

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6716888号
(P6716888)

(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)

(24) 登録日 令和2年6月15日(2020.6.15)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/08	(2006.01)	A 6 1 B	5/08	Z DM
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B	5/11	1 0 0
A 6 1 B	5/113	(2006.01)	A 6 1 B	5/113	

請求項の数 11 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-212782 (P2015-212782)	(73) 特許権者	000003067
(22) 出願日	平成27年10月29日 (2015.10.29)		T D K 株式会社
(65) 公開番号	特開2017-80141 (P2017-80141A)		東京都中央区日本橋二丁目5番1号
(43) 公開日	平成29年5月18日 (2017.5.18)	(74) 代理人	110001737
審査請求日	平成30年7月6日 (2018.7.6)		特許業務法人スズエ国際特許事務所
		(72) 発明者	福家 佐和
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
			東芝内
		(72) 発明者	高倉 潤也
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
			東芝内
		(72) 発明者	山内 康晋
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
			東芝内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】呼吸解析装置、呼吸解析方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

人体に装着可能な呼吸解析装置であって、
 装着者の加速度を計測する計測手段と、
前記計測された加速度の時間的な変化を示す波形に対して第1のフィルタリング処理を実行して得られる第1の周波数帯の波形における外れ値に基づいて、人体の動きを検出する検出手段と、
 前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動きであるか、または体動に起因した動きであるかを判別する判別手段と
 を具備し、
前記検出手段は、
前記第1の周波数帯の波形において、周波数が第1の閾値未満となる時刻を前記外れ値として検出し、
前記判別手段は、
前記計測された加速度の波形に対して第2のフィルタリング処理を実行して得られる第2の周波数帯の波形において、前記外れ値として検出された時刻を含む第1の区間の波形の特徴を示す第1の特徴量に基づいて、前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動きであるか、または体動に起因した動きであるかを判別する、呼吸解析装置。

【請求項2】

前記判別手段は、

前記呼吸に起因した動きが鼾、無呼吸症状及び低呼吸症状のうちのいずれに伴う動きであるかを判別し、前記体動に起因した動きが寝返り運動または微小体動のどちらに伴う動きであるかを判別する、請求項 1 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 3】

前記判別手段は、

前記第 1 の特徴量が第 2 の閾値未満である場合、前記検出された人体の動きは呼吸に起因した動きであると判別し、前記第 1 の特徴量が前記第 2 の閾値以上である場合、前記検出された人体の動きは体動に起因した動きであると判別する、請求項 1 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 4】

前記判別手段は、

前記体動に起因した動きであると判別された人体の動きに関し、前記第 1 の特徴量が第 3 の閾値以上である場合、前記体動に起因した動きは寝返り運動に伴う動きであると判別し、前記第 1 の特徴量が前記第 3 の閾値未満である場合、前記体動に起因した動きは微小体動に伴う動きであると判別する、請求項 3 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 5】

前記判別手段は、

前記呼吸に起因した動きであると判別された人体の動きに関し、前記計測された加速度の波形に対して第 3 のフィルタリング処理を実行して得られる第 3 の周波数帯の波形において、前記外れ値として検出された時刻を含む第 2 の区間の波形の特徴を示す第 2 の特徴量が第 4 の閾値未満である場合、前記呼吸に起因した動きは鼾に伴う動きであると判別し、前記第 2 の特徴量が前記第 4 の閾値以上でありかつ第 5 の閾値未満である場合、前記呼吸に起因した動きは低呼吸症状に伴う動きであると判別し、前記第 2 の特徴量が前記第 5 の閾値以上である場合、前記呼吸に起因した動きは無呼吸症状に伴う動きであると判別する、請求項 3 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 6】

前記検出された外れ値の時刻と、前記外れ値に基づいて検出された人体の動きが何に起因した動きであるかを示す情報とを対応づけて格納する格納手段を更に具備する請求項 1 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 7】

前記検出された外れ値の時刻と、前記外れ値に基づいて検出された人体の動きが何に起因した動きであるかを示す情報とを解析結果として表示する表示手段を更に具備する請求項 1 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 8】

前記体動に起因した動きが寝返り運動に伴う動きであると判別された場合、当該寝返り運動前後の寝姿勢を推定する推定手段を更に具備する、請求項 2 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 9】

前記装着者の就寝時刻及び起床時刻に基づいて睡眠時間を算出する第 1 の算出手段と、前記就寝時刻から前記起床時刻までの間に、前記呼吸に起因した動きが無呼吸症状または低呼吸症状に伴う動きであると判別された回数と、前記算出された睡眠時間とに基づいて、睡眠時無呼吸症候群の重症度を算出する第 2 の算出手段とを更に具備する、請求項 2 に記載の呼吸解析装置。

【請求項 10】

人体に装着可能な呼吸解析装置に適用される呼吸解析方法であって、装着者の加速度を計測することと、

前記計測された加速度の時間的な変化を示す波形に対して第 1 のフィルタリング処理を実行して得られる第 1 の周波数帯の波形における外れ値に基づいて、人体の動きを検出することと、

前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動きであるか、または体動に起因した動きであるかを判別することと

10

20

30

40

50

を具備し、
前記検出することは、
前記第1の周波数帯の波形において、周波数が第1の閾値未満となる時刻を前記外れ値
として検出することを含み、
前記判別することは、
前記計測された加速度の波形に対して第2のフィルタリング処理を実行して得られる第
2の周波数帯の波形において、前記外れ値として検出された時刻を含む第1の区間の波形
の特徴を示す第1の特徴量に基づいて、前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動き
であるか、または体動に起因した動きであるかを判別することを含む、呼吸解析方法。

【請求項11】

人体に装着可能な呼吸解析装置のプログラムであって、
 前記呼吸解析装置を、
 装着者の加速度を計測する計測手段と、
 前記計測された加速度の時間的な変化を示す波形に対して第1のフィルタリング処理を
 実行して得られる第1の周波数帯の波形における外れ値に基づいて、人体の動きを検出す
 る検出手段と、
 前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動きであるか、または体動に起因した動き
 であるかを判別する判別手段として動作させ、

前記検出手段は、

前記第1の周波数帯の波形において、周波数が第1の閾値未満となる時刻を前記外れ値
 として検出し、

前記判別手段は、

前記計測された加速度の波形に対して第2のフィルタリング処理を実行して得られる第
 2の周波数帯の波形において、前記外れ値として検出された時刻を含む第1の区間の波形
 の特徴を示す第1の特徴量に基づいて、前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動き
 であるか、または体動に起因した動きであるかを判別する、プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、呼吸解析装置、呼吸解析方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠時無呼吸症候群は、無呼吸状態から呼吸を再開した時に脳を覚醒させ、睡眠深度を
 浅くしてしまうので、日中の疲労感増加や集中力低下の原因となり、ひいては、交通事故
 等を引き起こす可能性を増加させてしまう病気である。また、近年では、睡眠時無呼吸症
 候群は、循環器系疾患や糖尿病等、様々な生活習慣病の合併を招く病気として知られ、早
 期治療及び生活習慣や睡眠環境の改善が推奨される病気である。

【0003】

現在、自発的あるいは他者の指摘により睡眠時無呼吸症候群ではないかと感じて病院
 を訪れる患者に対しては、検査入院中に睡眠時無呼吸症候群検査装置を用いて、睡眠時の
 生体情報を計測し、当該計測された生体情報を解析して、呼吸障害の発症傾向や寝姿勢の
 変化、体動及び鼾の発生パターン等を明確にすることで、診察及び適切な治療が行われて
 いる。

【0004】

しかしながら、睡眠時無呼吸症候群は、自覚症状が少なく、患者の顕在化が十分にでき
 ていないという不都合がある。このため、近年、簡易型の睡眠時無呼吸症候群検査装置の
 開発が進められているが、例えば鼻カニューレ等を装着する必要がある等、患者にかかる
 負担が大きいという不都合がある。このため、患者にかかる負担が小さく、睡眠時無呼吸
 症候群の患者の顕在化を十分に行うことができる新たな技術の開発が望まれている。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-292514号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、患者にかかる負担が小さく、睡眠時無呼吸症候群の患者の顕在化を実現し得る呼吸解析装置、呼吸解析方法及びプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態によれば、呼吸解析装置は、人体に装着可能である。この呼吸解析装置は、装着者の加速度を計測する計測手段と、前記計測された加速度の時間的な変化を示す波形に対して第1のフィルタリング処理を実行して得られる第1の周波数帯の波形における外れ値に基づいて、人体の動きを検出する検出手段と、前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動きであるか、または体動に起因した動きであるかを判別する判別手段とを具備する。前記検出手段は、前記第1の周波数帯の波形において、周波数が第1の閾値未満となる時刻を前記外れ値として検出し、前記判別手段は、前記計測された加速度の波形に対して第2のフィルタリング処理を実行して得られる第2の周波数帯の波形において、前記外れ値として検出された時刻を含む第1の区間の波形の特徴を示す第1の特徴量に基づいて、前記検出された人体の動きが呼吸に起因した動きであるか、または体動に起因した動きであるかを判別する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】各実施形態に共通して係る呼吸解析システムの概略構成を示す図。

