

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-140202

(P2017-140202A)

(43) 公開日 平成29年8月17日(2017.8.17)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 H 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-23225 (P2016-23225)
 (22) 出願日 平成28年2月10日(2016.2.10)

(71) 出願人 510123839
 オムロンオートモーティブエレクトロニクス株式会社
 愛知県小牧市大草年上坂6368番地
 (74) 代理人 110000626
 特許業務法人 英知国際特許事務所
 (74) 代理人 100145241
 弁理士 鈴木 康裕
 (72) 発明者 三谷 重知
 愛知県小牧市大草年上坂6368番地 オムロンオートモーティブエレクトロニクス株式会社内

最終頁に続く

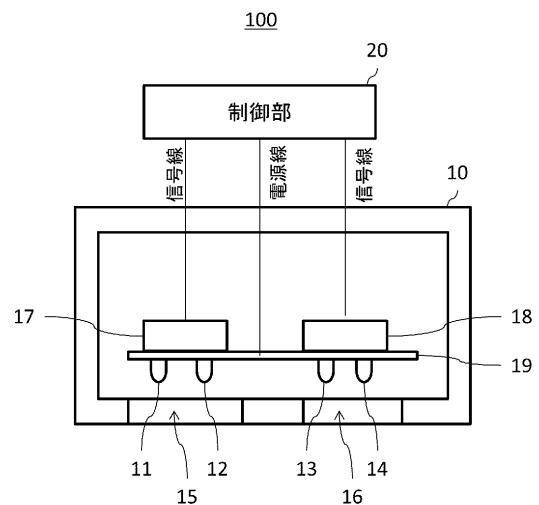
(54) 【発明の名称】 脈波検出装置

(57) 【要約】

【課題】 体の動きによる影響を少なくすると共に、心拍の脈波を高精度に検出する。

【解決手段】 生体に対して第1波長の第1照射光を照射する第1発光器11と、生体に対して第2波長の第2照射光を照射する第2発光器12と、第1照射光が生体によって反射された第1反射光を受光し、第1受光信号を出力する第1受光器13と、第2照射光が生体によって反射された第2反射光を受光し、第2受光信号を出力する第2受光器14と、第1受光信号の強度と第2受光信号の強度に基づいて、脈波の周波数を検出する制御部20と、を備え、第1波長の第1照射光および第2波長の第2照射光は近赤外光である脈波検出装置100を提供する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に対して第 1 波長の第 1 照射光を照射する第 1 発光器と、
生体に対して第 2 波長の第 2 照射光を照射する第 2 発光器と、
前記第 1 照射光が前記生体によって反射された第 1 反射光を受光し、第 1 受光信号を出力する第 1 受光器と、
前記第 2 照射光が前記生体によって反射された第 2 反射光を受光し、第 2 受光信号を出力する第 2 受光器と、
前記第 1 受光信号の強度と前記第 2 受光信号の強度に基づいて脈波の周波数を検出する制御部と、
を備え、
前記第 1 波長の前記第 1 照射光および前記第 2 波長の前記第 2 照射光は近赤外光である

10

、
脈波検出装置。

【請求項 2】

前記第 1 波長は 835 ~ 910 nm であり、前記第 2 波長は 740 ~ 830 nm であることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波検出装置。

【請求項 3】

前記第 1 発光器と前記第 2 発光器は交互に前記第 1 照射光と前記第 2 照射光を照射し、
前記第 1 受光器と前記第 2 受光器は 1 つの受光素子からなることを特徴とする請求項 1
または 2 に記載の脈波検出装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、心拍の脈波を検出する装置に関し、特に、生体に向けて光を照射し、生体からの反射光に基づいて脈波を検出する光学式の脈波検出装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、生体の皮膚に光を照射し、その反射光の光量の増減を検出することにより、心拍の脈波を検出する装置が知られている。例えば、特許文献 1 は、大掛かりな遮光構造がなくても使用可能な光学式の脈波計測装置を開示する。この脈波計測装置は、指に装着された状態で、青色 LED から指に向けて光を照射し、血管に届いて反射した光をフォトトランジスタによって受光する。その受光量は、血液の脈波によって生じる血量変化に対応する。ここで、青色 LED の発光波長は、300 nm から 700 nm までの波長領域であり、その発光波長ピークは、450 nm である。この波長領域の光は、赤外光に比べて血液中のヘモグロビンに吸光されやすいという特性が有り、血量の量、すなわちヘモグロビンの量に応じて、反射されてくる光の強度の変化が大きくなり、信号の SN 比が向上するという利点がある。

30

【0003】

また、特許文献 2 は、太陽光の影響を除去して精度良く脈波を検出する脈波検出装置を開示する。この脈波検出装置は、人体の腕等に固定して利用するものであり、発光素子としての赤外 LED および緑色 LED と、受光素子としてのフォトダイオードとを備える。赤外 LED および緑色 LED が、それぞれ赤外光および緑色光を人体に向かって交互に照射し、この光の反射光をフォトダイオードが受光する。

40

フォトダイオードが出力した受光信号には、毛細動脈に当たって反射した脈波を示す信号（脈波成分）と、皮膚表面又は毛細動脈以外で反射した反射波の成分（反射波成分）との両成分が含まれている。人体に照射された赤外光の反射光は、体動成分と比較して脈拍成分が非常に小さく、緑色光の反射光は、脈拍成分と体動成分とがいずれも抽出できるので、各波長の反射光を比較することによって、脈波成分のみを抽出できる。

【0004】

50

また、特許文献3は、体動等の影響を受けることなく高精度に血圧を測定することができる血液測定装置を開示する。この血液測定装置は、近赤外光（例えば波長640nm）を皮膚へ照射し、皮膚深部にある橈骨動脈に至り、そこからの反射光を受光する光電センサによって、血管の容量変動に伴う吸光度の変化を血流量の相対変化（光電脈波）として検出する。体動センサとして青外光（例えば波長420nm）を皮膚へ照射し、皮膚表面での反射光を受光する体動センサによって、反射光の変動を体動の変化をして検出する。光電センサの出力波形から体動センサの出力波形を除去することによって、測定精度を向上させる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0005】

【特許文献1】特開2005-125106号公報

【特許文献2】特開2005-160641号公報

【特許文献3】特開2002-369805号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述したように、生体の皮膚に光を照射し、その反射光の増減により心拍の脈波を検出する際、反射光の光量は、他の体の動きによっても増減するために、かかる体の動きによる影響を低減させる必要がある。本願発明者らは、反射光の光量を計測する際の体の動きによる影響を少なくすると共に心拍の脈波を高精度に検出することを目的として鋭意検討した結果、照射する波長におけるヘモグロビンと水の吸光率の差に着目し、多くの実験を重ねることで、上記目的を達成しうることを見出し、本発明を完成するに至った。

