



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0139865

(43) 공개일자 2015년12월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 5/024 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-7029351

(22) 출원일자(국제) 2014년03월14일

심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2015년10월14일

(86) 국제출원번호 PCT/US2014/027831

(87) 국제공개번호 WO 2014/143743

국제공개일자 2014년09월18일

(30) 우선권주장

61/788,165 2013년03월15일 미국(US)

(71) 출원인

잔소르스 엘엘씨

미국 버지니아 22012 타이슨스 앤더슨 로드 1616

(72) 발명자

아드스굽타, 압히지트

미국, 메릴랜드 20876, 저먼타운, 12410 마일스톤
매노 레인

다스, 란지트

미국, 메릴랜드 20874, 저먼타운, 130000 로즈베
이 디알.

(74) 대리인

허용록

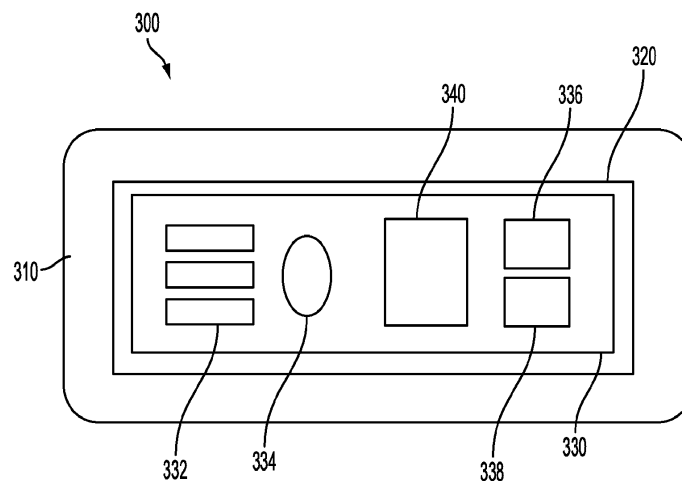
전체 청구항 수 : 총 26 항

(54) 발명의 명칭 의료 모니터링, 감시 및 이상 검출

(57) 요약

대상의 하나 이상의 의료 상태(예컨대, 수면 또는 호흡 장애, 신체 활동, 부정맥)와 관련된 사건을 자동으로 모니터링, 확인 및/또는 보고하기 위한 착용 가능 패치 및 방법이 개시된다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/02438 (2013.01)

A61B 5/0816 (2013.01)

A61B 5/0826 (2013.01)

A61B 5/1118 (2013.01)

A61B 5/14532 (2013.01)

A61B 5/4806 (2013.01)

A61B 5/4866 (2013.01)

A61B 5/6822 (2013.01)

A61B 5/6833 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

대상의 상태를 무선으로 모니터링하는 방법에 있어서,

프로세서에서, 제1 기간 동안 상기 상태를 나타내는 제1 신호를 무선으로 캡처하는 단계;

상기 프로세서에서, 상기 캡처된 제1 신호로부터 노이즈를 제거하여, 상기 상태를 나타내는 제2 신호를 생성하는 단계;

상기 프로세서에서, 제2 기간을 정의하는 시간 윈도우를 사용하여 상기 제2 신호의 복수의 이동 평균을 계산하는 단계; 및

이동 평균에 의해 결정된 바와 같은 임의의 상기 시간 윈도우 내에 상기 상태와 관련된 사건이 존재했는지를 판단하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 신호는 제1 주파수에서 캡처되고, 상기 방법은 상기 캡처된 제1 신호를 더 낮은 제2 주파수로 다운 샘플링하는 동작을 더 포함하는, 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 캡처된 제1 신호로부터 노이즈를 제거하는 상기 단계는,

일정 기간 동안 상기 노이즈를 추정하는 단계; 및

상기 캡처된 제1 신호로부터 상기 추정된 노이즈를 제거하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 노이즈는, 일정 기간 동안 캡처된 신호 강도의 분포의 표준 편차의 2배보다 낮은 강도를 가진 상기 제1 신호의 일부를 필터링함으로써 추정되는, 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 상태는 호홉 상태를 포함하고, 상기 제1 신호는 호홉 신호인, 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 사건은 무호홉 사건을 포함하는, 방법.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 사건은 무호홉 사건을 포함하고, 상기 판단 단계는 이동 평균이 계산된 윈도우 동안에 무호홉을 나타내는 이동 평균을 검출하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 상태의 심각도를 판단하기 위해 다수의 사건을 계수하는 동작을 더 포함하는, 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 상태는 호흡 상태를 포함하고, 상기 사건은 무호흡 사건을 포함하며, 상기 상태의 심각도는 가볍거나 중간 정도이거나 심각한 수면 무호흡 중 하나를 포함하는, 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

이동 평균에 의해 결정된 바와 같은 임의의 상기 시간 윈도우 내에서 상기 상태와 관련된 사건이 있었던 것으로 판단되는 경우, 상기 사건을 보고하는 동작을 더 포함하는, 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 사건을 보고하는 동작은, 상기 프로세서와 통신하는 장치 상에 시각적 표시를 제공하는 것을 포함하는, 방법.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 상태의 심각도를 판단하기 위해 다수의 사건을 계수하는 단계; 및
상기 상태의 상기 심각도를 보고하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 상태의 상기 심각도를 보고하는 단계는, 상기 프로세서와 통신하는 장치 상에 다색 시각적 표시를 제공하는 단계를 포함하며, 상기 다색 시각적 표시는 상기 상태의 각각의 심각도에 대한 적어도 하나의 색상을 포함하는, 방법.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 상태의 상기 심각도를 보고하는 단계는, 상기 프로세서로부터 상기 상태의 상기 심각도를 무선으로 송신하는 것을 포함하는, 방법.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 상태는, 수면 상태들, 부정맥, 호흡 장애, 대사 및 영양 상태, 포도당 모니터링, 지질 모니터링, 신체 활동의 유형 및 강도, 열량 측정 중 하나를 포함하는, 방법.

청구항 16

제1항에 있어서,

임의의 상기 시간 윈도우 내에서 상기 상태와 관련된 사건이 있었던 것으로 판단되는 경우, 상기 사건을 무선으로 송신하는 동작을 더 포함하는, 방법.

청구항 17

대상이 착용하는 무선 장치에 있어서,

제1 기간 동안 상태를 나타내는 제1 신호를 무선으로 캡처하고;

상기 캡처된 제1 신호로부터 노이즈를 제거하여, 상기 상태를 나타내는 제2 신호를 생성하고;

제2 기간을 정의하는 윈도우를 사용하여 상기 제2 신호의 복수의 이동 평균을 계산하고;

임의의 상기 시간 윈도우 내에 상기 상태와 관련된 사건이 있었는지를 판단함으로써,

대상의 상태를 무선으로 모니터링하도록 구성되어 있는 프로세서를 포함하는, 장치.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 제1 신호는 제1 주파수에서 캡처되고, 상기 프로세서는 상기 캡처된 제1 신호를 더 낮은 제2 주파수로 다운 샘플링하는, 장치.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 프로세서는,

일정 기간 동안 노이즈를 추정하고;

상기 캡처된 제1 신호로부터 상기 추정된 노이즈를 제거함으로써,

상기 캡처된 제1 신호로부터 노이즈를 제거하는, 장치.

청구항 20

제17항에 있어서,

상기 상태는, 수면 상태들, 부정맥, 호흡 장애, 대사 및 영양 상태, 포도당 모니터링, 지질 모니터링, 신체 활동의 유형 및 강도, 열량 측정 중 하나를 포함하는, 장치.

청구항 21

제20항에 있어서,

상기 상태는 호흡 상태를 포함하고, 상기 사건은 무호흡 사건을 포함하며, 상기 프로세서는 이동 평균이 계산된 윈도우 동안에 무호흡을 나타내는 이동 평균을 계산함으로써 무호흡 사건을 검출하는, 장치.

청구항 22

제17항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 상태의 심각도를 판단하기 위해 다수의 사건을 계수하는, 장치.

청구항 23

제20항에 있어서,

상기 상태는 호흡 상태를 포함하고, 상기 사건은 무호흡 사건을 포함하며, 상기 프로세서는 상기 호흡 상태의 심각도를 판단하기 위해 다수의 사건을 계수하며,

상기 호흡 상태의 상기 심각도는, 가볍거나, 중간 정도이거나 또는 심각한 수면 무호흡 중 하나를 포함하는, 장치.

청구항 24

제17항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 장치 내의 구성요소에 상기 사건을 보고하는, 장치.

청구항 25

제24항에 있어서,

상기 구성요소는 상기 프로세서와 통신하는 시각적 표시를 포함하는, 장치.

청구항 26

제17항에 있어서,

상기 장치는 무선 송신기를 더 포함하고, 상기 프로세서는 무선 통신을 통해 상기 장치 외부의 장치에 상기 사건을 보고하는, 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원에 대한 교차 참조

[0002] 본 출원은, 2013년 3월 15일자로 출원된 미국 가출원 일련번호 제61/788,165호의 우선권을 주장하며, 그 전체가 본원에 참조로 포함된다.

