

이동통신망에서 심장질환 관리 시스템에 관한 연구

한 광록*, 손석원**, 장동욱***

A Study on Cardiac Disease Management System in Mobile Networks

Kwang-Rok Han *, Surgwon Sohn **, Dong-Wook Jang ***

요 약

심장질환은 질병특성상 예방적인 처치가 무엇보다 중요하다. 그러나 현재 개발된 장치들은 환자가 통신장치를 이용하여 집 근처 100m 이내의 거리에서만 통신이 가능하고 환자가 이상을 느껴 스스로 버튼을 누르는 경우에만 서비스가 가능한 단점이 있다. 이러한 단점을 해결하기 위하여 본 연구에서는 상용 이동통신망을 이용하여 이상이 있는 ECG 신호를 자동으로 병원의 PC로 전송하는 심장질환 관리 시스템을 설계 및 구현한다. 개발된 시스템을 이용하여 실험한 결과 환자의 ECG 파형은 왜곡 없이 전송되어 데이터베이스에 저장됨을 확인하였다. 또한 SMS로 전송되는 데이터의 양을 64진법을 사용함으로써 16진법을 사용할 때보다 약 30% 이상을 줄일 수 있었다.

Abstract

Precaution is important in cardiac disease above all things. However, current developed tele-monitoring devices limit their communication distance by 100 m and have disadvantage that the device must be activated by the patients themselves. To overcome these shortcomings, we design and implement a cardiac disease management system by sending abnormal ECG signals automatically to the PC in hospital using mobile networks. Experiments show that ECG signals of the patients are transmitted to the database server in hospital without any distortion. Moreover, the amount of SMS data decreased by more than 30% using base64 method than hexadecimal one.

▶ Keyword : 심장질환 관리시스템(Cardiac Disease Management System), ECG(Electro-Cardiac Graph), 원격 감시 (Tele-monitoring), 이동 통신망(Mobile Networks)

• 제1저자 : 한광록 교신저자 : 손석원

• 접수일 : 2008. 11. 14, 심사일 : 2008. 11. 25, 심사완료일 : 2008. 12. 30.

* 호서대학교 컴퓨터공학부 교수 ** 호서대학교 뉴미디어학과 부교수 *** 호서대학교 대학원 박사과정

I. 서론

우리나라는 물론 선진국 사회가 점차 고령화 되어가고 있으며[1], 서양식으로서의 식생활 변화가 일어나면서 심장질환이 주요한 사망원인으로 인식되고 있다[2-3]. 한 심장질환은 질병 특성 상 본인이 병이 있다는 것을 알고 있다고 해도 해당 증세가 급격하게 나빠지기 전까지는 환자가 일반적인 사회생활을 하는 실정이다. 따라서 무엇보다도 예방적인 치료가 치료보다 더 중요한 문제이며, 그 예방 방법 여하에 따라 환자의 돌발적인 사망을 막을 수 있게 된다. 현재 미국 등에서는 심장병 환자가 목걸이 형식의 통신장치를 이용하여 응급상황을 인지하는 경우 응급 처치를 받을 수 있는 서비스가 상용화되어 있다[4-5]. 하지만 상기의 장치는 집 근처 100m 이내에서만 통신이 가능한 단점이 있다[6].

실제 심장이상이 발생하는 경우 심장질환자가 스스로 이상을 느끼기 수 일 전부터 심장에서 이상 신호가 발생되는데 환자는 이를 인지하지 못하고 생명이 매우 위태로운 상태가 되어야 환자가 자신의 이상 상태를 인지하게 된다. 따라서 본 연구에서는 원격 심전계 감지 장치에서 수 일 전부터 발생하는 환자의 이상 상태를 스스로 감지하여 병원으로 전송함은 물론, 주기적으로 환자의 심장 정보가 해당병원의 PC에 저장되어 데이터베이스화함으로써 원격으로 환자의 상태를 진찰할 수 있게 한다.

환자의 가슴에 부착한 센서의 심전계 신호를 수신하고, 이를 비교·분석하여 심장질환의 악화 가능성을 예상할 수 있는 병적 징후가 발견됐을 때, 자동으로 의사나 병원 혹은 응급센터로 환자의 생체 정보와 상태정보를 전송함으로써 환자의 응급 상태에 대비하고, 평상시에도 주기적으로 환자의 상태가 병원에 전송되어 상시 관리가 가능하게 함으로써 심장질환의 예방적인 조치가 가능하다. 또한 급격한 심장질환의 악화에 대비하여 환자의 생명을 구할 수 있는 심장질환자 상시 감시 시스템을 개발한다.

II. 관련 연구

국내의 관련기술로는 (주)메디다스에서 “통신을 이용한 심장병 환자들에 대한 재택 관리 정보 시스템 개발” 과제를 통하여 환자가 집에서 자신의 심전계 정보를 병원으로 전송하는 장치 개발하였다. 하지만 이는 재택에서만 정보 전송이 가능하며, 심장 질환자가 직장 등의 외부에서 생활할 때에는 원격

데이터 전송이 불가능하다[7].