20

本発明は、所定の波長の異なる2つの光を用いて、体の動きによる影響を少なくすると共に、心拍の脈波を高精度に検出する光学式の脈波検出装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、生体に対して第1波長の第1照射光を照射する第1発光器と、生体に対して第2波長の第2照射光を照射する第2発光器と、第1照射光が生体によって反射された第1反射光を受光し、第1受光信号を出力する第1受光器と、第2照射光が生体によって反射された第2反射光を受光し、第2受光信号を出力する第2受光器と、第1受光信号の強度と第2受光信号の強度に基づいて脈波の周波数を検出する制御部と、を備え、第1波長の第1照射光および第2波長の第2照射光は近赤外光である、脈波検出装置が提供される。

30

これによれば、ヘモグロビンと水に対する吸光率が互いに異なる2つの波長の近赤外光を照射し、その反射光を分析することで、体の動きによる影響が少なくなり、精度良く脈波を検出する光学式の脈波検出装置を提供できる。

【0008】

さらに、第1波長は835～910nmであり、前記第2波長は740～830nmであることを特徴としてもよい。

40

これによれば、実験により確認された波長に限定することで、より精度良く脈波を検出することができる。

【0009】

さらに、第1発光器と第2発光器は交互に第1照射光と第2照射光を照射し、第1受光器と第2受光器は1つの受光素子からなることを特徴としてもよい。

これによれば、受光器の数を削減することで脈波検出装置のコストを安くすることができる。

【発明の効果】

【0010】

以上説明したように、本発明によれば、所定の波長の異なる2つの光を用いて体の動き

50

による影響を少なくして、検出精度の高い光学式の脈波検出装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1A】950nmと870nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1B】950nmと800nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1C】950nmと750nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1D】950nmと700nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1E】870nmと800nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1F】870nmと750nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1G】870nmと700nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1H】800nmと750nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1I】800nmと700nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図1J】750nmと700nmの波長の光の組合せで実験した場合の周波数分布を示すグラフ。

【図2】表1のS/N比の値に基づく等高線グラフ。

【図3】本発明に係る脈波検出装置の使用形態を示す説明図。(A)指に接触させて使用する場合、(B)指から離して使用する場合。

【図4】本発明に係る第一実施例の脈波検出装置の構成を示す説明図。

【図5】本発明に係る第一実施例の脈波検出装置の制御部のブロック図。

【図6】本発明に係る第一実施例の脈波検出装置の信号処理回路のブロック図。

【図7】本発明に係る第一実施例の脈波検出装置における動作を示すフローチャート。

【図8】本発明に係る第一実施例の脈波検出装置におけるサンプリングを説明する説明図。

【図9】本発明に係る第二実施例の脈波検出装置の構成を示す説明図。

【図10】本発明に係る第二実施例の脈波検出装置の制御部のブロック図。

【図11】本発明に係る第二実施例の脈波検出装置の信号処理回路のブロック図。

【図12】本発明に係る第二実施例の脈波検出装置における動作を示すフローチャート。

【図13】本発明に係る第二実施例の脈波検出装置におけるサンプリングを説明する説明図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

<照射する光の波長について>

波長200nmから10 μ mでの光に対して、生体内に存在する主な光吸収物質は、水と血液中のヘモグロビンであり、それらの吸収スペクトルは波長に強く依存することが知られている。ヘモグロビンは、波長が700nm以下の光に対して強い吸収を持ち、水は、2 μ mよりも波長が長い中赤外光および遠赤外光に対して強い吸収を持つ。一方、波長がおよそ700nmから2 μ mまでの近赤外光に対してはヘモグロビンと水の吸収が弱い。近赤外光は、生体組織に深く浸透する。

【0013】

心拍の脈波を光学的に検出するためには、光が動脈に届くことが必要である。そのためには、水による吸光率がより低い光である900nm以下の光を使うことが必要である。

10

20

30

40

50

また、静脈の中のヘモグロビンによる吸光率が大きすぎても深い位置にある動脈に届く前に減衰してしまうので、光の波長が700nm以下であると水による吸光率はより小さいが、ヘモグロビンによる吸光率が高くなり適切ではない。したがって、波長が700nm～900nm程度の光であれば、水およびヘモグロビン両方による吸光率が小さい。よって、動脈内に存するヘモグロビンの変動を検出するためには、700nm～900nmの波長の近赤外光を使用することが好ましい。この動脈内に存するヘモグロビンの変動を検出するための光の波長を、本明細書では第1波長という。

【0014】

本発明では、第1波長と、第1波長とは異なる波長（以下、第2波長と言う）の光も使用して、体の動きを相殺する。第1波長との差分を検出するための第2波長は、心拍によるヘモグロビンの変動による反射光の変動においては第1波長の反射光の変動との差が大きくなる波長であり、かつ、体の動きに伴う変動による反射光の変動においては第1波長の反射光の変動との差が小さくなる波長である。したがって、第2波長は、水の吸光率において第1波長と同程度の吸光率を有する波長が適している。そうすると、第2波長も、700nm～900nmの波長の近赤外光を使用することが好ましい。

10

【0015】

しかし、第2波長は、第1波長の吸光率を同程度とするためには、第1波長に近ければ近いほどよいことになるが、第1波長の吸光率と差を大きくするためには、第1波長から離れば離れるほどよいこととなり、第2波長は、一義的に定まらない。そこで、発明者らは、様々な実験を行った。

20

【0016】

図1A～図1Jは、各波長の光を出力する発光ダイオード（LED）を使用し、実験を行った結果である。使用したLEDの中心波長は、950nm、870nm、800nm、750nm、700nmである。図1Aが、第1波長に950nm、第2波長に870nmを使用した場合の結果であり、以下同様に、図1Bが、第1波長に950nm、第2波長に800nmを、図1Cが、第1波長に950nm、第2波長に750nmを、図1Dが、第1波長に950nm、第2波長に700nmを、図1Eが、第1波長に870nm、第2波長に800nmを、図1Fが、第1波長に870nm、第2波長に750nmを、図1Gが、第1波長に870nm、第2波長に700nmを、図1Hが、第1波長に800nm、第2波長に750nmを、図1Iが、第1波長に800nm、第2波長に700nmを、図1Jが、第1波長に750nm、第2波長に700nmを使用した場合の結果である。

30

【0017】

これらの図を描くために、実験では、第1波長と第2波長の光を生体に照射し、受光素子によりその反射光の受光値を取得した。そして、その2つの受光値の比率（Ratio）に対して、直流成分のノイズを取り除くために平滑化微分処理を行った後、周波数成分を抽出するために高速フーリエ変換処理を行った。

