

논문 2012-49CI-1-1

단채널 심전도 기반 바이오인식 시스템 개발

(Development of Single Channel ECG Signal Based Biometrics System)

강 경 우*, 민 철 흥*, 김 태 선**

(Gyeong Woo Gang, Chul Hong Min, and Tae Seon Kim)

요 약

최근 새롭게 연구되는 심전도기반 바이오인식은 통상 고가의 심전도 측정 장비를 필요로 하고 측정방법에도 제한이 많아 실제 인식시스템으로 사용하기 위해서는 극복해야할 문제들이 많은 실정이다. 이에 본 논문에서는 심전도 바이오인식용 심전도 측정 하드웨어를 제작해 심전도 리드 I 파형을 이용한 바이오인식 시스템을 개발했다. 제작된 하드웨어는 측정자의 동적인 측정환경 및 파형왜곡 최소화를 고려해 설계된 필터가 적용되었고, 기준점점을 제거해 두 개의 전극만으로도 심전도 측정이 가능하도록 설계되어 측정자의 거부감을 줄일 수 있다. 제작된 하드웨어를 기반으로 17명의 측정자로부터 심전도 리드 I 파형을 수집했으며, 파형 추출 알고리즘을 개발해 각각의 단일 심전도 파형으로 분리했다. SVM(support vector machine) 분류기를 이용한 심전도 바이오인식 실험결과 민감도(sensitivity, SN) 98.59% 및 정확도(accuracy, ACC) 97.21% 의 성능을 보였다. 개발된 심전도 바이오인식 기술은 기존 심전도 바이오인식 대비 사용 편의성을 높였으며 저가의 하드웨어로 구현 가능하다.

Abstract

In general, currently developed ECG(electrocardiogram) based biometrics approaches are not suitable for real market applications since they require high cost ECG monitoring device and their measurement methods showed poor usability. In this paper, we developed lead I signal based biometrics system using special purpose ECG measurement hardware. To guarantee signal quality for biometrics from various signal measurement environment in our ordinary life, several filters are applied. In addition, to enhance usability, only two skin on electrodes without reference point are used for measurement. Lead I signals of seventeen candidates are measured from developed hardware and features are extracted. Extracted features are applied to support vector machine (SVM) pattern classifier for biometrics, and the experimental results showed 98.59% of sensitivity (SN) and 97.21% of accuracy (ACC). Compare to conventional ECG biometrics approaches, proposed system showed enhanced usability with low-cost measurement hardware.

Keywords : 심전도, 리드 I, 바이오인식, 파형 추출, Support Vector Machine

I. 서 론

최근 정보화 사회로의 진입에 따라 복잡하고 다양한

금융 시스템 및 기기들의 증가로 인해 개인의 신원확인
에 대한 요구가 증가하고 있다. 기존의 패스워드나 전
자키 등과 같은 개인 인증방식은 분실의 우려와 함께
도용의 위험이 있어 이를 위한 해결방안의 하나로 신체
특성을 이용한 바이오인식 기술이 주목을 받고 있다.
바이오인식 기술에 활용되는 신체부위로는 홍채, 손등
정맥, 지문, 얼굴, 음성, 장문 등이 있으며, 각각의 바이
오인식 기술은 다음과 같은 장단점을 가지고 있다^[1]. 먼
저, 홍채인식은 인식률이 높으며 위조가 거의 불가능하
고 비접촉식 측정방식이라는 장점이 있으나, 시스템의
구축비용 및 장비의 크기가 크고 측정자에게 강한 거부

* 학생회원, ** 평생회원-교신저자, 가톨릭대학교
(Catholic University of Korea)

※ 본 논문은 지식경제부 출연금으로 ETRI 시스템반
도체진흥센터에서 수행한 시스템반도체 융복합형
설계인재양성사업의 연구결과입니다.

※ 본 연구는 2010년도 가톨릭대학교 교비연구비의 지
원으로 이루어졌음.

