

PC를 기반으로 한 선박용 디지털 심전도 및 청진기 개발

이근실* · 문성배**

*한국해양대학교 운항시스템공학과 대학원, **한국해양대학교 실습선

Development of Ship's Digital ECG and Stethoscope Based on PC

Geun-Sil Lee* · Seung-Bae Moon**

*Graduate School of Korea Maritime University, Division of Ship Operation Systems Engineering

**Training Ship of HANBADA, Korea Maritime University

요약 : 심전도 측정기와 청진기를 통하여 획득된 심전도와 심음도는 비관혈적 방법으로 환자를 진단할 수 있는 생체신호이며, 의사들의 진단 도구로 널리 이용되어져 왔다. 그러나 의사들이 심전도 측정기나 청진기를 이용하여 환자를 진단하는 장소는 병원 내 진료실과 응급실로 한정되어 있기 때문에, 병원에서 거리가 먼 원거리 지역이나 자동차, 비행기, 선박에서는 환자의 심음을 확인할 수 없다. 특히, 원양항해에 종사하는 선박 환자는 전문 의료진으로부터 진료를 받을 수 없는 경우가 있다. 본 논문에서는 환자의 심음 및 심전도를 용이하게 측정함으로써 PC기반의 선박용 디지털 심전도 및 청진기를 개발하였으며, 해상 원격진료의 출현을 앞 당길 수 있으리라 본다.

핵심용어 : 심전도, 심음도, 청진기, 생체신호, 원격진료

Abstract : Electrocardiogram and phonocardiogram acquired from ECG and stethoscope by a non-invasive method are bio-signals which have been a great role in patients diagnosis and used extensively by doctors. And these are mainly used at the examination room or first-aid room of hospital. When the patients are located at some places far away from hospital like a car, an airplane and a vessel under way, there are some difficulties in confirming their cardiac sound. Especially the patient of ocean going vessel might not have a medical treatment from the professional doctor at times. In this paper, we developed the digital ECG and stethoscope system based on personal computer which can easily measure the patient's cardiac sound and ECG signal, and this might shorten the appearance of the remote maritime telemedicine.

Key Words : Electrocardiogram, Phonocardiogram, Stethoscope, Bio-signal, Telemedicine

1. 서 론

원격 진료시스템은 환자가 의료기관을 직접 방문하지 않고 의료인의 전문적인 도움이 필요할 때 시간적 공간적 제약 없이 언제 어디서든지 필요한 서비스를 받기 위한 것이다(대한의료정보학회, 1999). 하지만 대부분의 전문의들은 인구밀집지역에 위치해 있으며, 산간 도서지방 등은 지리적 여건 때문에 양질의 의료서비스 혜택을 받지 못하고 있다. 특히, 선박의 경우 대부분의 시간을 해상 항행에 종사해야 한다는 특수성 때문에 더욱 그러하다.

해상에서 의료서비스가 어려운 점을 살펴보면 첫째, 일반 선박은 전문 의료인 탑승에 대한 의무화된 법규가 없다. 그러므로 항해도중 발생한 환자에 대한 자체 대응 능력이 미약하다. 둘째, 일정한 장소에서의 의료행위가 아닌 동적인 위치에서 의료행위가 행해져야 한다. 육상에서의 원격진료는 초고속망을 기반으로 하고 있기 때문에 가능하지만, 원거리를 이동하는 선박은 이 통신망을 이용할 수 없기 때문에 원격진

료가 불가능하다. 셋째, 해상 원격진료에 대한 관심이 매우 부족하고, 또한 원격의료기기 탑재 의무화에 대한 관련법규가 없기 때문에 연구개발이 거의 없는 실정이다.

한편, 인체의 건강상태 체크나 기본적인 진료 자료를 얻기 위한 방법으로 병원을 비롯한 의원 등에서는 혈압, 청진, 체온, 심전도 등을 측정하기 위한 개별 측정장치를 구비하고, 각 장치의 측정값에 따라 해당 부위의 건강 상태가 파악되면 그에 합당한 치료가 이루어지도록 하고 있다. 그러나 일반 병원에서 사용되고 있는 각 의료장비들은 고價이고 구조가 복잡하여 일반인들이 손쉽게 구입하여 사용할 수가 없을 뿐만 아니라, 대부분의 진단 장비들이 아날로그 방식이기 때문에 인체의 해당 부위를 통해 측정된 데이터가 단말기 상에 그대로 디스플레이 되거나 결과지 형식의 출력물로 인쇄된다(조 등, 2001). 아날로그 형태의 의료 진단기기에서 제기되는 문제점을 개선하기 위하여 디지털 신호로 처리되는 진단기기가 개발되었지만 일부분에 불과하며 원격통신모듈을 갖고 있지 않은 실정이다. 그리고 심전도의 경우

* 대표저자 : 이근실(정회원), mmatelee@empal.com, 051) 405-1751

** 정회원, msbae@mail.hhu.ac.kr, 051) 410-4206

는 RS232C 포트를 가진 기기가 몇몇 있지만 PC(personal computer : 개인용 컴퓨터)와 연동되어 있지 않고 청진기의 경우는 PC와 연동되는 기기가 없기 때문에, 두 장치 모두 원격진료를 할 수 있는 기반을 갖추지 못하고 있는 실정이다.

