

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5931855号  
(P5931855)

(45) 発行日 平成28年6月8日(2016.6.8)

(24) 登録日 平成28年5月13日(2016.5.13)

(51) Int. Cl.			F I		
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	Q
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0404</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	R
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0478</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 1 O H
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0408</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 0 O M
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0476</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 2 O Z

請求項の数 10 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-514304 (P2013-514304)	(73) 特許権者	512318556 アライヴコア・インコーポレーテッド アメリカ合衆国・カリフォルニア・941 08・サン・フランシスコ・メイデン・レ ーン・30・シックス・フロア
(86) (22) 出願日	平成23年6月7日(2011.6.7)	(74) 代理人	100108453 弁理士 村山 靖彦
(65) 公表番号	特表2013-531522 (P2013-531522A)	(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(43) 公表日	平成25年8月8日(2013.8.8)	(74) 代理人	100089037 弁理士 渡邊 隆
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/039445	(74) 代理人	100110364 弁理士 実広 信哉
(87) 国際公開番号	W02011/156374		
(87) 国際公開日	平成23年12月15日(2011.12.15)		
審査請求日	平成26年5月23日(2014.5.23)		
(31) 優先権主張番号	12/796, 188		
(32) 優先日	平成22年6月8日(2010.6.8)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スマートフォンまたはコンピュータと使用可能な心臓監視デバイス

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成された電極アセンブリであって、スマートフォン保護ケースの外側表面に位置付けられた、電極アセンブリと、

前記電極アセンブリと一体化し、前記電極アセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリであって、前記電極アセンブリによって生成された前記ECG電気信号を、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されており、さらに、前記周波数変調したECGオーディオ信号を出力するオーディオ送信機を含むように構成された、変換器アセンブリと

を含むECGデバイスであって、

前記スマートフォン保護ケース内にスマートフォンが位置付けられるときに、前記オーディオ送信機からの前記出力が、前記スマートフォンのマイクロフォンによって検出可能である、

ECGデバイス。

## 【請求項2】

前記周波数変調したECGオーディオ信号が、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する、請求項1に記載のECGデバイス。

## 【請求項3】

前記電極アセンブリが2つの電極を含む、請求項1に記載のECGデバイス。

10

20

## 【請求項4】

前記オーディオ送信機がスピーカである、請求項1に記載のECGデバイス。

## 【請求項5】

前記オーディオ送信機が圧電ブザーである、請求項1に記載のECGデバイス。

## 【請求項6】

前記周波数変調したECGオーディオ信号が、10kHzより高い搬送波周波数を有する、請求項1に記載のECGデバイス。

## 【請求項7】

ECGデバイスとして使用可能なスマートフォン保護ケースであって、

ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成された電極アセンブリと、

前記電極アセンブリと一体化し、前記電極アセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリであって、前記電極アセンブリによって生成された前記ECG電気信号を、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されており、さらに、前記スマートフォン保護ケース内に位置付けられたスマートフォンによる受信が可能な信号強度においてオーディオ送信機を通して前記ECGオーディオ信号を出力するように構成された、変換器アセンブリとを含むスマートフォン保護ケース。

10

## 【請求項8】

前記電極アセンブリが、前記スマートフォンのスクリーンと反対の前記ケースの面に位置する、請求項1に記載のECGデバイス。

20

## 【請求項9】

前記スマートフォン保護ケースが、スリッポン式保護ケースとして構成されている、請求項1に記載のECGデバイス。

## 【請求項10】

前記電極アセンブリが、2つ、3つ、または4つの電極を含む、請求項1に記載のECGデバイス。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

ここに特許請求され開示される発明概念は、一般に、パーソナル生理機能監視デバイスおよび方法に関し、限定する目的でなく、より詳細には、スマートフォンなどのコンピューティングデバイスを利用して、ECG、心拍数、および心不整脈の監視を提供するための、デバイス、システム、およびソフトウェアに関する。

30

## 【背景技術】

## 【0002】

先行技術には、ECGデータなどが、監視される、および/または、患者から個々の医師の診療室または健康サービスセンターに送信される、数多くのシステムが含まれる。たとえば、米国特許第5,735,285号は、患者のECG信号を周波数変調したオーディオ信号に変換する心臓のカードタイプのデバイスの使用を開示しており、次いでこのオーディオ信号を、電話システムを介して、選択されたハンドヘルドコンピュータデバイスに、または指定された医師の診察室にオーディオ入力することによって、分析することができる。同様に、米国特許第6,264,614号は、患者により操作されて、心臓の鼓動などの生物学的機能を感じ、コンピュータのマイクロフォンに可聴信号を出力する心臓監視装置を開示している。コンピュータは、可聴信号を処理し、結果としてのデータ信号をネットワーク上またはインターネット上で送る。米国特許第6,685,633号は、患者が自身の胸部に抱えることができる心臓監視装置を開示している。デバイスは、心臓の鼓動などの可聴信号を、コンピュータに接続されたマイクロフォンに出力する。

40

## 【0003】

米国特許出願公開第20100113950号は、ユーザの心臓信号を検出するためのいくつかの

50

リード線を含む心臓センサを有する電子デバイスを開示している。リード線は、電子デバイスハウジングの内部表面に結合されて、センサを見えなくする。検出された信号を使用して、電子デバイスは次いで、ユーザを識別する、または認証することができる。

