

논문 2008-45SC-4-6

원격 진료를 위한 실시간 생체 신호 취득, 전송 및 압축, 저장 시스템의 설계 및 구현

(Design and Implementation of a Real-time Bio-signal Obtaining,
Transmitting, Compressing and Storing System for Telemedicine)

정인교*, 김영준*, 박인수*, 이인성**

(Inkyo Jung, Youngjoon Kim, Insu Park, and Insung Lee)

요약

본 논문에서는 원격 의료 서비스를 위한 생체 신호 취득 및 전송 시스템의 실시간 신뢰성을 보장하기 위하여 ZigBee와 SIP/RTP를 기반으로 하는 실시간 생체 신호 전송 시스템의 성능 개선 방법을 제안하고 구현하였다. 기존의 시스템은 ZigBee 기반의 유비쿼터스 센서 네트워크를 기반으로 사용자의 ECG 및 기타 생체 신호를 수집한다. 이 때 연속된 ECG 전송에 의하여 채널이 과다하게 점유되어 ECG 이외의 생체 신호를 전송할 때 패킷의 손실이 발생한다. 또한 하나의 RTP 세션을 통해 사용자의 음성과 ECG 및 기타 생체 신호를 순차적으로 전송하기 때문에 과중한 전송 스트림 부하와 지연이 발생한다. 따라서 본 논문에서는 ECG 전송 모듈의 채널 점유 문제를 해결하기 위해 Bluetooth를 보조 전송 수단으로 사용하고 복수의 RTP 세션과 전송 스트림을 사용하여 전송 지연을 감소시키는 방법을 사용하였다. 또한 이산 웨이블릿 리프팅과 다단계 벡터 양자화 기반의 압축 방법을 적용하여 전송 및 저장되는 ECG를 압축하여 관리하는 구조를 제안하고 구현하였다. ECG의 압축은 데이터의 전송량을 감소시켜 시스템의 실시간 신뢰성을 향상시키며 데이터베이스의 저장 공간을 효율적으로 사용할 수 있도록 한다. 결과적으로 기존의 시스템에 대하여 유비쿼터스 센서 네트워크의 안정성을 확보할 수 있었고 실시간 전송 모듈의 프로세스 점유율을 약 20% 감소시킬 수 있었으며 실제 측정된 ECG를 압축한 결과 25.6:1의 압축률에서 약 3.25%의 PRD를 가지는 효율적인 ECG 관리가 이루어질 수 있었다.

Abstract

The real-time bio-signal monitoring system based on the ZigBee and SIP/RTP has proposed and implemented for telemedicine but that has some problems at the stabilities to transmit bio-signal from the sensors to the other sides. In this paper, we designed and implemented a real-time bio-signal monitoring system that is focused on the reliability and efficiency for transmitting bio-signal at real-time. We designed the system to have enhanced architecture and performance in the ubiquitous sensor network, SIP/RTP real-time transmission and management of the database. The Bluetooth network is combined with ZigBee network to distribute traffic of the ECG and the other bio-signal. The modified and multiplied RTP session is used to ensure real-time transmission of ECG, other bio-signals and speech information on the internet. The modified ECG compression method based on DWLT and MSVQ is used to reduce data rate for storing ECG to the database. Finally we implemented a system that has improved performance for transmitting bio-signal from the sensors to the monitoring console and database. This implemented system makes possible to make various applications to serve U-health care services.

Keywords : ECG, Ubiquitous, Telemedicine, SIP, RTP

* 학생회원, 충북대학교 전파공학과
(Chungbuk National University)

** 정회원, 충북대학교 전기전자및컴퓨터공학부
(Chungbuk National University)

※ “이 논문은 2008년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임” (지방연구중심대학육성사업/충북BIT연구중심대학육성사업단)

접수일자: 2008년3월31일, 수정완료일: 2008년7월15일

I. 서론

현재 USN(유비쿼터스 센서 네트워크), BcN(광대역 통합망), 소프트 인프라웨어의 3대 첨단 인프라를 기반으로 추진되고 있는 u-IT839 정책을 바탕으로 유비쿼터스 사회를 조성하기 위하여 다양한 서비스 인프라를

구축하는 과정이 진행되고 있다. USN과 BcN을 통해 사람들은 시간과 장소에 구애받지 않고 대화형의 고속 네트워크 서비스를 이용할 수 있게 되며 이에 따라 원격 진료의 개념도 변화하고 있다^[1].

과거의 원격 진료는 제한된 통신 자원과 휴대가 불편한 측정 장비 및 서비스 제공 인력의 부재로 저장된 진료 기록 전송을 통한 소견 교환이나 단편적인 환자의 생체 정보 모니터링에만 사용되어 왔으며 여전히 제한된 공간에서 특정 장비를 사용하는 의료진 중심의 서비스였다. 그러나 최근 다양하고 발달된 측정 장비의 경량화 및 소형화와 유비쿼터스 센서 네트워크 및 초고속 네트워크의 개발에 따라 다양한 의료 정보를 수집하고 실시간으로 전송하는 것이 가능해졌다^[2~3].

이러한 가능성에 따라 원격 의료 서비스를 위한 다양한 시스템이 개발되고 있으나 주로 유비쿼터스 센서 네트워크 구현의 핵심 기술인 ZigBee를 이용하여 단편적인 생체 신호를 수집하고 저장된 생체 신호를 전송하는 수준에 머물고 있다^[4~5].

따라서 본 논문에서는 원격 의료 서비스를 위한 생체 신호 전송 시스템의 실시간 신뢰성을 보장하고 효율적으로 전송된 생체 신호를 관리하기 위한 시스템을 제안하고 구현하였다.

