

(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2月11日(11.02.2021)



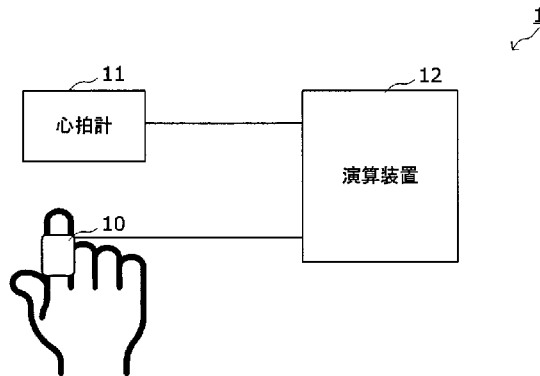
(10) 国際公開番号

WO 2021/024460 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/031393
- (22) 国際出願日: 2019年8月8日(08.08.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 登倉 明雄(TOKURA, Akio); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 山川 茂樹, 外(YAMAKAWA, Shigeki et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町2丁目11番1号 山王パークタワー4階 山川国際特許事務所内 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, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: SPHYGMOMANOMETER

(54) 発明の名称: 血圧計



11 Heart rate meter
12 Calculation device

(57) Abstract: This optical sphygmomanometer (1) comprises: a laser Doppler blood flowmeter (13) that measures the blood flow velocity in a peripheral blood vessel; a photoelectric pulse wave meter (14) that measures the pulse wave waveform in the peripheral blood vessel; a heart rate meter (11) that measures data about a heartbeat; a feature point extraction unit (21) that extracts a feature point related to a beat from the data about the heartbeat; a first calculation unit (22) that obtains the pulse wave propagation velocity from the pulse wave waveform using the feature point; and a second calculation unit (23) that obtains a blood pressure on the basis of the pulse wave velocity and the blood flow velocity.

(57) 要約: 光学式血圧計(1)は、末梢血管での血流速度を計測するレーザドップラー血流計(13)と、末梢血管での脈波波形を計測する光電脈波計(14)と、心臓の拍動に関するデータを計測する心拍計(11)と、心臓の拍動に関するデータから、拍動に関する特徴点を抽出する特徴点抽出部(21)と、特徴点を用いて、脈波波形から脈波伝搬速度を求める第1演算部(22)と、脈波伝搬速度と、血流速度とに基づいて、血圧を求める第2演算部(23)とを備える。

WO 2021/024460 A1

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))

明 細 書

発明の名称： 血圧計

技術分野

[0001] 本発明は、血圧計に関する。

背景技術

[0002] 家庭用および医療用として広く用いられている従来の血圧計は、オシロメトリック法を用いたものが大多数を占めている。このような従来の血圧計は、ユーザの上腕等にカフ（腕帯）を巻いたうえで、カフを通じて加圧や減圧しながら圧力脈波を測定し、その脈波の特徴点から収縮期血圧（最高血圧）と拡張期血圧（最低血圧）とを求める。

[0003] 一般的にオシロメトリック法は、全自動計測やデジタル計測との親和性が高い。そのため、従来の血圧計では、ユーザがカフを腕に巻いて、計測ボタンを押すと、カフによる加圧や減圧、血圧の測定や演算、および結果のデジタル表示が自動で行われる利便性の高い製品が多い。

[0004] しかしながら、オシロメトリック法を用いた従来の血圧計は、カフによる加圧や減圧が必要であるので、ユーザの睡眠時やリラックス時など、圧力刺激が望まれない状況では、血圧を計測することが困難となる。

[0005] そこで、従来からユーザの腕などに対する加圧を伴わない血圧計として、光計測を用いた光学式血圧計が研究されている（非特許文献1および非特許文献2参照）。

[0006] 光学式で有力とされる血圧計測技術では、LEDなどからの非可干渉光を末梢血管に照射して、反射光もしくは透過光を受光素子にて検出し、受光量の変動から血管の脈波波形を得て利用する。赤血球のヘモグロビン等において吸収される特定の波長の光を末梢血管に照射すると、吸収されずに受光素子で検出される受光量は血管内の血液量、すなわち、血管容積の変動を反映したものとなる。このように、受光素子で検出された受光量に基づいて、脈波波形（以下、「光電脈波（photoplethysmography）」

」ともいう。)を得ることができる。また、このような計測方式を、光電変換式容積脈波計測 (photoplethysmogram) という。

先行技術文献

非特許文献

[0007] 非特許文献1: Takazawa, Kenji et al. "Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform." Hypertension 32 2 (1998): 365-70.

非特許文献2: Watanabe, Naoki et al. "Development and Validation of a Novel Cuff-Less Blood Pressure Monitoring Device." JACC. Basic to translational science (2017).

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかし、従来の光学式の血圧計では、光電脈波のみに基づいて血圧変動を求めため、例えば、ユーザの血管の動きが小さいような場合、精度良く血圧を計測することが困難な場合があった。特に、糖尿病などの疾病により、血管の動脈硬化あるいは石灰化が進んでいる患者などにおいては、血管の動きが小さく、血圧の計測が困難となる場合がある。

[0009] 本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、より精度良く血圧を計測する血圧計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

[0010] 上述した課題を解決するために、本発明に係る血圧計は、末梢血管での血流速度を計測する第1計測計と、末梢血管での脈波波形を計測する第2計測

計と、心臓の拍動に関するデータを計測する第3計測計と、前記心臓の拍動に関するデータから、拍動に関する特徴点を抽出する特徴点抽出部と、前記特徴点を用いて、前記脈波波形から脈波伝搬速度を求める第1演算部と、前記脈波伝搬速度と、前記血流速度とに基づいて、血圧を求める第2演算部とを備える。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、心臓の拍動に関するデータから抽出された特徴点を用いて、末梢血管での脈波波形から脈波伝搬速度を求め、この脈波伝搬速度と、末梢血管での血流速度とに基づいて血圧を求めるので、より精度良く血圧を計測することができる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]図1は、本発明の実施の形態に係る光学式血圧計の構成を示すブロック図である。

[図2]図2は、本発明の実施の形態に係る光学式血圧計の概要を説明するための図である。

[図3]図3は、本発明の実施の形態に係る光学式血圧計の概要を説明するための図である。

[図4]図4は、本発明の実施の形態に係る光学式血圧計の概要を説明するための図である。

[図5]図5は、本発明の実施の形態に係る光学式血圧計の概要を説明するための図である。

[図6]図6は、第1の実施の形態に係る光学式センサ装置を側面からみた模式図である。

[図7]図7は、第1の実施の形態に係る光学式センサ装置の構成を示すブロック図である。

[図8]図8は、第1の実施の形態に係るドップラー血流計の構成を示すブロック図である。

[図9]図9は、第1の実施の形態に係る光電脈波計の構成を示すブロック図で

ある。

[図10]図10は、第1の実施の形態に係る心電計の構成を示す外観模式図である。

[図11]図11は、第1の実施の形態に係る演算装置の機能構成を示すブロック図である。

[図12]図12は、第1の実施の形態に係る演算装置のハードウェア構成の一例を示すブロック図である。

[図13]図13は、第1の実施の形態に係る光学式血圧計の動作を説明するフローチャートである。

[図14]図14は、第1の実施の形態の変形例に係る光学式センサ装置を側面からみた模式図である。

[図15]図15は、第2の実施の形態に係る光学式血圧計の構成を示すブロック図である。

[図16]図16は、第2の実施の形態に係る光学式センサ装置を側面からみた模式図である。

[図17]図17は、第3の実施の形態に係る光学式血圧計の構成を示すブロック図である。

[図18]図18は、第3の実施の形態に係る光電脈波計の構成を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下、本発明の好適な実施の形態について、図1から図18を参照して詳細に説明する。

[発明の概要]

本発明に係る血圧計は、光計測を用いる光学式血圧計1である。以下、本実施の形態に係る光学式血圧計1の概要について説明する。

血圧変動と脈波との関係は次のように記述できる（参考文献1参照）。

$$C^2 = \Delta P / \rho \cdot (V / \Delta V) \quad \dots (1)$$

ここで、C：脈波伝搬速度、P：血圧、 ρ ：血液密度、V：血管の体積で

あり、 Δ は変動量を表す。

[0014] また、 L を血管の長さ、 D を血管の直径とした、関係式 $V = \pi L (D / 2)^2$ から展開して、上式(1)を次式(2)で記述できる。

$$C^2 = \Delta P / 2 \rho \cdot (D / \Delta D) \quad \dots (2)$$

[0015] 血液密度 ρ の変動は大きくない場合が多いため、脈波伝搬速度 C と関係式 $[V / \Delta V]$ 、あるいは関係式 $[D / \Delta D]$ が分かれば血圧(血圧変動)が求められる。例えば、前述の従来例では脈波波形(光電脈波)を利用して脈波伝搬速度 C と関係式 $[V / \Delta V]$ あるいは関係式 $[D / \Delta D]$ を求めている(非特許文献1、非特許文献2参照)。

[0016] ここで、上式(1)および(2)に示される脈波伝搬速度 C は比較的求め易い。しかし、例えば、ユーザが糖尿病等により血管の動脈硬化あるいは石灰化が非常に進んでいる患者などである場合には、血管の動きが比較的小さい。このような場合、光電脈波のみを用いた場合では、関係式 $[V / \Delta V]$ あるいは関係式 $[D / \Delta D]$ を精度よく検出することは困難になる。

