

주파수분할 다중방식에 의한 심전신호 및 부가정보신호 무선전송

이 훈 규 · 박 동 철

충남대학교 전자공학과

(2000년 2월 17일 접수, 2000년 8월 10일 채택)

Radiotelemetry for ECG and Event Signals Using FDM

H.K. Lec, D.C. Park

Department of Radio Science and Engineering, Chungnam National University

(Received February 17, 2000, Accepted August 10, 2000)

요 약 : 본 연구는 심전신호와 부가정보 신호의 다중신호를 주파수분할 다중방식과 주파수변조에 의해 동시에 무선전송 하기 위함이다. 심전신호는 전극으로부터 유도되고 아날로그 증폭기에 의해 증폭된다. 전극 부착부실, 간호사 호출 및 저전압 배터리 신호의 부가정보 신호는 서로 주파수가 중복되지 않도록 발진되고 주파수분할 다중방식에 의해 합성되어 주파수 변조된다. 주파수 변조된 신호는 쿨피츠회로에 의해 발진된 기본 반송파로 주파수 변조되고 체제되어 송신 반송주파수로 변환된다. 수신된 신호는 슈퍼헤테로다인 방식에 의해 중간주파수로 변환되고 쿼드레지 복조기에 의해 주파수 변조된 신호는 복조 된다. 펄스카운터와 지역통과필터에 의해 심전신호와 부가정보 신호들은 복조 된다.

Abstract : This study is to develop a radiotelemetry system to transmit and receive ECG (electrocardiograph) and event signals by using the frequency division multiplexing(FDM) technique. ECG signal sensed by the electrodes is amplified and added to the event signals acting in different frequency range for lead-off, nurse call and low level battery by using FDM. The sub-carrier oscillator using Colpitts circuits and main carrier frequency which is multiplied is frequency modulated by this added signal. The received signal is converted to an intermediate frequency(IF) which is relatively low frequency by using superheterodyne technique, and demodulated from the composite IF signal through the quadrature demodulator. A pulse counter demodulator and filtering circuits extract the original ECG and event signals.

Key words : Electrocardiograph(ECG), Frequency modulation(FM), Telemetry, Radiotelemetry, Frequency division multiplexing(FDM)

서 론

전자부품의 발달과 소형화 추세에 의해 생체내 신호를 체외로 전송할 수 있는 시스템, 제측기에서 유도선을 제거함으로써 환자의 이동과 관리가 편리한 무선 환자감시장치, 상용화된 유무선 통신망을 사용하여 생체신호를 먼 거리에서 측정하고 감시하기 위한 유무선 텔레미터리 시스템이 연구되어왔다[1,2,3,4,5]. 원격 감시장치는 가정에서 혹은 야외에서 활동하는 중에 생체신호를 병원에 보냄으로서 응급환자에 대해 신속하고 효과적인 조치를 취할 수 있다. 현재의 유무선 텔레미터리 시스템은 환자의 상태 및 송신측 시스템을 원격지에서 확인과 제어

가 어렵고 전송신호의 품질 확인이 어렵다. 따라서 환자의 생체신호 전송 뿐만아니라 송신측의 시스템과 신호의 유도상태를 파악할 수 있는 다수의 정보를 동시에 전송해야한다. 이에 대한 대책으로 다중통신(multi-channel transmission)을 위하여 다수의 주파수 채널을 사용한 무선전송이 효과적이지만 채널이 증가하면 넓은 점유주파수대역이 요구되고 시스템이 구성이 복잡해진다. 다중통신은 각채널을 주파수로 나열하여 전송하는 주파수분할 다중방식(frequency division multiplexing : FDM)과 시간적으로 나열하여 전송하는 시분할 다중방식(time division multiplexing : TDM)이 있다[16,17,19]. 시분할 다중방식은 주파수분할 다중방식에 비해 전송 채널의 잡음, 누락이 적어 전송품질이 양호하지만 고속의 전송속도(baud rate)와 점유대역폭이 넓기 때문에 광대역의 전송로를 요구한다. 본 연구에서는 다중통신을 위한 생체신호 채널이 적고 부가정보 신호는 정현파를 사용하기 때문에 저 비용으로 쉽게 구성할 수 있는 협대역의 주파수분할 다중방식을 적용하였다[19]. 여기서 부가

<속보논문>

통신저자 이훈규, (325-830) 충남 서천군 기산면 월거리 156 2
Tel (041)951-0783, Fax (041)951-0783
E-mail hoonmoon@kornet.net

정보 신호는 심전신호 유도상태를 확인할 수 있는 전극의 부착부실, 송신기의 저전압 배터리 상태 및 위급 상황시 간호사를 호출할 수 있는 간호사호출 신호로 정의하였다.

