



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년02월08일
 (11) 등록번호 10-1946174
 (24) 등록일자 2019년01월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/053 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 5/02 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
 A61B 5/0537 (2013.01)
 A61B 5/02028 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2017-7005802
 (22) 출원일자(국제) 2015년09월23일
 심사청구일자 2018년06월14일
 (85) 번역문제출일자 2017년02월28일
 (65) 공개번호 10-2017-0058363
 (43) 공개일자 2017년05월26일
 (86) 국제출원번호 PCT/CA2015/050938
 (87) 국제공개번호 WO 2016/044933
 국제공개일자 2016년03월31일
 (30) 우선권주장
 62/054,189 2014년09월23일 미국(US)
 62/206,542 2015년08월18일 미국(US)
 (56) 선행기술조사문헌
 JP2005342081 A
 (뒷면에 계속)
 전체 청구항 수 : 총 20 항

(73) 특허권자
알알 시퀀시스 인코퍼레이티드
 캐나다 퀘벡 에이치3케이 1취6, 몬트리올 리차드
 슌 4311-1751
 (72) 발명자
자인, 디팩 바비
 캐나다 퀘벡 제이4지 3에스8, 브로사르, 크로와상
 데스 캐리어스 3510
웁스, 조슈아
 캐나다 퀘벡 에이치2엑스 2에이치2, 몬트리올, 허
 치슨 13-3514
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
김학제, 문혜정

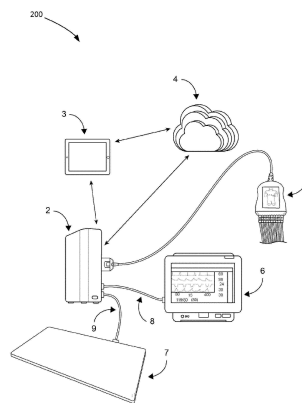
심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 **비접촉 전기 심전도 시스템**

(57) 요약

비접촉식 ECG 센서를 사용하여 인체의 표준 심전도(ECG) 신호를 제공하여 기존 의료 기기로 출력하거나 원격 기
 기에서 저장 또는 시청하기 위한 시스템이 제공된다. 시스템은 직물 등에 제공되는 비접촉 ECG 센서의 어레이에
 연결되도록 구성된 디지털 처리 모듈(DPM)을 포함한다. 선택 메커니즘이 DPM에 내장되어 DPM이 서로 다른 ECG 센
 서의 ECG 신호를 사용하여 신체 부위를 식별하고 각 신체 부위에 대해 가장 좋은 센서 리드를 선택한다. DPM은
 검출된 다른 신체 부위에 대해 선택된 ECG 신호를 사용하여 표준 ECG 신호를 생성할 수 있다. 시스템은 신체 부
 위의 움직임에 따라 주어진 신체 부위에 대해 가장 좋은 리드가 선택되도록 지속적으로 선택을 재검토하여 환자
 의 지속적이고 방해받지 않는 ECG 모니터링을 허용한다.

대표도 - 도1



- | | |
|---|---|
| (52) CPC특허분류
<i>A61B 5/7225</i> (2013.01)
<i>A61B 5/74</i> (2013.01) | (56) 선행기술조사문헌 |
| (72) 발명자
나데즈단, 데이비드
캐나다 퀘벡 에이치3케이 3취9, 몬트리올, 세인트
패트릭 401-1673
아슬랭, 장 프랑수아
캐나다 퀘벡 제이5알 4엘5, 브로사르, 드 발모럴
애비뉴 102-70 | JP2008522701 A
JP2010194137 A
JP2011504793 A
KR1020100128089 A
KR1020120102201 A
US08792957 B2
US20130204100 A1
WO2009074955 A1
WO2012136744 A1 |
-

명세서

청구범위

청구항 1

원격/로컬 장치에서의 저장 및/또는 시청(viewing)을 위하여 인체에 대한 심전도(ECG) 신호를 제공하는 디지털 처리 모듈(Digital Processing Module, DPM)로서, 상기 DPM는

- 비접촉 ECG 센서 어레이로부터 인체에 대한 비접촉 ECG 신호를 수신하도록 구성된 입력부;
- 하기 단계를 포함하는 선택 프로세스를 수행하도록 적용된 프로세서(processor)로서:
 - o 인체 근방에 위치하는 비접촉 심전도 센서로부터 수신된 데이터를 이용하여 인체의 신체 윤곽을 획득하는 단계;
 - o DPM에 내장된 일련의 규칙들(a set of rules)을 사용하여 신체 윤곽선에 위치한 하나 이상의 신체 부위들을 검출하는 단계;
 - o 비접촉 ECG 센서 그룹을 각각의 검출된 신체 부위와 연관시키는(associating) 단계;
 - o 각각의 그룹으로부터, 비접촉 ECG 센서 그룹과 관련된 신체 부위에 대하여 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계;

상기 프로세서는 상기 비접촉 ECG 센서로부터 수신된 비접촉 ECG 신호에 기초하여 표준 ECG 신호를 생성하도록 적용되는, 프로세서; 및

- 표준 ECG 신호를 원격/로컬 장치로 전송하기 위한 출력부를 포함하는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 프로세서는

- a. 비접촉 ECG 센서 어레이상에 인체 위치를 결정하는 단계;
- b. 비접촉 ECG 센서를 그룹으로 나누고 각 그룹을 신체 윤곽선과 인체의 위치를 사용하여 신체 부위에 연관시키는 단계;
- c. 각 그룹으로부터 가장 높은 신호 품질을 제공하는 비접촉식 ECG 센서를 선택하는 단계들을 수행하도록 적용되는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 3

제2항에 있어서, 프로세서는 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 임피던스를 측정함으로써 인체에 매우 근접하여 위치하는 비접촉 ECG 센서를 식별하는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 디지털 처리 모듈은 비접촉 ECG 센서들의 어레이에 대한 인체의 움직임에 따라 주어진 신체 부위에 대한 다른 비접촉 ECG 센서를 선택하도록 적용되는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 프로세서는 다른 비접촉 ECG 센서의 선택을 수행하기 위해 선택 프로세스를 지속적으로

다시 실행하도록 적용되는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 6

제4항에 있어서, 프로세서는 현재 신호 품질이 주어진 임계값을 초과하여 떨어질 때 선택 프로세스를 재실행하기 위하여 각 신체 부위와 연관된 선택된 비접촉 ECG 센서의 현재 신호 품질을 지속적으로 모니터링하도록 적용되는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 7

삭제

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 디지털 처리 모듈은 서로 다른 비접촉 ECG 센서 사이의 상대 임피던스 차이 및 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 거리 또는 의류 소재 유형의 차이로 인한 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 절대 임피던스를 제어하도록 구성된 자동 이득 제어 기구(automatic gain control mechanism)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 디지털 처리 모듈은 표준 ECG 신호를 데이터 네트워크를 통해 원격 장치에 전송하기 위해 유선/무선 데이터 포트를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 디지털 처리 모듈.

청구항 10

- 비접촉 ECG 센서 어레이를 포함하는 센서 패드를 포함하는 직물(fabric);
 - 센서 패드에 작동 가능하게 연결되고 비접촉 ECG 센서로부터 비접촉 ECG 신호를 수신하여 하기 단계를 포함하는 선택 프로세스를 수행하도록 적용된 프로세서(processor)로서:
 - o 인체 근방에 위치하는 비접촉 심전도 센서로부터 수신된 데이터를 이용하여 인체의 신체 윤곽을 획득하는 단계;
 - o DPM에 내장된 일련의 규칙들을 사용하여 신체 윤곽선에 위치한 하나 이상의 신체 부위들을 검출하는 단계;
 - o 비접촉 ECG 센서 그룹을 각각의 검출된 신체 부위와 연관시키는 단계;
 - o 각각의 그룹으로부터, 비접촉 ECG 센서 그룹과 관련된 신체 부위에 대하여 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계;
- 상기 프로세서는 상기 비접촉 ECG 센서로부터 수신된 비접촉 ECG 신호에 기초하여 표준 ECG 신호를 생성하도록 적용되는, 프로세서; 및
- 표준 ECG 신호를 원격/로컬 장치로 전송하기 위한 출력부를 포함하는 것을 특징으로 하는, 원격/로컬 장치에서의 저장 및/또는 시청을 위하여 인체에 대한 심전도(ECG) 신호를 제공하는 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 센서 패드는 인체 가까이에, 및 인체로부터 거리를 두고 위치하는 접지 패드를 포함하고, 접지 패드는 간섭을 줄이기 위해 인체에 용량적으로(capacitively) 결합된 접지 기준(ground reference)을 제공하도록 적용되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 12

삭제

청구항 13

제11항에 있어서, 상기 시스템은 각각의 비접촉 ECG 센서에 대해 용량성으로 연결된 접지 기준을 결정하기 위해 ECG 주파수 대역의 외부에 있는 고주파 신호를 상기 접지 패드에 공급하도록 구성된 구동 신호 발생기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 14

제10항에 있어서, 상기 비접촉 ECG 센서는

- 전기적 심장 활동을 나타내는 전하를 출력하기 위해 인체에 용량적으로 결합되도록 적용된 용량성 전극;
- 용량성 전극에 의해 생성된 전기 전하를 검출하고 증폭하도록 구성된 전기역학 센서; 및
- 전기 역학 센서의 입력부에서의 표유 간섭(stray interference)을 감소시키기 위해 전극 근방에 물리적으로 제공된 전극 실드(electrode shield)를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 비접촉 ECG 센서는 유연한 물질로 제조되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 16

제14항에 있어서, 상기 센서 패드는 인체와 접촉하는 직물, 또는 겔, 실리콘, 고무형 패드 및 매트 중 하나에 제공되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 17

- 비접촉 ECG 센서 어레이로부터 비접촉 ECG 신호를 수신하는 단계;
- 인체의 신체 윤곽을 얻는 단계;
- 신체 윤곽선에 위치한 신체 부위를 검출하는 단계;
- 비접촉 ECG 센서 그룹을 각각의 검출된 신체 부위와 연관시키는 단계;
- 각각의 그룹으로부터, 비접촉 ECG 센서 그룹과 관련된 신체 부위에 대하여 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계;
- 선택된 비접촉 ECG 센서로부터 수신된 비접촉 ECG 신호를 기반으로 표준 ECG 신호를 생성하고 출력하는 단계를 포함하는, 비접촉 ECG 센서를 이용하여 인체의 심전도(ECG) 신호를 제공하는 방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 방법은

- 비접촉 ECG 센서 어레이상에 인체의 위치를 결정하는 단계;
- 비접촉 ECG 센서를 그룹으로 나누고 각 그룹을 신체 윤곽선과 인체의 위치를 사용하여 신체 부위에 연결하는

단계;

