



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0061671
(43) 공개일자 2017년06월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/1118 (2013.01)
A61B 5/14551 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7007667
(22) 출원일자(국제) 2015년07월17일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년03월20일
(86) 국제출원번호 PCT/US2015/040832
(87) 국제공개번호 WO 2016/048436
국제공개일자 2016년03월31일
(30) 우선권주장
62/053,483 2014년09월22일 미국(US)
14/800,833 2015년07월16일 미국(US)

(71) 출원인
헬컴 인코포레이티드
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌 디에고 모어하우스 드라이브 5775
(72) 발명자
벨럼 로버트 스콧
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌디에고 모어하우스 드라이브 5775
젠턴 로버트 브루스
미국 92121-1714 캘리포니아주 샌디에고 모어하우스 드라이브 5775
(74) 대리인
특허법인코리아나

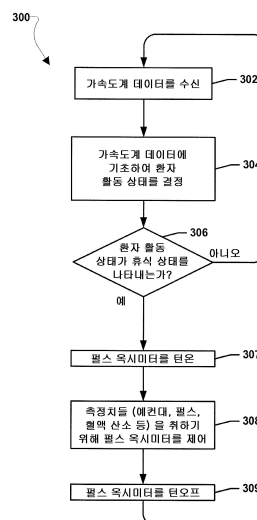
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 가속도계를 갖는 펄스 옥시미터

(57) 요약

다양한 실시형태들의 시스템들, 방법들, 및 디바이스들은 가속도계로부터의 판독치들에 기초하여 혈액 산소 판독치들을 취할 수 있는 펄스 옥시미터를 제공한다. 다양한 실시형태들은, 프로세서에 연결된 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치를 제공할 수도 있고, 여기서, 프로세서는 가속도계로부터 수신된 데이터에 적어도 부분적으로 기초하여 펄스 옥시미터의 동작을 제어하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성된다. 다양한 실시형태들에서, 전자적 패치는 펄스 옥시미터에 전력을 공급할 수도 있는 코인 셀 배터리, 또는 다른 저 전력 소스를 더 포함할 수도 있다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/14552 (2013.01)
A61B 5/6826 (2013.01)
A61B 5/6832 (2013.01)
A61B 5/6833 (2013.01)
A61B 5/721 (2013.01)
A61B 5/7221 (2013.01)
A61B 5/7289 (2013.01)
A61B 2560/0209 (2013.01)
A61B 2562/0219 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

펄스 옥시미터를 제어하는 방법으로서,

상기 펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 단계;

수신된 상기 가속도계 데이터에 적어도 부분적으로 기초하여 환자 활동 상태를 결정하는 단계;

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태인지 여부를 결정하는 단계;

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태라고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 단계; 및

상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 것에 응답하여 측정치들을 취하기 위해 상기 펄스 옥시미터를 제어하는 단계를 포함하는, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

펄스 옥시미터 측정치들을 취하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴오프하는 단계를 더 포함하는, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

결정된 상기 환자 활동 상태를 상기 펄스 옥시미터 측정치들로 표시하는 단계를 더 포함하는, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태라고 결정하는 것에 응답하여 측정 레이트를 휴식 상태 레벨로 설정하는 단계; 및

설정된 상기 측정 레이트에서 측정치들을 취하기 위해 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 단계를 더 포함하는, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 단계는,

측정 주기 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정하는 단계; 및

상기 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료되었다고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 단계를 포함하는, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정하는 단계; 및

측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었다고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 단계를 더 포함하는, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 가속도계 데이터는 가속도 측정치들 또는 인터럽트들인, 펄스 옥시미터를 제어하는 방법.

청구항 8

디바이스로서,

펄스 옥시미터;

상기 펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계; 및

상기 펄스 옥시미터 및 상기 가속도계에 커플링된 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 동작;

수신된 상기 가속도계 데이터에 적어도 부분적으로 기초하여 환자 활동 상태를 결정하는 동작;

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태인지 여부를 결정하는 동작;

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태라고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 동작; 및

상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 것에 응답하여 측정치들을 취하기 위해 상기 펄스 옥시미터를 제어하는 동작을 포함하는 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 프로세서는, 펄스 옥시미터 측정치들을 취하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴오프하는 동작을 더 포함하는 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 프로세서는, 결정된 상기 환자 활동 상태를 상기 펄스 옥시미터 측정치들로 표시하는 동작을 더 포함하는 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태라고 결정하는 것에 응답하여 측정 레이트를 휴식 상태 레벨로 설정하는 동작; 및

설정된 상기 측정 레이트에서 측정치들을 취하기 위해 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 동작을 더 포함하는 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 프로세서는, 상기 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 동작이,

측정 주기 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정하는 동작; 및

상기 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료되었다고 결정하는 것에 응답하여 상기 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 동작을 포함하도록 하는 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 프로세서는,

측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정하는 동작; 및

측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었다고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 동작을 더 포함하는 동작들을 수행하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는, 디바이스.

청구항 14

제 8 항에 있어서,

상기 가속도계 데이터는 가속도 측정치들 또는 인터럽트들인, 디바이스.

청구항 15

제 8 항에 있어서,

상기 디바이스는 전자적 패치인, 디바이스.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 전자적 패치는, 상기 펄스 옥시미터, 가속도계, 및 프로세서에 커플링된 저 전력 소스를 더 포함하는, 디바이스.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 저 전력 소스는 코인 셀 배터리인, 디바이스.

청구항 18

프로세서 실행가능 명령을 저장한 비일시적 프로세서 판독가능 매체로서,

상기 프로세서 실행가능 명령은 프로세서로 하여금,

펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 동작;

수신된 상기 가속도계 데이터에 적어도 부분적으로 기초하여 환자 활동 상태를 결정하는 동작;

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태인지 여부를 결정하는 동작;

상기 환자 활동 상태가 휴식 상태라고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 동작; 및

상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 것에 응답하여 측정치들을 취하기 위해 상기 펄스 옥시미터를 제어하는 동작을 포함하는 동작들을 수행하게 하는, 비일시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

저장된 상기 프로세서 실행가능 명령들은 프로세서로 하여금, 펄스 옥시미터 측정치들을 취하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴오프하는 동작을 더 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비일시적 프로세서 판독가능 매체.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

저장된 상기 프로세서 실행가능 명령들은, 프로세서로 하여금, 펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계로부터 가속

도계 데이터를 수신하는 동작이,

측정 주기 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정하는 동작; 및

측정 주기 카운트다운 타이머가 만료되었다고 결정하는 것에 응답하여 펄스 옥시미터에 커플링된 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신하는 동작을 포함하도록 하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되고,

저장된 상기 프로세서 실행가능 명령들은, 프로세서로 하여금,

측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정하는 동작; 및

측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었다고 결정하는 것에 응답하여 상기 펄스 옥시미터를 턴온하는 동작을 더 포함하는 동작들을 수행하게 하도록 구성되는, 비일시적 프로세서 판독가능 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2014년 9월 22일 출원된 "Improved Pulse Oximeter Readings With An Accelerometer" 라는 제목의 미국 가특허출원 제 62/053,483 호에 대해 우선권을 주장하고, 그것의 전체 내용들은 참조에 의해 본원에 통합된다.

배경 기술

[0002] 환자 상태를 원격으로 모니터링하는 능력으로 바이탈 사인들을 지속적으로 모니터링하는 것은 성장하는 분야이고, 환자에 의해 착용될 수 있는 단일의 작은 방해되지 않는 패치 내로 다수의 측정 성능들을 통합하는 능력은 바람직한 특징이다. 하나의 이러한 측정은 종종 펄스 옥시미터 (pulse oximeter) 에 의해 수행되는 혈액 산소 판독이다. 전류 펄스 옥시미터 설계들은 전압 제어된 소스로 구동되는 발광 다이오드들 (LED 들) 을 제어하기 위해 고 정밀 전류 싱크를 이용한다. 환자의 혈액 산소 판독은 환자의 활동 레벨에 의해 영향 받을 수도 있고, 따라서, 환자에 의해 취해질 수도 있는 측정들은 환자의 활동들에 관한 상황을 고려하지 않고 판독치들이 제공되는 경우에 오도될 수도 있다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0003] 다양한 실시형태들의 시스템들, 방법들, 및 디바이스들은 가속도계 (accelerometer) 로부터의 데이터에 기초하거나 가속도계로부터의 데이터에 의해 알려지는 혈액 산소 판독치들을 취할 수 있는 펄스 옥시미터를 제공한다.

다양한 실시형태들은 프로세서에 커플링된 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치 (electronic patch) 를 제공하고, 이 프로세서는, 가속도계로부터의 데이터에 적어도 부분적으로 기초하여 펄스 옥시미터의 동작을 제어하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성된다. 다양한 실시형태들에서, 전자적 패치는 펄스 옥시미터에 전력을 공급할 수도 있는 코인 셀 배터리, 또는 다른 저 전력 소스 (low power source) 를 더 포함할 수도 있다.

[0004] 일 실시형태에서, 펄스 옥시미터는 가속도계로부터 수신된 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 프로세서에 의해 광을 발생시키고 및/또는 광을 측정하도록 제어될 수도 있다. 일 실시형태에서, 프로세서는 가속도계로부터의 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 환자의 활동 및/또는 휴식 상태들을 결정할 수도 있고, 산소 측정치들 및 펄스 측정치들의 정확도를 증가시키고 전력 소모를 감소시키기 위해 휴식 기간들 동안 오직 펄스 옥시미터를 턴온 (turn on) 하고 펄스 옥시미터를 동작시킬 수도 있다. 추가적인 실시형태에서, 가속도계 데이터는, 예를 들어 판독 (reading) 이 높은 환자 움직임 또는 낮은 환자 움직임의 기간 동안 취해졌었는지 여부를 나타냄으로써, 펄스 옥시미터 판독치들의 정확도를 표시하기 위해 프로세서에 의해 사용될 수도 있다.

[0005] 추가적인 실시형태에서, 가속도계 데이터는 휴식 (rest) 및/또는 휴면 (sleep) 시간들 동안 전원 소모를 개선 (예컨대, 감소) 하기 위해 휴식 및/또는 휴면 시간들을 식별하고 휴식 및/또는 휴면 시간들 동안 펄스 옥시미터의 측정 레이트 (measurement rate) 를 낮추기 위해 프로세서에 의해 사용될 수도 있다. 일 실시형태에서, 가속도계 데이터는 낮은 및/또는 높은 (예컨대, 피크) 활동에 대응하도록 혈액 산소 측정치들 및 펄스 측정치들을 타겟팅하기 위해 프로세서에 의해 사용될 수도 있다. 단일 디바이스 (예컨대, 하나의 전자적 패치) 에서 패치 프로세서가 휴식 및/또는 높은 (예컨대, 피크) 활동을 식별하고 또한 혈액 산소 레벨들 및 펄스를 측정하

는 것을 가능하게 하는 것은 중요한 진단 능력들을 허용할 수도 있다. 일 실시형태에서, 펄스 옥시미터에 의해 측정된 심박수 (heart rate) 에서의 증가는, 그 증가가 활동 또는 스트레스 관련인지 여부를 결정하기 위해 프로세서에 의해 가속도계 데이터와 비교될 수도 있다.

