

(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2019-69101
(P2019-69101A)

(43) 公開日 令和1年5月9日(2019.5.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/113 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 5	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2017-197882 (P2017-197882)	(71) 出願人	515225415
(22) 出願日	平成29年10月11日 (2017.10.11)		株式会社 Z-W o r k s
			東京都新宿区下落合四丁目21番19号
			目白 L K ビル7 F
		(74) 代理人	110002815
			I P T e c h 特許業務法人
		(74) 代理人	100167667
			弁理士 安高 史朗
		(74) 代理人	100208395
			弁理士 北島 健二
		(72) 発明者	嶋田 満
			東京都新宿区下落合4丁目21-19 目
			白 L K ビル7 F 株式会社 Z-W o r k s
			内
		最終頁に続く	

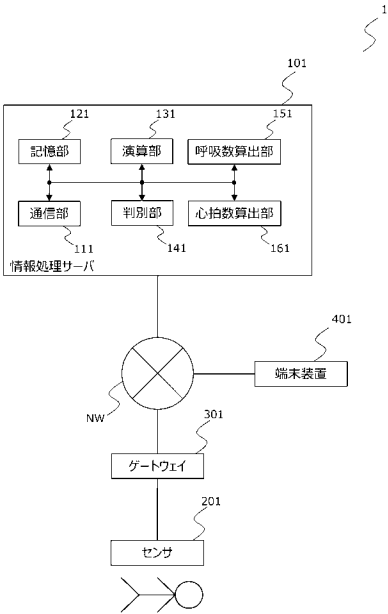
(54) 【発明の名称】 情報処理システム、情報処理装置、情報処理サーバ、情報処理方法及び情報処理プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 生体とセンサ間距離の影響を受けにくい体動検知手段により、生体情報を精度良く測定可能な情報処理システム、情報処理装置、情報処理サーバ、情報処理方法及び情報処理プログラムを提供する。

【解決手段】 情報処理システム1は、ドップラーセンサにより生体の動きを測定する検出部で測定された測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により前記測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部131と、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部141と、所定周波数以下の周波数スペクトルから呼吸数を算出する呼吸数算出部151と、所定周波数より高い周波数スペクトルから心拍数を算出する心拍数算出部161と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドップラーセンサにより生体の動きを測定する検出部と、

前記検出部で測定された測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により前記測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部と、

イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部と、

所定周波数以下の前記周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、前記最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出する呼吸数算出部と、

所定周波数より高い前記周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、前記振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する心拍数算出部と、

を備える情報処理システム。

10

【請求項 2】

前記距離は、ユークリッド距離であり、

前記演算部は、複数のイベントに対応する複数の距離の確率密度を演算し、

前記判別部は、体動の有無を判別したいイベントの距離における前記確率密度が、予め定められた閾値を下回っているか否かを判定することにより体動の判別を行う請求項 1 に記載の情報処理システム。

20

【請求項 3】

前記距離は、マハラノビス距離である請求項 1 に記載の情報処理システム。

【請求項 4】

前記呼吸数算出部は、前記体動情報から体動があったとされたイベントの時間に対応する前記算出した呼吸数を除去する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の情報処理システム。

【請求項 5】

前記呼吸数算出部は、前記除去された呼吸数を、当該除去された呼吸数の前又は前後の時間における呼吸数から補完する請求項 4 に記載の情報処理システム。

【請求項 6】

前記心拍数算出部は、所定周波数より高い前記周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、前記最大振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の情報処理システム。

30

【請求項 7】

前記心拍数算出部は、前記体動情報から体動があったとされたイベントの時間に対応する前記算出した心拍数を除去する請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の情報処理システム。

【請求項 8】

前記心拍数算出部は、前記除去された心拍数を、当該除去された心拍数の前又は前後の時間における心拍数から補完する請求項 7 に記載の情報処理システム。

【請求項 9】

前記心拍数算出部は、前記呼吸数算出部で算出された各イベントの前記呼吸数の整数倍の関係にあるか否かを判別し、整数倍の関係にあると判別した場合には当該イベントで算出された心拍数を除去する請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の情報処理システム。

40

【請求項 10】

前記呼吸数算出部は、バンドパスフィルタにより所定周波数以下の前記周波数スペクトルを抽出する請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の情報処理システム。

【請求項 11】

前記心拍数算出部は、バンドパスフィルタにより所定周波数以上の前記周波数スペクトルを抽出する請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の情報処理システム。

【請求項 12】

50

ドップラーセンサにより生体の動きを測定する検出部と、

前記検出部で測定された測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により前記測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部と、

イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部と、

所定周波数以下の前記周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、前記最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出する呼吸数算出部と、

所定周波数より高い前記周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、前記振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する心拍数算出部と、

を備える情報処理装置。

【請求項 13】

ドップラーセンサにより生体の動きを測定された測定情報を受信する入力部と、

前記入力部で受信された前記測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により前記測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部と、

イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部と、

所定周波数以下の前記周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、前記最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出する呼吸数算出部と、

所定周波数より高い前記周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、前記振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する心拍数算出部と、

を備える情報処理サーバ。

【請求項 14】

入力部が、ドップラーセンサにより生体の動きを測定された測定情報を受信するステップと、

演算部が、前記測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算するステップと、またフーリエ変換により前記測定情報を周波数スペクトルに演算するステップと、

判別部が、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別するステップと、判別結果を体動情報として出力するステップと、

呼吸数算出部が、所定周波数以下の前記周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、前記最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出するステップと、

心拍数算出部が、所定周波数より高い前記周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、前記振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出するステップと、

を備える情報処理方法。

【請求項 15】

ドップラーセンサにより生体の動きを測定された測定情報を受信するステップと、

前記測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算するステップと、またフーリエ変換により前記測定情報を周波数スペクトルに演算するステップと、

イベント内の距離を用いて体動の有無を判別するステップと、判別結果を体動情報として出力するステップと、

所定周波数以下の前記周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、前記最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出するステップと、

所定周波数より高い前記周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、前記振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出するステップと、

