

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年5月23日(23.05.2013)



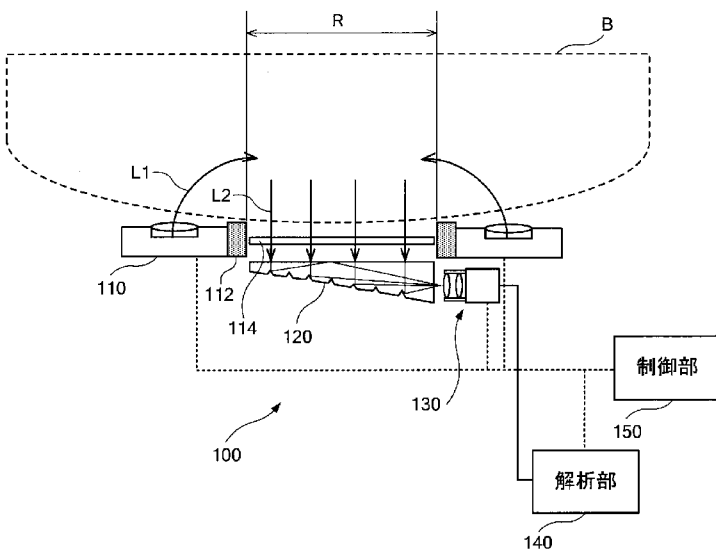
(10) 国際公開番号
WO 2013/073244 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 21/64 (2006.01) A61B 10/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/071221
- (22) 国際出願日: 2012年8月22日(22.08.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-250996 2011年11月16日(16.11.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 佐藤 英雄 (SATO, Hideo) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 亀谷 美明, 外(KAMEYA, Yoshiaki et al.); 〒1600004 東京都新宿区四谷3-1-3 第一富澤ビル はづき国際特許事務所 四谷オフィス Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(54) Title: BIOMETRIC DEVICE, BIOMETRIC METHOD, PROGRAM, AND RECORDING MEDIUM

(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

[図2]



140 ANALYSIS UNIT
150 CONTROL UNIT

(57) Abstract: [Problem] To achieve light reception from a wide range and to simplify a device configuration. [Solution] Provided is a biometric device including: a light source unit that irradiates an inspection light on an organism; a light-collection unit arranged facing a region on the surface of the organism, and which spatially-integrally collects output light output from the region, in accordance with the inspection light; and a light-reception unit that receives the collected output light.

(57) 要約: 【課題】広範囲からの受光を実現しつつ、装置構成を簡略化する。
【解決手段】生体に対して検査光を照射する光源部と、上記生体の表面の領域に対向して配置され、上記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、上記集光された出力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。

WO 2013/073244 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

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

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、例えばラマン分光法や近赤外分光法、または蛍光分光法などの分光法を用いて、非侵襲的に生体計測を実施する技術が開発されている。こうした技術は、例えば、皮下組織の物質検査や、動脈からの脈波信号の検出に利用されている。かかる生体計測技術において、例えば皮下に存在する量が微量である物質を計測するような場合、計測の精度を確保するために、生体表面の広い領域で放出される光を集める必要がある。この場合、例えば、生体表面から受光部までの距離を大きくとることによって受光可能な領域を広げたり、特許文献1などに記載されているように大型の受光装置を用いたりすることが一般的であった。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2009-026142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、生体表面から受光部までの距離を大きくとる場合、計測結果が周辺環境の光の影響を受ける。また、大型の受光装置を用いる場合、装置構成が大がかりになる上に、受光部の配置や形状に制約が生じる。

[0005] そこで、本開示では、生体表面の広い領域から受光する分光計測を、より自由に高精度で実現することが可能な、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、生体に対して検査光を照射する光源部と、上記生体の表面の領域に対向して配置され、上記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、上記集光された出力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、生体に対して検査光を照射することと、上記検査光に応じて上記生体の表面の領域から放出される出力光を空間積分的に集光することと、上記集光された出力光を受光することを含む生体計測方法が提供される。
- [0008] また、本開示によれば、生体に対して検査光を照射する光源部と、上記生体の表面の領域に対向して配置され、上記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、上記集光された出力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。
- [0009] また、本開示によれば、生体に対して検査光を照射する光源部と、上記生体の表面の領域に対向して配置され、上記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、上記集光された出力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。
- [0010] また、本開示によれば、生体に対して検査光を照射する光源部と、上記生体の表面の領域に対向して配置され、上記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、上記集光された出力光を受光する受光部とを含み、上記集光部は、上記領域を分割した複数のサブ領域ごとに上記出力光を集光するように分割され、上記受光部は、上記分割された集光部によってそれぞれ集光された上記出力光を時分割で受光する生体計測装置が提供される。

[0011] 上記のような本開示の構成によれば、生体表面の所定の領域から放出された出力光が、集光部によって空間積分的に集光されて、受光部によって受光される。それゆえ、生体表面の広い領域から受光することが可能でありながら、例えば生体表面から受光部までの居値を大きくとったり、受光部を大型化したりしなくてよい。また、集光部は、受光部に比べて柔軟な素材で構成されうるため、生体計測装置の配置や形状を自由に設定することも容易である。

発明の効果

[0012] 以上説明したように本開示によれば、生体表面の広い領域から受光する分光計測を、より自由に高精度で実現することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [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の実施形態においてマイクロプリズムアレイを分割する例を示す図である。

[図4]本開示の第1の実施形態においてさらに光源部を分割する例を示す図である。

[図5]本開示の第1の実施形態において受光部にラインセンサを用いる例を示す図である。

[図6]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7]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8]マイクロレンズアレイの被写界深度について説明するための図である。

[図9]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10]本開示の第4の実施形態において領域を分割する例を示す図である。

[図11]図10の例における受光と照射との切替の例を示す図である。

[図12]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。

[図13]本開示の第6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14]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

[0014] 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。

[0015] 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
 - 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
 - 2-6. 第6の実施形態

3. 補足

[0016] (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。

[0017] 図1を参照すると、生体計測装置10は、光源部11と、受光部13と、解析部14とを含む。生体計測装置10は、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11は、生体Bの表面の計測対象部分に向けて検査光L1を照射する。生体Bに入射した検査光L1に応じて、生体Bから出力光L2が放出される。受光部13は、出力光L2を受光する。解析部14は、受光部13が受光した出力光L2を解析する。

[0018] 上記の生体計測装置10では、受光部13が生体Bの表面の広い範囲から

出力光L 2を受光できるように、受光部1 3と生体Bとの間にはある程度の距離が設定されている。それゆえ、計測結果が周辺環境の光の影響を受ける可能性がある。

[0019] また、生体Bの表面の広い範囲から出力光L 2を受光するための別の例として、大型の受光装置を受光部として用いてもよい。しかしながら、この場合、装置構成が大がかりになる上に、受光部の配置や形状に制約が生じる。また、大型の受光装置は、一般に高価である。

[0020] 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。

[0021] (2. 本開示の実施形態)

(2-1. 第1の実施形態)

まず、図2～図5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の実施形態において領域を分割する例を示す図である。図4は、本開示の第1の実施形態において領域をさらに分割する例を示す図である。図5は、本開示の第1の実施形態において受光部にラインセンサを用いる例を示す図である。

[0022] 図2を参照すると、生体計測装置100は、光源部110と、遮光体112と、フィルタ114と、マイクロプリズムアレイ120と、受光部130と、解析部140と、制御部150とを含む。生体計測装置100は、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。

[0023] 光源部110は、生体Bに対して検査光L1を照射する。ここで、検査光L1は、例えば、生体Bの体内物質を励起状態にして、出力光L2として蛍光を放出させるための励起光である。この場合、検査光L1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。また、検査光L1は、生体Bの内部で散乱および吸収されて出

力光L 2として放出される近赤外光などの光であってもよい。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] マイクロプリズムアレイ120は、生体Bの表面の領域Rに対向して配置され、検査光L1に応じて領域Rから放出される出力光L2を空間積分的に集光する集光部である。ここで、空間積分的な集光とは、領域Rから放出される出力光L2を、反射させたり屈折させたりすることで領域Rよりも小さい領域に集約することである。図示された例において、マイクロプリズムアレイ120は、断面方向について、領域Rから放出される出力光L2を1点に集約して受光部130に導光する。別の例として、マイクロプリズムアレイ120は、断面方向について、出力光L2を複数の点に集約して受光部130に導光してもよい。

[0025] 受光部130は、マイクロプリズムアレイ120によって集光された出力光L2を受光する。受光部130は、光検出器（PD：Photo Detector）などを用いて受光した出力光L2を電気信号に変換し、解析部140に提供する。ここで、受光部130は、例えば2次元分光器を含み、波長軸と視野軸とを有する2次元画像として出力光L2のデータを取得してもよい。

[0026] 本実施形態では、上記のように、マイクロプリズムアレイ120によって出力光L2を空間積分的に集光することによって、受光部130の受光面積を領域Rよりも小さくすることが可能である。それゆえ、例えば領域Rが広い場合にも、受光部130として大型の受光装置を用いなくてよく、装置構成を簡略化できる。マイクロプリズムアレイ120は、例えば樹脂などの軽量かつ柔軟な素材で形成されうるため、配置や形状の自由度が高い。また、生体Bの表面とマイクロプリズムアレイ120との間、およびマイクロプリズムアレイ120と受光部130との間は、いずれも近接または密着させることが可能であるため、計測結果への周辺環境の光の影響を低減することができる。

