
스마트홈의 헬스케어를 위한 손목형 생체신호 감시 장치 개발

이건기* · 이주원* · 정원근* · 이한욱* · 장준영*

A Development of Wrist type Monitoring System for Smart Home Healthcare

Gun-ki Lee* · Ju-won Lee* · Won-geun Jeong* · Han-wook Lee* · Jun-young Jang

이 논문은 2006년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (KRF-2005-041-D00958)

요 약

현대 과학 기술의 발달과 사회적 경제적 요구가 증가함에 따라 텔레메디슨은 다양한 분야에서 빠른 속도로 응용 범위를 넓혀나가고 있다. 특히, 급속한 사회의 고령화와 웰빙 생활에 대한 욕구가 증가하고 있는 사회의 분위기에 발맞추어 우리는 독거노인 등 타인의 도움 없이 생활이 불편한 사람들을 위한 헬스케어 서비스에 관심을 가지게 되었다. 본 연구에서는 헬스케어 서비스 중, 실시간으로 인체에서 발생하는 생체신호와 생체신호에 영향을 미치는 측정 대상자의 주위환경 요소들의 모니터링에 초점을 맞춰 손목형 생체신호 측정 단말기를 설계하였다. 우리는 여섯 가지 신호를 실시간으로 모니터링하고 블루투스 무선 통신으로 서버로 전송하였다. 전송된 신호는 디지털 신호처리를 거쳐 실시간 모니터링 시스템에 의해 누구나 쉽게 알아 볼 수 있도록 측정 신호들을 나타내었다. 단말기는 손목 착용형으로 부피를 최소화하였고, 블루투스 통신을 사용하여 장소에 제약을 받지 않는 무구속 생체 신호 감시 시스템을 설계 구현하였다.

ABSTRACT

Due to technological developments and the joint effect of both new social and economic needs and constraints, telemedicine is expanding rapidly through a variety of applications. Especially, owing to the rapid aging of society and increasing the wish for well being life, we take interest in health care services for people with special needs who wish to remain independent and living in their own home. We have focused on tele-monitoring to real-time medical signal and environment factor which is an influence on medical signal. We monitor the six signal(medical signal and environment factor), and transmit that signal to computer on bluetooth network. We get the information after using the some digital signal processing system, and display that information on the real-time monitoring system. We developed the measurer as portable type in order to non-restrained monitor.

키워드

Smart Home Healthcare, PPG, Bluetooth

I. 서론

현대인들에게 있어서 질병은 육체적 고통과 함께 경제 적 악영향을 주고, 사회 활동에도 걸림돌이 된다. 이러한 질병에 대하여 미리 대처하고 있는 것이 병의 발발 이후 에 치료를 하는 것보다 나은 것이 사실이다. 이러한 의미 에서 스마트홈 헬스케어 기술이 개발되고 있다. 헬스케어 는 병에 대한 예방, 치료 그리고 관리를 제공하며 헬스케어 관련 전문 직종인을 통하여 심신의 상태를 항상 좋은 상태로 유지할 수 있는 서비스를 제공한다[1]. 기존 병원 에서의 치료의 한계점으로는 환자가 직접 방문을 하여야 만 환자의 상태를 알 수 있다. 또한 직접 환자가 병원에 계속적으로 방문해야만 치료를 할 수 있다. 마지막으로 환 자의 상태를 지속적으로 확인할 수가 없으므로 환자가 위 급한 상황에 처했을 시 대처가 늦어진다. 헬스케어의 개념은 이러한 이동성에 대한 단점을 보완하기 위해 환자에 게는 원격진료 및 꾸준한 모니터링을 제공하여 위급상황 을 대처하는데 있어 좀 더 짧은 시간을 소모하게 됨으로써 소중한 생명을 지킬 수 있게 되며, 일반인에게는 평상 시 활동 시에도 헬스케어 제품을 통해 질병의 발발을 미리 예방할 수 있다는 것에 있어서 큰 장점으로 부각 되고 있다.

