(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
2022年6月30日(30.06.2022)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2022/138169 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 10/00 (2006.01) *A61B 5/0225* (2006.01)
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/045149

(22) 国際出願日： 2021年12月8日(08.12.2021)

(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 2020-212869 2020年12月22日(22.12.2020) 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).

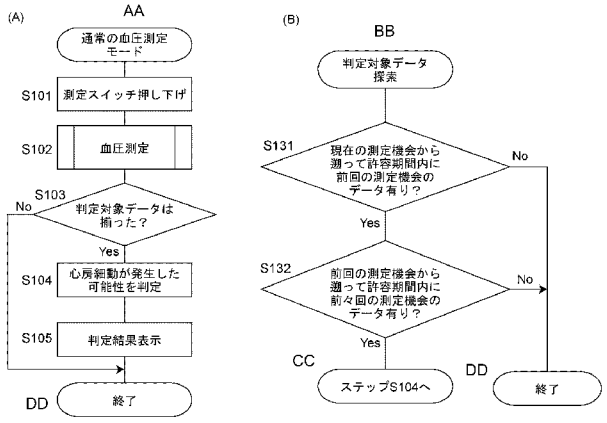
(72) 発明者: 澤野井 幸哉 (**SAWANOI, Yukiya**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 内藤 晃誠(**NAITO, Terumasa**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 神田 寛行 (**KANDA, Hiroyuki**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 工藤 優汰(**KUDO, Yuta**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 伊藤 達則(**ITO, Tatsunori**); 〒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).

(74) 代理人: 山尾 憲人, 外 (**YAMAO, Norihito** et al.); 〒5300017 大阪府大阪市北区角田町

(54) **Title:** ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER AND METHOD FOR DETERMINING ATRIAL FIBRILLATION IN ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER

(54) 発明の名称： 電子血圧計、および、電子血圧計における心房細動判定方法

[図2]



S101 Press down measurement switch
S102 Blood pressure measurement
S103 Are determination target data all ready?
S104 Determine possibility of atrial fibrillation having occurred
S105 Display determination result
S131 Is there data for last measurement occasion that took place within permissible period retrospective from current measurement occasion?
S132 Is there data for second-to-last measurement occasion that took place within permissible period retroactive from last measurement occasion?
AA Normal blood pressure measurement mode
BB Search for determination target data
CC To step S104
DD End

(57) **Abstract:** An electronic sphygmomanometer according to the present invention comprises: a cuff pressure control unit for performing control so as to increase or decrease pressure on a cuff; a pressure detection unit for detecting a cuff pressure signal; and a blood pressure measurement unit which extracts a pulse wave signal indicative of a pulse wave and superimposed on the cuff pressure signal and which, on the basis of the pulse wave signal, makes a measurement of blood pressure. A pulse wave interval calculation unit determines a data group representing pulse wave intervals, on the basis of pulse wave signals obtained only during a single compression process or a single decompression process per measurement occasion for a test subject (S102). A determination unit adds up the data groups of three or more measurement occasions of the test subject, determines an average value of the pulse intervals, and, on the basis of whether or not there is any irregular pulse wave data that falls outside a predetermined acceptable range with respect to the average value, determines whether or not there is a possibility of atrial fibrillation having occurred (S104).

WO 2022/138169 A1

［続葉有］

８番１号梅田阪急ビルオフィスタワー
青山特許事務所 Osaka (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, IT, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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：

— 国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：本発明の電子血圧計は、カフの圧力を加圧し又は減圧する制御を行うカフ圧制御部と、カフ圧信号を検出する圧力検出部と、カフ圧信号に重畳された脈波を表す脈波信号を取り出し、この脈波信号に基づいて血圧を測定する血圧測定部とを備える。脈波間隔算出部は、或る被験者について１測定機会ごとに、１加圧過程または１減圧過程のみで得られた脈波信号に基づいて、脈波間隔を表すデータ群を求める（Ｓ１０２）。判定部は、その被験者の３測定機会以上についてのデータ群を集計して、脈波間隔の平均値を求めるとともに、集計されたデータ群の中に、平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する（Ｓ１０４）。

明　細　書

発明の名称 ：

電子血圧計、および、電子血圧計における心房細動判定方法

技術分野

[0001] この発明は電子血圧計に関し、より詳しくは、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定できる電子血圧計に関する。また、この発明は、電子血圧計において心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する心房細動判定方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、家庭向け電子血圧計として、取得された脈波情報に基づいて心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する機能を搭載したものがある（例えば、オムロンヘルスケア株式会社製の自動電子血圧計；M7 Intelli IT）。例えば、そのような血圧計を用いて被験者が１測定機会に連続して複数回（例えば、３回）の血圧測定を行うものとする。すると、各回の血圧測定において取得された脈波信号の間隔である脈波間隔が算出され、その脈波間隔とその血圧測定における平均的な脈波間隔とが比較される。そして、予め設定された例えば±２５％などの許容値を超える脈波間隔が不規則脈波であると判定されて、その不規則脈波の発生回数がカウントされる。連続した複数回の血圧測定において、不規則脈波が所定回数以上発生した測定が何回発生したかに応じて、心房細動が発生した可能性が有るか否かが判定される。

[0003] 例えば、非特許文献１（M. Ishizawa et al. “Development of a Novel Algorithm to Detect Atrial Fibrillation Using an Automated Blood Pressure Monitor With an Irregular Heartbeat Detector”、Circulation Journal、一般社団法人日本循環器学会、2019年9月、83巻、12号、p.2416-2417）では、連続した３回の血圧測定中、１回以上不規則脈波が発生した測定回が２回以上あった場合を、心房細動が発生した可能性が有ると判定した結果が報告されている。その結果では、感度（心房細動患者を正しく心房細動とし

て検出した割合）が９５．５％、特異度（心房細動でない患者を正しく心房細動でないと検出した割合）が９６．５％と非常に精度良く判定できている。

先行技術文献

非特許文献

[0004] 非特許文献1：M. Ishizawa et al.（石澤真ら）、“Development of a Novel Algorithm to Detect Atrial Fibrillation Using an Automated Blood Pressure Monitor With an Irregular Heartbeat Detector（不規則脈波検出器付き自動血圧計を用いた心房細動検出のための新アルゴリズムの開発）”、Circulation Journal（サーキュレーション・ジャーナル）、一般社団法人日本循環器学会、2019年9月、83巻、12号、p.2416-2417

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ところで、一般的に１回の血圧測定の際に取得される脈波数は１０拍前後である。そのため、１回の血圧測定で取得される脈波数で心房細動のスクリーニングを行った場合、安定して判定できない、と考えられる。

[0006] しかし、測定機会のたびに常に３回血圧測定することは、１測定機会に要するトータル時間が長くなることや、収縮期血圧以上に繰り返しカフで圧迫される拘束感を受けることなどから、被験者にとって非常に煩わしいと言える。例えば、一般的に１回の血圧測定には４０秒～６０秒程度の時間を要する。また、測定と測定との間に３０秒間～１分間の時間間隔をあけることが推奨されている。このため、３回連続血圧測定するには、図１４に示すように、少なくとも１８０秒以上（１回目測定４０秒＋間隔３０秒＋２回目測定４０秒＋間隔３０秒＋３回目測定４０秒）のトータル時間を要することになる。

[0007] そこで、この発明の課題は、１測定機会当たり比較的短時間で、心房細動が発生した可能性が有るか否かを精度良く判定できる電子血圧計、および、

電子血圧計における心房細動判定方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記課題を解決するため、この開示の電子血圧計は、

被測定部位を通る動脈の脈波に基づいてオシロメトリック法により血圧を測定する電子血圧計であって、

被測定部位に装着されたカフの圧力を加圧し又は減圧する制御を行うカフ圧制御部と、

上記カフ圧制御部による加圧過程または減圧過程で、上記カフの圧力を表すカフ圧信号を検出する圧力検出部と、

上記カフ圧信号に重畳された脈波を表す脈波信号を取り出し、この脈波信号に基づいて血圧を測定する血圧測定部と、

或る被験者について１測定機会ごとに、１加圧過程または１減圧過程のみで得られた上記脈波信号に基づいて、脈波間隔を表すデータ群を求める脈波間隔算出部と、

上記被験者の３測定機会以上についての上記データ群を集計して、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、集計された上記データ群の中に、上記平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する判定部と

を備えたことを特徴とする。

[0009] 「１測定機会」とは、被験者がカフを一旦装着した血圧測定のための機会を意味する。本発明では、１測定機会当たり１回の血圧測定が行われることが予定されている。

[0010] 「１加圧過程または１減圧過程のみ」とは、１測定機会における１回の血圧測定のみであることを意味する。１データ群に含まれるデータ数としては、典型的には１０個程度が想定される。

[0011] 「３測定機会」としては、例えば、或る日の朝１回、昼１回、夜１回のような３回の測定機会、または、或る日の朝１回、翌日の朝１回、さらに翌日

の朝１回のような３回の測定機会などが想定される。

[0012] 「脈波間隔」とは、脈波のピーク・ツゥ・ピークの間隔（または、それに相当するボトム・ツゥ・ボトムの間隔）を意味する。

[0013] 「不規則脈波」とは、脈波間隔が平均値に対して予め定められた許容範囲を超える脈波を指す。「予め定められた許容範囲」とは、例えば平均値に対して±２５％の範囲内を指す。

[0014] この開示の電子血圧計では、被測定部位を通る動脈の脈波に基づいて、次のようにして血圧が測定される。まず、被験者がカフを被測定部位に装着して測定機会を迎えるものとする。カフ圧制御部は、被測定部位に装着されたカフの圧力を、加圧過程または減圧過程に置く。上記カフ圧制御部による上記加圧過程または上記減圧過程で、圧力検出部は、上記カフの圧力を表すカフ圧信号を検出する。血圧測定部は、上記カフ圧信号に重畳された脈波を表す脈波信号を取り出し、この脈波信号に基づいて血圧を測定する。このようにして、１測定機会当たり１回の血圧測定が行われる。

[0015] ここで、脈波間隔算出部は、或る被験者について１測定機会ごとに、１加圧過程または１減圧過程のみで得られた上記脈波信号に基づいて、脈波間隔を表すデータ群を求める。１データ群に含まれるデータ数としては、典型的には１０個程度が想定される。既述のように、データ数１０個程度では、心房細動が発生した可能性が有るか否かを、精度良く判定できない、と考えられる。そこで、この電子血圧計では、判定部は、上記被験者の３測定機会以上についての上記データ群を集計して、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、集計された上記データ群の中に、上記平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する。このようにした場合、上記判定の基礎となるデータ数は、従来方式（非特許文献１に記載の、１測定機会当たり連続して３回血圧測定する方式を指す。以下同様。）における連続した３回の血圧測定のデータ数と同程度か、またはそれ以上になる。したがって、この電子血圧計によれば、心房細動が発生した可能性が有るか否かを精

度良く判定できる。

[0016] また、この電子血圧計では、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するために、１測定機会当たり１回の血圧測定が行われば足りるので、１測定機会当たりに要する時間が比較的短時間で済む。なお、１測定機会当たり複数回の血圧測定が行われてもよい。

[0017] 一実施形態の電子血圧計では、

上記判定部は、

上記１測定機会ごとの上記データ群の各々について、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、そのデータ群の中に上記不規則脈波のデータが存在するか否かを判定して、上記１測定機会ごとに不規則脈波が発生したか否かを表す個別判定結果を求め、

上記３測定機会のうち２測定機会以上について、上記不規則脈波が発生したとの上記個別判定結果が得られたときに限り、心房細動が発生した可能性が有ると判定する

ことを特徴とする。

[0018] この一実施形態の電子血圧計では、上記判定部は、上記１測定機会ごとの上記データ群の各々について、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、そのデータ群の中に、上記不規則脈波のデータが存在するか否かを判定して、上記１測定機会ごとに不規則脈波が発生したか否かについての個別判定結果を求める。さらに、上記判定部は、上記３測定機会のうち２測定機会以上について、上記不規則脈波が発生したとの上記個別判定結果が得られたときに限り、心房細動が発生した可能性が有ると判定する。これにより、心房細動が発生した可能性が有るか否かを、簡易なアルゴリズムで判定できる。

[0019] 一実施形態の電子血圧計では、

上記３測定機会をなす測定機会同士の時間間隔は、予め定められた許容期間内であることを特徴とする。

[0020] 「予め定められた許容期間」とは、例えば１日間を意味する。

[0021] この一実施形態の電子血圧計では、上記３測定機会をなす測定機会同士の

時間間隔は、予め定められた許容期間内であることから、上記判定の信頼性を向上できる。

[0022] 一実施形態の電子血圧計では、

上記１測定機会ごとの上記個別判定結果を測定日時と対応付けて記憶する記憶部を備え、

上記判定部は、上記記憶部に記憶されている上記個別判定結果を最新のものから遡って探索して、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間内であるという条件を満たして上記３測定機会以上についての上記個別判定結果が揃っているときに限り、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定することを特徴とする。

[0023] この一実施形態の電子血圧計では、記憶部は、上記１測定機会ごとの上記個別判定結果を測定日時と対応付けて記憶する。上記判定部は、上記記憶部に記憶されている上記個別判定結果を最新のものから遡って探索して、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間内であるという条件を満たして上記３測定機会以上についての上記個別判定結果が揃っているときに限り、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する。逆に言えば、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間を超えているような古い個別判定結果は、上記判定部による判定の基礎として用いられることはない。したがって、上記判定の信頼性を向上できる。

[0024] 一実施形態の電子血圧計では、

上記カフ圧制御部、上記圧力検出部および上記血圧測定部によって、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行う通常の血圧測定モードと、１測定機会当たり３回以上の血圧測定を繰り返す心房細動スクリーニングモードとを有し、

上記通常の血圧測定モードで、上記判定部は、上記集計された上記脈波間隔を表すデータ群の中で、上記不規則脈波のデータが、予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定し、

上記頻発条件が満たされたとき、上記通常の血圧測定モードから上記心房

細動スクリーニングモードへ切り替えることを促す報知を行う報知部を備えたことを特徴とする。

[0025] 「予め定められた頻発条件」としては、

ｉ） 最新の２測定機会についての上記脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ上記不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件、

ii） 最新の５測定機会についての上記脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ上記不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件、

iii） 毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の２測定機会についての上記脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ上記不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件、

iv） 毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の５測定機会についての上記脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ上記不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件

などが挙げられる。

[0026] この一実施形態の電子血圧計では、デフォルトでは、上記カフ圧制御部、上記圧力検出部および上記血圧測定部によって、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行う通常の血圧測定モードとなる。上記通常の血圧測定モードで、上記判定部は、上記集計された上記脈波間隔を表すデータ群の中で、上記不規則脈波のデータが、予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定する。上記頻発条件が満たされたとき、報知部は、上記通常の血圧測定モードから上記心房細動スクリーニングモードへ切り替えることを促す報知を行う。この報知によって、ユーザ（上記被験者、医師、看護師などの医療関係者を含む。以下同様。）は、通常の血圧測定モードから心房細動スクリーニングモードへ切り替えることを促される。心房細動スクリーニングモードに切り替えられれば、通常の血圧測定モードに比して、心房細動のスクリーニングがより精度良く行われ得る。

[0027] 一実施形態の電子血圧計では、

上記カフ圧制御部、上記圧力検出部および上記血圧測定部によって、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行う通常の血圧測定モードと、１測定機会当たり３回以上の血圧測定を繰り返す心房細動スクリーニングモードとを有し、

上記通常の血圧測定モードで、上記判定部は、上記集計された上記脈波間隔を表すデータ群の中で、上記不規則脈波のデータが、予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定し、

