

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年10月19日(19.10.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/179701 A1

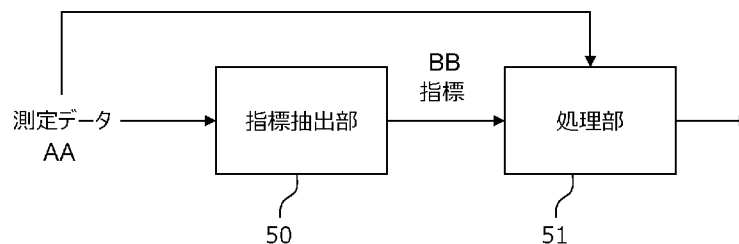
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/015282
- (22) 国際出願日: 2017年4月14日(14.04.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-082463 2016年4月15日(15.04.2016) JP
- (71) 出願人: オムロン株式会社(OMRON CORPORATION) [JP/JP]; 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 Kyoto (JP). オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 中嶋 宏(NAKAJIMA, Hiroshi); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 和田 洋貴(WADA, Hirotaka); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 土屋 直樹(TSUCHIYA, Naoki); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 笠井 誠朗(KASAI, Masaaki); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小

路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 関 絵里子(KAN, Eriko); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 上野山 徹(UENOYAMA, Toru); 〒1080075 東京都港区港南二丁目3番13号 オムロンソーシャルソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 尾林 慶一(OBAYASHI, Keiichi); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 小久保 綾子(KOKUBO, Ayako); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 太田 雄也(OTA, Yuya); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 志賀利一(SHIGA, Toshikazu); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 桑原 光巨(KUWABARA, Mitsuo); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 佐藤 博則(SATO, Hironori); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 宮川 健(MIYAGAWA, Ken); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 堤 正和(TSUTSUMI, Masakazu); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

[続葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION ANALYSIS DEVICE AND SYSTEM, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 生体情報分析装置、システム、及び、プログラム



- 50 Index extracting unit
- 51 Processing unit
- AA Measurement data
- BB Index

(57) Abstract: This biological information analysis device is provided with: an index extracting unit which is attached to the body of a user, and which extracts from time series data of blood pressure waveforms, in which the blood pressure waveform of each heart-beat is continuously measured by a sensor capable of non-invasive measurement, blood pressure waveform data during an interval in which a fluctuation in blood pressure has occurred, and extracts an index pertaining to the respiratory function of the user on the basis of a feature of the blood pressure waveforms for said interval; and a processing unit which performs processing based on the extracted index.

(57) 要約: 生体情報分析装置は、ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出し、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出する指標抽出部と、抽出された前記指標に基づく処理を行う処理部と、を有する。

WO 2017/179701 A1



- (74) 代理人: 世良 和信, 外(SERA, Kazunobu et al.);
〒1030004 東京都中央区東日本橋三丁目4番1
0号 アクロポリス21ビル8階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,
CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE,
EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU,
ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG,
MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ,
OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ,
TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,
ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ロピア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告(条約第21条(3))

明 細 書

発明の名称： 生体情報分析装置、システム、及び、プログラム
技術分野

[0001] 本発明は、計測した血圧波形から有益な情報を取得する技術に関する。

背景技術

[0002] 橈骨（とうこつ）動脈の内圧変化を計測し、圧脈波の形状（血圧波形）を記録する技術が知られている。特許文献1（特開2008-61824号公報）には、トノメトリ法により血圧波形を計測し、血圧波形からAI（Augmentation Index）値、脈波周期、基線変動率、鮮鋭度、ET（Ejection Time）などの情報を取得することが開示されている。また、特許文献2（特表2005-532111号公報）には、腕時計型の血圧計により血圧波形を計測し、血圧波形から平均動脈圧、平均収縮期圧、平均拡張期圧、平均収縮期圧指数、及び、平均拡張期圧指数を計算し、これらの値が基準値から逸脱した場合にアラートを出力することが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2008-61824号公報

特許文献2：特表2005-532111号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 従来、呼吸器に関する情報を取得するには、フローセンサなどの専用のセンサを身体に装着する必要があるため、利用者にとって身体的及び心理的負担が大きい。したがって、利用者の負担が少ない簡便な方法で、呼吸器に関する情報を取得できれば、非常に有用である。

[0005] 本発明者らは、自由行動下における1心拍ごとの血圧波形を正確に計測可能な血圧測定デバイスの実用化に向け、鋭意開発を進めている。その開発過程における被験者実験を通じて、本発明者らは、自由行動下において連続的

に計測した血圧波形のデータから様々な有益な情報を抽出できることを見出した。例えば、従来の血圧計ではもっぱら血圧そのものに関する情報を取得するにとどまっていたのに対し、自由行動下における1心拍ごとの血圧波形を正確に且つ非侵襲でモニタリングすると、血圧そのものに関する情報以外にも、例えば呼吸器に関する情報なども抽出できる可能性があることが分かってきた。

[0006] 本発明は、血圧波形の時系列データから呼吸器に関連する情報を抽出するための新規な技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成するために本発明は以下の構成を採用する。

[0008] 本発明に係る生体情報分析装置は、ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出し、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出する指標抽出部と、抽出された前記指標に基づく処理を行う処理部と、を有することを特徴とする生体情報分析装置である。

[0009] 本発明者らは、無呼吸が発生した場合に、収縮期血圧の一過性の増加（血圧サージ）が発生するとの知見を有している。したがって、本発明のごとく、血圧の変動が生じた区間の血圧波形の特徴に注目することで、無呼吸の発生のような呼吸器の機能に関連する情報を抽出することが可能である。この構成によれば、血圧波形の時系列データの解析だけで、呼吸器の機能に関連する情報が得ることができるので、非常に簡便かつ有利である。

[0010] ところで、血圧は、無呼吸だけでなく、他の様々な要因によっても変動する。そこで前記指標抽出部は、前記区間の血圧波形の特徴に基づいて、該区間の血圧変動が無呼吸によるものか否かを判定するとよい。これにより、血圧波形の時系列データの解析だけで、血圧変動の要因が無呼吸によるものか否かを簡易に判定できるので、利便性に優れる。また、無呼吸による血圧変動とそれ以外の要因による血圧変動を峻別することで、呼吸器の機能に関連

する指標を高信頼に算出することができる。

[0011] 例えば、前記指標抽出部は、前記区間の血圧波形のデータを用い、心拍数の増減と収縮期血圧の増減との関係に基づいて、該区間の血圧変動が無呼吸によるものか否かを判定するとよい。無呼吸の場合は、心拍数と収縮期血圧がともに増加するのに対し、他の要因の場合は、心拍数と収縮期血圧のうち的一方が増加し他方が減少するという挙動を示すからである。

[0012] 前記指標抽出部は、前記区間の血圧波形のデータを用い、該区間に含まれる各血圧波形の心拍数及び収縮期血圧を計算し、心拍数の値と収縮期血圧の値がともに所定の判定条件を超える血圧波形の数又は割合が、所定の閾値を超える場合に、該区間の血圧変動が無呼吸によるものと判定してもよい。このような判定条件と閾値を用いた方法によれば、簡易な判定ロジックで血圧変動の要因を判定することができる。

[0013] 前記指標抽出部は、前記呼吸器の機能に関連する指標として、無呼吸による血圧変動の発生頻度、無呼吸による血圧変動の変動量及び／又は変動量の統計量、などを計算するとよい。

[0014] 前記処理部は、抽出された前記指標に基づき、前記ユーザの呼吸器の機能に関連する情報を入力する処理を行うとよい。

[0015] なお、本発明は、上記構成ないし機能の少なくとも一部を有する生体情報分析装置ないしシステムとして捉えることができる。また、本発明は、上記処理の少なくとも一部を含む生体情報分析方法、又は、かかる方法をコンピュータに実行させるためのプログラム、又は、そのようなプログラムを非一時的に記録したコンピュータ読取可能な記録媒体として捉えることもできる。上記構成及び処理の各々は技術的な矛盾が生じない限り互いに組み合わせることで本発明を構成することができる。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、血圧波形の時系列データから血圧サージの要因を簡易に推定することができる。

