

BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類 :

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

outputting, as bio-information, a light intensity signal measured in the light-receiving element.

(57) 要約: 脈拍計測及び血流計測のいずれも精度良く行うことができる小型化された生体信号計測装置を提供すること。生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子及び第二発光素子を有する発光部と、当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を有し、当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部と、を備える、生体信号計測装置を提供する。

明 細 書

発明の名称：生体信号計測装置

技術分野

[0001] 本技術は、生体信号計測装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野等において、人体から生体情報を取得する多くの計測装置が存在し、当該生体情報には、例えば、脈拍、脈波、血流、血圧等がある。

[0003] 例えば、脈拍を計測する装置として、光電容積脈波方式（photoplethysmography; PPG）等が挙げられる。この光電容積脈波方式は、血中のヘモグロビンが光を吸収する性質を利用して血管の容積の変化を測定するものである。例えば、特許文献1には、計測精度を高めること等ができる、特殊な導光体を備える脈拍計測素子が提案されている。また、特許文献2には、ユーザの操作性の負担の軽減等ができる、特殊なプリズムを具備する、生体部分から容積脈波に関する情報を検出する生体情報検出装置が提案されている。

[0004] 例えば、血流を計測する装置として、レーザードップラー血流計（Laser Doppler Flowmetry; LDF）等が挙げられる。例えば、特許文献3には、異なる2種の血流情報の間の関係を示す関係情報に基づいて血流情報を推定する推定部を備える、情報処理装置が提案されている。

[0005] さらに、特許文献4では、レーザ発振光及び自然放出光をきりかえて出射光として出射するLD光源1つと、それぞれの散乱光を受光して光電流を出力する受光素子1つと、光源がレーザ発振光を出射するときに生体の血流を測定し、光源が自然放出光を出射するときに生体の脈拍を測定する駆動測定回路を備える生体情報測定装置が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：国際公開第2017/098872号

特許文献2：特開2012-176225号公報

特許文献3：特開2018-68428号公報

特許文献4：特開2008-264327号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 本技術では、脈拍計測及び血流計測のいずれも精度良く行うことができる小型化された生体信号計測装置を提供することを主目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本技術では、生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子及び第二発光素子を有する発光部と、

当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を有し、当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部と、

を備える、生体信号計測装置を提供することができる。

前記生体信号計測装置が、血流計測及び脈拍計測を行ってもよい。

前記第一発光素子が少なくともコヒーレンス長の長い光を発する光源であり、前記第二発光素子が少なくともコヒーレンス長の短い光を発する光源であってもよい。

前記受光部が、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子、又は、瞬時値及び区間値のそれぞれを計測する2つの受光素子を少なくとも有するものであってもよい。

前記発光素子が、発光時間を分割して駆動するように構成されてもよい。

前記受光素子が、受光時間を分割して駆動するように構成されてもよい。

前記受光部は、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子を有し、当該受光部は、前記発光部から照射される各発光による生体散乱光に対応する当該受光素子の受光調整機構を有するものでもよい。

前記受光部の受光調整機構は、コヒーレンス長の長い光の受光面積を小さくする構成を有するものでもよい。

前記受光部の受光調整機構が、光学フィルター、多分割フォトダイオード、及び液晶シャッターから選択される1種又は2種以上を用いるものであってもよい。

さらに、前記発光素子と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子と、の距離を調整するように構成されていてもよい。

さらに、生体表面と、前記受光素子の受光面と、の距離を調整する構成を有するものでもよい。

前記第一発光素子は、前記第二発光素子の発光と発光の間に、連続発光するように構成されていてもよい。

前記第二発光素子は、パルス発光するように構成されていてもよい。

前記受光部は、区間値計測用の第一受光素子及び瞬時値計測用の第二受光素子の2つを少なくとも有するものであり、当該受光部は、前記発光部から照射される各発光による生体散乱光を、当該第一受光素子で受光し区間値を計測する構成及び当該第二受光素子で受光し瞬時値を計測する構成を有するものでもよい。

前記区間値計測用の第一受光素子が、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光を受光するように構成され、前記瞬時値計測用の第二受光素子が、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光及び前記発光素子のコヒーレンス長の短い光による生体散乱光を受光するように構成され、前記第一受光素子の受光面積は、前記第二受光素子の受光面積よりも相対的に小さい構成であってもよい。

前記第一発光素子が、前記第二発光素子の発光と発光の間で、連続発光するように構成され、前記第二発光素子が、パルス発光するように構成され、前記第一受光素子が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測する構成を有すると共に、前記第二受光素子が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光の一部を受光して瞬時値を計測する構成を有するものでもよい。

前記第一発光素子が、前記第二発光素子の発光と発光の間に、順不同で連続発光及びパルス発光するように構成され、前記第二発光素子が、パルス発光するように構成され、前記第一受光素子が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測すると共に、前記第二受光素子が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子のパルス発光による生体散乱光を受光して瞬時値を計測するように構成されていてもよい。

さらに、前記発光素子と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子と、の距離を調整するように構成されていてもよい。

さらに、生体表面と、前記受光素子の受光面と、の距離を調整する構成を有するものでもよい。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]本技術における反射型光電容積脈波方式（PPG）の計測システムの一例を示す概略図である。

[図2]本技術におけるレーザードップラー血流計（LDF）の計測システムの一例を示す概略図である。

[図3]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。

[図4]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置のa－b断面図であり、LDF計測の概念図である。

[図5]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置のc－d断面図であり、PPG計測の概念図である。

[図6]本技術のLD光及びLED光の発光及び受光の際の分割駆動の一例を示す図である。

[図7]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置に、受光調整機構（多分割PD）を有する場合の一例である。

[図8]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である

。当該生体信号計測装置に、受光調整機構（液晶シャッター）を有する場合の一例である。

[図9]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置に、受光調整機構（透明部）を有する場合の一例である。

[図10]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置に、受光調整機構（光学フィルター）を有する場合の一例である。

[図11]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置に、受光調整機構（光学フィルター）を有する場合の一例である。

[図12]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置の、第一発光素子及び第二発光素子と、受光素子との配置関係を調整した場合の一例である。

[図13]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置に、受光面積調整機構（光学フィルター）を有する場合の一例である。

[図14]本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。当該生体信号計測装置に、受光面積調整機構（光学フィルター）を有する場合の一例である。

[図15]本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。

[図16]本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置の a - b 断面図であり、L D F 計測及び P P G 計測の概念図である。

[図17]本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置の動作の一例を示す図である。

[図18]本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置の動作の一例を示す図である。

[図19]本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置の動作の一例を示す図である。

[図20]本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置の一例の概略図である。

[図21]本技術の生体情報処理装置1000の機能構成を示すブロック図である。

[図22]本技術の測定モジュール500の実施形態の一例を示す図である。

[図23]本技術の測定モジュール500の実施形態の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本技術を実施するための好適な形態について図面を参照しながら説明する。

以下に説明する実施形態は、本技術の代表的な実施形態の一例を示したものであり、これにより本技術の範囲が狭く解釈されることはない。なお、説明は以下の順序で行う。なお、図面については、同一又は同等の要素又は部材には同一の符号を付し、重複する説明は適宜省略する。

1. 本技術に係る生体信号計測装置

1-1. 本技術に係る生体信号計測装置の概要

1-2. 本技術に係る生体信号計測装置 1

1-2 (1). 生体表面 2

1-2 (2). 発光部 10

1-2 (3). 受光部 20

1-2 (4). 信号処理部 50

1-3. 第一の実施形態に係る生体信号計測装置 1

1-3 (1). 受光調整機構

1-3 (2). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 1

1-3 (3). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 2

1-3 (4). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 3

1-3 (5). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 4

- 1-3 (6). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 5
- 1-3 (7). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 6
- 1-3 (8). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 7 ~ 8
- 1-4. 第二の実施形態に係る生体信号計測装置 1
 - 1-4 (1). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例 1
 - 1-4 (2). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例 2
 - 1-4 (3). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例 3
 - 1-4 (4). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例 4
- 2. 生体情報処理装置

[0011] <1. 本技術に係る生体信号計測装置>

脈拍や血流は、人体の心臓血管系の変化を反映するため、人体の状態を観察する上で非常に有効な生体情報の一つである。

一般的な反射型 P P G は、発光素子（光源）の L E D と受光素子（受光器）の P D とで構成され、L E D 光を生体に向けて照射し、生体内を反射した散乱光（非コヒーレント光）を P D で計測するように構成されている。生体内の血液にはヘモグロビンが存在し、入射光を吸収する特性があるため、心臓の脈動に伴って変化する血管の容積変化を時系列にセンシングすることで脈波信号を計測することができるような構成になっている。

[0012] 一方、一般的な L D F は、発光素子（光源）の L D と受光素子（受光器）の P D とで構成され、L D 光を生体に向けて照射し、生体内で静止している組織から反射したドップラーシフトしていない光と動いている血液から反射したドップラーシフトしている光（コヒーレント光）による干渉を P D で計測するように構成されている。干渉した光はビート信号として計測され、そのビート信号をある時間窓に区切ってフーリエ変換すると各時間の周波数スペクトルが取得される。生体の場合、ビート信号の周波数スペクトルはおよそ数 1 0 H z から数 1 0 k H z 程度に分布し、その形状は血液の速度に応じて変化する。そして、ある時間窓における周波数スペクトルに周波数を掛けて積分した値を受光した光強度で規格化した値が血流の速度に比例するため

、血流速度に相当する変化を計測することができる。

[0013] これまで脈拍を計測するPPG、血流を計測するLDFはそれぞれ別々のデバイスとして開発されてきた。仮にこれら2つの生体情報を同時に計測する場合、これら2つのデバイスをそれぞれ装着して用いなければならず、デバイスが2つ分になるため大型化し、生体への装着時に大きな面積をとってしまうという問題が生じる。

[0014] 例えば、特許文献4（特開2008-264327号公報）では、LDF計測を実現するためには必ずLD光源が必要になるため、LD光源の出力を低下させてLED光のような自然放出光にすることで、PPG計測にも使用できるようにしている。具体的には、LDを電流閾値以下で発光させることで自然放出光を実施し、LDFとして機能する時にLD発光、PPGとして機能する時に自然放出光にするように時間を分割して駆動し、これら2つのデバイスの統合を実現している。そして、特許文献4の生体情報測定装置は、光源はLD光源1つのみであり、LDF計測のための受光素子の1つをPPG計測にも使用し、共有化された受光素子1つを備えるものである（特に特許文献4の図1）。

[0015] 上述のように、特許文献4では、光源としてはLD光源のみを使用している。このときの問題点として、LED発光時に電流を下げるため光量が小さくなる。そのため、PPG計測時の信号のノイズの影響が大きくなることが懸念されると本発明者は考えた。PPGにおいて酸素飽和度を計測する場合少なくとも2種の波長が必要であるが、特許文献4では、光源が1種であるため発光時の波長も1種となるので、酸素飽和度を計測できず、さらにノイズ除去用の信号も計測できないと本発明者は考えた。

[0016] <1-1. 本技術に係る生体信号計測装置の概要>

本発明者は、生体信号計測装置において、発光素子を少なくとも2つ用いること、及び、生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を用いること、さらに当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力するように構成することが重要であることを見出した。そして、

本技術では、生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子及び第二発光素子を有する発光部と、当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を有し、当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部と、を備える、生体信号計測装置を提供することができる。

[0017] 本技術は、上記構成により、LDF計測及びPPG計測において光源及び受光器が共有化されるので、LDF計測用デバイス及びPPG計測用デバイスの2つのデバイスを1つのデバイスに統合することができる。このため、本技術は、血流計測及び脈拍計測のための生体信号計測装置であることが好適である。本技術のデバイスは、小型化でき、装着時に接触面積を小さくできるため装着者の負担が軽減される。またデバイスが小型化されると低消費電力化も実現される。

[0018] 本技術は、発光素子を2つ用いることで、PPGの信号のノイズの影響が小さい状態で小型化されたマルチ計測が実現できる。さらに、本技術は、PPG計測のために、光源を2波長にできるので、ノイズ除去用の信号計測も可能になる。また、本技術のPPG計測において、適切な異なる2波長を用いることで酸素飽和度を計測することが可能となる。

[0019] 本技術は、発光素子を少なくとも2つ用いると共に、(a) 受光素子1つの受光を調整してLDF及び／又はPPGの受光を制御する、並びに／又は、(b) 受光素子2つを用いて区間値及び／又は瞬時値が計測できるように発光関連及び受光関連の駆動を制御する、ように構成されていることがより好適である。このとき、本技術に用いる受光部は、前記(a)の受光素子1つ及び／又は前記(b)の受光素子2つを少なくとも有することが好適である。そして、当該受光部は、前記(a)の受光素子1つにて計測した光強度信号を生体情報として出力するように構成されていることが好適である。また、当該受光部は、前記(b)の受光素子2つにて計測した光強度信号を生体情報として出力するように構成されていることが好適である。本技術の発光素子の少なくとも1つは、少なくともコヒーレンス長の長い光を発する光

源が好適である。また、本技術の発光素子の少なくとも1つは、少なくともコヒーレンス長の短い光を発する光源が好適である。前記受光部が、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子、又は、瞬時値及び区間値のそれぞれを計測する2つの受光素子を有することが好適である。前記発光素子が、発光時間を分割して駆動するように構成されていることが好適である。前記受光素子が、受光時間を分割して駆動するように構成されていることが好適である。

[0020] 本技術は、受光調整機構（より好適には受光面積調整機構）を用いることで受光素子（PD）1つをLDF計測用及びPPG計測用に共有化させることが可能となり、これによりLDFもPPGも信号のノイズの影響を小さくすることができる。さらに、本技術は、装置自体を小型化できるうえに、高性能な脈拍・血流の同時期の計測が可能となる。本技術は駆動させるPDの点数が減少するため低消費電力化される。LDF及びPPGのいずれにも適したPD面積にすることができるので信号が高精度に取得できる（後述の第一の実施形態参照）。

[0021] 本技術は、発光関連（発光素子少なくとも2つ）及び受光関連（受光素子少なくとも2つ）の駆動を制御することで、PPG計測のための十分な発光強度を確保することができ、高精度にLDF及びPPGを計測することができる。発光素子の少なくとも1つはコヒーレンス長の長い光源が好適である。より好適には、発光素子のコヒーレンス長の短い光に対して瞬時値を計測する受光素子、及び、発光素子のコヒーレンス長の長い光に対して区間値を計測する受光素子の2つを少なくとも有することである。コヒーレンス長の長い発光素子によるコヒーレンス長の長い光に対してこの瞬時値を計測する受光素子を有し、これにて瞬時値を計測することがさらに好適である。さらに、本技術は、光源が共有化されるためLDF計測及びPPG計測を統合したデバイスが小型化される。駆動させる光源の点数が減少するため低消費電力化される。本技術は、PPGの発光強度が十分であるため信号が高精度に取得できる。PPGの発光波長を2種にすることができるため、酸素飽和度

やノイズ除去用の信号を計測できる（後述の第二の実施形態参照）。

[0022] < 1 - 2. 本技術に係る生体信号計測装置 1 >

本技術に係る生体信号計測装置及びその各部について、以下、より詳細に説明するが、本技術がこれに限定されることはない。

[0023] 本技術に係る生体信号計測装置 1 の一例を図 1 及び図 2 を参照して説明するが、本技術はこれに限定されることはない。

本技術に係る生体信号計測装置 1 は、生体表面 2 に照射する、少なくとも第一発光素子 1 1 a 及び第二発光素子 1 1 b を有する発光部 1 0 と、当該発光部 1 0 から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも一つからなる受光素子 2 1 を有し、当該受光素子 2 1 にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部 2 0 と、を備えるものである。この構成により、脈拍計測及び血流計測のいずれも精度良く行うことができる生体信号計測装置を提供することができる。なお、ここに記載された効果は、必ずしも限定されるものではなく、本明細書中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