도면의 간단한 설명

[0006]

본원에 통합되고 이 명세서의 일부를 구성하는 첨부 도면들은 본 발명의 예시적인 실시형태들을 나타내고, 상기 주어진 일반적인 설명 및 이하에서 주어지는 상세한 설명과 함께, 본 발명의 특징들을 설명하는 기능을 한다.

도 1 은 환자 상에 배치된 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 일 실시형태의 전자적 패치를 나타내는 컴포넌트 블록도이다.

도 2 는 전자적 패치 상에서의 포함을 위해 적합할 수도 있는 펄스 옥시미터 및 가속도계를 위한 일 실시형태의 회로를 나타내는 회로도이다.

도 3 은 가속도계 판독치들에 의해 표시되는 환자 활동에 기초하여 펄스 옥시미터를 제어하기 위한 일 실시형태의 방법을 나타내는 프로세스 흐름도이다.

도 4 는 가속도계 판독치들에 기초하여 펄스 옥시미터의 판독치들의 정확도를 표시하기 위한 일 실시형태의 방법을 나타내는 프로세스 흐름도이다.

도 5 는 가속도계 판독치들에 의해 표시된 환자 활동 상태에 기초하여 펄스 옥시미터 측정 레이트를 변경하기 위한 일 실시형태의 방법을 나타내는 프로세스 흐름도이다.

도 6 은 가속도계 판독치들에 기초하여 환자 활동 상태와 펄스 옥시미터 판독을 정렬하기 위한 일 실시형태의 방법을 나타내는 프로세스 흐름도이다.

도 7 은 심박수 증가들을 환자 상태들과 상관시키기 위한 일 실시형태의 방법을 나타내는 프로세스 흐름도이다.

도 8 은 가속도계 판독치들에 의해 표시되는 환자 활동 상태에 기초하여 펄스 옥시미터를 제어하기 위한 다른 실시형태의 방법을 나타내는 프로세스 흐름도이다.

도 9 는 다양한 실시형태들과 함께 사용하기에 적합한 컴퓨팅 디바이스의 컴포넌트 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0007]

첨부 도면들을 참조하여 다양한 실시형태들이 자세히 설명될 것이다. 가능하다면, 동일 또는 유사한 부분들을 지칭하기 위해 도면들 전체에 걸쳐 동일한 참조 부호들이 사용될 것이다. 특정 예들 및 구현형태들에 대해 이루어진 언급들은 예시적인 목적들을 위한 것이고, 본 발명 또는 청구물들의 범위를 제한하는 것으로 의도되지 아니한다.

[0008]

"예시적" 이라는 단어는 "예, 경우, 또는 예시로서 기능하는" 을 의미하기 위해 본 명세서에서 사용된다. "예시적" 인 것으로서 본 명세서에서 기술된 임의의 구현은 반드시 다른 구현들에 비해 선호되거나 이로인 것으로서 해석될 필요는 없다.

[0009]

"컴퓨팅 디바이스" 라는 용어들은 셀룰러 전화기들, 스마트-폰들, 웹-패드들, 태블릿 컴퓨터들, 인터넷 가능 셀룰러 전화기들, Wi-Fi 가능 전자 디바이스들, 랩톱 컴퓨터들, 퍼스널 컴퓨터들, 및 적어도 프로세서를 구비하고 본 명세서에서 기술된 전자적 패치와 통신하도록 구성된 유사한 전자 디바이스들 중 임의의 하나 또는 전부를 지칭하기 위해 본 명세서에서 사용된다.

[0010]

펄스 옥시미터들은 혈류에서의 산소 레벨들을 모니터링한다. 펄스 옥시미터들은 통상적으로 (예컨대, 적색 LED 및 적외선 LED 로부터) 신체 부위를 통해 2 개의 상이한 파장들의 광을 비추고, 2 개의 상이한 파장들에서의 수신된 광과 원래의 광의 진폭에서의 상대적인 차이들을 (예컨대, 포토트랜지스터를 통해) 측정함으로써 동작한다. 예를 들어, 하나의 파장은 적색이고 다른 것은 적외선일 수도 있다. 보다 낮은 레벨들의 산소를 갖는 혈액은 보다 적은 적외선 광 및 보다 많은 적색 광을 흡수하는 경향이 있을 수도 있다. 또는, 보다 높은 레벨들의 산소를 갖는 혈액은 보다 많은 적외선 광 및 보다 적은 적색 광을 흡수하는 경향이 있을 수도 있다. 따라서, 적절하게 교정된 펄스 옥시미터는, 적색 및 적외선 파장들의 광을 방출하고, 광이 손가락끝 또는 귓볼과 같은 신체 부위를 통해 통과한 후에 적색 및 적외선 광의 상대적인 양들을 측정함으로써 산소 레벨들을 결정할 수도 있다. 추가적으로, 수신된 광의 측정은 또한 펄스 옥시미터에 의한 환자에 대한 심박수의

결정을 가능하게 할 수도 있다. 환자의 움직임은 펄스 옥시미터에 의한 혈액 산소 측정들 및 심박수 측정들의 열화를 초래할 수도 있다.

[0011] 전류 펄스 옥시미터들은 대량의 전력 요건들을 가지고 전자적 패치들에서 사용하기에 적합하지 않은 큰 배터리들을 필요로 할 것이다. 따라서, 코인 셀 배터리들이 펄스 옥시미터들에 전력을 공급하는 것을 허용할 만큼 충분히 낮은 레벨 등으로 펄스 옥시미터들의 전력 요건들을 감소시키기 위한 펄스 옥시미터들에 대한 개선들이 환자 착용 전자적 패치들 상으로 펄스 옥시미터들을 통합하는 것을 지원하기 위해 필요하다.

[0012] 다양한 실시형태들의 시스템들, 방법들, 및 디바이스들은 가속도계로부터의 판독치들에 기초한 또는 가속도계로부터의 판독치들에 의해 알려진 혈액 산소 판독치들을 취할 수 있는 펄스 옥시미터를 제공한다. 다양한 실시형태들은 프로세서에 연결된 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치를 제공할 수도 있고, 이 프로세서는, 가속도계로부터의 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 펄스 옥시미터의 동작을 제어하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성된다. 다양한 실시형태들에서, 전자적 패치는 펄스 옥시미터에 전력을 공급할 수도 있는 코인 셀 배터리, 또는 다른 저 전력 소스를 더 포함할 수도 있다.

[0013] 일 실시형태에서, 펄스 옥시미터는 가속도계로부터 수신된 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 프로세서에 의해 광을 발생시키고 및/또는 광을 측정하도록 제어될 수도 있다. 일 실시형태에서, 프로세서는 가속도계로부터의 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 환자의 활동 및/또는 휴식 상태들을 결정할 수도 있고, 산소 측정치들 및 펄스 측정치들의 정확도를 증가시키고 전력 소모를 감소시키기 위해 오직 휴식 기간들 동안 펄스 옥시미터를 턴온하고 펄스 옥시미터를 동작시킬 수도 있다. 휴식 상태들 및/또는 활동 상태들은 환자의 상대적인 활동 레벨을 나타내는 상태들일 수도 있다. 예를 들어, 휴식 상태의 환자는 활동 상태의 환자보다 덜 활동적 (덜 움직임) 일 수도 있다. 다양한 실시형태들에서, 휴식 상태는 환자가 가만히 있거나 휴식 상태에서 허용되는 움직임의 최대 양을 나타내는 임계 값보다 적게 움직이고 있는 것을 나타낼 수도 있다. 임계 값 초과인 움직임의 양은 환자가 활동 상태에 있고 휴식 상태에 있지 아니함을 나타낼 수도 있다. 이러한 방식으로, 비록 환자가 완전히 정지하지 않을 수도 있음에도 불구하고, 그 또는 그녀의 움직임은 임계 값 미만일 수도 있고, 이에 의해, 환자는 가속도계에 의해 등록되는 움직임의 일부 레벨에도 불구하고 휴식 상태에 있을 수도 있다.

[0014] 추가적인 실시형태에서, 가속도계 데이터는, 예를 들어 판독이 높은 환자 움직임의 기간 동안 취해졌었는지 또는 취해지지 않았었는지를 나타냄으로써, 펄스 옥시미터 판독치들의 정확도를 표시하기 위해 프로세서에 의해 사용될 수도 있다. 추가적인 실시형태에서, 가속도계 데이터는 휴식 및/또는 휴면 시간들 동안 전원 소비를 개선 (예컨대, 감소) 하기 위해 휴식 및/또는 휴면 시간들을 식별하고 휴식 및/또는 휴면 시간들 동안 펄스 옥시미터의 측정 레이트를 낮추기 위해 프로세서에 의해 사용될 수도 있다. 일 실시형태에서, 데이터는 낮은 및/또는 높은 (예컨대, 피크) 활동에 대응하도록 혈액 산소 측정치들 및 펄스 측정치들을 포커싱하기 위해 프로세서에 의해 사용될 수도 있다. 단일 디바이스 (예컨대, 하나의 전자적 패치) 에서 휴식 및/또는 높은 (예컨대, 피크) 활동을 식별하고 또한 혈액 산소 레벨들 및 펄스를 측정하는 능력을 가능하게 하는 것은 중요한 진단 능력들을 허용할 수도 있다. 일 실시형태에서, 펄스 옥시미터에 의해 측정된 심박수에서의 증가는, 그 증가가 활동 또는 스트레스에 관련되는지 여부를 결정하기 위해 프로세서에 의해 데이터와 비교될 수도 있다.

[0015] 다양한 실시형태들에서, 전자적 패치의 프로세서는 펄스 옥시미터를 주기적으로 턴온 및 동작시킬 수도 있다. 일 실시형태에서, 전자적 패치의 프로세서는 펄스 옥시미터 측정들을 시도하는 것 사이에서 대기하기 위한 최소 시간 주기를 나타내는 측정 주기 타이머와 같은 타이머의 상태를 모니터링할 수도 있다. 타이머의 상태가 펄스 옥시미터 측정을 시도할 시간에 도달한 것을 나타낸다고 결정하는 것에 응답하여, 프로세서는 가속도계로부터의 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 환자의 활동 및/또는 휴식 상태들을 결정할 수도 있다. 가속도계로부터의 측정치들이 환자의 휴식 상태에 도달하였다는 것을 나타낸다고 결정하는 것에 응답하여, 프로세서는 산소 측정들 및 펄스 측정들의 정확도를 증가시키고 전력 소모를 감소시키기 위해 펄스 옥시미터를 턴온하고 동작시킬 수도 있다. 산소 측정들 및 펄스 측정들이 취해진 후에, 프로세서는 펄스 옥시미터를 턴오프 (turn off) 하고, 다음 펄스 옥시미터 측정이 시도되어야 하는 때를 결정하기 위해 타이머의 상태를 모니터링하는 것을 계속할 수도 있다. 추가적인 실시형태에서, 프로세서는 환자가 휴식 상태에 진입하기를 기다리기 위한 최대 시간 주기를 나타내는 윈도우 카운트다운 타이머와 같이 환자의 활동 및/또는 휴식 상태를 언제 결정할 지를 결정하기 위해 제 2 타이머를 사용할 수도 있다. 제 2 타이머의 상태가 펄스 옥시미터 측정을 시도하기를 대기하기 위한 시간이 초과한 것을 나타낸다고 결정하는 것에 응답하여, 프로세서는 환자의 현재 상태와 무관하게 펄스 옥시미터를 턴온하고 동작시킬 수도 있다.

