

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6179065号  
(P6179065)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 B

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-15262 (P2012-15262)  
 (22) 出願日 平成24年1月27日(2012.1.27)  
 (65) 公開番号 特開2013-153845 (P2013-153845A)  
 (43) 公開日 平成25年8月15日(2013.8.15)  
 審査請求日 平成27年1月22日(2015.1.22)

(73) 特許権者 000002369  
 セイコーエプソン株式会社  
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号  
 (74) 代理人 110000752  
 特許業務法人朝日特許事務所  
 (72) 発明者 森田 雅紀  
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコ  
 ーエプソン株式会社内

審査官 佐藤 高之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波測定装置及び検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の第1の領域に第1の光を照射する第1の照射部と、

前記第1の領域と共通する領域を有する前記生体の第2の領域に、前記第1の光と波長の異なる第2の光を照射する第2の照射部と、

前記共通する領域の少なくとも一部で反射された前記第1の光及び前記第2の光を受け入れる開口部、および内壁面を有し、前記内壁面には前記開口部により受け入れられた前記第1の光及び前記第2の光を反射する反射板が設けられ、前記反射板により前記第1の光及び前記第2の光を集光する集光部と、

前記集光部により集光された前記第1の光を受光し、第1の信号に変換する第1の受光部と、

前記集光部により集光された前記第2の光を受光し、第2の信号に変換する第2の受光部と、

前記第1の信号及び第2の信号に基づいて、前記生体の脈波を検出する検出部と、

前記開口部に設けられ、前記共通する領域のうち前記開口部と対向する領域で反射された前記第1の光及び前記第2の光を通過させるスリットを有し、前記対向する領域以外の領域で反射された前記第1の光及び前記第2の光を遮断するスリット板と

を備えることを特徴とする脈波測定装置。

【請求項2】

前記スリット板は、複数のスリットを有する

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3】

前記複数のスリットは、線状のスリットであり、前記スリット板の面の 1 の方向に沿って配列される

ことを特徴とする請求項 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4】

前記複数のスリットは、四角形又は円形のスリットである

ことを特徴とする請求項 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 5】

生体の第 1 の領域に第 1 の光を照射する第 1 の照射部と、

前記第 1 の領域と共通する領域を有する前記生体の第 2 の領域に、前記第 1 の光と波長の異なる第 2 の光を照射する第 2 の照射部と、

前記共通する領域の少なくとも一部で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を受け入れる開口部、および内壁面を有し、前記内壁面には前記開口部により受け入れられた前記第 1 の光及び前記第 2 の光を反射する反射板が設けられ、前記反射板により前記第 1 の光及び前記第 2 の光を集光する集光部と、

前記集光部により集光された前記第 1 の光を受光し、第 1 の信号に変換する第 1 の受光部と、

前記集光部により集光された前記第 2 の光を受光し、第 2 の信号に変換する第 2 の受光部と、

前記第 1 の信号及び第 2 の信号に基づいて、前記生体の脈波を検出する検出部とを備え、

前記第 1 の光の波長は、前記第 2 の光の波長よりも短く、

前記第 1 の照射部と前記第 1 の受光部との間の距離は、前記第 2 の照射部と前記第 2 の受光部との間の第 2 の距離よりも長い

ことを特徴とする脈波測定装置。

【請求項 6】

前記反射板は、平面視において前記第 1 の受光部及び前記第 2 の受光部と重なる領域を有する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 7】

生体の第 1 の領域に第 1 の光を照射する第 1 の照射部と、

前記第 1 の領域と共通する領域を有する前記生体の第 2 の領域に、前記第 1 の光と波長の異なる第 2 の光を照射する第 2 の照射部と、

前記共通する領域の少なくとも一部で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を受け入れる開口部、および内壁面を有し、前記内壁面には前記開口部により受け入れられた前記第 1 の光及び前記第 2 の光を反射する反射板が設けられ、前記反射板により前記第 1 の光及び前記第 2 の光を集光する集光部と、

前記集光部により集光された前記第 1 の光を受光し、第 1 の信号に変換する第 1 の受光部と、

前記集光部により集光された前記第 2 の光を受光し、第 2 の信号に変換する第 2 の受光部と、

前記開口部に設けられ、前記共通する領域のうち前記開口部と対向する領域で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を通過させるスリットを有し、前記対向する領域以外の領域で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を遮断するスリット板と

