

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7411908号  
(P7411908)

(45)発行日 令和6年1月12日(2024.1.12)

(24)登録日 令和5年12月28日(2023.12.28)

(51)国際特許分類	F I			
G 0 1 F 23/292 (2006.01)	G 0 1 F 23/292	A		
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	G 0 1 N 21/27	Z		
G 0 1 N 33/48 (2006.01)	G 0 1 N 33/48	E		
G 0 1 N 33/49 (2006.01)	G 0 1 N 33/49	K		

請求項の数 8 (全16頁)

(21)出願番号	特願2020-33247(P2020-33247)	(73)特許権者	314012076
(22)出願日	令和2年2月28日(2020.2.28)		パナソニックIPマネジメント株式会社
(65)公開番号	特開2021-135232(P2021-135232		大阪府門真市元町2番6号
	A)	(74)代理人	100105957
(43)公開日	令和3年9月13日(2021.9.13)		弁理士 恩田 誠
審査請求日	令和5年2月1日(2023.2.1)	(74)代理人	100068755
			弁理士 恩田 博宣
		(72)発明者	鄭 望
			大阪府門真市大字門真1006番地 パ
			ナソニック株式会社内
		(72)発明者	松浦 孝泰
			大阪府門真市大字門真1006番地 パ
			ナソニック株式会社内
		(72)発明者	佐々木 俊貴
			大阪府門真市大字門真1006番地 パ
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 界面検出センサ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1層と第2層とを含む検出対象に対して検出光を投光し、前記第1層と前記第2層との界面を検出するための界面検出センサであって、  
第1波長の第1検出光を投光する第1投光部と、  
前記第1波長と異なる第2波長の第2検出光を投光する第2投光部と、  
前記第1投光部及び前記第2投光部から投光され前記検出対象を透過した前記第1検出光と前記第2検出光とを受光し、前記第1層と前記第2層とで変化する前記第1検出光及び前記第2検出光に応じた単一の受光信号を出力する単一の受光部と、  
を備えた界面検出センサ。

【請求項2】

前記第1検出光と前記第2検出光とを同一光路に合流させる光合流部を備える請求項1に記載の界面検出センサ。

【請求項3】

前記受光信号の受光量に基づいて、前記第1層と前記第2層との界面を判定する判定部を備えた請求項1に記載の界面検出センサ。

【請求項4】

前記第1投光部と前記第2投光部とを制御する制御部を備え、  
前記制御部は、前記第1検出光及び前記第2検出光をパルス状にて投光するとともに、前記第1検出光と前記第2検出光とが同時に前記受光部に入射するように前記第1投光部

及び前記第 2 投光部を制御する、  
請求項 1 に記載の界面検出センサ。

【請求項 5】

前記検出対象は、血液サンプルを収容した試験管であり、  
前記第 1 層は、血清又は血漿であり、  
前記第 2 層は、血清及び血漿を除く成分からなり、  
前記第 1 波長及び前記第 2 波長は、赤外線領域の波長であり、  
前記第 2 波長は、前記第 1 波長よりも長波長側の波長である、  
請求項 1 に記載の界面検出センサ。

【請求項 6】

前記試験管には、1 枚又は複数枚の識別ラベルが貼付されている、請求項 5 に記載の界面検出センサ。

【請求項 7】

前記第 1 波長及び前記第 2 波長は、近赤外線領域である、請求項 1 に記載の界面検出センサ。

【請求項 8】

前記第 1 波長は、800 nm 以上 1100 nm 以下であり、  
前記第 2 波長は、1300 nm 以上 2000 nm 以下である、  
請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の界面検出センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、界面検出センサに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、界面検出センサは、互いに異なる 2 つの層（相）の界面の位置を検出するために用いられる。例えば、血液サンプルを検査する検体検査では、試験管（採血管）に採取した血液サンプルを遠心分離機で分離し、分析に必要な血清又は血漿を試験管から取り出す。このように、血清又は血漿を取り出すため、血清又は血漿からなる層と、血清及び血漿以外を含む層との界面の検出が行われる。界面の検出のため、2 つの波長成分の光を用い、それぞれを受光した結果を演算して界面位置を決定する装置が開示されている。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、互いに血液のサンプルに対する透過特性の異なる 2 つの波長の光を使って、それぞれの光において、試験管の高さ方向の位置に対応する受光変化として別々に捉え、第 1 の光による受光変化と第 2 の光による受光変化との 2 つから 1 つの界面位置を決定する方法が開示されている。また、特許文献 2 には、透過特性の異なる 2 つの波長の光を使い、受光側で第 1 および第 2 の波長成分に分離し、その 2 つの波長成分同士の商に基づいて、界面を決定する方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特表 2005 - 502877 号公報

