

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5970785号
(P5970785)

(45) 発行日 平成28年8月17日(2016.8.17)

(24) 登録日 平成28年7月22日(2016.7.22)

(51) Int.Cl.

G O 1 N 21/64 (2006.01)

F I

G O 1 N 21/64

Z

請求項の数 11 (全 17 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|-----------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2011-250997 (P2011-250997) | (73) 特許権者 | 000002185 |
| (22) 出願日 | 平成23年11月16日(2011.11.16) | | ソニー株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2013-104851 (P2013-104851A) | | 東京都港区港南1丁目7番1号 |
| (43) 公開日 | 平成25年5月30日(2013.5.30) | (74) 代理人 | 100095957 |
| 審査請求日 | 平成26年10月31日(2014.10.31) | | 弁理士 亀谷 美明 |
| 前置審査 | | (72) 発明者 | 佐藤 英雄 |
| | | | 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株 式会社内 |
| | | 審査官 | 横尾 雅一 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体計測装置、生体計測方法、プログラムおよび記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の表面の第1の部分に対向して配置され、前記第1の部分に対して励起光を照射する光源部と、

前記生体の表面の前記第1の部分に隣接する第2の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第1の体内物質を励起させることによって発生し前記第2の部分から放出される蛍光を受光する受光部と

を備え、

前記光源部は、前記生体の表面に対して傾斜した方向に前記励起光を照射し、

前記受光部は、前記生体の表面に対して略垂直な方向の前記蛍光を受光し、

前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交し、

前記光源部は、前記傾斜した方向に対応して配置される遮光体を有する、生体計測装置

。

【請求項2】

前記受光部に入射する光の指向性を制御する光学部材をさらに備える、請求項1に記載の生体計測装置。

【請求項3】

前記第1の体内物質の前記生体の表面からの深さに対応した被写界深度を有する複数の受光レンズがアレイ状に配設されたレンズアレイをさらに備え、

前記受光部に入射する前記蛍光は前記レンズアレイによって導光される、請求項1、ま

たは 2 に記載の生体計測装置。

【請求項 4】

前記光源部と前記受光部との間に配置される遮光体をさらに備える、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

【請求項 5】

前記光源部は、前記第 1 の部分に対して、前記励起光と、前記生体の前記第 1 の体内物質とは異なる第 2 の体内物質を計測するための前記励起光とは異なる波長の光とを時分割で照射する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

【請求項 6】

前記受光部は、2 次元分光器を含む、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

10

【請求項 7】

前記蛍光を集約して前記受光部に導光する集光部をさらに備える、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

【請求項 8】

生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部によって、前記第 1 の部分に対して励起光を照射することと、

前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部によって、前記蛍光を受光することと

20

を含み、

前記光源部は、前記生体の表面に対して傾斜した方向に前記励起光を照射し、

前記受光部は、前記生体の表面に対して略垂直な方向の前記蛍光を受光し、

前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交し、

前記光源部は、前記傾斜した方向に対応して配置される遮光体を有する、生体計測方法

。

【請求項 9】

生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置に備えられるコンピュータに、

30

前記光源部を制御する機能と、

前記受光部を制御する機能と

を実現させ、

前記光源部は、前記生体の表面に対して傾斜した方向に前記励起光を照射し、

前記受光部は、前記生体の表面に対して略垂直な方向の前記蛍光を受光し、

前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交し、

前記光源部は、前記傾斜した方向に対応して配置される遮光体を有する、プログラム。

【請求項 10】

40

生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置に備えられるコンピュータに、

前記光源部を制御する機能と、

前記受光部を制御する機能と

を実現させ、

前記光源部は、前記生体の表面に対して傾斜した方向に前記励起光を照射し、

前記受光部は、前記生体の表面に対して略垂直な方向の前記蛍光を受光し、

50

前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交し、
前記光源部は、前記傾斜した方向に対応して配置される遮光体を有する、プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項 11】

生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記生体の表面に対して傾斜した方向に励起光を照射する光源部と、

前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される前記生体の表面に対して略垂直な方向の蛍光を受光する受光部と

を備え、

前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交し、

前記光源部は、前記傾斜した方向に対応して配置される遮光体を有する、生体計測装置

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体計測装置、生体計測方法、プログラムおよび記録媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、光学系を用いて非侵襲的に生体計測を実施する技術が開発されている。こうした技術には、例えば、ラマン分光法や近赤外分光法などに加えて、生体に照射された紫外線などの励起光によって生じる蛍光を測定する蛍光分光法も利用される。蛍光分光法を用いた生体計測技術の例は、例えば特許文献 1 に記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特表 2007 - 510159 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記のような蛍光分光法を用いた生体計測技術では、生体の対象領域全体に励起光を照射するために、励起光の光源と生体との間に空間が必要である。また、対象領域全体から蛍光を受光するために、蛍光の受光部と生体の間にもある程度の距離が必要である。それゆえ、生体計測のための装置の小型化が困難であった。

【0005】

そこで、本開示では、蛍光分光法を用いた生体計測のための装置を小型化することが可能な、新規かつ改良された生体計測装置、生体計測方法、プログラムおよび記録媒体を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示によれば、生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、上記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、上記生体の表面の上記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、上記励起光が上記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し上記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置が提供される。

【0007】

また、本開示によれば、生体の表面の第 1 の部分に対して励起光を照射することと、上記励起光が上記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し上記生体の表面の上記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分から放出される蛍光を受光することを含む生体計測方法が提供される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

また、本開示によれば、生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、上記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、上記生体の表面の上記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、上記励起光が上記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し上記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置に含まれるコンピュータに、上記光源部を制御する機能と、上記受光部を制御する機能とを実現させるためのプログラムが提供される。