[0024] また、この構成により、発光素子の 2 つ及び受光素子の少なくとも 1 つ又は 2 つを筐体 4 0 に収納することが可能であり、さらに必要に応じて受光調整機構も筐体 4 0 に収納することが可能である。これらが筐体と一体化されることで、装置自体をより小型化できる。さらに、筐体 4 0 には、発光部 1 0、受光部 2 0、信号処理部 5 0 等を収納してもよい。また、これら発光部 1 0、受光部 2 0、信号処理部 5 0 等が行う機能の一部又は全体を筐体 4 0 の外に配置してもよいし、又はアクセス可能な情報処理装置（例えば、サーバー等）内に配置してもよい。

[0025] さらに、本技術は、前記生体信号計測装置 1 が、血流計測及び脈拍計測のための生体信号計測装置であることが好適である。本技術は、より好適には、光電容積脈波方式（photoplethysmography; PPG）計測（好適には反射型）及び／又はレーザードップラー血流（Laser Doppler Flowmetry; LDF）計測である。また、本技術は、これら以外に酸素飽和度等の計測も可能である。

[0026] < 1 - 2 (1) . 生体表面 2 >

本技術において、生体情報を取得するための生体表面 2 として、例えば、手や腕、首、足等の被測定者の部位（測定領域）の表面が挙げられるがこれに限定されない。

本技術の測定領域として、被測定者の生体情報を得ることができる部位が好適である。より具体的には、被測定者の脈拍及び／又は血流に関する脈拍情報及び／又は血流情報を得ることができる部位がより好適であり、当該部位は酸素飽和度の情報を得ることもできる。

[0027] < 1 - 2 (2) . 発光部 1 0 >

本技術に係る発光部 1 0 は、発光素子 1 1 を少なくとも 2 つ有するものである。また、発光素子 1 1 は、時間を分割して駆動できるように構成されていることが好適である。

前記発光素子として、使用波長が可視光領域、近赤外領域や赤外領域を有する光源がよい。当該発光素子として、例えば、LD (Laser Diode) 光源、LED (Light Emitting Diode) 光源、キセノン光源等が挙げられるが、これに限定されない。これら光源は、照射波長を変更可能なものでもよく、特定波長を照射するものでもよい。LED 光源は、紫外波長領域、可視光領域又は赤外領域等の光を照射することができ、また白色 LED、赤色 LED、青色 LED 等の単色光又はこれらの複数色光を照射できる光源でもよい。なお、LD 光源はコヒーレンス長の長い光源、LED 光源はコヒーレンス長の短い光源に分類される。また、発光部 1 0 は、光源から照射される光を光学フィルター等で任意の照射波長に調整するように構成されていてもよい。

[0028] 前記発光部 1 0 は、コヒーレント光を照射するために小型レーザ等を利用でき、例えば、LD の発光素子 1 1 から特定の波長（例えば 850 nm 前後の波長）を照射することが可能である。また、前記発光部 1 0 は、コヒーレンス長の短い光を照射するために LED の発光素子 1 1 から可視光等を照射することが可能である。なお、太陽光、電球、蛍光灯、LED 等の光は、コヒーレンスの低い、完全インコヒーレントに近い光であるが、一般的に、こ

のような光を非コヒーレント光と表現する場合もある。

[0029] 前記発光部10は、第一発光素子11a及び第二発光素子11bを少なくとも有するものがより好ましい。また、当該第一発光素子11a及び第二発光素子11bが、発光時間を分割して駆動するように構成されることが好適である。また、当該第一発光素子11a及び第二発光素子11bは、連続発光及び／又はパルス発光を行うように構成されていてもよい。なお、2つの発光素子を区別するために、便宜上、第一、第二とするが、これに制限されない。本技術の発光素子11として、当該発光素子のうち少なくとも1つは、コヒーレンス長の長い光源（例えば、LD光源等）を用いることが好適である。

[0030] また、本技術の発光素子11として、コヒーレンス長が異なる2種の光源を少なくとも用いることが好ましい。好ましくは、発光素子のいずれか一方が、コヒーレンス長の長い光を少なくとも発する光源であり、他方が、コヒーレンス長の短い光を少なくとも発する光源であることが好適である。より具体的には、本技術は、前記第一発光素子11aがコヒーレンス長の長い光を少なくとも発する光源であること、及び／又は、前記第二発光素子11bがコヒーレンス長の短い光を少なくとも発する光源であることが好適である。これにより、より高精度にLDF計測及びPPG計測ができる。

また、本技術の発光素子11として、別々に又は同時期に、それぞれ異なる波長を照射できる2種の光源を少なくとも用いることが好適である。これにより、体動の影響を計測し、ノイズを除去するために波長の異なる発光を行うことができ、また、酸素飽和度を計測できる。

[0031] 前記発光部10は、信号処理部50によって、発光すること（発光波長、タイミング等）を制御されうるように構成されていてもよい。このとき信号処理部50は、発光素子11と後述する受光素子が同期されるように制御することが好適である。

[0032] 本技術において、LDやLED等の発光素子11は、生体情報処理装置（例えば、測定モジュール等）に、少なくとも2つ又は3つ以上設けられても

よい。さらに、本技術において、発光素子 11 を少なくとも 2 つ有する発光部 10 は、生体情報処理装置（例えば、測定モジュール等）に 1 つ又は 2 つ以上設けられてもよい。

[0033] <1-2 (3). 受光部 20>

本技術に係る受光部 20 は、少なくとも 1 つからなる受光素子 21 を有するものである。また、当該受光素子 21 は、時間を分割して駆動できるように構成されていることが好適である。当該受光部 20 は、受光素子 21 を、少なくとも 1 つ又は少なくとも 2 つ有するものが好適である。当該受光部 20 は、発光素子 11 から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する受光素子 21 にて計測し、計測した光強度信号を生体情報として出力するように構成されている。受光部 20 は、計測した光強度信号を生体情報を得る目的として、信号処理部 50 に出力してもよい。また、受光部 20 は、計測した光強度信号をもとに生体情報にした後、当該生体情報を出力してもよい。

前記受光素子 21 は、フォトダイオード (Photo Detector : PD) を有するものが好適であり、例えば、多分割 PD、ラインセンサー、イメージセンサー等が挙げられるが、これに限定されない。

[0034] また、受光素子 21 は、PD で受光した光の強度を電気信号に変換して、後述する信号処理部へ出力することが可能である。受光部 20 としては、例えば、CCD (Charge Coupled Devices) 型センサ、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型センサ等を利用することもできる。また、受光部 20 は、例えば、フォトダイオード (PD)、増幅回路、フィルター回路やアナログーデジタル変換器を有していてもよい。そして、受光部 20 は、信号処理部 50 によって、検出信号を出力すること (タイミング等) を制御されうるように構成されていてもよい。

[0035] 本技術において、フォトダイオードやセンサ等の受光素子 21 は、生体情報処理装置（例えば、測定モジュール等）に 1 つ又は 2 つ以上設けられても

よい。さらに、本技術において、受光素子 21 を 1 つ又は 2 つ以上有する受光部 20 は、生体情報処理装置（例えば、測定モジュール等）に 1 つ又は 2 つ以上設けられてもよい。

[0036] 前記受光部 20 は、発光素子のコヒーレンス長の長い光の生体散乱光を受光する相対的に受光面積の小さい受光素子、及び、コヒーレンス長の短い光の生体散乱光を受光する相対的に受光面積の大きい受光素子を構成上 1 つの受光素子にして有することが可能である。また、前記受光部 20 は、これら受光素子をそれぞれ第一及び第二の受光素子として別々にして有することも可能である。

[0037] 受光素子 21 の 1 つでコヒーレンス長の長い光及び短い光を受光する場合には、受光部 20 は、受光素子の受光を調整してこれらの受光を制御するような構成が好ましい。これにより、瞬時値及び区間値の計測兼用の受光素子とすることができ、より高精度に LDF 計測及び PPG 計測ができる。

受光素子 21 が 2 つでコヒーレンス長の長い光及び短い光をそれぞれ受光する場合には、受光部 20 は、各受光素子が区間値及び／又は瞬時値を計測できるような構成であることが好ましい。

[0038] また、前記受光部 20 は、瞬時値及び区間値の計測兼用の受光素子 21 の 1 つ、又は、区間値計測用の第一受光素子 21 a 及び瞬時値計測用の第二受光素子 21 b の 2 つ、を少なくとも有することが好適である。

[0039] < 1-2 (4) . 信号処理部 50 >

本技術に係る信号処理部 50 は、発光部 10 の駆動及び照射パターン（例えば、照射タイミング、照射時間、照射間隔、及び照射強度等）等を制御できるように構成されている。信号処理部 50 は、発光部 10 を介して発光素子 11, . . . の駆動等の制御を行ってもよい。前記信号処理部 50 は、発光素子 11 が発光時間を分割して駆動するような制御を行うことが可能である。

また、前記信号処理部 50 は、受光部 20 の駆動及び受光パターン（例えば、受光素子の制御、受光するタイミング、受光時間、受光間隔、及び受光

感度等)を制御できるように構成されている。前記信号処理部50は、受光部20を介して受光素子21, . . .の駆動等の制御を行ってもよい。前記信号処理部50は、受光素子21が受光時間を分割して駆動するような制御を行うことが可能である。また、前記信号処理部50は、発光素子11と受光素子21が同期されるように制御してもよい。

[0040] 前記信号処理部50は、受光調整機構を制御してもよい。前記信号処理部50は、受光面積調整機構30の制御を行うことが可能である。当該受光面積調整機構30の制御として、例えば、光学フィルターの開閉制御、移動制御；多分割PDの受光PD数及び受光区間の制御；液晶シャッターの受光透過率制御（開閉制御）及び受光区間の制御等が挙げられるが、これに限定されない。なお、液晶シャッターは、印加電圧を変調することによって、光の透過率を制御しシャッター（開閉）として機能することができ、可変フィルターとして使用することも可能である。

[0041] 前記信号処理部50は、生体散乱光を受光し区間値を計測する第一受光素子21a及び生体散乱光を受光し瞬時値を計測する第二受光素子21bの制御を行うことが可能である。当該信号処理部50は、第一受光素子21aが瞬時値を計測する場合や第二受光素子21bが区間値を計測する場合、これらの制御を行うことが可能である。当該信号処理部50は、この生体散乱光を生じさせるための発光を照射する発光素子11, . . .の制御を行うことが可能である。前記信号処理部50は、受光素子21から出力された光強度信号をもとに生体情報を得、当該生体情報を出力することができる。

[0042] 以下、本技術の実施形態の一例を示すが、本技術はこれに限定されるものではない。また、本技術において、第一の実施形態の装置の構成及び第二の実施形態の装置の構成を適宜組み合わせることが可能である。

[0043] <1-3. 第一の実施形態に係る生体信号計測装置1>

図3～図12を参照して、以下、第一の実施形態についてより詳細に説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した<1. 本技術に係る生体信号計測装置>の構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

[0044] 本技術の第一の実施形態は、生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子 1 1 a 及び第二発光素子 1 1 b を有する発光部 1 0 と、当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも 1 つからなる受光素子 2 1 を有する受光部 2 0 と、を備えるものである。当該受光部 2 0 は、当該受光素子 2 1 にて計測した光強度信号を生体情報として出力するように構成されている。

さらに、本技術の第一の実施形態における前記受光部 2 0 は、瞬時値及び区間値の計測兼用の受光素子 2 1 の 1 つを少なくとも有するものであることが好適である。さらに、前記第一の実施形態の受光部 2 0 は、前記発光部 1 0 から照射される各発光による生体散乱光に対応する当該受光素子 2 1 の受光調整機構を有するものが好適である。

前記第一発光素子 1 1 a は、前記第二発光素子 1 1 b の発光と発光の間に、連続発光するように構成されていることが好適である。前記第二発光素子 1 1 b は、パルス発光するように構成されていることが好適である。

[0045] 本技術の第一実施形態は、受光調整機構を用いることで受光素子 (PD) 1 つを LDF 計測用及び PPG 計測用に共有化させることが可能となり、これにより LDF も PPG も信号のノイズの影響を小さくすることができる。さらに、本技術は、装置自体を小型化できるうえに、高性能な脈拍・血流の同時期の計測が可能となる。本技術は駆動させる PD の点数が減少するため低消費電力化される。LDF 及び PPG のいずれにも適した PD 面積にすることができるので信号が高精度に取得できる。なお、ここに記載された効果は、必ずしも限定されるものではなく、本明細書中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

[0046] < 1 - 3 (1) . 受光調整機構 >

以下、本技術の第一の実施形態の受光調整機構について、詳述するが、本技術はこれに限定されない。

[0047] ここで、上述のように、特許文献 4 では、LDF 計測のための受光素子 1 つを PPG 計測にも使用し、PD を共有化している。特許文献 4 のように、

LDFのPDをPPGのPDとして用いた場合、PDの面積が小さいため、LDFとして機能させる際にLDFの信号はノイズの影響が大きくなることはないが、PPGとして機能させる際にPPGの信号はノイズの影響が大きくなることが想定されると本発明者は考えた。逆に、PPGのPDをLDFのPDとして用いた場合、PDの面積が大きいためPPGの信号はノイズの影響が小さくなるが、LDFの信号はノイズの影響が大きくなることが想定されると本発明者は考えた。また、PPGは、PDの面積が小さい場合、計測される吸収による光の変化量が少なくなるため、相対的に信号に対するノイズの影響が大きくなってしまうと本発明者は考えた。

[0048] このように、従来技術において、LDF用光源由来及びPPG用光源由来の生体散乱光を受光するための受光素子を1つにした場合、良好な精度を得るための受光面積及び受光距離がLDF計測及びPPG計測の両者間で違うことから、いずれかに信号ノイズが多く生じてしまう。このため、従来技術において、LDF計測用受光素子及びPPG計測用受光素子を1つに共有化した場合、脈拍計測及び血流計測の両方を精度良く行うことができなかった。すなわち、従来技術において、LDF及びPPG計測のための受光素子を1つにすることに技術的な困難性があった。

[0049] そこで、本発明者は、本技術に係る受光調整機構を用いることにより、上記技術的困難性を克服することができることを見出した。これにより、本技術の第一実施形態では、LDF計測にもPPG計測にも適した受光面積及び／又は受光距離（例えば位置若しくは配置）に適宜調整できる。これにより、LDF信号及びPPG信号共に高精度に取得できる。さらに、受光素子の共有化によりLDF計測及びPPG計測を統合したデバイスが小型化される。受光素子が共有化され、駆動させる受光素子の点数が減少するため、脈拍計測及び血流計測の2つを備える装置が低消費電力化される。

[0050] 斯様に、本技術の受光調整機構により、脈拍計測及び血流計測のいずれも精度良く行うことができる。本技術の受光調整機構（より好適には受光面積調整機構）により、1つの受光素子で、瞬時値の計測及び区間値の計測を行

