

Bluetooth기반의 센서네트워크를 이용한 효율적인 심전도 측정시스템 설계

김 선 재[†] · 오 원 옥[‡] · 이 창 수^{**} · 민 병 목^{***} · 오 해 석^{****}

요 약

유비쿼터스 컴퓨팅 기술의 발전과 IT-BT-NT를 포함한 기술간 컨버전스 경향은 유비쿼터스 헬스케어(u-Healthcare)의 실현을 가속화하고 있다. u-Healthcare 시스템은 센서 네트워크로부터 수집된 대량의 생체신호를 신속히 처리 분석하여 의료진에게 전달함으로써 시간과 장소에 관계없이 환자에게 적절한 의료 서비스를 제공할 수 있다. 기존의 u-Healthcare 시스템은 지그비(Zigbee) 프로토콜을 사용하여 센서 노드가 수집한 데이터를 전부 전송함으로써 베이스 노드의 처리 부담이 컸으며 센서 노드의 통신 빈도수가 많았다. 본 논문에서는 지그비 프로토콜 대신 블루투스(Bluetooth)를 사용하여 생명과 직접적 연관이 있는 생체신호 전달에 있어 보다 뛰어난 전송속도를 제공하며 유비쿼터스 환경에서 다양하게 사용되는 모바일 기기들에 효율적으로 적용시킬 수 있는 u-Healthcare 시스템을 설계하였다. 또한 미리 정의된 이벤트에 속하는 데이터만 선별하여 베이스 노드로 전송하는 EEF(Embedded Event Filtering) 기법을 적용하여 통신 빈도수와 처리 비용을 줄였다. 시뮬레이션 결과를 통해 기존의 심전도 측정시스템보다 효율적인 시스템임을 확인하였다.

키워드 : u-Healthcare, 블루투스, EEF, 심전도, 유비쿼터스, 센서 네트워크

Design of an Efficient Electrocardiogram Measurement System based on Bluetooth Network using Sensor Network

Sun-Jae Kim[†] · Won-Wook Oh[‡] · Chang-Soo Lee^{**} · Byoung-Muk Min^{***} · Hae-Seok Oh^{****}

ABSTRACT

The convergence tendency accelerates the realization of the ubiquitous healthcare (u-Healthcare) between the technology including the power generation and IT-BT-NT of the ubiquitous computing technology. By rapidly analyzing a large amount of collected data from the sensor network with processing and delivering to the medical team an u-Healthcare can provide a patient for an inappropriate regardless of the time and place. As to the existing u-Healthcare, since the sensor node all transmitted collected data by using with the Zigbee protocol the processing burden of the base node was big and there was many communication frequency of the sensor node. In this paper, the u-Healthcare system in which it can efficiently apply to mobile apparatuses it provided the transfer rate in which it is superior to the bio-signal delivery where there are the life and direct relation which by using the Bluetooth instead of the Zigbee protocol and in which it is variously used in the ubiquitous environment was designed. Moreover, by applying the EEF(Embedded Event Filtering) technique in which data in which it includes in the event defined in advance selected and it transmits with the base node, the communication frequency and were reduced. We confirmed to be the system in which it is efficient through the simulation result than the existing Electrocardiogram Measurement system.

Keywords : u-Healthcare, Bluetooth, EEF, Electrocardiogram, Ubiquitous, Sensor Network

1. 서 론

미래정보사회는 네트워크 기술의 획기적인 발전으로 모든 정보단말, 가전기기, 사물 등이 하나의 네트워크에 연결되며, 디지털 컨버전스와 유비쿼터스 환경이 구축되면서 개인 삶의 질은 향상되어 장소 및 시간에 제약이 없는 유라이프

(u-Life) 시대가 도래할 것이다. 의료, 문화 등 국민 복지와 관련된 분야에는 u-Healthcare, 유컬처(u-Culture) 등의 서비스를 구현하여 편리하고 안전하며 질병이 없는 건강한 삶을 추구하게 될 것이다. 이를 반영하듯 미래의 유망 전략 연구분야에 대해 세계미래학회에서도 2010 년까지의 10대 미래 기술의 하나로서 컴퓨터 건강관리(Computerized Healthcare)를 선정하여 이의 중요성을 강조하고 있다[1].

특히 다양한 센서를 이용하는 유비쿼터스 기술의 한 분야인 USN(Ubiquitous Sensor Network) 분야는 생태계 감시, 지진, 대기 및 해양 감시, 선박 및 차량의 이동 경로 추적, ICU(Intensive Care Unit), u-Healthcare 및 BSN(Body

* 이 연구는 2009년 경원대학교 지원에 의한 결과임.

† 준 회 원: 경원대학교 전자계산학과 석사과정

** 정 회 원: 경원대학교 겸임교수

*** 중신회원: 경원대학교 겸임교수

**** 중신회원: 경원대학교 IT대학 교수(교신저자)

논문접수: 2009년 9월 1일

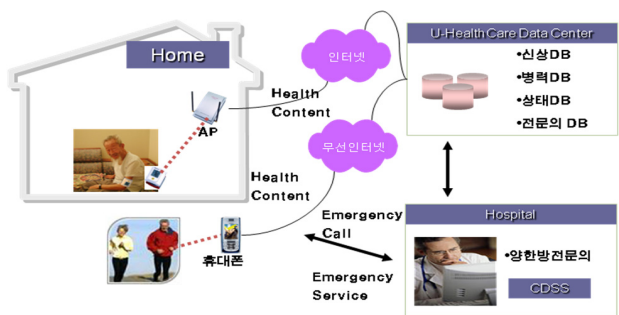
심사완료: 2009년 9월 17일

Sensor Network)과 같은 의료 분야 등 목적에 따라 다양한 응용에 관한 연구가 진행되고 있다.

