

(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
2016年4月28日(28.04.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/063577 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/068999
- (22) 国際出願日: 2015年7月1日(01.07.2015)
- (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 2014-213567 2014年10月20日(20.10.2014) JP
- (71) 出願人: 浜松ホトニクス株式会社(HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者: 中澤 知哉(NAKAZAWA Tomoya); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).
関根 塁(SEKINE Rui); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目1番

1号丸の内 M Y P L A Z A (明治安田生命ビル) 9階 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).

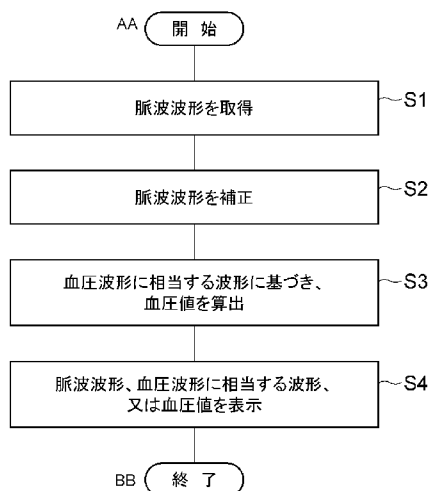
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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).

[続葉有]

(54) Title: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT METHOD, BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE, BLOOD PRESSURE MEASUREMENT PROGRAM, AND RECORDING MEDIUM FOR RECORDING SAID PROGRAM

(54) 発明の名称: 血圧測定方法、血圧測定装置、血圧測定プログラム及びそのプログラムを記録する記録媒体

[図9]



- AA Start
S1 Acquire pulse wave waveform
S2 Correct pulse wave waveform
S3 Calculate blood pressure value based on waveform corresponding to blood pressure waveform
S4 Display waveform corresponding to pulse wave waveform or blood pressure waveform or blood pressure value
BB End

(57) Abstract: A blood pressure measurement method whereby it becomes possible to acquire the change in a blood pressure over time, said blood pressure measurement method comprising: a pulse wave acquisition step of acquiring a time waveform on the basis of a volume pulse wave; a DN point detection step of detecting a DN point, which corresponds to a diastolic notch point in a blood pressure waveform that shows the change in a blood pressure over time, in the time waveform; and a waveform correction step of correcting the time waveform so that the time waveform value at the DN point becomes a predetermined blood pressure value, thereby acquiring the change in a blood pressure over time.

(57) 要約: 血圧の時間変化を取得する方法であって、容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得ステップと、時間波形において、血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するDN点を検出するDN点検出ステップと、DN点の時間波形値が所定の血圧値となるように時間波形を補正し、血圧の時間変化を取得する波形補正ステップと、を含む、血圧測定方法である。

WO 2016/063577 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

血圧測定方法、血圧測定装置、血圧測定プログラム及びそのプログラムを記録する記録媒体

技術分野

[0001] 本発明の一側面は、血圧測定方法、血圧測定装置、血圧測定プログラム及びそのプログラムを記録する記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 従来、被験者の負担を軽減した非侵襲的な血圧測定方法として、脈波を解析することにより血圧値を求める方法が知られている。例えば、特許文献 1 に記載の血圧測定方法では、容積脈波を 2 次微分した加速度脈波を求め、加速度脈波における 2 つの特徴点同士の時間間隔に基づいて、拡張期血圧の値を推定する。また、例えば特許文献 2 に記載の血圧測定方法では、容積脈波、容積脈波を 1 次微分した速度脈波、及び容積脈波を 2 次微分した加速度脈波のそれぞれの波形から、血圧に関連した種々の特徴量を演算し、演算された種々の特徴量に基づき拡張期血圧又は収縮期血圧の値を演算する。

[0003] 非侵襲的な血圧測定方法として、所定時での血圧値だけでなく、経時的に変化する一連の血圧値を求める方法も知られている。例えば、特許文献 3 に記載の血圧測定方法では、赤外光の体内への送波を行い、体内からの反射波の周波数を取得し、当該周波数に基づくキャリブレーションを行うことによって血圧を測定する。具体的に、このキャリブレーションは、体内からの反射波の周波数の最大周波数と最小周波数とを、予めカフ圧迫法等により測定した最高血圧（収縮期血圧）と最低血圧（拡張期血圧）とに対応付け、周波数に関する一次関数として血圧値を近似することにより行われる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献 1：特開 2006-6897 号公報

特許文献2：特開平 1 1－1 5 5 8 2 6 号公報

特許文献3：特開 2 0 0 1－1 8 7 0 3 2 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上記特許文献 1 及び 2 に記載の血圧測定方法では、拡張期血圧又は収縮期血圧といった所定時での血圧値しか測定できず、経時的に変化する一連の血圧値を求めることができない。

[0006] 上記特許文献 3 に記載の血圧測定方法では、キャリブレーションによって経時的に変化する一連の血圧値を求めることができるものの、被験者の運動状態（例えば安静時、運動後等）によって体内からの反射波の周波数に差異が生じることから、被験者の運動状態毎にキャリブレーションを行わなければならない、煩雑である。

[0007] 本発明の一側面は、経時的に変化する一連の血圧値を精度よく簡便に求めることができる血圧測定方法及び血圧測定装置を提供することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記課題を解決するため、本発明者等は、鋭意研究した結果、以下の事実を新たに見出した。

[0009] 容積脈波に基づく時間波形は、血圧の時間変化を示す血圧波形と似た波形として取得することができ、容積脈波に基づく時間波形には、血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応する D N 点が現れる。血圧波形におけるディクロティックノッチ点とは、血流量の減少により心臓の動脈弁が閉じることによって生じる血圧の変化点であり、この変化点における血圧値は、被験者の運動状態によらず略一定である。よって、本発明者等は、血圧波形におけるディクロティックノッチ点における血圧値を基準値として、時間波形における D N 点の時間波形値が当該基準値となるように時間波形を補正することにより、血圧波形に相当する波形を取得することができることを見出した。

- [0010] かかる事実を踏まえ、本発明の一形態は、血圧の時間変化を取得する方法であって、容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得ステップと、時間波形において、血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するDN点を検出するDN点検出ステップと、DN点の時間波形値が所定の血圧値となるように時間波形を補正し、血圧の時間変化を取得する波形補正ステップと、を含む。
- [0011] 上記形態に係る血圧測定方法では、時間波形において、血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するDN点を検出され、当該DN点の時間波形値が所定の血圧値となるように時間波形が補正される。よって、例えば予め測定された血圧波形におけるディクロティックノッチ点の血圧値を基準値として、時間波形におけるDN点の時間波形値が当該基準値となるように時間波形を補正することにより、血圧波形に相当する波形を取得することができる。これにより、経時的に変化する一連の血圧値を精度良く簡便に求めることができる。
- [0012] 本発明の他の形態は、血圧の時間変化を取得する装置であって、容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得部と、時間波形において、血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するDN点を検出し、DN点の時間波形値が所定の血圧値となるように時間波形を補正し、血圧の時間変化を取得する波形補正部と、を備える。
- [0013] また、本発明の他の形態は、血圧の時間変化を取得する血圧測定をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得処理と、時間波形において、血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するDN点を検出するDN点検出処理と、DN点の時間波形値が所定の血圧値となるように時間波形を補正し、血圧の時間変化を取得する波形補正処理と、を含む。また、本発明の他の形態は、当該血圧測定プログラムを記録するコンピュータ読み取り可能な記録媒体である。
- [0014] 以上の血圧測定装置、血圧測定プログラム及び記録媒体では、上記の血圧

測定方法と同様の作用及び効果を奏する。

発明の効果

[0015] 本発明の一側面によれば、経時的に変化する一連の血圧値を精度よく簡便に求めることができる血圧測定方法、血圧測定装置、血圧測定プログラム及びそのプログラムを記録する記録媒体が提供される。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の一側面の第1実施形態に係る血圧測定装置であるコンピュータを備えた血圧測定システムを示す概略構成図である。

[図2]図1におけるコンピュータの機能ブロック図である。

[図3]脈波取得部による脈波波形を取得する方法を説明する図である。

[図4]血圧波形と脈波波形との対応関係を説明する図である。

[図5]大動脈弁を物理的にモデル化した概念図である。

[図6]波形補正部による脈波波形の補正方法における第一補正処理を説明する図である。

[図7]波形補正部による脈波波形の補正方法における第二補正処理を説明する図である。

[図8]図1におけるコンピュータのハードウェア構成図である。

[図9]第1実施形態に係る血圧測定方法を示すフロー図である。

[図10]図9に示す波形補正ステップにおける詳細な手順を示すフロー図である。

[図11]本発明の一側面の第2実施形態に係る血圧測定装置を示す概略構成図である。

[図12]変形例に係る血圧測定システムを示す概略構成図である。

[図13]観血式カテーテル血圧計により計測した血圧波形を示すグラフである。

[図14]図13に示す血圧波形のパワースペクトルを示すグラフである。

[図15]麻酔薬によるカニクイザルの血圧の変動を示すグラフである。

[図16]最高最低血圧比と、血圧波形のスペクトル強度に基づく比との相関を

示すグラフである。

[図17]生体揺らぎによる血圧波形のパワースペクトルの広がりを示すグラフである。

[図18]図17に示すパワースペクトルのスペクトル強度の有効幅を示す図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、添付図面を参照して、本発明の一側面の実施形態について詳細に説明する。なお、説明において、同一要素又は同一機能を有する要素には、同一符号を用いることとし、重複する説明は省略する。

[0018] (第1実施形態)

図1は、本発明の一側面の第1実施形態に係る血圧測定装置を備えた血圧測定システムを示す概略構成図である。図1に示すように、血圧測定システム1は、脈波計測装置10と、コンピュータ20（血圧測定装置）と、を備えている。

[0019] 脈波計測装置10は、例えばいわゆるNIRS（Near Infra-Red Spectroscopy）と称される近赤外分光法を用いて、被験者（血圧を測定する対象）となる生体における容積脈波を計測する。容積脈波とは、生体の所定位置において生じる経時的な血流量の変化を、生体の表面から計測し、波形として捉えたものである。脈波計測装置10は、プローブ11と、計測部12とを有している。プローブ11は、被験者となる生体Hの表面（本実施形態では、手のひら）に取り付けられる。プローブ11は、光源及び光検出器を有しており、光源からの近赤外光を生体Hの表面から内部へ向かって照射すると共に、生体Hの内部からの反射光を光検出器で検出する。これにより、生体Hの内部を光が通過したときの吸光度が求まる。この吸光度は、生体Hにおけるプローブ11が取り付けられた位置での血流量に応じて変化するため、この吸光度の経時的な変化は、容積脈波に相当する。血流内において光を吸収する成分としては、例えば赤血球や、赤血球に含まれるヘモグロビン、水分などが挙げられる。プローブ11は、検出した吸光度を示す信号を計測部1

2へ出力する。

[0020] 計測部12は、ケーブル32によりプローブ11と接続されており、プローブ11を制御する。計測部12は、プローブ11において検出された吸光度を示す信号を受信して、その吸光度を経時的に計測する。これにより、計測部12は、容積脈波を計測する。計測部12は、計測した容積脈波を示す情報を、無線通信によって即時に又は所定間隔毎に、コンピュータ20へ送信する。なお、計測部12は、ケーブル等を介して有線通信によって当該情報をコンピュータ20へ送信してもよい。

[0021] コンピュータ20は、計測部12から送信された容積脈波を示す情報を受信し、受信した当該情報に基づき、容積脈波に対し後述する波形の補正処理を行う。そしてその結果、コンピュータ20は、血圧の時間変化を示す血圧波形に相当する波形を取得する。以下、コンピュータ20の各機能について、詳細に説明する。

[0022] 図2は、図1におけるコンピュータ20の機能ブロック図である。図2に示すように、コンピュータ20は、脈波取得部21と、波形補正部22と、血圧算出部23と、表示部24とを有している。

[0023] 脈波取得部21は、前述の脈波計測装置10から送信された容積脈波を示す情報に基づき、容積脈波に基づく時間波形を取得する。容積脈波に基づく時間波形は、容積脈波の波形又は容積脈波を時間微分した波形である容積脈波波形である。すなわち、当該時間波形は、容積脈波の波形そのものであってもよく、容積脈波を時間微分した波形であってもよい。また、容積脈波の時間微分は、複数回行われてもよい。以下の説明では、容積脈波を時間で1次微分した波形を容積脈波に基づく時間波形とし、単に「脈波波形」と称する。また、時間波形の任意の点における時間波形値（波形強度値）を、単に「脈波波形値」と称する。

[0024] ここで、図3を参照して、容積脈波を時間で1次微分することで脈波波形を取得する方法を説明する。図3の(a)は、脈波計測装置10によって計測された容積脈波を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は容積脈波

の波形強度を示す。図３の（ｂ）は、脈波波形を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は脈波波形の波形強度を示す。図３に示すように、容積脈波及び脈波波形は、血圧の時間変化を示す血圧波形（図４の（ｂ）参照）に依存した形状を有している。特に図３の（ｂ）に示す脈波波形は、血圧の時間変化を示す血圧波形によく似た形状を有している。この血圧波形と脈波波形との対応関係の詳細は、波形補正部２２の説明において後述する。脈波取得部２１は、取得した脈波波形を波形補正部２２及び表示部２４に出力する。

[0025] 波形補正部２２は、脈波取得部２１から出力された脈波波形の補正を行う。具体的には、波形補正部２２は、血圧の時間変化を示す血圧波形と脈波波形との対応関係に基づき、血圧波形におけるディクロティックノッチ点を基準として、脈波波形の補正を行う。血圧波形におけるディクロティックノッチ点とは、血流量の減少によって大動脈弁が閉じられることによって生じる血圧の変化点である。以下、ディクロティックノッチ点を単に「ノッチ点」と称し、図４及び図５を参照して当該ノッチ点について詳細に説明する。

[0026] まず、図４を参照して血圧波形と脈波波形との対応関係について説明する。図４の（ａ）は、血圧波形を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は血圧を示す。図４の（ｂ）は、脈波波形を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は脈波波形の波形強度を示す。

