(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 9 月 14 日(14.09.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/154834 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) *A61B 5/01* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/008773

(22) 国際出願日: 2017 年 3 月 6 日(06.03.2017)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2016-046130 2016 年 3 月 9 日(09.03.2016) JP

(71) 出願人: 株式会社デンソー(DENSO CORPORATION) [JP/JP]; 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 Aichi (JP).

(72) 発明者: 酒井 一泰(SAKAI, Kazuhiro); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 二ツ山 幸樹(FUTATSUYAMA, Koki); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 河内 泰司(KAWACHI, Taiji); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 小林 充幸(KOBAYASHI, Mitsuyuki); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 都外川 真志(TOTOKAWA, Masashi); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 清水 元規(SHIMIZU, Motoki); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 原田 敏一(HARADA, Toshikazu); 〒4488661 愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地 株式会社デンソー内 Aichi (JP). 松井 啓仁(MATSUI, Hirohito); 〒4450012 愛知県西尾市下羽角町岩谷１４番地 株式会社日本自動車部品総合研究所内 Aichi (JP).

(74) 代理人: 名古屋国際特許業務法人(NAGOYA INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒4600003 愛知県名古屋市中区錦一丁目２０番１９号 名神ビル Aichi (JP).

[続葉有]

(54) **Title**: BIOMETRIC INFORMATION MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称 : 生体情報計測装置

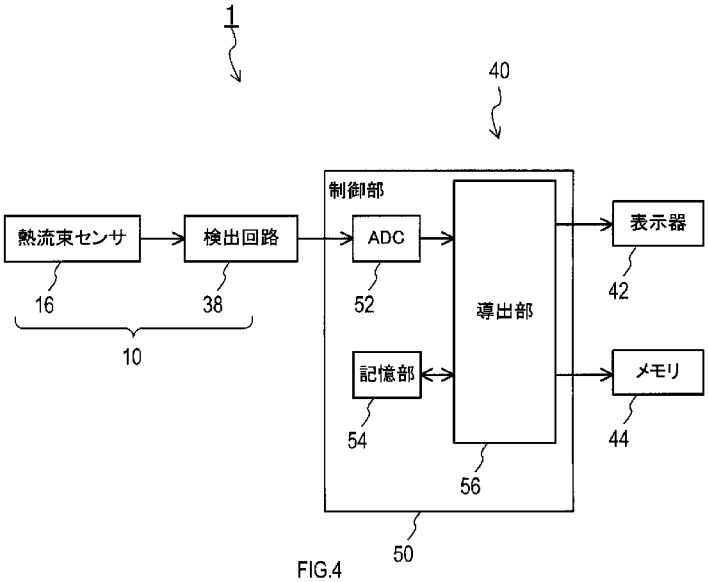


FIG.4

16 Heat flux sensor
38 Detecting circuit
42 Display unit
44 Memory
50 Control unit
54 Storage unit
56 Deriving unit

(57) **Abstract**: The present invention was devised on the basis of the observation that the temperature of the body surface of a person changes in accordance with the heart beat, and relates to a biometric information measuring device (1) provided with at least one sensing unit (10) and a deriving unit (56). The at least one sensing unit measures the temperature of the body surface of a subject, or variations in the temperature of the body surface of the subject.

(57) 要約: 人の体表面の温度は、心臓の拍動に応じて推移するという知見に基づくものであり、少なくとも１つのセンシング部（１０）と、導出部（５６）とを備えた生体情報計測装置（１）に関する。少なくとも１つのセンシング部は、被験者の体表面の温度または体表面の温度変化を計測する。

WO 2017/154834 A1

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

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

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 生体情報計測装置

関連出願への相互参照

[0001] 本国際出願は、２０１６年３月９日に日本国特許庁に出願された日本国特許出願第２０１６－４６１３０号に基づく優先権を主張するものであり、日本国特許出願第２０１６－４６１３０号の全内容を本国際出願に参照により援用する。

技術分野

[0002] 本開示は、生体情報計測装置に関する。

背景技術

[0003] 被験者に照射する光を発生させる発光部と、被験者からの反射光を受光する受光部と、発光部で発光し受光部で受光した結果に基づいて被験者の脈波を計測する計測部とを備えた生体情報計測装置が知られている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２００５－１６０６４０号公報

発明の概要

[0005] 発明者の詳細な検討の結果、特許文献１に記載された生体情報計測装置では、被験者の脈波を計測するために、発光部を発光する必要があり、消費電力が増加するという課題が見出された。

[0006] つまり、従来の技術では、被験者の脈波を計測可能としつつ、消費電力を抑制することが困難であるという課題があった。

本開示の一局面は、被験者の脈波を計測可能としつつ、消費電力を抑制する技術を提供することにある。

[0007] 発明者が詳細な検討を行った結果、人の体表面の温度は、心臓の拍動に応じて推移するという知見が得られた。

本開示の一態様は、この知見に基づくものであり、少なくとも１つのセン

シング部と、導出部とを備えた生体情報計測装置に関する。

[0008] 少なくとも１つのセンシング部は、被験者の体表面の温度または体表面の温度変化を計測する。導出部は、少なくとも１つのセンシング部での計測結果に基づく体表面の温度変化に従って、被験者の脈波を導出する。

[0009] このような生体情報計測装置によれば、被験者の体表面における温度の変化を観測することで、被験者の脈波を導出できる。

つまり、生体情報計測装置によれば、被験者の脈波を計測するために、被験者の体表面の温度変化を計測すればよく、発光部を発光する必要がない。

[0010] したがって、生体情報計測装置によれば、被験者の脈波を計測可能としつつ、消費電力を抑制できる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]第１実施形態における生体情報計測装置の概要を示す図である。

[図2]センシング部が備える熱流束センサの構造を示す図である。

[図3]熱流束センサの構造を示す図であり、図２におけるＩＩＩ－ＩＩＩ断面図である。

[図4]第１実施形態における生体情報計測装置の概略構成を示すブロック図である。

[図5]第１実施形態における脈波導出処理の処理手順を示すフローチャートである。

[図6]本開示における脈波導出の原理を説明する図であり、熱流束センサからの検出信号を示す図である。

[図7]本開示における脈波導出の原理を説明する図であり、導出部が取り込む信号、即ち、脈波信号を示す図である。

[図8]脈波信号におけるピーク回数を集計することで脈拍数を算出する方法を説明する図である。

[図9]脈波信号を周波数解析することで脈拍数を算出する方法を説明する図である。

[図10]生体情報計測装置の作用効果の１つを説明する図である。

[図11]第１実施形態における生体情報計測装置の変形例を示す図である。

[図12]第２実施形態における生体情報計測装置の概要を示す図である。

[図13]第２実施形態における生体情報計測装置の概略構成を示すブロック図である。

[図14]第２実施形態における生体情報計測装置の変形例を説明する図である。

[図15]第３実施形態における生体情報計測装置の概略構成を示すブロック図である。

[図16]第３実施形態における脈波導出処理の処理手順を示すフローチャートである。

[図17]第４実施形態における生体情報計測装置の概略構成を示すブロック図である。

[図18]第４実施形態における脈波導出処理の処理手順を示すフローチャートである。

[図19]第５実施形態における生体情報計測装置の概略構成を示すブロック図である。

[図20]第５実施形態における脈波導出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

[0012] 以下に本開示の実施形態を図面と共に説明する。

［１．１第１実施形態］

＜１．１－１　生体情報計測装置＞

図１に示す生体情報計測装置１は、被験者１００の体表面の温度変化を計測し、その計測した結果に基づいて、生体情報としての脈波に関する指標である脈波指標を導出する装置である。体表面とは、体の表面であり、例えば、皮膚などである。温度変化とは、温度の変化である。

[0013] この生体情報計測装置１は、１つのバンド６と、１つのセンシングユニット８と、１つの制御ユニット４０とを備えている。

バンド６は、帯状に形成されたバンドであり、被験者１００に装着される。バンド６が装着される被験者１００の部位として、被験者１００の手首を想定する。

[0014] センシングユニット８は、センシング部１０と、被覆部１４とを備えている。

センシング部１０は、矩形のシート状に形成され、被験者１００の体表面の温度変化を計測する装置である。このセンシング部１０は、バンド６において被験者１００の体表面に接触する側の面に設置されている。これにより、バンド６が被験者１００に装着されることで、被験者１００の体表面に取り付けられる。

[0015] 以下、センシング部１０において、被験者１００の体表面と接する面を接触面１１と称し、その接触面１１とは反対側の面を反対面１２と称す。

本実施形態のセンシング部１０は、少なくとも１つの熱流束センサ１６と、検出回路３８とを備える。なお、熱流束センサ１６については、図２から図４を参照、検出回路３８については、図４を参照。

[0016] 熱流束センサ１６は、詳しくは後述するように、被験者１００の体表面からの熱流束を計測するセンサである。熱流束センサ１６は、ゼーベック効果を利用して温度変化を測定する少なくとも１つの測温接点を有している。

[0017] 被覆部１４は、センシング部１０の反対面１２の少なくとも一部分を覆う構造である。本実施形態の被覆部１４は、センシング部１０の反対面１２の全面、及びセンシング部１０の全ての側面を覆うように構成されている。

[0018] 被覆部１４は、規定熱容量を有するように構成されている。規定熱容量とは、センシング部１０で計測される被験者１００の体表面からの熱流束に影響を与えない熱容量として規定された規定値以上の熱容量である。また、熱容量とは、物体の温度を「１度」上昇させるために必要な熱量である。

[0019] 規定熱容量を実現する方法として、被覆部１４の容積を大きくすることが考えられる。被覆部１４の容積を大きくする方法として、センシング部１０の厚みｄ１よりも、被覆部１４の厚みｄ２を大きくすることが考えられる。

また、規定熱容量を実現する方法として、被験者１００の体表面からの熱流束に影響を与えない程度に熱容量の大きな材料にて形成することや、被験者１００の体表面からの熱流束に影響を与えない程度に熱伝導率の低い材料にて形成することが考えられる。

＜１．１－２　熱流束センサ＞

熱流束センサ１６は、図２，図３に示すように、１つのシート材１８と、複数の第１接続部材２６と、複数の第２接続部材２８とを備えている。

[0020] シート材１８は、可撓性及び絶縁性を有した材料にてシート状に形成された部材であり、基板２０と、表面保護材２２と、裏面保護材２４とを備えている。

基板２０は、可撓性及び絶縁性を有した材料にてシート状に形成された部材であり、複数の第１ホール３０及び複数の第２ホール３２を有している。第１ホール３０及び第２ホール３２は、当該基板２０の厚さ方向に貫通する孔であり、配列状に設けられている。本実施形態における配列は、図２に示すように９行１０列であるが、配列はこれに限るものではなく、Ｎ行Ｍ列であれば、どのようなものであってもよい。なお、符号Ｎ，符号Ｍは、それぞれ、１以上の自然数である。

[0021] 表面保護材２２は、可撓性及び絶縁性を有した材料にてシート状に形成された部材であり、基板２０の一方の面に配置される。表面保護材２２の基板２０と接する面には、表面パターン３４が形成されている。

[0022] 裏面保護材２４は、可撓性及び絶縁性を有した材料にてシート状に形成された部材であり、基板２０の他方の面に配置される。裏面保護材２４の基板２０と接する面には、裏面パターン３６が形成されている。

[0023] 第１接続部材２６は、金属材料により線状に形成された部材である。

第２接続部材２８は、第１接続部材２６とは異なる金属材料で線状に形成された部材である。第１接続部材２６は、第１ホール３０に配置され、第２接続部材２８は、第２ホール３２に配置されている。

[0024] 表面パターン３４、及び裏面パターン３６は、導電性を有した金属材料に

て形成された導電パターンである。この表面パターン３４及び裏面パターン３６は、第１ホール３０に配置された第１接続部材２６と、第２ホール３２に配置された第２接続部材２８とを、交互に直列に接続するように構成されている。

[0025] そして、基板２０と表面保護材２２と裏面保護材２４とは積層される。

すなわち、第１接続部材２６の一方の端点と第２接続部材２８の一方の端点とは、表面保護材２２の表面パターン３４を介して電気的に接続される。第１接続部材２６の一方の端点と第２接続部材２８の一方の端点とが接続された表面パターン３４の各々は、ゼーベック効果を利用して温度変化を測定する測温接点として機能する。よって、センシング部１０において、表面保護材２２の表面が接触面１１となる。

[0026] 一方、第１接続部材２６の他方の端点と第２接続部材２８の他方の端点とは、裏面保護材２４の裏面パターン３６を介して電気的に接続される。第１接続部材２６の他方の端点と第２接続部材２８の他方の端点とが接続された裏面パターン３６の各々は、基準接点として機能する。よって、センシング部１０において、裏面保護材２４の表面が反対面１２となる。

[0027] なお、複数の裏面パターン３６のうち、第１接続部材２６と第２接続部材２８と表面パターン３４とを介して直列に接続された両端部に位置する裏面パターン３６の端部は、検出回路３８に接続される。

[0028] 検出回路３８は、センシング部１０からの検出信号を増幅し、ノイズをカットする回路である。検出回路３８におけるノイズをカットする回路は、バンドパスフィルタとして構成されている。

[0029] このバンドパスフィルタは、規定周波数範囲の外側における周波数成分の信号をカットする。規定周波数範囲とは、人の脈波に応じた周波数として規定された周波数の範囲であり、具体的には、０．５［Ｈｚ］から５［Ｈｚ］までの周波数の範囲であってもよい。

＜１．１－３　制御ユニット＞

図４に示すように、制御ユニット４０は、表示器４２と、メモリ４４と、

制御部５０とを備えている。

[0030] 表示器４２は、制御部５０からの信号に従って情報を表示する。この表示器４２として、例えば、液晶ディスプレイや、各種のインジケータなどを用いることが考えられる。

メモリ４４は、記憶内容を書き換え可能な記憶装置である。このメモリ４４は、可搬型の記憶装置であってもよい。

[0031] 制御部５０は、ＡＤ変換器（図中、ＡＤＣ）５２と、記憶部５４と、導出部５６とを備えている。

ＡＤ変換器５２は、アナログ信号をデジタル信号へと変換する回路である。本実施形態のＡＤ変換器５２は、センシング部１０での検出信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0032] 記憶部５４は、各種の処理プログラムや処理に必要なデータ、処理過程で生成されたデータを記憶する記憶装置である。各種の処理プログラムには、被験者１００の体表面の温度変化をセンシング部１０にて計測した結果に基づいて脈波指標を導出する脈波導出処理を実行するためのプログラムが含まれる。