【0018】

図1Aでは、実線矢印が示す心拍の脈波（脈拍）の周期に対応する1Hz辺りでは多少のピークは示すものの大きなピークを示すとは言えず、2Hz辺りで最も大きなピークを示す。2Hzは、1Hzの高周波成分とも推測できるが、精度良く脈波のみを検出することを目的としているので、2Hzのピークは無視するものとする。なお、本図では、破線矢印が示す呼吸の周期に対応する0.3～0.4Hz辺りでもピークは示していない。そうすると、第1波長に950nm、第2波長に870nmを使用した場合、受光した光の中には脈拍の周期の反射光はあまり含まれていないこととなり、精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとしては適切ではないと言える。

40

【0019】

図1Bでは、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りと、呼吸の周期に対応する破線矢印の0.3～0.4Hz辺りまでピークを示す。そうすると、第1波長に950nm、第2波長に800nmを使用した場合、受光した光の中には脈拍の周期の反射光と呼吸

50

の周期の反射光が同程度に含まれていることとなり、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとしては適切ではないと言える。

【0020】

図1Cでは、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りのピークは、呼吸の周期に対応する破線矢印の0.3~0.4Hz辺りのピークよりも高く、上記の波長の組合せに比べれば比較的良い組合せとも評価できるが、精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとしては適切ではないと言える。図1Dでは、同様に、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りのピークは、呼吸の周期に対応する破線矢印の0.3~0.4Hz辺りのピークよりも高いと言えるが、精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとしては適切ではないと言える。そうすると、図1A~図1Dに示す、第1波長に950nmを使い、第2波長に870~700nmを使用した場合は、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして脈波のみを検出する波長の組合せとしては適切ではないと言える。

10

【0021】

図1Eでは、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りに非常に高いピークを示し、他の周期においてはピークを示していない。そうすると、第1波長に870nm、第2波長に800nmを使用した場合、受光した光の中には脈拍の周期の反射光が非常に多く含まれ、他の周期の反射光はほとんど含まれていないことになる。したがって、第1波長を870nmとして、第2波長を800nmとした波長の組合せは、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとして適切であると言える。

20

【0022】

図1Fでは、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りに非常に高いピークを示し、他の周期においてはピークを示していない。図1Gにおいても、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りに非常に高いピークを示し、他の周期においてはピークを示していない。そうすると、図1E~図1Gに示す、第1波長に870nm、第2波長に800~700nmを使用した場合、受光した光の中には脈拍の周期の反射光が非常に多く含まれ、他の周期の反射光はほとんど含まれていないこととなり、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとして適切であると言える。

【0023】

図1Hでは、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りに高いピークを示し、呼吸の周期に対応する破線矢印の0.3~0.4Hz辺りに多少多く含まれることを示しているものの、1Hz辺りのピークに比べればかなり低い。そうすると、第1波長に800nm、第2波長に750nmを使用した場合、受光した光の中には脈拍の周期の反射光が非常に多く含まれ、他の周期の反射光はほとんど含まれていないことになる。したがって、第1波長を800nmとして、第2波長を750nmとした波長の組合せは、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとして適切であると言える。

30

【0024】

図1Iでは、呼吸の周期に対応する破線矢印の0.3~0.4Hz辺りと脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りに同程度のピークを示す。そうすると、第1波長に800nm、第2波長に700nmを使用した場合、受光した光の中には脈拍の周期の反射光と呼吸の周期の反射光が同程度に含まれていることとなり、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして脈波のみを検出する波長の組合せとしては適切ではないと言える。

40

【0025】

図1Jでは、呼吸の周期に対応する破線矢印の0.3~0.4Hz辺りに多少ピークを示し、脈拍の周期に対応する実線矢印の1Hz辺りにピークはほとんどない。そうすると、第1波長に750nm、第2波長に700nmを使用した場合、脈波をほとんど検出できないので、波長の組合せとして適切でないと言える。

【0026】

上述したことをまとめると、実際に実験を行った2つの波長の組合せとしては、870

50

nmと800nm、870nmと750nm、870nmと700nm、800nmと750nm、800nmと700nm、750nmと700nm、の組合せにおいて、受光した光の中には脈拍の周期の反射光が非常に多く含まれ、他の周期の反射光はほとんど含まれていないこととなり、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出する波長の組合せとして適切であると言える。

【0027】

しかし、上記の波長は実験に使用されたLEDのスペクトル分布におけるピーク波長であり、実際には、そのピーク波長をほぼ中央値として、半値幅30nm~40nm程度を示すのが通常のLEDのスペクトル分布の仕様である。そうすると、ある程度の波長幅を有して適切であると言えることが可能である。たとえば、最も際立った差を示した870nmと800nmの組合せの場合、半値幅を考慮すれば、第1波長が850nm~890nm程度であり、第2波長が780nm~820nm程度であれば、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出することができると考えられる。同様に、870nmと750nmの組合せの場合、半値幅を考慮すれば、第1波長が850nm~890nm程度であり、第2波長が730nm~770nm程度であれば、呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出することができると考えられる。

10

【0028】

表1は、第1波長をVS1、第2波長をVS2として、上述したように、2つの受光値の比率(Ratio)に対して高速フーリエ変換処理を行った結果において、周波数が1以上1.5Hz未満におけるピーク値をS欄に、0以上1.0Hz未満におけるピーク値をN欄に記載して、S欄に記載されたピーク値をN欄に記載されたピーク値で除したものをS/N比として算出したものである。すなわち、このS/N比は、脈波に対応する周波数帯における信号の大きさをSignalとみなし、呼吸に対応する周波数帯における信号の大きさをNoiseとみなしたS/N比である。

20

【表 1】

VS1	VS2	N	S	S/N
[nm]	[nm]	Ratio(max) @0-0.9Hz	Ratio(max) @1-1.5Hz	
950	870	3.6050E-05	5.0090E-05	1.389
	800	8.2136E-05	1.0104E-04	1.230
	750	8.2895E-05	1.7998E-04	2.171
	700	8.3032E-05	1.9652E-04	2.367
870	950	2.4880E-05	3.4557E-05	1.389
	800	2.2386E-05	1.3339E-04	5.959
	750	4.4329E-05	1.8664E-04	4.210
	700	5.7462E-05	1.9080E-04	3.320
800	750	9.5599E-05	1.8225E-04	1.906
	700	1.3010E-04	1.2064E-04	0.927
750	700	8.3361E-05	3.7502E-05	0.450

10

20

【0029】

図2は、表1のS/N比の値に基づいて、所謂等高線グラフを描いたものである。値の無い部分（一点鎖線より右下側）はS/N比をゼロとし、S/N比が0～2は白、2～4はグレー、4～6は黒で描いた。S/N比の評価では、4以上であれば呼吸のような体の動きによる影響を少なくして精度良く脈波のみを検出することができるとした。したがって、黒く描かれた周波数の領域が精度良く脈波のみを検出することができる領域である。そうすると、835～910nmの第1波長（VS1）と740～830nmの第2波長（VS2）の組合せであれば、精度良く脈波のみを検出することができると言える。この組合せの領域（点線で囲まれた矩形の領域）には、一部にグレーの領域を含むが、黒の領域に近いので、グレーの領域であっても十分精度良く脈波のみを検出することができる。評価できる。

