

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年3月8日(08.03.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/043638 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/0452 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/107 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/031329

(22) 国際出願日: 2017年8月31日(31.08.2017)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願 2016-172131 2016年9月2日(02.09.2016) JP

(71) 出願人: 株式会社村田製作所
(MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) [JP/

JP]; 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1
丁目 10 番 1 号 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 志牟田 亨(SHIMUTA Toru); 〒6178555
京都府長岡京市東神足 1 丁目 10 番 1 号 株
式会社村田製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 上田 和弘(UEDA Kazuhiro); 〒1020074
東京都千代田区九段南 3 丁目 7 番 1 3 号
九段小家ビル 7 階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,

(54) Title: BLOOD PRESSURE ESTIMATING DEVICE

(54) 発明の名称: 血圧推定装置

図1

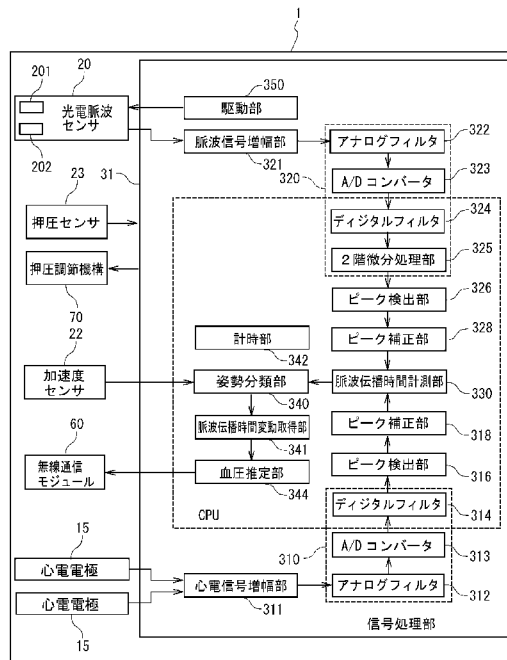


FIG. 1:

- 15 Electrocardiographic electrode
- 20 Photoelectric pulse wave sensor
- 22 Acceleration sensor
- 23 Pressure sensor
- 31 Signal processing unit
- 60 Wireless communication module
- 70 Pressure adjusting mechanism
- 311 Electrocardiographic signal amplifying unit
- 312, 322 Analog filter
- 313, 323 A/D converter
- 314, 324 Digital filter
- 316, 326 Peak detecting unit
- 318, 328 Peak correcting unit
- 321 Pulse wave signal amplifying unit
- 325 Second order differential processing unit
- 330 Pulse wave propagation time measuring unit
- 340 Attitude classifying unit
- 341 Pulse wave propagation time variation acquiring unit
- 342 Timing unit
- 344 Blood pressure estimating unit
- 350 Drive unit

(57) Abstract: A signal processing unit (31) of a blood pressure estimating device (1) is provided with: a pulse wave propagation time acquiring unit (330) which acquires a pulse wave propagation time on the basis of a pulse wave signal detected by a photoelectric pulse wave sensor (20) and an electrocardiographic signal; a timing unit (342) which measures an elapsed time from the start of acquisition of the pulse wave propagation time; and a blood pressure estimating unit (344) which estimates a blood pressure on the basis of a predefined relationship between the pulse wave propagation time



KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

and the blood pressure. The photoelectric pulse wave sensor (20) is disposed in such a way as to be in contact with the neck in a position remote from a position directly above the carotid artery of a user when the pulse wave propagation time is being acquired, and the blood pressure estimating unit (344) estimates the blood pressure after the elapsed time that has been measured is equal to or greater than a prescribed length of time.

(57) 要約：血圧推定装置（１）の信号処理部（３１）は、光電脈波センサ（２０）により検出された脈波信号と心電信号とに基づいて、脈波伝播時間を取得する脈波伝播時間取得部（３３０）と、脈波伝播時間の取得が開始されてからの経過時間を計時する計時部（３４２）と、予め定められている脈波伝播時間と血圧との関係に基づいて血圧を推定する血圧推定部（３４４）とを備える。光電脈波センサ（２０）は、脈波伝播時間が取得される際に、使用者の頸動脈直上から外れた位置において頸部と接触するように配置され、血圧推定部（３４４）は、計時された経過時間が所定時間以上となった後に血圧を推定する。

明 細 書

発明の名称： 血圧推定装置

技術分野

[0001] 本発明は、血圧推定装置に関し、特に、脈波伝播時間を利用した血圧推定装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、例えば、動脈硬化度の評価や血管寿命の推定などの指標として、生体の動脈内を脈波が伝播する時間（例えば心電図のR波から脈波出現までの時間）であり、血圧の変化を反映する脈波伝播時間が用いられている。

[0003] ここで、特許文献1には、皮膚下に存在する頸動脈の分岐部を検出し、その分岐部に基づいて定められた一定の脈波検出位置から脈波を検出することにより、正確な脈波伝播時間情報を得るようにした脈波伝播時間情報測定装置が開示されている。

[0004] この脈波伝播時間情報測定装置を用いて脈波伝播時間情報を得る際には、まず、頸動脈内の圧力変化に対応する頸動脈波を検出する圧脈波検出センサが、生体の頸部に装着バンドを用いて頸動脈上に装着される。この頸動脈は、総頸動脈とそこから分岐する1対の内頸動脈および外頸動脈とから成り、総頸動脈から1対の内頸動脈および外頸動脈が分岐する分岐部（分岐点）上に押圧面が押圧されるように、圧脈波検出センサが装着される。そして、頸動脈の分岐点に基づいて動脈の脈波検出位置が決定されると、その脈波検出位置から得られた圧脈波の基準点が決定され、その圧脈波の基準点から脈波伝播時間D Tが算出される。また、その脈波伝播時間D Tと予め設定された伝播距離Lとから脈波伝播速度PWV（ $= L / D T$ ）が算出され、予め求められた関係（ $E S Y S = \alpha \cdot PWV + \beta$ 或は $E S Y S = \alpha \cdot L / D T + \beta$ ）から推定血圧が算出される。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2001-161649号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述したように、特許文献1の技術（脈波伝播時間情報測定装置）によれば、頸動脈の分岐部位に基づいて脈波検出位置が決定され、その脈波検出位置から得られた圧脈波の基準点に基づいて脈波伝播時間情報が算出されることから、動脈上の脈波検出位置が一定の位置となるので、脈波伝播時間情報が正確に算出される。

[0007] ところで、特許文献1の装置では頸動脈で脈波信号を取得しているが、頸動脈上から少しずれると測定部位が毛細血管に変わり、脈波信号の振幅が減少し、脈波伝播時間の測定値も変化するおそれがある。すなわち、位置依存性が大きい。そのため、脈波伝播時間の測定中に脈波信号の取得部位がずれないようにする必要がある、安定して測定することが難しい。よって、例えば、睡眠中に脈波伝播時間を測定しようとした場合には、寝返りなどによって測定位置がずれると安定して測定できなくなるおそれがある。すなわち、安定して精度よく、血圧の推定を行うことができないおそれがある。

また、頸動脈は触診なしに位置を特定することが難しく、特に脂肪等で首が太い場合には触診をしても位置の特定が難しい場合がある。そのため頸動脈の位置に測定位置を合わせることは熟練者でなければ困難である。さらに、頸動脈に測定位置を合わせる際、あるいは測定中に頸動脈を強く圧迫してしまった場合、頸動脈内のプラークが剥がれて脳血管まで流されて脳血管を詰まらせて脳梗塞を引き起こすリスクがある。

[0008] 本発明は、上記問題点を解消する為になされたものであり、頸部において脈波伝播時間を測定して血圧を推定する血圧推定装置において、脈波センサの位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、脈波センサの位置がずれたとしても安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧を推定することが可能な血圧推定装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] ところで、頸動脈は頸部（首）の真横より少し前方にあり、頸部下方にいくにつれてより前方側に移り、胸鎖乳突筋の下に隠れていく。発明者は、鋭意研究開発に努めた結果、頸動脈直上から外れた位置に脈波センサを配置すると、頸動脈から分岐した細動脈や毛細血管の長さの分だけ時間がかかるため、脈波伝播時間は頸動脈で測定した値よりも大きくなり、また、頸動脈近傍の細動脈や毛細血管で脈波伝播時間を測定すると、測定初期に脈波伝播時間が変化するという知見を得た。より詳細には、例えば、押圧が加わっていると徐々に細動脈や毛細血管の圧力が高まり、細動脈や毛細血管内での脈波伝播速度が大きくなるため脈波伝播時間は低下する。ただし、その値は頸動脈直上での脈波伝播時間よりは大きいため、ある程度低下した後安定するという知見を得た。

[0010] そこで、本発明に係る血压推定装置は、心電信号を検出する心電電極と、発光素子と受光素子とを有し、細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得する光電脈波センサと、心電電極により検出された心電信号と、光電脈波センサにより検出された光電脈波信号とに基づいて、脈波伝播時間を取得する脈波伝播時間取得手段と、脈波伝播時間取得手段による脈波伝播時間の取得が開始されてからの経過時間を計時する計時手段と、取得された脈波伝播時間、及び予め定められている脈波伝播時間と血压との関係に基づいて、血压を推定する血压推定手段とを備え、血压推定手段が、計時手段により計時された経過時間が所定時間以上となった後に血压を推定することを特徴とする。

[0011] 本発明に係る血压推定装置によれば、光電脈波センサが細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得するため、光電脈波センサを頸動脈直上に配置する必要がなく、また、光電脈波センサの位置がずれたとしても安定して光電脈波信号を取得することができる。さらに、上述したように、細動脈又は毛細血管で脈波伝播時間を測定すると、測定初期に脈波伝播時間が変化するが、本発明に係る血压推定装置によれば、脈波伝播時間の取得が開始されてからの経過時間が計時され、該経過時間が所定時間以上となった後に（所定時間経過後に）、血压が推定される。そのため、脈波伝播時間が安定した後に血

圧を推定でき、精度よく血圧を推定することができる。その結果、光電脈波センサの位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、光電脈波センサの位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧（及び／又は血圧変動）を推定することが可能となる。

[0012] 本発明に係る血圧推定装置は、心電信号を検出する心電電極と、発光素子と受光素子とを有し、細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得する光電脈波センサと、心電電極により検出された心電信号と、光電脈波センサにより検出された光電脈波信号とに基づいて、脈波伝播時間を取得する脈波伝播時間取得手段と、脈波伝播時間取得手段による脈波伝播時間の取得が開始された後、脈波伝播時間が安定したか否かを判定する判定手段と、取得された脈波伝播時間、及び予め定められている脈波伝播時間と血圧との関係に基づいて、血圧を推定する血圧推定手段とを備え、血圧推定手段が、判定手段により脈波伝播時間が安定したと判定された後に血圧を推定することを特徴とする。

[0013] 本発明に係る血圧推定装置によれば、光電脈波センサが細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得するため、光電脈波センサを頸動脈直上に配置する必要がなく、また、光電脈波センサの位置がずれたとしても安定して光電脈波信号を取得することができる。さらに、上述したように、細動脈又は毛細血管で脈波伝播時間を測定すると、測定初期に脈波伝播時間が変化するが、本発明に係る血圧推定装置によれば、波伝播時間の取得が開始された後、脈波伝播時間が安定したか否かが判定され、脈波伝播時間が安定したと判定された後に（安定後に）、血圧が推定される。そのため、脈波伝播時間が安定した後に血圧を推定でき、精度よく血圧を推定することができる。その結果、光電脈波センサの位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、光電脈波センサの位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧（及び／又は血圧変動）を推定することが可能となる。

