

## UHF 대역 FSK에 의한 생체신호 무선 전송장치의 개발

이훈규, 박동철\*

(주)닥터리, \*충남대학교 전파공학과  
(1999년 12월 13일 접수, 2000년 4월 17일 채택)

### A FSK Radio-telemetry System for Monitoring Vital Signs in UHF Band

H.K. Lee, D.C. Park\*

Dr. LEE Co. Ltd., \*Department of Radio Science and Engineering, Chungnam National University  
(Received December 13, 1999. Accepted April 17, 2000)

**요약** : 본 연구는 중환자실, 응급실, 수술실 등 병실내에서 환자를 구속하지 않고, 무선으로 환자의 활력징후 신호 등을 관찰할 수 있는 생체신호 무선 전송장치를 설계 제작하는데 목적을 두었다. 본 무선 환자감시장치는 활력징후 신호 수집기, 무선 송수신 장치 및 활력징후 관찰기로 구성된다. 활력징후 신호 수집부는 생체신호를 증폭하기 위한 아날로그신호 증폭기와 디지털데이터 변환을 위한 단일 칩 마이크로컨트롤러로 구성된다. 전송신호의 품질을 확보하고 신호처리 및 구성이 간단하여 저 비용으로 구성할 수 있는 주파수편이변조(FSK) 방법을 사용하였고 디지털신호는 UHF 대역의 미약 무선주파수에 의하여 송수신 되었다. 활력징후 신호 관찰기는 무선 수신기에 의해 디지털 데이터를 복조하고 활력징후 신호를 상시 모니터링하기 위한 액정모니터(LCD) 및 신호를 기록하기 위한 감열기록장치(thermal printer)로 설계 제작되었다.

**Abstract** : This paper presents a radio-telemetry patient monitor, which is used for intensive care units, emergency and surgical operation rooms to monitor continuously patients' vital signs. The radio-telemetry patient monitor consists of a vital sign acquisition unit, wireless data transmission units and a vital sign-monitoring unit. The vital sign acquisition unit amplifies biological signals, performs analog signal to serial digital data conversion using the one chip micro-controller. The converted digital data is modulated FSK in UHF band using low output power and transmitted to a remote site in door. In comparison with analog modulation, FSK has major advantages to improve performance with respect to noise resistance with fewer error and the potential ability to process and improve quality of the received data. The vital sign-monitoring unit consists of the receiver to demodulate the modulated digital data, the LCD monitor to display vital signs continuously and the thermal head printer to record a signal.

**Key words** : Electrocardiograph(ECG), Frequency shift keying(FSK), Radio-telemetry, Wireless patient monitor

## 서 론

환자의 활력징후로서 중요한 심전신호(ECG)는 환자감시장치에 의해 병원의 중환자실, 응급실 및 수술실 등에서 상시 감시된다. 통상의 유선 환자감시장치는 환자에 부착된 전극으로부터 유도된 생체신호가 모니터에 접속된 유도선을 통하여 모니터 화면에 실시간으로 표시되거나 감열지에 기록된다. 또한

기존의 환자감시장치들은 간호사가 환자 옆에 위치하여 계속적으로 활력징후 신호를 모니터로부터 관찰하고 이에 따른 이상의 징후에 대처하여야 한다. 이러한 환자감시장치는 환자와 모니터 사이에 연결된 유도선에 의해 환자의 움직임 및 이동에 불편을 초래하며 한명의 간호사가 환자 옆에 위치한 다수의 모니터를 동시에 감시해야하기 때문에 환자감시에 따르는 관리가 비효율적이다.

이에 대한 대책으로 아날로그변조에 의한 무선전송을 비롯하여 일반 상용화된 유무선 통신망에 의한 원거리 심전신호 전송 방법이 제안되었다[1,2,3,4,5]. 진폭변조(AM), 주파수변조(FM) 및 위상변조(PM) 등의 일반적인 아날로그 무선통신 기술은 최근에 접진적으로 진폭편이변조(ASK), 주파수편이변조

통신저자 : 이훈규, (325-870) 충남 서천군 중천면 석촌리 415  
(주)닥터리 부설연구소  
Tel. (0459)952-8280, Fax. (0459)952-8300  
E-mail, drlee@soback.kornet.net