최근의 국내에서 KT와 분당서울대병원 등이 노인 등을 대상으로 핸드폰을 이용한 심장 정보 전송 장치를 개발하여 시범 서비스하고[8-9] 있으나, 이는 단순히 환자가 매 시간마다 심전계 센서를 몸에 부착하고 이를 병원으로 전송하는 방법으로, 본 연구에서처럼 미리 심전계 신호의 이상 유무를 판단하여 전송하는 단계는 아직 아니다. 국내 학계의 연구에서도 유비쿼터스 센서 네트워크를 이용한 측정 모니터링 시스템[10-11]이 개발되고 있고 또한 최근에 본 연구와 유사한 모바일 환경의 심장병 환자를 위한 시스템이 독립적으로 연구되고 있다[12].

미국의 Health Frontier 사에서는 ecg@home 제품을 이용하여 환자가 자신의 심전계 신호를 측정 저장한 후에 유선 전화기나 인터넷을 이용하여 병원으로 전송하는 시스템을 개발하였다[13]. 또한 이스라엘의 Shaha! 사에서는 인터넷을 이용하여 심전계 정보를 전송하는 제품을 개발하였다[14]. 하지만, 현재까지 개발된 제품은 주로 집이나 집 근처 100m 이내에서 심장 질환자가 스스로 이상 징후를 느낀 후에 신호를 전송하는 장치로서 환자 스스로가 이상 징후를 느껴서 신호를 전송하는 방식으로, 이 방식의 경우에는 환자의 서비스 범위가 집 근처 등으로 제한되어, 주로 집 근처에서 활동하는 노인 등의 환자에게는 서비스가 가능하다. 그러나 최근 증가하고 있는 활동 반경이 넓은 심장 질환자의 경우에는 서비스가 제한되는 단점이 있다.

기존의 제품은 환자가 이상을 느껴 스스로 버튼 등을 누르는 경우에만 서비스가 가능한 반면 본 연구에서 개발한 제품은 심장의 이상 유무를 신호처리 방식으로 판단 한 후에, 심장의 이상이 있다고 판단되면 해당 데이터를 병원의 의사에게 전송해 줌으로써 심장질환자의 부정맥 등의 발생을 계속 감시하여 관찰할 수 있고, 심장질환자의 위급상태를 예방할 수 있다. 또한 본 연구에서는 환자의 위치에 관계없이 상용 이동통신 서비스가 가능한 모든 지역에서 서비스가 가능하다[15].

III. 심장질환 관리시스템 개발

본 연구에서 개발하는 심장관리 시스템은 크게 ECG 신호 모듈, DSP 분석모듈, 블루투스 통신모듈, 이동통신 모듈, PC 인터페이스 모듈, 데이터베이스, ECG 데이터 분석모듈로 구성된다.

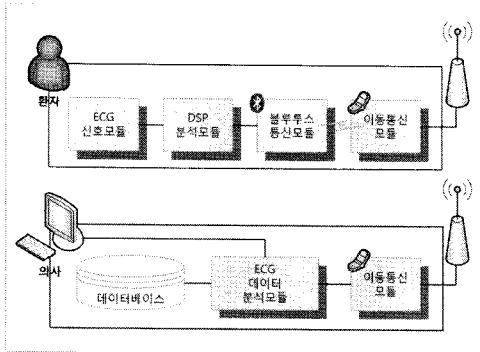


그림 1. 개발시스템의 구성도
Fig. 1. Block diagram of developed system

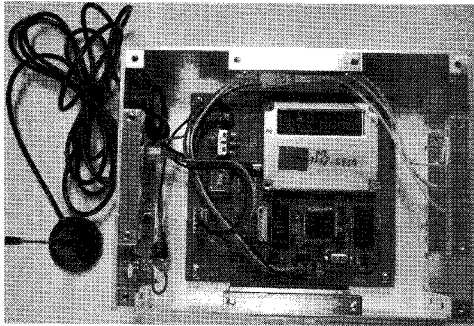


그림 2. 환자 측의 이동통신 모듈
Fig. 2. Mobile Communication Module for Patients

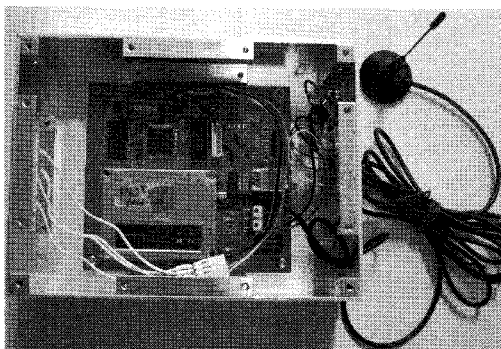


그림 3. 의사 측의 이동통신 모듈
Fig. 3. Mobile Communication Module for Doctors

이러한 구성은 그 기능에 따라 분류한 것으로 그 기술 순서대로 ECG 데이터의 흐름이 진행된다.

그림 1은 전체 시스템의 구성도를 나타내며 상단부는 환자 측의 시스템이고 하단부는 의사 측의 시스템 구성부분을 의미한다.