[0014] 本発明に係る血圧推定装置では、脈波伝播時間取得手段により脈波伝播時

間が取得される際に、光電脈波センサが、使用者の頸動脈直上から外れた位置において頸部と接触するように配置されることが好ましい。

[0015] このようにすれば、頸動脈から外れた位置にある細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を検出し、該光電脈波信号と、心電信号（ピーク）とに基づいて、心臓と細動脈又は毛細血管との間の脈波伝播時間を取得することができる。そのため、光電脈波センサの位置を頸動脈に合わせる必要がないため、熟練者でなくても測定が可能になる。また、光電脈波センサの位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧（及び／又は血圧変動）を推定することが可能となる。さらに頸動脈を圧迫することがないため、プラーク剥がれにより脳梗塞が発生するリスクを回避することができる。

[0016] 本発明に係る血圧推定装置では、脈波伝播時間取得手段により脈波伝播時間が取得される際に、光電脈波センサが、使用者の頸部の頸部の左側方において頸部と接触するように配置されることが好ましい。

[0017] この場合、光電脈波センサが頸部の左側方に接触するよう配置される。よって、例えば、左側臥位、右側臥位、仰臥位で、血圧の基準となる左心室と光電脈波センサとの高さがほぼ同じになるため、臥位の種類にかかわらず安定して血圧の変化を測定できる。左心室は胸の中央より少し左寄りにあるため、頸部の左側方に光電脈波センサを配置すると、左心室と光電脈波センサとの左右方向のずれが小さくなる。さらに、仰臥位で、左心室は背中より胸寄りの位置にあるが、枕なしに仰臥位になった場合、頸部は胸より下方に位置する。枕の高さにもよるが枕使用時には頸部の左側方に光電脈波センサを配置することにより、仰臥位での左心室との高さのずれを小さくすることができる。

[0018] 本発明に係る血圧推定装置は、光電脈波センサの押圧を検出する押圧検出手段をさらに備え、血圧推定手段が、押圧検出手段により検出された押圧に応じて、脈波伝播時間から血圧を算出する際に用いる変換式を変更することが好ましい。

- [0019] ところで、光電脈波センサの押圧によって、脈波伝播時間が安定するまでの時間、及び安定したときの脈波伝播時間の値が変化する。すなわち、細動脈又は毛細血管の脈波伝播時間の測定開始後の変化は、光電脈波センサの押圧の影響を受ける。しかしながら、この場合、光電脈波センサの押圧が測定され、該押圧に応じて、脈波伝播時間と血圧との変換式の定数が変更されるため、血圧等の推定精度をより向上することが可能となる。
- [0020] 本発明に係る血圧推定装置は、押圧検出手段により検出された押圧に応じて、押圧を所定の値に調節する押圧調節機構をさらに有することが好ましい。
- [0021] この場合、測定した押圧に応じて、押圧を調節する機構を有することで、押圧を最適な値に維持することができるため、血圧等の推定精度を向上することが可能となる。
- [0022] 本発明に係る血圧推定装置では、光電脈波センサが取り付けられる筐体が、光電脈波センサの押圧に応じて、使用者の頸部との接触面積が変化するよう弾性変形することが好ましい。
- [0023] この場合、光電脈波センサの押圧に応じて筐体と使用者の皮膚との接触面積が変化するため、押圧が上昇したときに接触面積を拡大することで、例えば、痛みの発生の抑制や、皮膚に対して圧痕が生じることなどを防止することが可能となる。
- [0024] 本発明に係る血圧推定装置では、上記発光素子が、青色から黄緑色の光を出力することが好ましい。
- [0025] ところで、青～黄緑色の光（例えば波長が450～580nmの光）は近赤外光（例えば波長が800～1000nmの光）とは異なり生体に吸収されやすいため、発光素子（光電脈波センサ）として、青～黄緑色の光源（光電脈波センサ）を用いることで、光が皮膚の下にある頸動脈に届きにくくなる。そのため、頸動脈直上に光電脈波センサを配置してしまったとしても、頸動脈ではなく、頸動脈近傍の細動脈又は毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を取得することが可能となる。

[0026] 本発明に係る血圧推定装置では、使用者の身長又は座高の値を入力する操作を受け付ける入力手段をさらに備え、血圧推定手段が、入力手段により受け付けられた身長又は座高の値に基づいて、大動脈弁と頸動脈との間の動脈長を求めるとともに、該動脈長に応じて、血圧値を補正することが好ましい。

[0027] ところで、血圧と直接相関があるのは脈波伝播速度であるため、動脈の長さが分かれば脈波伝播時間を脈波伝播速度に変換することで血圧の推定精度を向上することができる。この場合、受け付けられた使用者の身長又は座高の値に基づいて、大動脈弁と頸部（頸動脈）との間の動脈長が求められるとともに、該動脈長に応じて、血圧値が補正される。そのため、血圧等の推定精度をより向上することが可能となる。

発明の効果

[0028] 本発明によれば、頸部において脈波伝播時間を測定して血圧を推定する血圧推定装置において、脈波センサの位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、脈波センサの位置がずれたとしても安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧を推定することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0029] [図1]第1実施形態に係る脈波伝播時間を利用した血圧推定装置の構成を示すブロック図である。

[図2]第1実施形態に係るネックバンド型の血圧推定装置の外観を示す斜視図である。

[図3]頸部における心電と細動脈又は毛細血管の光電脈波とに基づく脈波伝播時間の時間変化例を示す図である。

[図4]頸部左側方に光電脈波センサを配置した場合の左側臥位と右側臥位での心電と細動脈又は毛細血管の光電脈波とに基づく脈波伝播時間の違いを示す図である。

[図5]第1実施形態に係る血圧推定装置による血圧推定処理の処理手順を示すフローチャートである（第1頁目）。

[図6]第1実施形態に係る血圧推定装置による血圧推定処理の処理手順を示すフローチャートである（第2頁目）。

[図7]第2実施形態に係る脈波伝播時間を利用した血圧推定装置の構成を示すブロック図である。

[図8]測定部位の心臓からの高さ変化による脈波伝播時間変化の例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0030] 以下、図面を参照して本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、図中、同一又は相当部分には同一符号を用いることとする。また、各図において、同一要素には同一符号を付して重複する説明を省略する。

[0031] （第1実施形態）

まず、図1、図2を併せて用いて、第1実施形態に係る脈波伝播時間を利用した血圧推定装置1の構成について説明する。図1は、血圧推定装置1の構成を示すブロック図である。図2は、ネックバンド型の血圧推定装置1の外観を示す斜視図である。

[0032] 血圧推定装置1は、心電信号及び光電脈波信号を検出し、検出した心電信号のR波ピークと光電脈波信号（加速度脈波）の立ち上がり点（ピーク）との時間差から脈波伝播時間を計測し、計測した脈波伝播時間の時系列データに基づいて、使用者の血圧（及び／又は血圧変動）を推定する。特に、血圧推定装置1は、光電脈波センサ20の位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、光電脈波センサ20の位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧等を推定する機能を有している。

[0033] そのため、血圧推定装置1は、主として、心電信号を検出するための一対の心電電極15、15、光電脈波信号を検出するための光電脈波センサ20、使用者の姿勢を検知するための加速度センサ22、光電脈波センサ20の押圧を検出するための押圧センサ23、及び、検出された心電信号と光電脈波信号から脈波伝播時間を計測・補正して血圧（及び／又は血圧変動）を推

定する信号処理部 31 を備えている。

[0034] ここで、本実施形態では、図 2 に示されるように、血圧推定装置 1 をネックバンド型とした。血圧推定装置 1 は、例えば、図 2 に示されるように、頸部（首筋）に装着することにより脈波伝播時間の時系列データを取得して血圧（及び／又は血圧変動）を推定するものであり、使用者の頸部の後ろ側から頸部を挟むように弾性的に装着される概略 U 字形（或は C 字形）のネックバンド 13 と、ネックバンド 13 の両端に配設されることで使用者の頸部の両側に接触する一対のセンサ部 11, 12 とを備えている。

[0035] ネックバンド 13 は、使用者の頸部の周方向に沿って装着可能なものである。すなわち、ネックバンド 13 は、使用者の一方の頸部側方から他方の頸部側方まで、使用者の頸部後方に沿って装着される。より具体的には、ネックバンド 13 は、例えば、帯状の板バネと、この板バネの周囲を覆うゴム被覆を有して構成されている。そのため、ネックバンド 13 は、内側に縮むように付勢されており、使用者がネックバンド 13 を装着した場合に、ネックバンド 13（センサ部 11, 12）が使用者の頸部に接触した状態で保持される。

[0036] なお、ゴム被覆としては、生体適合性を有するものを用いることが好ましい。また、ゴム被覆に代えて例えばプラスチックからなる被覆を用いることもできる。ゴム被覆の中には、双方のセンサ部 11, 12 を電氣的に接続するケーブルも配線されている。ここで、ケーブルは、ノイズを低減するために、同軸とすることが望ましい。

[0037] センサ部 11, 12 は、一対の心電電極 15, 15 を有している。心電電極 15 としては、例えば、銀・塩化銀、導電ゲル、導電ゴム、導電プラスチック、金属（ステンレス、Au 等の腐食に強く金属アレルギーの少ないものが好ましい）、導電布、金属表面を絶縁層でコーティングした容量性結合電極等を用いることができる。ここで、導電布としては、例えば、導電性を有する導電糸からなる織物や編物、不織布が用いられる。また、導電糸としては、例えば、樹脂糸の表面を Ag などめっきしたものや、カーボンナノチ

ューブ・コーティングを施したもの、PEDOTなどの導電性高分子をコーティングしたものを用いることができる。また、導電性を有する導電性ポリマー系を用いてもよい。なお、本実施形態では、心電電極15として、矩形の平面状に形成した導電布15を用いた。一对の心電電極15, 15それぞれは、信号処理部31と接続されており、心電信号を信号処理部31へ出力する。

[0038] センサ部11の内面（頸部と接触する面）には、心電電極15の近傍に、発光素子201および受光素子202を有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサ20が配設されている。光電脈波センサ20は、血中ヘモグロビンの吸光特性を利用して、光電脈波信号を光学的に検出するセンサである。

[0039] 発光素子201は、後述する信号処理部31の駆動部350から出力されるパルス状の駆動信号に応じて発光する。発光素子201としては、例えば、LED、VCSEL（Vertical Cavity Surface Emitting LASER）、又は共振器型LED等を用いることができる。なお、駆動部350は、発光素子201を駆動するパルス状の駆動信号を生成して出力する。

[0040] 受光素子202は、発光素子201から照射され、頸部を透過して、又は頸部に反射して入射される光の強さに応じた検出信号を出力する。受光素子202としては、例えば、フォトダイオードやフォトトランジスタ等が好適に用いられる。本実施形態では、受光素子202として、フォトダイオードを用いた。受光素子202は、信号処理部31に接続されており、受光素子202で得られた検出信号（光電脈波信号）は信号処理部31に出力される。

