

가정용 무선 호흡기류 및 요속신호 계측 시스템 개발

Development of Wireless Respiratory Air Flow and Urinary Flow Measurement System for Home Healthcare

차 은 종* · 이 인 광** · 이 유 미*** · 한 순 화§ · 한 정 수§ · 서 재 원§§ · 박 찬 식§§§ · 김 경 아†
(Eun-Jong Cha · In-Kwang Lee · You-Mi Lee · Soon-Wha Han · Jeong-Su Han · Jae-Won Suh · Chan-Sik Park · Kyung-Ah Kim)

Abstract - Medical system for personal health management recently changes its paradigm from hospital service to self home care based on ubiquitous technology for healthcare anywhere at any time. The present study developed a wireless bio-signal measurement system for patients to self manage pulmonary disease and benign prostate hyperplasia(BPH), both of which are chronic diseases with increasing frequency in modern society. Velocity-type respiratory air flow transducer adapted to develop respiratory module for pulmonary disease management was simplified in structure to measure uni-directional flow since most important diagnostic parameters are evaluated on the expiratory flow signal only. Standard weight measurement technique was introduced to obtain urinary flow signal for BPH management. Three load cell signals were acquired for averaging to minimize noise, followed by accuracy evaluation. Transmission and receiver modules were also developed with user program for wireless communication. Averaged relative errors were 2.05 and 1.02% for respiratory volume and maximal flow rate, respectively, and the relative error was 2.17% for urinary volume, demonstrating that both modules enabled very accurate measurements. Wireless communication distance was verified within 15m, long enough for home care application. The present system allows the user to select a necessary measurement module on a particular health demand and to immediately provide the self-test results, thus better quality health care would be possible.

Key Words : Bio-signal measurement, Home healthcare, Respiratory air flow, Urinary flow

1. 서 론

최근 사회가 급속히 고령화되고 경제수준이 향상됨에 따라 삶의 질 향상이 개인들의 주요 관심사로 부상되고 있으며 의료 기술의 비약적 발전에 따라 건강관리와 질병의 사전 예방에 대한 관심이 늘어나고 있다. 이러한 개인의 건강관리를 위해 필요한 의료시스템은 최근 유비쿼터스 헬스케어 기술을 활용하는 방향으로 발전하고 있는데, 기존에 병원에서만 가능했던 의료서비스를 때와 장소를 가리지 않고 받을 수 있도록 전환되고 있는 추세다[1-3].

국내에서는 2004년부터 정부 육성 정책의 일환으로 정보통신부, 산업자원부, 보건복지부 등의 정부부처에서 홈 네트워크 산업에 헬스케어 사업 육성 및 의료 정보화를 추진하고 있다. 이를 위해 건설업체, 대형병원, 솔루션 업체들간의

제휴가 활발하며 대학 및 정부 산하연구소 등에서 유비쿼터스 헬스케어에 관한 연구가 활발히 진행되고 있고 있다. LGCNS사에서는 병원 의료정보 시스템의 SI(system integration) 경험을 바탕으로 2008년부터 건강관리 서비스를 시범적으로 시작하고 있다[4]. 이 서비스는 건강상태유지와 만성질환관리를 위해 가정 내 터치닥터 단말기를 통해 건강정보를 측정하고 실시간으로 분석하여 실시간 결과안내와 아웃바운드 상담을 제공하며 병원진료까지 연계할 수 있도록 하였다. 생체신호를 측정하기 위해 사용되는 단말기는 혈압계, 혈당계, 체성분계, 맥박계, 휴대용 심전계 등으로 관리에 필요한 단말기를 연결하게 되어 있으나 생체센서 기술을 제공하지 못하고 있다. 또한 고가의 단말기와 사용자의 편의성이 부족한 주변장치와의 연결이 문제점으로 대두되고 있다. ELBIO사에서는 가정용 WebDoc을 개발하였는데, 이는 혈당, 혈압, 체지방, 체온, 체중, 심전도 등을 병원이 아닌 가정이나 직장 등 편리한 곳, 편리한 시간에 측정하고, 데이터를 수집, 저장하여 인터넷을 통해 전송, 의사의 정밀한 분석을 받고, 건강의 이상 유무를 판단함으로써 손쉽게 건강관리를 받을 수 있도록 하는 종합 건강관리 시스템이다[5]. CYBERNET사의 MedStars 시리즈에서는 전화 기반의 원격 시스템을 적용하여 심전도, 혈압, 산소포화도, 혈당 등을 측정할 수 있도록 하였다[6]. 그러나 이러한 기존의 재택 의료 기술에서는 혈당, 혈압, 체지방, 심전도 등과 같은 생체신호를 측정할 수 있으나 천식 및 폐질환, 그리고 전립선 비대증에 관련된 호흡신호와 요속신호의 측정은 불가능하다. 천식

