

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5031894号
(P5031894)

(45) 発行日 平成24年9月26日(2012.9.26)

(24) 登録日 平成24年7月6日(2012.7.6)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	5/026	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 4 O D
A 6 1 B	5/0285	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 4 O H

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-511794 (P2010-511794)	(73) 特許権者	000005016 パイオニア株式会社 神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号
(86) (22) 出願日	平成20年5月12日(2008.5.12)	(74) 代理人	100104765 弁理士 江上 達夫
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/058693	(74) 代理人	100107331 弁理士 中村 聡延
(87) 国際公開番号	W02009/139028	(72) 発明者	尾上 篤 埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番2号 パイオニア株式会社 総合研究所内
(87) 国際公開日	平成21年11月19日(2009.11.19)	(72) 発明者	木村 義則 埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番2号 パイオニア株式会社 総合研究所内
審査請求日	平成22年10月20日(2010.10.20)	審査官	伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自発光型センサ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基板と、

該基板上に配置され、光を被検体に照射する照射部と、

前記基板上に配置され、前記照射された光に起因する前記被検体からの光を検出する受光部と、

前記照射部及び前記被検体間と前記被検体及び前記受光部間との少なくとも一方に配置され、前記照射部から出射される光及び前記被検体からの光の少なくとも一方の光を散乱させる光散乱部と

を備えることを特徴とする自発光型センサ装置。

10

【請求項2】

前記光散乱部は、繊維状物質を含んでなることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の自発光型センサ装置。

【請求項3】

前記光散乱部は、発泡体を含んでなることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の自発光型センサ装置。

【請求項4】

前記光散乱部は、前記少なくとも一方の光を透過可能な透明部材中に、前記透明部材の屈折率とは異なる屈折率を夫々有し、前記少なくとも一方の光を散乱させることが可能な複数の散乱物質が分散されてなることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の自発光型セ

20

ンサ装置。

【請求項 5】

前記基板に対して前記被検体が配置される前面側に、前記基板に対向するように配置された前面板を更に備え、

前記光散乱部は、前記少なくとも一方の光を透過可能な接着剤によって前記前面板に接着されている

ことを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の自発光型センサ装置。

【請求項 6】

前記基板上における前記照射部及び前記受光部間に設けられており、前記照射部及び前記受光部間を遮光する遮光部を更に備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の自発光型センサ装置。

10

【請求項 7】

前記照射部及び前記受光部は、前記基板上に集積されていることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の自発光型センサ装置。

【請求項 8】

前記検出された光に基づいて、前記被検体に係る血流速度を算出する算出部を更に備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の自発光型センサ装置。

【請求項 9】

前記照射部は、前記光としてレーザ光を発生させる半導体レーザを有することを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の自発光型センサ装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば血流速度等を測定することが可能な自発光型センサ装置の技術分野に関する。

【背景技術】

【0002】

この種の自発光型センサ装置として、レーザ光等の光を生体に照射し、その反射又は散乱の際におけるドップラーシフトによる波長の変化により、生体の血流速度等を算出するものがある（例えば特許文献 1 から 3 参照）。

30

【0003】

一方、例えば特許文献 4 には、パルスフォトメトリ技術を用いて生体組織中の吸光物質の濃度を測定する装置において、生体組織に対する光の入射側及び出射側に光散乱体を設けることにより測定精度を高める技術が提案されている。

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 357784 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 229920 号公報

【特許文献 3】特開 2006 - 130208 号公報

【特許文献 4】特開 2001 - 198111 号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した自発光型センサ装置によれば、検出時における生体の僅かな動きや生体にかかる圧力の変動に起因して、生体の血流速度等の検出値が変動してしまうおそれがあるという技術的問題点がある。このため、上述した自発光型センサ装置を例えば医療用の機器として用いる場合には、生体の血流速度等の検出値の精度の信頼性が十分でないおそれがある。

【0006】

本発明は、例えば上述した問題点に鑑みなされたものであり、例えば当該自発光型センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値の変動が低減され、被検体にお

50

ける例えば血流速度等の所定種類の情報を安定して検出可能な自発光型センサ装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の自発光型センサ装置は上記課題を解決するために、基板と、該基板上に配置され、光を被検体に照射する照射部と、前記基板上に配置され、前記照射された光に起因する前記被検体からの光を検出する受光部と、前記照射部及び前記被検体間と前記被検体及び前記受光部間との少なくとも一方に配置され、前記照射部から出射される光及び前記被検体からの光の少なくとも一方の光を散乱させる光散乱部とを備える。

【0008】

本発明の自発光型センサ装置によれば、その検出時には、例えば半導体レーザを含んでなる照射部によって、例えばレーザ光等の光が、例えば生体の一部である被検体に対して照射される。このように被検体に照射された光に起因する被検体からの光は、例えば受光素子を含んでなる受光部により検出される。ここに「被検体に照射された光に起因する被検体からの光」とは、被検体において反射、散乱、回折、屈折、透過、ドップラーシフトされた光及びそれらの光による干渉光などの、被検体に照射された光に起因する光を意味する。受光部により検出された光に基づいて、被検体に係る例えば血流速度等の所定の情報を得ることができる。

【0009】

本発明では特に、光散乱部が、照射部及び被検体間と被検体及び受光部間との少なくとも一方に配置されている。光散乱部は、例えば織布、不織布等の繊維状物質からなり、照射部から出射される光及び被検体からの光の少なくとも一方の光を散乱させる。例えば、光散乱部が照射部及び被検体間と被検体及び受光部間との両方に配置された場合には、照射部から出射された光は、光散乱部によって散乱した後に、被検体に照射され、且つ、被検体に照射された光に起因する被検体からの光は、光散乱部によって散乱した後に、受光部によって検出される。

【0010】

本願発明者らの研究によれば、このような光散乱部が、照射部及び被検体間と被検体及び受光部間との少なくとも一方に配置されることで、例えば光散乱部が照射部及び被検体間と被検体及び受光部間とのいずれにも配置されない場合と比較して、例えば、受光部と被検体との相対的な位置関係のずれに起因する、受光部によって検出される光の検出値の変動を低減できる。従って、受光部により検出された光に基づいて、被検体における例えば血流速度等の所定種類の情報を安定して検出することが可能となる。この結果、当該自発光型センサ装置によって検出される検出値の信頼性を高めることができる。

【0011】

以上説明したように、本発明の自発光型センサ装置によれば、照射部及び被検体間と被検体及び受光部間との少なくとも一方に配置された光散乱部を備えるので、例えば、当該自発光型センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値の変動を低減できる。よって、被検体における例えば血流速度等の所定種類の情報を安定して検出することが可能となる。

【0012】

本発明の自発光型センサ装置の一態様では、前記光散乱部は、繊維状物質を含んでなる。

【0013】

この態様によれば、光散乱部は、例えば、織布又は不織布からなる。よって、光散乱部によって、照射部から出射される光及び被検体からの光の少なくとも一方の光を好適に散乱させることができ、例えば当該自発光型センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値の変動を確実に低減できる。更に、光散乱部が例えば織布又は不織布からなる場合には、測定時に被検体が光散乱部に押し当てられる強さの変動によらず、被検体における例えば血流速度等の所定種類の情報を安定して検出することも可能となる。