그림 2는 그림1에서의 환자 측의 시스템을 구현한 모듈이고, 그림 3은 그림1에서의 의사 측의 시스템을 구현한 모듈이다.

3.1 심전계 신호발생 및 ECG 신호분석

본 절에서는 ECG 신호를 수신하고 파형을 발생시키는 ECG 신호모듈과 이 신호를 이용하여 심장의 이상 유무를 분석하는 DSP 분석모듈에 대하여 설명한다.

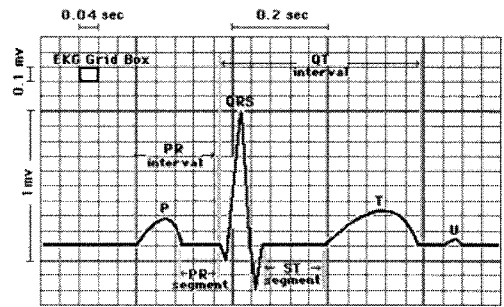


그림 4. ECG 신호
Fig. 4. ECG waveform

ECG 신호를 획득하기 위해서는 일반적으로 12개의 전극 센서를 몸에 부착하는데, 간단한 측정을 위해서는 3 개의 센서를 몸에 부착하여 심장 신호를 추출하기도 한다. 3 개의 센서를 몸에 부착하는 경우에는 오른 가슴 위쪽 갈비뼈(RA파형을 얻음), 왼가슴 위쪽 갈비뼈(LA파형을 얻음), 왼가슴 아래쪽 갈비뼈(RL파형을 얻음) 등 몸통 전면 세 군데에 부착된 센서에서 수신된 심전도 신호로부터 ECG 신호를 얻는다(그림 4).

본 연구에서는 3 개의 심전계 전극 센서를 부착하여 신호를 수신한다. 일반적으로 인체는 내부 저항이 매우 높기 때문에 심전계 신호를 정확하게 수신하기 위해서는 저항이 매우 높은 회로를 이용하여 신호를 수신하여야 임피던스 정합(Impedance Matching)이 되어 신호가 잘 수신된다. 또한 인체로부터 심전계 신호를 수신할 때는 심전계 신호보다 매우 큰 60Hz의 잡음이 같이 수신된다. 따라서 인체에서 심전계 신호를 수신하는 수신기 회로에서는 Instrumentation 증폭기 회로를 구현하여 임피던스가 높으면서도 60Hz의 잡음을 잘 제거할 수 있는 증폭기를 구현한다. 후반에는 RC 저역(Low-Pass) 필터와 고역(High-Pass) 필터를 설계하여 잡음이 제거된 심전계 신호를 증폭하면서도 해당 주파수 이외의 신호가 제거되게 한다. 이렇게 하여 아날로그 신호의 ECG 신호(0-5V의 아날로그 신호)가 얻어지면 이것을 ADC 변환

기에서 12 bit의 디지털 데이터로 변환시킨다(16-18).

디지털 신호로 변환된 ECG 파형을 이용하여 여러 경우에 대하여 DSP 분석모듈에서 심장의 이상 유무를 확인할 수 있다. P파는 심방, QRS는 심실, 그리고 T파는 심근경색 정도에 따라 그 파형이 결정된다. 따라서 그림 3에서의 심전도 파형의 모양이나 간격에 의해 다음의 증상을 판별할 수 있다. 각 파와 간격의 평가는 P파, P-R 간격, QRS군, ST 절, QT 간격, T파, U파 순으로 순서대로 하며, 그 존재 여부와 모양, 지속시간을 평가한다. 하지만 본 연구에서는 ECG 파형을 이용하여 가장 기본적인 문제점만을 분석하며 빈맥(100회/분 이상), 서맥(60회/분 이하) 및 부정맥(불규칙한 박동), ST분절의 상승 혹은 하강, T파의 역전 분석을 통해 이 중 하나라도 문제가 발생하면 이를 의사에게 전송하게 하였다.

예를 들어, 그림 5와 같은 ECG 파형을 이용하여 파형의 간격을 계산한다. 그림 3에서 Y축은 1mV를 교정전원으로 측정된 수치를 AD컨버터를 이용하여 10bit로 디지털화 한 수치이다.

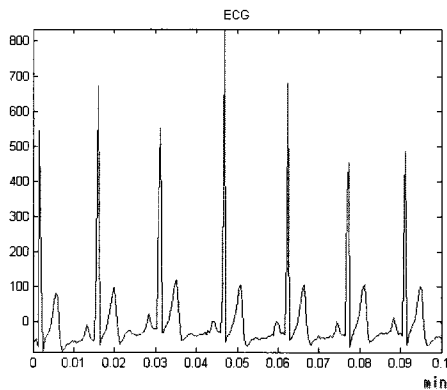


그림 5. 분석할 ECG 파형의 예
Fig. 5. An example of ECG waveform

일반적으로 파형의 간격은 ECG 파형에서 peak를 검출한 후에 임계값 이상의 peak 값만을 이용하여 peak간의 간격을 구할 수 있지만, 잡음이 존재하는 환경에서는 잡음에 의해 peak 값이 원하지 않는 값으로 나올 수 있다. 따라서 본 연구에서는 생성된 ECG 파형의 auto correlation을 구하고 계산된 auto correlation의 peak간의 간격을 추정한다. 또한 peak 값 간의 시간 간격을 이용하여 심전계 신호의 파형이 1분에 100회 이상이 나오는지(빈맥) 혹은 60회 이하로 나오는지(서맥)를 분석하고, 만약 파형이 1분에 100회 이상이 나오거나 60회 이하가 나오면 이를 이동통신 모듈로 전송한다.