[0017] 例えば、糖尿病の患者は、腎機能が低下していることも多く、人工透析が必要な場合もある。人工透析は長時間にわたるため、患者は人工透析中に睡眠をとる場合もある。そのため、患者の安静を阻害しないように加圧を伴わずに、患者が人工透析を行っている間の急激な血圧低下をモニタするための連続血圧モニタリングが望まれる。しかし、従来例の光電脈波のみを用いた光学式の血圧計測では、精度良く血圧をモニタリングすることができない場合があった。

[0018] 本実施の形態に係る光学式血圧計1は、図1に示すように、ユーザの手指などに配置される光学式センサ装置10と、ユーザの心電波形を計測する心拍計(第3計測計)11、および演算装置12を備える。光学式センサ装置10は、図6に示すように、レーザドップラー血流計(第1計測計)13、および光電脈波計(第2計測計)14を備える。

[0019] レーザドップラー血流計13は、可干渉光を用いて、ユーザの皮膚表面に近い毛細血管の血流を測定する装置であり、光が運動する物体に照射された

場合に、物体の移動速度に応じて散乱光の周波数が変化するドップラー効果を利用して血流量や血流速度を求める。

[0020] レーザドップラー計測による血流計測では、血流量を Q 、散乱光の周波数を f 、周波数 f での受光信号のパワースペクトルを p とすると、血流量 Q は、次式 (3) で表される。

$$Q = \sum f p \quad \dots (3)$$

[0021] ここで、血液量を BV とすると、血液量 BV は $\sum p$ で求まるため、血流速度 U は、次式 (4) から求めることができる。

$$U = Q / BV = \sum f p / \sum p \quad \dots (4)$$

[0022] 上述した式 (2) の血管の直径の関係式 $[D / \Delta D]$ と、血流計測との関係としては、血管が拡張すると血管の断面積が増えるため、血流速度 U が低下し、血管が収縮すると血管の断面積の減少により、血流速度 U が上昇する。このとき、関係式 $[D / \Delta D]$ は、血流速度 U を用いた関係式 $[-2 U / \Delta U]$ に置き換えられる。

[0023] 上述した式 (2) の血圧変動と脈波との関係は、次の式 (5) で表される。

$$C^2 \propto \Delta P / \rho \cdot (U / \Delta U) \quad \dots (5)$$

[0024] 上式 (5) を書き直すと、次式 (6) で表される。ただし、 k は比例定数である。

$$\Delta P = k \cdot \rho C^2 \cdot (\Delta U / U) \quad \dots (6)$$

[0025] レーザドップラー計測を利用した血流計測は精度が良いが、計測値を求める際に大量のデータをフーリエ変換する必要があるので、時間の応答性が抑制される場合がある。そこで、本実施の形態に係る光学式血圧計 1 では、光電変換式容積脈波計測を利用した光電脈波計 14 により、脈波伝搬速度 C を求める。

[0026] 脈波伝搬速度 C を求めるには、脈波の伝搬時間差を計測するが、その起点としては、例えば、心電波形や心音波形が用いられる。図 2 から図 5 は、心電波形 (a)、心音波形 (b)、および脈波波形 (c) の関係性を示す模式

図である。

[0027] 図2に示すように、心電波形(a)のR波のピークと、ST接合部までの間隔に心音波形(b)のI音が存在する。また、心電波形(a)のTU間に心音波形(b)においてII音が生ずる。本実施の形態では、例えば、ST接合部の開始時刻を、起点となる時間、すなわち特徴点として用いる。

[0028] 図2に示す脈波波形(c)において心電波形(a)および心音波形(b)の少なくともいずれかに基づいて抽出された脈波波形(c)の特徴点の時刻を基準として、図3に示す脈波波形(c')の特徴点の時刻との時刻差 Δt から、脈波伝搬時間が求まる。図3は、心電波形(a)に基づいて脈波波形(c)の特徴点を抽出した例を示している。また、図4は、心音波形(b)に基づいて脈波波形(c)の特徴点を抽出した例を示している。

[0029] 図4の例では、I音の終了時点と、II音の開始時点とに対応する時刻を、脈波波形(c)の特徴点として用いている。また、心電波形(a)や心音波形(b)を用いる代わりに、図5に示すように、心臓から距離が一定以上離れた2点の脈波波形(c)(c'')の比較から特徴点の時刻差 Δt を求めることもできる。

[0030] このように、脈波波形における特徴点間の時刻差 Δt を求め、脈波が伝搬する血管長を一定、すなわち、計測地点を固定すれば、伝搬時間の逆数から脈波伝搬速度Cが求められる。

[0031] また、血圧を算出するためには血液密度 ρ を計測する必要があるが、血液密度 ρ の変化は上式(6)に含まれる他のパラメータと比較して小さいため、一連の計測ではほぼ一定と見なせる。そこで、本実施の形態に係る光学式血圧計1を用いた計測が開始される前に、計測値(血圧値)の校正を行い、血液密度 ρ および比例定数kの値を求めることでより精度の高い血圧や血圧変動を計測することができる。

[0032] このように、本実施の形態に係る光学式血圧計1は、レーザドップラー計測を用いて計測された血流速度Uと、光電脈波計測により計測された脈波波形から求められた脈波伝搬速度Cとに基づいて血圧を求めることがその特徴

の一つである。

[0033] [第1の実施の形態]

次に、本実施の形態に係る光学式血圧計1について図1から図13を参照して説明する。

図1に示すように、光学式血圧計1は、光学式センサ装置10、心拍計11、および演算装置12を備える。本実施の形態では、ユーザの心臓の拍動に関するデータを計測する心拍計11として、心電計が用いられる。また、光学式センサ装置10は、図1および図6に示すように、ユーザの手指に装着されるリング型のウェアラブル端末に設けられる。

[0034] [光学式センサ装置の構成]

光学式センサ装置10は、図7に示すように、レーザドップラー血流計13、光電脈波計14、通信I/F15、およびメモリ16を備える。

[0035] 図6は、光学式センサ装置10を側面からみた模式図である。光学式センサ装置10はリング部材Bに收容される。リング部材Bは、図6に示すように筒状に形成されている。具体的には、図6においてレーザドップラー血流計13および光電脈波計14は、リング部材Bのユーザの手指の腹側に收容される。また、本実施の形態では、レーザドップラー血流計13および光電脈波計14は、図6に示すように、一体的に構成されている。

[0036] リング部材Bは、布地などでバンド状に形成することができる。例えば、面ファスナーによりユーザの手指の周囲に固定されることができる。あるいは、伸縮性を有する布地などの素材を用いてユーザの手指の周囲に固定される構成とすることができる。この場合、レーザドップラー血流計13および光電脈波計14は、バンド状のリング部材Bのユーザの手指側の面に接着剤などにより固定することができる。

[0037] 別の例としては、リング部材Bは、プラスチックやエラストマーなどの合成樹脂、アルミやステンレスなどの非磁性金属で構成することができる。この場合、例えば、リング部材Bに凹部が形成され、レーザドップラー血流計13および光電脈波計14が凹部と嵌合する構成とすることができる。

- [0038] まず、光学式センサ装置10が備える通信I/F15およびメモリ16について説明する。
- [0039] 通信I/F15は、通信ネットワークNWを介して各種外部電子機器との通信を行うための通信制御回路である。レーザドップラー血流計13および光電脈波計14で計測されたデータは、通信I/F15から、通信ネットワークNWを介して後述の演算装置12に送信される。
- [0040] 通信I/F15としては、例えば、Bluetooth（登録商標）、Bluetooth Low Energy、LTE、3G、4G、5G、無線LAN、などの無線データ通信規格あるいは有線データ通信規格に対応した通信インターフェース回路およびアンテナが用いられる。
- [0041] メモリ16は、半導体メモリなどが用いられる。メモリ16は、レーザドップラー血流計13の後述する演算部33、および光電脈波計14の演算部43が各種制御や演算を行うためのプログラムが予め格納されている。また、メモリ16はレーザドップラー血流計13および光電脈波計14の校正データを記録する領域を有する。
- [0042] [レーザドップラー血流計の構成]
- レーザドップラー血流計13は、図6および図8に示すように、半導体レーザ（第1光源）LD30と、フォトダイオード（第1受光素子）PD31と、信号処理部32と、演算部33とを備える。
- [0043] LD30は、図8の矢印で示すように、ユーザの皮膚表面H付近の末梢血管を流れる血液へ向けて可干渉光を出射する。本実施の形態では、LD30として、赤外波長のレーザビームを出射する光源を用いる。
- [0044] PD31は、可干渉光が血液に照射されて生じた散乱光を受光して、光電変換により電気信号に変換する。
- [0045] 信号処理部32は、PD31から出力された電気信号の増幅、フィルタリングによるノイズの除去、および所定のサンプリング周波数を用いて、アナログの電気信号をデジタル信号に変換する。信号処理部32は、例えば、アンプ回路、フィルタ、およびADコンバータを有する。