図面の簡単な説明

- [0017] [図1]図1は生体情報分析システム10の外観の概略構成を示す図である。
- [図2]図2は生体情報分析システム10のハードウェア構成を示すブロック図である。
- [図3]図3は血圧測定ユニット20の構造と測定時の状態を模式的に示す断面図である。
- [図4]図4は血圧測定ユニット20で測定される血圧波形を示す図である。
- [図5]図5は生体情報分析装置1の処理を説明するブロック図である。
- [図6]図6は1心拍の橈骨動脈の圧脈波の波形（血圧波形）を示す図である。
- [図7]図7は実施例1における無呼吸サージの判定処理のフローチャートである。
- [図8]図8は実施例1における無呼吸サージの判定ロジックを示す図である。
- [図9]図9は実施例1における情報出力画面の例である。

発明を実施するための形態

- [0018] 以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態を説明する。ただし、以下に記載されている各構成の説明は、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

[0019] <生体情報分析システム>

図1は、本発明の一実施形態に係る生体情報分析システム10の外観の概略構成を示す図である。図1は生体情報分析システム10を左手首に装着した状態を示している。生体情報分析システム10は、本体部11と、本体部11に固定されたベルト12と、を備える。生体情報分析システム10は、いわゆるウェアラブル型のデバイスであり、本体部11が手首内側の皮膚に接触し、かつ、皮下に存在する橈骨動脈TDの上に本体部11が配置されるように、装着される。なお、本実施形態では橈骨動脈TD上に装置を装着する構成としたが、他の表在動脈上に装着する構成でもよい。

- [0020] 図2は、生体情報分析システム10のハードウェア構成を示すブロック図である。生体情報分析システム10は、概略、測定ユニット2と生体情報分

析装置 1 を有する。測定ユニット 2 は、生体情報の分析に利用する情報を測定により取得するデバイスであり、血圧測定ユニット 20、体動測定ユニット 21、環境測定ユニット 22 を含む。ただし、測定ユニット 2 の構成は図 2 のものに限られない。例えば、血圧や体動以外の生体情報（体温、血糖、脳波など）を測定するユニットを追加してもよい。あるいは、後述する実施例で利用しないユニットは必須の構成ではないので、生体情報分析システム 10 に搭載しなくてもよい。生体情報分析装置 1 は、測定ユニット 2 から得られる情報を基に生体情報の分析を行うデバイスであり、制御ユニット 23、入力ユニット 24、出力ユニット 25、通信ユニット 26、記憶ユニット 27 を含む。各ユニット 20～27 は、ローカルバスその他の信号線を介して信号がやり取りできるよう、互いに接続されている。また生体情報分析システム 10 は、不図示の電源（バッテリー）を有する。

[0021] 血圧測定ユニット 20 は、トノメトリ法により橈骨動脈 TD の圧脈波を測定するユニットである。トノメトリ法は、皮膚の上から動脈を適切な圧力で押圧して動脈 TD に扁平部を形成し、動脈内圧と外圧をバランスさせて、圧力センサにより非侵襲的に圧脈波を計測する方法である。

[0022] 体動測定ユニット 21 は、3 軸加速度センサを含み、このセンサによりユーザの身体の動き（体動）を測定するユニットである。体動測定ユニット 21 は、当該 3 軸加速度センサの出力を、制御ユニット 23 が読み取り可能な形式に変換する回路を含んでいてもよい。

[0023] 環境測定ユニット 22 は、ユーザの心身の状態（特に血圧）に影響を与え得る環境情報を測定するユニットである。環境測定ユニット 22 は、例えば、気温センサ、湿度センサ、照度センサ、高度センサ、位置センサなどを含むことができる。環境測定ユニット 22 は、これらのセンサなどの出力を、制御ユニット 23 が読み取り可能な形式に変換する回路を含んでいてもよい。

[0024] 制御ユニット 23 は、生体情報分析システム 10 の各部の制御、測定ユニット 2 からのデータの取り込み、取り込んだデータの記録ユニット 27 への

格納、データの処理・分析、データの入出力などの各種処理を担うユニットである。制御ユニット23は、ハードウェアプロセッサ（以下、CPUと呼ぶ）、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）、などを含む。後述する制御ユニット23の処理は、CPUがROM又は記憶ユニット27に記憶されているプログラムを読み込み実行することにより実現される。RAMは、制御ユニット23が各種処理を行う際のワークメモリとして機能する。なお、本実施形態では、測定ユニット2からのデータの取り込み、及び、記憶ユニット27へのデータの格納を制御ユニット23が実行する構成としたが、測定ユニット2から記憶ユニット27へ直接データが格納（書き込み）されるように構成してもよい。

[0025] 実施形態の各構成要素、例えば、測定ユニット、指標抽出部、処理部、判断部、リスクデータベース、入力ユニット、出力ユニット及び、症例データベース等は、生体情報分析システム10にハードウェアで実装されてもよい。指標抽出部、処理部、及び判断部は、記憶ユニット27に格納された実行可能なプログラムを受信して実行してもよい。指標抽出部、処理部、及び判断部は、必要に応じて血圧測定ユニット20、体動測定ユニット21、環境測定ユニット22、入力ユニット24、出力ユニット25、通信ユニット26、記憶ユニット27等からデータを受信してもよい。リスクデータベース及び症例データベース等のデータベースは、記憶ユニット27等で実装され、データを検索や蓄積が容易にできるよう整理された情報を格納してもよい。ここで、例えば、生体情報分析システム10の構造や動作等については、特願2016-082069号に開示される。その内容は、引用により本明細書に組み込まれる。また、血圧測定ユニットの構造や動作等については、特開2016-087003号公報に開示される。その内容は、引用により本明細書に組み込まれる。

[0026] 入力ユニット24は、ユーザに対し操作インタフェースを提供するユニットである。例えば、操作ボタン、スイッチ、タッチパネルなどを用いることができる。

- [0027] 出力ユニット25は、ユーザに対し情報出力を行うインタフェースを提供するユニットである。例えば、画像により情報を出力する表示装置（液晶ディスプレイなど）、音声により情報を出力する音声出力装置やブザー、光の明滅により情報を出力するLED、振動により情報を出力する振動装置などを用いることができる。
- [0028] 通信ユニット26は、他のデバイスとの間でデータ通信を行うユニットである。データ通信方式は、無線LAN、Bluetooth（登録商標）などどのような方式でもよい。
- [0029] 記憶ユニット27は、データの記憶及び読み出しが可能な記憶媒体であり、制御ユニット23で実行されるプログラム、各測定ユニットから得られた測定データ、測定データを処理することで得られた各種のデータなどを記憶する。記憶ユニット27は、記憶対象となる情報を、電気的、磁氣的、光学的、機械的又は化学的作用によって蓄積する媒体である。例えばフラッシュメモリが用いられる。記憶ユニット27は、メモリカード等の可搬型のものであってもよいし、生体情報分析システム10に内蔵されていてもよい。
- [0030] 体動測定ユニット21、環境測定ユニット22、制御ユニット23、入力ユニット24、出力ユニット25、記憶ユニット27の一部又は全部を、本体部11とは別のデバイスで構成してもよい。すなわち、血圧測定ユニット20とその制御を行う回路を内蔵する本体部11が手首に装着可能な形態であれば、それ以外のユニットの構造については自由に設計できる。この場合、本体部11は通信ユニット26を介して別のユニットと連携する。例えば、制御ユニット23や入力ユニット24や出力ユニット25の機能をスマートフォンのアプリで構成したり、体動測定ユニット21や環境測定ユニット22の機能を有する活動量計から必要なデータを取得する等、さまざまな構成が考えられる。また、血圧以外の生体情報を測定するセンサを設けてもよい。例えば、睡眠センサ、血糖値センサなどを組み合わせてもよい。
- [0031] なお、本実施形態では、血圧を測定するセンサ（血圧測定ユニット20）と血圧波形データの分析処理を行う構成（制御ユニット23等）を1つの装