또한 각 peak 간의 간격을 계산한 후에 ECG 파형의 간격이 일정한 가를 분석한다. 이는 peak 간의 간격이 일정한 가를 조사하여 알 수 있는데 본 연구에서는 수신된 ECG 파형의 신호를 normalize 시킨 후에, normalize 된 신호의 분산(Variance)을 구하고 이 분산이 임계값 이상이면 파형의 간격이 균일하지 않다는 판단 하에 해당 ECG 파형을 의사에게 전송하게 한다 (부정맥 검사). 또한 peak에서 가장 내려가는 점의 위치와 다시 상승하는 점의 위치가 다르다면 ST 분절의 공동 상승(혹은 하강) 및 T파의 역전으로 판단하고 해당 ECG 파형을 의사에게 전달한다. 그림 6에 본 연구에서 개발한 이상 징후 판단 알고리즘의 흐름도를 보인다.

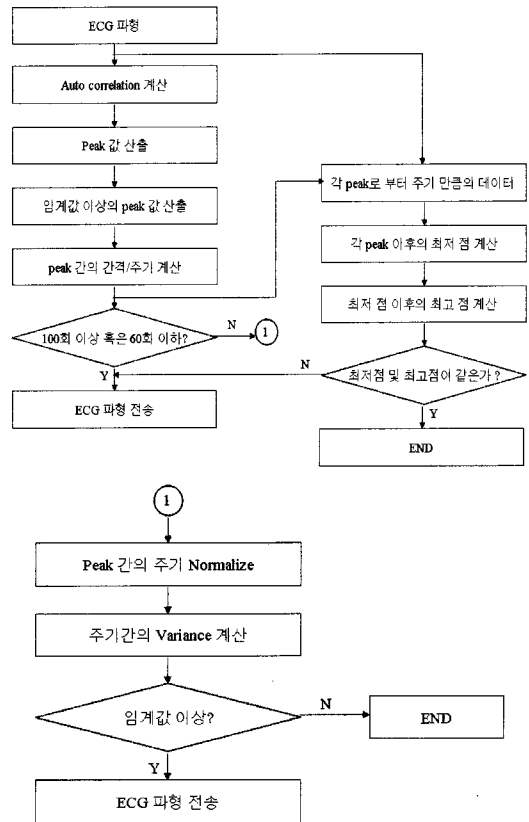


그림 6. ECG 파형의 이상 징후 판단 알고리즘의 흐름도
Fig. 6. A Flowchart of decision algorithm of abnormal symptom for ECG waveform

3.2 통신 인터페이스

본 절에서는 센서로부터 획득한 환자의 ECG 파형과 제어 신호를 신속하고 정확하게 무선으로 이동통신 모듈에 전송할 수 있는 송수신 모듈에 대해 설명한다. DSP 분석모듈로부터

환자의 상태정보를 전달받아 단거리(10m 이내)에 위치한 이동통신 모듈에 송신해야 하는데 이 때 이동통신 단말기에서 많이 사용되는 블루투스(Bluetooth) 통신 프로토콜을 사용한다. 본 연구에서 적용한 블루투스의 기본사양은 표1과 같다.

DSP 분석모듈이 분석한 결과를 환자의 위치에 상관없이 어디에서나 환자관리 서버로 전송하기 위해서는 상용 이동 통신망을 이용하는 것이 가장 효율적이다. 상용 이동 통신망을 이용하기 위해서는 DSP 분석모듈과 이동통신 모듈간의 통신을 구현해야 하며 현재 구현된 단거리 통신기술중 가장 적절한 방식이 블루투스이다. 따라서 DSP 분석모듈과 이동통신 모듈과의 통신은 블루투스를 이용하여 구현하였다.

그림 7과 같이 ECG 데이터를 2 Byte의 64진법 형태의 SMS 데이터로 변환한다. 본 논문에서 사용하는 SMS 전송용 64진법 데이터는 표2와 같다.

