

(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
2017年5月26日(26.05.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/086071 A1

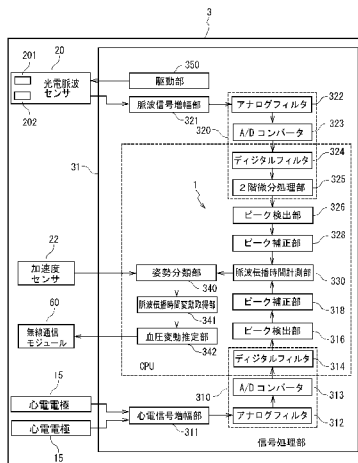
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)
A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/107 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/080796
- (22) 国際出願日: 2016年10月18日(18.10.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-225209 2015年11月17日(17.11.2015) JP
- (71) 出願人: 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13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, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NL, 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), ユーロパ (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),

[続葉有]

(54) Title: PULSE WAVE PROPAGATION TIME MEASUREMENT DEVICE AND BIOLOGICAL STATE ESTIMATION DEVICE

(54) 発明の名称: 脈波伝播時間計測装置、及び、生体状態推定装置

図1



- 15 Electrocardiographic electrode
20 Photoelectric pulse wave sensor
22 Acceleration sensor
31 Signal processing unit
60 Wireless communications module
311 Electrocardiographic signal amplification unit
312, 322 Analog filter
313, 323 A/D converter
314, 324 Digital filter
316, 326 Peak detection unit
318, 328 Peak correction unit
321 Pulse wave signal amplification unit
325 Two stage differential processing unit
330 Pulse wave propagation time measurement unit
340 Posture classification unit
341 Pulse wave propagation time fluctuation acquisition unit
342 Blood pressure fluctuation estimation unit
350 Drive unit

(57) Abstract: A pulse wave propagation time measurement device (1) comprising: a pulse wave propagation time acquisition unit (330) that obtains pulse wave propagation times in accordance with peak time differences between an electrocardiographic signal and a pulse wave signal; a posture classification unit (340) that classifies chronological data for pulse wave propagation time for each posture, in accordance with the posture of a user detected by an acceleration sensor (22); and a pulse wave propagation time fluctuation acquisition unit (341) that sets a reference posture from among the classified postures, corrects the chronological data for pulse wave propagation time classified for a posture different from the reference posture, to match the reference posture, and finds fluctuation in the pulse wave propagation time on the basis of the chronological data for pulse wave propagation time for the reference posture and chronological data for corrected pulse wave propagation time.

(57) 要約: 脈波伝播時間計測装置(1)は、心電信号と脈波信号とのピーク時間差に応じて、脈波伝播時間を取得する脈波伝播時間取得部(330)と、加速度センサ(22)により検知された使用者の姿勢に応じて、脈波伝播時間の時系列データを姿勢毎に分類する姿勢分類部(340)と、分類された姿勢の中から基準とする姿勢を設定し、該基準姿勢に合わせて、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを補正するとともに、基準姿勢の脈波伝播時間の時系列データを、及び補正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脈波伝播時間変動取得部(341)とを備える。

WO 2017/086071 A1

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 脈波伝播時間計測装置、及び、生体状態推定装置 技術分野

[0001] 本発明は、脈波伝播時間を計測する脈波伝播時間計測装置、及び該脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定装置に関する。

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、脈波伝播時間から収縮期血圧を算出する技術（非侵襲的連続血圧モニタリング装置）が開示されている。この技術では、被験者に装着された生体信号検出センサ（脈波検出部（PPG検出部）と心電検出部（ECG検出部））によって得られた生体信号から脈波伝播時間を算出し、取得した脈波伝播時間と、血圧算出式とを用いて収縮期血圧を算出している。さらに、この技術では、3軸の加速度検出センサを被験者に装着して、検出データから被験者の姿勢や動作を検出し、被験者の血圧データと動作データを時系列で同時に取得することで、血圧の変動と姿勢・動作とを同時にモニタリングすることも可能としている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2014-105号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上述したように、特許文献1の技術（非侵襲的連続血圧モニタリング装置）によれば、取得した脈波伝播時間から血圧を算出すると同時に、被験者の姿勢や動作を検出することにより、血圧の変動（脈波伝播時間の変動）と被験者の姿勢や動作とを同時にモニタリングすることができる。

[0006] ところで、脈波伝播時間は、被験者（使用者）の姿勢及び測定部位によって値が変動する。しかしながら、特許文献１の技術（非侵襲的連続血圧モニタリング装置）では、その点が考慮されていない。そのため、例えば、比較的長時間（例えば数時間程度）連続して脈波伝播時間を計測し、その変動傾向を見ようとした場合など、脈波伝播時間の計測中（例えば睡眠中など）に使用者の姿勢が変化した場合、姿勢が変化する前後で取得される脈波伝播時間が変化し（例えば寝返りを打った場合には、寝返りの前後で取得される脈波伝播時間が変化し）、精度よく脈波伝播時間の変動（特許文献１では血圧の変動）を取得することができないおそれがあった。

[0007] 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、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能な脈波伝播時間計測装置、および該脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態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

[0008] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置は、心電信号と脈波信号とのピーク時間差に応じて、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り脈波伝播時間が取得されているときの使用者の姿勢を検知する姿勢検知手段と、姿勢検知手段により検知された姿勢に応じて、取得された脈波伝播時間の時系列データを姿勢毎に分類する分類手段と、分類手段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変動取得手段とを備えることを特徴とする。

[0009] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置によれば、取得された脈波伝播時間の時系列データが姿勢毎に分類され、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が求められる。そのため、例えば、姿勢毎に、取得データ（脈波伝播時間の時系列データ）を採用するか、採用しないかを決定したり、補正したりすることができる。その結果、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、

連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。

[0010] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、変動取得手段が、分類された姿勢の中から基準とする姿勢を設定し、該基準姿勢に合わせて、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを補正するとともに、基準姿勢の脈波伝播時間の時系列データ、及び、補正し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ことが好ましい。