[0041] ここで、発光素子201は、波長が450～580nmの青色～黄緑色の光を出力することが好ましい。なお、本実施形態では、波長が525nmの緑色の光を出力するものを用いた。青～黄緑色の光は生体吸収が大きいため、得られる光電脈波信号も大きくなるが、生体中ではすぐに減衰するため光路長を長くすることができない。一方、近赤外光は生体吸収があまり大きく

ないため、得られる光電脈波信号はあまり大きくないが、光路長を長くすることができる。

[0042] 上述したように構成されることにより、光路長の短い光電脈波センサ20は、表皮に比較的近い位置（すなわち浅い位置）にある細動脈又は毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を検出する。

[0043] より詳細には、光路長が短い光電脈波センサ20の場合には、太い頸動脈の情報をほとんど含まず細動脈又は毛細血管の情報を多く含む光電脈波信号となる。ここで、細動脈は、例えば直径10～100 μ m程度の細い動脈で、動脈から毛細血管に至る間に存在する血管である。また、毛細血管は、動脈と静脈とをつなぐ、例えば、直径5～10 μ m程度の細い血管である。

[0044] 光電脈波センサ20は、装着時に、使用者の頸動脈直上から外れた位置において頸部と接触するように配置される。そのため、光電脈波センサ20は、例えば、頸動脈から分岐した細動脈又は毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を検出する。ここで、光電脈波センサ20は頸部の左側方に接触するよう配置することが望ましい。その場合、例えば、左側臥位、右側臥位、仰臥位で、血圧の基準となる左心室と光電脈波センサ20との高さがほぼ同じになるため、臥位の種類にかかわらず安定して血圧の変化を測定できる。左心室は胸の中央より少し左寄りにあるため、頸部の左側方に光電脈波センサ20を配置すると、左心室と光電脈波センサ20との左右方向のずれが小さくなる。また、仰臥位で、左心室は背中より胸寄りの位置にあるが、枕なしに仰臥位になった場合、頸部は胸より下方に位置する。枕の高さにもよるが枕使用時には頸部の左側方に光電脈波センサ20を配置することにより、仰臥位での左心室との高さのずれを小さくできる。

[0045] また、センサ部11には、脈波伝播時間を取得しているときの使用者（頸部）の姿勢を検出する加速度センサ22が取り付けられている。加速度センサ22は、重力加速度Gがかかる方向（すなわち鉛直方向）を検知する3軸加速度センサであり、その検出信号から、使用者が、例えば、立っているのか、寝ているのかなどを判定することができる。

[0046] より具体的には、使用者の身体に対して、加速度センサ 22 がどういう位置関係にあるのかを予めキャリブレーションしておき、例えば、加速度センサ 22 の出力に対して、使用者が立っているときに重力加速度がかかる方向を下方向（鉛直方向）として座標変換することにより、使用者の姿勢を判定することができる。加速度センサ 22 も、信号処理部 31 と接続されており、検出信号（3 軸加速度データ）を信号処理部 31 へ出力する。なお、加速度センサ 22 に代えて、例えば、ジャイロセンサ等を用いることもできる。

[0047] 光電脈波センサ 20 及び加速度センサ 22 は、互いに近接して配設されており、使用時（計測時）には、使用者の頸部（首）に装着されることとなる。このように、光電脈波センサ 20 と姿勢を判定するための加速度センサ 22 とを同じ部位に装着することで、姿勢判定と脈波伝播時間の相関を高めることができる。また、手足等ではなく頸部に装着することで、手足の血管内血圧ではなく、脳卒中や心筋梗塞等のリスクと相関が高いと推測される頸部の血管内血圧の推定ができる。さらに、複数のセンサを別々の部位に装着するのではなく頸部に集約することで装着の煩雑さを低減でき、また日常行動への制約を小さくすることもできる。なお、加速度センサ 22 は、光電脈波センサ 20 の近傍に配置することが望ましいが、光電脈波センサ 20 との相対位置が変動しない構造であれば、装置内の他の箇所に配置してもよい。

[0048] センサ部 11 には、光電脈波センサ 20 の近傍に、使用者の皮膚にかかる押圧（応力）を検出する押圧センサ 23 が取り付けられている。押圧センサ 23 は、請求の範囲に記載の押圧検出手段として機能する。押圧センサ 23 としては、例えば、ピエゾセンサやひずみゲージなどの力センサもしくは歪みセンサを用いてもよいし、圧電フィルムの変形を検出するセンサを用いてもよい。ここで、押圧が小さいと脈波伝播時間が安定するまでの時間が長くなる。そのため脈波伝播時間が安定状態になると判定する時間を押圧に応じて変更する。

[0049] センサ部 11 には、押圧センサ 23 により検出された押圧に応じて、光電脈波センサ 20 の押圧を所定の値に調節する押圧調節機構 70 をさらに付加

してもよい。その場合、測定した押圧が適切な押圧範囲に入っているか否かを判定し、入っていない場合には、押圧調整機構 70 に押圧調整信号を出力する。より具体的には、例えば、検出した押圧が小さい場合、光電脈波センサ 20 をネックバンド 13 に対してより頸部側に突出させる機構を付加したり、ネックバンド 13 の広がり抑制する機構を付加したり、ポンプで空気袋を膨らませることで光電脈波センサ 20 を頸部側に押し出したりして、押圧を増加させることができる。

[0050] また、センサ部 11（請求の範囲に記載の筐体に相当）は、光電脈波センサ 20 の押圧に応じて、使用者の頸部との接触面積が変化するように弾性変形するように形成（例えば弾性を有する素材から形成）されていることが好ましい。このようにすれば、光電脈波センサ 20 の押圧に応じてセンサ部 11 と使用者の皮膚との接触面積が変化するため、押圧が上昇したときに接触面積を拡大することで、例えば、痛みの発生の抑制や、皮膚に対して圧痕が生じることなどを防止することができる。

[0051] また、センサ部 11 の内部には、光電脈波センサ 20 や、信号処理部 31、無線通信モジュール 60 などに電力を供給するバッテリー（図示省略）が収納されている。一方、センサ部 12 の内部には、信号処理部 31、及び、血圧（血圧変動）や、計測した脈波伝播時間、心電信号、光電脈波信号などの生体情報を外部の機器に送信する無線通信モジュール 60 が収納されている。

[0052] 上述したように、一对の心電電極 15、15、及び光電脈波センサ 20 それぞれは、信号処理部 31 に接続されており、検出された心電信号及び光電脈波信号が信号処理部 31 に入力される。また、加速度センサ 22、及び押圧センサ 23 も、信号処理部 31 に接続されており、検出された 3 軸加速度信号、及び押圧信号が信号処理部 31 に入力される。

[0053] 信号処理部 31 は、入力された心電信号を処理して、心拍数や心拍間隔などを計測する。また、信号処理部 31 は、入力された光電脈波信号を処理して、脈拍数や脈拍間隔などを計測する。さらに、信号処理部 31 は、検出し

た心電信信号のR波ピークと光電脈波信号（もしくは加速度脈波）の立ち上がり点（ピーク）との時間差から脈波伝播時間等を計測する。そして、信号処理部31は、計測した脈波伝播時間の時系列データから使用者の血圧（及び／又は血圧変動）を推定する。

[0054] そのため、信号処理部31は、心電信信号増幅部311、脈波信号増幅部321、第1信号処理部310、第2信号処理部320、ピーク検出部316、326、ピーク補正部318、328、脈波伝播時間計測部330、姿勢分類部340、脈波伝播時間変動取得部341、計時部342、及び血圧推定部344を有している。また、上記第1信号処理部310は、アナログフィルタ312、A/Dコンバータ313、ディジタルフィルタ314を有している。一方、第2信号処理部320は、アナログフィルタ322、A/Dコンバータ323、ディジタルフィルタ324、2階微分処理部325を有している。

[0055] ここで、上述した各部の内、ディジタルフィルタ314、324、2階微分処理部325、ピーク検出部316、326、ピーク補正部318、328、脈波伝播時間計測部330、姿勢分類部340、脈波伝播時間変動取得部341、計時部342、及び血圧推定部344は、演算処理を行うCPU、該CPUに各処理を実行させるためのプログラムやデータを記憶するROM、及び演算結果などの各種データを一時的に記憶するRAM等により構成されている。すなわち、ROMに記憶されているプログラムがCPUによって実行されることにより、上記各部の機能が実現される。

[0056] 心電信信号増幅部311は、例えばオペアンプ等を用いた増幅器により構成され、一对の心電電極（導電布）15、15により検出された心電信信号を増幅する。心電信信号増幅部311で増幅された心電信信号は、第1信号処理部310に出力される。同様に、脈波信号増幅部321は、例えばオペアンプ等を用いた増幅器により構成され、光電脈波センサ20により検出された光電脈波信号を増幅する。脈波信号増幅部321で増幅された光電脈波信号は、第2信号処理部320に出力される。

- [0057] 第1信号処理部310は、上述したように、アナログフィルタ312、A/Dコンバータ313、デジタルフィルタ314を有しており、心電信号増幅部311で増幅された心電信号に対して、フィルタリング処理を施すことにより拍動成分を抽出する。
- [0058] また、第2信号処理部320は、上述したように、アナログフィルタ322、A/Dコンバータ323、デジタルフィルタ324、2階微分処理部325を有しており、脈波信号増幅部321で増幅された光電脈波信号に対して、フィルタリング処理及び2階微分処理を施すことにより拍動成分を抽出する。
- [0059] アナログフィルタ312、322、及び、デジタルフィルタ314、324は、心電信号、光電脈波信号を特徴づける周波数以外の成分（ノイズ）を除去し、S/Nを向上するためのフィルタリングを行う。より詳細には、心電信号は一般的に0.1から200Hzの周波数成分、光電脈波信号は0.1から数十Hz付近の周波数成分が支配的であるため、ローパスフィルタやバンドパスフィルタ等のアナログフィルタ312、322、及びデジタルフィルタ314、324を用いてフィルタリング処理を施し、上記周波数範囲の信号のみを選択的に通過させることによりS/Nを向上する。
- [0060] なお、拍動成分の抽出のみを目的とする場合には、ノイズ耐性を向上するために通過周波数範囲をより狭くして拍動成分以外の成分を遮断してもよい。また、アナログフィルタ312、322とデジタルフィルタ314、324は必ずしも両方備える必要はなく、アナログフィルタ312、322とデジタルフィルタ314、324のいずれか一方のみを設ける構成としてもよい。なお、アナログフィルタ312、デジタルフィルタ314によりフィルタリング処理が施された心電信号は、ピーク検出部316へ出力される。同様に、アナログフィルタ322、デジタルフィルタ324によりフィルタリング処理が施された光電脈波信号は、2階微分処理部325へ出力される。
- [0061] 2階微分処理部325は、光電脈波信号を2階微分することにより、2階

微分脈波（加速度脈波）を取得する。取得された加速度脈波は、ピーク検出部 326 へ出力される。なお、光電脈波の立ち上がり点は変化が明確でなく検出しにくいことがあるため、加速度脈波に変換してピーク検出を行うことが好ましいが、2階微分処理部 325 を設けることは必須ではなく、省略した構成としてもよい。

[0062] ピーク検出部 316 は、第 1 信号処理部 310 により信号処理が施された（拍動成分が抽出された）心電信号のピーク（R 波）を検出する。一方、ピーク検出部 326 は、第 2 信号処理部 320 によりフィルタリング処理が施された光電脈波信号（加速度脈波）のピークを検出する。なお、ピーク検出部 316、及びピーク検出部 326 それぞれは、心拍間隔、及び脈拍間隔の正常範囲内においてピーク検出を行い、検出したすべてのピークについて、ピーク時間、ピーク振幅等の情報を RAM 等に保存する。

