

논문 2008-45CI-6-1

모바일 단말기 기반의 생체신호 측정 시스템 구현

(The Implementation of Bio-signal Measuring System Based on Mobile Terminal)

오성준*, 김웅식**

(Seongjun Oh and Woong Sik Kim)

요약

보건의료는 u-Healthcare를 통하여 병원중심에서 시민 중심으로 의료 환경변화를 촉진시키고 예방에서 진단, 치료, 사후 관리의 모든 과정을 균형적으로 발전시킬 것으로 전망된다. u-Healthcare 단말이 언제, 어디서나 무자각의 유비쿼터스 단말이 되기 위하여 다음과 같은 기술이 구현되는 것이 필요하다. 이동통신 및 무선 통신망과 연동기능으로 모바일 게이트웨이 구현, Bluetooth 무선 연동기능, 다양한 정보통신기기와의 접목기술, 정밀한 데이터 전송 기술 등이 필요하다. 따라서 본 논문은 u-healthcare를 위한 모바일 기반의 시스템 구현에 관한 연구를 수행하였다.

Abstract

Health medical service is passes with u-Healthcare and it promote health medical service environment change to the citizen center in the hospital center, and all methods of diagnosis, treatment, after management are forecasted in prevention because a balance develops. It is necessary for an u-Healthcare terminal is devoted to becoming an ubiquitous terminal of consciousness when in where and the following technology to result in implementation. Information communication equipment and an appliance technical data transfer technology precision and how mobile gateway implementation, Bluetooth wireless appliance function is various with mobile communication and radio communication network and an appliance function are necessary. therefore, in this paper, we did a study on the implementation of bio signal measuring system for the u-healthcare based on mobile.

Keywords : ubiquitous, healthcare, mobile, bluetooth

I. 서론

유비쿼터스(ubiquitous)는 라틴어로 언제 어디서나 존재한다는 것을 뜻한다. 유비쿼터스의 패러다임으로 정보기술은 모든 공간에서 네트워크로 연결된다. 유비쿼터스 IT를 통하여 컴퓨터, 자동차, 생활기기, 의료기기의 모든 사물은 전자공간과 물리공간 사이에서 연결된다. 이를 통해 우리의 삶은 편리하고 안전하며, 효율적인 환경으로 구축될 것이다. u-healthcare는 유비쿼터스 IT의 대표적인 실현방식이며 우리 삶의 질을 가장 크게 기여할 분야로 부각되고 있다^[1-2]. u-healthcare를

통하여 보건 의료는 병원중심의 진료에서 생활과 진료 공간을 자연스럽게 결합시키면서 일상 속에서 보편적으로 자리를 잡을 것이다. 즉, 병원중심에서 시민 중심으로 의료 환경변화를 촉진시키고 예방에서 진단, 치료, 사후 관리의 모든 과정을 균형적으로 발전시킬 것으로 전망된다^[3-4]. u-healthcare 단말이 언제, 어디에서나 무자각의 유비쿼터스 단말이 되기 위해서는 다음과 같은 기술의 구현이 필요하다. 이동통신 및 무선 통신망과 연동기능으로 모바일 게이트웨이 구현, Bluetooth 무선 연동기능, 다양한 정보통신기기와의 접목기술, 정밀한 데이터 전송 기술 등이 필요하다. 그러나 이러한 기능의 u-healthcare 단말기는 거의 없는 실정이다. 그러므로 모바일 기반의 u-healthcare 측정모듈의 개발은 매우 중요하다. 따라서 본 논문에서는 u-healthcare를 위한 모

* 학생회원, ** 정회원, 건양대학교 전자정보공학과
(Dept. of Electronics and information Engineering,
Konyang University)
접수일자: 2008년10월10일, 수정완료일: 2008년10월30일

바일 기반의 시스템 구현에 관한 연구를 수행하였다.

II. 본 론

1. 생체신호 측정 모듈 시스템 개요

본 연구에서 구현한 생체신호 측정 모듈의 구성은 그림 1과 같다.

센싱부에서 측정된 생체신호는 잡음제거 및 증폭부에서 생체신호를 처리 가능한 신호형태를 생성한다. 증폭된 생체신호는 Analog/Digital Conversion을 거쳐 헬스 신호처리부에 내장된 각각의 IP를 거쳐 건강지수로 산출되며, 산출된 건강지수는 Bluetooth Transceiver를 통해 무선통신망으로 전송된다. 전송된 신호는 Base Station을 통해 u-Healthcare center로 보내지며, u-healthcare Diagnostic Monitor로 전송되어 산출된 건강지수가 모니터 상에서 그래프 또는 수치상으로 표시된다. 모바일 기반의 u-healthcare시스템의 구성도는 그림 2와 같다.

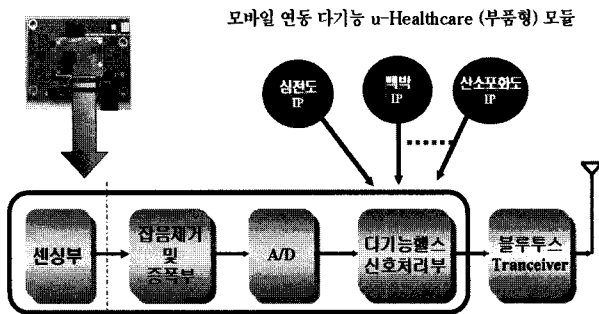


그림 1. 생체신호 측정 모듈 구조도
Fig. 1. Bio signal measuring module architecture.