(FSK) 및 위상편이변조(PSK) 등의 1과 0의 펄스 부호로 표시되는 디지털통신 기술로 대체 되고 있는 추세이다. 아날로그 통신에 비하여 디지털통신 시스템은 넓은 주파수대역을 요구하지만 신호처리가 용이하면서 통신로에서 발생하는 외부 잡음방해 및 페이딩(fading)에 강하고 고품질의 신호전송을 확보할 수 있다. 피변조 입력 신호가 2진 부호에 준 하는 2가지의 전압 레벨에 대응하여 반송주파수로 변조되는 경우를 제외하고는 주파수변조 기술과 유사하고, 디지털통신 방법 중에서 시스템 구현이 간단하며, 저 비용으로 구현할 수 있는 FSK(frequency shift keying) 변조 기술을 적용하였다[7]. 무선주파수는 전파사용 허가가 불필요한 UHF 대역의 미약 전파를 사용하였다. 본 연구는 중환자실 등의 병실내 근거리에서 심전신호를 디지털 무선전송하여 액정모니터(LCD)와 감열 기록장치에 의해 심전신호를 표시하거나 기록할 수 있으며 이동과 처치가 편리한 무선 환자감시장치를 설계 제작되었다.

송신기는 디지털통신에 대응하고 간단한 회로구성을 할 수 있는 단일 칩 마이크로컨트롤러를 사용하여 소형경박에 의해 환자에 착용이 편리하도록 설계되었다. 활력징후 신호의 지속적인 표시를 위하여 본 연구에서는 기존의 일반적인 CRT 모니터에 비해 가볍고 얇으면서 배터리 구동이 가능하고 전자파 문제를 근본적으로 해결할 수 있는 액정모니터를 사용하였다. 감열지를 사용하여 신호를 실시간 기록할 수 있는 열감열 기록 장치는 모니터에 내장하여 일체형이 되도록 설계 제작되었다.

## 시스템 구성

### 1. 송신기

환자피부에 부착된 전극으로부터 유기된 심전신호는 흉부의 좌우 쇄골부위와 유도선을 통하여 유도되고 아날로그신호 증폭기에 입력된다. 아날로그신호 증폭기는 입력 임피던스가 매우 크면서 공통모드 신호제거비(CMRR)가 양호하고 동시에 이득조정이 용이한 계기증폭기(instrumentation amplifier)로 설계되었다. 증폭된 차동신호는 위상이 반전되고 증폭되어 흉부의 기준점에 다시 유입됨으로서 교류전원 등 인체에 유기된 공통모드전압이 최소화되도록 설계하였다. 또한 제세동기(defibrillator)에서 발생한 고전압이 유기될 경우 시스템 보호를 위하여 네온가스튜브와 제너다이오드를 사용한 고전압 방지회로로 설계하였으며 수술실에서 전기수술칼 등으로부터 발생하는 고주파 잡음을 제거하기 위한 저역통과필터를 적용하였다.

환자피부와 부착된 전극 사이의 분극(polarization)에 의해 발생한 높은 직류전압이나 제세동기로부터 발생하는 순간적인

높은 직류전압에 의해 차동 증폭기의 다이내믹 입력 범위를 초과하게 되면 증폭기에 포화전압이 출력된다. 포화 직류전압을 제거하고 심전신호만을 증폭하기 위해 0.05 Hz 고역통과필터를 통과하면 3.2 sec 시정수 특성에 따라 직류전압에 혼입된 심전신호는 신속하게 복구되지 않는다. 대책으로 포화 직류전압을 자동으로 감지하여 포화 직류전압을 신속하게 방전함에 따라 신호가 신속하게 복구되는 회로가 설계되었다. 송신기에서 사용되는 상용 9V 단일 배터리는 직류전압 변환기에 의해 +5V를 발생시키고 아날로그신호 증폭 및 디지털신호 변환을 위해 기준전압은 0V 대신 2.5V가 되도록 전원이 설계되었다.

증폭된 신호는 무선전송되어 환자감시용으로 신호를 기록장치에 기록하거나 액정모니터에 표시하기 위한 비트 정도로서 충분한 8비트 ADC(analog-to-digital converter)에 의해 디지털신호로 변환된다. 변환된 8 비트 병렬디지털데이터는 직렬데이터로 변환되어 실시간으로 무선전송되어야 한다. 1 바이트의 직렬데이터를 무선전송하기 위해 필요한 시간, 기록 및 액정모니터에 표시를 위한 신호처리 시간을 고려하여 ADC 샘플링 변환속도는 2.5ms (400 Hz)로 설정되었다. 입력신호의 범위는 0에서 5V로 설정하였으므로 비트 정도는 19.53 mV/bit가 된다.