[0011] この場合、分類された姿勢の中から基準とする姿勢が設定され、該基準姿勢に合わせて、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データが補正される。そして、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が求められる。すなわち、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合には、基準姿勢に合わせて（すなわち基準姿勢で取得されたと仮定した場合のデータとなるように）、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データが補正される。そのため、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。

[0012] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、変動取得手段が、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を基準姿勢として設定することが好ましい。

[0013] この場合、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が基準姿勢として設定される。そのため、取得された脈波伝播時間の全時系列データに対する、補正を要する時系列データの割合を小さくすることができる。よって、より精度よく脈波伝播時間の変動を取得することができ、また、補正に要する処理負荷を低減することができる。

[0014] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、変動取得手段が、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、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とが好ましい。

- [0015] この場合、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の時系列データが補正され、補正後の時系列データから脈波伝播時間の変動が求められる。そのため、基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを、基準姿勢に合わせて（すなわち基準姿勢で取得されたと仮定したデータとなるように）、適切に補正することが可能となる。
- [0016] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、変動取得手段が、分類された脈波伝播時間の時系列データの内、所定の姿勢の脈波伝播時間の時系列データのみに基づいて、脈波伝播時間の変動を求めることも好ましい。
- [0017] この場合、分類された脈波伝播時間の時系列データの内、所定の姿勢の脈波伝播時間の時系列データのみに基づいて、脈波伝播時間の変動が求められる。すなわち、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合には、取得されたデータの内、所定の姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを除いて、脈波伝播時間の変動が求められる。そのため、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化したとしても、精度よく脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。
- [0018] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、分類手段が、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ことが好ましい。
- [0019] この場合、脈波伝播時間の時系列データが、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される。そのため、脈波伝播時間を取得しているときの姿勢をより細かく分類でき、例えば、使用者が寝ているときの脈波伝播時間の変動傾向を見たいときなどに、使用者の姿勢が変化した場合（例えば寝返りを打った場合）であっても、より適切に補正することができ、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。
- [0020] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、脈波伝播時間取得手段が、心電信号を検出する心電電極、及び、脈波信号を検出する脈波センサを有し、姿勢検知手段が、重力加速度がかかる方向を検知する加速度センサであり、脈

波センサ及び加速度センサが、互いに近接して配設されており、使用時には、使用者の体幹部又は頸部に装着されることが好ましい。

[0021] この場合、脈波センサ及び加速度センサが、使用者の体幹部又は頸部（首）に、互いに近接して配設されている。そのため、脈波伝播時間を計測している部位の姿勢を正確に取得することができ、姿勢判定と脈波伝播時間との相関を高めることが可能となる。

[0022] 本発明に係る生体状態推定装置は、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置と、取得された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圧との関係に基づいて、血圧変動を推定する血圧変動推定手段とを備えることを特徴とする。

[0023] 本発明に係る生体状態推定装置によれば、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置を備えているため、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することができる。よって、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して血圧変動を推定することが可能となる。

[0024] 本発明に係る生体状態推定装置では、血圧変動推定手段が、予め、姿勢検知手段の出力信号と、使用者の姿勢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と、心臓から脈波計測部位までの高さとの関係式を求めて記憶し、脈波伝播時間の計測時に、キャリブレーションの結果に基づいて、使用者の姿勢と、基準となる姿勢との角度のずれを算出し、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と、予め記憶されている前記関係式とに基づいて、心臓から脈波計測部位までの高さを求め、当該高さに応じて血圧値を補正することが好ましい。

[0025] ところで、脈波伝播時間は、脈波計測部位の心臓からの高さによって大きく変動するため、少しの姿勢変化でも変動する。しかしながら、この場合、脈波伝播時間の計測時に、事前に行われたキャリブレーションの結果に基づいて、使用者の姿勢と、基準となる姿勢との角度のずれが算出され、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、心臓から脈波計測部位までの高さが求められ、当該高さに応じて血圧値が補正される。そのため、大きな姿勢変化（例えば、上述した6姿勢）だけでなく、基準となる姿勢からの角度のずれを細かく算出することで、より正確に血圧値を推定することが可能となる。

発明の効果

[0026] 本発明によれば、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]実施形態に係る脈波伝播時間計測装置を用いた血圧変動推定装置の構成を示すブロック図である。

[図2]実施形態に係る脈波伝播時間計測装置を用いたネックバンド型の血圧変動推定装置の外観を示す斜視図である。

[図3]姿勢（仰臥位、左側臥位、右側臥位）と脈波伝播時間との関係を示す図である。

[図4]姿勢毎に分類された補正前の睡眠中の脈波伝播時間変動の測定例を示す図である。

[図5]姿勢毎に分類された補正後の睡眠中の脈波伝播時間変動の測定例を示す図である。

[図6]実施形態に係る血圧変動推定装置による血圧変動推定処理の処理手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0028] 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。なお、ここでは、脈波伝播時間計測装置を血圧変動推定装置（請求の範囲に記載の生体状態推定装置に相当）に適用した場合を例にして説明する。

[0029] まず、図 1、図 2 を併せて用いて、実施形態に係る脈波伝播時間計測装置 1 を用いた血圧変動推定装置 3 の構成について説明する。図 1 は、脈波伝播時間計測装置 1 を用いた血圧変動推定装置 3 の構成を示すブロック図である。また、図 2 は、脈波伝播時間計測装置 1 を用いたネックバンド型の血圧変動推定装置 3 の外観を示す斜視図である。

[0030] 血圧変動推定装置 3 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（心電波）の R 波ピークと光電脈波信号（脈波）のピーク（立ち上がり点）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、使用者の血圧の変動を推定する。特に、血圧変動推定装置 3 は、使用者の姿勢を検知して分類し、その分類結果に基づいて脈波伝播時間を補正し、補正後の脈波伝播時間の時系列データに基づいて、血圧の変動を推定する機能を有している。

[0031] そのため、血圧変動推定装置 3 は、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、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・補正して血圧の変動を推定する信号処理部 31 を備えている。