[0063] ピーク補正部 318 は、第 1 信号処理部 310（アナログフィルタ 312、A/D コンバータ 313、ディジタルフィルタ 314）における心電信号の遅延時間を求める。ピーク補正部 318 は、求めた心電信号の遅延時間に基づいて、ピーク検出部 316 により検出された心電信号のピークを補正する。同様に、ピーク補正部 328 は、第 2 信号処理部 320（アナログフィルタ 322、A/D コンバータ 323、ディジタルフィルタ 324、2 階微分処理部 325）における光電脈波信号の遅延時間を求める。ピーク補正部 328 は、求めた光電脈波信号の遅延時間に基づいて、ピーク検出部 326 により検出された光電脈波信号（加速度脈波）のピークを補正する。補正後の心電信号のピーク、及び補正後の光電脈波信号（加速度脈波）のピークは、脈波伝播時間計測部 330 に出力される。なお、ピーク補正部 318 を設けることは必須ではなく、省略した構成としてもよい。

[0064] 脈波伝播時間計測部 330 は、ピーク補正部 318 により補正された心電信号の R 波ピークと、ピーク補正部 328 により補正された光電脈波信号（加速度脈波）のピークとの間隔（時間差）から脈波伝播時間を時系列的に取得する。すなわち、脈波伝播時間計測部 330 は、請求の範囲に記載の脈波

伝播時間取得手段として機能する。

[0065] 脈波伝播時間計測部 330 は、脈波伝播時間に加えて、例えば、心電信号から心拍数、心拍間隔、心拍間隔変化率等も算出する。同様に、脈波伝播時間計測部 330 は、光電脈波信号（加速度脈波）から脈拍数、脈拍間隔、脈拍間隔変化率等も算出する。なお、取得された脈波伝播時間の時系列データは、姿勢分類部 340 に出力される。

[0066] 姿勢分類部 340 は、加速度センサ 22 の検出信号（3 軸加速度データ）に基づいて使用者の姿勢を判定（推定）するとともに、判定した姿勢に応じて、脈波伝播時間の時系列データを姿勢毎に分類する。より具体的には、姿勢分類部 340 は、脈波伝播時間の時系列データを、少なくとも、立位、倒立位、仰臥位、左側臥位、右側臥位、及び伏臥位を含む姿勢毎に分類する。

[0067] 脈波伝播時間変動取得部 341 は、姿勢分類部 340 により姿勢毎に分類された脈波伝播時間の時系列データに基づいて、脈波伝播時間の変動を求める。

[0068] より具体的には、脈波伝播時間変動取得部 341 は、例えば、分類された姿勢の中から基準とする姿勢（例えば仰臥位）を設定し、該基準姿勢に合わせて、該基準姿勢と異なる姿勢（例えば、立位、倒立位、左側臥位、右側臥位、及び伏臥位）に分類された脈波伝播時間の時系列データを補正する。そして、脈波伝播時間変動取得部 341 は、基準姿勢における脈波伝播時間の時系列データ、及び、補正された（補正後の）脈波伝播時間の時系列データに基づいて、脈波伝播時間の変動を求める。

[0069] その際に、脈波伝播時間変動取得部 341 は、取得された脈波伝播時間の時系列データの時間が最も長い姿勢（例えば仰臥位）を基準姿勢として設定する。そして、脈波伝播時間変動取得部 341 は、姿勢毎の脈波伝播時間の時系列データを曲線で近似したときの近似曲線の相関係数が大きくなるように（好ましくは最大となるように）、姿勢毎の脈波伝播時間の時系列データを補正し、補正後の時系列データから脈波伝播時間の変動を求める。このように、近似曲線の相関係数が大きくなるように、姿勢毎の脈波伝播時間を補

正し、補正後の時系列データから脈波伝播時間の変動傾向を推定することで、姿勢変化がある場合でも長時間の脈波伝播時間変動傾向（血压変動傾向）を煩雑な較正なしに推定できる。なお、上記近似曲線の求め方としては、例えば、最小二乗法を用いることができる。

[0070] なお、上述した方法に代えて、各姿勢毎の脈波伝播時間をそれぞれ時系列に並べ、それぞれについて近似曲線を求めてもよい。この場合、複数の近似曲線が算出されるが、所定の時間割合以上の姿勢の近似曲線のうち、その相関係数が大きい近似曲線を選択する。脈波伝播時間変動取得部 341 により取得された脈波伝播時間の変動データは、血压推定部 344 に出力される。

[0071] 計時部 342 は、脈波伝播時間の測定が開始されてからの経過時間、すなわち心電信号・光電脈波信号の取得が開始されてからの経過時間を計時する。すなわち、計時部 342 は、請求の範囲に記載の計時手段として機能する。なお、計時部 342 により計時された経過時間は、血压推定部 344 に出力される。

[0072] 血压推定部 344 は、補正後の脈波伝播時間の変動データ、及び予め定められている脈波伝播時間と血压との関係（相関式）に基づいて、血压（及び／又は血压変動）を推定する。その際に、血压推定部 344 は、脈波伝播時間の測定開始からの経過時間が所定時間以上となった後に（所定時間経過後に）、血压（及び／又は血压変動）を推定する。すなわち、血压推定部 344 は、請求の範囲に記載の血压推定手段として機能する。なお、上記所定時間は、測定開始後に脈波伝播時間が安定するまでの時間に応じて設定される。

[0073] ところで、頸動脈近傍の細動脈や毛細血管で脈波を測定すると、頸動脈から分岐した細動脈や毛細血管の長さの分だけ時間がかかるため、脈波伝播時間は頸動脈で測定した値よりも大きくなる。ここで、図 3 に、頸部における心電と細動脈又は毛細血管の光電脈波とに基づく脈波伝播時間の時間変化例を示す。図 3 に示されるように、押圧が加わっていると徐々に細動脈や毛細血管の圧力が高まり、脈波伝播時間が頸動脈での値に近づくように低下した

後安定する。また、脈波の測定位置が異なっても脈波伝播時間の時間変化はほぼ同じである。なお、頸部前方上方は頸動脈近傍であり、頸動脈から分岐した細動脈又は毛細血管の長さが短いため、脈波伝播時間の値が頸部側方下方に比べて全体的に小さくなっている。

[0074] さらに、姿勢によってこの脈波伝播時間の時間変化（変化量、変化速度）が変わる。ここで、頸部左側方に光電脈波センサ20を配置した場合の左側臥位と右側臥位での心電と細動脈又は毛細血管の光電脈波とに基づく脈波伝播時間（左側臥位及び右側臥位）の時間変化の違いを図4に示す。光電脈波センサ20は頸部の左側方に接触するように配置しており、左側臥位でも右側臥位でも左心室と脈波センサがほぼ同じ高さになるようにしている。従って十分に時間が経つと2つの脈波伝播時間はほぼ同じ値になる。頸部の上側で測定した場合（右側臥位）、初期の脈波伝播時間が大きく低下量も大きい。よって身体の鉛直上方の部位は鉛直下方の部位に比べ細動脈の血圧が低くなっており、押圧が加わることで細動脈や毛細血管の血圧が上昇している。

ところで、測定部位の心臓からの高さが100mm低下すると、水銀と血液の密度から血圧は約7.8mmHg増加するが、脈波伝播時間は、図8に示されるように、0.014[s e c]程度低下する実験結果が得られている。頸部の太さはおおよそ100mm程度であるが、仮に頸部の右側方に光電脈波センサが接触するように配置した場合、左側臥位と右側臥位で左心室からの高さが200mm程度変化するため、十分に時間が経ったときの脈波伝播時間は0.028[s e c]程度の差が発生することになる。ただしこの脈波伝播時間の差は頸部の太さと姿勢、接触位置のばらつきによってばらつきが発生するため、脈波伝播時間差が小さい程（左心室からの高さが小さい程）、ばらつきは小さくなる。そのため、光電脈波センサ20を頸部の左側方に接触するように配置することで脈波伝播時間の差の測定精度が向上する。

[0075] 上述したように、脈波伝播時間の測定開始から所定時間経過した後（すなわち、脈波伝播時間が安定した後）に、血圧（及び／又は血圧変動）を推定

することにより、より精度よく血圧（及び／又は血圧変動）を推定できる。ここで、血圧推定部344は、例えば、予め求めておいた基準姿勢（例えば仰臥位）での脈波伝播時間と血圧との相関式から血圧変動を推定することで、補正後の脈波伝播時間変動から血圧値（又はその変動）を推定することができる。なお、脈波伝播時間と血圧値との相関式は、仰臥位以外の姿勢で求めておいてもよいし、複数の姿勢毎に求めておいてもよい。なお、血圧状態測定部344では、脈波伝播時間に基づいて血圧値（及び／又は血圧変動）を推定する際に、光電脈波センサ20の押圧に応じて、上記相関式（変換式）（又はその定数）を変更することが好ましい。

[0076] さらに、血圧推定部344は、推定した血圧変動から、ディッパー型、ノンディッパー型、ライザー型、エクストリームディッパー型の分類を行う。ここで、正常な場合は、睡眠中に血圧が低下するディッパー型となるが、高血圧患者は夜間血圧が高い、もしくは低下せず（ライザー型、ノンディッパー型）脳卒中や心筋梗塞等のリスクが増大する。また、降圧剤服用者では睡眠中血圧が低下し過ぎ（エクストリームディッパー型）、脳卒中や心筋梗塞等のリスクが増大する場合がある。そのため、睡眠中の血圧変動を取得することにより、ライザー型、ノンディッパー型、エクストリームディッパー型といった判定ができる。

[0077] なお、血圧推定部344は、事前に、装着状態で姿勢判定のためのキャリブレーション、すなわち、加速度センサ22の出力信号（鉛直方向）と、使用者の姿勢（例えば立位や仰臥位）との関係のキャリブレーションを行うとともに、基準とする姿勢からの角度のずれ（ずれ角度）と、心臓から脈波測定部位（すなわち光電脈波センサ20の装着部位）までの高さとの関係式を求めてRAM等のメモリに記憶し、脈波伝播時間の計測時（使用時）に、事前に行ったキャリブレーションの結果に基づいて、加速度センサ22により検知された使用者の姿勢と、基準となる姿勢との角度のずれ（ずれ角度）を算出し、脈波伝播時間から血圧値を演算する際に、算出された角度のずれ（ずれ角度）と、予め記憶されている上記関係式とに基づいて、心臓から脈波

測定部位（光電脈波センサ 20 の装着部位）までの高さを求め、当該高さに応じて血圧値を補正してもよい。

[0078] 推定された血圧値・血圧変動をはじめ、算出された脈波伝播時間、心拍数、心拍間隔、脈拍数、脈拍間隔、光電脈波、加速度脈波、3 軸加速度等の計測データは、RAM等のメモリや無線通信モジュール 60 等に出力される。ここで、これらの計測データは、メモリに保持しておき、日々の変動履歴と共に読み出せるようにしておいてもよいし、パーソナルコンピュータ（PC）やスマートフォン等の外部機器にリアルタイムに無線で送信するようにしてもよい。また、測定中は装置内のメモリに保存しておき、測定終了後に自動的に外部機器に接続してデータを送信する構成としてもよい。

