

(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
2019年10月31日(31.10.2019)



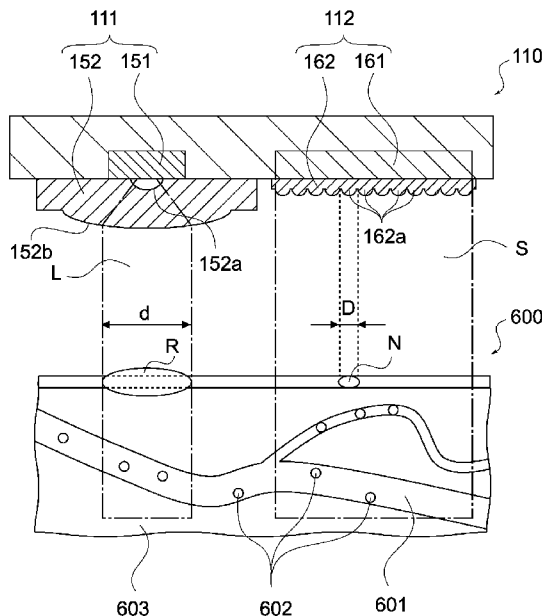
(10) 国際公開番号
WO 2019/208165 A1

- (51) 国際特許分類:
G01P 5/26 (2006.01) A61B 5/026 (2006.01)
A61B 5/0245 (2006.01)
- (74) 代理人: 大森 純一 (OMORI, Junichi); 〒1070052
東京都港区赤坂 7 - 5 - 4 7 U & M
赤坂ビル 2 F Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/015112
- (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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.
- (22) 国際出願日: 2019年4月5日(05.04.2019)
- (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 2018-083222 2018年4月24日(24.04.2018) JP
特願 2018-198647 2018年10月22日(22.10.2018) JP
- (71) 出願人: 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).
- (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, ST, 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,
- (72) 発明者: 脇田 能宏 (WAKITA, Yoshihiro); 〒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).

(54) Title: SCATTERED LIGHT SIGNAL MEASURING DEVICE, AND INFORMATION PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 散乱光信号計測装置及び情報処理装置

[図18]



(57) Abstract: [Problem] To provide a scattered light signal measuring device and an information processing device capable of performing accurate measurement by preventing noise attributable to a change in relative speed or relative position occurring between a sensor and an object being observed. [Solution] A scattered light signal measuring device according to the present technology is provided with a light receiving element and an incident angle limiting unit. The light receiving element receives scattered light comprising coherent light that has been radiated at the object being measured and has been scattered by the object being measured. The incident angle limiting unit performs control to limit the angle of incidence of the scattered light incident on a point on the light receiving element to a prescribed angle or less, and to increase an opening ratio for one light receiving element.



WO 2019/208165 A1

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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：【課題】センサと観測対象の間に生じる相対速度や相対位置変化に起因するノイズを防止し、正確な計測を行うことが可能な散乱光信号計測装置及び情報処理装置を提供すること。【解決手段】本技術に係る散乱光信号計測装置は、受光素子と、入射角制限部とを具備する。上記受光素子は、測定対象に照射されたコヒーレント光が上記測定対象によって散乱された散乱光を受光する。上記入射角制限部は、上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの上記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する。

明 細 書

発明の名称：散乱光信号計測装置及び情報処理装置

技術分野

[0001] 本技術は、血液中の赤血球のような粒子群の速度に関連した情報を測定することが可能な散乱光信号計測装置及び情報処理装置に関する。

背景技術

[0002] 血管中を流れる血流の速度を計測する血流速度センサは種々の方式のものが開発されており、例えば特許文献1には、レーザードップラー血流計が開示されている。

[0003] レーザードップラー血流計では、生体にレーザー光を照射する。レーザー光は、生体組織によって散乱を生じるが、赤血球のような血流によって移動する粒子による散乱は、他の移動しない組織による散乱に対してドップラー効果による波長のシフト（ドップラーシフト）を生じる。

[0004] このため、散乱光を検出して上記ドップラーシフトに関連した信号変化を得ることにより、赤血球などの血中粒子の移動速度、即ち血流速度を計測することが可能である。また、この計測原理を用いて血中粒子以外にも測定対象物内を移動する粒子群の速度を計測することも可能である。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2017-192629号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献1に記載のようなレーザードップラー血流計においては、体動、（センサが装着された生体の動き）によって生体とセンサの間に位置ズレや相対速度が生じる場合がある。レーザードップラー血流計では上記のように血中粒子の移動によって生じるドップラーシフトを計測に利用するため、生体とセンサの間で位置ズレや相対速度が生じると、このドッ

プラーシフトが影響を受け、計測結果にノイズが生じる。

[0007] 以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、センサと観測対象の間に生じる相対速度や相対位置変化に起因するノイズを防止し、正確な計測を行うことが可能な散乱光信号計測装置及び情報処理装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するため、本技術に係る散乱光信号計測装置は、受光素子と、入射角制限部とを具備する。

上記受光素子は、測定対象に照射されたコヒーレント光が上記測定対象によって散乱された散乱光を受光する。

上記入射角制限部は、上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの上記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する。

[0009] この構成によれば、測定対象によって散乱された散乱光のうち受光素子の一点に入射する散乱光は、入射角度が所定の角度以下に制限されている。受光素子と測定対象の間に体動による相対速度が生じると、受光素子への入射角度が互いに異なる散乱光の間でドップラービートが生じることによるノイズが生じ得るが、上記構成によれば、受光素子の一点に入射する散乱光の入射角度が所定の角度以下に制限されており、入射角度が互いに異なる散乱光の間でのドップラービートの周波数が抑制される。これにより、測定対象での粒子の動きに由来するドップラービートのみを検出し、測定対象での粒子の動きを正確に算出することが可能となる。

[0010] 上記入射角制限部は、上記受光素子の一点に入射する散乱光の光束径を上記受光素子に入射する全光束径よりも小さく制限してもよい。

[0011] 上記入射角制限部は、上記散乱光を入射角度に応じて上記受光素子の異なる点に集光させてもよい。

[0012] 上記入射角制限部は、複数のレンズが配列するレンズアレイであってもよい。

[0013] 上記受光素子は少なくとも一つであり、

上記複数のレンズは、上記受光素子一つに対して複数のレンズがそれぞれに入射角を制限した散乱光を集光させてもよい。

[0014] 上記複数のレンズの間に入射した光を遮光する遮光体をさらに具備してもよい。

[0015] 上記入射角制限部は、レンズであり、上記散乱光信号計測装置は、上記レンズに入射した光と上記レンズ以外に入射した光が混合することを防止する遮光体をさらに具備してもよい。

[0016] 上記受光素子は少なくとも一つであり、
上記入射角制限部は、上記一つの受光素子に対して複数のピンホールを配置し、上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、一つのピンホールが集光させる散乱光の量より多くの散乱光をそれぞれの上記受光素子に集光させてもよい。

[0017] 上記散乱光信号計測装置は、上記コヒーレント光を出射するコヒーレント光源と、上記コヒーレント光源から出射された上記コヒーレント光の照射直径を制御する照射光制御部とをさらに具備してもよい。

[0018] 上記照射光制御部は、上記光源から出射された上記コヒーレントを平行化してもよい。

[0019] 上記照射直径は、0.5 mm以上2 mm以下であってもよい。

[0020] 上記散乱光信号計測装置は、上記測定対象に第1の波長帯域を有する第1のコヒーレント光を出射する第1のコヒーレント光源と、上記測定対象に上記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域を有する第2のコヒーレント光を出射する第2のコヒーレント光源とをさらに具備してもよい。

[0021] 上記散乱光信号計測装置は、複数の受光素子が配列する受光素子アレイをさらに具備してもよい。

[0022] 上記入射角制限部は、一つ或いは複数のルーバー層を含み、上記ルーバー層は互いに平行に延在する複数のルーバーを含み、上記ルーバー層が複数含まれる場合、それぞれの層のルーバーの延在方向が交差している光路制限フィルタであってもよい。

- [0023] 上記散乱光信号計測装置は、上記測定対象と上記受光素子の間のいずれかの光路に配置された偏光フィルタをさらに具備してもよい。
- [0024] 上記コヒーレント光源及び上記照射光制御部は、上記測定対象から上記受光面に向かう散乱光の光路に対して傾斜した方向から上記測定対象に上記コヒーレント光を入射させてもよい。
- [0025] 上記照射光制御部は、上記測定対象において上記コヒーレント光の照射スポットが円形となるように上記コヒーレント光を楕円形状に成形して出射してもよい。
- [0026] 上記目的を達成するため、本技術に係る情報処理装置は、測定対象に照射されたコヒーレント光が上記測定対象によって散乱された散乱光を受光する受光素子と、上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの上記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する入射角制限部とを備え、粒子速度情報算出部を具備する。
- 上記粒子速度情報算出部は、上記受光素子から出力された信号に基づいて上記測定対象内の粒子の速度に関する情報である粒子速度情報を算出する。
- [0027] 上記情報処理装置は、上記センサに設けられた複数の受光素子が配列した受光素子アレイの出力に基づいて上記センサと上記測定対象の相対運動を検出し、上記粒子速度情報から上記センサと上記測定対象の相対運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部をさらに具備してもよい。
- [0028] 上記測定対象は血液であって、上記粒子速度情報算出部は、上記測定対象内の赤血球の速度に関する情報である血流速度情報を算出してもよい。
- [0029] 上記情報処理装置は、ウェアラブルデバイスを含んでもよい。

発明の効果

- [0030] 以上のように、本技術によれば、センサと観測対象の間に生じる相対速度や相対位置変化に起因するノイズを防止し、正確な計測を行うことが可能な散乱光信号計測装置及び情報処理装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0031] [図1]ドップラーシフトとドップラーシフトによって生じるうなり現象を示す

模式図である。

[図2]レーザードップラー血流計測装置の原理を示す模式図である。

[図3]レーザードップラー血流計測装置の発光部と散乱体の相対運動によるドップラーシフトを示す模式図である。

[図4]散乱体の移動によるドップラーシフトとそれによって生じるうなり信号を示す模式図である。

[図5]散乱体の移動によるドップラーシフトとそれによって生じるうなり信号を示す模式図である。

[図6]レーザードップラー血流計測装置の受光部と散乱体の相対運動によるドップラーシフトを示す模式図である。

[図7]レーザードップラー血流計測装置の受光部と2つの散乱体の相対運動によるドップラーシフトを示す模式図である。

[図8]レーザードップラー血流計測装置が測定対象とする赤血球の速度分布を示す図である。

[図9]一般的構成を有するレーザードップラー血流計測装置の模式図である。

[図10]同血流計測装置の受光部から出力されるうなり信号の例である。

[図11]同血流計測装置の受光部から出力されるうなり信号の信号処理結果の例である。

[図12]同血流計測装置において、体動による外乱ノイズが生じていない場合に観測される速度分布の模式図である。

[図13]同血流計測装置の発光部と生体の相対速度によるドップラービートを示す模式図である。

[図14]同血流計測装置の受光部と生体の相対速度によるドップラービートを示す模式図である。

[図15]同血流計測装置の発光部及び受光部と生体の角速度によるドップラービートを示す模式図である。

[図16]本技術の第1の実施形態に係る血流計測装置の模式図である。

[図17]同血流計測装置の機能を示すブロック図である。

- [図18]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。
- [図19]同血流計測装置の受光部が備える入射角制限部の模式図である。
- [図20]同血流計測装置による効果を示す模式図である。
- [図21]同血流計測装置による効果を示す模式図である。
- [図22]同血流計測装置による効果を示す模式図である。
- [図23]同血流計測装置による効果を示す模式図である。
- [図24]同血流計測装置による効果を示す模式図である。
- [図25]同血流計測装置が備える発光部の他の構成を示す模式図である。
- [図26]同血流計測装置が備える発光部の他の構成を示す模式図である。
- [図27]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図28]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図29]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図30]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図31]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図32]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図33]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図34]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図35]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図36]同血流計測装置が備える情報処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。
- [図37]本技術の第2の実施形態に係る血流計測装置の模式図ある。
- [図38]同血流計測装置の機能を示すブロック図である。
- [図39]同血流計測装置が備える発光部及び受光部の断面図である。
- [図40]同血流計測装置が備える発光部及び受光部の平面図である。
- [図41]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図42]同血流計測装置が備える情報処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。
- [図43]本技術の第3の実施形態に係る血流計測装置の模式図ある。

- [図44]同血流計測装置の機能を示すブロック図である。
- [図45]同血流計測装置の発光部及び受光部の断面図である。
- [図46]同血流計測装置の発光部及び受光部の平面図である。
- [図47]同血流計測装置が備える情報処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。
- [図48]本技術の第4の実施形態に係る血流計測装置の模式図である。
- [図49]同血流計測装置の機能を示すブロック図である。
- [図50]同血流計測装置が備える発光部及び受光部の断面図である。
- [図51]同血流計測装置が備える発光部及び受光部の平面図である。
- [図52]同血流計測装置が備える受光部の他の構成を示す模式図である。
- [図53]同血流計測装置が備える情報処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。
- [図54]本技術の実施形態に係る血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図55]同血流計測装置の受光部が備えるルーバーフィルタの模式図である。
- [図56]同血流計測装置の受光部が備えるルーバーフィルタの模式図である。
- [図57]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図58]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図59]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図60]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図61]同血流計測装置の受光部が備えるルーバーフィルタの模式図である。
- [図62]同血流計測装置の受光部が備えるルーバーフィルタの模式図である。
- [図63]同血流計測装置の受光部が備えるルーバーフィルタの模式図である。
- [図64]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図65]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図66]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図67]同血流計測装置の発光部及び受光部の平面図である。
- [図68]同血流計測装置の受光部の断面図である。
- [図69]同血流計測装置の発光部及び受光部の平面図である。

[図70]同血流計測装置の受光部の断面図である。

[図71]同血流計測装置の受光部の断面図である。

[図72]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図73]同血流計測装置の発光部から出射されるレーザー光の模式図である。

[図74]同血流計測装置の発光部から出射されるレーザー光の模式図である。

[図75]同血流計測装置の発光部の模式図である。

[図76]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図77]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図78]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図79]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図80]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図81]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図82]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図83]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図84]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図85]同血流計測装置の受光部の模式図である。

[図86]同血流計測装置の発光部から出射されるレーザー光の模式図である。

[図87]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

[図88]同血流計測装置の発光部の模式図である。

[図89]同血流計測装置の発光部及び受光部の模式図である。

発明を実施するための形態

[0032] 本技術に係る散乱光信号計測装置は、レーザードップラー現象を利用して粒子群の速度やコヒーレント光同士の干渉で生じるうなり信号を検出し、レーザードップラー現象を利用して粒子群の単位容積あたり流量や速度分布などを計測する装置である。計測対象の粒子は典型的には血管中を流れる赤血球などの血中粒子である。本技術に係る散乱光信号計測装置を血中粒子の運動の観察に使用した場合は、組織の時間当たり血流量に比例する観察領域内の運動する血中粒子の量、および観察領域内の血中粒子の速度分布（但し、

観察方向軸の速度のみ)の測定が可能である。以下、本技術の実施形態に係る血流計測装置について説明する。なお、本明細書では、赤血球を含むレーザー光を散乱する血中粒子の総称として赤血球を用いる。

[0033] [レーザードップラー血流計測装置の原理について]

レーザードップラー血流計測装置は、光のドップラーシフトを利用した計測装置である。以下、レーザードップラー血流計測装置の原理を説明する。なお、本発明で扱うドップラーシフト現象は、対象物体同士の相対速度が光速に対して十分小さいため、相対論的効果が無視できるほど小さい。そこで、本原理説明では、相対論的効果を省略する。また、実際には人体内部ではセンサ部と屈折率が異なるため、ドップラーシフトの量を決める光速 c が異なる。(或いは波長 λ が異なる)しかし屈折率の違いは、本発明の原理に対してほぼ影響しないので、本原理説明では屈折率の影響を省略する。図1はドップラーシフトとドップラーシフトした波と元の波の干渉によって生じるうなり現象であるドップラービートを示す模式図である。

[0034] 図1(a)に示すように測定点に周波数 f_0 の波が到達している場合において、ドップラー現象による周波数のシフトが生じ、図1(b)に示すように波の周波数が $f_0 + \Delta f$ となったとする。

[0035] この場合、図1(c)に示すように両者の干渉波は Δf の周波数でうなることが知られている。この周波数 Δf の波をドップラービートと呼ぶ。このよううなり現象を利用すると、ドップラーシフトを起こした周波数 $f_0 + \Delta f$ を計測しなくても、ドップラービートの周波数 Δf を計測することでドップラーシフトを生じさせた移動体の測定点に対する速度を求めることができる。

[0036] 図2は、レーザードップラー血流計測装置の原理を示す模式図である。同図に示すように発光部11からレーザー光Lを出射する。レーザー光Lが散乱体Mに入射すると、散乱体Mによって反射され、散乱光Sが生じる。散乱光Sは、受光部12に入射し、検出される。

[0037] 図3は、発光部11と散乱体Mの相対運動によるドップラーシフトを示す

模式図である。同図に示すように、発光部 11 から周波数 f_0 のレーザー光 L を散乱体 M に照射する。散乱体 M は、レーザー光 L の光軸 A に対して角度 θ_1 となる方向に、速度 v で移動している。

[0038] 図 3 は、静止した発光部 11 に対して散乱体 M が運動している図である。この場合は、運動する散乱体 M が受ける照射光が散乱体 M にとってドップラーシフトを起こしており、さらに運動する散乱体 M が放射する散乱光を静止している観測点で観測するとドップラーシフトが起こる。この場合、散乱体 M から見たドップラーシフト Δf_1 は、以下の (式 1-1) で表される。

[0039] [数 1]

$$\alpha_0 = \frac{1}{\lambda_0}$$

$$\Delta f_1 = -\frac{v}{c} f_0 \cos \theta_1 = -\frac{v \cos \theta_1}{\lambda_0} = -\alpha_0 v \cos \theta_1 \quad (\text{式 1-1})$$

[0040] さらに、放射される散乱光を観察する方向と速度 v が成す角を θ_2 とすると、散乱体 M が放射する光に対して観察者が観測する光のドップラーシフト Δf_2 は (式 1-2) で表される。

[0041] [数 2]

$$\Delta f_2 = \frac{v}{c} (f_0 + \Delta f_1) \cos \theta_2$$

$$\simeq \frac{v \cos \theta_2}{\lambda_0}$$

$$= \alpha_0 v \cos \theta_2$$

(式 1-2)

[0042] スピードガンのように、光の放射方向と観察方向が丁度逆向きの場合、 θ_1

+ $\theta_2 = 180^\circ$ となるため、 $\cos \theta_2 = -\cos \theta_1$ が成り立ち、観測される光のドップラーシフト Δf は式 (1-3) で表される。

[数3]

$$\begin{aligned}\Delta f &= \Delta f_1 + \Delta f_2 \\ &= -\alpha_0 v \cos \theta_1 + \alpha_0 v \cos \theta_2 \\ &= -2\alpha_0 v \cos \theta_1 \quad \text{(式1-3)}\end{aligned}$$

[0043] (式1-1)、(式1-2)及び(式1-3)において c は光速、 λ_0 はレーザー光 L の波長、 α_0 はレーザー光 L の波長 (λ_0) によって決まる比例定数である。(式1-1)で示すように、ドップラーシフト Δf は、発光部 11 と散乱体 M の相対速度に比例し、角度 θ_1 に応じて変化する。

[0044] また、静止座標から見たドップラーシフト Δf は、散乱光 S の出射方向に依存し、角度 θ_2 に応じて変化する。

[0045] 図4及び図5は、散乱体の移動によるドップラーシフトを示す模式図である。図4(a)に示すように、光源から出射される光の中を散乱体 M_A が移動しているとする。図中、散乱体 M_A の速度ベクトルを散乱体 M_A に付した矢印で示す。

[0046] 図4(b)において、静止している散乱体 M_A による散乱光のパワースペクトル S_{A1} と、移動している散乱体 M_A による散乱光のパワースペクトル S_{A2} を示す。

[0047] 同図に示すように、散乱体 M_A の移動によるドップラー効果によってドップラーシフト Δf が生じ、散乱光 S_{A2} の周波数は元の周波数 f_0 から増加する。また、散乱体 M_A が光源から離間する方向に移動する場合、散乱光 S_{A2} の周波数が減少するようにドップラーシフトが生じる。

[0048] 図4(c)は、散乱光 S_{A1} と散乱光 S_{A2} の干渉によって生じるドップラ

ービートのパワースペクトル $S_A 3$ であり、 $S_A 3$ の周波数は $S_A 1$ の周波数と $S_A 2$ の周波数の差分の絶対値である。このパワースペクトル $S_A 3$ のピーク周波数又は平均周波数から散乱体 M_A の移動速度を求めることができる。なお、ドップラービートを生成するために散乱光 $S_A 1$ と散乱光 $S_A 2$ を同時に受光するためには、受光部に光源からの光を直接導光するために、固定の散乱体を別途用意すればよい。

[0049] 次に、図5 (a) に示すように、光源から出射される光の中を多数の散乱体 M_B が種々の方向に移動しているとする。図中、散乱体 M_B の速度ベクトルを各散乱体 M_B に付した矢印で示す。矢印のない散乱体 M_B は静止していることを示す。

[0050] 図5 (b) において、静止している散乱体 M_B による散乱光のパワースペクトル $S_B 1$ と、移動している散乱体 M_B による散乱光のパワースペクトル $S_B 2$ を示す。血流計測の例でいえば、静止している散乱体 M_B は体組織などであり、移動している散乱体 M_B は赤血球などである。

[0051] この場合、各散乱体 M_B の光源に対する移動速度が異なるため、散乱光のパワースペクトル $S_B 2$ は、図5 (b) に示すように多数の散乱体 M_B によるドップラーシフトの合成波となる。静止している散乱体の量の比率が移動している散乱体の量の比率よりはるかに高い場合、静止している散乱体 M_B の散乱光は移動している散乱体 M_B の散乱光よりはるかに強度が高く、ドップラービートを生じる散乱光同士の干渉のほとんどは、静止している散乱体 M_B の散乱光と移動している散乱体 M_B の散乱光との干渉になる。

[0052] 図5 (c) は、散乱光 $S_B 1$ と散乱光 $S_B 2$ の干渉によって生じるドップラービートのパワースペクトル $S_B 3$ であり、 $S_B 3$ の周波数は $S_B 1$ の周波数と $S_B 2$ の周波数の差分の絶対値である。このパワースペクトルの形状が光源に対する散乱体 M_B の速度分布を示す。このため、散乱体 M_B の移動方向によるドップラーシフト量の減少を加味すると、散乱体 M_B の実際の速度分布を求めることができる。

[0053] なお、この各方向に移動する多数の観測物体によるドップラーシフトを計

測する技術はDLS (Dynamic Light Scattering)と呼ばれる。

[0054] ここまでの説明では、発光部11に対する散乱体Mの相対運動によって生じるドップラーシフトについて説明したが、続いて、散乱体Mに対する受光部12の相対運動によって生じるドップラーシフトについて説明する。

[0055] 図6は、散乱体Mと受光部12の相対運動によるドップラーシフトを示す模式図である。同図に示すように、発光部11から周波数 f_0 のレーザー光Lを散乱体Mに照射する。受光部12は、散乱光Sの光軸Bに対して角度 θ となる方向に、速度 v で移動している。

[0056] この場合に受光部12に入射する散乱光Sに生じるドップラーシフト Δf は、以下の(式2)で表される。

[0057] [数4]

$$\begin{aligned} \Delta f &= \frac{v}{c} f \cos \theta \\ &\approx \frac{v}{c} f_0 \cos \theta \quad (\text{2次の微小項を無視}) \\ &= \frac{v \cos \theta}{\lambda_0} \\ &= \alpha_0 v \cos \theta \end{aligned} \quad (\text{式2})$$

[0058] (式2)において c は光速、 λ_0 はレーザー光Lの波長、 f は光軸Bの向きに放射される散乱光の周波数、 α_0 はレーザー光Lの波長(λ_0)によって決まる比例定数である。散乱光Sは、あらゆる方向に放射され、散乱体Mと受光部12を結ぶ直線に沿った散乱光Sが受光部12に到達する。

[0059] ドップラーシフト Δf は、散乱体Mと受光部12の相対速度に比例し、光軸Bとの角度 θ に応じて変化する。

[0060] 続いて、2つの散乱体と受光部12の相対運動によるドップラーシフトについて説明する。図7は、散乱体M₁及び散乱体M₂と受光部12の相対運動によるドップラーシフトを示す模式図である。

[0061] 発光部11から周波数f₀のレーザー光Lが散乱体M₁及び散乱体M₂に照射され、受光部12は、受光部12に対する散乱光S₁及び散乱光S₂の入射角度差φの中心軸（破線）に対して角度θとなる方向に、速度vで移動しているとす。散乱体M₁が放射する散乱光のうち、受光部12の方向への放射光の周波数をf₁、ドップラーシフト量をΔf₁、散乱体M₂が放射する散乱光のうち、受光部12の方向への放射光の周波数をf₂、ドップラーシフト量をΔf₂とする。

[0062] この場合、散乱体M₁から受光部12に入射する散乱光S₁の周波数F₁は以下の（式3）で表される。

[0063] [数5]

$$\left(\lambda_0 = \frac{c}{f_0} \right)$$

$$\left(\alpha_0 = \frac{1}{\lambda_0} \right)$$

$$\begin{aligned} F_1 &= f_1 \left\{ 1 + \frac{v}{c} \cos \left(\theta + \frac{1}{2} \phi \right) \right\} \\ &= (f_0 + \Delta f_1) \left\{ 1 + \frac{v}{c} \cos \left(\theta + \frac{1}{2} \phi \right) \right\} \\ &\approx f_0 + \Delta f_1 + \frac{v}{c} f_0 \cos \left(\theta + \frac{1}{2} \phi \right) \quad (2\text{次の項を無視}) \\ &= f_0 + \Delta f_1 + \alpha_0 v \cos \left(\theta + \frac{1}{2} \phi \right) \quad (\text{式3}) \end{aligned}$$

[0064] （式3）においてΔf₁は受光部12に向かう散乱光S₁において生じるドップラーシフトであり、αは光源の波長によって決まる比例定数である。（式3）は途中で2次微小項「Δf₁（v/c）cos（θ + （1/2）φ）」

を無視している。

[0065] また、散乱体 M_2 から受光部12に入射する散乱光 S_2 の周波数 F_2 は以下の(式4)で表される。

[0066] [数6]

$$F_2 \approx f_0 + \Delta f_2 + \alpha_0 v \cos\left(\theta - \frac{1}{2}\phi\right) \quad (\text{式4})$$

[0067] (式4)において Δf_2 は受光部12に向かう散乱光 S_2 において生じるドップラーシフトであり、 α_0 は光源の波長 λ_0 によって決まる比例定数である。

。

[0068] 以上から、散乱光 S_1 と散乱光 S_2 のドップラーシフト ΔF は以下の(式5)で表される。

[0069] [数7]

$$\beta = \sin\left(\frac{1}{2}\phi\right)$$

$$\Delta f_3 = -\beta 2 \alpha_0 v \sin \theta$$

$$\Delta F = F_1 - F_2$$

$$\approx \Delta f_1 - \Delta f_2 + \alpha_0 v \left\{ \cos\left(\theta + \frac{1}{2}\phi\right) - \cos\left(\theta - \frac{1}{2}\phi\right) \right\}$$

$$= \Delta f_1 - \Delta f_2 + \alpha_0 v \left\{ -2 \sin \theta \sin\left(\frac{1}{2}\phi\right) \right\}$$

$$= \Delta f_1 - \Delta f_2 - 2 \alpha_0 v \sin \theta \sin\left(\frac{1}{2}\phi\right)$$

$$= (\Delta f_1 - \Delta f_2) + \Delta f_3 \quad (\text{式5})$$

[0070] (式5)において、 $\Delta f_1 - \Delta f_2$ は受光部12が静止している場合に観測される周波数であり、 Δf_3 は、受光部12の動きによって付加されてしまう

周波数である。 Δf_3 を示す式のうち $\alpha_0 v$ は相対運動速度ベクトルによるドップラービートの基本周波数であり、 β は散乱光 S_1 と散乱光 S_2 の受光部12への入射角度差 ϕ により定まる相対速度うなり周波数低下ファクターである。

[0071] 入射角度差 ϕ が十分小さければ β は0に近く、 Δf_3 は $(\Delta f_1 - \Delta f_2)$ に比べて十分小さくなる。このとき、血流速度によってもたらされる周波数差 $\Delta f_1 - \Delta f_2$ の分布は正確に計測できる。一方入射角度差 ϕ が大きくなると β が0から離れ、 Δf_3 は $(\Delta f_1 - \Delta f_2)$ の周波数と区別できない周波数を含み得るようになる。特に、大量に存在している静止している散乱体同士の干渉では $(\Delta f_1 - \Delta f_2)$ が0になるため、受光部が静止している際には Δf_3 が0のためドップラービートを生じないが、受光部が移動し、かつ ϕ が大きい場合、 Δf_3 が血流速度と類似の値を取り得る。このため、受光部が移動し、かつ ϕ が大きい場合、血流速度によってもたらされる周波数差 $\Delta f_1 - \Delta f_2$ の分布は正確に計測できなくなる。

[0072] [赤血球の速度分布について]

図8は、赤血球の速度分布を示す図である。図8(a)において、生体の皮膚に垂直な方向をz方向とし、皮膚に平行な方向をx方向及びy方向とすると、赤血球Hは血管の向きに応じて種々の方向に種々の速度で移動する。図中、赤血球Hの速度ベクトルは矢印で示されている。

[0073] 図8(b)はある特定の瞬間における赤血球Hの速度分布を模式的に示したものである。同図に示すように、赤血球Hの速度分布は、原点を中心に種々の方向に分布している。図8(c)の楕円で示された閉領域Kは、上記の赤血球Hの速度分布の範囲を示している。以下の説明において、赤血球Hの速度分布をこのような閉領域Kで表す。なお、赤血球Hの速度分布は、心臓の拍動に起因して生じる血管内の圧力変化に応じて増減するため、図8(c)に示す楕円形状Kは心臓の拍動に呼応して拡大・縮小する。

[0074] [一般的なレーザードップラー血流計測装置の構成について]

本実施形態に係るレーザードップラー血流計測装置の比較として、一般的

構成を有するレーザードップラー血流計測装置の構成について説明する。図 9 は、一般的構成を有するレーザードップラー血流計測装置 500 の模式図である。

[0075] 同図に示すように、レーザードップラー血流計測装置 500（以下、血流計測装置 500）は、センサヘッド 510 及び情報処理装置 520 から構成され、センサヘッド 510 と情報処理装置 520 は信号線 530 によって接続されている。

[0076] センサヘッド 510 は、レーザー光を出射する発光部 511 と散乱光を受光する受光部 512 を備える。発光部 511 は例えばレーザー光源であり、受光部 512 は例えばフォトダイオードである。センサヘッド 510 は、測定対象である生体 600 に近接或いは密着して配置される。生体 600 は、血管 601 中を流れる赤血球 602 及び静止組織 603 を有する。静止組織 603 は血液以外の静止している生体組織である。

[0077] 血流計測装置 500 では、発光部 511 から生体 600 にレーザー光（図中、L）が照射される。レーザー光 L は、赤血球 602 及び静止組織 603 によって散乱され、受光部 512 によって受光されて電気信号に変換される。

[0078] 図 10 は、受光部 512 から出力される電気信号の例である。受光部 512 に入射する散乱光は、血流によって移動する赤血球 602 による散乱光と移動しない静止組織 603 による散乱光である。このため、図 10 に示す信号は、両散乱光の干渉によって生じる多数のドップラービートの集合体である。本明細書では、このようなドップラービートの集合体を含む信号をうなり信号と呼ぶ。

[0079] 情報処理装置 520 は、信号線 530 を介してセンサヘッド 510 からうなり信号を取得し、フーリエ変換等の信号処理を行う。図 11 は、信号処理結果の例である。図 11（a）は、指先において測定されたうなり信号を周波数領域に変換したグラフであり、図 11（b）は、手首において測定されたうなり信号を周波数領域に変換したグラフである。

- [0080] これらのグラフに示すパワースペクトルは、それぞれのうなり周波数に対する強度、即ち、周波数に対応した速度で移動する赤血球の分布密度に対応する。
- [0081] 例えば、指先における血流の流速は手首における血流の流速より大きいことが、図11(a)では図11(b)と比較して、うなり周波数の上昇に対する強度の減衰率が低く、その結果図11(a)の方は移動速度が大きい赤血球の比率が図11(b)に比べて高いことがわかる。また、図11(a)の方が図11(b)に比べてスペクトルの総面積が広いことから、観察領域内で移動する赤血球は指先の方が多いたことがわかる。
- [0082] 情報処理装置520ではさらに、このうなり信号のパワースペクトルの時系列変化に基づいて、血流の平均速度の時間変化(脈拍)や脈拍数、血流の流速といった高次血流関連情報を算出することができる。
- [0083] [体動による外乱ノイズについて]
上記血流計測装置500において生じ得る、体動による外乱ノイズについて説明する。
- [0084] 図12は、血流計測装置500において、体動による外乱ノイズが生じていない場合に生体600において観測される速度分布を示す。
- [0085] 上記のように赤血球602の速度は、血流の方向や流速に応じて原点を閉領域Kの内側に(図4(c)参照)分布する。
- [0086] 原点はx, y, zの各方向に対して移動速度ゼロであり、静止組織603の速度分布である。ここで、静止組織603の細胞数は赤血球602の数よりはるかに多いため、静止組織による散乱光は、赤血球による散乱光より大きく、静止組織603に由来する速度ゼロの速度分布は赤血球602の速度分布より圧倒的に多くなる。このため、原点には速度分布の特異点Tが形成される。
- [0087] 体動による外乱ノイズが生じていない場合には図12に示すような速度分布となるが、体動による外乱ノイズが生じると、生体600の速度分布が見かけ上、図12に示す状態から変化する。

[0088] 体動による外乱ノイズは以下の3つに分類することができる。

- [0089] 1. 体動による血流の変化
2. 体動によるセンサヘッドのずれ
3. 体動によるセンサヘッドと生体の相対速度

[0090] <1. 体動による血流の変化について>

例えばセンサヘッド510を手首に装着した状態でジョギングを行うと、腕振りの遠心力で血流が増速される。このため、血流計測装置500による計測が正しくても、本来の血液流速とは相違した計測結果となる。

[0091] このノイズに対しては、体動周波数より長い周期で平滑化するローパスフィルタの利用、あるいは加速度センサによって体動の加速度を取得し、加速度との相関成分を除去する、等の手法によって解消することが可能である。

[0092] <2. 体動によるセンサヘッドのずれ>

生体600に対するセンサヘッド510の装着位置がずれると、装着位置間での血流の速度差、レーザー光の干渉による空間スペckルに起因する輝度分布の差、表皮性状の差、血管に対するレーザー照射角度の差等によるノイズが生じる。

[0093] このノイズに対しては、受光部512の大型化やセンサヘッド510の生体への固定方法の工夫等によって解消することが可能である。

[0094] <3. 体動によるセンサヘッドと生体の相対速度>

体動によるセンサヘッド510と生体の相対速度について、より具体的には以下の4点が挙げられる。

- [0095] 3 a. 発光部と生体の相対速度によるドップラービート
3 b. 受光部と生体の相対速度によるドップラービート
3 c. 発光部と生体の相対角速度によるドップラービート
3 d. 受光部と生体と相対角速度によるドップラービート

[0096] {3 a. 発光部と生体の相対速度によるドップラービート}

図13は、発光部511と生体600の相対速度によるドップラービートを示す模式図である。図13(a)に示すように発光部511が、レーザー

光Lの光軸Aに対して角度 θ 、速度 v で移動するとする。なお、レーザー光Lの放射角度を角度 ϕ とする。

[0097] 図13(b)は、この場合の赤血球の速度分布を示す模式図である。発光部511が上記のように移動すると、赤血球と発光部511の相対速度は、閉領域Kから速度ベクトル v だけずれた位置の閉領域K'に見かけ上移動する。また、特異点Tは半径 v の円上の点T'に移動する。レーザー光Lの光軸と速度ベクトルが成す角度は θ を中心に $\pm 1/2\phi$ の範囲に分布するので、図13(b)に示すようにそれぞれの光軸上の赤血球602や静止組織603の閉領域K'や特異点T'も半径 v の円状に $\pm 1/2\phi$ の範囲に移動する。例えば光軸上の静止組織603の特異点TはT' _{θ} に移動する。光軸から $+1/2\phi$ の角度の線上に位置する静止組織603の特異点TはT' _{$\theta+(1/2)\phi$} に移動する。光軸から $-1/2\phi$ の角度の線上に位置する静止組織603の特異点TはT' _{$\theta-(1/2)\phi$} に移動する。

[0098] 上記のように角度 ϕ の範囲内の静止組織603の速度は、特異点Tが角度 ϕ の広がりを持った特異点T'に移動するが、それらの静止組織603へは発光部511からレーザー光Lが照射される、それぞれの位置の静止組織603は異なる速度に対応したドップラーシフトを生じ、それらが受光時に干渉すると静止組織603の散乱光同士であるにもかかわらずドップラービートを生じる。図13(b)において特異点Tのドップラービートを生じる最大の速度差をEとして示す。上記(式5)から、速度差Eに対応する周波数は最大で $2\alpha_0 v \sin\theta((1/2)\phi)$ である。

[0099] このため、本来うなり信号を生じないはずの静止組織603の散乱光が発光部511の移動に起因する大きなうなり信号を生じ、赤血球の移動によって生じるうなり信号が検知できなくなってしまう。

[0100] {3b. 受光部と生体の相対速度によるドップラービート}

図14は、受光部512と生体600の相対速度によるドップラービートを示す模式図である。図14(a)に示すように受光部512が、散乱光Sの光軸Bに対して角度 θ 、速度 v で移動するとする。なお、受光部512が

受光する散乱光Sの入射角度を角度 ϕ とする。

[0101] 図14(b)は、この場合の赤血球の速度分布を示す模式図である。生体600による散乱は、ランバート散乱に近い一様性の高い散乱であるため、広い放射角度で拡散し、そのため受光部512の一点には生体600の広い範囲から放出された散乱光Sが入射する。すなわち、受光部512の一点に入射する散乱光Sの成す角度 ϕ は 180° に近い大きい角度となる。

[0102] このため、センサヘッド510が上記のように移動すると、上記(式2)における $\cos\theta$ が静止組織603の各位置で大きく異なり、見かけ上の閉領域Kが図14(b)のK'に示すように広い範囲に移動する。

[0103] これにより、それぞれの移動先の特異点T'、即ち静止組織603の散乱光同士が高い周波数のドップラービートを生じる。図14(b)において特異点T'間の速度差の最大幅をGとして示す。上記(式5)からビートGの周波数は $0 \sim \alpha_0 v \{1 - \sin(\theta + (1/2)\phi)\}$ である。

[0104] このため、本来うなり信号を生じないはずの静止組織603の散乱光が受光部512の移動に起因する大きなうなり信号を生じ、赤血球の移動によって生じるうなり信号が検知できなくなってしまう。

[0105] {3c. 発光部と生体の相対角速度によるドップラービート / 3d. 受光部と生体と相対角速度によるドップラービート}

図15は、発光部511及び受光部512と生体600の角速度によるドップラービートを示す模式図である。

[0106] 図15に示すように、センサヘッド510に角度 ω で示す角速度が生じた場合、レーザー光Lの照射スポットの一端では発光部511及び受光部512が生体600に接近するように相対速度が生じ、照射スポットの他端では発光部511及び受光部512が生体600から離間するように相対速度が生じる。

[0107] このため、上記「3a. 発光部と生体の相対速度によるドップラービート」、「3b. 受光部と生体の相対速度によるドップラービート」と同様に、本来うなり信号を生じないはずの静止組織603の散乱光が大きなうなり信

号を生じ、赤血球の移動によって生じるうなり信号が検知できなくなってしまう。

[0108] 本技術に係る血流計測装置は、この「3. 体動によるセンサヘッドと生体の相対速度」による外乱ノイズを防止することができる。

[0109] (第1の実施形態)

[第1の実施形態に係る血流計測装置の構成について]

本技術の第1の実施形態に係る血流計測装置100の構成について説明する。図16は、本実施形態に係る血流計測装置100の模式図あり、図17は、血流計測装置100の機能を示すブロック図である。

[0110] 図16に示すように、血流計測装置100は、センサヘッド110及び情報処理装置120から構成され、センサヘッド110と情報処理装置120は信号線130によって接続されている。血流計測装置100はユーザが身に着けるウェアラブルデバイスであってもよい。ウェアラブルデバイスは、例えばHMD (Head Mounted Display)、スマートアイグラス、スマートウォッチ、スマートバンド、スマートイヤホン等であってもよい。

[0111] また、図16には血流計測対象である生体600を示す。生体600は、血管601中を流れる赤血球602及び静止組織603を有する。

[0112] 図16に示すように、センサヘッド110は、生体600に近接或いは密着して配置される。図16及び図17に示すように、センサヘッド110は、発光部111、受光部112、アナログ信号処理部113及びADC114を備える。

[0113] 発光部111は、生体600にレーザー光Lを照射する。受光部(センサ)112はレーザー光Lが生体600によって反射された散乱光を受光し、うなり信号に変換する。発光部111と受光部112はセンサヘッド110に搭載され、センサヘッド110に対する相対位置が固定されている。発光部111及び受光部112の詳細については後述する。

なお、レーザー光はコヒーレント光に含まれ、各実施形態においてはコヒーレント光の一例としてレーザー光の例を記載する。

- [0114] アナログ信号処理部 113 は、受光部 112 から出力されたうなり信号に増幅等の信号処理を施し、ADC 114 に供給する。
- [0115] ADC (アナログ-デジタル変換回路: analog to digital converter) 114 は、アナログ信号処理部 113 から供給されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、信号線 130 を介して情報処理装置 120 に出力する。
- [0116] 図 17 に示すように、情報処理装置 120 は、パワースペクトル算出部 121、速度脈波算出部 122、脈拍数算出部 123 及び速度分布情報算出部 124 を備える。
- [0117] パワースペクトル算出部 121 は、ADC 114 から取得したうなり信号の所定時間区間に対してフーリエ変換等の演算処理を実行し、所定時間毎にうなり信号を周波数領域に変換してパワースペクトルを算出する。所定時間区間は例えば $1/300 \sim 1/10$ 秒間であり、所定時間は例えば $1/300 \sim 1/10$ 秒である。
- [0118] 速度脈波算出部 122 は、うなり信号のパワースペクトルの時系列変化に基づいて速度脈波を算出する。脈拍数算出部 123 は、速度脈波算出部 122 によって算出された速度脈波に基づいて脈拍数を算出する。
- [0119] 速度分布情報算出部 124 は、うなり信号のパワースペクトルに積分処理などの演算を施すことで、赤血球 602 の速度分布を表す速度分布情報を算出する。
- [0120] パワースペクトル算出部 121、速度脈波算出部 122、脈拍数算出部 123 及び速度分布情報算出部 124 は、赤血球の流動に関する情報 (以下、血流関連情報) を算出する血流関連情報算出部として機能する。血流関連情報算出部は血流関連情報を算出することが可能な他の構成であってもよい。
- [0121] 血流計測装置 100 は以上のような構成を有する。なお、センサヘッド 110 には、血流計測装置 100 のうちアナログ信号処理ブロックとして機能し、情報処理装置 120 はデジタル信号処理ブロックとして機能する。
- [0122] 血流計測装置 100 の構成はこの限りではなく、センサヘッド 110 においてデジタル信号処理を実行してもよく、情報処理装置 120 においてアナ

ログ信号処理を実行してもよい。また、信号線130は、有線だけでなく無線の信号通信路を用いてもよい。さらにセンサヘッド110と情報処理装置120は一体型の構成であってもよい。

[0123] [第1の実施形態に係る血流計測装置の動作について]

血流計測装置100の動作について説明する。

[0124] 図16に示すように発光部111から生体600に周波数 f_0 のレーザー光Lが照射されると、生体600によってレーザー光Lが散乱され、散乱光が受光部112に受光される。この散乱光には、静止組織603によって散乱された周波数 f_0 の散乱光と、血流によって移動する赤血球602によって散乱され、ドップラーシフトを生じた周波数 $f_0 + \Delta f$ の散乱光が含まれている。

[0125] ドップラーシフト Δf は静止組織603に対する赤血球602の移動速度に応じて異なる(図5参照)。このため、受光部112からは、多数のドップラービートの集合体であるうなり信号(図10参照)が出力される。

[0126] このうなり信号は、アナログ信号処理部113及びADC114を介してパワースペクトル算出部121に供給される。パワースペクトル算出部121は、所定時間毎に所定時間区間のうなり信号を周波数領域に変換し、うなり信号のパワースペクトル(図11参照)を算出する。

[0127] 速度脈波算出部122、脈拍数算出部123及び速度分布情報算出部124はそれぞれうなり信号のパワースペクトルに基づいて血流関連情報を算出する。

[0128] 血流計測装置100は以上のような動作を行う。ここで、受光部112によって出力されるうなり信号に上述のような体動による外乱ノイズが発生すると、血流を正確に測定することができないが、血流計測装置100では以下のようにして体動による外乱ノイズの発生が防止されている。

[0129] [発光部及び受光部の構成]

図18は、発光部111及び受光部112を示す模式図である。同図に示すように、発光部111は、レーザー光源151及び照射光制御部152を

備える。

- [0130] レーザー光源 151 は、レーザー光 L の光源である。レーザー光源 151 は、一般的な半導体レーザー素子とすることができる。
- [0131] 照射光制御部 152 は、レーザー光源 151 から出射されるレーザー光 L を平行化（コリメート）し、かつレーザー光 L の照射光径を制御する。レーザー光 L の照射光径は、レーザー光 L の生体 600 の表面でのスポット（図中、R）の直径に等しい。図 18 において照射光制御部 152 によって制御された照射光径 d を示す。
- [0132] 照射光制御部 152 はガラス等の光学部材からなり、図 18 に示すように、凹レンズ 152 a 及び凸レンズ 152 b を備える。
- [0133] 凹レンズ 152 a は、レーザー光源 151 から入射するレーザー光 L を照射光径 d と同一の径に拡大する。凸レンズ 152 b は、凹レンズ 152 a によって拡大されたレーザー光 L を平行化する。
- [0134] このように照射光制御部 152 によって、照射光径 d を有するレーザー光 L が生体 600 に照射される。照射光径 d は 0.5 mm 以上 2 mm 以下が好適である。
- [0135] なお、発光部 111 の構成はここに示すものに限られず、照射光制御部 152 がレーザー光 L をおおよそ平行化し、照射光径を所定の径に制御できるものであればよい。発光部 111 がとり得る各種構成については後述する。
- [0136] また、図 18 に示すように、受光部 112 は、計測用受光素子 161 及び入射角制限部 162 を備える。
- [0137] 計測用受光素子 161 は、入射角制限部 162 を介して入射する光を光電変換し、うなり信号を出力する。計測用受光素子 161 は、一般的な構成を有するフォトダイオードとすることができるが、本技術においては、従来技術の構成と比較して受光面の面積が大きい大判フォトダイオードが好適である。
- [0138] 入射角制限部 162 は、生体 600 から入射する光、即ちレーザー光 L の散乱光 S を計測用受光素子 161 に入射させる。ここで、入射角制限部 16

2は、計測用受光素子161の一点に入射する散乱光Sの入射角を所定の角度以下に制限し、かつ単純な単一ピンホールによる入射角制限機構と比較して計測用受光素子161に対して開口の比率をあげるように制御する構成を有する。

[0139] 具体的には入射角制限部162は、入射する散乱光Sを入射角度毎に計測用受光素子161の異なる点に集光する。

[0140] 図19は、入射角制限部162を示す拡大図である。同図に示すように、入射角制限部162は、光学部材からなり、複数のレンズ162aが配列するレンズアレイとすることができる。レンズ162aは凸レンズに限られず、ホログラムレンズやフレネルレンズであってもよい。入射角制限部162は各レンズの主点からおおよそ焦点距離だけ離れた位置に受光素子161の受光面が位置するように配置される。このような配置では、図19の下方より照射される平行光は受光素子161の表面付近に集光される。

[0141] 図19において、受光部112に対してある入射角度で入射する散乱光を散乱光S1とする。すなわち、全散乱光のうち、ある特定の入射角度を持つ平行光の成分が散乱光S1である。また、受光部112に対して散乱光S1とは異なる入射角度で入射する散乱光を散乱光S2とし、散乱光S1及び散乱光S2とは異なる入射角度で入射する散乱光を散乱光S3とする。散乱光S2及び散乱光S3も、それぞれ平行光の成分である。

[0142] 同図に示すように、散乱光S1は、各レンズ162aによって計測用受光素子161の点P1に集光される。また、散乱光S2は、各レンズ162aによって計測用受光素子161上の点P2に集光され、散乱光S3は、各レンズ162aによって計測用受光素子161上の点P3に集光される。