본 논문에서는 이러한 스마트 홈 헬스케어 시스템의 시작점이라 할 수 있는 생체 신호 및 생체 신호에 영향을 미치는 환경 요소 등의 신호들의 감시에 초점을 맞춰 연구 를 진행하였다. 이러한 신호의 감시를 통해 얻고자 하는 정보는 중요한 생체 정보인 심박수의 변화, 체온 변화 에 따른 감성지수의 변화, 스트레스, 외부 온·습도 변화 에 따른 불쾌지수 등이다[2].

생체 신호 측정에서 중요한 것은 가능한 정확하게 원 하는 신호를 측정하는 것이다. 피측정체가 사람인 경우, 정신적 영향, 측정 장비에 의한 불안감, 활동의 제한 등은 측정해야 할 신호를 변화시킬 수 있다. 이러한 영향을 최소화하면서 생체 신호를 측정하기 위해 단말기를 무구속 이동형 생체 계측 시스템으로 설계하였으며, 측정된 신호는 서버로 전송하여 실시간 모니터링 할 수 있게 구현 하였다. 일반적인 사용자가 환자 혹은 노약자임을 고려 하여 통신방식은 저전력, 단거리 무선 통신인 블루투스를 사용하였다. 이것은 자체적으로는 비교적 인체에 무 해하다[3][4]. 기존의 시스템과의 측정 데이터 비교를 통해 구현된 시스템의 정밀도를 검증하였다.

II. 생체신호 감시 시스템 개요

시스템의 전반적인 구성은 생체 신호 측정 단말기와 실시간 모니터링 프로그램으로 나뉜다.

생체 신호 측정 단말기는 맥파, 피부온도, 피부저항 등의 생체신호와 대기온도, 대기습도, 외부소음 등을 측정 할 수 있는 여섯가지의 센서로 구성된 센서부, 기본적인 필터 역할과 센서에 의해 수집된 정보들을 디지털 데이터 로 변화시키는 마이컴, 무구속 헬스케어 시스템을 위해 수집된 정보들을 무선으로 전송하는 블루투스 통신부로 나뉜다. 그 구조는 그림1에 나타내었다.

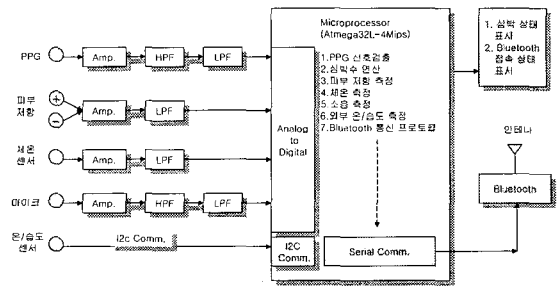


그림 1 . 무구속 생체 신호 측정 단말기의 구조
Fig 1. A structure of the non-restrained biomedical signal measurer

실시간 모니터링 시스템에서는 통신모듈에 의해 수신 된 정보들을 사용자나 보호자로 하여금 실시간으로 모니터링할 수 있게 구현하였다.

III. 생체신호 감시 시스템 설계

생체 신호 측정 단말기는 마이컴 Atmega32L을 사용하여 센서부를 드라이빙하고, 센서부로부터 받은 데이터를 연산하여 실시간 모니터링 프로그램으로 전송할 정보를 생성했다. 시리얼 통신으로 블루투스 모듈로 정보를 전송 하고, 블루투스 모듈을 제어하여 실시간 모니터링 프로그램으로 전송하게 설계하였다. 구현한 단말기의 블록도는 그림 2에 나타내었다.

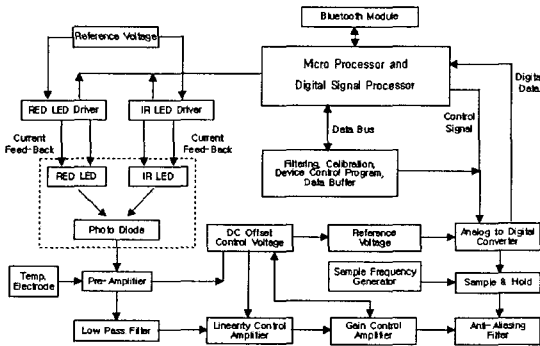


그림 2. 생체신호 측정 단말기 블록도
Fig. 2. A block diagram of the non-restrained biomedical signal measurer

3.1. 말초혈류량 측정회로 설계

말초혈류량 측정을 위해 많은 신호처리 기법이 연구되어 왔다[5][6][7][8].