[0003] 기술 분야

[0004] 본 발명의 실시예들은, 이상 검출을 위한 온 보드 내장형 프로세싱으로, 예를 들어, 대상의 하나 이상의 의료(health) 및/또는 건강(wellness) 상태(예컨대, 수면, 부정맥, 호흡 장애, 대사 및 영양 상태, 포도당 모니터링, 지질 모니터링, 신체 활동의 유형 및 강도, 열량 측정)와 관련된 사건을 자동으로 모니터링, 확인 및/또는 보고하도록 설계된 착용 가능 패치를 사용하는, 이러한 상태들의 무선 모니터링에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 수면 무호흡(SA)은, 수면 의학 분야에서 관찰되는 가장 흔한 장애이며, 다른 어떤 수면 장애보다도 더 많은 사망률 및 질병률의 원인이 된다. SA는 상기도 폐쇄의 결과로 수면 중 적절하게 호흡하지 못하는 것(무호흡 또는 저호흡으로 칭함)의 반복을 특징으로 한다.

[0006] 수면 무호흡 진단을 위해 종종 야간 수면다원검사(PSG)가 이용된다. PSG 연구는 특수한 수면 유닛에서 수행되며, 일반적으로 심전도(ECG 또는 EKG), 뇌전도(EEG), 근전도(EMG), 전기 안구도(EOG), 기류 신호, 호흡 노력, 및 산소 포화도(SaO2) 또는 산소 측정과 같은 몇몇 생리학적 기록을 모니터링하는 것을 포함한다. 모든 무호흡/저호흡 사건들을 확인하기 위해, 이들 신호는 전형적으로 수면 전문가에 의해 수동으로 분석된다. 검출된 사건의 수를 수면 시간으로 나누어 무호흡-저호흡 지수(AHI)를 계산하며, 이러한 지수는 대상의 수면 무호흡 심각도를 평가하는 데에 사용된다. 그러나 PSG 연구는, 비용과 시간이 많이 들고, 의료 시설 또는 다수의 전선으로 모니터링 장비에 연결된 다른 룸(예컨대, 사무소, 호텔 룸)에 대상이 밤새 머물 필요가 있다는 단점을 가진다. 현재의 PSG 수면 연구는, 수면 연구 후에 동작들을 수동으로 관찰하는 수면 기술자 및 비디오 카메라를 사용함으로써 움직임/동작을 모니터링한다. 몇몇 수면 연구는 400달러의 소프트웨어 라이선스와 함께 1,000 달러의 비용이 드는 운동 기록(actigraphy) 시계를 사용한다.

[0007] 지난 수 년간, 더 나은 호흡/수면 진단에 대한 수요가 증가하였다. 가정용 호흡/수면 모니터링 기법에 더욱 중점을 맞추어 왔다. 이들 기법은 대상의 공기 흐름, EKG 및 맥박 산소 측정을 모니터링한다. 이에 따라, 이들 기법은, 매우 부피가 크고 시험 대상이 착용한 장비(예컨대, 헤드기어, 홀터 모니터)와 진단 장비 사이에 연결되는 다수의 전선을 필요로 하는 상대적으로 고가의 장비(예컨대, 400 달러 내지 1,000 달러)를 필요로 한다. 대상이 착용한 장비의 부피 및 연구 내내 다수의 전선 연결을 유지할 필요성은, 시험 대상에게 있어서 연구를 매우 불편하게 만든다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 연구 중에 대상이 침대 밖으로 나가려고 하는 경우(예컨대, 화장실에 가거나, 견고 싶어하는 경우, 등), 전선을 모두 분리하고 그 후 연구를 계속하기 위해 다시 연결할 필요가 있을 것이다. 더욱이, 연구에 오류가 발생하기 쉽거나, 또는 심지어 연구 동안에 하나 이상의 전선이 분리되면 연구를 다시 수행해야 될 수도 있다. 이러한 시나리오는 모두 대상과 의료 시설 둘 다에 있어서 바람직하

지 않다.

- [0008] 적합한 시기 적절한 의료 서비스를 제공하는 데 있어서 환자 감시 및 원격 의료의 중요성이 증가하고 있다. 원격 모바일 기술이 디지털 도구 및 모바일 장치를 이용한 더 간단한 데이터 수집을 가능하게 함에도 불구하고, 현재의 환자 보고 결과에서는, 환자가 병원 내부에서 종이에 기반을 둔 방법을 사용하여 조사/설문지를 작성할 필요가 있다. 환자가 의료 시설에서 집으로 돌아감에 따라, 비용이 많이 드는 입원에서의 보고 양식과 감시 및 결과의 부족으로 인해 중요한 환자 결과가 누락될 수 있다. 또한, 수 년간 저렴한 소비자용 포켓 보수계가 있었음에도 불구하고, 지난 몇 년간, 걸음의 수를 세는 현대식 손목-착용 모니터가 도입되었다. 이러한 현대식 손목-착용 보수계는 의료 또는 건강 측정을 모니터링하는 데 있어서 실질적인 유용성을 제공하지 않는, 새로운 것에 불과하다. 온 보드 내장형 알고리즘은 비용이 많이 들고 상당한 배터리와 메모리를 필요로 하며, 이는 이들 장치의 현대식 폼 팩터를 고려할 때 한정적이므로, 이러한 장치들의 잠재적인 유용성은 또한 최대화되지 않는다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 따라서, PSG, 홀터 모니터 및 가정용 모니터링 기법과 연관된 상기 언급한 제한들을 극복하는 더 나은 모니터링 기법에 대한 필요 및 요구가 있다.

과제의 해결 수단

- [0010] 본 발명의 실시예들은, 이상 검출을 위한 온 보드 내장형 알고리즘으로, 예를 들어, 대상의 하나 이상의 의료 및/또는 건강 상태(예컨대, 수면, 부정맥, 호흡 장애, 대사 및 영양 상태, 포도당 모니터링, 지질 모니터링, 신체 활동의 유형 및 강도, 열량 측정)와 관련된 사건을 자동으로 모니터링, 확인 및/또는 보고하도록 설계된 착용 가능 패치를 사용하는, 이러한 상태들의 무선 모니터링에 관한 것이다. 또한, 이상 검출을 위한 신규 프로세싱/알고리즘과 함께, 모바일 장치, 센서 기반의 패치, 및 클라우드 기반의 컴퓨팅 및 데이터 저장 장치를 포함하는 기술적 에코시스템은, (예를 들어, 의료 및 건강 대시보드를 통해) 간병인 및 의료 전문가에게 소모품 형태로 전달된 객관적(센서) 및 주관적(모바일 어플리케이션을 통해 보고되는 환자 결과) 데이터를 둘 다 이용하여, 환자의 시기 적절한 모니터링 및 감시를 가능하게 한다. 또한, 클라우드 컴퓨팅 데이터베이스에서의 신규 프로세싱은, 의료 대시보드 상에 가시화될 수 있는 객관적 데이터(예컨대, 센서) 및 자기-보고 데이터(예컨대, 모바일 어플리케이션)로부터 의료 감시를 제공한다.

- [0011] 본원에 개시된 실시예들은, 대상의 상태를 무선으로 모니터링하는 방법을 제공한다. 이러한 방법은, 프로세서에서, 제1 기간 동안 상태를 나타내는 제1 신호를 무선으로 캡처하는 단계; 프로세서에서, 캡처된 제1 신호로부터 노이즈를 제거하여, 상태를 나타내는 제2 신호를 생성하는 단계; 프로세서에서, 제2 기간을 정의하는 윈도우를 사용하여 제2 신호의 복수의 이동 평균을 계산하는 단계; 및 임의의 윈도우 내에 상태와 관련된 사건이 존재하였는지를 판단하는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

- [0012] 도 1은 개시된 실시예에 따른 예시적인 무선 모니터링 방법을 도시한다.
 도 2a 내지 도 2c는 도 1의 방법의 예시적인 결과들을 도시하는 그래프이다.
 도 3 및 도 4는 본원에 개시된 예시적인 제1 실시예에 따른 무선 모니터링 장치를 도시한다.
 도 5는 본원에 개시된 예시적인 제2 실시예에 따른 무선 모니터링 장치를 도시한다.
 도 6은 본원에 개시된 예시적인 제3 실시예에 따른 무선 모니터링 장치를 도시한다.
 도 7 내지 도 9는 본원에 개시된 예시적인 제4 실시예에 따른 무선 모니터링 장치를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0013] 하기의 상세한 설명에서, 재료의 종류 및 치수와 같은 복수의 구체적인 상세사항은, 이하에 논의된 바람직한 실시예를 철저하게 이해하기 위해 제시된 것이다. 바람직한 실시예와 관련하여 논의된 상세사항들은, 청구된 발명을 제한하는 것으로 이해되어서는 안 된다. 더욱이, 이해를 용이하게 하기 위해, 특정 방법 단계들은 개별적인 단계들로 기술되지만, 이러한 단계들은 성능에 있어서 반드시 구별되거나 순서에 의존적인 것으로 해석되는 것

은 아니다.