- [0016] 도 1 은 환자 (102) 의 손가락의 피부 표면 상과 같이 환자 (102) 상에 배치된 펄스 옥시미터를 포함하는 일 실시형태의 전자적 패치 (106) 를 나타낸다. 다양한 실시형태들에서, 전자적 패치 (106) 는, 환자 (102) 에 전자적 패치 (106) 를 붙이거나 떼는 것이 전자적 패치 (106) 에 손상을 가하지 않도록 유연하고 탄력이 있는 것일 수도 있다. 전자적 패치 (106) 는, 광 출력 회로 (104) (예컨대, 광을 출력하는 하나 이상의 LED 들을 포함하는 회로) 및 광 출력 회로 (104) 에 의해 방출되어 환자의 피부 및 조직을 통해 전송된 광을 측정하도록 구성된 광 수신기 회로 (107) (예컨대, 하나 이상의 포토트랜지스터를 포함하는 회로) 로 이루어진 펄스 옥시미터 회로, 및 광 출력 회로 (104) 와 광 수신기 회로 (107) 에 연결되고 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 로부터 측정치들을 수신하고 및/또는 그 동작들을 제어하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성되는 프로세서 (108) 를 포함할 수도 있다. 일 실시형태에서, 프로세서 (108) 는 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 로부터의 측정치들에 기초하여 환자 (102) 의 혈액 산소 레벨 및/또는 펄스를 결정하도록 프로세서 실행가능 명령들로 더 구성될 수도 있다. 일 실시형태에서, 광 출력 회로 (104), 광 수신기 회로 (107), 및/또는 프로세서 (108) 는 코인 셀 배터리와 같은 저 전력 소스 (105) 에 연결될 수도 있다.
- [0017] 일 실시형태에서, 전자적 패치 (106) 는 프로세서 (108) 및 저 전력 소스 (105) 에 연결된 적어도 하나의 가속도계 (115) 를 또한 포함할 수도 있다. 프로세서 (108) 는 가속도계 (115) 로부터 가속도 측정치들을 수신할 수도 있고, 가속도계 (115) 로부터 수신된 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 가속도계 (115) 를 턴온 및/또는 턴오프하도록 그리고 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 의 동작들을 제어하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성될 수도 있다. 다양한 실시형태들에서, 가속도계 (115) 는 일단 패치가 활성화되거나 파워 업/온 되고 나면 켜진 채로 유지될 수도 있고, 저 전력 소스 (105) 로부터 전류를 계속적으로 끌어올 수도 있다. 가속도계 (115) 는 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 에 의해 끌려지는 전류의 양보다 상대적으로 더 작은 전류의 양을 끌어올 수도 있다. 가속도계 (115) 는 계속적으로 동작할 수도 있는 한편, 프로세서 (108) 는 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 를 계속적으로 내버려두는 것에 비해 저 전력 소스 (105) 로부터 끌려지는 전류의 총 양을 감소시키기 위해 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 를 간헐적으로 턴온 및 턴오프할 수도 있다. 예를 들어, 가속도계 (115) 는 전 전력 모드에서 0.5 마이크로암페어의 전류를 끌어올 수도 있고, 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 는 20 밀리암페어의 전류를 끌어올 수도 있다. 이러한 예시적인 전자적 패치 (106) 에서, 측정치들이 정확하도록 오직 환자가 휴식 상태에 있을 때 등과 같이, 오직 펄스 옥시미터 (예컨대, 광 출력 회로 (104) 및/또는 광 수신기 회로 (107)) 를 간헐적으로 턴온하는 것은, 펄스 옥시미터가 항상 온 상태인 경우에 달성될 수 있을 저 전력 소스 (105) 의 수명에 비해, 코인 셀 배터리와 같은 저 전력 소스 (105) 의 수명을 연장할 수도 있다.
- [0018] 가속도계 데이터는 가속도계 (115) 에 의해 제공된 샘플링된 가속도 측정치들 또는 가속도계에 의해 가속도 이벤트 (예컨대, 피크 가속도 이벤트) 를 충족 또는 초과하는 임계치가 검출되었음을 나타내는 가속도계 (115) 로부터 수신된 인터럽트들 (interrupts) 일 수도 있다. 가속도계 데이터가 가속도계 (115) 에 의해 제공된 샘플링된 가속도 측정치들일 때, 프로세서 (108) 는 가속도 측정치들을 분석하고 수신된 가속도 데이터에 기초하여 결정들을 할 수도 있다. 가속도계 데이터가 가속도계 (115) 에 의해 시그널링된 인터럽트들일 때, 프로세서 (108) 는 시그널링되었던 인터럽트들을 분석하고 수신된 인터럽트의 종류에 기초하여 결정들을 할 수도 있다. 가속도계 (115) 로부터 인터럽트들을 수신하는 것은 프로세서 (108) 에 의해 가속도 측정치들을 수신 및 프로세싱하는 것에 대한 대안으로 보다 낮은 전력일 수도 있다.
- [0019] 전자적 패치 (106) 는 안테나 및 프로세서 (108) 에 연결된 트랜시버 (116) 및 저 전력 소스 (105) 를 또한 포함할 수도 있다. 이러한 방식으로, 트랜시버 (116) 및 안테나를 통해, 프로세서 (108) 는 스마트 폰과 같은 원격 디바이스들과 무선 접속들, 예컨대, 블루투스 ® 접속들을 확립할 수도 있고, 원격 디바이스들과 데이터를 교환할 수도 있다. 트랜시버 (116) 는 단지 다양한 실시형태들에서의 사용에 적합한 무선 접속 디바이스의 한 종류의 일 예로서 사용되고, 다른 구성들에서, 수신기들 및/또는 송신기들은, 개별적으로 또는 함께, 전자적 패치 (106) 에 대한 다양한 상이한 사용 경우들에 대해 필요한 바와 같이 프로세서 (108) 에 송신 및/또는 수신 성능들을 제공하기 위해 트랜시버 (106) 에 대해 대체될 수도 있다.
- [0020] 도 2 는 가속도계 (230) 를 포함하는 펄스 옥시미터에 대한 일 실시형태의 회로 (200) 를 나타내는 회로도이다. 일 실시형태에서, 회로 (200) 는 상술된 전자적 패치 (106) 와 같이 환자에 의해 착용되는 전자적 패치 내로 통합될 수도 있다. 저 전압 전원은 프로세서 (218) 에 전력공급할 수도 있고, 또는, 프로세서는 별도의 전

원 (미도시)에 의해 전력공급될 수도 있다. 저 전압 소스 (202)는 스위치 (204a)가 닫힐 때 커패시터 (206a)에 전력을 공급한다. 스위치는, 저 전압 소스 (202)와 스위치 (204a)를 전기적으로 분리시킬 수 있다면, 저 전압 소스 (202)와 스위치 (204a)를 포함하는 루프 상의 어느 곳에도 위치될 수도 있다. 프로세서 (218)는 스위치 (204a)가 열리거나 닫히는 때를 제어할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서 (218)는 커패시터 (206a)가 전하를 수집하는 것을 허용하도록 스위치 (204a)를 닫을 수도 있다. 커패시터 (206a)상의 전하는 커패시터 (206a)양단의 전압에 대해 주지의 관계로 대응할 수도 있다. 커패시터 (206a)양단의 전압은 볼트미터 (220)에 의해 모니터링될 수도 있다. 볼트미터 (220)는 측정된 전압을 프로세서 (218)에 리포트할 수도 있다.

[0021]

커패시터 (206a)양단의 전압이 미리결정된 한계에 도달할 때, 프로세서 (218)는 광 출력 회로 (203)로 하여금 광을 발생시키게 하기 위해 광 출력 회로 (203)에 전력을 제공하기 위해 적절한 시간에 스위치 (204a)를 개방할 수도 있다. 일 예로서, 광 출력 회로 (203)는 스위치들 (204b 및 204c) 및 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)를 포함할 수도 있다. 프로세서 (218)는 커패시터 (206a)로부터 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)로 전하가 흐르도록 허용하기 위해 스위치들 (204b, 204c)을 닫을 수도 있다. 스위치들 (204b 및 204c)은 연달아 상이한 파장 흡수 레이트들을 측정하기 위해 연속적으로 닫힐 수도 있다. 스위치들 (204b, 204c)은, 저 전압 소스 (202)상의 불필요한 인출을 방지하기 위해 커패시터가 충전되고 있는 동안 개방 상태를 유지할 수도 있다. 저항기들 (222a, 222b)은 각각의 LED (210a, 210b)를 통과하는 전류를 제어하기 위해 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)와 직렬로 연결될 수도 있다. 저항기들 (222a, 222b)은 서로에 대해서보다 다른 저항들 또는 동일한 저항들을 가질 수도 있다. 저항기들 (222a, 222b)은 커패시터 (206a)로부터의 전류의 할당에 대해 더 큰 제어를 제공할 수도 있고, 따라서, 더 높은 전류의 전력 공급기들에 대한 필요성을 제거하는 것에 도움이 된다. 일 실시형태에서, 스위치들 (204b, 204c)은 LED들 (210a 및 210b)로 하여금 적색 광 (212a) 및 적외선 광 (212b)을 각각 방출하게 하기 위한 기간 동안 커패시터 (206a)로부터 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)로 전하를 제공하기 위해 프로세서 (218)에 의해 닫힐 수도 있다. 그 기간 후에, 커패시터 (206a)로부터 LED들 (210a 및 210b)로 전하를 제공하는 것을 중단하고 LED들 (210a 및 210b)이 적색 광 (212a) 및 적외선 광 (212b)을 각각 방출하는 것을 중단하기 위해 LED들 (210a 및 210b)을 커패시터 (206a)로부터 분리하기 위해 마이크로프로세서 (218)에 의해 스위치들 (204b, 204c)이 개방될 수도 있다. 이러한 방식으로, 광 버스트들 (light bursts)이 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)로부터 생성될 수도 있고, 회로 (200)의 전류 인출이 오직 그 기간 동안만 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)를 턴온함으로써 최소화될 수도 있다.

[0022]

충분한 전류가 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)를 통과할 때, 그들은 적색 광 (212a) 및 적외선 광 (212b)을 각각 방출한다. 광 (212a, 212b)은 손가락끝 또는 귀볼과 같은 신체 부위 (244)를 통해 전파한다. 신체 부위 (244)에 의해 흡수되는 광의 양은 샘플링 시간에서의 신체 부위 (244)에서의 혈액의 양 및 혈액에서의 산소의 양의 함수일 수도 있다. 구체적으로, 상대적으로 큰 양의 산소를 갖는 신체 부위 (244)는 더 많은 적외선 광 (212b) 및 더 적은 적색 광 (212a)을 흡수하는 경향을 가질 수도 있다. 상대적으로 작은 양의 산소를 갖는 신체 부위 (244)는 더 적은 적외선 광 (212b) 및 더 많은 적색 광 (212a)을 흡수하는 경향을 가질 수도 있다. 신체 부위 (244)를 통과한 후에, 적색 광 (212a) 및 적외선 광 (212b)은, 광검출기 (214), 스위치 (204d), 커패시터 (206b), 및 A/D 변환기 (216)로 이루어진 광 수신기 회로 (207)의, 포토 트랜지스터 또는 광 센서와 같은, 광 검출기 (214)에 의해 흡수될 수도 있다. 검출된 광 신호의 절대 크기 및 검출된 적색 광 (212a) 및 검출된 적외선 광 (212b)의 상대적 크기들의 분석은 혈액에서의 산소의 양 및 펄스 프로파일과 같은, 혈액의 다양한 특성들을 밝혀 줄 수도 있다.