【文献】特表 2005 - 516212 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記特許文献 1 の方法では、2 つの光を試験管の高さ方向の位置に対応する受光変化として別々に捉えて、その 2 つの結果から 1 つの界面位置を決定する必要があるため、少なからず演算が必要であり処理が煩雑である。また、上記特許文献 2 の方法では、受光側で一度、波長成分毎にデジタル測定値に変換し、その後で、その波長成分同

10

20

30

40

50

士の商を算出して、界面を決定する必要があるため、この方法においても、演算が必要であり処理が煩雑である。このように、２つの波長成分の光をそれぞれ受光するものでは、演算が必要であり処理が煩雑である。

【 0 0 0 6 】

本開示の目的は、簡易な処理で界面を検出可能とした界面検出センサを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するため、本開示の界面検出センサは、第１層と第２層とを含む検出対象に対して検出光を投光し、前記第１層と前記第２層との界面を検出するための界面検出センサであって、第１波長の第１検出光を投光する第１投光部と、前記第１波長と異なる第２波長の第２検出光を投光する第２投光部と、前記第１投光部及び前記第２投光部から投光され前記検出対象を透過した前記第１検出光と前記第２検出光とを受光し、前記第１層と前記第２層とで変化する前記第１検出光及び前記第２検出光に応じた単一の受光信号を出力する単一の受光部と、を備えた。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本開示の一態様によれば、簡易な処理で界面を検出可能とした界面検出センサを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

20

【 0 0 0 9 】

【図１】第１実施形態の界面検出センサを示すブロック図。

【図２】血液サンプルを収容した試験管の説明図。

【図３】血液サンプルを収容した試験管の説明図。

【図４】識別ラベルが貼付された試験管の説明図。

【図５】血液サンプルにおける波長 - 透過率特性を示す説明図。

【図６】血液サンプルにおける界面検出を示す説明図。

【図７】血液サンプルにおける界面検出を示す説明図。

【図８】第２実施形態の界面検出センサを示すブロック図。

【図９】第１検出光及び第２検出光の光路を示す説明図。

30

【図１０】第１検出光及び第２検出光の光路を示す説明図。

【図１１】第１検出光及び第２検出光の光路を示す説明図。

【図１２】第１検出光及び第２検出光の光路を示す説明図。

【図１３】第３実施形態の界面検出センサを示すブロック図。

【図１４】変更例の界面検出センサを示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

以下、各実施形態を添付図面に従って説明する。

（第１実施形態）

以下、第１実施形態を図１～図７に従って説明する。

40

【 0 0 1 1 】

図１に示すように、界面検出センサ１は、検出対象として試験管（採血管）５０に収容された血液サンプル６０の界面を検出するためのセンサである。血液サンプル６０は、試験管に対して施された遠心分離により、複数の層から構成される。界面検出センサ１は、検出光により非接触にて試験管５０に収容された血液サンプル６０の界面を検出する。

【 0 0 1 2 】

図２、図３は、試験管５０及び血液サンプル６０の例を示す。

図２に示す試験管５０に収容された血液サンプル６０は、第１層６１と第２層６２とを含む。第１層６１は、例えば血清又は血漿であり、第２層６２は、血清及び血漿以外の成分であり、例えば血餅、血球、等を含む。

50

## 【 0 0 1 3 】

図 3 に示す試験管 5 0 に收容された血液サンプル 6 0 は、第 1 層 6 1 と及び第 2 層 6 2 と、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 との間の第 3 層 6 3 を含む。第 3 層 6 3 は、分離剤の層である。分離剤は、例えば有機性分離ゲルである。

## 【 0 0 1 4 】

界面検出センサ 1 は、図 2 に示す血液サンプル 6 0 において、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 との界面 6 6、第 1 層 6 1 と空気 6 4 との界面（第 1 層 6 1 の表面）6 5 を検出する。また、界面検出センサ 1 は、図 3 に示す血液サンプル 6 0 において、第 1 層 6 1 と第 3 層 6 3 との界面 6 7、第 3 層 6 3 と第 2 層 6 2 との界面 6 8、第 1 層 6 1 と空気 6 4 との界面 6 5 を検出する。