* 정 회 원 : 충북대학교 의과대학 의학과 교수
** 정 회 원 : 충북대학교병원 의료기기임상시험센터 총괄팀장
*** 준 회 원 : 충북대학교 의용생체공학과 석사과정
§ 준 회 원 : 충북대학교 의용생체공학과 박사과정
§§ 정 회 원 : 충북대학교 전자정보대학 부교수
§§§ 정 회 원 : 충북대학교 전자공학부 교수
† 교신저자, 정회원 : 충북대학교 의과대학 의학과 부교수
E-mail : kimka@chungbuk.ac.kr
접수일자 : 2012년 4월 21일
최종완료 : 2012년 7월 12일

의 경우 전 세계적으로 높은 유병율을 나타내고 있으며, 국내의 경우에도 서구화된 생활 방식과 산업화에 따른 환경오염 등으로 인해 환자의 수가 증가하여 소아 및 청소년과 노년층에서 약 12% 이상의 유병율을 나타내고 있는 사회적으로 중요한 질환이라 할 수 있다[7]. 천식은 다양한 자극으로 인해 기관지의 과민성 반응이 나타나는 만성 염증성 질환으로 심한 발작이나 기관지 폐쇄 등을 일으킬 수도 있으며, 급성 발작의 경우 사망에 이르기도 한다. 따라서 천식 환자는 시간과 공간의 제약없이 스스로 증상을 관찰하고 파악하여 급성 악화나 발작에 미리 대비할 수 있어야 한다. 전립선 비대증의 경우에는 남성의 연령이 증가할수록 비례하여 발병 빈도가 증가하는데 60대 이상 남성의 60%~90%에서 발병한다[8]. 전립선 비대증을 진단하는 여러 검사 방법 중에서 요속검사는 비침습적이며 검사방법이 간단하여 가장 많이 사용되고 있으며[9], 정기적인 요속검사는 전립선 비대증의 관리에 필수적이라 할 수 있다. 이와같이 천식과 전립선 비대증과 같은 만성질환의 경우 정기적인 자가검사를 통해 환자 스스로 자신의 건강상태를 모니터링하고 관리하는 것이 매우 중요하므로 본 연구에서는 이 질환들의 자가관리를 위한 시스템을 개발하고자 하였다.

따라서 본 연구에서는 기존의 채택 의료기기로 관리할 수 없었던 천식과 전립선 비대증 관련 생체신호인 호흡신호와 요속신호를 측정할 수 있는 계측 모듈을 개발하였다. 또한 이들 신호를 무선 송수신할 수 있는 모듈을 함께 개발하여 그 유용성을 실험적으로 검증하였다.

2. 본 론

2.1 시스템 구성

가정에서 만성질환자 혹은 일반인들이 자신의 생체신호를 계측하여 스스로 건강관리를 하고자 하는 무선 생체신호 계측 시스템은 일반적으로 생체신호 계측 부분, 계측된 신호를 무선 송수신하는 부분, 측정 결과를 모니터링하는 부분으로 구성된다[10-12]. 본 시스템에서 측정하고자 하는 생체신호로는 개인이 꾸준히 자가관리를 해야 하는 질환 중 기존 생체신호 계측 시스템에서 채택하지 않았던 천식 및 전립선 비대증 관련 생체신호인 호흡기류 및 요속신호로 선정하였다. 생체신호 계측 부분은 이 두 가지 생체신호를 각각 계측할 수 있는 독립된 계측 모듈로 구성하였다. 계측 모듈은 송신 모듈에 체결하여 전원을 공급받아 동작되며, 측정된 생체신호의 무선 송수신은 지그비(zigbee) 방식을 채택하였다. 측정 모듈을 송신 모듈에 체결한 후 검사를 수행하면 측정된 생체신호는 무선으로 수신 모듈로 전송되고 수신 모듈과 연결된 PC에서 사용자 프로그램을 통해 생체신호를 실시간으로 모니터링 할 수 있도록 구성하였다. 시스템 전체 구성도를 그림 1에 나타내었다.

2.1.1 무선 송수신 모듈

본 시스템은 특정 개인 환자를 위한 것으로 특정 순간에는 단일 모듈만을 사용하므로 별도의 네트워크 프로토콜은 불필요하며, 매우 근거리에서 송수신하게 되므로 상용화된 지그비 통신 기법을 채택하였다. 송신 모듈은 3.7V의 AAA 타

입의 충전기, 생체신호 측정 모듈과의 컨넥터, CC2430 (TEXAS INSTRUMENTS, U.S.A.)[13]으로 구성하였다(그림 2 참조).

