

논문 2010-47SC-4-4

심초음파용 생체신호측정모듈의 개발

(A Development of Physio-Module for Echocardiography)

장 원 석*, 김 남 현**, 전 대 근***

(Won-Seuk Jang, Nam-Hyun Kim, and Dae-Keun Jeon)

요 약

본 연구는 심초음파에 사용되는 생체신호측정모듈을 개발하고자 하였다. 생체신호측정모듈은 심전도, 호흡, 맥파, 심음 측정 기능을 포함하며, 생체신호측정모듈에서 측정된 4가지의 생체신호와 초음파 영상을 동기화시켜 심장의 수축과 이완에 따른 심장질환을 진단하는데 사용된다. 생체신호의 특성을 고려한 테스트 패턴을 적용하여 개발된 생체신호측정 회로부를 검증하였으며, 특히 심전도의 QRS trigger 지연시간은 국제규격인 EC-13에 만족하였다. 또한, 개발된 심전도, 호흡, 맥파, 심음이 동기화 되는 것을 확인하였으며, 심초음파의 M-mode 영상에서 혈류의 흐름과 심전도의 변화가 일치함을 확인하였다.

Abstract

In this study, we aimed to develop the physio-module for echocardiography. This physio-module includes multi-functions such as ECG, respiration, PCG, heart sound, and this is used to diagnose a cardiac disease in using ultrasound images synchronized with biosignals of physio-module. In this paper, the developed physio-module was verified by applying various test patterns considering each biosignal's characteristics and we could get the performance of QRS trigger delay time within international standard, EC-13 criteria. And ECG's change in physio-module and blood flow in M-mode was synchronized.

Keywords : 생체신호측정모듈(Physio-Module), 심초음파(Echo-Cardiography), 심전도(ECG)

I. 서 론

심초음파 장비에서 생체신호측정모듈은 초음파 영상을 진단하는데 시간에 대한 기준이 될 수 있는 생체 신호를 측정하는 장치를 말한다. 생체신호측정모듈의 기능은 심전도, 호흡, 맥파, 심음(PCG), 기타 외부 장치로부터 출력되는 신호를 증폭 및 디지털 신호로 변환하여 이를 초음파 장비로 전송하는 것이다. 전송된 생체신호는 생체신호 자체의 진단이 아니라 심장의 수축과 이완에 따른 심장

기능 진단에 활용되며, 심초음파 장비의 초음파 영상과 동기화되어 화면에 출력된다. 또한 생체신호측정모듈은 심전도 신호에서 QRS파를 검출하여 초음파 장비가 이용할 수 있도록 trigger 신호를 제공한다. 생체신호측정모듈의 생체 신호는 심초음파의 M-mode 영상에서 심실 근육의 두께 변화를 측정할 때 심실 수축의 시작 시점을 심전도 QRS파의 발생 시점과 비교하여 기준을 설정하는 경우가 한 예이며, 스트레스 에코 테스트 등 심초음파를 이용한 심장진단에 있어서 임상적으로 유용하게 사용되고 있다. 본 연구를 통하여 심초음파 영상과 생체신호(심전도, 호흡, 맥파 및 심음)의 동기화를 위한 측정회로 및 신호처리 개선, 심실 수축의 정확한 기준을 제공하기 위한 실시간 검출 성능 및 QRS trigger 지연시간 개선이 요구된다.

그림 1은 생체 신호와 심장의 판막의 움직임 및 혈압 등의 관계를 보여 준다.^[1] 심전도의 심방이 수축하면 P파가 발생하고, 좌심방의 혈액이 좌심실

* 정회원, 연세대학교 대학원 생체공학협동과정
(Graduate Program of Biomedical Engineering,
Graduate School, Yonsei University)

** 정회원, 연세대학교 의과대학 의학공학교실
(Department of Medical Engineering, College of
Medicine, Yonsei University)

*** 정회원, (주)메디아나 기업부설연구소
(R&D Center, MEDIANA Co. Ltd.)

접수일자: 2009년5월31일, 수정완료일: 2010년7월2일

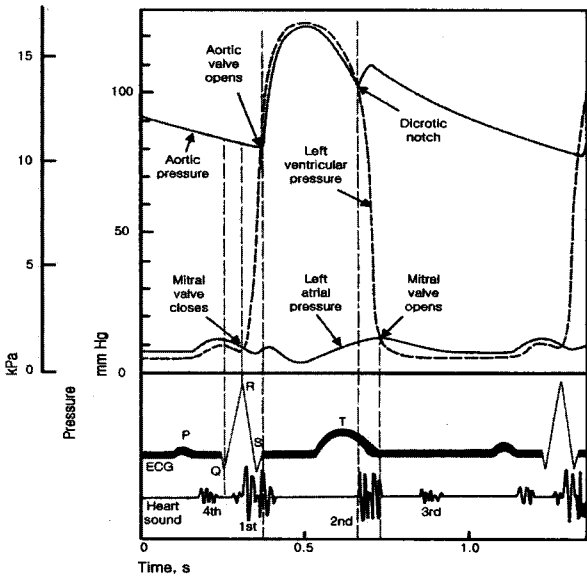


그림 1. 심장의 주기적인 움직임과 심전도, 심음의 관계
 Fig. 1. Relation of bio-signals and Cardiac's periodic motion.