【0004】

音響信号を利用する先行技術の制約は、周辺における会話、またはあらゆる他の騒がしい活動によって減少する信号対雑音比を含み、これにより、心臓監視データ信号の完全性を潜在的に危ういものにする。加えて、可聴信号は、コンピュータおよび心臓監視装置の周辺にいる誰でも聞くことができ、このことは、ユーザにとってだけでなく、周辺にいる他者にとっても厄介でありうる。他の応用では、スマートフォンなどの既存のコンピューティングデバイスと直ちに互換性のある、信頼できる、安価なパーソナル監視デバイスを提供することを果たせない。周波数変調した生理データをリアルタイムで送信するパーソナル監視デバイスにおいて、これらの問題が対処されれば、好都合であろう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第5,735,285号

【特許文献2】米国特許第6,264,614号

【特許文献3】米国特許第6,685,633号

【特許文献4】米国特許出願公開第20100113950号

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

ここに特許請求され開示される発明の実施形態は、ユーザの肌との接触時に生理信号(physiological signals)を感知するように構成されたセンサアセンブリを有するパーソナル監視デバイスを対象とする。センサアセンブリは、感知した生理信号を表す電気信号を生み出す。センサアセンブリと一体化し、センサアセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリが、センサアセンブリによって生成された電気信号を、周波数変調した生理オーディオ信号(physiological audio signal)に変換する。一実施形態において、周波数変調した生理オーディオ信号は、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する。

【0007】

別の実施形態において、パーソナル監視デバイスは、周波数変調した生理オーディオ信号をスマートフォンの3.5mmヘッドフォンジャックに送信するための、変換器アセンブリに接続されたケーブルを含み、ここで、変換器アセンブリは、オーディオ絶縁トランスによってスマートフォンから電氣的に絶縁されている。このケースでは、周波数変調した生理オーディオ信号は、約1kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する。

【0008】

さらに別の実施形態において、パーソナル監視デバイスは、ワイヤレス無線送信機を含み、ワイヤレス無線送信機は、Bluetooth(登録商標)ヘッドセット技術を利用して、約1kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調した生理オーディオ信号をBluetooth(登録商標)対応コンピューティングデバイスに送信するように構成されている。

【0009】

ここに特許請求され開示される発明概念のECGデバイスが、ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成された電極アセンブリを含む。電極アセンブリと一体化し、電極アセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリが、電極アセンブリによって生成された電気ECG信号を、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されている。

【0010】

一実施形態において、ECGデバイスとして使用可能なスマートフォン保護ケースが提供される。ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成された電極アセンブリが提供される。電極アセンブリと一体化し、電極アセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリが、電極アセンブリによって生成された電気ECG信号を、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されており、変換器アセンブリはさらに、スマートフォン保護ケース内に位置付けられたスマートフォンによる受信が可能な信号強度において、オーディオ送信機を通してECGオーディオ信号を出力するように構成されている。

【0011】

10

第2の実施形態において、ECGデバイスは、電極アセンブリを有するハウジングにおいて提供され、電極アセンブリは、ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成されている。電極アセンブリと一体化し、電極アセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリが、電極アセンブリによって生成された電気ECG信号を、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されており、変換器アセンブリはさらに、ECGデバイスの付近に位置したスマートフォンによる受信が可能な信号強度において、オーディオ送信機を通してECGオーディオ信号を出力するように構成されている。

【0012】

20

別の実施形態において、ECGデバイスは、ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成された電極アセンブリを有して提供される。電極アセンブリと一体化し、電極アセンブリに電氣的に接続された変換器アセンブリが、電極アセンブリによって生成された電気ECG信号を、周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されている。周波数変調したECGオーディオ信号をスマートフォンの3.5mmヘッドフォンジャックに送信するためのケーブルが提供され、ここで、変換器アセンブリは、オーディオ絶縁トランスによってスマートフォンから電氣的に絶縁されている。

【0013】

さらに別の実施形態において、1つまたは複数のコンピューティングデバイスによる実行が可能な一組の命令を記憶するための、コンピュータ可読記憶媒体が提供され、命令は、1つまたは複数のコンピューティングデバイスに、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号をデジタル化させ、復調させて、リアルタイム復調デジタルECGデータを生み出させ、復調デジタルECGデータによって表されるリアルタイムECG信号をコンピューティングデバイスのディスプレイスクリーンに表示させる。

【0014】

30

したがって、(1)当技術分野で知られている技術、(2)上で参照した、ここに特許請求され開示される発明概念の一般的な説明、および(3)以下の本発明の詳細な説明を利用するとき、当業者には、ここに特許請求され開示される発明概念の効果および新規性が容易に明らかである。