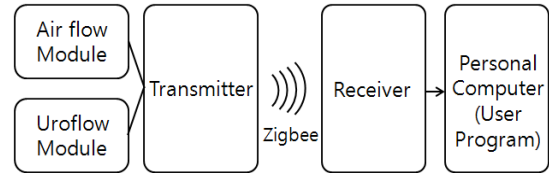


그림 1 시스템 구성도

Fig. 1 System configuration

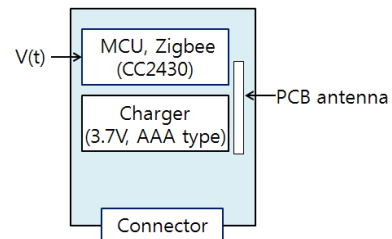


그림 2 송신 모듈의 구성도

Fig. 2 Configuration of the transmission module

CC2430은 SOC(system on chip) 형태로 하나의 칩에 8051 마이크로프로세서, 8 혹은 14 bit의 ADC(8 channel), 32kB 플래시 메모리, 8kB SRAM, 지그비(2.4GHz IEEE 802.15.4)가 탑재되어 있다. 송신 모듈과 생체신호 계측 모듈 간에는 전원전압이 인가된 3 비트의 ID 스위치 핀으로 연결하였다. 생체신호 계측 모듈로부터 얻어진 2개의 신호는 송신 모듈의 ADC로 전송된다. ID 핀은 현재 체결되어 있는 생체신호 계측 모듈을 인식시켜 주며, 본 연구에서 제시하는 두 개의 생체신호 계측 모듈 이외에 추가로 계측 모듈을 연결하여 사용할 수 있도록 3 비트로 제작하였다. 스위치 핀이 3비트이므로 6개의 생체신호를 추가적으로 확장하여 측정할 수 있다. 향후 혈당 모듈 등 타 계측 모듈이 개발된다면 ID 스위치 핀을 활용하여 인식이 가능하므로 무선 송수신 모듈을 그대로 사용할 수 있는 편의성이 제공된다.

수신 모듈은 송신 모듈과 동일한 CC2430을 사용하였으며, 충전 회로와 시리얼 통신 칩(MAX3224, MAXIM, U.S.A.)[14]을 추가하여 제작하였다(그림 3 참조).

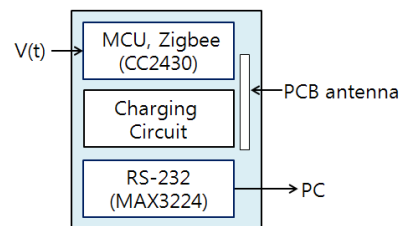


그림 3 수신 모듈의 구성도

Fig. 3 Configuration of the receiver module

2.1.2 생체신호 추출회로 설계

생체신호를 추출하여 전압신호의 형태로 출력하는 신호 추출회로를 그림 4와 같이 설계하였다. 여기전압(excitation voltage)을 차압센서(differential pressure transducer)에 인가한 후 생체신호(measurand)의 변화에 따른 전압변화를 얻는 방식을 적용하였으며, 그림 4에 보인 골격의 회로를 호흡기류 및 요속신호 계측 모듈에 공통으로 적용하였다.

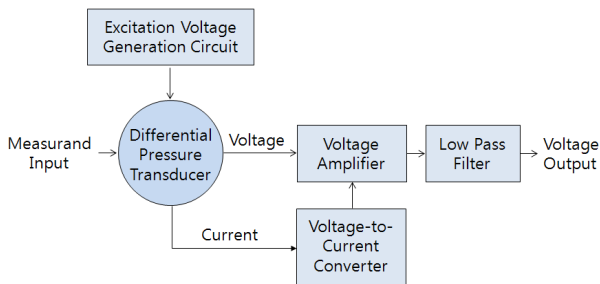


그림 4 생체신호 추출 회로의 구성
Fig. 4 Block diagram of bio-signal measurement circuit

2.1.3 호흡기류 계측 모듈

호흡기류를 계측하기 위한 기류센서로 본 연구팀에서 개발한 속도계측형 호흡기류 계측기술을 적용하였다[15]. 이 기술은 피검자가 입에 물고 호흡하는 호흡관 내에 상호 대칭이 되는 피토크관을 설치하여 호흡기류의 위치에너지를 상쇄시켜 제거하고 흐르는 기류의 동압력만을 계측함으로써 호흡기류의 속도 변화를 동압력의 변화로 변환하는 기술이다. 그러나 폐활량 검사 및 천식환자의 자가관리시 중요한 진단 매개변수들은 대부분 호식기류로부터 얻어지므로 본 연구에서는 호식기류 단방향만을 측정하도록 피토크관의 기능을 제한하여 그림 5와 같이 단순화하였다. 단방향이지만 피토크관이 호흡관의 출구 끝부분에 위치하여 위치에너지 성분은 대기압이 되므로 위치에너지의 상쇄가 불필요해진다. 피토크관은 내경이 약 0.7[mm]인 알루미늄 재질의 원형관으로 제작하여 기류방향에 수직으로 장착하였으며, 5개의 계측 구멍을 뚫어 각 계측지점에서 동압력을 물리적으로 평균하여 계측할 수 있도록 하였다. 피토크관에는 범용 압력센서가 연결되어 호흡기류에 따른 동압력이 측정되며 측정된 동압력은 압력신호의 형태로 무선 송신하도록 제작하였다.