置内に設けたが、それらを別体の構成としてもよい。本実施形態では、生体情報の分析処理を行う構成（制御ユニット23等）を生体情報分析装置と呼び、測定ユニットと生体情報分析装置の組み合わせで構成される装置を生体情報分析システムと呼ぶ。しかし、名称は便宜的なものであり、測定ユニットと生体情報の分析処理を行う構成の全体を生体情報分析装置と呼んでもよいし、他の名称を用いてもよい。

[0032] < 血圧波形の測定 >

図3は血圧測定ユニット20の構造と測定時の状態を模式的に示す断面図である。血圧測定ユニット20は、圧力センサ30と、圧力センサ30を手首に対して押圧するための押圧機構31と、を備える。圧力センサ30は、複数の圧力検出素子300を有している。圧力検出素子300は、圧力を検出して電気信号に変換する圧電素子であり、例えばピエゾ抵抗効果を利用した素子などを好ましく用いることができる。押圧機構31は、例えば、空気袋とこの空気袋の内圧を調整するポンプとにより構成される。制御ユニット23がポンプを制御し空気袋の内圧を高めると、空気袋の膨張により圧力センサ30が皮膚表面に押し当てられる。なお、押圧機構31は、圧力センサ30の皮膚表面に対する押圧力を調整可能であれば何でもよく、空気袋を用いたものに限定されない。

[0033] 生体情報分析システム10を手首に装着し起動すると、制御ユニット23が血圧測定ユニット20の押圧機構31を制御し、圧力センサ30の押圧力を適切な状態（トノメトリ状態）に維持する。そして、圧力センサ30で検知された圧力信号が制御ユニット23に順次取り込まれる。圧力センサ30より得られる圧力信号は、圧力検出素子300が出力するアナログの物理量（例えば電圧値）を、公知の技術のA/D変換回路等を通してデジタル化して生成される。当該アナログの物理量は、圧力検出素子300の種類に応じて、電流値や抵抗値など好適なアナログ値が採用されてよい。当該A/D変換等の信号処理は、血圧測定ユニット20の中に所定の回路を設けて行ってもよいし、血圧測定ユニット20と制御ユニット23の間に設けたその他の

ユニット（図示せず）で行ってもよい。制御ユニット23に取り込まれた当該圧力信号は、橈骨動脈TDの内圧の瞬時値に相当する。したがって、1心拍の血圧波形を把握することが可能な時間粒度及び連続性で圧力信号を取り込むことにより、血圧波形の時系列データを取得することができる。制御ユニット23は、圧力センサ30より順次取り込んだ圧力信号をその測定時刻の情報とともに記憶ユニット27に格納する。制御ユニット23は、取り込んだ圧力信号をそのまま記憶ユニット27に格納してもよいし、当該圧力信号に対して必要な信号処理を施した後で記憶ユニット27に格納してもよい。必要な信号処理は、例えば、圧力信号の振幅が血圧値（例えば上腕血圧）と一致するように圧力信号を較正する処理、圧力信号のノイズを低減ないし除去する処理などを含んでもよい。

[0034] 図4は、血圧測定ユニット20で測定される血圧波形を示す。横軸が時間、縦軸が血圧である。サンプリング周波数は任意に設定できるが、1心拍の波形の形状的な特徴を再現するため、100Hz以上に設定することが好ましい。1心拍の周期は概ね1秒程度であるから、1心拍の波形について約100点以上のデータ点が取得されることとなる。

[0035] 本実施形態の血圧測定ユニット20は以下のような利点を有する。

[0036] 1心拍ごとの血圧波形を計測することができる。これにより例えば、血圧波形の形状的な特徴に基づき、血圧や心臓の状態、心血管リスクなどに関連する様々な指標を得ることができる。また、血圧の瞬時値を監視することができるため、血圧サージ（血圧値の急激な上昇）を即座に検出したり、極めて短い時間（1～数回の心拍）だけに現れる血圧変動や血圧波形の乱れでも漏れなく検出することが可能となる。

[0037] なお、携帯型血圧計としては、手首や上腕に装着しオシロメトリック法により血圧を測定するタイプの血圧計が実用化されている。しかし、従来の携帯型血圧計では、数秒から十数秒間の複数心拍分のカフ内圧の変動から血圧の平均値を測定することしかできず、本実施形態の血圧測定ユニット20のように1心拍ごとの血圧波形の時系列データを得ることはできない。

[0038] 血圧波形の時系列データを記録可能である。血圧波形の時系列データを取得することにより、例えば、血圧波形の時間的な変化に関わる特徴を捉えたり、時系列データを周波数解析して特定の周波数成分を抽出したりすることで、血圧や心臓の状態、心血管リスクなどに関連する様々な指標を得ることができる。

[0039] 携帯型（ウェアラブル型）の装置構成としたので、ユーザに与える測定負担が小さく、長時間の連続的な測定や、さらには24時間の血圧の監視なども比較的容易である。また、携帯型のため、安静時の血圧だけでなく、自由行動下（例えば日常生活や運動中）の血圧変化も測定可能である。これにより例えば、日常生活における行動（睡眠、食事、通勤、仕事、服薬など）や運動が血圧に与える影響を把握することが可能となる。

[0040] 従来製品は、血圧測定ユニットに対し腕及び手首を固定し、安静状態にて計測するタイプの装置であり、本実施形態の生体情報分析システム10のように日常生活や運動中の血圧変化を測定することはできない。

[0041] 他のセンサとの組み合わせや連携が容易である。例えば、他のセンサにより得られる情報（体動、気温等の環境情報、SpO₂や呼吸等の他の生体情報など）との因果関係の評価や複合的な評価を行うことができる。

[0042] <生体情報分析装置>

図5は、生体情報分析装置1の処理を説明するブロック図である。図5に示すように、生体情報分析装置1は、指標抽出部50と処理部51を有している。本実施形態では、制御ユニット23が必要なプログラムを実行することによって、指標抽出部50及び処理部51の処理が実現されてもよい。当該プログラムは、記憶ユニット27に記憶されていてもよい。制御ユニット23が必要なプログラムを実行する際は、ROM又は記憶ユニット27に記憶された、対象となるプログラムをRAMに展開する。そして、制御ユニット23は、RAMに展開された当該プログラムをCPUにより解釈及び実行して、各構成要素を制御する。ただし、指標抽出部50及び処理部51の処理の一部又は全部をASICやFPGAなどの回路で構成してもよい。ある

いは、指標抽出部50及び処理部51の処理の一部又は全部を、本体部11とは別体のコンピュータ（例えば、スマートフォン、タブレット端末、パーソナルコンピュータ、クラウドサーバなど）で実現してもよい。

[0043] 指標抽出部50は、血圧測定ユニット20により連続的に計測される血圧波形の時系列データを記憶ユニット27から取得する。指標抽出部50は、取得した血圧波形の時系列データから血圧波形の特徴に関わる指標を抽出する。ここで、血圧波形の特徴とは、1心拍の血圧波形の形状的な特徴、血圧波形の時間的な変化、血圧波形の周波数成分などを含む。しかし、血圧波形の特徴はこれらには限られない。抽出された指標は、処理部51へ出力される。血圧波形の特徴及び指標については様々なものがあり、処理部51による処理の目的に応じて、抽出する特徴及び指標は適宜設計ないし選択することができる。本実施形態の血圧波形の測定データから抽出可能な特徴及び指標については後ほど詳しく説明する。