30

【0030】

以下では、図面を参照しながら、本発明に係る各実施例について説明する。

40

< 第一実施例 >

図3～図8を参照し、本実施例における脈波検出装置100を説明する。脈波検出装置100は、発光器と受光器を有する検知部10と、発光器が照射した光が生体（指）Bで反射し受光器が受光した反射光の強度に基づいて心拍による変動（脈波）を検出する制御部20とを備える。脈波検出装置100の検知部10は、図3（A）が示すように生体（指）Bに接触させて使用してもよいし、図3（B）が示すように生体（指）Bに接触させず離して使用してもよい。また、検知部10が検知する生体の部位は、指に限られず、顔や胴体など他の部位であってもよい。

【0031】

たとえば、脈波検出装置100は、車両を運転する運転者の脈波を検出する場合は、ル

50

ームミラーやハンドルなどに設けられて、顔に照射された光の反射光に基づいて脈波を検出してよい。また、脈波検出装置 100 は、椅子やソファ、ベッドなどの胴体が接触する部分に設けられて、使用者の胴体に向けて衣服を通過する強い光を照射し、その反射光に基づいて脈波を検出してよい。

【0032】

図4に示すように、脈波検出装置 100 の検知部 10 は、生体（指）B に対して第1波長の第1照射光を照射する第1発光器 11 と、生体（指）B に対して第2波長の第2照射光を照射する第2発光器 12 と、第1照射光が生体（指）B によって反射された第1反射光を受光し、第1受光信号を出力する第1受光器 13 と、第2照射光が生体（指）B によって反射された第2反射光を受光し、第2受光信号を出力する第2受光器 14 と、を備える。第1発光器 11 および第2発光器 12 は、電気信号を光信号に変換する発光素子であり、たとえば、コスト面で有利な発光ダイオード（LED）や、大きな出力が可能な半導体レーザーである。第1受光器 13 および第2受光器 14 は、受信した光信号を電気信号に復調する受光素子であり、たとえば、フォトダイオードである。

10

【0033】

第1発光器 11 および第2発光器 12 は、制御部 20 と信号線で接続され、プリント配線基板 19 上に配置された投光回路部品 17 により実際に駆動されて、所定の波長で発光する。発光された光は、投光窓 15 を通って生体（指）B に照射される。第1受光器 13 および第2受光器 14 は、照射された光が生体（指）B に反射して受光窓 16 を通って戻ってきた反射光を受光する。第1受光器 13 および第2受光器 14 は、受光した反射光を復調した電気信号をプリント配線基板 19 上の受光回路部品 18 に渡す。受光回路部品 18 は信号線により制御部 20 と接続されており、第1受光器 13 および第2受光器 14 が復調した電気信号は、制御部 20 に渡される。

20

【0034】

第1受光器 13 は、第1発光器 11 が照射した第1波長の第1照射光が生体（指）B によって反射された第1反射光を受光し、第1受光信号を出力する。第2受光器 14 は、第2発光器 12 が照射した第2波長の第2照射光が生体（指）B によって反射された第1反射光を受光し、第1受光信号を出力する。このように、本実施では、第1発光器 11 と第1受光器 13、および第2発光器 12 と第2受光器 14 とがそれぞれ対応しており、第1受光器 13 と第2受光器 14 は、それぞれ第1波長と第2波長を選択的に透過するフィルタを用いる。

30

【0035】

図5が示すように、制御部 20 は、制御回路 21 と、駆動回路 22 と、受光回路 23 と、信号処理回路 24 と、外部出力回路 25 と、を備える。制御回路 21 は、検知部 10 に電源を供給すると共に駆動回路 22 を制御する。駆動回路 22 は、第1発光器 11 および第2発光器 12 を駆動する第1駆動信号および第2駆動信号を生成し、検知部 10 の各発光器を駆動する。受光回路 23 は、検知部 10 の第1受光器 13 および第2受光器 14 が出力した第1受光信号および第2受光信号を受け取る。信号処理回路 24 は、受光回路 23 が受け取ったそれぞれの受光信号を後述する方法で信号を処理する。外部出力回路 25 は、信号処理回路 24 で処理され検出された脈波の数値を、この脈波の数値を利用する外部の装置等に適合するように出力する。制御部 20 は、全体として1つのマイコン（マイクロコンピュータ）に構成してもよいし、複数の専用の集積回路に構成してもよい。

40

【0036】

図6が示すように、信号処理回路 24 は、A/D変換回路 243 と、演算回路 242 と、フィルタ回路 241 とを備える。A/D変換回路 243 は、受光回路 23 から第1受光信号と第2受光信号をそれぞれ受け取るため2つのA/D変換回路を有する。演算回路 242 は、A/D変換回路 243 によりアナログ値からデジタル値に変換された第1受光信号と第2受光信号を入力されて、その2つの受光信号から比（強度比）を計算して求める。フィルタ回路 241 は、デジタルフィルタを有し、ノイズを除去した後に外部出力回路 25 に渡す。信号処理回路 24 が機能することで、心拍による脈動由来の振幅信号が得ら

50

れる。

【0037】

図7および図8を参照して、脈波検出装置100の信号処理回路24における信号の処理の方法を中心に説明する。なお、フローチャートにおけるSはステップを意味する。制御部20の制御回路21は、S100において、駆動回路22を介して第1駆動信号および第2駆動信号を送り、第1発光器11および第2発光器12を発光させる。図8(A)および(B)のグラフ示すように、第1発光器11は、第1波長の出力光を発光し続け、第2発光器12は、第2波長の出力光を発光し続ける。第1波長は、動脈内に存するヘモグロビンの変動である脈波を検出するために適した波長なので、第1受光器13の受光信号は、図8(C)が示すように、心拍数の周波数成分が優勢な周波数を含む波形を有する。一方、第2波長は、第1波長とはわずかに異なる波長なので、図8(E)が示すように、心拍数の周波数成分も含むが他の体の動きの周波数成分が優勢な周波数(たとえば、脈波の周波数より小さい呼吸の周波数)を含む波形を有する。