로 한꺼번에 흐른다. 이때 제4심음이 발생하고 승모판막이 더 열린다. 좌심실이 수축하기 시작하면서 QRS 콤플렉스가 생성되고 R파에서 승모판막은 닫힌다. 이때 제1심음이 발생하고 좌심실의 압력이 급격히 상승하면서 혈액이 심실 밖으로 방출되어 대동맥 압력이 상승한다. 좌심실 수축기가 끝나면서 T파가 끝난다. 대동맥압의 dicrotic notch가 발생하는 순간 제2심음이 발생하고, 승모판막은 열린다. 심실확장기의 시작점에서 좌심방내의 혈액이 좌심실로 흘러 들어온다. 승모판막도 활짝 열리고, 제3심음이 발생한다.

이를 한 주기로 심장에 의한 생체 신호와 혈액의 움직임, 심근의 두께 변화, 심장 판막의 움직임 등을 관찰할 수 있으며, 생체신호측정모듈의 측정 신호와 초음파 영상의 동기화된 모습을 볼 수 있다.

II. 본 론

본론에서는 개발된 생체신호측정모듈의 디지털 회로 및 아날로그 회로를 설명하고, 두 번째 생체신호측정모듈의 제어, 세 번째 생체신호측정모듈의 동작을 검증할 수 있는 프로그램에 대해 설명하도록 하였다.

1. 하드웨어

모듈의 전체 제어는 삼성의 S3C2440 ARM9 CPU로

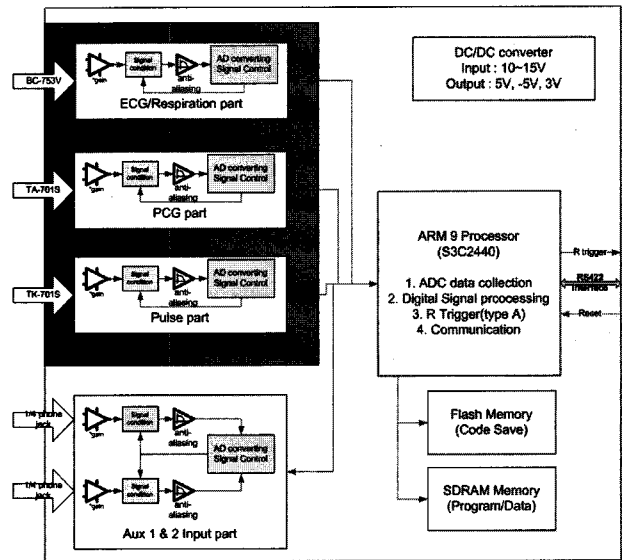


그림 2. 생체신호측정모듈의 하드웨어 블록도
 Fig. 2. Physio module's hardware flowchart.

구성하였으며, 이를 통하여 초음파 장비와의 통신 및 모듈 전체의 동작을 제어한다. 신호 측정 부분은 신호의 상태를 제어하고, 아날로그를 디지털 신호로 변화하는 MCU를 사용하였으며, ARM9은 각 MCU로부터 디지털 신호를 입력 받는다.

그림 2는 모듈의 하드웨어의 전체적인 블록도이며, 블록별 기능은 다음과 같다.

가. 디지털 회로 및 전원부

CPU는 400MHz로 동작하며, 플래시 메모리에 저장되어 있는 코드를 SDRAM으로 로딩하여 사용한다.

초음파 장비와 데이터 통신은 양방향 통신으로 RS422 통신 드라이버를 사용하고, UART 방식으로 이루어진다. 데이터 통신 이외의 기능으로 QRS파 검출 시점을 생체신호측정모듈이 초음파 장비로 알리는 trigger 신호가 있으며, 초음파 장비가 생체신호측정모듈을 초기화할 수 있는 신호가 있다. 이 두 신호도 RS422 통신 드라이버를 통하여 이루어진다.

신호 측정을 위해서 각 신호 측정 부분마다 ADC를 내장한 MCU를 사용하였고, 각 MCU와 ARM9 사이의 통신은 SPI 통신으로 이루어진다. 절연 부분과의 통신에서는 4000VAC 내전압용 디지털 포토커플러를 사용하였다. 입력 전원은 10~15V DC를 입력 받을 수 있으며, DC/DC 전원 설계를 통하여 회로에 필요한 전압을 생성하여 사용한다. CPU는 내부에 필요한 1.2V와 외부 인터페이스를 위한 3.3V가 필요하며, 대부분의 디지털

회로는 3.3V를 사용한다. 아날로그 회로를 위해서는 $\pm 5V$ 를 사용하고, 절연영역에는 입력 전원을 직접 사용하여 4000VAC 내전압을 유지하는 전원 절연을 구현하였다.

