



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년10월06일
(11) 등록번호 10-2451623
(24) 등록일자 2022년09월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/346 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/353 (2021.01) A61B 5/355 (2021.01)
A61B 5/366 (2021.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/346 (2022.01)
A61B 5/353 (2022.01)

(21) 출원번호 10-2021-0110028

(22) 출원일자 2021년08월20일

심사청구일자 2021년08월20일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020210001575 A

KR1020210067370 A

(73) 특허권자

인하대학교 산학협력단

인천광역시 미추홀구 인하로 100(용현동, 인하대학교)

(72) 발명자

변경수

서울특별시 서초구 도구로 73, 801호(방배동, 대성아파트)

(74) 대리인

양성보

전체 청구항 수 : 총 8 항

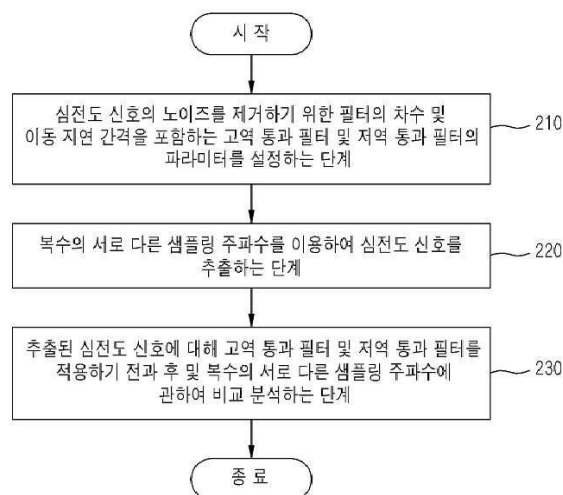
심사관 : 서광욱

(54) 발명의 명칭 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법 및 장치

(57) 요약

실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법 및 장치가 제시된다. 본 발명에서 제안하는 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법은 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정하는 단계, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 단계 및 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/355 (2022.01)

A61B 5/366 (2021.01)

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 5/725 (2021.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711139247
과제번호	2021-0-02052-001
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	정보통신방송혁신인재양성(R&D)
연구과제명	스마트 모빌리티를 위한 인공지능 시스템반도체 핵심 기술 개발 및 인력 양성
기 여 율	1/1
과제수행기관명	인하대학교 산학협력단
연구기간	2021.07.01 ~ 2021.12.31
공지예외적용 : 있음	

명세서

청구범위

청구항 1

필터링부가 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정하는 단계;

샘플링부가 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 단계; 및

분석부가 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 단계

를 포함하는 심전도 신호의 특징 분석 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 필터링부가 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정하는 단계는,

무한 임펄스 응답(Infinite Impulse Response; IIR) 필터와 대칭 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터에 관한 파라미터를 각각 설정하고,

상기 대칭 유한 임펄스 응답 필터는 계수가 홀수인 경우 정수 지연을 갖고,

상기 무한 임펄스 응답 필터의 차수는 상기 대칭 유한 임펄스 응답 필터의 계수보다 작게 설정하며, 고역 통과 필터에는 무한 임펄스 응답 필터만을 적용하는

심전도 신호의 특징 분석 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 샘플링부가 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 단계는,

BIT/MIH 데이터베이스에서의 샘플링 주파수로 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 원본 데이터로 생성하고,

복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 MIT/BIT 데이터베이스에서 비교 데이터로서 생성하는

심전도 신호의 특징 분석 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 분석부가 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 단계는,

상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 원본 데이터와 상기 비교 데이터를 비교하는 기준에는 신호 대 노이즈 비율을 포함하고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 대한 심전도 신호의 P파, QRS 파, T파의 진폭을 비교하는

심전도 신호의 특징 분석 방법.

청구항 5

심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 파라미터를 설정하여 적용된

고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 포함하는 필터링부;

복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 샘플링부; 및

상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 분석부

를 포함하는 심전도 신호의 특징 분석 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 필터링부는,

무한 임펄스 응답(Infinite Impulse Response; IIR) 필터와 대칭 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터에 관한 파라미터가 각각 설정되고,

상기 대칭 유한 임펄스 응답 필터는 계수가 홀수인 경우 정수 지연을 갖고,

상기 무한 임펄스 응답 필터의 차수는 상기 대칭 유한 임펄스 응답 필터의 계수보다 작게 설정되며, 고역 통과 필터에는 무한 임펄스 응답 필터만을 적용하는

심전도 신호의 특징 분석 장치.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 샘플링부는,

BIT/MIH 데이터베이스에서의 샘플링 주파수로 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 원본 데이터로 생성하고,

복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 MIT/BIT 데이터베이스에서 비교 데이터로서 생성하는

심전도 신호의 특징 분석 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 원본 데이터와 상기 비교 데이터를 비교하는 기준에는 신호 대 노이즈 비율을 포함하고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 대한 심전도 신호의 P파, QRS 파, T파의 진폭을 비교하는

심전도 신호의 특징 분석 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 실시간 측정을 위한 차이 샘플링 주파수와 필터 기법을 사용한 심전도 신호의 특징 비교 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] WHO 통계에 따르면, 심혈관 질환을 가진 사람, 특히 노인의 수가 증가하고 있다[1]. 따라서 심혈관 문제에 대한 모니터링이 더욱 중요해지고 있다[2-4]. 심전도는 다양한 질병을 검사하고 진단할 때 흔히 사용되는 비침습 측정 방법이다[5-8]. 상태 모니터링 및 진단에 있어 중요한 응용 중 하나이며[9, 10], 뇌졸중 진단을 뒷받침하는 필수적인 정보 중 하나이다. 이러한 심전도 모니터링은 뇌졸중의 원인을 조기에 감지하고 식별하는 데 도움이 된다[11]. 심전도 신호의 품질은 진단 결과에 직접적인 역할을 한다[12]. 심전도 신호의 성분에는 Q, R, S 및 T

부분이 포함된다[13]. 여기서 R 피크가 환자의 심장 박동수 계산에 필수적인 역할을 한다[9]. 이와 같이, 심전도 신호의 성분을 구분하면 더 유용한 정보를 얻을 수 있다[14].

[0003] 일반적으로 심전도 기록은 환자의 몸에 전극을 부착하여 이루어지며, 장치는 이러한 전극으로부터 전기 신호를 수신한다[15]. 따라서 전극과 사용자 피부 사이의 접촉은 획득된 심전도 신호의 품질에 직접적인 영향을 미친다. 또한 사용자가 교류(Alternating Current; AC) 전력을 사용하는 장비 근처에 있을 때 인체는 전력망으로부터의 간섭에 의한 영향을 받는다[16-18]. 이러한 간섭은 지역에 따라 50/60Hz 그리드 주파수와 동일한 주파수를 가진다[19]. 이는 수신된 심전도 신호의 품질에 직접적인 영향을 미치는 두 가지 유형의 노이즈이다. 따라서, 이러한 두 가지 유형의 간섭을 제거할 필요가 있다[20-22]. 노이즈 제거 방법에는 하드웨어에서 설계된 아날로그 필터와 소프트웨어에서 설계된 디지털 필터의 두 가지가 있다. 아날로그 필터는 3가지 기본 요소 저항(Resistor; R), 인덕터(Inductor; L), 캐패시터(Capacitor; C)로 구성되며 고정 파라미터가 있다[15, 23]. 디지털 필터는 중앙 처리 장치(Central Processing Unit; CPU)의 컴퓨팅 성능을 기반으로 설계되므로 파라미터를 보다 유연하게 변경할 수 있다[24]. 심전도 신호에서 두 가지 유형의 노이즈를 완전히 제거하려면 로우패스(Low-Pass; LP) 및 하이패스(High-Pass; HP) 필터를 모두 설계해야 한다[25]. 따라서, 필터 설계 방법의 선택은 신호 품질에 필수적인 역할을 한다[16, 22]. 최근에는 자동 인코더를 사용하는 적응형 필터나 머신러닝 기반 필터와 같은 전용 필터 아키텍처가 제안되었다[26-28].

[0004] 첨단 반도체 기술과 더불어 TI, Maxim Integrated, Analog Devices와 같은 생물학적 유도를 제공하는 주요 제조업체의 전자파 구성요소가 다수 존재해 왔으며, 이러한 구성요소의 보다 작고 정확한 형태는 웨어러블 기기의 설계를 더욱 빠르고 용이하게 한다[3, 24, 29, 30]. 또한, 간소화된 설계 프로세스는 상용 제품 출시 프로세스를 가속화한다[31, 32].

[0005] 이러한 바이오 센서는 일반적으로 가변 샘플링 주파수를 가진다[33]. 심전도 신호의 경우 샘플링 주파수가 높을수록 신호가 더 정확하고 그 반대로 마찬가지이다. 그러나 높은 샘플링 빈도로 인해 데이터를 계산하기 어려운 광범위한 데이터베이스가 생성될 수 있다. BIT/MIH 데이터베이스의 샘플링 주파수는 360Hz이다[34]. TI의 센서 ADS1293의 샘플링 주파수는 최대 2133Hz[35]이고, Maxim Integrated의 센서 MAX86150의 주파수는 3200Hz [36]이며, Analog Devices(ADAS1000)의 샘플링 주파수는 8000Hz이다. 따라서 서로 다른 샘플링 주파수에서 심전도 신호를 조사하면 수집할 데이터의 양을 줄이면서도 신호의 정확성을 보장하는 데 중요한 역할을 한다. 웨어러블 기기의 기본 구조는 바이오 센서, 시스템 온 칩(Microcontroller Unit; MCU), 블루투스, 와이파이, 배터리 관리부 등이다[33, 37-39]. 대부분의 심전도 웨어러블 기기는 배터리를 사용하기 때문에 데이터 컴퓨팅 양을 줄이는 것도 에너지 소비를 절약하고 사용 시간을 연장하는 효과적인 방법이다[24, 33].

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 신호와 노이즈 제거 필터를 설계하는 방법에 영향을 미치는 노이즈 요인과 같은 심전도 신호의 중요한 성분을 분석하기 위한 방법 및 장치를 제공하는데 있다. 본 발명의 실시예에 따르면, 서로 다른 샘플링 주파수로 BIT/MIH 데이터베이스의 심전도 신호를 분석하고, 수신된 신호의 차이를 비교하기 위해 필터를 적용한다. 본 발명의 실시예에 따르면, 실시간 신호를 수집하기 위해 대량 생산 요소를 기반으로 한 심전도 신호 획득 모델을 제안하며, 또한 장치의 서로 다른 샘플링 주파수로 노이즈를 제거하기 위한 필터를 적용하여, 파라미터를 비교 분석하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 일 측면에 있어서, 본 발명에서 제안하는 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법은 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정하는 단계, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 단계 및 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 단계를 포함한다.