따라서 본 연구에서는 지리적인 제약을 극복하기 위한 수단으로서 항해선박에서 사용할 수 있는 선박용 심전도 (electro-cardiogram, ECG)와 청진기(stethoscope)를 개발하고자 한다. 이는 PC를 기반으로 하기 때문에 생체신호의 분석이 용이하며 데이터의 저장 및 재생이 쉽고 원격통신을 할 수 있다는 장점이 있다. 그리고 고가의 의료기기를 고성능 저가의 의료기기로 대체할 수 있다는 점과 낙도, 도서지방, 보건진료소 등의 육상원격진료에도 적용될 수 있다는 점에서 연구개발의 가치를 둘 수 있다. 개발된 진단장비는 선박에서 환자가 발생하였을 때 환자의 생체신호를 획득하고 Inmarsat를 통하여 데이터를 전송하며, 원격지 의사는 모니터상의 환자 생체정보를 분석하여 진단에 참고 할 수 있다.

이상과 같이 본 연구에서는 심전과 청진의 통합 의료장비를 개발하기 위하여 하드웨어를 설계 제작하고 생체신호처리를 하였으며 잡음이 생기는 요인을 파악해 보았다. 신호 처리는 주파수 영역에 따른 아날로그 및 디지털 필터를 적용하였으며, 정확한 생체신호를 획득하는 것에 주안점을 두고 있다. 해상 원격진료 시스템의 일부분으로서 '인터넷 기반의 선박 의약품관리시스템 개발'에 관한 연구보고를 한 바 있다(이 및 전, 2003).

2. ECG 신호획득 장치의 설계

2.1 ECG 신호의 특성

심장의 한 주기과정을 분석하면 혈액이 심방에서 심실로 들어오는 시간을 심실확장기(ventricular diastole)라고 하며, 심실에 들어온 혈액이 대동맥이나 폐동맥으로 나가는 시간을 심실수축기(ventricular systole)라고 한다. 심방에서의 수축기와 확장기가 심실의 수축기 및 확장기에 선행하게 되고 결과적으로 심방, 심실은 교대로 수축하게 되어 혈액을 체내로 이동시킨다. (Carr & Brown, 1993).

Fig. 1은 심장의 주기과정 중 ECG 파형에서 심전도 신호의 특성을 나타내는 P, Q, R, S, T파를 도시한 것이다. 가로축은 시간을 나타내고, 세로축은 심전도 신호의 진폭을 나타낸 것이다. 의사는 이들 파의 크기, 간격, 모양 등에 대한 관찰을 통하여 진료를 수행하게 된다. ECG는 처음 심실의 확장기가 끝나기 전에 심방으로부터 심실내로 활동전압이 퍼져 P, Q, R파가 나타나고 S파가 나타나기 전에 심실이 수축하기 시작한다. ECG상의T파는 대동맥 판막이 닫히고 방실 판막이 아직 열리지 않은 채로 심실이 확장하기 직전에 나타나고 다시 P파, QRS군이 나타나면서 심장의 주기가 반복된다. 정확한 심전도 측정을 위해서는 ECG 파형의 중요특성인 P, QRS, T파를 정확하게 획득하는 것이 중요하다.

