

(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
2018年9月20日(20.09.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/168807 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/009579

(22) 国際出願日: 2018年3月12日(12.03.2018)

(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 2017-050650 2017年3月15日(15.03.2017) JP

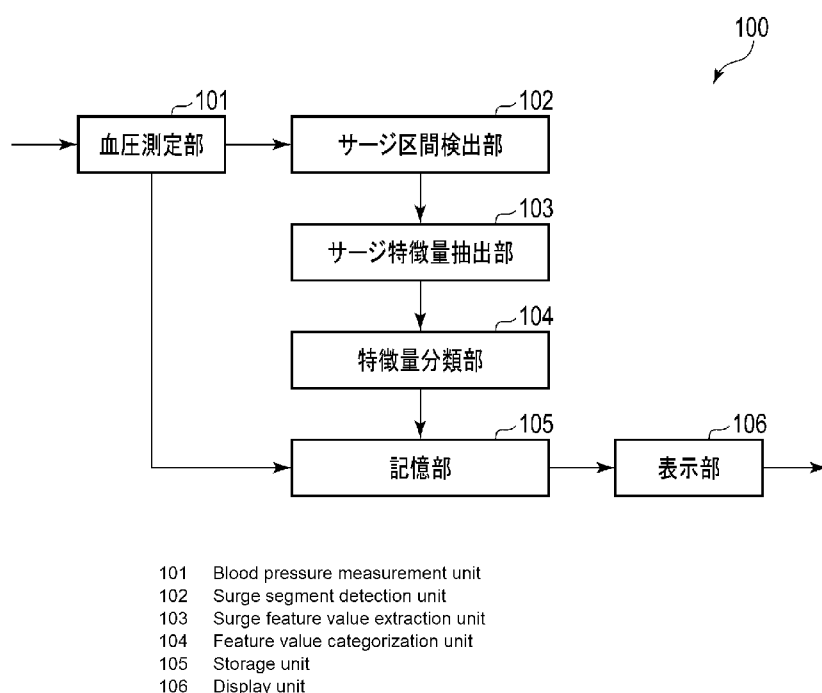
(71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 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). 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). 稲井洋祐(INAI, Yousuke); 〒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).

(74) 代理人: 蔵田昌俊, 外(KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝三丁目23番1号 セレスティン芝三井ビルディング11階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

(54) Title: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE, METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 血圧測定装置、方法及びプログラム



(57) Abstract: This blood pressure measurement device, which is capable of determining biological features on the basis of biological information, is provided with: a blood pressure measurement unit which obtains time-series data of blood pressure values which change in conjunction with heart rate; a detection unit which detects at least one surge segment including one surge from the time-series data; an extraction unit which extracts at least one feature value in each surge; and a categorization unit which categorizes the surge on the basis of the feature value.



(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, JO, 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), ユーラシア (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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約: 生体情報に基づいて生体の特徴を判定することができる、血圧測定装置であって、心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得る血圧測定部と、時系列データから1つのサージを含むサージ区間を1以上検出する検出部と、サージごとに1以上の特徴量を抽出する抽出部と、特徴量に基づいてサージを分類する分類部と、を備える。

明 細 書

発明の名称： 血圧測定装置、方法及びプログラム

技術分野

[0001] この発明は、血圧値を連続測定する血圧測定装置、方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 生体情報を活用して早期に生体の異変を察知して治療に役立てることは、センサ技術の発展に伴い、高性能なセンサが容易に利用できる環境になり医療における重要性も次第に増してきている。

手首の橈骨動脈等の動脈が通る生体部位に圧力センサを直接接触させた状態で、この圧力センサにより検出される情報を用いて脈拍や血圧等の生体情報を測定することのできるトノメトリ方式による血圧測定装置が知られている（例えば日本国特開2017-006672号公報参照）。

発明の概要

[0003] しかし、日本国特開2017-006672号公報に記載の血圧測定装置は、生体の血圧情報を取得できるにすぎず、血圧情報の異変を察知することはできない。

[0004] この発明は上記事情に着目してなされたもので、血圧情報から、急激な血圧変動である血圧サージ（以下「サージ」という）に関する特徴量を抽出可能な血圧測定装置、方法及びプログラムを提供することを目的とする。

[0005] 上記課題を解決するためにこの発明の第1の態様は、血圧測定装置であって、心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得る血圧測定部と、前記時系列データから1つのサージを含むサージ区間を1以上検出する検出部と、前記サージごとに1以上の特徴量を抽出する抽出部と、前記特徴量に基づいてサージを分類する分類部と、を備えるものである。

[0006] この発明の第2の態様は、前記分類部は、前記特徴量の数以下で1以上を次元数とし、次元に対応する特徴量を軸とする前記次元数の空間に前記サー

ジをマッピングするものである。

[0007] この発明の第3の態様は、前記抽出部は、前記サージが開始してから前記サージがピークになるまでの上昇時間と、前記サージがピークになってから前記サージが終了するまでの下降時間と、前記上昇時間において血圧が変動した量と、を前記特徴量として抽出する。

[0008] この発明の第4の態様は、前記検出部は、前記時系列データのうちの収縮期血圧の極大値をピーク点とし、前記ピーク点の直前の極小値を開始点とし、前記ピーク点の直後の極小値になる以前の点であり前記直後の極小値との差がある値以下になった点を終了点とする場合に、前記ピーク点での血圧値と前記開始点での血圧値の差が閾値より大きく、かつ、前記ピーク点と前回開始点との時間差がある第1期間より大きく、かつ、前記ピーク点と前記終了点との時間差がある第2期間よりも大きい場合に、前記開始点から前記ピーク点を挟み前記終了点までの区間がサージ区間であると検出するものである。

[0009] この発明の第5の態様は、前記分類部が分類したサージを、特徴量を軸にして可視化する可視化部をさらに備えるものである。

[0010] この発明の第6の態様は、前記特徴量の統計量を算出する算出部をさらに備えるものである。

[0011] この発明の第7の態様は、前記分類部が分類したサージを、前記特徴量の統計量を軸にして可視化する可視化部をさらに備えるものである。

[0012] この発明の第8の態様は、前記統計量に対応して予め設定された危険性と関連付けられている、統計量とを比較される閾値に基づいて生体の危険度を判定する判定部をさらに備えるものである。

[0013] この発明の第9の態様は、前記サージを前記危険度に応じて可視化する可視化部をさらに備え、前記閾値に対応する危険水準を設定してサージが危険かどうか区別するものである。

[0014] この発明の第10の態様は、投薬記録に基づいて、検出された前記サージが、投薬されている期間のものを判定する判定部をさらに備えるものであ

る。

[0015] この発明の第11の態様は、投薬されている期間かどうかで分けて前記サージを可視化する可視化部をさらに備えるものである。

[0016] この発明の第12の態様は、前記血圧測定部は、複数のユーザ分の時系列データを得て、前記可視化部は、ユーザごとに前記サージを可視化するものである。

[0017] この発明の第13の態様は、前記サージの発生頻度を算出する頻度算出部と、サージの発生頻度と無呼吸低呼吸指数との予め取得した関係から、前記発生頻度に基づいて無呼吸低呼吸指数を算出する指数算出部と、をさらに備えるものである。

[0018] この発明の第1の態様によれば、血圧測定装置は、心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得て、時系列データから1つのサージを含むサージ区間を1以上検出し、サージごとに1以上の特徴量を抽出し、特徴量に基づいてサージを分類することにより、血圧値を取得した生体のサージに関する特徴を得ることができる。この特徴に基づいて、この生体に患者が対応する場合には、患者への投薬や精密検査の必要性を判定することができる。

[0019] この発明の第2の態様によれば、分類部は、特徴量の数以下で1以上を次元数とし、次元に対応する特徴量を軸とする次元数の空間にサージをマッピングすることにより、そのサージの特徴が空間にマッピングされるので、その空間の領域によって異なる特徴が一目瞭然になり、サージの特徴を直ちに理解できるようになる。従って、サージを発生した生体の特徴も理解することができる。

[0020] この発明の第3の態様によれば、抽出部は、サージが開始してからサージがピークになるまでの上昇時間と、サージがピークになってからサージが終了するまでの下降時間と、前記上昇時間において血圧が変動した量と、を特徴量として抽出することにより、上昇時間と下降時間を軸とした2次元空間上にサージをマッピングすることができる。従って、上昇時間及び下降時間でサージを分類することができ、生体のこの2つの指標に基づいて生体の特

徴を理解することができる。さらに、変動量によって呼吸器にかかった負荷の程度も推定することができ、変動量も含めて3次元空間状にサージをマッピングすることもできる。この結果、生体のこの3つの指標に基づいて生体の特徴を理解することができる。

[0021] この発明の第4の態様によれば、検出部は、時系列データのうちの収縮期血圧の極大値をピーク点とし、ピーク点の直前の極小値を開始点とし、ピーク点の直後の極小値になる以前の点でありこの直後の極小値との差がある値以下になった点を終了点とする場合に、ピーク点での血圧値と開始点での血圧値の差が閾値より大きく、かつ、ピーク点と開始点との時間差がある第1期間より大きく、かつ、ピーク点と終了点との時間差がある第2期間よりも大きい場合に、開始点からピーク点を挟み終了点までの区間がサージ区間であると検出することにより、血圧値のどういう時系列データをサージとするかが明確になり、血圧測定装置がサージを明確に分類することができる。

[0022] この発明の第5の態様によれば、分類部が分類したサージを、特徴量を軸にして可視化するので、医師または患者が特徴量に基づいて分類されたサージを見ることができる。従って、一見してサージに関連する患者の状態を把握することができる。

[0023] この発明の第6の態様によれば、特徴量の統計量を算出するので、ある期間の全体の傾向を把握しやすくなる。

[0024] この発明の第7の態様によれば、統計量で可視化するので、ある期間の全体の傾向を一見して把握しやすくなる。

[0025] この発明の第8の態様によれば、危険性と関連付けられている閾値と統計量とを比較して生体の危険度を判定することができるので、複数の患者について統計を取った場合に、それぞれの患者の危険度の目安が意見して分かりやすくなる。

[0026] この発明の第9の態様によれば、危険度に応じて可視化され、危険水準を設定してサージが危険かどうか区別するので、サージごとに危険性を把握することができる。また、複数のユーザの場合にはユーザごとに危険性を把握

することができる。

[0027] この発明の第10の態様によれば、検出されたサージが投薬された期間のものかどうか判定することができるので、サージの特徴量と投薬の有無とをリンクして考えることが可能になる。サージの特徴量により患者の状態が変化した場合には、投薬の有効性を判定することが可能になる。

[0028] この発明の第11の態様によれば、投薬されている期間かどうかで分けて前記サージを可視化するので、投薬期間かどうかでサージが変化するかどうかを判明する。従って投薬がサージに効果があるかどうか一見して判別することができる。

[0029] この発明の第12の態様によれば、ユーザごとにサージを可視化するので、ユーザごとにサージの特徴を把握することができる。

[0030] この発明の第13の態様によれば、血圧サージの発生頻度を算出し、血圧サージの発生頻度と無呼吸低呼吸指数との予め取得した関係から、発生頻度に基づいて無呼吸低呼吸指数を算出することにより、血圧サージを参照することによって無呼吸低呼吸指数を算出することができる。従って、血圧サージを分析することで、無呼吸低呼吸指数を算出することができるので、以前よりも容易にこの指数を得ることができる。

[0031] すなわちこの発明の各態様によれば、生体情報に基づいて生体の特徴を判定することができる血圧測定装置、方法及びプログラムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0032] [図1]図1は、第1の実施形態に係る血圧測定装置を示すブロック図である。

[図2]図2は、図1の血圧測定装置に含まれる血圧測定部を示すブロック図である。

[図3]図3は、図1の血圧測定装置を手首に装着した一例を示す図である。

[図4]図4は、図3の血圧測定装置が装着された手首の断面図である。

[図5]図5は、図2乃至図4のセンサの配置の一例を示す図である。

[図6]図6は、サージの特徴量を示す図である。

[図7]図7は、一心拍ごとの圧脈波の圧力の時間変化とそのうちの1つの脈波を示す図である。

[図8]図8は、サージの発生が認められる連続した血圧値の時系列データを示す図である。

[図9]図9は、図8のサージからある特徴量についての2次元マップを示す図である。

[図10]図10は、図1の血圧測定装置の動作を示すフローチャートである。

[図11]図11は、第2の実施形態に係る血圧測定装置のブロック図である。

[図12]図12は、図11のサージ検出結果DBに記憶されているデータを示す図である。

[図13]図13は、図11のサージ統計量DBに記憶されているデータを示す図である。

[図14]図14は、図11の危険閾値DBに記憶されているデータを示す図である。

[図15]図15は、図11の投薬記録DBに記憶されているデータを示す図である。

[図16]図16は、図11の第1例での動作を示すフローチャートである。

[図17]図17は、第1例での可視化部が1つの特徴量を1軸にした場合の表示の一例を示す図である。

[図18]図18は、第1例での可視化部が2つの特徴量を2軸にした場合の表示の一例を示す図である。

[図19]図19は、図11の第2例での動作を示すフローチャートである。

[図20]図20は、第2例での可視化部が2つの特徴量を2軸にした場合の表示の一例を示す図である。

[図21]図21は、図11の第3例での動作を示すフローチャートである。

[図22]図22は、第3例での可視化部が2つの特徴量を2軸にした場合の表示の一例を示す図である。

[図23]図23は、図11の第4例での動作を示すフローチャートである。

[図24]図24は、第4例での可視化部が2つの特徴量を2軸にした場合の表示の一例を示す図である。

[図25]図25は、第3の実施形態に係る血圧測定装置を示すブロック図である。

[図26]図26は、図25のA H I－S I 相関D B の内容の一部を図示した図である。

[図27]図27は、図25の血圧測定装置の動作を示すフローチャートである。

[図28]図28は、実施形態に係る血圧測定装置の実装の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0033] 以下、図面を参照してこの発明に係る実施形態の血圧測定装置、方法及びプログラムを説明する。なお、以下の実施形態では、同一の番号を付した部分については同様の動作を行うものとして、重ねての説明を省略する。