II. 시스템의 기본 구성

본 장에서는 사용자가 시간과 장소에 구애받지 않고 실시간으로 네트워크 인프라를 통해 자신의 생체 정보를 취득하여 사용자의 멀티미디어 정보와 함께 의료진에게 전송하고 적절한 원격 의료 서비스를 제공받는 서비스를 제공하기 위하여 기존의 실시간 생체 신호 수집 및 전송 시스템^[6]과 본 논문에서 제안된 시스템의 기본 구조에 대하여 설명한다.

1. ZigBee를 이용한 생체 신호 취득 시스템

생체 신호 수집을 위한 유비쿼터스 센서 네트워크의 구현 방법으로는 ZigBee, WUSB(Wireless USB), Bluetooth로 대표되는 다양한 근거리 무선 통신 방법의 표준 규격이 존재한다. 특히 ZigBee는 간단한 구조와 낮은 소비전력, 낮은 생산 단가를 가지기 때문에 유비쿼터스 센서 네트워크의 핵심 기술로 연구되고 있다^[4~5]. 이에 따라 ZigBee 센서 네트워크와 RFID 시스템, 휴대 단말기 등을 응용한 다양한 유비쿼터스 헬스케어 시스템이 개발되고 있으며, 기존의 맥박, 체온 등과 같

은 주기적이고 단편적인 생체 신호뿐만 아니라 ECG와 같은 연속적인 값으로 표현되어지는 생체 신호를 포함하는 실시간 전송 시스템^[6]도 개발되었다. 그러나 대부분의 시스템은 수집된 정보를 로컬 서버에 저장한 후 TCP나 UDP 프로토콜을 통해 전송하거나 CDMA와 같은 낮은 전송 속도, 고비용의 통신 매체를 이용하여 소량의 데이터를 전송하기 때문에 실시간성과 정보의 다양성을 요구하는 원격 의료 서비스에는 부적절하다.

또한 최근 발표된 ZigBee와 SIP^[7~8] 기반의 실시간 생체 신호 모니터링 시스템^[6]의 경우 실시간 전송 프로토콜인 RTP^[9]를 사용하여 음성과 ECG를 포함하는 생체 신호를 전송한다. 이 때 하나의 RTP 세션을 통해 비교적 많은 양의 데이터를 순차적으로 전송하기 때문에 단말기 프로그램의 전송 스레드에 필요 이상의 과중한 부하가 걸리고 전송 지연이 발생하기 때문에 실시간 성능의 신뢰성에 문제가 있다. 또한 측정된 ECG 및 기타 생체 신호를 원본 그대로 데이터베이스에 저장하기 때문에 저장 공간 관리의 효율성에 대한 문제를 가지고 있다.

2. Bluetooth와 ECG 압축 방법이 추가된 시스템

본 논문에서 제안된 시스템은 그림 1과 같다. 시스템은 ZigBee를 기반으로 구성된 유비쿼터스 센서 네트워크를 통하여 체온, 맥박, 움직임 등의 생체 신호와 온도, 온도와 같은 환경 정보를 수집한다. 구현된 시스템에서 측정된 ECG는 8 bit, 250 Hz로 샘플링 되어 전송되기 때문에 ECG 전송 모듈에 의한 ZigBee 네트워크 채널 점유가 발생할 수 있다. 따라서 ECG 전송에 따른 전송

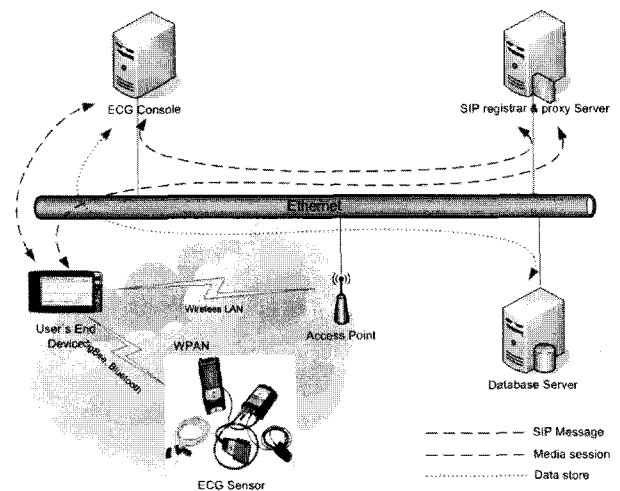


그림 1. 시스템의 전체 구조
Fig. 1. Overall architecture of the proposed system.

지연이 크게 발생할 경우 Bluetooth를 보조 수단으로 사용하여 ZigBee 네트워크의 전송 부하를 감소시키는 구조를 사용하였다. 또한 수집된 정보를 기존의 인터넷 전화와 같은 편리한 방법으로 전송하기 위해 SIP^[7]를 이용하여 호 설정 과정을 처리한다. 생체 신호와 음성 신호는 전송 스테드와 채널의 부하를 감소시키기 위해서 다른 복수의 전송 스테드와 RTP 세션을 통하여 실시간으로 전송되며 원격지에서 모니터링 과정을 거쳐 선별적으로 압축되어 데이터베이스에 저장된다.

또한 ECG의 실시간 전송의 부하를 줄이고 데이터베이스의 저장 공간을 확보하기 위해 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용하여 ECG를 압축하는 방법을 사용하였다. 최근 발표된 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용한 ECG 압축 방법^[10]은 MIT-BIH의 ECG 샘플 레코드^[11]를 이용하여 기존의 다른 방법과 비교되었으며 높은 압축률에서도 낮은 복원 오차를 가지는 우수한 방법이지만 적용 코드북을 이용하여 가변적인 비트율을 가지기 때문에 구현된 시스템에서 전송된 ECG를 데이터베이스에 저장하기 위한 방법으로는 부적절하다.

따라서 본 논문에서는 기존의 압축 방법을 제안된 시스템에 적용하기 위하여 고정 코드북과 고정 비트율을 가지도록 수정하였으며 구현된 시스템에서 취득된 ECG를 압축하여 그 성능을 재평가하였다.

