

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-176827

(P2017-176827A)

(43) 公開日 平成29年10月5日(2017.10.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 G	4 C 1 1 7
<b>A 6 1 B 5/0452 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	4 C 1 2 7
	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-55598 (P2017-55598)  
 (22) 出願日 平成29年3月22日 (2017. 3. 22)  
 (31) 優先権主張番号 62/313, 910  
 (32) 優先日 平成28年3月28日 (2016. 3. 28)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 15/168, 531  
 (32) 優先日 平成28年5月31日 (2016. 5. 31)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390019839  
 三星電子株式会社  
 Samsung Electronics  
 Co., Ltd.  
 大韓民国京畿道水原市靈通区三星路129  
 129, Samsung-ro, Yeon  
 gtong-gu, Suwon-si, G  
 yeonggi-do, Republic  
 of Korea

(74) 代理人 110000051  
 特許業務法人共生国際特許事務所

最終頁に続く

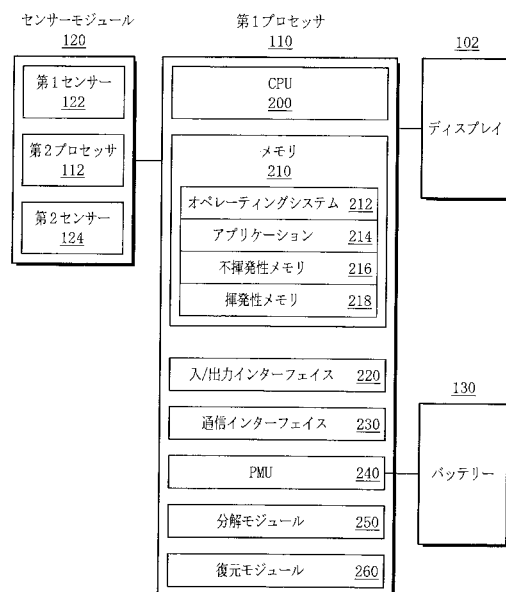
(54) 【発明の名称】 使用者の生物学的信号を測定するシステム及び方法

(57) 【要約】

【課題】電力の消費を少なくしながら、使用者の生物学的信号を測定するシステム及び方法を提供する。

【解決手段】本発明による使用者の生物学的信号を測定するためのシステムは、少なくとも1つのチャンネルである現在チャンネルを通じて使用者の心弾動図(BCG)信号を獲得するセンサーモジュールと、BCG信号を分解された信号に分解する分解モジュールと、分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する復元モジュールと、心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して復元された信号を処理するプロセッシングモジュールと、心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示するディスプレイモジュールと、を備える。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

使用者の生物学的信号を測定するシステムであって、  
少なくとも1つのチャンネルである現在チャンネルを通じて使用者の心弾動図（BCG）信号を獲得するセンサーモジュールと、  
前記BCG信号を分解された信号に分解する分解モジュールと、  
前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する復元モジュールと、  
心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して前記復元された信号を処理するプロセッシングモジュールと、  
前記心拍数、前記呼吸数、前記呼吸の位相、及び前記血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示するディスプレイモジュールと、を備えることを特徴とするシステム。

10

**【請求項 2】**

前記分解モジュールは、波形要素に対応する関数を利用して前記BCG信号を分解することを特徴とする請求項1に記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記分解モジュールは、1つ以上のヒルベルト変換、異なるカットオフ及び阻止帯域を伴うFIR又はIIRフィルター、時間領域基盤移動平均方法、及びマルチオーダー派生物に対応する関数を利用して前記BCG信号を分解することを特徴とする請求項1に記載のシステム。

20

**【請求項 4】**

前記復元モジュールは、1つ以上の統計的平均方法を利用して前記分解された信号の少なくとも一部を復元することを特徴とする請求項1に記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記復元モジュールは、前記分解された信号の各部に対する移動平均エネルギーエントロピー及びボルツマンエントロピーを計算するために1つ以上のスライディングウィンドーを利用して前記分解された信号を復元し、

ボルツマン定数は、前記スライディングウィンドーに適応加重値を提供するように調整されることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

**【請求項 6】**

前記復元モジュールは、1つ以上の移動平均及び最大モジュラス原理に対応する時間領域スムージングを利用して前記分解された信号を復元することを特徴とする請求項1に記載のシステム。

30

**【請求項 7】**

前記BCG信号と所望のPPG信号との間に予め定義された周波数伝達関数に基づいて前記BCG信号をPPG近似波形に変換する診断プロセッサを更に含むことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

**【請求項 8】**

少なくとも1つの前記BCG信号及び前記復元された信号のケプストラム分析に基づいて前記心拍数を測定する診断プロセッサを更に含むことを特徴とする請求項1に記載のシステム。

40

**【請求項 9】**

前記現在チャンネルによってモーションが感知された時に次のチャンネルを選択する診断プロセッサを更に含み、

前記次のチャンネルは、その次の呼吸数推定サイクルに使用される前記センサーモジュールのチャンネルであることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

**【請求項 10】**

前記次のチャンネルを選択するためのチャンネル評価基準は、前記チャンネルの超低周波数（VLF）帯域内のピークによって決定される呼吸数推定信頼度指標及び復元されたBCG信号のスペクトル内のピークによって決定される心拍数推定信頼度指標の中の少な

50

くとも1つに基づくことを特徴とする請求項9に記載のシステム。

【請求項11】

電子装置により使用者の生物学的信号を測定する方法であって、  
モーションセンサーの少なくとも1つのチャンネルである現在チャンネルを通じて使用者の心弾動図（BCG）信号を獲得する段階と、  
前記BCG信号を分解された信号に分解する段階と、  
前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階と、  
心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して前記復元された信号を処理する段階と、  
前記心拍数、前記呼吸数、前記呼吸の位相、及び前記血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示する段階と、を有することを特徴とする方法。

10

【請求項12】

前記BCG信号は、波形要素に対応する関数によって分解されることを特徴とする請求項11に記載の方法。

【請求項13】

前記BCG信号は、1つ以上のヒルベルト変換、異なるカットオフ及び阻止帯域を伴うFIR又はIIRフィルター、時間領域基盤移動平均方法、及びマルチオーダー派生物に対応する関数によって分解されることを特徴とする請求項11に記載の方法。

20

【請求項14】

前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階は、1つ以上の統計的平均方法によって遂行されることを特徴とする請求項11に記載の方法。

【請求項15】

前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階は、前記分解された信号の各部に対する移動平均エネルギーエントロピー及びボルツマンエントロピーを計算するために1つ以上のスライディングウィンドーを利用して遂行され、  
ボルツマン定数は、前記スライディングウィンドーに適応加重値を提供するように調整されることを特徴とする請求項11に記載の方法。

【請求項16】

前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階は、1つ以上の移動平均及び最大モジュラス原理に対応する時間領域スムージングを利用して遂行されることを特徴とする請求項11に記載の方法。

30

【請求項17】

前記BCG信号と所望のPPG信号との間に予め定義された周波数伝達関数に基づいて前記BCG信号をPPG近似波形に変換する段階を更に含むことを特徴とする請求項11に記載の方法。

【請求項18】

前記心拍数は、少なくとも1つの前記BCG信号及び前記復元された信号のケプストラム分析に基づいて測定されることを特徴とする請求項11に記載の方法。

【請求項19】

前記現在チャンネルによってモーションが感知された時に次のチャンネルを選択する段階を更に含み、  
前記次のチャンネルは、その次の呼吸数推定サイクルに使用される前記モーションセンサーのチャンネルであることを特徴とする請求項11に記載の方法。

40

【請求項20】

前記次のチャンネルを選択するためのチャンネル評価基準は、前記チャンネルの超低周波数（VLF）帯域内のピークによって決定される呼吸数推定信頼度指標及び復元されたBCG信号のスペクトル内のピークによって決定される心拍数推定信頼度指標の中の少なくとも1つに基づくことを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項21】

50

モーションセンサーの少なくとも1つのチャンネルである現在チャンネルを通じて使用者の心弾動図（BCG）信号を獲得する段階と、

前記BCG信号を分解された信号に分解する段階と、

前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階と、

心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して前記復元された信号を処理する段階と、

前記心拍数、前記呼吸数、前記呼吸の位相、及び前記血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示する段階と、を含む使用者の生物学的信号を測定する方法を電子装置に実行させるためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、使用者の生物学的信号を測定するシステム及び方法に係り、より詳細には、低電力センサーを利用して使用者の心拍数及び呼吸数を推定するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

任意の携帯用電子装置と同様に、生体信号をモニターするウェアラブルセンサー装置が長いバッテリー寿命を有するようにすることが必要である。一般的に、より長いバッテリー寿命は少ない情報コンテンツを提供することによってウェアラブル装置に提供される。しかし、幾つかの場合で減少した情報コンテンツは許容されない。