[0027] 図４に示すように、血圧波形と脈波波形とは、互いによく似た形状を有している。図４の（ａ）に示すように、血圧波形は、拡張期において最低となる拡張期血圧 P_{min} と、収縮期において最高となる収縮期血圧 P_{max} と、大動脈弁の閉鎖により生じる変化点であるノッチ点 P_{DN} と、を有している。これに対応して、図４の（ｂ）に示すように、脈波波形は、拡張期血圧 P_{min} に対応した最低点 Q_{min} と、収縮期血圧 P_{max} に対応した最高点 Q_{max} と、ノッチ点 P_{DN} に対応した DN 点 Q_{DN} と、を有している。このように、血圧波形と脈波波形とは、互いの形状が対応関係にあり、脈波波形の形状は、血圧波形の形状に依存している。

[0028] 続いて、図5を参照して、血圧波形におけるノッチ点 P_{DN} の物理的意味について説明する。図5は、大動脈弁を物理的にモデル化した概念図である。図5に示すように、大動脈弁 V は、所定の初期負荷がかかった回転バネを有する弁として物理的にモデル化される。大動脈弁 V は、心臓の左心室から大動脈への血液の流出路 A に位置している。血流量が十分に多いとき、大動脈弁 V は血流によって開いている。血流量が所定の初期負荷以下になると大動脈弁 V は閉じ、これにより血圧波形にノッチ点 P_{DN} が生じる。よって、弁が閉じる瞬間の血圧値は、所定の初期負荷の大きさのみに依存する。したがって、ノッチ点 P_{DN} における血圧値は、被験者の運動状態によらず、被験者毎に略一定の値であると仮定できる。

[0029] 上記仮定に基づき、波形補正部22は、例えば予め測定されたノッチ点 P_{DN} における血圧値を基準値として、脈波波形における DN 点 Q_{DN} の脈波波形値が当該基準値となるように脈波波形を補正する。具体的には、波形補正部22は、次のような第一補正処理及び第二補正処理を含んだ脈波波形の補正を行う。以下、図6及び図7を参照して、波形補正部22による脈波波形の補正方法について詳述する。

[0030] まず、図6を参照して、第一補正処理について説明する。図6の(a)は、第一補正処理前の脈波波形を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は波形強度を示す。図6の(b)は、第一補正処理後の脈波波形を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は波形強度を示す。

[0031] 第一補正処理において、波形補正部22は、脈波取得部21によって取得された脈波波形における最低点 Q_{min} と最高点 Q_{max} とを検出する。そして、波形補正部22は、検出された最低点 Q_{min} と最高点 Q_{max} との比を算出し、当該比が所定値となるように、脈波取得部21によって取得された脈波波形に対して加算係数を加える。ここでいう所定値は、例えば予め算出又は測定された被験者の血圧波形における拡張期血圧 P_{min} と収縮期血圧 P_{max} との比に基づき、予め設定される。なお、被験者の血圧波形における拡張期血圧 P_{min} と収縮期血圧 P_{max} との比は、例えば予め統計的なデータから算出されても

よく、又、予めカフ圧迫法等の間接法や観血的方法等の直接法により測定されてもよく、又、容積脈波を周波数解析することで算出してもよい。

[0032] 図6では、被験者の血圧波形における拡張期血圧 P_{min} と収縮期血圧 P_{max} との比が約 1 : 1.5 である場合の例を示している。この場合、波形補正部 22 は、脈波波形における最低点 Q_{min} と最高点 Q_{max} との比が約 1 : 1.5 となるように、脈波波形に示される時間毎の波形強度のそれぞれに対して加算係数を加える。これにより、第一補正処理後の脈波波形では、最低点 Q_{min} と最高点 Q_{max} との比が約 1 : 1.5 となる。

[0033] 続いて、図7を参照して、第二補正処理について説明する。図7の(a)は、第二補正処理前の脈波波形を示すグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は波形強度を示す。図7の(b)は、第二補正処理後の脈波波形のグラフであり、横軸は時間を示し、縦軸は波形強度を示す。

[0034] 第二補正処理において、波形補正部 22 は、第一補正処理後の脈波波形におけるDN点 Q_{DN} を検出する。そして、波形補正部 22 は、検出されたDN点 Q_{DN} の脈波波形値が所定の血圧値となるように、第一補正処理後の脈波波形に対して乗算係数を乗じる。ここでいう所定の血圧値は、予め算出又は測定された被験者の血圧波形におけるノッチ点 P_{DN} での血圧値に基づき予め設定される。なお、被験者の血圧波形におけるノッチ点 P_{DN} での血圧値は、例えば予め統計的なデータから算出されてもよく、又、予めカフ圧迫法等の間接法や観血的方法等の直接法により測定されてもよい。

[0035] 図7では、被験者の血圧波形におけるノッチ点 P_{DN} での血圧値が約 90 mmHg である場合の例を示している。この場合、波形補正部 22 は、第一補正処理後の脈波波形において検出されたDN点 Q_{DN} の脈波波形値が約 90 mmHg となるように、脈波波形に示される時間毎の一次微分吸光度のそれぞれに対して乗算係数を乗じる。これにより、第二補正処理後の脈波波形では、DN点 Q_{DN} の脈波波形値が約 90 mmHg となる。

[0036] 以上の処理によって、脈波波形は、血圧波形に相当する波形となる。すなわち、波形補正部 22 は、血圧波形に相当する波形を取得する。なお、波形

補正部 22 は、第二補正処理後の脈波波形に対して、例えばフーリエ変換によって得られたパワースペクトルが持つ特定の周波数成分から当該波形を再構成することによって、動脈内の反射波の影響を低減してもよい。また例えば、当該パワースペクトルのうち低周波成分を低減又は除去した後に当該波形を再構成することによって、生体における生理的影響等を低減してもよい。波形補正部 22 は、血压波形に相当する波形を、血压算出部 23 及び表示部 24 に出力する。

[0037] 血压算出部 23 は、波形補正部 22 から出力された血压波形に相当する波形（図 7 の（b）参照）に基づいて、血压値を算出する。血压算出部 23 は、各時点での血压値をそれぞれ算出し、又は予め設定された時点での血压値を算出する。また、血压算出部 23 は、複数の周期にわたって血压値を積算処理してもよく、1 周期ごとに平均血压となる血压値を算出するようにしてもよい。

[0038] 表示部 24 は、脈波取得部 21 から出力された脈波波形（図 3 の（b）参照）、波形補正部 22 から出力された血压波形に相当する波形（図 7 の（b）参照）、及び血压算出部 23 によって算出された血压値の少なくとも 1 つを、例えば後述するコンピュータ 20 のディスプレイ等に表示する。表示部 24 は、フーリエ変換した脈波波形又は血压波形に相当する波形を表示してもよい。また、現時点での血压値をリアルタイムに表示してもよいし、1 周期ごとの最高・最低血压値や平均血压値を表示してもよい。また、脈波取得部 21 で脈拍数を求めるようにして、波形や血压値と同時に当該脈拍数を表示するようにしてもよい。

[0039] 次に、コンピュータ 20 のハードウェア構成を説明する。図 8 は、図 1 におけるコンピュータ 20 のハードウェア構成を示す。図 8 に示すように、コンピュータ 20 は、物理的には、プロセッサである CPU（Central Processing Unit）101、記録媒体である、RAM（Random Access Memory）102 や ROM（Read Only Memory）103、無線通信モジュール 104、アンテナ 105、操作モジュール 106、及びディスプレイ 107 等を含んでいる

。これらの各構成は互いに電氣的に接続されている。上述したコンピュータ 20 の各機能は、CPU 101、RAM 102 等のハードウェア上に血压測定プログラムを読み込ませることにより、CPU 101 の制御のもとで、無線通信モジュール 104、アンテナ 105、操作モジュール 106、及びディスプレイ 107 等を動作させるとともに、RAM 102 におけるデータの読み出し及び書き込みを行うことで実現される。以上が、本実施形態に係るコンピュータ 20 の構成である。

[0040] 次に、図 9 及び図 10 のフローチャートを参照して、本実施形態に係るコンピュータ 20 の動作方法（コンピュータ 20 で実行される処理）である血压測定方法を、処理毎に説明する。まず、図 9 のフローチャートを参照して、全体的な処理手順の一例を説明する。図 9 は、第 1 実施形態に係る血压測定方法を示すフロー図である。

[0041] この場合、本処理の前提として、拡張期血压 P_{min} と収縮期血压 P_{max} との比、及びノッチ点 P_{DN} での血压値が、予めコンピュータ 20 に設定されている。脈波計測装置 10 とコンピュータ 20 との間で無線通信による接続が確立されると、脈波取得部 21 により、脈波計測装置 10 から送信された容積脈波を示す情報に基づいて、容積脈波に基づく脈波波形が取得される（S1：脈波取得ステップ）。続いて、波形補正部 22 により、取得した脈波波形が補正される（S2：波形補正ステップ）。これにより、血压波形に相当する波形が取得される。なお、波形補正ステップにおける詳細な処理手順は図 10 を参照して後述する。

[0042] 続いて、血压算出部 23 により、補正後の脈波波形、すなわち血压波形に相当する波形に基づき、血压値が算出される（S3：血压算出ステップ）。続いて、表示部 24 により、脈波取得ステップ S1 において取得された脈波波形、波形補正ステップ S2 において取得された血压波形に相当する波形（補正後の脈波波形）、血压算出ステップ S3 において算出された血压値の少なくとも 1 つが、コンピュータ 20 のディスプレイ 107 に表示される（S4：表示ステップ）。以上によって、血压測定方法が終了する。なお、血压

測定方法に血圧算出ステップS 3及び表示ステップS 4は含まれていなくてもよい。また、表示ステップS 4は、脈波取得ステップS 1と波形補正ステップS 2との間、又は、波形補正ステップS 2と血圧算出ステップS 3との間において行われてもよい。

[0043] 次に、図10のフローチャートを参照して、波形補正ステップS 2における詳細な処理手順を説明する。図10は、図9に示す波形補正ステップS 2における詳細な手順を示すフロー図である。

[0044] 波形補正ステップS 2の処理が開始すると、波形補正部22により、以下のステップS 21～24の処理が行われる。まず、脈波波形における最低点 Q_{min} 及び最高点 Q_{max} が検出される(S 21)。続いて、最低点 Q_{min} 及び最高点 Q_{max} の比が算出され、当該比に基づき脈波波形が補正される(S 22)。具体的には、最低点 Q_{min} 及び最高点 Q_{max} の比が、予めコンピュータ20に設定された拡張期血圧 P_{min} と収縮期血圧 P_{max} との比となるように、各時間における脈波波形値にそれぞれ加算係数が加算される。

[0045] 続いて、S 21～S 22の処理が行われることにより、補正された脈波波形におけるDN点 Q_{DN} が検出される(S 23: DN点検出ステップ)。続いて、脈波波形におけるDN点 Q_{DN} での脈波波形値に基づき脈波波形が補正される(S 24)。具体的には、DN点 Q_{DN} での脈波波形値が、予めコンピュータ20に設定されたノッチ点 P_{DN} での血圧値となるように、各時間における脈波波形値に乗算係数が乗算される。以上のようにして、波形補正部22により波形補正の処理が終了し、血圧波形に相当する波形が取得される。なお、S 21及びS 22の処理(第一補正処理)と、S 23及びS 24の処理(第二補正処理)とは、逆の順序で行われてもよい。すなわち、DN点 Q_{DN} での脈波波形値に基づき補正された脈波波形に対し、補正された脈波波形の最低点 Q_{min} と最高点 Q_{max} との比が所定値となるように、補正された脈波波形を更に補正してもよい。また、S 21における最低点 Q_{min} 及び最高点 Q_{max} の検出及びS 23におけるDN点 Q_{DN} の検出は、S 22及びS 24の処理の前にまとめて行われてもよい。

- [0046] 以上、本実施形態に係るコンピュータ 20 及びコンピュータ 20 を用いた
 血压測定方法によれば、脈波波形において、血压波形におけるノッチ点 P_{DN}
 に対応する DN 点 Q_{DN} が検出され、当該 DN 点 Q_{DN} の脈波波形値が所定の血
 压値となるように脈波波形が補正される。よって、例えば予め測定された血
 压波形におけるノッチ点 P_{DN} の血压値を基準値として、脈波波形における D
 N 点 Q_{DN} の脈波波形値が当該基準値となるように脈波波形を補正すること
 により、血压波形に相当する波形を取得することができる。これにより、経時
 的に変化する一連の血压値を精度よく簡便に求めることができる。
- [0047] 本実施形態によれば、脈波取得ステップ S 1 において取得された脈波波形
 が容積脈波を時間微分した波形である。このため、当該波形において DN 点
 Q_{DN} がより明瞭となるので、DN 点 Q_{DN} を検出し易くすることができる。
- [0048] なお、脈波取得ステップ S 1 において取得された脈波波形が、容積脈波の
 波形である場合には、ノッチ点 P_{DN} での血压値を基準値として、容積脈波の
 波形において、DN 点 Q_{DN} の脈波波形値が当該基準値となるように容積脈波
 の波形を補正することができる。これにより、容積脈波の波形に基づき、血
 压波形に相当する波形を取得することができ、経時的に変化する一連の血压
 値を精度よく簡便に求めることができる。
- [0049] 本実施形態によれば、血压算出ステップ S 3 において、波形補正ステップ
 S 2 において取得された血压波形に相当する波形に基づき血压値が算出され
 ることにより、各時点での血压値をそれぞれ求めることができる。
- [0050] 本実施形態によれば、波形補正ステップ S 2 において、DN 点 Q_{DN} の脈波
 波形値に基づく補正を行う脈波波形は、予め測定された拡張期血压 P_{min} と収
 縮期血压 P_{max} との比を基準値として、脈波波形における最低点 Q_{min} 及び最
 高点 Q_{max} の比に基づき補正された脈波波形である。よって、当該脈波波形に
 おいて DN 点がより明瞭になるので、DN 点を検出し易くことができ、
 血压波形に相当する波形をより正確に取得することができる。
- [0051] また、S 2 1 及び S 2 2 の処理（第一補正処理）と S 2 3 及び S 2 4 の処
 理（第二補正処理）とが逆の順序で行われた場合にも、予め測定された拡張

