(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
2016 年 11 月 24 日(24.11.2016)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2016/185810 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/060954

(22) 国際出願日: 2016 年 4 月 1 日(01.04.2016)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2015-103685 2015 年 5 月 21 日(21.05.2015) JP

(71) 出願人: ローム株式会社(ROHM CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6158585 京都府京都市右京区西院溝崎町２１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 中田　裕一郎 (NAKATA, Yuichiro); 〒6158585 京都府京都市右京区西院溝崎町２１番地　ローム株式会社内 Kyoto (JP). 上平　祥嗣 (UEDAIRA, Yoshitsugu); 〒6158585 京都府京都市右京区西院溝崎町２１番地　ローム株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所 (FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目２番７号　中之島セントラルタワー Osaka (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, KE, KG, KN, KP, KR, 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.

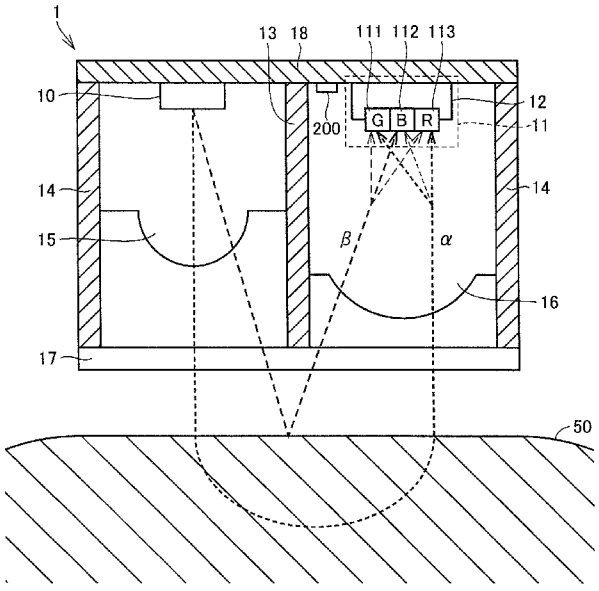
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,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

(54) **Title**: BIOLOGICAL INFORMATION SENSOR

(54) 発明の名称 : 生体情報センサ

FIG.2



(57) **Abstract**: Provided is a biological information sensor with which the accuracy of measurement can be increased. A light-emitting unit (10) emits light comprising first light and second light. A light-receiving unit (11) outputs a signal of a level corresponding to the intensity of incident light. If a biological information sensor (1) is worn on a body (50), the light emitted from the light-emitting unit (10) is reflected at the body (50) and is incident on the light-receiving unit (11). A first light sensor (111) outputs a first signal of a level corresponding to the intensity of the incident first light. A second light sensor (112) outputs a second signal of a level corresponding to the intensity of the incident second light. A control device (200) determines whether or not the biological information sensor (1) and the surface of the body (50) are in close contact on the basis of the second signal. The control device (200) generates information related to the body (50) on the basis of the first signal if the biological information sensor (1) and the surface of the body (50) are in close contact.

(57) 要約: 測定精度を上げることができる生体情報センサを提供する。発光部（１０）は、第１の光と第２の光とを含む光を出射する。受光部（１１）は、入射した光の強度に応じたレベルの信号を出力する。生体情報センサ（１）が生体（５０）に装着された場合、発光部（１０）から出射された光は、生体（５０）で反射して受光部（１１）へ入射する。第１の光センサ（１１１）は、入射した第１の光の強度に応じたレベルの第１の信号を出力する。第２の光センサ（１１２）は、入射した第２の光の強度に応じたレベルの第２の信号を出力する。制御装置（２００）は、第２の信号に基づいて生体情報センサ（１）と生体（５０）の表面とが密着しているか否かを判定する。制御装置（２００）は、生体情報センサ（１）と生体（５０）の表面とが密着している場合の第１の信号に基づいて生体（５０）に関連する情報を生成する。

WO 2016/185810 A1

明　細　書

発明の名称 ： 生体情報センサ

技術分野

[0001] 本発明は生体情報センサに関し、特にウェアラブルな生体情報センサに関する。

背景技術

[0002] 従来からウェアラブルな生体情報センサが知られている。例えば、特開２０１２－１４３３１６（特許文献１）には、ウェアラブルな生体情報センサが開示されている。当該生体情報センサは、第１および第２の光センサと演算回路とを備える。第１の光センサは、第１の発強度の光を生体に出射する第１の発光部と、第１の発光部の出射光が生体内で反射した光を受けて第１の受光信号を生成する第１の受光部とを含む。第２の光センサは、第１の発強度よりも弱い第２の発強度の光を生体に出射する第２の発光部と、第２の発光部の出射光が生体内で反射した光を受けて第２の受光信号を生成する第２の受光部とを含む。演算回路は、第１の受光信号から第２の受光信号を差し引いて脈波データを取得する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開２０１２－１４３３１６号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 使用者が生体情報センサを身体に装着して運動しながら心拍数のような生体情報を測定する場合、或いは使用者が生体情報センサを身体に誤装着した場合、生体情報センサと身体の表面との間に隙間が生じるときがある。このような隙間が生じると、生体の内部で反射した光だけではなく生体の表面で反射した光も生体情報センサの受光部へ入射してしまう。例えば、心拍数を測定する場合、必要なのは生体の内部からの反射光であるため、生体の表面

からの反射光は心拍数を算出するにあたってノイズとなり、測定精度の悪化を招くおそれがある。

[0005] それゆえに、本発明の主たる目的は、測定精度を上げることができる生体情報センサを提供することである。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明に係る生体情報センサは、生体に装着されて当該生体に関連する情報を生成する。生体情報センサは、発光部と、受光部と、制御装置とを備える。発光部は、第１の光と第２の光とを含む光を出射する。受光部は、第１の光センサと第２の光センサとを含み、入射した光の強度に応じたレベルの信号を出力する。制御装置は、受光部から出力される信号を受けて生体に関連する情報を生成する。生体情報センサが生体に装着された場合、発光部から出射された光は、当該生体で反射して受光部へ入射する。第１の光センサは、入射した第１の光の強度に応じたレベルの第１の信号を出力する。第２の光センサは、入射した第２の光の強度に応じたレベルの第２の信号を出力する。制御装置は、第２の信号に基づいて生体情報センサと生体の表面とが密着しているか否かを判定する。制御装置は、生体情報センサと生体の表面とが密着している場合の第１の信号に基づいて生体に関連する情報を生成する。

[0007] このような構成により、生体情報センサが生体に密着している場合のノイズの少ない信号に基づいて生体に関連する情報を算出できる。その結果、生体情報センサは測定精度を上げることができる。

[0008] 好ましくは、制御装置は、第２の信号のレベルが所定の閾値より小さい場合に生体情報センサと生体の表面とが密着していると判定する。

[0009] 好ましくは、発光部が出射する光は、第３の光をさらに含む。受光部は、第３の光センサをさらに含む。第３の光センサは、入射した第３の光の強度に応じたレベルの第３の信号を出力する。制御装置は、生体情報センサと生体の表面とが密着している場合の、第１の信号および第３の信号に基づいて生体に関連する情報を生成する。

[0010] 好ましくは、制御装置は、第１の信号のレベルと第３の信号のレベルとの差に基づいて生体に関する情報を生成する。

[0011] 好ましくは、第１の光は、緑色光である。第２の光は、青色光である。第３の光は、赤色光である。

[0012] 好ましくは、基板と、第１の遮光壁と、第２の遮光壁とをさらに備える。基板は、発光部、受光部、および制御装置が形成されている。第１の遮光壁は、基板の外周に沿って、発光部および受光部を囲むように形成されている。第２の遮光壁は、基板と第１の遮光壁とによって形成された空間を、発光部がある側の空間と受光部がある側の空間とに仕切っている。

[0013] 好ましくは、生体に関する情報は、心拍数である。

好ましくは、発光部は、白色光を出射する発光ダイオードである。

発明の効果

[0014] 本発明に係る生体情報センサは、生体情報センサが生体の表面に密着しているか否かを生体からの反射光に含まれる第２の光に基づいて判定する。本発明に係る生体情報センサは、当該判定に基づいて生体情報センサが生体の表面に密着している場合のノイズの少ない信号に基づいて生体に関する情報を生成することができ、その結果、測定精度を上げることができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]第１の実施の形態に従う生体情報センサの構成を示す断面図である。

[図2]図１の生体情報センサが人体に密着していない状態の図である。

[図3]図１の生体情報センサの機能を説明するための機能ブロック図である。

[図4]図３における制御装置の機能を説明するための機能ブロック図である。

[図5]図４における演算部の詳細を説明するための機能ブロック図である。

[図6]体動が小さい場合の心拍抽出処理部の動作を示す周波数スペクトラム図である。

[図7]体動が無視できない程度に生じる場合の心拍抽出処理部の動作を示す周波数スペクトラム図である。

[図8]第１の実施の形態の確認実験に使用した生体情報センサの構成を示す断

面図である。

[図9]かさ上げ距離と、受光部へ入射する緑色光の強度、赤色光の強度および青色光の強度との各々の関係を示す図である。

[図10]図４のＦＦＴ部によって生成される周波数スペクトルを示す図である。

[図11]第２の実施の形態に従う生体情報センサの構成を示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

[0017] [第１の実施の形態]