【図2】各実施形態に共通して係る生体センサ装置のハードウェア構成例を示す図。

【図3】各実施形態に共通して係る生体センサ装置の回路構成例を示す図。

【図4】第1の実施形態に係る呼吸解析アプリケーションプログラムの機能構成の一例を示すブロック図。

【図5】同実施形態に係る加速度信号の生波形の一例を示す図。

【図6】同実施形態に係るフィルタリング処理後の加速度信号の波形の一例を示す図。

【図7】同実施形態に係るフィルタリング処理後の加速度信号の波形の別の一例を示す図。

【図8】同実施形態に係るフィルタリング処理後の加速度信号の波形の更に別の一例を示す図。

【図9】同実施形態における振幅値を説明するための図。

【図10】同実施形態に係る呼吸解析アプリケーションプログラムを実行することによって得られる解析結果情報を表示した画面の一例を示す図。

【図11】同実施形態に係る呼吸解析アプリケーションプログラムを実行することによって実現される一連の処理手順の一例を示すフローチャート。

【図12】第2の実施形態に係る呼吸解析アプリケーションプログラムの機能構成の一例を示すブロック図。

【図13】同実施形態に係る寝姿勢判定部により実行される処理の手順の一例を示すフローチャート。

【図14】第3の実施形態に係る呼吸解析アプリケーションプログラムの機能構成の一例を示すブロック図。

【図15】同実施形態に係る睡眠時間算出部及び重症度算出部により実行される処理の手順の一例を示すフローチャート。

【図16】各実施形態に共通して係る呼吸解析システムの別の概略構成を示す図。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

以下、実施の形態について図面を参照して説明する。

< 第 1 の実施形態 >

図 1 は、各実施形態に共通して係る呼吸解析システムの概略構成例を示す。この呼吸解析システム 1 は、図 1 に示すように、生体センサ装置 1 0 及び電子機器 1 1 を含み、当該生体センサ装置 1 0 と当該電子機器 1 1 とは通信可能に接続されている。なお、生体センサ装置 1 0 が有する各種機能の一部は、電子機器 1 1 によって実現されてもよい。生体センサ装置 1 0 は、生体情報を常時計測可能とするために、例えば、接着テープ（粘着部材）等により着脱可能に人体（の胸骨上）に貼り付けられる。人体への装着法は貼り付けによる装着以外にも、バンドによる装着やベルトによる装着、服による埋め込み等であつてもよい。生体センサ装置 1 0 は、例えば脈波、心電図、温度、加速度等の複数の生体情報を同時に計測し、計測した生体情報を解析し、当該解析の結果として得られる解析結果情報を無線で電子機器 1 1 に送出する機能も有する。更に、生体センサ装置 1 0 は、電子機器 1 1 からの制御信号等を無線で受信する機能も有する。

10

【 0 0 1 0 】

電子機器 1 1 は、通信部 1 2 及び出力部 1 3 等を備え、生体センサ装置 1 0 から送出される生体情報や解析結果情報を受信し、画面上に表示出力可能なモジュールであり、例えばスマートフォンやタブレットコンピュータ、時計やイヤホン等のウェアラブル端末等がこれに該当する。この電子機器 1 1 には、生体センサ装置 1 0 から送出される生体情報や解析結果情報を表示するためのアプリケーションが予めインストールされる。

20

【 0 0 1 1 】

なお、生体センサ装置 1 0 と電子機器 1 1 とは無線ではなく、有線で通信可能に接続されてもよい。

【 0 0 1 2 】

ここで、図 2 を参照しながら、生体センサ装置 1 0 のハードウェア構成について説明する。

生体センサ装置 1 0 は複数のセンサを有するが、各センサのアナログフロントエンドは、センサ毎に仕様が異なるために、柔軟性と高性能の両立が要求され、大型化してしまうことがある。しかしながら、ここでは、擬似 S o C 技術を用いて複数のアナログフロントエンドと、C P U 等をシングルチップ上に集積することにより、数ミリメートル四方のセンサモジュールが実現される。擬似 S o C 技術とは、ウエハ上に部品を集積することにより、S o C 相当の小型化と、S i P 相当の設計自由度とを両立した技術である。このモジュールにアンテナと電池等のわずかな周辺部品を接続することにより、小型・軽量（1 0 数グラム程度）・薄型（数 m m 程度）の生体センサ装置 1 0 が実現される。なお、部品内蔵技術や専用 L S I を用いた構成により小型化を実現することも可能である。

30

【 0 0 1 3 】

生体センサ装置 1 0 は、例えば、長軸が数 c m 程度の楕円形状であり、図 2 に示すように、人体への接着面には心電図電極（R）2 0 a、心電図電極（L）2 0 b、光電ユニット 2 2、温度センサ 2 4、充電用の端子 2 6 が配置される。心電図電極 2 0 a、2 0 b は心臓の左右に位置することが必要であるので、長軸に沿って間隔を空けて配置される。光電ユニット 2 2 は光学的に脈波を検出するものであり、その前面には光を透過する透明な材質の窓部が設けられている。

40

【 0 0 1 4 】

図 3 は、生体センサ装置 1 0 の回路構成を示すブロック図である。生体センサ装置 1 0 は、上記した心電図電極 2 0 a、2 0 b、光電ユニット 2 2、温度センサ 2 4、充電用の端子 2 6 に加えて、心電計 3 0、加速度センサ 3 2、脈波計 3 4、ブルーーツス（登録商標）モジュール 3 6、システムコントローラ 3 8、エンベデッドコントローラ（E C）4 0、リチウム 2 次電池 4 2、C P U 4 4、主メモリ 4 6、B I O S - R O M 4 8、フラッシュメモリ 5 0 等を含む。

【 0 0 1 5 】

50

心電図電極（R）20a、心電図電極（L）20bが心電図用のアナログフロントエンドである心電計30に接続される。心電計30は心電図電極（R）20a、心電図電極（L）20b間の電位差をサンプリングした時系列信号を解析することにより心電図を得る。

【0016】

光電ユニット22は容積脈波を検知するためのものであり、光源である発光素子（例えば、青色LED）22aと、受光部であるフォトダイオード（PD）22bを含む。光電ユニット22の前面には透明な窓部が設けられ、窓部を通して青色LED22aからの光が皮膚表面に照射され、反射光が窓部を通してPD22bに入射される。青色LED22aと、PD22bが脈波用のアナログフロントエンドである脈波計34に接続される。脈波計34は毛細血管内の血流変化により変化する反射光の変動を検知し、この検知信号を解析することにより脈波を求める。

10

【0017】

心電計30、加速度センサ32、脈波計34、温度センサ24がシステムコントローラ38に接続される。温度センサ24は人体の体表面の温度を測定し、加速度センサ32は人体の動きを測定する。なお、ここでは、加速度センサ32は、サンプリング周波数が1KHzの3軸加速度センサであるものとする。

【0018】

CPU44は生体センサ装置10の各モジュール、各コンポーネントの動作を制御するプロセッサである。上記したように、生体センサ装置10は各センサの出力、あるいは複数のセンサの出力の組み合わせを解析することにより、種々の生体情報（例、体温、皮膚温、脈拍数、心拍数、自律神経活動指標、血圧、睡眠時間等）を連続的に計測することができる。

20

【0019】

システムコントローラ38は、CPU44と各モジュール、各コンポーネントとの間を接続するブリッジデバイスである。システムコントローラ38は、ブルーーツモジュール36、エンベデッドコントローラ（EC）40、CPU44、主メモリ46、BIOS-ROM48、フラッシュメモリ50も接続される。

【0020】

エンベデッドコントローラ40は、生体センサ装置10の電力管理を実行するための電力管理コントローラであり、内蔵の2次電池、例えばリチウム2次電池42の充電を制御する。生体センサ装置10が充電器52に装着されると、充電端子26が充電器52の端子に接触し、充電端子26を介して充電器52からの充電電流が生体センサ装置10に供給され、リチウム2次電池42が充電される。エンベデッドコントローラ40はリチウム2次電池42からの電力に基づいて各モジュール、各コンポーネントへ動作電源を供給する。

30

【0021】

CPU44は、生体センサ装置10内の各モジュール、各コンポーネントの動作を制御するプロセッサである。CPU44は、フラッシュメモリ50から主メモリ46にロードされる各種ソフトウェアを実行する。これらソフトウェアには、オペレーティングシステム（OS）や、各種アプリケーションプログラムが含まれている。アプリケーションプログラムには、呼吸解析アプリケーションプログラム（以下、単に、呼吸解析アプリケーションと表記）100が含まれている。

40

【0022】

なお、本実施形態では、図2及び図3を参照して、生体センサ装置10のハードウェア構成について説明したが、生体センサ装置10のハードウェア構成はこれに限られるものでない。後述にて説明する呼吸解析アプリケーション100をCPU44に実行させることにより実現する各種機能は、少なくとも生体センサ装置10内に加速度センサ32が内蔵されていれば動作可能であるので、例えば生体センサ装置10から温度センサ24や心電計30、脈波計34等が省略された構成であっても構わない。また、生体センサ装置1

50

0 は、解析結果情報を表示可能なディスプレイを更に備えた構成であっても構わない。

【0023】

一般的に、加速度信号の波形は、無呼吸症状または低呼吸症状からの呼吸復帰時、鼾発生時、寝返り運動時、睡眠中に発生する微小体動（四肢運動や上半身運動）時等、種々様々な場合において変動する。一般的な呼吸解析方法としては、加速度信号の波形において、呼吸変動に関連するピーク値を検出し、ピーク強度差を呼吸の強度として捉え、無呼吸症状が発生しているかどうかを推定する手法が提案されている。しかしながら、この呼吸解析方法では、無呼吸症状の発生しか推定することができず、低呼吸症状や鼾の発生、寝返り運動や微小体動の発生等を推定することができないという不都合があった（すなわち、無呼吸症状の発生と、他の事象の発生とを識別することができないという不都合があっ