期血圧 P_{min} と収縮期血圧 P_{max} との比を基準値として、DN 点 Q_{DN} の脈波波形値に基づき補正された脈波波形における最低点 Q_{min} 及び最高点 Q_{max} の比が当該基準値となるように補正されるので、血圧波形に相当する波形をより正確に取得することができる。

[0052] 本実施形態によれば、表示ステップ S 4 において、脈波取得ステップ S 1 で取得された脈波波形、波形補正ステップ S 2 で補正されることで取得された血圧波形に相当する波形、及び血圧算出ステップ S 3 で算出された血圧値の少なくとも 1 つが表示される。このため、脈波波形、血圧波形に相当する波形、又は血圧値の情報を可視化することができ、これらの情報を測定者に視認させることができる。

[0053] (第 2 実施形態)

次に、図 11 を参照して、第 2 実施形態に係る血圧測定装置の構成について説明する。図 11 は、本発明の一側面の第 2 実施形態に係る血圧測定装置を示す概略構成図である。図 11 に示すように、本実施形態においては、スマートフォン等の通信端末 40 が血圧測定装置として機能する。スマートフォン等の通信端末は、プロセッサや記憶媒体等を備えたコンピュータに含まれる。通信端末 40 は、第 1 実施形態に係るコンピュータ 20 と同様の機能を有する。すなわち、通信端末 40 は、コンピュータ 20 と同様、脈波取得部 21 と、波形補正部 22 と、血圧算出部 23 と、表示部 24 としての機能を有している。

[0054] 通信端末 40 がコンピュータ 20 と異なる点は、通信端末 40 は、第 1 実施形態に係る脈波計測装置 10 としての機能も有する点である。すなわち、通信端末 40 の脈波取得部 21 は、被験者である生体 H の内部へ光を照射する光源（光照射装置）16 と、光源 16 から照射された光であって生体 H の内部を透過した光を検出する光検出器 17 とを有する。光源 16 は、例えば通信端末 40 のフラッシュランプである。光検出器 17 は、例えば通信端末 40 のカメラである。また、通信端末 40 はフラッシュランプやカメラとは別に、脈波計測専用の光源 16 と光検出器 17 を備えていてもよい。また、

タブレットコンピュータ等もプロセッサや記憶媒体等を備えたコンピュータに含まれ、通信端末４０の代わりにタブレットコンピュータ等を用いてもよい。

[0055] 本実施形態において、脈波取得部２１は、通信端末４０の光源１６と光検出器１７との両方に被験者となる生体Ｈの表面（例えば、指）が置かれた状態において、光源１６から光を生体Ｈの表面から内部へ向かって照射する。そして、脈波取得部２１は、生体Ｈからの反射光を光検出器１７で検出する。これにより、脈波取得部２１は、容積脈波を取得する。続いて、脈波取得部２１は、自ら取得した容積脈波に基づき、第１実施形態と同様にして脈波波形を取得する。そして、第１実施形態と同様にして当該脈波波形を補正することにより、血圧波形に相当する波形を取得する。これにより、本実施形態においても、経時的に変化する一連の血圧値を精度よく簡便に求めることができる。

[0056] さらに、本実施形態によれば、通信端末４０における脈波取得部２１が、光源１６及び光検出器１７を有している。よって、脈波取得部２１における光源１６から照射された光であって生体Ｈの内部を透過した光を脈波取得部２１における光検出器１７で検出することにより、血圧測定装置である通信端末４０とは別個に脈波計測装置１０を設けることなく脈波波形を容易に取得することができる。

[0057] 以上、本発明の一側面の種々の実施形態について説明したが、本発明の一側面は上記実施形態に限定されるものではなく、各請求項に記載した要旨を変更しない範囲で変形し、又は他のものに適用したものであってもよい。

[0058] 例えば、図１２に示す変形例のように、上記第１実施形態に係る脈波計測装置１０に代えて、計測器とプローブとが一体化された脈波計測装置１０Ａを用いてもよい。脈波計測装置１０Ａは、生体Ｈの表面に取り付けられており、例えば通信部１３と、処理部１４と、電源部１５と、光源１６と、光検出器１７とを有している。この変形例に係る血圧測定装置においても、上記実施形態と同様、経時的に変化する一連の血圧値を精度よく簡便に求めるこ

とができる。

- [0059] また、上記実施形態では、コンピュータ 20 を血圧測定装置としたが、脈波計測装置 10、10A を含めた構成を血圧測定装置としてもよい。また、被験者となる生体 H の表面は手のひらや指以外でもよく、額や上腕、首、耳たぶなどでもよい。
- [0060] 上記形態に係る血圧測定方法において、時間波形は、容積脈波の波形であってもよい。この場合、ディクロティックノッチ点での血圧値を基準値として、容積脈波の波形において、DN 点の時間波形値が当該基準値となるように容積脈波の波形を補正することができる。これにより、容積脈波の波形に基づき、血圧波形に相当する波形を取得することができ、経時的に変化する一連の血圧値を精度良く簡便に求めることができる。
- [0061] 上記形態に係る血圧測定方法において、時間波形は、容積脈波を時間微分した波形であってもよい。この場合、容積脈波を時間微分した波形において DN 点がより明瞭となるので、DN 点を検出し易くすることができる。
- [0062] 上記形態に係る血圧測定方法において、時間波形は、容積脈波の波形又は容積脈波を時間微分した波形である容積脈波波形に対し、当該容積脈波波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、補正された波形であってもよい。この場合、当該容積脈波波形において DN 点がより明瞭になるので、DN 点を検出し易くすることができる。
- [0063] 上記形態に係る血圧測定方法において、波形補正ステップでは、補正された時間波形に対し、補正された時間波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、補正された時間波形を更に補正してもよい。この場合、例えば予め測定された拡張期血圧と収縮期血圧との比を基準値として、DN 点に基づいて補正された時間波形における最低点と最高点との比が当該基準値となるように、補正された時間波形を更に補正することができる。これにより、血圧波形に相当する波形をより正確に取得することができる。
- [0064] 上記形態に係る血圧測定方法において、補正された時間波形に基づいて、血圧値を算出する血圧算出ステップを更に含んでもよい。この場合、波形補

正ステップにおいて補正された時間波形は、血圧波形に相当するので、当該血圧波形に相当する波形に基づく血圧値の算出により、各時点での血圧値をそれぞれ求めることができる。

- [0065] 上記形態に係る血圧測定方法において、時間波形、補正された時間波形、及び血圧値の少なくとも1つを表示する表示ステップを更に含んでもよい。この場合、時間波形、補正後の時間波形、又は血圧値の情報を可視化することができ、これらの情報を測定者に視認させることができる。
- [0066] 上記形態に係る血圧測定装置において、時間波形は、容積脈波の波形であってもよい。
- [0067] 上記形態に係る血圧測定装置において、時間波形は、容積脈波を時間微分した波形であってもよい。
- [0068] 上記形態に係る血圧測定装置において、時間波形は、容積脈波の波形又は容積脈波を時間微分した波形である容積脈波波形に対し、当該容積脈波波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、補正した波形であってもよい。
- [0069] 上記形態に係る血圧測定装置において、波形補正部は、補正された時間波形に対し、補正された時間波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、補正された時間波形を更に補正してもよい。
- [0070] 上記形態に係る血圧測定装置において、補正された時間波形に基づいて、血圧値を算出する血圧算出部を更に備えてもよい。
- [0071] 上記形態に係る血圧測定装置において、時間波形、補正された時間波形、及び血圧値の少なくとも1つを表示する表示部を更に備えてもよい。
- [0072] また、本発明の他の形態に係る血圧測定装置において、脈波取得部は、生体の内部へ光を照射する照射装置と、生体の内部を透過した光を検出する光検出器と、を有してもよい。この場合、脈波取得部における照射装置から照射された光であって生体の内部を透過した光を脈波取得部における光検出器で検出することにより、血圧測定装置とは別個に脈波計測装置を設けることなく時間波形を容易に取得することができる。

[0073] また、被験者の血圧波形における拡張期血圧 $P_{\min}$ と収縮期血圧 $P_{\max}$ との比に対応する最高最低血圧比 $P_{T\max} : P_{T\min}$ は、例えばコンピュータ 20 において脈波波形をフーリエ変換することによって脈波波形スペクトルを生成し、当該脈波波形スペクトルに基づいて算出してもよい。詳細には、脈波波形スペクトル P'_F のうち、被験者の脈拍に対応する周波数以上の脈波波形スペクトル P'_F に基づいて、被験者の最高最低血圧比 $P_{T\max} : P_{T\min}$ を算出する。より具体的には、下記の数式 (1) に基づき最高最低血圧比 $P_{T\max} : P_{T\min}$ を算出する。なお、数式 (1) は、本発明者らが鋭意研究を重ねた結果、新たに見出した統計的に有意な対応関係を示す。当該対応関係及び数式 (1) の詳細については、後述する。なお、脈波波形スペクトルは、DN 点 Q_{DN} での脈波波形値に基づき補正された脈波波形から生成してもよい。

[0074] [数1]

$$P_{T\min} : P_{T\max} = |P'_F(f_1)| : \sum_{n=1}^N |P'_F(f_n)| \quad \cdots (1)$$

ただし、数式 (1) において、 n は正の整数を示し、 f_1 は脈拍に対応する周波数を示し、 f_n は脈拍に対応する周波数の n 倍の周波数を示す。

[0075] 以下、脈波波形スペクトル P'_F における脈拍に対応する周波数 f_1 の波を 1 倍波とし、1 倍波の周波数 f_1 の n 倍の周波数 f_n の波を n 倍波とする。脈拍に対応する周波数 f_1 とは、人体が取り得る脈拍に対応する周波数範囲であって、例えば $0.5 \text{ Hz} \sim 3.7 \text{ Hz}$ 程度である。なお、脈拍に対応する周波数 f_1 は、生体の持つ揺らぎによって、人体が取り得る脈拍に対応する周波数範囲 ($0.5 \text{ Hz} \sim 3.7 \text{ Hz}$ 程度) 内で変動し、これに伴い周波数 f_n も変動する。上記数式 (1) において、 $P'_F(f_1)$ は、1 倍波のスペクトル強度を示し、 $P'_F(f_n)$ は、 n 倍波のスペクトル強度を示す。1 倍波のスペクトル強度とは、例えば 1 倍波のスペクトル強度のピーク値であり、 n 倍波のスペクトル強度とは、例えば n 倍波のスペクトル強度のピーク値である。

[0076] 上記数式 (1) に基づき、脈波波形スペクトル P'_F における 1 倍波以上の

スペクトル強度の各ピーク値の和と、脈波波形スペクトル P'_F における 1 倍波のスペクトル強度のピーク値との比を算出することにより、最高最低血圧比 $P_{Tmax} : P_{Tmin}$ とを算出する。上記数式 (1) により最高最低血圧比 $P_{Tmax} : P_{Tmin}$ を算出する場合、例えば $N=3$ としてもよい。すなわち少なくとも 1 倍波から 3 倍波までのスペクトル強度のピーク値を用いてもよい。また、 $N=6$ としてもよい。すなわち、1 倍波から 6 倍波までのスペクトル強度のピーク値を用いてもよい。また、より具体的には、脈波波形スペクトル P'_F において 30Hz よりも高い周波数の成分はノイズであるため、このようなノイズまで算出結果に反映しないように 30Hz 以下のスペクトル強度のピーク値を用いてもよく、好ましくは 20Hz 以下のスペクトル強度のピーク値を用いてもよい。

[0077] また、1 倍波群以上の各相対血圧波形スペクトルの強度の和に基づいて、最高最低血圧比 $P_{Tmax} : P_{Tmin}$ を算出してもよい。具体的に、下記の数式 (2) に基づき最高最低血圧比 $P_{Tmax} : P_{Tmin}$ を算出してもよい。なお、数式 (2) は、本発明者らが鋭意研究を重ねた結果、新たに見出した統計的に有意な対応関係を示す。当該対応関係及び数式 (2) の詳細については、後述する。

[数2]

$$P_{Tmin} : P_{Tmax} = \int_{-d}^d \left| P'_F \left(f_1 + \frac{f}{2} \right) \right| df : \sum_{n=1}^N \int_{-d}^d \left| P'_F \left(f_n + \frac{f}{2} \right) \right| df \quad \dots(2)$$

ただし、数式 (2) において、 n は正の整数を示し、 f_1 は脈拍に対応する周波数を示し、 f_n は脈拍に対応する周波数の n 倍の周波数を示す。

[0078] 以下、脈拍に対応する周波数 f_1 を含むと共に脈拍に対応する周波数 f_1 の所定の範囲の周波数の波群を、1 倍波群とする。より具体的には、1 倍波群とは、例えば 1 倍波のスペクトル強度のピーク値を中心とした所定の有効幅の範囲のスペクトルである。1 倍波群のスペクトル強度とは、例えば所定の有効幅でのスペクトル強度の積分値である。また、脈拍に対応する周波数 f_1 の n 倍の周波数 f_n を含むと共に n 倍の周波数 f_n の所定の範囲の周波数の波

群を n 倍波群とする。より具体的には、 n 倍波群とは、例えば n 倍波のスペクトル強度のピーク値を中心とした所定の有効幅の範囲のスペクトルである。 n 倍波群のスペクトル強度とは、例えば所定の有効幅でのスペクトル強度の積分値である。なお、所定の有効幅の具体例については、図 18 を参照して後述する。

[0079] 上記数式 (2) に基づき、脈波波形スペクトル P'_F における 1 倍波群以上のスペクトル強度の各ピーク値の和と、脈波波形スペクトル P'_F における 1 倍波群のスペクトル強度のピーク値との比を算出することにより、最高最低血圧比 $P_{Tmax} : P_{Tmin}$ とを算出してもよい。上記の数式 (2) において、 $N = 3$ としてもよい。すなわち少なくとも 1 倍波群から 3 倍波群までのスペクトル強度の積分値を用いてもよい。また、 $N = 6$ としてもよい。すなわち 1 倍波群から 6 倍波群までのスペクトル強度の積分値を用いてもよい。また、より具体的には、脈波波形スペクトル P'_F において 30 Hz よりも高い周波数の成分はノイズであるため、このようなノイズまで算出結果に反映しないように 30 Hz 以下のスペクトル強度の積分値を用いてもよく、好ましくは 20 Hz 以下のスペクトル強度の積分値を用いてもよい。