- 각 그룹으로부터 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 신호를 제공하는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 방법은 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 임피던스를 측정함으로써 인체에 근접하여 위치하는 비접촉 ECG 센서를 식별하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 20

제17항에 있어서, 상기 방법은 비접촉 ECG 센서 어레이에 대한 인체의 움직임에 따라 주어진 신체 부위에 대한 다른 비접촉 ECG 센서를 선택하기 위해 지속적으로 선택을 감지하는 단계들을 반복하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 21

제17항에 있어서, 상기 방법은

- 각 신체 부위와 연관된 선택된 비접촉 ECG 센서의 현재 신호 품질을 지속적으로 모니터링하는 단계; 및
- 현재의 신호 품질이 비접촉 ECG 센서 어레이에 대한 인체의 움직임에 따라 주어진 임계값을 초과하여 떨어지면, 신체 부위들 중 적어도 하나에 대한 다른 비접촉 심전도 센서를 검출, 연관 및 선택하는 단계들을 반복하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 22

제17항에 있어서, 상기 방법은 서로 다른 비접촉 ECG 센서 사이의 상대 임피던스 차이 및 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 거리 또는 의류 소재 유형의 차이로 인한 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 절대 임피던스를 제어하는 단계를 더 포함하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 관련 출원에 대한 상호 참조
- [0002] 본 출원은 2015 년 9 월 23 일자로 출원된 미국 가출원 제 62/054189 호 및 2015 년 8 월 18 일자로 출원된 미국 가출원 제 62/206542 호의 우선권을 주장하며, 그 명세서들은 본원에 참고로 인용된다.
- [0003] 본 발명은 일반적으로 전기-심전도 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

- [0004] 관련 선행 기술
- [0005] 심전도(이하 ECG's)는 심장 박동수, 부정맥 검출, 이전의 ECG's 로부터 변화하는 의무적인 추가 검사가 필요한 안정시 ECG 이상들에 대한 신뢰할 수 있는 유일한 측정치이다.
- [0006] ECG는 다수의 심장 및 비-심장 질환에 대한 의학에서 사용되는 기본적인 진단 및 추적 검사 도구 중 하나이다. 표준 12-리드(lead) 심전도는 풍부한 정보를 보유하고 있지만 단지 10 초 동안만 데이터를 캡처한다. 다수의 리드를 이용한 장기 모니터링은 보다 많은 정보를 제공하고 심전도의 변화에 보다 잘 접근할 수 있게 한다.

- [0007] 장기 모니터링의 부족은 여러 가지 이유로 중요한 의학적 문제이다. 환자의 과일에 기준선 심전도가 없기 때문에 심전도 검사가 정상적으로 완료된 환자의 경우 혼란과 불필요한 추가 검사가 이루어 지지만 설정된 기준에 따라 비정상적인 결과가 발생한다. 종종, 이전의 ECG, 심지어 10년 전의 ECG가 인지된 비정상 ECG와 동일하게 이용가능한 경우 추가 검사가 필요하지 않다. 즉, 현재 ECG와 오래된 ECG를 비교하는 능력은 엄청난 의학적 가치가 있다. 변경되지 않은 ECG는 결과가 더 적다.
- [0008] 접촉 전극(환자의 신체와 갈바닉 커넥션(galvanic connection)을 형성하는 전극)에 의존하는 전통적인 심전도 측정 시스템은 ECG 모니터링이 즉각적으로, 드러나지 않게 또는 자주 요구될 때 어려움을 낳는다. 기존의 접촉 전극은 훈련된 의료 서비스 제공자에 의해 깨끗하고 준비된 피부 표면에 정확한 위치(따라서 형태)와 신호 품질을 보장하도록 배치되는 것을 필요로 한다. 표준 습식 젤(wet gel) 접촉 전극 배치의 한계는 이들을 신체에 정확하게 위치시키는 것 및 피부 반응을 피하도록 제한 시간 안에 이들을 제거하는 것을 포함한다.
- [0009] 장기 모니터링을 제공할 수 없다는 점 이외에도, 하기 논의되는 바와 같이 가용성 또한 제한된다.
- [0010] 이상적으로, 일상적인 의학 방문의 일환으로 모든 환자에게 ECG를 실시하여야 하며, 특히 환자가 의학적 치료가 필요한 증상이 있는 경우에는 ECG를 실시하여야 한다. 그러나 테스트의 가용성은 제한적이다. ECG 장비의 비용과 리드들을 정확하게 환자에게 부착시키는, 환자를 테스트하기 위하여 필요한 기술자의 불능으로 인하여 이들의 이용가능성은 제한적이다. ECG 비용과 관련하여, 대부분의 의사는 현장에서 테스트하는데 투자하지 않는다. 병원에서도 원격 측정 단위는 대형 병원의 전체 환자를 대상으로 집중 치료 부서 외부에 위치한 약 6 내지 10 단위로 제한된다.
- [0011] 또 다른 단점은 표준 전극이 ECG의 적절하고 광범위한 사용을 제한하는 여러 가지 문제점을 가지고 있다는 것이다. 이러한 문제들은 다음과 같다:
- [0012] 1. 전극들은 금속, 젤 및 접착제 반응으로 인하여 피부와 반응하며, 이는 입원 기간 동안 여러 번 변경하여야 한다;
- [0013] 2. 전극을 올바르게 배치하는 데 필요한 지식이 부족하다;
- [0014] 3. 전극 배치 시간;
- [0015] 4. 땀, 환자의 움직임, 부적절한 배치 등으로 인하여 전극이 규칙적으로 저하(fall off)되면, 확장된 모니터링과 관련된 합병증;
- [0016] 5. 표준 전극들을 사용하여 파생된 ECG's 는 허위 ECG's를 유발하는 근육질 인공물에 기인한다.
- [0017] 또 다른 단점은 표준 전극으로 얻은 심전도가 노동 및 물질 집약적이라는 것이다. 원격 측정(telemetry) 단위 조차도 특정 경우에 표준 전극들을 설치하고 다시 설치하기 위하여 환자 당 간호 시간이 하루에 2-3 시간 이상 걸릴 수 있다.
- [0018] 또 다른 단점은 ECGs가 전선들 및 이들과 간호사 및 병원 직원과의 접촉 및 전극들에 대한 빈번한 간호 관심(nursing attention) 때문에 병원에서 확산되는 원내 감염의 원인이라는 것이다.

선행기술문헌

특허문헌

(특허문헌 0001) 미국 특허출원공개공보 US2013/0204100호

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0019] 따라서, 언급된 단점을 해소하는 시스템 및 방법에 대한 시장의 요구가 존재한다.

과제의 해결 수단

- [0020] 요약

- [0021] 실시예들은 접촉 센서들에 대한 환자의 신체 부위를 수동으로 식별하고 준비하고, 그 영역들에 센서들을 위치시킬 필요성을 제거함으로써 눈에 잘 띄지 않고 신속하게 임의의 환자 또는 사람으로부터의 ECG 데이터를 빈번하고 저렴한 비용으로 접근 가능한 기록을 가능하게 하는 ECG 시스템을 기술한다. 설명된 시스템은 비접촉으로 평생 동안 매일 여러 번, 다중 리드 모니터링을 허용함으로써 접촉 전극들과 관련된 문제를 회피한다.
- [0022] 일 양상에서, 비접촉 ECG 센서를 사용하여 인체의 심전도(ECG) 신호를 제공하는 의료 장치(일명, DPM)가 제공되며, 상기 의료 장치는: 비접촉 ECG 센서 어레이로부터 비접촉 ECG 신호를 수신하도록 구성된 입력부; 비접촉 ECG 센서 어레이에 근접하여 위치하는 신체 부위를 검출하는 단계; 비접촉 ECG 센서 그룹을 각각의 검출된 신체 부위와 연관시키는 단계; 각각의 그룹으로부터 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계를 포함하는 선택 프로세스를 수행하도록 적용된 프로세서(processor)로서; 상기 프로세서는 각각의 선택된 비접촉 ECG 센서의 수신된 비접촉 ECG 신호에 기초하여 표준 ECG 신호를 생성하도록 적용되며; 및 표준 ECG 신호를 전송하기 위한 출력부를 포함한다.
- [0023] 의료 장치는 무게가 2lbs 미만인 경량 휴대용 기기일 수 있다.
- [0024] 일 구현예에서, 선택 프로세스는 다음 단계들을 추가로 포함한다: 인체 부근에 위치하는 비접촉 ECG 센서와 관련된 비접촉 ECG 신호를 이용하여 인체의 신체 윤곽을 획득하는 단계; 비접촉 ECG 센서 어레이상에 인체 위치를 결정하는 단계; 비접촉 ECG 센서를 그룹으로 나누고 각 그룹을 신체 윤곽선과 인체의 위치를 사용하여 신체 부위에 연관시키는 단계; 및 각 그룹으로부터 비접촉 ECG 센서를 선택하여 가장 좋은 품질의 비접촉 ECG 신호를 제공하는 단계.
- [0025] 일 구현예에서, 프로세서는 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 임피던스를 측정함으로써 인체에 매우 근접하여 위치하는 비접촉 ECG 센서를 식별할 수 있다.
- [0026] 다른 구현예에서, 의료 장치는 비접촉 ECG 센서들의 어레이에 대한 인체의 움직임에 후속하여 주어진 신체 부위에 대한 다른 비접촉 ECG 센서를 선택하도록 적용될 수 있다. 또 다른 구현예에서, 프로세서는 다른 비접촉 ECG 센서의 선택을 수행하기 위해 선택 프로세스를 계속해서 다시 실행하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 신호 품질이 주어진 임계값을 초과하여 떨어질 때 선택 프로세스를 재실행하기 위하여 각 신체 부위와 연관된 선택된 비접촉 ECG 센서의 신호 품질을 연속적으로 모니터링하도록 구성될 수도 있다.
- [0027] 의료용 기구는 다음을 포함하는 서로 다른 작동 모드들을 포함할 수 있다: 비접촉 심전도 신호로 인한 제1 표준 ECG 신호를 출력하는 비접촉 모드; 비접촉 ECG 신호 및 종래의 접촉 전극들로부터 수신된 종래의 ECG 신호로부터 생성된 제2 표준 ECG 신호를 출력하는 하이브리드 모드; 및 종래의 접촉 전극들로부터 수신된 종래 ECG 신호들로부터 생성된 제3 표준 ECG 신호를 출력하는 바이패스 모드.
- [0028] 상기 의료 장치는 서로 다른 비접촉 ECG 센서 사이의 상대 임피던스 차이 및 각 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 거리 또는 의류 소재의 차이로 인체에 대한 각 비접촉 ECG 센서의 절대 임피던스를 제어하도록 구성된 자동 이득 제어 기구(automatic gain control mechanism)를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 유선/무선 데이터 포트는 표준 ECG 신호를 데이터 네트워크를 통해 원격 장치에 전송하기 위해 제공될 수 있다.
- [0030] 다른 양상에서, 비접촉 ECG 센서를 사용하여 인체에 심전도 (ECG) 신호를 제공하는 시스템에 있어서, 시스템은: 비접촉 ECG 센서 어레이를 포함하는 센서 패드; 센서 패드에 작동 가능하게 연결되고 비접촉 ECG 센서로부터 비접촉 ECG 신호를 수신하여 다음을 포함하는 선택 프로세스를 수행하는 프로세서: 비접촉 ECG 센서 어레이에 근접하여 위치하는 신체 부위를 검출하는 단계; 비접촉 ECG 센서 그룹을 각각의 검출된 신체 부위와 연관시키는 단계; 각각의 그룹으로부터 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계; 프로세서는 각각의 선택된 비접촉 ECG 센서의 비접촉 ECG 신호에 기초하여 표준 ECG 신호를 생성하도록 적용되고; 및 표준 ECG 신호를 전송하기 위한 출력부를 포함한다.
- [0031] 일 구현예에서, 센서 패드는 인체 가까이에, 및 인체로부터 거리를 두고 위치하는 접지 패드를 포함하고, 접지 패드는 간섭을 줄이기 위해 인체에 용량적으로(capacitively) 결합된 접지 기준(ground reference)을 제공하도록 적용된다.
- [0032] 다른 구현예에서, 접지 패드는 비접촉 ECG 신호로부터 유도된 피드백 신호로 구동 될 수 있다.
- [0033] 상기 시스템은 각각의 비접촉 ECG 센서에 대해 용량성으로 연결된 접지 기준을 결정하기 위해 ECG 주파수 대역의 외부에 있는 고주파 신호로 상기 접지 패드를 공급하도록 구성된 구동 신호 발생기를 더 포함할 수 있다.