[0014] 도 1은 개시된 실시예에 따른 예시적인 무선 모니터링 방법(100)을 도시한다. 바람직한 실시예에서, 방법(100)은, 예컨대 도 3 내지 도 9를 참조하여 이하에 논의되는 신규 패치(300, 400, 500, 600)와 같은 무선 착용 장치를 사용하여 구현된다. 일 실시예에서, 방법(100)은, 패치(300, 400, 500, 600)에 저장되어 패치(300, 400, 500, 600)에 포함된 프로세서 또는 다른 컨트롤러에 의해 실행되는 소프트웨어 명령으로서 구현된다. 다른 실시예들에서, 방법(100)은, 하기에 더 상세히 논의되는 바와 같이, 부분적으로는 패치(300, 400, 500, 600)에 제공되고 부분적으로는 패치로부터 멀리 떨어진 응용 프로그램(예컨대, 스마트폰 어플리케이션)에 제공된 소프트웨어 명령으로서 구현된다.

[0015] 수면 무호흡과 관련된 상태의 모니터링을 참조하여 방법(100)을 설명하지만, 방법(100)은 다른 질병, 예컨대 비제한적으로, 천식, 폐렴, 만성 폐쇄성 폐 질환(COPD), 울혈성 심부전, 부정맥, 하지 불안 증후군, 발작, 추락, 대사/영양 수준(예컨대, 포도당 및 지질 모니터링) 및 유아 돌연사 증후군(SIDS)을 모니터링 및 진단하는 데 사용될 수 있다. 의료 상태 외에도 다음과 같은 몇몇 "건강" 상태를 모니터링할 수 있다: 신체 활동 모니터링(강도 및 유형, 칼로리 소비, 및 정적(sedentary) 대 활동 분석), 영아 모니터링, 호흡으로부터의 성활동, 소리를 필요로 하는 사물 인터넷 어플리케이션, 스포츠 및 오락으로부터의 호흡 노력, 모바일 어플리케이션을 이용한 입력으로부터의 감정 분석, 및 개인의 의료, 건강 및 활동에 대한 전체적인 그림을 제공하기 위해 모바일 어플리케이션으로부터의 주관적 정보와 방법(100)으로부터의 객관적 데이터를 관련 짓는 것. 이하의 설명으로부터 명백해지는 바와 같이, 본원에 개시된 방법(100) 및 패치(300, 400, 500, 600)는, 현재 오늘날의 수면 연구에 필요한 것처럼 의료인에 의한 수동의/시각적 평가를 필요로 하지 않고, 하나 또는 다수의 메커니즘에 의해 즉시 처리 및 보고될 수 있는 (예컨대, 마이크를 통한) 소리 및 (예컨대 가속도계를 통한) 동작을 무선으로 기록할 것이다. 본 출원의 양수인은, 예를 들어 이상 검출을 위한 전기 및 신경 신호를 캡처하는 미소전극 어레이, 생리학적 모니터링(예컨대, 압력, 습도, 관성, 온도)을 위한 통합 멀티 센서, 및 생체유체 수준(예컨대, 포도당, 대사 분해물질 등)을 측정하는 미소유체 패치와 같은 프로세싱이 내장된 패치 상에 배치될 수 있는 다른 센서들을 구비하고 있다.

[0016] 방법(100)은, 대상의 호흡을 나타내는 신호(이하, "호흡 신호"로 지칭됨)를 제1 샘플링 주파수를 이용하여 무선으로 캡처하는 단계 102에서 시작된다. 일 실시예에서, 호흡 신호는, 대상이 착용한 패치(예컨대, 300, 400, 500, 600)에 포함된 마이크 또는 다른 음향 센서에 의해 캡처된다. 일 실시예에서, 샘플링 주파수는 종종 디지털 오디오 기록 장비에 사용되는 44.1 kHz이다. 그러나, 44.1 kHz 주파수는 사용 가능한 단지 하나의 예시적인 주파수이며 본원에 개시된 실시예는 44.1 kHz 주파수에만 제한되지 않는다는 것을 이해할 것이다. 필요한 것은 단지, 대상의 호흡을 적절히 샘플링하기에 충분히 빠른 속도를 이용하여 호흡 신호가 연속적으로 캡처되는 것이다. 일 실시예에서, 대부분의 생물학적 과정들은 더 낮지 않더라도 1 내지 2 Hz 에 더 가까운 주파수에서 발생하므로, 일반적으로 의료 및 건강 모니터링에 적용되는 바와 같이, 소리가 캡처되는 주파수는 매우 감소되어, 메모리 및 전력을 위한 요건을 낮출 수 있다. 이러한 감소는 또한, 생물학적 과정들이 일반적으로 낮은 주파수에서 발생하므로, 검출 가능한 사건들 사이의 초, 분, 시간, 일 또는 주 단위의 다른 센서를 이용하는 다른 실시예에 적용될 수 있다.

[0017] 대상의 호흡에 의해 야기된 소리는 기록 가능한 다른 리드미컬한 소리 또는 부수적인 소리의 배경에서 식별 가능해야 한다는 것을 이해할 것이다. 본원에 개시된 실시예들은 관련 없는 소리들을 필터링하도록 보정되었다. 다양한 대상으로부터 데이터가 수집되어 분석되었다. 통계적 분석, 주파수 분석, 신호 처리, 및 다양한 호흡, 심장 박동 및 다른 소리들의 파워 스펙트럼을 이용하여 디지털 프로파일을 발생시켰으며, 이는 단계 102에서 호흡 신호에 집중하는 데 이용될 수 있는 호흡률(예컨대, 정상적이거나 비정상적인 들숨/날숨), 호흡 패턴(예컨대, 리드미컬함) 및 호흡의 질(예컨대, 정상적임, 얇음)을 특징으로 한다. 이들 프로파일은 가벼운 수면 무호흡, 중간 정도인 수면 무호흡, 및 심각한 수면 무호흡을 구별하는 데에 사용될 수 있다. 예를 들어, 마이크 센서가 호흡 소리에 추가로 맥박을 캡처할 수 있다. 맥박은 분당 60회 내지 100회 정도로 뛰는 반면 호흡은 전형적으로 분당 20회 미만일 것이므로, 이들 두 가지 소리에 대한 프로파일은 꽤 상이할 것이다. 주파수 분석은 두 개의 프로파일을 구별할 수 있고, 더 높은 주파수 프로파일을 필터링할 수 있다. 프로파일의 규칙적인 특성을 방해하는 이상들은, 주파수 및 무호흡 사건과 같은 이상의 심각도를 평가하는 데에 사용될 수 있다.

[0018] 개시된 실시예 및 이의 내장형 프로세싱/알고리즘은, 상이한 소리들의 디지털 프로파일을 생성하고, 이들을 구별하고, 필요한 경우 일부 프로파일을 필터링하고, 적절한 기간 동안 사용자를 모니터링함으로써 결정된 사용자 특유의 정상 프로파일을 방해하는 이상 사건을 식별할 수 있다. 프로세싱은, 언급된 목적을 또한 달성하기 위해 데이터 전송 요건뿐만 아니라 이용 가능 자원, 예컨대 배터리 및 이용 가능 메모리가 적을 가능성을 또한 고려

한다. 실시예들은, 신중하게 선택된 재료/구성요소들의 프로그램, 설계된 전기 배선, 및 유선 시스템을 생성하는 설계된 내장형 소프트웨어 아키텍처를 이용하는 한편, 배터리 및 메모리 공간을 관리하고 무선 송신을 제공할 수 있는 알고리즘/프로세싱을 또한 포함한다. 개시된 실시예들은 20 Hz 내지 300 Hz에서 정보를 수집할 수 있는 마이크를 성공적으로 구현하고 사용한다. 대조적으로, 300 Hz 내지 3000 Hz 응답을 필요로 하는 휴대폰에 사용되는 전형적인 MEMS 마이크는 저조한 낮은 주파수 응답을 겪을 것이다. 개시된 실시예들은 또한 대상을 향하거나 대상으로부터 떨어져야 하는 마이크의 위치 조정에서 직면하는 어려움을 해결한다. 음원 가까이에 장착된 마이크는 과도한 낮은 주파수 응답 및 왜곡을 겪을 수 있다. 이는 전체 구조가 동일한 소리로부터 진동하는 것과 동시에 음압이 도달하기 때문이다. 이는 주파수에 따라 달라지는 신호 취소 및 증강을 야기한다.

[0019]

단계 104에서, 캡처된 호흡 신호는 훨씬 더 낮은 제2 주파수로 다운 샘플링된다. 일 실시예에서, 신호는 100 Hz로 다운 샘플링된다. 그러나, 100 Hz 주파수는 사용 가능한 단지 하나의 예시적인 주파수이며 본원에 개시된 실시예는 100 Hz 주파수에만 제한되지는 않는다는 것을 이해할 것이다. 이러한 수준은, 목표가 되는 특정 프로파일 및 데이터를 캡처하기 위해 이용 가능한 자원을 기반으로 조정될 수 있다. 이는 후속 단계들에서 분석될 필요가 있는 데이터의 양을 감소시킨다. 도 2a는 100 Hz로 다운 샘플링된 예시적인 캡처된 신호(202)를 포함하는 그래프이다.

