



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2011-0094147  
(43) 공개일자 2011년08월19일

- (51) Int. Cl.  
**A61B 5/05** (2006.01) **H04B 13/00** (2006.01)  
**H04B 7/24** (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2011-7016617  
(22) 출원일자(국제출원일자) 2009년12월15일  
심사청구일자 2011년07월28일
- (85) 번역문제출일자 2011년07월15일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2009/068128  
(87) 국제공개번호 WO 2010/075115  
국제공개일자 2010년07월01일
- (30) 우선권주장  
61/122,723 2008년12월15일 미국(US)  
(뒷면에 계속)

- (71) 출원인  
**프로테우스 바이오메디컬, 인코포레이티드**  
미국, 캘리포니아 94065, 레드우드 시티, 슈트 101, 브리지 파크웨이 2600
- (72) 발명자  
**로버트슨, 티모시**  
미국, 캘리포니아 94002, 벨몬트 세쿼이아 웨이 2719  
**오미드바, 파타네**  
미국, 캘리포니아 94526, 덴빌, 글래스고우 씨클 115  
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
**김순용**

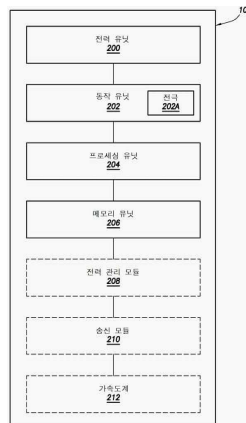
전체 청구항 수 : 총 34 항

**(54) 신체 관련 수신기 및 방법**

**(57) 요약**

외장형 또는 이식형일 수 있는 수신기가 제공된다. 본 발명 수신기의 양태로는 고 전력-저 전력 모듈; 중개자 모듈; 고 전력 프로세싱 블록으로의 하나 이상의 전력 공급을 활성화 및 비활성화하도록 구성된 전력 공급 모듈; 마스터 및 슬레이브 블록을 연결하는 직렬 주변 인터페이스 버스; 및 다-목적 커넥터 중 하나 이상의 존재를 포함한다. 본 발명의 수신기는 전도성 전송된 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 또한, 수신기를 포함하는 시스템 및 그 사용방법이 제공된다. 또한, 투약 전달 시스템과 병용하기 위한 수신기 사용 시스템 및 방법도 제공된다.

**대표도** - 도1a



(72) 발명자

**베호자디, 야사르**

미국, 캘리포니아 94107, 샌프란시스코, 킹 스트리트 #520 88

**아르네, 로렌스**

미국, 캘리포니아 94063, 레드우드 시티, 폴턴 스트리트 24

**로우베리, 케네스**

미국, 캘리포니아 95112, 산호세, 유니트 343, 노스 2 스트리트 415

**허치슨, 제임스**

미국, 캘리포니아 94306, 팔로 알토, 실바 코트 4384

**레이치너, 로버트**

미국, 캘리포니아 94025, 멘로 파크, 던스뮤어 웨이 131

**새배지, 조지**

미국, 캘리포니아 94028, 포틀라 벨리, 웨스트리지 드라이브 1180

**툼슨, 앤드류**

미국, 캘리포니아 94028, 포틀라 벨리, 웨스트리지 드라이브 840

**즈데블릭, 마크**

미국, 캘리포니아 94028, 포틀라 벨리, 라 메사 드라이브 300

**크레이들러, 마크**

미국, 캘리포니아 94086, 썬니베일, 이스트 맥킨리 애비뉴 645

**하페지, 후만**

미국, 캘리포니아 94065, 레드우드 시티, 에디스톡 코트 64

**덕, 로버트**

미국, 캘리포니아 94109, 샌프란시스코, #118, 워싱턴 스트리트 1800

(30) 우선권주장

61/160,289 2009년03월13일 미국(US)

61/240,571 2009년09월08일 미국(US)

61/251,088 2009년10월13일 미국(US)

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

대상자의 피부에 탈착가능하게 고정될 수 있는 생리학적 통신 수신기에 있어서, 상기 수신기는,  
하우징과,

상기 하우징 내에 고정되는 전력원과,

상기 전력원에 전기적으로 연결되고, 상기 하우징 내에 고정되는 처리 유닛과,

상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되고 상기 하우징의 주변부에 고정되어 대상자의 피부와 접촉하는 적어도 2개의 전극

을 포함하며,

상기 처리 유닛은 전극을 통해 고주파수 전류 흐름의 형태로 정보를 검출 및 수집하고, 상기 고주파수 전류 흐름은 상기 대상자와 연결되어 있는 장치에 연결되는 것을 특징으로 하는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 처리 유닛은 전극을 통하여 저주파수 전류 흐름의 형태로 생리학적 정보를 검출 및 수집하고, 저주파수 정보는 대상자의 생리 기능과 연관되는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되는 통신 모듈을 더 포함하고, 상기 통신 모듈은 상기 대상자 외부의 장치와 수신기 사이에서 무선 통신을 행하여, 수신기가 대상자 외부의 장치에 생리학적 정보를 제공할 수 있도록 하는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 4

제 3 항에 있어서, 통신 모듈은 주파수 호핑 스프레드 스펙트럼 통신 프로토콜을 이용하는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 5

제 2 항에 있어서, 상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되는 통신 모듈을 더 포함하고, 상기 통신 모듈은 대상자 외부의 장치와 수신기 사이에서 무선 통신을 행하여, 수신기가 신체 외부의 장치에 제어 정보를 제공할 수 있고, 제어 정보는 대상자와 연결된 장치에 의해 제공되는 고주파수 전류 정보로부터 도출되도록 하는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 6

제 5 항에 있어서, 대상자 외부의 장치는 약물 전달 시스템과 연계된 제어 유닛이고, 상기 약물 전달 시스템은 약물을 포함하고 약물의 전달 투여를 변화시킬 수 있는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 7

제 6 항에 있어서, 약물 전달 시스템은 유체를 함유하도록 구성되는 챔버를 갖는 유체 함유 유닛과, 유체 함유 유닛에 고정된 플런저를 포함하며, 상기 플런저는 수신기에 의해 제공되는 제어 정보에 근거하여 제어 유닛에 의해 제어되는 생리학적 통신 수신기.

### 청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 유체 함유 유닛은 유체를 함유하는 정맥주사용 용기(intravenous bag)인 생리학적 통신 수신기.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서, 전력원과 상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되는 전력 관리 모듈을 더 포함하고, 상기 전력 관리 모듈은 전력원으로부터 처리 유닛으로 출력되는 전력을 제어하고, 상기 전력 관리 모듈은 고주파수 전류 흐름이 존재하는 지를 측정하기 위해 주변 환경을 모니터링하며, 고주파수 전류 흐름이 검출될 경우 비활성 상태에서 활성 상태로 처리 유닛을 전환하는 생리학적 통신 수신기.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈은,  
 처리 유닛이 활성 상태일 때 전력원으로부터 처리 유닛에 출력되는 고전력을 제어하는 고전력 작동 모듈과,  
 처리 유닛이 활성 비-작동 상태일 때 전력원으로부터 처리 유닛에 출력되는 중간 전력을 제어하는 중간 전력 작동 모듈과,  
 처리 유닛이 비활성 상태에 있을 때, 전력원으로부터 출력되는 저전력을 제어하고, 고주파수 전류 흐름에 대해 대상자의 피부를 모니터링하는 저전력 작동 모듈  
 을 포함하는 생리학적 통신 수신기.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈은 처리 유닛을 활성 비-작동 상태로 전환시키도록 중간 전력 작동 모듈에 신호를 전송하기 위한 비콘 모듈을 포함하는 생리학적 통신 수신기.

**청구항 12**

제 11 항에 있어서, 상기 비콘 모듈은,  
 카운터와,  
 카운터에 연결되어 복수의 비콘 신호를 발생시키는 비콘 신호 발생기와,  
 비콘 신호 발생기에 연결되어, 복수의 비콘 신호 각각 사이의 시간 경과를 측정하기 위해 상기 비콘 신호 발생기가 이용하는 알고리즘을 저장하는 메모리 유닛  
 을 포함하며,  
 상기 전력 관리 모듈은 비콘 모듈이 복수의 비콘 신호 중 적어도 하나의 비콘 신호를 발생시켰는 지를 측정하기 위해 비콘 모듈을 모니터링하는 생리학적 통신 수신기.

**청구항 13**

제 1 항에 있어서,  
 상기 처리 유닛과 전력원에 연결되는 커넥터 라우팅 유닛과,  
 대상자 외부에 있으며, 수신기에 물리적으로 연결된 장치와 전력원 및 처리 유닛 사이의 전기적 연결 경로를 제어하는 상기 커넥터 라우팅 유닛에 전기적으로 연결되는 다용도 커넥터 유닛  
 을 더 포함하는 생리학적 통신 수신기.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서, 상기 대상자 외부의 장치로부터의 전기 신호는 전력원을 충전하는 외부 전력 공급원으로부터 제공되는 생리학적 통신 수신기.

**청구항 15**

대상자와 관련된 생리학적 정보를 검출하기 위한 수신기에 있어서,  
 하우징 내에 고정되는 전력원과,

상기 전력원에 전기적으로 연결되고 하우징 내에 고정되어, 전력원을 제어하는 전력 관리 모듈과,  
 상기 전력 관리 모듈에 전기적으로 연결되고 상기 하우징 내에 고정되는 처리 유닛으로서, 상기 처리 유닛은 대상자 내부의 장치에 의해 생성되는 고주파수 전류 흐름 및 대상자의 생리 기능과 관련된 저주파수 전류 흐름의 형태로 정보를 검출 및 수집하는, 상기 처리 유닛과,  
 상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되고 하우징 내에 고정되는 통신 모듈로서, 상기 통신 모듈은 수신기와 대상자 외부의 장치 사이에서 통신을 행하여, 상기 수신기가 상기 외부 장치에 생리학적 정보를 제공할 수 있고, 생리학적 정보에 근거하여 다른 외부 장치에 제어 정보를 제공할 수 있도록 하는, 상기 통신 모듈  
 을 포함하는 생리학적 정보 검출용 수신기.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서, 상기 하우징 내에 고정되는 전달 장치를 더 포함하고, 상기 전달 장치는 함유 유닛과 제어 유닛을 포함하며,  
 상기 함유 유닛은  
 유체를 함유하기 위한 챔버와,  
 상기 챔버에 고정되는 플런저와,  
 상기 챔버에 고정되어 상기 대상자의 피부를 관통할 수 있는 마이크로니들을 포함하고,  
 상기 제어 유닛은 상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되어, 상기 처리 유닛에 의해 제공되는 투여 제어 정보에 근거하여 플런저를 제어하며, 상기 플런저를 이동시켜서 마이크로니들을 통해 유체를 분출하도록 하는,  
 생리학적 정보 검출용 수신기.

**청구항 17**

제 15 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈은,  
 처리 유닛이 활성 상태일 때 전력원으로부터 처리 유닛에 출력되는 고전력을 제어하는 고전력 작동 유닛과,  
 처리 유닛이 활성 비-작동 상태일 때 전력원으로부터 처리 유닛에 출력되는 중간 전력을 제어하는 중간 전력 작동 유닛과,  
 처리 유닛이 비활성 상태에 있을 때, 전력원으로부터 출력되는 저전력을 제어하고, 고주파수 전류 흐름에 대해 대상자의 피부를 모니터링하는 저전력 작동 유닛  
 을 포함하는 생리학적 정보 검출용 수신기.

**청구항 18**

제 17 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈은 처리 유닛을 활성 비-작동 상태로 전환시키도록 중간 전력 작동 모듈에 신호를 전송하기 위한 비콘 모듈을 포함하여, 상기 처리 유닛이 고주파수 전류 흐름 형태의 정보가 존재하는지를 측정할 수 있도록 하고, 처리 유닛이 고주파수 전류 흐름 형태의 정보를 검출할 경우 전력 관리 모듈이 처리 유닛에 고전력을 공급하는 생리학적 정보 검출용 수신기.

**청구항 19**

대상자 내에 함유된 전도 유체의 전류 흐름에 인코딩되는 데이터를 검출 및 수집하기 위한 수신기에 있어서,  
 하우징과,  
 상기 하우징에 고정되는 전력원과,  
 데이터 통신을 분석하기 위해 하우징에 고정되는 작동 유닛과,  
 상기 하우징에 고정되고, 상기 전력원 및 작동 유닛에 전기적으로 연결되는 전력 관리 모듈과,  
 상기 하우징에 고정되는 다용도 연결 유닛

을 포함하며, 상기 작동 유닛은,

전류 흐름을 검출하기 위한 적어도 하나의 센서와,

대상자 내부의 장치로부터 고주파수 전류 흐름 형태의 데이터를 검출하기 위한 고주파수 모듈과, 대상자의 생리학적 파라미터와 관련된 저주파수 전류 흐름 형태의 데이터를 검출하기 위한 저주파수 모듈

을 포함하며,

상기 전력 관리 모듈은, 전력원으로부터 작동 유닛으로 공급된 전력을 제어하고, 데이터 통신이 존재하는 지를 측정하기 위해 주변 환경을 모니터링하여, 데이터 통신이 존재할 경우 비활성 상태에서부터 활성 상태로 작동 유닛을 전환하며,

상기 다용도 연결 유닛은 상기 수신기에 물리적으로 연결되는 대상자 외부의 장치 사이에서 전기적 연결을 제어하고, 상기 다용도 연결 유닛은,

작동 유닛과 전력원에 연결되는 커넥터 라우팅 유닛과,

상기 커넥터 라우팅 유닛에 전기적으로 연결되는 다용도 커넥터

를 포함하는, 데이터 검출 및 수집용 수신기.

#### 청구항 20

제 19 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈은,

작동 유닛이 활성 상태일 때 작동 유닛에 높은 전력을 공급할 수 있는 고전력 작동 모듈과,

작동 유닛이 활성 비-작동 상태일 때 작동 유닛에 전력을 공급할 수 있는 중간 전력 작동 모듈과,

작동 유닛이 비활성 상태에 있을 때 전류 흐름의 데이터 통신을 모니터링하기 위한 저전력 작동 모듈

을 포함하는 데이터 검출 및 수집용 수신기.

#### 청구항 21

전도 유체를 통한 이온성 방출을 이용하여 데이터 통신을 검출하기 위한 이온성 방출 통신 수신기에 있어서,

외측 케이스를 포함하는하우징과,

상기 하우징 내에 고정된 전력원과,

상기 하우징 내에 고정되어, 상기 전력원으로부터 전력을 수신하는 작동 유닛

을 포함하고,

상기 작동 유닛은

상기 하우징의 외측 케이스에 고정되어, 상기 전도 유체와 접촉하게 될 수 있는 적어도 하나의 전극과,

상기 적어도 하나의 전극에 전기적으로 연결되는 처리 유닛과,

상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되는 메모리 유닛

을 포함하며,

상기 적어도 하나의 전극은 통신하고 있는 이온성 방출을 검출하고, 상기 데이터는 이온성 방출에서 인코딩되어, 용액 내로 물질의 제어된 용해를 이용하여 전도 유체를 통하여 전송되는 이온성 방출 통신 수신기.

#### 청구항 22

매체 내에 함유된 전도 유체를 통하여 전류 흐름 형태로 전송되는 데이터를 검출 및 수집하기 위한 수신기에 있어서,

하우징과,

상기 하우징에 고정되는 전력원과,

상기 하우징에 고정되어, 데이터 통신을 분석하기 위한 작동 유닛과,  
 상기 하우징에 고정되고, 전력원에 전기적으로 연결되는 전력 관리 모듈  
 을 포함하며,  
 상기 작동 유닛은  
 전류 흐름을 검출하기 위한 적어도 하나의 센서와,  
 고주파수 전송 데이터를 검출하기 위한 고주파수 모듈과,  
 저주파수 전송 데이터를 검출하기 위한 저주파수 모듈  
 을 포함하며,  
 상기 전력 관리 모듈은 전력원으로부터 작동 유닛에 공급되는 전력을 제어하고, 상기 전력 관리 모듈은,  
 작동 유닛이 활성 상태에 있을 때 작동 유닛에 고전력을 공급하기 위한 고전력 작동 모듈과,  
 작동 유닛이 활성 비-작동 상태에 있을 때 작동 유닛에 전력을 공급하기 위한 중간 전력 작동 모듈과,  
 작동 유닛이 비활성 상태에 있을 때 전류 흐름 내 데이터 통신을 모니터링하기 위한 저전력 작동 모듈  
 을 포함하며,  
 상기 전력 관리 모듈은 전류 흐름 내 데이터 통신이 존재하는 지를 측정하기 위해 주변 환경을 모니터링하고,  
 상기 전력 관리 모듈은 전류 흐름 내 데이터 통신이 존재할 경우 비활성 상태에서부터 활성 상태로 작동 유닛을  
 전환시키는  
 데이터 검출 및 수집용 수신기.

**청구항 23**

제 22 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈은, 전류 흐름으로의 데이터 전송이 검출되지 않을 경우, 작동 유닛이 비활성 상태로 되돌아가도록 작동 유닛에 대한 전력 공급을 감소시키는 데이터 검출 및 수집용 수신기.

**청구항 24**

제 22 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈과 작동 유닛에 전기적으로 연결되는 전송 모듈을 더 포함하며, 상기 전송 모듈은 전류 흐름으로의 데이터 전송의 분석과 관련된 정보를 통신하는 데이터 검출 및 수집용 수신기.

**청구항 25**

제 22 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈에 연결되고 하우징에 고정되는 무선 통신 모듈을 더 포함하며, 상기 무선 통신 모듈은 주파수 호핑 스프레드 스펙트럼 통신 프로토콜을 이용하여 수신기에 대한 입력 및 출력 통신을 제공하는 데이터 검출 및 수집용 수신기.

**청구항 26**

제 25 항에 있어서, 상기 무선 통신 모듈을 통해 통신할 수 있는 외부 프로그래밍 장치를 더 포함하고, 상기 프로그래밍 장치는 비콘 유닛의 메모리 유닛에 저장되는 프로그래밍 정보를 변경시키는 데이터 검출 및 수집용 수신기.

**청구항 27**

제 22 항에 있어서, 상기 하우징에 고정되어, 수신기의 배향 변화를 검출하고, 배향 변화에 따라 배향 신호를 발생시키는 가속도계를 더 포함하며, 상기 전력 관리 모듈은, 배향 변화가 발생하였는 지를 측정하기 위해 가속도계를 모니터링하고, 상기 전력 관리 모듈은 배향 변화를 검출함에 따라 수신기의 상태를 변경시키는 데이터 검출 및 수집용 수신기.

**청구항 28**

전도 유체를 통한 이온성 방출을 이용하여 데이터 전송을 검출하기 위한 이온성 방출 통신 수신기에 있어서,

하우징과,  
 상기 하우징 내에 고정되는 전력원과,  
 상기 하우징 내에 고정되어, 상기 전력원으로부터 전력을 수신하는 작동 유닛  
 을 포함하며, 상기 작동 유닛은  
 적어도 하나의 전극과,  
 상기 적어도 하나의 전극에 전기적으로 연결되는 처리 유닛과,  
 상기 처리 유닛에 전기적으로 연결되는 메모리 유닛  
 을 포함하며, 상기 적어도 하나의 전극은 통신되는 이온성 방출을 검출하고, 데이터는 이온성 방출에서 인코딩  
 되어, 용액으로 물질의 제어형 용해를 이용하여 전도 유체를 통해 전송되는 이온성 방출 통신 수신기.

**청구항 29**

제 28 항에 있어서, 하우징 내에 고정되어, 전력원 및 작동 유닛에 전기적으로 연결되는 전력 관리 모듈을 더  
 포함하며, 상기 전력 관리 모듈은 전력원으로부터 작동 유닛으로 공급되는 전력을 제어하고, 상기 전력 관리 모  
 들은,  
 작동 유닛이 활성 상태에 있을 때 작동 유닛에 고전력을 공급할 수 있는 고전력 작동 모듈과,  
 작동 유닛이 활성 비-작동 상태에 있을 때 작동 유닛에 전력을 공급하기 위한 중간 전력 작동 모듈과,  
 작동 유닛이 비활성 상태에 있을 때 전류 흐름 내 데이터 통신을 모니터링하기 위한 저전력 작동 모듈  
 을 포함하는 이온성 방출 통신 수신기.

**청구항 30**

제 29 항에 있어서, 상기 전력 관리 모듈과 작동 유닛에 전기적으로 연결되는 전송 모듈을 더 포함하며, 상기  
 전송 모듈은 이온성 방출의 분석과 관련된 정보를 전송하고, 상기 전송 모듈은 이온성 수신기에 대해 무선 입력  
 및 출력 통신을 제공하기 위한 무선 통신 모듈을 포함하는 이온성 방출 통신 수신기.

**청구항 31**

제 30 항에 있어서, 상기 하우징에 고정되어, 이온성 수신기의 배향 변화를 검출하고, 배향 변화에 따라 배향  
 신호를 발생시키는 가속도계를 더 포함하고, 상기 전력 관리 모듈은 배향 변화가 발생하였는지를 측정하기 위해  
 가속도계를 모니터링하고, 배향 변화를 검출함에 따라 상기 전력 관리 모듈은 이온성 수신기의 상태를 변경시키  
 는 이온성 방출 통신 수신기.

**청구항 32**

제 28 항에 있어서, 전도 유체가 하우징에 유입되는 것을 방지하기 위해 구성되는 하우징 상의 보호막을 더 포  
 함하는 이온성 방출 통신 수신기.

**청구항 33**

제 28 항에 있어서, 상기 작동 유닛은,  
 ECG 센서 모듈과,  
 임피던스 측정 모듈과,  
 살아있는 대상자의 위치를 추적하기 위한 GPS 모듈과,  
 활성제를 하우징하는 전달 제어 모듈에 연결되는 마이크로니들  
 을 포함하고, 상기 전달 제어 모듈은 마이크로니들을 이용하여 활성제를 살아있는 대상자에게 전달하는 이온성  
 방출 통신 수신기.



**청구항 34**

제 33 항에 있어서, 상기 작동 유닛은 간질성 발작 검출 모듈을 포함하는 이온성 방출 통신 수신기.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 관련 출원 참조

[0002] 미국특허법 (35 U.S.C) 제110조(e)에 근거하여, 이 출원은 미국 가특허 출원 제61/122,723호(2008년 12월 15일 출원), 미국 가특허 출원 제61/160,289호(2009년 3월 13일 출원), 미국 가특허 출원 제61/240, 571호(2009년 9월 8일 출원), 및 미국 가특허출원 제61/251,088호(2009년 10월 13일 출원)의 출원일에 대해 우선권을 주장하며, 이 출원의 개시내용이 이 명세서에 참조로서 포함된다. 또한, 이 출원은 미국 특허 출원 제 11/912,475호(2006년 4월 28일)의 일부 계속 출원이며, 미국 특허 출원 제12/324,798호(2008년 11월 26일)의 일부 계속 출원이고, 이 출원의 개시내용이 이 명세서에 참조로서 포함된다.

[0003] 본 발명은 통신 시스템 내의 수신기에 관한 것으로, 더 구체적으로는 전력을 관리하고 투약을 제어하는 능력을 갖는 전도성 솔루션을 통해 전류 흐름(flow)에서 인코딩된 데이터 전송을 검출하는 수신기에 관한 것이다.

**배경기술**

[0004] 개인적 이벤트(즉, 지정된 개인에 특정된 이벤트)를 알리고자 하는 의학적 및 비-의학적 응용에 대한 많은 경우가 존재한다. 지정된 개인에 특정된 이벤트를 알리고자 하는 의학적 응용의 예로는 질병증상, 약물의 투여, 등을 포함하는 하나 이상의 해당 생리학적 파라미터의 개시(onset)를 포함하지만, 이에 한정되는 것은 아니다. 지정된 개인에 특정된 이벤트를 알리고자 하는 비-의학적 응용의 예로는 특정한 유형의 음식의 섭취(예를 들면, 조절된 다이어트 중인 개인에 있어서), 운동 요법(regimen)의 개시, 등을 포함하지만 이에 한정되지는 않는다.

[0005] 개인 이벤트를 공지하기 원하는 많은 경우들이 있기 때문에, 다양한 다른 방법 및 기술이 이러한 공지를 가능하게 하기 위해 개발되었다. 예를 들어, 개인, 예를 들면, 환자 및/또는 이들의 건강 관리 제공자(health care provider)가 이벤트의 시간 및 날짜를 예를 들면, 수기 또는 데이터 입력으로 기록할 수 있도록 일지(log books) 및 기술들이 개발되어 왔다. 그러나, 개인적인 이벤트 모니터링에 있어서 지속적으로 개선할 필요성이 존재한다. 예를 들어, 이벤트가 일어날 때 수동 로깅은 시간 소모적일 수 있고 예러가 나기 쉽다.

[0006] 발명의 요약

[0007] 외장형, 이식형, 반-이식형 등일 수 있는 수신기가 제공된다. 본 발명 수신기의 양태로는 고 전력-저 전력 모듈; 중계 모듈; 고 전력 프로세싱 블록으로의 하나 이상의 전력 공급을 활성화 및 비활성화하도록 구성된 전력 공급 모듈; 마스터 및 슬레이브 블록을 연결하는 직렬 주변 인터페이스 버스; 및 다중-목적 커넥터 중 하나 이상의 존재를 포함한다. 본 발명의 수신기는 전도성 전송된 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 또한, 수신기를 포함하는 시스템 및 그 사용방법이 제공된다.

**도면의 간단한 설명**

[0008] 도 1은 생체를 통하는 데이터 전송의 검출을 위한 수신기를 나타낸다.

도 1a는 본 발명의 교사에 따른 도 1의 수신기의 블록도이다.

도 1b는 본 발명의 교사에 따른 도 1a의 수신기의 전력 관리 모듈의 블록도이다.

도 2는 일 양태에 따라, 수신기에 존재할 수 있는 코히런트 변조를 수행하는 변조 회로의 기능 블록도이다.

도 3a는 전송 신호 반복 주기보다 긴 스니프 주기를 제공하는 비콘 스위칭 모듈을 나타낸다.

도 3b는 짧은 그러나 빠른 스니프 주기를 제공하며 긴 송신 패킷이 제공되는 비콘 스위칭 모듈을 나타낸다.

도 3c는 일 양태에 따라, 스니프 모듈에 의해 수행된 스니프 과정에 대한 흐름도를 나타낸다.

도 3d는 일 양태에 따라, 수신기 내의 비콘 모듈을 위한 기능 블록도를 나타낸다.

도 4는 비콘이 하나의 주파수와 관련되고, 메시지가 다른 주파수와 관련되는 비콘 기능성을 나타낸다.

- 도 5는 일 양태에 따라, 수신기 내에 존재할 수 있는 ECG 감지 모듈의 기능 블록도를 나타낸다.
- 도 6은 일 양태에 따라, 본 발명의 수신기에 존재할 수 있는 가속도계 모듈의 기능 블록도를 나타낸다.
- 도 7은 일 양태에 따라, 수신기에 존재할 수 있는 다른 기능 모듈의 블록도를 나타낸다.
- 도 8은 일 양태에 따른 수신기의 블록도이다.
- 도 9는 일 양태에 따른 수신기 내 고 주파 신호 체인의 블록도를 제공한다.
- 도 10은 일 양태에 따른, 외부 신호 수신기의 삼차원 도면이다.
- 도 11은 일 양태에 따른 도 10에 도시된 신호 수신기의 분해도를 제공한다.
- 도 12는 일 양태에 따른, 도 10 및 11에 도시된 신호 수신기의 접촉성 패치 부품의 분해도를 제공한다.
- 도 13a 내지 13e는 일 양태에 따른, 2-전극 외부 신호 수신기의 다양한 도면을 제공한다.
- 도 14a 내지 14d는 일 양태에 따른 도 13a 내지 13e에 도시된 것과 같은 신호 수신기에 존재할 수 있는 하드웨어 구성의 블록도를 제공한다.
- 도 15a는 일 양태에 따라 신호 수신기 및 섭취 이벤트 마커(event marker)를 포함하는 시스템이 사용될 수 있는 방법을 나타내는 도면을 제공한다.
- 도 15b는 수신기로부터 제어 정보를 수신하고 투약 전달을 제어하는 제약학적 전달 시스템을 제공한다.
- 도 16은 환자에 연결된 수신기를 나타내는 블록도를 제공한다.
- 도 17은 외부 충전기에 연결된 수신기를 나타내는 블록도를 제공한다.
- 도 18은 외부 제어 및 데이터 연결 장치에 연결된 수신기를 나타내는 블록도를 제공한다.
- 도 19a-19b는 전압 레벨에 근거하여 신호를 구별하는 본 발명의 일 양태에 따른 라우터를 나타내는 도면이다.
- 도 20a-20c는 주파수에 근거하여 신호를 구별하는 본 발명의 일 양태에 따른 라우터를 나타내는 도면이다.
- 도 21은 활성 스위치를 이용함으로써 신호를 구별하는 본 발명의 일 양태에 따른 라우터를 나타내는 도면이다.
- 도 22a-c(전체적으로 도 22로 지칭됨)는 본 발명의 일 양태에 따라 다목적 전극 연결을 위한 회로도를 제공한다.
- 도 23a-b(전체적으로 도 23으로 지칭됨)는 본 발명의 일 양태에 따른 외부 수신기의 내부 전원 블록을 위한 회로도를 제공한다.
- 도 24a-c(전체적으로 도 24로 지칭됨)는 본 발명의 일 양태에 따른 외부 수신기의 내부 전원 블록을 위한 회로도를 제공한다.
- 도 25는 컴포넌트/기능성 관계를 나타내는 도면을 제공한다.
- 도 26a-b(전체적으로 도 26으로 지칭됨)는 일 양태에 따른, 다목적 커넥터를 포함하는 수신기의 다양한 컴포넌트로의 전력 공급을 제어하기 위한 회로의 회로도를 제공한다.
- 도 27은 일 양태에 따라, 전극 임피던스 측정 모듈 내의 구동 기법을 모델링하는 회로도를 제공한다.
- 도 28은 본 발명의 일 양태에 따라, 3-와이어 옴미터를 사용하여 전극 임피던스 측정 모듈에 대한 회로도를 제공한다.
- 도 29는 수신기의 전력 관리 모듈 및 동작에 대한 상태 흐름도를 나타낸다.
- 도 30은 일 양태에 따른, 하드웨어 가속기 모듈의 블록도를 제공한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0009] 외장형 또는 이식형일 수 있는 수신기가 제공된다. 본 발명의 수신기의 양태들은 다음 중 하나 이상의 존재를 포함한다: 고 전력-저 전력 모듈; 중개자 모듈; 고 전력 프로세싱 블록으로의 하나 이상의 전력 공급을 활성화 및 비활성하도록 구성된 전력원 모듈; 마스터 및 슬레이브 블록을 연결하는 직렬 주변 인터페이스 버스; 및 다

목적 커넥터. 본 발명의 수신기는 전도성 송신 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 또한, 수신기를 포함하는 시스템 및 그 사용방법도 제공된다.

[0010] 본 발명의 수신기는 하우징 내에 존재하는 회로 및 로직을 포함하는 전기 장치로서, 이 장치는 하나 이상의 의학적 기능을 수행하도록 구성된다. "의학적"이란 용어는 환자와 같은, 생체의 건강에 관하여 수행된 임의적 유형의 기능을 칭하기 위해 폭넓게 사용된다. 이와 같이, 이 장치는 그 생체가 건강하거나 질병 상태인지 여부에 관계없이 생체의 하나 이상의 파라미터에 대한 데이터를 수신하는 기능을 하는 경우에 의료 장치인 것으로 간주된다. 해당 파라미터는 생리학적 파라미터, 섭취 이벤트 마커(IEM:ingestible event marker)와 같은 다른 의학적 장치로부터의 신호, 등과 같은, 하기에서 보다 상세히 설명되는 것들을 포함한다. 이와 같이, 해당 의료 장치는 예를 들면, 하기에서 보다 상세히 설명되는 바와 같이, 치료용 또는 비-치료용으로 사용될 수 있는 것들이다.

[0011] 본 발명의 특정 구현예에서, 수신기는 생체, 예를 들면, 환자와 안정적으로 연결되도록, 생체의 이동이 실질적인 충격을 주지 않으나, 장시간 동안, 신호 수신 기능성과 같은 의도된 기능을 제공하는 방식으로, 사이즈가 정해진 장치이다. 본 명세서에 사용된 것과 같은 용어 "환자"는 질병이나 비정상 상태로 고통을 겪는 것으로 알려진 또는 고통받는 것으로 여겨지는 생체뿐만 아니라 건강한 생체를 광범위하게 지칭한다. 본 발명의 교사에 따른 수신기는 임의의 편리한 수단에 의해 환자의 신체에 연결될 수 있다. 가령, 환자의 몸이나 옷에, 예를 들면 테이프를 이용하거나 클립, 루프 또는 벨트를 사용하여, 장치를 부착할 수 있다. 선택적으로, 장치는 환자의 포켓과 같은 환자가 입을 옷의 칸막이 내막에 배치될 수 있다. 원하는 경우에, 장치는 예를 들면, 수 분에서 수 개월의 장시간 동안 환자와 계속적으로 연결되어 있도록 구성될 수 있다. 일 예로서, 장치는 일 주 이상의 기간 동안 환자와 계속 연결되어 있도록 구성될 수 있다. 어떤 경우에, 장치는 생체의 국소적인 피부 부위와 직접적으로 연결되도록 구성된다. 또 다른 양태에서, 장치는 이식될 수 있도록 구성된다. 장치가 생체의 이동에 실질적으로 영향을 주지 않는 방식으로 생체와 안정적으로 연결되도록 사이즈가 정해짐에 따라, 장치의 여러 양태는 사람과 같은 생체에 이용될 때, 생체가 이동 능력 면에서 차이를 경험하지 않도록 하는 치수를 가진다. 이와 같이, 이러한 양태에서, 장치는 크기 및 모양이 물리적으로 이동하기 위한 객체의 능력을 방해하지 않도록 치수가 정해진다. 본 발명의 장치는 예를 들면 진술한 것과 같이, 국소적인 신체 위치에 적용될 때, 기능을 제공하는 사이즈를 가질 수 있다. 이러한 경우에, 장치는, 25cm<sup>2</sup> 이하(가령 20cm<sup>2</sup> 이하)를 포함하여 50cm<sup>2</sup> 이하(가령 30cm<sup>2</sup>)의 총 체적을 가질 수 있다. 특정 양태에서, 이 장치는 약 1cm<sup>2</sup> 이하를 포함하여, 약 3cm<sup>2</sup> 이하와 같이 약 5cm<sup>2</sup> 이하의 공간 체적을 갖는 작은 크기이다. 본 발명의 장치는 15cm 이하를 포함하는 30cm 이하(가령 20 cm 이하)가 최장인 치수를 가질 수 있다.

[0012] 수신기의 작은 사이즈에도 불구하고, 장치는 장시간 동안 동작할 수 있다. 이와 같이, 수신기는 1개월 이상 또는 3개월 이상 또는, 6개월 이상(12 개월 이상을 포함)을 포함하는, 1 주 이상(가령, 2 주 이상)의 기간 동안 동작할 수 있다. 장시간에 걸쳐 이러한 동작을 제공하기 위하여 그리고 작은 사이즈의 수신기를 고려할때, 장치는 저 전력 소비용으로 구성된다. 저 전력 소모는 24 시간 동안 장치의 평균 전력 소모가 mA 이하(가령, 100uA 이하, 10 uA 이하 포함)가 되는 것을 의미한다. 아이들 모드(하기에서 보다 상세히 설명됨)로 존재할 때 수신기의 평균 전류 사용량은 100uA 이하(가령, 1uA 이하, uA 이하를 포함)이다. 저장 모드(하기에서 보다 상세히 설명됨)로 존재할 때 수신기의 평균 전류 사용량은 10uA 이하(가령, 1uA 이하, 0.1uA 이하를 포함)이다. 어떤 경우에, 활성 상태(이하에서 상세히 설명됨)로 존재할 때, 수신기의 전류 사용량은 3uA 내지 30mA(가령 30uA 내지 3mA, 30uA 내지 300uA 포함)의 범위이다.

[0013] 특정한 양태에서, 본 발명의 수신기는 신호 수신기이다. 신호 수신기는 트랜스-바디 전도성 송신 신호(이하에서 보다 상세히 검토됨)와 같은, 다른 장치로부터의 신호를 수신하도록 구성되는 장치이다. 수신기가 신호 수신기이면, 수신기는 이하에 더 상세하게 설명된 것과 같이, 섭취형 이벤트 마커 방출 신호를 수신하도록 구성될 수 있다.

[0014] 본 발명의 수신기는 장치의 하나 이상의 기능을 수행하기 위해 예를 들면 하드웨어 및/또는 소프트웨어 구현을 통해 구성된 다양한 다른 모듈을 포함할 수 있다. 모듈은 모듈의 목적인, 특정한 기능을 수행하는 것을 보조하는 기능을 하기 위해 하나 이상의 기능성 블록으로 구성된다. 이 모듈은 하드웨어, 소프트웨어 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다. 본 발명의 수신기에 존재할 수 있는 모듈은 이하에 보다 상세히 검토된다.

[0015] 장치의 양태는 고 전력-저 전력 모듈을 포함한다. 고 전력-저 전력 모듈은 고 전력 기능 블록 및 저 전력 기능 블록을 포함하는 모듈이다. 저 전력 기능 블록은 프로세싱을 수행하고 저 전류 사용량 및 전력 소모가 요구되는 기능 블록을 의미한다. 저 전력 기능 블록은 적어도 하나의 구분된 기능-예를 들면, 비-고 성능 프로세싱을 필

으로 하는 기능을 수행하며, 이러한 기능의 예는 아이들 상태를 유지하고, 버스를 모니터링하며, 인터럽트 신호와 같은 신호의 발생을 기다리는 것, 등을 포함한다. 저 전력 기능 블록에 해당하는 것은 10uA 이하의 전류(1uA 이하를 포함)를 소모하는 기능 블록이다. 고 전력 기능 블록은 저 전력 기능 블록보다 더 큰 전류 소비 및 전력 소모를 요하는 고성능 프로세싱을 수행하는 기능 블록을 의미한다. 고 전력 기능 블록은, 전도성 송신 신호의 프로세싱, 수신된 생리학적 데이터의 프로세싱 등과 같은, 적어도 하나의 별개의 기능을 수행한다. 더 큰 컴퓨터 프로세싱은 예를 들면, 디지털 신호 프로세싱 알고리즘(가령, FIR(Finite Impulse Response) 필터, FFT(Fast Fourier transform) 등)을 실행하는 것을 포함할 수 있다. 고 전력 기능 블록의 예는 이들의 설계된 기능을 수행하기 위해, 30uA 이상(가령 50uA 이상)의 전류를 소모하는 기능 블록이다.

[0016] 저 및 고 전력 기능 블록은 다양한 서로 다른 방식으로 구현될 수 있다. 예를 들면, 저 및 고 전력 기능 블록은 다른 구성들 중에서도 시스템 온 칩(SOC) 구조의 별개의 회로 소자로 구현될 수 있거나, 또는 별개의 프로세서 상에서 구현될 수 있다. 해당 하드웨어 구현에 관한 추가적인 세부사항이 이하에 제공된다. 해당 수신기는 적어도 하나의 저전력 기능 블록 및 적어도 하나의 고 전력 기능 블록을 포함한다. 어떤 경우에, 수신기는 특정한 수신기를 구현하기 위해 바람직한 추가적인 저 및/또는 고 전력 기능 블록을 포함할 것이다.

[0017] 또한 본 발명의 수신기는 활성 및 비활성 상태 사이의 고 전력 기능 블록을 순환시키도록 구성된 중개자 모듈을 포함할 수 있다. 활성 상태는 기능 블록이 수신 신호의 복조 및/또는 프로세싱, 생리학적 데이터의 프로세싱 등과 같은 지정된 기능 또는 기능들을 수행하는 상태를 의미한다. 비활성 상태는 기능 블록이 지정된 기능 또는 기능들을 수행하지 않는 상태를 의미하며, 여기서 비활성 상태는 예를 들면, 기능 블록이 최소 전류(가령 1uA 이하(0.1uA 이하 포함)를 소모하는 아이들 또는 슬립 상태, 또는 기능 블록이 전류를 소모하지 않는 오프 상태 일 수 있다. "순환(cycle)"은 중개자 모듈이 활성 및 비활성 상태 사이로 고 전력 기능 블록을 전환하는 것을 의미한다. 다르게 설명하면, 중개자 모듈은 활성에서 비활성으로 또는 역으로 기능 블록의 상태를 변경한다. 중개자 모듈은 사전 예정된 스케줄(예를 들면, 수신기의 프로그래밍으로 제공되는 것과 같은) 또는 인가된 자극(stimulus)같은 서로 다른 입력에 따라 고 전력 기능 블록을 활성 및 비활성 사이로 순환시킬 수 있다. 일부 예에서, 중개자 모듈은 사전 예정된 스케줄에 따라 활성 및 비활성 상태 사이로 고 전력 기능 블록을 순환시킬 수 있다. 예를 들어, 중개자 모듈은 매 20 초(가령 매 10초, 매 5초 포함) 마다 활성 및 비활성 상태 사이로 고 전력 기능 블록을 순환시킬 수 있다. 일부의 경우에, 중개자 모듈은, 하나 이상의 사전 예정된 생리학적 파라미터에 응답하여, 사용자 지시(예를 들면, 수신기상의 작동 버튼을 가압함으로써 또는 수신기로 명령 신호를 송신함으로써 구현됨)에 응답하여, 그리고 기타 상황에 응답하여 전도성 송신 신호의 수신과 같은, 인가된 자극에 따라 활성 및 비활성 상태 사이로 고 전력 기능 블록을 순환시킬 수 있다.

[0018] 수신기는 다양한 상태- 예를 들면 아이들 상태 또는 하나 이상의 활성 상태를 가지도록 구성될 수 있다. 따라서, 중개자 모듈은 장치의 지정 시간에 원하는기능에 따라, 활성 및 비활성 상태 사이로 필요시마다 고 전력 기능 블록을 전환시킬 수 있다. 활성 상태에서, 수신기는, 신호 수신, 신호 프로세싱, 신호 전송, 생리학적 데이터 획득, 생리학적 데이터 프로세싱 등과 같은 하나 이상의 활성 기능을 수행한다. 아이들 상태에서, 수신기는 예를 들어, 전술한 바와 같이, 최소 전류를 소모한다. 아이들 상태에서, 수신기는 구성을 유지, 슬립 모드를 유지하는 등과 같은, 전류 소모를 최소화하기 위해 최소 기능을 수행할 수 있다. 그러나, 아이들 상태에서, 수신기는 최소 전류 소모 이상이 요구되는 기능을 수행하지 않는다. 중개자 모듈은 상기한 바와 같이 사전 예정된 스케줄(예를 들면, 수신기의 프로그래밍으로 제공되는 것과 같은) 또는 인가된 자극(stimulus)같은 서로 다른 입력에 따라 활성 및 아이들 상태 사이로 수신기를 전환시킬 수 있다.

[0019] 해당 수신기는 트랜스바디 전도성 신호(가령, IEM 또는 스마트 비경구 장치 신호) 검출 프로토콜을 수행하도록 구성될 수 있다. 이러한 장치는 신호 수신기로 보일 수 있다. 트랜스바디 전도성 신호 검출 프로토콜은 신호 수신기가 IEM 또는 스마트 비경구 장치에 의해 방출된 신호를 수신할 수 있으며, 그리고 예를 들어 이하에 보다 상세히 설명되는 신호 디코딩, 신호 저장, 신호의 타임-스탬핑 및 신호의 재송신과 같은 하나 이상의 임무를 수행함으로써, 원하는 바와 같이 신호를 처리할 수 있는 상태에 있는 프로세스이다.

[0020] 신호 수신기와 같은 해당 수신기는 또한 활성 상태로 있을 때 예를 들면, 이하에 더 상세히 설명된 것과 같은, ECG 데이터, 가속도계 데이터, 온도 데이터 등을 획득하기 위하여 생리학적 데이터 검출 프로토콜을 수행하도록 구성될 수 있다.

[0021] 이제 도 1을 참조하면, 1A 및 1B는 본 발명의 수신기의 일 실시예를 설명한다. 수신기(100)는 생체(102) 상에 위치하는 것으로 도시된다. 수신기(100)는 이러한 생체(102)의 좌측 중간-부위에 부착된 것으로 도시된다. 그러나, 본 발명의 범주가 생체(102) 상의 수신기(100)의 위치에 한정되지는 않는다.

- [0022] 이제 도 1A를 참조하면, 수신기(100)는 전력 유닛 또는 전력원(200), 전극(202A)을 포함하는 동작 유닛(202), 동작 또는 프로세싱 유닛(204) 및 메모리 유닛(206)을 포함한다. 또한, 수신기(100)는 전력 소모를 제어하는 전력 관리 모듈(208)을 포함한다. 수신기(100)는 송신 모듈(210)을 사용하여 다른 인접 장치와 통신할 수 있다. 나아가, 수신기(100)는 수신기(100)의 배향의 검출을 위해 가속도계와 같은 다양한 형상물을 포함할 수 있다. 생체가 누워있거나 또는 수평 방향으로 있는 일부의 경우에, 수신기(100)는 그 위치 및 생체가 그 위치를 유지하는 지속 시간을 검출할 수 있다.
- [0023] 추가로, 수신기(100)는 하나 이상의 별개의 생리학적 파라미터 감지 능력을 추가로 포함할 수 있다. 생리학적 파라미터 감지 능력은, 제한되는 것은 아니지만 심박동수, 호흡수, 온도, 압력, 유체의 화학적 성분, 예를 들면, 혈액 내 분석물 검출, 유체 상태, 혈액 유속, 가속도계 모션 데이터, IEGM(intra cardiac electrogram) 데이터 등과 같은 생리학적 파라미터 또는 바이오마커(biomarker)를 감지하는 능력을 의미한다.
- [0024] 따라서, 수신기(100)는 생체가 단순히 누워있는지 또는 생체가 그 위치에 놓이도록 하는 약간의 의리적 상태를 경험하고 있는지를 측정할 수 있는 생리학적 파라미터 측정 도구를 포함할 수 있다. 예를 들어, 생체는 심부전을 가질 수 있고, 수신기(100)는 그 상태를 검출할 수 있으며, 가속도계로부터 정보와 조합하여, 수신기(100)는 환자가 잠재적으로 심각한 의학적 상태를 가지는지를 측정할 수 있다. 다른 예는 생체가 간질 발작으로 고통을 받는 경우를 포함한다. 가속도계(212)는 수신기(100)로 정보를 제공하고 측정된 생리학적 파라미터와 결합된 가속도계(212)로부터 정보는 수신기(100)가 즉각적인 주의를 요하는 의학적 상태가 발생했다는 것을 측정할 수 있도록 한다.
- [0025] 이제 도 1b를 참조하면, 전력 관리 모듈(208)은 고 전력 동작 모듈(300), 중개자 전력 동작 모듈(302), 및 저 전력 동작 모듈(304)을 포함한다. 전력 관리 모듈(208)은 비콘 스위칭 모듈(306)을 통해 수신기(100)의 컴포넌트로 공급된 전력을 제어한다. 비콘 스위칭 모듈(306)은 수신기(100)의 다양한 모듈 및 유닛에 의해 제공된 정보에 따라 전력 관리 모듈(208)이 수신기의 상태를 활성에서 활성 비-동작으로 그리고 비활성 상태로 전환시킬 수 있는 신호를 발생한다.
- [0026] 전술한 것과 같이, 도 1에 설정된 실시예에서, 수신기(100)는 환경에 의해 제공된 정보에 따라 하나의 상태에서 다른 상태로 이동할 수 있다. 아이들 또는 비활성 상태에서, 수신기(100)는 임의의 활성 기능을 수행하지 않고 아이들을 유지한다. 수신기(100)는 비활성 상태 또는 기타 상태들 사이로 수행되는 요구 기능(들)에 따라 전환될 수 있다. 기능에 따라, 중개자 전력 동작 모듈은 비활성 상태(예, 아이들) 및 활성 상태 사이로 수신기(100)를 전환시킬 수 있다. 예를 들어, 수신기(100)가 비활성 상태에서 검출 또는 활성 비-동작 상태로, ECG 및/또는 가속도계 데이터를 수집하기 위해 전환될 때, 중개자 모듈은 비활성(가령 아이들) 상태에서 활성 상태로 수신기(100)를 전환한다. 수신기(100)가 ECG 및 가속도계 데이터를 수집한 때, 중개자 모듈은 수신기(100)를 다시 비활성(가령, 아이들 상태)으로 순환시키고 수신기(100)는 비활성 상태로 복귀한다.
- [0027] 수신기(100)가 그 일부로서 인코딩된 데이터 전송을 가지는 전류 흐름을 생성하기 위한 또는 무선 통신과 연결된 데이터 송신을 검출하기 위한, 이온 방출과 관련된 데이터 전송 신호(예를 들면, 이하에 더 상세하게 설명한 것과 같이, 스니프 모듈을 사용함으로써)를 스캔하기 위해 비활성 상태에서부터 비-동작 상태에 관한 스니프 상태로 전환할 때, 매개자 모듈은 수신기(100)를 비활성(가령 아이들) 상태에서부터 활성 비-동작 상태로 순환시킨다. 수신기(100)가 이러한 스캐닝 또는 스니핑(sniffing) 시간 중에 신호를 수신하는 경우에, 수신기(100)는 활성 동작 상태로 진행하고 및 도 1b의 고 전력 동작 모듈(300)은 고전력을 도 1a의 동작 유닛(202), 프로세싱 유닛(204), 메모리 유닛(206) 모두로 공급한다. 이어서, 수신기(100)는 활성 동작 상태에서, 신호를 처리하는데, 예를 들면, 하기에서 보다 상세히 설명되는 바와 같이 신호를 복조, 타임-스탬프 및 저장한다. 수신기(100)가 신호 프로세싱을 완료할 때, 전력 관리 모듈(208)은 수신기(100)를 다시 비활성(가령 아이들 상태)으로 순환시키고, 수신기(100)는 비활성 상태로 복귀한다.
- [0028] 일부 양태에서, 도 1의 생체(102) 내의 통신 모듈로부터 데이터 송신 신호를 스캔하는 것(가령 활성 비-동작 상태(130))은, 수신기(100)가 활성 비-동작 상태로 순환될 고 전력을 요하지 않는다. 이러한 경우에, 고 전력 요구는 복조 및 디코딩을 위한 신호가 검출될 때까지 필요하지 않다.
- [0029] 본 발명의 교사에 따르면, 수신기(100)의 신호 수신기 양태는 전도성 송신된 신호를 수신하도록 구성될 수 있다. 전도성 송신된 신호는 신체의 임의의 생리학적 부분에 의해 또는, 고체로부터 전도성 용액 또는 유체로의 매질의 제어된 방출을 통한 이온 방출을 이용하여 신체를 통해 신호를 전도성 송신하는 장치로부터의 전도성 송신된 신호인 신호일 수 있다. 신호는 이온 방출 모듈 또는 IEM 또는 스마트-비경구 전달 시스템에 의해 생성될 수 있다. 해당 섭취 이벤트 마커는 PCT 특허 출원 제PCT/US2006/016370호(WO/2006/116718로 공개됨); PCT 특허

출원 제PCT/US2007/082563호(WO/2008/052136으로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호(WO/2008/063626로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/022257호(WO/2008/066617로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/052845호(WO/2008/095183로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/053999호(WO/2008/101107로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/056296호(WO/2008/112577로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/056299호(WO/2008/112578로 공개됨); 및 PCT 특허 출원 제PCT/US2008/077753호(WO/2009/042812로 공개됨)에 기술된 내용을 포함한다. 이러한 출원의 개시내용은 본 명세서에 참조로서 포함된다. 스마트 비경구 전달 시스템은 PCT 출원 PCT 특허 출원 제PCT/US2007/015547호(WO/2008/008281로 공개됨)에 개시되며, 전술한 각 개시내용은 전체로서 본 명세서에 참조로 포함된다.