[0032] ここで、本実施形態では、図 2 に示されるように、血圧変動推定装置 3 をネックバンド型とした。血圧変動推定装置 3 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の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。

[0033] 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、図 2 に示されるように、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。

[0034] 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。

[0035] センサ部 11, 12 は、一对の心電電極 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糸を用いてもよい。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。

[0036] また、センサ部 12 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。すなわち、加速度センサ 22 は、請求の範囲に記載の姿勢検知手段として機能する。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。

[0037] 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。

[0038] センサ部 12 の内面（頸部と接触する面）には、心電電極 15 及び加速度センサ 22 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] 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（又は体幹部）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（又は体幹部）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（又は体幹部）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。

[0040] 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。

- [0041] 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。
- [0042] 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。
- [0043] また、一方のセンサ部 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。他方のセンサ部 12 の内部には、信号処理部 31、及び、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。
- [0044] 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 も、信号処理部 31 に接続されており、検出された 3 軸加速度信号が信号処理部 31 に入力される。
- [0045] 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、検出した心電信号（心電波）の R 波ピークと光電脈波信号（もしくは加速度脈波信号）のピーク（立ち上がり点）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（変動）から使用者の血圧の変動を推定する。
- [0046] そのため、信号処理部 31 は、心電信号増幅部 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、及び血圧変動推定部 342

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、デジタルフィルタ324、2階微分処理部325を有している。

[0047] ここで、上述した各部の内、デジタルフィルタ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、及び血圧変動推定部342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。

[0048] 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。

[0049] 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、心電信信号増幅部311で増幅された心電信信号に対して、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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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）信号を取得する。取得された加速度脈波信号は、ピーク検出部 326 へ出力される。なお、光電脈波のピーク（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。

[0054] 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 3 1 6、及びピーク検出部 3 2 6 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 R A M 等に保存する。

[0055] ピーク補正部 3 1 8 は、第 1 信号処理部 3 1 0（アナログフィルタ 3 1 2、A/Dコンバータ 3 1 3、ディジタルフィルタ 3 1 4）における心電信号の遅延時間を求める。ピーク補正部 3 1 8 は、求めた心電信号の遅延時間に基づいて、ピーク検出部 3 1 6 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 3 2 8 は、第 2 信号処理部 3 2 0（アナログフィルタ 3 2 2、A/Dコンバータ 3 2 3、ディジタルフィルタ 3 2 4、2 階微分処理部 3 2 5）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 3 2 8 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 3 2 6 により検出された光電脈波信号（加速度脈波信号）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 3 3 0 に出力される。なお、ピーク補正部 3 1 8 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。

[0056] 脈波伝播時間計測部 3 3 0 は、ピーク補正部 3 1 8 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 3 2 8 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 3 3 0 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。

[0057] 脈波伝播時間計測部 3 3 0 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 3 3 0 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 3 4 0 に出力される。

[0058] 姿勢分類部 3 4 0 は、加速度センサ 2 2 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

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。すなわち、姿勢分類部 340 は、請求の範囲に記載の分類手段として機能する。

[0059] ここで、姿勢（仰臥位、左側臥位、右側臥位）と脈波伝播時間との関係を図 3 に示す。光電脈波センサ 20 を頸部（首）の左側に装着している場合（実線参照）、左側臥位で脈波伝播時間が短くなる。一方、光電脈波センサ 20 を頸部（首）の右側に装着している場合（破線参照）、右側臥位で脈波伝播時間が短くなる。これは、下側にある方が血圧が高くなり、脈波伝播時間が小さくなるためである。このように、例えば、図 2 に示されたように血圧変動推定装置 3 を頸部（首）に装着した場合、図 3 に示されるように側臥位と仰臥位とで脈波伝播時間が大きく異なることとなる。

[0060] 次に、姿勢毎に分類された補正前の睡眠中の脈波伝播時間の測定例を図 4 に示す。なお、図 4 の横軸は時刻であり、縦軸は脈波伝播時間（sec）である。例えば、睡眠中の脈波伝播時間（血圧変動）を取得しようとした場合、図 4 に示されるように、睡眠中に姿勢が左側臥位、右側臥位、伏臥位に変化し、それに伴って脈波伝播時間が変動すること多いため、少なくとも上記 6 姿勢に分類することが好ましい。なお、姿勢分類部 340 による脈波伝播時間の分類結果（分類された脈波伝播時間の時系列データ）は脈波伝播時間変動取得部 341 に出力される。

[0061] 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。すなわち、脈波伝播時間変動取得部 341 は、請求の範囲に記載の変動取得手段として機能する。

[0062] より具体的には、脈波伝播時間変動取得部 341 は、まず、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。

[0063] 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（血圧変動傾向）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。

[0064] ここで、姿勢毎に分類された補正後の睡眠中の脈波伝播時間の測定例を図 5 示す。なお、図 5 の横軸は時刻であり、縦軸は脈波伝播時間（sec）である。また、図 5 では、補正後の脈波伝播時間を実線で、近似曲線を破線で示した。図 5 に示した例では、上述した図 4 の脈波伝播時間の時系列データから睡眠中の範囲を抽出し、その範囲の脈波伝播時間の近似曲線の相関係数が最大となるように姿勢毎に脈波伝播時間を補正した。また、その際に、仰臥位を基準姿勢として他の姿勢での脈波伝播時間を補正した。補正の結果、図 5 に示されるように、睡眠時間の経過に伴い、徐々に脈波伝播時間が大きくなって行く傾向が得られた。

[0065] 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、血圧変動推定部 342 に出力され

る。

[0066] 血圧変動推定部342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圧との関係（相関式）に基づいて、血圧変動を推定する。すなわち、血圧変動推定部342は、請求の範囲に記載の血圧変動推定手段として機能する。ここで、血圧変動推定部342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変動を推定することができる。すなわち、上述した図5に示した例では、脈波伝播時間が徐々に大きくなる傾向（すなわち、血圧としては徐々に下がる傾向）が見られる。この傾向が、予め求められている相関式により血圧変動値に変換される。なお、脈波伝播時間と血圧との相関式は、仰臥位以外の姿勢で求めてもよいし、複数の姿勢毎に求めてもよい。

