

(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
2014 年 12 月 11 日(11.12.2014)



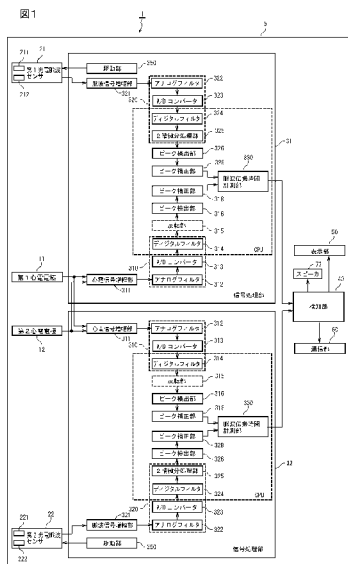
(10) 国際公開番号
WO 2014/196514 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0205 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/064691
- (22) 国際出願日: 2014 年 6 月 3 日(03.06.2014)
- (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 2013-119265 2013 年 6 月 5 日(05.06.2013) 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 1 〇 番 1 号 Kyoto (JP). 株式会社疲労科学研究所(FATIGUE SCIENCE LABORATORY INC.) [JP/JP]; 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島 7-1-26 オリエンタル新大阪ビル 1406 Osaka (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 1 〇 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 倉恒 弘彦(KURATSUNE Hirohiko); 〒5600044 大阪府豊中市刀根山元町 4-16-405 Osaka (JP). 渡辺 恭良(WATANABE Yasuyoshi); 〒6500047 兵庫県神戸市中央区港島南町 6-7-3 独立行政法人理化学研究所内 Hyogo (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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,

[続葉有]

(54) Title: BLOOD VESSEL ABNORMALITY DETECTION DEVICE

(54) 発明の名称: 血管異常検知装置



- 11 First electrocardiographic electrode
12 Second electrocardiographic electrode
21 First photoplethysmographic sensor
22 Second photoplethysmographic sensor
31,32 Signal processing unit
40 Detection unit
50 Display unit
60 Communication unit
73 Speaker
311 Electrocardiographic signal amplifier
312,322 Analog filter
313,323 A/D converter
314,324 Digital filter
315 Inversion unit
316,326 Peak detection unit
318,328 Peak correction unit
321 Pulse wave signal amplifier
325 Second derivative processing unit
330 Pulse wave transition time measurement unit
350 Drive unit

(57) Abstract: A blood vessel abnormality detection device (1) comprises: a pair of electrocardiographic electrodes (11, 12) which detect an electrocardiographic signal; a first photoplethysmographic sensor (21) which is disposed in the vicinity of one of the electrocardiographic electrodes (11) and detects a first photoplethysmographic signal; a second photoplethysmographic sensor (22) which is disposed in the vicinity of the other electrocardiographic electrode (12) and detects a second photoplethysmographic signal; peak units (316, 326) which detect peaks for each of the detected electrocardiographic signal, first photoplethysmographic signal and second photoplethysmographic signal; a pulse wave transition time measurement unit (330) which calculates a first pulse wave transition time from the time difference between the peaks of the electrocardiographic signal and the first photoplethysmographic signal and calculates a second pulse wave transition time from the time difference between the peaks of the electrocardiographic signal and the second photoplethysmographic signal; and a detection unit (40) which detects abnormality of a blood vessel on the basis of the time difference between the first pulse wave transition time and the second pulse wave transition time.

(57) 要約: 血管異常検知装置 (1) は、心電信号を検出する一対の心電電極 (11, 12) と、一方の心電電極 (11) の近傍に配設され、第 1 の光電脈波信号を検出する第 1 光電脈波センサ (21) と、他方の心電電極 (12) の近傍に配設され、第 2 の光電脈波信号を検出する第 2 光電脈波センサ (22) と、検出された心電信号、第 1 の光電脈波信号、及び第 2 の光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク部 (316, 326) と、心電信号のピークと第 1 の光電脈波信号のピークとの時間差から第 1 脈波伝播時間を求めるとともに、心電信号のピークと第 2 の光電脈波信号のピークとの時間差から第 2 脈波伝播時間を求める脈波伝播時間計測部 (330) と、第 1 脈波伝播時間と第 2 脈波伝播時間との時間差に基づいて、血管の異常を検知する検知部 (40) とを備える。



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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロ
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:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：血管異常検知装置

技術分野

[0001] 本発明は、血管異常検知装置に関し、特に、脈波伝播時間を計測して血管異常を検知する血管異常検知装置に関する。

背景技術

[0002] 脈波が動脈内を伝播する速度（脈波伝播速度）は、例えば動脈硬化の進行に伴って速くなり、逆に、動脈狭窄があると遅くなる傾向が見られる。このような特性を利用し、近年、脈波伝播速度（又は脈波伝播時間）を、例えば、動脈硬化や、動脈狭窄、動脈瘤等の血管の障害診断に応用した技術が提案されている（例えば特許文献1参照）。ここで、特許文献1には、被験者の異なる2つの区間で略同時に脈波伝播速度を計測、すなわち、第1区間（例えば心臓から上腕部まで）の第1脈波伝播速度と、第1区間とは異なる第2区間（例えば大腿部から足首まで）の第2脈波伝播速度を計測して、その2つの脈波伝播速度の比を算出し、その比に基づいて、血管障害を診断する技術（血管障害診断装置）が開示されている。

[0003] より具体的には、特許文献1記載の血管障害診断装置は、被験者の胸部上に固着され、心臓（第1区間の上流端）における心拍同期信号である心音を検出する心音マイクと、右腕の上腕部（第1区間の下流端）に巻回され、カフ脈波信号すなわち上腕脈波を検出するカフ（上腕脈波センサ）とを備えている。また、この血管障害診断装置は、大腿部の体表面上に装着され、大腿部（第2区間の上流端）における心拍同期信号として、大腿脈波を検出する第1超音波受信プローブと、足首に装着され、足首（第2区間の下流端）における心拍同期信号として、足首脈波を検出する第2超音波受信プローブとを備えている。

[0004] 上述した構成を有する特許文献1記載の血管障害診断装置では、心音と上腕脈波とに基づいて、第1区間（心臓－上腕部間）における第1脈波伝播速

度が計測され、大腿脈波及び足首脈波に基づいて、第2区間（大腿部－足首間）における第2脈波伝播速度が計測される。そして、第1脈波伝播速度と第2脈波伝播速度との比が算出され、その比が正常範囲外の値である場合には、いずれか一方の区間の動脈に血管障害があると診断される。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特許第3530892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に記載の血管障害診断装置によれば、被験者の異なる2つの区間（心臓－上腕部間、大腿部－足首間）で略同時に脈波伝播速度を計測し、その比に基づいて、血管障害を診断することができる。しかしながら、この血管障害診断装置では、心音マイク、カフ、第1超音波受信プローブ、及び、第2超音波受信プローブを備える必要があり、装置が比較的大型になる。また、脈波伝播速度を計測するためには、心音マイクを胸部上に固着し、カフを上腕部に巻回し、第1超音波受信プローブを大腿部に装着し、第2超音波受信プローブを足首に装着するとともに、これらを電子制御装置に接続する必要がある。

[0007] このように、特許文献1に記載の血管障害診断装置は、脈波伝播速度を計測するための準備が煩雑であり、また計測手順もカフの操作等、複雑で専門的な知識も必要になるため、ユーザが自分ひとりで手軽に使用できるものではない。

[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、ユーザがひとりで使用でき、より簡便に脈波伝播時間を計測して血管異常を検知することが可能な血管異常検知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] 本発明に係る血管異常検知装置は、心電信号を検出する一対の心電電極と

、一方の心電電極の近傍に配設され、発光素子と受光素子とを有し、第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、他方の心電電極の近傍に配設され、発光素子と受光素子とを有し、第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、一对の心電電極により検出された心電信号、第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、第2光電脈波センサにより検出された第2の光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、心電信号のピークと第1の光電脈波信号のピークとの時間差から第1脈波伝播時間を求めるとともに、心電信号のピークと第2の光電脈波信号のピークとの時間差から第2脈波伝播時間を求める演算手段と、第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間との時間差に基づいて、血管の異常を検知する検知手段とを備えることを特徴とする。

[0010] 本発明に係る血管異常検知装置によれば、心電電極、光電脈波センサを使用しているため、使用者が触れるだけで、心電信号、光電脈波信号を取得することができる。また、一方の心電電極の近傍に第1光電脈波センサが配設され、他方の心電電極の近傍に第2光電脈波センサが配設されているため、例えば、一方の手で一方の心電電極と第1光電脈波センサに触れ、他方の手で他方の心電電極と第2光電脈波センサに触れることにより、心電信号、第1光電脈波信号、及び第2光電脈波信号を同時に取得することができる。その際に、左半身と右半身の略左右対称な身体の部位（例えば左手と右手や、左足と右足等）を心電電極、光電脈波センサに接触させることにより、第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間との時間差が大きい場合には、左半身又は右半身いずれかの血管に異常がある可能性があると判定することができる。よって、ユーザがひとりで使用でき、より簡便に脈波伝播時間を計測して血管異常を検知することが可能となる。

[0011] なお、脈波伝播時間という用語は、生体の所定の2部位間を脈波が伝播する時間をさす場合と、心電信号のピークと脈波信号のピークとの時間差をいう場合とがあるが、本明細書では、以下、脈波伝播時間という用語を後者の意で用いる。

[0012] 本発明に係る血管異常検知装置では、一对の心電電極、及び第1光電脈波センサ、第2光電脈波センサが、同一の筐体に、かつ、使用者が左右の手で該筐体を把持した際に、一方の手と、一方の心電電極、第1光電脈波センサとが接触し、他方の手と、他方の心電電極、第2光電脈波センサとが接触する位置に取り付けられていることが好ましい。

[0013] このようにすれば、右手と左手の脈波伝播時間を取得することができる。そのため、心臓から伸びる動脈が左腕と右腕とに分岐する大動脈弓から左右の手までの間の血管の異常を検知することができる。また、この場合、左右の手で同時に脈波伝播時間を計測できるため、脈波伝播時間に影響を与える心拍数変動や血圧変動による左右の脈波伝播時間のばらつきを抑制することができ、より精度よく血管の異常を検知することができる。

[0014] 本発明に係る血管異常検知装置は、心電信号を検出する一对の心電電極と、心電電極により検出された心電信号の極性を反転させる反転手段と、一方の心電電極の近傍に配設され、発光素子と受光素子とを有し、光電脈波信号を検出する一つの光電脈波センサと、心電信号、及び、光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、極性が反転されていない非反転の心電信号のピークと光電脈波信号のピークとの時間差から第1脈波伝播時間を求めるとともに、極性が反転された心電信号のピークと光電脈波信号のピークとの時間差から第2脈波伝播時間を求める演算手段と、第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間との時間差に基づいて、血管の異常を検知する検出手段とを備えることを特徴とする。