III. 생체 신호의 전송 및 저장 시스템

1. 유비쿼터스 센서 네트워크의 구성

생체 신호의 수집을 위한 유비쿼터스 센서 네트워크는 ZigBee 기반의 무선 센서 네트워크와 ECG 전송의 보조를 위한 Bluetooth 네트워크로 구성되었다.

ZigBee는 IEEE802.15.4를 기반으로 하는 저 전력 소모, 낮은 생산 단가, 낮은 전송 속도를 필요로 하는 약 10~70 m 이내의 근거리 무선 통신 응용을 위한 기술^[5~6]이며 본 논문에서 사용된 주파수 대역은 2.4 GHz, 전송 속도는 250 kbps이다. 또한 Bluetooth는 대표적인 근거리 무선 통신 기술로 근거리에서 소형기기를 이용하여 약 3 Mbps의 속도로 데이터를 전송할 수 있는 기술이며 기존에 비해 1/5 수준의 전력 소모와 20~100 Mbps를 지원하는 3.0 스펙이 공개될 예정이기 때문에 그 활용성이 높아지고 있다.

제안된 ZigBee 무선 센서 네트워크는 사용자의 생체 신호를 수집하는 센서로부터 사용자의 무선 단말기로

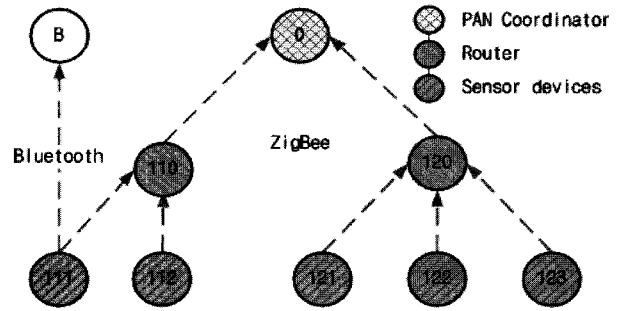


그림 2. 유비쿼터스 센서 네트워크 구성
Fig. 2. Device configuration of the USN.

데이터의 흐름이 집중되는 그림 2와 같은 Multi-Hop을 지원하는 트리 구조의 형태로 구성되었다. 각 디바이스는 서로 다른 고유 ID를 이용하여 구별되며 각 센서 모듈은 주변의 가장 가까운 라우터로 측정된 데이터를 전송한다. 이 때 센서 모듈과 코디네이터 사이의 거리가 충분히 가까우면 센서 모듈은 라우터를 거치지 않고, 직접 코디네이터에 접속하여 데이터를 전송한다^[6].

ZigBee 무선 센서 네트워크는 구성 초기에 Broadcasting을 통하여 PAN Coordinator로부터 각 노드들에게 경로 정보를 전송하여 경로를 설정하기 때문에 AODV (Ad-hoc On-Demand Distance Vector)와 같은 라우팅 방법을 사용하는 네트워크에 비해 상대적으로 라우팅 정보를 갱신하고 유지하기 위한 메모리 요구량과 전력 소모량이 적다^[12].

구성이 완료된 ZigBee 무선 센서 네트워크에서는 다양한 종류의 생체 신호가 초기에 설정된 경로를 통해 PAN Coordinator에 전송된다^[6]. 이 때 비교적 긴 주기를 가지는 맥박, 체온과 같은 불연속적인 생체 신호와 함께 ECG와 같은 짧은 샘플링 주기를 가지는 연속적인 신호가 전송될 경우 과중한 전송량 때문에 ZigBee 네트워크의 전송 채널이 독점되는 문제가 발생하게 된다. 따라서 본 논문에서는 ZigBee 네트워크를 통해 전송되는 생체 신호의 전송 지연 시간을 감시하여 기준 이상의 전송 지연이 발생하면 Bluetooth 네트워크를 통하여 ECG를 전송하여 ZigBee 네트워크의 전송량을 감소시키는 구조로 생체 신호 전송 시스템을 구성하였다.

또한 ZigBee 네트워크를 통해 전송된 데이터의 경우 Bluetooth 네트워크를 통해 전송된 데이터보다 전송 지연이 크게 발생하기 때문에 각 데이터의 최상위 4 bit에 순서 정보를 포함하여 전송되며 사용자의 단말기에서 순서에 맞게 정리되고 전송된 ECG와 각 생체 신호는 사용자 단말기의 화면을 통해 확인되며 SIP/RTP^[8~9]를 통해 실시간으로 의료진에게 전달된다.

2. SIP와 RTP 기반의 실시간 전송 구조

무선센서네트워크를 통해 수집된 생체 정보의 전송과 음성 통신을 위해 VoIP 프로토콜의 하나인 SIP와 RTP가 사용되었다. 기존에 주로 쓰이던 H.323은 다양한 코덱을 모두 내장하고 있기 때문에 많은 계산량과 메모리 자원을 요구하는 반면에 SIP는 오직 호를 설정하고 유지, 종료하는 기능만을 수행하기 때문에 호를 설정하기 위한 메시지의 양이 적고, 간결한 전송 네트워크 구성, 이동성, 적은 계산량과 자원 요구량 등의 장점을 가진다. 따라서 H.323보다 SIP가 휴대 단말기와 같은 한정된 자원을 가지고 있는 단말장치에 적절하다 [6, 13].

RTP(Real-time Transport Protocol)는 실시간으로 데이터를 전송하는 응용 프로그램을 위한 단말간 전송 프로토콜이다^[9]. 대표적인 전송 프로토콜인 TCP는 재전송과 같은 지연을 유발하는 내부 구조를 가지기 때문에 기존의 시스템은 실시간 전송을 위해 지연의 가능성이 적은 UDP를 많이 사용해 왔지만 UDP 또한 패킷의 분실, 전송 순서의 변경과 같은 품질에 영향을 미치는 문제점들을 가지고 있다. RTP는 TCP의 지연 문제를 회피하기 위해 UDP 기반의 패킷 전송을 사용하며 QoS를 보장하기 위한 응용을 제공한다. 따라서 전송 조건이 안정적이지 않을 경우를 위해 본 시스템에서는 RTP

를 사용하여 생체 신호와 음성을 전송하는 구조를 사용하였다.