[0067] さらに、血圧変動推定部342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。

[0068] なお、血圧変動推定部342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（本実施形態では頸部））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（頸部））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。ただし、血圧値は必ずしも求めなくてもよい。

[0069] 推定された血圧変動、血圧値をはじめ、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。

[0070] 次に、図 6 を参照しつつ、血圧変動推定装置 3 の動作について説明する。図 6 は、血圧変動推定装置 3 による血圧変動推定処理の処理手順を示すフローチャートである。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。

[0071] 血圧変動推定装置 3 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。

[0072] 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、脈波伝播時間計測装置 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、その光量の変動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 S 104 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 108 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 106 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 20 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。

[0073] ステップ S 108 では、加速度センサ 22 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 112 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 110 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。

[0074] ステップ S 112 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 114 では、心電信号、光電脈波信号（加速度脈波信号）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。

[0075] 次に、ステップ S 116 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。

[0076] 続いて、ステップ S 118 では、ステップ S 116 で補正されたピーク時間差が所定時間（例えば 0.01 sec.）以上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以上の場合には、ステップ S 12

2に処理が移行する。一方、ピーク時間差が所定未満のときには、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。

[0077] ステップS 1 2 2では、ステップS 1 1 4で算出されたピーク時間差が脈波伝播時間として確定されるとともに、脈波間隔が取得される。

[0078] 続いて、ステップS 1 2 4では、使用者の姿勢毎に脈波伝播時間が分類される。なお、脈波伝播時間の分類方法については上述したとおりであるので、ここでは詳細な説明を省略する。

[0079] 次に、ステップS 1 2 6では、近似曲線の相関係数が最も大きくなるように、脈波伝播時間が補正される。なお、脈波伝播時間の補正方法については上述したとおりであるので、ここでは詳細な説明を省略する。

[0080] 続いて、ステップS 1 2 8において、補正後の脈波伝播時間の変動から血圧変動が推定される。なお、血圧変動の推定方法については上述したとおりであるので、ここでは詳細な説明を省略する。そして、ステップS 1 3 0において、取得された血圧変動データ等が、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。

[0081] 以上、詳細に説明したように、本実施形態によれば、取得された脈波伝播時間の時系列データが姿勢毎に分類され、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が求められる。そのため、例えば、姿勢毎に脈波伝播時間の時系列データを補正することができる。その結果、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。特に、脈波伝播時間は、その絶対値に関しては、個人差（血管長、動脈硬化、高血圧等）、姿勢、及び脈波計測部位の心臓からの高さなどによって大きく変動するため、血圧絶対値を求めるためには煩雑な較正が必要不可欠であるが、脈波伝播時間を姿勢毎に分類し、その時間変動傾向を求めることで煩雑な較正を行うことなく有用な情報を得ることができる。

[0082] 特に、本実施形態によれば、分類された姿勢の中から基準とする姿勢が設

定され、該基準姿勢に合わせて、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データが補正される。そして、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が求められる。すなわち、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合には、基準姿勢に合わせて（すなわち基準姿勢で取得されたと仮定した場合のデータとなるように）、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データが補正される。そのため、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。

[0083] その際に、本実施形態によれば、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が基準姿勢として設定される。そのため、取得された脈波伝播時間の全時系列データに対する、補正を要する時系列データの割合を小さくすることができる。よって、より精度よく脈波伝播時間の変動を取得することができ、また、補正に要する処理負荷を低減することができる。

[0084] また、本実施形態によれば、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が補正され、補正後の時系列データから脈波伝播時間の変動が求められる。そのため、基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを、基準姿勢に合わせて（すなわち基準姿勢で取得されたと仮定したデータとなるように）、適切に補正することが可能となる。

[0085] 本実施形態によれば、脈波伝播時間の時系列データが、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される。そのため、脈波伝播時間を取得しているときの姿勢をより細かく分類でき、例えば、使用者が寝ているときの脈波伝播時間の変動傾向を見たいときなどに、使用者の姿勢が変化した場合（例えば寝返りを打った場合）であっても、より適切に補正することができ、より精度よく、連続して脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。

[0086] 本実施形態によれば、使用時に、光電脈波センサ20及び加速度センサ22が、使用者の頸部（又は体幹部）に、互いに近接して配設される。そのため、脈波伝播時間を計測している部位（頸部又は体幹部）の姿勢を正確に取得することができ、姿勢判定と脈波伝播時間との相関を高めることが可能となる。また、手足等ではなく頸部（又は体幹部）に装着することで、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（又は体幹部）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（又は体幹部）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ができる。

[0087] 本実施形態によれば、上記脈波伝播時間計測装置1を備えているため、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合であっても、より精度よく、連続して血圧変動を推定することが可能となる。また、その結果、本実施形態によれば、例えば、睡眠中の血圧変動を取得することにより、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判定を行うことができ、例えば脳卒中や脳梗塞等のリスクを推定することが可能となる。

[0088] 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変動推定装置3（脈波伝播時間計測装置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変動推定装置（脈波伝播時間計測装置）を貼り付けて使用する形態としてもよい。また、使用者の頸部（首）に装着する形態に代えて、心電電極、脈波センサ、3軸加速度センサを、例えば、ホルター心電計のように胸部（体幹部）に貼り付ける構成（測定装置）や、ランニング時の心拍測定用のチェストストラップ型の構成（測定装置）としてもよい。

[0089] また、上記実施形態では、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

たが、姿勢毎に基準姿勢からの脈波伝播時間の変化の関係を定めた変換テーブルを用いて、各姿勢の脈波伝播時間の時系列データを補正してもよい。

[0090] 上記実施形態では、脈波伝播時間変動から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。

[0091] 上記実施形態では、脈波センサとして光電脈波センサを用いたが、例えば圧電脈波センサなどを用いてもよい。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。