[0015] 本発明に係る血管異常検知装置によれば、1つの光電脈波センサで第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間を計測することができる。すなわち、電力を消費する光電脈波センサの数を削減することができるため、装置の低消費電力化、及び低コスト化を図ることができる。なお、心電電極を接触させる身体部位が逆になった場合には、心電信号の極性が逆になる、すなわち心電信号に含まれるR波（ピーク）が上下逆転するが、心電信号の極性を反転させることでピークを正しく検出することができる。そのため、脈波伝播時間

の計測、及び血管異常の検知をより正確に行うことができる。

[0016] 本発明に係る血管異常検知装置では、反転手段が、一方の心電電極からの入力信号と、他方の心電電極からの入力信号とを互いに入替えるスイッチであることが好ましい。

[0017] このようにすれば、心電電極に接触する部位が逆になった場合であっても、スイッチ操作により心電信号の極性を反転することができる。よって、心電波形のピークを正しく検出することができる。

[0018] 本発明に係る血管異常検知装置は、使用者と対向している筐体の面を検出する表裏検出手段をさらに備え、反転手段が、表裏検出手段による検出結果に応じて、心電信号の極性を反転させることが好ましい。

[0019] このようにすれば、使用者と対向している筐体の面（すなわち装置の裏表）が検知されることにより、使用者による装置の持ち替えを自動的に判定して、心電信号の極性を反転できるため、より簡易に血管の異常を検知することができる。

[0020] 本発明に係る血管異常検知装置は、使用者の接触の有無を検出する接触検出手段をさらに備え、反転手段が、接触検出手段により検出された接触の有無に応じて、心電信号の極性を反転させることが好ましい。

[0021] このようにすれば、装置の把持状態が検知されることにより、使用者による装置の持ち替えを自動的に判定して、心電信号の極性を反転できるため、より簡易に血管の異常を検知することができる。

[0022] 本発明に係る血管異常検知装置は、心電信号を検出する少なくとも一対の心電電極と、発光素子と受光素子とを有し、両手、両足に接触されて、光電脈波信号を検出する2対の光電脈波センサと、心電電極により検出された心電信号、及び、各光電脈波センサにより検出された各光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、心電信号のピークと各光電脈波信号それぞれのピークとの時間差から、各光電脈波信号に対応した脈波伝播時間を求める演算手段と、対を成す光電脈波センサに対応した脈波伝播時間同士の時間差に基づいて、血管の異常を検知する検知手段とを備えることを特徴

とする。

[0023] 本発明に係る血管異常検知装置によれば、一度の計測で、右手、左手、右足、左足の脈波伝播時間を取得することができる。そのため、例えば、大動脈弓から左右の手までの間の血管の異常、及び、総腸骨動脈から左右の足までの間の血管の異常を一度に検知することができる。

[0024] 本発明に係る血管異常検知装置では、使用者の接触が検知されたとき、所定の拍数分の心電信号、第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号が取得されたとき、及び、対価が支払われたときのうち、少なくともいずれかの条件が満足されたときに、検知手段が、自動的に、血管異常の検知を開始することが好ましい。

[0025] このようにすれば、血管異常の検知が自動的に開始されるため、計測・検知を開始させるための動作が不要なため、開始動作に伴って発生する体動ノイズの発生がなく、比較的安静な状態での計測・検知が可能となる。

[0026] 本発明に係る血管異常検知装置では、所定の拍数分の心電信号、第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号が取得されたとき、及び／又は、血管異常の検知開始後、所定時間が経過したときに、検知手段が、自動的に、血管異常の検知を終了することが好ましい。

[0027] このようにすれば、脈波伝播時間の計測・血管異常の検知が完了したときに、自動的に計測・検知が終了されるため、より簡易に、脈波伝播時間を計測して、血管異常を検知することが可能となる。

[0028] 本発明に係る血管異常検知装置は、自動的に、血管異常の検知を開始する際、及び／又は、血管異常の検知を終了する際に、音声及び／又は画像によるガイダンスを提示する提示手段をさらに備えることが好ましい。

[0029] このようにすれば、使用者に、計測・検知の開始や、計測・検知の終了といった計測状態を知らせることができる。

発明の効果

[0030] 本発明によれば、ユーザがひとりで使用でき、より簡便に脈波伝播時間を計測して血管異常を検知することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0031] [図1]第1実施形態に係る血管異常検知装置の構成を示すブロック図である。

[図2]第1実施形態に係る血管異常検知装置の使用方法を説明するための図である。

[図3]心電波形、光電脈波波形（加速度脈波波形）、及び脈波伝播時間を示す図である。

[図4]第2実施形態に係る血管異常検知装置の構成を示すブロック図である。

[図5]第2実施形態の第1変形例に係る血管異常検知装置の構成を示すブロック図である。

[図6]第2実施形態の第2変形例に係る血管異常検知装置の構成を示すブロック図である。

[図7]第2実施形態の第2変形例に係る血管異常検知装置の使用方法を説明するための図である。

[図8]第3実施形態に係る血管異常検知装置の構成を示すブロック図である。

[図9]第3実施形態に係る血管異常検知装置を構成する本体部の外観を示す図である。

[図10]第3実施形態に係る血管異常検知装置の使用方法を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0032] 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。

[0033] （第1実施形態）

まず、図1、図2を併せて用いて、第1実施形態に係る血管異常検知装置1の構成について説明する。図1は、血管異常検知装置1の構成を示すブロック図である。また、図2は、血管異常検知装置1の使用方法を説明するための図である。

[0034] 血管異常検知装置1は、左右両手間の心電信号、及び、左手の指先並びに

右手の指先での光電脈波信号を検出し、検出した心電信信号（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）との時間差から左手及び右手それぞれの脈波伝播時間を取得する。そして、血管異常検知装置 1 は、取得した双方の脈波伝播時間の差に基づいて、左右の腕（心臓から伸びる動脈が右腕と左腕とに分岐する大動脈弓から左右の手までの間）の血管の異常を検知する。

[0035] そのため、血管異常検知装置 1 は、主として、両手間の心電信信号を検出するための一对の心電電極（第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2）、左右の手の光電脈波信号（第 1 の光電脈波信号、第 2 の光電脈波信号）を検出するための 2 つの光電脈波センサ（第 1 光電脈波センサ 2 1、第 2 光電脈波センサ 2 2）、検出された心電信信号及び第 1、第 2 の光電脈波信号に基づいて左右の手における脈波伝播時間（第 1 脈波伝播時間、第 2 脈波伝播時間）を計測する信号処理部 3 1、3 2、及び、第 1 脈波伝播時間と第 2 脈波伝播時間との差に基づいて血管の異常を検知する検知部 4 0 を備えている。以下、各構成要素について詳細に説明する。

[0036] 第 1 心電電極 1 1 及び第 2 心電電極 1 2 は、心電信信号を検出するものであり、図 2 に示されるように、使用者が血管異常検知装置 1 の筐体 5 を両手で把持したときに、例えば人差し指と接触するように、筐体 5 の左右の側面に取り付けられている。すなわち、使用者が筐体 5（血管異常検知装置 1）を把持したときに、第 1 心電電極 1 1 及び第 2 心電電極 1 2 は、使用者の左右の手（指先）が接触することにより、使用者の左右の手の間の電位差に応じた心電信信号を取得する。第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2 の電極材料としては、例えば、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）や導電ゲル、導電ゴム、導電布等が好適に用いられる。その他、第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2 の電極材料として、例えば、導電プラスチック、容量性結合電極等を用いることもできる。第 1 心電電極 1 1 及び第 2 心電電極 1 2 それぞれは、ケーブルを通して、信号処理部 3 1、3 2 と接続されており、該ケーブルを介して、心電信信号を信号処理部

31, 32へ出力する。

[0037] 第1, 第2光電脈波センサ21, 22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。そのため、第1, 第2光電脈波センサ21, 22それぞれは、発光素子211, 221と受光素子212, 222とを含んで構成されている。ここで、第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサ21は、一方の心電電極11の近傍に（例えば横に並べて）配設されている。同様に、第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサ22は、他方の心電電極12の近傍に配設されている。すなわち、一对の第1, 第2心電電極11, 12、及び第1光電脈波センサ21、第2光電脈波センサ22は、同一の筐体5に、かつ、使用者が左右の手で該筐体5を把持した際に、一方の手（例えば左手）と第1心電電極11、第1光電脈波センサ21とが接触し、他方の手（例えば右手）と第2心電電極12、第2光電脈波センサ22とが接触する位置に取り付けられている。

[0038] 発光素子211, 221は、信号処理部31, 32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211, 221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211を駆動するパルス状の駆動信号を生成して出力する。

[0039] 受光素子212, 222は、発光素子211, 221から照射され、例えば指先を透過して、又は指先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212, 222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212, 222として、フォトダイオードを用いた。受光素子212, 222は、信号処理部31, 32に接続されており、受光素子212, 222で得られた検出信号（光電脈波信号）は信号処理部31, 32に出力される。

[0040] 上述したように、第1心電電極11、第2心電電極12、及び第1光電脈

波センサ 2 1 それぞれは、信号処理部 3 1 に接続されており、検出された心電信号、及び第 1 の光電脈波信号が信号処理部 3 1 に入力される。同様に、第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2、及び第 2 光電脈波センサ 2 2 それぞれは、信号処理部 3 2 に接続されており、検出された心電信号、及び第 2 の光電脈波信号が信号処理部 3 2 に入力される。

[0041] 信号処理部 3 1 は、検出した心電信号（心電波）の R 波ピークと第 1 の光電脈波信号（脈波）のピーク（立ち上がり点）との時間差から第 1 脈波伝播時間（左手の指先での脈波伝播時間）を計測する（図 3 参照）。同様に、信号処理部 3 2 は、検出した心電信号の R 波ピークと第 2 の光電脈波信号のピークとの時間差から第 2 脈波伝播時間（右手の指先での脈波伝播時間）を計測する。また、信号処理部 3 1、3 2 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。さらに、信号処理部 3 1、3 2 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。なお、信号処理部 3 1 の構成と信号処理部 3 2 の構成とは、同一であるので、以下、信号処理部 3 1 を主にして説明する。

[0042] 信号処理部 3 1（3 2）は、増幅部 3 1 1、3 2 1、第 1 信号処理部 3 1 0、第 2 信号処理部 3 2 0、ピーク検出部 3 1 6、3 2 6、ピーク補正部 3 1 8、3 2 8、及び脈波伝播時間計測部 3 3 0 を有している。また、上記第 1 信号処理部 3 1 0 は、アナログフィルタ 3 1 2、A/D コンバータ 3 1 3、デジタルフィルタ 3 1 4 を有している。一方、第 2 信号処理部 3 2 0 は、アナログフィルタ 3 2 2、A/D コンバータ 3 2 3、デジタルフィルタ 3 2 4、2 階微分処理部 3 2 5 を有している。

[0043] ここで、上述した各部の内、デジタルフィルタ 3 1 4、3 2 4、2 階微分処理部 3 2 5、ピーク検出部 3 1 6、3 2 6、ピーク補正部 3 1 8、3 2 8、脈波伝播時間計測部 3 3 0 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。