を備えることを特徴とする検出装置。

【請求項 8】

生体の第 1 の領域に第 1 の光を照射する第 1 の照射部と、

前記第 1 の領域と共通する領域を有する前記生体の第 2 の領域に、前記第 1 の光と波長の異なる第 2 の光を照射する第 2 の照射部と、

前記共通する領域の少なくとも一部で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を受け入れる開口部、および内壁面を有し、前記内壁面には前記開口部により受け入れられた前記第 1 の光及び前記第 2 の光を反射する反射板が設けられ、前記反射板により前記第 1 の光及び前記第 2 の光を集光する集光部と、

前記集光部により集光された前記第 1 の光を受光し、第 1 の信号に変換する第 1 の受光部と、

前記集光部により集光された前記第 2 の光を受光し、第 2 の信号に変換する第 2 の受光部と、

前記第 1 の信号及び第 2 の信号に基づいて、前記生体の脈波を検出する検出部とを備え、

前記第 1 の光の波長は、前記第 2 の光の波長よりも短く、

前記第 1 の照射部と前記第 1 の受光部との間の距離は、前記第 2 の照射部と前記第 2 の受光部との間の第 2 の距離よりも長い

ことを特徴とする検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の脈波を測定する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

光を用いて生体の脈波を測定する技術が知られている。例えば、特許文献 1 には、パルスフォトメータにおいて、同一の媒体から抽出される 2 つの測定信号から、脈波信号とアーチフェクト信号とを分離する信号処理方法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 261458 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

二波長の光を用いて脈波を測定する場合、これらの光が生体内の異なる領域で反射されると、異なる部位を観測していることになるため、脈波の測定に誤差が生じてしまう。

本発明は、生体内の同じ領域で反射される光を用いて脈波を測定することを目的の 1 つとする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明に係る脈波想定装置は、生体内の第 1 の領域に第 1 の光を照射する第 1 の照射部と、前記第 1 の領域と共通する領域を有する前記生体内の第 2 の領域に、前記第 1 の光と波長の異なる第 2 の光を照射する第 2 の照射部と、前記共通する領域の少なくとも一部で反射された第 1 の光及び第 2 の光を受け入れる開口部を有し、当該開口部により受け入れられた第 1 の光及び第 2 の光を集光する集光部と、前記集光部により集光された前記第 1 の光を受光し、当該受光した第 1 の光を第 1 の信号に変換する第 1 の受光部と、前記集光部により集光された前記第 2 の光を受光し、当該受光した第 2 の光を第 2 の信号に変換する第 2 の受光部と、前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号に基づいて、前記生体の脈波を検出する検出部とを備えることを特徴とする。この構成によれば、生体内の同じ領域で反射される光を用いて脈波を測定することができる。

【0006】

前記集光部は、前記第 1 の受光部及び前記第 2 の受光部を覆うドーム状の反射板であってもよい。この構成によれば、第 1 の光及び第 2 の光を効率よく集光することができる。

【0007】

10

20

30

40

50

前記開口部に設けられ、前記共通する領域のうち前記開口部と対向する領域で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を通過させるスリットを有し、前記対向する領域以外の領域で反射された前記第 1 の光及び前記第 2 の光を遮断するスリット板を備えてもよい。この構成によれば、開口部と対向する領域で反射される光を用いて脈波を測定することができる。

【 0 0 0 8 】

前記スリット板は、線状の複数のスリットを有し、前記複数のスリットは、前記スリット板の面の 1 の方向に沿って配列されてもよい。この構成によれば、スリットを通過する光量の減少を抑制することができる。

【 0 0 0 9 】

前記スリット板は、四角形又は円形の複数のスリットを有し、前記複数のスリットは、前記スリット板の面に沿って 2 次元配列されてもよい。この構成によれば、スリットを通過する光量の減少を抑制することができる。

【 0 0 1 0 】

前記第 1 の光の波長は、前記第 2 の光の波長よりも小さく、前記第 1 の照射部と前記第 1 の受光部との間の距離は、前記第 2 の照射部と前記第 2 の受光部との間の第 2 の距離よりも大きくてもよい。この構成によれば、二波長の光を用いて脈波を測定する構成において、生体内の同じ領域で反射される光を用いて脈波を測定することができる。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る検出装置は、生体内の第 1 の領域に第 1 の光を照射する第 1 の照射部と、前記第 1 の領域と共通する領域を有する前記生体内の第 2 の領域に、前記第 1 の光と波長の異なる第 2 の光を照射する第 2 の照射部と、前記共通する領域の少なくとも一部で反射された第 1 の光及び第 2 の光を受け入れる開口部を有し、当該開口部により受け入れられた第 1 の光及び第 2 の光を集光する集光部と、前記集光部により集光された前記第 1 の光を受光し、当該受光した第 1 の光を第 1 の信号に変換する第 1 の受光部と、前記集光部により集光された前記第 2 の光を受光し、当該受光した第 2 の光を第 2 の信号に変換する第 2 の受光部とを備えることを特徴とする。この構成によれば、生体内の同じ領域で反射される光を用いて脈波を測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】脈波測定装置の外観を示す図