【図面の簡単な説明】

【0015】

40

【図1】本発明のパーソナル監視デバイスの実施形態の概略図である。

【図2】本発明のパーソナル監視デバイスの別の実施形態の概略図である。

【図3】グラフによるECG表現の例を示す図である。

【図4】パーソナル監視デバイスが、スマートフォンへの入力ができるオーディオケーブルを含む、実施形態の概略図である。

【図5】ワイヤレス無線送信機を利用する、本発明のECGデバイスの実施形態の概略図である。

50

【図6】Bluetooth(登録商標)を介してコンピューティングデバイスに接続する、本発明のパーソナル監視デバイスの実施形態の概略図である。

【図7】本発明のパーソナル監視デバイスの実施形態の概略図である。

【図8】胸部ストラップ内に位置付けられ含まれた、本発明のECGデバイスの実施形態の概略図である。

【図9】本発明のコンピュータ可読記憶媒体の実施形態の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本発明の少なくとも1つの実施形態を詳細に説明する前に、本発明は、その応用において、以下の説明で述べる構造、試み、例示的なデータ、および/またはコンポーネントの配置の詳細に限定されないことを理解されたい。本発明は、他の実施形態が可能である、または、さまざまなやり方での実践もしくは実行が可能である。さらに、本明細書で使用される専門用語は、説明目的であり、限定するものとしてみなされるべきではないことを理解されたい。

【0017】

ここに特許請求され開示される発明概念は、図1および図2にその実施形態が概略的に示される、パーソナル監視デバイス10を提供する。監視デバイス10の取得電子回路11は、ユーザの肌との接触時に生理信号を感知するように構成されたセンサアセンブリ12を含む。センサアセンブリ12は、感知した生理信号を表す電気信号を生み出し、電気信号は、センサアセンブリ12と一体化した変換器アセンブリ14に入力される。変換器アセンブリ14は、センサアセンブリ12によって生成された電気信号を、約1kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調した生理オーディオ信号に変換する。一実施形態において、周波数変調した生理オーディオ信号は、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する。

【0018】

センサアセンブリ12は、ユーザが監視することを望む生理信号を検出するように動作可能な、任意の好適なセンサを含むことができる。そのような生理信号の非限定的な例は、呼吸、心臓の鼓動、心拍数、心電図(ECG)、筋電図(EMG)、眼電図(EOG)、パルスオキシメトリ、光電脈波(PPG)、および脳電図(EEG)を含むが、それらに限定されない。

【0019】

呼吸検出器は、従来のマイクロフォン支援聴診器16であってよい。従来のマイクロフォン支援聴診器16を使用して、または心臓によって経時的に生成される電気信号を感知するための電極アセンブリ18を使用することによって、心臓の鼓動および心拍数もまた検出することができる。そのような電極18を使用して、心電図法(ECG)のための心臓の電気的活動を経時的に検出することもできる。ECGは、それぞれの心臓の鼓動の間に心筋が減極するときに生成される、肌の小さな電気的変化の測定である。対の電極18からの出力は、誘導(lead)20として知られている。心臓の両側に置かれた2つの電極間の電圧における小さな上昇および下降を処理して、図3に示される例示的なECGなどの、グラフによるECG表現22を生み出すことができる。

【0020】

筋電図法(EMG)は、筋細胞が電気的にまたは神経学的に活動するときに、その細胞によって生成される電位を検出する。信号を分析して、医学的な異常を検出することができる。眼電図法(EOG)は、網膜の静止電位を測定するための技法である。通常、対の電極18は、眼の上および下、または眼の左および右のいずれかに置かれ、電位差の測定値が、眼球位置についての計測である。

【0021】

人のヘモグロビンの酸素化は、血液サンプルから直接測定するのではなく、パルスオキシメトリセンサを使用して、非侵襲的なやり方で間接的に監視されてもよい。センサは、指先や耳たぶなどの、人の身体の薄い部分に置かれ、赤色波長および赤外線波長の両方を含む光が、一方の側から他の側へと通される。2つの波長のそれぞれの吸光度の変化が測

10

20

30

40

50

定され、その差が、人の血液の酸素飽和度および肌中の血液量の変化を推定するのに使用される。次にパルスオキシメトリセンサを使用して、または単一の光源を使用する光センサを用いて、光電脈波(PPG)を得ることができる。PPGは、血流量および心拍数を測定するために使用されてよい。脳電図(EEG)は、頭皮に取り付けた電極を使用して監視されてよく、脳の活動によって生成された電圧を測定する。

#### 【 0 0 2 2 】

変換器アセンブリ14は、センサアセンブリ12によって生成された電気信号を、コンピューティングデバイス13が受信することができる周波数変調した生理オーディオ信号に変換する。図3に示す実施形態において、変換器アセンブリ14は、変換器23と、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調した生理信号を、周波数変調した音響信号として出力するためのオーディオ送信機24を含む。好適なオーディオ送信機24の非限定的な例は、小型スピーカ、圧電ブザーなどを含むが、それらに限定されない。音響信号は、たとえば、スマートフォン、携帯情報端末(PDA)、タブレットパーソナルコンピュータ、ポケットパーソナルコンピュータ、ノートブックコンピュータ、デスクトップコンピュータ、サーバコンピュータの類などのコンピューティングデバイス13の、マイクロフォン25によって受信することができる。