(그림 1)은 이러한 USN의 응용 분야 중의 하나인 u-Healthcare 시스템의 구조를 나타내며, 시간과 장소에 상관없이 환자의 건강 상태를 확인하고 응급 상황 발생 시 신속한 의료 서비스를 제공할 수 있는 시스템이다. 그리고 u-Healthcare 시스템은 만성 질환을 가진 환자나 독거노인들을 위한 의료 서비스 제공뿐만 아니라 심장 마비와 같은 긴급 상황 발생시 신속한 응급조치 제공을 위한 것으로 이러한 시스템에 대한 연구 및 서비스 개발에 대한 필요성이 증대되고 있다[2],[3].

이에 관련하여 의료 분야에서는 센서 네트워크 기술을 활용하여 휴대용 건강 모니터링 시스템에 관한 연구가 활발하다. 동시에 인체의 내부 및 외부에 장착되는 다수의 소형 생체 신호 측정 센서들이 개발되고 있다. 따라서 현재 개발되고 있는 초소형 센서들과 초고속 통신망 그리고 고성능 무선 통신 기기의 연동은 언제 어디서든 환자의 건강상태 모니터링을 가능케 할 것이고, IT-BT 관련 융합산업 및 미래사회의 인간생활 전반에 막대한 영향을 끼칠 것으로 전망된다. 이를 실현하기 위하여 각 연구단체들은 개인화된 건강관리 서비스를 체계적으로 받을 수 있는 u-Healthcare 시스템 환경을 구축하는데 심혈을 기울이고 있다[8].

기존의 u-Healthcare 시스템을 살펴보면 센서 게이트웨이의 무선 인터페이스로 지그비(Zigbee)[16] 프로토콜을 사용하고 있다. 현재 무선 인터페이스 중의 하나인 블루투스(Bluetooth)는 센서 네트워크와 함께 u-Healthcare 시스템과 접목되어야 할 기술 중의 하나로 유망하다. 더불어 현재 생산되는 많은 종류의 바이오센서는 블루투스 통신을 지원한다. 바이오센서뿐만 아니라 우리가 가지고 다니는 휴대용 컴퓨터, 휴대폰 등의 모바일 기기들은 대부분 블루투스 통신을 지원하고 있다. 또한 u-Healthcare는 생명과 직접 연관된 정보이기 때문에 전달속도는 매우 중요하다. 블루투스는 지그비보다 전송 속도면에서 뛰어 남으로 센서 네트워크에 적용될 때 더욱 효율적인 u-Healthcare 시스템을 구축할 수 있다. 이와 더불어 센서 노드가 수집한 데이터 중 미리 정의된 이벤트에 속하는 데이터만 선별하여 베이스 노드로 전송하는 EEF(Embedded Event Filtering)기법으로 통신 횟수를 줄여 센서 노드의 수명을 연장하고 베이스 노드의 처리 비용을 감소시킬 수 있다[4],[5].



(그림 1) u-Healthcare 시스템 구조

본 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 2장에서는 효율적인 u-Healthcare 시스템 설계를 위한 관련 연구에 관하여 알아보고, 3장에서는 제안하는 센서네트워크를 이용한 블루투스 기반의 효율적인 심전도 측정시스템을 소개한다. 4장을 통해 기존 시스템과 차이를 분석하여 성능평가를 하였으며, 마지막으로 5장에서는 결론 및 향후 연구 방향으로 끝을 맺고자 한다.

2. 관련 연구

2.1 u-Healthcare

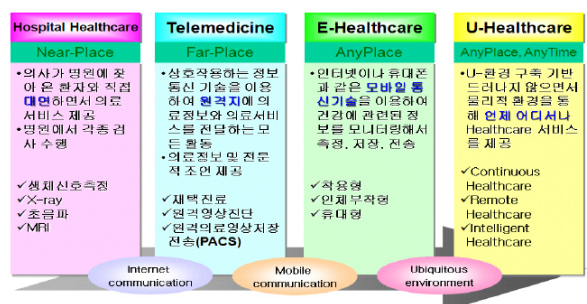
u-Healthcare는 홈 네트워크상의 장치나 휴대용 장치 등을 통해 생체 정보를 실시간으로 모니터링하고 자동으로 병원 및 의사와 연결되어 언제 어디서나 진료 및 치료가 가능한 시스템을 의미한다.

기존의 의료 서비스는 IT 기술과 접목되면서 (그림 2)와 같이 단순히 원격진료 단계를 거쳐 이헬스케어 (e-Healthcare)에서 u-Healthcare로 단계적인 진전이 이루어지고 있다. u-Healthcare에서는 의료기관 중심의 서비스에서 사용자 중심의 서비스로 발전되고, 질병이 발생된 후 치료 중심에서 질병의 예방중심으로 변화되며, 나아가 질병관리에서 웰니스(Wellness)로 진화되고 있다. 이 같이 u-Healthcare는 환자가 아니더라도 사전진단을 통해 질병예방이 가능한 보건 의료 서비스로서 생체신호 센싱 기술과 유무선 네트워크 기술을 기반으로 환자, 병원, 의료정보제공자 등이 유기적 연계되어 실시간으로 국민의 건강 상태를 체크하여 삶의 질을 향상시켜 줄 수 있다.

u-Healthcare는 시스템의 역할에 따라 센싱(Sensing), 모니터링 (Monitoring), 분석(Analyzing), 경고(Alert) 등으로 구분된다.

센싱은 환자에게서 발생하는 물리적, 화학적인 현상의 변화를 감지하는 역할을 수행하고, 모니터링은 측정된 생체정보를 1차적으로 가공하는 단계로서 환자의 정보를 실시간으로 확인하는 역할을 수행한다. 분석의 경우 수집된 데이터로부터 정보를 획득하는 단계로서 환자의 상태를 파악하는 역할을 수행하고, 경고는 획득된 정보를 바탕으로 사용자에게 관련 정보를 알리는 역할을 수행한다.

u-Healthcare의 특징으로는 신속한 의료서비스, 질병 예방, 생체 데이터 관리 중앙처리화 및 진료 분산화, 노약자,



(그림 2) u-Healthcare의 발전 단계

장애인, 독거인 관리 등이 있다. 신속한 의료서비스는 실시간으로 환자의 상태를 모니터링 함으로서 환자의 상태가 악화될 경우 능동적으로 대처할 수 있다. 질병 예방의 경우 환자의 상태를 지속적으로 모니터링 함으로서 질병의 사후 치료가 아닌 건강상태 사전관리 및 예방이 가능하다. 생체 데이터 관리는 중앙처리화하는 반면 진료를 분산화 함으로서 환자 이외에도 노약자, 장애인, 독거인 등의 관리에 활용 할 수 있으며, 전통적인 Healthcare 방식에 비해 비용이 저렴하고, 유연한 시스템을 보유할 수 있게 되었다. <표 1>은 전통적인 Healthcare와 u-Healthcare의 특징을 비교한 것이다[6].