변환된 직렬데이터를 무선 송수신하기 위해서는 동기(synchronization)에 대한 접속규약(protocol)을 결정하여야 한다. 그림 2에서 보인 신호 정보데이터의 데이터 프레임은 8 비트로 하고 선두에 1 비트는 논리 0인 시작(start) 비트로 맨 마지막에 1 비트는 논리 1인 정지(stop) 비트로 규정하였다. 데이터 전송오류를 검출할 수 있는 패리티 비트는 부여하지 않았으므로 하나의 데이터 프레임을 전송하기 위해 10 비트가 요구된다. 데이터 전송오류를 검출하는 방법으로서 패리티 비트 대신에 10 개의 데이터 프레임마다 2의 보수(2's complement)를 취한 check sum을 부여하여 데이터 전송의 신뢰성을 확보하였다. 파형 형태는 논리가 1 이면 +5V 전압, 논리 0 이면 0V 전압레벨에 대응하는 단극성(unipolar) 파형이고 파형 코딩형태는 한 비트의 펄스 기간동안 비트 전압을 100% 유지하는 NRZ(none return to zero)형태인 UNRZ(unipolar none return to zero)로 설정되었다[7]. 직렬데이터의 초당 전송속도(baud rate)는 4800 bps ( $t_{bps}=0.2083\text{ ms}$ )로 설정되었다. 한 개의 데이터 프레임을 전송하기 위해 요구되는 총 비트수(bits)는 10 비트이므로 필요한 전송 시간은 식

$$t_{frame} = t_{bps} * bits \tag{1}$$

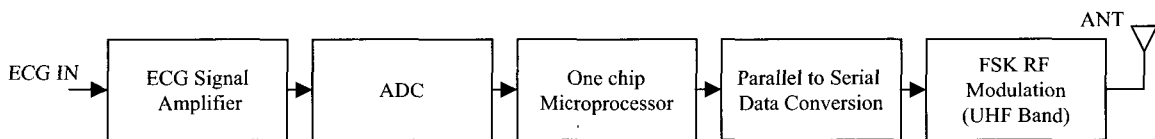


그림 1. FSK 송신기 구성도  
Fig. 1. Block diagram of FSK transmitter

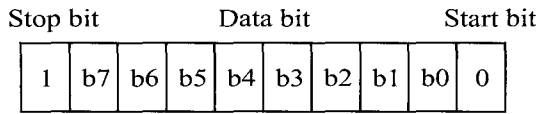


그림 2. 비동기 데이터 프레임  
Fig. 2. Asynchronous data frame

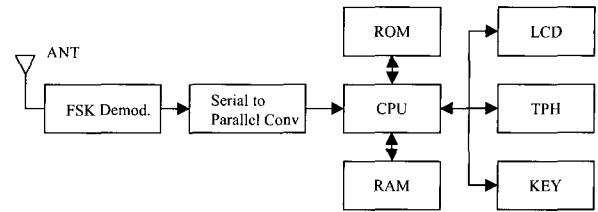


그림 3. FSK 수신기 구성도  
Fig. 3. Block diagram of FSK receiver

로부터 2.083 ms가 산출된다. ADC의 샘플링 변환속도는 2.5 ms로 설정되었으므로 한 샘플링 기간 동안 한 개의 데이터 프레임 실시간에 충분히 전송하고 나머지 시간에 신호를 기록하고 화면 표시에 대한 신호처리를 할 수 있다. 아날로그신호를 디지털데이터로 변환하고 신호처리 후 병렬데이터를 직렬데이터로 변환 출력시키는 절차는 마이크로칩사의 PIC 16C73A 단일 칩 마이크로컨트롤러에 의해 수행되었다[8]. PIC16C73A 칩은 8 비트 ADC, 병렬 및 직렬 입출력 단자와 타이머를 내장하고 있다. ADC의 샘플링 변환속도는 타이머의 인터럽트에 의해 2.5 ms로 제어되고 8 비트의 병렬데이터는 직렬데이터로 변환되어 출력된다.

