
DSP를 이용한 원격 진료용 송수신 단말기 설계

이종희*, 이주원*, 조원래**, 한석봉*, 이진기*

The transceiver design for telemedicine using DSP

Jong-Hoe Lee*, Ju-Won Lee*, Weon-Rea Jo**, Seok-Bung Han*, Gun-Ki Lee*

본 연구는 경상대학교 부설 정보통신연구센터의 지원에 의한것임

요 약

본 연구는 외부에서 발생하는 응급 환자의 심전도 신호를 병원에서 신속·정확히 파악해 필요한 조치를 의사의 지시 하에 취할 수 있는 DSP를 이용한 원격 진료용 송·수신 단말기를 설계하였다. 이 송·수신 단말기는 심전도 측정 장비에서 얻어진 동적 데이터의 실시간 전송과 음성 신호의 쌍방향 통신을 위해 DSP를 이용하여 진폭 변·복조 방식의 일종인 DSB-SC 방식을 이용하여 설계하였고, 각 단말기의 필터는 FIR 필터로 구현하였다. 본 연구에서 설계된 시스템은 DSP를 이용하였기 때문에 소형·경량화를 실현시킬 수 있었으며, 프로그램의 수정만으로 다양한 생체 신호에 적용 할 수 있다.

Abstract

In this study we show a telemedicine system using a DSP, which gives fast and exact medical data such as the ECG signal of the external emergency patient and enables the patient to get temporary treatments under the direction of a doctor in the hospital. This transceiver, which is able to treat the real time transmission of dynamic medical data captured by the measuring instrument and bidirectional communication of voice signal, is implemented using DSB-SC as modulation and demodulation technique and digital filter of each terminal are implemented as FIR filter. The system designed with DSP in this study is very small and compact and it can be, furthermore, to support additional biomedical signals just by renewing the software.

* 경상대학교 전자공학과 (경상대학교 부설 정보통신연구센터)

** 포항1대학 전기공학과

접수일자 : 1999년 1월 25일

I. 서 론

전자 공학의 발전으로 병원 내 환자에 대한 감시 및 진단 시스템은 많은 발전을 하였으나, 병원 밖에서 발생하는 응급 환자에 대한 응급 처리 시스템은 극히 미약한 상태이다. 특히 심장 질환자의 경우 위급 시 수 분 안에 조치를 취하지 않으면 사망할 확률이 매우 높다. 이와 같은 점을 감안할 때 응급 조치는 대부분 병원에 도착하기 전 가정 또는 구급차 등에서 이루어 질 수 있어야 한다. 그러나 현재 국내 사정은 구급차의 대부분이 환자의 수송 역할만 하고 있는 실정이고, 가정에서의 진단 시스템도 초보적 단계이다. 미국의 경우 이미 통합 의료 체계가 구축되어 구급차에 필요한 진료 장비를 갖추어 환자의 심전도 신호를 병원으로 원격 전송 할 수 있는 유·무선 시스템이[1],[2],[3] 구축되어 환자의 상태를 신속히 파악, 적절한 조치를 취할 수 있게 되어 있다. 그러나 국내의 경우 개발된 시스템이 아날로그 소자로 구성된 시스템[4]이라 아날로그 시스템의 한계성을 가지고 있어 거의 사용되지 않는 실정이다. 이에 본 논문에서는 음성과 심전도 신호를 병원으로 신속·정확하게 전송하고, 병원에서는 음성과 심전도 신호를 분석하면서 응급 현장에 음성으로 적절한 조치를 지시할 수 있는 원격 진료용 송·수신 단말기를 설계 하고자 한다. 전체 시스템은 송·수신 단말기, 전송 장치, PC로 구성하였으며, 각 단말기는 DSP(Digital Signal Processor)를 이용하여 각각의 필터 및 변·복조 등을 소프트웨어적으로 설계함으로써 반복적인 하드웨어 장치가 불필요하여 소형·경량화 할 수 있을 것이다. 또한 다양한 생체 신호 적용 시 프로그램의 수정만으로 가능하고, 아날로그 시스템이 가지는 한계 특성을 극복할 수 있으며, 실시간에 생체 신호의 원격 전송과 음성 신호의 쌍방향 통신이 가능 할 것이다. 이와 같은 시스템의 단말기 설계로 각 현장에서 발생하는 응급 환자에 대해 응급 처치의 공백 시간을 최소화 할 수 있어, 현장 응급 처치 수준을 향상시킬 수 있을 것이다.