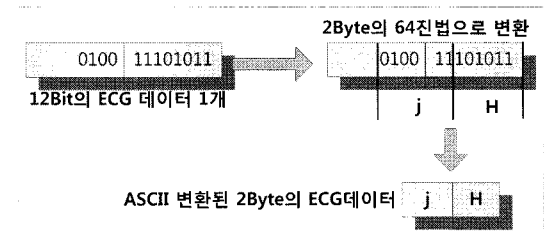


그림 7. ECG 데이터가 SMS 데이터로 변환되는 과정
Fig. 7. Conversion process from ECG data to SMS data

표1. 개발된 블루투스 통신모듈의 사양

Table 1. Specification of developed bluetooth communication module

BT chipset	BC05MM-EXT(BC52E687A)
사용 주파수	Bluetooth 규격 (2402 ~ 2480 MHz)
변조 및 전송방식	GFSK, FHSS
Output power	0 dBm(Bluetooth Class 2 지원)
안테나	내장형 칩 안테나
User Interface	스위치4EA (전원ON, 전원OFF, Vol+, Vol- 모드) LED 3EA (BT 연결상태, 충전상태, 모드상태)
배터리	Li-Polymer 250mAh
소모 전류	평균 35mA

DSP 모듈이 분석한 ECG 신호 결과를 블루투스 전송장치를 통하여 이동통신 단말기로 전송하고 이동통신 단말기는 이를 상용 이동 통신망을 통하여 병원의 환자관리 데이터베이스 서버로 전송함으로써 전체 데이터 통신이 이루어지게 된다.

환자가 원격지에서 ECG 신호를 측정하면, 해당 데이터는 상용 이동통신망의 문자메시지(SMS)를 이용하여 ECG 데이터가 의사가 관리하는 환자관리 서버로 전송되고 이를 분석하게 된다. 환자가 ECG 센서를 이용하여 ECG 값을 측정하면, 이는 12 Bit의 수치로 나타낸다. 즉, 12 Bit의 범위인 0~4095 사이의 값으로 변경되며, 1초 동안 400 개의 신호를 샘플링 한다. 따라서 이는 12 Bit * 400 = 4800 Bit 가 되며 이는 600 Byte 가 된다.

SMS 서비스는 특수문자를 전송할 수 없으므로 특수문자가 아닌 영문자 또는 숫자와 같은 문자로 전송해야 하는데, 적은 비트수를 이용해서 최대한 많은 데이터를 전송하기 위해

표 2. SMS 전송용 64진법 표기

Table 2. Base64 representation for SMS

2진수	10진수	16진수	64진수
0	0	0	0
1	1	1	1
10	10	2	2
:	:	:	:
1001	9	9	9
1010	10	A	a
1011	11	D	b
:	:	:	:
1111	15	F	f
10000	16	10	g
10001	17	11	h
:	:	:	:
100011	35	23	z
100100	36	24	A
:	:	:	:
111101	61	3D	Z
111110	62	3E	+
111111	63	3F	/

이로서 12Bit의 ECG 데이터를 64진법을 이용하여 각각 6Bit씩 2Byte의 문자로 변환하여 전송이 가능하므로 안정적인 데이터 전송이 가능하다. 따라서 실제 3초 동안 1200개의 샘플링 된 데이터는 2Byte * 1200 = 2400 Byte의 크기를 갖으며, 이는 80 Byte의 SMS를 30 회 송신하는 것을 필요로 한다.

3.3 환자관리 소프트웨어

심장질환 환자를 관리하는 부분은 크게 PC 인터페이스, 잠음제거 알고리즘, 데이터베이스 부분으로 세분되며 이 부분들을 환자관리 소프트웨어가 전체를 제어하게 된다.

의사측의 이동통신 모듈에서 받은 ECG 디지털 신호를 PC에 입력하기 위해서는 별도의 인터페이스를 거쳐야 한다. 이 때 심전도 센서에서 수신되는 신호는 매우 미약한데 비해 환자의 움직임에 의한 동잡음은 상대적으로 커서 심전도 센서에서 수신된 신호를 이용하여 환자의 심장 상태를 감시하기 위해서는 이동에 의한 동잡음이 먼저 제거되어야 한다.

일반적으로 잡음은 원하는 신호와 주파수가 다르게 수신되던지 혹은 다른 시간대에 수신되면, 적응 필터 등을 이용하여 쉽게 제거할 수 있다. 하지만 동잡음은 환자의 이동에 의해 발생하는 낮은 주파수 성분으로 심장으로부터 수신되는 신호와 유사한 주파수 특성을 가지며, 심장 신호 수신 시 동시간에 수신되기 때문에 이를 제거하기 위한 새로운 알고리즘이 필요하다.

현재 동잡음 제거에 가장 많이 사용되는 알고리즘이 ICA 알고리즘이다[19-20]. 본 연구에서는 ICA 알고리즘의 성능을 극대화시키기 위한 전처리 과정을 ICA 알고리즘 전단에 구현하였다.

$$\begin{aligned} x_1 &= a_{11}s_1 + a_{12}s_2 \\ x_2 &= a_{21}s_1 + a_{22}s_2 \dots\dots\dots (1) \end{aligned}$$

ICA 알고리즘은 식(1)에서 현재 수신된 신호가 x_1 과 x_2 이고, 이 수신된 신호가 신호 s_1 과 잡음 s_2 의 합이며, 각 수신된 신호가 아래와 같은 신호와 잡음의 합으로 수신될 때, x_1 과 x_2 만을 이용하여 $a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}$ 및 s_1, s_2 를 분리해 내는 알고리즘이다[18].