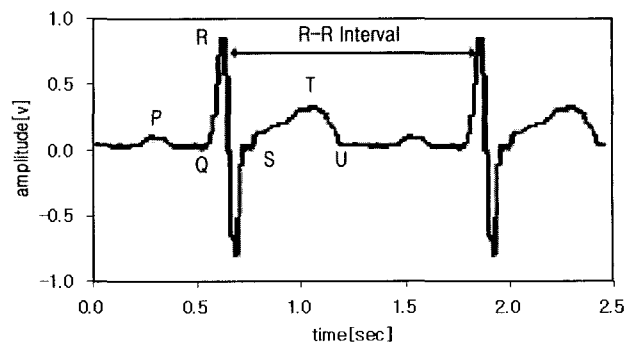


Fig. 1 Normal ECG with P, QRS, T, U wave

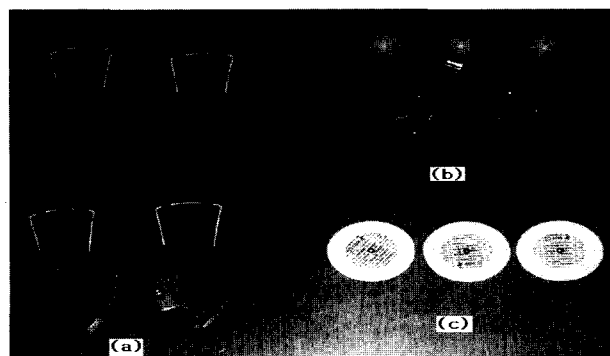


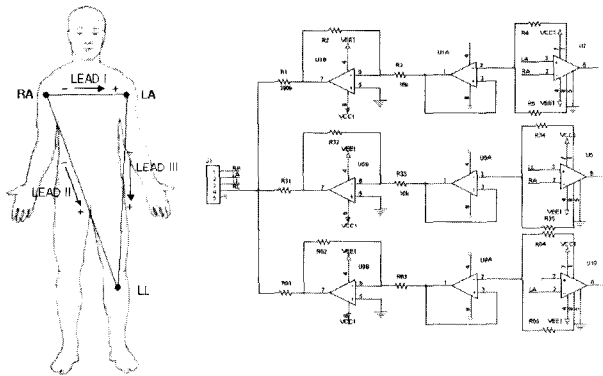
Fig. 2 Electrodes used for ECG recording

2.2 전극 및 증폭기

일반적으로 생체신호 획득을 위하여 표준화된 전극을 사용하는데, Fig. 2는 이러한 전극들의 모형을 나타낸 것으로서, 평면전극인 (a)는 탄성을 갖는 집게가 신체에 부착되기 때문에 사지전극(limb lead)으로 적합하며, 3채널 ECG에서 보편적으로 사용되고 있다. 그리고 (b)는 진단용 기록에서 흉부리드르 사용되는 흉부식 전극으로서, 12채널로 측정할 때 사용된다. 이것은 고무재질의 구가 수축과 팽창으로 발생하는 흡입력으로 가슴에 부착된다. 위의 두 가지 전극은 비교적 오래된 형태이지만 오늘날 광범위하게 상용되고 있으며, 재활용이 가능하기 때문에 비용절감의 효과를 얻을 수 있다는 장점이 있다. 한편 (c)는 중환자 및 응급환자의 감시 장치 및 운동부하 측정시 사용되는 일회용 전극이다. 대부분의 일회용 전극은 등근 몸체에 접착성 물질과 전도성 물질을 가지고 있다. 접착부분은 알레르기가 발생하지 않아야 하고, 피부에 손상을 주지 않고 쉽게 제거될 수 있어야 한다.

본 연구에서는 3채널 ECG 기록을 위하여 Fig. 2의 (a)와 같은 4개의 평면전극을 선택하여 시스템을 구현하였다. 각 전극간의 전위차를 이용하여 심전도를 측정하는 양극사진리드(bipolar limb leads) 측정법은 Einthoven에 의해서 제안된 기법으로서, 4개의 전극들이 두 팔과 다리에 부착되었을 때 세 개의 심전신호가 측정된다. 이 신호는 왼쪽 팔(LA), 오른쪽 팔(RA), 왼쪽 다리(LL)로부터 유도된다. 오른쪽 다리(RL) 전극은 증폭기의 기준점으로 이용되어 진다(고 등, 1997).

본 시스템에서는 환자의 RL을 접지리드(common lead)로 사용하였고, 사지(limb) 전극을 차동증폭기의 입력단자에 연결시켰다. 그리고 효과적인 전기적 접촉과 흡입을 위하여 전극이 부착되는 부분의 피부에 젤을 피부에 도포하였다. Fig. 3은 연구에서 제작 및 설계한 측정회로와 아인토반삼각법(Einthovan's triangle)을 도시한 것이다. 그림에서 (a)는 아인토반삼각법으로서 'LEAD I', 'LEAD II' 및 'LEAD III'의 전위차를 측정함으로써 심장의 전위를 측정할 수 있도록 하였다. 그리고 (b)는 오른다리구동회로(Driven-Right-Leg circuit)를 나타낸 것으로서, 노이즈를 최소화하고 공통성분에 의한 간섭을 줄이기 위하여 케환회로(feedback circuit)로 구성하였다. 'LEAD I'은 LA의 전극 신호를 증폭기의 논인버팅(non-inverting) 입력단자에 연결하였고, RA의 전극 신호를 인버팅(inverting) 입력단자에 연결하였다. 'LEAD II'는 LL 전극을 증폭기의 논인버팅 입력단자에 연결하였고, RA 신호를 인버팅 입력단자에 연결하였다. 그리고 LA 전극은 RL 전극에 단락시켰다. 'LEAD III'은 LL의 전극 신호를 논인버팅 입력단자에, LA 신호는 인버팅 입력단자에 연결하였고 RA 전극은 RL 전극에 단락시켰다.