10

【0038】

信号処理回路24は、S102において受光回路23に入力された第1受光信号を、図8(D)が示すようにサンプリングし、S104において受光回路23に入力された第2受光信号を、図8(F)が示すようにサンプリングする。そして、信号処理回路24は、S106において、第1受光信号および第2受光信号のサンプリングされた値を基に、第1受光信号および第2受光信号の比(強度比)を算出する。信号処理回路24は、S108において、M個の強度比が算出されたか否かを検査し、M個の強度比を算出するまでサンプリングを繰り返す。なお、M個とは、脈波を推定するために必要な数であり、推定方法により、また求められる精度や算出時間などにより適宜定められる。また、推定方法は、上述した高速フーリエ変換に限られるものではなく、四則演算のみで推定してもよい。M個の強度比が算出された場合、信号処理回路24は、S110において、M個の強度比が示す第1波長の周波数成分から第2波長の周波数成分を相殺して、心拍数(脈波)の周波数成分のみを検出する。信号処理回路24は、S112において、検出された心拍数を外部へ出力する。

20

【0039】

このように、脈波検出装置100は、第1波長の第1照射光に由来する第1受光信号の強度と、第2波長の第2照射光に由来する第2受光信号の強度に基づき、両者を比較することによって、心拍による動きである脈波の周波数を検出する。なお、上述したように、第1波長の第1照射光および第2波長の第2照射光は近赤外光である。これによれば、ヘモグロビンと水に対する吸光率が互いに異なる2つの波長の近赤外光を照射し、その反射光を分析することで、体の動きによる影響が少なくなり、精度良く脈波を検出する光学式の脈波検出装置100を提供できる。また、第1波長は、好ましくは840~900nmであり、第2波長は、好ましくは740~830nmである。発明者らが行った実験結果により、近赤外光の中でもこれらの波長を使用することで、より精度良く脈波を検出することができる。

30

【0040】

さらに、上述したように、実験において、最も際立った差を示しS/N比においても最も高い値を有した第1波長が870nmで第2波長が800nmの組合せの場合、半値幅を考慮して、第1波長が850nm~890nm程度であり、第2波長が780nm~820nm程度であってもよい。さらに、S/N比においても2番目に高い値を有した第1波長が870nmで第2波長が750nmの組合せの場合、半値幅を考慮して、第1波長が850nm~890nm程度であり、第2波長が730nm~770nm程度であってもよい。そうすると、第1波長が850nm~890nm程度であり、第2波長が730nm~820nm程度であれば、体の動きによる影響が少なくなり、精度良く脈波を検出できると言える。

40

【0041】

<第二実施例>

50

図 9 ~ 図 13 を参照して、本実施例における脈波検出装置 100A を説明する。なお、重複記載を避けるために、上記実施例と同じ構成要素には同じ符号を付し、上記実施例とことなる部分を中心に説明する。

【0042】

図 9 に示すように、脈波検出装置 100A の検知部 10A は、第 1 波長の第 1 照射光を照射する第 1 発光器 11 と、第 2 波長の第 2 照射光を照射する第 2 発光器 12 と、第 1 照射光および第 2 照射光が反射された第 1 反射光および第 2 反射光を受光し、受光信号を出力する受光器 13A (または 14A) と、を備える。

【0043】

第 1 発光器 11 および第 2 発光器 12 は、制御部 20A と信号線で接続され、プリント配線基板 19 上に配置された投光回路部品 17 により実際に駆動されて、所定の波長で発光する。受光器 13A は、反射して受光窓 16 を通って戻ってきた反射光を受光する。受光器 13A は、受光した反射光を復調した電気信号を受光回路部品 18 に渡す。受光回路部品 18 は信号線により制御部 20A と接続されており、受光器 13A が復調した電気信号は、制御部 20A に渡される。

【0044】

受光器 13A は、第 1 発光器 11 が照射した第 1 波長の第 1 照射光が反射された第 1 反射光を受光すると共に、第 2 発光器 12 が照射した第 2 波長の第 2 照射光が反射された第 1 反射光を受光し、受光信号を出力する。このように、本実施では、第 1 発光器 11 と第 2 発光器 12 の 2 つの発光器に対して 1 つの受光器 13A を備えるため、受光器 13A は、第 1 波長の光と第 2 波長の光の両方を受光できる受光範囲を有するものである。

【0045】

図 10 に示すように、制御部 20A は、制御回路 21A と、駆動回路 22 と、受光回路 23A と、信号処理回路 24A と、外部出力回路 25 と、を備える。制御回路 21A は、後述する方法により駆動回路 22 を駆動する。受光回路 23A は、受光器 13A が出力した受光信号を受け取る。信号処理回路 24A は、受光回路 23A が受け取った受光信号を後述する方法で信号を処理する。

【0046】

図 11 が示すように、信号処理回路 24A は、A/D 変換回路 243A と、演算回路 242A と、フィルタ回路 241 とを備える。A/D 変換回路 243A は、受光回路 23A から受光信号を受け取る 1 つの A/D 変換回路を有する。演算回路 242A は、A/D 変換回路 243A によりアナログ値からデジタル値に変換された受光信号を入力されて、第 1 波長の第 1 照射光が反射された第 1 反射光に由来する受光信号と、第 2 波長の第 2 照射光が反射された第 2 反射光に由来する受光信号とから比 (強度比) を計算して求める。

【0047】

図 12 および図 13 を参照して、脈波検出装置 100A における第 1 発光器 11 および第 2 発光器 12 の発光方法と信号処理回路 24A における信号の処理の方法を中心に説明する。制御回路 21A は、S200 において、駆動回路 22 を介して第 1 駆動信号を送り、図 13 (A) のグラフが示すように、第 1 発光器 11 を例えば 0.2 ~ 0.3 ms の間発光させた後オフにするように駆動する。第 1 発光器 11 が発光すると、その間に受光器 13A は、図 13 (C) に示すように第 1 反射光を受光する。信号処理回路 24A は、S202 において受光回路 23A に入力された受光信号を第 1 受光信号として、図 13 (D) が示すようにサンプリングする。

【0048】

制御回路 21A は、第 1 発光器 11 の発光をオフした後、S204 において、第 2 発光器 12 を同じ時間、図 13 (B) のグラフが示すように発光させる。第 2 発光器 12 が発光すると、その間に受光器 13A は、図 13 (E) に示すように第 2 反射光を受光する。信号処理回路 24A は、S206 において、受光回路 23A に入力された受光信号を第 2 受光信号として、図 13 (F) が示すようにサンプリングする。信号処理回路 24A は、S208 において、N 個のサンプリング値が得られたか否かを検査し、N 個のサンプリン

10

20

30

40

50

グ値が得られるまでサンプリングを繰り返す。なお、N個は、第1受光信号および第2受光信号の値の積算値を得るためにサンプリングする回数である。たとえば、第1発光器11および第2発光器12を0.25msの周期で交互に間欠的に発光させ、各発光器の発光1回につき、1回サンプリングを行う。N個が200個の場合とすると、サンプリングされた200回の受光信号を加算して積算値を算出する。つまり、50msの周期で積算値が発光器ごとに得られることになる。

