침대 패드 형태의 용량성 전극에서 측정된 심전도 신호를 처리하기 위한 자동 잡음 제거 및 피크 검출 알고리즘

이원규¹ · 이홍지¹ · 윤희남¹ · 정기성¹ · 박광석^{1,2}

¹서울대학교 대학원 협동과정 바이오엔지니어링 전공

²서울대학교 의과대학 의학과 의공학교실

Automatic Noise Removal and Peak Detection Algorithm for ECG Measured from Capacitively Coupled Electrodes Included within a Cloth Mattress Pad

Won Kyu Lee¹, Hong Ji Lee¹, Hee Nam Yoon¹, Gih Sung Chung¹ and Kwang Suk Park^{1,2}

¹Interdisciplinary Program for Bioengineering, Graduate School, Seoul National University

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

(Manuscript received 27 May 2014; revised 25 July 2014; accepted 1 August 2014)

Abstract: Recent technological advances have increased interest in personal health monitoring. Electrocardiogram(ECG) monitoring is a basic healthcare activity and can provide decisive information regarding cardiovascular system status. In this study, we developed a capacitive ECG measurement system that can be included within a cloth mattress pad. The device permits ECG data to be obtained during sleep by using capacitive electrodes. However, it is difficult to detect R-wave peaks automatically because signals obtained from the system can include a high level of noise from various sources. Because R-peak detection is important in ECG applications, we developed an algorithm that can reduce noise and improve detection accuracy under noisy conditions. Algorithm reliability was evaluated by determining its sensitivity(Se), positive predictivity(+P), and error rate(Er) by using data from the MIT-BIH Polysomnographic Database and from our capacitive ECG system. The results showed that Se = 99.75%, +P = 99.77%, and Er = 0.47% for MIT-BIH Polysomnographic Database while Se = 96.47%, +P = 99.32%, and Er = 4.34% for our capacitive ECG system. Based on those results, we conclude that our R-peak detection method is capable of providing useful ECG information, even under noisy signal conditions.

Key words: Capacitively Measured ECG, R-peak Detection, Ubiquitous Healthcare, Non-intrusive ECG Monitoring System, MIT-BIH Polysomnographic Database

I. 서 론

IT기술을 활용해 언제, 어디서나 건강관리를 받을 수 있

는 유비쿼터스 헬스케어(U-헬스케어) 산업은 차세대 성장 산업 중 하나로 2018년에는 4,987억 달러(527조원)의 세계 시장이 형성될 것으로 예상되고 있다[1]. 이미 수준 높은 IT 기술과 의료 수준을 갖추고 있는 우리나라에도 머지않아 U-헬스케어 환경이 구축될 것으로 기대되며, 관련된 U-헬스케어 기기들의 개발도 탄력을 받고 있다.

헬스케어의 형태가 다양하게 발달하고 질적 수준도 높아지면서 이제는 건강한 사람들도 자신의 체력과 삶의 질을 개선하기 위해 생체 측정 데이터를 얻고 싶어 한다. 일상생활 중에 지속적으로 생체 정보를 모니터링할 수 있다면 스

Corresponding Author : Kwang Suk Park
713, Basic Science Building, Seoul National University
College of Medicine, 103, Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul, Korea
TEL: +82-2-740-8594 / FAX: +82-2-744-7446
E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. NRF-2012R1A2A2A0201-0714).

스로 자신의 건강을 관리할 수 있으며, 심각한 질환의 발생을 예방하고 긴급한 상황을 막는 데도 도움이 될 수 있기 때문이다[2].

U-헬스케어의 대표적인 유형이 심전도 모니터링이다. 이는 심장 주위 조직으로 퍼지는 전류를 이용하여 체표면의 전기적 변화를 기록하는 것으로서, 심장 활동 및 심혈관 관련 질병을 진단하기 위하여 임상에서 가장 보편적으로 사용되고 있다[3]. 특히, 기존의 심전도 신호 측정이 몸과 전극의 직접적인 접촉에 의해 흘러들어오는 전류를 이용하는 방식이라면, 용량성 전극 기반의 심전도 신호 측정은 체표면의 전압 변화에 의한 전극의 전하 유도를 이용하여 신호를 측정하는 것으로, 옷을 입은 상태에서도 심전도 신호를 측정할 수 있기 때문에 옷, 벨트, 침대, 의자 등에 많이 응용되고 있는 기술이다[4].