- [0034] 일 구현예에서, 비접촉 ECG 센서는 다음을 포함할 수 있다: 전기적 심장 활동을 나타내는 전하를 출력하기 위해 인체에 용량적으로 결합되도록 적용된 용량성 전극; 용량성 전극에 의해 생성된 전기 전하를 검출하고 증폭하도록 구성된 전기역학 센서; 및 전기 역학 센서의 입력에서의 표유 간섭(stray interference)을 감소시키기 위해 전극 근방에 물리적으로 제공된 전극 실드(electrode shield).
- [0035] 비접촉 ECG 센서는 유연한 물질로 제조될 수 있다.
- [0036] 일 구현예에서, 센서 패드는 인체와 접촉하는 직물 내에 제공될 수 있다.
- [0037] 다른 양상에서, 비접촉 ECG 센서를 이용하여 인체에 심전도(ECG) 신호를 제공하는 방법이 제공되는데, 방법은 다음을 포함한다: 비접촉 ECG 센서 어레이로부터 비접촉 ECG 신호를 수신하는 단계; 비접촉 ECG 센서 어레이에 근접하여 위치하는 신체 부위를 검출하는 단계; 비접촉 ECG 센서 그룹을 각각의 검출된 신체 부위와 연관시키는 단계; 각각의 그룹으로부터 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계; 및 선택된 비접촉 ECG 센서의 비접촉 ECG 신호를 기반으로 표준 ECG 신호를 생성하는 단계.
- [0038] 방법은 인체 부근에 위치한 비접촉 ECG 센서와 관련된 비접촉 ECG 신호를 사용하여 인체의 신체 윤곽선을 얻는 단계; 비접촉 ECG 센서 어레이상에 인체의 위치를 결정하는 단계; 비접촉 ECG 센서를 그룹으로 나누고 각 그룹을 신체 윤곽선과 인체의 위치를 사용하여 신체 부위에 연결하는 단계; 및 각 그룹으로부터 비접촉 ECG 센서를 선택하여 가장 좋은 품질의 비접촉 ECG 신호를 제공하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0039] 일 구현예에서, 방법은 각각의 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 임피던스를 측정함으로써 인체에 근접하여 위치하는 비접촉 ECG 센서를 식별하는 단계를 더 포함한다.
- [0040] 방법은 비접촉 ECG 센서 어레이에 대하여 인체의 움직임에 따라 주어진 신체 부위에 대한 다른 비접촉 ECG 센서를 선택하기 위해 연속적으로 선택을 감지하는 단계들을 더 반복할 수 있다. 일 구현예에서, 비접촉 ECG 센서 어레이에 대한 인체의 움직임에 따라 신호 품질이 주어진 임계값을 초과하면, 각각의 신체 부위와 관련된 선택된 비접촉 ECG 센서의 신호 품질을 연속적으로 모니터링하고 주어진 신체 부위에 대하여 다른 비접촉 ECG 센서를 선택하기 위해 선택을 감지하는 단계를 반복하는 것이 가능하다
- [0041] 후술하는 용어들은 하기와 같이 정의된다:
- [0042] 리드(lead)라는 용어는 PQRSTU 파형을 제공하고 보여주는 인체상의 두 위치 사이의 측정된 전압의 차이를 의미한다.
- [0043] ECG 리드라는 용어는 인체상에 의학적으로 정의된 두 위치 사이의 측정된 전압의 차이를 기반으로 의학적으로 정의된 ECG 신호를 의미한다.
- [0044] 표준 ECG 신호는 기존 의료 장비와 인터페이스하고 ECG 표준을 준수하는 ECG 신호이다. 표준 ECG 신호는 단일 리듬 스트립(rhythm strip) 또는 임의의 수의 표준 의학적으로 정의된 ECG 리드들을 포함할 수 있다.
- [0045] 리듬 스트립은 PQRSTU 파형 사이의 리듬을 보여주는 모든 리드이다. 리듬 스트립은 ECG 신호가 의학적으로 정의된 ECG 위치들에서 취해질 것을 요구하지 않는다.
- [0046] 첨부된 도면에 도시된 바와 같이, 본 발명의 특징 및 이점들은 선택된 실시 예들에 대한 후술하는 상세한 설명에 비추어보다 명확해질 것이다. 인지되는 바와 같이, 개시되고 청구된 발명은 청구 범위의 범주를 벗어나지 않으면서 다양한 양상들로 변형될 수 있다. 따라서, 도면들 및 설명은 본질적으로 예시적인 것으로 간주되어야 하며, 제한적이지 않고 본 발명의 전체 범위는 청구 범위에 기술된다.

도면의 간단한 설명

- [0047] 본 발명의 다른 특징들 및 이점들은 첨부된 도면과 조합하여 취해지는 후술하는 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다:
 - 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 예시적인 ECG 시스템의 블록도이다;
 - 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 매트릭스의 비제한적인 예를 도시한다;
 - 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 선택 알고리즘에 의해 수행되는 주요 단계들을 도시하는 흐름도이다;
 - 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 시스템을 사용하는 환자에 대해 획득된 전체 PQRSTU 파형의 예를 도시한다;

- 도 5는 환자의 피부와 직접 접촉하지 않고 센서 어레이가 어떻게 ECG 신호를 포착하는지를 도시한다;
 - 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른, 비접촉 ECG 센서의 예시적인 센서 설계를 나타내는 블록도이다;
 - 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 비접촉 ECG 센서의 물리적 디자인의 예를 도시한다;
 - 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 시스템의 전체 설계의 예시적인 블록도이다;
 - 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 예시적인 이득 제어 메커니즘을 나타내는 블록도이다;
 - 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 RLD 생성기의 기능을 예시하는 예시적인 블록도이다;
 - 도 11은 표준 ECG 리드를 얻기 위한 의학적으로 인지된 ECG 위치들을 도시한다;
 - 도 12는 표준 ECG 리드들의 예를 도시하며, 각각의 리드는 인체상의 두 위치들 사이의 벡터로서 도시된다;
 - 도 13a 및 도 13b는 시스템이 어떻게 환자의 신체 윤곽을 결정하는지의 예를 도시한다; 및
 - 도 14는 비접촉 ECG 센서를 이용하여 인체에 심전도(ECG) 신호를 제공하는 방법의 흐름도이다.
- 첨부된 도면 전체에 걸쳐, 동일한 특징부는 동일한 참조 번호로 식별된다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0048] 기존 의료 장비로 출력하기 위한(신규/전용 모니터뿐만 아니라 컴퓨팅 장치와 관련된 디스플레이 장치에서 보기 위한) 또는 원격/로컬 장치에 저장 또는 이어서 보기 위한, 비접촉 ECG 센서를 사용하여 인체에 대한 표준 심전도(ECG) 신호를 제공하는 시스템이 개시된다. 시스템은 직물 등에 제공된 비접촉 ECG 센서의 어레이에 연결되도록 구성된 디지털 처리 모듈(DPM)을 포함한다. 선택 메커니즘이 DPM에 내장되어 DPM이 서로 다른 ECG 센서의 ECG 신호를 사용하여 신체 부위를 식별하고 각 신체 부위에 대해 최상의 센서 리드를 선택할 수 있다. DPM은 검출된 다른 신체 부위에 대해 선택된 ECG 신호를 사용하여 표준 ECG 신호를 생성할 수 있다. 이 시스템은 신체 부위의 움직임에 따라 주어진 신체 부위에 대해 최상의 리드가 선택되도록 선택을 지속적으로 재검토하여 환자의 지속적이고 중단되지 않은 ECG 모니터링을 허용한다.
- [0049] 본 발명은 본 발명의 범위를 제한하는 것이 아닌, 본 발명을 설명하기 위해 주어진 다음의 실시예를 참조함으로써 더욱 용이하게 이해될 것이다.
- [0050] 도면을 참조하면, 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 예시적인 ECG 시스템(200)의 블록도이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 시스템(200)은 센서 패드(7)(실시예의 비 제한적인 예에서)에 제공된 비접촉 센서들의 어레이, 및 패드(7)에 제공된 센서로부터 센서 판독값을 얻기 위해 케이블(9)을 사용하여 센서 어레이에 작동 가능하게 연결된 디지털 처리 모듈(DPM)(2)을 포함한다. DPM 2는 심장의 전기 생리학적 활동(신체 표면 전위 맵)을 동시에 기록하고 표준 ECG 신호(+ 후부 전흉부(posterior precordials))를 기존 의료 장비(6)로 출력하는데 가장 적합한 전극/센서를 식별하도록 구성될 수 있다. DPM은 인터넷 또는 데이터 네트워크를 통해 모바일 장치(3) 또는 클라우드(4)에 연결되어 의사가 실시간으로 데이터를 쉽게 이용할 수 있도록 하여 의사는 DPM(2)가 감지한 부정맥 및 허혈 변화를 신속하게 진단할 수 있다.
- [0051] 비 제한적인 예에서, DPM(2)은 약 21bs 이하의 경량 휴대용 의료 장치로서 제공될 수 있으며, 연속 ECG 모니터링을 수행하기 위해 운반될 수 있다.
- [0052] 전술한 바와 같이, DPM(2)은 출력 신호가 표준 접촉 ECG 시스템에 의해 획득된 신호와 동일하도록 현존하는 의학 표준에 부합하는 출력 신호를 생성하도록 구성될 수 있으며, 플러그 앤 플레이(plug and play) 방식으로 기존의 의료 장비(6)를 사용하여 시청/판독될 수 있다(이에 따라 DPM으로부터 수신된 표준 ECG 신호를 읽고 출력하기 위해 기존의 의료 장비를 변경하지 않아도 됨). DPM(2)은 기존의 의료 장비(6)를 이용하여 동시에 판독될 신호를 출력하기 위해 표준 케이블(8)을 수신하도록 구성된 데이터 출력 플러그를 포함할 수 있다. DPM(2)은 또한 표준 트렁크 케이블(standard trunk cable)(5)이 부착된 경우 접촉 ECG 정보를 동시에 기록할 수 있다.
- [0053] 그러나 DPM(2)은 자체 디스플레이 장치를 내장하거나 연관시킬 수 있으며 통신/데이터 네트워크를 통해 표준 ECG 신호를 보내거나 스트리밍하여 로컬/원격 개인용 컴퓨터 또는 휴대용 장치에서 표준 ECG 신호를 사용할 수 있도록 할 수 있다.
- [0054] 도 1은 비 제한적 구현예를 도시한 것이라는 것이 주지되어야 한다. 청구 범위에서 정의된 본 발명의 범위를 벗어나지 않는 한 시스템(200)의 변경은 가능하다. 예를 들어, 도 1은 상이한 모듈들 간에 데이터를 통신하기 위

