



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0103626
(43) 공개일자 2019년09월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0404 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0456 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61B 5/0404 (2013.01)
A61B 5/0408 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0024277
(22) 출원일자 2018년02월28일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
티엠에스비엠이 주식회사
강원도 춘천시 강원대학길 1, 강원대학교
보듬관704호(효자동, 강원대학교)

(72) 발명자
김봉주
강원도 춘천시 후석로228번길24, 211동 803호 (후
평동, 석사2지구아파트)

(74) 대리인
특허법인 정안

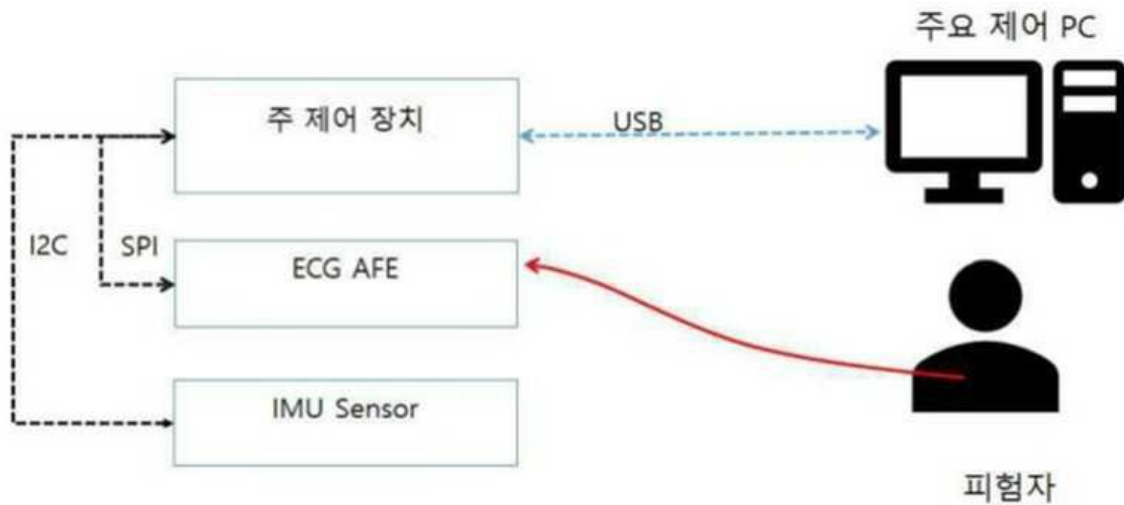
전체 청구항 수 : 총 3 항

(54) 발명의 명칭 **소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템**

(57) 요약

본 발명은 소동물의 ECG 신호를 수집하면서 동시에 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하여 데이터를 수집하고, 측정된 심전도 신호에 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고, QRS파(QRS complex)에 의한 R 피크를 검출하여 심박수를 추출하는, 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 관한 것으로서, 소동물에 부착되는 심전(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



도 전극; 상기 심전도 전극으로부터 소동물의 심전도 신호를 수신하는 심전도 측정 모듈; 상기 심전도 측정 모듈로부터 심전도 데이터를 수집하고, 3축의 가속도센서 및 각속도(자이로스코프) 센서를 내장하여, 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하는 데이터 수집 시스템; 및, 측정된 심전도 신호에 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고, QRS파(QRS complex)를 감지하고, 최종적으로 R 피크를 검출하여 심박수를 추출하는 신호처리부를 포함하는 구성을 마련한다.

상기와 같은 시스템에 의하여, 소동물의 ECG 신호를 수집하면서 동시에 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하여 데이터를 수집함으로써, 소동물이 다양한 활동을 하더라도 보다 정확하게 심전도를 측정할 수 있고, FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고 QRS파(QRS complex)를 감지함으로써, 여러 형태의 잡음을 제거하여 다양한 잡음에 대해서도 강한 성능을 가질 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/0456 (2013.01)

A61B 5/11 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 2562/0219 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 있어서,

소동물에 부착되는 심전도 전극;

상기 심전도 전극으로부터 소동물의 심전도 신호를 수신하는 심전도 측정 모듈;

상기 심전도 측정 모듈로부터 심전도 데이터를 수집하고, 3축의 가속도센서 및 각속도(자이로스코프) 센서를 내장하여, 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하는 데이터 수집 시스템; 및,

측정된 심전도 신호에 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고, QRS파(QRS complex)를 감지하고, 최종적으로 R 피크를 검출하여 심박수를 추출하는 신호처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 심전도 전극은 고탄력 신축사로 3차원 직조된 원단으로 구성된 패브릭기재, 엘라스토머와 점착부여 수지로 구성된 점착제, 중박리 타입을 사용한 이형지로 구성된 전극패턴 고정용 점착 패드를 구비하는 것을 특징으로 하는 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 데이터 수집 시스템은 주 제어장치로 기능하는 제어모듈, ECG 생체 신호 검출을 위한 전극/케이블과 연결되어 아날로그 프론트(analog front) 모듈의 기능을 담당하는 AD모듈, 및, 동물의 움직임을 감지하는 모션센서 보드로 구성되는 것을 특징으로 하는 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템.

발명의 설명

기술분야

[0001] 본 발명은 소동물의 ECG 신호를 수집하면서 동시에 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하여 데이터를 수집하고, 측정된 심전도 신호에 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고, QRS파(QRS complex)에 의한 R 피크를 검출하여 심박수를 추출하는, 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 최근 애완동물 관련시장은 매년 급격한 성장률을 보이고 있다. 애완동물 관련시장 증가요인으로는 사회적 요인과 애완동물에 대한 의식 변화가 있다. 사회적 요인은 고령화 인구구조, 독신가구 증가 및 스트레스가 증가하는 사회구조가 주로 대두되고 있다. 애완동물을 가족 구성원, 동반자 혹은 파트너로 인식하는 추세이다.

[0003] 반려동물을 키우는 사람이 늘면서 반려동물 산업도 가파르게 성장하고 있다. 애완견 전용 미용실, 애완견 장례식장, 애완견 전용 호텔, 애견 카페 등이 새로운 블루오션 사업으로 급부상하고 있다. 최근에는 반려동물 산업에 '케어'와 '웰빙' 중심의 프리미엄 바람까지 가세하고 있다. 즉, 반려동물에 대한 인식 수준이 높아지면서 반려동물 산업에 케어와 웰빙 중심의 프리미엄 바람이 불고 있다.

- [0004] 또한, 반려동물 사료와 동물용품뿐 아니라 의료서비스도 프리미엄화되고 있다. 일례로서, 진료과목을 세분화한 전문 동물의료원을 비롯해 호텔, 유치원, 미용실 등 반려동물 관련 서비스를 윈스톱으로 제공하는 서비스가 등장하고 있다. 대형동물병원에는 반려동물의 정확한 진단을 위한 첨단 MRI가 설치된 곳도 있다. 반려동물의 당뇨를 체크하는 동물 전용 당뇨측정기도 시중에서 인기를 끌고 있다.
- [0005] 또한, 반려동물 의료기기는 인위용 의료기기에 비하여 가격대가 2-3배 이상 높게 책정되어 있어서 판매에 따른 마진율이 높은 고부가치 산업이다. 또한, 개를 중심으로 반려동물의 노령화가 빠르게 진행되고 있고 이에 따라 노인성 질환인 심장병이나 종양성 질환환자 수가 빠르게 늘고 있다.
- [0006] 현재 동물용 의료기기의 가장 큰 문제점은 사람용으로 제작된 의료기기를 단순히 겉모양만 바꾸어서 동물용 의료기기라고 팔고 있기 때문에 여러 가지 파라미터를 사람의 수치를 사용하여 그 정확도와 검사의 신뢰도에 심각한 오류가 발생하고 있다.
- [0007] 심전도 검사는 심장질환 환축의 기본 검사일 뿐아니라 수술을 위한 마취에 앞서 반드시 실시되어야 하는 검사이다. 수술 후에도 입원 환축의 실시간 검사에 반드시 필요하다.
- [0008] 하지만, 국내/외 동물병원의 경우에는 입원 환축의 상태 검사를 위하여 수의사/간호사가 반드시 옆에서 지켜볼 수 밖에 없는 현실로서, 수술 후 입원한 환축의 생체신호 검사 기기가 스마트폰 앱으로 신호를 전달하여 전문의에게 알람을 알리는 시스템이 필요하다.
- [0009] 이를 위해, 반려 동물 등에 부착하여 심전도를 측정하고자 하는 기술들이 제시되고 있다[특허문헌 1,2].