심전도의 중요 피크 검출은 심전도 모니터링 시스템의 성능을 결정하는 가장 중요한 단계로 미분, 필터, 선형 예측, 웨이블릿 변환, 경험적 모드 분해, 기하학적 매칭, 지지벡터 머신, 신경망 등의 다양한 방법들을 적용한 피크 검출 알고리즘들이 개발되어 왔다[5,6]. 그러나 용량성 전극으로 측정된 심전도 신호는 전극의 접촉 불량 및 움직임 등으로 인하여 다양하게 발생할 수 있는 예기치 못한 노이즈에 심하게 간섭을 받을 수 있다는 것이 가장 큰 단점이다. 기존의 피크 검출 알고리즘들은 심전도 신호가 정상적으로 측정되는 상황을 가정하여 개발되었기 때문에 노이즈에 간섭을 받은 비정상적인 신호가 포함되었을 때 오작동을 일으키거나 성능이 현저하게 저하되는 경우가 생길 수 있다. 이를 해결하기 위한 방법으로 선형, 적응형 및 베이지언 필터 등의 신

호처리 기술을 이용하여 노이즈를 제어하는 방법들이 고안되고 있지만, 보다 정확한 심전도 모니터링을 위해서는 노이즈에 간섭을 받은 신호와 정상적인 심전도 신호를 분리하여 처리하는 기술의 개발이 필요하다[6-9].

이러한 문제점에 입각하여, 본 연구에서는 노이즈 간섭을 심하게 받은 비정상적인 신호를 항상 포함할 수밖에 없는, 용량성 전극 기반의 심전도 측정 시스템에도 적용할 수 있도록 피크 검출 알고리즘의 오류를 최소화하는 방법을 제시하였다. 신호를 전처리하고 자동으로 신호의 품질을 평가하는 과정을 통해 정상적인 심전도 신호가 검출되고 있는 구간에서만 R-피크가 검출되도록 하는 것이다. 알고리즘의 평가를 위하여 MIT-BIH Polysomnographic Database의 심전도 데이터 및 본 연구에서 개발한 침대 패드형 무구속적 심전도 모니터링 시스템에서 측정된 심전도 데이터를 이용하여 정확성을 검증해 보았다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 무구속적 심전도 모니터링 시스템

전도성 섬유를 용량성 전극으로 이용하여 옷을 입은 상태에서도 심전도를 측정할 수 있는 침대 패드형 무구속적 심전도 모니터링 시스템을 개발하였다. 상업용으로 판매하고 있는 WR-260-PCN(A-Jin Electron, Busan, Korea) 전도성 섬유를 사용하여, 침대 위에서 어떤 위치에 눕는지 어떤 자세를 취하든지 언제나 심전도가 잘 측정되도록 전도성 섬유 전극의 크기, 모양 및 위치 등을 디자인하였다. 시스템의 크기는 폭 100 cm, 길이 200 cm로 일반적인 싱글 매트리스

그림 1. (a) 침대 패드형 심전도 모니터링 시스템, (b) 침대 위 설치 예.

Fig. 1. (a) ECG monitoring system (bed pads), (b) installation example on the bed.

와 동일하였고, 두께 10 mm 폴리우레탄 폼 소재의 침대 패드에 용량성 전극을 수선하여 고정시킨 후, 40수 면 소재의 침대 덮개를 씌웠다. 폴리우레탄 폼은 유연한 소재로 자세에 따른 신체와 전극 사이의 접촉을 보완하는 역할을 한다. 앞면에는 4개의 전극이 배치되어 있으며, 가장 위와 아래의 전극 (Ground 1, 2)은 노이즈를 줄이고 신호를 안정화시키기 위한 접지 전극이다. 상체에 접촉할 나머지 전극 2개(Electrode)의 용도는 정전 용량 값의 변화를 통해 심전도 신호를 측정하는 것이다. 또한 뒷면에도 1개의 차폐전극(Ground 3)을 배치하고 접지시켜 노이즈의 혼입을 방지하였다(그림 1).

하드웨어는 신호 대 잡음비를 높이기 위한 전치 증폭 모듈과 심전도 신호를 추출하기 위한 신호 처리 모듈로 구성되었다. 전치 증폭 모듈은 신호 측정 전극과 4 cm 떨어진 침대 패드의 모서리에 고정되었으며, 접지 전극과(Ground 1, 2)는 각각 20, 40 cm 길이의 전선으로 연결되었다. 신호 처리 모듈에는 차동 증폭기, 고역 및 저역 필터 등의 회로가 설계되어 있어서 전극에서 측정된 생체 신호로부터 아날로그 심전도 신호가 추출되도록 하였고, 물딩 처리와 전자파 차폐용 테이프 처리를 통해 회로 기판이 보호되도록 하였다.