[0080] 次に、本発明者らが発見した上記の数式 (1) に示す対応関係について、詳細に説明する。

[0081] 図 13 は、観血式カテーテル血圧計により計測した血圧波形を示すグラフである。図 13 の横軸は時間 $[s]$ を示し、図 13 の縦軸は血圧 $[mmHg]$ を示す。図 13 に示すグラフにおいて、最高血圧値 P_{Tmax} は約 130 mmHg を示し、最低血圧値 P_{Tmin} は約 70 mmHg を示す。よって、最高血圧値 P_{Tmax} と最低血圧値 P_{Tmin} との比、すなわち最高最低血圧比は、約 1.86 である。血圧波形は、主に脈拍に対応する周波数 f_1 の 1 倍波（主波）と、その周波数 f_1 より大きい周波数 f_n の n 倍波とで構成されており、図 13 に示す血圧波形をフーリエ変換すると、図 14 に示すようなパワースペクトルが得られる。

[0082] 図 14 は、図 13 に示す血圧波形をフーリエ変換して得られるパワースペ

クトルを示すグラフである。当該パワースペクトルは 1 倍波のスペクトル強度によって規格化されており、図 14 の横軸は周波数 [Hz] を示し、図 14 の縦軸はスペクトル強度を示す。本発明者らは、鋭意研究を重ねた結果、図 14 に示すパワースペクトルにおいて、1 倍波以上の n 倍波のスペクトルの強度の和と 1 倍波のスペクトルの強度との比（以下、「スペクトル強度に基づく比」とも称する）は、図 13 に示す血圧波形から得られる最高最低血圧比に略等しくなることを新たに見出した。具体的に、図 14 に示すパワースペクトルにおいて、1 倍波以上の n 倍波のスペクトル強度の和は、 $1.00 + 0.49 + 0.20 + 0.16 = 1.85$ である。よって、1 倍波以上の n 倍波のスペクトル強度の和と 1 倍波のスペクトル強度との比は、 1.85 であり、真の血圧波形における最高血圧値 P_{Tmax} と最低血圧値 P_{Tmin} との比である約 1.86 に略等しい。この対応関係は、上記の数式 (1) により示すことができる。

[0083] 本発明者らは、上記の数式 (1) に示す対応関係が、次の実験により統計的に有意であることを確認している。本発明者らは、カニクイザルに対して足の動脈に観血式血圧計を設置した状態で、濃度の異なるイソフルラン麻酔薬をカニクイザルに与えて血圧を変動させながら、カニクイザルの血圧の変動を示す血圧波形を継続的に測定した。図 15 に、麻酔薬によるカニクイザルの血圧の変動を示す。図 15 の横軸は時間を示し、図 15 の縦軸は血圧を示す。

[0084] そして、測定された血圧波形のうち異なる時間帯のデータを複数抽出し、抽出したデータから求めた最高血圧と最低血圧との比と、血圧波形をフーリエ変換して得たスペクトル強度に基づく比との関係を図 16 のグラフに示すようにプロットすることで、これらの相関関係を確認した。図 16 の横軸は、カニクイザルに対して行った実験により求めた最高最低血圧比を示し、図 16 の縦軸は、血圧波形をフーリエ変換して得たスペクトル強度に基づく比を示す。図 16 に示すように、血圧波形をフーリエ変換して得たスペクトル強度に基づく比は、カニクイザルに対して行った実験により求めた最高血圧

と最低血圧との比の $\pm 5\%$ の範囲内に収まっていることが確認された。

[0085] 以上より、上記数式(1)で示す対応関係が統計的に有意であることが示された。

[0086] なお、上記の数式(1)で示す関係性の精度は、フーリエ変換の周波数分解能に依存する。1つの脈波を考えると、理想的には脈拍に対応する周波数の整数倍以外の周波数の波は存在しない。しかし、複数の脈波を考える場合、生体揺らぎにより、脈拍に対応する周波数の整数倍以外の周波数の波が含まれる。

[0087] フーリエ変換による周波数分解能は、原理上、変換前の時間波形の長さに依存するが、実際に測定された時間波形は有限の長さであるため、時間波形のスペクトルを周波数別に完全に分離することはできない。各整数倍波のスペクトルにはその周辺の整数倍以外の波のスペクトルが含まれる。周波数分解能が高いほど、整数倍以外の波を除去することができ、上記の数式(1)で示す関係性の精度が上がる。逆に周波数分解能が低いほど整数倍以外の波の影響を受け、精度が下がる。なお、フーリエ変換の周波数分解能によって精度の違いはあるが、上記の数式(1)で示す対応関係は、統計的に有意に保たれる。

[0088] 図17は、生体揺らぎによる血圧波形のパワースペクトルの広がりを示すグラフである。図17の横軸は周波数[Hz]を示し、図17の縦軸はスペクトル強度を示す。図17のグラフ10aは、生体揺らぎを無視した理想的な血圧波形のパワースペクトルを示し、図17のグラフ10bは、生体揺らぎにより整数倍以外の波が含まれた血圧波形のパワースペクトルを示す。生体揺らぎにより整数倍以外の波が含まれた血圧波形のパワースペクトルを示すグラフ10bは、生体揺らぎを無視した理想的な血圧波形のパワースペクトルを示すグラフ10aに比べて、各ピークの山が幅広となっている。

[0089] 本発明者らは、このように生体揺らぎにより整数倍以外の波が含まれた血圧波形のパワースペクトルにおいて、1倍波群以上の n 倍波群の各スペクトル強度の和と1倍波群のスペクトル強度との比が、最高血圧値 P_{Tmax} と最低

血圧値 P_{Tmin} との比に略等しいことを見出した。すなわち、上記の数式（２）で示す対応関係が成り立つことを見出した。

[0090] 上記の数式（２）に示す対応関係が成り立つことにより、上述したように、各ピーク値を含んだ所定の有効幅でのスペクトル強度の積分値から最高最低血圧比を求めることができる。ここで、所定の有効幅とは、例えば図１８の（ａ）に示すように n 倍波のスペクトル強度のピーク値の半値となる周波数幅 $W1$ であってもよいし、例えば図１８の（ｂ）に示すように隣り合う n 倍波の周波数間の中心で区切った周波数幅 $W2$ であってもよい。なお、血圧比算出装置の機器特性又は生体揺らぎ等を考慮し、最適な周波数分解能又はスペクトル群の有効幅を適宜設定してもよい。

[0091] また、本発明の一形態に係る血圧測定プログラムは、メインモジュール、脈波取得モジュール、 DN 点検出モジュール、及び波形補正モジュールを備えている。

[0092] メインモジュールは、血圧測定処理を統括的に制御する部分である。脈波取得モジュールは、脈波取得処理を行う部分である。脈波取得モジュールを実行することにより実現される機能は、上記のコンピュータ２０の脈波取得部２１の機能と同様である。 DN 点検出モジュールは、 DN 点検出処理を行う部分であって、波形補正モジュールは、波形補正処理を行う部分である。 DN 点検出モジュール及び波形補正モジュールを実行することにより実現される機能は、上記のコンピュータ２０の波形補正部２２の機能と同様である。

[0093] 血圧測定プログラムは、例えば、 $CD-ROM$ 、 DVD もしくは ROM 等の記録媒体または半導体メモリによって提供される。また、血圧測定プログラムは、搬送波に重畳されたコンピュータデータ信号としてネットワークを介して提供されてもよい。

[0094] なお、本発明の一形態は、血圧の時間変化を取得する血圧測定をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、コンピュータを、容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得部、時間波形において、血圧の時間変化

を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するDN点を検出するDN点検出部、DN点の時間波形値が所定の血圧値となるように時間波形を補正し、血圧の時間変化を取得する波形補正部として機能させてもよい。

産業上の利用可能性

[0095] 本発明の一側面は、血圧測定方法、血圧測定装置、血圧測定プログラム及びそのプログラムを記録する記録媒体を使用形態とし、経時的に変化する一連の血圧値を精度よく簡便に求めることができるものである。

符号の説明

[0096] 16…光源（光照射装置）、17…光検出器、20…コンピュータ（血圧測定装置）、21…脈波取得部、22…波形補正部、23…血圧算出部、40…通信端末（血圧測定装置）、S1…脈波取得ステップ、S2…波形補正ステップ、S23…DN点検出ステップ、S3…血圧算出ステップ、S4…表示ステップ、 P_{min} …拡張期血圧、 P_{max} …収縮期血圧、 P_{DN} …ディクロティックノッチ点、 Q_{min} …最低点、 Q_{max} …最高点、 Q_{DN} …DN点、H…生体。

請求の範囲

- [請求項1] 血圧の時間変化を取得する方法であって、
容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得ステップと、
前記時間波形において、前記血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するD N点を検出するD N点検出ステップと、
前記D N点の時間波形値が所定の血圧値となるように前記時間波形を補正し、前記血圧の時間変化を取得する波形補正ステップと、を含む、血圧測定方法。
- [請求項2] 前記時間波形は、容積脈波の波形である、請求項1に記載の血圧測定方法。
- [請求項3] 前記時間波形は、容積脈波を時間微分した波形である、請求項1に記載の血圧測定方法。
- [請求項4] 前記時間波形は、容積脈波の波形又は容積脈波を時間微分した波形である容積脈波波形に対し、当該容積脈波波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、補正された波形である、請求項1に記載の血圧測定方法。
- [請求項5] 前記波形補正ステップでは、前記補正された時間波形に対し、前記補正された時間波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、前記補正された時間波形を更に補正する、請求項1～3の何れか一項に記載の血圧測定方法。
- [請求項6] 前記補正された時間波形に基づいて、血圧値を算出する血圧算出ステップを更に含む、請求項1～5の何れか一項に記載の血圧測定方法。
- [請求項7] 前記時間波形、前記補正された時間波形、及び前記血圧値の少なくとも1つを表示する表示ステップを更に含む、請求項6に記載の血圧測定方法。
- [請求項8] 血圧の時間変化を取得する装置であって、

容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得部と、

前記時間波形において、前記血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するD N点を検出し、前記D N点の時間波形値が所定の血圧値となるように前記時間波形を補正し、前記血圧の時間変化を取得する波形補正部と、を備える血圧測定装置。

[請求項9] 前記時間波形は、容積脈波の波形である、請求項8に記載の血圧測定装置。

[請求項10] 前記時間波形は、容積脈波を時間微分した波形である、請求項8に記載の血圧測定装置。

[請求項11] 前記時間波形は、容積脈波の波形又は容積脈波を時間微分した波形である容積脈波波形に対し、当該容積脈波波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、補正した波形である、請求項8に記載の血圧測定装置。

[請求項12] 前記波形補正部は、前記補正された時間波形に対し、前記補正された時間波形の最低点と最高点との比が所定値となるように、前記補正された時間波形を更に補正する、請求項8～10の何れか一項に記載の血圧測定装置。

[請求項13] 前記補正された時間波形に基づいて、血圧値を算出する血圧算出部を更に備える、請求項8～12の何れか一項に記載の血圧測定装置。

[請求項14] 前記時間波形、前記補正された時間波形、及び前記血圧値の少なくとも1つを表示する表示部を更に備える、請求項13に記載の血圧測定装置。

[請求項15] 前記脈波取得部は、生体の内部へ光を照射する照射装置と、前記生体の内部を透過した前記光を検出する光検出器と、を有する、請求項8～14の何れか一項に記載の血圧測定装置。