[0044] 指標抽出部50は、指標を求める際に、血圧波形の測定データに加えて、体動測定ユニット21の測定データ及び／又は環境測定ユニット22の測定データを用いることもできる。また、図示しないが、睡眠センサ、血糖値センサなどの測定データを組み合わせてもよい。複数種類のセンサにより得られる複数種類の測定データを複合的に分析することによって、血圧波形のより高度な情報分析が可能となる。例えば、安静時と動作時、気温が高い時と低い時、睡眠が浅い時と深い時というように、ユーザの状態ごとに血圧波形のデータを分類することができる。あるいは、体動、活動量や活動強度、気温の変化などが血圧に与える影響を抽出するなど、各測定データの因果関係や相関などを評価することもできる。

[0045] 処理部51は、指標抽出部50によって抽出された指標を受信する。処理部51は、受信した指標に基づく処理を行う。指標に基づく処理には、様々なものが想定できる。例えば、抽出された指標の値や変化などをユーザや医師、保健師などに提示し、健康管理や治療や保健指導などへの活用を促してもよい。あるいは、抽出された指標から循環器系リスクを推測したり、健康

維持あるいはリスク改善のための指針を提示したりしてもよい。さらには、指標に基づき心血管リスクの上昇が検知あるいは予測された場合に、ユーザや担当医などに報知したり、ユーザの心臓等に負担となる行動や循環器系イベントの発生を阻止する制御を行ってもよい。

[0046] < 血圧波形から取得される情報 >

図6は1心拍の橈骨動脈の圧脈波の波形（血圧波形）を示している。横軸は時間 t [msec] であり、縦軸は血圧BP [mmHg] である。

[0047] 血圧波形は、心臓が収縮し血液を送り出すことで発生する「駆出波」と、駆出波が末梢血管や動脈の分岐部で反射することにより発生する「反射波」との合成波となる。1心拍の血圧波形から抽出可能な特徴点の一例を以下に示す。

[0048] ・点F1は、圧脈波の立ち上がり点である。点F1は、心臓の駆出開始点、つまり大動脈弁の開放点に対応する。

・点F2は、駆出波の振幅（圧力）が最大となる点（第1ピーク）である。

・点F3は、反射波の重畳により、駆出波の立下りの途中で現れる変曲点である。

・点F4は、駆出波と反射波の間に現れる極小点であり、切痕とも呼ばれる。これは大動脈弁の閉鎖点に対応する。

・点F5は、点F4の後に現れる反射波のピーク（第2ピーク）である。

・点F6は、1心拍の終点であり、次の心拍の駆出開始点つまり次の心拍の始点に対応する。

[0049] 指標抽出部50は、上記特徴点の検出にどのようなアルゴリズムを用いてもよい。例えば、指標抽出部50が演算して、血圧波形の n 次微分波形を求め、そのゼロクロス点を検出することにより、血圧波形の特徴点（変曲点）を抽出してもよい（点F1、F2、F4、F5、F6については1次微分波形から、点F3については2次微分波形又は4次微分波形から検出可能である。）。あるいは、指標抽出部50は、特徴点が予め配置された波形パター

ンを記憶ユニット27から読み出し、当該波形パターンを対象となる血压波形にフィッティングすることにより、各特徴点の位置を特定してもよい。

[0050] 上記特徴点F1～F6の時刻t及び圧力BPに基づき、指標抽出部50が演算して、1心拍の血压波形から様々な情報（値、特徴量、指標など）を得ることができる。以下、血压波形から取得可能な情報の代表的なものを例示する。ただし、 t_x と BP_x はそれぞれ特徴点F x の時刻と血压を表す。

[0051] ・脈波間隔（心拍周期） $TA = t_6 - t_1$
 ・心拍数 $PR = 1 / TA$
 ・脈波立上り時間 $UT = t_2 - t_1$
 ・収縮期 $TS = t_4 - t_1$
 ・拡張期 $TD = t_6 - t_4$
 ・反射波遅延時間 $= t_3 - t_1$
 ・最高血压（収縮期血压） $SBP = BP_2$
 ・最低血压（拡張期血压） $DBP = BP_1$
 ・平均血压 $MAP = t_1 \sim t_6$ の血压波形の面積／心拍周期 TA
 ・収縮期の平均血压 $= t_1 \sim t_4$ の血压波形の面積／収縮期 TS
 ・拡張期の平均血压 $= t_4 \sim t_6$ の血压波形の面積／拡張期 TD
 ・脈圧 $PP = \text{最高血压 } SBP - \text{最低血压 } DBP$
 ・収縮後期圧 $SBP_2 = BP_3$
 ・ AI （Augmentation Index） $= (\text{収縮後期圧 } SBP_2 - \text{最低血压 } DBP) / \text{脈圧 } PP$

[0052] これらの情報（値、特徴量、指標）の基本統計量も指標として用いることができる。基本統計量は、例えば、代表値（平均値、中央値、最頻値、最大値、最小値など）、散布度（分散、標準偏差、変動係数など）を含む。また、これらの情報（値、特徴値、指標）の時間的な変化も指標として用いることができる。

[0053] また、指標抽出部50は、複数の拍情報を演算することでBRS（血压調整能）という指標を得ることもできる。これは、血压を一定に調整しようと

する能力を表す指標である。算出方法は例えばSpontaneous sequence法などがある。これは、連続して3拍以上にわたり最高血圧SBPと脈波間隔TAとが同期して上昇、または下降するシーケンスのみを抽出し、最高血圧SBPと脈波間隔TAを2次元平面上にプロットし、回帰直線を最小二乗法により求めたときの傾きをBRSとして定義する方法である。

[0054] 以上述べたように、本実施形態の生体情報分析システム10を利用すれば血圧波形のデータから様々な情報を取得することができる。ただし、生体情報分析システム10に対し上述した全ての情報を取得する機能を実装する必要はない。生体情報分析システム10の構成、利用者、利用目的、利用場所などに応じて、必要な情報を取得する機能のみを実装すればよい。また、各機能をプログラムモジュール（アプリケーションソフト）として提供し、生体情報分析システム10に必要なプログラムモジュールをインストールすることで、機能追加を行えるような仕組みにしてもよい。

[0055] 以下、生体情報分析システム10の具体的な応用としての実施例を例示的に説明する。

[0056] <実施例1>

本実施例は、血圧サージを検出した場合に、血圧波形のデータを基にその血圧サージが無呼吸によるものか否かを判定する例である。具体的には、血圧波形の時系列データにより収縮期血圧の変動を監視することで、無呼吸の発生を検知する。

[0057] 本実施例では、血圧波形から取得できる情報のうち、収縮期血圧（SBP）と心拍数（PR）の2つの情報を用いる。収縮期血圧（SBP）と心拍数（PR）の計算方法については図6で述べた通りであり、血圧波形のデータから心拍ごとの収縮期血圧（SBP）と心拍数（PR）の情報を取得可能である。

[0058] 通常の呼吸による血圧変動の場合、呼気時（息を吐く時）に収縮期血圧が上昇するが、逆に心拍数は低下する。これに対し、睡眠時無呼吸による血圧変動の場合、交感神経の亢進等により睡眠時無呼吸の終了（覚醒反応）とと

もに収縮期血圧と心拍数がともに急激に上昇する。したがって、心拍数の増減と収縮期血圧の増減との関係に基づいて、血圧変動が睡眠時無呼吸によるものか通常の呼吸によるものかを判別することが可能である。以下、睡眠時無呼吸による血圧サージを「無呼吸サージ」と呼ぶ。

[0059] 図7に、本実施例の処理のフローチャートの一例を示す。まず、指標抽出部50が、記憶ユニット27から血圧波形のデータを読み込む（ステップ4300）。例えば、一晩分の時系列データが読み込まれる。指標抽出部50は、血圧波形の時系列データから血圧サージの発生区間を検出し、その発生区間の血圧波形のデータを抽出する（ステップ4301）。指標抽出部50は、例えば、10拍分の区間ごとに収縮期血圧の変動を評価し、区間の最初の収縮期血圧に比べて10mmHg以上の増加が認められた場合に、当該区間を血圧サージの発生区間として検出すればよい。