[0023]

광검출기 (214)는 전압 소스 (224a)에 의해 전력공급될 수도 있다. 프로세서 (218)는 스위치 (204d)를 제어할 수도 있다. 스위치 (204d)가 열릴 때, 전류는 광검출기 (214)로부터 흐르지 않을 수도 있고, 데이터는 수집되지 않을 수도 있다. 스위치 (204d)가 닫힐 때, 광검출기 (214)는 데이터를 마이크로프로세서 (218)에 전송할 수도 있다. 마이크로프로세서는, 광검출기 (214)가 광 (212a, 212b)을 차단할 때에 스위치 (204d)가 오직 폐쇄되도록, 스위치 (204d)의 개방 및 폐쇄를 스위치들 (204a, 204b, 204c)과 동기화할 수도 있다. 광검출기가 유용한 데이터를 수신하고 있지 않을 때 스위치 (204d)를 개방 상태로 내버려둠으로써 전력 수요가 추가적으로 감소될 수도 있다. 스위치 (204d)가 폐쇄될 때, 전류는 광검출기 (214)로부터 커패시터 (206b)로 흐를 수도 있고, A/D 변환기 (216)에 대한 입력부에서 커패시터 (206b)에 저장될 수도 있다. A/D 변환기 (216)는 커패시터 (206b)에서의 전압을 측정하고 데이터를 마이크로프로세서 (218)에 전송할 수도 있다. 일 실시형태에서, 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b)의 온 주기들은 마이크로프로세서 (218)에 의해 스위치 (204d)의 개방 및 폐쇄와 동기화될 수도 있다. 마이크로프로세서 (218)는, 적

색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b) 가 커패시터 (206a) 를 방전시킴으로써 턴온되기 직전에 스위치 (204d) 를 닫아서 광검출기 (214) 로 하여금 그것의 수신된 신호를 집적하는 것을 개시하도록 허용할 수도 있고, 적색 LED (210a) 및 적외선 LED (210b) 가 오프되자마자 전압 측정치를 취하기 위해 A/D 변환기 (216) 를 제어할 수도 있다. 일 실시형태에서, 광검출기 (214) 는 단일 디바이스일 수도 있고, 사용 시에 각각의 광의 파장에 대해 별도로 조정되는 2 개의 별개의 검출기들을 포함할 수도 있다. A/D 변환기 (216) 의 디지털 출력은 혈액 산소 레벨의 측정들로서 프로세서 (218) 에 의해 분석될 수도 있는 광 수신기 회로 (207) 의 출력일 수도 있다.

[0024] 일 실시형태에서, 프로세서 (218) 는 또한 가속도계 (230) 에 연결될 수도 있고, 가속도계 (230) 로부터 가속도 측정치들을 수신할 수도 있으며, 가속도계 (230) 로부터 수신된 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 광 출력 회로 (203) 및/또는 광 수신기 회로 (207) 를 턴온 및/또는 턴오프하기 위해 스위치들 (204a, 204b, 204c, 및/또는 204d) 의 동작들을 제어도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성될 수도 있다. 이러한 방식으로, 광 출력 회로 (203) 는 광을 발생시키기위해 턴온 및/또는 턴오프되고 제어될 수도 있으며, 및/또는, 광 수신기 회로 (207) 는 가속도계 (230) 로부터 수신된 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 프로세서 (218) 에 의해 광을 수신 및 측정하기 위해 턴온 및/또는 턴오프되고 제어될 수도 있다. 예를 들어, 프로세서 (218) 는 가속도계 (230) 로부터의 측정치들에 적어도 부분적으로 기초하여 환자의 활동 및/또는 휴식 상태들을 결정하도록 프로세서 실행가능 명령들로 구성될 수도 있고, 산소 측정들 및 펄스 측정들의 정확도를 증가시키고 전력 소모를 감소시키기 위해 오직 휴식 기간들 동안 광 출력 회로 (203) 및/또는 광 수신기 회로 (207) 를 동작시킬 수도 있다. 추가적인 실시형태에서, 가속도계 (230) 측정치들은, 예를 들어, 판독이 높은 환자 움직임의 기간 동안 취해졌었는지 또는 취해지지 않았었는지 를 나타냄으로써, 펄스 옥시미터 판독치들의 정확도를 표시하기 위해 프로세서 (218) 에 의해 사용될 수도 있다.

[0025] 추가적인 실시형태에서, 가속도계 (230) 측정치들은, 휴식 및/또는 휴면 시간들 동안 저 전력 소스 (202) 소모를 개선 (예컨대, 감소) 하기 위해 휴식 및/또는 휴면 시간들을 식별하고 휴식 및/또는 휴면 시간들 동안 펄스 옥시미터의 측정 레이트를 낮추기 위해 프로세서 (218) 에 의해 사용될 수도 있다.

[0026] 일 실시형태에서, 가속도계 (230) 측정치들은 낮은 및/또는 높은 (예컨대, 피크) 활동에 대응하도록 혈액 산소 측정들 및 펄스 측정들을 타겟팅하기 위해 프로세서 (218) 에 의해 사용될 수도 있다. 단일 디바이스 (예컨대, 하나의 전자적 패치) 에서 휴식 및/또는 높은 (예컨대, 피크) 활동을 식별하고 또한 혈액 산소 레벨들 및 펄스를 측정하기 위한 능력을 가능하게 하는 것은 중요한 진단 능력들을 허용할 수도 있다. 단일 패치 설계는 본 명세서에서 설명된 실시형태들의 다양한 조합들에서 동작하도록 구성될 수도 있고, 따라서, 진단 목적에 관련된 환자 마다의 진단 필요성에 기초하여 특정 필요성에 대해 주문제작될 수도 있다. 일 실시형태에서, 펄스 옥시미터에 의해 측정된 심박수에서의 증가들 또는 혈액 산소 레벨들에서의 변화들은, 그 변화들이 활동 또는 스트레스에 관련되는지 여부를 결정하기 위해 프로세서 (218) 에 의해 가속도계 데이터와 비교될 수도 있다.

[0027] 트랜시버 (232) 는 또한 안테나 (233) 및 프로세서 (218) 에 연결될 수도 있다. 이러한 방식으로, 트랜시버 (232) 및 안테나 (233) 를 통해, 프로세서 (218) 는 스마트 폰과 같은 원격 디바이스들과 무선 접속들, 예컨대, 블루투스 ® 접속들을 확립할 수도 있고, 원격 디바이스들과 데이터를 교환할 수도 있다.

[0028] 도 3 은 가속도계 판독치들에 의해 표시되는 환자 활동에 기초하여 펄스 옥시미터를 제어하기 위한 일 실시형태의 방법 (300) 을 나타낸다. 일 실시형태에서, 방법 (300) 의 동작들은 상술된 패치 (106) 와 같이 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 블록 (302) 에서, 프로세서는 프로세서에 연결된 가속도계로부터 가속도계 데이터를 수신할 수도 있다. 가속도계 데이터는 가속도계에 의해 제공된 샘플링된 가속도 측정치들 또는 가속도계에 의해 가속도 이벤트 (예컨대, 피크 가속도 이벤트) 를 충족 또는 초과하는 임계치가 검출되었음을 나타내는 가속도계로부터 수신된 인터럽트들일 수도 있다. 가속도계 데이터가 가속도계에 의해 제공된 샘플링된 가속도 측정치들일 때, 프로세서는 가속도 측정치들을 분석하고 수신된 가속도 데이터에 기초하여 결정들을 할 수도 있다. 가속도계 데이터가 가속도계에 의해 시그널링된 인터럽트들일 때, 프로세서는 시그널링되었던 인터럽트들을 분석하고 수신된 인터럽트의 종류에 기초하여 결정들을 할 수도 있다. 블록 (304) 에서, 프로세서는 수신된 가속도계 데이터에 기초하여 환자 활동 상태를 결정할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서는, 수신된 가속도계 데이터에 기초하여 환자의 활동 상태가 휴식 또는 활동에 있는지 여부를 결정할 수도 있다 (예컨대, 환자의 활동 상태가 휴식 또는 활동에 있는지 여부를 결정하기 위해 가속도 측정치들을 분석함으로써 가속도계 데이터가 가속도 측정치들일 때, 인터럽트가 휴식 또는 활동 상태들과 관련된 가속도의 레벨을 시그널링하는지 여부를 결정하기 위해 인터럽트들을 분석

함으로써 가속도계 데이터가 인터럽트들일 때 등). 수신된 가속도계 측정치들을 휴식 및/또는 활동 상태들과 연관된 임계 값들에 대해 비교함으로써, 휴식 및/또는 활동 상태들이 수신된 가속도계 측정치들 (예컨대, 가속도 데이터 및/또는 인터럽트 신호들) 에 기초하여 결정될 수도 있다. 예를 들어, 비록 일부 가속도가 환자에 대해 표시될 수도 있지만 (예컨대, 환자가 완전하게 정지 상태가 아닐 수도 있다), 가속도의 레벨이 휴식 상태에 대한 임계 값 미만일 수도 있고 환자의 활동 상태는 휴식 상태인 것으로 여전히 결정될 수도 있다.

[0029] 결정 블록 (306) 에서, 프로세서는 환자의 활동 상태가 휴식 상태를 나타내는지 여부를 결정할 수도 있다. 환자의 활동 상태가 휴식 상태로서 표시되지 않는다고 결정하는 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 (306) = "아니오"), 프로세서는 블록 (302) 에서 가속도계 데이터를 수신하는 것을 계속할 수도 있다. 이러한 방식으로, 펄스 옥시미터는 환자가 활동 상태에 있을 때 활성화되지 않을 수도 있고, 이에 의해, 펄스 옥시미터는 측정치들이 이상일 가능성이 높을 때는 활성화되지 않을 수도 있기 때문에, 펄스 옥시미터에 의한 이상 측정들에 대한 가능성을 감소시키고 전원의 소모를 감소시킨다.

[0030] 환자 활동 상태가 휴식 상태를 나타낸다고 결정하는 것에 응답하여 (즉, 결정 블록 (306) = "예"), 프로세서는 블록 (307) 에서 펄스 옥시미터를 턴오프할 수도 있다. 이러한 방식으로, 펄스 옥시미터는, 파워오프 상태를 유지하고, 가속도계 데이터에 기초하여 환자 활동 상태가 휴식 상태로서 표시될 때에 오직 코인 셀 배터리와 같은 전원으로부터 전류를 끌어올 수도 있다. 블록 (308) 에서, 프로세서는 펄스 레이트 측정치들, 혈액 산소 측정치들 등과 같은 측정들을 취하기 위해 펄스 옥시미터를 제어할 수도 있다. 이러한 방식으로, 펄스 옥시미터는 오직 환자가 휴식 상태에 있고 펄스 옥시미터 측정치들이 정확할 가능성이 보다 클 때에 활성화될 수도 있고, 이에 의해, 펄스 옥시미터 활동을 제한함으로써 전력을 보존하게 된다. 블록 (309) 에서, 프로세서는 펄스 옥시미터를 턴오프하고, 블록 (302) 에서 가속도계 데이터를 더 수신함으로써 루프에서 방법 (300) 의 동작들을 수행할 수도 있다. 이러한 방식으로, 일단 펄스 옥시미터 측정이 취해지면, 펄스 옥시미터는 전력을 절약하기 위해 턴오프될 수도 있다.