[0030] 이러한 양태의 수신기가 전도성 유체를 통해 흐르는 전류로 인코딩된 데이터를 수신하도록 구성됨에 따라, 수신기 및 신호(가령 IEM)를 방출하는 장치가 통신 매체로서 이들이 연결된 생체를 이용한다. 신호에 대한 통신 매체로서 신체를 이용하기 위해, 신체 유체는 전도 유체로서 기능을 하고, 환자의 신체가 통신을 위한 전도 매질로서 사용된다. 이와 같이, 이온 방출 장치 및 임의의 기타 신호 방출 장치 및 수신기(가령, 도 1의 수신기(100)) 사이에 전달되는 신호가 생체(102)의 신체를 통해 이동한다. 해당 전도성 전달 신호가, 전기적 교류(a.c.) 신호의 형태로 생체의 피부 및 기타 신체 조직을 통해 전송 및 수신될 수 있다. 결과적으로, 이러한 수신기는 신호를 방출하는 장치 및 수신기 사이에 임의의 추가 케이블 또는 하드 와이어 연결을 필요로 하지 않는다.

[0031] 신호 수신기가 전도성 송신 신호를 수신하도록 구성됨에 따라, 이들은 트랜스바디 전도성 통신 모듈을 포함할 수 있다. 트랜스바디 전도성 통신 모듈은 IEM에 의해 발생된 신호와 같은 전도성 통신 신호를 수신하도록 구성된 기능성 모듈이다. 필요한 경우에, 트랜스바디 전도성 통신 모듈은 전술한 것과 같은 고 전력 기능 블록에 의해 구현될 수 있다. 일부의 경우에, 트랜스바디 전도성 통신 모듈이 수신하도록 구성된 신호가 인코딩된 신호이며, 이것은 신호가 어떤 방식(예를 들면, BPSK(binary phase shift keying), FSK(frequency shift keying), ASK(amplitude shift keying) 등과 같은 프로토콜을 사용하여)으로 변조되었다는 것을 의미한다. 이러한 경우에, 이들의 수신기 및 트랜스 바디 전도성 통신 모듈이 섭취 이벤트 마커에 의해 방출된 신호와 같은 수신된 인코딩 신호를 디코딩하도록 구성된다. 수신기는 낮은 SNR(signal to noise ration) 환경에서 인코딩된 신호를 디코딩하도록 구성될 수 있다. 예를 들면, 여기에는 관심 신호(예를 들면, 7.7 dB 이하의 SNR을 가지는 환경)에 부가하여 실질적인 노이즈가 존재할 수 있다. 수신기는 실질적으로 에러 없이 인코딩된 신호를 디코딩하도록 추가로 구성될 수 있다. 소정 양태에서, 신호 수신기가 높은 코딩 이득, 예를 들면 8dB 내지 10dB 범위(9dB 포함)의 코딩 이득과 같은 6dB 내지 12dB 범위의 코딩 이득을 가진다. 본 발명의 여러 양태의 신호 수신기는 실질적으로 에러가 없는, 예를 들면 10% 이하의 에러를 가지는 인코딩 신호를 디코딩할 수 있다.

[0032] 수신된 신호가 인코딩되는 이러한 양태, 가령 수신된 신호가 인코딩된 IEM 신호인 양태에서, 트랜스바디 전도성 통신 모듈은 적어도 하나의 복조 프로토콜을 가지는 수신된 신호를 처리하도록 구성될 수 있으며, 여기서 트랜스바디 전도성 통신 모듈은 둘 이상, 셋 이상, 넷 이상 등 필요에 따라 다른 복조 프로토콜을 가지는 수신된 신호를 처리하도록 구성될 수 있다. 둘 이상의 다른 복조 프로토콜이 주어진 인코딩 신호를 처리하기 위해 사용되는 경우에, 프로토콜은 필요에 따라 동시에 또는 순차적으로 진행될 수 있다. 수신된 신호는 임의의 편리한 복조 프로토콜을 사용하여 처리될 수 있다. 해당 복조 프로토콜은, 코스타 루프 복조(예를 들면, PCT 출원 제 PCT/US07/024225호(WO 2008/063626으로 공개, 이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨); 코히런트 복조(예를 들면, PCT 출원 제PCT/US07/024225호(WO 2008/063626으로 공개, 이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨); 정확한 저 오버헤드 반복 복조(예를 들면, PCT 출원 PCT/US07/024225호(WO 2008/063626으로 공개, 이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것); 인코히런트 복조; 및 다른 코히런트 복조를 포함하나, 이에 한정되지 않는다.

[0033] 일부의 경우에, 코히런트 복조 프로토콜이 사용된다. 수신기의 여러 양태로 이용될 수 있는 코히런트 복조 모듈로는 PCT 출원 번호 PCT/US2007/024225호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 기술된 것을 포함하는데 이에 한정되는 것은 아니다.

[0034] 일부의 경우에, 다른 코히런트 복조 프로토콜이 사용될 수 있다. 차등 코히런트 복조는 BPSK(Binary phase-shift keying modulated signal)에서의 인접 비트의 위상을 비교한다. 예를 들어, 11001010의 8 비트 이진 코드는 01011111 의 다른 신호를 발생한다. 이 기술은 인접 비트 간의 위상 차를 레버리지 하기 때문에, 코히런트 복조 스킴보다 신호 주파수 비-안정성 및 드리프트(drift)에 대해 본질적으로 더 안정적이다.

- [0035] 코히런트 복조
- [0036] AWGN(additive White Gaussian Noise)의 존재하에서 BPSK의 복조가 특정의 실시예에서 코히런트 복조를 사용하여 BER(Bit Error Rate)를 최소화하도록 수행된다.
- [0037] 이러한 실시예에서, 생체내 송신기는 BPSK 변조의 각 버스트(burst)의 "전방 포치(front porch)" 내의 파일럿 캐리어를 송신함으로써 수신기 코히런트 복조 프로세스를 용이하게 한다. 이러한 프로토콜은 0 비트의 송신과 대응하는 총 진폭 및 기준 위상에서 안정적 캐리어를 제공한다. 전방 포치의 존재는 캐리어 주파수 및 위상의 정확한 평가를 위해 다수의 캐리어 사이클 및 수신기로 유용한 검출 사인을 제공한다.
- [0038] 추가적 활용은 데이터 속도의 유도를 단순화하기 위한 캐리어 주파수로 이루어진다. 전송된 신호는 캐리어 주파수의 정수 분할인 데이터 클럭 주파수를 가지도록 포맷된다. 이는 캐리어 획득이 이루어지면, 쉽고 빠른 데이터 클럭 획득을 가능하게 한다.
- [0039] 소정의 실시예에서 수신기는 캐리어 주파수의 약 4 배의 속도로 입력 신호를 샘플링한다. 이러한 신호는 복소 기저대역(실수 및 허수 성분)을 생성하기 위해 공칭 캐리어 주파수로 설정된 DDS(Direct Digital Synthesizer)를 통해 혼합된다. 믹서의 출력신호는 저역필터링 및 데시메이트된다. 반송파 발전기의 불확실성과 주파수 도약 진동 때문에 로우 패스 필터의 대역폭은 대역 내의 주파수들을 캡처할 수 있도록 충분히 넓어야 한다. BPSK의 주파수는 +/- 20%의 주파수 정확도를 가지는 0Hz의 근처에서 이어진다.
- [0040] 수신기는 강한 이중 주파수 라인을 생성하기 위한 복소 기저대역 BPSK 신호를 제공한다. 프론트 포치 신호 및 후속하는 BPSK 변조 모두가 이러한 라인에 기여한다. 제공된 복소 타임 도메인 신호는 FFT(Fast Fourier Transform)를 사용하여 주파수 도메인으로 변환된다. 피크 에너지 빈은 2x 캐리어 주파수로 식별된다. 이러한 주파수는 1024 포인트 FFT를 사용하여 약 0.1% 정확도로 캐리어 오프셋 주파수의 추정치를 제공하기 위해 2로 나뉜다.
- [0041] 이후에 복소수 베이스밴드 신호는 결정된 오프셋 주파수와 2차로 믹스된다. 협대역 로우 패스 필터링 후의 결과는 0.1%의 정확도를 가지는 0Hz에 중심이 놓이는 복소 BPSK 신호이다. 협대역 로우 패스 필터의 대역폭은 BPSK 신호의 하프 대역폭에 일치한다.
- [0042] 그리고나서 전방 포치 신호가 추출된다. 주파수 오프셋은 우선 전방 포치 내의 모든 샘플 포인트의 위상( $\phi = \arctan(\text{imag}/\text{real})$ )을 계산하고, 이후에 라인에 맞는 최소 평균 자승(least mean square)을 이용하여 파이( $\phi$ ) 대 시간의 기울기를 평가하여 결정된다. 라인의 경사는 잔여 주파수 오프셋에 대응한다. 이후에 복소 기저대역 신호가 3차로 0.01% 이상의 정확도로 이러한 주파수 오프셋을 제거하도록 믹스된다.
- [0043] 복조신호 전방 포치는 이후에 평균 허수 및 실수 값을 결정하기 위해 평균된다. 아크탄젠트( $\text{mean imag}/\text{mean real}$ )은 전방 포치 위상을 제공한다. 회전자 팩터(rotator factor)가 270도에서 전방 포치를 가지는 허수 축으로 BPSK를 회전 시키기 위해 이러한 위상에 근거하여 계산된다.
- [0044] 이후에 2차 평균화가 90도( $\text{data}=1$ )의 중력 중심을 확인하기 위해 회전된 BPSK 신호 전체에 대해 수행되고, BPSK는 허수 축 상에 이의 중심을 두기 위해 유사한 방식으로 회전된다. 그리고나서 허수 신호는 데이터 추출을 위해 분할된다.
- [0045] 분할된 데이터는 데이터 클럭으로 스트로브되는데, 이 데이터 클럭은 캐리어 주파수의 선행 결정 및 캐리어 주파수를 데이터 클럭 주파수에 연관시키는 정수 팩터에 대한 선행 지식으로부터 유도된다.
- [0046] 위의 프로토콜의 실시예에서, 캐리어 주파수는 전체 버스트의 지속 기간 중에 주파수 및 위상 면에서 충분한 정확도를 유지하는 것으로 가정한다.
- [0047] 수신기의 실시예에 채용될 수 있는 코히런트 복조 모듈의 양태는 PCT 출원 번호 PCT/US2007/024225호(이의 개시 내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0048] 정확한 저부하 반복 디코딩(accurate, low overhead iterative decoding)
- [0049] 일실시예에서, 수신기는 정확하고 부하가 적은 인터랙티브 디코더(본 명세서에서 통신 디코더라 지칭한)를 포함한다. 통신 디코더는 노이즈 및 다른 요소에 기인하는 현저한 신호 왜곡의 존재에도 단순하고, 고품격이며, 비효율측면에서 고도로 정확한 통신품질을 제공한다. 통신 디코더는 에러 수정 코드와 디코딩 결과를 얻기 위해

단순하고 반복적인 프로세스를 사용한다. 통신 디코더는 저 비용의 높은 코딩 이득을 실현하기 위해 복수의 다양한 어플리케이션이 이용될 수 있다.

- [0050] 대체적으로 통신 디코더의 일실시예는 데이터 통신을 위한 디코딩 능력을 제공한다. 통신 디코더의 일실시예는 최소 부하의 높은 코딩 이득을 제공한다. 일부의 경우에, 통신 디코더는 프로세스 부하를 최소화하면서 데이터 전송률이 이론적 최대치인 새넨 리미트(shannon Limit)에 근접하는 것을 가능하도록 한다. 저부하(low overhead)는 비용면에서 효율적인 구현을 보장한다. 본 발명의 다양한 구현은 하드웨어, 소프트웨어 및 회로를 포함한다.
- [0051] 본 발명의 특징적인 통신 디코더의 다양한 실시예는 에러 수정 코드와 오리지널 비트에 연계되어 측정신호를 향하는 에러에서의 비트와 관련된 측정신호를 자극하기 위한 단순하고 고유한 프로세스를 이용하고, 이렇게하여 송신처에서 인코딩된 데이터와 종착지에서 현저히 향상된 데이터 정확도를 일치시키는 수신처 데이터의 식별 가능성을 높인다. 간단하고, 고유한 프로세스는 효율적인 구현을 가능하게 한다. 단순하고 고유한 프로세스에 관계가 있는 저부하는 비용을 최소화시킨다. LDPC 디코딩은 본 발명의 반복 통신을 사용하여 훨씬 더 단순해진다.
- [0052] 일반적으로, 디코더 모듈은 다음의 기술에 대한 변형예를 통해 디코딩된 데이터를 생성한다. 인코딩된 데이터의 각 비트 세트에 있어서, 노이즈가 존재하지 않는다면 인코딩된 데이터와 연관된 측정 신호 세트는 가장 가능성 있는 측정값( 예를 들면 가장 가까운 전송심볼)에 가장 가깝게 된다. 송신 심볼 세트는 하드 코드 결정 값의 세트에 변환된다. 에러 체크는 하드 코드 결정 값의 세트에 수행된다. 측정된 신호의 세트는 하드 코드 결정 값의 세트의 에러 체크의 결과에 근거하여 조정된다. 전자는 미리 결정된 정지 조건을 만족할 때까지, 인코딩된 데이터의 모든 측정된 신호 세트에 대해 수행된다.
- [0053] 수신기의 실시예에 사용될 수 있는 정확한 저부하 반복 디코딩 모듈의 양태는 PCT 출원 PCT/US07/024225호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다.
- [0054] 전방 에러 수정
- [0055] 소정의 실시예에서, 수신기는 다른 원치 않는 신호 및 잡음으로부터 간섭을 제거하기 위해 추가 이득을 제공하도록 FEC(Forward Error Correction)를 사용하는 생체 내 송신기를 이용하여 구성된다. 에러 수정은 송신기 및 수신기 내에서 간단하고, 높은 코딩 이득을 제공한다. 이러한 기능은 단일 패리티 체크 생성 코드 및 새로운 SISO(Soft In Soft Out) 반복 디코딩 알고리즘을 사용하여 획득된다.
- [0056] 송신기는 행렬에서 이를 배열함으로써 메시지를 인코딩한다. 각각의 행은 부가된 패리티 비트를 가지며, 이와 유사하게 각각의 열은 부가된 패리티 비트를 가진다. 예를 들어, 100 비트 메시지는 10 x 10 비트 어레이에 배열될 수 있다. 패리티 비트는 이후에 BPSK를 이용하는 채널에서 송신되는 최종 11 x 11 비트 어레이를 생성하도록 부가된다. 큐브가 메시지 및 패리티 비트를 배열하도록 형성되는 경우에 추가 이득을 위해 3차원과 같은 추가적인 차원이 이용될 수 있다.
- [0057] 수신기는 높은 코딩 이득을 얻기 위해 반복적 프로세스에 의해 메시지를 디코딩한다. 각각의 비트는 "연관성" 형태로 샘플링 및 저장된다. 이상적인 샘플(예, 경관점 포인트)이 -1 및 +1로 평균화되는 것으로 가정하면, 수신된 비트는 -2.0 및 +2.0 사이의 범위에서 온다. 경관점(hard decision)은 확인된 모든 샘플 및 패리티에 대해 이루어진다. 만약 하나의 행 또는 열이 패리티 에러를 가지면, 상기 행 또는 열의 샘플들은 작은 델타만큼 이들의 대응하는 경관점 포인트로부터 후퇴한다. 만약 상기 행 또는 열이 패리티 에러를 가지지 않으면, 상기 행 또는 열의 샘플들은 작은 델타만큼 이들의 대응하는 경관점 포인트로 당겨진다. 예상되는 채널 SNR(Signal to Noise Ratio)에 근거하여 적절히 선택된 델타를 이용하면, 10회 반복은 AWGN(Additive White Gaussian Noise)에 대한 8 내지 10 dB 코딩 이득을 얻기에 충분하다. 이러한 방법은 저장된 프로그램 DSP 또는 FPGA/ASIC 로직에서 수행되기 쉽다. 또한, 이는 특정한 코딩 속도가 주어진 전방 에러 수정을 위한 새넨 리미트의 1 또는 2 dB 내에 들어간다.
- [0058] 수신기의 실시예에 사용될 수 있는 전방 에러 수정 모듈의 여러 양태는 PCT 출원 PCT/US07/024225호(WO 2008/063626으로 공개, 이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다.



- [0059] 비콘 기능 모듈
- [0060] 다양한 양태는 비콘 기능 모듈을 사용할 수 있다. 다양한 양태에서, 비콘 기능 서브-모듈은 다음 중 하나 이상을 이용할 수 있다: 비콘 웨이크업 모듈, 비콘 신호 모듈, 파장/주파수 모듈, 다중 주파수 모듈 및 변조된 신호 모듈.
- [0061] 비콘 기능 모듈은 예를 들면, 비콘 통신 채널, 비콘 프로토콜 등의 비콘 통신과 연결될 수 있다. 본 발명의 목적을 위해, 비콘은 메시지의 일부로서 메시지를 증가시키기 위해 보내진 일반적인 신호이다(때때로 이하에서 "비콘 신호"라 지칭함). 비콘은 주파수와 같은 잘 정의된 특성을 가질 수 있다. 비콘은 잡음 환경에서 이미 검출될 수 있으며, 상술한 바와 같이 스니프 회로에 대한 트리거로 사용될 수 있다.
- [0062] 일 양태에서, 비콘 기능 모듈은 웨이크업 기능을 가지는 비콘 웨이크업 모듈을 포함한다. 웨이크업 기능은 일반적으로 특정한 시간(예를 들면 신호를 수신하는 등의 특정한 목적을 위한 짧은 기간) 동안에만 고 전력 모드에서 동작하기 위한 기능을 포함한다. 시스템의 수신기 부분에 대한 중요한 고려사항은 저전력이라는 것이다. 작은 사이즈와 배터리로부터 장기-동작 전력원을 보전하는 특징은 이식된 수신기에 유리할 수 있다. 비콘 웨이크업 모듈은 매우 제한된 기간 동안 고 전력 모드에서 수신기가 작동하도록 함에 의해 이러한 장점들이 나타날 수 있다. 이러한 종류의 짧은 듀티 사이클은 최적화된 시스템 사이즈 및 에너지 소모 특성을 제공할 수 있다.
- [0063] 실제로, 수신기는 스니프 회로를 통해 "스니프 기능"을 수행하기 위해 저 에너지 소모 상태에서 주기적으로 "웨이크업" 할 수 있다. 본 출원의 목적을 위해, "스니프 기능(sniff function)"이라는 용어는 일반적으로, 송신기가 존재하는지 여부를 결정하기 위한 짧은 시간과 저전력 기능을 지칭한다. 만약, 송신기 신호가 스니프 기능에 의해 검출되면, 상기 장치는 고 전력 통신 디코딩 모드로 전환될 수 있다. 만약, 송신기 신호가 존재하지 않으면, 수신기는 슬립 모드로 즉시 복귀할 수 있다. 이러한 방식으로, 송신기 신호가 존재하지 않는 경우에, 상대적으로 긴 기간 동안 에너지가 보전되고, 송신 신호가 존재할 때 상대적으로 짧은 기간 동안 효율적인 디코딩 모드 동작이 가능하도록 고 전력 성능이 유지된다.
- [0064] 몇몇 모드들과 이들의 조합은 스니프 회로의 동작을 가능하게 한다. 특정한 시스템의 필요성을 스니프 회로 구성과 일치시킴으로써 최적화된 시스템이 획득될 수 있다.
- [0065] 비콘 기능 모듈의 추가 예는 PCT 출원 제PCT/US08/85048호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다.
- [0066] 주파수 호핑 기능 모듈
- [0067] 다양한 양태가 주파수 호핑 기능 모듈을 채용할 수 있다. 주파수 호핑 기능 모듈은 특정한 통신 채널(들), 주파수 호핑 프로토콜 등과 연관될 수 있다. 이와 같이, 다양한 양태가 하나 이상의 주파수 호핑 프로토콜을 사용할 수 있다. 예를 들면, 수신기는 둘 이상의 다른 주파수들의 지정 주파수 범위를 검색할 수 있으며, 여기서 송신이 단절될 수 있다. 단일한 적합한 디코딩이 얻어질 때, 생체 내 송신기는 수신기로 디지털 정보 패이로드를 송신하는 자신의 임무를 달성한다.
- [0068] 일부의 경우에, 랜덤 모듈을 통하는 등의 무작위 주파수 호핑에 의해 제공된 송신 주파수 불확실성이 여러 이익을 발생시킬 수 있다. 이러한 통신 프로토콜의 일 예는 FHSS(frequency hopping spread spectrum communication)이다. FHSS는, 송신기 및 수신기 모두로 알려진 의사 난수 시퀀스를 사용하여 많은 주파수 채널 중에 캐리어를 빠르게 스위칭함으로써 무선 신호를 전송하는 방법이다. 이러한 이익의 하나는, 예를 들면, 작은 다이 상에서의 용이한 구현일 수 있다. 설명하면, 생체 내 송신기 캐리어 주파수 오실레이터는 1mm 다이의 작은 부분 상에서 쉽게 구현될 수 있는 비-정확(inaccurate) 자유 동작 오실레이터일 수 있다. +/- 20 정도의 정확성이 쉽게 허용된다. 이는 수신기가 주파수 검색 알고리즘을 이용하기 때문이다.
- [0069] 이러한 이득의 다른 하나는 연장된 배터리 수명일 수 있다. 설명하면, 3 내지 10 분의 송신기 배터리 수명에 대해, 주파수 민첩 수신기에 의해 수신될 수 있는 클리어 채널 상으로 송신하는 송신기의 확률이 무작위 주파수 호핑에 기인하여 현저하게 강화될 수 있다.
- [0070] 또 다른 이득이 고 볼륨 환경에서 충돌 이벤트를 최소화할 수 있다. 설명하면, 섭취 이벤트 마커와 같은 다중 생체 내 송신기들이 잠재적으로 동시에 송신하는 경우, 가령 복수 개의 섭취 이벤트 마커가 동시에 또는 가까운 시간 근접성을 가지고 섭취되는 경우에 충돌 가능성이 최소화되는 것이다. 다르게 설명하면, 주파수 호핑 기능 없을 경우, 유사한 양의 섭취가능한 이벤트 마커가 동일한(또는 거의 동일한) 주파수로 송신될 가능성이 매우

높으며, 이는 다중 충돌을 일으킨다.

- [0071] 일부 양태에서, 볼륨 전도 어플리케이션에서 사용하기 위한 유효 주파수 스펙트럼의 범위는 약 3kHz 내지 150 kHz이다. 상세한 동물 연구를 통해 일부 환경에서, 전술한, 1 내지 100 uV 범위의 수신 신호 레벨을 가지는 생체 내 송신기가 동일한 주파수 스펙트럼에서 수백 내지 수천 uV 정도의 협대역 간섭 신호에 비견될 수 있다는 것이 관찰되었다. 간섭 신호의 파괴적 특성을 완화하기 위해, 주파수 호핑 채널 또는 프로토콜이 생체 송신기에서 무작위로 주파수가 협대역 전송신호로 도약하는데 채용될 수 있다. 이때, 변조된 신호는 각 송신에 대한 출력인 BPSK(binary phase shift keying) 신호 또는 FSK 신호일 수 있다.
- [0072] 주파수 호핑 모듈의 추가 예는 PCT 출원 제PCT/US08/85048호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다.
- [0073] 충돌 회피 기능 모듈
- [0074] 다양한 양태는 충돌 회피 기능 모듈을 이용할 수 있다. 충돌 회피 기능 모듈은 특정한 통신 채널(들), 충돌 회피 프로토콜 등과 연관될 수 있다. 이와 같이, 다양한 양태는 특정한 통신 채널(들)과 연관된 다양한 충돌 회피 프로토콜 기술을 사용할 수 있다. 예를 들면 충돌 회피 기술은 한 개인이 다수의 IEM들을 섭취하는 것과 같이 둘 이상의 생체 내 송신기가 존재하는 환경에서 특히 유용할 수 있다. 이러한 환경에서, 다양한 생체 내 송신기가 이들의 신호를 지속적으로 송신하는 경우에, 하나의 송신이 모든 나머지 생체 내 송신기로부터의 송신을 방해할 수 있다. 결과적으로, 신호 검출의 실패가 현저히 증가할 수 있다.
- [0075] 다양한 양태는 단독 또는 다양한 조합의 충돌 회피 방법을 포함할 수 있다.
- [0076] 이러한 방법은 다중 송신 주파수를 이용한다. 주파수-선택 필터링을 이용함으로써, f1에서 전송하는 송신기와 f2에서 전송하는 송신기는 양자가 동시에 송신하더라도 서로 구별될 수 있다.
- [0077] 충돌 회피 모듈의 추가 예가 PCT 출원 제PCT/US08/85048호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다.
- [0078] 생리적 감지
- [0079] 섭취 이벤트 마커의 식별기에 의해 방출된 전도성 송신 신호를 수신하는 것에 더하여, 신호 수신기는 하나 이상의 개별 생리적 파라미터 감지 능력을 추가로 포함할 수 있다. 생리적 파라미터 감지 능력은 다음과 같은 생리적 파라미터 또는 바이오마커를 감지하는 것을 의미하나 이에 국한되는 것은 아니다: 심박동수와 ECG(electrocardiogram) 등을 포함하는 심장-데이터; 호흡수, 온도; 압력; 혈액, 유체 상태, 혈류속도, 가속도 계 운동 데이터에서의 분석적 검출과 같은 유체의 화학적 성분. 신호 수신기가 생리적 파라미터 또는 바이오마커 감지 능력을 가지는 경우에, 신호 수신기가 감지할 수 있는 별개의 파라미터 또는 바이오마커의 수는 1 이상, 2 이상, 3 이상, 4 이상, 5 이상, 10 이상 등으로 다를 수 있다. "바이오마커"라는 용어는 특정한 질병 상태의 존재 및 증세에 연관된 해부학적, 생리학적, 생화학적, 또는 분자 파라미터를 지칭한다. 바이오마커는 물리적 검사, 실험적 분석 및 의학적 화상 진찰(imaging)을 포함하는 다양한 방법으로 검사 및 측정할 수 있다. 특정한 실시예에 따르면, 신호 수신기는 신호 수신 및 감지 응용을 위한 수신기의 전극을 사용하는 신호 수신 소자를 사용하여 이러한 감지 기능 중 하나 이상을 수행할 수 있다. 또는 신호 수신기는 신호 수신 소자와 다른 하나 이상의 별개의 감지 소자를 포함할 수 있다. 신호 수신기에 존재할 수 있거나 연결될 수 있는 별개의 감지 소자의 수는 다양할 수 있으며 1 이상, 2 이상, 3 이상, 4 이상, 5 이상, 10 이상 동일 수 있다.
- [0080] 특정한 실시예들에서, 신호 수신기는 신호 수신 및 감지의 이중 기능을 제공하는 2 또는 3과 같은 2 이상의 전극으로 이루어진 세트를 포함한다. 예를 들면, 신호 수신에 더하여, 상기 전극은 추가 감지 기능을 제공할 수 있다. 특정한 실시예들에서, 전극은 심전도 데이터를 생성하는데 사용된다. 이 데이터로부터 다양한 심장 이벤트, 가령 심박 급속증, 섬유성 연축, 심박동수 등을 검출하기 위한 많은 프로세싱이 수행될 수 있다. 획득된 심전도 데이터는 적정 투약을 위해 사용되거나 심박동수 또는 리듬에서의 중요한 변화나 유의할만한 비정상 상태가 검출될 때에 대한 경고를 위해 사용될 수 있다. 이러한 데이터는 심박조율기가 없는 환자 또는 대체수단으로써 홀터 모니터, 심장 이벤트 모니터, 24 시간 동안 심장의 전기적 활동을 지속적으로 모니터링하기 위한 휴대용 장치 또는 그 밖의 장치를 일반적으로 필요로 할 수 있는 환자들에게 유용하다. 연장된 기록기간은 짧은 시

간 내에서는 확인이 어려운 간헐적인 심장 부정맥을 관찰하기에 유용하다.

- [0081]    기술한 것과 같이, 둘 이상의 다른 복조 프로토콜은 지정된 수신 신호를 디코딩하는데 사용될 수 있다. 일부의 경우에, 코히런트 복조 프로토콜 및 다른 코히런트 복조 프로토콜 모두가 사용될 수 있다. 본 발명의 일 양태에 따라, 도 2는 코히런트 복조 프로토콜을 수신기가 구현하는 방법에 대한 기능 블록도를 제공한다. 도 2에 수신기의 일부만이 도시되는 것을 주의해야 한다. 도 2는 캐리어 주파수(및 캐리어 오프셋으로 캐리어 신호 믹스 다운됨)가 결정되면 혼합신호가 베이스밴드로 하강하는 프로세스를 설명한다. 캐리어 신호(221)은 믹서(223)에서 제2캐리어신호(222)와 혼합된다. 협폭 로우-패스 필터(220)가 아웃-오브-바운드 노이즈의 효과를 줄이기 위해 적합한 대역폭으로 적용된다. 복조는 본 발명의 코히런트 복조 스킴에 따라 기능 블록(225)에서 이루어진다. 복조 신호의 랩핑되지 않는 위상(230)이 결정된다. 선택적인 제 3 믹서 단계에서, 위상 전개(evolution)가 계산 값과 적용될 수 있는 실제 반송파 주파수 사이의 주파수 차이를 평가하는 데 사용된다. 패킷의 구조는 블록(240)에서 BPSK 신호의 코딩 영역의 시작을 정하기 위해 레버리지된다. 주로, 싱크 헤더의 존재(이는 복조된 복조된 신호의 진폭 신호의 FM 포치로서 나타남)가 패킷의 시작 경계를 정하는데 사용된다. 패킷의 시작 포인트가 결정되면, 신호가 IQ 평면 상의 블록(250)에서 회전되고, 블록(260)에서 표준 비트 식별 및 최종적으로 디코딩된다.
- [0082]    복조에 부가하여, 트랜스바디 통신 모듈은 전방 에러 수정 모듈을 포함하고, 이 모듈은 다른 원치 않는 신호 및 노이즈로부터 간섭을 제거하기 위해 추가 이득을 제공한다. 관심 대상 전방 에러 수정 기능 모듈이 PCT/US2007/024225호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 서명된 것을 포함한다. 일부의 경우에, 전방 에러 수정 모듈은 임의의 편리한 프로토콜, 가령 리드-솔로몬, 골레이(Golay), 해밍(Hamming), BCH 및 터보 프로토콜을 디코딩 에러를 (경계(bounds) 내에서) 확인 및 수정하기 위해 사용될 수 있다.
- [0083]    본 발명의 수신기는 비콘 기능 모듈을 추가로 이용할 수 있다. 다양한 양태에서, 비콘 스위칭 모듈(306)은 다음 중 하나 이상을 이용할 수 있다: 비콘 웨이크업 모듈, 비콘 신호 모듈, 웨이브/주파수 모듈, 다중 주파수 모듈 및 변조된 신호 모듈.
- [0084]    도 1b의 비콘 스위칭 모듈은 예를 들면 비콘 통신 채널, 비콘 프로토콜 등의 비콘 통신과 연관될 수 있다. 본 발명의 개시 내용을 목적으로, 비콘은 일반적으로 메시지의 일부로서 또는 메시지(때때로, 이를 본 명세서에서 "비콘 신호"라 함)를 증가시키기 위해 송신된다. 비콘은 주파수와 같은 잘-정의된 특성을 가질 수 있다. 비콘은 잡음 환경에서 이미 검출될 수 있고, 이하에 설명된 것과 같은 스니프 회로로 트리거를 사용할 수 있다.
- [0085]    일 양태에서, 비콘 스위칭 모듈(306)은 웨이크업 기능을 가지는, 비콘 웨이크업 모듈을 포함한다. 웨이크업 기능은 일반적으로 특정한 시간 동안(예를 들면 신호를 수신하는 등을 위한 특정 목적을 위한 짧은 기간)에만 고 전력 모드에서 동작하기 위한 기능을 포함한다. 시스템의 수신기 부분에 대한 중요한 고려사항은 저전력에 대한 것이다. 이러한 특징은 이식된 수신기에서, 배터리로부터 장기-동작 전력원을 보존하기 위해 그리고 작은 사이즈로 제공하는데 효과적일 수 있다. 비콘 스위칭 모듈(306)은 매우 제한된 시간 구간 동안 고 전력 모드에서 수신기가 동작하게 함으로써 이러한 효과를 가능하게 한다. 이러한 종류의 짧은 튜터 사이클은 최적의 시스템 사이즈 및 에너지 소모 특성을 제공할 수 있다.
- [0086]    실제로, 수신기(100)는 주기적으로 저에너지 소모 상태에서 스니프회로를 통한 "스니프 기능"을 수행하기 위해 "웨이크업" 할 수 있다. 본 출원의 목적을 위해, 용어 "스니프 기능(sniff function)"은 일반적으로, 송신기가 존재하는지 여부를 결정하기 위해 짧은, 저전력 기능을 지칭한다. 송신기 신호가 스니프 기능에 의해 검출되는 경우에, 장치는 고 전력 통신 디코드 모드로 전환될 수 있다. 예를 들어, 송신기 신호가 존재하지 않으면, 수신기는 슬립 모드로 즉시 복귀할 수 있다. 이러한 방식으로, 송신기 신호가 존재하지 않는 경우에, 상대적으로 긴 시간 동안 에너지가 보존되고, 송신 신호가 존재할 때 상대적으로 짧은 시간 동안 효율적인 디코딩 모드 동작을 가능하게 하도록 고 전력 성능이 유지된다. 수 개의 모드 및 이들 조합이 스니프 회로를 동작시키기 위해 이용될 수 있다. 특정한 시스템의 필요를 스니프 회로 환경에 일치시킴으로써 최적화된 시스템이 얻어질 수 있다.
- [0087]    도 3a는 비콘 스위칭 모듈(306)을 도시하며, 여기서 스니프 구간(301)이 송신 신호 반복 구간(303)보다 길다. 시간 기능은 x 축 상에 제공된다. 도시된 것과 같이, 송신 신호는 주기적으로 반복되고, 스니프 기능도 동작한다. 실제로, 효과적으로, 스니프 구간(301)은 송신 신호 반복 구간(303)보다 길 수 있다. 다양한 양태에서, 스니프 구간 사이의 상대적으로 긴 시간 구간이 존재할 수 있다. 이러한 방식으로, 스니프 회로는 적어도 하나의 송신이 스니프 회로가 활성화된 때 시간마다 발생하도록 스니프 기능(예, 스니프 회로로서 구현됨)이 보증된다.
- [0088]    비콘 스위칭 모듈(306)을 도시하고 있는 도 3b에서는 짧지만 빈번한 스니프 구간(305) 및 긴 송신 패킷(307)을

제공하고 있다. 스니프 회로는 송신 시간 동안 일부 포인트에서 활성화될 것이다. 이러한 방식으로, 스니프 회로는 송신 신호를 검출할 수 있고, 고 전력 디코드 모드로 스위치 될 수 있다.

[0089] 추가적인 비콘 웨이크업 양태는 연속 모드에서 "스니핑(sniffing)" 기능을 제공하기 위한 것이다. 위에 제공된 접근법과 대조하여, 트랜스바디 비콘 송신 채널의 이러한 양태는 전체 에너지 소모가 평균 전력 소모 및 시간의 곱이라는 사실을 나타낸다. 이러한 양태에서, 시스템은 매우 짧은 구간의 활동성을 가짐으로써 총 에너지 소모를 최소화할 수 있으며, 이 경우에 활동성의 구간은 작은 수로 하향 평균화된다. 선택적으로, 저 연속적 스니프 활동성이 제공된다. 이러한 경우에, 이 구성은 송신 수신기가 특정한 시스템의 파라미터에 대해 적합한 레벨로 총 에너지 소모 상태에서 지속적으로 동작하도록 충분히 낮은 저전력을 제공한다.

[0090] 도 1b의 비콘 스위칭 모듈(306)의 기능 흐름도가 도 3c에 도시된다. 도 3c에서, 비콘 스위칭 모듈은 스니프 모듈(310)로 도시된다. 스니프 모듈(310)은 이온 방출에 의해 생성된 전류 흐름으로 인코딩된 데이터를 스캔하도록 구성된다. 데이터가 수신기에서 설정 스케줄(예를 들면, 매 20 초)에 따라 전도성 신호로서 수신된다. 단계(315)에서, 활성 스니프 중에 구간이 예를 들면 300msec로 제한된다. 이러한 상대적으로 낮은 듀티-사이클은 예상 시스템 수명 동안 낮은 평균 전력 기능을 가능하게 한다. 단계(320)에서, 수신기는 신호가 존재하는지 여부 및 그 신호가 유효 ID를 가지는지 여부를 결정한다. 활성 스니프 중에(화살표 320으로 도시됨) 유효 ID를 가지는 신호가 검출되지 않는 경우에, 프로세스가 단계(315)로 복귀하고 활성 스니프는 다음의 정해진 활성 구간까지 꺼진다. 단계(320)가 유효 ID를 가지는 신호를 수신하는 경우에, 프로세스가 단계(322)로 이동한다. 단계(322)에서, 수신기는 수신된 신호가 이전에 검출된 이온 송신기로부터 수신되었는지를 결정한다. 신호가 이전에 검출된 이온 송신기로부터 수신된 경우에, 이어서 프로세스가 단계(326)로 진행한다. 단계(326)에서, 수신기는 현재 웨이크업 사이클(가령 10분의 최종 보고 ID 이후의 특정 시간)내의 카운트(다르게 설명하면 동일한 ID의 개별적인 유효 검출)가 임계 카운터에 의해 측정된 것보다 특정한 수(가령 50)만큼 크다. 카운트가 임계 카운터에 의해 측정된 것과 같은 이러한 임계치를 초과하는 경우에, 수신기는 스니프 모드로 복귀한다. 카운트가 임계치를 초과하지 않는 경우에, 프로세스는 단계(330)로 진행하고, 수신기는 이온 방출에 의해 현재 흐름에서 인코딩된 수신 데이터를 분석하기 위해 100% 검출 모드에서 동작한다. 수신된 데이터가 디코딩 및 분석되면, 프로세스가 단계(315)로 복귀한다. 단계(322)에서, 수신기가 전류 흐름에서 인코딩된 데이터가 이전에 검출된 것과는 다른 유효 소스로부터 나온 것으로 결정한 경우에, 프로세스가 단계(328)로 이동한다. 단계(328)에서 임계치 카운터가 리셋된다.

[0091] 비콘 모듈의 다른 도면이 도 3d에 도시된 기능 블록에 제공된다. 도 3d의 아웃라인된 스킴은 유효 비콘을 식별하기 위한 기술을 아웃라인 한다. 입력 신호(360)는 전극에 의해 수신된 신호를 나타내고, 호 주파수 신호 체인(이는 반송파 주파수를 둘러쌈)에 의해 필터링되고, 아날로그로부터 디지털로 변환된 밴드패스(가령 10KHz 내지 34KHz)를 나타낸다. 신호(360)가 이어서 블록(361)에서 데시메이션되고, 믹서(362)에서 명목상 구동 주파수(가령 12.5KHz, 20KHz 등)에서 믹스된다. 결과 신호가 블록(364)에 데시메이션되고, 캐리어 오프셋-신호(369)로 다운 믹스된 캐리어 신호를 생성하도록 블록(365)에서 로우-패스 필터링(가령 5 KHz BW) 된다. 신호(369)는 블록(367)에 의해 추가로 처리(FFT 및 두 개의 가장 강한 피크의 검출)되어 실제 캐리어 주파수 신호(368)를 제공한다. 이러한 프로토콜은 송신된 비콘의 캐리어 주파수의 정확한 결정을 가능하게 한다.

[0092] 도 4는 비콘 기능성을 나타내며, 여기서 비콘은 하나의 주파수, 예를 들면 비콘 채널과 연관되고, 메시지가 다른 주파수, 예를 들면 메시지 채널과 연관된다. 이러한 구성은, 예를 들면, 시스템이 다중 전송 신호를 이용하여 취급될 때, 효과적일 수 있다. 실선은 송신 신호 1로부터의 비콘을 나타낸다. 파선은 송신 신호(2)로부터의 비콘을 나타낸다. 다양한 상황에서, 송신 신호 2의 비콘은, 나타낸 것과 같은 송신 신호 1의 비콘과 겹칠 수 있다. 메시지 신호 1 및 메시지 신호 2는 이들의 개별적인 비콘으로부터 다른 주파수에 존재할 수 있다. 하나의 효과는, 동시에 송신되는 경우에도, 송신 신호 2로부터의 비콘이 송신 신호 1로부터의 메시지와 전혀 간섭하지 않는다는 것이다. 4는 두 개의 송신기를 도시하나, 더욱 많은 송신기로 이를 스케일 하기 위해 시스템을 변경하는 것은 본 발명이 속하는 분야의 숙련자에게 명확할 것이다. 특정한 시스템의 필요조건은, 어느 정도는 그 시스템의 특정한 아키텍처를 지정할 수 있다.

[0093] 비콘 기능성 모듈의 추가 예가 PCT 출원 제PCT/US08/85048호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된다.

[0094] 다양한 양태는 주파수 호핑 기능성 모듈을 사용할 수 있다. 주파수 호핑 기능성 모듈은 특정한 통신 채널(들), 주파수 호핑 프로토콜 등과 연관될 수 있다. 이와 같이, 다양한 양태는 하나 이상의 주파수 호핑 프로토콜을 사용할 수 있다. 예를 들어, 수신기는 주파수 지정 범위(예, 둘 이상의 다른 주파수)를 검색할 수 있으며, 여기서

송신이 중단될 수 있다. 신호 적합 디코드가 가능한 경우에, 생체 내 송신기가 수신기로의 디지털 정보 패이로드를 송신하는 임무를 획득할 수 있다.

- [0095] 일부의 경우에, 무작위 주파수 호핑(예를 들면, 랜덤 모듈을 통해) 송신 주파수는 불확실성이 여러 이익을 생성할 수 있다. 하나의 이러한 이익은, 예를 들면, 작은 다이 상에 쉽게 구현될 수 있다. 설명을 위해, 생체 내 송신기 캐리어 주파수 오실레이터가 1mm 다이의 작은 부분 상에 쉽게 구현되는 부정확한 자유 동작 오실레이터일 수 있다. 수신기가 주파수 검색 알고리즘을 사용할 수 있기 때문에, +/- 20 정도의 정확도가 쉽게 허용된다.
- [0096] 이러한 다른 이득은 확장된 배터리 수명일 수 있다. 설명을 위해, 송신기 배터리 수명(예, 3 내지 10 분)에 대해, 주파수 민감 수신기에 의해 수신될 수 있는 클리어 채널 상에서 송신하는 송신기의 가능성이 무작위 주파수 호핑에 기인하여 현저히 강화될 수 있다.
- [0097] 또 다른 이득은 고 부피 환경에서 충돌 이벤트를 최소화할 수 있다. 복수 개의 섭취 이벤트 마커가 동시에 또는 가까운 시간 근접성을 가지고 섭취되는 경우와 같이, 잠재적으로 동시에 송신하는 것이다. 다르게 설명하면, 주파수 호핑 기능 없이, 유사한 양의 섭취가능한 이벤트 마커가 동일한 (또는 거의 동일한) 주파수로 송신될 가능성이 매우 높으며, 이는 다중 충돌을 일으킨다.
- [0098] 일부 양태에서, 볼륨 전도 응용에서의 사용을 위한 유용한 주파수 스펙트럼의 범위가 약 3kHz 내지 150 kHz이다. 상세한 동물 연구를 통해 일부 환경에서, 전술한, 1 내지 100 uV 범위의 수신 신호 레벨을 가지는 생체 내 송신기가 동일한 주파수 스펙트럼에서 수백 내지 수천 uV 정도의 협대역 간섭 신호에 비견될 수 있다는 것이 관찰되었다. 간섭 신호, 주파수 호핑 패널 또는 프로토콜의 파괴적 본성을 완화하는 것은, 협 대역 송신 신호, 예를 들면, BPSK(binary phase shift keying) 신호 또는 FSK 신호(즉 각 송신에 대한 출력)와 같은 변조된 신호를 무작위로 주파수 호핑하는 데 사용될 수 있다.
- [0099] 주파수 호핑 모듈의 추가 예는 PCT 출원 제PCT/US08/85048호(이의 개시내용이 본 명세서에 참조로 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다.
- [0100] 수신기의 다양한 양태는 충돌 회피 기능성 모듈을 사용할 수 있다. 충돌 회피 기능성 모듈은 특정한 통신 채널(들), 충돌 회피 프로토콜 등과 연결될 수 있다. 이와 같이, 다양한 양태는 특정한 통신 채널(들)과 연관된 다양한 충돌 회피 프로토콜 기술을 사용할 수 있다. 충돌 회피 기술은 예를 들면, 둘 이상의 생체 내 송신기가 존재하는 환경, 예를 들면 개별적인 섭취 다중 IEM이 존재하는 환경에서 특히 유용할 수 있다. 이러한 환경에서, 다양한 생체 내 송신기가 이들의 신호를 지속적으로 송신하는 경우에, 하나의 송신이 모든 나머지 생체 내 송신기로부터의 송신을 방해할 수 있다. 결과적으로, 신호 검출의 실패가 현저히 증가할 수 있다.
- [0101] 다양한 양태는 다양한 충돌 회피 접근법을 단독으로 또는 다양한 조합을 포함할 수 있다.
- [0102] 하나의 이러한 접근법은 다중 송신 주파수를 이용한다. 주파수-선택형 필터링을 이용함으로써, f1에서 전송하는 송신기는, 동시에 송신하는 경우에도, f2에서 송신하는 송신기와 구별될 수 있다.
- [0103] 충돌 회피 모듈의 추가 예들이 PCT 출원 제PCT/US08/85048호에서 설명되어 졌다. 이들의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함된다.
- [0104] 발명의 수신자의 트랜스바디 소통 모듈을 포함하고 있다고 보여지는 추가적인 기능 모듈들은, 주어진 신호에 대한 특정 시간으로 연계되어 있는, 예를 들면, PCT 출원 제PCT/US08/85048호 혹은 그 이상 (PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호, WO/2008/095183로 공개됨; PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호, WO/2008/063626로 공개됨)으로 설명되고 있는, 시계 기능 모듈을 포함하고 있다. 이들의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함된다.
- [0105] 위에 설명한 것과 같이, 트랜스바디 전도성 신호는 또한 PCT 출원 제PCT/US2007/015547호(WO2008/008281로 공개, 이의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함됨)에 설명된 것과 같은 스마트 비경구 전달 시스템에 의해 생성된 신호일 수 있다. 이러한 경우에, 바디-관련 의료 장치가 수신된 신호로부터 유체 이동 이벤트에 관한 다수의 다른 유형의 정보를 유도하기 위해 구성될 수 있다. 유도될 수 있는 유형의 정보는, 전달 이벤트가 발생하려 하는지 아니면 이미 발생되었는지, 얼마나 많은 유체가 투약 되었는지, 투약된 유체의 식별 등을 포함한, 이에 한정되는 것은 아니다. 수신기가 얼마나 많은 유체가 투약 되었는지를 결정하도록 구성되는 경우에, 장치는 이러한 데이터 필드에 대해 다른 값을 수신하게 구성되도록, 다양한 볼륨 투약 데이터를 수신하도록 구성될 수 있다.
- [0106] 수신기는 이를 통해 수신기로부터 다른 장치(가령, 스마트 폰, 병원 정보 시스템 등, 이에 한정되는 것은 아

님)로 데이터를 수집할 수 있는 추가 통신 경로를 제공할 수 있다. 이러한 추가 통신 경로는 "엑스트라-신체 통신" 모듈에 의해 제공된다. 이러한 추가-신체 통신 모듈은 다양한 다른 프로토콜을 이용할 수 있다. 관심 대상 프로토콜은 유선 및 무선 통신 프로토콜 모듈을 포함한다. 예를 들어, 수신기는, 예를 들어, 봉(wand) 또는 아날로그 장치와 같은 데이터 검색 장치를 사용함으로써, 참여자가 통신할 수 있는 통상적인 RF 회로(예를 들면, 405-MHz 의료적 장치 밴드에 동작함)를 포함할 수 있다. 일부 양태에서 관심 대상은 저 전력 무선 통신 프로토콜(가령 블루투스 TM 무선 통신 프로토콜)이다. 또한 관심 대상은 이하에 더 상세히 설명된 것과 같은, 다목적 커넥터를 이용하는 통신 프로토콜이다.