うことができる。受光素子の点数を減らすことができるため、装置自体をより小型化でき、また低消費電力化できる。

[0051] 受光部20に備える受光面積調整機構30は、発光素子11の各々に対して受光素子21の受光面積を実質的に異ならしめる手段である。

当該受光面積調整機構30は、コヒーレンス長の長い光の受光面積を小さくするような構成、及び／又は、コヒーレンス長の短い光の受光面積を大きくするような構成、を有することが好適である。さらに、当該受光面積調整機構30は、発光素子のコヒーレンス長の長い光に対する受光面積がコヒーレンス長の短い光に対する受光面積よりも相対的に小さい受光素子になるように調整されることが好適である。受光素子において、コヒーレンス長の長い光の生体散乱光に対して受光面積を小さくすることによりLDF計測の精度が向上する。さらに受光素子において、コヒーレンス長の短い光の生体散乱光に対して受光面積を大きくすることによりPPG計測の精度が向上する。

[0052] 前記受光部20の受光面積調整機構30として、例えば、光学フィルター31、多分割フォトダイオード33、及び液晶シャッター34等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。より具体的には、例えば、フィルター部分と開放部分を有する光学フィルター、ON/OFF選択による多分割PD、及び電圧印加による液晶シャッター等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。これらから選択される1種又は2種以上を用いるものであることが好適である。

[0053] 前記受光部の受光距離調整機構として、例えば、受光素子の位置調整や各部間の配置調整等の機構が挙げられるが、これに限定されない。

受光距離調整機構における前記受光素子の位置調整機構として、前記発光素子11と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子21と、の距離を調整するように構成されていることが好適である。生体表面2と受光素子21の受光面の距離が大きいほど、LDF計測時の信号ノイズの影響を小さくすることができ、これにより良好な信号を取得できる。このとき距離調整

については、光学フィルター 31 の厚み調整、透明部 35 による厚み調整、上下移動機構（例えばラック・アンド・ピニオン機構等）での調整等が挙げられる。当該透明部 35 は、特に限定されないが、LDF 計測の生体散乱光及び PPG 計測の生体散乱光に影響の少ない又は影響のない材質が好適である。

[0054] 受光距離調整機構における前記各部間の配置調整機構として、各発光素子 11 や各受光素子 21 の配置を調整する機構等が挙げられるが、これに限定されない。また、前記各部間の配置調整機構として、生体表面 2 と、前記受光素子 21 の受光面との距離を調整するように構成されていることが好適である。これにより、各部間の距離を任意に調整することができる。

[0055] 以下に、本技術の受光調整機構の例について、図 3～図 14 を参照して、詳述するが、これに限定されるものではない。

本技術の受光調整機構は、例えば、受光面積調整機構 30 及び／又は受光距離調整機構等が挙げられるが、これに限定されるものではない。また、それぞれを単独で使用してもよいし、両者を組み合わせて使用してもよい。受光面積調整機構を用いることで、LDF 計測にも PPG 計測にも適した PD 面積となるため、これら計測における信号を高精度に取得できる。生体表面から受光素子までの距離を調整する受光距離調整機構の場合、これらの距離を離すことで LDF 計測の信号がより高精度に取得できる。発光素子と受光素子との距離を平面上で調整する受光位置調整機構の場合、これら素子の位置関係を調整することで計測する血管の生体内の深さ（浅深）を調整できる。

[0056] < 1-3 (2) . 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 1 >

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 1 について、図 3～6 を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

図 3 は、本技術の第一の実施形態に係る生体信号計測装置 1 の概略図である。

図3に示すように、第一の実施形態に係る生体信号計測装置1は、生体表面2から生体内部へ光を入射させる少なくとも2つの発光素子11を有する発光部10と、生体内で散乱した光を受光して光強度信号を出力する少なくとも1つの受光素子21を有する受光部20を備える。

[0057] また、受光部20は、生体表面2と受光素子21との間に受光調整機構を有する。当該受光調整機構は、受光面積調整機構30の一つである光学フィルター31を用いる。当該光学フィルター31は、受光素子21に相対し配置されていない一部を有し、当該一部は、コヒーレンス長の長い発光素子と様々な距離に配置することが好適である。また、当該光学フィルター31の構造は、当該受光素子21に相対し配置されていない一部を含みつつ様々な形態を採用することができる。

[0058] 光学フィルター31は、フィルター部分と、受光素子をフィルターで全て覆うのではなく受光素子への光路の一部を開放する部分（「開放部」ともいう）32（例えば、中央付近の開口部32等）と、を有する。当該開放部32は、生体散乱光がフィルター部分を経ることなく通過できる部分である。LDF計測の場合には、フィルター部分でLDFの生体散乱光を通過させず、開放部分でLDFの生体散乱光を通過させるように構成されている。一方で、PPG計測の場合には、フィルター部分及び開放部分ともにPPGの生体散乱光が通過するように構成されている。

[0059] 前記受光部20は、受光素子21にて計測した光強度信号を生体情報の作成目的として出力することができる。また、前記受光部20は、受光素子21にて計測した光強度信号を作成された生体情報として出力することができる。また、信号処理部50と協働してこれらの動作を行ってもよい。

さらに、第一の実施形態に係る生体信号計測装置1は、受光素子から出力された光強度信号をもとに生体情報とし、この生体情報を出力する信号処理部50を備えてもよい。

前記信号処理部50は、発光部10及び受光部20に指示をすることで、発光素子の発光及び受光素子の受光を制御することが可能である。

前記第一発光素子 1 1 a が、前記第二発光素子 1 1 b の発光と発光の間で、連続発光するように構成されることが好適である。前記信号処理部 5 0 は、前記第一発光素子 1 1 a が、前記第二発光素子 1 1 b の発光と発光の間に、連続発光するように制御することが可能である。このとき、当該信号処理部 5 0 は、第一発光素子の発光由来の生体散乱光を受光素子 2 1 で受光し、区間値用の光強度信号として計測するように制御すること、及び／又は、第二発光素子の発光由来の生体散乱光を受光素子 2 1 で受光し、瞬時値用の光強度信号として計測するように制御することが可能である。

前記第二発光素子 1 1 b は、パルス発光するように構成されていることが好適である。前記信号処理部 5 0 は、第二発光素子 1 1 b がパルス発光するように制御することが可能であり、これに対応して受光するように受光素子 2 1 を制御することも可能である。

[0060] また、前記生体信号計測装置 1 は、筐体 4 0 をさらに備え、当該筐体 4 0 に、発光素子 1 1 と受光素子 2 1 と光学フィルター 3 1 とが設けられていることが好ましい。当該筐体 4 0 に発光部 1 0 及び受光部 2 0 を備えて、これらを一体化してもよい。これにより、生体信号計測装置を小型化しやすい。

[0061] 第一の実施形態の動作について、一例として、図 3～6 を参照して、以下に説明するが、本技術はこれに限定されない。

図 3 に示すように、第一の実施形態は、第一発光素子 1 1 a として L D 光源（好適には赤外 L D 光源）を用い、第二発光素子 1 1 b として L E D 光源（好適には可視光 L E D）を用い、さらに光学フィルター 3 1 として、波長に応じて透過特性の異なる部分を組み合わせて用いることができる。これにより、各発光の各々に対して受光素子の受光面積を実質的に異ならしめる光学フィルターを提供できる。当該光学フィルター 3 1 は、少なくとも 1 つの波長の光を透過させないことが好適である。前記光学フィルター 3 1 は、受光素子 2 1 の受光面に相対する一部に配置されていないような構成にすることが好適である。さらに、光学フィルター内部に、生体散乱光がそのまま通過する開放部 3 2 を設けることが好適である。

[0062] 光学フィルター31の材質は、コヒーレンス長の長い光を通過させないが、コヒーレンス長の短い光を通過させるものが好適である。光学フィルターの具体的な材質は、特に限定されないが、樹脂フィルムやガラス等が挙げられ、目的波長域に応じて公知の材質を適宜選択することができる。当該樹脂フィルムとしては、例えば、ポリカーボネート樹脂、メタクリル樹脂等が挙げられ、ガラスの材質としては、例えば、ソーダライムガラス、石英ガラス等が挙げられるが、これらに特に限定されない。

[0063] 図6に示すように、LD光及びLED光は時間を分割して駆動される。当該分割駆動は、信号処理部50にて制御することが可能である。受光素子21は、LEDの発光に対応してサンプリングし瞬時値を計測する、及び／又は、LDの発光に対応して発光する区間を連続的に計測する。

[0064] 図4を参照して、第一の実施形態の受光部20が、LDF計測を行う状況について説明する。

受光部20においてLDF計測が行われるときには、LD由来の生体散乱光は、光学フィルター31の中央付近にある開口部32を通過し、一方で、当該開口部32以外の光学フィルター部分を透過できない。このため、受光素子21は、LD由来の生体散乱光を小さい面積で受光することになる。そして、LDF計測のとき、生体散乱光は、PD受光面積が小さいほどLDFの信号ノイズが小さくなるので、良好な信号となる。

[0065] 図5を参照して、第一の実施形態の受光部20が、PPG計測を行う状況について説明する。

受光部20においてPPG計測が行われるときには、LED由来の生体散乱光は、光学フィルター31全体（具体的には、フィルター部分及び開口部32部分）を通過する。このため、受光素子21は、大きな受光面積で受光することになる。そして、PPG計測のとき、生体散乱光は、PD受光面積が大きいほどPPGの信号ノイズが小さくなるので、良好な信号となる。

[0066] このように、LDF計測及びPPG計測を統合してPDを共有化した際にも、上記受光調整機構の1つである光学フィルター31を採用することで、

装置自体の小型化も可能である。しかも、これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができる。

[0067] < 1 - 3 (3) . 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 2 >

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 2 について、図 7 を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

図 7 に示すように、第一の実施形態の生体信号計測装置の例 2 は、受光面積調整機構が、受光素子が空間的に分割されている機構である場合の一例であり、これに限定されない。例えば、多分割フォトダイオード 33、多分割液晶シャッターを用いるフォトダイオード等が挙げられるが、本技術はこれに限定されない。このとき、発光素子と受光素子が同期されていることが好適である。

多分割フォトダイオード 33 を用いる場合、分割された各部分の PD が発光素子と同期して受光面積を調整することが好適である。LED 用の発光素子の発光時に対応して、多分割 PD を小さい面積で受光するように制御できる。また、PPG 用の発光素子の発光時に対応して、多分割 PD を大きい面積で受光するように制御できる。当該制御は例えば信号処理部 50 等にて行うことが可能である。例えば、生体信号計測装置の受光部 20 が 9 区分から構成される多分割 PD の場合、LED 発光に対応して中央の 1 区分の PD で LED 由来の生体散乱光を受光すると共に、LED 発光に対応して全体の 9 区分の PD で LED 由来の生体散乱光を受光する。PD の受光面積の変更は、信号処理部 50 にて制御してもよい。これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができる。

[0068] また、多分割 PD 33 中の各 PD の動作を調整することにより、発光素子と受光素子との距離関係の調整も可能である。例えば、発光素子に近い PD 区分を動作して受光させて、測定の深さを浅部にしたり、発光素子に遠い PD 区分を動作して受光させて、測定の深さを深部にする。これにより、測定の深さの浅深部を調整できる。

[0069] < 1 - 3 (4) . 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 3 >

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 3 について、図 8 を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

第一の実施形態の生体信号計測装置の例 3 は、受光面積調整機構が、図 8 のように生体表面 2 と受光素子 2 1 との間に液晶シャッター 3 4 を備える機構である場合の一例である。液晶シャッター 3 4 は、電圧の変化によって光の透過特性を変化させることができる。

本技術の液晶シャッター 3 4 は、本技術の光学フィルターのように光学フィルターの開放部に対応して液晶シャッターを設けず、光学フィルターのフィルター部に対応して液晶シャッターを設ける構成にしてもよい。また、本技術の液晶シャッター 3 4 は、多分割 PD のような、多分割方式の液晶シャッターでもよい。

[0070] 液晶シャッター 3 4 の電圧印加が、発光素子及び受光素子と同期し、さらに受光面積を調整することが好適である。受光面積調整機構は、LDF 用の発光素子の発光時に対応して、液晶シャッターの小さい面積だけを光が通過するように、受光面積を小さくして受光するように制御することができる。また、受光面積調整機構は、PPG 用の発光素子の発光時に対応して、液晶シャッターの大きい面積を光が通過するように、受光面積を大きくして受光するように制御することができる。当該制御は例えば信号処理部 5 0 等にて行うことも可能である。これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができる。

また、発光素子と受光素子との距離関係の調整も、上述の多分割 PD で説明したように、多分割した液晶シャッターを用いて、受光素子の受光面積の受光区分の位置を調整することにより可能である。これにより、測定の深さの浅深部を調整できる。

[0071] < 1 - 3 (5) . 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 4 >

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例 4 について、図

9を参照して説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

第一の実施形態の生体信号計測装置の例4は、受光距離調整機構が、図9のように生体表面2と受光素子との間に透明部35を備えた機構の場合の一例である。透明部35は、生体散乱光（より好適にはLDFの生体散乱光）を透過させる部材が好適である。また、光学フィルター31と同じ開放部を有していてもよい。これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができ、さらに装置自体の小型化も可能である。

[0072] また、前記透明部35及び前記光学フィルター31を組み合わせて用いることも可能である。このとき受光素子21に相対する位置に透明部35を配置することがより好適である。さらに好ましくは、受光方向から、光学フィルター31、透明部35、及び受光素子21の順に配置することである。このとき、受光素子21に相対する透明部35を配置し、当該透明部35の上に光学フィルター31を配置することがより好適である。

これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができ、さらに装置自体の小型化も可能である。

[0073] 前記透明部35の材質は、特に限定されないが、例えば、樹脂フィルムやガラス等が挙げられ、通過光の波長域に応じて公知の材質を適宜選択することができる。当該樹脂フィルムとしては、例えば、ポリカーボネート樹脂、メタクリル樹脂等が挙げられ、ガラスの材質としては、例えば、ソーダライムガラス、石英ガラス等が挙げられるが、これらに特に限定されない。

生体表面2と受光素子21の受光面との距離が大きいほどLDFの信号ノイズの影響は小さくなるため、良好な信号を得ることができる。図9では、受光素子21とフィルター開口面の間に透明部35を設けている。これにより、より高精度にLDF計測及びPPG計測ができる。

[0074] <1-3(6)、第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例5>

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例5について、図10及び11を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定される

ものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

[0075] 第一の実施形態の生体信号計測装置の例5は、受光面積調整機構が、光学フィルター31の開放部分を調整する機構の場合の一例である。当該光学フィルター31の受光面と受光素子の受光面とが重ならない部分（開放部分）を設けることで、受光素子21においてLDF計測の受光可能な部分である開放部32を設けることができる。光学フィルターの開放部分の調整は、例えば、スライド機構やラック・アンド・ピニオン機構等の運動機構を用いてもよく、これらは、信号処理部50等によって制御できる。また、運動機構を用いずに、光学フィルターの開放部分の位置関係調整後に接着剤や固定金具等で固定した状態でもよい。当該光学フィルター31自体に切欠部や開口部等の加工をしなくとも位置関係の調整で受光面積が調整できるので、光学フィルターの製造工程の工数が省略化でき、またより簡便な制御で受光面積調整を行うことができる。

開放部32の面積を調整することにより、発光に対応する受光面積も調整することができるので、LD由来の生体散乱光に対する受光面積を小さくすることができるので、LD由来の生体散乱光を良好に受光できる。また、LED由来の生体散乱光は光学フィルターを通過するため、LED由来の生体散乱光に対する受光面積を大きくすることができ、LED由来の生体散乱光を良好に受光できる。これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができ、さらに装置自体の小型化も可能である。

