

유비쿼터스 환경 하의 실시간 심전도 신호 모니터링

김정준*, 김진섭*, 류춘하**, 김정홍***, 박길흠°

Real-Time Monitoring of ECG Signal under Ubiquitous Environment

Jungjoon Kim*, Jin-Sub Kim*, Chunha Ryu**, Jeong-Hong Kim***, Kil-Houm Park°

요 약

본 논문에서는 모바일 환경에서 유비쿼터스 건강 관리시스템 구현을 위한 실시간 심전도 신호 전송방안을 제시한다. 심전도 신호 전송은 그 데이터량의 과다함으로 인해 실시간 전송에 제한이 필요하다. 평균 10% 정도의 특이 파형을 갖는 부정맥 심전도 신호에서 R파의 왜곡에 따른 특이 파형 검출 알고리즘에 기반한 실시간 심전도 모니터링 방안을 제안함으로써 많은 시간 동안 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 의료진에게 비용과 시간 측면에서 상당히 큰 효과를 볼 수 있다. 전위와 첨도의 문턱 값을 점진적으로 조정할 수 있도록 하여 특이 파형 관찰을 임의로 모니터링 함으로써 전송 데이터량 축소 효과와 함께 특이 파형 신호 판독의 유의 수준을 임의로 제고할 수 있도록 하기 위한 효과를 갖는다. 부정맥 심전도에서 특이 파형을 검출하는 제안 알고리즘을 모바일 연동 환경의 클라이언트에서 구현하고 실시간 심전도 신호 모니터링이 가능한 유비쿼터스 건강관리시스템에 적용 가능 하도록 하였다. 이는 이동성을 보장하면서 지속적인 실시간 모니터링을 가능토록 한다.

Key Words : Ubiquitous, ECG signals, R-wave, Arrhythmia, Unusual waveform

ABSTRACT

In this paper, we present a method of transmitting ECG signals in real-time mobile environment to be possible to implement the ubiquitous healthcare system. Because of the excessive amount of data transmission of ECG signals, it is necessary to propose a limitation to the real-time transmission. We propose a real-time electrocardiographic monitoring system based on the proposal of unusual waveform detection algorithm which detects the R-wave distortions from the arrhythmia ECG signals having unusual waveform of about 10% on average. It is very effective in terms of time and cost for medical staffs to monitor and analyze ECG signals for a long period of time. Monitoring unusual waveform by gradually adjusting the threshold values of potential and kurtosis makes the amount of data transmitted decrease and significance level of waveform to be enhanced. The unusual waveform detection algorithm is implemented with ubiquitous environment inter-working device client. It is applicable to ubiquitous healthcare system capable of real-time monitoring the ECG signal. While ensuring the mobility, it allows for real-time continuous monitoring of ECG signals.

※ 이 논문은 2013(2014)학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음

※ 본 과제(결과물)는 교육부의 재원으로 지원을 받아 수행된 선도대학(LINC) 육성사업의 연구결과입니다.

• 주저자 : 경북대학교 전자공학부, jungkim7@ee.knu.ac.kr, 정희원

° 교신저자 : 경북대학교 전자공학부, 영상신호처리연구실 khpak@ee.knu.ac.kr, 종신회원

* 경북대학교 정보보호학과 jinsub@knu.ac.kr

** 경북대학교 전자공학부 chryu@ee.knu.ac.kr

*** 경북대학교 컴퓨터정보학부 jhk@knu.ac.kr, 종신회원

논문번호 : KICS2013-07-280, 접수일자 : 2013년 7월 3일, 최종논문접수일자 : 2013년 7월 25일

I. 서 론

IT기술의 발전과 더불어 유비쿼터스 건강관리 환경이 보편화되고 있음에 따라 일상생활 중에 개인의 건강관리를 위한 관심을 많이 갖고 있다. 한국인의 대표적인 사망원인 중 하나로 부각되고 있는 심장질환은 사전진단 및 예후관측에 있어서 가장 중요한 것은 심전도(electrocardiogram; ECG) 신호로서, 심장질환의 조기발견을 위해서는 장시간 측정과 정확한 판독을 필요로 한다¹⁾.