[0060] 次に、指標抽出部50は、ステップ4301で抽出した発生区間ごとに、心拍数の増減と収縮期血圧の増減の関係を評価し、無呼吸サージか否かを判定する（ステップ4302）。この判定ロジックを図示したものが図8である。図8のチャートの横軸は心拍数（PR）、縦軸は収縮期血圧（SBP）であり、PR_mは基準の心拍数、SBP_mは基準の収縮期血圧である。例えば、サージ発生区間の直前1分間における代表値（中央値、平均値、最頻値など）をPR_m、SBP_mに設定してもよい。PR_m及びSBP_mの値はあらかじめ記憶ユニット27に格納されており、指標抽出部50は記憶ユニット27からPR_m及びSBP_mの値を読み込み、利用するとよい。

[0061] 図8のチャートにおいて破線で描画された曲線は、PR_mとSBP_mの位置を基準に設定された判定条件である。本実施例の指標抽出部50は、PR_mとSBP_mにそれぞれ漸近する反比例の曲線（直角双曲線）を判定条件の境界として用いる。判定条件のパラメータ（反比例の比例定数など）は、例えば、医学的な機序に基づいて決定してもよいし、サンプルデータを用いた機械学習によって決定してもよい。後者の方法の場合、（1）血圧サージのサンプルデータを収集し、各サンプルデータに対して、医師等の複合的な判

断に基づいて、無呼吸サージであるか否かをラベル付けし、(2) 決定木、ロジスティック回帰や判別分析、SVM、ニューラルネットなどを用いて、ラベル付けされたデータから判定条件を機械学習する、という手順をとればよい。なお、本実施例では判定条件の境界を反比例の曲線で表したが、判定条件の境界は他の曲線でもよいし、直線でもよいし、不連続な境界でもよい。

[0062] サージ発生区間の10拍分のデータを図8のチャートにプロットした場合、無呼吸サージのときは、判定条件よりも右上にプロットされるデータ点数が多く、一方、通常の呼吸による血圧変動のときは、判定条件よりも左下にプロットされるデータ点数が多い。したがって、例えば、指標抽出部50は、10拍分のデータそれぞれのチャート上の座標値を計算し、それぞれの座標値が判定条件の右上の領域に位置するか判定条件の左下の領域に位置するかを判断し、判定条件の右上の領域に位置するデータの数又は割合を計算する。そして、指標抽出部50は、判定条件の右上の領域に位置するデータの数又は割合が閾値を超えるかどうかで、この発生区間の血圧サージが無呼吸によるサージか他の要因によるサージかを判定する。ステップ4302の判定処理は、ステップ4301で検出された全てのサージ発生区間に対して行われる(ステップ4303、4304)。

[0063] 次に、指標抽出部50は、無呼吸サージの発生頻度と変動量を計算する(ステップ4305)。発生頻度は所定期間(例えば1日)あたりの血圧サージの回数であり、変動量は基準値SBP_mと血圧サージ内の最大SBPの差である。この無呼吸サージの発生頻度及び変動量は、呼吸器の機能に関連する指標、ないし、呼吸器系のイベント発生リスクを表す指標として用いることができる。処理部51は、ステップ4305で求めた無呼吸サージの発生頻度及び変動量などの情報や、呼吸器の機能に関連する情報を出力ユニット25に提示する(ステップ4306)。処理部51は、例えば、無呼吸サージの発生頻度及び/又は変動量が閾値より多い場合に、ユーザに対して警告を報知してもよい。

[0064] 図9は出力ユニット25に出力される情報出力画面の一例である。図9の例では、無呼吸による血圧サージについて、1日あたりの発生頻度、及び、血圧サージの変動量の統計量（最大値、平均値、ばらつきなど）が、無呼吸以外の要因による血圧サージについて、1日あたりの発生頻度、及び、血圧サージの変動量の統計量が、それぞれ表示される。さらに、発生頻度や変動量に応じたメッセージ（例えば、無呼吸の発生が多い場合の警告など）も表示される。

[0065] 以上述べた構成によれば、血圧波形の時系列データの解析だけで、血圧変動の要因が無呼吸によるものか否かを判定することができ、血圧波形の分析結果を呼吸器の状態の評価や呼吸器系のリスクの評価などに利用できる。また、無呼吸サージの発生頻度及び変動量を、投薬前後で比較すれば、投薬効果を定量評価することも可能である。

[0066] なお、上述した実施形態及び実施例の構成は本発明の一具体例を示したものにすぎず、本発明の範囲を限定する趣旨のものではない。本発明はその技術思想を逸脱しない範囲において、種々の具体的構成を採り得るものである。

[0067] 本明細書に開示された技術思想は以下のような発明として特定することもできる。

[0068] （付記1）

生体情報分析装置であって、
ハードウェアプロセッサと、プログラムを記憶するメモリとを有し、
前記ハードウェアプロセッサは、前記プログラムにより、
ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出し、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出し、
抽出された前記指標に基づく処理を行う
ことを特徴とする生体情報分析装置。

[0069] (付記2)

生体情報分析システムであって、

ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサと、ハードウェアプロセッサと、プログラムを記憶するメモリと、を有し、

前記ハードウェアプロセッサは、前記プログラムにより、

ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出し、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出し、

抽出された前記指標に基づく処理を行う

ことを特徴とする生体情報分析システム。

[0070] (付記3)

生体情報分析方法であって、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサによって、ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出するステップと、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサによって、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出するステップと、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサによって、抽出された前記指標に基づく処理を行うステップと、
を含むことを特徴とする生体情報分析方法。

符号の説明

[0071] 1：生体情報分析装置、2：測定ユニット

10：生体情報分析システム、11：本体部、12：ベルト

20：血圧測定ユニット、21：体動測定ユニット、22：環境測定ユニッ

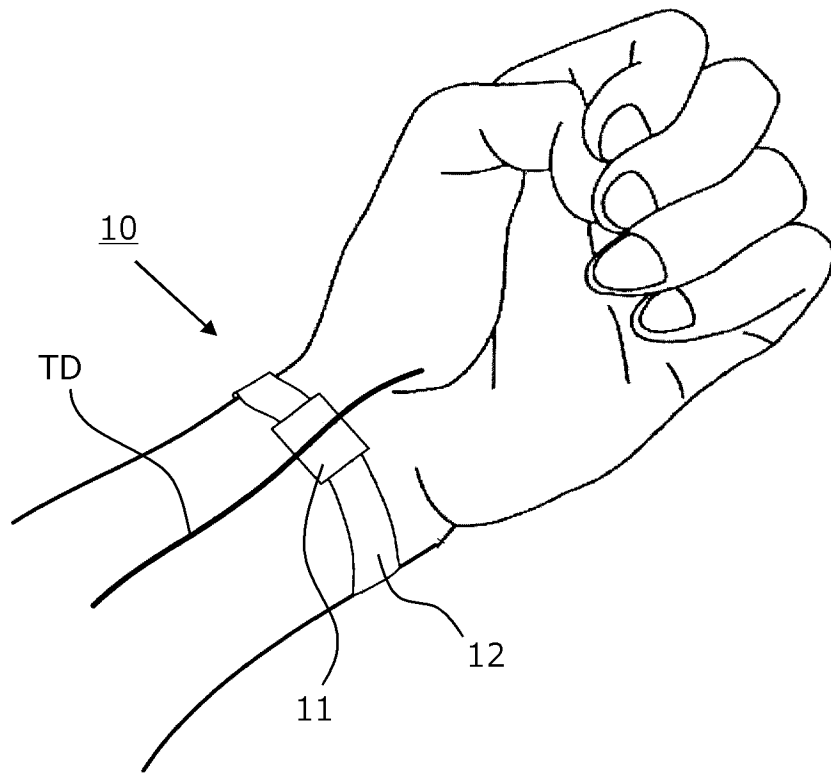
ト、23：制御ユニット、24：入力ユニット、25：出力ユニット、26
：通信ユニット、27：記憶ユニット
30：圧力センサ、31：押圧機構、300：圧力検出素子
50：指標抽出部、51：処理部