[0076] また、第一の実施形態の生体信号計測装置の例5は、受光位置調整機構が、光学フィルター31の開放部分の位置を調整する機構の場合である。図10及び11のように、PDに相対する光学フィルターの存在しない欠如部32の位置と、LDF用の発光素子との距離が異なると、血流情報が異なるようになる。図10のように、LDF用の発光素子11と受光素子21（LDF用の受光部分32）との距離が大きいほど、生体内のより深部の血管を計測することができる。図11のようにLDF用の発光素子11と受光素子21（LDF用の受光部分32）の距離が小さいほど生体内のより浅部の血管

を計測することができる。このように、光学フィルター31の位置を変更して欠如部（開放部）を調整することで、計測する血管の深さ（浅深）を変更することができる。

[0077] <1-3(7). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例6>

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例6について、図12を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

第一の実施形態の生体信号計測装置の例6は、受光距離調整機構が、図12のように発光素子11a及び11bと受光素子21との平面上の位置関係により調整する機構の場合の一例である。

発光素子11及び受光素子21の位置関係の調整は、例えば、スライド機構、ラック・アンド・ピニオン機構等の運動機構を用いてもよいし、調整後に接着剤や固定金具等で固定した状態でもよい。これらは、信号処理部50等によって制御できる。また発光素子11及び受光素子21を筐体40に固定するときこれらの配置を調整してもよい。

LDF用及びPPG用の各発光素子11と受光素子21との距離が大きいほど、生体内のより深部の血管を計測することができる。LDF用及びPPG用の各発光素子11と受光素子21の距離が小さいほど生体内のより浅部の血管を計測することができる。このように、発光素子及び受光素子の位置を変更することで、計測する血管の深さ（浅深）を変更することができる。

[0078] <1-3(8). 第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例7~8>

本技術に係る第一の実施形態に係る生体信号計測装置の例7~8について、図13~14を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

生体信号計測装置の例7及び例8は、第一発光素子11a、第二発光素子11bを備える発光部10と、受光素子21及び開放部32を有する光学フィルター31を備える受光部20とを備える。さらに、発光部10及び受光部20は筐体40に収納されていることが好ましい。また、発光部10及び

受光部 20 を制御できる信号処理部 50 を備えることが好ましい。これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができ、さらに装置自体の小型化も可能である。

上述図 3 及び図 12 等でも示したように、受光面積調整機構において、光学フィルター 31 を、フィルター部分と、受光素子をフィルターで全て覆うのではなく受光素子の一部を開放する部分（例えば、中央付近の開口部 32 等）とを設けることが好適である。

当該開放部は、生体散乱光がフィルター部分を経ることなく通過できる部分である。LDF 計測の場合には、フィルター部分で生体散乱光を通過させずに、開放部分で生体散乱光を通過させるように構成されている。一方で、PPG 計測の場合には、フィルター部分及び開放部分ともに生体散乱光が通過するように構成されている。これにより、LDF 計測及び PPG 計測の精度を向上できる。

[0079] 光学フィルターの開放部分及び形状は特に限定されず、様々な形態をとることができる。また、前記開放部分は、光の通過可能な空間であってもよいし、コヒーレント光の通過可能な材質であってもよい。当該材質として、上述した透明部の材質が好ましく、例えば、プラスチック樹脂、ガラス等が挙げられるが特に限定されない。

[0080] 図 13 は光学フィルターの開口部（開放部分）を円形状にした例であるが、本技術における開口部の形状は、特に限定されず、例えば、多角形状（例えば、三角形、四角形、正方形、長方形、五角形、六角形等の形状）、楕円形状、円形状、星形状等が挙げられる。

図 14 は光学フィルターの形状を欠如部や切欠部（開放部分）を有する形状にした例であるが、本技術におけるフィルターの形状は特に限定されず、例えば、多角形状（例えば、凹部分や凸部分を有する形状、四～六角形状等）、楕円形状、円形状、星形状等が挙げられる。

[0081] < 1-4. 第二の実施形態に係る生体信号計測装置 1 >

図 15 ~ 図 20 を参照して、以下第二の実施形態についてより詳細に説明

するが、本技術はこれに特に限定されるものではない。上述した<1. 本技術に係る生体信号計測装置>及び第一の実施形態の構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

[0082] 本技術の第二の実施形態は、生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子11a及び第二発光素子11bを有する発光部10と、当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも2つからなる受光素子21を有する受光部20と、を備えるものである。当該受光部20は、当該受光素子21にて計測した光強度信号を生体情報として出力するように構成されている。発光素子及び受光素子の配置は、特に限定されない。

[0083] 本技術の第二の実施形態は、光源を共有化してLDF計測用デバイス及びPPG計測用デバイスを1つのデバイスに統合でき、デバイスが小型化できる。本技術は、駆動される光源の点数が減少するため、低消費電力化される。本技術は、PPG発光の強度が十分であるため信号が高精度に取得できる。本技術は、PPGの発光波長が2種であるため、酸素飽和度やノイズ除去用の信号を計測できる。なお、ここに記載された効果は、必ずしも限定されるものではなく、本明細書中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

[0084] 本技術の第二の実施形態における前記受光部20は、区間値計測用の第一受光素子21a及び瞬時値計測用の第二受光素子21bの2つを少なくとも有するものである。当該第二の実施形態の受光部20は、前記発光部10から照射される各発光による生体散乱光を、当該第一受光素子21aで受光し区間値を計測する構成及び当該第二受光素子21bで受光し瞬時値を計測する構成を有するものである。

[0085] 前記区間値計測用の第一受光素子21aが、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光を受光する、及び／又は、前記瞬時値計測用の第二受光素子21bが、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光及び前記発光素子のコヒーレンス長の短い光による生体散乱光を受光するように構成されることが好適である。さらに、前記第一受光素子21aの受光面積は、前記第二受光素子21bの受光面積よりも相対的に小さい構

成であることが好適である。

[0086] 前記第一発光素子 1 1 a は、前記第二発光素子 1 1 b の発光と発光の間で、連続発光するように構成されていることが好適である。前記第二発光素子 1 1 b は、パルス発光するように構成されていることが好適である。このとき、前記第一受光素子 2 1 a が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測する構成を有すると共に、前記第二受光素子 2 1 b が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光の一部を受光して瞬時値を計測する構成を有することが好適である。

[0087] 前記第一発光素子 1 1 a は、前記第二発光素子 1 1 b の発光と発光の間に、順不同で連続発光及びパルス発光するように構成されていることが好適である。前記第二発光素子 1 1 b は、パルス発光するように構成されていることが好適である。このとき、前記第一受光素子 2 1 a が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測すると共に、前記第二受光素子 2 1 b が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子のパルス発光による生体散乱光を受光して瞬時値を計測するように構成されていることが好適である。

[0088] さらに、前記発光素子 1 1 と、当該発光素子の発光による生体散乱光を受光する受光素子 2 1 と、の距離を調整するように構成されていることが好適である。平面方向で調整する場合、例えば、上述した第一実施形態の受光距離調整機構を採用してもよい。当該受光距離調整として、例えば、上述した受光素子の位置調整や各部間の配置調整が好適である。当該受光距離調整機構における前記受光素子の位置調整は、前記発光素子 1 1 と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子 2 1 と、の距離を調整することが好適である。当該受光距離調整における前記各部間の配置調整は、各発光素子 1 1 や各受光素子 2 1 の配置を調整することが好適である。

[0089] さらに、生体表面 2 と、前記受光素子 2 1 の受光面と、の距離を調整する構成を有することが好適である。

[0090] < 1 - 4 (1) . 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例 1 >

本技術に係る第二の実施形態に係る生体装置の例 1 について、図 15 ~ 17 を参照してこの一例を説明するが、本技術はこれに限定されるものではない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

図 15 は、本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置 1 の概略図である。

図 15 に示すように、第二の実施形態に係る生体信号計測装置 1 は、生体表面 2 からの生体内部へ光を入射させる少なくとも 2 つの発光素子 11 を有する発光部 10 と、生体内で散乱した光を受光して光強度信号を出力する少なくとも 2 つの受光素子 21 を有する受光部 20 を備える。さらに、信号処理部 50 を備えていてもよい。当該信号処理部 50 は、発光素子 11 及び受光素子 21 の動作、発光部 10 及び受光部 20 の動作を制御してもよい。信号処理部 50 は、受光素子から出力された光強度信号をもとに生体情報を出力することができるように構成されている。

前記発光素子として、使用波長が可視光領域、近赤外領域や赤外領域を有する光源がよい。前記受光素子 21 は、フォトダイオード (Photo Detector : PD) を有するものが好適であり、例えば、多分割 PD、ラインセンサー、イメージセンサー等が挙げられるが、これに限定されない。

さらに、発光部 10 及び受光部 20 は筐体 40 に収納されていることが好ましい。

これにより、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができ、さらに装置自体の小型化も可能である。

[0091] 前記発光部 10 は、第一発光素子 11a 及び第二発光素子 11b を有する。第一発光素子 11a は、コヒーレンス長の長い光 (いわゆる、コヒーレント光) を発光する光源であってもよい。第二発光素子 11b は、コヒーレンス長の短い光 (いわゆる、非コヒーレント光) を発光する光源であってもよい。

前記第一発光素子 11a は、第二発光素子 11b の発光と発光との間で、

連続発光するように構成されていてもよい。前記第二発光素子 1 1 b は、パルス発光するように構成されてもよい。前記第一発光素子 1 1 a は、前記第二発光素子 1 1 b の発光と発光の間に、順不同で連続発光及びパルス発光するように構成されていてもよい。

[0092] 前記受光部 2 0 は、区間値計測用の第一受光素子 2 1 a 及び瞬時値計測用の第二受光素子 2 1 b の 2 つを少なくとも有する。

前記受光部 2 0 は、前記発光部 1 0 の第一発光素子 1 1 a から照射される発光による生体散乱光を、前記第一受光素子 2 1 a で受光し区間値（受光素子 1 駆動のエリア）を計測する構成を有することが好適である（図 1 7 及び図 1 6 参照）。前記区間値計測用の第一受光素子 2 1 a は、発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光を受光するように構成されることが好ましい。

前記受光部 2 0 は、前記発光部 1 0 の第二発光素子 1 1 b から照射される発光による生体散乱光を、前記第二受光素子 2 1 b で受光し瞬時値（受光素子 2 駆動の各エリア）を計測する構成を有することが好適である（図 1 7 及び図 1 6 参照）。前記瞬時値計測用の第二受光素子 2 1 b は、発光素子のコヒーレンス長の短い光による生体散乱光を受光するように構成されることが好ましい。

前記第一受光素子 2 1 a が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測する構成を有すると共に、前記第二受光素子 2 1 b が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光の一部を受光して瞬時値を計測する構成を有することが好ましい。また、前記第一受光素子 2 1 a が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測すると共に、前記第二受光素子 2 1 b が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子のパルス発光による生体散乱光を受光して瞬時値を計測するように構成を有することが好ましい。

前記受光部 2 0 は、受光素子 2 1 にて計測した光強度信号を生体情報とし

て出力することができる。また、信号処理部50と協働してこれらの動作を行ってもよい。

[0093] 第二の実施形態の例1の動作について、図15等を参照して、以下に説明するが、本技術はこれに限定されない。

図15に示すように、本技術の第二の実施形態に係る生体信号計測装置1の例1において、第一発光素子11aとしてLD（好適には赤外LD）を用い、第二発光素子11bとしてLED（好適には可視光LED）を用い、波長が異なる発光素子を少なくとも2つ用いる。

第一受光素子21aは、第二受光素子21bに対して相対的に受光面積が小さいPDを用いることが好適である。また、第一受光素子21aを有する受光部20は上述した受光調整機構を有していてもよい。

図17に示すように、第一発光素子11aのLD光と第二発光素子11bのLED光は時間を分割して駆動される（発光素子強度の各エリア）。第二受光素子21bは、第二発光素子11bの発光に対してサンプリングし、なおかつ第一発光素子11aの発光に対しても同様にサンプリングし瞬時値を計測する（受光素子2駆動の各エリア）。第一受光素子21aは、第一発光素子11aの発光に対して当該第一発光素子11aが発光する区間を計測する（受光素子1駆動のエリア）。

本技術の第二の実施形態の場合、第二発光素子11bは可視光LEDとして十分な強度で生体へ入射させることができるため、PPGの信号のノイズの影響が小さい状態で計測することができる。さらに第一発光素子11aから生体内で散乱したLD光は、第二受光素子21bのPDにて受光されるため、PPGとして波長の異なる情報を取得でき、また2つの異なる波長からノイズ除去用の信号を計測できる。また、第一発光素子11a及び第二発光素子11bの2つの波長が最適に異なる場合、酸素飽和度をより良好に計測することができる。

このように、LDF計測及びPPG計測を統合して光源を共有化した際にも、第二実施形態の例1の構成を採用することで、装置自体の小型化を実現

すると共に、より高精度に脈拍及び血流の信号を計測することができる。さらにノイズ除去用の信号を計測することができる。

また、PPGにおいて最適な異なる2種の波長を用いることで、酸素飽和度をより良好に計測可能とすることができる。

[0094] <1-4 (2). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例2>

第二の実施形態の例2の動作について、図18等を参照して、以下に説明するが、本技術はこれに限定されない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。第二の実施形態の例2において、上述した受光面積調整機構を用いて相対的な受光面積を調整してもよい。

図18に示すように、第二発光素子11bのコヒーレンス長の短い光はパルス発光し、第一発光素子11aのコヒーレンス長の長い光は連続発光する部分とパルス発光する部分とを有するように構成される（発光素子強度の各エリア）。

相対的に受光面積の大きい第二受光素子21bは、コヒーレンス長の短いパルス発光と、コヒーレンス長の長いパルス発光に対してサンプリングし瞬時値を計測するように構成されている（受光素子2駆動の各エリア）。

相対的に受光面積の小さい第一受光素子21aは、コヒーレンス長の長い連続発光に対して発光する区間を計測するように構成されている（受光素子1駆動の各エリア）。

LDにおけるLDの発光は、発光時間が長いため、生体安全性の観点から、皮膚及び目に対して害が及ばない決められた値まで発光強度を下げる必要がある。それに対して、PPGにおけるLEDの発光はパルス発光で瞬時に光らせるため、LD光と比較すると瞬時の強度を大きくすることができる。LD光をPPGに用いる場合に、LD光の一部をパルス発光し、PPGの信号として十分な強度になるように調整を行う。このとき、生体安全性の観点で問題ない強度とする必要がある。

[0095] <1-4 (3). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例3>

第二の実施形態の例3の動作について、図19等を参照して以下に説明す

るが、本技術はこれに限定されない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。第二の実施形態の例3において、上述した受光面積調整機構を用いて、相対的な受光面積を調整してもよい。

第二発光素子11bのコヒーレンス長の短い光はパルス発光し、第一発光素子11aのコヒーレンス長の長い光は連続発光し、若しくは部分的にパルス発光するとき、それぞれの発光するタイミングは様々に変化する例が考えられる。例えば、図19に示すように、各発光素子の照射強度は、発光素子強度の各エリアのように照射することができ、第二受光素子21bは、受光素子2駆動の各エリアのように瞬時値を計測することができ、第一受光素子21aは、受光素子1駆動のエリアのように区間値を計測することができる。