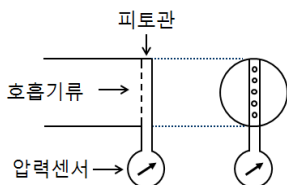


그림 5 단방향 피토크관의 구조
Fig. 5 Structure of uni-directional Pitot tube

그림 4에서 제시한 생체신호 추출 회로 구성을 적용하여 호흡기류 계측 회로를 제작하였다. 속도계측형 호흡기류의

압력 대 기류 특성은 2차함수를 나타내므로 낮은 압력범위에서 기류데이터의 해상도가 낮아진다. 이를 보상하기 위해 낮은 범위의 호흡기류(0~2[LPS])와 높은 범위의 호흡기류(2[LPS]~15[LPS])로 그 범위를 양분하고 각각을 별도로 측정하기 위해 그림 6과 같이 이중 이득 증폭회로를 고안하였다. 압력센서로는 단방향 압력만을 측정할 수 있는 MPXV10G(Freescale Inc., U.S.A.)[16]를 사용하였다. 압력센서의 출력은 1차(차압) 증폭과 저역필터를 통과한 후 2[LPS]를 기준으로 이득을 달리하여 2차 증폭 및 저역필터를 통과하도록 하였다.

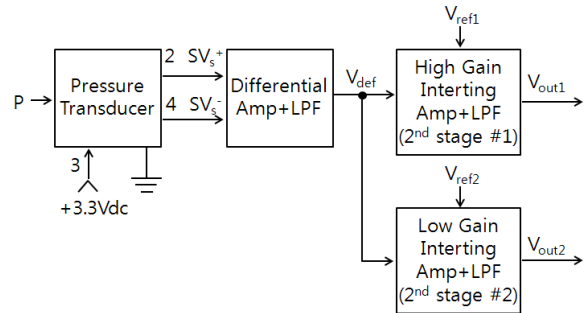


그림 6 이중 이득 증폭회로의 구성
Fig. 6 Dual gain amplifier circuit diagram

2.1.4 요속 계측 모듈

요속 측정을 위해 로드셀(load cell)로 배뇨 과정중의 요 무게(W)를 측정하여 수학적으로 미분하는 “무게 측정법”을 채택하였다[17]. 로드셀 위에 위치한 배뇨용기의 무게는 배뇨용적에 따라 증가하게 되며, 요속은 배뇨용적의 시간변화율이므로 요의 무게를 연속적으로 측정하면 요속을 측정할 수 있다. 무게 측정방식은 표준 요속 측정 방법이긴 하나, 하나의 로드셀을 사용하여 측정 잡음이 크다는 단점이 있으므로, 이를 개선하기 위해 세 개의 로드셀을 위치시켜 로드셀 각각이 측정하는 무게신호를 합산하여 저항회로로 아나로그 평균함으로써 측정 잡음을 상쇄시켰다[18]. 요속 신호를 계측하기 위한 로드셀은 FX1901-0001(Measurement Specialties Inc., U.S.A.)로 선정하였으며, 로드셀 신호 추출회로를 그림 7과 같이 설계하였다.

2.2 사용자 검사 프로그램

2.2.1 호흡기류 진단 매개변수 설정

본 연구에서 도입한 호흡기류 계측 모듈은 호식기류만을 측정할 수 있으므로 노력성 폐활량(FVC, forced vital capacity) 검사시 기류신호(F_A)는 그림 8과 같은 파형을 보인다. 호흡기 질환의 중요한 진단 매개변수들은 거의 모두 호식기류로부터 계산할 수 있으며, 천식환자의 기도상태를 관리하는데 있어 필수적 매개변수인 최대호식기류(PEF, peak expiratory flow rate) 및 노력성 폐활량(FVC), 일초량(FEV1, forced expiratory volume in 1 second), 일초율(FEV1%=100FEV1/FVC)의 4종을 선정하였다.

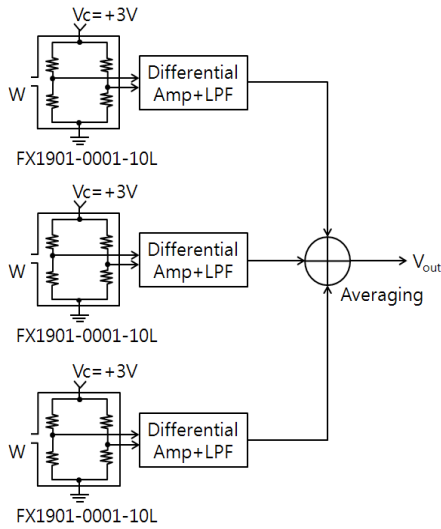


그림 7 로드셀 신호 추출 회로
 Fig. 7 Signal extraction circuit diagram for load cells

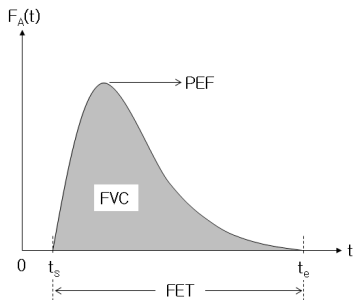


그림 8 노력성 호식기류 파형상에 나타난 진단 매개변수의 정의
 Fig. 8 Diagnostic parameters defined on the forced expiratory flow rate signal

호흡기류 계측 모듈에 장착된 호흡관을 입에 물고 강제로 호식을 시작하여(t_s) 최대한 내쉬 후 호흡이 끝나면(t_e) 검사가 종료되며, 이 구간을 노력성호식시간(FET, forced expiration time)이라고 한다. 이때 FET 구간 동안 F_A 신호를 적분한 매개변수를 FVC로 산출하였다(식 (1)).