접수일자: 2011년9월2일, 수정완료일: 2012년1월3일

감이 있다는 단점이 있다. 손등정맥인식의 경우 복제가 거의 불가능하고 지문 및 손가락이 없는 사용자도 이용이 가능하다는 장점이 있으나, 하드웨어 구성이 복잡하고 시스템 구축비용이 높다는 단점이 있다. 지문인식은 다양한 분야에 가장 많이 적용된 바이오 인식부분으로 측정이 간단하고 시스템 비용이 비교적 저렴한 장점이 있으나, 땀이나 물기가 스캐너에 배어있는 경우 에러 발생률이 높아지며 위조가 가능하다는 단점을 가지고 있다. 얼굴인식의 경우 원거리측정이 가능하다는 장점이 있으나, 조명의 변화에 민감하고 위장 혹은 변장이 가능하며 나이가 들면서 얼굴변화에 오류가 있어 비교적 인식률이 낮은 편이다. 마지막으로, 음성인식은 다른 바이오인식에 비해 시스템 구축비용이 저렴하다는 장점이 있으나, 동일인이라도 잡음에 따른 인식을 변화가 크며, 도용한 음성도 인식이 가능하다는 단점을 가지고 있다. 상기 기술한 다양한 바이오인식 부분은 각각의 장단점을 가지고 있어 요구되는 시스템의 환경에 따라 선택적으로 사용되어 왔다^[2].

최근에 기존 바이오인식에 대한 단점을 보완하고 새로운 바이오인식부분에 대한 연구를 위해 심전도를 이용한 바이오인식 연구가 진행되고 있다. 1999년 스웨덴에서 심전도를 이용한 바이오인식을 시작한 이래로 미국, 일본, 캐나다를 중심으로 다양한 연구가 진행되고 있고^[3-7], 2005년을 시작으로 국내에서도 관련 연구결과가 발표된 바 있다^[8-9]. 그러나 최근까지 연구되고 있는 심전도 바이오인식은 통상 상용화된 12채널 심전도 장비를 통해 의료용으로 얻어진 리드 II^[3-6,9] 혹은 리드 III^[8-9] 파형의 정보를 이용했기 때문에 데이터 획득의 용이성 및 적용에 있어 그 한계가 있다. 일반적으로, 심전도 측정을 위해서는 기준점점(reference point)을 기준으로 두 점점의 전위차를 측정해야 하는데, 이러한 경우 세 개의 전극을 연결해야 하는 불편함이 있다. 또한 의료용 심전도 장비는 측정자가 정적인 상황에서만 측정이 가능하고 측정자가 안정된 상태가 되기까지 오랜 측정시간을 필요로 하며, 경제성 측면에서도 사실상 적용이 불가능하다. 따라서 심전도 바이오인식의 상용화 및 꾸준한 연구를 위해 기존 시스템에 존재하는 한계점을 극복할 수 있는 새로운 시스템이 필요하다.

본 논문에서는 상기 문제들을 해결하기 위해 저가의 심전도 바이오인식용 심전도 측정 하드웨어를 제작하여 심전도 리드 I 파형을 이용한 바이오인식 시스템을 개발했다. 제작된 하드웨어는 측정자의 동적인 측정환경

및 파형왜곡 최소화를 고려해 설계된 필터가 적용되었고, 기준점점을 제거해 두 개의 전극만으로도 심전도 측정이 가능하도록 설계되었다. 제작된 하드웨어를 기반으로 17명의 측정자로부터 심전도 리드 I 파형을 수집했으며, 파형 추출 알고리즘을 개발해 각각의 단일 심전도 파형으로 분리했고, 최종적인 패턴 분류를 위해서는 SVM (Support Vector Machine) 분류기가 사용되었다. 바이오인식 시스템의 성능은 민감도(sensitivity, SN)와 정확도(accuracy, ACC) 평가를 통해 검증했고, 새로운 바이오인식 방법의 가능성을 보였다.

II. 바이오인식을 위한 심전도 측정 하드웨어 설계

개발된 리드 I 심전도 기반 바이오인식 시스템은 그림 1. 과 같이 크게 심전도 측정 하드웨어와 PC상의 인식 소프트웨어로 나뉜다. 심전도 측정 하드웨어는 신호 증폭부, 필터부 및 디지털 처리부의 세 개 블록으로 구성되며 편의성을 위해 오른다리 기준점점을 제거하되, 이로 인한 시스템 성능 저하를 막을 수 있도록 설계된 필터를 적용했다. 하드웨어 수준의 신호처리를 거친 심전도 신호는 디지털 데이터의 형태로 PC 상의 인식 소프트웨어로 전달되고 개인의 신원 식별에 이용된다.

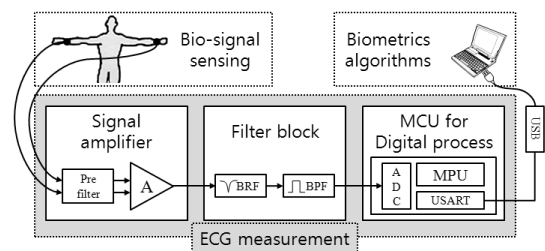


그림 1. 시스템 블록 다이어그램

Fig. 1. System block diagram.