- [0046] 演算部33は、MPUなどのプロセッサを備える。演算部33は、信号処理部32によって得られた、散乱光のデジタル信号に基づいて、末梢血管での血流速度を求める。具体的には、演算部33は、上述した式(3)から血流量 Q 、血液量 BV を算出し、式(4)を用いて、血流速度 U を算出する。演算部33により得られた血流速度は、通信 I/F 15から通信ネットワーク NW を介して演算装置12に送出される。
- [0047] レーザドップラー血流計13は、図示されないセンサ駆動制御回路を備え、LD30の発光を制御したり、LD30の発光タイミングを示す同期信号を信号処理部32に供給する。
- [0048] [光電脈波計の構成]
光電脈波計14は、図9に示すように、例えば、LED(第2光源)40、フォトダイオード(第2受光素子)PD41、信号処理部42、および演算部43を備える。
- [0049] LED40は、図9の矢印で示すように、ユーザの皮膚表面H付近の末梢血管を流れる血液へ向けて非可干渉光を出射する。本実施の形態では、LED40は、可視光波長の光を出射する光源が用いられる。
- [0050] PD41は、非可干渉光が血液に照射されて生じた反射光や散乱光を、またはPD41が透過計測配置にある場合には透過光を、受光して、光電変換により電気信号に変換する。本実施の形態では、図6に示すように、一体的に構成されたレーザドップラー血流計13と光電脈波計14とがリング部材Bに収容される。この場合、PD41は、レーザドップラー血流計13と光電脈波計14とで共通して用いられる構成とすることができる。
- [0051] なお、1つのPDがレーザドップラー血流計13および光電脈波計14に共通して用いられることで、光学的計測が同時に行えない場合には、設定された時間差でそれぞれのセンサでの光学的計測が実行される構成とすることができる。
- [0052] 信号処理部42は、信号処理部32と同様の構成を有し、PD41で得られた電気信号の増幅、フィルタリング、AD変換を行い、反射光や散乱光、

または透過光を示すデジタル信号を出力する。

[0053] 演算部43は、上述した演算部33と同様のMPUなどのプロセッサを備える。演算部43は、信号処理部42で得られた反射光などを示すデジタル信号の変動量等から脈波波形を求める。演算部43によって得られた末梢血管での脈波波形は、通信I/F15から通信ネットワークNWを介して演算装置12に送出される。なお、演算部43は、レーザドップラー血流計13の演算部33と共通のプロセッサを用いることができる。

[0054] 光電脈波計14は、図示されないセンサ駆動制御回路を備え、LED40の発光を制御したり、LED40の発光タイミングを示す同期信号を信号処理部42に供給する。

[0055] 光電脈波計14は、透過型計測あるいは反射型計測のいずれを用いることもできる。透過型の光電脈波計14を採用する場合には、LED40からの光が生体の組織を透過しやすい指先や耳たぶであることが好ましい。

[0056] [心拍計の構成]

次に、本実施の形態に係る心拍計11について説明する。図10に示すように、心拍計11は、シャツ型のウェアラブルデバイスWが用いられる。ウェアラブルデバイスWは、例えば、導電性高分子を繊維表面にコーティングした布がシャツに配置された構成を有する。このような、布帛型の生体電極を有するウェアラブルデバイスWがユーザに着用されて、ユーザの皮膚表面と接することで、ユーザの心電波形が計測される。

[0057] また、心拍計11は、トランスミッタ11aを備え、計測されたユーザの心電波形を通信ネットワークNWを介して後述の演算装置12に送信する。トランスミッタ11aは、例えば、Bluetooth（登録商標）、Bluetooth Low Energyなどの通信規格に適合する通信I/F回路、メモリ、演算回路等を備える図示されない制御基板および電池を有する。なお、心拍計11は、無線通信を行う場合に限らず、有線により演算装置12との通信を行うこともできる。

[0058] [演算装置の機能ブロック]

次に、演算装置 12 の機能構成について、図 11 のブロック図を用いて説明する。

図 11 に示すように、演算装置 12 は、例えば、取得部 20、特徴点抽出部 21、第 1 演算部 22、第 2 演算部 23、記憶部 24、および出力部 25 を備える。

[0059] 取得部 20 は、無線あるいは有線通信により、光学式センサ装置 10 および心拍計 11 の各々で計測されたデータを取得する。具体的には、取得部 20 は、レーザドップラー血流計 13 から血流速度を取得する。また、取得部 20 は、光電脈波計 14 から脈波波形を取得する。また、取得部 20 は、心拍計 11 から心電波形を取得する。取得部 20 が取得したデータは、記憶部 24 に蓄積される。

[0060] 特徴点抽出部 21 は、心拍計 11 で計測されたユーザの心電波形から、心拍に関する特徴点を抽出する。より詳細には、特徴点抽出部 21 は、例えば、図 2 および図 3 に示すように、心電波形 (a) の S T 接合部の開始時刻を、起点となる時間、すなわち特徴点として抽出する。

[0061] 第 1 演算部 22 は、特徴点抽出部 21 により抽出された心電波形の特徴点を用いて、光電脈波計 14 によって計測された脈波波形から脈波伝搬速度を求める。より詳細には、第 1 演算部 22 は、図 3 に示すように、心電波形の S T 接合部の開始時刻を起点として、脈波波形における対応する時刻の時刻差 Δt から、脈波伝搬時間を求める。さらに、第 1 演算部 22 は、脈波が伝搬する血管長を一定にして、脈波伝搬時間の逆数から脈波伝搬速度を求める。得られた脈波伝搬速度は記憶部 24 に保持される。

[0062] 第 2 演算部 23 は、脈波伝搬速度と、レーザドップラー血流計 13 によって計測された血流速度とに基づいて、血圧を求める。具体的には、第 2 演算部 23 は、上述した式 (6) を用いて、脈波伝搬速度 C 、血流速度 U 、予め求められた血液密度 ρ および比例定数 k を代入し、血圧 (血圧変動) ΔP を求める。

[0063] 記憶部 24 は、取得部 20 が光学式センサ装置 10 および心拍計 11 から

取得したデータを記憶する。また、記憶部 24 は、特徴点抽出部 21 によって抽出された心拍に関する特徴点、第 1 演算部 22 によって求められた脈波伝搬速度、および第 2 演算部 23 によって求められた血圧を記憶する。また、記憶部 24 は、血圧を求めるための上述した式 (6) を格納している。

[0064] 出力部 25 は、第 2 演算部 23 によって求められた血圧 (血圧変動) を出力する。例えば、出力部 25 は、後述の表示装置 108 に血圧値を表示させることができる。また、出力部 25 は、図示されない外部の通信端末装置などに、求められた血圧値を送信することができる。

[0065] [演算装置のハードウェア構成]

次に、上述した機能を有する演算装置 12 のハードウェア構成の一例について、図 12 のブロック図を参照して説明する。

[0066] 図 12 に示すように、演算装置 12 は、例えば、バス 101 を介して接続されるプロセッサ 102、主記憶装置 103、通信 I/F 104、補助記憶装置 105、入出力 I/O 106、入力装置 107、表示装置 108 を備えるコンピュータと、これらのハードウェア資源を制御するプログラムによって実現することができる。

[0067] 主記憶装置 103 は、例えば、SRAM、DRAM、および ROM などの半導体メモリによって実現される。主記憶装置 103 には、プロセッサ 102 が各種制御や演算を行うためのプログラムが予め格納されている。プロセッサ 102 と主記憶装置 103 とによって、図 11 に示した特徴点抽出部 21、第 1 演算部 22、第 2 演算部 23 を含む演算装置 12 の各機能が実現される。

[0068] 通信 I/F 104 は、通信ネットワーク NW を介して各種外部電子機器との通信を行うためのインターフェース回路である。演算装置 12 は、通信 I/F 104 を介して、光学式センサ装置 10 および心拍計 11 で計測されたデータを受信する。通信 I/F 104 により図 11 に示した取得部 20 が実現される。

[0069] 通信 I/F 104 としては、例えば、LTE、3G、4G、5G、無線 L

AN、Bluetooth（登録商標）、Bluetooth Low Energyなどの無線データ通信規格に対応したインターフェースおよびアンテナが用いられる。通信ネットワークNWは、例えば、WAN（Wide Area Network）やLAN（Local Area Network）、インターネット、専用回線、無線基地局、プロバイダなどを含む。なお通信I/F104は有線通信を行う通信制御回路を有することもできる。

[0070] 補助記憶装置105は、読み書き可能な記憶媒体と、その記憶媒体に対してプログラムやデータなどの各種情報を読み書きするための駆動装置とで構成されている。補助記憶装置105には、記憶媒体としてハードディスクやフラッシュメモリなどの半導体メモリを使用することができる。補助記憶装置105によって図11で説明した記憶部24が実現される。

[0071] 補助記憶装置105は、演算装置12が特徴点の抽出処理、脈波伝搬速度の算出、および血圧の算出を行うためのプログラムを格納するプログラム格納領域を有する。補助記憶装置105は、血圧を求めるための式(6)に関する情報を記憶している。さらには、補助記憶装置105は、例えば、上述したデータやプログラムなどをバックアップするためのバックアップ領域などを有していてもよい。

[0072] 入出力I/O106は、外部機器からの信号を入力したり、外部機器へ信号を出力したりするI/O端子により構成される。

[0073] 入力装置107は、キーボードやタッチパネルで構成され、キー入力やタッチ装置に応じた信号を生成し出力する。例えば、入力装置107は、血液密度 ρ や比例定数 k などを求めるために、予め計測された血圧値(校正値)の入力を受け付けることができる。

[0074] 表示装置108は、液晶ディスプレイなどの表示画面を有する。表示装置108によって、図11で説明した出力部25が実現される。

[0075] なお、演算装置12は、1つのコンピュータによって実現される場合だけでなく、互いに通信ネットワークNWで接続された複数のコンピュータによ

って分散されていてもよい。また、プロセッサ102は、FPGA (Field-Programmable Gate Array)、LSI (Large Scale Integration)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 等のハードウェアによって実現されていてもよい。

[0076] [光学式血圧計の動作]

次に、上述した構成を有する光学式血圧計1の動作について図13のフローチャートを用いて説明する。以下において、事前にオシロメトリック法などの加圧式血圧計により、血圧値の校正が行われ、血液密度 ρ 、および比例定数 k が求められているものとする。