10

20

30

40

50

【0014】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記光散乱部は、発泡体を含んでなる。

【0015】

この態様によれば、光散乱部は、例えばスポンジ等の発泡体（或いは複数の連続する孔を内部に有する多孔質体）を含んでなる。よって、光散乱部によって、照射部から出射される光及び被検体からの光の少なくとも一方の光を好適に散乱させることができ、例えば当該自発光型センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値の変動を確実に低減できる。更に、光散乱部が例えばスポンジからなる場合には、測定時に被検体が光散乱部に押し当てられる強さの変動によらず、被検体における例えば血流速度等の所定種類の情報を安定して検出することも可能となる。

10

【0016】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記光散乱部は、前記少なくとも一方の光を透過可能な透明部材中に、前記透明部材の屈折率とは異なる屈折率を夫々有し、前記少なくとも一方の光を散乱させることが可能な複数の散乱物質が分散されてなる。

【0017】

この態様によれば、光散乱部によって、照射部から出射される光及び被検体からの光の少なくとも一方の光を好適に散乱させることができ、例えば当該自発光型センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値の変動を確実に低減できる。

【0018】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記基板に対して前記被検体が配置される前面側に、前記基板に対向するように配置された前面板を更に備え、前記光散乱部は、前記少なくとも一方の光を透過可能な接着剤によって前記前面板に接着されている。

20

【0019】

この態様によれば、前面板は、例えば、照射部から出射される光を通過させるための射出口及び被検体からの光を通過させるための入射口が形成された遮光性の板状部材からなる。光散乱部は、例えば、前面板における被検体側の面を覆うように配置されて、接着剤によって前面板に接着される。よって、例えば、検出時において、被検体が光散乱部に接触することにより、光散乱部の当該自発光センサ装置における位置がずれてしまうことを防止できる。ここで、接着剤は、照射部から出射される光及び被検体からの光の少なくとも一方の光を透過可能であるので、受光部によって検出される光に殆ど或いは実践上は全く悪影響を及ぼさない。尚、ここで、「光散乱部は、接着剤によって前面板に接着されている」とは、光散乱部が接着剤によって前面板そのものに接着されている場合の他、光散乱部が接着剤によって前面板の上面に設けられた保護板に接着される場合も含む趣旨である。

30

【0020】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記基板上における前記照射部及び前記受光部間に設けられており、前記照射部及び前記受光部間を遮光する遮光部を更に備える。

【0021】

この態様によれば、例えば、照射部から出射される光のうち照射部から受光部に直接向かう光（即ち、照射部から出射され、被検体に照射されることなく、そのまま受光部へ向かう光）を遮ることができる。よって、受光部によって検出される光が、照射部から受光部に直接向かう光に起因して変動してしまうのを防止できる。従って、被検体における例えば血流速度等の所定種類の情報をより高精度に検出することが可能となる。

40

【0022】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記照射部及び前記受光部は、前記基板上に集積されている。

【0023】

この態様によれば、照射部及び受光部が集積されているため、各々の配置面積は縮小し、より小型化することが可能となる。小型化により、例えば当該自発光型センサ装置を据

50

え置き型ではなく、携帯型とすることができるなど、当該自発光型センサ装置の利用の幅を広げることができる。

【0024】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記検出された光に基づいて、前記被検体に係る血流速度を算出する算出部を更に備える。

【0025】

この態様によれば、光の生体への浸透力が波長に依存することを利用して、皮膚表面からの深度の異なる血管の各々の血流速度を計測することができる。具体的には、光を生体の表面に照射することにより、内部に浸透した光が血管中を流れる赤血球によって反射又は散乱され、赤血球の移動速度に応じたドップラーシフトを受けて波長が変化する。一方、赤血球に対して不動と見なせる皮膚組織などによって散乱又は反射された光は、波長が変化することなく受光部に到達する。これらの光が干渉することにより、受光部においてドップラーシフト量に対応した光ビート信号が検出される。この光ビート信号を算出部で周波数解析等の演算処理等を行うことにより、血管中を流れる血流速度を求めることが可能である。

【0026】

本発明の自発光型センサ装置の他の態様では、前記照射部は、前記光としてレーザ光を発生させる半導体レーザを有する。

【0027】

この態様によれば、照射部の半導体レーザに、レーザ発振閾値より高い電流が流れるように電圧を印可することでレーザ光を照射することができる。レーザ光は波長の違いによって、例えば生体等への浸透力が異なるという性質を持っている。この性質を利用することで、被検体の様々な深度における測定が可能となる。

【0028】

本発明の作用及び他の利得は次に説明する実施形態から明らかにされる。

【0029】

以上詳細に説明したように、本発明の自発光型センサ装置によれば、基板と、照射部と、受光部と、光散乱部とを備える。従って、例えば当該自発光型センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値の変動が低減され、被検体における例えば血流速度等の所定種類の情報を高精度で検出することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】第1実施形態に係る血流センサ装置のセンサ部の構成を示す平面図である。

【図2】図1のA-A'断面図である。

【図3】第1実施形態に係る血流センサ装置の前面板の構成を示す平面図である。

【図4】第1実施形態に係る血流センサ装置の散乱体の構成を示す平面図である。

【図5】第1実施形態に係る血流センサ装置の構成を示すブロック図である。

【図6】第1実施形態に係る血流センサ装置の使用法の一例を示す概念図である。

【図7】人間の皮下構造を示す断面図である。

【図8】第1実施形態に係る血流センサ装置の散乱体及び被検体における光の経路の一例を示す概念図である。

【図9】第1変形例における図2と同趣旨の断面図である。

【図10】第2変形例における図2と同趣旨の断面図である。

【図11】第3変形例における図2と同趣旨の断面図である。

【図12】第4変形例における図2と同趣旨の断面図である。

【図13】第1実施形態に係る血流センサ装置による血流速度の測定時における、センサ部と被検体との位置関係を示す模式図である。

【図14】第1実施形態に係る血流センサ装置による血流速度の測定時における、測定点のレーザダイオードからのずれ量と光ビート信号の信号強度との関係を示すグラフである。

【図15】比較例に係る血流センサ装置による血流速度の測定時における、測定点のレーザダイオードからのずれ量と光ビート信号の信号強度との関係を示すグラフである。

【図16】第1実施形態に係る血流センサ装置によって検出される光ビート信号の信号強度を、被検体を散乱体に軽く押し当てた場合と被検体を散乱体に強めに押し当てた場合とを比較して示すグラフである。

【図17】比較例に係る血流センサ装置によって検出される光ビート信号の信号強度を、被検体をセンサ部の上面に軽く押し当てた場合と被検体をセンサ部の上面に強めに押し当てた場合とを比較して示すグラフである。

【符号の説明】

【0031】

- 100 センサ部
- 110 センサ部基板
- 120 レーザダイオード
- 150 レーザダイオードドライブ回路
- 160 フォトダイオード
- 170 フォトダイオードアンプ
- 180 遮光壁
- 190 前面板
- 195 保護板
- 200 散乱体
- 310 A/D変換器
- 320 血流速度用DSP

10

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

以下、本発明の実施形態について図を参照しつつ説明する。尚、以下の実施形態では、本発明の自発光型センサ装置の一例である血流センサ装置を例にとる。

<第1実施形態>

第1実施形態に係る血流センサ装置について説明する。

【0033】

先ず、本実施形態に係る血流センサ装置のセンサ部の構成について、図1から図4を参照して説明する。

30

【0034】

図1は、第1実施形態に係る血流センサ装置のセンサ部の構成を示す平面図である。図2は、図1のA-A'断面図である。尚、図1においては、説明の便宜上、図2に示す前面板190、保護板195及び散乱体200の図示を省略してある。