[0107] 수신기가 사용 중에 생물체 외부에 존재하는 일부분을 포함하는 경우에, 그 부분은 예를 들면, 오디오 및/또는 가상 피드백을 제공하기 위한 출력 장치를 가질 수 있고, 이의 예는 오디오 알람, LED, 디스플레이 스크린 등을 포함한다. 또한, 외부 부분은 인터페이스 포트를 포함할 수 있고, 컴포넌트가 그 내부에 저장된 데이터를 관독하기 위한 컴퓨터에 인터페이스 포트를 통해 연결될 수 있다. 또한, 외부 부분은, 장치 등을 리셋하기 위해, 장치를 키기 위한 동작성을 테스트하는 것과 같은 일부 방식으로 바디-연결 의료 장치와 사용자가 상호 작용하는 것을 가능하게 하는, 버튼 또는 아날로그 구조물과 같은 하나 이상의 동작 소자(가령 버튼 또는 아날로그 구조물)를 포함할 수 있다.

[0108] 일부의 경우에, 체외(extra-corporeal) 통신 모듈이 수신기의 다양한 파라미터를 재구성하도록 이용된다. 이와 같이, 통신 모듈은 2-방향 통신 모듈일 수 있다. 재-구성될 수 있는 파라미터는 데이터 획득의 "듀티-사이클", 예를 들면 수신기가 얼마자 자주 IEM을 탐지하나, 얼마나 자주 그리고 얼마나 길게 수신기가 ECG 또는 활동 데이터를 수집하나 등을 포함한다.

[0109] 일 양태에서, 체외 통신 모듈이, 예를 들면 마이크로프로세서에 의해 장치의 다른 컴포넌트로부터 독립적으로 턴 온 및 턴 오프될 수 있도록 자신의 전력원을 가지도록 구성될 수 있다.

[0110] 본 발명의 교사에 따른 수신기는 하나 이상의 별개의 생리학적 감지 모듈을 포함할 수 있다. 생리학적 감지 모듈은 다음과 같은 하나 이상의 생리학적 파라미터 또는 관심대상 바이오마커를 감지하는 성능 또는 기능성을 의미하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 심장-데이터(심박동수, ECG(electrocardiogram) 등 포함); 호흡수, 온도; 압력; 유체의 화학적 성분(예, 혈액 내의 분석물 검출, 유체 상태, 혈액 유속, 가속도계 운동 데이터 등. 수신기가 생리학적 파라미터 또는 바이오마커 감지 능력을 가지는 경우에, 신호 수신기가 감지할 수 있는 별개의 파라미터 또는 바이오마커의 수(예를 들면, 하나 이상, 둘 이상, 셋 이상, 넷 이상, 다섯 이상, 열 이상 등)가 변경될 수 있다. 용어 "바이오마커"는 특정한 질병 상태와 같은, 건강 상태의 존재 및 심각성과 관련된 해부학적, 생리학적, 생화학적, 또는 분자 파라미터를 지칭한다. 특정한 양태에 따르면, 장치는 장치의 신호 수신 소자를 사용하여, 가령 신호 수신 및 감지 응용을 위한 수신기의 전극을 사용함으로써와 같이, 하나 이상의 감지 기능을 얻을 수 있다. 또한 수신기는 신호 수신 소자와 다른 하나 이상의 별개의 감지 소자(가령 이하에 설명된 마이크로-니들)를 포함할 수 있다. 신호 수신기에 존재할 수 있는(또는 적어도 연결될 수 있는) 별개의 감지 소자의 수가 변할 수 있으며 1 이상, 2 이상, 3 이상, 4 이상, 5 이상, 10 이상 등일 수 있다.

[0111] 특정한 양태에서, 신호 수신기는 2 이상, 가령 2 또는 3의, 신호 수신 및 감지의 이중 기능을 제공하는 전극을 포함한다. 예를 들면, 신호 수신에 더하여, 전극은 또한 추가 감지 기능을 보강할 수 있다. 특정한 실시예에서, 전극은 심전도 데이터를 발생하는데 사용된다. 이 데이터로부터, 발작(예, 간질에서 발생하는 것 등)(예를 들면, 이하에서 더 상세히 설명된 발작 검출을 위해 구성된 장치 및 모듈을 참조) 검출하도록, 예를 들면, 다양한 심장 이벤트, 가령 심박 급속증, 섬유성 연속, 심박동수 등을 검출하기 위해, 수행될 수 있는 많은 종류의 프로세싱이 존재한다. 획득된 심전도 데이터가 적정 투약을 위해 사용되거나 심박동수 또는 리듬에 중요한 변화나 현저한 기형(비정상성)이 검출되는 경우에 경고를 하기 위해 사용될 수 있다. 또한, 이러한 데이터는 페이스메이커를 가지지 않는 환자의 심박동수를 모니터링 하기 위한 소정의 실시예에서 또는, 일반적으로 24 시간 동안 심장의 전기적 활동성을 지속적으로 모니터링하기 위한 휴대용 장치인, 홀터 모니터(Holter monitor)나 심장 이벤트 모니터 또는 기타 장치를 요하는 환자에 대한 선택예에서 유용하다. 확장된 레코딩 구간은 보다 짧은 시간 구간에서 확인하기 어려운 우발적인 심장 부정맥을 관찰하기 위해 사용된다.

[0112] 진술한 바와 같이, 전극과 구분된 하나 이상의 추가적인 생리학적 센서가 수신기에 포함될 수 있다. 예를 들어, 온도 센서(가령 서미스터, CMOS 온도 센서, 저항 온도 장치(RTD))가 온도의 정확한 측정값을 얻기 위해 사용될 수 있다. 추가 생리학적 센서는 펄스 산소 농도계에 결합된 LED 및 광 다이오드를 포함할 수 있으며, 이는 혈액 산소포화도를 측정하기 위해 사용될 수 있으며, 또한 펄스 압력에 대한 정보를 줄 수 있다. 또한, 신호 수신기의 양태는 압력 센서를 포함하며, 예를 들어 이 경우에 신호 수신기가 동맥 혈압의 측정값을 얻기 위해 동맥 옆

에 이식된다. 스트레인 게이지가 압력 편향을 측정하기 위해 소정의 양태에 존재하며, 이는 신호 수신기에 부착된다.

[0113] 수신기는 또한 분석물 검출 센서를 포함할 수 있다. 예를 들어, 특정한 화학적 센서가 다양한 에이전트(예, 알콜, 글루코스, BNP(B-type Natriuretic peptide, 이는 심장 질병과 연관됨) 등)의 존재를 검출하기 위해 신호 수신기에 삽입될 수 있다. 관심 대상 센서는 생물 유체 샘플 내의 화학적 분석물의 존재를 검출하도록 구성된 것을 포함하고, 여기서 관심 대상 분석물은 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 혈당(글루코스), 콜레스테롤, 헤마토크릿, 비타민 K 또는 기타 응고 인자, 요산, 암배 항원 또는 기타 종양 항원, 다양한 재생성 가능한 호르몬(가령 배란 또는 임신과 연관된 것), 약물 남용 및/또는 이들의 대사 산물; 혈중 알코올 농도 등. 소정의 양태에서, 수신기가 검출하도록 구성된 물질 또는 속성은 락테이트(운동선수에게 중요함), 산소, pH, 알코올, 담배 대사 산물, 및 불법 약물(의학적 진단 및 법 강제를 위해 중요함)을 포함한다. 수신기가 분석물 검출 감지 요소를 포함하는 경우에, 이러한 감지 요소는 많은 다른 방식으로 수신기에 구성될 수 있다. 예를 들어, 선택적으로 투과가능한 멤브레인(검출하기를 원하는 에이전트로 투과가능함)을 포함하는 센서가 제공될 수 있고, 멤브레인 뒤에 격리된 세포가 존재하고 에이전트가 멤브레인을 통과한다. 세포의 전기 속성과 같은 속성의 변화가 이후에 측정된다. 일부 양태에서, 수신기의 측면 상의 작은 저장기(여기서 멤브레인이 이를 가로지름)이 사용되고, 그 뒤에 전기 회로가 측정된다. 또한, 관심 대상은 ChemFET 센서이며, 이는 전도성 면에서 변화를 일으키는 센서로의 분석물의 결합에 근거한다. 특정한 양태에서, 물질(예, 단백질 분석물)이 결합할 때, 전기 속성(또는 다른 속성)이 이용된다. 혈액 알콜 농도는 임의의 많은 방식으로 결정될 수 있으며, 다음을 포함하나 이에 한정되는 것은 아니다: 발한, 광학 분광 센서 등과 같은 유체 샘플을 분석하는 센서.

[0114] 적어도 심전도(ECG) 센서 모듈을 적어도 포함하는 수신기가 관심 대상이다. ECG 센서 모듈은 ECG 데이터를 얻도록 구성된 모듈이고, 필요한 경우에, 추가적으로 일부 방식으로 데이터 처리, 데이터 저장, 데이터 재송신 중 하나 이상을 수행한다. ECG 데이터는 서로 다른 매트릭스의 수를 유도하기 위해 수신기에 의해 사용될 수 있으며, 다음을 포함하나 이에 한정되지는 않는다: R-파장, 심박동수, 심박동수 변동, 호흡수 등. 수신기가 하나 이상의 생리학적 감지 기능을 포함하는 경우에, 장치는 이러한 감지 기능으로부터 데이터를 획득 및 처리하도록 구성된 감지 모듈을 추가로 포함할 수 있다. 예를 들어, 수신기가 ECG 감지 기능성을 포함하는 경우에, 장치가 이러한 센서로부터 로 데이터를 취급 및 처리할 수 있는 적합한 기능 모듈(예를 들면 프로그래밍 형태로)을 포함할 수 있다. 관심 대상 물리적 모듈의 예는 도 5에 도시된 것과 같은 ECG 감지 모듈이다.

[0115] 이제 도 5를 참조하면, 변경된 헤밀턴 및 톰킨스 알고리즘을 구현하는 ECG 감지 모듈의 설명이 도시된다. 도 5는 본 발명의 일 양태에 따라, R-파장 검출 알고리즘의 하나의 가능한 구현을 나타낸다. 도 5에 도시된 것과 같이, A/D 컨버터(502)에서 신호를 디지털 신호로 변환하기 전에, ECG 감지 모듈은 전극을 거쳐 신호를 수신하고 필터(501)에서 이러한 신호(예, 0.3 내지 150 Hz)를 통과시킨다. 이어서 신호가 처리를 위해 마이크로프로세서(503)로 그리고 디지털 신호 프로세스(504)로 송신된다. 예를 들어, DSP(504)에 의해 수신된 데이터 신호가 블록(505)에서 밴드패스 필터링되고(예, 10- 30 Hz에서), 블록(510)에서 비분되며, 추가로 QRS 복소수가 블록(520)에 존재하는 윈도우를 강조 및 결국 식별하기 위해, 블록(515)에서 추가로 필터링된다. 이어서, 로직이 각각의 윈도우 내에서 R-wave를 확인하도록 부가된다. 로직 블록(525)에서, 윈도우 폭이 예를 들어 140ms보다 큰 지 여부가 결정된다. 로직 블록(530)에 의해 도시된 것과 같이, 윈도우 내의 피크 및 딥이 결정된다. 피크가 딥의 두 배보다 큰 경우에, R- 파가 피크와 동일하다. 딥이 피크의 두 배보다 큰 경우에, R- 파는 딥과 동일하다. 그렇지 않으면, R-파가 제일 먼저 발생하는 피크 대 딥의 비율과 동일하다. 이는 로직 블록(535)에 의해 도시된다. 이후에, R-파 진폭 및 타임-투-피크가 로직 블록(540)에 의해 도시된 것과 같이, 메모리(예, 플래시)로 보내진다.

[0116] 또한, 관심 대상은 가속도계 모듈이다. 가속도계 모듈이 가속도계 데이터를 획득하도록 구성된 모듈이고, 원하는 경우에, 추가적으로 일부 방식으로의 데이터 처리, 데이터 저장 및 데이터 재송신 중 하나 이상을 수행한다. 가속도계 모듈은 복수의 다른 계량을 얻기 위해 수신기에 의해 사용될 수 있으며, 이는 다음을 포함하나 이에 한정되지는 않는다: 환자 활동성, 평균 활동, 환자 위치 및 각도, 가령 걷기, 앉기, 휴식과 같은 활동 유형(여기서 이러한 데이터는 3-축 가속도계로 얻어질 수 있음)에 관한 데이터; 및 획득된 데이터의 저장. 아날로그 가속도계 및 디지털 가속도계가 관심대상이다. 관심대상 가속도계 모듈의 예가 도 6에 도시된다.

[0117] 이제 도 6을 참조하면, 본 발명의 일 양태에 따라, 3개의 다른 축으로부터의 가속도계 데이터를 획득 및 처리하도록 구성된 3-축 가속도계의 기능 블록도가 도시된다. 가속도계의 각 축은 평균(블록(601)에 도시됨), 표준 편차(블록(602)에 도시됨) 및 자동-상관(블록(603)에 도시됨)을 결정하도록 처리된다. 평균은 중력에 관한 가속도계의 배향을 반영한다. 반면에 표준 편차 및 가속도계는, 관찰된 운동의 진폭 및 주파수를 설명하는 중요한 측

정 기준(metrics), 예를 들어 피크 상관, 관련 주파수 및 축 사이의 상관이다. 단계-카운팅을 수행하기 위해, 세 개의 축이 블록(630)에 결합되고, 블록(635)에 필터링된다. 총 가속도계가 블록(640)에 도시된 것과 같이 구성된다. 총 가속도의 사용은 물체에 관한 수신기의 다른 배향에 대해 시스템이 내성을 갖도록 한다. 총 가속도가 계산되면, 블록(645)에 도시된 것과 같이 표준 편차 및 자동 상관이 계산된다. 이러한 값은 이후에, 블록(650)에 도시된 것과 같이, 현저한, 순환 운동이 존재하는지 여부를 결정하기 위한 임계화된다(예를 들면 표준 편차>0.1 및 자동-상관>0.25). 이어서, 블록(655)에 도시된 것과 같이, 임계값이 초과 되면, 단계(step)의 수가 평균 상관 총 가속도의 부호-전환점(zero-crossing)의 수로 결정된다.

[0118] 일부 수신기에서, 이 장치는 환경 기능성 모듈을 포함할 수 있다. 환경 기능성 모듈은, 수신기의 환경(예를 들면, 수신기가 스킨 표면 등에 연결되는지 여부 등의 환경 조건)에 관련된 데이터를 획득하도록 구성되거나 획득하는 모듈이다. 예를 들어, 환경 기능성 모듈은 수신기 주변 온도 데이터를 획득하도록 구성될 수 있다. 환경 기능성 모듈은 예를 들면, 임피던스 측정에 의해, 전극 연결을 결정하도록 구성될 수 있다. 환경 기능성 모듈은 배터리 전압을 결정하도록 구성될 수 있다. 환경 기능성 모듈의 전술한 특정한 기능은 단지 설명을 위한 것이고 제한하려는 것이 아니다.

[0119] 수신기는 다양한 방식으로 수신된 데이터를 처리하도록 구성될 수 있다. 일부의 측면에서, 수신기가 외부 장치(예, 통상적인 RF 통신)로 데이터를 간단히 재송신한다. 다른 양태에서, 수신기는 자신의 제어하에 있는 이펙터(effector)를 동작시키는 것, 시각적 또는 청각적 알람을 활성화하는 것, 제어 신호를 바디 내의 어디에나 배치된 이펙터로 송신하는 것 등과 같은 일부 조치를 취할 것인지 여부를 결정하기 위해 수신된 데이터를 처리한다. 또 다른 양태에서, 수신기는 외부 장치로의 후속 재송신을 위한 또는 후속 데이터의 프로세싱에서의 사용을 위해(예, 시간에 대해 일부 파라미터의 변경 검출) 수신된 데이터를 저장한다. 수신기는 수신된 데이터를 사용하여 이러한 및/또는 다른 동작의 임의의 조합을 수행할 수 있다.

[0120] 수신기가 IEM 신호 수신기인 특정한 양태에서, 환자에게 투여된 각 IEM의 데이터 저장 소자에 기록된 데이터가 시간, 날짜 및 식별기(예, 범용 고유 시리얼 번호) 중 적어도 하나, 아니면 이들 모두를 포함한다. 여기서 식별기는 이들의 성분 또는 코딩 버전의 공통 명칭일 수 있다. 수신기의 데이터 저장 요소 상에 기록된 데이터는 추가로 수신기가 연결된 물체의 의학적 기록 정보, 예를 들면 식별 정보를 포함한다. 식별 정보는 가령, 이름, 나이, 처리 기록 등을 포함하나 이에 한정되지는 않는다. 특정한 양태에서, 관심 대상 데이터는 혈액학적 측정값(Hemodynamic measurement)을 포함한다. 특정한 양태에서, 관심 대상 데이터는 심장 조직 속성을 포함한다. 특정한 양태에서, 관심 대상 데이터는 압력 또는 부피 측정값, 온도, 활동성, 호흡수, pH 등을 포함한다.

[0121] 수신기는 일부 방식으로 장치에 동작 전력을 공급하는 다양한 다른 유형의 전력원을 포함할 수 있다. 전력 블록 모듈의 속성이 변경될 수 있다. 일부의 경우에, 전력 블록은 배터리를 포함할 수 있다. 존재하는 경우에, 배터리는 일회용 배터리 또는 충전형 배터리일 수 있다. 수신기의 소자를 멀티-태스팅하는 프로토콜이 관심대상이다. 예를 들어, 본 발명의 수신기는 전도성 송신된 신호 수신, 생리학적 데이터 감지 등과 같은, 다양한 기능을 위해 사용된 하나 이상의 전극을 포함할 수 있다. 하나 이상의 전극은, 존재하는 경우에, 예를 들면, 이하의 다목적 연결 모듈 섹션에 추가로 설명된 것과 같이, 충전 배터리를 충전하기 위해 사용될 수 있는 전력 수신기로 이용될 수 있다. 선택적으로, 전력 블록은 전력 신호를 수신하도록 구성될 수 있으며, 예를 들면 전력 블록은, 적합한 자기장이 수신기에 적용된 때 장치로 전력원을 나누어 줄 수 있는 코일을 포함한다. 또 다른 경우에, 장치는 미국 특허 출원 제11/385,986호에 설명된 것과 같은, 바디-공급 전력원을 포함할 수 있으며, 이의 개시내용이 참조로서 본 명세서에 포함된다.

[0122] 수신기는 예를 들면, 장치 전력원 사용을 최소화하기 위해, 소정의 상태가 장치에 의해 가정되는 시점을 제어하는 전력 공급 모듈을 포함할 수 있다. 예를 들어, 전력 공급 모듈은 시각, 또는 환자 활동, 또는 기타 이벤트에 근거하여 데이터 수집을 위한 듀티 사이클을 구현할 수 있다. 여기서 구현된 듀티 사이클은 신호 팩터 또는 다중 팩터에 근거할 수 있다. 예를 들어, 전력 공급 모듈은 환자가 돌아다니는 경우에 그리고 환자가 휴식을 취하는 경우에 아니면, 환자 활동 데이터(예를 들어 가속도계 모듈에 의해)를 수신기가 획득하도록 할 수 있다. 다른 양태에서, 전력 공급 모듈은 예를 들면, 9PM 내지 7AM까지의 사전 지정된 시간 범위에서 ECG 만을 수집하기 위해 수신기 내의 실시간 클럭을 사용함으로써, 수신기가 밤에만 ECG 데이터를 수집하도록 할 수 있다.

[0123] 위에 언급한 것과 같이, 수신기는 각각의 바람직한 수신기 상태에 대해 필요한 것과 같은 활성 및 비활성 상태 사이의 고 전력 기능 블록을 순환시키는 중계자 모듈을 가지는, 다양한 상태 - 예를 들면 아이들 상태 또는 하나 이상의 활성 상태 - 를 가지도록 구성될 수 있다. 또한, 다른 수신기 소자는 전력 공급 모듈에 의해 수신기의 다른 상태 중에 온 및 오프가 순환될 수 있다. 전력 공급 모듈은 의학적 장치 내의 다양한 회로 블록- 예를



들면, 프로세서로의 전력 공급에 관련된 회로 블록, 다양한 주변회로 컴포넌트에 관련된 회로 블록(예, 무선 통신 모듈 등) -으로의 전력 공급 및 이들의 전력 공급 등을 제어하도록 구성될 수 있다. 따라서, 수신기의 각 상태 중에, 수신기의 다양한 컴포넌트로의 전력 공급이 전력 효율을 얻기 위해 필요한 것과 같이, 온 및 오프를 독립적으로 순환할 수 있다(그리고 이전에 논의한 것과 같이 활성 및 비활성 상태 사이의 고 전력 기능 블록의 순환으로부터 독립적임). 예를 들어, 일부의 경우에, 수신기는 둘 이상의 다른 활성 상태에 존재하도록 구성될 수 있고, 다른 태스크 또는 태스크의 세트가 각각의 다른 활성 상태에서 수행된다. 관심 대상 수신기는 제 1 활성 상태에 존재할 때 IEM 신호 검출 프로토콜을, 그리고 제 2 활성 상태에 존재할 때 물리적 데이터 검출 프로토콜을 수행하도록 구성될 수 있다. 이러한 유형의 수신기에서, 수신기의 다양한 컴포넌트는 전력 효율을 얻는데 필요한 것과 같이, 독립적으로 온 및 오프를 순환할 수 있다(그리고 이전에 논의된 것과 같이 활성 및 비활성 상태 사이의 고 전력 기능성 블록의 사이클링으로부터 독립적임).

[0124] 전력 공급 모듈은 이러한 다양한 컴포넌트로의 전력 공급을 활성화 및 비활성화하기 위해 하나 이상의 개별적인 전력원을 포함할 수 있다. 예를 들어, 일 양태에서, 전력 공급 모듈은 고 전력 프로세싱 블록으로 입/출력 전력을 공급하기 위해 고 전력 프로세싱 입/출력 전력원; 그리고 고 전력 프로세싱 블록으로 코어 전력을 공급하기 위한 고 전력 프로세싱 코어 전력원을 포함할 수 있다.

[0125] 단일 전력원이 복수의 컴포넌트로 전력을 공급하기 위해 사용될 수 있다고 이해되어야 한다. 예를 들어, 단일 전력원은 고 전력 프로세싱 블록 및 무선 통신 모듈 양자로의 입/출력 전력을 공급할 수 있다. 일 양태에서, 전력 공급 모듈은 전력원이 턴 온/오프되는지를 결정하는 저 전력 프로세싱 블록(예를 들면, 마이크로프로세서)으로부터 제어 신호를 수신한다.

[0126] 이제 도 26을 참조하면, 본 발명의 내용에 따른 수신기의 회로의 일부의 회로 다이어그램이 제공된다. 회로(2600)는 수신기의 다양한 컴포넌트로의 전력원을 제어할 책임이 있다. 도 26은 양 도면에 도시된 신호 라인 "VCC\_EN\_BAT"에서 도 24에 연결되며, 전력원을 제어하기 위해 도 24의 회로의 일부와 함께 작동한다. 도 26에 설명된 것과 같이, 변역기(2610)가 전압 참조번호(2630, 2640)에 전기적으로 연결된, 스위치(2620)에 전기적으로 연결된 것으로 도시된다. 변역기(2610)는 자신의 A 버스 상의 데이터 신호 VC\_ENA를 자신의 B 버스 상의 신호 VC\_EN\_BAT로 변역한다. 신호 VCC\_EN\_BAT는 다양한 컴포넌트로 전력을 공급하는, 레귤레이터(24155, 24157, 24159, 도 24에 도시됨)의 인에이블 핀에 연결된다. 따라서, 데이터 신호 (VCC\_EN\_BAT)가 수신기의 다양한 컴포넌트의 전력원을 인에이블(enable)/디스에이블(disable) 할 수 있다. 예를 들어, 레귤레이터(24155, 24157, 24159)는 DSP 코어, DSP & 무선 통신 I/O, 및 무선 통신 코어에 각각 전력을 제공한다. 따라서, 이러한 컴포넌트 각각은 회로(2600)로부터 대응하는 인에이블/디스에이블 데이터 신호(VCC\_EN\_BT)와 함께 전원을 켜고 켜 수 있다.

[0127] 수신기는 다목적 커넥터 모듈을 포함할 수 있다. 다목적 커넥터 모듈(또한 이하에서 "다목적 커넥터"라고도 지칭됨)은, 본 명세서에 기재된 대로, 전극과 같은 생물체 콘택트를 포함하고, 장치의 전력원의 주기적 충전, 장치의 제어 기능의 재프로그래밍 및/또는 장치로부터의 데이터 검색을 위해 사용될 수 있다. 이러한 구성은 별개의 환자 커넥터, 전력 커넥터 및 장치 구성 커넥터와 같은 이러한 기능 각각에 대한 별개의 커넥터를 포함하는 구성과 대조된다.

[0128] 다목적 커넥터 모듈을 포함하는 수신기는 환자 또는 환자-관련 장치와 같은, 표적 대상과 외부 프로그래밍 장치 및 외부 충전기 장치와 같은 제 2 외부 장치 사이의 가변 연결이 가능하다. 연결은 예를 들면, 전기 신호, 디지털 신호, 광학 신호, 다양한 유형의 신호의 조합 등의 신호의 통신을 용이하게 하는데 사용될 수 있다. 본 명세서에 사용된 것과 같은 용어 "가변 연결"은 환자와 같은 하나의 생물체와 연결된 연결 컴포넌트와 제 2 외부 장치를 수신하기 위한 그리고 특정한 연결 컴포넌트(예, 환자와 연결된 연결 컴포넌트 또는 제 2 외부 장치와 연결된 연결 컴포넌트)에 근거하여 연결을 형성하기 위한 다목적 커넥터의 능력을 지칭한다. 수신기는 연결을 통한 신호의 통신과 연관된 신호를 제어하기 위해 다중 기능성 블록을 추가로 포함한다. 다양한 양태에서, 제 2 외부 장치는 외부 프로그램 장치를 포함하고, 제 2 기능성 블록은 외부 프로그램 장치 및 수신기 사이의 통신과 연결된 신호를 제어하기 위한 컨트롤러 기능성 블록을 포함한다. 수신기가 다목적 커넥터를 통해 외부 프로그램 장치에 연결될 때, 외부 프로그램 장치는 수신기를 프로그램 방식을 제어하는데 사용될 수 있다. 다양한 양태에서, 제 2 외부 장치는 외부 충전 장치를 포함하고, 제 2 기능성 블록은 외부 충전 장치 및 수신기 사이의 통신과 관련된 신호를 제어하기 위한 전력 기능성 블록을 포함한다. 수신기가 다목적 커넥터를 통해 외부 충전기에 연결될 때, 외부 충전기는 수신기를 충전하는데 사용될 수 있다. 다양한 양태에서, 제 2 기능성 블록은 환자 인터랙티브 기능성 블록을 포함한다. 수신기가 환자 또는 환자-관련 장치에 다목적 커넥터를 통해 연결된 때, 장치는 환자 또는 환자-관련 장치와 쌍방향 통신을 하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 수신기는 다양한 환자 파

라미터를 자극 또는 감지하고, 다양한 기능적 목적을 용이하게 하기 위해(예, 보측 자극을 환자에게 전달하고, 환자로부터 생리학적 정보를 수신하는 등) 환자에 물리적으로 부착된 전극으로 구성될 수 있다.

- [0129] 일부 양태에서, 복수의 기능성 블록 중 적어도 하나는 신호 디렉터로 구성된다. 신호 디렉터는 설명된 기능을 수행할 수 있는, 임의의 컴포넌트, 서브컴포넌트 또는 이들의 조합일 수 있다. 일 예에서, 수신기는 신호 디렉터와 연결된, 예를 들면, 이를 포함하도록 구성된다. 이와 같은 구성은 하나 이상의 회로 등을 포함할 수 있다. 다른 예에서, 신호 디렉터는 수신기로부터 물리적으로 구분된다. 이러한 구성은 라우터 또는 본 명세서에 설명된 신호 기능성을 용이하게 할 수 있는 기타 네트워크 장치를 포함할 수 있다. 신호 디렉터는 제어 신호를 제어하도록, 예를 들면 신호를 구별하도록 구성된 제어 소자를 포함할 수 있다. 다양한 양태에서, 신호 디렉터는 소프트웨어 및 회로 중 적어도 하나를 포함한다.
- [0130] 신호 제어 또는 구별이 다양한 기준, 예를 들면 전압, 주파수, 수동 제어, 프로그램 제어 등에 근거할 수 있다. 이에 따라 제어 소자 구성이 변한다. 예를 들면, 전압에 근거하여 구별하는 제어 소자가 하나 이상의 다이오드, 서미스터 (thermistor) 등으로 구현될 수 있다. 주파수에 근거하여 구별하는 제어 소자는 하이-패스 필터 또는 로우-패스 필터로 구현될 수 있다. 수동 및/또는 프로그램 제어를 제공하는 제어 소자가 아날로그 스위치, 증계기, 멀티플렉서 등으로 구현될 수 있다. 다양한 다른 구현예는 광, 온도, 시간 등과 같은 다양한 파라미터에 근거할 수 있다.
- [0131] 전술한 것과 같이, 다목적 커넥터가 외부 프로그램 디바이스, 외부 충전 디바이스, 또는 외부 데이터 프로세서와 같은 하나 이상의 제 2 외부 디바이스와 환자에 대한 연결을 제공하도록 구성된 커넥터 소자이다. 따라서, 다목적 커넥터의 구조는 다른 장치(이하에 설명됨) 및 다른 장치를 통해 또는 직접 환자에 대한 수신기의 연결을 제공할 수 있도록 하는 것이다. 따라서, 수신기는 제 1 시간에 다목적 커넥터를 통해 환자에게 그리고 제 1 시간과 다른 제 2 시간에 동일한 다목적 커넥터를 통해 다른 장치로 연결될 수 있고, 이에 따라 동일한 다목적 커넥터가 다른 시간에 다른 엔터티에게 수신기를 연결하기 위해 사용된다. 이와 같이, 다목적 커넥터는, 다른 시간에 디바이스의 기능성 블록의 하나 이상의 물리적 구현물을 환자에게 그리고 적어도 하나 이상의 추가 외부 장치(가령, 외부 충전기, 외부 프로그램 디바이스 또는 외부 데이터 프로세서)로 연결하는데 사용될 수 있다.
- [0132] 다목적 커넥터의 구조물이 원하는 대로 변경될 수 있으며, 여기서 관심 대상 커넥터 구조물은, 다음을 포함하나 이에 한정되지는 않는다: IS-1 커넥터, AAMI ECG(Association for the Advancement of Medical Instrumentation Electrocardiographic) 코드 커넥터, 및 의료 등급 싸개 멀티-핀 커넥터(medical grade shrouded multi-pin connector). 일부의 경우에, 커넥터는 2 내지 10개의 전극(3개의 전극 또는 4개의 전극 포함)과 같은 하나 이상의 전극을 포함한다.
- [0133] 원하는 경우에, 다목적 커넥터가 환자 또는 다른 외부 디바이스와 집적 연결되도록 구성될 수 있으며, 이에 따라 추가적인 커넥터 디바이스가 수신기의 다목적 커넥터 및 환자나 다른 외부 장치 사이의 연결을 제공하는 것이 필요하다. 선택적으로, 다목적 커넥터는 케이블 또는 코드와 같은 물리적으로 별개의 커넥터를 통해 환자나 다른 외부 장치에 연결되도록 구성될 수 있다. 물리적으로 별개의 전기 커넥터가 다목적 커넥터로 맞춰지도록 구성된 하나의 종단부(termination)를 가질 수 있고, 환자 또는 외부 장치(가령, 배터리 충전기 또는 외부 프로그램 장치)로의 연결과 같은 특정한 목적을 수행하도록 구성된 다른 종단부를 가질 수 있다. 수신기가 와이어와 같은 별개의 커넥터를 통해 환자에게 연결되는 경우에, 이 장치가 여전히 수신기로 간주되는 것에 주의하여야 한다.
- [0134] 본 발명의 수신기에서, 예를 들면, 본 발명의 출원의 다른 부분에 설명된 것과 같이, 다목적 커넥터가 다중 기능성 블록(예를 들면, 둘 이상, 셋 이상, 넷 이상, 다섯 이상, 일곱 이상, 열 이상의 기능성 블록)으로 동작 가능하게 연결된다(가령, 전기적으로, 광학적으로 연결되는 등).
- [0135] 환자를 연결하도록 구성되는 것에 더하여, 관심 대상 다목적 커넥터는 다른 외부 장치로 수신기를 연결하도록 구성될 수 있다. 외부 장치는 외부 충전 장치, 외부 프로그램 장치, 데이터 프로세싱 장치, 모뎀, 키보드, 디스플레이 및/또는 외부 저장 장치 등을 포함하나, 이에 한정되지 않는다. 동일한 커넥터를 사용하여 수신기를 환자 및 다른 장치에 연결함으로써, 의료적 장치가 충전기와 같은, 다른 장치에 연결되면서 동시에 수신기가 환자에 연결되는 것이 방지된다. 이러한 구성은 환자 안정성을 강화한다. 왜냐하면, 다른 외부 장치(가령 전력 충전기, 프로그램 장치, 데이터 프로세서 등)으로부터 신호가 환자로 전달되어, 잠재적으로 환자에게 해를 끼칠 가능성을 제거하기 때문이다. 다중 기능을 위한 단일 커넥터를 사용하는 것은 장치의하우징 상에 수개의 오픈이 존재하기 때문에 장치의 방수가 더 쉽게 이루어진다.

- [0136] 관심 대상 수신기는 다목적 커넥터 및 장치의 하나 이상의 다중 기능성 블록 사이에 기능적으로 배치된 라우터를 포함할 수 있다. "그 사이에 기능적으로 배치된(functionally positioned between)"되는 것은 입력 신호, 출력 신호 및 양방향 신호와 같은 신호가 다목적 커넥터를 통과한 후에, 하나 이상의 다중 기능성 블록으로 들어가기 전에 라우터를 통과할 것이다. 라우터는 하나 이상의 파라미터에 따라 어떤 기능성 블록을 지나가도록 선택적으로 신호를 허용하여 구성될 수 있다. 예를 들어, 라우터는, 예를 들면 통과하려는 소정 임계치를 초과하는 또는 미만의(또는 소정 대역 내) 전압만이 통과하도록 하는 방식으로, 전압에 근거하여; 또는 예를 들면 임계 주파수 이상 또는 이하의(또는 소정 주파수 대역 내의) 신호만이 통과하도록 하는 방식으로, 주파수에 근거하여; 또는 동작 모드(예를 들면 전력-충전 모드, 데이터 송신 모드, 환자 인터랙티브 모드 등)에 근거하여 신호를 구별하도록 구성될 수 있다. 일부의 경우에, 다목적 커넥터 및 다중 기능성 블록 중 일부 사이에 기능적으로 배치된 라우터가 존재할 수 있다. 다르게 설명하면, 라우터에 의해 다목적 커넥터로부터 분리되지 않은 하나 이상의 기능성 블록이 존재할 수 있다.
- [0137] 일부의 경우에, 라우터는 디바이스의 관심 대상 신호의 고유 특성에 근거하여 신호를 구별하도록 구성될 수 있다. 바디로부터 측정된 신호는 상대적으로 저 전압(예, 500mV 이하, 가령 100mV 이하, 또는 50mV 이하)일 수 있다. 유사하게, 바디로부터 측정된 신호가 상대적으로 저 주파수(예를 들면 20kHz 이하, 가령 5kHz 이하, 또는 1kHz 이하)를 가질 수 있다. 비교하면, 외부 의학적 장치와 같은 디바이스의 내부 배터리를 충전하기 위해 사용된 전형적인 전력 신호가 상대적으로 고 전력, 가령 1 V 이상, 2 V 이상, 또는 5 V 이상일 수 있다. 데이터 송신을 위해 사용된 전형적인 신호는 예를 들면 100kHz 이상, 가령 1MHz 이상 또는 10 MHz 이상의 바디-측정 신호보다 상대적으로 더 높은 주파수를 가질 수 있다. 따라서, 주파수 및 전압에 근거하여 구별함으로써, 라우터는 적당한 기능성 블록 또는 블록들로 신호를 선택적으로 전달할 수 있다. 라우터는 신호의 임의의 특성에 근거하여 신호를 구별할 수 있다. 특성은 전압, 주파수 및 이들 둘의 조합을 포함하나, 이에 한정되지 않는다. 다른 경우에, 라우터는 장치의 동작 모드에 근거한 입력 신호를 라우팅할 수 있으며, 다른 회로, 소프트웨어 또는 수동 스위치나 명령에 의해 설정될 수 있다.
- [0138] 소정의 경우에, 라우터는 하나 이상의 기능성 블록으로부터 신호를 격리하면서, 특정한 기능성 블록으로 소정 유형의 신호를 라우팅하도록 구성된다. 예를 들어, 환자로 부터 신호의 고 임피던스 측정을 하는 것이 바람직한 경우에, 전력 기능성 블록의 저 임피던스를 격리하는 것이 중요할 수 있다. 이러한 경우에, 라우터는, 소정 전압 이상의 신호를 통과하도록 함으로써만 전력 기능성 블록 및 다목적 커넥터 사이에 배치될 수 있다. 따라서, 환자의 신체로부터 측정된 상대적으로 낮은 전압의 신호가 전력 기능성 블록으로부터 격리될 것이며, 환자 인터랙티브 기능성 블록은 신호를 적절히 측정할 수 있을 것이다.
- [0139] 그러나, 일부의 경우에, 사용되지 않을 때 다른 기능성 블록으로부터 특정한 블록을 격리하는 것이 중요하지 않을 수 있다. 이와 같이, 일부의 경우에, 라우터는 신호로부터 하나 이상의 특정한 기능성 블록을 분리하도록 구성되지 않을 수 있다. 즉, 이러한 경우에, 입력 신호는 특정한 기능성 블록으로 항상 통과할 것이다. 그러나, 일부의 경우에, 기능성 블록은 소정 범위의 주파수나 전압과 같이, 소정 유형의 신호에 응답만 할 수 있으며, 다른 신호에 노출될 때 손상을 겪지 않을 것이다. 이러한 선택적인 반응성은 라우팅 수단으로 효과적으로 작용할 수 있다.
- [0140] 본 명세서에 사용된 것과 같이, 라우터는 자체로 다수의 기능성 라우팅 블록으로 구성될 수 있다. 각각은 하나 이상의 디바이스 기능성 블록 및 다목적 커넥터 사이에 기능적으로 배치된다. 이러한 방식으로, 개별적인 라우터 블록은 다른 파라미터에 근거하여 신호를 구별할 수 있으며, 다른 클래스의 신호가 개별적인 디바이스 기능성 블록에 도달하도록 할 수 있다.
- [0141] 라우터는 고유 방식으로, 액티브 방식으로, 또는 고유 및 액티브 기술의 조합에 의해 적당한 회로로 신호를 라우팅할 수 있다. 일부의 경우에, 라우터는 전압에 근거한 입력 신호를 구별할 수 있다. 예를 들어, 다목적 커넥터 및 하나 이상의 기능성 블록 사이에 기능적으로 배치된 라우터가 이러한 기능성 블록으로 소정 전압 임계치 초과 신호만이 통과되게 할 수 있다. 일부의 경우에, 이는 하나 이상의 다이오드를 이용하여 이루어질 수 있다. 일부의 경우에, 다이오드는 정류기, 예를 들면 반파장 정류기, 전파장 정류기, 삼상 정류기 등으로 배열될 수 있다. 다른 경우에, 라우터는 관련된 기능성 블록으로 소정의 임계 전압 미만의 신호만이 통과되게 할 수 있다.
- [0142] 다른 경우에, 라우터는 주파수에 근거하여 신호를 라우팅할 수 있다. 예를 들어, 다목적 커넥터 및 하나 이상의 기능성 블록 사이에 기능적으로 배치된 라우터가 관련된 기능성 블록으로 소정 주파수 초과 신호만이 통과되게 할 수 있다. 다른 경우에, 라우터는 소정 주파수 미만의, 소정 주파수 밴드 내의, 또는 소정 주파수 밴드 이외

의 신호만이 통과되게 할 수 있다. 주파수에 근거하여 구별하는 라우터는 로-패스 필터, 하이-패스 필터 또는 밴드-패스 필터와 같은 필터를 포함할 수 있다. 필터는 임의의 편리한 디자인을 가질 수 있으며, 필터 특성은 구별될 필요가 있는 신호의 특성에 따라 변경될 수 있다.

[0143] 일부의 경우에, 라우터는 신호를 적당한 기능성 블록으로 라우팅하는 하나 이상의 제어 스위치를 포함할 수 있다. 스위치는 다음을 포함하나 이에 한정되는 것은 아니다: 아날로그 스위치, 멀티플렉서, 중계기 등, 또는 이들의 임의의 조합. 스위치는 신호 존재를 검출하고 이에 따라 이를 라우팅하는 다른 회로에 의해 제어될 수 있다. 선택적으로, 스위치는 소프트웨어에 의해 제어될 수 있다. 다른 양태에서, 스위치는 사용자에게 의해 제어될 수 있다. 예를 들어, 디바이스의 하우징에 또는 외부 제어기에 사용자 인터페이스가 존재할 수 있다. 사용자 인터페이스는 하나 이상의 스위치, 하나 이상의 버튼, 터치스크린 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다. 이러한 인터페이스에 의해 사용자는 적당한 동작 모드를 선택할 수 있고 라우터 스위치가 이에 따라 선택될 수 있다. 일부의 경우에, 장치의 동작 모드는 다목적 커넥터로부터 신호 입력에 근거하여 내부 회로 또는 소프트웨어에 의해 변경될 수 있다. 잠재 동작 모드는, 환자 인터랙티브 모드, 전력 충전 모드, 데이터 통신 모드 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 이후에 스위치는 동작 모드에 따라 라우팅될 수 있다.

[0144] 데이터 또는 프로세싱 명령이 다목적 커넥터를 통해 송신되는 일부 경우에, 환자 연결 회로와 호환될 수 있는 시그널링 프로토콜을 선택하는 것이 바람직할 수 있다. 조정 요구에 따르기 위해, 환자 전기 연결은 DC 전압으로부터 환자를 보호하기 위해 전기 연결부에 연결된 안전 축전기(capacitor)를 가질 수 있다. 이러한 양태에서, 데이터 비트(즉, a 1 또는 a 0)를 나타내기 위해 DC 레벨에 의존하지 않는 통신 프로토콜을 선택하는 것이 바람직할 수 있다. 대신에, 데이터 통신 프로토콜은 데이터를 나타내기 위해 전이(transition) 또는 주파수 변조에 의존하는 데이터 통신 프로토콜이 선택될 수 있다. 다른 경우에, DC 데이터 프로토콜을 피하는 것이 필수적일 수 있으며, 임의의 편리 데이터 프로토콜이 사용될 수 있다.

[0145] 다목적 커넥터를 포함하는 수신기의 블록도는 도 16에 도시되며, 장치는 환자 인터랙티브 모드에 도시된다. 수신기(1601)는 다목적 커넥터(1605)를 통해 환자 (1603)에 연결된다. 다목적 커넥터(1605)는 하우징(1607)에 배치되며, 라우터 (1609)에 연결된다. 라우터(1609)는 내부 전력원(1611), 신호 획득 블록(1613), 에너지 출력 블록(1615), 및/또는 컨트롤러 및 데이터 입/출력 블록(1617)을 연결한다. 도시된 것과 같이, 수신기(1601)는 환자(1603)에 연결되고, 이에 따라 라우터 (1609)가 신호를 연결부(1619)를 거쳐 신호 획득 블록(1613)으로 통과시킨다. 에너지는 연결부(1621)를 통해 에너지 출력 블록(1615)에 의해 환자에게 전달될 수 있다. 연결부(1621)는 연결부(1619)와 동일한 전기 라인을 공유하거나 공유하지 않을 수 있다.

[0146] 동일한 수신기는 도 17에 도시되며, 여기서 이 장치는 전력 충전 모드에 도시된다. 외부 전력원(1723)은 다목적 커넥터(1705)를 통해 수신기(1701)에 연결된다. 다목적 커넥터(1705)가 라우터(1709)에 연결된다. 라우터(1709)는 입력 신호가 전력 충전 신호라는 것을 인식하고, 이에 따라 이 신호를 내부 전력원(1711)으로 연결부 (1725)를 통해 라우팅하며, 따라서 내부 전력원(1711)이 충전된다.

[0147] 도 18은 디바이스가 데이터 통신 모드인 경우에 수신기(1801)를 도시한다. 외부 제어 및 데이터 통신 장치 (1827)는 다목적 커넥터(1805)를 통해 수신기(1801)로 연결된다. 다목적 커넥터(1805)가 라우터(1809)로 연결된다. 라우터(1809)는 입력 신호를 제어 및/또는 데이터 통신 신호로 인식하고, 이에 따라 신호를 연결부 (1829)를 따라 제어 및 데이터 입/출력 블록(1817)으로 라우팅한다. 외부 제어 및 데이터 통신 장치(1827)는 이후에 제어 신호 및/또는 데이터 패킷을 제어 및 데이터 입/출력 블록(1817)으로 보내거나, 제어 및 데이터 입/출력 블록(1817)으로부터 데이터를 요청하는 신호를 보낼 수 있다. 제어 및 데이터 입/출력 블록(1819)는 데이터를 외부 제어 및 데이터 통신 장치(1827)로 동일한 연결(1829) 상으로 또는 다른 연결(무선 연결 포함) 상으로 송신할 수 있다.

[0148] 본 발명의 수신기에 사용될 수 있는 라우터의 예는 도 19A 및 19B에 도시된다. 도 19A는 전압 레벨에 근거하여 신호를 구별하는 라우터를 나타낸다. 라우터 (1931)의 임계 전압을 초과하는 신호만이 버스(1933)로부터 버스 (1935)로 통과될 것이다. 이러한 원리의 간단한 예는 도 19B에 도시되며, 여기서 다이오드(1937)가 신호 디렉터 (예, 라우터(1909))의 기능을 한다. 다이오드(1937)의 임계 전압보다 더 큰 신호만이 버스(1939)로부터 버스 (1941)로 통과될 것이다.

[0149] 도 20A 및 20B는 입력 신호의 주파수에 근거하여 구분하는 라우터의 예를 보여준다. 도 20A는 입력 신호 버스 (2034) 및 기능성 블록 버스(2045, 2047)를 이용하여, 주파수에 근거하여 라우터의 원리를 나타낸다. 소자 (2049)는 주파수와 함께 증가하는 임피던스를 가지며, 레지스터(2050)와 함께 하이 패스 필터를 형성한다. 하이-패스 필터의 디자인 주파수 이상의 신호만이 버스(2043)로부터 버스(2045)로 통과될 것이다. 소자(2051)은 주

과수와 함께 감소하는 임피던스 가지며, 저항기 (2052)와 함께 로 패스 필터를 형성한다. 로-패스 필터의 디자인 주파수 이하의 신호만이 버스(2043)로부터 버스(2047)로 통과될 것이다. 하이-패스 필터 및 로-패스 필터는 다른 디자인 주파수를 가지거나 가지지 않을 수 있다. 도 20B는 이러한 원리의 간단한 예를 도시한다. 축전기 (2053) 및 저항기(2054)가 버스(2057) 및 버스 (2059) 사이의 하이-패스 필터를 형성하고, 인덕터(2055) 및 저항기(2056)는 버스 (2057) 및 버스(2061) 사이의 로-패스 필터를 형성한다. 컷오프 주파수 초과와 이러한 신호만이 버스(2057)로부터 버스(2059)로 통과하도록 허용되며, 컷오프 주파수 미만의 이러한 신호만이 버스(2057)로부터 버스(2059)로 통과하도록 허용된다.

[0150] 도 20C는 입력 신호의 주파수에 근거하여 구분되는 라우터의 다른 예를 도시한다. 하이-패스 필터(2056)는 소정의 디자인 주파수 이하로 감소하는 이익을 가진다. 디자인 주파수 초과와 신호만이 버스(2058)로부터 버스 (2060)로 통과할 것이다. 로우-패스 필터(2062)는 제 2 디자인 주파수를 초과하여 감소된 이익을 가진다. 디자인 주파수 이상의 신호만이 버스(2058)로부터 버스(2064)로 통과할 것이다.

[0151] 도 21은 활성 스위치를 사용하는 라우터의 양태를 도시한다. 버스(2163)는 스위치(2171, 2173 및 2175)에 의해 버스(2165, 2167, 2169)로부터 분리된다. 버스 (2165, 2167, 2168)는 각각 외부 수신기의 하나 이상의 기능성 블록으로 연결한다. 스위치(2171, 2173, 2175)는 다른 회로, 소프트웨어, 및/또는 사용자에게 의해, 대응하는 기능성 블록으로 버스(2163)를 연결하거나 분리할 필요에 따라 개방 또는 폐쇄되도록 제어될 수 있다.