[0034] (第1の実施形態)

本実施形態に係る血圧測定装置100について図1乃至図5を参照して説明する。図1は、血圧測定装置100の機能ブロック図であり、時間的に連続して測定する血圧測定部101と、サージ区間検出部102と、サージ特徴量抽出部103と、特徴量分類部104と、記憶部105と、表示部106と、を示している。図2は、血圧測定部101の機能ブロック図であり、トノメトリ方式を採用して血圧を時間的に連続して一心拍ごとに測定することができるものである。図3は、血圧測定装置100が装着されるイメージ図であり、手のひらを横（手を広げた場合の指が並ぶ方向）から見た概略透視図である。図3は、圧力センサが橈骨動脈に交差して二列に配置されている一例を示している。図3は、血圧測定装置100が腕の手のひら側に載せられている状態を示しているが、実際の使用状態では血圧測定装置100は腕に巻き付けて固定している。

[0035] 図4は、血圧測定装置100が手首に装着されている状態でセンサ部20

1の位置での血圧測定装置100と手首Wの断面図である。図4では橈骨動脈RAが血圧測定装置100に押圧されていてその上部が扁平化されていることも示している。図5は、血圧測定装置100の生体に接触する側から見た図であり、この接触する面にセンサ部201が2列に平行に配置されている。センサ部201は、血圧測定装置100が手首Wに装着された状態で橈骨動脈が延伸している方向Aに交差する方向Bに1つのセンサが複数個並んでいる。

[0036] 血圧測定装置100は、図1に示すように、血圧測定部101、サージ区間検出部102、サージ特徴量抽出部103、特徴量分類部104、記憶部105、及び表示部106を含む。

[0037] 血圧測定装置100は例えば、環状になっていて、手首等にブレスレットのように巻き付き、生体情報から血圧を測定する。血圧測定装置100は、図2及び図3に示すように、センサ部201（例えば、圧力センサ）が橈骨動脈上に位置するように血圧測定装置100が配置される。また、血圧測定装置100は心臓の高さに合わせて配置することが好ましい。

[0038] 血圧測定部101は例えば、心拍に連動して変化する血圧値の波形の時系列データを得るためのものであり、トノメトリ法によって時間的に連続した一心拍ごとの圧脈波の圧力を測定する。トノメトリ法は血管を圧力センサ（例えば、圧脈波センサ）で圧扁することにより圧脈波を計測し血圧を決定する手法である。血管の厚さが一様な円管と見なすと、血管内の血液の流れ、拍動の有無に関係なく血管壁を考慮してラプラスの法則に従い、血管の内圧（血圧）と血管の外圧（圧脈波の圧力）との関係式を導くことができる。この関係式で押圧面において血管が圧扁されている条件下では、血管の外壁及び内壁の半径を近似することにより、圧脈波の圧力と血圧とが等しいと近似できる。従って以降は、圧脈波の圧力は血圧と同一値になるとする。この結果、血圧測定部101は装着される生体の血圧値を一心拍ごとに測定することになる。

[0039] サージ区間検出部102は、血圧測定部101から取得した連続した血圧

値の時系列データからサージ区間を検出する。サージとは、前述のように急激な血圧変動のことをいう。ここでは典型的にサージになる条件を満たす区間をサージ区間として特定する。換言すればサージとなる条件を厳密に定義することはここではしない。しかし、ここで記述するサージになる条件を単に他の条件に置き換えるだけで、本実施形態の血圧測定装置 100 はサージとなるどんな条件にも適用可能である。

[0040] 血圧値の時系列データの一部が典型的なサージとなる条件は、例えば以下のものが考えられる。以下の条件は収縮期血圧 (SBP : systolic blood pressure) の値の変化で表現する。しかしながら、収縮期血圧、拡張期血圧、平均血圧、及び脈圧の内の少なくとも 1 つの値の変化で条件を表現してもよい。なお、実際の SBP の値は連続した値にはなってもスムーズな曲線にはならないので、以降の処理で扱いやすいように血圧値の時系列データにスムージング処理を施し、例えば連続して滑らかな微分可能な曲線に加工する。ここでは、血圧値の時系列データを表した曲線は滑らかで微分可能にスムージング処理されたものとする。以下、図 6 を参照して説明する。

[0041] 以上のスムージング処理を済ませた後、図 6 に示すように、SBP の時系列データで極大値をもつピーク点 P_{1B} を選択する。通常このピーク点 P_{1B} は複数発見される。次に、このピーク点 P_{1B} よりも時間的に前に極小値をもつ極小点 P_{2B} を探し、極小点 P_{2B} が見つかった場合には、次の条件に進む。 P_{1B} の血圧値と P_{2B} の血圧値との差分 P_1 がある閾値 (例えば、20 mmHg) よりも大きいかを判定する。小さい場合にはサージではないと判定する。次に、ピーク点 P_{1B} と極小点 P_{2B} との時間差 N_1 がある期間 (例えば、5 心拍分の時間) よりも大きいかを判定し、大きい場合には P_{2B} がサージの開始点であると判定する。次にピーク点 P_{1B} よりも未来の時刻で微分値がある値 (例えば、 -0.2 mmHg/秒) よりも大きくなる点 P_{3B} を求める。次に、点 P_{1B} と点 P_{3B} との時間差 N_2 がある期間 (例えば、7 心拍分の時間) よりも大きいかを判定し、大きい場合には点 P_{3B} がサージの終了点であると判定する。ここで大きい場合には、これら点 P_{1B} 、点 P_{2B} 、点 P_{3B} でサージを形

成すると判定する。この場合に、サージ区間検出部 102 は、点 P_{2B} から点 P_{3B} までをサージ区間と見なす。

[0042] サージ特徴量抽出部 103 は、検出されたサージの特徴量を抽出する。サージの特徴量としては図 6 に示す点 P_{1B} 、 P_{2B} 、及び P_{3B} の血压値と時刻に関連する量が該当する。図 6 に示した量では例えば、 P_1 、 P_2 、 N_1 、及び N_2 がある。 P_1 は、サージのピーク点 P_{1B} での血压値とサージの開始点 P_{2B} での血压値との差である。 P_2 は、サージのピーク点 P_{1B} での血压値と、サージの終了点 P_{3B} での血压値との差である（血压変動量と称する）。 N_1 は、サージのピーク点 P_{1B} での時刻とサージの開始点 P_{2B} での時刻との差であり、上昇時間と称す。 N_2 は、サージのピーク点 P_{1B} での時刻とサージの終了点 P_{3B} での時刻との差であり、下降時間と称す。

本実施形態では、サージ特徴量抽出部 103 は上昇時間と下降時間をサージごとに抽出する。すなわち、サージ特徴量抽出部 103 は、サージ区間検出部 102 で検出されたサージ区間ごとに上昇時間と下降時間とを抽出する。

[0043] 特徴量分類部 104 は、サージ特徴量抽出部 103 で抽出された特徴量に基づいてサージを分類する。特徴量分類部 104 は例えば、上昇時間と下降時間とを軸とする 2 次元平面に各サージをマッピングし、2 次元平面の領域を設定し、サージを分類する。特徴量分類部 104 が分類することについては後に図 9 を参照して説明する。特徴量分類部 104 は、一般化すると、特徴量の種類数以下で 1 以上を次元数とし、それぞれの次元に対応する特徴量を軸とする次元数の空間にサージをマッピングしてサージを分類する。

[0044] 記憶部 105 は、特徴量分類部 104 が分類した分類結果を記憶する。記憶部 105 は例えば、生体ごとに分類結果を対応付けて記憶しておく。

表示部 106 は、記憶部 105 に記憶されている分類結果を表示する。表示部 106 は例えば、無線部を介して血压測定装置 100 とは異なる装置で分類結果を表示するようにしてもよい。

[0045] 次に血压測定部 101 について図 2 を参照して説明する。

血圧測定部１０１は、センサ部２０１、押圧部２０２、制御部２０３、記憶部２０４、操作部２０５、及び出力部２０６を含む。センサ部２０１は、圧脈波を時間的に連続して検出する。例えば、センサ部２０１は一心拍ごとに圧脈波を検出する。センサ部２０１は圧力を検出するセンサを含み、図３のように手のひら側に配置され、通常は図３のように腕の延伸方向に２列に平行して配置される。

[0046] 複数のセンサを含むセンサアレイのそれぞれの列は、腕の延伸方向に交差（ほぼ直交）して複数（例えば、４６個）のセンサが配置されている。押圧部２０２は、ポンプ及び弁、圧力センサ、空気袋からなり、センサ部２０１のセンサ部分を空気袋がふくらむことによって手首に適切な圧力で押圧してセンサの感度を上げることができる。ポンプ及び弁によって空気袋に空気を入れ、圧力センサが空気袋内の圧力を検出し、制御部２０３が監視して制御することによって適切な圧力に調整する。制御部２０３は血圧測定部１０１の全体の制御を行い、センサ部２０１からは脈波の時系列データを受け取り、このデータを血圧値の時系列データに変換して記憶部２０４に記憶させる。

[0047] 記憶部２０４は血圧値の時系列データを格納し、制御部２０３からのリクエストに応じて所望のデータを渡す。操作部２０５はユーザ等からの入力をキーボード、マウス、及びマイク等から受け付けたり、外部のサーバ等からの指示を有線または無線で受け付ける。出力部２０６は、制御部２０３を介して記憶部２０４に格納されている血圧値の時系列データを受け取り血圧測定部１０１の外部へ渡す。

[0048] 血圧測定装置１００は、図３及び図４に示すように手首の手のひら側に配置され、血圧測定部１０１のセンサ部２０１が橈骨動脈ＲＡ上に位置するように配置される。図４の矢印で示すように押圧部２０２がセンサ部２０１を手首Ｗに押圧し橈骨動脈ＲＡが圧扁する。なお、図３及び図４には示していないが、血圧測定装置１００は環状になっていて、手首等にブレスレットのように巻き付き血圧を測定する。

[0049] 次に、血圧測定装置 100 のセンサ部 201 について図 5 を参照して説明する。図 5 は、センサ部 201 の手首 W と接触する側の面を示している。図 5 に示すように、センサ部 201 は、1 以上の（この例では 2 つの）センサアレイを備え、センサアレイの各々は、方向 B に配列された複数のセンサを有する。方向 B は、血圧測定装置 100 が被測定者に装着された状態において橈骨動脈の伸びる方向 A と交差する方向である。例えば、方向 A と方向 B は直交していてもよい。1 つの列にセンサは例えば、46 個（46 チャンネルあると称す）配置されている。なお、ここではセンサはチャンネル番号が付与されている。また、センサの配置は図 5 に示す例に限定されない。

[0050] 各センサは、圧力を測定して圧力データを生成する。センサとしては、圧力を電気信号に変換する素子を用いることができる。図 7 に示すような圧力波形が圧力データとして得られる。圧脈波の測定結果は、センサの中から適応的に選択された 1 つのセンサ（アクティブチャンネル）から出力された圧力データに基づいて生成される。一心拍分の圧脈波の波形における最大値は S B P に対応し、一心拍分の圧脈波の波形における最小値は拡張期血圧（D B P : diastolic blood pressure）に対応する。

[0051] 血圧データは、圧脈波の測定結果と共に、センサそれぞれから出力される圧力データを含むことができる。なお、脈波の測定結果は、血圧測定部 101 において生成されずに、血圧測定装置 100 内の情報処理部を含む制御部 203 によって圧力データに基づいて生成されてもよい。また、血圧測定装置 100 は、圧脈波の測定結果から血圧値の時系列データを算出し、脈波の測定結果に代えて、血圧値の時系列データを出力してもよい。

[0052] 次に血圧測定部 101 が測定した圧脈波から算出した血圧の時系列データについて図 7 を参照して説明する。図 7 は、一心拍ごとの圧脈波の圧力を測定した際に圧脈波の圧力から算出した血圧の時系列データを示している。また、図 7 にはそのうちの 1 つの圧脈波に基づく血圧の波形 700 を示している。圧脈波に基づく血圧は、図 7 に示すような波形として一心拍ごとに検出され、それぞれの圧脈波に基づく血圧が連続して検出される。図 7 の波形 7

00が一心拍の圧脈波に基づく血圧波形であり、701の圧力値がSBPに対応し702の圧力値がDBPに対応する。図7の圧脈波に対応する血圧の時系列に示されるように通常、一心拍ごとに血圧波形のSBP703及びDBP704は変動している。

[0053] 次に、血圧測定部101が検出した血圧値の時系列データにおいて、サージ区間検出部102が検出したサージ区間、サージ特徴量抽出部103が抽出した特徴量について図8を参照して説明する。

サージ区間検出部102がサージのピーク点を検出する。このピーク点は、時刻 t_2 、 t_5 、 t_8 、 t_{11} で発見されていて、図8では長方形の内部がピーク点を示す。そして、サージ区間検出部102がサージの開始点を検出する。このサージの開始点は、時刻 t_1 、 t_4 、 t_7 、 t_{10} で発見されている。さらにサージの終了点は、時刻 t_3 、 t_6 、 t_9 、 t_{12} で発見されている。また、801及び802は参考を示したものであり、それぞれREM睡眠状態、覚醒反応を示し、他の検出装置で検出されたものである。なお、サージの開始点の発見方法は、例えば、ピーク点を見つけた後に、ピーク点よりも前の時刻で最小値となる点を探し、最小値の血圧値とピーク点での血圧値の差がある値以上の場合に、その最小値を有する点をサージの開始点とする方法がある。他のサージの開始点の発見方法は、ピーク点よりも前の時刻にあり、かつ、ピーク値よりも低くその差がある値になった点を開始点とする方法もある。一方、サージの終了点の発見方法は、例えば、サージの開始点を見つけた後に、ピーク点よりも後の時刻にあり、かつ、ピーク値よりも低くその差がある値になった点を終了点とする方法がある。