[0033] 導出部５６は、少なくともＣＰＵを有したマイクロコンピュータを中心に構成されている。この導出部５６は、脈波導出処理を実行することで脈波指標を導出する。脈波指標とは、被験者１００の脈波に関する指標であり、例えば、脈波そのものや脈拍数などを含む。

[0034] なお、本実施形態においては、ＡＤ変換器５２、記憶部５４、表示器４２、メモリ４４、及び導出部５６の動作を制御する制御信号の周波数が、規定周波数範囲の範囲外となるように設定されている。すなわち、本実施形態においては、これらの各部における制御信号の周波数が規定周波数範囲の範囲外に設定されることが、低減部として機能する。低減部とは、センシング部１０の外部からの当該センシング部１０へのノイズの影響を低減する構成である。

＜１．１－４　脈波導出処理＞

脈波導出処理は、予め規定された規定時間（例えば、１００［ｍｓ］）間隔で繰り返し起動される。

[0035] そして、脈波導出処理が起動されると、導出部５６は、図５に示すように、ＡＤ変換器５２で変換した「被験者１００の体表面からの熱流束」を取得し、記憶部５４に記憶する（Ｓ１０）。

[0036] そして、導出部５６は、記憶部５４に記憶されている「被験者１００の体表面からの熱流束」に基づいて脈波指標を導出する（Ｓ２０）。本実施形態のＳ２０では、導出部５６は、ＡＤ変換器５２から取得した信号を、脈波指標の１つである被験者１００の脈波そのものとして導出する。

[0037] すなわち、図６に示す、熱流束センサ１６で検出された検出信号は、検出回路３８及びＡＤ変換器５２を通過することで、ノイズが除去される。このノイズが除去された信号は、図７に示す被験者１００の脈波を表す脈波信号となる。その脈波信号を、脈波導出処理のＳ１０にて導出部５６が取得し、Ｓ２０にて、被験者１００の脈波そのものとして取り扱う。

[0038] さらに、脈波導出処理のＳ２０では、導出部５６は、その被験者１００の脈波における単位時間（例えば、「１分」）でのピークの回数を、脈波指標の１つである脈拍数として導出する。この脈拍数の導出方法は、図８に示すように、脈波を表す信号におけるピークの回数を集計することで実行してもよいし、図９に示すように、脈波を表す信号を周波数解析し、ピークとなる周波数から演算することで実行してもよい。

[0039] 脈波導出処理では、続いて、導出部５６は、Ｓ２０で導出した脈波指標を出力する（Ｓ３０）。このＳ３０での脈波指標の出力先は、表示器４２であってもよいし、メモリ４４であってもよい。

[0040] その後、導出部５６は、脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

［１．２　第１実施形態の効果］

（１．２ａ）生体情報計測装置１は、発明者が詳細な検討を行った結果として得られた、人の体表面の温度は心臓の拍動に応じて推移するという知見

に基づくものである。生態情報計測装置１は、被験者１００の体表面における温度の変化をセンシングすることで、被験者１００の脈波を導出している。

[0041] つまり、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の脈波を計測するために、被験者１００の体表面の温度変化を計測すればよく、発光部を発光する必要がない。特に、生体情報計測装置１において、被験者１００の体表面における温度変化の計測に用いられる熱流束センサ１６は、パッシブなセンサであるため、消費電力を抑制できる。

[0042] 以上説明したように、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の脈波を計測可能としつつ、消費電力を抑制できる。

（１．２ｂ）しかも、生体情報計測装置１においては、被験者１００の脈波を導出するためにセンシングする対象は、被験者１００の体表面における温度の変化である。よって、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の皮膚の表面に含まれるメラニン色素の過多に関わらず、脈波を導出できる。

[0043] （１．２ｃ）熱流束センサ１６は、測温接点の各々をシート材１８に配置することで構成されており、測温接点の密度を高めることで小型化できる。よって、生体情報計測装置１によれば、装置全体の小型化を進めることができる。

[0044] （１．２ｄ）特に、熱流束センサ１６は、複数の第１接続部材２６と複数の第２接続部材２８とが交互に直列に接続されることで構成されている。このような熱流束センサ１６を用いることで、熱流束センサ１６の出力値を増加させることができ、被験者１００の脈波の検出精度を向上させることができる。

[0045] （１．２ｅ）また、熱流束センサ１６によれば、図１０に示すように、測温接点としての表面パターン３４が多点化されているため、被験者１００の体表面から熱流束を検出する際のＳＮ比を向上させることができる。

[0046] この結果、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の脈波指標の検出精度を向上させることができる。

（１．２ｆ）熱流束センサ１６が備えるシート材１８は、可撓性を有した材料にて形成されている。よって、被験者１００の体表面に沿って熱流束センサ１６の形状を変化させることができ、被験者１００の体表面に熱流束センサ１６を密着させることができる。

[0047] この結果、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の体表面から熱流束を検出する際のＳＮ比を向上させることができ、被験者１００の脈波の導出精度を向上させることができる。

[0048] （１．２ｇ）さらに、生体情報計測装置１においては、被覆部１４によって、センシング部１０の反対面１２が覆われている。これにより、生体情報計測装置１によれば、センシング部１０の反対面１２における温度の変化を抑制でき、被験者１００の体表面からの熱流束をセンシング部１０で検出する際のＳＮ比を向上させることができる。

[0049] （１．２ｈ）特に、被覆部１４は、被験者１００の体表面からの熱流束に影響を与えない熱容量として規定された規定値以上の熱容量を有する。このため、被腹部１４により反対面１２の温度変化をより安定させることができ、熱流束センサ１６での熱流束の検出精度を向上させることができる。

[0050] （１．２ｉ）なお、生体情報計測装置１によれば、各部の制御信号の周波数を規定周波数範囲の範囲外としている。このため、生体情報計測装置１によれば、センシング部１０で計測した結果に基づく被験者１００の脈波と、各部における信号の周波数とを切り分けることができ、導出部５６で導出される被験者１００の脈波への制御信号の周波数の影響を低減できる。

[0051] （１．２ｊ）生体情報計測装置１のセンシング部１０は、バンド６において被験者１００の体表面に接触する側の面に設置されている。

このため、生体情報計測装置１によれば、被験者１００にバンド６を取り付けることで、その被験者１００の体表面の温度変化を計測し、当該被験者１００の脈波を導出できる。すなわち、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の脈波を簡易に計測できる。

［１．３　第１実施形態の変形例］

以上、本開示の第１実施形態について説明したが、本開示は上記第１実施形態に限定されるものではない。

[0052] （１．３ａ）上記実施形態では、ＡＤ変換器５２、記憶部５４、表示器４２、メモリ４４、及び導出部５６の動作を制御する制御信号の周波数を、規定周波数範囲の範囲外とすることで、低減部を構成していたが、低減部の構成はこれに限るものではない。

[0053] 例えば、図１１に示すように、低減部１０２は、制御部５０の少なくとも一部分をセンシング部１０と非接触とする構造であってもよい。この非接触とする構造は、具体的には、センシング部１０の反対面１２に、制御部５０の少なくとも一部分が非対向となる構造であってもよい。非対向とは、少なくとも一部分が向き合わない状態である。

[0054] このような生体情報計測装置１によれば、センシング部１０での計測結果ノイズの影響を、低減部１０２によって低減でき、センシング部１０での被験者１００の体表面における温度変化の検出精度を向上させることができる。この結果、生体情報計測装置１によれば、被験者１００の脈波の導出精度を向上させることができる。

[0055] 特に、このような低減部１０２であれば、制御部５０の少なくとも一部分がセンシング部１０と非接触であるため、センシング部１０での計測結果へのノイズの影響をより低減できる。更に言えば、このような低減部１０２であれば、制御部５０の少なくとも一部分がセンシング部１０の反対面１２に非対向となるため、センシング部１０での計測結果へのノイズの影響をより低減できる。

［２．１　第２実施形態］

本実施形態においては、第１実施形態の生体情報計測装置１と同様の構成及び処理には、同一の符号を付して説明を省略し、第１実施形態の生体情報計測装置１とは異なる構成及び処理を中心に説明する。

＜２．１－１　生体情報計測装置＞

図１２に示す生体情報計測装置２は、被験者１００の体表面の温度変化を

計測し、その計測した結果に基づいて、生体情報として脈波指標を導出する装置である。

[0056] この生体情報計測装置２は、１つのバンド６と、複数のセンシングユニット８と、１つの制御ユニット６０とを備えている。本実施形態においては、センシングユニット８の個数を「４つ」として説明する。ただし、センシングユニット８の個数は、２以上であれば、何個であってもよい。

[0057] センシングユニット８の各々は、センシング部１０と、被覆部１４とを備えている。

センシング部１０は、被験者１００の体表面の温度変化を計測する機構であり、熱流束センサ１６と、検出回路３８とを備える。

[0058] 被覆部１４は、センシング部１０各々の反対面１２の少なくとも一部分を覆う構造である。本実施形態の被覆部１４は、センシング部１０の反対面１２の全面を覆うように構成されている。被覆部１４は、センシング部１０で計測される被験者１００の体表面からの熱流束に影響を与えない熱容量として規定された規定値以上の熱容量である規定熱容量を有する。

[0059] センシングユニット８の各々は、バンド６において被験者１００の体表面に接触する側の面に設置されている。さらに、本実施形態においては、センシング部１０の各々のうち、対をなすセンシング部１０が、被験者１００の体を挟んで対称となるように設置されている。

[0060] 本実施形態における熱流束センサ１６の構造は、第１実施形態における熱流束センサ１６の構造と同様であるため、ここでの詳しい説明は省略する。

＜２．１－２　制御ユニット＞

図１３に示すように、制御ユニット６０は、表示器４２と、メモリ４４と、制御部６２とを備えている。

[0061] 制御部６２は、複数のＡＤ変換器５２と、記憶部５４と、加算器６４と、導出部６６とを備えている。

ＡＤ変換器５２は、アナログ信号をデジタル信号へと変換する回路である。本実施形態のＡＤ変換器５２は、対応するセンシング部１０からの検出信

号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0062] 加算器６４は、ＡＤ変換器５２の各々からのデジタル信号の加算平均を出力する回路である。すなわち、加算器６４は、センシング部１０の各々で計測した温度変化の代表値としての加算平均の結果を算出する。

[0063] 記憶部５４は、各種の処理プログラムや処理に必要なデータ、処理過程で生成されたデータを記憶する記憶装置である。各種の処理プログラムには、脈波導出処理を実行するための処理プログラムが含まれる。

[0064] 導出部６６は、少なくともＣＰＵを有したマイクロコンピュータを中心に構成されている。この導出部６６は、脈波導出処理を実行することで脈波指標を導出する。

具体的に、導出部６６は、第１実施形態に記載された脈波導出処理において、ＡＤ変換器５２で変換した「被験者１００の体表面からの熱流束」を、「被験者１００の体表面からの熱流束の平均値（即ち、加算器６４の出力）」へと読み替えて実行する。また、導出部６６は、「被験者１００の体表面からの熱流束」を、「被験者１００の体表面からの熱流束の平均値」へと読み替えて実行する。

[0065] なお、本実施形態においては、ＡＤ変換器５２、記憶部５４、表示器４２、メモリ４４、加算器６４及び導出部６６の動作を制御する制御信号の周波数が、規定周波数範囲の範囲外となるように設定されている。すなわち、本実施形態においては、これらの各部における制御信号の周波数が規定周波数範囲の範囲外に設定されることが、低減部として機能する。

［２．２　第２実施形態の効果］

（２．２ａ）このような生体情報計測装置２によれば、複数のセンシング部１０で計測した被験者１００の体表面における温度変化の代表値に基づいて脈波指標を導出できる。

[0066] この結果、生体情報計測装置２によれば、脈波指標の信頼性を高いものとすることができる。

（２．２ｂ）生体情報計測装置２によれば、対をなすセンシング部１０が

、被験者１００を挟んで対称となるように設置されているため、そのセンシング部１０を構成するペアのうちの少なくとも一方が、その被験者１００に接触している可能性が高い。

[0067] このため、生体情報計測装置２によれば、被験者１００の温度変化を計測し続けられる可能性を高めることができ、被験者１００の脈波の導出が途切れることを低減できる。

例えば、対をなすセンシング部１０を、被験者１００の手首を挟んで対称となるように設置することを想定する。この場合、センシング部１０を構成するペアのうちの一方が、重力などの外的要因によって被験者１００の体表面から離れていたとしても、他方が被験者１００の体表面に接触した状態となる。このため、他方のセンシング部１０によって、当該被験者１００の体表面の温度変化を計測し続けることができる。

［２．３ 第２実施形態の変形例］

（２．３ａ）上記実施形態では、加算器６４で加算平均を実行した結果を、センシング部１０の各々で計測した温度変化の代表値として算出していたが、被験者１００の体表面における温度変化の代表値の算出方法は、これに限るものではない。

[0068] 例えば、センシング部１０の各々で計測した被験者１００の体表面の温度変化うち、人の温度変化として不適切な温度変化を除外した温度変化の平均値や最頻値などを、被験者１００の体表面における温度変化の代表値として算出してもよい。

[0069] この場合、制御部６２は、図１４に示すように、加算器６４に換えて選択回路６８を備えていることが好ましい。選択回路６８は、センシング部１０の各々で計測した温度変化の中で、人の体表面の温度変化として不適切な温度変化として規定された不適温度変化範囲内となった温度変化を除外するように構成されていてもよい。そして、導出部６６は、除外されない被験者１００の体表面の温度変化に基づいて、被験者１００の体表面における温度変化の代表値として、人の体表面の温度変化として適切な温度変化の平均値や

最頻値などを算出してもよい。

[0070] さらに、導出部６６は、その被験者１００の体表面における温度変化の代表値に従って、被験者１００の脈波指標を算出すればよい。

このような生体情報計測装置２によれば、被験者の脈波を、２つ以上のセンシング部１０で計測した温度変化の代表値に基づいて導出できる。

［３．１　第３実施形態］

本実施形態においては、第１実施形態の生体情報計測装置１と同様の構成及び処理には、同一の符号を付して説明を省略し、第１実施形態の生体情報計測装置１とは異なる構成及び処理を中心に説明する。