10

#### 【 0 0 2 3 】

先行技術デバイスは、取得ハードウェアとコンピューティングデバイスとの間で通信するために、周波数変調した生理信号を使用していた。信号は、ECG信号を送信するために使用される従来の1.9kHz FM周波数などの、可聴範囲内の搬送波周波数を有する。しかしながら、約6kHzから約20kHzまでの範囲における周波数などの、「高周波数」のオーディオ周波数を搬送波として使用することによって、パーソナル監視デバイス10の取得電子回路11と、スマートフォンなどのコンピューティングデバイス13との間の音響通信は、事実上サイレントであり、従来の1.9kHz FM ECG周波数よりもはるかに雑音の影響を受けないことが見出された。実際、1.5kHzから15kHz範囲におけるオーディオ信号電力の測定値は、6kHz以上の搬送波周波数が、周囲に、および音声「雑音」の混入に影響を受けない通信を提供することを確認した。さらに、10kHzから15kHz範囲における搬送波周波数を使用することによって、我々は、取得電子回路11と、コンピューティングデバイス13またはスマートフォンとの間に、より少ない雑音とサイレント通信の両方を作り出す。この実施形態の臨床応用は、迅速かつ安価な、医師のための心調律診断、ならびに患者のためのパーソナルECG取得を含むことができる。

20

30

#### 【 0 0 2 4 】

図4に示す実施形態などの別の実施形態において、変換器アセンブリ14は、センサアセンブリ12によって生成された電気信号を、ケーブル26によってスマートフォン30の3.5mmヘッドフォンジャック28に送信される、周波数変調した生理オーディオ信号に変換するように構成されている。この構成は、完全なサイレントであり、周囲の音響雑音に影響を受けない。この実施形態において、変換器アセンブリ14は、オーディオ絶縁トランス32によって、スマートフォン30から電氣的に絶縁されている。オーディオ絶縁トランス32は、好ましくは、国および地域によるずれに加えて、たとえば、IEC60601に概説される規格などの医療安全性性能規格に準拠する。

40

#### 【 0 0 2 5 】

図5および図6に示されるさらに別の実施形態において、変換器アセンブリ14は、Bluetooth(登録商標)ワイヤレス通信規格のヘッドセットプロファイル(HSP)を使用して、センサアセンブリ12によって生成された電気信号を変換し、送信するように構成されたワイヤレス無線送信機37を含み、Bluetooth(登録商標)ワイヤレス通信規格は、Bluetooth(登録商標) Special Interest Group (SIG)によって定義され、URLアドレスwww.bluetooth.orgで入手可能である。センサアセンブリ12によって生成された電気信号は、変換され、Bluetooth(登録商標)トランシーバ34およびアンテナ36を使用して送信され、ヘッドセットコントローラ38により提供される命令に従って、コンピューティングデバイス13、好ましくは、スマートフォン30に伝達される。ヘッドセットバッテリー40により電力供給される、市販

50

のヘッドセットコントローラ38、Bluetooth(登録商標)トランシーバ34、およびアンテナ36を使用することによって、経済性、ならびに絶縁性および利便性が提供され、ここで、電子回路は、スマートフォン30などのコンピューティングデバイス13と通信するために、商用に構成されており、大量生産されている。

【0026】

コンピューティングデバイス電子回路42は、通常、コントローラ44、ワイヤレスBluetooth(登録商標)デバイスからの入力を受信するためのBluetooth(登録商標)トランシーバ46およびアンテナ48を含む。ほとんどのコンピューティングデバイス、およびすべてのスマートフォンは、メモリ56、ディスプレイスクリーン58、およびセルラアンテナ54を介して情報信号を基地局またはウェブサーバ52に送信し/基地局またはウェブサーバ52から受信するための、トランシーバ50を含む。したがって、コンピューティングデバイス電子回路42は、パーソナル監視デバイス10からの情報をメモリ56に記憶するために、および/または、当業者によってよく理解されているワイヤレス通信技術を介して、情報を基地局52または特定の通信アドレスに送信するために使用されてよい。

【0027】

いくつかのケースにおいて、パーソナル監視デバイス10は、ECGデバイス10'と考えられてもよく、ユーザの肌との接触時に心臓に関係した信号を感知し、感知した心臓に関係した信号をECG電気信号に変換するように構成された電極アセンブリ18を含む。以下で詳細に論じるように、ECGデバイス10'は、有線のオーディオジャック接続、ワイヤレスヘッドセットを介して、または音響的に、周波数変調したECGオーディオ信号をスマートフォン30に送信する。スマートフォン30上で動くソフトウェアが、オーディオをリアルタイムでデジタル化し、処理し、ここで周波数変調したECG信号が復調される。ECGは、心拍数を計算し、不整脈を識別するために、アルゴリズムを使用してさらに処理されてよい。ECG、心拍数、および調律情報を、スマートフォン30に表示し、後の取り出しのためにローカルに記憶し、および/または、スマートフォン30の2G/3G、WiFi、または他のインターネット接続を介して、リアルタイムでウェブサーバ52に送信することができる。ECGデータの表示およびローカルな処理に加えて、スマートフォン30は、ウェブブラウザインターフェースを介して見る、記憶する、およびさらに分析するために、ECGデータ、心拍数データ、および調律データを、セキュアなウェブ接続を介して、(スマートフォン30の2G/3GまたはWiFi接続性を使用して)リアルタイムで送信することができる。サーバソフトウェアは、リモートで、またはローカルで印刷するために、PDFのECGリズムストリップ(rhythm strip)文書の記憶、さらなる処理、リアルタイム表示または遡った表示、および系統的論述を提供する。