[0054] 本実施形態では、サージ特徴量抽出部103がサージごとに上昇時間と下降時間とを取得し、特徴量分類部104がそれらの特徴量を分類する。図8の例では、サージごとの上昇時間と下降時間は、(上昇時間, 下降時間) = ($|t_1 - t_2|$, $|t_2 - t_3|$)、($|t_4 - t_5|$, $|t_5 - t_6|$)、($|t_7 - t_8|$, $|t_8 - t_9|$)、及び($|t_{10} - t_{11}|$, $|t_{11} - t_{12}|$)となる(なお $|$ は絶対値の演算子である)。なお、特徴量として時間あた

りのサージ発生頻度（S I : Surge Index）や、S I から推定したA H Iを用いても良い。S I やA H I の推定については後述する。

[0055] 次に、血圧測定部 1 0 1 が検出した血圧値の時系列データにおいて、サージ特徴量抽出部 1 0 3 が抽出した特徴量である上昇時間と下降時間とによって、特徴量分類部 1 0 4 が分類することについて図 9 を参照して説明する。

図 9 は、特徴量分類部 1 0 4 が上昇時間と下降時間とを 2 次元マッピングしたものである。図 9 に示されている各点はそれぞれ 1 つのサージに対応している。図 9 では特徴量分類部 1 0 4 が上昇時間及び下降時間がいずれもある閾値以上か以下で 2 通りに分けるので、2 次元マップでは 4 つの領域に分類され特徴付けられる。

[0056] サージの上昇時間に対応する区間は自律神経系の調整力を表し、サージの下降時間に対応する区間は血圧調整力を表すと言われている。すなわち、上昇時間が長いほど自律神経調整力が強く、下降時間が短いほど血圧調整力が強いということを示す。それぞれの軸で閾値を設けこの指標に従うと、図 9 では、上昇時間及び下降時間が共に閾値以上である第 1 象限、上昇時間が閾値以下で下降時間が閾値以上である第 2 象限、上昇時間及び下降時間が共に閾値以下である第 3 象限、及び、上昇時間が閾値以上で下降時間が閾値以下である第 4 象限の 4 つに分類される。特徴量分類部 1 0 4 は、閾値を境界として、上昇時間の軸では自律神経調整力が弱いまたは強い、下降時間の軸では血圧調整力が強いまたは弱いと分類する。

[0057] 第 1 象限は、自律神経調整力は強いが血圧調整力は弱いことを示し、第 2 象限は、自律神経調整力は弱くさらに血圧調整力も弱いことを示し、第 3 象限は、自律神経調整力は弱いが血圧調整力は強いことを示し、第 4 象限は、自律神経調整力は強くさらに血圧調整力も強いことを示す。図 9 の例では境界付近のものを除くと、第 1 象限に 0 イベント、第 2 象限に 4 イベント、第 4 象限に 1 イベントであり、境界付近は第 2 象限と第 3 象限の間に 1 イベントと第 1 象限と第 4 象限の間に 1 イベントある。

[0058] この生体は、第 2 象限のイベントが多いので、自律神経調整力も血圧調整

力も弱い傾向にあることが図9の2次元マップから直ちに分かる。また、自律神経調整力で見ると、5つのイベントが弱い領域にあり2つのイベントが強い領域にある。また血圧調整力で見ると、境界領域を除くと、4つのイベントが弱い領域にあり1つのイベントが強い領域にある。また、発生割合を調べると、自律神経調整力が5／2で血圧調整力が4／1なので、血圧調整力が弱いことは自律神経調整力が弱いことよりも起こりやすいことが分かる。

[0059] 次に血圧測定装置100の動作の一例について図10を参照して説明する。図10は血圧測定装置100の動作の典型的な一例を示すフローチャートである。

血圧測定部101が生体から血圧値の時系列データを取得し、サージ区間検出部102に渡す（ステップS1001）。血圧測定部101はこの時系列データを記憶部105に渡し、記憶部105はこの血圧値の時系列データを順次記録してゆく。

[0060] ステップS1002ではサージ区間検出部102が血圧値の時系列データからサージ区間を検出し、サージ区間の情報と共に時系列データをサージ特徴量抽出部103に渡す。

[0061] ステップS1003ではサージ特徴量抽出部103がサージ区間から特定されるサージごとにサージの特徴量を抽出する。図9の例ではサージ区間での上昇時間と下降時間とを特徴量として抽出するが、サージから抽出することができる特徴量であれば、何でもよい。

[0062] ステップS1004では特徴量分類部104が抽出された特徴量に基づいてサージを分類する。特徴量分類部104は特徴量の注目する種類に応じて多次元空間に特徴量に対応するサージをマッピングする。この場合、次元数は特徴量の種類以下で1以上に対応する。図9の例では、特徴量が上昇時間と下降時間の2種類であるので、2次元空間に2つの特徴量で特定されるサージに対応する点をマッピングすることになる。特徴量分類部104が多次元空間にマッピングしたデータは記憶部105に記憶される。

[0063] ステップS 1 0 0 5 では表示部 1 0 6 が記憶部 1 0 5 に記憶された多次元空間にマッピングしたデータを受け取り、表示する。例えば、図 9 が表示される。生体ごとに各調整能力を表す特徴量を図 9 のように多次元空間上にマッピングすれば、どちらの部分に問題があるかが一目瞭然で、例えば、医師の治療方針に役立てることができる。

[0064] 以上の第 1 の実施形態の血圧測定装置によれば、血圧値の時系列データから 1 つのサージを含むサージ区間を 1 以上検出し、サージごとに 1 以上の特徴量を抽出し、特徴量に基づいてサージを分類することにより、血圧値を取得した生体のサージに関する特徴を得ることができる。この特徴に基づいて生体の弱い点を簡易にスクリーニングすることができ、この生体に患者が対応する場合には、患者への投薬や精密検査の必要性を判定することができる。

また、特徴量を軸とする次元数の空間にサージをマッピングすることにより、そのサージの特徴が空間にマッピングされるので、その空間の領域によって異なる特徴が一目瞭然になり、サージの特徴を直ちに理解できるようになる。従って、サージを発生した生体の特徴も理解することができ、例えば、医師が治療方針に役立てることができる。

[0065] (第 2 の実施形態)

本実施形態の血圧測定装置について図 1 1 を参照して説明する。図 1 1 は第 2 の実施形態の血圧測定装置のブロック図である。第 2 の実施形態の血圧測定装置は、第 1 の実施形態の血圧測定装置からさらに、サージ統計量を算出していることが異なる。さらに、第 2 の実施形態の血圧測定装置では、投薬記録を考慮しそれによって可視化も変更する。

本実施形態の血圧測定装置 1 1 0 0 は、血圧測定部 1 0 1、サージ検出部 1 1 1 0、可視化条件受付部 1 1 0 1、サージ検出結果データベース (DB とも称す) 1 1 0 2、検出結果データ取得部 1 1 0 3、サージ統計量算出部 1 1 0 4、投薬記録 DB 1 1 0 5、投薬前後判定部 1 1 0 6、サージ統計量 DB 1 1 0 7、危険閾値 DB 1 1 0 8、及び可視化部 1 1 0 9 を含む。

[0066] サージ検出部 1110 は、サージ区間検出部 102 とサージ特徴量抽出部 103 とを合わせたものである。すなわち、サージ検出部 1110 は、血圧測定部 101 から取得した連続した血圧値の時系列データからサージ区間を検出する。そして、サージ検出部 1110 は、検出されたサージの特徴量を抽出する。サージの特徴量としては図 6 に示す点 P_{1B} 、 P_{2B} 、及び P_{3B} の血圧値と時刻に関連する量が該当する。具体的にはサージの特徴量は、血圧変動量、上昇時間、下降時間がある。血圧変動量は、上昇時間において血圧が変動した量であり、呼吸器にかかった負荷の程度を表すと言われている。血圧変動量が大きいほど負荷が大きい。なお、上昇時間及び下降時間は、第 1 の実施形態で説明した通りである。

[0067] 可視化条件受付部 1101 は、サージの特徴量のうちのどの特徴量を変数として、どんな内容を可視化する（例えば、表示画面に表示する）かを示す可視化条件を受け付ける。可視化する態様は、例えば、サージインデックス（ S_I とも称す）を変数として 1 次元プロット、上昇時間と下降時間とを変数とした 2 次元プロット等がある。ここでサージインデックスとは 1 時間当たりのサージの発生回数である。表示する内容としては例えば、ある一人のユーザの一つの機会での結果を集約したものがある。一つの機会は 1 機会と称し、被験者の連続血圧測定開始から測定終了までの 1 回のことを示す。ここでは、1 機会とは一晩を想定する。本実施形態では、サージ検出部 1110 が以下の 4 つの内容のうちのいずれかを受け付けるとして、（第 1 例）1 人 1 機会の結果を集約したプロット、（第 2 例）1 人複数機会の結果を集約したプロット、（第 3 例）1 人 1 機会の全結果プロット、及び（第 4 例）各被験者の 1 機会の結果を集約し全員分プロットを例として挙げる。

[0068] サージ検出結果 DB 1102 は、101 及びサージ検出部 1110 で検出した特徴点及び特徴量のデータを記録する。本実施形態では、記録を取る対象は、個人の 1 機会、個人の複数機会、被験者全員の 1 機会がある。特徴点及び特徴量は、第 1 の実施形態で説明したものと同様である。サージ検出結果 DB 1102 が記憶するデータの一例は後に図 12 を参照して説明する。

- [0069] 検出結果データ取得部 1103 は、可視化条件受付部 1101 からの可視化条件に基づいてサージ検出結果 DB 1102 から検出結果データを取得する。
- [0070] サージ統計量算出部 1104 は、検出結果データ取得部 1103 が取得した検出結果データのサージの統計量を算出する。サージの統計量は、例えば、サージインデックス、上昇時間平均、下降時間平均、血圧変動量平均、及びそれらの標準偏差（SDとも称す）がある。
- [0071] 投薬記録 DB 1105 は、被験者ごとにいつどんな薬を投薬したかのデータを記録する。投薬記録 DB 1105 には例えば、投薬開始日や薬についての情報が記録されている。投薬記録 DB 1105 が記憶するデータの一例は後に図 15 を参照して説明する。
- [0072] 投薬前後判定部 1106 は、サージ統計量算出部 1104 からのサージ統計量（すなわち、検出されたサージ）が投薬前のものか投薬後のものを投薬記録 DB 1105 を参照して判定する。ここで投薬前とは投薬を開始する以前のことであり投薬はしていない状態であり、投薬後とは投薬を開始した後のことであり投薬し続けている状態である。
- [0073] サージ統計量 DB 1107 は、被験者ごとにサージ統計量算出部 1104 で算出されたサージ統計量を記録する。サージ統計量 DB 1107 が記憶するデータの一例は図 13 を参照して説明する。
- [0074] 危険閾値 DB 1108 は、サージ統計量に対応する、危険性と関連付けられている閾値を予め記憶している。また、検出結果データ取得部 1103 が複数機会を取得している場合には、危険閾値 DB 1108 は、ある被験者のサージ統計量の平均からの偏差を基準に閾値を設定して記憶していてもよい。例えば、平均値から 1 標準偏差を閾値として、平均値から 1 標準偏差以上離れると危険と判定する。危険閾値 DB 1108 が記憶するデータの一例は後に図 14 を参照して説明する。閾値とサージ統計量との比較は例えば、可視化部 1109 が行ってもよい。
- [0075] 可視化部 1109 は、サージ特徴量を 1 軸以上に変数として 1 次元以上の

プロットとして可視化する。被験者ごと、薬剤ごと、投薬前後で色を変えて識別可能なように表示する。

[0076] 次に、サージ検出結果DB1102、サージ統計量DB1107、危険閾値DB1108、及び投薬記録DB1105に格納されるデータの一例について図12、図13、図14、及び図15を参照して説明する。

サージ検出結果DB1102に記憶されるサージ検出結果データは、図12のように例えば、被験者ID、サージ開始時刻、サージピーク時刻、サージ終了時刻、変動量、上昇時間である。

サージ統計量DB1107に記憶されるサージ統計量データは、図13のように例えば、被験者ID、測定日、SI、変動量平均、変動量標準偏差、上昇時間平均、上昇時間標準偏差がある。サージ統計量データは、（第1例）である1人1機会と、（第2例）である1人1機会全データとでは1行になる。（第2例）である1人複数機会の場合では測定した機会分の行数になる。（第4例）である複数人1機会は被験者数分の行数になる。

[0077] 危険閾値DB1108に記憶される危険閾値データは、図14のように例えば、変動量、上昇時間、下降時間がある。以下に示す例では1種類のみの閾値を想定しているが、複数の危険度レベルの閾値があってもよい。

投薬記録DB1105に記憶される投薬記録データは、図15に示すように例えば、投薬日、薬剤、1機会服用量、投薬期間がある。以下に示す例では1種類のみを想定しているが複数の薬剤情報を保存してもよい。