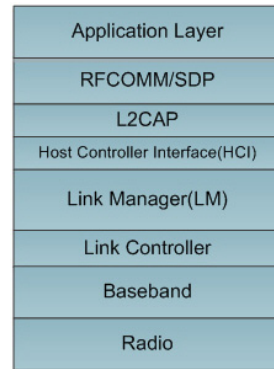
<표 1> 전통적인 Healthcare와 u-Healthcare의 비교

구분	전통적인 Healthcare	u-Healthcare
위치	병원 등 전문기관	소비자위주
조직	분산	네트워크화
임상접근	발병위주	건강관리
의사결정자	의사	의사와 환자
데이터	일정기간 자료관리	항상 자료관리가능

2.2 블루투스

블루투스 기술은 작고, 저렴한 가격, 저전력 소모(100mW 이하)로 근거리 송·수신기를 모바일 디바이스(Mobile device)에 직접 또는 PC카드와 같은 어댑터를 통해 탑재하여 무선 환경을 제공해 주는 하나의 기술적인 규격 사양이다. 무선환경은 세계적으로 이용 가능한 전역 주파수 대역인 2.45GHz band를 이용하고 721kbps 데이터 전송 속도와 3개의 음성 채널을 지원한다. 또한 블루투스는 전력 소모량이 30micro amps인 ‘대기모드’에서부터 3~30milli amps 범위의 전송량이 많은 장치에 이르기까지 다양한 제품을 대상으로 하고 있다. 도달 거리 측면에서 블루투스는 “In Room(사무실/회의실/가정)”과 “Personal(사용자의 주변)” 공간 내에서 지원하도록 개발 되었다. 블루투스 장치는 사용요구에 따라 다양한 거리를 지원하는 장치들과 10미터 반경 내에서 정보 교환능력을 갖는다. 그리고 Data Access Point로 강력한 전송수단(+20dB 정도)과 감도 좋은 수신단(-90dB 정도)을 사용한다면 개방된 공간에서 100m까지 도달 할 수 있다[11],[14].

블루투스는 2.45 GHz ISM(Industrial Scientific Medicine) 대역 주파수를 사용하는 두 대의 기기가 통신할 때에는 1 MHz 간격으로 분포한 79개의 주파수들을 약속된 순서로 번갈아 가며 사용한다. 하나의 주파수를 사용하는 시간은 625ms이며 (그림 3)과 같은 프로토콜 계층을 구성하고 있다. 고정된 주파수가 아니라 여러 주파수를 번갈아 가며 사용하는 무선 통신 알고리즘을 “주파수 호핑”이라고 부른다. 주파수 호핑을 사용하면 통신 방식이 복잡해지지만 삼자 기기에 의한 도청을 방지할 수도 있고, 근접한 삼자 기기가 우연히 같은 주파수를 사용하여 발생하는 충돌을 감소시킬 수 있는 장점을 갖고 있어 최근에는 많은 무선 통신 기술에 주파수 호핑 기술을 채택하고 있는 실정이다[9].



(그림 3) 블루투스 프로토콜 계층

현재 무선 멀티미디어 시장에서 가장 주목을 받고 있는 것이 블루투스이다. 블루투스가 기존의 무선 통신장비에 비해서 더욱 각광받는 이유는 통신기능이 없는 디바이스에 간단하고 조그마한 모듈을 첨가함으로써 서로 무선 네트워크로 연결을 할 수 있다는 점이다. 또한 연결 시 서로 무선 통신을 할 수 있는 범위 안에만 있으면 연결이 쉽게 되므로 사용상의 간편함을 들 수 있다[7][15].

2.3 EEF 기법

u-Healthcare 시스템에서 센서 노드는 센서 노드에서 수집한 환자에 대한 모든 데이터를 베이스 노드로 전송한다. 또한 베이스 노드 역시 센서 노드로부터 수신한 데이터의 처리 및 분석을 위하여 수신한 정보를 서버로 전송한다. 그리고 서버는 연속적으로 전송되는 데이터를 실시간 분석하여 환자의 상태를 확인하고 적절한 조치를 취하도록 일련의 프로세스를 수행한다.

그러나 이러한 기존의 시스템 구조는 센서 노드와 베이스 노드 측면에서 많은 문제점을 갖고 있다. 센서 노드의 경우 환자의 신체에 부착되는 휴대용으로 제작되며 소형의 배터리로 동작하므로 신체로부터 수집되는 모든 데이터를 무선 통신을 통하여 베이스 노드로 전송하는 것은 많은 양의 전력소모를 가져오며 비효율적이다. 또한 USN 환경에서 하나의 베이스 노드는 여러 개의 센서 노드의 값을 동시에 수신하므로 센서 노드에서 수집한 모든 데이터를 베이스 노드로 전송하는 경우 베이스 노드의 처리 비용이 증가하며 전송 과정에서 패킷이 손실되는 문제가 발생한다.