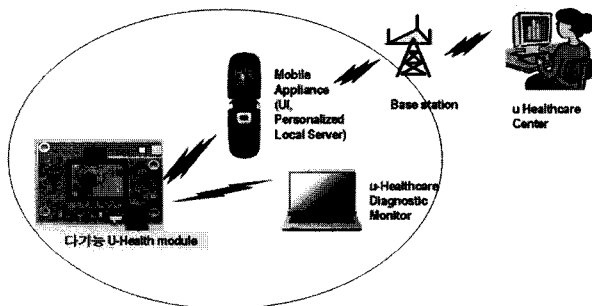


그림 2. 모바일 u-healthcare 시스템 구성도
Fig. 2. Mobile u-healthcare system architecture.

2. 생체신호 측정 모듈 블록별 동작 특성

가. 전원부 회로 구성

생체신호 측정 모듈의 전원부 구성은 그림 3과 같다.



그림 3. 전원부 모듈
Fig. 3. Sources of electricity part module.

전원부 회로 구성은 내부 Battery와 충전회로, 저전압 알람표시, 전원분배 및 전원 발생기를 포함하며, 전체 시스템의 전원을 공급한다. 시스템 전원 공급시 전원 Noise(Ripple)가 발생하였으며, 전원부 PCB 설계에 있어서 서로 다른 전원간의 간섭 및 측정되고 있는 생체 신호에 영향을 최소화 하도록 Artwork 상의 Line을 배치하였다.

나. 심전도 모듈

심장은 수축할 때마다 미량의 활동 전류를 내보낸다. 이런 심장 박동에 따라 발생하는 전기적 변화를 심전계를 이용하여 곡선으로 신체 표면에서 기록하는 것이 심전도(ECG : Electro Cardio Graph)이다^[5]. 이 심전도 검사는 심장 활동에 대한 많은 정보를 줄 수 있으므로 심장의 기능을 알아보는데 필수적인 검사이다. 그림 4는 전형적인 심전도 그래프의 예를 보여준다.

그림 5는 본 연구에서 구현한 ECG블록도이다. ECG는 인체로부터 ECG 신호를 측정하기 위한 신호 검출부, 검출된 신호를 증폭하는 증폭부와 증폭된 신호를 필터링 및 정형하는 신호처리부, 처리된 신호를 전송하

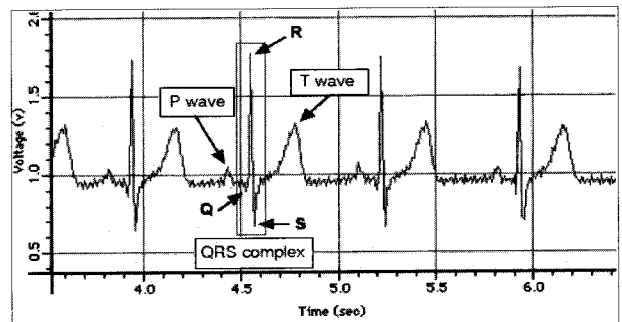


그림 4. ECG 그래프
Fig. 4. ECG graph.

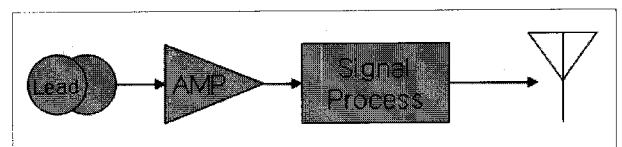


그림 5. ECG 블록도
Fig. 5. ECG architecture

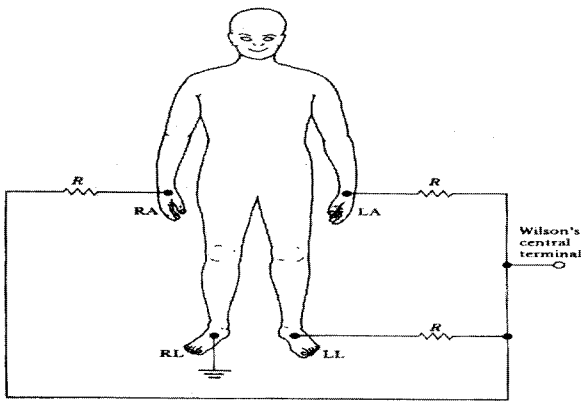


그림 6. 윌슨 중앙점 전극간 연결도
Fig. 6. Wilson central terminal node connection.

기 위한 전송부로 구성되어 있다.

심전도 검출을 위해 그림 6에 나타난 윌슨 중앙점의 원리를 이용한다. 그림에서 사지의 전극 중 세 개는 각각 같은 값을 갖는 저항을 통해 공통 절점(node)에 접속되어 있다. 윌슨 중앙단자인 이 절점의 전압은 각 전극 전압의 평균치가 된다. 특정 리드의 부하 효과를 최소화 하기 위해 적어도 5MΩ 이상이어야 한다. 좀 더 실제적인 방법은 각 전극과 등가 저항 사이에 버퍼(전압 플로워:voltage follower)를 사용하는 것이다. 이 중앙점과 LA간의 신호를 VL, 중앙점과 RA간의 신호를 VR, 중앙점과 왼쪽 발 사이의 신호를 VF라 한다. 이들과 각 리드에 대해 중앙점과 사지 전극 사이의 회로가 저항 R로 병렬 연결되어 있다는 점에 유의해야 한다. 이로 인해 관찰하고자 하는 신호의 진폭이 감소되기 때문에, 이를 변형하여 중앙단자와 측정중인 사지 사이의 접촉을 제거한 것이 증가 리드이다. 이렇게 함으로써 리드벡터의 방향에는 아무런 영향을 주지 않으면서 신호의 진폭을 50% 이상 증가 시키게 된다.

u-healthcare 측정 모듈에 내장할 심전도 측정 모듈에서는 3-채널 ECG를 측정한다. 그림 6과 같이 양팔과 왼쪽 다리의 접촉면을 통해 전달되는 전위차를 증폭하고 필터를 통과시켜 ECG 파형을 측정한다.

$$\text{Lead} = \text{LA} - \text{RA} + \text{LI} \quad (1)$$

그림 7은 완성된 모듈 중 심전계 부분을 나타낸다.