【0035】

図1及び図2に示すように、本実施形態に係る血流センサ装置のセンサ部100は、センサ部基板110と、レーザダイオード120と、電極130と、ワイヤ配線140と、レーザダイオードドライブ回路150と、フォトダイオード160と、フォトダイオードアンプ170と、遮光壁180と、前面板190と、保護板195と、散乱体200とを備えている。

40

【0036】

センサ部基板110は、シリコン基板等の半導体基板からなる。センサ部基板110上には、レーザダイオード120と、レーザダイオードドライブ回路150と、フォトダイオード160と、フォトダイオードアンプ170とが集積して配置されている。

【0037】

レーザダイオード120は、本発明に係る「照射部」の一例であり、レーザ光を出射する半導体レーザである。レーザダイオード120は、ワイヤ配線140を通じて電極130と電氣的に接続されている。電極130は、センサ部基板110を貫通する配線（図示せず）によってセンサ部基板110の底部に設けられた電極パッド（図示せず）に電氣的

50

に接続されており、センサ部 100 の外部からの電流注入によるレーザダイオード 120 の駆動を可能にする構成になっている。

【0038】

レーザダイオードドライブ回路 150 は、レーザダイオード 120 の駆動を制御する回路であり、レーザダイオード 120 に注入する電流量を制御する。

【0039】

フォトダイオード 160 は、本発明に係る「受光部」の一例であり、被検体から反射又は散乱された光（より詳細には、後述する散乱体 200 においても散乱された光）を検出する光検出器として機能する。具体的には、フォトダイオード 160 は、光を電気信号に変換することにより光の強度に関する情報を得ることができる。フォトダイオード 160 は、センサ部基板 110 上にレーザダイオード 120 と並んで配置されている。

10

【0040】

フォトダイオードアンプ 170 は、フォトダイオード 160 によって得られた電気信号を増幅する増幅回路である。フォトダイオードアンプ 170 は、センサ部基板 110 を貫通する配線（図示せず）によってセンサ部基板 110 の底部に設けられた電極パッド（図示せず）に電気的に接続されており、増幅した電気信号を外部に出力可能に構成されている。フォトダイオードアンプ 170 は、センサ部 100 の外部に設けられた A/D（Analog to Digital）変換器 310（後述する図 5 参照）に電気的に接続される。

【0041】

遮光壁 180 は、センサ部基板 110 上に遮光性材料を含んで壁状に形成されており、センサ部基板 110 上における周縁に沿って形成された第 1 遮光部 181 と、センサ部基板 110 上におけるレーザダイオード 120 及びフォトダイオード 160 間に形成された第 2 遮光部 182 とを有している。第 1 遮光部 181 は、センサ部基板 110 上で平面的に見て、レーザダイオード 120、電極 130、ワイヤ配線 140、レーザダイオードドライブ回路 150、フォトダイオード 160 及びフォトダイオードアンプ 170 の全体を取り囲むように形成されている。第 1 遮光部 181 によって、センサ部 100 の周囲からの光がセンサ部 100 の内部（つまり、センサ部基板 110 上における第 1 遮光部 181 よりも内側）に光が入射することを防止できる。第 2 遮光部 182 は、センサ部基板 110 上におけるレーザダイオード 120 及びフォトダイオード 160 間において、第 1 遮光部 181 のうちセンサ部基板 110 の一辺に沿って形成された部分と、第 1 遮光部 181 のうち該一辺に対向する他辺に沿って形成された部分とを繋ぐように形成されている。第 2 遮光部 182 によって、レーザダイオード 120 及びフォトダイオード 160 間を遮光することができる。よって、例えば、レーザダイオード 120 から出射される光のうち、被検体に照射されることなく、そのままフォトダイオード 160 へ向かう光を遮ることができる。言い換えれば、センサ部基板 110 上におけるレーザダイオード 120 側からフォトダイオード 160 側へ、フォトダイオード 160 が検出しなくてもよい光がフォトダイオード 160 に入射してしまうのを防止し、検出の精度を高めることができる。

20

30

【0042】

前面板 190 は、遮光性材料を含んでなる基板であり、レーザダイオード 120、フォトダイオード 170 等の上部に（言い換えれば、遮光壁 180 を介してセンサ部基板 110 に対向するように）配置されている。尚、前面板 190 の板厚は、例えば 300 μm 程度である。

40

【0043】

図 3 は、本実施形態に係る血流センサ装置の前面板の構成を示す平面図である。

【0044】

図 2 及び図 3 に示すように、前面板 190 には、レーザダイオード 120 からの光を外部に出射させるための出射口 191 が開口されていると共に、被検体から反射又は散乱された光を入射させるための入射口 192 がピンホール状に形成されている。入射口 192 がピンホール状に形成されているので、フォトダイオード 170 には、真上からの（即ち、図 2 における上方向から下方向への）光のみが入射する。よって、検出しなくてもよい

50

光がフォトダイオード170に入射してしまうのを防止し、検出の精度を高めることができる。尚、ピンホール状に形成された入射口192の直径は、例えば40 μ m程度である。

【0045】

図2において、前面板190の上面側には、保護板195が設けられている。保護板195は、透明基板からなり、レーザダイオード120からの光及び被検体からの光を透過させることができる。保護板195は、前面板190の全面に重なるように設けられている。保護板195としては、例えば樹脂基板、ガラス基板等を用いることができる。保護板195によって、センサ部100の耐久性を高めることができる。

【0046】

散乱体200は、本発明に係る「光散乱部」の一例であり、例えば織布、不織布等の繊維状物質からなる。散乱体200は、レーザダイオード120からの光及び被検体からの光を透過可能な接着剤によって保護板195に接着されている。よって、測定時において、被検体が散乱体200に接触することにより、散乱体200のセンサ部100における位置がずれてしまうことを防止できる。

【0047】

図4は、本実施形態に係る血流センサ装置の散乱体の構成を示す平面図である。

【0048】

図2及び図4において、散乱体200は、保護板195の上面側に、保護板195の全面に重なるように形成されている。散乱体200は、上述したように繊維状物質からなるので、レーザダイオード120からの光及び被検体から反射又は散乱された光を散乱させることができる。散乱体200は、レーザダイオード120からの光及び被検体から反射又は散乱された光を散乱させることができればよく、散乱体200は、繊維状物質の他、スポンジ等の発泡体や多孔質体からなるように構成されてもよいし、例えばプラスチックやガラス等からなる透明部材中に、該透明部材と屈折率の異なる例えばポリマー樹脂やガラス等からなる微小な粒子を分散させてなるようにしてもよい。尚、散乱体200による効果については、後に詳細に説明するが、本実施形態では特に、センサ部100が散乱体200を備えているので、被検体における血流速度を安定して検出することができる。

【0049】

次に、本実施形態に係る血流センサ装置全体の構成について、図5を参照して説明する。

【0050】

図5は、本実施形態に係る血流センサ装置の構成を示すブロック図である。

【0051】

図5において、本実施形態に係る血流センサ装置は、上述したセンサ部100に加えて、A/D変換器310と、血流速度用DSP(Digital Signal Processor)320とを備えている。