- [0027] 遮光体 112 は、光源部 110 とマイクロプリズムアレイ 120 との間に配置される。遮光体 112 は、例えば、光源部 110 から照射された検査光 L1 が、直接、または生体 B の表面で反射してマイクロプリズムアレイ 120 側に入射することを防ぐ。これによって、受光部 130 によって受光されて出力光 L2 の解析結果に影響を及ぼす検査光 L1 が減少し、S/N (Signal/Noise) 比が向上する結果、出力光 L2 の解析の精度を向上させることができる。
- [0028] フィルタ 114 は、生体 B とマイクロプリズムアレイ 120 との間に配置される光学フィルタである。フィルタ 114 は、例えば、検査光 L1 の波長と出力光 L2 の波長とが異なる場合に設けられる、検査光 L1 の波長の光は通過させずに出力光 L2 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る。この場合、例えば、生体 B の内部で散乱した検査光 L1 がマイクロプリズムアレイ 120 に到達するの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、出力光 L2 の解析の精度を向上させることができる。
- [0029] 解析部 140 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 140 は、受光部 130 から取得した出力光 L2 のデータを解析する。一例として、解析部 140 は、蛍光である出力光 L2 のスペクトルや強度を解析する。これによって、蛍光を放出した生体 B の体内物質を定量化することが可能である。なお、解析部 140 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 130 によって生成される出力光 L2 の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 140 を有する他の装置に接続されることで、出力光 L2 のデータが解析されてもよい。
- [0030] 制御部 150 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150は、上記の生体計測装置100の各部の動作を制御する。例えば、制御部150は、上記の光源部110および受光部130の動作を制御する。

[0031] 図3には、本実施形態において領域Rを分割する例が示されている。図3は、図2に示されるマイクロプリズムアレイ120および受光部130を図の上方から見た平面図にあたる。図では、領域Rが分割されたサブ領域 $R_1 \sim R_3$ と、サブ領域 $R_1 \sim R_3$ に対応して分割されたマイクロプリズムアレイ120のセグメント120a~120cと、セグメント120a~120cによってそれぞれ集光された出力光L2を個別に受光する受光部130a~130cとが示されている。

[0032] ここで、例えば、受光部130a~130cは、択一的に出力光L2を受光することによって、サブ領域 $R_1 \sim R_3$ でそれぞれ集光された出力光L2を個別に受光することができる。受光部130a~130cは、時系列で順次出力光L2を受光してもよい。なお、マイクロプリズムアレイ120は、例えばセグメント120a~120cに物理的に分割されている。この場合、セグメント120a~120cの境界には、隣接するセグメントからの光の漏れを防ぐための遮光体が設けられていてもよい。また、マイクロプリズムアレイ120は、機能的に分割されてセグメント120a~120cとして用いられてもよい。

[0033] 一方、図4には、図3の例において、領域Rをさらに分割する例が示されている。ここで、図3の例において領域Rがサブ領域 $R_1 \sim R_3$ に分割された方向を第1の方向とすると、図4の例では、第1の方向とは異なる第2の方向に、領域Rがさらに分割される。より具体的には、図4の例において、領域Rは、第1の方向とこれに直交する第2の方向とにそれぞれ分割され、マトリクス状のサブ領域 $R_{11} \sim R_{33}$ が形成される。ここで、サブ領域 R_{11} , R_{12} , R_{13} は、図3の例のサブ領域 R_1 に対応し、サブ領域 R_{21} , R_{22} , R_{23} は、同じくサブ領域 R_2 に対応し、サブ領域 R_{31} , R_{32} , R_{33} は、同じくサブ領域 R_3 に対応する。

- [0034] ここで、図示された例において、領域Rの第2の方向での分割は、領域Rを第2の方向に分割した複数のサブ照射領域を設定し、各サブ照射領域に対応する光源部110a~110cを配置することによって実現される。光源部110aに対応するサブ照射領域は、サブ領域 R_{11} , R_{21} , R_{31} からなる領域であり、光源部110bに対応するサブ照射領域は、サブ領域 R_{12} , R_{22} , R_{32} からなる領域であり、光源部110cに対応するサブ照射領域は、 R_{13} , R_{23} , R_{33} からなる領域である。
- [0035] ここで、例えば、受光部130a~130cは、図3の例と同様に、択一的に出力光L2を受光する。受光部130a~130cは、時系列で順次出力光L2を受光してもよい。これによって、サブ領域 R_{11} , R_{12} , R_{13} からの受光と、サブ領域 R_{21} , R_{22} , R_{23} からの受光と、サブ領域 R_{31} , R_{32} , R_{33} からの受光とが切り替えられる。
- [0036] さらに、光源部110a~110cは、択一的に検査光L1を照射する。光源部110a~110cは、時系列で順次検査光L1を照射してもよい。これによって、サブ領域 R_{11} , R_{21} , R_{31} への照射と、サブ領域 R_{12} , R_{22} , R_{32} への照射と、 R_{13} , R_{23} , R_{33} への照射とが切り替えられる。
- [0037] このように、受光部130の受光と光源部110の照射との切り替えを組み合わせることによって、サブ領域 R_{11} ~ R_{33} のうちの任意の領域について、検査光L1を照射して出力光L2を受光することが可能である。
- [0038] 上記のように、領域を分割して局所的に出力光L2を集光する構成は、例えば、手首（橈骨動脈）の脈拍を計測するような場合に有効である。手首の部位は、医師の診断にも利用されていることからわかるように、脈拍の検査部位としては有効である。しかし、計測部位が橈骨動脈から離れると、検出が困難な程度まで脈波の振幅が小さくなる。ここで、後述するように生体計測装置の環状筐体にマイクロプリズムアレイを配置し、上記の例のように手首の周りの領域を分割して脈波を計測すれば、たとえユーザが操作に習熟していなくても、最適な脈波の波形が得られる部位を自動的に選定することができる。

[0039] 図5には、本実施形態において、受光部130にラインセンサ132を用いる例が示されている。図5は、図2に示されるマイクロプリズムアレイ120および受光部130を、図の上方から見た平面図にあたる。図示された例において、マイクロプリズムアレイ120は、領域Rを分割したサブ領域のそれぞれについて出力光L2を集光するセグメント120a, 120b, ...に分割されている。また、マイクロプリズムアレイ120は、集光部分122と、接続部分124とを有する。集光部分122は、領域Rに対向し、出力光L2を受け取る部分である。接続部分124は、集光部分122で集光された出力光L2を、ラインセンサ132まで導光する部分である。受光部130にラインセンサ132を用いることによって、例えば、生体計測装置100を小型化できる。

[0040] なお、上記のそれぞれの例における領域Rの分割の数は一例であり、領域Rは、第1の方向、第2の方向ともに、任意の数に分割されうる。

[0041] (2-2. 第2の実施形態)

次に、図6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6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。

[0042] 図6を参照すると、生体計測装置200は、光源部110と、遮光体112と、マイクロプリズムアレイ120と、集光部遮光体226と、受光部130と、解析部140と、制御部150とを含む。なお、上記の構成要素のうち、集光部遮光体226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。

[0043] 集光部遮光体226は、マイクロプリズムアレイ120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。集光部遮光体226は、例えば、生体Bに対して垂直な方向の出力光L2を選択的に通過させて受光部130に入射させる。これによって、例えば、光源部110から漏出した検査光L1がマイクロプリズムアレイ120への入射光に混入することを防ぐことができる。

[0044] 本実施形態のように、マイクロプリズムアレイ120に入射する出力光L

2の指向性を限定する光学部材を設けることによって、例えば蛍光分光法を用いる場合であれば、計測対象の体内物質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、計測対象の出力光L2に混入することを防ぎ、出力光L2を用いた計測の精度を向上させることができる。

[0045] (2-3. 第3の実施形態)

次に、図7および図8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7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。図8は、マイクロレンズアレイの被写界深度について説明するための図である。

[0046] 図7を参照すると、生体計測装置300は、光源部110と、遮光体112と、マイクロプリズムアレイ120と、集光部遮光体226と、マイクロレンズアレイ328と、受光部130と、解析部140と、制御部150とを含む。なお、上記の構成要素のうち、マイクロレンズアレイ328以外については、上記の第2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。

[0047] マイクロレンズアレイ328は、所定の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、マイクロプリズムアレイ120に入射する出力光L2を導光する。図8に示されるように、マイクロレンズアレイ328の被写界深度dは、例えば計測対象部位Tの生体Bの表面からの深さに対応している。計測対象部位Tが生体Bの真皮層にある場合、被写界深度dは生体Bの表面からの距離が1mm程度の範囲に設定されうる。これによって、マイクロプリズムアレイ120に入射する出力光L2が放出される生体Bの部位を限定し、出力光L2を用いた計測の精度を向上させることができる。

[0048] (2-4. 第4の実施形態)

次に、図9～図11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9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。図10は、本開示の第4の実施形態において領域を分割する例を示す図である。図11は、図10の例における受光と照射との切替の例を示す図である。

[0049] 図9を参照すると、生体計測装置400は、光源部410と、マイクロプリズムアレイ120と、受光部130と、解析部140と、制御部150とを含む。なお、上記の構成要素のうち、光源部410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。

[0050] 光源部410は、上記の第1の実施形態の光源部110と同様の光源部であるが、受光部130に対応して配置される点が光源部110とは異なる。つまり、光源部410は、マイクロプリズムアレイ120に対して受光部130と同じ側に設けられ、照射した検査光L1を、マイクロプリズムアレイ120を用いて生体Bに向けて拡散させる。つまり、本実施形態では、マイクロプリズムアレイ120が、集光部であるとともに光拡散部としても機能する。かかる構成によれば、光源部410と受光部130とを集約して配置することによって、装置構成をより簡略化できる。