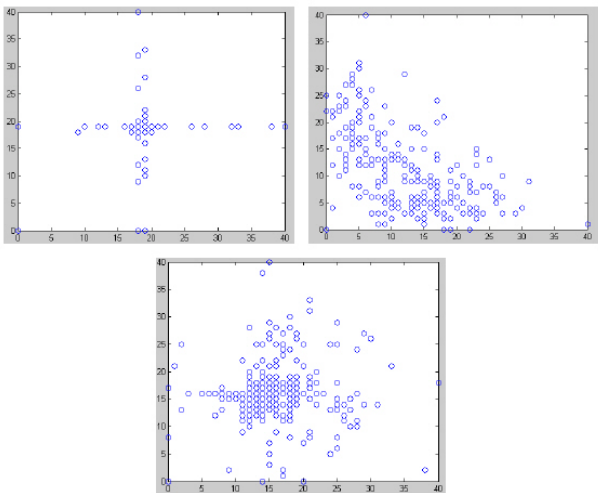
그러므로 EEF 기법은 이러한 문제를 해결하기 위하여 센서 노드에서 수집된 데이터를 분석하여 미리 정의된 값을 만족하거나 데이터 전송을 필요로 하는 이벤트 값에 해당되는 데이터만을 센서 노드에서 베이스 노드로 전송한다. 따라서 EEF 기법은 기존의 시스템과 달리 센서 노드와 베이스 노드와의 통신횟수를 줄이고 베이스 노드의 처리 비용을 줄일 수 있는 특징을 갖는다[5].

2.4 Amann 알고리즘

Anton Amann의 논문에서 사용된 시간 지연 알고리즘

(Time-Delay Algorithm)은 위상공간 재구성(Phase Space Reconstruction, PSR) 기법을 사용하였다. PSR 기법은 위상공간을 기반으로 동적인 파형이나 무작위적인 신호를 분석하기 위한 기법으로써 실험에서는 위상공간을 40×40 의 크기로 구성하였다. 심전도(Electrocardiogram, ECG) 신호를 $x(t)$ 라고 할 때 위상공간의 x축에는 $x(t)$ 를 사상시키고 y축에는 $x(t + \tau)$ 를 사상시켜 2차원 다이어그램을 생성한다. τ 은 시간 상수으로써 실험에서는 0.5초로 설정하였다. (그림 4)와 같이 정상리듬을 PSR 기법에 적용하였을 때 다이어그램은 규칙적인 형태를 보이며 적은 공간을 차지하나 심실빈맥과 심실세동의 경우 다이어그램은 불규칙적인 형태를 보이며 많은 공간을 차지하게 된다. 구성된 위상공간을 기반으로 위상공간상의 d값을 추출할 수 있으며, d값을 구하는 식은 수식 (1)과 같다[10].

$$d = \frac{\text{위상공간에 사상된 개체수}}{\text{위상공간의 전체공간}(40 \times 40)} \quad (1)$$



(그림 4) 위상공간 재구성을 적용한 정상리듬, 심실빈맥, 심실세동의 예

3. 제안하는 시스템

제안하는 시스템은 센서 네트워크와 그리드[12],[13] 네트워크를 통하여 블루투스를 이용한 센서 노드로부터 수집된 데이터를 신속하고 정확하게 알릴 수 있는 u-Healthcare 시스템이다. 본 장에서는 제안하는 시스템의 각 구성요소를 분석할 것이다.

3.1 시스템 구조

(그림 5)는 제안하는 블루투스를 이용한 EEF 기반의 u-Healthcare 시스템 구성도를 나타낸다.

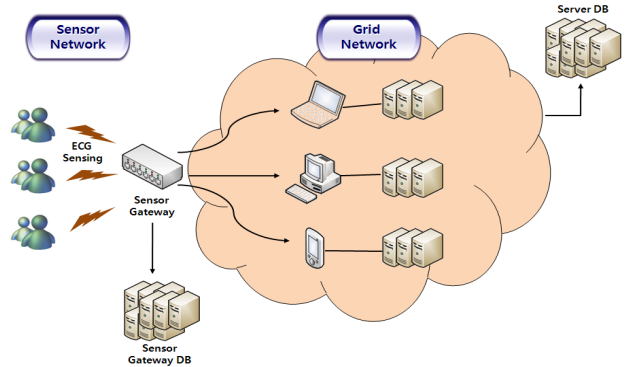
제안하는 시스템은 u-Healthcare 시스템에서도 환자의 생명과 직접적인 관련이 있는 ECG를 측정 하는 시스템으로 의료서비스사용자는 신체에 패치 부착 형태의 심전도 측정

센서 모듈을 장착하고 있어 언제든지 자신의 심전도 상태를 모니터링 할 수 있으며 부정맥 같은 이상 증세가 나타날 시 심전도 신호를 블루투스 무선 센서네트워크로 전송한다. 이때 각 센서 노드들은 블루투스와 같은 고속통신 프로토콜을 이용하여 통신하며 별도의 조작없이 페어링(Pairing)을 통해 네트워크를 형성한다. 페어링이란 서로간의 쌍방향 통신을 하는 블루투스 기기들을 최초 서로를 인식하기 위한 등록 절차를 뜻한다. 센서 노드의 네트워크 형성을 통해 여러 의료서비스 사용자로부터 수집된 대량의 심전도 신호는 EEF 기법을 통해 정의된 이벤트에 해당하는 데이터만 선별하여 센서 게이트웨이로 전송함으로써 데이터 전송빈도를 감소시키며 네트워크의 효율성을 증대시킨다. 기존의 EEF 기법은 각각의 센서 노드 단에서 분석이 이루어 졌으나 제안하는 시스템의 EEF 기법은 센서 게이트웨이에 별도의 모듈을 두어 데이터를 분석함으로써 휴대용 센서 노드의 수명과 효율성을 향상시켰다. 전송된 신호는 센서 게이트웨이가 취합하여 TCP/IP 프로토콜을 사용하는 그리드 네트워크로 전송되며, 휴대용 단말기나 의료진, 개인 PC등의 블루투스 연동 가능한 모든 기기에 전송이 가능할 뿐만 아니라 고속 연산 작업이 가능하다.

TCP/IP 프로토콜을 사용하는 그리드 네트워크로의 전송을 위해 별도의 프로토콜 변환이 필요하며 제안하는 EEF 기법을 통해 센서 노드 단에서 분석된 심전도 이상 결과를 그리드 네트워크와 연결되어 있는 각종 통신기기에 전송하여 의료진 및 환자의 보호자에게 통보함으로써 심전도 이상의 발생이나 악화를 사전에 방지할 뿐만 아니라 급성 질환의 경우 빠른 응급조치를 가능하게 한다. 또한 분석된 결과는 그리드 네트워크내의 각종 기기들의 데이터베이스와 서버 데이터베이스에 저장되어 추후 환자의 병력 비교 분석 자료로 활용될 수 있다.