$$FVC = \int_{t_s}^{t_e} F_A dt \quad (1)$$

PEF는 FET 구간 내에서 F_A 의 최대값이며, FEV1은 호식이 시작된 후 1초 동안에 호식된 공기 용적으로서 식 (2)로 산출하였고, FEV1%는 FEV1을 FVC로 나눈 비율을 %로 표기한 값이다.

$$FEV1 = \int_{t_s}^{t_s+1 \text{ sec}} F_A dt \quad (2)$$

2.2.2 요속신호 진단 매개변수 설정

배뇨시 무게신호를 취득하여 용적신호로 변환한 후 수리

미분하면 요속신호(F_U)를 얻을 수 있으며, F_U 로부터 임상적으로 중요한 진단 매개변수 5종을 그림 9와 같이 설정하였다.

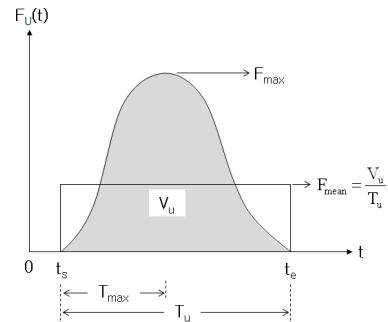


그림 9 요속 신호 및 진단매개변수
 Fig. 9 Diagnostic parameters defined on the urinary flow rate signal

배뇨시간(T_U)은 배뇨가 진행되는 시간($t_e - t_s$)이며, 배뇨용적(V_U)은 식 (3)과 같이 T_U 동안 F_U 신호를 적분하여 산출하였다. 평균요속(F_{mean})은 식 (4)와 같이 V_U 를 T_U 로 나누어 계산하였다.

$$V_U = \int_{t_s}^{t_e} F_U dt \quad (3)$$

$$F_{mean} = \frac{V_U}{T_U} \quad (4)$$

또한 시작시점부터 F_U 가 최대값을 나타내는 시점까지 소요된 시간을 산출하여 최대요속 시간(T_{max})으로 설정하였으며, 최대요속(F_{max})은 식 (5)에서와 같이 T_{max} 에서 $\pm 0.5sec(t_M)$ 동안 F_U 를 평균하여 산출하였다. F_{max} 를 산출하기 위해 $\pm 0.5sec$ 동안 F_U 를 평균한 것은 배뇨과정으로 10초 이상 소요되는 상당히 느린 생리과정으로 F_U 역시 F_A 와는 달리 상대적으로 느린 변화를 나타내므로 보다 신뢰성 있는 값을 얻기 위함이다.

$$F_{max} = \frac{1}{2t_M} \int_{T_{max}-t_M}^{T_{max}+t_M} F dt \quad (5)$$

2.2.3 사용자 프로그램

각 측정 모듈이 측정하는 생체신호의 정확도 및 무선 송수신 여부를 확인하기 위한 사용자 프로그램을 제작하였다. 사용자 프로그램은 범용 프로그램인 Visual Studio 2008(Microsoft, USA)를 사용하여 제작하였으며 사용자 등록 및 통신 환경을 설정하는 화면과 계측되는 생체신호를 실시간으로 디스플레이하고 해당 생체신호의 진단 매개변수를 제시하는 화면으로 구성하였다.

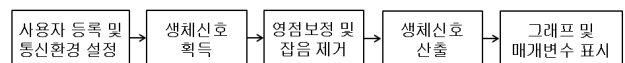


그림 10 사용자 프로그램 구성
 Fig. 10 User program flow diagram

2.3 실험 방법

호흡기류 및 요속신호 계측 모듈의 정확도 및 무선 송수신 여부를 검증하기 위한 실험을 수행하였다. 본 연구팀에서는 서보모터(CSDJ-10BX2, Samsung Electronics Co., Ltd, Korea)로 구동되는 표준기류과형생성시스템(SVSyr8.0, CKInt. Co. Ltd, Korea)을 개발한 바 있으며 그림 11에 보인 것처럼 이 시스템에[19] 호흡기류 계측 모듈을 연결하였다. 기류과형생성시스템 내의 시린지를 좌측으로 밀면 호흡기류 계측 모듈을 통해 공기가 흘러나가게 되는데, 이는 호흡에서의 호식기류를 나타낸다. 기류과형생성시스템으로 1~10[LPS] 범위 내에서 1[LPS]씩 단계적으로 일정기류(steady flow)를 생성시켜 계측 모듈로 흐르도록 하여 기류를 측정된 후 무선으로 수신하여 사용자 프로그램에 표기하도록 하였다. 이때 프로그램에 출력되는 FVC와 PEF를 측정값(FVC_m, PEF_m)으로 간주하였다. 기류과형생성시스템에 연결되어 있는 변위센서(LTM600S, Gefran, Italy)를 통해 출력되는 거리신호를 미분하여 산출한 표준기류과형으로부터 FVC와 PEF를 계산하여 표준값(FVC_s, PEF_s)으로 간주하였으며, 이를 FVC_m, PEF_m과 비교하였다.