[0152] 본 발명의 수신기는, 정류 수단, 전력 변환 수단 및 내부 배터리를 충전하기 위해 에너지를 사용하는 배터리 충전 회로에 인가된, 소정 임계치 초과와 AC 전압을 고유하게 라우팅하는 다목적 커넥터에 연결된다. 수신기 내부의 데이터 획득 회로는 특정된 인가 AC 전압에 면역이 된다. 수신기는 또한 이러한 전압의 존재를 검출하고 그 정보에 근거하여 수신기의 동작 모드를 변경할 수 있다.

[0153] 도 22-24는 수신기의 양태에 대한 회로의 일 예를 도시한다. 도 22는 다목적 전극 연결(SNAP\_E1 2277, SNAP\_E2 2279 및 SNAP\_E3 2281)를 신호 수신 증폭기 입력 (22121 및 22123)을 통해 신호 수신 블록으로 전극을 연결하는 스위치(22113, 22115 및 22117)과 함께 도시한다. 다이오드(2283, 2285, 2287)는 정전기 방전 (ESD: electrostatic discharge)에 기인한 손상으로부터 회로를 보호한다. 인덕터 (2289, 2291, 2293)는 전자기 간섭 (EMI: electromagnetic interference)을 감소시킨다. 축전기(2295, 2297, 2299)는 전극(2277, 2279, 2281)에 임의의 DC 전압이 인가되는 것을 방지함으로써 환자를 보호한다. 라인 ChargeInAC1(22101), ChargeInAC2(22103) 및 ChargeInAC3(22105)는 입력을 후속 도면에 도시된 내부 전력원에 연결한다. 축전기 (22107, 22109 및 22111)는 임의 DC 전압을 신호 수신 증폭기에 인가되지 않도록 한다. 스위치(22113, 22115, 22117 및 22119)는 세 개의 전극(2277, 2279, 2281)의 임의의 조합을 선택하여 두 개의 신호 수신 증폭기 입력 V+diff(22121) 및 V-diff(22123)으로 진행하도록 사용된다.

[0154] 도 22에 도시된 장치에서, 신호 수신 블록을 완전히 분리하는 것이 가능하지 않다. 전력 충전 신호가 전극에 인가되는 경우에, 이는 스위치를 통과하고 증폭기 입력으로 들어간다. 그러나, 증폭기 입력은 상대적으로 큰 전압에 면역되도록 디자인되고, 따라서 신호 수신 블록의 분리가 불필요하다.

[0155] 선택적인 구성에서, 데이터 신호 이외의 신호가 전극에서 수신된 경우에, 신호 수신 블록을 분리하는 것이 가능하다. 이는 예를 들면, 추가 스위치를 사용하여 및/또는 다른 스위치 배열을 사용하여 얻어질 수 있다.

[0156] 내부 전력원 기능성 블록으로의 배터리 충전기 입력이 도 23에 도시된다. 도 22의 라인 ChargeInAC1(22101), ChargeInAC2(22103) 및 ChargeInAC3(22105)이 ChargeInAC1(23125), ChargeInAC2(23127) 및 ChargeInAC3(23129) 각각에서 전력원 기능성 블록을 연결한다. 다이오드(23131-23136)는 삼상 정류기를 형성한다. 디바이스가 외부 전력 충전기에 연결될 때, 정류기는 전력 충전 신호(이는 예를 들면 100kHz 구형파인 교류 전류일 수 있음)을 받아 이를 네트 Charger\_In(23139) 상의 DC 전류로 변환한다. 입력에 존재하는 전압이 약 0.6V 미만일 때(가령 디바이스가 환자와 연결될 때), 신호는 정류기를 통과하지 않고, Charger\_In 노드(23139)가 입력(23125, 23127 및 23129)으로부터 분리된다. 이는, 환자에 대한 신호의 고 임피던스 측정을 하는데 필요한 때, Charger\_In 노드(23139)의 저 임피던스를 전극으로부터 격리한다. 부스트 컨버터(23141)는 네트 Charger\_In(23139) 상의 전압을 원하는 전력 충전 전압(예, 약 5V)으로 상승시킨다. 상승된 전압은 노드(23143)를 통해 배터리 충전기로 들어간다. 다이오드(23145)는 원하는 전압보다 높은 전압이 Charger\_In 노드(23139)에 배치되는 경우에 회로를 보호한다.

[0157] 배터리 충전 회로의 양태는 도 24에 도시된다. 도 23으로부터의 출력 노드 (23143)가, 배터리 충전 입력 노드 (24147)에서 도 24의 배터리 충전 회로와 연결한다. 배터리 충전 입력(24147)은 배터리 충전 집적 회로(24149)

를 연결한다. 이러한 양태에서, 배터리 충전 입력(24147)이 배터리, 예를 들면 리튬 배터리를, 배터리 패드(24151, 24153)에서 충전하도록 구성된다. 도 24에 도시된 회로의 나머지가 레귤레이터(24155, 24157, 24159)를 포함하며, 이는 디바이스 내 회로의 나머지에서 사용하기 위한 배터리 전압을 조절한다.

[0158] 사용 중에, 수신기는 다목적 커넥터를 통해 환자와 같은 생물체 또는 다른 외부 장치에 동작 가능하게 연결될 수 있다. 연결될 수 있는 다른 외부 장치는 외부 전력 충전 디바이스, 외부 프로그램 디바이스, 외부 데이터 프로세싱 디바이스를 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다. 수신기는 또한 다목적 커넥터를 통해 이식된 의료 장치의 외부 말단을 포함하는 다른 의학적 장치에 동작 가능하게 연결될 수 있다. 환자 또는 다른 장치가 다목적 커넥터를 통해 외부 의학적 장치에 연결될 때, 존재하는 경우에, 라우터가 신호의 유형 또는 신호의 특성에 근거하여 신호 경로를 개방 및 폐쇄할 수 있다. 전술한 것과 같이, 라우팅은, 고유 방식으로, 액티브 방식으로, 또는, 이러한 또는 다른 기술의 조합에 의해 수행될 수 있다.

[0159] 도 25는 다목적 커넥터를 가지는 양태에서 획득할 수 있는 컴포넌트/기능성 관계의 개요를 제공한다. 예를 들어, 이러한 개요는 신호 디렉터(2500)를 제공한다. 신호 디렉터(2500)는 제어 소자(2502)를 포함한다. 제어 소자(2502)는 전압(2504), 주파수(2506), 매뉴얼/프로그램 명령(2508) 및 기타 기준(2410)을 제어하거나 이에 응답할 수 있다. 전압(2504)은 하나 이상의 다이오드(2512), 서미스터(2514) 등을 통해 구분될 수 있다. 주파수(2506)은 하이-패스 필터(2516), 로우-패스 필터(2518) 등에 의해 구분될 수 있다. 신호는 수동으로 및/또는 프로그램 가능 방식으로 매뉴얼/프로그램 명령(2508)에 의해, 아날로그 스위치(2520), 중계기(2522), 멀티플렉서(2524) 등을 거쳐 제어될 수 있다. 신호 제어/응답을 위한 기준(2510)은 예를 들면, 광, 온도, 시간 등을 포함할 수 있다.

[0160] 본 발명의 다목적 커넥터를 가지는 장치를 사용하는 방법은 또한 전술한 다른 장치들 중 하나 또는 환자로부터 수신기를 분리하고, 그 장치를 다목적 커넥터를 거쳐 다른 장치 중 하나 또는 환자 중 또 다른 하나에 동작 가능하게 연결하는 것을 포함한다. 존재하는 경우에, 수신기 내의 라우터는 제 1 연결 장치로부터의 신호와 다른 제 2 연결 디바이스로부터의 신호를 라우팅할 수 있다. 또한, 외부 의학적 디바이스의 동작 모드가 제 2 연결 디바이스로부터의 신호에 응답하여 변경될 수 있다.

[0161] 본 발명의 다목적 커넥터를 포함하는 수신기에 관한 추가 세부사항 및 이들의 사용을 위한 방법을 미국 특허출원 제61/122,723호(2008년 12월 15일 출원, 본 명세서에 참조로 포함됨)에서 찾을 수 있다.

[0162] 임피던스(EZ) 측정 모듈

[0163] 본 발명의 수신기가 임피던스 측정 모듈을 포함할 수 있고, 여기서, 예를 들면, 장치가 디바이스의 적어도 한 쌍의 전극에 대한 임피던스를 측정하도록 구성된다. 임피던스 측정 모듈은 두 개의 전극 및 저항성 부하(예를 들면, 개재된 조직에 의해 제공된 것)의 일련의 조합의 루프 임피던스를 결정하도록 구성될 수 있다. 임피던스 측정 모듈은 전극에 대한 전류를 제공하기 위한 전류원 블록과, 저항성 부하 양단의 전압 신호를 측정하고 전극 임피던스를 측정하기 위한 전압 프로세싱 블록을 포함한다. 예를 들어, 수신기는 2uApp(RMS 진폭이 1uArms) 구형파 전류를 이의 두 전극 양단에 인가하도록 구성될 수 있다. 이는 분리된 전극을 검출하기에 충분하다. 응용은 수신기 진단 응용(예를 들면 여기서 측정된 임피던스는 전극이 환자로부터 분리되는지, 및/또는 동작하지 않는지를 측정하기 위해 이용됨), 환자 감시 응용(가령 임피던스가 하나 이상의 생리학적 파라미터 등을 측정하기 위해 사용됨)을 포함하나 이에 한정되지 않는다.

[0164] 도 27은 본 발명의 일 양태에 따라 전류원 블록에 의해 구현된 드라이브 스킴(2700)을 모델링하는 회로도를 제공한다. 이러한 양태에서 도시된 것과 같이, 바이폴라 전류가 유니폴라 로직 드라이브로부터 유래될 수 있고, 여기서 "DC" 컴포넌트가 드라이브 스킴에 존재하지 않는다. 두 전류, "EZ\_Carrier"(2720) 및 "EZ\_Balance"(2730)가 발생되고, 두 전극 양단의 전극 전류  $I_{ez}$ (2710)를 제공한다. 예를 들면, "EZ\_Carrier"(2720) 및 "EZ\_Balance"(2730)는 저 전력 프로세서(예, 마이크로프로세서)에 의해 발생될 수 있고, 커패시터(2740) 및 저항기(2750)(알려지지 않은 전극 임피던스)와 직렬로 함께 구현될 수 있다.

[0165] 전압 프로세싱 블록은, 전압 전류  $I_{ez}$ (2710)로부터 비롯된 전극 양단(즉, 저항성 부하-저항기(2710) 양단)의 전압 신호(2760)를 측정한다. 이후에 전압 프로세싱 블록은 전극 임피던스를 결정하기 위해 전압 신호(2710)를 사용할 수 있다. 예를 들어, 전압 신호(2710)는 [Gain=287]에 의해 먼저 증폭될 수 있고, 노이즈를 줄이도록 Hz HPF 및 33 KHZ LPF 만큼 밴드-제한되며, 전압 신호로부터 디지털 데이터를 스트림을 제공하기 위해, A/D 컨버터 입력(예, 500KHz 에서 샘플링하는 12-bit A/D 컨버터)에 인가될 수 있다. 예를 들어, DSP는 전극 임피던스를 결

정하기 위해 디지털 데이터 스트림을 처리할 수 있다. 예를 들어, DSP는 입력 데이터 스트림을 EZ 캐리어 주파수(예, 20KHz)에서 사인 파와 믹스될 수 있고, 호게노이어(Hogenuer, "CIC") 필터를 로우-패스 필터에 인가할 수 있으며, 데이터 스트림을 데시메이션(예를 들면, 16 만큼) 할 수 있다. 이는 기본적인 캐리어 에너지를 0Hz로 이동시킨다. DSP는 이후에 데이터 스트림의 절대 값(등급)을 계산할 수 있으며, 1 초 구간에 대해 평균할 수 있고, 다음 식을 사용하여 임피던스로 변환할 수 있다.

[0166]  $Z_{electrode} = (V_c / I_{ez} * Gain) - 300$

[0167] 여기서,  $V_c$ 는 A/D 컨버터에서,  $I_{ez}$  캐리어 주파수(20KHz)에서 측정된 진폭이다. 이득 세팅  $G_3 \dots G_0 = 0000$ 이고, 287을 계산을 위한 Gain 값을 사용함. 이는 측정된 전극과 직렬인 300 ohm Tare 저항(전극 임피던스)을 발생한다.

[0168] 도 28은 본 발명의 일 양태에 따라, 3-와이어 옴미터를 사용하여 전극 임피던스 측정을 위한 회로도를 제공한다. 전류원 블록은, 저항성 부하( $E_n$  2850)를 통해 흐르는 전극 전류( $I_{ez}$  2810)를 제공하기 위해, EZ 캐리어 라인(2820) 및 EZ 밸런스 라인(2830)을 생성한다. 켈빈 연결에서, 전극 (임피던스)  $E_m$  (2860)을 통해 흐르는 전류가 없는 경우에, 제 1 단계(2870)에 의해 관찰된 전압이  $I_{ez} * (300 + E_n)$ 일 것이다. 전극 전류  $I_{ez}$  (2810)은 예를 들면,  $2uApp = I_{uARMS}$  일 수 있다.

[0169] 임피던스 측정 모듈은 제어 모듈 및 프로세싱 모듈 및 전극을 포함한다. 임피던스 측정은 수신기의 임의의 두 개의 전극을 이용하여 얻을 수 있는 감지 능력의 예이다. 장치 및 이들의 배치 기능, 예를 들면 전극이 작동하고 있는지 및/또는 원하는 물체에 연결되는지를 측정하는 것 이외에, 해당 생리학적 데이터가 측정된 임피던스로부터 유도될 수 있다. 예를 들어, 측정된 임피던스가 트랜스-흉관 임피던스에 의해 결정된 일부 컴포넌트를 가질 것이고, 이는 호흡에 관련된다. 이러한 방식으로, 임피던스 데이터가 물체의 호흡수를 얻기 위해 이용될 수 있다. 전극(2860)은 또한 물체의 유체 상태의 센서로 이용될 수 있다. 특히 이뇨제에 대한 심부전 환자에 있어서는, 시간이 지남에 따라, 유체 상태가 매우 중요한 부분이다. 획득된 유체 상태는 투약을 적정하고 (titrate), 경고를 제공하는데 사용될 수 있다. 유체 상태 측정에 더하여, 또한 임피던스 측정이 신체 지방 (fat)을 측정하는데 사용될 수 있다.

[0170] 모듈 구현

[0171] 다양한 양태에서, 전술한 모듈, 예를 들면, 고 전력-저전력 모듈, 중개자 모듈, 트랜스바디 전도성 통신 모듈, 생리학적 감지 모듈, 전력 공급 모듈, 저장 모듈, 엑스트라-신체 통신 모듈 등 및/또는 이들의 컴포넌트의 하나 이상의 조합이 소프트웨어, 예를 들면 디지털 신호 프로세싱 소프트웨어; 하드웨어, 예를 들면 회로, 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다. 이와 같이, 신호 수신기 내에 존재할 수 있는 추가적인 구성요소가 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것을 아니다: 신호 변조기(예, IEM으로부터 방출된 신호를 디코딩하기 위한 것); 신호 송신기(예, 신호 수신기로부터 외부 위치로 신호를 송신하기 위한 것); 데이터 저장 요소(예, 수신된 신호, 생리학적 파라미터 데이터, 의학적 기록 데이터 등); 클록 요소(예, 신호의 수신과 같은, 이벤트와 특정한 시간을 연결하기 위한 것); 프리-증폭기; 마이크로프로세서(예, 신호 수신기, 밴드-패드 필터 등의 다른 기능 중 하나 이상을 조정하기 위한 것) 등.

[0172] 특정한 양태에서, 현재 수신기의 모듈이 집적 회로에 존재하고, 여기서 집적 회로는 다수의 구분된 기능성 블록을 포함한다. 지정된 수신기 내에, 모듈의 적어도 일부(예를 들면 둘 이상, 전부도 포함)가 수신기 내의 단일 집적 회로에 존재할 수 있다(예를 들어, 칩 또는 SOC 상의 시스템의 형태로). 단일 집적 회로는 다른 기능성 블록 전부를 포함하는 단일 회로 구조물을 의미한다. 이와 같이, 집적 회로는 소형화된 전자 회로(수동 소자와 같은 반도체 장치를 포함할 수 있음)인 모노리식 집적 회로(IC, 마이크로회로, 마이크로칩, 실리콘 칩, 컴퓨터 칩 또는 칩으로도 알려짐)이다. 소형화된 전자 회로는 반도체 물질의 박형 기판의 표면에 제조되었다. 본 발명의 소정 양태의 집적 회로는 하이브리드 집적 회로일 수 있고, 이는 수동 소자와 마찬가지로, 기판이나 회로 보드에 접착된 개별적인 반도체 디바이스로 구성된 소형화된 전자 회로이다.

[0173] 도 7은 본 발명의 양태에 따라 신호 수신기의 집적 회로 컴포넌트의 블록 기능을 제공한다. 도 7에서, 수신기 (700)는 전극 입력(710)을 포함한다. 전극 입력(710)에 전기적으로 연결된 것은 트랜스바디 전도성 통신 모듈 (720) 및 생리학적 감지 모듈(730)이다. 일 양태에서, 트랜스바디 전도성 통신 모듈(720)이 고주파(HF) 신호 체인으로 구현되고, 생리학적 감지 모듈(730)이 저 주파(LF) 신호 체인으로 구현된다. 또한, CMOS 온도 감지 모듈 (740)(주변 온도 검출을 위한) 그리고 3-축 가속도계(750)가 도시된다. 또한 수신기(700)는 프로세싱 엔진

(760)(예를 들면, 마이크로컨트롤러 및 디지털 신호 프로세서), 비휘발성 메모리(770)(데이터 저장을 위한 것) 그리고 무선 통신 모듈(780)(다른 장치로의 데이터 송신을 위해, 예를 들면 데이터 업로드 동작을 위한 것)을 포함한다.

- [0174] 도 8은 본 발명의 일 양태에 따라, 도 7에 나타난 수신기의 기능성 블록도를 구현하기 위해 구성된 회로에 대한 더 상세한 블록도를 제공한다. 도 8에서, 수신기(800)는 전극(e1(811), e2(812), e3(813))을 포함하며, 이는 예를 들어 IEM에 의해 전도성 송신된 신호를 수신하고, 관심 대상 생리학적 파라미터 또는 바이오마커를 감지한다. 전극(811, 812, 813)에 의해 수신된 신호는 전극에 전기적으로 연결된 멀티플렉서(820)에 의해 다중화된다.
- [0175] 멀티플렉서(820)는 하이 밴드 패스 필터(830) 및 로우 밴드 패스 필터(840) 모두에 전기적으로 연결된다. 하이 및 로우 주파수 신호 체인은 원하는 레벨 또는 범위를 커버하기 위한 프로그램 이득을 제공한다. 이러한 특정한 양태에서, 하이 밴드 패스 필터(830)는 10 KHz 내지 34 KHz 밴드 내의 주파수를 통과시키고 동시에 아웃-오브-밴드 주파수로부터 노이즈를 필터링 아웃한다. 이러한 고 주파수 밴드는 변경될 수 있고, 예를 들면, 3 KHz 내지 300 KHz의 범위를 포함할 수 있다. 통과 주파수가 이어서, 고주파 신호 체인에 전기적으로 연결된 고 전력 프로세서(880)(DSP로 도시됨)로의 입력을 위해 컨버터(834)에 의해 디지털 신호로 변환되기 전에, 증폭기(832)에 의해 증폭된다.
- [0176] 로우 밴드 패스 필터(840)는 아웃-오브-밴드 주파수를 필터링 하면서 동시에, 0.5 Hz 내지 150 Hz의 범위의 저 주파수를 통과시키는 것으로 도시된다. 주파수 밴드는 변경될 수 있고, 예를 들면, 300Hz 미만의 주파수(가령, 200 Hz 미만, 150 Hz 미만 포함)를 포함할 수 있다. 통과 주파수 신호가 증폭기(842)에 의해 증폭된다. 또한 제 2 멀티플렉서(860)에 전기적으로 연결된 가속도계(850)가 도시된다. 멀티플렉서(860)는 가속도계로부터의 신호를 증폭기(842)로부터 증폭 신호와 다중화한다. 다중화된 신호는 또한 이후에 저 전력 프로세서(870)에 전기적으로 연결된 컨버터(864)에 의해 디지털 신호로 변환된다.
- [0177] 일 양태에서, 디지털 가속도계(가령 아날로그 디바이스에 의해 제조된 것과 같이)는 가속도계(850) 대신에 구현될 수 있다. 다양한 효과가 디지털 가속도계를 사용하여 얻어질 수 있다. 예를 들어, 디지털 가속도계가 디지털 형식으로 이미 생성한 신호 때문에, 디지털 가속도계는 컨버터(864)를 통과할 수 있고 저 전력 마이크로컨트롤러(870)에 전기적으로 연결될 수 있다 - 이 경우에, 멀티플렉서(860)는 더 이상 필요하지 않다. 또한, 디지털 신호가 운동을 검출할 때 자체적으로 켜지도록 구성될 수 있고, 추가로 전력을 보존할 수 있다. 또한, 연속적인 스텝 카운팅이 구현될 수 있다. 디지털 가속도계는 저 전력 프로세서(870)로 보내질 데이터의 흐름을 제어하는 것을 돕기 위한 FIFO 버퍼를 포함할 수 있다. 예를 들어, 데이터는 완전해질 때까지, FIFO 내에 버퍼링될 수 있으며, 이 시점에 프로세서가 아이들 상태로부터 깨어나도록 기폭될 수 있고 데이터를 수신한다.
- [0178] 저 전력 프로세서(870)는 예를 들면, 텍사스 인스트루먼트의 MSP430 마이크로컨트롤러일 수 있다. 수신기(800)의 저 전력 프로세서(870)가 이전에 언급한 것과 같이 아이들 상태를 유지하고, 최소 전류 소모 - 예를 들면, 10uA 이하 또는 1uA 이하 - 를 필요로 한다.
- [0179] 고 전력 프로세서(880)는 예를 들면, 텍사스 인스트루먼트의 VC5509 디지털 신호 프로세서일 수 있다. 고 전력 프로세서(880)는 활성 상태 중에 신호 프로세싱 동작을 수행한다. 이러한 동작은, 이전에 언급한 것과 같이, 아이들 상태 - 예를 들면, 30uA 이상의 전류(가령 50 uA 이상) - 와 다른 다량의 전류를 필요로 하며, 예를 들면, 전도성 송신 신호를 위한 스캐닝, 수신될 때 전도성 송신된 신호의 프로세싱, 생리학적 데이터의 획득 및/또는 프로세싱 등과 같은 동작을 포함할 수 있다.
- [0180] 수신기는 데이터 신호를 처리하기 위해 하드웨어 가속도계 모듈을 포함할 수 있다. 하드웨어 가속도계 모듈은 예를 들면, DSP 대신에 구현될 수 있다. 더 전문화된 계산 유닛인 경우에, 보다 일반적인 목적의 DSP와 비교하여, 더 적은 트랜지스터(적은 비용 및 전력)를 이용하여 신호 처리 알고리즘의 양태를 수행한다. 하드웨어 블록은 중요한 특정한 기능(들)의 성능을 "가속" 하기 위해 사용될 수 있다. 하드웨어 가속도계에 대한 일부 아키텍처는 마이크로코드 또는 VLIW 어셈블리를 통해 "프로그램가능" 할 수 있다. 사용 중에, 이들 기능이 라이브러리를 기능하게 하는 콜에 의해 접속될 수 있다.
- [0181] 하드웨어 가속도계(HWA) 모듈은, 입력 신호를 처리하기 위한 명령 및 처리될 입력 신호를 수신하기 위한 HWA 입력 블록을 포함한다. 그리고 결과 출력 신호를 발생하고 수신된 명령에 따라 입력 신호를 처리하기 위한 HWA 프로세싱 블록을 포함한다. 최종 출력 신호가 HWA 출력 블록에 의해 필요한 것과 같이 송신될 수 있다.
- [0182] 도 30은 본 발명의 일 양태에 따라, HWA 모듈의 블록도를 제공한다. 도시된 것과 같이, 입력 블록(3001)이 출력 블록(3003)에 연결된 프로세싱 블록(3002)에 연결된다. 입력 블록(3001)은 입력 신호(3001) 및/또는 명령(301



5)을 수신한다. HWA 모듈(300)은 예를 들면, 트랜스바디 전도성 통신 모듈로부터 트랜스바디 전도성 통신 신호를 수신할 수 있고; 및/또는 하나 이상의 생리학적 감지 모듈로부터 생리학적 데이터 신호를 수신한다.

[0183] HWA 모듈은 아날로그 신호를 수신할 수 있고, 이 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 A/D 컨버터를 포함할 수 있다. 또는 디지털 입력 신호(예, A/D 컨버터나 마이크로프로세서로부터)를 수신할 수 있다. 예를 들어, HWA 모듈은 A/D 컨버터 및 마이크로프로세서에 전기적으로 연결될 수 있으며, A/D 컨버터로부터 직접 데이터를 수집하는 상태 머신을 가진다. 다른 예에서, 하드웨어 가속도계는 마이크로프로세서에 의해 보내진 것과 같은 마이크로프로세서 프로세싱 데이터에만 연결될 수 있다.

[0184] 명령(3015)은 예를 들면, 내부 메모리, 외부 메모리로부터 또는 마이크로프로세서에 의해 수신될 수 있다. 일 양태에서, HWA 모듈이 마이크로프로세서(예, 이중 포트 메모리 또는 맥스를 거쳐)와 메모리를 공유한다. 다른 양태에서, HWA 모듈은 DMA 포트를 거쳐 데이터를 교환한다.

[0185] HWA 프로세싱 블록(3002)는 수신된 명령(3015)에 따라 입력 신호(3010)를 처리한다. DCO(digital controlled oscillator), DDC(digital down converter), FIR 필터, CIC 데시메이션과 같은 기능이 이러한 하드웨어 가속도계에 의해 구현될 수 있다. 이러한 기능은 IEM-관련 신호 프로세싱을 위해 최적이며, 또한 범용 데이터 획득, 임피던스 측정, ECG 신호 프로세싱(해밀턴 및 톰킨스), 가속도계 등에 적용될 수 있다. HWA 프로세싱 블록(3002)에 의해 발생된 최종 출력 신호(3020)가 HWA 출력 블록(3003)에 의해 필요한 것과 같이 송신될 수 있다.

[0186] HWA 모듈(3000)은 추가로, HWA 모듈(3000)로 전력을 인에이블/디스에이블 하기 위한 HWA 전력 블록(3030)을 포함할 수 있다. 예를 들어, HWA 모듈(3000)은 전력원이 오프 및 온 되도록 구성될 수 있거나, 이를 구동하는 클럭을 게이팅(gating) 함으로써 디스에이블 되도록 구성될 수 있다. 이를 구현하기 위해 필요한 트랜지스터 카운트가 연관된 메모리/버퍼에 의해 소모되는 정적 전력의 대부분으로 상대적으로 작다(대략 10k 내지 100k 게이트 범위). 하드웨어 가속도계는 따라서 저 전력 소모가 가능하다.

[0187] 도 8에 고 전력 프로세서(880)에 전기적으로 연결된 플래시 메모리(890)가 도시된다. 일 양태에서, 플래시 메모리(890)는 저 전력 프로세서(870)에 전기적으로 연결될 수 있고, 이는 더 나은 전력 효율을 제공할 수 있다.

[0188] 무선 통신 요소(895)는 고전력 프로세서(880)에 전기적으로 연결된 것으로 도시되고, 예를 들면, 블루투스™ 무선 통신 송수신기를 포함할 수 있다. 일 양태에서, 무선 통신 요소(895)는 고 전력 프로세서(880) 및 저 전력 프로세서(870)에 전기적으로 연결된다. 나아가, 무선 통신 요소(895)는 수신기의 다른 컴포넌트로부터 독립적으로 켜지고 꺼질 수 있도록 자신의 전력원을 가지도록 구현될 수 있다(예를 들면 마이크로프로세서에 의해).

[0189] 도 9는 고 주파수 신호 체인에 관련된 본 발명의 양태에 따라 수신기 내의 하드웨어의 블록도의 도면을 제공한다. 도 9에서, 수신기(900)는 멀티플렉서(920)에 전기적으로 연결된 수신기 프로브(예를 들면 전국(911, 912, 913)의 형태로)를 포함한다. 또한, 임의 아웃-오브-밴드 주파수를 소거하는 밴드 패스 필터를 제공하기 위한, 하이 패스 필터(930) 및 로우 패스 필터(940)가 도시된다. 도시된 양태에서, 10 KHz 내지 34 KHz의 밴드 패스 주파수 밴드 내에 폴딩된 캐리어 신호를 캐리어 신호를 통과시키기 위해 제공된다. 예시적인 캐리어 주파수는 12.5 KHz 및 20 KHz를 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 하나 이상의 캐리어가 존재할 수 있다. 또한, 수신기(900)가 아날로그 투 디지털 컨버터(950) - 예를 들면, 500 KHz에서 샘플링함 -를 포함한다. 디지털 신호가 이후에 DSP에 의해 처리될 수 있다. 이러한 양태에 도시된 것은 DMA 투 DSP 유닛(960)이다. 이는 디지털 신호를 DSP를 위해 특화된 메모리로 보낸다. 직접 메모리 액세스는 DSP의 나머지가 저 전력 모드에 남도록 하는 효과를 제공한다.

[0190] 다양한 상태에 대한 예시적인 구성

[0191] 각각의 수신기 상태에 대해 전술한 것과 같이, 따라서 고 전력 기능성 블록은 활성 및 비활성 상태 사이에 순환될 수 있다. 또한, 각각의 수신기 상태에 대해, 수신기의 다양한 수신기 요소(가령 회로 블록, 프로세서 내의 전력 도메인 등)가 전력 공급 모듈에 의해 온 및 오프를 독립적으로 순환하도록 구성될 수 있다. 따라서, 수신기는 각 상태가 전력 효율성을 얻기 위해 다른 구성을 가질 수 있다. 예를 들면, 도 29는 아이들 및 활성 상태 - 예를 들면 아이들 상태(110), 스니프 상태(130), 복조 및 디코딩 상태(140), 콜렉트 ECG 및 가속도 상태(120), 및 송신 상태를 가지도록 수신기를 도시한다. 전술한 것과 같이, 비콘 신호 모듈은 다양한 유형의 스니프 신호를 저 전력 효율을 얻기 위해 구현할 수 있으며, 따라서 스니프 상태는 다음의 예에 대해 비활성 상태에서 그룹화되었다.

- [0192] 도 29에 도시된 상태를 생각하면, 다음의 단락은 본 발명의 일 양태에 따라, 수신기의 다양한 상태 중에, 도 8에 도시된 수신기 컴포넌트의 예시적인 구성을 제공한다. 선택적 구성은 원하는 응용에 따라 구현될 수 있다는 것을 이해할 것이다.
- [0193] 상태(110)에서, 수신기가 최소 전류를 소모한다. 수신기(800)는 저 전력 프로세서(870)가 비활성 상태(가령 아이들 상태)에 있도록 그리고 고 전력 프로세서(880)가 비활성 상태(가령 아이들 상태)에 있도록, 그리고 주변 회로 및 다양한 활성 상태 중에 필요한 이들의 전력 공급에 관련된 회로 블록이 오프 상태로 남도록 구성된다 (예를 들면, 무선 통신 모듈(895) 및 아날로그 프론트 엔드). 예를 들어, 저 전력 프로세서는 32 KHz 오실레이터가 활성화되도록 할 수 있고, 수 uA 이하의 전류(0.5 uA 이하 포함)를 소비할 수 있다. 아이들 상태에서, 저 전력 프로세서(870)는 예를 들어, 활성 상태로 전달하기 위해 신호를 대기할 수 있다. 이 신호는 이 장치의 주변회로(가령 타이머) 중 하나에 의해 내부적으로 발생되거나, 인터럽트와 같이 외부적일 수 있다. 고 전력 프로세서의 아이들 상태 중에, 고 전력 프로세서는 예를 들면, 32 KHz 수정 시계(watch crystal) 동작시킬 수 있다. 고 전력 프로세서는 예를 들면, 활성 상태로 전달될 신호를 대기할 수 있다.
- [0194] 수신기가 스니프 상태에 존재할 때, 저 전력 프로세서(870)는 아이들 상태에 있고, 고 전력 프로세서(880)는 아이들 상태에 있다. 또한, 스니프 기능을 위해 필요한, D 컨버터를 포함하는 아날로그 프론트 엔드에 관련된 회로 블록이 온 상태이다(다르게 설명하면, 고 주파수 신호 체인). 전술한 것과 같이, 비콘 신호 모듈은 저 전력 효율을 얻기 위해 다양한 유형의 스니프 신호를 구현할 수 있다.
- [0195] 송신된 신호의 검출 시, 고 전력 복조 및 디코드 상태에 들어갈 수 있다. 수신기가 복조 및 디코드 상태에 있을 때, 저 전력 프로세서(870)는 활성 상태에 있고, 고 전력 프로세서(880)가 활성 상태에 있다. 고 전력 프로세서(880)는 예를 들면, 장치에 108 MHz 클럭 속도를 주는 PLL-기판 클럭 멀티플라이어를 가진 12 MHz 근방의 수정 오실레이터로부터 가동될 수 있다. 저 전력 프로세서(870)는 예를 들면, 1 MHz 내지 20 MHz 범위 내에서 내부 R-C 오실레이터를 동작시킬 수 있고, 활성 상태 중에 MHz 클럭 속도 당 250 내지 300 uA 범위의 전력을 소비한다. 활성 상태는 프로세싱 및 뒤따를 수 있는 임의의 송신을 가능하게 한다. 필요한 송신은 오프에서 온으로 순환하도록 무선 통신 모듈을 시동시킬 수 있다.
- [0196] 수신기가 콜렉트 ECG 및 가속도계 상태에 있는 경우에, 가속도계 및/또는 ECG 신호 상태 체인에 관련된 회로 블록이 온 된다. 고 전력 프로세서(880)는 수집 중에 아이들 상태에 있고, 프로세싱 및 송신 중에 활성 상태(예를 들면, 장치에 108 MHz 클럭 속도를 주는 PLL- 기반 클럭 멀티플라이어를 가지는 12 MHz 근방의 수정 오실레이터로부터 가동됨)에 있다. 저 전력 프로세서(870)는 이러한 상태 중에 활성 상태에 있고, MHz 내지 20 MHz 범위 내에서 내부 R-C 오실레이터를 동작시킬 수 있고, MHz 클럭 속도 당 250 내지 300 uA 범위의 전력을 소비한다.
- [0197] 수신기에 대한 추가 상태
- [0198] 아이들과 활성 상태 사이의 수신기가 순환하는 경우에 동작의 상태에 더하여, 수신기는 동작의 다른 상태를 포함할 수 있다. 수신기는 예를 들면, 10 uA 이하(가령 1uA 이하, 0.1 uA 이하 포함) 매우 낮은 전류 소모를 나타내는 저장 상태를 포함할 수 있다. 저장 상태에서, 수신기는 예를 들면, 저 전력 프로세서가 아이들 상태에 있도록, 고 전력 프로세서가 꺼지도록, 그리고 활성 상태 중에 필요한 주변 회로에 관련된 회로 블록과 같은 다른 수신기 요소가 꺼지도록, 구성될 수 있다. 도 29는 수신기에 대한 저장 상태(170)을 나타낸다. 수신기는 예를 들면, 수신기의 수동 조작(예를 들면 수신기로부터 탭을 제거하거나 "온" 버튼을 누름으로써)에 응답하여, 사전 지정된 스케줄 또는 인가된 자극과 같은, 다양한 입력에 따라 저장 상태에서 비-저장 상태로 전환될 수 있다. 도 1에 도시된 것과 같이, 수신기는 저장 상태(170)에서 아이들 상태(110)로 전환될 수 있다.
- [0199] 또한 수신기는 충전 상태(150)와 같이 도 29에 도시된 것과 같은, 충전 상태를 포함하도록 구성될 수 있다. 수신기가 충전 상태에 존재할 때, 저 전력 프로세서만이, 예를 들면, 아이들 상태에서 온이 된다. 고 전력 프로세서 및 모든 주변회로의 전력 공급에 관련된 회로 블록이 턴 오프된다.
- [0200] 또한, 수신기는 송신 상태(160)를 포함하도록 구성될 수 있고, 여기서 데이터가 수신기 및 다른 엑스트라-신체 장치로 및/또는 로부터, 예를 들면 무선 통신 프로토콜을 사용하여 송신될 수 있다. 고 전력 프로세서가 활성 상태에 존재하고, 저 전력 프로세서가 활성 상태에 있으며, 다른 수신기 소자(가령, 무선 통신 모듈에 관련된 회로 블록)가 온이다.
- [0201] 수신기는 또한 "진단" 상태를 포함하도록 구성될 수 있고, 수신기는 신호 수신, 생리학적 데이터 획득 및/또는

프로세싱 등의 하나 이상의 수신기 기능의 동작을, 기능이 정확히 수행되고 있는 여부를 결정하기 위해 테스트 할 수 있다. 수신기는, 예를 들면 신호(이는 청각, 시각적일 수 있으며, 제 3 장치로 중계될 수 있음)를 거쳐 사용자게 보고되도록 추가로 구성될 수 있다. 예를 들어, 수신기는 모든 기능이 정상적으로 동작하거나, 하나 이상의 기능을 가지는 문제가 존재한다는 것을 사용자에게 보고하도록 구성될 수 있다. 일부 양태에서, 수신기가 다른 입력(가령, 사진 지정된 스케줄(예를 들면 수신기 프로그래밍에 의해 제공된 것) 또는 인가된 자극(가령 전술한 것))에 따라 진단 상태로 들어가거나 나오도록 전환된다.

[0202] 직렬 주변 인터페이스 버스 (Serial Peripheral Interface Bus)를 거친 통신

[0203] 저 전력 프로세서(예, 도 8에 도시된 MSP) 및 고 전력 프로세서(예, 도 9에 도시된 DSP)가 임의의 편리한 통신 프로토콜을 사용하여 서로 통신할 수 있다. 일부 경우에, 이러한 두 개의 요소가, 존재하는 경우에, 직렬 주변 인터페이스 버스(이하에 "SPI 버스")를 거쳐 각각 통신할 수 있다. 다음의 설명은 고 전력 프로세서 및 저 전력 프로세서가 SPI 버스를 따라 전후방으로 메시지를 통신 및 송신하는 것이 가능하도록 구현된 시그널링 및 메시징 기법을 설명한다. 프로세서 사이의 통신에 대한 다음의 설명을 위해, "LPP" 및 "HPP"가 "저 전력 프로세서" 및 "고 전력 프로세서" 대신에 각각 사용되어, 도 8과 일치성을 유지한다. 그러나, 설명은 도 8에 도시된 것 이외의 프로세서에 적용될 수 있다.

[0204] 인터페이스는 LPP가 마스터이고, HPP가 슬레이브가 되도록 구성되며, 링크가 LLP 측에 의해서만 구동된다. HPP는 SPI를 거쳐 LPP에만 응답할 수 있다. 나아가, SPI는 LPP에 HPP가 증시 응답하는 것을 요구한다. LPP가 데이터를 송신하고 HPP가 데이터를 대기하지 않는 경우에, 데이터가 손실된다. 인터페이스에 대한 시그널링 및 메시징 구성이 이하에, 본 발명의 일 양태에 따라, 이러한 제한을 극복하기 위해 설명된다.

[0205] 시그널링

[0206] 전술한 제한을 극복하기 위해, 세 개의 "아웃 오브 밴드" 신호가 시그널링 프로토콜 내에서 구현될 수 있다. LPP는 어서트(assert) 및 디-어서트(de-assert) 할 수 있는 "어텐션(Attention)" 신호를 가지며, HPP는 "어텐션" 및 "그랜트(Grant)" 신호를 가진다.

[0207] LPP가 데이터(예, LPP-개시 메시지)를 HPP로 보내기 위해, LPP는 자신의 LPP 어텐션 신호를 어서트한다. 이어서 HPP가 HPP 그랜트 신호를 어서팅함으로써 응답할 때까지 대기한다. 이는 양측이 SPI 트랜잭션(transaction)에 대해 준비하고 데이터를 손실하지 않게 한다. 이러한 포인트에서, HPP는 LPP로부터 메시지를 수신하도록 할 수 있다. LPP로부터 LPP-개시 메시지를 현재 수신할 수 없는 경우에, HPP는 LPP-개시 메시지를 수신할 수 있게 된다. LPP가 자신의 LPP 어텐션 신호를 디-어서트할 때까지, HPP는 "온 더 라인"을 유지한다. HPP는 HPP 그랜트 신호를 디-어서트함으로써 이러한 디-어서트에 응답한다. 이러한 포인트에서, HPP가 LPP로부터 메시지를 수신할 수 없다. LPP-개시 메시지를 LPP로부터 수신할 수 있기 때문에, HPP가 이어서 LPP-개시 메시지를 수신하는 것을 디스에이블한다. 이러한 경우에, 시스템은 신호의 레벨 및 이들의 레벨 면에서 변화 모두에 응답한다. 다르게 설명하면, 시스템은 동작의 요구로서 신호의 어서트를 알고, 지속 동작의 표시기로서 그 신호의 레벨을 찾는다. HPP는 LPP가 자신의 LPP 어텐션 신호를 어서트할 때까지 아무것도 할 필요가 없기 때문에, HPP는 저 전력 아이들 상태로 들어갈 수 있다. 이러한 경우에, LPP 어텐션 신호는 SPI 링크를 요청할 뿐 아니라 HPP를 깨운다.

[0208] HPP가 LPP로 데이터(예, HPP-개시 메시지)를 보내기 위해, HPP는 자신의 HPP 어텐션 신호를 어서트한다. 어서트는 LPP에게 HPP가 데이터를 가지고 있다는 것을 알린다. HPP 어텐션 신호의 어서트는 LPP에게 경고를 하는 것이며, HPP 어텐션 신호의 디-어서트가 아니다. HPP는 자신이 이러한 신호를 다시 어서트하기 전에 이러한 신호를 디-어서트만 한다. LPP가 HPP 어텐션 신호가 어서트된 것을 알게 되면, 이는 결국에는 위의 1)에 따라 응답할 것이다. LPP가 증시 응답할 필요는 없다. 이 경우에, 문제가 되는 것은 신호의 어서트만이다. 이 시스템은 그 신호의 진행 레벨을 검색하지 않는다.

[0209] 메시징:

[0210] SPI 버스의 마스터/슬레이브 지정 때문에, HPP는 LPP 메시지에만 응답한다. 이는 LPP의 질문에 답할 수 없다. 양 방향으로 데이터 흐름을 가능하게 하기 위해, 위의 시그널링이 두 유형의 메시징과 함께 이하에 설명되는 것

과 같이 구현된다.

- [0211] HPP로의 LPP-개시 메시지에 대해, 위의 케이스 1)은 HPP로 메시지를 보내도록 사용될 수 있다. 이러한 클래스의 메시지는 HPP로부터의 응답 메시지를 결코 필요로 하지 않는다. 하나의 예시적인 메시지가 명령 "Process this ECG"일 수 있다. 메시지는 HPP가 ECG 데이터를 예상하도록 전하고, 이후 LPP가 ECG 데이터를 포함하는 일련의 메시지를 HPP로 보낸다. 다른 예는 LPP가, 전송된 IEM 신호를 위한 스니프를 진행하도록 자신에게 알리는 HPP로 명령을 보내는 것일 수 있다.
- [0212] HPP-개시 메시징에 관하여, 메시지는 LPP에서 여전히 유래해야만 한다. 통신의 이러한 방향을 달성하기 위해, 위의 케이스 2)가 LPP에게 메시징에 관하여 HPP에 질의하도록 지시하는데 사용된다. HPP가 HPP 어텐션 신호를 어서트하기 전에, 이는 질의 정보(즉, HPP-개시 메시지)를 준비하고 이에 따라 이는 LPP에 즉각 응답할 수 있다. LPP는 일련의 메시지를 HPP로부터의 질의를 얻기 위해 보낸다. LPP는 질의 길이를 묻고, "질의 길이" 메시지를 HPP에 보냄으로써 묻는다. 이후에 LPP는 HPP-개시 메시지를 요청하기 위해 그 길이를 사용한다. LPP는 이후에 그 길이를 사용하여 HPP-개시 메시지를 요청한다. LPP가 질의 길이를 요청하기 때문에, LPP는 정확히 HPP로부터 당겨야(pull) 할 데이터의 양을 알게 된다. LPP는 HPP의 "질문"에 대해 HPP로 질의 응답 메시지를 보냄으로써 대답한다. 한번에 하나의 미해결 질의를 가지도록 구현된 HPP의 경우에, 이는 이러한 응답을 예상하게 된다.
- [0213] 또한, 위의 시퀀스에 관해, LPP는 항상 HPP로부터 당겨진 데이터 량을 정확히 알고 있다는 것이 지시되어야 하며, 왜냐하면 이는 SPI 링크에 "클록 (clocks)"을 공급하기 때문이다. 나아가, 이러한 양태에서, LPP는 항상 질문에 답을 해야 하고 HPP는 항상 LPP로부터의 임의의 질문에 대답할 준비를 하기 때문에, HPP는 질의를 보내기를 원할 때, LPP로부터 "질의 길이" 메시지를 항상 얻는 것이 보장되지는 않는다.
- [0214] 일 양태에서, 예를 들면 플래처 체크섬 알고리즘을 사용하여 에러 검출 및 수정이 구현될 수 있다. 에러 검출시 재시도가 이루어지기 때문에, 동작이 취해지길(가령, pill sniff 등) 요구하는 임의의 메시징에 대해, 그 동작은 위의 전체 케이스 1)이 완료될 때까지 취해진다. 이는 HPP가 정확한 데이터를 잘라내면서 LPP가 에러를 검출할 수 있기 때문에, 중요하다. 완전하고 정확한 데이터 통신의 최종 확인(acknowledgement)하는 것이 위의 케이스 1)의 완료이다.
- [0215] GPS 모듈
- [0216] 본 발명의 수신기는 GPS(Global Positioning System) 모듈을 포함할 수 있다. 내용 중에 사용된 것과 같은 GPS 모듈은 위성의 GPS로부터 신호를 수신하고 지리적인 위치를 결정하는 모듈이다. 임의의 편리한 GPS 모듈이 사용될 수 있다.
- [0217] 수신기 구성
- [0218] 해당 신체-관련 의료적 장치가 외부 및 이식형 장치 양자를 포함한다. 외부 양태에서, 수신기는 생체의 이고, 이는 장치가 사용 중에 신체 외부에 존재하는 것을 의미한다. 수신기가 외부형인 경우에, 이들은 임의의 편리한 방식으로 구성될 수 있고, 여기서 소정 양태에서, 이들은 원하는 피부 위치에 관련되도록 구성된다. 이와 같이, 소정 양태에서 외부 수신기는 물체의 관심 피부 위치와 접촉하게 구성된다. 관심 구성은 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 패치, 손목 밴드, 보석(가령, 시계, 귀걸이 및 목걸이), 옷, 액세서리(예, 벨트 및 신발) 안경 등. 일부의 경우에, 수신기는 피부 위치에, 예를 들면 이하에 설명된 것과 같은, 적합한 접착제를 사용하여 부착되도록 구성된다. 일부의 경우에, 수신기는 여기에 부착되지 않으나 스킨 위치를 터치하도록 구성되며, 예를 들면 장치가 손목 밴드, 보석(가령, 시계, 귀걸이 및 목걸이)의 아이템, 옷의 제품, 액세서리(가령, 벨트 및 신발) 및 한 쌍의 안경으로 구성된다. 또 다른 경우에, 수신기는 피부 표면의 일부 지정거리(예, 1 cm 이나, 0.5 cm 이내 포함) 내에서 유지되도록 구성될 수 있다.
- [0219] 소정 양태에서, 수신기는 이식형 컴포넌트이다. 이식형이라는 것은 수신기가 물체를 예를 들면 반-영구 또는 영구적으로 이식하기 위해 디자인되는, 즉 구성되는 것을 의미한다. 이러한 양태에서, 수신기는 사용 중에 생체 내 (in vivo)에 있다. 이식형은 바디 내에서 발견되는 고 염도, 고 습도 환경 포함하는 생리학적 환경에서 2 이상의 날 동안, 가령, 약 1 주 이상, 약 4 주 이상, 약 6 주 이상, 약 1년 이상, 예를 들면 약 5년 이상, 존재하는 경우에 기능성을 유지하도록 구성된다. 소정의 양태에서, 이식형 수신기는 약 1 내지 약 8년 이상(가령, 약

5 내지 약 7년 이상, 약 10 내지 약 15 년 이상의 기간 포함)의 범위의 기간 동안 생리학적 사이트 이식될 때 가능성을 유지하도록 구성된다. 이식형 양태에 대해, 수신기는 다음과 같은 임의의 편리한 모양을 가질 수 있으나, 이에 한정되지 않는다: 캡슐-모양, 디스크-모양 등. 수신기는 많은 다른 위치(예, 복부, 등의 일부, 어깨 (예, 이식형 펄스 발생기가 배치되는 경우) 등에 배치되도록 구성될 수 있다. 소정의 이식형 양태에서, 수신기는, 임의의 다른 유형의 이식형 장치에 물리적으로 연결되지 않는다는 점에서, 독립 동작 장치이다. 또 다른 양태에서, 수신기는 제 2 이식형 장치(예, 하나 이상의 생리학적 센서의 기능을 하는 장치)에 물리적으로 연결될 수 있으며, 장치가 심장 혈관 리드와 같은 리드일 수 있고, 이러한 양태의 소정 부분에서, 심장 혈관 리드는 하나 이상의 별개의 생리학적 센서를 포함하며, 예를 들면 리드는 다중-센서 리드(MSL)이다. 관심 대상 이식형 디바이스는 추가로 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 이식형 펄스 발생기(예, ICD), 신경자극 장치, 이식형 루프 레코더 등.