[0008] 상기 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정하는 단계는 무한 임펄스 응답(Infinite Impulse Response; IIR) 필터와 대칭 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터에 관한 파라미터를 각각 설정하고, 상기 대칭 유한 임펄스 응답 필터는 계수가 홀수인 경우 정수 지연을 갖고, 상기 무한 임펄스 응답 필터의 차수는 상기 대칭 유한

임펄스 응답 필터의 계수보다 작게 설정하며, 고역 통과 필터에는 무한 임펄스 응답 필터만을 적용한다.

[0009] 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 단계는 BIT/MIH 데이터베이스에서의 샘플링 주파수로 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 원본 데이터로 생성하고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 MIT/BIT 데이터베이스에서 비교 데이터로서 생성한다.

[0010] 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 단계는 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 원본 데이터와 상기 비교 데이터를 비교하는 기준에는 신호 대 노이즈 비율을 포함하고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 대한 심전도 신호의 P파, QRS파, T파의 진폭을 비교한다.

[0011] 또 다른 일 측면에 있어서, 본 발명에서 제안하는 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 장치는 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 파라미터를 설정하여 적용된 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 포함하는 필터링부, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 샘플링부 및 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 분석부를 포함한다.

발명의 효과

[0012] 본 발명의 실시예들에 따르면 신호와 노이즈 제거 필터를 설계하는 방법에 영향을 미치는 노이즈 요인과 같은 심전도 신호의 중요한 성분을 분석할 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 필터를 적용하여, 서로 다른 샘플링 주파수로 BIT/MIH 데이터베이스의 심전도 신호를 분석하고, 수신된 신호의 차이를 비교할 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 실시간 신호를 수집하기 위한 대량 생산 요소를 기반으로 하는 심전도 신호 획득 모델을 통해 서로 다른 샘플링 주파수로 노이즈를 제거하기 위한 필터를 적용하여, 파라미터를 비교 분석할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 종래기술에 따른 심전도 신호 성분을 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 장치의 구성을 나타내는 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 필터링부의 구성을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 서로 다른 낮은 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호 비교한 그래프이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, QRS, T파 검출을 위한 서로 다른 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호 비교한 그래프이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 시간 도메인에서의 심전도 신호 및 필터링된 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 심전도 신호 측정 시스템의 구성을 나타내는 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 시간 도메인에서의 필터링 전과 후의 서로 다른 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

도 10은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 시간 도메인에서의 필터링 전과 후의 서로 다른 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 심전도(Electrocardiogram; ECG) 신호는 심혈관 질환의 징후와 인체에 대한 이상 신호를 모니터링하고 진단하는데 사용되어 왔다. 심전도 신호는 일반적으로 PR, QRS, QT 간격, ST-세그먼트 및 심박수(Heart Rate; HR) 파라미터로 특징지어진다. 심전도 장치는 많은 응용, 특히 노인들에게 널리 사용된다. 그러나 심전도 신호는 환경의 노이즈에 의해 영향을 받는 경우가 많다. 심전도 신호에 영향을 미치는 노이즈에는 근육 활동에서 발생하는 저

주파수와 전기 그리드에서 발생하는 50/60Hz의 두 가지 유형이 있다. 이러한 노이즈를 제거하는 것은 심전도 신호의 품질을 향상시키는 데 중요하다. 노이즈를 제거하여 심전도 신호가 선명해지면 심혈관 질환을 쉽게 진단할 수 있다. 샘플링 주파수가 높은 심전도 신호가 더 정확하다. 그러나 신호상에서 필터로 이러한 노이즈를 제거하는 것은 더 명확하고 어렵다. 따라서, 신호의 샘플링 주파수와 신호 대 노이즈 비율(Signal to Noise Ratio; SNR), 신호 진폭 등 신호의 파라미터 간의 대칭 상관 관계의 분석이 필요하다.

[0015] 본 발명에서는 설계 복잡성을 줄이기 위해 간단한 필터 위상을 활용하여 원하지 않는 심전도 노이즈를 필터링했다. 본 발명에서는 무한 임펄스 응답(Infinite Impulse Response; IIR) 필터와 대칭 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터를 적용하기 전, 후에 서로 다른 샘플링 주파수에서 수행되는 심전도 신호의 특성화 평가를 비교한다. 따라서 정확한 진단을 위해서는 샘플링 주파수가 심전도 신호의 동일한 주파수로 일관되어야 한다. 또한, 장치의 컴퓨팅 성능과 하드웨어 리소스를 줄이는 데 도움이 되는 접근 방식도 중요할 수 있다.

[0016] 본 발명의 실시예에 따른 결과는 11비트 해상도로 360Hz 샘플링 주파수에서 MIT/BIH 데이터베이스를 사용하여 테스트되었다. 또한, 24비트 해상도를 갖는 100Hz~2133Hz의 샘플링 주파수로 실시간으로 작동하는 장치를 실험하였다. 본 발명의 실시예에 따른 테스트 결과는 심전도 신호 필터링에 적용할 때 IIR에 비해 대칭 FIR 필터의 장점을 보여준다. 따라서 제안하는 방법 및 장치를 적용하여 심전도 신호의 품질을 향상시킬 수 있다. 이하, 본 발명의 실시 예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.

[0018] 일반적으로 샘플링 주파수와 신호 품질 사이에는 상관관계가 있다. 샘플링 주파수가 높을수록 신호의 성분이 더욱 신뢰도가 높아진다. 그러나 심전도 신호 파라미터는 심박수(예를 들어, 60-150 beats/min) 및 P, QRS, T 파 진폭으로 간주해야 한다. 본 발명에서는 복수의 서로 다른 주파수로 심전도 신호의 비대칭을 분석하여 결론을 도출했다. 노이즈 요인은 신호와 노이즈 제거 필터를 설계하는 방법에 영향을 미친다. 본 발명에서는 이러한 심전도 신호의 중요한 성분을 분석한다.

[0019] 본 발명의 실시예에 따르면, 서로 다른 샘플링 주파수로 BIT/MIH 데이터베이스의 심전도 신호를 분석하고, 수신된 신호의 차이를 비교하기 위해 필터를 적용한다.

[0020] 본 발명의 실시예에 따르면, 실시간 신호를 수집하기 위해 대량 생산 요소를 기반으로 한 심전도 신호 획득 모델을 제안한다. 또한 장치의 서로 다른 샘플링 주파수로 노이즈를 제거하기 위한 필터를 적용하고, 파라미터를 비교 분석한다.

[0022] 도 1은 종래기술에 따른 심전도 신호 성분을 설명하기 위한 도면이다.

[0023] 도 1은 P 파, QRS 복합파, T 파가 포함된 일반적인 심전도 신호를 도시한다[40]. P파는 양쪽 심장의 근육 활성화에 의해 발생한다. 좌-우 심실 활성화는 QRS 복합파를 생성한다. 마지막으로, 심실 근육의 활성화는 T파를 발생시킨다. 따라서 P, QRS, T 파는 유용한 정보를 많이 전달하기 때문에 관찰하고 평가해야 하는 필수 요소이다[13, 41].

[0024] 종래기술에 따르면, 심전도 P-QRS-T 세그먼트와 P-QRS-T 파의 형상 특징을 분석하여 부정맥을 식별할 수 있다[2]. 또 다른 종래기술에서는 9개의 부정맥을 분류하기 위해 제안된 가장 일반적인 12개의 전기심전도 리드를 기반으로 한 새로운 신경망 구조를 사용했다[5]. 또 다른 종래기술에서는 시간 독립적인 QRS 검출 방법을 사용했다[10]. 그래프 데이터 표현을 적용하고 정확한 P, QRS, T파 구분점을 찾아 이질적인 시간 척도 변환을 적용했다. 또 다른 종래기술에서는 가우시안 및 레일리 함수의 수학적 모델을 사용하여 심전도에서의 P 및 T 파형의 모델링과 분할을 비교했다[13]. RMS(Root Mean Square)는 각 모델과 각 특징 파형 사이의 적합성을 평가했다. 이 밖에도 종래기술에서는 파동 변환을 적용해 P파와 T파를 추정했다. 또 다른 종래기술에서는 하드웨어와 소프트웨어를 포함한 심전도 신호 획득 시스템의 구조에 대한 연구를 개시했다[24]. 여기서, 소프트웨어와 관련한 노이즈 감소, 머신 러닝, 사생활 보호와 같은 요소들을 분석한다. 그 결과, 심전도 신호의 구성요소에 대한 세부 정보를 제공하였다.

[0025] 이러한 종래기술들 중 심전도 신호의 샘플 주파수와 신호의 품질을 분석하는 데 초점을 맞춘 기술은 없었다. 따라서 본 발명에서는 심전도 신호 획득 및 분석과 관련된 새로운 방안을 제안한다.

[0027] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

[0028] 제안하는 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 방법은 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통

과 필터의 파라미터를 설정하는 단계(210), 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출하는 단계(220) 및 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석하는 단계(230)를 포함한다.

[0029] 단계(210)에서, 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정한다.

[0030] 본 발명의 실시예에 따른 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터는 무한 임펄스 응답(Infinite Impulse Response; IIR) 필터 또는 대칭 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터를 포함한다. 단계(210)에서, IIR 필터와 대칭 FIR 필터에 관한 파라미터를 각각 설정한다. 상기 대칭 FIR 필터의 특징은 항상 안정적이고 신호가 왜곡되지 않는다는 점이다. 그러나 대칭 FIR은 상당한 연산량을 가지고 있으므로 의도된 용도에 맞게 적절히 선택해야 한다. 또한 계수가 홀수인 대칭 FIR 필터는 정수 지연을 가진다. 상기 IIR 필터의 차수는 상기 대칭 FIR 필터의 계수보다 작게 설정하며, IIR 필터를 통과한 신호는 왜곡되기 때문에 안정성을 보장할 수 있도록 설계되어야 한다.

[0031] 본 발명의 실시예에 따른 고역 통과 필터에는 무한 임펄스 응답 필터만을 적용한다. FIR 필터에는 전용 계산이 필요하다. 따라서 고역 통과 필터에 FIR 필터를 적용하는 것은 적절하지 않다. 따라서 본 발명에서는 고역 통과 필터에 IIR 필터만 사용한다.