図１は、第１の実施の形態に従う生体情報センサ１の構成を示す断面図である。以下では、生体情報センサ１が生体に関する情報として心拍数を測定する場合について説明する。

[0018] 図１を参照して、生体情報センサは、白色ＬＥＤである発光部１０と、受光部１１と、遮光壁１３，１４と、レンズ１５，１６と、透明板１７と、基板１８と、制御装置２００とを備える。

[0019] 基板１８の表面には発光部１０と受光部１１と制御装置２００とが形成されている。受光部１１は、シリコン基板１２と、シリコン基板１２に形成されたＧセンサ１１１、Ｂセンサ１１２およびＲセンサ１１３とを含む。制御装置２００は、シリコン基板１２に形成されていても構わない。

[0020] 基板１８の表面の縁には、発光部１０および受光部１１を囲むようにして、外部光が受光部１１に入射するのを防止するための遮光壁１４が形成されている。基板１８の表面の中央には、発光部１０から出射された白色光が受光部１１に直接入射するのを防止するための遮光壁１３が形成されている。つまり、遮光壁１４によって形成された空間が、発光部１０がある側の空間と受光部１１がある側の空間とに遮光壁１３によって仕切られている。

[0021] 発光部１０の出射方向にレンズ１５が設けられ、受光部１１の受光方向に

レンズ１６が設けられている。遮光壁１３，１４の下端の開口部は透明板１７によって閉じられている。心拍数を測定する場合は、透明板１７の表面が人体５０の表面に密着される。

[0022] 発光部１０から出射された白色光は、レンズ１５および透明板１７を介して人体５０に照射される。当該白色光のうち体内で反射した光αは、透明板１７およびレンズ１６を介して受光部１１に入射する。Ｇセンサ１１１は、光αのうちの緑色光の強度に応じたレベルの信号を出力する。Ｂセンサ１１２は、光αのうちの青色光の強度に応じたレベルの信号を出力する。Ｒセンサ１１３は、光αのうちの赤色光の強度に応じたレベルの信号を出力する。制御装置２００は、Ｂセンサ１１２からの信号に基づいて生体情報センサ１が人体５０の皮膚表面に密着しているか否かを判定するとともに、生体情報センサ１が人体５０の皮膚表面に密着している場合の、Ｇセンサ１１１からの信号およびＲセンサ１１３からの信号に基づいて心拍数を示す信号を生成する。

[0023] 図１に示すように生体情報センサ１が人体５０に密着している場合、人体５０の皮膚表面で反射した光βは遮光壁１３に遮られ、受光部１１に入射することがほとんどない。

[0024] 一方、図２に示すように生体情報センサ１が人体５０に密着しておらず、生体情報センサ１と人体５０の皮膚表面との間に隙間が生じている場合、光βは受光部１１に入射し、心拍数を測定するにあたってのノイズとなり得る。

[0025] そこで、第１の実施の形態においては、受光部に入射する青色光の強度が所定の閾値よりも小さいか否かによって生体情報センサ１が人体５０に密着しているか否かを判定し、生体情報センサ１が人体５０に密着している場合の、Ｇセンサ１１１からの信号およびＲセンサ１１３からの信号を用いて心拍数を算出する。

[0026] 人体に向けて出射された青色光は、人体の内部では吸収されるため人体に内部で反射されることがほとんどないため、光αにはほとんど含まれない。

当該青色光は、主に皮膚表面で反射されるため、光βに含まれる。したがって、図１のように生体情報センサ１が人体５０に密着している場合には、光βに含まれる青色光は遮光壁１３に遮られて受光部１１にほとんど入射しない。一方、図２のように生体情報センサ１が人体５０に密着しておらず、生体情報センサ１と人体５０との間に隙間が生じている場合には、人体５０の皮膚表面で反射した青色光は当該隙間を通って受光部１１に入射する。したがって、受光部１１に入射した青色光の強度を測定することによって生体情報センサ１が人体５０と密着しているか否かを判定する。

[0027] 図３を用いて生体情報センサ１の機能構成について説明する。図３を参照して、制御装置２００は、使用者からの測定開始指示に応じて発光部１０に制御信号Ｓ０を出力する。発光部１０は、制御信号Ｓ０が所定のレベルとなったことに応答して発光して白色光を人体に出射する。発光部１０から出射された白色光は人体で反射されてその反射光がＧセンサ１１１、Ｂセンサ１１２およびＲセンサ１１３に入射する。このとき白色光のうちの一部は皮膚、血液などに吸収されるため、反射光の強度は人体の脈波および体動に応じて変動する。具体的には、反射光に含まれる緑色光の強度は、人体の脈波および体動に応じて変動する。反射光に含まれる赤色光の強度は、人体の体動に応じて変動するが人体の脈動に応じてはほとんど変動しない。反射光に含まれる青色光は、上述したようにそのほとんどが皮膚表面で反射された光であり、生体情報センサ１が人体５０に密着しているか否かの判定に使用される。

[0028] Ｇセンサ１１１は、発光部１０から出射された光のうち、入射した緑色光の強度に応じたレベルの信号Ｓ１を生成する。信号Ｓ１のレベル（たとえば電圧）は、入射した緑色光の強度が強くなるにつれて増大する。上述したように、信号Ｓ１のレベルは、人体の脈動および体動に応じて変化する。

[0029] Ｂセンサ１１２は、発光部１０から出射された光のうち、入射した青色光の強度に応じたレベルの信号Ｓ２を生成する。信号Ｓ２のレベル（たとえば電圧）は、入射した青色光の強度が強くなるにつれて増大する。

[0030] Ｒセンサ１１３は、発光部１０から出射された光のうち、主に人体内で反射した光を受け、そのうちの赤色光の強度に応じたレベルの信号Ｓ３を生成する。信号Ｓ３のレベル（たとえば電圧）は、入射した赤色光の強度が強くなるにつれて増大する。上述したように、信号Ｓ３は、人体の体動に応じて変化するが、人体の脈動に応じてほとんど変化しない。

[0031] 制御装置２００は、信号Ｓ１，Ｓ３のうちの同じ周期で変動する体動成分の振幅が略同じになるように信号Ｓ１，Ｓ３のうちの少なくともいずれか一方の信号を適宜増幅し、信号Ｓ１と信号Ｓ３とのレベル差を示す信号を算出する。制御装置２００は、当該レベル差を示す信号に基づいて人体の脈波を示す信号Ｓ４を生成する。制御装置２００は、信号Ｓ２のレベルが所定の閾値未満である場合（生体情報センサ１が人体５０に密着している場合）に信号Ｓ４を表示部４００に出力する。表示部４００は、制御装置２００からの信号Ｓ４に従って心拍数を示す文字、画像などを表示する。制御装置２００と表示部４００との通信は有線で行なってもよいし、無線で行なってもよい。

[0032] 図４を用いて制御装置２００の機能構成について説明する。図４を参照して、制御装置２００は、アンプ２１１，２２１，２３１、ＡＤ（Analog-to-Digital）コンバータ２１２，２２２，２３２、高域通過フィルタ（ＨＰＦ：High-pass filter）２１３，２２３，２３３、演算部３０、ＦＦＴ（Fast Fourier Transform：高速フーリエ変換）部２１４，２３４、心拍抽出処理部２２、および制御部２１０を含む。

[0033] 制御部２１０は、脈波の周波数よりも十分に高い周波数で制御信号Ｓ０を交互に「Ｈ」レベルおよび「Ｌ」レベルに変化させて発光部１０を所定の周期で点灯および消灯させるとともに、制御信号Ｓ０に同期して制御装置２００全体を制御する。

[0034] Ｇセンサ１１１は、発光部１０から出射されて主に人体内で反射した光と、体動に応じて外部から漏れ込んだ光とを受け、受けた光のうちの緑色光の強度に応じたレベルの信号Ｓ１を出力する。

[0035] Ｂセンサ１１２は、発光部１０から出射されて皮膚表面で反射した光と、体動に応じて外部から漏れ込んだ光とを受け、受けた光のうちの青色光の強度に応じたレベルの信号Ｓ２を出力する。

[0036] Ｒセンサ１１３は、発光部１０から出射されて人体内で反射した光と、体動に応じて外部から漏れ込んだ光とを受け、受けた光のうちの赤色光の強度に応じたレベルの信号Ｓ３を出力する。

[0037] アンプ２１１は、Ｇセンサ１１１から出力された信号Ｓ１を増幅する。ＡＤコンバータ２１２は、アンプ２１１の出力信号をデジタル信号に変換する。高域通過フィルタ２１３は、ＡＤコンバータ２１２の出力信号のうちの直流成分を除去する。高域通過フィルタ２１３を通過した信号は、デジタル信号Ｄ１として演算部３０に出力される。

[0038] アンプ２２１は、Ｂセンサ１１２から出力された信号Ｓ２を増幅する。ＡＤコンバータ２２２は、アンプ２２１の出力信号をデジタル信号に変換する。高域通過フィルタ２２３は、ＡＤコンバータ２２２の出力信号のうちの直流成分を除去する。高域通過フィルタ２２３を通過した信号は、デジタル信号Ｄ２として演算部３０に出力される。