10

【0024】

図4は、呼吸解析アプリケーション100の機能構成の一例を示すブロック図である。呼吸解析アプリケーション100は、図4に示すように、加速度イベント検出部101及びイベント種別判定部102等を備えている。また、イベント種別判定部102は、体動呼吸イベント判定部103、体動イベント属性判定部104及び呼吸イベント属性判定部105等を含む。なお、本実施形態では、呼吸解析アプリケーション100は、生体センサ装置10内の主メモリ46に格納され、当該生体センサ装置10内のCPU44によって実行されるものとするが、例えば、呼吸解析アプリケーション100は、電子機器11の図示しないメモリに格納され、当該電子機器11内の図示しないCPUによって実行されてもよい。この場合、加速度センサ32によって計測される加速度信号は電子機器11に出力される。また、呼吸解析アプリケーション100に含まれる各機能部のうちの一部を、電子機器11に実装するとしてもよい。

20

【0025】

以下、各部101～105が有している機能の詳細について説明する。

加速度イベント検出部101は、加速度センサ32から出力された加速度信号の入力を受け付けると（加速度センサ32から加速度信号を取得すると）、当該加速度信号から加速度イベントを検出する。具体的には、加速度イベント検出部101は、入力を受け付けた加速度信号により示される加速度の時間的な変化波形に対してフィルタリング処理を実行し、当該フィルタリング処理後の波形から、周波数が予め設定された第1の閾値未満になる外れ値時刻T1を加速度イベントが生じた時刻として検出する。なお、加速度イベントとは、非安静状態、つまり、生体センサ装置10の装着者に動きがあったことを示す。また、外れ値時刻T1とは、加速度イベントが生じた時刻、つまり、生体センサ装置10の装着者に動きがあった時刻を示す。更に、ここでのフィルタリング処理とは、第1のカットオフ周波数にてハイパスフィルタを実装して、ノイズを除去する処理である。第1のカットオフ周波数は呼吸運動の周波数以上である2[Hz]以上である方が好ましい。ここでのフィルタリング処理においては、ハイパスフィルタを実装するのではなく、第1のカットオフ周波数よりも高い第2のカットオフ周波数にてバンドパスフィルタを実装するとしてもよい。これによれば、加速度イベントの発生とは関係なく、定常的に重畳されているノイズを除去することができる。この場合、第2のカットオフ周波数は、例えば鼾等といった呼吸関連の基本周波数に近い100[Hz]～150[Hz]であることが好ましい。

30

40

【0026】

ここで、図5及び図6を参照して、加速度イベントを検出する処理（外れ値時刻T1を検出する処理）について、より詳しく説明する。

図5は、加速度センサ32から出力された加速度信号の波形（生波形）の一例を示す。なお、図5に示す加速度信号の波形は、生体センサ装置10の装着者の胸部表面に対して

50

垂直方向の軸の加速度の時間的な変化を示している。図5(a)は、睡眠中に装着者の足の筋電に活動が見られ、装着者が四肢運動を行っている場合の加速度信号の波形を示す。図5(b)は、装着者が睡眠の途中で覚醒し、上半身を動かした場合の加速度信号の波形を示す。図5(c)は、装着者が寝返り運動を行っている場合の加速度信号の波形を示す。図5(d)は、装着者が鼾を発している場合の加速度信号の波形を示す。図5(e)は、装着者が無呼吸状態である場合の加速度信号の波形を示す。図5(f)は、装着者が低呼吸状態である場合の加速度信号の波形を示す。

【0027】

一般的に、睡眠中の微小体動(四肢運動や上半身運動)及び寝返り運動に伴い、加速度信号には、図5(a)~(c)に示すように、高周波数振動が重畳する。また、鼾発生時、及び、無呼吸状態または低呼吸状態からの呼吸復帰時には、声道や口腔付近が振動し、呼吸周波数以上の高い周波数の大きな気道音が発せられ、これが胸部表面に伝達するので、図5(d)~(f)に示すような加速度信号の波形が得られる。

【0028】

図6は、図5に示す各種波形に対してフィルタリング処理を実行した後の加速度信号の波形の一例を示す。図6(a)~(f)は、図5(a)~(f)に示す加速度信号の波形に対して第1のカットオフ周波数にてハイパスフィルタを実装してフィルタリング処理を実行した後の(第1の周波数帯の)加速度信号の波形を各々示している。加速度イベント検出部101は、図6(a)~(f)の×印に示されるように、周波数が予め設定された第1の閾値未満になる時刻を外れ値時刻 T_1 として、つまり、加速度イベントが発生した時刻として、各々検出する。なお、上記したフィルタリング処理により抽出された高周波数帯の波形において、周波数が第1の閾値未満になる全ての時刻が外れ値時刻 T_1 として検出されてもよいし、連続的な所定の長さの区間における移動標準偏差値 σ_1 及び移動平均値 M_1 を算出し、統計的に $M_1 \pm \sigma_1 * k_1$ (但し、 k_1 は定数)の範囲外の値となった時刻が外れ値時刻 T_1 として検出されてもよい。図6では、後者の手法を利用して、外れ値時刻 T_1 が検出された場合を示している。具体的には、後者の手法により、図6(a)では3つの外れ値時刻 T_1 が検出され、図6(b)では4つの外れ値時刻 T_1 が検出され、図6(c)では5つの外れ値時刻 T_1 が検出され、図6(d)では規則的に24つの外れ値時刻 T_1 が検出され、図6(e), (f)では共に2つの外れ値時刻 T_1 が検出された場合を示している。

【0029】

なお、検出された外れ値時刻 T_1 を示す情報は、イベント種別判定部102に送出される。

【0030】

再び、図4の説明に戻る。イベント種別判定部102内の体動呼吸イベント判定部103は、加速度イベント検出部101によって検出された加速度イベント(換言すると、外れ値時刻 T_1 において生じた生体センサ装置10の装着者の動き)が、体動に起因した加速度イベント(動き)であるのか、または呼吸に起因した加速度イベント(動き)であるのかを判定する処理を実行する。

【0031】

一般的に、微小体動や寝返り運動等、体動に起因した加速度イベントが発生した場合には、生体センサ装置10の姿勢は大きく変化する、つまり、生体センサ装置10の姿勢変化量は大きくなる傾向がある。一方で、呼吸に起因した加速度イベントが発生した場合には、(当該加速度イベントに伴う動きは、胸が上下動する等であるので)生体センサ装置10の姿勢はあまり変化しない、つまり、生体センサ装置10の姿勢変化量は小さくなる傾向がある。体動呼吸イベント判定部103は、この傾向を利用して、上記した姿勢変化量を第1の特徴量として算出し、当該算出された第1の特徴量が予め設定された第2の閾値以上であるかどうかを判定することで、加速度イベント検出部101によって検出された加速度イベントが、体動に起因した加速度イベントであるのか、または呼吸に起因した加速度イベントであるのかを判定する処理を実行する。

【 0 0 3 2 】

ここで、図7を参照して、生体センサ装置10の姿勢変化量(第1の特徴量)を算出する処理について、より詳しく説明する。

図7は、図5に示す各種波形に対してフィルタリング処理を実行した後の加速度信号の波形の一例を示す。図7(a)~(f)は、図5(a)~(f)に示す加速度信号の波形に対して第3のカットオフ周波数にてローパスフィルタを実装して、ノイズを除去した後の(つまり、フィルタリング処理を実行した後の)(第2の周波数帯の)加速度信号の波形を各々示している。なお、第3のカットオフ周波数は、呼吸運動の周波数未満の値であり、0.02[Hz]以上0.1[Hz]未満であることが好ましい。

【 0 0 3 3 】

体動呼吸イベント判定部103は、図7(a)~(f)に示す各種波形 $y(t)$ において、外れ値時刻 T_1 を含む所定区間 T_2 における姿勢変化量を第1の特徴量として算出する。具体的には、体動呼吸イベント判定部103は、 $y\{T_1 - (T_2/2)\}$ から $y(T_1)$ の範囲における中央値と、 $y(T_1)$ から $y\{T_1 + (T_2/2)\}$ の範囲における中央値との差分を第1の特徴量として求める。なお、所定区間 T_2 とは、例えば外れ値時刻 T_1 を中心にして前後に所定間隔だけ設けた区間であり、本実施形態では120秒(つまり、外れ値時刻 T_1 から前後60秒の区間)を所定区間 T_2 と想定している。また、第1の特徴量は、上記した手法に限らず、例えば、 $y\{T_1 - (T_2/2)\}$ から $y(T_1)$ の範囲における平均値と、 $y(T_1)$ から $y\{T_1 + (T_2/2)\}$ の範囲における平均値との差分として求められてもよいし、 $y\{T_1 - (T_2/2)\}$ から $y\{T_1 + (T_2/2)\}$ の範囲における最大値と最小値との差分として求められてもよいし、 $y\{T_1 - (T_2/2)\}$ から $y\{T_1 + (T_2/2)\}$ の範囲における分散値や標準偏差値として求められてもよい。

【 0 0 3 4 】

再び、図4の説明に戻る。体動イベント属性判定部104は、加速度イベント検出部101によって検出された加速度イベントが、体動呼吸イベント判定部103によって体動に起因した加速度イベントであると判定された場合に、当該体動に起因した加速度イベントが、微小体動に起因した加速度イベントであるのか、または寝返り運動に起因した加速度イベントであるのかを判定する処理を実行する。