[0092] 上記実施形態では、脈波伝播時間の時系列データを、6つの姿勢、すなわち、立位、倒立位、仰臥位、左側臥位、右側臥位、及び伏臥位に分類したが、これら以外の姿勢を含め、より細かく姿勢を分類する構成としてもよい。

[0093] 上記実施形態では、基準姿勢（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に分類された脈波伝播時間の時系列データを補正したが、このような方法に代えて、分類された脈波伝播時間の時系列データの内、所定の姿勢（例えば仰臥位）の脈波伝播時間の時系列データのみに基づいて、脈波伝播時間の変動を求めるようにしてもよい。この場合、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化した場合には、取得されたデータの内、所定の姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを除いて、脈波伝播時間の変動が求められる。そのため、脈波伝播時間の計測中に使用者の姿勢が変化したとしても、精度よく脈波伝播時間の変動を取得することが可能となる。

[0094] 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、血圧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、血圧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、P Cやスマートフォン側に記憶される。

符号の説明

- [0095] 1 脈波伝播時間計測装置
- 3 血圧変動推定装置
- 1 1, 1 2 センサ部
- 1 3 ネックバンド
- 1 5 心電電極
- 2 0 光電脈波センサ
- 2 0 1 発光素子
- 2 0 2 受光素子
- 2 2 加速度センサ
- 3 1 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 血圧変動推定部
- 6 0 無線通信モジュール

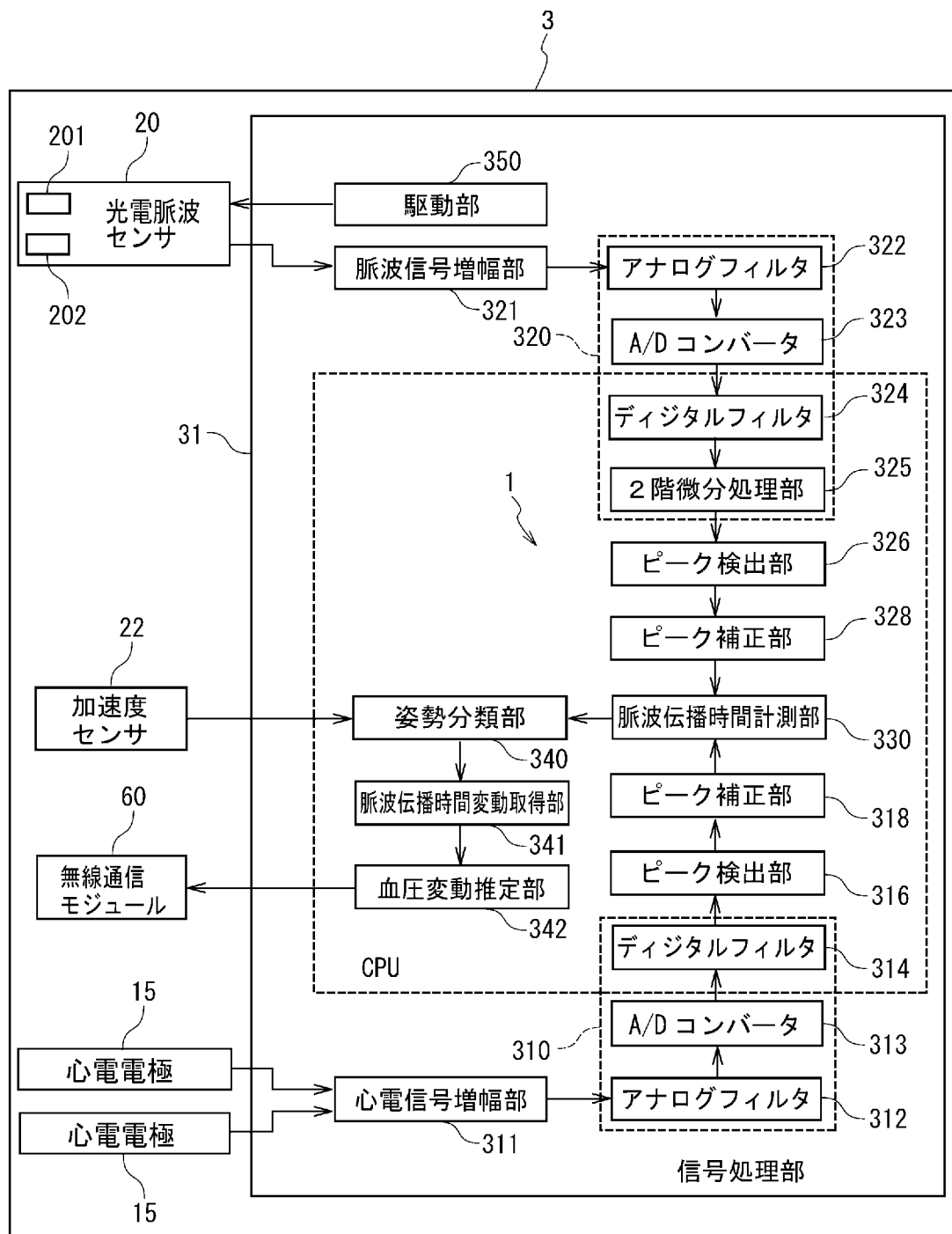
請求の範囲

- [請求項1] 心電信号と脈波信号とのピーク時間差に応じて、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り脈波伝播時間が取得されているときの使用者の姿勢を検知する姿勢検知手段と、
- 前記姿勢検知手段により検知された姿勢に応じて、取得された脈波伝播時間の時系列データを姿勢毎に分類する分類手段と、
- 前記分類手段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変動取得手段と、を備えることを特徴とする脈波伝播時間計測装置。
- [請求項2] 前記変動取得手段は、分類された姿勢の中から基準とする姿勢を設定し、該基準姿勢に合わせて、該基準姿勢と異なる姿勢に分類された脈波伝播時間の時系列データを補正するとともに、前記基準姿勢の脈波伝播時間の時系列データ、及び、補正し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ことを特徴とする請求項1に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項3] 前記変動取得手段は、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を前記基準姿勢として設定することを特徴とする請求項2に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項4] 前記変動取得手段は、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、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とを特徴とする請求項2又は3に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項5] 前記変動取得手段は、分類された脈波伝播時間の時系列データの内、所定の姿勢の脈波伝播時間の時系列データのみに基づいて、脈波伝播時間の変動を求めることを特徴とする請求項1に記載の脈波伝播時間計測装置。