[0079] 次に、図 5 及び図 6 を併せて参照しつつ、血圧推定装置 1 の動作について説明する。図 5 及び図 6 は、血圧推定装置 1 による血圧推定処理の処理手順を示すフローチャートである。図 5 及び図 6 に示される処理は、主として信号処理部 31 によって所定のタイミングで繰り返して実行される。

[0080] 血圧推定装置 1 が頸部に装着され、センサ部 11, 12（心電電極 15, 15 及び光電脈波センサ 20）が頸部に接触すると、ステップ S100 では、一对の心電電極 15, 15 により検出された心電信号、及び光電脈波センサ 20 により検出された光電脈波信号が読み込まれる。続くステップ S102 では、ステップ S100 で読み込まれた心電信号、及び光電脈波信号に対してフィルタリング処理が施される。また、光電脈波信号が 2 階微分されることにより加速度脈波が取得される。

[0081] 続いて、ステップ S104 では、例えば、光電脈波センサ 20 の受光量に基づいて、血圧推定装置 1 の装着状態の判定が行われる。すなわち、光電脈波センサ 20 では、発光素子 201 から照射され、生体を透過して／生体で反射されて戻ってきた光を受光素子 202 で受けて、その光量の変化を光電脈波信号として検出するため、装置が適切に装着されていない状態では信号光の受光量が減少する。そこで、ステップ S104 では、受光量が所定値以上であるか否かについての判断が行われる。ここで、受光量が所定値以上で

ある場合には、ステップS 1 0 8に処理が移行する。一方、受光量が所定値未満のときには、装着エラーと判定され、ステップS 1 0 6において、装着エラー情報（ワーニング情報）が出力される。その後、本処理から一旦抜ける。なお、上述した光電脈波センサ2 0の受光量を用いる方法に代えて、例えば、光電脈波信号の振幅、心電波形のベースラインの安定度やノイズ周波数成分比率を用いる方法等を採用することもできる。

[0082] ステップS 1 0 8では、加速度センサ2 2により検出された頸部の加速度が所定のしきい値以上であるか否か（すなわち、頸部が動き、体動ノイズが大きくなるか否か）についての判断が行われる。ここで、頸部の加速度が所定のしきい値未満の場合には、ステップS 1 1 2に処理が移行する。一方、頸部の加速度が所定のしきい値以上のときには、ステップS 1 1 0において、体動エラー情報が出力された後、本処理から一旦抜ける。

[0083] ステップS 1 1 2では、3軸加速度データに基づいて、使用者（測定部位）の姿勢が判定される。続くステップS 1 1 4では、心電信号、光電脈波信号（加速度脈波）のピークが検出される。そして、検出された心電信号のR波ピークと、光電脈波信号（加速度脈波）のピークとの時間差（ピーク時間差）が算出される。

[0084] 次に、ステップS 1 1 6では、心電信号のR波ピーク及び光電脈波信号（加速度脈波）のピークそれぞれの遅延時間（ずれ量）が求められるとともに、求められた遅延時間に基づいて、心電信号のR波ピークと光電脈波信号（加速度脈波）のピークとの時間差（ピーク時間差）が補正される。

[0085] 続いて、ステップS 1 1 8では、ステップS 1 1 6で補正されたピーク時間差が所定時間内（例えば0. 0 1 s e c. 以上0. 3 s e c. 以下）か否かについての判断が行われる。ここで、ピーク時間差が所定時間内の場合には、ステップS 1 2 2に処理が移行する。一方、ピーク時間差が所定時間外の場合には、ステップS 1 2 0においてエラー情報（ノイズ判定）が出力された後、本処理から一旦抜ける。

[0086] ステップS 1 2 2では、押圧センサ2 3から押圧情報が読み込まれる。次

に、ステップS 1 2 4 では、測定開始から所定時間以上経過したか否か、すなわち、脈波伝播時間が安定したか否かについての判断が行われる。ここで、所定時間経過した場合（脈波伝播時間が安定したと判断される場合）には、ステップS 1 3 4 に処理が移行する。一方、所定時間が経過していないとき（脈波伝播時間が安定していないと判断されるとき）には、ステップS 1 2 6 に処理が移行する。

[0087] ステップS 1 2 6 では、押圧が適切か否か（所定の範囲内か否か）についての判断が行われる。ここで、押圧が適切でない場合には、ステップS 1 2 8 において、押圧が調整された後、ステップS 1 3 4 に処理が移行する。一方、押圧が適切なときには、押圧が維持され、ステップS 1 3 0 に処理が移行する。

[0088] ステップS 1 3 0 では、心拍間隔や脈拍間隔など（脈波伝播時間及び血圧／血圧変動推定値以外のデータ）が決定される。その後、決定されたデータがステップS 1 3 2 において出力された後、本処理から一旦抜ける。

[0089] 測定開始から所定時間経過した場合（脈波伝播時間が安定したと判断される場合）に、ステップS 1 3 4 では、心拍間隔、脈拍間隔、及び脈波伝播時間などが決定される。続いて、ステップS 1 3 6 では、血圧の変換式（脈波伝播時間と血圧との相関式）の定数が決定される。そして、ステップS 1 3 8 において、血圧値の推定、及び血圧値の変動状態の推定などが行われる。そして、ステップS 1 4 0 において、取得された血圧値やその変動情報等が、例えば、メモリや、スマートフォン等の外部機器に出力される。その後、本処理から一旦抜ける。

[0090] 以上、詳細に説明したように、本実施形態によれば、光電脈波センサ20が細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得するため、光電脈波センサ20を頸動脈直上に配置する必要がなく、また、光電脈波センサ20の位置がずれたとしても安定して光電脈波信号を取得することができる。さらに、上述したように、細動脈又は毛細血管で脈波伝播時間を測定すると、測定初期に脈波伝播時間が変化するが、本実施形態によれば、脈波伝播時間の取得が開

始されてからの経過時間（心電信信号・光電脈波信号の測定開始後の経過時間）が計時され、該経過時間が所定時間以上となった後に（所定時間経過後に）、血圧が推定される。そのため、脈波伝播時間が安定した後に血圧を推定でき、精度よく血圧を推定することができる。その結果、光電脈波センサ 20 の位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、光電脈波センサ 20 の位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧（及び／又は血圧変動）を推定することが可能となる。

[0091] 特に、本実施形態によれば、脈波伝播時間が取得される際に、光電脈波センサ 20 が、使用者の頸動脈直上から外れた位置において頸部と接触するように配置される。そのため、頸動脈から外れた位置にある細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を検出し、該光電脈波信号と、心電信信号の R 波（ピーク）とに基づいて、心臓と細動脈又は毛細血管との間の脈波伝播時間を取得することができる。よって、光電脈波センサ 20 の位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、光電脈波センサ 20 の位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧（及び／又は血圧変動）を推定することが可能となる。

ところで、頸動脈直上にセンサを配置する場合、配置時に誤ってセンサを強く頸動脈に押し付けてしまったり、装着中に寝返りによって装置が枕に強く押しつけられたり、転倒によって手や机の角等が装置に強く当たったりして頸動脈が強く圧迫される可能性がある。例えば、頸動脈にプラークがあった場合、頸動脈が強く圧迫されたときにプラークが剥離して頸動脈から脳の血管へと運ばれて脳の血管に詰まってしまうと脳梗塞等の脳疾患を引き起こす危険がある。そのため、頸動脈直上から外れた位置にセンサを配置することが望ましい。また頸動脈と周囲の細動脈、毛細血管では脈波伝播時間が異なるため、頸動脈近傍で測定すると小さな位置ずれで、主に頸動脈での脈波が測定される場合と主に細動脈、毛細血管での脈波が測定される場合が発生し、脈波伝播時間の測定値が大きく変化してしまう。これに対し、本実施形態では、頸動脈直上から外れた位置に配置することで脈波伝播時間の測定位置

依存性を小さくすることができる。

[0092] 本実施形態によれば、光電脈波センサ 20 が頸部の左側方に接触するように配置される。よって、例えば、左側臥位、右側臥位、仰臥位で、血圧の基準となる左心室と光電脈波センサ 20 との高さがほぼ同じになるため、臥位の種類にかかわらず安定して血圧の変化を測定できる。左心室は胸の中央より少し左寄りにあるため、頸部の左側方に光電脈波センサ 20 を配置すると、左心室と光電脈波センサ 20 との左右方向のずれが小さくなる。さらに、仰臥位で、左心室は背中より胸寄りの位置にあるが、枕なしに仰臥位になった場合、頸部は胸より下方に位置する。枕の高さにもよるが枕使用時には頸部の左側方に光電脈波センサ 20 を配置することにより、仰臥位での左心室との高さのずれを小さくすることができる。そのため、血圧推定において補正が不要もしくは簡単な補正で対応が可能になる。

[0093] ところで、光電脈波センサ 20 の押圧によって、脈波伝播時間が安定するまでの時間、及び安定したときの脈波伝播時間の値が変化する。すなわち、細動脈又は毛細血管の脈波伝播時間の測定開始後の変化は、光電脈波センサ 20 の押圧の影響を受ける。しかしながら、本実施形態によれば、光電脈波センサ 20 の押圧が測定され、該押圧に応じて、脈波伝播時間と血圧との変換式（相関式）の定数を変更されるため、血圧の推定精度をより向上することが可能となる。

[0094] また、本実施形態によれば、測定した押圧に応じて、押圧を調節する機構を有することで、押圧を最適な値に維持することができるため、血圧等の推定精度を向上することが可能となる。

[0095] 本実施形態によれば、光電脈波センサ 20 が取り付けられるセンサ部 11 が、光電脈波センサ 20 の押圧に応じて、使用者の頸部との接触面積が変化するように弾性変形する。すなわち、光電脈波センサ 20 の押圧に応じてセンサ部 11 と使用者の皮膚との接触面積が変化するため、押圧が上昇したときに接触面積を拡大することで、例えば、痛みの発生の抑制や、皮膚に対して圧痕が生じることなどを防止することが可能となる。

[0096] 本実施形態によれば、発光素子 201 が、青色から黄緑色の光を出力する。ここで、青～黄緑色の光（例えば波長が 450～580 nm の光）は近赤外光（例えば波長が 800～1000 nm の光）とは異なり生体に吸収されやすいため、発光素子 201（光電脈波センサ 20）として、青～黄緑色の光源（光電脈波センサ 20）を用いることで、光が皮膚の下にある頸動脈に届きにくくなる。そのため、頸動脈直上に光電脈波センサ 20 を配置してしまっても、頸動脈ではなく、頸動脈近傍の細動脈又は毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を取得することができる。

[0097] （第 2 実施形態）

上述した第 1 実施形態では、測定開始後、所定時間以上経過したときに脈波伝播時間が安定したと推測して血压値の推定を開始したが、脈波伝播時間が安定したか否かを直接的に判断し、脈波伝播時間が安定したと判断したときに、血压値の推定を開始する構成とすることもできる。

[0098] そこで、次に、図 7 を用いて、第 2 実施形態に係る血压推定装置 2 について説明する。ここでは、上述した第 1 実施形態と同一・同様な構成については説明を簡略化又は省略し、異なる点を主に説明する。図 7 は、脈波伝播時間を利用した血压推定装置 2 の構成を示すブロック図である。なお、図 7 において第 1 実施形態と同一又は同等の構成要素については同一の符号が付されている。