심장 질환의 부정맥과 같은 신호들은 일상생활 중에는 잘 발견되지 않을 때가 많기 때문에 24시간 이상의 측정 및 저장이 필요하다. 따라서 방대한 신호를 계측하고 전달하고 그리고 저장하기 위하여 데이터 압축 또한 필요하다^{2,3)}. 그러나 압축된 데이터의 복원시 심전도 신호의 왜곡은 심검자의 건강 판독에 오류를 유발할 수 있다. 그리고 장시간 계측을 위한 측정장치는 공간적으로 구축을 받지 않는 유비쿼터스 환경에 적응적으로 맞추어야 환자의 지속적 모니터링에 유효할 수 있다. 따라서 심검자의 질환판독에 유효한 정보를 선별적으로 전송할 수 있고, 모바일 환경의 단말을 이용한 유비쿼터스 건강 관리시스템 구현이 가능하다면 지속적인 모니터링과 함께 건강 판독에 유효성을 재고 할 수 있을 것이다^{4,5)}.

본 논문에서는 R파의 왜곡에 기반한 부정맥 심전도 신호의 특이 파형 검출 알고리즘을 이용하여 실시간 심전도 신호 모니터링 방안을 제시한다. 특이 파형 검출 알고리즘은 먼저 R-peak를 검출하고, 검출된 R-peak들의 전위 및 첨도의 평균과 표준편차를 이용하여 순차적으로 특이 파형을 검출한다. 그리고 심전도 신호 계측시스템과 연계한 모바일 환경의 유비쿼터스 건강관리 시스템 참조모델을 기

반으로 한 실시간 심전도 신호 전송방안을 제안한다. 유비쿼터스 환경에서의 심전도 신호 전송은 그 데이터량의 방대함으로 인해 압축이 필요하지만 복원시 심전도 신호왜곡을 방지하지 하기 위해 특이 파형만 추출하여 선택적으로 전송한다. 부정맥 심전도 신호는 대부분 평균 10% 정도의 특이 파형을 갖는다^{6,7)}. 따라서 장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 의료진에게 심전도 신호 샘플의 90% 이상이 감소된 특이 파형만을 제공함으로써 시간과 비용 측면에서 엄청난 효과를 볼 수 있다. 이는 상용망을 사용하는 통신비용 절약 측면에서도 도움이 된다. R파의 왜곡에 기반한 부정맥 심전도 신호의 심전도 특이 파형을 검출하여 선택적으로 전달하는 알고리즘을 개발하였고, 이를 모바일 연동 환경의 클라이언트에서 구현하여 유비쿼터스 건강관리시스템에 적용 가능 하도록 하였다. 이는 이동성을 보장하면서 지속적인 실시간 모니터링을 가능토록 한다.

II. 유비쿼터스 건강관리시스템 참조 모델

유비쿼터스 건강관리 시스템은 IT 기술을 이용하여 의료기관이 아닌 장소에서도 24시간 지속적으로 사용자의 건강상태를 체크하고 건강관리 등의 의료 서비스를 가능하게 하는 네트워크 연계, 정보시스템이다⁸⁾. 본 연구에서는 심전도 신호만 국한해서 계측하지만 그 대상에 각종 생체 신호를 포함할 수 있다. 유비쿼터스 건강관리 서비스를 위한 모델은 정보통신단체표준 TTAS.KO-10.0236 (u-건강관리 시스템 참조모델)을 참조하였다⁹⁾. u-건강관리 시스템 참조모델 구성요소는 다음과 같은 세가지로 구성되며 그림 1과 같다.

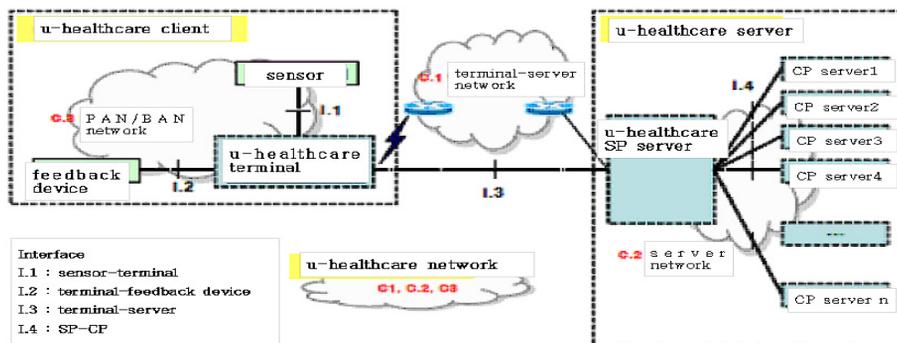


그림 1. u-건강관리 시스템 참조모델
Fig. 1. Reference model of u-healthcare management system

- 유비쿼터스 건강관리 클라이언트
- 유비쿼터스 건강관리 통신망
- 유비쿼터스 건강관리 서버

클라이언트는 단말, 생체신호센서 및 피드백장치로 구성될 수 있으며, 사용자가 서비스를 요청하여 정보를 제공 받는 부분도 포함된다. 통신망은 클라이언트와 서버간 유무선 통신망, 관리시스템 서버간 통신부분, 클라이언트내 개인무선통신 채널을 포함한다. 서버는 생체신호를 수집, 가공할 수 있는 서비스의 처리를 담당하는 서버와 이를 통신망과 연결시켜주는 통신서버 등으로 구성될 수 있다.