본 논문에서는 말초혈류량을 측정하기 위해 반사형 포토 인터럽터 (SG-105LF)와 증폭기(TL082)에 의해 추출된 신호는 적응 필터를 사용하여 잡음을 제거하고 일정한 크기로 조절된 출력신호를 최종적으로 실시간 모니터링 시스템으로 전달하였다.

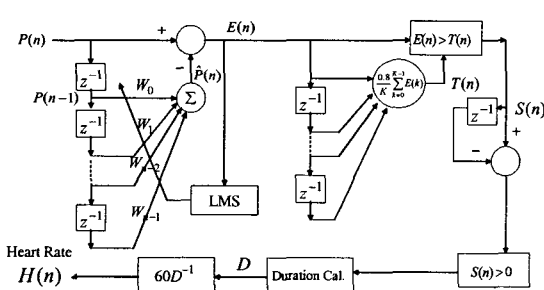


그림 3. 맥파 및 심박수 측정 적응 필터 구조
Fig. 3. A structure of the adaptive filter for measuring the heart rate and the pulse wave

말초혈류량 신호를 단말기가 샘플링 주파수 250Hz로 샘플링한 다음, 이 신호를 블루투스 통신으로 개인용 컴퓨터의 모니터링 시스템으로 전송한다. 개인용 컴퓨터에서는 수신된 이 말초혈류량 신호로부터 사람의 맥파와 심박수를 측정한다. 본 연구에서는 맥파와 심박수를 측정하기 위한 방법으로 적응 필터를 이용하였으며, 그 구조는 그림 3과 같다. 입력신호 P(n)은 PPG신호이며,

$$E(n) = P(n) - \hat{P}(n) \tag{1}$$

$$\hat{P} = \sum_{k=0}^{K-1} W_k \cdot P(n-k) \tag{2}$$

$$T(n) = \left(\frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} E(k) \right) \cdot 80\% \tag{3}$$

$$\Delta S(n) = S(n) - S(n-1) \tag{4}$$

$$D(n) = Cal(S(n)) \tag{5}$$

여기서 Heart Rate H(n)은

$$H(n) = 60 \cdot D(n)^{-1} \tag{6}$$

와 같이 나타낼 수 있으며, 이 심박수 측정 알고리즘을 마이컴에 적용하였다.

3.2. 피부저항 측정회로 설계

피부저항을 측정하기 위한 방법에는 피부 표면의 2개의 전극 사이에 미약한 전류를 흐르게 하여 피부의 외관상 저항변화를 조사하는 통전법과 2개의 전극 사이의 전위차를 직접 조사하는 방법인 전위법이 있다[9][10]. 본 논문에서는 전극사이의 저항변화를 측정하여 피부저항을 측정하는 통전법을 사용하였으며 측정된 신호는 비선형적인 측정신호를 이용하여 선형적인 출력값을 찾기 위해 곡선적합(curve fitting) 함수를 이용하였으며 곡선적합 함수는 아래와 같다.

$$y = a_1 \times e^{\left(-\frac{x-b_1}{c_1}\right)^2} + a_2 \times e^{\left(-\frac{x-b_2}{c_2}\right)^2} \tag{7}$$

식(7)에서 a1, a2, b1, b2, c1, c2는 곡선적합을 위한 계수이며, 이 계수는 최소평균제곱(LMS : Least Mean Square) 방법으로 구한다.

3.3. 피부온도 측정회로 설계

피부온도를 측정하기 위해 온도센서(LM35DZ)와 증폭기(TL082)를 사용하였으며, 온도센서 LM35DZ의 측정 범위는 0°C-100°C이다.