＜３．１－１　生体情報計測装置＞

図１５に示す生体情報計測装置３は、被験者１００の体表面の温度変化を計測し、その計測した結果に基づいて、生体情報としての脈波指標を導出する装置である。

[0071] この生体情報計測装置３は、１つのバンド６と、複数のセンシングユニット８と、複数の接触センサ７８と、１つの制御ユニット７０とを備えている。本実施形態においては、センシングユニット８の個数をＬとして説明する。符号Ｌは、２以上の自然数である。

[0072] センシングユニット８の各々は、センシング部１０と、被覆部１４とを備えている。

接触センサ７８の各々は、対応するセンシング部１０と被験者１００の体表面との接触状態を検出する接触検出部としてのセンサである。この接触センサ７８は、静電容量式の接触センサであってもよいし、インピーダンス式の接触センサであってもよい。

＜３．１－２　制御ユニット＞

制御ユニット７０は、表示器４２と、メモリ４４と、制御部７２とを備えている。

[0073] 制御部７２は、ＡＤ変換器５２と、ＡＤ変換器７４と、記憶部５４と、導出部７６とを備えている。

ＡＤ変換器５２は、対応するセンシング部１０からの検出信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0074] ＡＤ変換器７４は、アナログ信号をデジタル信号へと変換する回路である。本実施形態のＡＤ変換器７４の各々は、対応する接触センサ７８からの信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0075] 記憶部５４は、各種の処理プログラムや処理に必要なデータ、処理過程で生成されたデータを記憶する記憶装置である。各種の処理プログラムには、脈波導出処理を実行するための処理プログラムが含まれる。

[0076] 導出部７６は、少なくともＣＰＵを有したマイクロコンピュータを中心に構成されている。この導出部７６は、脈波導出処理を実行することで脈波指標を導出する。

なお、本実施形態においては、ＡＤ変換器５２、ＡＤ変換器７４、記憶部５４、表示器４２、メモリ４４、及び導出部７６の動作を制御する制御信号の周波数が、規定周波数範囲の範囲外となるように設定されている。すなわち、本実施形態においては、これらの各部における制御信号の周波数が規定周波数範囲の範囲外に設定されることが、低減部として機能する。

＜３．１－３　脈波導出処理＞

脈波導出処理は、予め規定された規定時間（例えば、１００［ｍｓ］）間隔で繰り返し起動される。

[0077] そして、脈波導出処理が起動されると、導出部７６は、図１６に示すように、ＡＤ変換器５２で変換した「被験者１００の体表面からの熱流束」を取得し、記憶部５４に記憶する（Ｓ１１０）。さらに、Ｓ１１０では、導出部７６は、ＡＤ変換器７４でデジタル信号に変換した接触センサ７８各々での検出結果を取得する。

[0078] そして、導出部７６は、Ｓ１１０で取得した接触センサ７８の各々での検出結果に基づいて、センシング部１０と被験者１００の体表面とが接触していることを表す接触センサ７８が存在するか否かを判定する（Ｓ１２０）。

[0079] この判定の結果、センシング部１０と被験者１００の体表面とが接触して

いることを表す接触センサ７８が存在していなければ（Ｓ１２０：ＮＯ）、導出部７６は、脈波指標の導出を非実行とする（Ｓ１３０）。非実行とは、脈波指標の導出を実行しないという意味である。

[0080] 導出部７６は、その後、本脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

一方、Ｓ１２０での判定の結果、センシング部１０と被験者１００の体表面とが接触していることを表す接触センサ７８が存在していれば（Ｓ１２０：ＹＥＳ）、導出部７６は、脈波導出処理をＳ１４０へと移行させる。

[0081] そのＳ１４０では、導出部７６は、センシング部１０と被験者１００の体表面とが接触していることを表す接触センサ７８に対応するセンシング部１０の中で、接触状態が最も良い接触センサ７８に対応するセンシング部１０を選択する。なお、接触状態が最も良いとは、例えば、接触センサ７８の出力が、センシング部１０と被験者１００の体表面とが接触している場合の出力範囲として規定された規定出力範囲内、かつ最良の出力値であるという意味を含む。

[0082] さらに、Ｓ１５０では、導出部７６は、Ｓ１４０で選択されたセンシング部１０からの検出結果に基づいて、脈波指標を導出する。なお、脈波指標の導出方法は、第１実施形態と同様であるため、ここでの詳しい説明は省略する。

[0083] 脈波導出処理では、続いて、導出部７６は、Ｓ１５０で導出した脈波指標を出力する（Ｓ１６０）。このＳ１６０での脈波指標の出力先は、表示器４２であってもよいし、メモリ４４であってもよい。

[0084] その後、導出部７６は、脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

［３．２　第３実施形態の効果］

（３．２ａ）このような生体情報計測装置３によれば、被験者１００の体表面に接触している少なくとも１つのセンシング部１０で計測した被験者１００の体表面の温度変化に基づいて被験者１００の脈波を導出できる。

[0085] このため、生体情報計測装置３によれば、導出される被験者１００の脈波をより適切なものとすることができる。

（３．２ｂ）生体情報計測装置３では、被験者１００の体表面と接触するセンシング部１０が存在しなければ、被験者１００の脈波の導出を非実行としている。

[0086] このため、生体情報計測装置３によれば、脈波として異常な結果が導出されることを抑制できる。

［４．１　第４実施形態］

本実施形態においては、第１実施形態の生体情報計測装置１と同様の構成及び処理には、同一の符号を付して説明を省略し、第１実施形態の生体情報計測装置１とは異なる構成及び処理を中心に説明する。

＜４．１－１　生体情報計測装置＞

図１７に示す生体情報計測装置４は、被験者１００の体表面の温度変化を計測し、その計測した結果に基づいて、生体情報としての脈波指標を導出する装置である。

[0087] この生体情報計測装置４は、１つのバンド６と、複数のセンシングユニット８と、加速度センサ８８と、１つの制御ユニット８０とを備えている。本実施形態においては、センシングユニット８の個数をＬとして説明する。

[0088] 加速度センサ８８は、被験者１００の状態を検出する状態検出部としてのセンサである。この加速度センサ８８は、加速度センサ８８自身に加わる加速度を計測するセンサであり、バンド６に設けられている。

＜４．１－２　制御ユニット＞

次に、制御ユニット８０は、表示器４２と、メモリ４４と、制御部８２とを備えている。制御部８２は、ＡＤ変換器５２と、ＡＤ変換器８４と、記憶部５４と、導出部８６とを備えている。

[0089] ＡＤ変換器５２は、対応するセンシング部１０からの検出信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

ＡＤ変換器８４は、アナログ信号をデジタル信号へと変換する回路である

。本実施形態のＡＤ変換器８４は、加速度センサ８８からの信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0090] 記憶部５４は、各種の処理プログラムや処理に必要なデータ、処理過程で生成されたデータを記憶する記憶装置である。各種の処理プログラムには、脈波導出処理を実行するための処理プログラムが含まれる。

[0091] 導出部８６は、少なくともＣＰＵを有したマイクロコンピュータを中心に構成されている。この導出部８６は、脈波導出処理を実行することで脈波指標を導出する。

なお、本実施形態においては、ＡＤ変換器５２、ＡＤ変換器８４、記憶部５４、表示器４２、メモリ４４、及び導出部８６の動作を制御する制御信号の周波数が、規定周波数範囲の範囲外となるように設定されている。すなわち、本実施形態においては、これらの各部における制御信号の周波数が規定周波数範囲の範囲外に設定されることが、低減部として機能する。

＜４．１－３　脈波導出処理＞

脈波導出処理は、予め規定された規定時間（例えば、１００［ｍｓ］）間隔で繰り返し起動される。

[0092] そして、脈波導出処理が起動されると、導出部８６は、図１８に示すように、ＡＤ変換器５２で変換した「被験者１００の体表面からの熱流束」を取得し、記憶部５４に記憶する（Ｓ２１０）。さらに、Ｓ２１０では、導出部８６は、ＡＤ変換器８４でデジタル信号に変換した加速度センサ８８での計測値を取得する。

[0093] そして、導出部８６は、Ｓ２１０で取得した加速度センサ８８での計測値が、予め規定された規定条件を満たすか否かを判定する（Ｓ２２０）。規定条件とは、被験者１００が、予め規定された大きさ以上の体動を実施していることである。具体的にＳ２２０では、導出部８６は、加速度センサ８８での計測値が、予め定められた閾値以上であれば、規定条件を満たすものと判定すればよい。

[0094] この判定の結果、計測値が規定条件を満たしていなければ（Ｓ２２０：Ｎ

Ｏ）、導出部８６は、センシング部１０からの検出信号に基づいて、被験者１００の脈波指標を導出する（Ｓ２３０）。なお、脈波指標の導出方法は、第１実施形態と同様であるため、ここでの詳しい説明は省略する。

[0095] 脈波導出処理では、続いて、導出部８６は、Ｓ２３０で導出した脈波指標を出力する（Ｓ２５０）。このＳ２５０での脈波指標の出力先は、表示器４２であってもよいし、メモリ４４であってもよい。

[0096] その後、導出部８６は、脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

一方、Ｓ２２０での判定の結果、計測値が規定条件を満たしていれば（Ｓ２２０：ＹＥＳ）、導出部８６は、脈波導出処理をＳ２４０へと移行させる。

[0097] このＳ２４０では、導出部８６は、加速度センサ８８での計測値に基づいて、センシング部１０からの検出信号から被験者１００の体動に起因する周波数成分を除去する。さらに、Ｓ２４０では、導出部８６は、その被験者１００の体動に起因する周波数成分が除去された検出信号に基づいて脈波指標を導出する。なお、脈波指標の導出方法は、第１実施形態と同様であるため、ここでの詳しい説明は省略する。

[0098] 脈波導出処理では、続いて、導出部８６は、Ｓ２４０で導出した脈波指標を出力する（Ｓ２５０）。このＳ２５０での脈波指標の出力先は、表示器４２であってもよいし、メモリ４４であってもよい。

[0099] その後、導出部８６は、脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

つまり、本実施形態の脈波導出処理では、導出部８６は、状態検出部で検出した被験者１００の状態に基づいて、導出した被験者の脈波を補正する。その補正は、被験者１００の体動に起因する周波数成分が除去されるように実施される。

［４．２　第４実施形態の効果］

このような生体情報計測装置４によれば、被験者１００の状態に基づいて

、導出した被験者１００の脈波を補正するため、当該被験者１００の脈波の精度を向上させることができる。

［５．１　第５実施形態］

本実施形態においては、第１実施形態の生体情報計測装置１と同様の構成及び処理には、同一の符号を付して説明を省略し、第１実施形態の生体情報計測装置１とは異なる構成及び処理を中心に説明する。

＜５．１－１　生体情報計測装置＞

図１９に示す生体情報計測装置５は、被験者１００の体表面の温度変化を計測し、その計測した結果に基づいて、生体情報としての脈波指標を導出する装置である。

[0100] この生体情報計測装置５は、１つのバンド６と、複数のセンシングユニット８と、気流センサ９８と、１つの制御ユニット９０とを備えている。本実施形態においては、センシングユニット８の個数をＬ（Ｌは２以上の自然数）として説明する。

[0101] 気流センサ９８は、少なくとも１つのセンシング部１０の周辺における状況を検出する周辺検出部の１つであり、そのセンシング部１０の周辺の気流を計測するセンサである。この気流センサ９８として、具体的には、気体の流量、及び流れの方向を計測する、いわゆるフローセンサを用いればよい。

＜５．１－２　制御ユニット＞

制御ユニット９０は、表示器４２と、メモリ４４と、制御部９２とを備えている。

[0102] 制御部９２は、ＡＤ変換器５２と、ＡＤ変換器９４と、記憶部５４と、導出部９６とを備えている。

ＡＤ変換器５２は、対応するセンシング部１０からの検出信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0103] ＡＤ変換器９４は、アナログ信号をデジタル信号へと変換する回路である。本実施形態のＡＤ変換器９４は、気流センサ９８からの信号をアナログ信号で取得し、デジタル信号に変換する。

[0104] 記憶部５４は、各種の処理プログラムや処理に必要なデータ、処理過程で生成されたデータを記憶する記憶装置である。各種の処理プログラムには、脈波導出処理を実行するための処理プログラムが含まれる。

[0105] 導出部９６は、少なくともＣＰＵを有したマイクロコンピュータを中心に構成されている。この導出部９６は、脈波導出処理を実行することで脈波指標を導出する。

なお、本実施形態においては、ＡＤ変換器５２、ＡＤ変換器９４、記憶部５４、表示器４２、メモリ４４、及び導出部９６の動作を制御する制御信号の周波数が、規定周波数範囲の範囲外となるように設定されている。すなわち、本実施形態においては、これらの各部における制御信号の周波数が規定周波数範囲の範囲外に設定されることが、低減部として機能する。

＜５．１－３　脈波導出処理＞

脈波導出処理は、予め規定された規定時間（例えば、１００［ｍｓ］）間隔で繰り返し起動される。

[0106] そして、脈波導出処理が起動されると、導出部９６は、図２０に示すように、ＡＤ変換器５２で変換した「被験者１００の体表面からの熱流束」を取得し、記憶部５４に記憶する（Ｓ３１０）。さらに、Ｓ３１０では、導出部９６は、ＡＤ変換器８４でデジタル信号に変換した気流センサ９８での計測値を取得する。

[0107] そして、導出部９６は、Ｓ３１０で取得した気流センサ９８での計測値が、予め規定された規定条件を満たすか否かを判定する（Ｓ３２０）。本実施形態における規定条件とは、気流センサ９８に対応するセンシング部１０の周辺の状況が予め定められた流量かつ流速以上変化した状況であることである。具体的にＳ３２０では、導出部９６は、気流センサ９８での計測値が、前回の計測値と比較して、予め定められた閾値以上変化していれば、規定条件を満たすものと判定すればよい。

[0108] この判定の結果、計測値が規定条件を満たしていなければ（Ｓ３２０：ＮＯ）、導出部９６は、センシング部１０からの検出信号に基づいて、被験者

１００の脈波指標を導出する（Ｓ３３０）。なお、脈波指標の導出方法は、第１実施形態と同様であるため、ここでの詳しい説明は省略する。

[0109] 脈波導出処理では、続いて、導出部９６は、Ｓ３３０で導出した脈波指標を出力する（Ｓ３５０）。このＳ３５０での脈波指標の出力先は、表示器４２であってもよいし、メモリ４４であってもよい。