[0051] 図10には、本実施形態において、上記の図3と同様に領域Rを分割する例が示されている。この例では、サブ領域R₁~R₃で集光された出力光L2を個別に受光する受光部130a~130cとともに、サブ領域R₁~R₃に個別に検査光L1を照射する光源部410a~410cが設けられる。つまり、この例において、マイクロプリズムアレイ120は、領域Rを分割したサブ領域R₁~R₃ごとに、検査光L1を拡散し出力光L2を集光するように分割されている。互いに対応する光源部410と受光部130とは、以下の例のように、検査光L1の照射と出力光L2の受光とを択一的に実行する。

[0052] 図11には、図9および図10に示すような生体計測装置400を用いて、生体Bの計測対象部位Tを順次変化させながら計測を実行する例が示されている。図示された例では、分割されたマイクロプリズムアレイ120の各

セグメントから、1つの受光セグメントと、その両隣の2つの照射セグメントとが選択される。かかる受光セグメントおよび照射セグメントを、時刻 t の進行とともに順次移動させることで、計測対象部位 T を順次変化させることができる。

[0053] なお、ここで、受光セグメントは、照射セグメントから照射された検査光 L1 に応じて生体 B から放出される出力光 L2 を集光することが可能なサブ領域に対応するセグメントである。それゆえ、上記の例のように、受光セグメントの両隣を照射セグメントにすることが必ずしも適切であるとは限らない。例えば、計測対象部位 T の生体 B の表面からの深度が大きくなるほど、検査光 L1 の照射位置と出力光 L2 の射出位置とは離れる。従って、計測対象部位 T の生体 B の表面からの深度に応じて、受光セグメントと照射セグメントとの距離を調整することが適切である。

[0054] (2-5. 第5の実施形態)

次に、図12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12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。

[0055] 図12を参照すると、生体計測装置500は、光源部110と、マイクロプリズムアレイ520と、受光部130と、筐体560とを含む。解析部および制御部は、生体計測装置500に含まれるが、図示されていない。なお、上記の構成要素のうちマイクロプリズムアレイ520および筐体560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。

[0056] 筐体560は、生体Bを挿入することが可能な環状の筐体である。ここで、筐体560に挿入される生体Bの部位は、例えば腕や指である。従って、本実施形態に係る生体計測装置500は、例えば腕輪状や指輪状の計測装置でありうる。

[0057] マイクロプリズムアレイ520は、上記の第1の実施形態のマイクロプリ

ズムアレイ 120 と同様の集光部であるが、筐体 560 の内周面に沿って配置される点がマイクロプリズムアレイ 120 とは異なる。マイクロプリズムアレイは、例えば樹脂などで形成されるため、筐体 560 の内周面のような曲面に対応した形状に形成することも容易である。

[0058] 本実施形態において、生体 B は、例えば手首の部分である。この場合、生体計測装置 500 は、生体 B の内部の動脈 V を計測対象としてもよい。生体計測装置 500 では、図 4 に示された例と同様に、マイクロプリズムアレイ 520 を分割してそれぞれに対応する受光部 130 が配置される。また、光源部 110 a ~ 110 c が、マイクロプリズムアレイ 520 の分割方向と直交する方向に領域 R を分割したサブ照射領域のそれぞれに対応して配置される。これによって、領域 R をマトリクス状に分割した領域のそれぞれについて局所的に出力光 L2 を受光することが可能である。従って、上述のように、通常は計測部位の選定が困難な動脈 V の脈波の計測でも、最適な波形が得られる部位を自動的に選定することができる。

[0059] (2-6. 第 6 の実施形態)

次に、図 13 を参照して、本開示の第 6 の実施形態について説明する。図 13 は、本開示の第 6 の実施形態に係る生体計測装置の構成を示す図である。

[0060] 図 13 を参照すると、生体計測装置 600 は、光源部 410 と、マイクロプリズムアレイ 520 と、受光部 130 と、筐体 560 とを含む。解析部および制御部は、生体計測装置 600 に含まれているが、図示されていない。生体計測装置 600 は、上記の第 5 の実施形態で説明した生体計測装置 500 と類似した構成を有するが、光源部 410 が受光部 130 に対応して配置される点で、生体計測装置 500 とは異なる。

[0061] 生体計測装置 600 は、例えば、腕である生体 B の皮下にあるグルコースや終末糖化産物 (AGEs: Advanced Glycation End-products) などの物質を計測対象 T とする。この場合、生体計測装置 600 は、生体 B の表面の広い範囲について、検査光 L1 として励起

光を照射し、出力光L2として蛍光を受光する。これによって、例えば、生体Bの表面の体毛やアザ、ホクロ、または体内の動脈および静脈の血管などの影響で生じる計測上の特異点の影響を軽減し、計測の感度と安定性を改善することができる。

[0062] (3. 補足)

以上、本開示の実施形態について説明した。本開示の実施形態に係る生体計測装置では、例えば図1に示した関連技術による生体計測装置のように生体表面と受光部との間に距離をとることなく、また大型の受光装置を用いることもなく、生体表面の広い領域から出力光を受光することが可能である。これによって、例えば、皮下物質の計測において、広い領域からの集光によって体毛やアザ、ホクロ、または血管などの影響で生じる特異点の影響を軽減した計測を、より自由に高精度で実現することができる。

[0063] また、本開示のある実施形態では、集光部を分割し、付加的に光源部を分散させることによって、計測対象の領域を分割して局所的に出力光を受光することができる。これによって、例えば腕での脈波の計測など、計測に適した部位が局所的な計測でも、容易に計測に適した部位を検出することができる。

[0064] また、本開示のある実施形態では、マイクロプリズムアレイを集光部として用いることによって、計測装置全体の形状をフラットにすることができる。また、腕輪状や指輪状などの計測装置において、曲面から出力光を集光することも容易になる。なお、集光部として用いられるのはマイクロプリズムアレイには限られず、例えば光ファイバーやホログラムレンズが同様に用いられてもよい。

[0065] (ハードウェア構成)

次に、図14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900のハードウェア構成について、詳細に説明する。図14は、本開示の実施形態に係る情報処理装置900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。

- [0066] 情報処理装置900は、主に、CPU901と、ROM903と、RAM905と、を備える。また、情報処理装置900は、更に、ホストバス907、ブリッジ909、外部バス911、インターフェース913、センサ914、入力装置915、出力装置917、ストレージ装置919、ドライブ921、接続ポート923および通信装置925を備える。
- [0067] 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。
- [0068] 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。
- [0069] 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、音声等を取得するためのマイクロフォン等であってもよい。なお、センサ914は、上述のもの以外にも、温度計、照度計、湿度計、速度計、加速度計などの様々な測定機器を備えていてもよい。
- [0070] 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、CPU 901 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。

[0071] 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。

[0072] 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、CPU 901 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。

[0073] 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。

[0074] 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、IEEE1394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。

[0075] 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

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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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) 生体に対して検査光を照射する光源部と、

前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、

前記集光された出力光を受光する受光部と

を備える生体計測装置。

(2) 前記集光部は、前記領域を分割した複数のサブ領域ごとに前記出力光を集光するように分割され、

前記受光部は、前記各サブ領域で集光された前記出力光を個別に受光する、前記(1)に記載の生体計測装置。

(3) 前記受光部は、前記分割された集光部によってそれぞれ集光された前記出力光を時分割で受光する、前記(2)に記載の生体計測装置。

- (4) 前記集光部は、第1の方向に分割され、
前記光源部は、前記領域を前記第1の方向とは異なる第2の方向に分割した複数のサブ照射領域のそれぞれに対応して配置される、前記(2)または(3)に記載の生体計測装置。
- (5) 前記光源部は、前記各サブ照射領域について時分割で前記検査光を照射する、前記(4)に記載の生体計測装置。
- (6) 前記光源部は、前記受光部に対応して配置され、
前記集光部は、前記光源部が照射する前記検査光を前記生体に向けて拡散させる光拡散部としても機能する、前記(1)～(3)のいずれか1項に記載の生体計測装置。
- (7) 前記集光部は、前記領域を分割した複数のサブ領域ごとに前記検査光を拡散し前記出力光を集光するように分割され、
前記光源部と前記受光部とは、前記各サブ領域について、前記検査光の照射と前記出力光の受光とを択一的に実行する、前記(6)に記載の生体計測装置。
- (8) 前記集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)～(7)のいずれか1項に記載の生体計測装置。
- (9) 計測対象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、
前記集光部に入射する前記出力光は前記レンズアレイによって導光される、前記(1)～(8)のいずれか1項に記載の生体計測装置。
- (10) 前記生体を挿入可能な環状の筐体をさらに備え、
前記集光部は、前記筐体の内周面に沿って配置される、前記(1)～(9)のいずれか1項に記載の生体計測装置。
- (11) 前記集光部としてマイクロプリズムアレイが用いられる、前記(1)～(10)のいずれか1項に記載の生体計測装置。
- (12) 生体に対して検査光を照射することと、

前記検査光に応じて前記生体の表面の領域から放出される出力光を空間積分的に集光することと、

前記集光された出力光を受光することと

を含む生体計測方法。

(13) 生体に対して検査光を照射する光源部と、前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、前記集光された出力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

を実現させるためのプログラム。

(14) 生体に対して検査光を照射する光源部と、前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、前記集光された出力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。