[0220] 수신기는 섭취 이벤트 마커의 식별기에 의해 발생된 신호와 같은, 전도성 전송 신호를 수신하는 것을 돕는 단일 수신기 요소를 포함할 수 있다. 단일 수신기는 다양한 다른 유형의 신호 수신기 요소를 포함할 수 있으며, 여기서 수신기 요소의 성질은 신호 발생 요소에 의해 생성된 신호의 성질에 따라 필수적으로 변경된다. 일부 양태에서, 신호 수신기 요소는 단일 발생 요소(예를 들면, 둘 이상의 전극, 셋 이상의 전극 등)에 의해 발생된 신호를 검출하기 위한 하나 이상의 전극을 포함할 수 있다. 일부 양태에서, 수신기에는 서로로부터 일정 거리에 분산된 둘 또는 세 개의 전극이 제공될 것이다. 이러한 거리는 전극이 차동 전압을 검출하는 것을 가능하게 한다. 거리가 변경될 수 있으며, 일부 양태에서 0.1cm 내지 1.0m, 가령, 0.1 내지 5 cm, 가령 0.5 내지 2.5 cm의 범위이고, 여기서 거리는 일부의 경우에 1 cm이다.

[0221] 해당 수신기의 외부 신호 수신기의 예가 도 10에 도시된다. 도 10은 가슴 영역과 같은, 물체의 외부 문제 위치에 배치되도록 구성된 수신기(1000)를 도시한다. 이 수신기는 상부 하우징 플레이트(1010)를 포함하며(가령, 적합한 폴리머 물질로부터 제조될 수 있음), 수동 누름 동작 버튼(1020) 및 수신기가 동작하고 있는 관찰자에게 중계하는데 사용될 수 있는 상태 식별기 LED(1030)을 포함한다. 수신기가 저장 모드에 있을 때, 수신기의 마이크로 컨트롤러는 온/오프 버튼, 및 전력원이 꺼진 수신기의 디지털 신호 프로세서(DSP)로부터의 입력을 처리하기 위해 항상 로우 듀티 사이클 활성 상태로 남아있을 수 있다. 온/오프 버튼이 수신기를 끄도록 눌러질 때, 마이크로-컨트롤러가 입력을 디-바운스(de-bounce)하고 DSP를 아이들 상태로 전력을 공급한다. 저장 모드에서, 디바이스가 10A 미만(5 μA 이하의 전류 포함(가령 1 μA 이하), 가령 1 μA 이하 및 0.1 μA 이하 포함)의 전류를 소모할 수 있다. 이러한 구성은 디바이스가 1 개월 동안 저장되는 경우에 90% 이상의 이용 가능한 배터리 수명을 유지하는 것을 가능하게 한다(250 mAH 배터리의 존재 가정). 이러한 버튼은 다른 기능을 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 이러한 버튼이 소정 유형의 데이터를 획득하도록 수신기에 명령하기 위해 이용될 수 있다. 또한 또는 선택적으로, 이러한 버튼은 다른 장치로 데이터를 전달하도록 수신기에 수동 방식으로 명령하기 위해 사용될 수 있다.

[0222] 도 11은 도 10에 도시된 수신기의 전개도를 제공한다. 도 11에 도시된 것과 같이, 수신기(1000)는 상부 하우징 플레이트(91010), 충전형 배터리(1100), 집적 회로 컴포넌트(1120) 및 버튼 하우징 플레이트(1130)를 포함한다. 버튼 하우징 플레이트(1130)는 상부 하우징 플레이트(1010)에 스냅 핏되어, 유동성 타이트 하우징 내의 배터리 및 집적 회로 컴포넌트(1100, 1120)를 밀봉한다. 스냅-핏 인터랙션이 설명되며, 상부 및 하부 하우징 플레이트는 내부-잠금 그르부를 통해 상호작용할 수 있고, 적합한 접착제를 통해 함께 고정될 수 있으며, 서로 용접될 수 있도록 임의의 편리한 메이팅(mating) 기법이 이용될 수 있다. 일부의 경우에, 전기 컴포넌트는 상부 및/또는 하부 하우징 플레이트로 용접될 수 있다. 또한 하우징 플레이트(1010)로 스냅되며 전도성 스타드(1141 내지 1143)를 포함하는 접착제 패치(1140)가 도시되며, 이 스타드는 수신기 사용 중에 바디와 접촉하는 전극을 보조한다. 수신기에서, 스타드(1141 내지 1143)는 예를 들면, 상부 하우징(1010)과 연관된 와이어나 기타 전도성 멤버를 통해 집적 회로 컴포넌트(1120)와 전기 접촉 상태이다. 하나의 경우에, 상부 하우징 플레이트(1010)는 집적 회로 컴포넌트(1120)로의 전기 연결을 차례로 제공하는 와이어(도시되지 않음)에 연결된 스타드(1141 내지 1143)를 수신하도록 구성된 전도성 멤버를 포함한다.

[0223] 도 12는 접착제 패치(1140)의 전개도를 제공한다. 접착제 패치(1140)는 위에 설명한 것과 같이, 상부 스타드 1141, 1142 및 1143를 포함한다. 이러한 스타드는 피부 접촉 스타드 1151, 1152, 1153와 전기 접촉 상태이다. 피부 접촉 스타드 1151, 1152, 1153의 피부 측 표면 상에 전도성 하이드로겔(1154)이 위치한다. 각각의 스타드 1151, 1152, 1153의 주위에 비-전도성 하이드로겔(1155) 및 압력 감지 접착제(1156) 컴포넌트가 존재한다. 이 부분에서, 임의의 편리한 생리학적 수송 가능한 접착제가 사용될 수 있다. 일부의 경우에, 인가된 자극에 응답하여 이들의 접착제 속성을 변경하는 접착제가 사용된다. 예를 들면, 광(예, UV 광, 또는 화합물)의 적용

시 접착성이 적어지는 접착제가 사용될 수 있으며, 이에 따라 접착제는 수신기가 바디와 연결을 유지하는 것이 바람직한 경우에 강한 접착력을 유지하나, 원할 때 바디로부터 수신기의 용이한 제거를 가능하게하도록 약화된다. 각각의 피부 접촉 스테드의 비-피부 측에는 건식 전극 물질, 가령, Ag/AgCl의 층이 존재한다. 건식 전극 물질의 이러한 층의 상부 표면 상에 다공성 층, 가령 카본 비닐 층이 위치한다. 또한, 상부 배팅 층(1180)이 도시된다. 도시되지 않았으나, 상부 스테드(1141 내지 1143)는 배팅 층(1180)(예를 들면 우레탄 및 폴리에틸렌)을 통해, 건식 전극 및 스킨 접촉 스테드(각각의 상부 스테드 이하에 배치됨)와 전기 접촉한다. 설명한 것과 같이, 스테드는 두 개의 지정 스테드 사이의 다이폴 사이즈를 증가시키기에 충분한 방식으로 패치의 외부 에지 방향으로 이들의 건식 전극 층에 대해 중심을 벗어나 위치한다. 또한, 원하는 경우에 전도성 경사가 각각의 스테드와, 예를 들면 다공성 층(1170)의 패치의 변경 및/또는 건식 전극 층의 성분 변경에 의해 연결될 수 있다. 이러한 양태에서 관심 대상은 패치의 외부 에지 방향으로 전도성의 견지에서 전도성 경사가 증가하는 것이다.

[0224] 도 13a 내지 13e는 접착성 봉대 구성을 가지는 연성 구조물 내의 두 개의 전극 1310, 1320을 포함하는 선택적인 외부 패치 구성(1300)에 대한 다양한 도면을 제공한다. 패치(1300)는 상부 연성 외부 지지대(1330) 및 하부 연성 지지대(1350)를 포함하며, 이는 도 13e에 도시된 것과 같이, 집적 회로/배터리 컴포넌트(1360) 및 전극(1310, 1320)을 둘러싸기 위해 서로 맞춰진다. 도 13d에 도시된 것과 같이, 전극(1310, 1320)의 하부 표면이 노출된다. 도 13e에 도시된 것과 같이, 전극(1310, 1320)은 전극과 집적 회로/배터리 컴포넌트(1360) 사이의 전기 접촉을 제공하는 리드 요소(1325, 1370)를 포함한다. 임의의 편리한 접착제 컴포넌트가, 위에 설명된 것과 같이, 사용될 수 있다.

[0225] 도 14a 내지 14b는, 도 13a 내지 13e에 도시된 것과 같이 수신기에 존재할 수 있는 예시적인 하드웨어 구성에 대한 블록도를 제공한다. 그러나, 예시적인 하드웨어 구성이 도 13a 내지 13e에 도시된 양태에 한정되는 것이 아님을 이해해야 한다.

[0226] 도 14a는 본 발명의 일 양태에 따라, 수신기(1300)와 같은 수신기에 포함될 수 있는 예시적인 하드웨어 구성의 블록도를 제공한다. 도시된 것과 같이, 하드웨어 시스템(1400)은, 아날로그 ASIC(1410)에 전기적으로 연결된 제 1 및 제 2 전극(1310, 1320)을 포함한다. ASIC(1410)은 예를 들면, 하드웨어 시스템(1400)의 아날로그 프론트 엔드를 포함할 수 있다(예, 고주파 신호 체인, 저주파 신호 체인 등). 아날로그 프론트 엔드와 같이 ASIC에 구현될 수 있는 것과 같이, 커스터마이징된 로직이 DSP를 대체할 수 있다. 디지털 ASIC(1420)은 아날로그 ASIC(1410)에 전기적으로 연결된 것으로 도시되고, 디지털 신호 컨디셔닝 및 프로세싱을 수행한다. 가속도계(1430)(가령 3-축 가속도계)가 디지털 ASIC(1420)에 전기적으로 연결된 것으로 도시된다. 일 양태에서, 가속도계(1430)는 아날로그 ASIC(1410)에 전기적으로 연결된다. 또한, 디지털 가속도계가 구현될 수 있다는 것을 이해할 것이다. 마이크로프로세서(1440)가 디지털 ASIC(1410) 및 플래시 메모리(1450)에 전기적으로 연결된 것으로 도시된다. 나아가, 마이크로프로세서(1440)은 무선 송수신기와 같은 라디오(1460)에 전기적으로 연결된 것으로 도시된다.

[0227] 도 14b는 본 발명의 일 양태에 따라, 수신기(1300)와 같은 수신기에 포함될 수 있는 다른 예시적인 하드웨어 구성의 블록도를 제공한다. 하드웨어 시스템(1490) 내에, 전극(1310, 1320)이 로우 노이즈 필터(LNA, 1461)에 전기적으로 연결된 것으로 도시된다. 아날로그 ASIC(1462)가 LNA(1461)에 전기적으로 연결된 것으로 도시되고, 예를 들면, 하드웨어 시스템(1490)의 아날로그 프론트 엔드를 포함할 수 있다. 디지털 ASIC(1463)가 ASIC(1462)에 전기적으로 연결된 것으로 도시되고, 디지털 신호 컨디셔닝 및 프로세싱을 수행한다. 이러한 양태에서, 디지털 ASIC(1463)는 또한 마이크로프로세싱 유닛(1464)을 포함하고, ARM 만류 CORTEX-M3™ 마이크로프로세싱 유닛과 같은 임의의 편리한 마이크로프로세싱 유닛인, 마이크로프로세싱 유닛(1464)을 포함한다. 가속도계(1430)는 아날로그 ASIC(1462)에 전기적으로 연결되나, 전술한 것과 같이 디지털 ASIC(1463)에 디지털 가속도계와 마찬가지로 전기적으로 연결되도록 구현될 수 있다. 디지털 ASIC(1463)에 라디오(1460)가 전기적으로 연결된다.

[0228] 도 14c는 본 발명의 일 양태에 따라, 수신기(1300)와 같은 수신기에 포함될 수 있는 다른 예시적인 하드웨어 구성의 블록도를 제공한다. 하드웨어 시스템(1480) 내에, 단일 시스템 온 칩(SOC, 1470)이 도 14a 및 14b의 두 개의 ASIC를 대체한다. 예를 들어, SOC(1470)는 도 14a에 도시된 ASIC(1410, 1420)를 대체하거나, 도 14b에 도시된 ASIC(1462, 1463)를 대체할 수 있다(이 경우에 선택적 LNA(1460)은 도시되지 않음). 이 경우에, 라디오(1460)이 SOC(1470)에 전기적으로 연결된다.

[0229] 도 14d는 본 발명의 일 양태에 따라, 수신기(1300)와 같은, 수신기에 포함될 수 있는 또 다른 예시적인 하드웨어 구성에 대한 블록도를 제공한다. 하드웨어 시스템(1499) 내에, 선택적 LNA(1461)가 전극(1310, 1320)에 전기적으로 연결된다. SOC(1482)는 LNA(1461), 가속도계(1430), 온도 센서(1494) 및 라디오(1498)(예, 송수신기를

포함하는 무선 통신 모듈)에 전기적으로 연결되는 것으로 도시된다. SOC(1492)는 프로세서(1492), 전극 입력(1484), 아날로그 프론트 엔드(1486)(예, 트랜스바디 전도성 통신 모듈 및 생리학적 감지 모듈), 그리고 소프트웨어 정의 라디오(1488)를 포함한다. 나아가, 또한 온도 센서(1496)는 단일 ASIC(1470) 및/또는 라디오(1498)(센서는 도시되지 않음)에 포함될 수 있다.

[0230] 바람직한 경우에, 수신기의 하나 이상의 컴포넌트가 등각성, 공극-없는(void-free) 실링 층(예, 미국 특허 출원 제12/296,654호, 이의 개시내용이 참조로서 본 명세서에 포함됨)으로 덮일 수 있다. 등각성, 공극-없는 실링 층은, 이의 두께가 관련 구조물의 총 부피를 실질적으로 증가시키지 않는다는 점에서 "박막" 코팅으로 특성화될 수 있으며, 여기서 층에 기여할 수 있는 장치의 부피 면에서의 임의의 증가는 부피의 약 10 % 이하이다(가령, 약 5% 이하, 약 부피의 1% 이하 포함). 본 발명의 양태에 따라, 등각성, 공극-없는 실링 층은 0.1 내지 10.0 μm 범위(가령, 0.3 내지 3.0 μm의 범위, 1.0 내지 2.0 μm 두께 범위 포함)의 두께를 가진다. 본 발명의 양태에 따르면, 등각성, 공극-없는 실링 층은 평면 프로세싱 프로토콜(예를 들면, 플라즈마-강화-화학적-기상 증착, 물리적-기상 증착, 스퍼터링, 증발, 캐소드-아크 증착(미국 특허 출원 제12/305,894호, 이의 개시내용이 참조로서 본 명세서에 포함됨), 저-압 화학-기상 증착 및 기타 이러한 프로세스)를 사용하여 도포될 수 있다. 존재하는 경우에, 등각성, 공극-없는 실링 층은 다양한 다른 물질을 포함할 수 있다. 일 양태에서, 이 층은 고 부식 내성 실(seal)을 생성하기 위해 실리콘 카바이드를 포함할 수 있다. 선택적으로, 이 층은 실리콘 다이옥사이드, 탄소 옥사이드, 탄소 옥시나이트라이드, 금속(예를 들면, 귀금속 및 이들의 합금, 가령, 플래티늄, 로듐, 이리듐 및 이들의 합금), 금속 실리사이드, 질화물(예, 실리콘 나이트라이드, 카본 나이트라이드, 알루미늄 나이트라이드, 티타늄 나이트라이드, 텅스텐 카바이드 또는 기타 카바이드)을 포함할 수 있다. 이 층은 단일 층이거나 동일한 물질 또는 다른 물질들의 다층으로 구성될 수 있다. 여러 물질이 사용되는 경우에, 열 팽창 계수는, 또한 이들이 연관되는 수신기 컴포넌트에 불리하게 영향을 미치지 않도록, 계산 및 디자인될 수 있다. 일부의 경우에, 등각성, 공극-없는 실링 층이 외부 표면의 적어도 일부를, 아니면 수신기의 전체 외부 표면을 커버한다. 이러한 경우에, 전기 연결부(들)은 수신기의 내부 컴포넌트와 수신기의 외부 환경 사이의 전기적 통신을 제공하기 위해 실링 층에 존재할 수 있다.

[0231] 활성제 전달

[0232] 본 발명의 수신기는 활성제(active agent) 전달 컴포넌트를 포함할 수 있다. 활성제전달 컴포넌트는 존재하는 경우에, 달라질 수 있다. 일부 경우에, 활성제 전달 컴포넌트는 수신기의 별개의 컴포넌트일 수 있으며, 여기서 컴포넌트는 활성제 성분의 소스를 포함할 수 있다. 활성제 성분이 변할 수 있고, 캐리어 성분과 함께 하나 이상의 활성제를 포함할 수 있으며, 여기서 캐리어 성분은 액체 또는 고체 성분일 수 있으며, 원하는 경우에, 제어된 릴리즈 전달 프로파일(controlled release delivery profile)을 제공하도록 구성될 수 있다. 관심 대상 활성제 전달 컴포넌트는 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 고체 전달 포맷(가령 패치 및 플라스터 전달 포맷), 그리고 유체 도입 포맷(가령, 이온토포레시스 포맷 및 이하에 상세히 설명한 것과 같이, 마이크로니들 컴포넌트를 사용하는 포맷). 이식형 수신기에 대하여, 임의의 편리한 활성제 전달 포맷이 사용될 수 있다. 관심 대상 활성제 전달 포맷의 예는 제 11/897,931호(이의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함됨)에 설명된 것을 포함하나 이에 한정되지는 않는다. 특정한 포맷에 따라, 전달 컴포넌트는 소스로부터 환자로 활성제 성분의 양을 전달하기 위해 제공된 장치 컴포넌트를 포함할 수 있다. 장치 컴포넌트는 폭넓게 변할 수 있고, 장치 컴포넌트의 예는 선택적 멤브레인, 펌프, 전기장 소스, 마이크로니들 등을 포함한다. 소정의 경우에, 활성제 전달 컴포넌트는 수신기의 다른 컴포넌트와 통합할 수 있다. 예를 들어, 수신기는 접착 컴포넌트를 포함하는 경우에, 접착 컴포넌트의 접착 성분은, 필요에 따라, 하나 이상의 활성제를 포함할 수 있으며, 여기서 접착 성분은 임의의 바람직한 활성제 전달 프로파일을 제공하기 위해 공식화될 수 있다. 활성제 전달이 포함되는 경우에, 수신기는 사전 지정된 복용 스케줄에 따라, 수신된 복용 신호에 응답하여, 하나 이상의 검출된 생리학적 파라미터(예를 들면 장치가 폐쇄-루프 활성제 전달 장치로 구성됨) 등에 응답하여, 활성제를 전달하도록 구성될 수 있다.

[0233] 마이크로니들

[0234] 본 발명의 수신기는 마이크로니들 컴포넌트를 포함할 수 있고, 여기서 마이크로니들 컴포넌트는 분석물 검출 및/또는 활성제 전달을 위해, 예를 들면 이하에 상세히 설명할 것과 같이, 구성될 수 있다. 관심 대상의 마이크로니들 컴포넌트는 생리학적 소스로부터 다른 위치로(예를 들면 외부 사이트), 최소-절개, 무통증 및 편리한 방식

으로, 생물학적 유체를 전달하기 위해 구성된다. 마이크로니들 컴포넌트는 바디로부터, 가령 피부로부터 또는 이를 통해, 상처, 고통 또는 조직에 대한 염증을 최소로 또는 이들 없이, 생물학적 유체의 생체 내 감지 또는 적출이 가능하도록 구성될 수 있다.

[0235] 마이크로니들 컴포넌트는 하나 이상의 마이크로니들(여기서, 여러 마이크로니들은 삼차원 어레이와 같은 임의의 편리한 포맷으로 구성됨), 하나 이상의 마이크로니들이 연결되는 기관, 유체 챔버 및/또는 하나 이상의 마이크로니들과 통신 연결된 센서를 포함할 수 있다.

[0236] 마이크로니들은 도관, 감지 소자, 또는 이들의 조합으로 기능하도록 구성될 수 있다. 도관 마이크로니들은 다공성 또는 중공형 통로 (shaft)를 가질 수 있다. 본 명세서에 사용된 것과 같이, 용어 "다공성(porous)"은, 마이크로니들의 적어도 일부의 구조에, 마이크로니들을 통해 유체 및/또는 고체 물질의 이동을 가능하게 하도록 충분히 넓고 충분히 상호 연결된 세공(pore) 또는 공극(void)를 가지는 것을 의미한다. 본 명세서에 사용된 것과 같이, "중공형(hollow)"이라는 용어는, 마이크로니들 구조물의 내부를 통과하는 하나 이상의 실질적으로 고리형인 내경(bore) 또는 채널을 가지는 것을 의미하며, 이는 마이크로니들을 통한 유체 및/또는 고체 물체의 이동을 허용할 만큼 충분히 큰 지름을 가진다. 고리형 내경은 베이스를 향해, 팁의 방향으로 니들의 전부 또는 일부 전체로 확장할 수 있으며, 적합한 경우에, 니들의 방향에 평행하게 확장하고, 니들의 측면에서 분기 또는 존재한다. 고체 또는 다공성 마이크로니들이 중공형일 수 있다. 바람직한 경우에, 마이크로니들의 하나 이상의 감지 또는 확산-개질 물질로 코팅될 수 있거나(중실형, 다공성 또는 중공형인 경우) 적어도 부분적으로 채워질 수 있다(다공성 또는 중공형인 경우).

[0237] 마이크로니들은, 금속, 세라믹, 반도체, 유기물, 폴리머 및 합성물을 포함하는 다양한 물질로부터 구성될 수 있다. 관심 대상의 구성 물질은 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 제약 등급 스테인리스 스틸, 금, 티타늄, 니켈, 철, 주석, 크롬, 구리, 팔라듐, 플래티늄, 이들의 합금 또는 기타 금속, 실리콘, 실리콘 옥사이드 및 폴리머. 관심 대상의 미생물 분해 폴리머는 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 하이드록시 에시드의 폴리머(가령 젯산 및 글리콜산 폴리락타이드, 폴리글리콜라이드, 폴리락타이드-코-글리콜라이드 및 PEG, 폴리안히드라이드, 폴리(오르토)에스테르, 폴리우레탄, 폴리(부티르산), 폴리(발레르산) 및 폴리(락타이드-코-카프로락톤)과의 코폴리머. 관심 대상의 생물 분해성이 아닌 폴리머는 다음을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다: 폴리카보네이트, 폴리메타아크릴산, 에틸렌비닐 아세테이트, 폴리테트라플루오르에틸렌, 및 폴리에스테르.

[0238] 마이크로니들은 수직 방향의 원형 단면을 가지는 샤프트 또는 단면이 원형이 아닌 것으로 구성될 수 있다. 예를 들어, 마이크로니들의 단면은 다각형(가령, 별-모양, 사각형, 삼각형), 타원형 또는 다른 모양일 수 있다. 샤프트는 하나 또는 여러 개의 구멍을 가질 수 있다. 단면 치수는 변경될 수 있고, 일부의 경우에 1µm 및 500 µm 사이 범위, 가령, 10µm 및 100 µm 사이이다. 외부 및 내부 지름은 일부의 경우에 10 µm 및 100µm 사이의 외부 지름으로, 내부 지름은 일부의 경우에 3µm 및 80 µm 사이의 범위로 변경될 수 있다. 또한, 마이크로니들의 길이도 변할 수 있으며, 10µm 및 1 mm 사이이고, 예를 들면 100µm 및 500 µm 사이이며, 150 µm 및 350 µm 사이를 포함한다.

[0239] 장치의 기관은 금속, 세라믹, 반도체, 유기물, 폴리머 및 합성물을 포함하는 다양한 물질로부터 구성될 수 있다. 기관은 마이크로니들이 부착되거나 통합형으로 형성되는 베이스를 포함한다. 원하는 경우에, 마이크로니들 컴포넌트의 기관이 수신기 구조물의 다른 성분과 통합될 수 있다.

[0240] 유체 챔버(유체 수집 챔버 또는 활성제 저장소로 구성됨) 및/또는 센서가 마이크로니들의 베이스와 직접 통신하도록 형성되거나(예를 들면 기관의 일부로서), 기관에 부착될 수 있다.

[0241] 유체 챔버는 존재하는 경우에, 마이크로니들 내경 또는 세공과 함께 선택적으로 연결되어, 생물학적 유체는 마이크로니들 주위의 조직으로부터, 마이크로 니들을 통해, 유체 챔버로 흐를 수 있거나, 활성제 성분이 챔버로부터 마이크로니들을 통해 물체로 흐를 수 있다. 바람직한 경우에, 유체 챔버가 기관에 부착되거나, 통합된다. 유체 챔버는 실질적으로 단단하거나 쉽게 변형될 수 있다. 유체 챔버는 하나 이상의 폴리머, 금속, 세라믹, 반도체 또는 이들의 조합으로부터 형성될 수 있다. 일 양태에서, 유체 챔버는 다공성 또는 흡수성 물질, 예를 들어 스폰지, 젤 또는 페이퍼나 폴리머 스트립을 포함한다. 유체 챔버는 유체 활성제 성분을 포함할 수 있으며, 이는 캐리어 제형과 함께 하나 이상의 활성제를 포함한다. 이와 같이, 유체 챔버는 초기에 비어있을 수 있고 또는 가스나, 임의의 형태(가령 액체 또는 중실형 입자)의 시약 또는 활성제(들) 등을 필요에 따라, 포함할 수 있다.

[0242] 원하는 경우에, 마이크로니들 컴포넌트는 하나 이상의 센서를 포함할 수 있다. 이 센서들은 마이크로니들 또는



장치(예를 들면, 유체 챔버 내)의 바디에 위치할 수 있다. 센서는 하나 이상의 마이크로니들에 존재할 수 있거나 이에 부착되거나, 기관에 통합되거나, 유체 챔버 내에 또는 이에 연결될 수 있다. 관심 대상 센서는 압력, 온도, 화합물, pH, 및/또는 전자기장의 센서를 포함한다. 관심 대상 센서는 생물학적 유체 샘플 내의 화학적 분석물의 존재를 검출하도록 구성된 것을 포함하고, 여기서 관심대상 분석물은 다음을 포함하나, 이에 한정되지 않는다: 혈당(글루코스), 콜레스테롤, 빌리루빈, 크레아틴, 다양한 대사성 효소, 헤모글로빈, 헤파린, 헤마토크릿, 비타민 K 또는 기타 응고 인자, 요산, 암배 항원 (carcinoembryonic antigen) 또는 기타 종양 항원, 배란 또는 임신과 연관된 다양한 생식 호르몬, 약물 남용 및/또는 이들의 대사 산물; 혈중 알코올 농도 등. 소정의 양태에서, 수신기가 검출하도록 구성된 물질 또는 속성은 락테이트(운동선수에게 중요함), 산소, pH, 알코올, 담배 대사 산물, 및 불법 약물(의학적 진단 및 법 강제를 위해 중요함)를 포함한다. 센서는 존재하는 경우에, 마이크로니들 센서 기능 모듈과 통신할 수 있으며, 이는 소프트웨어 및/또는 하드웨어 컴포넌트를 포함하고, 마이크로니들 컴포넌트에 단독으로 존재하거나 적어도 어느 정도로, 수신기의 다른 부분으로 통합된다.

[0243] 시스템

[0244] 소정의 양태에서, 수신기는 바디-연결 시스템 또는 장치의 네트워크(가령, 센서, 신호 수신기 및 선택적으로 내부 및/또는 외부에 존재할 수 있는 다른 장치)의 일부이다. 이는 내부 및/또는 외부일 수 있으며, 프로세서(가령, 외부 프로세서)에 의해 최종적으로 수집된 그리고 처리된 다양한 다른 유형의 정보가 제공되며, 이후에 이는 출력으로서 환자와 같은 생물체에 관한 콘텍스트 데이터를 제공할 수 있다. 예를 들어, 수신기는 IEM 섭취, 하나 이상의 생리학적 감지 파라미터, 이식형 디바이스 장치 등에 관한 데이터를 포함하는 출력을 데이터의 외부 콜렉터로 제공할 수 있는 장치의 인-바디 네트워크의 멤버일 수 있다. 외부 콜렉터(예, 데이터의 헬스 케어 네트워크 서버 등의 형태)는 이후에 환자(예, 중량, 날씨, 의학적 기록 데이터 등)에 관한 추가 관련 데이터와 이러한 수신기가 제공된 데이터와 결합하고, 이러한 별개의 데이터를 고도로 특정한 및 콘텍스트 환자 특정 데이터를 제공하기 위해 데이터를 처리할 수 있다.

[0245] 본 발명의 시스템은, 소정 양태에서, 수신기의 신호 수신기 양태 및 하나 이상의 IEM을 포함한다. 본 발명의 IEM은 다음에 설명된 것을 포함한다: PCT 특허 출원 제PCT/US2006/016370호(WO/2006/116718로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/082563호(WO/2008/052136으로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호(WO/2008/063626로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/022257호(WO/2008/066617로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/052845호(WO/2008/095183로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/053999호(WO/2008/101107로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/056296호(WO/2008/112577로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2008/056299호(WO/2008/112578로 공개됨); 및 PCT 특허 출원 제PCT/US2008/077753호(WO/2009/042812로 공개됨). 이 출원들의 개시내용이 이하에 참조로서 포함된다.

[0246] 소정 양태에서, 시스템은 수신기(이는 소정 양태에서 이식되거나 국부적으로 적용됨)와 구별되는 외부 장치를 포함한다. 여기서 이러한 외부 장치는 여러 기능성을 제공한다. 이러한 외부 장치는 환자에게 피드백 및 적합한 클리닉 규칙을 제공하기 위한 커패시터를 포함할 수 있다. 이러한 장치는 임의의 다수의 형식을 가질 수 있다. 예를 들어, 장치가 환자 옆의 침대 위치하도록 구성될 수 있다(예, 침상 모니터). 다른 포맷은, PDA, 스마트폰, 홈 컴퓨터 등을 포함하나 이에 한정되지 않는다.

[0247] 본 발명의 시스템의 예가 도 15a에 도시된다. 도 15a에서, 시스템(1500)은 IEM을 포함하는 제약 성분(1510)을 포함한다. 또한, 시스템(1500)에 신호 수신기(1520)(가령 도 10 내지 12에 설명된 신호 수신기)가 존재한다. 신호 수신기(1520)는 IEM(1510)의 식별기로부터 방출된 신호를 검출하도록 구성된다. 신호 수신기(1520)는 또한 생리학적 감지 성능(가령 ECG) 및 이동 감지 성능을 포함한다. 신호 수신기(1520)는 환자의 외부 장치 또는 PDA(1530)로의 데이터 송신을 위해 구성된다(가령, 스마트폰 또는 기타 무선 통신 인에이블 장치). 이는 차례로 데이터를 서버(1540)로 송신한다. 서버(1540)는 필요에 따라, 예를 들면 환자 지향 허가를 제공하도록 구성된다. 예를 들면, 서버(1540)는 가족 보호자(1550)가 환자의 최적 치료 계획(therapeutic regimen)에, 예를 들면, 인터페이스(가령 웹 인터페이스)를 거쳐 참여하도록 구성될 수 있다. 인터페이스는 가족 보호자(1550)가 서버(1540)에 의해 발생한 경고 및 트렌드를 감시하는 것을 가능하게 하고, 화살표(1560)에 의해 나타난 것과 같이, 환자에 대한 보호를 제공한다. 서버(1540)는 또한 예를 들면, 환자 경고, 환자 인센티브 등의 형식으로, PDA(1530)를 거쳐 환자에게 이어진 화살표(1565)에 의해 표시된 것과 같이, 환자에게 직접적인 응답을 제공하도록 구성될 수 있다. 서버(1540)는 헬스 케어 프로페셔널(예, RN, 내과 의사)(1555)과도 상호 작용을 할 수 있으며, 이는 환자 건강 및 컴플라이언스(예, 건강 인덱스 서머리, 경고, 교차-환자 벤치마크 등)의 측정을 하기 위

해 데이터 프로세싱 알고리즘을 사용할 수 있고, 화살표(1580)에 의해 나타낸 것과 같이, 환자에게 정보 제공된 클리닉 통신을 제공하며 보호를 제공할 수 있다.

[0248] 본 발명의 시스템의 다른 예가 도 15b에 도시된다. 도 15b는 시린지(15107), 수신기(15105), 혈당측정기(15110), 무선 통신 유닛(15115), 통신 링크(15150B-E) 및 투약 매니저(15160)를 포함하는 시스템을 나타낸다. 일반적으로 시스템은 시린지(15107)에 의한 투약의 전달을 제어하기 위한 지능형 메커니즘을 제공한다(예를 들면, 피하 니들 삽입 또는 내부 정맥 접속 장치와 루어(luer) 연결). 이러한 제어는 예를 들면, 시린지(15107)가 환자에 근접한지를 검출하고, 시린지(15107)에 의해 투여된 복용량의 측정, 다른 장치(가령, 수신기(15105), 혈당계(15110), 무선 장치(15115), 및/또는 투약 매니저(15160))로의 측정 정보 송신, 및 이러한 장치 중 하나 이상으로 피드백 정보를 제공하는 것을 포함할 수 있다. 일부 구현에서, 피드백 정보는, 투약을 하는 것을 방지하기 위해 예를 들면, 인터락을 이용하여 환자에게 약을 투여하는 것을 시린지(15107)에서 막을 수 있다. 시린지(15107)는, 피드백에 근거하여, 시각적 표시(예, 발광 다이오드(LED)) 또는 청각 신호를 통해 환자에게 투약이 이뤄지지 않을 것임을 나타낼 수 있다. 예를 들어, 시린지(15107)에서의 인터락 메커니즘, LED, 및/또는 사운드는 환자가 잘못된 유형의 투약을 받는것, 잘못된 시간에 투약을 받는것 및/또는 잘못된 양의 투약을 받는 것을 신호할 수 있다.

[0249] 일부 구현예에서, 시린지(15107)는 투약 매니저(15160)가 에이전트 또는 약제의 투여를 가능하게 하기 위해 시린지(15107)를 언락(unlock) 하기 위한 피드백 정보를 제공할 때까지, 투약을 막기 위해 디폴트 상태로 인터락 모드에서 구성될 수 있다.

[0250] 나아가, 시린지(15107)는, 일부 실시예에서, 투약량을 나타내는 측정 정보를 제공하기 위한 측정 메커니즘을 포함할 수 있다. 이 경우에, 측정 정보는 다른 환자 정보(가령, 혈압, 혈당 레벨, 심박동수, 섭취 이벤트 마커(IEM) 데이터 등)와 함께 환자에게 제공되는 투약 시점 및/또는 방법을 제어하기 위해 투약 관리자(160)에 의해 사용될 수 있다. 나아가, 시린지(15107)가 환자의 바다에 근접(예를 들면, 들어가거나 가까운)한 때, 시린지(15107)는 측정 메커니즘(이는 측정된 정보를 제공)을 활성화할 수 있다. 이 시점에서, 측정 정보 및 다른 정보(가령 시린지(15107)과 연결된 식별기, 환자 식별기 등)들은 신호에 의해서 다른 장치(예를 들면 수신기(15105), 혈당계(15110) 및/또는 무선 장치(15115))로 상호 작용을 위해 투약 매니저(15160)에게 운반된다. 나아가, 이러한 다른 장치는 시린지(15107)에 의해 투여된 시간을 감시할 수 있다. 이와 같이, 투약 매니저(15160)는 사용자-제공 투약량 투여 시간에 의존하기보다는 투약량이 투여되는 정확한 시간을 수신할 수 있다. 이와 같이, 시스템은 장관 외 유체 전달 디바이스(가령 시린지(15107) 및 환자 사이)의 특정한 유체 전달을 평가하는데 사용될 수 있다.

[0251] 본 발명의 시스템의 일부의 양태에서, 다목적 커넥터를 포함하는 발명의 수신기가 다목적 커넥터를 거쳐 환자 또는 다른 장치로 동작 가능하게 연결된다. 전술한 것과 같이, 다른 장치의 수신기는 다음을 포함하도록 동작 가능하게 연결될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다: 외부 충전 장치, 외부 프로그램 장치, 외부 데이터 프로세싱 장치 등. 일부의 경우에, 시스템은 환자에 직접적으로 또는 환자-연관 장치(가령, 이식된 의료 장치)의 외부 근접 단부에 동작 가능하게 연결된 수신기를 포함할 수 있다.

[0252] 수신기가 외부 장치에 연결되는 경우에, 이는 케이블, 코드 또는 아날로그 구조물과 같은 하나 이상의 별개의 커넥터 디바이스를 통해 외부 장치에 연결되거나, 외부 장치에 직접 연결될 수 있다. 외부 장치의 예는 외부 프로그램 장치이다. 프로그램 장치는 수신기의 세팅을 변경하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 프로그래밍 장치는 수신기의 동작 세팅(예를 들면, 환자에 대한 신호 측정을 위한 파라미터, 측정 주파수, 측정 지속시간, 측정을 위해 사용하기 위한 전극 등)을 변경할 수 있다. 또한, 프로그래밍 장치는 수신기의 동작 모드를 변경할 수 있다. 또한 프로그래밍 장치는 수신기로 데이터(가령, 의료 기록 또는 기타 환자에 대한 데이터)를 보낼 수도 있다. 프로그래밍 장치는 이러한 목적에 적합한 임의의 장치일 수 있다. 본 발명의 프로그래밍 장치는, 빌트-인 또는 주변회로 모니터(가령 침상 모니터 또는 헬스 정보 시스템에서 찾을 수 있음)를 가지는 컴퓨터, PDA, 스마트폰, 메시징 장치 또는 기타 휴대용 장치 등을 포함하나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0253] 또한 본 발명의 시스템은 수신기로부터 데이터를 수신하도록 구성된 외부 데이터 프로세서를 포함할 수 있다. 외부 데이터 프로세서는 수신기로부터 직접, 또는 데이터 중개 장치(가령, 바다-연관 신호 수신기로부터 데이터를 수신하고 이어서 수신된 데이터를 엑스트라-신체 데이터 프로세서로 전달하는 장치)를 거쳐, 전기 신호 데이터를 수신할 수 있다. 외부 데이터 프로세서는 임의의 편리한 유선 또는 무선 프로토콜을 통해, 필요에 따라 데이터를 수신하도록 구성될 수 있다. 본 발명의 외부 데이터 프로세서는 다목적 커넥터를 연결함으로써 수신기로부터 데이터를 수신할 수 있다. 관심 대상 외부 데이터 프로세서는 전기 신호 데이터를 수신하고 이 데이터를

처리하여 유용한 정보를 생성한다. 외부 데이터 프로세서는 또한 이후 프로세싱 또는 관찰을 위해 데이터를 간단히 저장할 수 있다. 처리된 데이터는 임의의 편리한 매체(가령, 종이 데이터 기록, 그래픽 유저 인터페이스를 통해 사용자에게 처리된 데이터를 디스플레이하는 것 등)에 의해 사용자에게 출력될 수 있다. 데이터는 그래프, 테이블 또는 신호와 같은 임의의 유용한 형식으로 배열될 수 있다. 본 발명의 시스템의 외부 데이터 프로세서는 다양한 구성(가령 빌트-인이나 주변회로 모니터(예를 들면, 침상 모니터 또는 헬스 정보 시스템에 구현된 것), PDA, 스마트 폰, 메시징 디바이스 등)을 취할 수 있다.

[0254] 본 발명의 시스템은, 동적 피드백 및 투약 타이밍 및 레벨을 추적하는 처치 루프를 인에이블하고, 치료에 대한 반응을 측정하며, 개별 환자의 생리 및 분자 프로파일에 근거하여 변경된 복용량을 추천한다. 예를 들어, 심부전 징후 환자는 여러 종류의 약을 매일 복용한다. 이를 통해 일차적으로 심장의 과부하를 줄이는 것을 목적으로 하고 환자의 삶의 개선할 수 있다. 주된 치료는 ACE(angiotensin converting enzyme) 억제제, 베타-블로커 및 이뇨제를 투약하는 것이다. 효과적인 제약 치료를 위해, 환자가 이들의 처방 계획을 고수하는 것이 매우 중요하며 적절한 시간에 필요한 투약을 하는 것이 중요하다. 여러가지 임상에 관한 연구는 클래스 II 및 III 심부전 환자의 50% 이상이 가이드라인으로 추천되는 치료방법을 따르지 않고 있으며 약 40 - 60% 만이 처방전을 고수한다. 본 발명에서 제시하는 시스템에 따르면, 심부전 환자는 환자가 치료를 고수하는 지를 모니터링할 수 있다, 이러한 환자 투약 상태 모니터링은 생리학적 지표에 대하여 효과적인 평가를 할 수 있으며 의사에 의한 치료가 최적화가 되는데 용이하게 할 수 있다.

[0255] 특정 양태에서, 본 발명의 시스템은 센서 데이터 및 투약 데이터를 포함하는 정보의 집합을 이용할 수 있다. 예를 들어, 심박동수, 호흡수, 다축 가속도 데이터, 유체 상태에 관한 것, 온도에 관한 것, 및 생리학적 인덱스(가령 활동 인덱스)를 발생하는 사용될 수 있는 물체의 전체 활동에 관해 정보를 주는 유도 인덱스를 결합할 수 있다. 예를 들면, 온도가 상승하고, 심박동수가 일 비트 올라가고, 호흡수가 빨라지면, 이는 사람이 활동적이라는 표시로서 사용될 수 있다. 이를 계량함으로써, 그 순간에 사람이 태우는 이러한 칼로리의 양을 도출해 낼 수 있다. 다른 예에서, 펄스의 특정한 리듬 세트 또는 다축 가속 데이터는 사람이 하나의 계단 세트를 올라가는 것을 나타낼 수 있고, 이로부터 이들이 사용하는 에너지 소비량을 유추할 수 있다. 다른 양태에서, 신체 지방 측정(예, 임피던스 데이터로부터)은 체중 감소 관리 또는 심혈관 헬스 프로그램에 유용한 생리학적 인덱스를 도출하기 위해 측정된 바이오 마커 조합으로부터 발생된 활동 인덱스와 결합될 수 있다. 이러한 정보는 전체적인 건강의 지표를 얻기 위해 심장 성능 표시기와 결합될 수 있고 이는 약제 치료 투약 데이터와 결합될 수 있다. 본 발명의 또다른 양태로 체온의 증가 또는 심전도의 변화와 상관있는 특정한 제약을 발견할 수 있게 된다. 또한 약물의 신진대사를 위한 약물동력학 모델을 개발할 수 있고 실제 환자의 혈청에 존재하는 약물의 수준을 더 정확하게 평가하기 위한 모델에서 여러가지 파라미터를 자유롭게 조절하기 위해서 수신기로부터의 정보를 사용할 수 있다. 이렇게 얻어진 정보는 투약 계획으로 다시 환자에게 공급될 수 있다. 다른 양태로 센서로부터 얻어진 자궁 수축을 측정(예, 스트레인 게이지를 이용하여)한 정보와 태아의 심장 박동을 측정한 정보를 결합하여 고 위험 임신 여부를 모니터링할 수 있다.

[0256] 소정 양태에서, 본 발명의 시스템을 사용하여 수집된 물체 특정 정보가, 2 이상, 예를 들면 5이상 또는 10이상, 25이상, 50이상, 100이상, 1000이상 등의 개체군로부터 수집된 데이터의 복잡한 데이터 수집을 제공하기 위해 하나 이상의 추가 개체로부터의 데이터와 결합되는 위치로 전송될 수 있다. 복합 데이터는 이후에 조작될 수 있다. 예를 들면, 다른 기준에 따라 카테고리화 되고, 하나 이상의 다른 유형의 그룹(예를 들면, 환자 그룹, 의사 그룹 등)으로 이용될 수 있도록 한다. 여기서 데이터의 조작은 그룹이 접속할 수 있는 데이터의 유형으로 임의의 지정 그룹의 접속을 제한하는 것과 같은 것일 수 있다. 예를 들면, 데이터는 동일 질병을 가지고 있고, 동일한 약물을 투약하는 백 명의 다른 개인으로부터 수집될 수 있다. 수집된 데이터는 일반적인 건강 상태와 약물 투약, 식이요법등을 준수하는 환자에 관하여 쉽게 제시하기 위하여 가공된다. 그룹의 환자 멤버가 이러한 정보에 쉽게 접근할 수 있고 이들의 투약 준수에 따른 결과가 그룹의 다른 환자와 일치하는지 그리고 이들이 다른 이들과 같은 효과를 나타내는지 여부를 알 수 있다. 또 다른 양태에서, 의사는 치료 중인 환자와 다른 의사의 환자의 일치 여부를 알기 위해 복합 데이터의 조작으로의 접속이 승인될 수 있고, 실제 환자가 지정된 처방 계획에 어떻게 반응하는지에 대한 유용한 정보를 얻을 수 있다. 추가 기능은 복합 데이터에 대한 그룹 지정 접속 허용할 수 있다. 이러한 양태로써 데이터에 주석을 달 가능성, 채팅 기능, 보안 특권 등이 한정되게 접속 허용되도록 할 수 있으나 이러한 기능성은 상기 제시한 예에 한정되지 않는다.

[0257] 수신기는 다음의 출원에 설명된 시스템의 일부일 수 있다: PCT 특허 출원 제PCT/US08/85048호; PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호(WO/2008/095183로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호(WO/2008/063626로 공개됨); PCT 출원 제US2006/016370호(WO/2006/116718로 공개됨) 이들의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함된다

다.

- [0258] 본 발명의 다른 양태에 따르면, 수신기는 다양한 방식(이식형 장치, 반-이식형 장치(가령 피하 장치) 및 외부 적용 또는 배치 장치(가령 개인 신호 수신기) 포함)으로 구현될 수 있고, 각각이 약물 전달 시스템과 함께 사용될 수 있다. 본 발명의 예는, 다음을 포함하나 이에 한정되는 것은 아니다: PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호(WO/2008/095183로 공개됨); PCT 특허 출원 제PCT/US2007/024225호(WO/2008/063626로 공개됨); PCT 출원 제US2006/016370호(WO/2006/116718로 공개됨) 이들의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함된다. 약물 전달 시스템과 함께 사용하기 위한 개인 신호 수신기의 일 예는 사용자의 피부 또는 의복에 제거 가능하게 부착된 "패치" 수신기이다. 다른 구현예는 손목밴드 및 IV 접속 장치를 포함한다. 일부 구현예에서, 수신기는 바디와 연결되며 (예를 들면, 내부에 배치되거나 바디에 매우 인접한 거리 내에 배치됨), 바디 내에 배치된 생체 내 송신기로부터 신호를 수신 및 디코딩하도록 구성된 개인 헬스 신호 수신기로 구현될 수 있다.
- [0259] 본 발명의 내용에 따라 수신기는 또한 다른 소스, 가령 지능형 이벤트 마커(IEM) 데이터로부터 정보를 수신하도록 구성될 수 있다. 이 경우에, 수신기(105)가 IEM 이벤트(가령, 무선 주파수 식별기-형 마커를 포함하는 약물의 투약, 데이터에 관련된 데이터를 검출할 수 있고, 이 데이터를 처리하여 다른 장치(가령, 혈당계(110) 및/또는 무선 장치(115))로 투약 매니저(160)에게 추가 처리 및 전달하기 위해, 전달할 수 있다.
- [0260] 이러한 양태에서, 시스템은 추가로 데이터를 저장하기 위한 요소, 즉 데이터 저장 요소를 포함한다. 데이터 저장 요소는 컴퓨터 판독형 매체일 수 있다. 본 내용 중에 사용된 것과 같은 용어 "컴퓨터 판독형 매체"는 실행 및/처리를 위해 컴퓨터로 지시 및 데이터를 제공하는데 관여하는 어떤 저장 또는 전송 매체를 일컫는다. 저장 매체의 예로는 그러한 장치가 컴퓨터 내부 또는 외부에 있는 지 여부와 무관하게 플로피 디스크, 자기 테이프, CD-ROM, 하드 디스크 드라이브, ROM 또는 집적 회로, 자기-광학 디스크 또는 PCMCIA와 같은 컴퓨터 판독 가능 카드 등을 포함한다. 정보를 함유하는 파일이 컴퓨터 판독 가능 매체에 "저장"될 수 있는데, "저장"이란 컴퓨터에 의해 훗날에 액세스가능하고, 정정 가능한 기록 정보를 의미한다. 컴퓨터 판독 가능한 매체와 관련하여, "영구 메모리"는 영구적인 메모리를 일컫는다. 영구 메모리는 컴퓨터 또는 프로세서에 전기 공급이 중단되더라도 삭제되지 않는다. 컴퓨터 하드 드라이브 ROM(즉, 가상 메모리로서 사용되지 않은 ROM), CO-ROM, 플로피 디스크 및 DVD가 영구 메모리의 모든 예이다. 랜덤 액세스 메모리(RAM)가 비-영구 메모리의 예이다. 영구 메모리에 있는 파일은 편집되거나 다시 쓰기 가능하다.
- [0261] 본 발명은 또한 다른 방법들을 수행하기 위한, 예를 들면 시스템의 IEM, 수신기 및 다른 부품들을 프로그래밍하기 위한, 컴퓨터 실행가능 명령(즉, 프로그래밍)을 제공한다. 컴퓨터 실행 가능한 명령은 컴퓨터 판독가능 매체에 존재한다. 따라서, 본 발명은 예를 들면, 상기한 바와 같이, 본 발명의 조성물에 의해 생성된 신호를 검출하고 처리하는데 사용하기 위한 프로그래밍을 함유하는 컴퓨터 판독가능 매체를 제공한다.
- [0262] 위에 검토한 바와 같이, 해당 특정 양태에서, 수신기는 반도체 지지 컴포넌트를 포함한다. 임의의 다양한 다른 프로토콜이 수신기 구조물 및 이들의 컴포넌트를 제조하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 물딩, 증착 및 물질 제거, 예를 들면, 표면 마이크로기계가공(micromachining) 및 벌크 마이크로기계가공 기술을 포함하는 MEMS(Micro-Electro-Mechanical System) 제조 기술과 같은 평면 프로세싱 기술이 사용될 수 있다. 구조물을 제작하기 위한 특정 실시예에서 사용될 수 있는 증착 기술로는 제한되지 않지만 전착, 캐소드 아크 증착, 플라즈마 스프레이, 스퍼터링, e-빔 증발, 물리적 증착, 화학적 증착, 플라즈마 강화 화학적 증착 등을 포함한다. 물질 제거 기술로는 제한되지 않지만 반응성 이온 에칭, 이방성 화학적 에칭, 등방성 화학적 에칭, 화학적 기계적 연마를 거치는 평탄화, 레이저 박리, 방전 가공(EDM) 등을 포함한다. 또한, 해당하는 것은 리소그래픽 프로토콜이다. 특정 실시예에서 해당하는 것은 평면 프로세싱 프로토콜의 사용인데, 여기에서는 구조물이 순차적인 방법으로 기판에 적용되는 다양한 여러 물질 제거 및 증착 프로토콜을 사용하여 초기의 평면 기판의 표면 또는 표면들로부터 축적 및/또는 제거된다. 해당 제작 방법은, 동시 계류중인 PCT 출원 제 PCT/US2006/016370호(이의 개시내용은 참조로서 본 명세서에 포함됨)에 보다 상세히 기술되어 있다.
- [0263] 특정 실시예에서, 기성품(off-the-shelf) 부품이 수신기를 제작하는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 입력 앰프를 위한 기성품 기구 증폭기가 예를 들면, 베어 다이(bare die) 형태로 사용될 수 있다. 복조기, 메모리, 마이크로 프로세서 기능 및 모든 인터페이스 기능을 제어하는 FPGA 또는 ASIC의 커스텀 로직이 사용될 수 있다. 송신기는 의료용 이식체로 인증된, 혼합된 통신 대역의, 만들어진 기성품 칩일 수 있다. 시계도 독립적인 시계일 수 있으며 또는 장치가 시계가 내장된 마이크로프로세서를 가질 수 있다.
- [0264] 본 발명의 양태는 추가로 수신기를 사용하는 방법을 포함한다. 수신기의 방법에서, 수신기는 어떤 방식으로 입력 신호를 수신하고, 여기서 입력 신호가 다양할 수 있다. 입력 신호의 예는 다음을 포함하나, 이에 제한되지

않는다: 트랜스바디 전도성 수신 신호(가령 IEM 또는 스마트 생체 장치로부터 수신될 수 있는 것), 장치 센서(가령 생리학적 파라미터 및/또는 환경 신호)에 의해 획득된 신호 등. 본 발명의 다양한 양태는 추가로 입력 신호의 수신에 응답하여 예를 들면, 신호를 제 2 장치로 중계, 활성제를 장치가 연결된 물체로 전달하는 등의 일부 방식으로 동작하는 장치를 추가로 포함한다.

