

(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2017-136164

(P2017-136164A)

(43) 公開日 平成29年8月10日(2017.8.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 2	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 C	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2016-18223 (P2016-18223)  
 (22) 出願日 平成28年2月2日 (2016.2.2)

(71) 出願人 000005223  
 富士通株式会社  
 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号  
 (74) 代理人 100092978  
 弁理士 真田 有  
 (74) 代理人 100112678  
 弁理士 山本 雅久  
 (72) 発明者 山地 隆行  
 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内  
 Fターム(参考) 4C017 AA02 AB03 AB08 AC20 AC28  
 BC08 BC16 DD07 EE15  
 4C038 VA04 VA13 VB35 VC20

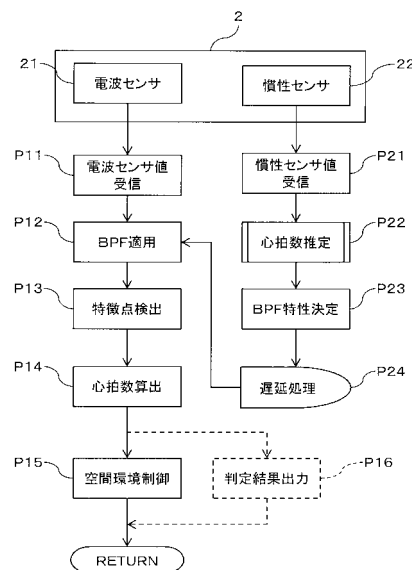
(54) 【発明の名称】 センサ情報処理装置、センサユニット、及び、センサ情報処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】心拍センサによる心拍信号の検出精度を向上する。

【解決手段】慣性センサ22の検出信号を基に心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて心拍センサ21の検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させる。

【選択図】 図8



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

心拍センサの検出信号と、慣性センサの検出信号と、を受信する受信部と、  
前記慣性センサの検出信号を基に心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて前記心拍センサの検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させる処理部と、  
備えた、センサ情報処理装置。

**【請求項 2】**

前記処理部は、  
前記推定された心拍数に対応する周波数に、前記周波数帯の中心周波数を設定する、請求項 1 に記載のセンサ情報処理装置。 10

**【請求項 3】**

前記処理部は、  
前記慣性センサの検出信号を基に歩行率を算出し、前記歩行率を基に前記心拍数の推定を行なう、請求項 2 に記載のセンサ情報処理装置。

**【請求項 4】**

前記処理部は、  
前記慣性センサの検出信号を基に歩行率を算出し、前記歩行率を基に運動強度を算出し、前記運動強度を基に前記心拍数の推定を行なう、請求項 2 に記載のセンサ情報処理装置。 20

**【請求項 5】**

前記処理部は、  
前記推定した心拍数が所定の閾値未満であると、前記心拍センサの検出信号を基に前記周波数帯を制御する、請求項 2 に記載のセンサ情報処理装置。

**【請求項 6】**

前記処理部は、  
前記心拍センサの検出信号を周波数解析した結果を基に、前記センシング対象の心拍数を検出し、前記検出した心拍数に対応する周波数に、前記周波数帯の中心周波数を設定する、請求項 5 に記載のセンサ情報処理装置。

**【請求項 7】**

前記処理部は、  
前記周波数帯の帯域幅を、前記推定した心拍数が高いほど、狭い帯域幅に設定する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のセンサ情報処理装置。 30

**【請求項 8】**

前記処理部は、  
前記周波数帯の帯域幅を、前記検出した心拍数が高いほど、狭い帯域幅に設定する、請求項 6 に記載のセンサ情報処理装置。

**【請求項 9】**

前記心拍センサは、電波センサである、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載のセンサ情報処理装置。 40

**【請求項 10】**

前記心拍センサ及び前記慣性センサは、センサユニットに備えられた、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載のセンサ情報処理装置。

**【請求項 11】**

心拍センサと、  
慣性センサと、  
前記慣性センサの検出信号を基に心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて前記心拍センサの検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させる処理部と、  
を備えた、センサユニット。 50

## 【請求項 1 2】

慣性センサの検出信号を基に心拍数を推定し、  
推定した心拍数に応じて心拍センサの検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させる  
処理を、コンピュータに実行させる、センサ情報処理プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本明細書に記載する技術は、センサ情報処理装置、センサユニット、及び、センサ情報処理プログラムに関する。

10

## 【背景技術】

## 【0002】

心拍センサを用いて生体の心拍を検出する技術がある。心拍センサの検出信号から心拍に応じた信号成分を検出するために、心拍センサの検出信号にバンドパスフィルタ(BPF)が適用されることがある。

## 【0003】

また、生体の心拍には、単位時間あたりの心拍数の高低に応じて、1拍ごとの心拍が有する時間長にばらつきがあるため、心拍数の高低に応じてBPFの特性(例えば、通過中心周波数及び通過帯域幅)を可変することが試みられることもある。

## 【先行技術文献】

20

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】国際公開第2008/081553号

【特許文献2】特開2006-187469号公報

【特許文献3】特開2014-94043号公報

【特許文献4】特開2014-039666号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

生体に体動が生じると、心拍センサの検出信号に、心拍由来の信号成分(「心拍信号」と称してもよい。)以外に、体動由来の信号成分が加わる。体動由来の信号成分は、検出したい心拍信号に対するノイズ成分となる。

30

## 【0006】

ここで、生体の活動時や運動時の体動に応じて生体の心拍数が実際に変化するタイミングは、体動の生じたタイミングとは必ずしも一致しない。例えば、活動や運動を開始してから心拍数は遅れて上昇する傾向にある。

## 【0007】

そのため、心拍センサの検出信号にBPFを適用するタイミングが適正でない場合がある。BPFの適用タイミングが適正化されていないと、心拍信号の検出精度が低下し得る。

40

## 【0008】

1つの側面では、本明細書の記載する技術の目的の1つは、心拍センサによる心拍信号の検出精度を向上することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

1つの側面において、センサ情報処理装置は、受信部と、処理部と、を備えてよい。受信部は、心拍センサの検出信号と、慣性センサの検出信号と、を受信してよい。処理部は、前記慣性センサの検出信号を基に心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて前記心拍センサの検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させてよい。

50

## 【 0 0 1 0 】

また、1つの側面において、センサユニットは、心拍センサと、慣性センサと、処理部と、を備えてよい。処理部は、前記慣性センサの検出信号を基に心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて前記心拍センサの検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させてよい。

## 【 0 0 1 1 】

更に、1つの側面において、センサ情報処理プログラムは、慣性センサの検出信号を基に心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて心拍センサの検出信号において処理する周波数帯を制御するタイミングを、前記心拍数の推定タイミングに対して遅延させる、処理を、コンピュータに実行させてよい。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 2 】

1つの側面として、心拍センサによる心拍信号の検出精度を向上できる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 一実施形態に係るセンサシステムの一例を示すブロック図である。

【 図 2 】 一実施形態に係るバイタルセンサの構成例を示すブロック図である。

【 図 3 】 一実施形態に係るバイタルセンサの構成例を示すブロック図である。

【 図 4 】 一実施形態に係る情報処理装置の構成例を示すブロック図である。

【 図 5 】 一実施形態に係る心拍数の計測結果の一例を示す図である。

【 図 6 】 一実施形態に係る心拍数（推定値及び実測値）並びに運動強度（METs値）の時間変化の一例を示す図である。

【 図 7 】 一実施形態に係る心拍数（推定値及び実測値）並びに運動強度（METs値）の時間変化の一例を示す図である。

【 図 8 】 第1実施例に係るセンサシステムの動作例を示すフローチャートである。

【 図 9 】 図8に例示した心拍数推定処理の第1例を示すフローチャートである。

【 図 1 0 】 一実施形態に係る歩行率と心拍数との関係の一例を示す図である。

【 図 1 1 】 図8に例示した心拍数推定処理の第2例を示すフローチャートである。

【 図 1 2 】 一実施形態に係る歩行率と歩行速度との関係の一例を示す図である。

【 図 1 3 】 一実施形態に係る歩行速度と運動強度（METs値）との関係の一例を示す図である。

【 図 1 4 】 第2実施例に係るセンサシステムの動作例を示すフローチャートである。

【 図 1 5 】 一実施形態に係るBPF設定例を説明するための図である。

【 図 1 6 】 一実施形態に係るBPF通過帯域例を説明するための図である。

【 図 1 7 】 一実施形態に係るBPF帯域幅設定例を説明するための図である。

【 図 1 8 】 一実施形態に係る心拍数分布の一例を示す図である。

【 図 1 9 】 一実施形態に係る心拍数分布の一例を示す図である。

【 図 2 0 】 一実施形態に係る心拍数の統計処理例を示す図である。

【 図 2 1 】 一実施形態に係る心拍数の統計処理例を示す図である。

【 図 2 2 】 一実施形態に係るBPF帯域幅の設定例を説明するための図である。

【 図 2 3 】 一実施形態に係るBPF帯域幅の設定例を説明するための図である。

【 図 2 4 】 一実施形態に係るBPF帯域幅情報の一例を示す図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して実施の形態を説明する。ただし、以下に説明する実施形態は、あくまでも例示であり、以下に明示しない種々の変形や技術の適用を排除する意図はない。また、以下に説明する各種の例示的態様は、適宜に組み合わせ実施しても構わない。なお、以下の実施形態で用いる図面において、同一符号を付した部分は、特に断らない限り、同一若しくは同様の部分を表す。

## 【 0 0 1 5 】

10

20

30

40

50

図 1 は、一実施形態に係るセンサシステムの一例を示すブロック図である。図 1 に示すセンサシステム 1 は、例示的に、バイタルセンサ 2、情報処理装置 3、ネットワーク (NW) 4 を備えてよい。

【0016】

バイタルセンサ 2 は、例示的に、通信機器 6 を介してネットワーク 4 に接続されて、ネットワーク 4 経由で情報処理装置 3 と通信することが可能であってよい。

【0017】

バイタルセンサ 2 は、例示的に、センシング対象の一例である生体の情報 (「バイタル情報」と称してよい。) をセンシングすることが可能である。「センシング」は、「検出」あるいは「測定」と言い換えてもよい。

【0018】

「バイタル情報」の非限定的な一例は、生体の心拍を示す情報である。心拍に応じて生体の血管が脈動するから、心拍を示す情報は、脈拍を示す情報と等価的に扱ってもよい場合がある。

【0019】

生体の心拍あるいは脈拍は、例示的に、心臓の鼓動に応じた、電磁波や圧力、音の変化として捉えることができる。

【0020】

例えば、指や耳たぶ等の血管に赤外線等の光を照射すると、血流の律動的な変化と光の吸収特性とによって、反射光が周期的に変動する。したがって、心拍あるいは脈拍は、血流変化に応じた反射光の変動として光学的に計測することが可能である。

【0021】

あるいは、生体にマイクロ波等の電波を照射すると、心臓の鼓動に応じて生体表面 (例えば、皮膚) に律動的な動きが生じるから、当該動きに応じて皮膚と電波の送信源との間の距離に変化が生じ、反射波にドップラー効果による変化が生じる。したがって、心拍あるいは脈拍は、生体に照射した反射波のドップラー効果による変動として計測することも可能である。

【0022】

また、心臓が律動的に収縮と弛緩とを繰り返すと、血管の圧力 (「血圧」と称してよい。) が律動的に変動するから、心拍あるいは脈拍は、血圧の律動的な変動として、圧力センサや圧電センサ等によって計測することも可能である。