한 케이블들을 도시하지만, 이에 한정되는 것은 아니지만, 와이-파이(Wi-Fi), 블루투스(Bluetooth) 등의 무선 접속이 사용될 수도 있다.

- [0055] 또한, 센서 어레이는 의류, 침대 및 차량 장치/구성 요소들을 포함하는 다양한 다른 대상들에 존재할 수 있다. 다른 예에서, 센서 어레이는 다음을 포함하지만 이에 제한되지 않는 다수의 장치들에 제공될 수 있다 : 가구(예를 들어, 의자, 침대/매트리스/커버, 소파, 시트, 매트리스), 차량 내 장치(예를 들어, 좌석, 머리 받침대, 핸들 등), 또는 착용할 수 있는 장치(예를 들어, 자켓, 셔츠, 티셔츠, 스웨터, 브래지어 등).
- [0056] 선택 알고리즘
- [0057] 전통적인 ECG는 환자의 생리학에 기반한 전극 위치를 지정하여, 전통적인 접촉 전극들을 환자의 움직임에 관계 없이 상대적인 신체 위치를 유지하면서 이 위치들에 부착시킨다.
- [0058] 예를 들어, 도 11에 예시된 바와 같이, V1 전극은 흉골의 오른쪽으로 4 번째 늑골 간격에 위치되어야 하며, RA 전극은 오른쪽 팔에 위치되어야 하고, LA 전극은 RA 전극과 같은 위치에 있지만 왼쪽 팔에서 RL 전극은 오른쪽 다리, 옆 송아지 근육 등에 위치되어야 한다. 이들 전극 및 이들의 위치의 중요성은 두 특정 위치 사이의 전압 차이가 의학적으로 정의된 ECG 리드(도 11 및 12와 관련하여 논의된 바와 같이)를 나타내며, 심전도에서의 리드는 심전도를 생성하기 위해 심장의 탈분극을 측정하고 기록하는 벡터를 나타낸다.
- [0059] 따라서 전통적인 ECG 표준과 호환되는 ECG 신호를 생성하려면 데이터가 비접촉으로 수집되는 것과 동일한 원리를 따라야 한다.
- [0060] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 센서 매트릭스(202)의 비 제한적인 예를 도시한다. 도 2에 도시된 바와 같이, 매트릭스(202)는 환자가 매트릭스(202) 상에 배치되는 방식에 상관없이, 매트릭스 구성으로 배열된 n 열 및 m 열의 센서(10)를 포함하고, 종래의 ECG 전극의 물리적 배치에 상응하는 환자의 신체 부위에 적어도 하나의 센서가 항상 존재한다. DPM(2)에 내장된 적응 알고리즘을 사용하여, 매트릭스(202)는 환자 몸의 소정의 ECG 위치에 대응하는 매트릭스(202)로부터 소정의 센서(10)를 선택함으로써 연속적인 ECG 판독을 얻는데 사용될 수 있다.
- [0061] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른, 선택 알고리즘(204)에 의해 수행되는 주요 단계들을 도시한 흐름도이다. 단계(210)에서, 알고리즘은 각각의 센서(10)와 환자 사이의 임피던스를 측정함으로써 어느 센서(10)가 환자의 신체에 매우 근접한지를 검출한다. 이는 데이터를 얻는데 사용될 수 있는 센서(10)를 검출할 수 있게 한다. 이들 센서(10)에 의해 출력된 ECG 신호(신체에 매우 근접한 것으로 결정된 신호)를 분석하여 환자의 신체 윤곽을 얻는다.
- [0062] 실시예의 비제한적인 예에서, 실시예들은 신체 윤곽을 획득하기 위하여 상이한 유형의 정보를 사용할 수 있다. 첫 번째 유형은 신체와 센서 사이의 거리를 나타내는 커플링 임피던스(coupling impedance)이다. 커플링 임피던스가 너무 높으면 센서가 본체에서 너무 멀리 떨어져 있어 사용할 수 없다. 두 번째 유형은 신호 자체의 형태, 예를 들어, 신호의 형태 및 신호가 일반적인 ECG 패턴인지 여부(PQRSTU 파형)를 확인하는 방법이다. 제3 유형의 정보는 양호한 ECG 신호를 제공하는 ECG 센서들의 기하학적 위치들과 관련된다. 이들 센서 및 그 위치는 도 13a 및 도 13b에 예시된 바와 같이 인체의 기하학적 형상에 대한 표시를 제공한다. 도 13a의 예에서, 센서 패드(202)가 내장된 매트릭스에 사용자(250)가 누워 있다고 가정하면, 환자의 신체에 근접한 센서(10a)는 우수한 ECG 신호를 얻지만, 환자 몸 외부의 센서(10b)는 우수한 신호를 얻지 못할 것이다. 이 정보 및 패드(202)상의 각 센서의 위치에 기초하여, DPM(2)은 도 13b에 예시된 바와 같이 DPM이 환자의 신체의 형상, 폭 및 다른 치수들을 결정할 수 있는 환자의 신체 윤곽(252)을 얻을 수 있다. 이 정보 및 DPM(2)에 임베딩된 규칙 세트를 사용하여, DPM(2)은 신체 부분의 위치를 검출/결정할 수 있으며, 아래에서 논의되는 바와 같이 ECG 목적을 위해 하나 이상의 센서(10)를 각 신체 부위/신체 위치와 연관시킬 수 있다.
- [0063] 단계(212)에서 알고리즘은 센서로부터 수신된 ECG 신호를 분석하고 패드에서 환자의 신체의 위치를 찾기 위해 이미 검출된 신체 윤곽선과 결합시킨다. 단계(214)에서, 알고리즘은 단계(210 및 212)로부터 얻어진 정보를 사용하여 몸체상에 각각의 센서(10)가 위치하는 곳에서의 맵핑을 수행한다. 일단 센서 그룹이 ECG 목적(우측 팔, 좌측 팔 등)에 대한 각각의 주요 신체 부위 근처에 있는 것으로 밝혀지면, 인접한 센서로부터의 신호들은 단계(216)에서 비교되고 필터링되어 최상의 ECG 신호를 갖는 단일 센서를 선택하여, 그 각각의 신체 부위에 대한 ECG 데이터를 수신하여 기록한다.
- [0064] 일 구현예에서, DPM(2)은 환자의 움직임을 끊임없이 고려하도록 최적의 ECG 판독 값을 갖는 센서(10)의 선택을 재확인(re-verify)하여 실시간으로 센서(10)로부터 얻어진 판독값을 재검토하기 위해 선택 알고리즘(204)을 연

속적으로 및 동적으로 실행하도록 구성되어, 이동 전에 이전에 선택된 판독보다 더 좋은 판독을 제공하는 새로운 센서(10)가 선택될 수 있다.

[0065] 또 다른 실시예에서, 시스템은 환자가 움직일 때를 검출할 수 있고 새로운 선택이 이루어질 필요가 있는지의 여부를 재계산하기 위해 알고리즘을 다시 실행하는 것이 필요할 때를 결정할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 신호 강도/품질을 모니터링하고, 신호 품질이 주어진 임계치 아래로 떨어질 때 선택 알고리즘(204)을 재실행하도록 결정할 수 있다.

[0066] PQRSTU 파형 감지

[0067] 전술한 바와 같이, 시스템은 심장 전기 생리학적 활성 및 ECG를 기록하도록 구성될 수 있다. 구체적으로, 시스템은 일 실시예에 따른 시스템을 사용하는 환자에 대해 획득된 전체 PQRSTU 파형의 예를 도시하는 도 4에 예시된 바와 같이 전체 PQRSTU 스펙트럼 구성 ECG 파형을 획득하도록 설계될 수 있다. 도 4에 도시된 PQRSTU 파형은 심장에 의해 생성되고 진단을 위해 의사에 의해 보여지도록 시스템에 의해 캡처된다. 일 구현예에서, 시스템은 ECG 판독 값을 캡처하고 기존 의료 장비를 사용하여 판독하고 볼 수 있는 ECG 신호를 생성하도록 처리하고, 표준 접촉 ECG 시스템에 의해 생성된 파형과 동일한 파형을 생성하여, 모든 애플리케이션에 표준 ECG 시스템 대신 사용될 수 있다.

[0068] 물론, 비접촉 센서 (10)는 기존의 의료 장비(예를 들어, 모니터 등)와 호환 가능한 출력을 생성하지 않고, 따라서 이러한 장비와 인터페이스 할 수 없기 때문에 추가 처리가 필요하다. 일 구현예에서, DPM은 획득한 신호를 기존 의료 장비에 대한 국제 표준을 준수하는 형식으로 변환한다. 이에 의해 기존 진단 의료 장치를 교체하거나 의사 및 의료 전문가를 재교육할 필요없이 기존 접촉 ECG 시스템을 완벽하게 대체 할 수 있다. 이러한 변환은 디지털-아날로그 변환 단계(19)에서 디지털 신호 처리 및 아날로그 출력 회로의 조합을 사용하여 DPM(2)에서 수행될 수 있다.