[0265] 본 발명의 일부 방법에서는 선택 단계로서 신호가 생체 내 송신기(가령 IEM)로부터 먼저 전도성 송신된다. 송신된 신호는 이후에 수신기에 의해 수신되며, 여기서 이는 메모리에 저장될 수 있고, 다른 수신기로 재송신될 수 있으며, 사용자에게 예를 들면, 제 3 장치, 가령 외부 PDA 등을 거쳐 또는 직접적으로 출력된다. 생체 내 송신기가 IEM인 본 발명의 방법에서, IEM은 필요에 따라 섭취를 거쳐 투여된다.

[0266] 본 발명의 방법은 질병 상태 적용을 포함하는 다양한 다른 상태의 치료에서 용도를 찾을 수 있다. 본 조성물로 치료가능한 특정한 질병 상태는 본 조성물 내에 존재할 수 있는 활성제의 유형에 따라 변화된다. 따라서, 질병 상태는 다음을 포함하나, 이에 제한되는 것은 아니다: 심혈관 질환, 신생 질환과 같은 세포 증식 질환, 자기 면역 질환, 호르몬 비정상 질환, 전염성 질환, 통증 관리, 신경 질환, 예를 들면, 간질 등.

[0267] 치료라 함은 피검체를 괴롭히는 질병 상태와 관련된 증상의 최소한의 개선을 의미하는데, 개선은 넓은 의미에서 파라미터, 예를 들면 치료되는 병리학적 상태와 관련된 증상 크기의 최소한의 감소를 일컫는 것으로 사용된다. 그와 같이, 치료는 병리학적 상태 또는 적어도 그와 관련된 증상이 완전히 억제, 예를 들면 발생 예방, 또는 정지, 예를 들면 종료되어 피검체가 병리학적 상태 또는 적어도 병리학적 상태를 특징하는 증상으로부터 더이상 고통받지 않도록 하는 상황을 포함한다. 따라서, 질병의 "치료중(treating)" 또는 "치료(treatment)"라 함은 질환에 걸리기 쉬울 수 있지만 질환의 증상을 아직 경험하거나 그 증상이 나타나지 않은, 동물에서 발생하는 질환을 예방하고(예방 치료), 질환을 억제하며(그 진전을 느리게 하거나 저지하는), 질환의 증상 또는 부작용으로부터의 경감을 제공하고(경감 치료를 포함), 및 질환을 경감시키는(질병의 퇴보를 야기) 것을 포함한다.

[0268] 다양한 생체가 본 발명에 따라 취급될 수 있다. 일반적으로 이러한 생체는 "포유동물" 또는 "포유류"이며, 여기서 이러한 용어는 넓게는 포유류 강(육식 동물(예를 들면 개 및 고양이), 설치류(예, 생쥐, 돼지쥐, 및 쥐) 및 동물 영장류(사람, 침팬치, 및 원숭이) 포함), 내에 존재하는 유기체를 설명하기 위해 사용된다.

[0269] 소정 양태에서, 본 방법은, 전술한 것과 같이, 일 주일 이상, 한 달 이상, 6 개월 이상, 1년 이상, 2년 이상, 5년 이상 등과 같이 장기간에 걸쳐 질병 상태를 관리하는 방법이다. 본 발명의 방법은 예를 들면, 페이스팅(pacing) 프로토콜, 심장 재동기화 프로토콜 등과 같은 심혈관 질환 관리의 전기자극에 기초한 프로토콜; 다양한 다른 질병 상태를 위한 다이어트 및/또는 운동 요법과 같은 라이프스타일, 등과 같은 하나 이상의 추가 질병 관리 프로토콜과 조합하여 사용될 수 있다.

[0270] 특정 양태에서, 본 방법은 조성물로부터 얻어진 데이터에 기초하여 치료법을 조절하는 것을 포함한다. 예를 들면, 처방된 치료법과의 환자 순응성에 관한 정보를 포함하는 데이터가 얻어질 수 있다. 예를 들면, 상기한 센서 장치와 같은, 하나 이상의 센서를 사용하여 얻어진 이러한 데이터는 생리학적 데이터가 있는지 또는 없든지 간에 주어진 치료법이 유지되어야 하는지 또는 예를 들면, 약물 요법 및/또는 이식체 활성 요법의 변화에 의한 것과 같이, 어떤 방법으로도든지 변화되어야 하는지를 측정하기 위해, 원할 경우 적절한 결정 틀과 함께 사용될 수 있다. 그와 같이, 본 발명의 방법은 치료법이 조성물(들)로부터 얻어진 신호에 기초하여 변화되는 방법을 포함한다.

[0271] 특정 양태에서, 본 발명의 조성물의 이력을 측정하는 방법이 또한 제공되며, 여기서, 조성물은 활성제, 식별자 소자 및 약제학적으로 수용가능한 캐리어를 포함한다. 식별자가 호출신호(interrogation)에 응답하여 신호를 방출하는 특정 구현예에서, 식별자에는 신호를 얻기 위하여 예를 들면, 완드(wand) 또는 다른 적절한 호출 신호 장치에 의해 신호가 보내진다. 얻어진 신호는 조성물에 관한 원 정보, 예를 들면, 소스, 연계 보관성(chain of custody), 등을 측정하는데 사용된다. 특정 양태에서, 이러한 측정 단계는 조성물에 대한 저장된 이력의 데이터베이스 또는 이와 유사한 조합에 액세스하는 단계를 포함할 수 있다.

[0272] 본 발명의 수신기는 다양한 분야에서 사용될 수 있다. 본 발명의 의료 양태는, 신체에 실제적으로 전달되는 약제학적 제제의 자동 검출 및 확인에 있어서 임상학자에게 치료설비에서 중요한 신규의 틀을 제공한다. 이러한 신규의 정보 장치 및 시스템의 적용은 다양하다. 적용분야로는 제한되지 않지만: (1) 처방된 치료법에 대한 환자의 순응성을 모니터링하는 것; (2) 환자 순응성에 기초하여 치료법을 주문하는 것; (3) 임상 시험에서 환자 순응성을 모니터링 하는 것; (4) 조절된 물질의 사용을 모니터링 하는 것, 등을 포함한다. 이러한 여러 가지 예시적 적용에 각각은 PCT 출원번호 PCT/US08/85048, PCT 출원번호 PCT/US2007/024225(공개번호 W02008/095183), PCT

출원번호 PCT/US2007/024225(공개번호 WO2008/063626) 및 PCT 출원번호 PCT/US2006/016370(공개번호 WO2006/116718)에 기재되어 있으며, 이들 PCT 출원들의 내용은 본원에서 참조로서 포함된다.

- [0273] 또한 해당 수신기는 치료용 유체(therapeutic fluid)를 치료 대상에 투여하는 것과 연계되어 사용될 수 있다. 수신기는 스마트 비경구 투여 장치(가령, PCT 출원번호 PCT/US2007/015547(공개번호 WO2008/008281)에 기재된 것)와 연계되어 사용되며, 상기 PCT 출원의 내용은 본원에서 참조로서 포함된다. 이러한 유체 투여 장치(가령, 스마트 비경구 장치)와 연계되어 사용될 때, 상기 수신기는 통제된 치료용 유체의 실제 양과 관련된 데이터를 수신하도록 설정될 수 있다. 수신기는 이 특정 데이터와, 그 밖의 다른 관련 데이터(가령, 분석물 테스트링 데이터, 생리학적 데이터 등)을 조합하도록 구성될 수 있으며, 이들 추가적인 유형의 데이터는 수신기 또는 또 다른 유형의 테스트기(가령, 가정 전용 분석물 테스트링 장치 등)에 의해 얻어질 수 있다. 덧붙여, 수신기는 수신된 정보를 바탕으로 하나 이상의 동작(가령, 제 2 장치로 데이터를 전달하고, 치료 계획을 수정하는 동작 등(그러나 이에 국한되지 않음))을 취하도록 구성될 수 있다.
- [0274] 수신기가 IEM 또는 스마트-비경구 투여 시스템으로부터 신호를 수신하도록 사용되지 않는 적용예도 역시 본 발명에 해당한다. 본 발명의 수신기가 사용될 수 있는 이러한 해당 적용예는 간질 발작을 검출하는 것이다. 이러한 장치는 간질 발작 검출 모듈을 포함하고, 상기 모듈은 하나 이상의 유형의 수신된 데이터를 사용하여, 치료 대상이 간질 발작을 일으키려 하거나 간질 발작으로 고통스러워 하고 있는지의 여부를 판단할 수 있다. 따라서 이들 적용예에서, 수신기에 의해 한 가지 이상의 유형의 생리학적 데이터가 획득되고, 처리되어, 치료 대상이 간질 발작을 일으키려 하거나 간질 발작으로 고통스러워 하고 있는지의 여부를 판단할 수 있다. 즉, 수신기는 획득된 생리학적 데이터를 이용하여, 발작을 예견하거나 발작 발생을 검출할 수 있다. 이 적용예에서 획득되고 사용될 수 있는 생리학적 데이터는, EEG(electroencephalographic) 데이터, 가속도계 데이터, 심박동수(ECG) 데이터 등을 포함한다. 치료 대상이 간질 발작을 일으키려 하거나 간질 발작으로 고통스러워하고 있는지의 여부를 판단하기 위해, 단일 유형의 데이터가 획득되거나, 둘 이상의 서로 다른 유형의 데이터가 획득되고 처리될 수 있다. 일부 경우, 수신기에 의해 획득된 데이터가 그 밖의 다른 소스로부터의 데이터와 조합되어, 판단하기 위해 처리될 수 있다. 데이터는, 예를 들어, 가속도계 또는 심박수 가변성에 대한 특징적 서명을 포함할 수 있다. 센서 데이터는, 필요에 따라 시스템의 일부로서, 또는 보조 입력으로서 EEG에 일체로 포함될 수 있다. 복수의 데이터 스트림을 이용하여, "점화(kindling)", 즉, 발작을 초래할 이벤트들의 세트를 검출할 수 있다. 이러한 경우, 발작 상태를 기초로 의학적 치료가 원하는 대로 조정될 수 있다. EEG를 측정하거나 치료를 조정하는 신경조절 장치(neuromodulation device)가 이러한 요구에 적합할 수 있다.
- [0275] 수신기는 임의의 편리한 프로토콜을 이용하여 판단을 하도록 설정될 수 있다. 획득된 생리학적 데이터를 이용하여, 발작을 일으키려 하거나 발작 중인지의 여부를 판단하는 하나 이상의 알고리즘이 사용될 수 있다. 이러한 알고리즘의 예로는, 자동화된 발작 경고(ASWA: automated seizure warning)(가령, 미국 특허 20070213786에 기재된 것)를 위한 알고리즘, EEG 신호의 처프-형 시간-주파수 변동을 검출하기 위한 알고리즘(가령, Sen 외 다수의 "Analysis of Seizure EEG in kindled epileptic rats", Computational and Methematical Methods in Medicine, Volume 8, 2007년12월4일 발행, 225-234쪽에 기재된 것) 등을 포함하지만 이에 국한되는 것은 아니다.
- [0276] 이러한 적용예에서, 간질 발작의 예견 또는 검출이 많은 추가적인 동작을 야기할 수 있다. 임의의 예를 들면, 수신기는 경보 신호를 생성하고 발산하도록 설정될 수 있다. 이러한 경보 신호는 치료 대상에 의해 검출될 수도 있고, 검출되지 않을 수도 있다. 예를 들어, 경보 신호는 치료 대상에 의해 검출될 수 있는 가청 신호, 또는 가시 신호의 형태를 취할 수 있다. 경보 신호는 또한, 가령 무선 통신 프로토콜을 통해 건강 관리자, 또는 그 밖의 다른 사람에게 전송되는 신호일 수 있다. 상기 경고 신호는 여러 다른 방식으로 사용될 수 있는데, 가령, 치료 대상에게 도움을 주라고 건강 관리자에게 경보하는 방식, 치료 계획을 착수 또는 수정하는 방식 등이 있다.
- [0277] 일부 경우, 수신기가 "폐쇄 루프(closed-loop)" 간질 치료 장치로서 구성되며, 이때, 수신기는 간질 치료 구성요소(가령, 약제적, 또는 전기적 치료 구성요소)를 포함한다. 이러한 경우, 수신기에 의해 간질 발작의 예견 또는 검출이 이뤄져서, (예를 들어, 활성제 및/또는 전기 자극을 전달함으로써, 또는 또 다른 장치에게 이러한 동작을 하나 이상 수행할 것을 지시함으로써) 간질 치료가 착수될 수 있다. 또는, 예견된 또는 검출된 발작을 기초로 하여, 기존 간질 치료 프로토콜(가령, 투여량, 지속시간 등)이 수정될 수 있다.
- [0278] 또한, 본 발명의 수신기가 추적(tracking) 적용예에서 사용될 수 있으며, 여기서, 한 명 이상의 사람(가령, 환자, 병사 등)이 특정 시간 주기 동안 모니터링된다. 본 발명의 이러한 양태에서 사용되는 수신기는 많은 생리학적 및/또는 환경적 감지 모듈(가령, 앞서 설명된 가속도계 및 ECG 감지 모듈)을 포함하여, 시간의 흐름에 따라,

대상체의 건강 상태를 모니터링할 수 있다. 이러한 데이터는 위치 데이터(가령, GPS 모듈에 의해 제공되는 위치 데이터)와 조합하여 사용되어, 시간의 흐름에 따른 대상체의 위치를 추적할 수 있다.

[0279] 한 가지 특정한 유형의 관심 추적 적용에는 인적자원을 추적하는 것이다. 가령, 작업장 내 근무원들, 가령, 전장의 군인들, 화재 발생 장소의 소방 구조원들, 병원 내 건강 관리자들 등을 추적하는 것이다. 이러한 적용예에서, 본 발명의 수신기는, 해당 장소에서 일반적인 특정 생리학적 상태를 판단하기 위한 기능적 모듈을 포함할 수 있다. 예를 들면, 전장에서 일반적인 상태인 특정 생리학적 상태를 판단하기 위한 기능적 모듈이 제공될 수 있다. 이러한 기능적 모듈의 예로는, 앞서 설명된 가속도계 및 ECG 기능적 모듈을 포함하는데, 이러한 특정 기능적 모듈이 운동 능력 및 생명 활동과 관련된 유용한 데이터를 제공하기 때문이다. 해당 생리학적 상태에서 임계적 한계치들 중 하나 이상에 도달할 때(가령, 병사가 더 이상 움직일 수 없을 때 및/또는 활력 징후 활동이 더 이상 적절하지 않을 때), 수신기는 리더/메딕 유닛(leader/medic unit)에게 경고 신호를 전송하여, 병사가 즉각적인 관리가 필요한 상태임을 알리도록 설정될 수 있다. 예를 들어, 수신기의 온도 센서가 추운 날씨를 가리키고, 병사의 신체 온도가 특정 최소치 이하로 떨어지기 시작한 경우, 수신기는, 상기 병사가 저체온증으로 고통 받을 가능성이 높다고, 리더/메딕 유닛과 커맨드 유닛(command unit)에게 자동으로 시그널링할 수 있다. 그 후, 리더/메딕 유닛을 작동시키는 리더 또는 의사, 또는, 중앙 제어 유닛을 작동하는 사람은 병사가 가능한 빨리 현 상황에 대해 치료받아야 함을 다른 병사 또는 의료진에게 통지할 수 있다. 마찬가지로, 다친 병사에게서 혈액 손실로부터 나타나는 쇼크나 부상의 심각성 및 증상을 모니터링할 수 있다.

[0280] 이러한 응용에서, 각각의 수신기는 특정 착용자에게 맞춤화될 수 있다. 따라서, 주어진 수신기는 개인을 치료하는 의료진에게 중요한, 약에 대한 알레르기 및 그 외 다른 의료 정보와 같은, 개인에 대한 정보를 포함할 수 있다. 추가적으로, 수신기는 지난 네 시간 또는 일부 다른 시간 동안의 신체 온도, 심박수, 신체 위치, 혈압, 산소 포화 및 변화와 같은 짧은 생리학적 히스토리를 유지할 수 있다. 이 정보는 요청시에 야전 리더/메딕 유닛과 커맨드 유닛에게 보내질 수 있다. 이것은 수신기의 원격 통신 시스템에 의해, 또는 리더/메딕 유닛을 갖는 의사가 사용자를 치료하려 도착할 때 수신기와 리더/메딕 유닛 사이의 직접 링크-업에 의해, 달성될 수 있다.

[0281] 이러한 응용에서, 수신기 또는 리더/메딕 유닛은 안내 및 의료 결정 지원을 제공하기 위한 소프트웨어/펌웨어를 포함할 수 있다. 추가적으로, 리더/메딕 유닛 또는 수신기 내에 배치되는 마이크로프로세서는 환자에 대한 유체 주입, 약물 전달, 및 환기기 보조를 제어하도록 프로그래밍될 수 있어서, 전장 조건 하에서도 효과적인 치료가 가능하게 한다. 수신기는 다양한 예정 스텝을 통해, 예를 들어, 리더/메딕 유닛 또는 명령 유닛을 이용하여 연속적으로 또는 간단한 버스트 방식으로 통신할 수 있어서, 적군이 병사 위치 결정을 위한 통신을 추적하는 것을 방지할 수 있다. 버스트는 스케줄에 따라 주기적으로 발생할 수도 있고, 또는, 리더/메딕 제어 유닛 또는 명령 유닛에 의해 지시되는 바와 같이 발생할 수도 있다.

[0282] 이러한 응용에서, 리더/메딕 유닛은 의료병 또는 다른 리더가 자신이 책임지고 있는 자들을 모니터링할 수 있도록 하는 휴대형 장치일 수 있다. 리더/메딕 유닛은 수신기 및 명령 유닛과 통신하기 위한 통신 시스템을 구비할 수 있고, 및/또는 디스플레이를 구비하여, 사용자가 전장의 인력 위치를 그래픽 방식으로 모니터링할 수도 있고, 및/또는 해당 리더를 위하여 명령 체계 내에서 각 병사의 생리적 상태를 볼 수 있게 할 수도 있다. 리더/메딕 유닛은 다친 병사의 위치에 관한 정보를 수신할 수 있고, 의료병이 이 병사의 위치로 옮겨가는 동안 의료 정보를 수신할 수 있다. 의료병이 사용할 때, 이 유닛은 병사를 실제로 검사하기 전에 다친 병사에 관한 생체 신호 및 다른 정보를 의료병이 볼 수 있게 한다. 따라서, 의료병이 병사 위치로 이동하면서 다친 병사의 초기 평가를 수행할 수 있다. 추가적으로, 수신기가 명령 유닛과 또한 통신하기 때문에, 의료병이 부상자에게로 이동함에 따라 중앙 명령 포스트의 의료진은 진단 및 치료 옵션에 대하여 의료병에게 지시할 수 있다. 병사의 위치 및 상태를 계속적으로 모니터링함으로써, 사상률을 크게 감소시킬 수 있다. 추가적으로, 본 발명에 사용되는 기술은, 비용을 크게 절감하면서도 현대의 의료 장비로 높은 수준의 고도의 보살핌(care)을 유지하도록 약간 수정될 수 있다.

[0283] 위 설명이 군인을 추적하는 관점에서 제공되었으나, 수신기는, 특히, 장기간동안 인력이 고정 위치에 배치되는 활동적인 작업 세팅에서, 임의 형태의 인력을 추적하는데 이용될 수 있다.

[0284] 비-인력 추적 응용이 또한 제공된다. 수신기는 환자 추적 및 관리를 위한 병원 세팅에 이용될 수 있다. 생체 신호를 파악하기 위해 간호사가 환자를 따라 쫓아가기보다는, 간호사나 다른 건강 유지 도우미가 수신기를 이용하여 환자의 위치를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 그들의 생체 신호를 측정할 수 있다. 수신한 정보가 문제점을 표시할 경우, 환자의 위치를 바로 측정할 수 있다. 따라서, 높은 수준의 보살핌을 제공하면서도, 필요한 간호사의 수를 줄일 수 있다.

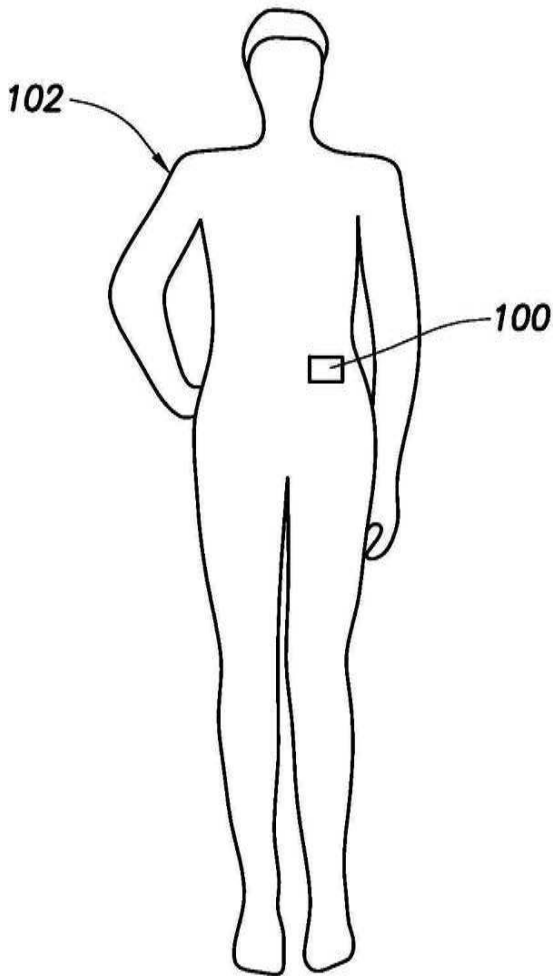
- [0285] 본 발명의 방법을 구현하기 위한 키트가 또한 제공된다. 키트는 상기한 바와 같은 본 발명의 수신기를 하나 이상 포함할 수 있다. 또한, 키트는 예를 들어, IEM 조성물의 형태로, 하나 이상의 투여용 조성물을 포함할 수 있다. 키트에 제공되는 하나 이상의 약리제(pharmacological agent)의 투약 양은 단일 적용 또는 복수 적용을 위해 충분할 수 있다. 따라서, 본 발명의 키트의 특정 양태에서는 약리제의 단일 투여량이 존재하고, 특정한 다른 양태에서는 약리제의 복수의 투여량이 키트에 존재할 수 있다. 약리제의 복수의 투여량을 갖는 양태에서는, 단일 용기, 예를 들면 단일 튜브, 병, 바이얼, 등에 패키징될 수 있거나, 또는 하나 이상의 투여량이 개별적으로 패키징되어, 소정 키트가 약리제 용기를 하나 이상 갖도록 할 수 있다.
- [0286] 특정 양태에서, 키트는 조성물의 용법에 관하여 얻은 데이터를 획득 및 처리하는 원격 위치(예를 들어, 병원, 중앙 기관, 등)과의 통신을 제공할 수 있는, 상기한 바와 같은 외부 모니터 장치를 또한 포함할 수 있다.
- [0287] 본 발명 키트는 또한 키트의 부품을 사용하여 본 발명 방법을 어떻게 실시하는지에 대한 안내서를 포함할 수 있다. 이 안내서는 적절한 기록 매체 또는 기재 상에 기록될 수 있다. 예를 들면, 안내서는 종이, 또는 플라스틱 등과 같은 기재 상에 인쇄될 수 있다. 그와 같이, 안내서는 키트의 컨테이너 또는 이들의 부품(즉, 패키징 또는 서브-패키징과 조합하여), 등의 라벨링에서, 패키징 삽입체로서 키트에 존재할 수 있다. 다른 구현예에서, 안내서는 적절한 컴퓨터 판독가능 저장 매체, 예를 들면 CD-ROM, 디스켓, 등 상에 존재하는 전자 저장 데이터 파일로서 존재한다. 또 다른 구현예에서, 실제적인 안내서가 키트에 존재하는 것이 아니라 원격지, 예를 들면 인터넷을 통하여 안내서를 얻기 위한 수단이 제공된다. 이러한 구현예의 예는 안내서를 볼 수 있거나 그리고/또는 안내서를 다운로드할 수 있는 웹 주소를 포함하는 키트이다. 안내서에서와 같이, 안내서를 얻기 위한 수단은 적절한 기재상에 기록된다.
- [0288] 본 발명 키트의 약간의 부품 및 모든 부품이 무균성을 유지하기 위하여 적절한 패키징에 포장될 수 있다. 본 발명 키트의 많은 구현예에서, 키트의 부품들은 단일의 쉽게 취급되는 유니트를 만들기 위하여 키트 봉쇄 소자에 패키징되는데 키트 봉쇄 소자, 예를 들면 박스 또는 동등의 구조체는 예를 들면, 키트의 어떤 부품 또는 모든 부품의 무균성을 더 유지하기 위하여 공기밀폐 컨테이너이든지 아닐 수 있다.
- [0289] 본 발명은 다양할 수 있는, 기술된 특정 실시예로 제한되어서는 안된다는 것을 이해하여야 한다. 또한, 여기에 사용된 개념들은 특정 실시예만을 설명하기 위한 목적으로서 제한되어서는 안되는데 이는 본 발명의 범위가 첨부된 청구범위에 의해서만 제한되기 때문인 것으로 이해되어야 한다. 값들의 범위가 제공되는 경우, 달리 명확하게 기술되지 않는 한 그 범위 및 기술된 범위의 다른 기술된 처치 값의 상한 및 하한 사이의 각 처치 값은 본 발명 범위 내에 포함되는 것으로 이해된다. 이러한 보다 적은 범위의 상한 및 하한은 독립적으로 보다 적은 범위에 포함될 수 있고 본 발명 내에 포함되는데 기술된 범위에서 어떤 특별히 배제된 한계가 된다. 기술된 범위가 한계 중 하나 또는 둘 모두를 포함하는 경우, 그렇게 포함된 한계들 중 하나 또는 둘 모두를 제외한 범위도 본 발명에 포함된다. 달리 정의되지 않는 한, 여기에 사용된 모든 기술적 및 과학적 용어들은 본 발명이 속하는 기술에서 통상의 지식을 가진 자에게 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 갖는다. 여기에 기술된 것과 유사하거나 동등한 어떤 방법 및 물질이 본 발명의 실시 및 테스트에 사용될 수 있지만, 대표적으로 설명적인 방법 및 물질이 여기에 기술되었다. 본 명세서 인용된 모든 공보 및 특허들은 각 개별적인 공보 또는 특허가 여기에 참고로 도입되는 것으로 구체적으로 그리고 개별적으로 기술되었고 공보가 인용되는 것과 관련한 방법 및/또는 물질을 기술하기 위하여 여기에 참고로 도입된다면 여기에 참고로 도입된다. 어떤 공보의 인용은 출원일 이전의 명세서에 대한 것이고 본 발명이 기존의 발명에 의해 그러한 공보를 앞선다는 권한을 주지 않는다는 것을 인정하는 것으로 결론지어서는 안 된다. 또한, 제공된 공보의 날짜는 독립적으로 확인될 필요가 있는 실제 공개일과 다를 수 있다.
- [0290] 여기에 사용된 바와 같은, 그리고 첨부된 청구범위에서, 단수형은 다르게 분명하게 기술되지 않는 한, 복수의 지시 대상물을 포함한다는 것을 알 것이다. 또한, 청구범위는 어떤 임의적인 요소를 제외하는 것으로 기술될 수 있다는 것을 알 것이다. 그와 같이, 이러한 기술은 청구범위 요소의 인용과 관련하여 "단지" 등과 같이 그러한 배타적인 용어의 사용 또는 "부정적" 제한의 사용을 위한 선행의 기반으로 제공된다. 본 명세서를 읽을 때 본 기술에서 숙련된 자에게 명백한 바와 같이, 여기에 기술되고 설명된 개별적인 실시예 각각은 본 발명의 범위 또는 정신을 벗어나지 않고 다른 몇몇 실시예 중 어떤 것과 쉽게 구별되거나 또는 조합될 수 있는 개별적인 부품 및 특징을 갖는다. 어떤 인용된 방법은 인용된 이벤트의 순서로 또는 논리적으로 가능한 다른 순서로 수행될 수 있다. 상기한 발명은 명확한 이해의 목적으로 설명 및 예의 방법으로 상세하게 기술되었지만, 본 발명의 교사를 고려할 때 첨부된 청구범위의 정신 또는 범위를 벗어나지 않고 특징의 변화 및 변경이 이루어질 수 있다는 것이 본 기술에서 숙련된 자들에게는 쉽게 명백해질 것이다. 따라서, 상기한 것은 본 발명의 원리를 단순히 설명한 것이다. 본 기술에서 숙련된 자들은 여기에 구체적으로 기술되거나 도시되지 않았지만 본 발명의 원리를 구체화



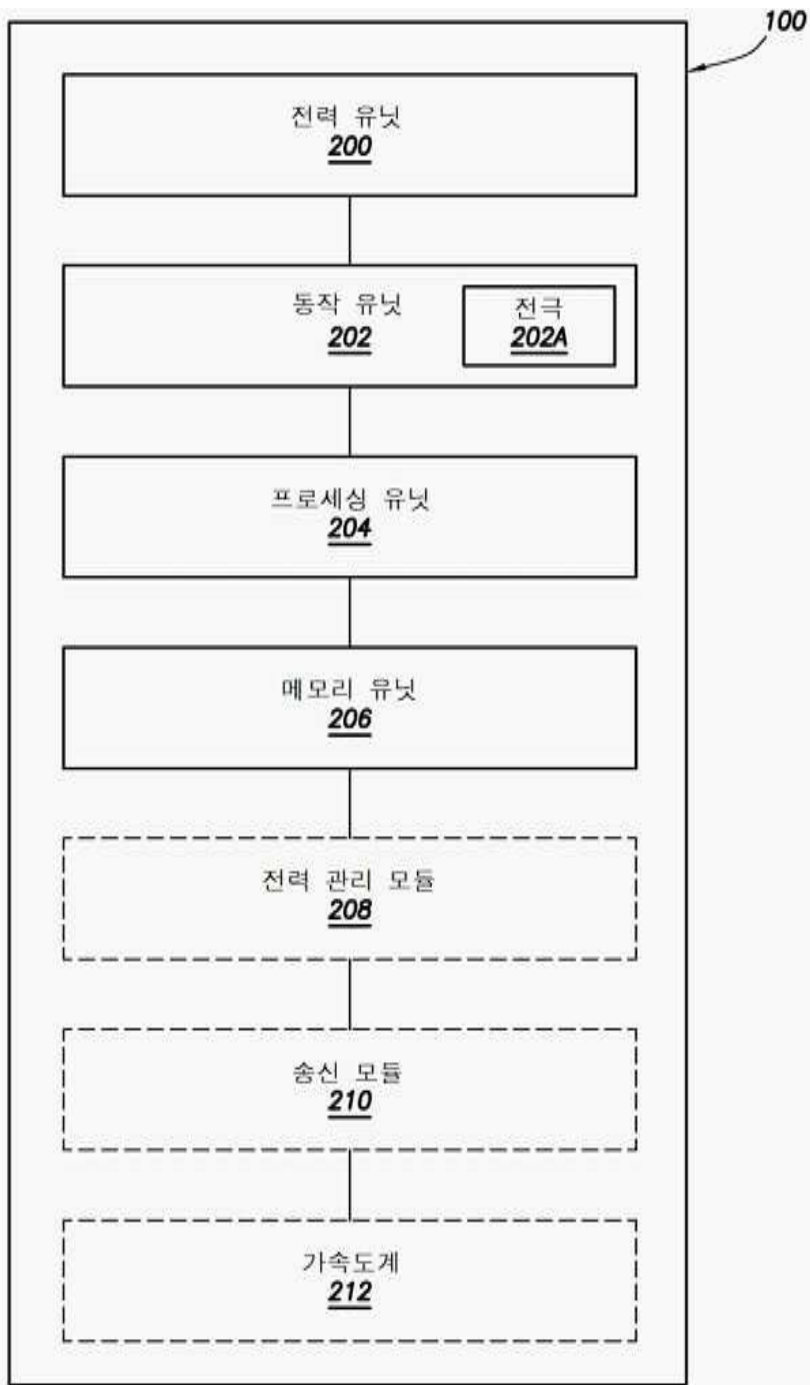
하고, 본 발명의 정신 및 범위에 포함되는 다양한 배치를 고안할 수 있다. 또한, 여기에 인용된 모든 예 및 조건적인 언어는 기본적으로 본 발명의 원리 및 기술을 진전시키는데 본 발명자들에 의해 기여된 개념을 이해하는데 독자들을 돕는 의도로서 그러한 특별히 인용된 예 및 조건에 제한되지 않는 것으로 결론되어야 한다. 또한, 본 발명의 원리, 양태 및 실시예뿐만 아니라 이들의 예를 인용하는 여기의 모든 진술은 이들의 구조적 및 기능적 등가물 둘 모두를 포함하는 것으로 의도된다. 또한, 그러한 등가물은 현재 알려진 등가물 및 미래에 개발되는 등가물, 즉, 구조에 관계없이 동일한 기능을 수행하도록 개발된 어떤 요소들을 포함한다. 따라서, 본 발명의 범위는 여기에 도시되고 기술된 예시적인 실시예에 제한되지 않는다. 그보다는 본 발명의 범위 및 정신이 첨부된 청구범위에 의해 구체화 된다.