【0023】

更に、心拍は、心電計や心音計のように、心臓の鼓動に応じた心筋の電位変化や音の変化として計測することも可能である。

【0024】

上述したいずれの計測手法であっても、心拍を計測可能なセンサを「心拍センサ」あるいは「心拍計」と称してよい。既述のように、「心拍」を示す情報は、「脈拍」を示す情報と等価的に扱ってよい場合があるから、「心拍センサ」あるいは「心拍計」は、「脈拍センサ」あるいは「脈拍計」と称してよいこともある。

【0025】

本実施形態では、便宜的に、心拍センサの一例として、ドップラー効果を利用して心拍を計測することが可能な「電波センサ」を、バイタルセンサ 2 に備える例について説明する。なお、「電波センサ」は、「マイクロ波センサ」、「RF (Radio Frequency) センサ」、あるいは、「ドップラーセンサ」と称されてもよい。

【0026】

バイタルセンサ 2 は、例示的に、人体の皮膚に接するように取り付けられてもよいし、人体の着衣に取り付けられてもよい。バイタルセンサ 2 の人体への取り付けは、厳密に固定 (「拘束」と称してもよい。) される態様である必要は無い。着衣と人体表面との動きのずれに応じて、バイタルセンサ 2 と人体との間に相対的な動きが生じることが許容されてよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 7 】

例えば、バイタルセンサ 2 は、人体に対して 3 次元方向のいずれかに相対的な動きが生じ得る態様で、人体に取り付けられてよい。例示的に、バイタルセンサ 2 は、着衣のポケット、例えば上着の胸部ポケットに収容されてもよいし、ハーネス等の取り付け器具を用いて、着衣の上から取り付けられてもよい。

## 【 0 0 2 8 】

次に、図 1 に例示した通信機器 6 は、バイタルセンサ 2 のセンシング結果（例えば、心拍を示す情報）を、例えば、ネットワーク 4 経由で情報処理装置 3 へ送信することが可能である。そのため、通信機器 6 は、有線又は無線にてネットワーク 4 と接続可能であってよい。

10

## 【 0 0 2 9 】

別言すると、通信機器 6 は、無線及び有線の一方又は双方による通信をサポートする通信インタフェース（I F）を備えていてよい。通信機器 6 の無線による通信には、例示的に、3 G P P（3rd Generation Partnership Project）の L T E（Long Term Evolution）や L T E - A d v a n c e d に準拠した通信方式が適用されてよい。

## 【 0 0 3 0 】

また、通信機器 6 の無線による通信には、衛星通信が適用されてもよい。衛星通信を利用する場合、通信機器 6 は、ネットワーク 4 を経由せずに情報処理装置 3 と通信衛星経由で通信可能であってよい。

## 【 0 0 3 1 】

バイタルセンサ 2 のセンシング結果には、バイタル情報に限らず、バイタル情報を基にして得られた演算や判定の結果を示す情報が含まれてもよい。センシング結果は、便宜的に、「センサ情報」又は「センサデータ」と称してもよい。

20

## 【 0 0 3 2 】

通信機器 6 は、図 1 に例示するようにバイタルセンサ 2 に外付けであってもよいし、バイタルセンサ 2 に内蔵されていてもよい。バイタルセンサ 2 に外付けの通信機器 6 は、例えば、バイタルセンサ 2 を装着した人が携帯する機器であってよい。バイタルセンサ 2 を装着した人は、便宜的に、「利用者」、「被験者」あるいは「被観測者」と称してよい。

## 【 0 0 3 3 】

利用者が携帯する通信機器 6 は、例示的に、携帯電話（スマートフォンが含まれてよい。）や、ノート P C、タブレット P C 等であってよい。「P C」は、「パーソナルコンピュータ」の略称である。

30

## 【 0 0 3 4 】

バイタルセンサ 2 と通信機器 6 との接続には、有線接続を適用してもよいし、無線接続を適用してもよい。別言すると、バイタルセンサ 2 は、無線及び有線の一方又は双方による通信をサポートする通信 I F を備えていてよい。無線接続には、例示的に、「W i F i（Wireless Fidelity）」（登録商標）や「Bluetooth」（登録商標）が用いられてよい。

## 【 0 0 3 5 】

なお、バイタルセンサ 2 に外付けの通信機器 6 は、ルータやネットワークスイッチであってもよい。通信機器 6 には、図 1 に例示するように、空調機 7 や照明器具 8 が、ネットワーク 4 経由で情報処理装置 3 と通信可能に接続されてもよい。

40

## 【 0 0 3 6 】

ネットワーク 4 は、例示的に、W A N（Wide Area Network）や、L A N（Local Area Network）、インターネット等であってよい。また、ネットワーク 4 には、無線アクセス網が含まれてもよい。無線アクセス網は、既述の L T E や L T E - A d v a n c e d に準拠した無線アクセス網であってよい。

## 【 0 0 3 7 】

情報処理装置 3 は、バイタルセンサ 2 のセンサ情報を、ネットワーク 4（又は、通信衛星でもよい。）経由で受信し、受信したセンサ情報を処理する。そのため、情報処理装置 3 は、センサ情報処理装置 3 と称してもよい。

50

## 【 0 0 3 8 】

センサ情報を処理することには、センサ情報を記憶、管理したり、センサ情報を基に利用者の心拍数を推定したりすることが含まれてよい。したがって、情報処理装置 3 は、例えば、利用者の活動状況をモニタすることができる。別言すると、センサシステム 1 は、利用者の「見守り機能」を提供できる。

## 【 0 0 3 9 】

センサ情報の管理には、センサ情報をデータベース（DB）化することが含まれてよい。DB 化されたデータは、「クラウドデータ」や「ビッグデータ」等と称されてよい。

## 【 0 0 4 0 】

情報処理装置 3 は、例示的に、1 又は複数のサーバによって実現されてよい。別言すると、バイタルセンサ 2 によって得られたセンサ情報は、情報処理装置 3 において、1 つのサーバによって処理又は管理されてもよいし、複数のサーバによって分散的に処理又は管理されてもよい。サーバは、例えば、クラウドデータセンタに備えられたクラウドサーバに該当してもよい。

10

## 【 0 0 4 1 】

なお、情報処理装置 3 は、ネットワーク 4 を経由せずに、バイタルセンサ 2 と通信可能に接続されてもよい。例えば、情報処理装置 3 は、有線又は無線によりセンサ情報をバイタルセンサ 2 からダイレクトに受信することが可能であってよい。

## 【 0 0 4 2 】

（バイタルセンサ 2 の構成例）

20

次に、図 2 及び図 3 を参照して、バイタルセンサ 2 の構成例について説明する。図 2 及び図 3 に示すように、バイタルセンサ 2 は、例示的に、心拍センサの一例である電波センサ 2 1、慣性センサ 2 2、プロセッサ 2 3、メモリ 2 4、及び、通信 I F 2 5 を備えてよい。

## 【 0 0 4 3 】

なお、バイタルセンサ 2 は、センサユニット 2 と称してもよい。以下、便宜的に、バイタルセンサ 2 あるいはセンサユニット 2 を、単に「センサ 2」と略称することがある。

## 【 0 0 4 4 】

図 3 に例示するように、電波センサ 2 1、慣性センサ 2 2、プロセッサ 2 3、メモリ 2 4、及び、通信 I F 2 5 は、例示的に、バス 2 6 によって、互いにプロセッサ 2 3 を介した通信が可能に接続されてよい。

30

## 【 0 0 4 5 】

電波センサ 2 1 は、ドップラーセンサであってよく、例示的に、空間へ送信した電波と、当該送信電波の反射波と、を位相検波してビート信号を生成する。ビート信号が電波センサ 2 1 の出力信号としてプロセッサ 2 3 に与えられてよい。

## 【 0 0 4 6 】

例えば図 2 に示すように、電波センサ 2 1 は、アンテナ 2 1 1、ローカル発振器（Oscillator, OSC）2 1 2、MCU（Micro Control Unit）2 1 3、検波回路 2 1 4、オペアンプ（OP）2 1 5、及び、電源部（又は電源回路）2 1 6 を備えてよい。

## 【 0 0 4 7 】

40

アンテナ 2 1 1 は、OSC 2 1 2 で生成された発振周波数をもつ電波を空間へ送信し、また、当該送信電波が空間に位置する利用者で反射した電波（反射波）を受信する。なお、図 2 の例において、アンテナ 2 1 1 は、送受信に共用であるが、送受信に個別であってもよい。

## 【 0 0 4 8 】

OSC 2 1 2 は、例示的に、MCU 2 1 3 の制御に応じて発振動作して、所定周波数の信号（便宜的に「ローカル信号」と称してよい。）を出力する。ローカル信号は、アンテナ 2 1 1 から送信電波として送信されると共に、検波回路 2 1 4 に入力される。

## 【 0 0 4 9 】

OSC 2 1 2 の発振周波数（別言すると、電波センサ 2 1 が送信する電波の周波数）は

50

、例示的に、マイクロ波帯の周波数であってよい。マイクロ波帯は、例示的に、2.4 GHz帯でもよいし、24 GHz帯でもよい。

【0050】

これらの周波数帯は、日本の電波法で屋内での使用が認められている周波数帯の一例である。電波法の規制を受けない周波数帯を、電波センサ21の送信電波に用いても構わない。

【0051】

MCU213は、例示的に、プロセッサ23の制御に応じてOSC212の発振動作を制御する。

【0052】

検波回路214は、例示的に、アンテナ211で受信された反射波と、OSC212からのローカル信号（別言すると、送信電波）と、を位相検波してビート信号を出力する。なお、検波回路214は、送信電波と反射波とをミキシングするミキサに置換されてもよい。ミキサによるミキシングは、位相検波と等価であると捉えてよい。

【0053】

ここで、検波回路214によって得られるビート信号には、利用者の心拍に応じて、ドップラー効果によって、振幅変化と周波数変化とが現われる。別言すると、ビート信号には、利用者の心拍を示す情報が含まれる。

【0054】

オペアンプ215は、例示的に、検波回路214から出力されるビート信号を増幅する。増幅されたビート信号は、プロセッサ23に入力される。

【0055】

電源部216は、例示的に、MCU213、検波回路214及びオペアンプ215に駆動電力を供給する。

【0056】

一方、慣性センサ22は、例示的に、センサユニット2の動きを検出してよい。慣性センサ22は、加速度センサでもよいし、ジャイロスコープでもよい。加速度センサには、例示的に、圧電式及び静電容量式のいずれのセンサを適用してもよい。ジャイロスコープには、回転機械（コマ）式、光学式、及び、振動式のいずれのセンサを適用してもよい。

【0057】

慣性センサ22は、1又は複数の検出軸を有してよい。検出軸に沿う方向の重力成分が例えば「加速度」として検出されてよい。慣性センサ22の検出信号は、プロセッサ23に入力されてよい。

【0058】

プロセッサ23は、演算処理能力を備えた演算処理装置の一例である。演算処理装置は、演算処理デバイス又は演算処理回路と称されてもよい。演算処理装置の一例であるプロセッサ23には、例示的に、MPU（Micro Processing Unit）等の集積回路（Integrated Circuit, IC）や、DSP（Digital Signal Processor）が適用されてよい。なお、「プロセッサ」は、「処理部」、「制御部」あるいは「コンピュータ」と称してもよい。

【0059】

プロセッサ23は、電波センサ21の検出信号に基づいて、利用者の心拍を検出することができる。電波センサ21の検出信号から心拍由来の信号成分（「心拍成分」又は「心拍信号」と称してよい。）を検出するために、電波センサ21の検出信号には、例示的に、フィルタが適用されてよい。フィルタは、非限定的な一例として、バンドパスフィルタ（BPF）であってよい。なお、プロセッサ23は、検出した心拍に基づいて、利用者の睡眠に関する状態を判定してもよい。