[0099] 血压推定装置 2 は、信号処理部 31 が、計時部 342 に代えて判定部 343 を備えている点、及び、血压推定部 344 に代えて血压推定部 344B を有している点で、上述した第 1 実施形態に係る血压推定装置 1 と異なっている、なお、その他の構成は、上述した血压推定装置 1 と同一又は同様であるので、ここでは詳細な説明を省略する。

[0100] 判定部 343 は、脈波伝播時間の測定が開始された後、脈波伝播時間が安定したか否かを判定する。すなわち、判定部 343 は、請求の範囲に記載の判定手段として機能する。より詳細には、判定部 343 は、例えば、脈波伝播時間の時間変化率が所定値以下である状態が所定時間以上継続した場合に

脈波伝播時間が安定したと判定する。また、判定部 343 は、脈波伝播時間の測定開始時からの低下量（又は低下率）が、所定の脈波伝播時間低下量（又は低下率）に達した場合に脈波伝播時間が安定したと判定してもよい。なお、判定部 343 による判定結果（脈波伝播時間が安定したか否か）は、血圧推定部 344 B に出力される。

[0101] 血圧推定部 344 B は、判定部 343 により脈波伝播時間が安定したと判定された後に、脈波伝播時間、及び予め定められている脈波伝播時間と血圧との関係に基づいて、血圧（及び／又は血圧変動）を推定する。なお、その他の構成は、上述した第 1 実施形態と同一又は同様であるので、ここでは詳細な説明を省略する。

[0102] 本実施形態によれば、脈波伝播時間の取得が開始された後、脈波伝播時間が安定したか否かが判定され、脈波伝播時間が安定したと判定された後に、血圧（及び／又は血圧変動）が推定される。そのため、脈波伝播時間が安定した後に血圧等を推定でき、精度よく血圧等を推定することができる。その結果、上述した第 1 実施形態と同様に、光電脈波センサ 20 の位置を頸動脈に合わせることなく、かつ、光電脈波センサ 20 の位置がずれたとしても（位置が変わったとしても）安定して精度よく脈波伝播時間を測定して血圧（及び／又は血圧変動）を推定することが可能となる。

[0103] 以上、本発明の実施の形態について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく種々の変形が可能である。例えば、上記実施形態では、使用者の頸部をネックバンド 13 で挟むネックバンド型の血圧推定装置 1 を例にして説明したが、使用者の一方の頸部側方から他方の頸部側方まで、使用者の頸部後方に沿って血圧推定装置を貼り付けて使用する形態としてもよい。

[0104] 上記実施形態では、脈波伝播時間（変動）から血圧（及び／又は血圧変動）を推定する際に、予め定められている脈波伝播時間と血圧の変換式（相関式）を用いたが、相関式に代えて、姿勢毎に脈波伝播時間と血圧との関係を定めた変換テーブルを用いる構成としてもよい。

- [0105] また、上述した各種センサに加えて、例えば、酸素飽和度センサ、音センサ（マイク）、変位センサ、温度センサ、湿度センサなどの生体センサを用いる構成としてもよい。
- [0106] 上記実施形態では、姿勢判定や、姿勢毎の脈波伝播時間の補正、血压値（及び／又は血压変動）の推定等の処理を信号処理部 31 で行ったが、取得した心電信号、光電脈波信号、3 軸加速度等のデータを例えばパーソナルコンピュータ（PC）やスマートフォン等に無線で出力し、PC やスマートフォン側で、上記姿勢判定や、姿勢毎の脈波伝播時間の補正、血压値（及び／又は血压変動）の推定等の処理を行う構成としてもよい。このような場合、上述した相関式等のデータは、PC やスマートフォン側に記憶される。
- [0107] さらに、使用者の身長又は座高の値を入力する操作を受け付ける入力手段をさらに備え、予め定められている身長又は座高と大動脈弁と頸部（頸動脈）との間の動脈長の相関式を用いて、使用者の身長又は座高の値に基づいて、大動脈弁と頸部（頸動脈）との間の動脈長を求めるとともに、該動脈長に応じて、血压値を補正する構成としてもよい。この場合、受け付けられた使用者の身長又は座高の値に基づいて、大動脈弁と頸部（頸動脈）との間の動脈長が求められるとともに、該動脈長に応じて、血压値が補正される。そのため、血压等の推定精度をより向上することが可能となる。

符号の説明

- [0108] 1, 2 血压推定装置
- 11, 12 センサ部
- 13 ネックバンド
- 15 心電電極
- 20 光電脈波センサ
- 201 発光素子
- 202 受光素子
- 22 加速度センサ
- 31 信号処理部

- 3 1 0 第 1 信号処理部
- 3 2 0 第 2 信号処理部
- 3 1 1 心電信号増幅部
- 3 2 1 脈波信号増幅部
- 3 1 2, 3 2 2 アナログフィルタ
- 3 1 3, 3 2 3 A/Dコンバータ
- 3 1 4, 3 2 4 デジタルフィルタ
- 3 2 5 2階微分処理部
- 3 1 6, 3 2 6 ピーク検出部
- 3 1 8, 3 2 8 ピーク補正部
- 3 3 0 脈波伝播時間計測部
- 3 4 0 姿勢分類部
- 3 4 1 脈波伝播時間変動取得部
- 3 4 2 計時部
- 3 4 3 判定部
- 3 4 4, 3 4 4 B 血圧推定部
- 6 0 無線通信モジュール

請求の範囲

[請求項1]

心電信号を検出する心電電極と、
発光素子と受光素子とを有し、細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得する光電脈波センサと、
前記心電電極により検出された心電信号と、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号とに基づいて、脈波伝播時間を取得する脈波伝播時間取得手段と、
前記脈波伝播時間取得手段による脈波伝播時間の取得が開始されてからの経過時間を計時する計時手段と、
取得された脈波伝播時間、及び予め定められている脈波伝播時間と血圧との関係に基づいて、血圧を推定する血圧推定手段と、を備え、
前記血圧推定手段は、前記計時手段により計時された経過時間が所定時間以上となった後に、血圧を推定することを特徴とする血圧推定装置。

[請求項2]

心電信号を検出する心電電極と、
発光素子と受光素子とを有し、細動脈又は毛細血管の光電脈波信号を取得する光電脈波センサと、
前記心電電極により検出された心電信号と、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号とに基づいて、脈波伝播時間を取得する脈波伝播時間取得手段と、
前記脈波伝播時間取得手段による脈波伝播時間の取得が開始された後、脈波伝播時間が安定したか否かを判定する判定手段と、
取得された脈波伝播時間、及び予め定められている脈波伝播時間と血圧との関係に基づいて、血圧を推定する血圧推定手段と、を備え、
前記血圧推定手段は、前記判定手段により脈波伝播時間が安定したと判定された後に、血圧を推定することを特徴とする血圧推定装置。

[請求項3]

前記光電脈波センサは、前記脈波伝播時間取得手段により脈波伝播時間が取得される際に、使用者の頸動脈直上から外れた位置において

頸部と接触するように配置されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の血圧推定装置。

[請求項4] 前記光電脈波センサは、前記脈波伝播時間取得手段により脈波伝播時間が取得される際に、使用者の頸部の左側方において頸部と接触するように配置されることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。

[請求項5] 前記光電脈波センサの押圧を検出する押圧検出手段をさらに備え、
前記血圧推定手段は、前記押圧検出手段により検出された押圧に応じて、脈波伝播時間から血圧を算出する際に用いる変換式を変更することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。

[請求項6] 前記押圧検出手段により検出された押圧に応じて、前記押圧を所定の値に調節する押圧調節機構をさらに有することを特徴とする請求項 5 に記載の血圧推定装置。

[請求項7] 前記光電脈波センサが取り付けられる筐体は、前記光電脈波センサの押圧に応じて、使用者の頸部との接触面積が変化するように弾性変形することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。

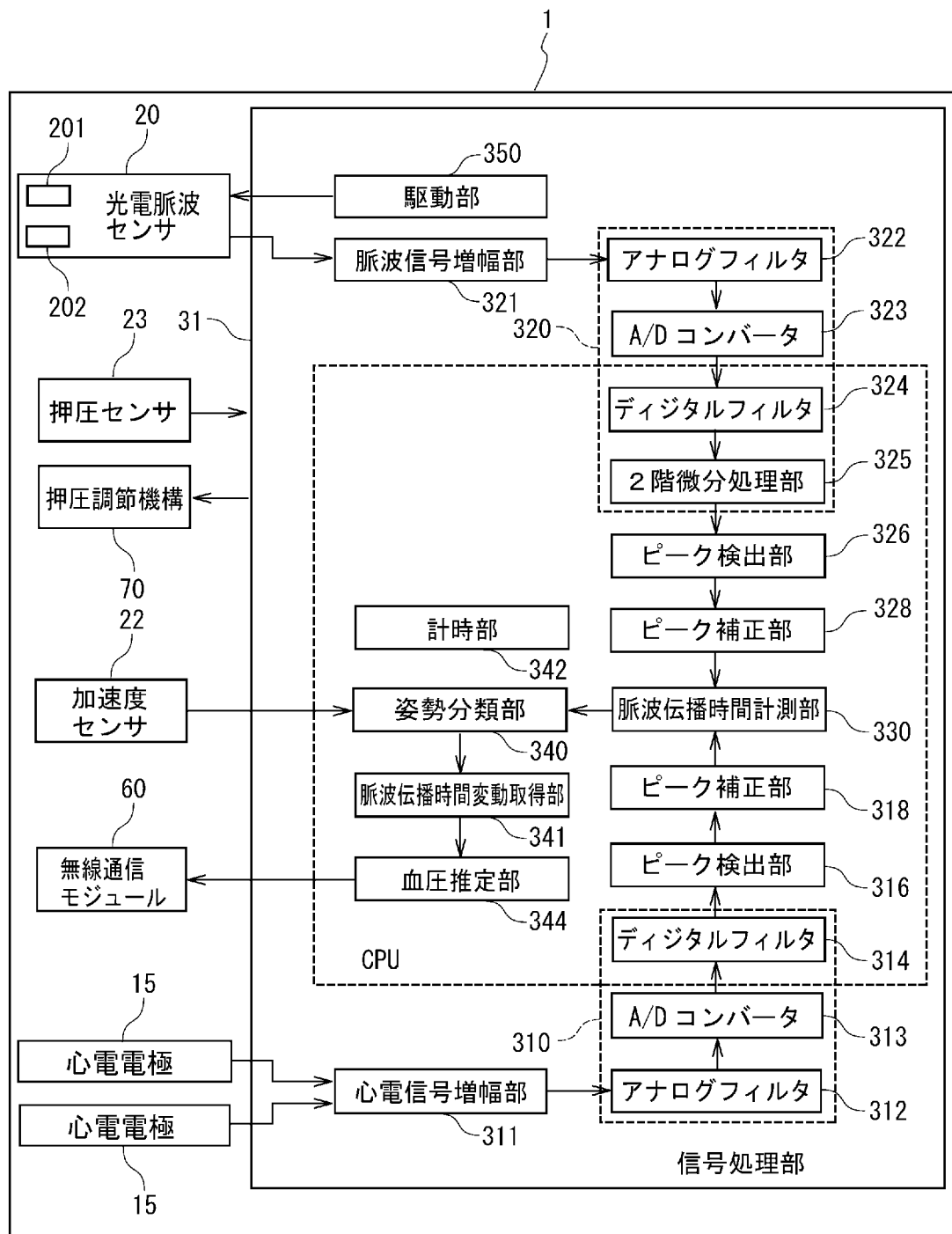
[請求項8] 前記発光素子は、青色から黄緑色の光を出力することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。