【図 2】脈波測定装置の構成を示すブロック図

【図 3】脈波センサーの平面図

【図 4】脈波センサーを図 3 に示す A - A 線で切断したときの断面図

【図 5】スリット板の上面図

【図 6】生体に対する光の浸透度を示す図

【図 7】生体内における緑色光及び赤色光の経路を示す図

【図 8】緑色光の観測領域と赤色光の観測領域とを示す図

【図 9】反射板及びスリット板の作用を説明する図

【図 10】変形例に係るスリット板の上面図

【図 11】変形例に係るスリット板の上面図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

図 1 は、本実施形態に係る脈波測定装置 1 の外観を示す図である。脈波測定装置 1 は、人間の手 2 に装着される。脈波測定装置 1 は、人間の手首に装着される装置本体 3 と、脈波センサー 4（検出装置の一例）とで構成されている。この装置本体 3 と脈波センサー 4 とは、ケーブル 5 を介して接続されている。脈波センサー 4 は、図 1（b）に示すように、人差指の根元の手のひら側にバンド 6 によって固定される。

【 0 0 1 4 】

図 2 は、脈波測定装置 1 の構成を示すブロック図である。脈波測定装置 1 は、二波長の

10

20

30

40

50

光を用いて脈波を測定する。装置本体 3 は、C P U (Central Processing Unit) 1 1 (検出部の一例) と、R O M (Read Only Memory) 1 2 と、R A M (Random Access Memory) 1 3 と、表示部 1 4 と、操作部 1 5 と、発振回路 1 6 と、計時回路 1 7 と、第 1 の信号処理部 2 1 a 及び第 2 の信号処理部 2 1 b とを備える。脈波センサー 4 は、駆動回路 1 8 と、第 1 の発光部 1 9 a (第 1 の照射部の一例) 及び第 2 の発光部 1 9 b (第 2 の照射部の一例) と、第 1 の受光部 2 0 a 及び第 2 の受光部 2 0 b とを備える。

【0015】

C P U 1 1 は、制御プログラムを実行して脈波測定装置 1 の各部を制御する。R O M 1 2 は、読み出し専用の不揮発性メモリである。R O M 1 2 には、例えば C P U 1 1 により実行される基本的なシステムプログラムが記憶される。R A M 1 3 は、C P U 1 1 のワー  
10  
ークエリアとして使用される揮発性メモリである。R A M 1 3 には、例えば C P U 1 1 による制御プログラムの実行中に発生する各種のデータが一時的に記憶される。表示部 1 4 は、例えば液晶ディスプレイである。表示部 1 4 は、C P U 1 1 による制御の下、脈波の測定結果や脈波の測定に関する各種の情報を表示する。操作部 1 5 は、例えば脈波測定装置 1 の操作に用いられる複数の操作ボタンを備える。操作部 1 5 は、利用者の操作に応じた操作信号を C P U 1 1 に供給する。発振回路 1 6 は、C P U 1 1 にクロック信号を供給する。計時回路 1 7 は、C P U 1 1 による制御の下、時間を計測する。

【0016】

駆動回路 1 8 は、第 1 の発光部 1 9 a 及び第 2 の発光部 1 9 b を駆動する。例えば、駆  
20  
動回路 1 8 は、操作部 1 5 を用いて脈波の測定開始を指示する操作が行われると、第 1 の発光部 1 9 a と第 2 の発光部 1 9 b とを交互に駆動する。第 1 の発光部 1 9 a は、緑色光 L g (第 1 の光の一例) を照射する発光素子を備える。この緑色光 L g のピーク波長は、525nm である。第 2 の発光部 1 9 b は、赤色光 L r (第 2 の光の一例) を照射する発光素子を備える。この赤色光 L r のピーク波長は、620nm である。緑色光 L g のピーク波長は、赤色光 L r のピーク波長よりも小さい。第 1 の発光部 1 9 a 及び第 2 の発光部 1 9 b は、駆動回路 1 8 により駆動されると、生体内の部位に光を照射する。