[0110] その後、導出部９６は、脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

一方、Ｓ３２０での判定の結果、計測値が規定条件を満たしていれば（Ｓ３２０：ＹＥＳ）、導出部９６は、脈波導出処理をＳ３４０へと移行させる。

[0111] このＳ３４０では、導出部９６は、気流センサ９８での計測値に基づいて、センシング部１０からの検出信号から、センシング部１０の周辺における気流の変化に起因する周波数成分を除去する。さらに、Ｓ３４０では、導出部９６は、その気流に起因する周波数成分が除去されたセンシング部１０からの検出信号に基づいて、脈波指標を導出する。なお、脈波指標の導出方法は、第１実施形態と同様であるため、ここでの詳しい説明は省略する。

[0112] 脈波導出処理では、続いて、導出部９６は、Ｓ３４０で導出した脈波指標を出力する（Ｓ３５０）。このＳ３５０での脈波指標の出力先は、表示器４２であってもよいし、メモリ４４であってもよい。

[0113] その後、導出部９６は、脈波導出処理を終了し、次の起動タイミングまで待機する。

つまり、本実施形態の脈波導出処理では、導出部９６は、周辺検出部で検出したセンシング部１０の周辺の状況に基づいて、導出した被験者１００の脈波を補正する。その補正は、センシング部１０の周辺における気流の変化に起因する周波数成分が除去されるように実施される。

［５．２　第５実施形態の効果］

このような生体情報計測装置５によれば、センシング部１０の周辺の状況に基づいて、導出した被験者１００の脈波を補正するため、当該被験者１０

０の脈波の精度を向上させることができる。

［６．　その他の実施形態］

以上、本開示の実施形態について説明したが、本開示は上記実施形態に限定されるものではなく、本開示の要旨を逸脱しない範囲において、様々な態様にて実施することが可能である。

[0114] （６ａ）上記実施形態のセンシング部１０は検出回路３８を備えていたが、検出回路３８は省略されていてもよい。

（６ｂ）また、上記実施形態のセンシング部１０では、被験者１００の体表面の温度変化を計測するセンサとして熱流束センサ１６を想定していた。しかし、被験者１００の体表面の温度変化を計測するセンサは、これに限るものではなく、温度変化を計測するセンサであれば、どのようなものであってもよい。

[0115] （６ｃ）更に言えば、上記実施形態の熱流束センサ１６は、第１接続部材２６及び第２接続部材２８を複数有していたが、熱流束センサ１６が備える第１接続部材２６及び第２接続部材２８は、単数であってもよい。

[0116] （６ｄ）上記実施形態の熱流束センサ１６では、第１接続部材２６の端点と第２接続部材２８の端点とは、表面パターン３４または裏面パターン３６を介して接続されていた。しかし、第１接続部材２６の端点と第２接続部材２８の端点との接続はこのような接続に限られるものではない。例えば、第１接続部材２６の端点と第２接続部材２８の端点とは、表面パターン３４または裏面パターン３６を介すことなく、直接接続されていてもよい。

[0117] （６ｅ）また、センシング部１０は、熱流束センサ１６に換えて、被験者１００の体表面の温度を計測する温度センサを備えていてもよい。この場合、導出部５６，６６，７６，８６，９６が、被験者１００の体表面の温度変化を導出して、脈波指標を算出してもよい。

[0118] （６ｆ）また、上記実施形態においては、バンド６が装着される被験者１００の部位として、被験者１００の手首を想定していた。しかし、バンド６が装着される被験者１００の部位は、これに限られるものではない。例えば

、バンド６が装着される被験者１００の部位は、被験者１００の腰であってもよいし、被験者１００の足首であってもよいし、被験者１００の腕であってもよい。

[0119] （６ｇ）上記実施形態においては、センシング部１０の形状を矩形としていたが、センシング部１０の形状は、円形であってもよいし、楕円形であってもよいし、その他の形状であってもよい。すなわち、センシング部１０の形状は、どのようなものであってもよい。

[0120] （６ｈ）上記実施形態の生体情報計測装置１，２，３，４，５は、被覆部１４を備えていたが、被覆部１４は省略されていてもよい。

また、被覆部１４を備えている場合、その被覆部１４は、センシング部１０の反対面１２の少なくとも一部分を覆う構造であれば、どのような構造であってもよい。

[0121] （６ｉ）上記実施形態における導出部５６，６６，７６，８６，９６が実行する機能の一部または全部は、一つあるいは複数のＩＣ等によりハードウェア的に構成されていてもよい。

[0122] （６ｊ）上記実施形態においては、記憶部５４にプログラムが格納されていたが、プログラムを格納する記憶媒体は、これに限るものではなく、半導体メモリなどの非遷移的実体的記憶媒体に格納されていてもよい。

[0123] （６ｋ）また、導出部５６，６６，７６，８６，９６は非遷移的実体的記録媒体に格納されたプログラムを実行してもよい。このプログラムが実行されることで、プログラムに対応する方法が実現される。

[0124] （６ｌ）なお、上記実施形態の構成の一部を省略した態様も本開示の実施形態である。また、上記実施形態と変形例とを適宜組み合わせて構成される態様も本開示の実施形態である。また、請求の範囲に記載した文言によって特定される本開示の本質を逸脱しない限度において考え得るあらゆる態様も本開示の実施形態である。

[0125] （６ｍ）上記実施形態の説明で用いる符号を請求の範囲にも適宜使用しているが、請求の範囲の理解を容易にする目的で使用しており、技術的範囲を

限定する意図ではない。

請求の範囲

[請求項1] 生体情報計測装置（１，２，３，４，５）であって、

被験者（１００）の体表面の温度または体表面の温度変化を計測する少なくとも１つのセンシング部（１０）と、

前記少なくとも１つのセンシング部で計測した結果に基づく前記体表面の温度変化に従って、前記被験者の脈波を導出する導出部（５６，６６，７６，８６，９６）と

を備える、生体情報計測装置。

[請求項2] 請求項１に記載の生体情報計測装置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部の各々は、

前記被験者の体表面からの熱流束を、前記温度変化として計測する熱流束センサ（１６）を更に備える、生体情報計測装置。

[請求項3] 請求項２に記載の生体情報計測装置であって、

前記熱流束センサの各々は、

金属材料により線状に形成された少なくとも１つの第１接続部材（２６）と、

前記第１接続部材とは異なる金属材料で線状に形成された少なくとも１つの第２接続部材（２８）と

を有し、

前記少なくとも１つの第１接続部材と前記少なくとも１つの第２接続部材とは、交互に直列に接続されている、生体情報計測装置。

[請求項4] 請求項３に記載の生体情報計測装置であって、

前記熱流束センサは、

可撓性及び絶縁性を有したシート材（１８）を、更に備え、

前記少なくとも１つの第１接続部材と前記少なくとも１つの第２接続部材とが接続された端点の各々は、前記シート材に配置されている、生体情報計測装置。

[請求項5] 請求項２から請求項４までのいずれか一項に記載の生体情報計測装

置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部は、前記被験者の体表面に取り付けられ、

前記少なくとも１つのセンシング部において前記被験者の体表面と接する接触面（１１）とは反対側の面である反対面（１２）の少なくとも一部を覆う被覆部（１４）を、

更に備える、生体情報計測装置。

[請求項6] 請求項５に記載の生体情報計測装置であって、

前記被覆部は、

前記被験者の体表面からの熱流束に影響を与えない熱容量として規定された規定値以上の熱容量を有する、生体情報計測装置。

[請求項7] 請求項１から請求項６までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部の外部からの当該少なくとも１つのセンシング部へのノイズの影響を低減する低減部（１０２）を、

更に備える、生体情報計測装置。

[請求項8] 請求項７に記載の生体情報計測装置であって、

前記低減部は、

前記導出部の少なくとも一部分を前記少なくとも１つのセンシング部と非接触とする構造である、生体情報計測装置。

[請求項9] 請求項７または請求項８に記載の生体情報計測装置であって、

前記低減部は、

前記センシング部において前記被験者の体表面と接する接触面とは反対側の面である反対面に、前記導出部の少なくとも一部分が非対向となる構造である、生体情報計測装置。

[請求項10] 請求項７から請求項９までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって、

前記低減部は、

当該生体情報計測装置が備える各部における信号の周波数を、脈拍に対応する周波数の範囲として規定された規定周波数範囲外とする構造である、請求項７から請求項９までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置。

[請求項11] 請求項１から請求項１０までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部は、２つ以上のセンシング部であり、

前記導出部は、

前記少なくとも１つのセンシング部の各々での計測結果に基づく温度変化の代表値に従って、前記被験者の脈波を導出する、生体情報計測装置。

[請求項12] 請求項１から請求項１１までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって

前記被験者に取り付けられるバンド（６）を更に備え、

前記少なくとも１つのセンシング部の各々は、

前記バンドにおいて前記被験者に接触する側の面に設置されている、生体情報計測装置。

[請求項13] 請求項１２に記載の生体情報計測装置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部の各々のうち、対をなすセンシング部は、

前記被験者の体を挟んで対称となるように設置されている、生体情報計測装置。

[請求項14] 請求項１から請求項１３までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部と、前記被験者の体表面との接触状態を検出する接触検出部（７８）を、更に備え、

前記導出部は、

前記接触検出部での検出の結果、前記少なくとも１つのセンシング部と前記被験者の体表面とが接触していれば、前記被験者の体表面に接触している少なくとも１つのセンシング部での計測結果に基づく温度変化に従って、前記被験者の脈波を導出する、生体情報計測装置。

[請求項15] 請求項１４に記載の生体情報計測装置であって、

前記導出部は、

前記接触検出部での検出の結果、前記少なくとも１つのセンシング部の各々と、前記被験者の体表面とが接触していなければ、前記被験者の脈波の導出を非実行とする、生体情報計測装置。

[請求項16] 請求項１から請求項１５までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって、

前記被験者の状態を検出する状態検出部（８８）を、更に備え、

前記導出部は、

前記状態検出部で検出した被験者の状態に基づいて、導出した前記被験者の脈波を補正する、生体情報計測装置。

[請求項17] 請求項１から請求項１６までのいずれか一項に記載の生体情報計測装置であって、

前記少なくとも１つのセンシング部の周辺の状況を検出する周辺検出部（９８）を、更に備え、

前記導出部は、

前記周辺検出部で検出した前記少なくとも１つのセンシング部の周辺の状況に基づいて、導出した前記被験者の脈波を補正する、生体情報計測装置。

[図1]

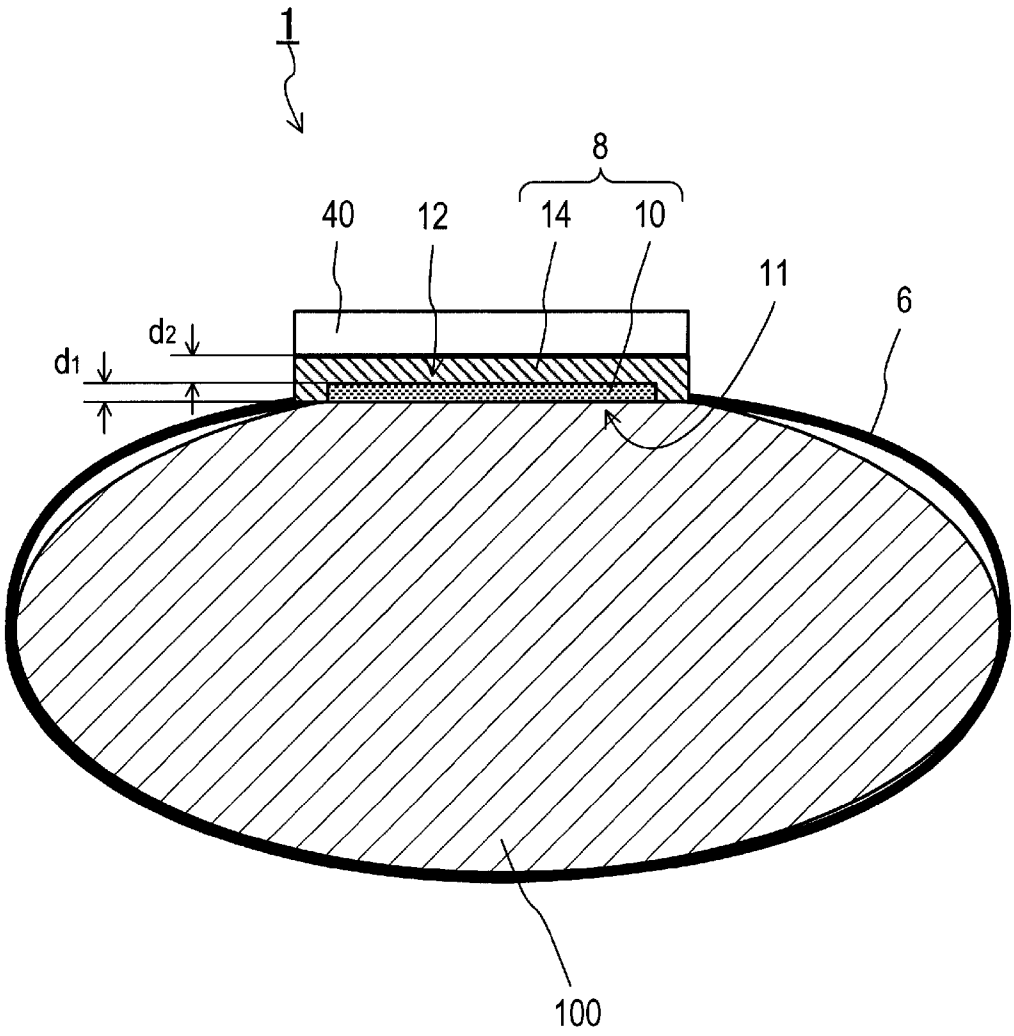


FIG.1

[図2]