[0044] 増幅部 3 1 1 は、例えばオペアンプ等を用いた増幅器により構成され、第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2 により検出された心電信信号を増幅する。増幅部 3 1 1 で増幅された心電信信号は、第 1 信号処理部 3 1 0 に出力される。同様に、増幅部 3 2 1 は、例えばオペアンプ等を用いた増幅器により構成され、第 1（第 2）光電脈波センサ 2 1（2 2）により検出された第 1（第 2）光電脈波信号を増幅する。増幅部 3 2 1 で増幅された光電脈波信号は、第 2 信号処理部 3 2 0 に出力される。

[0045] 第 1 信号処理部 3 1 0 は、上述したように、アナログフィルタ 3 1 2、A／D コンバータ 3 1 3、デジタルフィルタ 3 1 4 を有しており、増幅部 3 1 1 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。

[0046] また、第 2 信号処理部 3 2 0 は、上述したように、アナログフィルタ 3 2 2、A／D コンバータ 3 2 3、デジタルフィルタ 3 2 4、2 階微分処理部 3 2 5 を有しており、増幅部 3 2 1 で増幅された第 1（第 2）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。

[0047] アナログフィルタ 3 1 2、3 2 2、及び、デジタルフィルタ 3 1 4、3 2 4 は、心電信信号、第 1（第 2）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、心電信信号は一般的に 0.1 ～ 200 Hz の周波数成分、光電脈波信号は 0.1 ～ 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 3 1 2、3 2 2、及びデジタルフィルタ 3 1 4、3 2 4 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。

[0048] なお、拍動成分の抽出のみを目的とする場合（すなわち、波形等を取得する必要がない場合）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第 1（第 2）光電脈波信号は、2 階微分処理部 325 へ出力される。

[0049] 2 階微分処理部 325 は、第 1（第 2）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。

[0050] 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第 1（第 2）光電脈波信号（加速度脈波）のピーク（立ち上がり点）を検出する。すなわち、ピーク検出部 316, 326 は、請求の範囲に記載のピーク検出手段として機能する。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。

[0051] 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、デジタルフィルタ 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、デジタル

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 により検出された第 1 (第 2) 光電脈波信号 (加速度脈波信号) のピークを補正する。補正後の心電信信号のピーク、及び補正後の第 1 (第 2) 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。

[0052] 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 により補正された第 1 (第 2) 光電脈波信号 (加速度脈波) のピーク (立ち上がり点) との間隔 (時間差) から第 1 (第 2) 脈波伝播時間を求める。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演算手段として機能する。ここで、信号処理部 3 1 の脈波伝播時間計測部 3 3 0 は、第 1 脈波伝播時間、すなわち左手の指先での脈波伝播時間を取得する。同様に、信号処理部 3 2 の脈波伝播時間計測部 3 3 0 は、第 2 脈波伝播時間、すなわち右手の指先での脈波伝播時間を取得する。ここで、心電信信号の R 波 (ピーク) と第 1 (第 2) 光電脈波信号 (加速度脈波) のピークとの間隔から求められる脈波伝播時間を図 3 に示す。なお、図 3 では、心電信信号の波形を細い実線で示すとともに、第 1 (第 2) 光電脈波信号を破線で示した。また、加速度脈波の波形を太い実線で示した。

[0053] 脈波伝播時間計測部 3 3 0 は、第 1 (第 2) 脈波伝播時間に加えて、例えば、心電信信号から心拍数、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。信号処理部 3 1、3 2 は、脈波伝播時間計測部 3 3 0 で取得した第 1、第 2 脈波伝播時間等を検知部 4 0 に出力する。

[0054] 検知部 4 0 は、第 1 脈波伝播時間 (左手の指先での脈波伝播時間) と第 2 脈波伝播時間 (右手の指先での脈波伝播時間) との時間差に基づいて、左右

の腕（大動脈弓から左右の手（指先）までの間）の血管の異常を検知する。すなわち、検知部40は、請求の範囲に記載の検知手段として機能する。ちなみに、心電と指先での光電脈波のピークから算出した脈波伝播時間は通常0.1～0.3sec.程度の値を示す。

[0055] より具体的には、検知部40は、取得した左右の手の第1, 第2脈波伝播時間の時間差を、予めメモリに記憶されている左右の手の脈波伝播時間の差の血管異常が疑われる範囲と比較し、範囲外になった場合に血管異常と判定する。また、検知部40は、算出した第1, 第2脈波伝播時間を、予めメモリに記憶されている脈波伝播時間単体の血管異常が疑われる範囲と比較し、範囲外になった場合に血管異常と判定する。なお、脈波伝播時間は腕の長さや、血圧、心拍数に影響を受けるため、計測の前に使用者（被測定者）の腕の長さや、血圧、心拍数を入力することで上記判定基準範囲を補正する機能を付加してもよい。

[0056] 検知された血管異常情報（すなわち、血管異常の有無等の検知結果）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、心電波、光電脈波、及び加速度脈波等の計測データは、表示部50等に出力される。なお、取得された脈波伝播時間や、心拍数、脈拍数等の計測データは、例えば、上述したRAMなどに蓄積して記憶しておき、計測が終了した後に、パーソナルコンピュータ（PC）等に出力して確認するようにしてもよい。

[0057] 表示部50は、例えば、液晶ディスプレイ（LCD）等からなり、検知された血管異常情報や、取得された脈波伝達時間、心拍数、脈拍数等の計測データ（計測結果）をリアルタイムに表示する。また、上記情報を、通信部60を介して、例えば、PCや、ディスプレイを有する携帯型音楽プレーヤ、又はスマートフォン等に送信して表示させる構成とすることもできる。なお、その場合には、測定結果や検知結果に加えて、測定日時等のデータも送信することが好ましい。

[0058] 次に、図2を参照しつつ、血管異常検知装置1の使用方法について説明す

る。なお、図 2 は、血管異常検知装置 1 の使用方法を説明するための図である。心電信号計測装置 1 を用いて血管異常を検知する際には、まず、使用者が、筐体 5（血管異常検知装置 1）を両手で把持し、左手の指先を第 1 心電電極 1 1 及び第 1 光電脈波センサ 2 1 に接触させるとともに、右手の指先を第 2 心電電極 1 2 及び第 2 光電脈波センサ 2 2 に接触させる。

[0059] そうすることにより、両手間の心電信号、及び、左手の指先での第 1 の光電脈波信号、並びに右手の指先での第 2 の光電脈波信号が取得される。そして、左手の指先での第 1 脈波伝播時間、及び右手の指先での第 2 脈波伝播時間が取得される。なお、第 1、第 2 脈波伝播時間の取得方法については上述した通りであるので、ここでは詳細な説明を省略する。そして、第 1 脈波伝播時間と第 2 脈波伝播時間との時間差から血管異常が検知される。その結果、心臓から伸びる動脈が右腕と左腕とに分岐する大動脈弓から左右の手までの間の血管の異常が検知される。

[0060] このようにして、ユーザは、筐体 5（血管異常検知装置 1）を把持して、左手の指先で第 1 心電電極 1 1 及び第 1 光電脈波センサ 2 1 に触れるとともに、右手の指先で第 2 心電電極 1 2 及び第 2 光電脈波センサ 2 2 に触れるだけで、血管の異常を検知することができる。

[0061] 以上、本実施形態によれば、第 1、第 2 心電電極 1 1、1 2、第 1、第 2 光電脈波センサ 2 1、2 2 を使用しているため、使用者が触れるだけで、心電信号、光電脈波信号を取得することができる。また、第 1 心電電極 1 1 の近傍に第 1 光電脈波センサ 2 1 が配設され、第 2 心電電極 1 2 の近傍に第 2 光電脈波センサ 2 2 が配設されているため、例えば、一方の手（左手）で第 1 心電電極 1 1 と第 1 光電脈波センサ 2 1 に触れ、他方の手（右手）で第 2 心電電極 1 2 と第 2 光電脈波センサ 2 2 に触れることにより、心電信号、第 1 光電脈波信号、及び第 2 光電脈波信号を同時に取得することができる。特に、本実施形態によれば、左手と右手の脈波伝播時間（第 1 脈波伝播時間、第 2 脈波伝播時間）を取得することができるため、心臓から伸びる動脈が左腕と右腕とに分岐する大動脈弓から左右の手までの間の血管の異常を検知す

ることができる。よって、ユーザがひとりで使用でき、より簡便に脈波伝播時間を計測して血管異常を検知することが可能となる。

[0062] また、本実施形態によれば、左右の手で同時に第1、第2脈波伝播時間を計測できるため、脈波伝播時間に影響を与える心拍数変動や血圧変動による左右の脈波伝播時間のばらつきを抑制することができ、より精度よく血管の異常を検知することができる。

[0063] (第2実施形態)

上述した第1実施形態に係る血管異常検知装置1では、2つの光電脈波センサ(第1光電脈波センサ21、第2光電脈波センサ22)を備え、左右の手(指先)の光電脈波信号(第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号)を同時に取得したが、使用者の左手又は右手が接触する箇所のみ配置された1つの光電脈波センサ(第1光電脈波センサ21)と、記憶部340と、心電信信号の極性を反転する切り替えスイッチ70とを備え、一方の手(例えば左手)で第1の光電脈波信号(第1脈波伝播時間)を取得した後に、装置を持ち替えて、他方の手(例えば右手)で第2の光電脈波信号(第2脈波伝播時間)を取得し、双方の時間差を算出する構成とすることもできる。

[0064] そこで、次に、図4を用いて、第2実施形態に係る血管異常検知装置2の構成について説明する。ここでは、上述した第1実施形態に係る血管異常検知装置1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4は、第2実施形態に係る血管異常検知装置2の構成を示すブロック図である。なお、図4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。

[0065] 血管異常検知装置2は、第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサ22、及び、第2の光電脈波信号に基づいて脈波伝播時間(第2脈波伝播時間)を計測する信号処理部32を備えていない点で、上述した血管異常検知装置1と異なっている。また、血管異常検知装置2は、スイッチ70、及び記憶部340を備えている点で血管異常検知装置1と異なっている。その他の構成は、上述した血管異常検知装置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。

[0066] 血管異常検知装置 2 の筐体 5 B は、薄型の略直方体形状を有しており、その表面及び裏面には、表示部 5 O が取り付けられている。第 1 心電電極 1 1（及び第 1 光電脈波センサ 2 1）と第 2 心電電極 1 2 とは、筐体 5 B の表裏に対して略対称な位置に配設されている。そのため、筐体 5 B を裏返した状態で把持すると、第 1、第 2 心電電極 1 1、1 2 及び第 1 光電脈波センサ 2 1 に接触する手が逆になり、心電信号、光電脈波信号を左右逆の人差し指で取得することになる。ここで、心電波形は左右の手が入れ替わると反転するため、左右の脈波伝播時間を測定するためには、左右の持ち替えに対して心電波形を反転させることが必要となる。そこで、スイッチ 7 0 は、第 1 心電電極 1 1 からの入力信号と第 2 心電電極 1 2 からの入力信号とを互いに入替えることにより、第 1、第 2 心電電極 1 1、1 2 により検出されたる心電信号の極性を反転させる。すなわち、スイッチ 7 0 は、請求の範囲に記載の反転手段として機能する。