3.4. 외부소음 측정회로 설계

외부소음을 측정하기 위해 콘덴서 마이크와 증폭기(TL082)를 사용하였다. 외부소음 측정회로에는 대역통과 필터를 사용하여 10Hz~10kHz 사이의 주파수만을 통과시키고 나머지 신호들은 제거 하였다.

3.5. 대기 온·습도 측정회로 설계

대기온도와 대기습도를 측정을 하기 위해 온·습도 센서(SHT11)를 사용하였다. SHT11은 온도와 습도를 동시에 측정할 수 있는 멀티 센서 모듈로써 측정결과를 I2C(inter-integrated circuit) 버스(bus)를 이용하여 디지털 전송한다. SHT11에 의해 추출된 데이터는 마이컴(AVR)로 전달되며 마이컴에서는 온도 데이터와 습도 데이터로 분류한다.

3.6. 블루투스를 이용한 근거리 무선통신

블루투스 모듈은 RS-232 통신을 하기 위하여 상대 보드와 TTL 레벨로 접속된다. 타겟머신(target machine)과 블루투스 모듈의 통신을 위해 RS-232 라인 드라이버가 필요 없는 구조이다. 따라서 블루투스를 타겟(target) 보드에 적용하는데 적합하며, 기기간 혹은 제어기와 주변 기기간 통신에 보편적으로 사용되고 있는 RS-232 방식의 시리얼 통신을 이용하여 구성하였다.

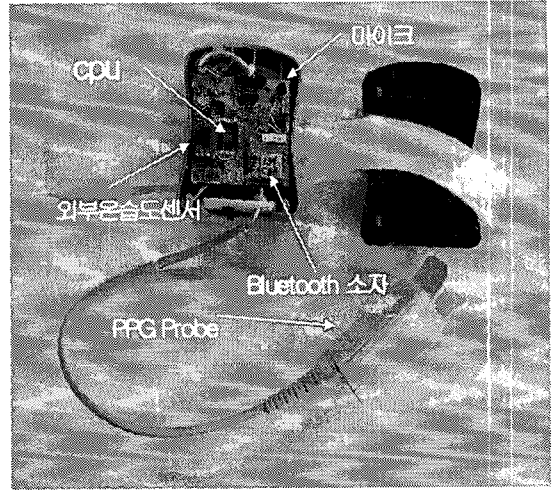


그림 4. 생체신호 측정 단말기
Fig. 4. A biomedical signal measurer

IV. 실험 및 결과

4.1. 생체신호 측정 단말기 구현

그림 4는 본 논문에서 설계한 생체 신호 측정 단말기이다. 단말기의 소형화를 위해서 2층으로 제작하였으며, 외부의 소음을 측정하는 소음 측정 센서와 외부 온·습도계, 말초혈류량 측정센서 등의 센서들과 블루투스 통신 모듈, 내부의 전전지로 구성하였다.

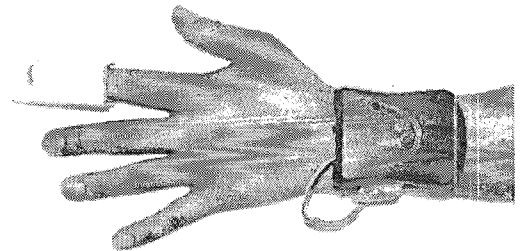


그림 5. 손목에 착용한 생체 신호 측정 단말기
Fig. 5. A biomedical signal measurer on a wrist

그림 5는 손목에 착용한 생체 신호 측정 단말기로서 소형으로 제작하였기 때문에 사용자의 움직임에 방해를 주지 않고 휴대가 간편하여 생체신호 측정 시 피측정자로 하여금 거부감을 줄일 수 있고 헬스케어 시스템에 알맞게 설계 제작하였다.

4.2. 실시간 모니터링 시스템 구현

그림 6은 생체신호 및 외부 신호 등의 모든 신호들을 컴퓨터를 통해 쉽게 확인이 가능하도록 구성된 실시간 모니터링 프로그램이다.