【0052】

A/D変換器310は、フォトダイオードアンプ170から出力される電気信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。即ち、フォトダイオード160によって得られた電気信号は、フォトダイオードアンプ170により増幅された後、A/D変換器310によりデジタル信号へと変換される。A/D変換器310は、デジタル信号を血流速度用DSP320に出力する。

【0053】

血流速度用DSP320は、本発明に係る「算出部」の一例であり、A/D変換器310から入力されるデジタル信号に対して所定の演算処理を行うことにより、血流速度を算出する。

【0054】

次に、本実施形態に係る血流センサ装置による血流速度の測定について、図5に加えて図6及び図7を参照して説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

図 6 は、本実施形態に係る血流センサ装置の使用方法の一例を示す概念図である。図 7 は、人間の皮下構造を示す断面図である。

【 0 0 5 6 】

図 6 に示すように、本実施形態に係る血流センサ装置は、被検体の一例である指先 5 0 0 に対して、レーザダイオード 1 2 0 により所定波長のレーザ光（例えば波長 7 8 0 n m、或いは、例えば波長 8 3 0 n m、或いは、例えば 1 3 0 0 n m の赤外光）を照射することにより血流速度を計測する。この際、レーザ光を照射する部位は、表皮から比較的近い位置に密に毛細血管が分布しているような部位（例えば手、足、顔、耳など）である方がより望ましい。尚、図 6 及び図 7 において、矢印 P 1 は、センサ部 1 0 0 から出射される光を概念的に示している。また、血流速度の計測時において、本実施形態に係る血流センサ装置は、典型的には、そのセンサ部 1 0 0 の上面（即ち、散乱体 2 0 0 の上面）に指先 5 0 0 を接触させて使用するが、図 6 では、説明の便宜上、指先 5 0 0 とセンサ部 1 0 0 との間に隙間を設けて示している。但し、本実施形態に係る血流センサ装置によれば、センサ部 1 0 0 の上面に指先 5 0 0 を接触させなくとも、血流速度を計測することは可能である。

10

【 0 0 5 7 】

ここで、図 7 に示すように、人間の皮下構造は、表皮及び皮下組織間に位置する真皮に細動脈 4 1 0 及び細静脈 4 2 0 が分布している。そして、細動脈 4 1 0 から分岐した毛細血管 4 3 0 が表皮付近に向けて分布しており、一方の端が細静脈 4 2 0 に繋がっている。

20

【 0 0 5 8 】

図 6 及び図 7 において、指先 5 0 0 に照射されたレーザ光は、その波長に応じた深度まで浸透し、指先 5 0 0 の例えば毛細血管 4 3 0 等の血管中を流れる血液や例えば表皮等を構成する皮膚細胞などの生体組織により反射又は散乱される。一般的には、波長が長い光の方が、深い部分の計測が可能となる。尚、図 6 及び図 7 において、矢印 P 2 は、指先 5 0 0 の生体組織により反射又は散乱されてセンサ部 1 0 0 に入射する光を概念的に示している。そして、血管中を流れる赤血球によって反射又は散乱された光にはドップラーシフトが起こり、赤血球の移動速度、つまり血液の流れる速度（即ち、血流速度）に依存して光の波長が変化する。一方、赤血球に対して不動とみなせる皮膚細胞などによって散乱又は反射された光は、波長が変化しない。これらの光が互いに干渉することにより、フォトダイオード 1 6 0（図 5 参照）においてドップラーシフト量に対応した光ビート信号が検出される。血流速度用 D S P 3 2 0（図 5 参照）では、フォトダイオード 1 6 0 によって検出された光ビート信号を周波数解析してドップラーシフト量を算出し、それによって血流速度を算出することができる。

30

【 0 0 5 9 】

次に、本実施形態に係る血流センサ装置の散乱体について、本実施形態に係る血流センサ装置の動作と共に、図 5 に加えて図 8 を参照して説明する。

【 0 0 6 0 】

図 8 は、本実施形態に係る血流センサ装置の散乱体及び被検体における光の経路の一例を示す概念図である。

40

【 0 0 6 1 】

図 8 において、本実施形態に係る血流センサ装置の動作時には、先ず、レーザダイオードドライブ回路 1 5 0（図 5 参照）による制御下で、レーザダイオード 1 2 0 から所定波長の光が出射される。出射された光は、前面板 1 9 0 の出射口 1 9 1 を通過し、保護板 1 9 5 を透過して、散乱体 2 0 0 に入射する。散乱体 2 0 0 に入射された光は、散乱体 2 0 0 内で散乱された後に、被検体の一例である指先 5 0 0 に入射される。より詳細には、散乱体 2 0 0 に入射された光は、散乱体 2 0 0 を構成する繊維状物質 2 1 0 の表面で反射されたり、繊維状物質 2 1 0 を透過したり、或いは、繊維状物質 2 1 0 の表面において屈折されたりする。指先 5 0 0 に入射された光は、図 6 及び図 7 を参照して上述したように、その波長に応じた深度まで浸透し、指先 5 0 0 の血管中を流れる血液や皮膚細胞などの生

50

体組織により反射又は散乱される。血管中を流れる赤血球によって反射又は散乱された光にはドップラーシフトが起こり、赤血球の移動速度に依存して光の波長が変化する。一方、赤血球に対して不動とみなせる皮膚細胞などの静止組織によって散乱又は反射された光は、波長が変化しない。尚、図8において、経路R1は、指先500において赤血球によって散乱又は反射される光について、散乱体200及び指先500における光の経路の一例を示しており、経路R2は、指先500において皮膚細胞などの静止組織によって散乱又は反射される光について、散乱体200及び指先500における光の経路の一例を示している。このように指先500において反射又は散乱された光は、再び散乱体200に入射する。指先500から散乱体200に入射された光は、散乱体200内で再び散乱された後に、保護板195を透過して前面板190の入射口192を介してフォトダイオード160に入射される。フォトダイオード160に入射される光に含まれる、赤血球によって反射又は散乱された光と静止組織によって散乱又は反射された光とが互いに干渉することにより、フォトダイオード160においてドップラーシフト量に対応した光ビート信号が検出される。

10

【0062】

ここで、本実施形態では特に、センサ部100は散乱体200を備えているので、上述したように、レーザダイオード120から出射された光が、被検体の一例である指先500において反射又は散乱されて、フォトダイオード150に至る経路の途中において、散乱体200によって散乱される。これにより、後に説明するように、血流速度を安定して検出することができる。尚、本実施形態では、散乱体200を、レーザダイオード120から出射される光を、該光が指先500に入射する前に散乱させると共に、指先500において反射又は散乱されて指先500から出射された光を、該光がダイオード160に入射する前に散乱させるように、保護板195の全面に重ねて設けたが、散乱体200を保護板195上におけるレーザダイオード120側のみに設けて、レーザダイオード120から出射される光のみを、該光が指先500に入射する前に散乱させるようにしてもよいし、散乱体200を保護板195上におけるフォトダイオード160側のみに設けて、指先500において反射又は散乱されて指先500から出射された光を、該光がフォトダイオード160に入射する前に散乱させるようにしてもよい。いずれの場合にも、散乱体200における光の散乱によって、血流速度の検出における安定性を高める効果を相応に得ることができる。

