

(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
2017年3月9日(09.03.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/037873 A1

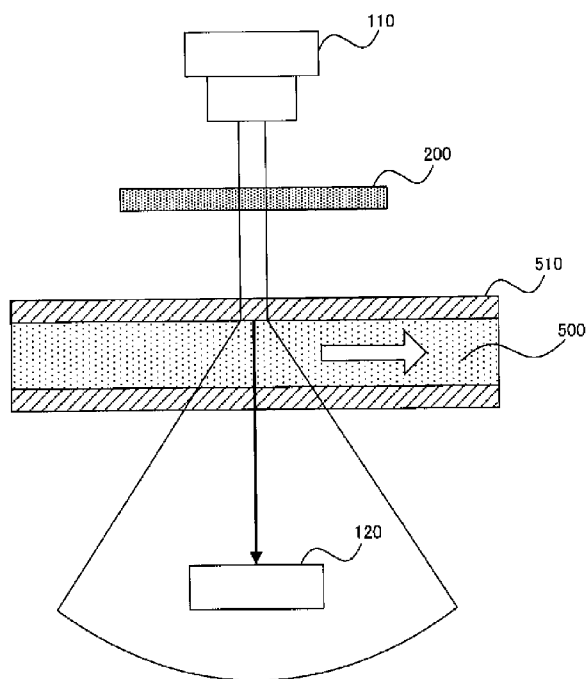
- (51) 国際特許分類:
G01N 21/59 (2006.01) G01N 21/35 (2014.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/074862
- (22) 国際出願日: 2015年9月1日(01.09.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: パイオニア株式会社(PIONEER CORPORATION) [JP/JP]; 〒1130021 東京都文京区本駒込二丁目28番8号 Tokyo (JP). 日機装株式会社(NIKKISO COMPANY LIMITED) [JP/JP]; 〒1506022 東京都渋谷区恵比寿4丁目20番3号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 菊池 育也(KIKUCHI, Ikuya); 〒2120031 神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイオニア株式会社内 Kanagawa (JP). 伊藤 敦也(ITO, Atsuya); 〒2120031 神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイオニア株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 江上 達夫, 外(EGAMI, Tatsuo et al.); 〒1040031 東京都中央区京橋一丁目16番10号 オークビル京橋3階 東京セントラル特許事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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.
- (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, DE, DK, EE,

[続葉有]

(54) Title: MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 測定装置

[図1]



(57) Abstract: This measurement device comprises: a laser light source (110) that emits a laser light toward an object (500) to be measured; an optical element (200) that is positioned in the light path of the laser light and exhibits wavelength-dependent transmittance such that the transmittance varies according to the wavelength of the laser light; and a detection unit (120) that detects the laser light transmitted through or reflected off the object to be measured and the optical element. The wavelength dependence of the transmittance of the optical element is set so that, within the range of wavelengths of the laser light, the combined wavelength dependence of the transmittance of the optical unit and the object to be measured is smaller than the wavelength dependence of the transmittance of the object to be measured. As a result, discrepancies in the measurement results caused by fluctuations of the laser light wavelength can be minimized.

(57) 要約: 測定装置は、被測定対象(500)に向けてレーザ光を発するレーザ光源(110)と、レーザ光の光路上に配置されており、レーザ光の波長に応じて透過率が変化する透過率波長依存性を有する光学素子(200)と、被測定対象及び光学素子において透過又は反射されたレーザ光を検出する検出部(120)とを備える。光学素子の透過率波長依存性は、レーザ光の波長範囲において、光学素子及び被測定対象を合わせた透過率波長依存性よりも小さくするように設定されている。これにより、レーザ光の波長変動に起因する測定結果のずれを抑制することができる。

WO 2017/037873 A1

ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, — 國際調查報告 (條約第 21 條(3))
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、レーザ光を利用して被測定対象情報に関する情報を取得する測定装置の技術分野に関する。

背景技術

[0002] この種の装置として、例えば被測定対象に光を照射すると共に、透過又は反射された光を検出して被測定対象に関する情報を取得する装置が知られている。例えば特許文献1では、血液に対して光を照射して、その透過光量から血中濃度を測定するという装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開平11-226119号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、血液は、光の波長に依存して透過量が増加する透過量波長依存性を有している。このため、仮に照射する光の波長が増加すると透過光量も増加することになる。よって、透過光量から血中濃度を測定する特許文献1のような技術では、照射する光の波長が増加してしまうと、正確な血中濃度を測定することができなくなるという技術的問題点が生ずる。

[0005] なお、波長が増加しない光源を利用すれば透過光量の変化も抑制できるが、その場合にはコストが増加してしまう等の新たな技術的問題点が生じ得る。

[0006] 本発明が解決しようとする課題には上記のようなものが一例として挙げられる。本発明は、レーザ光を利用した測定を好適に実現可能な測定装置を提供することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上記課題を解決するための測定装置は、被測定対象に向けてレーザ光を発するレーザ光源と、前記レーザ光の光路上に配置されており、前記レーザ光の波長に応じて透過率が変化する透過率波長依存性を有する光学素子と、前記被測定対象及び前記光学素子において透過又は反射された前記レーザ光を検出する検出部とを備え、前記光学素子の前記透過率波長依存性は、前記レーザ光の波長範囲において、前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率波長依存性が、前記被測定対象の前記透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている。

図面の簡単な説明

- [0008] [図1]実施例に係る測定装置の全体構成を示す概略構成図である。
[図2]第1変形例に係る測定装置の全体構成を示す概略構成図である。
[図3]第2変形例に係る測定装置の全体構成を示す概略構成図である。
[図4]第3変形例に係る測定装置の全体構成を示す概略構成図である。
[図5]血液の吸光度の波長依存性を示すグラフである。
[図6]光学素子の透過率波長依存性を示すグラフ（その1）である。
[図7]水溶加工油剤の波長依存性を示すグラフである。
[図8]光学素子の透過率波長依存性を示すグラフ（その2）である。
[図9]規格化した透過光量の波長依存性を示すグラフである。
[図10]検出器の検出感度の波長依存性を示すグラフである。
[図11]合成透過光率及び検出器の検出感度の波長依存性を示すグラフである。
。
[図12]規格化した検出光量の波長依存性を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0009] <1>

本実施形態に係る測定装置は、被測定対象に向けてレーザ光を発するレーザ光源と、前記レーザ光の光路上に配置されており、前記レーザ光の波長に応じて透過率が変化する透過率波長依存性を有する光学素子と、前記被測定対象及び前記光学素子において透過又は反射された前記レーザ光を検出する

検出部とを備え、前記光学素子の前記透過率波長依存性は、前記レーザ光の波長範囲において、前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率波長依存性が、前記被測定対象の前記透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている。

[0010] 本実施形態に係る測定装置の動作時には、レーザ光源から被測定対象に向けてレーザ光が照射される。なお、レーザ光源の具体例としては、ファブリペロー型（F P）レーザ光源や分布帰還型（D F B）レーザ光源等が挙げられるが、本実施形態では光源のタイプが特に限定される訳ではない。また、被測定対象としては、例えば血液等が挙げられるが、生体に関するものに限られる訳ではなく、また気体、液体、固体の別も問わない。

[0011] レーザ光源から照射されたレーザ光は、被測定対象において透過又は反射された後に、検出部において検出される。検出部は、例えばフォトダイオードとして構成されており、レーザ光の強度を検出可能に構成されている。ここで、被測定対象において透過又は反射されたレーザ光は、被測定対象の透過率又は反射率に応じて強度が変化している。よって、検出部において検出されたレーザ光の強度を利用すれば、被測定対象に関する情報（例えば、濃度等）を取得することができる。

[0012] 本実施形態では特に、レーザ光の光路上に光学素子が配置されている。このため、レーザ光源から照射されたレーザ光は、被測定対象及び光学素子を經由して、検出部に入射されることになる。なお、光学素子は、レーザ光源と被測定対象との間に配置されてもよいし、被測定対象と検出部との間に配置されてもよい。また、レーザ光の光路上には、複数の光学素子が配置されていても構わない。

[0013] 上述した光学素子は、レーザ光の波長に応じて透過率が変化する透過率波長依存性を有している。そして特に、光学素子の透過率波長依存性は、レーザ光の波長範囲において、光学素子及び被測定対象を合わせた透過率波長依存性が、被測定対象の透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている。即ち、光学素子は、被測定対象の透過率波長依存性を少なくとも部分

的に相殺するような透過率波長依存性を有している。なお、ここでの「透過率波長依存性」は、光学素子（又は被測定対象）に入射したレーザ光の強度と出射するレーザ光の強度との比が、波長に応じてどの程度変化するかを示す値であり、レーザ光の波長に応じて反射率が変化する反射率波長依存性も含む概念である。

[0014] 被測定対象が透過率波長依存性を有している場合、レーザ光源から照射されるレーザ光の波長が変動してしまうと、被測定対象から出射されるレーザ光の強度に変化が生ずる。また、レーザ光源の個体差によって出射されるレーザ光の波長に違いが生じるような場合、同種のレーザ光源を使用した場合でも、波長の違いに起因して被測定対象から出射されるレーザ光の強度に変化が生ずる。よって、仮に光学素子が設けられていないとすると、検出部において検出されるレーザ光の強度が波長に応じて変動することになる。即ち、同一の被測定対象であっても、被測定対象の透過率波長依存性に起因して異なる測定結果が得られてしまう。