II. 연구 방법

원격 진료를 위한 심전도 신호와 음성 신호의

실시간 전송을 위한 송·수신 단말기는 디지털 신호만을 전용으로 처리하는 DSP를 이용하여 설계하였다. 각 단말기의 필터는 Parks-McClellan 알고리즘을 이용하여 FIR(Finite Impulse Response) 필터를 설계하였다. 심전도 신호의 변·복조는 진폭 변·복조 방식을 이용하였다.

1. 심전도 신호의 변·복조

심전도 신호는 0.05~100 Hz[8]이나 전화선은 0.3~3.4 KHz의 대역폭을 가진다. 그러므로 심전도 신호를 직접 전송할 경우 전화선의 대역에서 벗어난다. 이러한 문제를 해결하기 위해 심전도 신호를 전화선 대역의 중심 주파수 대역인 1.5 KHz로 진폭 변조 후 합성하여 전송하고[9], 수신 측에서는 이를 기저대역으로 복조 하여 심전도 신호를 수신한다. 여기서 심전도 신호를 중심 주파수로 변조시킨 이유는 음성 신호는 대략 1 KHz 이내의 낮은 주파수 영역에서 대부분의 음성 에너지를 갖고 있어 음성의 명료도 및 음질에 큰 영향을 주지 않을 뿐만 아니라, 음성 대역의 가장자리에 비해 중심 주파수 부근에서 왜곡 현상이 비교적 적기 때문에 심전도 신호의 정확한 전송이 가능하기 때문이다.

1) 심전도 신호의 변조

심전도 신호의 변조를 위해서 DSP를 이용하여 진폭 변·복조 방식의 일종인 DSB-SC(Double Side Band-Suppressed Carrier) 방식으로 설계하였다. DSB-SC 방식의 일반식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \Phi_{AM}(t) &= f(t)\cos(w_c t) + A \cos(w_c t) \\ &= [A + f(t)] \cos(w_c t) \end{aligned} \quad \dots (1)$$

여기서 w_c 는 반송파 주파수이고, A 는 반송파의 크기이며, $f(t)$ 는 전송될 심전도 신호이다. 식(1)에서 반송파의 크기 A 는 항상 다음과 같은 조건을 만족하여야 한다.

$$A \geq |\min f(t)| \quad \dots (2)$$

심전도 신호에서 식(2)의 조건을 만족하기 위해서 다음과 같은 과정으로 처리하였다. 먼저 반송파

1.5 KHz 신호의 진폭은 1로 하여 록업 테이블 방식으로 구현하였으며 사용된 AIC(Analog Interface Circuit)의 A/D 변환기의 분해도는 14-비트로서 최상위 비트는 부호 비트를 나타내며, 최대 절대치는 8191이 된다. 입력되는 심전도 신호의 하한 값은 -8191 보다 작지 않아야 하므로 8191을 A라 두고 식(1)을 적용하면 다음 식과 같이 변조된 신호의 식을 구할 수 있다.

$$\phi_{AM}(t) = [A + ecg(t)] \cos(2\pi 1500t) \dots (3)$$

식 (3)으로 변조된 심전도 신호는 D/A 변환기의 14-bit word를 넘게 되므로 overflow를 제거하기 위해 식(3)에 0.4를 곱하고 대역통과필터를 거쳐 D/A 변환기의 입력으로 한다.