[0143] 点P1、点P2及び点P3は互いに異なる点である。また、入射角制限部162に散乱光S1～S3とは異なる入射角度で入射する光も各レンズ162aによってそれぞれ入射角度に応じて計測用受光素子161上の異なる点に集光される。

[0144] 計測用受光素子161の一点に入射する散乱光Sの角度範囲は、狭ければ

狭い方が上記の β が小さな値となり、より好適であるが、より具体的には一点に入射する散乱光S同士がお互いが成す角度が 10° 以下であるように制限されれば、 β が0.1を下回り十分な効果を発揮できる。

[0145] さらに、入射角制限部162をレンズアレイとすることにより、計測用受光素子161の一点に集光される散乱光Sの光束径が計測用受光素子161に入射する全光束径よりも小さく制限される。図18及び図19に示すように、計測用受光素子161の一点に集光される散乱光Sの光束径Dは、一つのレンズ162aの径と同一であり、生体600上においてこのレンズ162aに対向する観察領域Nの径と同一となる。

[0146] 入射角制限部162が備えるレンズ162aの数は任意であるが、レンズ162aは計測用受光素子161の受光面の全体にわたって配置されるものが好適である。また、レンズ162aの径は均一であってもよく、互いに異なってもよい。

[0147] なお、受光部112の構成はここに示すものに限られず、入射角制限部162が計測用受光素子161の一点に入射する散乱光の入射角を所定の角度以下に制限することが可能なものであればよい。受光部112がとり得る各種構成については後述する。

[0148] [発光部及び受光部による効果]

上記構成を有する発光部111及び受光部112による効果について説明する。

[0149] 上述した、一般的構成を有する血流計測装置500では、体動によるセンサヘッド510と生体の相対運動によって生じる「3a. 光源と生体の相対速度によるドップラービート」が問題となる（図13参照）。

[0150] 本実施形態における発光部111では、この「3a. 発光部と生体の相対速度によるドップラービート」を解消することができる。図20は、この効果を示す模式図である。

[0151] 上述のように、発光部111では、照射光制御部152によってレーザー光源151から出射されるレーザー光Lを平行化する。このため、図20（

a) に示すように発光部 111 が角度 θ 、速度 v で移動しても静止組織 603 の各位置に対するレーザー光 L の入射角度が同一である。

[0152] これにより、上記 (式 1) において静止組織 603 の各位置で $\cos \theta$ が同一の値となり、図 20 (b) に示すように、速度分布が速度 v に応じて同一位置に移動する。このため、特異点 T' で示す静止組織 603 同士の間での (図 13 中 E で示す速度差の幅を持つ) ドップラービートが発生せず、検出対象である赤血球の移動によって生じるうなり信号は維持される。ノイズである静止組織 603 同士の間でのうなり信号の発生は抑圧され、測定対象である検出対象である赤血球の移動によって生じるうなり信号は維持されるので、信号の検知は維持される。

[0153] さらに、上述した、一般的構成を有する血流計測装置 500 では、体動によるセンサヘッド 510 と生体の相対運動によって生じる「3b. 受光部と生体の相対速度によるドップラービート」が問題となる (図 14 参照)。

[0154] 本実施形態における受光部 112 では、この「3b. 受光部と生体の相対速度によるドップラービート」も解消することができる。図 21 は、この効果を示す模式図である。

[0155] 図 21 (a) に示すように受光部 112 が角度 θ 、速度 v で移動すると、散乱光 S の放射角度 ϕ が大きいため、静止組織 603 の見かけ上の速度分布が各位置に移動する (図 14 (b) 参照)。

[0156] ここで、上述のように受光部 112 では、入射角制限部 162 が計測用受光素子 161 の一点に入射する散乱光 S の入射角を所定の角度以下に制限する。このため、入射角制限部 162 への入射角度が異なる散乱光 S は、計測用受光素子 161 において異なる一点に集光する (図 19 参照)。

[0157] したがって、入射角制限部 162 への入射角度が異なる散乱光 S は互いに干渉を生じず、図 21 (b) に示すように、静止組織 603 の見かけ上の速度分布が相違しても、特異点 T' の間でドップラービート (図 14 中 G) が発生しない。それぞれの点ではそれぞれの閉領域 K' と特異点 T' の組み合わせでドップラービートが生じ、このため、検出対象である赤血球の移動に

よって生じるうなり信号は維持される。妨害信号である異なる入射角度の T と同じのうなり信号は抑圧され、計測対象の赤血球の移動によって生じるうなり信号は維持されるので、信号の検知は維持される。

[0158] また、上述した、一般的構成を有する血流計測装置500では、体動によるセンサヘッド510と生体の相対運動によって生じる「3c. 発光部と生体の相対角速度によるドップラービート/3d. 受光部と生体と相対角速度によるドップラービート」が問題となる。

[0159] 本実施形態における発光部111及び受光部112では、この「3c. 発光部と生体の相対角速度によるドップラービート/3d. 受光部と生体と相対角速度によるドップラービート」も解消することができる。図22は、この効果を示す模式図である。

[0160] 同図に示すように照射光制御部152によってレーザー光Lを平行化することにより、静止組織603のある一点に複数の相対速度のレーザー光が照射されない。また、レーザー光Lの照射スポットRは照射光径dを有するので、照射スポットR内での最大の速度差は $d\omega$ となる。

[0161] また、入射角制限部162によって、計測用受光素子161の一点に集光される領域は観察領域Nに限定されている。観察領域N及びレンズ162aは直径Dを有するため、一つのレンズ162aによって計測用受光素子161に集光される散乱光Sの最大の速度差は $D\omega$ となる。

[0162] しがって、発光部111及び受光部112の両方のファクターを合わせた相対速度分布は $(d+D)\omega$ の範囲内となる。このため、レンズ162aの直径Dを小さくすれば、センサヘッド110の相対角速度によるドップラービートは照射光径dで定まる。

[0163] このように、照射光制御部152によって照射光径dを小さくすることにより、「3c. 発光部と生体の相対角速度によるドップラービート/3d. 受光部と生体と相対角速度によるドップラービート」は解消が可能である。

[0164] 具体的には、照射光径dは2mm以下が好適である。一方で、照射光径dが小さすぎるとセンサヘッド110の位置ズレによる影響が大きくなるため

、スポット径は0.5 mm以上が好適である。以上から照射光径dは0.5 mm以上2 mm以下が好適である。なお、照射形状は円形に限らない。例えば楕円や長方形など、長手方向と短手方向を持つ形状を取ることも可能である。センサヘッド110の相対角速度の大きさは、センサデバイスの形状や装着位置により、軸異方性を持つことがある。例えば、時計型のデバイスにセンサヘッドを装着した場合、時計の文字盤に垂直な軸に沿った回転は起きにくく、また、アナログ時計の文字盤3時-9時の方向の軸に沿った回転も起きにくい。一方、アナログ時計の文字盤の12時-6時の方向の軸にそった回転は歩行の腕振りなどで、大きな角速度の運動が発生する。このような場合に、角速度が大きい回転軸と平行に照射形状の長手方向を配置することで、照射面積を維持して位置ずれへの耐性を維持したまま、相対角速度運動への耐性を高めることが可能である。

[0165] 加えて、受光部112は入射角制限部162を用いることにより、上記のように「3. 体動によるセンサヘッドと生体の相対速度」により生じる外乱ノイズを防止しつつ、計測用受光素子161の面積を大型化することが可能である。

[0166] この計測用受光素子161の大型化により、上記「2. 体動によるセンサヘッドのずれ」により生じる外乱ノイズも抑制することができる。

[0167] 図23及び図24はこの効果を示す模式図である。図23は、計測用受光素子161の面積が小さい場合を示し、図24は計測用受光素子161の面積が大きい場合を示す。

[0168] 図23(a)に示すように面積が小さい計測用受光素子161がセンサヘッド110のずれによって振動すると、生体600において計測用受光素子161に対向する観察領域が領域 Q_1 と領域 Q_2 の間で移動する。

[0169] 図23(b)において V_1 は領域 Q_1 での実際の血流速であり、 V_2 は領域 Q_2 での実際の血流速である。領域 Q_1 は領域 Q_2 より血流速が大きく、例えば表皮に向かう血管の多い領域である。

[0170] 図23(c)は、この場合に、ドップラービートに基づいて計測される血

流速 V_3 を示す。同図に示すように、計測される血流速 V_3 は、計測用受光素子161が領域 Q_1 と領域 Q_2 の間で移動することに起因するものであり、本来の測定対象である血流速 V_1 や血流速 V_2 とは大きく異なったものとなる。

[0171] 一方、図24(a)に示すように面積が大きい計測用受光素子161がセンサヘッド110のずれによって振動し、生体600において計測用受光素子161に対向する観察領域が領域 W_1 と領域 W_2 の間で移動したとする。

[0172] 図24(b)において V_1 は領域 W_1 での実際の血流速であり、 V_2 は領域 W_2 での実際の血流速である。図24(a)に示すように計測用受光素子161が振動したとしても、計測用受光素子161の面積が大きいため、領域 W_1 と領域 W_2 は重複する。このため、図24(b)において血流速 V_1 と血流速 V_2 の差異は小さくなる。

[0173] これにより、図24(c)に示すようにドップラービートに基づいて計測される血流速 V_3 は、血流速 V_1 と血流速 V_2 と類似の形状となり、計測用受光素子161の振動にも係わらず、本来の測定対象である血流速 V_1 や血流速 V_2 と同様に脈波が計測されることになる。

[0174] 以上のように、血流計測装置100では、発光部111に照射光制御部152を設けることにより、レーザー光を平行化する。これにより、生体600の各位置に入射するレーザー光の角度を同一とし、静止組織603間でのドップラービートの発生を防止することができる。

[0175] また、照射光制御部152によってレーザー光Lの光径を制御することにより、発光部111のずれに対する耐性と発光部111の相対角速度に対する耐性を両立させることができる。

[0176] さらに、受光部112に入射角制限部162を設けることにより、計測用受光素子161の一点に入射する散乱光の角度を制限する。これにより入射角が異なる散乱光同士の干渉を防止し、静止組織603間でのドップラービートの発生を防止することができる。

[0177] また、入射角制限部162を設けることにより計測用受光素子161を大型化することができ、光の利用効率を大きくして消費電力を低減し、かつ

受光部 1 1 2 の位置ずれによる影響を低減することが可能である。

[0178] [発光部のバリエーション]

発光部 1 1 1 は上記構成に限られず、レーザー光 L をおおむね平行化し、スポット径を所定の径に制御できるものであればよい。図 2 5 及び図 2 6 は、他の構成を有する発光部 1 1 1 を示す模式図である。

[0179] 図 2 5 に示すように発光部 1 1 1 は、レーザー光源 1 5 1 と照射光制御部 1 5 3 を有するものとすることができる。照射光制御部 1 5 3 は、凸レンズ 1 5 3 a 及び凸レンズ 1 5 3 b を備える。凸レンズ 1 5 3 a は、レーザー光源 1 5 1 から入射するレーザー光 L を拡大する。凸レンズ 1 5 3 b は、凸レンズ 1 5 3 a によって拡大されたレーザー光 L を平行化する。

[0180] また、図 2 6 に示すように発光部 1 1 1 は、レーザー光源 1 5 1 と照射光制御部 1 5 4 を有するものとすることができる。照射光制御部 1 5 4 は、レーザー光源 1 5 1 から入射するレーザー光 L を拡大し、平行化することが可能なホログラムレンズとすることができる。

[0181] また、発光部 1 1 1 は、レーザー光源と照射光制御部から構成されるものに限られず、レーザー光源のみ有するものであってもよい。例えば VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting LASER : 垂直共振器型面発光レーザー) 素子は、比較的平行に近いレーザー光を出射することが可能なレーザー素子であり、レーザー光源自体の放射角度が照射光制御部を設けない場合の発光部 1 1 1 のレーザー光源として好適である。

[0182] [受光部のバリエーション]

受光部 1 1 2 は上記構成に限られず、計測用受光素子 1 6 1 の一点に入射する散乱光 S の入射角を所定の角度以下に制限し、かつ計測用受光素子 1 6 1 に対して開口の比率をあげるように制御する構成を有するものであればよい。図 2 7 乃至図 3 5 は、他の構成を有する受光部 1 1 2 を示す模式図である。

[0183] 図 2 7 に示すように、入射角制限部 1 6 2 は、遮光体 1 6 3 をさらに備えてもよい。遮光体 1 6 3 は、レンズアレイ 1 6 2 a と計測対象の間に配置さ

れ、レンズ162a間に入射する散乱光を遮光する。なお、レンズ162aは、凸レンズに限られず、フレネルレンズやホログラムレンズであってもよい。これは以下の各構成において同様である。

[0184] これにより、レンズ162aの間から計測用受光素子161に入射する散乱光を防止し、その散乱光による計測対象信号と無相関のドップラービートの発生を防止することが可能である。また、隣のレンズ162aとの画角重なりを調整することで、生体600が移動した際の受光面に投射される光量の変動を抑えることができ、血流量の位置依存性に対する耐性を高めることができる。さらに、レンズ162aの間の部分が十分に少ない、敷き詰め型のレンズアレイを用いる場合、遮光体163とレンズアレイ162aの位置合わせは厳密である必要はなく、さらに、高さで遮光体間隔が所定の条件を満たせば、個々のレンズと1対1の関係にある必要もない。所定の条件とは、レンズ162aを通過した後の光が別のレンズ162aを通過した光と、同一の感光面上の点に入射しないように入射角の範囲を制限することである。

[0185] また、図28に示すように、入射角制限部162は、遮光体164をさらに備えてもよい。遮光体164は、レンズアレイと計測用受光素子161の間に配置され、隣接するレンズ162a間から計測用受光素子161に入射する散乱光を防止し、その散乱光によるドップラービートの発生を防止することが可能である。また、上記遮光体163と同様に血流量の位置依存性に対する耐性を高めることができる。

[0186] また、図29に示すように、入射角制限部162は、遮光体163と遮光体164の両者を備えてもよい。遮光体163と遮光体164の両者を備えることにより、レンズ162a間から入射する迷光をさらに抑制し、ドップラービートによる外乱ノイズをより効果的に防止すると共に血流量の位置依存性に対する耐性を高めることができる。

[0187] また、図30に示すように、受光部112は、計測用受光素子161及び入射角制限部165を備えるものであってもよい。入射角制限部165は、計測用受光素子161側に凸となるレンズ165aを配列したレンズアレイ

であり、遮光体 166 を備える。

- [0188] 遮光体 166 は、入射角制限部 165 と計測用受光素子 161 の間においてレンズ 165 a の間に配置され、レンズ 165 a 間に入射する散乱光を遮光する。
- [0189] この構成においても、ドップラービートによる外乱ノイズをより効果的に防止すると共に血流量の位置依存性に対する耐性を高めることができる。また、レンズアレイを計測用受光素子 161 のカバーにすることができると共に、レンズアレイアレイに IR ブラックのような光源波長以外を吸光する特性を持たせることで、耐外光性を向上させることができる。
- [0190] また、図 31 に示すように、受光部 112 は、複数の受光素子 167 及び入射角制限部 162 を備えるものであってもよい。入射角制限部 162 はそれぞれのレンズ 162 a がそれぞれの受光素子 167 に集光するように構成され、遮光体 163 及び遮光体 164 を備える。
- [0191] この構成によって、ドップラービートによる外乱ノイズをより効果的に防止すると共に血流量の位置依存性を観測することができ、解像度と受光素子 167 間のカバレッジを両立させることが可能である。なお、一つの受光素子 167 に対して複数のレンズ 162 a が配置されてもよい。また、遮光体 163 及び遮光体 164 はいずれか一方のみが設けられてもよく、いずれも設けられてなくもよい。
- [0192] また、図 32 に示すように、受光部 112 は、計測用受光素子 161 及び入射角制限部 168 を備えるものであってもよい。入射角制限部 168 は、単一のレンズ 168 a から構成されている。この構成においてもセンサヘッド 110 と生体 600 の相対速度による外乱ノイズについては解消が可能である。
- [0193] また、計測用受光素子 161 の受光面の面積を小さくし、計測用受光素子 161 の一点に集光される光束の径(図 22 中、D) を小さくすることによって、センサヘッド 110 と生体 600 の相対角速度による外乱ノイズについても解消が可能である。さらにこの構成は低コストで実現することができる

- 。
- [0194] また、図33に示すように、入射角制限部168は遮光体169を備えるものであってもよい。遮光体169はレンズ168aの周囲に設けられ、レンズ168aに入射する光束の径を制限する。
- [0195] この構成により、センサヘッド110と生体600の相対速度及び相対角速度による外乱ノイズについても解消が可能である。さらにこの構成も低コストで実現することができる。
- [0196] また、図34に示すように、入射角制限部168は遮光体170を備えるものであってもよい。遮光体169はレンズ168aと計測用受光素子161の間において、レンズ168aの周囲に設けられ、計測用受光素子161に入射する光束の径を制限する。
- [0197] この構成により、センサヘッド110と生体600の相対速度及び相対角速度による外乱ノイズについても解消が可能である。さらにこの構成も低コストで実現することができる。
- [0198] また、図35に示すように、受光部112は、計測用受光素子161及び入射角制限部171を備えるものであってもよい。入射角制限部171は、遮光性材料からなり、計測用受光素子161の受光面に垂直な方向に延伸する複数のピンホール171aを備えたピンホール構造体である。
- [0199] このピンホール171aによって、散乱光S1は計測用受光素子161上の点P1に入射し、散乱光S2は計測用受光素子161上の点P2に、散乱光S3は計測用受光素子161上の点P3にそれぞれ入射する。即ち、入射角制限部171は、計測用受光素子161の一点に入射する散乱光Sの入射角度を所定の角度以下に制限する。より具体的には所定の角度は 10° 以下であれば、 β が0.1以下となり、十分な効果が得られる。
- [0200] このため、入射角制限部がレンズである場合と同様の原理によって、ドップラービートによる外乱ノイズ防止することが可能である。また、一つの計測用受光素子161に対して複数のピンホール171aから散乱光を導くことにより、一つの計測用受光素子であるにも関わらず、単一ピンホールのセ

ンサヘッドと比較して光の利用効率をピンホール171aの数分だけ上げることができる。これにより、低コストで高感度化を実現できる。

[0201] 一方で、ピンホール171aを通過しなかった散乱光Sは損失となるため、光の利用効率は入射角制限部がレンズである場合の方が優れる。しかしながら、レンズによる収差や迷光の問題を回避することができるという利点がある。

[0202] [ハードウェア構成]

情報処理装置120のハードウェア構成について説明する。図36は、情報処理装置120のハードウェア構成を示す模式図である。同図に示すように、情報処理装置120は、I/F（インターフェース）181、演算処理回路182、バス183及びメモリ184を備える。

[0203] I/F181は、センサヘッド110から取得したうなり信号（図10参照）をバス183に供給する。演算処理回路182は、CPU（Central Processing Unit）等のプロセッサであり、バス183を介してうなり信号を取得し、メモリ184との間で情報を授受しながら各種演算処理を実行する。

[0204] 上述した機能的構成であるパワースペクトル算出部121、速度脈波算出部122、脈拍数算出部123及び速度分布情報算出部124は演算処理回路182とプログラムの協働によって実現される。

[0205] なお、情報処理装置120の構成の一部又は全部はコンピュータネットワーク上において実現されてもよい。また、情報処理装置120の構成の一部又は全部はFPGA（field-programmable gate array）やASIC（application specific integrated circuit）のような、特定処理を行う演算回路によって実現されてもよい。

[0206] （第2の実施形態）

[第2の実施形態に係る血流計測装置の構成について]

本技術の第2の実施形態に係る血流計測装置200の構成について説明する。図37は、本実施形態に係る血流計測装置200の模式図あり、図38は、血流計測装置200の機能を示すブロック図である。

- [0207] 図37に示すように、血流計測装置200は、センサヘッド210及び情報処理装置220から構成され、センサヘッド210と情報処理装置220は信号線230によって接続されている。血流計測装置200はウェアラブルデバイスであってもよい。
- [0208] 血流計測対象である生体600は、血管601中を流れる赤血球602及び静止組織603を有する。
- [0209] 図37に示すように、センサヘッド210は、生体600に近接或いは密着して配置される。図37及び図38に示すように、センサヘッド210は、発光部211、受光部212、アナログ信号処理部213及びADC214を備える。
- [0210] 発光部211と受光部（センサ）212はセンサヘッド210に搭載され、センサヘッド210に対する相対位置が固定されている。図39はセンサヘッド210の断面図であり、図40は生体600側からみたセンサヘッド210の平面図である。
- [0211] 発光部211は、波長帯域が異なる2種類のレーザー光を時分割で交替発光し、生体600にレーザー光Lを照射する。
- [0212] 図39及び図40に示すように、発光部211は、第1レーザー光源251と第2レーザー光源252を備えるものとすることができる。第1レーザー光源251と第2レーザー光源252は発光波長が互いに異なる。なお、図39において、本来は第1レーザー光源251は第2レーザー光源252と同一の位置に配置されるべきものだが、図の理解の妨げになるので左側に寄せて記載した。
- [0213] なお、第1レーザー光源251及び第2レーザー光源252には、第1の実施形態において説明した照射光制御部をそれぞれ設けてもよい。
- [0214] 受光部212はレーザー光Lが生体600によって散乱された散乱光を受光し、信号に変換する。
- [0215] 受光部212は、計測用受光素子261と入射角制限部262を備え、計測用受光素子261と入射角制限部262はそれぞれ第1の実施形態におい

て説明した計測用受光素子 1 6 1 及び入射角制限部 1 6 2 と同一の構成（図 1 8 参照）とすることができる。

[0216] また、入射角制限部 2 6 2 は、第 1 の実施形態の他の構成（図 2 7 ~ 図 3 5 参照）であってよい。さらに、受光部 2 1 2 は、計測用受光素子 2 6 1 のみを有し、入射角制限部 2 6 2 を有しない構成であってもよい。

[0217] 計測用受光素子 2 6 1 は、所定時間毎に第 1 レーザ光源 2 5 1 から出射され、散乱された散乱光（以下、第 1 散乱光）と第 2 レーザ光源 2 5 2 から出射され、散乱された散乱光（以下、第 2 散乱光）をそれぞれ受光する。

[0218] アナログ信号処理部 2 1 3 は、受光部 2 1 2 から出力された信号に増幅等の信号処理を施し、ADC 2 1 4 に供給する。

[0219] ADC（アナログ→デジタル変換回路：analog to digital converter）2 1 4 は、アナログ信号処理部 2 1 3 から供給されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、うなり信号として信号線 2 3 0 を介して情報処理装置 2 2 0 へ出力する。

[0220] 図 3 8 に示すように、情報処理装置 2 2 0 は、パワースペクトル算出部 2 2 1、パワースペクトル正規化部 2 2 2、適応フィルタ部 2 2 3、速度脈波算出部 2 2 4、脈拍数算出部 2 2 5 及び速度分布情報算出部 2 2 6 を備える。

[0221] パワースペクトル算出部 2 2 1 は、ADC 2 1 4 から取得したうなり信号に対してフーリエ変換等の演算処理を実行し、所定時間毎に周波数領域に変化してうなり信号のパワースペクトルを算出する。所定時間は例えば $1/300 \sim 1/100$ 秒間である。

[0222] パワースペクトル算出部 2 2 1 は、うなり信号を第 1 散乱光から生成されたうなり信号 1 と第 2 散乱光から生成されたうなり信号 2 に分離し、それぞれについてパワースペクトルを算出する。うなり信号 1 に基づくパワースペクトルを第 1 パワースペクトルとし、うなり信号 2 に基づくパワースペクトルを第 2 パワースペクトルとする。

[0223] パワースペクトル正規化部 2 2 2 は、第 1 パワースペクトルと第 2 パワー

スペクトルを正規化する。異なる波長の光は同一速度に対して発生するドップラーシフト周波数が異なるため、パワースペクトル正規化部 222 によってスペクトログラムの周波数軸を正規化して同じ速度同士を対応させる。

[0224] 適応フィルタ部 223 は、正規化された第 1 パワースペクトルと第 2 パワースペクトルを適応フィルタに入力する。これにより、静止組織 603 によって生じるドップラービート（図 13、図 14 参照）が除去される。

[0225] 速度脈波算出部 224 は、適応フィルタ部 223 から出力されるうなり信号のパワースペクトルの時系列変化に基づいて速度脈波を算出する。脈拍数算出部 225 は、速度脈波算出部 224 によって算出された速度脈波に基づいて脈拍数を算出する。

[0226] 速度分布情報算出部 226 は、適応フィルタ部 223 から出力されるうなり信号のパワースペクトルに積分処理などの演算を施すことで、速度分布情報を算出する。

[0227] パワースペクトル算出部 221、速度脈波算出部 224、脈拍数算出部 225 及び速度分布情報算出部 226 は、血流関連情報を算出する血流関連情報算出部として機能する。血流関連情報算出部は血流関連情報を算出することが可能な他の構成であってもよい。

[0228] また、パワースペクトル正規化部 222 及び適応フィルタ部 223 は上記血流関連情報からセンサヘッド 210 と生体 600 の相対運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部として機能する。ノイズ除去部は、当該ノイズを除去することが可能な他の構成であってもよい。

[0229] 血流計測装置 200 は以上のような構成を有する。なお、センサヘッド 210 には、血流計測装置 200 のうちアナログ信号処理ブロックとして機能し、情報処理装置 220 はデジタル信号処理ブロックとして機能する。

[0230] 血流計測装置 200 の構成はこの限りではなく、センサヘッド 210 においてデジタル信号処理を実行してもよく、情報処理装置 220 においてアナログ信号処理を実行してもよい。

[0231] [第 2 の実施形態に係る血流計測装置の動作について]

血流計測装置 200 の動作について説明する。

- [0232] 図 39 に示すように発光部 211 が備える第 1 レーザ光源 251 及び第 2 レーザ光源 252 から交替してレーザー光 L が生体 600 に照射される。
- [0233] 第 1 レーザ光源 251 から出射されたレーザー光が散乱された第 1 散乱光と、第 2 レーザ光源 252 から出射されたレーザー光が散乱された第 2 散乱光はそれぞれ計測用受光素子 261 によって受光される。
- [0234] ここで、レーザー光の波長が異なると、生体 600 でのレーザー光の深部浸透度が異なり、観測領域の深さが異なり、その後の多重散乱のパターンも異なる。このため照射レーザー光の波長を切り替えると観測対象赤血球 602 や観測対象静止組織 603 に差異が生じ、検出されるうなり信号にも異なる比率で情報が混合される。そのため、第 1 散乱光を受光して生成した第 1 うなり信号と、第 2 散乱光を受光して生成した第 2 うなり信号とでは、複数の対象からの信号が異なる比率で混合されている。この混合比率の差を利用して、効果的にノイズ成分を除去することができる。
- [0235] 第 1 の実施形態に係る血流計測装置では、効果的に相対速度・相対角速度ノイズを低減できるが、それでも静止組織の散乱光同士のうなり信号が残存することがある。そのような静止組織の散乱光同士のうなり信号と、赤血球によるうなり信号の混合比率も、第 1 うなり信号と、第 2 うなり信号で異なっている。したがって、第 1 うなり信号から生成した第 1 パワースペクトルと第 2 うなり信号から生成した第 2 パワースペクトルの間では、静止組織 603 によるうなり信号由来の成分と赤血球 602 によるうなり信号由来成分の比率が異なる。このため、パワースペクトル正規化部 222 によって両パワースペクトルを正規化したのち、適応フィルタ部 223 で処理することによって、センサヘッド 210 と生体 600 の相対速度成分を除去することができる。
- [0236] 血流計測装置 200 では以下のようにして外乱ノイズの発生を防止することが可能である。

[0237] [受光部のバリエーション]

受光部 212 は上記構成に限られない。図 41 は、他の構成を有する受光部 212 を示す模式図である。

[0238] 同図に示すように、受光部 212 は、計測用受光素子 261 に加え、もうひとつの計測用受光素子 263 を備える。計測用受光素子 261 及び計測用受光素子 263 は上記のように血流計測用の受光素子であり、センサヘッド 210 は、上記 2 つの画素で検出されたうなり信号の差をうなり信号として出力する。このような構成を取ることで、外光ノイズのような 2 つの画素で同じように変化するノイズ成分を効果的に除去できる。

[0239] このような差分信号を使用する技術は以前から知られていたが、血流計測装置 200 においても、図 41 に示すように画素の配置と光源の配置を工夫することで、同様な差分信号の利用が可能となる。

[0240] [ハードウェア構成]

情報処理装置 220 のハードウェア構成について説明する。図 42 は、情報処理装置 220 のハードウェア構成を示す模式図である。同図に示すように、情報処理装置 220 は、I/F (インターフェース) 281、演算処理回路 282、バス 283 及びメモリ 284 を備える。

[0241] I/F 281 は、センサヘッド 210 から取得したうなり信号 (図 10 参照) をバス 283 に供給する。第 1 レーザ光源 251 及び第 2 レーザ光源 252 は交替発光するので、センサヘッド 210 から取得したうなり信号は、うなり信号 1 とうなり信号 2 が時分割で交替供給される。演算処理回路 282 は、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサであり、バス 283 を介して空間スペckル信号を取得し、メモリ 284 との間で情報を授受しながら各種演算処理を実行する。

[0242] 上述した機能的構成であるパワースペクトル算出部 221、パワースペクトル正規化部 222、適応フィルタ部 223、速度脈波算出部 224、脈拍数算出部 225 及び速度分布情報算出部 226 は演算処理回路 282 とプログラムの協働によって実現される。

- [0243] なお、情報処理装置 220 の構成の一部又は全部はコンピュータネットワーク上において実現されてもよい。
- [0244] (第 3 の実施形態)
[第 3 の実施形態に係る血流計測装置の構成について]
本技術の第 3 の実施形態に係る血流計測装置 300 の構成について説明する。図 43 は、本実施形態に係る血流計測装置 300 の模式図あり、図 44 は、血流計測装置 300 の機能を示すブロック図である。
- [0245] 図 43 に示すように、血流計測装置 300 は、センサヘッド 310 及び情報処理装置 320 から構成され、センサヘッド 310 と情報処理装置 320 は信号線 330 によって接続されている。血流計測装置 300 はウェアラブルデバイスであってもよい。
- [0246] 血流計測対象である生体 600 は、血管 601 中を流れる赤血球 602 及び静止組織 603 を有する。
- [0247] 図 43 に示すように、センサヘッド 310 は、生体 600 に近接或いは密着して配置される。図 43 及び図 44 に示すように、センサヘッド 310 は、発光部 311、第 1 受光部 312、第 2 受光部 313、第 1 アナログ信号処理部 314、第 2 アナログ信号処理部 315、第 1 ADC 316 及び第 2 ADC 317 を備える。
- [0248] 発光部 311、第 1 受光部 (センサ) 312 及び第 2 受光部 313 はセンサヘッド 310 に搭載され、センサヘッド 310 に対する相対位置が固定されている。図 45 はセンサヘッド 310 の断面図であり、図 46 は生体 600 側からみたセンサヘッド 310 の平面図である。
- [0249] 発光部 311 は生体 600 及び第 2 受光部 313 にレーザー光 L を照射する。図 45 に示すように、発光部 311 は、レーザー光源 351 と反射体 352 を備えるものとすることができる。
- [0250] 反射体 352 は、レーザー光源 351 と生体 600 の間に設けられ、レーザー光源 351 から出射されたレーザー光 L の一部を第 2 受光部 313 に向けて反射する。反射体 352 は例えば MEMS (Micro Electro Mechanical

Systems) 技術によって設置された微小なミラーとすることができる。

- [0251] なお、レーザー光源 351 には、第 1 の実施形態において説明した照射光制御部を設けてもよい。
- [0252] 第 1 受光部 312 は、レーザー光 L が生体 600 によって反射された散乱光を受光し、信号に変換する。第 1 受光部 312 は、計測用受光素子 361 及び入射角制限部 362 を備える。
- [0253] 計測用受光素子 361 と入射角制限部 362 はそれぞれ第 1 の実施形態において説明した計測用受光素子 161 及び入射角制限部 162 と同一の構成 (図 18 参照) とすることができる。また、入射角制限部 362 は、第 1 の実施形態の他の構成 (図 27 ~ 図 35 参照) であってよい。
- [0254] 第 2 受光部 313 は、反射体 352 によって反射されたレーザー光 L と、レーザー光 L が生体 600 によって散乱された散乱光を受光し、信号に変換する。第 2 受光部 313 は、反射光用受光素子 363 及び入射角制限部 364 を備える。
- [0255] 反射光用受光素子 363 は計測用受光素子 361 と同一構成とすることができ、入射角制限部 364 は入射角制限部 362 と同一構成とすることができる。
- [0256] また、第 1 受光部 312 及び第 2 受光部 313 には、入射角制限部 362 及び入射角制限部 364 が設けられなくてもよい。
- [0257] 第 1 アナログ信号処理部 314 は、第 1 受光部 312 から出力された信号に増幅等の信号処理を施し、第 1 ADC 316 に供給する。
- [0258] 第 2 アナログ信号処理部 315 は、第 2 受光部 313 から出力された信号に増幅等の信号処理を施し、第 2 ADC 317 に供給する。
- [0259] 第 1 ADC (アナログ-デジタル変換回路: analog to digital converter) 316 は、第 1 アナログ信号処理部 314 から供給されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、信号線 330 を介して情報処理装置 320 に出力する。
- [0260] 第 2 ADC 317 は、第 2 アナログ信号処理部 315 から供給されたアナ

ログ信号をデジタル信号に変換し、信号線 330 を介して情報処理装置 320 に出力する。

[0261] 図 44 に示すように、情報処理装置 320 は、パワースペクトル算出部 321、相対速度うなり抽出部 322、速度脈波算出部 323、速度補正部 324、脈拍数算出部 325 及び速度分布情報算出部 326 を備える。

[0262] パワースペクトル算出部 321 は、第 1 ADC 316 及び第 2 ADC 317 から取得したうなり信号に対してフーリエ変換等の演算処理を実行し、所定時間毎に周波数領域に変化してうなり信号のパワースペクトルを算出する。所定時間は例えば 1 / 100 秒間である。

[0263] パワースペクトル算出部 321 は、計測用受光素子 361 が受光した散乱光から生成されたうなり信号 1 と、反射光用受光素子 363 が受光したレーザー光及び散乱光から生成されたうなり信号 2 のそれぞれについてパワースペクトルを算出する。うなり信号 1 に基づくパワースペクトルを第 1 パワースペクトルとし、うなり信号 2 に基づくパワースペクトルを第 2 パワースペクトルとする。

[0264] 相対速度うなり抽出部 322 は、第 1 パワースペクトルと第 2 パワースペクトルからセンサヘッド 310 と生体 600 の相対速度によるドップラーシフト成分を抽出する。この抽出には、適応フィルタの手法を用いることができる。第 2 パワースペクトルは第 1 パワースペクトルでは概ね除去された、相対速度 v に起因するうなり信号の周波数成分を豊富に含むため、パワースペクトルの高周波部分に大きな山を持つことが多い。この成分は第 1 パワースペクトルには殆ど含まれないので、両者の差分からこの成分を抽出できる。抽出された周波数成分は、相対速度 v に比例した周波数位置にピークを持っているので、相対速度 v に関する情報が豊富である。

[0265] 速度脈波算出部 323 は、パワースペクトル算出部 321 から出力されるうなり信号のパワースペクトルの時系列変化に基づいて速度脈波を算出する。

[0266] 速度補正部 324 は、相対速度うなり抽出部 322 によって抽出されたド

ップラーシフト成分を用いて、第1パワースペクトルに基づいて算出された速度分布を補正する。この補正には適応フィルタの手法を用いることができる。

[0267] 脈拍数算出部325は、速度脈波算出部323によって算出され、速度補正部324によって補正された速度脈波に基づいて脈拍数を算出する。

[0268] 速度分布情報算出部326は、相対速度うなり抽出部322から出力されるうなり信号のパワースペクトルに積分処理などの演算を施すことで、速度分布情報を算出する。

[0269] パワースペクトル算出部321、速度脈波算出部323、脈拍数算出部325及び速度分布情報算出部326は、血流関連情報を算出する血流関連情報算出部として機能する。血流関連情報算出部は血流関連情報を算出することが可能な他の構成であってもよい。

[0270] また、相対速度うなり抽出部322及び速度補正部324は上記血流関連情報からセンサヘッド310と生体600の相対運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部として機能する。ノイズ除去部は、当該ノイズを除去することが可能な他の構成であってもよい。

[0271] 血流計測装置300は以上のような構成を有する。なお、センサヘッド310には、血流計測装置300のうちアナログ信号処理ブロックとして機能し、情報処理装置220はデジタル信号処理ブロックとして機能する。

[0272] 血流計測装置300の構成はこの限りではなく、センサヘッド310においてデジタル信号処理を実行してもよく、情報処理装置320においてアナログ信号処理を実行してもよい。また、必ずしも第2受光部313、第2アナログ信号処理部315及び第2ADC317を必要とするものではなく、反射体352を第1受光部312に向けてレーザー光Lを反射しうるように配置したうえで、第1受光部312に向けてレーザー光Lを反射する状態と第1受光部312に向けてレーザー光Lが届かない状態とを交替で取るように反射体352を制御することで、第2の実施形態に係る血流計測装置と同様の信号処理でノイズを除去してもよい。上記の反射体352の制御は、例

例えば反射体352をMEMSミラーで構成したうえで、MEMSの駆動機構で反射角を変化させることで実現できる。

[0273] [第3の実施形態に係る血流計測装置の動作について]

血流計測装置300の動作について説明する。

[0274] 図45に示すように発光部311が備えるレーザー光源351からレーザー光Lが生体600に照射される。レーザー光Lが生体によって反射された散乱光Sは計測用受光素子361によって受光される。

[0275] また、レーザー光Lの一部は反射体352によって反射され、生体600に入射することなく反射光用受光素子363によって受光される。

[0276] ここで、センサヘッド310と生体600の間で相対速度が生じた際に、反射光用受光素子363に入射するレーザー光Lの周波数 f_0 と、計測用受光素子361に入射する、相対速度で変調された散乱光の周波数 $f + \Delta f$ の間でうなりが生じる。 Δf はおおむね $2\alpha v \cos \theta$ である。

[0277] 相対速度うなり抽出部322は、散乱光に基づく第1パワースペクトルとレーザー光に基づく第2パワースペクトルから、センサヘッド310と生体600の相対速度によるドップラーシフト Δf 成分を抽出する。得られた Δf 成分の重心は $2\alpha v \cos \theta$ を示している。速度補正部324は、速度情報からこの $2\alpha v \cos \theta$ 付近の成分を除去する。

[0278] 血流計測装置300では以下のようにして外乱ノイズの発生を防止することが可能である。

[0279] [ハードウェア構成]

情報処理装置320のハードウェア構成について説明する。図47は、情報処理装置320のハードウェア構成を示す模式図である。同図に示すように、情報処理装置320は、I/F（インターフェース）381、演算処理回路382、バス383及びメモリ384を備える。

[0280] I/F 381は、センサヘッド310から取得したうなり信号（図10参照）をバス383に供給する。演算処理回路382は、CPU（Central Processing Unit）等のプロセッサであり、バス383を介してうなり信号を取

得し、メモリ384との間で情報を授受しながら各種演算処理を実行する。

[0281] 上述した機能的構成である、パワースペクトル算出部321、相対速度うなり抽出部322、速度脈波算出部323、速度補正部324、脈拍数算出部325及び速度分布情報算出部326は演算処理回路382とプログラムの協働によって実現される。

[0282] なお、情報処理装置320の構成の一部又は全部はコンピュータネットワーク上において実現されてもよい。

[0283] (第4の実施形態)

[第4の実施形態に係る血流計測装置の構成について]

本技術の第4の実施形態に係る血流計測装置400の構成について説明する。図48は、本実施形態に係る血流計測装置400の模式図あり、図49は、血流計測装置400の機能を示すブロック図である。

[0284] 図48に示すように、血流計測装置400は、センサヘッド410及び情報処理装置420から構成され、センサヘッド410と情報処理装置420は信号線430によって接続されている。血流計測装置400はウェアラブルデバイスであってもよい。

[0285] 血流計測対象である生体600は、血管601中を流れる赤血球602及び静止組織603を有する。

[0286] 図48に示すように、センサヘッド410は、生体600に近接或いは密着して配置される。図48及び図49に示すように、センサヘッド410は、発光部411、受光部412、アナログ信号処理部413、ADC414、受光素子アレイ463、画像アナログ信号処理部464及び画像用ADC465を備える。

[0287] 発光部411と受光部(センサ)412はセンサヘッド410に搭載され、センサヘッド410に対する相対位置が固定されている。図50はセンサヘッド310の断面図であり、図51は生体600側からみたセンサヘッド410の平面図である。

[0288] 発光部411は生体600にレーザー光Lを照射する。図50及び図51

に示すように、発光部411は、レーザー光源451を備える。なお、レーザー光源451には、第1の実施形態において説明した照射光制御部を設けてもよい。

[0289] 受光部412は、レーザー光Lが生体600によって反射された散乱光を受光し、信号に変換する。受光部412は、計測用受光素子461及び入射角制限部462を備える。

[0290] 計測用受光素子461と入射角制限部462はそれぞれ第1の実施形態において説明した計測用受光素子161及び入射角制限部162と同一の構成(図18参照)とすることができる。

[0291] また、入射角制限部462は、第1の実施形態の他の構成(図27~図35参照)であってよい。さらに、受光部412は、計測用受光素子461のみを有し、入射角制限部462を有しない構成であってもよい。

[0292] アナログ信号処理部413は、受光部412から出力された信号に増幅等の信号処理を施し、ADC414に供給する。

[0293] ADC(アナログ-デジタル変換回路: analog to digital converter)414は、アナログ信号処理部413から供給されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、信号線430を介して情報処理装置420に出力する。

[0294] 受光素子アレイ463は、センサヘッド410に設けられ、複数の受光素子463aが配列するアレイである。受光素子アレイ463を構成する受光素子463aの数は特に限定されない。なお、受光素子アレイ463と生体600の間にピンホールやレンズなどの光学部品を置くことで、撮像される空間スペckル画像のスペckル粒径を調整することもできる。或いは、受光素子アレイ463と生体600の間にレンズなどの光学部品を置くことで、空間スペckル画像の代わりに生体600の表面画像を撮像することもできる。

[0295] 画像アナログ信号処理部464は、受光素子アレイ463から出力された信号に増幅等の信号処理を施し、画像用ADC465に供給する。

[0296] 画像用ADC465は、画像アナログ信号処理部464から供給されたア

ナログ信号をデジタル信号に変換し、信号線430を介して情報処理装置420に出力する。

[0297] 図49に示すように、情報処理装置420は、パワースペクトル算出部421、速度脈波算出部422、相対速度検出部466、速度補正部423、脈拍数算出部424及び速度分布情報算出部425を備える。

[0298] パワースペクトル算出部421は、ADC414から取得したうなり信号に対してフーリエ変換等の演算処理を実行し、所定時間毎に周波数領域に変化してうなり信号のパワースペクトルを算出する。所定時間は例えば1/300~1/10秒間である。

[0299] パワースペクトル算出部421は、計測用受光素子461が受光した散乱光から生成されたうなり信号についてパワースペクトルを算出する。

[0300] 速度脈波算出部422は、パワースペクトル算出部421から出力されるうなり信号のパワースペクトルの時系列変化に基づいて速度脈波を算出する。

[0301] 相対速度検出部466は、受光素子アレイ463の出力に基づいてx y方向（レーザー光Lの光軸方向（z方向）に対して垂直な方向）におけるセンサヘッド410と生体600の相対速度を検出する。相対速度検出部466は、受光素子アレイ463によって撮像されるレーザー光による空間スペクトル画像におけるフレーム毎のずれ量から相対速度を検出することができる。

[0302] 速度補正部423は、相対速度検出部466から供給されるx y方向におけるセンサヘッド410と生体600の相対速度を用いて、パワースペクトルに基づいて算出された速度分布を補正する。この除去には適応フィルタの手法を用いることができる。

[0303] 脈拍数算出部424は、速度補正部423によって補正された速度脈波に基づいて脈拍数を算出する。

[0304] 速度分布情報算出部425は、パワースペクトル算出部421によって算出されたパワースペクトルに積分処理などの演算を施すことで、速度分布情

報を算出する。

- [0305] パワースペクトル算出部421、速度脈波算出部422、脈拍数算出部424及び速度分布情報算出部425は、血流関連情報を算出する血流関連情報算出部として機能する。血流関連情報算出部は血流関連情報を算出することが可能な他の構成であってもよい。
- [0306] また、速度補正部423は上記血流関連情報からセンサヘッド410と生体600の相対運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部として機能する。ノイズ除去部は、当該ノイズを除去することが可能な他の構成であってもよい。
- [0307] 血流計測装置400は以上のような構成を有する。なお、センサヘッド410には、血流計測装置400のうちアナログ信号処理ブロックとして機能し、情報処理装置420はデジタル信号処理ブロックとして機能する。
- [0308] 血流計測装置400の構成はこの限りではなく、センサヘッド410においてデジタル信号処理を実行してもよく、情報処理装置420においてアナログ信号処理を実行してもよい。
- [0309] [第4の実施形態に係る血流計測装置の動作について]
血流計測装置400の動作について説明する。
- [0310] 図50に示すように発光部411が備えるレーザー光源451からレーザー光Lが生体600に照射される。レーザー光Lが生体によって反射された散乱光Sは計測用受光素子461及び受光素子アレイ463によって受光される。
- [0311] ここで、受光素子アレイ463によって撮像される画像におけるフレーム毎のずれ量は生体600とセンサヘッド410の相対速度に比例する。フレーム毎のずれベクトルの大きさから求めたxy方向相対速度は、相対速度ノイズの周波数を決める $v \sin \theta$ に対応する。速度補正部423は、パワースペクトル算出部421によって算出された速度信号に含まれる $v \sin \theta$ 相関成分を除去する。この除去には適応フィルタの技術を応用することができる。

[0312] 血流計測装置400では以上のようにして外乱ノイズの発生を防止することが可能である。

[0313] [受光部のバリエーション]

受光部412は上記構成に限られない。図52は、他の構成を有する受光部412を示す模式図である。

[0314] 同図に示すように、受光部412は、計測用受光素子461に加え、もうひとつの計測用受光素子467を備えてもよい。計測用受光素子467は、計測用受光素子461同様、赤血球602の移動により生じるうなり信号を計測するための受光素子である。

[0315] 計測用受光素子461及び計測用受光素子467で受光したうなり信号の差分をとることで、外光などのノイズ源のうち、量画素に対して同様の変化をもたらすノイズを除去することができる。

[0316] [ハードウェア構成]

情報処理装置420のハードウェア構成について説明する。図53は情報処理装置420のハードウェア構成を示す模式図である。同図に示すように、情報処理装置420は、I/F（インターフェース）481、演算処理回路482、バス483及びメモリ484を備える。

[0317] I/F481は、センサヘッド410から取得したうなり信号（図10参照）をバス483に供給する。また、センサヘッド410から取得した受光素子アレイ463の画像データについてもバス483に供給する。演算処理回路482は、CPU（Central Processing Unit）等のプロセッサであり、バス483を介してうなり信号及び画像データを取得し、メモリ484との間で情報を授受しながら各種演算処理を実行する。

[0318] 上述した機能的構成である、パワースペクトル算出部421、速度脈波算出部422、相対速度検出部466、速度補正部423、脈拍数算出部424及び速度分布情報算出部425は演算処理回路482とプログラムの協働によって実現される。

[0319] なお、情報処理装置420の構成の一部又は全部はコンピュータネットワ

ーク上において実現されてもよい。

[0320] (その他の構成について)

上記各実施形態に係る血流計測装置の発光部及び受光部は、以下に示す構成を有するものとするのが可能である。なお、以下の説明において、上記第1の実施形態と同一の構成については第1の実施形態と同一の符号を付すが、第2乃至第4の実施形態に適用することも可能である。

[0321] (ルーバーフィルタの利用について)

上記各実施形態に係る血流計測装置の受光部は、計測用受光素子に入射する光の入射角を所定の角度以下に制限する入射角制限部を備える。ここで、入射角制限部として、ルーバー型の光路制限フィルタ（以下、ルーバーフィルタ）を利用することも可能である。ルーバーフィルタは、ディスプレイの覗き見防止用フィルタとして多く用いられている。

[0322] 図54は、ルーバーフィルタを用いた入射角制限部を備える受光部1100を示す模式図である。同図に示すように、受光部1100は、計測用受光素子1110及びルーバーフィルタ1120を備える。

[0323] 計測用受光素子1110は、第1の実施形態において説明した計測用受光素子161と同一の構成とすることができ、受光面1110aを備える。

[0324] ルーバーフィルタ1120は、入射角制限部として機能する。ルーバーフィルタ1120は、光透過部材1121とルーバー1122を備える。ルーバーフィルタ1120の厚さは例えば0.3mmである。