[0015] しかるに本実施形態では、上述したように、光学素子により被測定対象の透過率波長依存性が小さくされる。この結果、レーザ光の波長の違いに起因する検出光の強度変化を小さくできる。よって、レーザ光の波長の違いに起因する測定結果のずれを小さくすることができる。従って、レーザ光源の波長が変動するような場合、或いはレーザ光源に個体差がある場合であっても、正確な測定を行うことが可能となる。なお、測定結果のずれを効果的に抑制するためには、光学素子と被測定対象とを合わせた透過率波長依存性が、できるだけ小さい値（即ち、ゼロに近い値）とされることが好ましい。

[0016] 以上説明したように、本実施形態に係る測定装置によれば、被測定対象が透過率波長依存性を有する場合であっても、正確に測定が行える。

[0017] <2>

本実施形態に係る測定装置の一態様では、前記レーザ光源は、ファブリペロー型レーザ光源である。

[0018] ファブリペロー型レーザ光源は、例えば分布帰還型レーザ光源等の異なる

タイプのレーザ光源と比較して、安価且つ信頼性が高いとされている。このため、ファブリペロー型レーザ光源を利用すれば、コストの低減及び信頼性の向上を実現できる。

[0019] 一方で、ファブリペロー型レーザ光源は、温度特性により照射するレーザ光の波長が変動することが知られている。しかしながら本態様では、光学素子により被測定対象の透過率波長依存性が少なくとも部分的に相殺される。よって、波長が変動した場合であっても、測定結果のずれを効果的に抑制することができる。

[0020] <3>

本実施形態に係る測定装置の他の態様では、前記レーザ光源は、前記被測定対象の前記透過率波長依存性が直線的である波長範囲のレーザ光を発する。

[0021] この態様によれば、被測定対象の透過率波長依存性が全ての波長範囲で見た場合に直線的でない場合であっても、レーザ光源の波長範囲だけで見た場合には直線的であるとみなせる。よって、透過率波長依存性が直線的である光学素子を用いて、被測定対象の透過率波長依存性を効果的に相殺できる。具体的には、例えば被測定対象に入射するレーザ光の波長が大きくなる程、被測定対象から出射されるレーザ光の強度が小さくなる場合には、入射するレーザ光の波長が大きくなる程、出射されるレーザ光の強度が大きくなるような光学素子を利用すればよい。

[0022] 以上のように、被測定対象の透過率波長依存性を直線的とみなすことができれば、適切な光学素子の選択が容易であり、被測定対象の透過率波長依存性の影響を好適に小さくすることができる。

[0023] <4>

本実施形態に係る測定装置の他の態様では、前記検出部は、前記レーザ光の波長に応じて検出感度が変化する感度波長依存性を有しており、前記検出部の前記感度波長依存性は、前記レーザ光の波長範囲において、前記検出部の感度波長依存性と前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率

波長依存性との積が、前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている。

[0024] この態様によれば、検出部が感度波長依存性を有しているため、検出部において検出されるレーザ光の強度がレーザ光の波長に応じて変動する。即ち、検出部に入射しているレーザ光の波長が異なれば、強度が同一であっても検出結果は異なるものとなる。

[0025] 検出部が有する感度波長依存性は、光学素子が有する透過率波長依存性と同様に、被測定対象が有する透過率波長依存性を少なくとも部分的に相殺するという効果を有している。このため、光学素子を配置するだけでは被測定対象の透過率波長依存性の影響を十分に小さくすることができない場合であっても、検出部の感度波長依存性を利用すれば、透過率波長依存性の影響を更に小さくすることができる。

[0026] 本態様では、検出部の感度波長依存性は、レーザ光の波長範囲において、検出部の感度波長依存性と光学素子及び被測定対象を合わせた透過率波長依存性との積が、被測定対象の透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている。即ち、検出部は、光学素子及び被測定対象を合わせた透過率波長依存性を、少なくとも部分的に相殺するような感度波長依存性を有している。なお、「感度波長依存性と光学素子及び被測定対象を合わせた透過率波長依存性との積」とは、感度波長依存性と透過率波長依存性とを合成した波長依存性を示す値であり、レーザ光源から出射されたレーザ光の強度が、被測定対象、光学素子及び検出部において、波長に応じてどの程度変化するかを示すものである。このため、ここでの「積」とは、単純な乗算によって求められる値に限定される訳ではない。

[0027] 以上のように、感度波長依存性を有する検出部によれば、透過率波長依存性を相殺することができるため、レーザ光の波長の違いに起因する測定結果のずれを一層効果的に抑制することが可能である。

[0028] <5>

上述した検出部が感度波長依存性を有する態様では、前記レーザ光源は、

前記検出部の検出感度が最大となる波長を含まない波長範囲のレーザ光を発生してもよい。

[0029] 検出部の検出感度は、典型的には、波長に応じて検出感度が最大となるまで直線的に増加し、その後は直線的に減少する。即ち、検出感度が最大となる波長周辺を除けば、検出感度は直線的に増加又は減少する。従って、レーザ光の波長範囲が、検出部の検出感度が最大となる波長を含まないものであれば、検出部の検出感度は直線的に増加又は減少するとみなせる。よって、検出部の感度波長依存性を利用して、被測定対象が有する透過率波長依存性を好適に相殺することが可能となる。

[0030] 本実施形態に係る測定装置の作用及び他の利得については、以下に示す実施例において、より詳細に説明する。

実施例

[0031] 以下では、図面を参照して測定装置の実施例について詳細に説明する。

[0032] <装置構成>

先ず、図1を参照して、本実施例に係る測定装置の構成について説明する。ここに図1は、実施例に係る測定装置の全体構成を示す概略構成図である。

[0033] 図1において、本実施例に係る測定装置は、レーザ光源110と、検出器120と、光学素子200とを備えて構成されている。

[0034] レーザ光源110は、例えばファブリペロー型レーザ光源として構成されており、所定の波長範囲のレーザ光を、チューブ510を流れる血液500に照射する。なお、血液500は「被測定対象」の一具体例である。

[0035] 検出器120は、例えばフォトダイオードとして構成されており、レーザ光源110から照射され、光学素子200及び血液500を透過したレーザ光を検出する。検出器120は、例えば図示せぬ解析装置等に、検出したレーザ光の強度に応じた検出信号を出力可能に構成されている。なお、検出器120は「検出部」の一具体例である。

[0036] 光学素子200は、レーザ光源110と血液500との間に配置されてお

り、レーザ光源 110 から照射されたレーザ光を透過して血液 500 に向けて出射する。ここで特に、光学素子 200 は、レーザ光の波長に応じて透過率が変化する透過率波長依存性を有している。光学素子 200 は、例えば誘電体多層膜を用いた光学フィルターや、赤外線遮断フィルム及び紫外線遮断フィルムのように樹脂等に特定波長光吸収物質を混合したものとして構成される。

[0037] 次に、図 2 から図 4 を参照して、光学素子 200 の変形例について説明する。ここに図 2 から図 4 は夫々、第 1 から第 3 変形例に係る測定装置の全体構成を示す概略構成図である。

[0038] 図 2 において、第 1 変形例に係る測定装置では、光学素子 200 が血液 500 と検出器 120 との間に配置されている。このため、第 1 変形例に係る光学素子 200 には、血液 500 を透過した後のレーザ光が入射される。このように、光学素子 200 を被測定対象から見て検出器 120 側に配置した場合であっても、後述する本実施例によって得られる効果は変わらない。即ち、光学素子 200 は、レーザ光源 110 及び検出器 120 間の光路上に配置されるのであれば、特に配置位置が限定される訳ではない。

[0039] 図 3 において、第 2 変形例に係る測定装置では、レーザ光源 110 と血液 500 との間に、レーザ光を平行光にするためのコリメータレンズ 150 が配置されている。コリメータレンズ 150 には、波長依存性を持たせるためのコーティングが施されている。よって、第 2 変形例では、コリメータレンズ 150 が光学素子 200 として機能する。このように、光学素子 200 を別途設けずとも、既存の部材を光学素子 200 として機能させることも可能である。

[0040] 図 4 において、第 3 変形例に係る測定装置では、検出器 120 の表面（より具体的には、レーザ光が入射される面）に、検出器 120 を保護するためのモールド部材 125 が設けられている。モールド部材 125 には、特定波長のレーザ光を吸収する材料（例えば、有機色素物質や波長選択性物質（CdS 等）をドーブしたガラス粉末）が混合されている。よって、第 3 変形例

では、検出器 120 のモールド部材 125 が光学素子 200 として機能する。

[0041] なお、第3変形例では、モールド部材 125 に加えて、コリメータレンズ 150 を光学素子 200 として機能させてもよい。このように、レーザ光の光路上には複数の光学素子 200 が配置されてもよい。

[0042] <光学素子の透過率波長依存性>

次に、図5から図8を参照して、上述した光学素子 200 の透過率波長依存性について詳細に説明する。ここに図5は、血液の吸光度の波長依存性を示すグラフであり、図6は、光学素子の透過率波長依存性を示すグラフ（その1）である。また図7は、水溶加工油剤の波長依存性を示すグラフであり、図8は、光学素子の透過率波長依存性を示すグラフ（その2）である。

[0043] 図5において、血液 500 は、入射されるレーザ光の波長に応じて吸光度（透過率）が変動する。なお、図では HbO_2 及び Hb の吸光度を示しているが、ここでは例えば人工透析中の血中濃度として測定される HbO_2 について説明する。