구현된 시스템에서 사용자 무선 단말기와 모니터링 콘솔 프로그램은 각각 SIP 서버에 등록되고, 사용자 무선 단말기의 모니터링 프로그램은 모니터링 콘솔의 SIP URI를 이용하여 SIP 서버로 INVITE 메시지를 전송한다. SIP 서버는 등록된 모니터링 프로그램의 URI를 이용하여 모니터링 콘솔로 INVITE 메시지를 전송한다. 이때, SIP 서버는 사용자 무선 단말기와 모니터링 콘솔 사이의 모든 SIP 메시지를 중계하는 Proxy 서버의 기능을 한다. 모니터링 콘솔은 사용자 무선 단말기의 INVITE 메시지를 받는 즉시 사용자의 음성과 ECG 데이터를 전송받기 위한 RTP 프로토콜 기반의 미디어 세션을 생성한다. 생성된 미디어 세션을 통해 모니터링 콘솔과 사용자 무선 단말기는 실시간 음성 통신과 생체 신호의 전송이 가능하다. 이러한 시스템은 이미 구축되어있는 초고속 인터넷 환경에서 유선랜과 무선랜을 이용하는 편리하고 다양한 인터넷 서비스에 응용될 수 있다^[7~8].

그림 3은 구현된 무선센서네트워크와 SIP/RTP 기반의 실시간 생체신호 모니터링 시스템의 전체 구조와 데이터 및 메시지의 흐름을 나타낸 것이다. SIP에 의하여 호 설정 과정을 거친 사용자 무선 단말기는 생성된

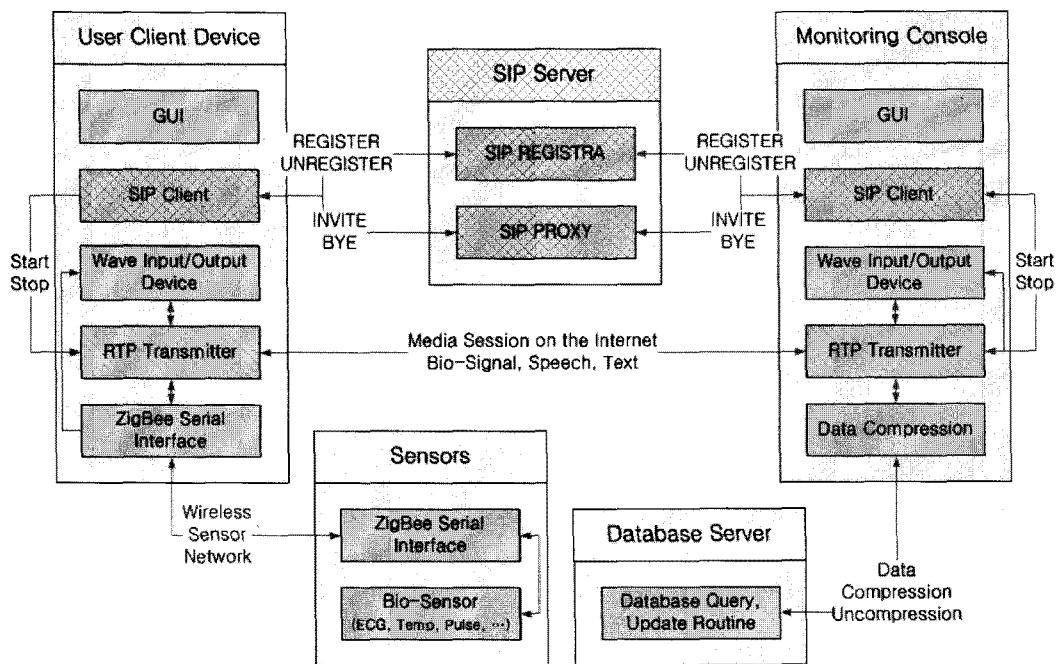


그림 3. SIP/RTP 기반의 실시간 전송 시스템
Fig. 3. Real-Time Transmission System Based on the SIP/RTP.

RTP 미디어세션을 통하여 센서들로부터 수신된 데이터와 음성 데이터를 모니터링 콘솔에 전송한다. 모니터링 콘솔은 수신된 데이터를 선택적으로 데이터베이스에 압축, 저장할 수 있다.

3. ECG신호 압축을 통한 전송 및 저장 방법

가. ECG 압축의 필요성과 압축 방법

간헐적인 측정에 의해 단순하고 적은 양의 데이터로 충분히 표현되어질 수 있는 체온, 맥박수, 움직임과 같은 생체 정보에 비하여 ECG는 그림 4와 같은 충분히 짧은 주기로 측정되어지는 연속적인 그래프로 표현되어지며 그래프의 모양에 진단을 위한 정보를 포함하기 때문에 음성 신호와 함께 전송하는 경우 프로그램의 전송 스투드에 큰 부하가 생기게 된다. 또한 다수의 만성 질환자의 ECG를 24시간동안 데이터베이스에 저장하는 경우 1인당 수 Mbyte 단위의 저장 공간이 필요하기 때문에 효율적인 관리에 어려움이 있다.

이에 따라 여러 가지 압축 방법이 제안되어 왔으며 최근 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용한 ECG 압축 방법^[10]이 기존의 압축 방법들보다 높은 압축률에서 낮은 복원 오차를 보여주고 있다.