[0069] 센서 설계

[0070] 전술한 바와 같이, 실시예는 비접촉 ECG 센서(10)를 사용하여 환자의 ECG 판독을 얻는다. 센서(10)는 환자의 피부와 직접적인 전기 접촉 없이 환자로부터 고품질의 ECG를 포착하도록 특별히 설계된다. 이는 센서 어레이가 어떻게 환자의 피부와 직접 접촉하지 않고 ECG 신호들을 포착하는지에 대한 예시를 도시한 도 5에 예시된 바와 같이 환자로부터 어느 정도 거리에 센서(10)를 위치시키고 및/또는 의류, 침구 등과 같은 직물에 의해 환자의 피부로부터 분리되도록 한다.

[0071] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 예시적인 센서 설계를 예시하는 블록도이다. 도 6에 도시된 바와 같이, 센서(10)는 도전성 전극(33), 전극 실드(32) 및 증폭기(34) 및 바이어스 회로(35) 전압을 포함하는 전기 역학 센서를 포함할 수 있다. 도 6의 예시적인 설계에서, 이득/전류 버퍼링 증폭기(34)는 일종의 네거티브 피드백 토폴로지에서 사용될 수 있고, 입력 바이어스 네트워크(35)는 증폭기(34)의 유효 입력 임피던스를 증가시켜 획득된 ECG의 신호 품질을 보존하도록 적용된다. 전기 역학 센서의 입력은 도전성 전극(33)에 연결된다. 전기 역학 센서의 입력에서 볼 수 있는 기생 커패시턴스를 감소시킴으로써 신호 대 잡음(SNR) 비를 더 증가시키기 위해 차폐 구동 회로(36)가 전극 차폐부(32)에 연결하기 위한 피드백 신호를 생성하는데 이용될 수 있다.

[0072] 전극(33)은 피부/신체에 근접하지만 피부/신체에 접촉하지 않음으로써 환자의 신체에 용량적으로 결합될 수 있다. 이는 입고 있는 동안 센서의 어레이(10)가 임베디드된 상태로(구현의 비 제한적인 예로서) 침대에 놓는 것에 의해 달성될 수 있다. 심장의 전기적 활동으로부터 생성된 환자의 피부 표면 근처의 전기장은 직접 전기 접촉없이 전도성 전극(33)에 전하를 유도한다. 이 전하는 전기 역학 센서에 의해 수집되고 증폭되어 그 위치에서 심장의 전기 활동을 나타내는 전기 신호(전압)를 생성한다(완전한 PQRSTU).

[0073] 전극 실드(32)는 전기 역학적 센서가 수용하는 부유 간섭의 양을 감소시키고 또한 증폭기(34)의 입력의 유효 커패시턴스를 감소시키도록 구성되어, 획득된 ECG의 신호 품질을 보존하는 것을 돕는다.

[0074] 비 제한적인 실시예에서, 전극(33)과 전극 실드(32)는 센서(10)가 인체의 기하학적 형태에 더 잘 적응할 수 있게 하고, 더 나은 ECG 판독 값을 얻도록 하는 탄성/연성 재료로 제조될 수 있다. 동시에 이 구성은 센서(10)가 센서 어레이가 배치되는 직물(또는 다음 중 어느 것: 젤/실리콘/고무 타입 패드/매트 등)에 원활하게 제공되도록 한다.

[0075] 도 7은 센서(10)의 물리적 설계의 예를 도시한다. 도 7에 예시된 바와 같이, 물리적 설계는 물리적으로 층(39)으로 구현된 전도성 전극(33), 층(40)으로서 물리적으로 구현된 차폐물(32) 및 층(41)에 내장된 회로의 나머지

를 포함한다. 전체 구조는 예를 들어 인쇄 회로 기판일 수 있는 기판 (37)상에 제조될 수 있다. 도 7에 도시된 설계에서, 층들(39, 40 및 41)은 유전체 층들(38)에 의해 서로 절연되어 전기 절연성을 제공할 수 있다.

- [0076] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 시스템의 전체 설계의 예시적인 블록도를 도시한다.
- [0077] 도 8을 참조하면, 도 1과 관련하여 전술한 바와 같이, 시스템은 도 2에 도시된 바와 같은 어레이(202)의 형태로 제공될 수 있는 비접촉 ECG 센서들(이하, CECG 센서(10))를 포함하는 센서 패드(7)를 포함할 수 있다. 센서 패드(7)는 또한 접지 패드(15), 구동 회로, 예를 들어, 우측 다리 구동(RLD) 발생기(14)(후술함), 및 A/D 변환기(13)를 포함한다. 센서 패드(7)는 센서(10)의 디지털화된 ECG 판독을 DPM(2)에 출력한다. RLD 발생기(14)는 접지 패드(15)에 ECG 주파수 대역 외부의 고주파 신호를 공급하도록 구성된다. 이 고주파 신호는 환자의 신체를 통해 CECG 센서에 연결되며 진폭은 DPM(2)에 의해 기록되고 분석된다. 이것은 각 센서가 환자에게 얼마나 잘 결합되어 있는지를 측정하는 시스템, 사실상 각 센서의 신호 품질을 결정하는 임피던스 측정을 제공한다.
- [0078] 디지털화된 CECG 센서 데이터 이외에도, DPM(2)은 아날로그 포맷의 종래 전극의 표준 ECG 데이터를 수신하도록 구성될 수도 있다. 이러한 아날로그 ECG 데이터는 표준 접촉 전극 및 트렁크 케이블(5)의 사용을 통해 선택적으로 얻어진다. 아날로그 신호는 ADC(17)를 사용하여 변환될 수 있다. 그 다음, 신호는 디지털 신호 처리 유닛(18)을 사용하여 필터링되고 다양한 유무선 인터페이스를 통해(모바일 앱(3)/클라우드 서버(4)에 대한 와이-파이(22)/이더넷(Ethernet)(23) 및 기존 의료 장치(6)와의 '아날로그 CECG 및 ECG 출력' 인터페이스를 통해) 출력된다.
- [0079] DPM(2)은 ECG 데이터(필요한 경우)의 저장을 위한 일종의 비휘발성 메모리, 예를 들어, 플래시 메모리(26)를 포함할 수 있다. 또한 DPM(2)는 심각한 문제에 대한 진단을 수행하고 통신 인터페이스 또는 통합 사운드 경보(24) 중 하나를 통해 경고를 보내도록 구성될 수 있다. 또한, DPM(2)은 모바일 장치를 통해 사용자에게 의한 구성을 가능하게 하는 블루투스 저에너지 인터페이스(21)를 포함할 수 있다. 판독 전용 메모리(25)는 또한 고유 식별자를 저장하기 위해 포함될 수 있다. 또한, 암호화 처리 모듈(27)은 통신 인터페이스를 통해 송수신되는 데이터를 암호화 및 복호화하고, 이 데이터 암호화를 위한 키를 안전하게 저장한다.
- [0080] 모든 센서 데이터(비접촉 및 접촉)는 유선 및 무선 인터페이스를 통해 전송될 수 있다. 선택 알고리즘(204)(도 3에서 상술됨)은 아날로그 인터페이스(19)를 통해 어떤 센서 정보가 기존 의료 장비에 출력되어야 하는지를 결정한다. 릴레이(20)는 종래의 전극들로부터 수신된 아날로그 데이터와 비접촉 센서(10) 사이에서 스위칭하고, DPM(2)이 두 가지를 비교하도록 제공될 수 있다. 원하는 경우 접촉 ECG 신호에 영향을 미치지 않고 통과 케이블(pass-through cable)처럼 작동하도록 DPM(2) 내에서 꺼지도록 구성될 수 있다(처리 장치 및 릴레이(20)로 제어). ECG 신호의 품질을 향상시키는 경우 CECG와 ECG 센서의 조합을 아날로그 인터페이스를 통해 출력할 수 있는 '하이브리드 모드'에서도 사용될 수 있다.
- [0081] 자동 이득 보정
- [0082] 전기 생리학적 센서(10)의 크면서도 한정된 입력 임피던스로 인해, 각각의 센서(10)와 환자의 신체 사이의 용량성 커플링의 변화들(예를 들어, 각 센서와 몸체 사이의 거리 변화)은 각 센서 채널의 이득에 변화를 일으킬 수 있다. 이는 건조된 접촉 접촉 전극이 새로운 것보다 낮은 품질의 신호를 생성하는 것과 동일한 방식으로 ECG 리드의 진폭에 영향을 미친다. 이 문제를 해결하기 위해 이득 제어 메커니즘이 제공되어 시스템이 서로 다른 비접촉 ECG 센서 사이의 상대 임피던스 차이, 및 각 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 거리의 차이로 인한 각 비접촉 ECG 센서와 인체 사이의 절대 임피던스를 제어할 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 센서 (10)와 환자 사이의 결합의 차이에 의해 야기되는 이득의 변화를 상쇄시키기 위해, (아날로그 또는 디지털 도메인에서) 프로그램 가능한 이득 증폭기(43)가 각 센서 채널(42) 상에 제공될 수 있다. 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 예시적인 이득 제어 메커니즘을 나타내는 블록도이다. 도 9에 도시된 바와 같이, 이득 제어 메커니즘(220)은 PGA(43)와 PGA(43)에 연결되어 변화가 일어날 때 실시간으로 그 이득을 제어하는 프로세서(45) 사이에 결합된 ADC(44)를 포함하는 피드백 루프를 포함할 수 있다.
- [0083] 프로세서(45)는 전용 프로세서일 수 있고 DPM(2)의 프로세싱 유닛(18)에 내장된 프로세서 모듈일 수도 있다.
- [0084] 오른 다리 드라이브(Right Leg Drive)
- [0085] 다시 도 8을 참조하면, 접지 패드(15)가 도시되어 있으며, 작동시에 환자의 신체에 가깝게, 그러나 접촉하지 않게(떨어져) 위치되어야 한다. 이 패드는 ECG 신호에서 유도된 피드백 신호로 구동되어 환자의 신체에 용량적으로 결합된 접지 기준을 제공한다. 피드백 신호는 시스템의 공통 모드 제거비(CMRR)를 증가시키는 방식으로 유도된다(일반적으로 10dB 이상). 이를 통해 공통 모드 신호들로부터의 간섭을 줄이고 획득한 ECG의 신호 품질을 유

지한다.