[0044] HbO_2 の吸光度は、波長 650 nm ~ 1200 nm の範囲において増加と減少を繰り返しながら変動する。よって、レーザ光の波長が変動すると、血液 500 から出射されるレーザ光の強度に変化が生ずる。また、レーザ光源 110 の個体差によって出射されるレーザ光の波長に違いが生じるような場合、同種のレーザ光源 110 を使用した場合でも、波長の違いに起因して血液 500 から出射されるレーザ光の強度に変化が生ずる。よって、仮に光学素子 200 が設けられていないとすると、検出器 120 において検出されるレーザ光の強度が波長に応じて変動することになる。即ち、同一の被測定対象であっても、レーザ光の波長が異なることに起因して異なる測定結果が得られてしまう。

[0045] 本実施例では、上述した透過率波長依存性を光学素子 200 により小さくすることを目的としている。具体的には、血液 500 の透過率波長依存性を、光学素子 200 の透過率波長依存性によって少なくとも部分的に相殺する

。その際、透過率波長依存性を効果的に相殺するためにも、 HbO_2 の透過率波長依存性は波長に対して直線的であることが好ましい。そこで本実施例では、 HbO_2 の透過率波長依存性を実質的に直線的とみなせるように、レーザー光源110が照射するレーザー光の波長範囲が特定の波長範囲とされている。具体的には、本実施例に係るレーザー光源110は、 HbO_2 の吸光度が波長の増加に対して直線的に大きくなる750nm~900nmの波長範囲のレーザー光を照射する。

[0046] 図6において、上述した HbO_2 の透過率波長依存性を小さくするためには、波長が長くなる程に透過率が高くなるような光学素子200を利用すればよい。このようにすれば、レーザー光の波長が長くなる場合において、血液500を透過するレーザー光の強度が小さくなるのに対して、光学素子200を透過するレーザー光の強度は大きくなる。よって、波長に応じたレーザー光の強度の変動を小さくでき、測定結果のずれを抑制することができる。

[0047] ちなみに、複数の光学素子200を利用する場合には、複数の光学素子200の各々の透過率波長依存性を合成したものが、図6に示すような値になればよい。

[0048] 図7において、被測定対象は血液500に限られず、例えば工業用途で用いられる水溶性加工油剤であってもよい。この場合、レーザー光源110が照射するレーザー光の波長範囲を630nm~680nmとすれば、水溶性加工油剤の透過率波長依存性が直線的であるとみなせる。なお、630nm~680nmの波長範囲でレーザー光を照射可能なレーザー光源110としては、例えばDVDの読み取りに利用されるレーザー光源が挙げられる。このため、上記波長範囲を利用する場合には、一般的に普及した安価な部品を利用することができ、コストの低減を図ることができる。

[0049] 図8において、上述した水溶性加工油剤の透過率波長依存性を小さくするためには、波長が長くなる程に透過率が低くなるような光学素子200を利用すればよい。このようにすれば、レーザー光の波長が長くなる場合において、水溶性加工油剤を透過するレーザー光の強度が大きくなるのに対して、光学

素子 200 を透過するレーザ光の強度は小さくなる。よって、波長に応じたレーザ光の強度の変動を小さくでき、測定結果のずれを抑制することができる。

[0050] 次に、図 9 を参照して、光学素子 200 を配置することで得られる効果について具体的に説明する。ここに図 9 は、規格化した透過光量の波長依存性を示すグラフである。

[0051] 図 9 において、波長の増加に応じて透過光量が大きくなる血液 500 に対して、波長の増加に応じて透過光量が小さくなる光学素子 200 を適用すると、合成後透過光量（即ち、血液 500 及び光学素子 200 の両方を透過する場合の透過光量）は波長によらず概ね一定となる（なお、ここでの透過光量は、最短波長時の光量を“1”として規格化している）。この結果、例えばレーザ光源 110 の温度特性等によりレーザ光の波長が使用中に変動したとしても、検出されるレーザ光の強度は一定となる。また、レーザ光源 110 の個体差によってレーザ光の波長範囲にばらつきが存在している場合でも、検出されるレーザ光の強度は一定となる。以上のように、被測定対象の透過率波長依存性を相殺するような光学素子 200 を配置すれば、レーザ光の波長に起因する測定結果のずれを効果的に抑制できる。

[0052] <検出器の感度波長依存性>

次に、図 10 から図 12 を参照して、検出器 120 の感度波長依存性について詳細に説明する。ここに図 10 は、検出器の検出感度の波長依存性を示すグラフである。また図 11 は、合成透過光率及び検出器の検出感度の波長依存性を示すグラフであり、図 12 は、規格化した検出光量の波長依存性を示すグラフである。

[0053] 被測定対象の透過率波長依存性は、光学素子 200 だけでなく、検出器 120 の感度波長依存性によっても小さくすることができる。このため、光学素子 200 だけでは十分に透過率波長依存性を相殺できない場合であっても、感度波長依存性を有する検出器 120 を利用して、更なる透過率波長依存性の相殺を実現できる。そのためには、適切な感度波長依存性を有する検出

器 120 を選択することが要求される。

[0054] 図 10 において、レーザ光源 110 の波長範囲が $850 \pm 15 \text{ nm}$ である場合に、互いに異なる感度波長依存性を有する検出器 A 及び検出器 B を利用する例を考える。検出器 A は、レーザ光源 110 の波長範囲である $850 \pm 15 \text{ nm}$ に、検出感度が最大となる波長が含まれている。一方で、検出器 B は、レーザ光源 110 の波長範囲である $850 \pm 15 \text{ nm}$ に、検出感度が最大となる波長が含まれていない。単純に検出感度だけを考慮するのであれば、レーザ光源 110 の波長範囲において検出感度が高い検出器 A を利用すればよいが、被測定対象の透過率波長依存性を小さくするためには、感度波長依存性の傾向も考慮すべきである。

[0055] 図 11 において、検出器 A は、レーザ光源 110 の波長範囲に検出感度が最大となる波長が含まれているため、感度波長依存性が山なりになっている。一方で、検出器 B は、レーザ光源 110 の波長範囲に検出感度が最大となる波長が含まれていないため、感度波長依存性が直線的になっている。また、検出器 B の感度波長依存性は、合成透過率（即ち、被測定対象及び光学素子 200 の両方を合わせた透過率）の波長依存性と概ね真逆の傾向を有している。

[0056] 図 12 において、検出器 A を利用した場合、感度波長依存性が山なりになっているために、直線的な合成透過率の波長依存性を好適に相殺できない。その結果、検出器 A を利用した場合の検出光量は、レーザ光の波長に応じて変動してしまう。具体的には、検出器 A を利用した場合には、レーザ光の波長が長くなるほど、検出光量が低下してしまう。一方、検出器 B を利用した場合、感度波長依存性が直線的であるため、合成透過率の波長依存性を好適に相殺できる。その結果、検出器 B を利用した場合の検出光量は、レーザ光の波長が変化しても殆ど変動しない。なお、ここでの検出光量は、最大値を“1”として規格化したものである。

[0057] 以上の結果、検出器 120 の感度波長依存性を利用して、合成透過率の波長依存性を相殺しようとする場合には、レーザ光源 110 の波長範囲に検出

感度が最大となる波長が含まれていないもの（即ち、検出器B）を利用すべきである。

[0058] なお、上述した検出器120の感度波長依存性を利用する構成は必須ではなく、光学素子200により被測定対象の透過率波長依存性を十分に小さくできる場合には、感度波長依存性を有しない検出器1120を利用すればよい。

[0059] 以上説明したように、本実施例に係る測定装置によれば、被測定対象が有する透過率波長依存性を小さくすることができるため、レーザ光の波長によらない好適な測定を実現可能である。

[0060] 本発明は、上述した実施形態に限られるものではなく、特許請求の範囲及び明細書全体から読み取れる発明の要旨或いは思想に反しない範囲で適宜変更可能であり、そのような変更を伴う測定装置もまた本発明の技術的範囲に含まれるものである。