1. 신호 증폭부

취득된 생체신호에서 심전도 신호는 차동신호인데 반해 잡음성분은 동상신호이기 때문에 차동증폭을 이용한 잡음제거가 가능하다. 따라서 125dB 수준의 높은 동상 신호 제거비(CMRR)를 가진 계측증폭기를 이용해 차동 증폭을 했고 증폭률은 100V/V 로 조절해 백색잡음 대비 충분히 큰 신호를 얻을 수 있도록 했다. 하지만 2개의 피부 접점에서 취득된 생체신호를 차동증폭기에

직접 인가할 시 다음과 같은 문제가 발생할 수 있다.

- 가. 측정회로와 신체가 공통된 접지를 가지고 있지 않기 때문에 시스템의 공통 모드 입력전압 범위를 넘어설 가능성이 있다.
- 나. 각 접점에서 얻는 신호 간의 직류 오프셋 전압이 존재하면 차동증폭기에 의해 증폭될 수 있다.
- 다. 측정 환경에 잡음원이 많은 경우 이 잡음이 증폭되어 차동증폭기를 포화시킬 수 있다.

따라서 전처리 필터를 이용해 이러한 요소를 미연에 방지함으로써 차동증폭기의 성능을 최대한 발휘할 수 있도록 하고, 시스템의 안정성을 높인다. 먼저 전극으로부터 취득되는 2개의 입력신호에 동일한 고역통과필터(High Pass Filter, HPF)를 적용해 입력신호의 직류성분이 시스템의 공통모드 입력전압 범위의 중앙에 위치하도록 강제로 고정한다. 이는 첫 번째 문제를 해결함과 동시에 입력신호의 오프셋 전압이 0에 가깝게 되도록 해 두 번째 문제점을 해결한다. 또한 저역통과필터(Low Pass Filter, LPF)를 이용해 고주파 잡음을 감쇄시킴으로써 잡음이 많이 발생하는 열악한 측정환경에 놓인다 하더라도 차동증폭기의 성능을 충분히 발휘할 수 있도록 해 세 번째 문제점을 완화한다. 이때 사용되는 두 가지 필터는 필터부와 함께 설계한 후 설계된 필터의 첫 번째 극을 전처리 필터로 사용해 전체 시스템이 정확히 의도된 주파수응답을 보이도록 했다.

2. 필터부

필터부는 신호 증폭부를 거친 이후에 남아있을 수 있는 잡음을 제거하고, 디지털 처리에 적합하도록 파형의 크기를 조절한다. 본 시스템은 동적인 실생활 환경에서 바이오인식을 위한 개개인의 심전도 특징을 획득하기 위해 강건한 측정 시스템을 개발하는 것에 그 목적이 있으므로, 의료용 심전도 측정 장비의 경우에 비해 보다 적극적인 필터 활용을 통한 잡음의 제거가 필요하다. 일상생활 속 잡음에 노출된 동적인 환경에서 심전도를 측정 시 예측할 수 있는 잡음은 다음과 같은 3가지 종류로 구분할 수 있다.

- 가. 전력선, 측정선 및 주변 환경 등의 다양한 요소로 인해 발생하는 60Hz 잡음^[10].
- 나. 측정자의 신체 움직임에 따라 발생하는 잡음.

다. 측정자의 피부 접점 부근의 근육이 긴장되면서 발생하는 근전도 잡음.

이들의 효율적인 제거를 위해, 예측되는 잡음의 주파수 대역과 심전도의 주파수 대역을 고려해 개인의 심전도 특징을 얻을 수 있는 효율적인 주파수대역만을 취할 수 있도록 했다. 먼저, 1Hz~45Hz 의 대역을 통과시키는 대역통과필터(Band Pass Filter, BPF)를 사용했고, 측정 환경이 열악한 상황에서도 신뢰성을 확보할 수 있도록 60Hz 대역차단필터(Band Reject Filter, BRF)를 적용했다. 마지막으로 신호의 크기를 디지털 처리에 적합한 크기로 만들기 위해 5배 증폭하도록 했다. 이로써 시스템은 총 500V/V 의 증폭률을 갖게 된다.