[0020]

대상을 모니터링 하는 동안 노이즈가 존재할 수 있고 이러한 노이즈는 캡처되는 신호에 영향을 줄 수 있다는 것을 이해할 것이다. 예를 들어, 배경 잡음, 실내 공기로부터의 주변 소음, 및/또는 호흡 신호를 캡처할 때 픽업될 수 있는 전기적 잡음이 있을 수 있다. 캡처되는 데에 요구되는 표적 신호는, 배경 잡음의 일부로서 또는 센서에 의해 발생된 고유한 아티팩트로서 캡처되는 주변 소음보다 더 높은 강도로 이루어질 필요가 있음을 이해할 것이다. 따라서, 단계 106에서, 방법(100)은 캡처된 호흡 신호에 존재하는 노이즈의 양을 추정한다. 일 실시예에서, 일정 기간 동안 캡처된 신호 강도의 분포의 표준 편차의 2배보다 낮은 강도를 가진 신호의 일부를 필터링함으로써 노이즈가 추정된다. 일 실시예에서, 기간은 10초이지만, 노이즈를 추정한 방법은 본원에 개시된 실시예를 제한하지 않는다는 것을 이해할 것이다. 단지 요구되는 것은, 방법(100)이 이후에 단계 108에서 캡처된 신호로부터 제거될 수 있는 낮은 강도의 인위적인 주변 소음을 추정하기 위한 일부 프로세싱을 포함하는 것이다. 일 실시예에서, 단계(106)에서 추정된 노이즈는, 단계 104에서 달성된 다운 샘플링된 호흡 신호로부터 간단하게 제거된다. 다른 노이즈 제거 과정이 단계 108에서 사용될 수 있음을 이해할 것이다.

[0021]

도 2b는 단계 108로부터 생성되는 예시적인 "노이즈-제거된" 호흡 신호(204)를 포함하는 그래프를 도시한다. 즉, 캡처된 호흡 신호는, 절대 강도 상에서의 신호 편차 및 베이스라인 노이즈를 결정하기 위해 예를 들어 10초의 기간 동안 측정되었다. 그 후 표준 편차를 결정하고 호흡 신호로부터의 낮은 강도의 "버즈"를 필터링하는 데 이용하였다. 이처럼, 호흡 신호의 피크는 분명해지고, 평가를 위해 사용될 수 있다(도 2b에 도시된 바와 같음). 그 후 무호흡 사건과 같은 이상 사건들이 알고리즘을 이용하여 결정된다. 일 실시예에서, 단계 110에 나타난 바와 같이, 이상 호흡 정지를 판단하기 위해, 미리 결정된 시간 윈도우에 걸친 이동 평균이 디지털 신호 강도 상에서 계산된다. 일 실시예에서, 10 초 윈도우가 무호흡 사건에 상응하기 때문에 이용된다(즉, 수면 무호흡 사건은 호흡이 없는 10초 이상임). 다른 호흡 이상을 진단하는 데 이용되는 실시예들에서, 윈도우는 10초보다 크거나 작을 수 있고, 또는 표적이 되고 있는 이상의 성질에 따라 대안적인 알고리즘이 사용될 수 있다. 표적이 되고 있는 신호 및 검출되는 이상의 성질을 기초로, 다양한 이상 사건을 확인하기 위해 다양한 대안적인 알고리즘이 사용됨을 이해할 것이다.

[0022]

도 2c는 도 2b에 도시된 노이즈-제거된 신호(204)의 10초 이동 평균을 나타내는 신호(206)를 도시하는 그래프이다. 방법(100)은, 10초 윈도우 내에 임의의 사건이 있었는지를 판단하기 위해 이러한 이동 평균 신호(206)를 사용한다(단계 112). 예를 들어, 이동 평균 신호(206)가 0의 값을 가질 때면 언제든지 사건이 검출된다. 도 2c에 도시된 예에서, 신호(206)가 세 지점에서 0이므로 이 기록에서는 3개의 사건(208a, 208b, 208c)이 검출된다. 방법(100)은 이들 검출된 사건(208a, 208b, 208c)을 기록하기 위해 (단계 112)의 일부로서 고유의 카운터를 사용한다. 방법(100)은 계속해서 단계 114에서 사건들을 "기록"한다. 사건의 기록은 다양한 방식으로 발생할 수 있다. 일 실시예에서, 하기에 더 상세히 논의되는 바와 같이, 대상이 착용한 장치는, 일정 기간 동안, 전형적으로는 하룻밤 동안 검출된 사건(208a, 208b, 208c)과 같은 무호흡 사건들의 수에 기초하여 무호흡 수준(예컨대, 가벼움, 중간 정도, 심각함)을 시작적으로 표시하기 위한 상태 LED를 포함할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 사건의 수는 대상이 착용한 장치로부터 전송될 수 있고, 그에 따라 정보는 장치와 통신하는 컴퓨터, 클라우드 컴퓨팅 인프라 또는 스마트폰 어플리케이션에 의해 처리될 수 있다. 더욱이, 사건 정보(및 사건의 시간)은 후속 평가를 위해 대상이 착용한 장치 상의 및/또는 장치에서 멀리 떨어진 메모리에 저장될 수 있다.

[0023]

따라서, 방법(100)은 특정 시간 윈도우에 집중하고 그러한 윈도우 동안에 사건(예컨대, 무호흡)이 발생했는지를

판단한다는 것을 이해할 수 있다. 그 후 사건의 수가 분석되어, 고비용 및/또는 큰 부피의 장비에 대한 필요 및 의료인에 의한 수동적 평가의 필요 없이, 대상의 수면 무호흡 또는 다른 호흡 상태의 심각도를 판단할 수 있다. 방법(100)은 오직 제한된 양의 데이터(예컨대, 사건 및 사건의 시간)를 저장하며, 따라서 매우 낮은 메모리 및 컴퓨팅 요건을 가진다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 이러한 시스템으로 가정용 모니터링 및 환자 감시가 개선된다.

[0024]

일 실시예에서, 패치(예컨대, 300, 400, 500, 600)는 가속도계 형태의 동작 센서를 포함할 것이다. 가속도계는, 3개의 축 상에서 시간 경과에 따른 동작 변화 속도(즉, 가속도)를 측정한다. 일 실시예에서, 동작 센서는, 전형적으로 갑작스러운 깨어남, 주기적인 팔다리 움직임, 또는 갑작스러운 숨가쁨과 연관된 갑작스러운 움직임을 검출하는 데 사용될 것이다. 일 실시예에서, 이러한 데이터는 예컨대 무호흡 사건과 같은 특정한 수면 사건을 확인하기 위해 음향 데이터와 연관된다.

[0025]

상기 언급한 바와 같이, 일 실시예에서, 방법(100)은, 대상이 착용한 패치에 저장되어 패치에 포함된 프로세서 또는 다른 컨트롤러에 의해 실행되는 소프트웨어 명령으로서 구현된다. 도 3 및 도 4는 상기 논의된 방법(100)을 구현하기 위해 사용될 수 있는 하나의 예시적인 패치(300)를 도시한다. 패치(300)의 가장 낮은 레벨은, 일 측이 대상에 적용되고 제2의 측이 패치(300)의 다른 층을 지지하는 접착층(310)이다. 일 실시예에서, 접착층(310)은 화이트 폴리에틸렌 발포체, 예를 들어 공격적인 의료 등급 압력-감지 접착제(예컨대, MA-46 아크릴 의료 등급 접착제)와 같은 접착체로 코팅된 1/16" 4# 가교 폴리에틸렌 발포체를 포함한다. 도시되지는 않았지만, 접착체 측은 라이너 또는 박리지, 예컨대 실리콘 처리된 폴리코팅 박리지(예컨대, 84# 실리콘 처리된 폴리코팅 크라프트 박리지)에 의해 보호될 수 있다. 실시예들은 본원에 논의된 기재, 접착제 또는 라이너(사용되는 경우)의 종류로 한정되지 않으며, 패치(300)를 형성하기 위해 어떠한 적합한 기재, 접착제 또는 라이너를 사용해도 된다는 것을 이해할 것이다.

[0026]

도시된 실시예에서, 접착층(310) 상에, 상부에 또는 내부에 전력원(320)이 위치된다. 일 실시예에서, 전력원(320)은 Cymbet Corp. 또는 Infinite Power Solutions에 의한 박막 배터리이며, 대안적으로 Panasonic BR3032 3V Lithium Coin 배터리를 사용할 수 있다. 전력원(320) 상에 또는 상부에 연성 회로 기판(PCB)(330)이 위치된다. 연성 회로 기판(330)은 하나 이상의 층을 포함할 수 있으며, 또한 상기 논의된 방법(100)을 구현하는 데 사용되는 복수의 전자 구성요소 및 배선을 포함한다. 도시된 구성요소는 마이크로컨트롤러(340), 음향 센서(336)(예컨대, 마이크), 동작 센서(338)(예컨대, 가속도계), 메모리 장치(334), 및 복수의 LED(332)를 포함한다. 원하는 경우, 다른 능동(예컨대 다이오드, LED) 또는 수동(예컨대, 커패시터, 레지스터) 전자 구성요소, 기계적 구성요소(예컨대, 온/오프 스위치) 및/또는 통신 구성요소(예컨대, RS-232 또는 JTAG 포트)가 PCB(330)에 포함될 수 있다. 이러한 추가적 구성요소들의 예는, TDK C1005X5R0J474K 또는 Yageo CC0402JRNPO9BN120 커패시터, 및 Panasonic ECG ERJ-2GEOR00X 레지스터를 포함하되, 이에 제한되지 않는다. PCB(330)의 전자 구성요소에 대한 전력은 전력원(320)에 연결된 비아(322)를 통해 수신된다. 도시되지는 않았지만, PCB(330)의 구성요소들은, 패치(300)의 PCB(330) 또는 다른 층들에 형성되거나 이에 부착된 배선에 의해 상호연결된다. 적합한 배선의 예로는, 예컨대 내장된 가는 구리선, 에칭된 은도금, 도전성 폴리머 또는 연성 회로 기판이 포함되며, 이들 배선은 전부 매우 연성을 띠고, 용이하게 이용 가능하다.