3.2 센서 게이트웨이(Sensor Gateway)

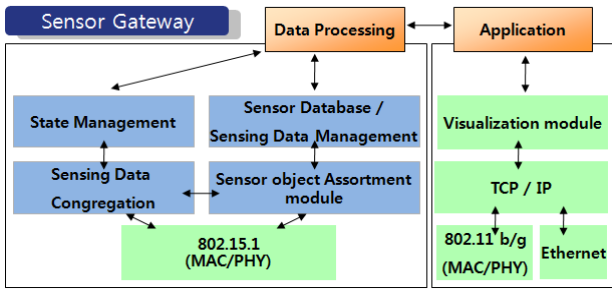
본 논문에서 센서 네트워크와 그리드 네트워크의 연동을 담당하는 장치를 센서 게이트웨이라고 명명하였다. 센서 게이트웨이는 센서 노드에서 전송되는 환자의 심전도 이상 신호에 해당하는 데이터만 의료진 및 보호자에게 정확하고 신속하게 알릴 수 있는 u-Healthcare 시스템 장치이다.



(그림 5) 시스템 구성도

(그림 6)은 제안하는 시스템을 위한 센서 게이트웨이의 구조를 나타낸다. 제안하는 시스템의 센서 게이트웨이 구조는 다음과 같다. 블루투스 센서 노드로부터 수집된 심전도 신호 및 센서 부착의 이상유무 등의 매개변수 데이터는 Sensing Data Congregation 모듈을 통과한다. 또한 Sensor object Assortment 모듈은 미리 정의해 둔 이벤트에 해당하는 데이터만 전송할 수 있도록 데이터의 종류를 분류한다. 분류된 데이터는 Sensor Database에 저장되고 추후에 환자 진단을 위한 데이터로써 관리된다.

수집된 심전도 신호는 프로세싱을 거쳐 응용 계층으로 전송되며 Visualization 모듈을 통해 실시간으로 심전도 신호를 그래프 형태와 수치로 나타내어 보여주며 그리드 네트워크를 구성하고 있는 무선랜과 이더넷으로 전송된다. 이미 Sensor object Assortment 모듈을 통해 이상이 있는 심전도 신호만을 전송함으로써 TCP/IP 네트워크의 통신 횟수와 처리 비용을 줄일 수 있는 특징을 가지고 있다.



(그림 6) 센서 게이트웨이 구조

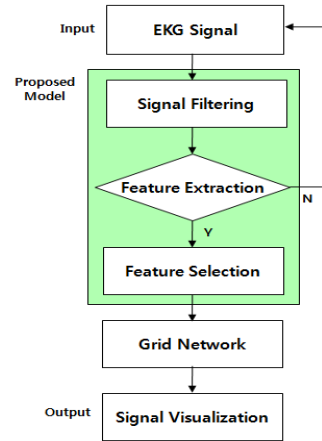
3.3 센서 알고리즘

제안하는 시스템의 센서 알고리즘은 심전도 신호 특징 추출 알고리즘과 맥박측정 알고리즘이 있다. 첫 번째 방법은 데이터 통신의 효율성을 증진 시키고, 심전도 신호의 오차 및 왜곡을 감소시키며 두 번째 방법은 첫 번째 방법을 보완함으로써 좀 더 정확한 결과값을 산출할 수 있다. 여기서 심전도 신호 오차란 실제 신호와 측정된 신호의 수치상의 차이를 뜻하며, 왜곡은 실제 신호와 측정된 신호가 다르게 해석된 경우를 뜻한다.

3.3.1 심전도 신호 특징 추출 알고리즘

EEF 기법을 적용하는 심전도 센서는 10ms 마다 심전도 데이터를 수집하여 미리 정의된 이벤트에 해당하는 심전도 신호가 발생시 수집된 심전도 신호 정보를 압축하여 베이스 노드로 전송한다. 분석하는 심전도 유형은 심실세동 및 심실빈맥 등과 같은 생명과 직결된 심전도 파형으로서 미리 정의된 이벤트에 해당하는 경우 간단한 진단 결과를 사용자, 의료진 및 보호자에게 전송함으로써 빠른 상황판단에 따른 응급처치에 도움이 된다. 제안하는 알고리즘은 (그림 7)에서 제시하고 있다.

심전도 신호를 입력받아 정의된 이벤트와 비교 가능한 상태로 필터링을 거친 후 신호의 특징 추출을 통해 정의된 이

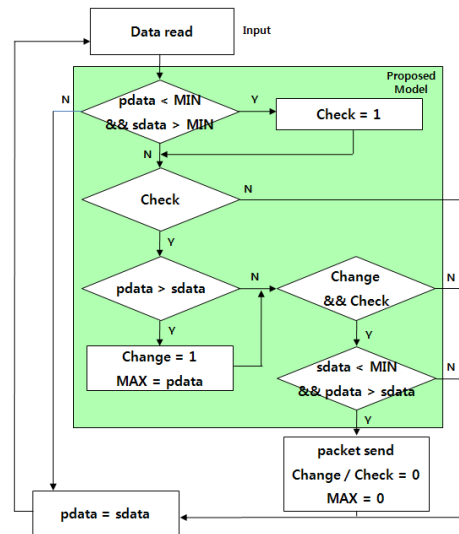


(그림 7) 심전도 신호 특징 추출 알고리즘

벤트와 일치하는 신호를 분류한다. 여기서 정의된 이벤트란 기본적으로 심실세동, 심실빈맥을 의미하며 추가로 사용자 필요에 따른 심전도 신호를 입력할 수 있다. 분류된 신호는 그리드 네트워크를 통해 전송되며 모니터링 시스템을 이용하여 화면으로 신호를 표시한다. 일치하지 않는 경우 다시 신호를 입력 받으며, 이를 위해 Feature Extraction 변수를 설정해준다.