20

30

【0063】

更に、本実施形態に係る血流センサ装置のセンサ部100は、比較的簡単な構成であるので、容易に量産することができる。即ち、センサ部100は、レーザダイオード120、フォトダイオード160等が集積されたセンサ部基板110、遮光壁180、前面板190及び保護板195からなるセンサ部本体に対して、散乱体200が設けられてなるといった比較的簡単な構成を有している。よって、本実施形態に係る血流センサ装置は量産に適している。

【0064】

加えて、本実施形態では特に、センサ部100は散乱体200を備えているので、レーザダイオード120から出射されるレーザ光による、被検体のレーザ被爆の危険性を殆ど或いは完全に無くすることができる。即ち、レーザダイオード120から出射される光は、散乱体200によって散乱されるので、センサ部100の外部には散乱光のみが出射されたため、被検体のレーザ被爆の危険性は殆ど或いは完全に消失する。尚、本実施形態に係る血流センサ装置では、レーザダイオード120から出射されるレーザ光は、高々数ミリワット程度のパワーを有していれば適切な測定を行うのに十分であり、仮にレーザダイオード120から出射されたレーザ光が、散乱体200による散乱を介さずに、被検体に直接入射されたとしても、被検体のレーザ被爆の危険性は実践上殆ど無いが、散乱体200による散乱によってレーザ被爆の危険性をより一層低減できる。

40

<第1変形例>

第1変形例に係る血流センサ装置について、図9を参照して説明する。

50

【0065】

図9は、第1変形例における図2と同趣旨の断面図である。尚、図9において、図1から図8に示した第1実施形態に係る構成要素と同様の構成要素に同一の参照符合を付し、それらの説明は適宜省略する。

【0066】

図9において、第1変形例に係る血流センサ装置は、上述した第1実施形態における散乱体200に代えて散乱体201を備える点で、上述した第1実施形態に係る血流センサ装置と異なり、その他の点については、上述した第1実施形態に係る血流センサ装置と概ね同様に構成されている。

【0067】

図9に示すように、散乱体201は、保護板195、前面板190及び遮光壁180を、保護板195の上面側から包み込むように設けられている。散乱体201は、第1実施形態における散乱体200と同様に、例えば織布、不織布等の繊維状物質からなる。よって、センサ部本体100a（即ち、センサ部100のうち散乱体201を除く部分）を散乱体201によって保護することができる。即ち、センサ部本体100aが外部に曝された状態になることでセンサ部本体100aが汚れてしまったり破損してしまったりすることを、散乱体201によって低減できる。尚、散乱体201は、センサ部本体100aの全体を包み込むようにしてもよい。この場合には、散乱体201によるセンサ部本体100aを保護する効果を高めることができる。

<第2変形例>

第2変形例に係る血流センサ装置について、図10を参照して説明する。

【0068】

図10は、第2変形例における図2と同趣旨の断面図である。尚、図10において、図1から図8に示した第1実施形態に係る構成要素と同様の構成要素に同一の参照符合を付し、それらの説明は適宜省略する。

【0069】

図10において、第2変形例に係る血流センサ装置は、上述した第1実施形態における散乱体200に代えて散乱体202を備えると共に構造体410を更に備える点で、上述した第1実施形態に係る血流センサ装置と異なり、その他の点については、上述した第1実施形態に係る血流センサ装置と概ね同様に構成されている。

【0070】

図10に示すように、第2変形例に係る血流センサ装置のセンサ部100では、センサ部本体100a（即ち、センサ部100のうち散乱体202を除く部分、つまり、センサ部基板110、レーザダイオード120（及びレーザダイオードドライブ150）、フォトダイオード160（及びフォトダイオードアンプ170）、遮光壁180、前面板190及び保護板195）は、構造体410内に、保護板195が構造体410の上面側から露出するように、嵌めこまれ或いは埋め込まれており、散乱体202が構造体410及び保護板195の上面の全体に重なるように設けられている。構造体410は、例えば樹脂、ガラス、金属等から形成することができる。散乱体202は、第1実施形態における散乱体200と同様に、例えば織布、不織布等の繊維状物質からなる。

【0071】

このように構成された第2変形例に係る血流センサ装置によれば、センサ部本体100aを散乱体202及び構造体410によって保護することができる。更に、構造体410を、その上面側から散乱体202によって保護することもできる。

<第3変形例>

第3変形例に係る血流センサ装置について、図11を参照して説明する。

【0072】

図11は、第3変形例における図2と同趣旨の断面図である。尚、図11において、図1から図8に示した第1実施形態に係る構成要素と同様の構成要素に同一の参照符合を付し、それらの説明は適宜省略する。

【 0 0 7 3 】

図 1 1 において、第 3 変形例に係る血流センサ装置は、上述した第 1 実施形態における保護板 1 9 5 及び散乱体 2 0 0 に夫々代えて保護板 1 9 6 及び散乱体 2 0 3 を備えると共に構造体 4 2 0 を備える点で、上述した第 1 実施形態に係る血流センサ装置と異なり、その他の点については、上述した第 1 実施形態に係る血流センサ装置と概ね同様に構成されている。

【 0 0 7 4 】

図 1 1 に示すように、第 3 変形例に係る血流センサ装置のセンサ部 1 0 0 では、センサ部本体 1 0 0 b (即ち、センサ部 1 0 0 のうち散乱体 2 0 3 及び保護板 1 9 6 を除く部分、つまり、センサ部基板 1 1 0、レーザダイオード 1 2 0 (及びレーザダイオードドライ
10 プ 1 5 0)、フォトダイオード 1 6 0 (及びフォトダイオードアンプ 1 7 0)、遮光壁 1 8 0 及び前面板 1 9 0) は、構造体 4 2 0 内に、前面板 1 9 0 が構造体 4 2 0 の上面側から露出するように、嵌めこまれ或いは埋め込まれており、保護板 1 9 6 が構造体 4 2 0 及び前面板 1 9 0 の上面の全体に重なるように設けられると共に、保護板 1 9 6 の上面に重なるように散乱体 2 0 3 が設けられている。構造体 4 2 0 は、例えば樹脂、ガラス、金属等から形成することができる。散乱体 2 0 3 は、第 1 実施形態における散乱体 2 0 0 と同様に、例えば織布、不織布等の繊維状物質からなる。

【 0 0 7 5 】

このように構成された第 3 変形例に係る血流センサ装置によれば、センサ部本体 1 0 0 b を散乱体 2 0 3、保護板 1 9 6 及び構造体 4 2 0 によって保護することができる。更に
20、構造体 4 2 0 を、その上面側から保護板 1 9 6 及び散乱体 2 0 3 によって保護することもできる。

< 第 4 変形例 >

第 4 変形例に係る血流センサ装置について、図 1 2 を参照して説明する。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 は、第 4 変形例における図 2 と同趣旨の断面図である。尚、図 1 2 において、図 1 から図 8 に示した第 1 実施形態に係る構成要素と同様の構成要素に同一の参照符合を付し、それらの説明は適宜省略する。

【 0 0 7 7 】

図 1 2 において、第 4 変形例に係る血流センサ装置は、保護材 5 1 0 を更に備える点で
30、上述した第 1 実施形態に係る血流センサ装置と異なり、その他の点については、上述した第 1 実施形態に係る血流センサ装置と概ね同様に構成されている。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 に示すように、保護材 5 1 0 は、散乱体 2 0 0 の上面 (言い換えれば、散乱体 2 0 0 における被検体に対向することとなる面) に重なるように設けられている。保護材 5 1 0 は、透明基板からなり、レーザダイオード 1 2 0 からの光及び被検体から反射又は散乱された光を透過させることができる。保護材 5 1 0 としては、例えば樹脂基板、ガラス基板等を用いることができる。