[請求項16] 血圧の時間変化を取得する血圧測定をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

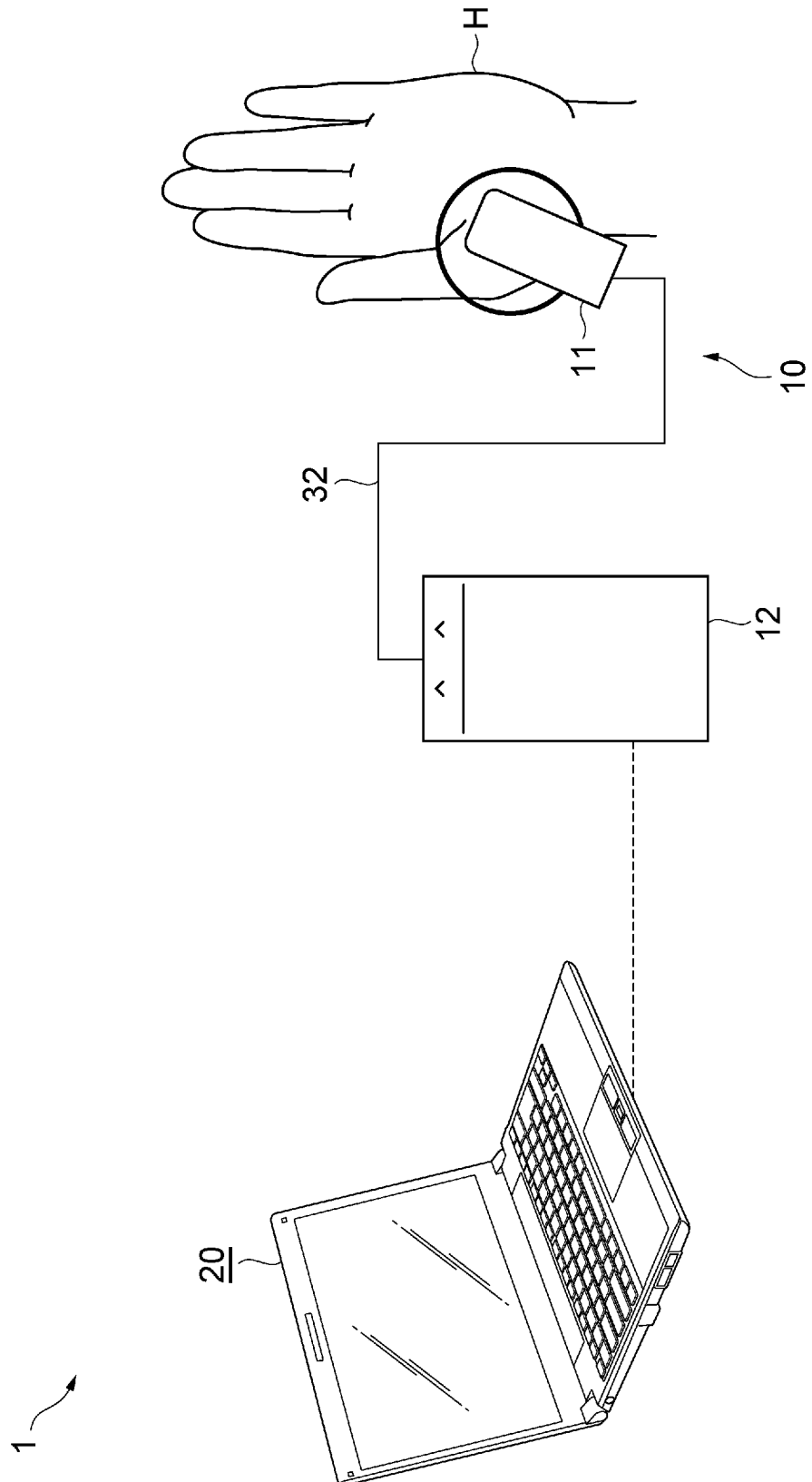
容積脈波に基づく時間波形を取得する脈波取得処理と、

前記時間波形において、前記血圧の時間変化を示す血圧波形におけるディクロティックノッチ点に対応するD N点を検出するD N点検出処理と、

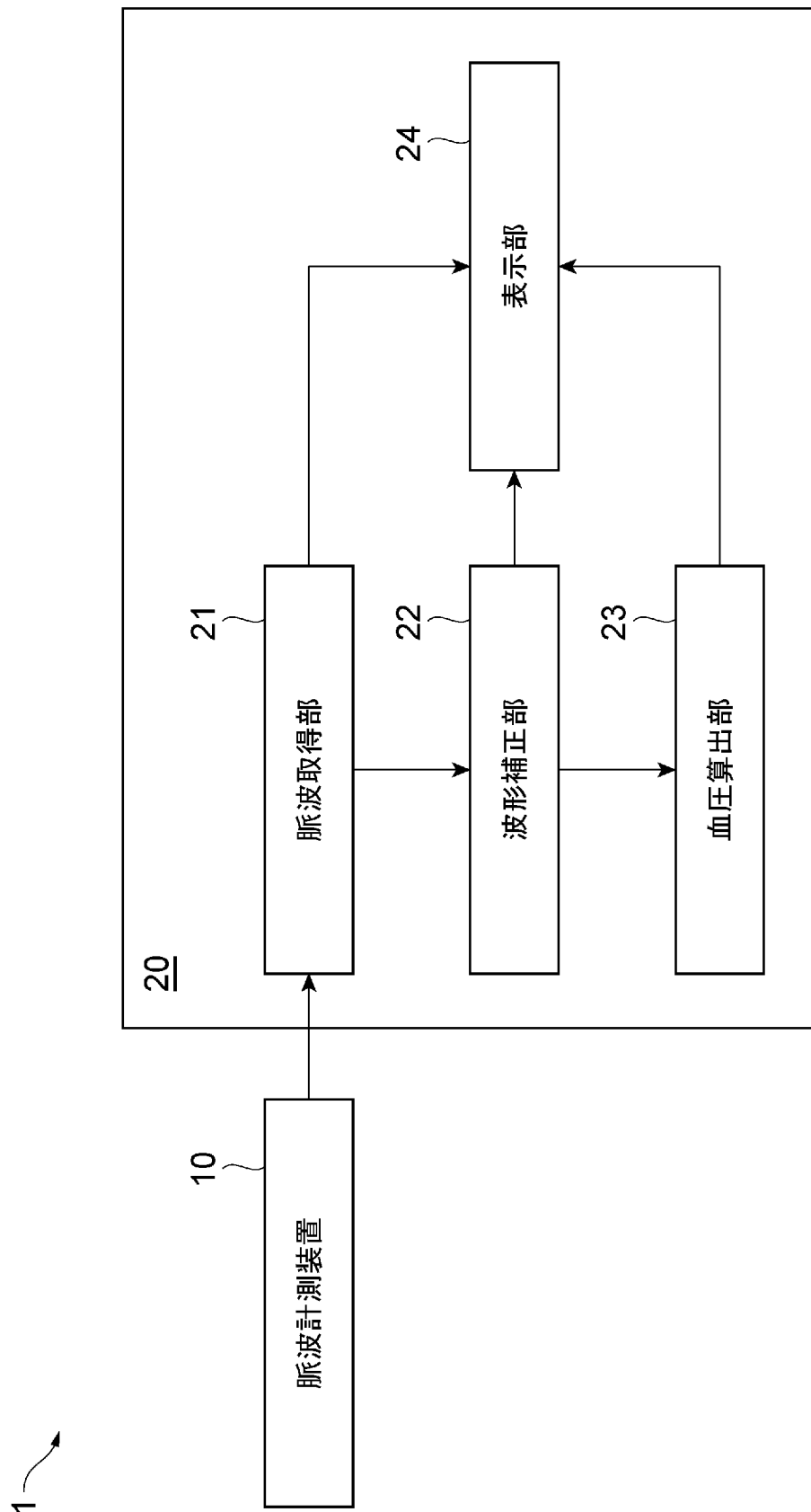
前記D N点の時間波形値が所定の血圧値となるように前記時間波形を補正し、前記血圧の時間変化を取得する波形補正処理と、を含む、血圧測定プログラム。

[請求項17] 請求項16に記載の血圧測定プログラムを記録するコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

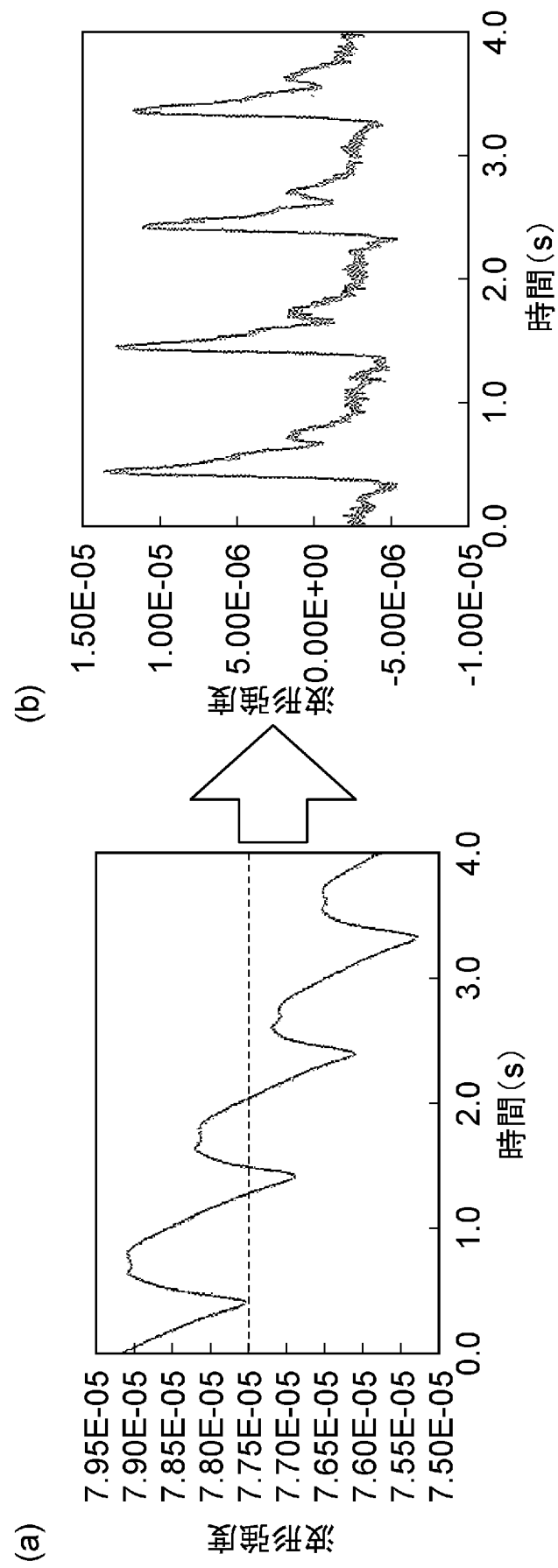
[図1]



[図2]

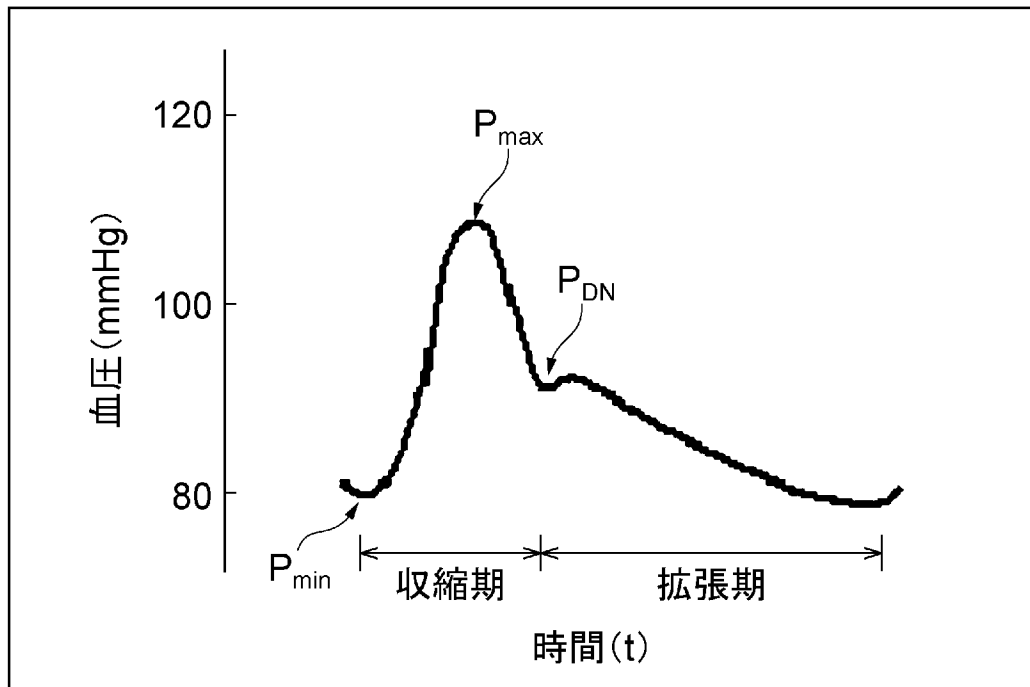


[図3]

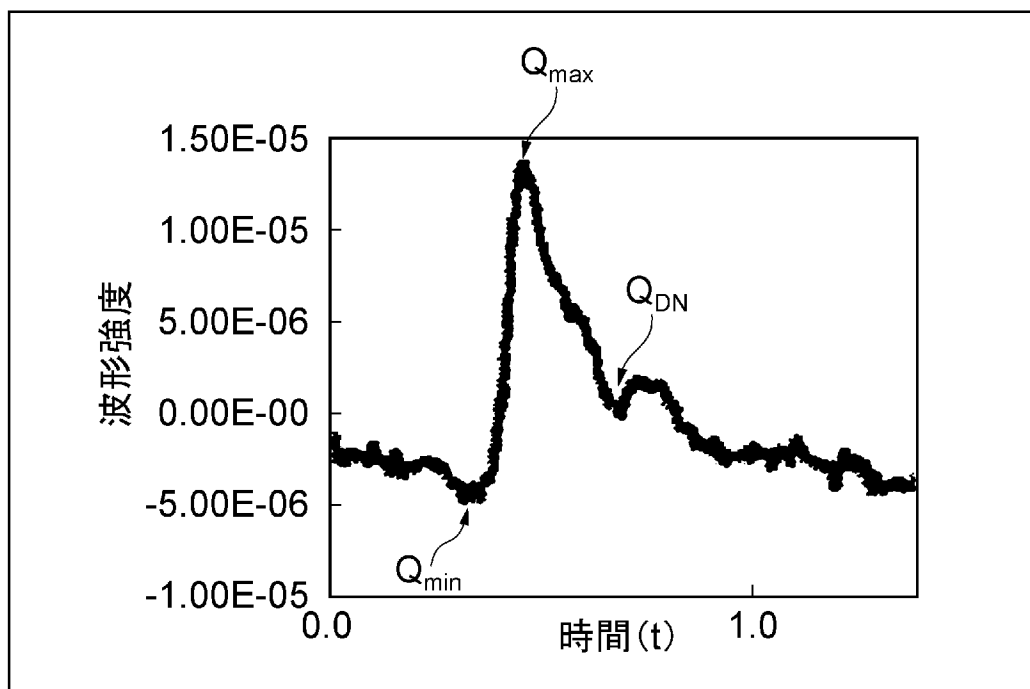


[図4]