[0067] 記憶部 3 4 0 は、上述した R A M 等から構成され、心電信号と第 1 の光電脈波信号に基づいて取得された脈波伝播時間（第 1 脈波伝播時間）を一時的に記憶する。

[0068] なお、検知部 4 0 は、記憶部 3 4 0 に記憶されている第 1 脈波伝播時間（例えば左手指先での脈波伝播時間）と、その後（筐体 5 B を持ち替えた後）取得された第 2 脈波伝播時間（右手指先での脈波伝播時間）との時間差に基づいて、左右の腕（大動脈弓から左右の手までの間）の血管の異常を検知する。なお、血管異常検知装置 2 の裏表両面に表示部 5 O を配置する場合、心電信号の反転に連動して、表側の表示部 5 O の表示を O F F にし、裏側の表示部 5 O の表示を O N にする。

[0069] 心電信号計測装置 2 を用いて血管異常を検知する際には、使用者が、筐体 5 B（血管異常検知装置 2）を把持し、例えば左手の指先を第 1 心電電極 1 1 及び第 1 光電脈波センサ 2 1 に接触するとともに、右手の指先を第 2 心電電極 1 2 に接触する。そうすることにより、両手間の心電信号（極性が反転

されていない非反転の心電信号)、及び、左手の指先での第1の光電脈波信号が取得される。そして、左手の指先での第1脈波伝播時間が取得され、記憶部340に記憶される。

[0070] 続いて、心電信号の極性を反転させるようにスイッチ70を切り替えた後、筐体5B(血管異常検知装置2)を持ち替え、右手の指先を第1心電電極11及び第1光電脈波センサ21に接触するとともに、左手の指先を第2心電電極12に接触する。そうすることにより、両手間の心電信号(極性が反転された心電信号)、及び、右手の指先での第2の光電脈波信号が取得され、第2の脈波伝播時間が計測される。

[0071] そして、記憶部340に記憶されている第1脈波伝播時間と、その後計測された第2脈波伝播時間との時間差から血管異常が検知される。その結果、心臓から伸びる動脈が右腕と左腕とに分岐する大動脈弓から左右の手までの間の血管の異常が検知される。

[0072] 本実施形態によれば、1つの光電脈波センサ21で第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間を計測することができる。すなわち、電力を消費する光電脈波センサの数を削減することができるため、装置の低消費電力化、及び低コスト化を図ることができる。なお、第1、第2心電電極11、12を接触させる身体の部位が逆になった場合には、心電信号の極性が逆になる。すなわち心電信号に含まれるR波(ピーク)が上下逆転するが、心電信号の極性を反転させることでピークを正しく検出することができる。そのため、脈波伝播時間の計測、及び血管異常の検知をより正確に行うことができる。

[0073] また、本実施形態によれば、スイッチ操作により心電信号の極性を反転することができる。さらに、本実施形態によれば、表示部50の表示が心電信号の反転と連動して切り替えられるため、筐体5Bを裏返したときに心電信号の反転が正しく行われなかった場合には、裏面の表示部50がオンされないため、心電信号が反転されていないことによる計測・検知ミスを防止することができる。

[0074] (第2実施形態の第1変形例)

上述した血管異常検知装置 2 では、心電信号の極性をスイッチ 70 の操作で切り替えたが、筐体 5 B の把持状態を検出して心電信号の極性を自動的に切り換える構成とすることもできる。

[0075] そこで、次に、図 5 を用いて、第 2 実施形態の第 1 変形例に係る血管異常検知装置 2 B の構成について説明する。ここでは、上述した第 2 実施形態に係る血管異常検知装置 2 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 5 は、第 2 実施形態の第 1 変形例に係る血管異常検知装置 2 の構成を示すブロック図である。なお、図 5 において第 2 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。

[0076] 血管異常検知装置 2 B は、使用者と対向している血管異常検知装置 2 B (筐体 5 B) の面 (すなわち、上を向いている面) を検出する表裏検出部 71 を備えている点、及び、上述したスイッチ 70 に代えて、表裏検出部 71 による検出結果に応じて、心電信号の極性を反転させる反転部 315 を備えている点で、上述した血管異常検知装置 2 と異なっている。その他の構成は、上述した血管異常検知装置 2 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。

[0077] ここで、表裏検出部 71 としては、例えば、加速度センサ、傾斜センサ、又は、照度センサ等を用いることができる。表裏検出部 71 は、請求の範囲に記載の表裏検出手段として機能する。

[0078] 反転部 315 は、デジタルフィルタ 314 とピーク検出部 316 との間に配設され、表裏検出部 71 による検出結果に応じて、心電信号の極性を反転させる。すなわち、心電波を上下反転させる。すなわち、反転部 315 は、請求の範囲に記載の反転手段として機能する。このようにすれば、第 1, 第 2 心電電極 11, 12 を接触させる生体の部位 (左右の手) が逆になった場合に、心電信号の極性を反転させることでピークを正しく検出することができ、脈波伝播時間を精度よく計測することができる。

[0079] 本変形例によれば、使用者と対向している筐体 5 B の面 (すなわち血管異

常検知装置 2 B の裏表) が検知されることにより、使用者による装置 2 B の持ち替えを自動的に判定して、心電信号の極性を反転できるため、より簡易に血管の異常を検知することができる。

[0080] (第 2 実施形態の第 2 変形例)

ところで、上述した形態では、第 1 心電電極 1 1 (及び第 1 光電脈波センサ 2 1) と第 2 心電電極 1 2 とが筐体 5 B の表裏に対して略対称な位置に配設されていたが、第 1 光電脈波センサ 2 1 を例えば親指が接触する箇所に配設するとともに、第 1 心電電極 1 1 (及び第 1 光電脈波センサ 2 1) と第 2 心電電極 1 2 とが、図 7 に示されるように、筐体 5 B の中心軸に対して略対称となるように配置してもよい。なお、図 7 は、第 2 実施形態の第 2 変形例に係る血管異常検知装置 2 B の使用方法を説明するための図である。

[0081] この場合には、例えば、左手親指に第 1 光電脈波センサ 2 1 が接触している状態で第 1 の光電脈波信号を計測した後、血管異常検知装置 2 B を 180° 回転させて右手親指で第 2 の光電脈波信号を計測する。ここで、筐体 5 B の把持状態 (血管異常検知装置 2 B の回転状態) は、上述した表裏検出部 7 1 に代えて、使用者の接触の有無を検出する接触検出部 7 2 を備えることにより検出することができる (図 6 参照)。該接触検出部 7 2 は、請求の範囲に記載の接触検出手段として機能する。ここで、接触検出部 7 2 としては、例えば、近接センサ、圧力センサ、又はスイッチ等を用いることができる。すなわち、図 7 に示されるように、親指の付け根や手のひらの接触/近接を接触検知部 7 2 で検出することにより、筐体 5 B の把持方向 (持ち替え) を判定し、心電信号を自動的に反転させることができる。なお、この場合、表示部 5 0 の表示は、心電信号の反転と連動して 180° 回転 (すなわち上下逆に) される。

[0082] 本変形例によっても、血管異常検知装置 2 B の把持状態が検知されることにより、使用者による装置の持ち替えを自動的に判定して、心電信号の極性を反転できるため、より簡易に血管の異常を検知することができる。

[0083] (第 3 実施形態)

上述した第1実施形態では、第1心電電極11、第2心電電極12、第1光電脈波センサ21、第2光電脈波センサ22を備え、左右の手の指先から脈波伝播時間を取得したが、両手に加えて、さらに、両足の脈波伝播時間を取得して、両足の血管異常を検知する構成とすることもできる。

[0084] 次に、図8、9、10を併せて用いて、第3実施形態に係る血管異常検知装置3の構成について説明する。ここでは、上述した第1実施形態に係る血管異常検知装置1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8は、血管異常検知装置3の構成を示すブロック図である。図9は、血管異常検知装置3を構成する本体部6の外観を示す図である。図10は、血管異常検知装置3の使用方を説明するための図である。なお、図8、9、10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。

[0085] 血管異常検知装置3は、心電信号を検出するための心電電極（第3心電電極13、第4心電電極14）、左右の足の光電脈波信号（第3の光電脈波信号、第4の光電脈波信号）を検出するための2つの光電脈波センサ（第3光電脈波センサ23、第4光電脈波センサ24）、検出された心電信号及び第3、第4の光電脈波信号に基づいて左右の足における脈波伝播時間（第3脈波伝播時間、第4脈波伝播時間）を計測する信号処理部33、34、及び、第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間との差、及び、第3脈波伝播時間と第4脈波伝播時間との差に基づいて両手間、両足間の血管異常を検知する検知部40Bをさらに備えている点で、上述した血管異常検知装置1と異なっている。その他の構成は、上述した血管異常検知装置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。

[0086] 血管異常検知装置3は、床面等に置いて使用する本体部6と、該本体部6とケーブル8により電氣的に接続され、使用者が両手で把持するグリップ型の測定プローブ7とを備えている。ここで、第1、第2光電脈波センサ21、22、及び、第1、第2心電電極11、12は、グリップ型の測定プローブ7の左右の手に接触する部分に設置されており、第3、第4光電脈波セン

サ 2 3, 2 4、及び、第 3, 第 4 心電電極 1 3, 1 4 は、本体部 6 上の左右の足裏に接触する部分に配設されている（なお、第 3 心電電極 1 3 と第 4 心電電極 1 4 とはショートされている）。このように第 1 ～ 4 光電脈波センサ 2 1 ～ 2 4 が配置されることにより、左手と右手、左足裏と右足裏で光電脈波信号が取得される。なお、測定部位としては、手のひら、及び足親指の腹側が好ましいが、前腕部、足背部、下腿部等であってもよい。また、上述したように第 1 ～ 4 心電電極 1 1 ～ 1 4 が配設されることにより、両手の間、又は片手と足裏との間で心電信信号が取得される。

[0087] 検知部 4 0 B は、両手の間、又は手と足との間（特に、両手間では心電振幅が小さく安定して計測できない場合）で測定した心電信信号と、左足裏、右足裏、左手、右手でそれぞれ測定した光電脈波信号とから、左手、右手、左足、右足の脈波伝播時間を測定し、それぞれの値、左手と右手の脈波伝播時間の時間差、及び、左足と右足の脈波伝播時間の時間差から、腕（大動脈弓から手まで）、及び、脚（総腸骨動脈から足まで）の血管異常を検知する。

[0088] ところで、心電信信号のピークと、足裏での光電脈波信号のピークとから算出した脈波伝播時間は、通常、0. 1 ～ 0. 4 s e c. 程度の値となり、手での値より大きい。このため、足の脈波伝播時間に関しても、脈波伝播時間単体での血管異常が疑われる範囲、及び、左右の脚での脈波伝播時間の時間差について血管異常が疑われる範囲（判定基準範囲）を決定し、予め記憶部 3 4 0 に保存しておく。検知部 4 0 B は、左右の手の脈波伝播時間、左右の足の脈波伝播時間の合計 4 個のデータに基づいて、単体及び左右差の血管異常判定を行う。ここで、腕の脈波伝播時間が腕の長さに影響されるのと同様に、脚の脈波伝播時間は体幹部及び脚の長さや、血圧、心拍数の影響を受けるため、測定の前に使用者（被測定者）の身体データや、血圧、心拍数を入力することで上記判定基準範囲を補正する機能が付加されていてもよい。