선행기술문헌

특허문헌

- [0010] (특허문헌 0001) 한국공개특허공보 제10-2017-0101358호(2017.09.06.공개)
- (특허문헌 0002) 한국공개특허공보 제10-2005-0111088호(2005.11.24.공개)

비특허문헌

- [0011] (비특허문헌 0001) Pan, Jiapu, and Willis J. Tompkins. "A real-time QRS detection algorithm." IEEE transactions on biomedical engineering 3 (1985): 230-236.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명의 목적은 상술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로, 데이터 수집 장치에 심전도 전극으로부터 심전도를 측정하는 센서와, 3축의 가속도센서 및 각속도(자이로스코프) 센서를 내장하여, 소동물의 ECG 신호를 수집하면서 동시에 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하여 데이터를 수집하는, 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템을 제공하는 것이다.

- [0013] 또한, 본 발명의 목적은 측정된 심전도 신호에 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고, QRS파(QRS complex)를 감지하고, 최종적으로 R 피크를 검출하여 심박수를 추출하는, 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0014] 상기 목적을 달성하기 위해 본 발명은 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 관한 것으로서, 소동물에 부착되는 심전도 전극; 상기 심전도 전극으로부터 소동물의 심전도 신호를 수신하는 심전도 측정 모듈; 상기 심전도 측정 모듈로부터 심전도 데이터를 수집하고, 3축의 가속도센서 및 각속도(자이로스코프) 센서를 내장하여, 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하는 데이터 수집 시스템; 및, 측정된 심전도 신호에 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고, QRS파(QRS complex)를 감지하고, 최종적으로 R 피크를 검출하여 심박수를 추출

하는 신호처리부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0015] 또한, 본 발명은 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 있어서, 상기 심전도 전극은 고탄력 신축사로 3차원 직조된 원단으로 구성된 패브릭기재, 엘라스토퍼와 점착부여 수지로 구성된 점착제, 중박리 타입을 사용한 이형지로 구성된 전극패턴 고정용 점착 패드를 구비하는 것을 특징으로 한다.

[0016] 또한, 본 발명은 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 있어서, 상기 데이터 수집 시스템은 주 제어장치로 기능하는 제어모듈, ECG 생체 신호 검출을 위한 전극/케이블과 연결되어 아날로그 프론트(analog front) 모듈의 기능을 담당하는 AD모듈, 및, 동물의 움직임을 감지하는 모션센서 보드로 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0017] 또한, 본 발명은 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 있어서, 상기 적응형 필터의 계수는 정규 LMS(NLMS; normalized LMS)에 의해 산출한 후, 다음 [수식 1]을 이용하여 산출하는 것을 특징으로 한다.

[0018] [수식 1]

$$w(n+1) = w(n) + \mu \frac{u(n)e(n)}{u(n)u(n)}$$

[0019] 단, $u(n)$ 은 입력 신호, $e(n)$ 은 에러 신호로 원하는 신호 $d(n)$ 과 필터 출력 신호 $y(n)$ 의 차이 값, w 는 필터 계수들, 그리고 μ 는 학습계수이고, 필터 출력 신호 $y(n) = wT(n)u(n)$ 이고, $u(n) = [u(n)\cdots u(n-N+1)]$ 이고 N 은 필터 길이 파라미터임.

발명의 효과

[0021] 상술한 바와 같이, 본 발명에 따른 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 의하면, 소동물의 ECG 신호를 수집하면서 동시에 움직임에 따른 가속도/각속도를 측정하여 데이터를 수집함으로써, 소동물이 다양한 활동을 하더라도 보다 정확하게 심전도를 측정할 수 있는 효과가 얻어진다.

[0022] 본 발명에 따른 소동물용 휴대용 심전도 전극 및 심전도 측정 시스템에 의하면, ECG 신호 측정을 위한 FIR BPF 및 적응형 필터를 적용하고 QRS과(QRS complex)를 감지함으로써, 여러 형태의 잡음을 제거하여 다양한 잡음에 대해서도 강인한 성능을 가지는 효과가 얻어진다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 도 1는 본 발명에 따른 전체적인 시스템의 구성에 대한 블록도.
- 도 2은 본 발명의 일실시예에 따른 AD모듈 회로도.
- 도 3는 본 발명의 일실시예에 따른 AD모듈의 연속변환모드의 타이밍 다이어그램.
- 도 4은 본 발명의 실험에 따른 여러 샘플링 주파수(125Hz, 250Hz, 500Hz)에 대한 ECG 신호 파형을 나타낸 그래프.
- 도 5는 본 발명의 실험에 따른 피험자1의 가만히 누워 있을 때의 ECG, 가속도, 각속도 값을 나타낸 그래프.
- 도 6은 본 발명의 실험에 따른 피험자1의 좌/우 옆 구르기 할 때의 ECG, 가속도, 각속도 값을 나타낸 그래프.
- 도 7는 본 발명의 실험에 따른 피험자1의 걸을 때의 ECG, 가속도, 각속도 값을 나타낸 그래프.
- 도 8는 본 발명의 일실시예에 따른 QRS과(QRS complex)의 검출 방법을 설명하는 흐름도.
- 도 9은 본 발명의 일실시예에 따른 128탭 FIR 필터의 구성에 대한 블록도.
- 도 10은 본 발명의 일실시예에 따라 설계한 FIR BPF의 주파수 특성에 대한 그래프.
- 도 11은 본 발명의 실험에 따른 FIR필터의 적용 전과 적용 후의 그래프(500Hz 샘플링 주파수).
- 도 12는 본 발명의 일실시예에 따른 적응형 필터의 구성에 대한 블록도.
- 도 13은 본 발명의 일실시예에 따른 QRS 검출 방법을 설명하는 흐름도.
- 도 14은 본 발명의 일실시예에 따른 ECG 신호에 영향을 주는 요인 및 잡음의 주파수 범위를 나타낸 표.

도 15는 본 발명의 실험에 따른 잡음이 있는 ECG 신호로서, 여러 잡음 파형 및 이상적 ECG 신호에 대한 그래프.
 도 16은 본 발명의 실험에 따른 FIR BPF 입력 및 출력 신호 파형(상세 파형)에 대한 그래프.
 도 17는 본 발명의 실험에 따른 적응형 필터의 성능 결과를 나타낸 그래프.
 도 18는 본 발명의 실험에 따른 FIR BPF+적응필터(Adaptive filter)를 적용한 결과에 대한 그래프.
 도 19은 본 발명의 실험에 따라, 본 발명에 따른 신호처리방법에 의한 R 피크 검출 결과를 나타낸 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 이하, 본 발명의 실시를 위한 구체적인 내용을 도면에 따라서 설명한다.
- [0025] 또한, 본 발명을 설명하는데 있어서 동일 부분은 동일 부호를 붙이고, 그 반복 설명은 생략한다.
- [0026] 먼저, 본 발명의 일실시예에 따른 휴대용 심전도 측정 모듈에 대하여 설명한다. 본 발명에 따른 소동물용 휴대용 심전도 측정 모듈의 기본 설계 사양은 소동물용 휴대용 심전도 하드웨어로 설계된다.
- [0027] 다음으로, 본 발명의 일실시예에 따른 휴대용 심전도 전극의 구성에 대하여 설명한다.
- [0028] 본 발명에 따른 휴대용 심전도 전극은 애완동물 등 소동물에게 적합한 무통형 ECG 패치 전극으로 구성된다.
- [0029] 소동물용 무통형 패치는 크게 심전계 전극 패턴과 심전계 전극 패치(이하 센서 고정용 점착 패드)로 구분된다.
- [0030] 전극 패턴 고정용 점착 패드는 패브릭기재, 점착제, 이형지로 구성된다.
- [0031] 먼저, 패브릭기재는 전극 패턴을 충분히 보호하며 고정하기 위하여 신축성이 우수한 고탄력 신축사로 3차원 직조된 원단을 사용한다.
- [0032] 다음으로, 의료용 점착제는 일반적으로 엘라스토머와 점착부여 수지로 구성되며, 이 원리는 공업용 점착제와 기본적으로 동일하다. 소재로서는 아크릴산 에스테르를 주성분으로 하는 공중합체 및 천연고무 또는 합성고무와 점착 부여수지를 조합한 것을 사용한다.
- [0033] 다음으로, 이형지는 일반적으로 사용되는 이형지로 증박리 타입으로 구성한다.
- [0034] 다음으로, 본 발명의 일실시예에 따른 동물 심전도의 HR 감지 방법에 대하여 설명한다.
- [0035] 먼저, 소동물용 심전도 데이터 수집 시스템에 대하여 설명한다.
- [0036] 소동물용 심전도 데이터 수집 시스템은 3개의 주요한 모듈로 구성된다. 주 제어장치로 기능하는 평가보드(이하 이 보드를 제어모듈로 칭함), ECG 생체 신호 검출을 위한 전극/케이블과 연결되어 아날로그 프론트(analog front) 모듈의 기능을 담당하는 AD모듈, 그리고 동물의 움직임을 감지하는 모션센서 보드(이하 모션모듈) 등 3개의 보드로 구성되어 있다.
- [0037] 도 1에서 보는 바와 같이, 전체 시스템의 동작과 연결 정보는 그림3과 같으며 수집 시스템과 USB 인터페이스로 연결된 PC에 일정 샘플링 시간마다 측정된 데이터들을 가상COM 포트(port)로 발송하면, PC에서는 이 값을 수신하여 저장하는 방식으로 동작한다.
- [0038] 다음으로, ECG 신호 측정을 위한 AD모듈에 대하여 설명한다.
- [0039] AD모듈은 ECG 생체 신호에 적합한 앰프를 내장하고 있고 이 신호의 AD변환도 수행하고 이 결과를 SPI 통신 방법으로 MCU에 발송하는 기능을 가진다.
- [0040] 이 AD모듈(평가보드)은 RS-232C 커넥터를 통해 연결된 4개 전극을 사용해 내장된 제어기(MCU) SPI 통신을 수행해 얻은 ECG 데이터를 USB(가상 시리얼 포트)를 통해 연결된 PC로 전송하는 기능을 수행한다.
- [0041] 하지만 위 프로그램은 일정 샘플 개수를 획득하여 획득한 데이터를 후 처리 하는 방식으로 실시간 신호처리가 필요한 본 발명에는 적합하지 않다. 따라서 본 연구에서는 이 평가보드에서 적절한 신호선을 주 제어 모듈과 연결하여 전체 시스템을 구성한다.
- [0042] 다음으로, 제어모듈과 AD모듈 사이의 SPI 통신에 대하여 설명한다.
- [0043] AD모듈은 변환한 데이터를 MCU에 전송하는 방식으로 연속변환 모드(Continuous conversion mode)는 AD모듈에 내장되어 있는 하드웨어 타이머를 사용하여 일정한 샘플링 시간마다 AD 변환을 수행하고 결과값을 통신 채널로 연