【0028】

一実施形態において、ECGデバイス10'の変換器アセンブリ14は、電極アセンブリ18と一体化し、電極アセンブリ18に電氣的に接続されており、電極アセンブリ18によって生成された電気ECG信号を、約6kHzから約20kHzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号に変換するように構成されている。取得電子回路11と、コンピューティングデバイス13またはスマートフォン30との間に、より少ない雑音とサイレント通信の両方を作り出すためには、10kHzから約15kHz範囲における搬送波周波数を利用することが時に望ましい。

【0029】

一構成において、ECGデバイス10'は、図7に示すように、スマートフォン保護ケース60として使用可能である。他の例示的な構成は、iPhone(登録商標)または他のスマートフォン30用の「スリッポン式」保護ケース60を利用し、保護ケース60は、一体型のECG電極アセンブリ18および取得電子回路11(ECGデータの単一の誘導を生成するための2つ、3つ、または4つの電極)を含む。ECG電極は、ディスプレイスクリーン58と反対のケース60の面62に位置する。そのECGに適合した保護ケース60の中のスマートフォン30は、両手でつかまれる(第1誘導、左腕-右腕を生成する)、または人の胸部に置かれて、修正された胸部誘導を生成する。ECGは、取得電子回路11によって測定され、約6kHzから20kHzまでの、または

10

20

30

40

50

いくつかの実施形態においては10kHzから15kHzまでの、搬送波周波数もしくは中心周波数を有する周波数変調した信号に変換される。周波数変調した信号は、小型スピーカ64または圧電ブザー66によって出力される。

【0030】

別の構成において、図2に概略的に示すようなECGデバイス10'は、スタンドアローンのリアルタイムECG取得デバイスとして使用可能である。ECGデバイスは、「ケース」の電子回路と同一であるが、スマートフォン30のための保護ケース60の中に一体化されるのではなく、それ自身のハウジング67の中に存在する。この実施形態は、ユーザがデバイスを使用して、ECGデータを取得し、ウェブアプリケーションおよび接続を介した復調、処理、記憶、および表示のために、データをPCまたは他のコンピューティングデバイスと音響的に通信させることを可能にする。

10

【0031】

いずれの構成においても、スマートフォン30は、その内蔵型のマイクロフォン25およびCPUを利用して、ECGデータをリアルタイムで取得し、デジタル化し、復調し、処理し、次いで表示する。さらに、スマートフォン30は、リアルタイムの心拍数測定値を計算し、心房細動のような心調律診断を決定することができる。スマートフォン30は、その2G、3G、Bluetooth(登録商標)、およびWiFi接続性を利用して、ECGデータまたは他のデータを、リアルタイムの遠隔表示、記憶、および分析のために、セキュアなウェブサーバ52に送信することができる。さらに、ECGデータは、後の再調査または送信のために、スマートフォン30にローカルに記憶されてもよい。

20

【0032】

図8に概略的に示す別の実施形態において、ECGデバイス10'は、フィットネス心拍数監視装置のような胸部ストラップデバイス68として使用可能である。一体型ECG電極アセンブリ18および取得電子回路11の「ポッド」を備えた胸部ストラップ68は、周波数変調したECG信号を生成し、それを2つの方式のうちの1つによって、スマートフォン30に送る。1つの方式では、上で説明したようなケーブル26が、オーディオ入力を提供する、iPhone(登録商標)、Blackberry(登録商標)、または他のスマートフォン30の3.5mmヘッドフォンジャック28(通常ヘッドフォンマイクに使用される)にプラグインする。この構成は、完全なサイレントであり、周囲の音響雑音に影響されない。ECGデータは、オーディオ絶縁トランス32によって、スマートフォン30から絶縁されている。もう1つの方式では、周波数変調したオーディオ信号は、上で説明したようなBluetooth(登録商標)ヘッドセットチップによって送信され、スマートフォン30は、信号を受信し、他の処理ステップを実施する。この構成は、好ましくは、大量生産されるヘッドセット電子回路を利用し、充電可能なバッテリーを含む。この構成はワイヤレスであり、絶縁性および利便性を提供する。

30

【0033】

スマートフォン30のソフトウェアはまた、GPSおよび加速度計などの、スマートフォン30に内蔵された他のセンサからのデータおよび信号を組み合わせることができる。このデータのさらなる処理は、速度、場所、距離、ステップ、歩調、およびエネルギー消費量などの、ユーザに関連した追加の情報を提供する。センサからの未加工の信号および引き出された情報は、スマートフォン30に表示され、ローカルに記憶されるだけでなく、インターネット接続上でウェブサーバ52に送信されてもよい。ウェブサーバ52のソフトウェアは、スマートフォン30から受信した信号および情報のリアルタイム表示または遡った表示のために、ウェブブラウザインターフェースを提供し、さらなる分析および報告も含む。

40

【0034】

次に図9を参照すると、コンピュータ可読記憶媒体70が一組の命令72を記憶し、ここで、命令72は、1つまたは複数のコンピューティングデバイス13による実行が可能である。好適なコンピューティングデバイス13の非限定的な例は、スマートフォン30、携帯情報端末(PDA)、タブレットパーソナルコンピュータ、ポケットパーソナルコンピュータ、ノートブックコンピュータ、デスクトップコンピュータ、およびサーバコンピュータを含む。実行されるときに、1つまたは複数のコンピューティングデバイス13は、約6kHzから約20k

