(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
2021年3月11日(11.03.2021)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2021/044712 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2020/025114

(22) 国際出願日： 2020年6月26日(26.06.2020)

(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 2019-162539 2019年9月6日(06.09.2019) JP

(71) 出願人:シャープ株式会社(**SHARP KABUSHIKI KAISHA**) [JP/JP]; 〒5908522 大阪府堺市堺区匠町１番地 Osaka (JP).

(72) 発明者: 富澤 亮太 (**TOMIZAWA Ryota**). 足立 佳久 (**ADACHI Yoshihisa**). 岩井 敬文 (**IWAI Yoshifumi**). 江戸 勇樹 (**EDO Yuki**). 小川 莉絵子 (**OGAWA Rieko**).

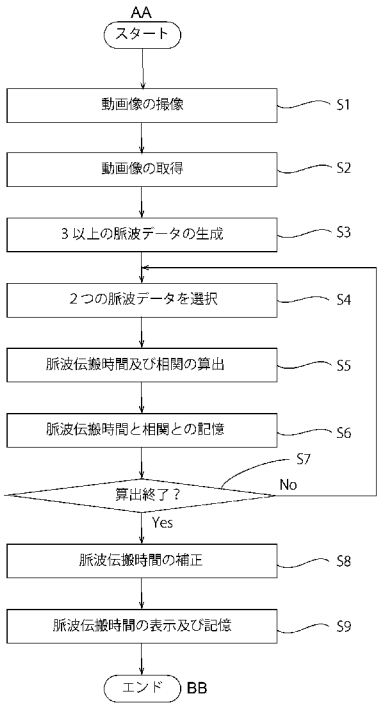
(74) 代理人:井上 知哉(**INOUE Tomoya**); 〒5450014 大阪府大阪市阿倍野区西田辺町１丁目１９番２０号 Osaka (JP).

(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, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) **Title:** MEASUREMENT DEVICE AND MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称： 測定装置及び測定方法

[図2]



AA... START
S1... CAPTURE MOVING IMAGE
S2... ACQUIRE MOVING IMAGE
S3... GENERATE THREE OR MORE PIECES OF PULSE WAVE DATA
S4... SELECT TWO PIECES OF PULSE WAVE DATA
S5... CALCULATE PULSE WAVE PROPAGATION TIME AND CORRELATION
S6... STORE PULSE WAVE PROPAGATION TIME AND CORRELATION
S7... HAS CALCULATION BEEN FINISHED?
S8... CORRECT PULSE WAVE PROPAGATION TIME
S9... DISPLAY AND STORE PULSE WAVE PROPAGATION TIME
BB... END

(57) **Abstract:** This measurement device is provided with a calculation unit and a correction unit. The calculation unit selects two pieces of waveform data from three or more pieces of waveform data each including an attribute value and an observed value associated with the attribute value, repeats calculation of the difference in attribute value between the two selected pieces of waveform data and the correlation in shape between the two selected pieces of waveform data, and calculates multiple difference-correlation pairs which are pairs of the difference between the attribute values and the

WO 2021/044712 A1

［続葉有］

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:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

correlation. The correction unit corrects the difference between the attribute values on the basis of the correlation paired with the difference between the attribute values.

(57) 要約: 測定装置は、算出部と、補正部とを備える。算出部は、属性値と、属性値に対応する観測値とを含む３以上の波形データから２つの波形データを選択し、選択した２つの波形データ間の属性値の差異と、選択した２つの波形データ間の形状の相関とを算出することを繰り返し、属性値の差異と相関との組である差異－相関組を複数算出する。補正部は、属性値の差異を、その属性値の差異と組を成す相関に基づいて補正する。

明　細　書

発明の名称 ： 測定装置及び測定方法

技術分野

[0001] 以下の開示は、測定装置及び測定方法に関する。本出願は、２０１９年９月６日に出願された特願２０１９－１６２５３９号に優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 従来、例えば人体等の生体を撮影することにより得られた動画像を参照して脈波を検出する技術が知られている（例えば、特許文献１を参照）。特許文献１には、生体を撮像して得られた動画像から生体情報を導出する生体情報取得装置の一例が記載されている。

[0003] 特許文献１に記載の生体情報取得装置は、領域特定手段と、脈波検出手段と、位相差算出手段とを備えている。領域特定手段は、動画像を構成するフレーム画像において生体の２つの部位の各々に対応する領域を画像処理によって特定する。脈波検出手段は、領域特定手段によって特定された各領域を参照し、２つの部位の各々の脈波を検出する。位相差算出手段は、脈波検出手段により検出された２つの部位における脈波の位相差を算出する。脈波の位相差からは、各種生体情報を算出することが可能である。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開第２０１５／０４５５５４号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献１に記載の生体情報取得装置には、種々の生体情報を正確に算出するために、脈波の検出精度を高めたいという要望がある。

[0006] 本開示の主な目的は、測定装置の測定精度を向上することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一形態の測定装置は、算出部と、補正部とを備える。算出部は、属性値と、属性値に対応する観測値とを含む３以上の波形データから２つの波形データを選択し、選択した２つの波形データ間の属性値の差異と、選択した２つの波形データ間の形状の相関とを算出することを繰り返し、属性値の差異と相関との組である差異－相関組を複数算出する。補正部は、属性値の差異を、その属性値の差異と組を成す相関に基づいて補正する。

[0008] 本発明の一態様に係る測定方法では、属性値と、属性値に対応する観測値とを含む３以上の波形データから２つの波形データを選択し、選択した２つの波形データ間の属性値の差異と、選択した２つの波形データ間の形状の相関とを算出することを繰り返し、属性値の差異と相関との組である差異－相関組を複数算出し、属性値の差異を、その属性値の差異と組を成す相関に基づいて補正する。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]測定装置のブロック図である。

[図2]脈波伝播時間を算出する処理の流れを表すフローチャートである。

[図3]第１実施形態における脈波データf_1、脈波データf_2及び脈波データf_3の関係を表す図である。

[図4]脈波データf_1及び脈波データf_2を模式的に表すグラフである。

[図5]関数$R_{21}(\tau)$を模式的に表すグラフである。

[図6]第３実施形態における脈波データf_1、脈波データf_2、脈波データf_3、脈波データf_4及び脈波データf_5の関係を表す図である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本発明を実施した好ましい形態の一例について説明する。但し、下記の実施形態は、単なる例示である。本発明は、下記の実施形態に何ら限定されない。

[0011] （第１実施形態）

（測定装置１）

図１は、第１実施形態に係る測定装置１のブロック図である。図１に示す

測定装置１は、例えば、被測定者の生体情報を測定可能な測定装置である。測定装置１が測定可能な生体情報は、例えば、脈波等の生体から取得できる波形データや、その波形データから算出可能なデータである。波形データから算出可能なデータの具体例としては、例えば、脈波伝播時間、脈拍数、呼吸数等が挙げられる。

[0012] 具体的に、測定装置１は、属性値と、その属性値に対応する観測値とを含む２つの波形データから、それら２つの波形データ間の属性値の差異を算出し、出力する。ここで、波形データの「観測値」は、波形データの変化量であり、測定される物理量を意味する。測定される物理量としては、例えば、圧力、体積、温度等が例示される。測定される物理量は、例えば、測定される物理量自体であってもよいし、測定される物理量に相関する測定器からの出力値であってもよい。例えば、測定される物理量が圧力であり、圧力を検出して、検出した圧力に応じた高さの電圧を出力するセンサを用いる場合、観測値は、例えば、圧力値であってもよいし、出力される電圧値であってもよい。

[0013] 波形データの「属性値」とは、観測値の属性を表す値である。例えば、波形データが観測値の時間変化を表す場合、属性値は、その属性値に対応する観測値を観測した時刻を意味する。例えば、波形データが観測値の空間変化を表す場合、属性値は、その属性値に対応する観測値を観測した位置を意味する。

[0014] 具体的には、本実施形態の測定装置１は、属性値が時刻である波形データである脈波データから、属性値の差異である脈波伝播時間を測定する装置である。

[0015] 「脈波」とは、心臓の血液駆出に伴う血管の拍動を波形として表現したものである。このため、脈波データは、任意の地点における観測値の時間変化を表す波形データである。脈波には、圧脈波と容積脈波とが含まれる。

[0016] 「圧脈波」とは、心臓の血液駆出に伴う血管の拍動を波形として表現したものである。

[0017] 「容積脈波」とは、血管の容積変化を波形として表現したものである。

[0018] 「脈波伝搬速度」とは、血管を脈波が伝播する速度のことである。脈波伝搬速度は、例えば、生体の２つの部位間の血管の長さを、これら２つの部位における脈波の位相差（到達時間のずれ）で除算することにより算出可能である。

[0019] 「脈波伝播時間」とは、生体のある部位から、その部位とは異なる部位に脈波が伝播するのに要する時間である。脈波伝播時間を測定した２つの部位間の血管の長さは、例えば、脈波伝播時間と脈波伝搬速度とを乗算することにより算出することができる。