부가정보 신호가 발생하면 멀티바이브레이터에 의해 정현파 신호가 출력되고 증폭된 심전신호와 주파수분할 다중방식으로 합산된다. 각각의 부가정보 신호는 심전신호 주파수 스펙트럼과 중첩되지 않도록 설정한다. 주파수분할 다중방식에 의해 합성된 다중신호는 비안정 멀티바이브레이터에 의해 1차 주파수 변조된다. 수정발진기를 이용한 콜피츠 발진기 의해 기본주파수로 2차 주파수 변조되고 VHF 대역의 반송주파수로 체메되어 무선송신된다. 수신기에서는 슈퍼헤테로다인 방식에 의해 저주파의 중간주파수로 변환되고 쿼드러처 복조기에 의해 1차 주파수 변조된 신호는 검출된다. 다중신호를 포함하는 1차 주파수 변조된 신호는 펄스카운터 복조회로에 의해 다중신호는 복조 되고 통과대역 필터를 통과함으로써 심전신호와 부가정보 신호는 검출된다.

송수신 시스템 구성

1. 아날로그 증폭기

그림 1에서 아날로그 증폭기, 부가정보 신호 발생, 주파수합성 및 주파수변조에 대한 구성도를 보여준다. 전극은 환자 가슴의 좌우측 쇄골 및 기준이 되는 우측쇄골 하단에 부착하여 진단용 심전신호의 가슴유도를 변형한 심전신호가 된다. 증폭기는 동상신호 제거비(CMRR)가 양호하고 이득을 쉽게 조정할 수 있는 차동증폭기(differential amplifier) 회로로 설계되었다. 환자감시용 사용에 대비하여 입력부는 심장 제세동기(defibrillator)에서 발생하는 고전압으로부터 송신기를 보호하기 위한 고전압 방지 회로와 전기 수술칼(electrical surgical unit) 등으로부터 발생하는 고주파 잡음을 제거를 위한 저역통과필터를 적용하였다. 3.2 sec 시정수 회로(0.05 Hz 고역통과필터)를 통과하면 심전신호의 직류전압 성분은 제거된다. 제세동기에 의해 높은 직류전압이 유입되거나 환자 피부와 전극 사이의 분극(polarization)에 의해 증폭기의 다이내믹 입력범위보다 큰 직류전압이 발생하게 되면 증폭기에 포화 전압이 출력되므로 다이오드에 의해 과대 입력전압은 제거된다.

2. 주파수분할 다중방식

환자피부에 전극부착이 부실한 경우 피부와 전극사이의 높

은 임피던스에 의해 심한 잡음이 혼입되어 정확한 심전신호 유도가 어렵고 심전신호가 없는 것으로 해석될 수 있으므로 부착부실을 감지할 수 있는 회로는 필수적이다. 부착부실을 감지하기 위해 차동증폭기의 신호유도 입력단에 기준 직류전압을 저항을 통하여 공통모드로 입력시킨다. 환자피부와 전극사이의 임피던스는 주파수 함수로 표시되고 심전신호 주파수 대역에서 피부 특성에 따라 대략 0.5-25 kΩ 정도가 된다[8,9]. 전극이 피부에 부실하게 부착되거나 케이블에 단선이 발생할 경우 기준 직류전압에 의해 차동 증폭기의 포화전압이 출력되고 비교기회로에 의해 부착부실 신호가 감지된다. 부착부실시 멀티바이브레이터를 트리거 시켜 320 Hz 주파수가 발진한다. 송신기 출력에 심전신호가 강상적으로 출력되는 동안 환자측에서 간호사 호출 버튼을 누르게 되면 멀티바이브레이터는 간호사호출 주파수 600 Hz를 출력하고 심전신호와 합성된다. 만약 배터리의 전압 레벨이 설정된 기준치 이하로 낮아지게 되면 내부 스위치의 자동 선택에 의해 멀티바이브레이터는 440 Hz로 출력되고 심전신호와 합성된다. 진단용 심전계에서 심전신호 주파수 대역은 통상 0.05 Hz-200 Hz를 요구하지만 환자 감시용 심전신호 주파수 대역은 0.5 Hz-35 Hz로서 부가정보 신호 스펙트럼과 서로 중복되지 않도록 설정되었다.

3. 주파수변조

심전신호와 합성된 부가정보 신호는 3 kHz로 1차 주파수변조를 위해 비안정 멀티바이브레이터에 입력된다. 구성이 간단한 비안정 멀티바이브레이터는 RC와 결합된 2개의 트랜지스터의 ON과 OFF가 주기적으로 반복됨으로서 비안정으로 $f = 0.7/RC$ 주파수로 발진을 계속한다[11]. 또한 외부로부터의 인가 전압에 따라 캐패시터에 충전 시간 이 변하고 발진 주파수가 변하는 VCO(voltage controlled oscillator) 회로로서 주파수변조에 이용된다. 1차 반송파의 최대 입력에 대한 최대 주파수 편이는 Δf 이고 피변조 신호를 f_s 라고 하면 변조지수 $m_f = \Delta f/f_s$ 로 표현된다[14,16]. 본 연구에서 Δf 는 1.84 kHz 이고 심전신호는 최대 200 Hz로 가정할 때 변조지수 m_f 는 9가 된다. 변조지수가 1보다 큰 경우 주파수변조의 베셀함수(Bessel function)로부터 칼슨법칙(Carson's rule)에 의해 98% 이상의 에너지 점유 대역폭 $B = 2(\Delta f + f_s)$ 은 4.08 kHz가