2) 심전도 신호의 복조

수신 단말기에서 심전도 신호를 복조하기 위해 local 반송파 주파수를 만들 경우 송신 단말기에서 사용된 발진기의 주파수 사양과 같더라도 똑같은 주파수를 만들지는 못하므로 복조시 주파수 전이가 일어난다. 이를 해결하기 위해 수신 단말기에서 local 반송파 주파수를 만들지 않고, 송신 단말기에서 전송된 반송파 주파수를 이용한다. 이는 수신된 반송파 신호를 제공함으로써 얻을 수 있다. 식(1)의 변조된 파형을 제공하면 식(4)와 같다.

$$\begin{aligned} \phi_{AM}^2(t) &= [A + f(t)]^2 \cos^2(w_c t) \\ &= \frac{1}{2} [A + f(t)]^2 (1 + \cos(2w_c t)) \end{aligned} \dots (4)$$

식(4)는 DC부근의 값과 3 KHz 부근의 값으로 나타난다. 이 신호를 통과대역이 100 Hz인 저역통과필터를 사용하여 $\cos(2w_c t)$ 항을 제거하면 $\frac{1}{2} [A + f(t)]^2$ 의 항만 남게된다.

여기서 양변에 제곱근을 취하면 식(5) 와 같다.

$$\phi_{AM}(t) = \frac{1}{4} [A + f(t)] \dots (5)$$

여기서 $\frac{1}{4} A$ 항을 제거하면 $f(t)$ 를 구할 수 있다.

2. 송신 단말기

송신 단말기 측은 현장에서 환자의 심전도 신호를 병원에 전송하면서 의사와 대화를 할 수 있어야 한다. 이를 위해서 음성 신호의 1.4~1.6 KHz 부분을 제거하고, 심전도 신호를 1.5 KHz 대역으로 변조시켜 합성함으로써 음성과 심전도 신호를 동시에 전송하게 된다. 심전도 신호의 변조 후 D/A 변환기의 overflow 문제를 해결하기 위해 0.5 값을 곱하면 되나 대역 제거된 음성신호의 잡음과 합해지므로 0.4 값을 곱하여 D/A 변환기에 입력한다.

3. 수신 단말기

병원에서는 전송되어온 신호 즉, 심전도 신호와 현장의 음성을 분석하여 현장에 응급 처치를 지시할 수 있어야 한다. 수신 단말기는 전송되어온 신호로부터 변조된 심전도 신호를 추출하여 복조 시킨 파형을 PC 모니터에 나타내고, 변조된 심전도 신호는 음성 신호 영역에서 잡음으로 남기 때문에 이를 제거하여 음성을 듣게 된다. 그리고 병원에서 말하는 음성이 변조된 심전도 신호 대역에 영향을 미치므로, 병원에서 현장으로 전송되는 음성은 1.4 KHz~1.6 KHz의 신호 부분을 제거하여 전송되게 한다.

Ⅲ. 시스템 설계

본 연구에서는 DSP를 이용하여 송·수신 단말기를 설계하였다. 음성 신호와 심전도 신호는 아날로그 신호이므로 이를 DSP로 처리하기 위해서는 디지털 신호로 변환하여야 한다. 이를 위해서 AIC를 두어 A/D, D/A를 수행하였다. AIC는 TLC32040을 사용하였으며, 이는 14-bit의 분해도로 A/D, D/A 변환을 하며, 최고 샘플링 속도는 19.2 KHz로 2-채널의 아날로그 입력을 받아 A/D 변환 할 수 있다.

단말기 설계에 사용한 DSP는 TI 사의 TMS320C31[11],[12]이다. 이는 32-bit floating point processor로 2개의 1K × 32-bit on-chip RAM block을 가지고 있으며, on chip DMA controller를 두어 I/O 와 CPU 동작을 동시에 수행 할 수 있다. 또한 이 DSP는 microprocessor mode와 microcomputer/boot loader mode의 두 가지 모드를 지원한다. 각각의 모

드에서 memory map은 다르다. 이 두 모드 중 boot loader mode를 사용하였다.

1. 송신 단말기 설계

심전도 신호의 전송과 음성의 송수신을 위한 송신 단말기는 AIC와 DSP, ROM 등으로 구성되어 있으며, 송신 시스템 구성도는 그림 1과 같고, 그림 2는 송신 단말기 구성도이다.