[0020] 図１に示すように、測定装置１は、撮像部２と、処理部３と、記憶部４と、表示部５とを備えている。

[0021] 撮像部２は、波形データとしての脈波データを生成するためのデータである画像（本実施形態では、詳細には、動画像）を撮像する。撮像部２は、例えば、ＣＣＤ（Ｃｈａｒｇｅ Ｃｏｕｐｌｅｄ Ｄｅｖｉｃｅ）やＣＭＯＳ（Ｃｏｍｐｌｅｍｅｎｔａｒｙ Ｍｅｔａｌ－Ｏｘｉｄｅ Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ ｄｅｖｉｃｅ）等の撮像素子を有する。撮像部２は、ひとつの撮像素子を有していてもよいし、複数の撮像素子を有していてもよい。

[0022] なお、画像（動画像）は、どのような波長域の画像であってもよい。画像（動画像）は、例えば、可視波長域の画像であってもよいし、近赤外域の画像であってもよいし、赤外域の画像であってもよい。

[0023] 撮像部２は、被写体（被測定者）を撮像して動画像を生成する。撮像部２は、生成した動画像を処理部３に対して出力する。なお、撮像部２が複数の撮像素子を有している場合、撮像部２は、複数の撮像素子のそれぞれにより撮像した動画像を合成してひとつの動画像として出力してもよい。

[0024] 撮像部２は、予め設定された撮像期間（例えば、３０秒間）にわたって被写体の撮像を行う。撮像部２は、撮像を終了した後に、動画像を一括して処理部３に対して出力してもよいし、撮像中及び撮像後に、動画像を複数回に分割して処理部３に対して出力してもよい。

[0025] 撮像部２は、例えば、撮像素子に加え、記憶部を有していてもよい。その場合、撮像部２は、撮像素子により撮像された動画像を一旦記憶部に記憶し、記憶部に記憶された動画像を処理部３に出力してもよい。

[0026] 処理部３は、撮像部２から入力された動画像から脈波伝播時間を算出する。具体的には、処理部３は、動画像から３以上の波形データ（脈波データ）を生成する。処理部３は、３以上の波形データから２つの波形データを選択し、選択した２つの波形データから属性値（時刻）の差異である脈波伝播時間を算出する。処理部３は、例えば、Ｃｅｎｔｒａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ（ＣＰＵ）等により構成することができる。

[0027] 記憶部４は、処理部３に接続されている。記憶部４は、処理部３から出力された情報を記憶する。また、記憶部４は、処理部３からの命令により記憶部４に記憶された情報を処理部３に対して出力する。記憶部４は、例えば、ＲＡＭ（Ｒａｎｄｏｍ　Ａｃｃｅｓｓ　Ｍｅｍｏｒｙ）等により構成することができる。

[0028] 表示部５は、処理部３に接続されている。表示部５は、例えば、処理部３が算出した脈波伝播時間、処理部３が生成した波形データ等を処理部３からの命令により表示する。表示部５は、例えば、液晶表示パネル等の各種表示パネルにより構成することができる。

[0029] 測定装置１は、例えば、算出した脈波伝播時間や生成した波形データ等を出力するためのプリンタやプロッタ等の出力部をさらに備えていてもよい。

[0030] 次に、処理部３の構成について、詳細に説明する。処理部３は、取得部３１と、波形データ生成部３２と、算出部３３と、補正部３４とを有する。

[0031] 取得部３１は、撮像部２から波形データを生成するための情報として画像（詳細には、動画像）を取得する。取得部３１は、取得した動画像を波形データ生成部３２に対して出力する。

[0032] 波形データ生成部３２は、入力された動画像から３以上の波形データ（脈波データ）を生成する。具体的には、波形データ生成部３２は、被写体の異なる３以上の部位における脈波データを生成する。詳細には、波形データ生成

部３２は、被写体である被測定者の肌が撮像されている領域から３以上の部位を選択する。選択する３以上の部位は、通常、心臓からの距離が相互に異なる部位である。波形データ生成部３２は、動画像から選択した各部位における脈波データを生成する。

[0033] 動画像からの脈波データの生成方法は特に限定されない。波形データ生成部３２は、例えば、独立成分分析法や色素成分分離法を応用して動画像から脈波データを生成してもよい。

[0034] 具体的には、波形データ生成部３２は、例えば、各部位における所定の色調の色（例えば、緑色（Ｇ））の強度を観測値として脈波データを生成する。

[0035] 上記脈波データの生成方法は、血液中に含まれるヘモグロビンが特定の色（例えば緑色）の光を吸収する性質に着目した方法である。上記脈波データの生成方法を用いて脈波データを生成する波形データ生成部３２は、動画像から各部位における、血流によって生じた肌の表面の色の時間的変化を検出し、検出した色の時間的変化から近似的に脈波データ（容積脈波データ）を生成する。

[0036] 波形データ生成部３２が生成する波形データの数は、３以上である限りにおいて特に限定されない。

[0037] 算出部３３は、３以上の波形データ（脈波データ）から、２つの波形データを選択し、選択した２つの波形データ間の属性値の差異（具体的には、脈波伝播時間）と、選択した２つの波形データ間の形状の相関とを算出することを繰り返す。その結果、算出部３３は、属性値の差異（具体的には、脈波伝播時間）と、相違との組である差異－相関組（（脈波伝播時間、相関）組）を複数算出する。なお、算出部３３における複数の（脈波伝播時間、相関）組の算出に関しては後に詳述する。

[0038] 補正部３４は、算出部３３により測定された属性値の差異である脈波伝播時間を、その属性値の差異（脈波伝播時間）と組を成す相関に基づいて補正する。詳細には、補正部３４は、算出部３３により測定された複数の脈波伝

播時間のうちの少なくともひとつを、その脈波伝播時間と組を成す相関に基づいて補正する。なお、補正部３４における脈波伝播時間の補正に関しては後に詳述する。

[0039] （脈波伝播時間の測定方法）

図２は、第１実施形態における脈波伝播時間を算出する処理の流れを表すフローチャートである。図３は、第１実施形態における脈波データf_1、脈波データf_2及び脈波データf_3の関係を表す図である。図４は、脈波データf_1及び脈波データf_2を模式的に表すグラフである。図５は、関数$R_{21}(\tau)$を模式的に表すグラフである。次に、測定装置１を用いた、属性値の差異である脈波伝播時間の測定方法について、図２～図５を参照しながら詳細に説明する。

[0040] （脈波伝播時間の測定方法）

図２に示すように、まず、撮像部２は、被写体（被測定者）を撮像して動画像を生成する（ステップＳ１）。詳細には、撮像部２は、被測定者の衣服から露出した肌の動画像を生成する。撮像部２は、撮像した動画像を処理部３の取得部３１に対して出力する。

[0041] 次に、取得部３１は、波形データとしての脈波データを生成するための情報である動画像を取得する（ステップＳ２）。取得部３１は、取得した動画像を波形データ生成部３２に対して出力する。なお、取得部３１は、取得した動画像を記憶部４に記憶させてもよい。その場合、波形データ生成部３２が、記憶部４にアクセスし、記憶部４に記憶された動画像を読み出すようにしてもよい。

[0042] 次に、波形データ生成部３２は、少なくともひとつの動画像から３以上の波形データ（脈波データ）を生成する（ステップＳ３）。具体的には、波形データ生成部３２は、動画像から、被測定者の異なる３以上の部位における脈波データを生成する。波形データ生成部３２は、例えば、動画像から各部位における肌の表面の色の時間的変化を検出し、検出した色の時間的変化から脈波データを生成する。以下、本実施形態では、波形データ生成部３２が

、第１部位Ｐ１、第２部位Ｐ２及び第３部位Ｐ３（図３を参照）の３部位における脈波データを生成する例について説明する。

[0043] 波形データ生成部３２は、生成した脈波データを算出部３３に対して出力する。なお、波形データ生成部３２は、生成した脈波データを記憶部４に記憶させてもよい。その場合、算出部３３が、記憶部４にアクセスし、記憶部４に記憶された脈波データを読み出すようにしてもよい。

[0044] 算出部３３は、３以上の脈波データから２つの脈波データを選択する（ステップＳ４）。次に、算出部３３は、ステップＳ４において選択した２つの脈波データ間の属性値の差異である脈波伝播時間と、選択した２つの波形データ間の形状の相関とを算出する（ステップＳ５）。次に、算出部３３は、算出した脈波伝播時間と相関とを関連付けて記憶部４に記憶させる（ステップＳ６）。すなわち、算出部３３は、選択した２つの波形データから算出された脈波伝播時間と、選択した２つの波形データ間の形状の相関とを、相互に関連する（脈波伝播時間、相関）組として記憶部４に記憶させる。