[0032] 저역 통과 필터의 목적은 전원 라인에서 다양한 고조파 및 접지 바운싱 노이즈를 제거하는 것이다. 노이즈 주파수는 시스템의 전력 공급 네트워크에 따라 50/60Hz인 전력 그리드의 주파수와 동일하다. 본 발명의 실시예에 따른 저역 통과 필터에는 IIR 필터와 대칭 FIR 필터의 조합이 포함된다.

[0033] 단계(220)에서, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출한다.

[0034] 먼저, BIT/MIH 데이터베이스에서의 샘플링 주파수로 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 원본 데이터로 생성하고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 MIT/BIT 데이터베이스에서 비교 데이터로서 생성한다. BIT/MIH 데이터베이스 데이터의 샘플링 주파수는 360Hz이고, 본 발명의 실시예에 따른 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 30, 45, 72, 90, 120, 180 Hz를 포함할 수 있다. 이러한 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 일 실시예일뿐 이에 한정되지 않고 다양한 주파수를 적용할 수 있다.

[0035] 단계(230)에서, 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석한다.

[0036] 360Hz의 샘플링 주파수로 추출된 데이터를 원본 데이터로, 본 발명의 실시예에 따른 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 30, 45, 72, 90, 120, 180 Hz로 추출된 데이터를 비교 데이터로 필터링하여 선택한다. 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 원본 데이터와 상기 비교 데이터를 비교하는 기준에는 신호 대 노이즈 비율을 포함한다. 이후, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 대한 심전도 신호의 P파, QRS파, T파의 진폭을 비교한다.

[0038] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 장치의 구성을 나타내는 도면이다.

[0039] 제안하는 실시간 측정을 위해 서로 다른 샘플링 주파수와 필터 기법을 이용한 심전도 신호의 특징 비교 장치는 필터링부(310), 샘플링부(320) 및 분석부(330)를 포함한다.

[0040] 본 발명의 실시예에 따른 필터링부(310)는 심전도 신호의 노이즈를 제거하기 위한 필터의 차수 및 이동 지연 간격을 포함하는 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터의 파라미터를 설정한다.

[0041] 본 발명의 실시예에 따른 필터링부(310)의 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터는 무한 임펄스 응답(Infinite Impulse Response; IIR) 필터 또는 대칭 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터를 포함한다. 필터링부(310)는 IIR 필터와 대칭 FIR 필터에 관한 파라미터를 각각 설정한다. 상기 대칭 FIR 필터의 특징은 항상 안정적이고 신호가 왜곡되지 않는다는 점이다. 그러나 대칭 FIR은 상당한 연산량을 가지고 있으므로 의도된 용도에 맞게 적절히 선택해야 한다. 또한 계수가 홀수인 대칭 FIR 필터는 정수 지연을 가진다. 상기 IIR 필터의 차수는 상기 대칭 FIR 필터의 계수보다 작게 설정하며, IIR 필터를 통과한 신호는 왜곡되기 때문에 안정성을 보장할 수 있도록 설계되어야 한다.

[0042] 본 발명의 실시예에 따른 고역 통과 필터에는 무한 임펄스 응답 필터만을 적용한다. FIR 필터에는 전용 계산이

필요하다. 따라서 고역 통과 필터에 FIR 필터를 적용하는 것은 적절하지 않다. 따라서 본 발명에서는 고역 통과 필터에 IIR 필터만 사용한다.

[0043] 저역 통과 필터의 목적은 전원 라인에서 다양한 고조파 및 접지 바운싱 노이즈를 제거하는 것이다. 노이즈 주파수는 시스템의 전력 공급 네트워크에 따라 50/60Hz인 전력 그리드의 주파수와 동일하다. 본 발명의 실시예에 따른 저역 통과 필터에는 IIR 필터와 대칭 FIR 필터의 조합이 포함된다. 도 4를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 필터링부(310)를 더욱 상세히 설명한다.

[0045] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 필터링부의 구성을 설명하기 위한 도면이다.

[0046] 심전도 신호용 그리드에서 고역 통과 노이즈 및 저역 통과 노이즈를 제거하기 위해 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 설계해야 한다[42]. FIR 및 IIR 필터는 일반적으로 두 가지 유형의 필터링에 사용된다. 식(1)과 식(2)는 각각 FIR 필터와 IIR 필터를 설명한다.

[0047]
$$y(n) = \sum_{k=1}^n b_k * x(n-k) \quad (1)$$

[0048]
$$y(n) = \sum_{k=1}^n b_k * x(n-k) + \sum_{i=2}^m a_i * y(m-i) \quad (2)$$

[0049] 여기서, y(n)는 출력 신호(다시 말해, 필터링 후 심전도 신호)(431), x(n)는 입력 신호(다시 말해, 필터링 전 심전도 신호)(432), n은 필터 차수를 나타낸다.

[0050] 대칭 FIR 필터의 특징은 항상 안정적이고 신호가 왜곡되지 않는다는 점이다. 그러나 대칭 FIR은 상당한 연산량을 가지고 있으므로 의도된 용도에 맞게 적절히 선택해야 한다. 또한, 계수가 홀수인 대칭 FIR 필터는 정수 지연을 가진다. 즉, 정수 간격을 이동하기만 하면 원래 신호와 필터링된 신호를 의미한다. 이러한 이동 간격은 하기 식으로 나타낼 수 있다:

[0051]
$$d = \frac{n-1}{2} \quad (3)$$

[0052] 여기서, n은 필터 차수, d는 이동 지연 간격을 나타낸다.

[0053] 본 발명의 실시예에 따른 IIR 필터의 차수는 FIR 필터보다 훨씬 작다. 그러나 IIR 필터를 통과한 신호는 왜곡되기 때문에 안정성을 보장할 수 있도록 설계되어야 한다.

[0054] 본 발명의 실시예에 따르면, 고역 통과 필터를 심전도 신호에 적용하여 0.01Hz ~ 0.05Hz의 컷오프 주파수로 노이즈를 제거했다. FIR 필터에는 전용 계산이 필요하다. 따라서, 고역 통과 필터에 FIR 필터를 적용하는 것은 적절하지 않다. 본 발명의 실시예에 따른 고역 통과 필터(420)에는 IIR 필터만 사용한다.

[0055] 저역 통과 필터의 목적은 전원 라인에서 다양한 고조파 및 접지 바운싱 노이즈를 제거하는 것이다. 노이즈 주파수는 시스템의 전력 공급 네트워크에 따라 50/60Hz인 전력 그리드의 주파수와 동일하다. 본 발명의 실시예에 따르면, 도 4와 같이 필터 구조를 제안한다. 본 발명의 실시예에 따른 필터링부의 구조에는 저역 통과 필터(IIR(411) 및 FIR(412))와 고역 통과 필터(IIR(420))의 조합이 포함된다.

[0056] 본 발명의 실시예에 따르면, 필터의 계산 횟수를 최소화하기 위해 Elliptic 방법에 따라 IIR 필터를 설계하고, Equiripple 방법에 따라 FIR 필터를 설계하였다.

[0058] 다시 도 3을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 샘플링부(320)는 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 심전도 신호를 추출한다.

[0059] 먼저, BIT/MIH 데이터베이스에서의 샘플링 주파수로 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 원본 데이터로 생성하고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수를 이용하여 추출된 심전도 신호에 관한 데이터를 MIT/BIT 데이터베이스에서 비교 데이터로서 생성한다. BIT/MIH 데이터베이스 데이터의 샘플링 주파수는 360Hz이고, 본 발명의 실시예에 따른 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 30, 45, 72, 90, 120, 180 Hz를 포함할 수 있다. 이러한 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 일 실시예일뿐 이에 한정되지 않고 다양한 주파수를 적용할 수 있다.

[0060] 본 발명의 실시예에 따른 분석부(330)는 상기 추출된 심전도 신호에 대해 상기 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 관하여 비교 분석한다.

[0061] 360Hz의 샘플링 주파수로 추출된 데이터를 원본 데이터로, 본 발명의 실시예에 따른 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 30, 45, 72, 90, 120, 180 Hz로 추출된 데이터를 비교 데이터로 필터링하여 선택한다. 상기 고역 통과

필터 및 저역 통과 필터를 적용하기 전과 후 및 상기 원본 데이터와 상기 비교 데이터를 비교하는 기준에는 신호 대 노이즈 비율을 포함한다. 이후, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에 대한 심전도 신호의 P파, QRS파, T파의 진폭을 비교한다.

[0062] 앞서 설명한 바와 같이 BIT/MIH 데이터베이스 데이터의 샘플링 주파수는 360Hz이다. 본 발명의 실시예에서는 더 작은 샘플링 주파수로 이 데이터베이스에서 추출된 심전도 신호를 분석한다. 본 발명의 실시예에 따른 복수의 서로 다른 샘플링 주파수는 다음과 같이 선택될 수 있다: $f_{\text{new_fre}} = (30, 45, 72, 90, 120, 180) \text{ Hz}$.

[0063] BIT/MIH 데이터베이스에서 생성된 데이터의 평가는 다음과 같다. 먼저, $f_{\text{new_fre}}$ 샘플링 주파수를 사용하여 MIT/BIT 데이터베이스에서 새로운 데이터베이스를 생성한다. 새로운 데이터와 원본 데이터 모두에 대해 필터를 수행한다.

[0064] 360Hz의 샘플링 주파수에서 추출된 데이터를 원본 데이터로, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에서 추출된 데이터를 비교 데이터로 필터링하여 선택한다.

[0065] 비교 기준에는 신호의 SNR(Signal to Noise Ratio)이 포함되고, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에서 P파, QRS파, T파의 진폭을 비교한다.

[0066] 필터를 적용하기 전과 적용 후 신호의 SNR은 다음과 같이 나타낼 수 있다:

$$SNR = \frac{P_{\text{Signal}}}{P_{\text{Noise}}} \quad (4)$$

[0068] 식(1)과 식(2)에 따라 FIR/IIR 필터의 총 곱셈 및 덧셈 계산 수는 다음과 같다.

$$FIR_{\text{Add}} = FIR_{\text{Multi}} = M \quad (5)$$

$$IIR_{\text{Add}} = IIR_{\text{Multi}} = 2N - 1 \quad (6)$$

[0071] FIR/IIR 필터가 전체 데이터에 대해 수행한 총 곱셈 및 작업 수는 다음과 같다.

$$Total_FIR_{\text{Add}} = Total_FIR_{\text{Multi}} = FIR_{\text{Add}} * (L - M) \quad (7)$$

$$Total_IIR_{\text{Add}} = Total_IIR_{\text{Multi}} = IIR_{\text{Add}} * (L - N) \quad (8)$$

[0074] 여기서, L은 데이터 길이, M은 FIR의 차수, N은 IIR 필터의 차수이다.