[0077] また、ユーザは予め心拍計11として心電計を備えるシャツ型のウェアラブルデバイスWを着用し、リング型のウェアラブル端末に設けられた光学式センサ装置10を手指に装着した状態で以下の処理が実行される。

[0078] まず、レーザドップラー血流計13は、ユーザの手指の末梢血管での血流速度を計測する(ステップS1)。次に、光電脈波計14は、ユーザの手指の末梢血管での脈波波形を計測する(ステップS2)。次に、心拍計11は、ユーザの心電波形を計測する(ステップS3)。なお、ステップS2とステップS3は同時に行っても良い。

[0079] その後、取得部20は、ステップS1、ステップS2、およびステップS3で計測された血流速度、脈波波形、および心電波形を取得する(ステップS4)。次に、特徴点抽出部21は、心電波形から心拍に関する特徴点を抽出する(ステップS5)。例えば、心電波形のST接合部の開始時刻を特徴点として抽出することができる。

[0080] 次に、第1演算部22は、ステップS5で抽出された心電波形の特徴点に対応する脈波波形の時刻を起点として、脈波波形から、脈波伝搬速度を算出する(ステップS6)。次に、第2演算部23は、ステップS6で算出された脈波伝搬速度 C 、末梢血管での血流速度、予め求められている血液密度 ρ 、および比例定数 k を式(6)に代入して、血圧(血圧変動)を算出する(

ステップS7)。

[0081] その後、出力部25は、得られた血圧値を、例えば、表示装置108に表示させる(ステップS8)。

[0082] 以上説明したように、第1の実施の形態に係る光学式血圧計1によれば、心電波形の特徴点を用いて、脈波波形から脈波伝搬速度を求め、脈波伝搬速度と、末梢血管での血流速度とに基づいて血圧を算出するので、光電脈波のみに基づく場合より精度の高い血圧計測を実現できる。

[0083] また、第1の実施の形態に係る光学式血圧計1は、ユーザの腕などの体の部位への加圧を行わずに精度よく血圧を計測できるので、例えば、ユーザが動脈硬化などにより血管の動きが小さい場合であっても、高精度の血圧計測をユーザに提供することができる。

[0084] また、第1の実施の形態に係る光学式血圧計1は、人工透析中などのユーザにおいて、加圧式の血圧計測が望ましくない状況であっても、加圧を行わずに血圧変動をモニタリングすることができる。

[0085] また、第1の実施の形態に係る光学式血圧計1は、一体的に構成されたレーザードップラー血流計13と光電脈波計14とがリング部材Bに收容されるので、光学式センサ装置10をより小型化できる。

[0086] なお、説明した実施の形態では、心拍計11は、ウェアラブル電極を有するシャツ型のウェアラブルデバイスWである場合を例に挙げて説明した。しかし、心拍計11は、例えば12リード(12チャンネル)の心電計(ECG)や、パッチ電極を用いた心電計を用いることもできる。

[0087] [第1の実施の形態の変形例]

次に、第1の実施の形態の変形例について、図14を参照して説明する。

[0088] 図14は、変形例に係る光学式センサ装置10を側面からみた模式図である。上述した第1の実施の形態では、光学式センサ装置10に含まれるレーザードップラー血流計13と光電脈波計14とは、一体的にリング部材Bに收容されていた。これに対して本変形例では、レーザードップラー血流計13と光電脈波計14とは、リング部材Bにおいて分離して收容される。

[0089] 具体的には、レーザドップラー血流計 13 は、リング部材 B におけるユーザの手指の腹側に收容される。毛細血管密度がより高い手指の腹側にレーザドップラー血流計 13 が配置されることで、レーザドップラー計測が容易かつ高精度となる。

[0090] 光電脈波計 14 は、リング部材 B においてユーザの手指の背側に收容される。例えば、レーザドップラー血流計 13 および光電脈波計 14 の各々が、PD31、PD41 を有する。

[0091] なお、透過型の光電脈波計 14 を用いる場合には、分離された PD31、PD41 の代わりに、共通する 1 つの PD31 を用いることができる。

[0092] このように、レーザドップラー血流計 13 および光電脈波計 14 をリング部材 B において、分離して設けた場合であっても、第 1 の実施の形態と同様に、精度良く血圧を計測することができる。

[0093] [第 2 の実施の形態]

次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。なお、以下の説明では、上述した第 1 の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0094] 第 1 の実施の形態では、光学式センサ装置 10 をリング型のウェアラブル端末に設ける場合について説明した。これに対して、第 2 の実施の形態では、光学式センサ装置 10 は、リストバンド型のウェアラブル端末に設けられる。また、心拍計 11 として、心音センサ 11A が用いられる。以下において、第 1 の実施の形態と異なる構成を中心に説明する。

[0095] 図 15 は、本実施の形態に係る光学式血圧計 1A の概要を示すブロック図である。光学式血圧計 1A は、リストバンド型の光学式センサ装置 10、心音センサ 11A、および演算装置 12 を備える。

[0096] [光学式センサ装置の構成]

光学式センサ装置 10 は、例えば、スマートウォッチなどのリストバンド型のウェアラブル端末に設けられる。図 16 は、光学式センサ装置 10 を側面からみた模式図である。図 16 に示すように、光学式センサ装置 10 は、

ユーザの手首に装着される本体100に收容されている。また、本体100は、バンドB1によって、ユーザの手首に固定される。

[0097] 本体100は、ディスプレイ100aを備える。光学式センサ装置10は、本体100においてディスプレイ100aが設けられている表面に対向する、手首側の裏面に配設される。

[0098] 光学式センサ装置10は、第1の実施の形態と同様の構成を有し、レーザドップラー血流計13および光電脈波計14は一体的な構成を有する。すなわち、光学式センサ装置10は、センサ素子としてLED40、PD(PD31、PD41)、およびLD30を備える。

[0099] また、本実施の形態では、レーザドップラー血流計13のLD30は、赤外波長のレーザビームを出射する。光電脈波計14のLED40は、赤外波長の光を出射する。また、本実施の形態では、光学式センサ装置10がユーザの手首に配置されるため、生体内を反射した光を計測する反射型の光電脈波計14が用いられる。

[0100] レーザドップラー血流計13および光電脈波計14の各々で計測された末梢血管での血流速度および脈波波形は、通信I/F15からBluetooth(登録商標)、Bluetooth Low Energyなどの無線通信により演算装置12に送信される。

[0101] [心音センサの構成]

次に、心音センサ11Aの構成について説明する。心音センサ11Aは、心音マイクを備え、例えば、検知された心音を電気信号に変換する。心音センサ11Aは、例えば、ユーザの胸部の体表面に装着される。また、心音センサ11Aは、通信I/Fを備え、計測した心音波形を、有線通信またはBluetooth(登録商標)、Bluetooth Low Energyなどの無線通信により演算装置12に送信する。

[0102] 演算装置12が備える各機能部は、図11で説明した構成と同様である。

特徴点抽出部21は、心音センサ11Aで計測された心音波形から心拍に関する特徴点を抽出する。具体的には、図4に示すように、心音波形に含ま

れる1音の終了時点や11音の開始時点の特徴点として抽出することができる。

[0103] 第1演算部22は、特徴点抽出部21が抽出した心音波形の特徴点に対応する時刻に基づいて、光電脈波計14が計測した脈波波形における脈波伝搬速度を算出する。

[0104] 以上説明したように、第2の実施の形態に係る光学式血圧計1Aは、リストバンド型のウェアラブル端末に設けられた光学式センサ装置10がユーザの手首に装着されて、計測した末梢血管での血流速度および脈波波形に基づいて、ユーザの血圧を求める。このような構成を用いた場合においても、精度良く血圧を計測することができる。

[0105] また、第2の実施の形態に係る光学式血圧計1Aによれば、心音センサ11Aで計測された心音波形から心拍に関する特徴点を抽出して、脈波波形より脈波伝搬速度を算出した。このように、心音波形を用いても、脈波伝搬速度を求めることができる。

[0106] [第3の実施の形態]

次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。なお、以下の説明では、上述した第1の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0107] 第1の実施の形態では、心臓の拍動に関するデータを計測するセンサとして、心電波形を計測する心拍計11を用いた。また、第2の実施の形態では、心音波形を計測する心音センサ11Aを用いた場合について説明した。これに対して、第3の実施の形態では、心臓の拍動に関するデータを計測するセンサとして光電脈波計11Bを用いる。

[0108] 図17は、本実施の形態に係る光学式血圧計1Bの概要を示すブロック図である。光学式血圧計1Bは、リストバンド型のウェアラブル端末に設けられた光学式センサ装置10と、光電脈波計11Bと、演算装置12とを備える。光学式センサ装置10および演算装置12の構成は、第1および第2の実施の形態と同様である。