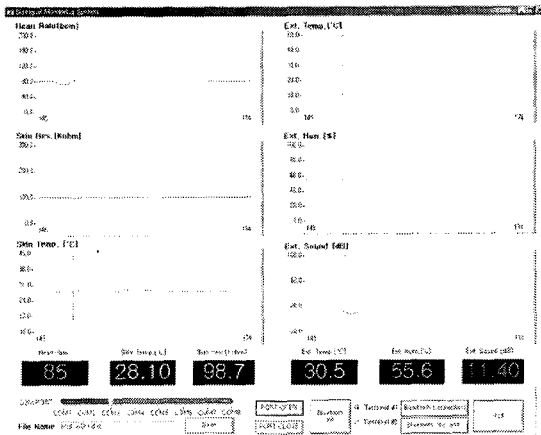


그림 6. 실시간 모니터링 프로그램 GUI
Fig. 6. GUI of the real-time monitoring program

실시간 모니터링 프로그램에서는 단말기로부터 전송 받은 데이터를 이용하여 컴퓨터 화면에 사람의 생체신호에 변화를 주는 주위 환경신호의 변화 및 생체신호의 변화를 실시간으로 나타내며, 누구나 쉽게 확인할 수 있도록 수신된 신호들을 그래프와 숫자로 표시하도록 프로그램 하였다. 화면에 나타나는 각각의 신호들은 데이터 파일로 저장이 가능하므로 필요시 언제든지 확인이 가능하도록 제작 하였다. 또한 저장되어 있는 파일들은 원격지에 있는 단말기 사용자의 담당자 또는 보호자에게 인터넷을 통해 전송함으로써 사용자의 기본적인 건강상태를 확인할 수 있다.

표 1에 중요한 파라미터에 대한 측정 범위와 오차율을 나타내었다.

표 1. 측정 범위 및 오차율
Table 1. Measuring range and error rate

	심박수	체온	산소 포화도	소비 전력	동작음 영향률
측정 범위	0-500 ±2	0-100 ±0.2	50-100 ±2	150	50
단위	BPM	°C	%	mW	%

인상을 통해 그 정확성이 확인된 심박 측정기기인 (주)Biosys의 BPM-700, (주)케이티메드의 KTSP-01 두 장비와의 측정 결과 비교를 통해 본 논문에서 설계한 단말기의 정밀도를 검증하였다.

표 2. 심박수 측정 비교
Table 2. Measurement of heart rate

	Heart Rate								
BPM-700	51	58	60	63	67	69	70	73	76
KTSP-01	51	58	60	63	67	69	70	73	76
구현단말기	51	58	60	63	67	69	70	72	75
오차	0	0	0	0	0	0	0	1	1

표 2에서 세 측정기들의 심박 측정 결과를 나타내었다. 구현한 단말기의 측정결과가 오차범위 내의 정확한 값을 나타냄을 알 수 있다.

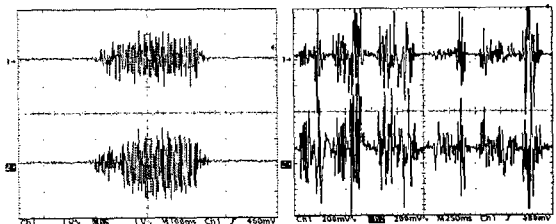


그림 7. 출력 신호 비교
Fig. 7. Comparison of output signal

그림 7은 두개의 소음 측정 신호에 대한 출력 결과로서 소음측정기(IM 3604-01E)의 출력(CH1)과 본 논문에서 설계한 단말기의 출력(CH2)이 매우 근사한 값을 가진다는 것을 나타내었다.