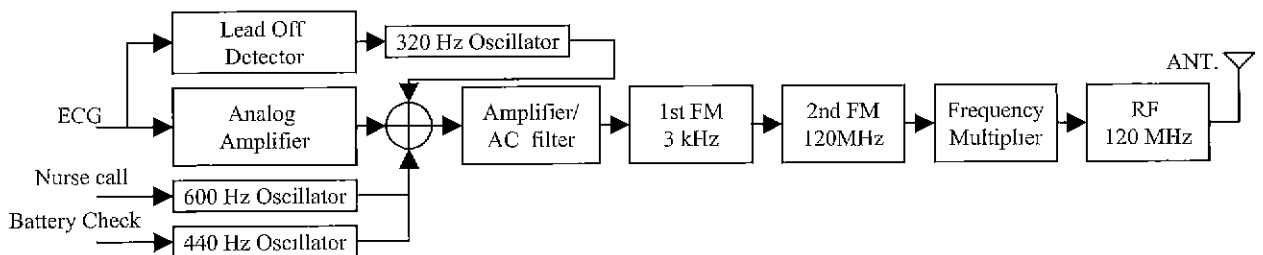


그림 1. 송신기 구성도
Fig. 1. Block diagram of transmitter

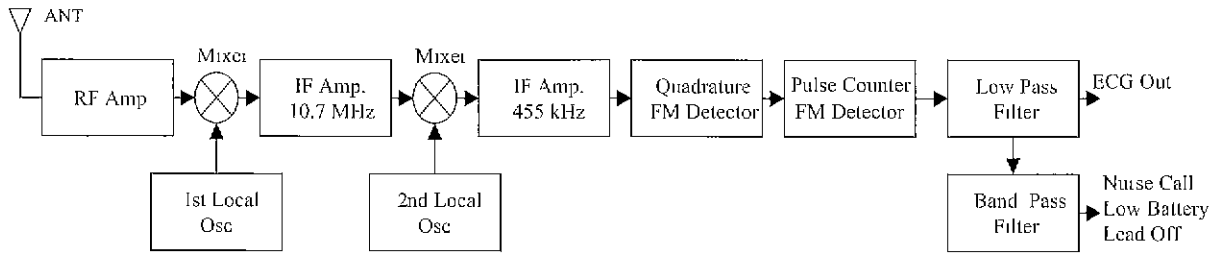


그림 2 수신기 구성도
Fig. 2. Block diagram of receiver

된다[16]. 피변조 신호의 최대 주파수는 600 Hz로 설정되었으므로 m_f 는 3이 되고 대역폭은 4.88 kHz가 된다.

3 kHz 중심주파수로 1차 주파수 변조된 신호는 모토롤라사의 협대역 주파수변조 송신용 칩 MC2833을 사용하여 2차 주파수변조를 수행한다. MC2833은 아날로그 증폭기, 리액턴스 트랜지스터, 발진회로 및 출력 드라이브 트랜지스터가 내장되어 무선 전화기 혹은 일반 주파수변조 송신용으로 사용된다 [12] 입력신호 진폭이 너무 크게되면 주파수 편이가 크게되고 변조 스퓨리어스(spurious) 대역이 넓어지게 됨으로 인접 주파수 대역에 영향을 준다. 협대역 주파수변조를 위해 신호 크기는 일정한 값 이상이 되지 않도록 IDC(instantaneous deviation control) 진폭제한회로(limiter)에 의해 입력신호는 제한되고 제한회로의 구형과 출력은 고주파 성분 제거를 위해 저역통과필터를 통과한다[13,14]

MC2833의 리액턴스 트랜지스터는 등가적으로 가변용량 콘덴서로 대체될 수 있으며 입력전압 크기에 따라 콘덴서 용량이 변함으로 주파수변조의 입력단으로 사용된다 안정된 주파수 발진을 위하여 수정발진기와 결합한 콜피츠(Colpitts) 발진회로 구성하고 리액턴스 트랜지스터와 결합되어 2차 주파수 변조된다. 인덕턴스와 캐패시터로 구성된 콜피츠 발진기는 원하는 발진 주파수만이 귀환될 수 있는 LC 공진 필터회로로서 이득이 1보다 크게되는 직렬전압귀환에 의해 발진이 되도록 캐패시터 값을 결정하고 근사적인 발진주파수는 $f_0 = 1/2\pi\sqrt{LC}$ 이 된다. 여기서 수정발진기는 인덕턴스로 해석되고 콜피츠회로의 L을 대신하며 큰 Q값을 유지함으로써 안정된 발진주파수를 얻을 수 있다. 귀환 캐패시터 용량 비는 진폭변조(AM) 성분을 억압하기 위해 대략 11 배로 설계하고 리액턴스 값 보상과 출력 주파수를 정밀 조정하기 위해 가변 코일을 수정발진기와 직렬로 연결한다[15] 수정발진기와 결합한 콜피츠발진에 의한 직접 주파수변조는 $\pm 2.5 \text{ kHz} \sim \pm 3.0 \text{ kHz}$ 의 작은 주파수 편이를 갖기 때문에 본 연구의 협대역 주파수변조에 적합하다 [13,15].