그림 2의 (a)와 (b)는 피험자가 안정된 상태로 누워 있을 때, 제 2 유도(lead II) 방법으로 몸에 직접 부착한 Ag-AgCl 전극과 침대 위에 설치된 전도성 섬유 기반의 용량성 전극에서 동시에 측정된 심전도 신호의 파형을 비교하여 나타낸

것이다. 용량성 전극을 이용한 침대에서의 심전도 신호 측정은 다양한 노이즈에 의해 심한 간섭을 받게 되는 경우가 많은데, 사람이 누운 후 안정적인 신호가 측정되기까지 일정 시간(본 연구결과의 신호 안정화 시간은 최소 10초부터 최대 455초로 측정됨, 평균 208초)이 필요하기도 하였고(그림 2(c)), 몸을 조금만 움직여도 신호가 크게 흔들릴 수 있었으며(그림 2(d)), 자세에 따라서 파형이 변할 수도 있었다(그림 2(e)-(h)). 본 연구의 무구속 심전도 모니터링 실험은 40수 면 소재의 침대 덮개를 씌운 전도성 섬유 기반 용량성 전극 침대 패드를 수면 검사실 침대에 설치한 후, 면 소재의 옷을 입은 피험자를 대상으로 실험을 진행하였다. 수면 검사실의 환경은 $24 \pm 1^{\circ}\text{C}$ 의 온도와 40%~50%의 습도가 유지되고 있었다.

2. 신호 처리

심장 박동 모니터링, 심박 변이도 분석, 부정맥 인식 등의 세밀한 생체 정보 분석을 위해서 심전도의 중요 피크 검출 작업이 꼭 필요하다. 하지만 앞서 살펴보았듯이 용량성 전극을 이용한 일상생활 심전도 측정에서는 다양한 원인들에 의해서 불규칙한 신호 간섭이 매우 빈번하게 나타난다. 따라서 용량성 전극으로 측정되는 심전도 신호를 처리하고 분석하는 알고리즘은 이러한 노이즈 간섭을 자동으로 구별해 내는 기능을 반드시 갖추어야 할 필요가 있다.

그림 2. (a) Ag-AgCl 전극을 이용해서 측정한 심전도 신호, (b) 용량성 전극을 이용해서 측정한 심전도 신호, (c) 시스템을 처음 작동할 때 측정이 안정화되지 못한 경우 발생할 수 있는 노이즈, (d) 측정 중간에 움직임에 의해 발생할 수 있는 노이즈, (e)-(h) 용량성 전극으로 측정한 심전도 신호의 자세에 따른 파형 변화.

Fig. 2. Examples of (a) ECG signal measured by Ag-AgCl electrode, (b) capacitively measured ECG signal, (c) noise signal occurred when the system was unstable at the beginning of measurement, (d) ECG corrupted with motion artifacts, (e)-(h) changes in capacitively measured ECG signal according to the sleep positions.

우리가 제안하는 알고리즘은 아래에서 설명하고 있는 세 단계를 거쳐 자동으로 노이즈인지를 판단하고, 정상적인 심전도 신호에서만 R-피크를 검출하도록 고안되었다. 첫 번째 단계(신호의 전처리 및 품질 검사)는 전처리를 통해 R-피크의 형상이 보다 향상되도록 노이즈를 감소시킨 후, 신호의 품질을 검사하는 작업들로 구성되어 있다. 두 번째 단계(R-피크 검출)는 정상적인 심전도 신호로 판단된 신호에 대해 심박 간격 및 신호 크기를 기반으로 적응형 임계값을 설정하고 피크를 검출하도록 하였다. 마지막으로 세 번째 단계(노이즈 판단 및 피크 분석)에서는 검출된 피크들이 올바른 R-피크인지를 확인하는 방법과 노이즈를 판단하는 방법 등이 설계되어 있다. 다양한 신호 처리 및 분석은 MATLAB 소프트웨어(MathWorks, Natick, USA)를 이용하여 진행하였다.