【 0 0 0 9 】

また、本開示によれば、生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、上記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、上記生体の表面の上記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、上記励起光が上記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し上記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置に含まれるコンピュータに、上記光源部を制御する機能と、上記受光部を制御する機能とを実現させるためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体が提供される。

10

【 0 0 1 0 】

また、本開示によれば、生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、上記生体の表面に対して傾斜した方向に励起光を照射する光源部と、上記生体の表面の上記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、上記励起光が上記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し上記第 2 の部分から放出される上記生体の表面に対して略垂直な方向の蛍光を受光する受光部とを有し、上記励起光が照射される方向は、上記蛍光の方向に略直交する生体計測装置が提供される。

20

【 0 0 1 1 】

上記のような本開示の構成によれば、光源部と受光部とが生体の表面の別々の部分に対向して配置される。それゆえ、光源部および受光部と生体の表面との間の空間は小さくてよく、従って装置を小型化することが可能になる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

以上説明したように本開示によれば、蛍光分光法を用いた生体計測のための装置を小型化することができる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 本開示の実施形態の関連技術に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 図 2 】 本開示の第 1 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 図 3 】 本開示の第 1 の実施形態に係る生体計測装置の受光部の構成例を示す図である。

【 図 4 】 本開示の第 1 の実施形態におけるフィルタの構成例を示す図である。

【 図 5 】 本開示の第 2 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 図 6 】 本開示の第 3 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 図 7 】 本開示の第 4 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 図 8 】 本開示の第 5 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

40

【 図 9 】 情報処理装置のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 4 】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書および図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【 0 0 1 5 】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 関連技術の説明
2. 本開示の実施形態

50

- 2 - 1 . 第 1 の実施形態
- 2 - 2 . 第 2 の実施形態
- 2 - 3 . 第 3 の実施形態
- 2 - 4 . 第 4 の実施形態
- 2 - 5 . 第 5 の実施形態

3 . 補足

【 0 0 1 6 】

(1 . 関連技術の説明)

まず、図 1 を参照して、本開示の実施形態に関連する技術について説明する。図 1 は、
本開示の実施形態の関連技術に係る生体計測装置の構成を示す図である。

10

【 0 0 1 7 】

図 1 を参照すると、生体計測装置 1 0 は、光源部 1 1 と、受光部 1 2 と、解析部 1 3 とを含む。生体計測装置 1 0 は、蛍光分光法を用いて生体計測を実行する生体計測装置である。光源部 1 1 は、生体 B の表面の計測対象部分に向けて励起光 E を照射する。生体 B に入射した励起光 E が生体 B の体内物質 T を励起させることによって、体内物質 T から蛍光 F が発生する。受光部 1 2 は、計測対象部分から放出される蛍光 F を受光する。解析部 1 3 は、受光部 1 2 が受光した蛍光 F のスペクトルや強度を解析することによって、体内物質 T を定量化する。

【 0 0 1 8 】

上記の生体計測装置 1 0 では、光源部 1 1 が生体 B の表面の計測対象部分全体に励起光 E を照射できるように、光源部 1 1 と生体 B との間にある程度の空間が必要である。また、受光部 1 2 が生体 B の表面の計測対象部分全体から蛍光 F を受光できるように、受光部 1 2 と生体 B との間にもある程度の空間が必要である。その結果、生体計測装置 1 0 は、光源部 1 1 および受光部 1 2 と生体 B との間の空間の分だけ大型になり、小型化することは困難であった。

20

【 0 0 1 9 】

また、生体計測装置 1 0 では、光源部 1 1 から照射された励起光 E の一部が、生体 B の表面で反射し、蛍光 F とともに受光部 1 2 に受光される。つまり、励起光 E の成分が、蛍光 F の解析結果にノイズとして混入する。励起光 E と蛍光 F との間の波長の差は比較的小さいため、生体計測装置 1 0 において蛍光 F から励起光 E を分離して受光することは困難であった。

30

【 0 0 2 0 】

以下、本開示の実施形態のいくつかについて説明する。これらの実施形態の利点の一部は、上記の関連技術に係る生体計測装置と比較することによって、より容易に理解されるであろう。

【 0 0 2 1 】

(2 . 本開示の実施形態)

(2 - 1 . 第 1 の実施形態)

まず、図 2 ~ 図 4 を参照して、本開示の第 1 の実施形態について説明する。図 2 は、本開示の第 1 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。図 3 は、本開示の第 1 の実施形態に係る生体計測装置の受光部の構成例を示す図である。図 4 は、本開示の第 1 の実施形態におけるフィルタの構成例を示す図である。

40

【 0 0 2 2 】

図 2 を参照すると、生体計測装置 1 0 0 は、光源部 1 1 0 と、遮光体 1 1 2 と、受光部 1 2 0 と、フィルタ 1 2 2 と、解析部 1 3 0 と、制御部 1 4 0 とを含む。生体計測装置 1 0 0 は、蛍光分光法を用いて生体計測を実行する生体計測装置である。

【 0 0 2 3 】

光源部 1 1 0 は、生体 B の表面の第 1 の部分に対向して配置され、この部分に対して励起光 E を照射する。ここで、励起光 E は、生体 B の体内物質 T を励起状態にして、蛍光 F を放出させるための光である。つまり、生体 B の体内物質 T は、励起光 E を吸収して励起

50

状態になった後、蛍光 F を放出して基底状態に戻る。かかる励起光 E としては、例えば近紫外線や短波長の可視光線が用いられるが、これには限られず、体内物質を励起状態にすることが可能な光であれば任意の波長の光を用いることが可能である。光源部 110 としては、例えば発光ダイオード (LED: Light Emitting Diode) や小型のレーザなどが用いられる。