본 연구에서 리액턴스 트랜지스터와 콜피츠발진기와 결합된 주파수변조 신호는 중심주파수가 12 MHz가 되도록 하였다 수정발진기를 사용한 콜피츠발진기는 고주파의 주반송파를 직접 얻기가 어렵기 때문에 주파수 체배회로(multiplier)를 사용한다.

기본 반송주파수 12 MHz를 주반송파 120 MHz로 변환하기 위해 기본 반송파를 N 정수 배로 체배하면 주반송파는 $f_{out} = (f_c + \Delta)N$ 가 된다. 여기서 f_c 는 수정 발진기와 결합된 콜피츠발진기의 기본 반송주파수이고 Δ_f 는 최대 주파수 편이량으로서 주파수와 주파수 편이량은 동시에 N배 체배됨을 볼 수 있다. 체배회로는 트랜지스터를 이용하여 정현파 입력에 대해 180도 미만에서 콜렉터 전류가 흐르는 비선형 C급 증폭기에 의해 기본주파수 12 MHz를 비롯하여 많은 고차 주파수 스펙트럼을 이용한다. 콜렉터에 병렬 LC 동조회로(tank)에 동조시켜 원하는 N차 고조파 성분이 정현파 $f_r = 1/2\pi\sqrt{LC}$ 로 공진 된다. 기본 주파수 12 MHz의 10차 고조파 성분인 120 MHz가 공진 되도록 병렬 동조회로의 L과 C 값을 결정한다.

4. 주파수변조 신호 복조

안테나에 입력된 신호는 슈퍼헤테로다인 방식에 의해 중간 주파수로 변환되고 3 kHz의 주파수변조 신호는 쿼드러처 및 키운터 복조기에 의해 심전신호와 부가정보 신호가 복조 되는 수신기 구성도는 그림 2에서 보여준다. 주반송주파수를 중간주파수로 변환시키기 위해 일반적으로 널리 사용되고 있는 이득, 신호의 변별성 및 감도가 우수한 슈퍼헤테로다인 수신 방식을 본 연구에 적용하였다[16]. 모토롤라 MC3362 칩은 슈퍼헤테로다인 방식에 의해 200 MHz까지의 협대역 주파수변조 신호에 대응 가능하고 국부 발진기(local oscillator), 혼합기(mixer) 및 쿼드러처 FM 복조회로를 설계할 수 있다 안테나 입력은 50 Ω 임피던스에 정합 되었고 수신 입력 감도는 $0.6 \mu V$ 이다 [12]. 주파수 혼합기는 주파수를 변환하는 비선형회로로서 입력 주파수 (f_{RF})와 국부 발진주파수 (f_{LO})를 곱하게 되면 중간주파수는 $f_{IF} = f_{RF} \pm f_{LO}$ 로서 두 주파수의 합 혹은 차로 변환된다[17]. 본 연구에서의 출력은 두 입력 주파수 차 $f_{IF} = f_{RF} - f_{LO}$ 즉 하측파대를 중간주파수로 설정하였다. 안테나로부터 수신된 주파수 120 MHz와 1차 국부발진기로부터 주파수 109.3 MHz를 혼합하면 1차 중간주파수 10.7 MHz로 주파수 변환된다. 제1 국부 발진 주파수는 PLL에 의해 만들거나 병렬 동조회로가 직용 가능하며 본 연구에서는 간단한 LC 동조회로를 사용하여 발진 주파수를 결정한다. 발진주파수를 비

세 조정하기 위해 인가전압에 의해 0 - 25 pF까지 콘덴서 정전용량이 변하는 메렉터 다이오드회로를 사용하였다[18]. 1차 중간주파수 10.7 MHz는 세라믹 필터를 통과하여 중심 주파수의 신호 크기가 증폭되고 복조 감도가 증가된다 1차 중간주파수는 2차 국부발전 주파수 10.245 MHz와 혼합하여 2차 중간주파수 455 kHz로 주파수 변환된다 2차 국부 발전기는 수정 발진기와 결합한 콜피츠 발진회로로서 구성되고 10.245 MHz 주파수로 발진된다. 2차 중간주파수 신호는 455 kHz 세라믹 필터를 통과한 다음 신호 대 잡음비(S/N)를 개선시키기 위해 신호는 충분히 증폭되고 진폭제한 회로에 의해 일정한 크기로 제한되어 사각파로 변환된다.

쿼드래처 복조는 본래의 신호와 90도 이상기(phase shifter)를 통과하여 출력되는 신호를 곱셈기를 통과한 후 위상의 변화량에 비례해서 전압의 크기로 출력시키는 FM 복조 방법이다. 중간주파수 신호는 커패시터를 통과하여 90도 반쯤 위상이 변화되고 병렬 LC 동조회로에 의해 중간주파수로 동조된다. 중간주파수의 중심 주파수에 동조되고 주파수 편차 크기만큼 위상차로 변환되어 곱셈기의 출력은 펄스폭변조(pulse width modulation :PWM) 신호로 변환된다. 쿼드래처 동조회로의 Q값이 높으면 주파수 편이가 작은 경우에 비하여 큰 출력을 갖지만 신호의 왜곡이 발생하고 Q값이 낮으면 왜곡은 작지만 출력의 크기가 작게된다. 쿼드래처 출력의 펄스폭변조 신호는 저역통과필터를 통과하여 3 kHz 주파수 변조된 신호가 복조 된다[13,16].