직렬데이터는 구형파로서 무수한 고조파 스펙트럼 성분을 가지고 있으나 고차 고조파의 크기는 급격하게 적어지므로 데이터 전송을 위해 모든 고조파 대역의 성분을 고려할 필요는 없다. FSK변조 주파수는 반송주파수  $\omega_c$ 를 중심으로 디지털 비트 신호에 따라  $\pm \Delta\omega/2$ 만큼 주파수가 편이된다. 입력된 비트 신호의 크기 및 극성에 따라  $\Delta\omega/2$ 의 주파수 편이량이 결정된다. 비트 1일 때 주파수를  $f_m$ , 비트 0일 때 주파수를  $f_s$ , 반송주파수를  $f_c$ , 그리고 한 비트 펄스 구간의 시간은  $t_b$ 라 할 때 구형파 주파수 스펙트럼은  $\sin x/x$ 의 함수이고 대부분의 에너지는 첫 번째 측파대(lobe)인  $\pm 1/t_b$ 안에 존재하므로 FSK의 점유 주파수대역폭은

$$BW = f_m - f_s + 2/t_b \quad (2)$$

가 된다[10]. 변조주파수의 변환속도는 직렬데이터의 변환속도 즉 비트 전송시간에 비례한다. 직렬 디지털데이터는 주파수 변조되고 주파수 447 MHz로 무선 송신을 위해 원격 무선제어용인 신한전자의 SDT-447 무선모듈을 사용하였다.

## 2. 수신기

FSK 복조는 비트 0과 비트 1에 대한 변조주파수를 복조하기 때문에 변조주파수에 해당하는 대역통과필터를 이용하여 비교적 간단한 비동기검파(noncoherent) 회로에 의해 구현이 가능하다. 또한 FSK는 FM과 유사하기 때문에 동기검파(coherent) 방법으로서 위상동기루프(PLL) 혹은 슈퍼헤테로다인 복조 방법이 이용된다.

본 연구에서는 신호의 변별성 및 감도가 우수하고 일반적으로 널리 사용되고 있는 슈퍼헤테로다인을 이용하여 주파수를

낮은 주파수로 천이시킨 후 쿼드래처에 의해 피변조 신호를 복조 하였다[10].

모토로라사의 MC3361 칩을 내장하여 447 MHz의 FM 신호를 복조할 수 있는 수신감도 -100 dBm 이상을 가진 신한전자의 SDR-447 FSK 수신모듈을 사용하였다[15,16]. 안테나로부터 수신된 신호에서 주파수 447 MHz를 필터, 증폭되어 원치않는 주파수대역의 입력신호는 제거된다. 증폭된 무선신호 447 MHz는 제1 국부 발진기로부터 발생한 425.6 MHz 주파수와 혼합(mixer)되어 제1 중간주파수 21.4 MHz로 변환된다. 주파수 혼합기는 중간주파수로 변환하는 비선형 회로로서 입력주파수 ( $f_{RF}$ )와 국부 발진주파수 ( $f_{LO}$ )를 곱하게 되면 중간주파수는

$$f_{IF} = f_{RF} \pm f_{LO} \quad (3)$$

로서 두 입력주파수의 합 혹은 차로 변환된다[9]. 본 연구에서 설정한 중간주파수 신호는 식 (3)으로부터 두 입력주파수의 차인  $f_{IF} = f_{RF} - f_{LO}$  이다. 중간주파수 60 MHz까지의 FSK 신호 복조에 대응하여 국부 발진기, 혼합기 및 쿼드래처 FM 복조회로를 설계하기 위해 저 전력 소모 협대역 FM 복조 전용 칩인 모토로라사의 MC3361을 사용하였다. 제2 국부 발진 주파수는 수정발진기와 결합한 콜피츠 발진 회로에 의해 20.945 MHz로 발진된다. 21.4 MHz의 제1 중간주파수는 제2 국부 발진주파수 20.945 MHz와 혼합하여 두 입력주파수의 차인 제2 중간주파수 신호 455 kHz로 변환된다. 제2 중간주파수 신호는 455 kHz 세라믹 필터를 통과한 다음 신호 대 잡음비 (S/N)를 개선시키기 위해 신호가 충분히 증폭되고 진폭제한기 (limiter)에 의해 일정한 크기로 제한된 사각파로 변환된다. 쿼드래처 복조는 혼합기 회로와 유사하며 FM 신호를 위상의 편차에 비례해서 신호의 크기로 출력시키는 방법이다. 주파수 변화량은 중간주파수의 중심주파수에서 90도 위상 편차를 발생시키는 인덕터와 캐패시터로 구성된 병렬단동조 회로에 의해 위상 편이량으로 변환된다. 본래의 중간주파수 신호와 위상 편이된 중간주파수 신호가 곱셈기에 입력되어 펄스폭 변조 (PWM)신호로 출력되고 저역통과필터를 통과하면 주파수의 변화가 신호의 크기로 변환되어 피변조 신호가 복조 된다 [7,10,11]. FSK 복조된 직렬데이터로부터 신호 정보데이터, 시작 혹은 정지 비트를 구별해야한다. 디지털신호처리 후 신호를