[0027]

일 실시예에서, 패치(300)의 상부는, 패치(300)의 구성요소들 및 다른 층들에 대한 보호(예컨대, 방수)를 제공하기 위해 보호 코팅(350)에 의해 밀봉된다. 음향 센서(336)의 전부 또는 일부를 드러내도록 하나 이상의 노치(미도시)가 코팅(350)을 관통하여 제공될 수 있다. 일 실시예에서, 코팅(350)은 적어도 LED(332)를 포함하는 패치의 일부의 상부에서 투시되어, LED(332)가 보이게 되어 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 코팅(350)은 패치(300)가 대상 및 다른 사람들에게 심미적으로 만족스럽게 되도록 하는 디자인 및/또는 색상을 포함할 수 있다.

[0028]

이해할 수 있는 바와 같이, 마이크로컨트롤러(340)는 방법(100)의 단계들을 전부 구현할 것이다. 메모리(334)는 마이크로컨트롤러(340)의 제어 하에서 방법(100)을 구현하는 데 필요한 교정 테이블, 소프트웨어 명령 및/또는 다른 데이터를 포함할 수 있다. 마이크로컨트롤러(340)는 음향 센서(336) 및/또는 동작 센서(338)에 의해 수신된 신호를 입력하고, 도 1을 참조하여 기술된 프로세싱을 수행하고, 검출된 사건들을 "보고"할 것이다. 도시된 실시예에서, 패치(300)는 다양한 가능한 의료/사건 상태에 대한 다양한 색상을 가질 수 있는 LED(332)를 통해 사건들을 "보고"할 것이다. 예를 들어, LED(332)는 정상 수면/호흡(즉, 무호흡 없음)을 나타내는 하나의 색상, 가벼운 무호흡에 대한 하나의 색상, 중간 정도의 무호흡에 대한 하나의 색상 및/또는 심각한 무호흡에 대한 하나의 색상, 또는 이들의 임의의 조합을 가질 수 있다. 또한, LED(332) 중 하나는 출력 표시기로서 사용될 수 있다. 상기 언급한 바와 같이, 검출된 사건 및 다른 정보(예컨대, 사건의 시간)은, Mongo DB와 같은 비구조화 데이터베이스 소프트웨어, Python 데이터 스택으로 구축된 실시간 의료 대시보드, HTML5 웹 페이지, 및 자바스크

립트 그래픽 라이브러리를 기초로 한, (통신 또는 JTAG 포트를 통한) 후속 다운로드 및 예컨대 컴퓨터, 클라우드 컴퓨팅 데이터베이스와 같은 외부 장치에 의한 처리를 위해, 메모리(334)에 저장될 수 있다.

[0029]

도 5는 상기 논의된 방법(100)을 구현하는 데 사용될 수 있는 또 다른 예시적인 패치(400)를 도시한다. 패치(400)의 가장 낮은 레벨은 일 측이 대상에 적용되고 제2 측이 패치(400)의 다른 층을 지지하는 접착층(410)이다. 접착층(410)은, 패치(300)를 참조로 상기 논의된 재료와 동일한 재료를 포함할 수 있다. 그러나, 실시예들은 본원에 논의된 기재, 접착제 또는 라이너(사용되는 경우)의 종류로 한정되지 않으며, 패치(400)를 형성하기 위해 어떠한 적합한 기재, 접착제 또는 라이너를 사용해도 된다는 것을 이해할 것이다.

[0030]

도시된 실시예에서, 접착층(410) 상에, 상부에 또는 내부에 전력원(420)이 위치된다. 일 실시예에서, 전력원(420)은 패치(300)에 대해 상기 논의된 것과 같은 박막 배터리이다. 전력원(420) 상에 또는 상부에 연성 회로 기판(PCB)(430)이 위치된다. 연성 회로 기판(430)은 하나 이상의 층을 포함할 수 있으며, 또한 상기 논의된 방법(100)을 구현하는 데 사용되는 복수의 전자 구성요소 및 배선을 포함한다. 도시된 구성요소는 마이크로컨트롤러(440), 음향 센서(436)(예컨대, 마이크), 동작 센서(438)(예컨대, 가속도계), 메모리 장치(434), 통신 집적 회로(IC)(433), 및 적합한 배선(435)에 의해 통신 IC(433)에 연결된 안테나(432)를 포함한다. 일 실시예에서, 통신 IC(433)는 무선 블루투스 통신(예컨대, Texas Instrument CC2540 2.4GHz Bluetooth Low Energy System-on-Chip)을 구현한다. 그러나, 어떠한 유형의 무선 통신도 구현될 수 있으며 이에 따라 통신 IC(433)는 블루투스 통신을 수행할 수 있는 집적 회로에만 제한되지는 않는다는 것을 이해할 것이다. 또한, 원하는 경우, 다른 능동(예컨대 다이오드, LED) 또는 수동(예컨대, 커패시터, 레지스터) 전자 구성요소, 기계적 구성요소(예컨대, 온/오프 스위치) 및/또는 통신 구성요소(예컨대, RS-232 또는 JTAG 포트)가 PCB(430)에 포함될 수 있다는 것을 이해할 것이다. PCB(430)의 전자 구성요소에 대한 전력은, 패치(300)(예컨대, 도 4)에 대해 도시된 방식과 유사한 방식으로, 전력원(420)에 연결된 비아(미도시)를 통해 수신된다. 도시되지는 않았지만, PCB(430)의 구성요소들은, 패치(400)의 PCB(430) 또는 다른 층들에 형성되거나 이에 부착된 배선에 의해 상호연결된다. 적합한 배선의 예로는, 예컨대 내장된 가는 구리선, 에칭된 은도금, 도전성 폴리머 또는 연성 회로 기판이 포함되며, 이들 배선은 전부 매우 연성을 띠고, 용이하게 이용 가능하다.

[0031]

일 실시예에서, 패치(400)의 상부는, 패치(300)를 참조하여 상기 논의된 코팅과 유사한 보호 코팅에 의해 밀봉된다. 음향 센서(436) 및/또는 안테나(432)의 전부 또는 일부를 드러내도록 하나 이상의 노치가 코팅을 관통하여 제공될 수 있다. 패치(300)에 사용된 코팅과 달리, 패치(400)에 사용된 코팅은, LED 또는 다른 시각적 표시기가 PCB(430)에 포함되어 있지 않는 한, 투시될 필요가 없을 것이다. 추가적으로 또는 대안적으로, 코팅은 패치(400)가 환자 및 다른 사람들에게 심미적으로 만족스럽게 되도록 하는 디자인 및/또는 색상을 포함할 수 있다.

[0032]

일 실시예에서, 마이크로컨트롤러(440)는 방법(100)의 단계들을 전부 구현할 것이다. 메모리(434)는 마이크로컨트롤러(440)의 제어 하에서 방법(100)을 구현하는 데 필요한 교정 테이블, 소프트웨어 명령 및/또는 다른 데이터를 포함할 수 있다. 마이크로컨트롤러(440)는 음향 센서(436) 및/또는 동작 센서(438)에 의해 수신된 신호를 입력하고, 도 1을 참조하여 기술된 프로세싱을 수행하고, 검출된 사건들을 "보고"할 것이다. 도시된 실시예에서, 패치(400)는 사건 데이터(예컨대, 검출된 사건, 검출된 사건의 시간)를 외부 장치(예컨대, 컴퓨터, 스마트폰)으로 전송함으로써 사건들을 "보고"할 것이다. 외부 장치는, 그 후 원하는 대로 사건 데이터를 표시, 출력 및/또는 기록할 수 있다. 상기 언급한 바와 같이, 검출된 사건 및 다른 정보(예컨대, 사건의 시간)는, (통신 또는 JTAG 포트를 통한) 후속 다운로드, 및 예컨대 컴퓨터와 같은 외부 장치에 의한 처리를 위해, 메모리(434)에 저장될 수 있다.

[0033]

도 6은 도 5의 패치(400)와 유사한 패치(500)의 예를 도시한다. 즉, 패치(500)는 상기 논의된 방법(100)을 구현하는 데 사용될 수 있다. 패치(500)의 가장 낮은 레벨은 일 측이 대상에 적용되고 제2 측이 패치(500)의 다른 층을 지지하는 접착층(510)이다. 접착층(510)은, 패치(300)를 참조로 상기 논의된 재료와 동일한 재료를 포함할 수 있다. 그러나, 실시예들은 본원에 논의된 기재, 접착제 또는 라이너(사용되는 경우)의 종류로 한정되지 않으며, 패치(500)를 형성하기 위해 어떠한 적합한 기재, 접착제 또는 라이너를 사용해도 된다는 것을 이해할 것이다.