5. 심전신호 및 부가정보신호 복조

복조된 3 kHz의 주파수 변조된 신호는 중심 주파수로부터 2 kHz의 대역폭을 갖는 대역통과필터를 통과하여 불필요한 신호는 제거된다. 넓은 주파수대역에서 직선성이 양호하고 무조정의 펄스 카운터 FM 복조회로에 의해 심전신호와 부가정보 신호는 복조 된다. 입력된 1차 주파수 변조된 신호는 충분히 증폭되고 제한회로에 의해 신호 크기는 제한된다 제한된 주파수 변조된 구형파는 미분회로에 의해 주파수의 변화에 비례하여 주기가 다른 펄스열로 펄스 위치변조 신호(pulse position modulation :PPM)로 변환된다. 펄스 위치변조 신호를 단안정 멀티바이브레이터에 인가하여 펄스폭은 일정하고 신호가 FM 중심주파수보다 크면 펄스주기가 짧아지고 빈대이면 펄스주기가 길어지는 펄스파를 발생시킨 후 저역통과필터를 통과함으로써 피변조 신호가 복조 된다[13,14,19]. 3 kHz의 1차 주파수 변조된 신호에서 복조된 신호는 주파수분할 다중방식에 의해 심전신호와 각종 부가정보 신호가 혼합되어진 신호이다. 심전신호는 주파수 대역이 0.5 Hz-35 Hz이기 때문에 40 Hz 저역통과 필터에 통과하여 심전신호를 얻고 전극 부착부실 신호는 320 Hz 대역통과필터를 통과하여 신호를 검출한다. 간호사호출 신호는 600 Hz 대역통과필터에 인가하여 신호의 유무를 검출하고 저전압 배터리 신호는 440 Hz 대역통과필터를 통과하여 신호의 유무를 검출한다.