[0039] アンプ２３１は、Ｒセンサ１１３から出力された信号Ｓ３を増幅する。ＡＤコンバータ２３２は、アンプ２３１の出力信号をデジタル信号に変換する。高域通過フィルタ２３３は、ＡＤコンバータ２３２の出力信号のうちの直流成分を除去する。高域通過フィルタ２３３を通過した信号は、デジタル信号Ｄ３として演算部３０に出力される。

[0040] 演算部３０は、図５に示すように、メモリ３１０，３２０，３３０、減算器３１１，３２１，３３１，３３３、およびアンプ３３２を含む。

[0041] メモリ３１０は、制御信号Ｓ０が「Ｌ」レベルである時間帯（すなわち発光部１０が消灯している時間帯）におけるデジタル信号Ｄ１をデジタル信号Ｄ１Ｄとして一旦記憶し、制御信号Ｓ０が「Ｈ」レベルである時間帯（すなわち発光部１０が点灯している時間帯）におけるデジタル信号Ｄ１をデジタル信号Ｄ１Ｌとして一旦記憶した後、デジタル信号Ｄ１Ｄ，Ｄ１Ｌを減算器

３１１に出力する。

[0042] デジタル信号Ｄ１Ｄは、発光部１０が消灯している時間帯に外部からＧセンサ１１１に漏れ込んだ光などに起因するノイズ成分を含む。このノイズ成分はデジタル信号Ｄ１Ｌにも含まれている。減算器３１１は、デジタル信号Ｄ１Ｌからデジタル信号Ｄ１Ｄを減算してデジタル信号ＤＧを出力する。したがって、デジタル信号ＤＧは、デジタル信号Ｄ１Ｌからノイズ成分が除去された信号となる。

[0043] メモリ３２０は、制御信号Ｓ０が「Ｌ」レベルである時間帯（すなわち発光部１０が消灯している時間帯）におけるデジタル信号Ｄ２をデジタル信号Ｄ２Ｄとして一旦記憶し、制御信号Ｓ０が「Ｈ」レベルである時間帯（すなわち発光部１０が点灯している時間帯）におけるデジタル信号Ｄ２をデジタル信号Ｄ２Ｌとして一旦記憶した後、デジタル信号Ｄ２Ｄ，Ｄ２Ｌを減算器３２１に出力する。

[0044] デジタル信号Ｄ２Ｄは、発光部１０が消灯している時間帯に外部からＢセンサ１１２に漏れ込んだ光などに起因するノイズ成分を含む。このノイズ成分はデジタル信号Ｄ２Ｌにも含まれている。減算器３２１は、デジタル信号Ｄ２Ｌからデジタル信号Ｄ２Ｄを減算してデジタル信号ＤＢ１を比較器３２２に出力する。したがって、デジタル信号ＤＢ１は、デジタル信号Ｄ２Ｌからノイズ成分が除去された信号となる。

[0045] メモリ３２０は、生体情報センサ１が人体５０に接触しているか否かの判定に用いる所定の閾値を記憶しており、レベルが当該閾値であるデジタル信号ＤＢ０を比較器３２２に出力する。

[0046] 比較器３２２は、デジタル信号ＤＢ０のレベルとデジタル信号ＤＢ１のレベルとを比較する。比較器３２２は、デジタル信号ＤＢ１のレベルがデジタル信号ＤＢ０のレベル未満であった場合（生体情報センサ１が人体５０に密着している場合）にはデジタル信号ＤＢのレベルを「Ｈ」として出力する。比較器３２２は、デジタル信号ＤＢ１のレベルがデジタル信号ＤＢ０のレベル以上であった場合（生体情報センサ１が人体５０に密着してない場合）に

はデジタル信号ＤＢのレベルを「Ｌ」として出力する。

[0047] メモリ３３０は、制御信号Ｓ０が「Ｌ」レベルである時間帯（すなわち発光部１０が消灯している時間帯）におけるデジタル信号Ｄ３をデジタル信号Ｄ３Ｄとして一旦記憶し、制御信号Ｓ０が「Ｈ」レベルである時間帯（すなわち発光部１０が点灯している時間帯）におけるデジタル信号Ｄ３をデジタル信号Ｄ３Ｌとして一旦記憶した後、デジタル信号Ｄ３Ｄ，Ｄ３Ｌを減算器３３１に出力する。

[0048] デジタル信号Ｄ３Ｄは、発光部１０が消灯している時間帯に外部からＲセンサ１１３に漏れ込んだ光などに起因するノイズ成分を含む。このノイズ成分はデジタル信号Ｄ３Ｌにも含まれている。減算器３３１は、デジタル信号Ｄ３Ｌからデジタル信号Ｄ３Ｄを減算してデジタル信号ＤＲを出力する。したがって、デジタル信号ＤＲは、デジタル信号Ｄ３Ｌからノイズ成分が除去された信号となる。

[0049] デジタル信号ＤＧは体動成分と脈波成分とを主に含み、デジタル信号ＤＲは体動成分を主に含む。アンプ３３２は、デジタル信号ＤＧに含まれる体動成分のレベルとデジタル信号ＤＲに含まれる体動成分のレベルとが同程度になるようにデジタル信号ＤＲを増幅する。減算器３３３は、デジタル信号ＤＧからデジタル信号ＤＲを減算してデジタル信号ＤＧＲを出力する。デジタル信号ＤＧＲは、体動成分と脈波成分とを含むデジタル信号ＤＧから体動成分を含むデジタル信号ＤＲを差し引いた信号であるから、脈波成分を主に含む信号といえる。

[0050] なお、図５に示した演算部３０では、アンプ３３２によってデジタル信号ＤＲを増幅したが、これに限るものではなく、デジタル信号ＤＧ，ＤＲに含まれる体動成分のレベルが同程度になるようにデジタル信号ＤＧ，ＤＲのうちの少なくともいずれか一方を増幅または減衰させてもよい。

[0051] 再び図４を参照して、ＦＦＴ部２１４は、デジタル信号ＤＢのレベルが「Ｈ」である場合（生体情報センサ１が人体５０に密着している場合）に、デジタル信号ＤＧに高速フーリエ変換を施し、デジタル信号ＤＧの周波数スペ

クトルを生成して心拍抽出処理部２２に出力する。ＦＦＴ部２１４は、デジタル信号ＤＢのレベルが「Ｌ」である場合（生体情報センサ１が人体５０に密着していない場合）には出力をしない。

[0052] ＦＦＴ部２３４は、デジタル信号ＤＢのレベルが「Ｈ」である場合、デジタル信号ＤＧＲに高速フーリエ変換を施し、デジタル信号ＤＧＲの周波数スペクトルを生成して心拍抽出処理部２２に出力する。ＦＦＴ部２３４は、デジタル信号ＤＢのレベルが「Ｌ」である場合には出力をしない。

[0053] 心拍抽出処理部２２は、ＦＦＴ部２１４，２３４から出力された周波数スペクトルに基づいて人体の心拍数を算出し、得られた心拍数を示す信号Ｓ４を表示部４００に出力する。

[0054] 図６および図７を用いて心拍抽出処理部２２の動作について説明する。図６（ａ）および図７（ａ）はＦＦＴ部２１４（図４参照）で生成されたデジタル信号ＤＧの周波数スペクトルであり、図６（ｂ）および図７（ｂ）はＦＦＴ部２３４（図４参照）で生成されたデジタル信号ＤＧＲの周波数スペクトルである。スペクトル強度が予め定められた閾値ＳＴＨ以上の範囲に存在するピークの周波数が脈波の周波数の候補となる。

[0055] 体動が小さい場合（たとえば使用者が静止している場合）は、デジタル信号ＤＧは体動成分をほとんど含まない。すなわち、デジタル信号ＤＧとデジタル信号ＤＧＲはほとんど同じ信号となるため、図６（ａ），（ｂ）に示すようにデジタル信号ＤＧ，ＤＧＲの周波数スペクトルはともに同形となって、１つのピークＰ１を持つ山型の曲線となる。この場合、心拍抽出処理部２２は、ピークＰ１の周波数ｆ１が脈波の周波数であると判定する。心拍抽出処理部２２は、周波数ｆ１に基づいて心拍数[回／分]を算出し、その心拍数[回／分]を示す信号Ｓ４を表示部４００へ出力する。

[0056] 体動が無視できない程度に生じる場合（たとえば使用者がジョギングしている場合）は、図７（ａ），（ｂ）に示すように、デジタル信号ＤＧ，ＤＧＲの周波数スペクトルはともに２つのピークＰ１，Ｐ２を持つ山型の曲線となることが多い。先に説明したように、デジタル信号ＤＧは体動成分と脈波

成分とを主に含み、デジタル信号ＤＧＲは脈波成分を主に含んだ信号である。すなわち、デジタル信号ＤＧＲはデジタル信号ＤＧに比べて体動成分が減少しているといえる。そこで、心拍抽出処理部２２は、デジタル信号ＤＧの周波数スペクトルのピークＰ１，Ｐ２の高さと比較してデジタル信号のＤＧＲの周波数スペクトルのピークＰ１，Ｐ２の高さが減少した割合（減少率）を算出する。心拍抽出処理部２２は、減少率が大きい方のピーク（この場合はＰ２）の周波数ｆ２を体動の周波数と判定し、減少率が小さい方のピーク（この場合はＰ１）の周波数ｆ１を脈波の周波数と判定する。心拍抽出処理部２２は、周波数ｆ１に基づいて心拍数[回／分]を算出し、その心拍数[回／分]を示す信号Ｓ４を表示部４００へ出力する。