【0049】

N個のサンプリング値が得られた場合、信号処理回路24Aは、S210において、サンプリングされたN個の第1受光信号の値を積算し、S212において、サンプリングされたN個の第2受光信号の値を積算する。そして、信号処理回路24Aは、S214において、両方の積算値を基に両者の比（強度比）を算出する。

10

【0050】

信号処理回路24Aは、S216において、第1受光信号の値の積算値と第2受光信号の値の積算値の比（強度比）がM個算出されたか否かを検査し、M個の強度比が得られるまでサンプリングを繰り返す。なお、M個とは、脈波を推定するために必要な数である。M個の強度比が算出された場合、信号処理回路24Aは、S218において、M個の強度比が示す第1波長の周波数成分から第2波長の周波数成分を相殺して、心拍数（脈波）の周波数成分のみを検出する。信号処理回路24Aは、S220において、検出された心拍数を外部へ出力する。

【0051】

このように、本実施例における脈波検出装置100Aは、第1発光器11と第2発光器12は、交互に第1照射光と第2照射光を照射し、第1発光器11が発光したタイミングで受光器13Aが受光した受光信号を第1受光信号とみなし、第2発光器12が発光したタイミングで受光器13Aが受光した受光信号を第2受光信号とみなす。受光器13Aは、上記実施例と異なり、1つの受光素子から構成されている。これによれば、受光器の数を削減することで脈波検出装置100Aのコストを安くすることができる。

20

【0052】

なお、本実施例の脈波検出装置100Aは、上記実施例の脈波検出装置100に比べ、M個の強度比を取得するのに時間がかかるが、第1波長の第1照射光に由来する第1受光信号の強度と、第2波長の第2照射光に由来する第2受光信号の強度に基づき強度比が求められるので、同様に心拍による動きである脈波の周波数を検出することができる。

30

【0053】

なお、本発明は、例示した実施例に限定するものではなく、特許請求の範囲の各項に記載された内容から逸脱しない範囲の構成による実施が可能である。すなわち、本発明は、主に特定の実施形態に関して特に図示され、かつ説明されているが、本発明の技術的思想および目的の範囲から逸脱することなく、以上述べた実施形態に対し、数量、その他の詳細な構成において、当業者が様々な変形を加えることができるものである。

【符号の説明】

【0054】

100	脈波検出装置
10	検知部
11	第1発光器
12	第2発光器
13	第1受光器
14	第2受光器
15	投光窓
16	受光窓
17	投光回路部品
18	受光回路部品
19	プリント配線基板

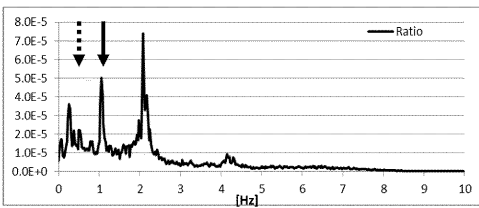
40

50

- 2 0 制御部
- 2 1 制御回路
- 2 2 駆動回路
- 2 3 受光回路
- 2 4 信号処理回路
- 2 4 1 フィルタ回路
- 2 4 2 演算回路
- 2 4 3 A / D 変換回路
- 2 5 外部出力回路
- B 生体 (指)