[0031] 도 4 는 가속도계 판독치들에 기초하여 펄스 옥시미터의 판독치들의 정확도를 표시하기 위한 일 실시형태의 방법 (400) 을 나타낸다. 일 실시형태에서, 방법 (400) 의 동작들은 상술된 패치 (106) 와 같이, 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 상술된 바와 같이, 블록 (302) 에서, 프로세서는 가속도계 데이터를 수신할 수도 있고, 블록 (304) 에서, 프로세서는 수신된 가속도계 데이터에 기초하여 환자 활동 상태를 결정할 수도 있다. 상술된 바와 같이, 블록 (308) 에서, 프로세서는 펄스 레이트 측정치들, 혈액 산소 측정치들 등과 같은 측정들을 취하기 위해 펄스 옥시미터를 제어할 수도 있다.

[0032] 블록 (402) 에서, 프로세서는 펄스 옥시미터 측정치들로 환자 활동 상태를 나타낼 수도 있다. 예를 들어, 휴식 또는 활동 상태에 있는 등과 같이 결정된 환자 활동 상태는 측정 데이터베이스와 같이 메모리에서 펄스 옥시미터 측정치들과 상관될 수도 있다. 펄스 옥시미터 측정치들로 환자 활동 상태를 나타내자마자, 프로세서는 블록 (302) 에서의 동작들을 수행하도록 복귀함으로써 루프에서 방법 (400) 을 반복할 수도 있다.

[0033] 도 5 는 가속도계 판독치들에 의해 표시된 환자 활동 상태에 기초하여 펄스 옥시미터 측정 레이트를 변경하기 위한 일 실시형태의 방법 (500) 을 나타낸다. 일 실시형태에서, 방법 (500) 의 동작들은 상술된 패치 (106) 와 같이, 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 블록 (502) 에서, 프로세서는 측정 레이트에서, 펄스 측정치들, 혈액 산소 측정치들과 같은 측정들을 취하기 위해 펄스 옥시미터를 제어할 수도 있다. 예를 들어, 측정 레이트는 메모리에서 표시된 변수 값 (예컨대, 분 당 측정치들과 같은, 샘플링 레이트) 일 수도 있고, 프로세서는 측정 레이트에 따라 펄스 옥시미터를 주기적으로 활성화할 수도 있다. 상술된 바와 같이, 블록 (302) 에서, 프로세서는 가속도계 데이터를 수신할 수도 있고, 블록 (304) 에서, 프로세서는 수신된 가속도계 데이터에 기초하여 환자 활동 상태를 결정할 수도 있다.

[0034] 상술된 바와 같이, 결정 블록 (306) 에서, 프로세서는 환자 활동 상태가 휴식 상태인지 여부를 결정할 수도 있다. 환자 활동 상태가 휴식 상태가 아니라고 결정 (즉, 결정 블록 (306) = "아니오") 하는 것에 응답하여, 블록 (504) 에서 프로세서는 측정 레이트를 디폴트 레벨로 설정할 수도 있다. 예를 들어, 디폴트 레벨은 높은 샘플링 레이트와 같이 비교적 더 높은 측정 레이트일 수도 있다. 이러한 방식으로, 환자가 휴식 상태에 있지 않을 때, 보다 높은 상대적인 샘플링 레이트가 펄스 옥시미터를 보다 자주 활성화하기 위해 사용될 수도 있다. 프로세서는 블록 (502) 에서의 동작들을 수행하는 것으로 돌아가서 디폴트 레벨 측정 레이트에서 펄스 옥시미터를 제어할 수도 있다.

[0035] 환자가 휴식 상태에 있다고 결정 (즉, 결정 블록 (306) = "예") 하는 것에 응답하여, 프로세서는 블록 (506) 에서 측정 레이트를 휴식 레벨로 설정할 수도 있다. 예를 들어, 휴식 레벨은 저 샘플링 레이트와 같이 비교적

보다 낮은 측정 레이트일 수도 있다. 이러한 방식으로, 환자가 휴식하고 있을 때, 펄스 옥시미터에 의해 보다 적은 샘플들이 취해질 수도 있어, 배터리 전력을 절약한다. 프로세서는 휴식 상태 레벨 측정 레이트에서 펄스 옥시미터를 제어하기 위해 블록 (502) 에서의 동작들을 수행하는 것으로 복귀할 수도 있다.

[0036] 도 6 은 가속도계 판독치들에 기초하여 환자 활동 상태와 펄스 옥시미터 판독치들을 정렬하기 위한 일 실시형태의 방법 (600) 을 나타낸다. 일 실시형태에서, 방법 (600) 의 동작은 상술된 패치 (106) 와 같이, 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 상술된 바와 같이, 블록 (302) 에서, 프로세서는 가속도계 데이터를 수신할 수도 있고, 블록 (304) 에서, 프로세서는 수신된 가속도계 데이터에 기초하여 환자 활동 상태를 결정할 수도 있다.

[0037] 결정 블록 (602) 에서, 프로세서는 환자 활동 상태가 펄스 옥시미터 측정 조건을 충족하는지 여부를 결정할 수도 있다. 일 실시형태에서, 환자 활동 상태들은 펄스 옥시미터 측정을 취하기 위한 명령들과 상관될 수도 있다. 예를로서, 휴식 상태에 진입하는 환자는 펄스 옥시미터 측정을 취하는 것과 상관될 수도 있고, 고 활동 상태에 진입하는 환자는 펄스 옥시미터 측정을 취하는 것과 상관될 수도 있으며, 밟/또는 최대 또는 피크 활동 레이트에 도달하는 환자는 펄스 옥시미터 측정을 취하는 것과 상관될 수도 있다. 환자 활동 상태가 펄스 옥시미터 측정 조건을 충족하지 않는다고 결정 (즉, 결정 블록 (602) = "아니오") 하는 것에 응답하여, 프로세서는 상술된 바와 같이 블록 (302) 에서의 동작들을 수행할 수도 있다. 환자 활동 상태가 펄스 옥시미터 측정 조건을 충족한다고 결정 (즉, 결정 블록 (602) = "예") 하는 것에 응답하여, 프로세서는 상술된 바와 같이 블록 (308) 에서 측정치들을 취하도록 펄스 옥시미터를 제어할 수도 있다.

[0038] 도 7 은 심박수 증가들을 환자 상태와 상관시키기 위한 일 실시형태의 방법 (700) 을 나타낸다. 일 실시형태에서, 방법 (700) 의 동작들은 상술된 패치 (106) 와 같이, 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 상술된 바와 같이, 블록 (308) 에서, 프로세서는 펄스 레이트 측정치들, 혈액 산소 측정치들 등과 같은 측정치들을 취하도록 펄스 옥시미터를 제어할 수도 있다. 블록 (702) 에서, 프로세서는 환자의 펄스 레이트가 증가하였는지 여부를 결정할 수도 있다. 펄스 레이트가 증가하지 않았다는 결정 (즉, 결정 블록 (702) = "아니오") 에 응답하여, 프로세서는 블록 (308) 에서의 동작들을 수행하는 것으로 복귀할 수도 있다.

[0039] 펄스 레이트가 증가했다는 결정 (즉, 결정 블록 (702) = "예") 에 응답하여, 상술된 바와 같이, 프로세서는 블록 (302) 에서 가속도계 데이터를 수신할 수도 있고, 블록 (304) 에서 수신된 가속도계 데이터에 기초하여 환자 활동 상태를 결정할 수도 있다.

[0040] 결정 블록 (704) 에서, 프로세서는 환자의 활동 상태가 활동 상태를 나타내는지 여부를 결정할 수도 있다. 환자의 활동 상태가 활동 상태에 있지 않다고 결정 (즉, 결정 블록 (704) = "아니오") 하는 것에 응답하여, 프로세서는, 블록 (706) 에서 펄스 레이트 증가가 스트레스에 의해 야기된 것을 표시할 수도 있고, 블록 (308) 에서 펄스 옥시미터를 제어하는 것으로 복귀할 수도 있다. 환자의 활동 상태가 활동 상태에 있다고 결정 (즉, 결정 블록 (704) = "예") 하는 것에 응답하여, 프로세서는, 블록 (708) 에서 펄스 레이트 증가가 환자 활동에 의해 야기된 것을 표시할 수도 있고, 블록 (308) 에서 펄스 옥시미터를 제어하는 것으로 복귀할 수도 있다.

[0041] 도 8 은 가속도계 판독치들에 의해 표시된 환자 활동 상태에 기초하여 펄스 옥시미터를 제어하기 위한 일 실시형태의 방법 (800) 을 나타낸다. 일 실시형태에서, 방법 (800) 의 동작들은 상술된 패치 (106) 와 같이, 펄스 옥시미터 및 가속도계를 포함하는 전자적 패치의 프로세서에 의해 수행될 수도 있다. 블록 (802) 에서, 프로세서는 파워온될 수도 있다. 예를 들어, 전자적 패치는 포장으로부터 제거될 수도 있고, 환자에게 붙여져 전자적 패치의 프로세서가 파워온되는 것을 초래하게 된다.

[0042] 블록 (804) 에서, 프로세서는 측정 주기 카운트다운 타이머를 리셋하고 시작할 수도 있다. 측정 주기 카운트다운 타이머는 펄스 옥시미터 측정들을 수행하는 것 사이에 대기할 최소 시간으로 설정될 수도 있는, 프로세서에 의해 모니터링되는 카운트다운 타이머일 수도 있다. 펄스 옥시미터 측정들을 수행하는 것 사이에 대기할 최소 시간은 30 분 미만, 30 분, 30 분 초과 등과 같은 임의의 시간 값으로 설정될 수도 있고, 환자 의료 조건들 또는 임의의 다른 팩터에 기초하여 변화할 수도 있다.

[0043] 결정 블록 (806) 에서, 프로세서는 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료하였는지 여부를 결정할 수도 있다. 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료하지 않았다는 결정 (즉, 결정 블록 (806) = "아니오") 에 응답하여, 프로세서는 측정 주기 카운트다운 타이머의 상태를 모니터링하는 것을 계속하고, 결정 블록 (806) 에서 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료하였는지 여부를 결정할 수도 있다.