請求の範囲

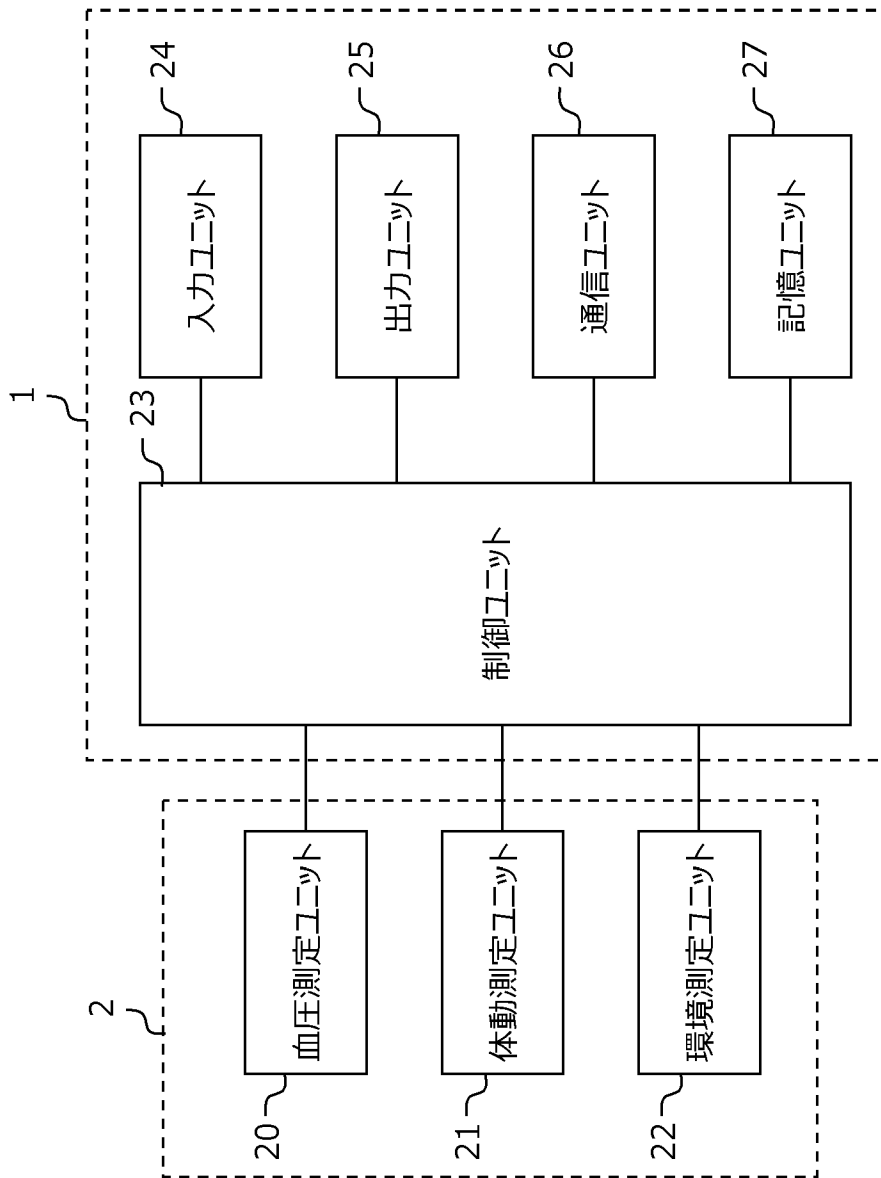
- [請求項1] ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出し、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出する指標抽出部と、
抽出された前記指標に基づく処理を行う処理部と、
を有することを特徴とする生体情報分析装置。
- [請求項2] 前記指標抽出部は、前記区間の血圧波形の特徴に基づいて、該区間の血圧変動が無呼吸によるものか否かを判定することを特徴とする請求項1に記載の生体情報分析装置。
- [請求項3] 前記指標抽出部は、前記区間の血圧波形のデータを用い、心拍数の増減と収縮期血圧の増減との関係に基づいて、該区間の血圧変動が無呼吸によるものか否かを判定することを特徴とする請求項1に記載の生体情報分析装置。
- [請求項4] 前記指標抽出部は、前記区間の血圧波形のデータを用い、該区間に含まれる各血圧波形の心拍数及び収縮期血圧を計算し、心拍数の値と収縮期血圧の値がともに所定の判定条件を超える血圧波形の数又は割合が、所定の閾値を超える場合に、該区間の血圧変動が無呼吸によるものと判定することを特徴とする請求項1に記載の生体情報分析装置。
- [請求項5] 前記指標抽出部は、前記呼吸器の機能に関連する指標として、無呼吸による血圧変動の発生頻度を計算することを特徴とする請求項2～4のいずれかに記載の生体情報分析装置。
- [請求項6] 前記指標抽出部は、前記呼吸器の機能に関連する指標として、無呼吸による血圧変動の変動量及び／又は変動量の統計量を計算することを特徴とする請求項2～5のいずれかに記載の生体情報分析装置。

- 。
- [請求項7] 前記処理部は、抽出された前記指標に基づき、前記ユーザの呼吸器の機能に関連する情報を出力する処理を行うことを特徴とする請求項1～6のいずれかに記載の生体情報分析装置。
- 。
- [請求項8] ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサと、
前記センサにより連続的に計測される血圧波形のデータを用いて、生体情報の分析を行う、請求項1～7のいずれかに記載の生体情報分析装置と、
を有することを特徴とする生体情報分析システム。
- [請求項9] 請求項1～7のいずれかに記載の生体情報分析装置の前記指標抽出部及び前記処理部としてプロセッサを機能させることを特徴とするプログラム。
- [請求項10] ユーザの身体に装着され、1心拍ごとの血圧波形を非侵襲的に計測可能なセンサにより連続的に計測された血圧波形の時系列データから、血圧の変動が生じた区間の血圧波形のデータを抽出し、該区間の血圧波形の特徴に基づいて前記ユーザの呼吸器の機能に関連する指標を抽出するステップと、
抽出された前記指標に基づく処理を行うステップと、
を含むことを特徴とする生体情報分析方法。

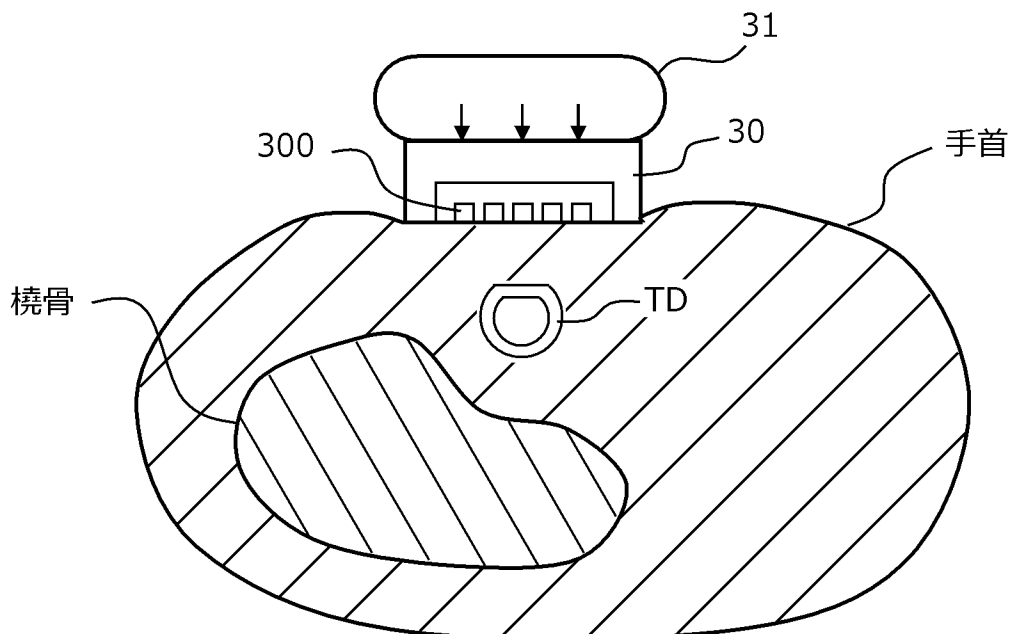
[図1]