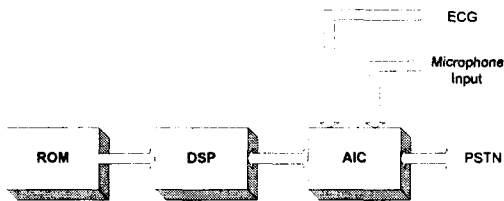


그림 1. 송신 시스템 구성도
Fig. 1. Block diagram of transmitter system

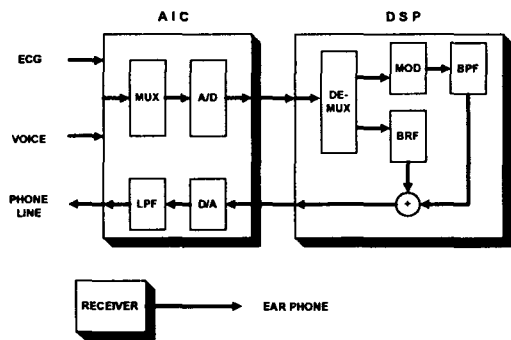


그림 2. 송신 단말기 구성도
Fig. 2. Block diagram of transmitter terminal

심전도 신호와 음성 신호는 AIC의 두 입력함과 동시에 시간 축에서 18 KHz로 다중화하여 각 신호를 9 KHz 샘플링 한 다음 A/D 변환하였다. 디지털로 변환된 신호는 직렬 포터를 통해서 DSP로 입력되어 디멀티플렉서를 거쳐 음성 신호와 심전도 신호로 분리된다. 심전도 신호는 DSB-SC 방식에 의해 음성 신호 대역의 중심주파수 1.5 KHz 대역으로 변조시키므로 1.5 KHz ± 100 Hz의 주파

수 대역을 가지게 된다. 이를 대역통과필터로 통과시켜 불필요한 신호를 제거하였다. 음성 신호 대역은 변조된 심전도 신호가 들어갈 대역을 확보하기 위해 1.4~1.6 KHz 부분을 제거하였다. 이 두개의 처리된 신호가 합성되어 AIC의 D/A 부분으로 입력되어 아날로그 신호로 변환된다.

이 아날로그 신호는 차단 주파수 3.4 KHz인 저역통과필터를 통과하여 전송 장치로 송신된다. 수신된 음성 신호는 이어폰을 통하여 듣게된다.

2. 수신 단말기 설계

수신 시스템의 구성은 AIC와 DSP 및 PC 인터페이스 등으로 구성하였으며, 수신 시스템의 구성도는 그림 3에 나타냈고, 그림 4는 수신 단말기 구성도이다. AIC에 입력되는 두 신호 즉, 병원내의 전화선을 통해 전송되어온 신호는 심전도 신호와 음성 신호가 합성된 신호이며, 또 다른 한 신호는 병원에서 현장에 지시하는 마이크를 통한 음성 신호로서 AIC의