**도면**

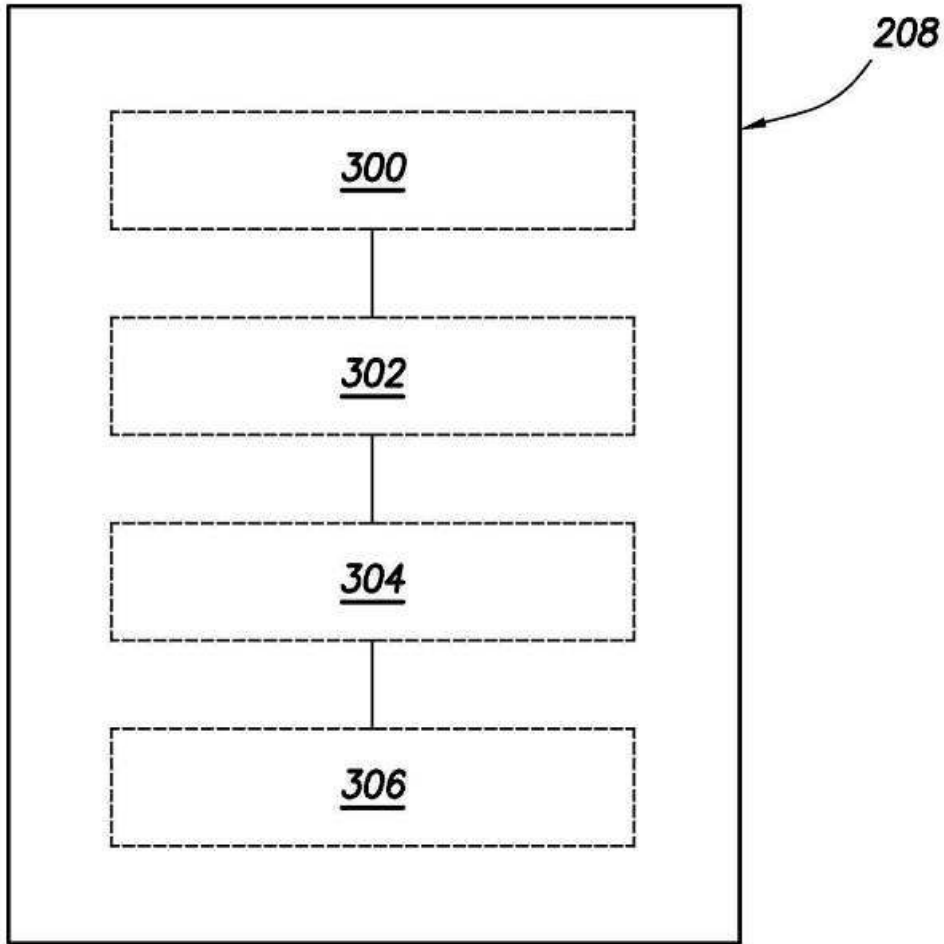
**도면1**



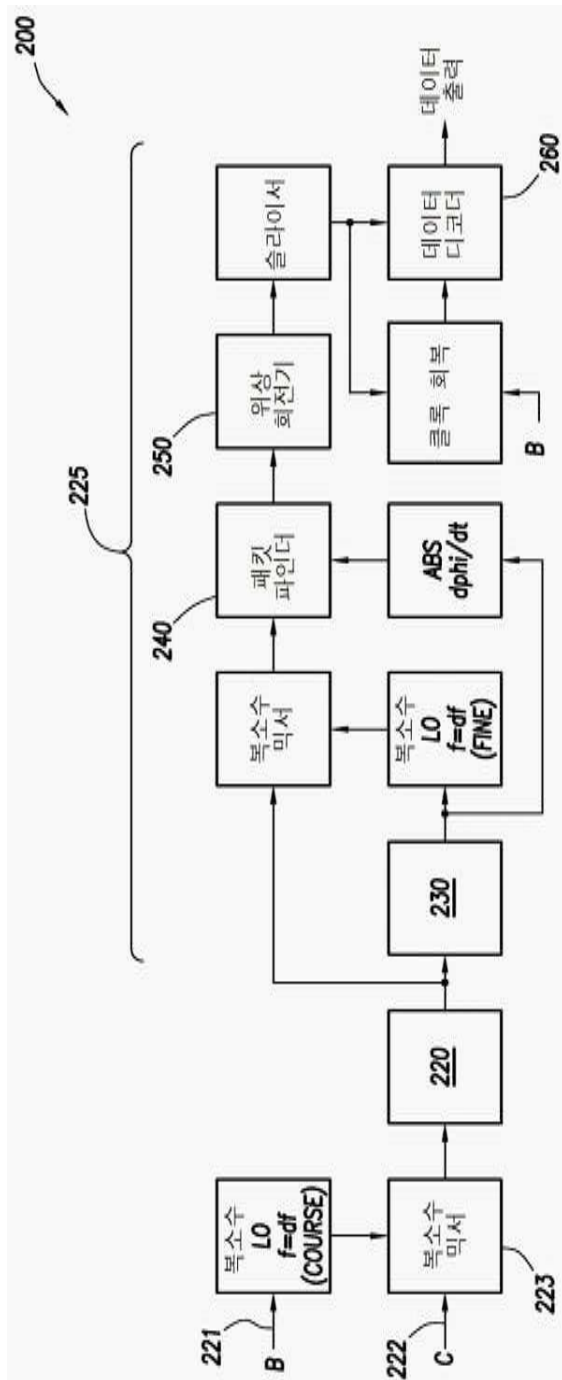
도면1a



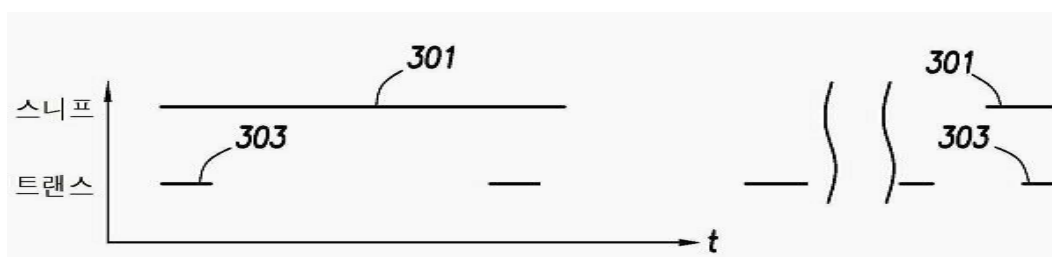
도면1b



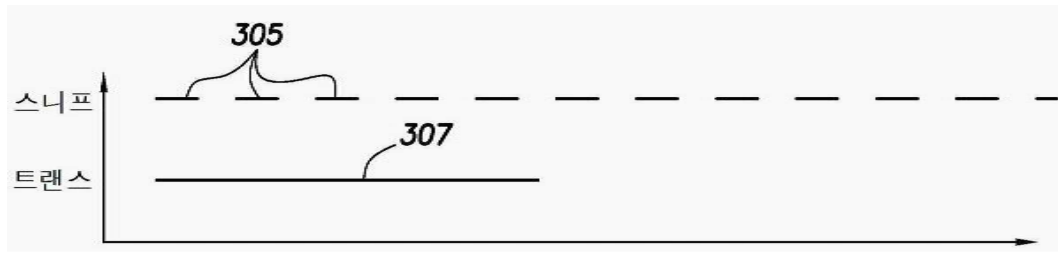
도면2



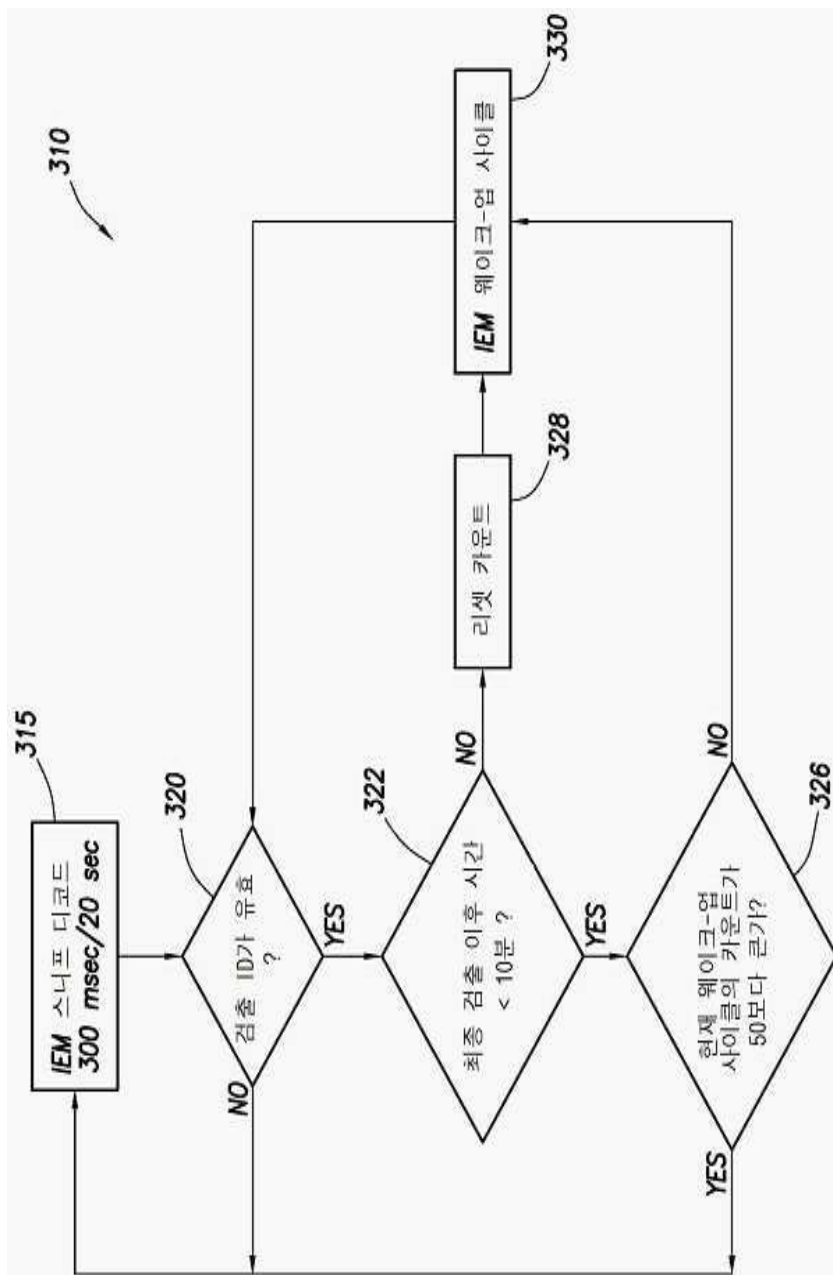
도면3a



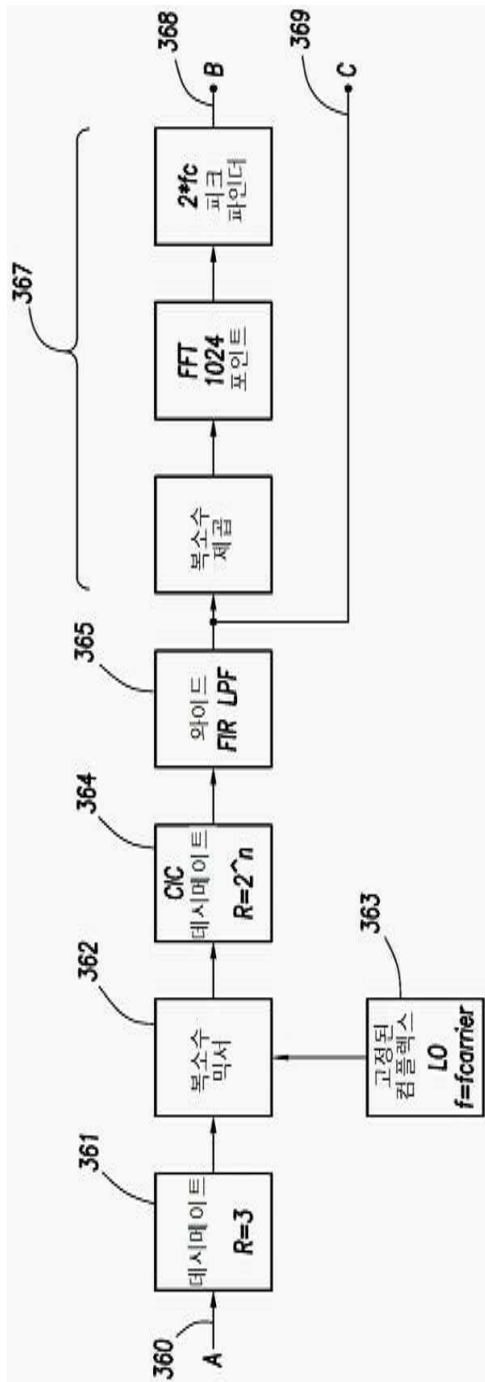
도면3b



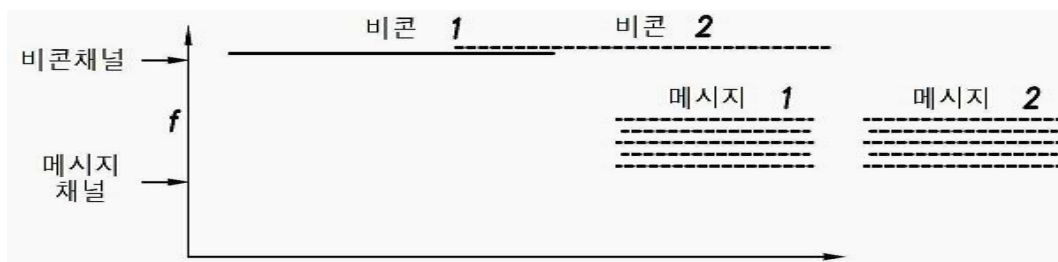
도면3c



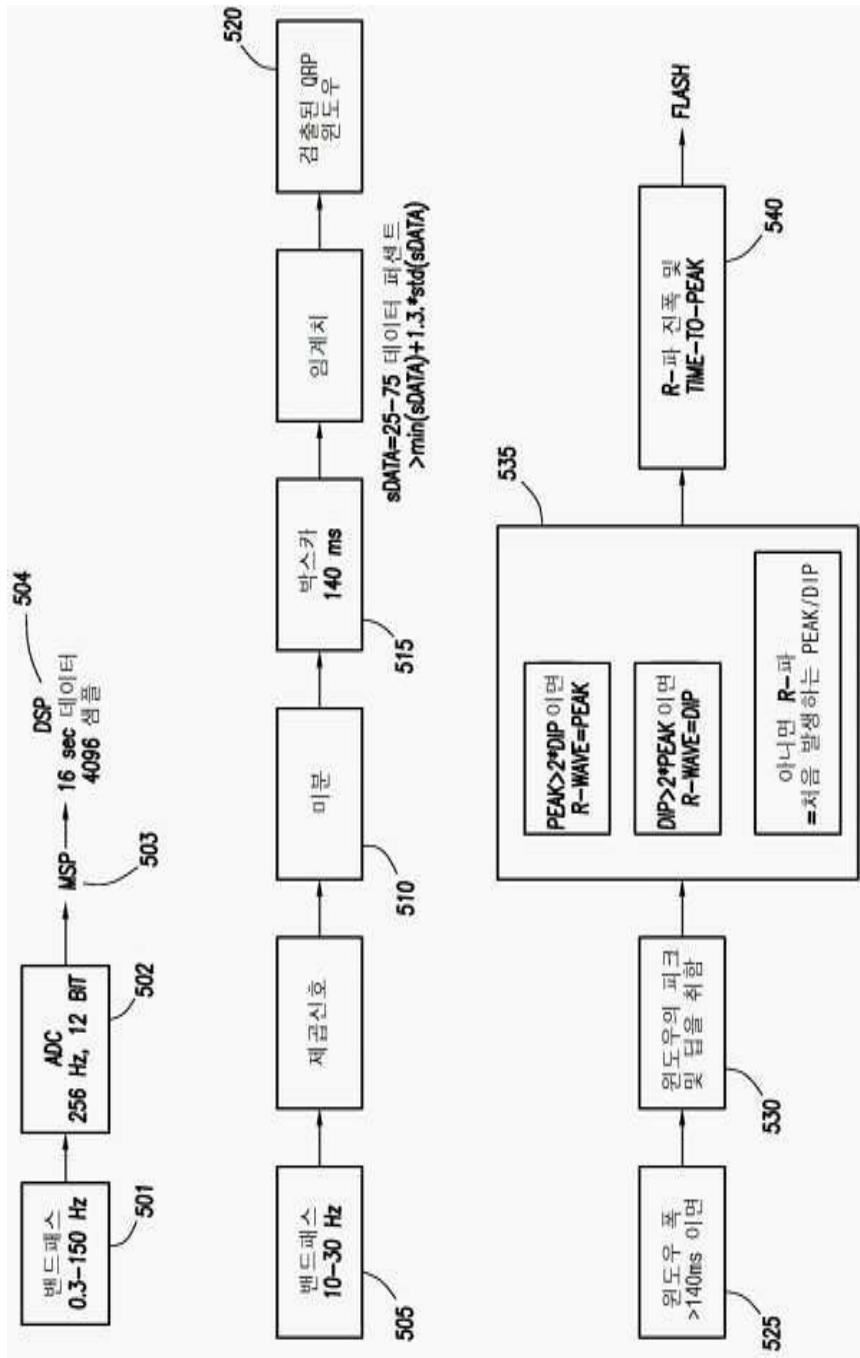
도면3d



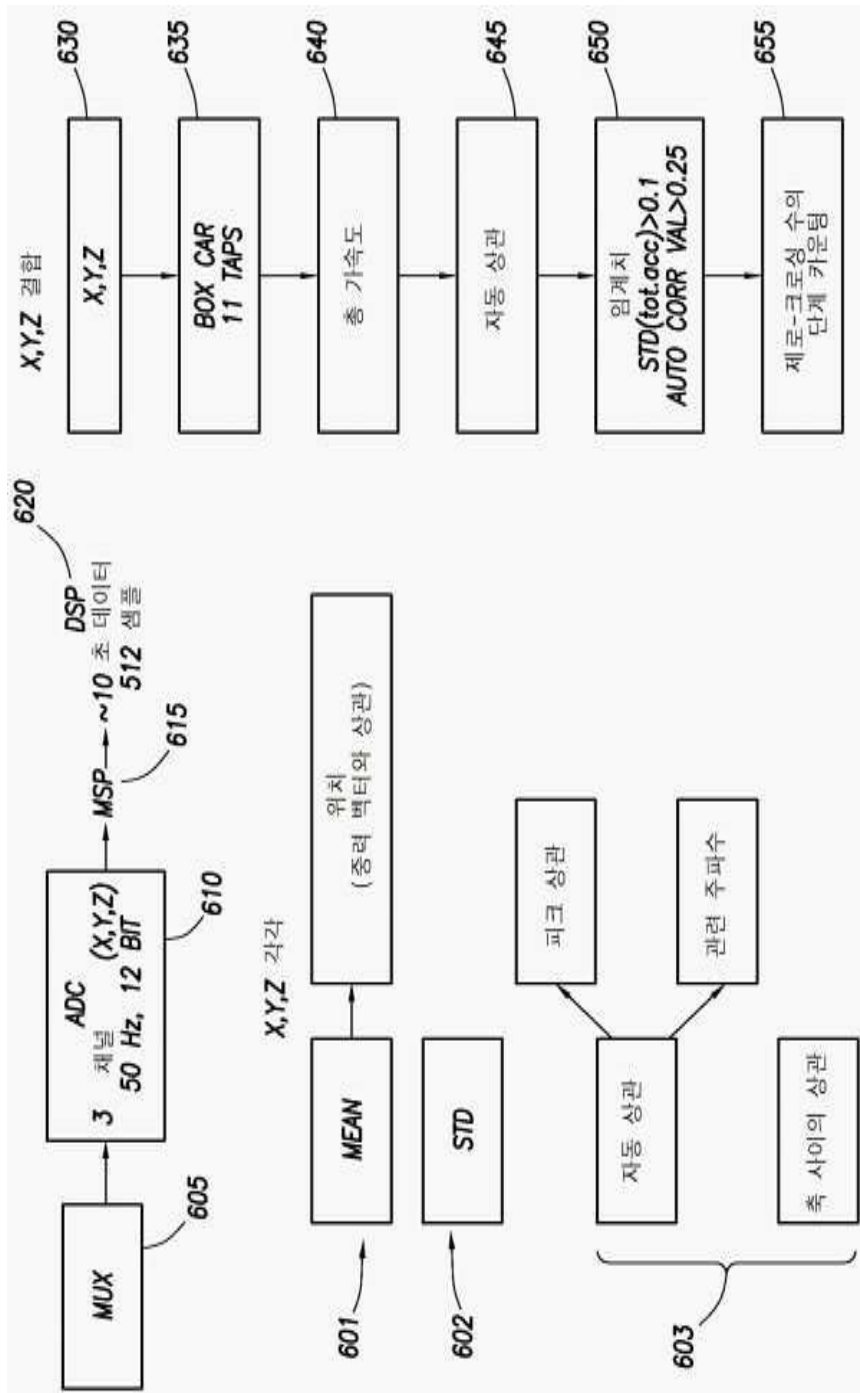
도면4



도면5

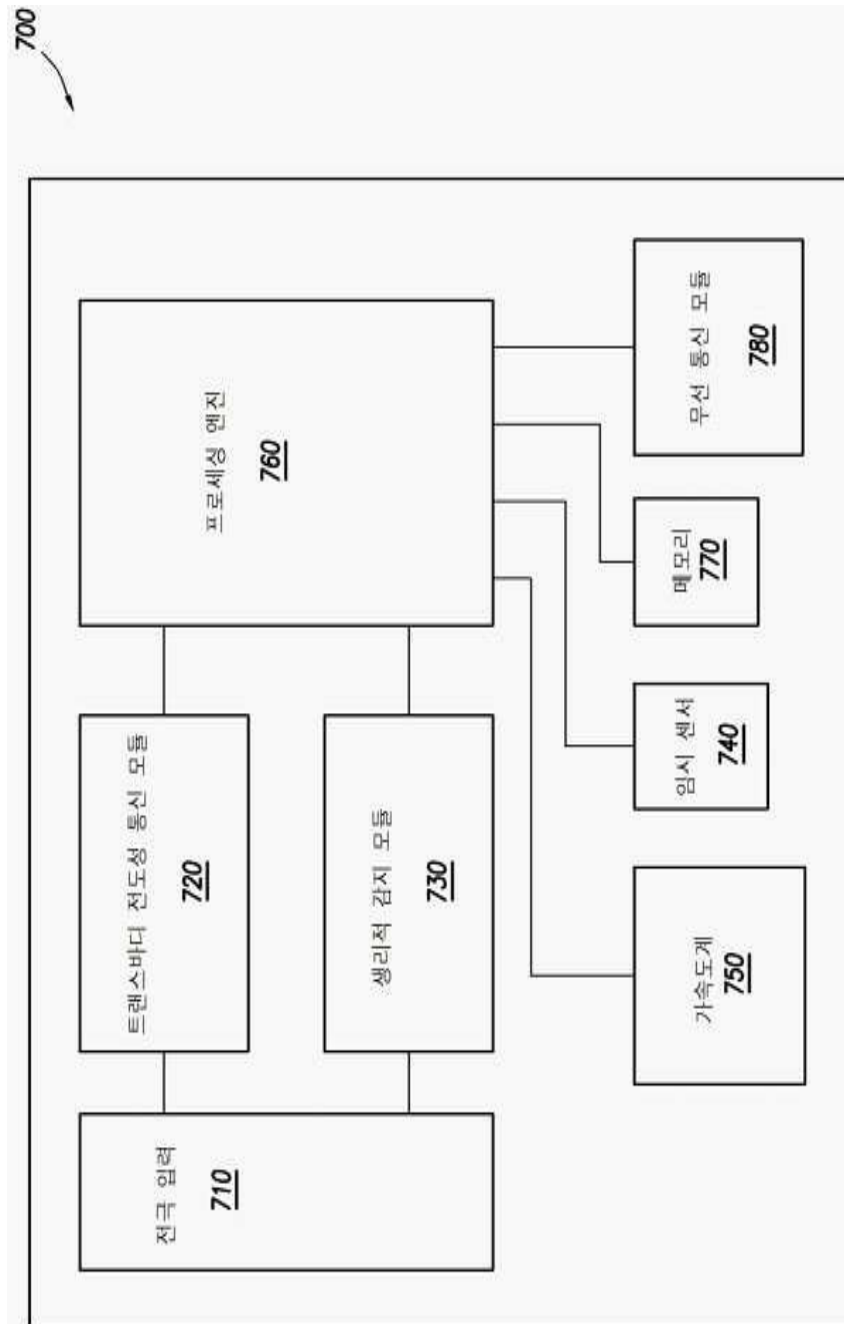


도면6

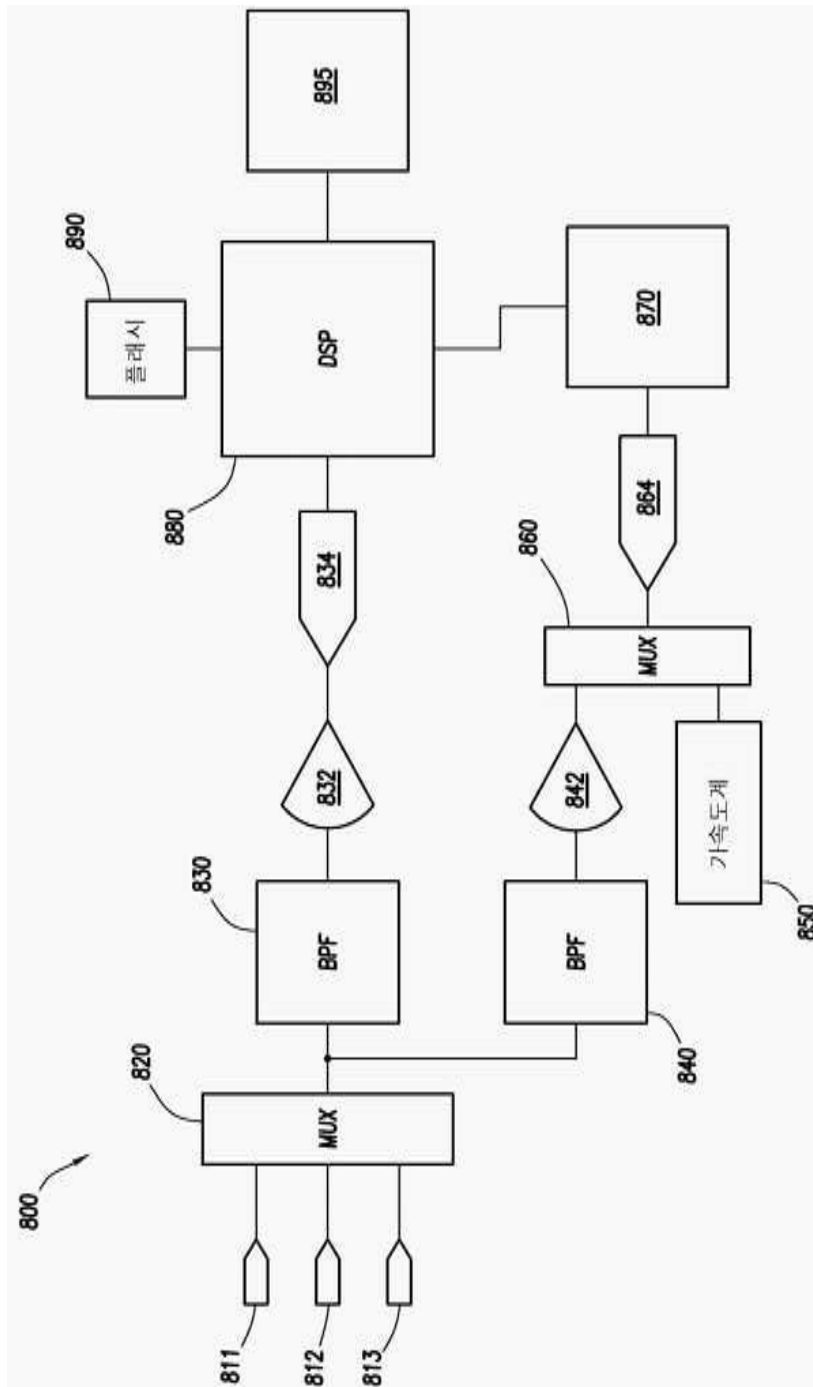




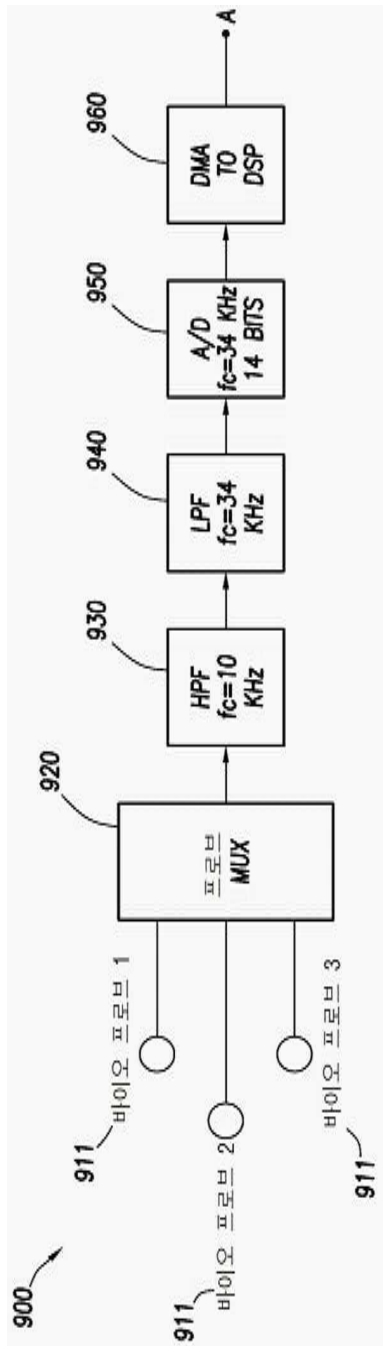
도면7



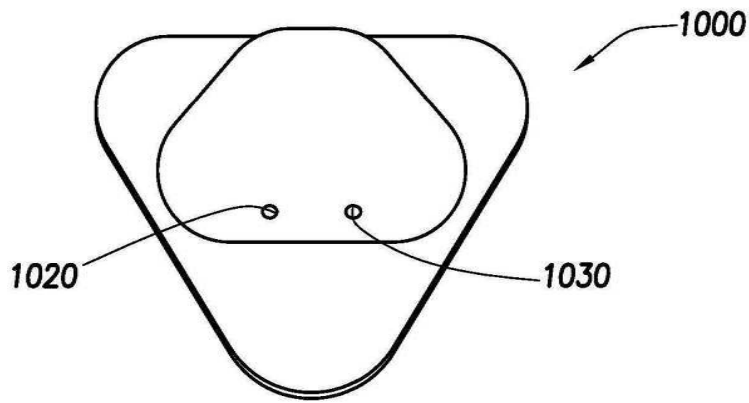
도면8



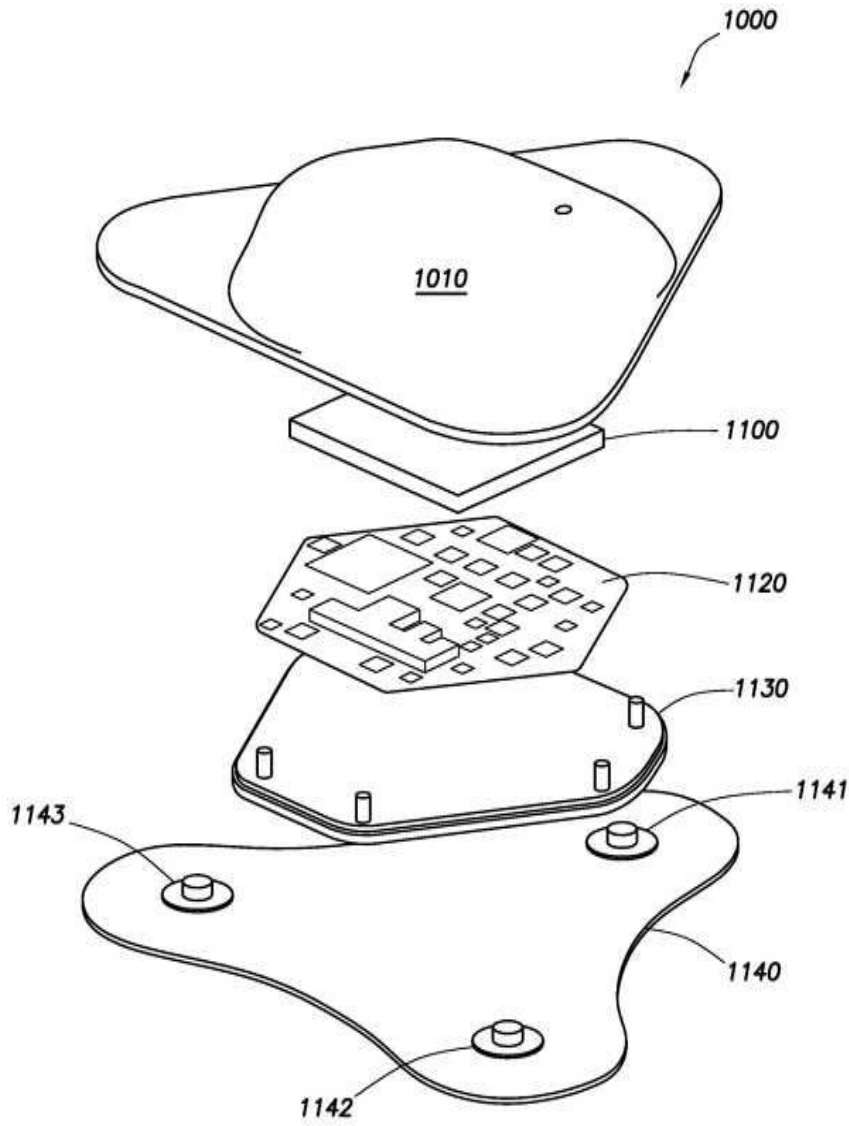
도면9



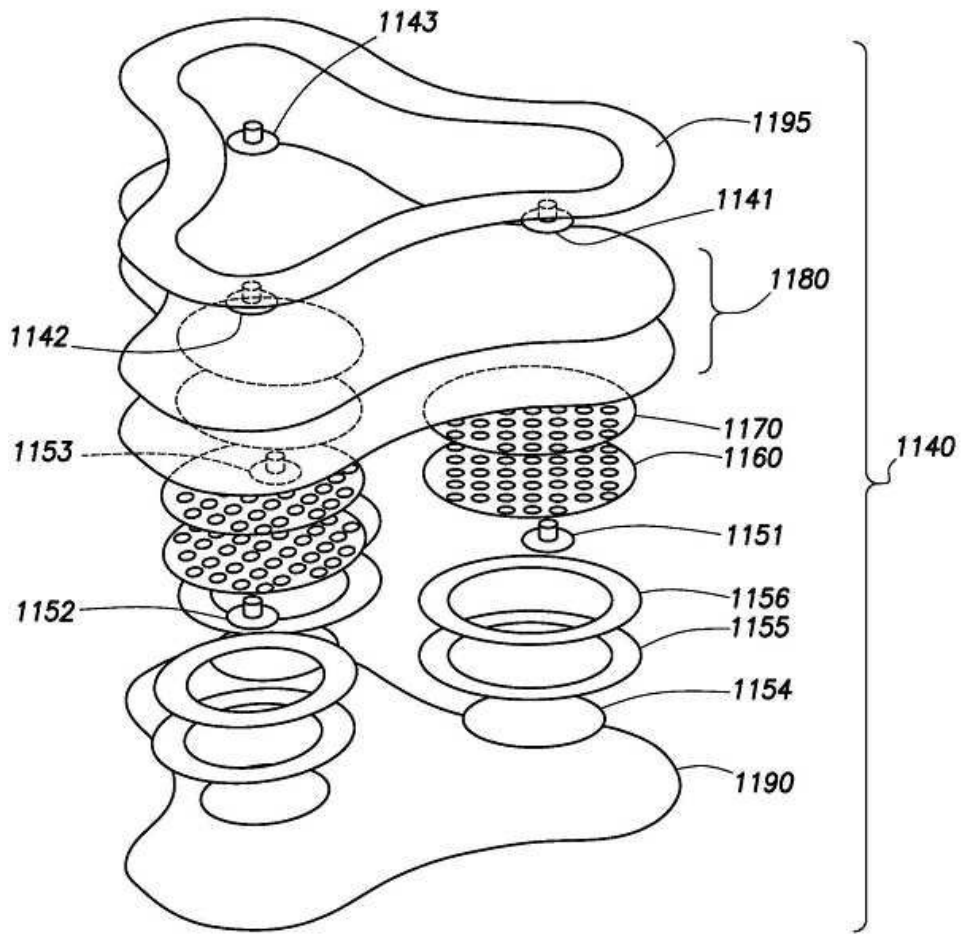
도면10



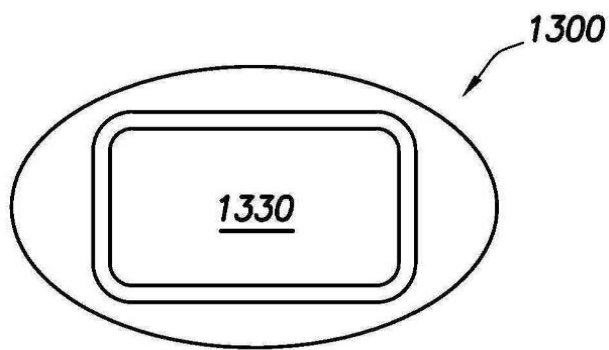
도면11



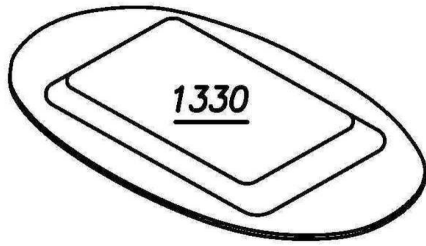
도면12



도면13a



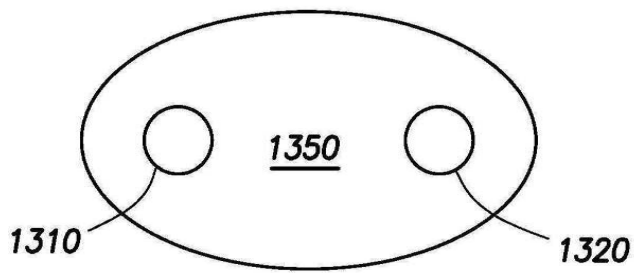
도면13b



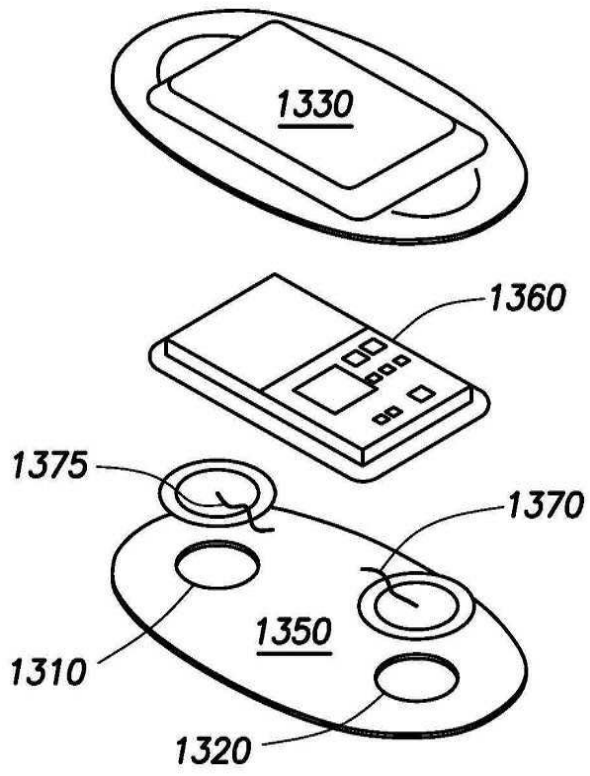
도면13c



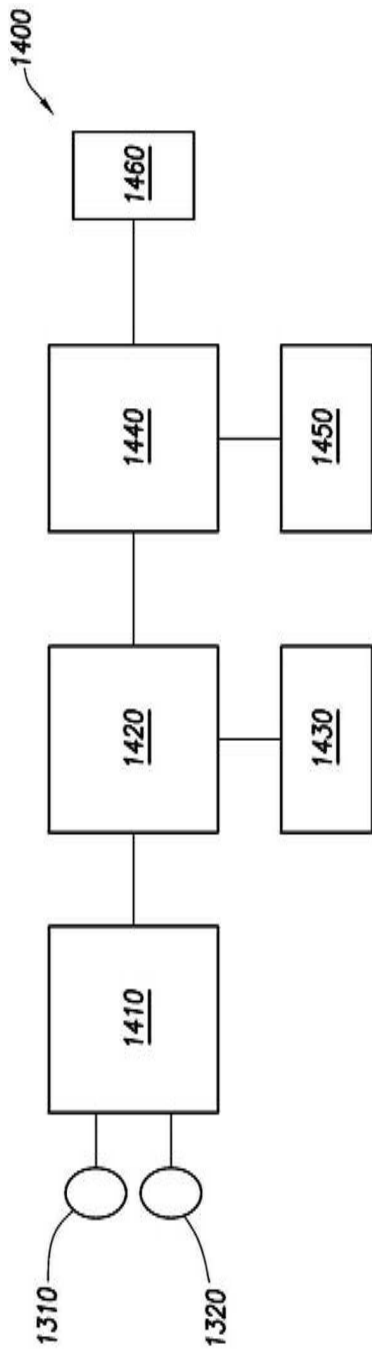
도면13d



도면13e

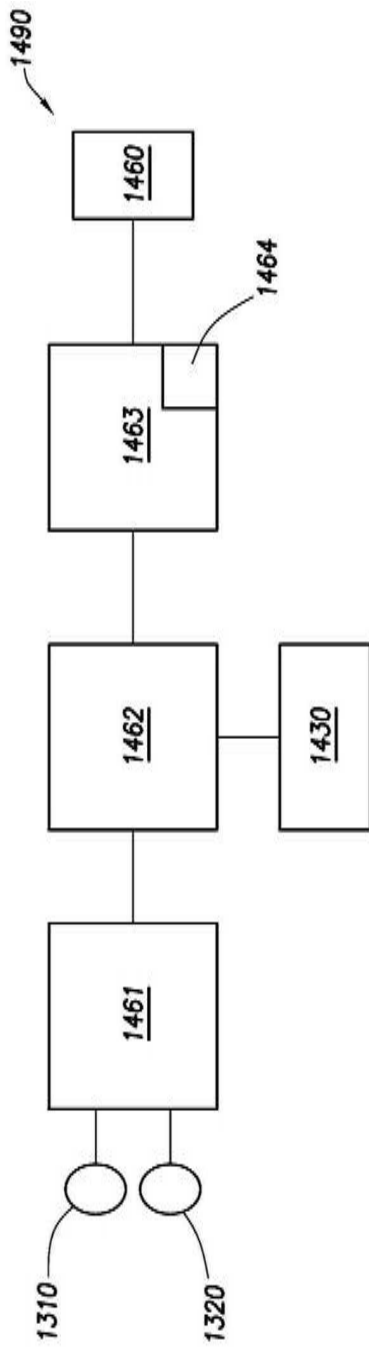


도면14a

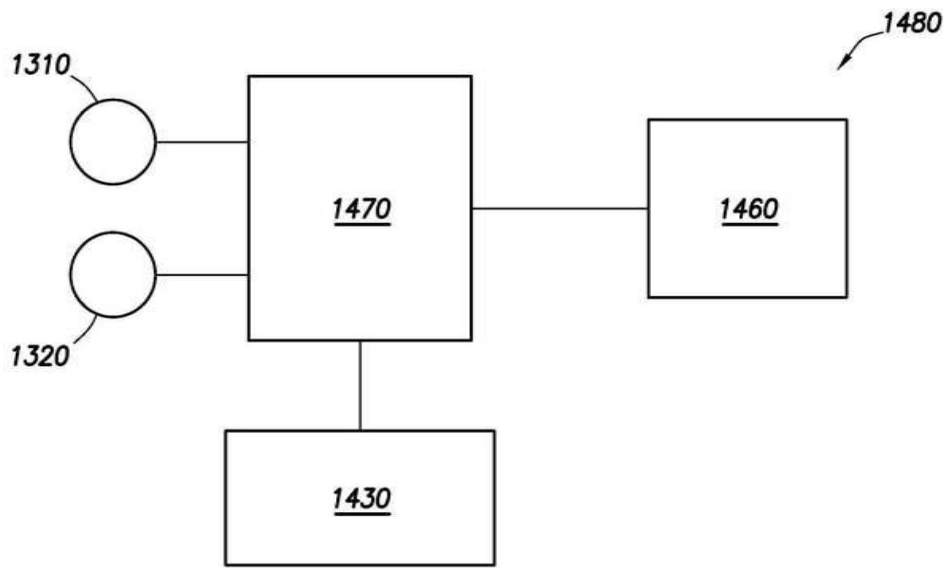




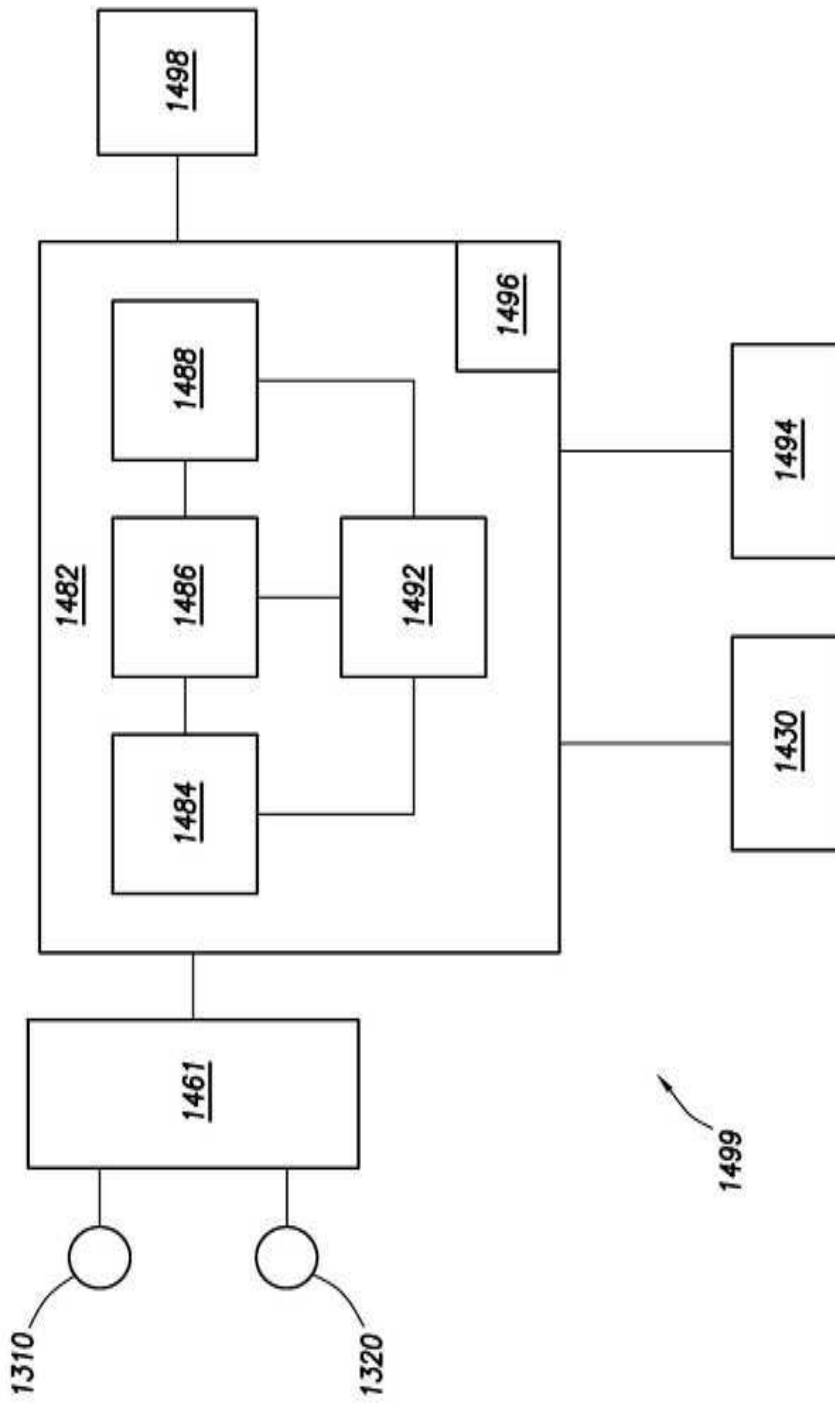
도면14b



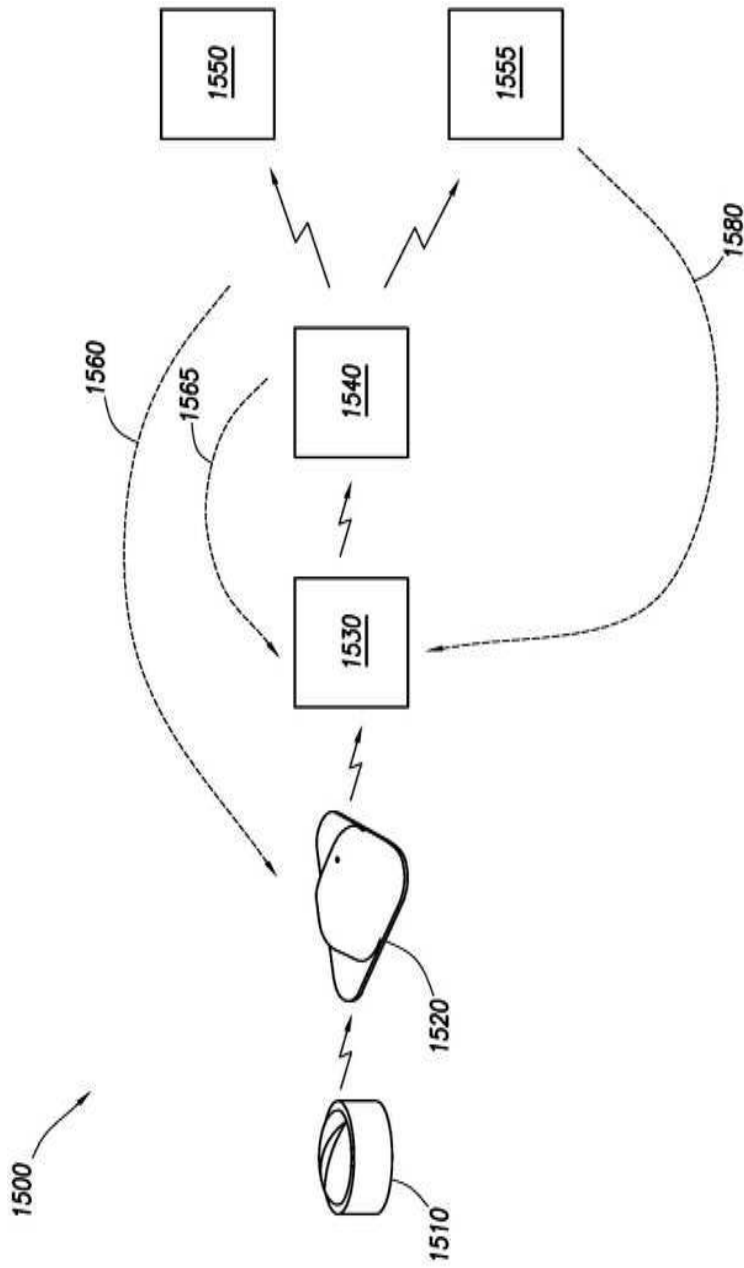
도면14c