[0034]

그러나, 도시된 실시예에서는, 연성 회로 기판(PCB)(530) 및 안테나(532)와 동일한 레벨 상에서 접착층(510) 상에, 상부에 또는 내부에 전력원(520)이 위치된다. 일 실시예에서, 전력원(520)을 포함하는 접착층(510)의 일부는, PCB(530)와 안테나를 포함하는 층(51)의 일부 밑으로 접힐 수 있다. 이러한 구성에서, 대상의 피부와 접촉하게 되는 접힌 층(510)의 일부에 접착제가 적용될 것이다. 이는, 패치가 사용된 후에 두 부분이 분리될 수 있

게(파선 참조) 할 것이다(하기에 상세히 논의됨). 전력원(520)은, 적합한 배선 또는 비아(522)를 이용하여 PCB(530)에 연결된다. 일 실시예에서, 전력원(520)은 패치(500)에 대해 상기 논의된 것과 같은 박막 배터리이다. 연성 회로 기판(530)은 하나 이상의 층을 포함할 수 있으며, 또한 상기 논의된 방법(100)을 구현하는 데 사용되는 복수의 전자 구성요소 및 배선을 포함한다. 도시된 구성요소는 마이크로컨트롤러(540), 음향 센서(536)(예컨대, 마이크), 동작 센서(538)(예컨대, 가속도계), 메모리 장치(534), 및 적합한 배선(535)에 의해 안테나(532)에 연결된 통신 집적 회로(IC)(533)를 포함한다. 일 실시예에서, 통신 IC(533)는 무선 블루투스 통신을 구현한다. 그러나, 어떠한 유형의 무선 통신도 구현될 수 있으며 이에 따라 통신 IC(533)는 블루투스 통신을 수행할 수 있는 집적 회로에만 제한되지 않는다는 것을 이해할 것이다. 또한, 원하는 경우, 다른 능동(예컨대 다이오드, LED) 또는 수동(예컨대, 커패시터, 레지스터) 전자 구성요소, 기계적 구성요소(예컨대, 온/오프 스위치) 및/또는 통신 구성요소(예컨대, RS-232 또는 JTAG 포트)가 PCB(530)에 포함될 수 있다는 것을 이해할 것이다. 도시되지는 않았지만, PCB(530)의 구성요소들은, 패치(500)의 PCB(530) 또는 다른 층들에 형성되거나 이에 부착된 배선에 의해 상호연결된다. 적합한 배선의 예로는, 예컨대 내장된 가는 구리선, 에칭된 은도금, 도전성 폴리머 또는 연성 회로 기판이 포함되며, 이들 배선은 전부 매우 연성을 띠고, 용이하게 이용 가능하다.

[0035] 일 실시예에서, 패치(500)의 상부는, 패치(300)를 참조하여 상기 논의된 코팅과 유사한 보호 코팅에 의해 밀봉된다. 음향 센서(536) 및/또는 안테나(532)의 전부 또는 일부를 드러내도록 하나 이상의 노치가 코팅을 관통하여 제공될 수 있다. 패치(300)에 사용된 코팅과 달리, 패치(500)에 사용된 코팅은, LED 또는 다른 시각적 표시기가 PCB(530)에 포함되어 있지 않는 한, 투시될 필요가 없을 것이다. 추가적으로 또는 대안적으로, 코팅은 패치(500)가 대상 및 다른 사람들에게 심미적으로 만족스럽게 되도록 하는 디자인 및/또는 색상을 포함할 수 있다.

[0036] 일 실시예에서, 마이크로컨트롤러(540)는 패치(400)의 마이크로컨트롤러(440)와 동일한 방식으로 방법(100)의 단계들을 전부 구현할 것이다. 마찬가지로, 메모리(534)는 마이크로컨트롤러(540)의 제어 하에서 방법(100)을 구현하는 데 필요한 교정 테이블, 소프트웨어 명령 및/또는 다른 데이터를 포함할 수 있다. 마이크로컨트롤러(540)는 음향 센서(536) 및/또는 동작 센서(538)에 의해 수신된 신호를 입력하고, 도 1을 참조하여 기술된 프로세싱을 수행하고, 검출된 사건들을 "보고"할 것이다. 도시된 실시예에서, 패치(500)는 사건 데이터(예컨대, 검출된 사건, 검출된 사건의 시간)를 외부 장치(예컨대, 컴퓨터, 스마트폰)으로 전송함으로써 사건들을 "보고"할 것이다. 외부 장치는, 그 후 원하는 대로 사건 데이터를 표시, 출력 및/또는 기록할 수 있다. 상기 언급한 바와 같이, 검출된 사건 및 다른 정보(예컨대, 사건의 시간)는, (통신 또는 JTAG 포트를 통한) 후속 다운로드, 및 예컨대 컴퓨터와 같은 외부 장치에 의한 처리를 위해, 메모리(534)에 저장될 수 있다.

[0037] 도 7 내지 도 9는, 본원에 개시된 예시적인 제4 실시예에 따른 무선 모니터링 패치(600)를 도시한다. 내부적으로, 패치(600)는 상기에서 확인한 전자 구성요소들 및 회로 중 임의의 것을 포함할 수 있으며, 본원에 개시된 방법(100)을 실행할 수 있을 것이다. 예시적인 실시예에서, 패치(600)는, 패치(600)의 내부 회로에 연결된 구성요소(606)를 노출시키는 구멍(605)을 가진 내구성 있는 발포체로 이루어진 외부 커버(602)를 포함한다. 도시된 실시예에서, 구성요소(606)는 상기 논의된 다색 LED 및 예컨대 온/오프 버튼으로서 사용될 수 있는 다색 백라이트를 구비한 버튼이다.

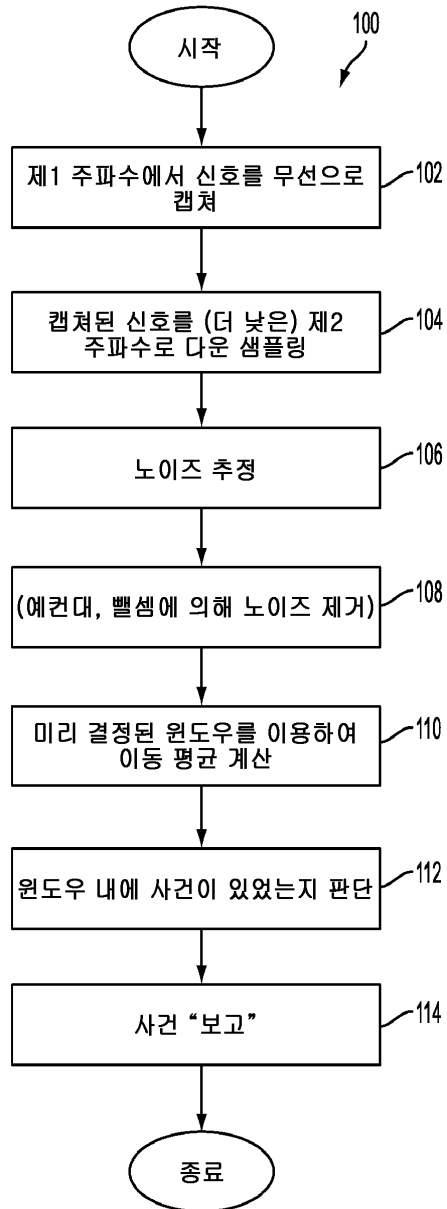
[0038] 예시적인 커버(602)는 또한 외부 연결(예컨대, USB 장치)을 위한 포트(608) 및 배터리를 위한 액세스 트레이(614)를 포함한다. 패치(600)의 저부는, 접촉 패드(610) 및 패드(610)와 커버(602) 사이에서 패치(600)의 내부 구성요소/회로를 지지하는 반가요성 프레임(616)을 포함한다. 일 실시예에서, 커버(602), 내부 구성요소, 프레임(616) 및 패드(610)는 함께 접합된다. 도시된 예에서, 패드(610) 및 프레임(616)은 패치(600)의 내부 구성요소(613)를 노출시키는 구멍(612)을 포함한다. 도시된 실시예에서, 구성요소(613)는 마이크이다.

[0039] 방법(100)을 구현하는 데 사용된 패치와 상관 없이 가능한 한 많은 구성요소를 절약하고 재사용하는 것이 바람직하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 즉, 패치(300, 400, 500, 600)는 여러 층들을 포함하기 때문에, 원하는 구성요소/층을 일회용 접착층으로부터 분리하고 구성요소/층을 새로운 미사용 접착층에 적용함으로써 가장 고가의 장비 중 일부 또는 전부를 재사용하도록 패치(300, 400, 500, 600)를 구성하는 것이 가능하다. 예시적인 구성은 다음을 포함한다: (1) 배터리 및 안테나를 구비한 일회용 접착층 및 나머지 전자부품(예컨대, PCB, 마이크로컨트롤러, 메모리, 센서, 통신 IC, LED 등)을 포함하는 다른 재사용 가능한 층들을 구비함; (2) 배터리를 구비한 일회용 접착층 및 나머지 전자부품(예컨대, PCB, 마이크로컨트롤러, 메모리, 센서, 통신 IC, 안테나, LED 등)을 포함하는 다른 재사용 가능한 층들을 구비함; 또는 (3) 일회용 전자부품 및 전력원을 가진 전체 패치를 구비함.