(1) 신호의 전처리 및 품질 검사

잡음 신호를 제거하기 위한 최소 단위의 설정 또는 힐버트 변환 등이 포함된 알고리즘의 실시간 구동 등을 위해 일정 시간 간격 단위로 신호 처리를 진행하는 알고리즘들이

있다[7,10]. 본 연구에서 개발된 알고리즘 역시 데이터의 주기성을 확인하고 노이즈를 판단하기 위하여 경험적으로 설정한 5초 간격을 단위로 하여 신호가 처리되도록 설계되었다. 그림 3의 (a), (b)와 같이 5초 단위로 모아진 심전도 데이터에 대하여, 노이즈를 제거하고 심전도의 QRS파를 향상시키기 위하여 5차의 Butterworth 대역 통과 필터를 7~25 Hz의 차단주파수로 적용한 후 이를 미분하였다.

신호의 품질 검사에서는 데이터가 주기성을 갖는지를 중점적으로 검증하였다. 미분한 심전도 신호를 힐버트 변환시킨 후, 절댓값의 크기를 이동 평균했을 때 생성되는 신호를 기반으로 주기성 검증을 진행하였다. 5초 길이의 데이터를 2.5초 간격으로 두 구간(zone A & B)으로 분리한 후 피크들을 검출하였으며, 두 구간에서 검출된 피크들 사이의 시간 간격(Eq. [1,2])의 균등함, 시간 간격의 분포 가능 범위(Eq. [3]), 피크 개수의 균등함(Eq. [4]) 및 피크 크기 등을 고려한 기준에 따라서 일정한 크기와 형태를 갖는 주기 신호가 있는지를 조사하였다(그림 3(c), 그림 4의 quality check).

$$0 < \frac{std(t_i)}{mean(t_i)} < 0.49 \quad \text{Eq. (1)}$$

$$0.49 < \frac{[mean(t_i)]_B}{[mean(t_i)]_A} < 1.51 \quad \text{Eq. (2)}$$

$$0.3 < mean(t_i) < 2 \quad \text{Eq. (3)}$$

$$|[nPeak]_A - [nPeak]_B| \leq 3 \quad \text{Eq. (4)}$$

(단, t_i = Peak 사이의 시간 간격, $nPeak$ = Peak의 개수, A, B = zone A 또는 zone B에 포함되는 피크)

그림 3. (a) 심전도 신호, (b) 필터 적용 후 미분한 신호, (c) 품질 검사 과정에 사용되는 힐버트 변환 신호 및 판단 기준, $TH = 0.525 \times (\text{Maximum Peak})$, (d) 고속 피크 검출 과정에 사용되는 Shannon Energy 신호 및 판단 기준.

Fig. 3. (a) ECG signal, (b) differential of filtered ECG signal, (c) Hilbert transformed signal used at signal quality checking and its criteria for decision, $TH = 0.525 \times (\text{Maximum Peak})$ (d) Shannon energy of signal used at fast peak detection and its criteria for decision.

그림 4. 알고리즘의 순서도.

Fig. 4. Block diagram of algorithm.

이러한 품질 검사 과정은 심전도 신호가 온전하게 검출되는 5초 구간을 찾을 때까지 시작점을 1초 단위로 옮겨 가면서 계속되도록 하였다. 이 과정을 통해 신호 측정 초기에 불안정한 형태의 비정상적인 노이즈 신호가 기록되어 있더라도 이 구간을 자동적으로 피해서 피크 검출이 정상적으로 시작될 수 있었다. 또한 중간에 노이즈 신호가 포함된 경우에도 다시 품질 검사 과정이 진행되도록 하였다.

(2) R-피크 검출

신호의 품질 검사에서 30초 이상 연속적으로 정상적인 심전도 신호들이 주기적으로 반복되고 있다는 결과가 출력되면, 해당되는 피크들의 진폭 및 간격 정보를 기반으로 적응형 임계값을 설정하여 고속 피크 검출을 하게 된다. 정상적인 심전도 신호에서 검출된 피크들을 기반으로 피크 사이의 평균 시간 간격(Mean Interval, MI) 및 피크의 평균 크기(Mean Amplitude, MA)가 적응형 임계값으로 설정된다. 이 단계에서는 신호가 안정적으로 출력되고 있다고 가정하였기 때문에 보다 빠른 연산 속도를 위해 힐버트 변환 대신 Eq. [5]의 Shannon Energy(SE) 값으로 변환된 신호를 사용하여 피크가 검출되도록 하였다[9].