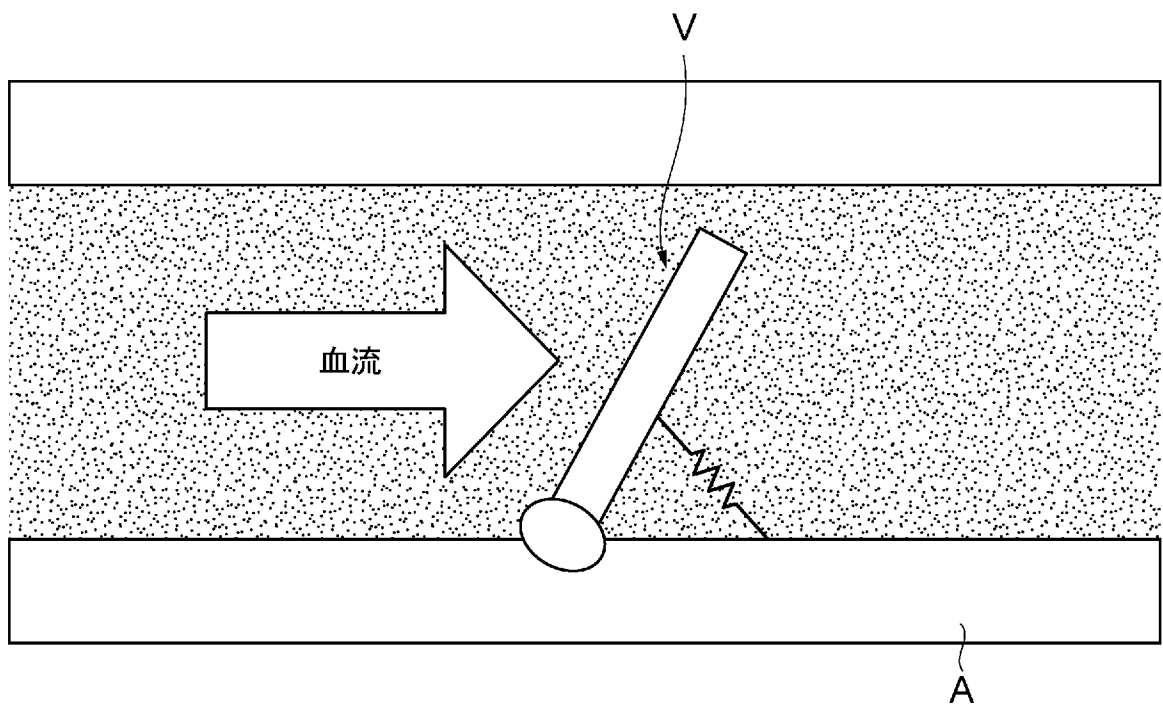
(a)



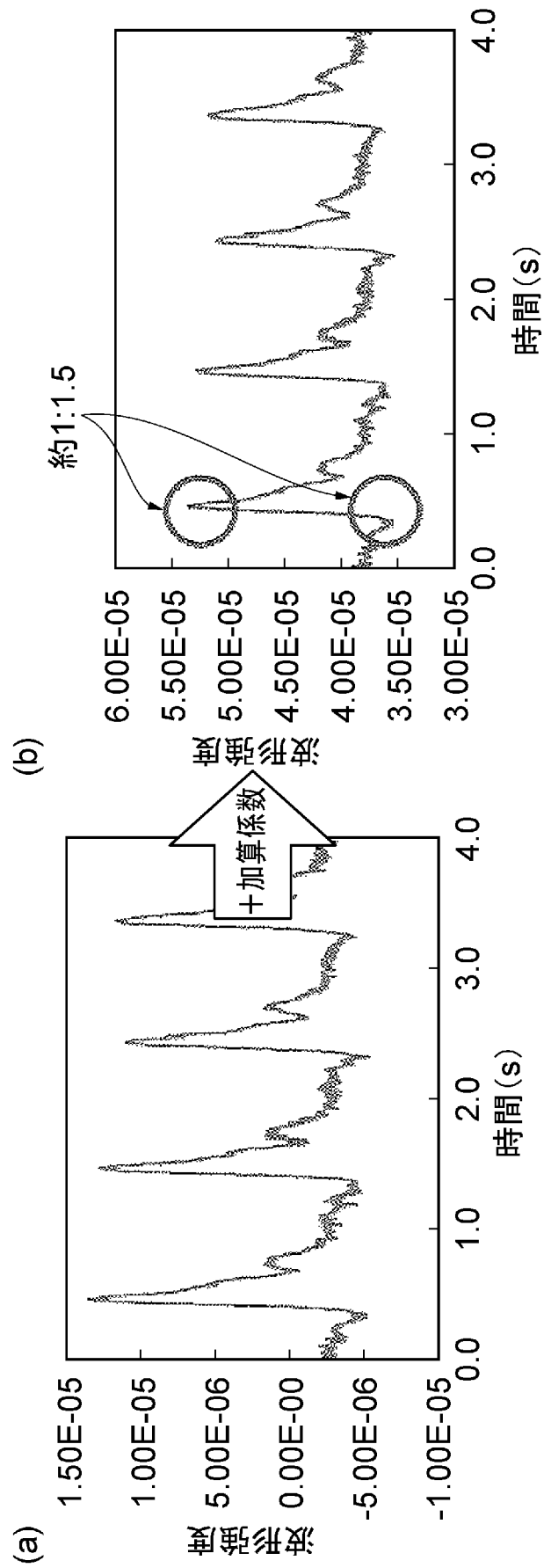
(b)



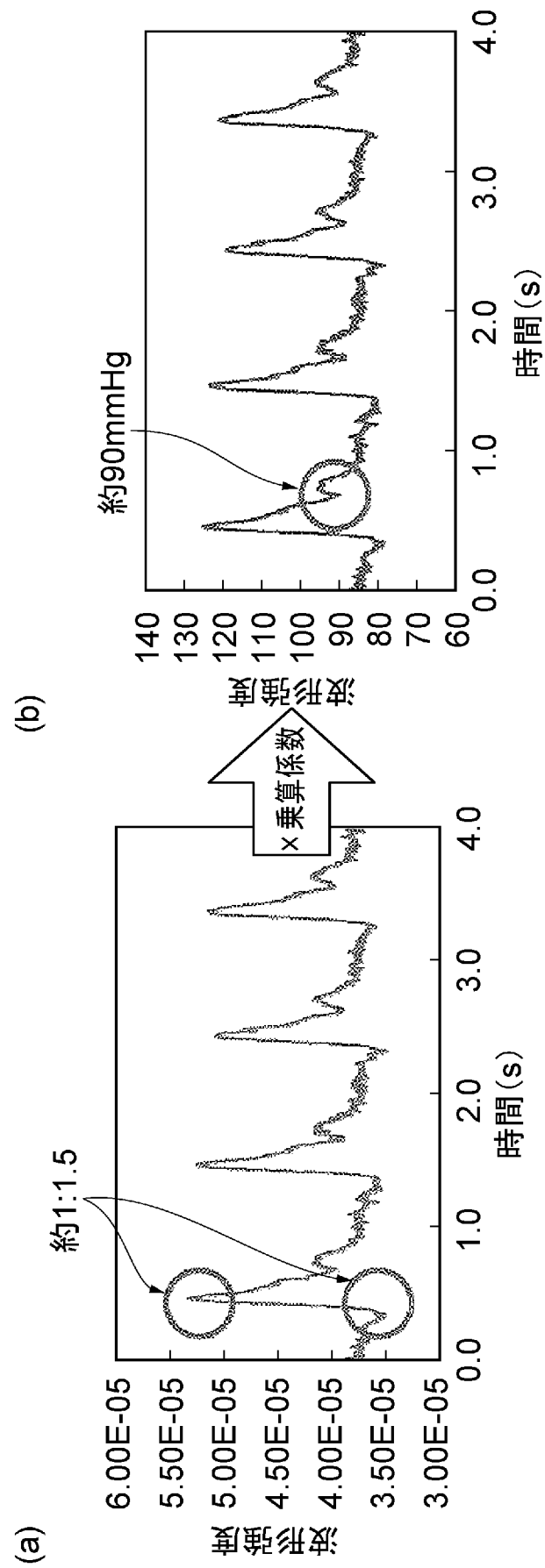
[図5]



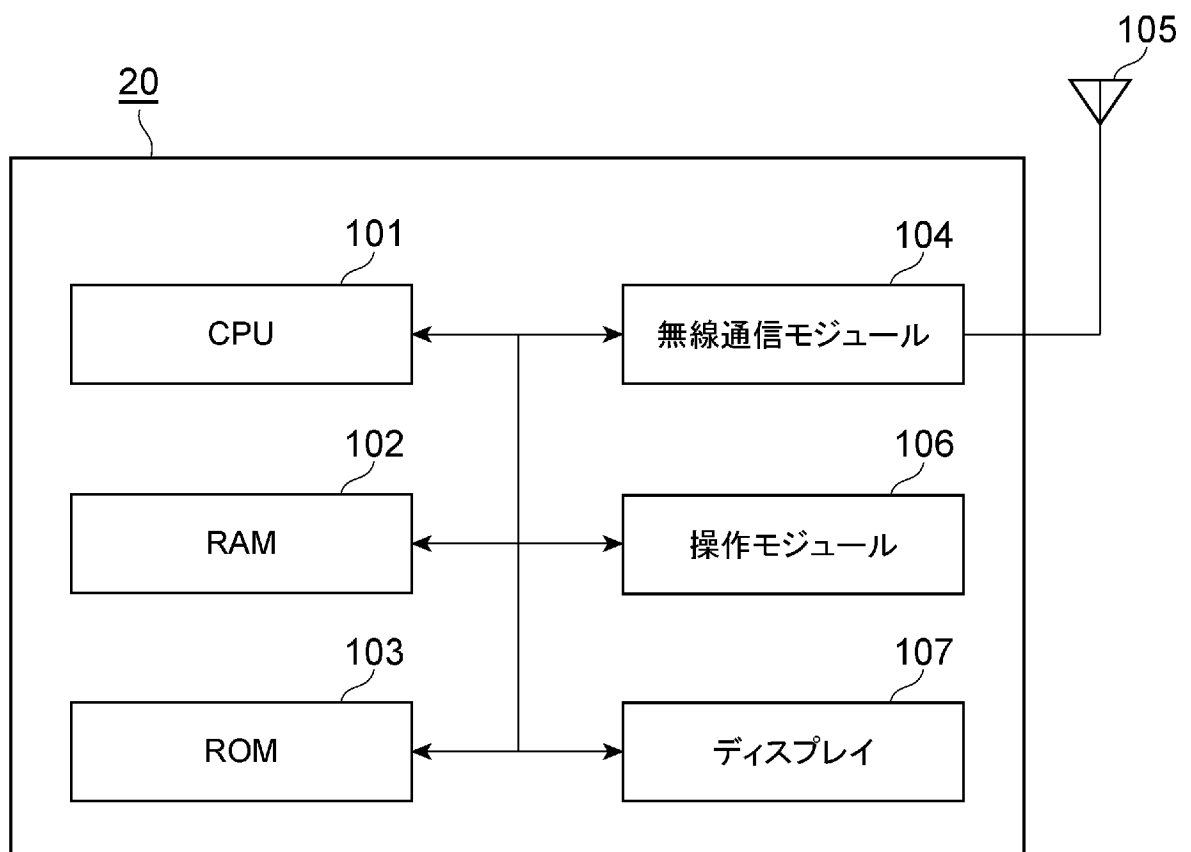
[図6]



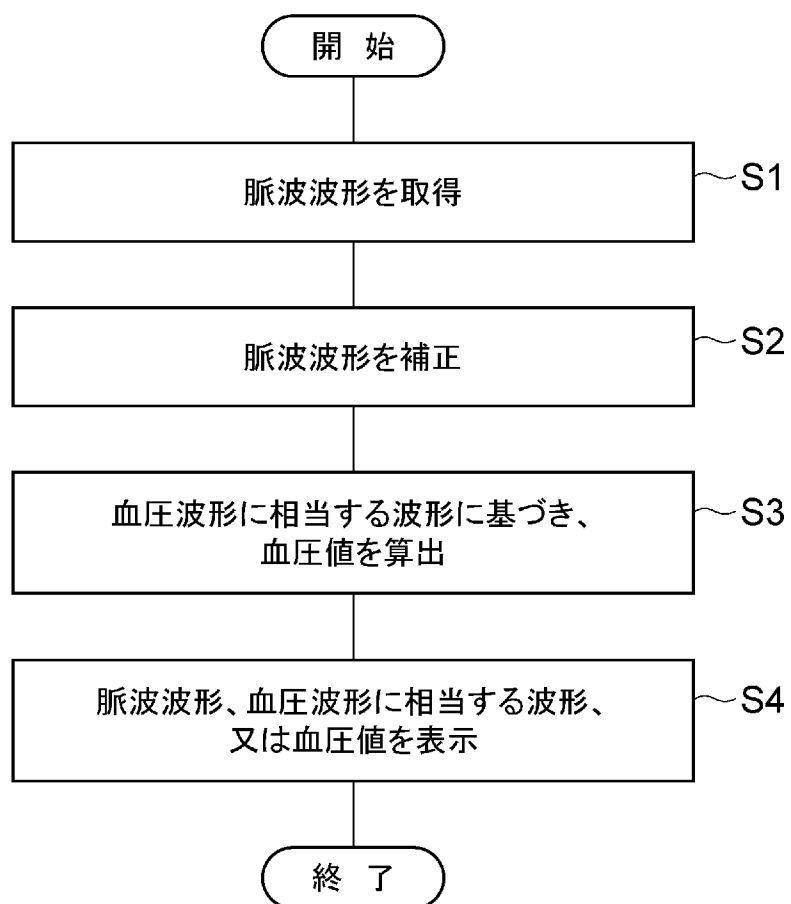
[図7]