나. 심전도 측정부

심전도 신호는 RA, LA, LL 리드를 통하여 1채널 신호가 측정되도록 하였으며, 리드 I, II, III의 선택이 가능하도록 하였다.^[2] 신호의 주파수 특성은 0.2~30Hz이며, 입력 범위는 $\pm 7mV$ 이고, 입력 신호의 유동 범위는 $\pm 400mV$ 이다. Pacer pulse 검출 기능이 있어서 Pacer pulse 신호를 QRS파로 오인하지 않을 수 있다. 안전 규정과 관련하여 심전도 측정 회로를 4000V 내전압이 유지되도록 설계 하였으며, 환자 누설 전류를 CF 등급으로 설계하였다. 또는 심장 제세동기로부터 회로가 보호되도록 설계하였다. 전극의 착탈을 자동으로 검출하도록 설계되어 있으며, 심전도 신호가 빠른 시간에 복귀될 수 있도록 신호의 offset 제거 회로를 추가 하였다. 신호 sampling은 1,000samples/sec로 하였고, AD 변환기의 resolution은 12bit를 사용하였다.

다. 호흡 측정부

호흡 측정은 센서를 코에 붙여야하는 불편함 때문에 흉곽 임피던스를 측정하는 방식으로 변하고 있다.^[3] 심전도를 측정하는 전극을 이용하여 전류를 인가하는 방식이다. 측정에 사용하는 전류의 주파수는 65kHz이며, 전류는 $100\mu A$ 이하로 측정한다.^[4] 측정 주파수는 0.05~2 Hz이며, 측정 범위는 0.2~10 Ω 이다. 호흡 신호가 빠른 시간에 복귀될 수 있도록 신호의 offset 제거 회로를 추가 하였다. 신호 sampling은 1,000 samples/sec로 하였고, AD 변환기의 resolution은 12bit를 사용하였다.

라. 맥파 측정부

맥파의 측정은 왼쪽 흉곽에서 심장 박동을 측정하거나 목 부위에서 경동맥파 또는 경정맥파를 측정한다.^[5] 측정 센서는 Nihon Kohden 사의 TK-701S를 사용하였다. 센서의 원리는 압전소자 방식으로 측정 부위의 압력 변화를 전기적 신호로 변환하였으며, 측정 주파수는 0.5~200Hz이며, 측정 범위는 1/10 감쇄의 경우에는 0.01~2V이고, 1 감쇄의 경우에는 1~200mV이다. Sampling은 1,000samples/sec로 하였고, AD 변환기의 resolution은 12bit를 사용하였다.

마. 심음 측정부

심음의 측정은 흉골의 왼쪽 부위에서 측정하며, 심장의 전수축기, 수축기, 확장기에서 발생하는 소리를 측정한다.^[6] 측정 센서는 Nihon Kohden 사의 TA-701S를 사용하였다. 센서의 원리는 가속도 방식으로 고정 소자와 진동 소자의 움직임으로 전기적 신호를 발생시킨다. 측정 주파수는 측정하는 심음의 특성에 따라 변경할 수 있도록 디지털 필터로 구성하였으며, 측정 범위는 $\pm 10mV$ 이다. 심음도는 여러 가지 필터를 사용하여 측정하는데, 본 연구에서는 JIS-A filter의 L, M2 type과 SMS filter no. 1을 디지털 필터로 구성하였다. JIS-A filter L은 cutoff 주파수가 50Hz인 고역통과필터이고, JIS-A filter M2는 cutoff 주파수가 300Hz인 고역통과필터이다. SMS filter no. 1은 cutoff 주파수가 50~100Hz인 대역통과필터이다. 신호 sampling은 5,000samples/sec로 하였고, AD 변환기의 resolution은 12bit를 사용하였다.

2. 모듈의 제어

모듈의 프로그램 흐름은 일정한 주기로 동작하는 간단한 구조로 되어 있으며, 비주기적인 이벤트가 발생하지 않는 구조로 이루어진다.

모듈의 timing 제어 중에서 가장 빈번히 발생하는 것은 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하여 받아들이는 것으로, PCG 신호를 변환하는 주기가 5000Hz로 가장 자주 일어난다. 초음파 장비와의 통신은 비 주기적으로 발생할 수 있으나, 이는 응답 지연 속도가 6ms로 비교적 0.2ms 주기의 PCG 신호 sampling rate에 비하면 빠른 작업이라고 할 수 없다. 따라서 대부분의 제어 작업은 0.2ms의 주기를 이용하여 작업하고 이 주기는 timer interrupt를 통해서 생성한다. 예외적으로 watchdog function, 초음파로 데이터를 보내는 Tx 신호, SPI 통신은 별도의 interrupt를 사용하여 동작하도록 하였다.

모듈 CPU는 Velos라는 real time O/S를 사용하고 있지만, 대부분의 작업이 순차적으로 이루어지고 있어서 thread를 생성하여 신호처리를 위한 디지털 필터, 자동 이득, 자동 오프셋, QRS 검출 기능을 수행하도록 하였다.