【 0 0 3 5 】

一般的に、微小体動(四肢運動や上半身運動)に起因した加速度イベントが発生した場合の特徴量(姿勢変化量)と、寝返り運動に起因した加速度イベントが発生した場合の特徴量(姿勢変化量)とを比較すると、寝返り運動に起因した加速度イベントが発生した場合の特徴量の方が微小体動に起因した加速度イベントが発生した場合の特徴量よりも大きくなる傾向がある。体動イベント属性判定部104は、この傾向を利用して、体動呼吸イベント判定部103によって算出された第1の特徴量(姿勢変化量)が予め設定された第3の閾値以上であるかどうかを判定することで、体動呼吸イベント判定部103によって体動に起因した加速度イベントであると判定された加速度イベントが、微小体動に起因した加速度イベントであるのか、または寝返り運動に起因した加速度イベントであるのかを判定する処理を実行する。

【 0 0 3 6 】

なお、ここでは、体動イベント属性判定部104が、体動呼吸イベント判定部103によって算出された第1の特徴量(姿勢変化量)を利用して、上記した判定処理を実行するとしたが、例えば、体動呼吸イベント判定部103によって算出された第1の特徴量を利用せずに、自身で特徴量を算出して、上記した判定処理を実行するとしてもよい。この場合、特徴量を算出するにあたって加速度信号の波形にローパスフィルタを実装する際のカットオフ周波数は、上記した第3のカットオフ周波数に限られず、体動の周波数以下であれば構わない。

【 0 0 3 7 】

呼吸イベント属性判定部105は、加速度イベント検出部101によって検出された加

10

20

30

40

50

速度イベントが、体動呼吸イベント判定部 103 によって呼吸に起因した加速度イベントであると判定された場合に、当該呼吸に起因した加速度イベントが、鼾に起因した加速度イベント、無呼吸状態に起因した加速度イベント及び低呼吸状態に起因した加速度イベントのいずれであるのかを判定する処理を実行する。

【0038】

ここで、図8を参照して、鼾に起因した加速度イベントと、無呼吸状態に起因した加速度イベントと、低呼吸状態に起因した加速度イベントとの違いについて説明する。図8は、図5に示す各種波形に対してフィルタリング処理を実行した後の加速度信号の波形の一例を示す。図8(a)~(f)は、図5(a)~(f)に示す加速度信号の波形に対して第4のカットオフ周波数にてローパスフィルタを実装して、ノイズを除去した後の(つまり、フィルタリング処理を実行した後の)(第3の周波数帯の)加速度信号の波形を各々示している。なお、第4のカットオフ周波数は、呼吸運動の周波数帯であることが好ましく、例えば0.1[Hz]以上1.0[Hz]未満であることが好ましい。

10

【0039】

一般的に、鼾に起因した加速度イベントが発生した場合に加速度信号の波形にみられる変化と、無呼吸状態(無呼吸症状)または低呼吸状態(低呼吸症状)からの呼吸復帰に起因した加速度イベントが発生した場合に加速度信号の波形にみられる変化とを比較すると、次のような傾向がみられる。つまり、鼾に起因した加速度イベントが発生した場合には、図8(d)に示すように、波形特徴に大きな変化がみられないのに対し、無呼吸状態または低呼吸状態からの呼吸復帰に起因した加速度イベントが発生した場合には、図8(e), (f)に示すように、外れ値時刻T1の前後において波形特徴に大きな変化がみられる傾向がある。これは、鼾に起因した加速度イベントの場合、呼吸運動自体は定常的であるため、波形特徴に大きな変化はみられないが、無呼吸状態または低呼吸状態からの呼吸復帰に起因した加速度イベントの場合、呼吸復帰時に声道や口腔付近の組織が振動し、その前後で胸部運動が行われるので、波形特徴に大きな変化がみられる傾向がある。呼吸イベント属性判定部105は、この傾向を利用して、図8に示す加速度信号の波形y2(t)において、外れ値時刻T1を含む所定区間T3における第2の特徴量を算出し、当該算出された第2の特徴量が予め設定された第4の閾値以上であるかどうかを判定することで、体動呼吸イベント判定部103によって呼吸に起因した加速度イベントであると判定された加速度イベントが、鼾に起因した加速度イベントであるのか、または無呼吸状態あるいは低呼吸状態に起因した加速度イベントであるのかを判定する処理を実行する。

20

30

【0040】

更に、図8(e), (f)に示されるように、無呼吸状態からの呼吸復帰に起因した加速度イベントが発生した場合と、低呼吸状態からの呼吸復帰に起因した加速度イベントが発生した場合とは、無呼吸状態からの呼吸復帰に起因した加速度イベントが発生した場合の方が、低呼吸状態からの呼吸復帰に起因した加速度イベントが発生した場合に比べて、波形特徴に大きな変化がみられることがわかる。このため、呼吸イベント属性判定部105は、無呼吸状態または低呼吸状態に起因した加速度イベントであると判定された加速度イベントに関し、上記したようにして算出された第2の特徴量が予め設定された第5の閾値以上であるかどうかを判定することで、無呼吸状態または低呼吸状態に起因した加速度イベントであると判定された加速度イベントが、無呼吸状態に起因した加速度イベントであるのか、または低呼吸状態に起因した加速度イベントであるのかを判定する処理を実行する。

40

【0041】

なお、上記した外れ値時刻T1を含む所定区間T3における第2の特徴量(ここでは、加速度イベント前後での胸部運動の変動比)は、以下の(1)式に基づいて算出される。このとき、所定区間T3は、外れ値時刻T1を含むように設定された区間であればよく、例えば本実施形態では所定区間T3は20秒(つまり、外れ値時刻T1から前後10秒の区間)に設定されているものとする。なお、以下の(1)式では、標準偏差値が利用されている場合を例示しているが、標準偏差値の代わりに、分散値が利用されるときもよい

50

【数 1】

$$\text{第2の特徴量} = \frac{y2(T1)からy2\{T1+(T3/2)\}の範囲における標準偏差値}{y2\{T1-(T3/2)\}からy2(T1)の範囲における標準偏差値} \dots (1)$$

【0042】

また、本実施形態では、加速度イベント前後での胸部運動の変動比（第2の特徴量）を算出するにあたって、上記（1）式を利用するとしたが、当該第2の特徴量は、加速度イベント前後における呼吸周波数帯の波形 $y2(t)$ の振幅値の平均値から算出されるとしてもよい。具体的には、以下に示す（2）式を利用して算出するとしてもよい。

【数 2】

$$\text{第2の特徴量} = \frac{y2(T1)からy2\{T1+(T3/2)\}の範囲における波形の振幅平均値}{y2\{T1-(T3/2)\}からy2(T1)の範囲における波形の振幅平均値} \dots (2)$$

【0043】

なお、ここでの振幅値とは、図9に示すように、加速度信号の波形 $y2(t)$ の極大値（図9中の 印）とその直前の極小値（図9中の 印）との差分を示す。

【0044】

上記した各部101～105における各種処理の結果として得られる解析結果情報は、フラッシュメモリ50に格納されると共に、Bluetoothモジュール36を介して電子機器11に出力される。解析結果情報とは、少なくとも、加速度イベント検出部101によって検出された外れ値時刻 $T1$ と、当該外れ値時刻 $T1$ の装着者の動きが何に起因した動きであるかを示す情報とが対応づけられた情報である。電子機器11は、生体センサ装置10から出力された解析結果情報の入力を受け付けると、例えば図10に示すような画面を表示することができる。これによれば、装着者（ユーザ）は、いつ、何に起因して自身が動いたかを把握することができる。

【0045】

次に、図11のフローチャートを参照して、呼吸解析アプリケーション100によって実行される一連の処理手順の一例について説明する。

まず、加速度イベント検出部101は、加速度センサ32によって計測された加速度信号の入力を受け付けると、当該入力を受け付けた加速度信号により示される加速度の時間的な変化を示す波形に対して、第1のカットオフ周波数にてハイパスフィルタを実装してノイズを除去するフィルタリング処理を実行し、呼吸周波数帯以上の加速度信号の波形を抽出する（ステップS1）。つまり、加速度イベント検出部101は、図5に示す加速度信号の生波形に対してフィルタリング処理を実行し、図6に示す呼吸周波数帯以上の加速度信号の波形を抽出する。

【0046】

続いて、加速度イベント検出部101は、ステップS1の処理により抽出された呼吸周波数帯以上の加速度信号の波形から、周波数が予め設定された第1の閾値未満になる外れ値時刻 $T1$ を検出する（ステップS2）。つまり、加速度イベント検出部101は、図6に示す加速度信号の波形から、周波数が第1の閾値未満になる時刻を図6の×印にて示されるように外れ値時刻 $T1$ として検出する。

【0047】

次に、体動呼吸イベント判定部103は、加速度イベント検出部101に入力された加速度信号を加速度センサ32から取得すると、当該取得された加速度信号により示される加速度の時間的な変化を示す波形に対して、第3のカットオフ周波数にてローパスフィルタを実装してノイズを除去するフィルタリング処理を実行し、呼吸周波数帯以下の加速度

信号の波形 $y(t)$ を抽出する (ステップ S 3)。つまり、体動呼吸イベント判定部 103 は、図 5 に示す加速度信号の生波形に対してフィルタリング処理を実行し、図 7 に示す呼吸周波数帯以下の加速度信号の波形 $y(t)$ を抽出する。

【0048】

続いて、体動呼吸イベント判定部 103 は、ステップ S 3 の処理により抽出された呼吸周波数帯以下の加速度信号の波形 $y(t)$ において、ステップ S 2 の処理により検出された外れ値時刻 T_1 を含む所定区間 T_2 における第 1 の特徴量を算出する。具体的には、体動呼吸イベント判定部 103 は、呼吸周波数帯以下の加速度信号の波形 $y(t)$ において、 $y\{T_1 - (T_2 / 2)\}$ から $y(T_1)$ の範囲における中央値と、 $y(T_1)$ から $y\{T_1 + (T_2 / 2)\}$ の範囲における中央値との差分を、外れ値時刻 T_1 を含む所定区間 T_2 の第 1 の特徴量として算出する (ステップ S 4)。