50



Hzまでの範囲における搬送波周波数を有する周波数変調したECGオーディオ信号などのセンサ入力74を、デジタル化し、復調し、リアルタイム復調デジタルECGデータを生み出すようにさせられる。命令72は、リアルタイム復調デジタルECGデータを、コンピューティングデバイス13のディスプレイスクリーン58に表示させてよい。

【0035】

センサ入力74はまた、追加のセンサからのリアルタイム情報を含むことができる。たとえば、コンピューティングデバイス13がスマートフォン30である実施形態において、入力74は、復調デジタルECGデータに加えて、スマートフォン30のGPSおよび/または加速度計からのリアルタイム情報を含むことができる。入力74はまた、コンピューティングデバイス13のマイクロフォンを通して入れられた口頭による音声メッセージを含むことができる。命令72は、センサ入力74を、コンピューティングデバイス13の記憶装置78に記録させ、保持させてよい。

10

【0036】

一実施形態において、一組の命令72は、1つまたは複数のコンピューティングデバイス13によって実行されるときに、さらに、1つまたは複数のコンピューティングデバイス13に、周波数変調したECGオーディオ信号によって表される心拍数をリアルタイムで計算させ、表示させてよい。加えて、復調デジタルECGデータが処理されて、不整脈の発生を識別することができる。そのような設計では、記憶媒体70は、不整脈の発生時に、コンピューティングデバイス13に、ディスプレイスクリーン58に警告を表示させる、またはスピーカ76を通して可聴警報を発するようにさせる命令72を含むことができる。

20

【0037】

命令72は、コンピューティングデバイス13に、後の取り出しのために、復調デジタルECGデータを1つまたは複数のコンピューティングデバイス13のメモリ56に記憶させてよい。一組の命令72は、さらに、1つまたは複数のコンピューティングデバイス13に、需要に応じて、記憶された復調デジタルECGデータを取り出させ、コンピューティングデバイス13のインターネット接続を介してウェブサーバ52に送信させてよい。記録された口頭による音声メッセージは、復調デジタルECGデータと同時に記憶され、ウェブサーバ52に送信されてよい。

【0038】

他の実施形態において、命令72は、1つまたは複数のコンピューティングデバイス13に、復調デジタルECGデータおよび/または音声メッセージを、リアルタイムでウェブサーバ52に送信させてよい。

30

【0039】

スマートフォンソフトウェアのバージョンは、他の第三者ソフトウェアアプリケーションと一体化されてよいソフトウェアライブラリとしてパッケージされている。これは、それ自体のデータ取得、復調、および信号処理アルゴリズムを開発する必要なしに、ECGデバイス10'を使用して心拍数および他の引き出された情報を得るように、第三者アプリケーションのための簡易化および標準化された方法を提供する。

【0040】

ソフトウェアのバージョンはまた、PC上で動き、復調、処理、記憶、およびウェブサーバ52への送信を含む。ソフトウェアは、オーディオ取得モジュール、復調モジュール、ECG分析モジュール、および加速分析モジュールを含む。

40

【0041】

オーディオ取得モジュールは、適切なオーディオ入力を選択し、オーディオをサンプリングする。iPhone(登録商標)では、オーディオは、低レイテンシのオーディオ取得および処理を提供するオーディオユニットフレームワークを使用して、サンプリングされ、処理される。オーディオユニットフレームワークはまた、適切なオーディオ源、内部マイク、オーディオジャック接続、またはBluetooth(登録商標)ヘッドセットの自動選択を可能にする。サンプリングレートは、変調搬送波周波数が10kHzを超えるとき、通常44kHzであるが、より低い搬送波周波数のためには、モジュールは、より低いオーディオサンプリング

50

レートを使用することができる。他のデバイスでは、このモジュールは、効率的で低レイテンシのオーディオサンプリングのために、最も適切なAPIを使用することになる。

【 0 0 4 2 】

復調モジュールは、線形近似およびゼロ交差アルゴリズムを使用して、周波数変調したECGオーディオ信号を復調する。復調器は、特定のECGデバイスに対応するように、異なる変調パラメータの選択を可能にする。復調器は、1.5kHzから15kHzの搬送波周波数または中心周波数をサポートする。オーディオ取得モジュールからのオーディオサンプルは、最初にデジタルバンドパスフィルタに通されて、変調範囲外にある不要な周波数を取り除く。デジタルバンドパスフィルタは、雑音が入混じりされる音響的に結合されたオーディオを受信するときに、最も効果的である。6kHzを上回る中心周波数を使用するとき、バンドパスフィルタは、通常5kHzを下回る音声およびバックグラウンド雑音に対するよい雑音耐性を提供することができる。バックグラウンド雑音混入に影響されやすい、有線またはBluetooth(登録商標)接続を介したオーディオを受信するときには、バンドパスフィルタ段を排除して、処理電力を節約することができる。信号を復調するために、オーディオ波形の周波数を推定することが必要である。アルゴリズムは、着信データの符号を見る。符号が変わるとき、アルゴリズムは、2点間に直線を引き、ゼロ値を挿入する。アルゴリズムは、これを使用して、300Hzの出力サンプリングレートでECGデータを提供し、3.33ms間隔での平均周波数を決定する。