【 0 0 7 9 】

よって、散乱体 2 0 0 が外部に曝された状態になることで或いは検出時において被検体
40 が散乱体 2 0 0 に接触することで、散乱体 2 0 0 が汚れてしまったり破損してしまったりすることを、保護材 5 1 0 によって低減できる。特に、散乱体 2 0 0 がスポンジ等の発泡体や多孔質体から形成される場合には、散乱体 2 0 0 が比較的汚れやすいので、このように保護材 5 1 0 によって散乱体 2 0 0 を保護できることは、実践上大変有利である。

【 0 0 8 0 】

次に、第 1 実施形態に係る血流センサ装置の散乱体による効果について、図 1 3 から図 1 7 を参照して詳細に説明する。

【 0 0 8 1 】

図 1 3 は、本実施形態に係る血流センサ装置による血流速度の測定時における、センサ部と被検体との位置関係を示す模式図である。図 1 4 は、本実施形態に係る血流センサ装
50

置による血流速度の測定時における、測定点のレーザダイオードからのずれ量と光ビート信号の信号強度との関係を示すグラフである。

【0082】

図14は、本実施形態に係る血流センサ装置を用いて被検体の一例である指先500の血流速度を測定した場合における、測定点Q1のレーザダイオード120からのずれ量d（図13参照）とフォトダイオード160によって検出される光ビート信号の信号強度との関係を示している。尚、本測定では、散乱体200としてタオル状繊維を用いている。

【0083】

ここで、図13において、測定点Q1は、指先500のうちフォトダイオード160との距離が最も近い点である。ずれ量dは、測定点Q1のレーザダイオード120からのずれ量（より正確には、センサ部100を真上から見た場合における、測定点Q1とレーザダイオード120における光が出射される部分との間の距離）である。距離gは、センサ部本体100a（つまり、センサ部100のうち散乱体200を除く部分）の上面と測定点Q1との間の距離である。血流速度の測定時には、指先500が散乱体200に接触されるので、距離gは、散乱体200の厚みと概ね或いは完全に一致することになる。尚、図13において、矢印P3は、レーザダイオード120から出射される光を概念的に示しており、矢印P4は、フォトダイオード160に入射される光を概念的に示している。

【0084】

図14において、データD1は、センサ部本体100aの上面と測定点Q1との間の距離gを2mmとして（言い換えれば、散乱体200の厚みを2mmとして）血流速度を測定した場合における、ずれ量dと光ビート信号の信号強度との関係を示している。データD2は、センサ部本体100aの上面と測定点Q1との間の距離gを8mmとして（言い換えれば、散乱体200の厚みを8mmとして）血流速度を測定した場合における、ずれ量dと光ビート信号の信号強度との関係を示している。

【0085】

図15は、比較例に係る血流センサ装置による血流速度の測定時における、測定点のレーザダイオードからのずれ量と光ビート信号の信号強度との関係を示すグラフである。ここで、比較例に係る血流センサ装置は、散乱体200を備えていない点で本実施形態に係る血流センサ装置と異なり、その他の点については本実施形態に係る血流センサ装置と概ね同様に構成されている。言い換えれば、図13において、比較例に係る血流センサ装置のセンサ部は、本実施形態に係る血流センサ装置のセンサ部本体100aに相当する。

【0086】

図15において、データE1は、比較例に係る血流センサ装置のセンサ部の上面と測定点Q1との間の距離gを0mmとして（言い換えれば、指先500を比較例に係る血流センサ装置のセンサ部の上面に接触させて）血流速度を測定した場合における、ずれ量dと光ビート信号の信号強度との関係を示している。データE2は、比較例に係る血流センサ装置のセンサ部の上面と測定点Q1との間の距離gを1mmとして血流速度を測定した場合における、ずれ量dと光ビート信号の信号強度との関係を示している。データE3は、比較例に係る血流センサ装置のセンサ部の上面と測定点Q1との間の距離gを2mmとして血流速度を測定した場合における、ずれ量dと光ビート信号の信号強度との関係を示している。

【0087】

データE1、E2及びE3に示されるように、比較例に係る血流センサ装置では、検出される光ビート信号の信号強度は、ずれ量dの増加に応じて急激に低下する。即ち、指先500とセンサ部との位置関係が変動すると、血流速度を安定して測定することができなくなってしまうおそれがある。

【0088】

しかるに、図14において、データD1及びD2に示されるように、本実施形態に係る血流センサ装置では、検出される光ビート信号の信号強度は、比較例に係る血流センサ装置と比較して、ずれ量dが増加しても低下しにくい。即ち、血流速度を測定することが可

10

20

30

40

50

能なずれ量 d の範囲が、比較例に係る血流センサ装置と比較して広い。つまり、図 15 のデータ E 1、E 2 及び E 3 に示されるように、比較例に係る血流センサ装置では、血流速度を測定することが可能なずれ量 d の範囲は、広くとも 1 mm 程度以下であるのに対して、図 14 のデータ D 1 に示されるように、本実施形態に係る血流センサでは、血流速度を測定することが可能なずれ量 d の範囲は、2 mm 程度以下である。更に、図 14 のデータ D 2 に示されるように、距離 g が 8 mm の場合、即ち、散乱体 200 の厚みが 8 mm の場合には、ずれ量 d が例えば 5 mm であっても、検出される光ビート信号の信号強度の低下は小さく、良好に血流速度を測定することが可能である。このように、本実施形態に係る血流センサ装置では、比較例に係る血流センサ装置と比較して、センサ部 100 と被検体である指先 500 との相対的な位置関係のずれに起因する、フォトダイオード 160 によって検出される光ビート信号の信号強度の変動を低減できる。言い換えれば、本実施形態に係る血流センサ装置は、比較例に係る血流センサ装置と比較して、適切な検出値を得ることができるずれ量 d の範囲が広い（つまり、測定時において適切な検出値を得るのに許されるずれ量 d の許容範囲が広い）。ここで、本実施形態に係る血流センサ装置と比較例に係る血流センサ装置とは、散乱体 200 を備えるか否かが異なり、その他の点については概ね同様に構成されている。つまり、このような、センサ部と被検体との相対的な位置関係のずれに起因する、光ビート信号の信号強度の変動を低減できるという効果は、本実施形態に係る血流センサ装置が散乱体 200 を備えるが故に得られるものである。

【0089】

従って、本実施形態に係る血流センサ装置によれば、センサ部 100 が散乱体 200 を備えているので、光ビート信号に基づいて、指先 500 における血流速度を安定して検出することが可能となる。この結果、当該血流センサ装置によって検出される検出値の信頼性を高めることができる。

【0090】

尚、図 14 では、散乱体としてタオル状繊維を用いた場合について示しているが、本願発明者らは、散乱体として不織布やスポンジを用いた場合についても概ね同様の測定結果を得ている。

【0091】

更に、本実施形態に係る血流センサ装置によれば、センサ部 100 が散乱体 200 を備えているので、被検体に比較的大きな圧力が加わることによって、検出される光ビート信号の信号強度が低下してしまうことを抑制或いは防止することも可能である。