20

【0003】

心拍数（photoplethysmogram：PPG）センサー装置は一般的にPPG基盤心拍数方法に基づいて心拍数及び呼吸数を測定及び推定する。しかし、PPGセンサーはあまりにも多くの電力を消耗する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、上記従来の問題点に鑑みてなされたものであって、本発明の目的は、電力の消耗を少なくしながら、使用者の生物学的信号を測定するシステム及び方法を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するためになされた本発明の一態様による使用者の生物学的信号を測定するシステムは、少なくとも1つのチャンネルである現在のチャンネルを通じて使用者の心弾動図（ballistocardiogram：BCG）信号を獲得するセンサーモジュールと、前記BCG信号を分解された信号に分解する分解モジュールと、前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する復元モジュールと、心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して前記復元された信号を処理するプロセッシングモジュールと、前記心拍数、前記呼吸数、前記呼吸の位相、及び前記血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示するディスプレイモジュールと、を備える。

40

【0006】

上記目的を達成するためになされた本発明の一態様による電子装置により使用者の生物学的信号を測定する方法は、モーションセンサーの少なくとも1つのチャンネルである現在チャンネルを通じて使用者の心弾動図（ballistocardiogram：BCG）信号を獲得する段階と、前記BCG信号を分解された信号に分解する段階と、前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階と、心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して前記復元された信号を処理する段階と

50

、前記心拍数、前記呼吸数、前記呼吸の位相、及び前記血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示する段階と、を有する。

【0007】

上記目的を達成するためになされたコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、モーションセンサーの少なくとも1つのチャンネルである現在チャンネルを通じて使用者の心弾動図 (ballistocardiogram: BCG) 信号を獲得する段階と、前記BCG信号を分解された信号に分解する段階と、前記分解された信号の少なくとも一部を復元された信号に復元する段階と、心拍数、呼吸数、呼吸の位相、及び血圧の中の少なくとも1つに対して前記復元された信号を処理する段階と、前記心拍数、前記呼吸数、前記呼吸の位相、及び前記血圧の中の少なくとも1つに対応する少なくとも1つの出力をディスプレイ装置に表示する段階と、を含む使用者の生物学的信号を測定する方法を電子装置に実行させるためのプログラムを記録する。

10

【0008】

他の様態は本明細書に提示する実施形態によって以下に説明する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、電力の消耗を少なくしながら、使用者の生物学的信号を測定する方法及びシステムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

20

【図1】本発明の一実施形態による電子装置を示した図である。

【図2】本発明の一実施形態による電子装置の詳細ブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態による通信ネットワーク内の電子装置を示した図である。

【図4A】本発明の一実施形態によるBCG信号の例示図である。

【図4B】本発明の一実施形態によるPPG信号の例示図である。

【図5A】本発明の一実施形態によるドベシイ (Daubechies) 5 スケーリング関数波形を示した図である。

【図5B】本発明の一実施形態によるドベシイ (Daubechies) 5 波形要素 (wavelet) 関数波形を示した図である。

30

【図6A】本発明の一実施形態によるBCG信号の例示図である。

【図6B】本発明の一実施形態による0~0.78Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図6C】本発明の一実施形態による0.78~1.56Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図6D】本発明の一実施形態による1.56~3.13Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図6E】本発明の一実施形態による3.13~6.25Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図6F】本発明の一実施形態による6.25~12.5Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

40

【図6G】本発明の一実施形態による12.5~25Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図6H】本発明の一実施形態による25~50Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図6I】本発明の一実施形態による50~100Hz周波数範囲で波形要素 (wavelet) 基盤のBCG分解波形を示した図である。

【図7A】本発明の一実施形態による分解されたBCG信号を復元するための例示的なフローチャートである。

【図7B】本発明の一実施形態による分解されたBCG信号を復元するための例示的なフローチャートである。

50

- 【図 8 A】本発明の一実施形態による B C G 波形の例示図である。
- 【図 8 B】本発明の一実施形態による復元された B C G 信号の波形の例示図である。
- 【図 8 C】本発明の一実施形態による P P G 波形の例示図である。
- 【図 8 D】本発明の一実施形態による B C G 波形の例示図である。
- 【図 8 E】本発明の一実施形態による復元された B C G 信号の波形の例示図である。
- 【図 8 F】本発明の一実施形態による P P G 波形の例示図である。
- 【図 9 A】本発明の一実施形態による第 1 使用者の B C G 基盤及び P P G 基盤の心拍数動向に対する波形の例示図である。
- 【図 9 B】本発明の一実施形態による第 2 使用者の B C G 基盤及び P P G 基盤の心拍数動向に対する波形の例示図である。
- 【図 10】本発明の一実施形態による加速度計の単一軸からの信号の波形に対応する信号の超低周波数 ( V L F ) 成分の波形の例示図である。
- 【図 11 A】本発明の一実施形態による第 1 使用者の一晚の呼吸数動向の波形を例示的に示した図である。
- 【図 11 B】本発明の一実施形態による第 2 使用者の一晚の呼吸数動向の波形を例示的に示した図である。
- 【図 12】本発明の一実施形態によるセンサーの方向変化によってトリガーされた信号品質変化の波形を例示的に示した図である。
- 【図 13 A】本発明の一実施形態による多様な手の位置の下での呼吸数推定値の波形を例示的に示した図である。
- 【図 13 B】本発明の一実施形態による多様な手の位置の下での心拍数推定値の波形を例示的に示した図である。
- 【図 14 A】本発明の一実施形態による連続的な休憩心拍数及び呼吸モニターリングのためのスマートパワースケジューリングに対するフローチャートを例示的に示した図である。
- 【図 14 B】本発明の一実施形態による連続的な休憩心拍数及び呼吸モニターリングのためのスマートパワースケジューリングに対するフローチャートを例示的に示した図である。

10

20

30

40

50

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0011】

本発明の実施形態の長所及び特徴は以下の実施形態の詳細な説明及びそれに伴う図面を参照して容易に理解される。

##### 【0012】

これに関連して、本発明の実施形態は本明細書に記載した説明に限定されるものではない。より正確に言うと、このような実施形態は、一例として提供し、この公開が徹底的、完全且つ十分になるように当業界における通常の技術者に本発明の概念を伝達する。

##### 【0013】

同一の参照符号は本明細書の全体に亘って同一構成要素を指称する。本明細書で使用する説明又は技術用語を含む全ての用語は当業者に明白な意味を有するものとして解釈されなければならない。言語、先行事例、又は新しい技術の出現の進化による人間の曖昧な意味の用語で、本明細書で使用する用語の意味は本明細書内のその利用及び/又は定義によって優先的に明確になるべきである。より明確化が必要な場合に、用語は当業者に開示された時点で開示の脈絡での用語として理解されるべきである。

##### 【0014】

部分が構成要素を“含む”とする場合、特別にこれに対する反する説明が無ければ、部分は他の構成要素を更に含む。本明細書の実施形態で用語“ユニット”は特別な機能を遂行するソフトウェア要素及びハードウェア要素を意味する。ハードウェア要素は、例えばフィールドプログラマブルゲートアレイ ( f i e l d - p r o g r a m m a b l e g a t e a r r a y : F P G A ) 又は応用注文形集積回路 ( a p p l i c a t i o n - s p e c i f i c i n t e g r a t e d c i r c u i t : A S I C ) を含む。

## 【0015】

ソフトウェア要素はアドレッシングされる格納媒体で実行コードによって利用される実行可能なコード/又はデータを意味する。従って、ソフトウェア要素は、例えば、オブジェクト指向ソフトウェア要素、クラス要素、及びタスク要素であり、プロセス、関数、属性、手続、サブルーチン、プログラムコードのセグメント、ドライバ、ファームウェア、マイクロコード、回路、データ、データベース、データ構造、テーブル、アレイ、又は変数を含む。

## 【0016】

“ユニット”によって提供される関数は付加的な要素及び“ユニット”に分けられる。

## 【0017】

以下、本発明を実施するための形態の具体例を、図面を参照しながら詳細に説明する。これに関連して、本発明の実施形態は、他の形態を有することができ、ここに開示する説明に限定されない。

## 【0018】

不必要な細部事項によって実施形態を不明瞭にしないように詳細な説明で公知機能及び構成に対する詳細な説明は省略する。

## 【0019】

図1は、本発明の一実施形態による電子装置を示した図である。図1を参照すると、電子装置（これは使用者ウェアラブル装置100である）は、ディスプレイ102、プロセッサ（110、112）、センサーモジュール120、バッテリー130、バンド140、及び留め金142を含む。センサーモジュール120は、センサー（122、124）を含む。第1プロセッサ110又は第2プロセッサ112は診断プロセッサを示す。