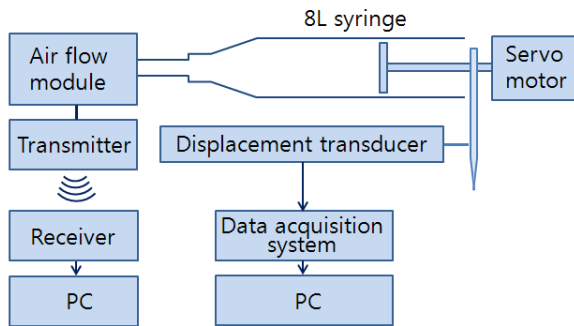


그림 11 실험장치의 모식도
Fig. 11 Experimental set-up

요속신호 계측 모듈의 정확도를 평가하기 위해 비이커로 계측한 150[mL]의 물을 요 수집용기의 상부에서 부으면서 용기의 무게신호 변화를 계측한 후 무선 송수신하여 사용자 프로그램에 표기하도록 하였다. 요 수집용기에 가한 물의 용적이 정확히 150[mL] 이므로 이를 표준값으로 간주하고, 무선으로 측정된 물의 용적과 비교하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 호흡기류 계측 모듈

본 연구에서 제작한 호흡기류 계측 모듈을 그림 12에 제시하였다. 모듈 아래부분의 컨넥터는 송신 모듈에 체결되는 부위이다. 모듈의 크기는 42×48×10[mm](W×H×D)로서 송신 모듈과 체결하는 경우 전체 길이는 120[mm]로 손에 잡고 검사하기에 적당하다고 판단된다. 우측의 투명관은 호흡관으로서 검사시에는 그림 12에서와 같이 우측에 체결하며, 사용하지 않을때에는 좌측 상단에 장착하여 보관이 용이하도록 제작하였다. 호흡관은 플라스틱 재질로 제작하여 검사

후 세척하여 재사용이 가능하도록 하였으며, 동일한 크기의 종이 재질의 일회용 호흡관을 사용하는 경우 본인 이외의 다른 사람도 사용 가능하다.

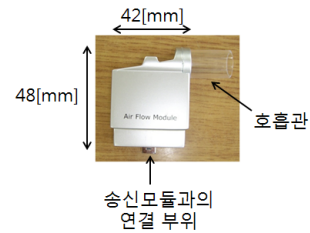


그림 12 호흡기류 계측 모듈
Fig. 12 Air flow rate transducer module

호흡기류 계측 모듈의 계측 정확도 실험 결과를 표 1에 제시하였다. 표준값은 수동으로 입력한 기류의 크기로 구동되는 기류과형생성시스템에 연결되어 있는 변위센서로부터 산출한 기류의 크기와 용적으로서 호흡기류 계측 모듈에 가해진 실제값들이다. 측정값은 호흡기류 계측 모듈에서 계측하여 무선 송수신되어 사용자 프로그램에서 계측한 값들이다. 따라서 표준값에 대한 기준값의 상대오차를 산출하여 모듈의 계측 정확도를 판단하였다. 상대오차의 크기는 PEF와 FVC 모두 ±4.5% 이내로 미국 흉부학회에서 제시하는 기준[20,21]인 ±5% 이내이었다. 사용자 프로그램에서는 FEV1과 FEV1%를 계산하여 표시하지만, FEV1이 FVC와 마찬가지로 동일한 기류신호에서 산출되므로 FVC와 PEF만의 비교만으로도 전반적인 정확도를 평가하는데 충분하다고 판단되어 비교 대상에서 제외하였다. FEV1%는 단순한 비율변수이므로(100FEV1/FVC) 정확도 평가에 불필요하여 제외하였다.

3.2 요속 계측 모듈

로드셀 3개를 사용하여 제작한 요속 계측 모듈을 그림 13에 제시하였다. 그림 14에 보인 이동형 변좌의 아래부분에 있는 공간에 모듈을 장착하였으며, 로드셀 위에 수집용기를 올려놓고 배뇨하도록 제작하였다.

표 1 호흡기류 계측 모듈의 정확도 실험 결과

Table 1 Experimental results of the air flow rate transducer module

표준값		측정값		상대오차	
PEF _s [LPS]	FVC _s [L]	PEF _m [LPS]	FVC _m [L]	%el(PEF)	%el(FVC)
1.00601	6.99805	0.97236	6.69497	3.34490	4.33092
2.01300	7.03147	2.05170	6.86487	1.92250	2.36935
3.01313	7.00849	3.05354	6.84218	1.34113	2.37298
4.01994	7.02350	4.02324	6.82957	0.08209	2.76116
5.02463	7.21482	5.00382	7.02199	0.41416	2.67269
6.03169	7.20321	5.99417	7.04272	0.62205	2.22803
7.04141	6.75592	6.98021	6.65912	0.86914	1.43282
8.04078	7.08924	7.98376	7.01712	0.70914	1.01732
9.04598	7.43084	8.99075	7.38077	0.61055	0.67381
10.04572	6.83951	10.01923	6.88496	0.26369	0.66452
평균				1.01794	2.05236
표준편차				0.97678	1.13504