10

## 【 0 0 1 5 】

図 4 に示すように、試験管 5 0 の表面には、1 枚又は複数枚の識別ラベル 5 1 が貼付される。識別ラベル 5 1 は、試験管の種類、検査項目、検体である血液サンプル 6 0、等の識別に用いられる。識別ラベル 5 1 は、例えばバーコードラベルである。界面検出センサ 1 が用いる検出光は、この識別ラベル 5 1 を透過する性質を有する。従って、識別ラベルによって血液サンプル 6 0 の界面が視認できない試験管 5 0 においても、この界面検出センサ 1 によって界面を検出できる。

## 【 0 0 1 6 】

界面検出センサ 1 は、投光部 1 0 及び受光部 2 0 を有している。本実施形態において、投光部 1 0 と受光部 2 0 は、試験管 5 0 を挟んで配置される。更に、本実施形態の界面検出センサ 1 は、投光部 1 0 と試験管 5 0 との間に配置された光合流部 3 0 を有している。

20

## 【 0 0 1 7 】

界面検出センサ 1 と試験管 5 0 は、高さ方向（Z 方向）に沿って相対的に移動可能である。本実施形態において、界面検出センサ 1 は、移動機構 8 0 によって試験管 5 0 に対して高さ方向（Z 方向）に沿って移動される。なお、界面検出センサ 1 の位置を固定し、試験管 5 0 を高さ方向（Z 方向）に移動させるようにしてもよい。

## 【 0 0 1 8 】

投光部 1 0 は、第 1 波長の第 1 検出光 L 1 と、第 2 波長の第 2 検出光 L 2 とを投光するように構成されている。投光部 1 0 は、第 1 投光素子 1 1 及び第 2 投光素子 1 2 と、第 1 投光素子 1 1 を駆動する第 1 ドライバ 1 3 と、第 2 投光素子 1 2 を駆動する第 2 ドライバ 1 4 とを備えている。第 1 投光素子 1 1 は、第 1 検出光 L 1 を投光する。第 2 投光素子 1 2 は、第 2 検出光 L 2 を投光する。

30

## 【 0 0 1 9 】

例えば、第 1 ドライバ 1 3 は、パルス状の第 1 検出光 L 1 を投光するように第 1 投光素子 1 1 を制御する。同様に、第 2 ドライバ 1 4 は、パルス状の第 2 検出光 L 2 を投光するように第 2 投光素子 1 2 を制御する。

## 【 0 0 2 0 】

第 1 検出光 L 1 の第 1 波長と第 2 検出光 L 2 の第 2 波長は、検出対象に応じて設定される。本実施形態の検出対象は血液サンプル 6 0 であり、この血液サンプル 6 0 を遠心分離した血清又は血漿の第 1 層 6 1 と、血清及び血漿以外の成分を含む第 2 層 6 2 と、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 との間の分離剤からなる第 3 層 6 3 とを含む。第 1 検出光 L 1 の第 1 波長と第 2 検出光 L 2 の第 2 波長は、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とが第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 とで変化するように設定される。

40

## 【 0 0 2 1 】

第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 は、赤外線領域の波長の光である。また、第 2 検出光 L 2 は、第 1 検出光 L 1 の波長よりも長波長側の波長領域の波長の光である。第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 は、近赤外線領域の波長の光であることが好ましい。本実施形態において、第 1 検出光 L 1 の第 1 波長は、800 nm 以上 1100 nm 以下である。第 2 検出光 L 2 の第 2 波長は、1300 nm 以上 2000 nm 以下である。第 1 波長は例えば 975 nm であり、第 2 波長は例えば 1550 nm である。第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L

50

2の波長、つまり第1投光素子11と第2投光素子12は、検出対象物において透過光量、つまり受光量に変化が生じるものであること、素子の入手が容易であること、等が考慮されてもよい。

#### 【0022】

図5は、血液サンプルにおける波長 - 透過率特性を示す。なお、透過率は、図1に示す受光素子21で検出光を直接受光したときの受光量と、厚さ16mmの検体を透過した検出光を受光素子21で受光したときの受光量との割合である。図5において、実線の特性格線A1は血清(第1層61)の透過率、破線の特性格線A2は分離剤(第3層63)の透過率、破線の特性格線A3は、血餅(第2層62)の透過率、一点鎖線の特性格線A4は識別ラベル51の透過率をそれぞれ示す。