10

【 0 0 4 3 】

ECG分析モジュールは、ECGを処理して鼓動を検出、分類するアルゴリズムを含み、心拍数推定を提供する。鼓動毎の心拍数が、鼓動間の間隔から計算され、心拍数のより確かな測定値が、RR間隔の中央値フィルタリングを使用して計算される。

20

【 0 0 4 4 】

加速分析モジュールは、スマートフォン30の内蔵3軸加速度計センサから信号を処理するアルゴリズムを含んで、人のエネルギー消費量、ステップ、歩調、および身体位置の推定を引き出す。

【 0 0 4 5 】

以上の説明から、ここに開示され特許請求される発明概念が、本明細書で言及された目的および効果、ならびに、ここに開示され特許請求される発明概念において固有の目的および効果を、実行し、達成するために、よく適合していることは明らかである。提示された実施形態は、本開示の目的のために説明されてきたが、当業者には容易に思い浮かび、ここに開示され特許請求される発明概念の趣旨内で実現される、多くの変更が行われてよいことが理解されるだろう。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

- 10 パーソナル監視デバイス
- 10' ECGデバイス
- 11 取得電子回路
- 12 センサアセンブリ
- 13 コンピューティングデバイス
- 14 変換器アセンブリ
- 16 マイクロフォン支援聴診器
- 18 電極アセンブリ
- 20 誘導
- 22 グラフによるECG表現
- 23 変換器
- 24 オーディオ送信機
- 25 マイクロフォン
- 26 ケーブル
- 28 3.5mmヘッドフォンジャック

40

50

30	スマートフォン	
32	オーディオ絶縁トランス	
34	Bluetooth(登録商標)トランシーバ	
36	アンテナ	
37	ワイヤレス無線送信機	
38	ヘッドセットコントローラ	
40	ヘッドセットバッテリー	
42	コンピューティングデバイス電子回路	
44	コントローラ	
46	Bluetooth(登録商標)トランシーバ	10
48	アンテナ	
50	トランシーバ	
52	基地局またはウェブサーバ	
54	セルラアンテナ	
56	メモリ	
58	ディスプレイスクリーン	
60	スマートフォン保護ケース	
62	面	
64	小型スピーカ	
66	圧電ブザー	20
67	ハウジング	
68	胸部ストラップデバイス	
70	コンピュータ可読記憶媒体	
72	命令	
74	センサ入力	
76	スピーカ	
78	記憶装置	