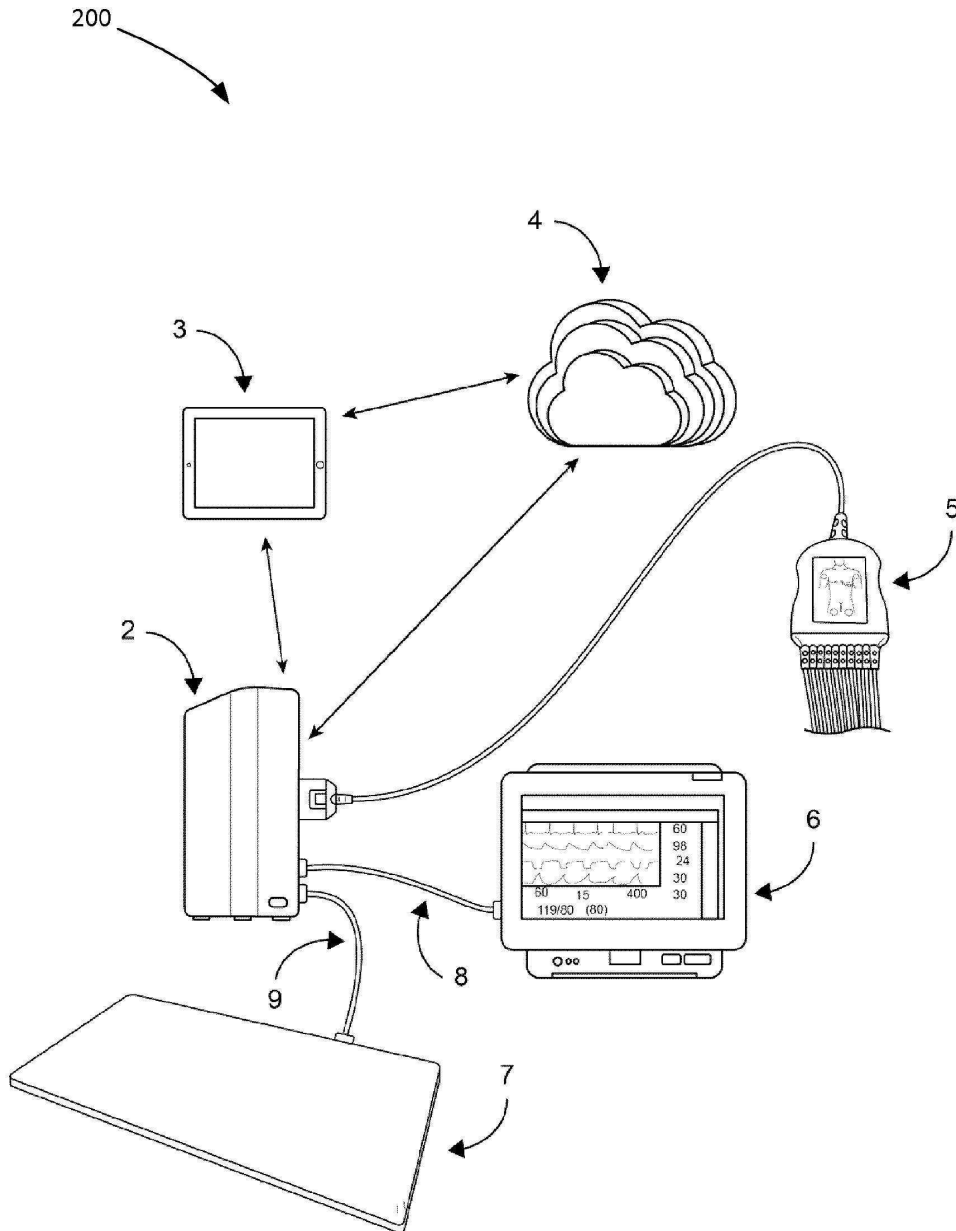
- [0086] 도 10은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 RLD 생성기(14)의 기능을 예시하는 예시적인 블록도이다. 도 10에 도시된 바와 같이, 센서로부터 수신된 데이터는 프로세싱 유닛(18)에서 디지털적으로 구현된 RLD 알고리즘을 사용하여 데이터를 얻기 위해 특정 센서(10)를 선택하는 스위칭 매트릭스(29)를 사용하여 선택(또는 폐기)된다. 그 후, 신호들은 합산되고(29), 반전되고 증폭된다(30). 이것은 접지 패드(15)에 대한 구동 신호를 구성한다.
- [0087] RLD 알고리즘은 각 센서로부터 획득된 공통 모드 신호(및 확장)에 의해, 선택 알고리즘에서 출력되는 ECG 신호를 모니터링하도록 구성된다. RLD 알고리즘은 RLD 신호가 피드백 구성에서 환자에게 적용된 후 시스템의 공통 모드 제거비를 증가시키는 센서 세트를 선택할 수 있다.
- [0088] 획득된 리드들
- [0089] 위에서 논의한 바와 같이, 현재의 ECG와 구형 ECG를 비교하는 능력은 엄청난 의학적 가치를 지니고 있으며 장기 모니터링을 허용하지 않는 기존 시스템에서는 불가능하다. 예를 들어, 비정상적인 ECG는 급성 심장 질환을 증명하지 못하며, 정상적인 ECG는 심장 질환을 배제하지 않는다. 따라서 새로운 ECG와 과거에 만들어진 ECG를 비교해야 한다. 특징으로는 다음이 포함될 수 있다.
- [0090] 리듬에 변화가 있는가?
- [0091] 진동수의 변화가 있는가?
- [0092] 전도 시간의 변화가 있는가?
- [0093] 심장 축의 변화가 있는가?
- [0094] 새로운 병리학적 질문이 있는가?
- [0095] R 파장 크기의 변화가 있는가?
- [0096] ST에 변화가 있는가?
- [0097] T 파장에 변화가 있는가?
- [0098] 상술한 변경들에 의해 즉시 추가 조사들이 이뤄진다. 심전도의 변화는 급성 및 만성으로 추가로 분류될 수 있지만, 둘 다 비교 심전도가 필요하다.
- [0099] 일반적으로, 사용되는 전극들의 수가 증가함에 따라, 가능한 모니터링 시간은 감소한다. 현재 표준들의 한 가지 주요 한계는 여러 개의 전극을 배치하고 이를 몸에 유지하는 고유의 한계로 인해 여러 개의 전극들로 장기 모니터링을 얻는 것이 어렵다는 것이다.
- [0100] 상술한 시스템은 처음으로 심전도의 직렬 비교(serial comparison)를 허용한다. 이 시스템은 후부 ECG 리드를 획득하는 것으로 입증되었다. 수정된 메이슨-리카르(Mason-Likar) 리드 시스템에 따르면, 16 개의 유도 ECG는 매트릭스, 의자 등에 내장된 센서 매트릭스에 누워있는 환자에게서 얻을 수 있다. 획득한 리드에는 다음이 포함된다: 도 11 및 도 12에 예시된 바와 같이 리드 I, II, III, aVr, aVI, aVf, V1, V1R, V2, V2R, V3, V3R, V4, V4R, V5, V5R. 도 11은 표준 ECG 리드를 얻기 위한 의학적으로 인지도된 ECG 위치를 도시하고, 도 12는 표준 ECG 리드의 예를 도시하며, 각각의 리드는 인체상의 두 위치 사이의 벡터로서 도시된다.
- [0101] 센서(10)를 포함하는 패드는 매트릭스 아래에 인식할 수 없게 배치될 수 있어, ECG데이터가 후방 리드들로부터 수집될 수 있다; 예를 들어, 엎드린 자세. 이 시스템은 스트레스 테스트 중 ECG 수집에 사용되는 메이슨-리카르 센서 배치를 기반으로 할 수 있다. 근전도, 운동, 인공물 등으로 인해 표준 12 리드 ECG 배치가 사용되지 않고, 10초 12 리드 ECG 인체로 제한되며 단기간 또는 장기간 모니터링에는 실용적이지 않다.
- [0102] 후방 전극은 ECG 획득의 허용된 방법이며 실제로 어떤 경우에는 더 많이 사용되는 전방 리드 배치 방법에 부속물로 사용된다. 전방 리드 배치는 편의를 위해 현재 사용된 리드 배치의 유일한 유형이다. 그러나, 엎드린 위치의 ECG 리드는 표준 전극들을 사용하여 특정 상황에서 수행되지만, 고유의 어려움 때문에 표준이 아니다.
- [0103] 도 14는 비접촉 ECG 센서를 이용하여 인체에 심전도(ECG) 신호들을 제공하는 방법의 흐름도이다. 도 14에 도시된 바와 같이, 방법(260)은 비접촉 ECG 센서 어레이로부터 비접촉 심전도 신호를 수신하는 것에 의해 단계(262)에서 시작한다. 단계 (264)는 비접촉 ECG 센서 어레이에 근접하여 위치하는 신체 부위들을 검출하는 단계를 포함한다. 단계(266)는 각각의 그룹으로부터 가장 높은 신호 품질을 갖는 비접촉 ECG 센서를 선택하는 단계를

포함한다. 단계(268)는 각각의 선택된 비접촉 ECG 센서의 비접촉 ECG 신호에 기초하여 표준 ECG 신호를 생성하는 단계를 포함한다.

[0104] 바람직한 실시예가 상술되고 첨부된 도면에 예시되었지만, 당업자라면 본 개시 내용을 벗어나지 않고 변형을 가할 수 있음을 알 것이다. 이러한 변형들은 본 발명의 범위에 포함되는 가능한 변형으로 간주된다.

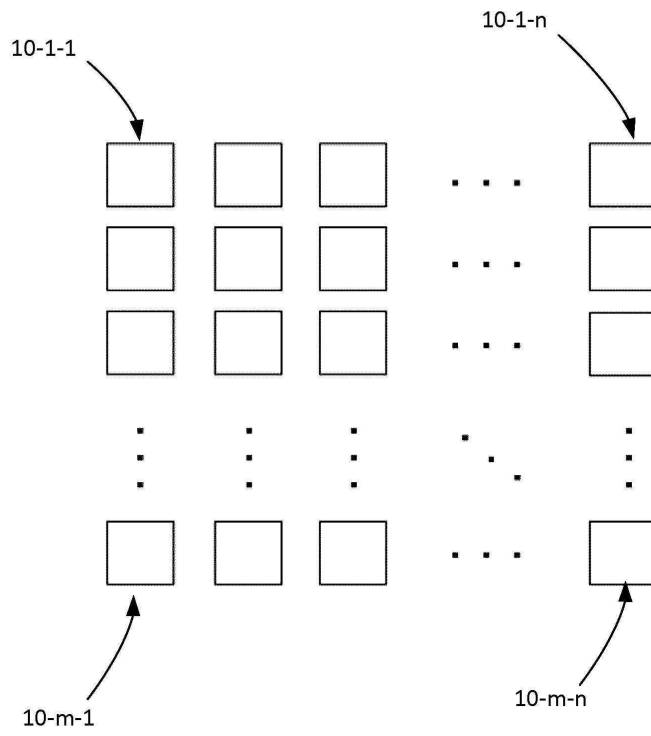
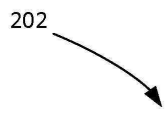
도면