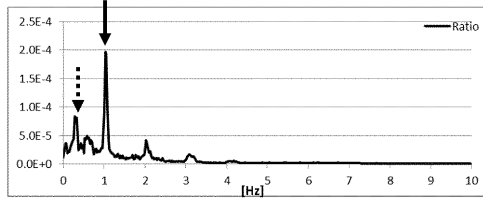
【 図 1 A 】

950nm X 870nm



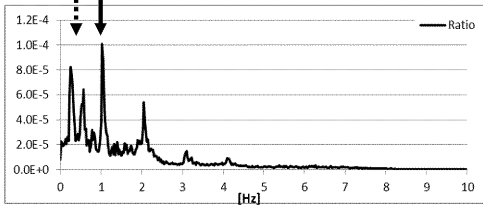
【 図 1 D 】

950nm X 700nm



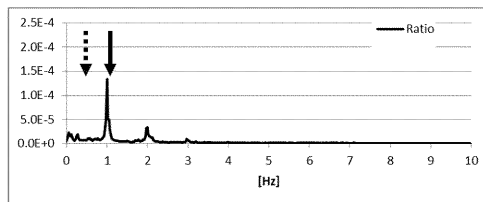
【 図 1 B 】

950nm X 800nm



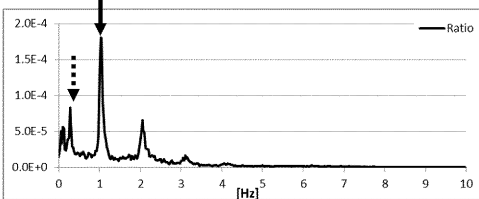
【 図 1 E 】

870nm X 800nm



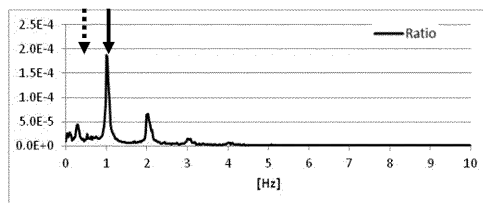
【 図 1 C 】

950nm X 750nm

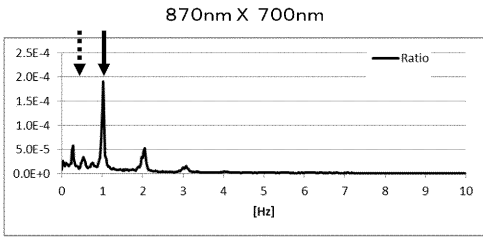


【 図 1 F 】

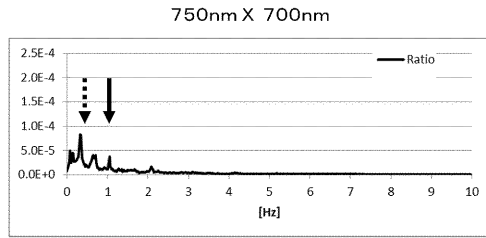
870nm X 750nm



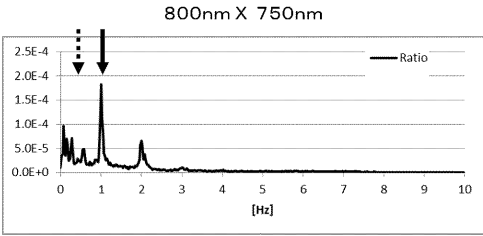
【図 1 G】



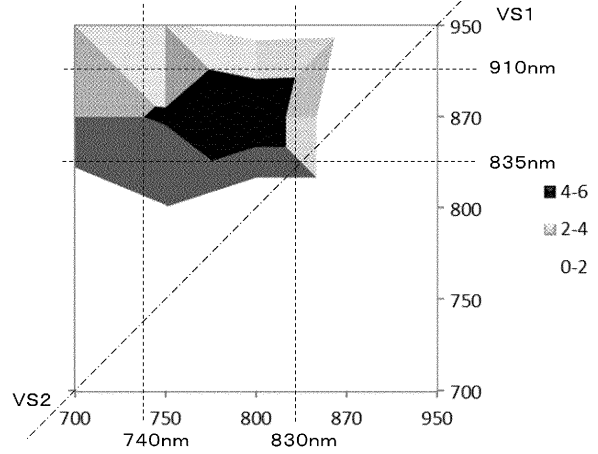
【図 1 J】



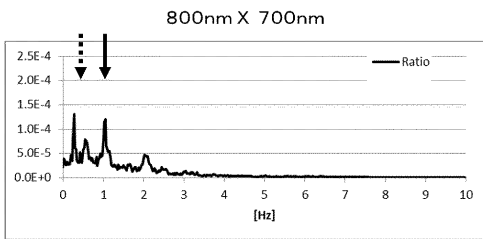
【図 1 H】



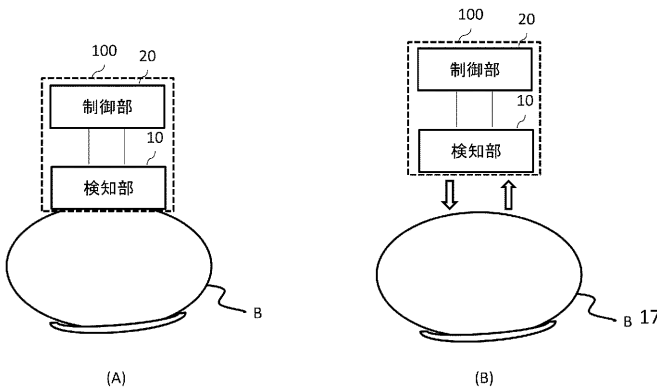
【図 2】



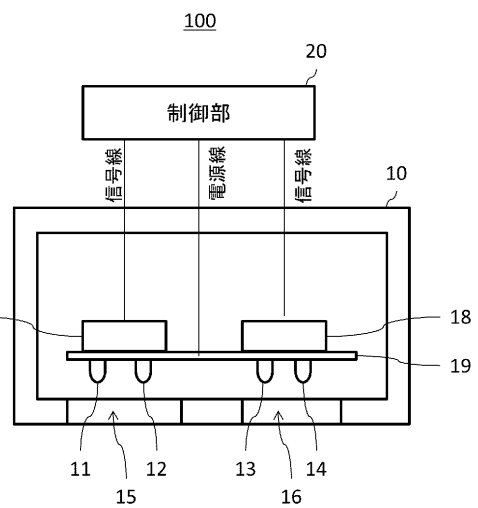
【図 1 I】