(15) 生体に対して検査光を照射する光源部と、

前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、

前記集光された出力光を受光する受光部と

を備え、

前記集光部は、前記領域を分割した複数のサブ領域ごとに前記出力光を集光するように分割され、

前記受光部は、前記分割された集光部によってそれぞれ集光された前記出力光を時分割で受光する生体計測装置。

符号の説明

[0079]	1 0 0	生体計測装置
	1 1 0	光源部
	1 2 0	マイクロプリズムアレイ (集光部)
	1 3 0	受光部
	1 4 0	解析部
	1 5 0	制御部

請求の範囲

- [請求項1] 生体に対して検査光を照射する光源部と、
前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、
前記集光された出力光を受光する受光部と
を備える生体計測装置。
- [請求項2] 前記集光部は、前記領域を分割した複数のサブ領域ごとに前記出力光を集光するように分割され、
前記受光部は、前記各サブ領域で集光された前記出力光を個別に受光する、請求項1に記載の生体計測装置。
- [請求項3] 前記受光部は、前記分割された集光部によってそれぞれ集光された前記出力光を時分割で受光する、請求項2に記載の生体計測装置。
- [請求項4] 前記集光部は、第1の方向に分割され、
前記光源部は、前記領域を前記第1の方向とは異なる第2の方向に分割した複数のサブ照射領域のそれぞれに対応して配置される、請求項2に記載の生体計測装置。
- [請求項5] 前記光源部は、前記各サブ照射領域について時分割で前記検査光を照射する、請求項4に記載の生体計測装置。
- [請求項6] 前記光源部は、前記受光部に対応して配置され、
前記集光部は、前記光源部が照射する前記検査光を前記生体に向けて拡散させる光拡散部としても機能する、請求項1に記載の生体計測装置。
- [請求項7] 前記集光部は、前記領域を分割した複数のサブ領域ごとに前記検査光を拡散し前記出力光を集光するように分割され、
前記光源部と前記受光部とは、前記各サブ領域について、前記検査光の照射と前記出力光の受光とを択一的に実行する、請求項6に記載の生体計測装置。
- [請求項8] 前記集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9] 計測対象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、

前記集光部に入射する前記出力光は前記レンズアレイによって導光される、請求項 1 に記載の生体計測装置。

[請求項10] 前記生体を挿入可能な環状の筐体をさらに備え、

前記集光部は、前記筐体の内周面に沿って配置される、請求項 1 に記載の生体計測装置。

[請求項11] 前記集光部としてマイクロプリズムアレイが用いられる、請求項 1 に記載の生体計測装置。

[請求項12] 生体に対して検査光を照射することと、

前記検査光に応じて前記生体の表面の領域から放出される出力光を空間積分的に集光することと、

前記集光された出力光を受光することと

を含む生体計測方法。

[請求項13] 生体に対して検査光を照射する光源部と、前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、前記集光された出力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

を実現させるためのプログラム。

[請求項14] 生体に対して検査光を照射する光源部と、前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、前記集光された出力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、

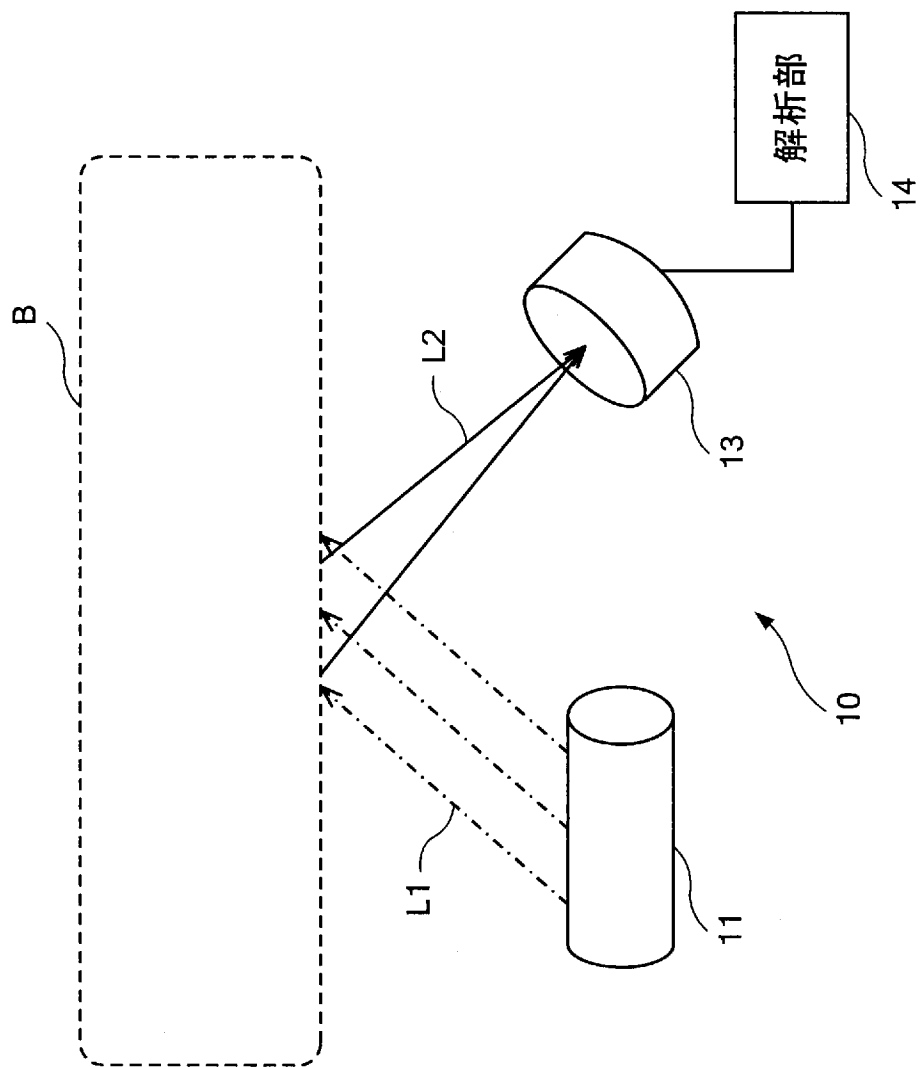
前記光源部を制御する機能と、

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。

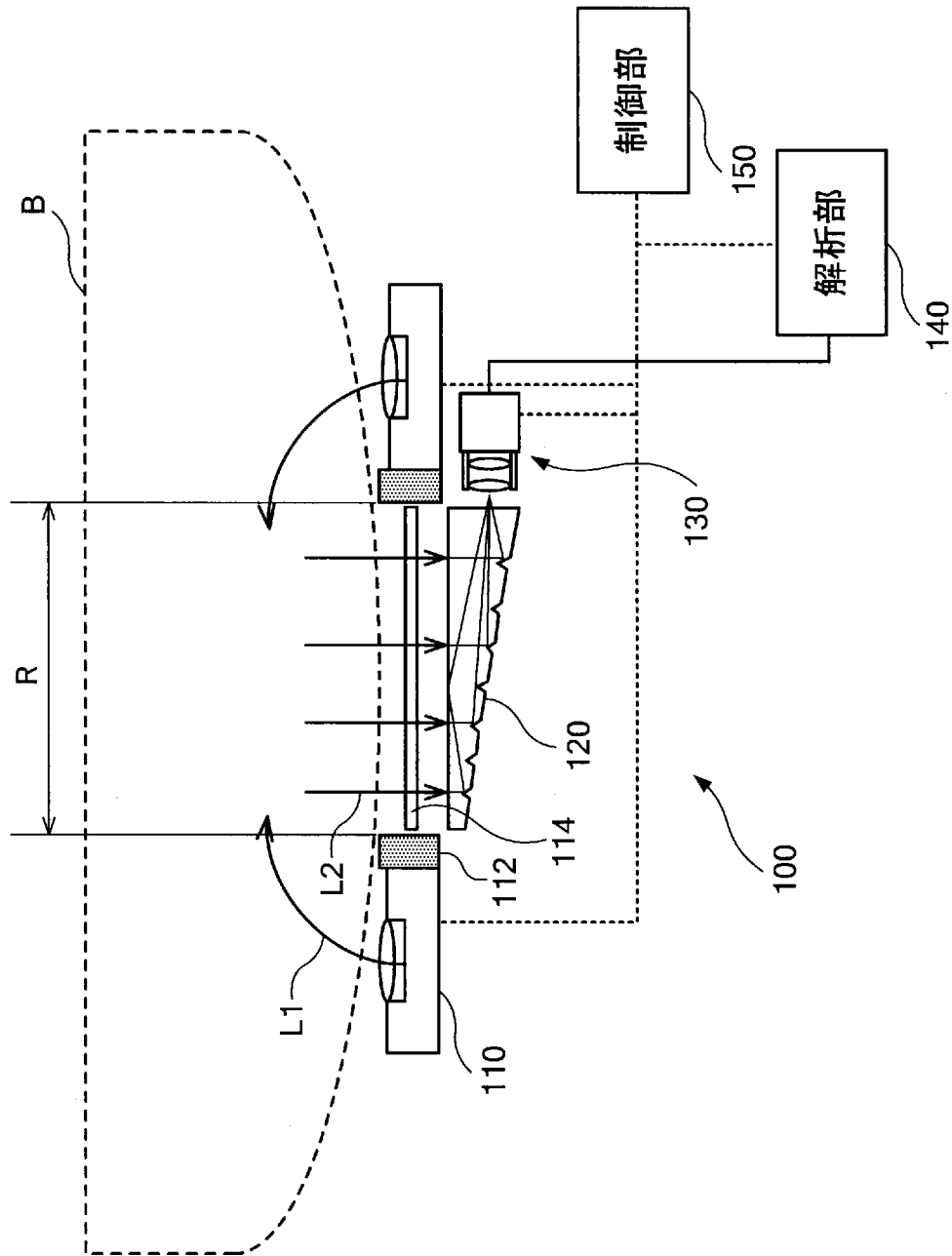
[請求項15]