このように、本技術の第二の実施形態は、上述の例1～3の動作に特に限定されることはない。

[0096] <1-4 (4). 第二の実施形態に係る生体信号計測装置の例4>

第二の実施形態の例1及び4について、図15及び図20等を参照して以下に説明するが、本技術はこれに限定されない。上述した構成と重複する構成の説明は適宜省略する。

図15及び図20のように、例えばLD発光する第一発光素子11aとLDF用の第一受光素子21aとの位置関係を変更することができる。第一発光素子11aと第一受光素子21aとの平面方向の距離が異なると、計測される血流情報は異なる。発光素子と受光素子との距離が大きい場合、生体内のより深部の結果を計測することができる。逆に、発光素子と受光素子との距離が小さい場合、生体内のより浅部の血管を計測することができる。よって、発光素子に対応する受光素子の位置関係を変更することで計測する血管の生体内での深さ（浅深）を変更することができる。また、LED発光する第二発光素子11bとPPG用の第二受光素子21bとの位置関係を変更することによっても、計測する血管の生体内での深さ（浅深）を変更することができる。

[0097] <2. 生体情報処理装置>

本技術に係る生体情報処理装置1000は、上述した本技術の生体信号計測装置1を備えるものである。当該生体情報処理装置1000は、生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子及び第二発光素子を有する発光部と、当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を有し、当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部と、を備える（図21参照）。また、本技術に係る生体情報処理装置1000は、システムとして構築してもよい。

本技術の生体信号計測装置1は、発光素子を少なくとも2つ用いると共に、受光素子1つの受光面積を調整してLDF及び／又はPPGの受光を制御するように構成されていることが好適である。並びに／又は、本技術の生体信号計測装置1は、発光素子を少なくとも2つ用いると共に、受光素子2つを用いて区間値及び／又は瞬時値が計測できるように発光関連及び受光関連の駆動を制御するように構成されていることが好適である。例えば、前述した第一の実施形態の生体信号計測装置及び第二の実施形態の生体信号計測装置等が挙げられるが、これに限定されない。

[0098] 本技術の実施形態において、被測定者の生体情報に関する測定を行う。より具体的には、本技術の実施形態において、被測定者の脈拍及び／又は血流に関する、脈拍情報及び／又は血流情報を得るために、光電容積脈波方式（PPG）測定及び／又はレーザードップラー血流計（LDF）測定を行う。PPGの生体情報として、例えば、脈拍数、脈波、酸素飽和度等のような脈拍情報や酸素飽和度情報等が挙げられる。LDFの生体情報として、例えば、平均血流速度、血流量、血管中の粒子の速度分布等のような血流情報等が挙げられる。

[0099] 本技術の実施形態において、生体情報を取得するために、手や腕、首、足等の被測定者の部位（測定領域）に光を照射し、被測定者の血管中を移動する物質や静止している生体組織で散乱された光を検出する。そして、本実施形態において、検出した光（詳細には、検出信号）を処理することにより、

P P G計測の生体情報及び／又はL D F計測の生体情報を取得し、さらに脈拍情報及び／又は血流情報等を取得することができる。

[0100] 本技術に係る生体情報処理装置1000は、本技術の生体信号計測装置1を少なくとも備えるものである。また、本技術は、本技術の生体信号計測装置1を少なくとも備え、さらに各種装置やネットワーク等を用いて、本技術の生体情報処理システムを構築してもよい。本技術の生体情報処理装置1000の実施形態の一例として、図22に、本技術の生体信号計測装置1を含む測定モジュール500を示す。当該生体情報処理装置1000の構成及び動作は、例えば特許文献1～4の構成及び動作を適宜参照することができるが、本技術はこれに限定されることはない。本技術の生体情報処理装置1000は、測定結果等をユーザに表示する情報表示装置を有していてもよい。当該ユーザには、P P G計測及び／又はL D F計測の測定対象者である被測定者、被測定者以外の情報処理システムを利用する人物等を含む。

[0101] <発光部501>

発光部（照射部ともいう）501は、少なくとも2つの光源（発光素子）を有し、当該光源から所定の波長を持つ照射光を被測定者の測定領域（身体の一部）に向かって照射する。発光部501は、第一発光素子及び／又は第二発光素子のそれぞれの発光の駆動を制御するように構成されている。発光部501が照射する照射光の波長は、適宜選択することが可能である。発光部501として、コヒーレンス長の長い光を照射するために小型レーザ等を利用でき、発光部501は、例えば、L D光源の第一発光素子から特定の波長（例えば850nm前後の波長）を照射することが可能である。また、発光部501として、コヒーレンス長の短い光を照射するためにL E D等を利用することができ、例えば、L E D光源の第二発光素子から自然光を照射することが可能である。また、後述する信号処理部（制御部）504によって、発光部501の駆動及び照射パターン（例えば、照射光の照射するタイミング、照射時間、照射間隔、及び強度等）が制御される。

[0102] <受光部502>

受光部（検出部ともいう）502は、被測定者の測定領域から散乱された光を受光器（例えばPD）にて検出する。当該受光部502には、上述した受光調整機構（好適には受光面積調整機構）が備えられていてもよい。

受光部502は、例えば、フォトダイオード（Photo Detector：PD）を有し、受光した光の強度を電気信号に変換して、後述する情報処理装置300へ出力する。なお、受光部502としては、CCD（Charge Coupled Devices）型センサ、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）型センサ等を利用することもできる。また、受光部502は、例えば、フォトダイオード、増幅回路、フィルター回路、アナログーデジタル変換器等を有していてもよい。また、上述のようなフォトダイオードやセンサ等は、測定モジュール500に、1個又は複数個設けられることができる。そして、後述する信号処理部504によって、受光部502の駆動及び受光条件（例えば、タイミング等）が制御される。

[0103] <信号処理部504>

信号処理部（制御部）504は、所定の同期信号に基づいて、発光部501の照射パターンを制御したり、受光部502の読み出し（サンプリング）タイミングを制御したり等、測定モジュール500における測定全般を制御できる。例えば、信号処理部504は、生体情報処理装置1000の動作にあわせて、発光部501の照射周波数や、照射周波数に同期した受光部502のサンプリング周波数を制御する。また、信号処理部504は、図示しない記憶部をさらに有する又はアクセスしてもよく、当該記憶部には、信号処理部504等を制御するための各種プログラムやパラメータ等が格納されていてもよい。

さらに、信号処理部504は、検出信号と別の情報（例えば時刻等）を紐づけて情報処理装置300へ出力するために、別の情報を把握する機構（例えば時計機構等）を内蔵してもよい。信号処理部504は、例えば、CPU（Central Processing Unit）、ROM（Read Only Memory）、RAM（Random Access Memory）等により実現される。なお、信号処理部504の行う機

能の一部又は全体は、後述する情報処理装置300又はアクセス可能な情報処理装置（例えば、サーバー等）において行われてもよい。

[0104] <測定モジュール500>

本技術の測定モジュール500は、発光部501等に電力を供給するための電源を有する。さらに、測定モジュール500は、上述した発光部501、受光部502、信号処理部504の他にも、後述の情報処理装置300等との間で通信する通信部（図示略）等を有していてもよい。また、測定モジュール500は、被測定者の身体の一部に測定モジュールが装着されたことを検知する圧力センサ、体の動きを検出する加速度センサやジャイロセンサ等の各種センサ（図示略）を有していてもよい。

[0105] また、測定モジュール500は、例えば、被測定者の身体に装着して用いられるウェアブル装置としての形態を有することができる。例えば、測定モジュール500は、腕時計型、指輪型、リストバンド型、アンクレット型、首輪型、イヤーフोन型等の形状を有し、手首や腕、首、脚、耳等の被測定者の部位に装着可能な装置であってもよい。また、測定モジュール500は、絆創膏型のようなパッド形状を有し、手や腕、首、脚等の被測定者の部位に貼付可能な装置であってもよい。さらに、当該測定モジュール500は、被測定者の身体の一部に埋め込まれるインプラント型の形状であってもよい。

[0106] 以下に、本実施形態に係る測定モジュール500の具体的な形態の一例について、図22及び図23を参照して説明する。例えば、図22に示すように、測定モジュール500はベルト状の形態を有することができる。測定モジュール500は、図22に示すように、ベルト状のバンド部110と、制御ユニット112と、測定ユニット114とを有する。制御ユニット112には、上述の信号処理部504が設けられてもよい。なお、測定モジュール500に後述する情報処理装置300が備えられる場合には、情報処理装置300の後述する各機能部は当該制御ユニット112に設けられてもよい。また、測定ユニット114は、上述した発光部501及び受光部502が設

けられる部分であり、測定モジュール500が被測定者の身体の一部に装着された際には、当該身体に接する、又は、対向する。

[0107] バンド部110は、例えば被測定者の手首に巻きつけるように測定モジュール500を固定するための部品であり、手首の形状に合わせてリング状の形態になるように、柔らかいシリコングル等の材料で形成されている。バンド部110を手首に沿ったリング状の形態にすることができるため、図23に示すように、被測定者の手首に測定モジュール500を巻きつけて固定できる。また、測定モジュール500は生体情報の測定中に測定モジュール500が動きにくい被測定者の測定領域上に固定されることが好ましい。そこで、バンド部110の被測定者の皮膚と接する部分には、被測定者の皮膚に付着可能な粘着層116が設けられていてもよい。さらには、多様な手首の太さに対応することができるように、測定モジュール500がリング状の形態になった際の当該リングの円周の長さは、自由に調整できることが好ましい。そこで、バンド部110の端部には、固定部118が設けられており、固定部118は、バンド部110上のいずれかの部分と重ねられることによりバンド部110上の様々な位置に固定できる。このようにすることで、測定モジュール500は、被測定者の手首の太さにあわせて装着して固定できる。

[0108] <情報処理装置300>

情報処理装置300は、測定モジュール500で測定された検出信号を利用して、脈拍、血流等の生体情報を取得する装置である。本技術の情報処理装置300は、処理部301及び記憶部302を少なくとも備える。当該情報処理装置300は、測定モジュール500に設けられていてもよいし、測定モジュール500とアクセス可能な状態の構成で配置されてもよい。

処理部301は、測定モジュール500で得られた検出信号を処理することにより、生体情報を取得する。取得した生体情報は、記憶部302に出力でき、また他の装置にも出力できる。

[0109] 記憶部302は、処理部301における処理に用いられるプログラムや各

種データ、さらには、処理部301で取得された生体情報（例えばPPG計測の生体情報、LDF計測の生体情報等）等が格納できる。また、記憶部302には、これらのデータ等以外のパラメータや途中経過等を適宜格納してもよい。記憶部302に対して、処理部301等が自由にアクセスし、データを書き込んだり読み込んだりできる。

[0110] なお、情報処理装置300は、測定モジュール等との間で通信するための通信部（図示略）等を有していてもよい。さらに、情報処理装置300は、生体情報処理装置1000を利用するユーザからの操作を受け付ける入力部（図示略）等を有していてもよい。

[0111] また、情報処理装置300は、上述の測定モジュール500と一体となった装置であってもよく、測定モジュール500と別体の装置であってもよい。情報処理装置300は、例えば、スマートフォン、タブレット、パーソナルコンピュータ（PC）等の情報処理装置であってもよく、他の装置（例えば、医療用装置等）と接続された情報処理装置であってもよい。さらには、情報処理装置300は、サーバー等の被測定者から離れた場所等に設置された情報処理装置であってもよい。

[0112] なお、本技術では、以下の構成を採用することもできる。

[1]

生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子及び第二発光素子を有する発光部と、当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を有し、当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部と、を備える、生体信号計測装置。

[2]

前記生体信号計測装置が、血流計測及び脈拍計測を行う、前記[1]記載の生体信号計測装置。

[3]

前記第一発光素子が少なくともコヒーレンス長の長い光を発する光源であり、前記第二発光素子が少なくともコヒーレンス長の短い光を発する光源で

ある、前記〔1〕又は〔2〕記載の生体信号計測装置。

〔4〕

前記受光部が、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子、及び／又は、瞬時値及び区間値のそれぞれを計測する2つの受光素子、を少なくとも有するものである、前記〔1〕～〔3〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔5〕

前記発光素子が、発光時間を分割して駆動するように構成され、
前記受光素子が、受光時間を分割して駆動するように構成されている、前記〔1〕～〔4〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

[0113] 〔6〕

前記受光部は、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子を有し、当該受光部は、前記発光部から照射される各発光による生体散乱光に対応する当該受光素子の受光調整機構を有する、前記〔1〕～〔5〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔7〕

前記受光部の受光調整機構は、コヒーレンス長の長い光の受光面積を小さくする構成を有する、前記〔6〕記載の生体信号計測装置。

〔8〕

前記受光部の受光調整機構が、光学フィルター、多分割フォトダイオード、及び液晶シャッターから選択される1種又は2種以上を用いるものである、前記〔6〕又は〔7〕記載の生体信号計測装置。

〔9〕

さらに、前記発光素子と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子と、の距離を調整するように構成されている、前記〔6〕～〔8〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔10〕

さらに、生体表面と、前記受光素子の受光面と、の距離を調整する構成を

有する、前記〔6〕～〔9〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔11〕

前記第一発光素子は、前記第二発光素子の発光と発光の間に、連続発光するように構成されている、前記〔6〕～〔10〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔12〕

前記第二発光素子は、パルス発光するように構成されている、前記〔6〕～〔11〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

[0114] 〔13〕

前記受光部は、区間値計測用の第一受光素子及び瞬時値計測用の第二受光素子の2つを少なくとも有するものであり、当該受光部は、前記発光部から照射される各発光による生体散乱光を、当該第一受光素子で受光し区間値を計測する構成及び当該第二受光素子で受光し瞬時値を計測する構成を有する、前記〔1〕～〔12〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔14〕

前記区間値計測用の第一受光素子が、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光を受光するように構成され、前記瞬時値計測用の第二受光素子が、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光及び前記発光素子のコヒーレンス長の短い光による生体散乱光を受光するように構成され、前記第一受光素子の受光面積は、前記第二受光素子の受光面積よりも相対的に小さい構成である、前記〔13〕記載の生体信号計測装置。

〔15〕

前記第一発光素子が、前記第二発光素子の発光と発光の間で、連続発光するように構成され、

前記第二発光素子が、パルス発光するように構成され、

前記第一受光素子が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測する構成を有すると共に、

前記第二受光素子が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及

び当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光の一部を受光して瞬時値を計測する構成を有する、前記〔13〕又は〔14〕記載の生体信号計測装置。

〔16〕 前記第一発光素子が、前記第二発光素子の発光と発光の間に、順不同で連続発光及びパルス発光するように構成され、

前記第二発光素子が、パルス発光するように構成され、

前記第一受光素子が、当該第一発光素子の連続発光による散乱光を受光して区間値を計測すると共に、

前記第二受光素子が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子のパルス発光による生体散乱光を受光して瞬時値を計測するように構成されている、前記〔13〕～〔15〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔17〕

さらに、前記第一発光素子と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子と、の距離を調整するように構成されている、前記〔13〕～〔16〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

〔18〕

さらに、生体表面と、前記受光素子の受光面と、の距離を調整する構成を有する、前記〔13〕～〔16〕のいずれか記載の生体信号計測装置。

符号の説明

- [0115] 1 生体信号計測装置
- 2 生体（生体表面）
- 3 散乱光を引き起こす粒子
- 10 発光部
- 11 発光素子、11a 第一発光素子、11b 第二発光素子
- 20 受光部
- 21 受光素子、21a 第一受光素子、21b 第二受光素子
- 30 受光面積調整機構