V. 결 론

최근 정보통신의 급격한 발달과 삶의 질적인 수준의 향상에 따른 스마트 홈 헬스케어에 관한 연구로서 인체에서 발생하는 생체신호와 생체신호에 영향을 미치는 측정 대상자의 주위환경 요소들을 측정하여 사용자의 컴퓨터로 측정신호들을 전송하며, 수신된 신호들은 각종 디지털 필터를 이용하여 신호들을 보정 한 후 실시간 모니터링

시스템에 의해 누구나 쉽게 알아 볼 수 있도록 그래프와 숫자를 이용하여 측정 신호들을 나타내었다. 본 논문에서 개발한 단말기의 성능은 이미 제품화 되어 나오는 다른 측정기와 비교 실험을 통해 본 논문에서 개발한 단말기의 출력 신호와 다른 측정기들의 출력 신호가 근사치로 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 현재까지 연구 개발되어 있는 생체 신호 측정 단말기들은 혈압이나 맥파 등 단일 신호 측정용이 주류였으며, 실시간 측정용 장비는 부피가 커서 휴대가 불편하였다. 본 논문에서는 이러한 점을 극복하고 여섯 가지의 신호를 하나의 단말기에서 측정할 수 있으며, 단말기의 부피를 최소화시켜 휴대가 용이하고 근거리 무선통신 방식인 블루투스통신을 사용하므로 장소에 대한 제약 없이 무구속 신호측정 및 데이터 통신이 가능한 시스템을 개발하였다. 또한 측정된 모든 신호들은 실시간 모니터링 시스템의 데이터 저장 기능에 의해 필요시 언제든지 원하는 시간 때의 측정신호의 확인이 가능하고, 인터넷을 통한 파일 전송으로 원격지에 있는 다른사람들에게 측정된 신호를 보여 줄 수 있게 개발하였다.

향후, 본 논문에서 구현한 손목형 생체 신호 측정 단말기를 홈 네트워크 시스템과 연동시, 효과적인 홈 헬스케어가 이루어질 것으로 사료된다.

참고문헌

[1] 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.

[2] J. G. Webster, Design of Pulse Oximeters, Institute of Physics Publishing, 1997.

[3] Jennifer Bray, Charles F Sturman, BLUETOOTH, Prentice Hall PTR, 2001.

[4] Bluetooth Specification Version 1.1, Core, "Specification of the Bluetooth System volume 1", Feb 22, 2001.

[5] Metin Akay, Biomedical Signal Processing, ACADEMIC PRESS, 1994.

[6] Eugene N. Bruce, Biomedical Signal Processing and Signal Modeling, John Wiley & Sons, Inc.

[7] 이주원 외 5명, 펄스옥시메터의 동잡음 제거 필터 설계, 대한의용생체공학회지, Vol. 22 No. 5, 2001.

[8] 이건기 외 3명, 심전도 신호의 기저선 잡음제거를 위한 적응신경망 필터 설계, 대한전자공학회지, Vol.

39. No. SC. 1, 2002

[9] Rosental T, "Studies on the conductivity properties of human skin to direct current". Acta Physiol Scand, 5. 130-151, 1943.

[10] Natatani Y, "Skin electric resistance and ryodoraku". J. Autonomic Nerve, 6.52, 1956.

저자소개



이 건 기(Gun-Ki Lee)

1985년 ~ 현재 경상대학교 전자공학과 교수
경상대학교 공학연구원 연구원

※관심분야: 디지털신호처리, 생체신호처리



이 주 원(Ju-Won Lee)

2003년 2월 경상대학교 전자공학과 공학박사
경상대학교 공학연구원 연구원

※관심분야: 의용전자공학, 인공지능



정 원 근(Won-Geon Jung)

2004년 8월 경상대학교 전자공학과 공학박사
경상대학교 공학연구원 연구원

※관심분야: 디지털신호처리, 생체신호처리



이 한 옥(Han-Wook Lee)

2006년 12월 경상대학교 전자공학과 박사과정
경상대학교 공학연구원 연구원

※관심분야: 디지털신호처리, 생체신호처리



장 준 영(Jun-Young Jang)

2006년 12월 경상대학교 전자공학과 석사과정
경상대학교 공학연구원 연구원

※관심분야: 디지털신호처리, 생체신호처리