【0024】

受光部 120 は、生体 B の表面の第 2 の部分に対向して配置され、この部分から放出される蛍光 F を受光する。受光部 120 は、光検出器 (PD: Photo Detector) などを用いて受光した蛍光 F を電気信号に変換し、解析部 130 に提供する。ここで、生体 B の表面の第 2 の部分は、上記の光源部 110 が配置される第 1 の部分に隣接する部分である。また、第 2 の部分から放出される蛍光 F は、励起光 E によって励起状態になった生体 B の体内物質 T から放出されたものである。

10

【0025】

かかる受光部 120 について、図 3 を参照してさらに説明する。図 3 を参照すると、受光部 120 は、レンズ 1201 と、スリット 1203 と、プリズム 1205 と、撮像素子 1207 とを有する 2 次元分光器を含む。撮像素子 1207 としては、例えば、フォトダイオード、または CCD (Charge Coupled Devices) 型、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型、もしくは TFT (Thin Film Transistor) 型などの 2 次元画像センサが用いられる。レンズ 1201 およびスリット 1203 によって導光された光は、プリズム 1205 で分光されて、撮像素子 1207 上に、一方を波長軸、他方を視野軸とする 2 次元の像を結像する。かかる構成によって、例えば、分光成分の位置による変化を検出することができる。

20

【0026】

これによって、例えば、計測対象範囲に存在する特異点のデータを補正または削除することができる。生体 B には、例えば表面の体毛やアザ、ホクロ、または体内の動脈および静脈の血管など、計測の結果に影響を及ぼす要素が存在している部分がある。このような部分では、視野軸に沿ってスペクトルが不連続になると考えられる。それゆえ、上記の受光部 120 の構成によれば、このような部分を特異点として検出することができ、目視による計測位置の選定や複数回の計測による平均値の取得をしなくてもより正確な計測結果を得ることができる。また、こうして計測される計測量の平坦度によって、現在の計測部位が適切であるかどうかを計測者に音声や表示などによって通知してもよい。なお、受光部 120 の構成は上記の例には限られず、例えばラインセンサを用いた構成であってもよい。

30

【0027】

また、図 3 に示されるように、受光部 120 には、フィルタ F1 ~ F6 が設けられてもよい。図示された例において、フィルタ F1 ~ F6 は、撮像素子 1207 上に結像される像の波長軸の方向について分割され、それぞれが異なる波長に特化した狭帯域フィルタである。これによって、波長軸方向でそれぞれの波長の光を個別に計測することができる。また、図 4 に示されるように、フィルタ F1 ~ F6 を、探索する波長群に対応する、例えば RGB フィルタのような狭帯域フィルタにしてもよい。この場合、プリズム 1205 を省略することが可能であり、これによって受光部 120 を小型化し、また生体計測装置 100 に用いられる光学部品を削減することができる。

40

【0028】

ここで、本実施形態では、上記のように、光源部 110 と受光部 120 とが、生体 B の表面の別々の部分に対向して配置される。つまり、本実施形態では、上記の関連技術の場合とは違い、生体 B の表面で励起光 E が入射される部分と計測対象の蛍光 F が放出される部分とが異なる。かかる構成は、図示されているように、励起光 E が生体 B の内部に入射した後に散乱される性質を利用することによって可能になる。光源部 110 が配置される生体 B の表面の第 1 の部分から入射した励起光 E は、生体 B の内部で散乱され、例えば第

50

2の部分の内部にある体内物質Tに到達する。これによって、体内物質Tが励起されて蛍光Fが放出され、この蛍光Fが生体Bの表面の第2の部分から放出されて、受光部120によって受光される。

【0029】

このように、本実施形態では、光源部110および受光部120が、生体Bの表面の別々の部分について励起光Eを入射または蛍光Fを受光すればよい。上記の関連技術の場合に必要とされた光源部および受光部と生体Bの表面との間の空間はなくてもよい。従って、本実施形態に係る生体計測装置100は、例えば上記の関連技術に係る生体計測装置10と比べて、小型化することが可能である。

【0030】

また、本実施形態では、光源部110と生体Bの表面との間の空間をなくす、つまり光源部110を生体Bの表面に近接させて配置することが可能であることによって、生体Bの内部への励起光Eの照射の効率を向上させることができる。また、生体計測装置100では、受光部120を生体表面に近接させて配置することも可能である。これによって、生体の表面から放出される微弱な蛍光を効率よく集光することができる。

【0031】

遮光体112は、光源部110と受光部120との間に配置される。遮光体112は、例えば、光源部110から照射された励起光Eが、直接、または生体Bの表面で反射して受光部120側に入射することを防ぐ。上記のように、本実施形態では、生体Bの表面で励起光Eが照射される部分と計測対象の蛍光Fが放出される部分とが異なるため、遮光体112を設けることで励起光Eと蛍光Fとを隔離することが可能である。これによって、受光部120によって受光されて蛍光Fの解析結果に影響を及ぼす励起光Eが減少し、S/N (Signal/Noise) 比が向上する結果、蛍光Fの解析の精度を向上させることができる。

【0032】

フィルタ122は、生体Bと受光部120との間に配置される光学フィルタである。フィルタ122は、例えば、励起光Eの波長の光は通過させずに、検出波長、つまり蛍光Fの波長の光を通過させる狭帯域のバンドパスフィルタでありうる。フィルタ122を設けることによって、例えば、生体Bの内部で散乱して体内物質Tに到達することなく生体Bの表面から放出される励起光Eが受光部120に受光されることを防ぐことが可能である。これによって、遮光体112の場合と同様に、受光部120によって受光されて蛍光Fの解析結果に影響を及ぼす励起光Eが減少し、蛍光Fの解析の精度を向上させることができる。