符号の説明

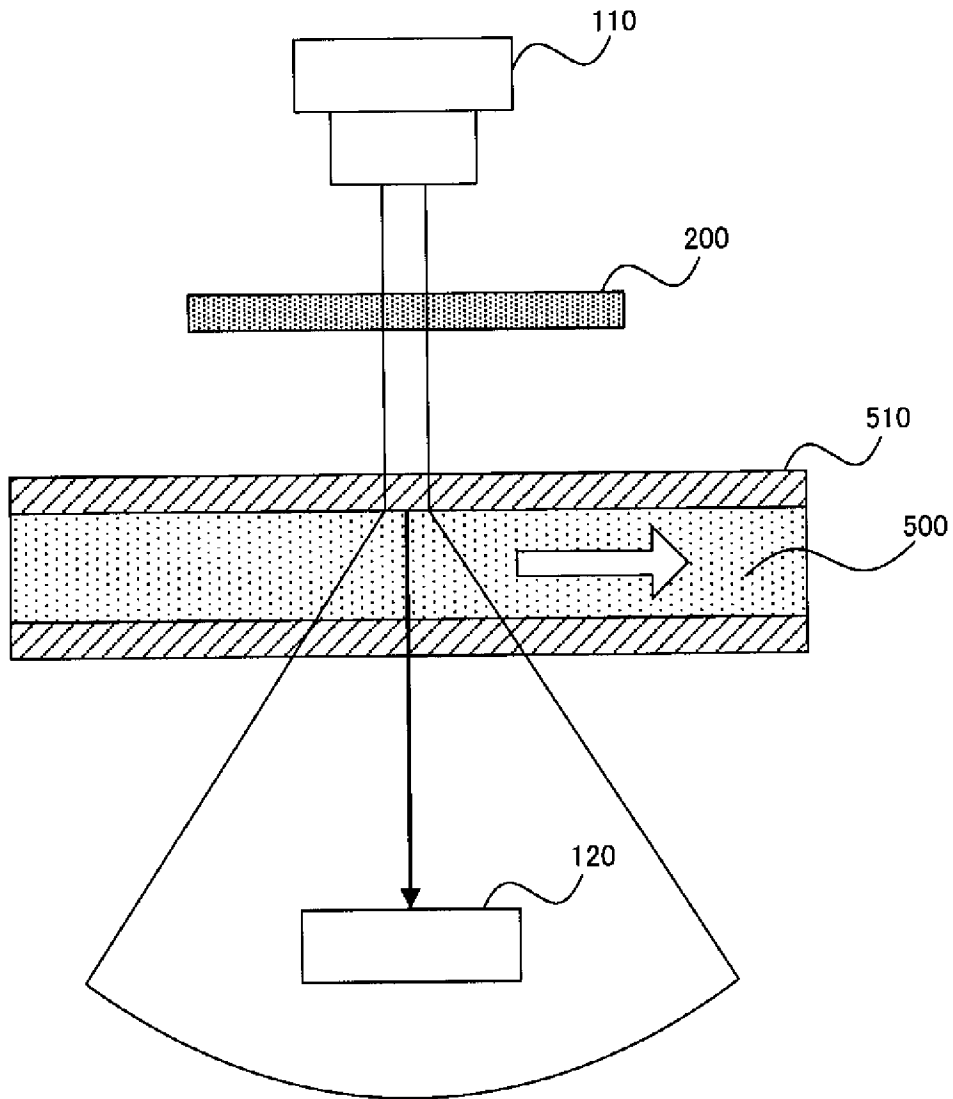
- [0061] 110 レーザ光源
120 検出器
125 モールド
150 コリメータレンズ
200 光学素子
500 血液
510 チューブ

請求の範囲

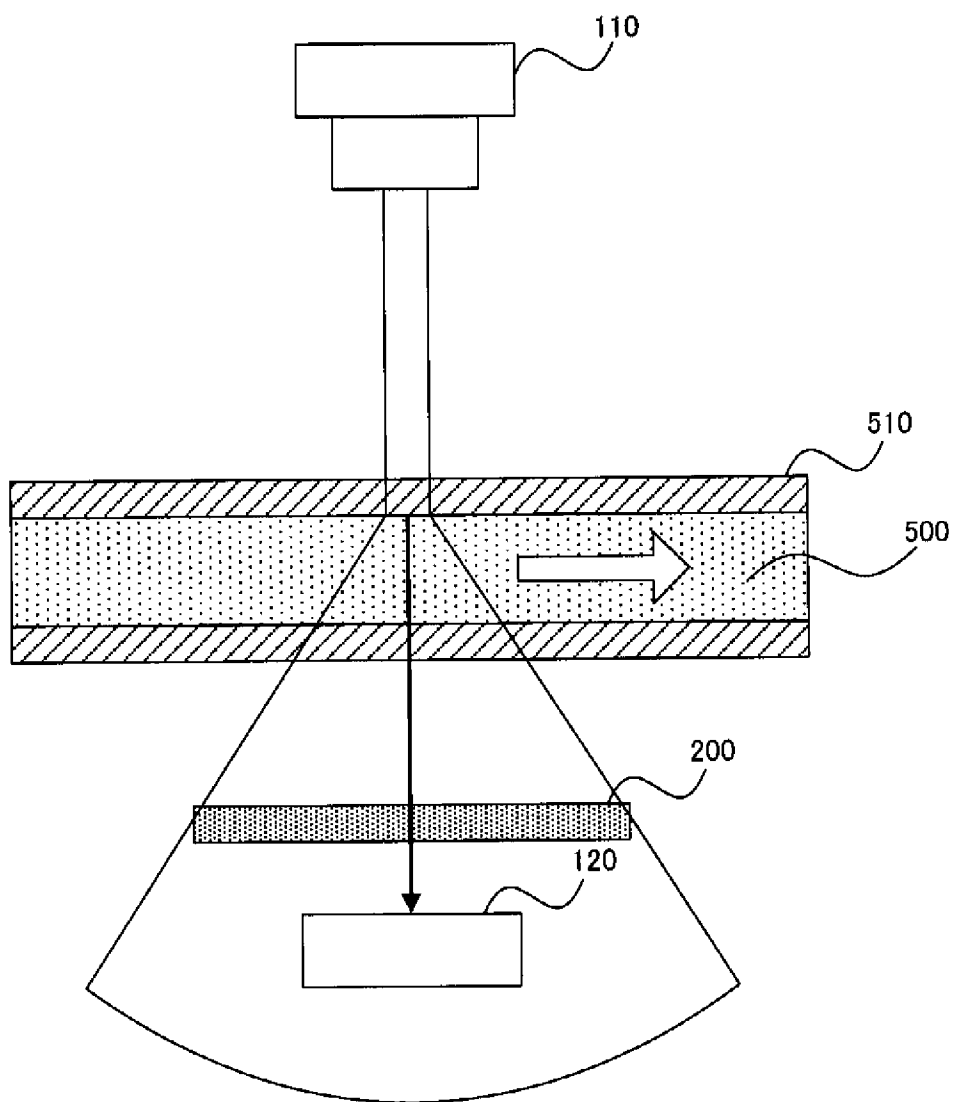
- [請求項1] 被測定対象に向けてレーザ光を発するレーザ光源と、
前記レーザ光の光路上に配置されており、前記レーザ光の波長に応じて透過率が変化する透過率波長依存性を有する光学素子と、
前記被測定対象及び前記光学素子において透過又は反射された前記レーザ光を検出する検出部と
を備え、
前記光学素子の前記透過率波長依存性は、前記レーザ光の波長範囲において、前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率波長依存性が、前記被測定対象の前記透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている
ことを特徴とする測定装置。
- [請求項2] 前記レーザ光源は、ファブリペロー型レーザ光源であることを特徴とする請求項1に記載の測定装置。
- [請求項3] 前記レーザ光源は、前記被測定対象の前記透過率波長依存性が直線的である波長範囲のレーザ光を発することを特徴とする請求項1又は2に記載の測定装置。
- [請求項4] 前記検出部は、前記レーザ光の波長に応じて検出感度が変化する感度波長依存性を有しており、
前記検出部の前記感度波長依存性は、前記レーザ光の波長範囲において、前記検出部の感度波長依存性と前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率波長依存性との積が、前記光学素子及び前記被測定対象を合わせた前記透過率波長依存性よりも小さくなるように設定されている
ことを特徴とする請求項1から3のいずれか一項に記載の測定装置。
。
- [請求項5] 前記レーザ光源は、前記検出部の検出感度が最大となる波長を含まない波長範囲のレーザ光を発することを特徴とする請求項4に記載の

測定装置。

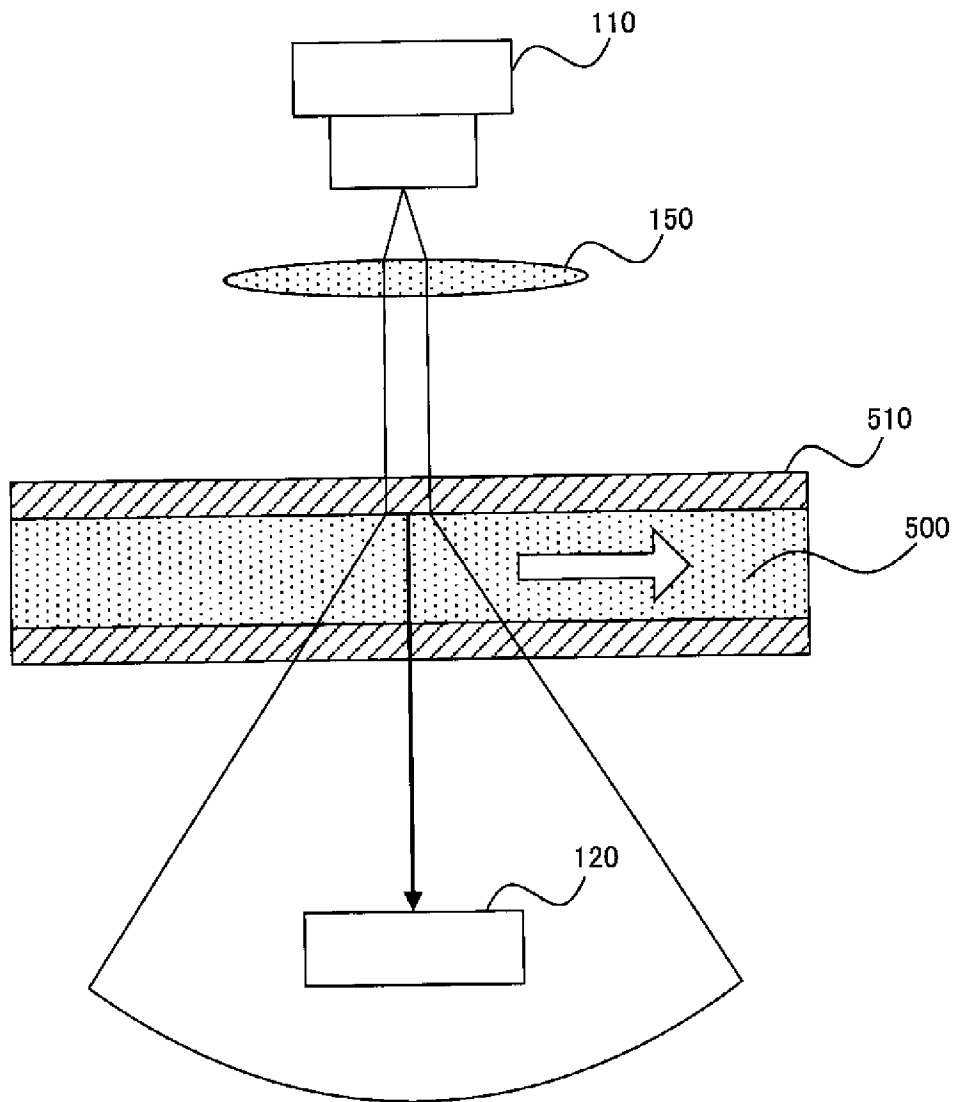
[図1]



