U-Health를 위한 휴대형 생체신호 측정 시스템 설계

이한욱*, 김성후*, 정원근**, 이주원***, 장두봉**, 이건기*

Design a Portable Biomedical Signal Measuring System for U-Health

Han-Wook Lee*, Sung-Hoo Kim*, Won-Geun Jeong**,
Ju-Won Lee***, Doo-Bong Jang**, Gun-Ki Lee*

요 약

U-Health란 ubiquitous Health 의 약자로서 궁극적인 목표는 “삶의 질 향상 추구”에 있으며, 이를 현실화시키기 위하여 정보통신 기술의 향상과 네트워크의 구축 등 IT 인프라의 보편화를 바탕으로 언제 어디서나 무의식적으로 보건의료의 혜택을 누릴 수 있도록 보장하는 것이다. 이에 발맞추어 본 논문에서는 기존 모듈에 사용되었던 손가락에 끼워 사용하는 Probe 대신 적외선센서를 통한 무자각적 측정환경 조성과 TFT-LCD를 이용하여 모듈 자체 디스플레이 기능을 구현, 직접 제작한 Zigbee 통신 모듈을 적용하여 소형화와 휴대성을 강조한 U-Healthcare 기반의 휴대형 생체신호 측정 단말기를 설계 및 구현하였다.

ABSTRACT

U-Health is abbreviated from ubiquitous Health. Its final aim is "to improve the quality of life. To realize it, it is needed to generalize IT infrastructure such as the development of information-technology and construction of network. It is guaranteed to get medical care benefits unconsciously every time and everywhere based on this system. In this study, the environment of unconscious measurement was set up through ultra-violet instead of the existing Probe to wear with finger to follow this. TFT-LCD was included into module for display. U-Healthcare focused on the minimization and portable characteristic through the designed Zigbee communication module. Handled healthcare device was developed based on the U-Healthcare.

Key-words : 유-헬스(U-Health), 생체신호(Bio-signal), 심장박동수(Heart rate), 피부저항(GSR), 지그비(Zigbee)

Ⅰ. 서 론

정보통신의 비약적인 발전과 더불어 보건의료에 대한 사회적 인식 변화는 의료서비스에 대한 개선 요구로 나타나고 있으며, 의료서비스와 정보통신 기술의 결합은 U-Health라는 보건의료분야의 새로운 패러다임의 가능성을 열었다. 이러한 패러다임은 기존 ‘진료중심 의료’에서 ‘예방중심 의료’로, ‘질병관리 중심’에서 ‘건강관리 중심’으로 변화하고 있다.[1] 이러한 변화에 맞추어 ‘예방과 건강’에 기반 한 실시간 생체 신호의 측정 환경 구현을 위해서는[2][3] 생체 신호의 측정 장비들이 작아야 하고, 들고 다닐 수 있는 형태로 개발되어야 한다.[4]] 본 논문에서는 포켓타입의 헬스케어 디바이스를 설계하였다.

Ⅱ. 본 론

시스템의 전체구성은 맥파, 피부온도, 피부저항(GSR) 3종류의 생체신호를 센서를 통하여 측정 한 후 마이크로프로세서의 디지털필터 및 데이터 연산을 거쳐 모듈의 TFT-LCD에 의해 실

* 경상대학교 전자공학과(gklee@gsnu.ac.kr)
** 경남도립 남해대학 전자통신과
*** 안동과학대학 의료공학과

시간 디스플레이 되며, 동시에 Zigbee통신을 통해 무선으로 PC로 전송된다. 전송된 데이터들은 PC모니터링 프로그램을 통해 실시간으로 디스플레이 되며 데이터베이스에 1초 단위로 저장된다. 이렇게 저장된 데이터는 데이터 검색 기능을 이용하여 검색 가능하며 언제 어디서나 환자 스스로 건강을 진단 관리할 수 있는 U-Healthcare 기반의 휴대형 생체신호 측정 단말기를 설계 및 구현하였다.

그림 1은 제작모듈의 전체 구성도를 나타낸다.