[0045] 上記ステップＳ４～ステップＳ６を繰り返すことにより、複数の（脈波伝播時間、相関）組を算出し、記憶部４に記憶させる。ステップＳ７において、予め定められた組数の（脈波伝播時間、相関）組の算出が完了していないと処理部３により判断されるとステップＳ４に戻り、ステップＳ４～ステップＳ６が再び行われる。一方、ステップＳ７において、予め定められた組数の（脈波伝播時間、相関）組の算出が完了したと処理部３により判断されると、ステップＳ８に進む。

[0046] 本実施形態においては、具体的には、ステップＳ４において、算出部３３は、まず、第１部位Ｐ１の脈波データf_1、第２部位Ｐ２の脈波データf_2、及び、第３部位Ｐ３の脈波データf_3のうち、脈波データf_1及び脈波データf_2を選択する（図３を参照）。

[0047] 次に、ステップＳ５において、算出部３３は、選択した２つの脈波データf_1及び脈波データf_2間の属性値の差異、すなわち、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間PTT_{12}と、脈波データf_1及び脈波データf_2

間の形状の相関とを算出する。

[0048] ここで、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$は、第１部位Ｐ１から第２部位Ｐ２に脈波が伝播するのに要する時間である。このため、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$は、図４に示すように、一の脈波に対応する脈波データｆ$_1$のピークと脈波データｆ$_2$のピークとの時刻差（時間）となる。

[0049] 本実施形態では、具体的には、算出部３３は、以下の要領で第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$と、脈波データｆ$_1$及び脈波データｆ$_2$間の形状の相関を算出する。

[0050] まず、算出部３３は、下記の式（１）で示される、脈波データｆ$_1$及び脈波データｆ$_2$の相互相関関数Ｒ$_{12}$（τ）を求める。次に、算出部３３は、相互相関関数Ｒ$_{12}$（τ）が最大値Ｒ$_{12max}$をとるときのラグτを第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$として算出する（図５を参照）。また、算出部３３は、脈波データｆ$_1$及び脈波データｆ$_2$間の形状の相関を表す値として、上記最大値Ｒ$_{12max}$を算出する。

[0051] なお、相互相関関数Ｒ$_{12}$（τ）は、下記の式（２）で示される、脈波データｆ$_1$及び脈波データｆ$_2$の相互相関関数ｒ$_{12}$（τ）を、τ＝０のときに自己相関が１となるように規格化した関数である。

[0052] [数1]

$$R_{12}(\tau) = \frac{r_{12}(\tau)}{\sqrt{r_1(0)\ r_2(0)}} = \frac{E[f_1(t)\, f_2(t-\tau)]}{\sqrt{E[f_1(t)^2]\, E[(f_2(t))^2]}} \quad \cdots \quad (1)$$

[0053] [数2]

$$r_{12}(\tau) = E[f_1(t)\, f_2(t-\tau)] \quad \cdots \quad (2)$$

[0054] 但し、上記式（１）及び式（２）において、

Ｅ［Ｘ］：Ｘの期待値、

r_1（τ）：脈波データf_1の自己相関関数（脈波データf_1同士の相互相関関数）、

r_2（τ）：脈波データf_2の自己相関関数（脈波データf_2同士の相互相関関数）、

r_1（０）：自己相関関数r_1（τ）においてτ＝０であるときの値、

r_2（０）：自己相関関数r_2（τ）においてτ＝０であるときの値、

である。

[0055] 次に、ステップＳ６において、算出部３３は、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間（相互相関関数R_{12}（τ）が最大値R_{12max}をとるときのラグτ）PTT_{12}と、脈波データf_1及び脈波データf_2間の形状の相関（最大値R_{12max}）を関連付けて記憶部４に記憶させる。

[0056] 次に、処理部３は、ステップＳ７において、脈波伝播時間及び相関の算出が完了したか否かを判断する。この時点では、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間PTT_{12}と、脈波データf_1及び脈波データf_2間の形状の相関R_{12max}のみが完了した段階であるため、ステップＳ７において「Ｎｏ」と判断され、ステップＳ４に戻る。

[0057] 次に、２回目のステップＳ４において、算出部３３は、例えば、第１部位Ｐ１の脈波データf_1、第２部位Ｐ２の脈波データf_2、及び、第３部位Ｐ３の脈波データf_3のうち、脈波データf_1及び脈波データf_3を選択する（図３を参照）。

[0058] 次に、２回目のステップＳ５において、上記１回目のステップＳ５と実質的に同様にして、第１部位Ｐ１と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間PTT_{13}と、脈波データf_1及び脈波データf_3間の形状の相関を算出する。まず、算出部３３は、脈波データf_1及び脈波データf_3の相互相関関数R_{13}（τ）を求める。次に、算出部３３は、相互相関関数R_{13}（τ）が最大値R_{13max}をとるときのラグτを第１部位Ｐ１と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間PTT_{13}として算出する。また、算出部３３は、脈波データf_1及び脈波データf_3間の形状の相関を表す値として、上記最大値R_{13max}を算出する。

[0059] なお、相互相関関数$R_{13}(\tau)$は、脈波データf_1及び脈波データf_3の相互相関関数$r_{13}(\tau)$を、$\tau=0$のときに自己相関が１となるように規格化した式である。

[0060] 次に、２回目のステップＳ６において、算出部３３は、第１部位Ｐ１と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間（相互相関関数$R_{13}(\tau)$が最大値R_{13max}をとるときのラグτ）PTT_{13}と、脈波データf_1及び脈波データf_3間の形状の相関（最大値R_{13max}）を関連付けて記憶部４に記憶させる。

[0061] 次に、処理部３は、２回目のステップＳ７において、脈波伝播時間及び相関の算出が完了したか否かを判断する。この時点では、第２部位Ｐ２と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間と、脈波データf_2及び脈波データf_3間の形状の相関の算出が完了していないため、２回目のステップＳ７において「Ｎｏ」と判断され、ステップＳ４に戻る。

[0062] 次に、３回目のステップＳ４において、算出部３３は、例えば、第１部位Ｐ１の脈波データf_1、第２部位Ｐ２の脈波データf_2、及び、第３部位Ｐ３の脈波データf_3のうち、脈波データf_2及び脈波データf_3を選択する（図３を参照）。

[0063] 次に、３回目のステップＳ５において、上記１回目のステップＳ５と実質的に同様にして、第２部位Ｐ２と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間PTT_{23}と、脈波データf_2及び脈波データf_3間の形状の相関を算出する。まず、算出部３３は、脈波データf_2及び脈波データf_3の相互相関関数$R_{23}(\tau)$を求める。次に、算出部３３は、相互相関関数$R_{23}(\tau)$が最大値R_{23max}をとるときのラグτを第２部位Ｐ２と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間PTT_{23}として算出する。また、算出部３３は、脈波データf_2及び脈波データf_3間の形状の相関を表す値として、上記最大値R_{23max}を算出する。

[0064] なお、相互相関関数$R_{23}(\tau)$は、脈波データf_2及び脈波データf_3の相互相関関数$r_{23}(\tau)$を、$\tau=0$のときに自己相関が１となるように規格化した関数である。

[0065] 次に、３回目のステップＳ６において、算出部３３は、第２部位Ｐ２と第

３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間（相互相関関数$R_{23}(\tau)$が最大値R_{23max}をとるときのラグτ）PTT_{23}と、脈波データf_2及び脈波データf_3間の形状の相関（最大値R_{23max}）を関連付けて記憶部４に記憶させる。

[0066] 次に、処理部３は、３回目のステップＳ７において、脈波伝播時間及び相関の算出が完了したか否かを判断する。３回目のステップＳ７時にはすべての脈波伝播時間及び相関の算出が終わっているため、「Ｙｅｓ」と判断され、ステップＳ８に進む。

[0067] 以上のように、ステップＳ４～ステップＳ７を複数回繰り返すことにより、算出部３３によって複数の（脈波伝播時間、相関）組が算出され、算出された複数の（脈波伝播時間、相関）組が記憶部４に記憶される。

[0068] 次に、ステップＳ８において、補正部３４は、脈波伝播時間を補正する。具体的には、まず、補正部３４は、複数の（脈波伝播時間、相関）組を記憶部４から読み出す。次に、補正部３４は、脈波伝播時間（属性値の差異）を、その脈波伝播時間と組を成す相関に基づいて補正する。詳細には、本実施形態では、補正部３４は、脈波伝播時間PTT_{12}を脈波伝播時間PTT_{12}と組を成す相関（最大値R_{12max}）に基づいて補正する。補正部３４は、脈波伝播時間PTT_{13}を脈波伝播時間PTT_{13}と組を成す相関（最大値R_{13max}）に基づいて補正する。補正部３４は、脈波伝播時間PTT_{23}を脈波伝播時間PTT_{23}と組を成す相関（最大値R_{23max}）に基づいて補正する。