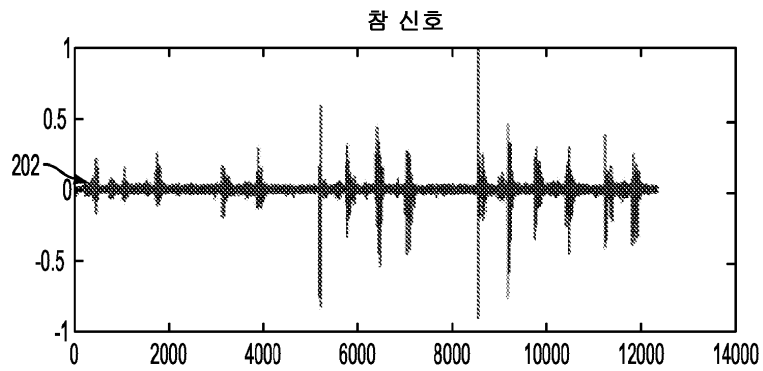
- [0040] 일 실시예에서, 패치(300, 400, 500, 600)는 (도 9에 도시된 바와 같이) 대상의 목에 배치되고, 이는 편안한 위치 및 강한 호흡 신호 둘 다를 제공한다. 다른 가능한 위치로는 대상의 볼, 코 또는 가슴이 포함된다. 목에서의 위치는 호흡 소리의 캡처를 가능하게 할뿐만 아니라, 혈관으로부터의 음향 소리와 같은 다른 생체 신호들을 캡처할 수 있다. 개시된 알고리즘의 효율적인 프로세싱 및 계산은, 무선이며 더욱 중요하게는 그 후 가슴이나 팔 다리를 포함한(즉, 단지 목이나 코 위가 아닌) 신체의 임의의 부분에 부착될 수 있는 작은 크기의 장치를 가능하게 한다. 따라서, 개시된 프로세싱은 의료 상태로서 주기적인 사지 동작 신체 재활을 측정할 수 있거나, 또는 신체 활동을 위한 새로운 수준의 활동을 모니터링할 수 있다.
- [0041] 개시된 알고리즘/프로세싱은 객관적 데이터를 수집하기 위해 센서 장치 내부에서 의료 모니터링에 사용될 수 있거나, 또는 알고리즘/프로세싱은 예컨대 스마트폰 어플리케이션, 클라우드 컴퓨팅 데이터베이스, 및/또는 의료 대시보드에 의존하는 의료 감시 도구로서 사용될 수 있다. 의료 감시 모드에서, 개시된 알고리즘/프로세싱은 센서 및 어플리케이션으로부터 데이터 스트림을 종합할 것이고, 클라우드 데이터베이스에 상주하는 알고리즘은 이상점 활동 또는 패턴에 대한 미리 프로그래밍된 규칙들에 기초하여 실시간 계산을 수행할 것이다. 장치 또는 클라우드 데이터베이스에 내장된 규칙/알고리즘이 이상점 또는 이상 패턴을 검출하면, 의료 대시보드 상에 디지털 시각화가 생성됨에 따라, 더 많은 도움을 필요로 할 수 있는 환자를 의사 또는 간호사가 확인할 수 있다. 다시 말해서, 알고리즘은 적색-황색-녹색 대시보드를 생성한다. 이러한 데이터 시각화는 의사 또는 간호사에 제한되지 않고, 소비자 자신의 장치 또는 스크린 상에 제공될 수 있다. 일 실시예에서, 스마트폰 어플리케이션은 자연 언어 처리 기법을 이용하여 분석되고 센서 데이터에 연결될 사용자에게 의해 입력된 정보를 캡처하여, 사용자의 지각 및 경험을 제공 및 인증할 뿐만 아니라, 사용자에게 끼치는 어떠한 이상의 주관적이고 지각적인 영향에 대해 간병인 및 사용자에게 정보를 제공한다.
- [0042] 본원에 개시된 방법(100) 및 패치(300, 400, 500, 600)는 기존의 모니터링 기법에 비해 수많은 이점을 제공한다. 예를 들어, 개시된 모니터링은 사용된 구성요소들에 대해 저렴한 방식으로 수행될 수 있다. 이는, 다수의 센서로부터 전체 저녁 시간의 정보 가치를 저장 및 처리하는 것이 아니라, 소량의 데이터(예컨대, 사건, 사건의 시간)를 처리하고 저장하여, 더 작은 메모리 및 더 적은 계산의 사용을 가능하게 함으로써, 부분적으로 달성된다. 사용된 구성요소 및 방법(100)에 의해 수행된 프로세싱은 작은 전력원의 사용을 가능하게 하며, 이는 제거되거나 후속으로 사용될 또 다른 전력원으로 대체될 수 있다. 이와 같이, 패치(300, 400, 500, 600)는 모두 대상에 의해 용이하게 입수 가능할 것이다. 더욱이, 상기 논의된 바와 같이, 패치(300, 400, 500, 600)의 작은 크기 및 전선의 부재는 개시된 실시예를 훨씬 더 사용하기 편하게 만들고, (현재의 기법에서 연결이 끊어진 전선과 관련된 것들과 같은) 오류를 겪을 가능성이 작다. 또 다른 이점은, 무결결성의 상호 운용 가능한 기술적 에코시스템을 생성하기 위해 알고리즘이 하드웨어 및 소프트웨어 솔루션을 통합한다는 점이다. 상호 운용에 대한 필요성은, 특히 가정-기반 및 원격 모니터링 환경의 의료 정보 기술 공간에서 상당히 충족되어 있지 않다.
- [0043] 상술한 예들은 단지 설명을 위한 것이며, 결코 제한적인 것으로 해석되어서는 안 된다. 다양한 실시예가 참조되지만, 본원에 사용된 단어들은 제한적인 단어가 아니라, 설명 및 예시를 위한 단어이다. 나아가, 특정 수단, 재료 및 실시예들에 대한 참조가 도시되어 있지만, 본원에 개시된 상제를 제한하는 것이 아니다. 오히려 실시예들은, 첨부된 청구범위의 범주 내에 있는 것과 같이 기능적으로 동등한 모든 구조, 방법 및 용도들도 포함한다.
- [0044] 추가적으로 요약서의 목적은, 일반적으로는 특허청 및 일반 대중이, 특허 특허 또는 법률 용어 및 어법에 익숙하지 않은 당분야의 과학자, 기술자 및 의사가 피상적인 검토로 출원의 기술적인 개시내용의 본질을 신속히 판단할 수 있게 하는 것이다. 요약서는 어떤 식으로든 본 발명의 범주를 제한하려는 것이 아니다.