3.3.2 맥박측정 알고리즘

심전도 신호 측정과 정의된 이벤트를 비교하여 전송하는 심전도 신호 특징 추출 알고리즘은 신호 비교에서 세그먼트에 오차가 발생하거나 왜곡이 생길 수 있다. 심전도 신호는 맥박이 정상적인 경우와 다르다는 점을 이용하여 맥박수를 측정하여 정상인 경우와 비교함으로써 앞의 오차를 줄일 수 있다. 평균적으로 심전도 신호 판독의 평균 오차는 ±6%로 재현성이 높으나 생명과 직결되는 정보이기 때문에 조금의 오차도 발생하지 않아야 하지만 이는 현실적으로 불가능하다. 측정 원리는 심전도 파형이 최대값(MAX)을 이루는 R



(그림 8) 맥박 측정 알고리즘

파형이나 최소값(MIN)을 이루는 S 파형에 도달하게 되면 진행 방향이 바뀌는 점을 이용하여 MAX나 MIN에 도달했을 시 패킷을 전송하여 맥박수를 측정하는 원리이다. 제안하는 알고리즘은 (그림 8)에서 제시하고 있다.

심전도 파형은 MAX와 MIN 범위를 기준으로 Check 변수를 설정하여 데이터가 들어오는지 검사한다. 이전에 저장된 파형(sdata)과 현재 측정된 파형(pdata)을 비교하여 pdata가 더 클 경우 Change 변수를 1로 설정하여 pdata를 MAX에 대입시킨다. MAX와 MIN 범위 안에서 파형의 최고점을 지나왔는지 확인한 후에 패킷을 전송한다. 데이터는 센서 게이트웨이의 블루투스로 패킷을 전송하며 전송을 한 경우 모든 변수는 초기화된다. 맥박 측정 알고리즘과 심전도 신호 특징 추출 알고리즘을 둘 다 적용함으로써 평균오차를 줄일 수 있다.

4. 실험 및 평가

본 장에서는 제안한 블루투스 기반의 심전도 센서를 이용한 u-Healthcare 시스템의 성능을 분석하고 평가하기 위해 실험환경을 구축하고 기존의 Amann 알고리즘과 제안하는 알고리즘의 성능을 비교하였다.

4.1 실험환경

본 논문에서 설계한 블루투스 기반의 심전도 센서를 이용한 u-Healthcare 시스템의 성능을 평가하기 위해 (그림 9)와 같은 실험환경을 구축하였다. 한백전자의 Ubi-Box II를 이용하여 게이트웨이를 구성하였으며 피시험자의 양측 늑골에 부착하여 측정된 심전도 신호 데이터를 블루투스 네트워크를 통해 센서 게이트웨이로 전송하고 이를 받아 단말기로 전송하는 구조이다.

해당 게이트웨이의 사양은 <표 2>와 같다. 제안한 알고리즘을 이용한 시스템의 실험 및 평가를 위해 10ms 단위로 정상인 경우와 심실세동, 심실빈맥인 경우의 심전도 신호에 대한 정확한 판단 여부를 측정하였으며 결과 값을 기존의 알고리즘과 비교하여 성능평가를 하였다. 센서 게이트웨이는 TinyOS[17]로 동작되고 핵심 알고리즘은 NesC로 개발하였다. NesC는 이벤트 처리에 적합하게 설계된 언어로서



(그림 9) 실험 환경 시스템 구조

TinyOS의 실행모델을 구조화시킨 언어이다. 단말기에서는 Cygwin을 이용하여 시리얼수신용 프로그램을 개발하여 실험에 사용하였다.

4.2 실시간 모니터링

센서 네트워크로부터 수집된 대량의 심전도 신호를 실시간으로 환자, 의료진 및 보호자에게 모니터링 해줌으로써 환자의 건강상태를 파악할 수 있다. (그림 10)은 실제 작동하는 심전도 실시간 모니터링 시스템을 나타내고 있다. 이는 센서 게이트웨이 상의 Visualization module에 존재심전도기능은 심박수 모니터링 설정, 화면표시 형태 설정, 녹화 지속시간 설정 및 심박수 표시 기능을 가지고 있다.

화면 표시 설정은 심전도 신호인 ECG, 맥박수, 심전도의 가속도 화면으로 선택하여 표시할 수 있으며, 녹화 기능을 통해 사용자에게 화면이 보이지 않는 상황에서의 편리성을 제공한다. 심실세동, 심실빈맥의 심전도 신호를 이벤트 처리하여 해당 이벤트가 발생 시 사용자에게 경보해춤과 동시에 모바일 기기와 연동하여 의료진 및 보호자에게 즉시 알려준다. 이벤트는 심실세동, 심실빈맥 외에도 사용자 정의로 다양한 심전도 신호를 정의할 수 있어 향후 유연성있게 활용될 수 있도록 하였다.



(그림 10) 심전도 실시간 모니터링 시스템

<표 2> 게이트웨이 사양

CPU 모듈	Marvell PXA272모듈
RAM	64Mbyte
FLASH	16Mbyte
Connectivity	Ethernet, Bluetooth, USN, WLAN
Button	4ea
User LED	2ea
Bluetooth	V1.0
RF power	10dBm
RF distance	약 300m
사용전원	5V Adapter
OS	Embedded Linux Kernel 2.6, TinyOS2.x

4.3 기존 알고리즘과의 성능평가

우선 기본적으로 두 가지 경우에 대해 실험을 수행하였다. 첫 번째(Case1) 경우는 정상 측정에서 심전도 신호를 10ms 단위로 측정하여 전송하는 것이고, 두 번째(Case2) 경우는 제안한 알고리즘을 이용하여 측정된 심실세동 및 심실빈맥 신호를 전송하는 것이다. 총 5명의 대상자에게 10회에 걸쳐 실험하였으며 제안하는 알고리즘과 기존에 일반적으로

심전도 측정에 사용되었던 알고리즘인 Amann 알고리즘과의 성능평가를 위하여 제안하는 알고리즘의 심전도 이상 신호 중 심실세동, 심실빈맥 검출과 정상인 경우 검출에서의 FN(false negative), TN(true negative), TP(true positive), FP(false positive)를 측정하였다. 의료영상 검출의 신호검출 이론에 입각해서 시각, 지각적 평가로 실험을 정량적으로 취급, 해석하는 ROC(Receiver Operating Characteristic) 방법을 이용하여 평가하였다.