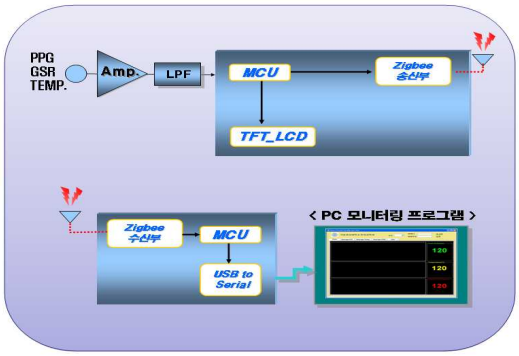

그림 1. 시스템의 개념
Fig. 1. A Concept of System

1. 생체신호 측정부

생체신호 측정 모듈은 맥파 및 심박수 측정부와 피부온도 측정부 그리고 피부저항 측정부로 나뉜다. 맥파 측정원리는 적외선 센서(TSL250)를 이용하여 손가락의 혈류량 변화를 측정한 후 측정된 아날로그 데이터 값은 마이크로프로세서의 AD변환 포트로 입력된다. 입력된 데이터는 이동평균필터(20차)와 심박수 추출 연산을 거쳐 디지털 데이터로 변환되는 원리를 적용하였다. 피부온도 측정은 LM35온도센서를 이용하여 아날로그 데이터를 측정한 후 마이크로프로세서의 AD변환 및 온도 환산 과정을 거쳐 디지털 온도 값으로 환산하는 원리를 적용하였다. 그리고 피부온도(GSR) 측정은 사람의 몸에 미세한 전류를 흘려보내 입력전압과 출력전압의 연산을 통해 GSR을 측정하는 방법을 적용하였다.

1) 맥파·심박수 측정 알고리즘

맥파는 생체 신호 중 피 측정자의 건강상태 모니터링을 위해 매우 중요한 정보이며[5] 맥파 측정 원리는 심장의 수축이완에 따른 혈류량의 변화를 빛의 반사 량의 차이로 측정하는 것이다.[6]

본 논문에서는 TSL250 이라는 적외선 센서를 이용하여 엄지손가락의 혈류량 변화를 전압값으로 측정하였다.

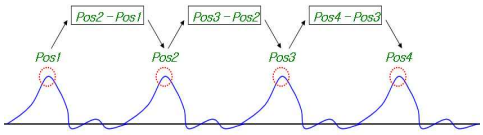

그림 2. 생체 신호의 특징 점
Fig. 2. Positing Points of Health Signal

그림 2는 혈류량의 변화를 실시간으로 측정한 맥파 데이터이다. 위의 맥파 데이터를 바탕으로 심박수 즉 1분 동안 심장이 뛰는 횟수를 측정하였다. 측정방법은 Peak 점들의 포지션 값들을 구한 후 각각의 차분 값들의 역수 값에 60(sec)을 곱하여 1분 동안 심장이 뛰는 횟수를 구하는 방법을 적용하였다.

$$bpm(\text{bit per minute}) = 60(\text{sec}) \times 1/\text{주기} \quad (1)$$

2) 피부온도 측정 알고리즘

피부온도는 LM35 온도센서를 이용하였으며 측정된 아날로그 데이터를 마이컴에 입력 후 AD변환과 변환 공식을 거쳐 디지털 온도 데이터를 얻었다. 밑의 표 1은 출력된 데이터를 온도 값으로 환산하는 변환 표를 나타낸다.

표 1. 출력 전압의 온도 변환 표
Table 1. A Conversion table of Voltage to Temperature

Temp (℃)	Volt (v)	Temp (℃)	Volt (v)
0	0	5	0.35
10	0.7	15	1.05
20	1.4	25	1.75
30	2.1	35	2.45

3) 피부저항 측정 알고리즘

그림 3은 GSR(피부저항) 측정회로를 나타내며 증폭회로를 응용하여 회로를 설계하였다. TP1과 TP2를 통해 전류를 사람의 몸에 흘려보내서 측정된 증폭회로의 입력 및 출력전압 값을 환산하여 사람 몸의 피부저항을 측정하였다.

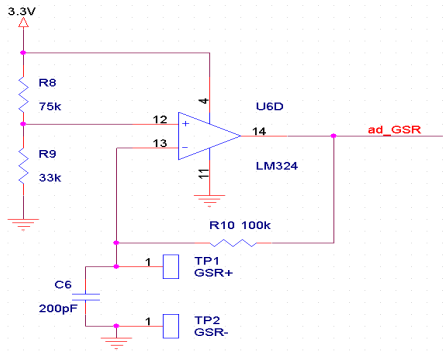

그림 3. GSR 회로도
Fig. 3. A Circuit Diagram of GSR

2. TFT-LCD 제어부

모듈의 자체 디스플레이 기능을 위해 휴대폰에 널리 쓰이는 TFT-LCD를 적용하여 컴퓨터 부재 시 생체신호의 모니터링이 가능하도록 설계하였다. 그림 4는 TFT-LCD 제어 블록 다이어그램을 나타낸다. 2.0 인치 크기의 모델명은 AM176220J이며 HX8309 core chip을 제어하여 LCD를 제어 하였다