10

【0049】

次に、体動呼吸イベント判定部 103 は、ステップ S 4 の処理により算出された第 1 の特徴量が予め設定された第 2 の閾値以上であるかどうかを判定する (ステップ S 5)。

【0050】

ステップ S 5 の処理において、第 1 の特徴量が第 2 の閾値以上であると判定された場合 (ステップ S 5 の YES)、体動呼吸イベント判定部 103 は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは体動に起因した加速度イベントであると判別する (ステップ S 6)。

【0051】

続いて、体動イベント属性判定部 104 は、体動呼吸イベント判定部 103 によって外れ値時刻 T_1 にて発生した加速度イベントが体動に起因した加速度イベントであると判別された場合に、ステップ S 4 の処理により算出された第 1 の特徴量が予め設定された第 3 の閾値以上であるかどうかを判定する (ステップ S 7)。

20

【0052】

ステップ S 7 の処理において、第 1 の特徴量が第 3 の閾値以上であると判定された場合 (ステップ S 7 の YES)、体動イベント属性判定部 104 は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは寝返り運動に起因した加速度イベントであると判別し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器 11 に出力して (ステップ S 8)、ここでの処理を終了させる。

30

【0053】

一方、ステップ S 7 の処理において、第 1 の特徴量が第 3 の閾値未満であると判定された場合 (ステップ S 7 の NO)、体動イベント属性判定部 104 は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは微小体動に起因した加速度イベントであると判別し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器 11 に出力して (ステップ S 9)、ここでの処理を終了させる。

【0054】

上記したステップ S 5 の処理において、第 1 の特徴量が第 2 の閾値未満であると判定された場合 (ステップ S 5 の NO)、体動呼吸イベント判定部 103 は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは呼吸に起因した加速度イベントであると判別する (ステップ S 10)。

40

【0055】

次に、呼吸イベント属性判定部 105 は、加速度イベント検出部 101 に入力された加速度信号を加速度センサ 32 から取得すると、当該取得された加速度信号により示される加速度の時間的な変化波形に対して、第 4 のカットオフ周波数にてローパスフィルタを実装してノイズを除去するフィルタリング処理を実行し、呼吸周波数帯の加速度信号の波形 $y_2(t)$ を抽出する (ステップ S 11)。つまり、呼吸イベント属性判定部 105 は、図 5 に示す加速度信号の生波形に対してフィルタリング処理を実行し、図 8 に示す呼吸周波数帯の加速度信号の波形 $y_2(t)$ を抽出する。

【0056】

50

続いて、呼吸イベント属性判定部105は、ステップS11の処理により抽出された呼吸周波数帯の加速度信号の波形 $y_2(t)$ において、ステップS2の処理により検出された外れ値時刻 T_1 を含む所定区間 T_3 における第2の特徴量を算出する。具体的には、呼吸イベント属性判定部105は、呼吸周波数帯の加速度信号の波形 $y_2(t)$ において、 $y_2(T_1)$ から $y_2\{T_1 + (T_3/2)\}$ の範囲における標準偏差値を、 $y_2\{T_1 - (T_3/2)\}$ から $y_2(T_1)$ の範囲における標準偏差値で除算することで得られる商を、外れ値時刻 T_1 を含む所定区間 T_3 の第2の特徴量として算出する(ステップS12)。

【0057】

次に、呼吸イベント属性判定部105は、ステップS12の処理により算出された第2の特徴量が予め設定された第4の閾値以上であるかどうかを判定する(ステップS13)。なお、ステップS13の処理において、第2の特徴量が第4の閾値未満であると判定された場合(ステップS13のNO)、呼吸イベント属性判定部105は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは躰に起因した加速度イベントであると判別し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器11に出力して(ステップS14)、ここでの処理を終了させる。

【0058】

一方、ステップS13の処理において、第2の特徴量が第4の閾値以上であると判定された場合(ステップS13のYES)、呼吸イベント属性判定部105は、第2の特徴量が予め設定された第5の閾値以上であるかどうかを判定する(ステップS15)。

【0059】

ステップS15の処理において、第2の特徴量が第5の閾値以上であると判定された場合(ステップS15のYES)、呼吸イベント属性判定部105は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは無呼吸状態に起因した加速度イベントであると判別し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器11に出力して(ステップS16)、ここでの処理を終了させる。

【0060】

一方、ステップS15の処理において、第2の特徴量が第5の閾値未満であると判定された場合(ステップS15のNO)、呼吸イベント属性判定部105は、外れ値時刻 T_1 において発生した加速度イベントは低呼吸状態に起因した加速度イベントであると判別し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器11に出力して(ステップS17)、ここでの処理を終了させる。

【0061】

以上説明した第1の実施形態によれば、生体センサ装置10は、加速度センサ32により計測された加速度に基づいて装着者の動きを検知し、当該装着者の動きが何に起因した動きであるかを詳細まで判別可能な呼吸解析アプリケーション100を備えているので、装着者(ユーザ)は、自身の睡眠時の動きを把握することができる。つまり、ユーザは、自身が睡眠時無呼吸症候群を発症している恐れがあるかどうかを容易に把握することができる。

【0062】

<第2の実施形態>

次に、第2の実施形態について説明する。本実施形態においては、呼吸解析アプリケーション100が、上記した各部101~105に加えて、図12に示すように、寝姿勢判定部(寝姿勢推定部)106を更に備えている場合について説明する。なお、本実施形態においては、上記した第1の実施形態と同様な機能を有する各部に対しては同一の符号を付し、その詳しい説明は省略するものとする。

【0063】

寝姿勢判定部106は、加速度イベント検出部101によって検出された加速度イベントが、イベント種別判定部102内の体動イベント属性判定部104により寝返り運動に起因した加速度イベントであると判定された場合に、生体センサ装置10の装着者の寝姿

10

20

30

40

50

勢を推定（判別）する処理を実行する。なお、推定された寝姿勢を示す情報は、加速度イベント検出部 101 によって検出された外れ値時刻 T_1 と、当該外れ値時刻 T_1 の装着者の動きが寝返り運動に起因した動きであることを示す情報とに対応づけられて、フラッシュメモリ 50 に格納されると共に、Bluetooth スモジュール 36 を介して電子機器 11 に出力される。

【0064】

ここで、図 13 のフローチャートを参照して、寝姿勢判定部 106 によって実行される処理手順の一例について説明する。なお、ここでは、体動イベント属性判定部 104 によって、外れ値時刻 T_1 に発生した加速度イベントが寝返り運動に起因した加速度イベントであると判別されたものとして、つまり、図 11 に示すステップ S1 ~ S8 の処理が既に実行されているものとして説明する。

10

【0065】

まず、寝姿勢判定部 106 は、体動イベント属性判定部 104 によって抽出された加速度信号の波形 $y(t)$ から、外れ値時刻 T_1 から所定の時間 T_4 が経過するまでの区間データを取得する（ステップ S21）。なお、ここでは、所定の時間 T_4 が 60 秒である場合を想定して説明するが、これに限らず、所定の時間 T_4 は任意の時間であって構わない。

【0066】

続いて、寝姿勢判定部 106 は、外れ値時刻 T_1 から所定の時間 T_4 が経過する間に計測された加速度信号であって、胸部表面に対して水平であり、かつ体軸と垂直である軸成分の加速度信号を加速度センサ 32 から取得する（ステップ S22）。

20

【0067】

次に、寝姿勢判定部 106 は、ステップ S22 の処理により取得された加速度信号の時間的な変化を示す波形に対して、上記した波形 $y(t)$ と同様に、第 3 のカットオフ周波数にてローパスフィルタを実装してノイズを除去するフィルタリング処理を実行し、低周波数帯の加速度信号の波形 $y_3(t)$ を抽出する（ステップ S23）。

【0068】

続いて、寝姿勢判定部 106 は、ステップ S23 の処理により抽出された低周波数帯の加速度信号の波形 $y_3(t)$ から、外れ値時刻 T_1 から所定の時間 T_4 が経過するまでの区間データを取得する（ステップ S24）。

30

【0069】

その後、寝姿勢判定部 106 は、ステップ S21 の処理により取得された区間データに基づき第 3 の特徴量を、ステップ S24 の処理により取得された区間データに基づき第 4 の特徴量を各々算出する。具体的には、寝姿勢判定部 106 は、 $y(T_1)$ から $y(T_1 + T_4)$ までの中央値または平均値を第 3 の特徴量として算出し、 $y_3(T_1)$ から $y_3(T_1 + T_4)$ までの中央値または平均値を第 4 の特徴量として算出する（ステップ S25）。

【0070】

しかる後、寝姿勢判定部 106 は、算出された第 3 及び第 4 の特徴量に基づいて、寝姿勢が仰臥位、左側臥位、右側臥位及び腹臥位のうちのいずれに該当するのかを判別する処理を実行して、寝姿勢を推定し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器 11 に出力して（ステップ S26）、ここでの処理を終了させる。

40

【0071】

なお、第 3 及び第 4 の特徴量に基づいて寝姿勢が仰臥位、左側臥位、右側臥位及び腹臥位のいずれに該当するのかを判別する際には、例えば、ニューラルネットワークの 1 つである誤差逆伝播法等が利用されてもよい。この誤差逆伝播法を利用する際に使用される重みは、予め学習され、フラッシュメモリ 50 等に予め記録されているものとする。また、寝姿勢が上記した体位のいずれに該当するのかを判別する際には、例えば、サポートベクタマシン等、他のニューラルネットワークが利用されてもよい。更に、体位毎に 2 つの特徴量の平均値を予め各々求めておき、算出された第 3 及び第 4 の特徴量がどの体位の平均値