【0060】

慣性センサ22の検出信号は、上述したBPFのフィルタ特性（例示的に、通過中心周波数及び通過帯域幅）を制御するために用いられてよい。フィルタ特性を制御することは、電波センサ21の検出信号において処理対象とする周波数帯を制御すること、と捉えて

10

20

30

40

50



もよい。フィルタ特性の制御の一例については後述する。

【0061】

なお、BPFの「通過中心周波数」及び「通過帯域幅」は、それぞれ、単に「中心周波数」及び「帯域幅」と略称されてもよい。

【0062】

電波センサ21の検出信号及び慣性センサ22の検出信号は、いずれも、「検出値」あるいは「出力値」と称してもよい。また、電波センサ21の検出値は、便宜的に、「電波センサ値」と称してよく、慣性センサ22の検出値は、便宜的に、「慣性センサ値」と称してよい。

【0063】

また、上述した心拍の検出及びフィルタ特性の制御は、センサユニット2のプロセッサ23に代えて、情報処理装置3のプロセッサ31(図4にて後述)において実施されてもよい。

【0064】

次に、図3において、メモリ24は、センサユニット2に備えられた記憶部又は記憶媒体の一例であり、RAM(Random Access Memory)やフラッシュメモリ等であってよい。

【0065】

メモリ24には、プロセッサ23が読み取って動作するために用いられる、プログラムやデータが記憶されてよい。「プログラム」は、「ソフトウェア」あるいは「アプリケーション」と称されてもよい。「データ」には、プロセッサ23の動作に応じて生成されたデータが含まれてよい。

【0066】

通信IF25は、センサユニット2に備えられた通信部の一例であり、例示的に、通信機器6(図1参照)と接続されてネットワーク4経由で情報処理装置3との通信を可能にする。

【0067】

例えば、通信IF25は、電波センサ21及び慣性センサ22の各検出信号や、各検出信号の一方又は双方を基にして得られた情報を情報処理装置3宛に送信してよい。

【0068】

別言すると、バイタルセンサ2から情報処理装置3宛に送信されるセンサ情報には、電波センサ21及び慣性センサ22による各測定値が含まれてよいし、各測定値の一方又は双方を基にして得られた情報が含まれてもよい。

【0069】

なお、通信IF25は、通信機器6やネットワーク4を経由せずに、情報処理装置3と接続されて、ダイレクトに情報処理装置3と通信することが可能であってよい。

【0070】

(情報処理装置3の構成例)

次に、図4を参照して、図1に例示した情報処理装置3の構成例について説明する。図4に示すように、情報処理装置3は、例示的に、プロセッサ31、メモリ32、記憶装置33、通信インタフェース(IF)34、及び、周辺IF35を備えてよい。

【0071】

プロセッサ31、メモリ32、記憶装置33、通信IF34、及び、周辺IF35は、例示的に、通信バス36によって、互いにプロセッサ31を介した通信が可能に接続されてよい。

【0072】

プロセッサ31は、演算処理能力を備えた演算処理装置の一例である。演算処理装置は、演算処理デバイス又は演算処理回路と称されてもよい。演算処理装置の一例であるプロセッサ31には、例示的に、CPUやMPU等のIC、DSPが適用されてよい。なお、「プロセッサ」は、「処理部」、「制御部」あるいは「コンピュータ」と称してもよい。

【0073】

10

20

30

40

50

プロセッサ 31 は、例示的に、情報処理装置 3 の全体的な動作を制御する。プロセッサ 31 による制御には、ネットワーク 4 を経由した通信を制御することが含まれてよい。通信の制御によって、ネットワーク 4 経由で例えば空調機 7 や照明器具 8 が遠隔制御されてよい。

【0074】

例示的に、プロセッサ 31 は、通信 I F 34 で受信された、バイタルセンサ 2 のセンサ情報を基に、既述の心拍の検出やフィルタ特性の制御を実施してよい。

【0075】

また、プロセッサ 31 は、例示的に、バイタルセンサ 2 の利用者が位置する空間の環境を制御するための制御信号、例えば、空調機 7 や照明器具 8 の動作を制御する制御信号を生成してよい。

10

【0076】

当該制御信号は、例示的に、バイタルセンサ 2 から取得したセンサ情報を基に検出された利用者の心拍数や、心拍数を基に推定又は判定した利用者の睡眠に関する状態等に基づいて生成されてよい。

【0077】

プロセッサ 31 にて生成された制御信号は、例示的に、通信 I F 34 を介して、空調機 7 や照明器具 8 等に宛てて送信されてよい。

【0078】

メモリ 32 は、記憶媒体の一例であり、R A M やフラッシュメモリ等であってよい。メモリ 32 には、プロセッサ 31 が読み取って動作するために用いられる、プログラムやデータが記憶されてよい。

20

【0079】

記憶装置 33 は、種々のデータやプログラムを記憶してよい。記憶装置 33 には、ハードディスクドライブ (H D D) や、ソリッドステートドライブ (S S D)、フラッシュメモリ等が用いられてよい。

【0080】

記憶装置 33 に記憶されるデータには、例示的に、通信 I F 34 で受信された、センサ 2 のセンサ情報や、センサ情報を基に検出された心拍数、心拍数を基に推定又は判定された、利用者の睡眠に関する状態等が含まれてよい。

30

【0081】

記憶装置 33 に記憶されたデータは、適宜に、データベース (D B) 化されてよい。D B 化されたデータは、「クラウドデータ」や「ビッグデータ」等と称されてよい。なお、記憶装置 33 及びメモリ 32 は、情報処理装置 3 における「記憶部」と総称してもよい。

【0082】

記憶装置 33 に記憶されるプログラムには、図 8 や図 14 にて後述する処理を実行するプログラムが含まれてよい。

【0083】

図 8 や図 14 にて後述する処理を実行するプログラムは、便宜的に、「センサ情報処理プログラム」と称してよい。

40

【0084】

プログラムを成すプログラムコードの全部又は一部は、記憶部に記憶されてもよいし、オペレーティングシステム (O S) の一部として記述されてもよい。

【0085】

プログラムやデータは、コンピュータ読取可能な記録媒体に記録された形態で提供されてよい。記録媒体の一例としては、フレキシブルディスク、C D - R O M, C D - R, C D - R W, M O, D V D、ブルーレイディスク、ポータブルハードディスク等が上げられる。また、U S B (Universal Serial Bus) メモリ等の半導体メモリも記録媒体の一例である。

【0086】

50

あるいは、プログラムやデータは、サーバ等からネットワーク 4 経由で情報処理装置 3 に提供（ダウンロード）されてもよい。例えば、通信 I F 3 4 を通じてプログラムやデータが情報処理装置 3 に提供されてよい。また、プログラムやデータは、ペリフェラル I F 3 5 に接続された後述の入力機器等から情報処理装置 3 に入力されてもよい。

【 0 0 8 7 】

通信 I F 3 4 は、情報処理装置 3 に備えられた通信部の一例であり、例示的に、ネットワーク 4 に接続されて、ネットワーク 4 を経由した通信を可能にする。

【 0 0 8 8 】

通信 I F 3 4 は、受信処理に着目すれば、バイタルセンサ 2 が情報処理装置 3 宛に送信した情報を受信する受信部（「取得部」と称してもよい。）の一例である。

10

【 0 0 8 9 】

一方、送信処理に着目すれば、通信 I F 3 4 は、例えば、プロセッサ 3 1 が生成した制御信号をバイタルセンサ 2 や空調機 7、照明器具 8 宛に送信する送信部の一例である。通信 I F 3 4 には、例示的に、イーサネット（登録商標）カードが適用されてよい。

【 0 0 9 0 】

なお、通信 I F 3 4 は、ネットワーク 4 を経由せずに、バイタルセンサ 2 の通信 I F 2 5 と接続されて、バイタルセンサ 2 とダイレクトに通信することが可能であってもよい。

【 0 0 9 1 】

ペリフェラル I F 3 5 は、例示的に、情報処理装置 3 に周辺機器を接続するためのインタフェースである。

20

【 0 0 9 2 】

周辺機器には、情報処理装置 3 に情報を入力するための入力機器や、情報処理装置 3 が生成した情報を出力する出力機器が含まれてよい。

【 0 0 9 3 】

入力機器には、キーボードやマウス、タッチパネル等が含まれてよい。出力機器には、ディスプレイやプリンタ等が含まれてよい。

【 0 0 9 4 】

ところで、電波センサ 2 1 を用いて非接触で利用者の心拍を計測する場合、例えば利用者の身体的な動き（「体動」と称してよい。）が、ある程度以上、大きくなると、電波センサ 2 1 の検出信号から心拍成分を検出しにくくなる。

30

【 0 0 9 5 】

例えば、利用者が運動中や活動中の場合、安静時よりも大きな体動が利用者に生じるため、当該体動に応じてバイタルセンサ 2 と皮膚との距離が変化する。

【 0 0 9 6 】

例示的に、バイタルセンサ 2 が、利用者の着衣のポケットに収容されている場合や、ハーネス等で利用者の着衣の上から取り付けられている場合、体動に応じてバイタルセンサ 2 と皮膚との距離が変化し易い。

【 0 0 9 7 】

そのため、電波センサ 2 1 の検出信号には、心拍由来の距離変化に応じた信号成分とは別に、体動由来の距離変化に応じた信号成分がノイズ成分として加わる。したがって、利用者の体動が大きくなるほど、電波センサ 2 1 の検出信号には、検出したい心拍成分ではないノイズ成分が混入し易くなり、心拍成分を検出しにくくなる。

40

【 0 0 9 8 】

なお、電波センサ 2 1 に限らず、イヤークリップのような血流変化を光学的に計測するセンサでも、例えば、体動によって血流量が変化するため、心拍由来の信号成分とは別に、体動由来の信号成分がノイズ成分としてセンサ検出信号に混入する。

【 0 0 9 9 】

また、体動によって血流量が変化すると血圧が変化するため、圧力センサや圧電センサを用いた心拍センサにおいても、体動由来の信号成分が心拍由来の信号成分に対するノイズ成分となる。

50

## 【0100】

心電計や心音計のように、心筋の電位変化や音の変化を計測するセンサであれば、体動により利用者の筋肉が動いてしまうため、体動由来の信号成分が心拍由来の信号成分に対するノイズ成分となる。

## 【0101】

要するに、心拍センサによる計測手法、別言すると、心拍センサの種類を問わず、利用者に運動や活動に伴う体動が生じると、センサ検出信号に当該体動に応じた信号成分がノイズ成分として混入し易くなる。

## 【0102】

既述のBPFを電波センサ21の検出信号に適用することで、心拍由来の信号成分ではないノイズ成分を除去することができる。

10

## 【0103】

ここで、例えば図5に示すように、1拍ごとの心拍が有する時間長（又は時間間隔）は、単位時間あたりの心拍数の高低に応じてばらつく傾向にある。なお、図5において、横軸は、ある時点での心拍数 $x(n)$ （ $n$ は、正の整数）、縦軸は、次の心拍数 $x(n+1)$ を表す。図5における符号122、符号124、符号126、及び、「d」の意味については後述する。

## 【0104】

例えば、単位時間あたりの心拍数が高いほど、1拍ごとの時間長のばらつきは小さくなる傾向にある。逆に云えば、単位時間あたりの心拍数が低いほど、1拍ごとの時間長のばらつきは大きくなる傾向にある。

20

## 【0105】

例示的に、心拍成分が現われると想定される平均的な周波数帯域（非限定的な一例として、 $0.8 \sim 4.0 \text{ Hz}$ ）において、単位時間（例えば、1分）あたり50拍では、 $\pm 20\%$ のばらつきが1拍ごとの時間長に生じ得る。一方、50拍よりも高い120拍では、 $\pm 5\%$ のばらつきが1拍ごとの時間長に生じ得る。このような「ばらつき」は、生体がもつ「心拍特性」と捉えてよい。