[0075] 다음으로, 복수의 서로 다른 샘플링 주파수에서 심전도 신호에 대한 필터링 효과를 평가한다. 본 발명의 실시예에 따르면, MIT/BIH 데이터베이스에서의 심전도 신호를 사용하였고, 그 신호는 자발적 참여자로부터 직접 수집되었다. MIT/BIH 데이터베이스의 심전도 샘플은 360Hz의 샘플링 속도로 고정된다. 그러나 자발적 참여자들의 심전도 신호는 100Hz~213Hz의 동적 샘플링 주파수를 가지고 있었다.

[0077] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 서로 다른 낮은 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호 비교한 그래프이다.

[0078] 도 5(a)는 원본 데이터, 도 5(b) 내지 도 5(d)는 각각 30, 45 및 60Hz의 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

[0079] 본 발명의 실시예에 따르면, MIT/BIH 데이터베이스의 5개의 심전도 신호를 사용하여 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터를 평가하였다. 이후, 이러한 데이터를 사용하여 30, 45, 60, 72, 90, 120, 180Hz의 샘플링 주파수로 7개의 새로운 심전도 신호를 생성한다. 제안된 설계를 위해, 본 발명에서는 데이터의 크기가 줄어들면 시스템의 계산 효율과 전반적인 전력 오버헤드가 증가할 수 있기 때문에 심박수 모니터 어플리케이션에 적합한 가능한 최저 샘플링 속도를 선택했다. P 파, QRS, P 파 파라미터를 평가해야 하는 심전도 관련 어플리케이션에 대해 최소 샘플링 주파수가 적합하다.

[0080] 또한, 샘플 주파수가 30, 45, 60Hz 인 MIT/BIH 데이터베이스의 5개의 심전도 신호를 사용하였다. 결과에 따르면 30Hz 주파수의 경우 신호의 R 피크에 대한 데이터가 상당히 많이 손실되므로, 어플리케이션이 심전도 신호의 R 피크 데이터를 사용하여 심박수를 계산하는 것은 적합하지 않다. 45Hz의 샘플링 주파수의 경우 여전히 피크 R의 손실이 있다. 따라서, 최소 샘플링 주파수 45Hz가 심전도 신호의 R 피크를 사용하는 어플리케이션에 적합하다.

[0082] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, QRS, T파 검출을 위한 서로 다른 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호 비교한 그래프이다.

[0083] 도 6(a)는 원본 데이터, 도 6(b) 내지 도 6(d)는 각각 90, 120 및 180Hz의 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

[0084] 본 발명의 실시예에 따르면, MIT/BIH 데이터베이스에서 샘플 주파수가 60, 72, 90, 120, 180Hz 인 5개의 심전도 신호를 검사한다. 결과에 따르면 90Hz 의 주파수에 대해서는 결정 요인 Q 및 S 값이 일반적으로 잘못될 수 있다. 따라서 P, QRS, T 파를 90Hz로 간주하는 어플리케이션에 적합한 최소 샘플링 주파수 값을 선택한다.

[0086] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 시간 도메인에서의 심전도 신호 및 필터링된 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

[0087] 도 7은 샘플링 속도가 360Hz인 시간 영역 및 노이즈 스펙트럼의 원본 심전도 신호를 도시하였다. 도 7(a)는 시간 도메인 에서의 심전도 신호, 도 7(b)는 저역 통과 FIR 필터(파란색) 및 저역 통과 IIR 필터(빨간색)와 같은 필터링된 신호가 원래 신호에 대해 충분한 노이즈 억제를 제공하여 심전도 신호의 정확한 처리를 개선할 수 있음을 명확히 보여준다.

[0088] 다음으로 90, 120, 180, 360Hz의 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호에 필터가 미치는 영향을 분석한다. 샘플링 주파수가 90, 120Hz인 신호의 경우 이러한 심전도 신호의 노이즈는 주파수가 60Hz인 전원 그리드의 노이즈이기 때문에 저역 통과 필터를 적용하지 않는다. 90Hz 및 120Hz 샘플링 주파수는 이러한 노이즈의 효과를 평가하기에 충분하지 않다.

[0089] 표 1은 필터 적용 전후의 신호 SNR, 필터 전후의 P, QRS, T 파형의 진폭, 각 필터에 해당하는 계산 횟수이다.

[0090] <표 1>

MIT/BIH ECG Samples	Sampling frequency (Hz)	SNR			Amplitude (500-900) ¹			Number of Filter Order		
		Without filters	Combined high-pass (IIR) and low-pass (IIR)	Combined high-pass (IIR) and low-pass (FIR)	P wave (mV)	QRS wave (mV)	T wave (mV)	HP(IIR)	LP(IIR)	LP(FIR)
AFIB-201m(5)	360 (original)	245.2	360.7	324.8	(12,8,8)	(270,230,240)	(45,30,30)	7	15	91
	180	250.7	359.4	318.1	(12,8,8)	(270,220,230)	(45,30,30)	7	15	45
	120	219.3	146.5	-	(12,8,-)	(270,220,-)	(45,30,-)	7	-	-
	90	324.2	215.9	-	(12,8,-)	(270,220,-)	(45,30,-)	7	-	-
AFL-203m(2)	360 (original)	281.8	1134.7	974.5	(22,12,20)	(320,265,290)	(60,40,45)	7	15	91
	180	278.3	1106.1	935.9	(22,12,20)	(320,260,275)	(52,40,45)	7	15	45
	120	423.7	320.8	-	(22,12,-)	(320,260,-)	(52,40,-)	7	-	-
	90	382.4	284.4	-	(22,12,-)	(310,260,-)	(50,40,-)	7	-	-
APB-100m(4)	360 (original)	17.2	28.4	21.4	(32,15,30)	(290,240,240)	(25,20,22)	7	15	91
	180	17.0	29.3	29.8	(32,15,20)	(290,240,230)	(25,20,20)	7	15	45
	120	16.7	16.4	-	(32,15,-)	(290,240,-)	(25,20,-)	7	-	-
	90	14.8	14.6	-	(32,15,-)	(285,260,-)	(25,20,-)	7	-	-
NSR-100m(5)	360 (original)	21.1	37.9	30.2	(50,25,40)	(340,310,300)	(40,25,30)	7	15	91
	180	21.2	38.4	35.1	(50,25,35)	(340,310,295)	(40,25,30)	7	15	45
	120	21.4	20.8	-	(50,25,-)	(340,310,-)	(40,25,-)	7	-	-
	90	24.7	24.1	-	(50,25,-)	(340,300,-)	(30,20,-)	7	-	-
SVTA-209m(0)	360 (original)	19.6	30.4	27.3	(80,70,80)	(470,325,350)	(60,40,60)	7	15	91
	180	19.8	31.0	27.6	(80,70,80)	(470,325,340)	(60,40,50)	7	15	45
	120	19.9	19.4	-	(80,60,-)	(460,325,-)	(60,40,-)	7	-	-
	90	21.3	20.9	-	(80,60,-)	(440,330,-)	(55,40,-)	7	-	-

[0091]

[0092] 샘플링 주파수를 변경하면 신호의 SNR이 바뀌는 것을 알 수 있다. 심전도 신호의 SNR은 증가하는 경향이 있다. 따라서, 샘플링 주파수가 작을수록 60Hz에서 전력 전달 네트워크의 스펙트럼 노이즈의 영향을 줄일 수 있음을 명확히 알 수 있다.

[0093] 심전도 신호 재구성을 위한 90Hz 및 120Hz 샘플링 주파수의 경우 저역 통과 IIR 필터가 낮은 필터링 순서를 제공하고 저역 통과 FIR 필터에 대해 훨씬 높은 계산 효율성을 향상시킬 수 있기 때문에 저역 통과 IIR 필터만 적용한다. IR 필터가 심전도 신호를 왜곡하여 재구성된 심전도 신호의 SNR이 35~45Hz 주파수 범위에서 감소하기 때문에 90Hz 및 120Hz의 샘플링 주파수에서 심전도 신호의 SNR이 원래 신호의 SNR보다 작다. 또한 180Hz 및 360Hz 샘플링 주파수에서 광범위한 필터 조합에 따른 SNR 특성을 조사하고 분석하였다. 고역 통과 필터 및 저역 통과 필터 IIR/FIR 필터가 결합된 심전도 신호의 SNR은 고역 통과(HP) 및 저역 통과 (LP) IIR/FIR, HP-LP(IIR-IIR), HP-LP(IIR-FIR) 등 모든 필터 조합에서 최상의 성능을 제공할 수 있다. 120Hz 미만의 낮은 샘플링 주파수에서는 심전도 신호를 개선하기 위해 필터를 적용할 필요가 없다.

[0094] 서로 다른 심전도 샘플링 주파수에서의 진폭 측면에서 심전도 신호는 180Hz 및 360Hz, 대칭 FIR 필터 신호의 P, QRS, T 파의 진폭은 IIR 필터의 진폭보다 크다. IIR 필터는 FIR 필터보다 신호 진폭을 더 줄여 피크 심전도 신호의 위치 지정의 어려움을 증가시킬 수 있다. FIR 필터를 사용하면 노이즈가 제거된 신호를 사용하여 QRS 피크의 위치와 진폭을 쉽게 결정할 수 있다. 그러나 IIR 필터는 도 7(b)와 같이 원치 않는 링잉 신호를 유발할 수 있다. 따라서 필터 조합과 필터 차수 최적화 선택은 SNR, 진폭 및 계산 복잡성 측면에서 가장 중요한 요소이다.

[0095] 표 1의 결과는 또한 서로 다른 주파수에서 IIR 필터와 대칭 FIR 필터 간에 수행해야 하는 계산 횟수의 큰 차이를 보여준다.