$$SE(dECG) = -(dECG)^2 \cdot \log(dECG)^2 \quad \text{Eq. (5)}$$

고속 피크 검출에서는 평균 피크 간격(MI)을 이용하여 5초의 심전도 데이터를 일정한 간격($0.25 \times MI$)으로 분리한 후, 각각의 구간에서 최댓값을 구하고 이들의 증감관계를 조사하여 최종 피크를 검출하도록 하였다(그림 3(d)). 또한 설정된 적응형 임계값(MI, MA)을 기준으로 올바른 피크를 선별하였으며, 만약 선별 중 피크의 진폭 또는 간격 등에서 이상이 발생하면 신호 품질 검사 단계로 다시 되돌아가서 일정한 크기와 형태를 갖는 반복된 주기 신호가 나타날 때까지 정밀하게 신호가 분석되도록 하였다.

(3) 노이즈 판단 및 피크 분석

5초 단위로 이루어지는 피크 검출 및 적응형 임계값 기준의 적용 외에도 1분 이상 되는 피크 검출 결과를 대상으로 잘못 검출된 피크들을 제외하고, 찾지 못한 피크를 다시 검출할 수 있도록 하였다. 1분 이상 검출된 피크들의 진폭을 기준으로 30%~300% 기준을 초과하거나, 피크들의 간격을 기준으로 0.4초 미만의(심박동수 240을 초과하는) 피크 간격을 갖는 결과들은 잘못 검출된 노이즈 피크로 간주하여 제외되도록 하였다. 또한 피크 간격이 이전에 설정된 적응형 임계값의 1.5배 이상으로 차이가 벌어지는 구간은 검출하지 못한 피크가 있는지 다시 한 번 확인되도록 하였다.

3. 성능 평가

Sensitivity(Se), Positive Predictivity(+P), Error Rate(Er)의 지표들을 이용하여, 제안된 알고리즘의 성능을 통계적으로 평가하였다. 이 지표들은 Eq. [6]-[8]의 방법으로 계산되었다[11].

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \times 100(\%) \quad \text{Eq. (6)}$$

$$+P = \frac{TP}{TP+FP} \times 100(\%) \quad \text{Eq. (7)}$$

$$Er = \frac{FP+FN}{TP+FN} \times 100(\%) \quad \text{Eq. (8)}$$

True Positive(TP), False Positive(FP), False Negative(FN)은 각각 올바르게 검출된 R-피크, 잘못 검출된 피크, 검출되지 못한 R-피크의 개수를 의미 한다(그림 5). 또한 Se, +P 및 Er은 각각 올바른 심전도 R-피크를 검출할 수 있는 성능, 심전도 R-피크와 R-피크가 아닌 신호를 구분할 수 있는 성능, 알고리즘의 정확도를 나타내는 성능의 평가를 위해 이용되고 있는 통계적 지표들이다[6].

III. 연구 결과

표 1은 MIT-BIH Polysomnographic Database의 심전도 데이터와 본 연구에서 개발된 침대 패드형 심전도 모니터링 시스템에서 측정된 심전도 데이터를 이용하여 피크 검출 알고리즘의 성능을 평가한 결과를 요약하여 나타낸 것이다.

MIT-BIH Polysomnographic Database에는 총 18개(slp01a-slp67x)의 수면 검사 생체 신호들이 저장되어 있다. 심전도 신호는 Ag-AgCl 전극을 이용하여 250 Hz의 샘플링 주파수로 수집되었으며, 수면 시간의 총합은 85시간 37분으로 367,456개의 심전도 피크에 대한 정보가 주석으로 제공되고 있다. 알고리즘은 전체 데이터에 대해서 $Se =$

그림 5. (a) Ag-AgCl 전극으로 측정한 심전도 신호와 피크 검출 결과, (b) 용량성 전극으로 측정한 심전도 신호와 피크 검출 결과(TP, FP, FN의 정의).

Fig. 5. Detected R-peak(marked by circles) for (a) ECG signal measured by Ag-AgCl electrode, (b) capacitively measured ECG signal(definition of TP, FP and FN).

표 1. 알고리즘의 성능 평가 결과.

Table 1. Performance results of our R-peak detection method.