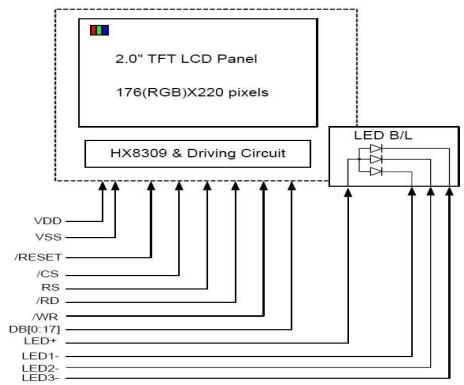

그림 4. TFT-LCD 블록도
Fig. 4. A Block Diagram of TFT-LCD

3. 무선 송수신 모듈 부

현재 홈 네트워크 및 센서 네트워크 등에서 채택되어 널리 사용되고 있는 Zigbee 통신을 이용하여 무선 통신 모듈을 제작하였다. MRF24J40을 이용하여 Zigbee 통신 모듈을 직접 제작하였으며, FT232BL의 Serial to USB 기능으로 통신 모듈의 사이즈를 축소하였다.

1) MRF24J40 제어

Microchip Technology Inc.에서 나온 MRF24J40 을 이용하여 Zigbee 통신 모듈을 제작 하였으며, 제어를 위해 Atmega8을 이용하였고, 스택은 MAC계층 까지 구현 하였다.

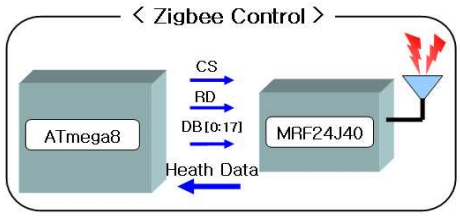

그림 5. 지그비 제어 모듈 블록도
Fig. 5. A Block Diagram of Zigbee Control Module

2) USB to Serial Module

완성된 Zigbee 통신모듈의 이용하여 FT232BL을 통한 Serial to USB 무선 통신 모듈을 제작하였다.

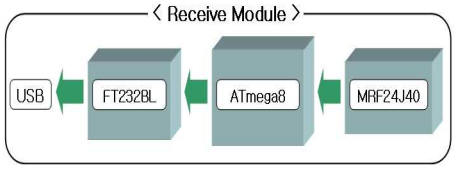

그림 6. 수신 모듈 블록도
Fig. 6. A Block Diagram of Receive Module

그림 6은 무선수신 모듈의 블록 다이어그램이다. MRF24J40에서 수신 받은 데이터들은 Atmega8과 FT232BL을 거쳐 USB포트를 이용

해 컴퓨터로 전송된다. 밑의 그림 7은 완성된 Zigbee 무선통신 모듈을 나타낸다.

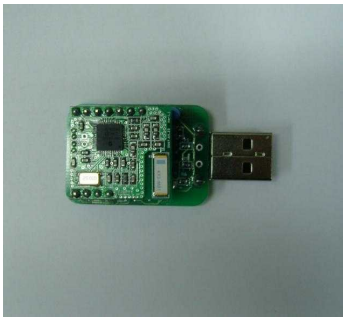

그림 7. 완성된 지그비 모듈
Fig. 7. A Finished Articled (Zigbee Module)

4. 실시간 모니터링 프로그램 부

본 논문에서는 Visual Basic 6.0 기반의 실시간 모니터링 프로그램을 구현하였다. 프로그램의 전체 구성은 로그인, 실시간 모니터링, 데이터검색 3종류 창으로 구성 하였다.

그림 8은 로그인창을 나타내며 개인 아이디와 비밀번호를 입력하여 피측정자의 생체신호가 데이터베이스에 저장 가능하도록 구현하였다.