[0057] 以上のように、生体情報センサ１によれば、生体情報センサ１が人体５０の表面に密着しているか否かを人体５０の皮膚表面から反射してくる青色光の強度に基づいて判定することによって生体情報センサ１が人体５０に密着している場合のノイズの少ない信号に基づいて心拍数を算出することができ、その結果、測定精度を上げることができる。

[0058] [第１の実施の形態の確認実験]

第１の実施の形態においては、受光部１１に入射する青色光に基づいて生体情報センサ１が人体５０に密着しているか否かを判定した。本願発明者らは、受光部１１へ入射する青色光を意図的に調整して、生体情報センサ１が人体５０と密着していない場合を擬似的に再現することにより、受光部１１へ入射する青色光に基づいて生体情報センサ１が人体５０と密着しているか否かの判定が可能であることを確認する実験を行なった。以下では当該確認実験について説明する。

[0059] 図８は、第１の実施の形態の確認実験に使用した生体情報センサ１Ａの構成を示す断面図である。生体情報センサ１Ａが生体情報センサ１と異なる点は、生体情報センサ１Ａは透明板を備えていないということと、生体情報センサ１Ａを人体に装着した場合の遮光壁の端部と人体の皮膚表面との距離が可変であるということである。生体情報センサ１Ａの他の構成については生

体情報センサ１と同様のため、同様の構成については説明を繰り返さない。

[0060] 図８を参照して、生体情報センサ１Ａは、遮光壁１３Ａを備える。生体情報センサ１Ａが人体５０に装着された場合の遮光壁１３Ａの人体５０側の端部と人体５０の皮膚表面との距離（以下では、「かさ上げ距離ｄ」ともいう。）は可変である。

[0061] 生体情報センサ１Ａが人体５０に装着された場合、発光部１０から出射された光のうち、人体５０の皮膚表面で反射した光は、かさ上げ距離ｄが小さい程、受光部１１へ入射し難くなる。逆に、かさ上げ距離ｄが大きい程、受光部１１へ入射し易くなる。すなわち、生体情報センサ１Ａにおいてかさ上げ距離ｄが小さい場合は、第１の実施の形態に従う生体情報センサ１が人体に密着している場合に対応する。一方、生体情報センサ１Ａにおいてかさ上げ距離ｄが大きい場合は、生体情報センサ１が人体に密着していない場合に対応する。

[0062] 図９は、かさ上げ距離ｄと、受光部１１へ入射する緑色光の強度、赤色光の強度および青色光の強度との各々の関係を示す図である。受光部１１へ入射する各光の強度が大きくなる程、受光部１１から出力された信号をデジタル信号に変換するＡＤコンバータ（図４参照）の出力（ＡＤＣカウント）は大きくなる。そのため、図９においては、かさ上げ距離ｄと各光の強度の関係を、かさ上げ距離ｄと各光に対応するＡＤＣカウントの関係として示している。図９においては、かさ上げ距離が１ｍｍ、２ｍｍ、３ｍｍおよび４ｍｍの場合の各光に対応するＡＤＣカウントをプロットし、各点を直線で結んでいる。プロット点Ｇはかさ上げ距離ｄと受光部１１へ入射する緑色光に対応するＡＤＣカウントとの関係を表す。プロット点Ｂはかさ上げ距離ｄと青色光に対応するＡＤＣカウントとの関係を表す。プロット点Ｒはかさ上げ距離ｄと赤色光に対応するＡＤＣカウントとの関係を表す。

[0063] 図９を参照して、かさ上げ距離ｄが０～２ｍｍである場合は、受光部１１に入射する緑色光の強度、青色光の強度および赤色光の強度はほとんど変化しない。一方、かさ上げ距離ｄが３ｍｍとなると、受光部１１に入射する青

色光の強度は、緑色光の強度および赤色光の強度と比較して顕著に増加している。かさ上げ距離ｄが４ｍｍの場合は、各光の強度は、かさ上げ距離ｄが３ｍｍの場合とほとんど変わらない。

[0064] 第１の実施の形態に従う生体情報センサ１と人体５０とが密着しなくなり、生体情報センサ１と人体５０との間に隙間が生じた場合、密着していた間は遮光壁に遮られていた青色光が当該隙間を通って受光部１１に入射するようになるため、受光部１１へ入射する青色光は急激に増加するはずである。図９において、受光部１１へ入射する青色光の強度は、かさ上げ距離ｄが２ｍｍから３ｍｍとなる間に急激に増加している。そこで、かさ上げ距離ｄ０（２＜ｄ０＜３）に対応するＡＤＣカウントであるＣＴＨを閾値として、青色光のＡＤＣカウントが閾値ＣＴＨ以上となる場合を、生体情報センサ１が人体５０と密着していない場合に対応する場合として扱う。

[0065] 図１０はＦＦＴ部２１４またはＦＦＴ部２３４（図４参照）によって生成される周波数スペクトルを示す図である。図１０（ａ），（ｂ），（ｃ），（ｄ）のそれぞれはかさ上げ距離が０ｍｍ，１ｍｍ，２ｍｍ，３ｍｍの場合を示す。図１０においても、図７と同様にスペクトル強度が予め定められた閾値ＳＴＨ以上の範囲に存在するピークの周波数が脈波の周波数の候補となる。

[0066] 図１０（ａ），（ｂ），（ｃ），（ｄ）は、静止している人体５０に生体情報センサ１Ａを装着した場合のデータである。したがって、これらのデータは体動成分をほとんど含まず、主に脈波成分を含む。そのため、ＦＦＴ部２１４およびＦＦＴ部２３４がそれぞれ生成する周波数スペクトルはほとんど同形になるともに、閾値ＳＴＨ以上の範囲に存在するピークは脈波成分のみとなるはずである。

[0067] 図１０（ａ），（ｂ），（ｃ）を参照して、いずれも閾値ＳＴＨ以上の範囲に存在するピークはピークＰ１のみである。したがって、周波数ｆ１が脈波の周波数ということになる。一方、図１０（ｄ）を参照して、閾値ＳＴＨ以上の範囲に存在するピークはピークＰ１，Ｐ２，Ｐ３，Ｐ４である。した

がって、そのそれぞれに対応する周波数ｆ１，ｆ２，ｆ３，ｆ４のいずれが脈波の周波数であるかを特定できず、図１０（ｄ）からは心拍数を抽出できない。

[0068] 以上から、図１０（ａ），（ｂ），（ｃ）に示されている周波数スペクトルは、生体情報センサ１が人体５０に密着している場合のノイズの少ないデータに基づいて生成された周波数スペクトルに相当するといえ、心拍数を抽出するときに使用すべきデータといえる。一方、図１０（ｄ）の周波数スペクトルは、生体情報センサ１が人体５０に密着しておらず、人体の皮膚表面からの反射光をノイズとして含むデータに基づいて生成された周波数スペクトルに相当するといえ、心拍数を抽出するときに使用すべきではないデータといえる。

[0069] 図９および図１０を参照して、青色光のＡＤＣカウントが閾値ＣＴＨ未満となるのは、かさ上げ距離が０ｍｍ，１ｍｍ，２ｍｍの場合であり、これらは図１０（ａ），（ｂ），（ｃ）にそれぞれ相当する。青色光のＡＤＣカウントが閾値ＣＴＨ以上となるのは、かさ上げ距離がｄ０以上となる場合であり、これは図１０（ｄ）に相当する。したがって、青色光のＡＤＣカウントが閾値ＣＴＨ以上となった場合を生体情報センサ１が人体５０と密着していない場合として扱うことにより、生体情報センサ１が人体５０に密着している場合のノイズの少ないデータに基づいて心拍数を算出することができる。その結果、生体情報センサ１の測定精度を上げることができる。

[0070] [第２の実施の形態]

第１の実施の形態においては、Ｇセンサ、ＢセンサおよびＲセンサを用いて心拍数を測定していた。Ｒセンサがなくても、Ｇセンサ、Ｂセンサで心拍数の測定は可能である。実施の形態に従う生体情報センサは、図１１に示す生体情報センサ２のように、受光部２１がＲセンサを含まず、Ｇセンサ１１１およびＢセンサ１１２によって心拍数の測定を行なうものであっても構わない。

[0071] 生体情報センサ２によっても、生体情報センサ２が人体５０の表面に密着

しているか否かを人体の皮膚表面から反射して受光部２１に入射する青色光の強度によって判定することにより、生体情報センサ２が人体５０に密着している場合のノイズの少ない信号に基づいて心拍数を算出することができ、その結果、測定精度を上げることができる。

[0072] 生体情報センサ２は、受光部２１がＲセンサを含まないため、生体情報センサ１と比べて心拍数の測定精度はやや劣る。しかし、生体情報センサ２の製造コストは、Ｒセンサが不要な分だけ生体情報センサ１よりも低くすることができる。したがって、生体情報センサ２は、要求される測定精度と製造コストとのバランスの観点から適宜選択され得る。

[0073] 上記した実施の形態においては、生体に関する情報として心拍数を測定したが、生体に関する情報は心拍数に限られず、例えば血中酸素飽和濃度であってもよい。

[0074] 上記した実施の形態では、白色光を出射する発光部１０を使用したが、発光部１０に替えて緑色光を出射する緑色ＬＥＤおよび青色光を出射する青色ＬＥＤを設けてもよく、必要に応じて赤色光を出射する赤色ＬＥＤを設けてもよい。