【0017】

第 1 の発光部 1 9 a から照射された緑色光 L g は、生体内の部位で反射され第 1 の受光  
30  
部 2 0 a に到達する。第 1 の受光部 2 0 a は、第 1 の受光面 2 2 a を有する。第 1 の受光面 2 2 a の表面には、緑色光 L g を透過させるフィルターが設けられている。第 1 の受光面 2 2 a は、このフィルターを透過した緑色光 L g を受光する。第 1 の受光部 2 0 a は、第 1 の受光面 2 2 a で緑色光 L g を受光すると、受光した緑色光 L g を第 1 の信号に変換して出力する。

【0018】

第 2 の発光部 1 9 b から照射された赤色光 L r は、生体内の部位で反射され第 2 の受光  
40  
部 2 0 b に到達する。第 2 の受光部 2 0 b は、第 2 の受光面 2 2 b を有する。第 2 の受光面 2 2 b の表面には、赤色光 L r を透過させるフィルターが設けられている。第 2 の受光面 2 2 b は、このフィルターを透過した赤色光 L r を受光する。第 2 の受光部 2 0 b は、第 2 の受光面 2 2 b で赤色光 L r を受光すると、受光した赤色光 L r を第 2 の信号に変換して出力する。

【0019】

第 1 の受光部 2 0 a から出力された第 1 の信号は、第 1 の信号処理部 2 1 a に入力される。第 1 の信号処理部 2 1 a は、第 1 の信号が入力されると、入力された第 1 の信号に各種の信号処理を施して出力する。この信号処理には、例えば信号増幅処理や A / D (anal  
50  
og to digital) 変換処理が含まれる。第 2 の受光部 2 0 b から出力された第 2 の信号は、第 2 の信号処理部 2 1 b に入力される。第 2 の信号処理部 2 1 b は、第 2 の信号が入力されると、入力された第 2 の信号に各種の信号処理を施して出力する。この信号処理には、第 1 の信号処理部 2 1 a の信号処理と同様に、例えば信号増幅処理や A / D 変換処理が含まれる。

【0020】

10

20

30

40

50

第1の信号処理部21a及び第2の信号処理部21bから出力された第1の信号及び第2の信号は、CPU11に入力される。CPU11は、入力された第1の信号及び第2の信号に基づいて脈波の検出を行う。例えば、CPU11は、入力された第1の信号及び第2の信号から脈動成分とノイズ成分とを分離し、分離した脈動成分に基づいて脈波を算出する。この2つの信号を分離する方法としては、例えば特開2009-261458号公報に記載された方法を適用してもよい。

#### 【0021】

図3は、脈波センサー4の平面図であり、図4は、脈波センサー4を図3に示すA-A線で切断したときの断面図である。第1の受光部20aと第2の受光部20bは、図3に示すy軸方向に並べて配置される。第1の受光部20a及び第2の受光部20bは、それぞれ第1の受光面22a及び第2の受光面22bが図4に示すz軸方向を向くように設けられる。第1の発光部19aと第2の発光部19bは、図3に示すx軸方向に並べて配置される。第1の発光部19aは、第1の受光部20aから距離D1だけ離れた位置に設けられる。第2の発光部19bは、第2の受光部20bから距離D2だけ離れた位置に設けられる。

#### 【0022】

脈波センサー4は、上述した第1の発光部19a、第2の発光部19b、第1の受光部20a及び第2の受光部20bの他に、筐体41と、反射板42（集光部の一例）と、スリット板43とを備える。筐体41は、第1の発光部19a、第2の発光部19b及び反射板42を覆うように設けられる。反射板42は、ドーム状の形状をしており、第1の受光部20a及び第2の受光部20bを覆うように設けられる。反射板42は、脈波センサー4が装着されたときに人間の皮膚と対向する位置に開口部44を有する。反射板42の内部には、光を反射する反射面が設けられている。この反射面は、反射された光が第1の受光面22a及び第2の受光面22bに集光するように形成されている。スリット板43は、反射板42の開口部44に設けられる。脈波センサー4が装着されると、スリット板43は人間の皮膚に接触する。

#### 【0023】

図5は、スリット板43の上面図である。スリット板43は、線状の複数のスリット45を有する。この複数のスリット45は、図5に示すx軸方向に沿って平行に配列されている。つまり、複数のスリット45は、スリット板43の面の1の方向に沿って配列されている。また、スリット板43の中央部には、孔46が設けられている。第1の受光部20aと第2の受光部20bは、この孔46の中に設けられる。

#### 【0024】

第1の発光部19a及び第2の発光部19bは、第1の発光部19aと第1の受光部20aとの間の距離D1が、第2の発光部19bと第2の受光部20bとの間の距離D2よりも大きくなるように配置されている。これは、以下のような理由による。