열감열 기록장치에 기록 및 액정모니터에 표시하기 위한 마이크로프로세서는 모토롤라사의 MC68000 CPU를 사용하였다.

직렬입출력 인터페이스 칩인 모토롤라사의 MC6885 ACIA (asynchronous communication interface adapter)는 CPU의 데이터 버스와 연결되어 직렬데이터를 외부와 주고받을 수 있다. 입력된 직렬데이터를 병렬로 변환하기 위해 ACIA는 패리티, 전송속도, 정지 비트의 개수 등은 미리 설정되어야 한다 [14]. 직렬데이터의 전송속도는 송신기에서 설정된 4800 bps (0.2083 ms)와 동일한 값으로 설정하고 비트 잡음에 대한 비트 데이터의 유효성 확인을 위하여 한 비트의 중간 구간까지 16회 측정(strobe)한 후 각 데이터 비트의 중간에서의 값을 취한다. ACIA의 입력 클럭 주파수는 데이터 전송속도와 측정회수를 곱한 값으로 76.8 kHz (=4800 Hz X 16)로 주어진다. 환자감시장치에서 심전신호는 액정모니터에 계속적으로 신호를 실시간 표시해주거나 기록장치에 의해 기록을 수행하여야 한다. 본 연구에서는 640X480 도트의 흑백 그래픽 액정모니터를 사용하여 신호를 실시간 표시하였다. OKI사의 MSM6255은 흑백 그래픽 액정모니터 제어 전용 칩으로서 마이크로프로세서 및 그래픽 메모리(GS RAM) 연결되어 그래픽 액정모니터에 신호표시를 구동제어한다. 디지털데이터는 그래픽 액정모니터의 매트릭스 도트에 신호를 표시하기 위한 위치데이터로 변환되어 그래픽 메모리에 저장되고 액정모니터의 버퍼에 전송된 그래픽 도트에 전압이 인가되어 신호를 표시하게 된다.

열감열 기록장치는 기록지 폭 50 mm와 8 dots/mm의 프린트 해상도를 갖는 TPH(thermal print head)를 사용하였다. 메모리에 저장되어있는 디지털데이터는 TPH 도트 신호를 제어하기 위한 디지털데이터로 변환되어진다. 기록지의 그래픽 데이터로 변환된 병렬데이터는 8 비트 직렬데이터로 변환되어 TPH의 직렬데이터 버퍼에 전송되고 저장된다. 버퍼에 저장된 데이터에 따라 TPH의 도트에 전류를 인가하면 도트는 가열되고 그래프로 열감열지에 신호가 기록된다. 기록장치의 종이 이송은 1.8 deg/step의 스텝모터에 의해 25 mm/sec 혹은 50 mm/sec로 속도로 구동된다. TPH 도트에 열을 인가하는 시간 및 종이 이송속도 등은 정밀한 제어를 요하므로 외부 타이머에 의해 제어되도록 하였다.

### 실험 결과 및 고찰

UHF 대역 송수신 안테나는 모노폴, 루프, 헬리컬 안테나를 사용할 수 있다. 안테나를 소형화하기 위해서는 헬리컬과 PCB에 직접 배치할 수 있는 루프 안테나가 유리하나 설계가 용이하고 안테나 기능이 우수한 모노폴 안테나를 적용하였다. 주파수 447 MHz의 반파장 모노폴 안테나 길이는 약 32 cm가 되고 환자의 착용 편리성을 고려하여 안테나 출력 면에서 크게 차이가 없는 막대 모노폴 안테나 대신에 유연성이 양호한 일반 전선 안테나를 송신기에 적용하였고 수신기는 막대 모노폴 안테나를 사용하였다. 실험장소는 병실보다 차폐 시설이 많은 사무실 공간에서 실험을 수행하였으며 약 30 m 거리의 실내에서 송신기를 부착한 환자가 여러 장소로 이동하면서 고정된 모니터에서 심전신호를 측정하였다. 송신기의 출력을 측정하기 위하여 UHF대역에 대응한 Log-periodic 안테나를 사용하였다. 그림 4는 FSK 변조된 주파수 스펙트럼이고 그림 5는 송신기로부터 30 m 가지거리의 실내에서 측정된 송신기 출력의 스펙트럼이다.

