mobile devices. *Conf Proc In 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* 2012;2452-5.
- [19] Crawford J, Doherty L. Ten steps to recording a standard 12-lead ECG. *Practice Nursing.* 2010;21(12): 622-30.
- [20] Zhang Q, Zeng X, Hu W, Zhou D. A machine learning-empowered system for long-term motion-tolerant wearable monitoring of blood pressure and heart rate with Ear-ECG/PPG. *IEEE Access.* 2017;5:10547-61.
- [21] Da He D, Winokur ES, Sodini CG. An ear-worn vital signs monitor. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2015;62(11):2547-52.
- [22] Wübbeler G, Stavridis M, Kreiseler D, Boussetjot RD, Elster C. Verification of humans using the electrocardiogram. *Pattern Recognit Lett.* 2007;28(10):1172-5.
- [23] Israel SA, Irvine JM, Cheng A, Wiederhold MD, Wiederhold BK. ECG to identify individuals. *Pattern Recognit.* 2005;38(1): 133-42.
- [24] Chan AD, Hamdy MM, Badre A, Badee V. Wavelet distance measure for person identification using electrocardiograms. *IEEE Trans Instrum Meas.* 2008;57(2):248-53.
- [25] Osselton JW. Acquisition of EEG data by bipolar unipolar and average reference methods: a theoretical comparison. *Electroencephalogr. Clin Neurophysiol.* 1965;19:527-8.
- [26] Wang Y, Agrafioti F, Hatzinakos D, Plataniotis KN. Analysis of human electrocardiogram for biometric recognition. *Conf Proc EURASIP journal on Advances in Signal Processing,* 2008;1: 148658.
- [27] Shen TW, Tompkins WJ, Hu YH. One-lead ECG for identity verification. *Conf Proc In the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society.* 2002;1:62-63.
- [28] Hassan Z, Gilani SO, Jamil M. Review of fiducial and non-fiducial techniques of feature extraction in ECG based biometric systems. *Indian J Sci Technol.* 2016;9(21):23-6.
- [29] Sun Y, Chan KL, Krishnan SM. Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform. *BMC Cardiovasc Disord.* 2005;5(1):28.
- [30] O'Haver T. Command-line findpeaks MATLAB function.
- [31] Übeyli ED. ECG beats classification using multiclass support vector machines with error correcting output codes. *Digit Signal Prog.* 2007;17(3):675-84.
- [32] Acir N. A support vector machine classifier algorithm based on a perturbation method and its application to ECG beat recognition systems. *Expert Syst Appl.* 2006;31(1):150-8.
- [33] Saini I, Singh D, Khosla A. Electrocardiogram beat classification using empirical mode decomposition and multiclass directed acyclic graph support vector machine. *Comput Electr Eng.* 2014;40(5):1774-87.