生体に対して検査光を照射する光源部と、
前記生体の表面の領域に対向して配置され、前記検査光に応じて該領域から放出される出力光を空間積分的に集光する集光部と、
前記集光された出力光を受光する受光部と
を備え、
前記集光部は、前記領域を分割した複数のサブ領域ごとに前記出力光を集光するように分割され、
前記受光部は、前記分割された集光部によってそれぞれ集光された前記出力光を時分割で受光する生体計測装置。

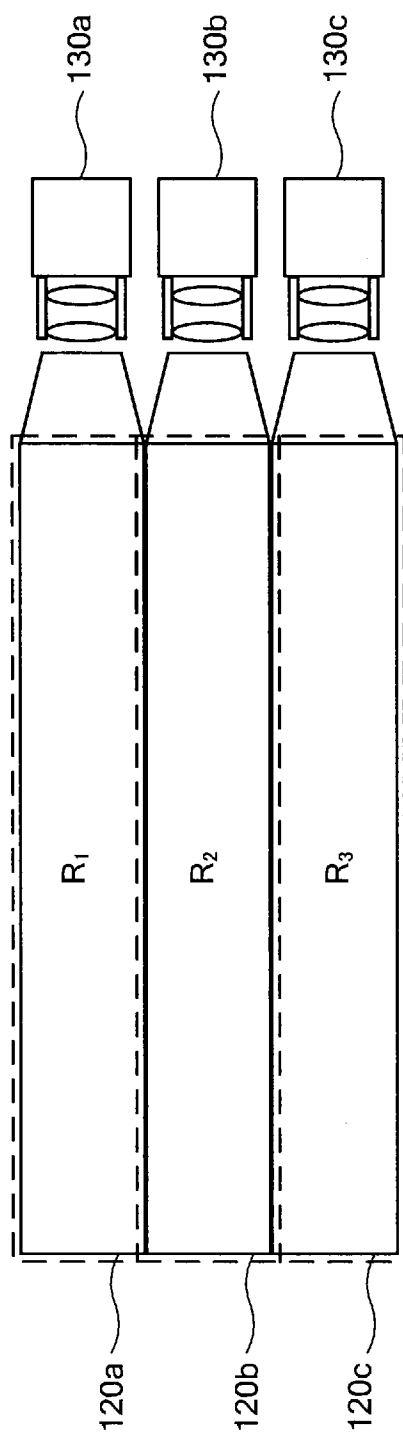
[図1]



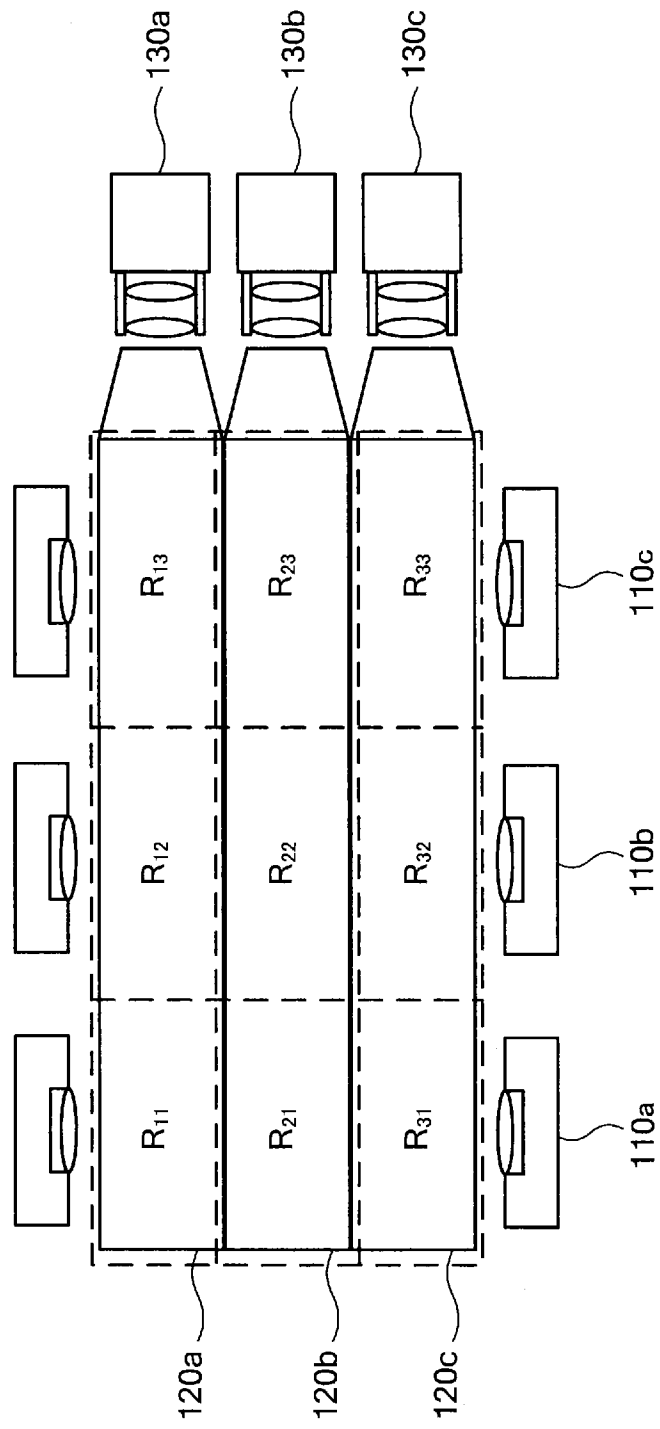
[図2]



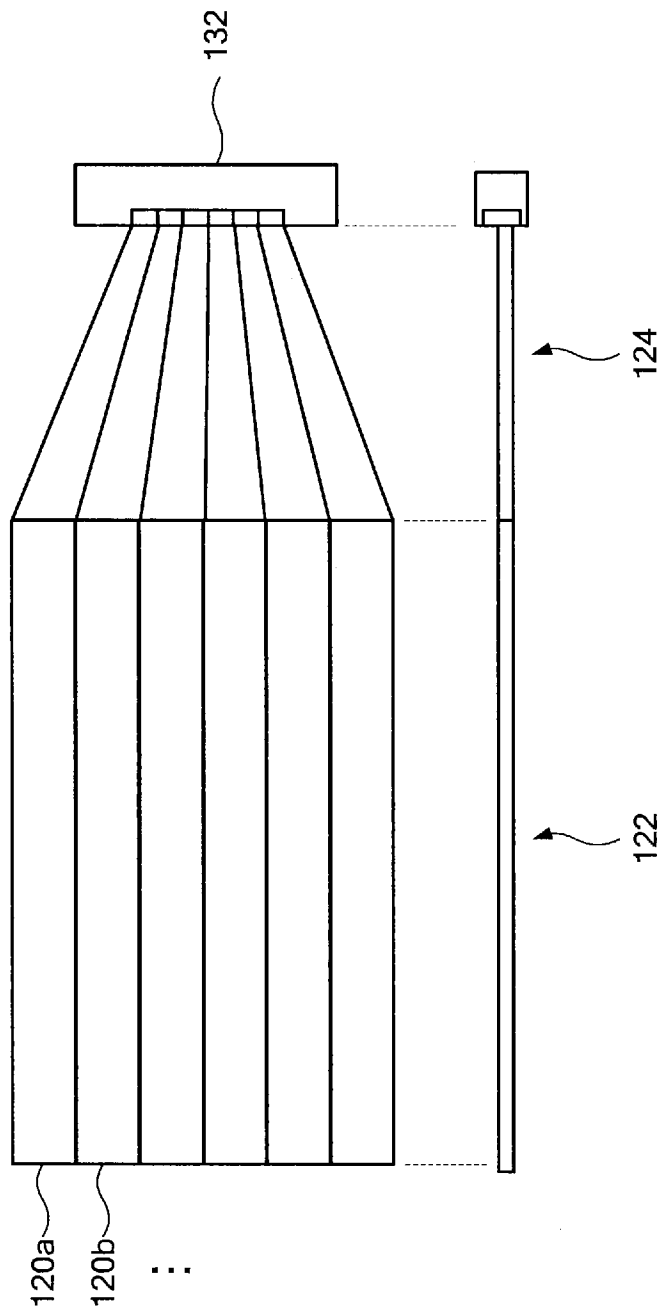
[図3]