- 3 1 光学フィルター
- 3 2 開放部（開口部、欠如部、切欠部）
- 3 3 多分割フォトダイオード
- 3 4 液晶シャッター
- 3 5 透明部
- 4 0 筐体
- 5 0 信号処理部
- 1 1 0 バンド部
- 1 1 2 制御ユニット
- 1 1 4 測定ユニット
- 1 1 6 粘着層
- 1 1 8 固定部
- 3 0 0 情報処理装置
- 3 0 1 処理部
- 3 0 2 記憶部
- 5 0 0 測定モジュール
- 5 0 1 発光部（照射部）
- 5 0 2 受光部（検出部）
- 5 0 4 信号処理部（制御部）
- 1 0 0 0 生体情報処理装置（システム）

請求の範囲

- [請求項1] 生体表面に照射する、少なくとも第一発光素子及び第二発光素子を有する発光部と、
当該発光部から照射された光によって生体内で散乱した光を受光する少なくとも1つからなる受光素子を有し、当該受光素子にて計測した光強度信号を生体情報として出力する受光部と、
を備える、生体信号計測装置。
- [請求項2] 前記生体信号計測装置が、血流計測及び脈拍計測を行う、請求項1記載の生体信号計測装置。
- [請求項3] 前記第一発光素子が少なくともコヒーレンス長の長い光を発する光源であり、
前記第二発光素子が少なくともコヒーレンス長の短い光を発する光源である、請求項1記載の生体信号計測装置。
- [請求項4] 前記受光部が、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子、又は、瞬時値及び区間値のそれぞれを計測する2つの受光素子を少なくとも有するものである、請求項1記載の生体信号計測装置。
- [請求項5] 前記発光素子が、発光時間を分割して駆動するように構成され、
前記受光素子が、受光時間を分割して駆動するように構成されている、請求項1記載の生体信号計測装置。
- [請求項6] 前記受光部は、瞬時値及び区間値の計測を兼用する1つの受光素子を有し、
当該受光部は、前記発光部から照射される各発光による生体散乱光に対応する当該受光素子の受光調整機構を有する、請求項1記載の生体信号計測装置。
- [請求項7] 前記受光部の受光調整機構は、コヒーレンス長の長い光の受光面積を小さくする構成を有する、請求項6記載の生体信号計測装置。
- [請求項8] 前記受光部の受光調整機構が、光学フィルター、多分割フォトダイオード、及び液晶シャッターから選択される1種又は2種以上を用い

るものである、請求項6記載の生体信号計測装置。

[請求項9] さらに、前記発光素子と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子と、の距離を調整するように構成されている、請求項6記載の生体信号計測装置。

[請求項10] さらに、生体表面と、前記受光素子の受光面と、の距離を調整する構成を有する、請求項6記載の生体信号計測装置。

[請求項11] 前記第一発光素子は、前記第二発光素子の発光と発光の間に、連続発光するように構成されている、請求項6記載の生体信号計測装置。

[請求項12] 前記第二発光素子は、パルス発光するように構成されている、請求項6記載の生体信号計測装置。

[請求項13] 前記受光部は、区間値計測用の第一受光素子及び瞬時値計測用の第二受光素子の2つを少なくとも有するものであり、

当該受光部は、前記発光部から照射される各発光による生体散乱光を、当該第一受光素子で受光し区間値を計測する構成及び当該第二受光素子で受光し瞬時値を計測する構成を有する、請求項1記載の生体信号計測装置。

[請求項14] 前記区間値計測用の第一受光素子が、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光を受光するように構成され、

前記瞬時値計測用の第二受光素子が、前記発光素子のコヒーレンス長の長い光による生体散乱光及び前記発光素子のコヒーレンス長の短い光による生体散乱光を受光するように構成され、

前記第一受光素子の受光面積は、前記第二受光素子の受光面積よりも相対的に小さい構成である、請求項13記載の生体信号計測装置。

[請求項15] 前記第一発光素子が、前記第二発光素子の発光と発光の間で、連続発光するように構成され、

前記第二発光素子が、パルス発光するように構成され、

前記第一受光素子が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測する構成を有すると共に、

前記第二受光素子が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光の一部を受光して瞬時値を計測する構成を有する、請求項13記載の生体信号計測装置。

[請求項16] 前記第一発光素子が、前記第二発光素子の発光と発光の間に、順不同で連続発光及びパルス発光するように構成され、

前記第二発光素子が、パルス発光するように構成され、

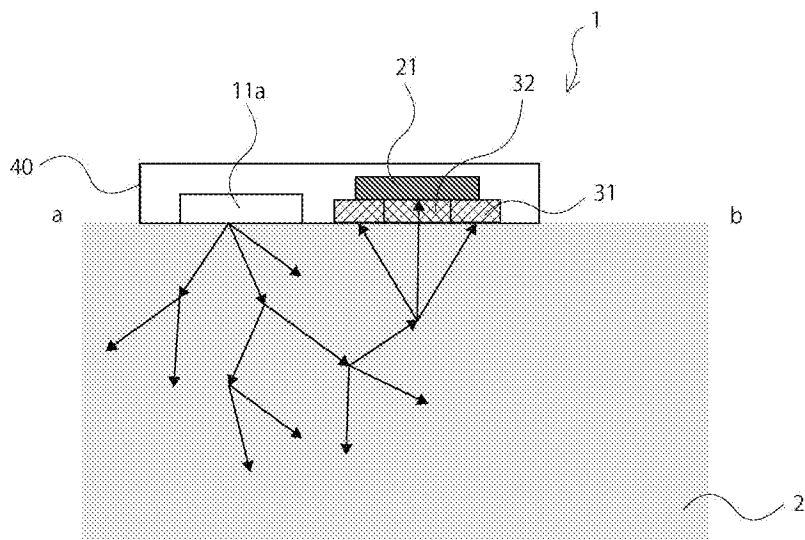
前記第一受光素子が、当該第一発光素子の連続発光による生体散乱光を受光して区間値を計測すると共に、

前記第二受光素子が、当該第二発光素子のパルス発光による生体散乱光及び当該第一発光素子のパルス発光による生体散乱光を受光して瞬時値を計測するように構成されている、請求項13記載の生体信号計測装置。

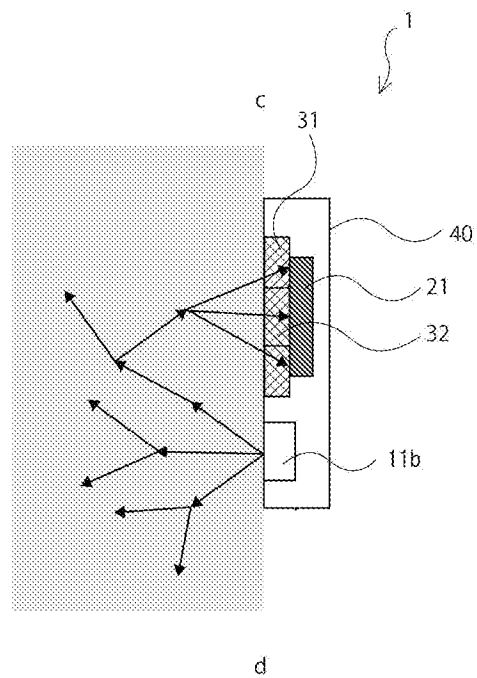
[請求項17] さらに、前記発光素子と、当該発光による生体散乱光を受光する受光素子と、の距離を調整するように構成されている、請求項13記載の生体信号計測装置。

[請求項18] さらに、生体表面と、前記受光素子の受光面と、の距離を調整する構成を有する、請求項13記載の生体信号計測装置。

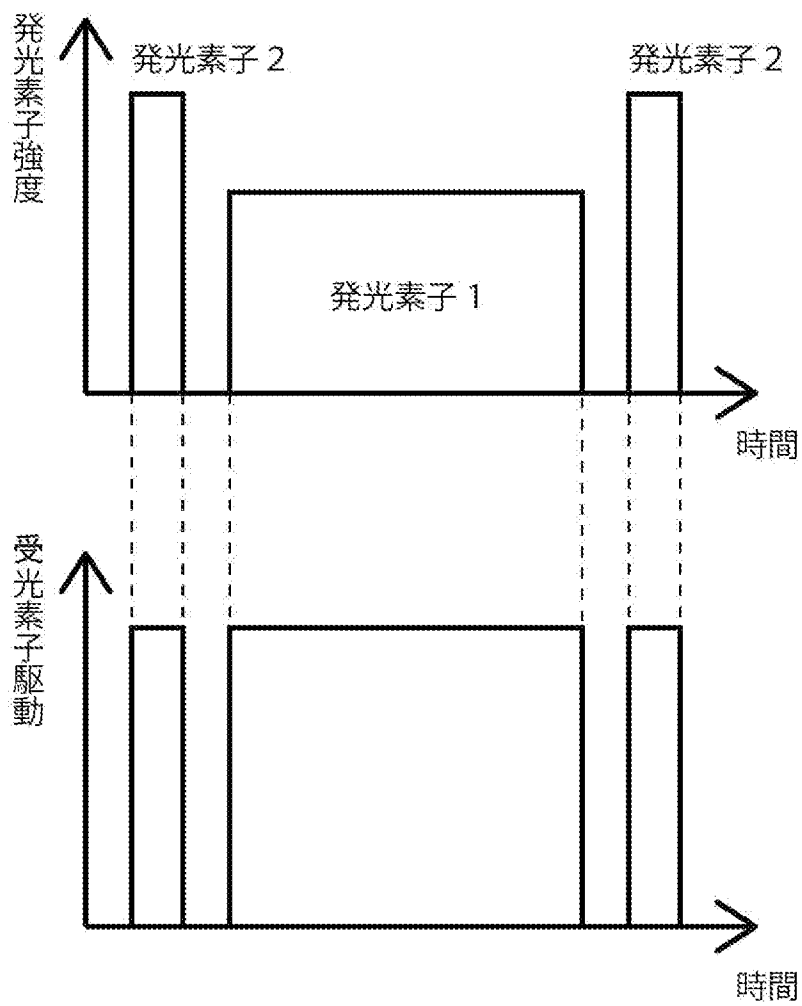
[図4]



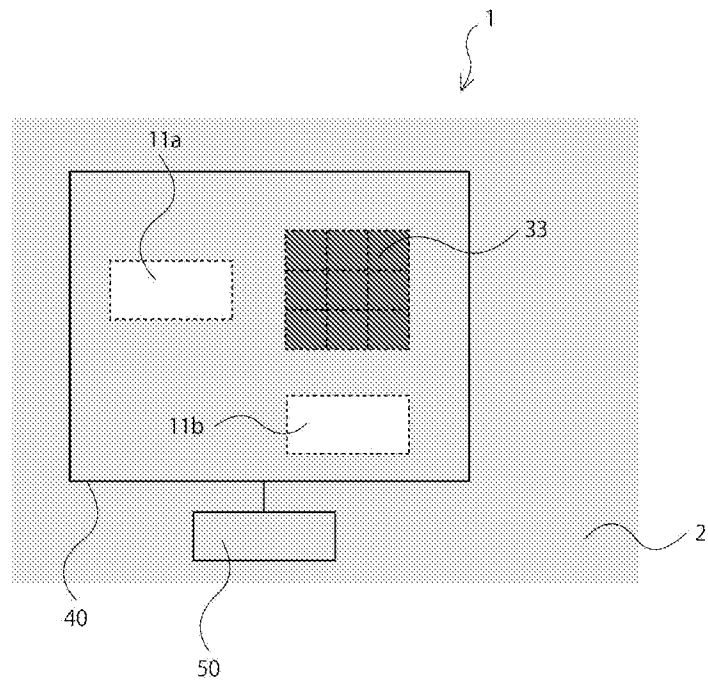
[図5]



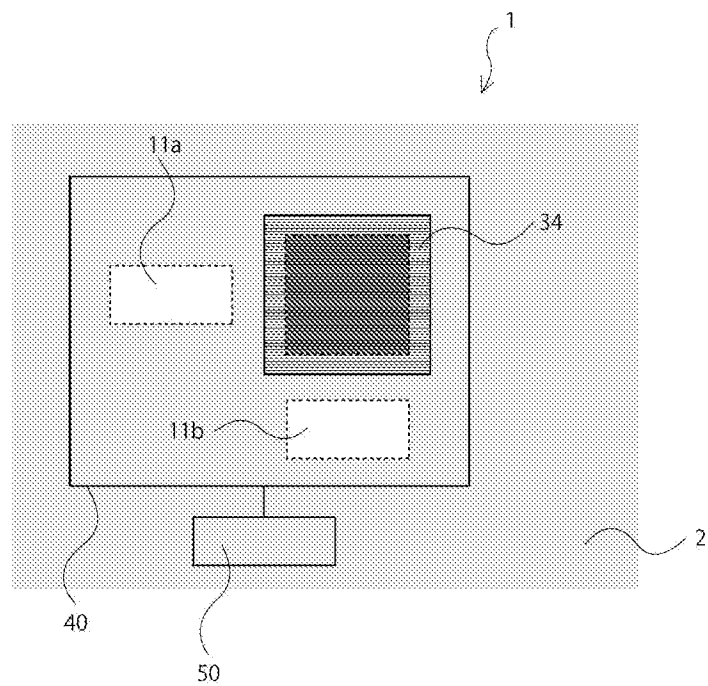
[図6]



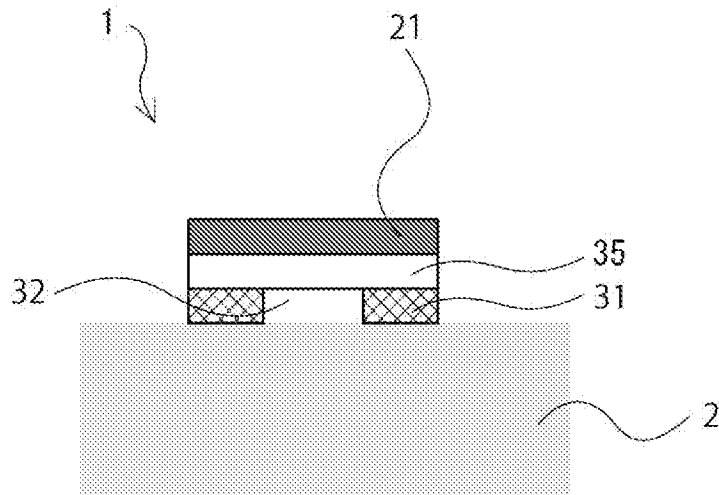
[図7]



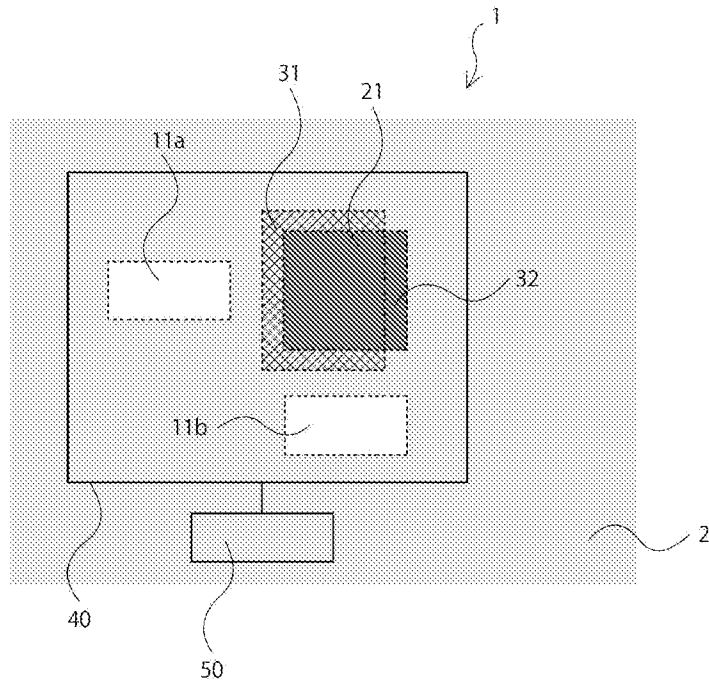
[図8]