실험 및 결과고찰

1 송수신 신호측정

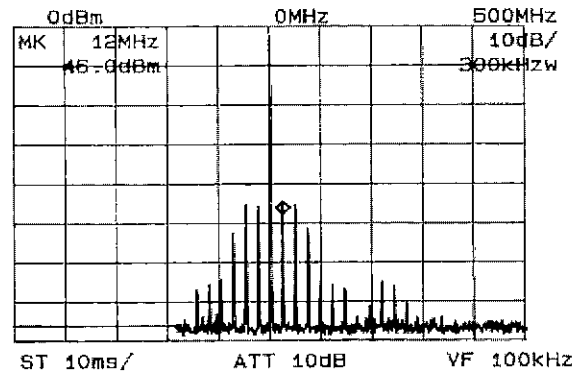


그림 3. 12 MHz FM 기본 주파수와 고조파 스펙트럼
Fig. 3. 12 MHz and harmonic spectrum

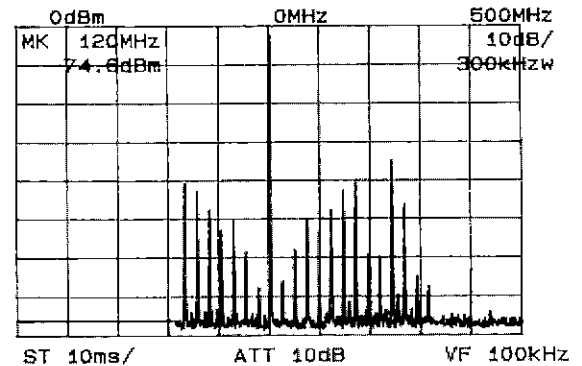


그림 4. 체배된 120 MHz FM 주파수
Fig. 4. Multiplied 120 MHz frequency

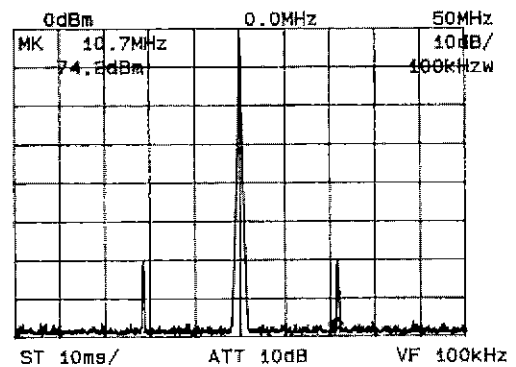


그림 5. 1차 중간주파수 스펙트럼
Fig. 5. Frequency spectrum of 1st IF

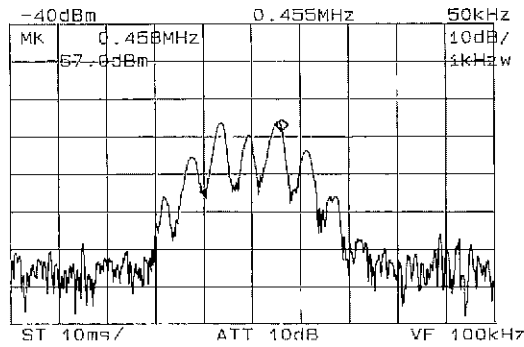


그림 6. 2차 중간주파수 FM 스펙트럼
Fig. 6. Frequency spectrum of 2nd IF

송신기의 증폭기 입력을 접지하고 비안정 멀티바이브레이터의 가변저항을 조정하여 +25 V에서 중심주파수가 3 kHz로 되도록 한다. 12 MHz 콜피츠발진기 구성을 위한 수정발진기와 캐패시터를 접속하고 12 MHz 주파수가 발진되도록 가변 인덕턴스를 조정한다. 콜피츠발진기에 의해 발생된 12 MHz 기본 발진주파수를 포함한 고조파 주파수 스펙트럼을 그림 3에서 보여준다 트랜지스터를 사용한 2단 C급 증폭기는 컬렉터에 LC 병렬 공진회로로 구성하고 12 MHz의 10차 고조파인 120 MHz에서 공진 되도록 인덕턴스와 캐패시터 값을 결정한다. 캐패시터 용량은 고정하고 인덕턴스 값을 조정하여 동조된 120 MHz의 주파수 스펙트럼을 그림 4에서 보여준다.

수신부 측정을 위해 안테나로부터 수신된 신호는 120 MHz 저역통과필터를 통과하여 고주파 성분은 제거되고 주파수 혼합기에 입력된다 LC 동조회로에 의해 1차 국부발진 주파수 109.3 MHz를 결정하고 정확한 주파수는 베랙터 다이오드에 인가되는 전압을 미세 조정하여 얻는다. 여기서 베랙터 다이오드의 캐패시터 용량은 인가 전압에 따라 10 에서 25 pF 까지 변한다[18]. 그림 5는 안테나로부터 수신된 120 MHz 신호와 1차 국부발진 주파수 109.3 MHz와 혼합 되어 출력된 10.7 MHz의 1차 중간주파수 스펙트럼을 보여준다. 1차 중간주파수는 세라믹 필터를 통과하고 2차 국부발진 주파수와 2차 혼합기에 입력된다. 2차 국부 발진기는 10.245 MHz의 수정발진기와 결합된 콜피츠회로로 구성되고 기본 발진 주파수가 10.245 MHz가 되도록 한다. 그림 6은 1차 중간주파수 10.7 MHz 와 2차 국부발진 주파수 10.245 MHz가 혼합되어 출력된 2차 중간주파수 455 kHz의 스펙트럼을 보여준다. 2차 중간주파수는 세라믹필터를 통과한 후 증폭되고 진폭제한회로에 의해 신호 레벨은 제한된다 송수신용 안테나는 설계가 용이한 모노다이폴 안테나를 사용하였다. 1/4파장 다이폴 안테나로 설계할 경우 120 MHz의 반송주파수에 필요한 안테나의 길이는 약 60 cm가 되고 막대안테나를 부착한 송신기는 환자에 부착이 불편을 초래하므로 환자케이블을 안테나로 점용하였다. 그림 7은 개방된 실내에 20 m 거리에 위치한 biconical 안테나를 사용해서 측정된 신호의 주파수 스펙트럼을 보여준다 반송주파수와 출력력을

결정하는 고풍력 트랜지스터의 선택에 따라 송신기 출력의 변경이 가능하다.

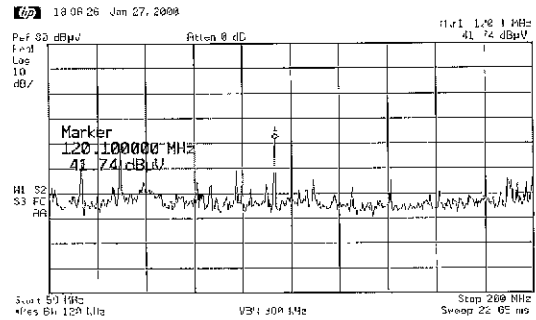


그림 7. 20 m 거리에서 측정된 송신기출력
Fig. 7. Measured power spectrum (20m)

2. 심전신호 전송

입력신호는 아날로그 증폭부에서 1000배 증폭되고 비안정 멀티바이브레이터의 중심주파수가 3 kHz로 되도록 기준전압을 설정한다. 저주파 신호 발생기로부터 신호 크기는 1 mV이고 정현파 신호 0.5~40 Hz를 수신기의 기준 입력신호로 사용되고 복조된 신호의 주파수 특성을 검토하였다. 통상 환자 감시용 심전신호는 진단용에서처럼 200 Hz까지의 주파수 대역은 불필요하며 교류전원 및 근전도신호 잡음제거가 용이한 0.5-35 Hz 대역에서 실험되었다 아날로그 입력전압은 1 mV로 고정하고 0.5에서 40 Hz 까지 1 Hz의 간격으로 주파수를 증가하면서 수신기에서 복조된 신호를 측정한다. 복조된 5 Hz 신호에 대해서 신호크기를 기준으로 하여 회파 주파수대역에서 신호의 왜곡이 없이 양호하게 복조된 신호를 확인하였다. 쿼드레처 FM 복조를 수행하기 위하여 2차 중간주파수 455 kHz의 중간주파수에서 발진되도록 LC 동조회로의 가변인덕턴스 값을 조정한다. 본래의 중간주파수와 90도 편이된 발진 주파수 455 kHz와 곱하여 복조된 3 kHz의 1차 주파수 변조된 신호를 그림 8에 보였다. 3 kHz의 주파수 변조된 신호는 3 kHz 대역통과필터를 통과하고 펄스 카운터 복조에 의해 입력신호는 복조 된다. 그림 9는 10 Hz를 송신기에 입력하고 복조된 신호를 보여준다.