[0089] 本実施形態によれば、一度の計測で、左手、右手、左足、右足の脈波伝播時間を取得することができる。そのため、例えば、大動脈弓から左右の手までの間の血管の異常、及び、総腸骨動脈から左右の足までの間の血管の異常

を一度に検知することができる。

[0090] (第4実施形態)

ところで、上述した、脈波伝播時間の取得、及び血管異常検知の開始・終了は自動的に行うようにしてもよい。また、自動的に開始する際、及び／又は、終了する際に、音声又は映像によるガイダンスを行う構成としてもよい。

[0091] 本実施形態では、例えば、使用者の接触が検知されたとき、所定の拍数分（例えば数拍）の心電信号、第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号が取得されたとき、及び、対価が支払われたときのうち、少なくともいずれかの条件が満足されたときに、検知部40が、自動的に、血管異常の検知を開始する。

[0092] また、本実施形態では、所定の拍数分（例えば30拍分）の心電信号、第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号が取得されたとき、及び／又は、血管異常の検知開始後、所定時間（例えば30秒）が経過したときに、検知部40が、自動的に、血管異常の検知を終了する。

[0093] さらに、本実施形態では、自動的に血管異常の検知を開始する際、及び／又は、血管異常の検知を終了する際に、スピーカ73や表示部50により、音声及び／又は画像によるガイダンスが提示される。すなわち、スピーカ73や表示部50は、請求の範囲に記載の提示手段に相当する。

[0094] 本実施形態によれば、血管異常の検知が自動的に開始されるため、計測・検知を開始させるための動作が不要なため、開始動作に伴って発生する体動ノイズの発生がなく、比較的安静な状態での計測・検知が可能となる。

[0095] また、本実施形態によれば、脈波伝播時間の計測・血管異常の検知が完了したときに、自動的に計測・検知が終了されるため、より簡易に、脈波伝播時間を計測して、血管異常を検知することが可能となる。

[0096] さらに、本実施形態によれば、使用者に、計測・検知の開始や、計測・検知の終了といった計測状態を知らせることができる。

[0097] 以上、本発明の実施の形態について説明したが、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、第1, 第2心電電極11, 12、及び第1, 第2光電脈波センサ21, 22を使用者の両手の指先に接触させたが、接触させる箇所は左半身と右半身の略対象な箇所であればよく、両手の指先に代えて、例えば左右の手のひら、前腕部、上腕部等に接触させるようにしてもよい。また、上記第2実施形態では、第1, 第2心電電極11, 12、及び第1光電脈波センサ21を筐体5Bの上面に配置したが、例えば、筐体5Bの裏面の、使用者の中指等が接触する箇所に配置してもよい。

[0098] 上記第3実施形態では、両足間の心電信号を取得する第3心電電極13、第4心電電極14を備えていたが、第3心電電極13、第4心電電極14は省略することもできる。また、第3実施形態に係る血管異常検知装置3に、例えば体組成計機能を付加してもよい。その場合、心電電極は体組成計の測定電極と兼用できるため、機構デザインを大きく変更することなく、機能を付加することができる。

[0099] 上述したように、取得された心拍数や脈拍数等の計測データは、PCや、ディスプレイを有する携帯型音楽プレーヤ、又はスマートフォン等に出力して表示させるような構成とすることもできる。その場合に、血管の異常判定等は、PCやスマートフォン側で行ってもよい。さらには、データをサーバーに送信してサーバー側で処理を行う構成とすることもできる。このような場合、上述した脈波伝播時間単体の血管異常が疑われる範囲、左右の腕の脈波伝播時間の差の血管異常が疑われる範囲等のデータは、PCや、スマートフォン、サーバー側に記憶される。

符号の説明

- [0100] 1, 2, 2B, 3 血管異常検知装置
5, 5B 筐体
6 本体部
7 測定プローブ
8 ケーブル

- 1 1 第1心電電極
- 1 2 第2心電電極
- 1 3 第3心電電極
- 1 4 第4心電電極
- 2 1 第1光電脈波センサ
- 2 2 第2光電脈波センサ
- 2 3 第3光電脈波センサ
- 2 4 第4光電脈波センサ
- 2 0 1 発光素子
- 2 0 2 受光素子
- 3 1, 3 2, 3 3, 3 4 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 1 5 反転部
- 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 記憶部
- 3 5 0 駆動部
- 4 0 検知部
- 5 0 表示部
- 6 0 通信部

- 7 0 スイッチ
- 7 1 表裏検出部
- 7 2 接触検出部
- 7 3 スピーカ

請求の範囲

[請求項1]

心電信号を検出する一対の心電電極と、
一方の前記心電電極の近傍に配設され、発光素子と受光素子とを有し、第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、
他方の前記心電電極の近傍に配設され、発光素子と受光素子とを有し、第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、
一対の前記心電電極により検出された心電信号、前記第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、前記第2光電脈波センサにより検出された第2の光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、
前記心電信号のピークと前記第1の光電脈波信号のピークとの時間差から第1脈波伝播時間を求めるとともに、前記心電信号のピークと前記第2の光電脈波信号のピークとの時間差から第2脈波伝播時間を求める演算手段と、
前記第1脈波伝播時間と第2脈波伝播時間との時間差に基づいて、血管の異常を検知する検知手段と、を備えることを特徴とする血管異常検知装置。

[請求項2]

前記一対の心電電極、及び前記第1光電脈波センサ、第2光電脈波センサは、同一の筐体に、かつ、使用者が左右の手で該筐体を把持した際に、一方の手と、一方の心電電極、第1光電脈波センサとが接触し、他方の手と、他方の心電電極、第2光電脈波センサとが接触する位置に取り付けられていることを特徴とする請求項1に記載の血管異常検知装置。

[請求項3]

心電信号を検出する一対の心電電極と、
前記心電電極により検出された心電信号の極性を反転させる反転手段と、
一方の前記心電電極の近傍に配設され、発光素子と受光素子とを有し、光電脈波信号を検出する一つの光電脈波センサと、

前記心電信号、及び、前記光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、

極性が反転されていない非反転の心電信号のピークと前記光電脈波信号のピークとの時間差から第1脈波伝播時間を求めるとともに、極性が反転された心電信号のピークと前記光電脈波信号のピークとの時間差から第2脈波伝播時間を求める演算手段と、

前記第1脈波伝播時間と前記第2脈波伝播時間との時間差に基づいて、血管の異常を検知する検知手段と、を備えることを特徴とする血管異常検知装置。

[請求項4] 前記反転手段は、一方の前記心電電極からの入力信号と、他方の前記心電電極からの入力信号とを互いに入替えるスイッチであることを特徴とする請求項3に記載の血管異常検知装置。

[請求項5] 使用者と対向している筐体の面を検出する表裏検出手段をさらに備え、

前記反転手段は、前記表裏検出手段による検出結果に応じて、心電信号の極性を反転させることを特徴とする請求項3に記載の血管異常検知装置。

[請求項6] 使用者の接触の有無を検出する接触検出手段をさらに備え、

前記反転手段は、前記接触検出手段により検出された接触の有無に応じて、心電信号の極性を反転させることを特徴とする請求項3に記載の血管異常検知装置。

[請求項7] 心電信号を検出する少なくとも一対の心電電極と、

発光素子と受光素子とを有し、両手、両足に接触されて、光電脈波信号を検出する2対の光電脈波センサと、

前記心電電極により検出された心電信号、及び、前記各光電脈波センサにより検出された各光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、

前記心電信号のピークと前記各光電脈波信号それぞれのピークとの

時間差から、各光電脈波信号に対応した脈波伝播時間を求める演算手段と、

対を成す光電脈波センサに対応した脈波伝播時間同士の時間差に基づいて、血管の異常を検知する検知手段と、を備えることを特徴とする血管異常検知装置。

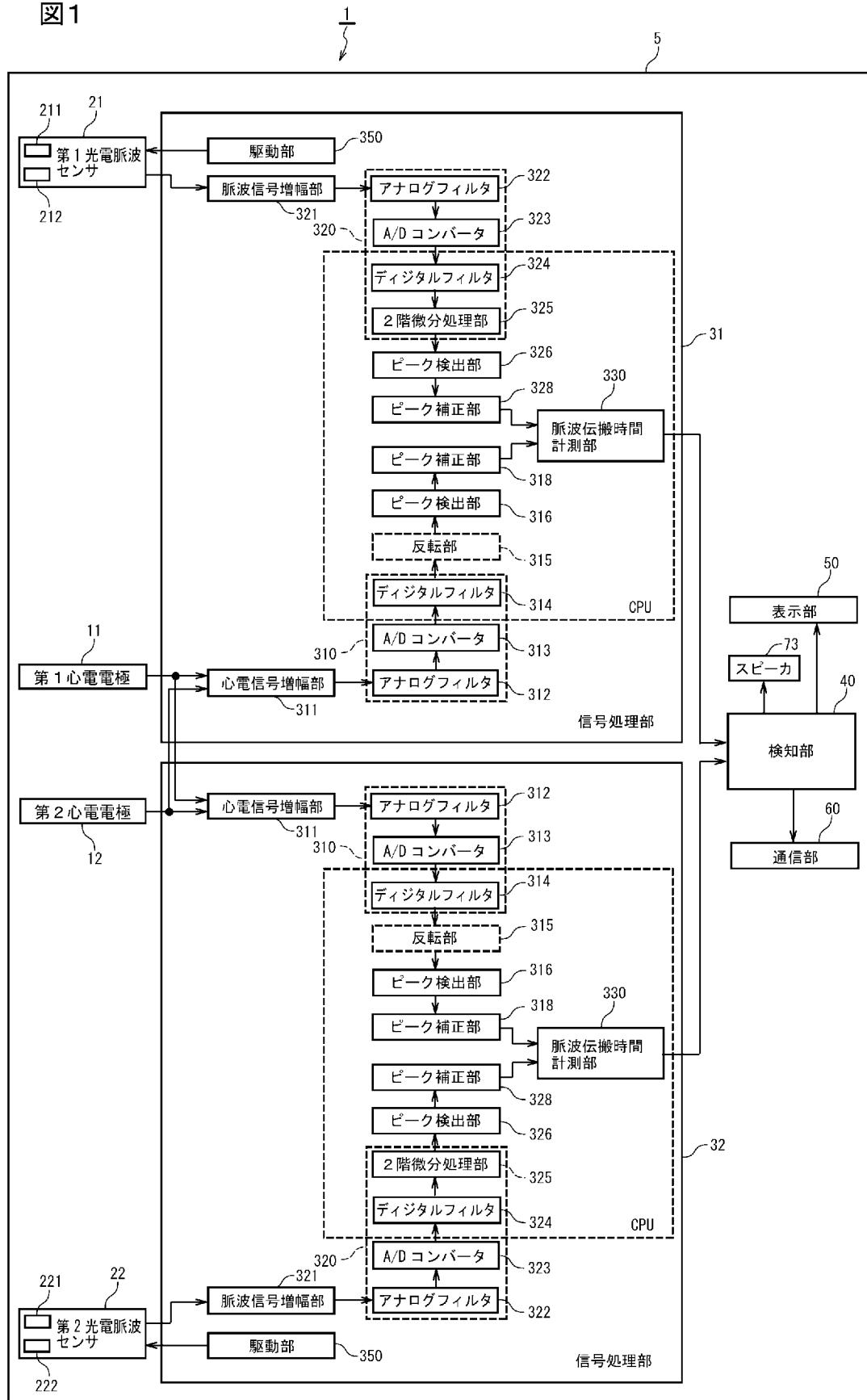
[請求項8] 使用者の接触が検知されたとき、所定の拍数分の心電信号、第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号が取得されたとき、及び、対価が支払われたときのうち、少なくともいずれかの条件が満足されたときに、前記検知手段は、自動的に、血管異常の検知を開始することを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載の血管異常検知装置。