## 【0106】

したがって、BPFのフィルタ特性（例えば、通過帯域幅）を、例えば60拍や120拍といった或る特定の心拍数に合わせて静的に設定すると、心拍数の高低によって、心拍成分が欠落したり、ノイズ成分を十分に除去仕切れなかったりする。結果として、心拍数の検出精度が低下し得る。

30

## 【0107】

そこで、本実施形態では、BPFのフィルタ特性を心拍数の高低に応じて適応的に変化させる。例えば、単位時間あたりの心拍数が高いほど、BPFの通過帯域幅を狭く設定し、単位時間あたりの心拍数が低いほど、BPFの通過帯域幅を広く設定する。

## 【0108】

なお、心拍成分が現われると想定される平均的な周波数帯域を、便宜的に、「心拍出現帯域」と称することがある。心拍出現帯域に対するBPFの通過帯域幅の可変設定例については、図13～図22にて後述する。

40

## 【0109】

このようなBPFの通過帯域幅の可変設定によれば、心拍成分が現われると想定される平均的な周波数帯域（便宜的に「心拍出現帯域」と称することがある。）において、心拍成分の取りこぼしを低減し、ノイズ成分の除去率を高めることができる。なお、心拍数の高低は、例示的に、電波センサ21の検出信号を周波数解析した結果において、ピーク値を有する周波数の高低によって判定できる。

## 【0110】

しかし、利用者に体動が生じると、体動由来の信号成分が大きくなるため、体動由来の信号成分のピーク値を、心拍成分のピーク値と誤検出してしまいう確率が高くなる。

## 【0111】

50

例えば、電波センサ 2 1 と利用者との間の距離変化が大きいほど、電波センサ 2 1 の検出信号は、振幅値が大きくなり、距離変化の速さが速いほど、周波数が高くなる傾向にある。

【 0 1 1 2 】

そのため、電波センサ 2 1 の検出信号を周波数解析した結果において、心拍出現帯域に、心拍成分よりも大きな体動由来の信号成分が現われ易くなる。結果として、体動由来の信号成分のピーク値、別言すれば、検出したい心拍成分に対するノイズ成分のピーク値を、心拍成分と誤検出してしまい易くなる。

【 0 1 1 3 】

このような誤検出が生じると、ノイズ成分の周波数を基準に B P F の帯域通過幅が設定されることになる。そのため、心拍成分が欠落したり、ノイズ成分を十分に除去仕切れなかったりして、心拍数の検出精度が低下する。

【 0 1 1 4 】

心拍数の検出精度の低下は、例えば、利用者の心拍数を電波センサ 2 1 とは別の手段を用いて推定し、推定した心拍数を基準に B P F のフィルタ特性を設定、制御することで、抑止又は抑制できる。

【 0 1 1 5 】

利用者の心拍数を推定可能な別の手段の一例は、利用者の体動から当該利用者の心拍数を推定することである。利用者の体動は、例示的に、慣性センサ 2 2 によって検出できる。

【 0 1 1 6 】

例えば、慣性センサ 2 2 の検出信号には、体動の大きさや速さに応じた変化が現われる。体動の大きさが大きいほど、また、体動の速さが速いほど、利用者の運動強度が高いと云え、運動強度が高いほど利用者の心拍数は高くなる傾向にある。

【 0 1 1 7 】

したがって、慣性センサ 2 2 の検出信号を基に、利用者の心拍数を推定できる。そこで、本実施形態では、慣性センサ 2 2 の検出信号に基づいて利用者の心拍数を推定し、推定した心拍数に応じて、電波センサ 2 1 の検出信号に適用する B P F のフィルタ特性を適応的に制御する。これにより、心拍出現帯域に亘って、心拍信号の検出精度を向上することが可能になる。

【 0 1 1 8 】

ただし、慣性センサ値に基づく心拍数の推定タイミング（又は、推定期間）と、電波センサ値に現われる心拍成分の出現タイミング（又は、出現期間）と、には、ずれが生じることがある。当該ずれは、利用者が運動や活動を開始した場合に顕著に表れる傾向にある。

【 0 1 1 9 】

例えば図 6 に示すように、利用者が活動や運動を開始して運動強度が所定以上になったタイミングに対して、当該運動強度に応じて利用者の心拍数が増加し始めるタイミングは、遅れる傾向にある。

【 0 1 2 0 】

なお、図 6 において、符号 A が、慣性センサ値を基に推定された利用者の心拍数（推定値）の時間変化の一例を示し、符号 B が、電波センサ値を基に検出された同一利用者の心拍数（実測値）の時間変化の一例を示す。また、符号 C は、運動強度の指標である、同一利用者の M E T s 値（後述）の時間変化の一例を示す。

【 0 1 2 1 】

そのため、慣性センサ値に基づく心拍数の推定タイミングで、電波センサ値に B P F を適用しても、上述したタイミングのずれによって、心拍成分の検出精度、あるいは、ノイズ成分の除去性能が一時的に低下し得る。

【 0 1 2 2 】

そこで、本実施形態では、例えば、慣性センサ値に基づく心拍数の推定タイミングに対

10

20

30

40

50

して、電波センサ値に対する B P F の適用タイミングを遅延させる。遅延時間は、非限定的な一例として、数秒～数十秒の範囲で静的又は動的に設定されてよい。動的に設定する場合は、例えば、慣性センサ値が、運動強度が高い状態から低い状態へ変化したことを示す場合に、タイミングの遅延時間を、徐々にもしくは段階的に短くするように設定されてよい。

#### 【 0 1 2 3 】

図 7 は、図 6 において、慣性センサ値を基に推定された心拍数（推定値）A の信号波形を、電波センサ値を基に検出された心拍数（実測値）B の信号波形に対して 2 0 秒遅延させた例を示す。2 0 秒の遅延によって、心拍数の推定値 A を、心拍数の実測値 B に近づけることができる。

10

#### 【 0 1 2 4 】

上述した B P F のフィルタ特性制御と適用タイミングの遅延処理とによって、利用者の運動時や活動時等、体動由来のノイズ成分が安静時よりも多く電波センサ 2 1 の検出信号に現われるような状況においても、利用者の心拍数を精度良く計測できる。

#### 【 0 1 2 5 】

利用者の心拍数の計測精度が向上することで、例えば、利用者が位置する空間の環境制御の精度や効率も向上できる。

#### 【 0 1 2 6 】

なお、慣性センサ値に基づく B P F の帯域幅制御は、必須の制御でなくてもよい。例えば、慣性センサ値に基づく B P F の帯域幅制御は行なわずに、電波センサ値に対する B P F の適用タイミングの遅延制御を行なうだけでも、心拍数の計測精度向上が期待できる。

20

#### 【 0 1 2 7 】

（動作例）

以下、本実施形態のセンサシステム 1 の幾つかの動作例について説明する。なお、以下では、バイタルセンサ 2 の電波センサ値及び慣性センサ値が、情報処理装置 3 にて処理される例について説明する。ただし、同等の処理がバイタルセンサ 2（例えば、プロセッサ 2 3）にて実施されてもよい。

#### 【 0 1 2 8 】

（第 1 実施例）

図 8 は、第 1 実施例に係るセンサシステム 1 の動作例を示すフローチャートである。図 8 に例示するように、情報処理装置 3 は、センサユニット 2 から、電波センサ値及び慣性センサ値を受信する（処理 P 1 1 及び P 2 1）。

30

#### 【 0 1 2 9 】

情報処理装置 3 は、慣性センサ値の受信に応じて、例えばプロセッサ 3 1 にて、慣性センサ値を基に利用者の心拍数を推定する（処理 P 2 2）。図 9 及び図 1 0 に、心拍数推定処理の第 1 例を示し、図 1 1 ~ 図 1 3 に、心拍数推定処理の第 2 例を示す。

#### 【 0 1 3 0 】

（心拍推定処理の第 1 例）

図 9 に例示するように、プロセッサ 3 1 は、慣性センサ値を基に、利用者の単位時間（例示的に、1 秒）あたりの歩数（「歩行率」と称してよい。）を算出してよい（処理 P 2 2 1）。歩数は、一般的な歩数計と同様に、例えば、慣性センサ値が或る閾値を超えた回数をプロセッサ 3 1 にてカウントすることで得ることができる。

40

#### 【 0 1 3 1 】

ここで、歩行率と心拍数とは、或る関係式によって関係付けることができる。関係式は、例示的に、複数の実測値を用いて、カーブフィッティング（別言すると、曲線あてはめ）によって導出されてよい。

#### 【 0 1 3 2 】

非限定的な一例として、歩行率と心拍数との関係式は、図 1 0 に例示するように、下記の多項式（1）で表すことができる。

$$y = 8 E - 0 5 x ^ 3 - 0 . 0 0 1 1 x ^ 2 - 0 . 0 8 5 5 x + 6 1 . 5 9 7 \dots ( 1 )$$

50

## 【 0 1 3 3 】

なお、図 10 の横軸「x」が歩行率 [ 歩数 / 秒 ] を表し、図 10 の縦軸「y」が単位時間 ( 例示的に、1 分 ) あたりの心拍数 [ beats per minute, bpm ] を表す。また、「 $8 E - 0 5$ 」は、「 $8 \times 10^{-5}$ 」を表す。

## 【 0 1 3 4 】

プロセッサ 3 1 は、処理 P 2 2 1 において算出した歩行率から、式 ( 1 ) を演算することによって、心拍数を算出してよい ( 図 9 の処理 P 2 2 4 )。算出された心拍数は、便宜的に、「推定心拍数」と称してよい。

## 【 0 1 3 5 】

なお、図 10 に例示した関係は、例えばテーブル形式のデータ ( 「テーブルデータ」と略称してよい。 ) で表されてもよい。当該テーブルデータは、例えば、情報処理装置 3 のメモリ 3 2 や記憶装置 3 3 ( 図 4 参照 ) に記憶されてよい。プロセッサ 3 1 は、当該テーブルデータを参照することで、歩行率に対する推定心拍数を演算によらずに求めてもよい。

10

## 【 0 1 3 6 】

( 心拍推定処理の第 2 例 )

次に、図 8 の心拍推定処理 ( P 2 2 ) の第 2 例について、図 1 1 ~ 図 1 3 を参照して説明する。上述した第 1 例は、利用者の歩行率から心拍数を求める例である。第 2 例では、利用者の運動強度から心拍数を求めてよい。

## 【 0 1 3 7 】

図 1 1 に例示するように、プロセッサ 3 1 は、第 1 例 ( 図 9 ) と同様にして、電波センサ値から利用者の歩行率を算出してよい ( 処理 P 2 2 1 )。

20

## 【 0 1 3 8 】

歩行率の算出に応じて、プロセッサ 3 1 は、歩行率から歩行速度を算出してよい ( 処理 P 2 2 2 )。

## 【 0 1 3 9 】

ここで、歩行率と歩行速度とは、或る関係式によって関係付けることができる。関係式は、例示的に、複数の実測値を用いて、カーブフィッティングによって導出されてよい。

## 【 0 1 4 0 】

非限定的な一例として、歩行率と歩行速度との関係式は、図 1 2 に例示するように、下記の多項式 ( 2 ) で表すことができる。

30

$$y = 1 E - 0 5 x^3 - 0 . 0 0 1 4 x^2 + 0 . 0 7 2 5 x - 0 . 0 1 1 9 \dots ( 2 )$$