2.1. 클라이언트

본 제안에서 고려된 클라이언트의 기능으로는 심전도 신호를 감지 및 계측기능을 제공하는 심전도 신호 센서와 R파 검출 및 특이파형 검출 등의 알고리즘을 실행할 단말 및 무선통신 장치가 요구되며, 필요에 따라 사용자에게 피드백을 줄 수 있는 피드백 장치가 포함 될 수 있다. 그리고 단말과 서버, 신호센서, 피드백 장치와의 인터페이스가 요구된다.

2.2. 통신망

통신망은 단말과 서비스 제공 서버간의 통신링크를 제공하는 유무선 통신네트워크이다. 단말-서버간 통신망, 서버간 통신망, 사용자 클라이언트의 PAN 통신망으로 구분될 수 있으며 본 제안에서 단말-서버간 통신망은 WLAN 이나 이동통신망을 전제로 하며, 사용자 클라이언트의 PAN 통신망은 Bluetooth나 ZigBee 통신을 이용한다.

2.3. 서버

단말 클라이언트로부터 요청된 여러 가지 서비스에 대한 응용프로그램을 제공하며 통신망과의 연계 기능, 생체신호 정보의 수집, 가공을 서버에서 제공한다. 본 제안에서는 클라이언트에서 전달된 심전도 신호를 저장, 재가공 할 수 있으며, 특이 파형 위주의 심전도 신호를 중심으로 점진적 모니터링을 할 수 있도록 전위와 첨도의 문턱 값을 선택적으로 조정하여 클라이언트 단에 피드백 할 수 있다. 이는 전송 데이터량 축소효과와 함께 신호 판독의 유의 수준을 임의로 제고할 수 있도록 한다.

III. 부정맥 신호에서 특이 파형 순차적 검출

3.1. 부정맥에서의 특이 파형

부정맥에서 특이 파형은 다양한 형태로 나타나며, 대표적인 형태로 조기 수축, 심실 세동과 심실 조동 등이 있다. 이러한 부정맥에서 시작하는 R파는 그 파형의 모양이 정상적인 R파와는 다른 형태를 보인다. 따라서 R파 왜곡에 기반한 특이 파형을 검출할 수 있다면 전송 데이터량 축소효과와 함께 신호판독의 유의 수준도 제고할 수 있을 것이다. 그림 2의 조기 수축(premature contraction)은 맥박이 정상으로 뛰다가 한 번씩 건너뛰는 현상을 말하며, 건강한 남성을 대상으로 하루 동안 모니터 검사를 시행한 결과 60% 이상이 조금씩 간헐적으로 조기 심실수축 파형이 관찰되었다^[10].

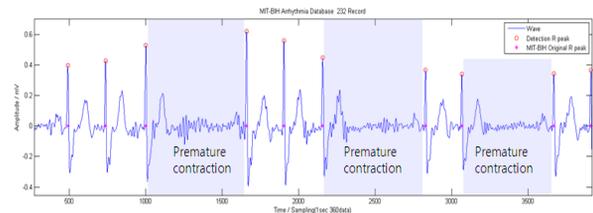


그림 2. 조기 수축 파형
Fig. 2. Premature contraction waveform

그림 3의 심실 세동(ventricular fibrillation)은 심장 박동에서 심실의 각 부분이 무질서하게 불규칙적으로 수축하는 상태로, 심실 세동에는 주기에 확실한 규칙성이 없으므로 심실에 관하여 세동과 조동 사이에는 뚜렷한 구별이 없다.

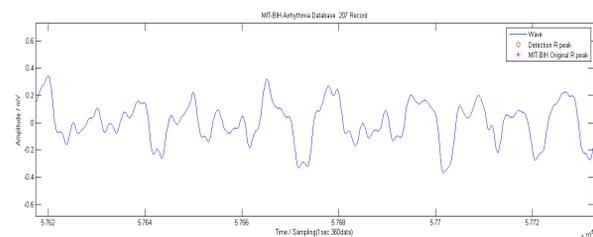


그림 3. 심실 세동 파형
Fig. 3. Ventricular fibrillation waveform

그림 4의 심실 조동(ventricular flutter)은 심실근의 일부가 불규칙하게 수축할 뿐이고 심장 전체의 수축은 볼 수 없는 상태이며, 심전도 상으로는 QRS, T파도 인정되지 않고 기선이 크고 작게 흔들리고 있을 뿐이고, 이 흔들림이 비교적 규칙적으로 사인커브 모양의 것을 조동, 전혀 불규칙적인 것을 세동이라고 하는데 임상적 의미는 조동과 세동은 같

다.