본 모듈의 최종 출력은 MCU의 ADC Pin 입력으로 연결되며, 입력된 신호를 다시 한 번 신호 처리하여 Display하게 된다. 그림 8은 측정된 ECG 결과이다.

창의 왼쪽은 인체에서 검출된 ECG 신호를 나타내며, 이를 바탕으로 심박수와 스트레스 지수를 얻을 수가 있다. 그림 8에서 확인할 수 있듯이 ECG 신호(P,Q,R,S,T)

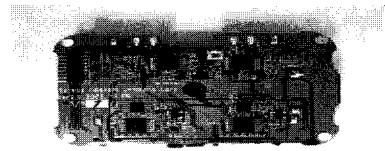


그림 7. ECG 모듈
Fig. 7. ECG module.

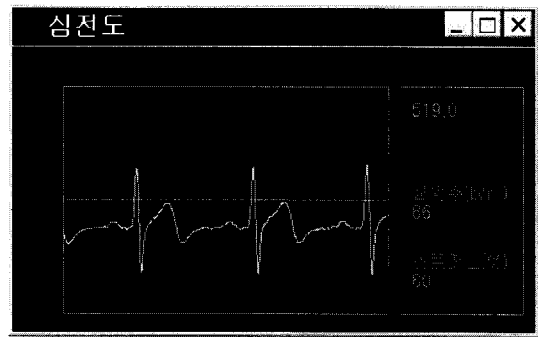


그림 8. ECG 측정 결과
Fig. 8. ECG measuring result.

파형의 검출이 가능하며 이를 바탕으로 심박수와 스트레스 지수를 얻을 수 있다.

다. 체지방 모듈

체지방 측정법에는 수중체중평량법(UWW:Under Water Weight), BIA법(Bioelectrical Impedance Analysis), TANITA BIA법 등이 있다. 본 연구에서는 체지방을 측정하는 방법으로 생체전기저항을 이용한 BIA법을 이용한다. BIA법이란 모든 물체는 전기적으로 저항을 갖는다. 이는 인체가 전도성이 높은 조직과 낮은 조직으로 구성되어 있다는 전기적 특성과 임피던스 측정값에 두 조직의 비율이 반영된다는 것을 이용하는 방법이므로 생체 전기 저항 분석법이라 한다. BIA법은 임피던스 측정을 위해 인체를 다음과 같이 규정한다.

- 인체는 원통이다.
- 체성분의 분포는 동일하다.
- 체조직의 성질은 동일하다.
- 체수분은 표준값을 유지한다.

만일 인체가 가정과 동일하다면 측정된 임피던스는 체성분을 100% 반영할 것이다. 체지방 측정을 위해 50khz의 주파수와 100uA의 교류전류를 두 전극판 사이를 통하여 인체에 흘려준다^[6]. 그리고 다른 두 전극판 사이의 전압을 측정하여 인체의 저항성분을 계산한다. 상용으로 제작된 체지방량 측정기에서는 사지에 전극을

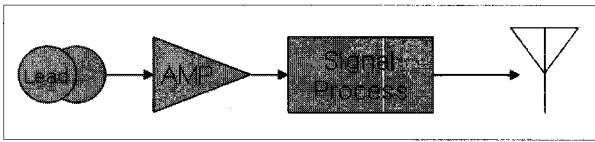


그림 9 체지방계 구성도
Fig. 9. Body-fat architecture.



그림 10. 모듈 내 체지방 신호 처리부
Fig. 10. Body-fat signal process in module.

밀착시켜 신체의 다양한 부분에 대하여 측정하거나 두 손으로 손잡이에 부착된 전극을 잡고 측정하도록 하고 있다. 구현한 시스템에서는 네 손가락에 전극을 붙이고 체지방량을 측정하도록 하고 있다. 따라서 전극을 손으로 어떻게 잡느냐에 따라 오차가 발생하였으며, 임상 실험 결과를 토대로 계산식에서 계수를 튜닝하는 것이 필요하다. 그림 9는 본 연구에서 구현한 체지방계 블록도를 나타낸다. 체지방계는 인체로부터 임피던스 측정을 위한 신호 검출부, 검출된 신호를 증폭하는 증폭부와 증폭된 신호를 필터링 및 정형하는 신호처리부, 처리된 신호를 전송하기 위한 전송부로 구성되어 있다.

그림 10은 완성된 모듈에서의 체지방 신호처리부분을 보여준다.

모듈의 첫 단계는 인체로 입력되는 100uA,50khz의 주파수를 발생시키는 부분이 있다. PCB 패턴상의 미세한 차이로 보드마다 전류의 차이를 극복하기 위하여, 즉 Calibration을 위하여 5KΩ의 가변저항을 두었다. 본 모듈에서 발생된 신호는 인체로 입력되며, 이 신호는 다시 인체를 거치고 난 후, 반전 및 비반전 증폭기를 통해 출력된다. 출력된 신호를 MCU의 ADC 및 MCU가 분석하여 최종 체지방 정도를 측정하게 된다. 측정된 체지방은 그림 11과 같다.

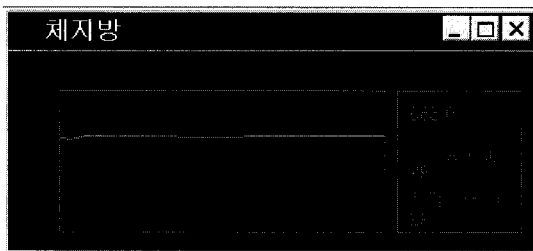


그림 11. 체지방 측정 결과
Fig. 11. Body-fat measuring result.