上記頻発条件が満たされたとき、上記通常の血圧測定モードから上記心房細動スクリーニングモードへ切り替える制御を行うモード制御部を備えたことを特徴とする。

[0028] この一実施形態の電子血圧計では、デフォルトでは、上記カフ圧制御部、上記圧力検出部および上記血圧測定部によって、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行う通常の血圧測定モードとなる。上記通常の血圧測定モードで、上記判定部は、上記集計された上記脈波間隔を表すデータ群の中で、上記不規則脈波のデータが、予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定する。上記頻発条件が満たされたとき、モード制御部は、上記通常の血圧測定モードから上記心房細動スクリーニングモードへ切り替える制御を行う。心房細動スクリーニングモードでは、１測定機会当たり３回以上の血圧測定が繰り返される。したがって、この心房細動スクリーニングモードでは、通常の血圧測定モードに比して、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定がより精度良く行われ得る。

[0029] 別の局面では、この発明の電子血圧計における心房細動判定方法は、

被測定部位を通る動脈の脈波に基づいて血圧を測定する電子血圧計における心房細動判定方法であって、

上記電子血圧計は、

被測定部位に装着されたカフの圧力を加圧し又は減圧する制御を行うカフ圧制御部と、

上記カフ圧制御部による加圧過程または減圧過程で、上記カフの圧力を表すカフ圧信号を検出する圧力検出部と、

上記カフ圧信号に重畳された脈波を表す脈波信号を取り出し、この脈波信号に基づいて血圧を測定する血圧測定部とを備え、

上記心房細動判定方法は、

或る被験者について１測定機会ごとに、１加圧過程または１減圧過程のみで得られた上記脈波信号に基づいて、脈波間隔を表すデータ群を求め、

上記被験者の３測定機会以上についての上記データ群を集計して、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、集計された上記データ群の中に、上記平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定することを特徴とする。

[0030] この発明の電子血圧計における心房細動判定方法によれば、心房細動が発生した可能性が有るか否かを精度良く判定できる。しかも、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するために、１測定機会当たり１回の血圧測定が行われば足りるので、１測定機会当たりに要する時間が比較的短時間で済む。

発明の効果

[0031] 以上より明らかなように、この開示の電子血圧計、および、電子血圧計における心房細動判定方法によれば、１測定機会当たり比較的短時間で、心房細動が発生した可能性が有るか否かを精度良く判定できる。

図面の簡単な説明

[0032] [図1]この発明の一実施形態の電子血圧計のブロック構成を示す図である。

[図2]図２（Ａ）は、上記電子血圧計による通常の血圧測定モードにおいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するフローを示す図である。図２（Ｂ）は、図２（Ａ）のフローにおいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するための判定対象データを、メモリ内で探索する処理のフローを示す図である。

[図3]図３（Ａ）は、上記電子血圧計による血圧測定のフローを示す図である。図３（Ｂ）は、標準的な脈波間隔を例示する図である。図３（Ｃ）は、不規則脈波が発生している脈波間隔を例示する図である。

[図4]図４（Ａ）は、上記通常の血圧測定モードにおいて心房細動が発生した可能性が有ると判定されたとき、表示器に表示される画面を例示する図である。図４（Ｂ）は、上記通常の血圧測定モードにおいて心房細動が発生した可能性（または心房細動に関する情報）が無いとき、表示器に表示される画面を例示する図である。

[図5]図５（Ａ）は、或る被験者（心房細動患者Ａさん）についての従来方式による判定対象データと、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定結果とを例示する図である。図５（Ｂ）は、その被験者についての本発明の第１実施形態による判定対象データと、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定結果とを例示する図である。

[図6]図６（Ａ）は、別の被験者（心房細動患者Ｂさん）についての従来方式による判定対象データと、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定結果とを例示する図である。図６（Ｂ）は、その被験者についての上記第１実施形態による判定対象データと、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定結果とを例示する図である。

[図7]図７（Ａ）は、さらに別の被験者（健常者Ｃさん）についての従来方式による判定対象データと、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定結果とを例示する図である。図７（Ｂ）は、その被験者についての上記第１実施形態による判定対象データと、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定結果とを例示する図である。

[図8]上記被験者（心房細動患者Ａさん）についての別の判定対象データを用いて、判定対象データが揃ったか否かの判断の仕方を説明する図である。

[図9]図９（Ａ）は、上記通常の血圧測定モードにおいて、被験者についての不規則脈波のデータが予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定するフローを示す図である。図９（Ｂ）は、上記通常の血圧測定モードにおいて、

被験者についての不規則脈波のデータが予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定する別のフローを示す図である。

[図10]上記電子血圧計による心房細動スクリーニングモードのフローを示す図である。

[図11]図１１（Ａ）は、図９（Ａ）のフローによって頻発条件を満たすと判定されたとき、表示器に表示される画面を例示する図である。図１１（Ｂ）は、図９（Ｂ）のフローによって頻発条件を満たすと判定されたとき、表示器に表示される画面を例示する図である。

[図12]或る被験者（心房細動患者Ａさん）についての図９（Ａ）または図９（Ｂ）のフローによる判定対象データと、頻発条件を満たすか否かの判定結果とを例示する図である。

[図13]上記被験者（心房細動患者Ａさん）についての図９（Ａ）または図９（Ｂ）のフローによる別の判定対象データと、頻発条件を満たすか否かの判定結果とを例示する図である。

[図14]従来方式によって心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する場合に、１測定機会当たりに要するトータル時間を示す図である。

発明を実施するための形態

[0033] 以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

[0034] （血圧計の構成）

図１は、この発明の一実施形態の電子血圧計１の外観を示している。この血圧計１は、大別して、被験者の棒状の被測定部位（例えば、上腕）を取り巻いて装着される血圧測定用カフ２０と、血圧測定のための要素を搭載した本体１０とを備えている。

[0035] 上記カフ２０は、一般的なものであり、細長い帯状の外布２１と内布２３との間に流体袋２２を挟み、それらの外布２１、内布２３の周縁部を縫製または溶着して構成されている。

[0036] 本体１０は、プロセッサとしてのＣＰＵ（Central Processing Unit）１００と、表示器５０と、操作部５２と、記憶部としてのメモリ５１と、電源部

５３と、圧力センサ３１と、発振回路３１０と、ポンプ３２と、ポンプ駆動回路３２０と、弁３３と、弁駆動回路３３０とを搭載している。この例では、圧力センサ３１に接続されたエア配管３９ａと、ポンプ３２に接続されたエア配管３９ｂと、弁３３に接続されたエア配管３９ｃとが合流して、１本のエア配管３９になって、カフ２０内の流体袋２２に流体流通可能に接続されている。以下では、上記エア配管３９ａ，３９ｂ，３９ｃを含めて、エア配管３９として総称する。

[0037] 表示器５０は、この例では、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display；液晶ディスプレイ）からなり、ＣＰＵ１００からの制御信号に従って所定の情報を表示する。この例では、表示器５０は、図４（Ｂ）に例示するように、上から順に、収縮期血圧ＳＹＳ（Systolic Blood Pressure、単位；ｍｍＨｇ）を表示するためのＳＹＳ表示領域５０１と、拡張期血圧ＤＩＡ（Diastolic Blood Pressure、単位；ｍｍＨｇ）を表示するためのＤＩＡ表示領域５０２と、脈拍数ＰＬＳ（単位；拍／ｍｉｎ）を表示するためのＰＬＳ表示領域５０３と、被験者についての心房細動に関する情報を表示するためのＡＦ表示領域５０４とを備えている。なお、図４（Ｂ）では、便宜上、各表示領域５０１，５０２，５０３，５０４を破線の枠で図示しているが、実際には破線の枠は表示されない。表示器５０は、有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイからなっていてもよいし、ＬＥＤ（Light Emitting Diode；発光ダイオード）を含んでいてもよい。

[0038] 図１中に示す操作部５２は、この例では、血圧の測定開始／停止の指示を受け付けるための測定スイッチ５２Ａと、記録されている血圧測定等の結果を呼び出すためのメモリスイッチ５２Ｂと、通常の血圧測定モードと心房細動スクリーニングモードとの間でモードを切り替える指示を受け付けるためのモード切替スイッチ５２Ｃとを含み、ユーザの指示に応じた操作信号をＣＰＵ１００に入力する。

[0039] ここで、「通常の血圧測定モード」とは、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行い、判定対象データが揃ったとき心房細動が発生した可能性が有

るか否かを判定するモードを指す。「心房細動スクリーニングモード」とは、１測定機会当たり３回以上の血圧測定を繰り返し、判定対象データが揃ったとき心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するモードを指す。

[0040] メモリ５１は、血圧計１を制御するためのプログラムのデータ、血圧計１の各種機能を設定するための設定データ、血圧値の測定結果のデータなどを記憶する。また、メモリ５１は、プログラムが実行されるときのワークメモリなどとして用いられる。

[0041] ＣＰＵ１００は、メモリ５１に記憶された血圧計１を制御するためのプログラムに従って、この血圧計１全体の動作を制御する。具体的な制御については、後述する。

[0042] 圧力センサ３１は、この例ではピエゾ抵抗式半導体圧力センサからなる。この圧力センサ３１は、エア配管３９を通して、カフ２０に内包された流体袋２２内の圧力（これを「カフ圧Ｐｃ」と呼ぶ。）をピエゾ抵抗効果による電気抵抗として出力する。発振回路３１０は、圧力センサ３１からの電気抵抗に応じた発振周波数で発振する。ＣＰＵ１００は、その発振周波数に応じて、カフ圧Ｐｃを求める。圧力センサ３１、発振回路３１０、ＣＰＵ１００は、全体として、カフ２０の圧力を検出する圧力検出部を構成している。後述するように、カフ圧Ｐｃには、被測定部位が示す脈波による圧力変動成分（これを「脈波信号Ｐｍ」と呼ぶ。）が重畳されている。

[0043] ポンプ３２は、ＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいてポンプ駆動回路３２０によって駆動され、エア配管３９を通して、カフ２０に内包された流体袋２２へ空気を供給する。これにより、流体袋２２の圧力（カフ圧Ｐｃ）が加圧される。弁３３は、常開タイプの電磁弁からなり、ＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて弁駆動回路３３０によって駆動され、エア配管３９を通して流体袋２２内の空気を排出または封入して、カフ圧Ｐｃを制御するために開閉される。ポンプ３２、ポンプ駆動回路３２０、弁３３、弁駆動回路３３０、ＣＰＵ１００は、全体として、カフ圧Ｐｃを加圧し又は減圧する制御を行うカフ圧制御部を構成している。

[0044] 電源部５３は、ＣＰＵ１００、表示器５０、メモリ５１、圧力センサ３１、ポンプ３２、弁３３、その他の本体１０内の各部に電力を供給する。

[0045] （第１実施形態）

図２（Ａ）は、血圧計１のＣＰＵ１００による通常の血圧測定モードにおいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するフローを示している。このフローは、或る被験者の１測定機会での処理（１回の血圧測定を含む）に相当する。この例では、測定機会としては、朝（０４：００～１０：００）１回、昼（１０：００～１９：００）１回、夜（１９：００～０２：００）１回が想定されているものとする。

[0046] カフ２０が被測定部位に装着された装着状態で、被験者が本体１０に設けられた測定スイッチ５２Ａを押し下げると（図２（Ａ）のステップＳ１０１）、ＣＰＵ１００は、まず血圧測定の処理を実行する（図２（Ａ）のステップＳ１０２）。

[0047] 具体的には、図３（Ａ）のステップＳ１に示すように、ＣＰＵ１００は、まず初期化を行う。すなわち、ＣＰＵ１００は、処理用メモリ領域を初期化するとともに、ポンプ３２を停止し、弁３３を開いた状態で、圧力センサ３１の０ｍｍＨｇ調整（大気圧を０ｍｍＨｇに設定する。）を行う。

[0048] 続いて、ＣＰＵ１００は圧力制御部として働いて、弁３３を閉じ（ステップＳ２）、ポンプ３２を駆動して、カフ２０の加圧を開始する（ステップＳ３）。すなわち、ＣＰＵ１００は、ポンプ３２からエア配管３９を通してカフ２０に内包された流体袋２２に空気を供給する。これとともに、ＣＰＵ１００は圧力検出部として働いて、カフ２０（流体袋２２）内の圧力（カフ圧Ｐｃ）を、エア配管３９を通して圧力センサ３１によって検出し、カフ圧Ｐｃに基づいて、ポンプ３２による加圧速度を制御する。これにより、カフ２０が加圧され、被測定部位を通る動脈が圧迫される。ここで、圧力センサ３１によって検出されるカフ圧Ｐｃには、滑らかに変化する成分（直流成分）に加えて、脈波による圧力変動成分（脈波信号Ｐｍ）が重畳されている。

[0049] 次に、ＣＰＵ１００は、カフ圧Ｐｃが予め定められた値（この例では、被

験者の想定される血圧値を十分上回るように、例えば２００ｍｍＨｇに設定されているものとする。）に達すると（ステップＳ４でＹｅｓ）、ポンプ３２を停止する（ステップＳ５）。

[0050] 続いて、ＣＰＵ１００は圧力制御部として働いて、弁３３を徐々に開く（ステップＳ６）。これにより、カフ圧Ｐｃを略一定速度で減圧してゆく。この減圧過程で、ＣＰＵ１００は、フィルタリングを行ってカフ圧Ｐｃから脈波信号Ｐｍを抽出する。そして、ステップＳ７で、ＣＰＵ１００は血圧測定部として働いて、この時点で取得されている脈波信号Ｐｍに基づいて、公知のオシロメトリック法により血圧値（収縮期血圧ＳＹＳ（Systolic Blood Pressure）と拡張期血圧ＤＩＡ（Diastolic Blood Pressure））の算出を試みる。また、ＣＰＵ１００は、上記脈波信号Ｐｍに基づいて、脈拍数ＰＬＳ［拍／ｍｉｎ］を算出する。さらに、ＣＰＵ１００は脈波間隔算出部として働いて、現在の測定機会（この第１実施形態では、測定機会は測定回と同義である。）についての上記脈波信号Ｐｍに基づいて、脈波間隔（これを「Δｔ」で表す。）を表すデータ群を求める。さらに、ＣＰＵ１００は判定部として働いて、上記脈波間隔Δｔを表すデータ群について、脈波間隔の平均値（これを「Δｔａｖｅ」で表す。）を求めるとともに、そのデータ群の中に不規則脈波のデータが存在するか否かを判定する。

[0051] この例では、図３（Ｂ）（横軸を時間ｔ、縦軸を脈波信号Ｐｍとして、脈波波形を表すグラフ）に例示するように、脈波間隔Δｔは、脈波Ｐｗのピーク・ツゥ・ピークの間隔として定められている。不規則脈波とは、脈波間隔の平均値Δｔａｖｅに対して予め定められた許容範囲（この例では、±２５％）を超える脈波を指す。例えば、図３（Ｃ）中に示す脈波Ｐｗ１では、前に隣り合う脈波との間隔Δｔ１、または、後に隣り合う脈波との間隔Δｔ２が、脈波間隔の平均値Δｔａｖｅに対して許容範囲±２５％を超えている。したがって、脈波Ｐｗ１は不規則脈波として判定される。

[0052] この例では、ＣＰＵ１００は、現在の測定機会についてのデータ群の中で、不規則脈波が発生した回数（これを「不規則脈波発生回数ｎ」と呼ぶ。）

を、個別判定結果として算出する。不規則脈波発生回数ｎが０であれば、現在の測定機会について不規則脈波が発生しなかったことを表す。また、不規則脈波発生回数ｎが１以上であれば、現在の測定機会について不規則脈波が発生したことを表す。