[請求項9] 使用者の身長又は座高の値を入力する操作を受け付ける入力手段をさらに備え、

前記血圧推定手段は、前記入力手段により受け付けられた身長又は座高の値に基づいて、大動脈弁と頸動脈との間の動脈長を求めるとともに、該動脈長に応じて血圧値を補正することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。

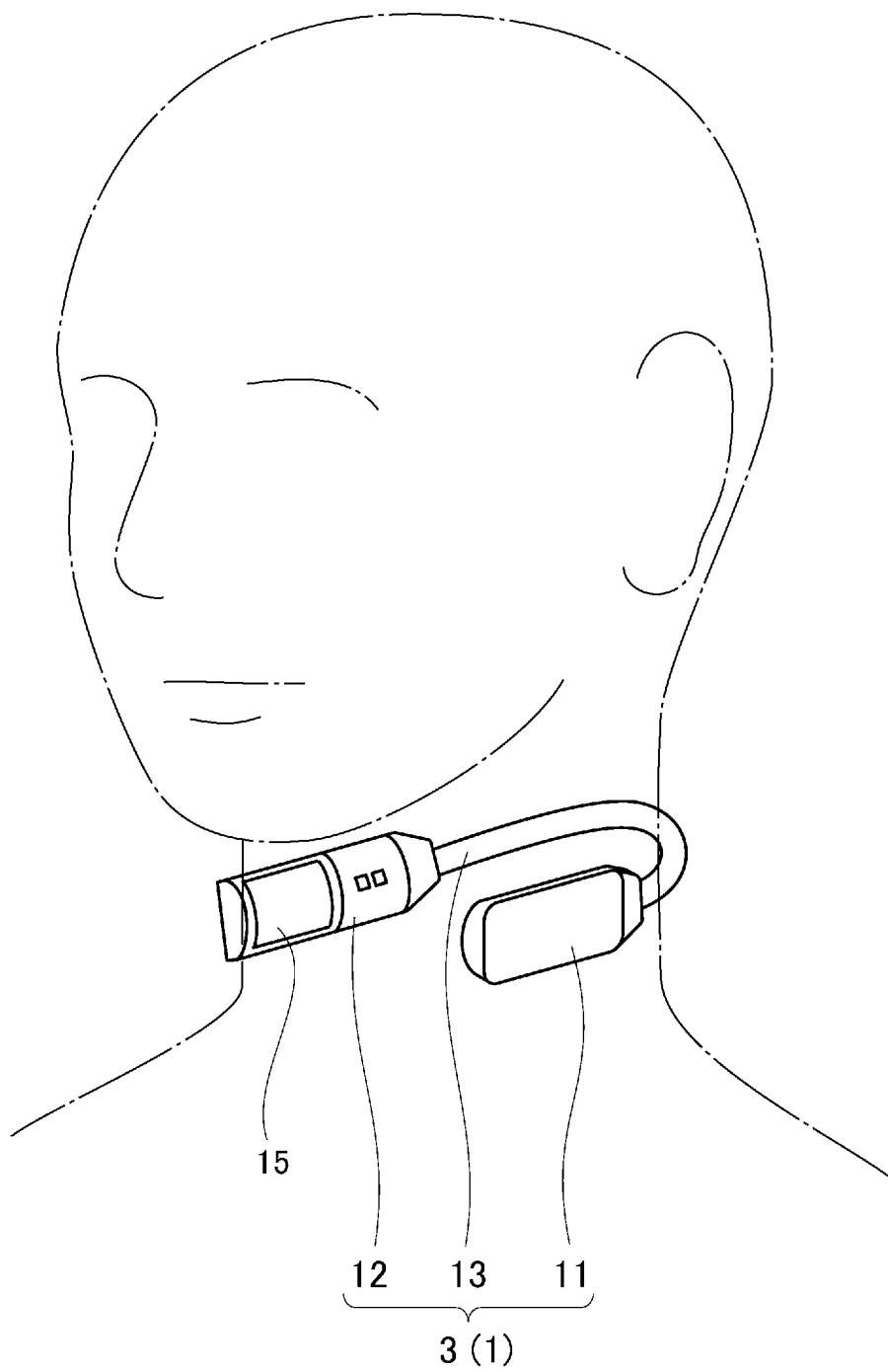
[図1]

図1



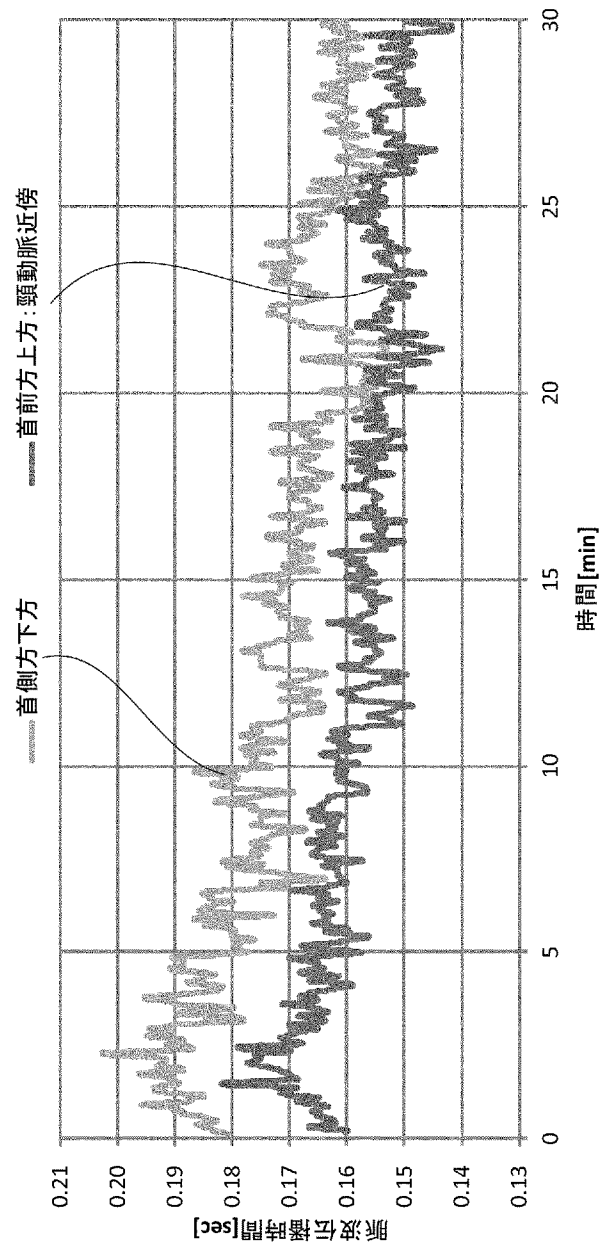
[図2]

図2



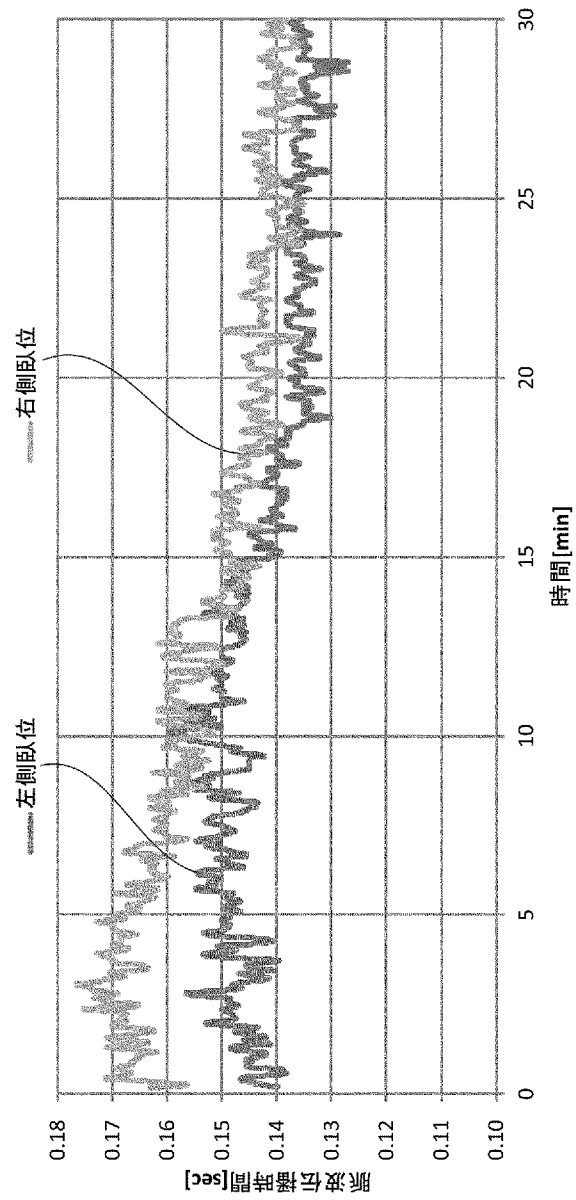
[図3]

図3



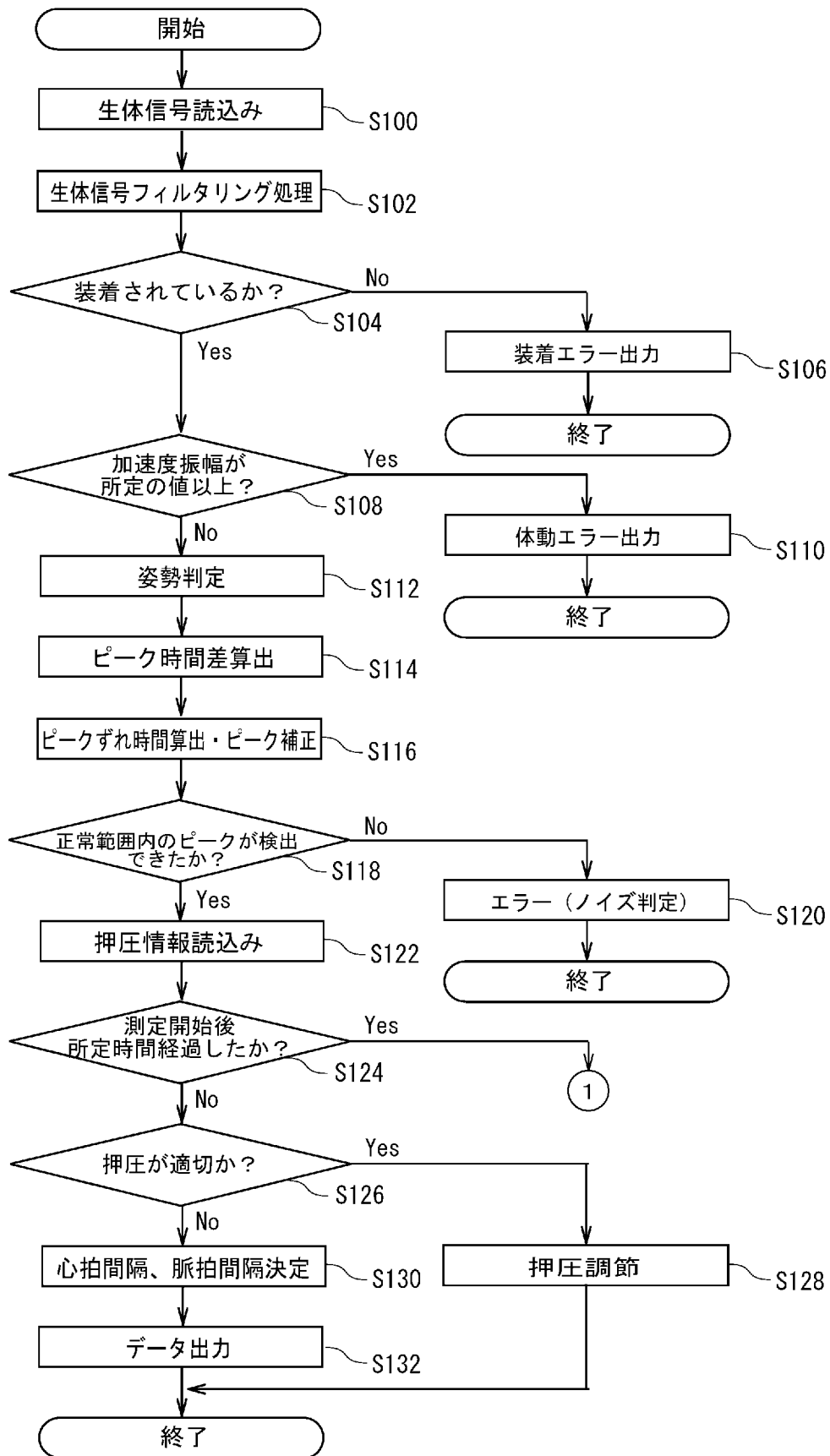
[図4]