창의 왼쪽은 인체에서 검출된 임피던스 값을 나타내며, 창의 오른쪽 값은 신호처리부의 IP를 통해 산출된 체지방과 체지방률이다.

라. 맥박수 측정

맥박수는 신호처리부의 내장 IP를 통해 검출된 ECG 신호에서 구할 수 있다. 원리는 ECG 신호가 미리 설정한 값(TH_HIGH)보다 큰 값이 들어오면 타이머가 동작하며, 다시 큰 값이 들어올 때 까지의 시간을 계산한다. 맥박수는 1분에 뛰는 심박동수를 말하므로 타이머가 동작되는 시간이 0.5초라고 가정하면 1분에는 1:0.5=X:60이라는 비례식에 넣어보면 X=120이 된다.

마. 호흡수 측정

호흡을 측정한 메커니즘으로 본 연구에서 이용한 임피던스 뉴모그래프는 피검자의 흉부에서의 교류 임피던스가 호흡에 따라 변한다는 성질을 이용한 측정방법이다. 인간이 호흡을 함에 따라 폐에 공기가 출입하게 되며, 이로 인하여 폐의 임피던스가 변하는 것을 이용하여 인체의 호흡운동을 나타낸 것이다. 그림 12는 본 연구에서 구현한 호흡수 측정 모듈 블록도이다. 호흡수 측정계는 인체로부터 임피던스를 측정하기 위한 신호 검출부, 검출된 신호를 증폭하는 증폭부와 증폭된 신호를 필터링 및 정형하는 신호처리부, 처리된 신호를 전송하기 위한 전송부로 구성되어 있다.

RESP_RA와 RESP_LF를 통해 50khz의 주파수와 0.3mA의 전류를 인체에 유입한다. 50khz의 신호발생은 Wien-Bridge발진회로를 사용하였으며, 발진조건을 나타내는 B의 값이 1/3이 되도록 하여 연속 발진하도록 회로를 설계하였다. 인체로 50khz의 주파수 신호를 입력해주는 부분, 반파정류회로와 가산기로 이루어진 전파 정류회로 부분이 포함된다. 유입된 전류는 호흡의 변화에 따른 임피던스 차이로 인해 RESP_V1과 RESP_V2를 통해 전압의 형태로 입력된다. 입력된 전압은 차동증폭기를 통해 1차 증폭된 후, A/D 컨버터를 통해 DC변환된 후 RESP_V3을 통해 출력된다. 출력된

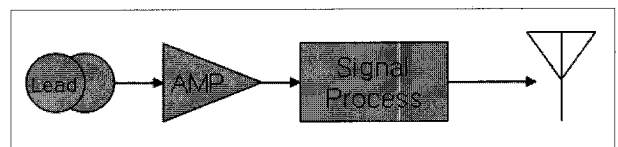


그림 12. 호흡수 측정계 구성도
Fig. 12. Breath Rate measuring architecture.

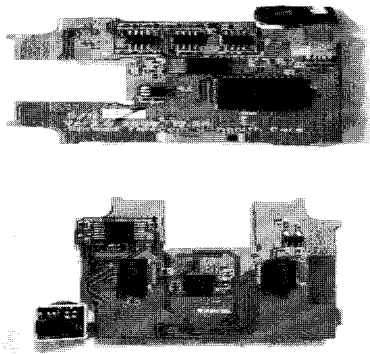


그림 13. 호흡수 측정 모듈
Fig. 13. Breath Rate measuring module.

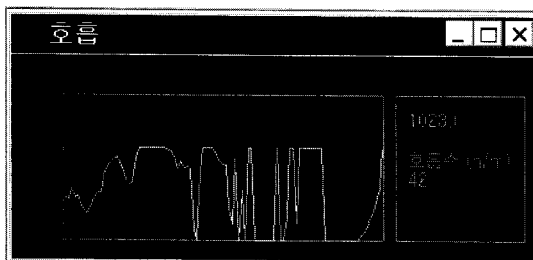


그림 14. 호흡수 측정 결과
Fig. 14. Breath Rate measuring result.

RESP_V3과 VREF_V3은 비반전 증폭기를 통해 2차 증폭된 후 RESPERATION 단자를 통해 MCU에 입력된다. 입력된 신호는 내장 IP를 통해 처리된 후 전송된다. 그림 13은 완성된 모듈 중 호흡수 모듈을 나타낸다.

날숨과 들숨시에 변하는 인체의 임피던스 성분에 따른 전압의 변화를 감지하여 호흡파형을 측정한다. 측정된 호흡수는 그림 14와 같다. 창 의 왼쪽은 인체에서 검출된 임피던스 변화율을 나타내며, 이를 바탕으로 호흡수를 얻을 수 있다.

바. 체온 측정

사람이 정상 체온 범위는 대개 36°C ~ 37°C이다. 그러나 약 1°C 정도의 범위 내에서 체온의 변동이 있을 수 있으며 하루 중 아침에 체온이 가장 낮다. 체온이 오르는 이유는 유행성 이하선염, 세균이나 바이러스성 질환을 앓게 되면 인체 내에 독소가 늘어나게 되어 체온조절 중추가 자극되어 체온이 올라간다. 또한 세균이나 바이러스와 싸우는 백혈구에서도 체온을 올리는 물질이 나와 체온이 올라간다. 따라서 체온의 변동 유무를 통하여 인체의 이상 징후를 알아볼 수 있다. 그림 15는 본 연구에서 구현한 온도검출 블록도이다. 온도 검출기는 인체로부터 온도를 측정하기 위한 온도센서, 온도에 따른 출력 전압 신호를 증폭하는 증폭부와 증폭

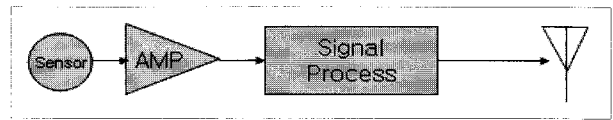


그림 15. 체온 검출 구성도
Fig. 15. Temperature searching architecture.