[0053] ＣＰＵ１００は、データ不足のために未だ血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと脈拍数ＰＬＳと不規則脈波発生回数ｎを算出できない場合は（図３（Ａ）のステップＳ８でＮＯ）、算出できるまでステップＳ６～Ｓ８の処理を繰り返す。

[0054] このようにして血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと脈拍数ＰＬＳと不規則脈波発生回数ｎの算出ができたら（ステップＳ８でＹｅｓ）、ＣＰＵ１００は圧力制御部として働いて、弁３３を開いて、カフ２０（流体袋２２）内の空気を急速排気する制御を行う（ステップＳ９）。

[0055] この後、図３（Ａ）のステップＳ１０で、ＣＰＵ１００は、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと脈拍数ＰＬＳを、表示器５０に表示する制御を行う。これにより、図４（Ｂ）に示すように、表示器５０内のＳＹＳ表示領域５０１，ＤＩＡ表示領域５０２，ＰＬＳ表示領域５０３に、それぞれ、例えば収縮期血圧ＳＹＳ＝１３０ｍｍＨｇ、拡張期血圧ＤＩＡ＝７２ｍｍＨｇ、脈拍数ＰＬＳ＝６６拍／ｍｉｎが表示される。なお、図３（Ａ）のステップＳ７では、心房細動が発生した可能性が有るか否かは未だ判定されていないため、ＡＦ表示領域５０４には、何も表示されていない。しかし、現在の測定機会についての不規則脈波発生回数ｎが１以上であれば、ＡＦ表示領域５０４に、「不規則脈波」が発生したことを表すマーク、メッセージなどを表示してもよい。

[0056] さらに、図３（Ａ）のステップＳ１０で、ＣＰＵ１００は、上記被験者の現在の測定機会について、測定日時と、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと、脈拍数ＰＬＳと、不規則脈波発生回数ｎとを、互いに対応付けて、メモリ５１に保存する制御を行う。これにより、図５（Ｂ）に例示するように、メモリ５１内のテーブルとして、上記被験者（この例では、心房細動患者Ａさん）の現在の測定機会について、この例では図５（Ｂ）のテーブルの１段目（表頭直下の段数を意味する。以下同様。）に、測定日付が０９／２２、測定時刻が２

１：１７、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡおよび脈拍数ＰＬＳが１３０／７２／６６、不規則脈波発生回数ｎが０というように、互いに対応付けて保存される。なお、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡおよび脈拍数ＰＬＳの単位は、簡単のため図示が省略されているが、既述のように、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡについてはｍｍＨｇ、脈拍数ＰＬＳについては拍／ｍｉｎである（以下同様。）。このようにして、１測定機会当たり１回の血圧測定が行われる。この後、図２（Ａ）のフローへ戻る。

[0057] なお、上の例では、カフ２０（流体袋２２）の減圧過程で血圧値と脈拍数ＰＬＳと不規則脈波発生回数ｎを算出したが、これに限られるものではなく、カフ２０（流体袋２２）の加圧過程で算出してもよい。

[0058] 次に、図２（Ａ）のステップＳ１０３で、ＣＰＵ１００は判定部として働いて、メモリ５１に記憶されている個別判定結果を最新のもの（現在の測定機会）から遡って探索して、判定対象データが揃っているか否かを判断する。

[0059] 具体的には、図２（Ｂ）に示すように、現在の測定機会から遡って許容期間（この例では、１日間）内に前回の測定機会のデータが有るか否かを判定し（図２（Ｂ）のステップＳ１３１）、もし有れば（ステップＳ１３１でＹｅｓ）、さらに、前回の測定機会から遡って許容期間（この例では、１日間）内に、前々回の測定機会のデータが有るか否かを判定する（ステップＳ１３２）。いずれかのデータが無ければ（ステップＳ１３１またはＳ１３２でＮｏ）、この通常の血圧測定モードの処理を終了する。

[0060] 例えば、現在の測定機会が図５（Ｂ）中の１段目（測定日付が０９／２２、測定時刻が２１：１７）に相当し、前回の測定機会のデータが無ければ（ステップＳ１３１でＮｏ）、この通常の血圧測定モードの処理を終了する。

[0061] 次の測定機会に、カフ２０が被測定部位に装着された装着状態で、上記被験者が本体１０に設けられた測定スイッチ５２Ａを押し下げると（図２（Ａ）のステップＳ１０１）、ＣＰＵ１００は再び血圧測定の処理を開始する（図２（Ａ）のステップＳ１０２）。この血圧測定の処理によって、図５（Ｂ

）中の２段目に示すように、測定日付が０９／２３、測定時刻が０８：３９、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡおよび脈拍数ＰＬＳが１２４／７８／７６、不規則脈波発生回数ｎが５というデータが保存されたものとする。この測定機会でも、前々回の測定機会のデータが無いから（ステップＳ１３２でＮｏ）、この通常の血圧測定モードの処理を終了する。

[0062] さらに次の測定機会に、カフ２０が被測定部位に装着された装着状態で、上記被験者が本体１０に設けられた測定スイッチ５２Ａを押し下げると（図２（Ａ）のステップＳ１０１）、ＣＰＵ１００は再び血圧測定の処理を開始する（図２（Ａ）のステップＳ１０２）。この血圧測定の処理によって、図５（Ｂ）中の３段目に示すように、測定日付が０９／２３、測定時刻が１６：１４、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡおよび脈拍数ＰＬＳが１１７／７２／５９、不規則脈波発生回数ｎが５というデータが保存されたものとする。この測定機会では、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間内であるという条件を満たして３測定機会以上についての個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎのデータ）Ｄ１が揃っている（図２（Ｂ）のステップＳ１３１およびＳ１３２でＹｅｓ）。したがって、ＣＰＵ１００は、判定対象データＤ１が揃っていると判断する（図２（Ａ）のステップＳ１０３でＹｅｓ）。なお、上記許容期間は、１日間以内であれば、日をまたいでもよい。

[0063] このとき、ＣＰＵ１００は、さらに判定部として働いて、３測定機会のうち２測定機会以上について、不規則脈波が発生したとの個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎ）が得られているか否かを判定する（図２（Ａ）のステップＳ１０４）。図５（Ｂ）の例では、１段目の測定機会（前々回の測定機会；測定日付が０９／２２、測定時刻が２１：１７）について不規則脈波発生無し（不規則脈波発生回数ｎ＝０）、２段目の測定機会（前回の測定機会；測定日付が０９／２３、測定時刻が０８：３９）について不規則脈波発生有り（不規則脈波発生回数ｎ＝５）、３段目の測定機会（現在の測定機会；測定日付が０９／２３、測定時刻が１６：１４）について不規則脈波発生有り（不規則脈波発生回数ｎ＝５）になっている。この例では、３測定機会のう

ち２測定機会について不規則脈波が発生しているから、心房細動が発生した可能性が有ると判定される。理解の容易のため、図５（Ｂ）の最右欄に、判定対象データＤ１の範囲を示すとともに、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」を表している。なお、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果は、「Ｎｏｎ－ＡＦ」で表される。

[0064] 続いて、ＣＰＵ１００は、現在の測定機会についての血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと脈拍数ＰＬＳに加えて、心房細動が発生した可能性が有る旨を表す情報を、表示器５０に表示する制御を行う。この例では、図４（Ａ）に示すように、表示器５０のＡＦ表示領域５０４に、「心房細動の可能性があります」というメッセージが表示される。なお、メッセージに代えて、または、メッセージに加えて、心房細動が発生した可能性が有ることを表すマークを表示してもよい。

[0065] この後、さらに次の測定機会に、カフ２０が被測定部位に装着された装着状態で、上記被験者が本体１０に設けられた測定スイッチ５２Ａを押し下げると（図２（Ａ）のステップＳ１０１）、ＣＰＵ１００は再び血圧測定の処理を開始する（図２（Ａ）のステップＳ１０２）。この血圧測定の処理によって、図５（Ｂ）中の４段目に示すように、測定日付が０９／２３、測定時刻が２１：５２、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡおよび脈拍数ＰＬＳが１１２／７０／６１、不規則脈波発生回数ｎが３というデータが保存されたものとする。この場合、図２（Ａ）のステップＳ１０３で、図５（Ｂ）中の２段目～４段目に示す判定対象データＤ２が揃っていると判断される。この例では、３測定機会のうち３測定機会すべてで不規則脈波が発生しているから、図２（Ａ）のステップＳ１０４で、心房細動が発生した可能性が有ると判定される。

[0066] 以降は同様に、上記被験者が朝１回、昼１回、夜１回の測定機会に血圧測定を繰り返す限り、測定機会ごとに心房細動が発生した可能性が有るか否かが判定される。

[0067] このようにした場合、ＣＰＵ１００による上記判定の基礎となるデータ数は、従来方式における連続した３回の血圧測定のデータ数と同程度か、また

はそれ以上になる。したがって、この血圧計１によれば、心房細動が発生した可能性が有るか否かを精度良く判定できる。また、心房細動が発生した可能性が有るか否かを、簡易なアルゴリズムで判定できる。

[0068] また、この血圧計１では、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定するために、１測定機会当たり１回の血圧測定が行われば足りるので、１測定機会当たりに要する時間が比較的短時間で済む。なお、１測定機会当たり複数回の血圧測定が行われてもよい。

[0069] なお、図２（Ａ）のステップＳ１０３で、３測定機会以上についての個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎのデータ）が得られていたとしても、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間を外れていれば（図２（Ｂ）のステップＳ１３１またはＳ１３２でＮｏ、したがって、図２（Ａ）のステップＳ１０３でＮｏ）、ＣＰＵ１００は、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定を行わず、この通常の血圧測定モードの処理を終了する。例えば、図８のテーブルの１段目～３段目では、上記被験者の３測定機会について、不規則脈波が発生したとの個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎ）のデータＤ７が得られている。具体的には、１段目の測定機会（前々回の測定機会；測定日付が０９／１７、測定時刻が１１：１０）について不規則脈波発生無し（不規則脈波発生回数ｎ＝０）、２段目の測定機会（前回の測定機会；測定日付が０９／２０、測定時刻が０８：３６）について不規則脈波発生無し（不規則脈波発生回数ｎ＝０）、３段目の測定機会（現在の測定機会；測定日付が０９／２１、測定時刻が０７：４０）について不規則脈波発生有り（不規則脈波発生回数ｎ＝１）になっている。この例では、３段目の測定機会（現在の測定機会）から２段目の測定機会（前回の測定機会）までは、１日間以内であるから、許容期間内になっている（図２（Ｂ）のステップＳ１３１でＹｅｓ）。しかし、２段目の測定機会（前回の測定機会）から１段目の測定機会（前々回の測定機会）までは、２日間を超えて遡るから、許容期間を外れている（図２（Ｂ）のステップＳ１３２でＮｏ、したがって、図２（Ａ）のステップＳ１０３でＮｏ）。このため、心房細動が発生した可能性が有るか

否かの判定（図２（Ａ）のステップＳ１０４）は行われない。なお、図８の最右欄に、このことが「Ｄ７；許容期間外」として表されている。

[0070] このように、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間を超えているような古い個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎのデータ）は、ＣＰＵ１００による上記判定の基礎として用いられることはない。したがって、判定の信頼性を向上できる。

[0071] （従来方式と本発明との比較検証）

例えば、図５（Ａ）は、従来方式に従って、上記被験者（この例では、心房細動患者Ａさん）が１測定機会当たり連続して３回血圧測定を行ったときのデータを示している。この例では、図５（Ａ）のテーブルの１段目～３段目に示すように、測定日付０９／２２の２１時台（夜）の測定機会に連続して３回血圧測定が行われている。測定時刻２１：１７、２１：１８、２１：１９の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはいずれも０であった。これらを判定対象データとして、従来方式（連続した３回の血圧測定中、１回以上不規則脈波が発生した測定回が２回以上あった場合を、心房細動が発生した可能性が有ると判定する）に従って判定した場合、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。次に、図５（Ａ）中の４段目～６段目に示すように、測定日付０９／２３の８時台（朝）の測定機会に連続して３回血圧測定が行われている。測定時刻０８：３９、０８：４０、０８：４２の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはそれぞれ５、２、７であった。これらを判定対象データとして、従来方式に従って判定した場合、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。以下同様に、図５（Ａ）中の７段目～９段目に示す測定日付０９／２３の１６時台（昼）の測定機会についても、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。また、図５（Ａ）中の１０段目～１２段目に示す測定日付０９／２３の２１時台（夜）の測定機会についても、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。このように、従来方式によれば、上記被験者の１測定機会ごとに心房細動が発生した可能性が

有るか否かを判定しているため、心房細動患者Ａさんのデータであっても、その測定機会の際の不規則脈波発生状況に依存して、判定結果が「Ｎｏｎ－ＡＦ」と「ＡＦ」とに分かれた。この理由は、心房細動患者であっても、常にその症状が出ているのではなく、飲酒、ストレス、睡眠不足などの環境要因によって、一時的にだけ症状が出る場合もあるからである、と考えられる。

[0072] 本発明（第１実施形態）の説明に用いた図５（Ｂ）中の、心房細動患者Ａさんについての血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡ、脈拍数ＰＬＳ、不規則脈波発生回数ｎのデータは、図５（Ａ）中の各測定機会のうち１回目の血圧測定のデータを抜粋したものに相当する。具体的には、図５（Ａ）中の１段目～３段目に示された測定日付０９／２２の２１時台（夜）のデータのうち１段目（測定日付が０９／２２、測定時刻が２１：１７）のデータが、図５（Ｂ）中の１段目のデータとして採用されている。また、図５（Ａ）中の４段目～６段目に示された測定日付０９／２３の８時台（朝）のデータのうち４段目（測定日付が０９／２３、測定時刻が０８：３９）のデータが、図５（Ｂ）中の２段目のデータとして採用されている。以下同様に、図５（Ａ）中の７段目～９段目に示された測定日付０９／２３の１６時台（昼）のデータのうち７段目（測定日付が０９／２３、測定時刻が１６：１４）のデータが、図５（Ｂ）中の３段目のデータとして採用されている。また、図５（Ａ）中の１０段目～１２段目に示された測定日付０９／２３の２１時台（夜）のデータのうち１０段目（測定日付が０９／２３、測定時刻が２１：５２）のデータが、図５（Ｂ）中の４段目のデータとして採用されている。既述のように、上記第１実施形態によれば、図５（Ｂ）中の３段目（測定日付が０９／２３、測定時刻が１６：１４）のデータが得られた測定機会で、判定対象データＤ１が揃って、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。また、図５（Ｂ）中の４段目（測定日付が０９／２３、測定時刻が２１：５２）のデータが得られた測定機会で、判定対象データＤ２が揃って、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。このよう

に、上記第１実施形態によれば、３測定機会のうち２測定機会以上について、不規則脈波が発生したとの個別判定結果が得られたときに限り、心房細動が発生した可能性が有ると判定しているので、従来方式に比して特定の測定機会の不規則脈波発生状況に対する依存性が緩和され、その結果、心房細動が発生した可能性が有るか否かについて妥当な（精度が良い）判定結果が得られた、と考えられる。