3. 디지털 처리부

디지털 처리부는 아날로그 신호처리가 완료된 심전도 파형을 가공하기 용이한 디지털 데이터의 형태로 변환하고 전송하는 역할을 한다. 이러한 일련의 처리를 마이크로 제어 장치(Micro Control Unit, MCU)를 이용해 처리함으로써 처리속도 변경 혹은 변조방식 변경 등과 같은 시스템 변경을 용이하도록 했고, 외부 시스템과의 호환성을 확보했다. 표 1. 은 개발된 디지털 처리부의 시스템 성능 및 규격을 나타낸다.

표 1. 디지털 처리부의 시스템 사양
Table 1. System specification of digital part.

연산 속도	8 MIPS
ADC 해상도	10 Bits
표본화 주파수	360 Hz
통신 속도	38400 CPS
통신 규격	USART, USB
외부 인터페이스	USB

III. 심전도 인식 시스템 설계

심전도 인식 시스템은 심전도 측정 하드웨어를 이용해 얻은 데이터를 분석해 개인을 식별하는 시스템이며 PC상의 소프트웨어로 구현된다. 시스템은 그림 2. 와 같이 심전도 측정 하드웨어를 이용해 얻은 신호를 데이터 파일의 형태로 입력받아 이를 분석해 각각의 단일 심전도 파형을 추출하는 ‘파형 추출’ 부분과 추출된 심전도 파형이 누구의 것인지 판별하는 ‘SVM 분류기’ 부분으로 나뉜다.

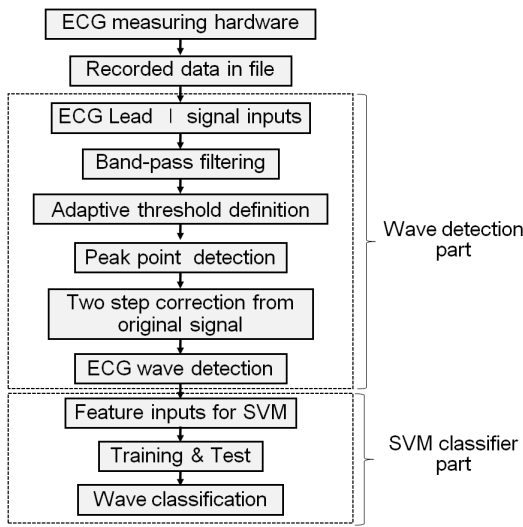


그림 2. 심전도 인식 시스템의 흐름도
Fig 2. Flow chart of proposed biometrics system.

1. 심전도 파형 추출 알고리즘

바이오 인식을 위한 개개의 심전도 특징을 얻기 위해 먼저 심장박동에 따라 반복적으로 나타나는 단일 심전도 파형을 추출하는 과정이 필요하다. 이러한 심전도 파형 추출 알고리즘은 총 세단계로 구성되는데, 먼저 R파의 정점위치를 찾기 위해 8~25Hz 대역통과필터를 적용한다. 필터를 통해 P파 정점이나 T파 정점과 같이 R파 정점을 제외한 대부분의 신호는 제거되며, 저주파 성분 또한 제거되기 때문에 신호는 '0' 을 기준으로 정렬된다. 그림 3. (a) 는 심전도 원신호를 나타내고, 그림 3. (b) 는 대역통과필터를 적용한 신호이다.

다음 단계에서는 신호에 따라 변화하는 적응형 문턱값을 적용해 이 문턱값보다 큰 신호를 R파 정점으로 검출한다. 이때 대역통과필터를 거쳐 강조된 R파 정점을 더욱 강조시키기 위해 세제곱 처리를 하는데 필터 처리된 신호는 0을 기준으로 정렬되어 있고, R파 정점을 제외한 신호는 감쇄되어 비교적 그 크기가 작기 때문에 세제곱 처리를 하게 되면 잡음 성분들에 비해 R파 정점의 크기가 급격히 커지게 되므로 신호 대 잡음비 높일 수 있다. 문턱값 TH 는 세제곱 처리된 신호를 입력신호를 $x(t)$ 라 하고 k 는 상수, w 는 윈도우의 크기라 할 때, 다음과 같은 수식 (1)에 따라 산출된다.