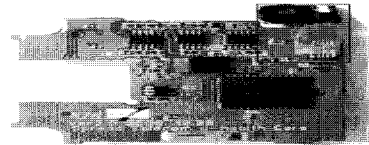


그림 16. 체온 검출 프로브
Fig. 16. Temperature searching probe.

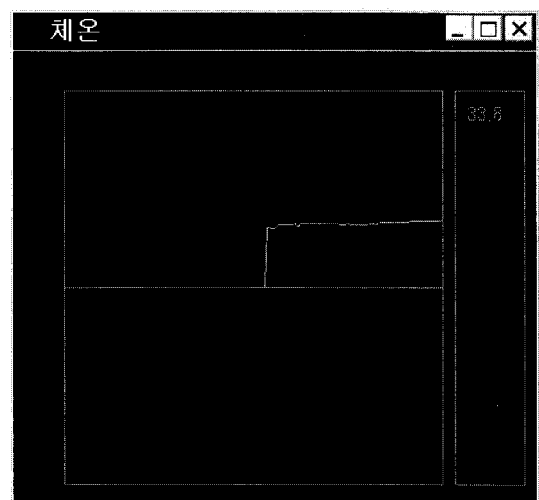


그림 17. 체온 측정 결과
Fig. 17. Temperature measuring result.

된 신호를 정형화하는 신호처리부, 처리된 신호를 전송하기 위한 전송부로 구성되어 있다.

그림 16은 완성된 모듈과 체온 검출 센서를 나타낸다.

측정된 체온은 그림 17과 같다. 창 의 왼쪽은 인체에서 검출된 체온의 변화율을 나타내며, 검출된 체온은 숫자 형태로 출력된다.

바. 걸음수 측정

사용자의 운동량을 측정하기 위하여 2축 가속도 센서를 사용한다. 각 축에서 출력된 전압은 1, 2차 증폭을 한 뒤 NSTEPS 단자를 통해 MCU에 입력된다. 입력된 신호를 바탕으로 내장 IP를 통해 값의 형태로 출력되며, 사용자의 칼로리 소모량을 산출할 수 있다. 그림 18은 완성된 모듈에서 사용한 가속도 측정부분을 나타낸다.

측정된 걸음수는 그림 19와 같다.

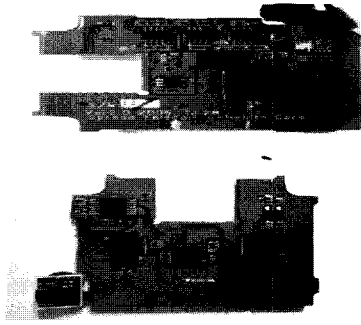


그림 18. 만보계 측정 모듈
Fig. 18. Pedometer measuring module.

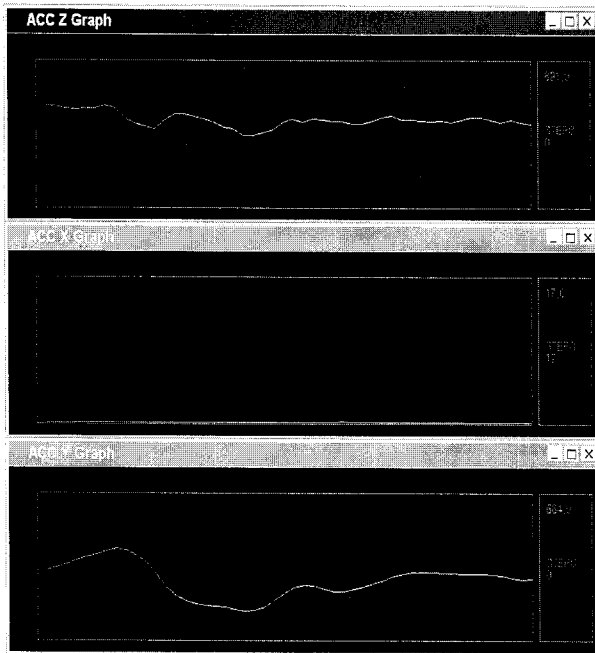


그림 19. 걸음수 측정 결과
Fig. 19. Step-number measuring result.

측정된 걸음수는 그림 19와 같다. 걸음수는 X,Y,Z 세 축을 기본으로 사람의 움직임에 감지하여 측정한다. X,Y,Z 각각의 왼쪽 창은 인체의 움직임을 나타낸 그래프를 출력하며, 어느 한 방향이라도 움직임이 감지되면 걸음수는 Counting되며, 총 걸음수는 X축 오른쪽 창의 'STTPS'에 출력된다. 또한 칼로리 소모량은 측정된 걸음수를 바탕으로 신호 처리부에 내장된 IP에 입력하여 처리된 후 X축이 오른쪽 창에 표시된다.

3. 생체신호 측정 모듈 초기 설정

u-healthcare 측정 모듈을 사용하기 전에 Bluetooth 모듈의 연결 설정 과정이 필요하다. 연결 설정에는 Promi-SD와통신을 위해 PromiWin의 통신옵션을 설정한다. PromiWin을 설치 후 PromiWin4.0을 실행한다.



그림 20. PromiWin 4.0 실행아이콘
Fig. 20. PromiWin 4.0 implementation icon.

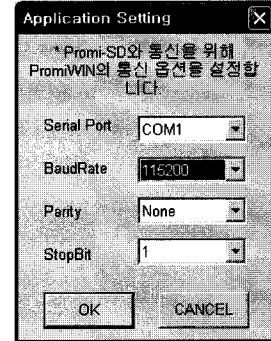


그림 21. PromiWin의 Application setting화면
Fig. 21. PromiWin 4.0 Application setting screen.