환자감시장치는 IEC 전기안전도 및 미국 의료기기협회(AAMI)의 주요 권고사항인 동작전원, 입력 신호의 과부하에 대한 시스템 보호, 환자의 전기적 안전성확보, 심박수표시, 경고표시 범위, 심전신호의 모니터 표시 규정 등의 면에서 만족스러워야 한다[6,12]. 송신기는 배터리 전압 9V에서 동작되도록 설계되었지만 7V까지 전원이 감소하여도 정상적으로 동작됨을 확인하였다. 모니터는 85 - 265 V (50/60 Hz)의 범위의 교류전압에서 자유롭게 사용될 수 있도록 설계되었으며 ±10%의 전압변동에서도 양호한 동작을 확인하였다. 송신기는 재세동기 직류 전압 5000 V로 시스템 과부하 시험과 환자 누설 전류가 측정되었다. 본 연구에서 설계된 모니터는 유선 환자감시장치로 겸용 사용 가능하기 때문에 모니터 전원은 2차 전원 분리로 설계되었고 수신기의 환자 누설전류는 10 μA이하인 1.3 μA로 측정되었다. 아날로그 심전신호는 ADC에 의해 디지털신호로 변환 후 FSK 변조되어 무선 전송되기 때문에 전송에 대한 비트 오류를 조사할 수 있다. 임의의 알고있는 프로그램된 디지털데이터를 마이크로프로세서를 사용하여 송신기에

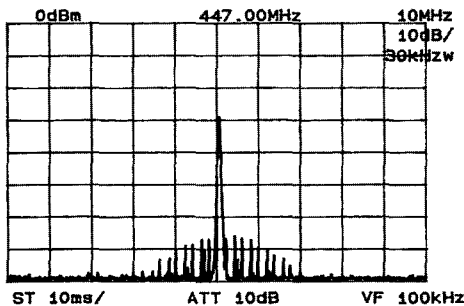


그림 4. 447 MHz FSK 스펙트럼  
Fig. 4. 447 MHz FSK spectrum

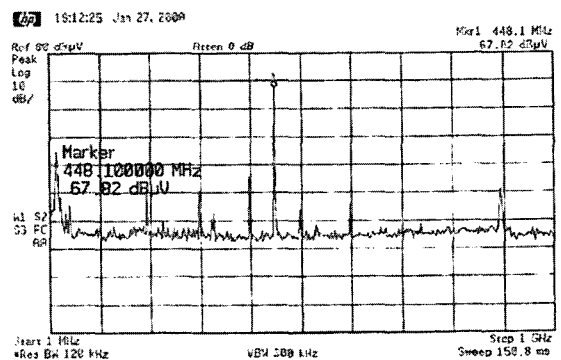


그림 5. 30 m에서 측정된 송신출력 스펙트럼  
Fig. 5. Measured power spectrum at 30 m

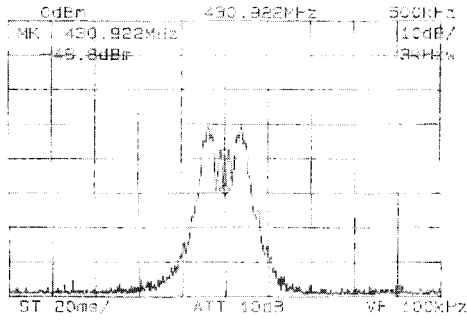


그림 6. 9600 bps의 FSK 스펙트럼  
Fig. 6. FSK spectrum for 9600 bps

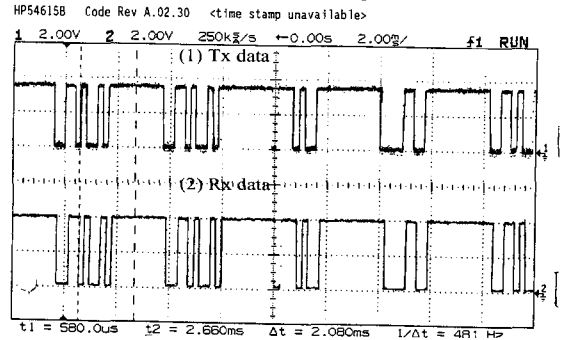


그림 7. 송신 (1) 및 수신된 직렬 데이터 (2)  
Fig. 7. Tx (1) and Rx data (2)