[0073] 図６（Ａ）は、従来方式に従って、別の被験者（この例では、心房細動患者Ｂさん）が１測定機会当たり連続して３回血圧測定を行ったときのデータを示している。この例では、図６（Ａ）のテーブルの１段目～３段目に示すように、測定日付０９／１６の１９時台（夜）の測定機会に連続して３回血圧測定が行われている。測定時刻１９：３２、１９：３５、１９：３６の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはそれぞれ６、２、３であった。これらを判定対象データとして、従来方式（連続した３回の血圧測定中、１回以上不規則脈波が発生した測定回が２回以上あった場合を、心房細動が発生した可能性が有ると判定する）に従って判定した場合、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。次に、図６（Ａ）中の４段目～５段目に示すように、測定日付０９／１７の６時台（朝）の測定機会に連続して２回血圧測定が行われている。測定時刻０６：０８、０６：１１の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはそれぞれ３、４であった。この場合、２回の血圧測定に止まったので、従来方式では、判定対象データが揃わず、「測定回数不足」の結果となった。次に、図６（Ａ）中の６段目～８段目に示すように、測定日付０９／１７の１２時台（昼）の測定機会に連続して３回血圧測定が行われている。測定時刻１２：４９、１２：５０、１２：５１の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはそれぞれ２、４、６であった。これらを判定対象データとして、従来方式に従って判定した場合、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。以下同様に、図６（Ａ）中の９段目～１１段目に示す測定日付０９／１７の１９時台（夜）の測定機会についても、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」

が得られた。このように、従来方式によれば、上記被験者の或る測定機会について、何らかの理由（被験者による測定回数の間違い、血圧計の故障など）により血圧測定が３回未満であった場合、測定回数不足となって、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定が行われない。

[0074] 図６（Ｂ）に示す心房細動患者Ｂさんについての血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡ、脈拍数ＰＬＳ、不規則脈波発生回数ｎのデータは、本発明の第１実施形態を実行するために、図６（Ａ）中の各測定機会のうち１回目の血圧測定のデータを抜粋したものに相当する。具体的には、図６（Ａ）のテーブルの１段目～３段目に示された測定日付０９／１６の１９時台（夜）のデータのうち１段目（測定日付が０９／１６、測定時刻が１９：３２）のデータが、図６（Ｂ）のテーブルの１段目のデータとして採用されている。また、図６（Ａ）中の４段目～５段目に示された測定日付０９／１７の６時台（朝）のデータのうち４段目（測定日付が０９／１７、測定時刻が０６：０８）のデータが、図６（Ｂ）中の２段目のデータとして採用されている。以下同様に、図６（Ａ）中の６段目～８段目に示された測定日付０９／１７の１２時台（昼）のデータのうち６段目（測定日付が０９／１７、測定時刻が１２：４９）のデータが、図６（Ｂ）中の３段目のデータとして採用されている。また、図６（Ａ）中の９段目～１１段目に示された測定日付０９／１７の１９時台（夜）のデータのうち９段目（測定日付が０９／１７、測定時刻が１９：３５）のデータが、図６（Ｂ）中の４段目のデータとして採用されている。上記第１実施形態によれば、図６（Ｂ）中の３段目（測定日付が０９／１７、測定時刻が１２：４９）のデータが得られた測定機会で、判定対象データＤ３が揃って、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。また、図６（Ｂ）中の４段目（測定日付が０９／１７、測定時刻が１９：３５）のデータが得られた測定機会で、判定対象データＤ４が揃って、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。このように、上記第１実施形態によれば、１測定機会当たり１回の血圧測定のデータのみを用いているので、心房細動患者Ｂさんについて判定対象データが揃っ

た３段目（測定日付が０９／１７、測定時刻が１２：４９）の測定機会以降は、測定機会の都度、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られた。したがって、上記第１実施形態によれば、被験者がカフ２０を一旦被測定部位に装着した１測定機会当たり１回の血圧測定が行われれば足りるので、１測定機会当たりの測定回数不足が生じ難い、と言える。

[0075] 図７（Ａ）は、従来方式に従って、さらに別の被験者（この例では、健常者Ｃさん）が１測定機会当たり連続して３回血圧測定を行ったときのデータを示している。この例では、図７（Ａ）のテーブルの１段目～３段目に示すように、測定日付０８／０１の４時台（朝）の測定機会に連続して３回血圧測定が行われている。測定時刻０４：５１、０４：５２、０４：５３の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはいずれも０であった。これらを判定対象データとして、従来方式に従って判定した場合、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。次に、図７（Ａ）中の４段目～６段目に示すように、測定日付０８／０１の１３時台（昼）の測定機会に連続して３回血圧測定が行われている。測定時刻１３：３５、１３：３６、１３：３７の血圧測定では、不規則脈波発生回数ｎはいずれも０であった。これらを判定対象データとして、従来方式に従って判定した場合、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。以下同様に、図７（Ａ）中の７段目～９段目に示す測定日付０８／０１の２２時台（夜）の測定機会についても、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。また、図７（Ａ）中の１０段目～１２段目に示す測定日付０８／０２の５時台（朝）の測定機会についても、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。このように、従来方式によれば、健常者Ｃさんについて、測定機会の都度、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。

[0076] 図７（Ｂ）に示す健常者Ｃさんについての血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡ、脈拍数ＰＬＳ、不規則脈波発生回数ｎのデータは、本発明の第１実施形態を実行するために、図７（Ａ）中の各測定機会のうち１回目の血圧測定のデータを抜

粋したものに相当する。具体的には、図７（Ａ）のテーブルの１段目～３段目に示された測定日付０８／０１の４時台（朝）のデータのうち１段目（測定日付が０８／０１、測定時刻が０４：５１）のデータが、図７（Ｂ）のテーブルの１段目のデータとして採用されている。また、図７（Ａ）中の４段目～６段目に示された測定日付０８／０１の１３時台（昼）のデータのうち４段目（測定日付が０８／０１、測定時刻が１３：３５）のデータが、図７（Ｂ）中の２段目のデータとして採用されている。以下同様に、図７（Ａ）中の７段目～９段目に示された測定日付０８／０１の２２時台（夜）のデータのうち７段目（測定日付が０８／０１、測定時刻が２２：５３）のデータが、図７（Ｂ）中の３段目のデータとして採用されている。また、図７（Ａ）中の１０段目～１２段目に示された測定日付０８／０２の５時台（朝）のデータのうち１０段目（測定日付が０８／０２、測定時刻が０５：００）のデータが、図７（Ｂ）中の４段目のデータとして採用されている。上記第１実施形態によれば、図７（Ｂ）中の３段目（測定日付が０８／０１、測定時刻が２２：５３）のデータが得られた測定機会で、判定対象データＤ５が揃って、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。また、図６（Ｂ）中の４段目（測定日付が０８／０２、測定時刻が０５：００）のデータが得られた測定機会で、判定対象データＤ６が揃って、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。このように、上記第１実施形態によれば、健常者Ｃさんについて、判定対象データが揃った３段目（測定日付が０８／０１、測定時刻が２２：５３）の測定機会以降は、測定機会の都度、心房細動が発生した可能性が無いとの判定結果「Ｎｏｎ－ＡＦ」が得られた。

[0077] このように、図５（Ａ）の判定結果と図５（Ｂ）の判定結果との比較、図６（Ａ）の判定結果と図６（Ｂ）の判定結果との比較、図７（Ａ）の判定結果と図７（Ｂ）の判定結果との比較から、本発明の第１実施形態によれば、心房細動が発生した可能性が有るか否かを、精度良く判定できることを検証できた。また、図６（Ａ）の判定結果と図６（Ｂ）の判定結果との比較から

、本発明の第１実施形態では、被験者がカフ２０を一旦被測定部位に装着した１測定機会当たり１回の血圧測定が行われば足りるので、１測定機会当たりの測定回数不足が生じ難い、と言える。

[0078] 測定機会同士の時間間隔が許容期間「１日間以内」であるという条件については、厳密な数値ではなく、例えば、小数点以下を四捨五入して１日間以内であればよい（以下同様。）。

[0079] なお、上の例では、測定機会として、朝（０４：００～１０：００）１回、昼（１０：００～１９：００）１回、夜（１９：００～０２：００）１回が想定されているものとしたが、これに限られるものではない。例えば図８のテーブルの５段目～７段目に示すように、或る日の朝１回、翌日の朝１回、翌々日の朝１回のような３回の測定機会が想定されてもよい。具体的には、図８中の５段目の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻０８：３９）が或る日の朝１回に相当し、不規則脈波発生回数ｎは５になっている。６段目の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）が翌日の朝１回に相当し、不規則脈波発生回数ｎは２になっている。また、７段目の測定機会（測定日付０９／２５、測定時刻０８：３２）が翌々日の朝１回に相当し、不規則脈波発生回数ｎは０になっている。この例では、７段目の測定機会（測定日付０９／２５、測定時刻０８：３２）で、判定対象データＤ８が揃って、心房細動が発生した可能性が有るとの判定結果「ＡＦ」が得られる。このように、上記第１実施形態では、或る日の朝１回、翌日の朝１回、さらに翌日の朝１回のような３回の測定機会が想定されてもよい。

[0080] また、上の例では、３回の測定機会のデータ群を判定対象データとしたが、これに限られるものではない。４回以上の測定機会のデータ群を判定対象データとしてもよい。

[0081] また、上の例では、図３（Ａ）のステップＳ７で、１測定機会ごとに不規則脈波が発生したとの個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎ）を求めたが、これに限られるものではない。被験者の３測定機会以上についての脈波間隔を表すデータ群を一括して集計して、脈波間隔の平均値を求めるとともに、

一括して集計されたデータ群の中に、平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定してもよい。

[0082] （第２実施形態）

図９（Ａ）は、上記通常の血圧測定モードにおいて、被験者についての不規則脈波のデータが予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定するフローを示している。

[0083] 「予め定められた頻発条件」としては、

ｉ） 最新の２測定機会についての脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件、

ii） 最新の５測定機会についての脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件、

iii） 毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の２測定機会についての脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件、

iv） 毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の５測定機会についての脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件などが挙げられる。

[0084] 上記ｉ），iii）の頻発条件が定められている場合は、判定対象データとして、許容期間内の２測定機会についての個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎのデータ）が揃っている必要がある。上記ii），iv）の頻発条件が定められている場合は、判定対象データとして、許容期間内の５測定機会についての個別判定結果が揃っている必要がある。このように、予め定められた頻発条件に応じて、判定対象データとして、幾つの測定機会についての個別判定結果が揃っている必要があるかが定まる。

[0085] 最初の例では、頻発条件は、上記ｉ）の「最新の２測定機会についてのデ

ータ群に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」であるものとする。

[0086] カフ２０が被測定部位に装着された装着状態で、被験者（この例では、心房細動患者Ａさん）が本体１０に設けられた測定スイッチ５２Ａを押し下げると（図２（Ａ）のステップＳ２０１）、ＣＰＵ１００は、まず血圧測定の処理を実行する（図９（Ａ）のステップＳ２０２）。このステップＳ２０２では、図２（Ａ）のステップＳ１０２におけるのと同様に、ＣＰＵ１００が判定部として働いて、現在の測定機会（この第２実施形態では、通常の血圧測定モードに限り、測定機会は測定回と同義である。）についてのデータ群の中で、個別判定結果としての不規則脈波発生回数ｎを算出する。

[0087] ここで、例えば図１２のテーブルの１段目～２段目のデータが既に保存されており、現在の測定機会のデータが図１２のテーブルの３段目に保存されたものとする。具体的には、図１２中の１段目の測定機会（前々回の測定機会；測定日付０９／１７、測定時刻１１：１０）では、不規則脈波発生回数ｎは０になっている。２段目の測定機会（前回の測定機会；測定日付０９／１８、測定時刻２１：４１）では、不規則脈波発生回数ｎは１になっている。３段目の測定機会（現在の測定機会；測定日付０９／１９、測定時刻１７：０９）では、不規則脈波発生回数ｎは１になっている。

[0088] 次に、図９（Ａ）のステップＳ２０３で、ＣＰＵ１００は、メモリ５１に記憶されている個別判定結果を最新のもの（現在の測定機会）から遡って探索して、判定対象データが揃っているか否かを判断する。図１２中の２段目～３段目の例では、２測定機会についての個別判定結果（不規則脈波発生回数ｎのデータ）が得られている。したがって、ＣＰＵ１００は判定対象データＤ９が揃っていると判断する（図９（Ａ）のステップＳ２０３でＹｅｓ）。なお、判定対象データが揃っていなければ（ステップＳ２０３でＮｏ）、処理を終了して、次回の測定機会を待つ。

[0089] 上記判定対象データが揃っている場合、図９（Ａ）のステップＳ２０４で、ＣＰＵ１００は判定部として働いて、不規則脈波のデータが予め定められ

た頻発条件を満たすか否かを判定する。図１２中の２段目～３段目の例では、前回の測定機会（測定日付０９／１８、測定時刻２１：４１）と、現在の測定機会（測定日付０９／１９、測定時刻１７：０９）とで、それぞれ不規則脈波発生回数ｎが１以上になっている。したがって、ＣＰＵ１００は、上記ｉ）の「最新の２測定機会についての脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」が満たされている、と判定する（図９（Ａ）のステップＳ２０４でＹｅｓ）。理解の容易のため、図１２の最右欄に、判定対象データＤ９の範囲を示すとともに、頻発条件が満たされているとの判定結果「不規則脈波頻発」を表している。なお、頻発条件が満たされていなければ（ステップＳ２０４でＮｏ）、処理を終了して、次回の測定機会を待つ。

[0090] 上記頻発条件が満たされている場合、図９（Ａ）のステップＳ２０５で、ＣＰＵ１００は報知部として働いて、通常の血圧測定モードから心房細動スクリーニングモードへ切り替えることを促す報知を行う。例えば図１１（Ａ）に示すように、表示器５０のＡＦ表示領域５０４に、「心房細動モード測定をおすすめします」というメッセージを表示する。この報知によって、ユーザ（被験者、医師、看護師などの医療関係者を含む。）は、通常の血圧測定モードから心房細動スクリーニングモード（後述）へ切り替えることを促される。ユーザがモード切替スイッチ５２Ｃ（図１参照）によって心房細動スクリーニングモードに切り替えれば、通常の血圧測定モードに比して、心房細動のスクリーニングがより精度良く行われる。なお、メッセージに代えて、または、メッセージに加えて、心房細動スクリーニングモードへ切り替えることを促すマークを表示してもよい。

[0091] それに代えて、図９（Ｂ）のステップＳ２０５′に示すように、ＣＰＵ１００はモード制御部として働いて、通常の血圧測定モードから心房細動スクリーニングモードへ切り替える制御を行ってもよい。この場合、例えば図１１（Ｂ）に示すように、表示器５０のＡＦ表示領域５０４に、「次回は心房細動モードで測定されます」というメッセージを表示する。なお、図９（Ｂ

）のステップＳ２０１～Ｓ２０４は、図９（Ａ）のステップＳ２０１～Ｓ２０４と同じである。

[0092] 図１０は、血圧計１のＣＰＵ１００による心房細動スクリーニングモードのフローを示している。心房細動スクリーニングモードでは、１測定機会当たり３回以上の血圧測定を繰り返すことが予定されている。

[0093] カフ２０が被測定部位に装着された装着状態で、被験者が本体１０に設けられた測定スイッチ５２Ａを押し下げると（図１０のステップＳ３０１）、ＣＰＵ１００は心房細動スクリーニングモードの処理を開始する。

[0094] この心房細動スクリーニングモードでは、ＣＰＵ１００は、まず血圧測定の処理を実行する（図１０のステップＳ３０２）。このステップＳ３０２は、図９（Ａ）または図９（Ｂ）のステップＳ２０２（具体的には、図３（Ａ）のステップＳ１～Ｓ１０）と同じである。これにより、上記被験者の現在の測定機会における現在の測定回について、測定日時と、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと、脈拍数ＰＬＳと、不規則脈波発生回数ｎとが、互いに対応付けられて、メモリ５１に保存される。