をコンピュータによって実現するための情報処理プログラム。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本開示は、生体の体動の状態を検出するための情報処理システム、情報処理装置、情報処理サーバ、情報処理方法及び情報処理プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、マイクロ波によるドップラーセンサを利用して、人体において振動として現れる心臓の拍動や呼吸を検出しようとする技術が提案されている。このようなマイクロ波によるドップラーセンサにより、人体に非接触で測定を行うことができる。そのため、安静時や就寝時等において被験者の負担を軽減しながら測定を行うことができる。

10

【0003】

また、就寝時の人体は寝返り等の体動があるため、例えば特許文献1では、体動による影響を減じながら心拍および呼吸等の生体情報を精度良く測定する技術が提案されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】W O 2 0 1 7 / 0 9 8 6 0 9 A 1 公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】**【0005】**

しかし、特許文献1では、ドップラーセンサからの振幅値の変化に基づいて体動の検出を行っており、人体とセンサの距離が変化する場合に、体動の検出を行うための閾値を汎用的に設定することが困難な場合がある。

【0006】

そのため、本開示では、人などの生体とセンサ間距離の影響を受けにくい体動検知手段により、心拍および呼吸等の生体情報を精度良く測定可能な情報処理システム、情報処理装置、情報処理サーバ、情報処理方法及び情報処理プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】**【0007】**

上記の課題を解決するために、本開示の情報処理システムは、ドップラーセンサにより生体の動きを測定する検出部と、検出部で測定された測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部と、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部と、所定周波数以下の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出する呼吸数算出部と、所定周波数より高い周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する心拍数算出部と、を備える。

40

【0008】

また、本開示の情報処理装置は、ドップラーセンサにより生体の動きを測定する検出部と、検出部で測定された測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部と、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部と、所定周波数以下の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出する呼吸数算出部と、所定周波数より高い周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する心拍数算出部と、を備える。

50

【 0 0 0 9 】

また、本開示の情報処理サーバは、ドップラーセンサにより生体の動きを測定された測定情報を受信する入力部と、入力部で受信された測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算し、またフーリエ変換により測定情報を周波数スペクトルに演算する演算部と、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別し、判別結果を体動情報として出力する判別部と、所定周波数以下の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出する呼吸数算出部と、所定周波数より高い周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出する心拍数算出部と、を備える。

10

【 0 0 1 0 】

また、本開示の情報処理方法は、入力部が、ドップラーセンサにより生体の動きを測定された測定情報を受信するステップと、演算部が、測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算するステップと、またフーリエ変換により測定情報を周波数スペクトルに演算するステップと、判別部が、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別するステップと、判別結果を体動情報として出力するステップと、呼吸数算出部が、所定周波数以下の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出するステップと、心拍数算出部が、所定周波数より高い周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出するステップと、を備える。

20

【 0 0 1 1 】

また、本開示の情報処理プログラムは、ドップラーセンサにより生体の動きを測定された測定情報を受信するステップと、測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算するステップと、またフーリエ変換により測定情報を周波数スペクトルに演算するステップと、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別するステップと、判別結果を体動情報として出力するステップと、所定周波数以下の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出するステップと、所定周波数より高い周波数スペクトルから振幅波形を抽出し、振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出するステップと、をコンピュータによって実現する。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

上述の情報処理システム、情報処理装置、情報処理サーバ、情報処理方法及び情報処理プログラムによれば、生体とセンサ間距離の影響を受けにくい体動検知手段により、心拍および呼吸等の生体情報を精度良く測定可能とすることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】実施形態に係る情報処理システムの構成を示す概略ブロック図である。

【 図 2 】実施形態に係るセンサから出力される測定情報について説明するための図である。

40

【 図 3 】実施形態に係るセンサから出力される測定情報からユークリッド距離を演算する方法を説明するための図である。

【 図 4 】実施形態に係るユークリッド距離の確率密度分布を説明するための図である。

【 図 5 】実施形態に係るユークリッド距離の確率密度分布を説明するための図である。

【 図 6 】実施形態に係るユークリッド距離の確率密度分布を説明するための図である。

【 図 7 】実施形態に係るセンサから出力される測定情報の周波数スペクトルを説明するための図である。

【 図 8 】実施形態に係るサーバの動作について説明するためのフローチャートである。

【 図 9 】第 2 の実施形態に係るセンサから出力される測定情報の周波数スペクトルを説明するための図である。

50

【図 10】実施形態に係るコンピュータの構成を示す概略ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本開示の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本開示の必須構成要件であるとは限らない。

【0015】

(第1の実施形態)

<構成>

まず、図1を用いて第1の実施形態におけるドップラーセンサからの測定情報により、体動の検知および呼吸数と心拍数の算出を行う情報処理サーバ101を含む、情報処理システム1の構成及びその概要について説明する。なお、図1は、本実施形態の情報処理システム1のブロック図である。

10

【0016】

本実施形態の情報処理システム1は、図1に示すように、情報処理サーバ101と、センサ201からの情報を受信するゲートウェイ301と、端末装置401とが、例えばインターネットやLAN等のネットワークNWに接続可能に構成されている。なお、センサ201はゲートウェイ301を介さず、直接ネットワークNWに接続可能に構成されていても構わない。

20

【0017】

情報処理サーバ101は、コンピュータやメインフレーム等の情報処理装置で構成される。詳細は後述する。

【0018】

センサ201は、ドップラーセンサである。ドップラーセンサは、マイクロ波を測定対象に発射し、反射してきたマイクロ波の周波数と、発射したマイクロ波の周波数を比較することにより、測定対象の動きを測定するものである。センサ201は、例えばベッドの下に設置することにより、就寝中の人の動きを測定することができる。センサ201は、人の呼吸や心拍による人の微小な動きや、寝返り等の体動による大きな動きを測定することができる。センサ201をベッドの下部に設置した場合、マイクロ波は、光に比べて遮蔽物に対する透過性が高いため、マットやシーツ等を透過して人の動きを測定することができる。センサ201をベッドの上部に配置し、掛布団の上から人の動きの測定を行っても構わない。センサ201をベッドの側方に配置し、人の横から動きの測定を行っても構わない。また、センサ201には、センサ固有のID情報がセンサ情報として登録されている。

30

【0019】

ゲートウェイ301は、センサ201と接続されているセンサ201とネットワークNWをつなぐ中継器である。ゲートウェイ301は、インターネット等のネットワークNWに対応するプロトコルと、ゲートウェイ301とセンサ間の通信に対応するプロトコルとの間でのプロトコル変換を行う。ゲートウェイ301と各センサ201との接続は、無線であっても有線であっても構わない。無線で接続される場合は、通信プロトコルとしては、例えばZ-Wave(登録商標)、ZigBee(登録商標)、Bluetooth(登録商標)等を使用することができる。