이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용한 ECG 압축 방법은 벡터 양자화의 복원 오차를 줄이기 위해 DCCR(Distortion Constrained Codevector Replenishment) 알고리즘을 이용하여 적응적으로 코드북을 갱신하며 EZW(Embedded Zero-Tree Wavelet) 알고리즘을 이용하여 가변 비트율을 가지는 구조로 동작^[10]하기 때문에 ECG의 전송에는 적합하지만 데이터베이스에 저장하기 위한 용도로는 부적절하다.

따라서 본 논문에서는 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용한 ECG 압축 방법을 ECG의 전송 및 저장 시스템에 적용하기 위하여 고정 코드북과 비트율을 가지도록 변경한 구조의 압축 방법을 제안하고 구현하였다.

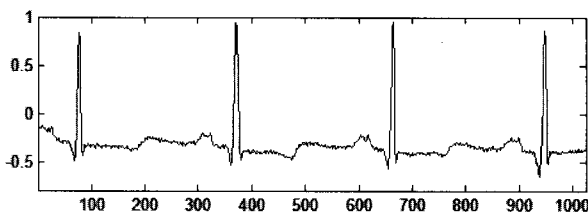


그림 4. MIT-BIH의 100번 ECG 레코드
Fig. 4. ECG record 100 of MIT-BIH.

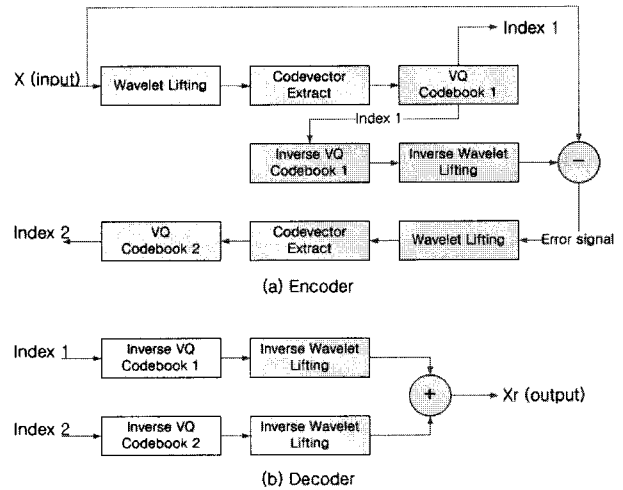


그림 5. 수정된 ECG 압축 방법의 구조
Fig. 5. Block diagram of the ECG Compression.

나. ECG의 전송 및 저장을 위한 압축 방법 구현

구현된 시스템에서는 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용한 압축 방법을 생체 신호의 전송 및 저장 시스템에 이용하기 위하여 그림 5과 같은 고정된 코드북을 사용하는 비교적 단순화된 구조를 가지도록 변경하여 구현하였다.

이산 웨이블릿 리프팅 변환은 콘볼루션을 이용하지 않는 단순한 연산 체계를 지니고 있고, 입력 신호의 주파수 분해 특성이 우수하여 실제적인 응용에 사용되는 많이 연산 방법이며 입력 함수를 짝수 항과 홀수 항으로 재배열하는 분할 과정, 재배열된 짝수 항과 홀수 항을 이용한 갱신, 예측 과정의 3단계로 이루어진다^[10, 17].

예측 과정은 입력 함수의 고주파 필터에 해당하는 것으로 입력함수의 분할 과정에서 추출된 짝수 항과 홀수 항의 두 쌍 중 짝수 항을 이용해서 홀수 항에 대한 값을 구하고 갱신 과정은 입력 함수의 저주파 필터에 해당하며 예측 과정에서 구한 홀수 항의 값과 입력의 짝수 항을 이용하여 입력 신호와 특성이 유사한 근사 계수(approximation coefficient)를 구하는 과정이다.

한 블록의 입력 신호에 대하여 n 레벨의 선형 리프팅 변환의 결과로 $n+1$ 개의 서브 밴드 출력을 얻을 수 있으며 고주파 성분을 가지는 서브 밴드들 중 에너지 분포가 작은 서브 밴드를 제거한 후 벡터 양자화의 차원을 기준으로 코드 벡터를 추출한다. 이러한 방법으로 코드 벡터를 구성하면 M 크기 블록의 입력 신호에 대해 벡터 양자화에 사용될 코드 벡터의 차원 d 를 2^{n-1} 로 정했을 때 M 블록의 입력 신호에 대해 총 입력 벡터의 수 m 은 $\frac{M}{2^{n+1}}$ 이 된다.

다단계 벡터 양자화는 입력 벡터를 여러 단계에 걸쳐 양자화하는 방법으로 n 번째 양자화기의 입력은 $n-1$ 번째 양자화기의 출력을 이용하여 얻은 복원 신호와 원본 신호의 차이 값이 된다. 각 단계에서 양자화된 코드북의 인덱스들을 저장하거나 전송하며 복원된 신호는 각 단계의 인덱스를 이용한 모든 디코더 출력의 합과 같다. k 단계의 벡터 양자화를 사용하고 각 단계의 코드북의 크기를 L_n 이라고 할 때 저장되는 모든 코드벡터의 수는 $L_1 + L_2 + \dots + L_k$ 가 된다. 또한 코드북을 생성하기 위하여 LBG(Linde, Buzo, Gray) 알고리즘이 사용되었다.

다. 압축 방법의 성능

압축 방법의 성능을 표현하기 위해 원본 신호와 압축된 비트 스트림의 비를 표현하는 CR(Compression Ratio)과 원본 신호와 복원 신호의 오차를 표현하는 PRD(Percent of RMS Difference)가 사용되었으며 PRD는 식 1과 같이 표현된다. x_i 는 원본 ECG, \hat{x}_i 는 복원 ECG를 의미한다^[10, 13].

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^L (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^L x_i^2}} \times 100 \quad (1)$$

표 1. MIT-BIH의 117번 레코드를 이용한 성능비교
Table 1. Performance evaluation with record 117.