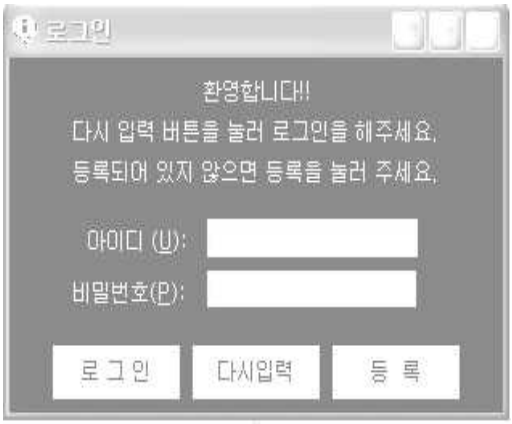

그림 8. 로그인 창
Fig. 8. A Login Form

그림 9. 실시간 디스플레이 창
Fig. 9. A Realtime Display Form

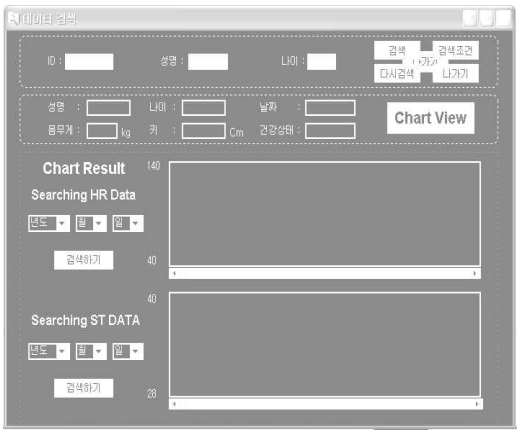

그림 10. 데이터 검색 창
Fig. 10. A Data Retrieval Form

그림 9는 프로그램의 Main 창으로서 실시간으로 입력 받은 생체신호의 수치 및 그래프를 볼 수 있도록 구현 하였다. 모든 측정데이터는 Database에 저장되며, 저장된 데이터는 Trend 버튼을 이용하여 검색이 가능하며, 그밖에 개인정보수정, 도움말 등의 기능과 현재 상태 출력을 위한 프린터 기능을 구현하였다.

그림 10은 데이터 검색창을 나타내며 데이터베이스에 저장된 데이터를 특정 날짜와 시간을 입력하여 과거 생체신호를 진단 및 분석 가능하도록 구현하였다.

5. 완성된 전체 시스템

생체신호 측정모듈, TFT-LCD, Zigbee 모듈을 통합하여 포켓타입의 휴대형 생체신호 측정 단말기를 제작하였다.

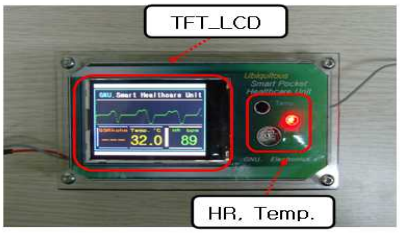

그림 11. 완성된 측정 단말기(전면)
Fig. 11. A Finished Articled
(the front side)

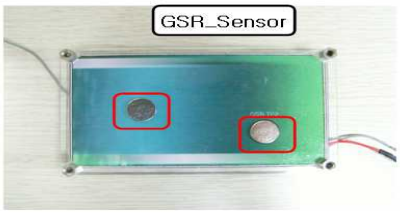

그림 12. 완성된 측정 단말기(뒷면)
Fig. 12. A Finished Articled
(the Back side)

모듈의 전면부에 심박수, Temp. 센서를 위치시켜 오른쪽 엄시 손가락을 얹은 상태에서 측정 가능하도록 설계 하였으며, TFT-LCD를 이용하여 모듈 자체 디스플레이 기능을 구현하였다.

그림 12는 완성된 측정 단말기의 뒷면을 나타내며 GSR(피부저항)을 측정하기 위한 두 개의 센서를 모듈 뒷면에 부착 양손으로 모듈은 잡음 동시에 자연스럽게 GSR(피부저항)이 측정 가능하도록 제작하였다.

6. 시스템 성능평가

표 2. 심박수의 측정
Table 2. Measurement of heart rate

	Heart rate						단위
Oscillo scope	1.1	1.15	1.1	1.2	1.17	1.15	Hz
	66	69	66	72	70	69	bpm
Module	66	69	66	72	70	69	
BPM - 700	65	68	66	73	70	70	
A finished article	65	69	68	71	69	68	
error rate	1	0	2	1	0	1	

위의 표 2는 본 논문에서 구현한 모듈과 기존의 제작되었던 모듈(Module), 현재상용화 되어 사용되고 있는 모듈(BPM - 700)의 성능을 비교한 것이다. 기존에 제작된 모듈보다 크기의 간소화와 프로브를 미사용으로 무자각적 측정 환경 구현, 그리고 자체 디스플레이 기능 등을 추가하였음에도 기존의 모듈과 비교하였을 때 0~1bpm 정도의 근사한 측정 오차를 기록 하였다.