[0325] 光透過部材1121は、少なくとも散乱光を透過する材料からなる。ルーバー1122は、散乱光の波長の光に対する透過性を有しない材料からなり、受光面1110aに対して垂直方向に沿って主面が延在する板状部材である。ルーバー1122は、複数が所定の配列で光透過部材1121に埋め込まれている。

[0326] 図55は、ルーバー1122の配列を示す模式図である。同図に示したように、ルーバーフィルタ1120は、第1ルーバー層1122aと第2ルーバー層1122bを備える。第1ルーバー層1122aは、所定の間隔を空

けてX方向に平行に延在する複数のルーバー1122を含み、第2ルーバー層1122bは、所定の間隔を空けてY方向に平行に延在する複数のルーバー1122を含む。X方向とY方向は互いに交差する方向であり、典型的には互いに直交する方向である。また、X方向及びY方向に直交する方向をZ方向とする。

[0327] ルーバー1122の高さ（Z方向）や間隔（X、Y方向）は調整可能であるが、例えば高さ130 μ m程度、間隔40 μ m程度とすることができる。

[0328] ルーバーフィルタ1120は、ルーバー1122によって、ルーバーフィルタ1120入に入射する光の入射角度を所定の角度以下に制限する。図56は、ルーバーフィルタ1120による入射光の入射角度制限を示す模式図である。

[0329] 同図に示すように、ルーバーフィルタ1120への入射光のうち、角度 θ が一定以上の成分はルーバー1122によって吸収され、ルーバーフィルタ1120を透過しない。即ちルーバーフィルタ1120は、計測用受光素子1110に入射する光の入射角を所定の角度以下に制限する。なお、同図では、X方向及びY方向のうち一方の入射角制限について示すが、他方についても同様に入射角制限がなされる。また、ルーバーフィルタ1120は、1層又は3層以上のルーバー層を備えるものであってもよい。例えばX方向の単層ルーバーとする場合、ルーバーで角度が制限されないY方向の制限は、ルーバーフィルタ1120の生体600側に遮光窓を設けることなどによって行うことができる。

[0330] ルーバーフィルタは、ルーバー1122の高さや間隔を調整することで、制限角度 θ を5°～30°程度の広い範囲で設定することが可能であり、本技術の角度制限に好適である。

[0331] 入射角制限部にルーバーフィルタ1120を用いることにより、一般的な遮光体やピンホールと異なり、入射角制限部の厚みを極めて薄くすることができ、光の利用効率を高くすることが可能である。また、ルーバー1122は、極めて密なピッチ（<40 μ m）で配置することができるが、これは通

常の遮光体では困難である。

- [0332] また、光透過部材 1121 は、IR ブラック等の赤外線以外を遮蔽する材料からなるものとすることも可能である。これにより、ルーバーフィルタ 1120 によって血流計測に影響する外光（太陽光）等を遮蔽することが可能となり、センサヘッドの薄型化が可能である。
- [0333] さらに、受光部は、ルーバーフィルタとレンズアレイを備えるものとすることも可能である。図 57 は、計測用受光素子 1210、レンズアレイ 1220 及びルーバーフィルタ 1230 を備える受光部 1200 の模式図である。
- [0334] 計測用受光素子 1210 は、第 1 の実施形態において説明した計測用受光素子 161 と同一の構成とすることができる。
- [0335] レンズアレイ 1220 は、光学部材からなり、複数のレンズ 1220a が配列するレンズアレイとすることができる。レンズアレイ 1220 を計測用受光素子 1210 に当接させることにより、レンズアレイ 1220 と計測用受光素子 1210 の位置関係の固定を容易とすることができる。
- [0336] ルーバーフィルタ 1230 は、レンズアレイ 1220 の手前（計測用受光素子 1210 とは反対側）に配置され、上記ルーバーフィルタ 1120 と同一の構成を有する。
- [0337] ルーバーフィルタ 1230 をレンズアレイ 1220 の手間に配置することで、ルーバー 1122 が狭ピッチを有するため、レンズアレイ 1220 とルーバー 1122 の位置関係を規定して所定の位置関係に調整しなくても計測用受光素子 1210 への入射角度の制限が可能である。位置関係を限定しない場合、2 つの異なる周期構造の影響で計測用受光素子 1210 への入射光にはモアレが発生するが、本技術に係る血流計測装置は入射光の像を利用するわけではないため、モアレの発生は許容することができる。また、レンズアレイ 1220 と入射角度の制限部を分離することで、レンズアレイ 1220 は稠密にレンズを敷き詰めることができ、隣接するレンズ 1220a 同士で混ざる入射角度の光のみが除去されるため、光の利用効率を高めることが

できる。

- [0338] なお、レンズアレイ 1220 とルーバー 1122 は、後述するように位置を特定の関係に限定する構成を取ることでもできる。
- [0339] 図 58 乃至図 60 は、受光部 1200 のバリエーションを示す模式図である。図 58 に示すように、レンズアレイ 1220 は、計測用受光素子 1210 と離間し、レンズアレイ 1220 と計測用受光素子 1210 の間には空気層が設けられてもよい。この構成では、レンズ 1220 a の焦点距離を短くすることができる。
- [0340] さらに、図 59 に示すように、レンズアレイ 1220 と計測用受光素子 1210 を離間させ、その間にモールド樹脂等の充填材 1231 を配置してもよい。この構成では、レンズアレイ 1220 の高さや傾きを調整することが可能であり、計測用受光素子 1210 の受光面 1210 a やレンズアレイ 1220 の裏面である平坦面 1220 b の平面度に対する許容度を向上させることができる。
- [0341] さらに、図 60 に示すように、レンズアレイ 1220 は、ルーバーフィルタ 1120 に当接して設けられてもよい。ルーバーフィルタ 1120 は、同図に示すように、ルーバー 1122 が計測用受光素子 1210 とは反対側となるように配置することも可能である。
- [0342] 受光部 1200 のいずれの構成においても、レンズアレイ 1220 と光透過部材 1121 のいずれか一方又は両方は、IR ブラック等の赤外線以外を遮蔽する材料からなるものとすることも可能である。
- [0343] 図 61 は、レンズアレイ 1220 が計測用受光素子 1210 と当接している場合の、レンズ 1220 a の開口とルーバー 1122 のアスペクト比の関係を示す模式図である。同図に示すように θ_{L2} は、レンズ 1220 a において入射光が $\pm \theta_{L2}$ の入射角度範囲を逸脱した角度で入射すると、光が隣接するレンズ 1220 a に入射してしまう、レンズ 1220 a の許容上限入射角度とし、 θ_{L1} はルーバーフィルタ 1230 が出射角度を $\pm \theta_{L1}$ の範囲に制限する出射上限角度とする。

- [0344] この場合、観測対象の散乱光Sを放出する部位（照射スポットR、図18参照）が計測用受光素子1210の正面に位置する（計測用受光素子1210の正面に光を放射する）場合、 $\tan \theta_{L2} > \tan \theta_{L1}$ を満たすことで、隣接するレンズ1220aとの間での光の混合を防止することができる。
- [0345] また、観測対象の散乱光Sを放出する部位が計測用受光素子1210の一方方向に位置する（発光部の正面に光を放射する）場合、 $\tan \theta_{L2} > 2 \tan \theta_{L1}$ を満たすことで、隣接するレンズ1220aとの間での光の混合を防止することができる。
- [0346] 図62は、レンズアレイ1220と計測用受光素子1210の間に空気層が存在する場合の、レンズ1220aの開口とルーバー1122のアスペクト比の関係を示す模式図である。この場合、同図に示すように、 θ_{L2} は空気層での角度で考えればよい。その他は、図61の場合と同様である。
- [0347] また、受光部はルーバーとレンズアレイの位置関係を規定して一体化したものを備えてもよい。図63は、計測用受光素子1310及びルーバーを一体化したレンズアレイ（以下、ルーバーレンズアレイ）1320を備える受光部1300の模式図である。
- [0348] 計測用受光素子1310は、第1の実施形態において説明した計測用受光素子161と同一の構成とすることができる。
- [0349] ルーバーレンズアレイ1320は光学部材からなり、複数のレンズ1320aが配列するレンズアレイとすることができる。個々のレンズ1320aの間には、ルーバー1321が配置されている。ルーバー1321は、上記ルーバー1122と同様に、X方向及びY方向に所定の間隔を空けて平行に配置されている。或いは、レンズアレイがハチの巣状に配置される場合には、ハチの巣の壁にあたる六角形の辺の部分にルーバーが配置される。
- [0350] これにより、個々のレンズ1320aは、隣接するレンズ1320aとの間がルーバー1321によって隔てられている。
- [0351] このように、ルーバーとレンズアレイを一体化することにより、隣接するレンズ1320aと混合する光のみを除去し、それ以外の光を計測用受光素子

1310に入射させることが可能であり、最大限の光利用効率を実現することができる。ルーバーレンズアレイ1320は、IRブラック等の赤外線以外を遮蔽する材料からなるものとすることも可能である。

[0352] なお、上記受光部1200及び受光部1300において、ルーバー1122及びルーバー1321は計測用受光素子の受光面に対して垂直でなくてもよく、同受光面に対して傾けてもよい。

[0353] 図64は、2つのルーバー層の一方を傾斜させたルーバーフィルタ1230を示す模式図であり、図65は2つのルーバー層の一方を傾斜させたルーバーレンズアレイ1320を示す模式図である。

[0354] これらの図に示すように、発光部111（図18参照）の正面において生体600に照射スポットRが存在する場合、ルーバーを傾けることにより、照射スポットRから放出される散乱光Sを多く計測用受光素子に導くことができる。

[0355] （偏光フィルタの利用について）

上記各実施形態に係る血流計測装置の受光部は、入射角制限部として、偏光フィルタを備えるものとすることができる。

[0356] 図66は、偏光フィルタを備える受光部1400を示す模式図である。同図に示すように、受光部1400は、計測用受光素子1410及び偏光フィルタ1420を備える。

[0357] 計測用受光素子1410は、第1の実施形態において説明した計測用受光素子161と同一の構成とすることができる。

[0358] 偏光フィルタ1420は、特定方向の偏光方向を有する光の成分を減衰させるフィルタであり、図66に示すように計測用受光素子1410と測定対象（生体）の間に配置される。偏光フィルタ1420の向きは、レーザー光源の偏光方向に応じた向きとすることができる。

[0359] 図67は、偏光フィルタ1420の偏光方向を示す模式図あり、センサヘッドを生体側から見た平面図である。レーザー光源151は直線偏光しているレーザー光を出射するものである。図67にレーザー光源151が出射す

るレーザー光の偏光方向を方向D1として示す。なお、レーザー光の偏光方向は、同図に示すものに限られない。

[0360] 同図に示すように、偏光フィルタ1420は、偏光方向が方向D1となるように配置される。偏光フィルタ1420の偏光方向をレーザー光源151の偏光方向に一致させることにより、生体において単一散乱を生じた散乱光は偏光フィルタ1420をほとんどそのまま通過する。

[0361] 一方、生体において多重散乱を生じた散乱光は、多重散乱によって偏光の向きがランダムになるため、偏光フィルタ1420を透過すると光量が半分となる。さらに、外光の光量も半分となる。

[0362] これにより、耐外光性が約2倍に向上すると共にレーザーが直接当たる照射スポットの輝度が際立ち、入射角制限効果が生じる。これにより、他の入射角制限機構を省略したり構成を簡略化することが可能となり、偏光フィルタ1420が入射角制限部として機能する。

[0363] また、偏光フィルタは他の入射角制限機構と組み合わせてもよい。図68は、偏光フィルタと他の入射角制限機構を備える受光部1500を示す模式図である。同図に示すように、受光部1500は、計測用受光素子1510、レンズアレイ1520及び偏光フィルタ1530を備える。

[0364] 計測用受光素子1510は、第1の実施形態において説明した計測用受光素子161と同一の構成とすることができる。

[0365] レンズアレイ1520は、入射角制限部として機能する。レンズアレイ1520は光学部材からなり、複数のレンズ1520aが配列するレンズアレイである。また、レンズアレイ1520は、ピンホール構造体（図35参照）でもよく、上述したルーバー型プライバシールーバーフィルタ1120であってもよい。

[0366] 偏光フィルタ1530は、特定方向の偏光方向を有する光の成分を減衰させるフィルタであり、図68に示すようにレンズアレイ1520と測定対象（生体）の間に配置される。また、偏光フィルタ1530は、レンズアレイ1520と計測用受光素子1510の間に配置されてもよい。

- [0367] 偏光フィルタ 1530の向きは、レーザー光源の偏光方向に応じた向きとすることができる。図69は、偏光フィルタ1530の偏光方向を示す模式図あり、センサヘッドを生体側から見た平面図である。レーザー光源151は、直線偏光しているレーザーを出射するものである。図69にレーザー光源151の偏光方向を方向D2として示す。なお、レーザー光源151の偏光方向は、同図に示すものに限られない。
- [0368] 同図に示すように、偏光フィルタ1530は、偏光方向が方向D3となるように配置される。方向D3は、方向D2に対して直交する方向である。偏光フィルタ1530の偏光方向をレーザー光源151の偏光方向と直交させることにより、生体において単一散乱を生じた光は偏光フィルタ1530で遮断される。
- [0369] これにより、計測用受光素子1510に入射する散乱光に含まれる計測対象の血中粒子からの光の比率が大幅に高まる。多重散乱した光だけが観測されるため、計測用受光素子1510に入射する絶対光量は小さくなるものの、S/DC比（光量に対するうなり量の比率）は向上する。このため、外光の入射強度に対してコヒーレント光の入射強度が十分に高い場合に、電気回路の増幅率を上げてコヒーレント光の強度を下げ、低消費電力動作を行う際に好適である。
- [0370] なお、上記構成において偏光フィルタ1530の偏光方向を方向D2に一致させてもよい。その場合は、耐外光性能が向上する。
- [0371] さらに、偏光フィルタはルーバーフィルタと組み合わせてもよい。図70は、偏光フィルタとルーバーフィルタを備える受光部1600を示す模式図である。同図に示すように、受光部1600は、計測用受光素子1610、レンズアレイ1620、偏光フィルタ1630及びルーバー型プライバシーフィルタ（以下、ルーバーフィルタ）1640を備える。
- [0372] 計測用受光素子1610は、第1の実施形態において説明した計測用受光素子161と同一の構成とすることができる。
- [0373] レンズアレイ1620は、入射角制限部として機能する。レンズアレイ1

620は光学部材からなり、複数のレンズ1620aが配列するレンズアレイである。

[0374] 偏光フィルタ1630は、特定方向の偏光方向を有する光の成分を減衰させるフィルタであり、図70に示すようにルーバーフィルタ1640とレンズアレイ1620の間に配置される。この場合、偏光フィルタは入射角制限部の一部に組み入れられた構成となる。また、偏光フィルタ1630は、ルーバーフィルタ1640と測定対象（生体）の間に配置されてもよい。

[0375] ルーバーフィルタ1640は、レンズアレイ1620と生体の間に配置され、上記ルーバーフィルタ1120と同一の構成を有する。

[0376] 偏光フィルタ1630は、好条件下での低消費電力化を目的とし、S方向偏光で設置（大型の腕時計型デバイス等）し、あるいは高外光条件への耐性を目的としてP方向偏光で設置（細身のデザインのリストバンド等）することが可能である。

[0377] さらに、偏光フィルタはルーバー型プライバシーフィルタ及び液晶板と組み合わせてもよい。図71は、偏光フィルタ、ルーバー型プライバシーフィルタ及び液晶板を備える受光部1700を示す模式図である。同図に示すように、受光部1700は、計測用受光素子1710、レンズアレイ1720、偏光フィルタ1730、液晶板1740及びルーバー型プライバシーフィルタ（以下、ルーバーフィルタ）1750を備える。

[0378] 計測用受光素子1710は、第1の実施形態において説明した計測用受光素子161と同一の構成とすることができる。

[0379] レンズアレイ1720は、入射角制限部として機能する。レンズアレイ1720は光学部材からなり、複数のレンズ1720aが配列するレンズアレイである。

[0380] 偏光フィルタ1730は、特定方向の偏光方向を有する光の成分を減衰させるフィルタであり、図71に示すようにレンズアレイ1720と液晶板1740の間に配置される。

[0381] 液晶板1740は、電圧を印加した状態と電圧を印加していない状態で偏

光方向が90度回転するものである。液晶板1740は、偏光フィルタ1730とルーバーフィルタ1750の間に配置される。

[0382] ルーバーフィルタ1750は、液晶板1740と生体の間に配置され、上記ルーバーフィルタ1120と同一の構成を有する。

[0383] 偏光フィルタ1730は、液晶板1740に電圧をかけていない状態でS方向偏光が通過する向きに配置することができる。これにより、外光が少ない好条件下では、S方向偏光を用いて低消費電力化を行い、外光が多い条件では、液晶板1740に電圧をかけてP方向偏光を用い、耐外光性を強化することが可能である。

[0384] (レーザー光の偏光方向について)

上記各実施形態に係る血流計測装置の発光部において、直線偏光を有するレーザー光源を利用する場合、その偏光方向を所定の方向に配置すると好適である。なお、受光部は上記のように偏光フィルタを備えるものであってもよく、偏光フィルタを備えないものであってもよい。

[0385] 図72は、レーザー光が特定の偏光方向を有する発光部1800におけるレーザー光Lの光路を示す模式図であり、図72(a)は側面図、図72(b)は平面図である。同図に示すように、発光部1800は、レーザー光源1810、レンズ1820及びプリズム1830を備える。

[0386] レーザー光源1810は、第1の実施形態において説明したレーザー光源151と同一の構成とすることができるが、以下に示す所定の方向を偏光方向とするレーザー光を出射する構成を取ることがより好ましい。

[0387] レンズ1820は、入射したレーザー光を平行化し、プリズム1830に入射させる。プリズム1830は、入射したレーザー光を屈折させ、その進路を傾斜させる。

[0388] プリズム1830から出射されたレーザー光Lは生体600に入射してスポットRが形成され、スポットRから放出された散乱光Sは計測用受光素子161で受光されている。なお、同図においては入射角制限部(図18参照)は図示を省略している。

- [0389] 図72(a)に示すように、計測用受光素子161の受光面161aに対して垂直な直線を垂線Lhとすると、プリズム1830から出射されたレーザー光Lは、光軸C1が垂線Lhに対して斜めになるように構成されている。なお、レーザー光Lを斜めとする構成についてはここに示すものに限られず、詳細は後述する。
- [0390] また、図72(b)に示すように、計測用受光素子161で受光される散乱光Sの光軸を光軸C2とし、レーザー光Lの光軸C1と光軸C2で形成される平面を平面Eとする。発光部1800は、レーザー光Lの偏光方向は平面Eに対して垂直方向(図中、方向D4)となるように構成されている。
- [0391] 図73乃至図75は、このような構成を有するレーザー光源1810から放出されるレーザー光の作用を示す模式図である。
- [0392] 図73は、カバー1840に入射するレーザー光Lを示す。カバー1840は、センサヘッドに装着され、受光部や発光部を被覆する透明なカバーである。同図に示すように、レーザー光Lがカバー1840に入射すると、レーザー光Lの一部はカバー1840によって反射される。
- [0393] 同図においてカバー1840によって反射された反射光Lrを示す。反射光Lrは生体に照射されないため、反射光Lrの光量は小さい方が好適である。
- [0394] ここで、上記のように、レーザー光源1810が、平面Eに対して垂直な方向D4を偏光方向とする場合、カバー1840で反射率が減少し、反射光Lrの光量を低減することが可能である。
- [0395] また、図74は、生体600に入射するレーザー光Lを示す。生体600の表面(皮膚)は粗面であるが、反射成分はSで示した正面側が多くなる。このことは生体600の表面(皮膚)は粗面であるものの表面の法線方向を向いた面成分が多いことを示している。このため平面Eに対して垂直な方向D4を偏光方向とする場合、反射成分が減り、即ち皮膚610内に侵入する光(図中、Li)が増加する。
- [0396] さらに、図75は、上述した発光部1800におけるレーザー光Lの光路

を示す模式図である。同図に示すように、レーザー光Lはプリズム1830の屈折面1830aによって屈折し、斜めに進行する。

[0397] ここで、レーザー光源1810が、平面Eに対して垂直な方向D4を偏光方向とする場合、屈折面1830aにおける反射光が減少し、生体に到達するレーザー光Lの光量を増加させることが可能である。なお、レーザー光Lの光軸を斜めにするための光学系は図75に示すものに限られないが、レーザー光Lの光路が平面E上であれば、平面Eに対して垂直な方向D4を偏光方向とすることで屈折面での反射光を減少させることが可能である。

[0398] (レーザー光の入射方向について)

上記各実施形態に係る血流計測装置の発光部において、レーザー光の入射方向は以下のようにすると好適である。図76は、発光部1900におけるレーザー光Lの光路を示す模式図である。同図に示すように発光部1900は、レーザー光源1910、レンズ1920及びプリズム1930を備える。

[0399] レーザー光源1910は、第1の実施形態において説明したレーザー光源151と同一の構成とすることができる。レーザー光源1910は、特定の方向を偏光方向とするレーザー光を出射するものであってもよく、偏光方向が規定されないレーザー光を出射するものであってもよい。

[0400] レンズ1920は、入射したレーザー光を平行化し、プリズム1930に入射させる。プリズム1930は、入射したレーザー光を屈折させ、その進路を傾斜させる。

[0401] プリズム1930から出射されたレーザー光Lは生体600に入射してスポットRが形成され、スポットRから放出された散乱光Sは計測用受光素子161で受光される。なお、同図においては、入射角制限部(図18参照)は図示を省略している。

[0402] 同図に示すように、計測用受光素子161の受光面161aに対して垂直な直線を垂線Lhとする。発光部1900は、レンズ1920から出射されたレーザー光Lが、光軸C1が垂線Lhに対して斜めになり、かつ生体60

Oの表面において光軸C1が垂線Lhと交差するように構成されている。

[0403] このように、レーザー光Lを斜めに入射させて計測用受光素子161の正面にスポットRを形成し、かつ受光部の入射角制限部と組み合わせると、レーザー光Lの利用効率を向上させることが可能である。

[0404] 図77は、比較として、レーザー光源1941から正面にレーザー光Lが照射される場合を示す。レーザー光Lはレンズ1942において平行化され、レーザー光源1941の正面において生体600の表面に照射スポットRが形成されている。計測用受光素子161は、スポットRから放出される散乱光Sを斜め方向から受光する。

[0405] この構成の場合、照射スポットRがレーザー光源1941の正面に形成され、内部散乱で範囲は広がるものの、計測用受光素子161からスポットRが遠く離れてしまう。生体600の組織は全方位に散乱するので、距離2乗則にしたがって計測用受光素子161に到達する光量が減少する。このため、光の利用効率を向上させることが困難である。さらに、受光方向が大きく傾斜している場合、入射角制限部をレンズで構成した場合に収差が悪化する問題が生じ、入射角の的確な制限が困難となる。

[0406] これに対し、図76に示すように、レーザー光Lを斜めに入射させて計測用受光素子161の正面に照射スポットRを形成することにより、照射スポットRと計測用受光素子161の距離が接近する。また、レーザー光源1910と生体600が離れても、レーザー光Lはレンズ1920によって平行化されているため、光量が減少しない。さらに、計測用受光素子161は入射角制限部によって散乱光Sの入射角度を、計測用受光素子161の正面に近い方向に制限することが可能であるため、レンズの収差悪化の影響を受けずに入射角を制限することができる。

[0407] (レーザー光を斜めに入射させるための具体的構成)

図78乃至図85は、レーザー光Lを斜めに入射させるための発光部1900の具体的構成を示す模式図である。各図において、発光部1900は、レーザー光源1910からレーザー光Lが出射され、平行化され、かつ傾斜

して計測用受光素子161の正面に入射するように構成されている。なお、図78乃至図81では、受光部は計測用受光素子161のみを示し、入射角制限部は図示を省略している。

[0408] 図78に示すように、発光部1900は自由曲面プリズム1951を備えていてもよい。レーザー光源1910から出射されたレーザー光Lは、自由曲面プリズム1951によって傾斜し、かつ平行化される。

[0409] また、図79に示すように、発光部1900は、レーザー光源1910を傾斜させるための支持部材1952備えてもよい。レーザー光Lは、傾斜させたレーザー光源1910から出射され、レンズ1953によって平行化される。

[0410] また、図80に示すように、受光面161aと生体600の表面は平行でなくてもよい。このように受光部も傾斜して配置することで、受光部からの反射光が生体600に再び入射することによる悪影響を低減することができる。

[0411] 図89は、図80に示す構成をより具体化した例を示す図である。同図に示すように、開口1991a及び1991bを設けた遮光体1991に、基板1952及び基板1992を用いてレーザー光源1910及び計測用受光素子161を配置してもよい。

[0412] レーザー光源1910から出射されたレーザー光は、開口1991a内を進行し、レンズ1953によって平行化され、生体に入射する。同図においては相対運動でセンサヘッドに近づいた生体表面600aと相対運動でセンサヘッドから離れた生体表面600bを示す。

[0413] 生体から出射された散乱光Sは開口1991b内を進行し、カバー1993を透過して受光部に入射する。計測用受光素子161の手前にはレンズアレイ1994が配置されており、レンズアレイ1994と開口1991bの壁面によって受光部の入射角が制限される。また、「※」で示す部位に同径の遮光マスクがあれば、同等の角度制限が可能である。

[0414] この構成では、レーザー光源1910を傾斜させることにより、効率を向

上させることが可能である。また、開口1991bの壁面によってレンズアレイ1994において隣同士のレンズの光が混合することが防止されている。さらに、受光部ではルーバーやレンズ個別の遮光体を持たないため、光の利用効率が高くなっている。

[0415] また、図81に示すように、発光部1900は、複数に分割されたプリズムを有してもよい。レーザー光源1910から出射されたレーザー光Lは、レンズ1956によって平行化され、プリズム1957及びプリズム1958による屈折によって傾斜する。

[0416] また、図81に示すように、発光部1900は、レンズ1959aとプリズム1959bを一体化したレンズ一体型プリズム1959を備えていてもよい。レーザー光源1910から出射されたレーザー光Lは、レンズ1959aによって平行化され、プリズム1959bによる屈折によって傾斜する。

[0417] 同図に示すように、発光部1900は、受光部1980に隣接して配置することができる。受光部1980は、計測用受光素子161、入射角制限部162及び遮光体1981を備える。遮光体1981は、レンズ一体型プリズム1959から漏れる光が入射角制限部162に到達することを防止する。

[0418] また、図83に示すように、発光部1900は、レンズ1960aとプリズム1960bを一体化したレンズ一体型プリズム1960を備えていてもよい。レーザー光源1910から出射されたレーザー光Lは、レンズ1960aによって平行化され、プリズム1960bによる屈折によって傾斜する。

[0419] また、図84に示すように、発光部1900は、プリズム1961aとレンズ1961bを一体化したレンズ一体型プリズム1961を備えていてもよい。レーザー光源1910から出射されたレーザー光Lは、プリズム1961aによって傾斜し、レンズ1961bによって平行化される。この構成では、レンズ一体型プリズム1961への入射角を、プリズム1961の光

学部材の屈折率に対応したブリュースター角付近に設定することで、プリズム1961にコヒーレント光が入射する際の反射量を低減することができる。

[0420] また、上記いずれの構成においても、生体600への光の放射角度を生体600の屈折率に対応したブリュースター角付近に設定することで、生体600表面での反射を低減することができる。この詳細については後述する。

[0421] 以上のように、発光部1900では、種々の構成によってレーザー光Lを傾斜させることが可能である。また、上記以外の構成であっても、発光部1900は、レーザー光Lを平行化し、かつ傾斜させることが可能なものであればよい。

[0422] さらに、上記各実施形態に係る血流計測装置の発光部において、レーザー光の入射方向を傾斜させる場合、受光部では以下のようにすると好適である。図85は、受光部1980及びカバー1982を示す模式図である。

[0423] 同図に示すように、レーザー光Lが角度 θ でカバー1982において反射する場合、入射角制限部162は入射角 θ 以上の入射光を遮光する構成とすることができる。これにより、カバー1982による反射光が計測用受光素子161に到達することを防止することができる。なお、図80に示した構成においては、受光部と生体600が正対していないので、上記カバー1982が光源光の光路を覆わない配置とすることが可能であり、入射角制限部に角度 θ の光が入射することを避けることができる。

[0424] (レーザー光を斜めに入射させることの優位性について)

上記のようにレーザー光を斜めに入射させ、かつレーザー光Lの偏光方向を平面E(図72参照)に対して垂直方向とすると以下のような優位性が生じる。

[0425] 図86は、生体600に斜めに入射するレーザー光Lを示す模式図である。図86の入射角A1は、生体600の表面の屈折率に対応したブリュースター角(透明体同士の平面の界面においてp偏光の入射光の反射率が0となる入射角)となるように設定するのが好適である。生体600が人間の皮膚

である場合、皮膚の角質の屈折率はおおよそ1.5であることが知られており、これに対応するブリュースター角は 56.3° となる。即ち、A1が 56.3° 近傍の角度を取るように、レーザー光Lの入射角を設定すると好適である。

[0426] 偏光の向きを揃えてブリュースター角を利用することで、角層で反射される光のロスをも最小化し、観測対象に到達する光量を最大化することができる。なお、ブリュースター角より浅い（面と平行に近い）角度ではブリュースター角から離れると急速に反射率が高まってゆくの、ブリュースター角よりは少し深い（面と垂直に近い）角度で入射させると製造公差などへの耐性が高まり好適である。

[0427] 図87は、生体600にブリュースター角で入射させるための発光部1900の構成の例である。同図に示すように、レンズ一体型プリズム1961の屈折率に対応したブリュースター角A2でレーザー光Lがレンズ一体型プリズム1961に入射するように構成することで、ブリュースター角A1でレーザー光Lを入射させることが可能である。

[0428] （レーザー光のスポット形状について）

上記各実施形態に係る血流計測装置の発光部において、レーザー光を生体600に入射させる際、計測用受光素子から見て生体600の表面で照射スポットRが円形となると光の利用効率の面で好適である。このため、上述のようにレーザー光Lを生体600に斜めに入射させる場合には、レーザー光Lのビーム形状を楕円形とすることにより、生体600の表面でスポットRを円形に近い形状とすることができる。

[0429] 図88は、生体600の表面で、スポットRを円形とするための発光部1900の構成を示す模式図であり、図88(a)はY方向から見た図であり、図88(b)はX方向から見た図である。なお、X-Z平面は上記平面E（図72参照）に一致する。

[0430] 同図に示すように発光部1900は、プリズム1962を備える。プリズム1962は、シリンドリカルレンズ1962aと非球面レンズ1962b

を有する。また、プリズム1962から出射するレーザー光Lの光軸上の出発点を点Gとして示す。

[0431] 図88(a)に示すように、Y方向から見た場合、シリンダリカルレンズ1962aでレーザー光Lの放射角度が狭まった分だけ、非球面レンズ1962bでレーザー光Lのビーム径 ϕ_1 が小さくなる。

[0432] また、図88(b)に示すように、X方向から見た場合、シリンダリカルレンズ1962aでのレンズ効果がないため、レーザー光Lのビーム径 ϕ_2 はX方向に対して大きくなる。これによりレーザー光Lを、点GにおいてX方向の径が小さく、Y方向の径が大きい楕円形状のビーム形状に成形し、計測用受光素子の正面で円形の照射スポット形状とすることが可能である。

[0433] (本技術の応用例について)

上記各実施形態では、本実施形態では、血流によって流れる赤血球の移動を検出する血流計測装置について説明したが、本技術は血流以外にも、レーザードップラー効果が生じるものであれば運動する粒子の計測に利用することが可能である。これにより、センサと測定対象の相対運動に由来するノイズを除去することが可能な散乱光信号計測装置を実現することが可能である。

[0434] この場合、上記各実施形態において説明した血流関連情報算出部は、粒子の速度に関する情報である粒子速度情報を算出する粒子速度情報算出部として機能し、ノイズ除去部は、粒子速度情報からセンサと測定対象の相対運動に由来するノイズを除去することができる。

[0435] なお、本技術は以下のような構成もとることができる。

[0436] (1)

測定対象に照射されたコヒーレント光が上記測定対象によって散乱された散乱光を受光する受光素子と、

上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの上記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する入射角制限部と

を具備する散乱光信号計測装置。

[0437] (2)

上記(1)に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記入射角制限部は、上記受光素子の一点に入射する散乱光の光束径を上
記受光素子に入射する全光束径よりも小さく制限する
散乱光信号計測装置。

[0438] (3)

上記(2)に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記入射角制限部は、上記散乱光を入射角度に応じて上記受光素子の異な
る点に集光させる
散乱光信号計測装置。

[0439] (4)

上記(3)に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記入射角制限部は、複数のレンズが配列するレンズアレイである
散乱光信号計測装置。

[0440] (5)

上記(4)に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記受光素子は少なくとも一つであり、
上記複数のレンズは、上記受光素子一つに対して複数のレンズがそれぞれ
に入射角を制限した散乱光を集光させる
散乱光信号計測装置。

[0441] (6)

上記(3)又は(4)に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記入射角制限部は、レンズであり、
上記レンズに入射した光と上記レンズ以外に入射した光が混合することを
防止する遮光体
をさらに具備する
散乱光信号計測装置。

[0442] (7)

上記（２）に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記受光素子は少なくとも一つであり、
上記入射角制限部は、上記一つの受光素子に対して複数のピンホールを配置し、上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、一つのピンホールが集光させる散乱光の量より多くの散乱光をそれぞれの上記受光素子に集光させる
散乱光信号計測装置。

[0443] （８）

上記（１）から（９）のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、
上記コヒーレント光を出射するコヒーレント光源と、
上記コヒーレント光源から出射された上記コヒーレント光の照射直径を制御する照射光制御部と
をさらに具備する散乱光信号計測装置。

[0444] （９）

上記（８）に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記照射光制御部は、上記光源から出射された上記コヒーレント光を平行化する
散乱光信号計測装置。

[0445] （１０）

上記（９）に記載の散乱光信号計測装置であって、
上記照射直径は、 0.5 mm 以上 2 mm 以下である
散乱光信号計測装置

[0446] （１１）

上記（１）から（１０）のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、
上記測定対象に第１の波長帯域を有する第１のコヒーレント光を出射する第１のコヒーレント光源と、

上記測定対象に上記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域を有する第2のコヒーレント光を出射する第2のコヒーレント光源と、
をさらに具備する散乱光信号計測装置。

[0447] (12)

上記(1)から(10)のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

上記測定対象に対して上記コヒーレント光を出射するコヒーレント光源と

、
上記コヒーレント光源から出射されるコヒーレント光の一部を反射する反射体と、

上記反射体によって反射されたコヒーレント光を受光する受光素子をさらに具備する散乱光信号計測装置。

[0448] (13)

上記(1)から(10)のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

複数の受光素子が配列する受光素子アレイ
をさらに具備する散乱光信号計測装置。

[0449] (14)

上記(1)から(13)のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

上記入射角制限部は、一つ或いは複数のルーバー層を含み、上記ルーバー層は互いに平行に延在する複数のルーバーを含み、上記ルーバー層が複数含まれる場合、それぞれの層のルーバーの延在方向が交差している光路制限フィルタである

散乱光信号計測装置。

[0450] (15)

上記(14)に記載の散乱光信号計測装置であって、

上記入射角制限部は、複数のレンズが配列するレンズアレイであり、

上記ルーバーは、上記複数のレンズのうち隣接するレンズの間での上記フィルタを透過した光の混合を防止することが可能な高さを有する
散乱光信号計測装置。

[0451] (16)

上記(1)から(15)のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

上記測定対象と上記受光素子の間のいずれかの光路に配置された偏光フィルタ

をさらに具備する散乱光信号計測装置。

[0452] (17)

上記(16)に記載の散乱光信号計測装置であって、

上記偏光フィルタは、上記コヒーレント光の光軸及び上記散乱光の光軸で形成される面に対して垂直方向を偏光方向とする光を透過する

散乱光信号計測装置。

[0453] (18)

上記(1)から(17)のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

上記コヒーレント光源及び上記照射光制御部は、上記測定対象から上記受光面に向かう散乱光の光路に対して傾斜した方向から上記測定対象に上記コヒーレント光を入射させる

散乱光信号計測装置。

[0454] (19)

上記(18)に記載の散乱光信号計測装置であって、

上記照射光制御部は、上記測定対象において上記コヒーレント光の照射スポットが円形となるように上記コヒーレント光を楕円形状に成形して出射する

散乱光信号計測装置。

[0455] (20)

上記（１）から（１９）のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

上記コヒーレント光源は、上記コヒーレント光の光軸及び上記散乱光の光軸で形成される面に対して垂直方向を偏光方向とするコヒーレント光を出射する

散乱光信号計測装置。

[0456] （２１）

上記（１）から（１９）のうちいずれか一つに記載の散乱光信号計測装置であって、

上記コヒーレント光源は、上記コヒーレント光の光軸及び上記散乱光の光軸で形成される面に対して水平方向を偏光方向とするコヒーレント光を出射する

散乱光信号計測装置。

[0457] （２２）

測定対象に照射されたコヒーレント光が上記測定対象によって散乱された散乱光を受光する受光素子と、上記受光素子の一点に入射する上記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの上記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する入射角制限部とを備え、

上記受光素子から出力された信号に基づいて上記測定対象内の粒子の速度に関する情報である粒子速度情報を算出する流動関連情報算出部

を具備する情報処理装置。

[0458] （２３）

上記（２２）に記載の情報処理装置であって、

光学的な特性が異なる２種類の光からそれぞれ生成された２つの信号に基づいて、上記粒子速度情報から上記センサと上記測定対象の相對運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部

をさらに具備する情報処理装置。

[0459] （２４）

上記（２３）に記載の情報処理装置であって、

上記ノイズ除去部は、第１のコヒーレント光が上記測定対象で散乱され、上記受光素子によって受光されて生成された第１の信号と、上記第１のコヒーレント光とは波長帯域が異なる第２のコヒーレント光が上記測定対象で散乱され、上記受光素子によって受光されて生成された第２の信号に基づいて上記ノイズを除去する

情報処理装置。

[0460] （２５）

上記（２３）に記載の情報処理装置であって、

上記ノイズ除去部は、上記コヒーレント光が上記測定対象で散乱され、上記受光素子によって受光されて生成された第１の信号と、上記コヒーレント光が上記測定対象で散乱された散乱光と上記コヒーレント光とを含む光が受光素子によって受光されて生成された第２の信号に基づいて上記ノイズを除去する

情報処理装置。

[0461] （２６）

上記（２２）に記載の情報処理装置であって、

上記センサに設けられた複数の受光素子が配列した受光素子アレイの出力に基づいて上記センサと上記測定対象の相対運動を検出し、上記粒子速度情報から上記センサと上記測定対象の相対運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部をさらに具備する

情報処理装置。

[0462] （２７）

上記（２２）から（２６）のうちいずれか一つに記載の情報処理装置であって、

上記測定対象は血液であって

上記粒子速度情報算出部は、上記測定対象内の赤血球の速度に関する情報である血流速度情報を算出する

情報処理装置。

[0463] (28)

上記(22)から(27)のうちいずれか一つに記載の情報処理装置であって、

上記情報処理装置はウェアラブルデバイスを含む情報処理装置。

符号の説明

- [0464] 100、200、300、400…血流計測装置
110、210、310、410…センサヘッド
111、211、311、411、1800、1900…発光部
112112、312、313、412、1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700…受光部
151、251、252、351、451、1810、1910…レーザー光源
161、261、361、461、1210、1310、1410、1510、1610、1710…計測用受光素子
162、165、168、171、262、362、364、462…入射角制限部
163、164…遮光体
352…反射体
363…反射光用受光素子
463…受光素子アレイ
1120、1230…ルーバーフィルタ
1320…ルーバーアラインレンズアレイ
1630、1730…偏光フィルタ

請求の範囲

- [請求項1] 測定対象に照射されたコヒーレント光が前記測定対象によって散乱された散乱光を受光する受光素子と、
前記受光素子の一点に入射する前記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの前記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する入射角制限部と
を具備する散乱光信号計測装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記入射角制限部は、前記受光素子の一点に入射する散乱光の光束径を前記受光素子に入射する全光束径よりも小さく制限する
散乱光信号計測装置。
- [請求項3] 請求項2に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記入射角制限部は、前記散乱光を入射角度に応じて前記受光素子の異なる点に集光させる
散乱光信号計測装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記入射角制限部は、複数のレンズが配列するレンズアレイである
散乱光信号計測装置。
- [請求項5] 請求項4に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記受光素子は少なくとも一つであり、
前記複数のレンズは、前記受光素子一つに対して複数のレンズがそれぞれに入射角を制限した散乱光を集光させる
散乱光信号計測装置。
- [請求項6] 請求項3に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記入射角制限部は、レンズであり、
前記レンズに入射した光と前記レンズ以外に入射した光が混合することを防止する遮光体をさらに具備する
散乱光信号計測装置。

- [請求項7] 請求項2に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記受光素子は少なくとも一つであり、
前記入射角制限部は、前記一つの受光素子に対して複数のピンホールを配置し、前記受光素子の一点に入射する前記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、一つのピンホールが集光させる散乱光の量より多くの散乱光をそれぞれの前記受光素子に集光させる散乱光信号計測装置。
- [請求項8] 請求項1に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記コヒーレント光を出射するコヒーレント光源と、
前記コヒーレント光源から出射された前記コヒーレント光の照射直径を制御する照射光制御部と
をさらに具備する散乱光信号計測装置。
- [請求項9] 請求項8に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記照射光制御部は、前記光源から出射された前記コヒーレント光を平行化する散乱光信号計測装置。
- [請求項10] 請求項9に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記照射直径は、0.5 mm以上2 mm以下である散乱光信号計測装置。
- [請求項11] 請求項1に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記測定対象に第1の波長帯域を有する第1のコヒーレント光を出射する第1のコヒーレント光源と、
前記測定対象に前記第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域を有する第2のコヒーレント光を出射する第2のコヒーレント光源と、
をさらに具備する散乱光信号計測装置。
- [請求項12] 請求項1に記載の散乱光信号計測装置であって、
複数の受光素子が配列する受光素子アレイ
をさらに具備する散乱光信号計測装置。

- [請求項13] 請求項1に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記入射角制限部は、一つ或いは複数のルーバー層を含み、前記ルーバー層は互いに平行に延在する複数のルーバーを含み、前記ルーバー層が複数含まれる場合、それぞれの層のルーバーの延在方向が交差している光路制限フィルタである
散乱光信号計測装置。
- [請求項14] 請求項1に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記測定対象と前記受光素子の間のいずれかの光路に配置された偏光フィルタ
をさらに具備する散乱光信号計測装置。
- [請求項15] 請求項8に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記コヒーレント光源及び前記照射光制御部は、前記測定対象から前記受光面に向かう散乱光の光路に対して傾斜した方向から前記測定対象に前記コヒーレント光を入射させる
散乱光信号計測装置。
- [請求項16] 請求項15に記載の散乱光信号計測装置であって、
前記照射光制御部は、前記測定対象において前記コヒーレント光の照射スポットが円形となるように前記コヒーレント光を楕円形状に成形して出射する
散乱光信号計測装置。
- [請求項17] 測定対象に照射されたコヒーレント光が前記測定対象によって散乱された散乱光を受光する受光素子と、前記受光素子の一点に入射する前記散乱光の入射角度を所定の角度以下に制限し、かつ一つの前記受光素子に対して、開口の比率をあげるように制御する入射角制限部とを備え、
前記受光素子から出力された信号に基づいて前記測定対象内の粒子の速度に関する情報である粒子速度情報を算出する粒子速度情報算出部

を具備する情報処理装置。

[請求項18]

請求項17に記載の情報処理装置であって、

前記センサに設けられた複数の受光素子が配列した受光素子アレイの出力に基づいて前記センサと前記測定対象の相対運動を検出し、前記粒子速度情報から前記センサと前記測定対象の相対運動に由来するノイズを除去するノイズ除去部をさらに具備する

情報処理装置。

[請求項19]

請求項17に記載の情報処理装置であって、

前記測定対象は血液であって

前記粒子速度情報算出部は、前記測定対象内の赤血球の速度に関する情報である血流速度情報を算出する

情報処理装置。

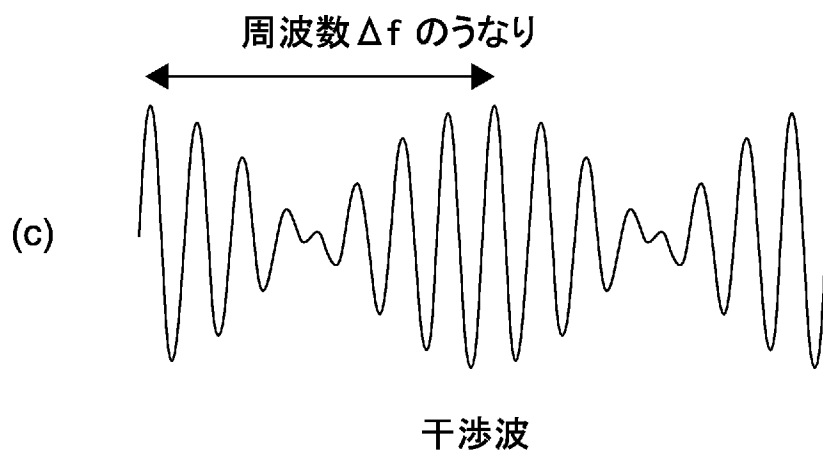
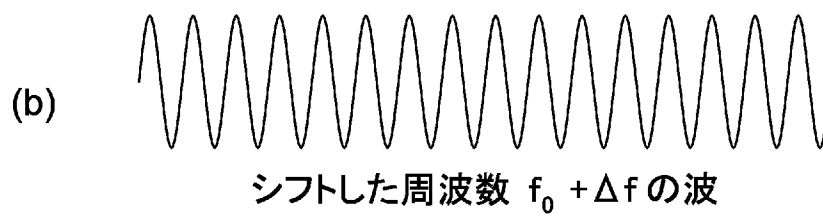
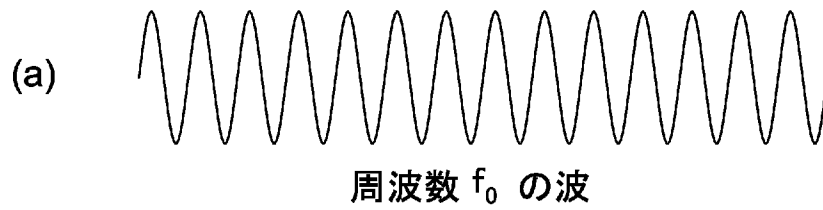
[請求項20]