[0069] より詳細には、補正部３４は、組を成す相関が低いほど、脈波伝播時間に対する補正量が大きくなるように脈波伝播時間を補正する。例えば、脈波データf_1及び脈波データf_2間の形状の相関（最大値R_{12max}）と、脈波データf_1及び脈波データf_3間の形状の相関（最大値R_{13max}）と、脈波データf_2及び脈波データf_3間の形状の相関（最大値R_{23max}）とが、$R_{12max}>R_{13max}>R_{23max}$である場合を仮定する。その場合、最も低い$R_{23max}$に対応した脈波伝播時間$PTT_{23}$に対する補正量が最も大きくなり、最も高い$R_{12max}$に対応した脈波伝播時間$PTT_{12}$に対する補正量が最も小さくなるように脈波伝播時間$PTT_{12}$、$PTT_{13}$、$PTT_{23}$のそれぞれを補正する。

[0070] なお、本実施形態では、（脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$、相関Ｒ$_{12max}$）組、（脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$、相関Ｒ$_{13max}$）組、及び、（脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$、相関Ｒ$_{23max}$）組のうち、（脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$、相関Ｒ$_{13max}$）組の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$が、（脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$、相関Ｒ$_{12max}$）組の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$と、（脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$、相関Ｒ$_{23max}$）組の脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$との和とが対応する。すなわち、論理的には、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$が、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$と、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$との和と等しくなる（論理的には、ＰＴＴ$_{13}$＝ＰＴＴ$_{12}$＋ＰＴＴ$_{23}$が成立する。）。

[0071] 仮に、実測値においてＰＴＴ$_{13}$＝ＰＴＴ$_{12}$＋ＰＴＴ$_{23}$が成立したならば、脈波伝播時間を補正する必要はない。しかしながら、実測値においてＰＴＴ$_{13}$＝ＰＴＴ$_{12}$＋ＰＴＴ$_{23}$がしない場合は、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$及び脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$のうちの少なくともひとつに測定誤差が含まれると考えられる。このため、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$及び脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$のうちの少なくともひとつを補正する必要がある。

[0072] 本実施形態では、補正部３４は、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$と、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$及び脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$の和との差（｜ＰＴＴ$_{13}$－（ＰＴＴ$_{12}$＋ＰＴＴ$_{23}$）｜）が小さくなるように、脈波伝播時間ＰＴＴ$_{13}$、ＰＴＴ$_{12}$、ＰＴＴ$_{23}$を、相関Ｒ$_{12max}$、相関Ｒ$_{13max}$、相関Ｒ$_{23max}$の高低に基づいて補正する。

[0073] 脈波伝播時間の具体的な補正方法は、特に限定されない。脈波伝播時間の補正は、例えば、下記の式（３）に基づいて行うことができる。

[0074] [数3]

$$PTT_{ij\,calc} \rightarrow \frac{\alpha PTT_{ij\,calc} R_{ij\,max}{}^{\gamma} + \sum_{n \neq i,j} \left(PTT_{in\,calc} + PTT_{nj\,calc} \right) R_{in\,max}{}^{\gamma} R_{nj\,max}{}^{\gamma}}{\alpha R_{ij\,max}{}^{\gamma} + \sum_{n \neq i,j} R_{in\,max}{}^{\gamma} R_{nj\,max}{}^{\gamma}} \quad \cdots \quad (3)$$

[0075] 但し、上記式（３）において、

ＰＴＴ$_{ijcalc}$：算出部３３によって算出された第ｉ部位と第ｊ部位との間

の脈波伝播時間、　PTT_{incalc}：算出部３３によって算出された第ｉ部位と第ｎ部位との間の脈波伝播時間、

PTT_{njcalc}：算出部３３によって算出された第ｎ部位と第ｊ部位との間の脈波伝播時間、

α：補正量の大きさに関するパラメータ、

R_{ijmax}：第ｉ部位における脈波データf_iと、第ｊ部位における脈波データf_jとの間の形状の相関（相互相関関数R_{ij}の最大値）、

R_{inmax}：第ｉ部位における脈波データf_iと、第ｎ部位における脈波データf_nとの間の形状の相関（相互相関関数R_{in}の最大値）、

R_{njmax}：第ｎ部位における脈波データf_nと、第ｊ部位における脈波データf_jとの間の形状の相関（相互相関関数R_{nj}の最大値）、

γ：補正量に対する相関の寄与の大きさを表すパラメータ、

である。

[0076] 補正部３４は、上記式（３）に基づく脈波伝播時間の補正を１回のみ行ってもよいし、上記式（３）に基づく脈波伝播時間の補正を複数回繰り返し行うことにより、脈波伝播時間PTT_{13}と、脈波伝播時間PTT_{12}及び脈波伝播時間PTT_{23}の和との差を漸近させていくようにしてもよい。脈波伝播時間を繰り返し補正することにより、脈波伝播時間の測定精度を高めることができる。

[0077] ステップＳ８に続いて、ステップＳ９が行われる。ステップＳ９では、補正部３４は、補正後の脈波伝播時間を表示部５に表示させると共に、記憶部４に記憶する。例えば、測定装置１にプリンタ等の出力部が設けられている場合は、測定装置１は、補正部３４による脈波伝播時間の補正が終了した後に、自動で、または、手動で、補正された脈波伝播時間が出力されるように構成されていてもよい。

[0078] 以上説明したように、第１実施形態に係る測定装置１では、属性値の差異である脈波伝播時間を、その脈波伝播時間と組を成す相関に基づいて補正する。ここで、形状の相関性が高い脈波データを用いて算出した脈波伝搬速度

ほど誤差が少ないと考えられる。このため、本実施形態のように、脈波伝播時間を、その脈波伝播時間と組を成す相関に基づいて補正することにより、より正確性の高い補正が可能となる。従って、脈波伝播時間を高精度に測定することが可能となる。

[0079] また、２つの波形データの相互相関関数の最大値を、２つの波形データ間の形状の相関とすることにより、２つの波形データ間の形状の相関を高精度に評価することができる。従って、脈波伝播時間をより高精度に測定することが可能となる。

[0080] さらに、本実施形態では、選択した（脈波伝播時間、相関）組のうちの少なくともひとつの脈波伝播時間の和と、残りの（脈波伝播時間、相関）組の脈波伝播時間の和とが対応可能となるような（脈波伝播時間、相関）組を選択し、選択した（脈波伝播時間、相関）組のうちの少なくともひとつの脈波伝播時間の和と、残りの（脈波伝播時間、相関）組の脈波伝播時間の和との差が小さくなるように脈波伝播時間を繰り返し補正する。従って、脈波伝播時間をさらに高精度に測定することが可能となる。

[0081] 本実施形態では、一の画像（動画像）から複数の波形データを生成する。このため、例えば、被測定者の複数の部位のそれぞれに対して検出器を取り付ける必要がなく、一度の撮像により複数の波形データを生成することができる。よって、複数の波形データを容易に生成することができ、その結果、脈波伝播時間を容易に測定することができる。また、被測定者の各部位に対して検出器を取り付けて各部位の波形データを取得する場合と異なり、一の画像の撮像により複数の波形データを取得する場合は、取得する波形データの数を容易に増やし得る。すなわち、多くの波形データを容易に取得することができる。より多くの波形データから脈波伝播時間を算出することにより、脈波伝播時間の測定精度を高めることができる。従って、一の画像から複数の波形データを生成することにより、脈波伝播時間をさらに高精度に測定することが可能となる。

[0082] しかも、画像は、非接触により撮像することが可能である。このため、画

像から波形データを生成するようにすることにより、被測定者に検出器等を取り付けることなく、簡易に脈波伝播時間を測定することができる。

[0083] 以下、本発明を実施した好ましい他の例について説明する。以下の説明において、第１実施形態と実質的に共通の機能を有する部材を共通の符号で参照し、説明を省略する。尚、第２実施形態及び第３実施形態の説明において、図１～図３を共通に参照する。

[0084] （第２実施形態）

上記第１実施形態では、一例として、第１部位Ｐ１、第２部位Ｐ２及び第３部位Ｐ３のそれぞれにおける脈波データを取得し、それら３つの脈波データを用いて脈波伝播時間の算出及び補正を行う例について説明した。但し、本発明は、これに限定されない。

[0085] 本実施形態では、ステップＳ４～ステップＳ６が２回行われる。

[0086] １回目のステップＳ４において、波形データ生成部３２は、２つの脈波データf_1及び脈波データf_2を選択する。次に、１回目のステップＳ５において、算出部３３は、選択した２つの脈波データf_1及び脈波データf_2間の属性値の差異、すなわち、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の脈波伝播時間PTT_{12}と、脈波データf_1及び脈波データf_2間の形状の相関R_{12max}とを算出する。

[0087] ２回目のステップＳ４において、波形データ生成部３２は、２つの脈波データf_2及び脈波データf_3を選択する。次に、２回目のステップＳ５において、算出部３３は、選択した２つの脈波データf_2及び脈波データf_3間の属性値の差異、すなわち、第２部位Ｐ２と第３部位Ｐ３との間の脈波伝播時間PTT_{23}と、脈波データf_2及び脈波データf_3間の形状の相関R_{23max}とを算出する。