(a) Einthovan's triangle (b) Driven-Right-Leg circuit

Fig. 3 Einthovan triangle and Driven-Right-Leg Circuit

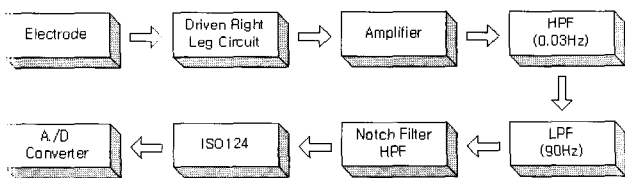


Fig. 4 Schematic diagram of ECG system

Fig. 4는 본 연구에서 구현한 ECG 시스템의 전체적인 신호처리계를 나타낸 것으로서, 센서, 구동회로, 증폭기, 필터 회로, 전원차단회로 및 AD변환기(analog to digital converter)로 구성하였다. 신호의 증폭은 심장전위가 mV 단위인 것을 감안하여 고역통과필터(high pass filter)와 저

역통과필터(low pass filter)에서 각각 증폭함으로써 전압이 포화되는 현상을 방지하도록 하였다.

1차 HPF는 차단주파수를 0.03Hz로 설정하였다. 이는 ECG 파형이 낮은 주파수 성분을 가지고 있기 때문에 주파수 응답을 0.05Hz 정도로 거의 직류에 가깝도록 하였다. 그리고 진단에 사용되는 ECG 증폭기의 -3dB 주파수 응답은 0.05Hz에서 100Hz인데 비하여 모니터링 기기는 0.05Hz에서 45Hz에 해당하는 응답특성을 가지며, 회로에 적용한 주파수 응답은 0.03Hz에서 90Hz로 설정하였다. 따라서 2차 LPF의 차단주파수를 90Hz로 하였으며, 60Hz Notch 필터를 사용하여 전원잡음을 제거할 수 있도록 하였다. 측정용 전극은 보통 $\pm 300\text{mV}$ 정도의 오프셋전위(offset potential)를 가지기 때문에 RC회로를 통하여 HPF의 입력단 전에서 이득을 제한할 수 있도록 하였다.

LPF의 설계에서는 커패시터 값이 잘 맞지 않으면 공통성분제거비(Common Mode Rejection Ratio, CMRR)이 감소하기 때문에, 저항을 통하여 연산 증폭기 입력의 균형을 잡았으며, 오프셋전위를 감소시켰다. 그리고 정확한 연산 증폭기 회로의 선택, 이득과 차단주파수 설정, CMRR조정, 기준전위 복구 등을 고려하여 설계하였다.

AD변환기로 NATIONAL INSTRUMENT사의 DAQ 6020E 모델을 통하여 심전신호를 획득하였고, 컴퓨터의 I/O 포트에 입력하였다. 이 AD변환기의 최고 샘플링 주파수는 100kHz이다. 그리고 안전사고 예방을 위하여 신체와 전원회로를 분리하는 ISO124를 사용하였다. ISO124는 광학적으로 신호를 전달하는 Isolation Amplifier이다.

ECG 신호의 왜곡을 방지하고 노이즈를 최소화하기 위하여 ECG 증폭기가 높은 임피던스, 공통 성분 신호 제거, 정확한 이득과 주파수 응답 그리고 보호회로와 안정성을 가지도록 설계하였다.

2.3 오른다리 구동회로

이 회로는 노이즈를 줄이는 방법으로 공통성분에 의한 간섭량을 줄이기 위해 케환 원리를 사용한 것이다. 공통모드 전압(common mode voltage)은 오른쪽 다리 증폭기에 의해서 반전되며, 이 결과 전압이 환자의 오른쪽 다리에 인가된다. 오른다리 구동 전압은 공통모드 전압의 반전상태가 되며, 오른쪽 다리는 환자 리드의 공통모드 전압과 반대방향의 성질을 가진다. 높은 CMRR 특성을 갖는 연산 증폭기와 사용함으로써 공통성분 간섭을 ECG 신호에 비해 무시할 수 있을 정도로 감소시킬 수 있었다. Fig. 5는 본 연구에서 개발한 디지털 심전도 측정 장치를 통하여 실제로 획득한 3채널 ECG 신호로서, 가로축은 시간을 세로축은 출력 전압 값을 나타낸 것이다. 이 그림에서 심전신호가 정확하게 측정되고 있는 것을 알 수 있다.