請求項19に記載の情報処理装置であって、

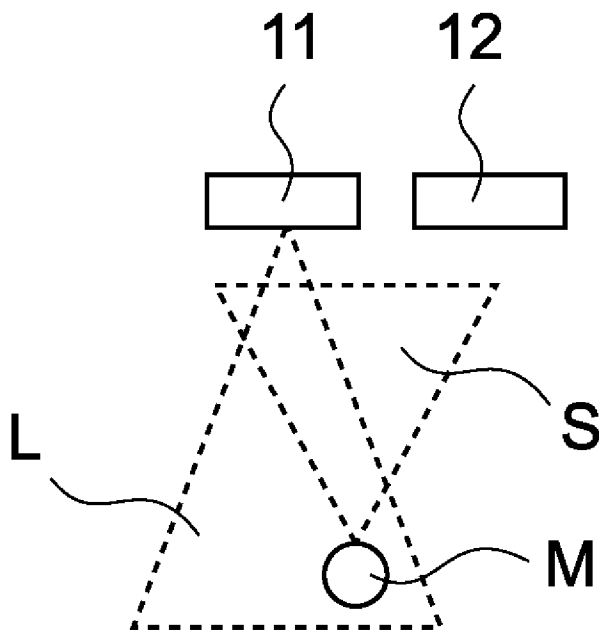
前記情報処理装置はウェアラブルデバイスを含む

情報処理装置。

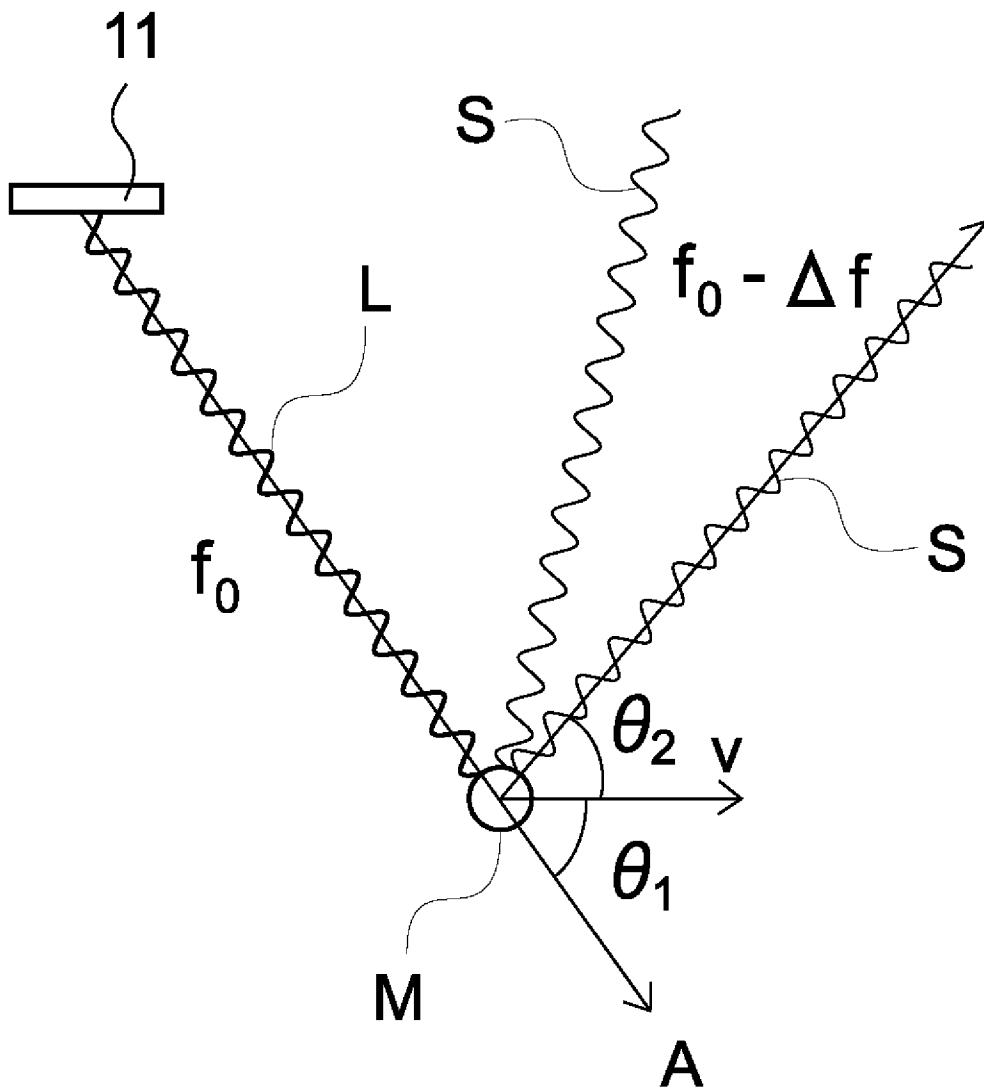
[図1]



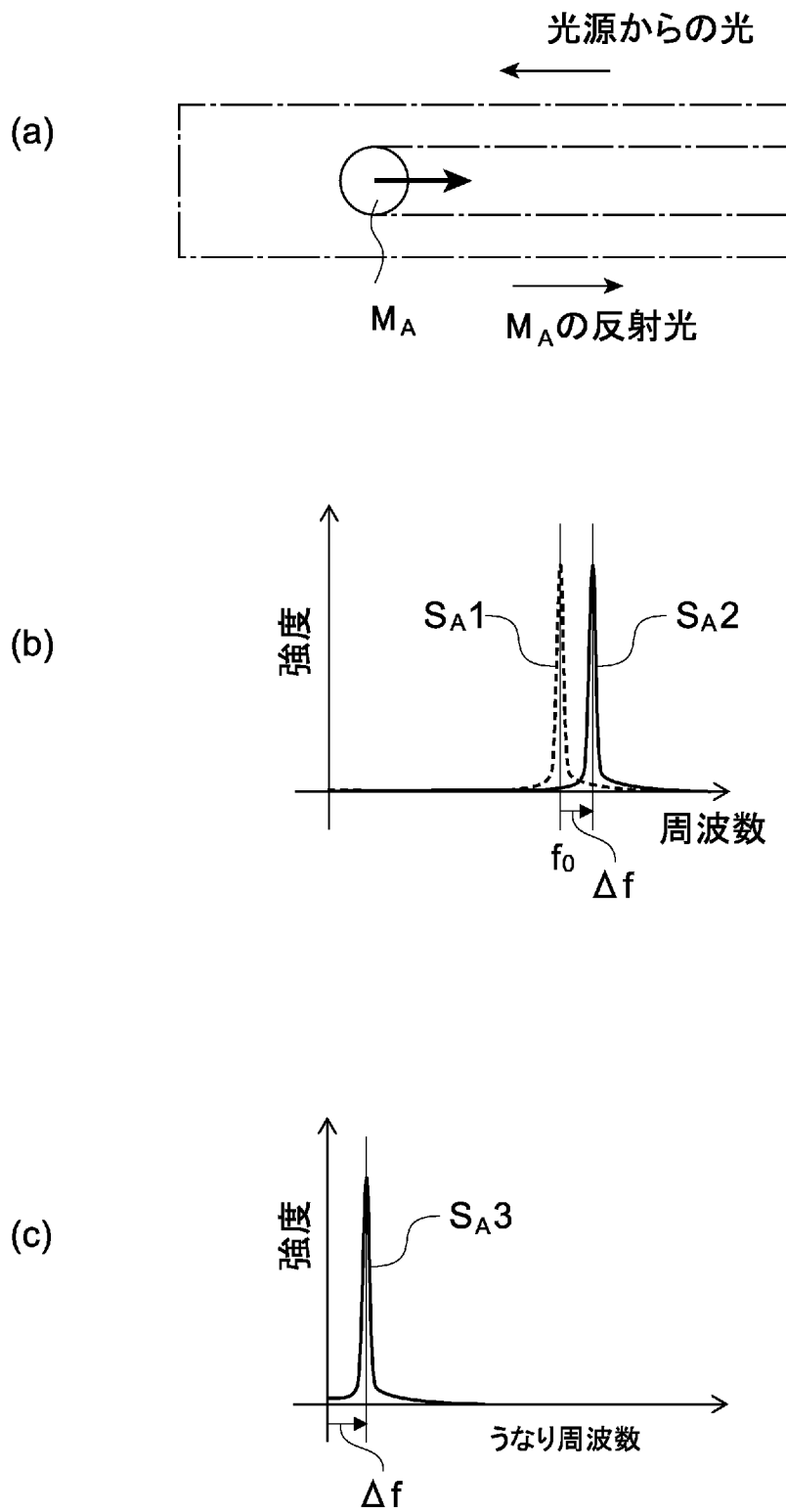
[図2]



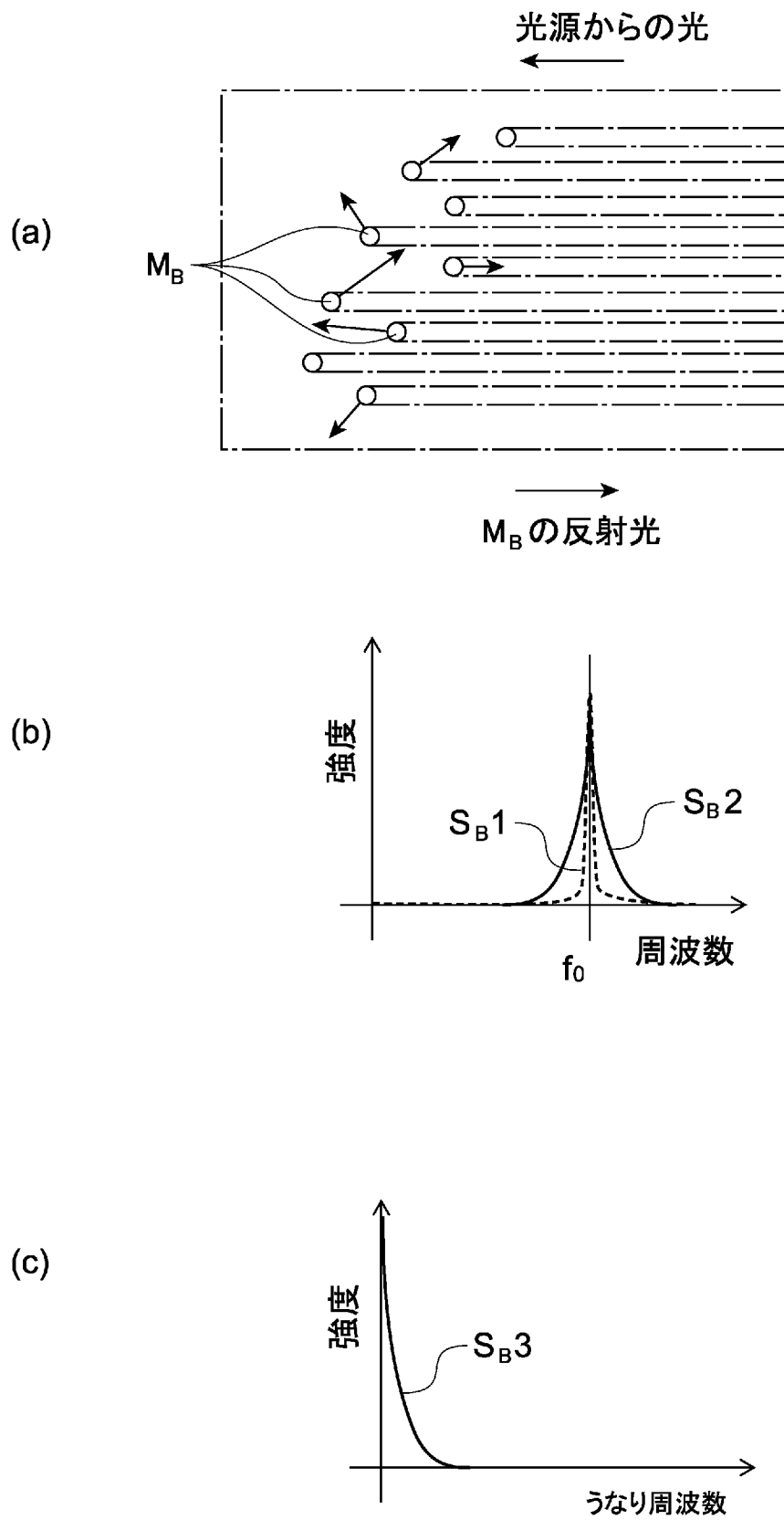
[図3]



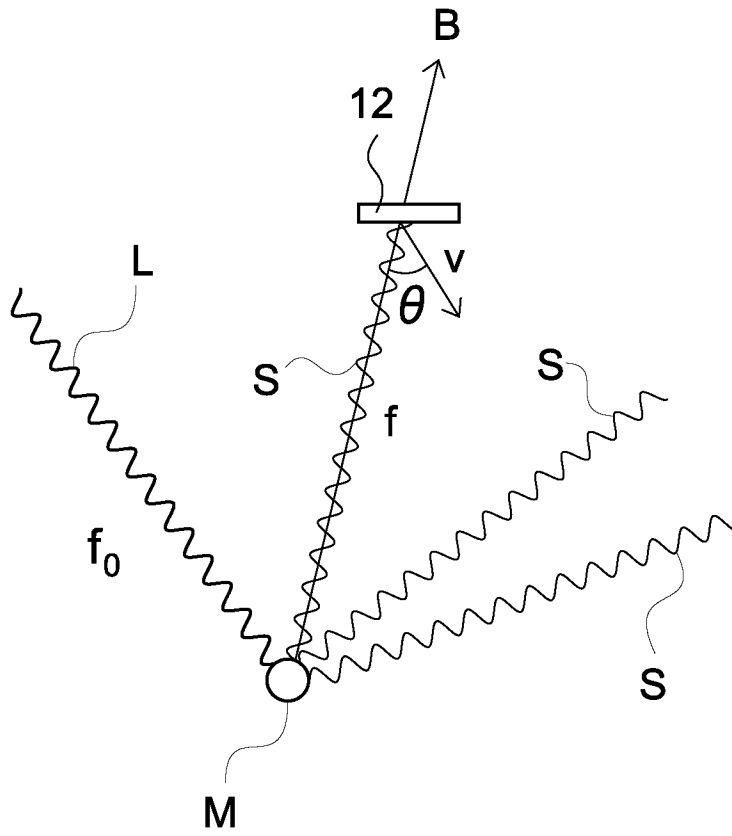
[図4]



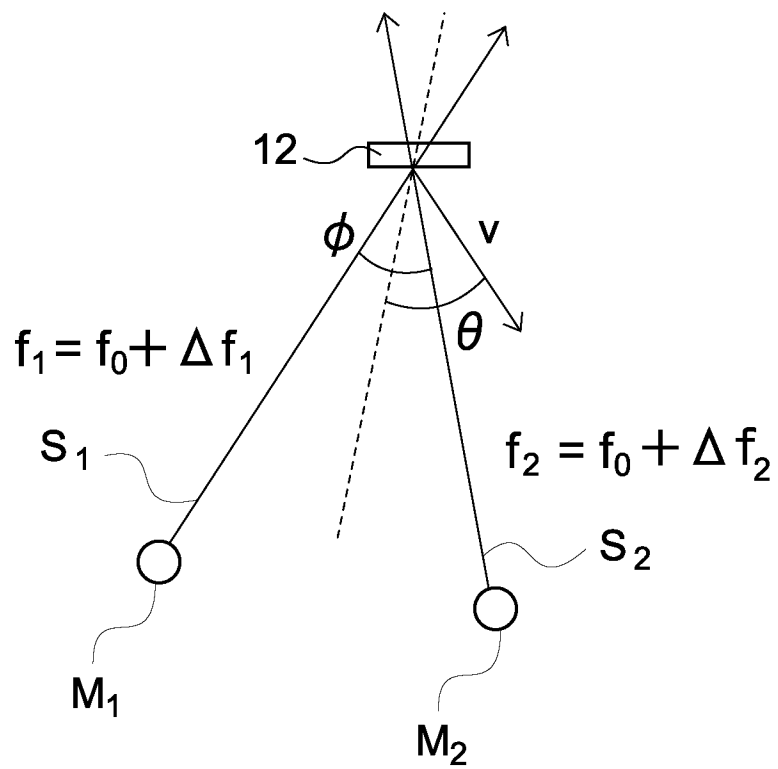
[図5]



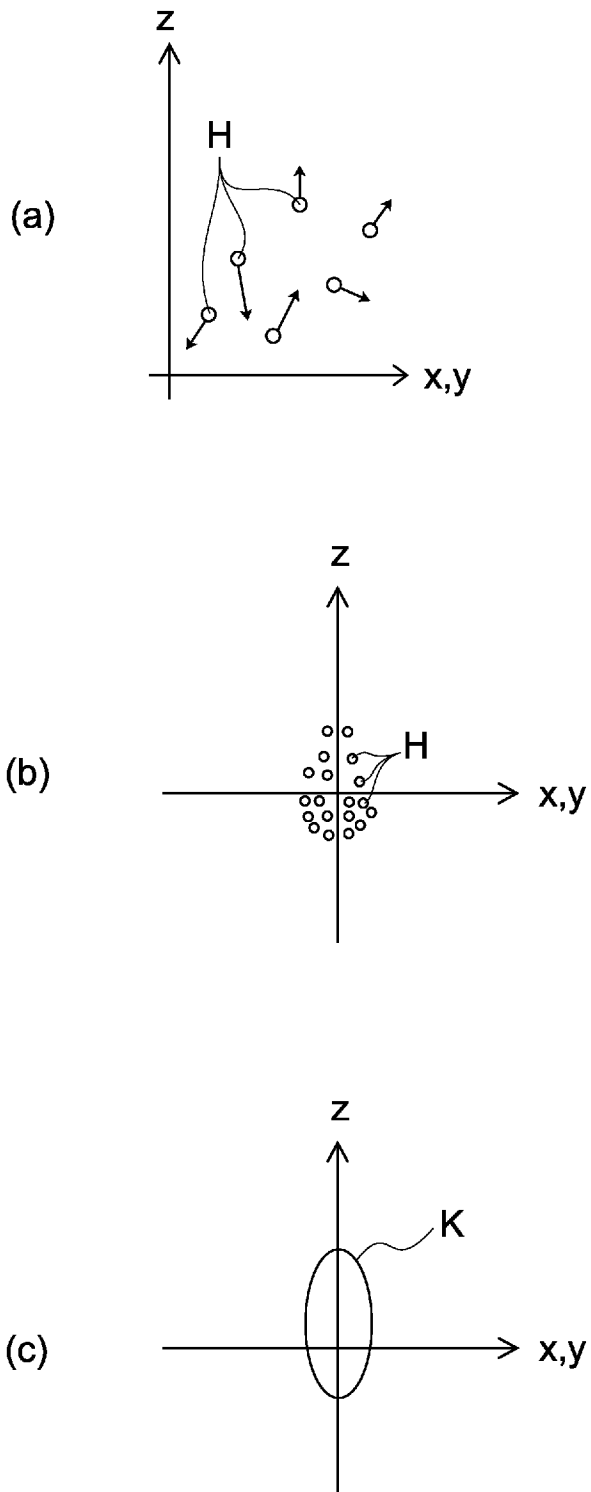
[図6]



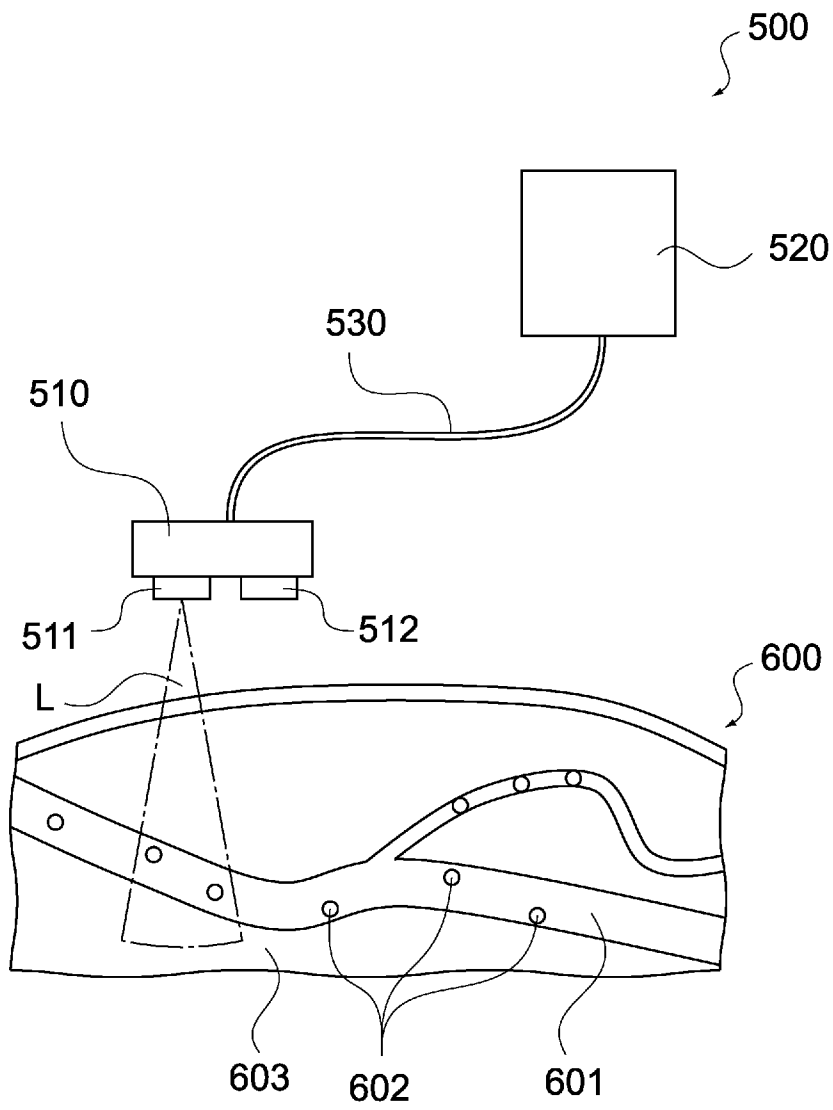
[図7]



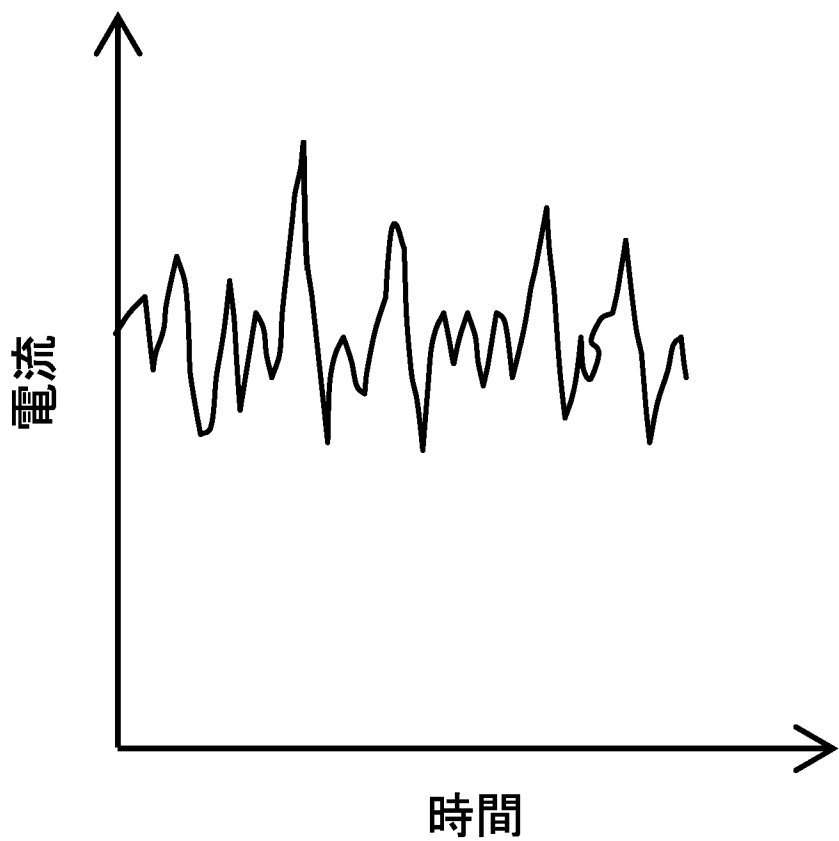
[図8]



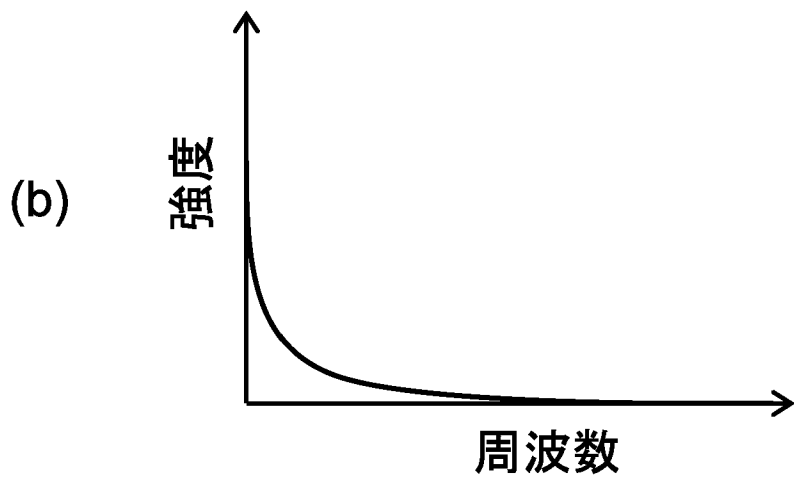
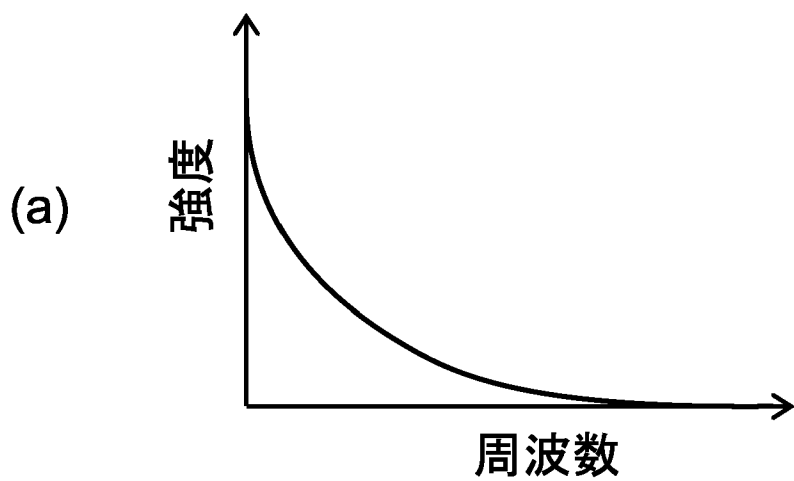
[図9]



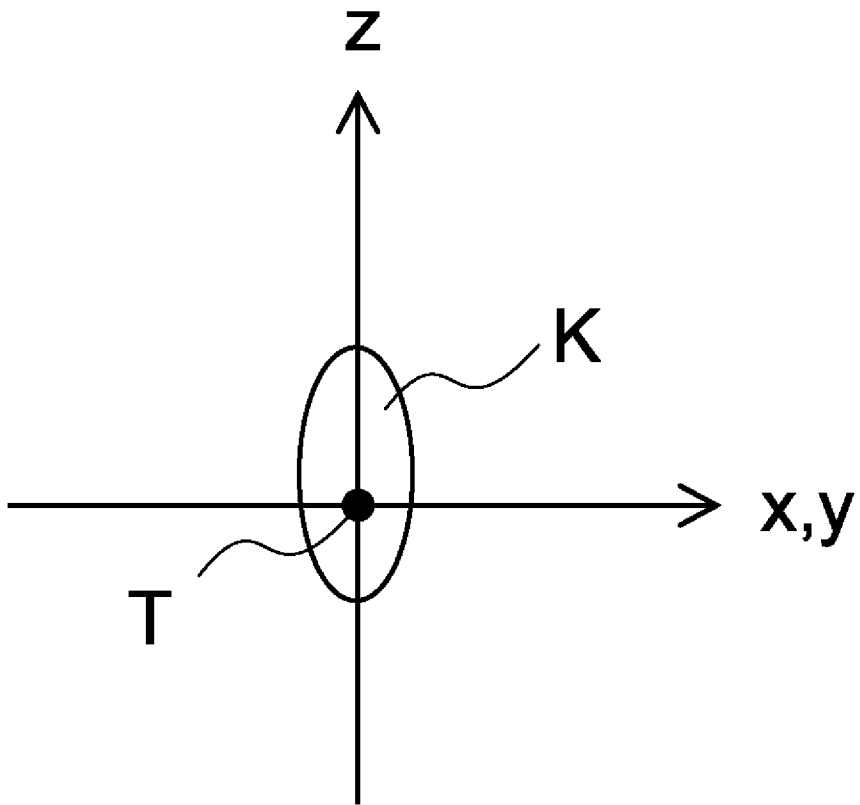
[図10]



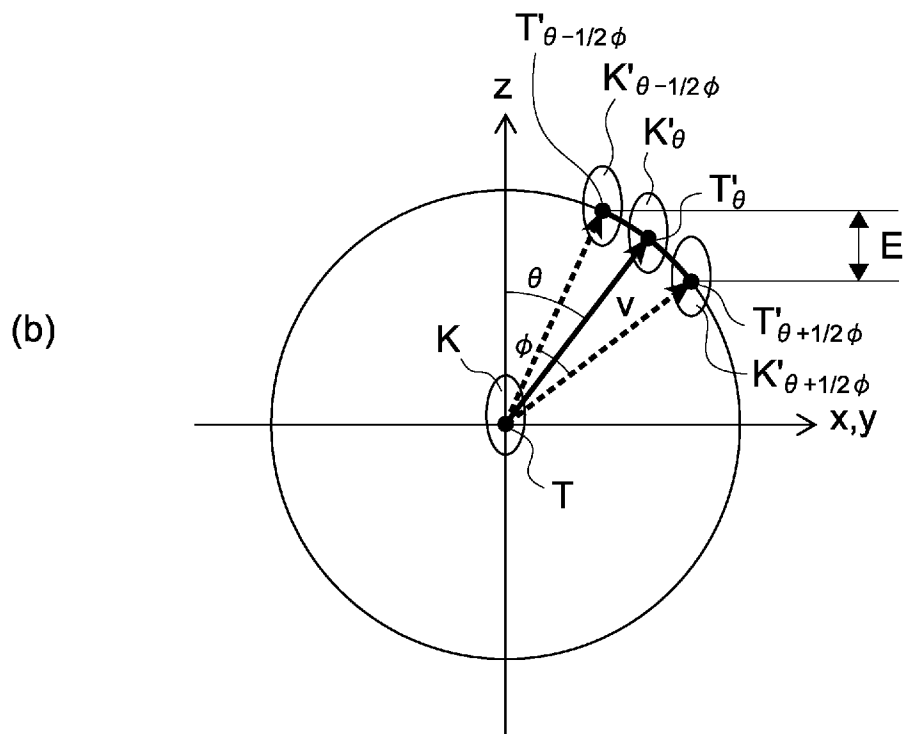
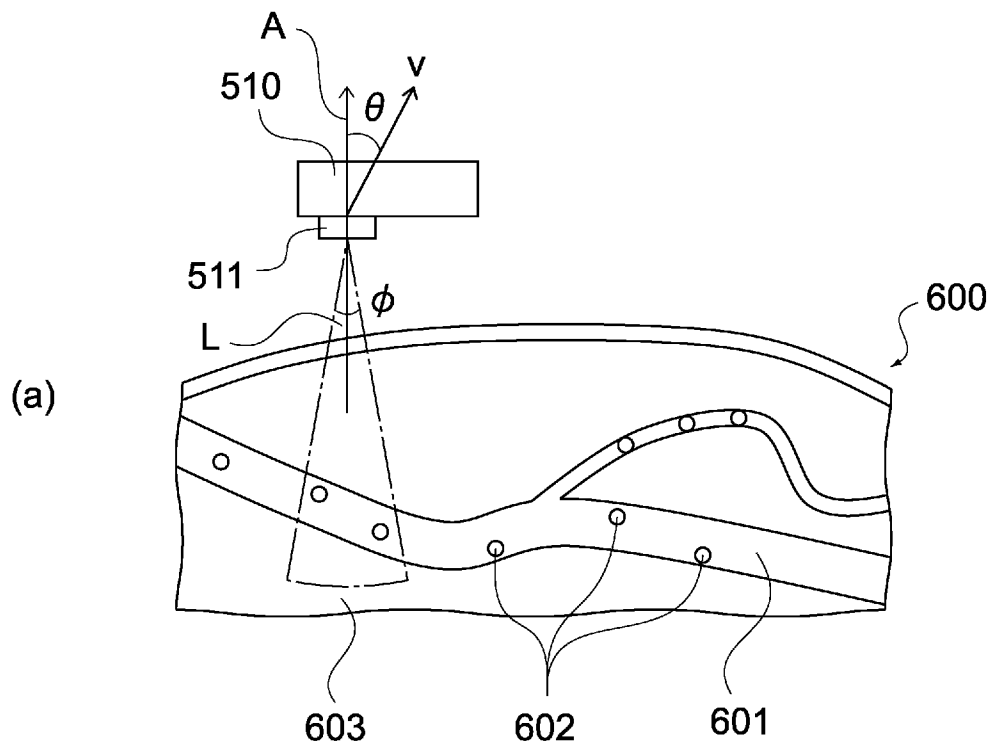
[図11]



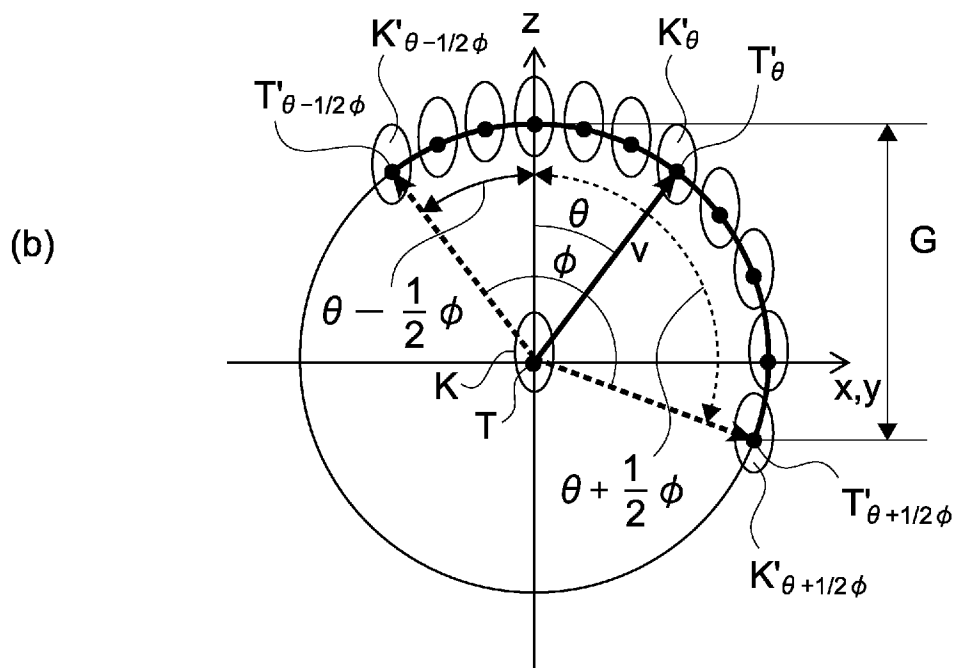
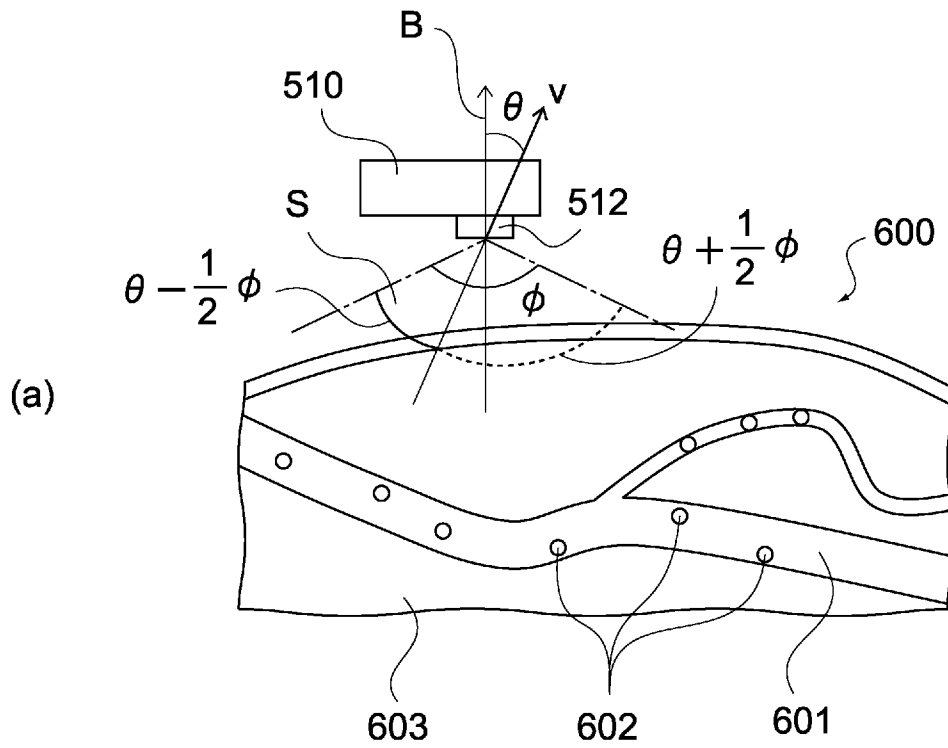
[図12]



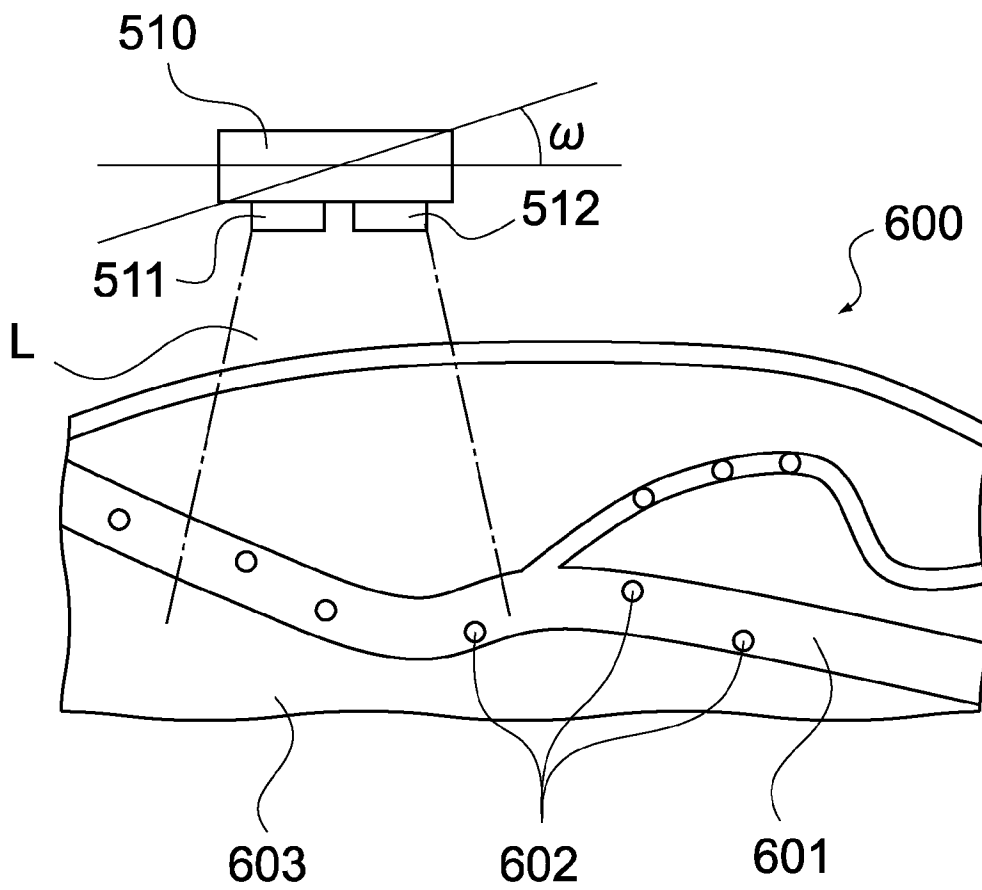
[図13]



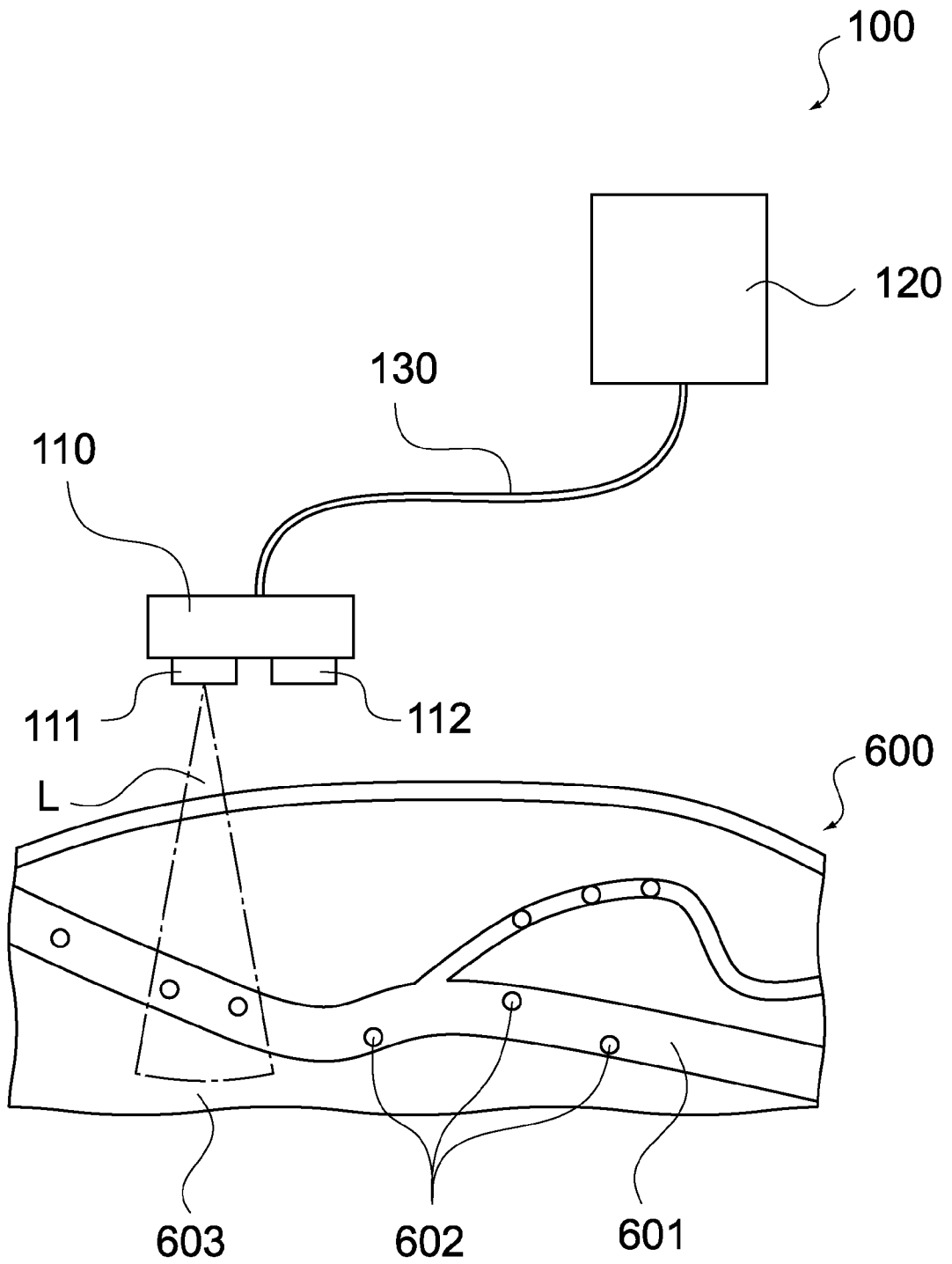
[図14]



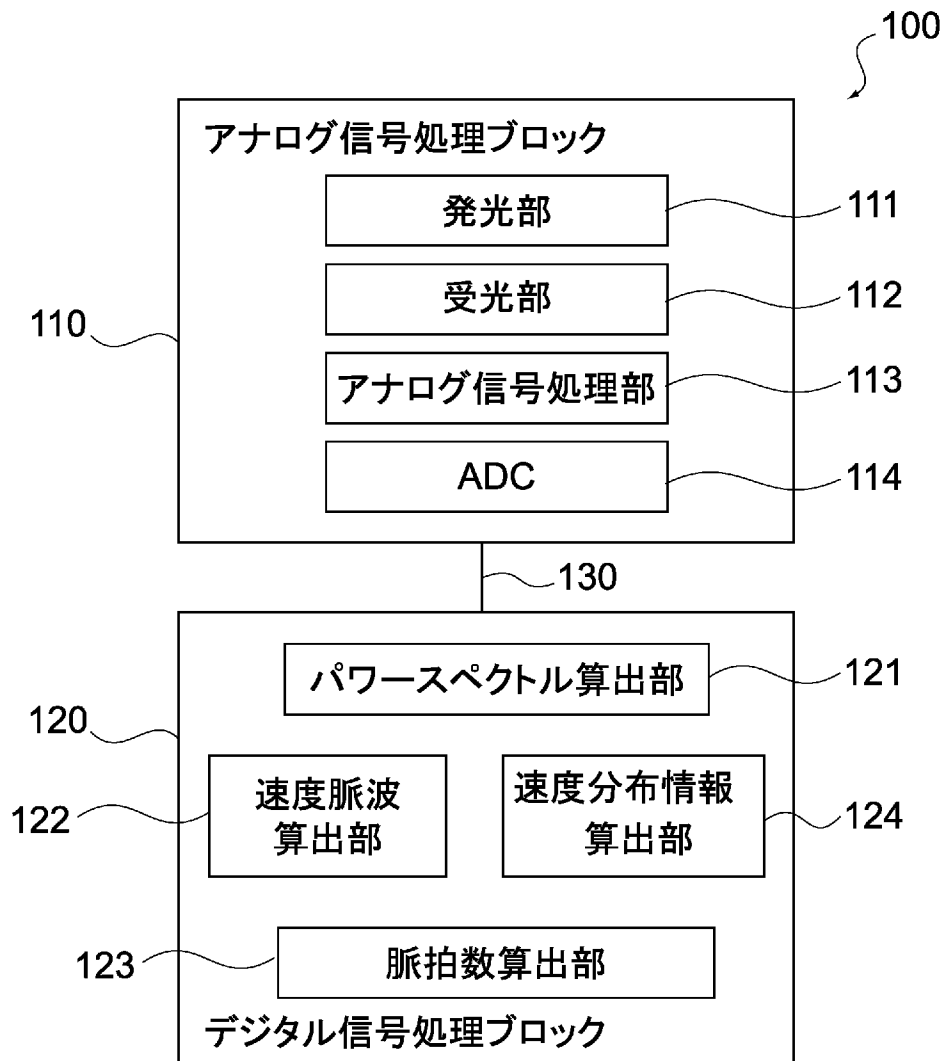
[図15]



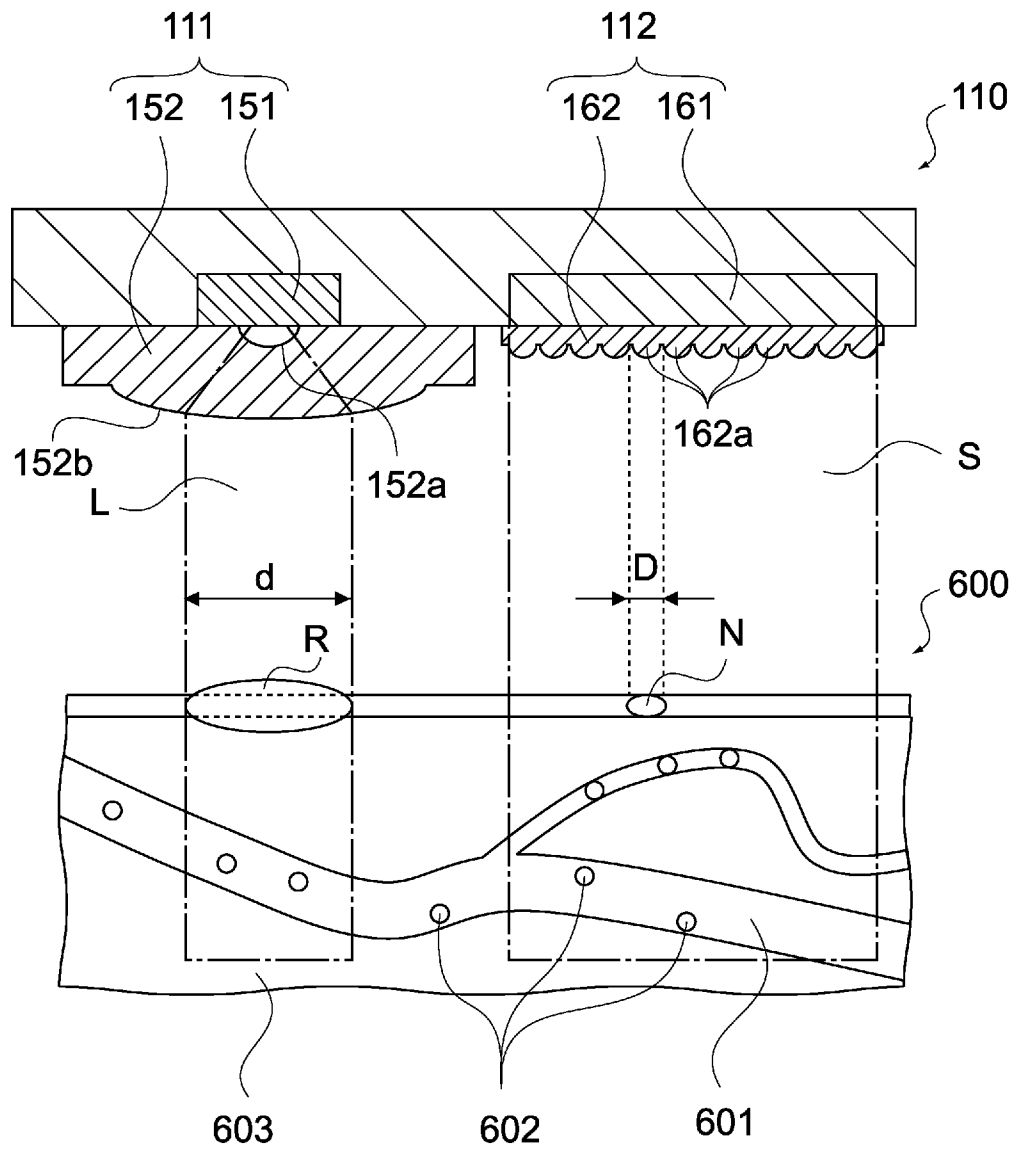
[図16]