[0088] ステップＳ８においては、補正部３４は、脈波伝播時間PTT_{12}及び脈波伝播時間PTT_{23}を、相関R_{12max}及び相関R_{23max}に基づいて補正する。具体的に、補正部３４は、脈波伝播時間PTT_{12}及び脈波伝播時間PTT_{23}のうち、相関が低い方の補正量が大きくなり、相関が高い方の補正量が小さ

くなるように脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$及び脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$を補正する。

[0089] 例えば、補正部３４は、第１部位Ｐ１と第２部位Ｐ２との間の距離、第２部位Ｐ２と第３部位Ｐ３との間の距離を算出し、それらの距離を用いて脈波伝播時間ＰＴＴ$_{12}$及び脈波伝播時間ＰＴＴ$_{23}$のそれぞれから脈波伝搬速度を算出してもよい。それらの脈波伝搬速度は、直接対比可能であるため、それぞれの脈波伝搬速度を相関Ｒ$_{12max}$及び相関Ｒ$_{23max}$に基づいて補正し、その後、補正した脈波伝搬速度と距離とから脈波伝播時間を算出してもよい。そうすることにより、より高精度に脈波伝播時間を算出することが可能となる。

[0090] 本実施形態のように、２つの（脈波伝播時間、相関）組に基づいて脈波伝播時間の補正を行うようにしてもよい。この場合であっても、相関に基づいて脈波伝播時間を算出するため、脈波伝播時間を高精度に算出することが可能である。

[0091] （第３実施形態）

第３実施形態に係る測定装置は、補正部３４の動作を除いて第１実施形態に係る測定装置１と実質的に同様の構成を有する。本実施形態では、図２に示すステップＳ８において、補正部３４は、算出部３３により算出された複数の（脈波伝播時間、相関）組の一部を選択する。補正部３４は、選択した（脈波伝播時間、相関）組の脈波伝播時間（属性値の差異）を、その脈波伝播時間と組を成す相関に基づいて補正する。

[0092] 詳細には、補正部３４は、まず、記憶部４に記憶されている閾値を読み出す。この閾値は、波形データの形状に関する相関の閾値である。次に、補正部３４は、（脈波伝播時間、相関）組のうち、相関が閾値未満であるものを除外し、閾値以上の（脈波伝播時間、相関）組を選択する。補正部３４は、選択した（脈波伝播時間、相関）組の脈波伝播時間（属性値の差異）を、その脈波伝播時間と組を成す相関に基づいて補正する。

[0093] 具体的には、例えば、ステップＳ３において、図１に示す波形データ生成部３２は、第１部位Ｐ１、第２部位Ｐ２、第３部位Ｐ３、第４部位Ｐ４及び

第５部位Ｐ５のそれぞれにおける脈波データf_1（ｔ）、f_2（ｔ）、f_3（ｔ）、f_4（ｔ）、f_5（ｔ）を生成する。

[0094] 次に、ステップＳ４～ステップＳ６を繰り返し行うことにより、算出部３３は、図６に示す（脈波伝播時間PTT_{12}、相関R_{12max}）組、（脈波伝播時間PTT_{13}、相関R_{13max}）組、（脈波伝播時間PTT_{14}、相関R_{14max}）組、（脈波伝播時間PTT_{15}、相関R_{15max}）組、（脈波伝播時間PTT_{23}、相関R_{23max}）組、（脈波伝播時間PTT_{24}、相関R_{24max}）組、（脈波伝播時間PTT_{25}、相関R_{25max}）組、（脈波伝播時間PTT_{34}、相関R_{34max}）組、（脈波伝播時間PTT_{35}、相関R_{35max}）組、及び、（脈波伝播時間PTT_{45}、相関R_{45max}）組を算出し、記憶部４に記憶させる。

[0095] 次に、ステップＳ８において、補正部３４は、記憶部４に記憶されている閾値を読み出す。次に、補正部３４は、（脈波伝播時間PTT_{12}、相関R_{12max}）組、（脈波伝播時間PTT_{13}、相関R_{13max}）組、（脈波伝播時間PTT_{14}、相関R_{14max}）組、（脈波伝播時間PTT_{15}、相関R_{15max}）組、（脈波伝播時間PTT_{23}、相関R_{23max}）組、（脈波伝播時間PTT_{24}、相関R_{24max}）組、（脈波伝播時間PTT_{25}、相関R_{25max}）組、（脈波伝播時間PTT_{34}、相関R_{34max}）組、及び、（脈波伝播時間PTT_{45}、相関R_{45max}）組のうち、相関が閾値未満であるものを除外する。補正部３４は、除外しなかった（脈波伝播時間、相関）組のうちの少なくとも一部を選択する。具体的には、補正部３４は、一部の（脈波伝播時間、相関）組、すなわち、（脈波伝播時間PTT_{13}、相関R_{13max}）組、（脈波伝播時間PTT_{15}、相関R_{15max}）組、（脈波伝播時間PTT_{34}、相関R_{34max}）組、（脈波伝播時間PTT_{45}、相関R_{45max}）組を選択する。補正部３４は、選択した脈波伝播時間PTT_{13}、PTT_{15}、PTT_{34}、PTT_{45}を、その脈波伝播時間と組を成す相関R_{13max}、R_{15max}、R_{34max}、R_{45max}に基づいて補正する。

[0096] 脈波伝播時間の補正方法としては、第１実施形態において説明した補正方法と実質的に同様の方法を採用することができるが、本実施形態では、例え

ば、下記の式（４）を用いることにより好適に脈波伝播時間の補正を行うことができる。

[0097] [数4]

$$PTT_{ij\,calc} \rightarrow \frac{\alpha PTT_{ij\,calc} R'^{\gamma}_{ij\,max} + \beta \sum_{n \neq i,j} \left(PTT_{in\,calc} + PTT_{nj\,calc} \right) R'^{\gamma}_{in\,max} R'^{\gamma}_{nj\,max} + \sum_{m,n \neq i,j} \left(PTT_{in\,calc} + PTT_{nm\,calc} + PTT_{mj\,calc} \right) R'^{\gamma}_{in\,max} R'^{\gamma}_{nm\,max} R'^{\gamma}_{mj\,max}}{\alpha R'^{\gamma}_{ij\,max} + \beta \sum_{n \neq i,j} R'^{\gamma}_{in\,max} R'^{\gamma}_{nj\,max} + \sum_{m,n \neq i,j} R'^{\gamma}_{in\,max} R'^{\gamma}_{nm\,max} R'^{\gamma}_{mj\,max}}$$

$$R'_{ij\,max} = \begin{cases} R_{ij\,max} & (R_{ij\,max} \geq R_s) \\ 0 & (R_{ij\,max} < R_s) \end{cases}$$

$$R'_{in\,max} = \begin{cases} R_{in\,max} & (R_{in\,max} \geq R_s) \\ 0 & (R_{in\,max} < R_s) \end{cases}$$

$$R'_{nj\,max} = \begin{cases} R_{nj\,max} & (R_{nj\,max} \geq R_s) \\ 0 & (R_{nj\,max} < R_s) \end{cases}$$

・・・ (4)

[0098] 但し、上記式（４）において、

PTT_{ijcalc}：算出部３３によって算出された第ｉ部位と第ｊ部位との間の脈波伝播時間、

PTT_{incalc}：算出部３３によって算出された第ｉ部位と第ｎ部位との間の脈波伝播時間、

PTT_{njcalc}：算出部３３によって算出された第ｎ部位と第ｊ部位との間の脈波伝播時間、

PTT_{nmcalc}：算出部３３によって算出された第ｎ部位と第ｍ部位との間の脈波伝播時間、

PTT_{mjcalc}：算出部３３によって算出された第ｍ部位と第ｊ部位との間の脈波伝播時間、

R_{ijmax}：第ｉ部位における脈波データf_iと、第ｊ部位における脈波データf_jとの間の形状の相関（相互相関関数R_{ij}の最大値）、

R_{inmax}：第ｉ部位における脈波データf_iと、第ｎ部位における脈波データf_nとの間の形状の相関（相互相関関数R_{in}の最大値）、

R_{njmax}：第ｎ部位における脈波データf_nと、第ｊ部位における脈波データf_jとの間の形状の相関（相互相関関数R_{nj}の最大値）、

R_{nmmax}：第ｎ部位における脈波データf_nと、第ｍ部位における脈波デー

タf_mとの間の形状の相関（相互相関関数R_{in}の最大値）、

R_{mjmax}：第m部位における脈波データf_mと、第j部位における脈波データf_jとの間の形状の相関（相互相関関数R_{nj}の最大値）、

R_s：相関の閾値、

α：補正量の大きさに関するパラメータ、

β：補正量に対する２つの脈波伝播時間の和の寄与の大きさを表すパラメータ、

γ：補正量に対する相関の寄与の大きさを表すパラメータ、

である。

[0099] 第３実施形態のように、算出部３３により算出された複数の（脈波伝播時間、相関）組の一部の脈波伝播時間を補正するようにすることにより、脈波伝播時間をより高精度に測定し得る。具体的には、例えば、算出部３３により算出された複数の（脈波伝播時間、相関）組のうち、相関が高い一部の（脈波伝播時間、相関）組を選択し、選択した（脈波伝播時間、相関）組の脈波伝播時間を補正することにより脈波伝播時間をより高精度に測定することができる。