[0096] 180Hz 샘플링 주파수에서 홀수차수인 대칭 FIR 필터의 차수는 45인 반면 IIR 필터의 차수는 15이다. 그러나 서로 다른 샘플링 주파수(즉, 360Hz)에서는 FIR 필터 차수를 45에서 91로 변경해야 하기 때문에 계산 복잡성을 크게 증가시킬 수 있다. 따라서 저역 통과 FIR 필터가 50 및 60Hz 주파수로 작동하는 전력 전달 네트워크의 노이즈를 상당히 제거할 수 있기 때문에 180Hz에서의 샘플링 주파수 선택이 심전도 신호에 가장 적합할 수 있음을 확인할 수 있다.

[0098] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 심전도 신호 측정 시스템의 구성을 나타내는 도면이다.

[0099] 도 8과 같이 자발적 참여자들의 심전도 신호를 측정하기 위한 테스트 모델을 만들었다. 하드웨어 아키텍처에는 심전도 집적 회로(ADS1293) 및 평가 보드(ESP32)가 포함된다. ADS1293 보드는 전극[43]을 통해 참여자와 연결되고 시리얼 주변 인터페이스(SPI)를 통해 ESP32 보드와 통신한다. ESP32 보드 및 ADS1293 모듈의 연결 신호에는 (GPIO23-MOSI), (GPIO19-MISO), (GPIO18-SK), (GPIO17-ADS1293_CS), (GPIO16-ADS1293_INT)와 같은 주요 구성 요소가 포함된다. ADS1293 칩의 경우 구성된 신호에는 다음 (INO-RA), (IN1-LA), (IN2-LL), (IN3-RL)이 포함된다. 여기에는 작동 구성과 기타 파라미터가 자세히 설명되어 있다[19]. 이 시스템의 구현 코드는 Arduino 라이브러리를 사용한다. ADS1293의 샘플링 주파수를 조정하여 테스트를 적합하게 할 수 있다. 평가 테스트에서 심전도 신호의 샘플링 주파수는 각각 100Hz, 200Hz, 400Hz, 2133Hz로 선택되었다. 서로 다른 샘플링 주파수를 사용하여 다양한 유형의 노이즈가 심전도 신호에 미치는 영향을 모니터링하여 제거할 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이 제안된 필터 아키텍처를 시스템에 적용하여 참여자에게서 수집된 심전도 신호에서 원하지 않는 노이즈를 제거했다. 심전도 신호를 수집하고 표시하는 소프트웨어는 MATLAB에서 수행된다. SNR, 심전도 진폭 및 활용 필터 차수를 포함한 주요 결과는 표 3에 요약되어 있다.

[0100] 표 2는 2133, 400, 200, 100Hz의 각 샘플링 주파수에서 측정된 심전도 신호의 SNR을 보여준다.

[0101] <표 2>

Samples	Measured sampling frequency (Hz)	SNR			Amplitude			Number of computation		
		Without filters	Combined high-pass (IIR) and low-pass (IIR)	Combined high-pass (IIR) and low-pass (FIR)	P wave (mV)	QRS wave (mV)	T wave (mV)	HP(IIR)	LP(IIR)	LP(FIR)
Real data with difference sampling frequency (Hz)	2133	11.2	124.2	107.5	(-0.1, 0.12)	(1.9, 1.0, 1.2)	(0.5, 0.4, 0.45)	15	15	540
	400	23.6	99.9	82.4	(0.2, 0.1, 0.12)	(0.15, 0.11, 0.12)	(0.5, 0.4, 0.45)	15	15	101
	200	77.3	132.6	110.2	(0.18, 0.15, 0.15)	(0.14, 0.15, 0.11)	(0.45, 0.35, 0.4)	15	15	50
	100	147.6	-	-	(0.2, -, -)	(0.15, -, -)	(0.45, -, -)	-	-	-

[0102]

[0103] MIB 원본 데이터(330Hz)에서 (30, 40, 60, 90, 120, 180)Hz를 재구성할 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 복수의 서로 다른 샘플링 주파수로 재구성된 신호 주파수와 유사하게 측정에 사용하였다(즉, 재구성된 90Hz에 대해 100Hz 신호를 측정). 이는 활용되는 칩의 고정 주파수 제한(즉, ADS1293의 2333 Hz)에서 비롯된다.

- [0105] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 시간 도메인에서의 필터링 전과 후의 서로 다른 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.
- [0106] 도 10은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 시간 도메인에서의 필터링 전과 후의 서로 다른 샘플링 주파수를 갖는 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.
- [0107] 도 9(a) 및 도 9(b)는 각각 2133 Hz 샘플링 주파수에서 시간 도메인에서의 심전도 신호 및 심전도 신호의 스펙트럼을 나타내고, 도 9(c) 및 도 9(d)는 각각 400 Hz 샘플링 주파수에서 시간 도메인에서의 심전도 신호 및 심전도 신호의 스펙트럼을 나타낸다.
- [0108] 도 10(a) 및 도 10(b)는 각각 200 Hz 샘플링 주파수에서 시간 도메인에서의 심전도 신호 및 심전도 신호의 스펙트럼을 나타내고, 도 10(c) 및 도 10(d)는 각각 100 Hz 샘플링 주파수에서 시간 도메인에서의 심전도 신호 및 심전도 신호의 스펙트럼을 나타낸다.
- [0109] SNR 및 진폭과 같은 측정된 신호를 분석한 결과, 100Hz 샘플링 주파수에서 P, QRS, T 파에 필터가 필요하지 않음을 알 수 있었다. 그러나 샘플링 주파수가 증가하면 도 9(a, c) 및 도 10(a)와 같이 원래 심전도 신호의 SNR이 저하되는 것을 볼 수 있다. 심전도 신호에서 측정된 P, QRS, T 파의 진폭 측면에서 대칭 FIR 필터의 진폭이 IIR 필터의 진폭보다 높은 것을 발견했다. 필요한 필터 수 측면에서 로우패스 IIR 필터는 2133Hz까지 동일한 수의 필터 차수를 제공할 수 있다. 그러나 샘플링 주파수가 2133Hz 이상 증가하면 필요한 필터 차수가 크게 증가했다.
- [0111] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 컨트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPA(field programmable array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.
- [0112] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치에 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.
- [0113] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.
- [0114] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과

다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

- [0115] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.
- [0117] <참고문헌>
- [0118] 1. Organization, W.H., Cardiovascular diseases (CVDs). 17 May 2017.
- [0119] 2. Wenliang Zhu, X.C., Yan Wang, Lirong Wang, Arrhythmia Recognition and Classification Using ECG Morphology and Segment Feature Analysis. IEEE/ACM Trans Comput Biol Bioinform, 2019. 16(1): p. 131-138.
- [0120] 3. Magsi, H.S., A.H.; Al-Rakhami, M.S.; Zahid, N.; Pirbhulal, S.; Wang, L., A Novel Adaptive Battery-Aware Algorithm for Data Transmission in IoT-Based Healthcare Applications. Electronics 2021. 10.
- [0121] 4. George, U.Z.M., K.S.; Lee, S.Q., Extraction and Analysis of Respiratory Motion Using a Comprehensive Wearable Health Monitoring System. Sensors 2021. 21.
- [0122] 5. Li, D.W., H.; Zhao, J.; Tao, Y.; Fu, J., Automatic Classification System of Arrhythmias Using 12-Lead ECGs with a Deep Neural Network Based on an Attention Mechanism. Symmetry 2020. 12(11).
- [0123] 6. Li, D.T., Y.; Zhao, J.; Wu, H., Classification of Congestive Heart Failure from ECG Segments with a Multi-Scale Residual Network. Symmetry 2020. 12.
- [0124] 7. Peters, S., Emery-Dreifuss FHL1 Mutation: A Credo for a Better ECG Definition in Arrhythmogenic Cardiomyopathy. Modern Journal of Medicine and Biology, 2021.
- [0125] 8. Bao, X.A., A.K.; Kamavuako, E.N., Estimation of the Respiratory Rate from Localised ECG at Different Auscultation Sites. Sensors 2021. 21.
- [0126] 9. Shanshan Chen, W.H., Zhi Li, JianLi, XingjiaoGao, Heartbeat classification using projected and dynamic features of ECG signal. Biomedical Signal Processing and Control, January 2017. 31: p. 165-173.
- [0127] 10. Augustyniak, P., Diagnostic Interpretation of Non-Uniformly Sampled Electrocardiogram. Sensors 2021. 21.
- [0128] 11. Chen, Y.L.Z., Intelligent and Real-Time Data Acquisition for Medical Monitoring in Smart Campus. IEEE Access 23 November 2018. 6: p. 74836 - 74846.
- [0129] 12. Syed Khairul Bashar, E.D., Allan J. Walkey, David, D. Mcmanus, And Ki H. Chon, Noise Detection in Electrocardiogram Signals for Intensive Care Unit Patients. IEEE Access 01 July 2019. 7: p. 88357 - 88368.
- [0130] 13. Schlindwein, J.P.V.M.E.M.B.S.P.C.C.J.H.S.F.F.S., Evaluating Gaussian and Rayleigh-Based Mathematical Models for T and P-waves in ECG. IEEE Latin America Transactions, 2017. 15(5).
- [0131] 14. J.Mateo, A.M.T., A.Aparicio, J.L.Santos, An efficient method for ECG beat classification and correction of ectopic beats. Computers & Electrical Engineering, July 2016. 53: p. 219-229.
- [0132] 15. Ngoc Thang Bui; Duc Tri Phan; Thanh Phuoc Nguyen; Giang Hoang; Jaeyeop Choi; Quoc Cuong Bui, J.O., Real-Time Filtering and ECG Signal Processing Based on Dual-Core Digital Signal Controller System. IEEE Sensor, 2020. 20(12): p. 6492 - 6503.
- [0133] 16. Hota, S.S.R.J.M.K., Removal of Powerline Interference from ECG Signal using FIR, IIR, DWT and NLMS Adaptive Filter. 2019 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP), 4-6 April 2019.