## 【 0 1 4 1 】

図 1 2 の横軸「x」が歩行率 [ 歩数 / 秒 ] を表し、図 1 2 の縦軸「y」が単位時間 ( 例示的に、1 時間 ) あたりの歩行速度 [ km / h ] を表す。また、「 $1 E - 0 5$ 」は、「 $1 \times 10^{-5}$ 」を表す。

## 【 0 1 4 2 】

なお、単位時間あたりの歩行距離が増えるほど、1 歩あたりの距離である歩幅、及び、歩数も増加する傾向にある。例えば、分速 7 0 m ( = 時速 4 . 2 km ) で歩行する場合は、歩幅 = 身長  $\times$  0 . 3 7 となり、分速 9 0 m ( = 時速 5 . 4 km ) では、歩幅 = 身長  $\times$  0 . 4 5、分速 1 1 0 m ( = 時速 6 . 6 km ) では、歩幅 = 身長  $\times$  0 . 5 となる、といわれている。このような歩幅と、歩行率と、を基に、単位時間あたりの歩行距離である歩行速度を概算することができる。

40

## 【 0 1 4 3 】

プロセッサ 3 1 は、処理 P 2 2 1 において算出した歩行率から、式 ( 2 ) を演算することによって、歩行速度を算出してよい。

## 【 0 1 4 4 】

なお、図 10 に例示した関係は、図 8 に例示した関係と同様に、例えばテーブルデータで表されて、メモリ 3 2 や記憶装置 3 3 ( 図 4 参照 ) に記憶されてよい。プロセッサ 3 1 は、当該テーブルデータを参照することで、歩行率に対する歩行速度を演算によらずに求

50

めてもよい。

【0145】

歩行速度の算出に応じて、プロセッサ31は、歩行速度を基に利用者の運動強度を算出してよい(図11の処理P223)。運動強度は、人の活動量等を表す指標値であり、METs値(メッツ値)によって表されてよい。

【0146】

METsは、「Metabolic equivalents」の略称である。メッツ値は、人の活動時の代謝量(あるいは「カロリー消費量」)を安静時の代謝量に対する相対値(例えば、倍数)として表した数値であってよい。人の活動の別にメッツ値を対応付けた表は、「メッツ表」と称され、例えば、国立健康・栄養研究所によって発行されている。

10

【0147】

図13に、歩行速度とメッツ値との関係の一例を示す。歩行速度 = 0 [ km / h ] の場合がメッツ値 = 1 に対応し、基準となる安静時の運動強度に対応する。図13に例示するように、歩行速度が速くなるほどメッツ値も大きくなる。

【0148】

例えば、歩行速度 = 2.5 [ km / h ] では、メッツ値は基準メッツ値 (= 1 ) の3倍となり、歩行速度 = 4 [ km / h ] では、メッツ値は基準メッツ値の5倍となる。

【0149】

メッツ値が求まると、例示的に、利用者の年齢と安静時の心拍数とを基に、現在の心拍数を求めることができる。例えば、メッツ値は、以下の式(3)によって表すことができる。

20

$$\text{メッツ値} = (\text{心拍数} - \text{安静時心拍数}) \div (\text{最大心拍数} - \text{安静時心拍数}) \times 10 \dots (3)$$

【0150】

式(3)における「最大心拍数」は、「220 - 年齢」として簡易的に求めることができる。

【0151】

したがって、プロセッサ31は、メッツ値から現在の心拍数を式(3)によって求めることができる(図11の処理P224)。別言すると、利用者の運動中や活動中に心拍数を精度良く検出することが難しい場合であっても、式(3)によって、メッツ値から心拍数を推定すること可能である。

30

【0152】

上述した心拍推定処理の第1例又は第2例によって推定心拍数が求まると、プロセッサ31は、図8に例示するように、電波センサ値に適用する、推定心拍数に応じたBPFのフィルタ特性を決定してよい(処理P23)。なお、BPFのフィルタ特性を、以下、「BPF特性」と略称することがある。

【0153】

例えば、プロセッサ31は、推定心拍数を周波数に変換し、変換した周波数を電波センサ値に適用するBPFの中心周波数に設定してよい。なお、心拍数は、例示的に、60(秒)で除することにより周波数に変換できる。また、プロセッサ31は、推定心拍数が高いほど狭い帯域幅をBPFに設定してよい。当該BPF特性の詳細な決定例については後述する。

40

【0154】

プロセッサ31は、決定したBPF特性のBPFを、既述の遅延時間だけ遅延させたタイミングで(処理P24)、処理P11で受信した電波センサ値に適用して、電波センサ値をフィルタリングしてよい(処理P12)。当該フィルタリングによって、電波センサ値から、体動由来のノイズ成分が除去される。

【0155】

フィルタリング後の電波センサ値から、プロセッサ31は、心拍に応じた特徴的な変化を示す心拍成分を「特徴点」として検出してよい(処理P13)。「特徴点」は、例えば、フィルタリング後の電波センサ値の信号波形において、一次微分がゼロになる点であっ

50



てよい。

【0156】

「特徴点」の検出に応じて、プロセッサ31は、例えば、特徴点の時間間隔（例えば「秒」を求め、求めた時間間隔で1分（＝60秒）を除することにより、1分あたりの心拍数を算出できる（処理P14）。

【0157】

算出された心拍数は、バイタルセンサ2の利用者が位置する空間の環境を制御するパラメータとして用いられてよい（処理P15）。また、算出された心拍数は、図6に点線で例示するように、適宜に、ディスプレイやプリンタ等の出力機器に出力されてよい（処理P16）。

10

【0158】

なお、処理P23で決定したBPF特性の情報や、処理P13で検出された特徴点の情報が、ディスプレイやプリンタ等の出力機器に適宜に出力されてもよい。この場合、例えばBPF特性の設定状況や設定の適否を確認できる。

【0159】

以上のように、第1実施例によれば、電波センサ値に対するBPFの適用タイミングを、慣性センサ値を基に推定される心拍数の推定タイミングに対して遅延させる。したがって、電波センサ値において心拍成分が慣性センサ値の変化に対して遅れて出現しても、心拍成分の取りこぼしを低減できる。

【0160】

また、慣性センサ値を基に推定した心拍数に対応する周波数に応じて、電波センサ値に適用するBPF特性を制御するので、心拍出現帯域に現われたノイズ成分を効率的に除去することができる。

20

【0161】

したがって、電波センサ値に基づく心拍信号の検出精度を向上することができる。例えば、心拍出現帯域の一例である0.8～4.0Hzの帯域のうち、体動由来のノイズ成分による影響が大きいと考えられる1.5～4.0Hzの帯域で、心拍信号の検出精度が向上する。

【0162】

なお、図8の例では、遅延処理P24が、BPF特性の決定処理P23の後に実施されるが、遅延処理は、BPF特性の決定処理P23以前のいずれかの処理において実施されてもよい。例えば、慣性センサ値を基に心拍数を推定する処理を遅延させてもよいし、推定心拍数を基にBPF特性を決定する処理を遅延させてもよい。あるいは、複数の処理を分散的に少しずつ遅延させることで、遅延処理P24での遅延時間と同等の遅延時間が実現されてもよい。

30

【0163】

（第2実施例）

第1実施例では、慣性センサ値を基に推定した心拍数の高低に関わらず、推定した心拍数を基にBPF特性を決定した。しかし、推定した心拍数によっては、慣性センサ値に基づかずに、電波センサ値を基にBPF特性を決定してもよいことがある。

40

【0164】

例えば、慣性センサ値を基に推定した心拍数が高いと、対応する運動強度の指標であるメッツ値も大きい傾向にあるので、推定心拍数又はメッツ値が閾値以上であれば、第1実施例のように、慣性センサ値を基に推定した心拍数からBPF特性を決定してよい。

【0165】

推定心拍数が高い、別言すると、メッツ値が高いほど、体動由来のノイズ成分が、電波センサ値についての心拍出現帯域に混入し易いと云えるからである。

【0166】

逆に、慣性センサ値を基に推定した心拍数又はメッツ値が閾値未満であれば、電波センサ値を基にBPF特性を決定しても、体動由来のノイズ成分を十分に除去できることがあ

50

る。

【0167】

別言すると、慣性センサ値を基に推定した心拍数又はメッツ値が閾値未満であれば、体動由来のノイズ成分による心拍成分検出に対する影響が小さいと扱ってよい場合がある。

【0168】

そこで、第2実施例では、図14に例示するように、推定心拍数（又は、メッツ値でもよい。）の閾値判定（処理P22a）によって、慣性センサ値及び電波センサ値のいずれを基にBPF特性を決定するかを制御してよい。

【0169】

例えば、情報処理装置3のプロセッサ31は、推定心拍数（又は、メッツ値）が閾値以上であれば（処理P22aでYES）、第1実施例と同様に、慣性センサ値を基に推定した心拍数に対応する周波数を基準に、BPF特性を決定してよい（処理P23）。なお、心拍数に対応する周波数を、便宜的に、「心拍周波数」と称することがある。

10

【0170】

また、プロセッサ31は、決定したBPF特性のBPFを電波センサ値に適用するタイミングを、第1実施例と同様に遅延させてよい（処理P24）。

【0171】

一方、推定心拍数（又は、メッツ値）が閾値未満であれば（処理P22aでNO）、プロセッサ31は、電波センサ値を基に心拍数を検出して、検出した心拍周波数を基準にBPF特性を決定してよい（処理P31及びP32）。

20

【0172】

電波センサ値から心拍数を検出するには、周波数解析（処理P31）が用いられてよい。周波数解析には、高速フーリエ変換（fast Fourier transform, FFT）や離散フーリエ変換（discrete Fourier transform, DFT）が用いられてよい。

【0173】

FFTやDFTによって、電波センサ値は、時間領域の信号から周波数領域の信号（便宜的に「周波数信号」と称してよい。）に変換される。

【0174】

プロセッサ31は、電波センサ値の周波数信号において、例えば、ピーク値を有する周波数（「ピーク周波数」と称してよい。）を既述の「特徴点」として検出してよい。ピーク周波数は、心拍に応じた特徴的な変化を示す周波数成分の一例である。

30

【0175】

検出したピーク周波数を基に、プロセッサ31は、BPF特性を決定してよい（処理P32）。例えば、プロセッサ31は、ピーク周波数を中心周波数に有し、ピーク周波数が高いほど狭い（ピーク周波数が低いほど広い帯域幅）を有するBPF特性を、電波センサ値に適用するBPF特性に決定してよい。

【0176】

なお、上述の周波数解析処理（P31）に備えて、情報処理装置3が処理P11にて受信した電波センサ値は、メモリ32又は記憶装置33に記憶されてよい。メモリ32又は記憶装置33に記憶された電波センサ値は、例示的に、処理P12aにおいて、プロセッサ31によって読み出されて、処理P23又はP32で決定したBPF特性のBPFが適用される。

40

【0177】

以降のプロセッサ31による特徴点検出処理（P13）、心拍数算出処理（P14）、空間環境制御（P15）、及び、判定結果出力（P16）は、第1実施例と同様でよい。

【0178】

以上のように、第2実施例によれば、第1実施例と同様の作用効果が得られるほか、慣性センサ値が、体動由来のノイズ成分による心拍成分検出に対する影響が小さいと扱ってよいことを示す場合は、電波センサ値を基にBPF特性が制御される。

【0179】

50

したがって、例えば、心拍出現帯域の一例である 0.8 ~ 4.0 Hz の帯域のうち、体動由来のノイズ成分による影響が小さいと扱ってよい 0.8 ~ 1.5 Hz の帯域で、心拍信号の検出精度が向上する。

【0180】

なお、図 14 の遅延処理 P 2 4 は、BPF 特性の決定処理 P 2 3 の前において実施されてもよい。即ち、推定心拍数を基に BPF 特性を決定する処理を遅延させてもよい。