속적으로 전송하는 것을 의미한다. 본 발명에 따른 수집 시스템은 연속변환 모드(Continuous conversion mode)를 사용한다.

- [0044] 도 3는 연속변환 모드(Continuous conversion mode)의 타이밍 다이어그램을 나타낸 것으로 제어모듈이 START 신호선을 H로 출력하면 실제 변환 동작을 연속으로 실행한다. 변환이 완료되면 /DRDY (Data Ready negative) 신호선이 L로 되고 이 신호를 제어모듈이 읽으면(실제로는 인터럽트 방식으로 처리) 새로운 샘플링 시간이 된 것을 의미한다. 이후 바로 /CS(chip select negative) 신호선을 L로 만들고 동시에 SPI 통신기를 활성화시켜 클럭 신호를 발송하며 AD모듈로부터 데이터를 읽어 온다. 이때의 데이터는 상태 레지스터(Status Register)와 2 채널의 데이터(Data)이다. 상태 레지스터(Status Register) 값을 이용해 는 전극의 연결 상태 및 특정비트로 가져온 데이터 패킷이 올바른 데이터인지를 확인할 수 있다. 2개의 채널 중 첫 번째 채널은 호흡에 관련된 데이터이며, 두 번째 채널이 심전도에 관련된 데이터이다.
- [0045] 다음으로, 모션모듈에 대하여 설명한다.
- [0046] 이 모션모듈은 기본적으로 I²C 통신 방식으로 MCU에 측정된 데이터(가속도 및 각속도 측정값)을 발송한다.
- [0047] 모션모듈은 3축의 가속도센서 및 각속도(자이로스코프) 센서를 내장하고 있으며 각 측정값을 16-bit으로 AD변환하고 이를 신호 처리하여 잡음 등을 제거(이를 담당하는 모션 프로세서를 내장하고 있음)하고 이 결과값을 I2C 통신 방식으로 MCU에 제공하는 기능을 가진다.
- [0048] 개발 완료된 수집시스템의 제어모듈과는 I2C 통신 방식으로 연결되어 있으며 상기한 바와 같이 AD모듈이 만드는 매 샘플링 시간마다 I2C 통신기를 활성화 시켜 모션모듈로부터 가속도와 각속도 데이터를 읽어온다. 제어모듈은 수집한 데이터들을 일정한 순서로 시리얼 통신기를 이용하여 PC로 발송한다. 실제 제어모듈은 serial-USB 변환장치를 이용하여 가상시리얼 통신 포트를 가지며 이를 통해 PC로 연결된 USB 커넥터를 통해 데이터를 전송한다. 시리얼 통신 프로토콜은 115200bps의 속도에 8-N-1 (8bit data, No parity, 1 stop bit) 방식을 이용한다.
- [0049] 다음으로, 본 발명에 따른 데이터 수집 시스템에 대한 실험 및 그 효과에 대하여 설명한다.
- [0050] 본 발명에 따른 수집시스템의 성능 검증을 위해 사람을 대상으로 실험을 수행하였다. 심전도 전극의 종류에는 패치형과 클립형이 있는데 본 발명에서는 동물형 패치형 전극과 동일하게 패치형 전극을 사용하였다.
- [0051] 먼저, 여러 샘플링 주기에 대한 실험을 실시하였다.
- [0052] 데이터 분석을 위해 125, 250, 500Hz 샘플링 주파수로 AD모듈을 설정하고 기본 데이터 수집 실험을 진행하였다. 그 결과를 도 4a에 기술하였다. 도 4에서 보여주는 것처럼 큰 샘플링 주파수를 가질수록 60Hz의 전원잡음이 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다.
- [0053] 다음으로, 모션센서의 출력에 대한 수집 성능을 검사하였다. 상기한 것처럼 AD모듈과 모션센서에서 수집한 데이터를 동시에 PC에 전송하여 기록하는 것이 수집시스템의 주요 기능이다.
- [0054] 이 실험은 위와 동일하게 흉부에 부착된 패치형 전극을 이용하였고 피험자가 다양한 활동(가만히 누워있기, 옆 구르기, 걷기 등)을 하면서 수집한 데이터이다. 모션 데이터는 가속도, 각속도 각각 3개의 값(x,y,z 축)을 가지는데 그 크기의 변화가 활동 변화를 잘 반영하므로 3개 값의 norm 값(즉 벡터의 크기)을 계산하여 이를 도 시하였다.
- [0055] 먼저, 도 5에 피험자1이 가만히 누워있을 때의 측정값들을 도시하였다. 가속도와 각속도 벡터값이 보여주는 것처럼 초기 높은 동작할 때는 일정 크기의 변화를 보이다가 이후 매우 적은 크기의 값만을 보여주고 있다. 이는 가만히 움직이지 않는다는 것을 잘 반영하는 것이다.
- [0056] 다음으로 도 6은 피험자가 누워 있는 상태에서 좌/우로 몸을 돌리는 동작을 했을 때의 결과 그래프이다. 먼저 각속도 값이 큰 값으로 변화하는 것을 보여준다. 이를 통해 피험자가 어떻게 움직이는지를 파악할 수 있다. ECG 데이터의 경우 큰 변화는 없지만 약간의 출렁이는 변화를 보여준다.
- [0057] 마지막으로, 도 7은 피험자가 일정한 거리를 걸을 때의 수집 데이터를 보여준다. 앞서 옆 구르기와 달리 가속도 벡터도 크게 변화하는 것을 보여주며 ECG 데이터의 변화 폭도 증가했음을 확인할 수 있다.
- [0058] 결론적으로 개발한 수집 시스템은 비교적 피험자가 많이 움직이는 조건에서도 비교적 정확하게 ECG 데이터를 측정, 수집하는 성능을 보여줬다.
- [0059] 다음으로, 본 발명의 일실시예에 따른 동물 심전도 QRS파(QRS complex)의 검출 방법에 대하여 설명한다. 즉, 앞

서 데이터 수집 시스템에 의해 수집한 데이터를 이용하여 QRS파(QRS complex)를 감지하는 방법에 대해 설명한다.