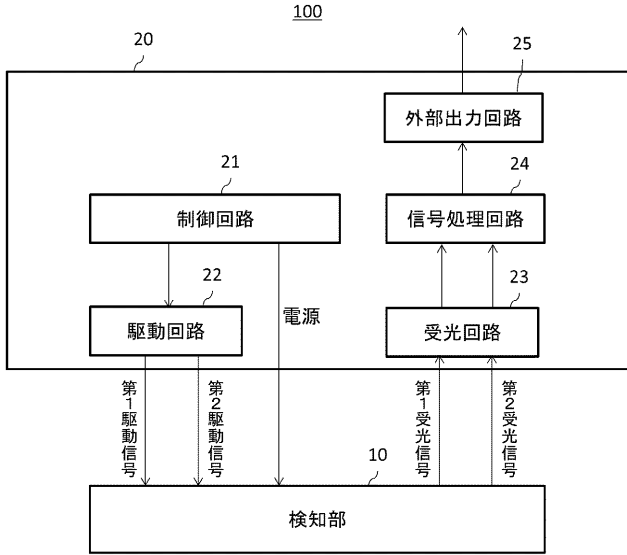
【図 3】



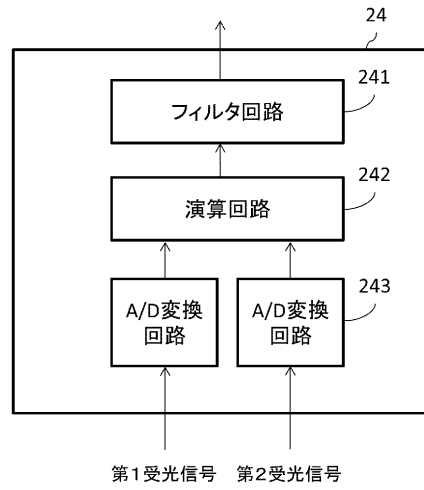
【図 4】



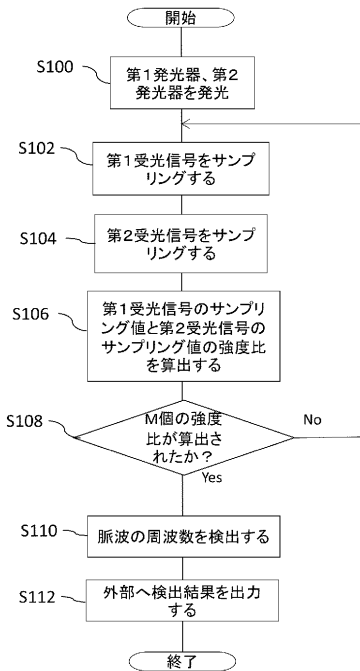
【 図 5 】



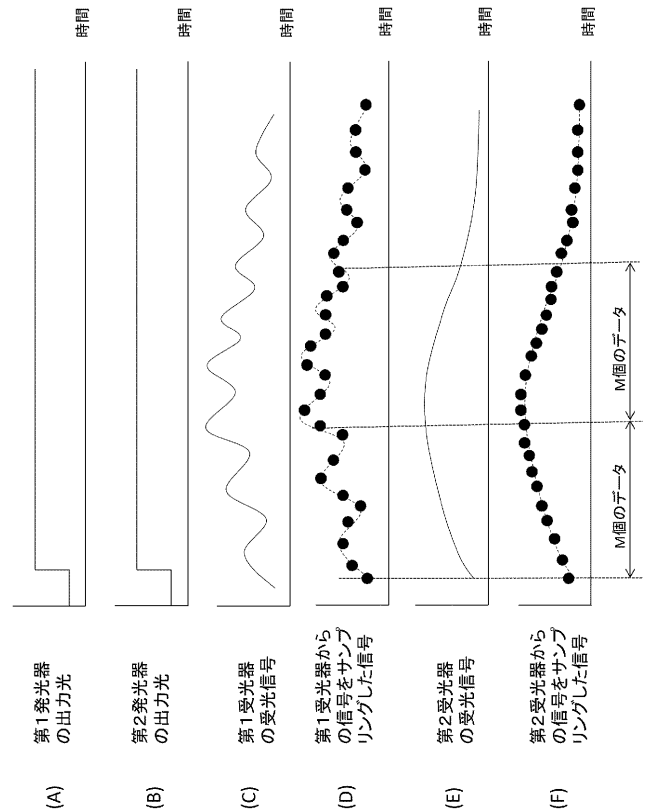
【 図 6 】



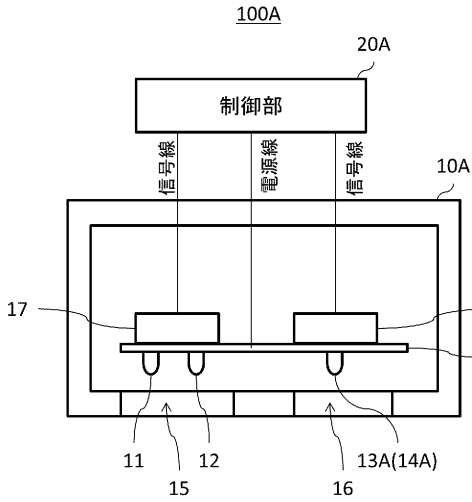
【 図 7 】



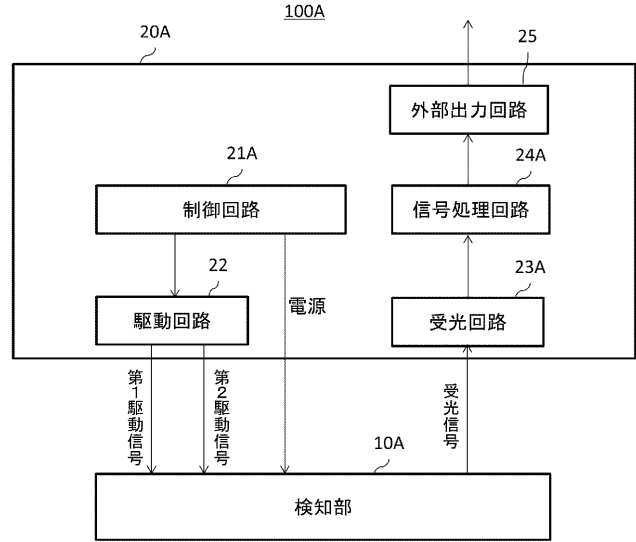
【 図 8 】



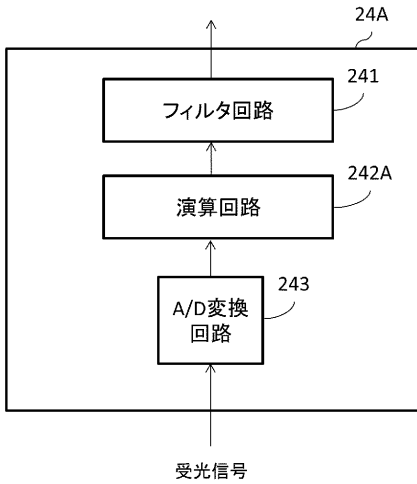
【 図 9 】



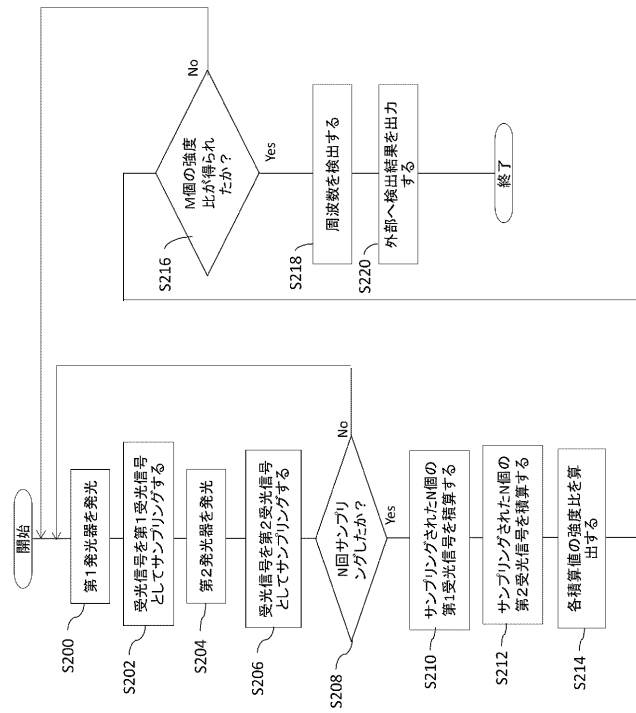
【 図 10 】



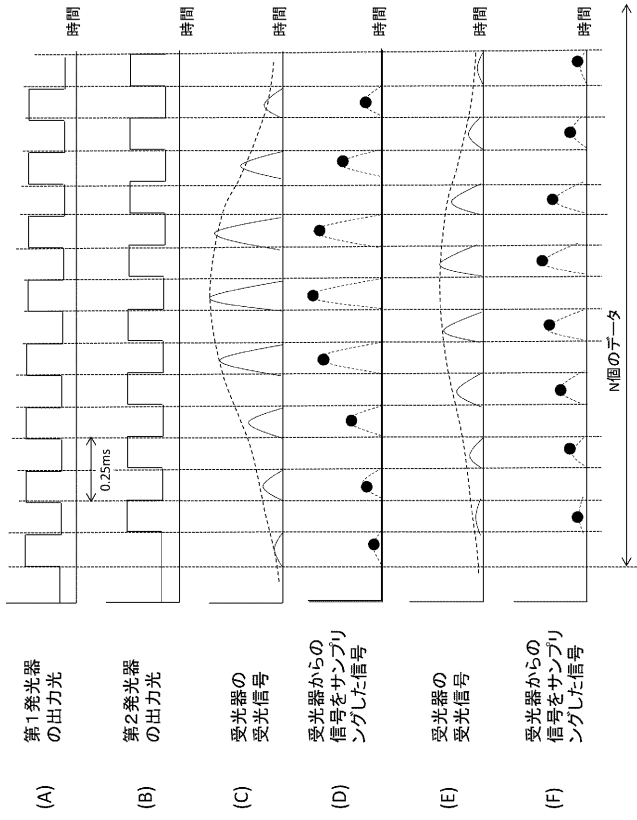
【 図 11 】



【 図 12 】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 太田 俊二

愛知県小牧市大草年上坂6368番地 オムロンオートモーティブエレクトロニクス株式会社内

(72)発明者 青木 慶伸

愛知県小牧市大草年上坂6368番地 オムロンオートモーティブエレクトロニクス株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AB03 AC28 FF15 FF30