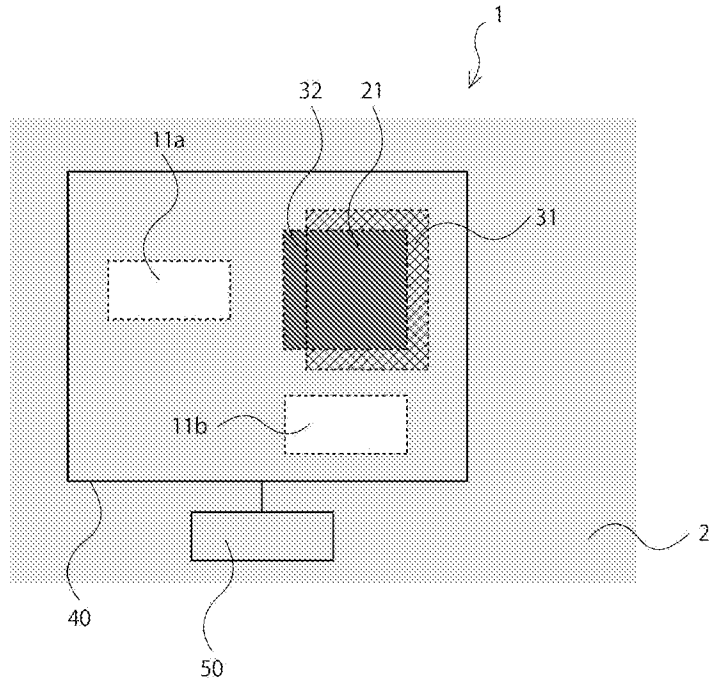
[図9]



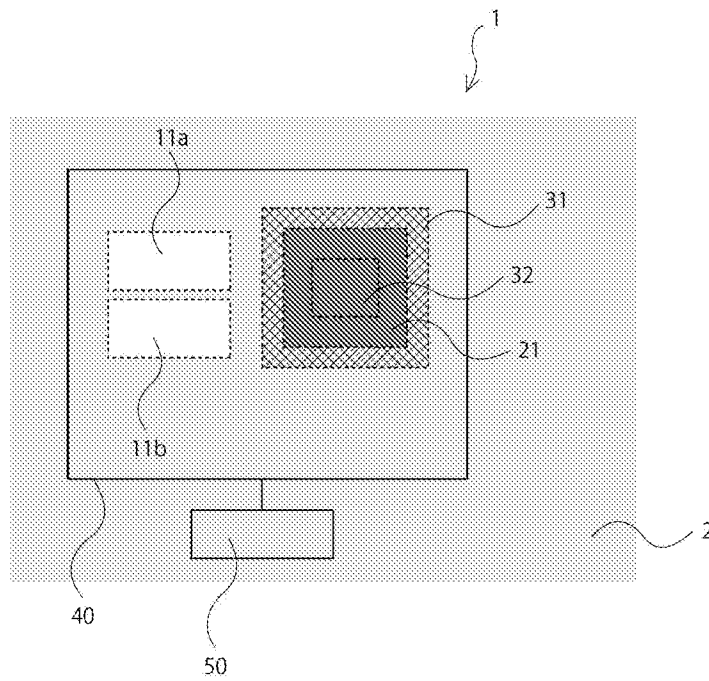
[図10]



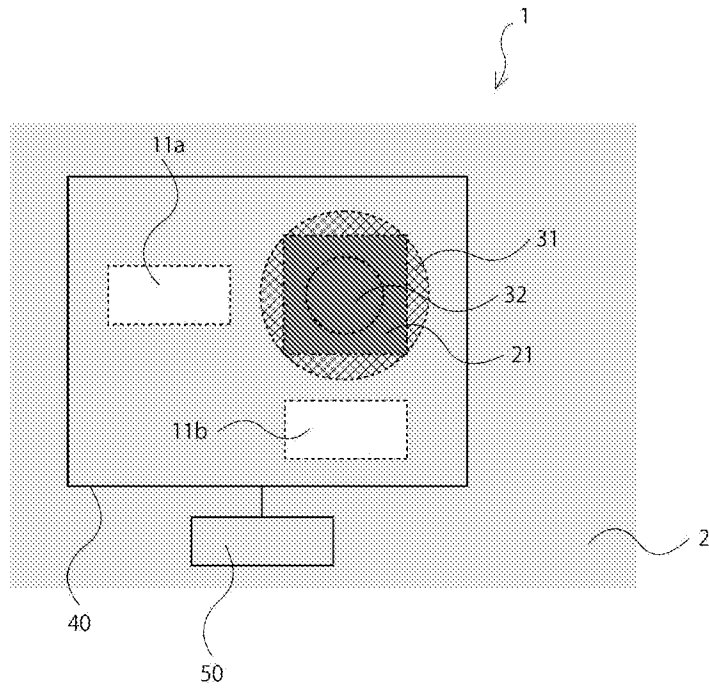
[図11]



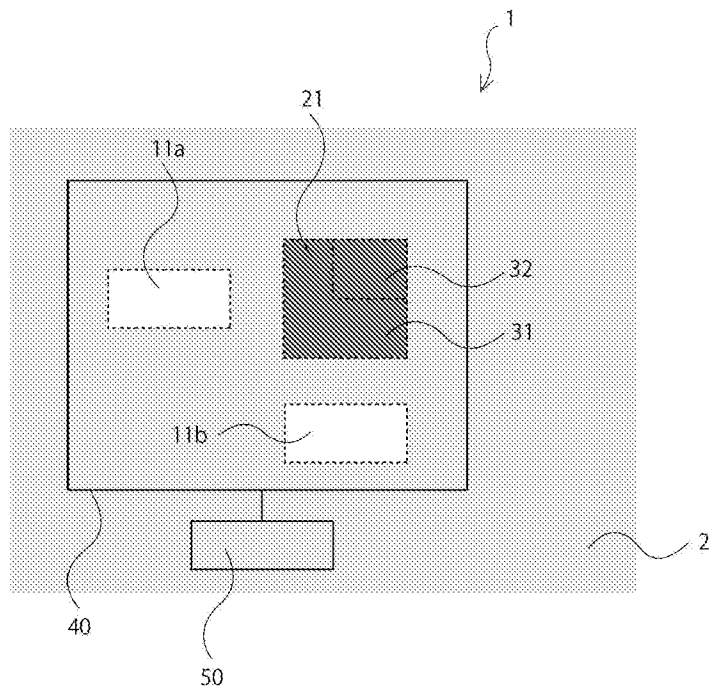
[図12]



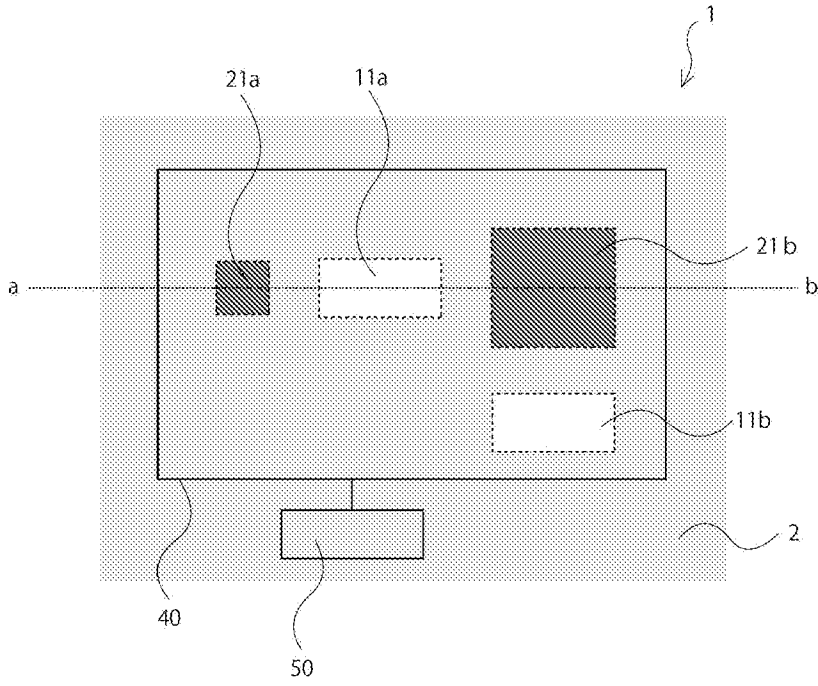
[図13]



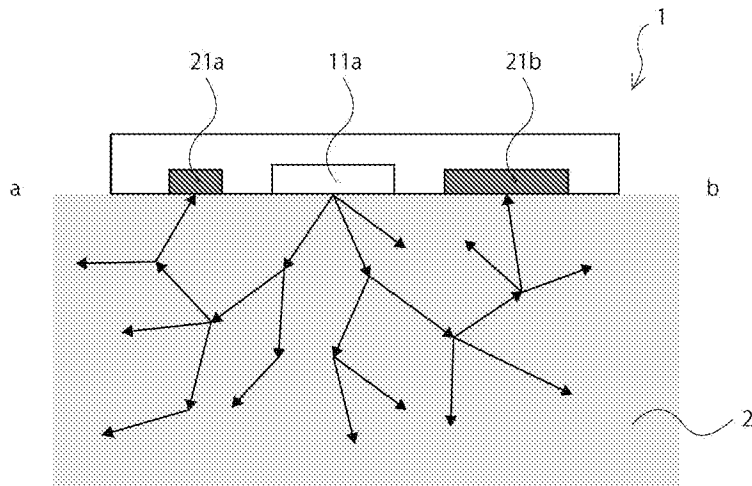
[図14]



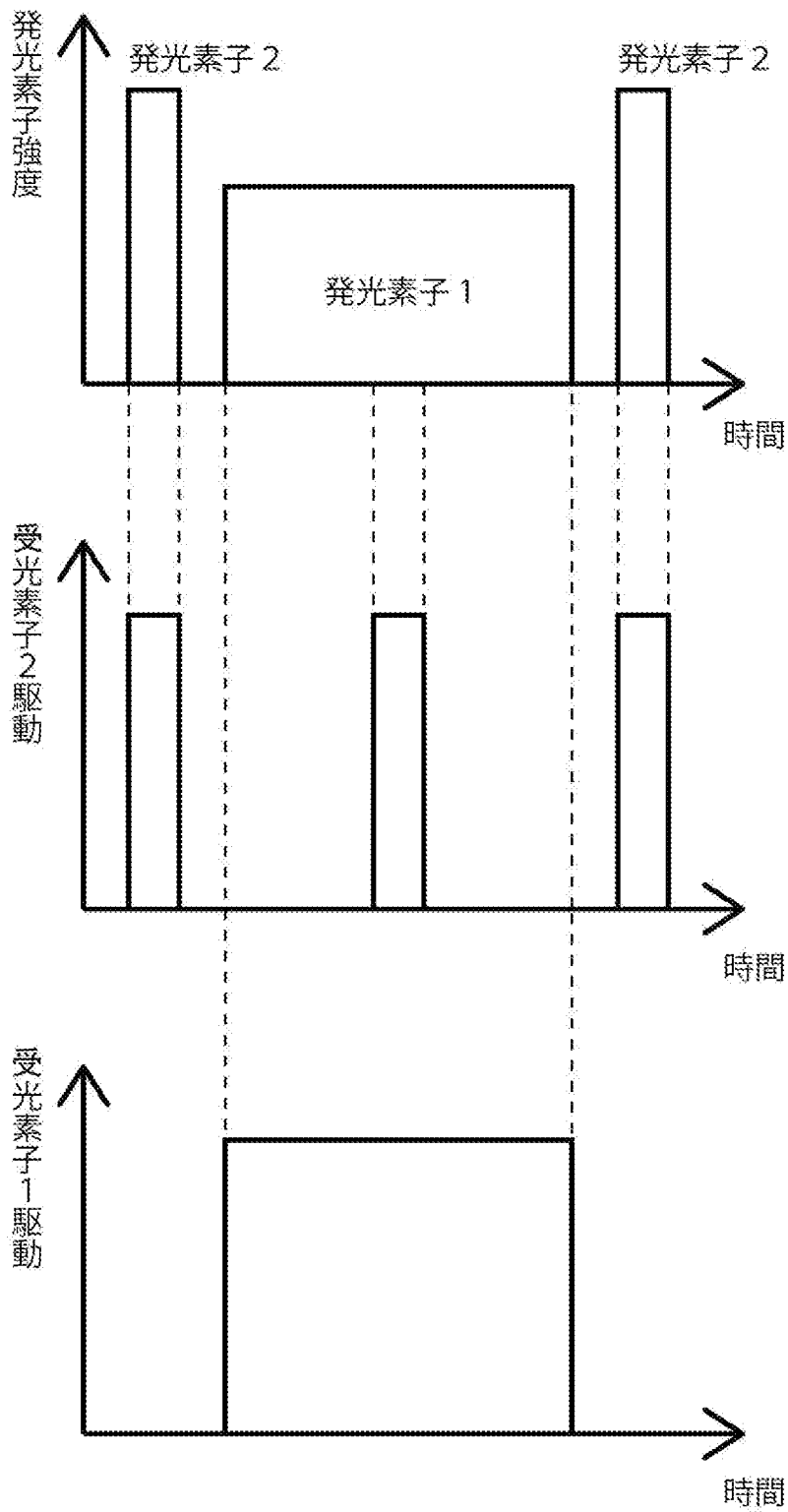
[図15]



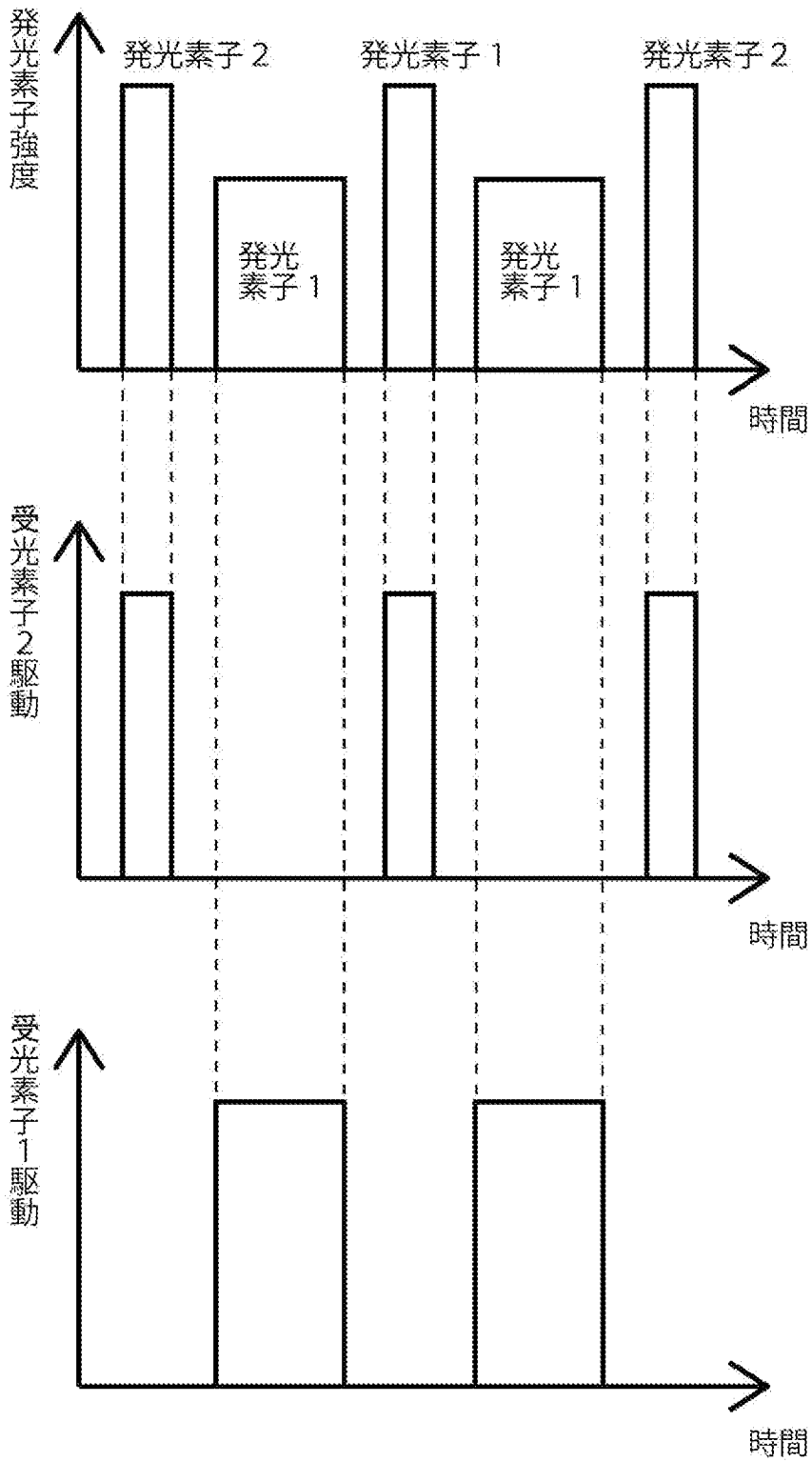
[図16]