50

に最も近いかを検索することで、寝姿勢のクラスタリングが行われるとしてもよい。また、第3及び第4の特徴量にそれぞれ対応した閾値に基づいて、寝姿勢が上記した体位のいずれに該当するのかを判別するとしてもよい。

【0072】

以上説明した第2の実施形態によれば、生体センサ装置10は、装着者の動きが寝返り運動に起因した動きであると判別した場合に、寝姿勢を推定する機能を更に備えているので、装着者（ユーザ）は、この推定結果を、睡眠環境の改善方針策定に役立てることができる。

【0073】

<第3の実施形態>

次に、第3の実施形態について説明する。本実施形態においては、呼吸解析アプリケーション100が、上記した各部101～105に加えて、図14に示すように、睡眠時間算出部107及び重症度算出部108を更に備えている場合について説明する。なお、本実施形態においては、上記した第1及び第2の実施形態と同様な機能を有する各部に対しては同一の符号を付し、その詳しい説明は省略するものとする。また、図14では、説明の便宜上、第2の実施形態にて説明した寝姿勢判定部106を省略しているが、呼吸解析アプリケーション100は、図14に示す構成に加えて、寝姿勢判定部106を更に備えていても構わない。

【0074】

睡眠時間算出部107は、生体センサ装置10の装着者の就寝時刻及び起床時刻に基づいて睡眠時間を算出する。なお、就寝時刻及び起床時刻は、生体センサ装置10に設けられる図示しない入力部を介して装着者自身により入力されてもよいし、外部機器（例えば、電子機器11等）から取得されてもよいし（具体的には、外部機器に設けられている目覚まし機能から就寝時刻や起床時刻を取得する）、外部機器の操作履歴から推定されてもよい（具体的には、外部機器の操作が途切れた時刻を就寝時刻として推定し、外部機器の操作が再開された時刻を起床時刻として推定する）。

【0075】

また、就寝時刻及び起床時刻は、寝姿勢判定部106に、仰臥位、左側臥位、右側臥位及び腹臥位に加えて、上半身が傾いている姿勢を推定（判別）可能な機能を追加し、当該機能を利用して推定されるとしてもよい。具体的には、上半身が傾いている姿勢からその他の寝姿勢に移行した時刻を就寝時刻とし、仰臥位、左側臥位、右側臥位及び腹臥位のいずれかの寝姿勢から上半身が傾いている姿勢に移行した時刻を起床時刻としてもよい。

【0076】

重症度算出部108は、睡眠時間算出部107から就寝時刻、起床時刻及び睡眠時間を示す情報を取得する。また、重症度算出部108は、呼吸イベント属性判定部105によって所定の加速度イベントが無呼吸状態または低呼吸状態に起因した加速度イベントであると判別された場合に、加速度イベント検出部101から当該所定の加速度イベントが発生した外れ値時刻T1を示す情報を取得する。更に、重症度算出部108は、取得した外れ値時刻T1が就寝時刻から起床時刻までの間の時刻であった場合、無呼吸低呼吸回数に1を加算し、起床時刻までにカウントされた無呼吸低呼吸回数と、睡眠時間とに基づいて、無呼吸低呼吸指数（AHI：Apnea Hypopnea Index）を算出する。AHIは、以下の（3）式に示されるように、睡眠中の1時間あたりに発生した無呼吸低呼吸回数を示しており、一般的に睡眠時無呼吸症候群の重症度の指標としてスクリーニングや治療方針立案に利用されている。

【0077】

AHI = 無呼吸低呼吸回数の総和 / 睡眠時間 . . . (3)

なお、上記では、外れ値時刻T1に発生した加速度イベントが、無呼吸状態に起因した加速度イベントまたは低呼吸状態に起因した加速度イベントのどちらであっても、無呼吸低呼吸回数として加算されるとしたが、例えば、無呼吸回数と低呼吸回数とを別々にカウントするとしてもよい。つまり、外れ値時刻T1に発生した加速度イベントが無呼吸状態

10

20

30

40

50

に起因した加速度イベントであり、かつ当該外れ値時刻 T 1 が就寝時刻から起床時刻までの間に含まれる場合、重症度算出部 108 は、無呼吸回数に 1 を加算するとしてもよい。同様に、外れ値時刻 T 1 に発生した加速度イベントが低呼吸状態に起因した加速度イベントであり、かつ当該外れ値時刻 T 1 が就寝時刻から起床時刻までの間に含まれる場合、重症度算出部 108 は、低呼吸回数に 1 を加算するとしてもよい。

【0078】

この場合、睡眠時無呼吸症候群の重症度の指標は、以下の(4)式及び(5)式に示されるように、無呼吸回数に関する重症度の指標と、低呼吸回数に関する重症度の指標とのように別々に算出されてもよい。

【0079】

無呼吸回数に関する重症度の指標 = 無呼吸回数の総和 / 睡眠時間 . . . (4)

低呼吸回数に関する重症度の指標 = 低呼吸回数の総和 / 睡眠時間 . . . (5)

なお、算出された AHI を示す情報は、フラッシュメモリ 50 に格納されると共に、ブルーーツスモジュール 36 を介して電子機器 11 に出力される。

【0080】

ここで、図 15 に示すフローチャートを参照して、睡眠時間算出部 107 及び重症度算出部 108 によって実行される処理手順の一例について説明する。なお、ここでは、就寝時刻及び起床時刻は生体センサ装置 10 の装着者の操作によりそれぞれ就寝直前及び起床直後に入力されるものとする。

【0081】

まず、睡眠時間算出部 107 は、装着者の操作に応じて、当該装着者の就寝時刻の入力を受け付ける(ステップ S31)。

【0082】

その後、加速度イベント検出部 101、体動呼吸イベント判別部 103、体動イベント属性判定部 104 及び呼吸イベント属性判定部 105 によって、上述したステップ S1 ~ S17 の処理が繰り返し実行され、所定の加速度イベントが、無呼吸状態または低呼吸状態に起因した加速度イベントであると判別された場合、重症度算出部 108 は、無呼吸低呼吸回数に 1 を加算する(ステップ S32)。

【0083】

続いて、睡眠時間算出部 107 は、装着者の操作に応じて、当該装着者の起床時刻の入力を受け付けたかどうかを判定する(ステップ S33)。なお、ステップ S33 の処理において、起床時刻の入力をまだ受け付けていないと判定された場合(ステップ S33 の NO)、上記したステップ S32 の処理に戻るものとする。

【0084】

一方、ステップ S33 の処理において、起床時刻の入力を受け付けたと判定された場合(ステップ S33 の YES)、睡眠時間算出部 107 は、ステップ S31 の処理により入力を受け付けた就寝時刻と、当該入力を受け付けた起床時刻とに基づいて、睡眠時間を算出する(ステップ S34)。なお、算出された睡眠時間を示す情報は、重症度算出部 108 に送られる。

【0085】

しかる後、重症度算出部 108 は、ステップ S34 の処理により算出された睡眠時間と、就寝時刻から起床時刻の間にステップ S32 の処理によりカウントされた無呼吸低呼吸回数とに基づいて、AHI を算出し、当該一連の処理の結果を示す解析結果情報を電子機器 11 に出力して(ステップ S35)、ここでの処理を終了させる。

【0086】

以上説明した第 3 の実施形態によれば、生体センサ装置 10 は、睡眠時間を算出すると共に、無呼吸低呼吸回数をカウントして、無呼吸低呼吸指数を算出する構成を更に備えているので、装着者(ユーザ)は、自身が睡眠時無呼吸症候群を発症している恐れがあるかをより明確に把握することができる。

【0087】

10

20

30

40

50

なお、上記した第1～第3の実施形態においては、呼吸解析システムが、生体センサ装置10と電子機器11とを含む構成を例にとって説明したが、例えば図16に示すように、呼吸解析システムは、1以上のサーバ装置を含むクラウドサービス14をさらに含んでもよい。つまり、呼吸解析システムは、クラウドコンピューティングを利用したシステムとして実装されてもよい。この場合、呼吸解析アプリケーション100の各種機能の一部または全てをクラウドサービス14内のサーバ装置に持たせることが可能である。例えば、クラウドサービス14内のサーバ装置は、電子機器11からのリクエストに応じて、生体センサ装置10によって計測された加速度信号を取得し、上記した第1～第3の実施形態に示した各種処理を実行することができる。これによれば、生体センサ装置10において実行されるとした各種処理をクラウドサービス14内のサーバ装置において実行することができるので、処理負荷の分散化を実現させることができる。

10

【0088】

以上説明した少なくとも1つの実施形態によれば、鼻カニューレ等を装着することがないため、患者にかかる負担が小さく、睡眠時無呼吸症候群の患者の顕在化を十分に実現させることができる。

【0089】

なお、本実施形態の処理は、コンピュータプログラムによって実現することができるので、このコンピュータプログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体を通じてこのコンピュータプログラムをコンピュータにインストールして実行するだけで、本実施形態と同様の効果を容易に実現することができる。

20

【0090】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、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ともに、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。