- [0109] 図18は、光電脈波計11Bの構成を示すブロック図である。光電脈波計11Bは、第1および第2の実施の形態で説明した光学式センサ装置10が備える光電脈波計14と同様である。すなわち、光電脈波計11Bは、LED50とPD51とを有するセンサ素子を備える。LED50は、非可干渉光をユーザの皮膚表面付近の末梢血管へ向けて出射する。PD51は、非可干渉光が血液に照射されて生じた反射光や散乱光、または透過光を受光して、光電変換により電気信号に変換する。
- [0110] また、光電脈波計11Bは、PD51から出力された電気信号を増幅、フィルタリング、およびAD変換する信号処理部52を備える。また、光電脈波計11Bは、信号処理部52によって得られたデジタルの信号に基づいて、脈波波形を求める演算部53を備える。
- [0111] 光電脈波計11Bは、図17に示すように、ユーザの耳たぶなど、心臓から一定の距離が離れた位置であり、かつ、ユーザの手首に配置される光電脈波計14とは異なる位置に配置することができる。
- [0112] この場合、図5に示すように、特徴点抽出部21は、光電脈波計11Bによって計測された脈波波形と、リストバンド型のウェアラブル端末に設けられている光電脈波計14によって計測された脈波波形との比較により、脈波伝搬時間の起点とする特徴点を抽出する。このように、拍動に関するデータとして脈波波形を計測する光電脈波計11Bと、光学式センサ装置10が備える光電脈波計14とは、ユーザの体において、互いに一定の距離離れた位置に配置されることで、より正確に脈波伝搬速度が算出される。
- [0113] また、光電脈波計11Bは、図示されない通信I/Fを備え、有線通信または無線通信により演算装置12に計測した脈波波形を送信することができる。
- [0114] なお、光電脈波計11Bをリストバンド型のウェアラブル端末に設けられた光電脈波計14により代用することも可能である。この場合、光電脈波計14によって計測された脈波波形に対して、例えば、公知のアルゴリズムを適用して、1つの脈波波形から特徴点を抽出することができる。

- [0115] このような構成とした場合、光学式血圧計 1 B は、1 つの光電脈波計 1 4 を備えることになり、光学式血圧計 1 B においてセンサの数をより少なくすることができる。
- [0116] 以上説明したように、第 3 の実施の形態に係る光学式血圧計 1 B によれば、心臓の拍動に関するデータを計測するセンサとして、光電脈波計 1 1 B を用いた場合でも、精度良く血圧を計測することができる。
- [0117] なお、説明した実施の形態では、光学式センサ装置 1 0 の具体的な配置例として、リング型およびリストバンド型のウェアラブル端末に設けられる場合について例示した。しかし、光学式センサ装置 1 0 は、ユーザの手指や手首に配置される場合に限らず、例えば、ユーザの上腕に配置されることができる。
- [0118] この場合、例えば、カフ型のウェアラブル端末に光学式センサ装置 1 0 が設けられる。なお、ユーザの上腕において光学式センサ装置 1 0 が配置される場合、レーザドップラー血流計 1 3 は、毛細血管密度がより高い部位に接して配置される。
- [0119] また、光電脈波計 1 1 B はユーザの足指に配置されることができる。
- [0120] また、説明した実施の形態では、レーザドップラー血流計 1 3 および光電脈波計 1 4 は、LD 3 0、LED 4 0、および PD (PD 3 1、PD 4 1) を備えるセンサ素子と、信号処理部 3 2、4 2 と演算部 3 3、4 3 とが一体的に構成されている場合について説明した。しかし、信号処理部 3 2、4 2 と演算部 3 3、4 3 とは、演算装置 1 2 が備える構成としてもよい。この場合、リング部材 B あるいは、リストバンド型のウェアラブル端末の本体 1 0 0 は、センサ素子のみを備える構成とすることができる。
- [0121] また、説明した実施の形態に係る光学式血圧計 1 が備える各構成や機能部は、通信ネットワーク NW 上において分散した構成とすることができる。
- [0122] なお、ここで開示された実施の形態に関連して記述された機能ブロック、モジュール、および回路は、汎用プロセッサ、GPU、デジタル信号プロセッサ (DSP)、特定用途向け集積回路 (ASIC)、FPGA あるいはそ

他のプログラマブル論理デバイス、ディスクリートゲートあるいはトランジスタロジック、ディスクリートハードウェア部品、または上述した機能を実現するために設計された上記いずれかの組み合わせを用いて実行されうる。

[0123] 汎用プロセッサとしてマイクロプロセッサを用いることが可能であるが、代わりに、従来技術によるプロセッサ、コントローラ、マイクロコントローラ、あるいはその他制御機器を用いることも可能である。プロセッサは、例えば、DSPとマイクロプロセッサとの組み合わせ、複数のマイクロプロセッサ、DSPコアに接続された1つ以上のマイクロプロセッサ、またはこのような任意の構成である計算デバイスの組み合わせとして実現することも可能である。

[0124] 以上、本発明の血圧計における実施の形態について説明したが、本発明は説明した実施の形態に限定されるものではなく、請求項に記載した発明の範囲において当業者が想定し得る各種の変形を行うことが可能である。

[0125] [参考文献1] : C r i g h t o n B r a m w e l l e t a l . “ T h e V e l o c i t y o f t h e P u l s e W a v e i n M a n . ” P r o c e e d i n g s o f t h e R o y a l S o c i e t y o f L o n d o n . S e r i e s B , C o n t a i n i n g P a p e r s o f a B i o l o g i c a l C h a r a c t e r , V o l u m e 9 3 , I s s u e 6 5 2 (1 9 2 2) : 2 9 8 – 3 0 6 .

符号の説明

[0126] 1…光学式血圧計、10…光学式センサ装置、11…心拍計、11a…トランスミッタ、12…演算装置、13…レーザドップラー血流計、14…光電脈波計、16…メモリ、20…取得部、21…特徴点抽出部、22…第1演算部、23…第2演算部、24…記憶部、25…出力部、30…LD、31、41…PD、32、42…信号処理部、33、43…演算部、40…LED、W…ウェアラブルデバイス、B…リング部材、101…バス、102

…プロセッサ、103…主記憶装置、15, 104…通信I/F、105…補助記憶装置、106…入出力I/O、107…入力装置、108…表示装置。

請求の範囲

- [請求項1] 末梢血管での血流速度を計測する第1計測計と、
末梢血管での脈波波形を計測する第2計測計と、
心臓の拍動に関するデータを計測する第3計測計と、
前記心臓の拍動に関するデータから、拍動に関する特徴点を抽出する特徴点抽出部と、
前記特徴点を用いて、前記脈波波形から脈波伝搬速度を求める第1演算部と、
前記脈波伝搬速度と、前記血流速度とに基づいて、血圧を求める第2演算部と
を備える血圧計。
- [請求項2] 請求項1に記載の血圧計において、
前記心臓の拍動に関するデータは、心電波形および心音波形の少なくともいずれかを含む
ことを特徴とする血圧計。
- [請求項3] 請求項1または請求項2に記載の血圧計において、
前記第1計測計は、
可干渉光を末梢血管の血液へ向けて出射する第1光源と、
前記可干渉光が血液に照射されて生じた散乱光を受光して、電気信号に変換する第1受光素子と
を有し、
前記第1受光素子によって変換された電気信号に基づいて、前記血流速度を計測する
ことを特徴とする血圧計。
- [請求項4] 請求項1から3のいずれか1項に記載の血圧計において、
前記第2計測計は、
非可干渉光を末梢血管の血液へ向けて出射する第2光源と、
前記非可干渉光が血液に照射されて生じた反射光または透過光を受

光して、電気信号に変換する第2受光素子と
を有し、

前記第2受光素子によって変換された電気信号に基づいて、前記脈波波形を計測することを特徴とする血压計。

[請求項5] 請求項1から4のいずれか1項に記載の血压計において、前記第1計測計および前記第2計測計を収容するリング部材をさらに備え、

前記リング部材は筒状に形成されていることを特徴とする血压計。

[請求項6] 請求項1から5のいずれか1項に記載の血压計において、手首に装着される本体と、前記本体を手首に固定するバンドとをさらに備え、

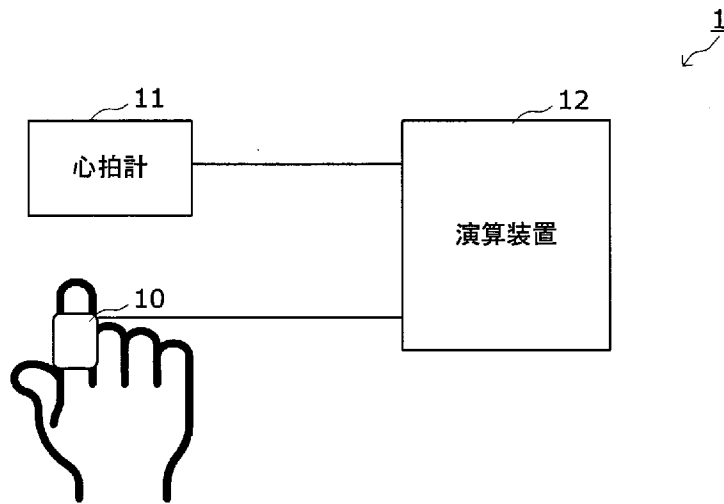
前記第1計測計および前記第2計測計は、前記本体に収容されることを特徴とする血压計。