【0033】

解析部130は、例えばCPU (Central Processing Unit)、RAM (Random Access Memory)、ROM (Read Only Memory) などを有するコンピュータによって実現される。解析部130は、受光部120から取得した蛍光Fのデータに基づいて、蛍光Fのスペクトルや強度を解析する。これによって、例えば蛍光Fを放出した生体Bの体内物質Tを定量化することが可能である。解析部130は、生体計測装置100の一部であってもよいし、また生体計測装置100に接続される外部機器であってもよい。また、受光部120によって生成される蛍光Fの撮像データがリムーバブルの記憶媒体に格納され、この記憶媒体が生体計測装置100から取り外されて解析部130を有する他の装置に接続されることで、蛍光Fが解析されてもよい。

【0034】

ここで、解析部130は、蛍光Fの解析において、生体Bの体内物質Tを計測することに適合した付加的な処理を実行してもよい。例えば、解析部130は、パルスオキシメータと同様の原理により、受光された蛍光Fから動脈血中の物質によって放出された蛍光を分離してもよい。この場合、解析部130は、例えば蛍光Fのうち、時間的に変化する成分を、動脈の脈拍によるものとして分離する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

制御部 1 4 0 は、例えば CPU、RAM、ROMなどを有するコンピュータによって実現される。制御部 1 4 0 は、上記の生体計測装置 1 0 0 の各部の動作を制御する。例えば、制御部 1 4 0 は、上記の光源部 1 1 0 および受光部 1 2 0 の動作を制御する。

【 0 0 3 6 】

(2 - 2 . 第 2 の実施形態)

次に、図 5 を参照して、本開示の第 2 の実施形態について説明する。図 5 は、本開示の第 2 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 0 0 3 7 】

図 5 を参照すると、生体計測装置 2 0 0 は、光源部 1 1 0 と、遮光体 1 1 2 と、受光部 1 2 0 と、フィルタ 1 2 2 と、絞り 2 2 4 と、解析部 1 3 0 と、制御部 1 4 0 とを含む。なお、上記の構成要素のうち絞り 2 2 4 以外については、上記の第 1 の実施形態と同様の構成とすることが可能であるため、詳細な説明を省略する。

10

【 0 0 3 8 】

絞り 2 2 4 は、受光部 1 2 0 に入射する光の指向性を限定するための光学部材である。絞り 2 2 4 は、例えば、生体 B に対して垂直な方向の蛍光 F を選択的に通過させて受光部 1 2 0 に入射させる。これによって、例えば、計測対象部分以外から放出された蛍光 F の混入を防ぐことができる。受光部 1 2 0 に入射する蛍光 F の指向性を限定するための光学部材としては、絞り 2 2 4 に限らず、例えば遮光体が用いられてもよい。

20

【 0 0 3 9 】

また、蛍光 F 以外の光が受光部 1 2 0 に入射することを防ぐための他の構成として、例えばマイクロレンズアレイが設けられてもよい。マイクロレンズアレイは、例えば体内物質 T の生体 B の表面からの深さに対応した被写界深度を有する複数の小さな受光レンズがアレイ状に配設されたレンズアレイであり、受光部 1 2 0 に入射する蛍光 F を導光する。

【 0 0 4 0 】

本実施形態のように、受光部 1 2 0 に蛍光 F 以外の光が入射することを防ぐ光学部材を設けることによって、例えば、計測対象の体内物質 T 以外の部分で散乱した励起光や、計測対象ではない体内物質によって放出された蛍光が、計測対象の蛍光 F に混入することを防ぎ、計測の精度を向上させることができる。

30

【 0 0 4 1 】

(2 - 3 . 第 3 の実施形態)

次に、図 6 を参照して、本開示の第 3 の実施形態について説明する。図 6 は、本開示の第 3 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【 0 0 4 2 】

図 6 を参照すると、生体計測装置 3 0 0 は、光源部 3 1 0 と、遮光体 1 1 2 と、受光部 1 2 0 と、フィルタ 1 2 2 と、解析部 1 3 0 と、制御部 1 4 0 とを含む。なお、上記の構成要素のうち光源部 3 1 0 以外については、上記の第 1 の実施形態と同様の構成とすることが可能であるため、詳細な説明を省略する。また、これらの構成要素は、上記の第 2 の実施形態と同様の構成とすることも可能である。

40

【 0 0 4 3 】

光源部 3 1 0 は、生体 B の表面の第 1 の部分に対向して配置され、この部分に対して励起光 E を照射する。光源部 3 1 0 は、例えば LED などを用いて励起光 E を照射する。上記の第 1 の実施形態の光源部 1 1 0 とは異なる点として、光源部 3 1 0 は、生体 B の表面に対して傾斜した方向に励起光 E を照射する。より詳しくは、光源部 3 1 0 は、受光部 1 2 0 に向かって傾斜した方向に励起光 E を照射する。光源部 3 1 0 は、照射される励起光 E に高い指向性をもたせるために、1 または複数のレンズや絞りなどを含む光学系 3 1 0 1 を有してもよい。また、光源部 3 1 0 は、励起光 E の漏出を防ぐために遮光体 3 1 0 3 を有してもよい。

【 0 0 4 4 】

50

このような構成は、例えば、生体計測装置 300 が、生体 B の真皮層 B1 の計測に特化する場合に有効である。この場合、計測対象の体内物質 T は、生体 B の表面に近い真皮層 B1 にある。励起光 E を用いて体内物質 T を効果的に励起させるためには、励起光 E の照射の方向を傾斜させ、また励起光 E に指向性をもたせて、より多くの励起光 E を体内物質 T に到達させることが有効である。一例として、受光部 120 が生体 B の表面に対して略垂直な方向の蛍光 F を受光するように構成されている場合、光源部 310 は、この蛍光 F の方向に略直交する程度まで傾斜した方向に励起光 E を照射してもよい。励起光 E と蛍光 F とが略直交することで、例えば励起光 E と蛍光 F とのクロストークを防止することができる。