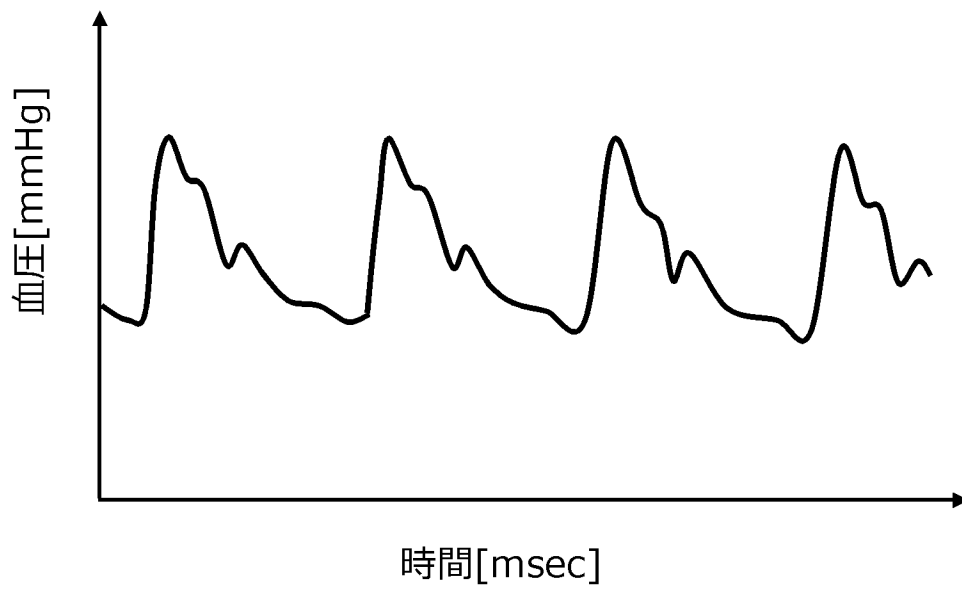
[図2]



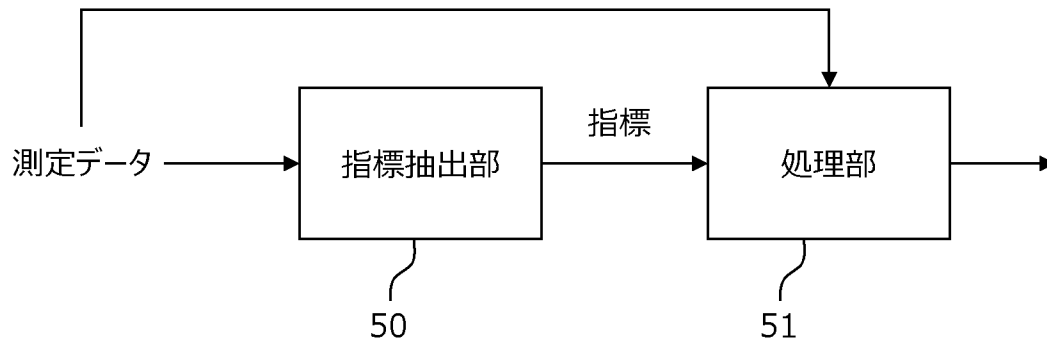
[図3]



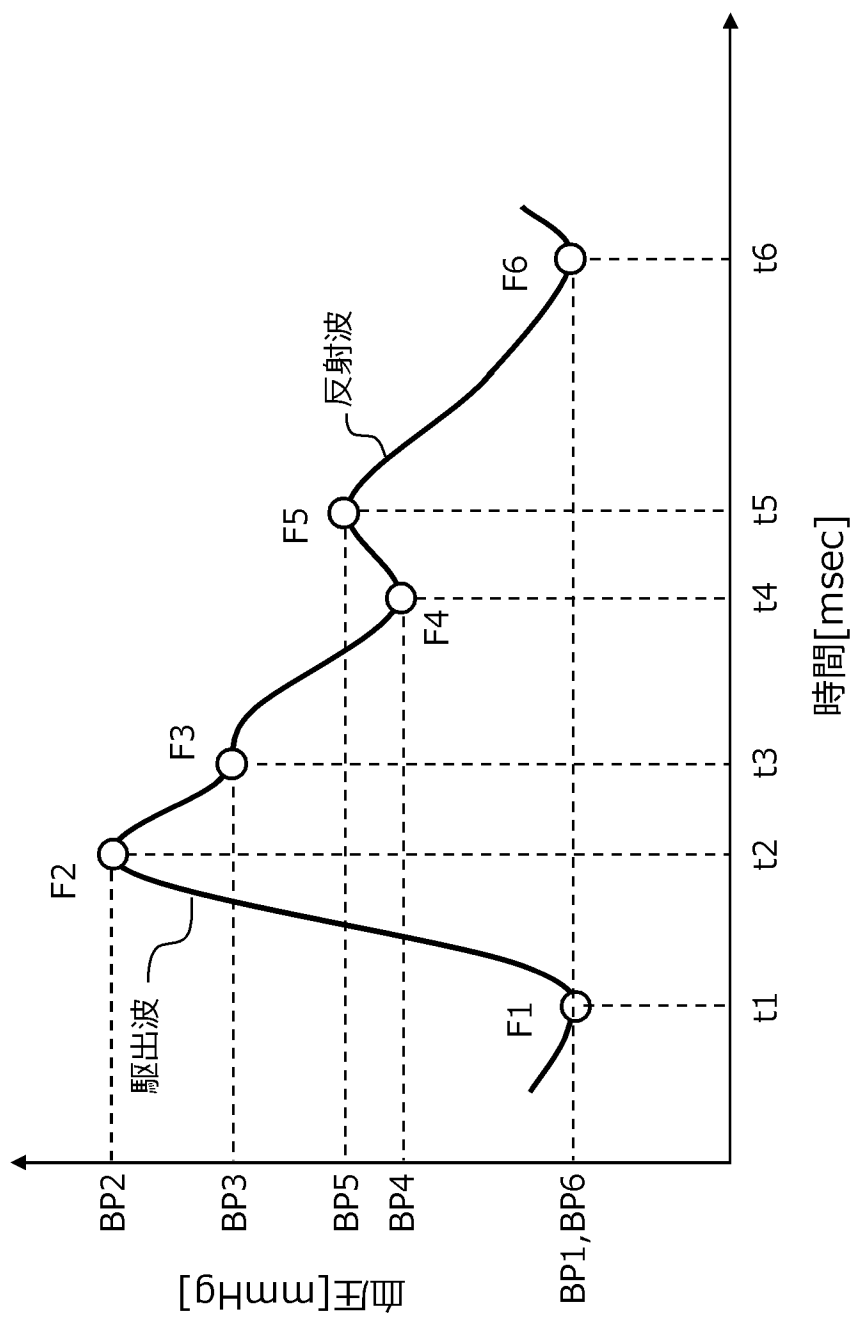
[図4]