40

【0020】

端末装置401は、情報処理サーバ101から送信される情報を表示する。また、端末装置401は、情報処理サーバ101の制御信号を送信することができる。

【0021】

端末装置401は、スマートフォン、携帯電話、PHS、コンピュータ、PDA、腕時計、スマートウォッチ、ヘッドマウントディスプレイ、画像生成装置等の情報処理装置であり、インターネット(WAN)、LANなどのネットワークNWを介して情報処理サーバ101に接続可能な装置である。なお、端末装置401と情報処理サーバ101間の接

50

続は、有線でもよいし無線でもよい。

【0022】

また、端末装置401は、インストールされた専用のアプリケーションソフトウェアによって情報処理サーバ101にアクセスしてもよい。また、情報処理サーバ101や、別途サーバ(不図示)が提供する動作環境(API(アプリケーションプログラミングインタフェース)、プラットフォーム等)を利用して情報処理サーバ101にアクセスしてもよい。

【0023】

情報処理サーバ101は、ゲートウェイ301からネットワークNWを経由して集められたセンサ201からの測定情報の処理を行う。また、端末装置401に出力情報の送信を行う。情報処理サーバ101とゲートウェイ301の間の通信プロトコルは、AMQP(Advanced Message Queuing Protocol)を用いている。他のプロトコルとして、MQTT(MQ Telemetry Transport)を用いても構わない。それらのプロトコルを用いることによって、HTTP(Hypertext Transfer Protocol)を用いた場合と比較して複数のセンサ201からの情報を、受信側である情報処理サーバ101の負荷を軽減しつつ収集することができる。そのため、MQTTを用いることは、センサ201の数が増大した場合に有効である。情報処理サーバ101とゲートウェイ301間の接続は、有線でもよいし無線でもよい。情報処理サーバ101は、通信部111、記憶部121、演算部131、判別部141、呼吸数算出部151、心拍数算出部161とから構成される。

10

20

【0024】

通信部111は、ネットワークNWを介してゲートウェイ301や端末装置401と通信を行う通信インタフェースである。通信部111は、センサ201から出力された測定情報を受信する。また、通信部111は、端末装置401からの制御信号を受信し、端末装置401へ出力情報を送信する。

【0025】

記憶部121は、通信部111が受信した測定情報を記憶する。また後述する演算部131が演算するユークリッド距離や周波数スペクトルや、判別部141が判別する体動情報を記憶する。さらに後述する呼吸数算出部151が算出する呼吸数や、心拍数算出部161が算出する心拍数を記憶する。

30

【0026】

演算部131は、測定情報を一定のタイミング(本実施形態では0.01秒)で標本抽出によりサンプリング情報を生成する。なお、当該処理は、センサ201において測定情報のサンプリング情報の生成を行い情報処理サーバ101へ送信しても構わない。演算部131は、連続して生成されるサンプリング情報を一定時間(本実施形態では5秒)毎に区切り、それぞれをイベントとして分割する。演算部131は、分割された各イベント内に含まれるサンプリング情報からユークリッド距離を演算する。また、演算部131は、複数のイベントでそれぞれに演算されたユークリッド距離から、一定のイベント数(本実施形態では100)におけるユークリッド距離の出現する確率密度分布を演算する。すなわち、本実施形態においてはユークリッド距離の総数は100となる。また、演算部131は、測定情報に対してフーリエ変換を行い、周波数スペクトルを演算する。演算部131は、サンプリング情報に対して高速フーリエ変換(FFT、Fast Fourier Transform)を行う。フーリエ変換を行うもととなる測定情報は、予めバンドパスフィルタにてノイズとなる周波数成分を除外してから標本抽出を行いサンプリング情報としても構わない。

40

【0027】

判別部141は、あるイベントで演算されたユークリッド距離が、そのイベントを含まない過去のイベントのユークリッド距離から演算された確率密度(既算確率密度)との比較を行う。判別部141は、比較の結果、あるイベントで演算されたユークリッド距離が、既算確率密度に対して予め定められた閾値 d_t を下回る場合、測定対象である人に体動

50

があったものと判別する。

【 0 0 2 8 】

呼吸数算出部 1 5 1 は、演算部 1 3 1 で算出した周波数スペクトルから、周波数閾値 f_t 以下の周波数帯から最大振幅を抽出する。最大振幅となる周波数から呼吸数を算出する。

【 0 0 2 9 】

心拍数算出部 1 6 1 は、演算部 1 3 1 で算出した周波数スペクトルから、周波数閾値 f_t より高い周波数帯から最大振幅を抽出する。最大振幅となる周波数から心拍数を算出する。

【 0 0 3 0 】

< 測定情報の扱いについて >

本開示の実施形態に係るセンサ 2 0 1 からの測定情報の扱いについて、図 2 から図 8 を用いて説明する。

【 0 0 3 1 】

体動の検知について

図 2 は、センサ 2 0 1 から出力される測定情報について説明するための図である。横軸は時間経過（単位は s（秒））を示しており、縦軸はセンサ 2 0 1 の測定値である。測定値は、測定対象の移動距離に関する値であり、測定対象が動いた場合の速度や、測定対象とセンサ 2 0 1 との実体の距離によって変化する値である。図 2 は、説明のため連続して測定される測定情報の一部を抜き出したものであり、測定情報は、測定値と測定時間（測定時刻）が関連付けられて測定され、記憶される。図 2 では、1 2 0 秒から 1 6 0 秒の間で測定値が大きく変動している。この間は測定対象である人が寝返りをうった状態である。

【 0 0 3 2 】

次に図 3 について説明する。図 3 は、図 2 の測定情報の一部である 0 秒から 4 . 9 9 秒までを拡大したものである。0 秒から 4 . 9 9 秒までの 5 秒間はイベント単位であり、0 . 0 1 秒毎に標本抽出された測定値（サンプリング情報）を取得すると 5 0 0 個の測定値のデータを得ることができる。それぞれ 5 0 0 個の複数の次元のデータとしてそれぞれを $t_{i1}^2, t_{i2}^2 \dots t_{i500}^2$ とすると、 i というイベントにおける基準点を原点とするユークリッド距離 x_i を数 1 で求めることができる。イベントとは連続的に出力される測定情報を、一定時間（5 秒）毎に分割し、分割した領域を示しており、測定を行っている間、複数のイベントが生成される。