[請求項7] 請求項1から6のいずれか1項に記載の血压計において、前記第3計測計は、末梢血管での脈波波形を計測する光電脈波計を含む

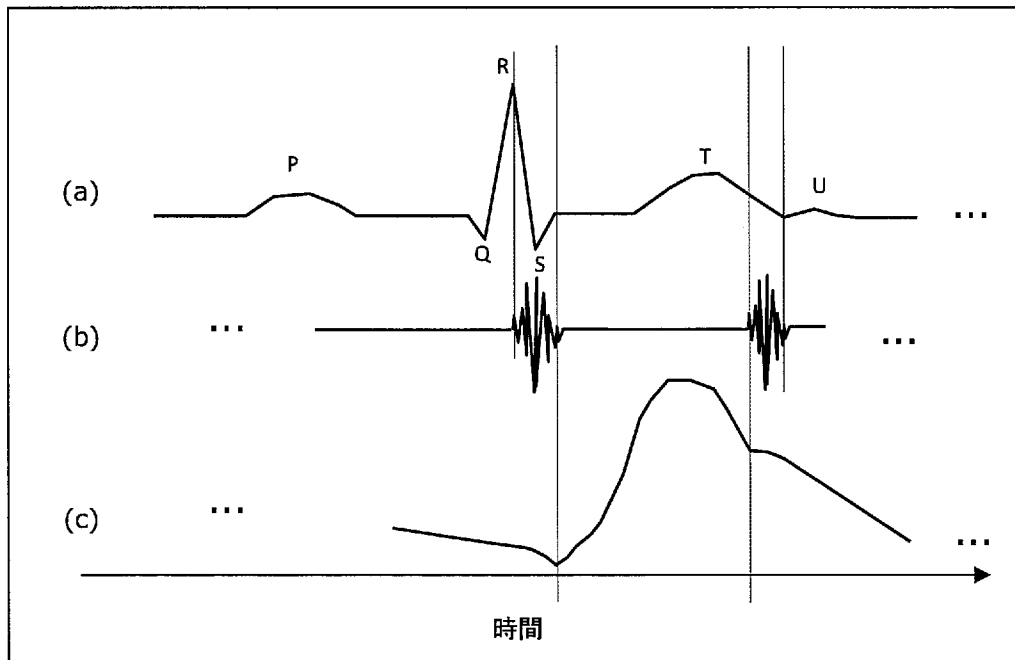
ことを特徴とする血压計。

[請求項8] 請求項7に記載の血压計において、前記第3計測計は前記第2計測計であることを特徴とする血压計。

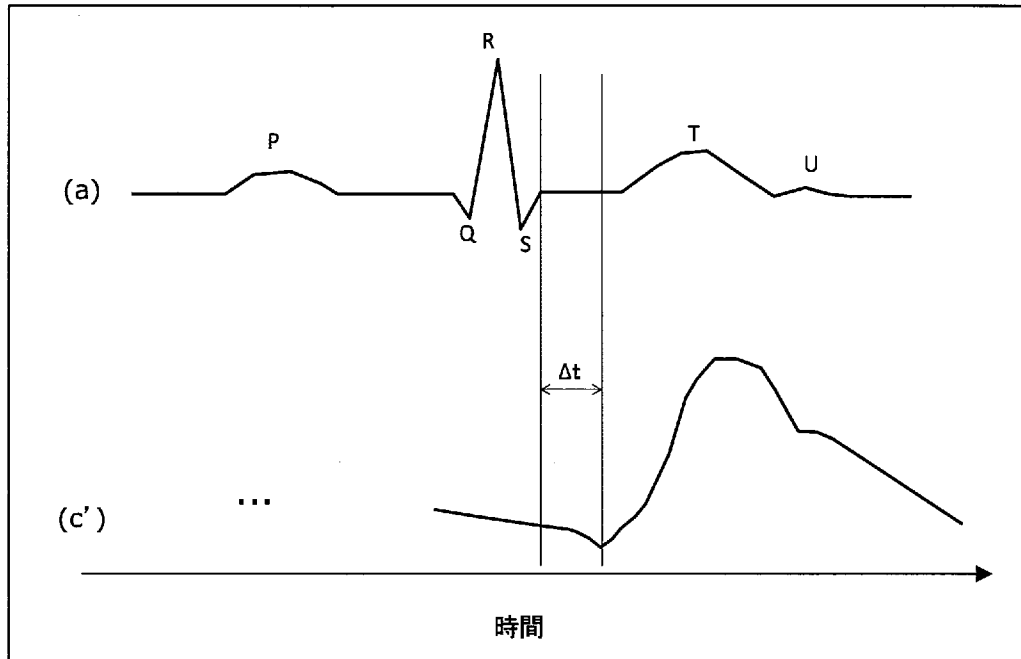
[図1]



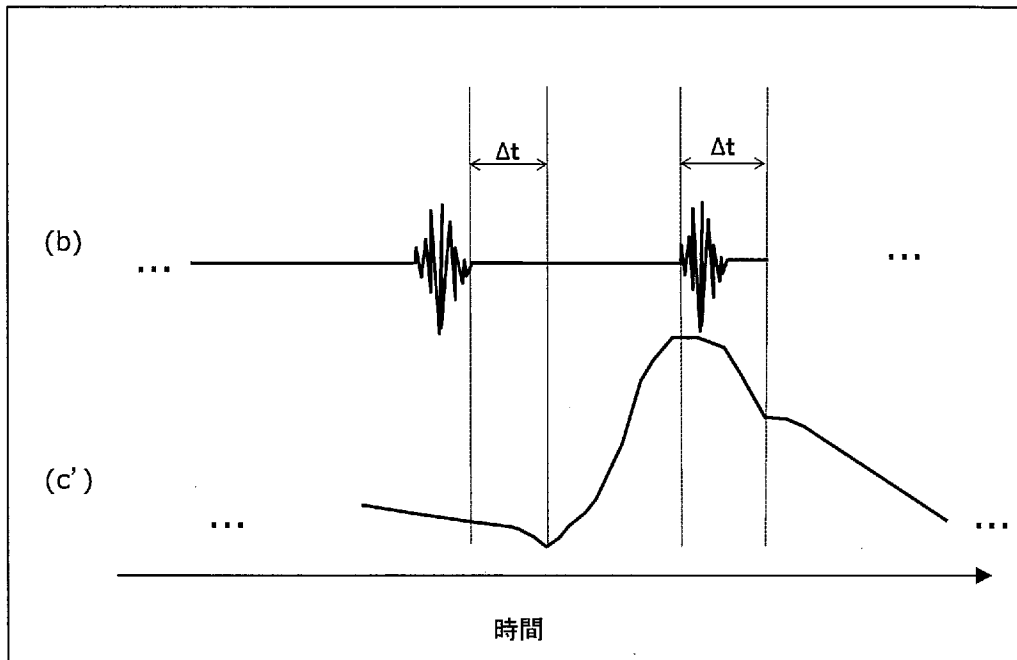
[図2]



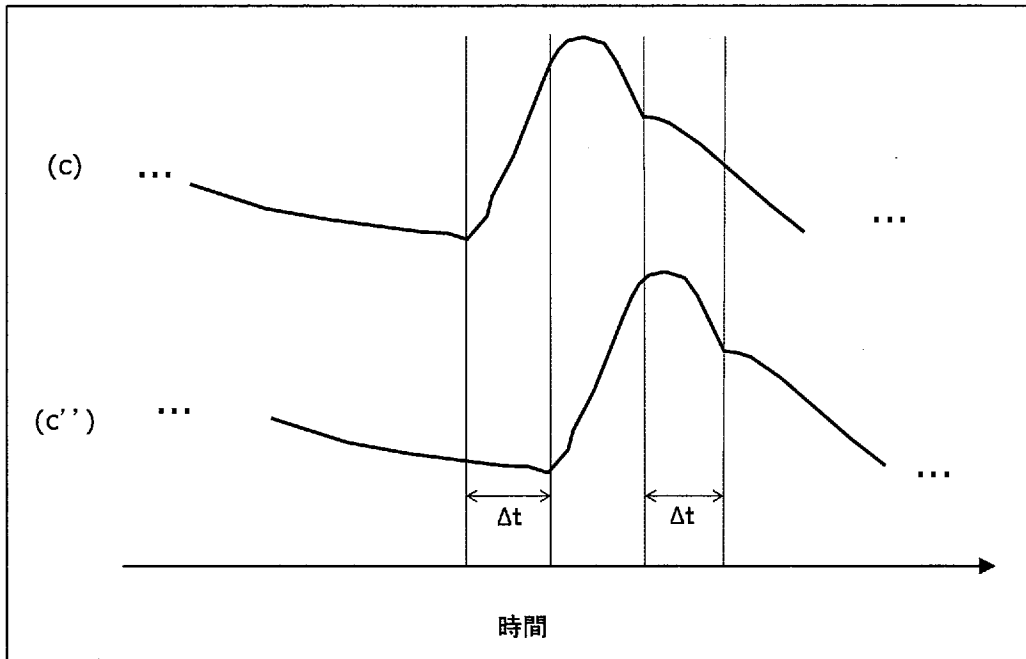
[図3]



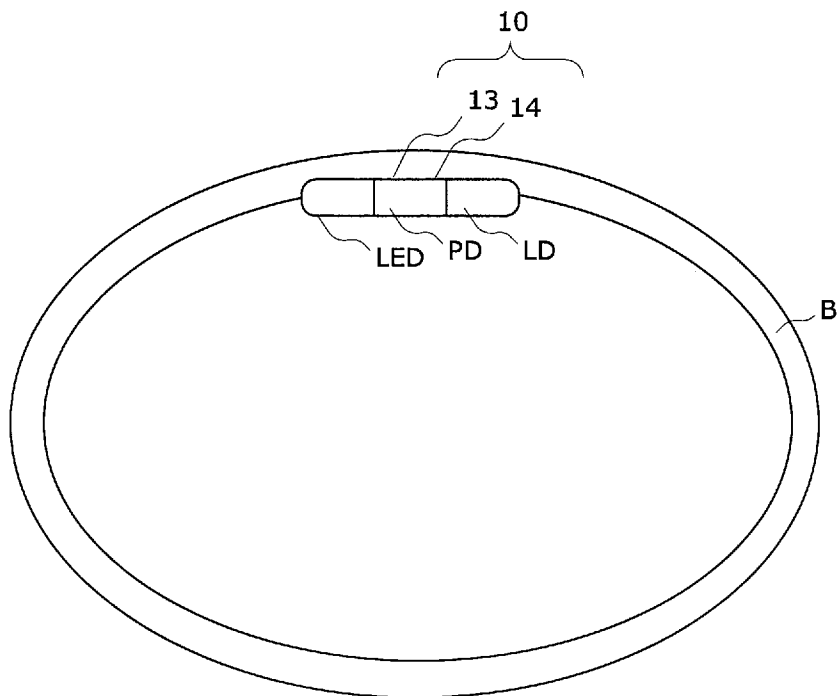
[図4]