10

#### 【0023】

図1に示すように、光合流部30は、第1検出光L1と第2検出光L2とを同一光路に合流させる。同一光路は、光合流部30から、試験管50を透過して受光部20に向かう光路である。本実施形態の光合流部30は、反射ミラー31とダイクロイックミラー32とを備え、第1検出光L1と第2検出光L2とを同一光路に合流させる。合流された第1検出光L1及び第2検出光L2は、試験管50を透過して受光部20に向かう。

#### 【0024】

第1検出光L1と第2検出光L2は、光合流部30を介して試験管50に向けて出力される。第1検出光L1及び第2検出光L2は、受光部20に入射する。

受光部20は、単一の受光素子21と増幅器22とを有している。受光素子21は、第1検出光L1と第2検出光L2とを受光する受光特性を有している。受光素子21は、受光した光量に応じたレベルの受光信号を出力する。増幅器22は、受光素子21から出力される信号を増幅した受光信号S21を出力する。なお、受光素子21が出力する信号を受光信号S21としてもよい。

20

#### 【0025】

本実施形態の界面検出センサ1は、制御部40を有する。制御部40は、投光部10を制御する機能を有している。また、界面検出センサ1は、受光部20が出力する受光信号S21に基づいて、検出対象の界面を検出する機能を有している。

#### 【0026】

制御部40は、CPU41、出力部42、増幅器43、A/D変換器44、出力部45を備えている。CPU41は、出力部42及びドライバ13, 14を介して第1投光素子11と第2投光素子12とを制御する。CPU41は、受光素子21に対して第1検出光L1と第2検出光L2とが同時に入射するように、第1投光素子11と第2投光素子12とを制御する。例えば、CPU41は、第1投光素子11と第2投光素子12とが第1検出光L1と第2検出光L2とを同期して投光するように、第1投光素子11及び第2投光素子12を制御する。

30

#### 【0027】

CPU41は、増幅器43及びA/D変換器44を介して、受光部20が出力する受光信号のデジタル値を入力する。このデジタル値は、受光部20が同時に受光する第1検出光L1及び第2検出光L2の受光量を示す。このデジタル値を受光部20における受光量とする。CPUは、受光部20の受光量に基づいて、検出対象の界面を検出する。そして、CPU41は、出力部45を介して、検出した界面を示す検出信号S41を出力する。

40

#### 【0028】

一例として、CPU41は、メモリに記憶されたしきい値と受光量とを比較し、比較結果により界面を検出する。しきい値は、検出対象に応じて設定される。

例えば、図2に示す検出対象において、第1層61と第2層62との界面66を検出する場合、第1層61と第2層62とで変化する受光量に応じてしきい値が設定される。また、第1層61と空気との界面65を検出する場合、第1層61と空気とで変化する受光量に応じて設定される。同様に、図3に示す検出対象において、第1層61と第3層63の界面67、第3層63と第2層62との界面68、第1層61と空気との界面65を検

50

出する場合、各層により変化する受光量に応じてしきい値が設定される。

【 0 0 2 9 】

図 4 に示すように、試験管 5 0 に識別ラベル 5 1 が貼付された検出対象の場合、識別ラベル 5 1 を透過する第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 の光量が減少する、つまり図 1 に示す受光部 2 0 の受光量が減少する。しかし、図 4 に示すように、識別ラベル 5 1 の透過率に波長依存性が少ない場合もあるため、上記した各層にて変化する受光量に応じてしきい値を設定することで、各層の界面を検出できる。なお、波長依存性については、識別ラベル 5 1 の種類（厚さ、色、材質等）によって異なるものがあるため、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 の波長は、識別ラベル 5 1 の種類毎に、透過や吸収を考慮して選択される。