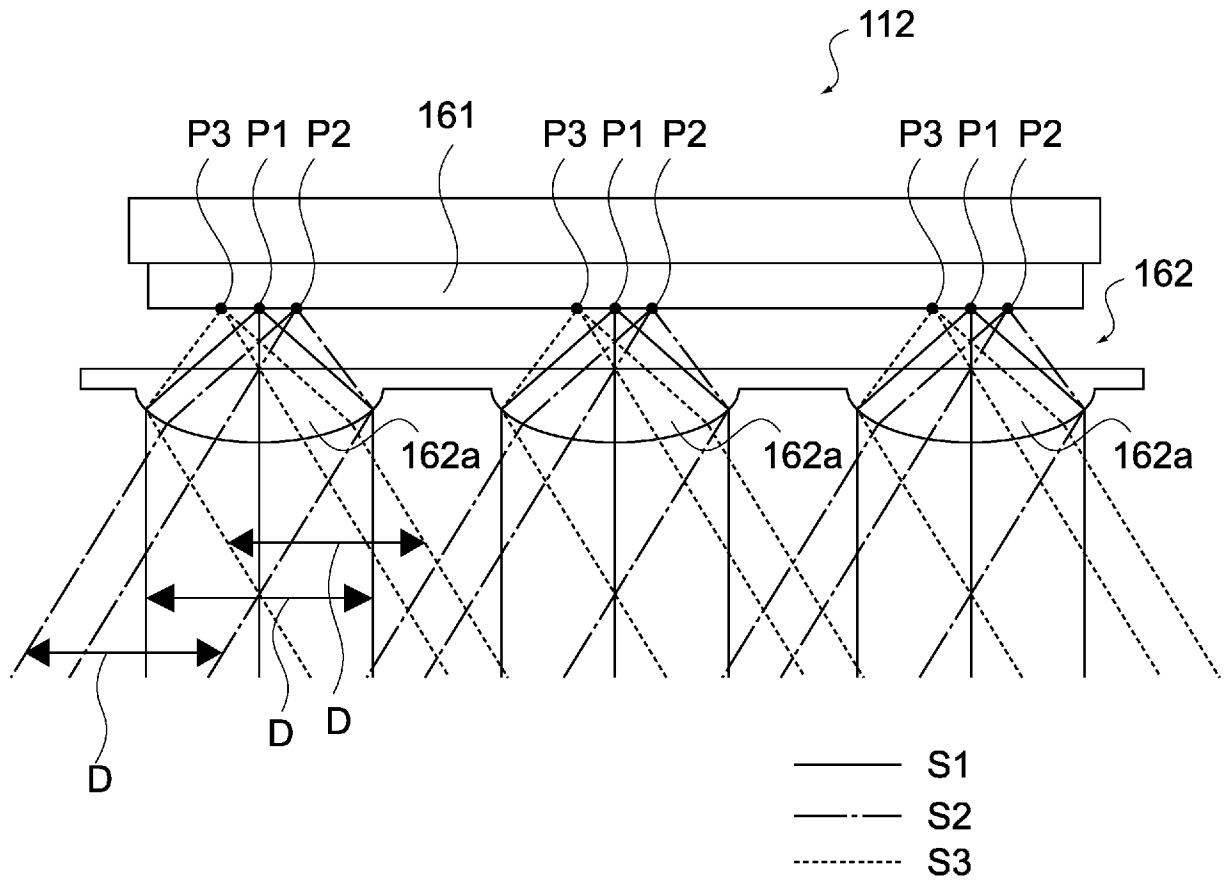
[図17]



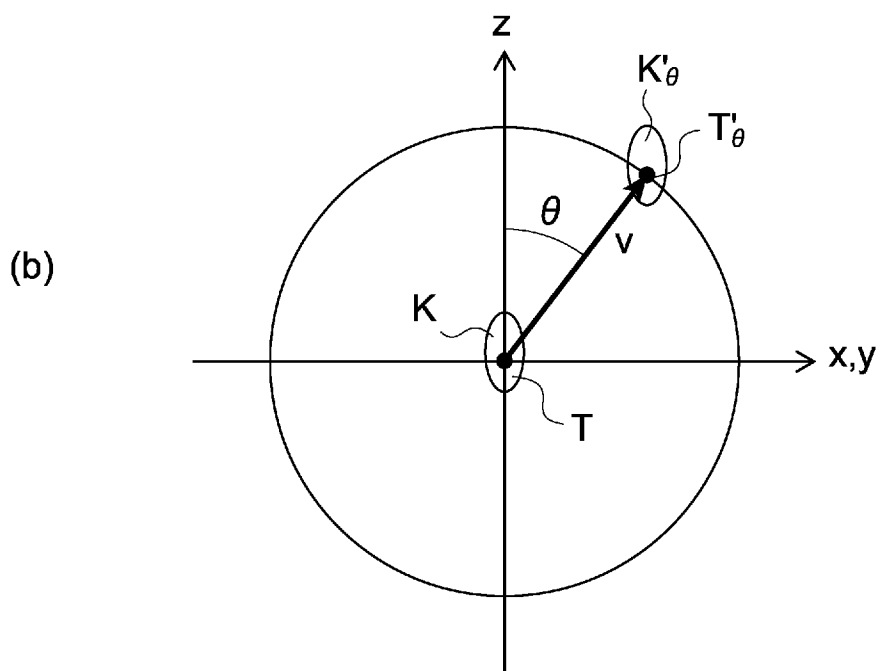
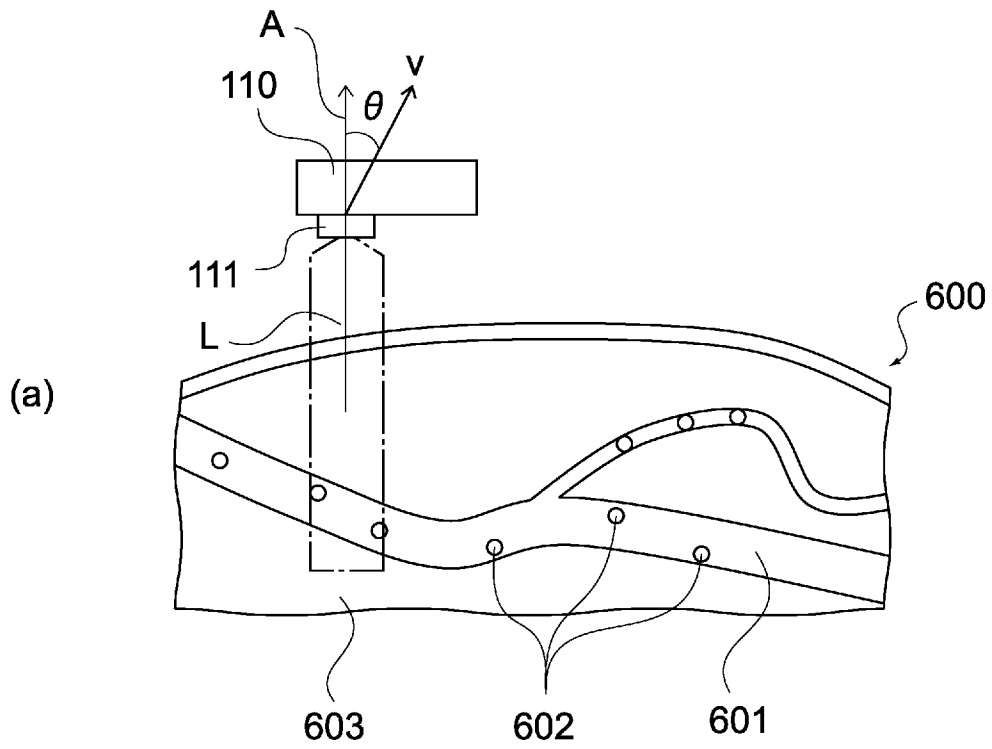
[図18]



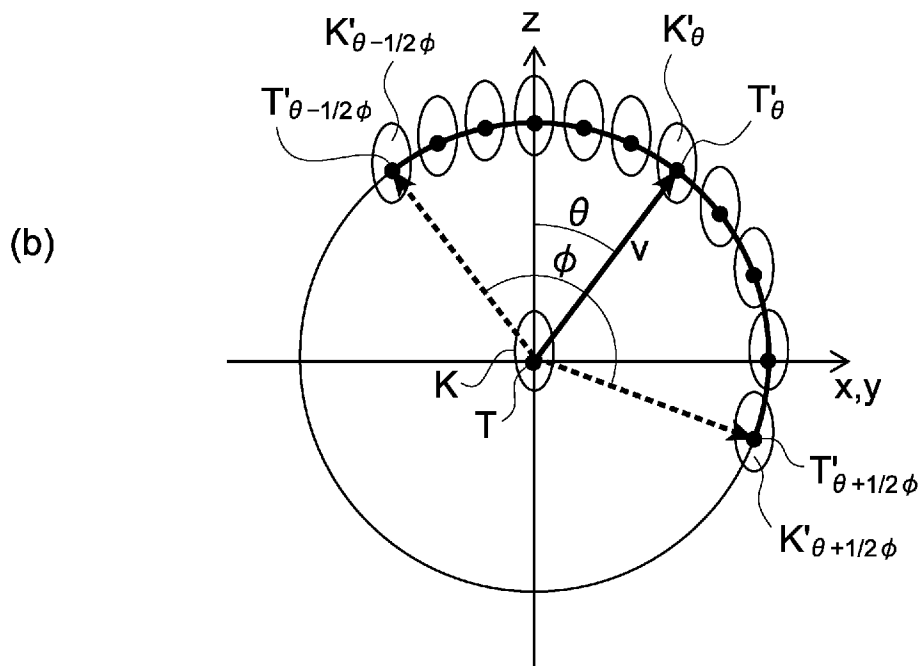
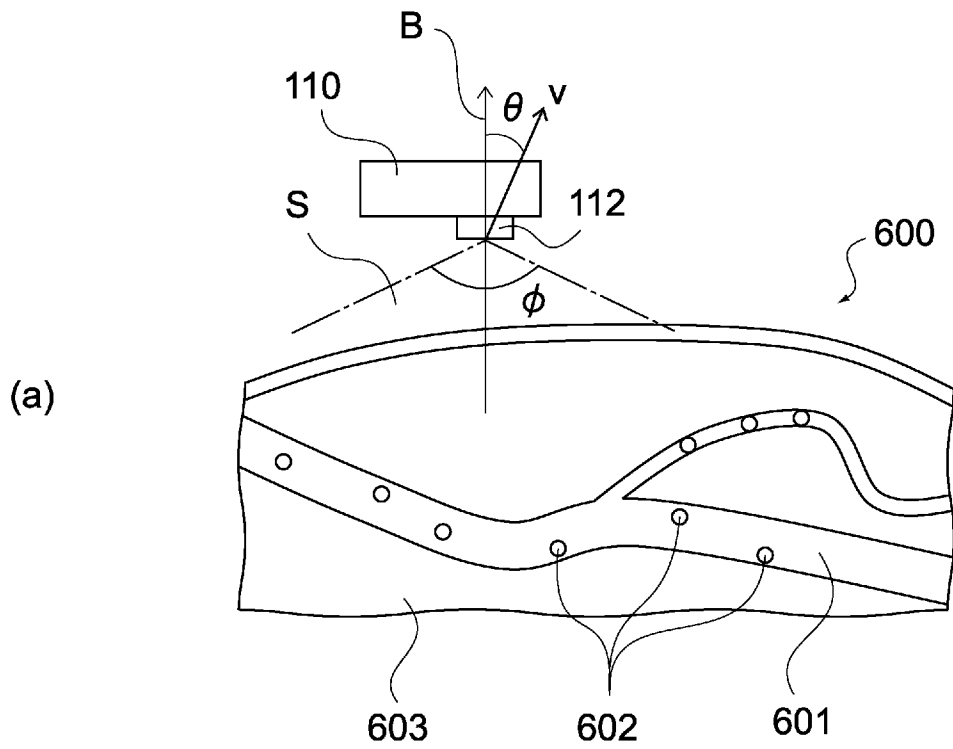
[図19]



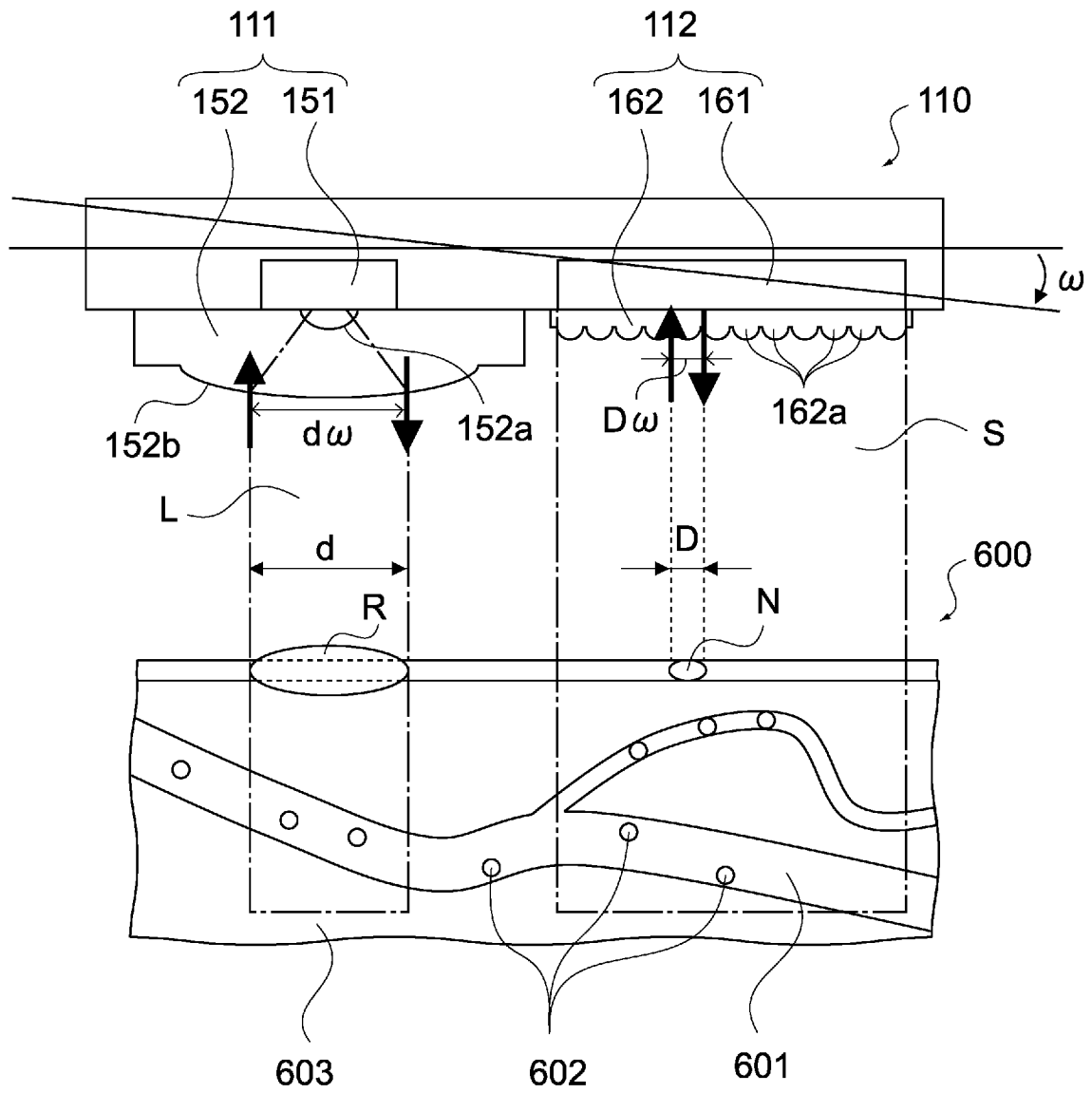
[図20]



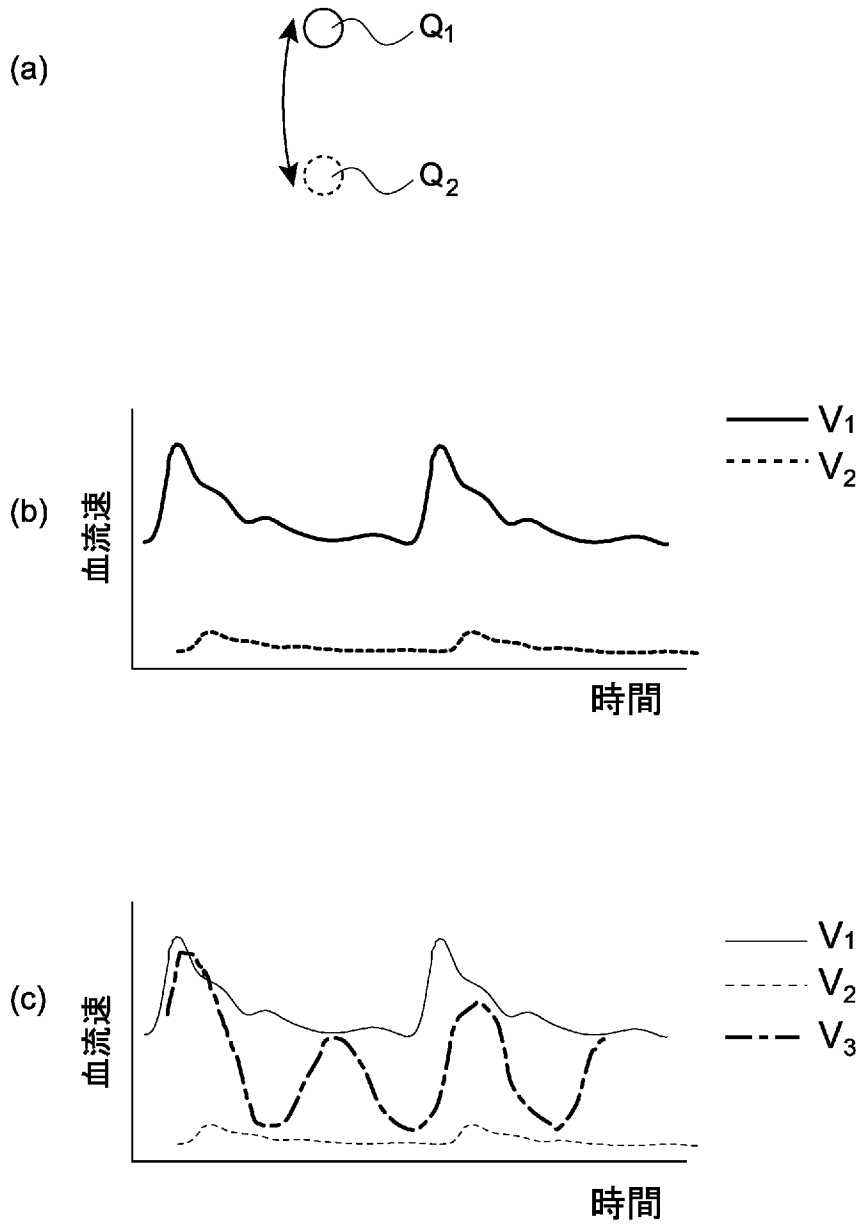
[図21]



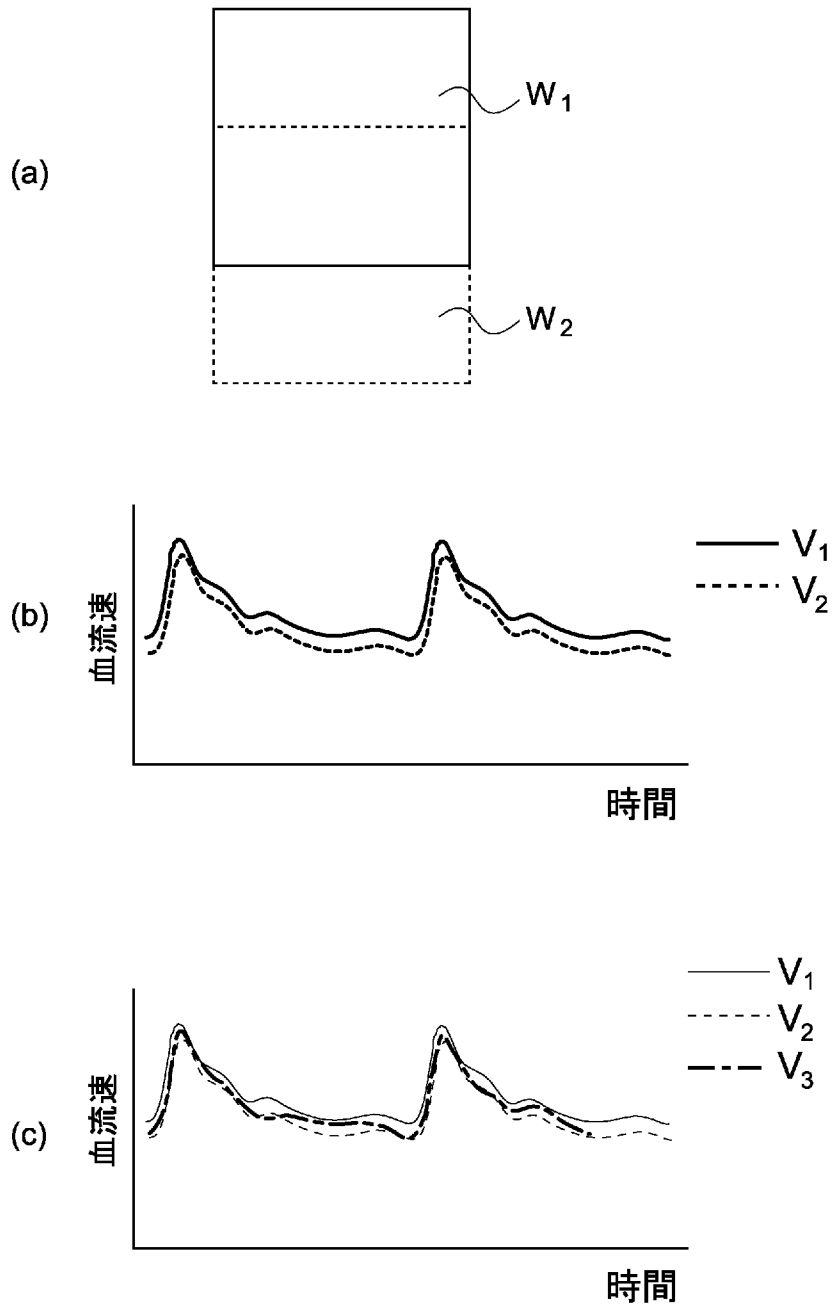
[図22]



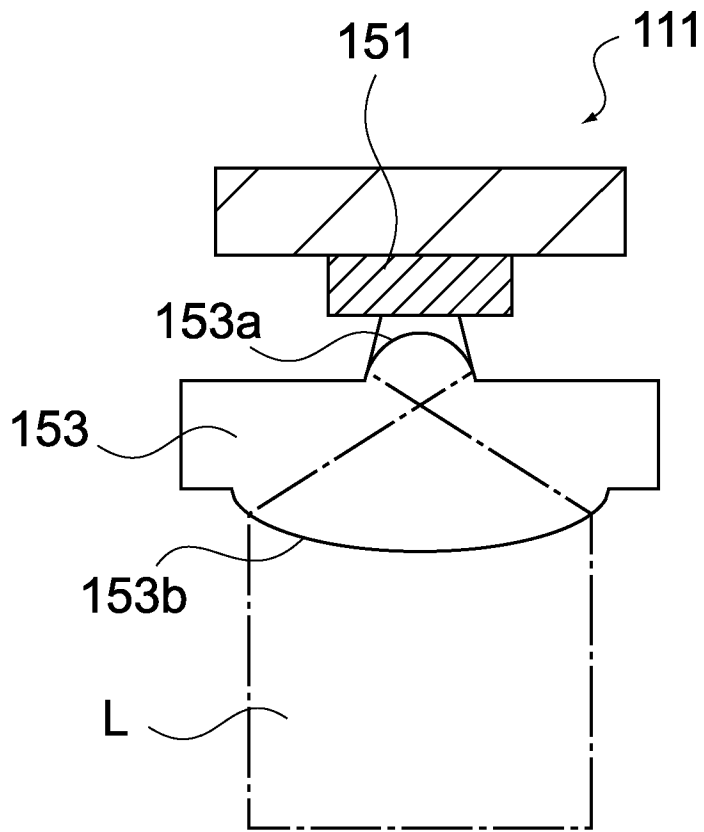
[図23]



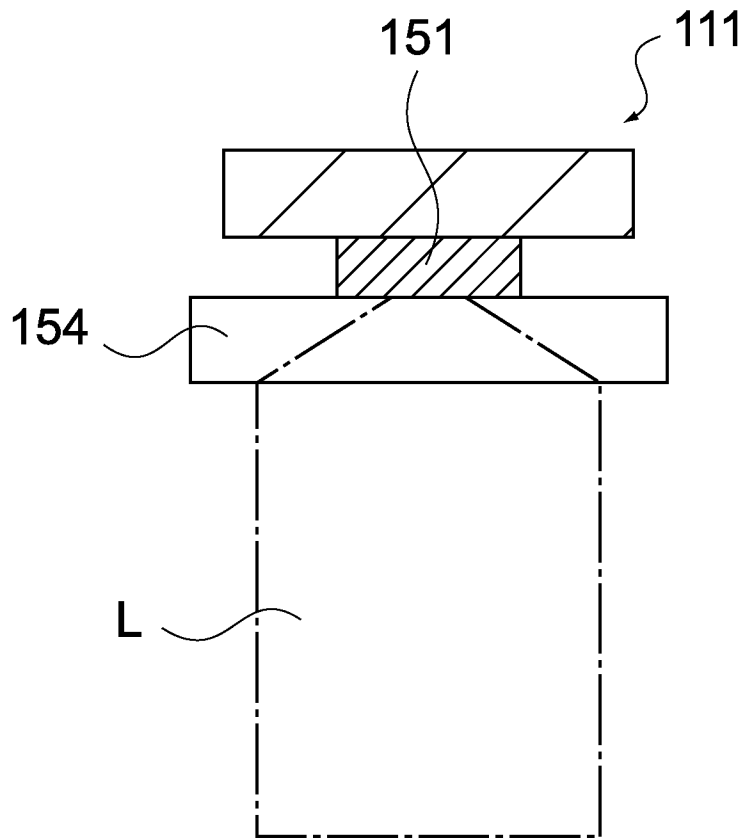
[図24]



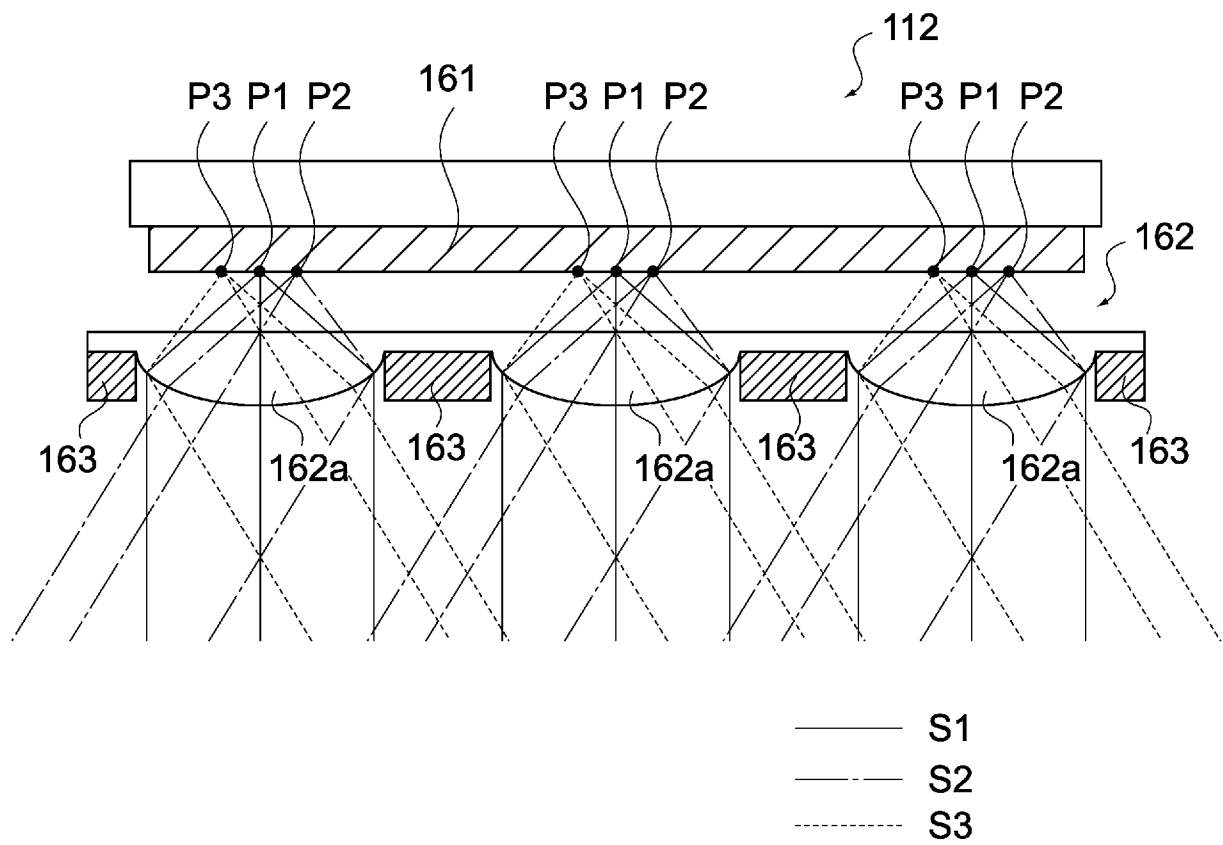
[図25]



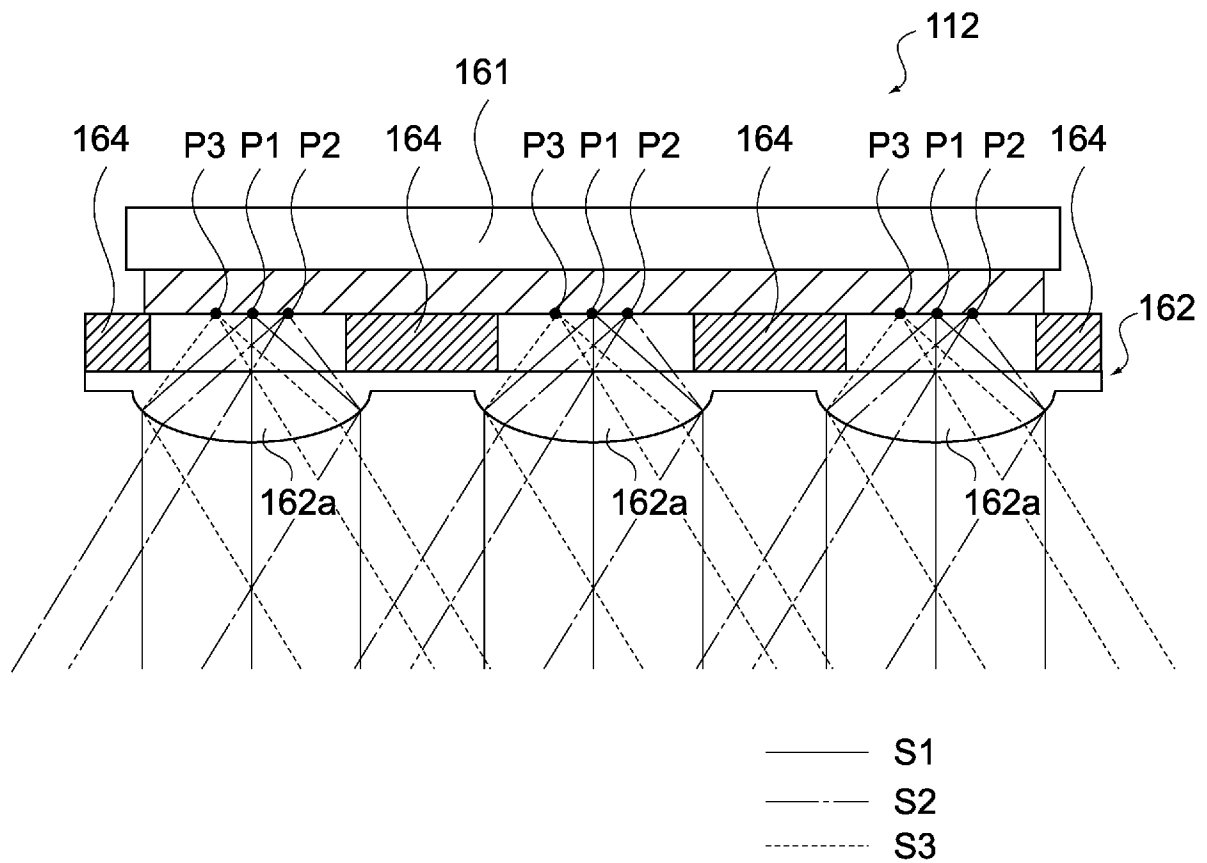
[図26]



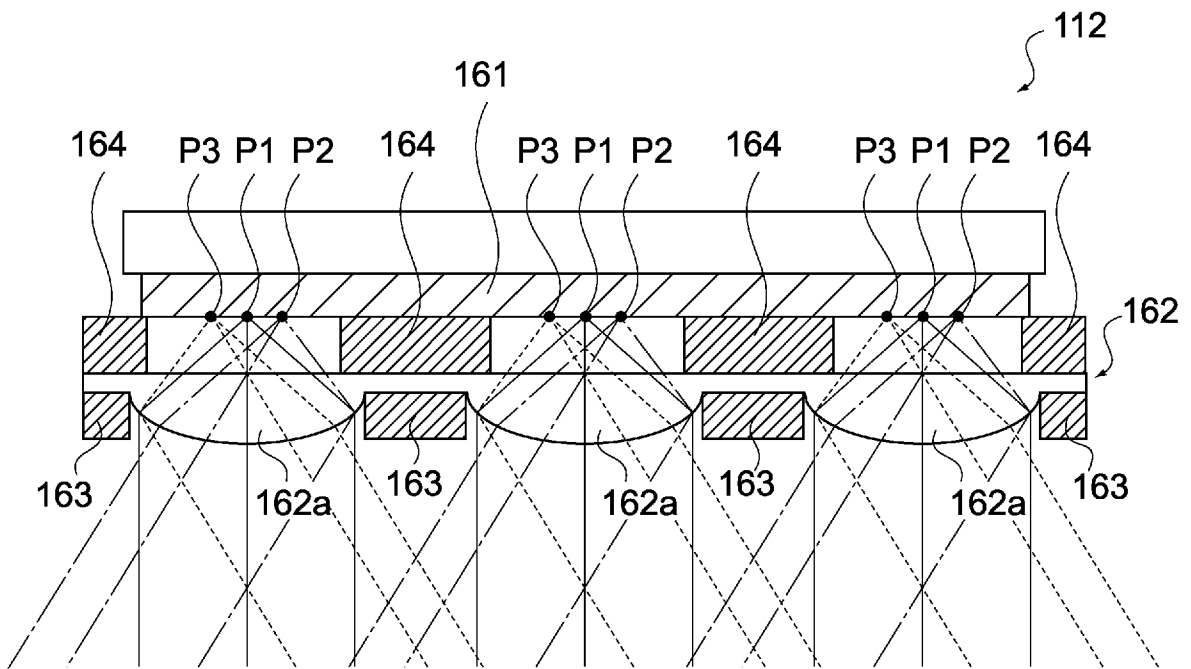
[図27]



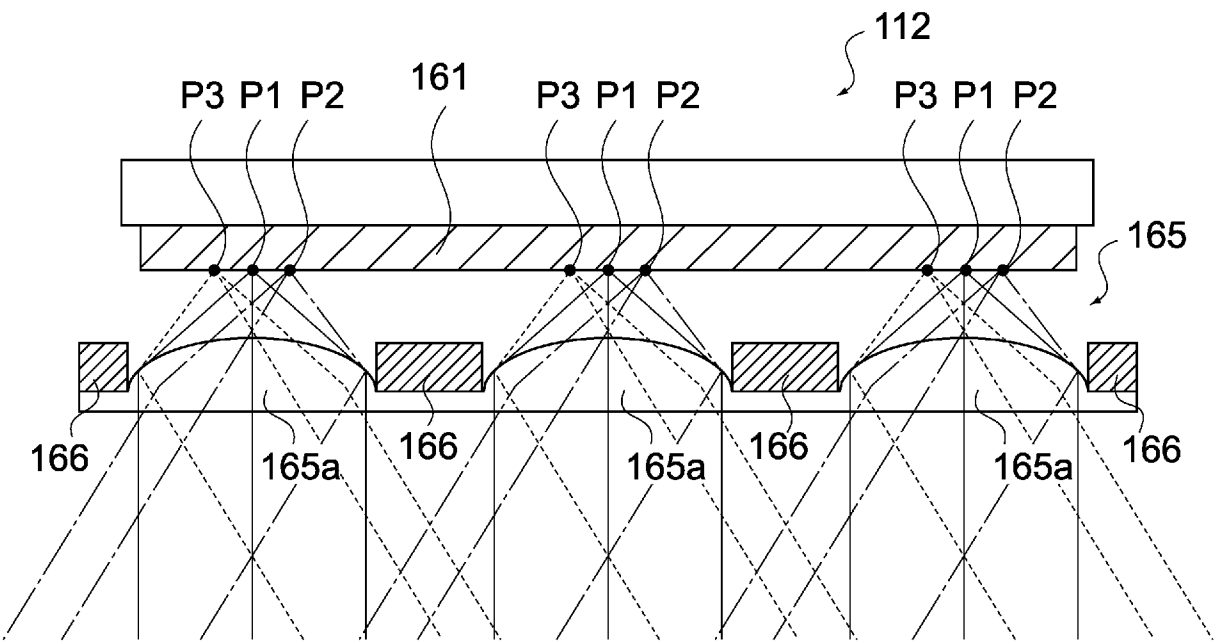
[図28]



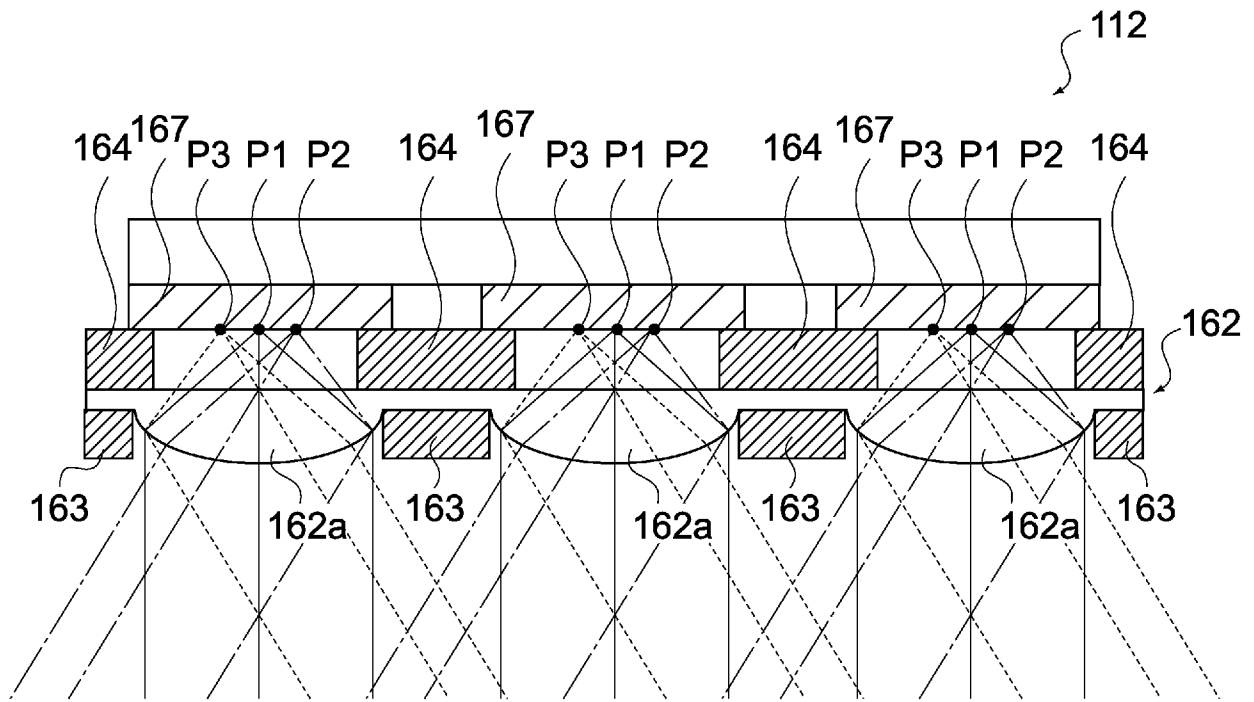
[図29]



[図30]

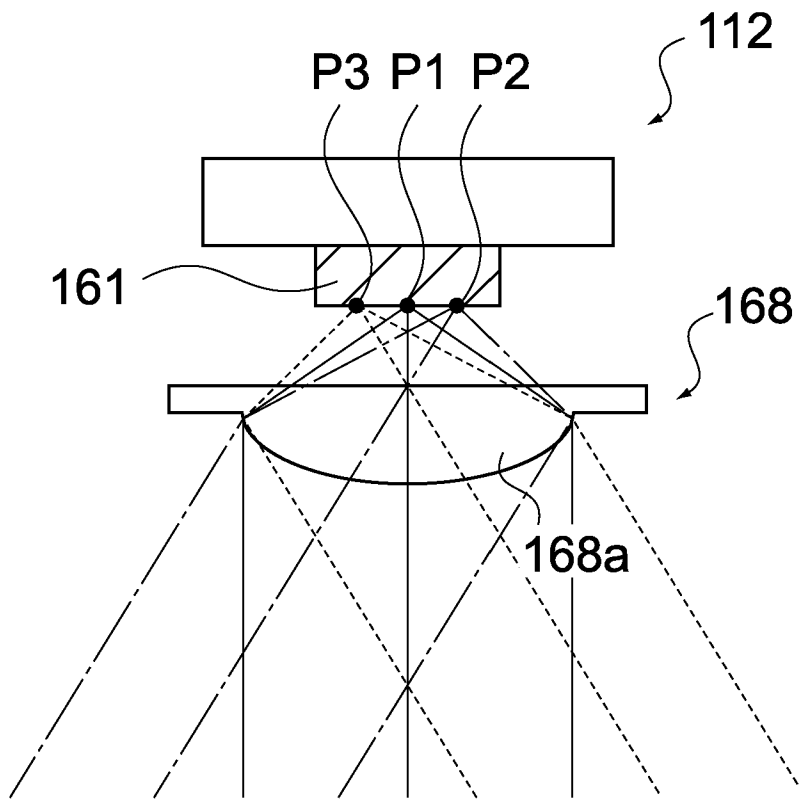


[図31]



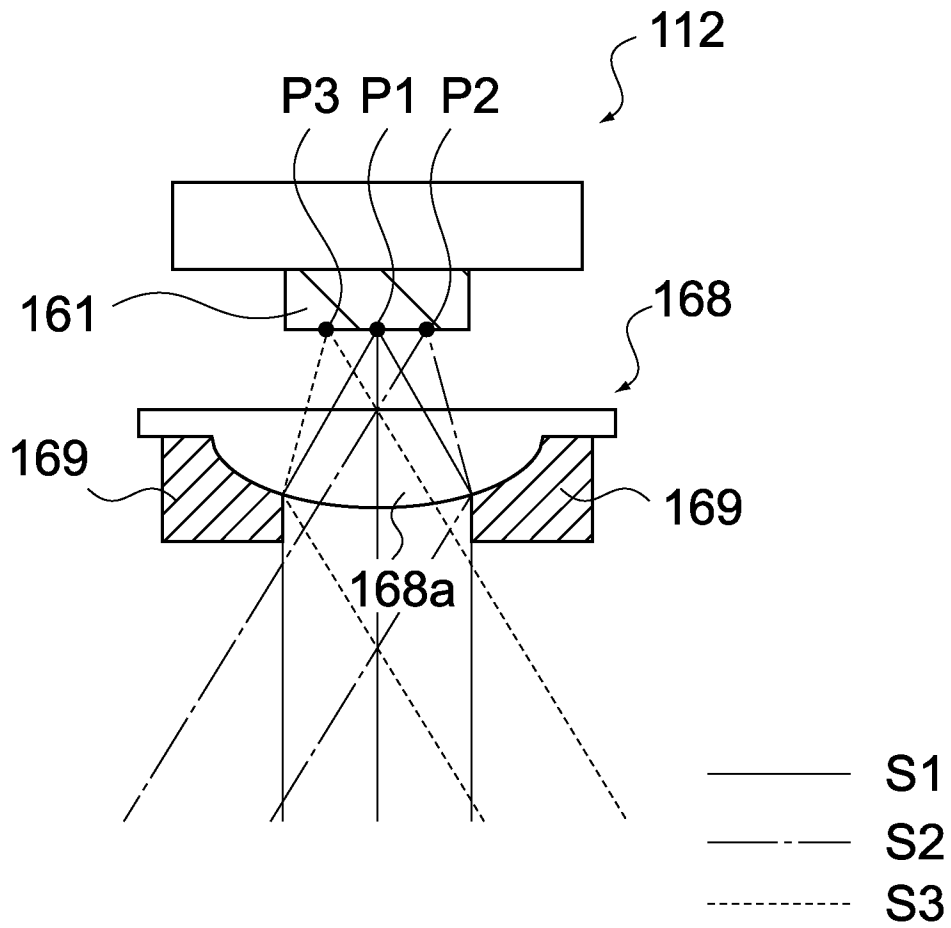
— S1
 - - - S2
 ····· S3

[図32]