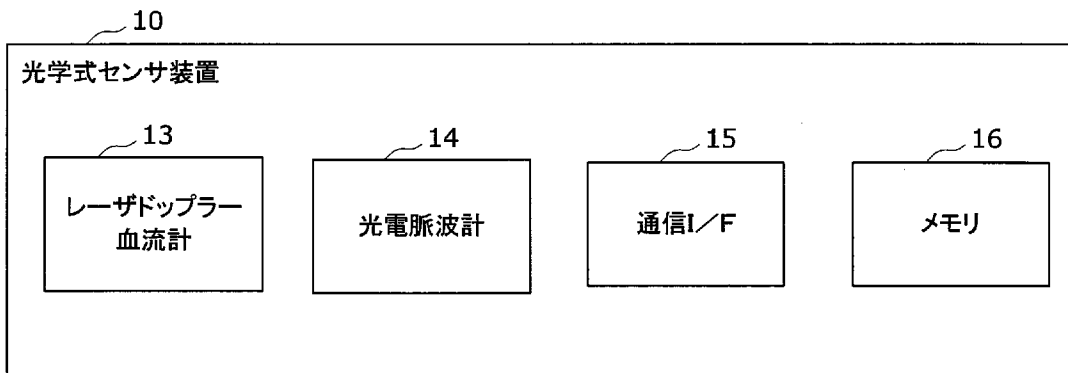
[図5]



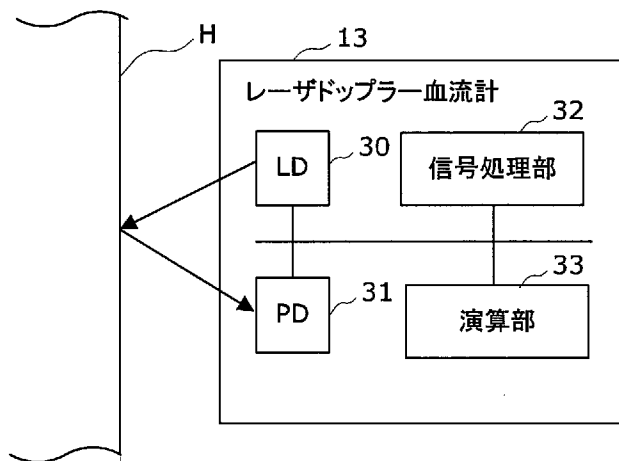
[図6]



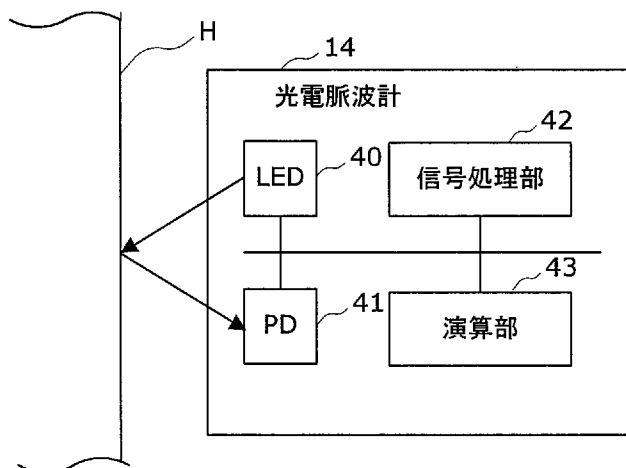
[図7]



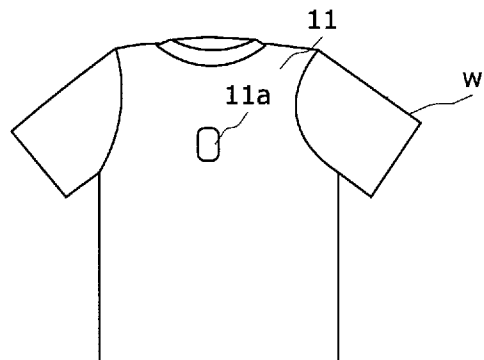
[図8]



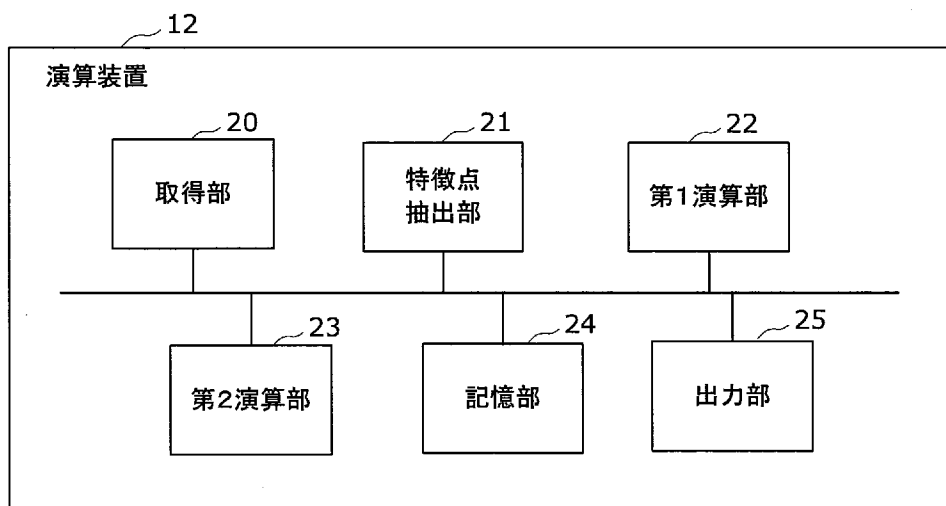
[図9]



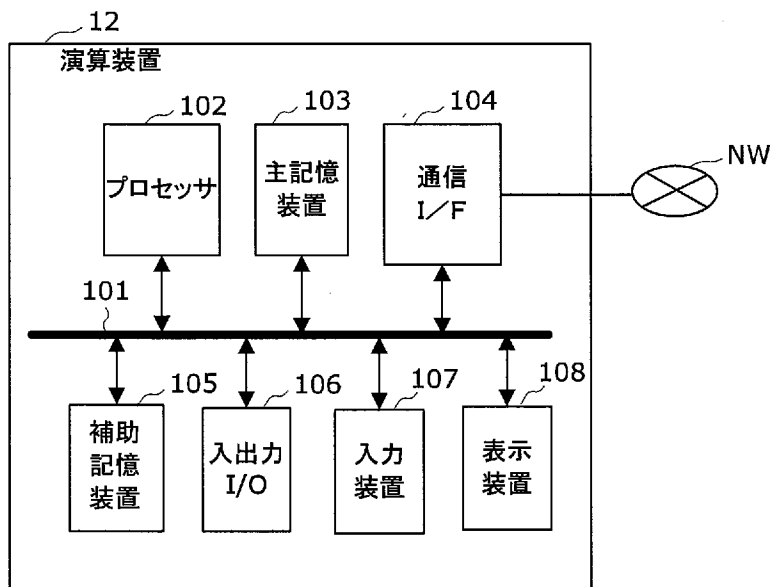
[図10]



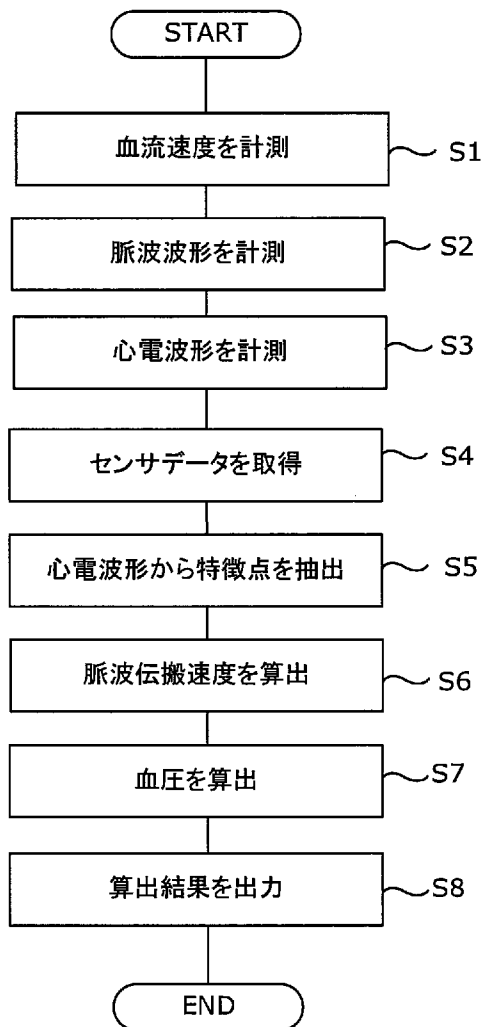
[図11]