【 図 1 】

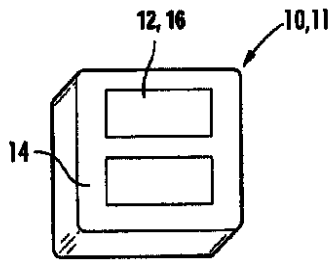


FIG. 1

【 図 2 】

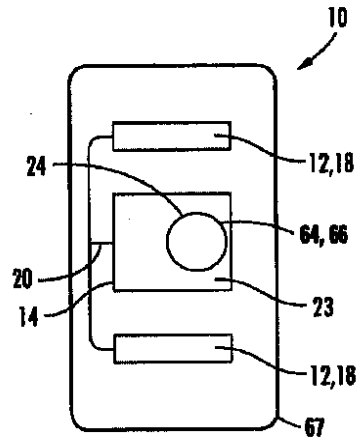


FIG. 2

【 図 3 】

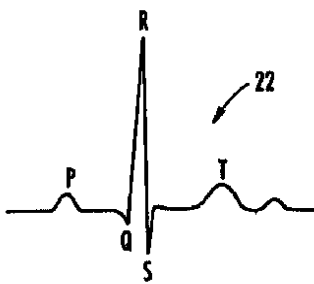


FIG. 3

【 図 4 】

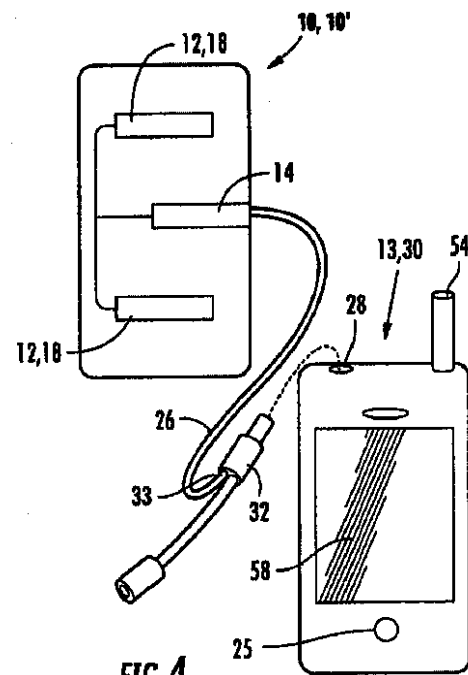


FIG. 4

【 図 5 】

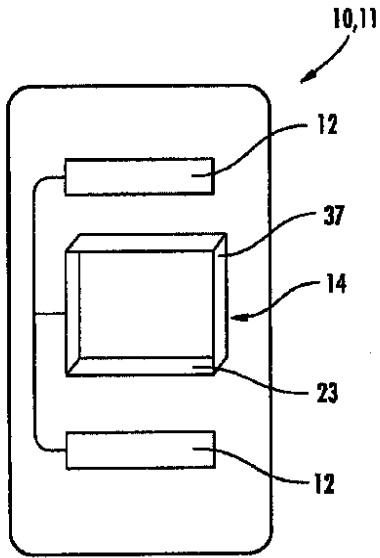
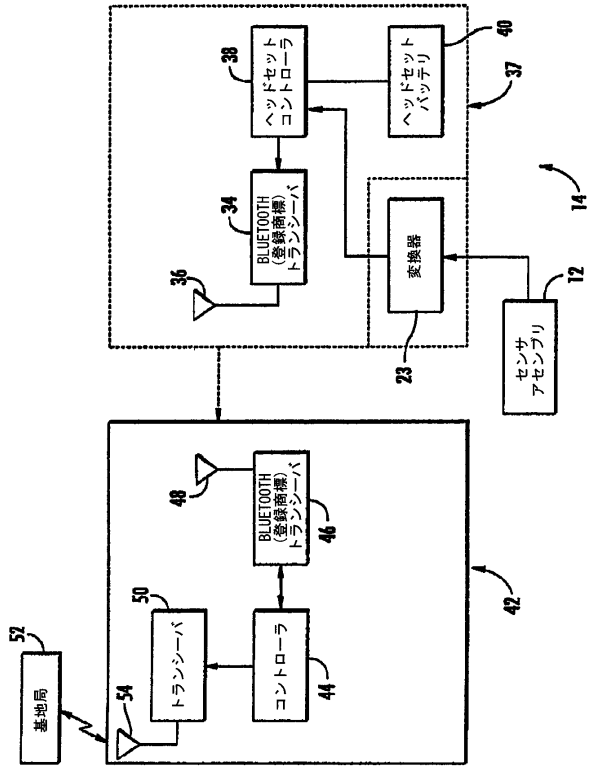
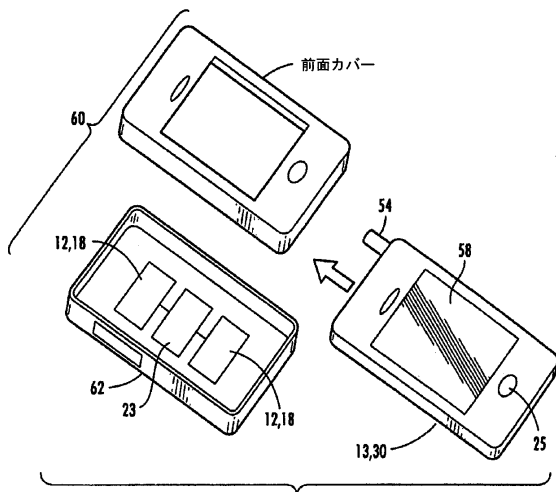


FIG. 5

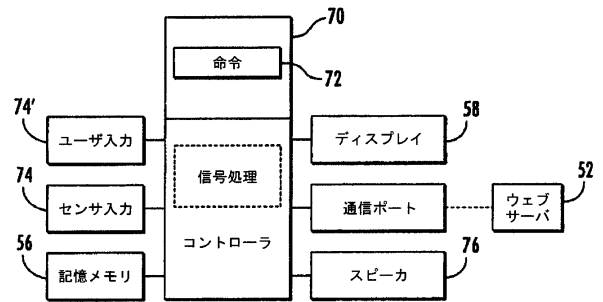
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 9 】



【 図 8 】

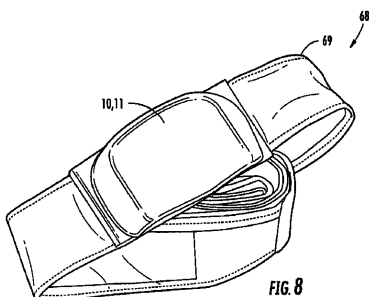


FIG. 8

---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

(72)発明者 デイヴィッド・イー・アルバート  
アメリカ合衆国・オクラホマ・7 3 1 2 0・オクラホマ・シティ・ギルフォード・レーン・1 5 0  
8

(72)発明者 ブルース・リチャード・サッチウェル  
オーストラリア・クイーンズランド・4 2 1 1・カラーラ・カラーラ・ロード・2 4

(72)発明者 キム・ノルマン・バーネット  
オーストラリア・クイーンズランド・4 2 7 2・マウント・タンボリーン・レオナ・コート・1 2

審査官 野田 洋平

(56)参考文献 国際公開第2 0 0 9 / 1 1 2 9 7 6 ( W O , A 1 )  
特表2 0 0 0 - 5 1 1 8 0 1 ( J P , A )  
特開2 0 0 2 - 2 5 9 5 6 1 ( J P , A )  
特開2 0 0 8 - 2 2 0 9 4 8 ( J P , A )  
特開2 0 0 3 - 2 6 5 4 2 5 ( J P , A )  
特開2 0 0 2 - 1 9 1 5 6 2 ( J P , A )  
特表2 0 0 3 - 5 0 8 1 0 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)  
A 6 1 B 5 / 0 4 - 5 / 0 5 3  
A 6 1 B 5 / 0 0