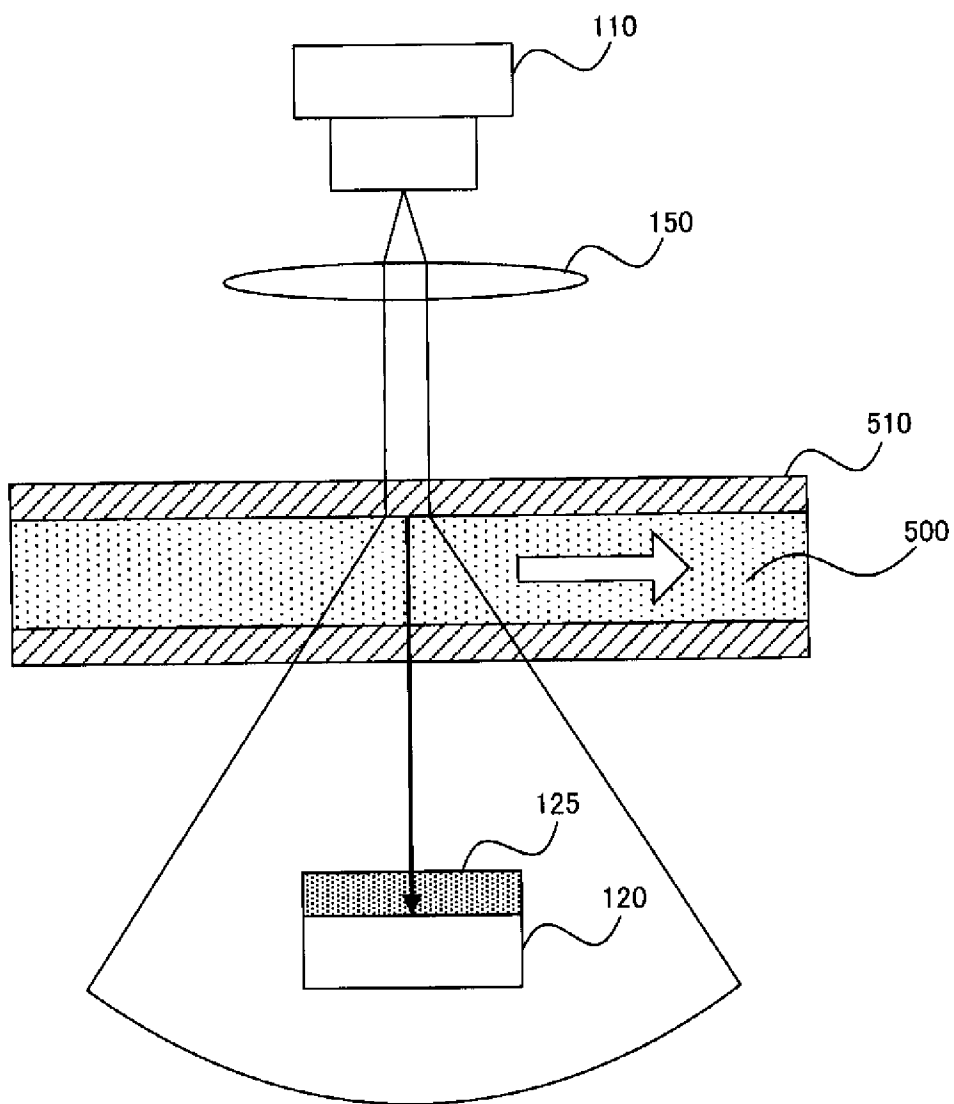
[図2]



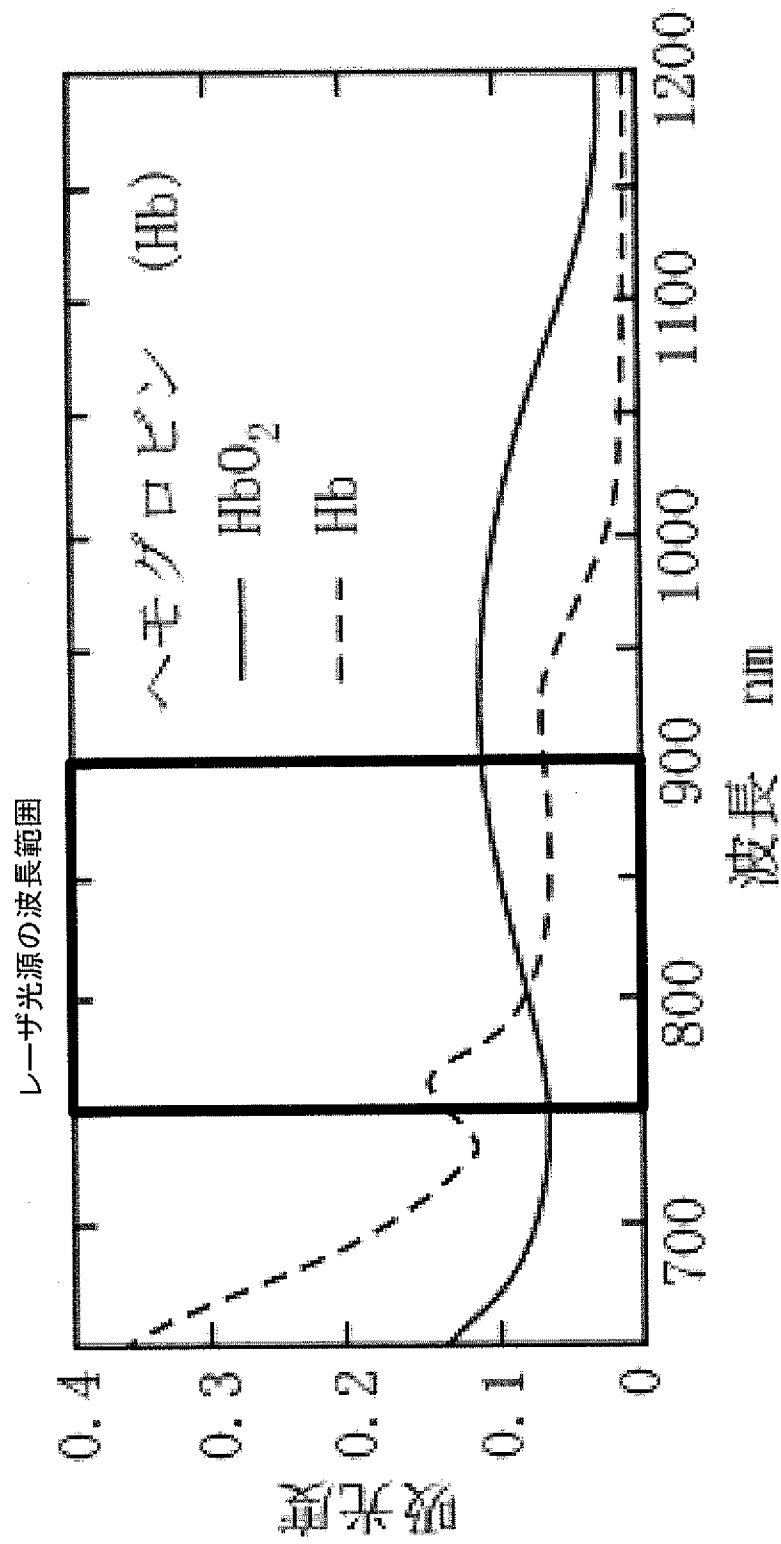
[図3]