【0092】

図 16 は、本実施形態に係る血流センサ装置によって検出される光ビート信号の信号強度を、被検体を散乱体に軽く押し当てた場合と被検体を散乱体に強めに押し当てた場合とを比較して示すグラフである。図 17 は、比較例に係る血流センサ装置によって検出される光ビート信号の信号強度を、被検体をセンサ部の上面に軽く押し当てた場合と被検体をセンサ部の上面に強めに押し当てた場合とを比較して示すグラフである。尚、図 16 及び図 17 では、横軸を時間軸とし、縦軸をフォトダイオードからの出力信号の強度（PD 出力）としている。光ビート信号の信号強度は、光ビート信号の振幅を意味する。

【0093】

図 16 は、本実施形態に係る血流センサ装置によって、期間 T 1 において、被検体の一例である指先を散乱体 200 に軽く押し当てた状態で血流速度を測定し、期間 T 1 に続く期間 T 2 において、被検体の一例である指先を散乱体 200 に強めに押し当てた状態で血流速度を測定した場合における、検出される光ビート信号の信号強度の経時的变化を示している。尚、本測定では、散乱体 200 としてタオル状繊維を用いている。

【0094】

図 16 に示されるように、本実施形態に係る血流センサ装置によれば、指先を散乱体 200 に軽く押し当てた場合と指先を散乱体 200 に強めに押し当てた場合とで光ビート信号の信号強度は殆ど変化しない（つまり殆ど同じである）。

【0095】

一方、図17は、比較例に係る血流センサ装置によって、期間T3において、被検体である一例である指先をセンサ部（より具体的には、例えば樹脂基板、ガラス基板等からなる保護板の上面）に軽く押し当てた状態で血流速度を測定し、期間T3に続く期間T4において、被検体の一例である指先をセンサ部に強めに押し当てた状態で血流速度を測定した場合における、検出される光ビート信号の信号強度の経時的変化を示している。

【0096】

図17に示されるように、比較例に係る血流センサ装置によれば、指先をセンサ部に強めに押し当てた場合には、指先をセンサ部に軽く押し当てた場合と比較して、光ビート信号の信号強度が低下してしまう。この現象が生じる原因の一つは、指先がセンサ部に強めに押し当てられることにより、指先に比較的大きな圧力が加わり、指先の毛細血管が閉塞気味となってしまうことである。

10

【0097】

しかるに本実施形態に係る血流センサ装置は、本測定において、タオル状繊維からなる散乱体200を備えているので、被検体の一例である指先に比較的大きな圧力が加わってしまうのを防止でき、指先の毛細血管が閉塞気味となってしまうことを抑制できる。つまり、本実施形態に係る血流センサ装置によれば、例えば樹脂基板やガラス基板等から夫々なる保護板195や前面板190よりも柔らかく或いは高い弾力性を有する、タオル状繊維からなる散乱体200によって、被検体に比較的大きな圧力が加わることを防止できる。よって、図16に示されるように、指先を散乱体200に軽く押し当てた場合と指先を散乱体200に強めに押し当てた場合とで光ビート信号の信号強度は殆ど変化しない。従って、指先がセンサ部100の上面（本実施形態では、散乱体200の上面）に押し当てられる強さの変動に起因して、測定される血流速度が変動してしまうことを低減或いは防止できる。この結果、血流速度を安定して計測することが可能となる。尚、このような、被検体がセンサ部に押し当てられる強さの変動によらず、血流速度を安定して測定できるという効果は、散乱体200がタオル状繊維からなる場合に限り得られるものではなく、散乱体200が他の繊維状物質或いはスポンジ等からなり保護板や前面板よりも柔らかい或いは高い弾力性を有する場合にも得ることができる。

20

【0098】

以上詳細に説明したように、本実施形態に係る血流センサ装置によれば、散乱体200を備えるので、当該血流センサ装置と被検体との相対的な位置関係のずれによる検出値（即ち、血流速度）の変動が低減され、被検体における血流速度を安定して検出することができる。更に、被検体がセンサ部の上面に押し当てられる強さの変動に起因して、測定される血流速度が変動してしまうことを低減できる

30

本発明は、上述した実施形態に限られるものではなく、請求の範囲及び明細書全体から読み取れる発明の要旨或いは思想に反しない範囲で適宜変更可能であり、そのような変更を伴う自発光型センサ装置もまた本発明の技術的範囲に含まれるものである。

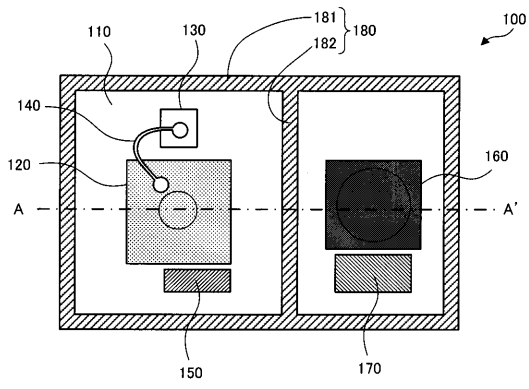
【産業上の利用可能性】

【0099】

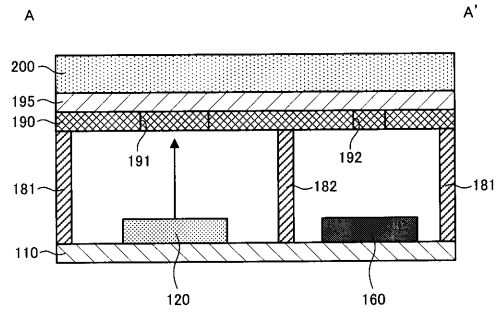
本発明に係る自発光型センサ装置は、例えば血流速度等を測定することが可能な血流センサ装置等に利用することが可能である。