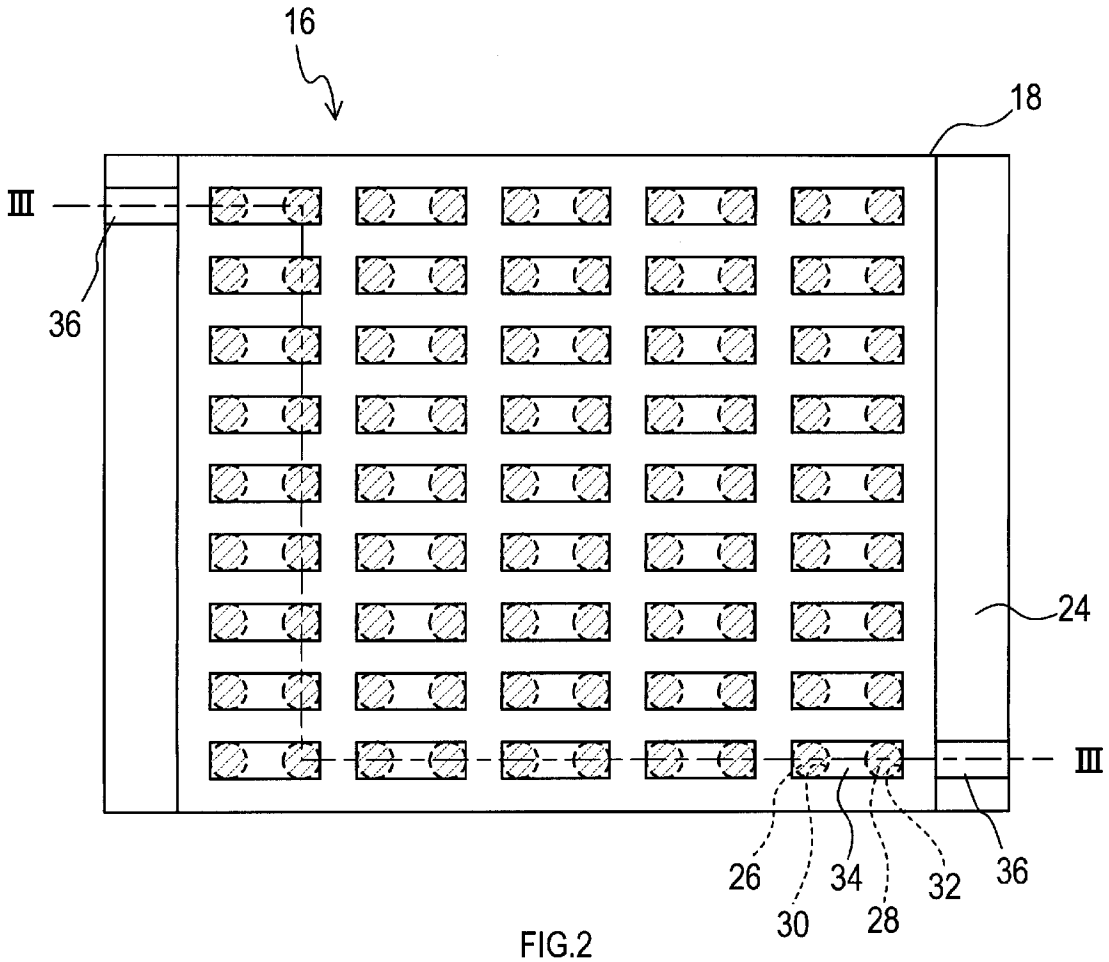


FIG.2

[図3]

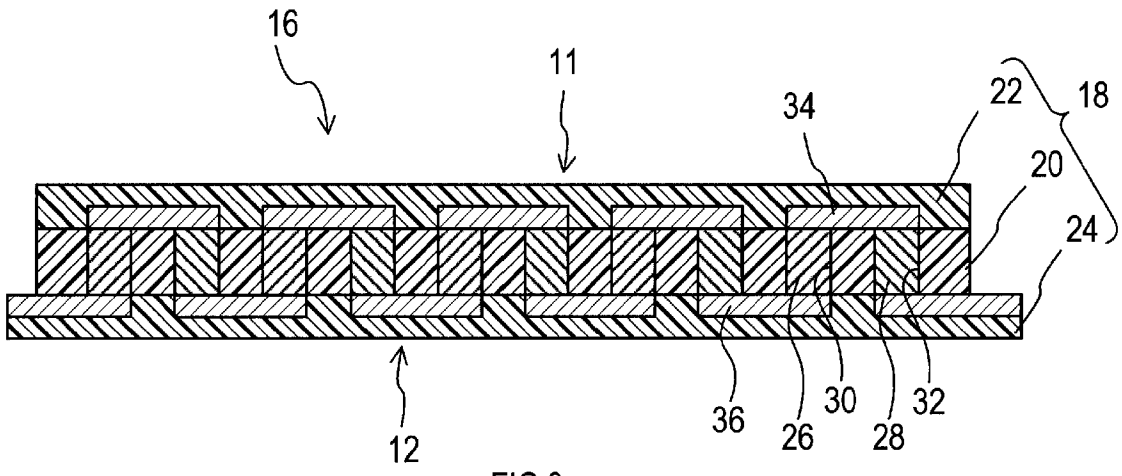


FIG.3

[図4]

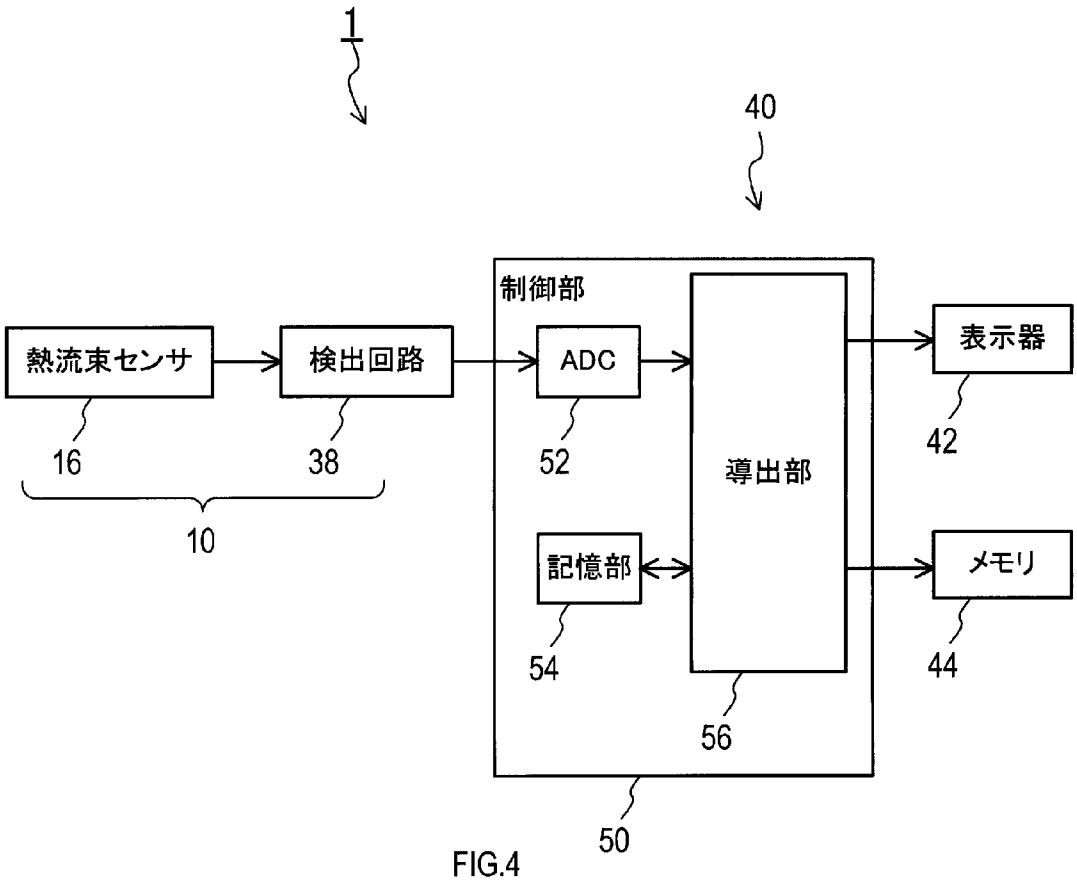


FIG.4

[図5]

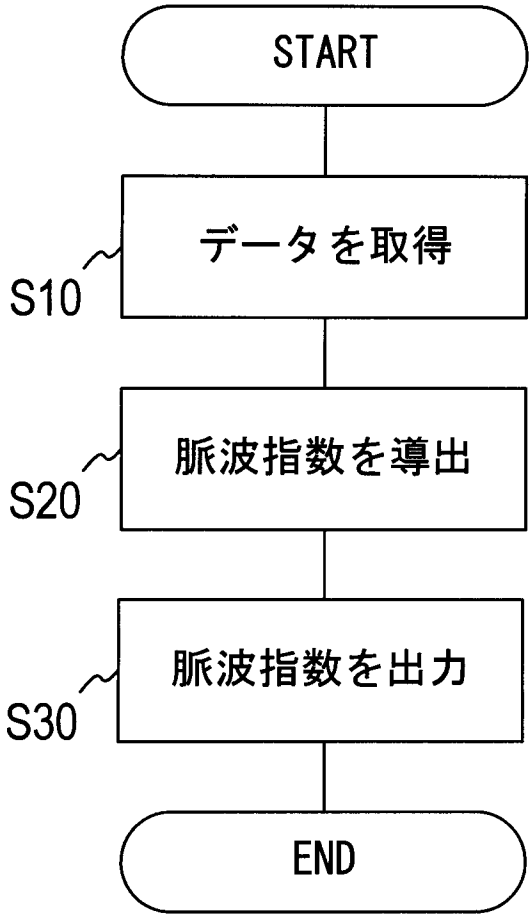


FIG.5

[図6]

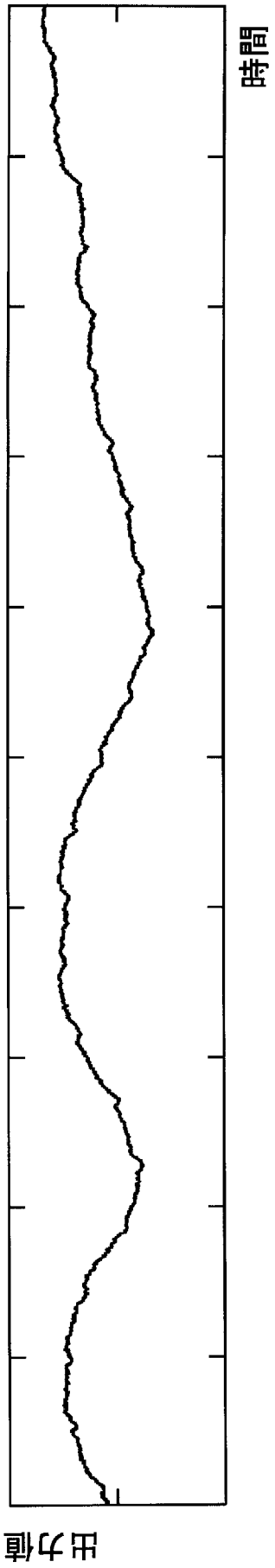


FIG.6

[図7]

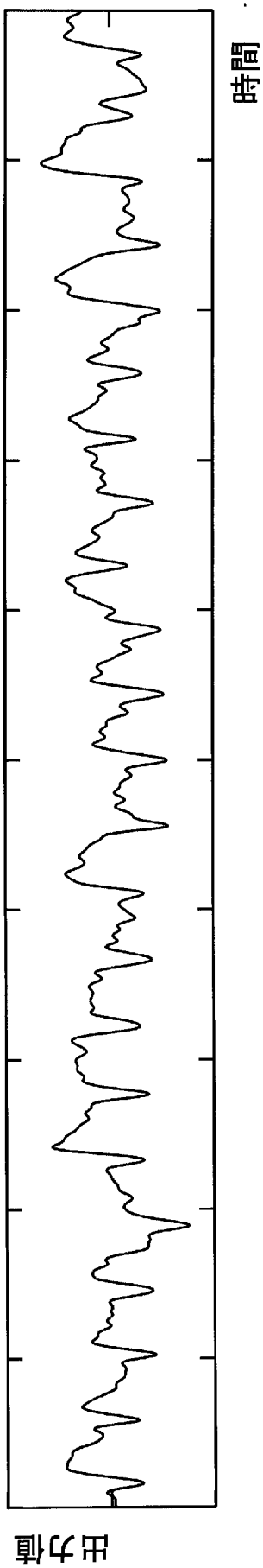


FIG.7

[図8]

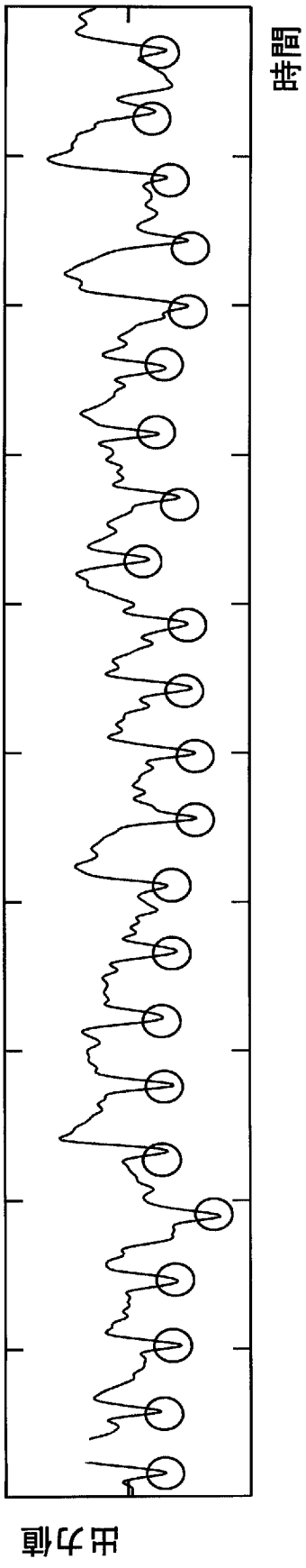


FIG.8

[図9]