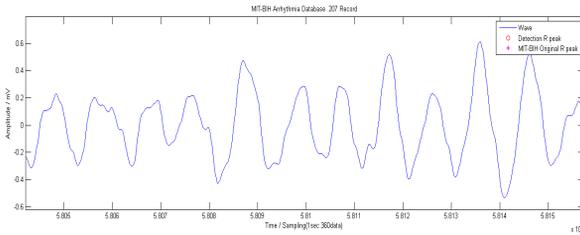


그림 4. 심실 조동 파형
Fig. 4. Ventricular flutter waveform

3.2. R과 왜곡에 기반한 순차적 특이파형 검출

부정맥 심전도 신호는 평균 10% 정도의 특이 파형을 가지므로, 장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 경우에 심전도 신호 샘플의 90% 이상이 압축된 특이 파형을 모니터링 하는 것은 매우 중요하다. 본 논문에서는 R과의 왜곡에 기반한 부정맥 심전도 신호의 순차적 특이 파형 검출 알고리즘을 제안하고, 이를 이용하여 실시간 모니터링 방안을 제시한다. 특이 파형 검출을 위해 먼저 김 등이 제안한 적응적 불응기를 이용한 R-peak 검출 방법^[11]을 이용하여 정확한 R-peak를 검출한다. 검출된 R-peak에 대해서 R-peak들의 전위 및 첨도의 평균과 표준편차를 이용하여 특이 파형을 순차적으로 검출하는 단계를 구성한다.

3.2.1. R-peak 검출 방법

김 등이 제안한 알고리즘의 적응적 불응기를 이용한 R-peak 검출 방법^[11]은 99% 이상의 검출율을 가지며 계산량도 작아 실시간 처리가 가능한 방법이다. 본 논문에서는 적응적 불응기를 이용한 R-peak 검출 방법을 사용한다. 이 알고리즘은 R과의 특징과 가변 탐색 구간을 이용하여 R-peak를 검출하는 알고리즘으로서 다음의 네 가지 단계로 이루어진다.

단계1: 기저선 평활화 등의 전처리를 수행한다. 기저선 평활화는 Morphology Pair 방법^[12]을 사용한다.

단계2: 상대적으로 높은 전위 점을 R-peak 후보로 추출한다. 심전도 신호의 P파, T파, U파, 잡음 등의 전위는 R-peak 전위의 30%를 넘기지 않는다. 따라서 직전에 결정된 R-peak(R_b^p) 전위의 20% 이

상인 peak를 후보 R-peak(R_c^p)로 추출한다.

단계3: R_c^p 에 대해 첨도와 전위에 기반한 탐색 구간(Searching Interval: SI)을 계산한다. R_c^p 에 대해 SI 는 식 (1)과 같다.

$$SI(v,k) = SI_{ref} - v \times \frac{(V_c - V_b)}{V_b} \times 100 - k \times \frac{(K_c - K_b)}{K_b} \times 100 \quad (1)$$

여기서 K_c 는 R_c^p 의 첨도이고, K_b 는 R_b^p 의 첨도이고, V_c 는 R_c^p 의 전위 절대 값이고, V_b 는 R_b^p 의 전위 절대 값이다. 첨도는 후보 R-peak의 전위 기울기를 이용하여 구한 값이다.

단계4: 탐색 구간 내에서 R과 가 갖는 높은 전위의 특징을 이용하여 R-peak를 검출한다. 탐색 구간 내에 R_c^p 보다 더 높은 전위가 없으면 R_c^p 를 R-peak로 결정하고, 탐색 구간 내에 R_c^p 보다 더 높은 전위가 있으면 R_c^p 는 R-peak가 될 수 없다.

식(1)을 살펴보면, R_c^p 의 전위가 R_b^p 의 전위에 비해 1%씩 높아지면, 탐색구간 $SI(v,k)$ 는 기준 탐색 구간 SI_{ref} 로부터 v 씩 감소한다. 반대로 R_c^p 의 전위가 R_b^p 의 전위에 비해 1%씩 낮아지면, $SI(v,k)$ 는 SI_{ref} 로부터 v 씩 증가한다. 그리고 R_c^p 의 첨도가 R_b^p 의 첨도에 비해 1%씩 커지면, $SI(v,k)$ 는 SI_{ref} 로부터 k 씩 감소한다. 반대로 R_c^p 의 첨도가 R_b^p 의 첨도에 비해 1%씩 작아지면, $SI(v,k)$ 는 SI_{ref} 로부터 k 씩 증가한다. 여기서 SI_{ref} , v , k 는 표준 DB인 MIT-BIH DB로부터 실험적으로 결정되었다. SI_{ref} 는 기준 탐색 구간으로서 직전에 결정된 R-R간격의 35%이고, v 는 0.125이고, k 는 0.125이다.