[請求項9] 所定の拍数分の心電信号、第1の光電脈波信号、第2の光電脈波信号が取得されたとき、及び／又は、血管異常の検知開始後、所定時間が経過したときに、前記検知手段は、自動的に、血管異常の検知を終了することを特徴とする請求項1～8のいずれか1項に記載の血管異常検知装置。

[請求項10] 自動的に、血管異常の検知を開始する際、及び／又は、血管異常の検知を終了する際に、音声及び／又は画像によるガイダンスを提示する提示手段をさらに備えることを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載の血管異常検知装置。

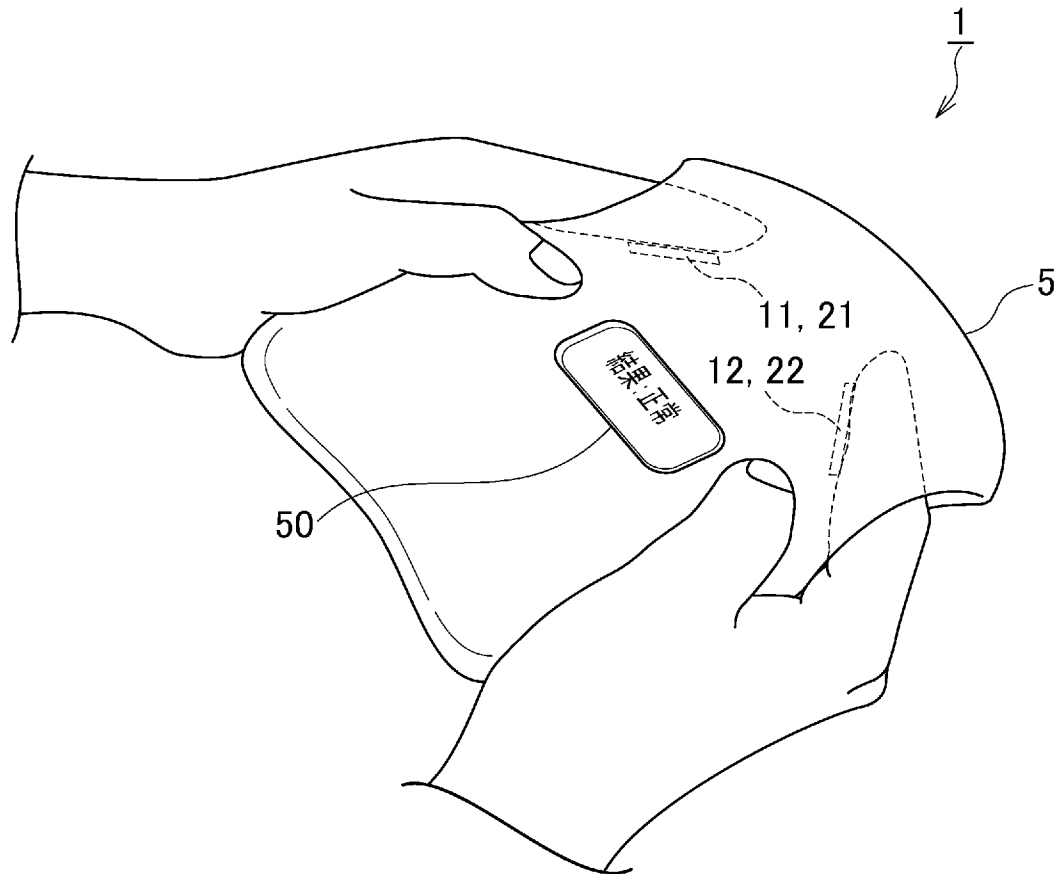
[図1]

図1



[図2]

図2



[図3]

図3

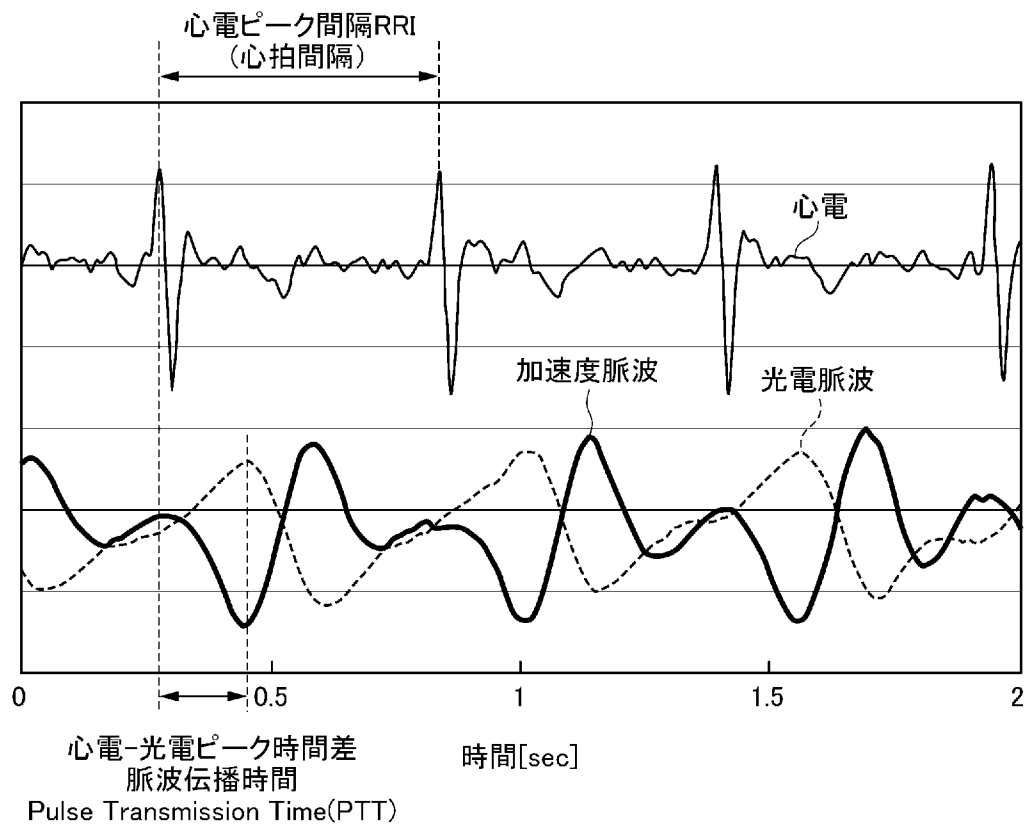
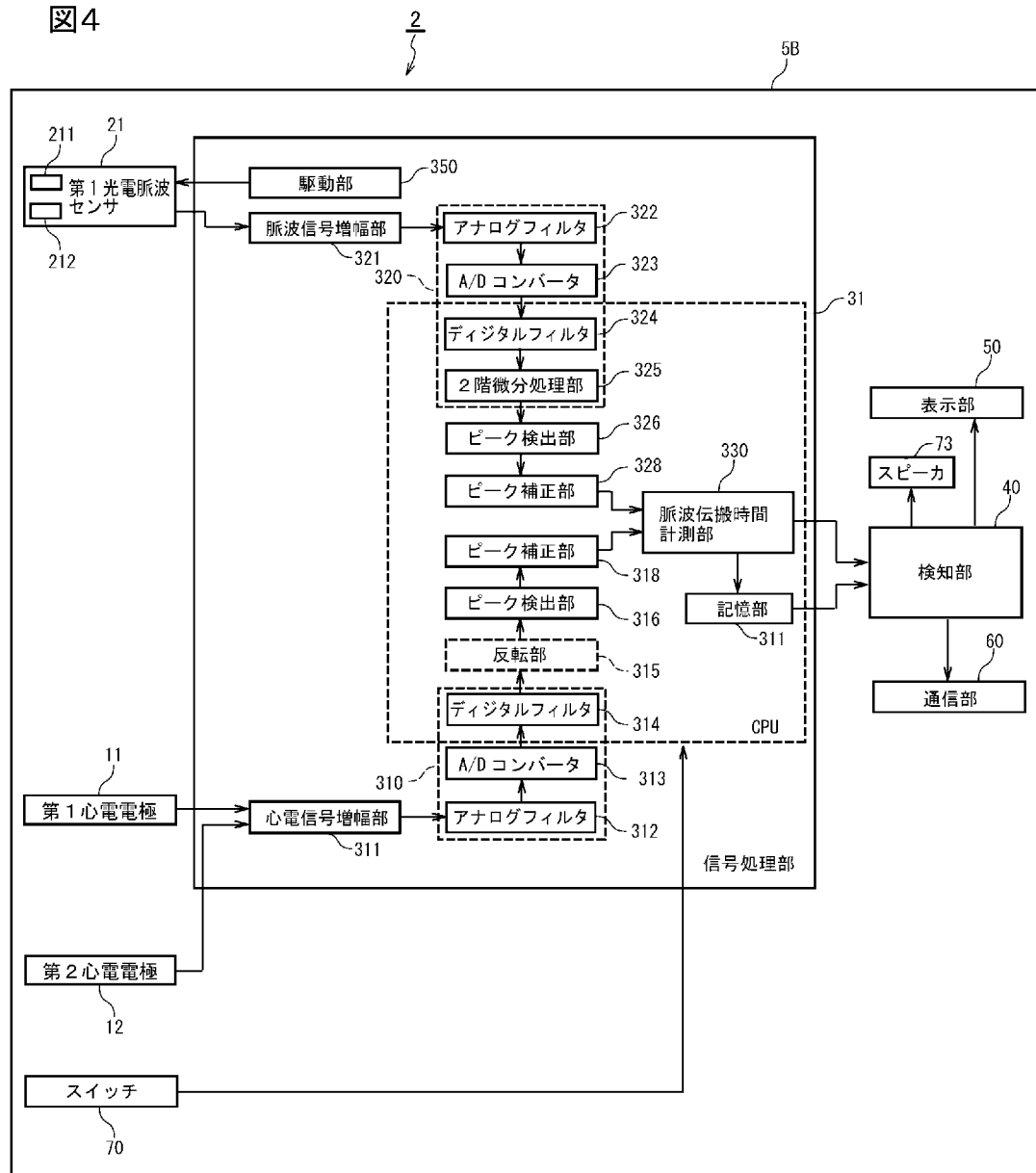
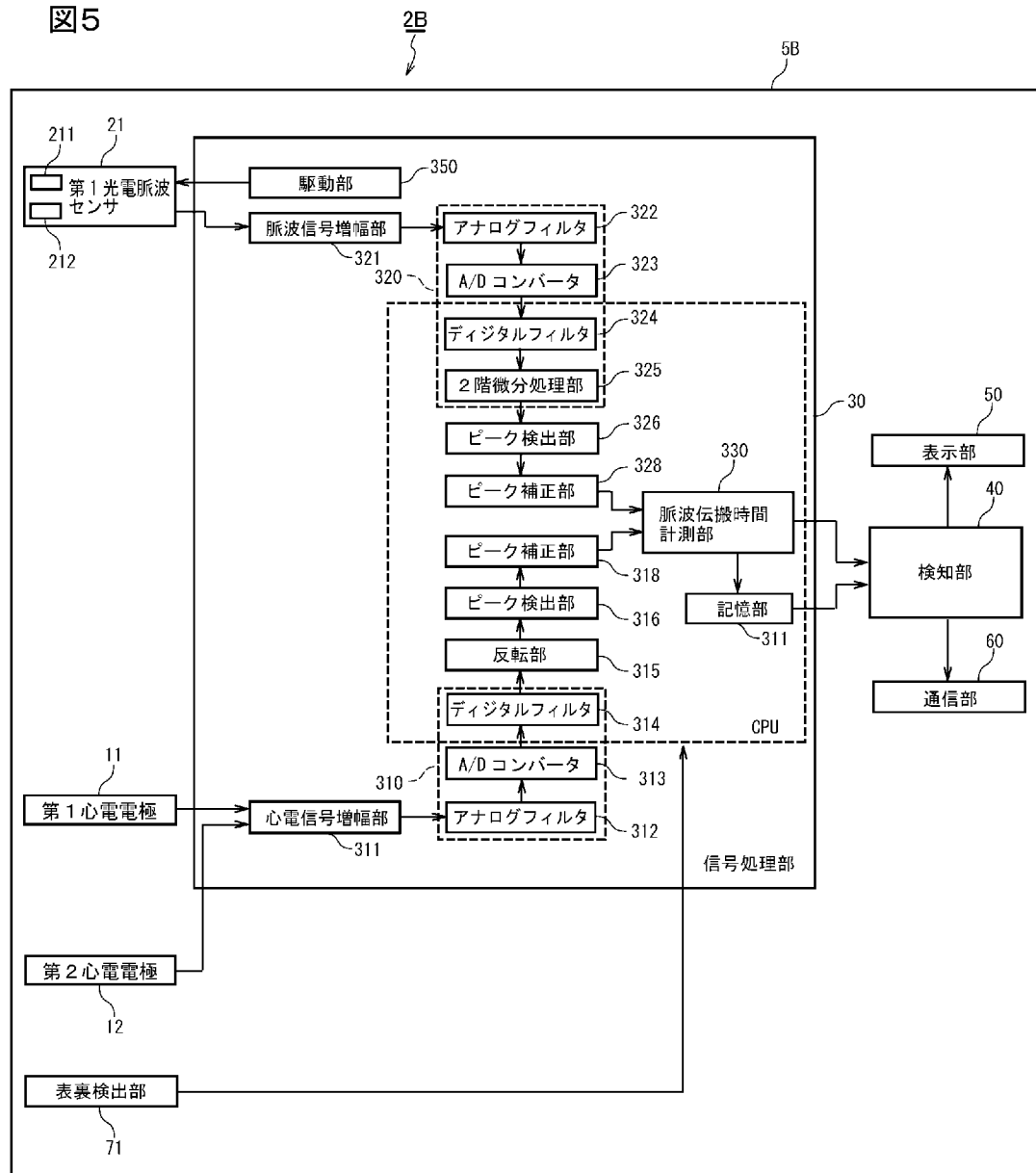