[0075] 上記した実施の形態に従う生体情報センサによれば、人体に限らず、人間および動物を含む生体の心拍数を検出可能であることはいうまでもない。

[0076] 今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0077] １，１Ａ，２ 生体情報センサ、１０ 発光部、１１，２１ 受光部、１２ シリコン基板、１３，１３Ａ，１４ 遮光壁、１５，１６ レンズ、１７ 透明板、１８ 基板、２２ 心拍抽出処理部、３０ 演算部、５０ 人体、１１１，１１２，１１３ センサ、２００ 制御装置、２１０ 制御部、２１１，２２１，２３１，３３２ アンプ、２１２，２２２，２３２ Ａ

Ｄコンバータ、２１３，２２３，２３３　高域通過フィルタ、２１４，２３４　部、３１０，３２０，３３０　メモリ、３１１，３２１，３３１，３３３　減算器、３２２　比較器、４００　表示部、Ｂ，Ｇ，Ｒ　プロット点、ＣＴＨ，ＳＴＨ　閾値、Ｄ１Ｌ，Ｄ１，Ｄ１Ｄ，Ｄ２Ｄ，Ｄ２Ｌ，Ｄ２，Ｄ３Ｌ，Ｄ３，Ｄ３Ｄ，ＤＢ，ＤＢ０，ＤＢ１，ＤＧ，ＤＧＲ，ＤＲ　デジタル信号、Ｐ１，Ｐ２，Ｐ３，Ｐ４　ピーク、Ｓ０　制御信号、Ｓ１，Ｓ２，Ｓ３，Ｓ４　信号、Ｔ１　周期、ｄ，ｄ０　かさ上げ距離、ｆ１，ｆ２，ｆ３，ｆ４　周波数。

請求の範囲

[請求項1] 生体に装着されて当該生体に関連する情報を生成する生体情報センサであって、

第１の光と第２の光とを含む光を出射する発光部と、

第１の光センサと第２の光センサとを含み、入射した光の強度に応じたレベルの信号を出力する受光部と、

前記受光部から出力される信号を受けて前記生体に関連する情報を生成する制御装置とを備え、

前記生体情報センサが生体に装着された場合、前記発光部から出射された光は、当該生体で反射して前記受光部へ入射し、

前記第１の光センサは、入射した前記第１の光の強度に応じたレベルの第１の信号を出力し、

前記第２の光センサは、入射した前記第２の光の強度に応じたレベルの第２の信号を出力し、

前記制御装置は、

前記第２の信号に基づいて前記生体情報センサと前記生体の表面とが密着しているか否かを判定し、

前記生体情報センサと前記生体の表面とが密着している場合の前記第１の信号に基づいて前記生体に関連する情報を生成する、生体情報センサ。

[請求項2] 前記制御装置は、前記第２の信号のレベルが所定の閾値より小さい場合に前記生体情報センサと前記生体の表面とが密着していると判定する、請求項１に記載の生体情報センサ。

[請求項3] 前記発光部が出射する光は、第３の光をさらに含み、

前記受光部は、入射した前記第３の光の強度に応じたレベルの第３の信号を出力する第３の光センサをさらに含み、

前記制御装置は、前記生体情報センサと前記生体の表面とが密着している場合の、前記第１の信号および前記第３の信号に基づいて前記

生体に関連する情報を生成する、請求項１または請求項２に記載の生体情報センサ。

[請求項4] 前記制御装置は、前記第１の信号のレベルと前記第３の信号のレベルとの差に基づいて前記生体に関する情報を生成する、請求項３に記載の生体情報センサ。

[請求項5] 前記第１の光は、緑色光であり、

前記第２の光は、青色光であり、

前記第３の光は、赤色光である、請求項３に記載の生体情報センサ。

[請求項6] 前記発光部、前記受光部、および前記制御装置が形成された基板と、

前記基板の外周に沿って、前記発光部および前記受光部を囲むように形成された第１の遮光壁と、

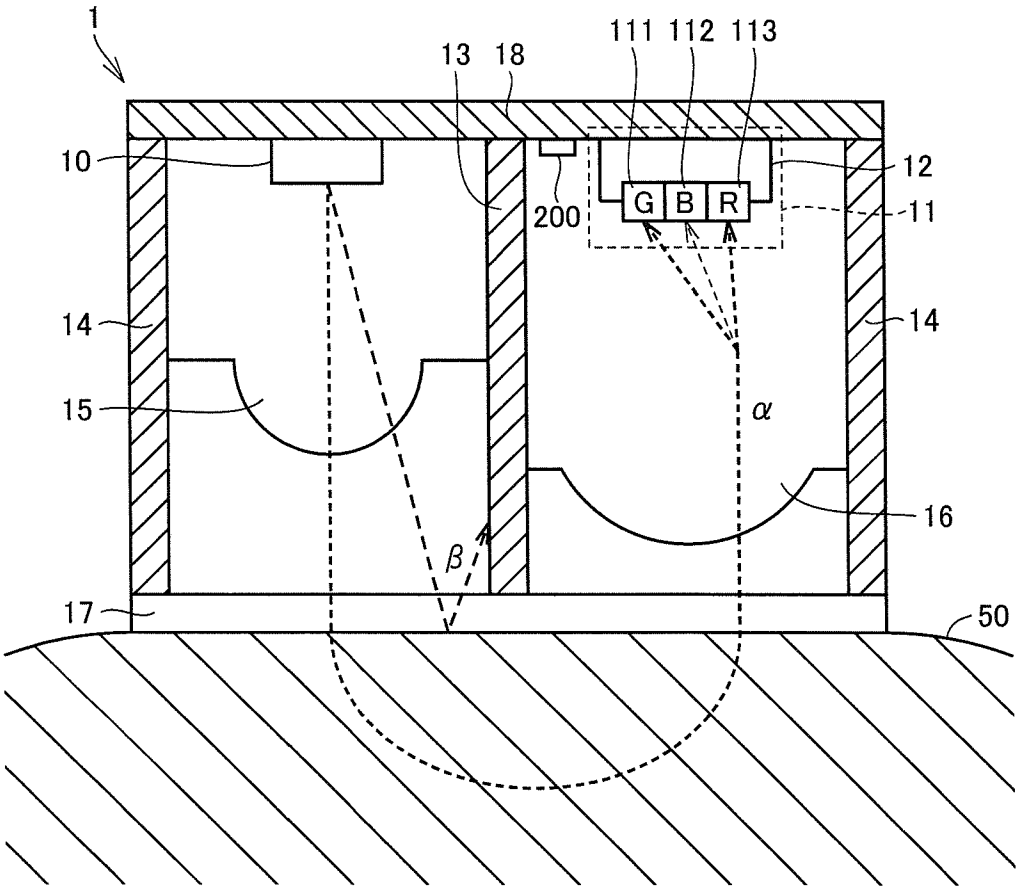
前記基板と前記第１の遮光壁とによって形成された空間を、前記発光部がある側の空間と前記受光部がある側の空間とに仕切る第２の遮光壁とをさらに備える、請求項１に記載の生体情報センサ。

[請求項7] 前記生体に関する情報は、心拍数である、請求項１に記載の生体情報センサ。

[請求項8] 前記発光部は、白色光を出射する発光ダイオードである、請求項１に記載の生体情報センサ。

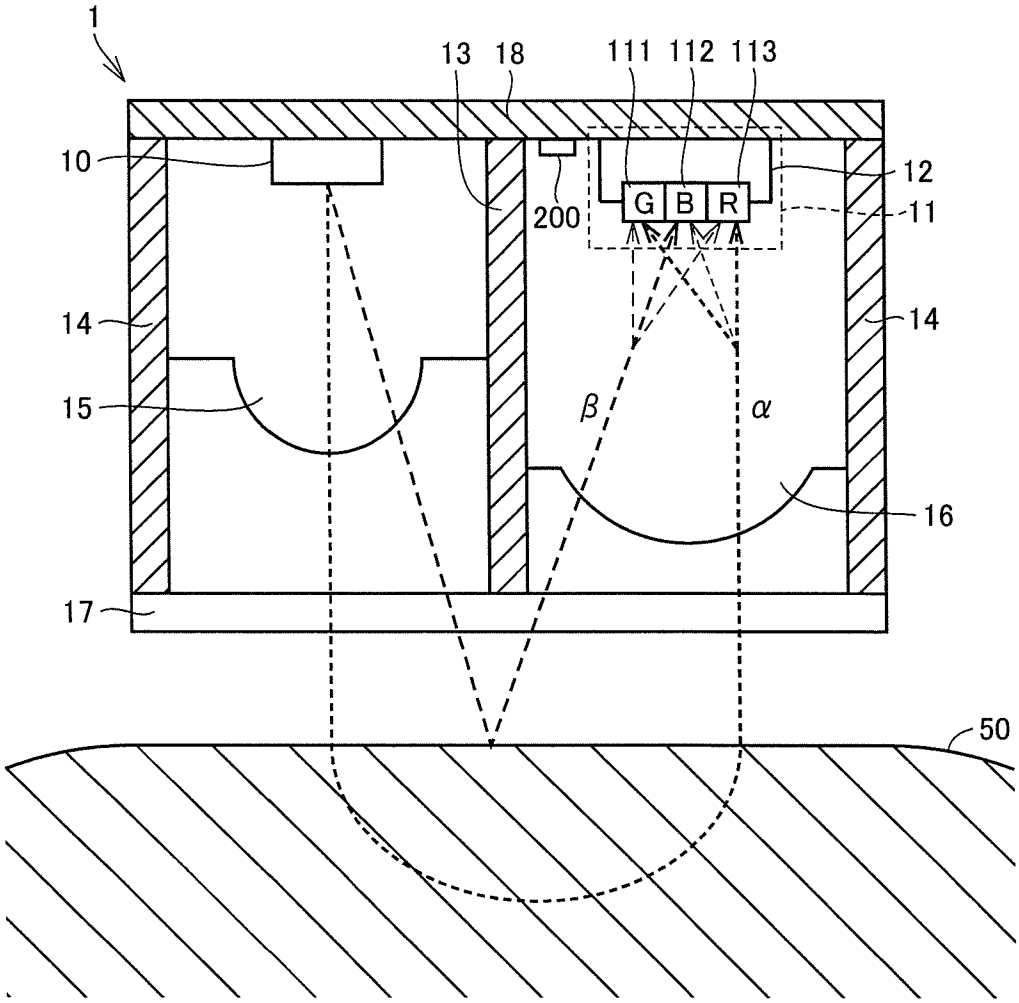
[図1]