도면1

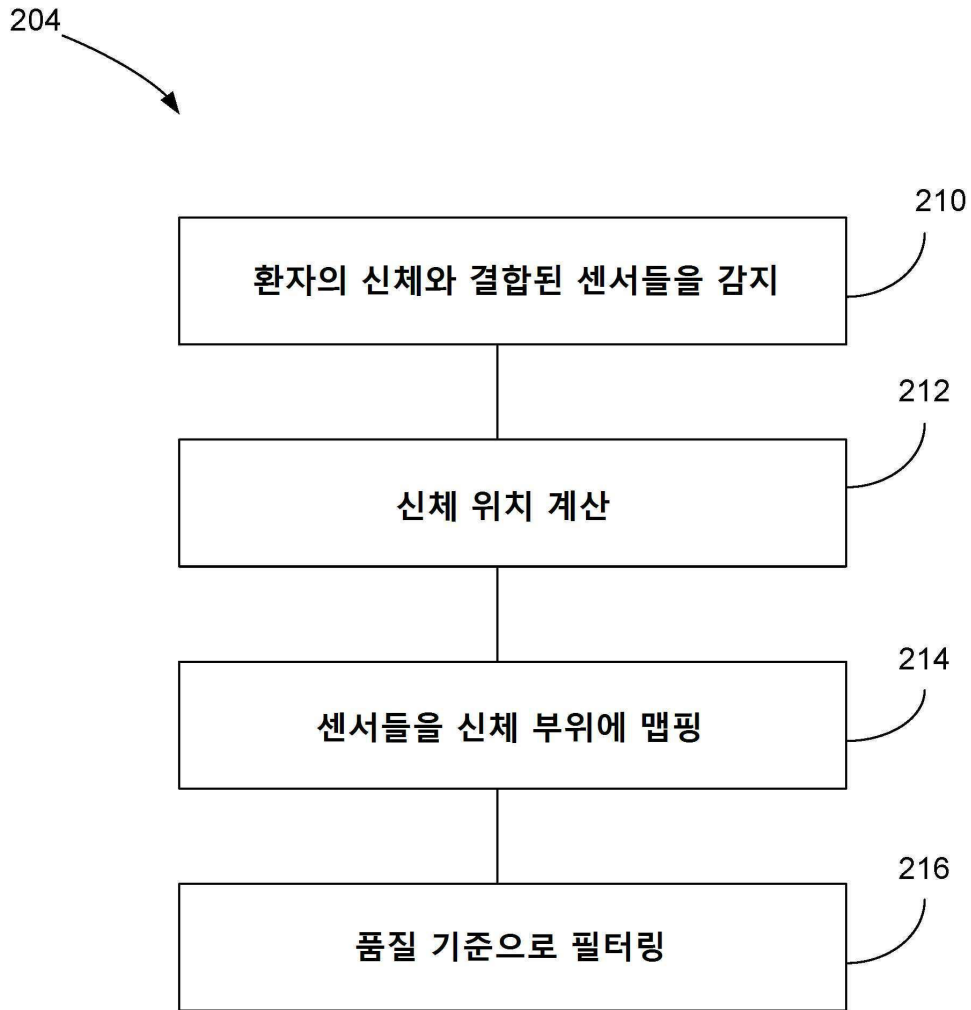


도면2

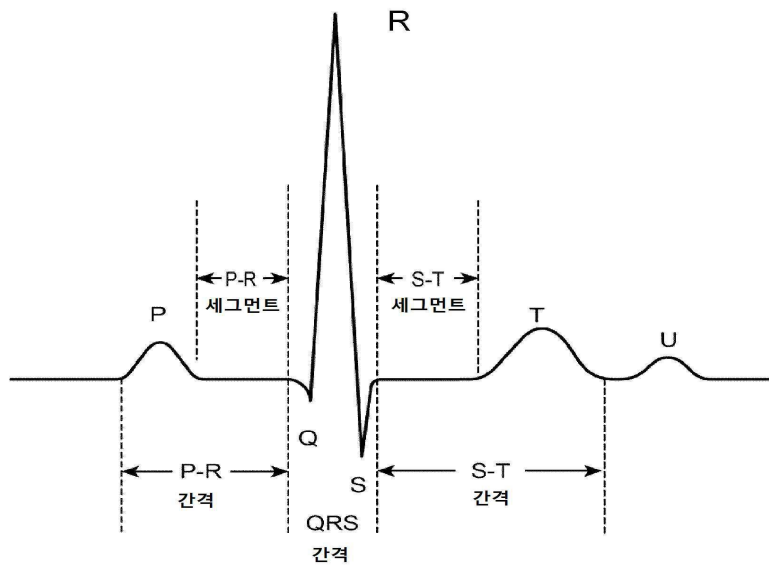
202



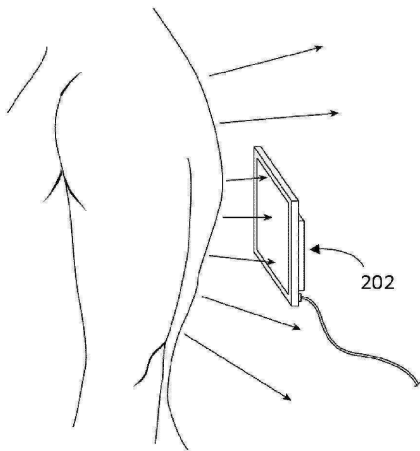
도면3



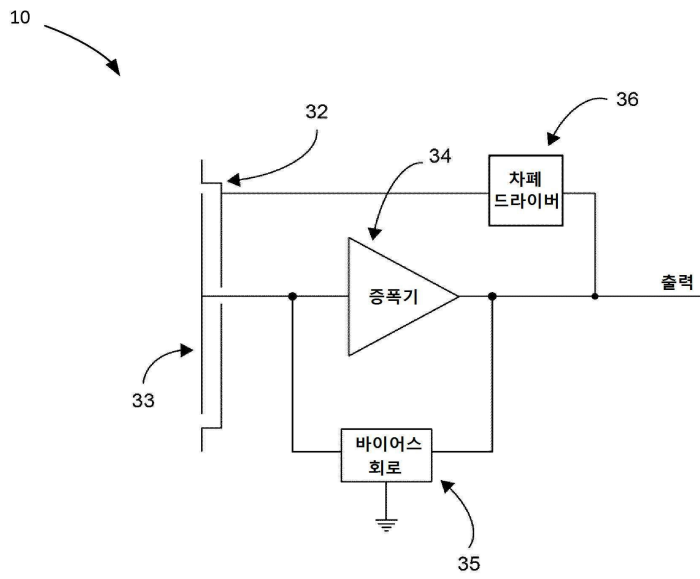
도면4



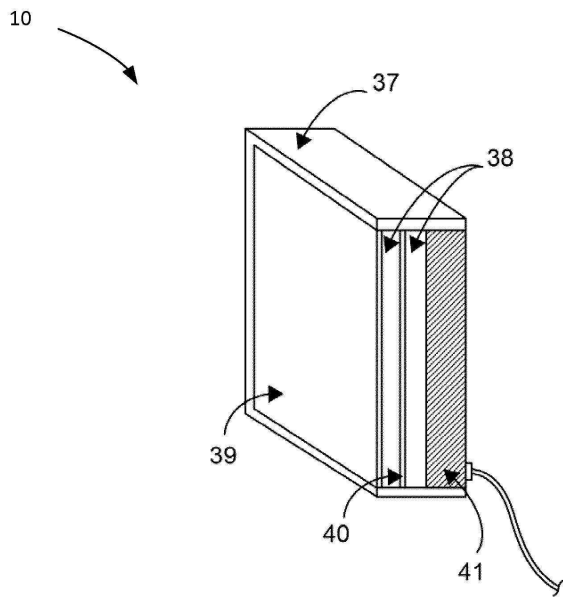
도면5



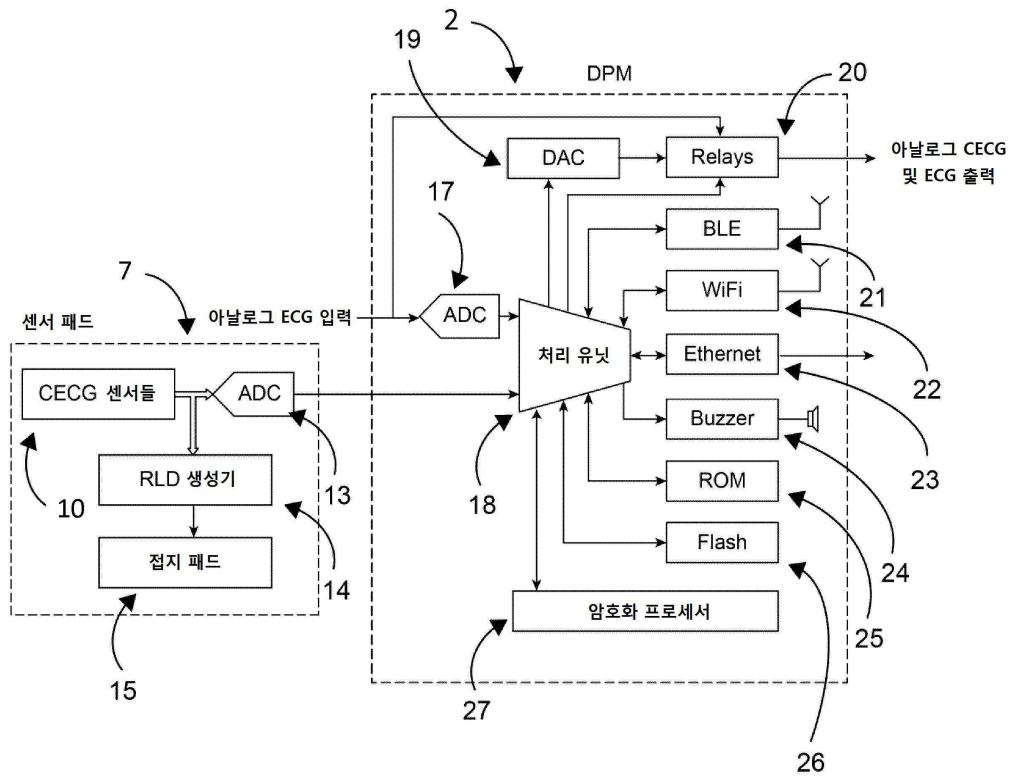
도면6



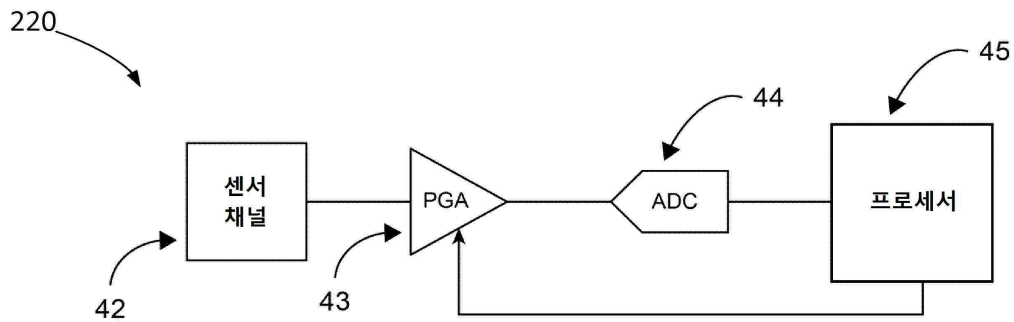
도면7



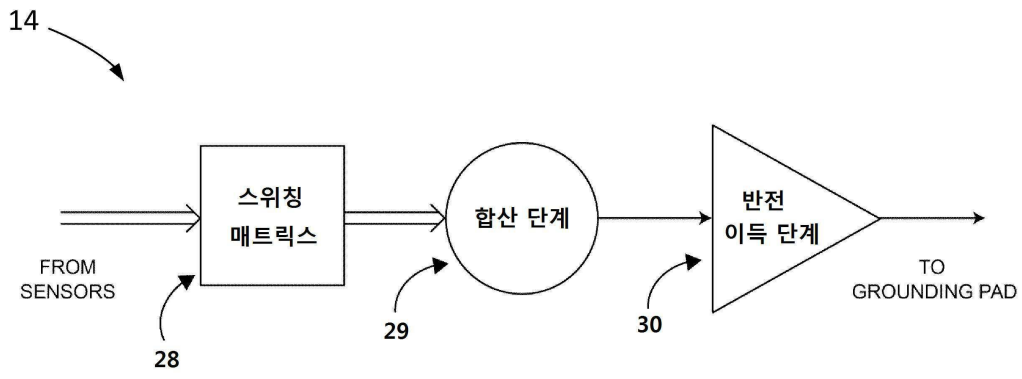
도면8



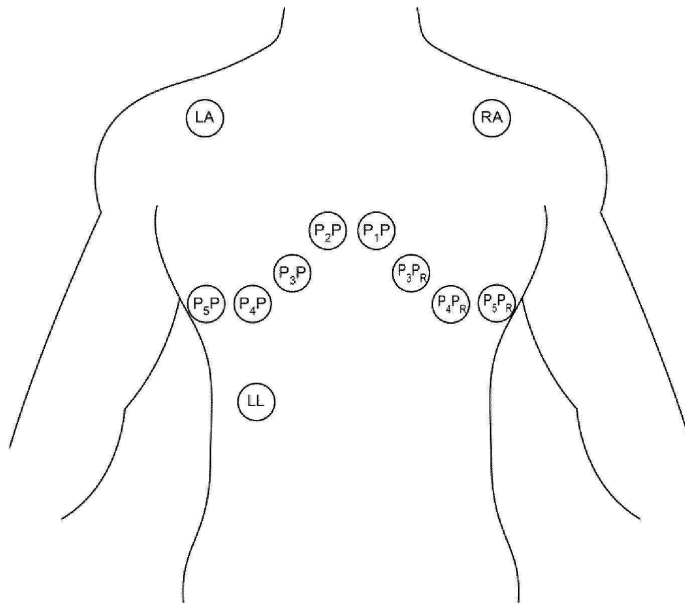
도면9



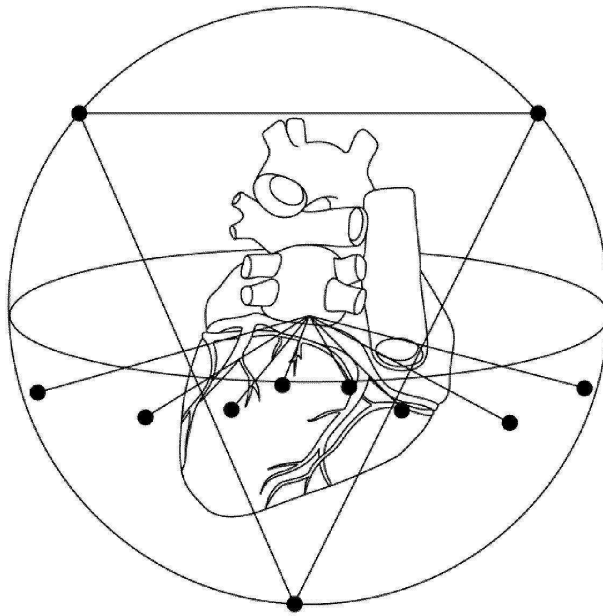
도면10



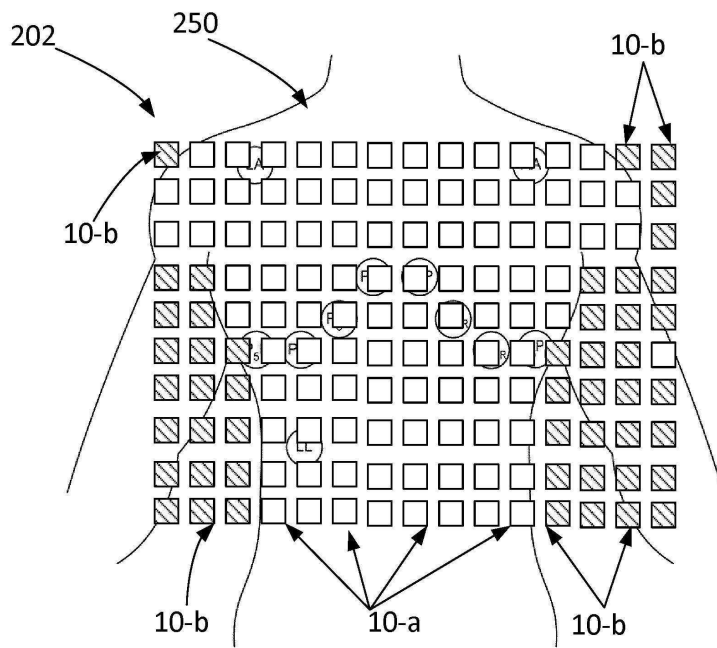
도면11



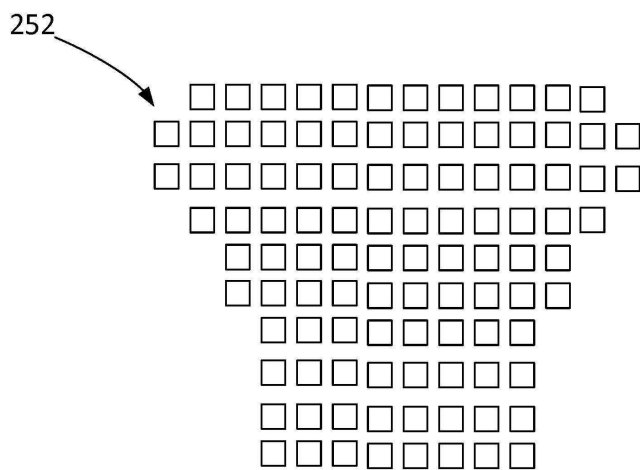
도면12



도면13



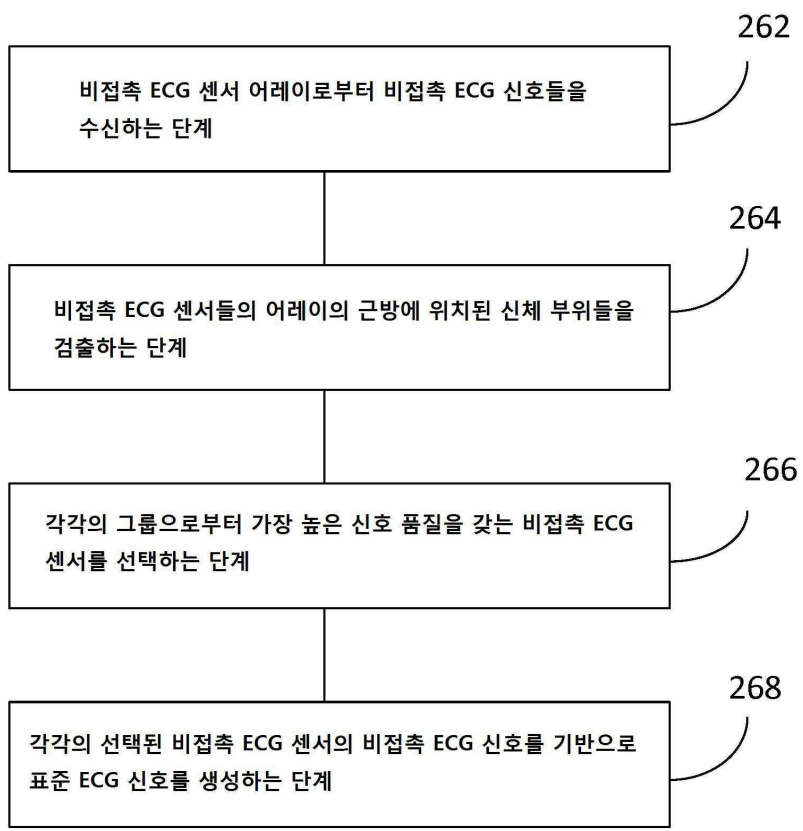
도 13a



도 13b

도면14

260



专利名称(译)	非接触式电子心电图系统		
公开(公告)号	KR101946174B1	公开(公告)日	2019-02-08
申请号	KR1020177005802	申请日	2015-09-23
[标]申请(专利权)人(译)	RR序列		
申请(专利权)人(译)	这样点퀸) 式的鼻子的		