압축 방법	CR	PRD(%)
AZTEC ^[18]	6.8	10.0
Djohan ^[19]	8	3.9
Hilton ^[17]	8	2.6
LPC ^[20]	11.6	5.3
SPIHT ^[21]	21.4	3.1
제안된 방법	29.3	4.37

표 2. 적용된 압축 방법의 속성
Table 2. Attributes of the proposed compression method.

양자화 단계	첫 번째 양자화	두 번째 양자화
웨이블릿 레벨	5	3
웨이블릿 필터	daubechies 1	biorthogonal 9/7
서브밴드 구성	저주파 성분의 하위 256개 계수 사용	저주파 성분의 하위 512계수 사용
코드북 크기	256 (8 bit)	64 (6 bit)
코드북 차원	16	16
입력 신호 블록의 크기	1024	1024

기존의 압축 방법들과 수정된 압축 방법의 성능은 표 1에 나타내었다. ECG를 전송 및 저장하는 경우 정보의 손실을 최소화하기 위하여 5 % 이하의 PRD가 요구^[10]되며 5 % 이하의 PRD에서 본 논문에서 사용된 방법이 가장 높은 압축률을 보여 주는 것을 확인할 수 있다. 또한 적용 코드북과 가변 비트율을 가지는 기존의 압축 방법과 본 시스템에 적용된 압축 방법의 성능을 MIT-BIH의 117번 레코드를 사용하여 비교한 결과 29.3의 동일한 압축률에서 각각 4.23 %와 4.37 %의 PRD를 보였다. 결과적으로 ECG는 음성이나 오디오 신호에 비해 특성이 복잡하지 않고 변화가 단순하기 때문에 성능 저하가 거의 발생하지 않았다고 볼 수 있다.

따라서 본 시스템의 구현에 있어서 적용 코드북은 프로그램의 연산량을 낭비하는 불필요한 기능이며 수정된 압축 방법이 본 시스템에 적절하다고 할 수 있다. 시스템에 적용된 압축 방법은 표 2와 같은 속성을 가지는 2단계의 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 벡터 양자화를 통해 구현되었다.

IV. 시스템 개선 방법의 적용 결과

1. 유비쿼터스 센서 네트워크의 성능 개선

본 논문에서 제안된 시스템은 유비쿼터스 센서 네트워크를 통하여 사용자의 체온, 호흡 수, 맥박 수, 움직임, 조도 정보와 함께 ECG를 사용자 단말기로 전송하여 취득한다. 이 경우 기존의 ZigBee로만 구성된 네트워크의 경우 연속된 ECG 전송이 많은 트래픽을 발생시켜 채널이 점유되기 때문에 ECG를 제외한 기타 생체 신호를 전송할 때 큰 지연이 발생하거나 정보가 망실되는 단점이 있었다^[6].

본 논문의 생체 신호 취득 시스템에서 ECG는 8 bit, 250 Hz로 샘플링되어 기타 생체 신호와 함께 ZigBee 네트워크를 통하여 전송된다. 이 때 ECG의 전송에 의

표 3. ZigBee 네트워크의 전송 지연과 에너지 소모량 (NS2)

Table 3. Delay and energy consumption of ZigBee Network.

노드 수	10	15	20	25	30	35
평균 지연(ms)	19.003	23.178	26.342	29.925	32.446	35.951
에너지소모(%)	0.0254	0.0267	0.0268	0.0269	0.0286	0.0292

해 시뮬레이션을 통해 얻어진 표 3의 통상적인 전송 지연 시간보다 기타 생체 신호의 전송 지연이 크게 발생하여 40 ms를 초과하는 경우 ECG는 Bluetooth 네트워크를 통해 전송되어 ZigBee 네트워크의 트래픽을 감소시킨다. 기존의 시스템과 비교하여 ECG 전송에 의한 ZigBee 네트워크의 채널 점유 문제가 해소되었기 때문에 ECG와 함께 상대적으로 긴 주기를 가지는 기타 신호들의 전송도 원활히 이루어진다. 또한 시스템 구성 초기에 ZigBee 또는 Bluetooth 네트워크의 구성을 선택하여 다양한 경로를 통해 ECG를 전송할 수 있도록 하였다.

Bluetooth를 통한 ECG 전송에는 지연이 거의 발생하지 않으며 ZigBee의 노드 수에 따른 평균 전송 지연 시간과 패킷당 에너지 소모량은 표 3에 나타내었다.

2. 수정된 압축 방법의 적용 결과

본 논문에서 압축 방법의 성능 평가에 사용된 MIT-BIH의 레코드^[11]는 16 bit, 320 Hz로 샘플링 되어 있지만 구현된 시스템에서 측정된 ECG는 8 bit, 250 Hz로 샘플링 된다. 구현된 시스템에서 측정된 ECG와 복원 신호, 복원 오차는 그림 6에서 확인할 수 있다. 그

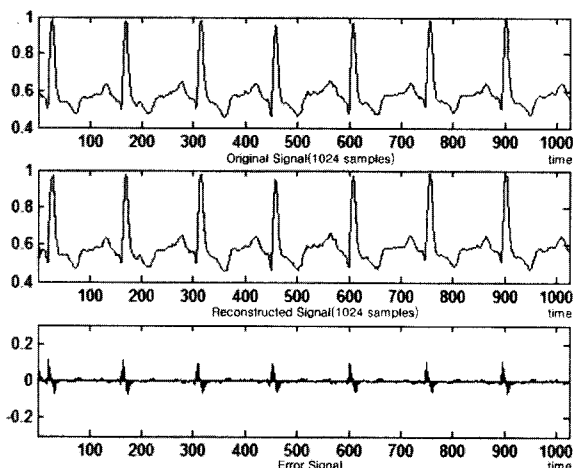


그림 6. 압축 저장된 신호의 복원 신호와 오차 신호
Fig. 6. Reconstructed and Error signal of the system.