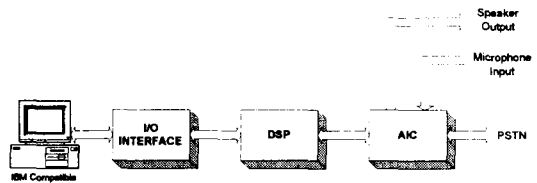


그림 3. 수신 시스템 구성도
Fig. 3. Block diagram of receiver system

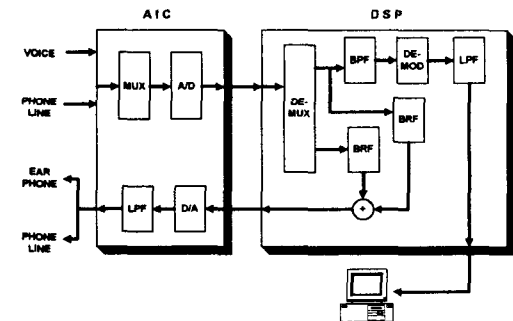


그림 4. 수신 단말기 구성도
Fig. 4. Block diagram of receiver terminal

두 입력 단자로 입력되어 멀티플렉스를 통과하여 각각 9 KHz로 샘플링과 A/D 변환되어 DSP로 입력된다. DSP에서는 디멀티플렉서를 통해 수신되어온 합성된 신호와 전송할 음성 신호를 분리한다. 전송된 신호는 다시 1.4~1.6 KHz의 대역통과필터를 통과한 신호와 대역저지필터를 통과한 두 신호로 분리된다. 대역통과필터를 통과한 변조된 심전도 신호는 복조 하여 저역통과필터를 통과시켜 100Hz 미만의 신호만을 추출하여 병렬 포트를 통하여 PC로 전송되어 화면에 나타나게 한다. 수신된 음성신호는 심전도 신호와 합성된 신호이므로 심전도 신호를 제거하기 위해 저지 대역이 1.4~1.6 KHz 인 대역저지필터를 통과시킨다. 병원에서 현장에 전송 할 음성 신호는 1.4~1.6 KHz 부분을 제거하지 않고 전송하게 되면, 1.4~1.6 KHz 부분에서 수신되는 심전도 신호에 혼입되어 심전도 파형을 구분할 수 없게 된다. 이

러한 문제를 해결하기 위해 저지대역이 1.4~1.6 KHz인 대역저지필터를 통과시켜 D/A 변환하여 음성 신호가 전송되고, 수신 단말기에서 수신된 음성 신호는 스피커를 통하여 듣게 한다.

IV. 실험 및 결과

송·수신 단말기는 크게 인터페이스부와 DSP로 구성되며 변·복조 및 필터 등을 모두 소프트웨어적으로 설계하였고, 심전도 신호와 음성 신호가 서로 간섭을 일으키지 않으면서 심전도 신호의 전송과 음성의 쌍방향 통신이 가능하도록 하였다.

본 연구에서 설계한 송·수신 단말기의 성능을 평가하기 위하여 응급 환자의 대표적 생체 신호인 심전도 신호를 사용하였다. 그림 5는 심전도 신호를 음성 대역에 합성하기 위해 차단 주파수가 1.4~1.6 KHz인 대역저지필터로, 필터차수가 99차인 설계

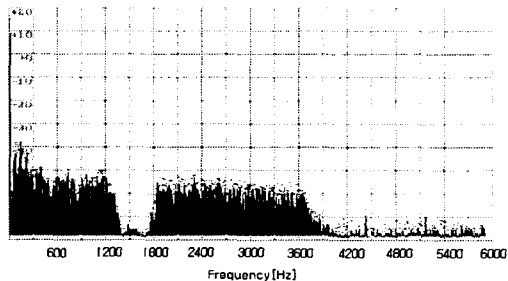
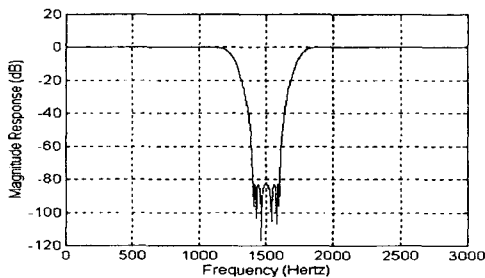


그림 5. 대역제거필터 특성과 대역 제거된 음성 신호 주파수 스펙트럼

Fig. 5. BRF characteristic and frequency spectrum of band rejection filtered voice signal