当前申请(专利权)人(译)	这样点퀸) 式的鼻子的		
[标]发明人	웁스조슈아		
发明人	자인, 디팍 바비 웁스, 조슈아 나데즈딘, 데이비드 아슬랭, 장 프랑수아		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/0537 A61B5/02028 A61B5/7225 A61B5/74 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/04085 A61B5/0424 A61B5/04284 A61B5/1114 A61B5/6844 A61B5/7221 A61B2562/0214 A61B2562/046 A61B2562/164 A61B5/04028		
代理人(译)	Gimhakje Munhyejeong		
审查员(译)	蔡, 宋 - 洙		
优先权	62/054189 2014-09-23 US 62/206542 2015-08-18 US		
其他公开文献	KR1020170058363A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于使用非接触式ECG传感器为人体提供标准心电图 (ECG) 信号的系统，以输出到现有的医疗设备或在远程设备上存储或查看。该系统包括数字处理模块 (DPM) ，其适于连接到在织物等中提供的非接触式 ECG传感器的阵列。DPM中嵌入了一种选择机制，该机制使DPM可以使用不同ECG传感器的ECG信号识别身体部位，并为每个身体部位选择最佳的传感器导线。然后，DPM可以使用为检测到的不同身体部位选择的ECG信号生成标准ECG信号。该系统适于连续地重新检查选择，以确保在身体部位运动之后为给定的身体部位选择最佳引线，从而允许对患者进行连续且不间断的ECG监测。