## 【0020】

使用者ウェアラブル装置100は、手首に着用されるが、本発明の実施形態はこれに限定されることはない。また、使用者ウェアラブル装置100は、例えば、腕（上腕、肘、又は上腕の周り）、脚、胸、ヘッドバンドのように頭、“チョーカー（choker）”のように喉、及び耳のような身体他の部分に着用されるようにデザインされる。使用者ウェアラブル装置100は、例えばスマートフォン、ラップトップ、病院又は医者事務室での多様な医療装置のような他の電子装置と通信する。これは図3でより詳細に示す。

## 【0021】

ディスプレイ102は使用者及び/又は他人が見ることができるよう使用者の身体から観察される生理的な信号を出力する。観察される信号は生体信号（*biosignals*）又は生体測定データ（*biometric data*）と称される。観察される信号は、例えば、心拍数（脈拍数）、脈拍形態（模様）、脈拍間隔（ビット間の間隔：*inter-beat intervals*）、呼吸数、血圧である。ディスプレイ102は、使用者ウェアラブル装置100の使用又は他の測定装置の使用で使用者又は他人に、例えば状態及び診断の結果のみならず、指示事項を出力する。

## 【0022】

第1プロセッサ110はセンサーモジュール120内の低電力センサーを通じて観察された信号を受信する。センサーモジュール120は、例えば使用者によって使用者ウェアラブル装置100が着用された際に使用者の手首から信号を獲得するセンサー（122、124）を含む。第1センサー122及び/又は第2センサー124は、例えば加速度計である。第2プロセッサ112は、センサー（122、124）を制御し、またセンサー（122、124）によって観察される信号を処理する。例えば、第2プロセッサ112は、第1センサー122及び/又は第2センサー124によって観察された信号を分解し、その後、分解された信号を復元する。他の実施形態として、第2プロセッサ112の機能を遂行する第1プロセッサ110が含まれる。また、他の実施形態として、他の個数のセンサーが含まれる。

## 【0023】

第1センサー122は、例えば脈拍に関連する情報を連続的に又は略連続的に観察する

10

20

30

40

50

ために使用されるモーションセンサー又は加速度計である。第2センサー124は、第1センサー122と類似であるか、或いは、例えば使用者の体温を獲得するための温度計のような他の種類のセンサーである。

【0024】

バッテリー130は使用者ウェアラブル装置100に電力を供給する。バッテリー130は有線充電システム又は無線充電システムを使用して充電される。バンド140は手首に巻き付けられ、使用者ウェアラブル装置100は留め金142を利用して手首に固定される。

【0025】

図2は、本発明の一実施形態による電子装置の詳細ブロック図である。図2には、ディスプレイ102、プロセッサ110、センサーモジュール120、及びバッテリー130を示す。ディスプレイ102に対する出力は第1プロセッサ110によって制御される。ディスプレイ102は、例えばボタン、ダイヤル、タッチ感知スクリーン、及びマイクのような入力装置(図示せず)を含む。

10

【0026】

第1プロセッサ110は、CPU200、メモリ210、入/出力(I/O)インターフェイス220、通信インターフェイス230、パワー管理ユニット(PMU)240、分解モジュール250、及び復元モジュール260を含む。第1プロセッサ110がこのような多様な装置を含むように示したが、他の実施形態として、他の機能が異なってグループ化された他の構造が利用される。例えば、グルーピングが異なる集積回路チップである。或いはグルーピングは、入/出力(I/O)インターフェイス220及び通信インターフェイス230と一緒に、又は分解モジュール250及び復元モジュール260と一緒に統合するというように、異なる装置が統合される。

20

【0027】

CPU200は、センサーモジュール120から観察された信号を受信することのみならず、センサーモジュール120の動作を制御する。CPU200は、使用者ウェアラブル装置100を制御する際に、センサーモジュール120で観察された信号を処理すること、ディスプレイ102上に処理された信号を表示すること、ディスプレイ102から入力を受信すること、メモリ210内の命令の実行によって入/出力(I/O)インターフェイス220又は通信インターフェイス230を通じて多様な装置とインターフェイスすることを含む。入/出力(I/O)インターフェイス220はディスプレイ102とインターフェイスするためにCPU200によって使用される。

30

【0028】

第2プロセッサ112は他の実施形態として他の構造を利用して作動する。例えば、第2プロセッサ112は実行するための命令を格納するためのメモリ210を利用するか、或いは第2プロセッサ112はプロセッサの命令のための自身のメモリ(図示せず)を有する。本実施形態は分離されたプロセッサ(110、112)を有するが、他の実施形態は、これに制限されず、使用者ウェアラブル装置100の機能を制御する1つのプロセッサ110を有するか、或いは使用者ウェアラブル装置100のための多数のプロセッサを有する。

40

【0029】

メモリ210は不揮発性メモリ216及び揮発性メモリ218を含む。オペレーティングシステム(OS)212及びアプリケーションは不揮発性メモリ216に格納される。他の実施形態として、設計及び/又は具現に従属的な他のメモリ構造が利用される。

【0030】

通信インターフェイス230は、使用者ウェアラブル装置100が、例えばUSB、ブルートゥース(登録商標)、近距離無線通信(Near Field Communication: NFC)、及びWi-Fi(登録商標)のような有線又は無線プロトコルを通じて他の装置と通信することを許容する。パワー管理ユニット(PMU)240は、外部のソースからパワーを受信すること及びバッテリー130の充電を制御することのみな

50

らず、使用者ウェアラブル装置 100 の他の部分に対するパワーの配分を制御する。

【0031】

分解モジュール 250 は、例えば時間 - 周波数変換を利用して BCG 信号のような入力信号を多様な周波数帯域に分解するために機能する。復元モジュール 260 は、例えば分解モジュール 250 から分解された信号を復元するために機能し、BCG 信号のようなオリジナル信号の所望の構成要素にアクセスして改善する。

【0032】

図 3 は、本発明の一実施形態による通信ネットワーク内の電子装置を示した図である。図 3 は、使用者ウェアラブル装置 100 及びスマートフォン 300 を示す。使用者ウェアラブル装置 100 は通信インターフェイス 230 を利用してスマートフォン 300 と通信する。通信は、コミュニケーション信号 302 により使用者ウェアラブル装置 100 とスマートフォン 300 との間で直接的に行われるか、或いは使用者ウェアラブル装置 100 とスマートフォン 300 との間に他の構成を含んで行われる。

10

【0033】

使用者ウェアラブル装置 100 のアプリケーション 214 の中の 1 つは、スマートフォン 300 が使用者ウェアラブル装置 100 の少なくとも幾つかの動作を制御するように機能する。例えば、使用者ウェアラブル装置 100 は、第 1 プロセッサ 110 による処理の結果をディスプレイ 102 に出力し、及び / 又は同一の結果をスマートフォン 300 に伝送する。使用者は使用者ウェアラブル装置 100 又はスマートフォン 300 上のオプションを選択する。オプションは、例えば使用者ウェアラブル装置 100 による生体信号モニターリング段階を開始するか、或いは生体信号モニターリング段階を中止することである。

20

【0034】

スマートフォン 300 はより大きいディスプレイを有するため、使用者ウェアラブル装置 100 よりもスマートフォン 300 上で結果を見るか、或いはオプションを選択することが使用者にとって容易である。しかし、スマートフォン 300 が使用者ウェアラブル装置 100 の動作のために一般的に必要としないことに留意しなければならない。

【0035】

図 4 A 及び図 4 B は、本発明の一実施形態による BCG 信号と PPG 信号とを各々示した例示図である。BCG 信号は呼吸の動きのみならず、心臓の出力によって引き起こされる身体の加速度を測定する。一般的に、BCG 信号は人間の身体と同一軸の動きに対応する。図示するように、BCG 信号が 1 回の心臓拍動の間に複数のピークイベントを含む点で図 4 A の BCG 信号は相対的に複雑である反面、図 4 B の PPG 信号は相対的にシンプルである。ピークは事前収縮期 (pre-systolic)、収縮期 (systolic)、及び拡張期 (diastolic) のような 3 つの主要グループに分類される。BCG 信号の複雑度及び BCG 信号の高調波パターン (harmonic pattern) のために、心拍数及び呼吸数を加工されない BCG 信号から直接的に測定することは困難である。従って、BCG 信号は心拍数及び呼吸数を判別するために加工される。

30

【0036】

理想的な BCG は下記のようにモデリングされる。

40

【数 1】

$$BCG(t) = A \cdot \sin\left(\frac{2\pi f_{HRT} t}{k}\right) \cdot \sin(2\pi f_{HRT} t) \cdot (B \cdot \sin(2\pi f_{RR} t + \varphi)) + \delta \quad (1)$$