【 数 1 】

$$x_i = \sqrt{t_{i1}^2 + t_{i2}^2 + \dots + t_{i500}^2}$$

【 0 0 3 3 】

図 4 は、一定時間内のイベントで演算されるユークリッド距離の確率密度分布を示す図である。図 4 の横軸はユークリッド距離を規格化した値（以下便宜的にユークリッド距離のまま用いる）であり、縦軸は確率密度である。図 4 は、数 2 を用いて導くことができる。 n は一定時間内のイベントの数であり、本実施形態では、イベント数である n は 1 0 0 である。すなわち、図 4 は、図 2 で示した連続した測定情報の中から、5 0 0 秒の時間を抽出し、その中に含まれる 1 0 0 のイベントにおける規格化されたユークリッド距離の確率密度分布を示している。

【数 2】

$$\hat{f}_h(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x - x_i}{h}\right)$$

【0034】

数 2 の $K(z)$ としては、本実施形態においては数 3 のガウシアン関数（ガウス関数）を用いる。なお、 $K(z)$ は、ガウシアン関数以外の例えばコサイン関数や三角形関数、矩形関数等の分散関数を用いても構わない。

10

【数 3】

$$K(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-z^2/2}$$

【0035】

次に、数 2 の h はバンド幅を示しており、その決定には数 4 を用いる。 σ は 100 のイベント内の規格化されたユークリッド距離の標準偏差であり、 n は母数である 100 となる。

20

【数 4】

$$h = \left(\frac{4\sigma^5}{3n}\right)^{\frac{1}{5}}$$

30

【0036】

次に、図 4 から図 6 を用いて体動の判別の方法について説明する。図 4 から図 6 は異なる時間における、一定時間内のイベントで演算されるユークリッド距離の確率密度分布を示す図である。実態としては、図 4 は測定対象とセンサ 201 の距離が遠い場合を示している。図 4 は、ユークリッド距離が 5 付近にピークを持つ、正規分布に近い確率密度分布を示している。また、図 5 は、測定対象とセンサ 201 が近づいてしばらくした後の状態を示している。図 5 は、ユークリッド距離が 5 付近とユークリッド距離が 8.5 付近の 2 つのピークを持つ確率密度分布を示している。さらに図 6 は、図 5 の状態からさらに時間が経過したときを示している。図 6 は、ユークリッド距離が 8.5 付近にピークを持つ、ほぼ正規分布を描く確率密度分布を示している。

40

【0037】

図 4 から図 6 には、一定の値 d_t を閾値として定め、点線で示している。図 4 において、ユークリッド距離が 5 となるイベントがあった場合、確率密度は閾値 d_t を上回っているため、そのイベントでは体動はないものと判別される。それに対して、ユークリッド距離が 8 となるイベントがあった場合、確率密度は閾値 d_t を下回っているため、そのイベントで体動があったものと判別される。次に図 5 では、ユークリッド距離が 8 となるイベントがあった場合、確率密度は閾値 d_t を上回っているため、そのイベントでは体動はないものと判別される。さらに図 6 では、ユークリッド距離が 8 となるイベントがあった場合、確率密度は閾値 d_t を上回っているため、そのイベントでは体動はないものと判別さ

50

れる。また、ユークリッド距離が5となるイベントがあった場合、確率密度は閾値 d_t を下回っているため、そのイベントで体動があったものと判別される。なお、確率密度分布には、判別対象となるイベントは含まれず、そのイベントより前にイベントにより演算されたものである。

【0038】

以上のように、確率密度に対して閾値を定めることにより、センサ201と測定対象との距離が離れていたり近かったりする場合でも、誤検知の少ない体動の検知を行うことができる。

【0039】

呼吸数、心拍数の算出について

図7は、センサ201から出力される測定情報の周波数スペクトルを説明するための図である。横軸は周波数（単位はHz）を示しており、縦軸は振幅である。本実施形態では、演算部131で生成されたサンプリング情報の連続する2048のデータからフーリエ変換し周波数スペクトルを演算する。すなわち、図4は、図2で示した連続した測定情報から20.48秒毎の周波数スペクトルを示している。

【0040】

図7は、0.1Hz付近にピークA、0.3Hz付近にピークB、0.3Hz付近にピークC、0.8Hz付近にピークD、1.3Hz付近にピークE、2.7Hz付近にピークFを有する。呼吸数と心拍数を切り分けるための周波数閾値 f_t を0.35Hzに設定する。

【0041】

まず呼吸数の算出を行う。図7において、周波数閾値 f_t よりも低い周波数にあるピークは、ピークA、ピークB、ピークCである。この中で、振幅が最大なのはピークBであり、その周波数は約0.3Hzである。呼吸数は周波数を分単位で規格化したものであるため、 $0.3(\text{Hz}) \times 60(\text{s/min.}) = 18$ となり、1分あたり18回の呼吸数であることを算出することができる。

【0042】

次に心拍数の算出を行う。図7において、周波数閾値 f_t よりも高い周波数にあるピークは、ピークD、ピークE、ピークFである。この中で、振幅が最大なのはピークDであり、その周波数は約0.8Hzである。心拍数は周波数を分単位で規格化したものであるため、 $0.8(\text{Hz}) \times 60(\text{s/min.}) = 48$ となり、1分あたり48回の心拍数であることを算出することができる。

【0043】

呼吸数、心拍数の補完について

体動がある場合に測定された測定情報に基づく周波数スペクトルは、測定情報の変化として体動の要素が多く含まれるため、安静時に測定された測定情報に基づく周波数スペクトルに比べてノイズ成分が多い。そのため、その周波数スペクトルに基づいて、上述の方法で呼吸数および心拍数を算出すると実態の呼吸数および心拍数と乖離した値となる場合がある。そのため、体動があったと判別されたイベントに該当する時刻の後又は前後の時刻に算出された呼吸数および心拍数は、制度が保証できないため除外する。除外した呼吸数、心拍数は、除外される前や前後の呼吸数や心拍数の値によって補完される。