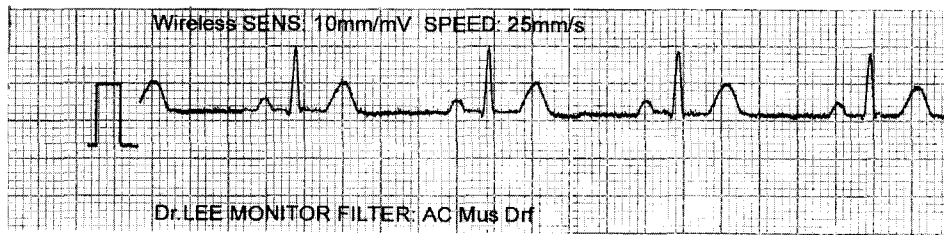


그림 8. 기록장치에 기록된 수신된 심전신호  
Fig. 8. Recorded ECG signal using the thermal head printer

입력한 후 수신기에서 데이터를 복조하여 비교조사하였다. 비트 오류 검출시험은 원거리 시험의 어려움 때문에 3m 거리에 위치한 송수신기에서 실시되었고 약 30분간 시험에서 비트 전송 오류는 발견되지 않았기 때문에 근거리에서 완벽한 디지털 송수신이 가능함을 확인하였다. 그림 6은 4800 bps의 구형 파신호를 송신주파수로 FSK 변조한 주파수 스펙트럼이다. 송신기에서 실제의 심전신호를 입력한 후 ADC 변환된 디지털 송신신호와 수신기에서 복조된 직렬데이터를 보여준다. 직렬데이터는 시작, 정지 및 8 비트의 데이터를 포함한 10 비트로 구성되어있음을 확인할 수 있고 전송시간 지연을 제외하고는 수신데이터는 송신데이터와 정확히 일치함을 그림 7에서 확인할 수 있으며 전송속도는 4800 bps임을 확인할 수 있다.

환자의 부정맥에 대한 모니터링은 환자의 위급상황에 대처하기 위하여 매우 중요하다. 시뮬레이터에 의해 1Hz 간격으로 송신된 심전신호는 수신된 후 QRS 파형 검출회로에 의해 펄스 파형으로 실시간 변환되어 신호음으로 울려주거나 화면에 표시된다. 1분간 평균화된 QRS 펄스 파형은 심박수로 환산되어 그래픽 액정모니터에 표시되었다. 심전신호의 빈맥(tachycardia) 혹은 서맥(bradycardia)에 대한 경고신호 표시와 경고음의 상한 범위는 100-250 bpm로 하한 범위는 30-100 bpm으로 설정할 수 있다. 그래픽 액정모니터에서 신호의 표시속도와 열감열지에 대한 신호 기록속도는 25 mm/sec로 설정하고 신호감도(sensitivity)는 10 mm/mV로 설정하였다. 신호 발생기로부터 발생한 1 mVpp 크기의 정현파 신호를 송신기에 입력하고 모니터에 수신된 정현파를 액정모니터 화면에 표시 및 열감열지에 기록한다. 입력신호의 크기는 1 mVpp로 고정하고

0.5 Hz로부터 1 Hz 간격으로 40 Hz까지 주파수를 증가시킨 후 수신된 주파수에서의 신호크기를 측정하여 5 Hz에 대한 신호 크기를 기준으로 하여 주파수 특성을 조사한 후 희망 주파수 대역에서 -3 dB 특성을 확인하였다. 심전도 시뮬레이터로부터 발생한 신호를 송신기의 입력단에 입력한 후 개방된 실내에서 송신기와 30 m 거리에 위치한 수신 모니터에서 심전신호를 기록속도 25 mm/sec, 신호감도는 10 mm/mV로 설정하여 열감열 기록장치에 기록한 결과는 그림 8과 같다.