図4



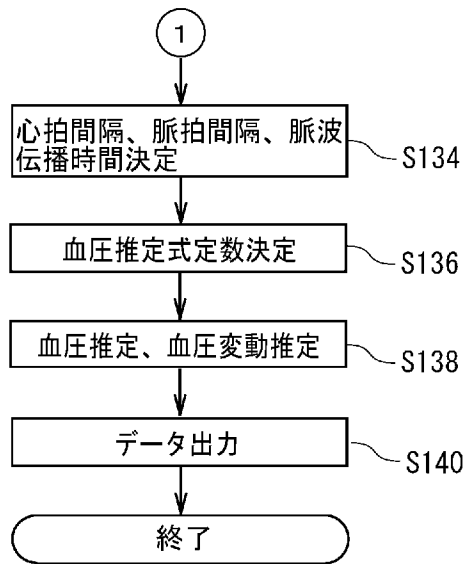
[図5]

図5



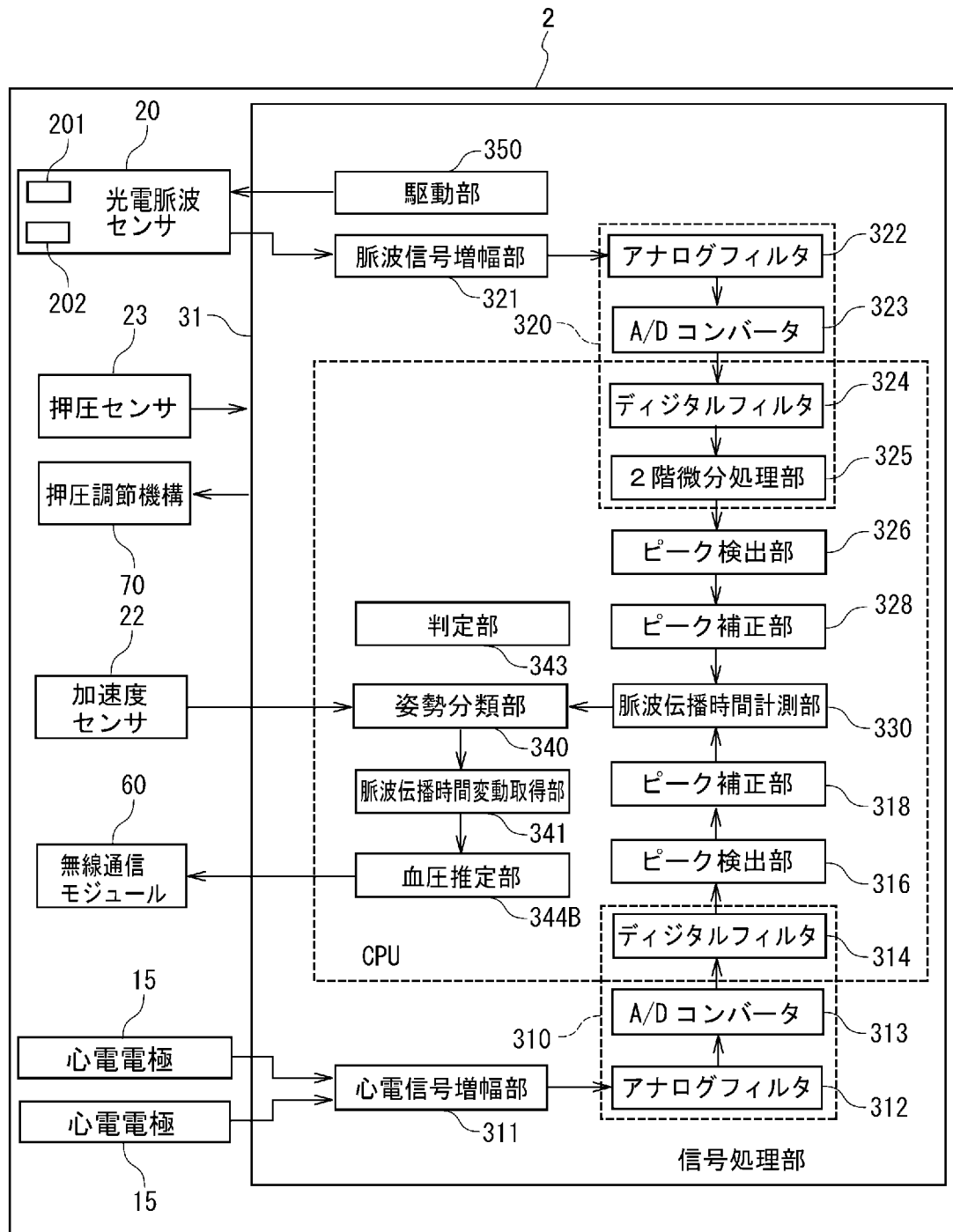
[図6]

図6



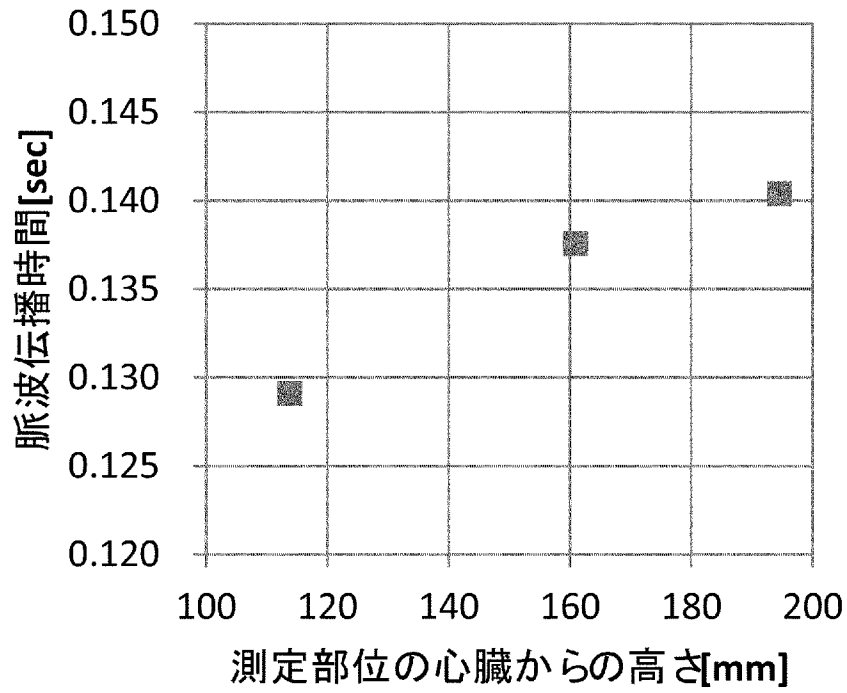
[図7]

図7



[図8]

図8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031329

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/022(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0452(2006.01)i, A61B5/107(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)

A61B5/022, A61B5/02, A61B5/0452, A61B5/107

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

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2006-212218 A (Toshiba Corp.), 17 August 2006 (17.08.2006), paragraphs [0013], [0028] to [0055], [0094], [0145] to [0155]; fig. 1 to 4, 23 & US 2006/0200011 A1 paragraphs [0014], [0048] to [0076], [0114], [0165] to [0175]; fig. 1 to 4, 23	1, 3-4, 7-8 2, 9
Y	WO 2014/132713 A1 (Murata Mfg. Co., Ltd.), 04 September 2014 (04.09.2014), paragraphs [0005] to [0006], [0063] to [0066]; fig. 1 to 2 & US 2015/0366473 A1 paragraphs [0006] to [0007], [0070] to [0073]; fig. 1 to 2 & CN 105007809 A	2

☒ 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
04 October 2017 (04.10.17)

Date of mailing of the international search report
24 October 2017 (24.10.17)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031329

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-237153 A (Colin Corp.), 05 September 2000 (05.09.2000), paragraphs [0027] to [0056]; fig. 3, 6 to 7 (Family: none)	9
Y	JP 2015-519999 A (Massachusetts Institute of Technology), 16 July 2015 (16.07.2015), paragraphs [0032] to [0036]; fig. 1 & US 2013/0338460 A1 paragraphs [0032] to [0036]; fig. 1 & CN 104602592 A	9
A	JP 7-327940 A (Nihon Kohden Corp.), 19 December 1995 (19.12.1995), entire text; all drawings & US 5649543 A entire text; all drawings	5-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0452(2006.01)i, A61B5/107(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/022, A61B5/02, A61B5/0452, A61B5/107

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

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

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2006-212218 A（株式会社東芝） 2006.08.17, 段落[0013], [0028]-[0055],	1, 3-4, 7-8
Y	[0094], [0145]-[0155], 図1-4, 図23 & US 2006/0200011 A1, 段落[0014], [0048]-[0076], [0114], [0165]-[0175], 図1-4, 図23	2, 9

☒ 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

04.10.2017

国際調査報告の発送日

24.10.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

九鬼 一慶

2Q

8357

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2014/132713 A1 (株式会社村田製作所) 2014.09.04, 段落[0005]–[0006], [0063]–[0066], 図1–2 & US 2015/0366473 A1, 段落[0006]–[0007], [0070]–[0073], 図1–2 & CN 105007809 A	2
Y	JP 2000-237153 A (日本コーリン株式会社) 2000.09.05, 段落[0027]–[0056], 図3, 図6–7 (ファミリーなし)	9
Y	JP 2015-519999 A (マサチューセッツ インスティテュート オブ テクノロジー) 2015.07.16, 段落[0032]–[0036], 図1 & US 2013/0338460 A1, 段落[0032]–[0036], 図1 & CN 104602592 A	9
A	JP 7-327940 A (日本光電工業株式会社) 1995.12.19, 全文全図 & US 5649543 A, 全文全図	5-6