【0037】

A は心臓に関連する要素の加重値を示し、B は呼吸器官要素の加重値を示し、 $f_{HR}$  は心臓拍動周波数を示し、 $f_{RR}$  は呼吸周波数を示し、k は心臓拍動の高調波要因 (harmonic factor) を示し、 $\varphi$  は呼吸位相シフトを示し、 $\delta$  はノイズ及びアーティファクト (artifact) を示す。

50

## 【0038】

BCG信号を利用して心臓及び呼吸活動を正確に数量化するために、本明細書ではBCG変換過程(信号事前過程)を提供して式(1)から対応するパラメータを抽出し、パラメータをPPG近似波形に変換する。これは以下でより詳細に説明する。

## 【0039】

本実施形態が心拍数及び呼吸数を判別することについて開示しているが、実施形態はこれに制限されない。例えば、BCG信号は使用者の呼吸位相を測定するために加工される。

## 【0040】

図5A及び図5Bは、本発明の一実施形態によるドベシイ(Daubechies)5スケーリング関数波形及びドベシイ(Daubechies)5波形要素(wavelet)関数波形を各々示した図である。本実施形態は、例えばBCG信号のような信号を分解するために図示したスケーリング関数及び波形要素関数を利用する。

10

## 【0041】

図6A~図6Iは、本発明の一実施形態によるBCG信号の例及び波形要素(wavelet)基盤のBCG分解波形を示した図である。これらの図は図6AのBCG信号及び7つの分解レベルによるBCG信号の分解から起因する8個の周波数帯域を示した図である。例えば、図6B~図6Iは8個の周波数帯域に分解された100HzサンプリングレートのBCG信号を示す。図6B~図6Iに示した8個の周波数帯域は実質的に0~0.78Hz、0.78~1.56Hz、1.56~3.13Hz、3.13~6.25Hz、6.25~12.5Hz、12.5~25Hz、25~50Hz、50~100Hzの周波数帯域に各々対応する。

20

## 【0042】

中間周波数帯域が心臓拍動イベントに対応する一方、低周波数層は呼吸パターンに対応する。ドベシイ5波形要素はBCG拍動イベントと高い類似性を有するため、図4A及び図4Bに示したドベシイ5波形は図6Aに示したBCG信号を図6B~図6Iに示した分解された信号に分解するために利用される。

## 【0043】

本実施形態は、例えばシムレット波形要素(Symlet wavelet)又は双直交波形要素(biorthogonal wavelet)のようにBCG拍動イベントと高い相関関係を示す他の波形要素に基づいてBCG信号分解を遂行する。他の実施形態として、BCG(形態)を示す設定可能な波形要素が提供される。従って、他の実施形態として、例えばセルフジェネレーテッドマザー波形要素(self-generated mother wavelet)を含む波形要素の他の類型が利用される。

30

## 【0044】

分解されたBCG信号に対する8個の周波数帯域を図6B~図6Iに示す一方、分解された周波数帯域の数字は本発明の範疇から逸脱しないBCGサンプリングレート及び特定の使用ケース(例えば、心拍数、呼吸数、呼吸位相、血圧)に基づく任意の数字である。

## 【0045】

本実施形態は関連する周波数帯域に基づく使用者の身体から所望のタイプのレート(rate)測定を行う。従って、センサーデータは使用者の多様な身体位置から得られる。

40

## 【0046】

本実施形態は、例えばヒルベルト変換(Hilbert transform)、異なるカットオフ及び阻止帯域を伴う1つ以上のFIR(finite impulse response)又はIIR(infinite impulse response)フィルター、及び時間領域基盤移動平均方法(time-domain based moving average method)、及びマルチオーダー派生物(multi-order derivatives)を含むが、他の実施形態として、これに制限されない複数の信号分解技術の中の少なくともいずれか1つ以上に基づくBCG信号分解が遂行される。

50

## 【0047】

図7Aは、本発明の一実施形態による分解されたBCG信号を復元するための例示的なフローチャートである。図7Aを参照すると、例えば第1センサー122及び/又は第2センサー124のような多様なセンサーは1つ以上の方向で動きを感知する。例えば、センサー(122、124)の各々はX、Y、及びZ方向で動きを感知する。或いは、使用者ウェアラブル装置100上のセンサーは唯1つ又は2つの方向で動きを感知する。様々な方向で動きを感知するセンサーは各々のチャンネルが特定の方向への動きを感知する多数のチャンネルを有する。BCGはシングルチャンネルモーションセンサー信号又はマルチチャンネルフュージョン信号(例えば、加速度計の大きさ信号)として解釈される。モーションセンサーは、例えば加速度を感知する。

10

## 【0048】

モーションデータは702段階で受信される。このモーションデータは、例えば図4AのBCG信号で示したように加速度の大きさである。704段階で、モーションデータはN-レベル波形要素分解(N-level wavelet decomposition)を利用して分解される。例えば、分解は分解モジュール250によって遂行される。これは706a~706h段階に示した分解された信号を引き起こし、図6B~図6Iに示した分解された信号に対応する。

## 【0049】

例えば、本実施形態は復元過程のための1つ以上の統計的平均方法(statistical averaging methods)を適用して分解されたBCG信号の決定的要素(deterministic components)を改善及び強化する。例えば、移動平均エネルギーエントロピー(moving average energy entropy)基盤が利用される。スライディングウインドー(sliding window)が移動平均エネルギーを計算するために利用される。各々のウインドーインスタンス(instance)で、エネルギーエントロピーは下記の式(2)~式(4)で表される。特定の使用の場合に基づく所望のウインドーサイズのスライディングウインドーが利用される。付加的に、マルチウインドー基盤の復元は特定の使用の場合に基づいて適用される。

20

## 【0050】

708a~708h段階で、エネルギー計算が706a~706h段階に示すような分解された信号の各々のために行われる。アーキテクチャ(architecture)に従って、計算は、分解モジュール250、復元モジュール260、第2プロセッサ112、及び/又はCPU200によって行われる。図示しない他のアーキテクチャは他のプロセッサを利用することができる。エネルギー計算は式(2)を利用する。

30

## 【0051】

## 【数2】

$$Energy_i = \text{sum}(ithDecomposedsignal)^2 \quad (2)$$

## 【0052】

710段階で、個別エネルギーレベルが分解された信号(706a~706h段階)の確率分布を計算するために収集される。個別確率は式(3)を利用して計算される。

40

## 【0053】

## 【数3】

$$Prob_i = \frac{Energy_i}{\sum_{k=1}^N Energy_k} \quad (3)$$

## 【0054】

式(4)に示すように、712a~712h段階で個別確率は信号のエントロピーSを

50

計算するために利用される。

【数 4】

$$S = -\sum_{i=1}^N Prob_i \cdot \ln(Prob_i) \quad (4)$$

【0055】

本実施形態は分解された信号（706 a ~ 706 h 段階）から復元された信号に復元するためにボルツマンエントロピー（Boltzmann entropy） $S_B$ を計算するためのエントロピー  $S$  を利用する。

【数 5】

$$S_B = -Nk_B \sum_{i=1}^N Prob_i \cdot \ln(Prob_i) \quad (5)$$

【0056】

ボルツマン定数  $k_B$  の調整によって、本実施形態は各々のスライディングウィンドーのための適応加重値を形成させる。従って、本実施形態は特定の使用ケースに基づく移動平均及び最大モジュラス原理（moving average and maximum modulus principle）を含むが、他の実施形態として、これに制限されない時間領域スムージング技術（time domain smoothing techniques）が更に提供される。

【0057】

714' 段階で、例えば706 a ~ 706 h 段階に対応する1つ以上の周波数帯域が選択される。714 段階で、式（4）及び式（5）が選択された周波数帯域のエネルギーエントロピーを計算するために使用される。エネルギーエントロピー計算は、例えば心拍数、呼吸位相、及び呼吸数を向上及び復元するために分解されたBCG信号からBCG信号を復元するために716 段階で利用される。他の実施形態として、呼吸に対する復元を必要としないこともある。本実施形態は呼吸数及び/又は呼吸の位相を決定するためにVLF帯域のようなより低い周波数帯域を利用する。

【0058】

特定のモジュールは特定の機能を遂行するものとして記述するが、本発明の範囲はこれに限定されない。例えば、分解及び復元は普通のハードウェア及び/又はソフトウェアモジュールによって遂行される。ソフトウェアモジュールは第1プロセッサ110及び/又は第2プロセッサ112のようなプロセッサによって実行される命令語を含む。

【0059】

図7Bは、本発明の一実施形態による分解されたBCG信号を復元するための例示的なフローチャートである。図7B及び図7Aの類似な部分、例えば702、704、706 a、...、706 h 段階、及び708 a、...、708 h 段階は説明しない。708 段階の後に、周波数帯域選択が710 段階に優先して710' 段階で行われる。従って、710 段階で個別エネルギーレベルが選択された周波数バンドのために収集されて選択された分解された信号706 a ~ 706 h 段階の確率分布が計算される。選択された周波数帯域のための個別確率は式（3）を利用して計算される。