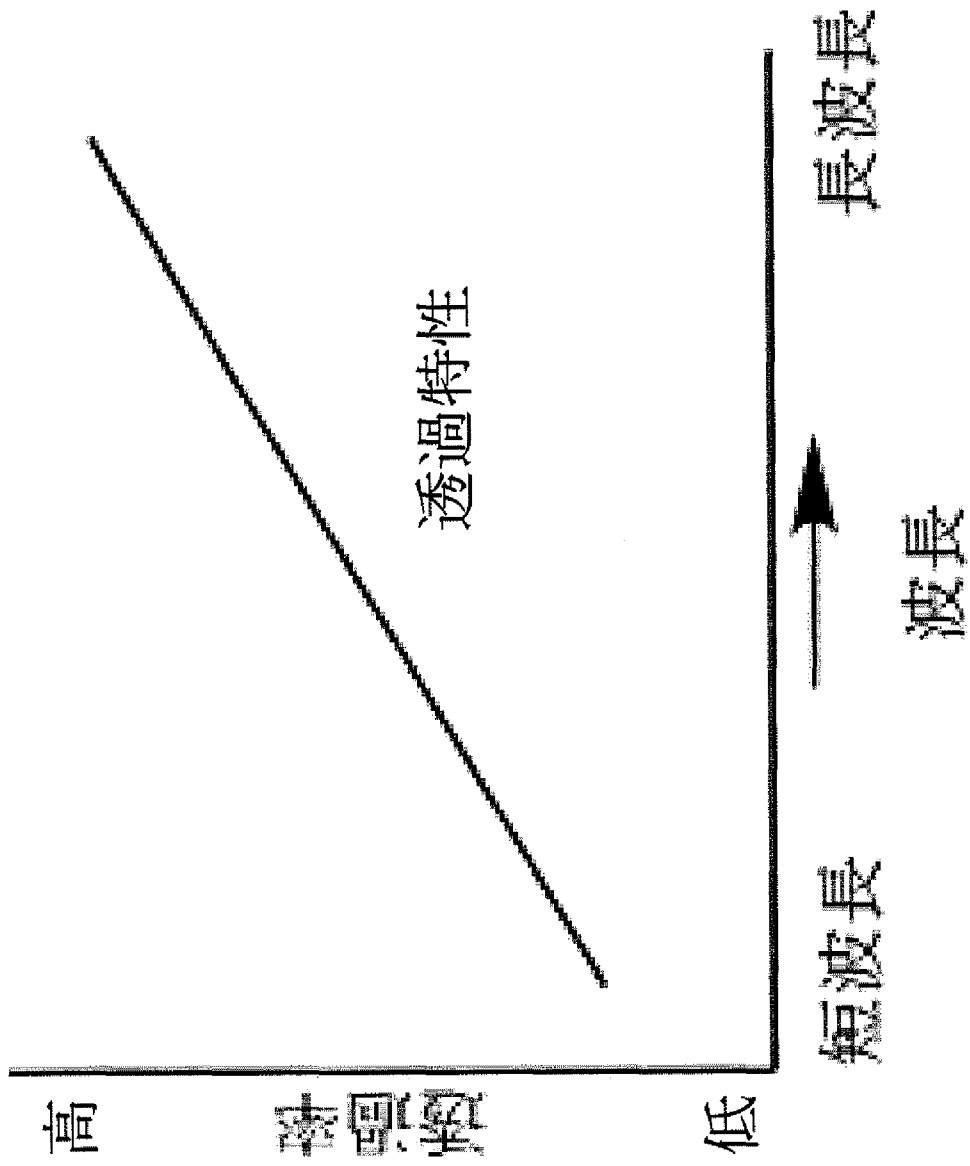
[図4]



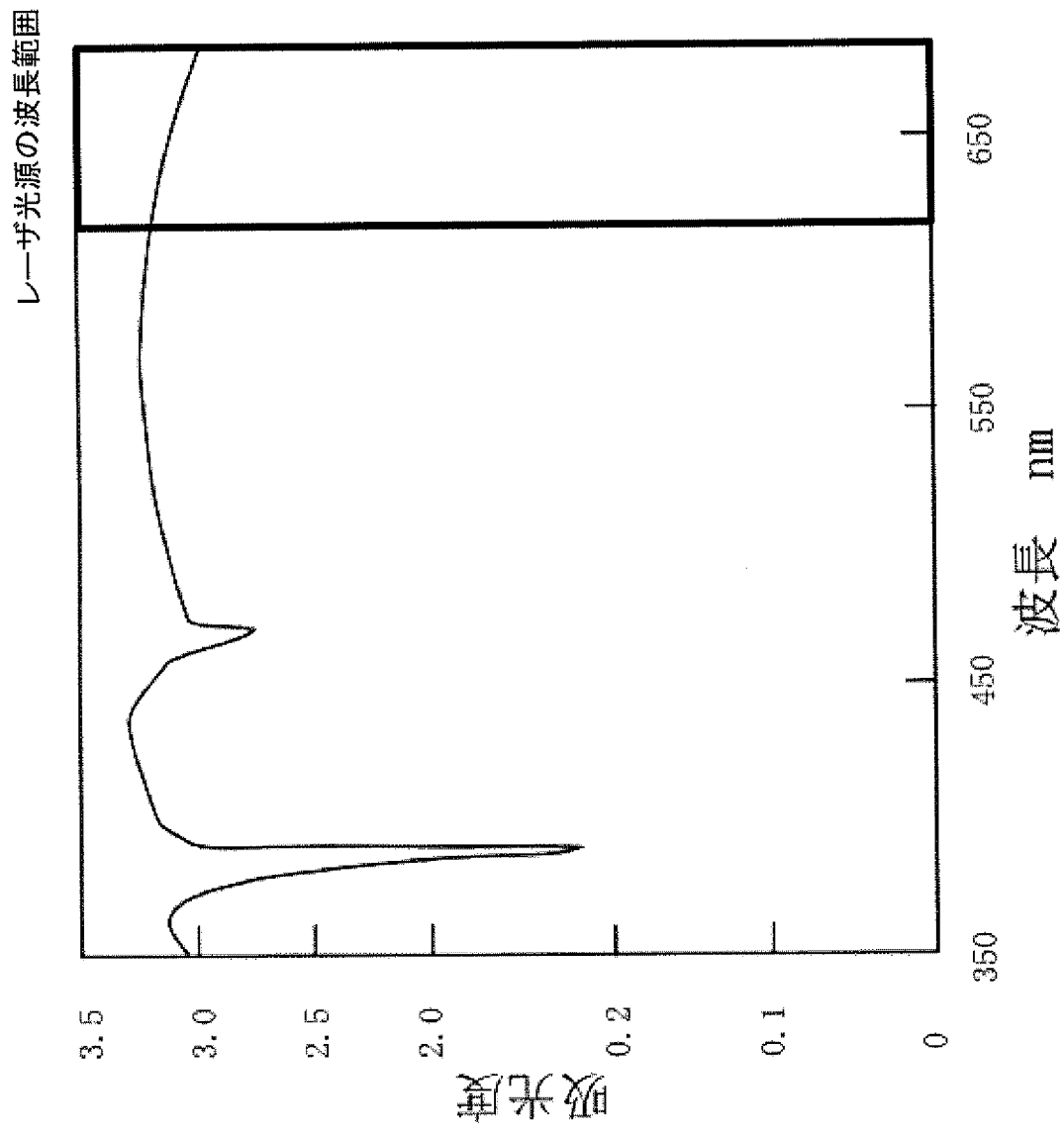
[図5]



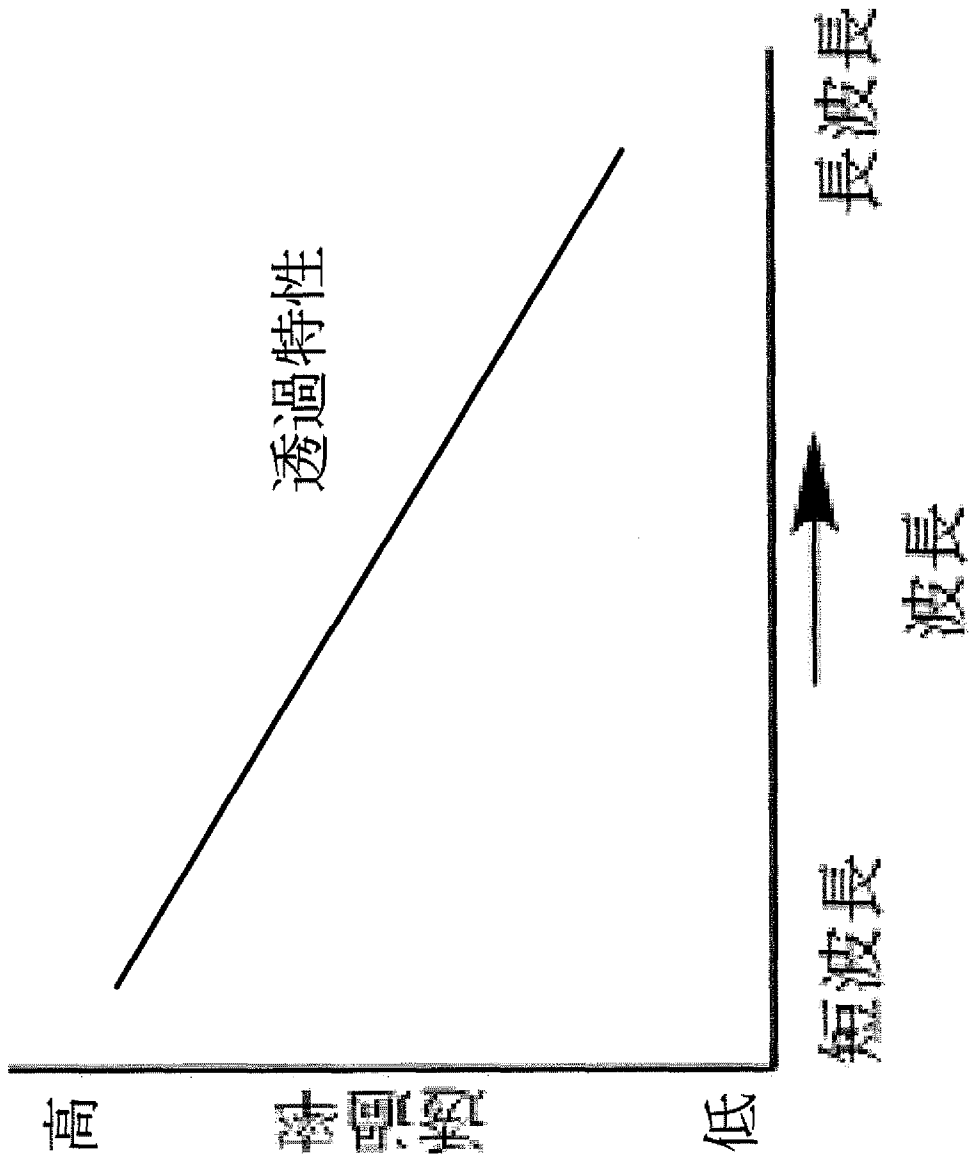
[图6]