[0095] 次に、図１０のステップＳ３０３に示すように、ＣＰＵ１００は、血圧測定（ステップＳ３０２）が予め定められた回数（この例では、３回）だけ行われたか否かを判断する。血圧測定が予め定められた回数行われていなければ（ステップＳ３０３でＮｏ）、行われるまで繰り返す。これにより、現在の測定機会について連続した３回分の血圧測定のデータ（すなわち、血圧測定の測定日時と、血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと、脈拍数ＰＬＳと、不規則脈波発生回数ｎ）が、メモリ５１に保存される。

[0096] 次に、図１０のステップＳ３０４に示すように、ＣＰＵ１００は、メモリ５１に保存された連続した３回分の血圧測定のデータを判定対象データとして、例えば従来方式によって、心房細動が発生した可能性があるか否かを判定する。具体的には、連続した３回の血圧測定中、１回以上不規則脈波が発生した測定回が２回以上あった場合を、心房細動が発生した可能性が有ると判定する。１回以上不規則脈波が発生した測定回が１回以下であれば、心房

細動が発生した可能性が無いと判定する。

[0097] 次に、図１０のステップＳ３０５に示すように、ＣＰＵ１００は、最後の測定回の血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡと脈拍数ＰＬＳに加えて、心房細動が発生した可能性が有る旨を表す情報を、表示器５０に表示する制御を行う。例えば、図４（Ａ）中のＡＦ表示領域５０４に表示したのと同様に、「心房細動の可能性があります」というメッセージを表示する。なお、メッセージに代えて、または、メッセージに加えて、心房細動スクリーニングモードへ切り替えることを促すマークを表示してもよい。

[0098] このように、心房細動スクリーニングモードでは、１測定機会当たり３回以上の血圧測定が繰り返される。したがって、この心房細動スクリーニングモードでは、通常の血圧測定モードに比して、心房細動が発生した可能性が有るか否かの判定がより精度良く行われ得る。

[0099] なお、図１０の例では、現在の測定機会について連続した３回分の血圧測定のデータ群を判定対象データとしたが、これに限られるものではない。４回以上の測定機会のデータ群を判定対象データとしてもよい。

[0100] （変形例１）

上記頻発条件として、上記ｉｉ）の「最新の５測定機会についての脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」を採用する例について、説明する。

[0101] 図１２のテーブルの５段目～９段目に注目すると、５段目の測定機会（測定日付０９／２１、測定時刻０７：４０）では、不規則脈波発生回数ｎは１になっている。６段目の測定機会（測定日付０９／２２、測定時刻０７：５０）では、不規則脈波発生回数ｎは０になっている。７段目の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻０８：３９）では、不規則脈波発生回数ｎは５になっている。８段目の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）では、不規則脈波発生回数ｎは２になっている。９段目の測定機会（現在の測定機会；測定日付０９／２５、測定時刻０８：３２）では、不規則脈

波発生回数ｎは０になっている。

[0102] この場合、図１２中の９段目の測定機会（現在の測定機会）のデータが得られたとき、ＣＰＵ１００は判定対象データＤ１０が揃っていると判断する（図９（Ａ）のステップＳ２０３でＹｅｓ）。そして、図９（Ａ）のステップＳ２０４で、ＣＰＵ１００は判定部として働いて、不規則脈波のデータが上記ii）の頻発条件を満たすか否かを判定する。図１２中の５段目～９段目の例では、５段目の測定機会（測定日付０９／２１、測定時刻０７：４０）と、７段目の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻０８：３９）と、８段目の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）との３測定機会で、それぞれ不規則脈波発生回数ｎが１以上になっている。したがって、ＣＰＵ１００は、上記ii）の「最新の５測定機会についての脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」が満たされている、と判定する（図９（Ａ）のステップＳ２０４でＹｅｓ）。理解の容易のため、図１２の最右欄に、判定対象データＤ１０の範囲を示すとともに、頻発条件が満たされているとの判定結果「不規則脈波頻発」を表している。この判定の後、既述のように、図９（Ａ）のステップＳ２０５または図９（Ｂ）のステップＳ２０５′の処理が続く。

[0103] （変形例２）

上記頻発条件として、上記iii）の「毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の２測定機会についての脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」を採用する例について、説明する。

[0104] 図１３のテーブルは、表頭に測定日付０９／１９、０９／２０、…、０９／２５を表し、表側に「朝（０４：００～１０：００）」、「昼（１０：００～１９：００）」、「夜（１９：００～０２：００）」の測定時間帯を表している。表体の各枠内には、上から順に、測定時刻（例えば、左上隅の枠では、０８：０７）、その測定時刻で得られた血圧値ＳＹＳ，ＤＩＡおよび

脈拍数ＰＬＳの値（例えば、左上隅の枠では、１２４／７６／６２）、不規則脈波発生回数ｎ（例えば、左上隅の枠では、ｎ＝０）が表されている。この例では、図１３中で、測定日付０９／２３の昼時間帯の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻１６：１４）と、測定日付０９／２４の昼時間帯の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻１５：０６）とに注目する。後者の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻１５：０６）が現在の測定機会であるものする。

[0105] この場合、上記測定日付０９／２４の昼時間帯の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻１５：０６）のデータが得られたとき、ＣＰＵ１００は判定対象データＤ１１が揃っていると判断する（図９（Ａ）のステップＳ２０３でＹｅｓ）。そして、図９（Ａ）のステップＳ２０４で、ＣＰＵ１００は判定部として働いて、不規則脈波のデータが上記iii）の頻発条件を満たすか否かを判定する。上の例では、測定日付０９／２３の昼時間帯の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻１６：１４）と、測定日付０９／２４の昼時間帯の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻１５：０６）とで、いずれも不規則脈波発生回数ｎが１以上になっている。したがって、ＣＰＵ１００は、上記iii）の「毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の２測定機会についての脈波間隔を表すデータ群に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」が満たされている、と判定する（図９（Ａ）のステップＳ２０４でＹｅｓ）。理解の容易のため、図１３中の昼時間帯の欄内に、判定対象データＤ１１の範囲を示すとともに、頻発条件が満たされているとの判定結果「不規則脈波頻発」を表している。この判定の後、既述のように、図９（Ａ）のステップＳ２０５または図９（Ｂ）のステップＳ２０５′の処理が続く。

[0106] （変形例３）

上記頻発条件として、上記iv）の「毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の５測定機会についての脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ不規則脈波のデータ

が１個以上存在したという条件」を採用する例について、説明する。

[0107] この例では、図１３中で、測定日付０９／２０の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２０、測定時刻０８：３６）と、測定日付０９／２１の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２１、測定時刻０７：４０）と、測定日付０９／２２の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２２、測定時刻０７：５０）と、測定日付０９／２３の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻０８：３９）と、測定日付０９／２４の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）とに注目する。測定日付０９／２４の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）が現在の測定機会であるものする。

[0108] この場合、上記測定日付０９／２４の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）のデータが得られたとき、ＣＰＵ１００は判定対象データＤ１２が揃っていると判断する（図９（Ａ）のステップＳ２０３でＹｅｓ）。そして、図９（Ａ）のステップＳ２０４で、ＣＰＵ１００は判定部として働いて、不規則脈波のデータが上記iv）の頻発条件を満たすか否かを判定する。上の例では、測定日付０９／２１の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２１、測定時刻０７：４０）と、測定日付０９／２３の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２３、測定時刻０８：３９）と、測定日付０９／２４の朝時間帯の測定機会（測定日付０９／２４、測定時刻０８：１６）との３測定機会で、それぞれ不規則脈波発生回数ｎが１以上になっている。したがって、ＣＰＵ１００は、上記iv）の「毎日の同じ時間帯（朝、昼、晩など）の最新の５測定機会についての脈波間隔を表すデータ群のうち過半数（つまり、３測定機会以上についてのデータ群）に、それぞれ不規則脈波のデータが１個以上存在したという条件」が満たされている、と判定する（図９（Ａ）のステップＳ２０４でＹｅｓ）。理解の容易のため、図１３中の朝時間帯の欄内に、判定対象データＤ１２の範囲を示すとともに、頻発条件が満たされているとの判定結果「ＡＦ頻発」を表している。この判定の後、既述のように、図９（Ａ）のステップＳ２０５または図９（Ｂ）のステッ

プＳ２０５′の処理が続く。

[0109] なお、上記ｉ）～iv）の頻発条件は、それぞれ単独で採用されてもよいし、それに代えて、それらが同時に併用されてもよい。併用の場合は、現在の測定機会で、上記ｉ）～iv）の頻発条件のうちいずれかの頻発条件が満たされているとき、ＣＰＵ１００は、不規則脈波のデータが頻発条件を満たしている、と判定する（図９（Ａ）のステップＳ２０４でＹｅｓ）。これにより、不規則脈波が頻発しているか否かを精度良く判定できる。

[0110] また、この第２実施形態における「予め定められた頻発条件」は、上記第１実施形態に関して述べたような、１測定機会当たり１回測定で、３測定機会のうち２測定機会以上について不規則脈波が発生した（不規則脈波発生回数ｎが１以上）という条件、言い換えれば、３測定機会のうち２測定機会以上についての脈波間隔を表すデータ群の中に、上記不規則脈波のデータが存在するという条件自体であってもよい。

[0111] 上の例では、被測定部位は上腕であるものとしたが、これに限られるものではない。被測定部位は、手首などの上腕以外の上肢、または、足首などの下肢であってもよい。

[0112] 上の例では、本発明による心房細動判定方法が、オシロメトリック法により血圧測定を行う血圧計に適用された。しかしながら、これに限られるものではなく、本発明による心房細動判定方法は、例えば、トノメトリ法（皮膚の上から血管が部分的に扁平になるように押し、脈波信号に基づいて一拍毎に血圧を連続測定する方式）により血圧測定を行う血圧計など、様々なタイプの電子血圧計に適用され得る。

[0113] 以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。上述した複数の実施の形態は、それぞれ単独で成立し得るものであるが、実施の形態同士の組みあわせも可能である。また、異なる実施の形態の中の種々の特徴も、それぞれ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態の中の特徴同士の組みあわせも可能である。

符号の説明

[0114] １　血圧計

１０　本体

２０　血圧測定用カフ

３１　圧力センサ

５０　表示器

５１　メモリ

５２　操作部

１００　ＣＰＵ

請求の範囲

[請求項1] 被測定部位を通る動脈の脈波に基づいて血圧を測定する電子血圧計であって、

被測定部位に装着されたカフの圧力を加圧し又は減圧する制御を行うカフ圧制御部と、

上記カフ圧制御部による加圧過程または減圧過程で、上記カフの圧力を表すカフ圧信号を検出する圧力検出部と、

上記カフ圧信号に重畳された脈波を表す脈波信号を取り出し、この脈波信号に基づいて血圧を測定する血圧測定部と、

或る被験者について１測定機会ごとに、１加圧過程または１減圧過程のみで得られた上記脈波信号に基づいて、脈波間隔を表すデータ群を求める脈波間隔算出部と、

上記被験者の３測定機会以上についての上記データ群を集計して、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、集計された上記データ群の中に、上記平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する判定部と

を備えたことを特徴とする電子血圧計。

[請求項2] 請求項１に記載の電子血圧計において、

上記判定部は、

上記１測定機会ごとの上記データ群の各々について、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、そのデータ群の中に上記不規則脈波のデータが存在するか否かを判定して、上記１測定機会ごとに不規則脈波が発生したか否かを表す個別判定結果を求め、

上記３測定機会のうち２測定機会以上について、上記不規則脈波が発生したとの上記個別判定結果が得られたときに限り、心房細動が発生した可能性が有ると判定する

ことを特徴とする電子血圧計。

[請求項3] 請求項２に記載の電子血圧計において、

上記３測定機会をなす測定機会同士の時間間隔は、予め定められた許容期間内であることを特徴とする電子血圧計。

[請求項4] 請求項３に記載の電子血圧計において、

上記１測定機会ごとの上記個別判定結果を測定日時と対応付けて記憶する記憶部を備え、

上記判定部は、上記記憶部に記憶されている上記個別判定結果を最新のものから遡って探索して、測定機会同士の時間間隔が上記許容期間内であるという条件を満たして上記３測定機会以上についての上記個別判定結果が揃っているときに限り、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定することを特徴とする電子血圧計。

[請求項5] 請求項１から４までのいずれか一つに記載の電子血圧計において、

上記カフ圧制御部、上記圧力検出部および上記血圧測定部によって、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行う通常の血圧測定モードと、１測定機会当たり３回以上の血圧測定を繰り返す心房細動スクリーニングモードとを有し、

上記通常の血圧測定モードで、上記判定部は、上記集計された上記脈波間隔を表すデータ群の中で、上記不規則脈波のデータが、予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定し、

上記頻発条件が満たされたとき、上記通常の血圧測定モードから上記心房細動スクリーニングモードへ切り替えることを促す報知を行う報知部を備えたことを特徴とする電子血圧計。

[請求項6] 請求項１から４までのいずれか一つに記載の電子血圧計において、

上記カフ圧制御部、上記圧力検出部および上記血圧測定部によって、１測定機会当たり１回のみの血圧測定を行う通常の血圧測定モードと、１測定機会当たり３回以上の血圧測定を繰り返す心房細動スクリーニングモードとを有し、