$$TH = k \left(\sum_t^w x(t)^2 \right) / w \quad (1)$$

식 (1)은 입력신호의 파워를 구하고 상수배 한다는

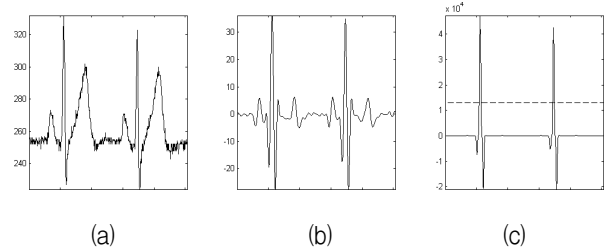


그림 3. 심전도 신호와 파형 추출 과정
(a) 원신호, (b) 필터처리 후의 신호,
(c) 문턱값 과정

Fig 3. ECG signal and wave detecting process.
(a) Raw signal, (b) Filtered signal
(c) Threshold process

의미를 갖기 때문에 입력신호에 적응하며 변화하게 된다. 그림 3. (c) 는 세제곱 처리된 신호를 나타내며 수식에 따라 산출된 문턱값의 크기를 점선으로 나타낸다.

문턱값과의 비교를 통해 검출된 정점들은 두 가지 종류의 보정을 거치게 된다. 그 첫 번째로 200ms 내에서 2번 이상의 정점이 검출될 경우, 잡음으로 인한 오류로 간주하고 더 크기가 큰 정점 1개만 보존하도록 한다. 사람의 심근은 불응기(refractory period)가 존재해서 심근이 한 번 반응한 후 200ms 안에는 다음 자극에 반응할 수 없기 때문이다^[11]. 두 번째로 검출된 위치의 원신호와 비교해서 정확한 정점을 찾아 보정하는 과정을 거치도록 한다. 검출알고리즘은 필터 처리된 신호를 기반으로 진행되었으므로 원신호와 비교 시 수개의 표본화점 수준의 오차가 생길 수 있기 때문이다.

2. SVM 분류기 적용

수집된 데이터를 SVM 분류기의 입력으로 적용하기 위해 각 단일 심전도 파형에서 R파 정점을 기준으로 앞으로 79개, 뒤로 140개, 총 220개의 표본화점을 추출해 약 600ms에 해당하는 구간의 심전도 파형 진폭값을 데이터베이스화 했다. 분류기는 대만국립대학의 CSIE (computer science & information engineering)에서 개발된 'LIBSVM'을^[12] 이용해 구성했고, '10-fold cross validation' 기법을 적용해 그 성능을 분석했다. 즉, 데이터를 10개의 부분집합으로 나눈 뒤 9개의 부분집합을 이용해 분류기를 학습을 시키고, 학습시키지 않은 부분집합을 분류기에 적용해 학습패턴 선정에 따른 성능변동을 최소화하여 신뢰성 있는 평가지표를 얻었다.

IV. 실험 및 결과

설계된 시스템의 성능을 확인하기 위해 실험대상자 총 17명의 심전도 신호를 측정 및 기록하고 바이오 인식 실험을 진행했다. 실험대상자는 20대에서 50대의 남녀로 구성되었으며, 측정은 낮 시간대에 평상시와 같이 활동을 하던 중 의자에 착석한 상태로 수행됐다. 실생활에 적용하는 것을 목적으로 하는 시스템이기 때문에 평상시와 같이 활동을 하는 환경에서 임의의 시간에 실험을 진행했다. 그림 4. 는 제작된 심전도 측정 하드웨어의 전면부 모습이며, 그림 5. 는 심전도 측정 하드웨어에서 필터를 거치기 전, 후의 신호를 나타낸 것으로 필터를 거치기 전에 포함되어있던 잡음들이 현격히 감소하는 것에 반해 심전도 파형의 왜곡은 경미한 것을 볼 수 있다. 특히 근전도(electromyogram, EMG) 잡음으로 인해 심전도 파형을 알아볼 수 없었던 우측 상단의 신호와 같은 경우 필터를 거친 후 심전도 파형이 드러나는 보이는 수준으로 호전되는 것을 볼 수 있다.

표 2. 는 개발한 심전도 측정 하드웨어를 이용해 수

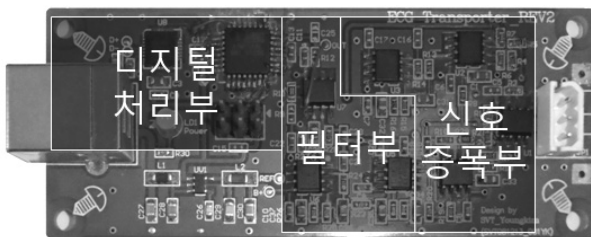


그림 4. 개발된 바이오인식용 심전도 측정 하드웨어
Fig. 4. Designed ECG measurement hardware for biometrics.