[0078] （第1例）

次に第1例について図16、図17、及び図18を参照して説明する。第1例は、1人1機会の結果を集約してプロットする場合である。

可視化条件受付部1101が、1人1機会を受け付け、ある被験者について一晩のサージ検出について可視化する旨を検出結果データ取得部1103に渡す（ステップS1601）。検出結果データ取得部1103が1人1機会に従ったデータを、サージ検出結果DB1102から取得する（ステップS1602）。

[0079] サージ統計量算出部 1104 が、サージ検出結果データからサージ統計量を算出する（ステップ S1603）。サージ統計量算出部 1104 が例えば、図 17、図 18 に示すサージインデックス、下降時間、及び上昇時間に関する統計量を算出してサージ統計量 DB 1107 に記録する。1 人 1 機会では一晩のみのデータなので、投薬前後判定部 1106 は判定しない。

[0080] 可視化部 1109 が、サージ統計量 DB 1107 から取得したサージ統計量と、危険閾値 DB 1108 から取得した危険閾値とを可視化する（ステップ S1604）。可視化部 1109 は、例えば、図 17 及び図 18 のようにプロットする。ここでは 1 次元と 2 次元のプロットを示したが、合せて 3 次元のプロットでもよい。他に血圧変動量も含めて多次元でプロットしてもよい。

[0081] （第 2 例）

次に第 2 例について図 19、及び図 20 を参照して説明する。第 2 例は、1 人複数機会の結果を集約してプロットする場合である。

可視化条件受付部 1101 が 1 人複数機会を受け付け、ある被験者について複数の夜間のサージ検出について可視化する旨を検出結果データ取得部 1103 に渡す（ステップ S1901）。検出結果データ取得部 1103 が 1 人複数機会に従ったデータをサージ検出結果 DB 1102 から取得する（ステップ S1902）。

[0082] サージ統計量算出部 1104 がサージ検出結果データからサージ統計量を算出する（ステップ S1903）。投薬前後判定部 1106 が、サージ統計量算出部 1104 が算出したサージ統計量が投薬する前または投薬した後であるかを投薬記録 DB 1105 を参照して判定して、判定結果を含めたサージ統計量をサージ統計量 DB 1107 に記録する（ステップ S1904）。

[0083] 可視化部 1109 が、サージ統計量 DB 1107 から取得したサージ統計量と、投薬前後を判定した結果と、危険閾値 DB 1108 から危険閾値とを取得して可視化する（ステップ S1905）。可視化部 1109 が可視化した一例が図 20 に示してある。図 20 によれば、投薬前と投薬後を比較する

ことができ、投薬後が下降時間が投薬前よりも小さくなっていることが分かる。下降時間が小さいほど血圧調整力が優れている可能性が高いので、薬による効果があった可能性が高いと解釈できる。

このように、1 機会複数機会の結果によれば、治療を開始してからの推移や投薬の効果が分かる。

[0084] (第3例)

次に第3例について図21及び図22を参照して説明する。第3例は、1 人1 機会での全ての結果を集約してプロットする場合である。全ての結果とは統計量だけではなく、サージごとの特徴量も含める結果である。

可視化条件受付部1101が、1 人1 機会の全結果の指示を受け付け、ある被験者について一晩のサージ検出について統計量だけではなく各サージの特徴量も可視化する旨を検出結果データ取得部1103に渡す(ステップS2101)。検出結果データ取得部1103が、1 人1 機会の指示に従ったデータをサージ検出結果DB1102から取得する(ステップS2102)。

[0085] サージ統計量算出部1104が、取得したサージ検出結果データからサージ統計量を算出し、算出したサージ統計量をサージ統計量DB1107に記録する(ステップS2103)。可視化部1109が、サージ統計量DB1107から取得したサージ統計量と、危険閾値DB1108から取得した危険閾値と、サージ検出結果DB1102から取得したサージごとの特徴量とを取得し可視化する(ステップS2104)。可視化部1109は、例えば、図22のようにプロットし、各サージの特徴量(ここでは上昇時間及び下降時間)と、サージ統計量である代表値(例えば、平均、中央値)を表示させる。なお、第1例と同様に1 人1 機会では一晩のみのデータなので、投薬前後判定部1106は判定しない。

[0086] この第3例によれば、一晩における全サージをプロットしているので、統計量だけでなくサージそれ自体の分布も確認することができる。この結果、サージの特徴量の変動が正規分布に従わないかどうかを把握することができる。

る。

[0087] (第4例)

次に第4例について図23及び図24を参照して説明する。第4例は、被験者ごとの1機会の結果を集約し全員分をプロットする場合である。被験者ごとに危険度が推定でき、他者との比較が容易になる。被験者全体の傾向を確認することができる。

[0088] 可視化条件受付部1101が、1人1機会の結果を全員分の指示を受け付け、被験者全員について一晩のサージ検出について統計量を可視化する旨を検出結果データ取得部1103に渡す(ステップS2301)。検出結果データ取得部1103が、1人1機会の結果を全員分の指示に従ったデータを、サージ検出結果DB1102から取得する(ステップS2302)。さらに検出結果データ取得部1103がユーザごとにデータを分類して、ユーザごとのサージ検出結果をサージ統計量算出部1104に渡す(ステップS2303)。サージ統計量算出部1104が、サージ検出結果を受け取りユーザごとにサージ統計量を算出する(ステップS2304)。サージ検出結果DB1102では、被験者が複数の場合は異なる被験者IDが複数記録されることになる。

[0089] 可視化部1109が、ユーザごとのサージ統計量と、危険閾値DB1108からの閾値とに基づいて、危険度が高い被験者を判定する、例えば、最も危険度が高い(最も危険そうな)被験者を特定する(ステップS2305)。さらに可視化部1109が、図24のように各被験者と、最も危険度が高い被験者とを可視化する(ステップS2306)。可視化部1109は、サージを前記危険度に応じて可視化し、閾値に対応する危険水準を設定してサージが危険かどうか区別する。

[0090] 以上の第2の実施形態の血圧測定装置によれば、第1の実施形態の効果に加え、サージの統計量を取得し、投薬状況のデータも考慮することで、治療を開始してからの推移、投薬が患者への有効性を判定することができる。複数の患者のデータをプロットするので、患者ごとの危険度を可視化すること

ができる。従って、患者全体の傾向を把握することができる。

[0091] (第3の実施形態)

本実施形態に係る血圧測定装置2500は、第2の実施形態に係る血圧測定装置1100に、S I (サージインデックス : Surge Index) 算出部2501、A H I (無呼吸低呼吸指数 : Apnea Hypopnea Index) 算出部2502、及びA H I - S I 相関DB2503を追加したものである。これら3つの追加の装置の他は動作も含めて第2の実施形態と同様である。つまり、S I や推定したA H I を特徴量として用いて可視化してもよいということである。なお、A H I はS A S の症状と密接に関連し、A H I が大きいほどS A S は重症といえる。

[0092] 血圧測定装置2500について図25及び図26を参照して説明する。図25は、血圧測定装置2500のブロック図である。図26は、ユーザごとに、A H I とS I とを計測し、図示したものである。A H I は、本実施形態の装置とは異なる例えば、P S G (Polysomnography ; 睡眠ポリグラフ検査) で測定する。

[0093] S I 算出部2501は、サージ検出結果DB1102のデータから1時間当たりの血圧サージ発生頻度 (例えば、1時間当たりの血圧サージ発生回数) であるサージインデックスをユーザごとに求める。

[0094] A H I 算出部2502は、S I 算出部2501からのサージインデックスと、A H I - S I 相関DB2503に格納されている相関データとに基づいて、A H I を求める。A H I は、無呼吸低呼吸指数であり、睡眠1時間当たりの無呼吸と低呼吸との合計回数である。なお、低呼吸とは、動脈血管酸素飽和度 (S p O 2) が3 - 4 %以上低下した状態、もしくは覚醒を伴う状態を示す。

[0095] A H I - S I 相関DB2503は、A H I とS I との相関を示すデータを格納している。予め図26に示すようなユーザごとにA H I とS I とのデータをプロットし、そこから導かれた相関関係を示すデータがA H I - S I 相関DB2503に格納されている。

[0096] 図26に示したようなデータを収集し、このデータに基づいてAHIとS_Iとの相関を算定する。図26に示した例では、相関係数が0.59となり中程度の相関があるとの結果になる。従ってAHIとS_Iの相関があるので、図26に示したデータに基づいて、S_Iだけを使って重症度指標として層別観点に加えてもよいし、AHIを推定してもよい。

[0097] 次に、図25の血圧測定装置2500の動作について図27を参照して説明する。

図23のステップS2303から分岐して、ステップS2701及びステップS2702を経由して、図23ステップS2305で第2の実施形態の（第4例）の動作に合流する。

[0098] ステップS2701では、ステップS2303で検出し記憶された血圧サージ検出結果のデータを参照して、S_I算出部2501がサージインデックスを算出する。次のステップS2702では、AHIとサージインデックスとの相関情報を格納しているAHI-S_I相関DB2503を参照し、ステップS2701で求めたサージインデックスからAHIを算出する。

[0099] 以上の第3の実施形態によれば、これによって、発生頻度とAHIに相関があることがわかっていることを使用すると、血圧サージを計測するだけでAHIを判定することができるので、SASの重症度が容易に分かる可能性がある。

[0100] 次に、血圧測定装置100、1100のハードウェア構成の一例について図28を参照して説明する。

血圧測定装置100、1100は、CPU2801、ROM2802、RAM2803、入力装置2804、出力装置2805、及び血圧測定部101を備え、これらがバスシステム2806を介して互いに接続されている。血圧測定装置100、1100の上述した機能は、CPU2801がコンピュータ読み取り可能な記録媒体（ROM2802）に記憶されたプログラムを読み出し実行することにより実現されることができる。RAM2803は、CPU2801によってワークメモリとして使用される。この他に補助記

憶装置（図示せず）は例えば、ハードディスクドライブ（HDD）またはソリッドステートドライブ（SSD）を備え、記憶部105、サージ検出結果DB1102、投薬記録DB1105、サージ統計量DB1107、危険閾値DB1108、及びAHI-SI相関DB2503として使用され、さらにプログラムを記憶してもよい。

[0101] 入力装置2804は、例えば、キーボード、マウス、及びマイクロフォンを含み、ユーザからの操作を受け付ける。入力装置2804には例えば、血圧測定部101に測定を開始させるための操作ボタン、校正を行うための操作ボタン、通信を開始または停止するための操作ボタンがある。出力装置2805は、例えば、液晶表示装置などの表示装置及びスピーカを含む。血圧測定部101は、例えば通信装置で他のコンピュータとの間で信号の送受信を行い、例えば血圧測定装置から測定データを受信する。通信装置は、近距離で互いにデータをやり取りできる通信方式を利用することが多く、例えば、近距離無線通信方式を使用し、具体的にはブルートゥース（登録商標）、トランスファージェット（登録商標）、ジグビー（登録商標）、アイアールディーエイ（登録商標）などの通信方式がある。

[0102] また、上述の実施形態では、血圧測定部101は例えば、被測定部位（例えば、左手首）を通る橈骨動脈の圧脈波を検出する（トノメトリ方式）。しかしながら、これに限られるものではない。血圧測定部101は、被測定部位（例えば、左手首）を通る橈骨動脈の脈波をインピーダンスの変化として検出してもよい（インピーダンス方式）。血圧測定部101は、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光（または透過光）を受光する受光素子とを備えて、動脈の脈波を容積の変化として検出してもよい（光電方式）。また、血圧測定部101は、被測定部位に当接された圧電センサを備えて、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈の圧力による歪みを電気抵抗の変化として検出してもよい（圧電方式）。さらに、血圧測定部101は、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて電波（送信波）を送る送信素子と、その電波の反射波を受信

する受信素子とを備えて、動脈の脈波による動脈とセンサとの間の距離の変化を送信波と反射波との間の位相のずれとして検出してもよい（電波照射方式）。なお、血圧を算出することができる物理量を観測することができれば、これらの以外の方式を適用してもよい。

[0103] また、上述したサージ区間検出部 102、サージ特徴量抽出部 103、特徴量分類部 104、可視化条件受付部 1101、検出結果データ取得部 1103、サージ統計量算出部 1104、投薬前後判定部 1106、可視化部 1109 が行う動作を実行するためのプログラムが上記の ROM 2802 または補助記憶装置に記憶され、CPU 2801 がそのプログラムを実行してもよい。これとは異なり血圧測定装置 100 とは別のサーバ等にプログラムが記憶されて、サーバ等の CPU がプログラムを実行してもよい。この場合は、血圧測定部 101 が測定した圧脈波の時系列データ（もしくは血圧値の時系列データ）をサーバに送信してサーバで処理を行い、信頼度を求めることができる。この場合にはサーバで処理を行うため、処理速度が上がる可能性がある。さらにサージ区間検出部 102、サージ特徴量抽出部 103、及び特徴量分類部 104 の装置部分が血圧測定装置 100 から除去されるので、血圧測定装置 100 の大きさ及び質量が小さくなりセンサを正確に測定できる位置に容易に配置することができる。この結果、ユーザへの負担が下がり、簡易に正確な血圧測定を行うことができるようになる。

[0104] 本発明の装置は、コンピュータとプログラムによっても実現でき、プログラムを記録媒体に記録することも、ネットワークを通して提供することも可能である。

また、以上の各装置及びそれらの装置部分は、それぞれハードウェア構成、またはハードウェア資源とソフトウェアとの組み合わせ構成のいずれでも実施可能となっている。組み合わせ構成のソフトウェアとしては、予めネットワークまたはコンピュータ読み取り可能な記録媒体からコンピュータにインストールされ、当該コンピュータのプロセッサに実行されることにより、各装置の機能を当該コンピュータに実現させるためのプログラムが用いられる。

[0105] なお、この発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

[0106] また、上記の実施形態の一部又は全部は、以下の付記のようにも記載されるが、以下には限られない。

[0107] (付記 1)