FIG.1



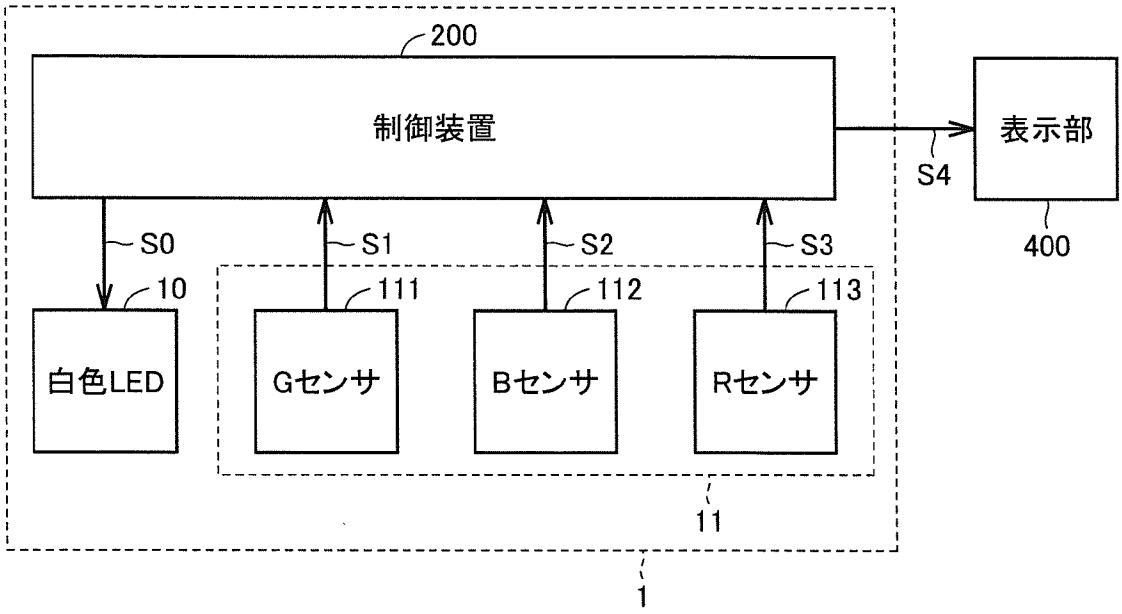
[図2]

FIG.2



[図3]

FIG.3



[図4]

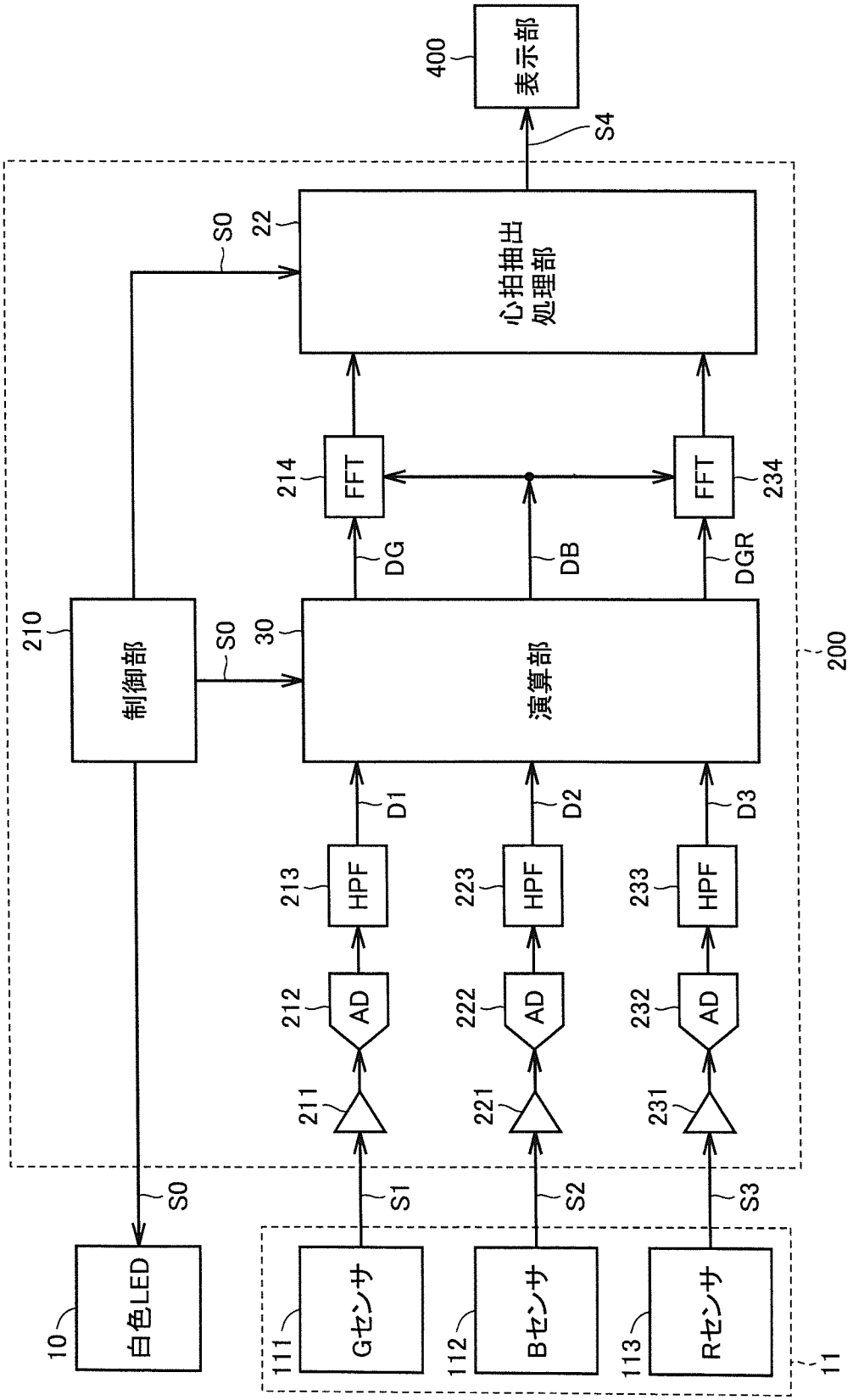

400
表示部
S4
S0
22
心拍抽出
処理部
214
FFT
234
FFT
DG
DB
DGR
210
制御部
S0
30
演算部
200
D1
D2
D3
213
HPF
223
HPF
233
HPF
212
AD
222
AD
232
AD
211
221
231
S0
S1
S2
S3
10
白色LED
111
Gセンサ
112
Bセンサ
113
Rセンサ
11

FIG.4

[図5]