[0060] 도 8와 같이, 2가지 종류의 필터를 이용하여 잡음을 제거한 후, 전통적인 신호처리 방법을 적용하고, 최종 결과물에 대해 R 피크 감지 알고리즘으로 피크를 찾아 HR을 계산하도록 구성된다.

[0061] FIR 밴드패스필터(Band Pass Filter)의 구성에 대하여 설명한다.

[0062] 본 발명에서는 FIR(Finite Impulse Response) 형태의 디지털 필터를 사용하였다. 그 이유는 IIR 형태의 필터와 비교해서 다음과 같은 유리한 점이 있기 때문이다.

[0063] - 구조가 간단하다

[0064] - 선형 위상 특성을 가진다

[0065] - 항상 안전성이 보장된다

[0066] - 모든 계수의 값이 1보다 작아 DSP 사용 시 더 빠른 계산 성능을 얻을 수 있다

[0067] 본 발명에서는 128개의 탭을 가지는 FIR BPF를 설계하였다. 도 9과 같은 128탭의 FIR 필터로 결정하였다. 즉 128개의 필터 계수와 128번째까지의 과거 데이터(delay)를 사용하는 필터인 것이다. 필터의 계수는 필터 설계 프로그램인 윈필터(WinFilter)를 사용하여 계산하였다.

[0068] 도 10은 필터의 주파수응답 및 위상응답 등을 그래프로 나타낸 도면이다. 디자인 파라미터는 Butterworth 방식으로 4Hz에서 50Hz의 cut-off 주파수를 가지도록 설계하였다.

[0069] 이렇게 설계한 FIR BPF를 앞서 설명한 수집시스템에 구현하였고 이를 적용한 실험 결과를 수집하였다. 이 결과는 도 11에 도시하였다.

[0070] 도 11에 보인 것처럼 60Hz의 전원 전압 잡음이 이 필터에 의해 말끔하게 제거되는 것을 보여준다. 첫 번째 그래프(빨간색)가 잡음을 가진 입력 신호이고 두 번째 그래프(파란색)가 필터링된 결과 신호다.

[0071] 그림 3-18 FIR필터의 적용 전과 적용 후의 그래프(500Hz 샘플링 주파수)

[0072] 다음으로, 본 발명에 따른 적응형 필터(adaptive filter)에 대해 기술한다. 먼저 적응형 필터는 시간에 따라 변화하는 잡음을 제거할 수 있는 기능을 가진 필터다. 일반적인 적응형 필터의 구성은 도 12과 같다.

[0073] 적응형 필터의 계수 계산은 보통 최소자승법(LMS; the least mean square)을 많이 이용한다. 이 알고리즘을 다음 수식에 기술하였다.

[0074] [수학식 1]

$$[0075] \quad (n + 1) = w(n) + \mu u(n)e(n)$$

[0076] 여기서 $u(n)$ 은 입력 신호, $e(n)$ 은 에러 신호로 원하는 신호 $d(n)$ 과 필터 출력 신호 $y(n)$ 의 차이 값, w 는 필터 계수들, 그리고 μ 는 학습계수이다. 필터 출력 신호 $y(n) = w^T(n)u(n)$ 여기서 $u(n) = [u(n) \cdots u(n-N+1)]$ 이고 N 은 필터 길이 파라미터이다.

[0077] 그러나 이 LMS 방법은 입력 신호의 크기에 민감한 단점이 있어 정규 LMS(NLMS; normalized LMS)라는 방법이 제안되었고, 본 발명에서는 이 방법을 사용한다. 이 방법은 다음 수식과 같다.

[0078] [수학식 2]

$$[0079] \quad w(n+1) = w(n) + \mu \frac{u(n)e(n)}{u(n)u(n)}$$

[0080] 본 발명에서는 필터 오더로 22로 탭 숫자는 23으로 학습계수는 0.1로 설정하였다. 이 필터의 성능은 이하에서 자세히 설명하겠다.

[0081] 다음으로, QRS검출 알고리즘에 대하여 설명한다.

[0082] 매우 잘 알려진 이 방법은 다음 그림과 같이 단계별 신호 처리 방법으로 구성되어 있다. 본 발명에서는 이 방법

을 파이썬 언어를 이용하여 처리하는 프로그램을 개발하였다. 본 발명에서는 [비특허문헌 1]에 따라 도 13에 나타난 단계에 따라 신호를 처리하였다.

- [0083] 다음으로, 본 발명의 실험에 따른 신호처리 알고리즘의 성능 평가에 대하여 설명한다. 앞서 설명한 신호처리 알고리즘의 성능 평가 결과를 기술한다.
- [0084] 먼저 성능 평가를 위해 컴퓨터 시뮬레이션 환경에 대해 설명한다.
- [0085] 특히, 이상적인 ECG 신호 및 적절한 잡음 신호 생성에 대하여 설명한다.
- [0086] 적절한 잡음 섞인 ECG 신호를 만들기 위해 다음과 같은 주파수 성분을 가지는 랜덤 노이즈를 이상적인 ECG 신호에 더하였다.
- [0087] 이상적인 ECG 신호 생성은 교과서에 수록된 전형적인 신호 파형을 기초로 수동으로 생성하였고 적절한 평균 심박수에 맞게 여러 개로 복사하는 방식으로 생성하였다.
- [0088] 또한, 잡음 신호 생성에 관해서는, ECG 신호에 잡음을 만드는 요인은 여러 가지가 있다. 도 14에서 이런 잡음 원인과 그로 인한 잡음의 주파수 특성을 기술하였다.
- [0089] 컴퓨터 시뮬레이션을 위해 생성한 잡음이 있는 ECG 신호는 도 15과 같다. 도 15에 도시된 그래프를 설명하면 왼쪽 위부터 시계 방향으로 1번은 이상적 ECG 신호, 2번은 호흡에 의한 잡음, 3번은 장치 이동에 의한 잡음, 4번은 전원 잡음, 5번은 최종적인 ECG 신호, 6번은 근육변화에 의한 잡음, 7번은 움직임에 의한 잡음 그래프이다.
- [0090] 다음으로, 128탭을 가지는 FIR BPF 성능 평가에 대하여 설명한다.
- [0091] 도 16은 필터의 입력 및 출력 신호 파형 그래프이다. 먼저 도 16에 긴 시간 범위의 파형을 도시하였다. 필터링 결과로 대부분의 저주파 성분이 제거되었음을 확인할 수 있다. 도 16은 짧은 시간 동안의 파형을 보여주는데 보다 확실하게 저주파 성분의 파형이 제거됨을 확인할 수 있다.
- [0092] 다음으로 상기한 적응형필터의 성능에 대해 살펴보자. 도 17은 적응형필터의 입력 및 출력 신호의 파형을 도시한 것이다. 앞서와 동일하게 잡음 있는 ECG신호를 입력으로 설정하였다. 그림이 보여주듯이 적응형필터도 적절하게 필터링을 수행하는 것을 보여준다.
- [0093] 다음으로, FIR BPF + Adaptive filter 2단 적용 결과를 설명한다.
- [0094] 도 9에서 설명한 바와 같이 제안하는 신호처리 시스템은 BPF와 적응형 필터를 연속으로 사용하여 잡음을 제거한다. 결과를 도 18에 도시하였다. 도 18에 있는 그래프들은 왼쪽 컬럼의 첫 번째 그래프는 입력 신호(ECG+노이즈)를, 오른쪽 컬럼 첫 번째 그래프는 BPF 출력 신호를, 왼쪽 두 번째는 적응형 필터 출력을, 오른쪽 두 번째는 2단 필터(BPF+적응형필터) 출력을, 마지막으로 왼쪽 맨 아래는 입력 신호와 최종 출력 신호와의 오차 신호를 나타낸다. 오차 그래프가 보여주듯 매우 작은 값의 오차가 존재함을 보여준다.
- [0095] 다음으로, 평균에러 및 SNR 평가 지표에 의한 성능 평가에 대하여 설명한다.
- [0096] 상기한 필터의 성능을 정량적으로 평가하기 위해 다음과 같은 2개의 지표를 도입한다.
- [0097] 먼저, 평균제곱오차(MSE, Mean Squared Error)이다. 실제 이상적 ECG 신호와의 오차 값의 평균제곱에러 값을 계산하여 성능을 비교한다.
- [0098] 잡음 신호의 MSE=424.61로 나타나고, 필터링된 신호의 MSE=93.26로 나타난다. 약 잡음 신호 오차 값의 21.9%이다.
- [0099] 다음으로, 신호잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)로서, 보통 dB 단위로 표현된다. 이 결과, 잡음 신호의 SNR = 1.55 dB vs. 필터링된 신호의 SNR=2.31 로 나타난다.
- [0100] 다음으로, R 피크 감지 성능 평가에 대하여 설명한다.
- [0101] QRS파(QRS complex) 감지 알고리즘은 최종적으로 R 피크(peak)를 가능한 정확하게 감지하여 정확한 심박수(HR; Heart Rate)를 찾고자 하는 것이다. 본 발명에 따른 신호처리 방법을 이용하여 R 피크 감지 성능은 다음과 같다.
- [0102] 도 19에 나타난 바와 같이 이상적인 신호에서의 참값인 120개의 R 피크에 대해 잡음이 있는 신호에 대한 R 피크 검출 결과는 105개로 15개의 오차(12.5%)를 나타냈으나 필터링된 신호에 대해서는 119개로 1개의 오차(0.83%)만

을 기술하였다.