ハードウェアプロセッサとメモリとを備える血圧測定装置であって、

前記ハードウェアプロセッサは、

心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得、

前記時系列データから 1 つのサージを含むサージ区間を 1 以上検出し、

前記サージごとに 1 以上の特徴量を抽出し、

前記特徴量に基づいてサージを分類するように構成され、

前記メモリは、

分類されたサージを記憶する記憶部と、を備える血圧測定装置。

[0108] (付記 2)

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得、

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、前記時系列データから 1 つのサージを含むサージ区間を 1 以上検出し、

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、前記サージごとに 1 以上の特徴量を抽出し、

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、前記特徴量に基づいてサージを分類することを備える血圧測定方法。

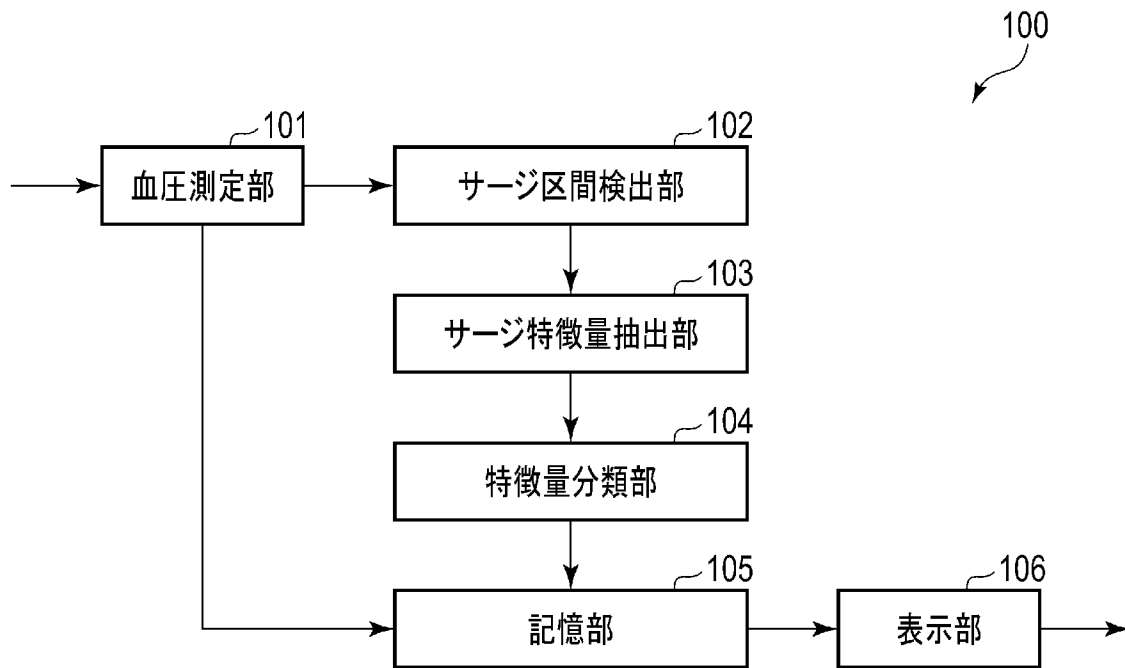
請求の範囲

- [請求項1] 心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得る血圧測定部と、
- 、
- 前記時系列データから1つのサージを含むサージ区間を1以上検出する検出部と、
- 前記サージごとに1以上の特徴量を抽出する抽出部と、
- 前記特徴量に基づいてサージを分類する分類部と、
- を備える血圧測定装置。
- [請求項2] 前記分類部は、前記特徴量の数以下で1以上を次元数とし、次元に対応する特徴量を軸とする前記次元数の空間に前記サージをマッピングする請求項1に記載の血圧測定装置。
- [請求項3] 前記抽出部は、前記サージが開始してから前記サージがピークになるまでの上昇時間と、前記サージがピークになってから前記サージが終了するまでの下降時間と、前記上昇時間において血圧が変動した量と、を前記特徴量として抽出する請求項1に記載の血圧測定装置。
- [請求項4] 前記検出部は、前記時系列データのうちの収縮期血圧、拡張期血圧、平均血圧、及び脈圧の内の少なくとも1つの極大値をピーク点とし、前記ピーク点の直前の極小値を開始点とし、前記ピーク点の直後の極小値になる以前の点であり前記直後の極小値との差がある値以下になった点を終了点とする場合に、前記ピーク点での血圧値と前記開始点での血圧値の差が閾値より大きく、かつ、前記ピーク点と前回開始点との時間差がある第1期間より大きく、かつ、前記ピーク点と前記終了点との時間差がある第2期間よりも大きい場合に、前記開始点から前記ピーク点を挟み前記終了点までの区間がサージ区間であると検出する請求項1乃至3のいずれか1項に記載の血圧測定装置。
- [請求項5] 前記分類部が分類したサージを、特徴量を軸にして可視化する可視化部をさらに備える請求項1乃至4のいずれか1項に記載の血圧測定装置。

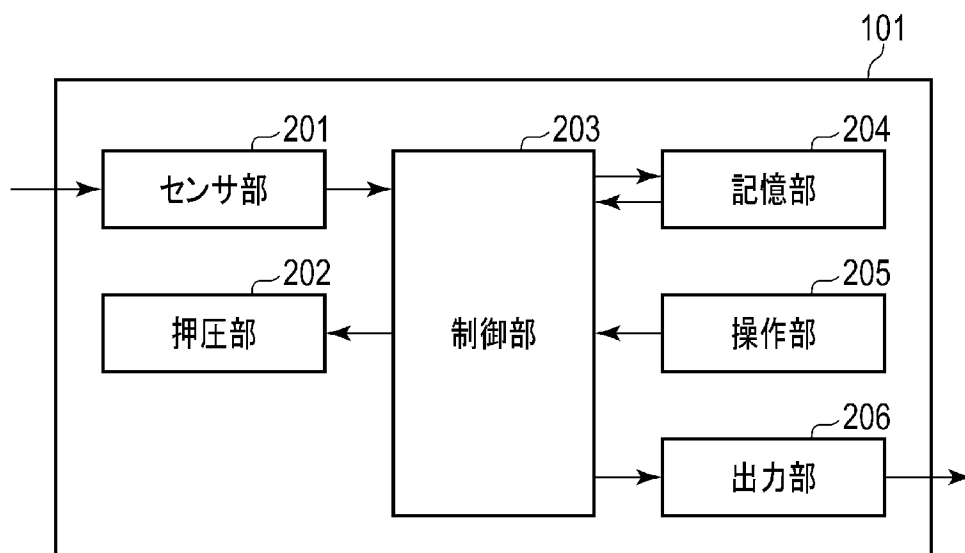
- [請求項6] 前記特徴量の統計量を算出する算出部をさらに備える請求項1乃至4のいずれか1項に記載の血圧測定装置。
- [請求項7] 前記分類部が分類したサージを、前記特徴量の統計量を軸にして可視化する可視化部をさらに備える請求項6に記載の血圧測定装置。
- [請求項8] 前記統計量に対応して予め設定された危険性と関連付けられている、統計量とを比較される閾値に基づいて生体の危険度を判定する判定部をさらに備える請求項6に記載の血圧測定装置。
- [請求項9] 前記サージを前記危険度に応じて可視化する可視化部をさらに備え、前記閾値に対応する危険水準を設定してサージが危険かどうか区別する請求項8に記載の血圧測定装置。
- [請求項10] 投薬記録に基づいて、検出された前記サージが、投薬されている期間のものかを判定する判定部をさらに備える請求項1乃至7のいずれか1項に記載の血圧測定装置。
- [請求項11] 投薬されている期間かどうかで分けて前記サージを可視化する可視化部をさらに備える請求項10に記載の血圧測定装置。
- [請求項12] 前記血圧測定部は、複数のユーザ分の時系列データを得て、
前記可視化部は、ユーザごとに前記サージを可視化する請求項5、7、9、11のいずれか1項に記載の血圧測定装置。
- [請求項13] 前記サージの発生頻度を算出する頻度算出部と、
サージの発生頻度と無呼吸低呼吸指数との予め取得した関係から、前記発生頻度に基づいて無呼吸低呼吸指数を算出する指数算出部と、
をさらに備える請求項1乃至11のいずれか1項に記載の血圧測定装置。
- [請求項14] 心拍に連動して変化する血圧値の時系列データを得、
前記時系列データから1つのサージを含むサージ区間を1以上検出し、
前記サージごとに1以上の特徴量を抽出し、
前記特徴量に基づいてサージを分類する血圧測定方法。

[請求項15] コンピュータを、請求項1乃至13のいずれか1項に記載の血圧測定装置として機能させるためのプログラム。

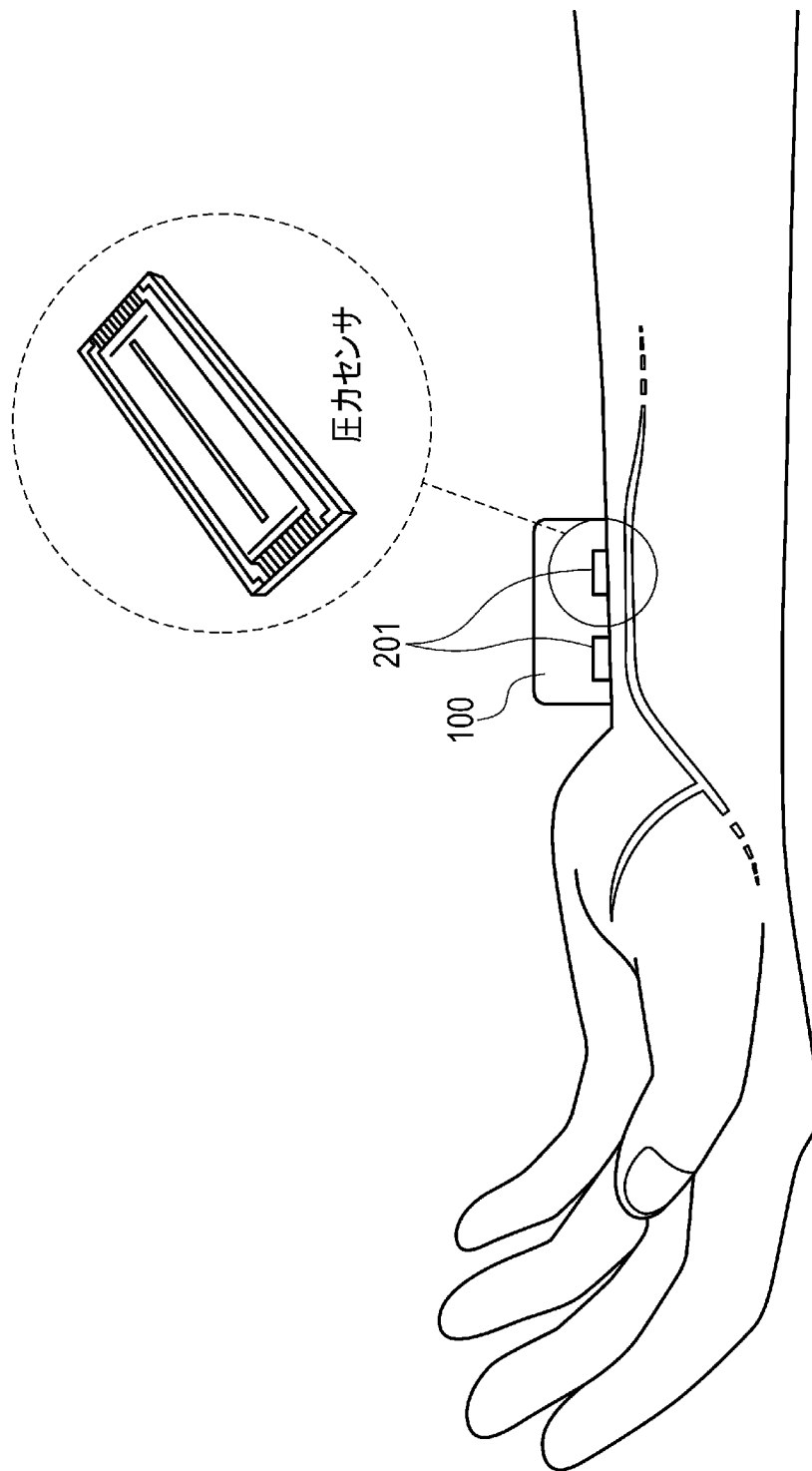
[図1]



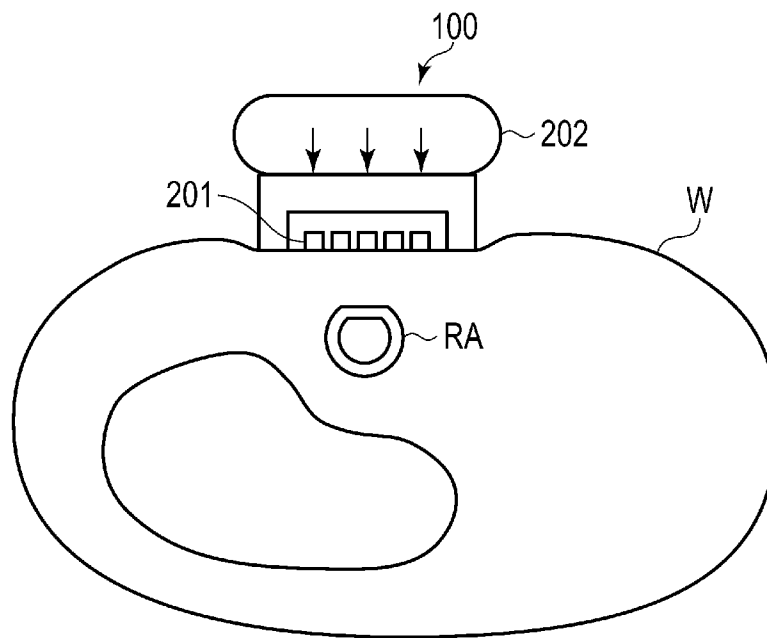
[図2]