0.2ms timer interrupt가 5번 수행되는 주기로 신호처리 thread를 동작시킨다. Timer interrupt가 수행될 때마다, PCG 신호 측정 회로는 다른 신호 측정회로에서 신호를 수집한다. 첫 번째 timer interrupt에서는 PCG

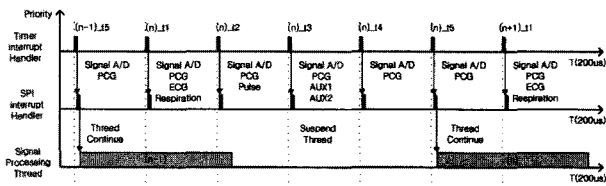


그림 3. Timer, SPI interrupt handler 및 신호처리 thread의 timing 관계

Fig. 3. Timer, SPI interrupt handler and signal processing timing.

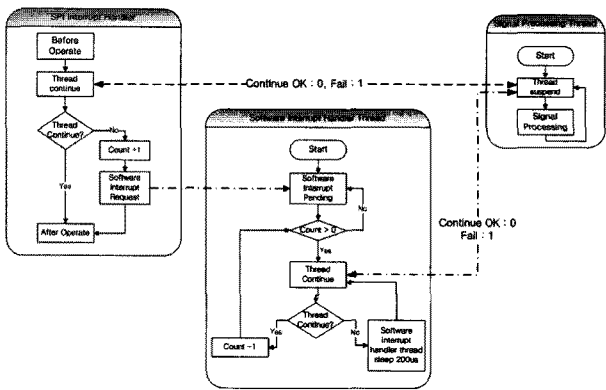


그림 4. Thread continue check function 구조

Fig. 4. Thread continue check function architecture.

신호와 심전도/호흡, 두 번째 timer interrupt에서는 PCG 신호와 Pulse 신호, 세 번째 timer interrupt에서는 PCG와 추가입력 1/2의 신호를 수집하고, 네 번째 다섯 번째는 PCG 신호 만 수집한다. 위 순서대로 수집한 데이터는 PCG는 5000 sample이고, 나머지는 1000 sample 이 된다. 한 주기의 신호가 모두 수집되는 SPI 통신이 이루어지면, 신호처리 thread를 실행 시킨다. 그림 3은 시간에 따라 각 interrupt handler와 thread가 동작하는 timing을 나타낸 그림이다.

신호처리 thread는 1ms 동안 모든 수행을 종료하지만, 과부하 상태에서 시스템의 안정적 동작을 보장하기 위한 대책으로 thread continue check function을 추가 하였다. Thread continue check function의 구조는 그림 4과 같다.

3. 검증 프로그램

모듈의 기능 검사를 위해서 초음파 장비를 대신할 수 있도록 PC에서 LabView로 프로그램 하였다. 생체신호 측정모듈을 테스트하기 위한 에뮬레이트 프로그램은 NI사의 LabView 8.5를 이용하여 개발하였다. 프로그램은 크게 명령어, 표시부, 직렬통신, 데이터 패싱 부분으로 구분된다.

가. 명령어부

(1) 명령어 입력

프로토콜에 따라 직렬 통신 방식으로 모듈에 전송하는 역할을 한다. 명령어는 프린트패널에 배치된 버튼, 노브, check box, Edit box 등에 기능에 대한 프로토콜이 맵핑되어 있어 해당 부분의 값을 변경하면 명령어가 프로토콜에 맞추어 전송된다. 또한 [user code] edit box를 이용하여 사용자가 원하는 명령어를 입력할 수 있다.

(2) 명령어 수집 구조 및 전달

명령어를 수집하는 loop는 데이터 송수신과 관련된 loop와 구분되어 있으며, '값 변경'에 의한 이벤트에 의해 활성화 되어 프로토콜에 맞게 명령어가 조합되는 구조로 되어 있다.

프린트패널에 의해 입력되는 명령의 빈도가 1초에 1회 미만이라고 판단하였기 때문에 명령어를 수집하는 loop와 직렬 통신을 위한 loop 간에는 로컬 변수를 이용하여 데이터를 전달하도록 하였다. V.Sync가 60Hz 일 경우 초당 60회, 75Hz 일 경우 초당 75회의 미만의 명령어를 생체신호측정모듈로 전송 할 수 있다.

(3) 명령어 조합

프린트패널에 배치된 컨트롤에 의해 입력된 값은 프로토콜에 맞는 Header에 변경하고자 하는 데이터 값이 추가 되는 형태로 되어 있다. 숫자, list box, 노브, check box 형태의 컨트롤 입력은 TypeCast 컨트롤을 이용하여 string 형태로 변형되며, Add string 컨트롤에 의해 프로토콜 순서에 맞추어 연결 된다. LabView의 컨트롤 컨트롤은 종류에 따라서 다른 길이로 선언되어 있으므로 TypeCast에 의해 string 값으로 변경 될 때 의도하지 않은 값으로 변경 될 수 있다. 이러한 문제를 예방하기 위해 TypeCast 전에 강제적으로 데이터 길이를 변경해 주었으며, 프린트 패널의 컨트롤마다 개별적으로 데이터 범위를 설정하였다.