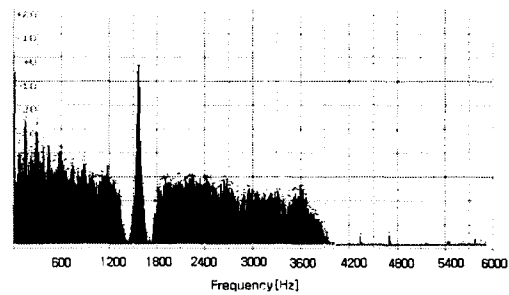
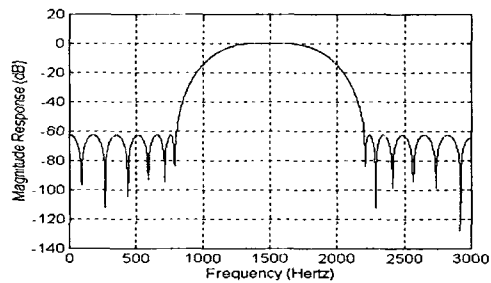


그림 6. 송신 단말기 대역통과필터 특성과 출력 주파수 스펙트럼

Fig. 6. Transmitter BPF characteristic and frequency spectrum of transmitter output

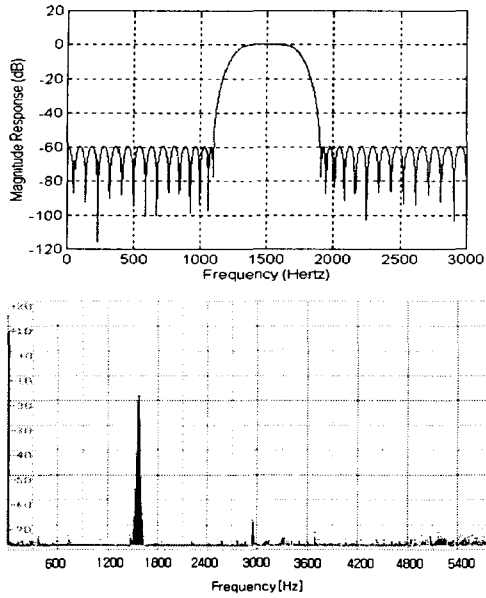


그림 7. 수신 단말기 대역통과필터 특성과 수신된 심전도 신호 주파수 스펙트럼
 Fig. 7. Receiver BPF characteristic and frequency spectrum of received ECG

특성과 대역 제거된 음성 신호 주파수 스펙트럼이다. 그림 6은 송신 단말기의 변조된 심전도 신호 추출을 위한 통과대역이 1.4~1.6 KHz인 대역통과필터로, 차수가 50차인 설계 특성과 대역 제거된 음성 신호에 중심주파수 1.5 KHz로 변조된 심전도 신호를 합성한 주파수 스펙트럼이며, 송신 단말기의 출력 신호가 된다.

그림 7은 수신 단말기에서 음성 신호와 심전도 신호가 합성된 신호에서 심전도 신호만 추출하기 위해 통과대역이 1.4~1.6 KHz인 대역통과필터로, 설계 차수가 99차인 특성과 심전도 신호의 주파수 스펙트럼이다. 그림 8은 수신 단말기에서 심전도 신호를 복조하기 위해 차단 주파수가 100Hz인 저역통과필터로, 설계차수가 148차인 특성과 복조된 심전도 신호 주파수 스펙트럼이며, 이는 PC 모니터에 나타내게 한다.

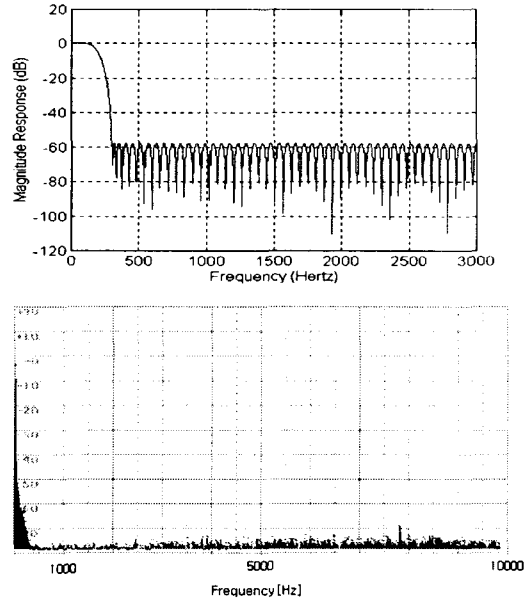


그림 8. 저역통과필터 특성과 복조된 심전도 신호 주파수 스펙트럼
 Fig. 8. LPF characteristic and frequency spectrum of demodulated ECG