즉, $X = AS$ 에서 $S = A^{-1}X$ 를 구하여 S 를 구하는 방식으로, 이 방식은 아는 두 개의 신호를 이용하여 6개의 변수를 추정해야 함으로 많은 가정이 필요하다.

주로 ICA 알고리즘에서 사용하는 가정은 다음과 같다.

- 1) s_k 는 각각 시간 t에서 통계적으로 독립이다.
- 2) s_k 와 x_k 의 평균은 0이다.
- 3) 각 독립 성분은 non-Gaussian 분포를 갖는다.
- 4) A는 정방 행렬이다.

따라서 ICA 알고리즘을 적용하기 위해서는 먼저 수신된 신호에서 수신된 신호의 평균을 빼줌으로써 수신된 신호의 평균을 0으로 만들고(중심화), 백색화 과정을 통하여 수신된 신호가 서로 독립적이면서도 non-Gaussian 분포가 되게 한 후에 $S = A^{-1}X$ 과정을 수행한다.

환자가 원격지에서 ECG를 측정하면, 해당 데이터는 SMS를 이용하여 의사 측의 환자관리 서버로 전송되고 이를 분석하게 된다. 환자관리 서버에서는 ECG 모니터링 프로그램이 ECG 신호를 위하여 대기모드로 동작하고 있다. 그림 8은 ECG 모니터링 프로그램의 대기화면을 보여준다.

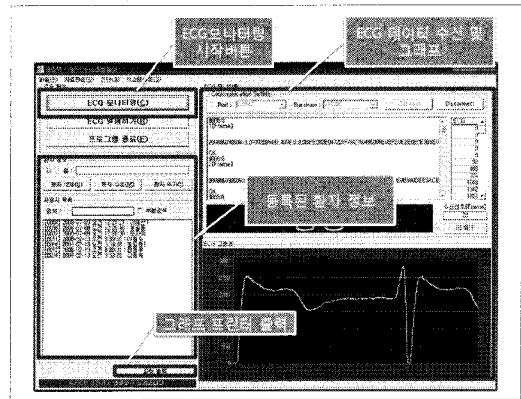


그림 8. ECG 모니터링 화면
Fig. 8. Monitoring screen of ECG

SMS 데이터가 수신되면 이를 ECG 데이터와 송신자의 식별 번호인 전화번호로 분리한다. 기존 등록된 환자 정보가 있는지를 확인한다. 만약 기존 등록된 환자인 경우 해당 환자를 선택하고, 이 환자의 정보로 ECG 데이터를 저장하게 된다. 등록된 환자가 아닌 경우에 환자 등록을 요구하고 등록이 되면 ECG 데이터를 저장하게 된다. 다시 SMS 수신 대기 상태로 돌아가 다음 데이터가 수신되기를 기다린다. ECG 데이터가 정상적으로 수신되면, "정상" 표시를 하고, 데이터가 정상적으로 모두 수신되지 못하면 "비정상" 표시를 한다. 위 ICA 잡음제거 알고리즘을 거친 후에 Microsoft의 MDB 데이터베이스에 신호를 저장하게 되며 이 때 사용된 2개의 테이블에 대한 스키마를 아래 표 3과 표 4에 나타내었다.

표 3. Userinfo 테이블의 스키마
Table 3. Table Schema of Userinfo

UID	정수(Long)	Primary Key (자동증감 일련번호)
UserLoginUID	정수(Long)	환자의 고유 번호
UserName	텍스트 (20Byte)	환자의 이름
UserDate	텍스트 (20Byte)	환자가 등록된 일시

표 4. ECG_Data 테이블의 스키마
Table 4. Table Schema of ECG_Data

UID	정수 (Long)	Primary Key (자동증감 일련번호)
UserUID	정수 (Long)	Userinfo 테이블의 환자 고유 번호
RegNumber	정수 (Long)	기록된 일련번호
WriteTime	날짜/시간	청진기록이 된 일시
FileName	텍스트	ECG데이터 파일이 기록된 위치 및 파일명
WriteTime	날짜/시간	ECG데이터 파일이 기록된 일시
Memo	텍스트	기타 시스템에서 기록할 LOG

IV. 실험 및 평가

그림 1에 나타낸 바와 같이 본 연구에서 개발한 시스템은 크게 환자 측 시스템과 의사 측 시스템으로 구성되며 전체 시스템에서는 심전제 전극 센서로부터 심전제 신호를 입력받아 증폭, 필터링 및 잡음제거 과정을 통해 ECG 파형을 생성하며, 생성된 ECG 파형을 ADC를 통해 12 bit의 디지털 데이터로 변환시키고, 이를 이용하여 DSP 분석모듈에서 심장의 이상 유무를 판단한다. 또한 ECG 파형으로부터 이상 징후를 발견하면 이를 블루투스 및 이동통신 모듈을 통해 SMS를 이용하여 전송한다. 또한 수신단의 이동통신 모듈에서는 전송된 SMS 신호를 인터페이스를 통해 PC로 전송하며, PC에서는 전송된 SMS 신호에서 잡음이 제거된 ECG 파형 데이터를 추출한 후에 이를 데이터베이스화하여 보관 및 관리하고 화면에 표시한다.