图4



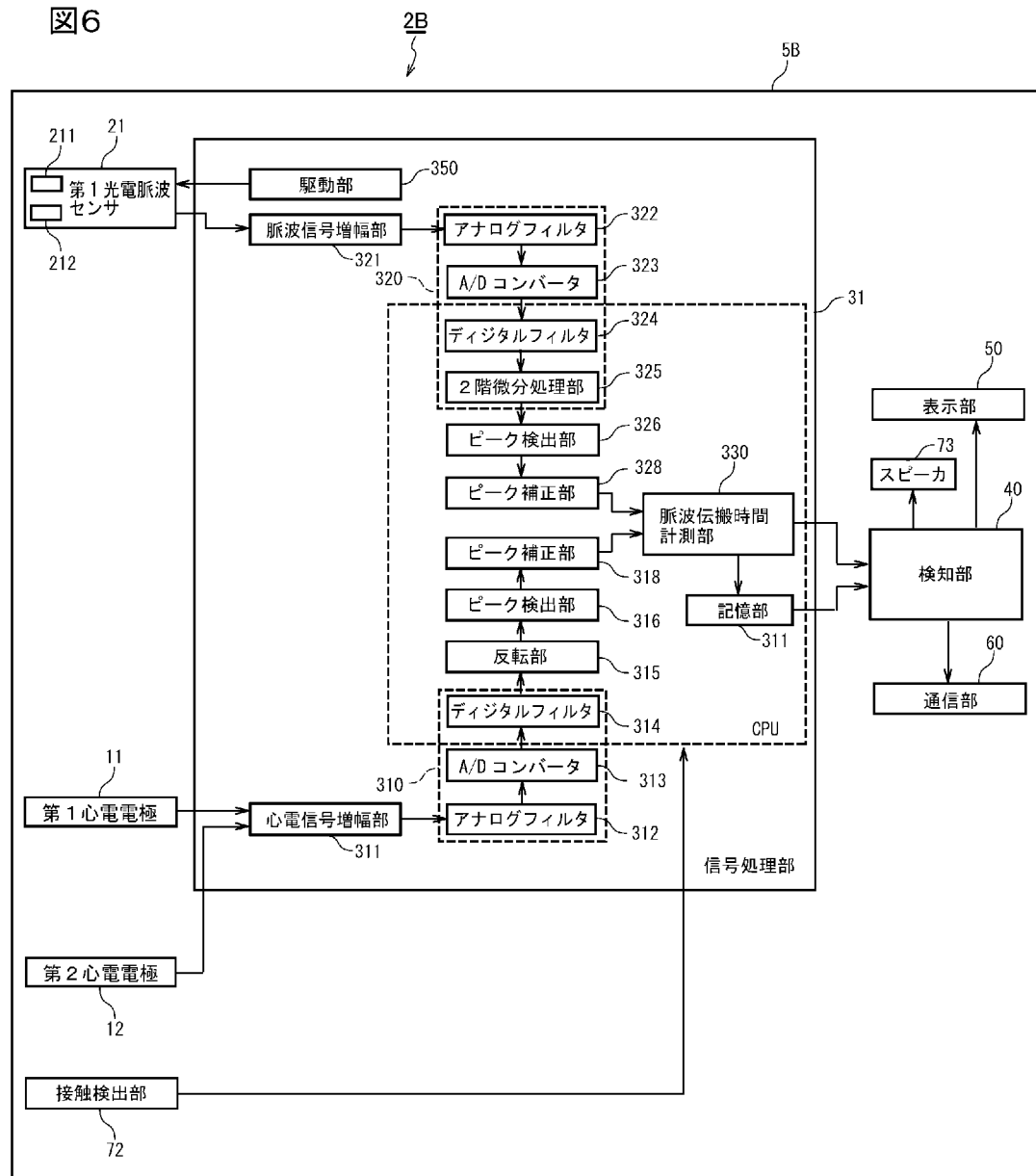
[図5]

図5



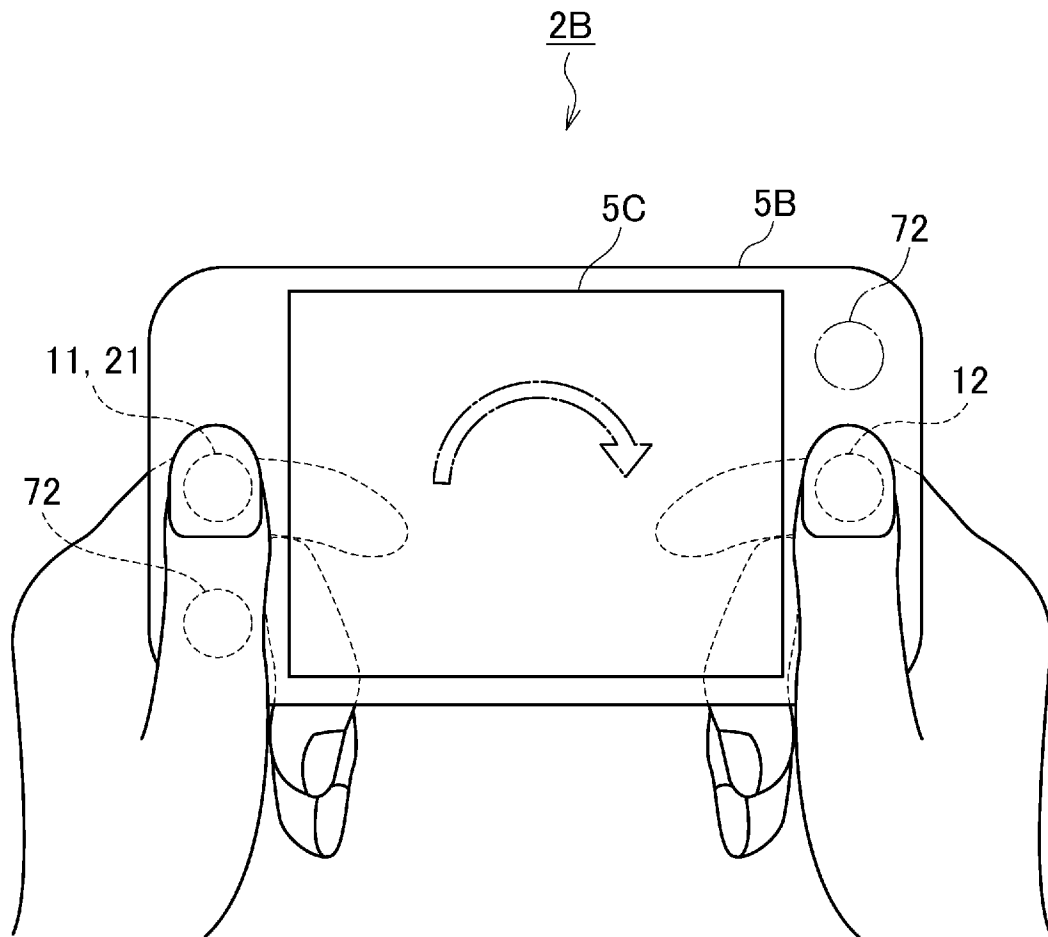
[図6]