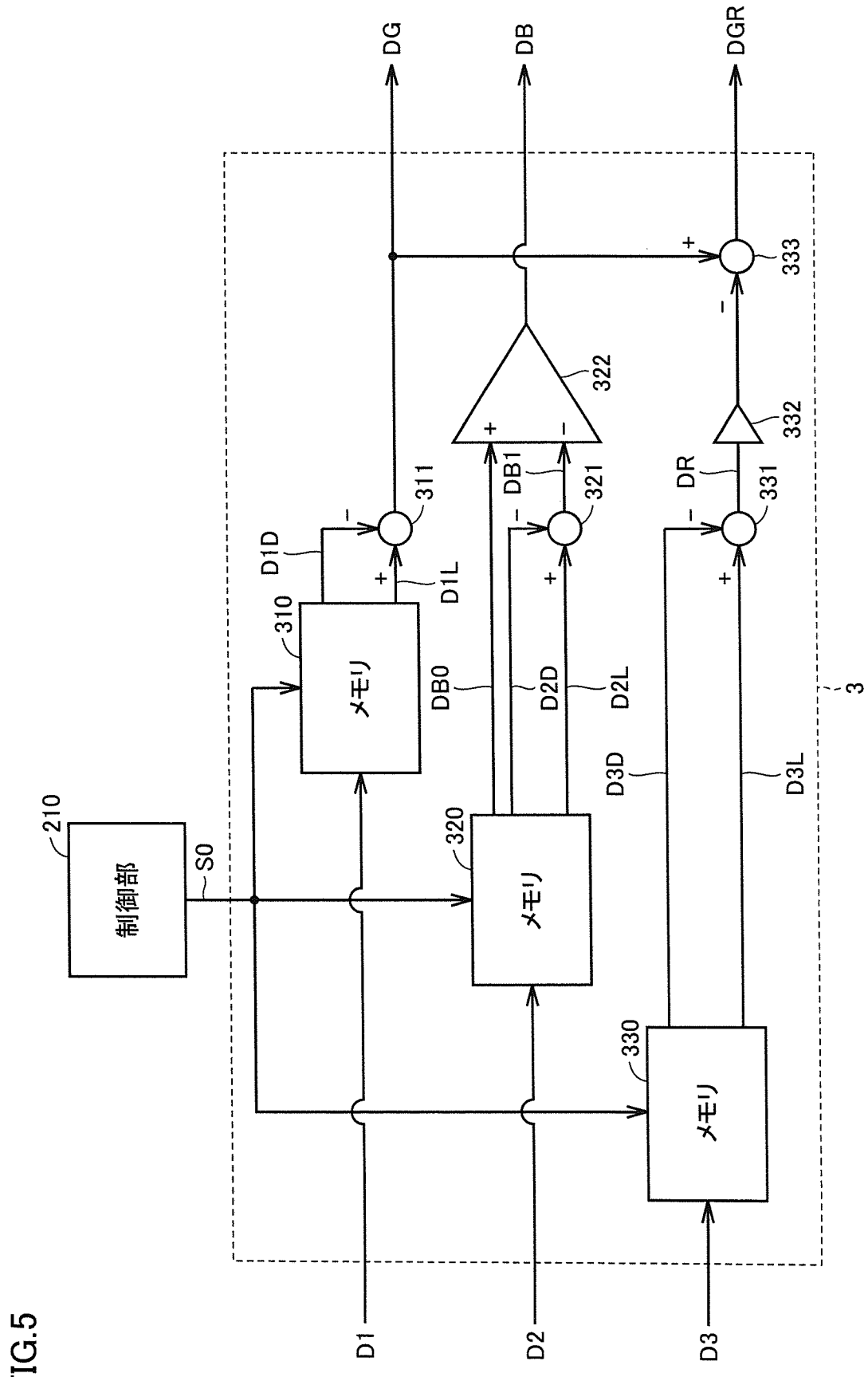
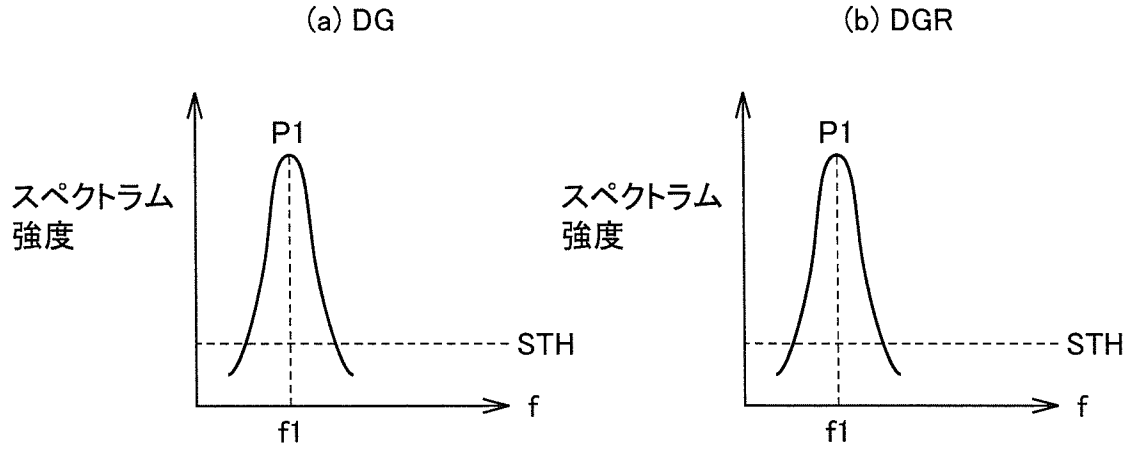

DG
DB
DGR
333
322
332
311
DB1
321
DR
331
D1D
D1L
310
メモリ
DB0
D2D
D2L
D3D
D3L
3
210
制御部
S0
320
メモリ
330
メモリ
D1
D2
D3

FIG.5

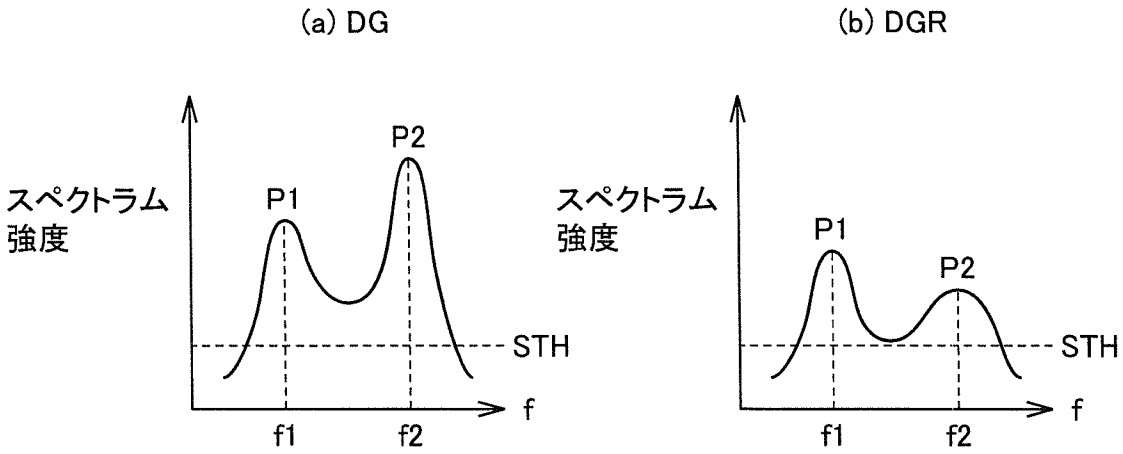
[図6]

FIG.6



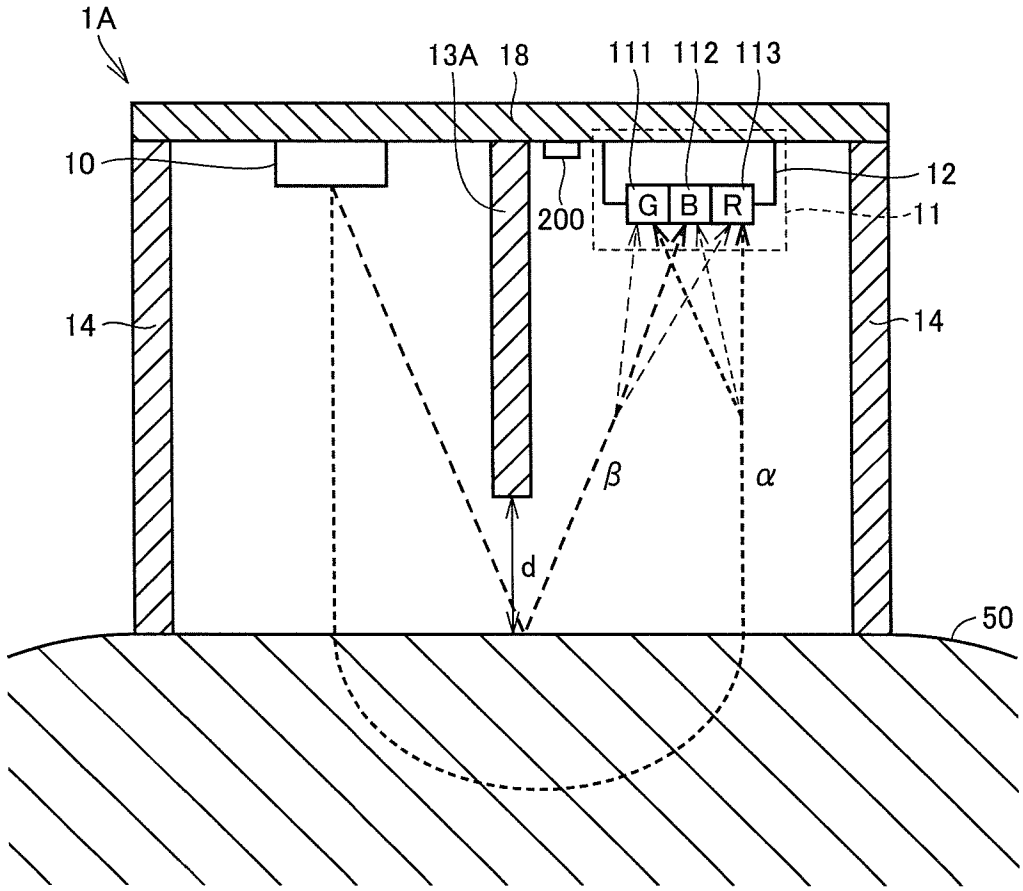
[図7]