上記通常の血圧測定モードで、上記判定部は、上記集計された上記

脈波間隔を表すデータ群の中で、上記不規則脈波のデータが、予め定められた頻発条件を満たすか否かを判定し、

上記頻発条件が満たされたとき、上記通常の血圧測定モードから上記心房細動スクリーニングモードへ切り替える制御を行うモード制御部を備えたことを特徴とする電子血圧計。

[請求項7] 被測定部位を通る動脈の脈波に基づいて血圧を測定する電子血圧計における心房細動判定方法であって、

上記電子血圧計は、

被測定部位に装着されたカフの圧力を加圧し又は減圧する制御を行うカフ圧制御部と、

上記カフ圧制御部による加圧過程または減圧過程で、上記カフの圧力を表すカフ圧信号を検出する圧力検出部と、

上記カフ圧信号に重畳された脈波を表す脈波信号を取り出し、この脈波信号に基づいて血圧を測定する血圧測定部とを備え、

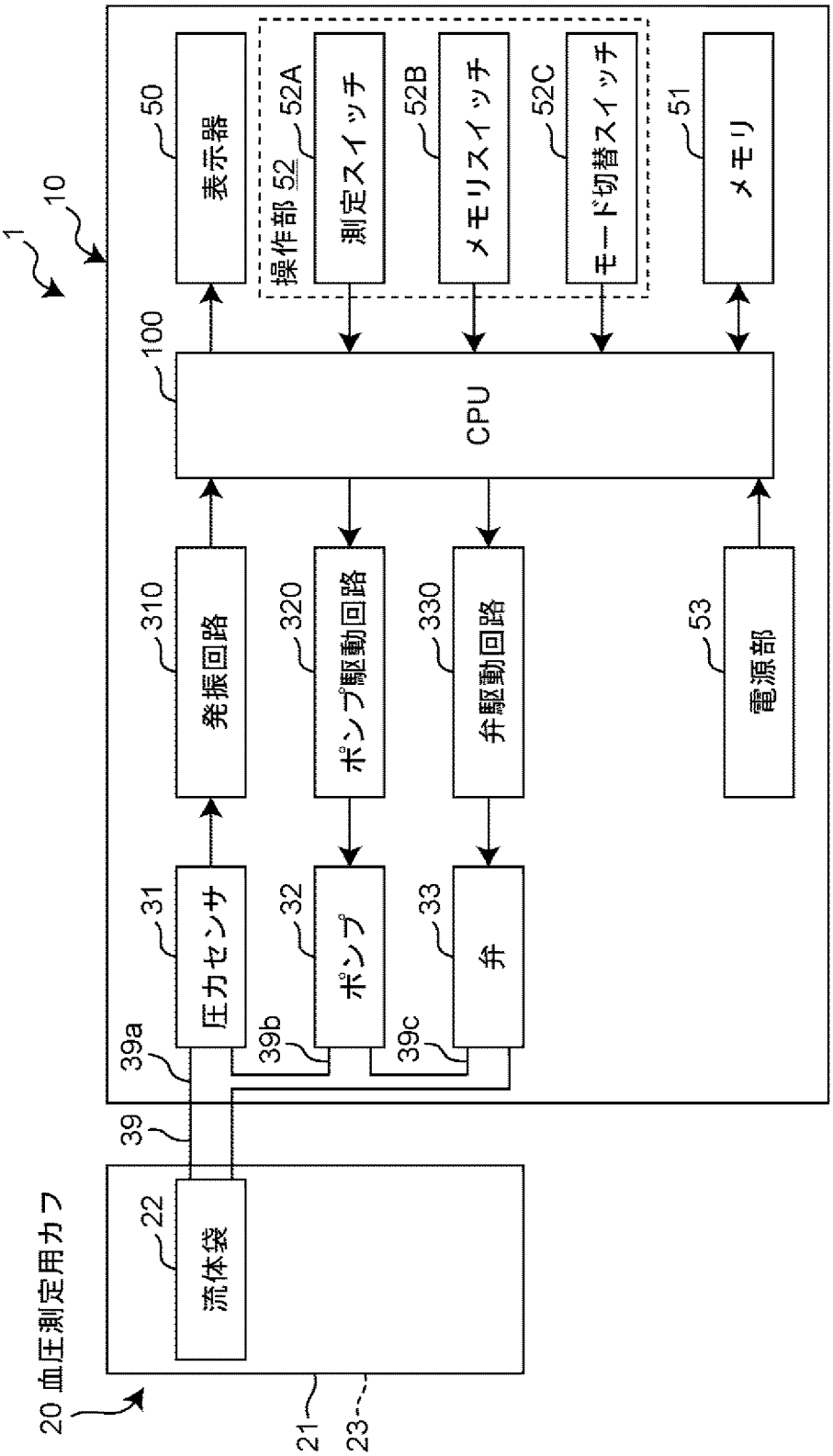
上記心房細動判定方法は、

或る被験者について１測定機会ごとに、１加圧過程または１減圧過程のみで得られた上記脈波信号に基づいて、脈波間隔を表すデータ群を求め、

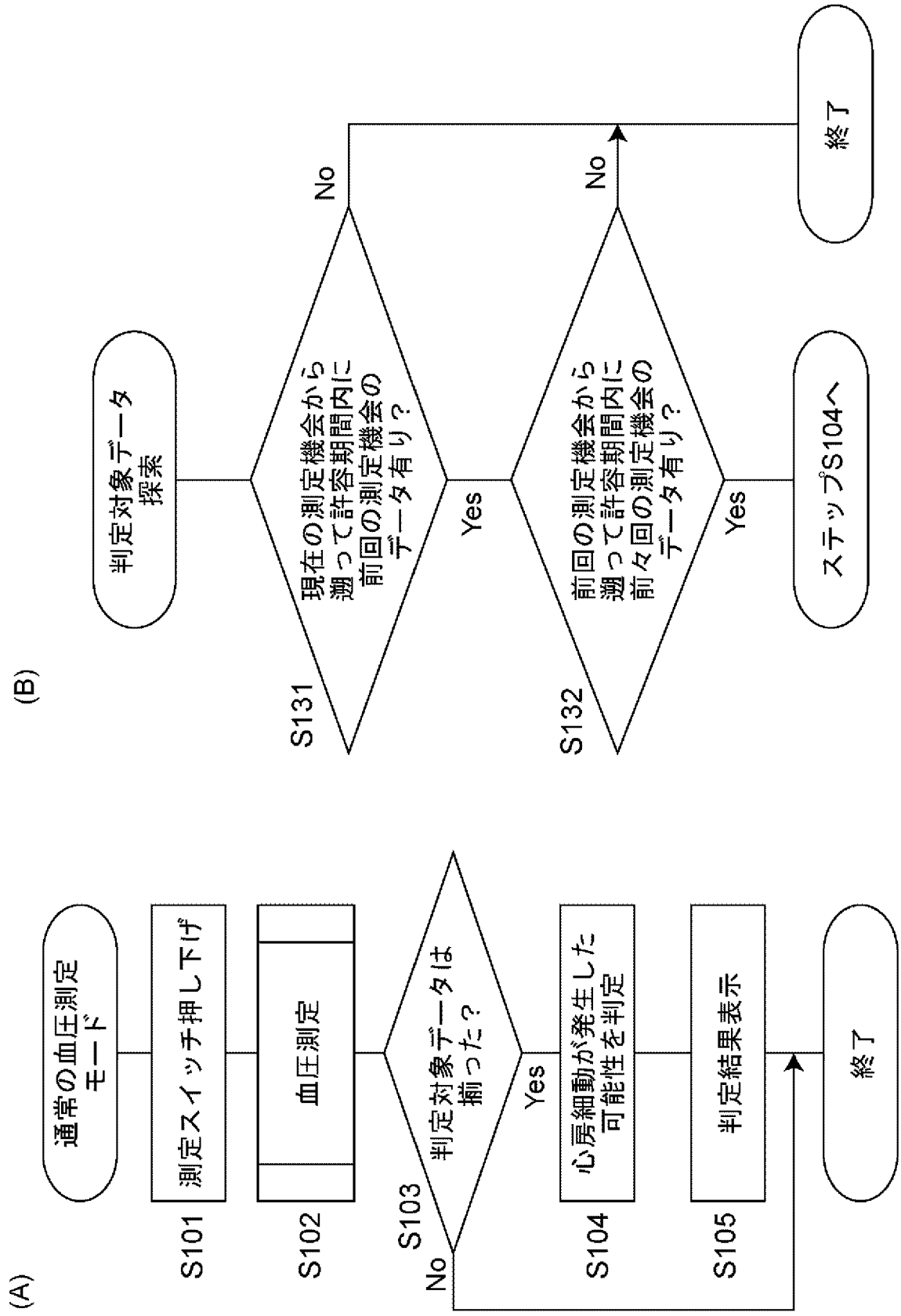
上記被験者の３測定機会以上についての上記データ群を集計して、上記脈波間隔の平均値を求めるとともに、集計された上記データ群の中に、上記平均値に対して予め定められた許容範囲を超える不規則脈波のデータが存在するか否かに基づいて、心房細動が発生した可能性が有るか否かを判定する

ことを特徴とする、電子血圧計における心房細動判定方法。

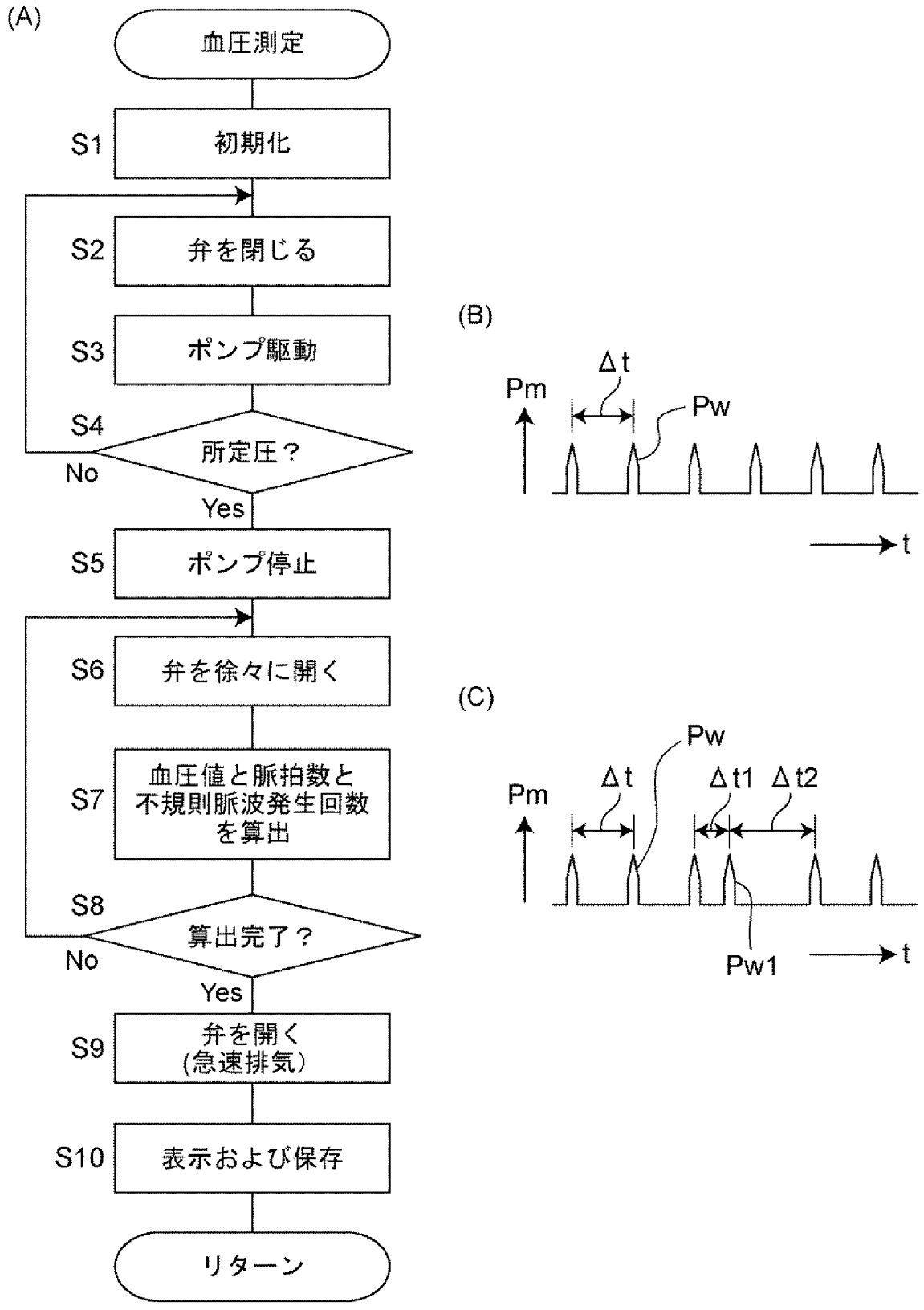
[図1]


1
10
表示器
50
操作部 52
52A
測定スイッチ
52B
メモリスイッチ
52C
モード切替スイッチ
51
メモリ
100
CPU
310
発振回路
320
ポンプ駆動回路
330
弁駆動回路
53
電源部
31
圧力センサ
32
ポンプ
33
弁
39a
39b
39c
39
22
流体袋
20 血圧測定用カフ
21
23

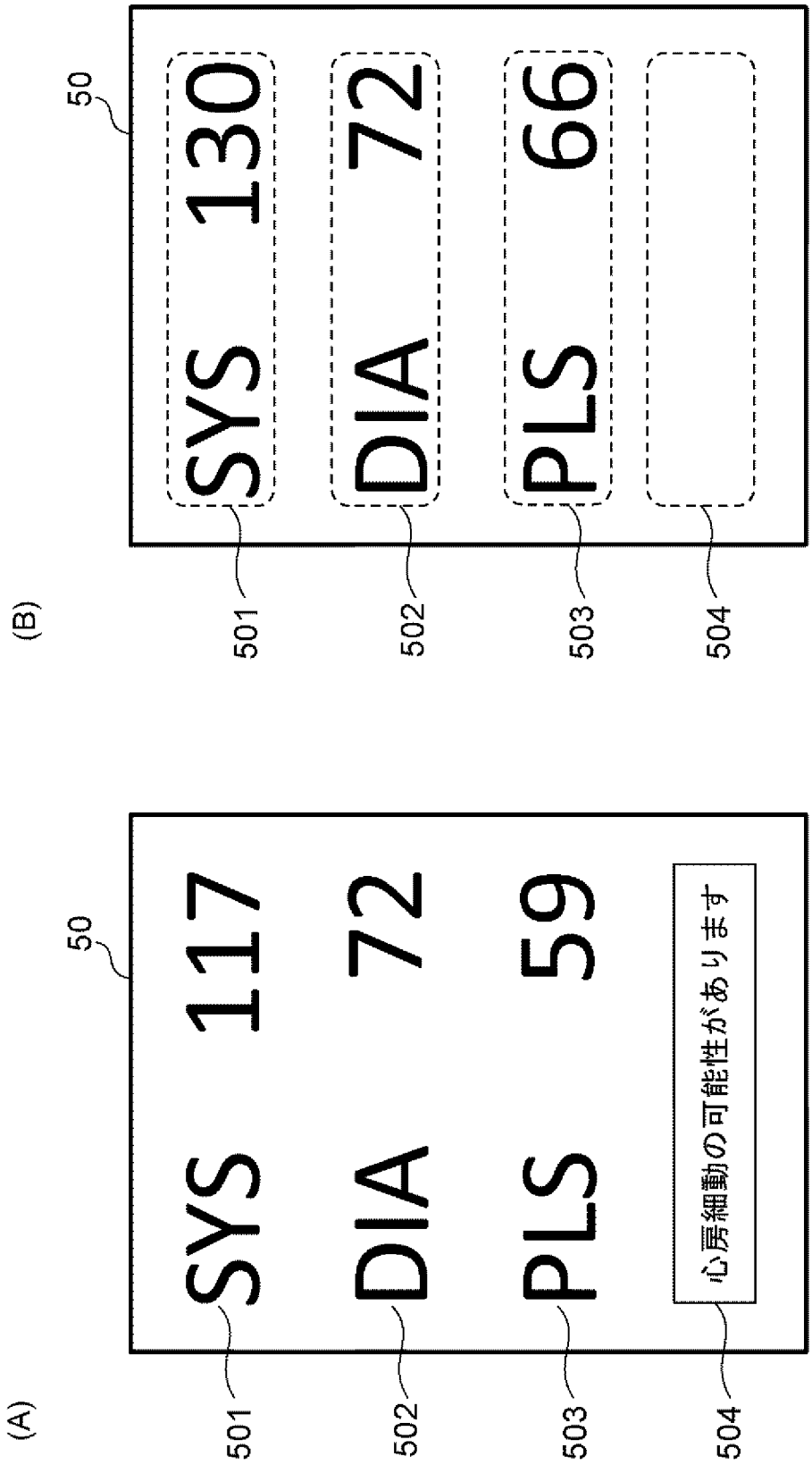
[図2]


(A)
通常の血圧測定モード
S101
測定スイッチ押し下げ
S102
血圧測定
S103
判定対象データは揃った？
No
Yes
S104
心房細動が発生した可能性を判定
S105
判定結果表示
終了
(B)
判定対象データ探索
S131
現在の測定機会から遡って許容期間内に前回の測定機会のデータ有り？
No
Yes
S132
前回の測定機会から遡って許容期間内に前々回の測定機会のデータ有り？
No
Yes
終了
ステップS104へ

[図3]