그림 20은 PromiWin4.0의 실행 아이콘을 나타낸다.

PromiWin4.0을 실행하면 그림 21과 같이 초기 화면이 나타난다. Serial Port는 사용자가 임의로 설정이 가능하며, 주의해야 할 점은 차후에 실행하는 검증모니터에서 설정하는 Port와 같아야 한다. 초기값은 그림 21과 같이 설정하고 OK를 선택한다.

Application setting 후 그림 22와 같은 화면이 나타난다. 그림 22에서는 동작모드를 설정할 수가 있으며, 보통 MODE1로 선택을 한다.

모드를 설정 후 u-healthcare 모듈과의 연결이 필요하다. 연결 아이콘을 선택하고 '검색'을 누르면 현재 동작중인 u-healthcare 모듈의 목록이 나타나며(그림23), 해당 u-healthcare모듈을 선택 후 '연결'을 누르면 설정이 완료되었다는 메시지가 나오며, u-healthcare 모듈에서 Beep음이 나오며 설정이 완료된다(그림 24). 이

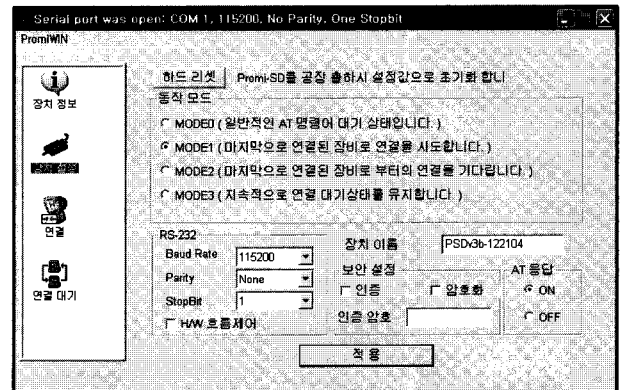


그림 22. 모드 설정화면
Fig. 22. Mode setting screen.

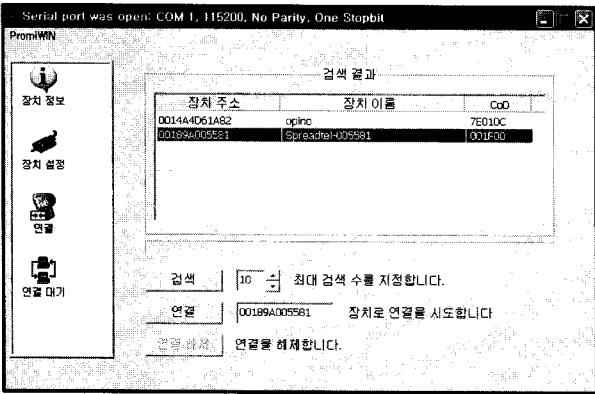


그림 23. Bluetooth 검색화면
Fig. 23. Bluetooth searching screen.

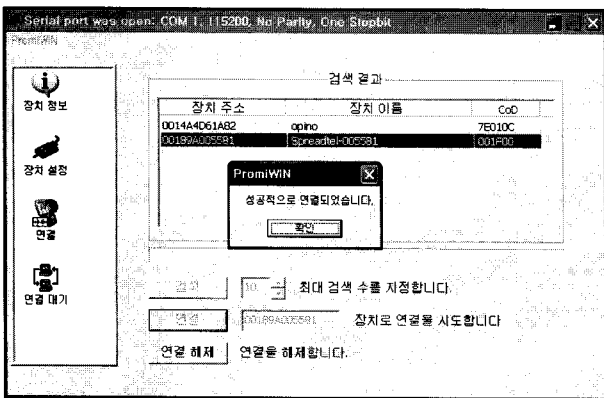


그림 24. Bluetooth 연결화면
Fig. 24. Bluetooth connection screen.

때 u-healthcare 모듈의 전원은 반드시 'on'상태 이어야 한다.

4. 필터구현

디지털 필터는 아날로그 필터에서는 없는 선형적 위상의 응답 성질을 가지고 온도변화와 같은 환경의 영향을 받지 않는다. 하나 이상의 신호를 필터링 할 수 있으며, 필터를 거친 데이터와 그렇지 않은 데이터 전부를 저장할 수 있다. 그리고 샘플링 주기만 바뀌어도 아주 낮은 주파수 및 넓은 범위의 주파수에서도 적용이 가능한 장점을 가지고 있다. 따라서 본 논문에서는 디지털 필터를 구현하였다. IIR(Infinite Impulse Response) 필터의 입출력 신호는 (2)와 같다.

$$y(n) = \sum_{k=1}^N a_k * y(n-k) + \sum_{k=0}^{M-1} b_k * x(n-k) \quad (2)$$

이 식에서 계수 a_k 와 b_k 는 상수이고, 시스템 입력은 $x(n)$, 출력은 $y(n)$ 이다. (2)에서 $y(0)$ 를 구하면 (3)과 같다.

$$y(0) = \sum_{k=1}^N a_k * y(-k) + \sum_{k=0}^{M-1} b_k * x(-k) \quad (3)$$

$x(0)$ 은 새로운 입력 값이며 사전의 데이터 값 $x()$ 와 $y()$ 는 저장된 값이다. 이 식은 IIR 시스템의 Direct Form I Structure를 나타낸다. 다음 데이터 $x(1)$ 이 입력 되면 필터 출력 $y(1)$ 이 (4)와 같이 계산된다.