도면

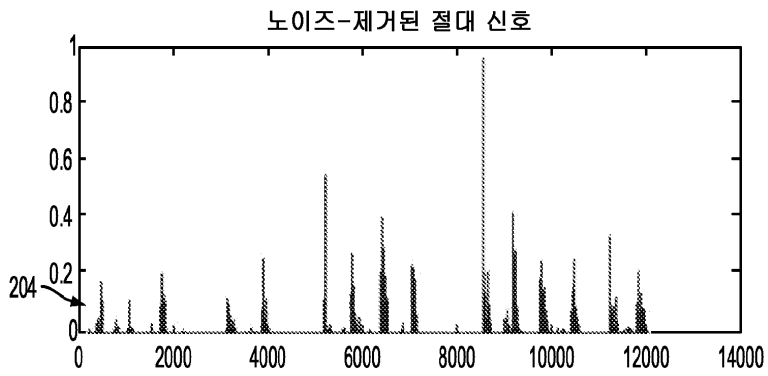
도면1



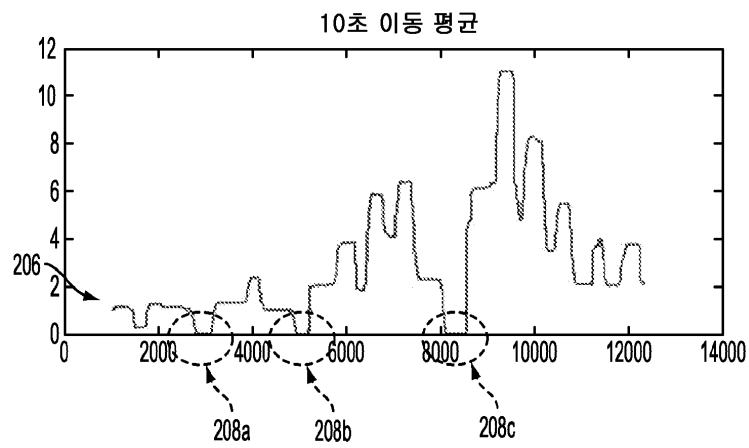
도면2a



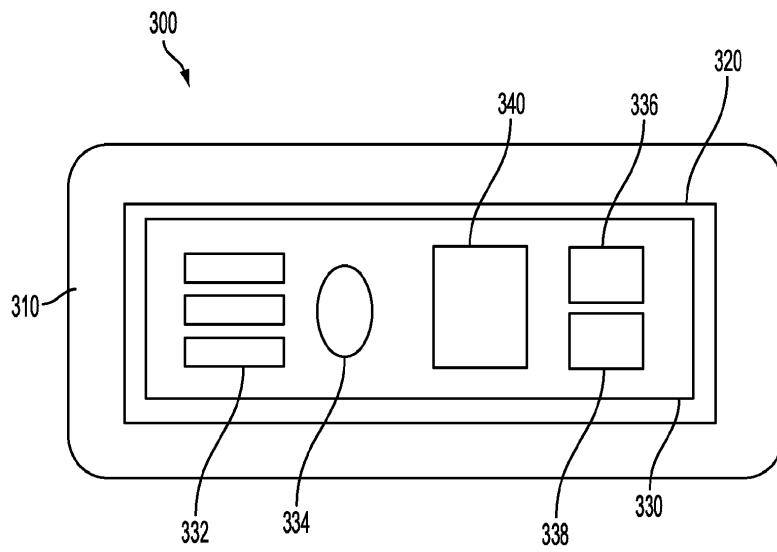
도면2b



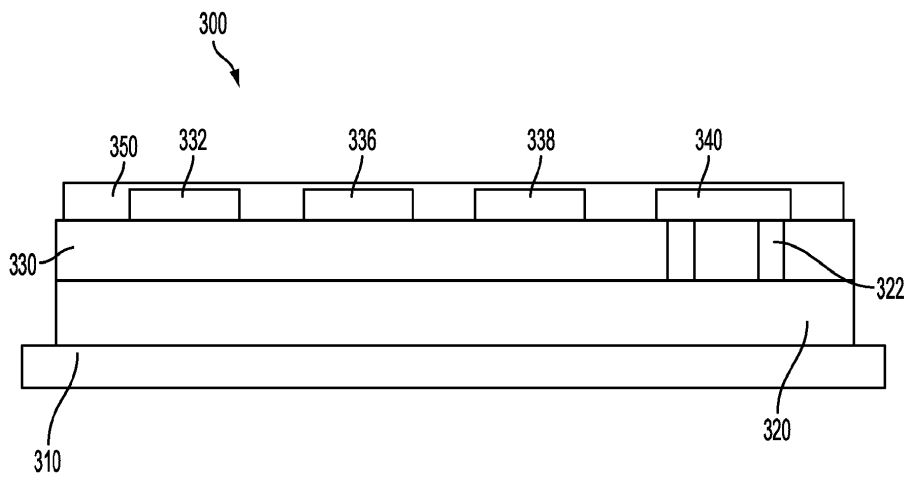
도면2c



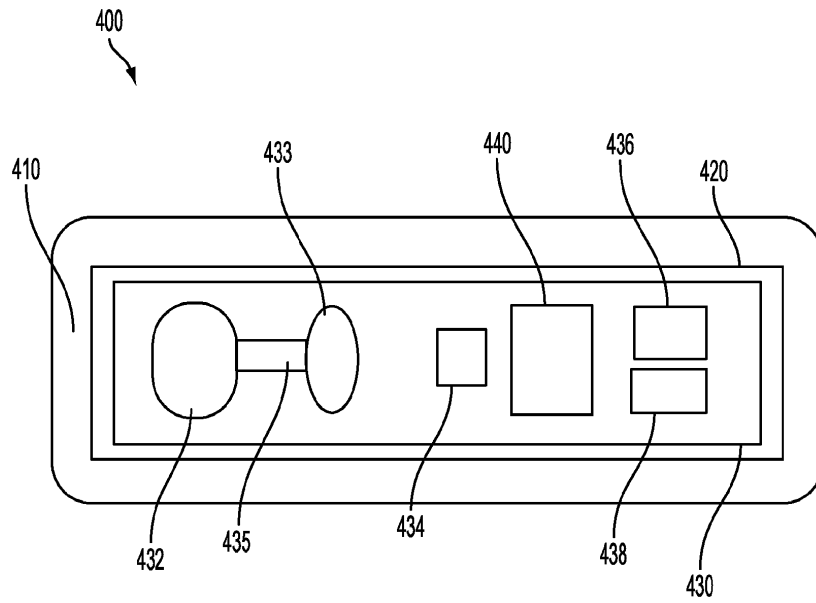
도면3



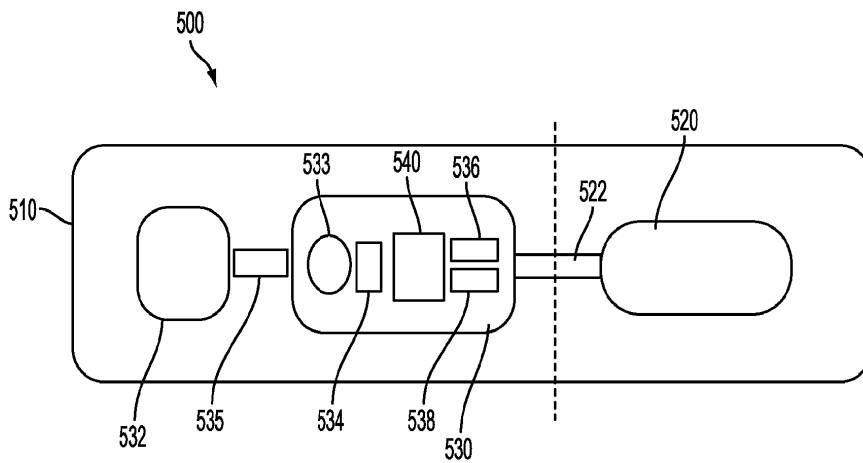
도면4



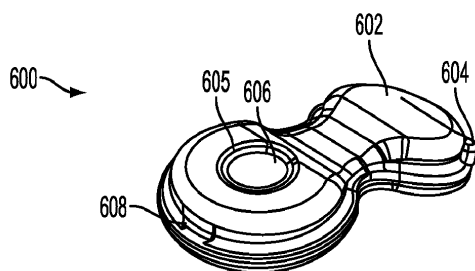
도면5



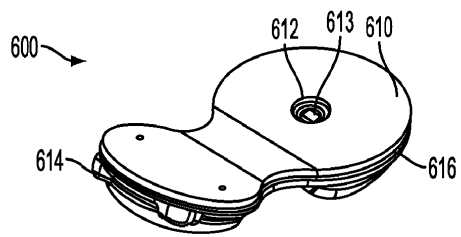
도면6



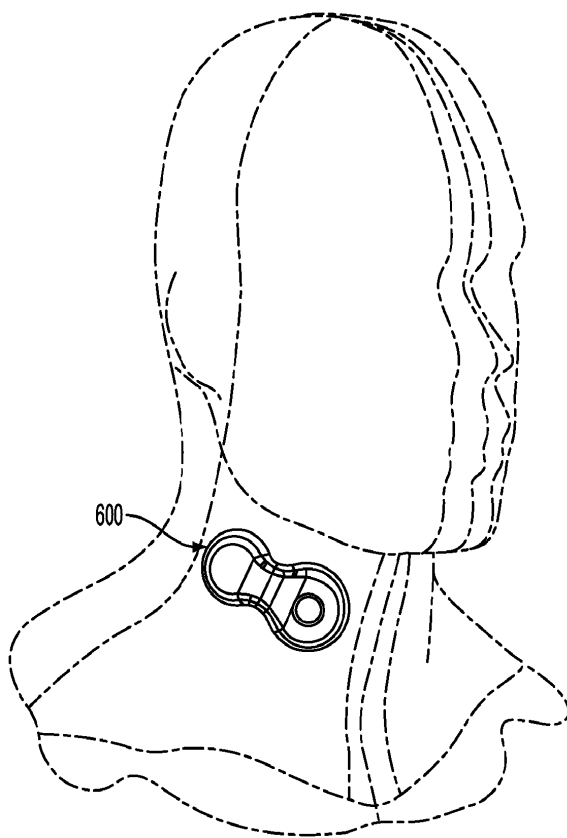
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	发明名称：医学监测，监测和异常检测		
公开(公告)号	KR1020150139865A	公开(公告)日	2015-12-14
申请号	KR1020157029351	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	赞索斯有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	X光埃尔先生说.		
当前申请(专利权)人(译)	X光埃尔先生说.		
[标]发明人	ADSGUPTA ABHIJIT DAS RANJIT		
发明人	아드스굽타,압히지트 다스,란지트		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/11 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/024 A61B5/02438 A61B5/0816 A61B5/0826 A61B5/1118 A61B5/14532 A61B5/4806 A61B5/4818 A61B5/4866 A61B5/6822 A61B5/6833 A61B2503/04 A61B2505/09		
优先权	61/788165 2013-03-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于自动监视，验证和/或报告与一个或多个医疗状况（例如，睡眠或呼吸紊乱，身体活动，心律失常）相关的事件的可穿戴贴片和方法。