3. 다중신호 전송

설정된 부가정보 신호를 확인하기 위하여 5 Hz의 정현파 신호가 정상적으로 송수신 되도록 한다. 전극의 부착부실시 신호 측정을 위하여 환자 케이블을 임의로 제거하거나 피부에 전극을 부착부실 상태를 만들면 송신측에서 발생된 320 Hz의 정현파 신호와 수신측에서 복조된 신호를 그림 10의 (a)에서 보여준다 그림 10의 (b)는 송신기에서 간호사 호출 버튼을 누르면 600 Hz의 신호가 5 Hz의 정현파 신호에 합산된 송신측 입력신호와 수신측에서 5 Hz 신호는 제거되고 복조된 600 Hz 정현파 신호를 보여준다. 송신측의 9 V 전원을 서서히 감소하면서 설

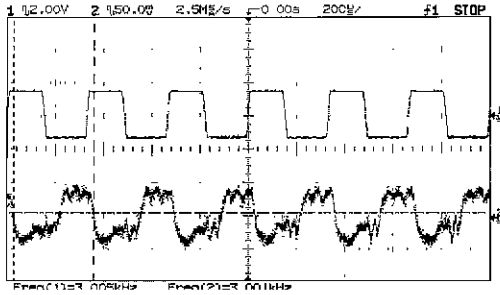
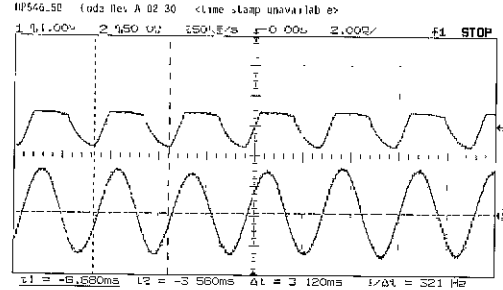


그림 8. 1차 FM 3 kHz 송신신호(상)와 복조된 신호(하)
Fig. 8. 3 kHz FM (upper trace) and demodulated FM (lower trace)



(a) 5 Hz 신호와 합성된 부차부실 송신신호(상)와 수신기에서 검출된 부차부실 320 Hz 신호(하)

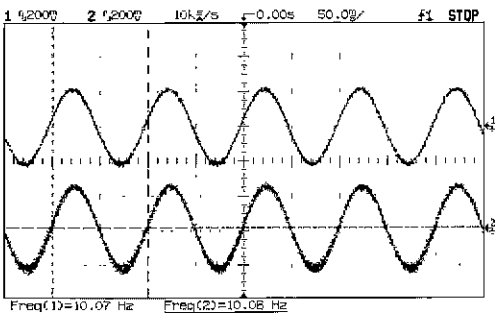
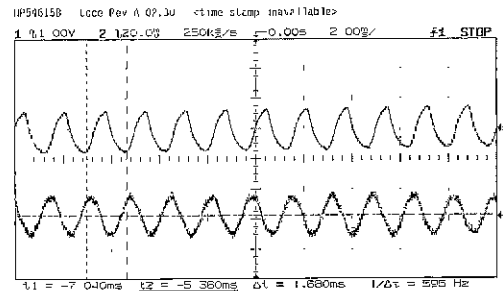


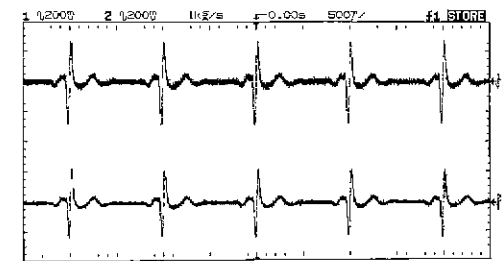
그림 9. 10Hz 정현파 송신신호(상)와 복조된신호(하)
Fig. 9. Transmitted sinusoidal 10Hz signal (upper trace) and demodulated signal (lower trace)



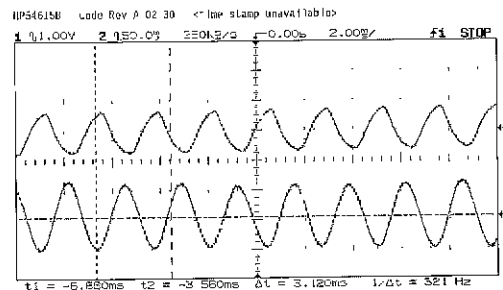
(b) 5 Hz와 합성된 간호사호출 송신신호(상)와 수신기에서 검출된 간호사호출 600 Hz 신호(하)

정된 저전압에 도달하게 되면 송신측에서 저전압 배터리 신호 440 Hz와 5 Hz의 정현파 신호가 합성된 신호와 수신측에서 5 Hz 정현파 신호는 제거되고 복조된 440 Hz 정현파 신호는 그림 10의 (c)에서 보였다. 저전압 배터리 기준점은 7V로 설정되었으나 사용자의 의해 조절이 가능하다. 시뮬레이터에 의한 심전신호를 송신측에 입력한 신호와 수신기에서 양호하게 복조된 신호를 그림 10의 (d)에서 보였다.