환자의 이동통신 단말기에서 상용 이동통신망을 이용하여

의사측 이동통신 단말기로 SMS를 약 30개 전송하는데, SMS 간 지연시간이 없을 경우 SMS 데이터가 누락되거나, 패킷이 손상되는 문제가 발생하는데 이는 이동통신망에서 SMS를 전송하는 과정에서 문제가 발생하는 것으로 추정된다.

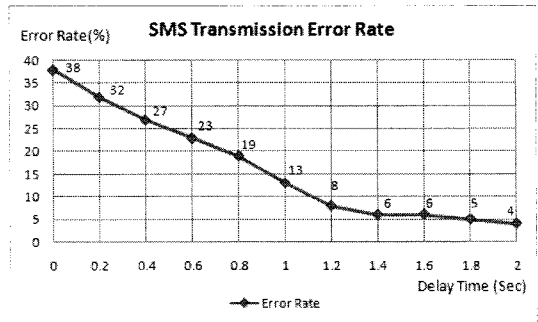


그림 9. 지연시간에 따른 SMS 전송 오류율
Fig. 9. SMS Transmission error rate according to delay time

표 5. 데이터 전송의 성공률 (100회 전송)
Table 5. Success rate of data transmission (100 Times)

횟수	백분율	결과
94	94%	양쪽 데이터 동일(성공)
2	2%	데이터 수신 오류
4	4%	일부 데이터 누락

SMS 전송 실험을 진행한 결과는 그림 9와 같고, 이를 분석한 결과 SMS간의 전송을 약 1.4초 정도로 했을 경우 최상의 지연시간 대비 전송오류율을 얻을 수 있었다. 표 5는 이때의 데이터 전송 성공률을 나타낸다.

또한 SMS를 전송시 패킷화 과정을 3가지 방법으로 실험하였는데, 64진법 이전의 HEX #1, HEX #2 방법을 이용하였을 경우 표6과 같은 전송 시간이 소요되었다(SMS 1회 당 80Byte 전송, 지연 시간은 1.4초). HEX #1의 방법은 12Bit의 데이터를 2 Byte로 변환 후에 이를 그대로 ASCII로 변환하는 방법이다. 예로써, ECG 파형 1개의 데이터인 12Bit 데이터 "0100 1100 1011" 를 "0000 0100 1100 1011"로 변환하고, 이를 HEX로 변경하면 "04CB"가 되며 이를 그대로 ASCII 코드로 바꾸는 방법이다. HEX #2의 방법은 12Bit의 데이터를 그대로 ASCII 문자로 변환하는 방법이다. 예로써, 12Bit 데이터 "0100 1100 1011"의 데이터를 HEX로 변경하면 "4CB"가 된다. 이 3가지 방법 중 64진법을 이용한 방법이 HEX #1 방법보다 50% 전송 속도를 향상 시

킬 수 있었다.

표 6. SMS 전송 시간 (100회 전송)
Table 6. Transmission time on SMS (100 Times)

전송방법	ECG 데이터크기	전송시간
HEX #1	4Byte*1200=4800	84Sec
HEX #2	3Byte*1200=3600	63Sec
64진법	2Byte*1200=2400	42Sec

지금까지 기술한 각 하드웨어 모듈과 관련 프로그램을 통합하여 통합 시스템용 시제품을 설계 제작하였으며, 이를 이용한 통합 시험을 수행하였다. 아래 그림 8은 제작된 환자 측의 이동통신 모듈을 나타내고 그림 9는 의사 측의 이동통신 모듈을 나타낸다. 성능검증 시험 결과 환자의 ECG 파형은 왜곡 없이 의사 측 컴퓨터에 전송되어 데이터베이스에 저장되었다.

V. 결 론

본 연구에서는 심장질환자의 상태를 지속적으로 관리하고, 응급상황 발생 시에는 환자에게 미리 통보하여 환자 스스로 대처할 수 있도록 하고, 의사에게는 환자의 상태와 심전도 정보를 상용이동통신망을 이용하여 전송함으로써 위급상황을 예방할 수 있는 심장질환 관리시스템을 구현하였다. 특히 ICA 알고리즘을 구현하여 환자의 움직임에 대한 동잡음을 제거하였다.

ECG 파형의 이상 징후를 추정한 후에 ECG 정보를 블루투스를 이용하여 이동통신 단말기로 전송하고, 이동통신 단말기에서는 문자 메시지를 이용하여 의사 측 단말기로 전달한다. 이때, 안정적이고 효율적인 ECG 신호의 전달을 위해 64진법을 사용하여 한정된 문자메시지 용량에 최대한 효율적으로 데이터를 전달 할 수 있었다. 또한, 실험을 통하여 문자 메시지 간 최적의 지연시간을 찾아냄으로써 안정적으로 문자메시지를 전달 할 수 있었다.

본 연구에서는 대용량의 정보를 상용 이동통신망의 SMS를 이용하여 전달함으로써 시스템 구현을 용이하게 하는 장점이 있지만 SMS의 통신 오류에 관한 검출 및 에러교정에 대한 단점이 동시에 존재한다. 따라서 향후 연구로서 단방향 통신에 대한 문제점을 보완하는 보다 개선된 통신 프로토콜의 개발이 필요하다.