【0044】

< 処理の流れ >

次に、本開示の第1の実施形態に係る情報処理システム1の動作について、図8に示すフローチャートを参照しながら説明する。図8のフローチャートは、センサ201、情報処理サーバ101、端末装置401の各動作の関連状態を示している。

【0045】

ステップS101において、センサ201は、ステップS116までの間、測定動作が終了するまでループを行う。通常は電源が入っている間はループが継続される。情報処理サーバ101、端末装置401も、このループに連動して動作が継続される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 0 2 において、センサ 2 0 1 は、測定対象である人体の動作に応じた測定情報を取得する。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 1 0 3 において、センサ 2 0 1 は、測定情報を、センサ情報と合わせてゲートウェイ 3 0 1 を介して情報処理サーバ 1 0 1 へ送信する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 0 4 において、通信部 1 1 1 は、ステップ S 1 0 3 で送信された測定情報とセンサ情報を受信する。記憶部 1 2 1 は、測定情報をサンプリング情報として生成する。記憶部 1 2 1 は、受信したサンプリング情報を記憶する。

10

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 0 5 において、演算部 1 3 1 は、ステップ S 1 0 4 で記憶されたサンプリング情報を一定時間毎に区切り、それぞれイベントとして割り当てる。各イベント内での 5 0 0 個のサンプリング情報から、当該イベントのユークリッド距離を演算する。演算部 1 3 1 は、上述した数 1 を用いて、各イベントのユークリッド距離を演算する。また、演算部 1 3 1 は、演算した複数のイベントのユークリッド距離から、確率密度分布を演算する。演算部 1 3 1 は上述した数 2 を用いて、確率密度分布を演算する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 0 6 において、判別部 1 4 1 は、ステップ S 1 0 5 で演算した確率密度分布と、判別したいイベントのユークリッド距離により、当該イベントで体動の有無の判別を行う。判別部 1 4 1 は、当該イベントのユークリッド距離における確率密度分布が、閾値 d_t を下回っていると判定した場合、体動が有りと判別する。体動が有りと判別した場合、ステップ S 1 0 7 へ処理を進める。体動が無しと判別した場合、ステップ S 1 0 8 へ処理を進める。また、記憶部 1 2 1 は、体動の有無を体動情報として記憶する。

20

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 0 7 において、判別部 1 4 1 は、体動のあったイベントから時間情報を抽出する。記憶部 1 2 1 は、抽出された時間情報を記憶する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 0 8 において、演算部 1 3 1 は、フーリエ変換により記憶部 1 2 1 に記憶されたサンプリング情報を周波数スペクトルに演算する。

30

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 0 9 において、呼吸数算出部 1 5 1 は、ステップ S 1 0 8 で演算した周波数スペクトルから、周波数閾値 f_t 以下の周波数帯から最大振幅を抽出する。そして、最大振幅となる周波数から呼吸数を算出する。呼吸数算出部 1 5 1 は、周波数閾値 f_t 以下の周波数帯から最大振幅を抽出するためにバンドパスフィルタを用いても構わない。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 1 0 において、心拍数算出部 1 6 1 は、ステップ S 1 0 8 で演算した周波数スペクトルから、周波数閾値 f_t より高い周波数帯から最大振幅を抽出する。そして最大振幅となる周波数から心拍数を算出する。心拍数算出部 1 6 1 は、周波数閾値 f_t より高い周波数帯から最大振幅を抽出するためにバンドパスフィルタを用いても構わない。

40

【 0 0 5 5 】

ステップ S 1 1 1 において、ステップ S 1 0 6 で体動が有りと判別されている場合には、ステップ S 1 1 2 へ処理を進める。体動が無しと判別されている場合、ステップ S 1 1 4 へ処理を進める。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 1 2 において、呼吸数算出部 1 5 1 は、ステップ S 1 0 9 で算出した呼吸数に対して、ステップ S 1 0 7 で抽出した時間情報に該当する時間の呼吸数の情報を削除し、時間情報の前の時間の呼吸数を割り当てて補完を行う。補完は、時間情報の前後の時間の呼吸数によって行っても構わない。

【 0 0 5 7 】

50

ステップ S 1 1 3 において、心拍数算出部 1 6 1 は、ステップ S 1 1 0 で算出した心拍数に対して、ステップ S 1 0 7 で抽出した時間情報に該当する時間の心拍数の情報を削除し、時間情報の前の時間の呼吸数を割り当てて補完を行う。補完は、時間情報の前後の時間の心拍数によって行っても構わない。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 1 4 において、通信部 1 1 1 は、ステップ S 1 0 7 で判別された体動情報や、呼吸数、心拍数の情報を端末装置 4 0 1 へ送信する。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 1 1 5 において、端末装置 4 0 1 は、ステップ S 1 1 4 で送信された体動情報や、呼吸数、心拍数の情報を表示する。

10

【 0 0 6 0 】

ステップ S 1 1 6 において、センサ 2 0 1 は、測定動作が終了するまでステップ S 1 0 1 との間でループを行う。前述したように、通常は電源が入っている間はループが継続される。

【 0 0 6 1 】

以上説明してきた情報処理システム 1 の動作では、ステップ S 1 0 5 におけるユークリッド距離と確率密度分布およびステップ S 1 0 6 における体動有無の判別の頻度は、ステップ S 1 0 9 における呼吸数の算出およびステップ S 1 1 0 における心拍数の算出と同じ頻度である。しかし、例えば、情報処理システム 1 の動作は、体動有無の判別の頻度を 5 秒毎に行い、呼吸数の算出および心拍数の算出を 1 2 0 秒毎に行うように、頻度を異なら

20

【 0 0 6 2 】

< 効果の説明 >

以上のように、本開示の第 1 の実施形態に係る情報処理サーバ 1 0 1 は、測定対象である人とセンサ間距離の影響を受けにくい体動検知手段により、心拍数および呼吸数等の生体情報を精度良く測定可能とすることができる。本開示は、センサからの測定情報からユークリッド距離を演算し、演算したユークリッド距離の確率密度分布に対して一定の閾値を定める体動の有無を検出するものである。そのため、測定情報の振幅の変化に対して閾値を設定して体動の有無を検知する方法に比べて、センサの測定値の強弱の影響を受けにくく、すなわち、測定対象である人とセンサ間距離の影響を受けにくいという効果を奏する。そのため、体動検知の制度を高めることができ、心拍数や呼吸数を補完する頻度を減らし、心拍数や呼吸数を実測値として算出することで、心拍数や呼吸数の精度を高めることができる。