(4) Setting 값 변경

생체신호측정모듈은 설정값에 따라 동일한 입력이라도 출력 스케일이 달라지므로 에뮬레이터는 현재 설정값을 표시하고, 수정할 수 있어야 한다. 버튼 컨트롤을 이용하여 생체신호측정모듈의 설정값을 변경할 수 있도

록 하였으며, LED 형태의 인디케이터를 이용하여 현재 설정값을 표시하도록 하였다.

나. 표시부

(1) Chart and Min-Max

생체신호측정모듈에서 전달되는 데이터는 Chart 컨트롤에 의해 그래프 형식으로 디스플레이 된다. 업데이트 주기는 V.Sync 설정에 따라 달라지며, 60Hz일 경우 초당 62개 75Hz일 경우 76개의 포인트가 업데이트가 된다. 각 chart는 한 화면에 1024개의 데이터를 표시할 수 있으며, 스윙 차트 형식으로 업데이트 된다. 각 chart의 Min-Max값은 숫자형으로 표시되며 약 0.5초마다 업데이트 된다.

(2) Tx-Rx buffer display

생체신호측정모듈과 에뮬레이터 사이의 데이터 전송 상태는 Textbox에 Hex 형식으로 디스플레이 된다. 생체신호측정모듈은 request에 대해 응답하는 형식으로 동작되기 때문에 Tx-buffer에 주기적으로 request code가 삽입된다. 'Hide request code' check box는 주기적으로 전송되는 request code를 표시하지 않도록 하여 request code를 제외한 다른 명령을 확인하는데 도움을 줄 수 있다.

(3) Setting

Physio로 명령을 전송할 때 해당 명령에 대한 범위와 Setting 상태가 고려되어야 하기 때문에 현재의 Setting 상태가 기억되고 있어야 한다. 현재의 Setting 상태는 시프트레지스터를 이용하여 기억되며, 클러스트 구조로 묶어서 다른 이벤트 루프에서 접근하기 쉽도록 구성하였다.

다. 직렬 통신부

시리얼 통신 부분은 visa 컴포넌트를 이용하여 구현되어 있다. Open - Write - Read - Close 구조로 되어 있으며, 프로그램 시작과 함께 통신에 사용할 port가 정해지면, 포트가 Open되고 프로그램 종료와 함께 Close 된다.

시리얼 통신 부분을 담당하는 loop는 timed loop V.Sync 주기에 맞추어 loop 타이밍이 변동되게 된다. 60Hz에서 16mS, 75Hz에서 13mS로 동작한다. 프론트패널을 통한 입력에 의해 Tx buffer에 데이터가 생기

면, visa Write 컴포넌트를 통해 생체신호측정모듈로 명령어가 전송된다. Sample rate setting에 따라 한 번에 읽어 들이는 데이터 길이가 달라지며, 수신된 데이터는 프로토콜 순서에 따라 그래프나 숫자 형식으로 나타낸다.

라. 데이터 패싱(Data Passing)

생체신호측정모듈로 부터 들어오는 데이터는 모듈의 setting 값, 심전도 파형, 호흡 파형, 심박수, 등 여러가지 값이 패킷 형태로 전송된다. 한 번에 전송되는 패킷의 개수는 sample rate에 따라서 달라진다. 수신된 데이터는 sample rate에 따라 패킷 단위로 구분하고, 구분된 패킷은 프로토콜에 따라 숫자형 데이터로 변경된다. 그림 5는 완성된 검증 프로그램으로 생체신호측정모듈의 테스트 패턴 데이터를 출력하고 있는 모습이다.

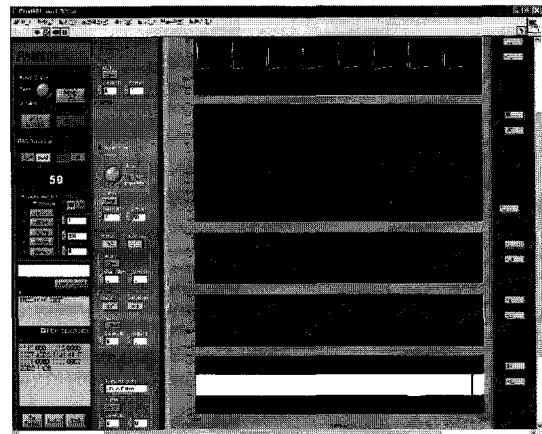


그림 5. 완성된 검증 프로그램 화면
Fig. 5. Developed Verification Program.

III. 실 험

생체신호측정모듈에 대한 성능 평가 실험 방법은 국제규격인 EC-13에서 제시하는 방법을 활용하여 측정하였다.

가. 테스트 패턴 (Test Pattern)

생체신호측정 모듈의 각 측정부 회로의 정상 동작 여부를 확인하기 위해 테스트 패턴 신호를 생성하여 측정이 가능하다. 심전도 측정부의 테스트 패턴 신호는 아래와 같은 조건으로, duty cycle이 10%인 1Hz 주기의 구형파를 발생시킨 후 이를 적분기 회로로 삼각파를 만든 후 크기를 조정한다. 그림 6은 심전도 신호의 테스

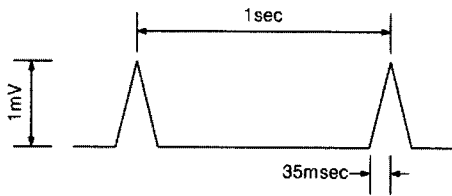


그림 6. 심전도 신호의 테스트 패턴
Fig. 6. ECG's test pattern.