측정 결과는 <표 3>과 같으며, 표 안의 숫자는 측정된 횟수를 의미한다. 정상 측정에서 FN은 심전도 신호에 이상이 있지만 정상으로 판단한 경우이고, TN은 심전도 신호 이상을 제대로 판단한 경우이다. 심실세동/심실빈맥 측정에서의 TP는 심실세동/심실빈맥을 제대로 판단한 경우이며, FP는 정상인 경우를 심실세동/심실빈맥으로 오판한 경우이다. 오차율은 약 4.5%이며 이는 기존의 알고리즘에 비해 1.5%의 성능 향상을 보여준다.

각각의 요소는 기존 알고리즘과의 성능평가에 필요한 인자로서 결과값으로 민감도(Sensitivity, Se), 특이성(Specificity, Sp), 명확한 예측성(Positive predictivity, PP), 전체분류율(Accuracy, Ac)을 도출할 수 있다. 해당 항목에 대한 정의는 수식 (2)-(5)와 같이 표현할 수 있다. <표 3>의 결과 값을 통해 Amann 알고리즘과 제안하는 알고리즘의 Se, Sp, PP, Ac 항목에 대한 성능평가를 하였다.

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

$$Sp = TN / (TN + FP) \times 100 \quad (3)$$

$$PP = TP / (TP + FP) \times 100 \quad (4)$$

$$Ac = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN) \times 100 \quad (5)$$

민감도 80.7%, 특이성 92.0%, 명확한 예측성 69.9%, 전체

<표 3> 정상인 경우와 이상 신호가 발생한 경우의 FN, TN, TP, FP 측정 결과

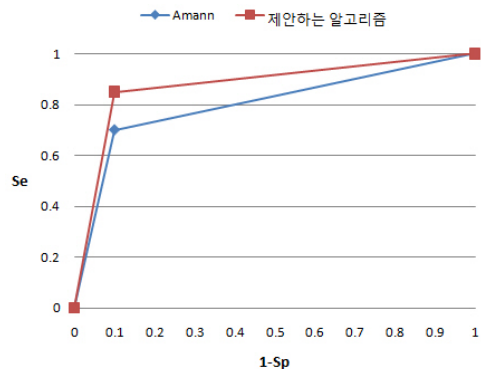
조건	결과											
		1회	2회	3회	4회	5회	6회	7회	8회	9회	10회	
Case1	U1	FN	22	25	23	22	24	24	25	23	25	26
		TN	478	475	477	478	476	476	475	477	475	474
	U2	FN	25	26	24	25	23	24	24	25	23	25
		TN	475	474	476	475	477	476	476	475	477	475
	U3	FN	22	22	24	24	23	25	25	26	25	26
		TN	478	478	476	476	477	475	475	474	475	474
	U4	FN	22	23	25	25	26	25	23	23	25	26
		TN	478	477	475	475	474	475	477	477	475	474
	U5	FN	24	25	23	22	24	22	24	23	25	26
		TN	476	475	477	478	476	478	476	477	475	474
Case2	U1	TP	352	350	351	353	352	354	350	351	350	352
		FP	148	150	149	147	148	146	150	149	150	148
	U2	TP	354	350	351	353	351	351	353	351	352	350
		FP	146	150	149	147	149	149	147	149	148	150
	U3	TP	351	350	351	353	350	354	350	351	354	352
		FP	149	150	149	147	150	146	150	149	146	148
	U4	TP	352	351	353	353	352	354	350	351	350	351
		FP	148	149	147	147	148	146	150	149	150	149
	U5	TP	352	350	352	350	351	354	351	353	354	352
		FP	148	150	148	150	149	146	149	147	146	148

<표 4> 제안하는 알고리즘의 Se, Sp, PP, Ac 측정 결과

Algorithm	Se	Sp	PP	Ac
Amann	69.5%	88.7%	65.4%	86.8%
제안하는 알고리즘	80.7%	92.0%	69.9%	90.5%

분류율 90.5%으로 기존의 알고리즘에 비해 각각 11.2%, 3.3%, 4.5%, 4.3%의 성능 향상이 있다. 결과값을 통하여 Se와 Sp의 관계성에 대해 분석이 가능한 ROC 곡선을 이용하여 평가하였다. ROC 곡선은 모든 분류기준값에 대한 민감도와 특이성을 보여주는 곡선으로 세로축은 민감도, 가로축은 1-특이성을 나타낸다. 형태가 왼쪽, 위쪽으로 치우칠수록 해당되는 검사가 더 정확하다는 의미를 가지며, 이와 반대로 45도 각도의 직선에 가까워 질수록 검사가 덜 정확하다는 의미를 가진다. 또한 민감도와 특이도가 높은 경우를 선택하여 진단기준(cut off value)을 정하며 그 기울기는 검사의 우도비율(likelihood ratio, LR)을 나타내 준다.

곡선아래의 영역 크기(Area Under the Curve, AUC)는 검사의 신뢰도를 나타내 주며 1에 가까울수록 좋은 평가방법을 뜻한다. 제안하는 알고리즘의 AUC는 0.875이고 기존 알고리즘의 AUC는 0.8로써 (그림 11)은 제안하는 알고리즘의 ROC 곡선이 Amann 알고리즘의 ROC 곡선보다 7.5%의 향상된 정확도와 신뢰도를 나타내는 것을 보여준다.