- [請求項6] 前記分類手段は、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ことを特徴とする請求項1～5のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項7] 前記脈波伝播時間取得手段は、心電信号を検出する心電電極、及び、脈波信号を検出する脈波センサを有し、
前記姿勢検知手段は、重力加速度がかかる方向を検知する加速度センサであり、
前記脈波センサ及び加速度センサは、互いに近接して配設されており、使用時には、使用者の体幹部又は頸部に装着されることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項8] 請求項1～7のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置と、
取得された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圧との関係に基づいて、血圧変動を推定する血圧変動推定手段と、を備えることを特徴とする生体状態推定装置。
- [請求項9] 前記血圧変動推定手段は、予め、姿勢検知手段の出力信号と、使用者の姿勢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と、心臓から脈波計測部位までの高さとの関係式を求めて記憶し、
脈波伝播時間の計測時に、キャリブレーションの結果に基づいて、使用者の姿勢と、基準となる姿勢との角度のずれを算出し、
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と、予め記憶されている前記関係式とに基づいて、心臓から脈波計測部位までの高さを求め、当該高さに応じて血圧値を補正することを特徴とする請求項8に記載の生体状態推定装置。

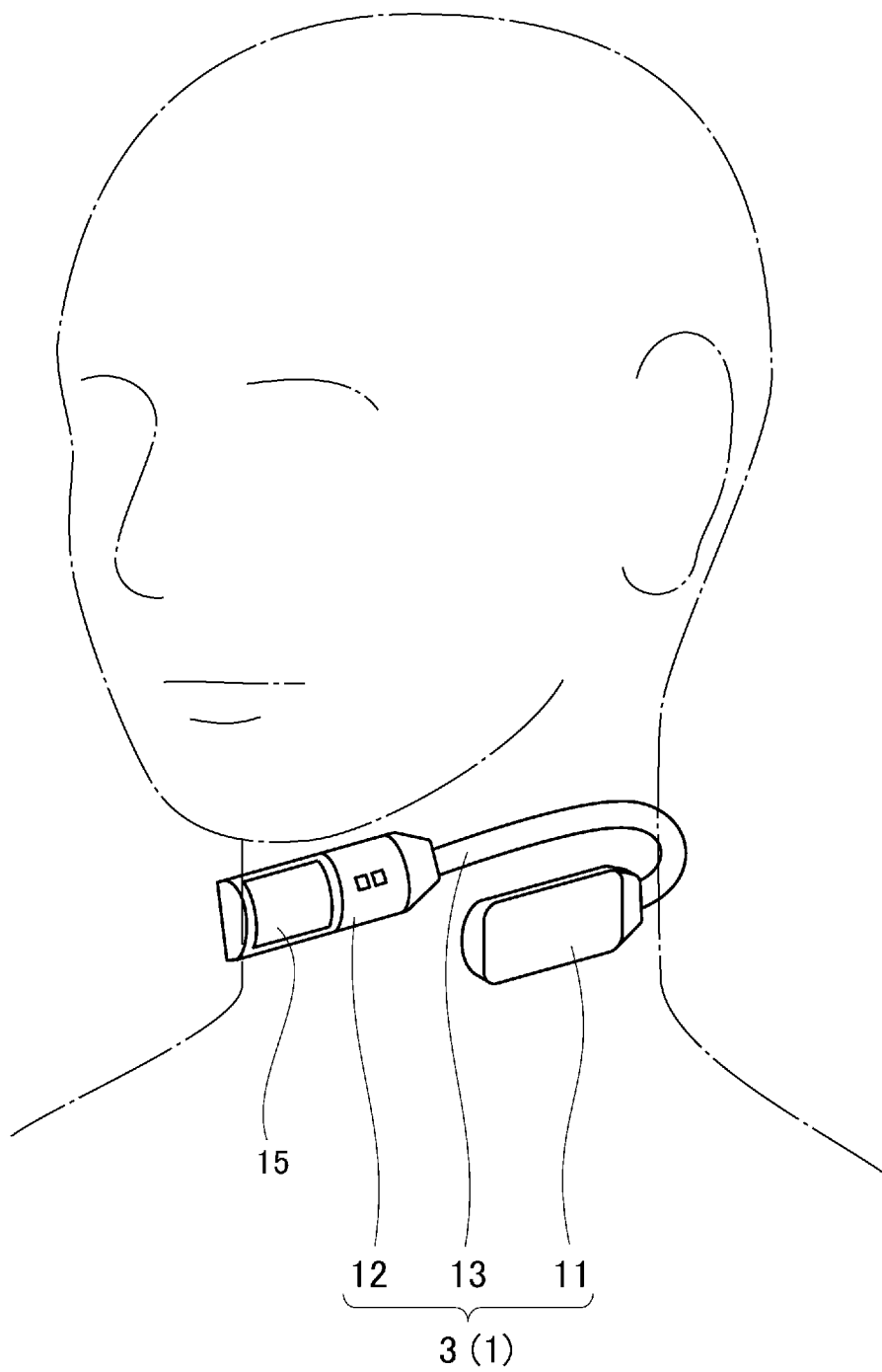
[図1]