3.2.2. 특이 파형 검출

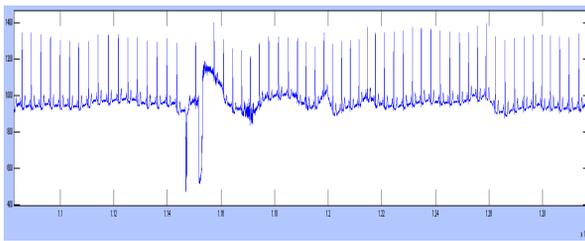
앞 절에서 언급한 방법으로 검출된 R-peak 등에 대해 R-peak의 전위 및 첨도의 평균과 표준편차를 이용하여 특이 파형을 순차적으로 검출한다. 현재의 R-peak 전위 값(V_{R-peak})과 첨도 값(K_{R-peak})

이 식(2)와 식(3)을 동시에 만족하지 못하면 특이 파형의 R-peak이고, 이를 포함한 beat를 특이 파형으로 검출한다. 새로운 후보에 대해서 앞 절의 단계 3과 단계4, 그리고 본 절의 특이파형 검출 단계를 반복한다.

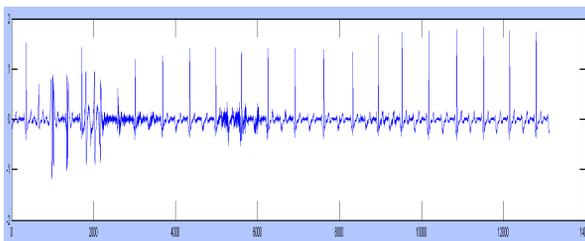
$$m_V - k_1 \sigma_V < V_{R_peak} < m_V + k_1 \sigma_V \quad (2)$$

$$m_K - k_2 \sigma_K < K_{R_peak} < m_K + k_2 \sigma_K \quad (3)$$

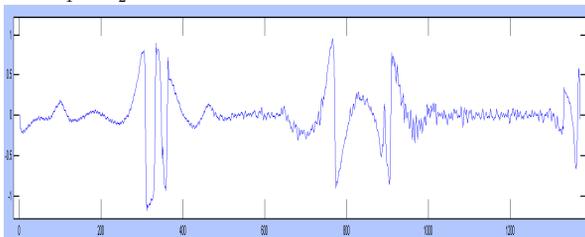
여기서 m_V 과 σ_V 는 R-peak들의 전위 평균과 표준편차이고, m_K 과 σ_K 는 R-peak들의 침도 평균과 표준편차이다. 그리고 k_1 과 k_2 는 각각 전위와 침도의 문턱 값이다. k_1 과 k_2 가 클수록 특이 파형일 가능성이 높은 beat가 검출된다. 여기서 순차적이라는 의미는 전위와 침도의 문턱 값(k_1 과 k_2)을 점진적으로 조정할 수 있도록 하여 특이 파형 관찰을 임의로 모니터링 할 수 있도록 하여 전송 데이터량 축소효과와 함께 특이 파형 신호 판독의 유의 수준을 임의로 제고할 수 있도록 하기 위한 효과를 갖는다. 그림 5는 k_1 과 k_2 에 따라 검출된 beat를 나타낸다.



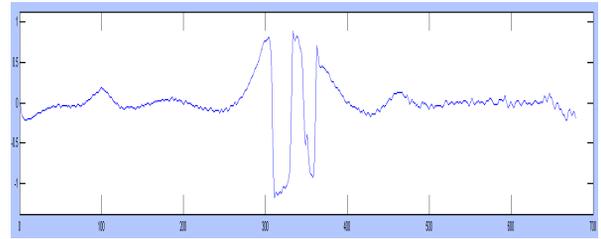
(a) 원 심전도 신호



(b) $k_1 = k_2 = 1$



(c) $k_1 = k_2 = 2$



(d) $k_1 = k_2 = 3$

그림 5. k_1 과 k_2 에 따라 검출된 비트
Fig. 5. Detected beats upon k_1 and k_2

그림 5에서 나타난 바와 같이 k_1 과 k_2 의 값이 클수록 특이 파형일 가능성이 높은 순으로 beat를 검출할 수 있음을 알 수 있다. 따라서 이러한 k_1 과 k_2 값 선택 기능은 특이 파형 관찰의 유의 수준을 점진적으로 증가시키면서 모니터링 할 수 있도록 하면서 동시에 전송 데이터량 축소효과를 함께 갖는다. 그림 6은 MIT-BIH ADB에서 레코드 100번, 103번, 107번, 114번, 115번, 118번에 대하여 k_1 과 k_2 값에 따른 특이 파형으로 검출된 비율을 나타낸다.