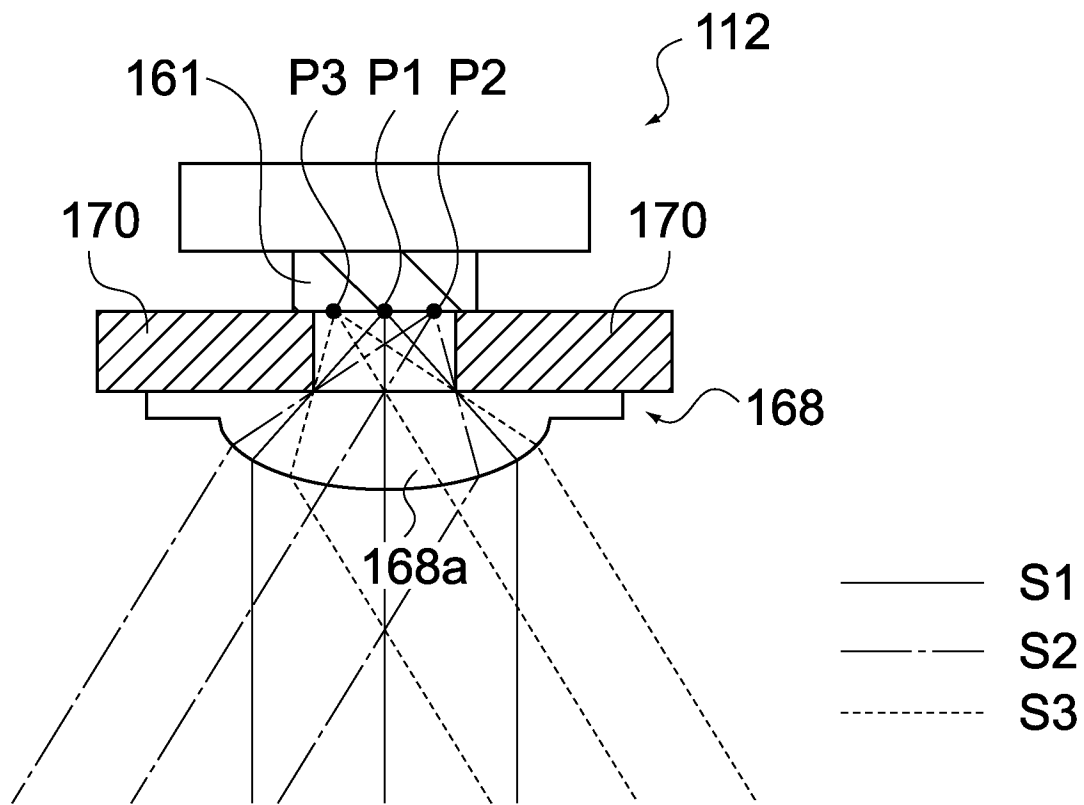


— S1
- - - S2
· · · S3

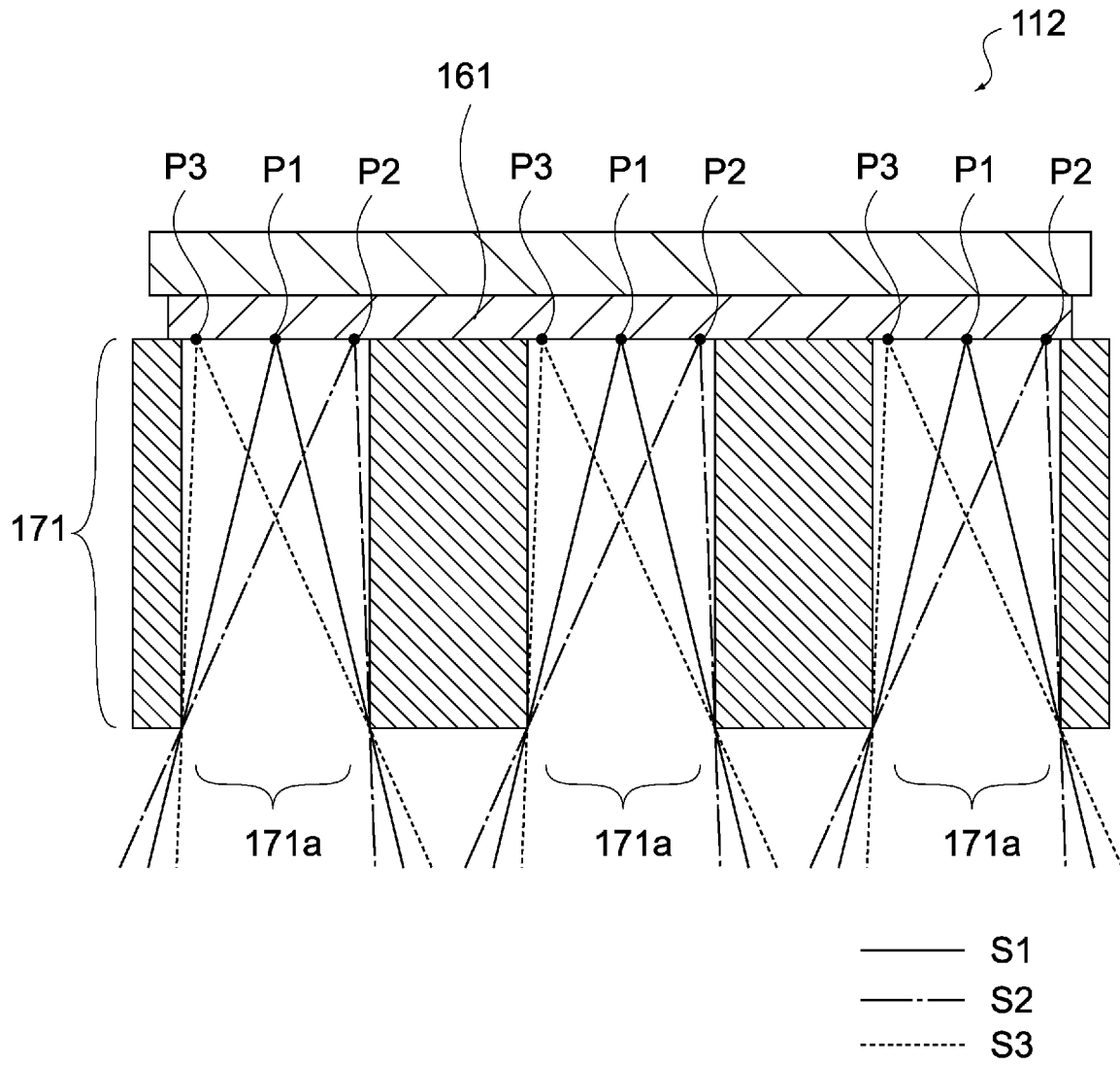
[図33]



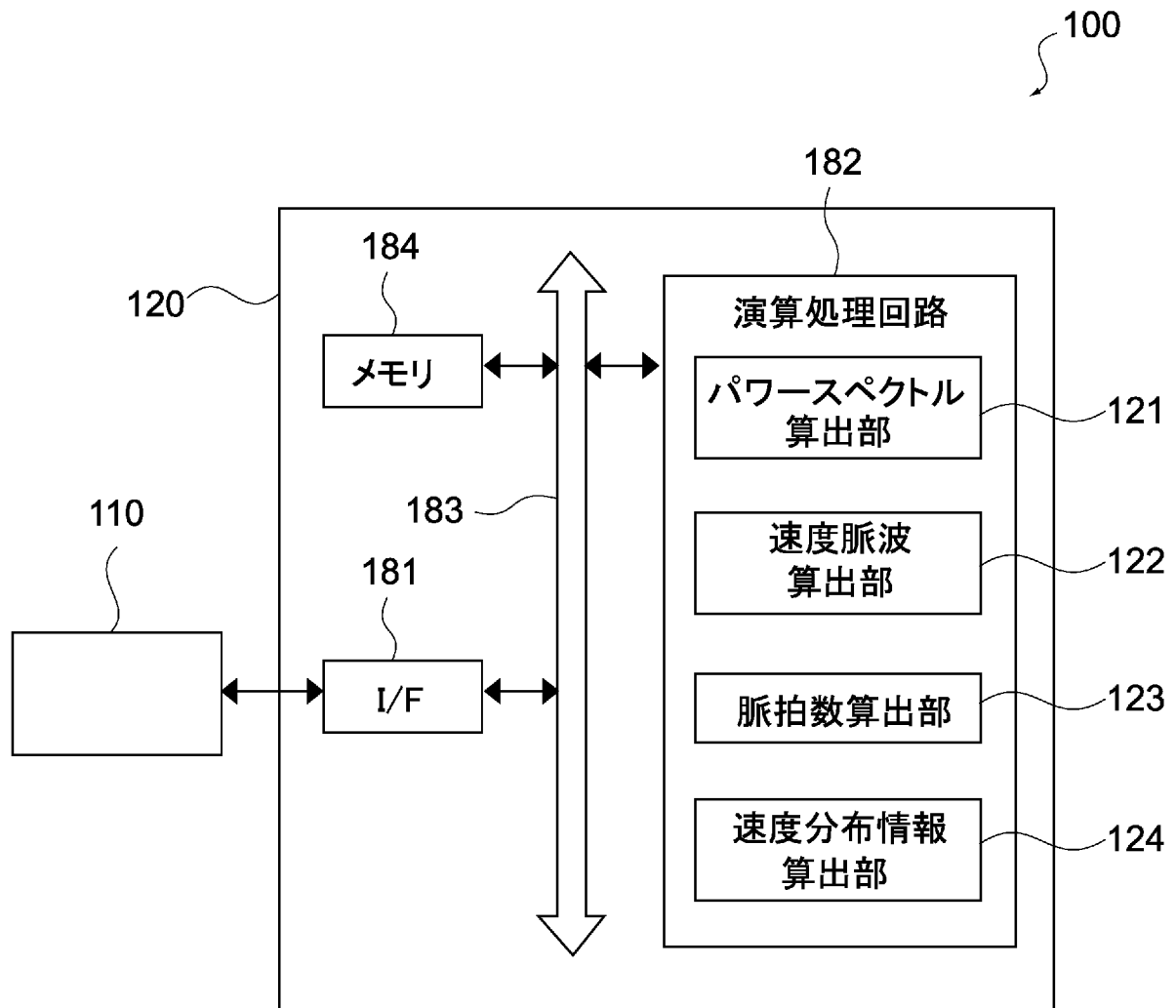
[図34]



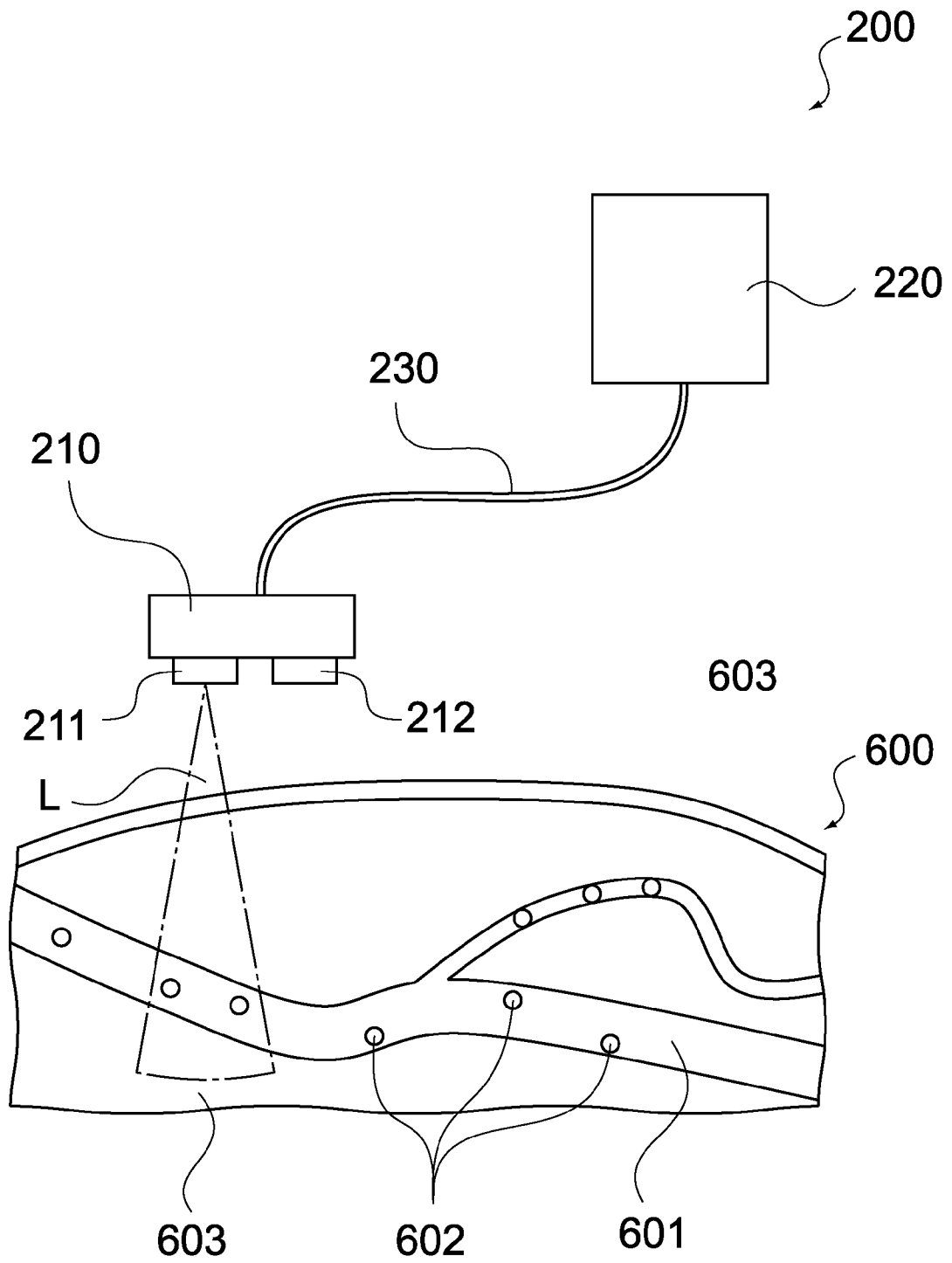
[図35]



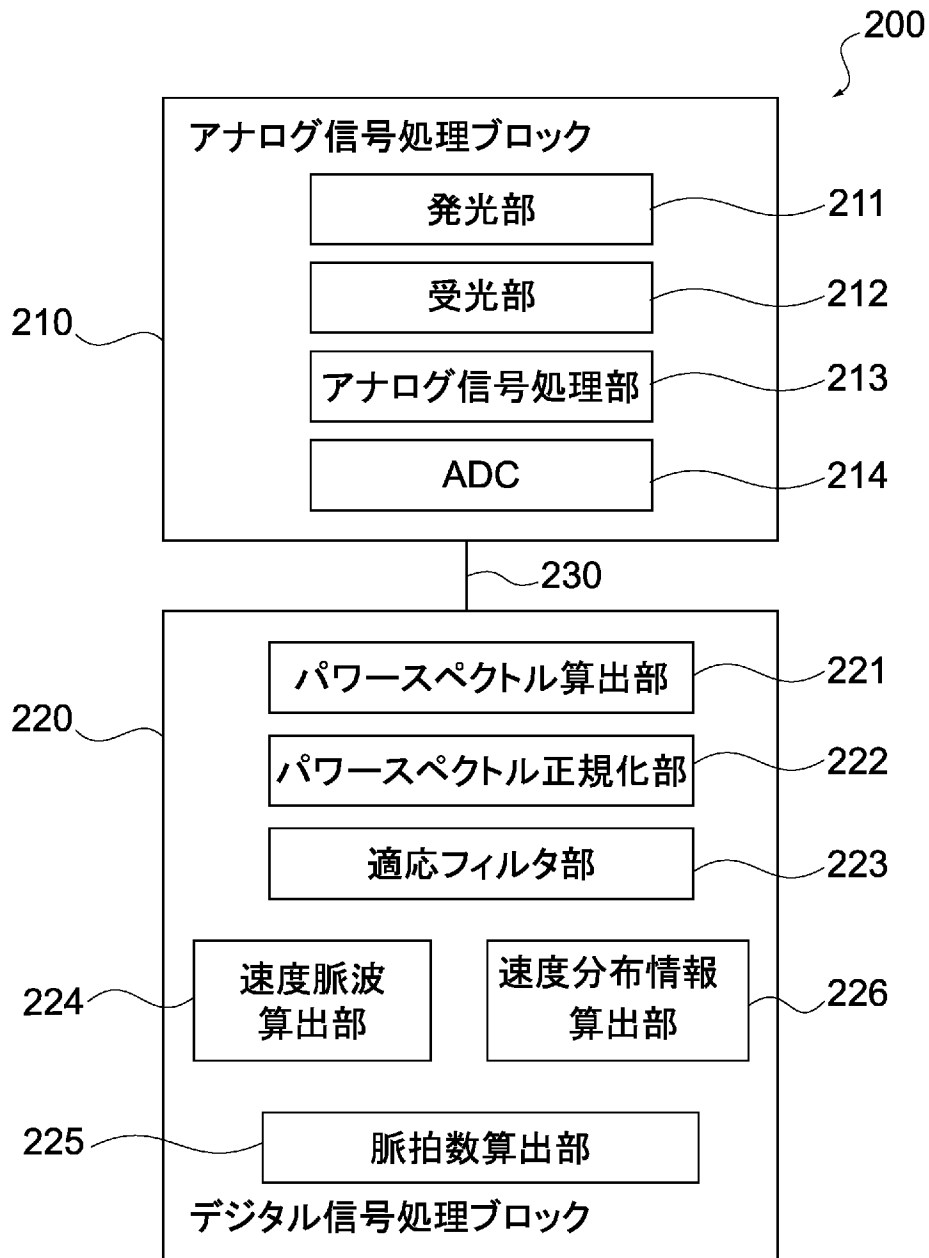
[図36]



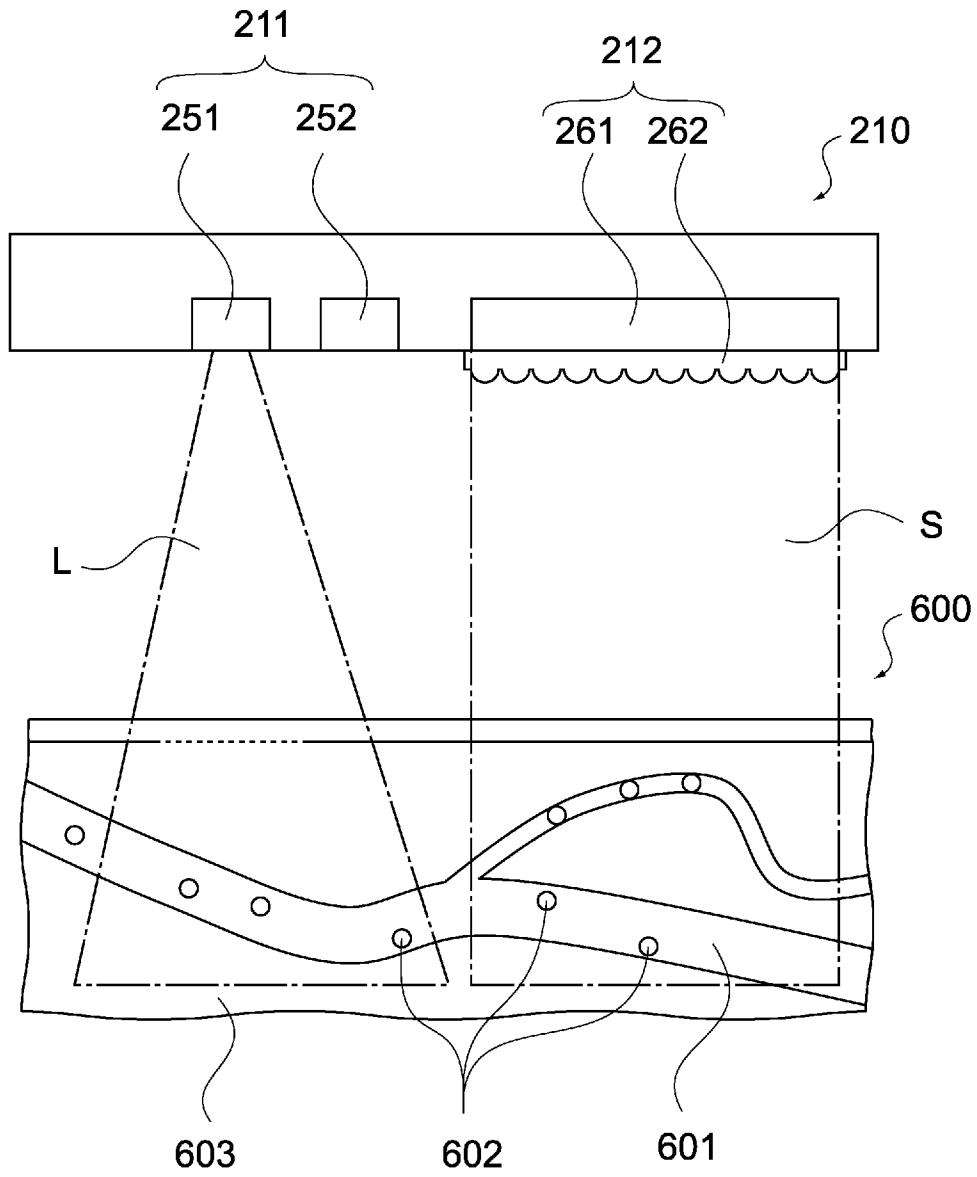
[図37]



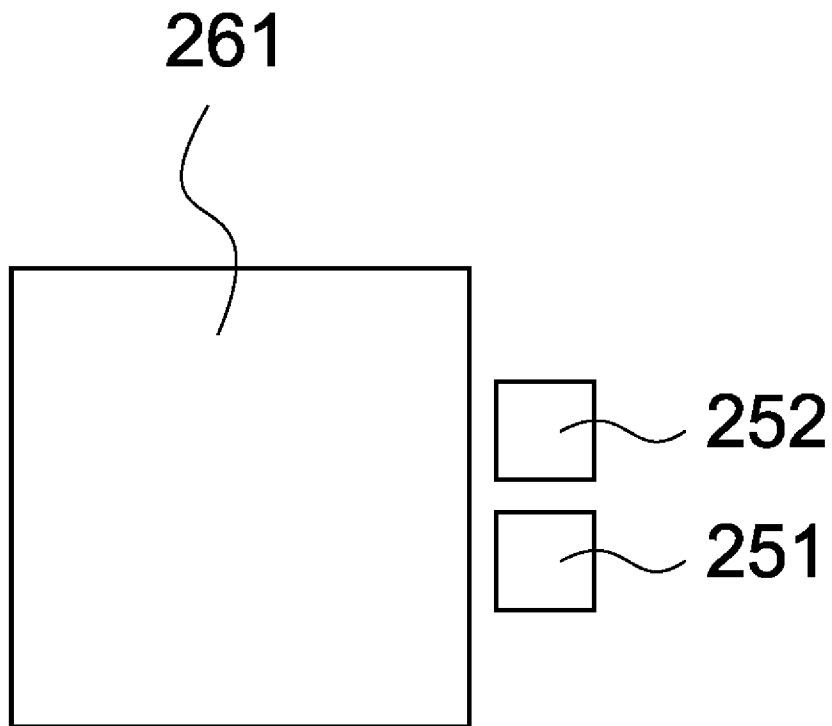
[図38]



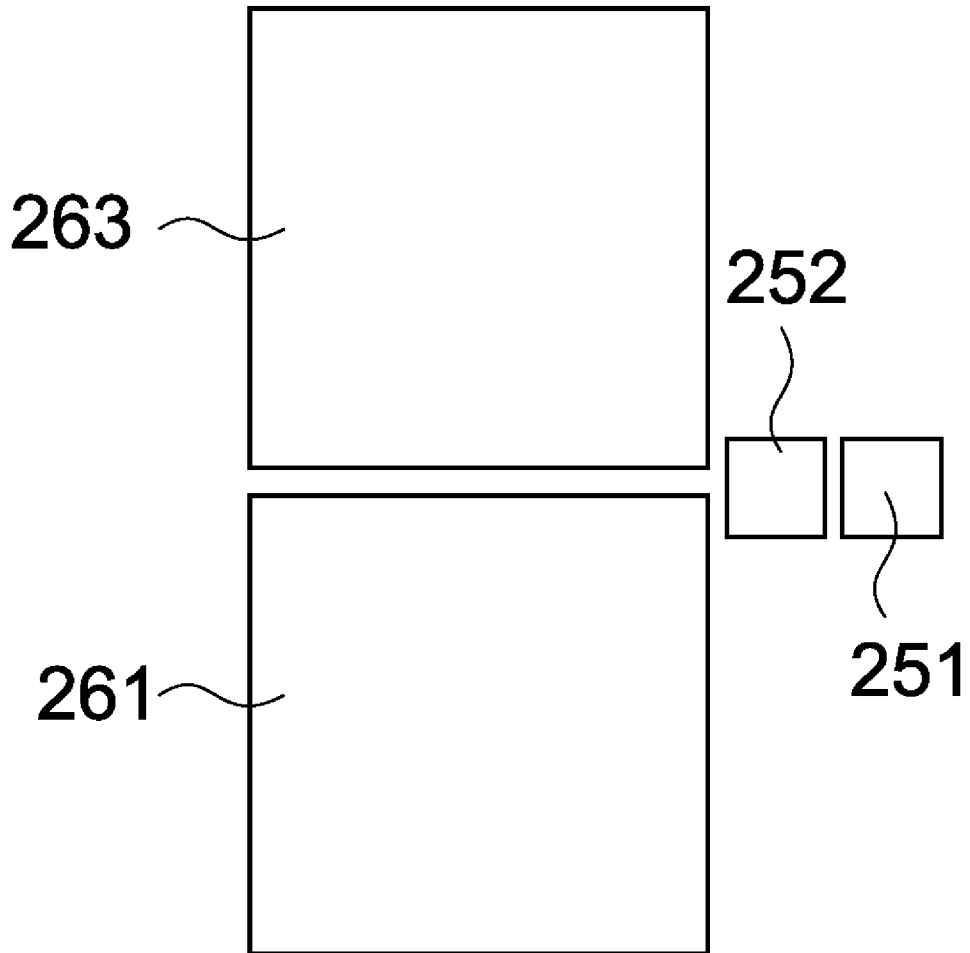
[図39]



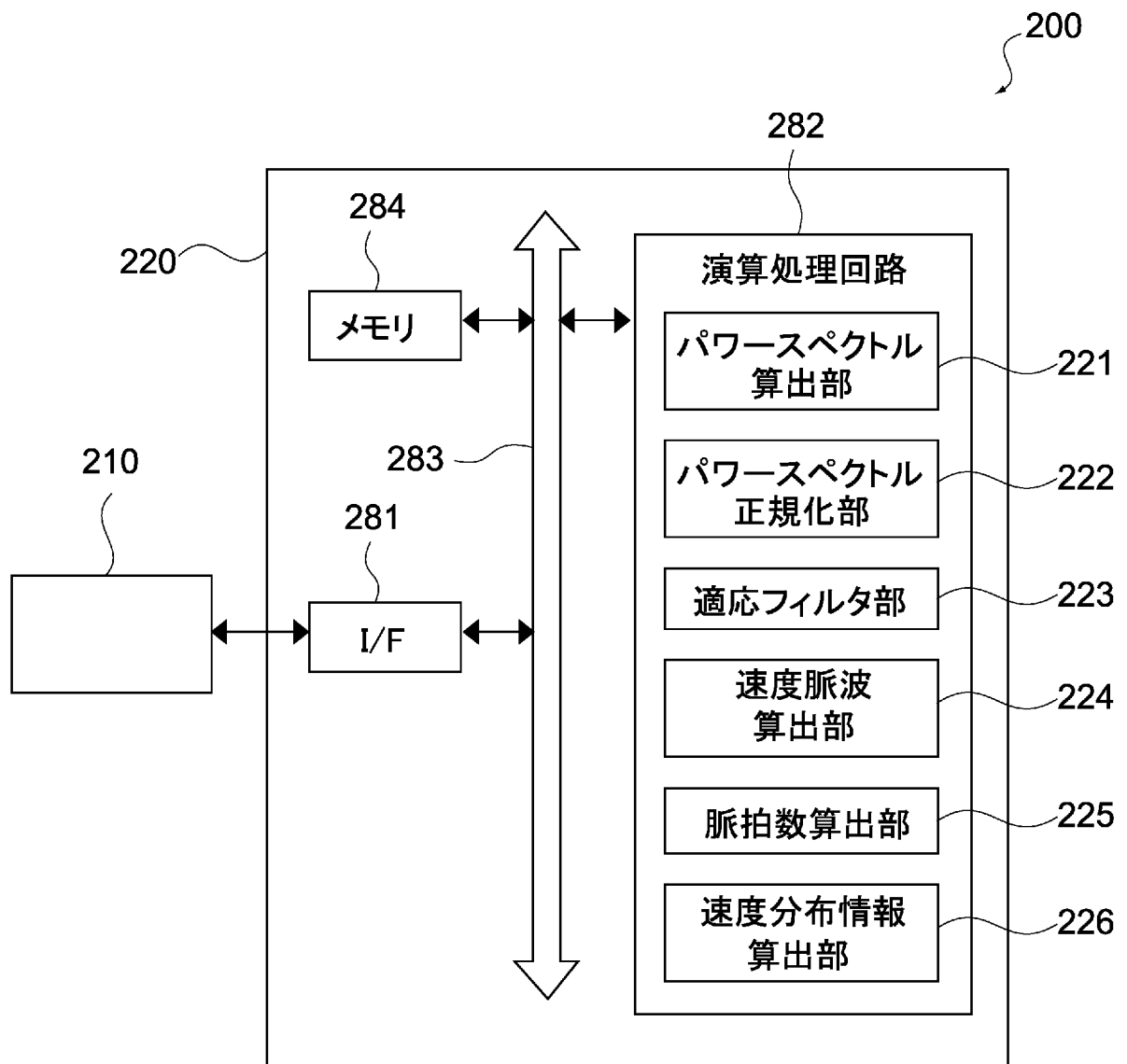
[図40]



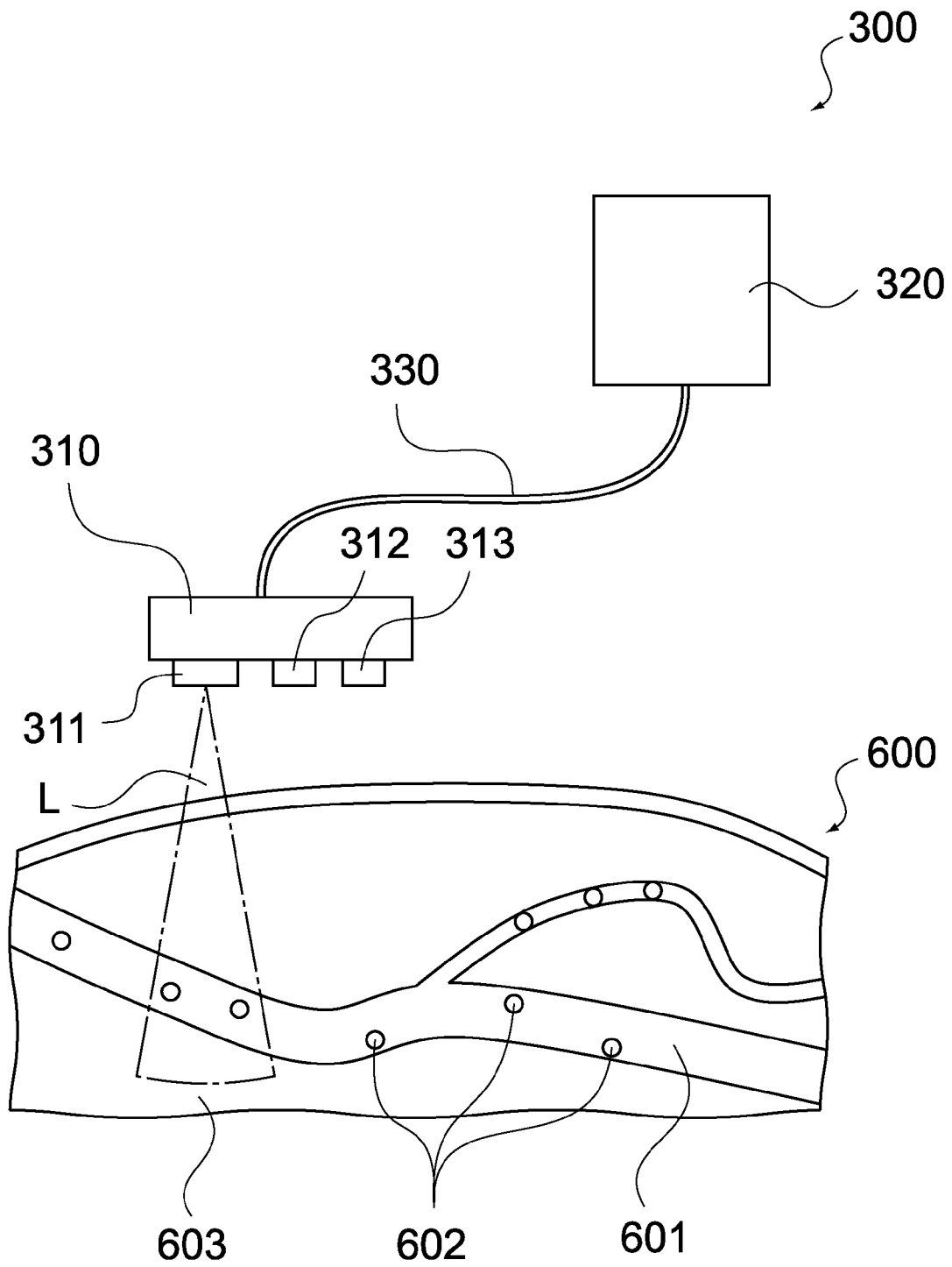
[図41]



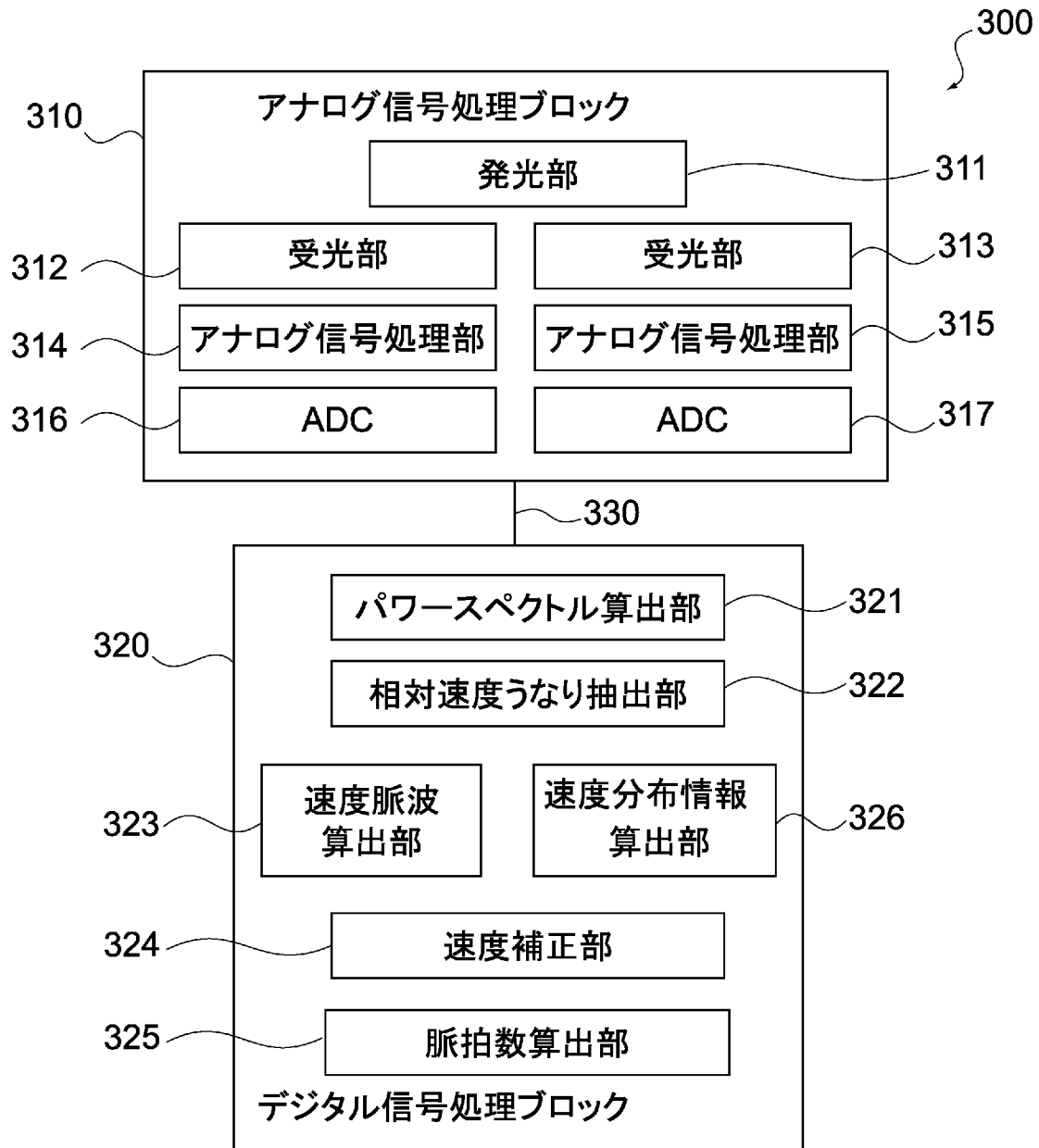
[図42]



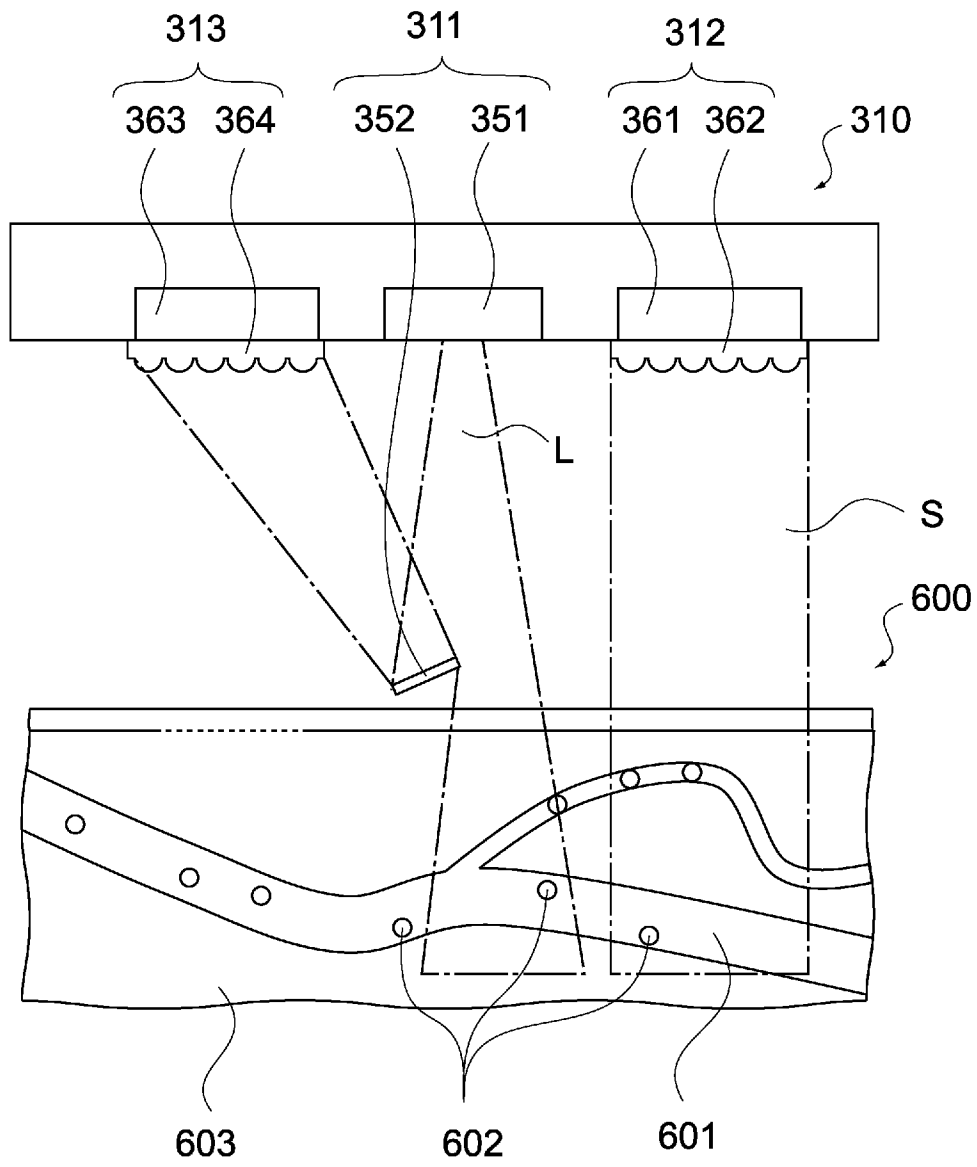
[図43]



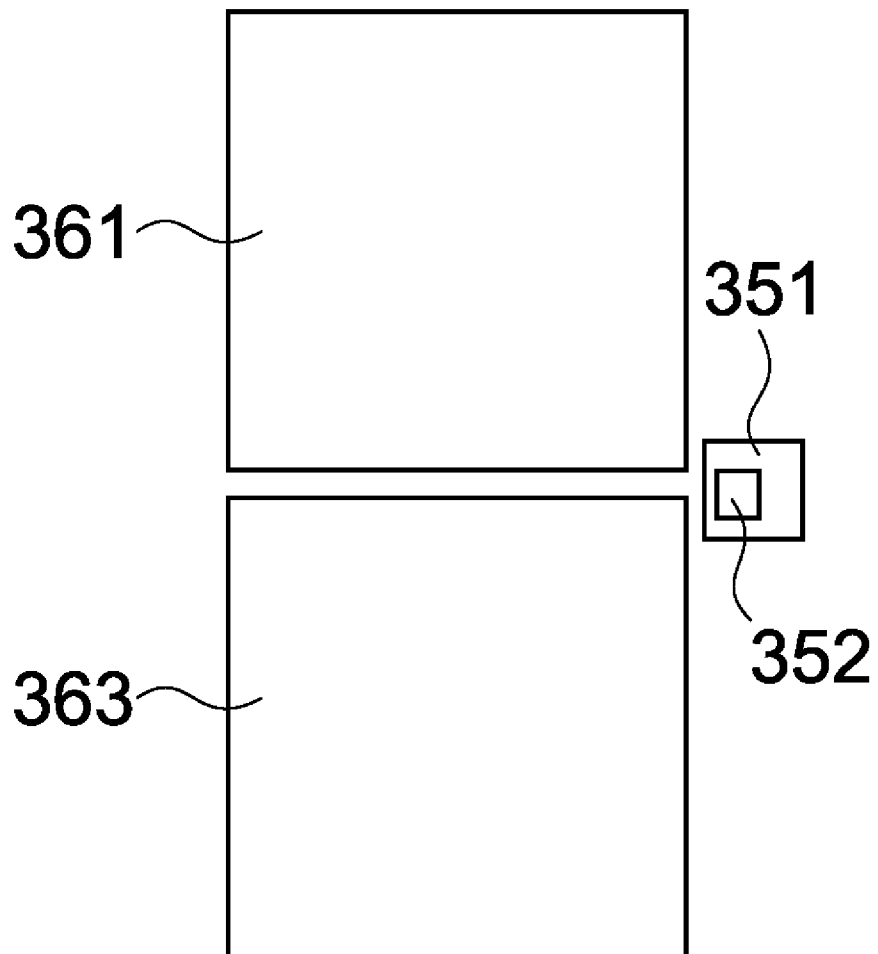
[図44]



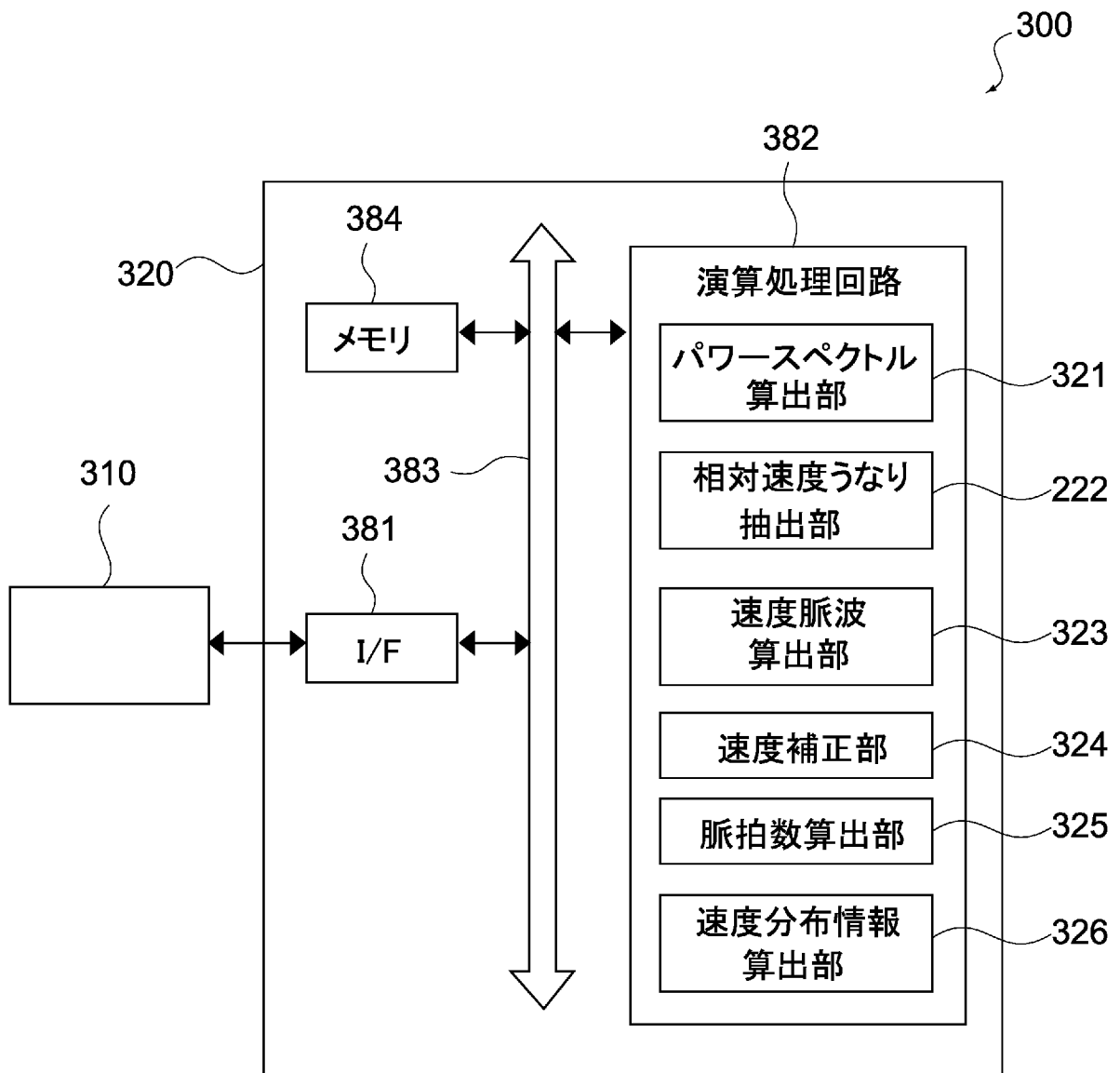
[図45]



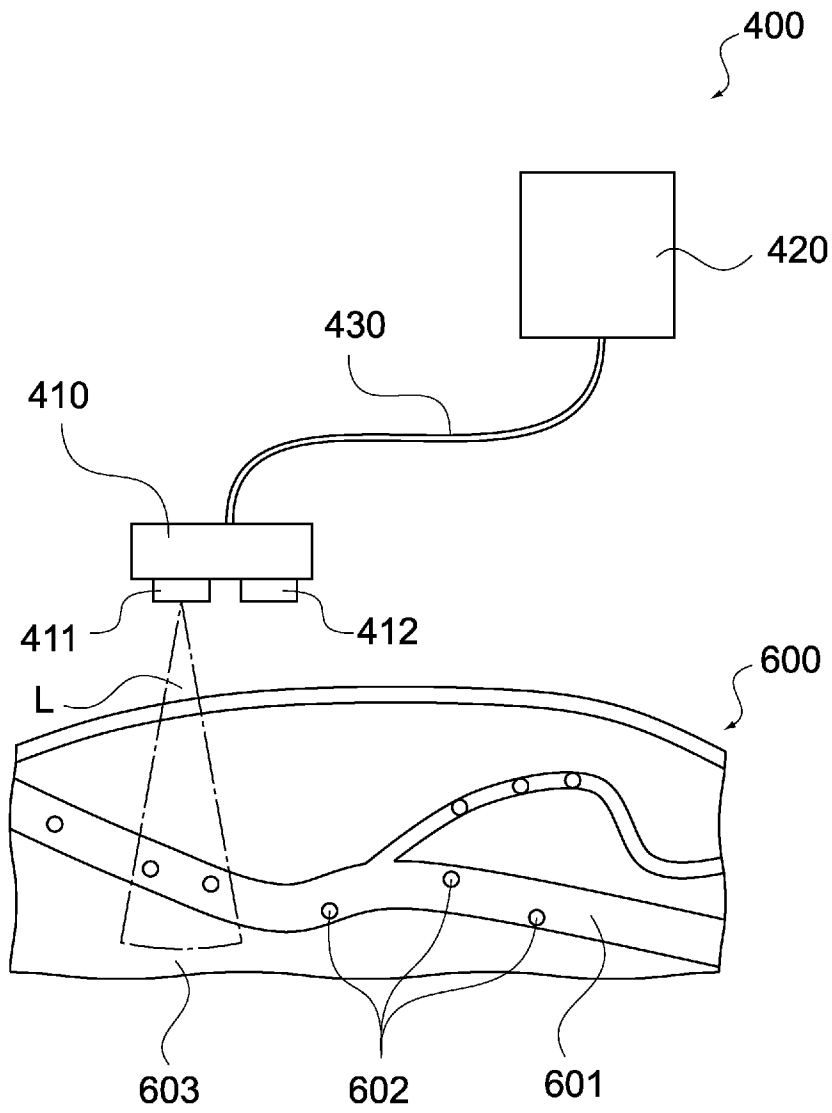
[図46]