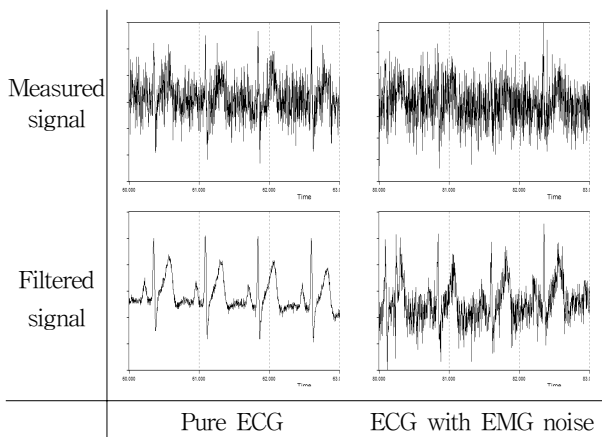


그림 5. 필터 전, 후의 신호 비교
Fig. 5. Comparison of not filtered and filtered signals.

집한 17명의 측정자를 대상으로 파형추출 알고리즘을 수행시킨 결과이다. 본 논문에서는 파형추출 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 성능 지표로서 널리 사용되는 민감도(sensitivity, SN)와 정확도(accuracy, ACC)의 두 가지 지표를 수정하여 사용했으며, 이들은 각각 식(2)와 식(3)을 통해 계산된다.^[3] 민감도는 실제 측정자의 신호가 측정되었을 때 정확히 판별해낸 비율을 나타내고, 정확도는 TN을 제외한 모든 경우 중에서 정확히 판별된 TP의 비율을 나타낸다. 이때, TP, FN, FP, TN은 각각 True positive, False negative, False positive, True negative를 의미한다. 즉, R과 정점이 나타났을 때 정확히 검출해 내면 TP, 그렇지 못했을 경우에는 FN으로 구분되고 R과 정점이 아닌 부분이 R과 정점으로 검출이 된다면 FP로 구분된다.

$$SN = TP / (TP + FN) \times 100 \quad (2)$$

$$ACC = TP / (TP + FN + FP) \times 100 \quad (3)$$

평가결과 총 10,188개의 심전도 파형들 중 10,177개의 파형을 정확히 추출해 냈고, 민감도 99.89%, 정확도 99.72%의 성능을 보였다. 파형 추출에 실패한 경우 그 원인은 그림 6. a와 같이 측정자의 R과 정점이 매우 작

표 2. 제안한 파형 추출 알고리즘의 성능평가결과
Table 2. Performance result of proposed wave detecting algorithm.

측정자 번호	TP	FN	FP	SN	ACC
1	639	0	0	100.00%	100.00%
2	191	0	2	100.00%	98.96%
3	354	0	0	100.00%	100.00%
4	154	0	0	100.00%	100.00%
5	399	0	1	100.00%	99.75%
6	89	7	3	92.71%	89.90%
7	441	0	0	100.00%	100.00%
8	217	0	0	100.00%	100.00%
9	207	1	5	99.52%	97.18%
10	1582	0	0	100.00%	100.00%
11	328	0	2	100.00%	99.39%
12	221	2	0	99.10%	99.10%
13	658	0	0	100.00%	100.00%
14	505	0	0	100.00%	100.00%
15	1689	1	2	99.94%	99.82%
16	1535	0	3	100.00%	99.80%
17	968	0	0	100.00%	100.00%
Total	10177	11	18	99.89%	99.72%

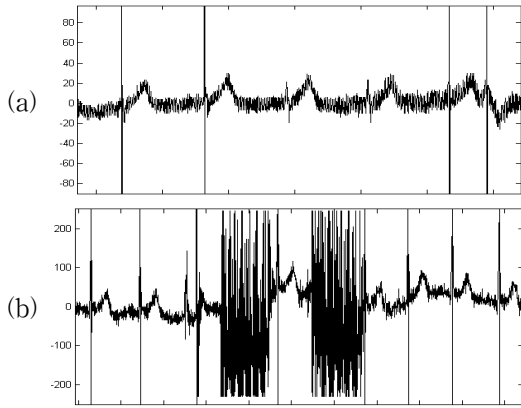


그림 6. 파형추출에 실패한 예
(a) R파 정점이 작은 신호
(b) 잡음이 과도한 경우

Fig 6. Example cases of wave detection failure.
(a) Signal with tiny R peak
(b) Signal with excessive noise

표 3. 바이오 인식 실험 결과
Table 3. Result of biometrics test.