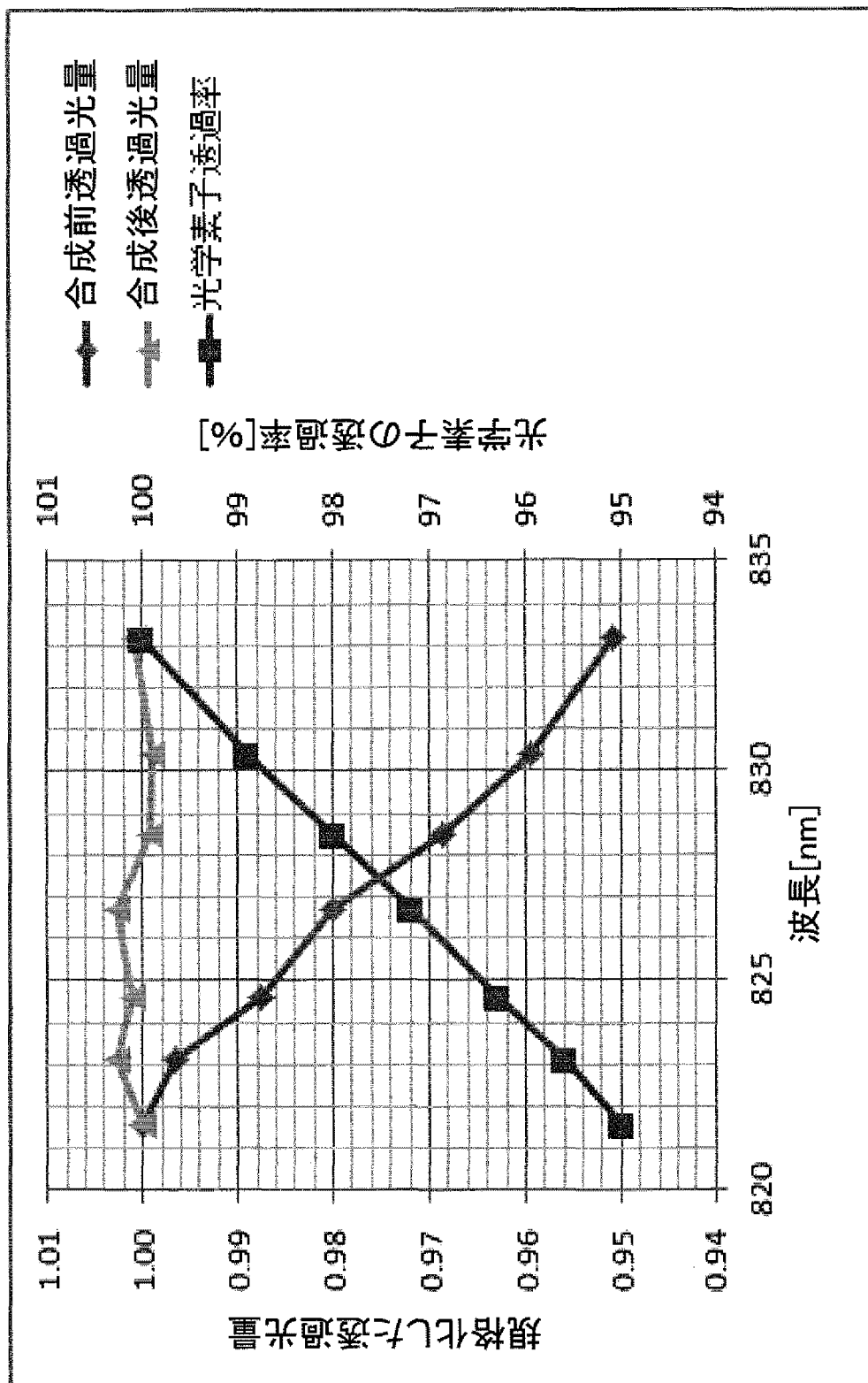
[図7]



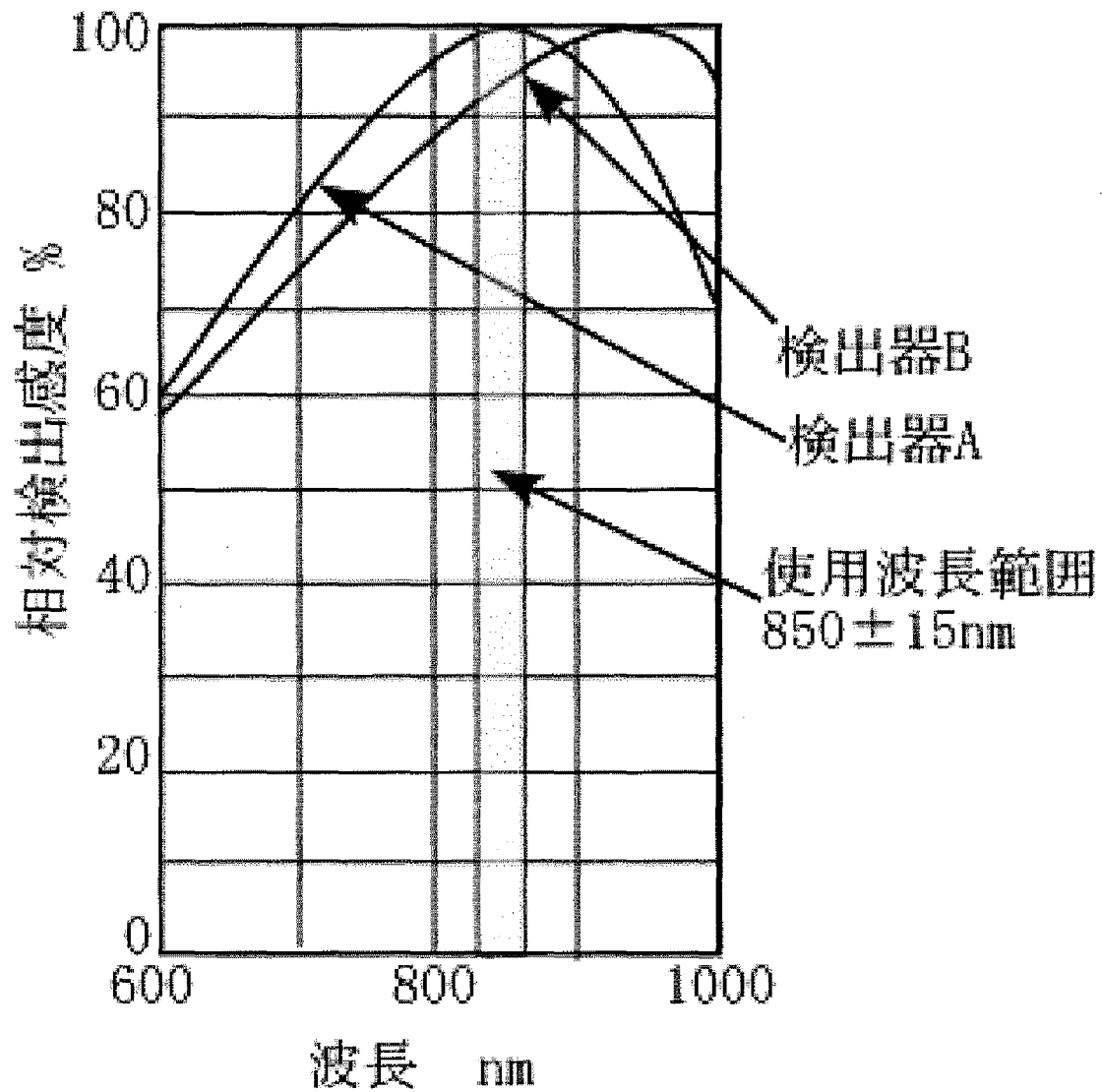
[圖8]