$$y(1) = \sum_{k=1}^N a_k * y(1-k) + \sum_{k=0}^{M-1} b_k * x(1-k) \quad (4)$$

(3)과 (4)를 비교하면 처음 N개의 항에서 a_k 의 계수에 곱해지는 데이터는 $y(0)$ 의 경우 $\{y(-1), y(-2), \dots, y(-N)\}$ 이고, $y(1)$ 의 경우 $\{y(0), y(-1), \dots, y(-N+1)\}$ 으로서 $y(0)$ 에서 사용된 $y(-N)$ 은 $y(1)$ 에서는 사용되지 않았으며, $y(1)$ 의 계산에 $y(0)$ 값이 첫째 항목으로 추가되었음을 알 수 있다. $y(0)$ 계산이 완료된 후 $y(i)$ 어레이 변수들을 하나씩 상위로 이동하면 본 어레이들은 $y(1)$ 의 계산에서 사용된 표현식이 만족하게 된다. 유사한 방법으로 그 다음 M개의 항을 보면 $y(0)$ 의 계산식에서 b_k 에는 $x(-k)$ 가 곱하여졌고, $y(1)$ 의 계산식에서는 b_k 에 $x(1-k)$ 가 곱해졌다. 이러한 계산 과정은 그림 25와 같이 나타낼 수 있다.

Direct-Form II 구조는 Direct-Form I구조의 변형이

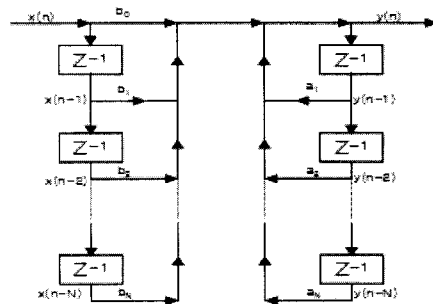


그림 25. Direct-Form I 구조
Fig. 25. Direct-Form I architecture.

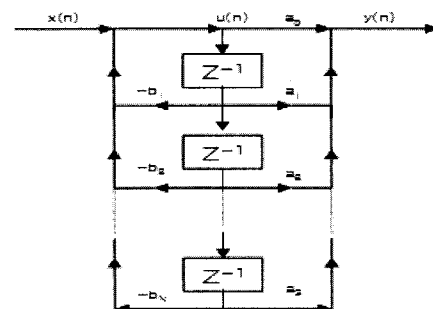


그림 26. Direct-Form II 구조
Fig. 26. Direct-Form II architecture.

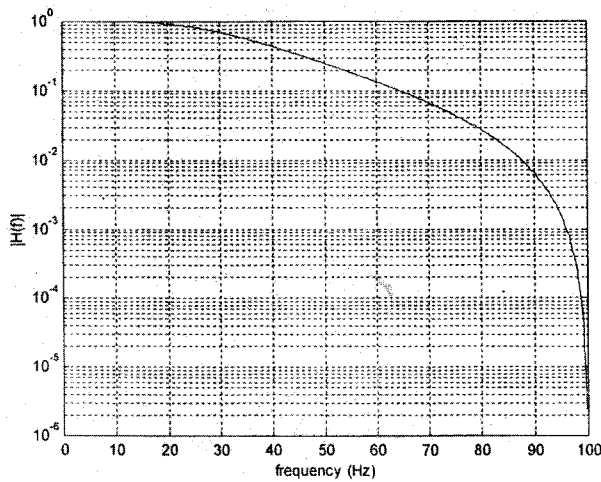


그림 27. Butterworth Filter의 주파수 특성
 Fig. 27. Frequency characteristic of Butterworth Filter.

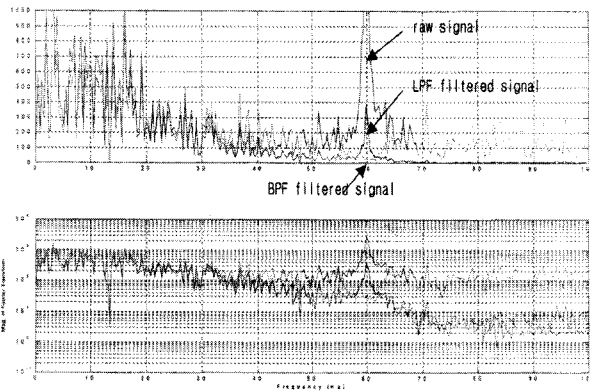


그림 28. Raw ECG신호와 필터링 된 신호
 Fig. 28. Raw ECG signal and filtering signal.

지만 지연소자 원소의 개수는 그 절반이다. Direct-Form 구조의 IIR 필터에 대한 표현식은 (5)와 같고, 계산과정은 그림 26과 같다^[7].

$$u(n) = x(n) - \sum_{k=1}^N b_k u(n-k) \tag{5}$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^N a_k u(n-k)$$

그림 22는 샘플링 주파수가 200hz, 차단 주파수 30hz 인 2차 Butterworth IIR filter의 주파수 특성을 보인다. LPF 설계와 같은 방법으로 60hz NF(Notch Filter)를 구현한다. 그림 23은 raw ECG 신호와 필터링 된 ECG 신호의 주파수 특성을 보인다. 60hz noise성분이 raw 신호에서는 매우 크게 나타나는 것을 볼 수 있다. IIR LPF를 통과한 신호의 주파수 특성을 보면 60hz noise가 많이 감소했음을 볼 수 있다. 그러나 다른 주파수에 비해 매우 크게 남아있는 것을 알 수 있다. 2차의 60hz

NF를 통과시켰을 경우 60hz 성분이 매우 줄어든 것을 볼 수 있다.

신호의 Jittering을 감소하기 위하여 MA (Moving Average)필터를 설계한다. N차 MA 필터는 (6)과 같다.

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N u(n-k) \tag{6}$$

지금까지 2차 IIR 필터의 설계 예를 보였으며, 그 이상의 차수에 대한 필터 설계도 동일하게 할 수 있다. 고차 필터를 사용할 경우에는 MCU에 과다한 부하가 걸리게 된다. Noise 제거 성능과 MCU에 걸리는 부하 사이에 Trade-off가 필요하다.