【0181】

(BPF 特性の決定例)

次に、図 5 及び図 15 ~ 図 24 を参照して、既述の BPF 特性を決定(又は設定)する処理(例えば、図 8 及び図 14 の処理 P 2 3、並びに、図 14 の処理 P 1 2 a)の詳細例について説明する。

10

【0182】

以下に説明する BPF 特性の決定例は、第 1 実施例及び第 2 実施例に共通でよい。ただし、以下の説明において、「基準心拍数」は、第 1 実施例については、慣性センサ値を基に推定された心拍数に相当し、第 2 実施例については、慣性センサ値又は電波センサ値を基に推定された心拍数に相当する。

【0183】

例えば、第 2 実施例において、図 14 の閾値判定処理 P 2 2 a で YES と判定された場合の「基準心拍数」は、慣性センサ値を基に推定された心拍数に相当する。これに対し、当該処理 P 2 2 a で NO と判定された場合の「基準心拍数」は、電波センサ値を基に検出された心拍数に相当する。

20

【0184】

既述のとおり、図 5 は、単位時間あたりの心拍数と心拍毎の時間長のばらつきとの関係を例示しており、符号 1 2 2 は、心拍数の計測データ ( $x(n)$ ,  $x(n+1)$ ) を表し、直線 1 2 4 は、各計測データ 1 2 2 の中心値を表している。

【0185】

中心値 1 2 4 を表す直線は、例示的に、各計測データ 1 2 2 に関して例えば最小二乗法で求められた直線であり、 $ax(n) + bx(n+1) + c = 0$  で表されると仮定する。ただし、係数  $a$ 、 $b$ 、 $c$  は、実数である。

【0186】

ここで、各計測データ 1 2 2 ( $x(n)$ ,  $x(n+1)$ ) から直線 1 2 4 に下す垂線の長さ  $d$  は、下記の式(4)で表すことができる。

30

【数 1】

$$d = \frac{|ax(n)+bx(n+1)+c|}{\sqrt{a^2+b^2}} \dots (4)$$

【0187】

長さ  $d$  の最大値を有する計測点が、座標 ( $x(m)$ ,  $x(m+1)$ ) で表される最大距離点 1 2 6 であると仮定する。ただし、「 $m$ 」は、 $m \geq n$  を満たす正の整数である。

40

【0188】

当該最大距離点 1 2 6 と、例えば心拍周波数 = 2 Hz の時に、「- 0.1 Hz」に相当する座標(図 5 の例では、座標(1 2 0, 1 1 4))と、を通る直線を、帯域幅の下限を示す直線とする。

【0189】

帯域幅の上限を示す直線は、例えば、点(1 2 0, 1 2 6)を通り、任意の周波数で、帯域幅の下限と同一の幅を持つ点を通る直線としてよい。なお、心拍周波数 = 2 Hz の時の帯域幅は、例えば、図 5 の計測データ 1 2 2 において心拍数  $x(n) = 1 2 0$  の時の次の心拍の最高値および最低値を参照して決定するようにしてもよい。

【0190】

50

次に、図 15 は、BPF 特性の設定例を説明するための図である。図 15 には、例示的に、予め設けた式に基準心拍数を代入することにより算出された、BPF の帯域の上限及び下限の一例が示されている。

【0191】

図 15 において、横軸は、基準心拍数 [Hz] を表し、縦軸は、帯域幅の上限及び下限に相当する心拍数 [Hz] を表す。図 15 において、帯域幅の上限は、帯域上限値 132 で表され、帯域幅の下限は、帯域下限値 134 で表されている。図 15 には、幾つかの基準心拍数における帯域幅の上限値及び下限値が例示されている。

【0192】

なお、既述の「予め設けた式」は、例えば、図 5 に例示した、最大距離点 126、並びに、計測データ 122 を基にして決定された基準座標 (120, 126) 及び (120, 114) 等に基づき、内挿や外挿によって決定されてもよい。

【0193】

次に、図 16 は、BPF の通過帯域の一例を示す図である。図 16 において、横軸は、BPF の中心周波数、縦軸は、BPF の帯域幅を示している。また、図 16 において、固定最小心拍 141 又は可変最小心拍 144 は、或る中心周波数に対して対応する帯域幅を採用した際の帯域の下限に対応する心拍数を表す。

【0194】

また、図 16 において、固定最大心拍 142 又は可変最大心拍 145 は、或る中心周波数に対して対応する帯域幅を採用した際の帯域の下限に対応する心拍数を表す。

【0195】

なお、固定最小心拍 141 及び固定最大心拍 142 は、本実施形態において BPF の帯域幅が可変であることとの比較のために、心拍数に応じて帯域幅が変化しない場合の例を示している。

【0196】

可変最小心拍 144 及び可変最大心拍 145 より、例えば、心拍数 = 1 Hz 近傍においては、BPF の帯域幅は、符号 148 で示す帯域幅であり、心拍数 = 4 Hz 近傍においては、帯域幅 148 よりも狭い帯域幅 149 である。このように、より低い心拍数ではより広い帯域幅 148 が設定され、より高い心拍数では、より狭い帯域幅 149 が設定される。

【0197】

図 17 は、BPF の帯域幅の設定例を示す図である。図 17 において、横軸は、中心周波数を表し、縦軸は、帯域幅を表す。図 17 において、直線 152 は、中心周波数に対する帯域幅の設定値の一例を示す。例えば、図 5 や図 16 を参照して説明した例では、帯域幅 152 は、中心周波数の増加に対し、線形的に減少するように設定されてよい。

【0198】

中心周波数と帯域幅との関係は、中心周波数が低いほど帯域幅が広がる関係であればよく、必ずしも直線で表される関係でなくてもよい。例えば、図 17 において符号 154 に示すように、中心周波数に対して段階的に帯域幅が変化するように帯域幅が設定されてもよい。なお、帯域幅と中心周波数との関係は、例えば、実測値を基にして決定された、或る 2 点以上の点に基づき、単調増加の好適な 1 つ以上の関数にて内挿及び外挿することで決定されてもよい。

【0199】

次に、図 18 ~ 図 21 は、帯域幅の他の設定例を示す図である。図 18 及び図 19 は、心拍数分布の一例を示す図であり、図 20 及び図 21 は、心拍数の統計処理例を示す図である。図 18 及び図 19 において、横軸は、或る時点での心拍間隔に対する次の心拍間隔の差を示す時間を表し、縦軸は、計測数を表す。

【0200】

図 18 は、心拍数が 55 ~ 60 付近の心拍数分布を例示しており、図 19 は、心拍数が 75 ~ 80 付近の心拍数分布を例示している。図 18 及び図 19 の比較により、心拍数が

10

20

30

40

50

55～60付近よりも、心拍数が75～80付近の方が、計測データは縦軸付近に集中しており、心拍数のばらつきが小さい。なお、統計処理に用いる計測データは、例えば電極を生体に接触させて心拍を計測する心電計等で計測したデータであってよい。

【0201】

図20及び図21は、心拍数が60付近と心拍数が120付近とのそれぞれの実測データの統計処理の一例を示す。図20及び図21に例示する統計処理例においては、532個のデータの確率分布を求め、計測データが一定以上の確率である範囲に入るように、BPFの帯域幅を計算している。

【0202】

図20の統計処理例では、心拍数が60付近において、算出された確率分布の8及びCP値=1.33となるように範囲を決定すると、帯域幅は、 $\pm 0.165$  Hzである。なお、 $\sigma$ は、標準偏差を表し、「CP」は、「Process Capability」を表す。心拍数が120付近で、当該帯域幅と同じ帯域幅をもつには、CP値=2.16である。

10

【0203】

同様に、図21の統計処理例では、心拍数が120付近において、算出された確率分布の8及びCP値=1.33になる範囲を決定すると、帯域幅は、 $\pm 0.1015$  Hzである。心拍数が60付近で、当該帯域幅と同じ帯域幅をもつには、CP値=0.82である。

【0204】

20

以上のように実測値の統計処理を行ない、或る確率以上でデータ検出が可能なBPFの帯域幅を設定する。このとき、帯域幅と基準心拍数に相当する中心周波数との関係は、或る2点に基づいて線形的に決定されてもよいし、より細かい間隔の中心周波数について上記統計処理を行ない、内挿することで決定されてもよい。

【0205】

あるいは、帯域幅と中心周波数との関係は、或る2点以上が決定された場合に、各点に基づき、単調増加の好適な1つ以上の関数にて内挿及び外挿することで決定されてもよいし、中心周波数に対して段階的に帯域幅が変化するように設定されてもよい。

【0206】

図22及び図23は、帯域幅の設定例を説明するための図である。図22及び図23において、横軸は、周波数[Hz]を表し、縦軸は、ゲイン[dB]を表す。図22及び図23において、符号162は、心拍出現帯域を表し、例えば、0.8～4.0 Hzである。

30

【0207】

図22に例示する、電波センサ値の周波数解析結果(例えば、FFT結果)160では、心拍出現帯域162に、符号163で示すピークゲインが存在している。当該ピークゲイン163に対応する周波数が、BPFの中心周波数に設定され、例えば符号164で例示する帯域幅がBPFの帯域幅に設定される。

【0208】

一方、図23に例示する、FFT結果165では、心拍出現帯域162に符号168で示すピークゲインが存在している。当該ピークゲイン168に対応する周波数が、BPFの中心周波数に設定される。

40

【0209】

ここで、ピークゲイン168に対応する中心周波数は、図22におけるピークゲイン163に対応する周波数よりも高いため、BPFの帯域幅には、図22における帯域幅164よりも狭い帯域幅166が設定される。

【0210】

このように、BPFの中心周波数を基準心拍数に対応する周波数に設定し、かつ、帯域幅を当該中心周波数の高低に応じて適応的に可変制御することで、心拍出現帯域に現われたノイズ成分を効率的に除去することができる。

50

## 【0211】

別言すると、生体の心拍特性に応じた可変の中心周波数及び帯域幅を有するBPFを用いることにより、心拍数の高低に依存せずに、心拍出現帯域における不要な信号成分を効率的に除去することができる。したがって、心拍出現帯域における心拍信号の検出精度を向上できる。

## 【0212】

図24は、帯域幅情報の一例を示す図である。図24に例示する帯域幅情報170は、例えば、情報処理装置3のメモリ32や記憶装置33に記憶されてよい。帯域幅情報170には、非限定的な一例として、基準心拍数情報171、BPF幅下限情報172、及び、BPF幅上限情報173が含まれてよい。

10

## 【0213】

情報処理装置3のプロセッサ31が、当該帯域幅情報170を参照することで、基準心拍数に対応するBPFの帯域を決定、設定できる。

## 【0214】

(その他)

なお、上述した各実施例を含む実施形態では、心拍センサ21の一例として、ドップラセンサ等の電波センサを用いる例について説明したが、心拍センサ21は、例えば、イヤークリップのような血流変化を光学的に計測するセンサでもよい。

## 【0215】

体動によって血流量が変化して、体動由来の信号成分がノイズ成分としてセンサ検出信号に混入しても、上述した可変BPF特性の制御によって、ノイズ成分を効率的に除去することができる。

20

## 【0216】

なお、血流変化を光学的に計測する心拍センサ21の場合には、屋外等において外光が血流に対する反射光に混入することでセンサ検出信号にノイズ成分が混入した場合にも、上述した可変BPF特性の制御によって、ノイズ成分を除去し得る。

## 【0217】

また、心拍センサ21は、心筋の電位変化や音の変化を計測する心電計や心音計であってもよい。体動により利用者の筋肉が動いてしまい、体動由来の信号成分がノイズ成分としてセンサ検出信号に混入しても、上述した可変BPF特性の制御によって、ノイズ成分を効率的に除去することができる。