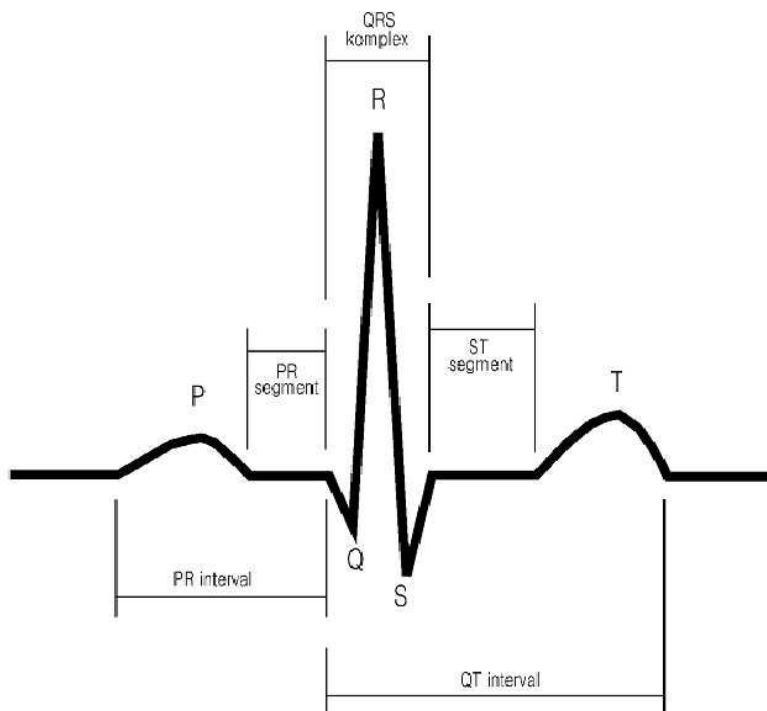
- [0134] 17. Levkov , M., Ivanov , Daskalov , Christov , Dotsinsky Removal of power-line interference from the ECG: a review of the subtraction procedure. BioMedical Engineering OnLine, 23 Aug 2005
- [0135] 18. J.Mateoa, E.M.S.-M., J.L.Santos, A new method for removal of powerline interference in ECG and EEG recordings. Computers & Electrical Engineering, July 2015. 45: p. 235-248.
- [0136] 19. Ngoc Thang Bui, T.M.T.N., Sumin Park, Jaeyeop Choi, Thi Mai Thien Vo, Yeon-Hee Kang, Byung-Gak Kim, Junghwan Oh,, Design of a nearly linear-phase IIR filter and JPEG compression ECG signal in real-time system. Biomedical Signal Processing and Control, 2021. 67.
- [0137] 20. Tekale, A.S.B.R.G.S.V., Noise Analysis of ECG Signal Using Fast ICA. 2016 Conference on Advances in Signal Processing (CASP), 9-11 June 2016.
- [0138] 21. Nevi Jain, D.K.S., Denoising Baseline Wander Noise from Electrocardiogram Signal using Fast ICA with Multiple Adjustments. International Journal of Computer Applications, August 2014. 99(2): p. 0975 - 8887.
- [0139] 22. Rahul Kher*, Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals. Journal of Biomedical Engineering and Research, March 12, 2019.
- [0140] 23. Pisani, B., Digital Filter Types in Delta-Sigma ADCs. May 2017.
- [0141] 24. Husain, K.M.Z., M.S.; Ul Hassan, S.; Hasbullah, S.; Mandala, S., Advances of ECG Sensors from Hardware, Software and Format Interoperability Perspectives. Electronics, 2021. 10(105).
- [0142] 25. Mohaddes, F.d.S., R.L.; Akbulut, F.P.; Zhou, Y.; Tanneeru, A.; Lobaton, E.; Lee, B.; Misra, V., A Pipeline for Adaptive Filtering and Transformation of Noisy Left-Arm ECG to Its Surrogate Chest Signal. Electronics 2020. 9.
- [0143] 26. Suranai Pongponsri, X.-H.Y., An adaptive filtering approach for electrocardiogram (ECG) signal noise reduction using neural networks. Neurocomputing,, 2013,. 117: p. 206-213.
- [0144] 27. Anuradha P, R.A., Rajkumar K,, Noise removal of ECG signals with adaptive filtering. Materials Today: Proceedings, 2021,.
- [0145] 28. Evangelin Dasan, I.P., A novel dimensionality reduction approach for ECG signal via convolutional denoising autoencoder with LSTM. Biomedical Signal Processing and Control, 2021. 63.
- [0146] 29. Baker, B., Delta-sigma ADCs in a nutshell. December 14, 2007.
- [0147] 30. Kumngern, M.A., N.; Khateb, F.; Kulej, T., 0.5 V Fifth-Order Butterworth Low-Pass Filter Using Multiple-Input OTA for ECG Applications. Sensors 2020. 20.
- [0148] 31. Husain, K.M.Z., M.S.; Ul Hassan, S.; Hasbullah, S.; Mandala, S., Advances of ECG Sensors from Hardware, Software and Format Interoperability Perspectives. Electronics 2021. 10.
- [0149] 32. Zompanti, A.S., A.; Grasso, S.; Pennazza, G.; Ferri, G.; Barile, G.; Chello, M.; Lusini, M.; Santonico, M. , Development and Test of a Portable ECG Device with Dry Capacitive Electrodes and Driven Right Leg Circuit. Sensors 2021. 21.
- [0150] 33. Ngoc Thang Bui, T.H.V., Byung-Gak Kim,Junghwan Oh, Design of a Solar-Powered Portable ECG Device with Optimal Power Consumption and High Accuracy Measurement. Applied sciences, 2019. 9(10).
- [0151] 34. Plawiak, P., ECG signals (1000 fragments). 2017.
- [0152] 35. Instruments, T., ADS1293 24-bit, 3-ch, Low-Power Analog Front END (AFE) for ECG Applications. 17 Dec 2014.
- [0153] 36. Integrated, M., MAX86150 Integrated Photoplethysmogram and Electrocardiogram Bio-Sensor Module For Mobile Health, M. Integrated, Editor. 2018.
- [0154] 37. Christopher Beach, S.K., James Pope , Xenofon Fafoutis, Robert J. Piechocki3,Ian

Craddock3,Alexander J. Casson, An Ultra Low Power Personalizable Wrist Worn ECG Monitor Integrated With IoT Infrastructure. 10 August 2018. 6: p. 44010 - 44021.

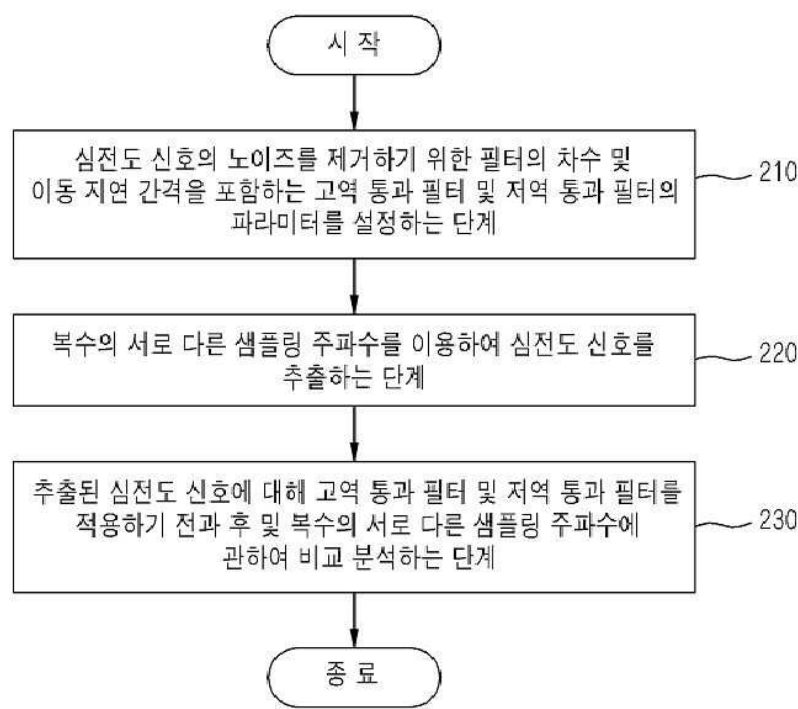
- [0155] 38. Hua, L.L.L.H.Y.Z.T., A Battery-Less Portable ECG Monitoring System With Wired Audio Transmission. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 20 June 2019. 13(7): p. 697 - 709.
- [0156] 39. Ming, J.L.G.D.W.W.H.W.Z., Design of a Real-Time ECG Filter for Portable Mobile Medical Systems. IEEE Access 26 October 2016. 5: p. 696 - 704.
- [0157] 40. Lab, T.M.P.V. Electrocardiogram Waveform. 2021 [cited 2021 May 15th]; Available from: <https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/cardio/introECG.htm>.
- [0158] 41. Bae, T.W.L., S.H.; Kwon, K.K., n Adaptive Median Filter Based on Sampling Rate for R-Peak Detection and Major-Arrhythmia Analysis. Sensors 2020. 20.
- [0159] 42. Zhang, D.W., S.; Li, F.; Wang, J.; Sangaiah, A.K.; Sheng, V.S.; Ding, X., An ECG Signal De-Noising Approach Based on Wavelet Energy and Sub-Band Smoothing Filter. Appl. Sci., 2019. 9.
- [0160] 43. Huang, Y.S., Y.; Gou, L.; Zou, Y., A Novel Wearable Flexible Dry Electrode Based on Cowhide for ECG Measurement. Biosensors 2021. 11.