Record	Length	TP	FP	FN	Se	+P	Er
	(hours)	(beats)			(%)		
<MIT-BIH Polysomnographic Database>							
slp01a	2:00	7,800	2	6	99.92	99.97	0.10
slp01b	3:00	11,459	6	8	99.93	99.95	0.12
slp02a	3:00	16,064	31	81	99.50	99.81	0.70
slp02b	2:15	11,210	49	107	99.05	99.56	1.39
slp03	6:00	24,894	16	23	99.91	99.94	0.16
slp04	6:00	26,875	46	154	99.43	99.83	0.74
slp14	6:00	22,800	63	120	99.48	99.72	0.80
slp16	6:00	27,455	119	149	99.46	99.57	0.98
slp32	5:20	21,664	59	54	99.75	99.73	0.52
slp37	5:50	30,596	8	15	99.95	99.97	0.08
slp41	6:30	25,856	25	28	99.89	99.90	0.20
slp45	6:20	27,630	30	56	99.80	99.89	0.31
slp48	6:20	24,690	26	21	99.92	99.89	0.19
slp59	4:00	16,900	0	1	99.99	100.00	0.01
slp60	5:55	25,015	351	2	99.99	98.62	1.41
slp61	6:10	25,403	1	79	99.69	100.00	0.31
slp66	3:40	15,774	0	1	99.99	100.00	0.01
slp67x	1:17	5,371	0	3	99.94	100.00	0.06
Total	85:37	367,456	832	908	99.75	99.77	0.47
<Capacitively measured ECG data from developed system>							
Record1	7:56	28,178	241	869	97.01	99.15	3.94
Record2	3:23	13,492	99	98	99.28	99.27	1.46
Record3	8:21	33,080	331	2,258	93.61	99.01	7.83
Record4	8:43	26,804	174	1,316	95.32	99.36	5.56
Record5	8:34	29,994	50	267	99.12	99.83	1.06
Total	36:57	131,548	895	4,808	96.47	99.32	4.34

99.75%, +P = 99.77%, Er = 0.47%의 성능을 보였다.

또한 본 연구에서 개발된 침대 패드형 심전도 모니터링 시스템을 이용하여 총 5명(Record1-Record5)의 피험자를 대상으로 수면 중 심전도 신호를 측정하였다. 이 실험은 심혈관질환의 병력이 없는 평균나이(± 표준편차) 27.4(± 3.4)세의 건강한 성인 남자 5명을 대상으로 하였다. 용량성 전극을 이용하여 옷을 입은 상태에서 심전도 신호를 측정하였으며, 하드웨어에서 추출된 심전도 신호는 NI USB-6221 데이터 수집 장치(National Instruments, Austin, USA)를 이용하여 250 Hz 샘플링 주파수로 수집된 후 저장되었다. 수면 시간의 총합은 36시간 57분이며, R-피크 판단을 위해서 관련 분야에서 3년 이상 연구한 연구원들이 심전도 신호의 피크 정보를 표기하였다. 용량성 전극을 이용하여 측정된 심전도 신호에는 많은 노이즈가 포함되어 있기 때문에 Ag-AgCl 전극을 이용하여 동시에 측정된 심전도 신호를 합

계 비교하면서 심전도 피크 정보 표기에 신중을 기하도록 하였다. 알고리즘은 용량성 전극으로 측정된 전체 심전도 데이터에 대해서 Se = 96.47%, +P = 99.32%, Er = 4.34%의 성능을 보였다.

IV. 고 찰

본 연구에서 개발된 알고리즘을 적용하여 심전도 신호의 R-피크 검출 성능을 평가한 결과, 알고리즘의 성능은 Ag-AgCl 전극을 직접 몸에 붙여 측정하였기 때문에 상대적으로 신호 품질이 우수한 MIT-BIH Polysomnographic Database의 심전도 신호에 대해서는 0.47%의 Er 값을 보였으며, 용량성 전극을 이용하였기 때문에 상대적으로 노이즈에 영향을 많이 받은 무구속 측정 심전도 신호에 대해서는 4.34%의 Er 값을 보였다.

Ag-AgCl 전극을 직접 몸에 부착하여 측정된 심전도 신호는 노이즈 간섭이 상대적으로 덜 발생하였고, 포함된 노이즈도 쉽게 구분될 수 있는 수준이었다. 하지만 용량성 전극으로 측정된 심전도 신호는 기본적으로 노이즈 간섭이 심하게 발생하였고, 노이즈가 발생하는 원인이 매우 다양했기 때문에 Ag-AgCl 전극으로 측정된 심전도 신호를 처리할 때보다 Er 값이 크게 나타났다.