#### 【0025】

図6は、生体に対する光の浸透度を示す図である。図6に示す縦軸は、光のピーク波長[nm]を示す。図6に示す横軸は、生体に対する光の浸透度を示す。この浸透度とは、生体内において光が到達する深さをいう。この深さとは、生体の表面からの距離をいう。図6に示すように、波長により生体に対する光の浸透度が異なる。例えば、緑色光Lgのピーク波長は525nmであり、赤色光Lrのピーク波長は620nmである。この場合、緑色光Lgの浸透度は、赤色光Lrの浸透度よりも小さくなる。

#### 【0026】

図7は、生体内における緑色光Lg及び赤色光Lrの経路を示す図である。図7には、生体の皮膚の断面が示されている。生体の皮膚は、表皮31と、表皮31の下にある真皮32と、真皮32の下にある皮下組織33とを有する。真皮32の浅い部分には、毛細血管34が存在する。真皮32の深い部分には、細動脈と細静脈とを含む細動静脈35が存在する。

#### 【0027】

上述したように、緑色光  $L_g$  の浸透度は、赤色光  $L_r$  の浸透度よりも小さい。この場合、緑色光  $L_g$  は、基本的には赤色光  $L_r$  よりも生体内の浅い部分を通過することになる。しかし、生体内における光の経路は、光の発光位置と受光位置に応じて変化する。例えば、第1の発光部19aと第1の受光部20aとの間の距離  $D_1$  を大きくすると、第1の発光部19aから照射される緑色光  $L_g$  は、生体内の深い部分の散乱光の割合が大きくなるため、生体内の平均浸透度が大きくなる。つまり、第1の発光部19aと第1の受光部20aとの間の距離  $D_1$  を大きくすると、第1の発光部19aから照射される緑色光  $L_g$  は、生体内のより深い部分を通過するようになる。そこで、緑色光  $L_g$  が赤色光  $L_r$  と同じ深さの部位を通過するように、第1の発光部19aと第1の受光部20aとの間の距離  $D_1$  を、第2の発光部19bと第2の受光部20bとの間の距離  $D_2$  よりも大きくしている10  
のである。これにより、赤色光  $L_r$  は、図7(a)に示すように観測領域  $R_2$  (第2の領域の一例)に照射される。緑色光  $L_g$  は、図7(b)に示すように観測領域  $R_2$  と同じ深さの観測領域  $R_1$  (第1の領域の一例)に照射される。なお、図7では、緑色光  $L_g$  及び赤色光  $L_r$  の経路の一例だけを示している。実際には、緑色光  $L_g$  及び赤色光  $L_r$  は生体内で散乱するため、観測領域  $R_1$  及び観測領域  $R_2$  の全体に緑色光  $L_g$  及び赤色光  $L_r$  がそれぞれ照射されることになる。

#### 【0028】

このように、第1の発光部19aと第1の受光部20aとの間の距離  $D_1$  を、第2の発光部19bと第2の受光部20bとの間の距離  $D_2$  よりも大きくすることにより、緑色光  $L_g$  と赤色光  $L_r$  とを同じ深さの領域に照射させることができる。しかし、距離  $D_1$  と距離  $D_2$  とを異なせると、緑色光  $L_g$  の観測領域  $R_1$  の大きさと赤色光  $L_r$  の観測領域  $R_2$  の大きさに差異が生じてしまう。20

#### 【0029】

図8は、緑色光  $L_g$  の観測領域  $R_1$  と赤色光  $L_r$  の観測領域  $R_2$  とを示す図である。緑色光  $L_g$  の観測領域  $R_1$  は、第2の受光部20aを中心として第1の発光部19aを通る円状の領域である。緑色光  $L_r$  の観測領域  $R_2$  は、第2の発光部19bを中心として第2の発光部19bを通る円状の領域である。なお、図8では、観測領域  $R_1$  及び観測領域  $R_2$  は完全な円状の領域であるが、楕円状の領域であってもよい。上述したように、第1の発光部19aと第2の受光部20aとの間の距離  $D_1$  は、第2の発光部19bと第2の受光部20bとの間の距離  $D_2$  よりも大きい。したがって、緑色光  $L_g$  の観測領域  $R_1$  は、30  
赤色光  $L_r$  の観測領域  $R_2$  よりも大きくなる。