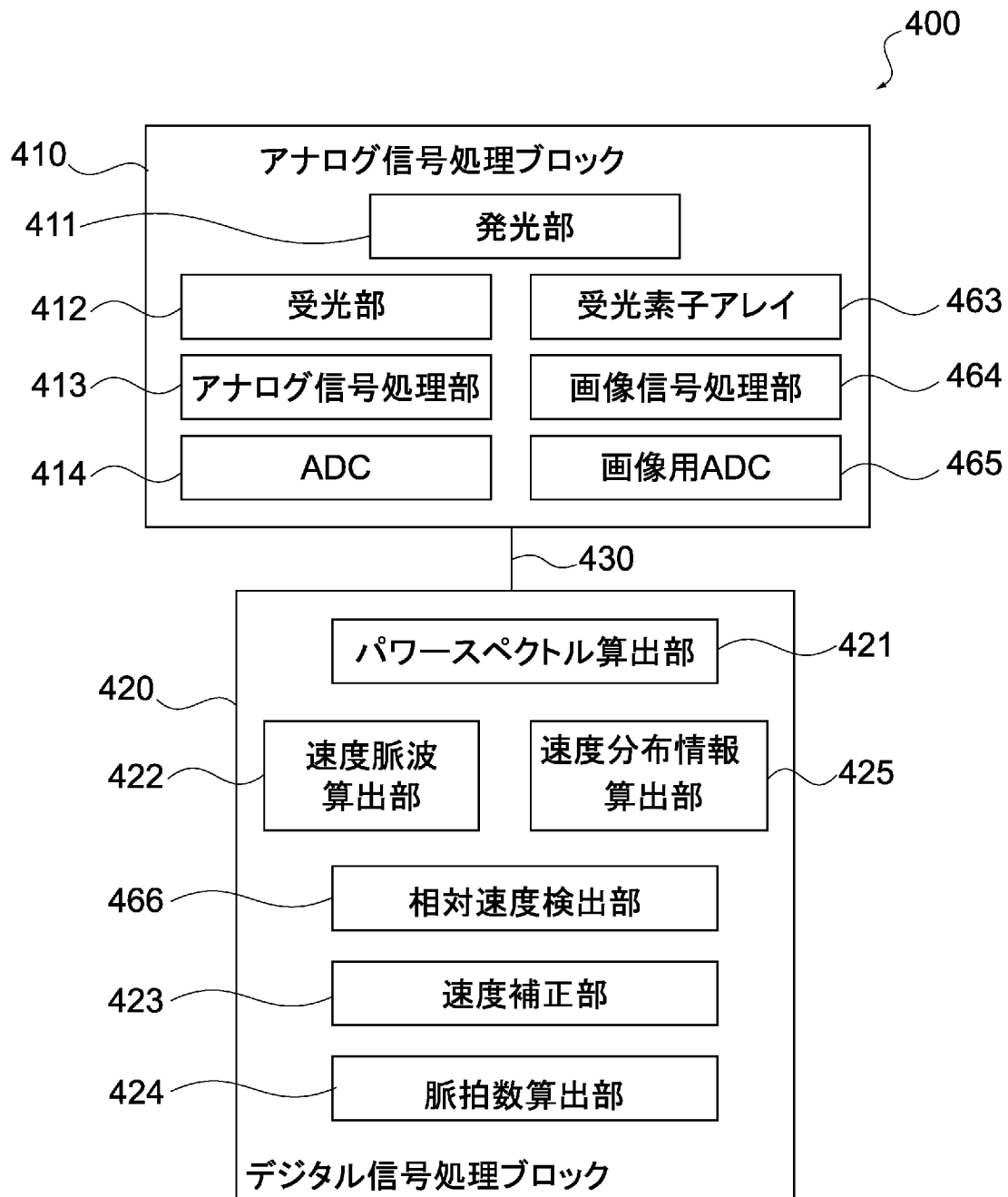
[図47]



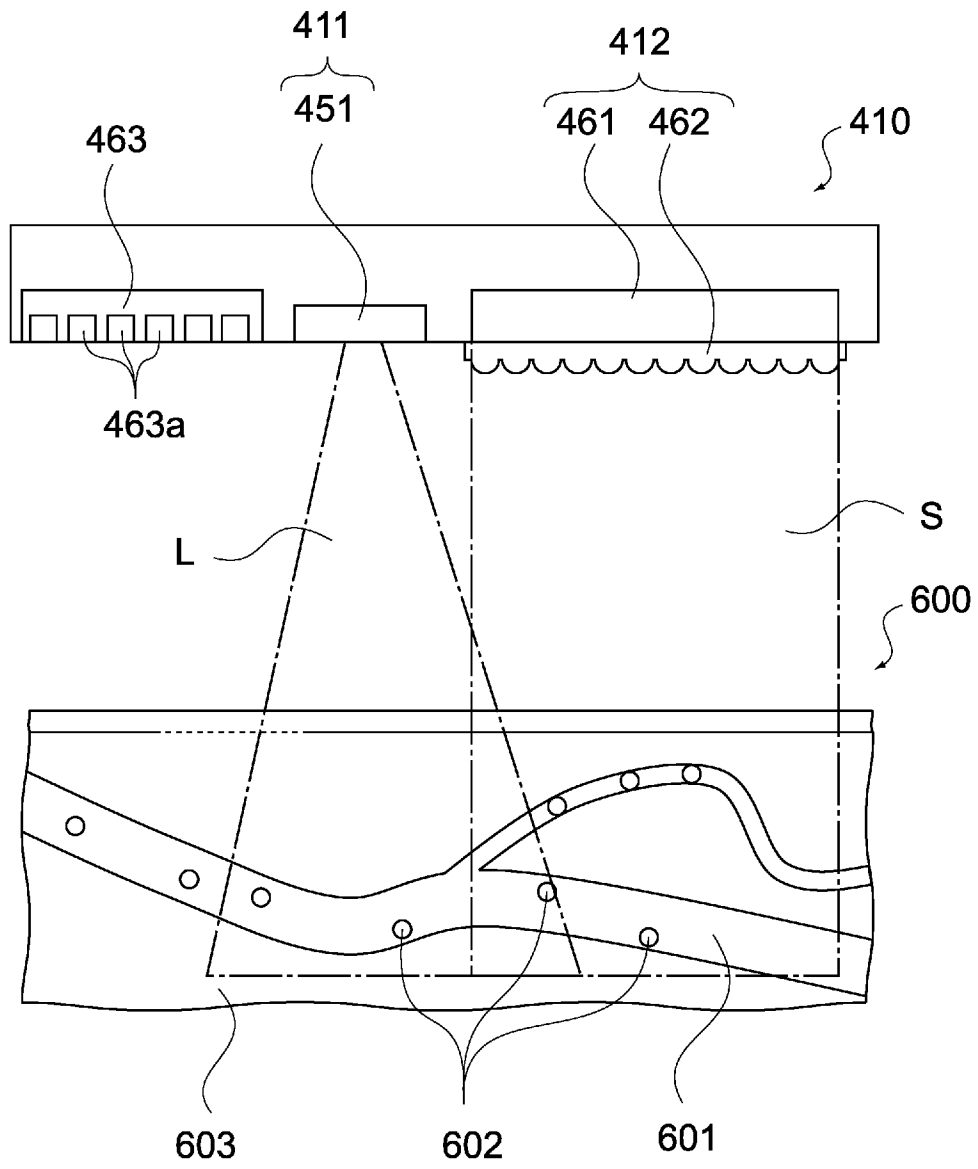
[図48]



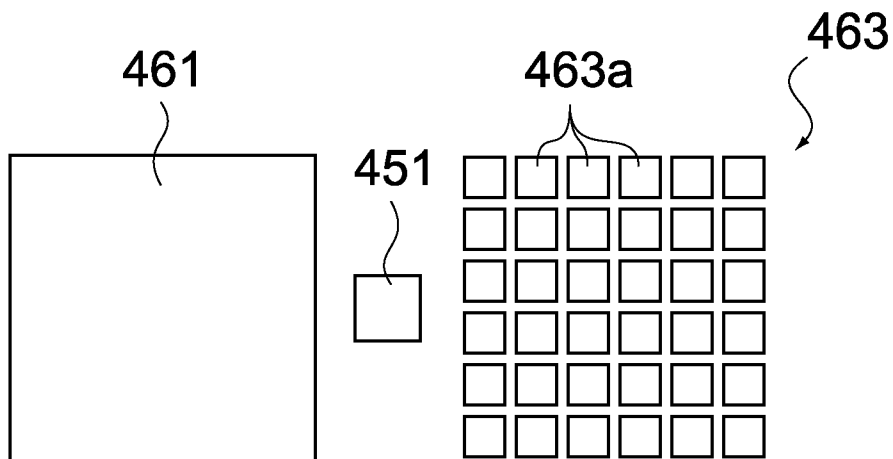
[図49]



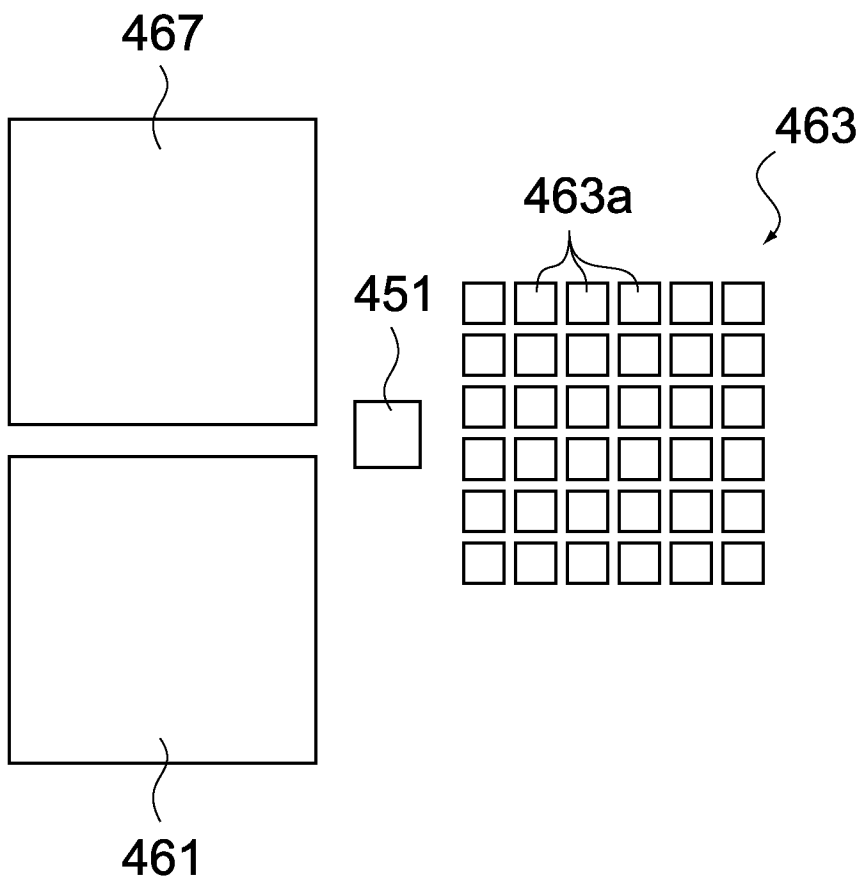
[図50]



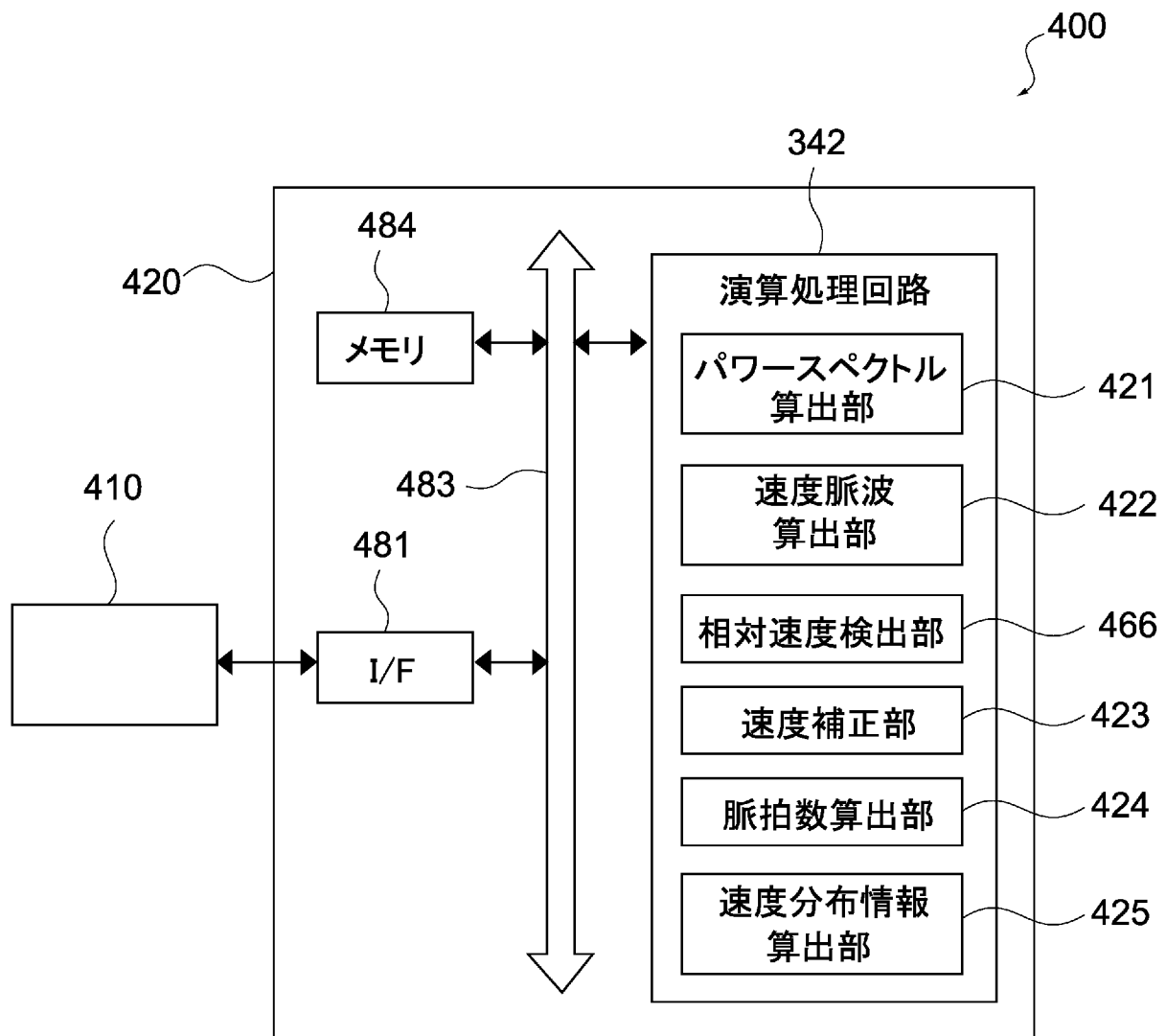
[図51]



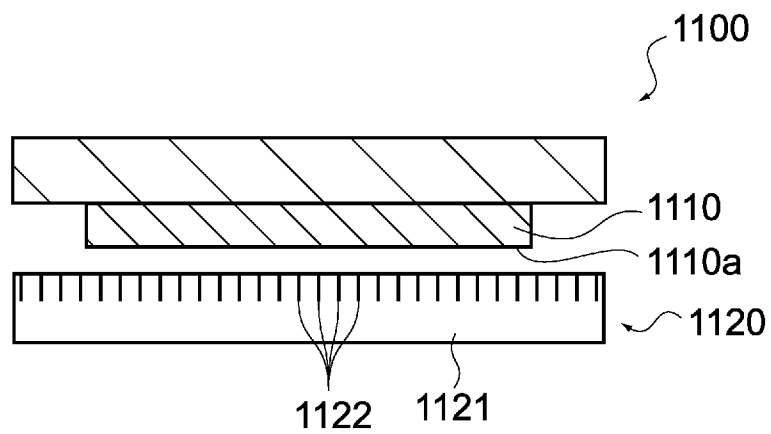
[図52]



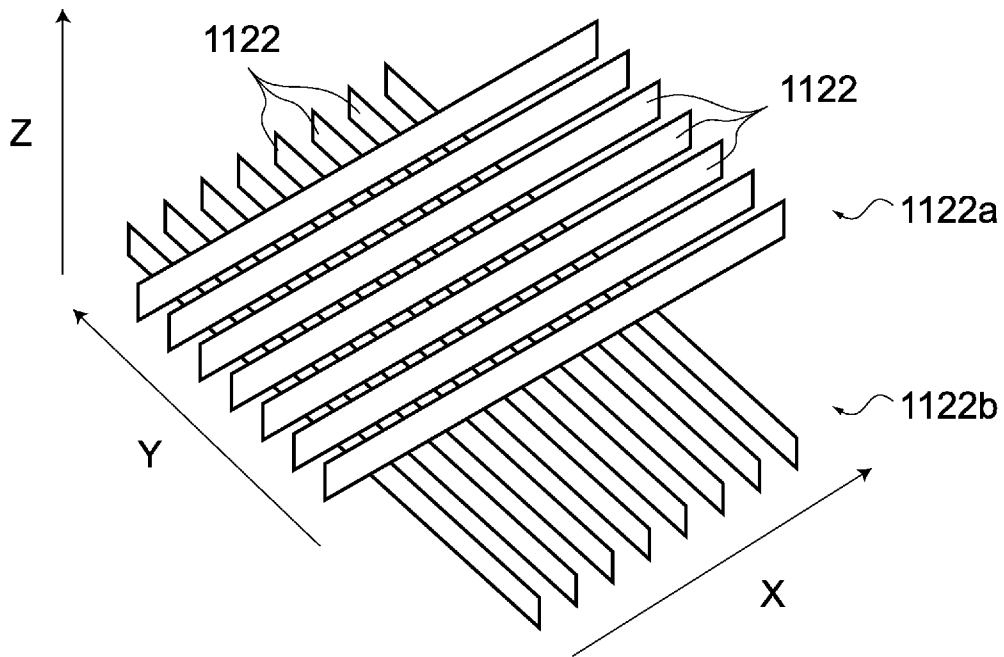
[図53]



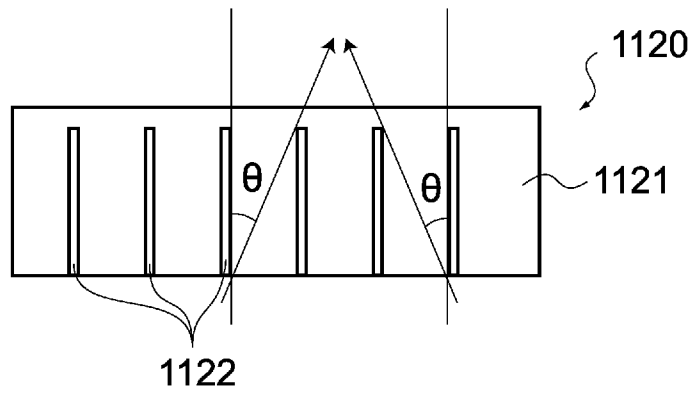
[図54]



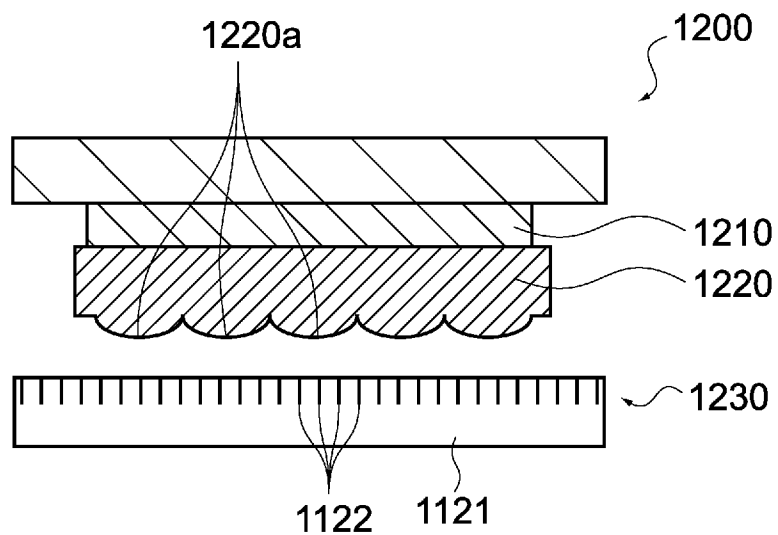
[図55]



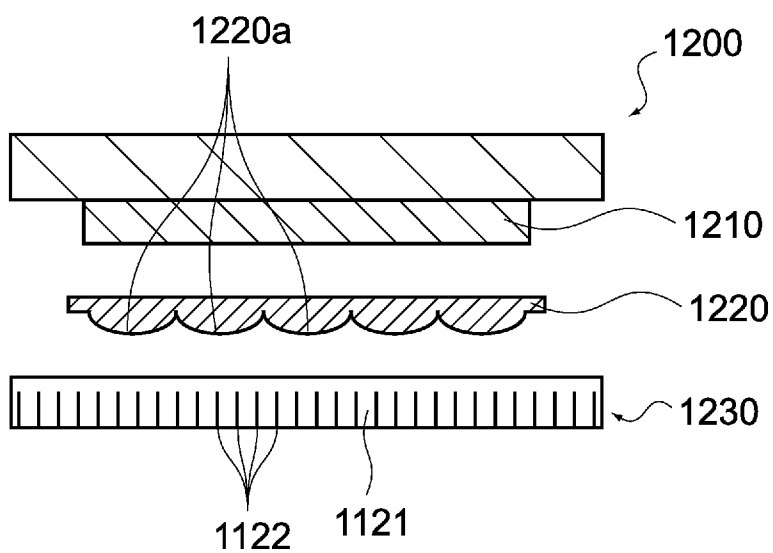
[図56]



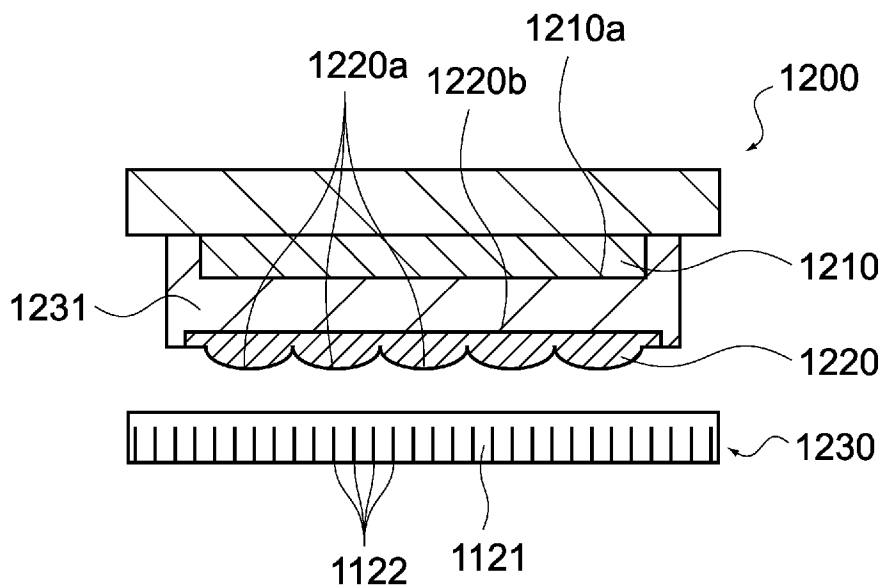
[図57]



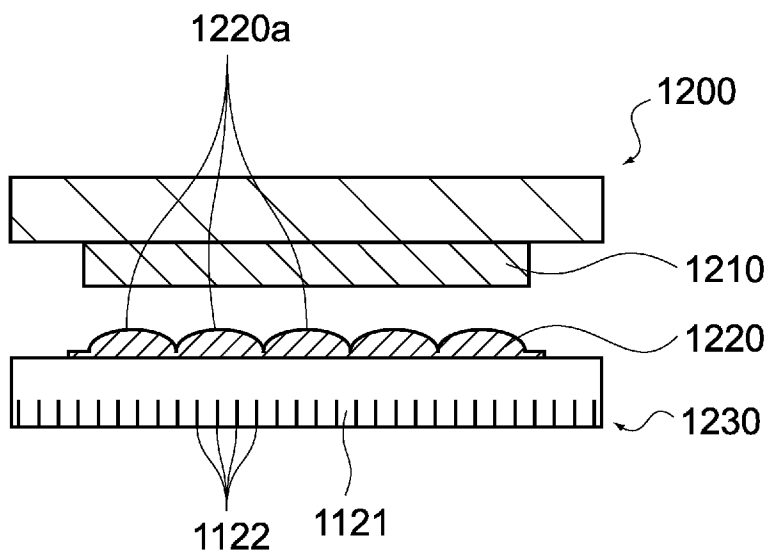
[図58]



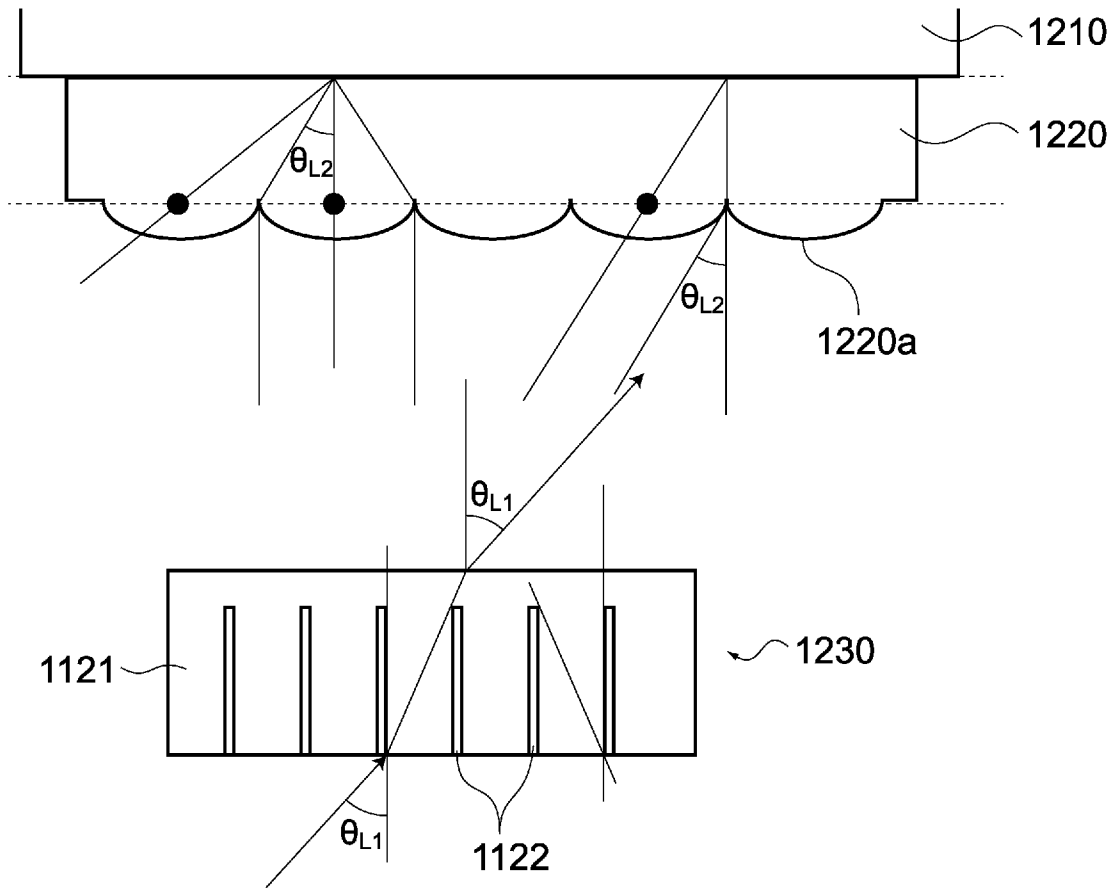
[図59]



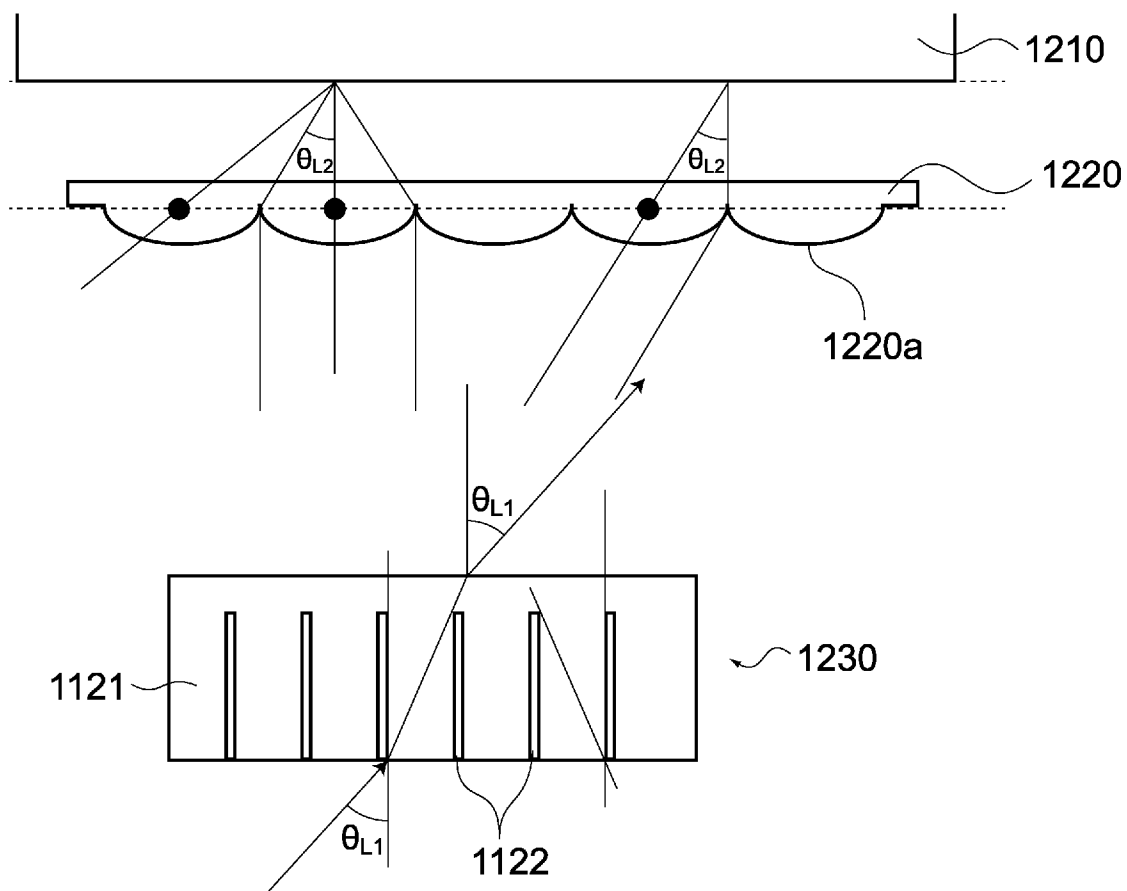
[図60]



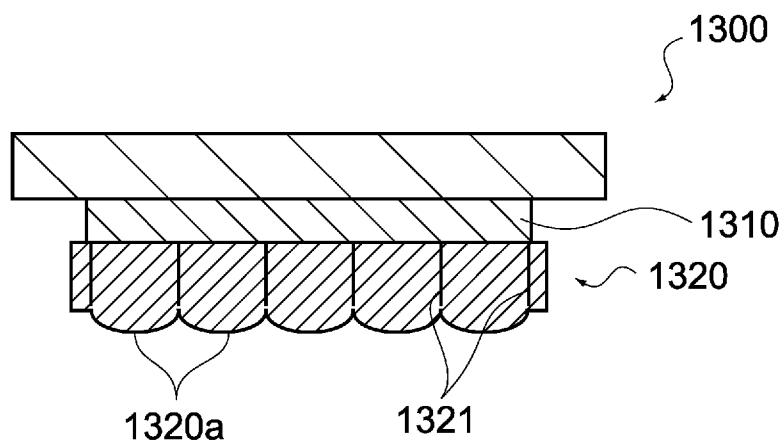
[図61]



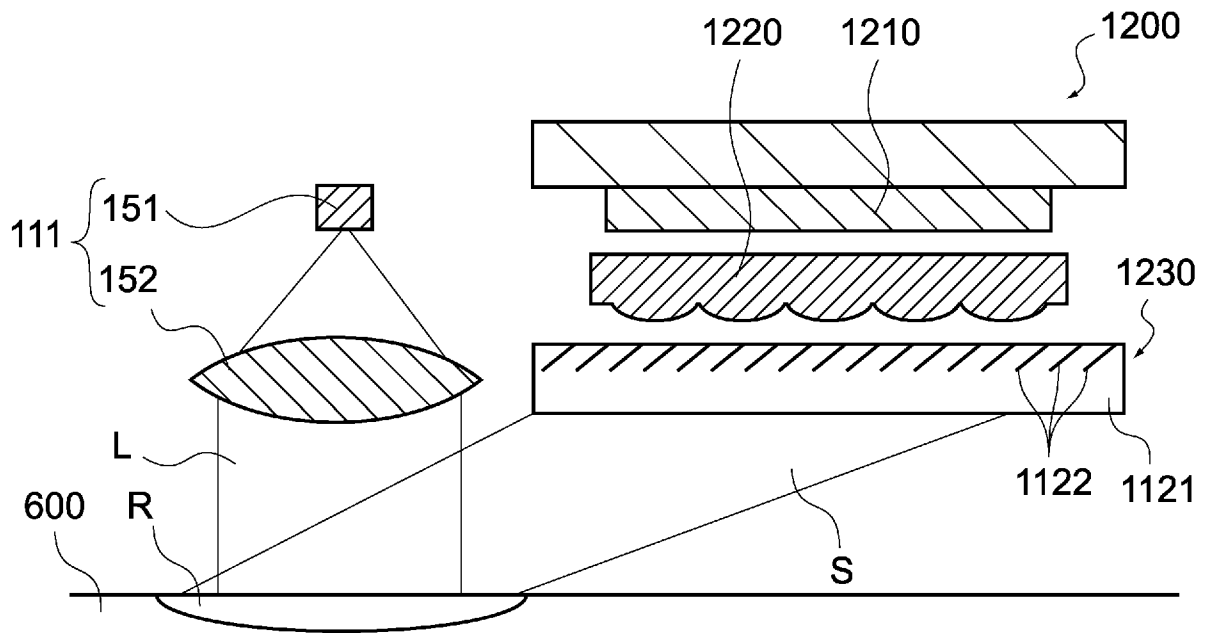
[図62]



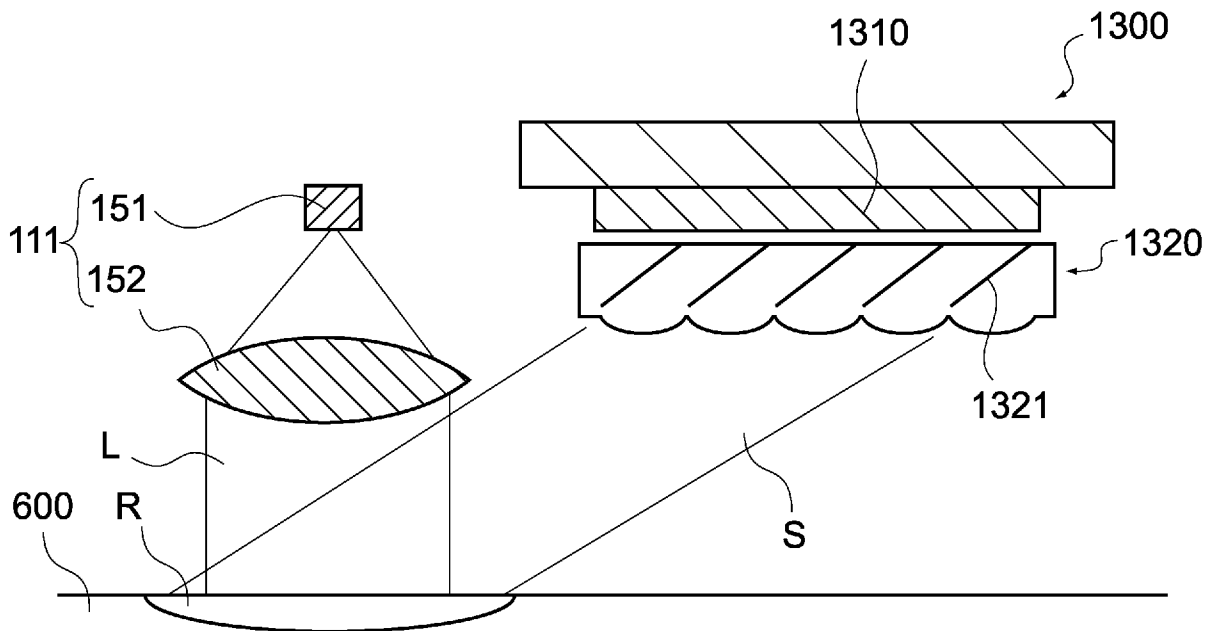
[図63]



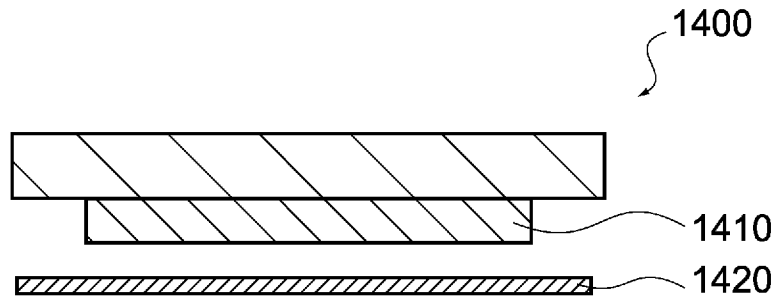
[図64]



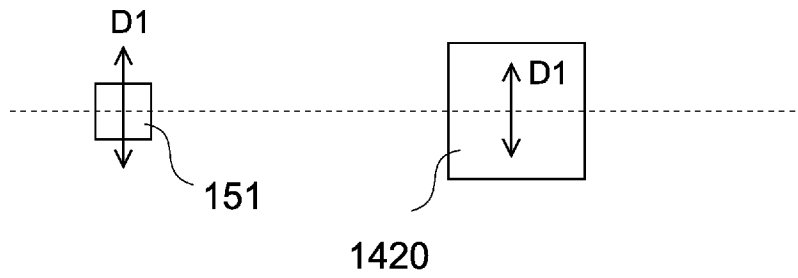
[図65]



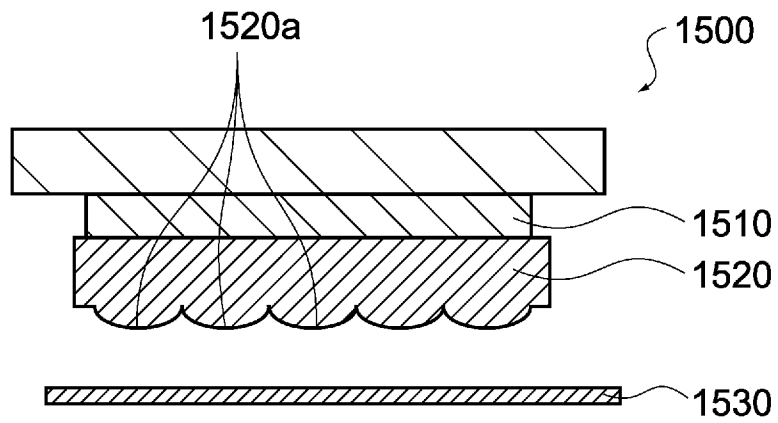
[図66]



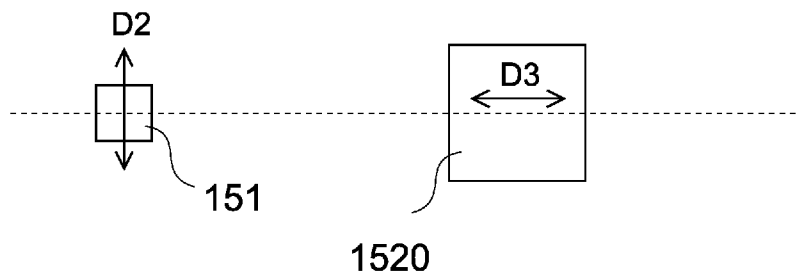
[図67]



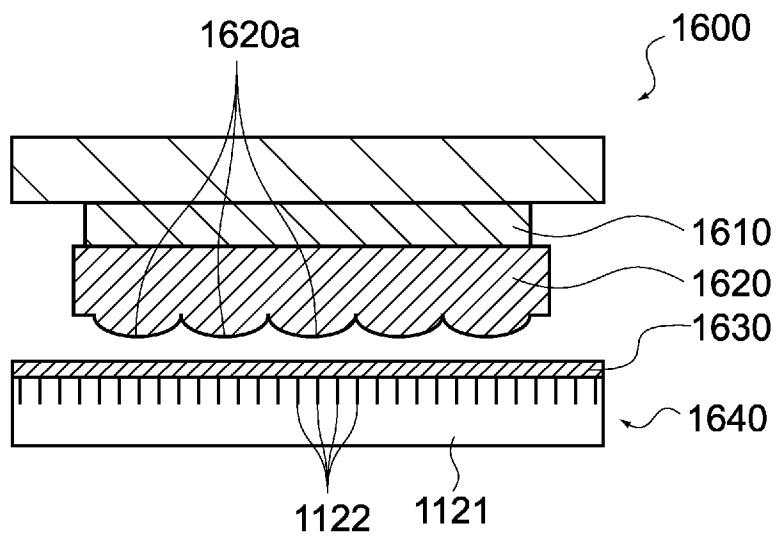
[図68]



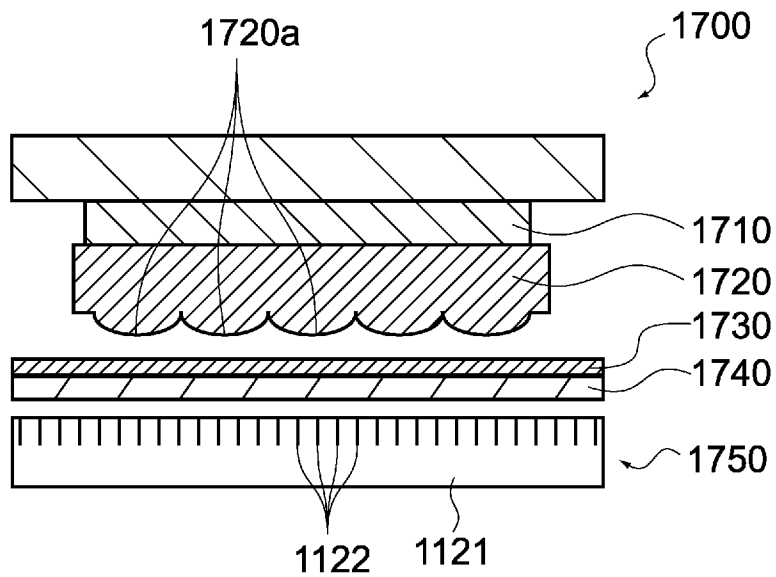
[図69]



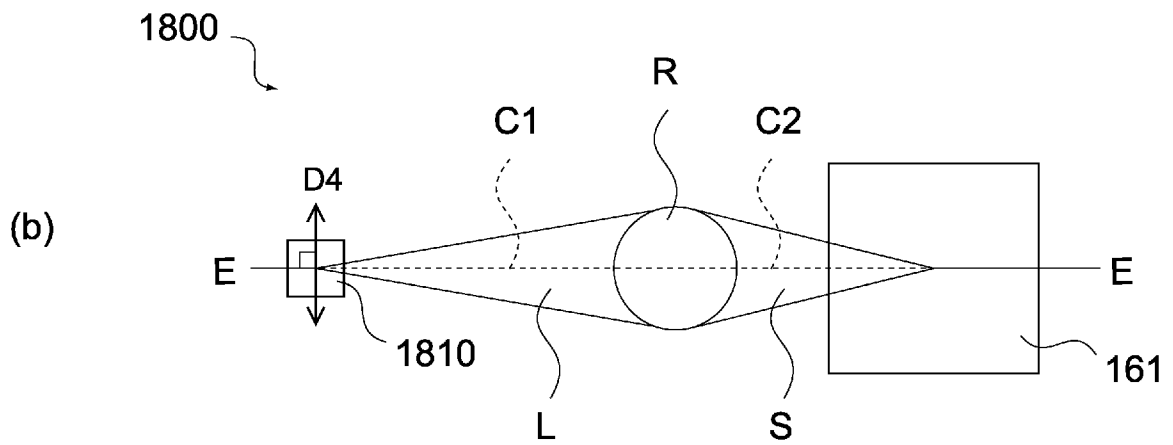
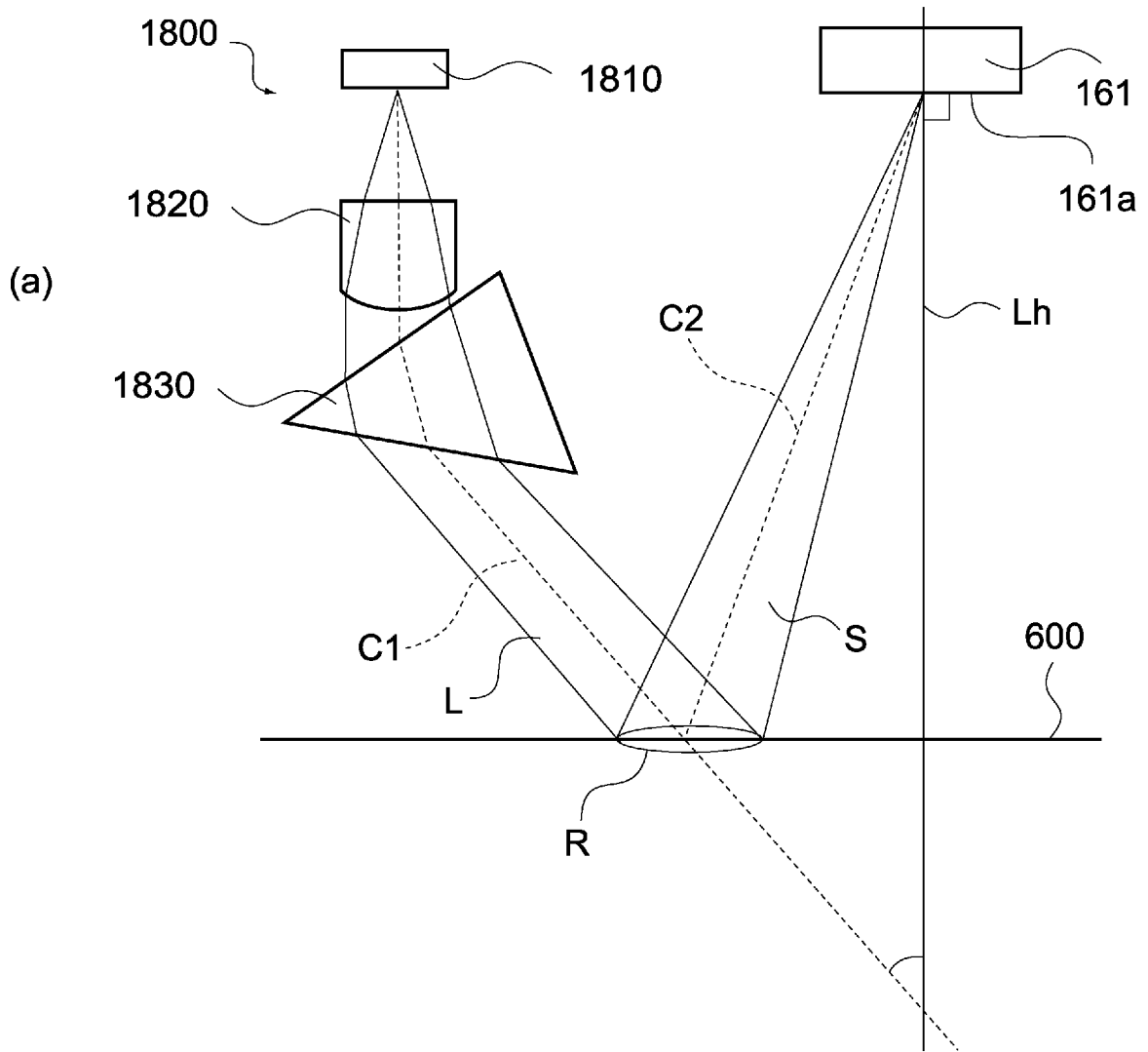
[図70]



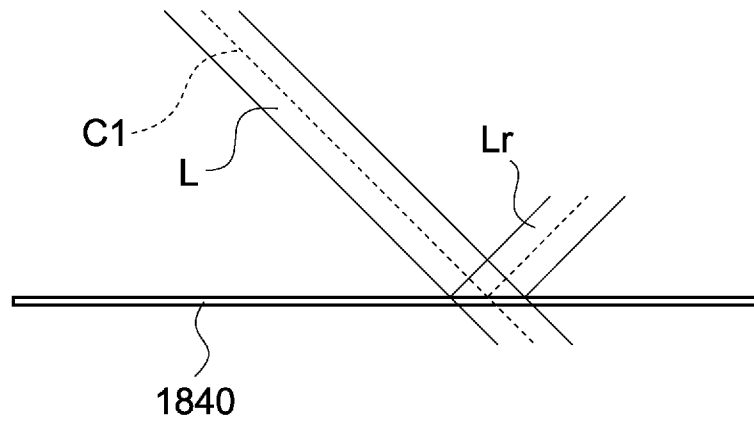
[図71]