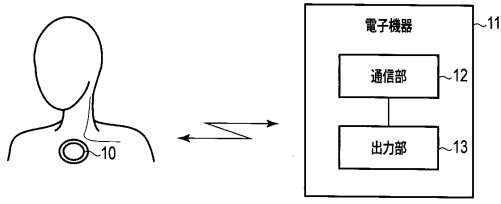
【符号の説明】**【0091】**

1...呼吸解析システム、10...生体センサ装置、11...電子機器、12...通信部、13...出力部、100...呼吸解析アプリケーションプログラム、101...加速度イベント検出部、102...イベント種別判定部、103...体動呼吸イベント判別部、104...体動イベント属性判定部、105...呼吸イベント属性判定部、106...寝姿勢判定部、107...睡眠時間算出部、108...重症度算出部。

30

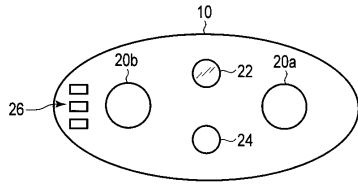
【図 1】

図 1



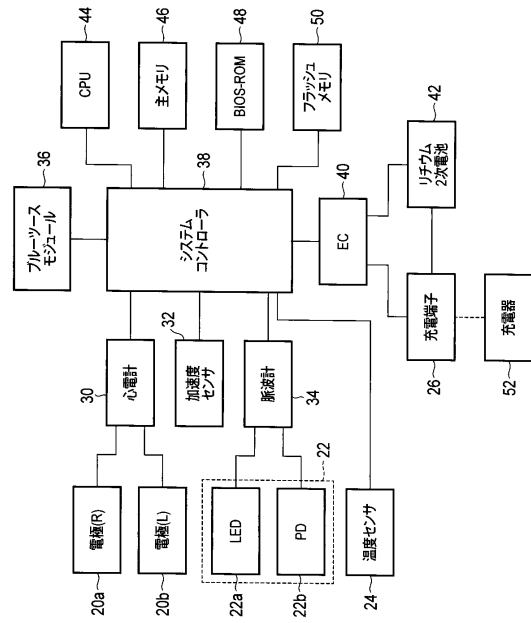
【図 2】

図 2



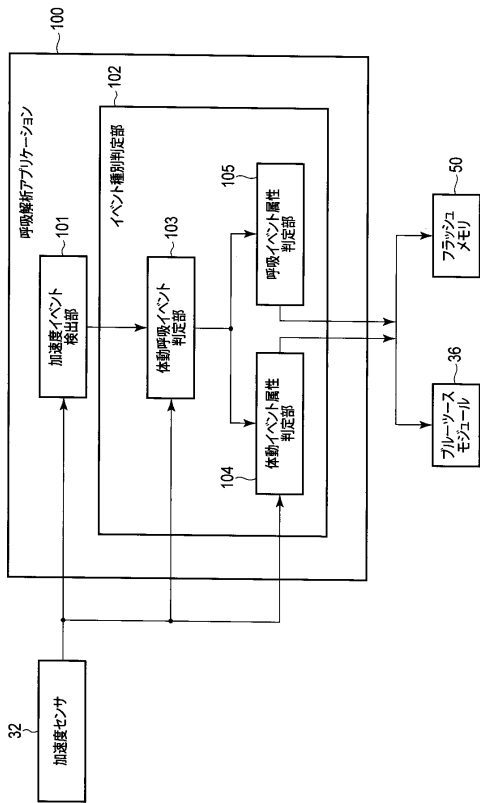
【図 3】

図 3



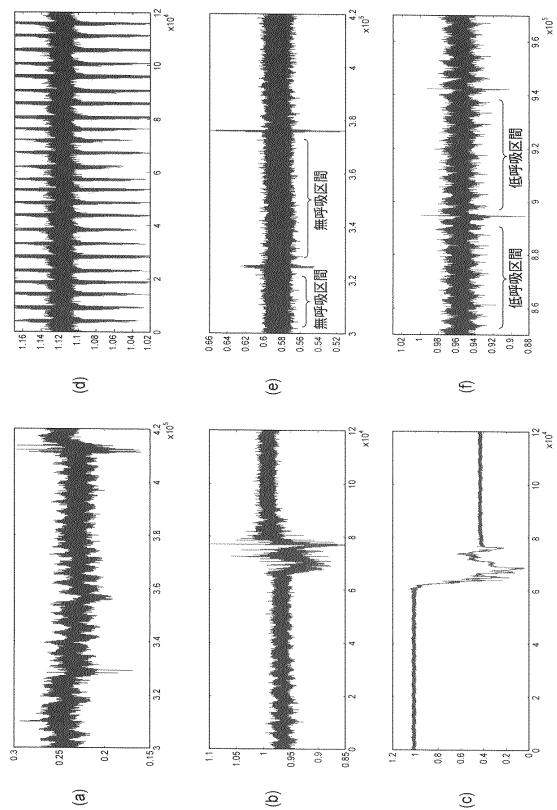
【図 4】

図 4



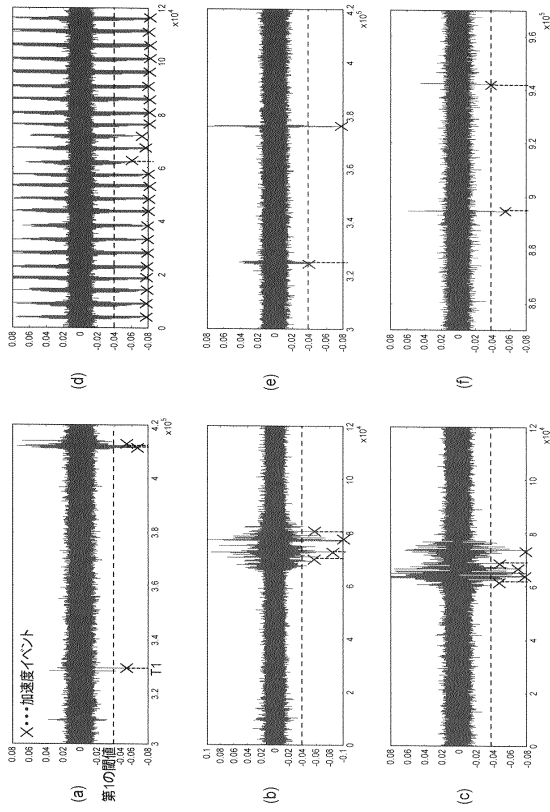
【図 5】

図 5



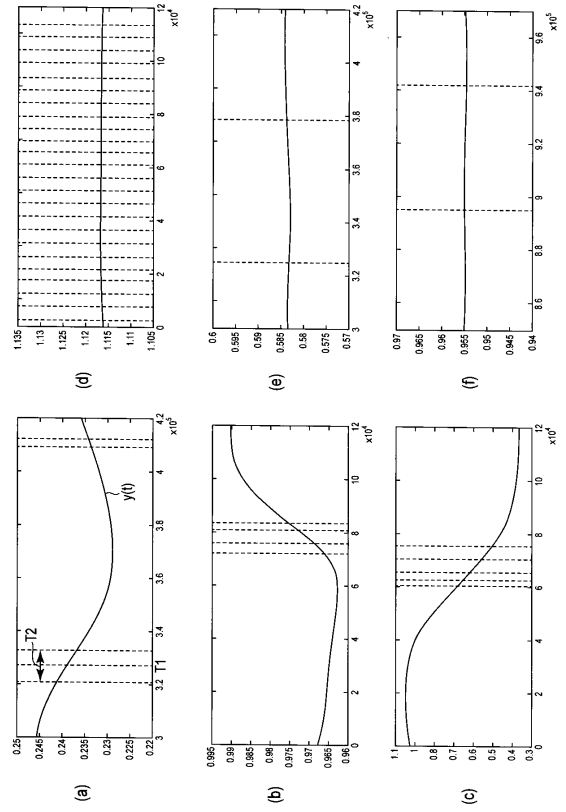
【図 6】

図 6



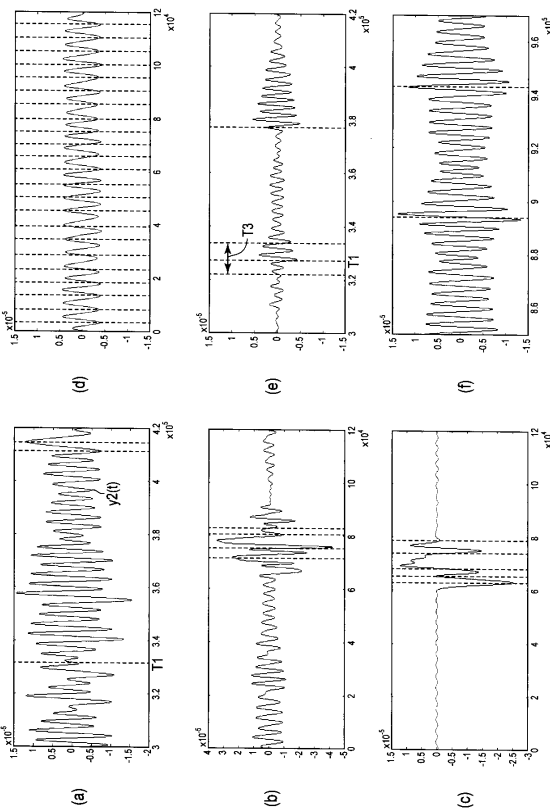
【図 7】

図 7