[0100] （第４実施形態）

第１実施形態～第３実施形態では、撮像部２により撮像した動画像から複数の脈波データを生成する例について説明した。但し、本発明は、これに限定されない。

[0101] 例えば、測定装置は、撮像部を備えておらず、直接接続された、または無線により接続された外部装置から画像（例えば、動画像）を取得し、取得した動画像から複数の脈波データを生成するものであってもよい。その場合、測定装置は、脈波データを生成するための情報を外部装置から取得する取得部を備えていることが好ましい。

[0102] 複数の脈波データを生成するための情報は、動画像等の画像に限定されない。例えば、測定装置は、波形を直接取得する検出器を備えていてもよい。検出器の具体例としては、例えば、圧力変化を検出する圧力センサ、光強度

を検出する光センサ、集音するマイク、超音波を検出する超音波センサ、地震計等の変位を検知する変位センサ等が挙げられる。測定装置は、各々が設置された部位における脈波を検出する検出器を複数備えていてもよい。測定装置が脈波を直接検出する検出部を有していたり、検出器等から脈波が直接入力されるものであったりする場合、測定装置に撮像部２、取得部３１及び波形データ生成部３２を設ける必要は必ずしもない。

[0103] （変形例）

以下、上記実施形態の変形例の一例について説明する。

[0104] 上記実施形態では、相互相関関数を用いて脈波伝播時間と相関とを算出する例について説明した。但し、本発明において、属性値の差異と相関との算出方法は特に限定されない。例えば、下記の式（５）に示す相互共分散関数を用いて属性値の差異と相関とを求めてもよい。

[0105] [数5]

$$C_{ij}(\tau)=\frac{c_{ij}(\tau)}{\sqrt{V_i\,V_j}}=\frac{E\left[\left(f_i(t)-\mu_i\right)\left(f_j(\tau-t)-\mu_j\right)\right]}{\sqrt{E\left[\left(f_i(t)-\mu_i\right)^2\right]E\left[\left(f_j(t)-\mu_j\right)^2\right]}} \quad \cdots \quad (5)$$

[0106] 但し、上記式（５）において、

$c_{ij}(\tau)$：第ｉ部位における脈波データf_iと、第ｊ部位における脈波データf_jとの相互共分散関数、

$C_{ij}(\tau)$：ラグ$\tau=0$のときに自己共分散が１となるように相互共分散関数$c_{ij}(\tau)$を規格化した関数、

Ｖ：分散、

μ：平均、

である。

[0107] 第ｉ部位と第ｊ部位との間の脈波伝播時間は、相互共分散関数$C_{ij}(\tau)$が最大値をとるときのラグτとして与えられ、相互共分散関数$C_{ij}(\tau)$の最大値C_{ijmax}が第ｉ部位における脈波データf_iと、第ｊ部位における脈波データf_jとの相関として与えられる。

[0108] 第３実施形態では、閾値よりも相関が高い（脈波伝播時間、相関）組を選択し、その（脈波伝播時間、相関）組の脈波伝播時間を相関に基づいて補正する例について説明した。但し、本発明において、複数の（脈波伝播時間、相関）組から一部の（脈波伝播時間、相関）組を選択する方法は特に限定されない。

[0109] 例えば、品質が設定基準（予め定められた品質）を満たす脈波データから算出された（脈波伝播時間、相関）組を選択するようにしてもよい。ここで、品質の設定基準は、例えば、脈波データの振幅、脈波データのデータ長、脈波データのＳ／Ｎ比等のパラメータにより適宜設定することができる。

[0110] 上記実施形態では、２つの波形データの形状の相関として、最大値R_{max}を、上記変形例では、最大値C_{ijmax}を用いる例について説明した。但し、本発明において、２つの波形データの形状の相関は、上記最大値に限定されない。例えば、２つの波形データの形状の相関を、２つの波形データ間の平均二乗誤差、ユークリッド距離などの２つの波形データ間の形状の乖離度を表す指標としてもよい。この場合、乖離度が高いほど属性値の差異の補正量を大きくし、乖離度が低いほど属性値の差異の補正量を小さくすることが好ましい。

[0111] 上記実施形態では、波形データが任意の地点における観測値の時間変化を表す波形データである脈波データである例について説明した。すなわち、属性値が時刻である例について説明した。但し、本発明において、波形データは、属性値を時刻とする波形データに限定されない。

[0112] 本発明において、波形データは、例えば、属性値が位置である波形データであってもよい。具体的には、波形データは、例えば、任意の時刻における観測値の空間的分布を表す波形データであってもよい。

[0113] 本発明において、例えば、属性値の差異を位相差として算出してもよい。

[0114] 上記実施形態では、脈波伝播時間と相関とを関連付けて記憶部４に記憶する例について説明した。但し、本発明において、属性値の差異と相関とを関連付けて保存する必要は必ずしもない。例えば、属性値の差異と相関とを、

それぞれ、通し番号等のＩＤや、測定部位の名前等と関連付けて別個に保存してもよい。

[0115] 上記実施形態では、測定装置が表示部を有する例について説明した。但し、本発明は、この構成に限定されない。本発明に係る測定装置は、例えば、表示部を備えていなくてもよい。

請求の範囲

[請求項1] 属性値と、前記属性値に対応する観測値とを含む３以上の波形データから２つの波形データを選択し、前記選択した２つの波形データ間の属性値の差異と、前記選択した２つの波形データ間の形状の相関とを算出することを繰り返し、前記属性値の差異と前記相関との組である差異－相関組を複数算出する算出部と、

前記属性値の差異を、その属性値の差異と組を成す前記相関に基づいて補正する補正部と、

を備える、測定装置。

[請求項2] 前記算出部は、前記選択した２つの波形データの相互相関関数または相互共分散関数の最大値を前記相関として算出する、請求項１に記載の測定装置。

[請求項3] 前記補正部は、組を成す前記相関が低いほど前記属性値の差異に対する補正量が大きくなるように前記属性値の差異を補正する、請求項１または２に記載の測定装置。

[請求項4] 前記算出部は、前記差異－相関組を３以上算出する、請求項１～３のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項5] 前記補正部は、前記算出部により算出された複数の差異－相関組の全部または一部を選択し、前記選択した属性値の差異を、その属性値の差異と組を成す前記相関に基づいて補正をする、請求項１～４のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項6] 前記補正部は、前記選択した差異－相関組のうちの少なくともひとつの前記属性値の差異の和と、残りの前記差異－相関組の前記属性値の差異の和とが対比可能となるように前記算出された複数の差異－相関組の全部または一部を選択し、前記選択した差異－相関組のうちの少なくともひとつの前記属性値の差異の和と、残りの前記差異－相関組の前記属性値の差異の和との差が小さくなるように前記属性値の差異を補正する、請求項５に記載の測定装置。

[請求項7] 前記補正部は、前記選択した差異－相関組のうちの少なくともひとつの前記属性値の差異の和と、残りの前記差異－相関組の前記属性値の差異の和との差を小さくする補正を繰り返し行う、請求項６に記載の測定装置。

[請求項8] 前記補正部は、前記算出部により算出された複数の差異－相関組のうち、相関が高い一部の差異－相関組を選択する、請求項５～７のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項9] 前記波形データを生成するための情報を取得する取得部をさらに備える、請求項１～８のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項10] 前記取得部は、前記波形データを生成するための情報として画像を取得する、請求項９に記載の測定装置。

[請求項11] 前記取得部が取得した一の画像から前記波形データを複数生成する波形データ生成部をさらに備える、請求項１０に記載の測定装置。

[請求項12] 前記波形データ生成部は、一の動画像から前記波形データを複数生成する、請求項１１に記載の測定装置。

[請求項13] 前記波形データは、任意の地点における観測値の時間変化を表す波形データである、請求項１～１２のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項14] 前記波形データは、任意の時刻における観測値の空間的分布を表す波形データである、請求項１～１２のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項15] 前記補正部は、前記属性値の差異を位相差として算出する、請求項１～１４のいずれか一項に記載の測定装置。