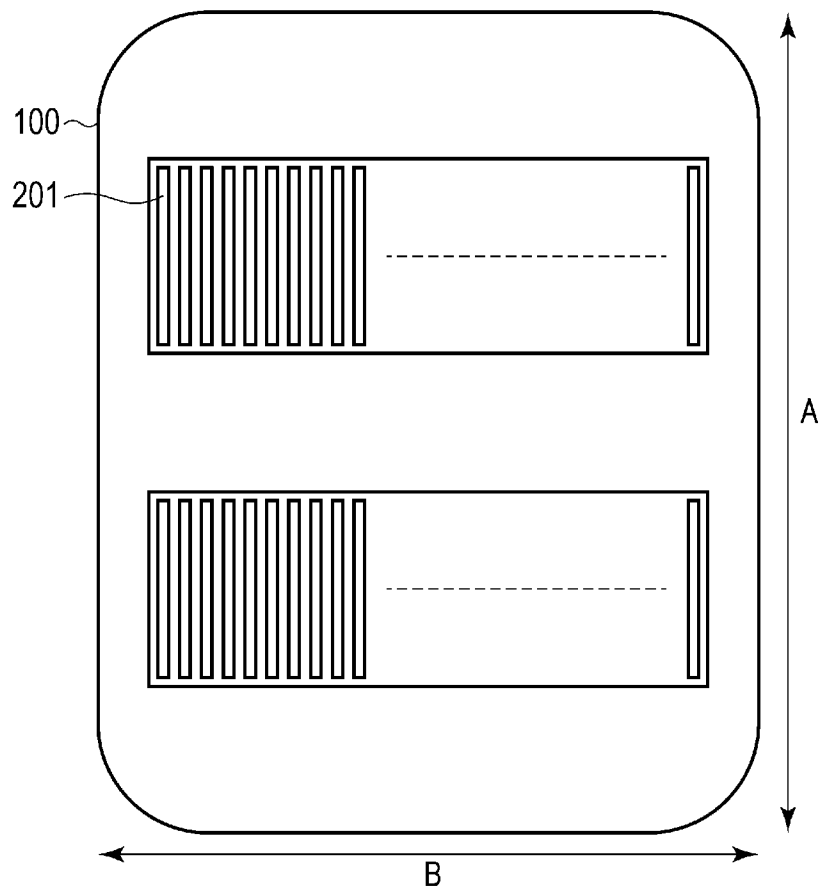
[図3]



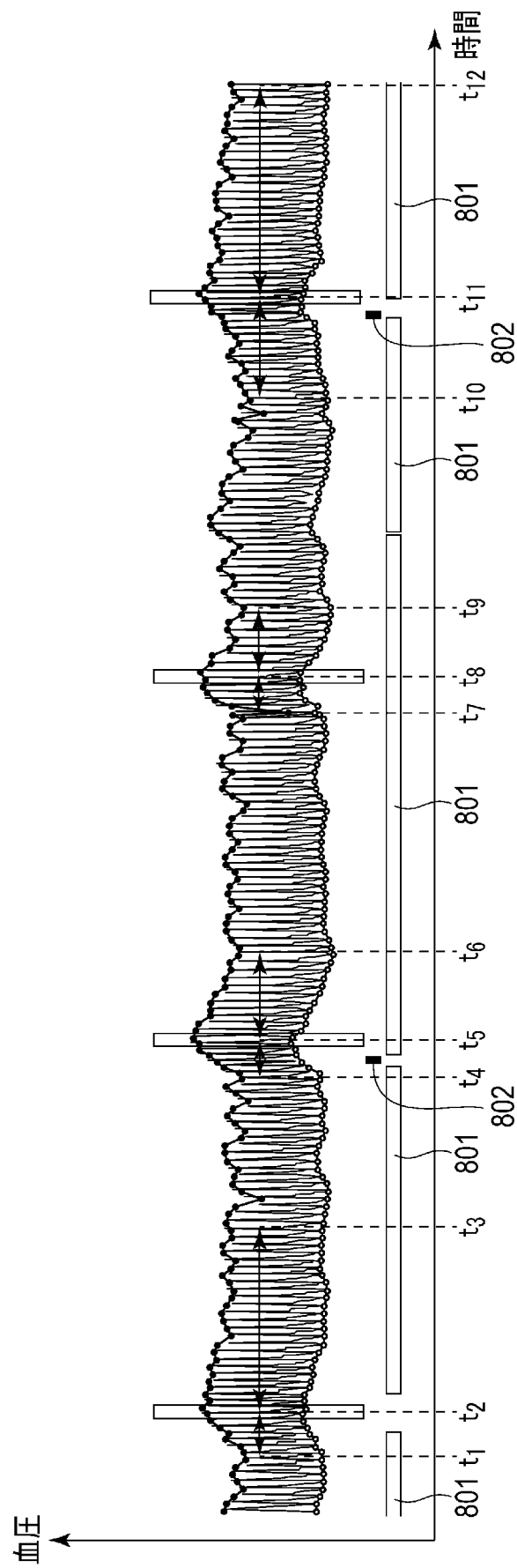
[図4]



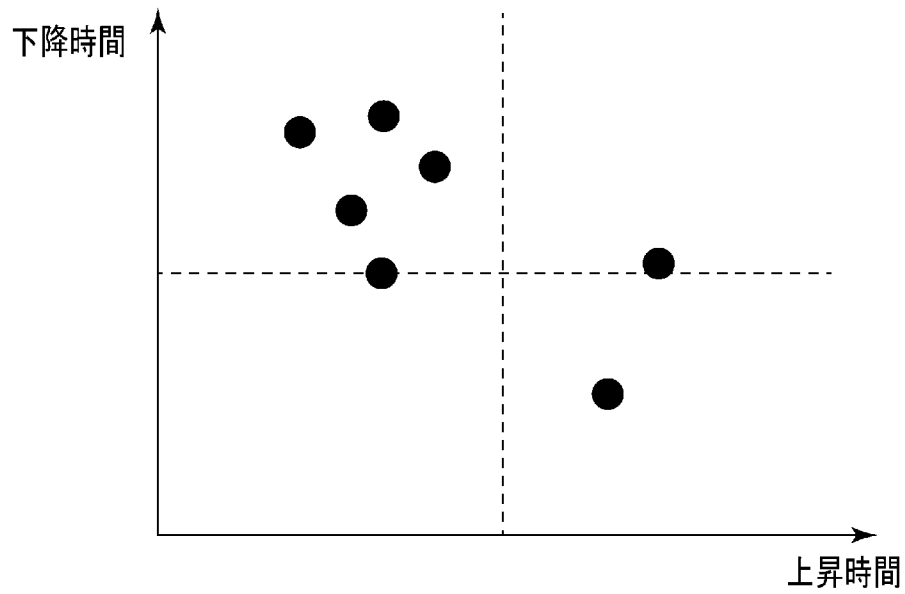
[図5]



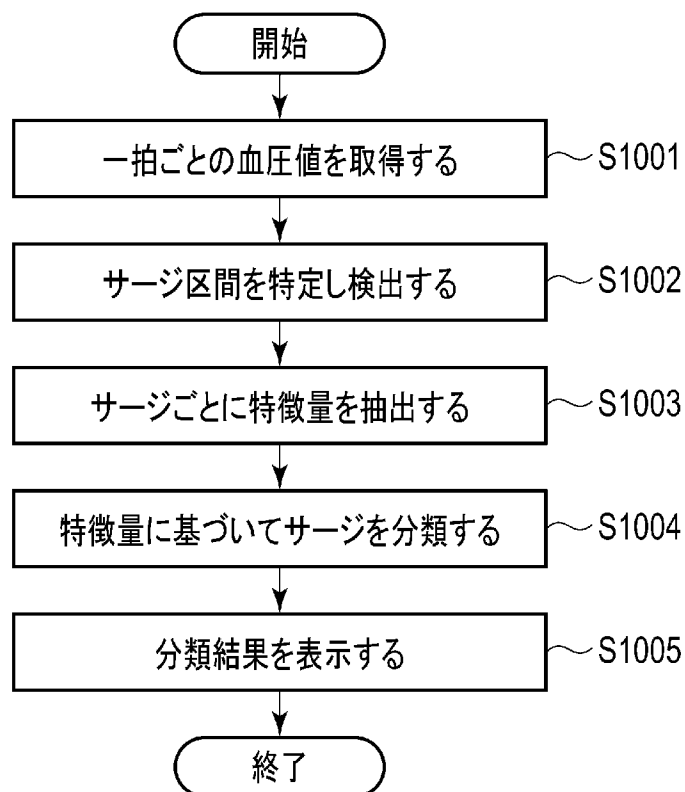
[図8]



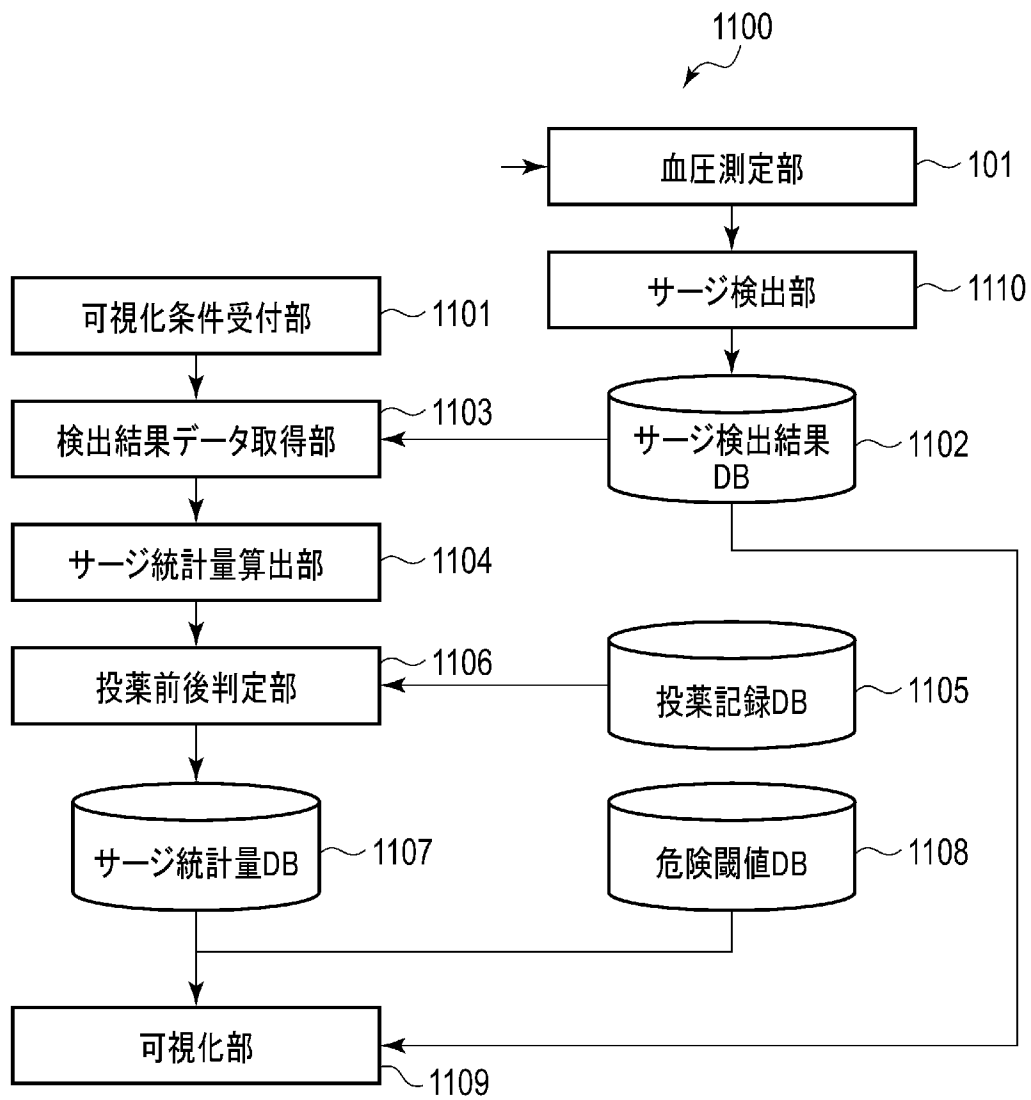
[図9]



[図10]



[図11]



[図12]

＜サージ検出結果データ＞

被験者ID	サージ開始時刻	サージピーク時刻	サージ終了時刻	変動量	上昇時間	…その他特徴量
ID001	2017/2/2 23:48:30	2017/2/2 23:48:35	2017/2/2 23:48:40	24	5	
ID001	2017/2/2 23:50:10	2017/2/2 23:50:16	2017/2/2 23:50:28	28	6	
…						

[図13]

＜サージ統計量データ＞

被験者ID	測定日	SI	変動量平均	変動量標準偏差	上昇時間平均	上昇時間標準偏差	…その他
ID001	2017/2/2	40.1	24.5	8.2	6.2	4.1	
ID002	2017/2/10	28	28.8	10.0	5.1	3.2	
…							

[図14]