#### 【0030】

緑色光  $L_g$  の観測領域  $R_1$  には、赤色光  $L_r$  の観測領域  $R_2$  と、観測領域  $R_1$  と観測領域  $R_2$  との差分である差分領域  $R_3$  とが含まれる。この観測領域  $R_2$  は、観測領域  $R_1$  と観測領域  $R_2$  との間で共通する領域である。この場合、赤色光  $L_r$  は、観測領域  $R_2$  に存在する血管の脈動による影響を受けるのに対し、緑色光  $L_g$  は、観測領域  $R_2$  に存在する血管の脈動による影響に加えて、差分領域  $R_3$  に存在する血管の脈動による影響も受けることとなる。

#### 【0031】

図9は、反射板42及びスリット板43の作用を説明する図である。反射板42の開口部44は、観測領域  $R_1$  と観測領域  $R_2$  との共通する領域(観測領域  $R_2$ )の一部である測定領域  $R_4$  と対向する。第1の発光部19aから照射された緑色光  $L_g$  は、生体内の観測領域  $R_1$  で反射される。このうち、測定領域  $R_4$  で反射された緑色光  $L_g$  は、スリット板43のスリット45を通過して反射板42内に入射する。一方、測定領域  $R_4$  以外の領域で反射された緑色光  $L_g$  は、開口部44に入らずに反射板42の外に到達するか、開口部44に設けられたスリット板43により遮られるため、反射板42内に入射しない。つまり、開口部44は、観測領域  $R_1$  と観測領域  $R_2$  との共通する領域の少なくとも一部で反射された緑色光  $L_g$  を受け入れる。スリット板43は、測定領域  $R_4$  で反射された緑色光  $L_g$  はスリット45を介して通過させ、測定領域  $R_4$  以外の領域で反射された緑色光  $L_g$  は遮断する。40  
50

## 【 0 0 3 2 】

同様に、第2の発光部19bから照射された赤色光Lrは、観測領域R2で反射される。このうち、反射板42と対向する測定領域R4で反射された赤色光Lgは、スリット板43のスリット45を通過して反射板42内に入射する。一方、測定領域R4以外の領域で反射された赤色光Lgは、開口部44に入らずに反射板42の外に到達するか、開口部44に設けられたスリット板43により遮られるため、反射板42内に入射しない。つまり、開口部44は、観測領域R1と観測領域R2との共通する領域の少なくとも一部で反射された赤色光Lrを受け入れる。スリット板43は、測定領域R4で反射された赤色光Lrはスリット45を介して通過させ、測定領域R4以外の領域で反射された赤色光Lrは遮断する。

10

## 【 0 0 3 3 】

反射板42内に入射した緑色光Lg及び赤色光Lrは、反射板42の反射面により反射され第1の受光面22a及び第2の受光面22bに集光される。この場合、第1の受光面22aには、第1の発光部19aから照射された緑色光Lgのうち、測定領域R4で反射された緑色光Lgだけが到達する。また、第2の受光面22bには、第2の発光部19bから照射された赤色光Lrのうち、測定領域R4で反射された赤色光Lrだけが到達する。

## 【 0 0 3 4 】

上述した実施形態によれば、生体内の同じ測定領域R4で反射された緑色光Lg及び赤色光Lrを用いて脈波を測定することができる。なお、この「同じ領域」とは、完全に一致する領域である必要はなく、同じとみなせる一定の範囲の領域であってもよい。また、上述した実施形態では、緑色光Lg及び赤色光Lrを集光しているため、第1の受光部20a及び第2の受光部20bから出力される信号の強度が大きくなる。したがって、例えば第1の発光部19a及び第2の発光部19bの光の照射強度を小さくして、省電力化を図ることができる。或いは、第1の受光面22a及び第2の受光面22bを小さくして、装置の小型化を図ることができる。

20

## 【 0 0 3 5 】

また、上述した実施形態では、反射板42がドーム状の形状をしているため、緑色光Lg及び赤色光Lrを効率よく集光することができる。また、スリット板43は、複数のスリット45を有し、且つ、各スリット45の面積が大きいいため、スリット45を通過する光量の減少を抑制することができる。

30

## 【 0 0 3 6 】

本発明は上述した実施形態に限定されず、以下のように変形してもよい。また、以下の変形例を相互に組み合わせてもよい。

## 【 0 0 3 7 】

## ( 1 ) 変形例 1

スリット板43の構造は、図5に示すものに限定されない。例えば、複数のスリット45は、互いに斜めに配列されていてもよい。また、複数のスリット45は、放射線状に配列されていてもよい。また、以下のように、スリット45の数や形状を変えてもよい。