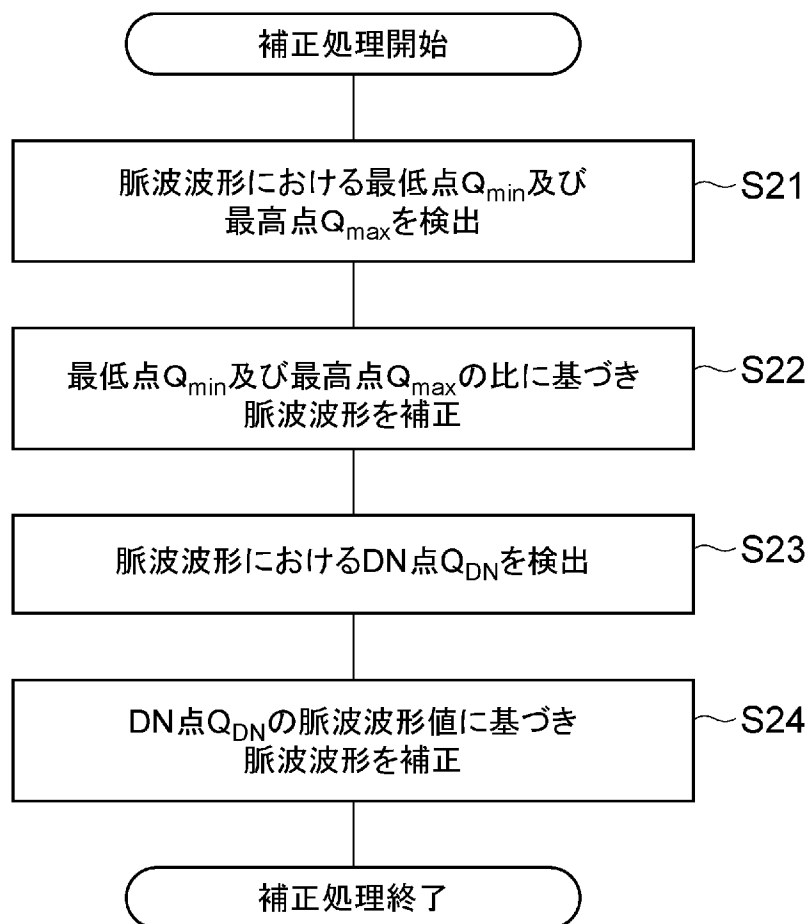
[図8]



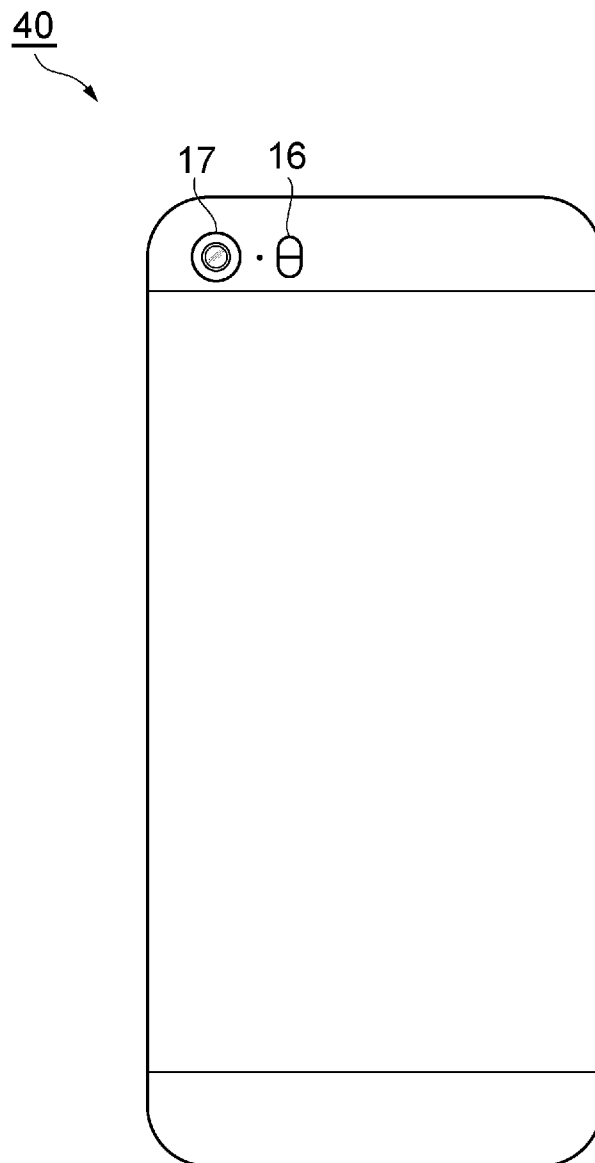
[図9]



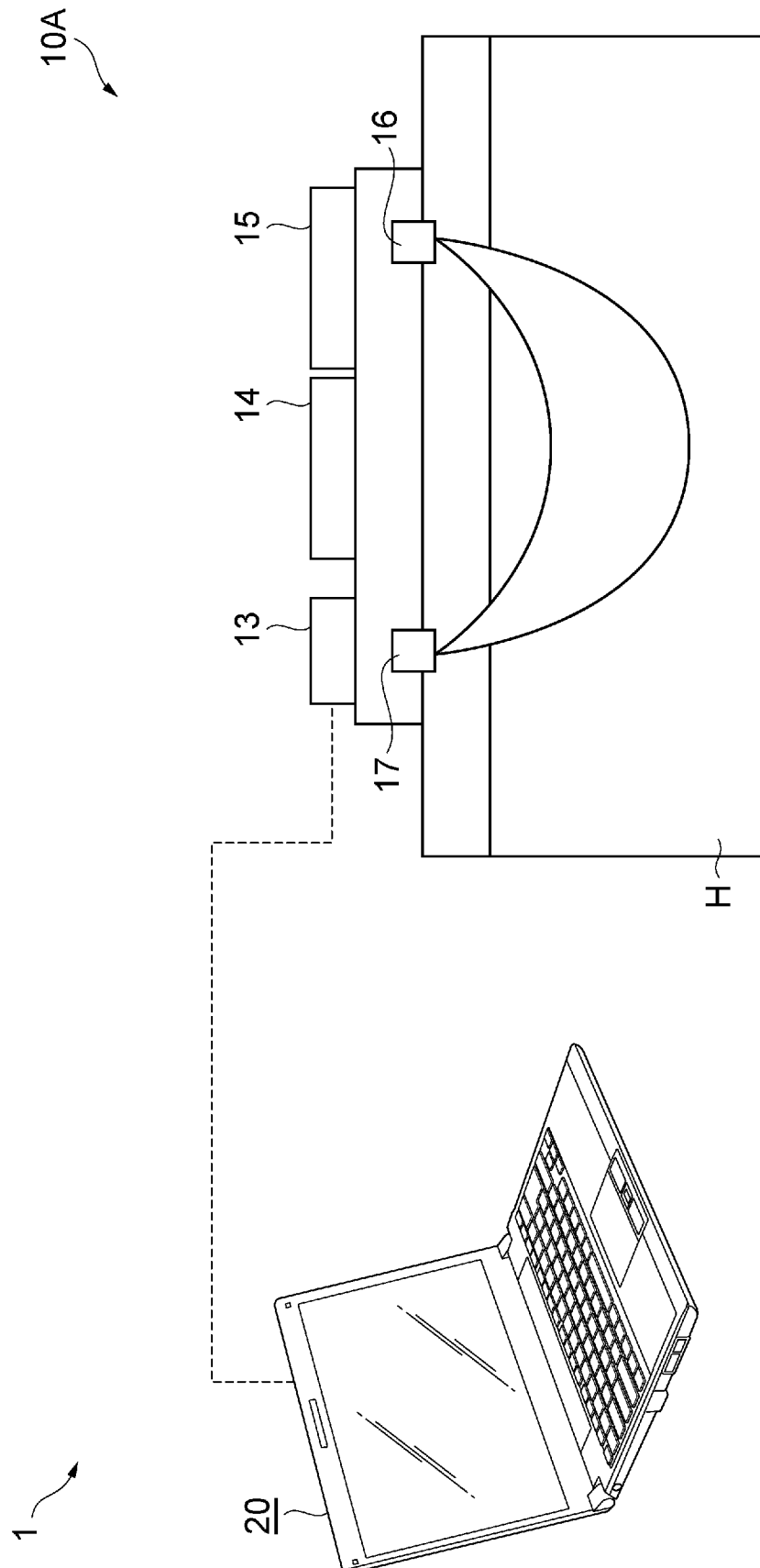
[図10]



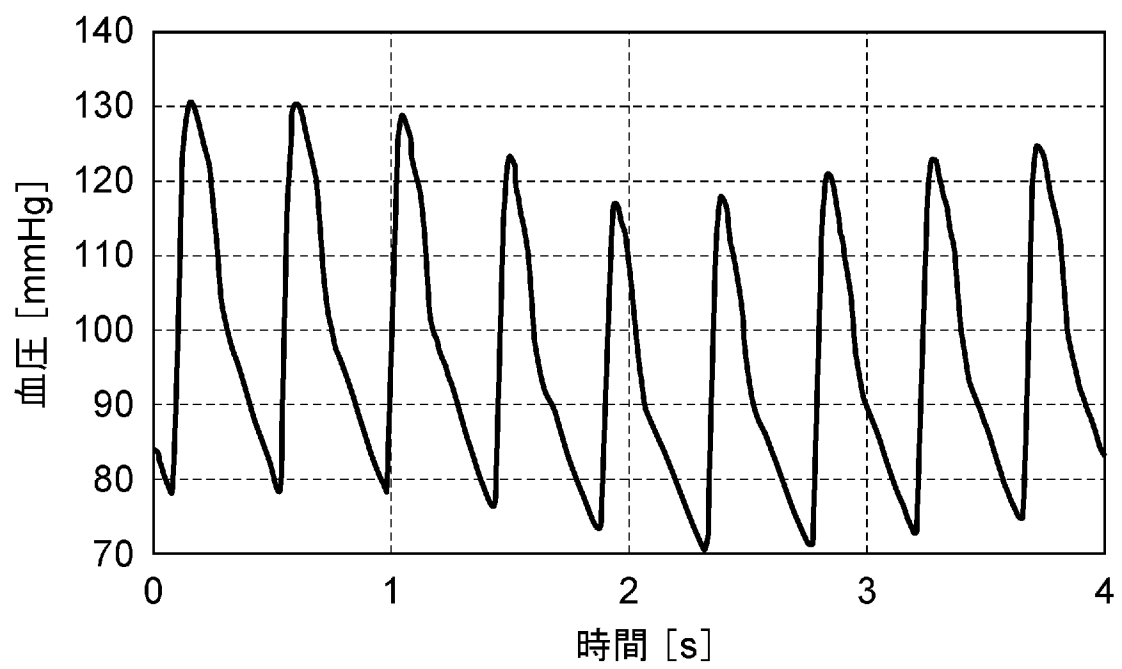
[図11]



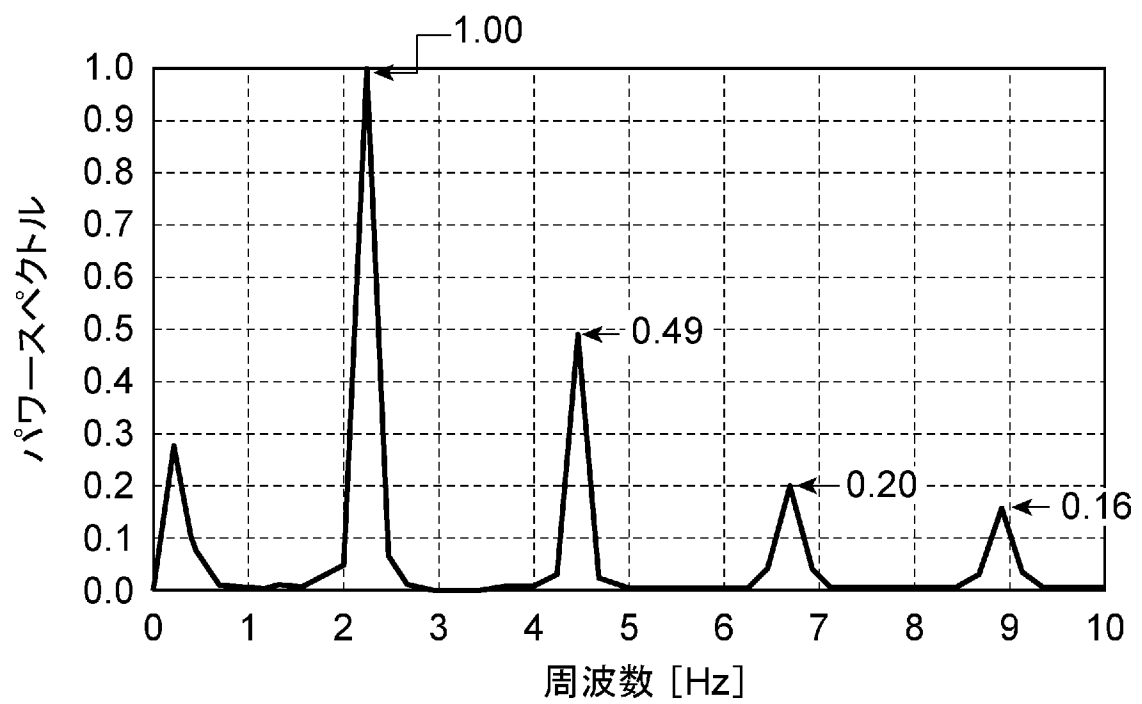
[図12]



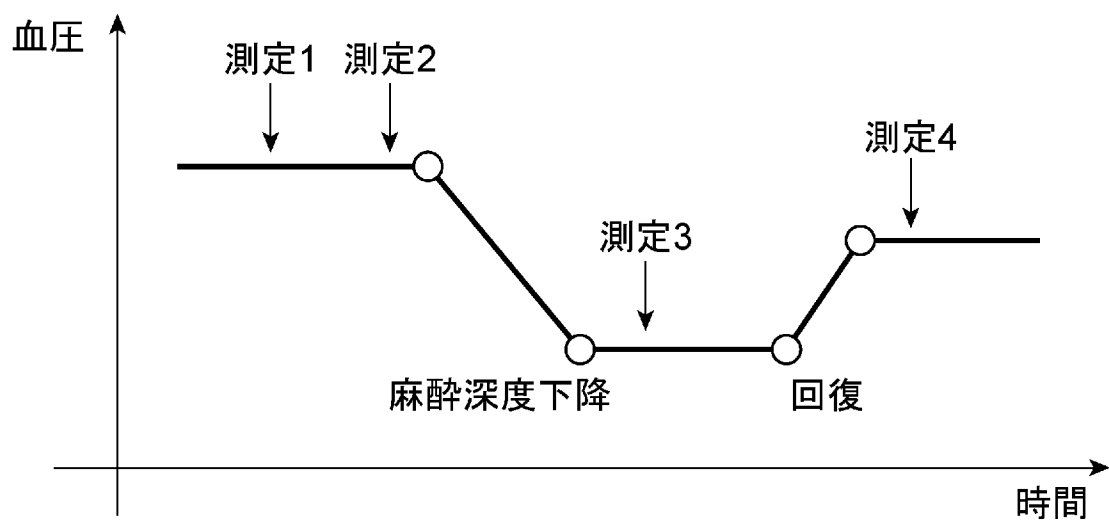
[図13]