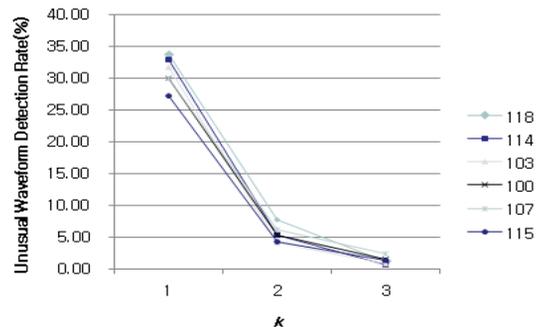


그림 6. 특이파형 검출비율 변화
Fig. 6. Detection rate change of unusual waveforms

이는 서버와 클라이언트의 실시간 문턱값 조절에 의하여 변형된 특이파형의 양을 결정할 수 있으며, 환자의 특성에 따라 달라질 수 있다. 환자 중 전체적인 파형의 모양이 유사한 모양을 보이면 문턱값을 높여 가장 변형된 특이 파형을 추출하여 모니터링 할 수 있으며, 다양한 모양의 파형이면 문턱값을 낮추어 특이파형 비율을 높일 수 있다.

MIT-BIH ADB 레코드에 대한 실험에 따르면 k_1 과 k_2 값을 1, 2, 3으로 했을 때 제안 알고리즘은 각각 평균 67.7%, 92.7%, 98.7%의 데이터량 축소효과를 보인다.

IV. 심전도 모니터링 시스템 구현

클라이언트 서버간의 실시간 모니터링 시스템의 센서-단말 인터페이스는 주파수 대역 2.4GHz의 ISM(Industrial Scientific Medical)밴드를 사용하는 블루투스를 기반으로 하였다. 센서에서 심전도 데이터를 추출하기 위한 모듈은 MSP430F247 프로세서 (16-bit Ultra-Low-Power Micro-controller, 32KB Flash, 4KB RAM, 12-Bit ADC, 2 USCIs, HW Multiplier)와 블루투스 기능을 포함한 송수신 모듈을 사용하고, 클라이언트 서버간의 인터페이스는 무선 인터넷 망을 통하여 전송한다. 앞서 제안한 R과의 왜곡에 기반한 부정맥 심전도 신호의 순차적 특이 파형 검출 알고리즘을 클라이언트 측에 구현하고, 서버측에서는 클라이언트 전송신호를 저장하고, 그림 7에서와 같이 필요에 따라 특이 파형 가능성을 선별적으로 모니터링하기 위해 k_1 과 k_2 값을 클라이언트에 피드백하여 k_1 과 k_2 값에 따른 특이 파형 신호를 전송 받을 수 있다.

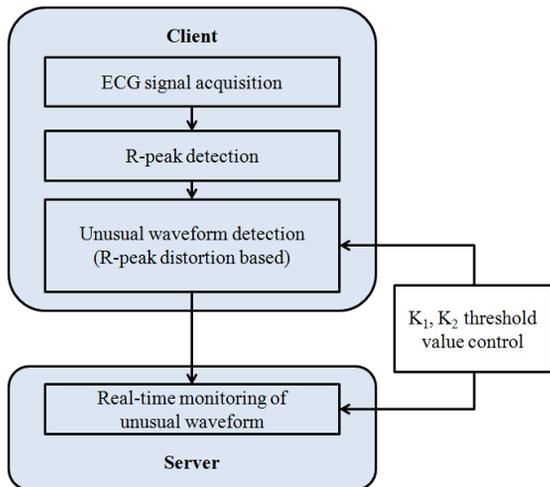


그림 7. k 문턱값에 따른 특이 파형 실시간 모니터링
Fig. 7. Real-time monitoring of unusual waveforms upon k threshold value

클라이언트와 서버측 구현 화면은 아래 그림과 같다. 그림 8은 심전도 신호 획득 장치로부터 얻은 심전도 신호이며 실시간 맥박, 특이 파형수, 일반 파형수를 나타내는 사용자 클라이언트 화면을 나타낸다. 화면에서 Abnormal 버튼을 사용하는 경우, 획득된 신호에서 k_1 과 k_2 값이 1인 경우의 특이 신호만 검출하여 누적한 신호파형의 예를 그림 9에서 보여주고 있다.