- [0044] 결정 블록 (806) 에서, 프로세서는 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료하였는지 여부를 결정할 수도 있다. 측정 주기 카운트다운 타이머가 만료하였다는 결정 (즉, 결정 블록 (806) = "예") 에 응답하여, 프로세서는 블록 (808) 에서 측정 윈도우 (window) 카운트다운 타이머를 리셋하고 시작할 수도 있다. 측정 윈도우 카운트다운 타이머는 환자가 펄스 옥시미터 측정을 수행하기 위한 휴식 상태에 진입하기를 대기할 최대 시간으로 설정될 수도 있는, 프로세서에 의해 모니터링되는 카운트다운 타이머일 수도 있다. 측정 윈도우 카운트다운 타이머는 환자 휴식 상태 동안 보다 정확한 펄스 옥시미터 측정을 하기를 시도하기 위해 대기할 최대 시간을 제공할 수도 있다. 측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료된 후에, 프로세서는 현재의 환자 활동 상태에 상관없이 펄스 옥시미터 측정을 취하도록 디폴트로 할 수도 있다. 이러한 방식으로, 측정 주기 카운트다운 타이머 플러스 (plus) 측정 윈도우 카운트다운 타이머와 동일한 총 기간은, 환자 활동 상태와 상관없이, 펄스 옥시미터 측정 관독을 취함이 없이 초과되지 않을 수도 있다. 환자 휴식 상태 동안 보다 정확한 펄스 옥시미터 측정을 취하기 위해 시도하기를 대기할 최대 시간은 10 분 미만, 10 분, 10 분 초과 등과 같은 임의의 시간 값으로 설정될 수도 있고, 환자 의료 조건들 또는 임의의 다른 팩터에 기초하여 변화할 수도 있다. 대기 시간 후에, 프로세서는 현재의 환자 활동 상태에 상관없이 펄스 옥시미터 측정을 취하도록 디폴트로 할 수도 있다.
- [0045] 블록들 (302 및 304) 에서, 프로세서는 가속도계 데이터를 수신하고 환자 활동 상태를 결정하기 위해 도 3 을 참조하여 상술된 방법 (300) 의 유사한 참조부호들의 동작들을 수행할 수도 있다. 결정 블록 (808) 에서, 프로세서는 측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료되었는지 여부를 결정할 수도 있다. 측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료하지 않았다는 결정 (즉, 결정 블록 (808) = "아니오") 에 응답하여, 프로세서는 도 3 을 참조하여 상술된 바와 같이 결정 블록 (306) 에서 환자 활동 상태가 휴식 상태를 나타내는지 여부를 결정할 수도 있다.
- [0046] 환자가 휴식 상태에 있지 않다고 결정 (즉, 결정 블록 (306) = "아니오") 에 응답하여, 프로세서는 블록 (302) 에서 다시 가속도계 데이터를 수신하고 블록 (304) 에서 환자 활동 상태를 결정할 수도 있다.
- [0047] 환자가 휴식 상태에 있다고 결정 (즉, 결정 블록 (306) = "예") 하는 것에 응답하여, 또는 측정 윈도우 카운트다운 타이머가 만료하였다고 결정 (즉, 결정 블록 (808) = "예") 하는 것에 응답하여, 프로세서는 도 3 을 참조하여 설명된 바와 같이 블록 (307) 에서 펄스 옥시미터를 턴온하고, 블록 (308) 에서 측정치들을 취하고, 블록 (309) 에서 펄스 옥시미터를 턴오프할 수도 있다. 이러한 방식으로, 환자 활동 상태가 휴식 상태에 있을 때, 또는 최대 대기 시간이 환자 활동 상태에 관계 없이 초과될 때, 펄스 옥시미터는 측정을 취하기 위해 활성화될 수도 있고, 이에 의해 오직 측정치가 정확할 가능성이 높을 때 또는 측정이 측정 윈도우를 놓치지 않기 위해 필요할 때에만 측정을 하도록 펄스 옥시미터를 파워온함으로써 배터리 수명을 보존하게 된다. 블록 (402) 에서, 프로세서는 도 4 를 참조하여 설명된 바와 같이 펄스 옥시미터 측정치들로 환자 활동 상태를 표시할 수도 있다. 프로세서는 블록 (804) 에서 측정 주기 카운트다운 타이머를 리셋하고 시작함으로써 루프에서 방법 (800) 을 수행할 수도 있다. 이러한 방식으로, 펄스 옥시미터는 오직 측정들을 취하기 위해서 주기적으로 턴온될 수도 있고, 이에 의해 배터리 수명을 보존하게 된다.
- [0048] 일 실시형태의 패치는 다양한 컴퓨팅 디바이스들의 어느 것에 데이터를 송신하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 도 9 는 다양한 실시형태들에서의 사용에 적합한 컴퓨팅 디바이스 (900) 를 나타낸다. 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 상기 논의된 전자적 패치들로부터의 데이터를 교환할 수도 있고, 상술된 방법들 (300, 400, 500, 600, 700, 및/또는 800) 의 동작들의 하나 이상을 수행할 수도 있다. 예를 들어, 가속도계 및/또는 펄스 옥시미터 측정치들은 컴퓨팅 디바이스 (900) 에 전송될 수도 있고, 펄스 옥시미터 제어 신호들은 컴퓨팅 디바이스 (900) 로부터 전자적 패치로 전송될 수도 있다.
- [0049] 다양한 실시형태들에서, 모바일 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 터치스크린 제어기 (804) 및 내부 메모리 (902) 에 커플링된 프로세서 (901) 를 포함할 수도 있다. 프로세서 (901) 는 일반적인 또는 특정의 프로세싱 태스크들에 대해 지정된 하나 이상의 멀티코어 IC들일 수도 있다. 내부 메모리 (902) 는 휘발성 또는 비-휘발성 메모리일 수도 있고, 또한 보안 및/또는 암호화된 메모리, 또는 비보안 및/또는 비암호화된 메모리, 또는 이들의 임의의 조합일 수도 있다. 터치스크린 제어기 (904) 및 프로세서 (901) 는 또한, 터치스크린 패널 (912), 예컨대 저항성-감지 터치스크린, 용량성-감지 터치스크린, 적외선 감지 터치스크린 등에 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (900) 는, 서로 및/또는 프로세서 (901) 에 커플링된, 전송 및 수신을 위한 하나 이상의 무선 신호 트랜시버들 (908)(예컨대, 피넷®, 블루투스®, 지그비®, Wi-Fi, RF, 셀룰러 등) 및 안테나들 (910) 을 가질 수도 있다. 트랜시버들 (908) 및 안테나들 (910) 은 다양한 무선 송신 프로토콜 스택들/인터페이스들을 구현하도록 전송된 회로와 사용될 수도 있다. 모바일 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 eMBMS 네트워크와 같은 셀룰러 네트워크를 통해 통신을 인에이블하고 프로세서에 커플링되는 셀룰러 네트워크 무선 모듈 칩

(916) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 프로세서 (901) 에 커플링된 주변 디바이스 접속 인터페이스 (918) 를 포함할 수도 있다. 주변 디바이스 접속 인터페이스 (918) 는 하나의 타입의 접속을 수락하도록 단수로 구성될 수도 있고, 또는 다양한 타입들의 물리적 및 통신 접속들, 공동 또는 사설, 예컨대 USB, 파이어와이어, 썬더볼트, 또는 PCIe 를 수락하도록 구성될 수도 있다. 주변 디바이스 접속 인터페이스 (918) 는 또한, 유사하게 구성된 주변 디바이스 접속 포트 (미도시) 에 커플링될 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 또한, 오디오 출력들을 제공하기 위한 스피커들 (914) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 또한, 본원에 논의된 컴포넌트들의 전부 또는 일부를 포함하기 위한, 플라스틱, 금속, 또는 재료들의 조합으로 구성된 하우징 (920) 을 포함할 수도 있다. 컴퓨팅 디바이스 (900) 는 프로세서 (901) 에 커플링된 전원 (922), 예컨대 일회용 또는 재충전 가능한 배터리를 포함할 수도 있다. 재충전 가능한 배터리는 또한, 모바일 컴퓨팅 디바이스 (900) 외부의 소스로부터 충전 전류를 수신하도록 주변 디바이스 접속 포트에 커플링될 수도 있다.

[0050] 다양한 실시형태들에서의 사용에 적합한 컴퓨팅 디바이스들의 프로세서들은, 상기 설명된 다양한 실시형태들의 기능들을 포함하는 다양한 기능들을 수행하도록 소프트웨어 명령들 (애플리케이션들) 에 의해 구성될 수 있는 임의의 프로그래밍가능 마이크로프로세서, 마이크로컴퓨터 또는 다중 프로세서 칩 또는 칩들일 수도 있다. 다양한 디바이스들에서, 무선 통신 기능들에 전용되는 하나의 프로세서 및 다른 애플리케이션들을 실행하도록 전용되는 하나의 프로세서와 같이 다중 프로세서들이 제공될 수도 있다. 통상적으로, 소프트웨어 애플리케이션들은 그들이 프로세서들에 의해 액세스 및 로딩되기 전에 내부 메모리에 저장될 수도 있다. 프로세서들은 애플리케이션 소프트웨어 명령들을 저장하기에 충분한 내부 메모리를 포함할 수도 있다. 많은 디바이스들에서, 내부 메모리는 휘발성 또는 플래시 메모리와 같은 비휘발성 메모리, 또는 양자의 혼합일 수도 있다. 이 설명의 목적들을 위해, 메모리에 대한 일반적인 언급은 프로세서들 내의 메모리 및 다양한 디바이스들 내로 플러그인되는 착탈형 메모리 또는 내부 메모리를 포함하는 프로세서들에 의해 액세스가능한 메모리를 지칭한다.

[0051] 또한, 상기의 방법 설명들 및 프로세스 흐름도들은 단지 예시적인 예들로서 제공되고, 다양한 실시형태들의 단계들이 제시된 순서로 수행되어야 함을 요구하거나 암시하는 것으로 의도되지는 않는다. 통상의 기술자에 의해 인지되는 바와 같이, 상기의 실시형태들에서의 단계들의 순서는 임의의 순서로 수행될 수도 있다. "그 후에", "그러면", "다음으로" 등과 같은 단어들은 단계들의 순서를 제한하도록 의도되지 않으며; 이들 단어들은 단지 방법들의 설명을 통해 독자를 가이드하는데 사용된다. 또한, 예를 들어, 관사 "하나 (a)", "한 (an)", 또는 "그 (the)" 를 사용하여 단수형으로 엘리먼트들을 청구하는 임의의 참조는 엘리먼트를 단수형으로 제한하는 것으로서 해석되지 않는다.

[0052] 본원에 개시된 실시형태들과 연관되어 설명된 다양한 예시적인 논리 블록들, 모듈들, 회로들, 및 알고리즘 단계들은 전자적 하드웨어, 컴퓨터 소프트웨어, 또는 양자 모두의 조합들로서 구현될 수도 있다. 하드웨어와 소프트웨어의 이러한 상호교환성을 명확하게 예시하기 위해, 다양한 예시적인 컴포넌트들, 블록들, 모듈들, 회로들, 및 단계들이 그들의 기능성에 대해 일반적으로 기술되었다. 그러한 기능이 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되는지 여부는 특정 애플리케이션 및 전체 시스템에 부과되는 설계 제약들에 의존한다. 통상의 기술자는, 설명된 기능성을 각각의 특정 애플리케이션에 대해 다양한 방식으로 구현할 수도 있지만, 이러한 구현 결정들은 본 실시형태들의 범위를 벗어나게 하는 것으로 이해되어서는 안된다.