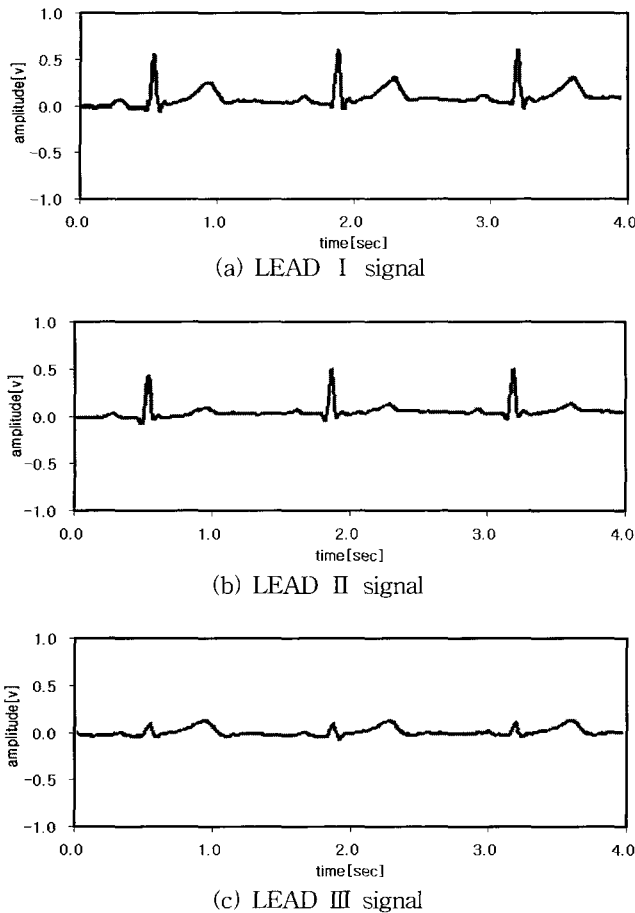


Fig. 5 Measured 3-channel ECG signals

2.4 ECG 측정에서의 전기적 잡음 특성

ECG 신호는 다른 생체신호 또는 외부 환경적 요인으로 인하여 간섭을 쉽게 받을 수 있다. 본 연구에서는 여러 가지 간섭요인을 분석하였고, 노이즈를 최소화할 수 있도록 시스템을 설계 및 제작하였다.

2.4.1 피부전위와 신체동작 잡음

사람의 피부는 생리학적 원인이나 신체 동요와 같은 영향으로 전위차에 변화가 발생한다. 일반적으로 피부와 측정 전극 사이에는 약 25mV의 직류전위가 존재한다. 이것은 피부의 표피 조직층에서 발생하는 전위와 피부에 바른 전해질 젤과 금속 전극사이에서 발생하는 전기화학적 전위이다(고 등, 1997). Fig. 6은 이러한 원인으로 인하여 측정된 ECG 파형이 왜곡되는 현상을 나타낸 것으로서, 가로축은 시간을 세로축은 측정된 신호의 진폭 값이다. 직류 피부전위는 HPF로 용이하게 제거할 수 있었다. 반면에 Fig. 6의 (a)와 같이 피부의 불균질과 신체 동요로 생기는 노이즈는 QRS 파형과 유사하기 때문에 ECG 분석이 용이하지 않았을 뿐만 아니라 이를 ECG 신호에서 제거하기에는 어려움이 있었다. 또한 Fig. 6의 (b)는 전극이나 신체를 천천히 움직일 때 발생하는 노이즈를 나타낸 것으로서, 기준전압이 흔들리는 것을 알 수

있다. 이 노이즈는 HPF 0.03Hz의 낮은 차단 주파수로 제거되지 않을 수도 있었으며, 그 결과 출력에 포함되기도 하였다.

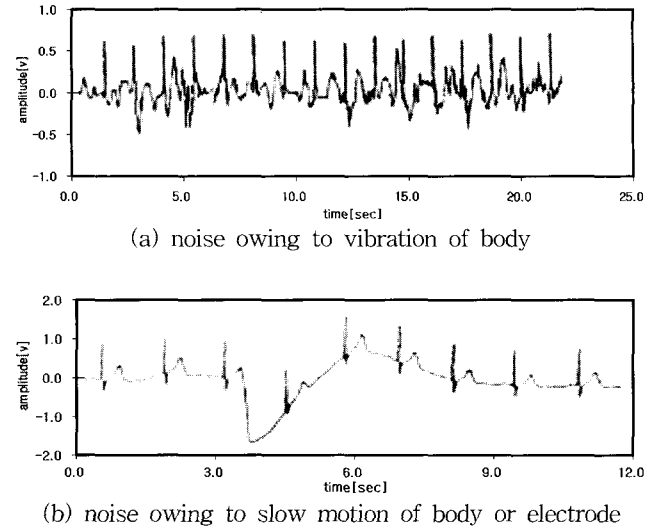


Fig. 6 ECG signal with some noises

2.4.2 외부 환경적 요인의 잡음

ECG 측정에서 외부 환경적 요인의 잡음으로서 전기적으로 유도되는 전력선 간섭이 있다. 선박의 경우 항행장비와 기타 기기들을 구동하기 위하여 많은 전력선이 노출되거나 자기장을 형성하고 있기 때문에 적절한 선택장소를 선택해야 한다. 선박의 잡음요인으로 자기적으로 유도되는 전력선 간섭이 있다. 인체, 전극 리드, ECG 장비는 하나의 폐회로이므로 주위의 전자장은 이 폐회로에 전류를 유지시킨다. 이 유도된 전류는 ECG 전극을 따라 흘러서 증폭기의 입력으로 들어가고, ECG 신호에 간섭신호로 더해진다. 이런 간섭은 리드를 함께 꼬아 주거나 ECG 전용 리드를 사용함으로써 줄일 수 있었다. 그리고 신체 진동으로 인하여 신체의 동요와 같은 노이즈가 발생할 수 있다. 이러한 경우에는 신체진동이 환자에게 전달되지 않도록 할 필요가 있다.