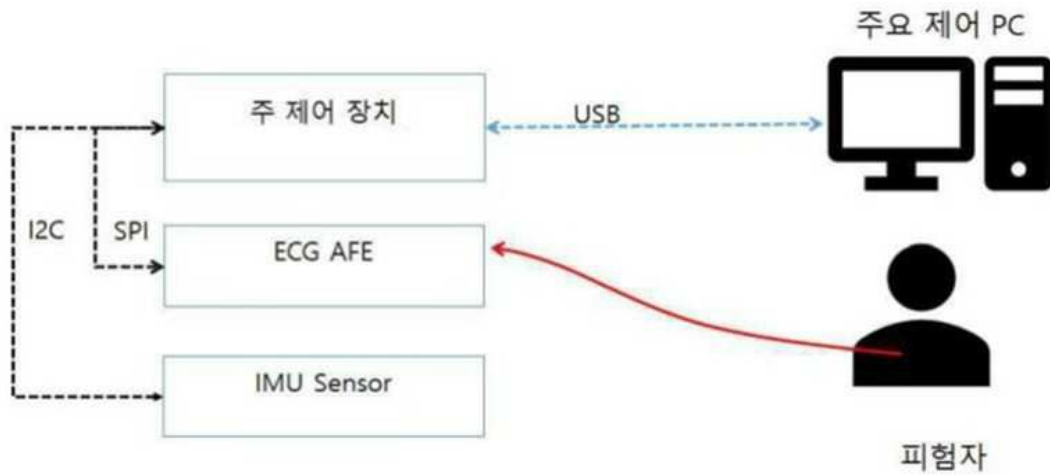
[0103] 이상 본 발명자에 의해서 이루어진 발명을 상기 실시 예에 따라 구체적으로 설명하였지만, 본 발명은 상기 실시 예에 한정되는 것은 아니고 그 요지를 이탈하지 않는 범위에서 여러 가지로 변경 가능한 것은 물론이다.

부호의 설명

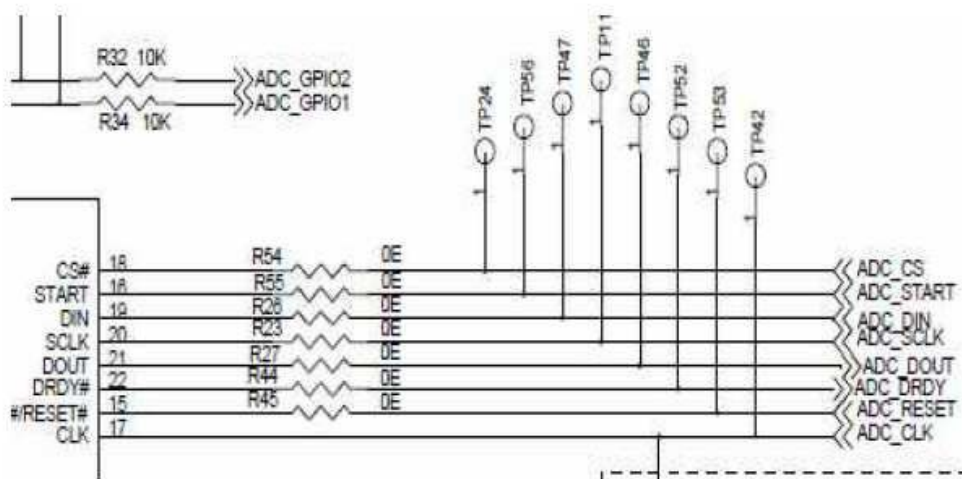
[0104] 10 : 심전도 전극 20 : 심전도 측정 모듈
 30 : 데이터 수집 시스템 40 : 신호처리부