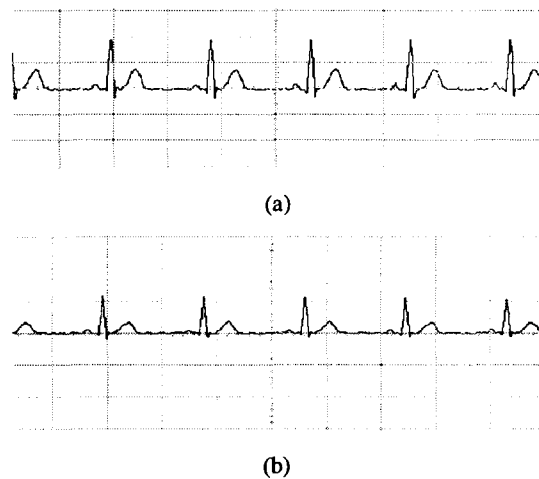


그림 9. 정상적인 심전도 신호
 (a) 송신 파형 (b) 수신 파형
 Fig. 9. Normal ECG
 (a) Transmitted wave (b) Received wave

그림 9는 설계한 시스템의 성능을 평가하기 위해 KONTRON사의 Arrhythmia Simulator 994를 이용한 정상적인 심전도 신호의 송·수신 실험 결과이며, 그림 10은 심장에 이상이 있는 사람에게서 발생하는 심전도 신호의 일종인 PVC(Premature Ventricular Contraction) 신호의 송·수신 실험 결과이다. 각 송·수신된 실험 결과를 비교해 보았을 때 모두 정확한 전송 결과를 보였다.

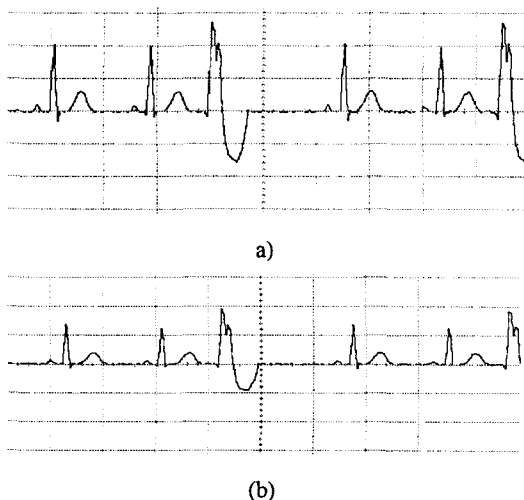


그림 10. PVC 심전도 신호
 (a) 송신 파형 (b) 수신 파형
 Fig. 10. PVC ECG
 (a) Transmitted wave (b) Received wave

V. 결 론

심장 질환 등의 응급 환자가 급증하는 추세에 의료 질 향상을 위해서는 상시 재택 진료 및 응급 환자의 효과적인 진료가 필요하며, 이를 위해서는 환자를 원격으로 감시하고 진단하면서 음성 송·수신이 가능한 시스템이 필요하다. 이에 본 논문에서는 다양한 전송 장치에 부착하여 사용할 수 있는 소형이고, 경량화된 원격 진료용 송·수신 단말기를 설계하였다. 이 시스템 구성에 사용된 송신 단말기는 AIC, DSP, ROM으로 구성되어 TMS320C31 어셈블리 언어로 프로그램 했으며, 수신 단말기는 AIC, DSP, PC로 구성되어 AIC, DSP는 TMS320C31 어

셈블리 언어로 프로그램하고, PC측은 C언어로 프로그램하여 시스템을 설계하였다. 이러한 DSP를 이용한 원격 진료용 송·수신 단말기 설계로 얻은 결론은 다음과 같다.