30

【 0 0 6 3 】

また本開示では、情報処理サーバ 1 0 1 の処理を、センサ 2 0 1 の測定に応じて逐次行っているが、センサ 2 0 1 から測定情報をまとめて受信し、一括で処理を行っても構わない。

【 0 0 6 4 】

また本開示では、情報処理サーバ 1 0 1 で説明した機能をセンサ 2 0 1 の内部で処理を行っても構わない。

40

【 0 0 6 5 】

また本開示では、閾値 d_t や周波数閾値 f_t は複数の測定情報から機械学習によって決定を行っても構わない。

【 0 0 6 6 】

また本開示では、確率密度分布を算出する距離としてユークリッド距離を用いたが、マハラノビス距離を用いても構わない。マハラノビス距離を用いることで、センサの特性等により測定情報の測定値の時間変化の差異が小さい場合に、体動の有無を顕著にとらえることができる。

【 0 0 6 7 】

50

また、本開示は、人以外の生体である、犬や猫等の動物に適用しても構わない。

【0068】

(第2の実施形態)

本開示の第2の実施形態に係る、周波数スペクトルから心拍数の誤算出を防ぐ情報処理システムについて説明する。第2の実施形態における情報処理システムの基本構成は、第1の実施形態と同様である。

【0069】

図9は、センサ201から出力される測定情報の周波数スペクトルを説明するための図である。横軸は周波数(単位はHz)を示しており、縦軸は振幅である。本実施形態では、演算部131で生成されたサンプリング情報の連続する2048のデータからフーリエ変換し周波数スペクトルを演算する。

10

【0070】

図9は、0.25Hz付近にピークG、0.5Hz付近にピークH、0.9Hz付近にピークI、1.7Hz付近にピークJ、2.7Hz付近にピークKを有する。呼吸数と心拍数を切り分けるための周波数閾値 f_t を0.35Hzに設定する。

【0071】

まず呼吸数の算出を行う。図9において、周波数閾値 f_t よりも低い周波数にあるピークは、ピークGである。ピークGの周波数は約0.25Hzである。呼吸数は周波数を分単位で規格化したものであるため、 $0.25(\text{Hz}) \times 60(\text{s/min.}) = 15$ となり、1分あたり15回の呼吸数であることを算出することができる。

20

【0072】

次に心拍数の算出を行う。図9において、周波数閾値 f_t よりも高い周波数にあるピークは、ピークH、ピークI、ピークJ、ピークKである。この中で、振幅が最大なのはピークHであり、その周波数は約0.5Hzである。しかし、ドップラーセンサを用いて人の動きを測定する場合、周波数スペクトルにおいて、呼吸数に対応するピークの周波数の整数倍の周波数にピークが現れることがある。当該ピークはノイズ成分であり除去すべきものであることが知られている。そのため、本来の心拍数を示すピークはピークIであり、その周波数0.9Hzから $0.9(\text{Hz}) \times 60(\text{s/min.}) = 54$ となり、1分あたり54回の心拍数であることを算出することができる。

30

【0073】

心拍数算出部161は、ノイズのピークの有無を、呼吸数を示す周波数の整数倍の周波数にピークがあるかどうかで判別する。周波数にはある程度の幅があるため、0.25Hzの整数倍である0.5Hz、0.75Hz、1.0Hz...に対して、 $\pm 10\%$ の範囲にピークが存在するものを整数倍の関係の周波数でのピークと判断する。ピークHは0.5Hzであり、ピークGの2倍周波数の0.5Hz $\pm 10\%$ に含まれる。そのため、心拍数算出部161は、ピークHをノイズとして除外する。次にピークIは0.9Hzであり、ピークGの3倍周波数の0.75Hz $\pm 10\%$ には含まれない。そのため、心拍数算出部161は、ノイズとしては除去を行わない。

【0074】

<効果の説明>

40

以上のように、本開示の第2の実施形態に係る情報処理システムは、このような処理を行うことにより、呼吸数を表す周波数の整数倍成分のノイズを除去することにより、心拍数を正確に算出することができる。

【0075】

(プログラム)

図10は、コンピュータ801の構成を示す概略ブロック図である。コンピュータ801は、CPU802、主記憶装置803、補助記憶装置804、インタフェース805を備える。

【0076】

ここで、実施形態に係る情報処理サーバ101を構成する各機能を実現するためのプロ

50

グラムの詳細について説明する。

【 0 0 7 7 】

情報処理サーバ 1 0 1 は、コンピュータ 8 0 1 に実装される。そして、情報処理サーバ 1 0 1 の各構成要素の動作は、プログラムの形式で補助記憶装置 8 0 4 に記憶されている。CPU 8 0 2 は、プログラムを補助記憶装置 8 0 4 から読み出して主記憶装置 8 0 3 に展開し、当該プログラムに従って上記処理を実行する。また、CPU 8 0 2 は、プログラムに従って、上述した記憶部に対応する記憶領域を主記憶装置 8 0 3 に確保する。

【 0 0 7 8 】

当該プログラムは、具体的には、コンピュータ 8 0 1 において、ドップラーセンサにより人の動きを測定された測定情報を受信するステップと、測定情報を一定時間毎のイベントに区切り、各イベント内の複数の測定情報を複数次元に割り当てた座標と基準点からの距離を演算するステップと、またフーリエ変換により測定情報を周波数スペクトルに演算するステップと、イベント内の距離を用いて体動の有無を判別するステップと、判別結果を体動情報として出力するステップと、所定周波数以下の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から呼吸数を算出するステップと、所定周波数以上の周波数スペクトルから最大振幅波形を抽出し、最大振幅波形に対応する周波数から心拍数を算出するステップと、をコンピュータによって実現するプログラムである。

【 0 0 7 9 】

なお、補助記憶装置 8 0 4 は、一時的でない有形の媒体の一例である。一時的でない有形の媒体の他の例としては、インタフェース 8 0 5 を介して接続される磁気ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、DVD-ROM、半導体メモリ等が挙げられる。また、このプログラムがネットワークを介してコンピュータ 8 0 1 に配信される場合、配信を受けたコンピュータ 8 0 1 が当該プログラムを主記憶装置 8 0 3 に展開し、上記処理を実行してもよい。