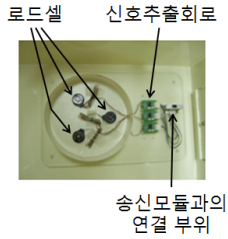


그림 13 요속 계측 모듈의 실물사진
 Fig. 13 Urinary flow rate transducer module

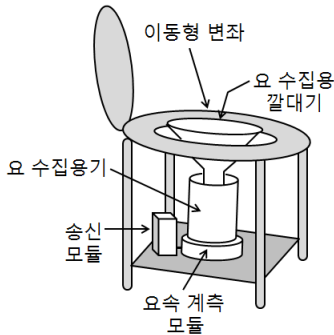


그림 14 이동형 변좌의 구조도
 Fig. 14 Structure of movable toilet

요속 계측 모듈의 정확도를 평가하기 위해 150[mL]의 물을 요 수집용기의 상부에서 부으면서 무게신호를 측정하였다. 무게신호를 무선 송수신하여 사용자 프로그램에서 용적신호로 변환한 후 수리미분하여 요속 신호 및 진단 매개변수들을 산출하였다(그림 15 참조). 물이 유입된 시간은 32.03[s] 최대 요속은 20.49[mL/s], 최종 용적값은 146.74[mL] 로서 실제 물의 양인 150[mL]와의 상대오차가 불과 2.17%로서 정확한 용적 측정이 가능함을 확인하였다.

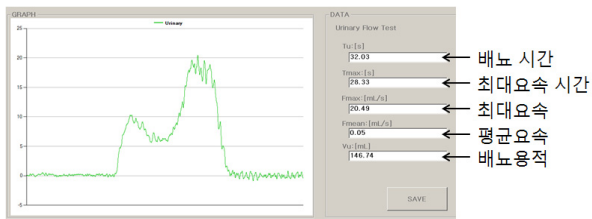


그림 15 용적신호의 측정 사례
 Fig. 15 Example of urinary volume signal

3.3 무선 송수신 모듈

송신 모듈은 각 계측 모듈에 공통으로 체결할 수 있도록 제작하였으며, 각각의 계측 모듈을 송신 모듈에 체결하는 동시에 송신 모듈로부터 전원을 공급받아 동작하도록 하였다. 송신 모듈에 호흡기류 계측 모듈을 체결한 실물 사진을 그림 16(a)에 보였다. 수신 모듈은 RS232C 방식으로 PC에 유선 연결하였으며, 그림 16(b)와 같이 신호 측정을 하지 않는 동안 송신 모듈을 장착하여 충전을 하기 위한 거치대의 형태로 구성하였다. 호흡기류 및 요속신호 계측 모듈의 정확

도 실험시 해당신호를 계측하여 이상없이 송수신 되는 것을 확인할 수 있었으며(그림 15 참조), 송신 모듈과 수신 모듈의 통신 가능거리는 장애물이 없는 환경에서 15[m]임을 확인하였다. 본 연구에서 제시하는 호흡 및 요속 계측 모듈 이외의 생체신호의 경우 앞서 언급한 대로 송신 모듈과의 연결부위를 구조적으로 동일하게 제작하면 추가로 6개의 생체신호 계측이 가능하다.



그림 16 무선 송수신 모듈의 실물사진
 Fig. 16 The wireless receiver and transmitter modules

4. 결 론

본 연구에서는 호흡 및 요속 신호를 무선으로 전송받아 PC에서 실시간으로 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현하였다. 2개의 생체신호 계측용 모듈을 각각 제작하여 모듈별 계측 성능 및 무선 송수신 성능을 실험적으로 확인하였다. 또한 계측된 신호를 시각적으로 확인할 수 있는 사용자 프로그램을 제작하여 실시간으로 디스플레이되는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구에서 제시하는 무선 생체신호 계측 시스템은 가정에서 환자 혹은 일반인이 자신에게 필요한 측정모듈을 선택하고 그 결과를 직접 실시간으로 확인할 수 있으므로 보다 원활한 건강관리가 이루어 질 수 있다. 뿐만 아니라 생체신호를 무선 송수신함으로써 사용자의 질환관리에 편리성을 제공할 수 있다. 향후에는 사용자 프로그램에 측정 결과를 저장한 후 기간별 변화 추이를 그래프 등으로 표기하도록 하여 보다 효율적인 환자 맞춤형 질환관리가 이루어지도록 하고자 한다.

감사의 글

이 논문은 2011년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음.

참 고 문 헌

- [1] K. Y. Ji, Ubiquitous u-healthcare, Jinhan M & B, 2005.
- [2] Korea Institute of Science and Technology Information, Medical and welfare in an aging society technology, 2005.
- [3] T. Gao, D. Greenspan, M. Welsh, R. R. Juang, and A. Alm, "Vital signs monitoring and patient tracking

over a wireless network”, In Proceedings of the 7th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Shanghai, 2005.