<危険閾値データ>

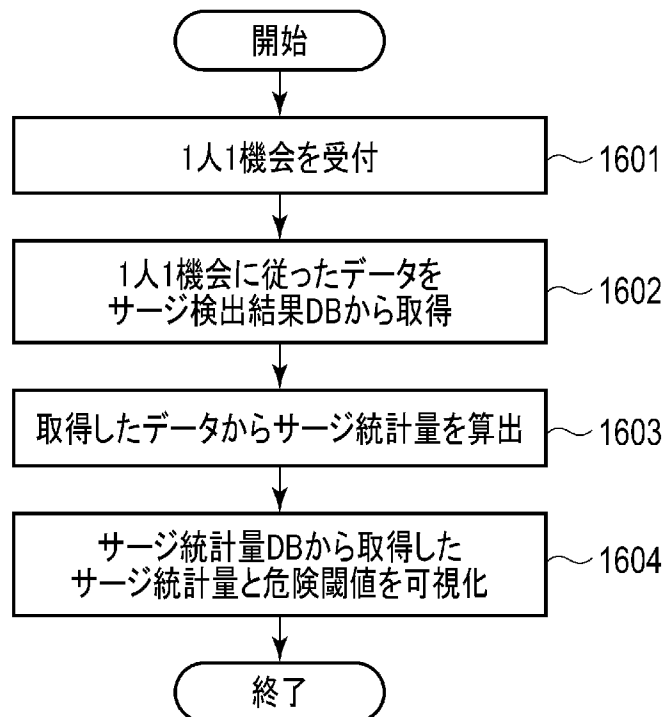
変動量	上昇時間	下降時間	…その他特徴量
40	5	20	…

[図15]

<投薬記録データ>

投薬日	薬剤	1機会服用量[mg]	投薬期間[日]	…その他
2017/2/10	β 遮断薬A	20	90	…

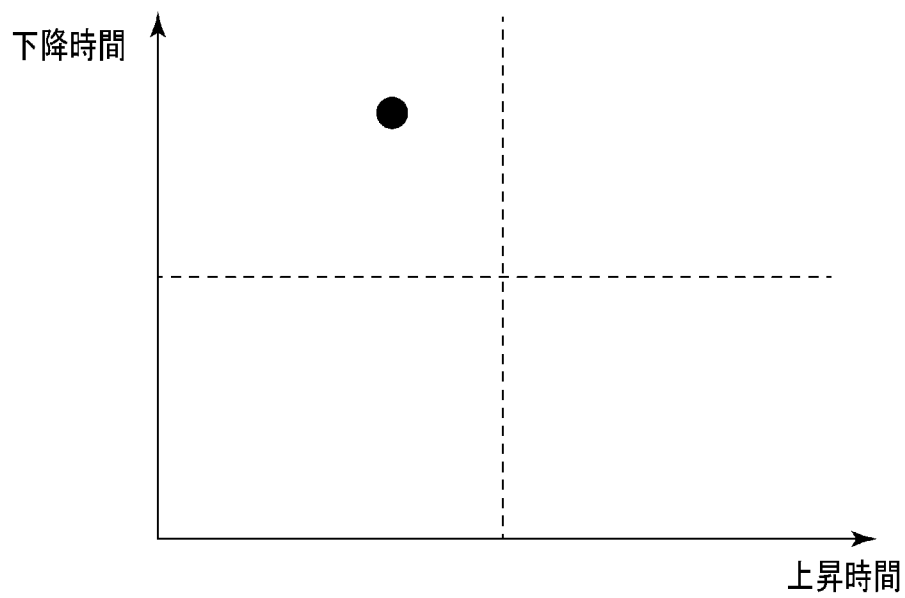
[図16]



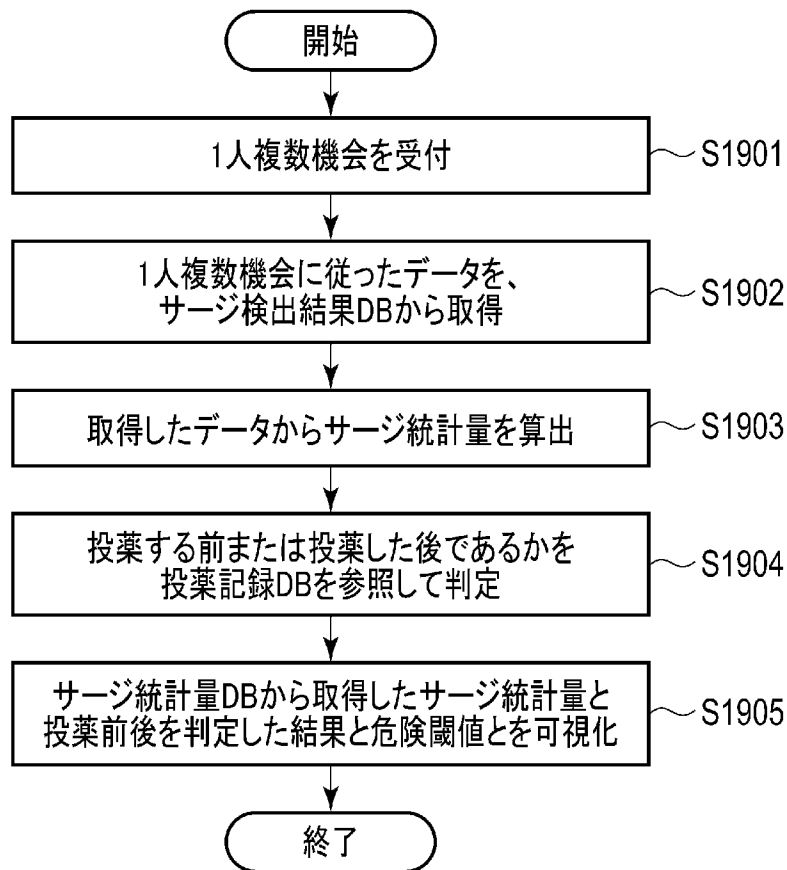
[図17]



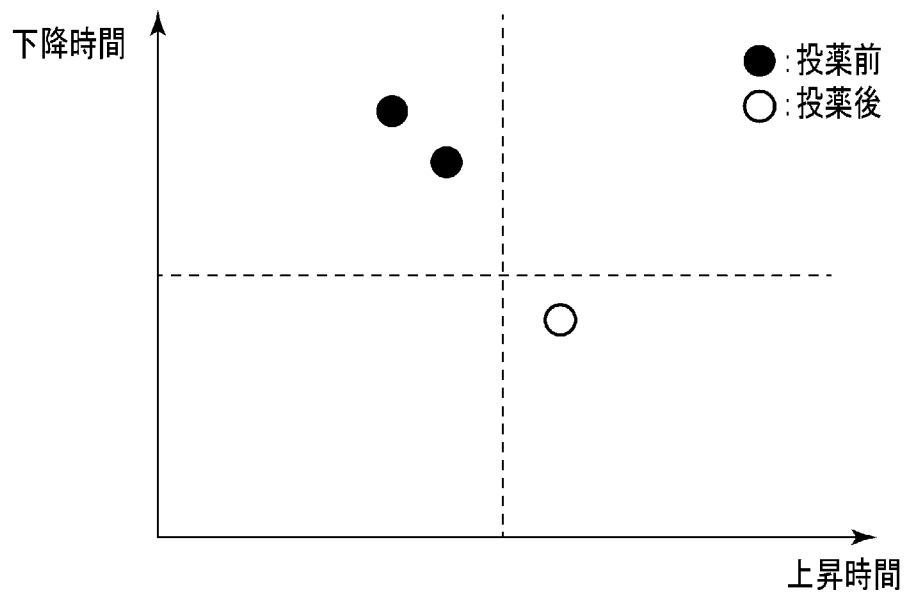
[図18]



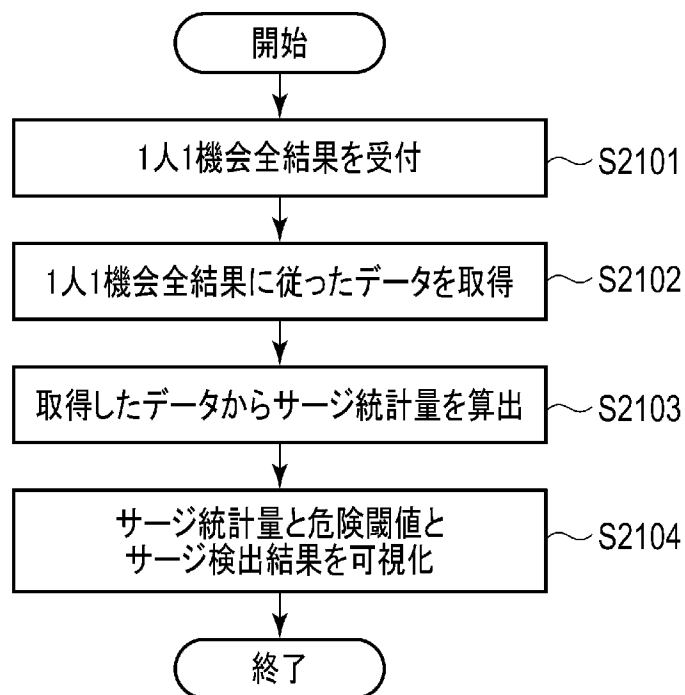
[図19]



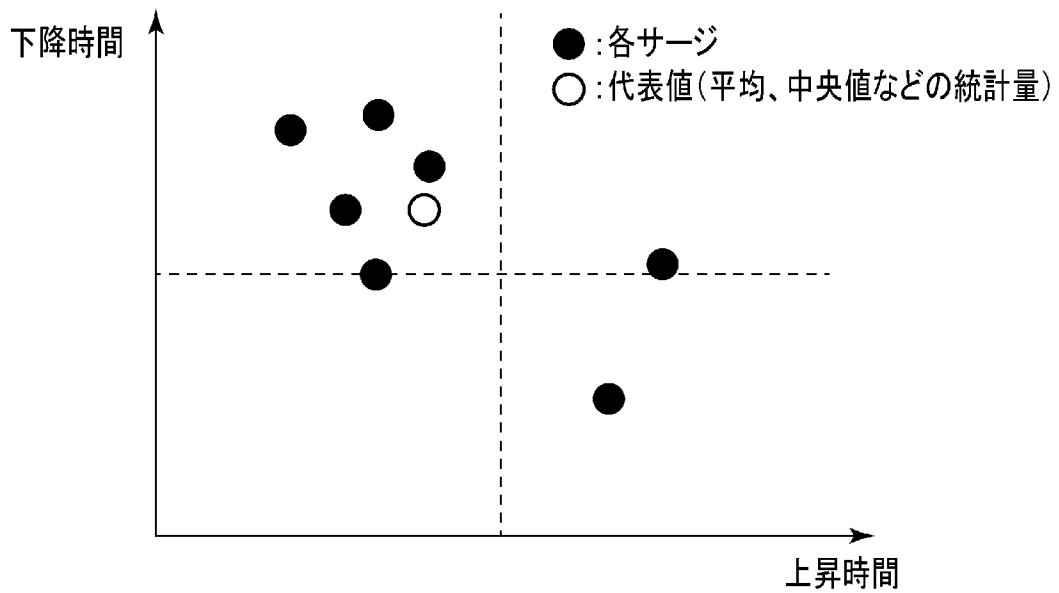
[図20]



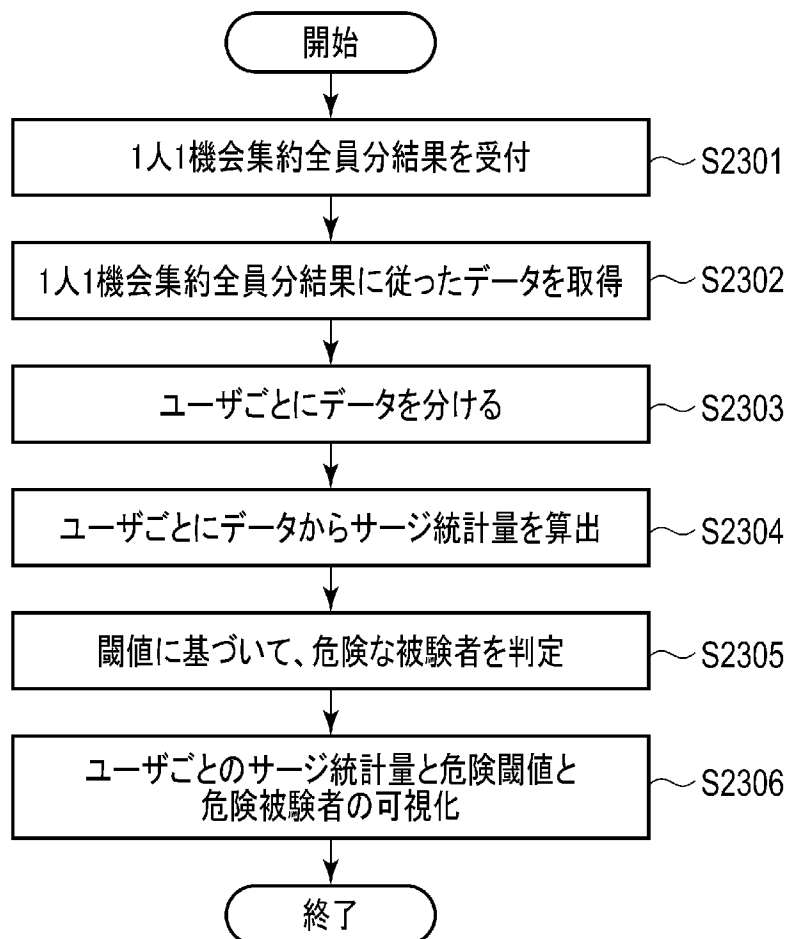
[図21]