도면

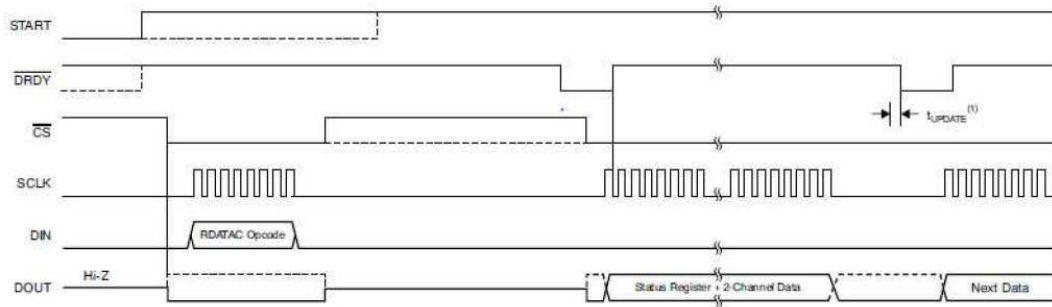
도면1



도면2

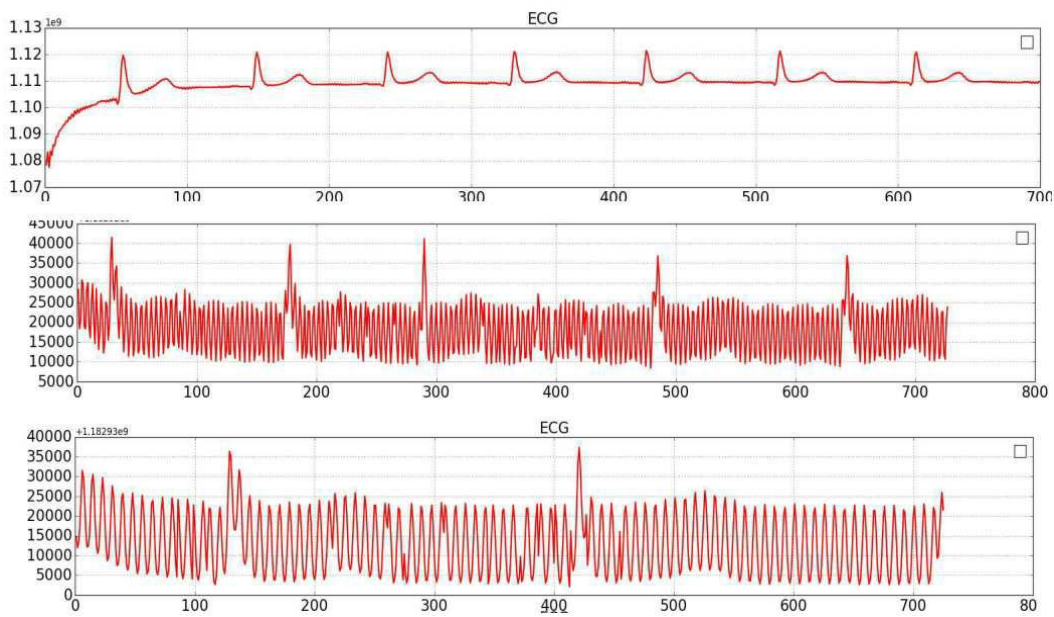


도면3

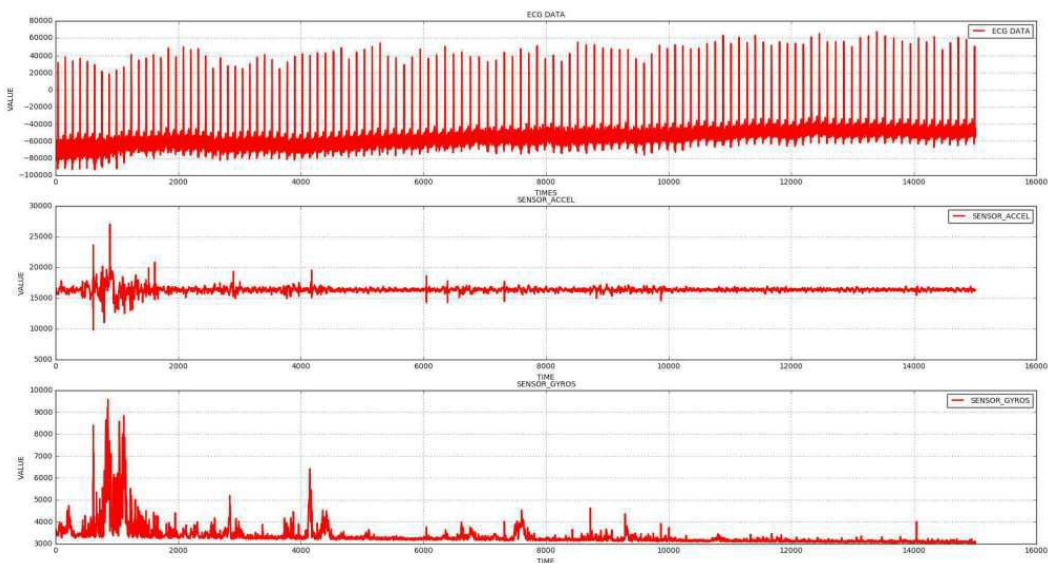


(1) $t_{UPDATE} = 4 \times t_{CLK}$. Do not read data during this time.