지금까지 개발된 많은 심전도 피크 검출 알고리즘들은 보통 신호 품질이 상대적으로 양호한 MIT-BIH Arrhythmia Database의 심전도 데이터를 이용하거나, 노이즈가 포함된 구간을 미리 수작업으로 제거한 심전도 데이터를 이용하여 알고리즘의 성능 평가를 진행하는 것이 일반적이었다. 이러한 심전도 데이터를 이용하는 알고리즘의 경우에는 MIT-BIH Arrhythmia Database의 심전도 신호를 대상으로 0.2% 미만의 Er 값을 보이는 우수한 알고리즘도 이미 개발되어 있다[10].

하지만 용량성 전극을 이용한 무구속적 심전도 측정에서는 사용자의 불편함은 최소화 될 수 있지만, 노이즈의 영향에 민감하기 때문에 신호의 안정적인 측정이 어려워지게 되는 트레이드오프가 항상 존재할 수밖에 없다. 따라서 알고리즘이 시작하는 구간에서 심전도 신호가 측정되지 않거나, 중간에 움직임 등에 의한 큰 노이즈가 발생하는 상황 등 다양한 노이즈의 발생 환경을 고려하지 않고서는 심전도 피크 검출이 제한적이거나 피크 검출 성능이 저하될 수밖에 없다.

본 연구에서 개발된 알고리즘은 다양한 노이즈가 존재하는 환경에서 측정된 심전도 데이터를 이용하여 검증하는 것을 목표로 하였다. 따라서 움직임에 의한 노이즈들이 어느 정도 포함되어 있는 MIT-BIH Polysomnographic Database의 심전도 데이터 및 본 연구에서 개발된 용량성 전극을 이용하는 심전도 모니터링 시스템에서 측정된 심전도 데

이터를 이용하였다. 심전도 측정이 행해지는 실시간 환경의 다양한 변수들을 고려하였기 때문에 노이즈들을 자동적으로 분리해내고, 올바른 심전도 신호가 측정될 때만 피크를 찾아내는 작업을 알고리즘이 스스로 판단할 수 있도록 하였다. 이를 위해서 노이즈가 있거나 판단이 부정확할 가능성이 있는 경우에는 가급적 피크를 검출하지 않는 방향으로 알고리즘이 설계되었다.

FN은 검출되지 못한 R-피크의 수를 나타낸다. 표 1의 결과에서 이 FN의 개수가 상대적으로 많은 이유는 사람의 눈으로도 겨우 찾을 수 있을 만큼 노이즈가 심하게 포함된 신호에서 알고리즘이 판단을 보류하고 검출을 하지 않은 경우가 많이 포함되었기 때문이다. 반면 +P의 값이 상대적으로 큰 이유는 알고리즘이 확실한 심전도 피크만을 검출한다는 것을 증명하고 있다. 즉, 노이즈가 심한 경우 알고리즘이 피크 검출을 하지 않고 해당 구간을 건너뛰면서 R-피크를 검출하지 못하게 될 수 있지만, 알고리즘이 찾은 피크 중에는 대부분이 올바른 R-피크였다는 사실을 나타내고 있는 것이다.

노이즈를 포함하는 심전도 신호에서 알고리즘의 성능을 평가하는 연구들이 많이 진행되지 않았기 때문에 제안된 알고리즘의 성능을 상대적으로 평가할 수 있는 문헌이 제한될 수밖에 없다. MIT-BIH Arrhythmia Database의 109,494개의 심전도 피크에 대해서 0.59%의 Er 값을 나타낸 알고리즘이 PVDF/전도성 직물을 이용하여 만든 웨어러블 심전도 측정 시스템을 이용하여 측정된 7,576/67,143개의 심전도 피크에 대해서는 Er 값이 5.19/6.73%로 기록된 연구결과가 있다[12]. 위의 연구결과에서 제안된 알고리즘 역시 Ag-AgCl 전극을 이용하여 측정된 신호 품질이 양호한 MIT-BIH Database에서는 우수한 성능을 보였으나, 웨어러블 시스템을 통해 일상생활에서 측정된 심전도 신호에 대해서는 5% 이상의 Er 값을 보이고 있어, 본 연구에서 강조하고 있는 일상생활 중 심전도 신호의 피크 검출의 어려움을 추측해 볼 수 있다. 제한적이지만 이 연구 결과와 비교해 보았을 때 더 많은 피크 개수에 대해서 Er = 4.34%의 결과를 보인 본 연구의 알고리즘 성능은 유비쿼터스 환경에서 측정된 다양한 일상생활 심전도를 자동으로 처리하는 데 보다 효율적으로 쓰일 수 있을 것으로 충분히 기대할 수 있다.