3. 심음계측 시스템의 설계

3.1 심음신호의 특성

심음을 기록하는 심음도(Phonocardiograms, PCGs)는 주파수와 스펙트럼에 대하여 재생 및 분석의 관점에서 전통적인 청진기보다 많은 장점을 가지고 있다. 심음도는 인간의 귀가 할 수 없는 정보를 나타내고, 심박음의 강도와 관계된 시간을 그래픽으로 나타내기 때문에 유용한 진단도구이다(Messer et al., 2001). 심음도가 진단도구로서 널리 사용되고 있지만 심음을 기록하는 것에 대한 문제는 심음 속에 노이즈가 포함되어 있다는 것이다. 노이즈가 생기는 주된 원인은 청진센서가 피부에 접촉될 때 생기는 것과 환자가 숨을 들이

될 때 생기는 폐음, 그리고 말소리나 주위환경에서 발생하는 갖가지 소리에서 찾을 수 있다(Hall et al, 2000 ; Messer et al, 2001).

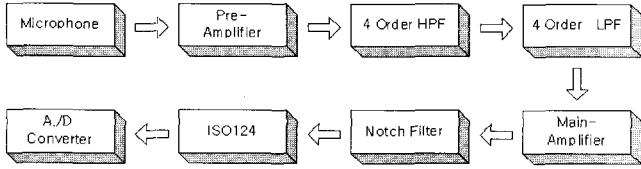
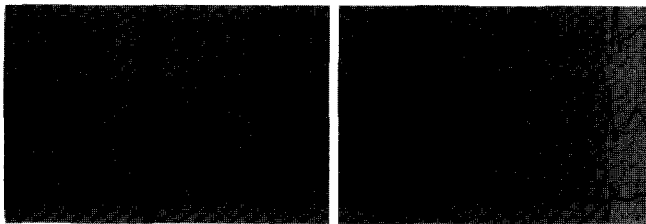


Fig. 7 Schematic diagram of auscultation system



(a) NIHON KOHDEN ECG (b) developed ECG

Fig. 8 Comparison with NIHON KOHDEN ECG

심음은 2.0kHz이내에 존재하지만 실제적으로 의미 있는 정보는 20.0Hz~1.0kHz의 주파수 대역에 존재한다(Carr and Brown, 1993). 그러므로 심음을 측정하기 위한 샘플링 주파수는 2.0kHz 이상이 적합하다. 심잡음은 정상인의 주파수 대역에 비하여 다른 영역의 주파수에서 존재하기 때문에 푸리에 변환이나 웨이브릿 변환을 통해서 심잡음의 이상 유무를 파악할 수 있다(백 및 강, 1997). 심잡음(murmur)은 심장에서 혈액의 흐름이 원활하지 못할 때 생기는 비정상적인 음으로서, 심장의 팽창 시 생기는 심잡음은 심장판막의 장애를 의심할 수 있지만, 심장의 수축 시 생기는 심잡음은 협착(stenosis)과 같은 병리학적 변화에 기인한다(Jacobson & Webster, 1977 ; Ölmez & Dokur, 2003). 또한 심음은 제 1심음, 제 2심음 그리고 제 3심음이 있으며 제 3심음이 가장 약하나 흉각의 부위마다 각 심음의 크기가 달라진다.

3.2 청진장치의 설계

본 연구에서 개발한 디지털 청진장치는 크게 마이크로폰, 증폭회로, 필터회로, AD 변환기로 구성되어 있고, Fig. 7은 이 장치의 전체적인 신호처리계를 나타낸 것이다.

심음을 계측하기 위한 마이크로폰은 공기접촉형과 신체접촉형이 있으며, 신체접촉형 마이크로폰은 인체에서 발생하는 소리가 피부를 통하여 전달되는 과정을 정확히 검출할 수 있다는 장점을 가지고 있기 때문에, 본 연구에서는 임피던스 정합회로가 포함되어 있는 신체접촉형 압전필름 마이크로폰을 이용하였다. 그리고 증폭회로는 신호를 증폭하기 위해 적당한 임피던스로 맞추어 출력시키는 전증폭기와 필터에 의해서 필터링된 심음신호를 10.0Hz~5.0kHz의 범위 내에서 신

호를 증폭시키는 주증폭기로 구성하였다. 필터는 25Hz의 차단 주파수와 4.75배의 증폭도를 갖는 4차 HPF, 2.0kHz의 차단주파수와 11.0배의 증폭도를 갖는 4차 LFP로 설계하였고, 60Hz 전원잡음 제거를 위하여 노치필터를 사용하였다. 그리고 AD 변환기를 통하여 입력된 심음신호는 정확한 생체신호의 획득을 위하여 디지털 필터링 하였다. 본 연구에 사용한 디지털 필터는 NI사의 Measurement Studio에 포함된 Butterworth 필터를 사용하여 6차 HPF 및 LPF를 구현하였다.