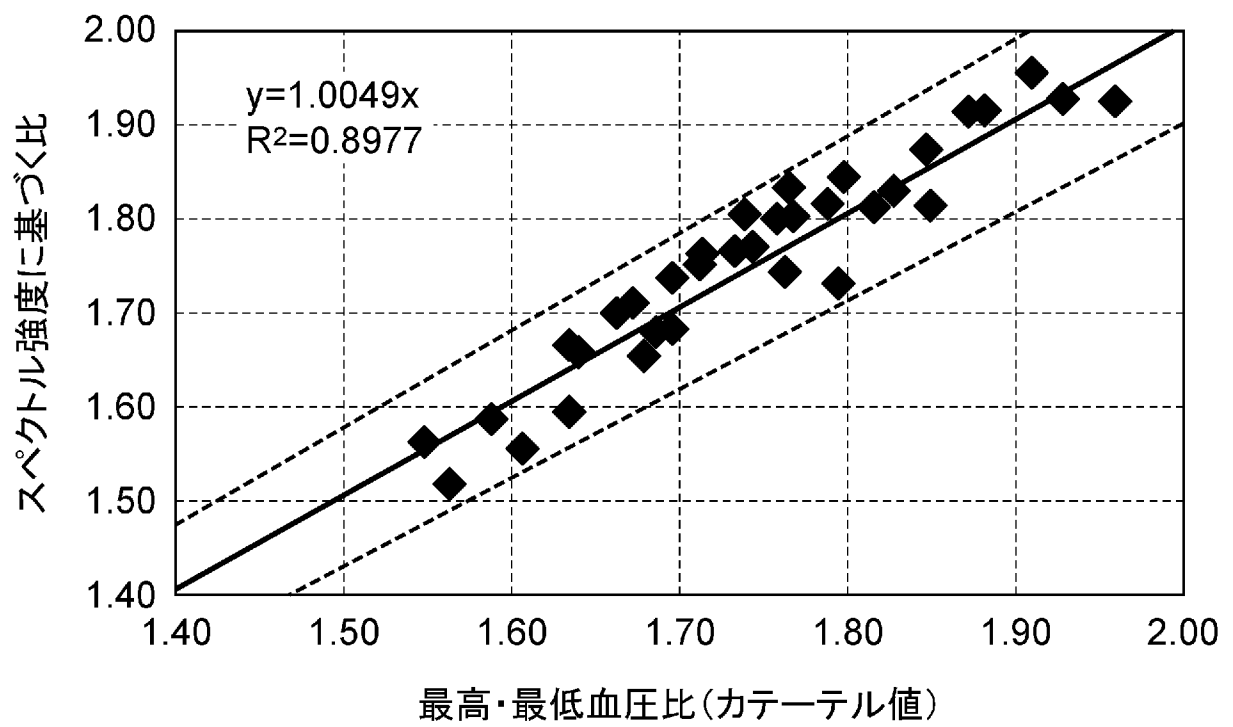
[図14]



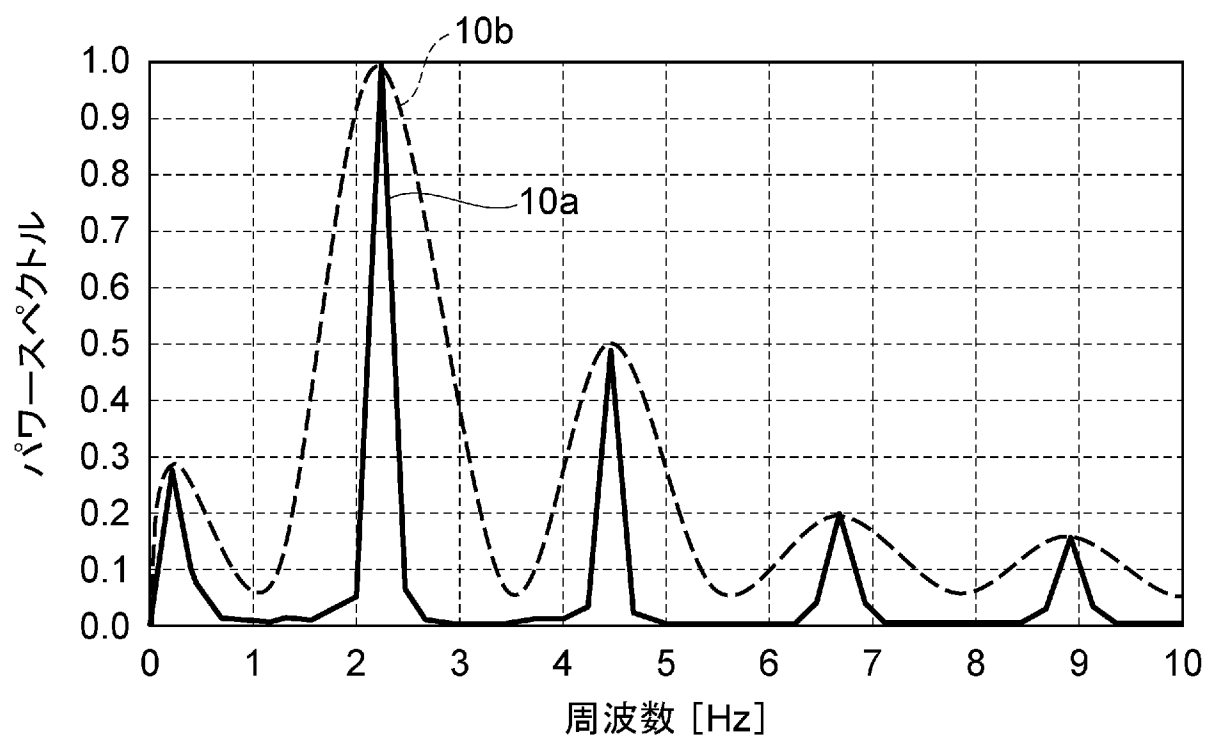
[図15]



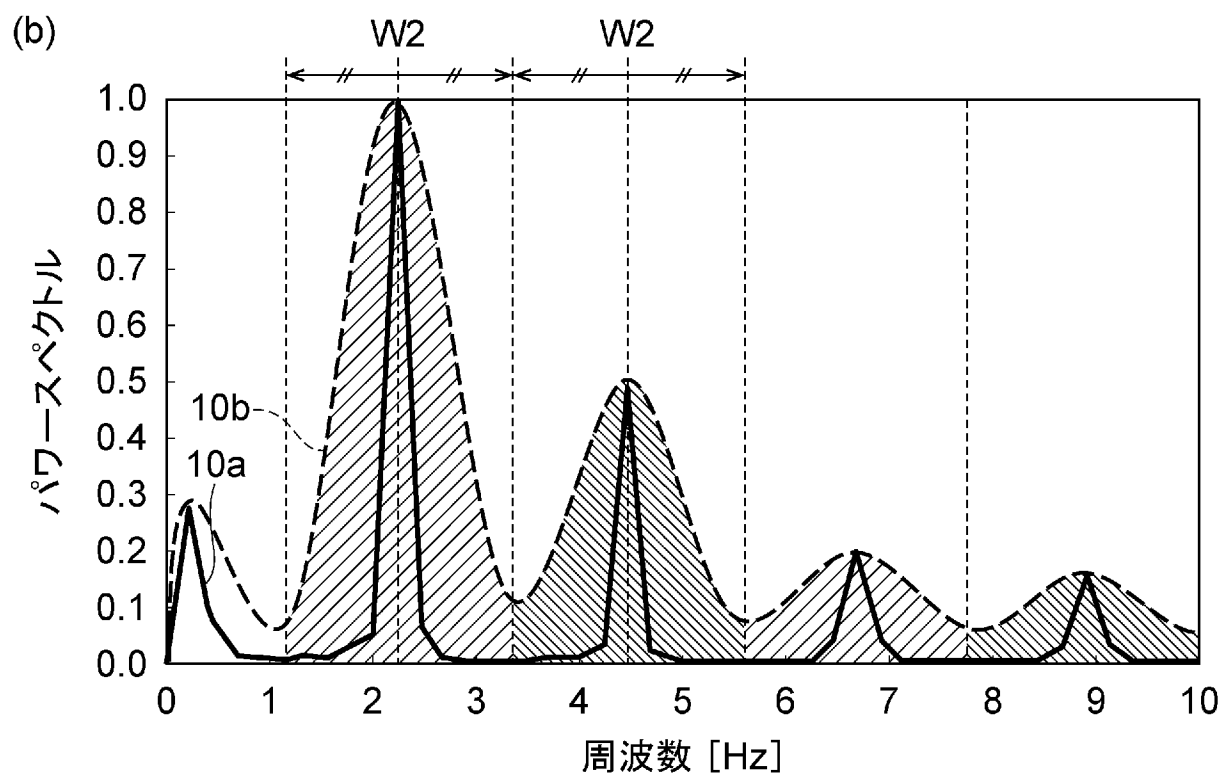
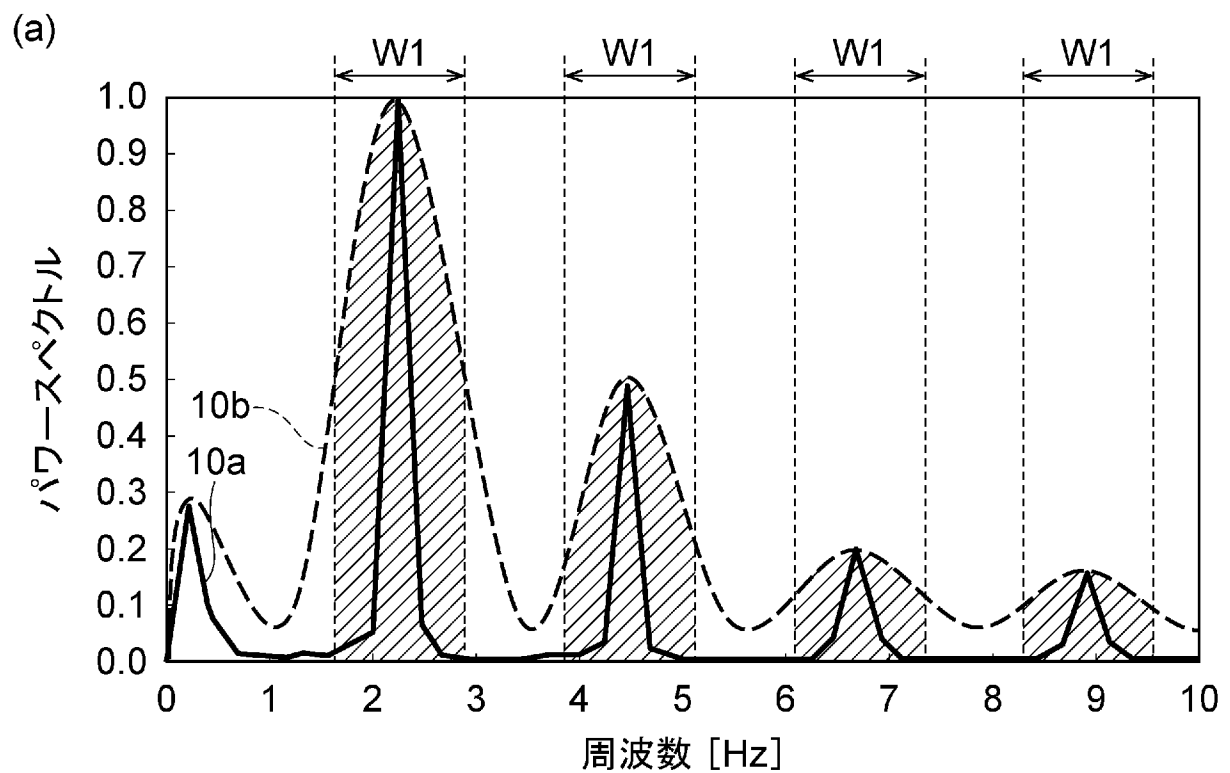
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068999

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B5/00-5/053

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), ((SEKKON/ALE * KETSUATSU/ALE) * MYAKUHA/ALE) * (PY<=2014) (in Japanese)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 01/70106 A1 (Seiko Epson Corp.), 27 September 2001 (27.09.2001), page 2, line 24 to page 3, line 3; page 3, lines 16 to 19, 23 to 26 & JP 3951708 B2 & US 6592528 B2 & EP 1195136 A1 & DE 60136324 D	1-17
A	JP 2003-555 A (Seiko Epson Corp.), 07 January 2003 (07.01.2003), paragraphs [0018], [0031] & US 2002/0177781 A1 & WO 2002/085203 A1 & EP 1380254 A1 & CN 1461200 A	1-17
A	JP 8-229011 A (Colin Corp.), 10 September 1996 (10.09.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-17

☐ 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
09 September 2015 (09.09.15)

Date of mailing of the international search report
29 September 2015 (29.09.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

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 (I P C))

Int.Cl. A61B5/00-5/053

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII), ((切痕/ALE*血圧/ALE)*脈波/ALE)*(PY<=2014)

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	WO 01/70106 A1 (セイコーエプソン株式会社) 2001. 09. 27, 第 2 頁第 24 行~第 3 頁第 3 行, 第 3 頁第 16~19 行, 第 23~26 行 & JP 3951708 B2 & US 6592528 B2 & EP 1195136 A1 & DE 60136324 D	1-17
A	JP 2003-555 A (セイコーエプソン株式会社) 2003. 01. 07, 段落【0018】, 【0031】 & US 2002/0177781 A1 & WO 2002/085203 A1 & EP 1380254 A1 & CN 1461200 A	1-17

☒ 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

0 9 . 0 9 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

2 9 . 0 9 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

伊知地 和之

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

9 2 9 1

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 8-229011 A (日本コーリン株式会社) 1996. 09. 10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-17