【 0 0 8 0 】

また、当該プログラムは、前述した機能の一部を実現するためのものであってもよい。さらに、当該プログラムは、前述した機能を補助記憶装置 8 0 4 に既に記憶されている他のプログラムとの組み合わせで実現するもの、いわゆる差分ファイル（差分プログラム）であってもよい。

【 0 0 8 1 】

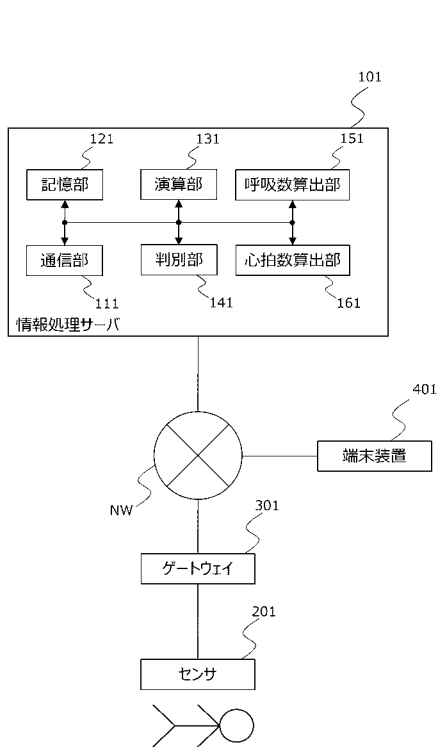
以上、本開示のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものとする。

【 符号の説明 】

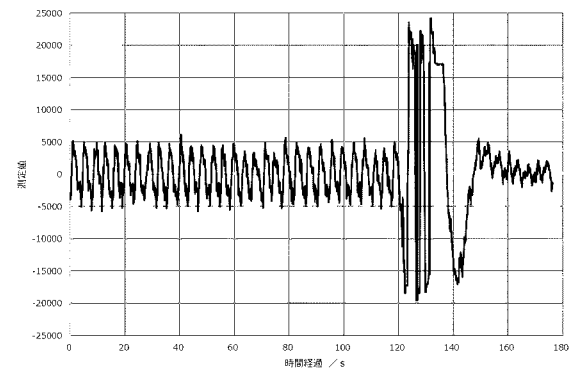
【 0 0 8 2 】

1 ... 情報処理システム、1 0 1 ... 情報処理サーバ、1 1 1 ... 通信部、1 2 1 ... 記憶部、1 3 1 ... 演算部、1 4 1 ... 判別部、1 5 1 ... 呼吸数算出部、1 6 1 ... 心拍数算出部、2 0 1 ... センサ、3 0 1 ... ゲートウェイ、4 0 1 ... 端末装置、8 0 1 ... コンピュータ、8 0 2 ... CPU、8 0 3 ... 主記憶装置、8 0 4 ... 補助記憶装置、8 0 5 ... インタフェース