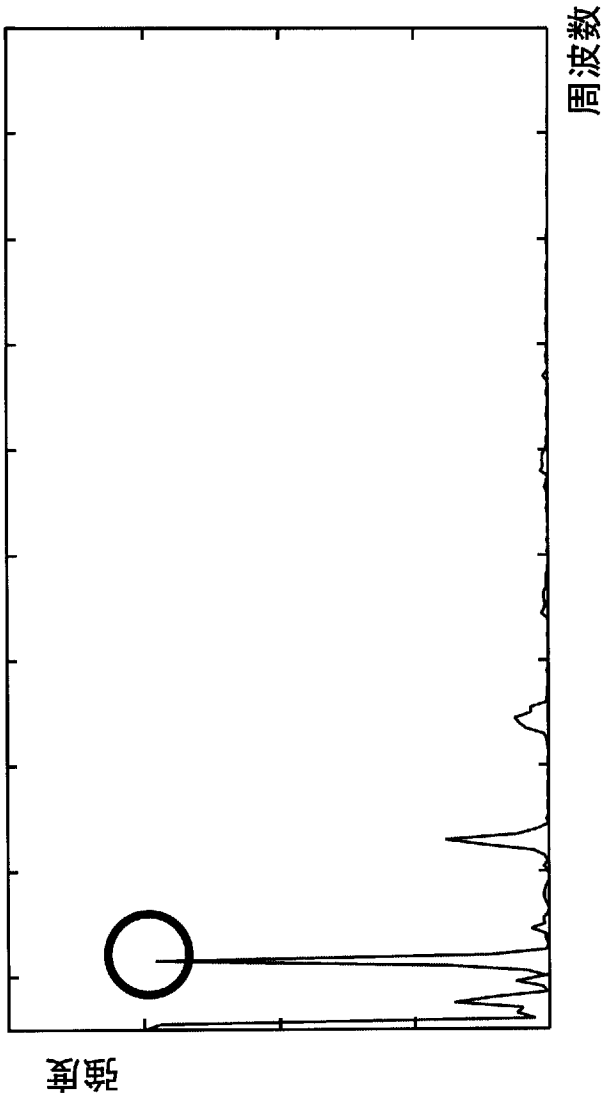


FIG.9

[図10]

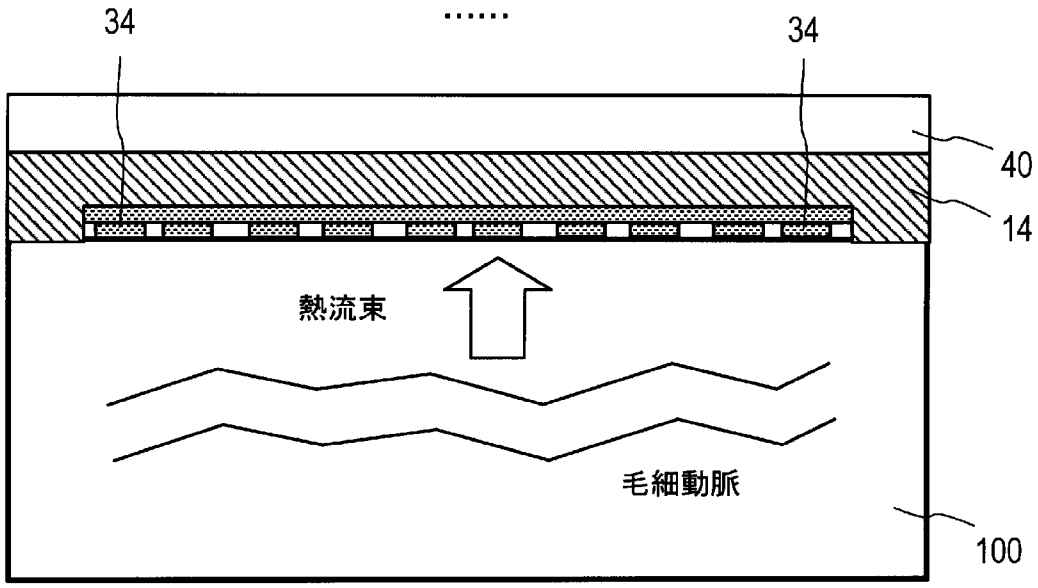


FIG.10

[図11]

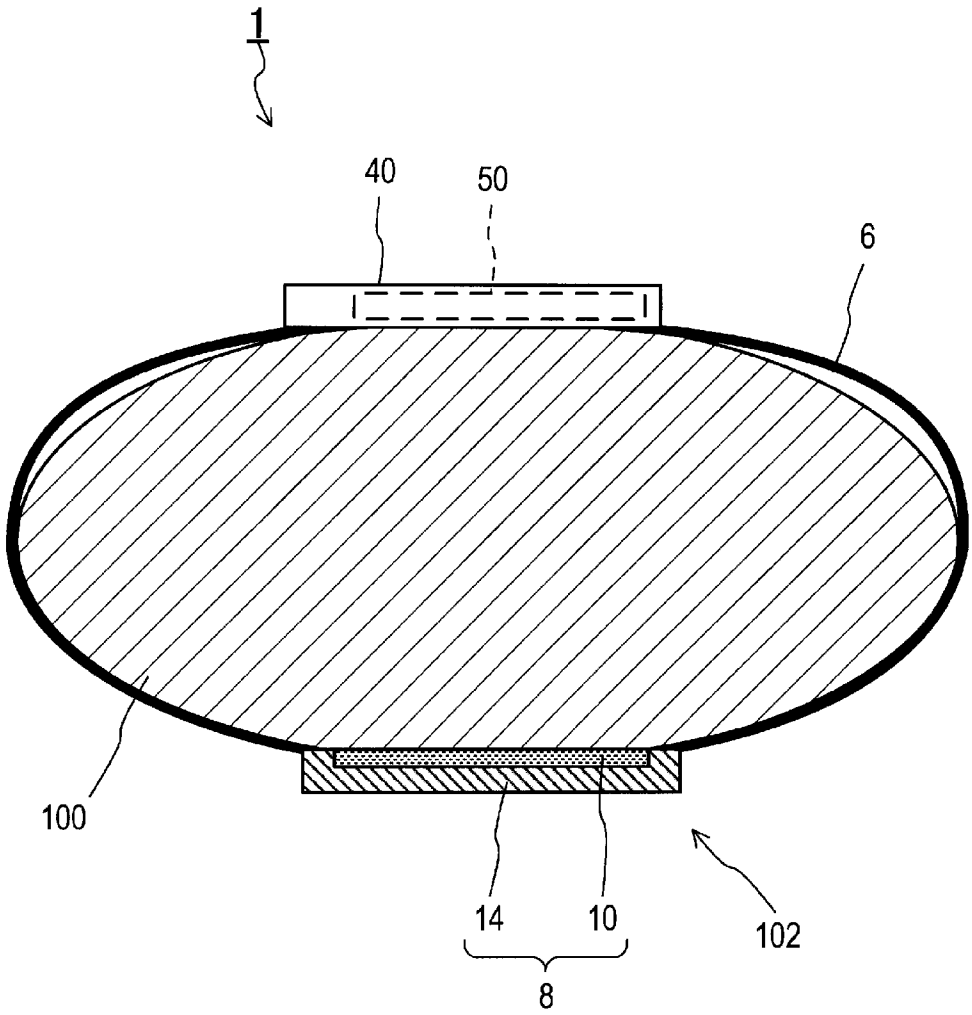


FIG.11

[図12]

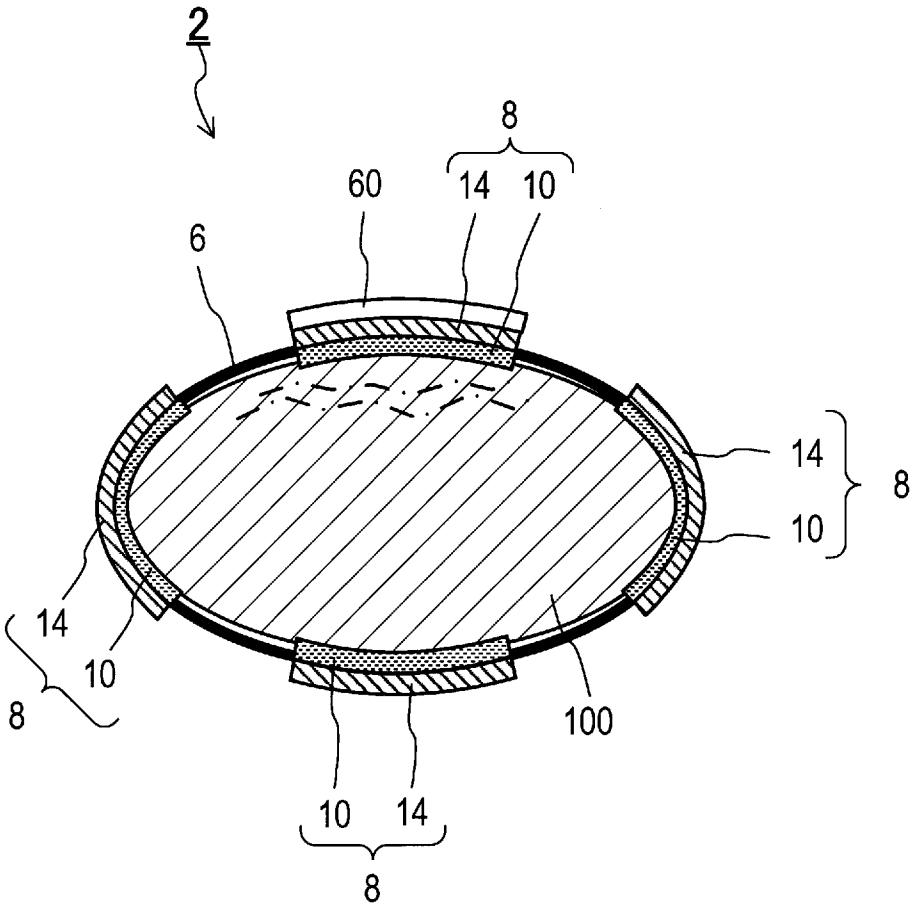


FIG.12

[図13]

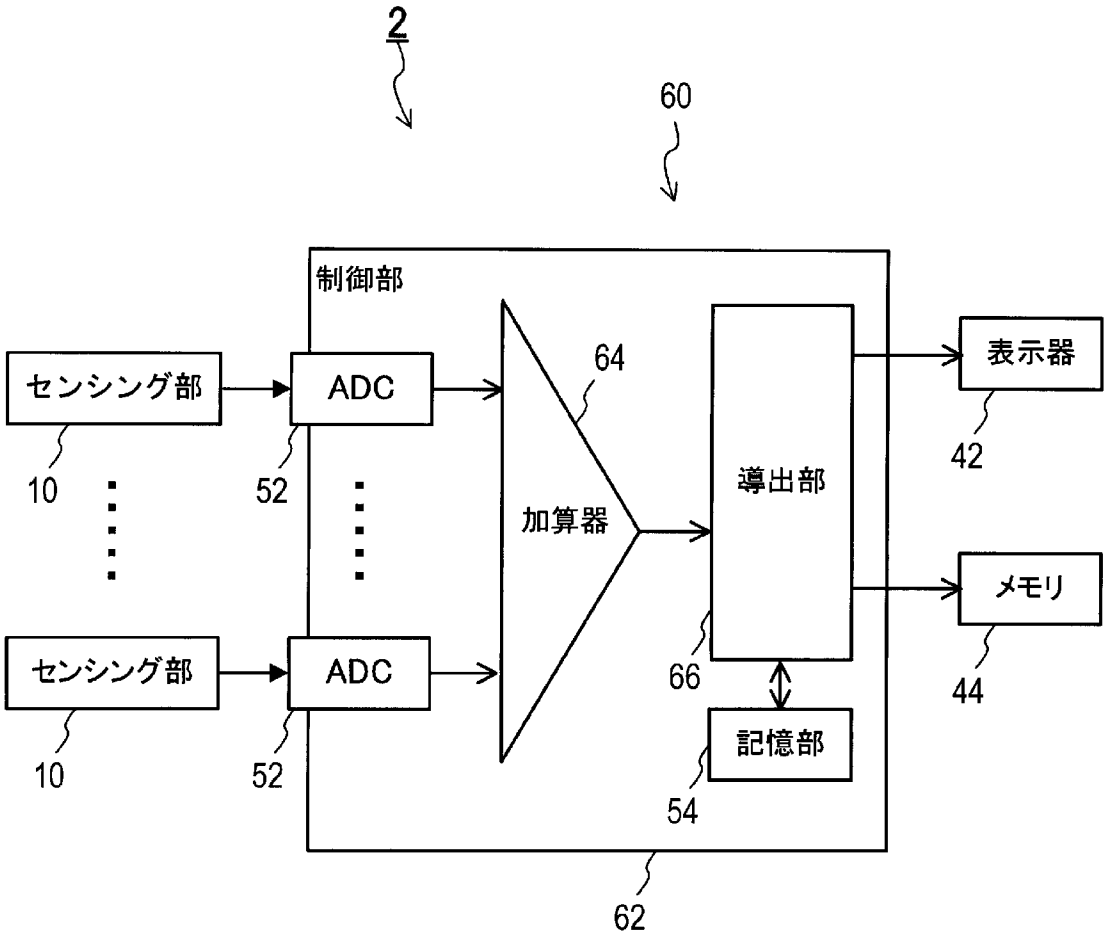

2
60
制御部
センシング部
ADC
64
表示器
10
52
加算器
導出部
42
センシング部
ADC
メモリ
66
44
10
52
記憶部
54
62

FIG.13

[図14]