표 3. 피부 온도의 측정
Table 3. Measurement of Skin_Temp

	Skin_Temp(℃)				
thermometer	29	29	29	28	29
A finished article	28	29	30	28	28
error rate	1	0	1	0	1

표 3은 실제 온도계를 이용한 피부온도 데이터와 모니터링 시스템에 의해 측정된 피부온도 데이터 값 비교한 것이다. 실제 온도 값과 1℃ 이하의 측정 오차를 기록하였다.

Ⅲ. 결 론

본 논문은 U-Healthcare에 대한 연구로써 인체에서 발생하는 건강신호를 측정하여 무선전송 후 실시간 모니터링 프로그램에 디스플레이 하는 포켓타입 헬스케어 디바이스를 구현 하였다.

구현된 디바이스는 기존의 모듈이 가지고 있던 시간 및 공간적 제약을 줄이기 위해 손가락에 끼우는 Probe 대신 엄지손가락을 얹어 놓은 상태에서 맥파와 피부온도가 측정 가능토록 설계 하였으며 동시에 모듈을 양손으로 잡고 있는 상태에서 GSR(피부저항)이 측정 가능하도록 설계하였다. 또한 완성 모듈만 가지고도(컴퓨터 부재 시) 생체신호의 파형과 수치를 볼 수 있도록 TFT-LCD를 접목하였다. 이러한 개선된 기능들을 통하여 모듈의 무자각적 측정환경과 모듈 자체 디스플레이 기능을 가능케 하였으며 직접 제작한 Zigbee 모듈의 접목과 명암사이즈(9×6cm)의 포켓타입으로 제작하여 보다 U-Health 환경에 적합한 헬스케어 디바이스를 제작하였다.

참 고 문 헌

[1] 지경용, 김동수, 유비쿼터스 시대 보건의료, jinhan M&B, 2005.

[2] Mark Weiser, “The computer for the twenty-first century”, Scientific American, vol. 265, no. 3, pp. 94, 1991.

[3] Mark Weiser, "The computer for the twenty-first century", Scientific American, Vol. 265, No. 3, pp. 94, 1991.

[4] V. Rialle, F. Dunchene, N. Noury, L. Bajolle, and J. Demongeot, "Health Smart Home : Information Technology for patients", Telemedicine and Journal and e-Health, vol. 8, no. 4, pp. 395-409, 2002.

[5] K. K. Tremper and S. J. Baker, Pulse Oximetry and Oxygen Transform, Springer-Verlag,1996.

[6] 홍승용, “맥파검출과 이의 유효성”, 전자공학회지, 제 15권, 제 1호, 1978.

저자약력

이 한 욱(Han-Wook Lee)

1999년 경상대학교 전자공학과 공학사.
2001년 경상대학교 전자공학과 공학석사.
2007년 경상대학교 전자공학과 박사과정 수료

<관심분야> 생체신호처리, HCI

김 성 후(Sung-Hoo Kim)

2000년 한국방송통신대학교 농학과 농학사.
2006년 진주산업대학교 컴퓨터공학과 공학석사.
현재 경상대학교 전자공학과 박사과정

<관심분야> 생체신호처리, 영상신호처리, HCI

저자약력

정 원 근(Won-Geun Jeong)

1997년 진주산업대학교 전자공학과 공학사.
2001년 경상대학교 전자공학과 공학석사.
2004년 경상대학교 전자공학과 공학박사.
현재 남해대학 전자통신과 교수

<관심분야> 신호처리, 시스템

이 주 원(Ju-Won Lee)

1997년 진주산업대학교 전자공학과 공학사.
1999년 한국해양대학교 전자통신공학과 공학석사.
2003년 경상대학교 전자공학과 공학박사.
현재 안동과학대학 의료공학과 교수

<관심분야> 생체신호처리, 영상신호처리, HCI

장 두 봉(Doo-Bong Jang)

1982년 동아대학교 전자공학과 공학사.
1980년 동아대학교 전자공학과 공학석사.
1990년 경상대학교 전자공학과 공학박사.
현재 남해대학 전자통신과 조교수

<관심분야> 신호처리, 이동통신

이 건 기(Gun-Ki Lee)

1978년 연세대학교 전기공학과 공학사.
1980년 연세대학교 전기공학과 공학석사.
1990년 연세대학교 의용공학과 공학박사.
현재 경상대학교 전자공학과 교수, 공학연구원 자동화 컴퓨터 연구센터

<관심분야> 신호처리, 의용전자