림 6에서 압축률을 나타내는 CR과 복원 오차를 표현하는 PRD는 각각 25.6과 3.25%이며 약 78.25 bps의 전송 대역폭과 저장 공간을 필요로 한다. MIT-BIH에 비하여 낮은 비트율과 샘플링 주파수를 사용하였기 때문에 보다 낮은 전송 대역폭과 작은 저장 공간을 요구하는 것을 확인할 수 있으며 적응 코드북을 이용해 코드북을 갱신하는 기존의 압축 방법^[10]과 비교하여 큰 성능 차를 보이지 않기 때문에 본 논문에서 구현된 시스템에서 ECG의 전송과 저장을 위한 압축 방법으로 적절하다고 할 수 있다.

3. 구현된 SIP/RTP를 이용한 실시간 전송 시스템

기존에 구현된 SIP/RTP 기반의 실시간 전송 시스템은 비교적 큰 정보량을 가지는 다양한 생체 신호 및 음성 정보를 하나의 RTP 세션을 이용하여 전송하기 때문에 ECG 및 음성 신호의 전송 스투드에 과중한 부하를 일으켜 전송 지연을 발생시켰다^[6]. 그러나 본 시스템에

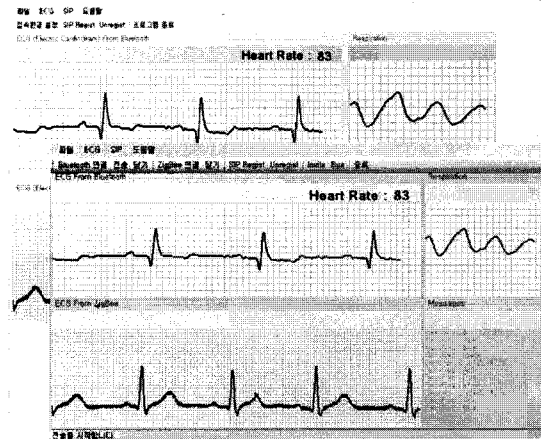


그림 7. 구현된 시스템의 단말 프로그램
Fig. 7. Applications of the implemented system.

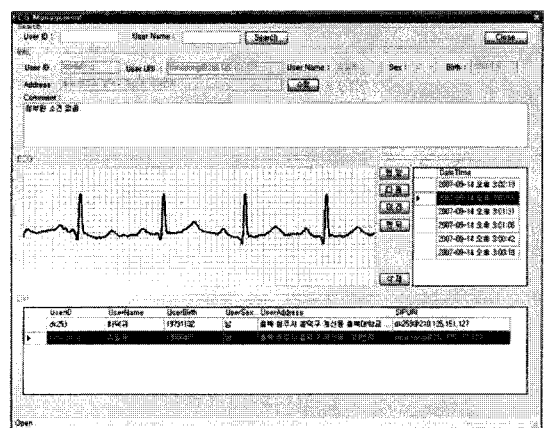


그림 8. 데이터베이스에 저장된 ECG 관리 화면
Fig. 8. ECG management Application.

서는 비교적 큰 정보량을 가지는 ECG를 압축하는 방법을 이용하고 ECG와 음성 신호를 전송하는 RTP 세션과 전송 스트림을 별도로 생성하여 전송하도록 하였다. 결과적으로 음성 및 ECG의 지연 현상은 사라졌으며 그림 7의 구현된 사용자 단말 프로그램과 모니터링 프로그램에서 실시간으로 전송되고 있는 ECG를 확인할 수 있다. 또한 실시간으로 전송된 후 압축되어 데이터베이스에 저장된 ECG는 그림 8과 같이 사용자 정보와 함께 편리하게 관리될 수 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 편리하고 효율적인 원격 의료 서비스를 제공하기 위하여 기존에 구현된 ZigBee와 SIP/RTP 기반 실시간 생체 신호 모니터링 시스템의 단점을 보완하여 성능을 개선하는 방법을 제안하고 개선된 시스템을 구현하였다.

본 논문에서 구현된 시스템은 안정적인 생체 신호 취득을 위하여 ZigBee로 구성된 기존의 무선 센서 네트워크에 Bluetooth 네트워크를 추가하여 ECG의 전송에 따른 전송 채널 점유 문제를 보완하였다. 약 1Mbps의 전송속도를 가지는 Bluetooth 네트워크를 추가하는 방법으로 충분한 ECG의 전송 데이터를 분산시키는 효과를 확인할 수 있었다. 또한 RTP를 이용하여 실시간으로 ECG, 음성 및 생체 신호를 전송할 때 생기는 프로그램 과부하 및 전송 지연 문제를 해결하기 위하여 복수의 RTP 세션과 전송 스트림을 사용하여 ECG와 음성 신호를 별도로 전송할 수 있도록 하는 방법으로 실시간 전송 모듈의 구조를 개선하여 실시간으로 음성 신호와 생체 신호를 전송할 때의 프로세스 점유율을 약 20% 감소시킬 수 있었다. 또한 효율적인 데이터베이스의 저장 공간 사용을 위하여 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화 기반의 압축 방법을 적용하여 ECG를 압축하여 저장할 수 있도록 하였다. ECG의 압축에 사용된 수정된 이산 웨이블릿 리프팅 변환과 다단계 벡터 양자화를 이용한 압축 방법을 실제 시스템에서 측정된 ECG에 적용한 결과 압축률 CR과 복원 오차 PRD는 각각 25.6과 3.25%이고 약 78.25 bps의 저장 공간을 사용하였다. 따라서 수정 전의 압축 방법과 비교하여 작은 성능 저하를 가지면서 기존의 다른 압축 방법에 비하여 높은 압축률에서도 낮은 복원 오차를 가지는 방법을 확인할 수 있다.