참고문헌

- [1] 통계청, "2004 고령자 통계," 2004. 10.
- [2] 한국보건사회연구원, "한국인의 주요상병 및 건강행태 분석," 서울보건사회연구원, 보건복지부, 2003
- [3] 윤석우, "노인성 만성 질환자 실태에 관한 연구," 단국대학교 석사학위 논문, 2002.
- [4] 장동욱, 신복근, 손석원, 한광록 "응급상황의 신속한 감지를 위한 u-Health 시스템 개발에 관한 연구," 한국정보처리논문지B, 제14-B권, 제6호, 401-406쪽, 2007년 6월.
- [5] 신승철, 유창용, 강재환, 남승훈, 송운선, 임태구, 이정원, 박덕근, 김승환, 김운태, "응급상황 감지를 위한 e-HEALTH 시스템의 구현," 정보과학회, 제31권, 제1호, 322-324쪽, 2004년 4월.
- [6] Philips TeleStation, <http://www.lifelinesys.com>.
- [7] (주)메디다스, "통신을 이용한 심장병 환자들에 대한 재택관리 정보시스템 개발 보고서," 보건복지부, 1999.
- [8] KT파워텔-분당서울대병원, 파워 메디컬 존, http://www.ktp.co.kr/info/addtion/add10_1.jsp, 2006.
- [9] 장선호, 이민경, 김재준, "유비쿼터스 센서 응용서비스 및 개발동향," 정보통신연구진흥원, 2006년 7월.
- [10] 이기욱, 성창규, "유비쿼터스 센서 네트워크 기반의 상황정보 모니터링 시스템 구현," 한국컴퓨터정보학회논문지, 제11권, 제5호, 259-265쪽, 2006년 11월.
- [11] 김정원, "유비쿼터스 혈압 측정 시스템의 설계 및 구현," 한국컴퓨터정보학회논문지, 제11권, 제6호, 143-150쪽, 2006년 12월.
- [12] 김정원, "모바일 환경에서 심장병 환자를 위한 편재형 헬스케어 시스템의 구현," 한국컴퓨터정보학회논문지, 제13권, 제5호, 117-124쪽, 2008년 9월.
- [13] HealthFrontier, <http://www.healthfrontier.com>
- [14] Shahal, SHL Telemedicine, <http://www.shl-telemedicine.com>
- [15] Sun K. Yoo, SM Jung, BS Kim, HY Yun, SR Kim, DK Kim, "Prototype Design of Mobile Emergency Telemedicine System," LNCS 3481, pp. 1028-1034, 2005,
- [16] 이대석, 정완영, "MEMS 및 센서시스템 유비쿼터스 헬스케어 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템 : 1. 센서 네트워크 플랫폼 구축," 한국센서학

- 회지, 제15권, 제6호, 362-370쪽, 2006년 6월.
- [17] 이영동, 정완영, "MEMS 및 센서시스템 유비쿼터스 헬스케어를 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템 : 2. 생체신호 모니터링 소프트웨어 시스템," 한국센서학회지, 제15권, 제6호, 417-424쪽, 2006년 6월.
- [18] 고한우, 김민기, 김선일, 김희찬, 박승훈, 우웅재, 윤영로, 이경중, 이수열, 임재중, 조민형, "디지털 생체 신호 처리," 여문각, 1997.
- [19] J.Lee, K.L.Park, K.J.Lee, "Temporally Constrained ICA Based Foetal ECG Separation," Electronics Letters, Vol. 41, No. 21, pp. 1158-1159, 2005.
- [20] J.Lee, K.J.Lee, S.K.Yoo, "Development of A New Signal Processing Algorithm Based on Independent Component Analysis for Single Channel ECG Data," Proceedings of the 26th Annual International Conference of The IEEE EMBS(IEEE Engineering in Medicine and Biology Society), Vol. 26, No. 1, pp. 224-226, San Francisco, CA, USA, Sep. 1-5, 2004.
- [21] Aapo Hyvarinen and Erkki Oja, "Independent Component Analysis: Algorithms and Applications," Finland, Neural Networks, 13(4-5), pp. 411-430, 2000.

저자 소개



한 광 록

1984년 : 인하대학교 전자공학과
공학사
1989년 : 인하대학교 정보공학전공
공학박사
1991년 ~ 현재 : 호서대학교 컴퓨터
공학부 교수
관심분야 : 정보검색, HCI, e-Health,
시맨틱웹



손 석 원

1985년 : 인하대학교 전자공학과
공학사
2007년 : 인하대학교 컴퓨터정보공학
과 공학박사
1999년 ~ 현재 : 호서대학교 뉴미디어
학과 부교수
관심분야 : 인공지능, 무선통신망,
e-Health



장 동 욱

2005년 : 호서대학교 컴퓨터공학과
공학사
2007년 : 호서대학교 컴퓨터공학과
공학석사
2007년 ~ 현재 : 호서대학교 대학원
박사과정
관심분야 : e-Health, HCI