측정자 번호	TP	FN	FP	SN	ACC
1	608	31	31	95.15%	90.75%
2	171	20	43	89.53%	73.08%
3	353	1	1	99.72%	99.44%
4	150	4	0	97.40%	97.40%
5	393	6	1	98.50%	98.25%
6	89	0	0	100.00%	100.00%
7	419	22	43	95.01%	86.57%
8	210	7	3	96.77%	95.45%
9	191	16	3	92.27%	90.95%
10	1581	1	1	99.94%	99.87%
11	319	9	3	97.26%	96.37%
12	221	0	0	100.00%	100.00%
13	640	18	8	97.26%	96.10%
14	502	3	0	99.41%	99.41%
15	1688	1	4	99.94%	99.70%
16	1535	0	0	100.00%	100.00%
17	963	5	3	99.48%	99.18%
Total	10033	144	144	98.59%	97.21%

게 측정되어 FN이 발생한 경우와 그림 6. b와 같이 측정 도중 움직임이나 피부 접촉 불량 인해 심각한 잡음이 발생하고 FP가 발생한 경우로 실제 육안을 통해서도 R파 정점을 찾기 어려운 경우로 분석되었다.

표 3. 는 파형 추출 알고리즘을 이용해 추출된 10,177개의 심전도 파형을 SVM을 이용해 분류한 바이오 인식 실험 결과이다. 바이오 인식 실험도 파형 추출과 동일하게 민감도와 정확도를 성능 지표로 사용하되, 측정

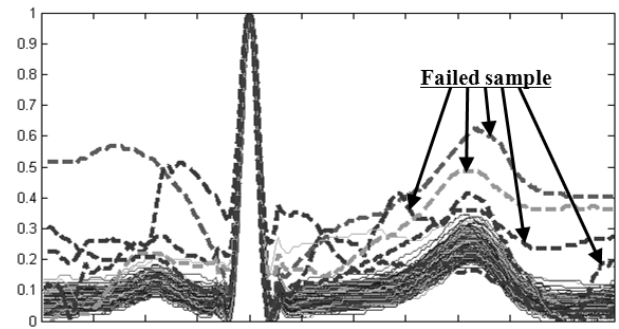


그림 7. 바이오인식 실패 사례
Fig 7. Failed case in biometrics.

자 n에 대해서 본인의 데이터를 본인으로 분류했을 경우 TP, 반대로 다른 사람으로 분류했을 경우 FN, 다른 측정자의 데이터를 본인으로 분류했을 경우 FP으로 구분했다. 실험결과, 총 10,177개의 데이터 중 10,033개의 데이터를 정확히 분류하여 민감도 98.59%, 정확도 97.21%의 성능을 보였다. 바이오인식에 실패한 대부분의 경우는 그림 7. 에 나타난 ‘측정자 7’의 데이터와 같이 많은 잡음이 섞여있는 경우로 분석되었다. 이러한 잡음은 측정 당시 측정자의 움직임에 의해 발생한 것으로 사용자 본연의 파형정보와는 많은 차이를 가져왔고, 결국 상대적으로 가장 유사한 다른 측정자로 분류되어 FN와 FP가 동시에 발생한 것으로 보인다. 이 경우, 측정된 파형을 기준으로 판단한다면 인식 대상자와 일치하는 파형이 데이터베이스에 없으므로 ‘인식 거부’ 판정을 내리는 것이 타당하다. 그러나 본 논문에서 SVM 분류기로 사용된 ‘LIBSVM’은 데이터베이스에 없는 데이터에 대한 고려는 하지 않기 때문에 ‘타인에 대한 거부’를 구현할 수 없어 일부 양호하지 못한 입력신호에 대해 오류를 보인 것으로 추정된다. 이러한 오류는 ‘타인에 대한 거부’ 기능을 첨가한 분류기를 적용해 잡음으로 인해 그 특징이 흐트러진 파형은 ‘인식 거부’ 판정을 내릴 수 있도록 함으로써 해결이 가능하다. 또한 검출된 파형 중에서 다른 파형과 큰 차이를 보이는 파형은 분류에서 제외시키는 방법도 인식 성능과 실용성 측면에서 긍정적인 효과를 볼 수 있을 것으로 판단된다. 비록 ‘타인에 대한 거부’가 구현되지 않아 즉시 실용화를 진행하기에는 무리가 있겠지만, 분석된 성능 지표 수치로 보았을 때 설계된 시스템이 심전도 신호의 특징을 충분히 반영하고 있다고 판단할 수 있으며, 바이오인식에 적용 가능할 것으로 기대된다.