30

## 【0218】

更に、上述した各実施例を含む実施形態では、心拍センサ21と慣性センサ22とが、センサユニット2に一体化されている例について説明したが、心拍センサ21と慣性センサ22とは、同一利用者に取り付けられるのであれば、別体であってもよい。別言すると、心拍センサ21と慣性センサ22とは、同一利用者をセンシング対象にするのであれば、一体化されているか別体であるかは問わなくてよい。

## 【0219】

心拍センサ21と慣性センサ22とがセンサユニット2として一体化されていれば、心拍センサ21と慣性センサ22とを個別的に管理したり利用者に取り付けたりする手間が省けるから、扱い易さや利便性が向上する。また、心拍センサ21及び慣性センサ22の一方の取り付け忘れや紛失等を防止あるいは抑制できる。一方、心拍センサ21と慣性センサ22とが別体の場合は、利用者に対する各センサ21及び22の取り付け位置を個別的に調整でき、取り付け位置の自由度向上が期待できる。

40

## 【符号の説明】

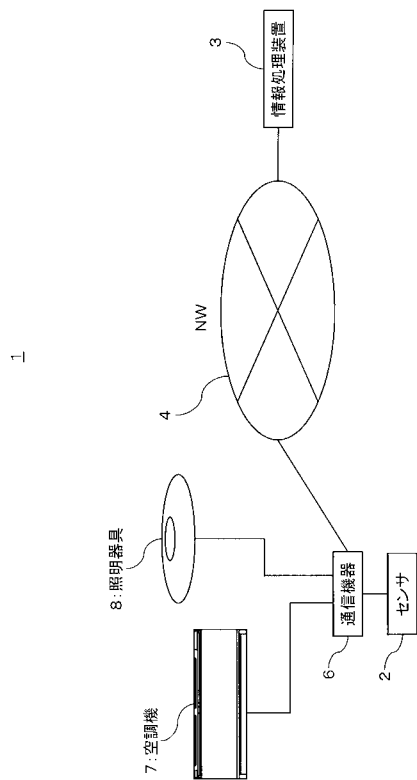
## 【0220】

- 1 センサシステム
- 2 バイタルセンサ(センサユニット)
  - 21 心拍センサ(電波センサ)
    - 211 アンテナ

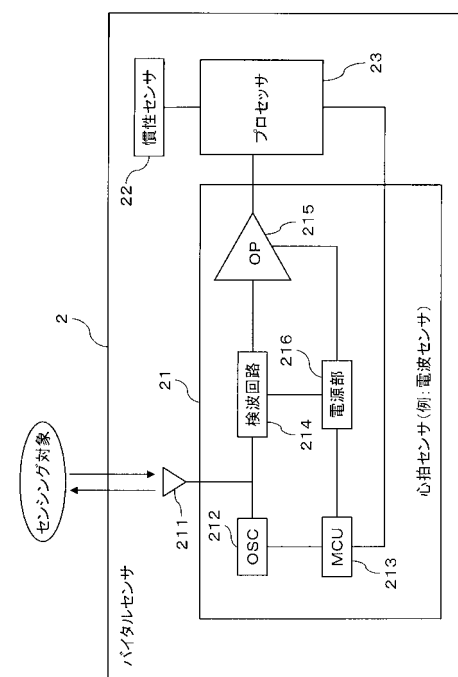
50

- 2 1 2 ローカル発振器 (Oscillator, OSC)
- 2 1 3 M C U (Micro Control Unit)
- 2 1 4 検波回路
- 2 1 5 オペアンプ ( O P )
- 2 1 6 電源部
- 2 2 慣性センサ
- 2 3 プロセッサ
- 2 6 バス
- 3 情報処理装置
- 3 1 プロセッサ
- 3 2 メモリ
- 3 3 記憶装置
- 3 4 通信インタフェース ( I F )
- 3 5 ペリフェラル I F
- 3 6 バス
- 4 ネットワーク
- 6 通信機器
- 7 空調機
- 8 照明器具