図1



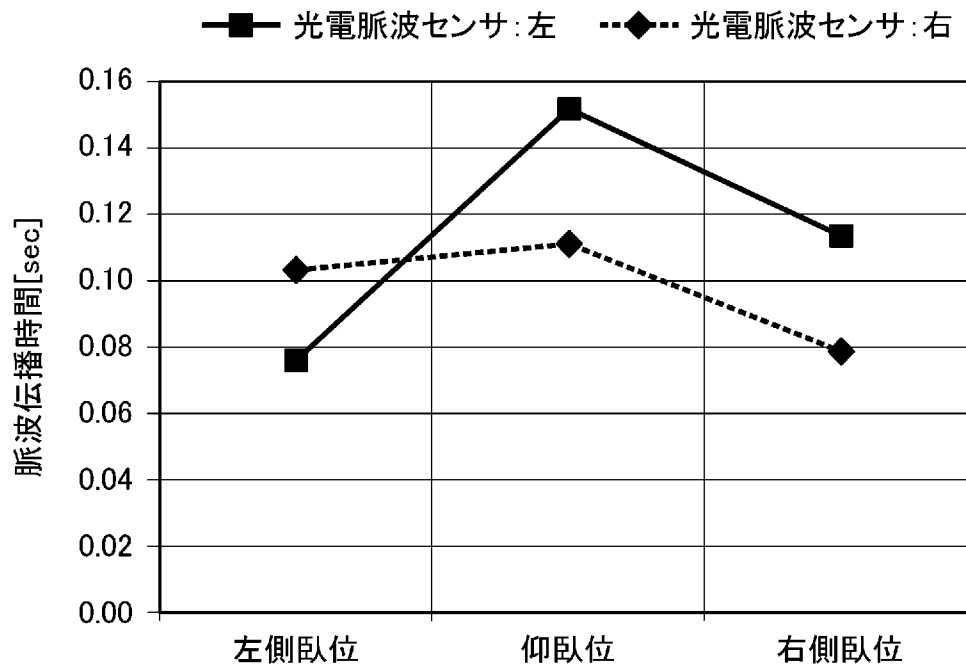
[図2]

図2



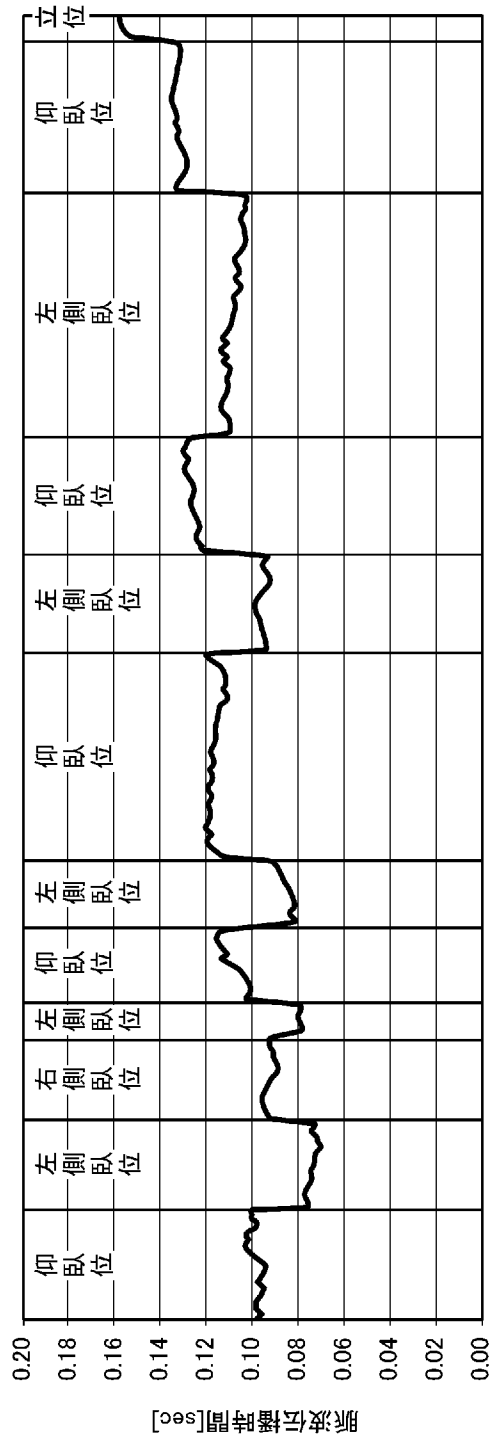
[図3]

図3



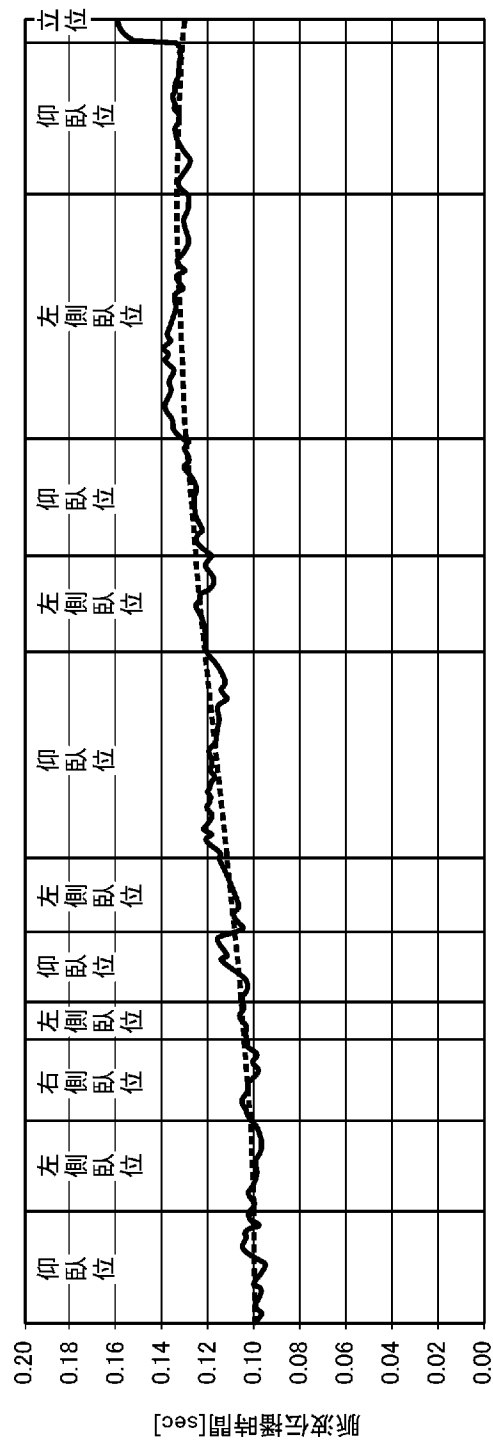
[図4]