IV. 결 론

본 논문에서는 심전도 바이오인식용 심전도 측정 하드웨어를 제작해 심전도 리드 I 파형을 이용한 바이오인식 시스템을 개발했다. 실생활에서의 동적인 상황과 잡음환경에서도 측정이 가능하고, 2개의 점점만으로 측정이 가능해 기존 심전도 측정 시 경험할 수 있었던 불편함을 최소화하며, 저가로 제작 가능한 소형의 하드웨어를 구현함으로써 심전도 바이오인식 기술의 실용성 및 상용화 가능성을 높였다. 제작된 하드웨어를 기반으로 17명의 측정자로부터 리드 I 파형을 측정, 수집해 데이터베이스를 구축했고, 파형 추출 알고리즘과 SVM 분류기를 이용한 바이오인식 실험결과 민감도 98.59%, 정확도 97.21%의 성능을 보였다. 측정자의 수 및 측정기간이 신뢰성을 보장하기 위해서는 추가 실험이 필요할 것으로 판단되나, 실험결과를 통해 제작된 하드웨어가 기존의 장비와 달리 잡음에 노출된 환경에서도 심전도 바이오인식에 적용 가능함을 보였다. 또한 본 논문에서 제안한 심전도 리드 I 파형이 개인의 독특한 심전도 특징을 충분히 반영 한다고 판단할 수 있어 새로운 바이오인식 기술로 적용이 가능할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] Jain A.K., Ross A., Prabhakar S., "An introduction to biometric recognition," *IEEE Trans. on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 14, pp. 4-20, 2004.
- [2] 전자부품연구원, "아시아 생체인식 동향", 전자정보센터, 2009.
- [3] Biel L., Pettersson O., Philipson L., Wide P., "ECG analysis: a new approach in human identification," *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 50, no. 3, pp. 808-812, 2001.
- [4] Kyoso M., Uchiyama A., "Development of an ECG identification system," *Proc. of EMBS International Conf.* pp. 3721-3723, 2001.
- [5] Shen T.W., Tompkins W.J., Hu Y.H., "One-lead ECG for identity verification," *Proc. of the Second Joint EMBS/BMES Conf.*, pp. 62-63, 2002.
- [6] Venkatesh N., Jayaraman S., "Human Electrocardiogram for Biometrics Using DTW and FLDA," *Proc. of ICPR 20th International Conf.*, pp. 3838-3841, 2010.

- [7] Chan A.D.C., Hamdy M.M., Badre A., Badee V., "Wavelet Distance Measure for Person Identification Using Electrocardiograms," *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 57, no. 2, pp. 248-253, 2008.
- [8] Min C.H., Kim T.S., "ECG Based Patient Recognition Model for Smart Healthcare Systems", *Lecture Notes in Computer Science, Volume 3398/2005*, pp. 159-166, 2005.
- [9] 민철홍, 김태선, "심전도기반u-Healthcare 시스템을 위한 파형추출방법", *전자공학회 논문지 제 46 권 CI 편 제 6호*, pp. 641-649, 2009
- [10] James C.H., John G.W., "60-Hz Interference in Electrocardiography", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 20, no. 2, pp. 91-101, 1973.
- [11] Pan J., Tompkins W.J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 3, pp. 203-236, 1985.
- [12] Chang C.C., Lin C.J., "Libsvm: A Library for Support Vector Machines", *Dept. of Computer Science and Information Eng., Nat'l Taiwan Univ.*, 2003.
- [13] 민철홍, 김태선, "심전도 기반 생체인식 알고리즘의 개발", *정보 및 제어 학술대회(CICS '10) 논문집*, pp. 232-233, 2010.

저 자 소 개



강 경 우(학생회원)

2010년 가톨릭대학교 정보통신전자공학부 학사 졸업.

2011년 가톨릭대학교 정보통신전자공학과 석사 과정.

<주관심분야 : 컴퓨터, 지능형시스템, BIT융합기술>

김 태 선(평생회원)-교신저자
대한전자공학회 논문지
제46권 CI편 6호 참고

민 철 홍(학생회원)
대한전자공학회 논문지
제46권 CI편 6호 참고