그림 8 클라이언트측 심전도 신호
Fig. 8. ECG signals at client



그림 9. 클라이언트측 실시간 검출 특이 파형
Fig. 9. Detected unusual waveforms at client

그림 10 ~ 그림 12는 k_1 과 k_2 값에 따라 클라이언트 측에서 검출된 특이 파형의 서버전달 파형을 보여주고 있다. 실제 의료 현장에서 특이 파형을 관찰하기 위해서 k_1 과 k_2 의 값을 큰 값에서 작은 값으로 낮추어감으로서 특이 파형의 개략적인 관측에서 자세한 분석으로 점진적 이동이 가능할 것이다.

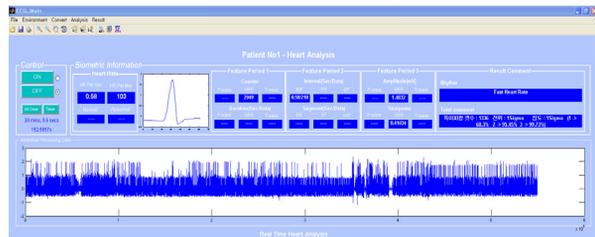


그림 10. 서버에 전달된 특이 파형($k_1 = k_2 = 1$)
Fig. 10. Unusual waveforms at server($k_1 = k_2 = 1$)

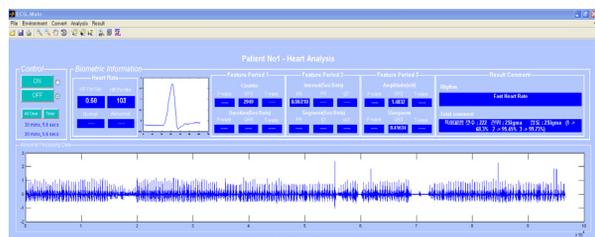


그림 11. 서버에 전달된 특이 파형($k_1 = k_2 = 2$)
Fig. 11. Unusual waveforms at server($k_1 = k_2 = 2$)

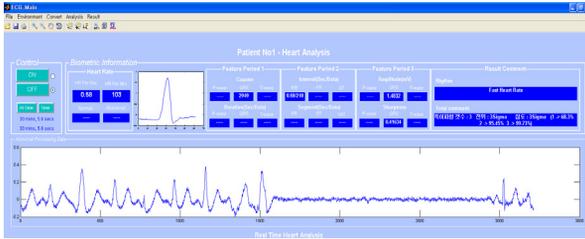


그림 12. 서버에 전달된 특이 파형($k_1 = k_2 = 3$)
 Fig. 12. Unusual waveforms at server($k_1 = k_2 = 3$)

V. 결 론

본 논문에서는 이동성을 보장하여 지속적으로 심전도 신호를 모니터링 할 수 있는 유비쿼터스 건강관리시스템을 참조모델로 하여 실시간 심전도 신호 전송이 가능한 방안을 제안하였다. R과의 왜곡에 기반한 부정맥 심전도 신호의 순차적 특이 파형 검출 알고리즘을 제안하고, 이를 이용하여 무선 환경에 적응적으로 반영할 수 있는 실시간 모니터링 방안을 제안하였다. 이는 장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 의료진에게 심전도 신호 샘플의 90% 이상이 감소된 특이 파형만을 제공함으로써 시간과 비용 측면에서 엄청난 효과를 볼 수 있으며 통신비용도 절감할 수 있다. MIT-BIH ADB 레코드에 대한 실험에 따르면 전위와 첨도의 문턱값(k_1 과 k_2)을 1, 2, 3으로 했을 때 제안 알고리즘은 각각 평균 67.7%, 92.7%, 98.7%의 데이터량 축소 효과를 보인다. 심전도 신호계측 장치와 모바일 연동 환경에서 유비쿼터스 건강관리시스템에 적용 가능 하도록 하여 이동성을 보장하면서 지속적인 실시간 모니터링을 가능토록 한다. 제안한 실시간 모니터링 시스템은 이동성을 제공할 수 있는 장점이 있으며, 실시간으로 특이 파형 가능성을 선별적으로 모니터링하기 위해 실시간 파라미터 조정으로 통신 비용절감 및 의료진의 심전도 신호 관찰 및 분석에 있어서 신호 판독의 효율성 향상 효과를 얻는다. 이는 향후 유비쿼터스 헬스케어 분야의 좋은 본보기가 될 수 있을 것으로 기대된다.