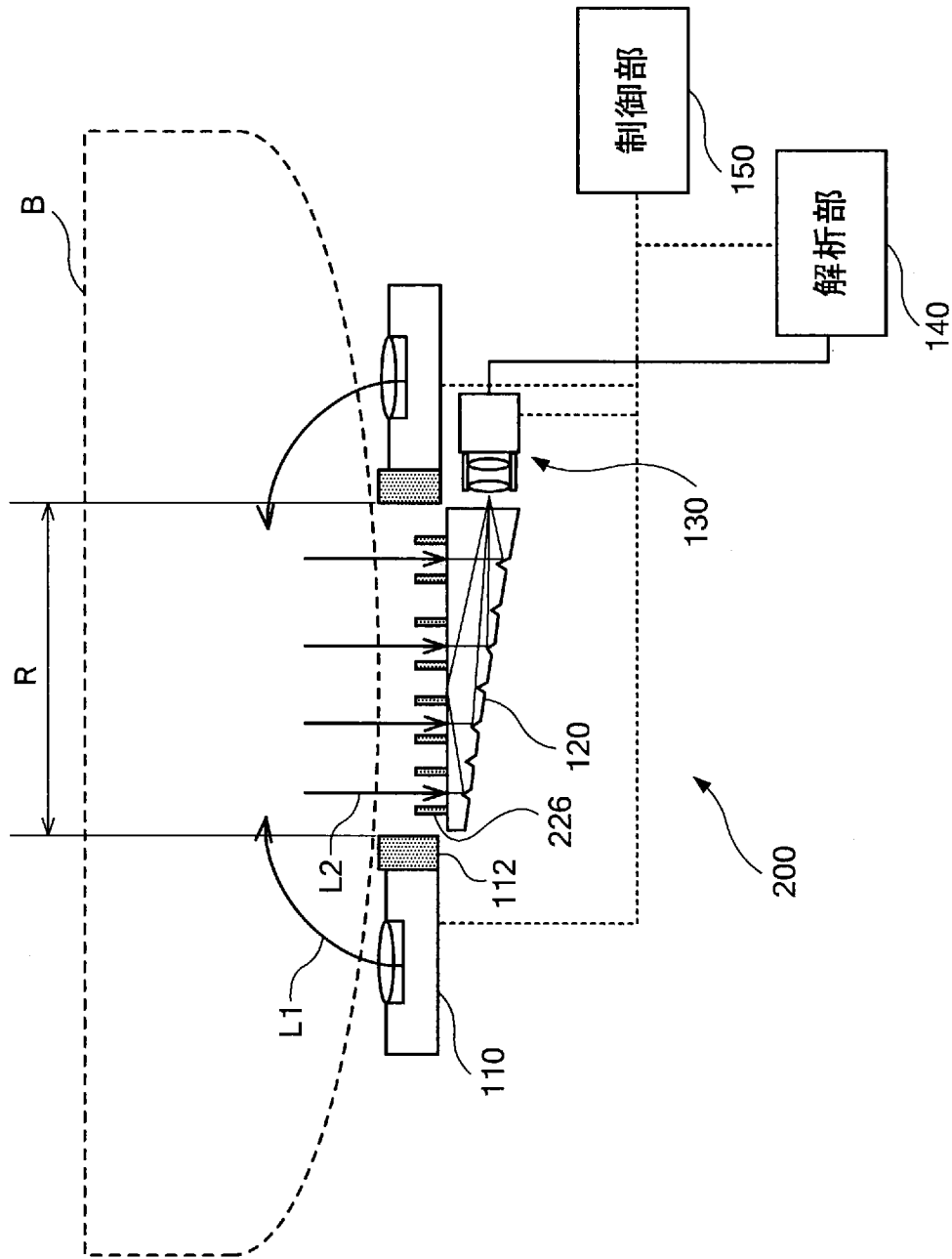
[図4]



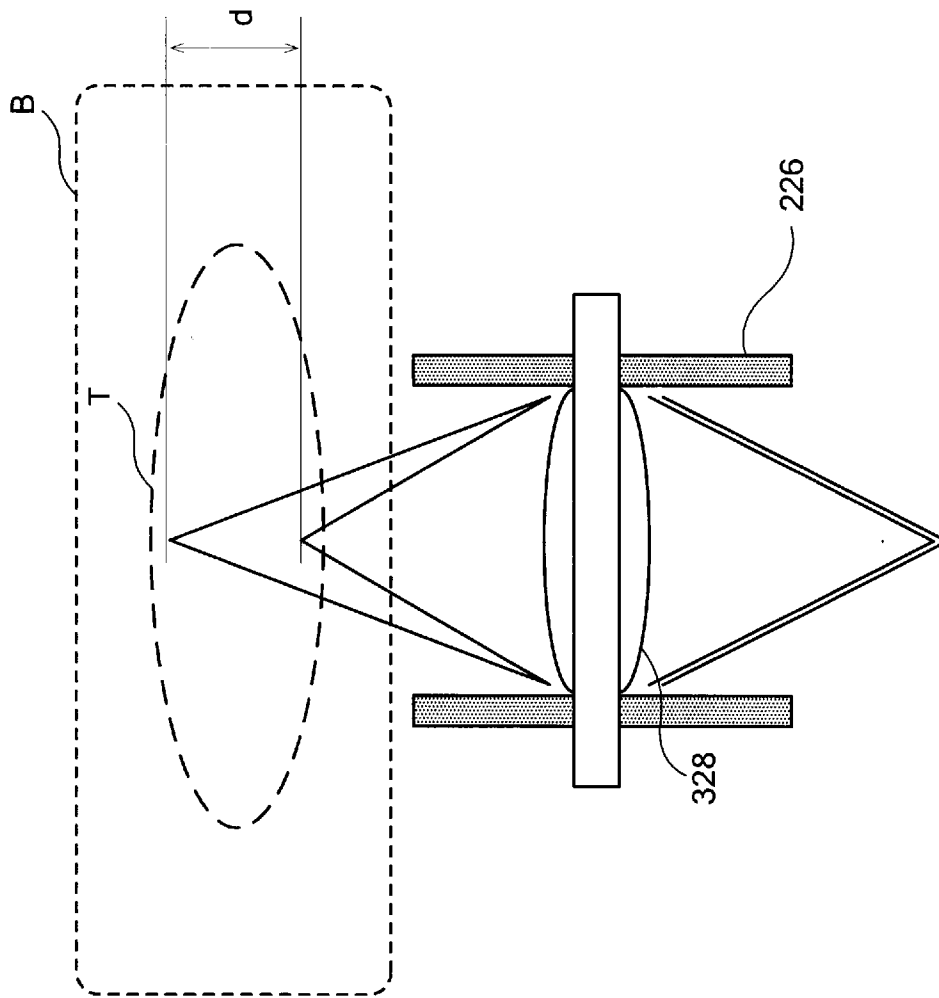
[図5]



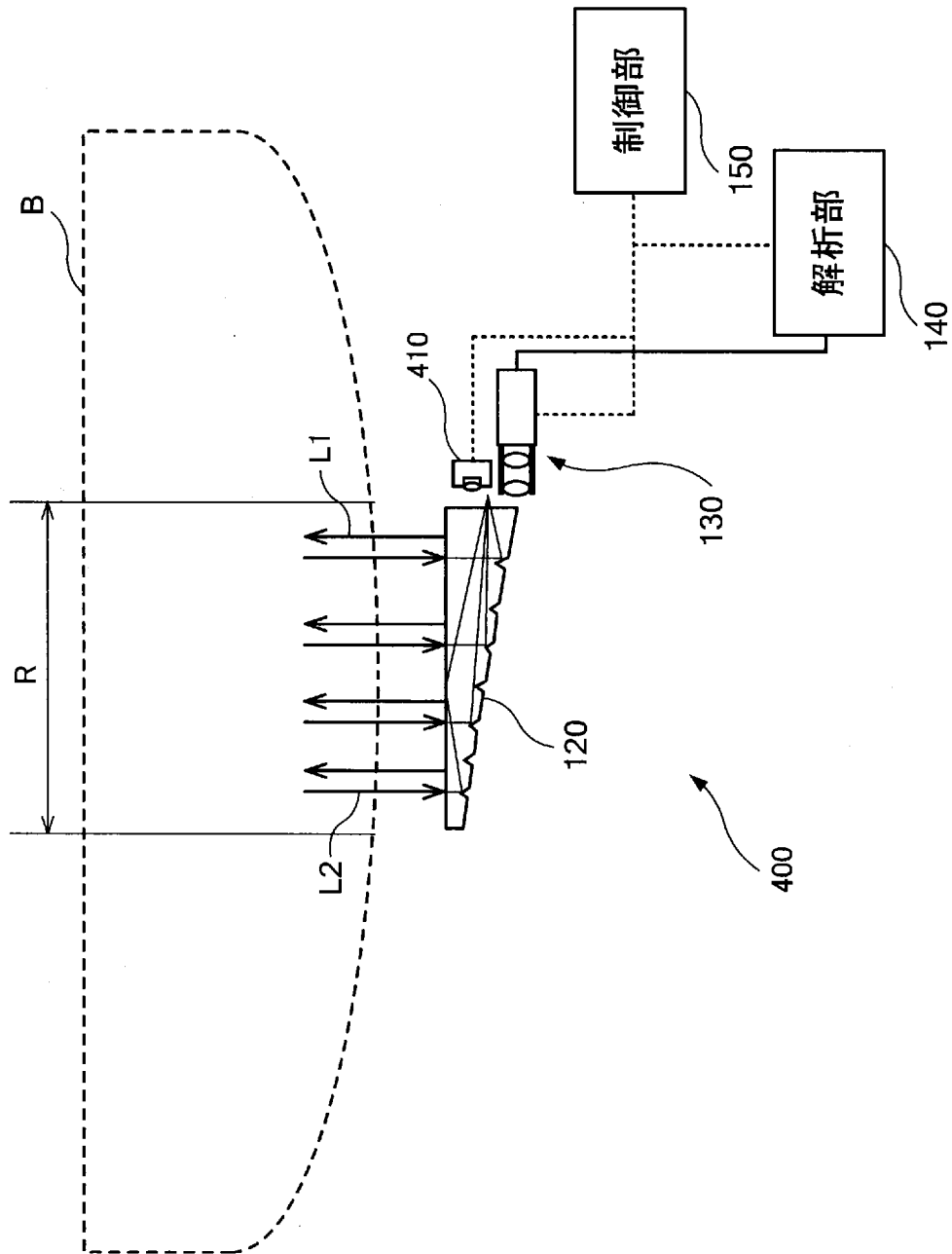
[図6]