문제점으로는 수신된 심전신호에 반송주파수의 영향에 의한 잡음 및 그리치 잡음이 혼입되어 추가적인 잡음제거 노력이 필요하다. 본 연구에서 사용한 국부발진기는 LC 발진기로 정확한 주파수 설정이 어렵고 외부환경에 의해 발진주파수가 쉽게 변함으로 PLL등을 사용한 국부 발진주파수의 안정화가 요구된다. 전극의 부착부실 혹은 신호 유도선이 개방될 경우 내부회로의 지연에 의해 수신측에서 신호가 측정되기까지 약 3 초가 소요되어 신속한 전송의 보완이 필요하다. 생체신호 및 부가정보 신호의 다중신호를 주파수다중 분할방식에 의해 효과적으로 합산하고 1차 주파수 변조된 신호는 아날로그 주파수 변조에 비해 무선 통신채널의 잡음 및 신호처리에서 강점을 가지고있는 디지털통신 적용이 필요하다



(d) 시뮬레이터에서 발생된 심전신호의 송신신호(상)와 수신신호(하)



(c) 5 Hz와 합성된 저전압배터리 송신신호(상)와 수신기에서 검출된 저전압배터리 440 Hz 신호(하)

그림 10 심전 및 부가정보신호의 송수신 신호
Fig. 10. Tx and Rx for ECG and event signals

결 론

주파수분할 다중방식에 의해 전극의 부착부실, 간호사호출 및 적전압 배터리 신호를 심전신호와 동시에 송수신할 수 있는 다중 생체신호 무선전송이 제안되고 실험되었다. 심전신호와 부가정보 신호들은 효과적으로 합성되었고 주파수 변조됨으로서 다양한 생체신호와 부가정보 신호들은 단일 무선채널을 사용하여 전송 가능하다. 전송된 부가정보 신호들은 환자의 생체신호 유도상태와 송신측 시스템을 원격으로 감시할 수 있기 때문에 고품질의 생체신호 무선전송을 확보할 수 있다. 송신기는 가볍고 소형화할 수 있기 때문에 착용이 용이하며 환자로 부터 모니터까지 유선을 제거함으로써 환자의 이동이 편리하고 효과적인 환자관리를 할 수 있다. 배터리를 사용한 송신기는 교류진원에서 유입될 수 있는 위험한 환자 누설전류를 차단하여 환자의 전기적 안전성을 확보할 수 있다. 유선 중앙 환자감시장치에 대응하기 위하여 다수의 환자에 부착된 송신기에 고유 주파수를 설정하면 단일 모니터로 다수의 환자의 다양한 생체 신호와 부가정보 신호를 동시에 감시할 수 있는 무선 중앙환자감시장치에 적용 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 Biomed. Eng., 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 Biomed. Eng., 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 Biomed. Eng. 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 Biomed. Eng., Vol. 9, No. 2, pp. 179-184, 1988

5. H.K. Lee and D.C. Park, "A FSK Radio-telemetry System for Monitoring Vital Signs in UHF Band," J. of Biomed. Eng., Vol. 21, No. 3 pp. 255-260, 2000
6. 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 Biomed. Eng., Vol. 19, No. 1, pp. 19-24, 1998
7. IEC, International Standard, Medical Electronic Equipments, IEC601-1, 1988
8. Joseph J. Carr and John M. Brown, Introduction to Biomedical Equipment Technology, Prentice Hall, pp.411-419, 1998
9. Richard Aston, Principles of Biomedical Instrumentation and measurement, Macmillan Publishing Co., 1991
10. AAMI, Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms, ANSI/AAMI EC13-1992
11. J.H. Lee, J.Y. Ha and I.C. Han, Digital Electronic Engineering, pp. 313-327, Cheong Moon Kag, 1987
12. Motorola, Communications Device Data, Motorola, 1995
13. S.H. Park, Control System for Wireless Transmitter, International Technology Information Institute, 1996.
14. H. Tsuamoto and K. Mameda, Analog Circuits(2), Ohmsha Ltd, 1996.
15. K.T. NG, "Low Power FM Transmitter System," Application Note, Motorola, 1985
16. Wayne Tomasi, Electronic Communications Systems, Prentice Hall Inc, 1998
17. Joseph J. Carr, Mastering Radio Frequency Circuits Through Projects & Experiments, TAB Books, 1994
18. Jon Stilwell and Ricky Ng, "VHF Narrowband FM receiver Design Using the MC3362 and the MC3363 Dual Conversion Receivers," Motorola, 1998
19. K.J. Koo, Wireless Communication System, Kwangmyong Publishing Co Ltd, 1996