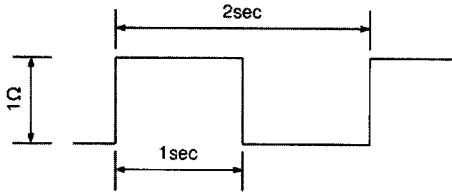


그림 7. 호흡 신호의 테스트 패턴
Fig. 7. Respiration's test pattern.

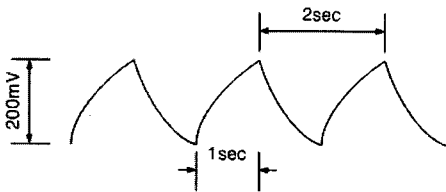


그림 8. 맥파의 테스트 패턴
Fig. 8. PCG's test pattern.

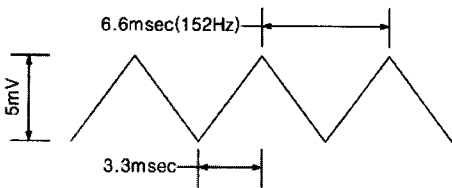


그림 9. 심음의 테스트 패턴
Fig. 9. Heart sound's test pattern.

트 패턴을 보여 준다.

호흡 측정부 회로의 정상 동작 여부를 확인하기 위한 테스트 패턴 신호는 아래와 같은 조건이다. 0.5Hz 주기로 아날로그 스위치를 조정하여 측정부하를 변화시켜 만든다. 그림 7은 호흡 신호의 테스트 패턴이다.

맥파 측정부 회로의 정상 동작 여부를 확인하기 위한 테스트 패턴 신호는 아래와 같은 조건으로, duty cycle 이 50%인 2Hz 주기의 구형파를 발생시킨 후 이를 적분기 회로로 삼각파를 만든 후 크기를 조정한다. 그림 8은 맥파의 테스트 패턴이다.

심음 측정부 회로의 정상 동작 여부를 확인하기 위한 테스트 패턴 신호는 아래와 같은 조건으로, duty cycle 이 50%인 152Hz 주기의 구형파를 발생시킨 후 이를 적

분기 회로로 삼각파를 만든 후 크기를 조정한다. 그림 9는 심음의 테스트 패턴이다.

나. QRS trigger 지연시간 측정

QRS 검출 성능에서 QRS trigger 신호는 초음파 영상의 동기 신호로 중요한 의미를 갖고 있으므로 중요한 요소이다. 심전도 신호는 측정 회로를 지나는 동안 신호의 위상 변화와 디지털 신호처리 시간 등으로 신호의 지연이 생기며, 검출에 필요한 상황 판단 또한 시간 지연을 초래한다. QRS trigger 신호는 입력 신호를 기준으로 하였으며, 입력 신호를 1000:1 감쇄회로를 통하여 모듈에 공급하여 trigger 결과를 측정하였다. 그림 10은

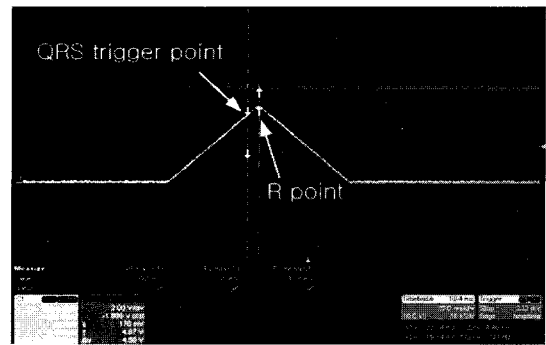


그림 10. QRS duration 70ms, R amplitude 0.5mV, S amplitude 0mV일 때, trigger 지연 시간 -4.4ms
Fig. 10. In case of QRS duration 70ms, R amplitude 0.5mV, S amplitude 0mV; trigger time delay -4.4ms.

표 1. QRS trigger 지연 시간 평가 결과
Table 1. Results of QRS trigger delay time.

d(ms)	aR(mV)	aS(mV)	result(ms)	Acceptance Criteria	Result
70	0.5	0	-4.4	Within ±50ms~±0	Pass
70	5	0	-3.5		Pass
70	0	0.5	-4.2		Pass
70	0	5	-4.2		Pass
120	0.5	0	-26.2		Pass
120	5	0	-26.1		Pass
120	0	0.5	-25.6		Pass
120	0	5	-24.8		Pass
40	0.5	0	5.7	Within ±30ms~±0	Pass
40	5	0	4.4		Pass
40	0	0.5	5.5		Pass
40	0	5	6.1		Pass
70	0.25	0.25	7.9	Within ±50ms~±0	Pass
70	2.5	2.5	9.2		Pass
120	0.25	0.25	2.7		Pass
120	2.5	2.5	4.1		Pass
40	0.4	0.1	7.9	Within ±30ms~±0	Pass
40	4	1	8.1		Pass

측정 결과의 예이며, QRS파의 R 파를 기점으로 측정된다.