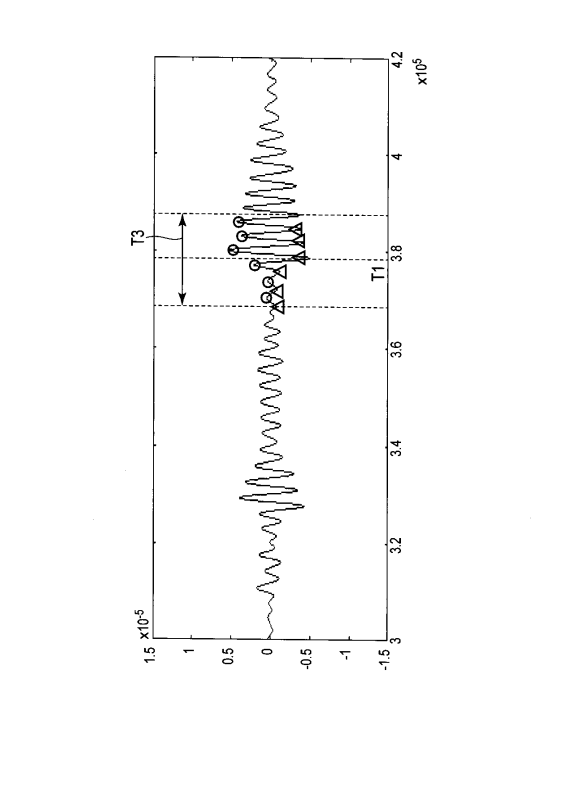
【図 8】

図 8



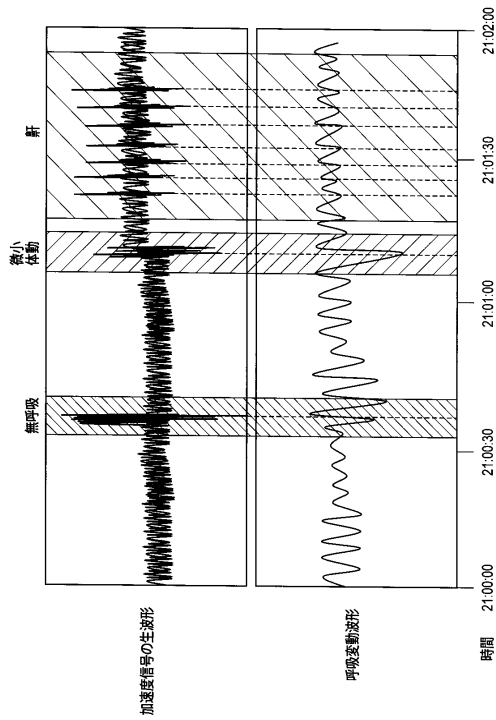
【図 9】

図 9



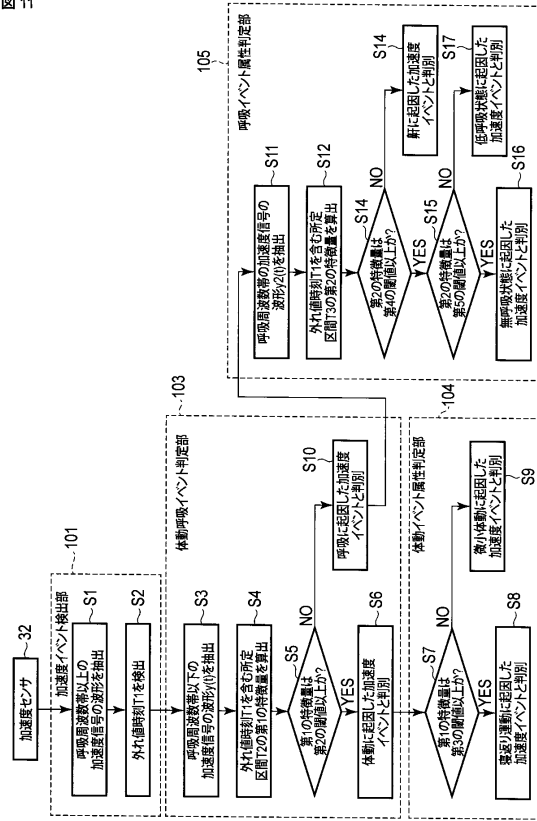
【図 10】

図 10



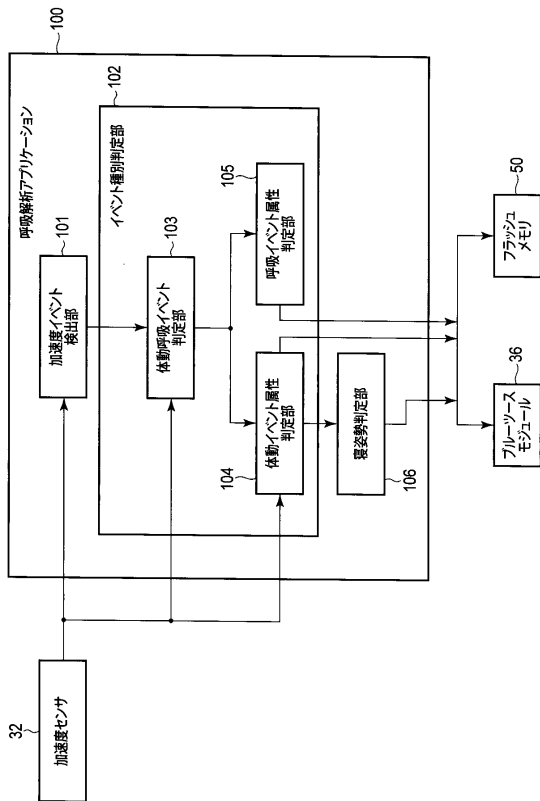
【図 11】

図 11



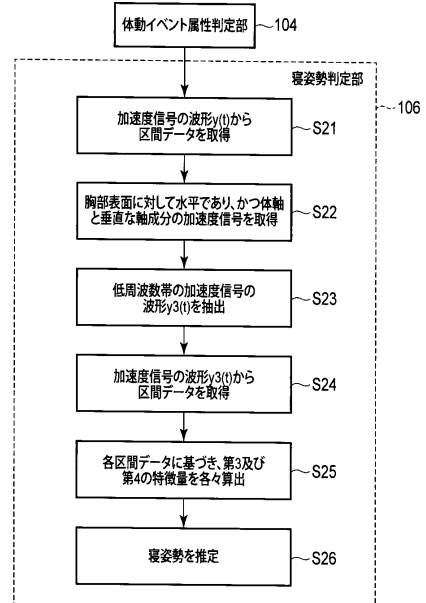
【図 12】

図 12



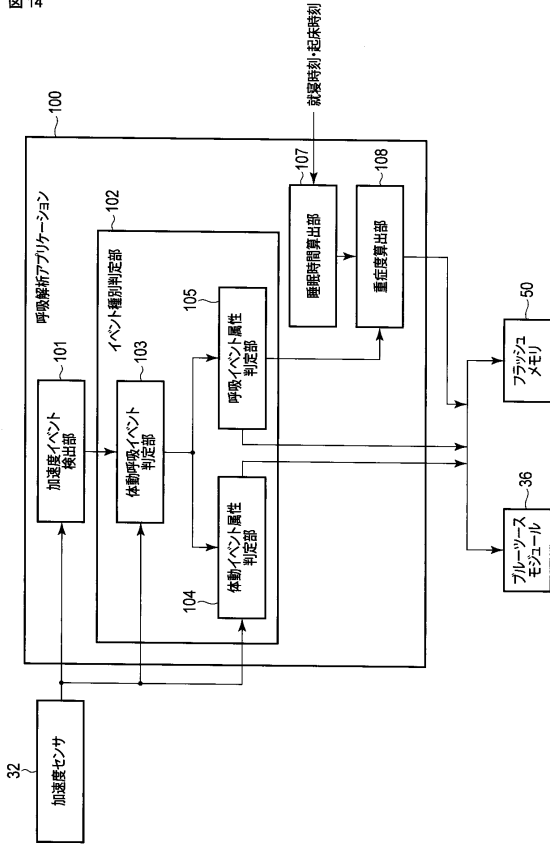
【図 13】

図 13



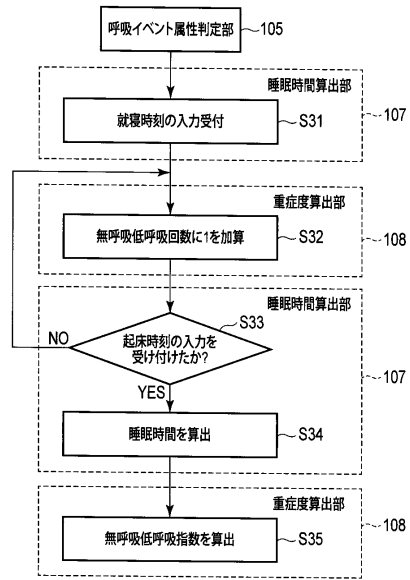
【図14】

図14



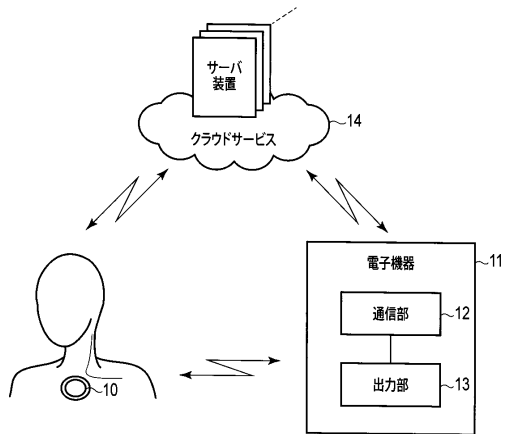
【図15】

図15



【図16】

図16



フロントページの続き

審査官 北島 拓馬

- (56)参考文献 特開2006-247374(JP,A)
登録実用新案第3121782(JP,U)
特表2014-516681(JP,A)
特開2006-271894(JP,A)
特開2012-187162(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/06 - 5/22