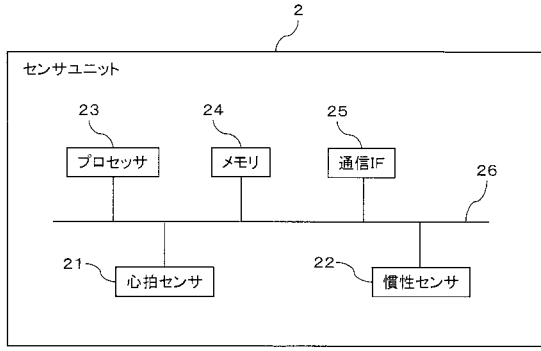
【 図 1 】



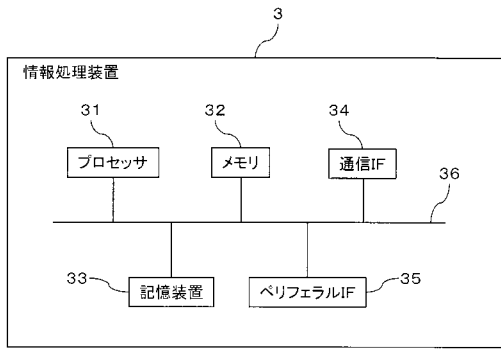
【 図 2 】



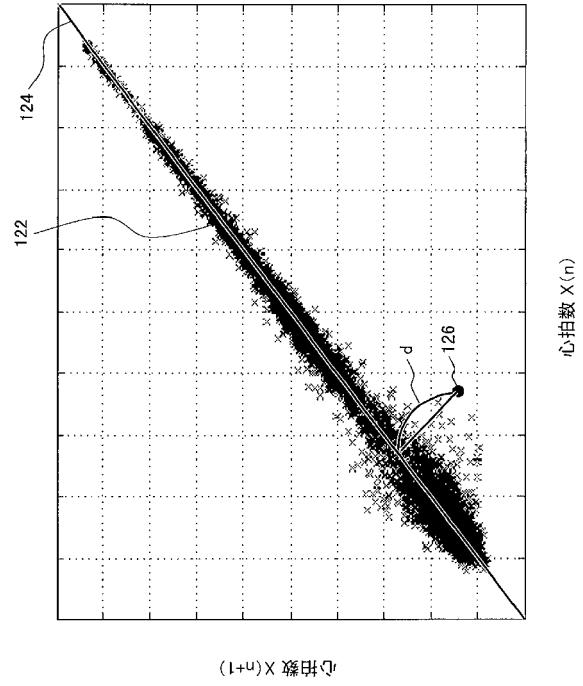
【図3】



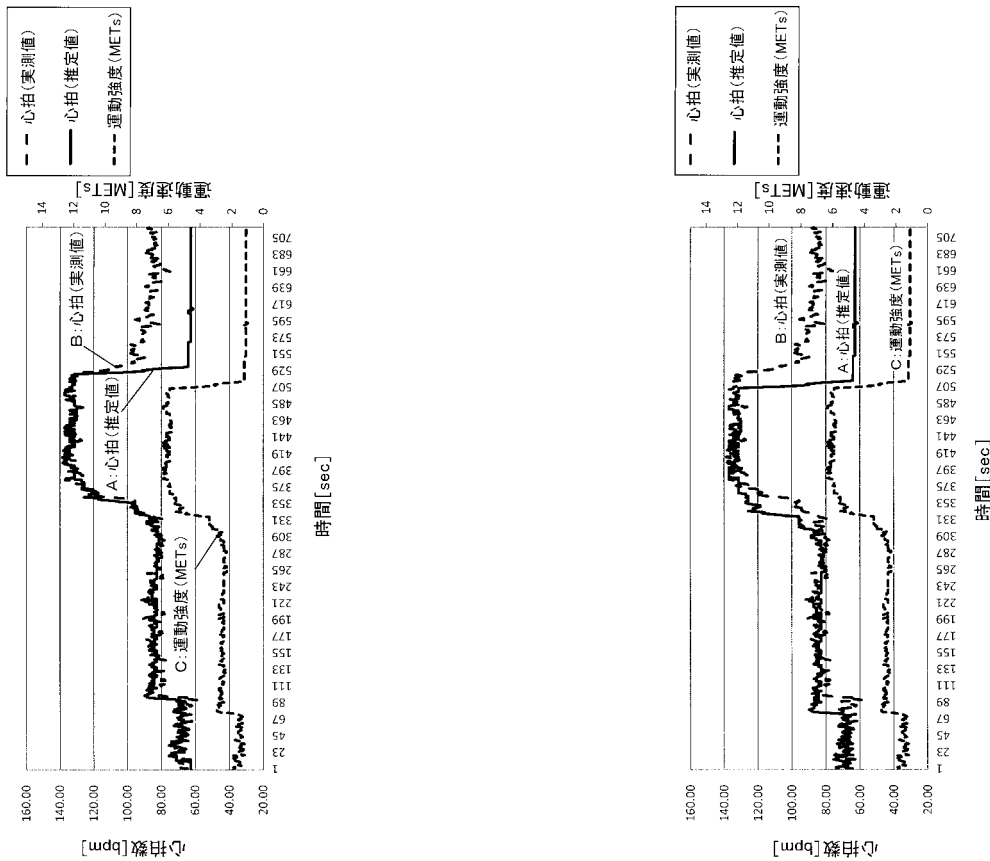
【図4】



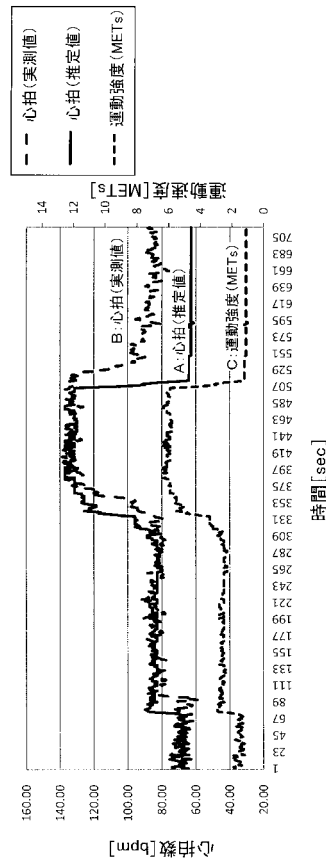
【図5】



【図6】

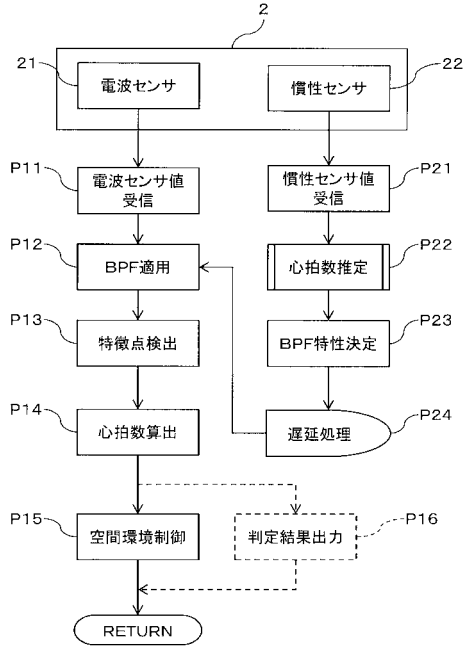


【図7】

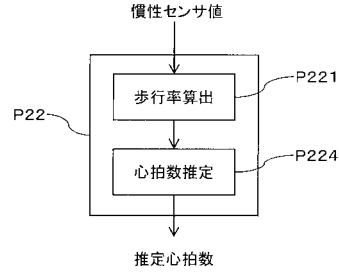




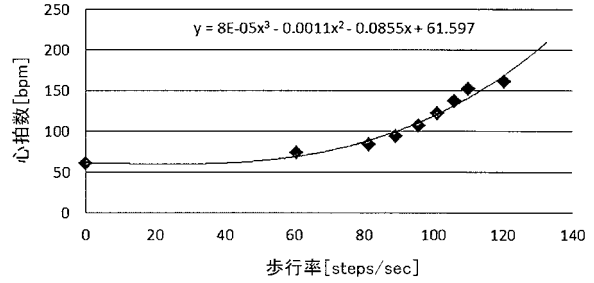
【 図 8 】



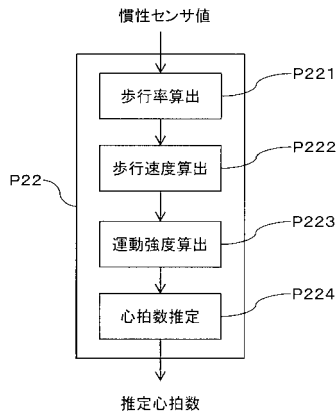
【 図 9 】



【 図 10 】



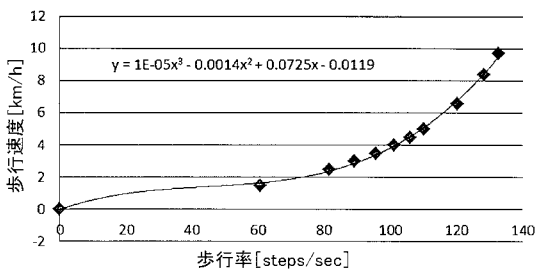
【 図 11 】



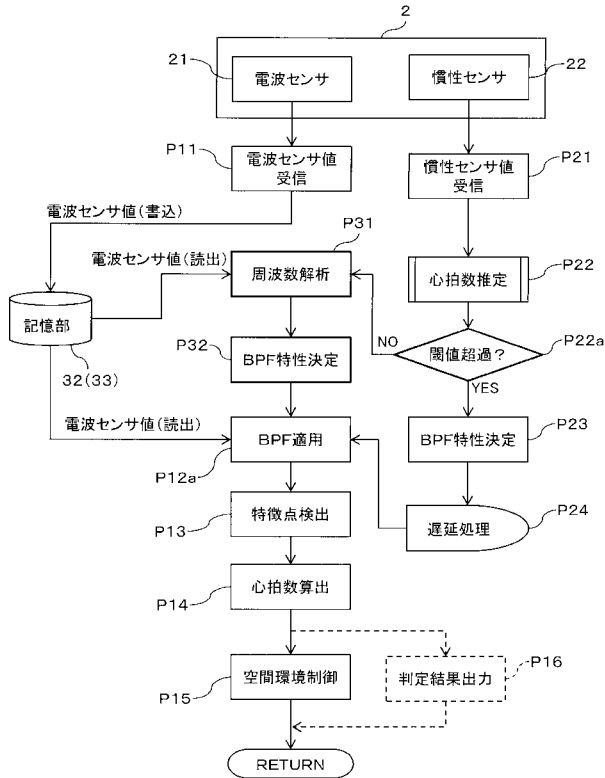
【 図 13 】

METs	km/h
1.0	0.0
1.5	1.5
3.0	2.5
3.3	3.0
3.8	3.5
5.0	4.0
6.3	4.5
7.0	5.0
8.0	6.6
9.0	8.4
10.0	9.7
11.0	10.8
15.0	14.5

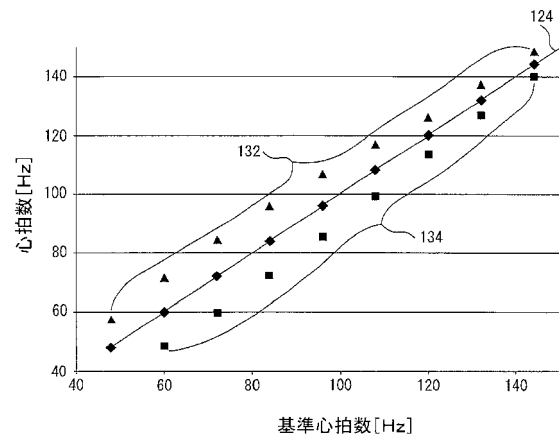
【 図 12 】



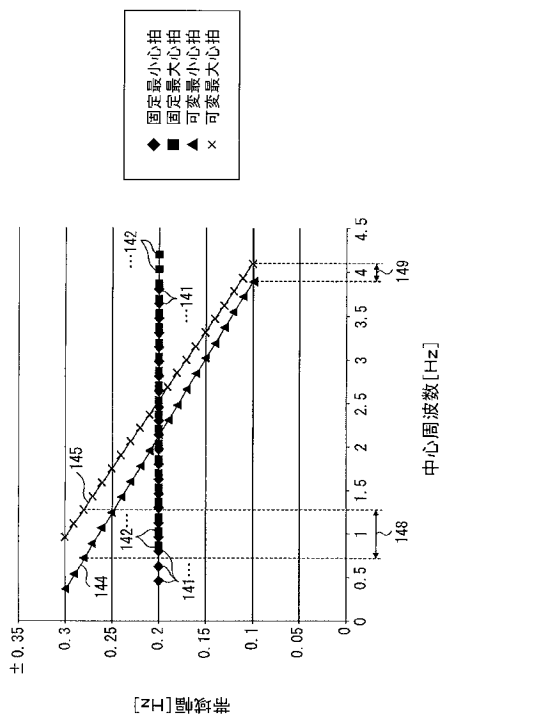
【図14】



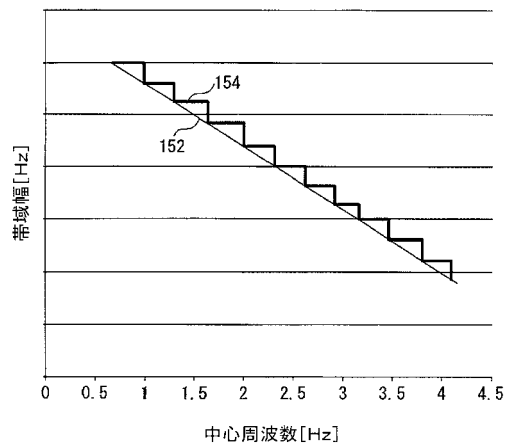
【図15】



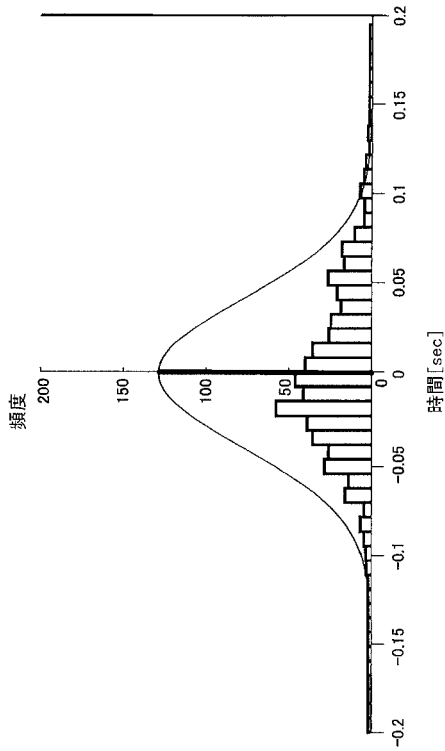
【図16】



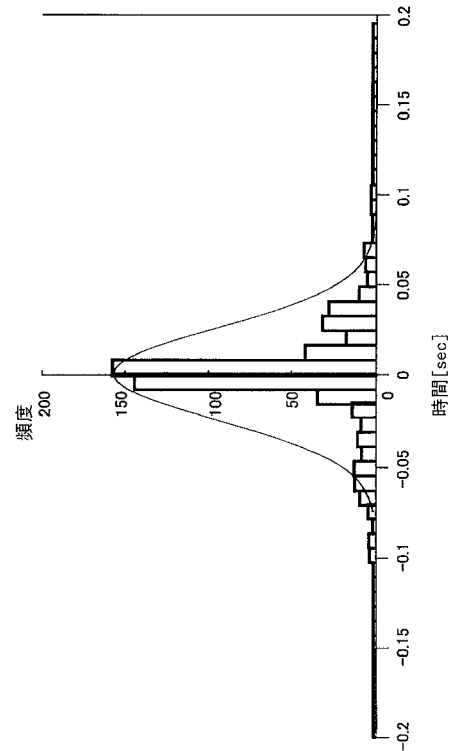
【図17】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



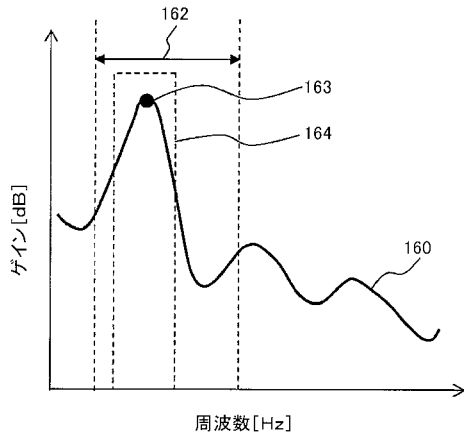
【 図 2 0 】

	心拍数60付近	心拍数120付近
サンプル数	532	532
平均値 Xbar	-0.000652964	0.000556391
試料標準偏差 $\sigma$	0.041438026	0.025446051
最小値 Min	-0.10593357	-0.103
最大値 Max	0.134123404	0.096
範囲 R	0.240056974	0.199
歪度 Skew	0.383	-0.571
尖度 Kurtosis	-0.097	2.991
BPF下限	-0.165	-0.165
BPF上限	0.165	0.165
CP	1.33	2.16
CPK	1.32	2.15

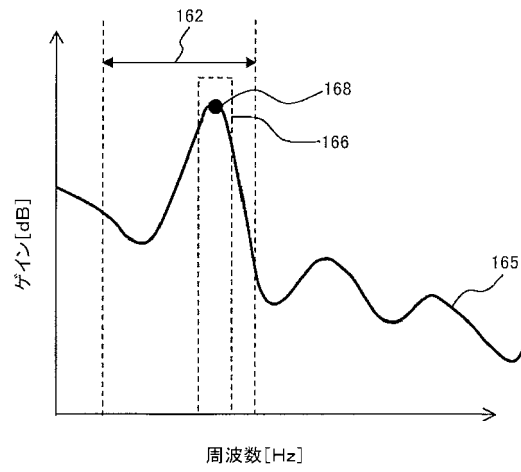
【 図 2 1 】

	心拍数60付近	心拍数120付近
サンプル数	532	532
平均値 Xbar	-0.000652964	0.000556391
試料標準偏差 $\sigma$	0.041438026	0.025446051
最小値 Min	-0.10593357	-0.103
最大値 Max	0.134123404	0.096
範囲 R	0.240056974	0.199
歪度 Skew	0.383	-0.571
尖度 Kurtosis	-0.097	2.991
BPF下限	-0.1015	-0.1015
BPF上限	0.1015	0.1015
CP	0.82	1.33
CPK	0.81	1.32

【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



【 図 2 4 】

帯域幅情報170

基準心拍数[bpm]	BPF幅下限[Hz]	BPF幅上限[Hz]
40	0.36666667	0.96666667
50	0.54333333	1.12333333
60	0.72	1.28
70	0.89666667	1.43666667
80	1.07333333	1.59333333
90	1.25	1.75
100	1.42666667	1.90666667
110	1.60333333	2.06333333
120	1.78	2.22