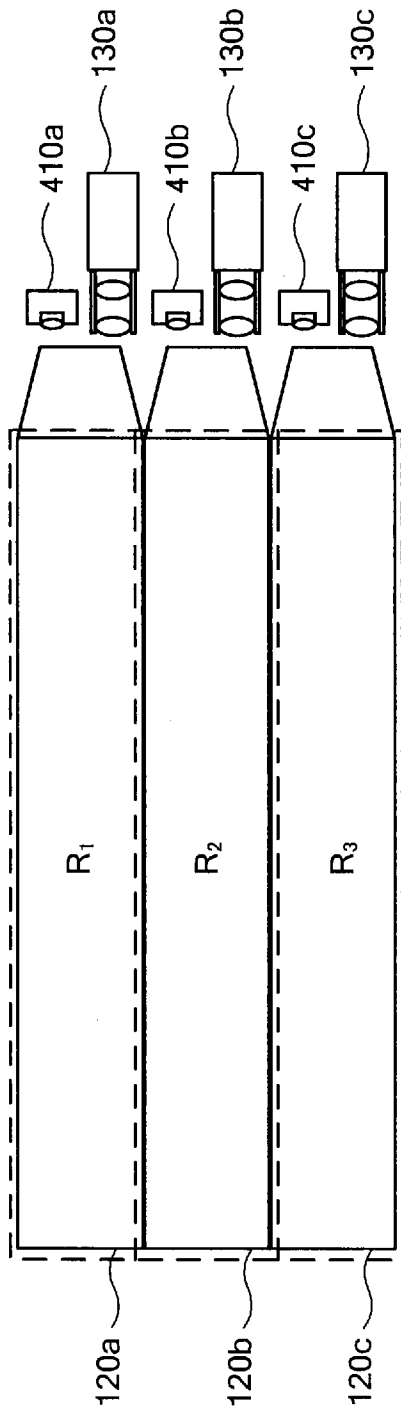
[図8]



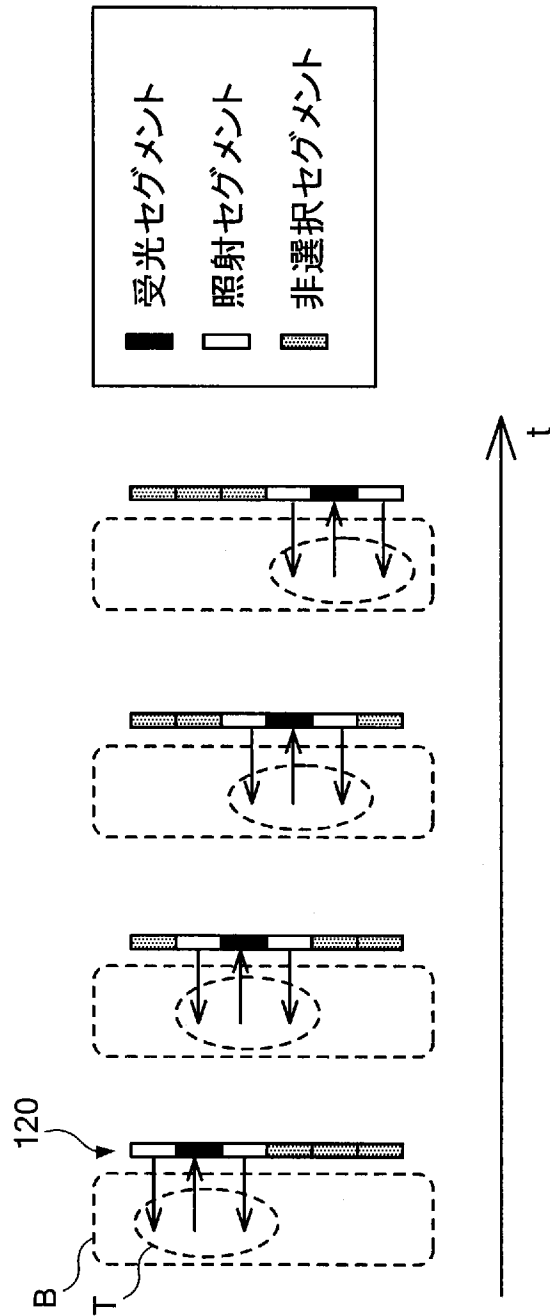
[図9]



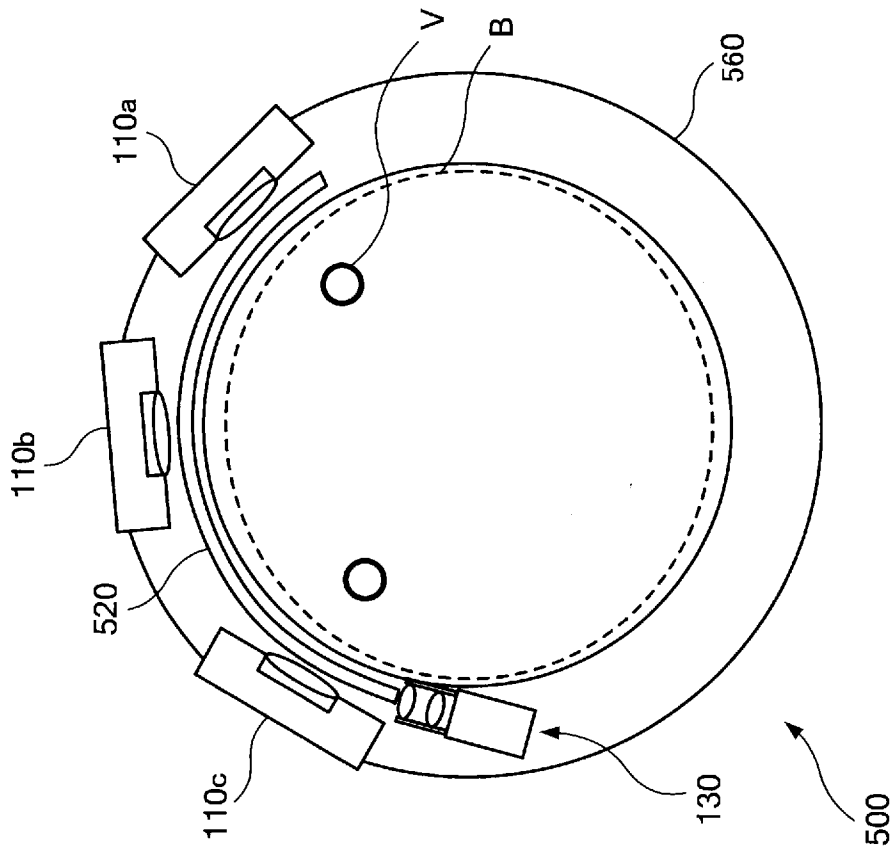
[図10]



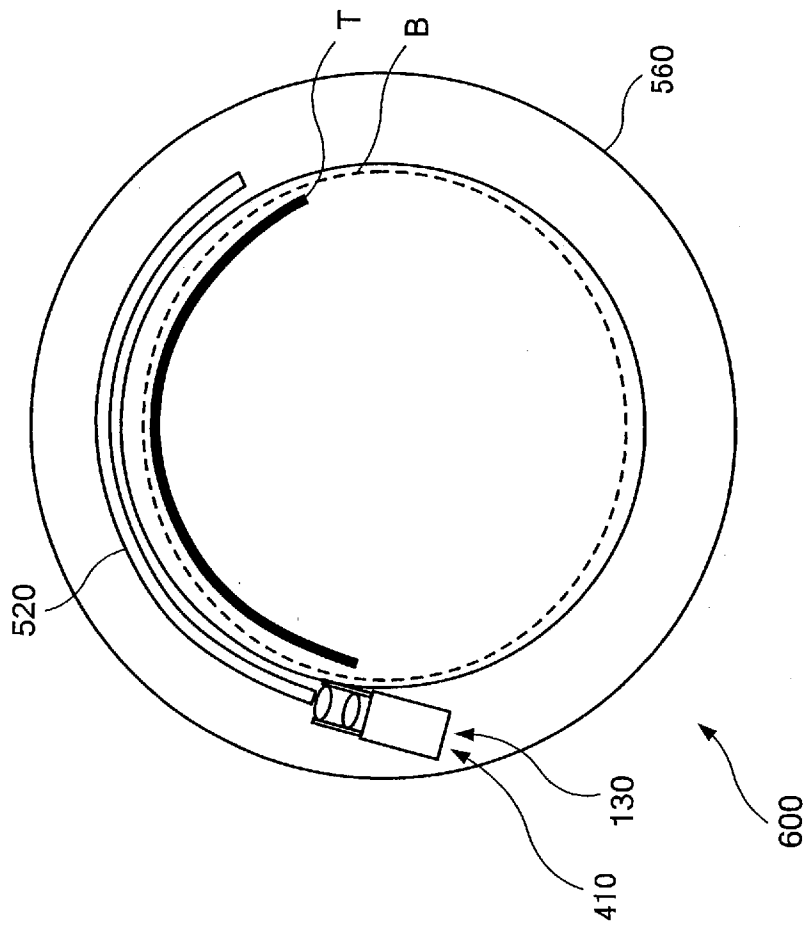
[図11]