【0060】

712 a ~ 712 h 段階の選択された周波数帯域の個別確率は式（4）に示したように信号のエントロピー  $S$  を計算するために利用される。714 段階で、式（4）及び式（5）が選択された周波数帯域のエネルギーエントロピーを計算するために使用される。エネルギーエントロピー計算は、例えば心拍数、呼吸位相、及び呼吸数を向上及び復元するために分解されたBCG信号からBCG信号を復元するために716 段階で利用される。他の実施形態として、呼吸に対する復元は必要としないことがある。

【0061】

図8A ~ 図8Fは、本発明の一実施形態による復元されたBCG信号の波形の例示図で

10

20

30

40

50

ある。比較のために、図 8 A ~ 図 8 C は良い信号品質を有する復元された信号の波形を例示図であり、図 8 D ~ 図 8 F は悪い信号品質を有する復元された信号の波形の例示図である。

【0062】

図 8 A ~ 図 8 F に示したように、BCG 信号の復元は BCG 信号の広い範囲に対して心臓高調波成分及び高周波数アーティファクトを大きく抑制する。全ての静的な場合で、復元された BCG 信号は PPG センサーからの PPG 信号に深く関連する。復元された BCG 信号からの情報はダウンストリーム方法 (downstream methods) のために更に取出されて心拍変異度 (heart rate variability: HRV)、睡眠の質 (sleeping quality)、及びストレスを決定する。BCG 復元の長所は多数の心臓拍動高調波と曖昧性が除去されることである。

10

【0063】

本実施形態によると、BCG 信号は、BCG 信号と所望の PPG 信号との間に予め定義された周波数伝達関数に基づく PPG 近似波形 (PPG-like waveform) に変換される。予め定義された周波数伝達関数は BCG 信号及び対応する所望の PPG 信号の周波数応答の比較とそれらの周波数関係の定量化に基づく。予め定義された伝達関数は BCG 変換のためのフィルターパラメータを特定するために利用される。

【0064】

図 9 A 及び図 9 B は、本発明の一実施形態による二人の使用者の BCG 基盤及び PPG 基盤の心拍数動向に対する波形の例示図である。図 9 A 及び図 9 B から分かるように、2 つの対象 (使用者) の現在の BCG 基盤の一晚の心拍数は光学センサー (PPG) 基盤の心拍数動向と全く同じである。

20

【0065】

本実施形態は速いフーリエ変換 (Fourier transformation) をスライディングタイムウィンドーと共に復元された BCG 信号に適用する。各ウィンドーで、スペクトル内の第 1 N 最大ピークは心拍数候補として取出される。US 出願 14/924、565 に既に開示したようなバイオセマンティック (biosemantic) 心拍数追跡メカニズムは使用者の心拍数を持続的に追跡するために利用される。US 出願 14/924、565 はそれ全体が参考として含まれる。

【0066】

本実施形態は多数の他の方法に基づいて BCG 基盤の心拍数の候補を更に取出す。1 つの方法は復元された BCG 又は加工されない BCG 信号に対するケプストラム (Cepstrum) 分析を適用して高調波ディレイ (harmonic delays) を確認することを含む。これらの最高値は信号の所定部分 (segment) の基本周波数 (fundamental frequency) と看做される。本実施形態は復元された BCG 信号を所定のエンベディング (embedding) デイメンション及び時間遅延を有する特定のアトラクタ (attractor) に投影することに基づく非線形信号復元を適用する。その後、反復プロット (recurrence plot) 分析が周期的な心臓活動パターンを識別するために使用される。

30

【0067】

今まで心拍数推定のための BCG 信号として 3 軸加速度計のようなセンサーの大きさベクトルを使用する多様な実施形態を説明した。他の実施形態として、図 6 B に示したような BCG 信号からの超低周波数 (VLF) 帯域から呼吸数が測定される。BCG 信号の大きさベクトルが DC 若しくは低周波数成分を抑制するため、加速度計の単一軸が呼吸数の測定のために利用される。しかし、多軸加速度計の統合もまた呼吸イベントを決定するために利用される。

40

【0068】

図 10 は、本発明の一実施形態による加速度計の単一軸からの信号の波形に対応する信号の超低周波数 (VLF) 成分の例示図である。図示するように、VLF 成分は加速度計の単一軸から信号の波形を非常に良く追跡する。これは図 6 A で BCG 信号のようなオリ

50

ジナル信号を分解する間に大きなエラーがないことを示す。従って、本実施形態は使用者の呼吸数を連続的に追跡するために上述したメカニズムを使用して類似な追跡を遂行する。

【0069】

図11A及び図11Bは、本発明の一実施形態による二人の使用者の一晚の呼吸数動向(overnight respiratory rate trend)の波形を例示的に示した図である。呼吸数は本実施形態でBCG波形を利用して決定される。心臓拍動イベントは呼吸イベントによって必然的に変調される。

【0070】

図12は、本発明の一実施形態によるセンサーの方向変化によってトリガーされた信号品質変化の波形を例示的に示した図である。図12でグラフの中心付近に動きがあること及び動きの後にモニターされた信号が動きの前にモニターされた信号と異なることを示す。これは互いに異なる位置又は方向のセンサーが信号品質に影響を与える方法の例示である。

10

【0071】

最も正確な性能を得るために、本実施形態はスマートモーションセンサーチャンネル選択メカニズムを適用する。モーション(motion)が感知された時、モーションセンサーチャンネルリセットフラグ(motion sensor channel reset flag)がトリガーされる。本実施形態はその次の呼吸数推定サイクルのためにモーションセンサーチャンネルを再び選択する。チャンネル評価基準は1つの所定軸のVLFのスペクトル内で支配的なピーク(dominant peak)の存在が高い呼吸率の品質信頼度として看做される呼吸数推定信頼度の指標に基づく。チャンネル評価基準は復元されたBCG信号のスペクトル内で支配的なピークの存在が高い心拍数品質信頼度を示す心拍数推定信頼度指標に基づく。

20

【0072】

図13A及び図13Bは、本発明の一実施形態による多様な手の位置の下での呼吸数推定値及び心拍数推定値の波形を例示的に示した図である。図13A及び図13Bは、使用者の手が多様な位置にある場合(例えば、机の上に手が置かれた、脚の上に手が置かれた、手が垂れた)、BCGが使用者の手首から測定される時に推定された心拍数及び呼吸数が頑強に維持されることを示す。従って、本発明の範囲を逸脱せずに、BCG信号は使用者の身体の多様な部分(例えば、額、耳、胸、脚、腕)から獲得されることが理解される。

30

【0073】

本実施形態によって、加速度計センサーのような低電力モーションセンサーが持続的な休憩心拍数モニターリングのためのPPGセンサーの代わりに使用される。これはPPGセンサーがモーションセンサーよりも著しく多くの電力を消費するためである。従って、低電力モーションセンサーの使用はバッテリー充電周期を大幅に延長させる。次のシステム電力消費方程式を考慮する。

【0074】

【数6】

$$E(t) = E_0 - \epsilon_0 - S_{bg}t - K_1 S_{ppg}t - K_2 S_{base}t - K_3 S_{accel}t \quad (6)$$

40

【0075】

$E_0$  はバッテリーエネルギー(Joule単位)の初期状態を示し、 $\epsilon_0$  はバッテリーエネルギー(Joule単位)安全マージン(battery energy safety margin)を示し、 $S_{bg}$  はバックグラウンドモニターリングプロセスからの電力消費(power drain、Watt単位)を示し、 $S_{ppg}$  はPPGサンプリング間の平均電力消費(Watt単位)を示し、 $S_{base}$  は加速度計装置のウェイクアップ(wake up)の間にモーションセンサー又は加速度計を含むベースモジュールの

50

平均電力消費 (W a t t 単位) を示し、 $K_1$  は P P G サンプルングデューティサイクル (d u t y c y c l e) を示し、 $K_2$  はベースモジュールウェークアップデューティサイクル (d u t y c y c l e) を示し、 $K_3$  は加速度計サンプルングデューティサイクル (d u t y c y c l e) を示し、 $t$  は時間変化 (秒単位) を示す。

【0076】

持続的な心拍数及び呼吸数モニターリングのために、 $K_1$  及び  $K_3$  は「1」と同じであり、式(6)は下記のように単純になる。

【0077】

【数7】

$$E(t) = E_0 - \epsilon_0 - S_{bg}t - S_{ppg}t - K_2 S_{base}t - S_{accel}t \quad (7)$$

10

【0078】

ベースモジュールデューティサイクル  $K_2$  はベースモジュールで実行されるプロセスの複雑度に依存することが観察される。ベースモジュールで実行されるプロセスが非常に効率的である場合、 $K_2$  は非常に小さい分数 (fraction number) である。この場合、バッテリー作動時間はバッテリーが放電される時までの時間である。