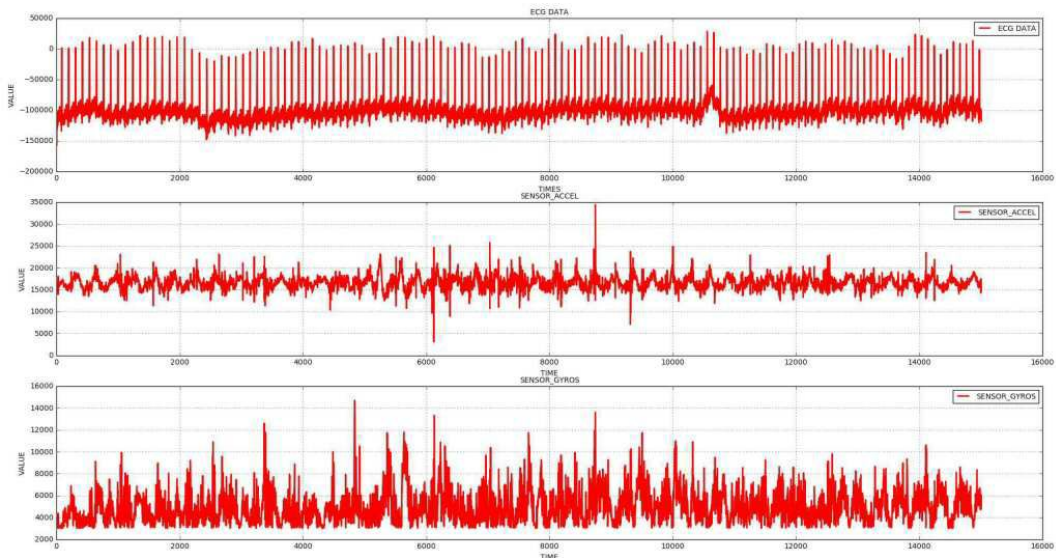
도면4



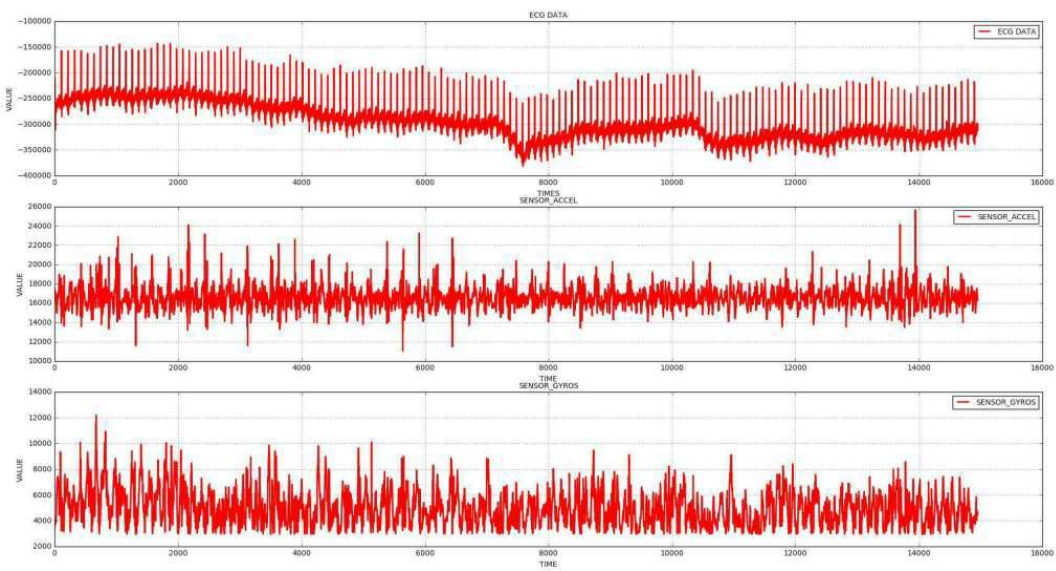
도면5



도면6



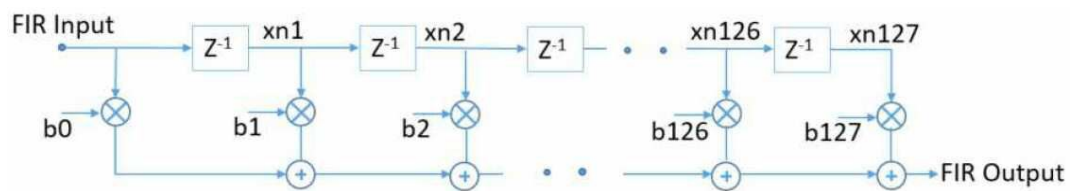
도면7



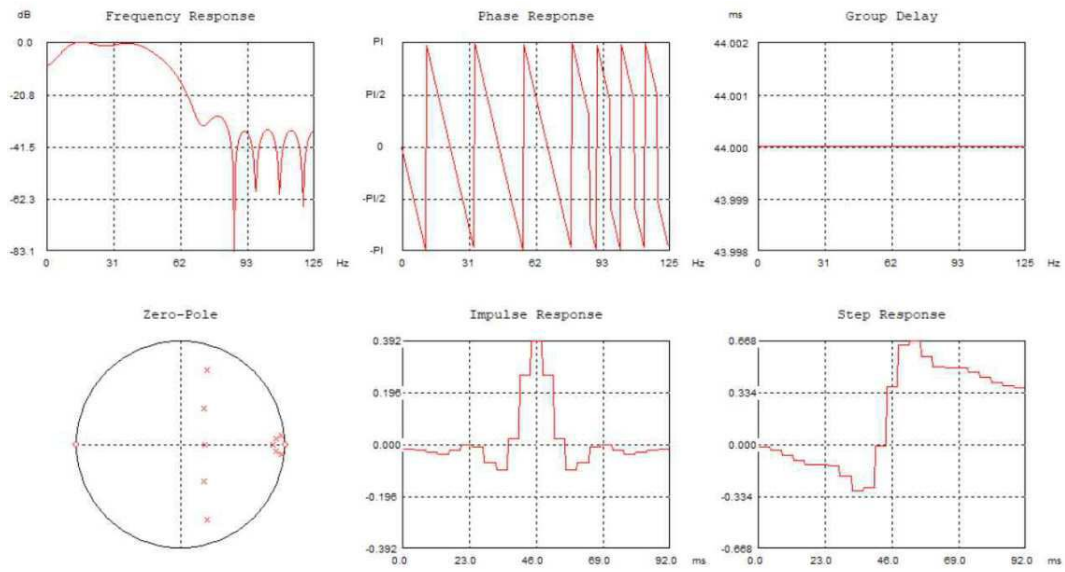
도면8



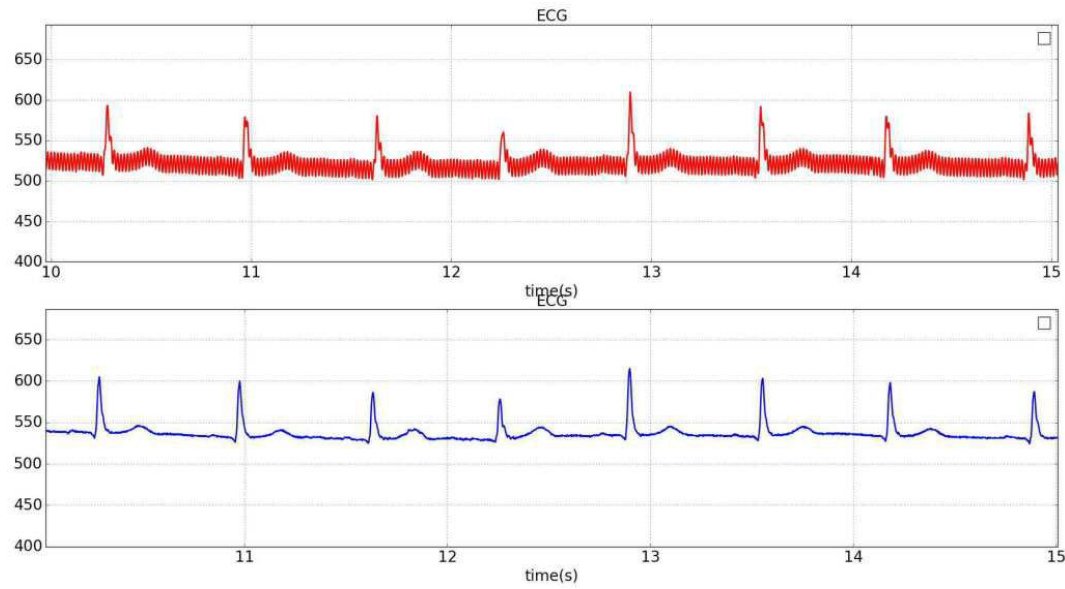
도면9



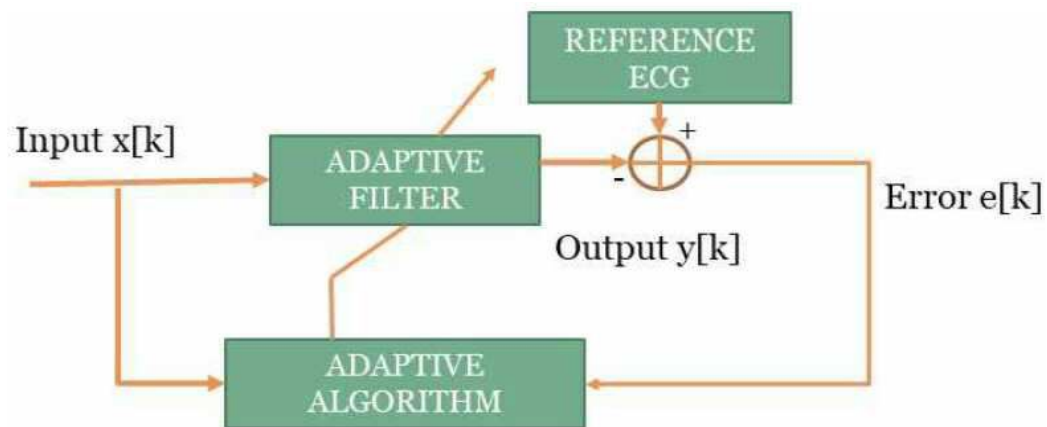
도면10



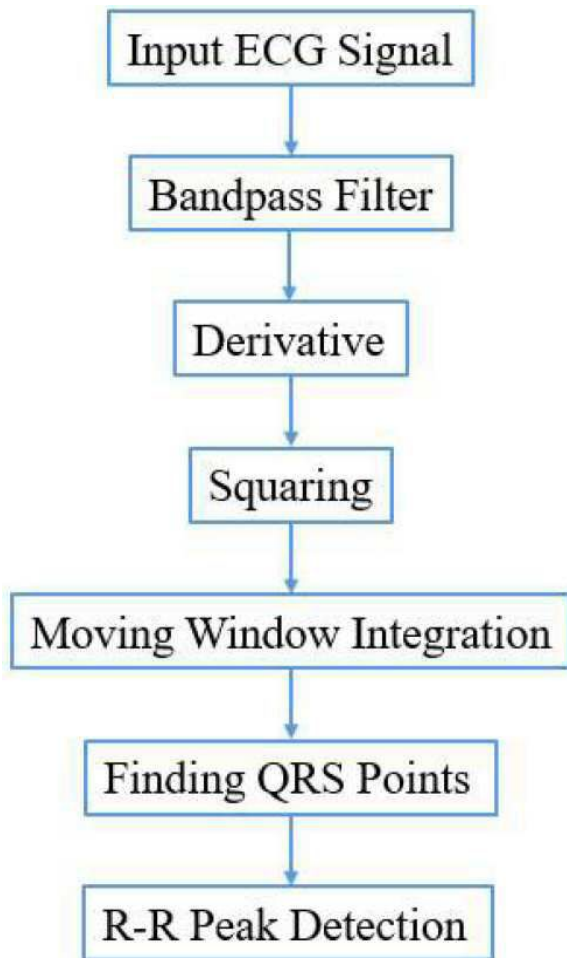
도면11



도면12



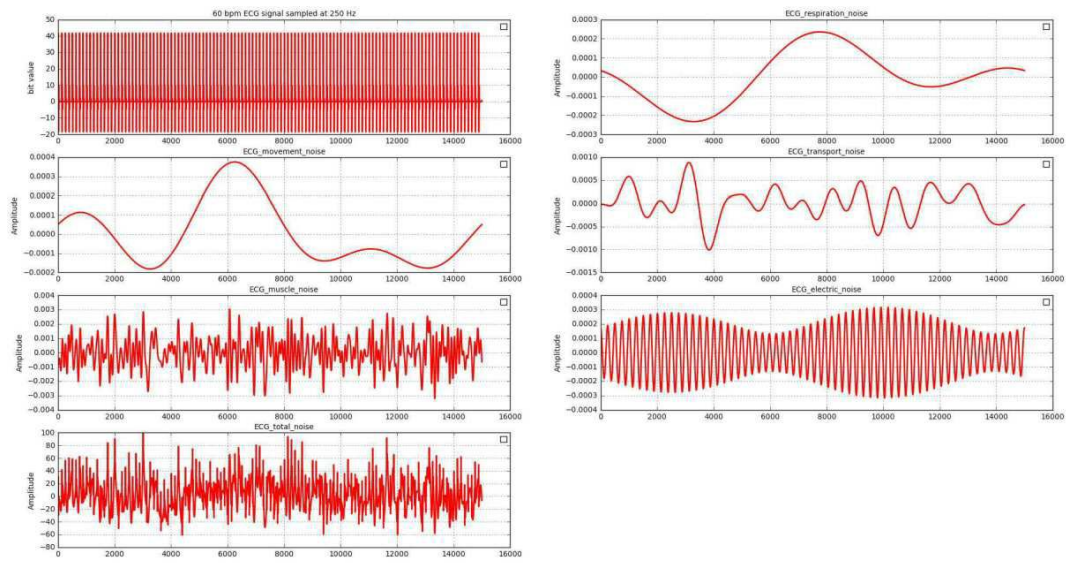
도면13



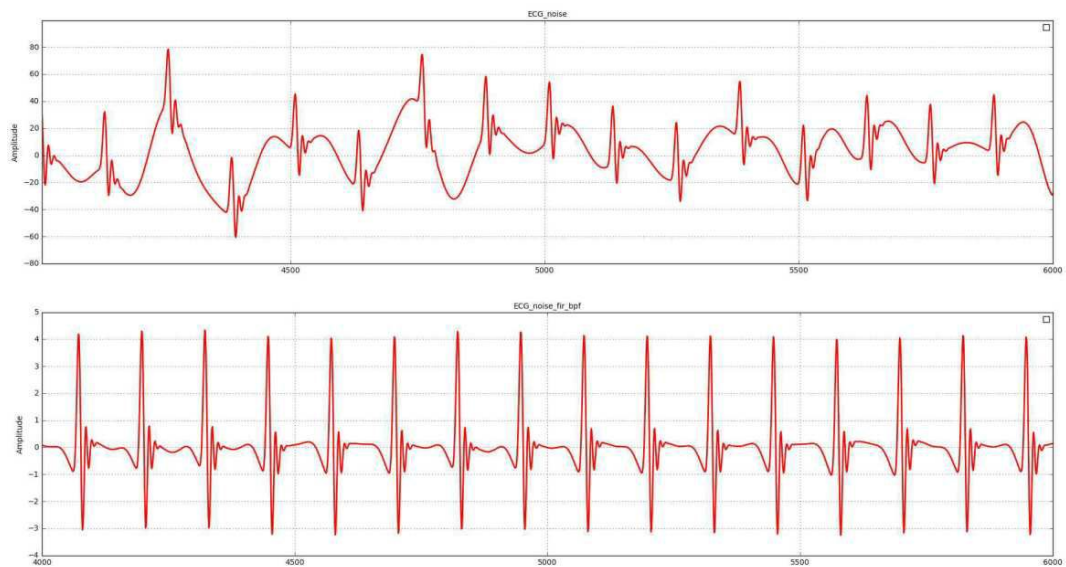
도면14

잡음	주파수 범위 (Hz)
호흡	0.4-2
장치 이동	1-3
이동	3-15
근육	20-150
전기	59-61

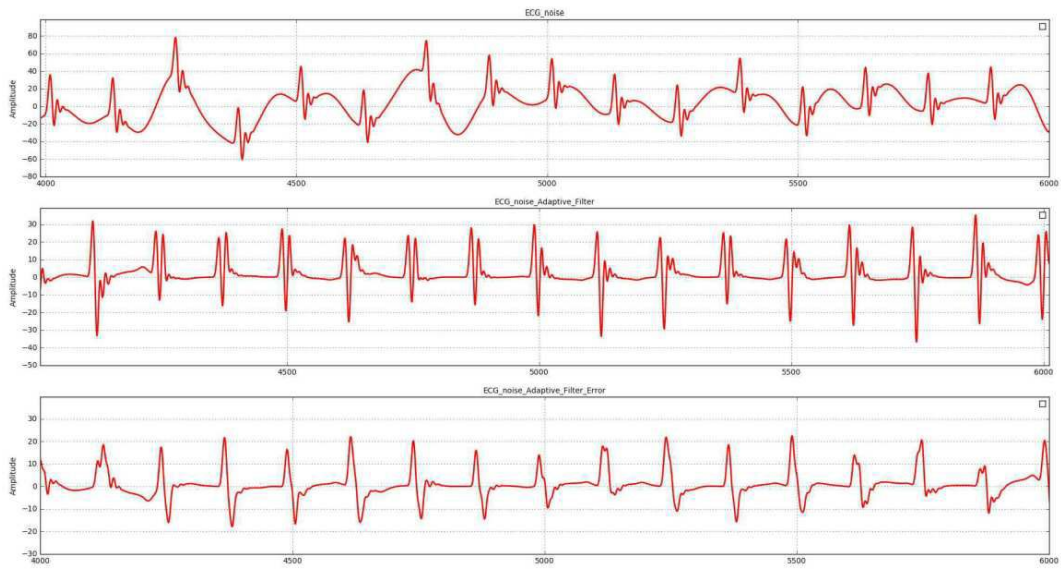
도면15



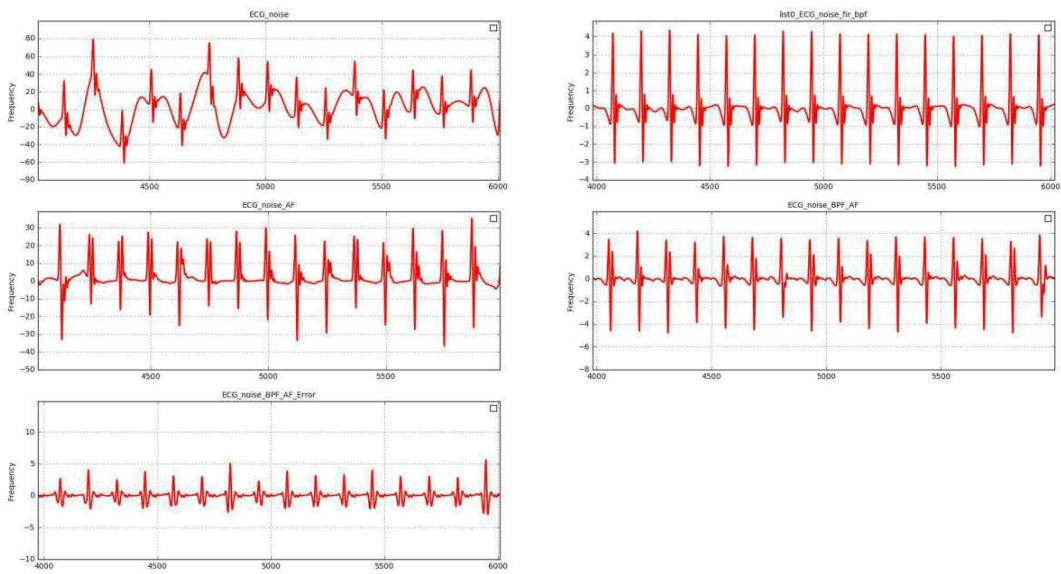
도면16



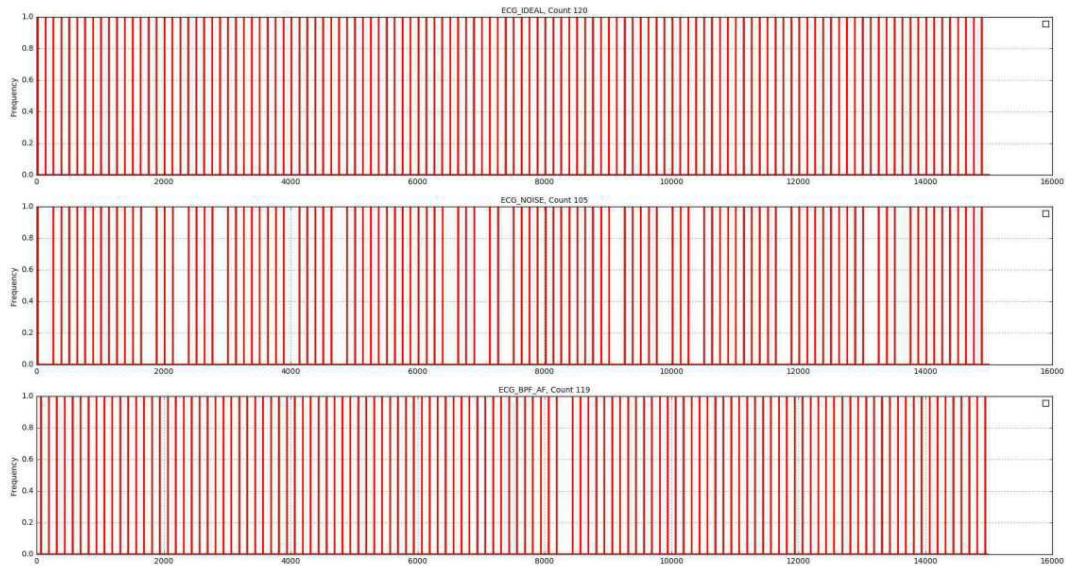
도면17



도면18



도면19



专利名称(译)	便携式心电图电极和小动物心电图测量系统		
公开(公告)号	KR1020190103626A	公开(公告)日	2019-09-05
申请号	KR1020180024277	申请日	2018-02-28