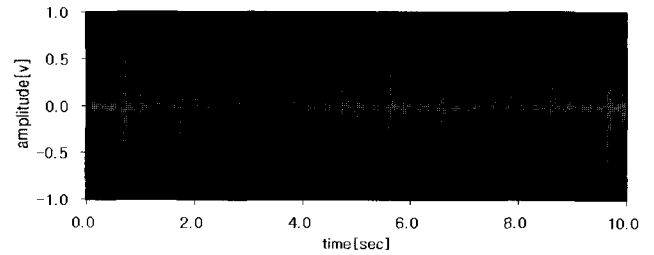


Fig. 9 Measurement heart sound

4. 실험 및 고찰

본 연구에서 개발한 시스템의 측정 성능검증은 현재 병원에서 사용되고 있는 측정기기의 측정결과와 비교하는 방식으로 수행하였다.

먼저, 심전도의 경우는 일본 NIHON KOHDEN사의 ECG 장비와 비교하였다. Fig. 8은 3채널 ECG 신호의 측정결과를 비교한 것이다. Fig. 8의 (a)는 NIHON KOHDEN 장비로 저자의 실제 심진파형을 측정한 결과 출력물사진이며, (b)는 본 연구에서 개발한 디지털 심전도 측정장치로 측정하여 얻은 출력물 사진이다. 비교 분석결과 심전도 파형에서 P, QRS, T파를 식별할 수 있을 뿐만 아니라 생체외로 정보로 동등한 의미를 가지고 있음을 알 수 있었다.

본 연구에서는 심음을 측정하기 위하여 샘플링 주파수를 2.0kHz로 설정하고, 약 10.0초간의 데이터를 수집하여 실험을 하였다. Fig. 9는 정상인을 대상으로 측정된 청진음을 나타낸 것으로서, 1분간 60회 정도 맥박이 뛰는 여성이다. 가로축은 시간을 세로축은 진폭 값을 나타낸다. Fig. 9에서 500mV 이상의 값을 지나는 파형은 제 1심음이며, 제 1심음보다 작은 250mV 이상의 값을 지나는 파형은 제 2심음이다. 제 1심음 사이의 간격은 샘플링 횟수와 경과시간을 가지고 맥박수 계산에 활용될 수 있다. 그리고 제 1심음과 제 2심음 사이의 간격 및 그 크기는 성별, 연령에 따라 달리 나타남을 알 수 있었다. 청진의 경우 파형을 추출하는 계측기가 없기 때문에, BIOSCIENCE사에서 측정된 정상인의 청진음을 파형으로 변환하여 비교하였다.

Fig. 10의 (a)는 BIOSCIENCE사의 정상 심음 웨이브 파일을 데이터로 변환하여 나타낸 것이고, (b)는 본 연구에서 개발한 디지털 청진기를 통하여 획득한 심음 신호를 나타낸 것

이다. 그림에서 가로축은 시간을 나타내고 세로축은 획득한 신호의 진폭 값이다. (a)와 (b)에서 샘플링 수와 심박수가 다르므로 파형이 다르게 나타나 보이지만 제 1심음과 제 2심음이 잘 나타나는 것을 볼 수 있으며, 웨이브 파일에서 파형을 추출할 때는 동일한 프로그램을 사용하였다. Fig. 11은 본 연구에서 개발한 디지털 심전도 및 청진 시스템을 나타낸 것이다.