## 【 0 0 3 8 】

図10は、この変形例に係るスリット板43Aの上面図である。このスリット板43Aは、四角形の複数のスリット45Aを有する。この複数のスリット45Aは、図10に示すx軸方向及びy軸方向に沿ってマトリクス状に配列されている。つまり、複数のスリット45Aは、スリット板43Aの面に沿って2次元配列されている。また、スリット板43Aの中央部には、孔46Aが設けられている。第1の受光部20aと第2の受光部20bは、この孔46Aの中に設けられる。このスリット板43Aは、多数のスリット45Aを有しているため、スリット45Aを通過する光量の減少を抑制することができる。

40

## 【 0 0 3 9 】

図11は、この変形例に係るスリット板43Bの上面図である。このスリット板43Bは、円形の複数のスリット45Bを有する。この複数のスリット45Bは、スリット板4

50

3 Bの面に沿って2次元配列されている。また、スリット板4 3 Aの中央部には、上述したスリット板4 3と同様に、孔4 6 Bが設けられている。第1の受光部2 0 aと第2の受光部2 0 bは、この孔4 6 Bの中に設けられる。このスリット板4 3 Bは、多数のスリット4 5 Bを有しているため、スリット4 5 Bを通過する光量の減少を抑制することができる。

#### 【0 0 4 0】

##### (2) 変形例2

スリット板4 3は、必ずしも設けられていなくてもよい。この場合、開口部4 4は、測定領域R 4とその周辺の領域で反射された緑色光L g及び赤色光L rを受け入れることになる。ただし、この測定領域R 4とその周辺の領域は、観測領域R 1と観測領域R 2との共通する領域(観測領域R 2)の少なくとも一部である。そのため、このような構成であっても、生体内の同じ領域で反射された緑色光L g及び赤色光L rを用いて脈波を測定することができる。なお、上述した実施形態では、観測領域R 2の全体が観測領域R 1の中に含まれていたが、第1の受光部2 0 a及び第2の受光部2 0 bの位置によっては、観測領域R 2の一部だけが観測領域R 1の中に含まれる場合もある。この場合、この観測領域R 2の一部が、観測領域R 1と観測領域R 2との共通する領域となる。

10

#### 【0 0 4 1】

##### (3) 変形例3

反射板4 2の形状は、ドーム状に限定されない。反射板4 2は、多面体の反射面を有する形状であってもよい。反射板4 2は、開口部4 4を有し、光を集光する構造を有するものであればよい。

20

#### 【0 0 4 2】

##### (4) 変形例4

第1の発光部1 9 a、第2の発光部1 9 bが照射する光は、緑色光、赤色光に限定されない。例えば、青色光、赤外光等、他の波長の光であってもよい。

#### 【0 0 4 3】

##### (5) 変形例5

上移した実施形態では、緑色光を受光する第1の受光部2 0 aと、赤色光を受光する第2の受光部2 0 bとが別々に設けられていた。しかし、第1の受光部2 0 a及び第2の受光部2 0 bに代えて、2分割フォトダイオードが用いられてもよい。

30

#### 【0 0 4 4】

##### (6) 変形例6

装置本体3と脈波センサー4とは、無線通信で接続されていてもよい。また、装置本体3と脈波センサー4とが一体に構成されてもよい。また、脈波センサー4が装着される部位は、指に限定されない。例えば、手の甲、手首、上腕、足の甲、耳朵等、生体の他の部位であってもよい。

#### 【0 0 4 5】

##### (7) 変形例7

CPU 1 1において実行されるプログラムは、磁気テープ、磁気ディスク、フレキシブルディスク、光ディスク、光磁気ディスク、メモリーなどの記録媒体に記録した状態で提供され、脈波測定装置1にインストールされてもよい。また、このプログラムは、インターネット等の通信回線を介して脈波測定装置1にダウンロードされてもよい。