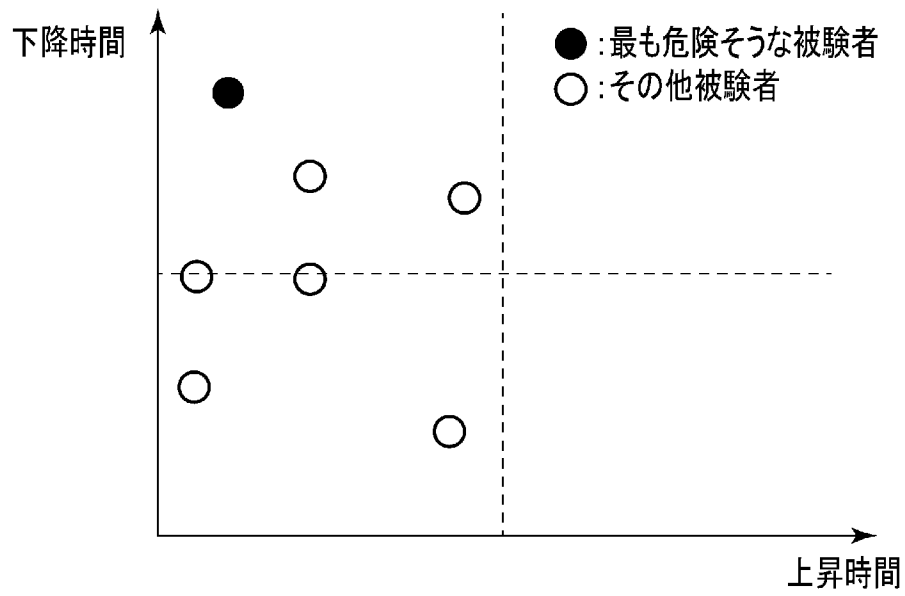
[図22]



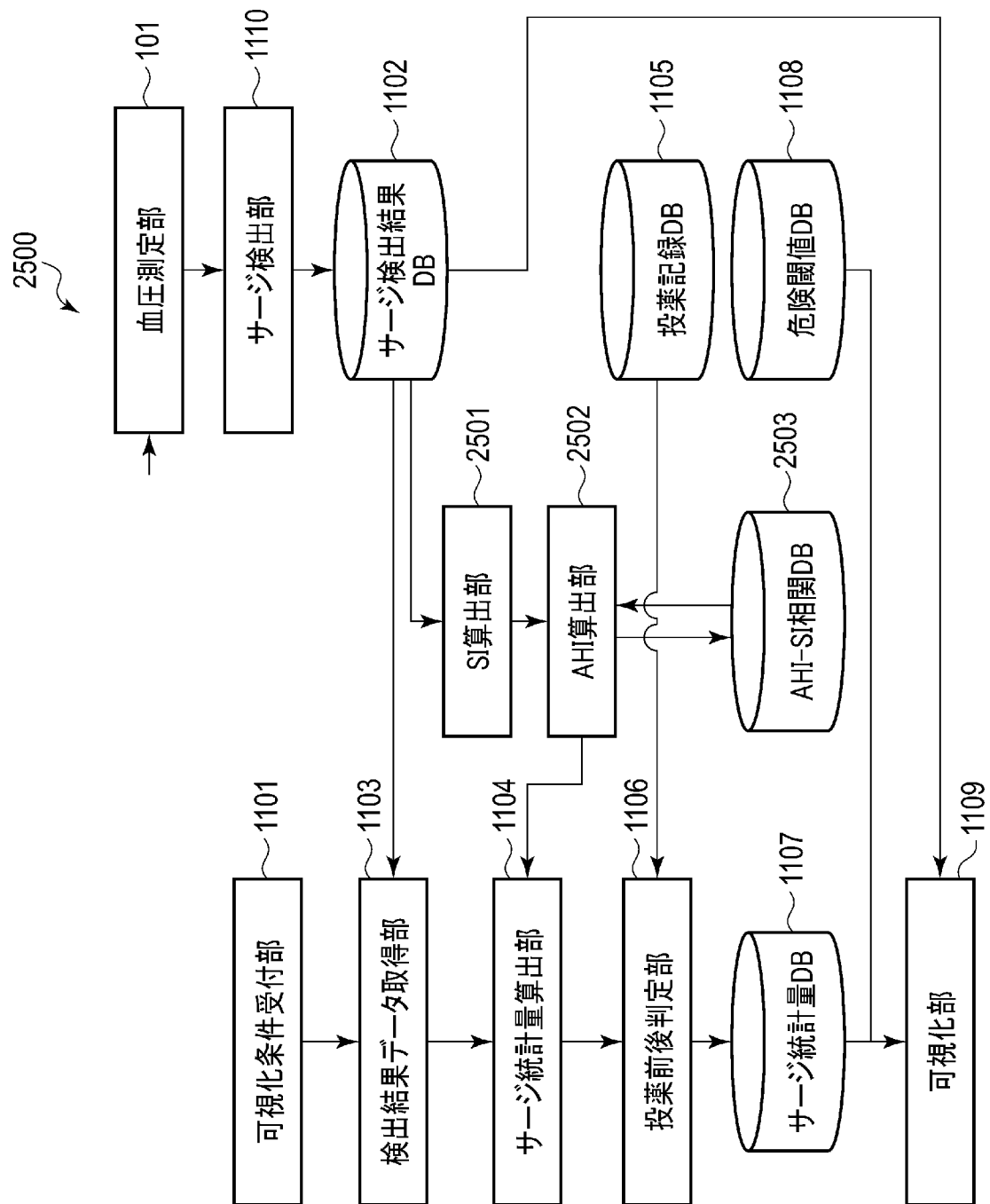
[図23]



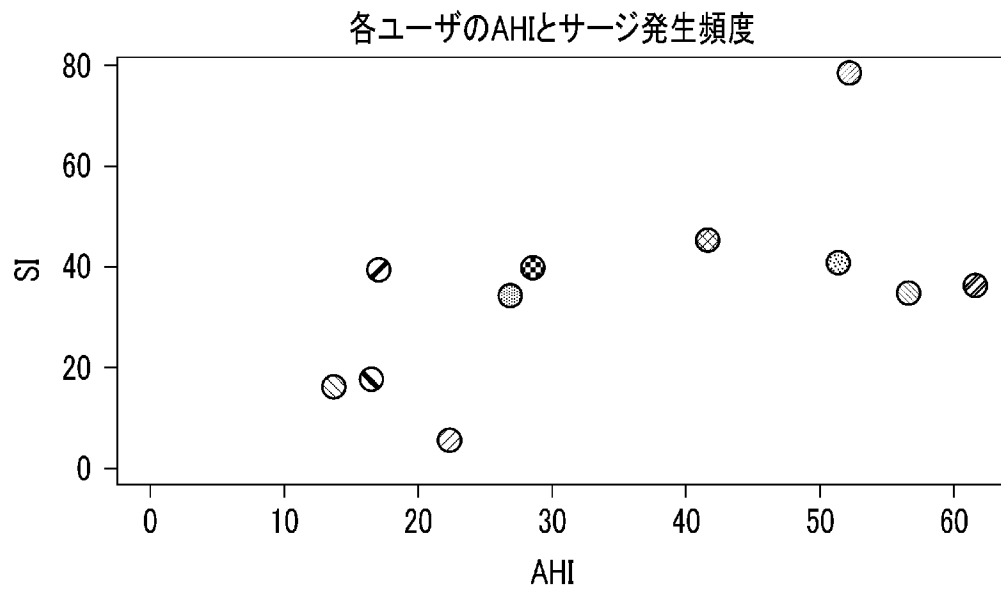
[図24]



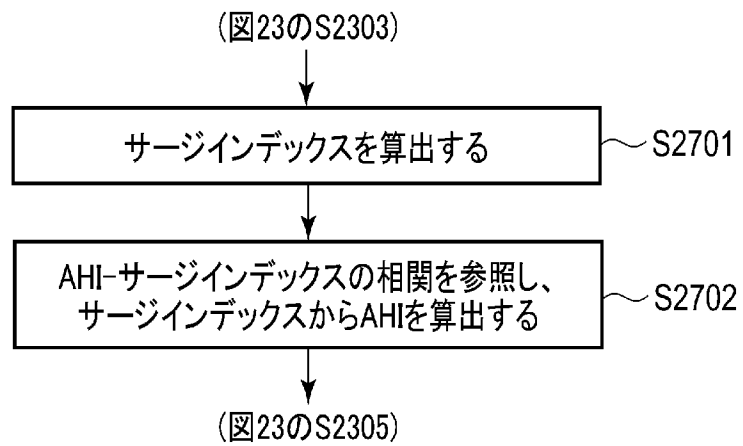
[図25]



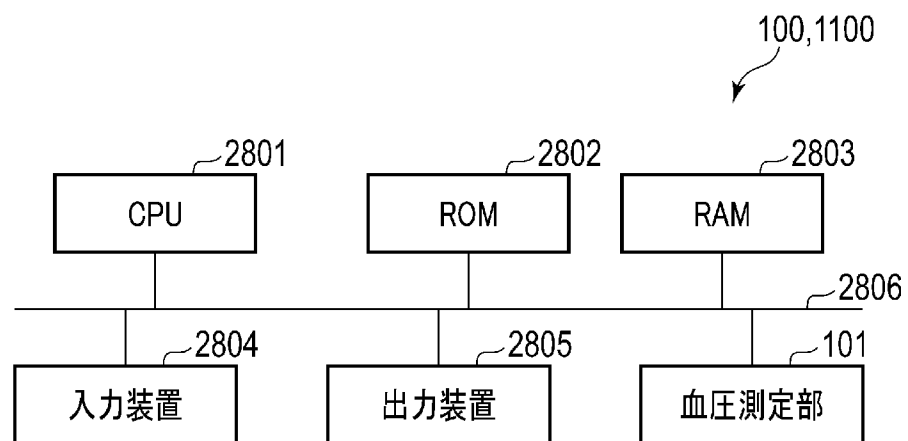
[図26]



[図27]



[図28]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/009579

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/022 (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)

Int.Cl. A61B5/022

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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 2016-64125 A (SHINANO KENSHI CO., LTD.) 28 April 2016, paragraphs [0021]-[0092], fig. 1-29 & US 2017/0277858 A1, paragraphs [0065]-[0254], fig. 1-29 & EP 3196836 A1	1-2, 5-6, 8, 14-15
Y		3, 7, 9-13
A		4
Y	JP 10-295657 A (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) 10 November 1998, paragraphs [0047]-[0054], fig. 4-7 (Family: none)	3
A		4
Y	JP 2010-540127 A (OTTAWA HEALTH RESEARCH INSTITUTE) 24 December 2010, paragraphs [0052], [0061]-[0104], fig. 6-12 & WO 2009/043144 A1, paragraphs [0078], [0087]-[0122], fig. 6-12 & US 2010/0261977 A1 & CN 101939738 A & IL 204862 D & CA 2739378 A1	5, 7, 12
Y	JP 2013-099505 A (PANASONIC CORP.) 23 May 2013, paragraphs [0028]-[0110], fig. 1, 19-20 & US 2014/0194755 A1, paragraphs [0061]-[0141], fig. 1, 19-20 & EP 2769670 A1 & CN 103764018 A	5, 9, 12



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"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

"I" 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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

23 May 2018 (23.05.2018)

Date of mailing of the international search report

12 June 2018 (12.06.2018)

Name and mailing address of the ISA/

Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/009579

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-66087 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS, LTD.) 17 March 2005, paragraphs [0100]-[0109], fig. 23-25 (Family: none)	5, 9, 12
Y	JP 2006-280392 A (TERUMO CORP.) 19 October 2006, paragraphs [0022]-[0026], fig. 3 (Family: none)	10-11
Y	JP 2006-212218 A (TOSHIBA CORP.) 17 August 2006, paragraphs [0122]-[0127], fig. 17-19 & US 2006/0200011 A1, paragraphs [0142]-[0147], fig. 17- 19	13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/022 (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. A61B5/022

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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 2016-64125 A (シナノケンシ株式会社) 2016.04.28, 段落 [0021]-[0092], 図 1-29 & US 2017/0277858 A1, 段落 [0065]-[0254], 図 1-29	1-2, 5-6, 8, 14-15
Y	& EP 3196836 A1	3, 7, 9-13
A		4

☒ 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

「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
「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
「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)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「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
「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
「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
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

23.05.2018

国際調査報告の発送日

12.06.2018

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)

牧尾 尚能

2 Q

8 3 5 7

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
Y	JP 10-295657 A (松下電器産業株式会社) 1998.11.10, 段落 [0047]-[0054], 図 4-7	3
A	(ファミリーなし)	4
Y	JP 2010-540127 A (オタワ ヘルス リサーチ インスティテュー ト) 2010.12.24, 段落 [0052], [0061]-[0104], 図 6-12 & WO 2009/043144 A1, 段落 [0078], [0087]-[0122], 図 6-12 & US 2010/0261977 A1 & CN 101939738 A & IL 204862 D & CA 2739378 A1	5, 7, 12
Y	JP 2013-099505 A (パナソニック株式会社) 2013.05.23, 段落 [0028]-[0110], 図 1, 図 19-20 & US 2014/0194755 A1, 段落 [0061]-[0141], 図 1, 図 19-20 & EP 2769670 A1 & CN 103764018 A	5, 9, 12
Y	JP 2005-66087 A (松下電工株式会社) 2005.03.17, 段落 [0100]-[0109], 図 23-25 (ファミリーなし)	5, 9, 12
Y	JP 2006-280392 A (テルモ株式会社) 2006.10.19, 段落 [0022]-[0026], 図 3 (ファミリーなし)	10-11
Y	JP 2006-212218 A (株式会社東芝) 2006.08.17, 段落 [0122]-[0127], 図 17-19 & US 2006/0200011 A1, 段落 [0142]-[0147] , 図 17-19	13