FIG.7



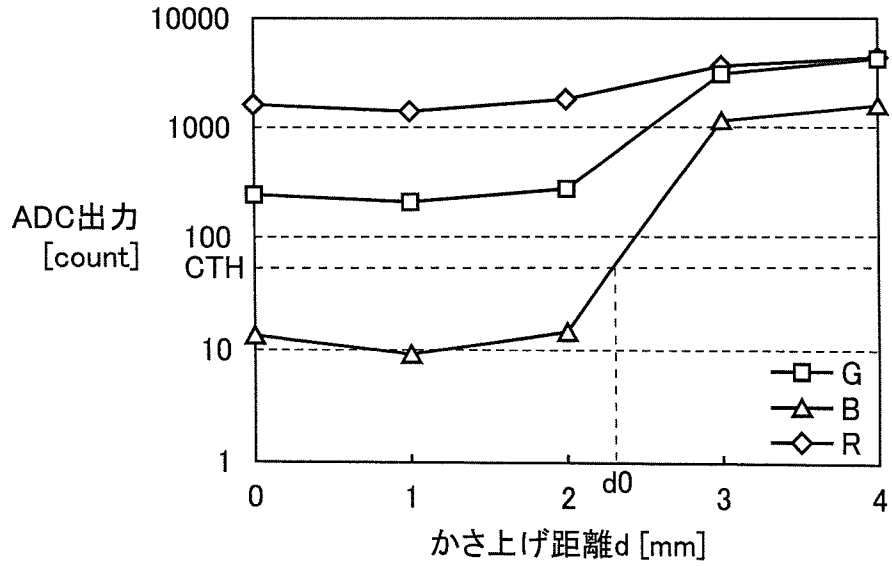
[図8]

FIG.8



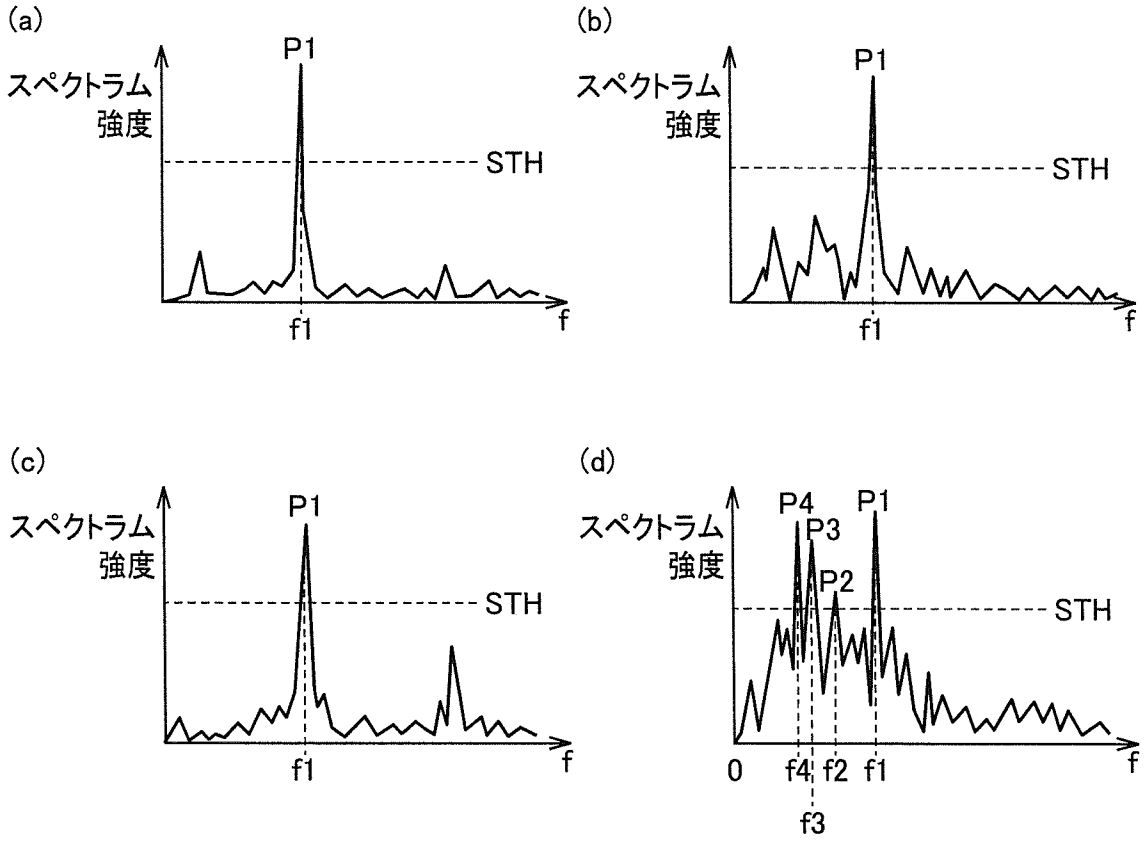
[図9]

FIG.9



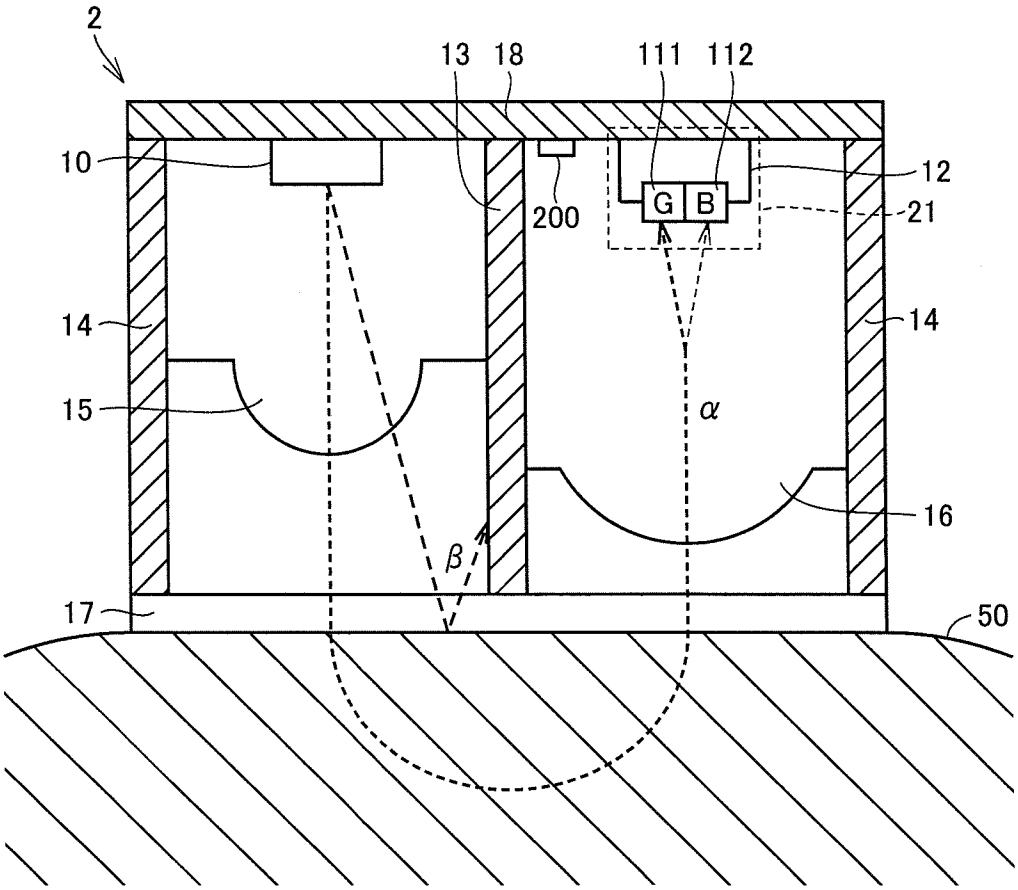
[図10]

FIG.10


(a)
スペクトラム
強度
P1
STH
f1
f
(b)
スペクトラム
強度
P1
STH
f1
f
(c)
スペクトラム
強度
P1
STH
f1
f
(d)
スペクトラム
強度
P4
P3
P2
P1
STH
0
f4
f2
f1
f3
f

[図11]

FIG.11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/060954

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/02(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

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-2930 A (Hironori SHIMAZAKI), 08 January 2015 (08.01.2015), & US 2014/0378780 A1 & EP 2815696 A1	1-8
A	JP 2004-261366 A (Denso Corp.), 24 September 2004 (24.09.2004), & US 2004/0193063 A1	1-8
E,A	JP 5930011 B1 (Seiko Epson Corp.), 13 May 2016 (13.05.2016), (Family: none)	1-8

☐ 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
21 June 2016 (21.06.16)	05 July 2016 (05.07.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０６０９５４

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

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

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１６年

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

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2015-2930 A (島崎拓則) 2015.01.08, & US 2014/0378780 A1 & EP 2815696 A1	1-8
A	JP 2004-261366 A (株式会社デンソー) 2004.09.24, & US 2004/0193063 A1	1-8
EA	JP 5930011 B1 (セイコーエプソン株式会社) 2016.05.13, (ファミリーなし)	1-8

☐　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
２１．０６．２０１６	０５．０７．２０１６

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　９４０４
湯本　照基
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２