【0079】

【数8】

$$t = \frac{E_0 - \epsilon_0}{S_{bg} + S_{ppg} + K_2 S_{base} + S_{accel}} \quad (8)$$

20

であると仮定し、 $K_2$  を定数であると仮定する。

【0080】

【数9】

$$t_{BCG} / t_{PPG} = \frac{(k+1) \cdot (S_{bg} + K_2 S_{base} + S_{accel})}{(S_{bg} + K_2 S_{base} + S_{accel})} = k + 1 \quad (9)$$

30

【0081】

式(9)に基づいて、バッテリー充電サイクルはBCG基盤の休憩心拍数及び呼吸数推定に転換されてk倍まで延長される。また、呼吸数の正確性が大きく改善されたことが示される。BCG基盤の持続的な呼吸数/心拍数推定システムの多様な実施形態はPPG基盤システムと比較してバッテリーサイクルを最小限300%まで延長させる。

【0082】

本実施形態によると、バッテリーサイクルは1つ以上のスマートパワースケジューリングメカニズムに基づいて更に延長される。1つのスマートパワースケジューリングメカニズムは現在システムが典型的な日常モーション間の停止期間の間に断続的に昼間の心拍数及び呼吸数測定が得られるようにする。他のスマートパワースケジューリングメカニズムは眠りから目を覚ましている短い瞬間のみに中断される連続的な傾向の睡眠の心拍数及び呼吸数が得られるようにする。

40

【0083】

多くの量の昼間の休憩期間は使用者の休憩心拍数傾向に対する洞察力を提供する。これらはストレス分析及び高血圧モニターリングのような使用ケースに意味がある。一方、持続的な睡眠傾向はHRV (Heart Rate Variability)、睡眠障害、及び心臓不整脈に対する価値ある情報を提供する。

【0084】

図14Aは、本発明の一実施形態による連続的な休憩心拍数及び呼吸モニターリングのためのスマートパワースケジューリングに対するフローチャートを例示的に示した図であ

50

る。図14Aを参照すると、例えば第1センサー122及び/又は第2センサー124のような1つ以上のセンサーはX、Y、及びZ方向でモーションを感知する。感知されたモーションは、例えばX、Y、及びZ加速度である。或いは、使用者ウェアラブル装置100上のセンサーは唯1つ又は2つの方向でモーションを感知する。

【0085】

モーションは1402段階で感知される。例えば、このモーションデータは図4Aに示したBCG信号である。1404段階で、使用者ウェアラブル装置100が所定の期間の間に安定した位置にあるか否かに対する判定が行われる。そうでない場合、1404段階は使用者ウェアラブル装置100が所定の期間の間に安定した位置にある時まで繰り返される。本実施形態は再びチェックする前まで所定の又は可變的に設定された時間遅延(time delay)を有する。使用者ウェアラブル装置100が所定の期間の間に安定した位置にあった場合、1406段階がその次に行われる。

【0086】

1406段階で、チャンネルは次の生体信号測定のために選択される。チャンネル選択はモニターリングされた信号を分析して最上のチャンネルを選択することを含む。他の実施形態として、最上のチャンネルのためのサーチをせずに現在のチャンネルに留まるか、又は可用なチャンネルの中の次のチャンネルに進む。

【0087】

1408段階で、信号は選択されたチャンネルから受信され、例えば加速度のようなモーションの大きさがBCG信号を決定するために使用される。これは図7A又は図7Bの702段階と類似である。1410段階で、1408段階からの信号が分解され、分解された信号は上述したように復元される。1410段階は704~716段階と類似である。

【0088】

1412a段階で、分解された信号のVLF帯域が呼吸数モニターリングのために選択される。1412b段階で、分解された信号が心拍数モニターリングのために選択される。1414a段階で、呼吸数特徴はVLF帯域から抽出される。1414b段階で、心拍数特徴は復元された信号から抽出される。

【0089】

1416a段階で、1つ以上の呼吸数候補が追加処理のために選択される。1416b段階で、1つ以上の心拍数候補が追加処理のために選択される。1418段階で、生物学的(biosemantic)傾向追跡は心拍数及び呼吸数を決定する。1420a及び1420b段階で、例えば決定された呼吸数及び心拍数が使用者又は他人が見ることができるよう各々表示される。或いは決定された呼吸数及び心拍数は、例えばスマートフォン300のような他の装置に伝達される。

【0090】

図14Bは、本発明の一実施形態による連続的な休憩心拍数及び呼吸モニターリングのためのスマートパワースケジューリングに対するフローチャートを例示的に示した図である。図14Bのフローチャートは図14Aのフローチャートと類似である。従って、図14Bの図14Aと類似な初期部分、例えば1402、1404、1406、及び1408段階は、再び説明しない。1410'段階で、1408段階からの信号は分解されるが、図14Aの1410段階で遂行されたような復元はされない。1412a段階で、分解された信号のVLF帯域が呼吸数モニターリングのために選択される。図14Aの1412b段階で復元された信号が心拍数モニターリングのために選択されることに對し、1412b'段階では帯域通過信号が心拍数モニターリングのために選択される。1414a、1414b、1416a、1416b、1418、1420a、及び1420b段階は図14Aと類似である。

【0091】

スマートフォン300を使用者ウェアラブル装置100と通信する電子機器の一例として言及したが、他の実施形態として、使用者ウェアラブル装置100は病院又は医者的事

10

20

30

40

50

務室に存在するような他の電子装置と通信する。

【0092】

本発明の実施形態は使用者ウェアラブル装置100が使用者の生体信号又は生物測定データの一部をモニターリングするものとして記述した。しかし、他の実施形態として、本明細書で言及した生体信号と異なる生体信号がモニターされる。

【0093】

本発明の実施形態はコンピュータプログラムとして記録され、非一時的コンピュータ読み取り可能な記録媒体(non-transitory computer-readable recording medium)を使用してプログラムを実行する汎用デジタルコンピュータで具現される。

10

【0094】

非一時的コンピュータ読み取り可能な記録媒体は、例えばマグネチック格納媒体(例えば、ROM、フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスク)、及び光記録媒体(例えば、CD-ROMS又はDVD)を含む。

【0095】

以上。本発明の実施形態について図面を参照しながら詳細に説明したが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的範囲から逸脱しない範囲内で多様に変更実施することが可能である。

【符号の説明】

【0096】

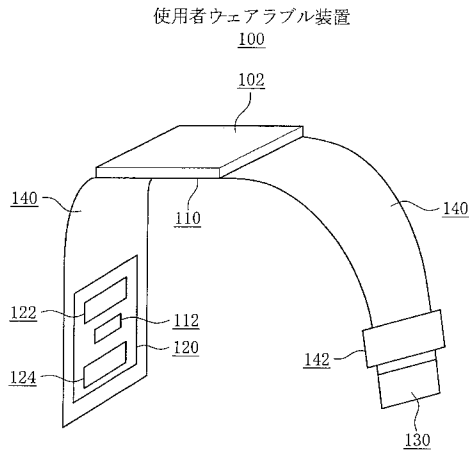
20

- 100 使用者ウェアラブル装置
- 102 ディスプレイ
- 110 第1プロセッサ
- 112 第2プロセッサ
- 120 センサーモジュール
- 122 第1センサー
- 124 第2センサー
- 130 バッテリー
- 140 バンド
- 142 留め金
- 200 CPU
- 210 メモリ
- 212 オペレーティングシステム
- 214 アプリケーション
- 216 不揮発性メモリ
- 218 揮発性メモリ
- 220 入/出力(I/O)インターフェイス
- 230 通信インターフェイス
- 240 パワー管理ユニット(PMU)
- 250 分解モジュール
- 260 復元モジュール
- 300 スマートフォン
- 302 コミュニケーション信号