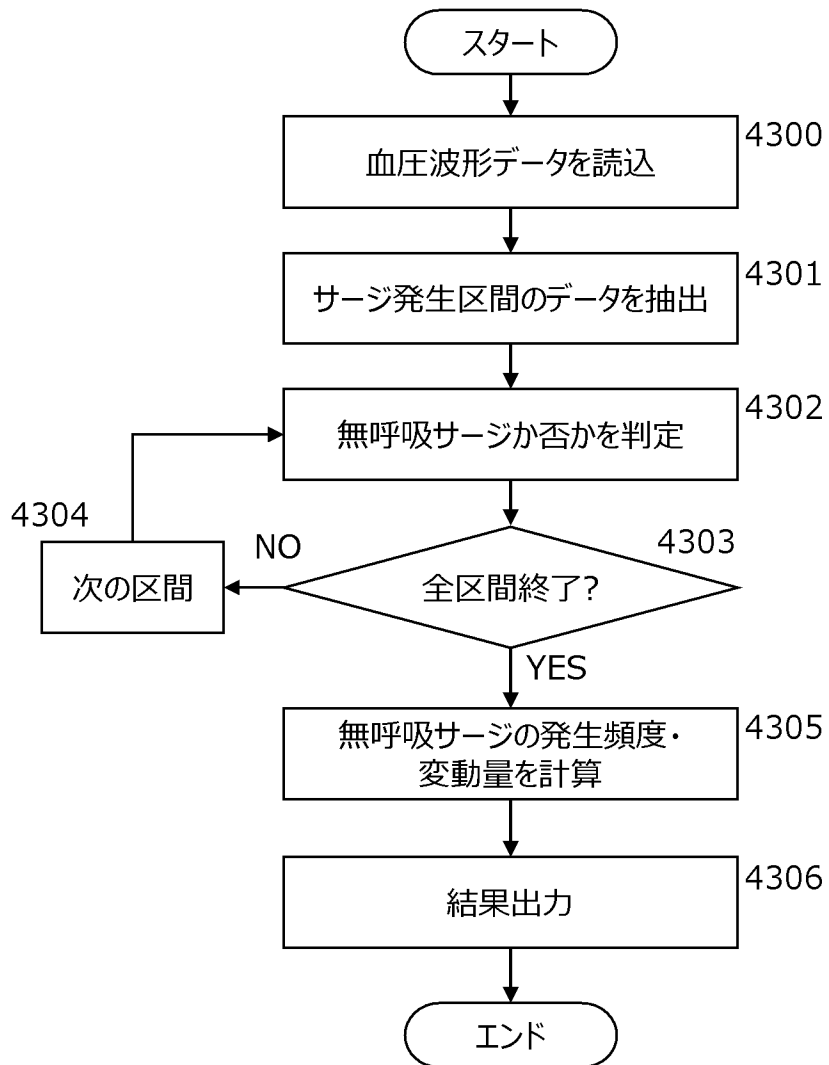
[図5]



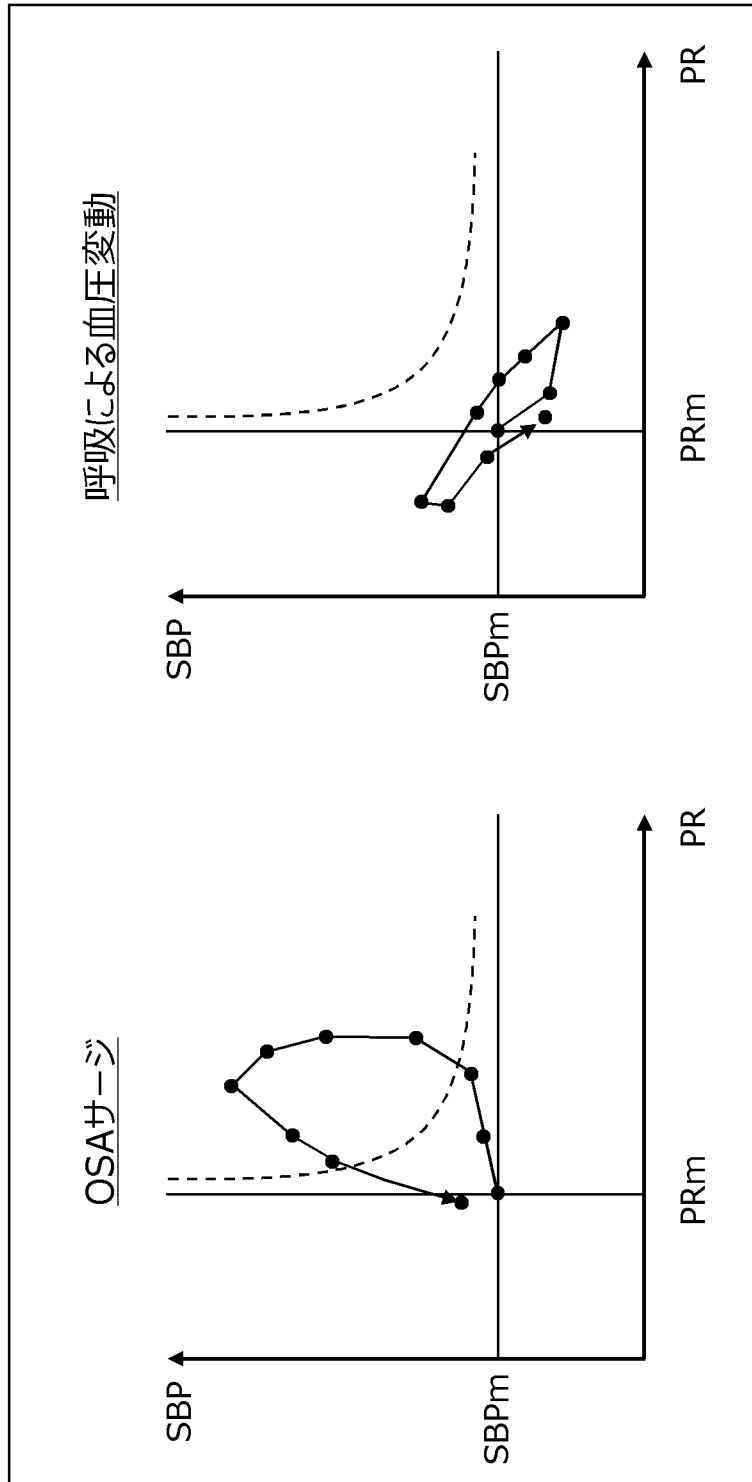
[図6]



[図7]



[図8]



[図9]

2015/11/9の血圧波形の分析結果

無呼吸によるサージ： 10回/日

最大変動量： X X X

平均変動量： X X X

変動量のばらつき： X X X

他の要因によるサージ： 3回/日

最大変動量： X X X

平均変動量： X X X

変動量のばらつき： X X X

メッセージ：

無呼吸によるサージが多く発生
していますので注意してください。

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/015282

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i, A61B5/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/02, A61B5/022, A61B5/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 06-142082 A (Colin Corp.), 24 May 1994 (24.05.1994), paragraphs [0016] to [0053] (Family: none)	1,7-10
A	JP 2013-031568 A (TDK Corp.), 14 February 2013 (14.02.2013), paragraphs [0027] to [0073] (Family: none)	1-10
A	WO 2009/020114 A1 (Omron Healthcare Co., Ltd.), 12 February 2009 (12.02.2009), paragraphs [0015] to [0106] & US 2011/0230729 A1 paragraphs [0068] to [0160] & JP 2009-039352 A & CN 101778596 A	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 29 June 2017 (29.06.17)	Date of mailing of the international search report 11 July 2017 (11.07.17)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））
 Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i, A61B5/08(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））
 Int.Cl. A61B5/02, A61B5/022, A61B5/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 06-142082 A（日本コーリン株式会社） 1994.05.24, 段落[0016]-[0053] (ファミリーなし)	1, 7-10
A	JP 2013-031568 A（TDK株式会社） 2013.02.14, 段落[0027]-[0073] (ファミリーなし)	1-10

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日
 29.06.2017

国際調査報告の発送日
 11.07.2017

国際調査機関の名称及びあて先
 日本国特許庁（ISA/J P）
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員） 佐藤 高之	2Q	3604
電話番号 03-3581-1101 内線 3292		

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2009/020114 A1 (オムロンヘルスケア株式会社) 2009.02.12, 段落[0015]-[0106] & US 2011/0230729 A1, 段落[0068]-[0160] & JP 2009-039352 A & CN 101778596 A	1-10