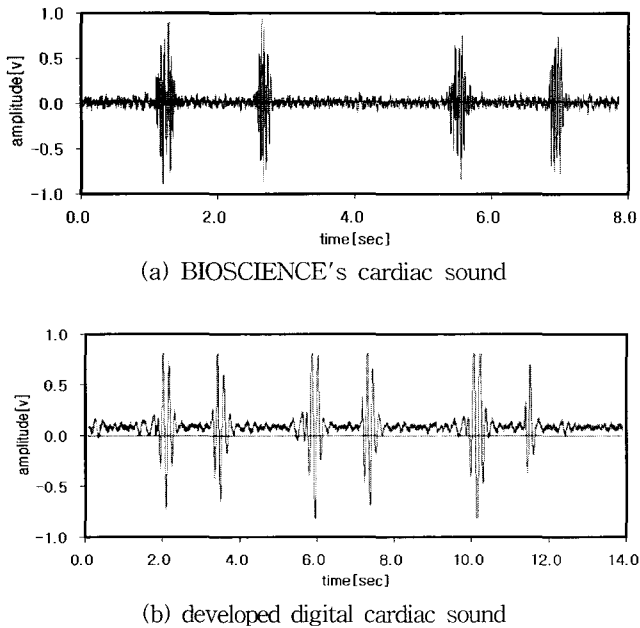


Fig. 10 Comparison digital cardiac sound with BIOSCIENCE's

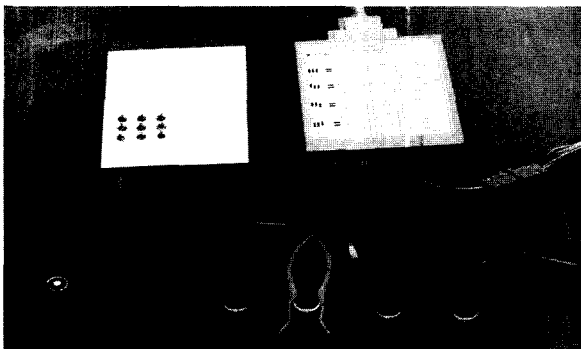


Fig. 11 Developed system and peripherals

아울러, 본 연구에서 개발한 디지털 심전도 및 청진기의 전문가적 평가를 위하여, 성별 그리고 나이별로 구분하여 약 10여명을 대상으로 심전도와 심음을 획득하였고 대학병원의 전문의료진으로부터 성능 자문을 구하였고, 본 연구에서 개발한 시스템으로 진료 및 처방이 가능함을 확인하였다. 또한 본 시스템에 대해서는 한국 식약청과 미식품의약국(FDA : Food and Drug Administration)으로부터 의료장비 승인 신청을 준비하고 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 병원의 진료실 등에서만 측정되는 심전도와 심음을 해상도를 향해서 선박에서도 측정할 수 있는 선박용 디지털 심전도 및 청진기를 개발하고자 하는 것으로서, ECG와 심음을 통합적으로 측정하고 일련의 신호처리를 함으로써 디지털 생체신호를 획득할 수 있는 시스템을 구현하였다. 본 시스템은 의료전문 지식이 부족한 일반인도 용이하게 이용할 수 있는 것으로서, 디지털화된 생체신호를 적절한 통신수단을 통하여 원거리 의료진에게 송신함으로써 시기적절한 진료 혜택을 받을 수 있다. 특히 본 연구에서 개발한 디지털 청진기는 심음파형을 PC 화면상에 디스플레이를 할 수 있기 때문에 시청각적인 효과를 가지는 것이다.

향후 과제로서, 심전도와 심폐음을 통하여 질병을 분류하고 이 질병을 예측하고 학습 할 수 있는 전문가 시스템을 구축하고자 한다.

후 기

본 연구개발은 2002년도 중소기업청 기술혁신개발사업의 지원으로 수행되었음

참 고 문 헌

- [1] 고태우, 김민기, 김선일, 김희찬, 박승훈, 우용제, 윤영로, 윤형로, 이경중, 이수열, 임재중, 조민형 (1997), "디지털 생체 신호처리", 여문각
- [2] 대한의료정보학회(1999), "보건의료정보학", 현문사
- [3] 백승화, 강성훈(1997), "웨이브렛을 이용한 심음의 검출 및 분류", Journal of the Natural Science, Vol. 16, pp. 122-129
- [4] 박홍을, 최명진(1999), "청진기 Chestpiece의 음향학적 특성에 관한 연구", 경희대학교 산학협력기술연구논문집, 제5집, pp.26-31
- [5] 이근실, 전승환(2003), "인터넷 기반의 선박 의약품관리시스템 개발", 한국항해항만학회지, 제27권, pp.19-24
- [6] 조명찬, 김기석, 배장환, 연태진, 김동운, 이태수, 전은석, 김유진(2001), "심전도의 디지털 기록화 모듈과 개인용 컴퓨터 저장/분석시스템의 개발", 충북의대 학술지, Vol. 2, pp.96-104
- [7] Jacobson, B. and Webster, J. G.(1977), "Medicine and Clinical Engineering", Prentice-Hall
- [8] Murakami, H., Shimizu, K., Yamamoto, K., Mikami, T., Hoshimiya, N. and Kondo, K.(1994), "Telemedicine Using Mobile Satellite Communication", IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol. 41, pp.488-497

- [9] Carr, J. J. and Brown, J. M.(1993), "Introduction to Biomedical Equipment Technology", Prentice-Hall
- [10] Hall, L. T., Maple, J. L., Agzarian, J. and Abbott, D.(2000). "Sensor system for heart sound biomonitor", Microelectronics Journal, Vol. 31, pp.583-592
- [11] Messer, S. R., Agzarian, J. and Abbott, D.(2001), "Optimal wavelet denoising for phonocardiograms", Microelectronics Journal, Vol. 32, pp.931-941
- [12] Ölmez, T. and Dokur, Z.(2003), "Classification of heart sounds using an artificial neural network", Pattern Recognition Letters, 24, pp.617-629

원고접수일 : 2003년 10월 31일

원고채택일 : 2004년 3월 12일