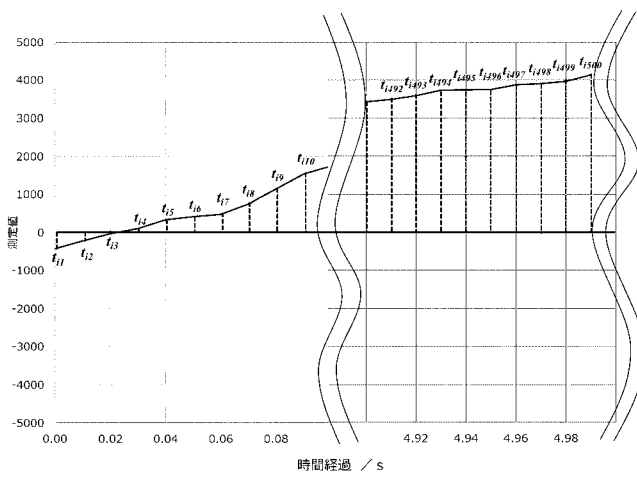
【図 1】



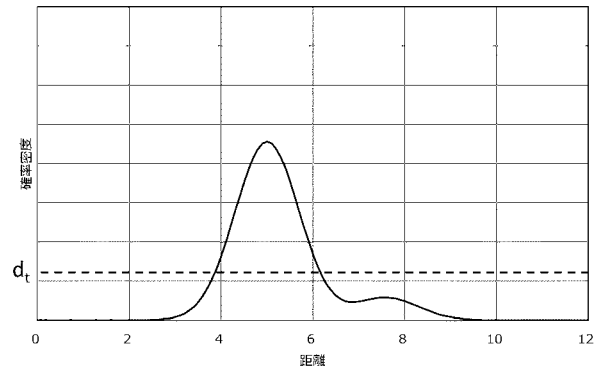
【図 2】



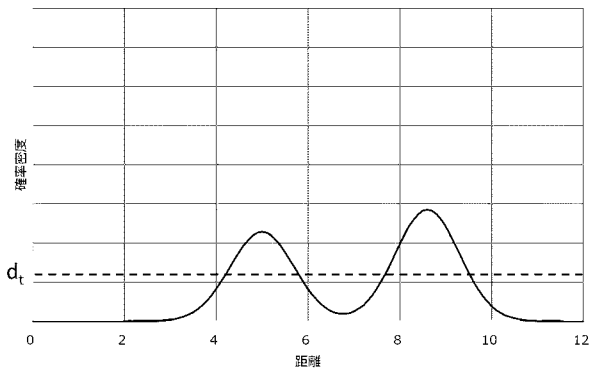
【図 3】



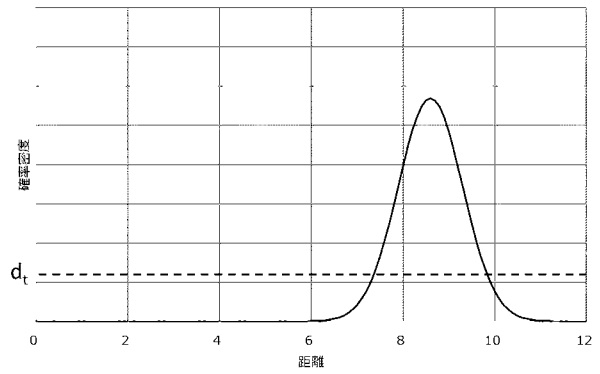
【図 4】



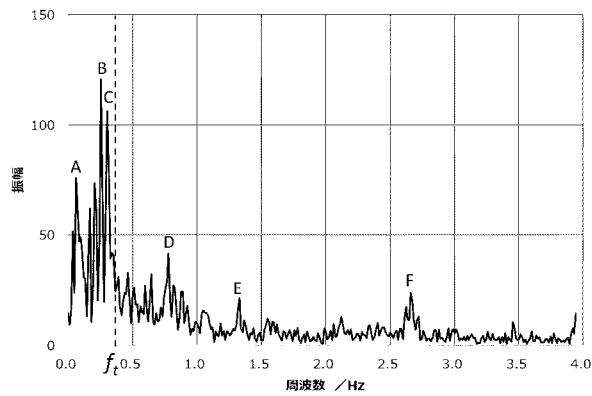
【図 5】



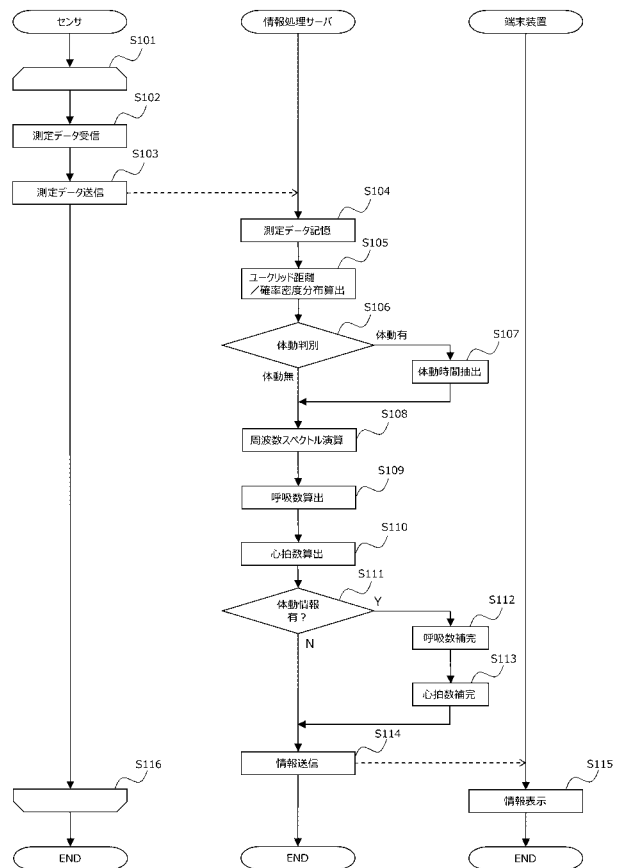
【図 6】



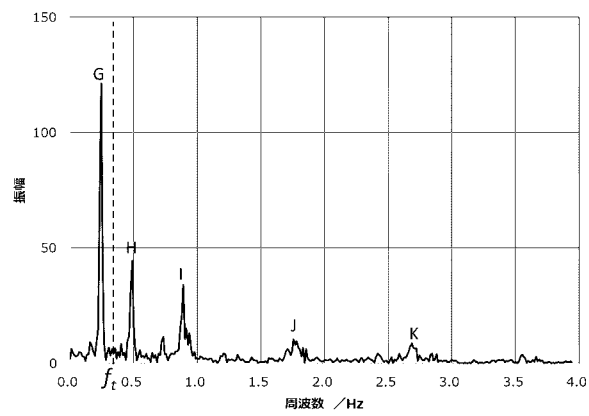
【図 7】



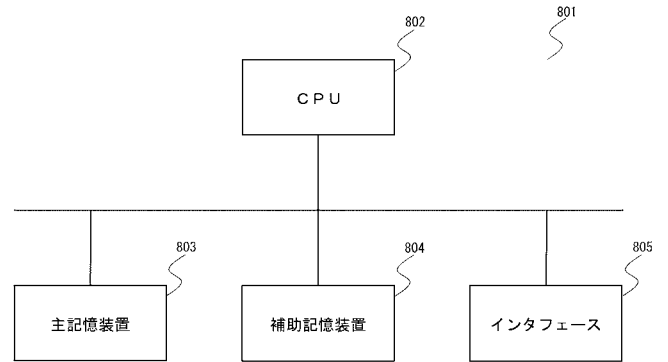
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 ▲高▼崎 浩気

東京都新宿区下落合 4 丁目 2 1 - 1 9 目白 L K ビル 7 F 株式会社 Z - W o r k s 内

F ターム(参考) 4C038 VA04 VB01 VB31 VB33 VC20

4C117 XA01 XB01 XC02 XE26 XF03 XH17 XH18 XJ03 XJ13 XJ21

XL01

专利名称(译)	信息处理系统，信息处理设备，信息处理服务器，信息处理方法和信息处理程序		
公开(公告)号	JP2019069101A	公开(公告)日	2019-05-09
申请号	JP2017197882	申请日	2017-10-11
[标]发明人	嶋田 満		
发明人	嶋田 満 ▲高▼崎 浩気		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/113		
FI分类号	A61B5/10.310.A A61B5/00.101.R A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB01 4C038/VB31 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XE26 4C117/XF03 4C117/XH17 4C117/XH18 4C117/XJ03 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XL01		
代理人(译)	四郎康隆 贤治Kitabatake		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够通过不易受生物体和传感器之间的距离影响的体动检测单元高精度地测量生物信息的信息处理系统，信息处理设备，信息处理服务器，信息处理方法和信息处理程序。信息处理系统（1）将由多普勒传感器测量活体移动的检测单元测量的测量信息划分为恒定时间间隔的事件，并将每个事件中的多个测量信息分配给多个维度。计算距坐标和参考点的距离，通过傅里叶变换计算频谱的测量信息，使用事件中的距离确定身体运动的存在与否，并确定运动的结果作为身体运动信息并且呼吸率计算器151和心率计算器161，呼吸率计算器151根据低于预定频率的频谱计算呼吸率，心率计算器161根据高于预定频率的频谱计算心率。[选图]

图1