図6



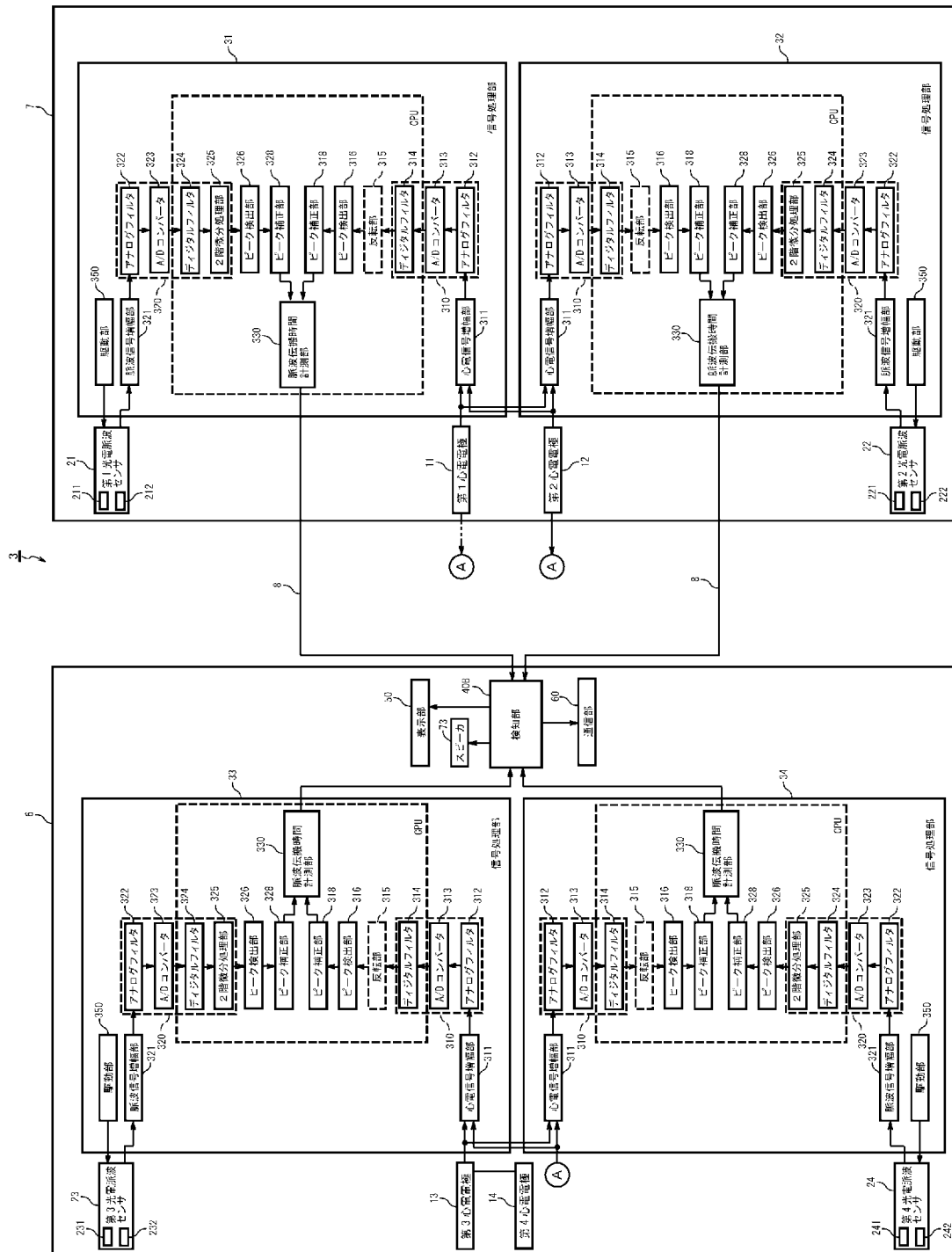
[図7]

図7



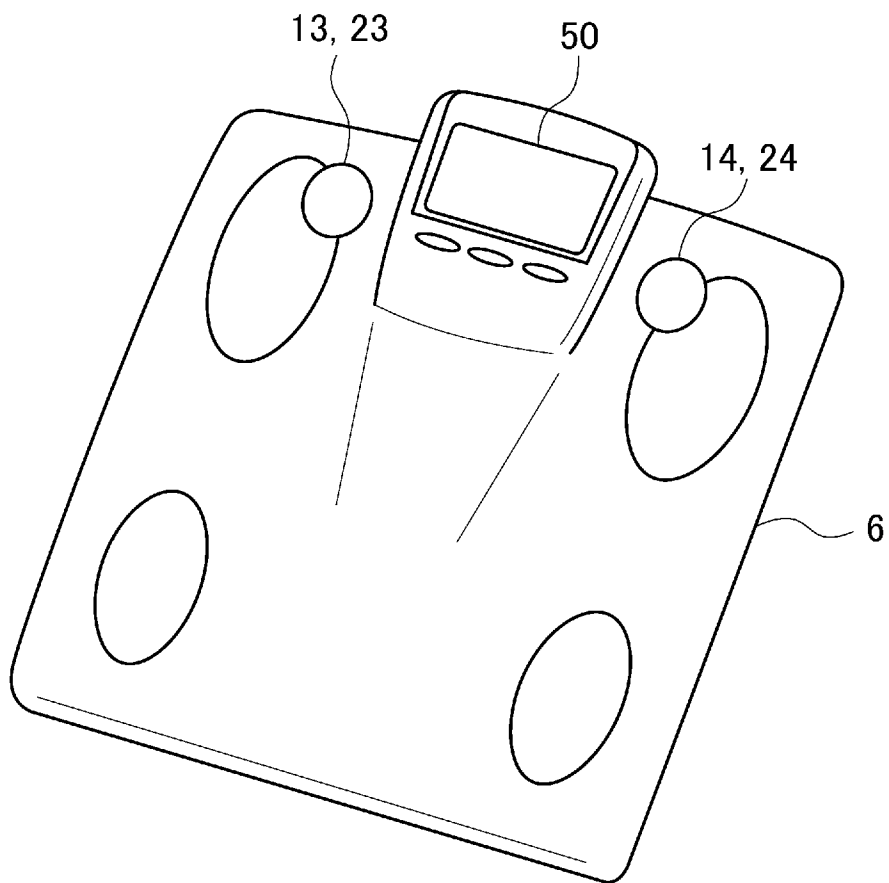
[図8]

図8



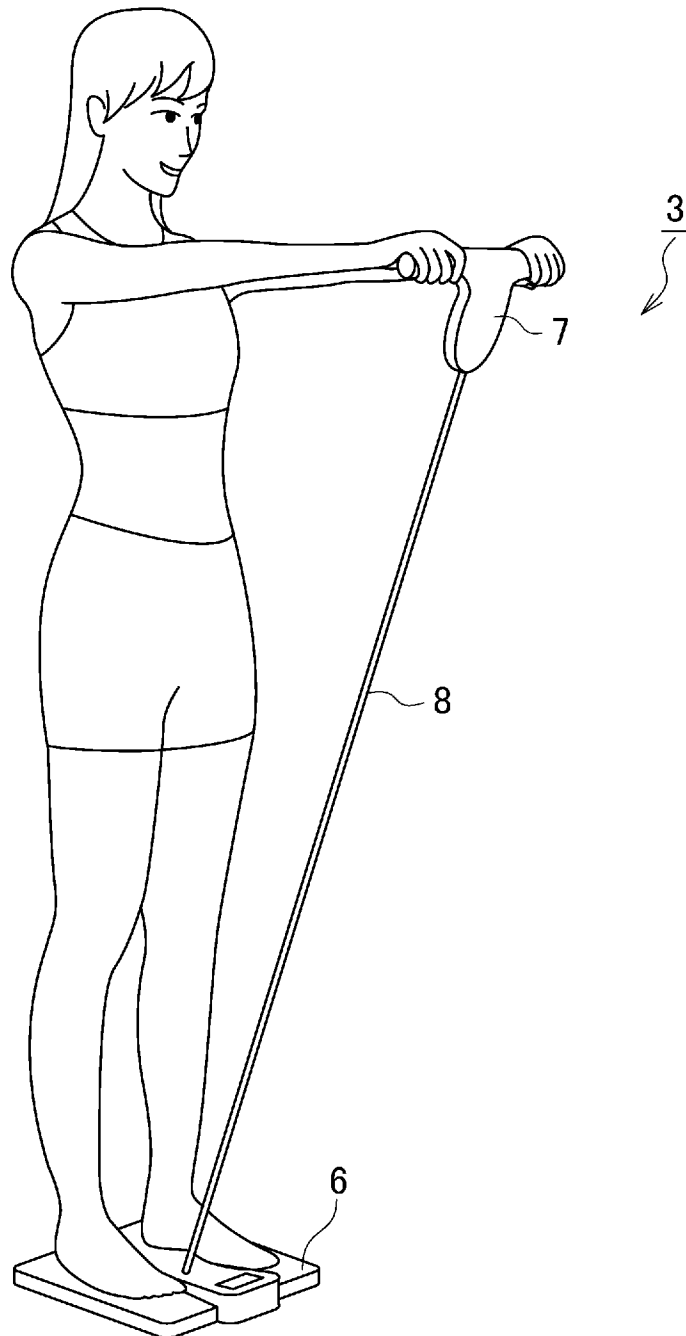
[図9]

図9



[図10]

図10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/064691

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0205(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i,
A61B5/0402(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)

A61B5/0205, A61B5/02, A61B5/0245, A61B5/0402

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
Y	JP 2004-173872 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 24 June 2004 (24.06.2004), claims; paragraphs [0027] to [0028]; fig. 10 (Family: none)	1-2, 7-10
Y	JP 2012-101027 A (Murata Mfg. Co., Ltd.), 31 May 2012 (31.05.2012), paragraphs [0067] to [0076] & US 2013/0267859 A1 & EP 2628444 A1	1-2, 7-10
Y	JP 11-299740 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 02 November 1999 (02.11.1999), paragraphs [0024] to [0029]; fig. 2 (Family: none)	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
25 July, 2014 (25.07.14)

Date of mailing of the international search report
05 August, 2014 (05.08.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/064691

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-39767 A (Denso Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), claims (Family: none)	1-10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0205(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/0402(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0205, A61B5/02, A61B5/0245, A61B5/0402

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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
Y	JP 2004-173872 A（松下電工株式会社）2004.06.24, 【特許請求の範囲】、【0027】 - 【0028】、【図10】（ファミリーなし）	1-2, 7-10
Y	JP 2012-101027 A（株式会社村田製作所）2012.05.31, 【0067】 - 【0076】 & US 2013/0267859 A1 & EP 2628444 A1	1-2, 7-10
Y	JP 11-299740 A（松下電器産業株式会社）1999.11.02, 【0024】 - 【0029】、【図2】（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

2 5 . 0 7 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 5 . 0 8 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

湯本 照基

2 Q

9 4 0 4

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-39767 A (株式会社デンソー) 2011.02.24, 【特許請求の範囲】 (ファミリーなし)	1-10