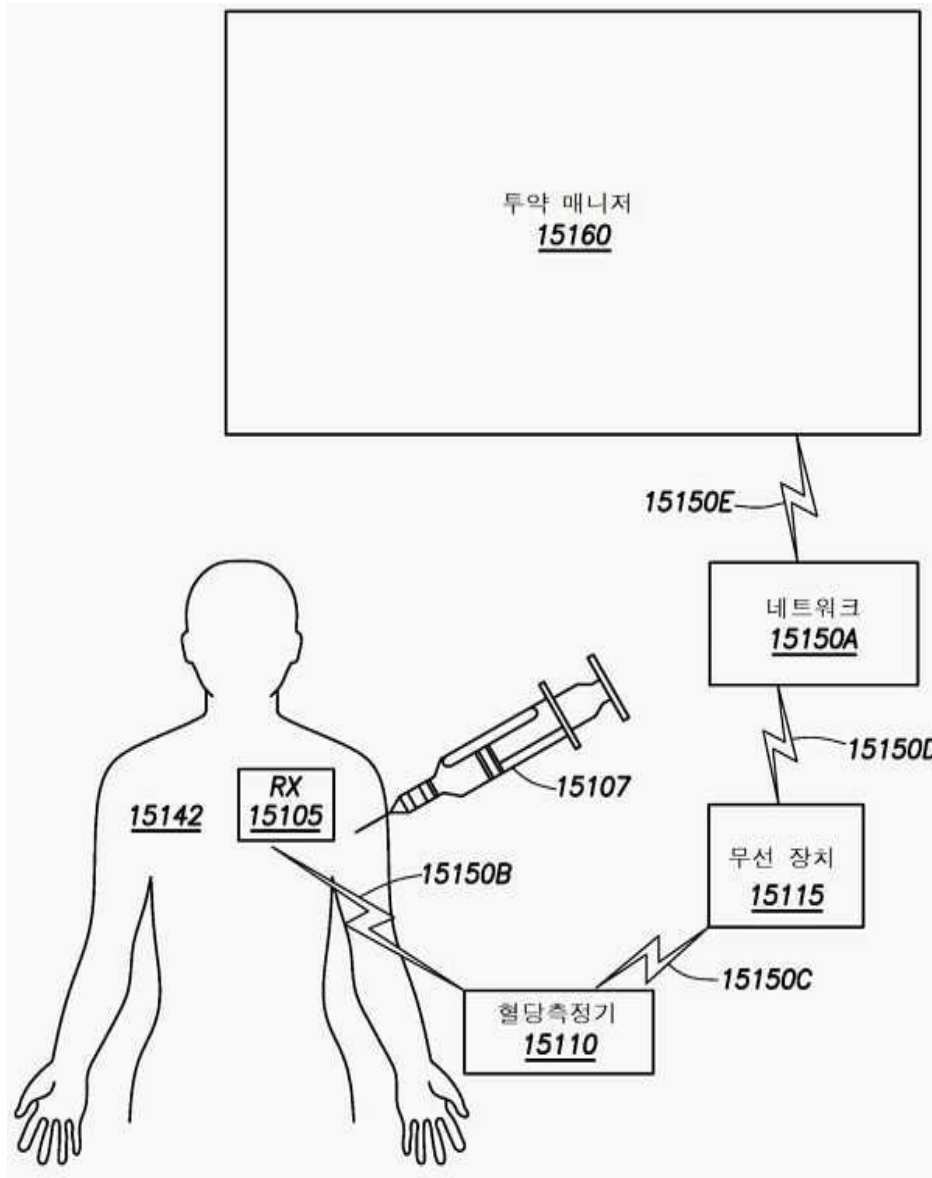
도면14d



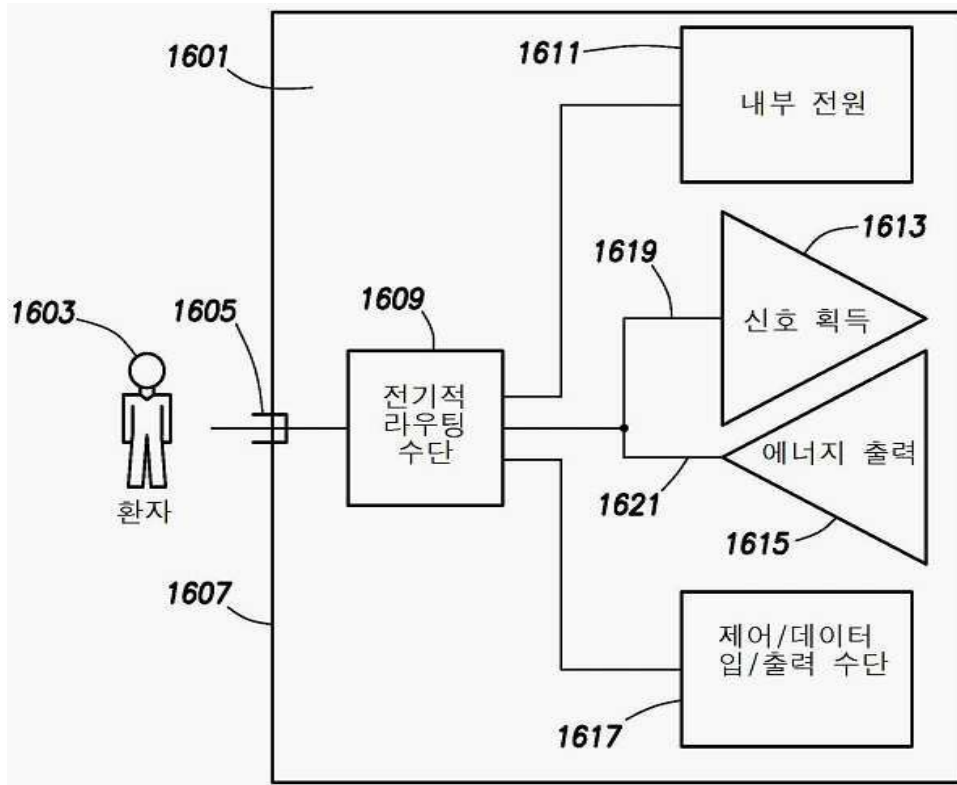
도면15a



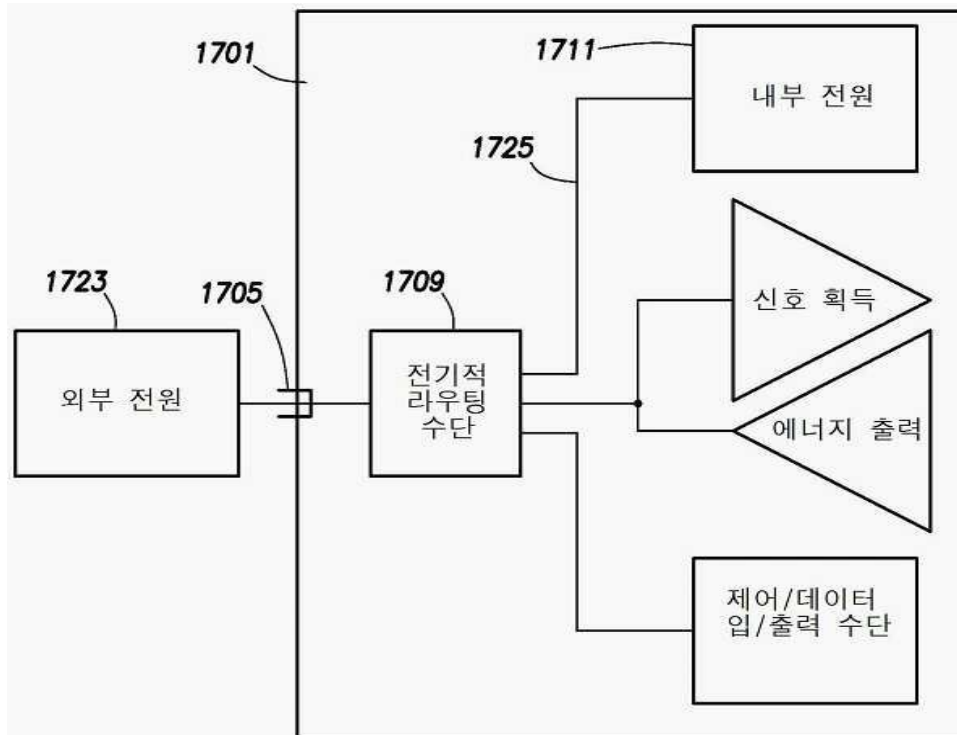
도면15b



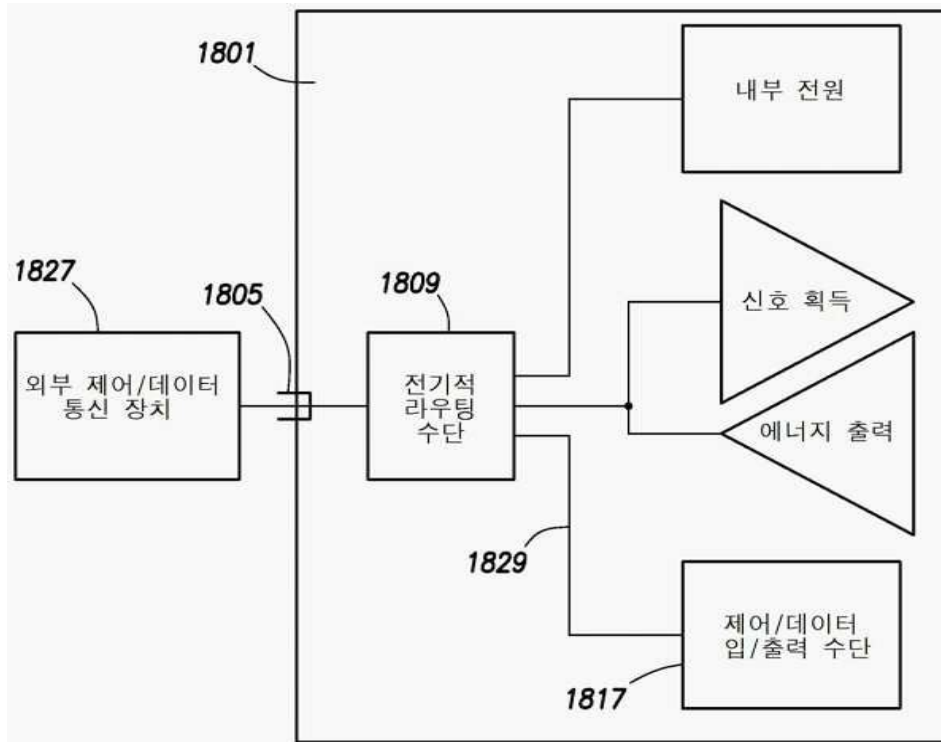
도면16



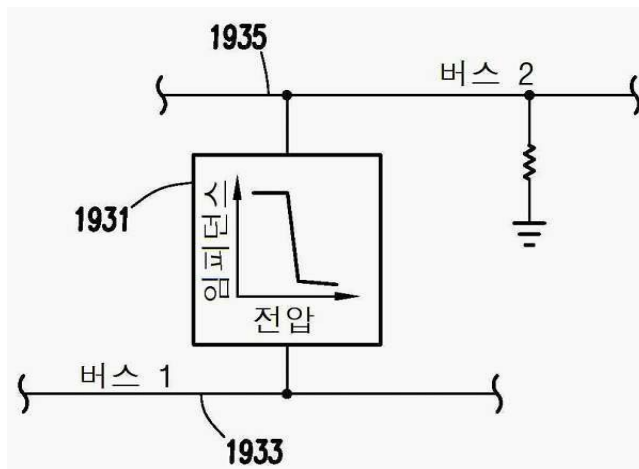
도면17



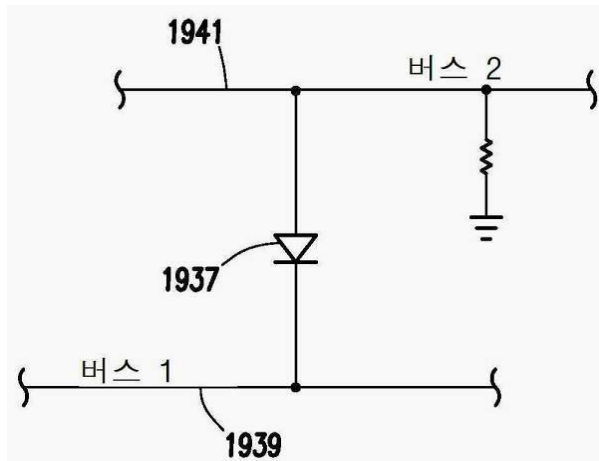
도면18



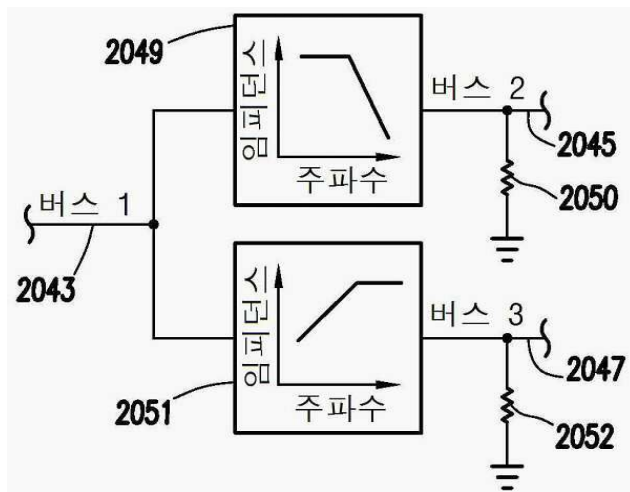
도면19a



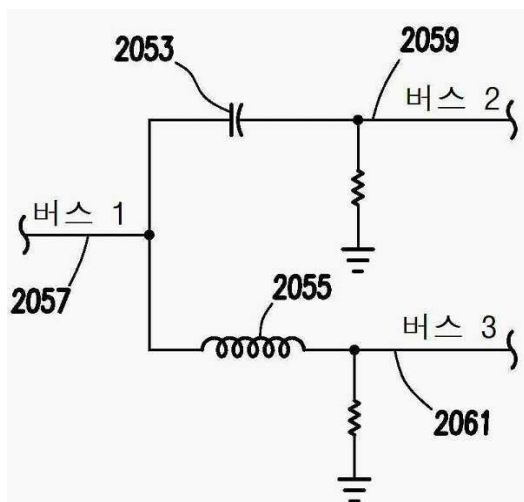
도면19b



도면20a

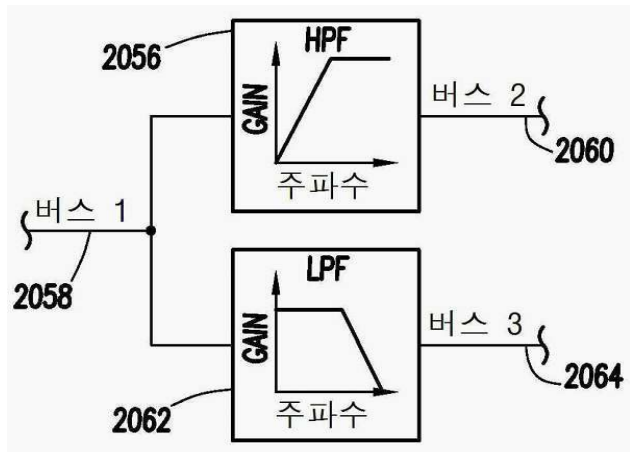


도면20b

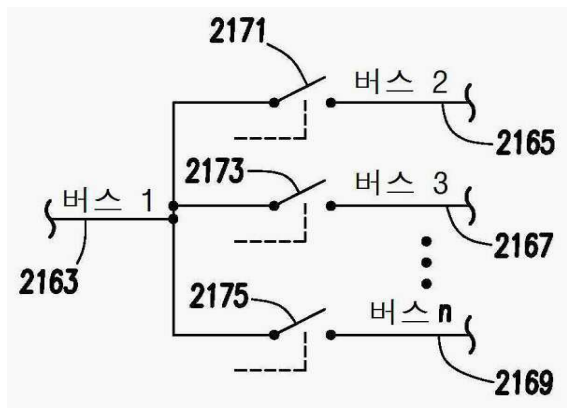




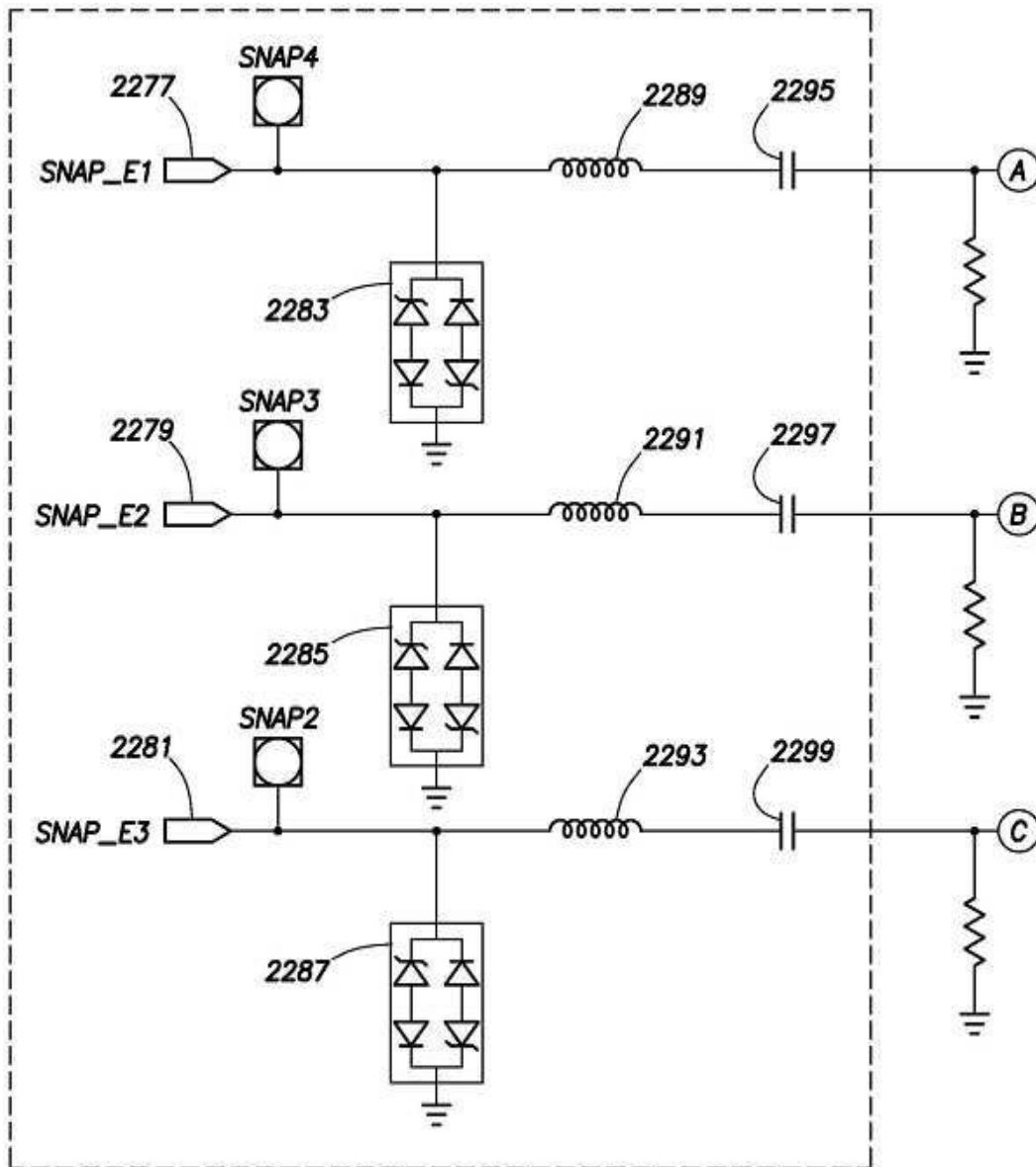
도면20c



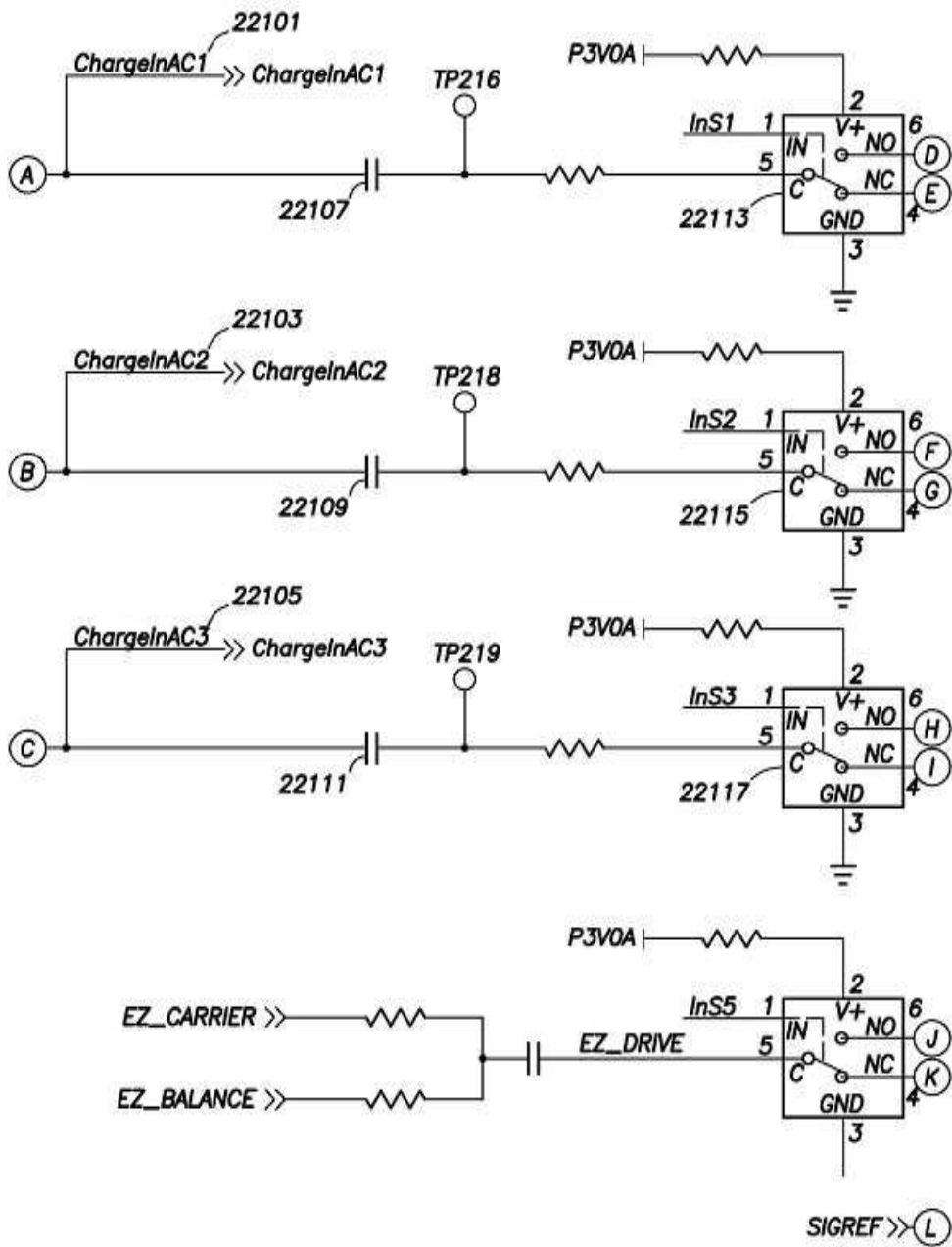
도면21



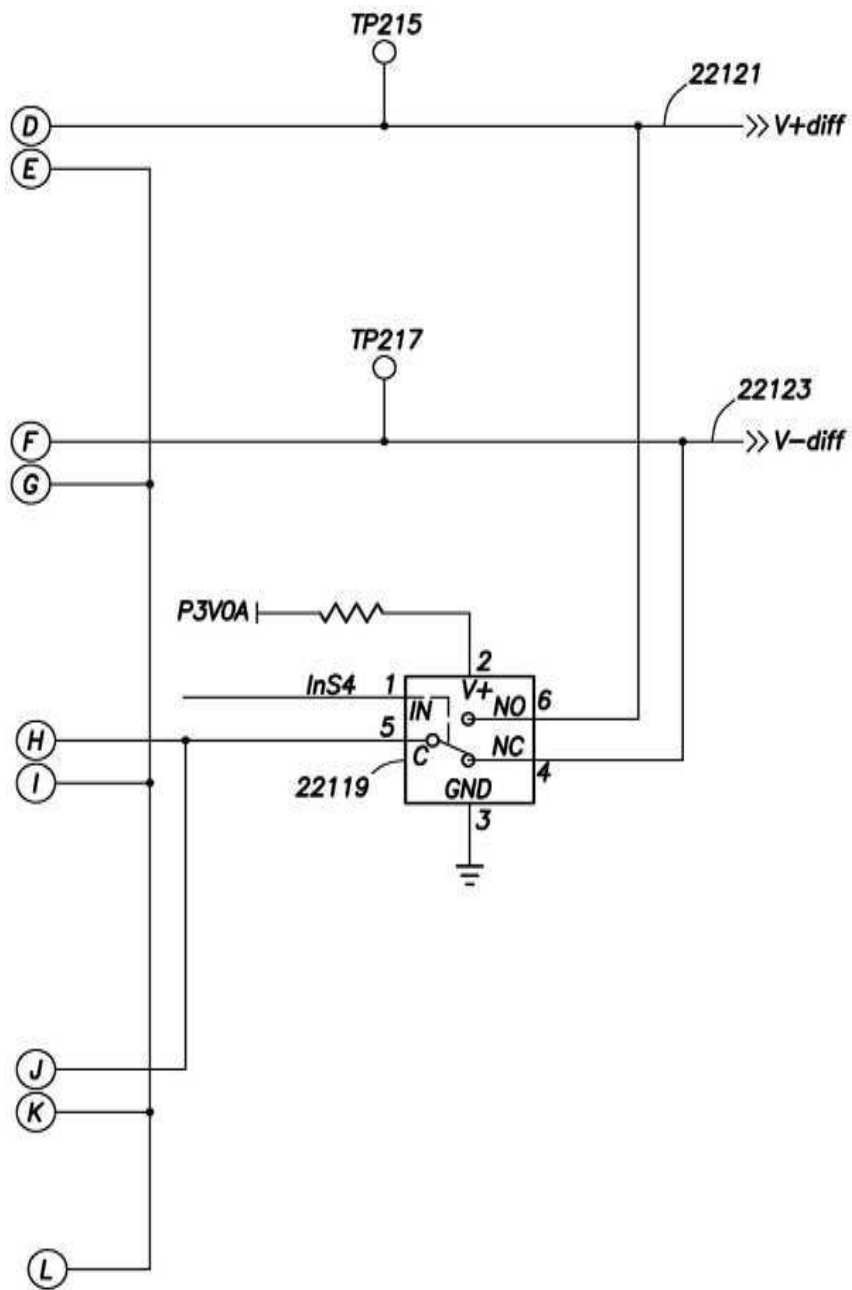
도면22a



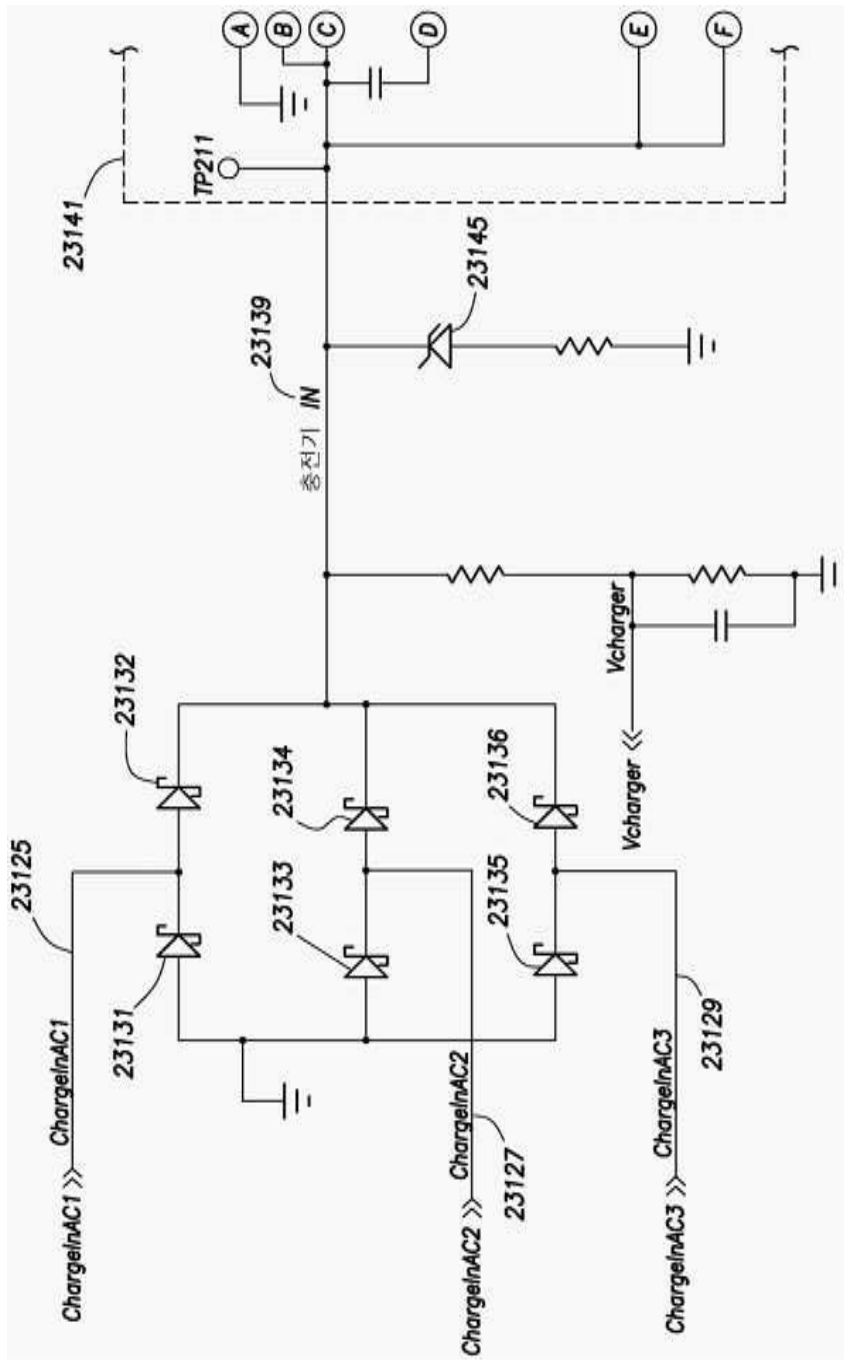
도면22b



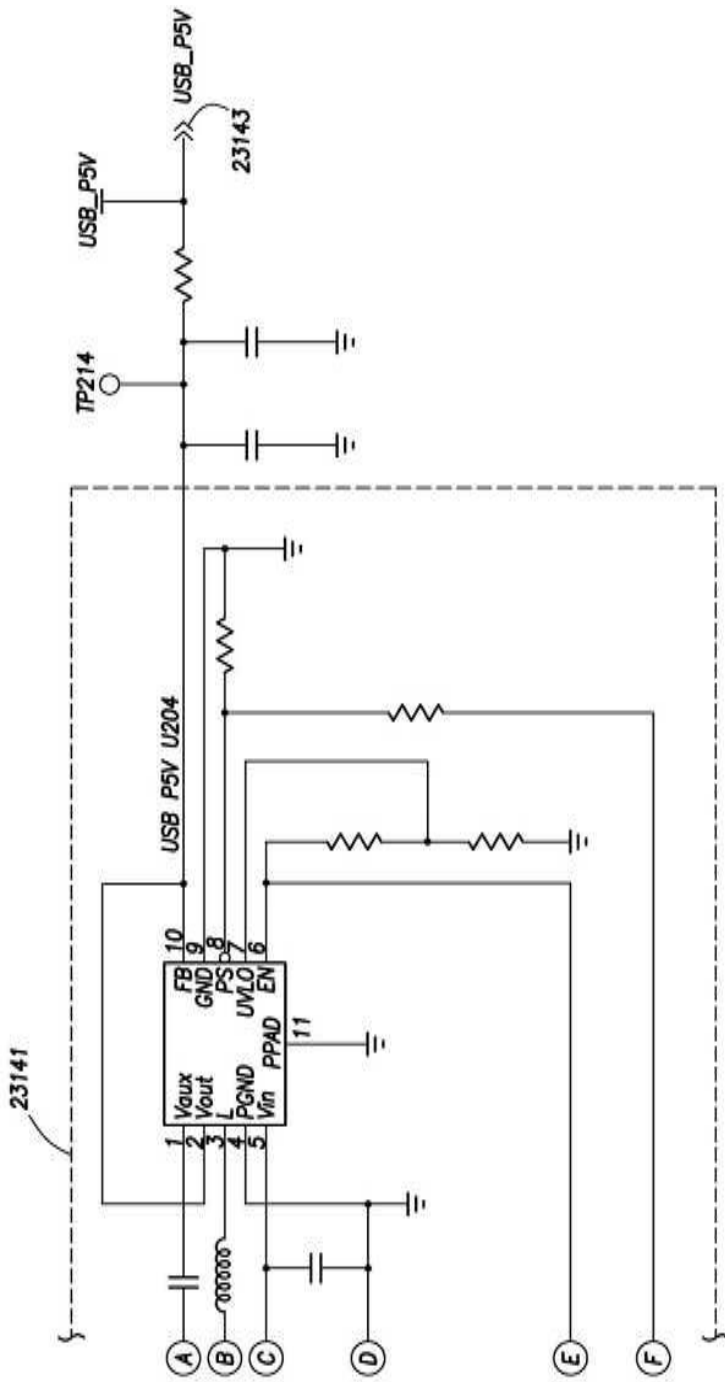
도면22c



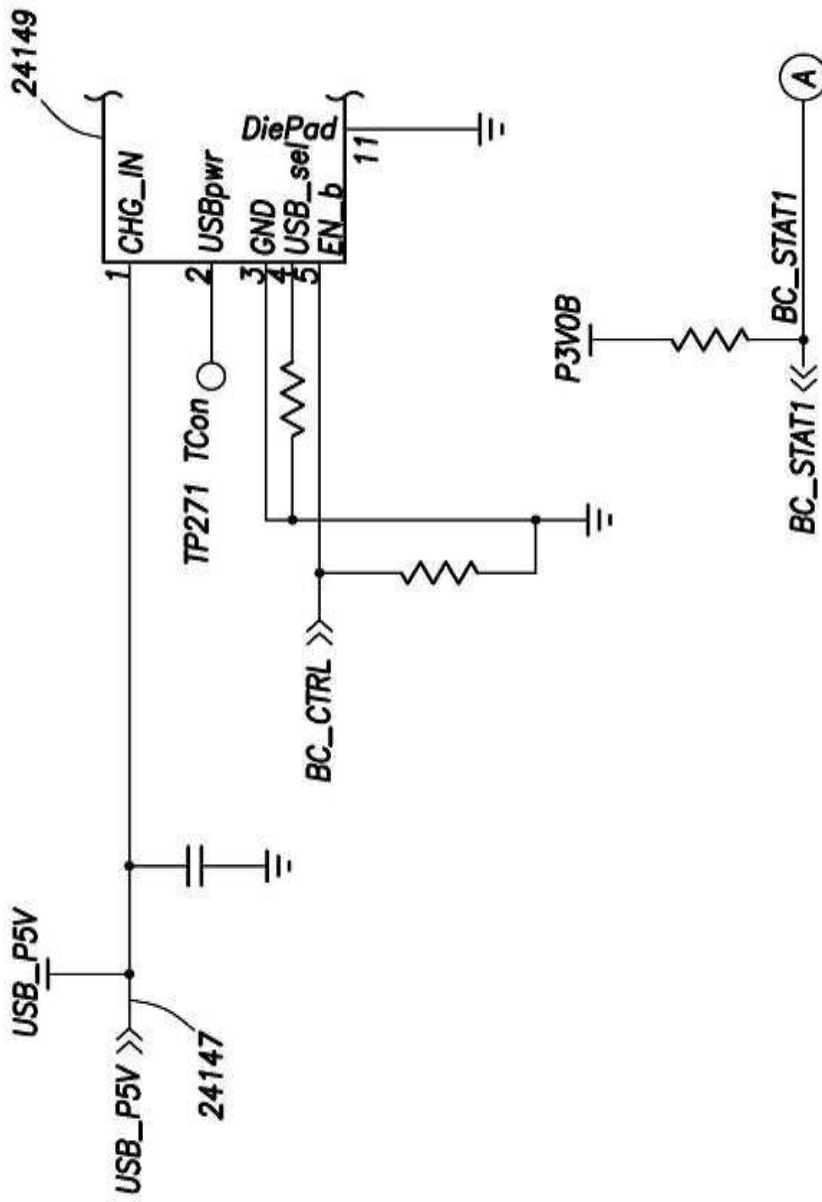
도면23a



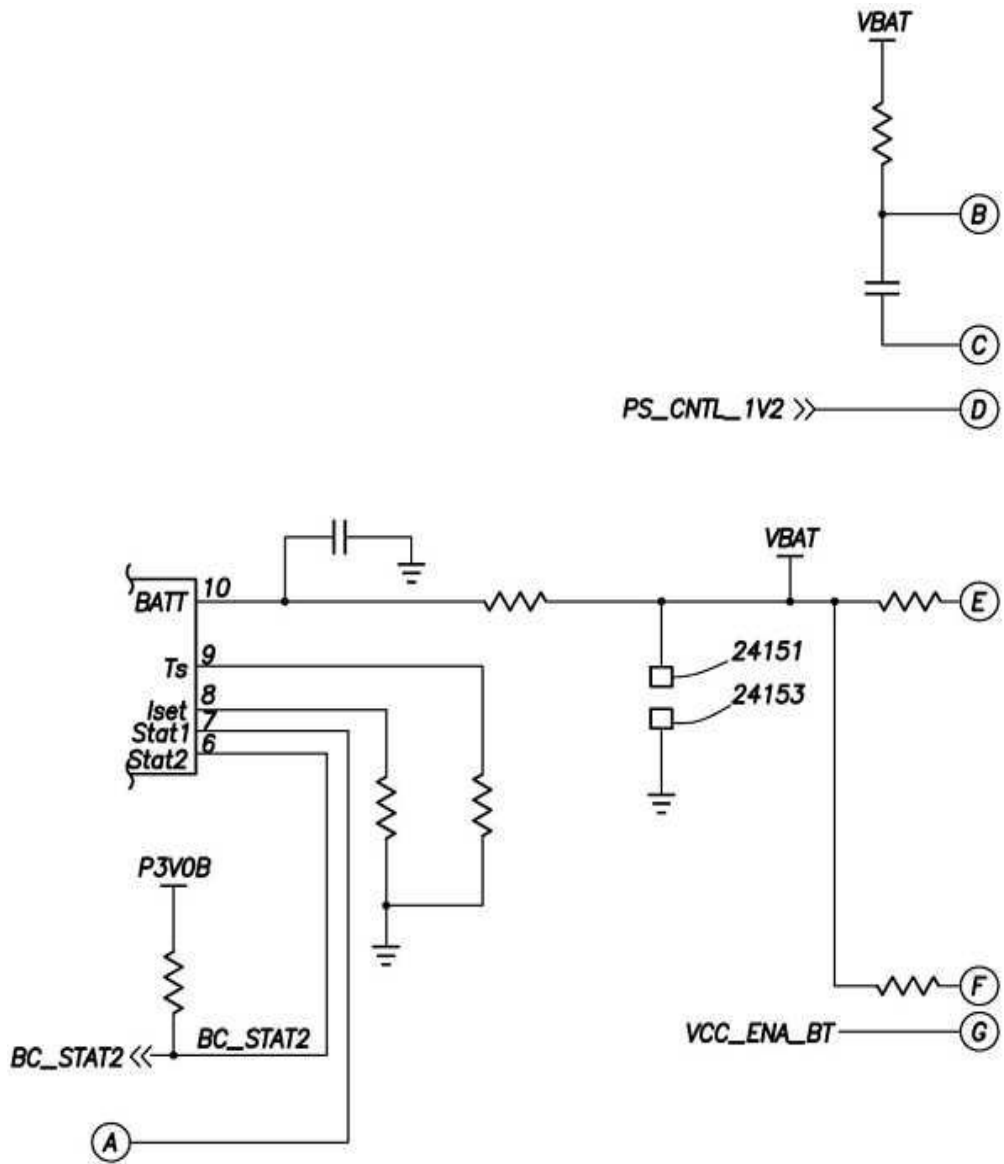
도면23b



도면24a

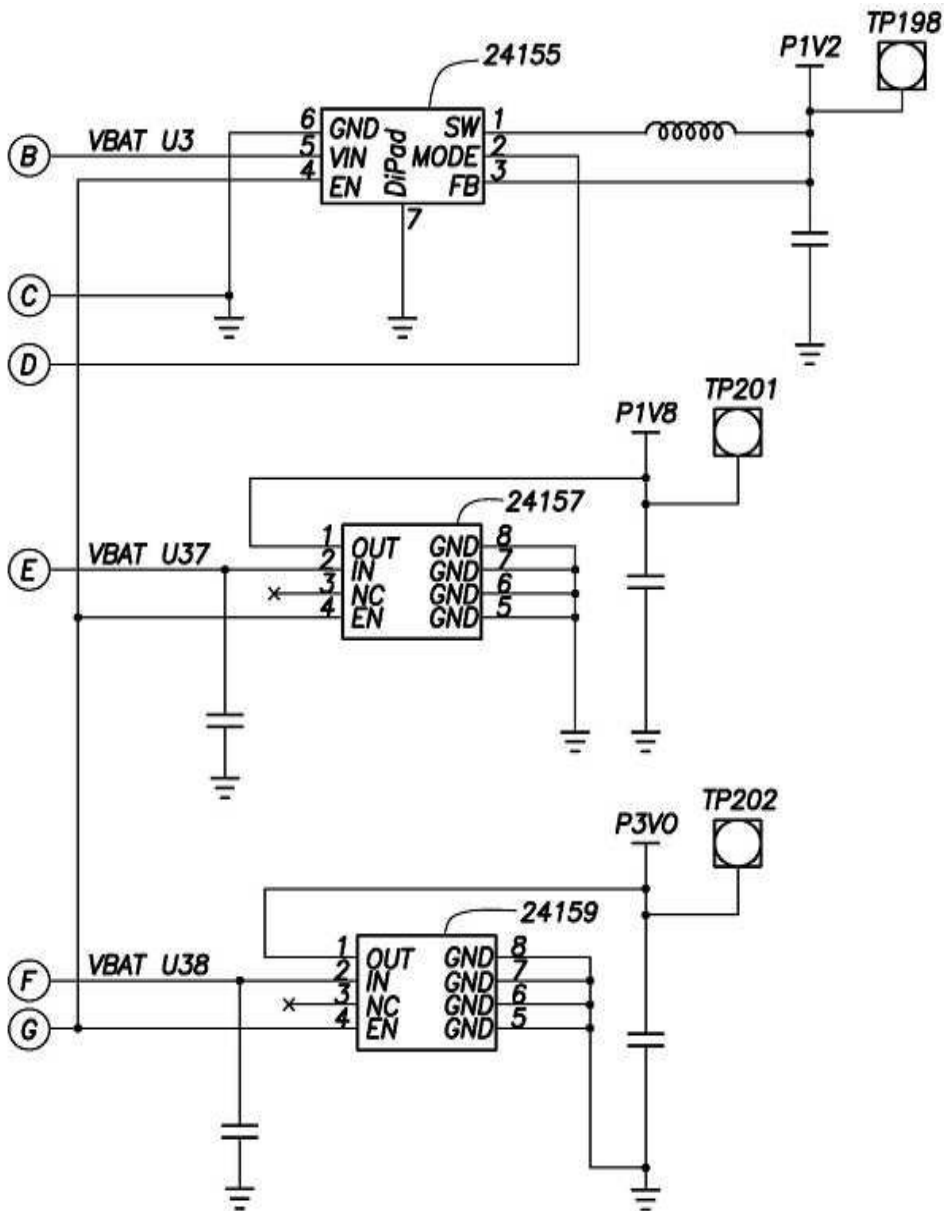


도면24b

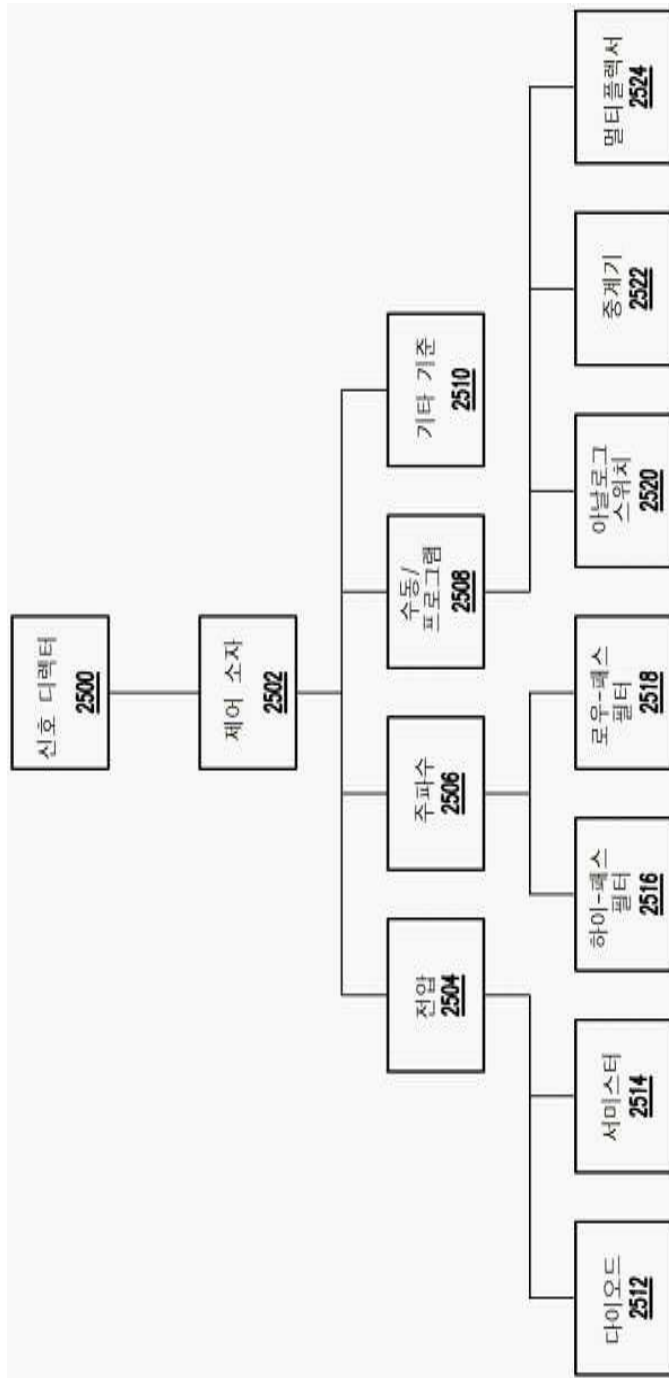




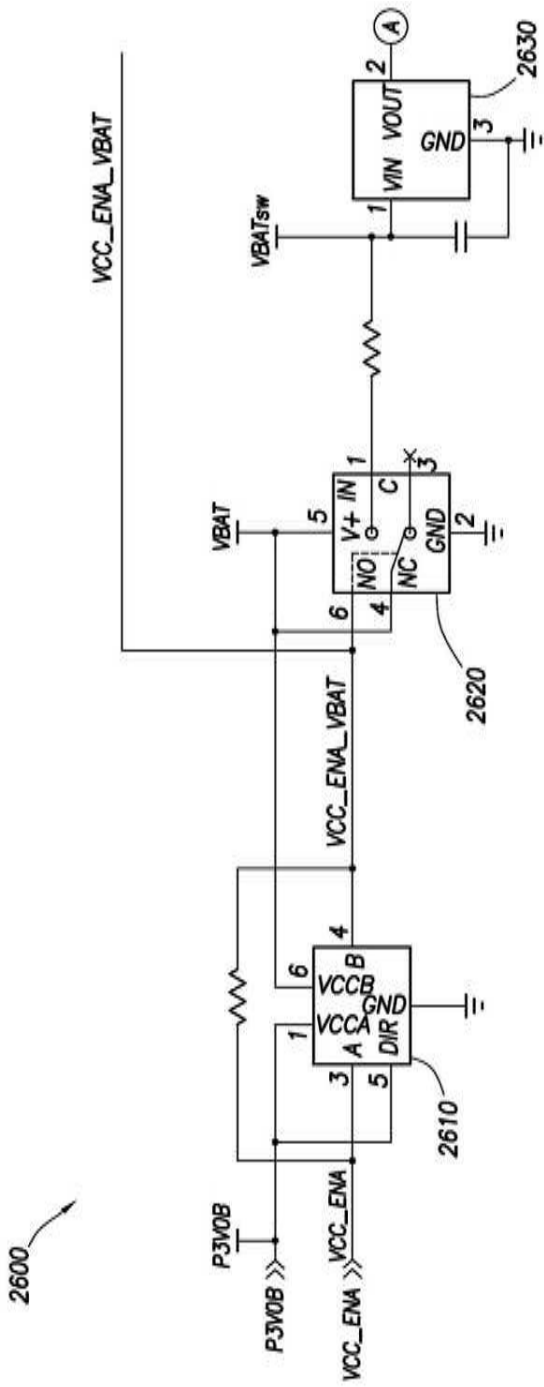
도면24c



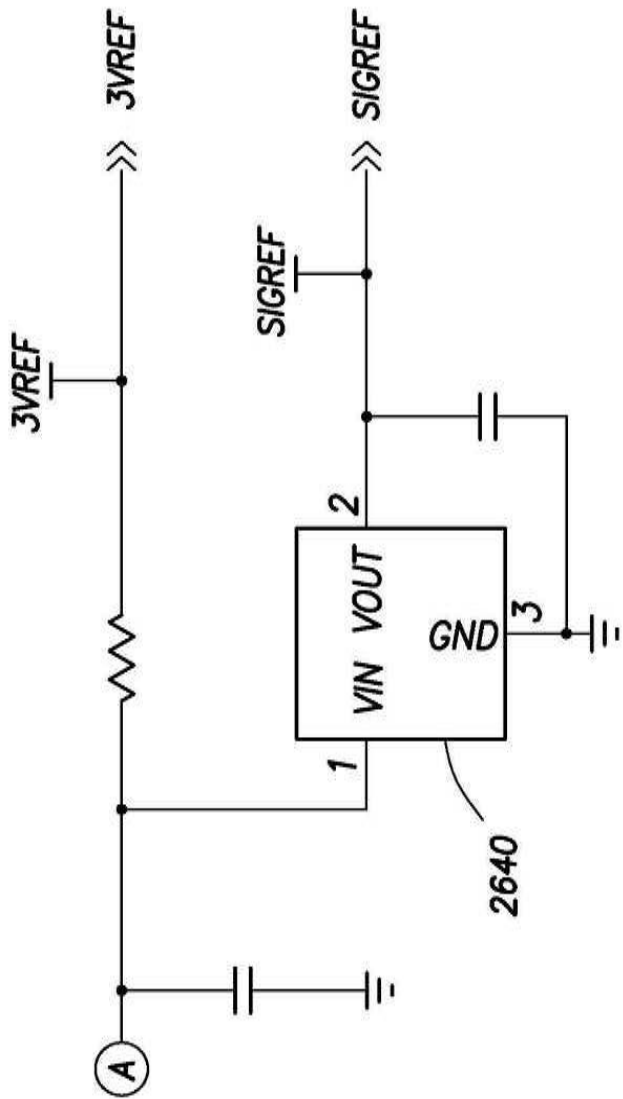
도면25



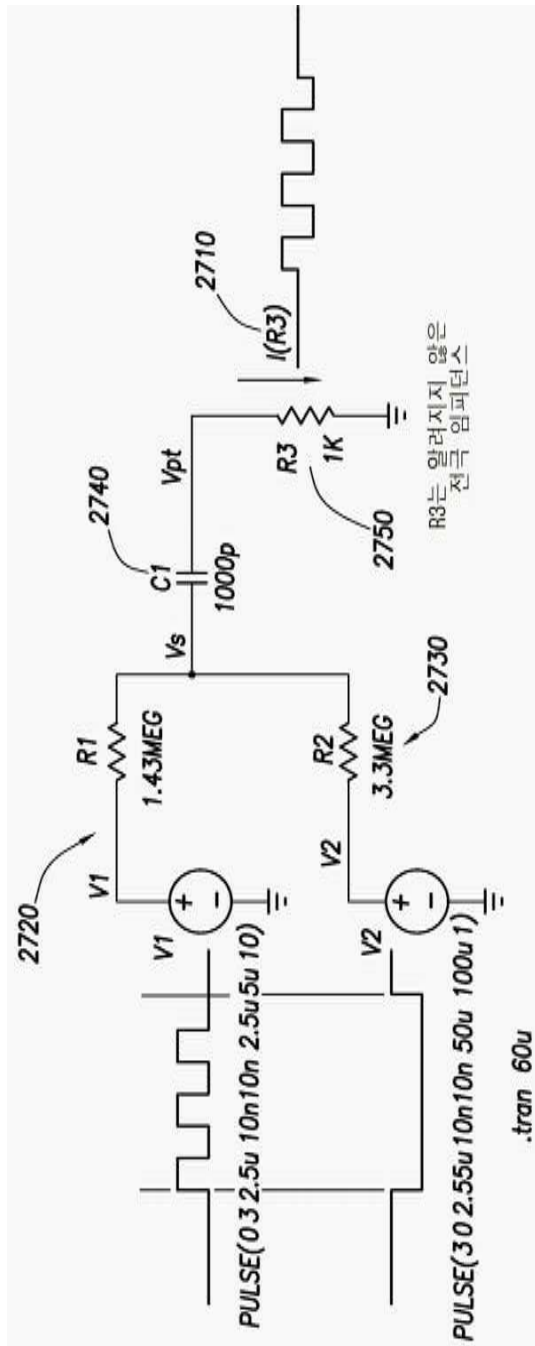
도면26a



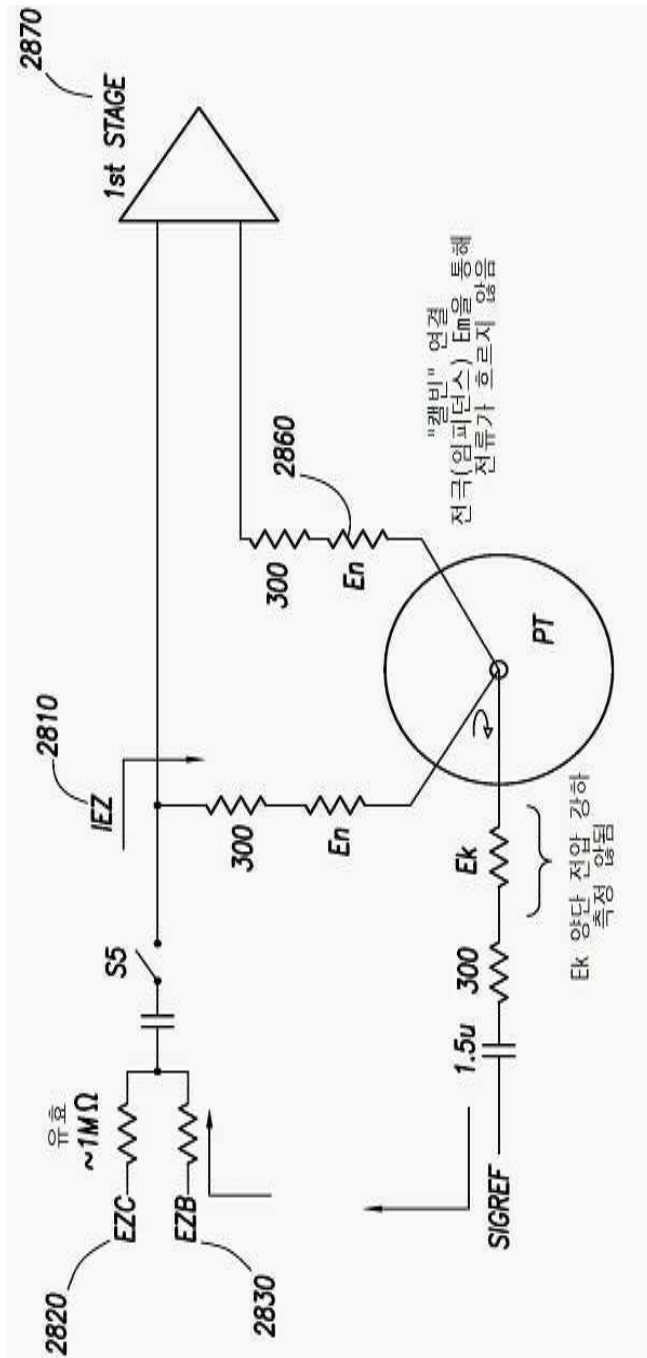
도면26b



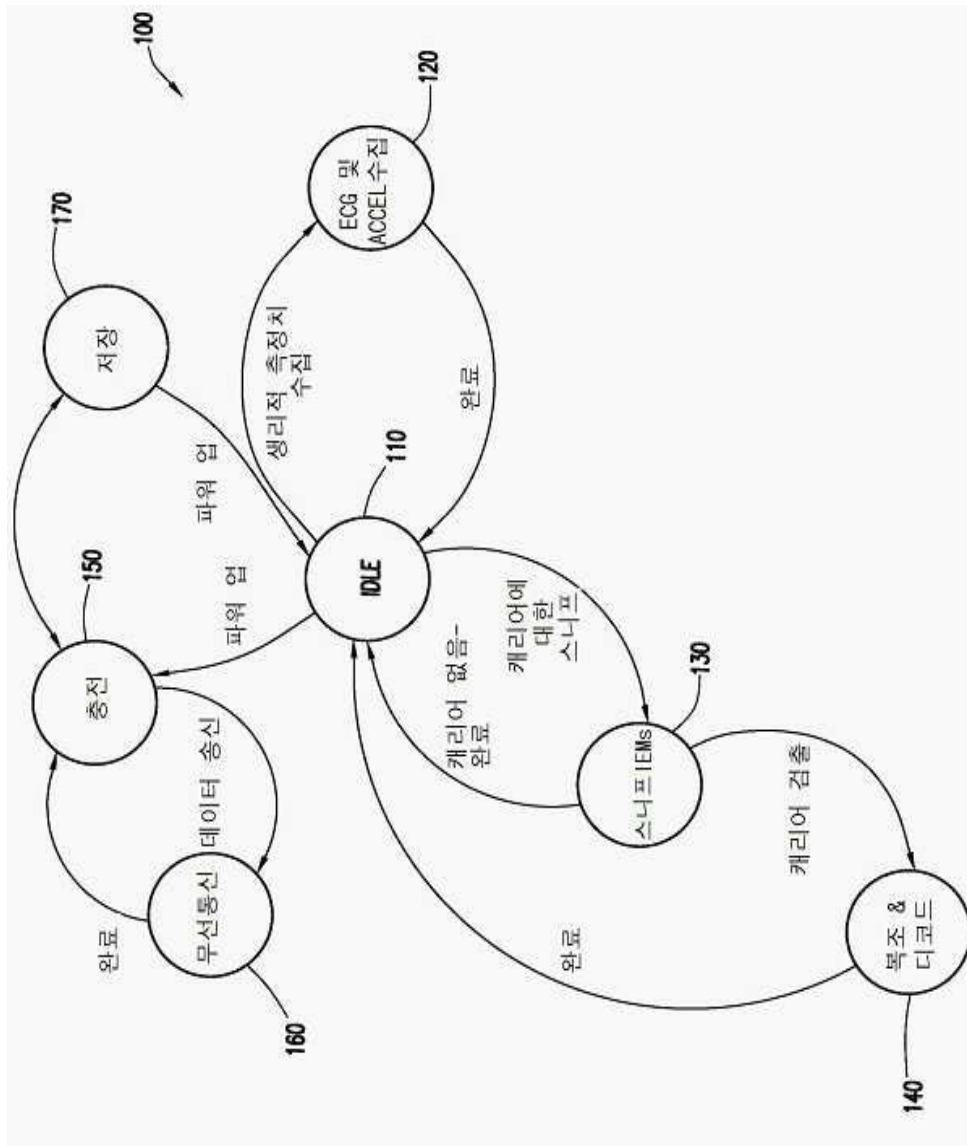
도면27



도면28



도면29



도면30