도면

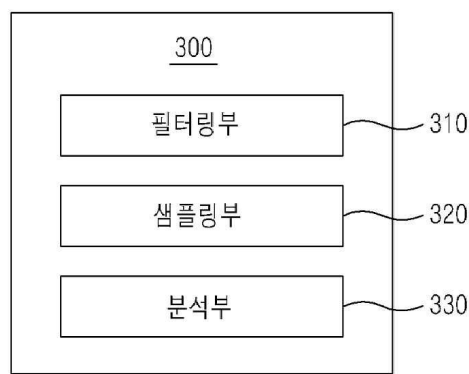
도면1



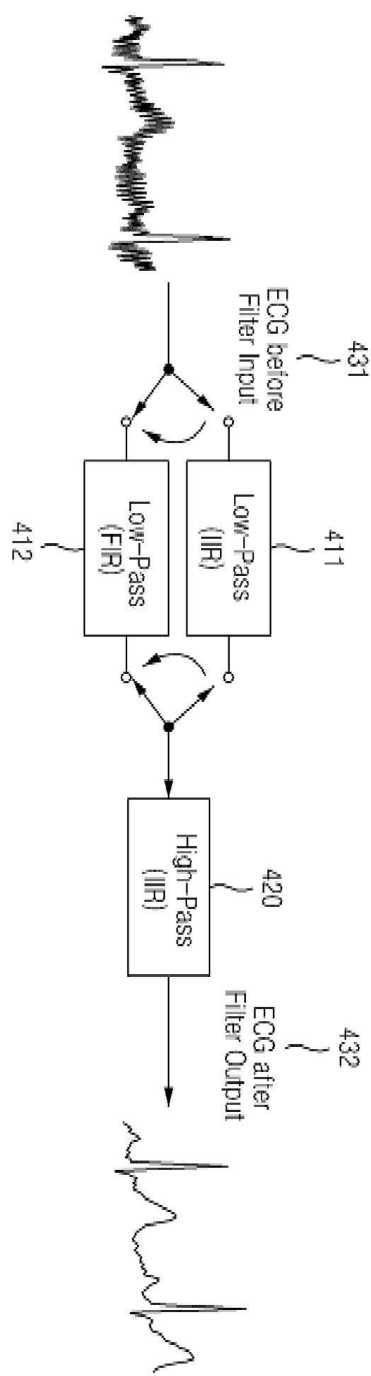
도면2



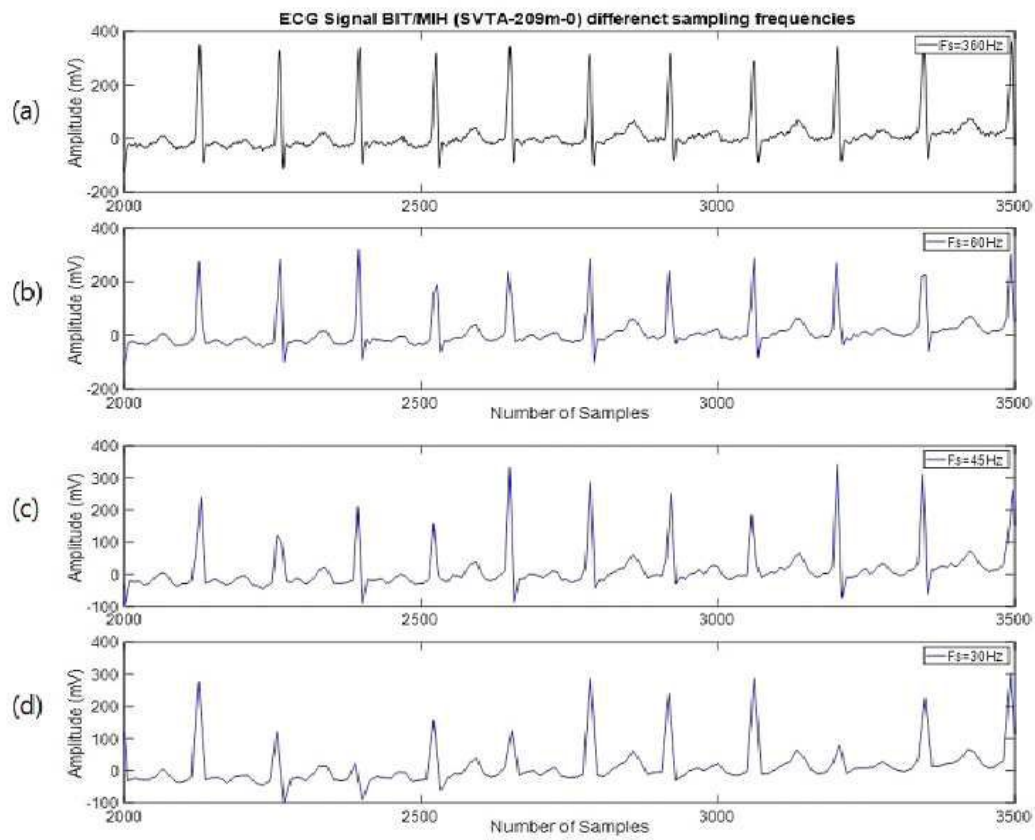
도면3



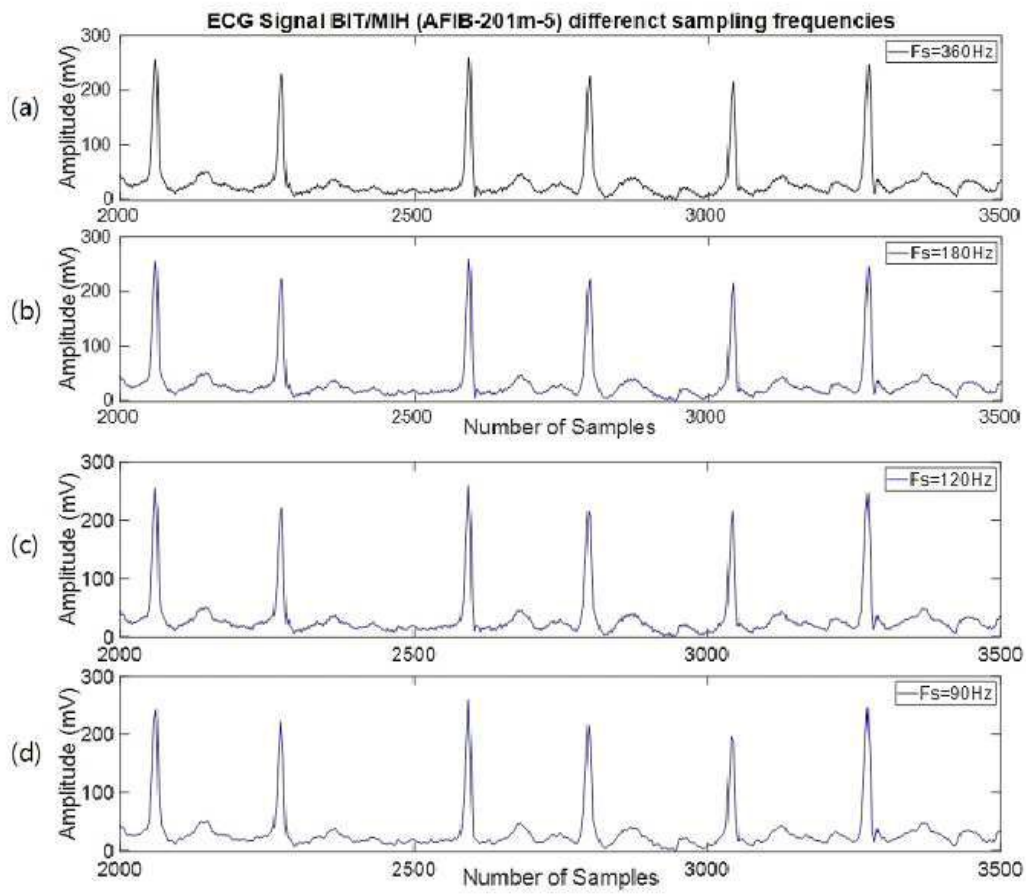
도면4



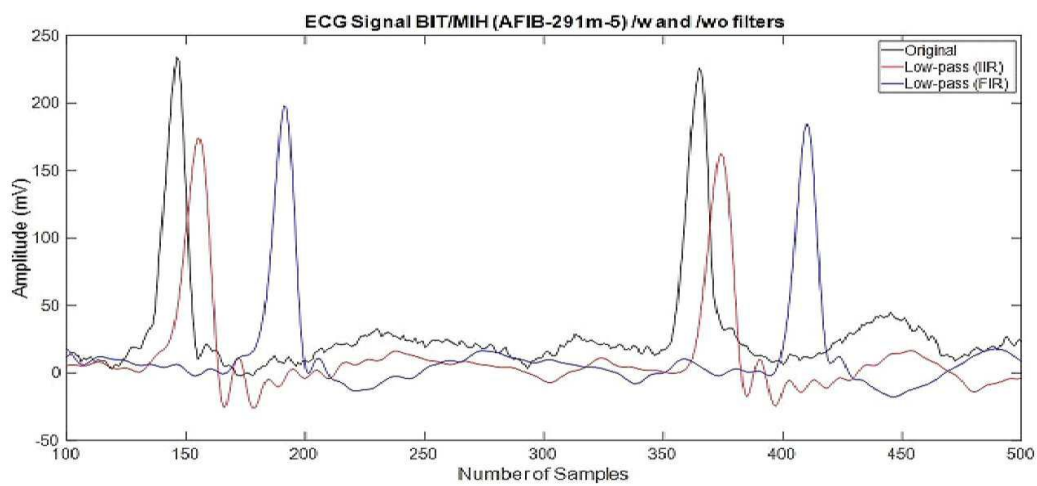
도면5



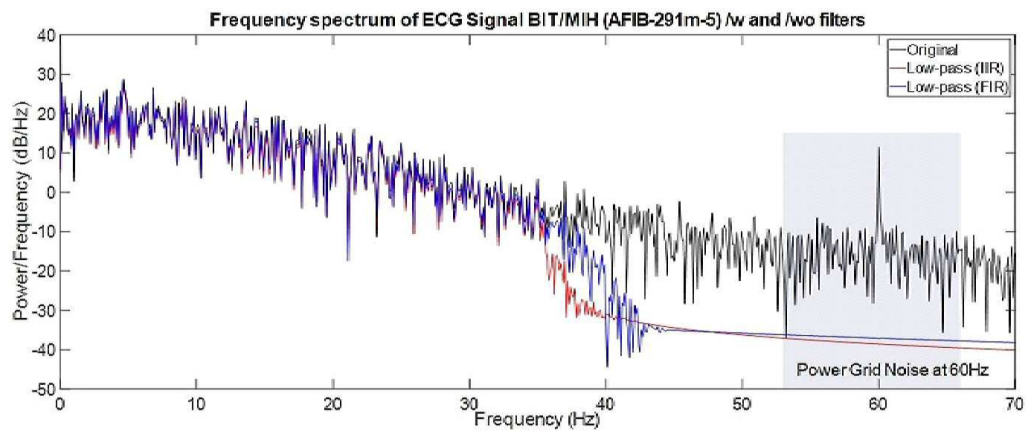
도면6



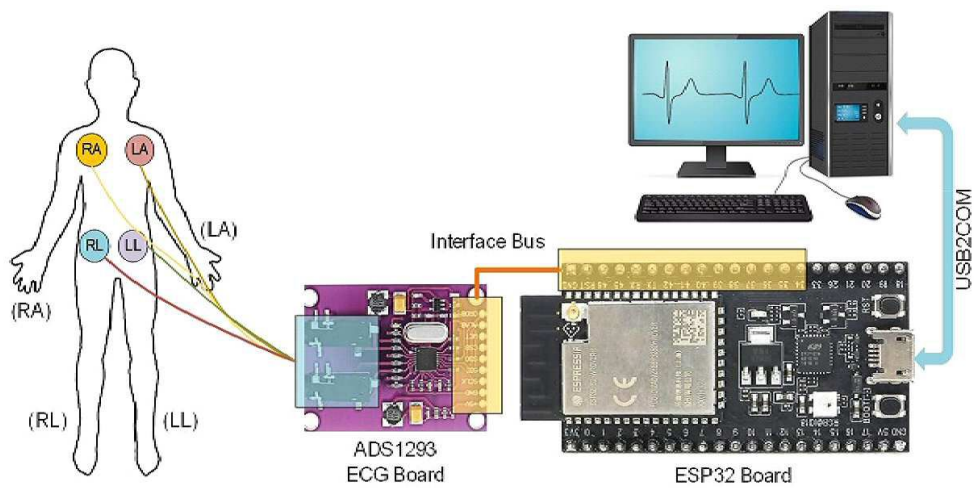
도면7a