5. 검증모니터 구현

암, 당뇨, 고혈압 등 만성질환과 노인성 질환의 수가 증가하고 있으며, 이러한 질환을 가진 사람들의 건강상태는 예측할 수 없는 속도로 빠르게 악화될 수 있다. 따라서 일부 질병들에 대한 증세와 전조증상에 대한 주기적인 감지는 병의 악화와 예상치 못한 합병증을 방지하는데 크게 기여할 수 있다. 그리고 각 생체신호를 실시간으로 모니터링하여 신속한 응급처리가 가능하고 예측가능하여 의료진의 처방에 따라 각 질환을 예방할 수 있다. 따라서 측정된 생체신호를 모니터링할 수 있는 검증모니터를 구현하였다. 검증모니터의 전체적인 화면구성은 그림 29와 같다. '파일' 메뉴에서는 '로그파일 기록', '로그파일 열기', '닫기', '끝내기' 메뉴를 제공한다. '로그파일 기록' 과 '로그파일 열기' 는 현재 실행한 생체신호 측정의 정보를 기록하며, 이전에 기록된 측정 정보를 열 수 있는 메뉴이다. '닫기'는 현



그림 29. 검증모니터 프로그램
 Fig. 29. Diagnostic monitor program.

재 활성화 되어 있는 건강신호 측정을 종료하며, '단기'는 검증모니터의 종료를 실행한다. '메뉴'에서는 u-healthcare 측정을 할 때 사용한다. '보기' 메뉴에서는 '도구모음', '상태 표시줄', 'Window explorer'를 제공하며, '도구모음'은 메뉴 하단의 단축 메뉴의 활성화 및 비활성화 제공, '상태표시줄'은 검증모니터의 왼쪽 메뉴 하단의 상태 표시줄 유무를, 'Window explorer'는 검증모니터의 왼쪽 메뉴의 활성화, 비활성화를 실행한다. '설정' 메뉴에서는 'COM Port Setting'과 같은 '사용자 정보입력'을 제공한다.

III. 결 론

본 논문에서는 만성질환자들과 노인들의 일부 질병들에 대한 증세와 전조증상에 대한 주기적인 감지를 통하여 병의 악화와 예상치 못한 합병증을 방지하는데 크게 기여하기 위하여 생체신호의 측정, 분석, 측정된 생체신호의 산출된 건강지수를 전송하기 위한 무선통신 기술을 융합한 u-healthcare 측정 모듈을 설계하고 구현하였다. 무선 통신 모듈인 Bluetooth Transceiver를 이용하여 측정한 생체신호를 u-healthcare센터로 전송하여 원격진료의 처방이 이루어 질 수 있는 시스템을 구현하였고, 각 생체신호를 측정하기 위하여 하나의 단말이 다면적인 신호를 측정할 수 있는 통합형 모듈로 휴대가 편리하도록 하였다. Diagnostic Monitor를 구현함으로써 측정되어진 생체데이터를 모니터링 하여 현재의 건강상태를 확인할 수 있었다. 이로써 본 연구에서 개발한 u-healthcare 측정 모듈이 정상적으로 동작함을 보임으로써 지금까지 다른 많은 연구에서 이루지 못한 통합형 u-healthcare 측정모듈 및 모바일 연동이 가능한 시스템을 구현하였다. 이는 유비쿼터스 사회 구현에 일조 및 지속적, 지능적, 원격 healthcare로 인한 Life Style의 변화에 영향을 주며, 환자의 의료서비스에 대한 비용절감, 행정의 효율성, 임상연구의 용이성 및 접근성 향상을 위한 healthcare 모듈개발에 기여하여 계속적으로 발전하고 있는 의료 시스템에 좋은 본 보기가 될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 한국무선관리사업단, "유비쿼터스의 개요와 동향", 2005.
- [2] 류석상 외, "유비쿼터스 사회의 발전 추세와 미래

- 전망", 유비쿼터스 사회연구 시리즈, 한국전산원, Vol3. 2005.
- [3] 방혜미, 성지연, 김명주, "유비쿼터스 센서 네트워크 기반 원격 의료시스템의 모델 및 보안에 관한 연구", journal of information technology 제 3권, 2005.
- [4] 박래웅, "Ubiquitous Health care 발전방향," 대한병원협회지 제 34권 제 3호, 2005.
- [5] 방부강, "스마트 홈 환경 구축을 위한 블루투스 기반 유비쿼터스 건강 모니터링 시스템" 서울산업대학교 석사학위 논문, 2006.
- [6] "생체전기 임피던스법을 이용한 체수분의 평가", 고려대학교 스포츠과학 연구소 논총 제 9집, pp 215-227
- [7] 김명진, 김희동, 오영인 "TMS320C6000계열 프로세서 활용 DSP 실험실습", 생능출판사, pp127-132, 2003.

저 자 소 개



오 성 준(학생회원)
 2007년 건양대학교 정보통신
 공학과 학사 졸업.
 2007년~현재 건양대학교 전자
 정보공학과 석사 과정.
 <주관심분야 : 임베디드 시스템 ,
 SoC 설계>



김 응 식(정회원)
 1988년 단국대학교 전자계산학과
 학사 졸업.
 1990년 인하대학교 정보공학과
 석사 졸업.
 2007년 인하대학교 컴퓨터정보
 공학과 박사 졸업.
 1996년 6월~2002년 1월 (주) 한국정보통신
 단말기 개발팀장.
 2002년 2월~2005년 3월 (주) 씨크롭 전자통신
 사업본부 개발이사.
 2005년 4월~2006년 3월 ETRI IT-SoC 사업단
 수석 연구원.
 2006년 3월~현재 건양대학교 전자정보공학과
 조교수.
 <주관심분야 : 임베디드 시스템, 패턴인식, SoC
 설계>