【0045】

(2-4. 第4の実施形態)

次に、図7を参照して、本開示の第4の実施形態について説明する。図7は、本開示の第4の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【0046】

図7を参照すると、生体計測装置 400 は、光源部 110 と、遮光体 112 と、受光部 120 と、フィルタ 122 と、集光プリズム 426 と、解析部 130 と、制御部 140 とを含む。なお、上記の構成要素のうち集光プリズム 426 以外については、上記の第1の実施形態と同様の構成とすることが可能であるため、詳細な説明を省略する。また、これらの構成要素は、上記の第2または第3の実施形態と同様の構成とすることも可能である。

【0047】

集光プリズム 426 は、生体から放出される蛍光を受光部 120 へと集光する。集光プリズム 426 は、例えば、図示されているように、生体 B の表面の第2の領域から放出された蛍光 F を集約して受光部 120 に導光する。これによって、第2の領域の全体にわたる大きさの受光部 120 を設けなくてもよくなり、受光部 120 を小型化することで生体計測装置 400 全体をも小型化することができる。

【0048】

(2-5. 第5の実施形態)

次に、図8を参照して、本開示の第5の実施形態について説明する。図8は、本開示の第5の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

【0049】

図8を参照すると、生体計測装置 500 は、光源部 510 と、遮光体 112 と、受光部 120 と、フィルタ 122 と、解析部 130 と、制御部 140 とを含む。なお、上記の構成要素のうち光源部 510 以外については、上記の第1の実施形態と同様の構成とすることが可能であるため、詳細な説明を省略する。また、これらの構成要素は、上記の第2～第4の実施形態のいずれかと同様の構成とすることも可能である。

【0050】

光源部 510 は、生体 B の表面の第1の部分に対向して配置され、この部分に対して例えば LED などを用いて光を照射する。ここで、光源部 510 は、生体 B の体内物質 T1 を励起させて蛍光 F を放出させるための励起光 E1 と、体内物質 T1 とは異なる体内物質 T2 を計測するための、励起光 E1 とは異なる波長の光 E2 とを時分割で照射する。光 E2 は、励起光 E1 と同様に、体内物質 T2 を励起させて蛍光を放出させる光であってもよいし、また、光吸収率によって体内物質 T2 を計測するための光であってもよい。体内物質 T2 は、例えば体内物質 T1 に対する計測妨害物質でありうる。

【0051】

例えば、光源部 510 は、光 E2 として、波長 940 nm の光を照射する。この場合、光 E2 の波長が脂肪による光の吸収に特徴的な波長であるため、光 E2 を用いて生体 B の内部の脂肪の量を計測することが可能である。また、光源部 510 は、光 E2 として、波長 568 nm, 660 nm, 890 nm の光を照射してもよい。この場合、光 E2 の波長が酸化ヘモグロビンに特徴的な吸収波長であるため、光 E2 を用いて生体内部の血液によ

10

20

30

40

50

る吸収が励起光 E 1 を妨げる度合いを計測することが可能である。また、光源部 5 1 0 は、波長 8 0 0 n m ~ 9 4 0 n m の光を照射してもよい。この場合、光 E 2 の波長が還元ヘモグロビンに特徴的な吸収波長であるため、動脈血の成分による蛍光への影響を計測することが可能である。

【 0 0 5 2 】

このように、光源部 5 1 0 が励起光 E 1 と光 E 2 とを時分割で照射することによって、例えば蛍光 F と蛍光 F に対する計測妨害物質になりうる脂肪や血液の状態とを併せて計測し、これらの成分の変動による体内物質 T 1 の蛍光 F による計測結果のゆらぎを適切に補正することができる。

【 0 0 5 3 】

また、例えば、光源部 5 1 0 は、体内物質 T 1 を励起させるための励起光 E 1 と、体内物質 T 2 を励起させるための励起光である光 E 2 とを時分割で照射してもよい。この場合、励起光 E 1 と光 E 2 とは、体内物質 T 1 と体内物質 T 2 とのそれぞれの励起波長を有する光でありうる。体内物質 T 1 と体内物質 T 2 とは、いずれも計測対象の物質であってもよい。つまり、この場合、混在している複数の体内物質 T 1 , T 2 を、それぞれに対応する励起光で励起させて蛍光を放出させることによって、分離して計測することができる。

【 0 0 5 4 】

(3 . 補足)

以上、本開示の実施形態について説明した。これらの実施形態によれば、例えば、生体計測装置のサイズを小型化することができる。一例として、図 1 に示した関連技術による生体計測装置のサイズが数百 c m ³ であるのに対し、本開示の実施形態に係る生体計測装置のサイズは数 c m ³ ~ 数十 c m ³ まで小型化することが可能である。

【 0 0 5 5 】

また、本開示のある実施形態では、励起光を照射する光源部を生体の表面に近接させて配置することによって、十分な蛍光を得られるだけの励起光の量を確保しつつ光源の照射パワーを少なくし、消費電力を低減することができる。また、これによって、例えば励起光が紫外線であるような場合には、励起光による人体への影響を低減することもできる。

【 0 0 5 6 】

また、本開示のある実施形態では、励起光を生体の内部で拡散させて体内物質に到達させることによって、生体の表面で反射して蛍光に混入する励起光を減少させ、蛍光による計測結果の精度を向上させることができる。

【 0 0 5 7 】

また、本開示のある実施形態では、生体の表面で励起光が照射される部分と蛍光が放出される部分とが分離されていることによって、例えば励起光と蛍光との波長が接近している物質を計測するような場合に、生体の表面付近での励起光と蛍光との干渉を低減することができる。