(그림 11) Amann 알고리즘과 제안하는 알고리즘의 ROC 곡선비교

5. 결론 및 향후 연구

본 논문에서는 u-Healthcare 시스템에서 센서 노드의 데이터 전송 프로토콜로 블루투스를 사용함으로써 다양한 단말기와 연동이 가능한 시스템을 설계하였다. 또한 심전도 신호 특징 추출과 맥박측정 알고리즘을 접목해 기존 심전도 신호 측정 알고리즘에 비해 데이터 수신 및 처리비용을 줄이고 정확하게 이상 신호를 판단하는 센서 게이트웨이를 설계 하였다. 기존의 EEF 기법은 센서 노드에서 데이터를 분석했지만 제안하는 시스템은 센서 게이트웨이의 모듈에서 EEF 기법을 적용하여 정의한 이벤트에 해당하는 데이터만 전송하고 사용환경에 따른 이벤트 정의를 지원함으로써 센서 수명에 더욱 효율적인 u-Healthcare 시스템이다. 또한 제

안하는 시스템의 핵심 알고리즘과 기존 알고리즘의 성능을 측정 및 분석하여 설계한 시스템의 우수성을 검증하였다.

향후 바이오센서 및 하드웨어 기술의 발달로 인한 센서의 소형화와 더불어 다양한 데이터의 수집은 심전도 신호뿐만 아니라 다양한 데이터를 동시에 수집할 것이다. 다양한 데이터에 따른 이벤트 정의 및 분석방법에 대한 연구와 환자의 이상 신호를 예측할 수 있는 시스템의 연구가 필요할 것이다. 또한 센서 노드는 한정된 에너지를 가지고 작동하기 때문에 센서 노드의 수명을 더욱 연장시킬 수 있는 연구가 수반되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] “미래 IT 유망전략품목 발굴 보고서,” 정보통신연구진흥원, 2006. 12.
- [2] 류경상, 유비쿼터스 사회의 발전 추세와 미래 전망, 한국전산원, 2006.
- [3] 윤석우, 노인성 만성 질환자 실태에 관한 연구, 단국대학교 석사학위 논문, 2002.
- [4] 오세진, 이채우. “센서 네트워크와 그리드 네트워크와의 연동을 위한 u-Healthcare 센서그리드 게이트웨이 설계 및 구현,” 전자공학회 논문지, 제45권, 제4호, pp.387-395, 2008. 7.
- [5] 김재인, 나철수, 한대영, 김대인, 황부현. “EEF 기반의 U-Health 시스템 설계,” 한국콘텐츠학회논문지, Vol.9, No.2, pp.88-96, 2009. 2.
- [6] 정원수, 오영환. “u-Healthcare 기반의 환자 모니터링 시스템,” 한국통신학회논문지, Vol.33, No.7, pp.575-582, 2008. 7.
- [7] 서대희, 이입영, “안전한 유비쿼터스를 위한 확장성 있는 블루투스 피코넷에 관한 연구,” 한국정보보호학회, 제 15권, 제5호, pp.13-24, 2005.
- [8] 윤양문, “IEEE 802.15 SG-BAN 표준화 이슈 및 동향,” OSIA Standards & Technology Review, 3호, 9권, pp.13-16, 2007. 6.
- [9] U. Bilstrup and P. A. Wiberg, “Bluetooth in industrial environment,” Factory Communication Systems, 2000. Proc. Of IEEE International Workshop on Factory Communication Systems, pp.239-246, 2000.
- [10] Anton Amann, Robert Tratnig, and Karl Unterkofler, “Detecting Ventricular Fibrillation by Time-Delay Methods,” IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol.54, Issues1, pp.174 -177, 2007.
- [11] D. Porcino and W. Hirt, “Ultra-wideband radio technology: potential and challenges ahead,” IEEE Communications Magazine, 41(7):66-74, 2003.
- [12] B. Fran, F. Geoffrey, J.G. Anthony, “Grid Computing: Making The Global Infrastructure a Reality,” Wiley, April, 2003.
- [13] I. Foster, C. Kesselma, “The Grid 2: Blueprint for a New Computing Infrastructure,” Morgan Kaufmann, Nov., 2003.
- [14] http://www.niksula.cs.hut.fi/~jiitv/blue_sec.html(juha T. Vainio, “Bluetooth Security,” jssmd 2000).
- [15] <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/hicss/2003/1874/09/187490314b.pdf>
- [16] ZigBee Specification, ZigBee Alliance Std.,2005. [Online].

Available: <http://www.zigbee.org>

[17] <http://www.tinyos.net>



김 선 재

e-mail : uzics@ku.kyungwon.ac.kr

2009년 경원대학교 컴퓨터공학과(학사)

2009년~현 재 경원대학교 전자계산학과 석사과정

관심분야: 데이터통신, 영상처리, Smart Grid



오 원 우

e-mail : wonwook5@nate.com

2007년 고려대학교 재료공학부(이학사)

2009년~현 재 경원대학교 전자계산학과 석사과정

관심분야: 유비쿼터스, 이러닝, 정보경영



이 창 수

e-mail : powerofmicro@yahoo.co.kr

1999년 한서대학교 컴퓨터공학과(공학사)

2002년 숭실대학교 컴퓨터공학과(공학석사)

2005년 숭실대학교 컴퓨터공학과(공학박사)

2006년~현 재 (주)리테일테크 기술연구소 수석연구원

2009년~현 재 경원대학교 겸임교수

관심분야: 영상신호처리 및 통신, RFID/USN 신기술 및 통합 시스템



민 병 목

e-mail : ceo@nanoware21.com

1987년 서울산업대학교 전자계산학과(학사)

1989년 연세대학교 전자계산학과(공학석사)

2007년 숭실대학교 컴퓨터공학과(공학박사)

2008년~현 재 경원대학교 겸임교수

2004년~현 재 나노웨어주식회사 대표이사

관심분야: 금융정보시스템, 멀티미디어, 보안



오 해 석

e-mail : oh@kyungwon.ac.kr

1975년 서울대학교 계산통계학과(학사)

1981년 서울대학교 계산통계학과(공학석사)

1989년 서울대학교 계산통계학과(공학박사)

2003년~2003년 한국정보처리학회 회장(역임)

1982년~2003년 숭실대학교 컴퓨터학부 교수/부총장(역임)

2003년~2008년 경원대학교 부총장(역임)

2009년~현 재 대통령 IT 특별보좌관

2003년~현 재 경원대학교 IT대학 교수

관심분야: 멀티미디어, 데이터베이스, 지식경영