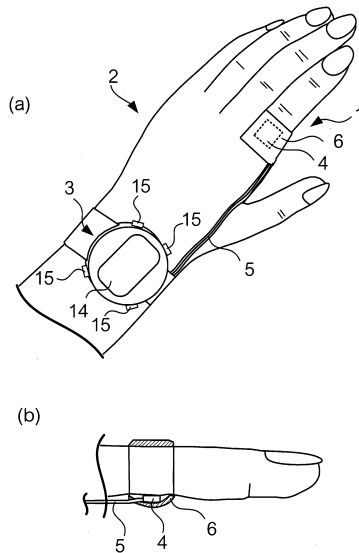
40

#### 【符号の説明】

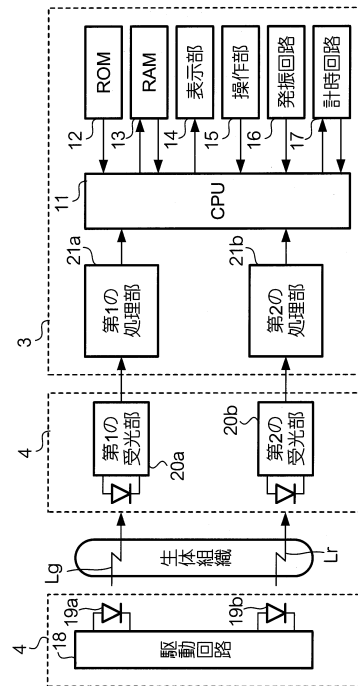
#### 【0 0 4 6】

1 ... 脈波測定装置、3 ... 装置本体、4 ... 脈波センサー、1 1 ... CPU、1 2 ... ROM、1 3 ... RAM、1 4 ... 表示部、1 5 ... 操作部、1 6 ... 発振回路、1 7 ... 計時回路、1 8 ... 駆動回路、1 9 a ... 第1の発光部、1 9 b ... 第2の発光部、2 0 a ... 第1の受光部、2 0 b ... 第2の受光部、2 1 a ... 第1の信号処理部、2 1 b ... 第2の信号処理部、4 1 ... 筐体、4 2 ... 反射板、4 3 ... スリット板、4 4 ... 開口部、4 5 ... スリット、4 6 ... 孔

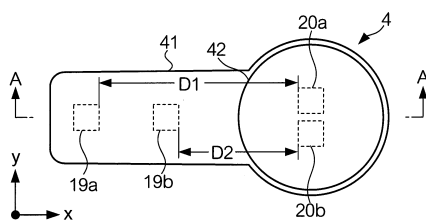
【図 1】



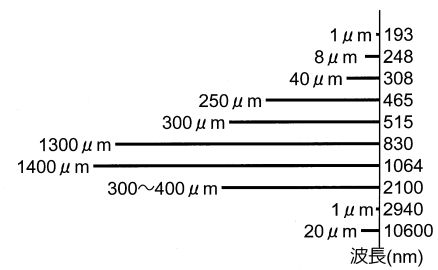
【図 2】



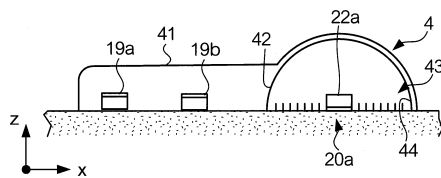
【図 3】



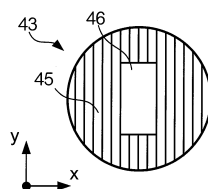
【図 6】



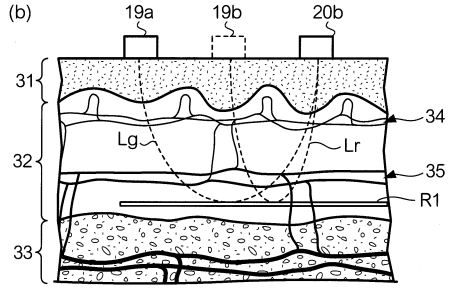
【図 4】



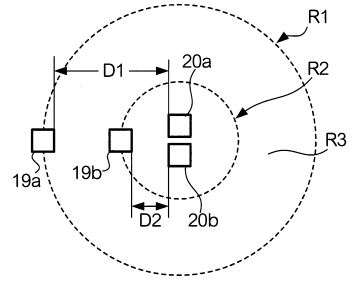
【図 5】



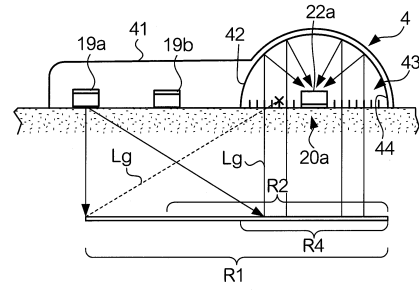
【 圖 7 】



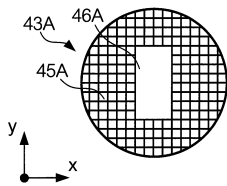
【 図 8 】



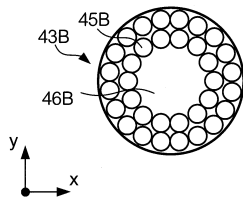
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-200456(JP,A)  
特開平11-128184(JP,A)  
特開2011-104124(JP,A)  
特開2008-237686(JP,A)  
特開2010-194000(JP,A)  
特開2011-139727(JP,A)  
特開2002-330936(JP,A)  
特開2007-299084(JP,A)  
国際公開第2009/139029(WO,A1)  
特開2009-261458(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22