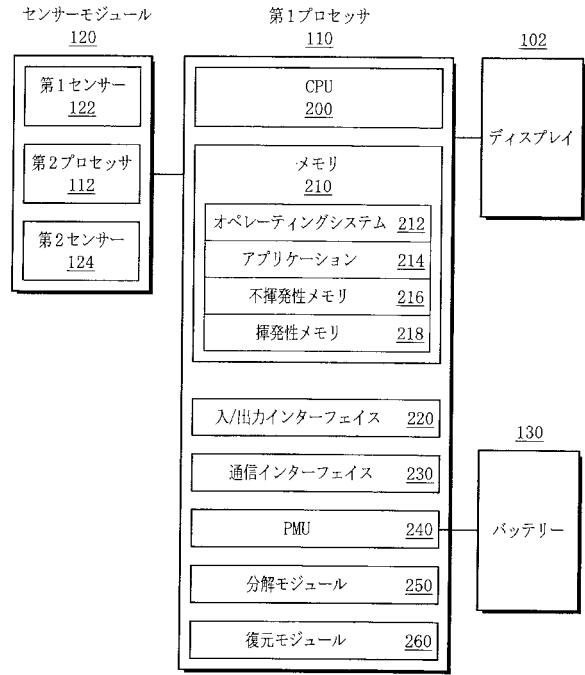
30

40

【 図 1 】



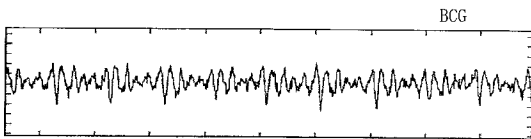
【 図 2 】



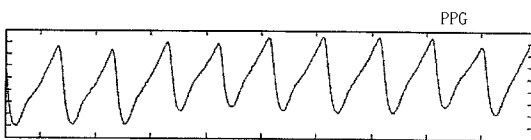
【 図 3 】



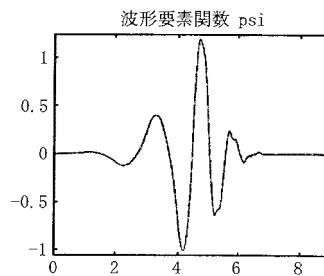
【 図 4 A 】



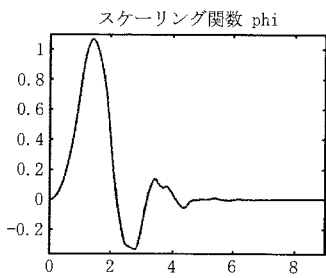
【 図 4 B 】



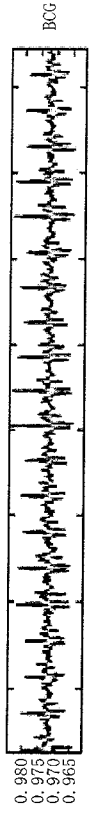
【 図 5 B 】



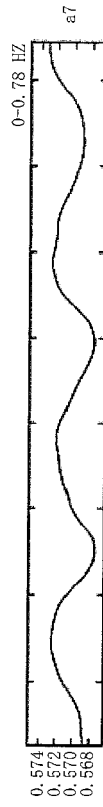
【 図 5 A 】



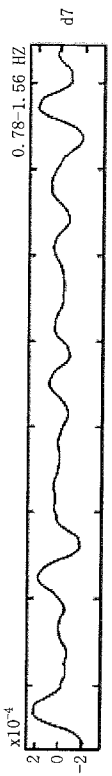
【 6 A 】



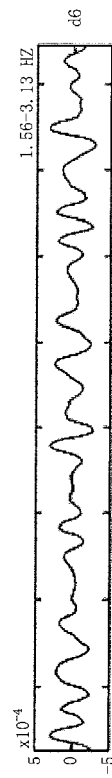
【 6 B 】



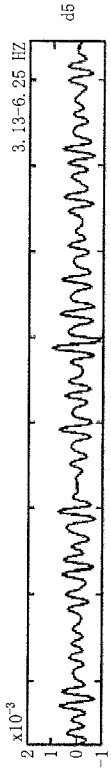
【 6 C 】



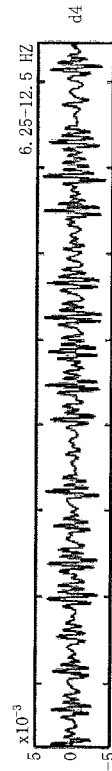
【 6 D 】



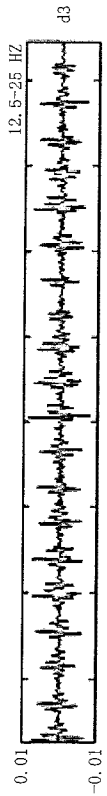
【 6 E】



【 6 F】



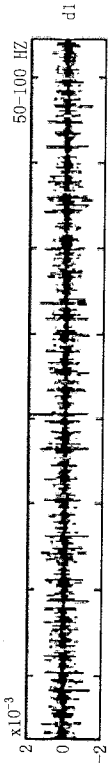
【 6 G】



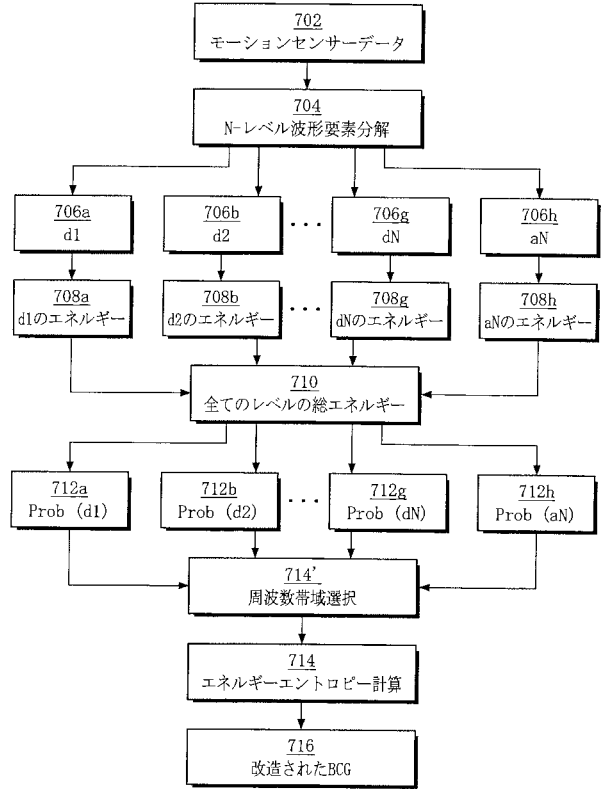
【 6 H】



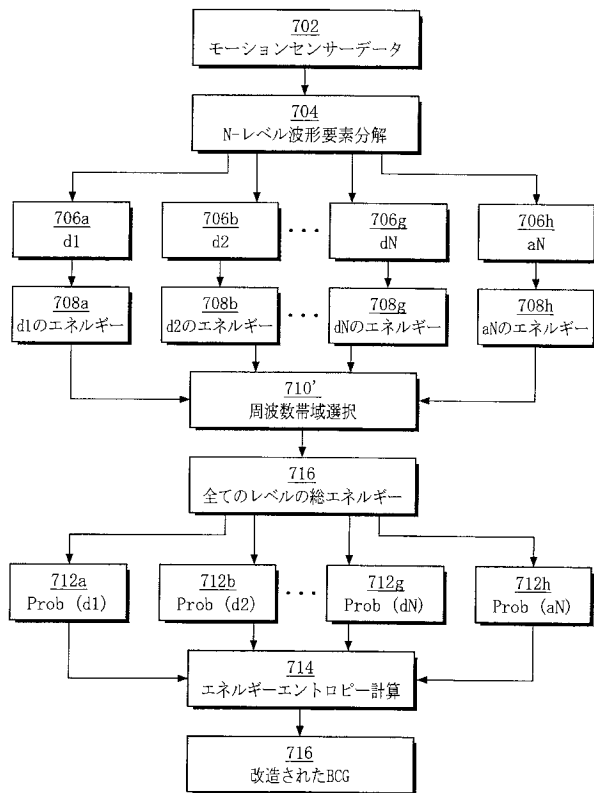
【 図 6 I 】



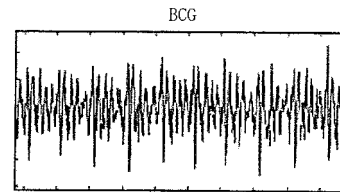
【 図 7 A 】



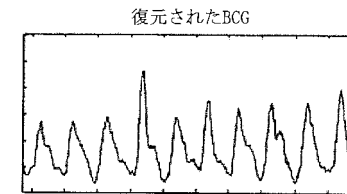
【 図 7 B 】



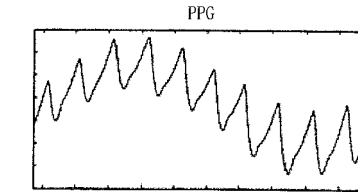
【 図 8 A 】



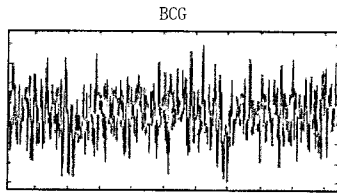
【 図 8 B 】



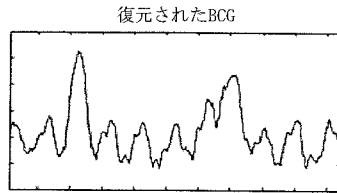
【 図 8 C 】



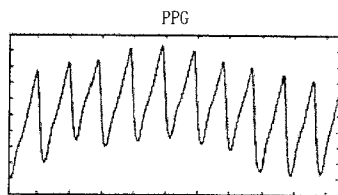
【 図 8 D 】



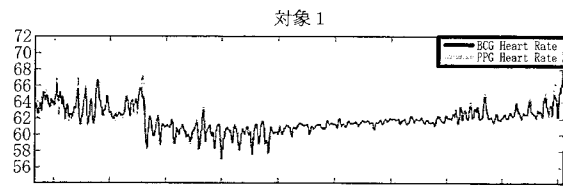
【 図 8 E 】



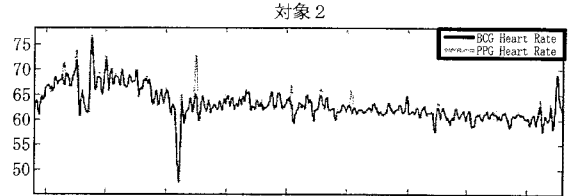
【 図 8 F 】



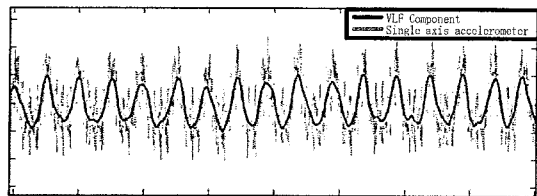
【 図 9 A 】



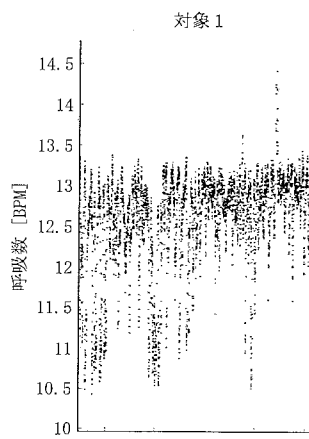
【 図 9 B 】



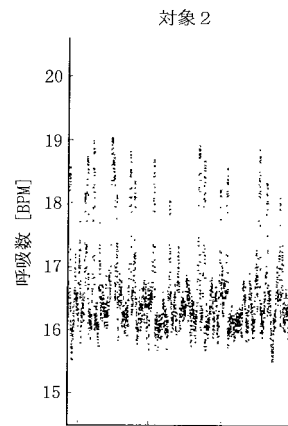
【 図 1 0 】



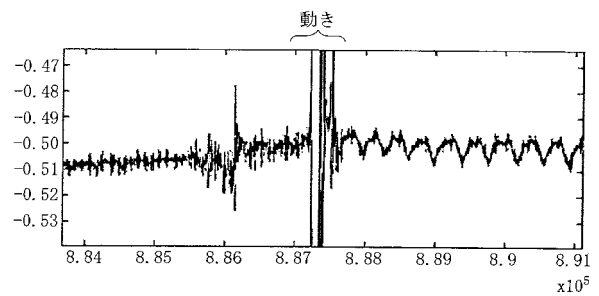
【 図 1 1 A 】



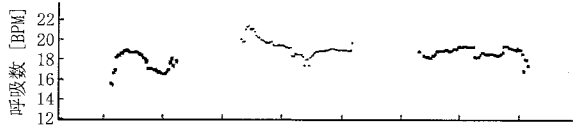
【 図 1 1 B 】



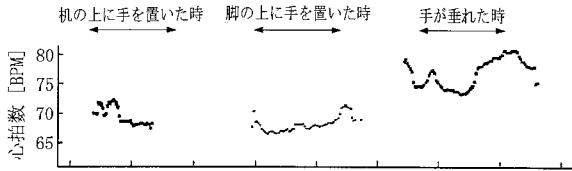
【 図 1 2 】



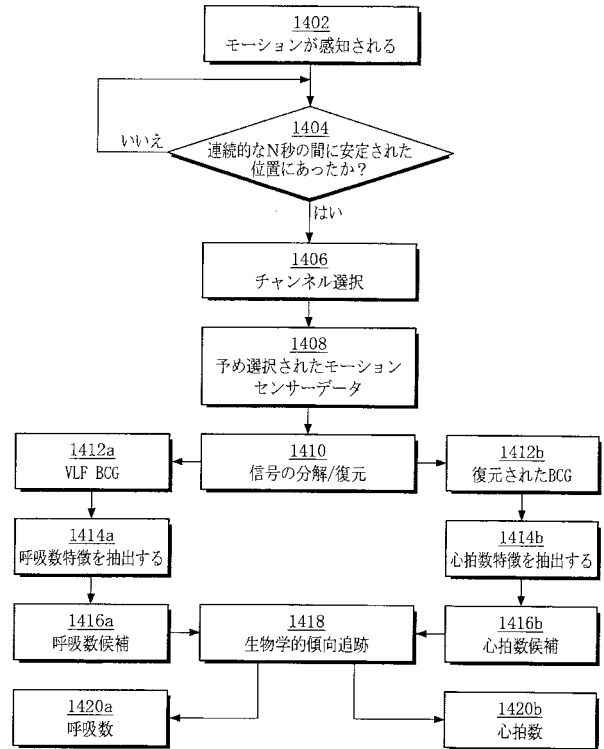