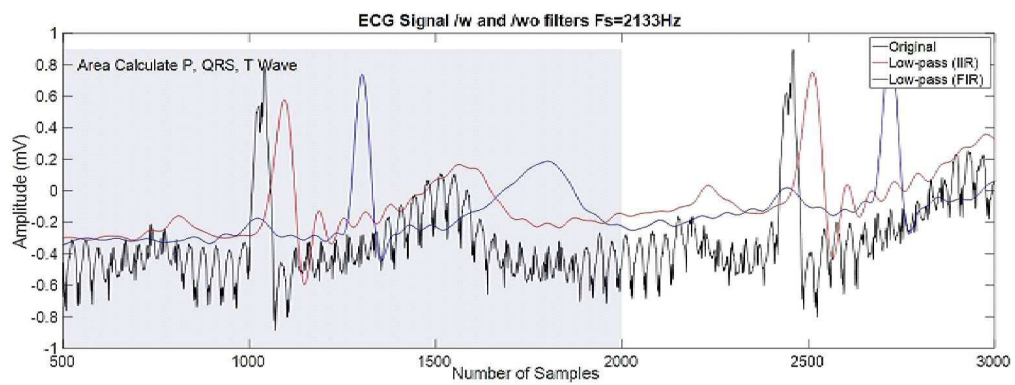
도면7b



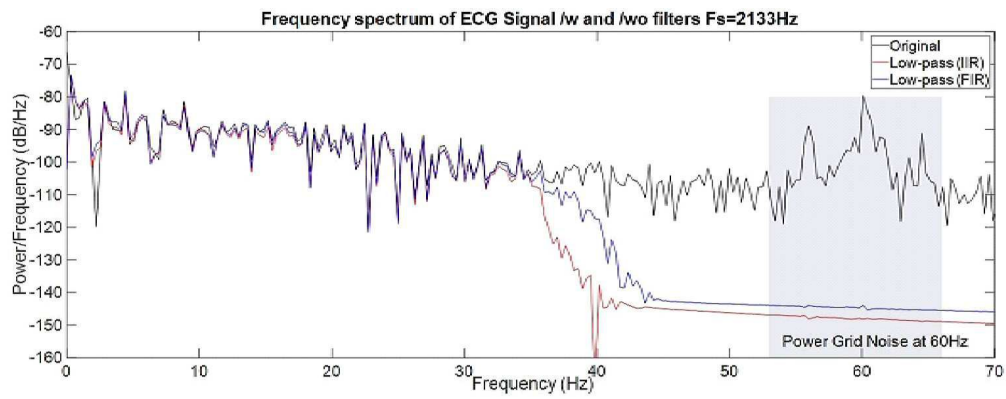
도면8



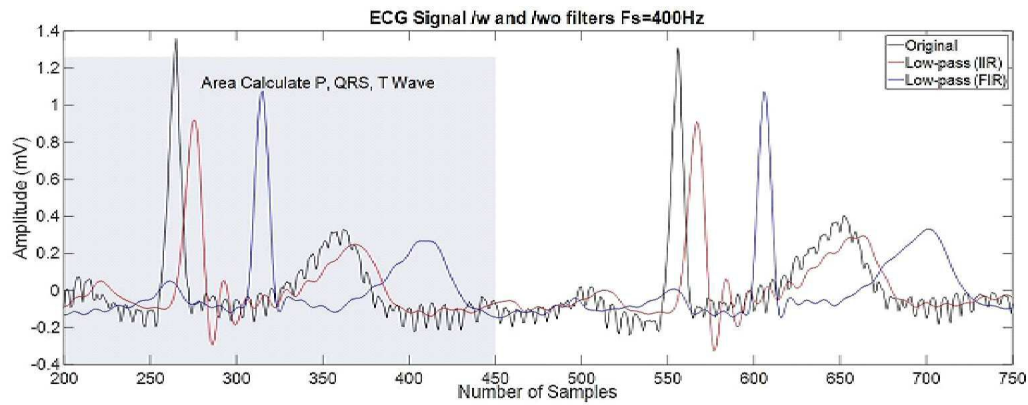
도면9a



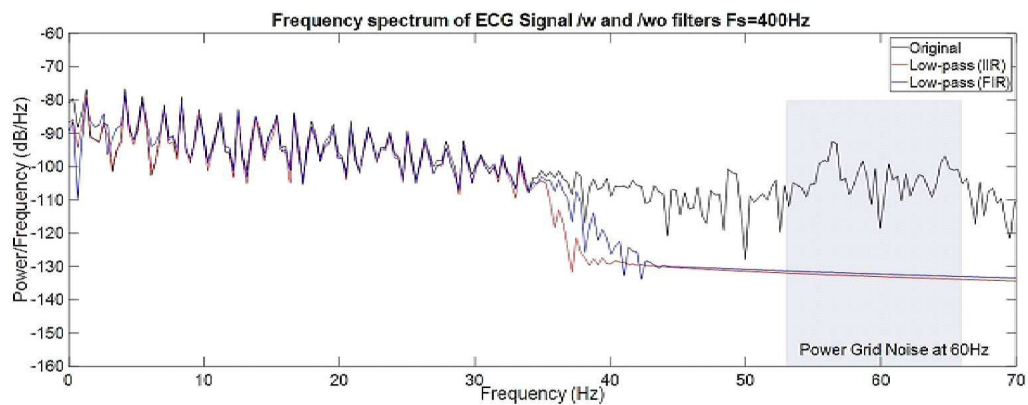
도면9b



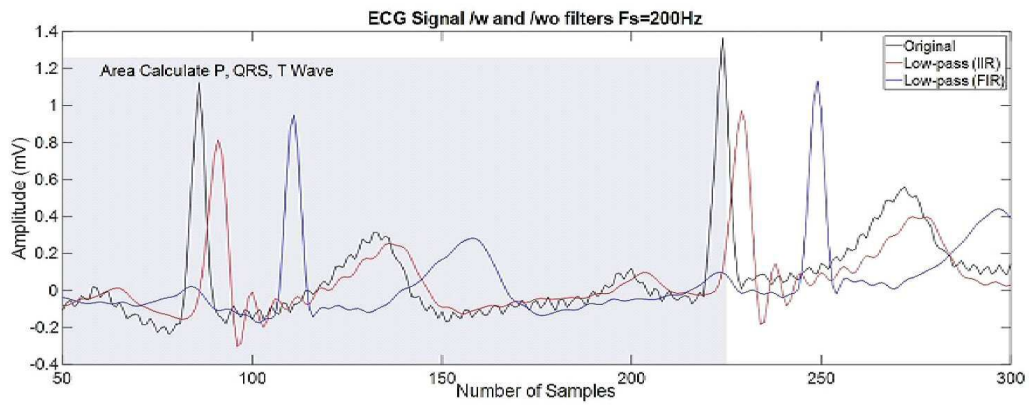
도면9c



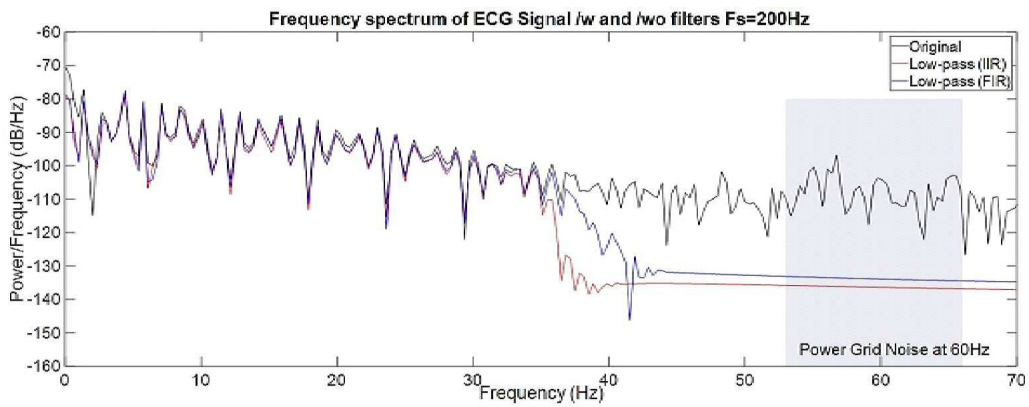
도면9d



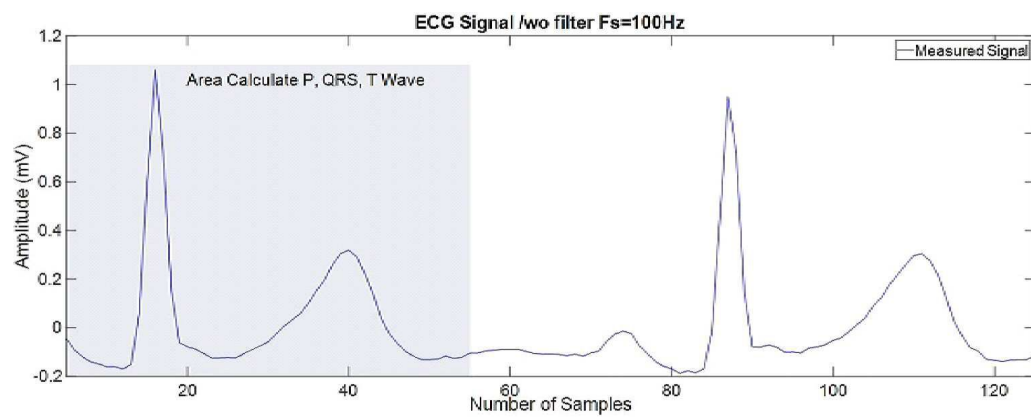
도면10a



도면10b



도면10c



도면10d