[請求項16] 前記波形データが脈波データであり、

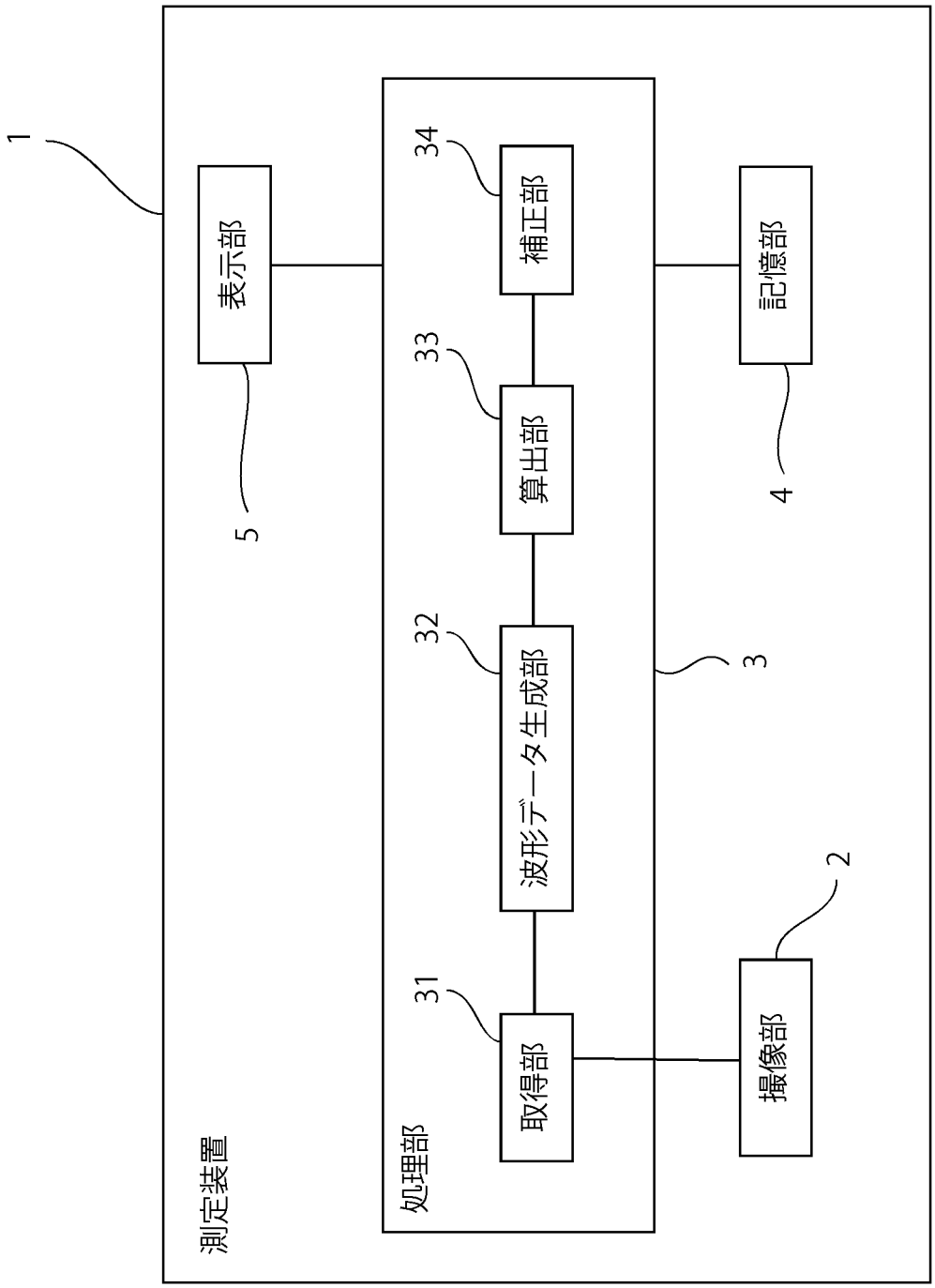
前記算出部は、前記属性値の差異として脈波伝播時間を算出する、請求項１３に記載の測定装置。

[請求項17] 属性値と、前記属性値に対応する観測値とを含む３以上の波形データから２つの波形データを選択し、前記選択した２つの波形データ間の属性値の差異と、前記選択した２つの波形データ間の形状の相関と

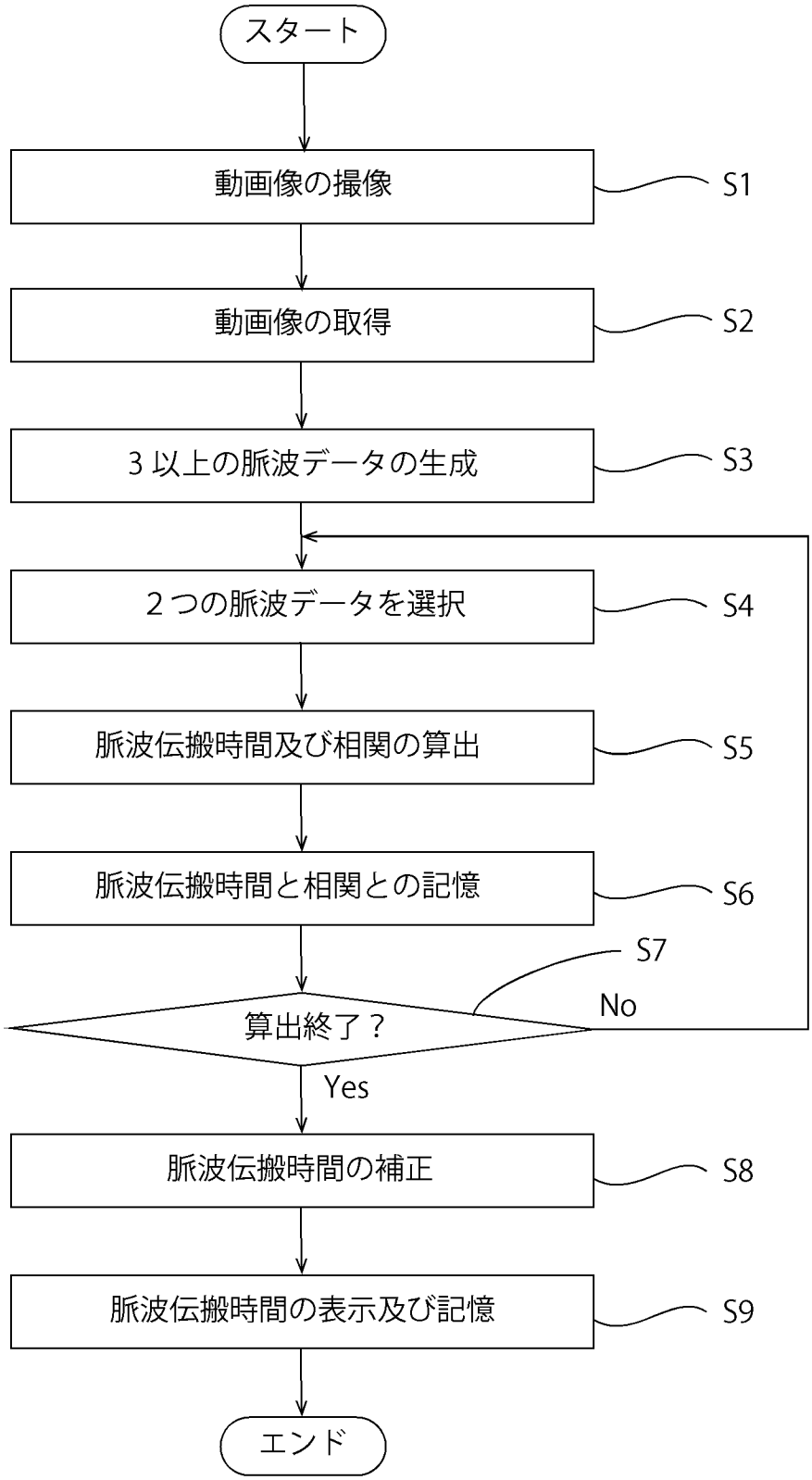
を算出することを繰り返し、前記属性値の差異と前記相関との組である差異－相関組を複数算出し、

前記属性値の差異を、その属性値の差異と組を成す前記相関に基づいて補正する、属性値の差異の測定方法。

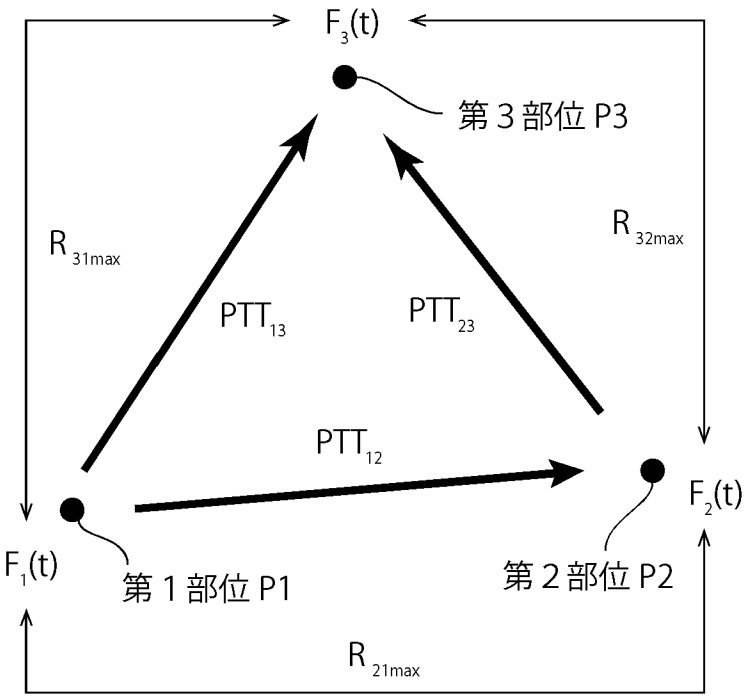
[図1]