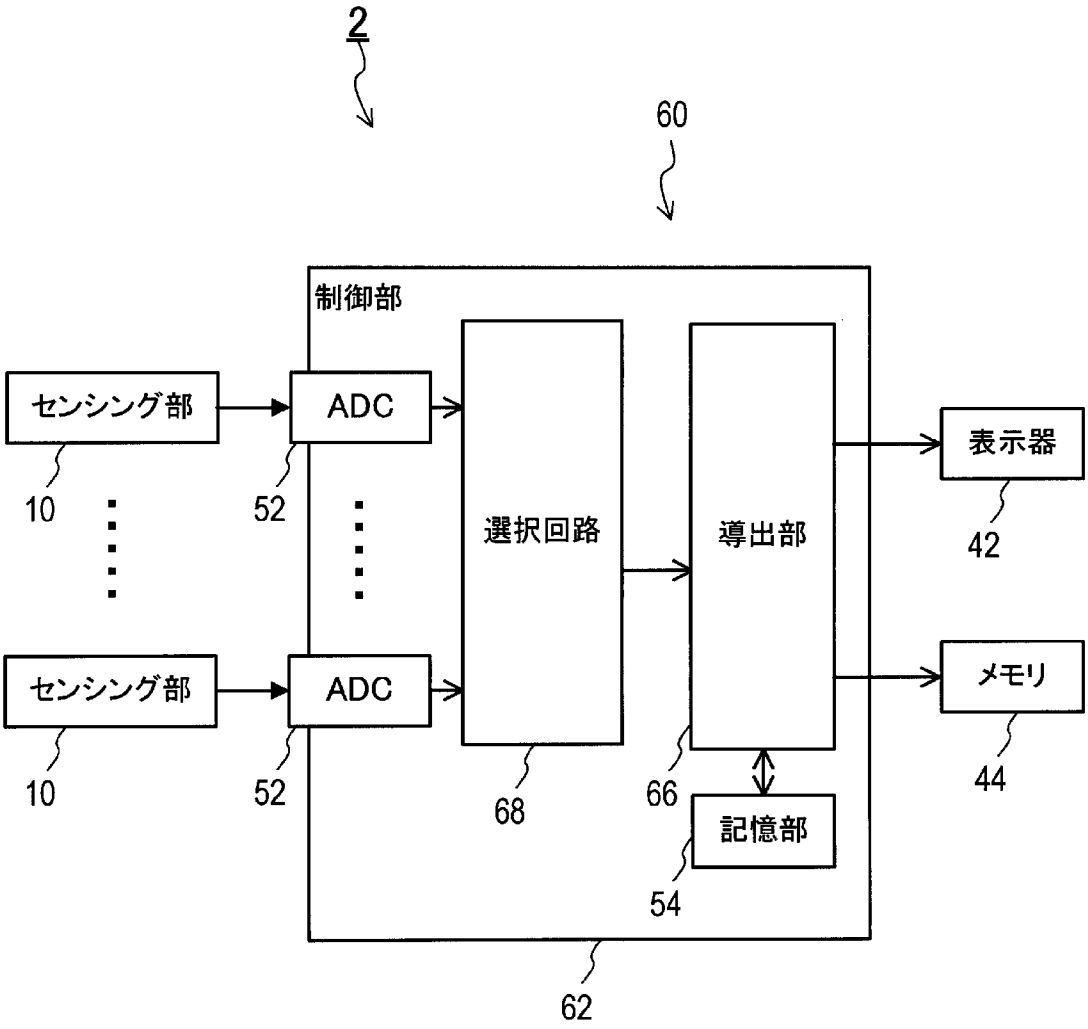


FIG.14

[図15]

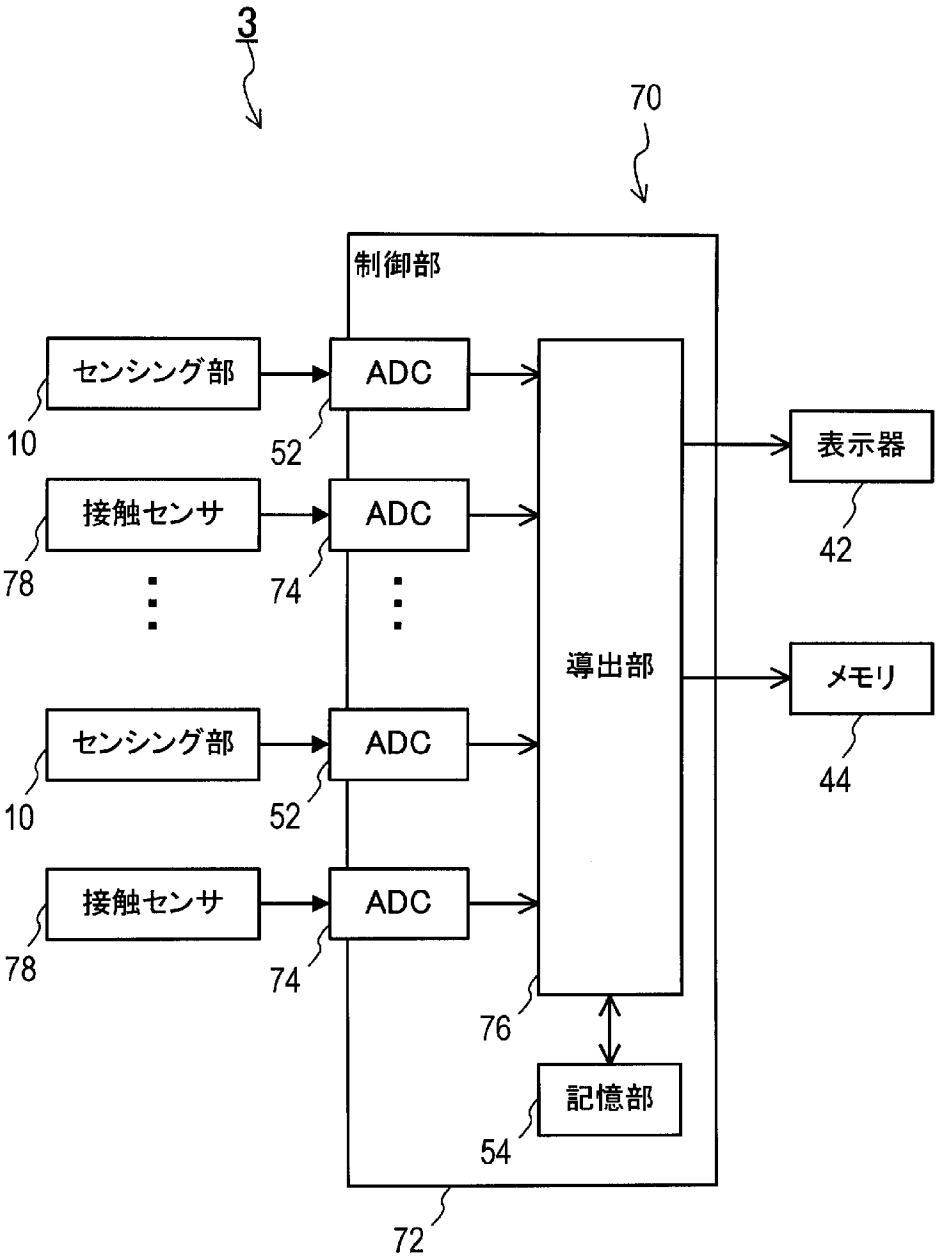

3
70
制御部
センシング部
ADC
10
52
接触センサ
78
74
導出部
表示器
42
メモリ
44
76
記憶部
54
72

FIG.15

[図16]

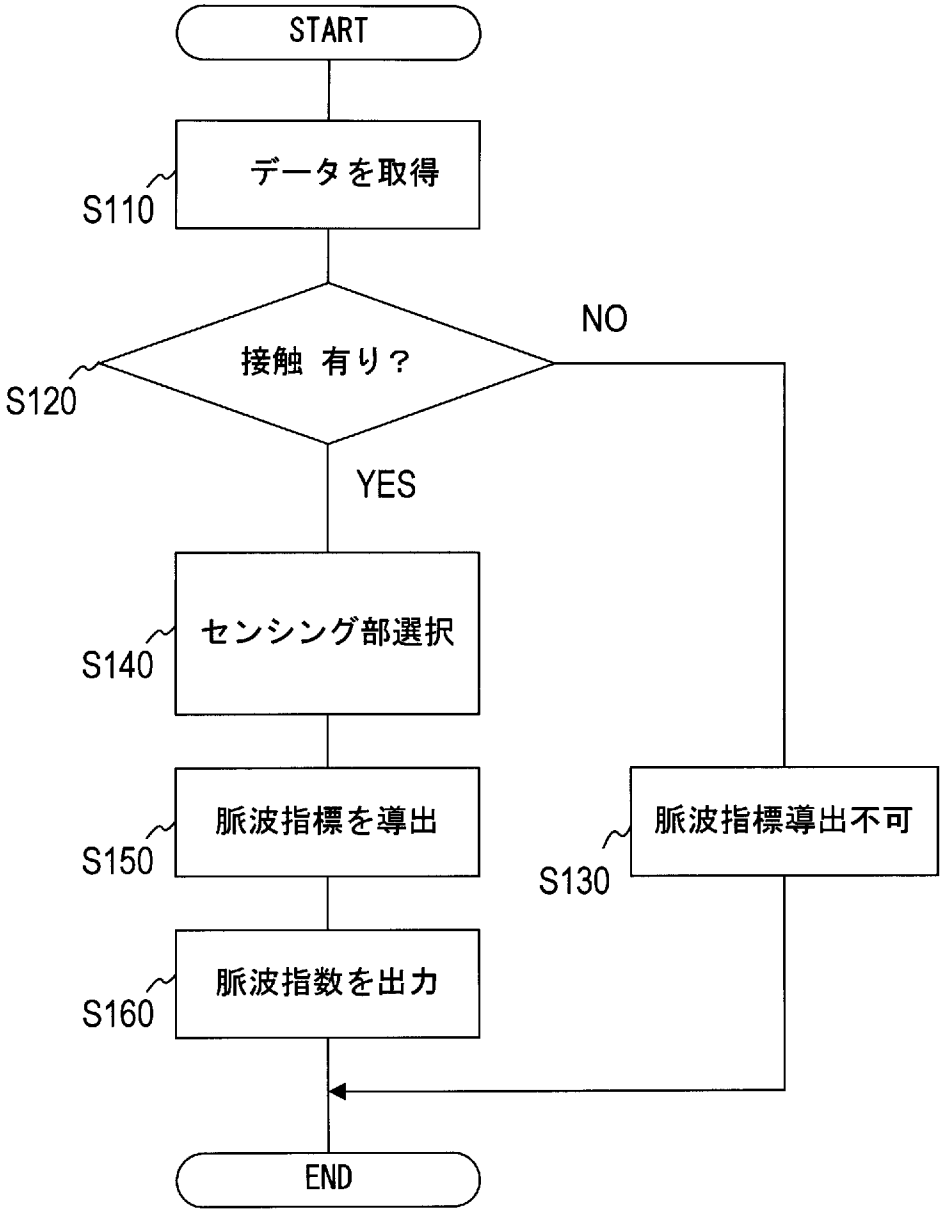

START
データを取得
S110
接触 有り？
S120
NO
YES
センシング部選択
S140
脈波指標を導出
S150
脈波指標導出不可
S130
脈波指数を出力
S160
END

FIG.16

[図17]

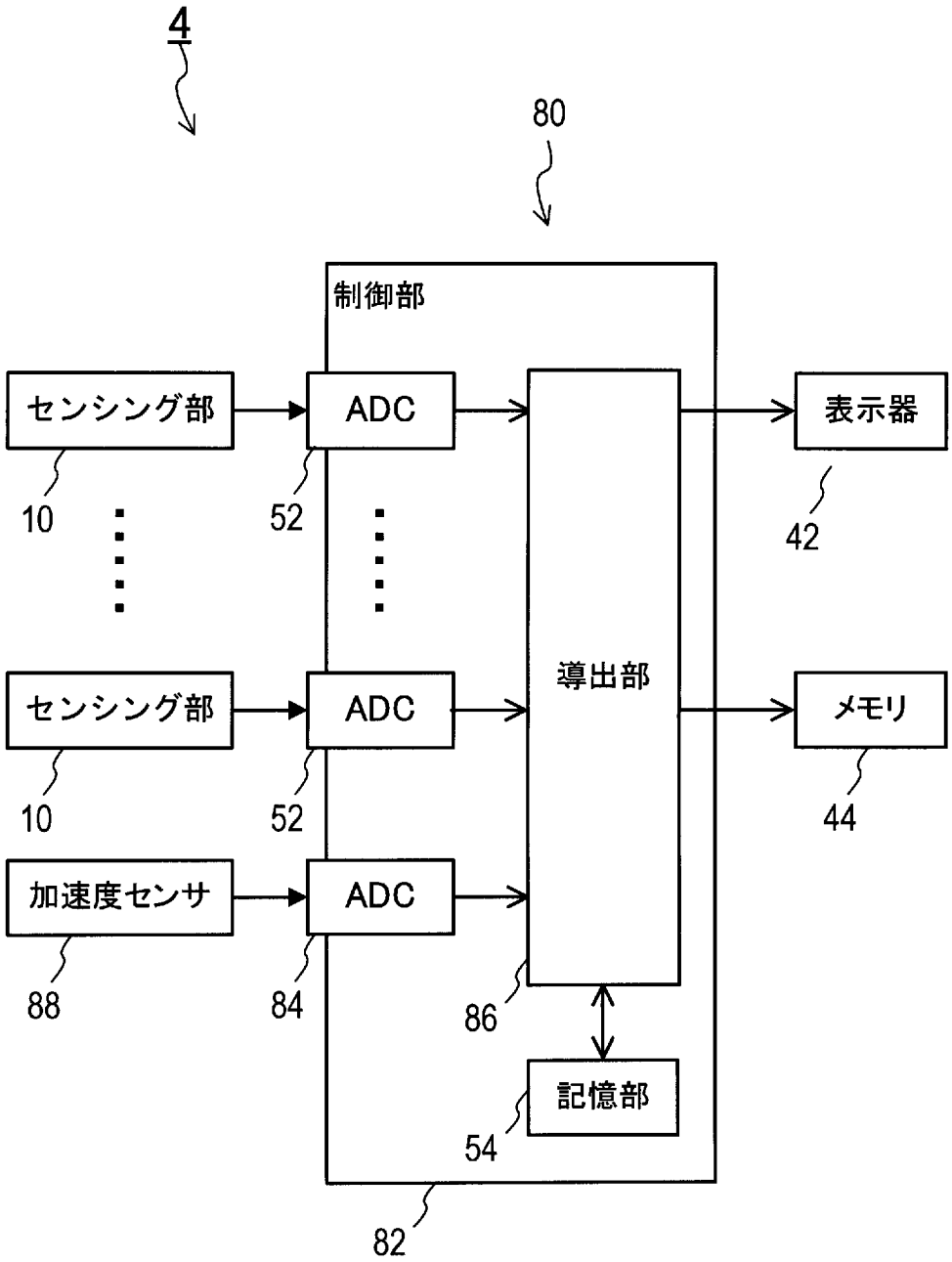

4
80
制御部
センシング部
ADC
表示器
10
52
42
センシング部
ADC
導出部
メモリ
10
52
44
加速度センサ
ADC
88
84
86
記憶部
54
82

FIG.17

[図18]