40

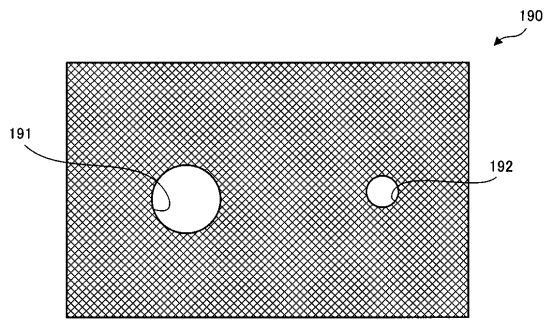
【図 1】



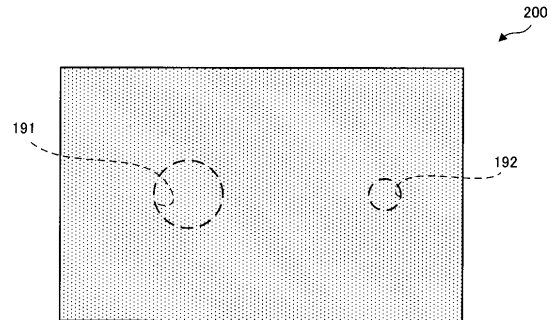
【図 2】



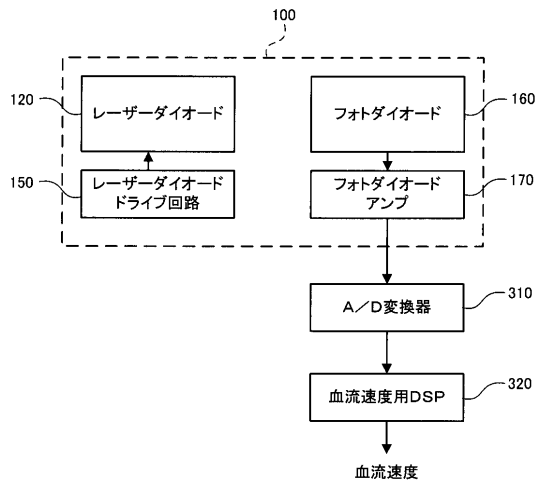
【図 3】



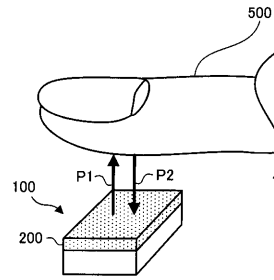
【図 4】



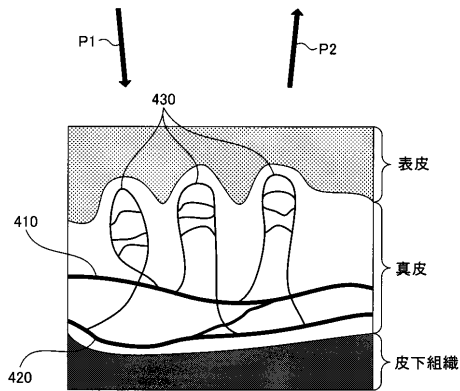
【図5】



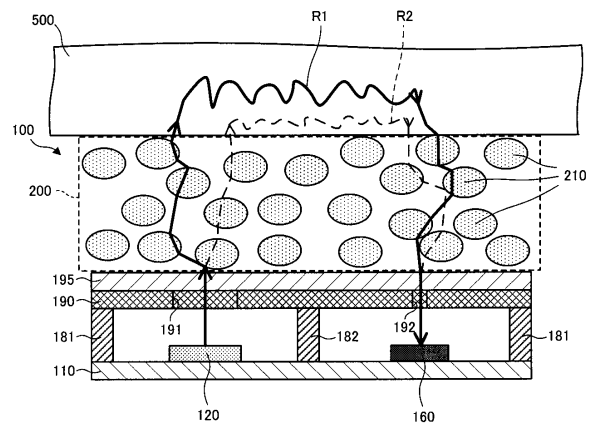
【図6】



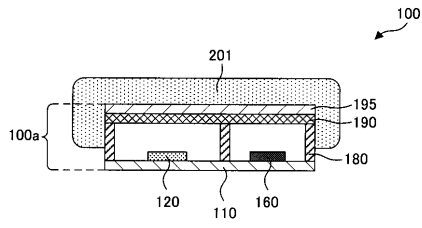
【図7】



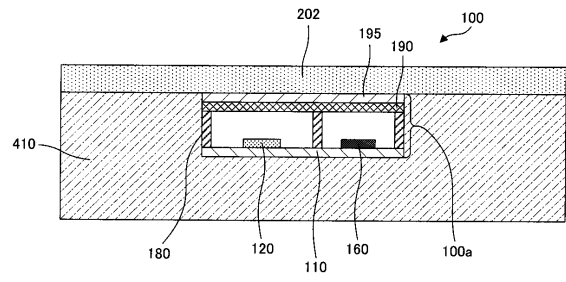
【図8】



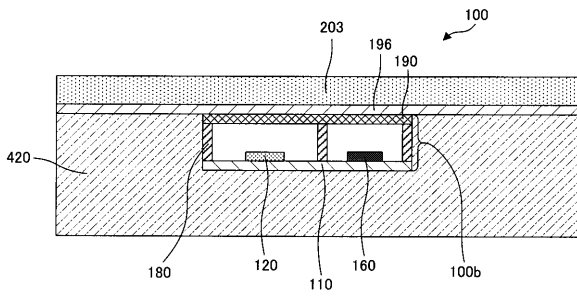
【図 9】



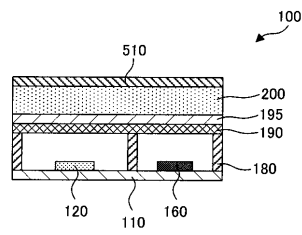
【図 10】



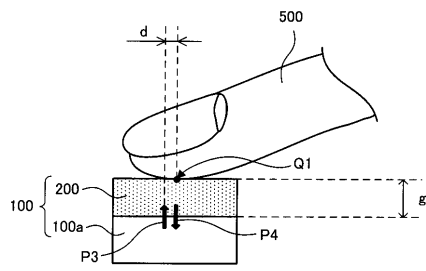
【図 11】



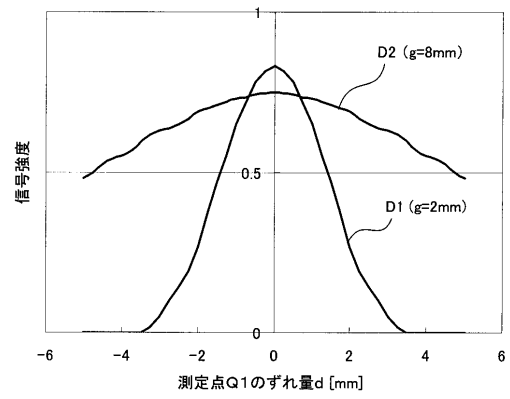
【図 12】



【図13】

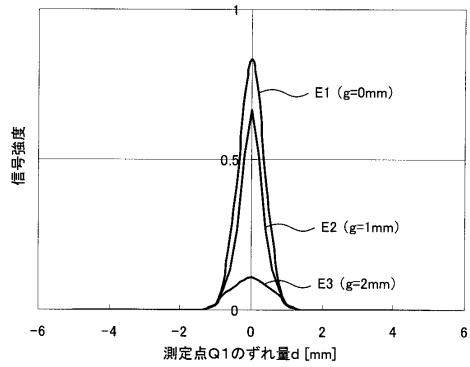


【図14】

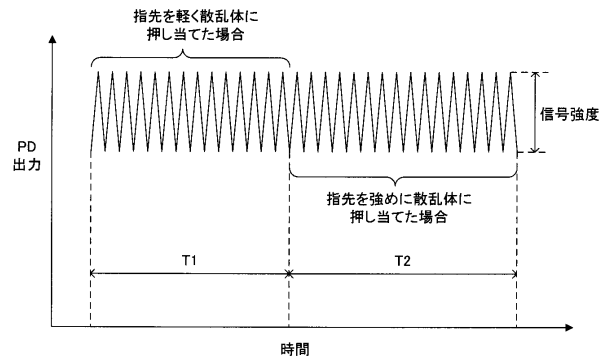


【図15】

比較例: 散乱体がない場合

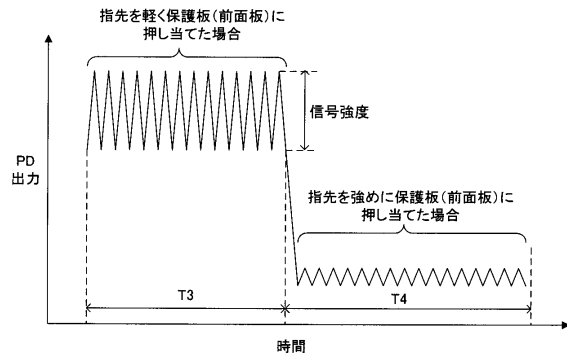


【図16】



【図 17】

比較例: 散乱体がない場合



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-229920(JP,A)
特開2006-130208(JP,A)
国際公開第2007/97240(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/02 - 5/03