개선이 좀 더 필요한 부분은 피크 판단 기준으로 쓰이는 몇 가지 계수들의 값이 경험적으로 정해져 있는 부분이다. 추가적으로 판단 계수들을 최적화하는 작업과 데이터 수를 늘려 검증하는 작업이 필요하다고 생각된다. 이를 보완한다면 더욱 안정적이고 신뢰성 있는 피크 검출 알고리즘이 될 것이다. 또한 보다 객관적인 비교를 위해서는 용량성 전극으로 측정된 심전도 신호를 제안된 알고리즘과 기존의 개발된 알고리즘으로 각각 분석할 필요가 있다. 마지막으로 전도성 섬유 기반의 용량성 전극을 이용하는 무구속적 심전도

모니터링 시스템은 수면 중에 자연스럽게 심전도 신호를 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있지만, 수면 중 자세가 변경되는 경우, 이불이 몸과 전극 사이에 들어오는 경우, 겨울철에 두꺼운 수면 잠옷을 입는 경우에는 측정에 제약이 생기는 등의 실용화의 한계가 되는 문제점들이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위한 시스템의 개선 및 올바른 사용 지침 등을 정리하는 것도 앞으로 추가 연구가 필요한 과제 중 하나이다.

감사의 글

침대 패드형 심전도 모니터링 시스템의 개발에 있어 기술적 도움을 주신 (주)바이오넷에 감사의 뜻을 표합니다.

References

- [1] M.G. Heo, H.S. Cho, Y.K. Choi, H.J. Park, and K.T. Jung, *Analysis of International Competitiveness of the Korean Medical Tourism Industry and the Policy Implications*, Seoul, Korea: Korea Institute for Industrial Economics & Trade, 2013, pp. 117-118.
- [2] E.M. Lee, J.H. Hong, E.J. Cha, and T.S. Lee, "Interpolation Technique to Improve the Accuracy of RR-interval in Portable ECG Device," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 31, no. 4, pp. 316-320, 2010.
- [3] A.R. Houghton, and D. Gray, *Making sense of the ECG: a hands-on guide*. 3rd ed, London, United Kingdom: Hodder Arnold, 2008, pp. 1-7.
- [4] Y.G. Lim, K.H. Hong, K.K. Kim, J.H. Shin, S.M. Lee, G.S. Chung, H.J. Baek, D.U. Jeong, and K.S. Park, "Monitoring Physiological Signals Using Nonintrusive Sensors Installed in Daily Life Equipment," *Biomed. Eng. Lett.*, vol. 1, no. 1, pp. 11-20, 2011.
- [5] M.S. Manikandan, and K.P. Soman, "A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 7, no. 2, pp. 118-128, 2012.
- [6] Z. Zidelmal, A. Amirou, D. Ould-Abdeslam, A. Moukadem, and A. Dieterlen, "QRS detection using S-Transform and Shannon energy," *Comput. Meth. Programs Biomed.*, vol. 116, no. 1, pp. 1-9, 2014.
- [7] J.S. Lee, D.D. McManus, S. Merchant, and K.H. Chon, "Automatic Motion and Noise Artifact Detection in Holter ECG Data Using Empirical Mode Decomposition and Statistical Approaches," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 6, pp. 1499-1506, 2012.
- [8] G.M. Friesen, T.C. Jannett, M.A. Jadallah, S.L. Yates, S.R. Quint, and H.T. Nagle, "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 1, pp. 85-98, 1990.
- [9] V.X. Afonso, W.J. Tompkins, T.Q. Nguyen, and S. Luo, "ECG Beat Detection Using Filter Banks," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 2, pp. 192-202, 1999.
- [10] H. Zhu, and J. Dong, "An R-peak detection method based on peaks of Shannon energy envelope," *Biomed. Signal Pro-*

- cess. Control*, vol. 8, no. 5, pp. 466-474, 2013.
- [11] Z. Zidelmal, A. Amirou, M. Adnane, and A. Belouchrani, "QRS detection based on wavelet coefficients," *Comput. Meth. Programs Biomed.*, vol. 107, no. 3, pp. 490-496, 2012.
- [12] M. Adnane, Z. Jiang, and S. Choi, "Development of QRS detection algorithm designed for wearable cardiorespiratory system," *Comput. Meth. Programs Biomed.*, vol. 93, no. 1, pp. 20-31, 2009.