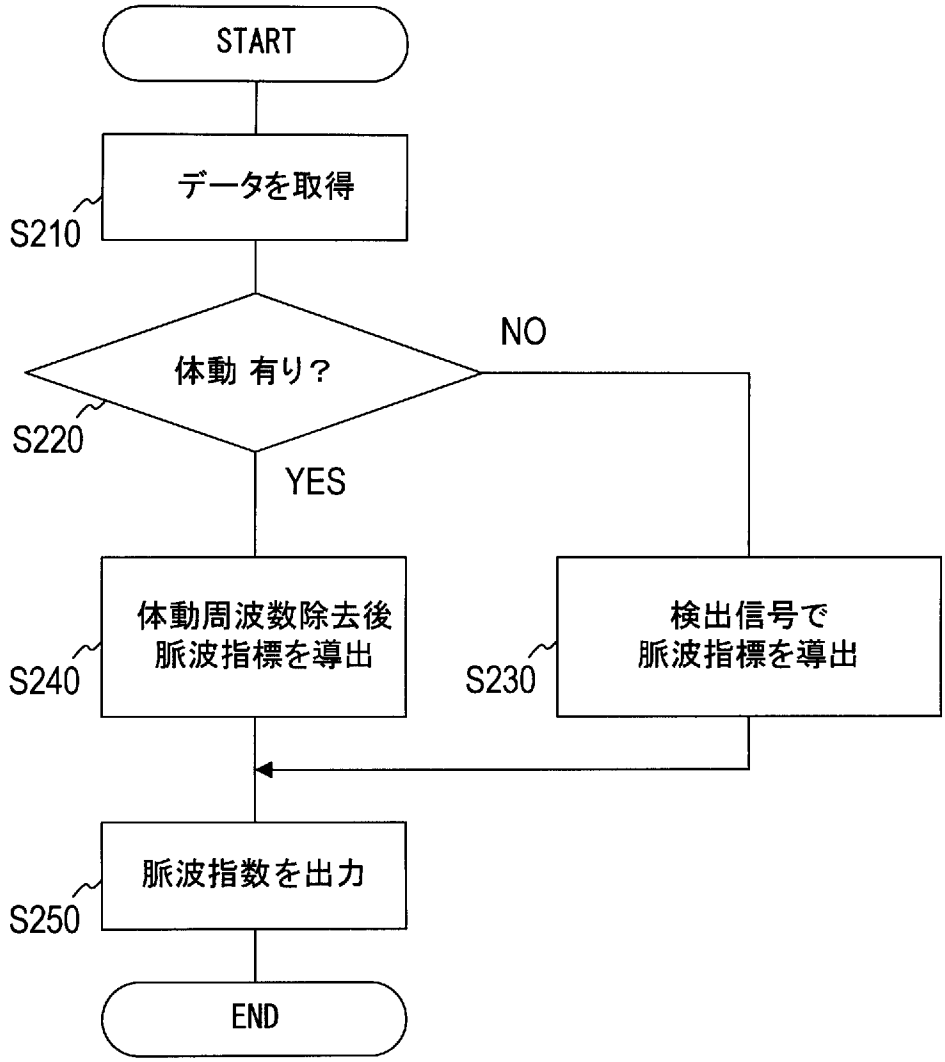

START
データを取得
S210
体動 有り？
NO
S220
YES
体動周波数除去後
脈波指標を導出
S240
検出信号で
脈波指標を導出
S230
脈波指数を出力
S250
END

FIG.18

[図19]

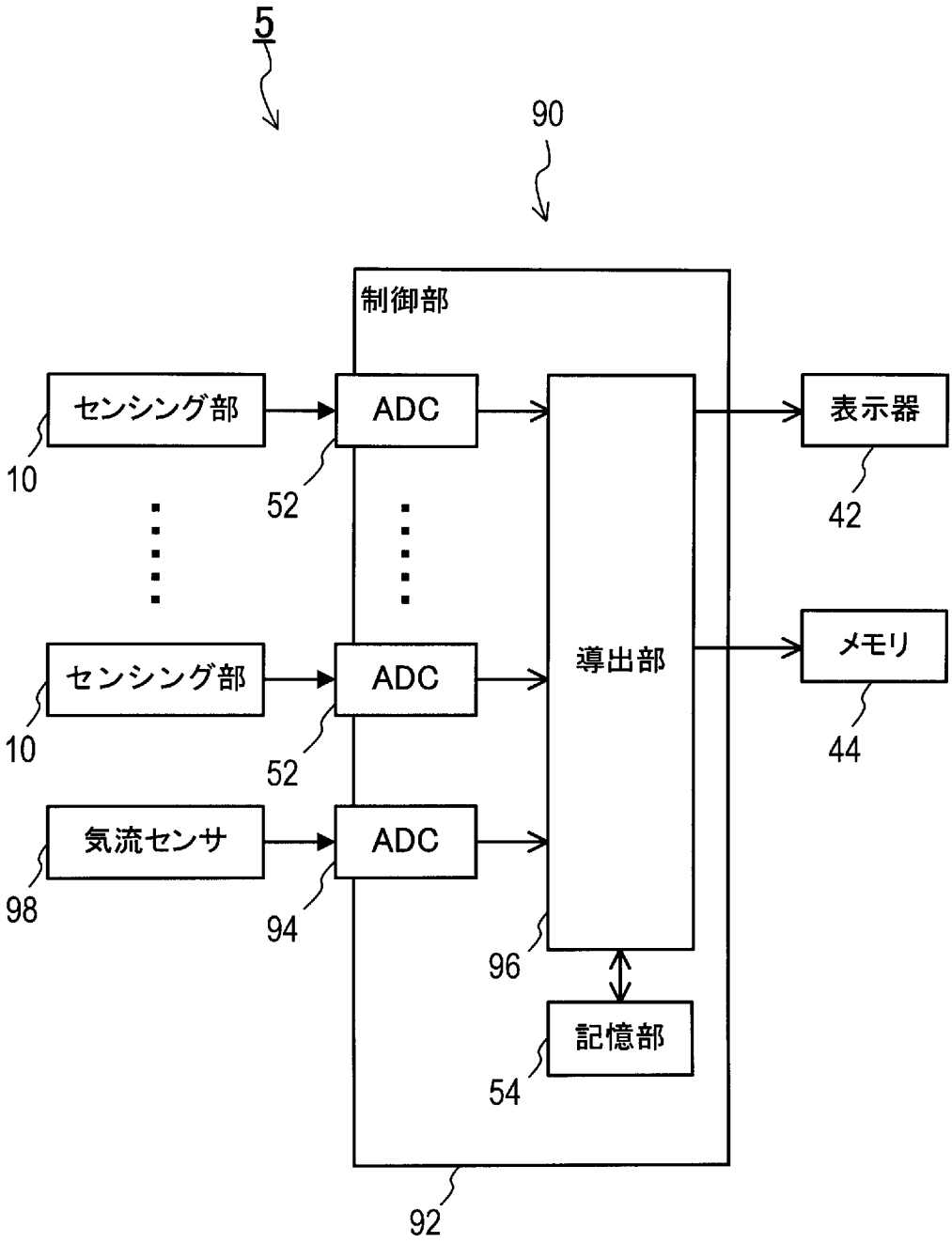

5
90
制御部
センシング部
ADC
表示器
10
52
42
センシング部
ADC
導出部
メモリ
10
52
44
気流センサ
ADC
98
94
96
記憶部
54
92

FIG.19

[図20]

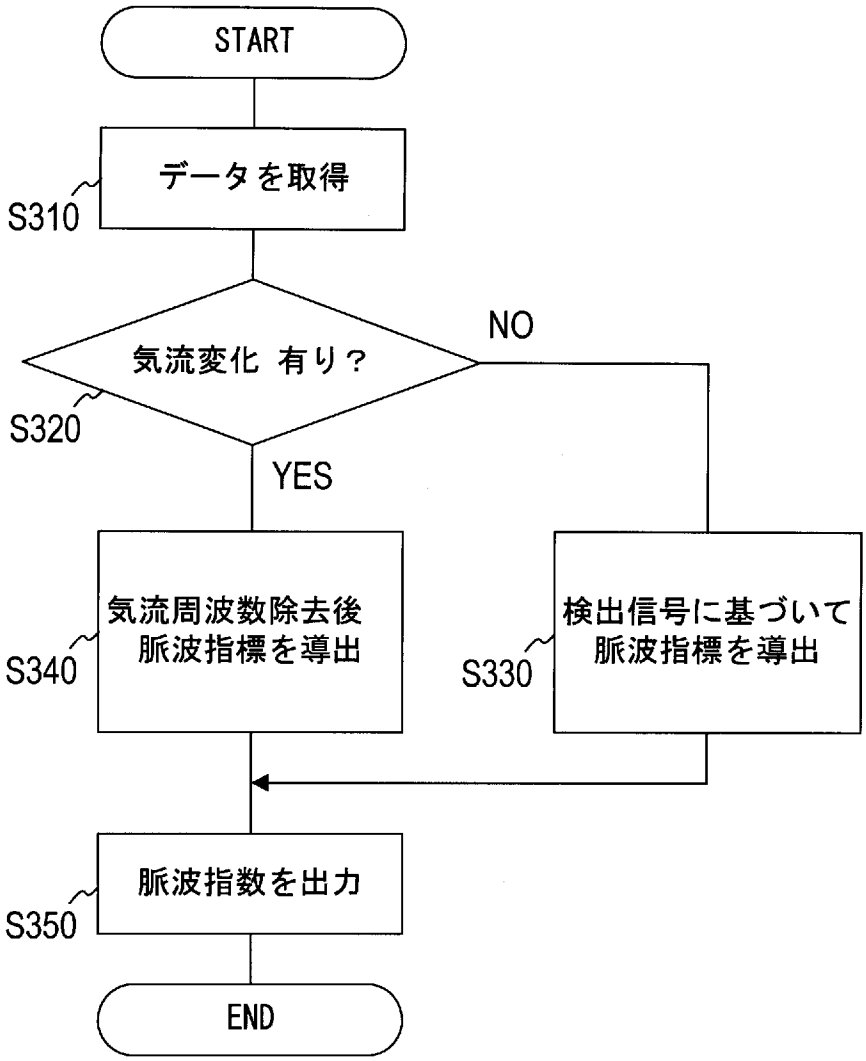

START
データを取得
S310
気流変化 有り？
NO
S320
YES
気流周波数除去後
脈波指標を導出
S340
検出信号に基づいて
脈波指標を導出
S330
脈波指数を出力
S350
END

FIG.20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/008773

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/02(2006.01)i, *A61B5/01*(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, A61B5/01

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

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2005-519666 A (Welch Allyn, Inc.), 07 July 2005 (07.07.2005), paragraphs [0053] to [0054]; fig. 3 & US 2003/0171655 A1 paragraphs [0060] to [0061]; fig. 3 & WO 2003/075761 A2 & CA 2478377 A	1 2-17
Y	JP 2011-133300 A (Seiko Epson Corp.), 07 July 2011 (07.07.2011), paragraphs [0033] to [0053]; fig. 2 & US 2011/0158284 A1 paragraphs [0057] to [0076]; fig. 2 & CN 102106724 A	2-6,11

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

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
19 April 2017 (19.04.17)	09 May 2017 (09.05.17)

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/008773

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 2012-531982 A (Stockert Ruediger), 13 December 2012 (13.12.2012), paragraphs [0027] to [0036]; fig. 1 to 6 & US 2013/0028290 A1 paragraphs [0036] to [0045]; fig. 1 to 6	3-4
Y	JP 8-66373 A (Terumo Corp.), 12 March 1996 (12.03.1996), paragraph [0037] (Family: none)	7-10
Y	JP 2015-223220 A (Toshiba Corp.), 14 December 2015 (14.12.2015), paragraphs [0008] to [0015], [0057]; fig. 1, 17 & US 2015/0338880 A1 paragraphs [0025] to [0032], [0076]; fig. 1, 17	8-9,12-13
Y	JP 2-172443 A (Minolta Camera Co., Ltd.), 04 July 1990 (04.07.1990), page 3, upper left column to upper right column (Family: none)	10
Y	JP 2005-287691 A (Vodafone Kabushiki Kaisha), 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0012] to [0024]; fig. 1 to 12 (Family: none)	14-15
Y	JP 2006-204320 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.), 10 August 2006 (10.08.2006), paragraphs [0005], [0073] to [0080] (Family: none)	16-17
A	JP 2002-528146 A (Meduck Ltd.), 03 September 2002 (03.09.2002), entire text; all drawings & US 6117075 A	1-17
P,X	WO 2017/006768 A1 (KDDI Corp.), 12 January 2017 (12.01.2017), paragraphs [0011] to [0019], [0057]; fig. 1 to 2, 11 (Family: none)	1,7-8,11

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１７／００８７７３

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, A61B5/01(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, A61B5/01

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

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

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

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X Y	JP 2005-519666 A（ウェルチ・アリン・インコーポレーテッド）2005.07.07, 段落[００５３]－[００５４]、図３ & US 2003/0171655 A1 段落[００６０]－[００６１]、図３ & WO 2003/075761 A2 & CA 2478377 A	1 2-17
Y	JP 2011-133300 A（セイコーエプソン株式会社）2011.07.07, 段落[００３３]－[００５３]、図２ & US 2011/0158284 A1 段落[００５７]－[００７６]、図２ & CN 102106724 A	2-6, 11

☑　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	国際調査報告の発送日
１９．０４．２０１７	０９．０５．２０１７

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　３７０１
遠藤　直恵
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2012-531982 A（シュトッケルト　ルーディゲル）2012.12.13，段落[００２７]－[００３６]、図１－６ & US 2013/0028290 A1 段落[００３６]－[００４５]、図１－６	3-4
Y	JP 8-66373 A（テルモ株式会社）1996.03.12，段落[００３７]（ファミリーなし）	7-10
Y	JP 2015-223220 A（株式会社東芝）2015.12.14，段落[０００８]－[００１５]、[００５７]、図１、１７ & US 2015/0338880 A1 段落[００２５]－[００３２]、[００７６]、図１、１７	8-9，12-13
Y	JP 2-172443 A（ミノルタカメラ株式会社）1990.07.04，第３頁左上欄－右上欄（ファミリーなし）	10
Y	JP 2005-287691 A（ボーダフォン株式会社）2005.10.20，段落[００１２]－[００２４]、図１－１２（ファミリーなし）	14-15
Y	JP 2006-204320 A（日本電信電話株式会社）2006.08.10，段落[０００５]、[００７３]－[００８０]（ファミリーなし）	16-17
A	JP 2002-528146 A（メダック　リミテッド）2002.09.03，全文、全図 & US 6117075 A	1-17
P，X	WO 2017/006768 A1（ＫＤＤＩ株式会社）2017.01.12，段落[００１１]－[００１９]、[００５７]、図１－２、１１（ファミリーなし）	1，7-8，11