표 1은 다양한 조건의 QRS파를 이용하여 trigger 지연 시간을 측정한 결과이며, EC-13 기준으로 제시된 범위를 만족하였다.

다. 호흡 신호 측정 회로 성능

호흡 신호의 주파수 특성을 확인하기 위하여 분당 30회의 호흡수를 기준으로 호흡 신호의 크기 변화를 측정하는 실험이다. 측정결과는 표 2와 같다.

표 2. 호흡 신호의 주파수 특성 측정 결과
Table 2. Respiration's frequency characteristics.

Input Condition	A/D Value
Baseline: 1000Ω, Δ3Ω RR:30	101
Baseline: 1000Ω, Δ3Ω RR:15	100
Baseline: 1000Ω, Δ3Ω RR:60	100
Baseline: 1000Ω, Δ3Ω RR:120	73

라. 맥파 신호 측정 회로 성능

맥파 신호의 주파수 특성을 확인하기 위하여 주파수 50Hz를 기준으로 측정한 결과이다. 측정 결과는 표 3과 같으며, 설계 값 0.1~200Hz를 만족한다.

표 3. 맥파 신호의 주파수 특성 측정 결과
Table 3. Pulse's frequency characteristics.

Frequency (Hz)	A/D Value
50 Hz	102
0.01 Hz	0
0.1 Hz	74
10 Hz	102
100 Hz	99
200 Hz	75
300 Hz	22

마. 심음 신호 측정 회로 성능

심음 신호의 주파수 특성을 확인하기 위하여 JIS-A L, JIS-A M2, SMS no. 1 filter의 종류마다 각각 50, 400, 75Hz를 기준 신호로 측정한 결과이다. 측정 결과는 표 4와 같으며, JIS-A L은 50Hz 고역통과필터, JIS-A M2은 300Hz 고역통과필터, SMS no. 1 50~100Hz 대역통과필터의 특성을 보이고 있다.

표 4. 심음 신호의 주파수 특성 측정 결과
Table 4. Heart sound's frequency characteristics.

Filter	Frequency (Hz)	측정값 값
JIS-A L	100Hz	98
	25 Hz	52
	50 Hz	72
	1000Hz	73
JIS-A M2	400Hz	99
	200 Hz	24
	300 Hz	78
	1000Hz	73
SMS no. 1	75 Hz	98
	30 Hz	13
	50 Hz	75
	100Hz	75
	150Hz	20

IV. 결 론

개발된 생체신호측정모듈을 초음파 장비에 연결하여 측정된 생체 신호를 출력하였다. 초음파 장비에서 출력되는 파형은 2개로 제한되어 있어, 심전도 파형의 출력과 동시에 출력한 모습을 관찰하였다.

그림 11은 심전도 신호와 호흡 신호를 출력한 모습이다. 심전도와 호흡은 상관관계를 갖고 있는 신호는 아니지만, 호흡에 따른 흉곽의 크기 변화를 비교할 수 있어서 심초음파 장비에서 사용된다.

그림 12는 심전도와 맥파를 출력한 파형이다. 맥파는

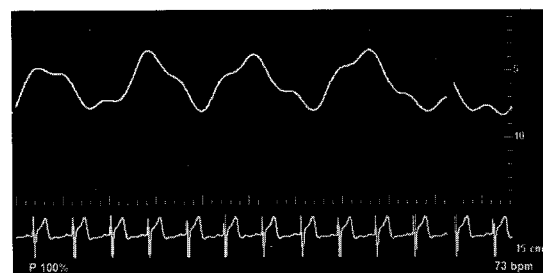


그림 11. 초음파 장비에서 출력된 심전도 신호와 호흡 신호

Fig. 11. ECG and respiration in echocardiography.

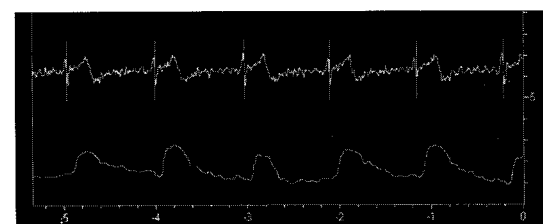


그림 12. 초음파 장비에서 출력된 심전도 신호와 맥파 신호

Fig. 12. ECG and PCG in echocardiography.



그림 13. 초음파 장비에서 출력된 심전도 신호와 심음 신호

Fig. 13. ECG and heart sound in echocardiography.

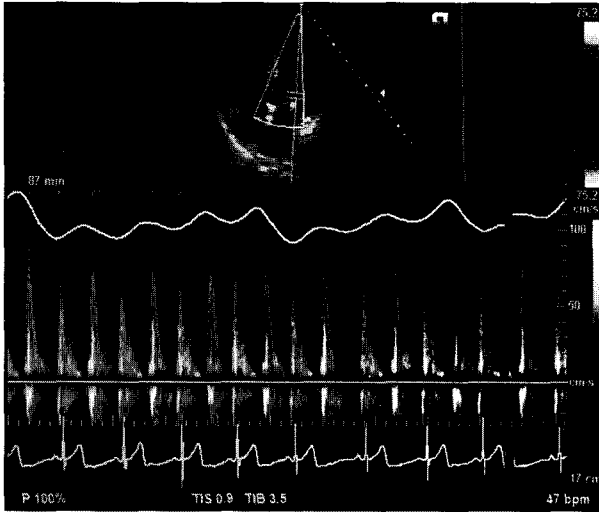


그림 14. 심초음파 M-mode 영상과 동기화된 심전도 신호와 호흡 신호

Fig. 14. ECG and respiration synchronized with M-mode image in echocardiography.