[标]发明人	김봉주		
发明人	김봉주		
IPC分类号	A61B5/0404 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0456 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0404 A61B5/0408 A61B5/0456 A61B5/11 A61B5/7225 A61B2562/0219		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于小型动物的便携式ECG电极和ECG测量系统，其中，在收集来自小型动物的ECG信号的同时，通过根据运动测量加速度/角速度来收集数据，并通过以下方法提取心率：将FIR BPF和自适应滤波器应用于测得的ECG信号，并通过QRS波（QRS复数）检测R峰。一种用于小动物的ECG测量系统，包括：连接到小动物的ECG电极；ECG测量模块，被配置为从ECG电极接收小动物的ECG信号；数据收集系统，被配置为从ECG测量模块收集ECG数据，该数据收集系统具有内置的三轴加速度传感器和角速度（陀螺仪）传感器，并被配置为根据运动测量加速度/角速度；信号处理单元，其被配置为将FIR BPF和自适应滤波器应用于所测量的ECG信号，检测QRS波（QRS复合波），并通过在最终过程中检测R峰值来提取心率。根据本发明，通过在收集小型动物的ECG信号的同时通过测量根据运动的加速度/角速度来收集数据，从而即使在小型动物进行各种活动时也可以进一步准确地测量ECG。应用FIR BPF和自适应滤波器，并检测QRS波（QRS复数），从而消除不同类型的噪声，因此，系统可能具有抵抗各种类型噪声的性能。