【 0 0 5 8 】

また、本開示のある実施形態では、励起光と時分割で検査用の光を照射して生体の内部の計測妨害物質を計測することによって、生体の体質的な差異による計測値の変動や誤差を低減することができる。

【 0 0 5 9 】

(ハードウェア構成)

次に、図 9 を参照しながら、本開示の実施形態に係る生体計測装置を実現可能な情報処理装置 9 0 0 のハードウェア構成について、詳細に説明する。図 9 は、本開示の実施形態に係る情報処理装置 9 0 0 のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。

【 0 0 6 0 】

情報処理装置 9 0 0 は、主に、C P U 9 0 1 と、R O M 9 0 3 と、R A M 9 0 5 と、を備える。また、情報処理装置 9 0 0 は、更に、ホストバス 9 0 7、ブリッジ 9 0 9、外部バス 9 1 1、インターフェース 9 1 3、センサ 9 1 4、入力装置 9 1 5、出力装置 9 1 7、ストレージ装置 9 1 9、ドライブ 9 2 1、接続ポート 9 2 3 および通信装置 9 2 5 を備

10

20

30

40

50

える。

【0061】

CPU901は、演算処理装置および制御装置として機能し、ROM903、RAM905、ストレージ装置919、またはリムーバブル記録媒体927に記録された各種プログラムに従って、情報処理装置900内の動作全般またはその一部を制御する。ROM903は、CPU901が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM905は、CPU901が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらはCPUバス等の内部バスにより構成されるホストバス907により相互に接続されている。

【0062】

ホストバス907は、ブリッジ909を介して、PCI(Peripheral Component Interconnect/Interface)バスなどの外部バス911に接続されている。

【0063】

センサ914は、例えば、ユーザに固有の生体情報、または、かかる生体情報を取得するために用いられる各種情報を検出する検出手段である。このセンサ914として、例えば、CCD(Charge Coupled Device)やCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等の各種の撮像素子を挙げることができる。また、センサ914は、生体部位を撮像するために用いられるレンズ等の光学系や光源等を更に有していてもよい。また、センサ914は、音声等

【0064】

入力装置915は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチおよびレバーなどユーザが操作する操作手段である。また、入力装置915は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段であってもよいし、情報処理装置900の操作に対応した携帯電話やPDA等の外部接続機器929であってもよい。さらに、入力装置915は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、CPU901に出力する入力制御回路などから構成されている。情報処理装置900のユーザは、この入力装置915を操作することにより、情報処理装置900に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

【0065】

出力装置917は、取得した情報をユーザに対して視覚的または聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、CRTディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、ELディスプレイ装置およびランプなどの表示装置や、スピーカおよびヘッドホンなどの音声出力装置や、プリンタ装置、携帯電話、ファクシミリなどがある。出力装置917は、例えば、情報処理装置900が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、情報処理装置900が行った各種処理により得られた結果を、テキストまたはイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。

【0066】

ストレージ装置919は、情報処理装置900の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置919は、例えば、HDD(Hard Disk Drive)等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス、または光磁気記憶デバイス等により構成される。このストレージ装置919は、CPU901が実行するプログラムや各種データ、および外部から取得した各種データなどを格納する。

【0067】

ドライブ 921 は、記録媒体用リーダライタであり、情報処理装置 900 に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録されている情報を読み出して、RAM 905 に出力する。また、ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVD メディア、HD-DVD メディア、Blu-ray メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ（登録商標）（Compact Flash：CF）、フラッシュメモリ、または、SD メモリカード（Secure Digital memory card）等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード（Integrated Circuit card）または電子機器等であってもよい。

10

【0068】

接続ポート 923 は、機器を情報処理装置 900 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB（Universal Serial Bus）ポート、IEEE 1394 ポート、SCSI（Small Computer System Interface）ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI（High-Definition Multimedia Interface）ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、情報処理装置 900 は、外部接続機器 929 から直接各種データを取得したり、外部接続機器 929 に各種データを提供したりする。

20

【0069】

通信装置 925 は、例えば、通信網 931 に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置 925 は、例えば、有線または無線 LAN（Local Area Network）、Bluetooth（登録商標）、または WUSB（Wireless USB）用の通信カード等である。また、通信装置 925 は、光通信用のルータ、ADSL（Asymmetric Digital Subscriber Line）用のルータ、または、各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置 925 は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えば TCP/IP 等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置 925 に接続される通信網 931 は、有線または無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内 LAN、赤外線通信、ラジオ波通信または衛星通信等であってもよい。

30

【0070】

以上、本開示の実施形態に係る情報処理装置 900 の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。

【0071】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

40

【0072】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

（１）生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、

前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起

50

光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部と

を備える生体計測装置。

(2) 前記光源部は、前記生体の表面に対して傾斜した方向に前記励起光を照射する、前記 (1) に記載の生体計測装置。

(3) 前記受光部は、前記生体の表面に対して略垂直な方向の前記蛍光を受光し、
前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交する、前記 (2) に記載の生体計測装置。

(4) 前記受光部に入射する光の指向性を制御する光学部材をさらに備える、前記 (1) ~ (3) のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

10

(5) 前記第 1 の体内物質の前記生体の表面からの深さに対応した被写界深度を有する複数の受光レンズがアレイ状に配設されたレンズアレイをさらに備え、

前記受光部に入射する前記蛍光は前記レンズアレイによって導光される、前記 (1) ~ (4) のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

(6) 前記光源部と前記受光部との間に配置される遮光体をさらに備える、前記 (1) ~ (5) のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

(7) 前記光源部は、前記第 1 の部分に対して、前記励起光と、前記生体の前記第 1 の体内物質とは異なる第 2 の体内物質を計測するための前記励起光とは異なる波長の光とを時分割で照射する、前記 (1) ~ (6) のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