경동맥에서 측정하였기 때문에 대동맥의 혈압이 시간적으로 지연된 모습을 보인다. QRS파가 끝나면서 압력이 상승하는 것을 관찰할 수 있으며, dirotic notch를 T wave 끝부분에서 관찰할 수 있다.

그림 13은 심전도와 심음을 출력한 파형이다. 심전도의 변화에 맞게 심음이 나타나는 모습을 확인할 수 있다. QRS와 같은 위치에서 제2심음, T 파 끝나는 부분에서 제3심음이 선명하게 관찰되며, P 파 이후에 제4심음, T 파 이후에 제3심음이 미약하게 관찰되고 있다.

그림 14는 pulse wave doppler를 이용하여 혈액의 흐름을 관찰한 것으로 심전도와 호흡 신호를 초음파 영상과 함께 출력한 것이다. 심전도의 변화와 혈액의 흐름이 동기화된 모습을 관찰할 수 있다.

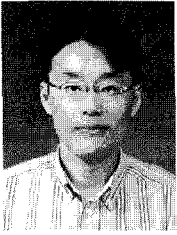
본 연구에서 개발된 생체신호측정모듈은 심초음파 영상에서 심장의 수축과 이완에 따른 심장질환을 이해하는데 사용할 수 있는 심전도·호흡·맥파·심음 신호가 측정 가능하며, 특히 심전도 QRS trigger 신호는 국

제 규격인 EC-13에 만족하는 성능을 나타내었다.^[7] 심장의 상태를 파악할 수 있는 여러 생체 신호를 제공함으로써, 심장 질환에 대한 좀 다양한 진단이 가능할 수 있을 것이다. 또한, 심초음파 장비에서 필요로 하는 생체신호측정모듈의 임상적 유효성을 나타내고 있음을 확인할 수 있었다.

참고 문헌

- [1] J. G. Webster(ed.), "Medical Instrumentation application and design", Houghton Mifflin Company, second edition, 1992.
- [2] B. B. Winter and J. G. Webster, "Driven-Right-Leg Circuit Design", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. BME-30, no. 1, pp. 62-66, January 1983.
- [3] J. E. Yount and M. R. Newman, "Development of a physiologically appropriate circuit for testing thoracic impedance respiration monitors", Proceedings of the 14th Annual Meeting of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Espoo, Finland; 11-16 August, 1985.
- [4] Association for the Advancement of Medical Instrumentation. "Apnea monitoring by means of thoracic impedance pneumography", (AAMI TIR4:1989). Arlington, VA: AAMI; 2000.
- [5] M. E. Travel, "Clinical Phonocardiography and External Pulse Recoding", 2nd ed, Chicago: Year Book, 1972.
- [6] H. Vermariën, "Phonocardiography", in J. G. Webster(ed.), Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, New York: Wiley, pp. 2265-2277, 1988.
- [7] Association for the Advancement of Medical Instrumentation. "Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms", (ANSI/AAMI EC13:2002). Arlington, VA: AAMI; 2002.
- [8] Jae K. Oh, James B. Seward, A. Jamil Tajik, "The Echo Manual", Third Edition, 2008, Wolters Kluwer

저 자 소 개



장 원 석(정회원)
 1995년 연세대학교
 의용전자공학과 학사
 1997년 연세대학교
 의용전자공학과 석사
 2007년 연세대학교 생체공학
 협동과정 박사과정

1997년~2002년 (주)바이오시스 연구소
 2002년~2004년 한국보건산업진흥원
 2004년~현재 지멘스(주), Siemens 메디칼연구소
 <주관심분야 : 생체신호처리 및 자동진단알고리즘, 의료영상분야>



김 남 현(정회원)-교신저자
 1977년 연세대학교
 전기공학과 학사
 1982년 연세대학교 대학원
 전기공학과 석사
 1987년 연세대학교 대학원
 전기공학과 박사

1988년~2009년 현재 연세대학교 의과대학 의학
 공학교실 전임강사, 조교수, 부교수, 교수
 <주관심분야 : 가정용 의료기기, 의료정보시스템,
 의료정보 표준>



전 대 근(정회원)
 1995년 연세대학교
 의용전자공학과 학사
 1997년 연세대학교
 의용전자공학과 석사
 2004년 연세대학교
 의공학과 박사

1997년~2002년 메디게이트(주) 연구소
 2004년~2005년 한국보건산업진흥원
 2005년~현재 (주)메디아나 연구소
 <주관심분야 : 생체신호처리 및 분석 알고리즘>