[4] <http://www.lgcns.co.kr>

[5] <http://www.elbio.com>

[6] <http://www.cybernet.com/index.php/medical-and-healthcare-technologies/medstar-pc>

[7] S. H. Cho, Y. K. Kim, Y. S. Chang, S. S. Kim, K. Y. Min, Y. Y. Kim, “Asthma insights and reality in Korea”, The Korean Journal of Medicine, vol. 70, no. 1, pp. 69-77, 2006.

[8] H. A. Guess, H. M. Arrighi, E. J. Metter, and J. L. Fozard, “Cumulative prevalence of prostatism matches the autopsy prevalence of benign prostatic hyperplasia”, Prostate, vol. 17, pp. 241-246, 1990.

[9] The Korean Prostate Society, Benign prostate, Iljokak, pp. 127-136, 2004.

[10] Y. D. Lee, Y. Y. Chung, “A study on WSN based ECG and body temperature measuring system for ubiquitous healthcare: 1. the construction of sensor network platform”, Journal of Sensor Science and Technology, vol. 15, no 5, pp. 362-370, 2006.

[11] D. S. Lee, Y. Y. Chung, “ A study on WSN based ECG and body temperature measuring system for ubiquitous healthcare: 2. Vital signal monitoring software system”, Journal of Sensor Science and Technology, vol. 15, no. 6, pp. 417-424, 2006.

[12] K. K. Lee, J. W. Lee, W. K. Cheong, H. W. Lee, J. Y. Chang, “A Development of Wrist type Monitoring System for Smart Home Healthcare”, The Korean Institute of Information and Communication Sciences, vol. 10, no. 12, pp. 2349-2354, 2006.

[13] <http://www.ti.com/product/cc2430>

[14] <http://russia.maxim-ic.com/datasheet/index.mvp/id/1782>

[15] I. K. Lee, S. S. Choi, D. K. Kim, S. H. Han, J. S. Han, J. K. Cheong, S. O. Lee, E. J. Cha, K. A. Kim, “Wireless module for spirometric test”, The Korea Society of Medical & Biological Engineering 2010, vol. 42, P-204, 2010.

[16] http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX10.pdf fsrch=1&sr=2

[17] D. W. Jeong, S. T. Cho, K. K. Nam, M. K. Chung, K. R. Jeon, “Estimation and implementation of the flowmetry using load cell”, J. of the Korean Sensors Society, vol. 13, no. 6, pp. 436-445, 2004.

[18] S. S. Choi, I. K. Lee, S. B. Lee, J. O. Park, S. O. Lee, E. J. Cha, K. A. Kim, “Noise Reduction Technique by Three-Points Ensemble Averaging in Uroflowmetry”, The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, vol. 58, no. 8, pp. 1638-1643, 2009.

[19] B. K. Cheon, Y. K. Kang, K. A. Kim, T. S. Lee, E. J. Cha, “Analysis of volumetric accuracy in air flow generator with cylinder”, Korea Intellectual Patent Society, vol. 7, no. 1, pp. 79-82, 2005.

[20] American Thoracic Society, “Standardization of spirometry”, European Respiratory Journal, vol. 26, pp. 319-338, 2005.

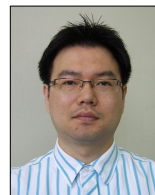
[21] American Thoracic Society, “Standardization of spirometry”, American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.

저 자 소 개



차 은 종 (車 殷 宗)

1990년 서울대학교 전자공학과 졸업, 1987년 미국 남가주대학 의공학과 박사, 1988년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 교수



이 인 광

2005년 충북대학교 물리학과 졸업, 2007년 동대학 의용생체공학과 석사, 2011년 동대학원 박사, 2011년~현재 충북대학교 병원 의료기기임상시험센터 총괄팀장



이 유 미 (李 有 美)

2008년 한남대학교 생활체육학과 졸업, 2012년~현재 충북대학교 학과간협동과정 의용생체공학과 석사과정



한 순 화 (韓 順 和)

1980년 서울대학교 간호학과 졸업, 1982년 동대학 보건대학원 보건행정학과 석사, 2010년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정



한 정 수 (韓 景 琇)

1991년 충북대학교 체육교육과 졸업, 1994년~현재 충청북도청 교사, 1996년 동대학 체육과 석사, 2009년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정



서재원 (徐在源)

1995년 충북대학교 전자공학과 졸업,
1997년 광주과학기술원 정보통신공학과
석사, 2003년 동대학원 박사, 2003년~
2004년 LG전자기술원 선임연구원, 2004
년~현재 충북대학교 전자정보대학 부교수



박찬식 (朴贊植)

1984년 서울대학교 제어계측공학과 졸업,
1986년 동대학원 석사, 1984년~1997년
삼성전자 책임연구원, 1997년 동대학원
박사, 1997년~현재 충북대학교 전자공학
부 교수



김경아 (金敬娥)

1991년 충북대학교 물리학과 졸업, 1993
년 동대학원 석사, 2001년 동대학 의용생
체공학과 박사, 2005년~현재 충북대학교
의과대학 의학과 부교수