(8) 前記受光部は、2次元分光器を含む、前記 (1) ~ (7) のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

20

(9) 前記蛍光を集約して前記受光部に導光する集光部をさらに備える、前記 (1) ~ (8) のいずれか 1 項に記載の生体計測装置。

(10) 生体の表面の第 1 の部分に対して励起光を照射することと、

前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分から放出される蛍光を受光することと

を含む生体計測方法。

(11) 生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置に備えられるコンピュータに、

30

前記光源部を制御する機能と、

前記受光部を制御する機能と

を実現させるためのプログラム。

(12) 生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記第 1 の部分に対して励起光を照射する光源部と、前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される蛍光を受光する受光部とを含む生体計測装置に備えられるコンピュータに、

40

前記光源部を制御する機能と、

前記受光部を制御する機能と

を実現させるためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

(13) 生体の表面の第 1 の部分に対向して配置され、前記生体の表面に対して傾斜した方向に励起光を照射する光源部と、

前記生体の表面の前記第 1 の部分に隣接する第 2 の部分に対向して配置され、前記励起光が前記生体の第 1 の体内物質を励起させることによって発生し前記第 2 の部分から放出される前記生体の表面に対して略垂直な方向の蛍光を受光する受光部と

を備え、

前記励起光が照射される方向は、前記蛍光の方向に略直交する生体計測装置。

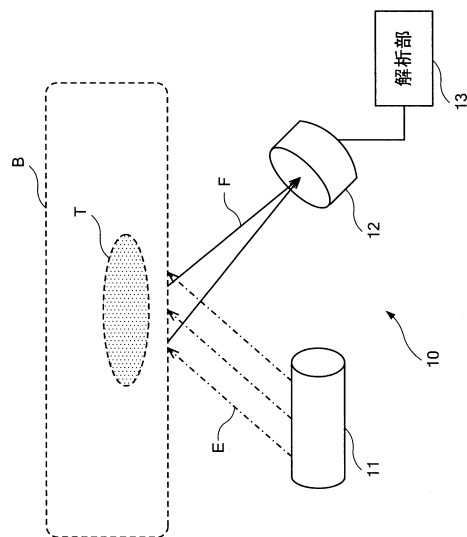
50

【符号の説明】

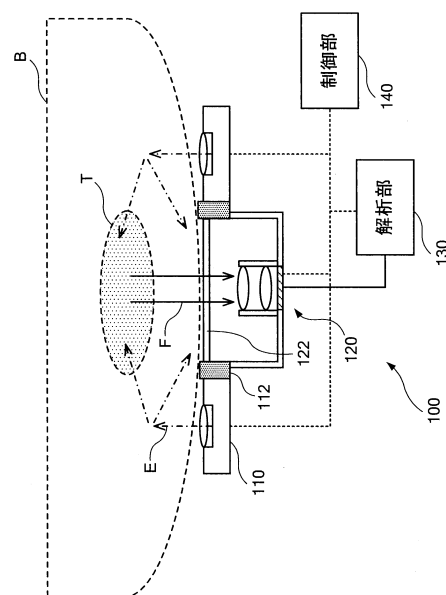
【 0 0 7 3 】

| | |
|-------|--------|
| 1 0 0 | 生体計測装置 |
| 1 1 0 | 光源部 |
| 1 1 2 | 遮光体 |
| 1 2 0 | 受光部 |
| 1 3 0 | 解析部 |
| 1 4 0 | 制御部 |
| B | 生体 |
| T | 体内物質 |
| E | 励起光 |
| F | 蛍光 |