References

[1] B. J. Schijvennaars, G. V. Herpen, and J. A. Kors, "Intraindividual variability in electrocardiograms," *J. Electrocardiology*, vol. 41, no. 3, pp. 190-196, May-June 2008.

[2] H. J. Kim, R. F. Yazicioglu, P. Merken, C. Van Hoof, and H.-J. Yoo, "ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system," *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomedicine*, vol. 14, no. 1, pp. 93-100, Jan. 2010.

[3] S. Lee, J. Kim, and J.-H. Lee, "A real-time ECG data compression and transmission algorithm for an e-Health device," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 9, pp. 2448-2455, Sep. 2011.

[4] S. P. Nelwan, T. B. van Dam, P. Klootwijk, and S. H. Meij, "Ubiquitous mobile access to real-time patient monitoring data," in *Proc. IEEE Comput. Cardiology*, pp. 557-560, Memphis, U.S.A., Sep. 2002.

[5] E. Jovanov, A. Milenkovic, C. Otto, P. De Groen, B. Johnson, S. Warren, and G. Taibi, "A WBAN system for ambulatory monitoring of physical activity and health status: applications and challenges," in *Proc. 27th Annu. Int. Conf. Eng. Medicine Biology Soc. (IEEE-EMBS 2005)*, pp. 3810-3813, Shanghai, China, Jan. 2005.

[6] P. Chazal, M. O'Dwyer, and R. B. Reilly, "Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 7, pp. 1196 - 1206, July 2004.

[7] D. A. Coast, R. M. Stern, G. G. Cano, and S. A. Briller, "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 9, pp. 826-836, Sep. 1990.

[8] W. Thoyib, E.-S. Lee, and M.-G. Park, "Ubiquitous healthcare system: a design on the remote monitoring based on walking activities," in *Proc. Int. Conf. Elect. Eng. Informatics (ICEEI)*, pp. 1-6, Bandung, Indonesia, July 2011.

[9] TTA, *u-Health Service Reference Model*, TTAS.KO-10.0236, June 2007.

[10] J. E. Keany and A. D. Desai, *Premature ventricular contraction: differential diagnoses & workup*, Retrieved Mar., 11, 2010, from

<http://emedicine.medscape.com/>.

- [11] J. Kim, J.-S. Kim, and K.-H. Park, "R-wave detection algorithm in ECG signal using adaptive refractory period," *J. Inst. Electron. Eng. Korea (IEEK)*, vol. 50, no. 5, pp. 242-250, May 2013.
- [12] S.-W. Kim, T.-H. Kim, B.-J. Choi, and K.-H. Park, "Minimizing algorithm of baseline wander for ECG signal using morphology-pair," *J. Korean Inst. Intell. Syst. (KIIS)*, vol. 20, no. 4, pp. 574-579, Aug. 2010.

김 정 준 (Jungjoon Kim)



1981년 경북대학교 전자공학과
학사
1983년 한국과학기술원 전기
및 전자공학과 석사
1997년 루이지애나 주립대 전
기 및 컴퓨터공학과 박사
1984년~2011년 (주)케이티

2012년 3월~현재 경북대학교 전자공학부 교수
<관심분야> 신호처리, 유무선통신, 멀티컴퓨터

김 진 섭 (Jin-sub Kim)



2010년 경북대학교 이학사
2012년 경북대학교 공학석사
2013년~현재 경북대학교 박사
과정, (주)아시아컴퓨터네트
워크 대표
<관심분야> 신호처리, 멀티미
디어, 무선통신

류 춘 하 (Chunha Ryu)



1988년 경북대학교 전자공학과
학사
2002년 경북대학교 산업공학과
제어 및 계측공학 석사
2010년~현재 경북대학교 전자
전기컴퓨터학부 박사과정
<관심분야> 영상처리, 패턴인
식, 생체신호처리

김 정 흥 (Jeong-Hong Kim)



1986년 경북대학교 공학사
1988년 경북대학교 공학석사
1988년~1996년 한국전자통신
연구원
2001년 충남대학교 공학박사
1996년~현재 경북대학교 컴퓨
터정보학부 교수
<관심분야> 전자공학, 통신공학, 광통신 공학

박 길 흠 (Kil-Houm Park)



1982년 경북대학교 전자공학
과 학사
1984년 한국과학기술원 전기
전자공학과 석사
1990년 한국과학기술원 전기
전자공학과 박사
1990년~현재 경북대학교 IT
대학 전자공학부 교수

<관심분야> 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축