(A)
血圧測定
S1
初期化
S2
弁を閉じる
S3
ポンプ駆動
S4
所定圧？
No
Yes
S5
ポンプ停止
S6
弁を徐々に開く
S7
血圧値と脈拍数と
不規則脈波発生回数
を算出
S8
算出完了？
No
Yes
S9
弁を開く
(急速排気)
S10
表示および保存
リターン
(B)
Pm
Δt
Pw
t
(C)
Pm
Pw
Δt
Δt1
Δt2
Pw1
t

[図4]


(A)
50
SYS 117
DIA 72
PLS 59
心房細動の可能性があります
501
502
503
504
(B)
50
SYS 130
DIA 72
PLS 66
501
502
503
504

[図5]


(A) 従来方式
被験者：心房細動患者Aさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
09/22 21:17 130/72/66 0 Non-AF
09/22 21:18 127/70/65 0
09/22 21:19 122/67/65 0
09/23 08:39 124/78/76 5 AF
09/23 08:40 120/73/81 2
09/23 08:42 122/75/86 7
09/23 16:14 117/72/59 5 AF
09/23 16:16 102/64/62 5
09/23 16:17 120/66/62 9
09/23 21:52 112/70/61 3 AF
09/23 21:53 123/67/67 10
09/23 21:55 108/67/76 5
(B) 本発明
被験者：心房細動患者Aさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
09/22 21:17 130/72/66 0
09/23 08:39 124/78/76 5 D1; AF
09/23 16:14 117/72/59 5 D2; AF
09/23 21:52 112/70/61 3

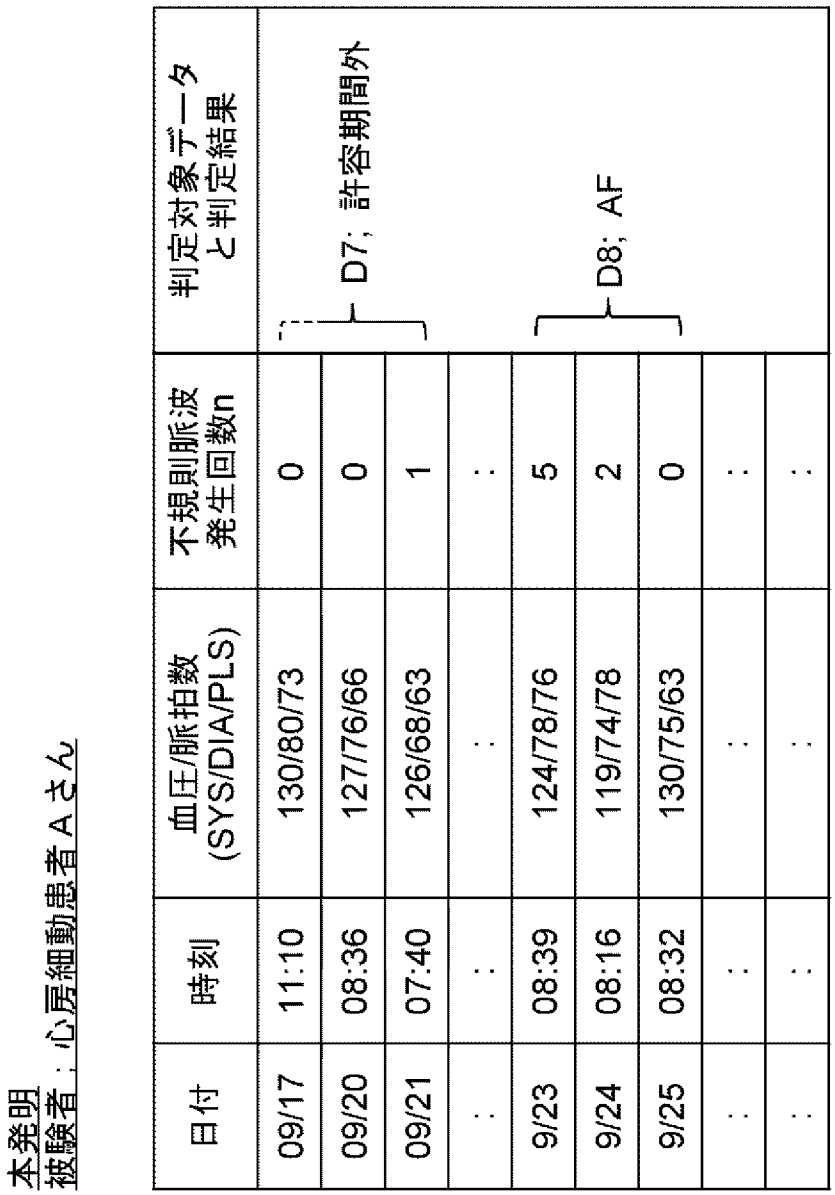
[図6]


(A) 従来方式
被験者：心房細動患者Bさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
09/16 19:32 122/83/ 94 6 AF
09/16 19:35 122/84/101 2
09/16 19:36 120/82/ 93 3
09/17 06:08 119/95/ 94 3 測定回数不足
09/17 06:11 106/85/ 82 4
09/17 12:49 124/91/103 2 AF
09/17 12:50 113/75/ 91 4
09/17 12:51 108/71/101 6
09/17 19:35 107/86/110 5 AF
09/17 19:36 97/70/104 3
09/17 19:37 96/71/ 95 2
(B) 本発明
被験者：心房細動患者Bさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
09/16 19:32 122/83/ 94 6 D4; AF
09/17 06:08 119/95/94 3 D3; AF
09/17 12:49 124/91/103 2
09/17 19:35 107/86/110 5

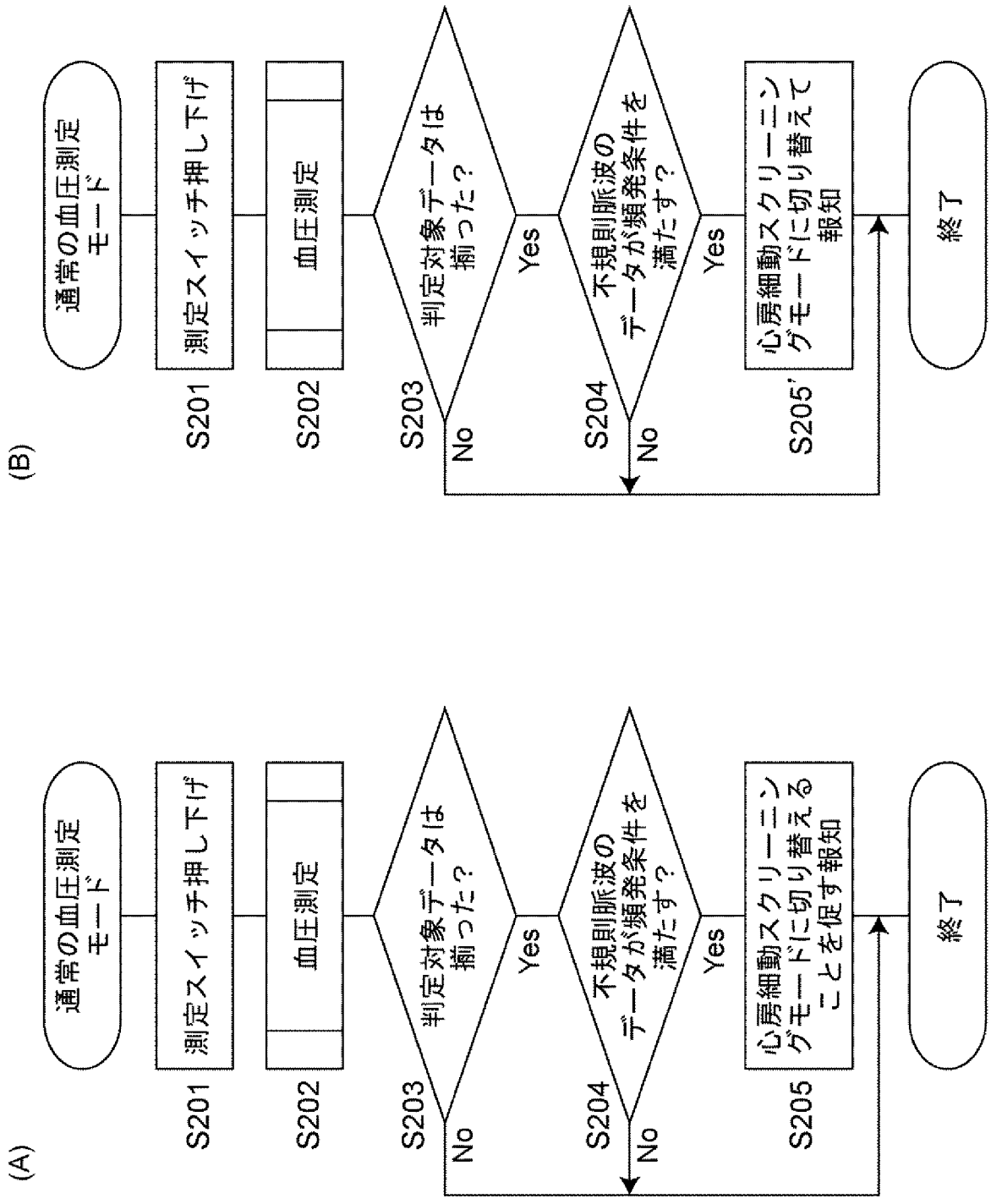
[図7]


(A) 従来方式
被験者：健常者Cさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
08/01 04:51 104/73/55 0
08/01 04:52 103/69/54 0
08/01 04:53 104/72/53 0
08/01 13:35 104/70/75 0
08/01 13:36 104/70/71 0
08/01 13:37 107/69/71 0
08/01 22:53 106/71/61 0
08/01 22:54 103/72/62 0
08/01 22:55 103/70/61 0
08/02 05:00 111/75/57 0
08/02 05:01 112/78/55 0
08/02 05:02 109/77/53 0
Non-AF
(B) 本発明
被験者：健常者Cさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
08/01 04:51 104/73/55 0
08/01 13:35 104/70/75 0
08/01 22:53 106/71/61 0
08/02 05:00 111/75/57 0
D5; Non-AF
D6; Non-AF

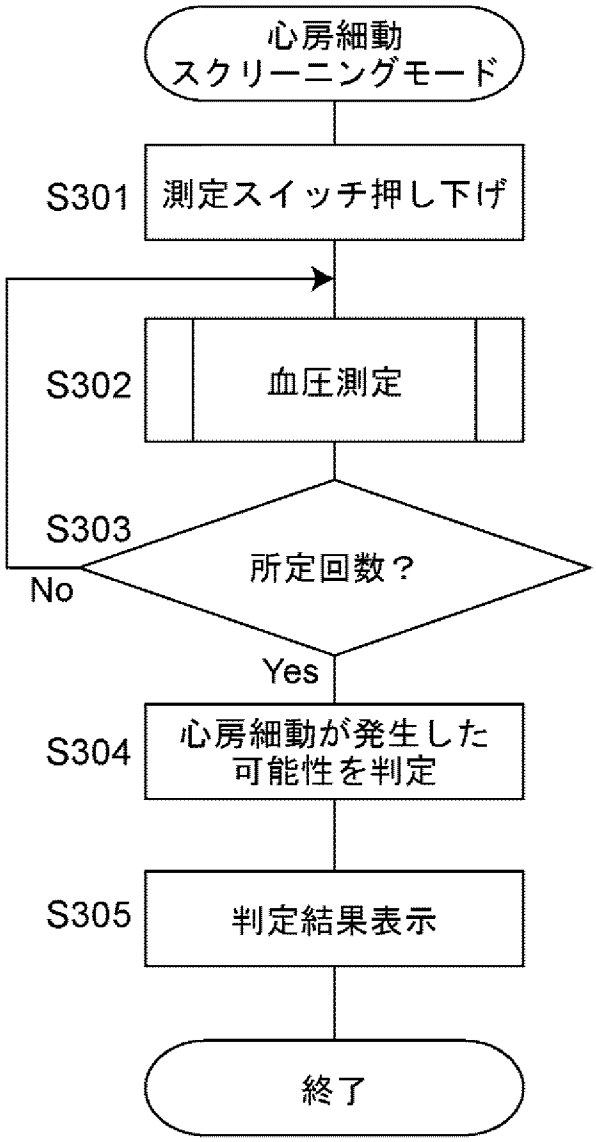
[図8]


本発明
被験者：心房細動患者Aさん
日付
時刻
血圧/脈拍数
(SYS/DIA/PLS)
不規則脈波
発生回数n
判定対象データ
と判定結果
09/17
11:10
130/80/73
0
09/20
08:36
127/76/66
0
09/21
07:40
126/68/63
1
D7; 許容期間外
9/23
08:39
124/78/76
5
9/24
08:16
119/74/78
2
9/25
08:32
130/75/63
0
D8; AF

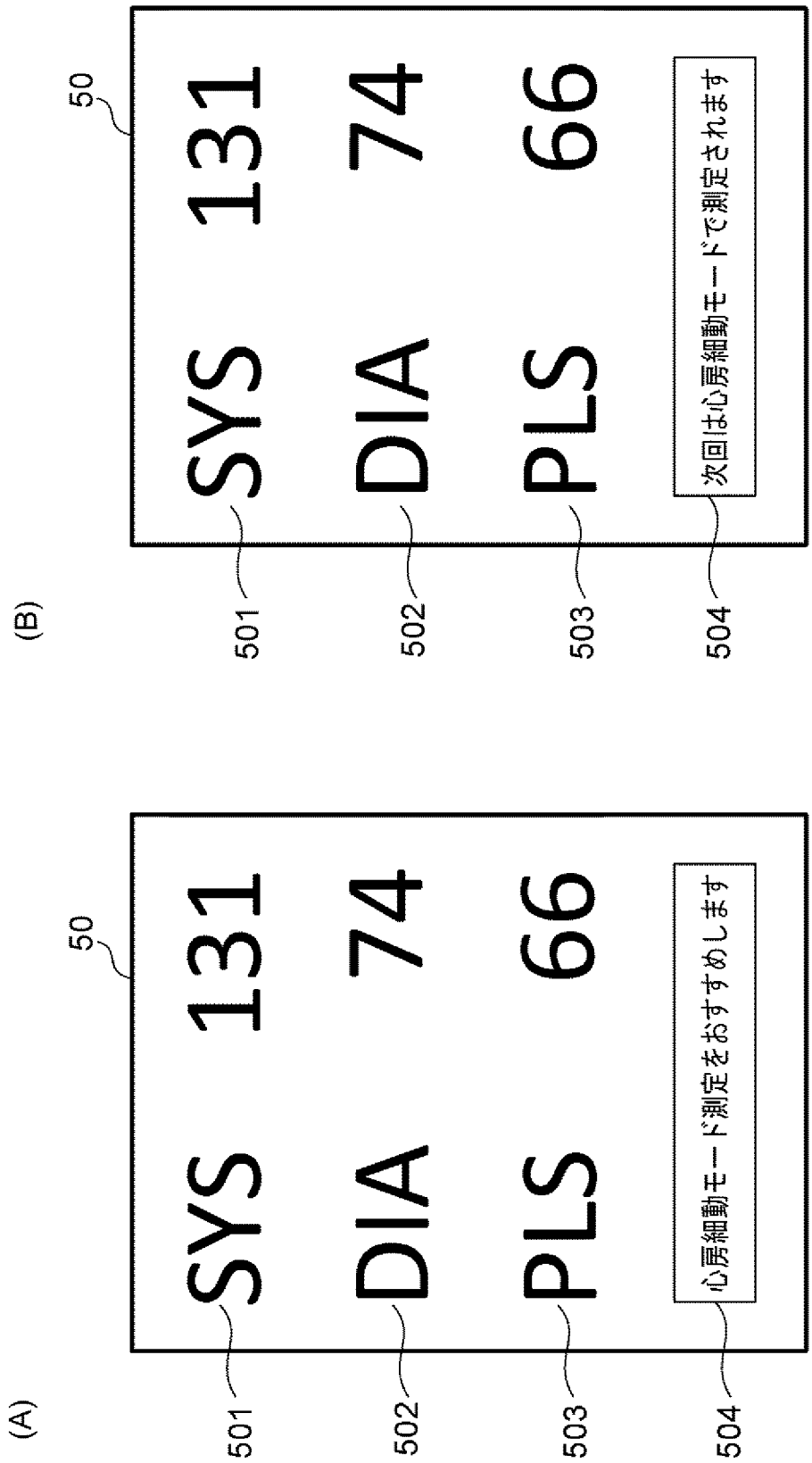
[図9]