### 결 론

본 연구에서는 UHF 대역인 447 MHz 반송주파수를 이용하여 디지털 무선통신의 하나인 FSK 변조방식에 의해 심전신호를 무선전송하였다. FSK 디지털통신은 아날로그통신 방식에 비교하여 잡음에 강하기 때문에 오류가 없는 양호한 무선 전송신호의 품질을 확보하였고 복조된 디지털데이터는 아날로그 신호 변환없이 디지털 신호처리하여 액정모니터에 신호를 실시간으로 표시하도록 하였다. 송신기는 9V 단일 배터리 구동과 단일 칩 마이크로컨트롤러를 사용함으로써 환자에게 착용이 간편하도록 소형이면서 경량으로 제작할 수 있었다. 송신주파수는 전파사용 규제를 받지 않는 미약 무선 전파를 사용함으로써 병실내 타 전자 의료기기에 영향을 주지 않고 근거리 원격 감시장치에 유용하게 사용될 수 있다. 일반적인 환자감시장치는 CRT 및 환자로부터 유선 유도선을 사용한다 비하여 본 연구에서 제안된 생체신호 무선전송 장치는 유도선의 무선화, 그래픽 액정모니터 채용, 열감열 기록장치 채용 및 배터리 구동

에 의해 가볍고 소형이기 때문에 이동 및 거치가 용이한 이동형 환자감시장치로 구현될 수 있었다. 특히 모니터는 유선 환자감시장치와 겸용 가능하도록 설계되었기 때문에 모니터의 유무선 사용에 대한 호환성을 높였다.

본 연구에서 제안된 무선 환자감시장치는 심전신호 외에 산소 포화도, 체온, 혈압 등 각종 활력징후 신호들을 무선 송수신할 수 있다. 또한 각 환자의 송신기에 고유 주파수를 할당하고 수신기에서 주파수를 설정한다면 다수의 환자를 동시에 감시할 수 있는 무선 중앙 환자감시장치에 직접 적용이 가능하다.

### 참 고 문 헌

1. E.J. Woo, S.H. Park, K.S. Kim, K.H. Choi, S.T. Kim, H.C. Lee and J.J. Seo, "Intrabed Networks in a Patient Monitoring System(I)", J. of KOSOMBE, Vol. 18, No. 4, pp. 373-380, 1997
2. C.O. Kwon, J.Y. Choi, K.J. Kim and M.H. Lee, "A Design of the telemetry Transmitter for Monitoring Exercise Electrocardiogram," J. of KOSOMBE, Vol. 3, No. 2, pp. 113-118, 1982
3. S.W. Kay, W.S. Chang and S.H. Hong, "A Design of Multi-channel Biotelemetry for ECG Encoding and Transmission Over the Public Telephone Line," J. of KOSOMBE, Vol. 7, No. 1, pp. 21-24, 1986
4. N.Y. Kim, H.W. Ko, S.K. Yoo, H. Yang and W.K. Kim, "Development of Telemetry ECG Modem(II)," J. of KOSOMBE, Vol. 9, No. 2, pp. 179-184, 1988
5. H.C. Chung, M.S. Han, J.S. Lew and Y.K. Kim, "Implementation of a Medical Information Transmission Protocol Based on Mobile Wireless Communication," J. of KOSOMBE, Vol. 19, No. 1, pp. 19-24, 1998
6. IEC, International Standard, Medical Electronic Equipments, IEC601-1, 1988
7. Wayne Tomasi, Electronic Communications Systems, Prentice Hall Inc., 1998
8. Microchip, PIC 16/17 microcontroller data book, Microchip, 1996/1997
9. Joseph J. Carr, Mastering Radio Frequency Circuits Through Projects & Experiments, TAB Books, 1994
10. S.H. Park, Control System for Wireless Transmitter, International Technology Information Institute, 1996
11. H. Tsukamoto and K. Mamada, Analog Circuits(2), Ohmsha Ltd., 1996
12. AAMI, "Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms," ANSI/AAMI EC13-1992.
13. Sydney B. Newell, Introduction to microcomputing, Happer & Row, Publishing, 1982
14. Motorola, Communications Device Data, Motorola, 1995
15. Jon Stilwell, Ricky Ng, "VHF Narrowband FM receiver Design Using the NC3362 and the MC3363 Dual Conversion Receivers," Motorola, 1998