첫째 필터 및 변·복조 등을 DSP를 이용하여 설계함으로써 반복적인 하드웨어가 불필요하여 소형·경량화가 가능하고, 둘째로 각 단말기의 하드웨어를 변화시키지 않고 프로그램의 수정만으로 다양한 생체 신호의 특징에 맞는 신호 처리를 할 수 있으며, 셋째로 생체 신호 뿐 아니라 음성 신호가 쌍방향 통신이 가능하여 재택 진료 및 응급 환자에 대한 원격 진료가 효율적으로 이루어져 현장 응급 처치 수준을 향상시킬 수 있을 것이라 기대된다. 더불어 DSP를 이용한 신호 처리로 DSP의 응용 분야를 확대 할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] Joseph J. Carr, Introduction to Biomedical Equipment Technology, 338-347, 1993.
- [2] R. Stuart Mackay, Bio-Medical Telemetry : Sensing and Transmitting Biological Information from Animals and Man, Second Edition, IEEE, 1993.
- [3] M. Rezadeh and N. E. Evans, Multichannel Physiological Monitor plus Simultaneous Full-Duplex Speech Channel Using a Dial-Up Telephone Line", IEEE Trans. on BME, Vol. 37, No. 4, 428-432, 1990.
- [4] N. H. Kim, "Development of telemetry ECG Modem", J. of KOSOMBE, Vol. 5, No 2, 179-183, 1988.
- [5] Emmanuel C. Ifeakor and Barrie W. Jervis, Digital Signal Processing A Practical Approach, 278-370, 1993.
- [6] Alan V. Oppenheim and Ronald W. Schaffer, Discrete-Time Signal Processing, 403-513, 1989.
- [7] Vinay K. Ingle and John G. Proakis, Digital Signal Processing Using MATLAB V. 4, 224-300, 1997.

- [8] Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing, Prentice-Hall, 1993.
- [9] Ferrel G. Stremler, Communication System, Addison Wesley, 1990.
- [10] TMS320C3x User,s Guide, Texas Instruments, 1996.
- [11] TMS320 Floating-Point DSP Assembly Language Tools, Texas Instrument, 1995.
- [12] Dubin, Rapid Interpretation of EKG's, Cover Publishing, 1974.

이 종 회(Jong-Hoe Lee)

- 1985년 2월 : 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1998년 2월 : 경상대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1998년 3월~현재 : 경상대학교 대학원 전자공학과 박사과정 재학
- *주관심분야 : 디지털신호처리, 의용생체신호처리

이 주 원(Ju-Won Lee)

- 1997년 3월 : 진주산업대학교 전자공학과(공학사)
- 1999년 2월 : 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과(공학석사)
- 1999년 3월~현재 : 경상대학교 대학원 전자공학과 박사과정 재학
- * 주관심분야 : 디지털신호처리, 의용생체신호처리, 신경회로망, 퍼지논리

조 원 래(Weon-Rea Jo)

- 1990년 2월 : 경상대학교 전자공학과 졸업(공학사)
- 1992년 2월 : 경상대학교 대학원 전기전자공학과 졸업(공학석사)
- 1998년 2월 : 경상대학교 대학원 전자공학과 박사과정 수료
- 1998년 3월 ~ 현재 : 포항 1대학 전임강사
- * 주관심분야 : 디지털 신호처리, 의용 생체 신호 처리

한 석 봉(Seok-Bung Han)

- 1982년 2월 : 한양대학교 전자 공학과 졸업 (공학사)
- 1984년 2월 : 한양대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 1988년 2월 : 한양대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)
- 1988년 3월 ~ 현재 : 경상대학교 전자공학과 교수
- * 주관심분야 : VLSI 설계, 고장진단, ASIC 설계

이 건 기(Gun-Ki Lee)

- 1978년 2월 : 연세대학교 전기공학과 졸업 (공학사)
- 1980년 2월 : 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업 (공학석사)
- 1990년 2월 : 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업 (공학박사)
- 1985년 4월 ~ 현재 : 경상대학교 전자공학과 교수
- * 주관심분야 : 디지털신호처리, 의용생체신호처리