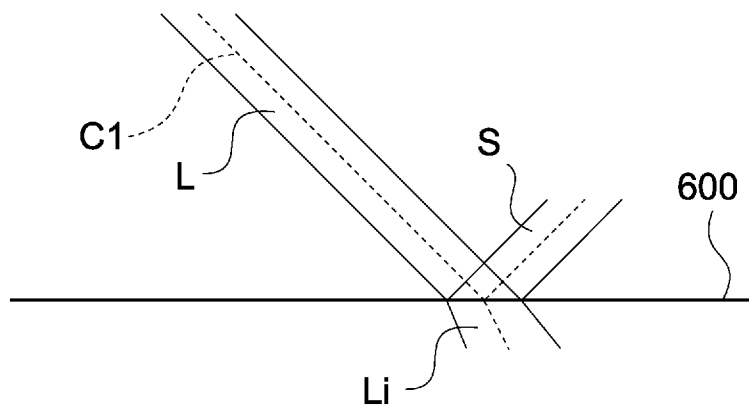
[図72]



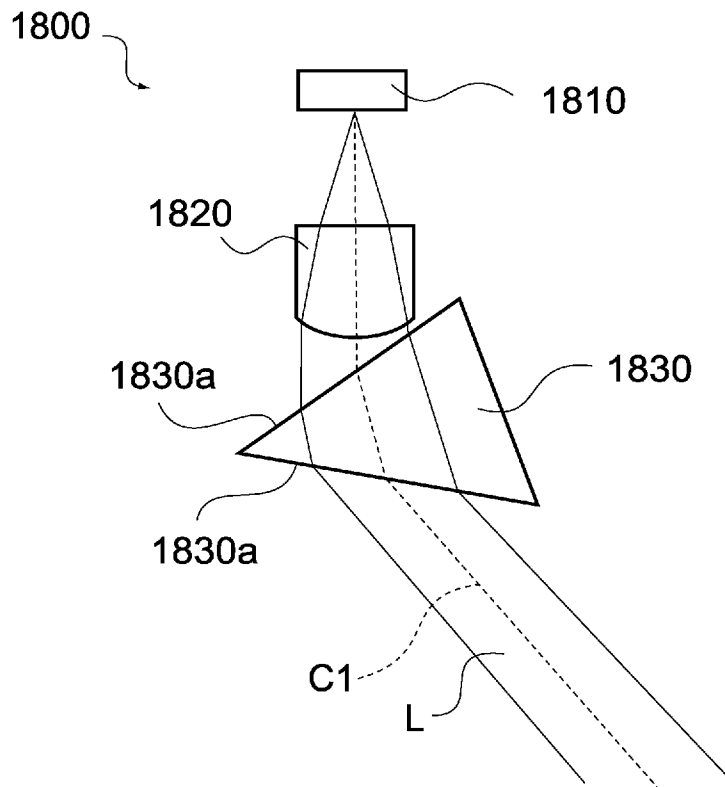
[図73]



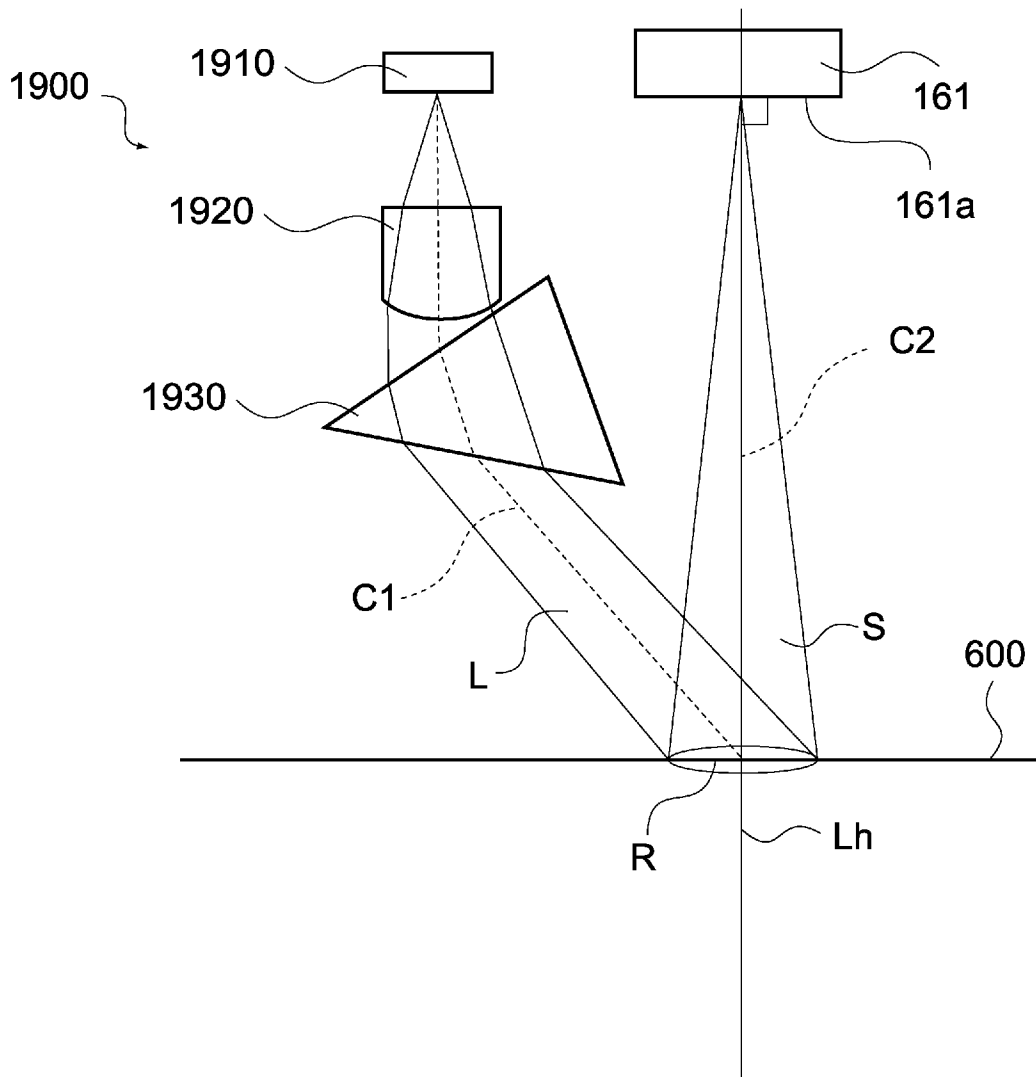
[図74]



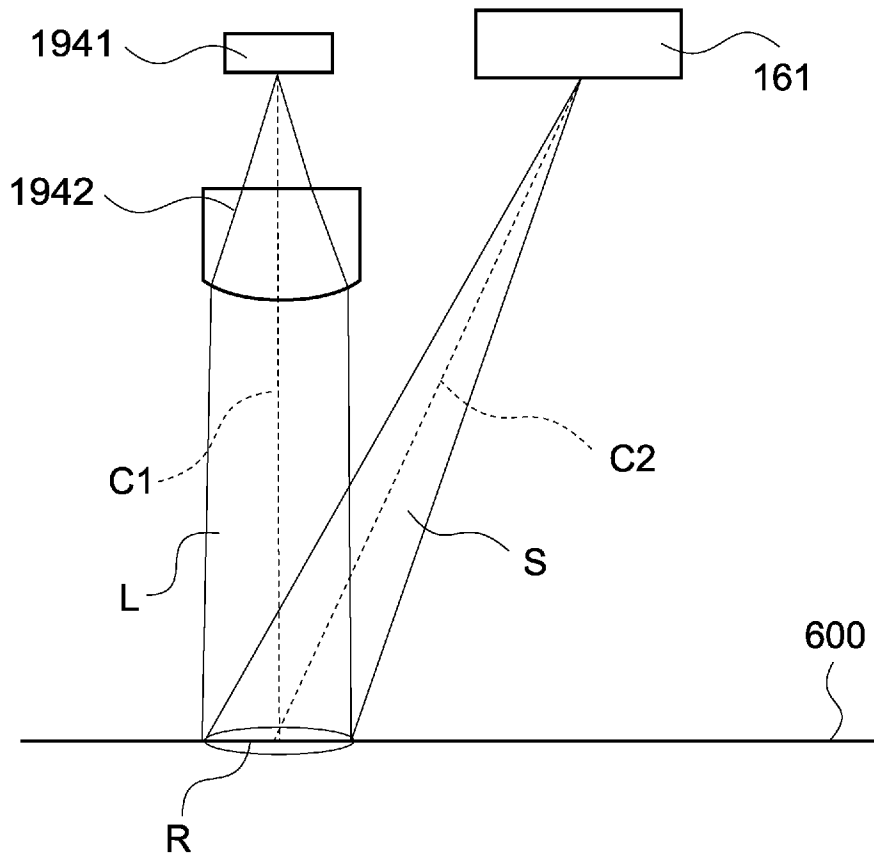
[図75]



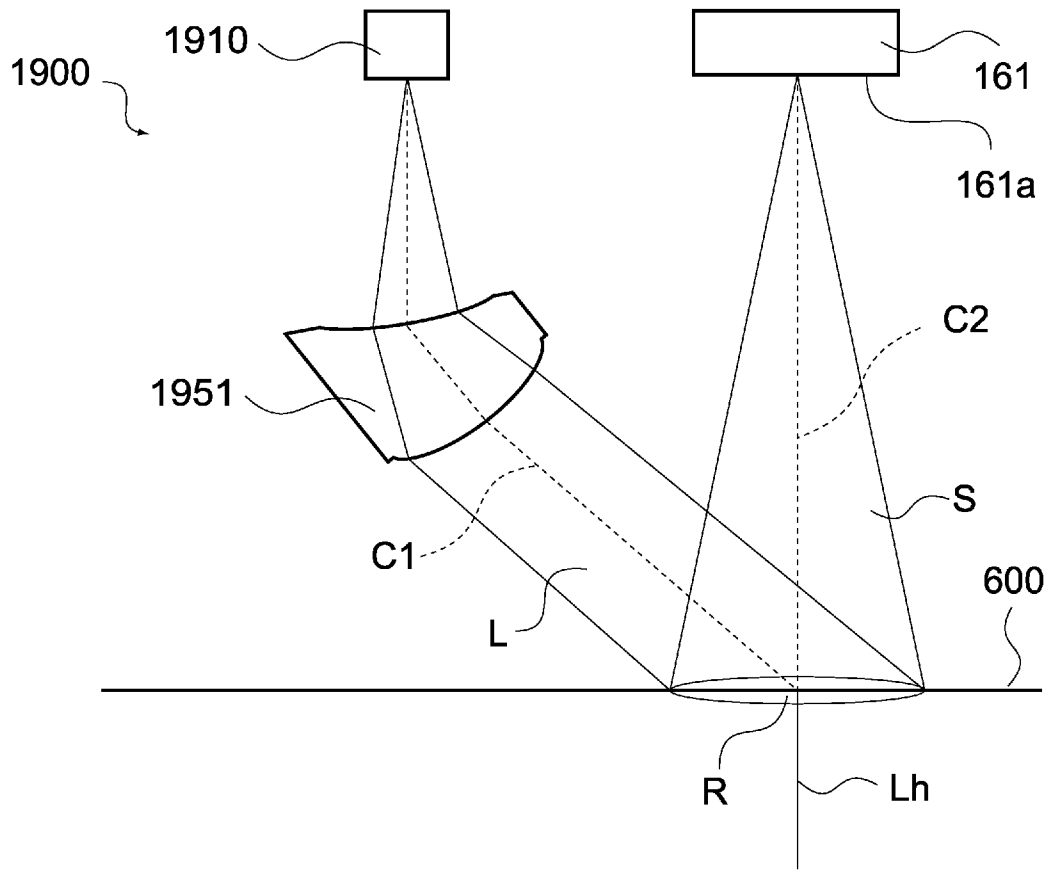
[図76]



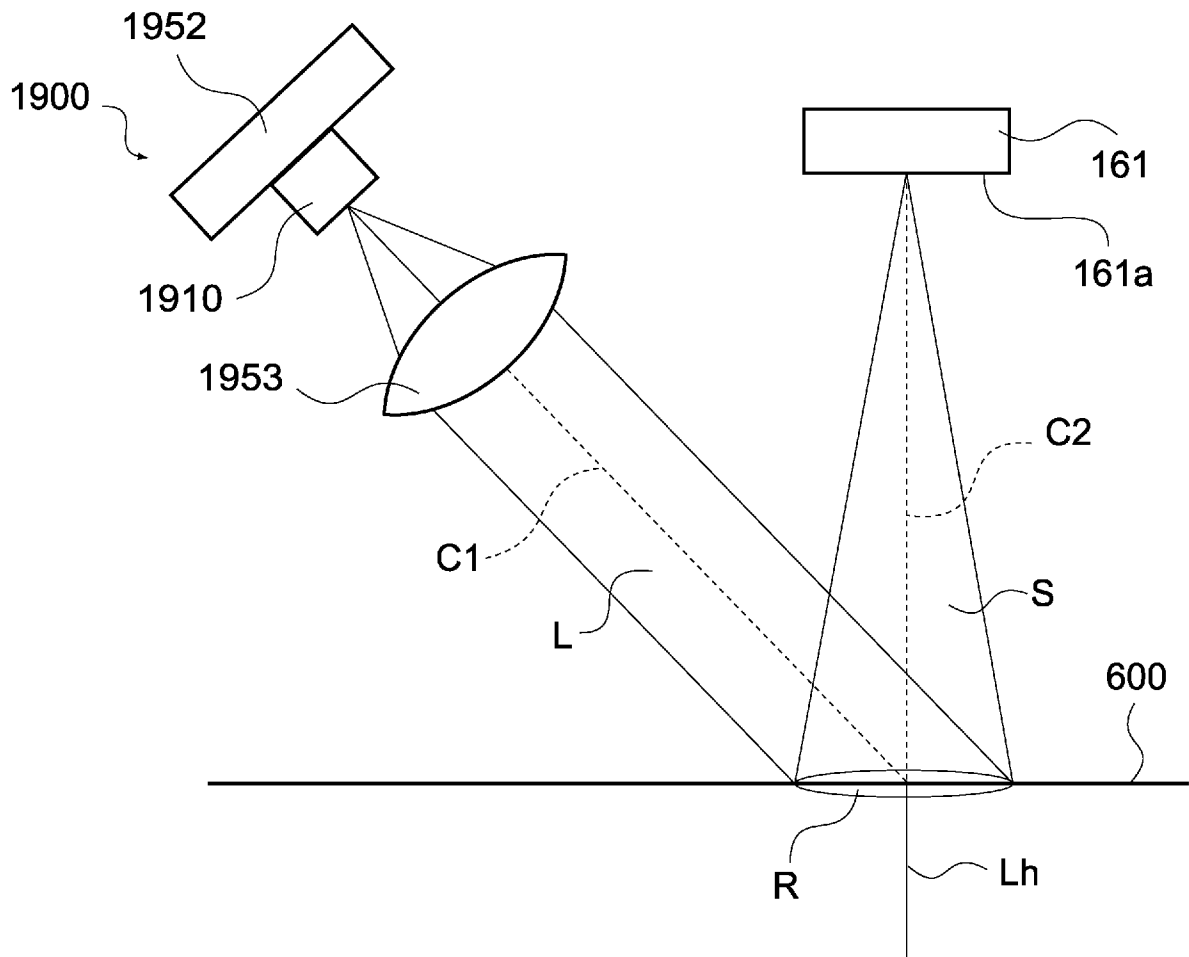
[図77]



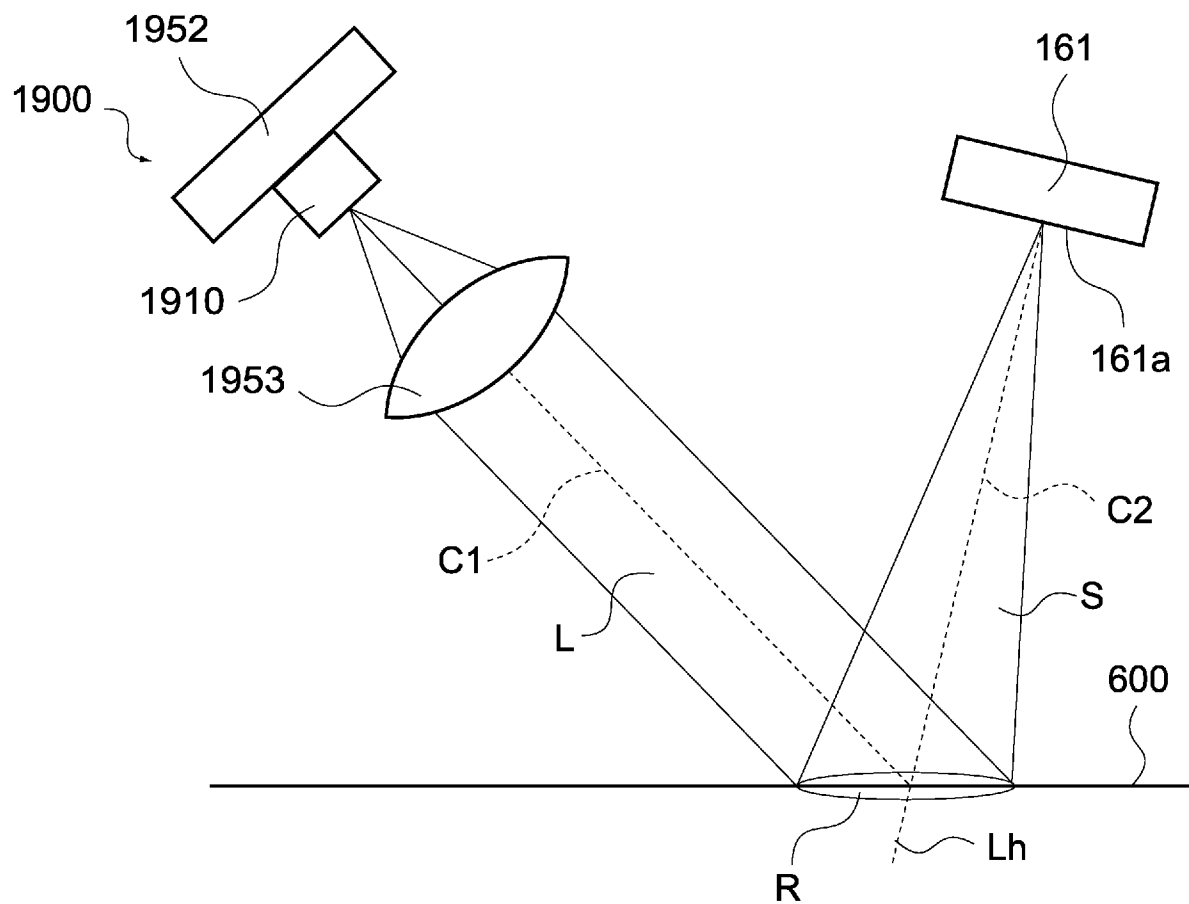
[図78]



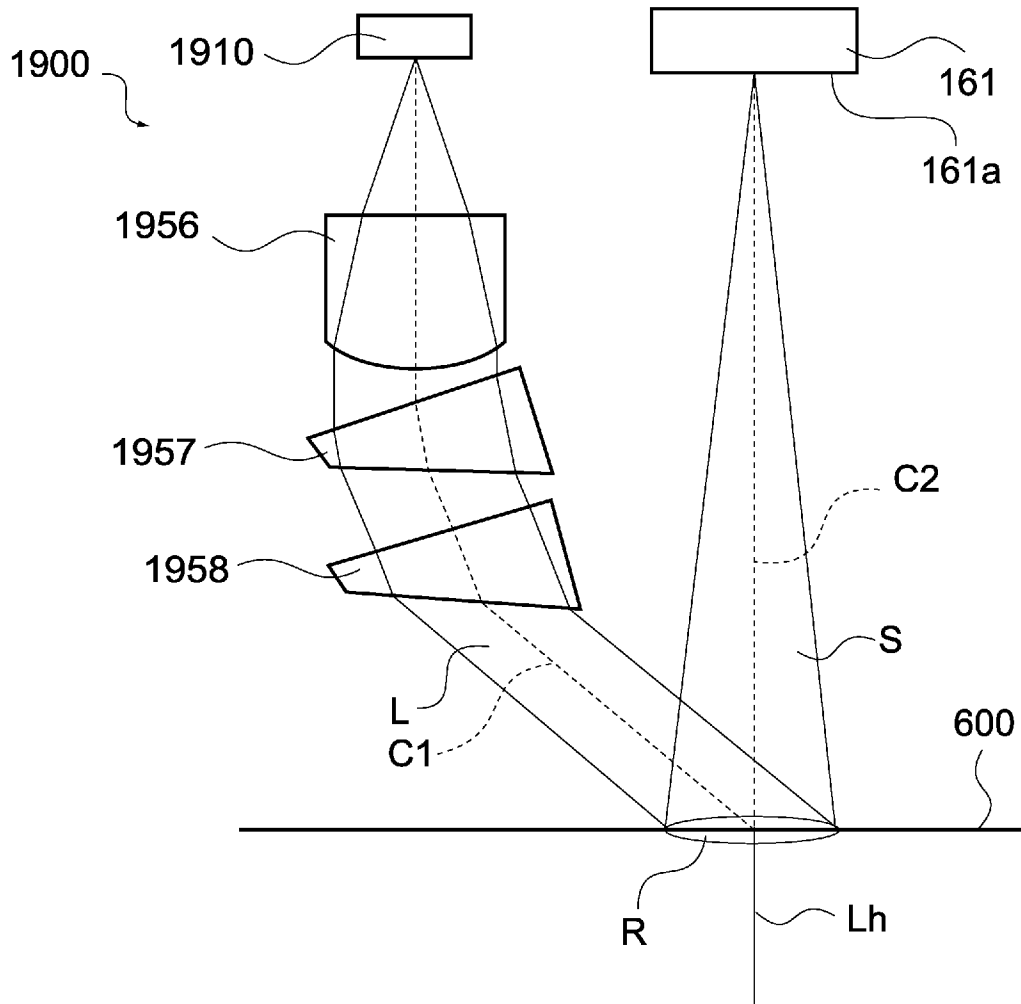
[図79]



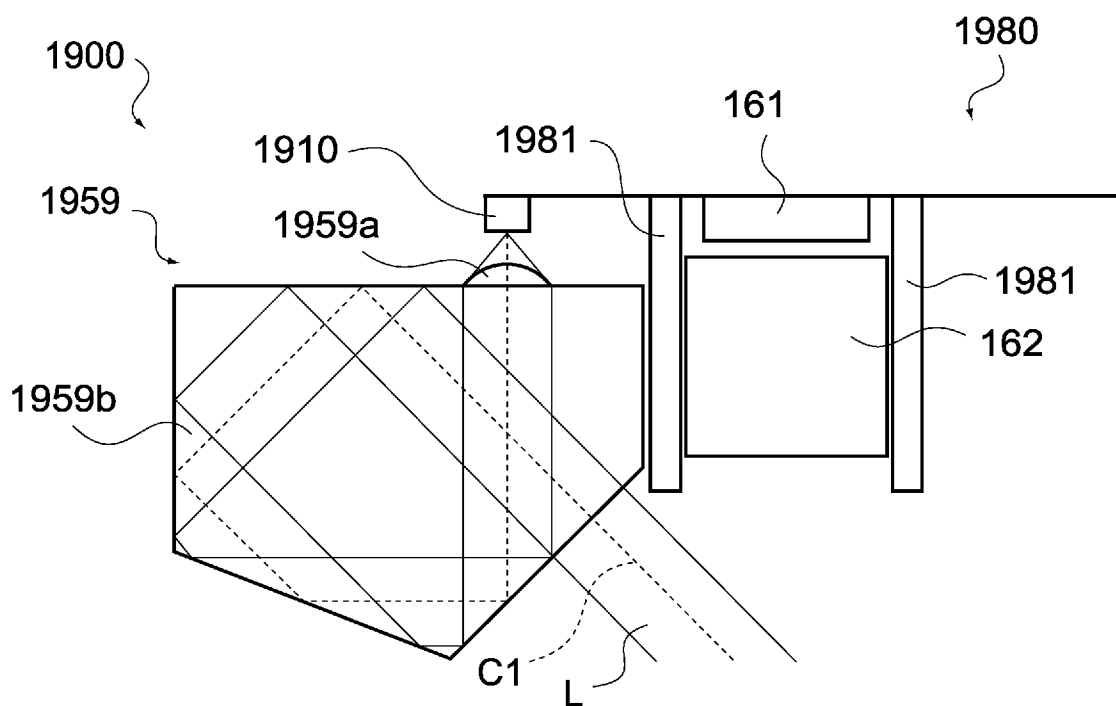
[図80]



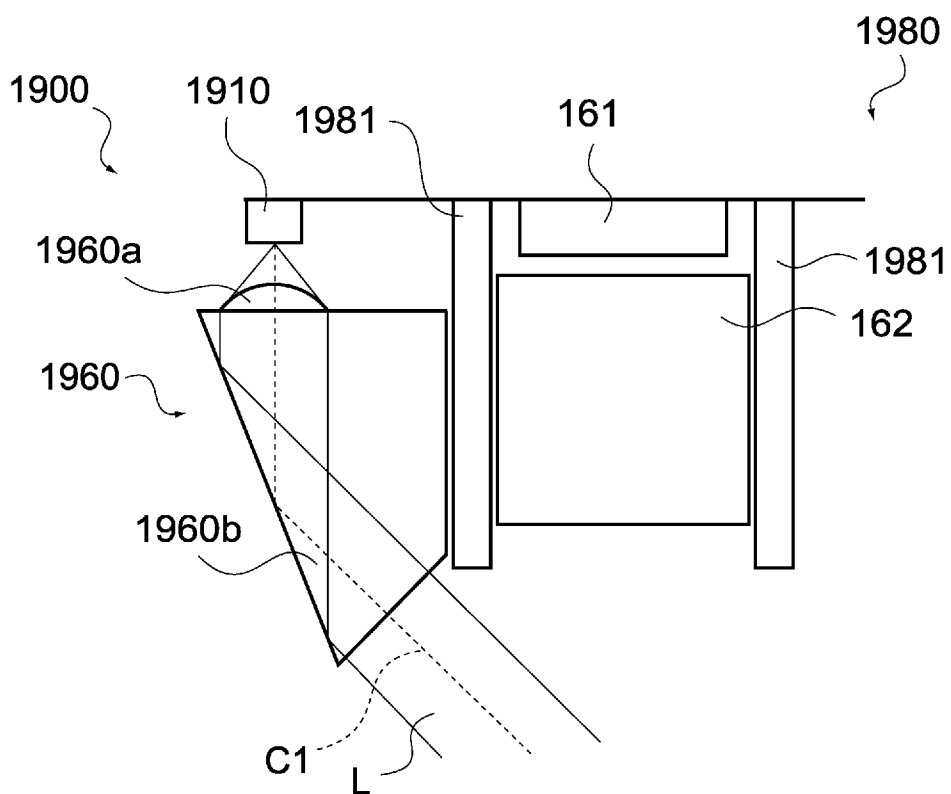
[図81]



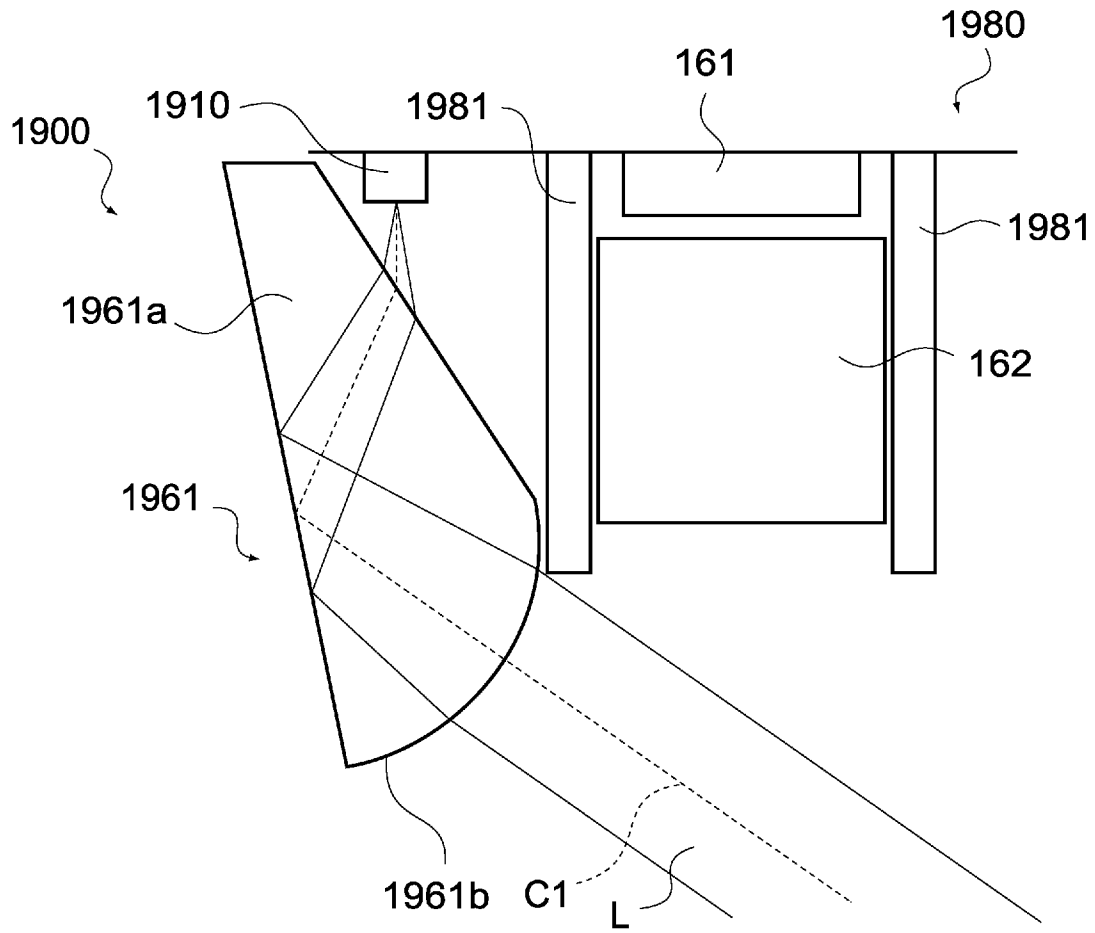
[図82]



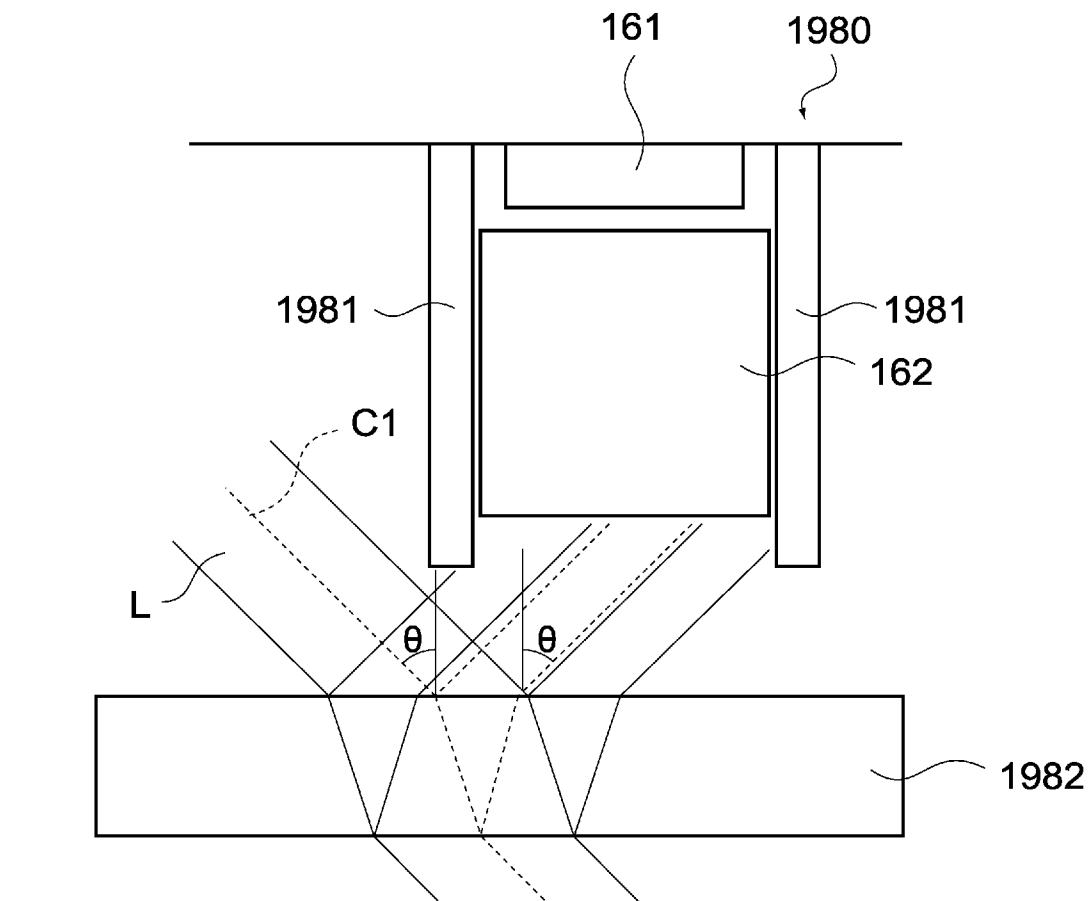
[図83]



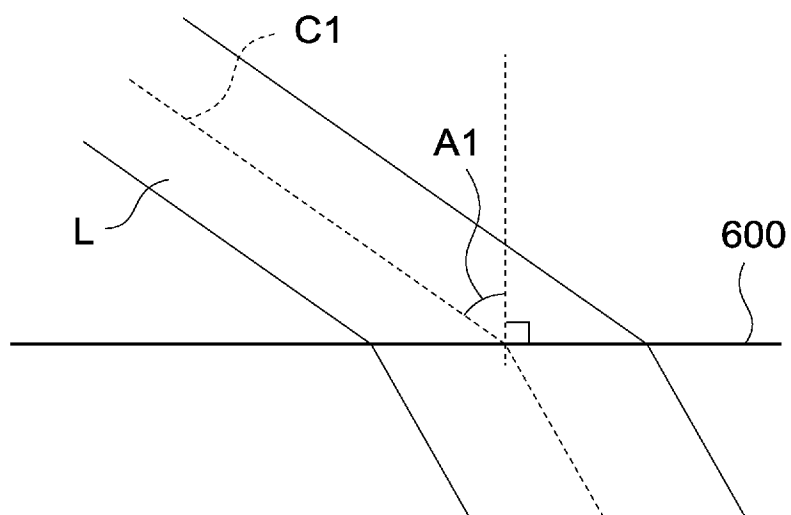
[図84]



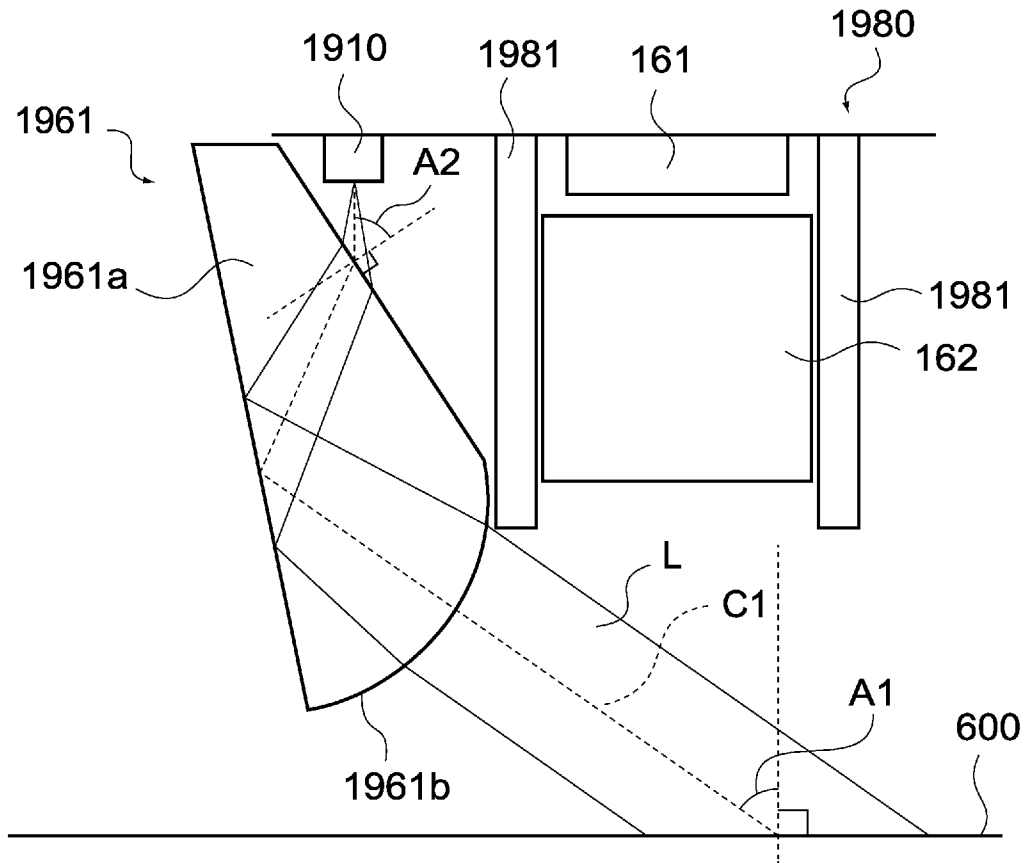
[図85]



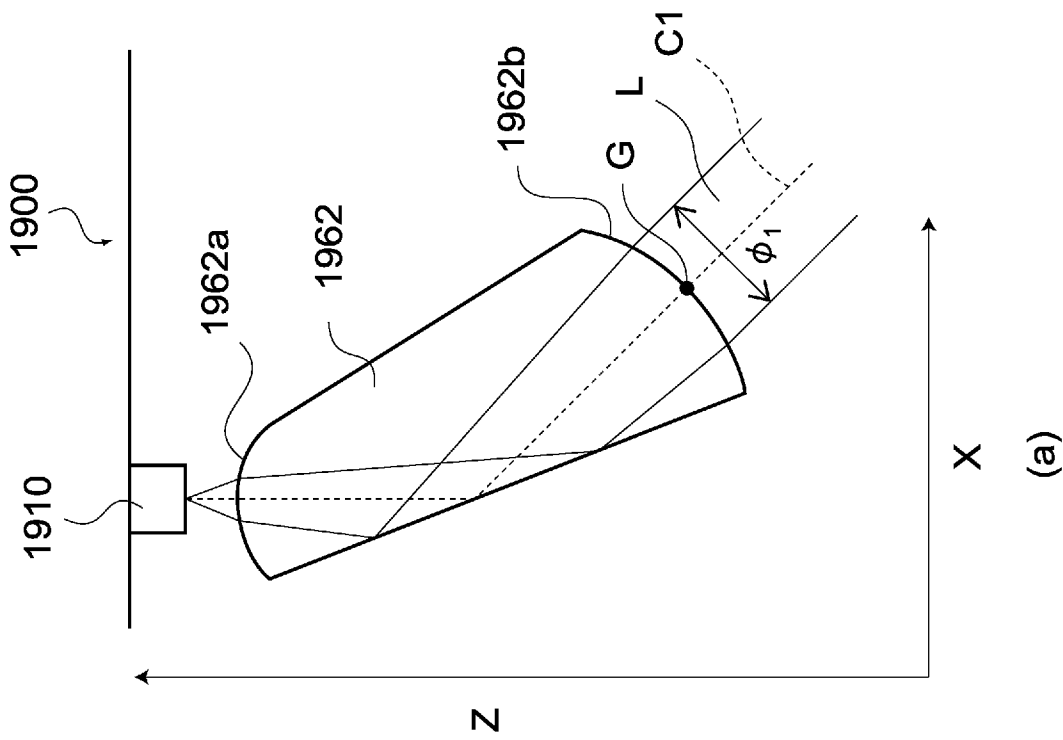
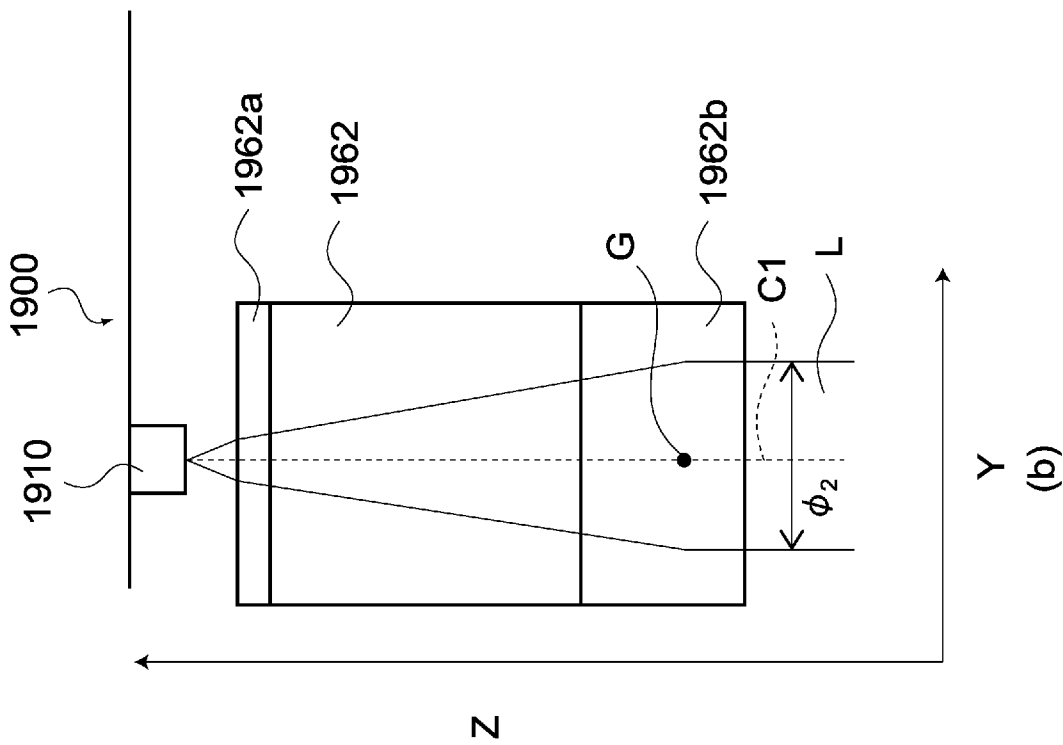
[図86]



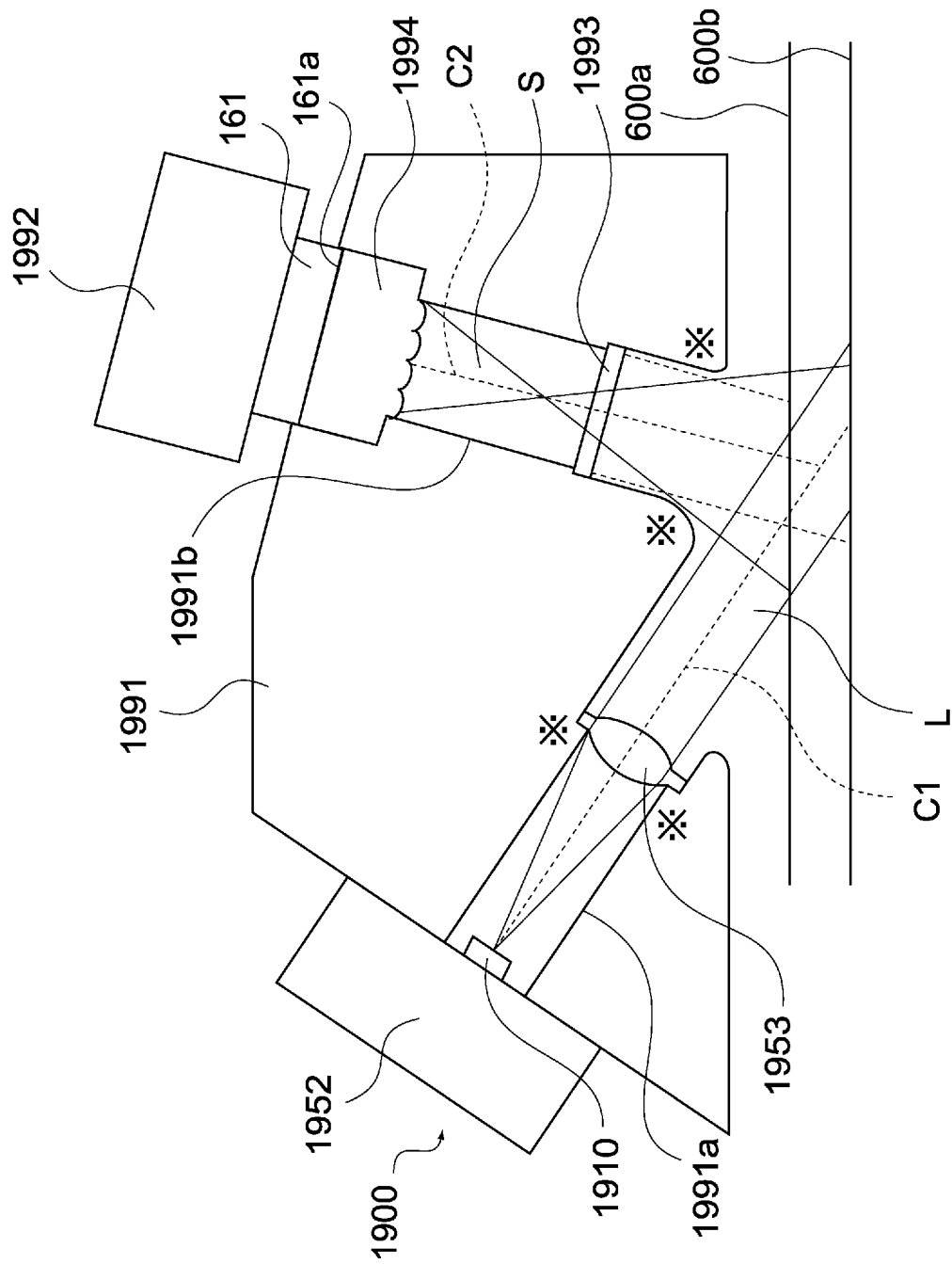
[図87]



[88]



[図89]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/015112

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int.Cl. G01P5/26(2006.01) i, A61B5/0245(2006.01) i, A61B5/026(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) Int.Cl. G01P5/00-5/26, A61B5/02-5/03, G01F1/00-9/02, G01S17/00-17/95		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan	1922-1996	
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2019	
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019	
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019	
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	US 2013/0222786 A1 (HANSON, Steen) 29 August 2013, paragraph [0165], fig. 21 & EP 2603811 A1 & WO 2012/019871 A1	1-6, 12, 14, 17 8-11, 15
Y	JP 11-337475 A (BIOPHOTONICS INFORMATION LABORATORIES LTD.) 10 December 1999, paragraph [0053] & EP 916938 A2 & US 6037579 A, column 6, lines 42-57	8-10
Y	JP 5-273225 A (KOWA CO., LTD.) 22 October 1993, paragraphs [0023]-[0024], fig. 1, 4 (Family: none)	11, 15
A	JP 2008-181220 A (RICOH CO., LTD.) 07 August 2008, entire text, all drawings (Family: none)	1-20
A	US 2017/0251926 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 07 September 2017, entire text, all drawings & KR 10-2017-0104361 A	1-20
A	WO 2006/051726 A1 (KYUSHU UNIVERSITY) 18 May 2006, entire text, all drawings & EP 1810613 A1 & JP 2006-130208 A & US 2008/0097172 A1	1-20
<input type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input type="checkbox"/>
		See patent family annex.
* Special categories of cited documents:		"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date		"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
"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)		"&" document member of the same patent family
"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		
Date of the actual completion of the international search 21 June 2019 (21.06.2019)	Date of mailing of the international search report 02 July 2019 (02.07.2019)	
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.	

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. G01P5/26(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/026(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. G01P5/00-5/26, A61B5/02-5/03, G01F1/00-9/02, G01S17/00-17/95

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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 Y	US 2013/0222786 A1 (HANSON, Steen) 2013.08.29, [0165], 図 21 & EP 2603811 A1 & WO 2012/019871 A1	1-6, 12, 14, 17 8-11, 15
Y	JP 11-337475 A (株式会社生体光情報研究所) 1999.12.10, [0053] & EP 916938 A2 & US 6037579 A, 6 欄 42-57 行	8-10
Y	JP 5-273225 A (興和株式会社) 1993.10.22, [0023]-[0024], 図 1, 4 (ファミリーなし)	11, 15

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 21.06.2019	国際調査報告の発送日 02.07.2019
--------------------------	--------------------------

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) 岡田 卓弥 電話番号 03-3581-1101 内線 3216	2 F	9206
--	--	-----	------

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
A	JP 2008-181220 A (株式会社リコー) 2008.08.07, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-20
A	US 2017/0251926 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 2017.09.07, 全文, 全図 & KR 10-2017-0104361 A	1-20
A	WO 2006/051726 A1 (国立大学法人九州大学) 2006.05.18, 全文, 全図 & EP 1810613 A1 & JP 2006-130208 A & US 2008/0097172 A1	1-20