(A)
通常の血圧測定モード
S201
測定スイッチ押し下げ
S202
血圧測定
S203
判定対象データは揃った？
No
Yes
S204
不規則脈波のデータが頻発条件を満たす？
No
Yes
S205
心房細動スクリーニングモードに切り替えることを促す報知
終了
(B)
通常の血圧測定モード
S201
測定スイッチ押し下げ
S202
血圧測定
S203
判定対象データは揃った？
No
Yes
S204
不規則脈波のデータが頻発条件を満たす？
No
Yes
S205'
心房細動スクリーニングモードに切り替えて報知
終了

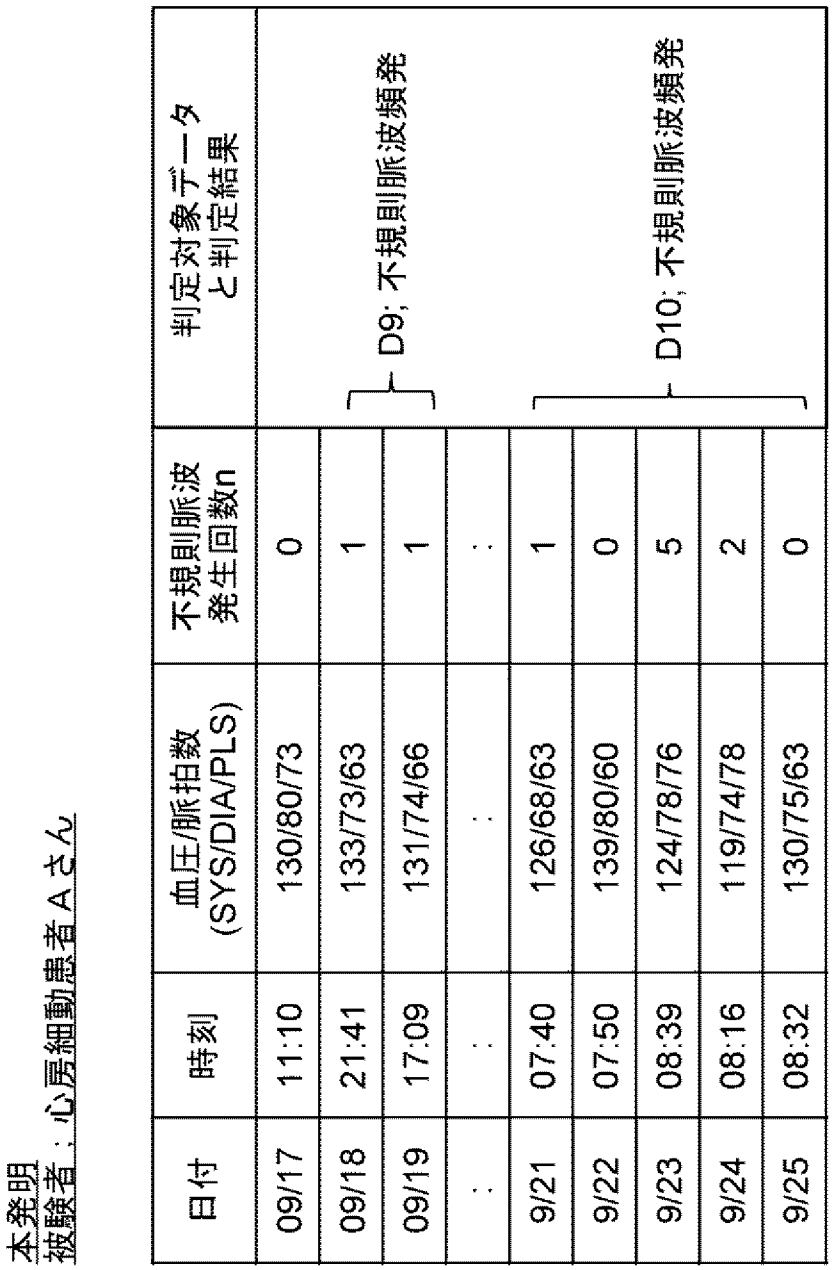
[図10]


心房細動
スクリーニングモード
S301
測定スイッチ押し下げ
S302
血圧測定
S303
所定回数？
No
Yes
S304
心房細動が発生した
可能性を判定
S305
判定結果表示
終了

[図11]


(A)
50
SYS 131
DIA 74
PLS 66
心房細動モード測定をおすすめします
501
502
503
504
(B)
50
SYS 131
DIA 74
PLS 66
次回は心房細動モードで測定されます
501
502
503
504

[図12]


本発明
被験者：心房細動患者Aさん
日付
時刻
血圧/脈拍数 (SYS/DIA/PLS)
不規則脈波発生回数n
判定対象データと判定結果
09/17 11:10 130/80/73 0
09/18 21:41 133/73/63 1
09/19 17:09 131/74/66 1
D9; 不規則脈波頻発
9/21 07:40 126/68/63 1
9/22 07:50 139/80/60 0
9/23 08:39 124/78/76 5
9/24 08:16 119/74/78 2
9/25 08:32 130/75/63 0
D10; 不規則脈波頻発

[図13]

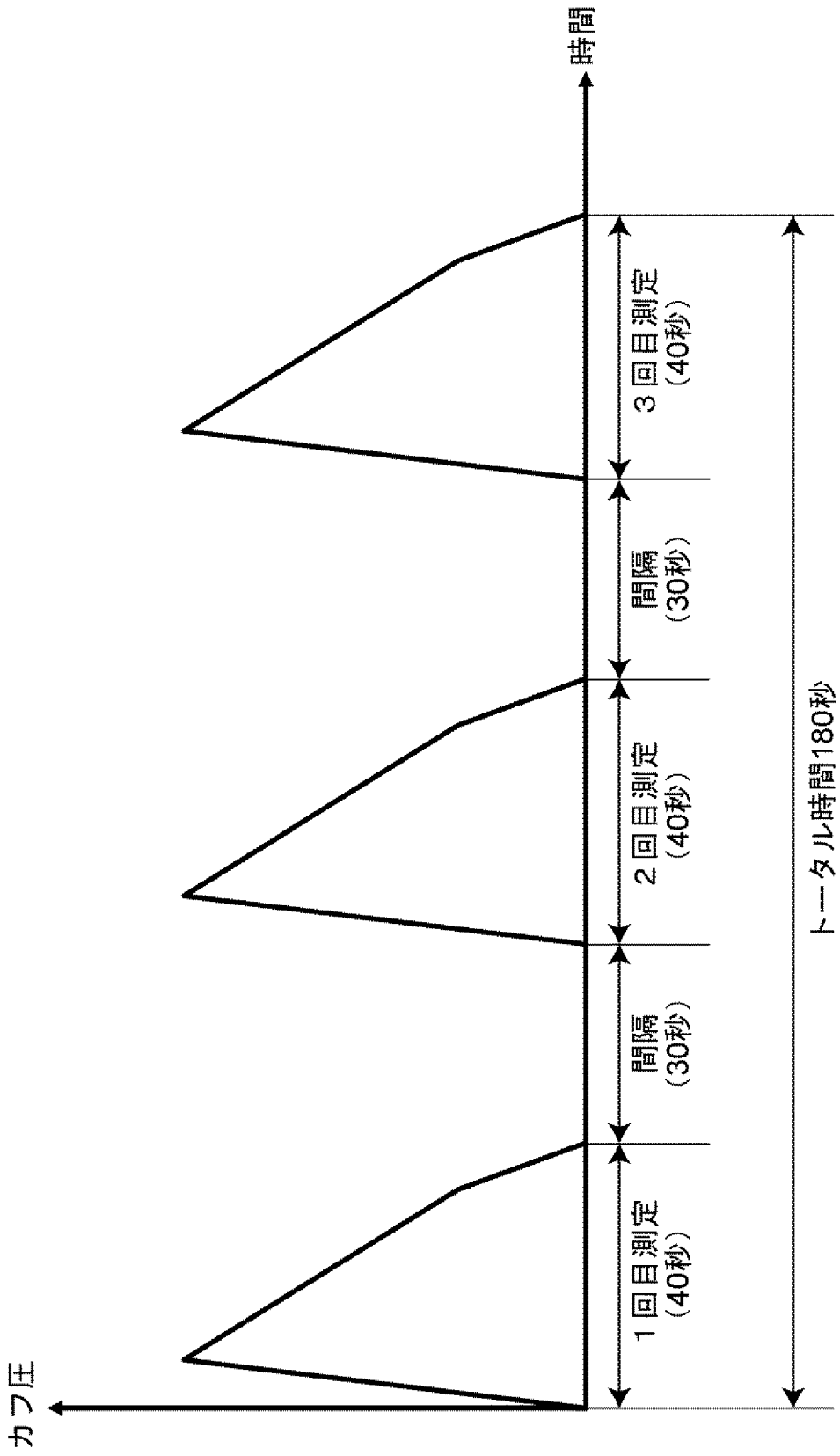
本発明
被験者：心房細動患者Ａさん

日付 / 時間帯	09/19	09/20	09/21	09/22	09/23	09/24	09/25
朝 04:00～ 10:00	08:07 124/76/62 n=0	08:36 127/76/66 n=0	07:40 126/68/63 n=1	07:50 139/80/63 n=0	08:39 124/78/76 n=5	08:16 119/74/78 n=2	08:32 130/75/63 n=0
昼 10:00～ 19:00	17:08 130/76/65 n=0	16:21 117/69/62 n=0	16:08 108/67/63 n=0	15:51 116/67/65 n=0	16:14 117/72/59 n=5	15:06 110/70/70 n=2	（測定なし）
夜 19:00～ 02:00	22:13 136/78/68 n=0	（測定なし）	21:03 125/68/62 n=1	21:17 130/72/66 n=0	21:52 112/70/61 n=3	21:39 129/73/66 n=0	（測定なし）

D12; 不規則脈波頻発

D11; 不規則脈波頻発

[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/045149

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 10/00(2006.01)i; ***A61B 5/022***(2006.01)i; ***A61B 5/0225***(2006.01)i
FI: A61B5/022 100A; A61B5/022 400F; A61B5/0225 F; A61B10/00 K

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)

A61B5/02-5/03; A61B9/00-10/06

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 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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 2018-153487 A (A & D CO., LTD.) 04 October 2018 (2018-10-04) paragraphs [0026]-[0056], [0065], fig. 1-6	1–2, 7
A	entire text, all drawings	3-6
A	JP 2019-201886 A (KAGAWA UNIVERSITY) 28 November 2019 (2019-11-28) entire text, all drawings	1-7
A	ISHIZAWA, Makoto et al. Development of a Novel Algorithm to Detect Atrial Fibrillation Using an Automated Blood Pressure Monitor With an Irregular Heartbeat Detector. Circulation Journal, vol. 83, no. 12, General Incorporated Association The Japanese Circulation Society [online], 25 November 2019, [retrieved on 20 January 2022], Internet: <URL: https://www.jstage.jst.go.jp/article/circj/83/12/83_CJ-19-0349/_article>, <DOI: 10.1253/circj.CJ-19-0349> entire text, all drawings	1-7
A	US 2017/0135585 A1 (ACME PORTABLE CORP. et al.) 18 May 2017 (2017-05-18) entire text, all drawings	1-7

☑ 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
"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
"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	Date of mailing of the international search report
20 January 2022	**01 February 2022**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/045149

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 107536606 A (AGOSS HEALTH BUSINESS CO., LTD.) 05 January 2018 (2018-01-05) entire text, all drawings	1-7
A	JP 2015-150095 A (A & D CO., LTD.) 24 August 2015 (2015-08-24) entire text, all drawings	1-7
A	JP 2014-42547 A (SEIKO EPSON CORP.) 13 March 2014 (2014-03-13) entire text, all drawings	1-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/045149

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2018-153487 A	04 October 2018	(Family: none)	
JP 2019-201886 A	28 November 2019	(Family: none)	
US 2017/0135585 A1	18 May 2017	EP 3225159 A1 entire text, all drawings TW 201716029 A	
CN 107536606 A	05 January 2018	TW 201800052 A entire text, all drawings	
JP 2015-150095 A	24 August 2015	(Family: none)	
JP 2014-42547 A	13 March 2014	US 2013/0060154 A1 entire text, all drawings	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/045149

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 10/00(2006.01)i; A61B 5/022(2006.01)i; A61B 5/0225(2006.01)i
FI: A61B5/022 100A; A61B5/022 400F; A61B5/0225 F; A61B10/00 K

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））

A61B5/02-5/03; A61B9/00-10/06

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	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２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 2018-153487 A (株式会社エー・アンド・デイ) 04.10.2018 (2018-10-04) 段落[0026]-[0056], [0065], 図1-6	1-2, 7
A	全文, 全図	3-6
A	JP 2019-201886 A (国立大学法人　香川大学) 28.11.2019 (2019-11-28) 全文, 全図	1-7
A	ISHIZAWA, Makoto et al., Development of a Novel Algorithm to Detect Atrial Fibrillation Using an Automated Blood Pressure Monitor With an Irregular Heartbeat Detector, Circulation Journal, 83巻, 12号, 一般社団法人 日本循環器学会 [online], 2019.11.25, [検索日 2022.01.20], インターネット: <URL: https://www.jstage.jst.go.jp/article/circj/83/12/83_CJ-19-0349/_article>, <DOI: 10.1253/circj.CJ-19-0349> 全文, 全図	1-7
A	US 2017/0135585 A1 (ACME PORTABLE CORP. et al.) 18.05.2017 (2017-05-18) 全文, 全図	1-7
A	CN 107536606 A (AGOSS HEALTH BUSINESS CO., LTD.) 05.01.2018 (2018-01-05) 全文, 全図	1-7

☑ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
20.01.2022	01.02.2022

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
田辺　正樹 2Q 4403
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
A	JP 2015-150095 A (株式会社エー・アンド・デイ) 24.08.2015 (2015-08-24) 全文，全図	1-7
A	JP 2014-42547 A (セイコーエプソン株式会社) 13.03.2014 (2014-03-13) 全文，全図	1-7

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2021/045149

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2018-153487 A	04.10.2018	（ファミリーなし）	
JP 2019-201886 A	28.11.2019	（ファミリーなし）	
US 2017/0135585 A1	18.05.2017	EP 3225159 A1 全文，全図 TW 201716029 A	
CN 107536606 A	05.01.2018	TW 201800052 A 全文，全図	
JP 2015-150095 A	24.08.2015	（ファミリーなし）	
JP 2014-42547 A	13.03.2014	US 2013/0060154 A1 全文，全図	