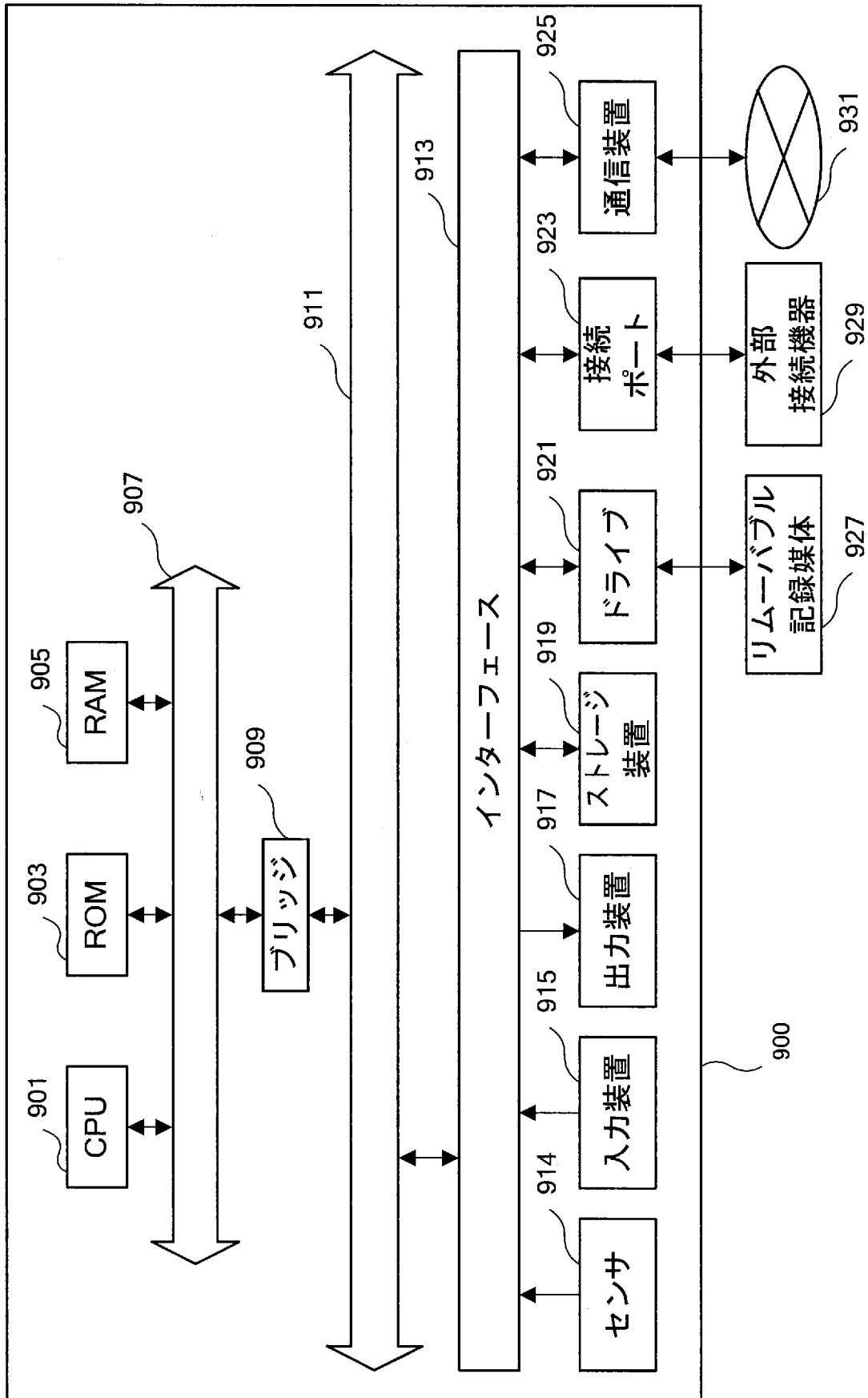
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071221

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N21/64(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/1455(2006.01)i, A61B10/00(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i

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)

G01N21/00-21/74, A61B5/00-5/01, A61B5/06-5/22, A61B9/00-10/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2004-344668 A (Asulab S.A.), 09 December 2004 (09.12.2004), paragraphs [0001] to [0002], [0027] to [0029], [0060] to [0068]; fig. 1a, 7 to 9 & US 2004/0236227 A1 & CH 696516 A & KR 10-2004-0101043 A & CN 1572249 A	1, 2, 4, 11-14 3, 5-10, 15
X	JP 11-037938 A (Shimadzu Corp.), 12 February 1999 (12.02.1999), paragraphs [0035] to [0041], [0051]; fig. 3, 4, 9 (Family: none)	1, 12-14
Y	JP 2002-000586 A (Hitachi, Ltd.), 08 January 2002 (08.01.2002), paragraphs [0016], [0038] to [0041]; fig. 9 (Family: none)	3, 5-7, 15

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
12 November, 2012 (12.11.12)

Date of mailing of the international search report
27 November, 2012 (27.11.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071221

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2007/037253 A1 (Olympus Corp.), 05 April 2007 (05.04.2007), paragraphs [0039] to [0047]; fig. 10, 11 & JP 4740952 B & US 2008/0306713 A1 & EP 1939607 A1	3, 5-7, 15
Y	JP 2008-523383 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 03 July 2008 (03.07.2008), paragraphs [0064] to [0070]; fig. 6, 7 & US 2009/0218514 A1 & EP 1825248 A & WO 2006/061783 A1 & CN 101072996 A & BRA PI0518876 & RU 2007125982 A	6, 7
Y	JP 2-240545 A (Research Development Corp. of Japan), 25 September 1990 (25.09.1990), page 6, lower left column, lines 3 to 19; fig. 10, 11 (Family: none)	8
Y	JP 2009-026142 A (Sony Corp.), 05 February 2009 (05.02.2009), paragraphs [0033] to [0043], [0072] to [0073]; fig. 4 to 6, 8 & US 2010/0208949 A1 & EP 2169612 A1 & WO 2009/014194 A1 & KR 10-2010-0038375 A & CN 101743564 A & TW 200917134 A	9
Y	JP 5-203563 A (Siemens AG.), 10 August 1993 (10.08.1993), paragraphs [0053] to [0059]; fig. 9, 10 & US 5309907 A & DE 4129438 A1	10
A	JP 2011-097986 A (Olympus Corp.), 19 May 2011 (19.05.2011), entire text; all drawings & US 2011/0164249 A1	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071221

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The invention of claim 1 does not have a special technical feature, since the invention of claim 1 is same as the invention disclosed in JP 2004-344668 A.

As a result of judging special technical features with respect to claims dependent on claim 1, two or more inventions, which include a group of inventions comprising claim 3 in addition to claims 1, 2 and 11 as main invention, are involved in this international application.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G01N21/64(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/1455(2006.01)i, A61B10/00(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i

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))

Int.Cl. G01N21/00-21/74, A61B5/00-5/01, A61B5/06-5/22, A61B9/00-10/00

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

日本国实用新案公報	1922-1996年
日本国公開实用新案公報	1971-2012年
日本国实用新案登録公報	1996-2012年
日本国登録实用新案公報	1994-2012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 2004-344668 A (アスラブ・エス アー) 2004.12.09, 段落0001-段落0002、段落0027-段落0029、段落0060	1, 2, 4, 11-14
Y	-段落0068、図1a、図7-図9 & US 2004/0236227 A1 & CH 696516 A & KR 10-2004-0101043 A & CN 1572249 A	3, 5-10, 15
X	JP 11-037938 A (株式会社島津製作所) 1999.02.12, 段落0035-段落0041、段落0051、図3、図4、図9 (ファミリーなし)	1, 12-14

C欄の続きにも文献が列挙されている。

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矛盾するものではなく、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

12.11.2012

国際調査報告の発送日

27.11.2012

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

横尾 雅一

2W

3716

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
Y	JP 2002-000586 A (株式会社日立製作所) 2002.01.08, 段落0016、段落0038-段落0041、図9 (ファミリーなし)	3, 5-7, 15
Y	WO 2007/037253 A1 (オリンパス株式会社) 2007.04.05, 段落0039-段落0047、図10、図11 & JP 4740952 B & US 2008/0306713 A1 & EP 1939607 A1	3, 5-7, 15
Y	JP 2008-523383 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2008.07.03, 段落0064-段落0070、図6、図7 & US 2009/0218514 A1 & EP 1825248 A & WO 2006/061783 A1 & CN 101072996 A & BRA PI0518876 & RU 2007125982 A	6, 7
Y	JP 2-240545 A (新技術事業団) 1990.09.25, 第6頁左下欄第3行-第19行、第10図、第11図 (ファミリーなし)	8
Y	JP 2009-026142 A (ソニー株式会社) 2009.02.05, 段落0033-段落0043、段落0072-段落0073、図4-図6、図8 & US 2010/0208949 A1 & EP 2169612 A1 & WO 2009/014194 A1 & KR 10-2010-0038375 A & CN 101743564 A & TW 200917134 A	9
Y	JP 5-203563 A (シーメンス アクチエンゲゼルシヤフト) 1993.08.10, 段落0053-段落0059、図9、図10 & US 5309907 A & DE 4129438 A1	10
A	JP 2011-097986 A (オリンパス株式会社) 2011.05.19, 全文、全図 & US 2011/0164249 A1	1-15

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項1に係る発明は、JP 2004-344668 Aに記載された発明と同一であるから、特別な技術的特徴を有しない。

そこで請求項1の従属請求項について特別な技術的特徴を判断すると、この国際出願には、請求項1、2及び11に、請求項3を加えた一群の発明を主発明とする、二以上の発明が含まれる。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。