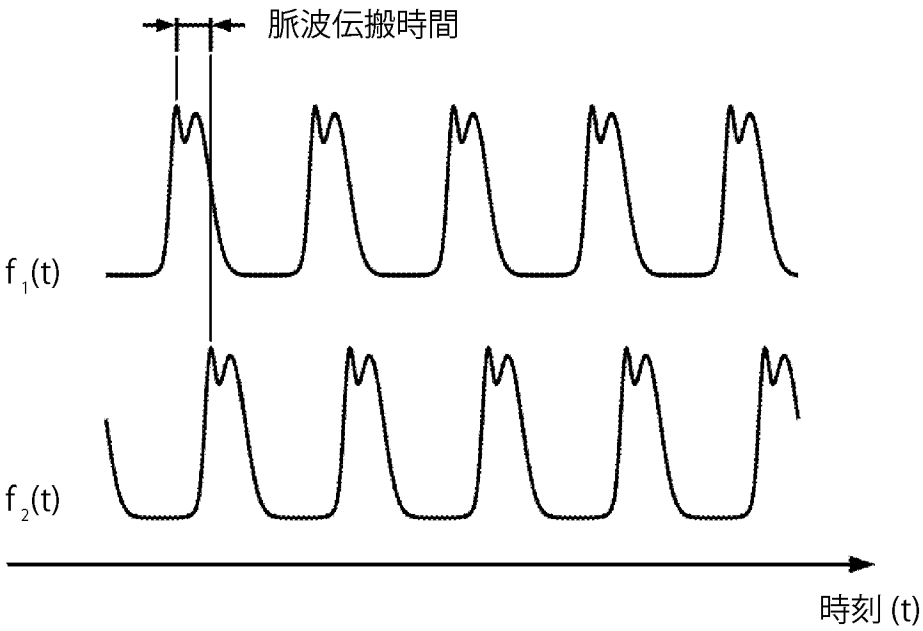
[図2]


スタート
動画像の撮像
S1
動画像の取得
S2
3 以上の脈波データの生成
S3
２つの脈波データを選択
S4
脈波伝搬時間及び相関の算出
S5
脈波伝搬時間と相関との記憶
S6
S7
算出終了？
No
Yes
脈波伝搬時間の補正
S8
脈波伝搬時間の表示及び記憶
S9
エンド

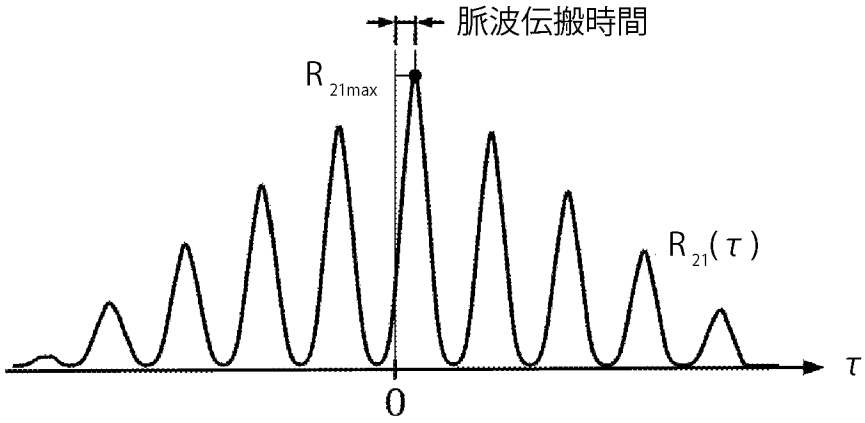
[図3]


F3(t)
第３部位 P3
R31max
R32max
PTT13
PTT23
PTT12
F2(t)
F1(t)
第１部位 P1
第２部位 P2
R21max

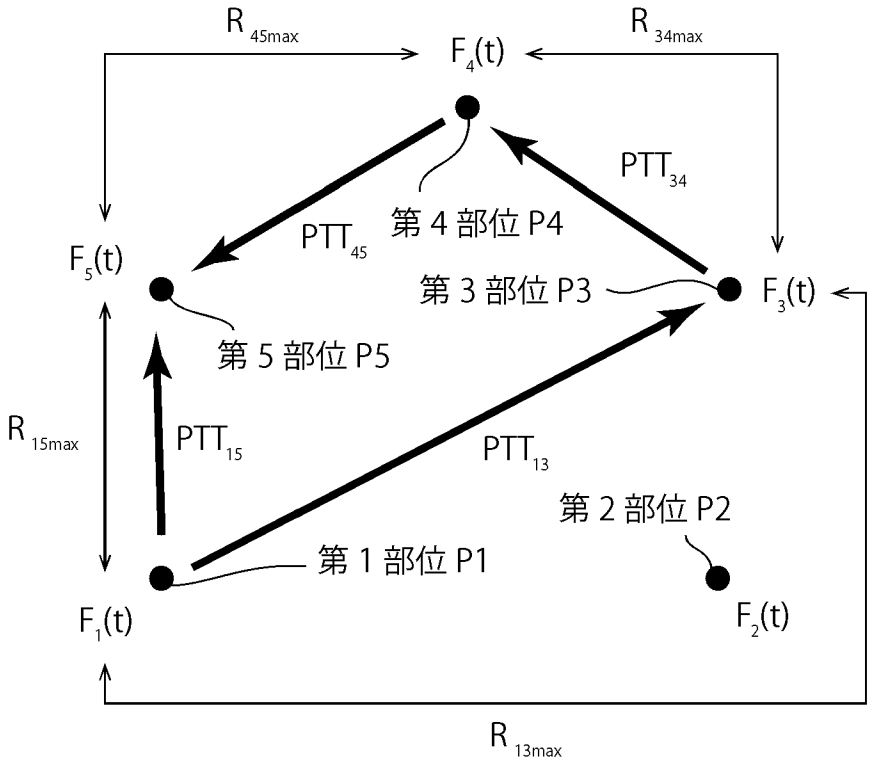
[図4]


脈波伝搬時間
f1(t)
f2(t)
時刻 (t)

[図5]


脈波伝搬時間
R 21max
R 21(τ)
τ
0

[図6]


R 45max
F4(t)
R 34max
PTT34
PTT45
第 4 部位 P4
F5(t)
第 3 部位 P3
F3(t)
第 5 部位 P5
R 15max
PTT15
PTT13
第 2 部位 P2
第 1 部位 P1
F1(t)
F2(t)
R 13max

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2020/025114

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i
FI: A61B5/02310B, A61B5/02310V
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. A61B5/00-5/01, A61B5/02-5/03, A61B5/04-5/053

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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.
A	JP 2019-110987 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 11.07.2019 (2019-07-11), paragraphs [0027], [0030], [0052], [0086]-[0089], fig. 1, 4, 8	1-17
A	WO 2008/135892 A2 (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH) 13.11.2008 (2008-11-13), page 5, line 22 to page 6, line 12	1-17
A	WO 2019/116996 A1 (SHARP CORPORATION) 20.06.2019 (2019-06-20), paragraphs [0010], [0011], [0019], [0033], [0034], fig. 1	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	Date of mailing of the international search report
04.09.2020	15.09.2020

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/025114

JP 2019-110987 A	11.07.2019	(Family: none)	
WO 2008/135892 A2	13.11.2008	(Family: none)	
WO 2019/116996 A1	20.06.2019	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2020/025114

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/02(2006.01)i
FI: A61B5/02 310B; A61B5/02 310V

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））

A61B5/00-5/01, A61B5/02-5/03, A61B5/04-5/053

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２０年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２０年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２０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
A	JP 2019-110987 A (オムロンヘルスケア株式会社) 11.07.2019 (2019-07-11) 段落[0027],[0030],[0052],[0086]～[0089],図1,4,8	1-17
A	WO 2008/135892 A2 (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH) 13.11.2008 (2008-11-13) 第5頁第22行～第6頁第12行	1-17
A	WO 2019/116996 A1 (シャープ株式会社) 20.06.2019 (2019-06-20) 段落[0010],[0011],[0019],[0033],[0034],図1	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
04.09.2020	15.09.2020

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）
伊知地　和之 2Q 9291
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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/JP2020/025114

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2019-110987 A	11.07.2019	（ファミリーなし）	
WO 2008/135892 A2	13.11.2008	（ファミリーなし）	
WO 2019/116996 A1	20.06.2019	（ファミリーなし）	