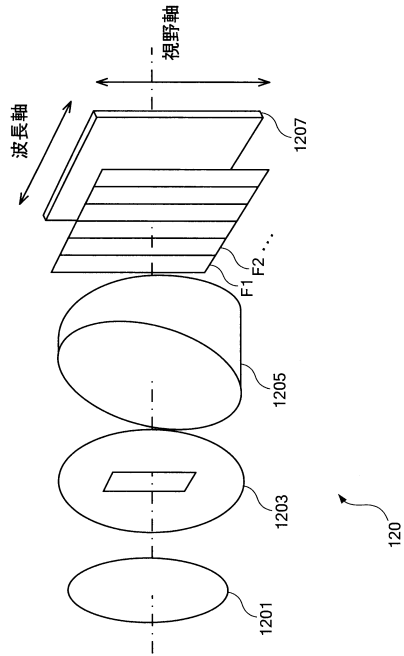
【図 1】



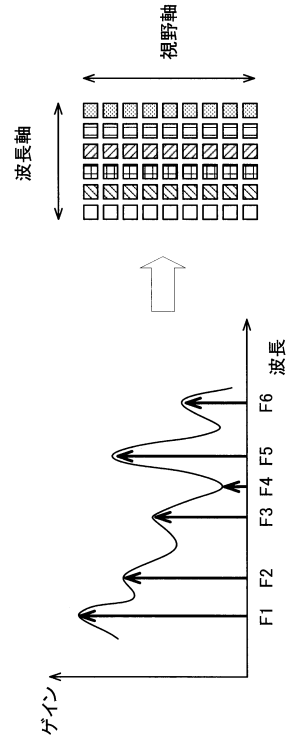
【図 2】



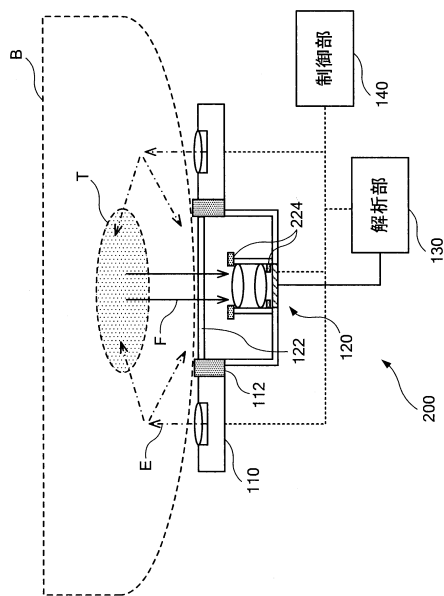
【図 3】



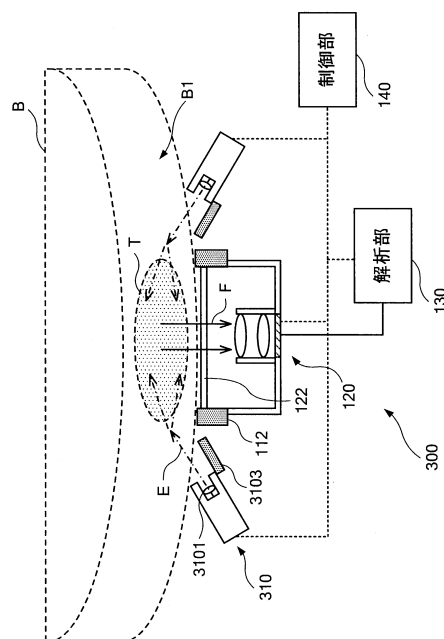
【図 4】



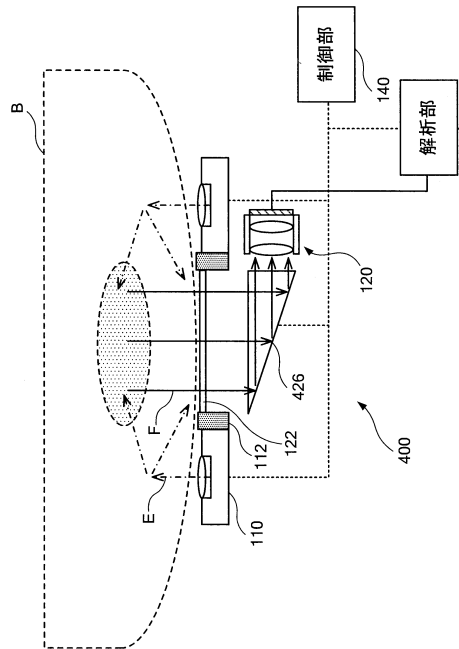
【図 5】



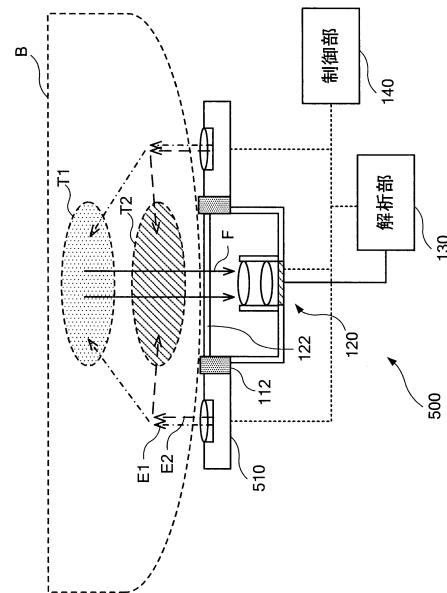
【図 6】



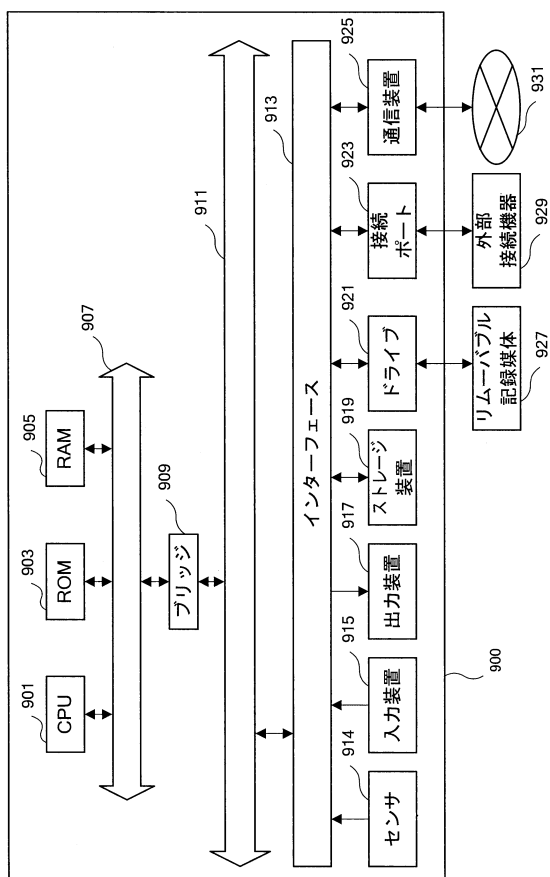
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2011-525629(JP,A)
特表2008-538312(JP,A)
特開平11-037938(JP,A)
特開2005-227155(JP,A)
特開2011-097986(JP,A)
特開2006-112839(JP,A)
特開2004-344668(JP,A)
米国特許出願公開第2009/0032731(US,A1)
米国特許出願公開第2004/0173760(US,A1)
笹川清隆、外4名、脳内埋植CMOSイメージセンサ、機能材料、日本、2011年 1月 5日、第31巻、第2号、第24頁-第32頁
Sasagawa K, et.al., Implantable Image Sensor with Light Guide Array Plate for Bioimaging, Japanese Journal of Applied Physics, 日本、2010年 4月25日, Vol.49, No.4, Issue 2, pp.04DL03.1 - 04DL03.5

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 21/00 - 21/74
A61B 5/06 - 5/22
A61B 9/00 - 10/06
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)