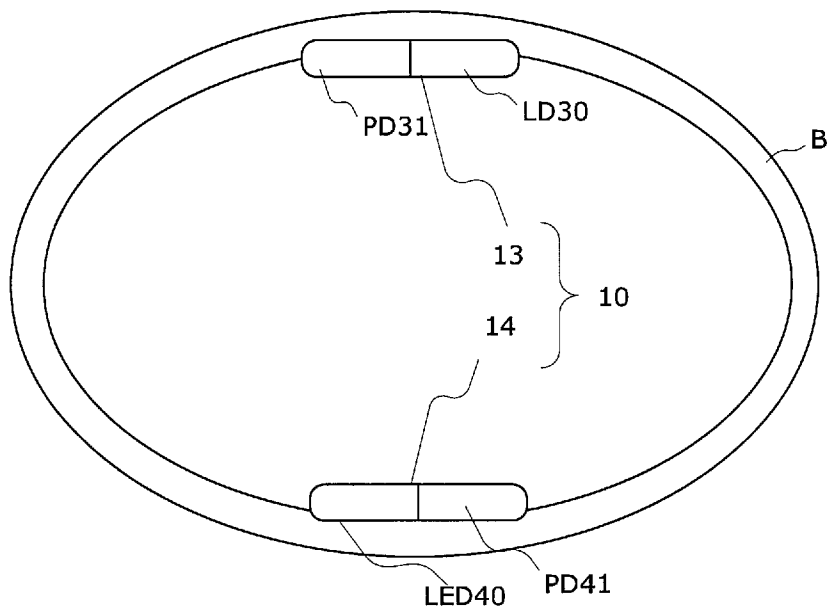
[図12]



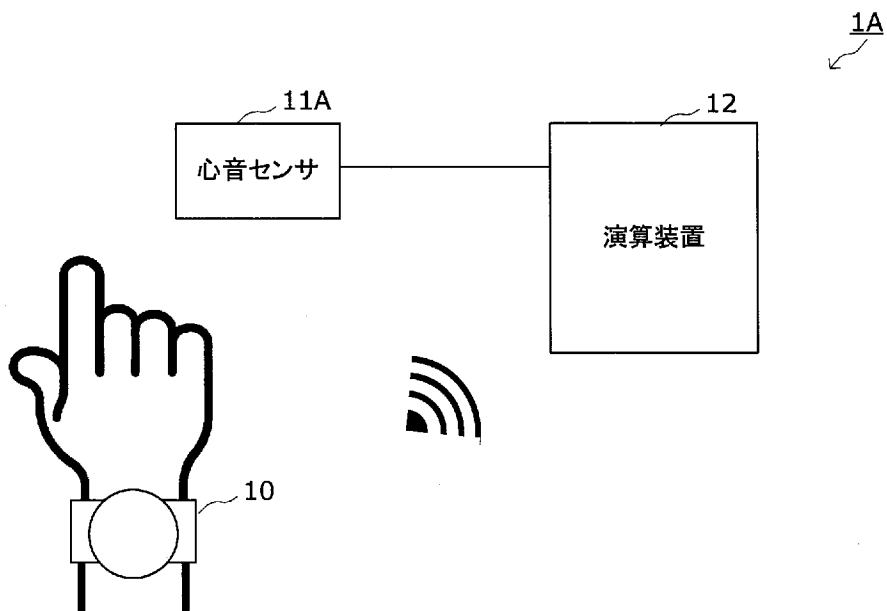
[図13]



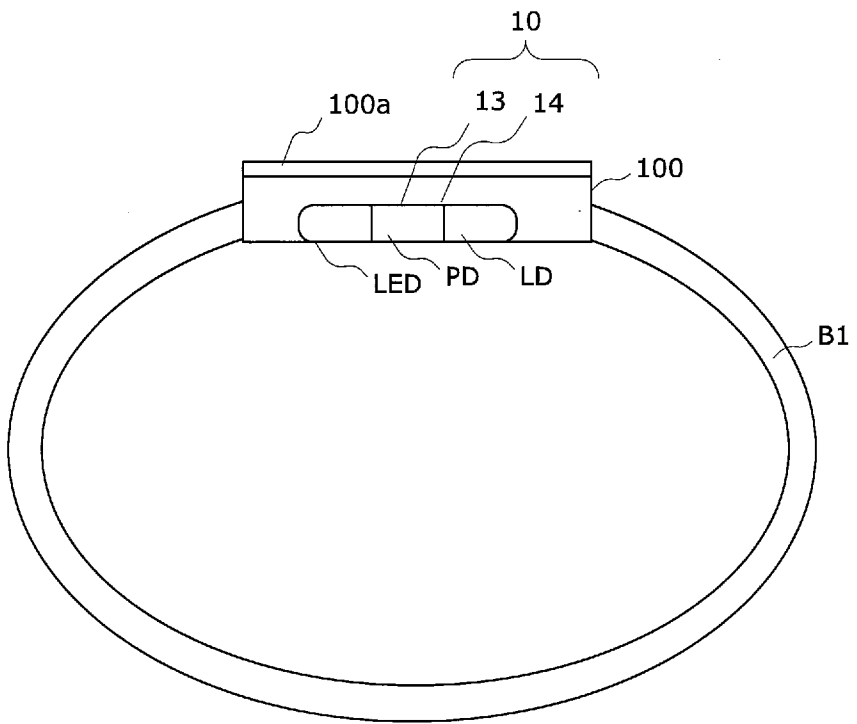
[図14]



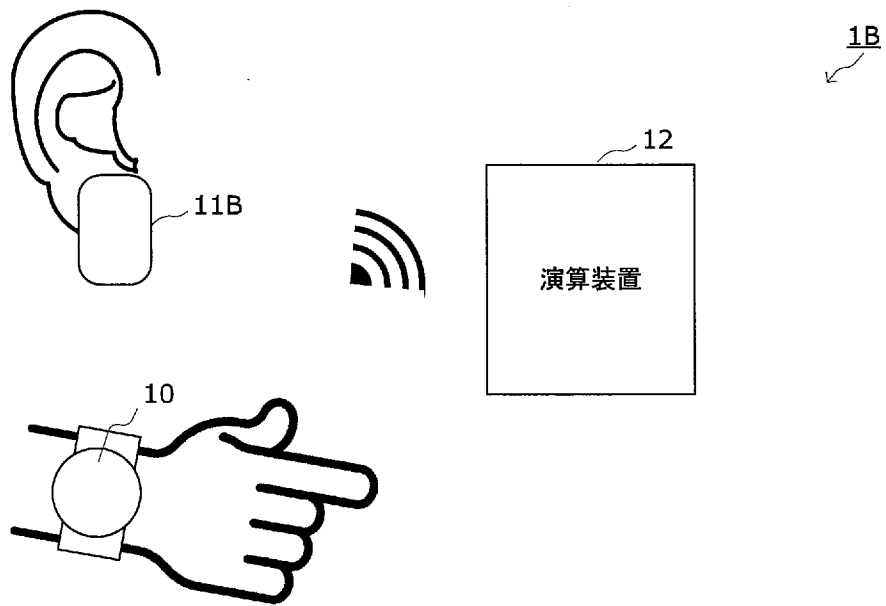
[図15]



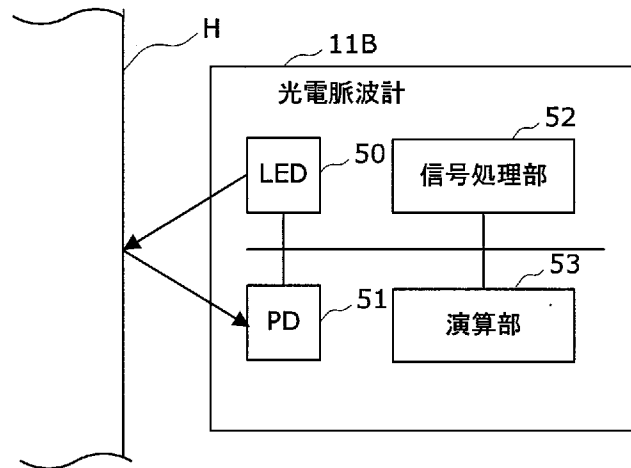
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/031393

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/022 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/022

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	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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 2017-127494 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 27 July 2017, paragraphs [0156]-[0165] (Family: none)	1, 4-8 2-3
Y	JP 2019-058345 A (FUJITSU CONNECTED TECHNOLOGIES LTD.) 18 April 2019, paragraph [0038] (Family: none)	2

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 28.10.2019	Date of mailing of the international search report 05.11.2019
---	--

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/JP2019/031393

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 2014-217707 A (LIFE INTERFACE KK) 20 November 2014, paragraph [0067] (Family: none)	2
Y	WO 2017/047541 A1 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 23 March 2017, paragraphs [0027], [0043] & US 2018/0192896 A1, paragraphs [0038], [0054] & JP 2017-055985 A & CN 108024737 A	3

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

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

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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 Y	JP 2017-127494 A（セイコーエプソン株式会社） 2017.07.27, 段落[0156]-[0165] (ファミリーなし)	1, 4-8 2-3
Y	JP 2019-058345 A（富士通コネクテッドテクノロジーズ株式会社） 2019.04.18, 段落[0038] (ファミリーなし)	2

☑ 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

28.10.2019

国際調査報告の発送日

05.11.2019

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）

佐藤 高之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3604

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	JP 2014-217707 A (株式会社 ライフインターフェイス) 2014. 11. 20, 段落[0067] (ファミリーなし)	2
Y	WO 2017/047541 A1 (オムロンヘルスケア株式会社) 2017. 03. 23, 段落[0027], [0043] & US 2018/0192896 A1, 段落[0038], [0054] & JP 2017-055985 A & CN 108024737 A	3