【図13A】



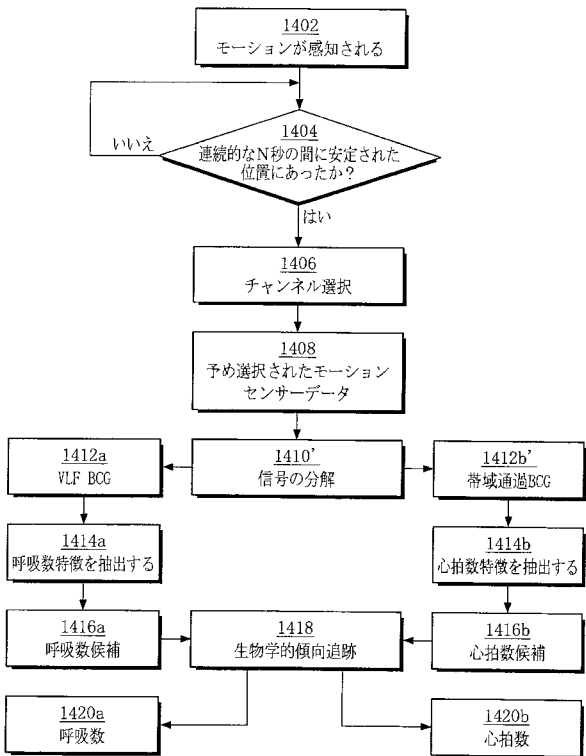
【図13B】



【図14A】



【図14B】



---

フロントページの続き

(72)発明者 李 叶 磊

アメリカ合衆国, 95051, カリフォルニア州, サンタ クララ, フローラ ビスタ  
アベニュー アパート 1201, 3770

(72)発明者 ウィギンス, マシュー シー.

アメリカ合衆国, 95135, カリフォルニア州, サン ノゼ, ハートランド ウェイ  
7094

Fターム(参考) 4C117 XB01 XB02 XB18 XC12 XE13 XE15 XE17 XE24 XE26 XG05

XH02 XH15 XH18 XJ17 XJ38

4C127 AA02 BB03 CC02 GG09 GG13 GG18 JJ03

专利名称(译)	用于测量用户的生物信号的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017176827A</a>	公开(公告)日	2017-10-05
申请号	JP2017055598	申请日	2017-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	李叶磊 ウィギンスマシューシー		
发明人	李叶磊 ウィギンス, マシューシー.		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/029 A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/1102 A61B5/113 A61B5/681 A61B5/7207 A61B5/726 A61B5/7278 A61B2562/04 A61B5/0015 A61B5/02055 A61B5/02416 A61B5/7225 A61B5/7282 A61B5/742 A61B2562/0219		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/00.102.A A61B5/04.312.A		
F-TERM分类号	4C117/XB01 4C117/XB02 4C117/XB18 4C117/XC12 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE17 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XG05 4C117/XH02 4C117/XH15 4C117/XH18 4C117/XJ17 4C117/XJ38 4C127/AA02 4C127/BB03 4C127/CC02 4C127/GG09 4C127/GG13 4C127/GG18 4C127/JJ03		
优先权	62/313910 2016-03-28 US 15/168531 2016-05-31 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种用于在降低功耗的同时测量用户生物信号的系统和方法。根据本发明的用于测量用户的生物信号的系统包括传感器模块，用于通过作为至少一个通道的当前通道获取用户的心冲击描记图（BCG）信号，BCG拆卸将信号分解为分解信号模块，用于将分解信号的至少一部分恢复为恢复信号的恢复模块，用于处理恢复信号的处理模块，用于心率，呼吸率，呼吸阶段中的至少一个，要控制的模块，心率，呼吸率，呼吸阶段，以及显示模块，用于在显示设备上显示对应于血压和血压中的至少一个的至少一个输出。