図4



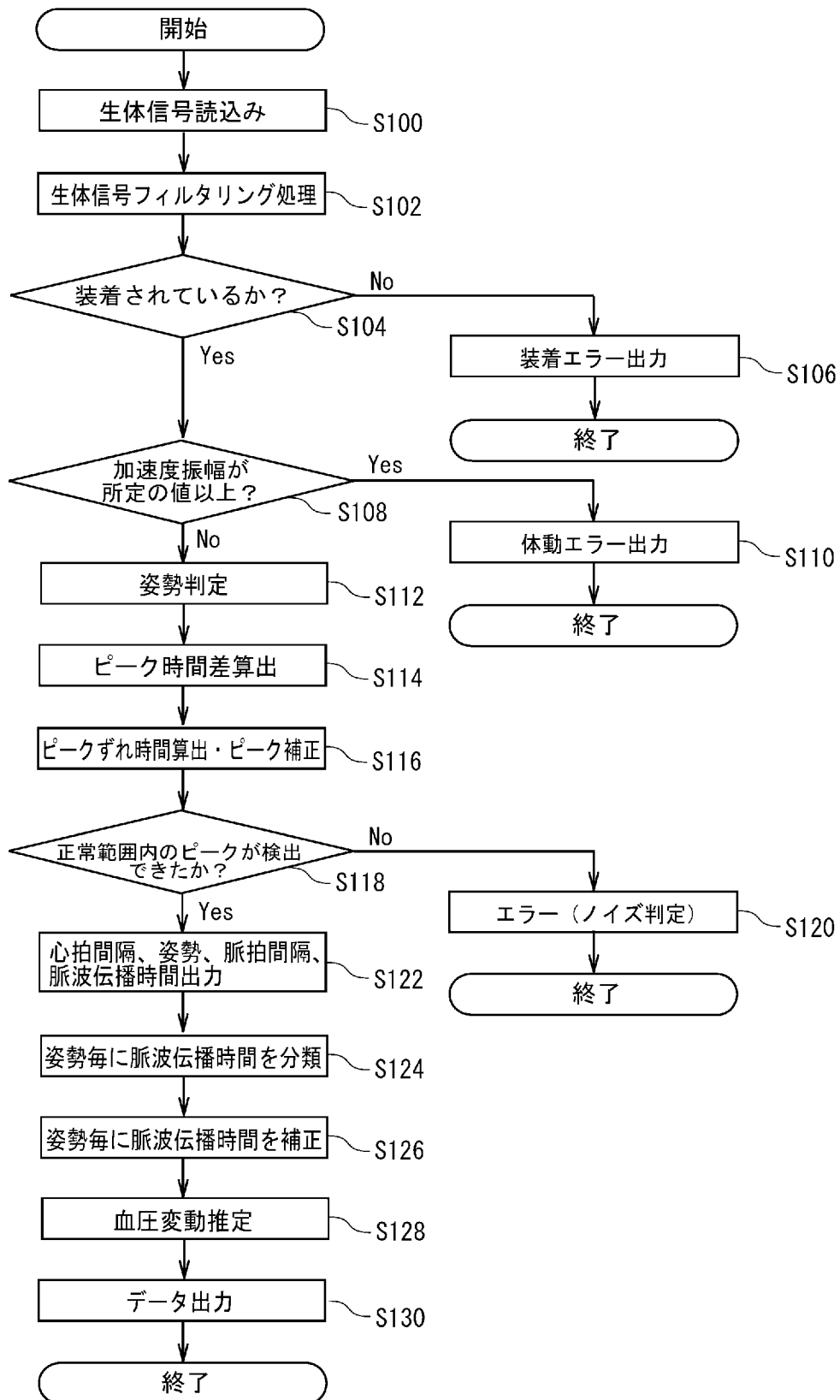
[図5]

図5



[図6]

図6



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/080796

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02(2006.01)i, **A61B5/022**(2006.01)i, **A61B5/0408**(2006.01)i, **A61B5/0478**(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)

A61B5/02-5/053, A61B5/06-5/22

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 2006-212218 A (Toshiba Corp.), 17 August 2006 (17.08.2006), paragraphs [0128], [0129], [0145], [0150] & US 2006/0200011 A1 paragraphs [0148], [0149], [0165], [0170]	1-9
A	JP 7-327940 A (Nihon Kohden Corp.), 19 December 1995 (19.12.1995), claim 5 & US 5649543 A claim 5	1-9
A	WO 2015/078735 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.), 04 June 2015 (04.06.2015), page 14, lines 21 to 26 & EP 3073905 A1 & CA 2931377 A1 & CN 105792742 A	1-9

☐ 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
07 December 2016 (07.12.16)

Date of mailing of the international search report
20 December 2016 (20.12.16)

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（IPC））

Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i, A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0478(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. A61B5/02-5/053, A61B5/06-5/22

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 2006-212218 A（株式会社東芝）2006.08.17, 段落[0128], [0129], [0145], [0150] & US 2006/0200011 A1, 段落[0148], [0149], [0165], [0170]	1-9
A	JP 7-327940 A（日本光電工業株式会社）1995.12.19, 請求項5 & US 5649543 A, 請求項5	1-9

☑ 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

07.12.2016

国際調査報告の発送日

20.12.2016

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）

伊知地 和之

2Q

9291

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
A	WO 2015/078735 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 2015.06.04, 第14頁第21～26行 & EP 3073905 A1 & CA 2931377 A1 & CN 105792742 A	1-9