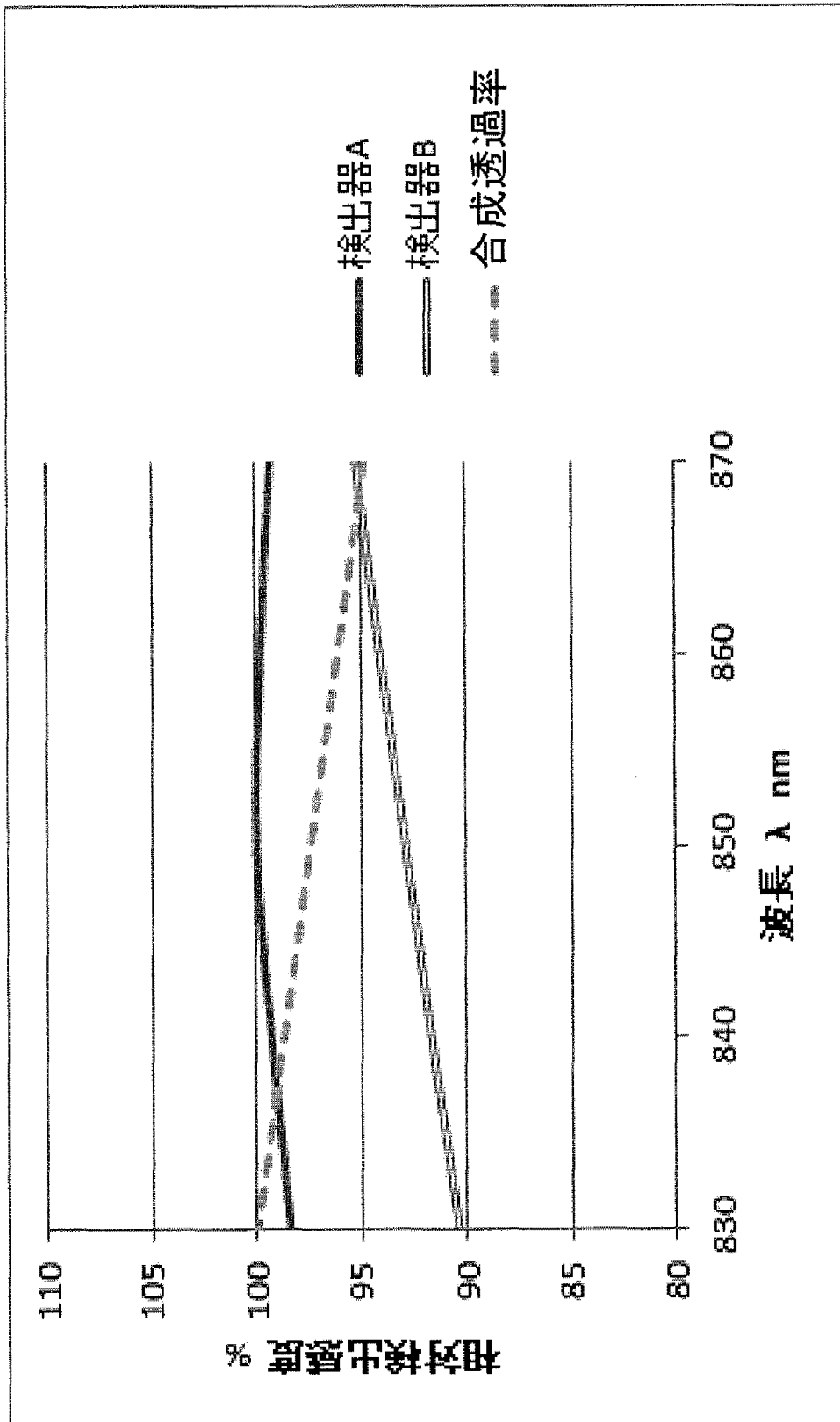
[図9]



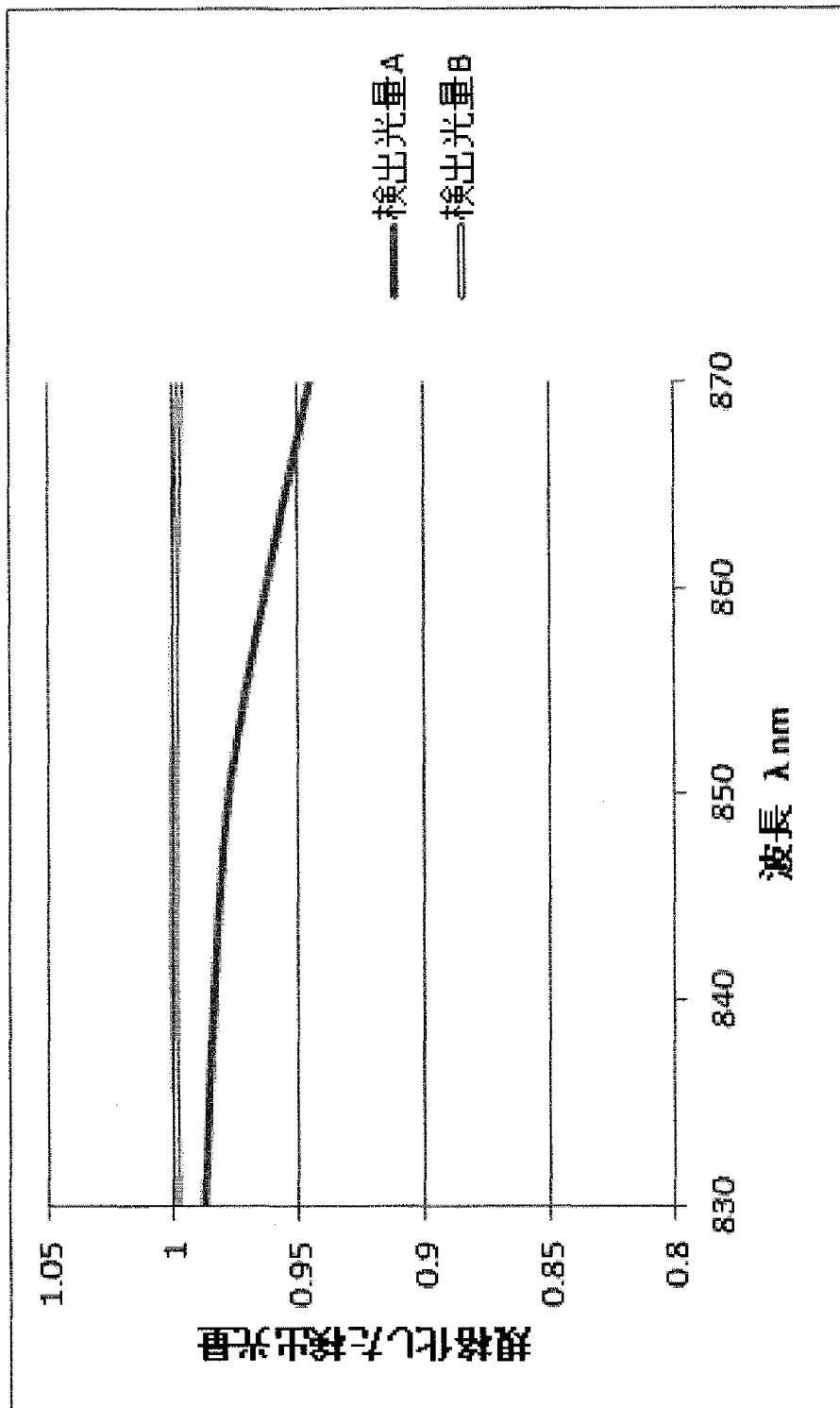
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/074862

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01N21/59(2006.01) i, G01N21/35(2014.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G01N21/59, G01N21/35

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
Y	JP 2008-531212 A (Masimo Laboratories, Inc.), 14 August 2008 (14.08.2008), claim 2; paragraphs [0029] to [0035]; fig. 9 to 10 & US 2006/0211922 A1 paragraphs [0067] to [0073]; fig. 9 to 10 & WO 2006/094107 A1	1-5
Y	WO 2008/114401 A1 (Pioneer Corp.), 25 September 2008 (25.09.2008), paragraph [0016] & US 2010/0087717 A1 paragraph [0038]	1-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. 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 23 October 2015 (23.10.15)	Date of mailing of the international search report 10 November 2015 (10.11.15)
---	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/074862

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 63-275327 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 14 November 1988 (14.11.1988), fig. 4 & US 4907876 A fig. 1 & EP 0292274 A1	3, 5
A	WO 2009/093453 A1 (Panasonic Corp.), 30 July 2009 (30.07.2009), paragraph [0005] & US 2010/0290051 A1 paragraph [0005] & EP 2241877 A1	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G01N21/59(2006.01)i, G01N21/35(2014.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G01N21/59, G01N21/35		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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
Y	JP 2008-531212 A（マシモ・ラボラトリーズ・インコーポレーテッド）2008.08.14, 請求項2、[0029] - [0035]、図9-10 & US 2006/0211922 A1, [0067]-[0073], FIG. 9-10 & WO 2006/094107 A1	1-5
Y	WO 2008/114401 A1（パイオニア株式会社）2008.09.25, [0016] & US 2010/0087717 A1, [0038]	1-5
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 23.10.2015	国際調査報告の発送日 10.11.2015	
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） 奥田 雄介 電話番号 03-3581-1101 内線 3250	2W 3615

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 63-275327 A (浜松ホトニクス株式会社) 1988. 11. 14, 第4図 & US 4907876 A, FIG. 1 & EP 0292274 A1	3、5
A	WO 2009/093453 A1 (パナソニック株式会社) 2009. 07. 30, [0005] & US 2010/0290051 A1, [0005] & EP 2241877 A1	1-5