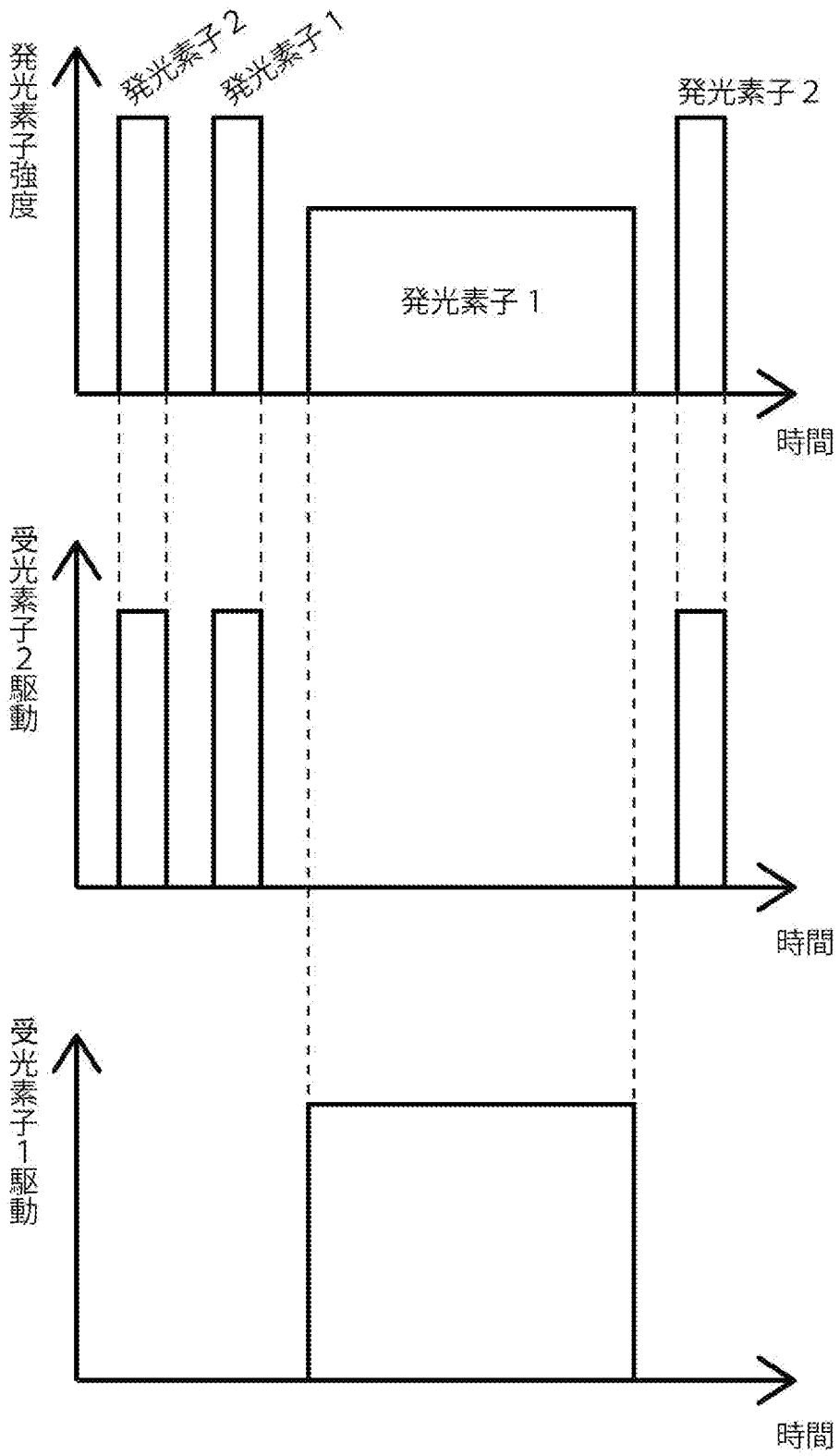
[図17]



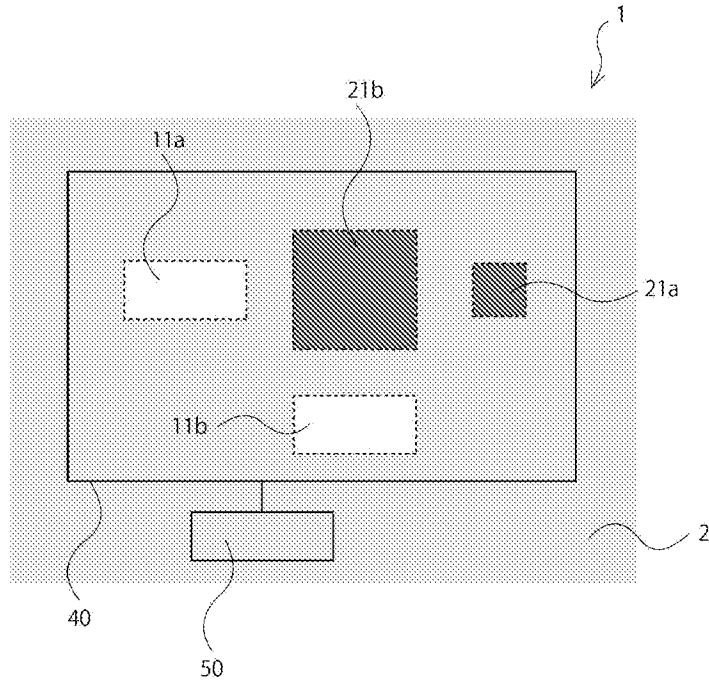
[図18]



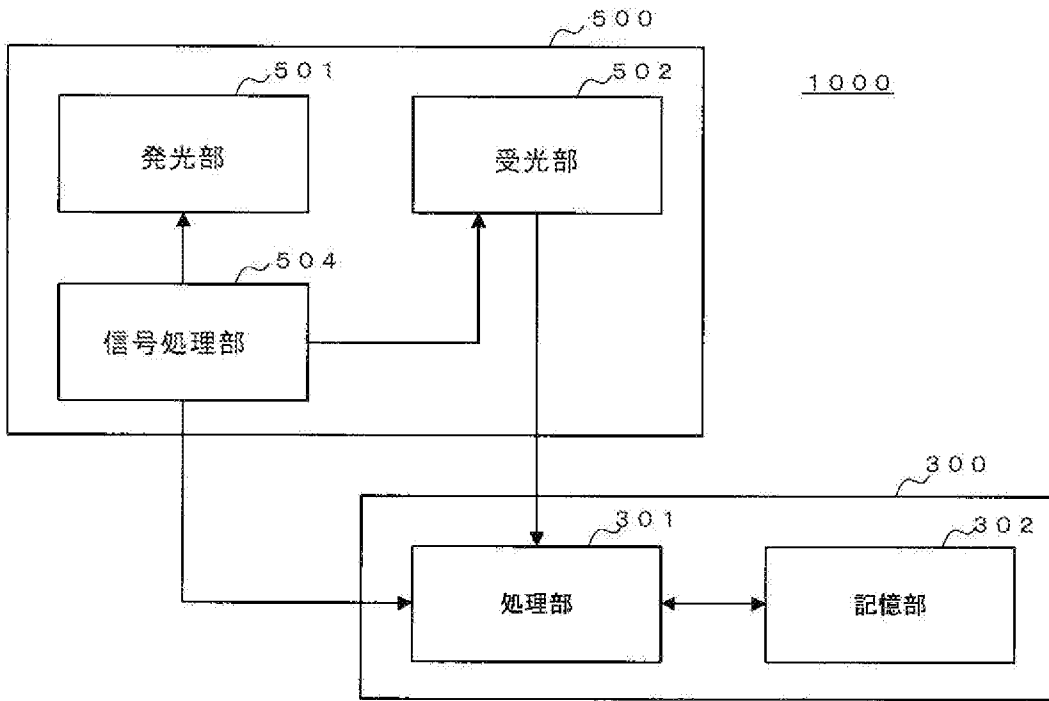
[図19]



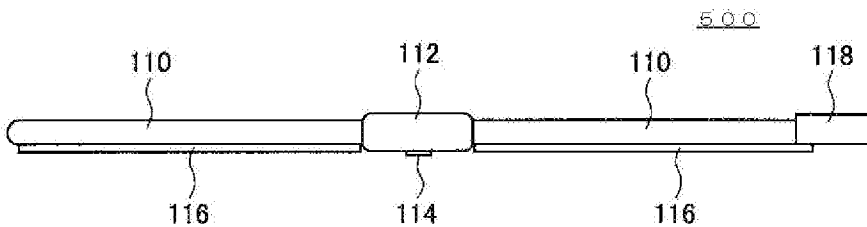
[図20]



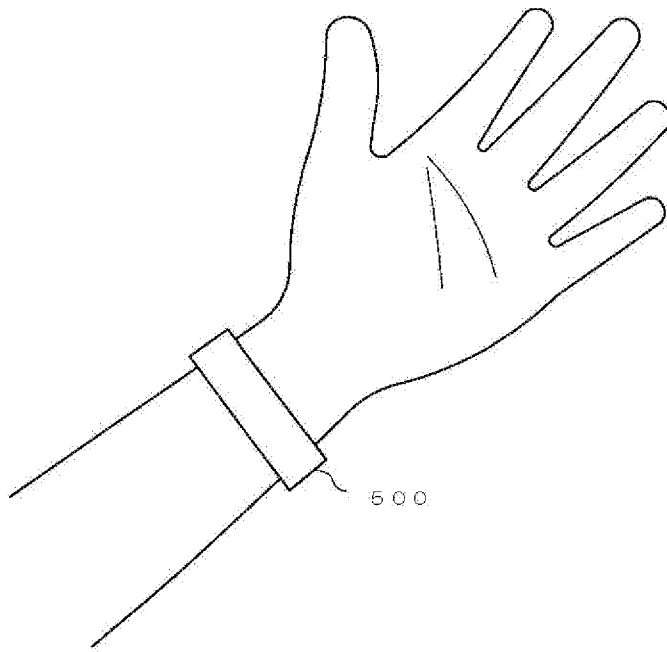
[図21]



[図22]



[図23]



5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/048637

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/02(2006.01) i, A61B5/026(2006.01) i, A61B5/0295(2006.01) i
 FI: A61B5/026120, A61B5/02310B, A61B5/0295

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/02, A61B5/026, A61B5/0295

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2017-176264 A (FUJI XEROX CO., LTD.) 05.10.2017 (2017-10-05), paragraphs [0023]-[0118], fig. 1-17	1-5 2-4, 6-18
X Y	JP 7-265284 A (NIHON KOHDEN CORPORATION) 17.10.1995 (1995-10-17), paragraphs [0009]-[0020], fig. 1-6	1, 4-5 2-4, 6-18
Y	WO 2013/153664 A1 (PIONEER CORPORATION) 17.10.2013 (2013-10-17), paragraphs [0115]-[0124], fig. 8	6-12, 14
Y	US 2008/0275322 A1 (KIM, H. Y. et al.) 06.11.2008 (2008-11-06), paragraphs [0036]-[0053], fig. 1-4	6-12
Y	US 2017/0188953 A1 (HYUNDAI MOTOR COMPANY et al.) 06.07.2017 (2017-07-06), paragraphs [0046]-[0063], fig. 2-5	9-10, 17-18

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
 30.01.2020

Date of mailing of the international search report
 18.02.2020

Name and mailing address of the ISA/
 Japan Patent Office
 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
 Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

 Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2019/048637

JP 2017-176264 A	05.10.2017	US 2017/0273636 A1	paragraphs [0027]-[0119], fig. 1-17
JP 7-265284 A	17.10.1995	(Family: none)	
WO 2013/153664 A1	17.10.2013	EP 2837327 A1	paragraphs [0112]-[0121], fig. 8
US 2008/0275322 A1	06.11.2008	KR 10-0848118 B1	
US 2017/0188953 A1	06.07.2017	DE 102016218060 A1	
		KR 10-1736997 B1	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/026(2006.01)i; A61B 5/0295(2006.01)i FI: A61B5/026 120; A61B5/02 310B; A61B5/0295		
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）） A61B5/02; A61B5/026; A61B5/0295 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 1971-2020年 日本国実用新案登録公報 1996-2020年 日本国登録実用新案公報 1994-2020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	JP 2017-176264 A (富士ゼロックス株式会社) 05.10.2017 (2017-10-05) [0023] ~ [0118]、図1~17	1-5
Y		2-4, 6-18
X	JP 7-265284 A (日本光電工業株式会社) 17.10.1995 (1995-10-17) [0009] ~ [0020]、図1~6	1, 4-5
Y		2-4, 6-18
Y	WO 2013/153664 A1 (バイオニア株式会社) 17.10.2013 (2013-10-17) [0115] ~ [0124]、図8	6-12, 14
Y	US 2008/0275322 A1 (KIM Ho Youn et al.) 06.11.2008 (2008-11-06) [0036]-[0053], FIGS. 1-4	6-12
Y	US 2017/0188953 A1 (HYUNDAI MOTOR COMPANY et al.) 06.07.2017 (2017-07-06) [0046]-[0063], FIGS. 2-5	9-10, 17-18
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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抵触するものではなく、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 30.01.2020	国際調査報告の発送日 18.02.2020	
名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 山口 裕之 2Q 2913 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2019/048637

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2017-176264	A	05.10.2017	US	2017/0273636	A1	[0027]-[0119], FIGS. 1-17
JP	7-265284	A	17.10.1995	(ファミリーなし)			
WO	2013/153664	A1	17.10.2013	EP	2837327	A1	[0112]-[0121], FIG. 8
US	2008/0275322	A1	06.11.2008	KR	10-0848118	B1	
US	2017/0188953	A1	06.07.2017	DE	102016218060	A1	
				KR	10-1736997	B1	