[0053] 본원에서 개시된 실시형태들과 연계하여 설명된 다양한 예시적인 로직들, 논리 블록들, 모듈들, 및 회로들은 범용 프로세서, 디지털 신호 프로세서 (digital signal processor; DSP), 주문형 집적 회로 (application specific integrated circuit; ASIC), 필드 프로그래밍가능 게이트 어레이 (field programmable gate array; FPGA) 또는 다른 프로그래밍가능 로직 디바이스, 이산 게이트 또는 트랜지스터 로직, 이산 하드웨어 컴포넌트들, 또는 본원에 설명된 기능들을 수행하도록 설계된 것들의 임의의 조합으로 구현되거나 수행될 수도 있다. 범용 프로세서는 마이크로프로세서일 수도 있지만, 대안에서, 프로세서는 임의의 종래의 프로세서, 제어기, 마이크로제어기, 또는 상태 머신일 수도 있다. 프로세서는 또한, 컴퓨팅 디바이스들의 조합, 예를 들어 DSP와 마이크로프로세서의 조합, 복수의 마이크로프로세서들, DSP 코어와 연계한 하나 이상의 마이크로프로세서들, 또는 임의의 다른 그러한 구성으로 구현될 수도 있다. 대안으로, 일부 단계들 또는 방법들은 주어진 기능에 특정한 회로부에 의해 수행될 수도 있다.

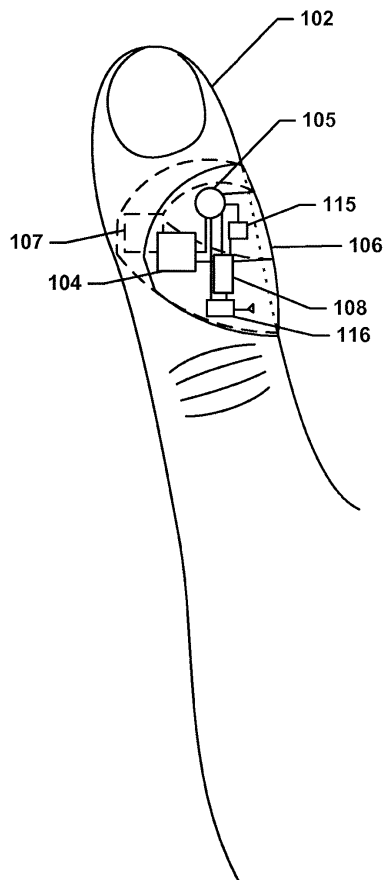
[0054] 다양한 실시형태들에서의 기능들은 하드웨어, 소프트웨어, 펌웨어 또는 이들의 임의의 조합으로 구현될 수도 있다. 소프트웨어로 구현된 경우, 기능들은 비일시적 컴퓨터 판독가능 매체 또는 비일시적 프로세서 판독가능 매체 상에 하나 이상의 프로세서 실행가능 명령들 또는 코드로서 저장될 수도 있다. 본원에 설명된 방법 또

는 알고리즘의 단계들은 비일시적 컴퓨터 판독가능 또는 프로세서 판독가능 저장 매체 상에 상주할 수도 있는 프로세서 실행가능 소프트웨어 모듈들로 구현될 수도 있다. 비일시적 컴퓨터 판독가능 또는 프로세서 판독가능 저장 매체는 컴퓨터 또는 프로세서에 의해 액세스될 수도 있는 임의의 저장 매체일 수도 있다. 비제한적인 예로서, 이러한 비일시적 컴퓨터 판독가능 또는 프로세서 판독가능 매체는 RAM, ROM, EEPROM, 플래시 메모리, CD-ROM 또는 다른 광학 디스크 저장 디바이스, 자기 디스크 저장 디바이스 또는 다른 자기 저장 디바이스들, 또는 원하는 프로그램 코드를 명령들 또는 데이터 구조들의 형태로 저장하는데 사용될 수 있으며 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 다른 매체를 포함할 수 있다. 본원에서 사용된 디스크 (disk) 와 디스크 (disc) 는, 콤팩트 디스크 (CD), 레이저 디스크, 광학 디스크, 디지털 다기능 디스크 (DVD), 플로피 디스크 및 블루레이 디스크를 포함하며, 여기서 디스크 (disk) 는 통상 자기적으로 데이터를 재생하고, 디스크 (disc) 는 레이저를 이용하여 광학적으로 데이터를 재생한다. 상기의 조합들이 또한, 비일시적 컴퓨터 판독가능 및 프로세서 판독가능 매체의 범위 내에 포함된다. 부가적으로, 방법 또는 알고리즘의 단계들은 컴퓨터 프로그램 제품에 포함될 수도 있는 유형의, 비일시적 프로세서 판독가능 매체 및/또는 컴퓨터 판독가능 매체 상의 코드들 및/또는 명령들의 하나 또는 임의의 조합 또는 세트로서 상주할 수도 있다.

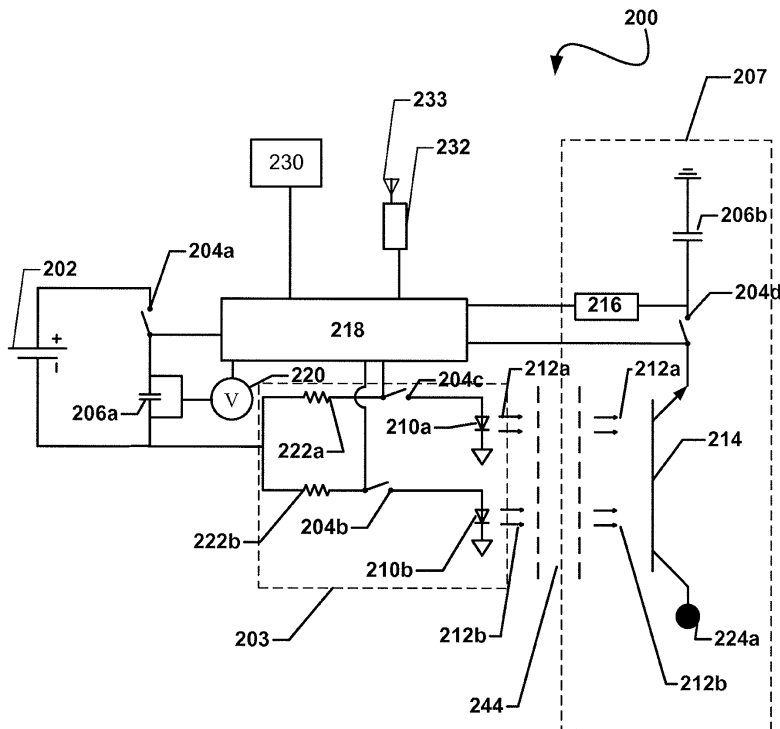
[0055] 개시된 실시형태들의 상기 설명들은 임의의 통상의 기술자가 본 발명을 실시하거나 사용하는 것을 가능하게 하도록 하기 위해 제공된다. 이들 실시형태들에 대한 다양한 변형들이 통상의 기술자에게는 자명할 것이고, 본원에 정의된 일반적인 원리들은 본 발명의 취지 또는 범위를 벗어나지 않으면서 다른 실시형태들에 적용될 수도 있다. 따라서, 본 발명은 본원에 나타낸 실시형태들에 제한되도록 의도된 것은 아니며 본원의 개시된 원리들과 신규의 특성들 및 다음의 청구항들과 일치하는 광의의 범위를 따르기 위한 것이다.