본 논문에서 구현된 시스템은 유비쿼터스 센서 네트

워크를 통하여 전송 지연이나 손실, 망실 없이 효율적으로 생체 신호를 수집하고 사용자의 음성과 함께 실시간으로 원격지로 전송하며 전송된 생체 신호를 압축하여 저장하고 진료에 응용할 수 있기 때문에 새로운 원격 의료 서비스의 한 방법으로 다양하게 발전될 수 있는 가능성을 가지고 있다.

참 고 문 헌

- [1] 정부만, "IT839정책과 u-City 구현 전략", 한국통신학회지, 제22권, 제7호, 2005.
- [2] 이귀원, "원격의료정보 시스템의 활성화 방안에 관한 연구", 대한방사선기술학회지, 제26권, 제4호, pp.53-61, 2003.
- [3] 이종희, "원격 진단을 위한 ECG Telemetry 시스템에 관한 연구", 대한전자공학회 학술발표회 논문집, 제6권, 제22호, pp.145-148, 1997.
- [4] 장문석 외, "서비스 통합 시스템에서 지그비를 이용한 유비쿼터스 헬스케어 시스템의 설계 및 구현", 전자공학회논문지, 제43권 TC편, 제11호, pp.16-24, 2006.
- [5] 김진태 외, "RFID와 ZigBee를 이용한 유비쿼터스 u-Health 시스템 구현", 전자공학회논문지, 제43권 TC편, 제1호, pp.79-89, 2006.
- [6] 김영준 외, "ZigBee와 SIP를 이용한 실시간 생체 신호 모니터링 시스템의 설계 및 구현", 전자공학회논문지, 제45권 CI편, 제1호, pp.62-69, 2008.
- [7] 최선완 외, "SIP 기술", 한국통신학회지(정보통신), 제19권, 제3호, pp.76-85, 2001.
- [8] M. Handley, H. Schulzrinne, and E. Schooler, "SIP:session initiation protocol", *Internet Draft, Internet Engineering Task Force*, 1998.
- [9] H. Schulzrinne, "RTP:A Transport Protocol for Real-Time Applications", *RFC1889*, 1996.
- [10] 박서영 외, "다단계 벡터 양자화를 이용한 웨이블릿 리프팅 기반 ECG 압축", 전자공학회논문지, 제43권 SC편, 제 6호, pp.76-82, 2006.
- [11] Homepage of the MIT-BIH AHA database in the Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology : <http://ecg.mit.edu/>
- [12] C.E. Perkins, M. E. Belding-Royer, and S. Das, "Ad-Hoc On-Demand Distance Vector(AODV) Routing", *RFC3561*, 2003.
- [13] H. Schulzrinne, J. Rosenberg, "A Comparison of SIP and H.323 for Internet Telephony", *Proc. International Workshop on Network and Operating System*, 1998.
- [14] Zhitao Lu, D.Y. Kim, and W.A. Pearlman, "Wavelet Compression of ECG Signals by the Set Partitioning in Hierarchical Trees Algorithm",

- IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp.394-402, May 1997.
- [15] M. Pooyan, T. Ali, M.G. Morteza, and S. Iman, "Wavelet Compression of ECG Signals Using SPIHT Algorithm", *IEEE Trans. Com. and Tec. Enc.*, vol. 2, Dec 2004.
- [16] Miaou SG, Yen HL, Lin CL, "Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization With Tree Codevectors in Single codebook", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 47, No 7, July 2002.
- [17] Lian CJ, Chen KF, Chen HH, "Lifting based discrete wavelet transform architecture for JPEG2000", *Circuits and Systems, 2001. ISCAS 2001. The 2001 IEEE International Symposium on*, vol. 2, pp.445-448, 2001.
- [18] S. M. S. Jalaeddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, "ECG Data Compression Techniques- A Unified Approach", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 4, pp. 329-343, Apr. 1990.
- [19] A. Djohan, T. Nguyen, W. J. Tompkins, "ECG Compression Using Discrete Symmetrical Wavelet Transform", *Proc. IEEE Intl. Conf. EMBS*, 1995.
- [20] M. L. Hilton, "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 394-402, May 1997.
- [21] A. Al-Shrouf, M. Abo-ahhad, S. M. Ahmed, "A novel compression algorithm for electrocardiogram signals based on the linear prediction of the wavelet coefficients", *Digital Signal Processing*, vol. 13, no. 4, pp. 604-622, October 2003.

저 자 소 개



정 인 교 (학생회원)
2006년 2월 충북대학교 전기전자
및 컴퓨터 공학부
학사 졸업.
2006년 3월~현재 충북대학교
전파공학과 석사과정
<주관심분야 : 임베디드 시스템,
USN, 생체 신호 압축>



김 영 준 (학생회원)
2004년 2월 충북대학교 전기전자
및 컴퓨터 공학부 학사
졸업.
2008년 2월 충북대학교
전파공학과 석사 졸업.
2008년 3월~현재 충북BIT연구
중심대학육성사업단 전임
연구원
<주관심분야 : USN, 생체 신호처리>



박 인 수 (학생회원)
2006년 2월 충북대학교 전기전자
및 컴퓨터 공학부
학사 졸업.
2006년 3월~현재 충북대학교
전파공학과 석사 과정.
<주관심분야 : USN, 음성 신호
압축>



이 인 성 (정회원)
1983년 2월 연세대학교
전자공학과 학사 졸업.
1985년 2월 연세대학교
전자공학과 석사 졸업.
1992년 12월 Texas A&M
University 전기공학과
박사 졸업.
1986년 5월~1987년 7월 한국통신 연구개발단
전임 연구원
1993년 2월~1995년 9월 한국전자통신연구원
이동 통신기술연구단 선임 연구원
1995년~현재 충북대학교 전기전자 및
컴퓨터공학부 교수
<주관심분야 : 음성 및 영상 신호압축, OCDMA,
적응필터, 이동통신>