도면

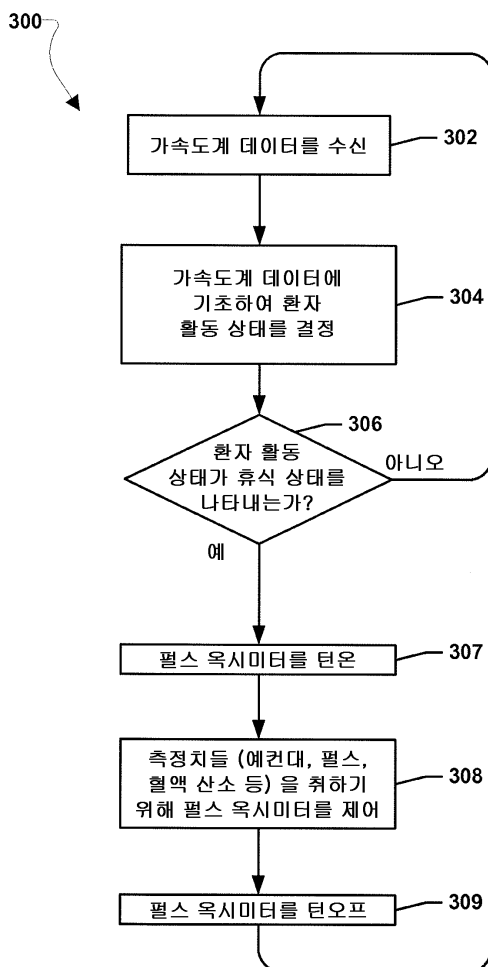
도면1



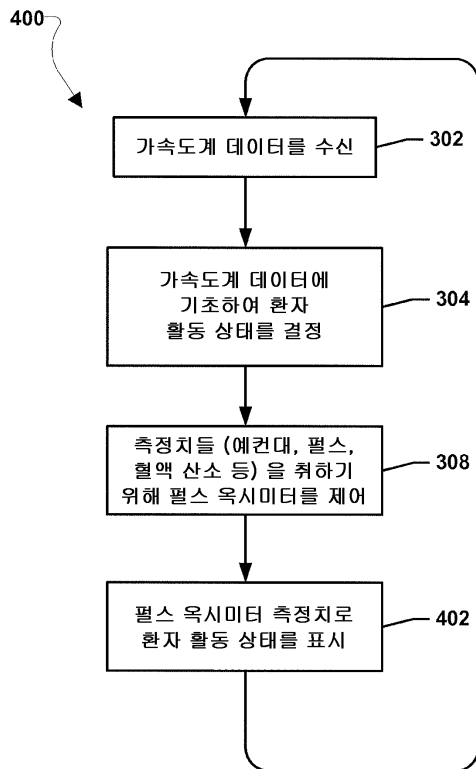
도면2



도면3

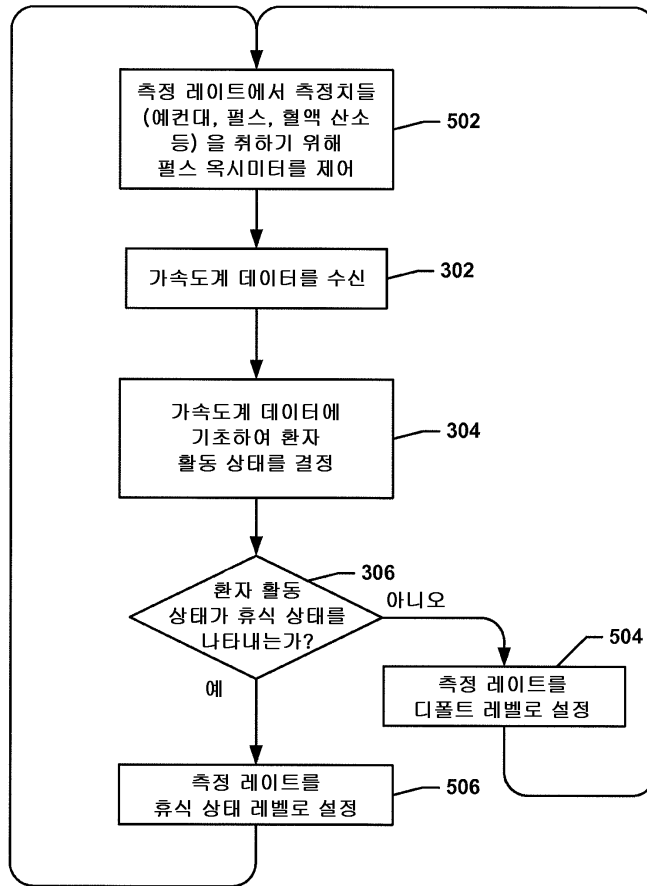


도면4

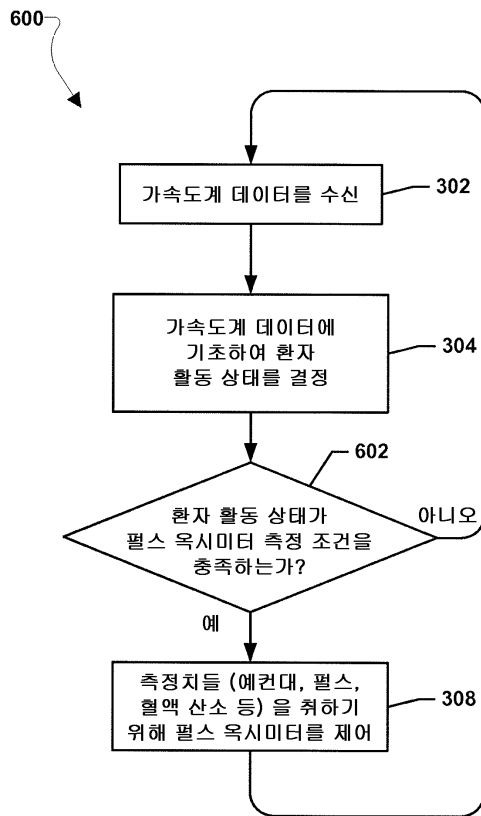


도면5

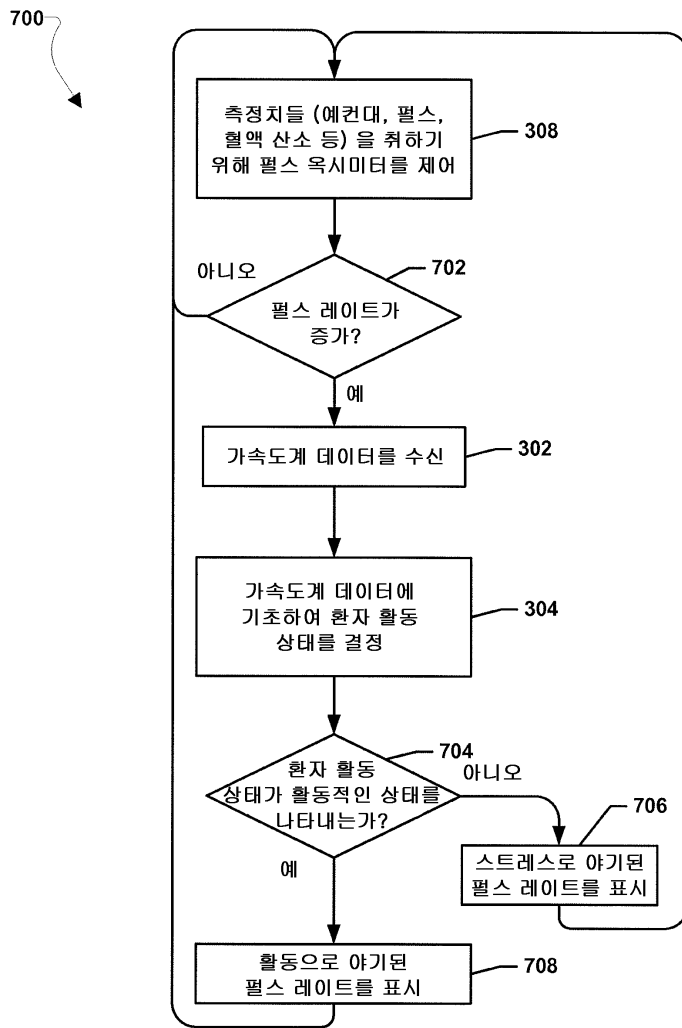
500



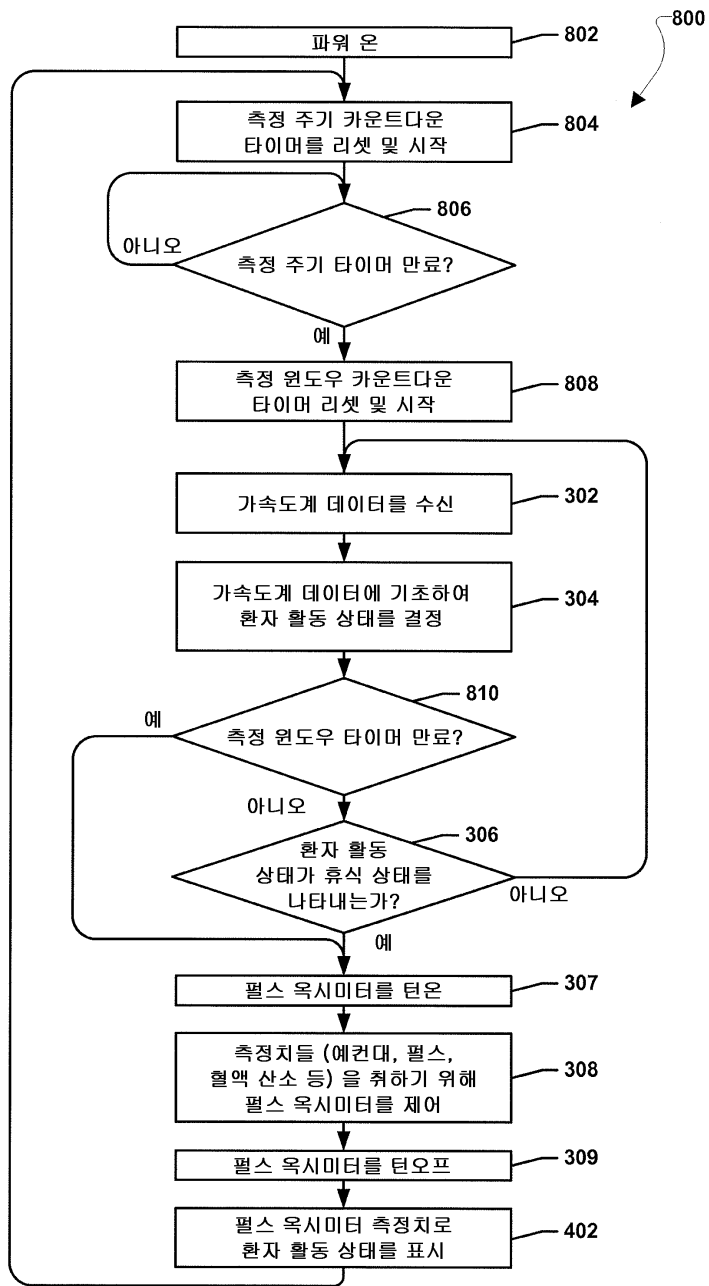
도면6



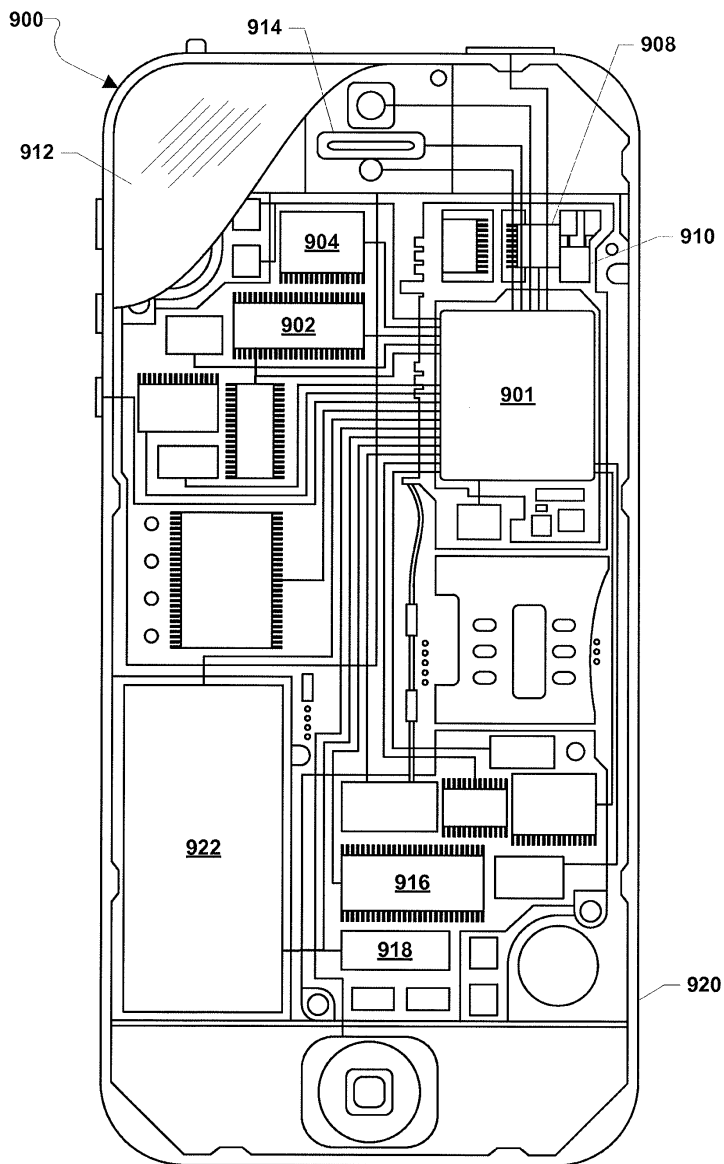
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	标题带加速度计的脉搏血氧仪		
公开(公告)号	KR1020170061671A	公开(公告)日	2017-06-05
申请号	KR1020177007667	申请日	2015-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	美国高通公司，		
[标]发明人	BALLAM ROBERT SCOTT 밸럼로버트스콧 GANTON ROBERT BRUCE 겐턴로버트브루스		
发明人	밸럼로버트스콧 겐턴로버트브루스		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/1118 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/6826 A61B5/6832 A61B5/6833 A61B5/721 A61B5/7289 A61B5/7221 A61B2560/0209 A61B2562/0219		
优先权	62/053483 2014-09-22 US 14/800833 2015-07-16 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

各种实施例的系统，方法和设备提供了脉冲血氧计，其能够基于来自加速计的读数来获取血氧读数。各种实施例可提供包括脉冲血氧计和耦合到处理器的加速计的电子贴片，其中处理器可操作以至少部分地基于从加速计接收的数据来控制脉冲血氧计的操作。它由一个命令。各个在一个实施例中，电子贴片还可以包括纽扣电池，其可以为脉冲血氧计或另一个低电源供电。