【 0 0 3 0 】

（作用）

次に、本実施形態の作用を説明する。

図 6 に示すように、血液サンプル 6 0 として第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 とを含む検出対象とする。検出対象を透過する第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 の位置を Z 位置とし、各位置における受光量を示す。第 2 層 6 2（血清及び血漿以外）は、血餅や血球を含むため、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 が透過し難く、受光部 2 0 における受光量が少ない。第 1 層 6 1（血清又は血漿）は、図 5 に示すように、第 1 波長（800～1100nm）の第 1 検出光 L 1 の透過率は高く、第 2 波長（1300～2000nm）の第 2 検出光 L 2 の透過率は低い。従って、受光部 2 0 の受光量は、第 2 層 6 2 と比べ、第 1 層 6 1 が多くなる。このため、第 2 層 6 2 における受光量と第 1 層 6 1 における受光量とに応じて設定されたしきい値により、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 との界面 6 6 を検出できる。

【 0 0 3 1 】

更に、第 1 層 6 1 より上の空気 6 4 では、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 の透過率が高い。従って、受光部 2 0 の受光量は、第 1 層 6 1 と比べ、空気 6 4 の受光量が多くなる。このため、第 1 層 6 1 における受光量と空気 6 4 における受光量とに応じて設定されたしきい値により、第 1 層 6 1 と空気 6 4 との界面 6 5 を検出できる。

【 0 0 3 2 】

図 7 に示すように、血液サンプル 6 0 として第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 と第 3 層 6 3 とを含む検出対象とする。検出対象を透過する第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 の位置を Z 位置とし、各位置における受光量を示す。第 1 層 6 1 及び第 2 層 6 2 の受光量は、図 6 に示す例と同様である。第 3 層 6 3 は、分離剤であり、図 5 に示すように、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 の透過率が高くなる場合がある。従って、受光部 2 0 の受光量は、第 1 層 6 1 における受光量、第 2 層 6 2 における受光量よりも多くなる。このため、第 2 層 6 2 と第 3 層 6 3 における受光量、第 3 層 6 3 と第 1 層 6 1 における受光量に応じて設定されたしきい値により、第 2 層 6 2 と第 3 層 6 3 との界面 6 8、第 3 層 6 3 と第 1 層 6 1 との界面 6 7 を検出できる。また、図 6 に示す血液サンプル 6 0 と同様に、図 7 に示す血液サンプル 6 0 においても、第 1 層 6 1 と空気 6 4 との界面 6 5 を検出できる。なお、分離剤の種類によって、波長と透過率の関係（透過率が高い波長帯、透過率が低い波長帯）は異なるものがあるため、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 の波長は、分離剤毎に、透過や吸収を考慮して選択される。

【 0 0 3 3 】

（効果）

以上記述したように、本実施形態によれば、以下の効果を奏する。

（1-1）界面検出センサ 1 は、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 とを含む血液サンプル 6 0 に対して第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを投光し、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 との界面を検出する。界面検出センサ 1 は、2 つの第 1 投光素子 1 1 及び第 2 投光素子 1 2 と、単一の受光素子 2 1 とを有する。第 1 投光素子 1 1 は、第 1 波長の第 1 検出光 L 1 を投光する。第 2 投光素子 1 2 は、第 1 波長と異なる第 2 波長の第 2 検出光 L 2 を投光する。単一の受光素子 2 1 は、第 1 投光素子 1 1 及び第 2 投光素子 1 2 から投光され血液サンプル 6 0 を透過した第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを受光し、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光

10

20

30

40

50

L 2 に応じた受光信号 S 2 1 を出力する。第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 は、透過する第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 とで変化する。したがって、単一の受光素子 2 1 において、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 との受光量により、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 との境界を検出できる。つまり、受光素子 2 1 から出力される単一の受光信号は、第 1 検出光 L 1 に応じた受光量の変化と、第 2 検出光 L 2 に応じた受光量変化とを合成した（加算した）単一の受光変化を示す。このように、複雑な処理を行うことなく、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを単一の受光素子 2 1 で受光するという簡易な処理で界面を検出できる。

【 0 0 3 4 】

（ 1 - 2 ）識別ラベル 5 1 が試験管 5 0 に貼付された場合、その識別ラベル 5 1 は、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 による第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 の変化に対する影響は少ないため、識別ラベル 5 1 が貼付された試験管 5 0 に収容された血液サンプル 6 0 の第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 の界面、又は第 1 層 6 1 と第 3 層 6 3 との界面を容易に検出できる。

10

【 0 0 3 5 】

（ 1 - 3 ）界面検出センサ 1 は、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 を受光する単一の受光素子 2 1 を有する。この単一の受光素子 2 1 における受光量は、第 1 検出光 L 1 と第 1 検出光 L 1 とをそれぞれ別の受光素子にて受光するものと比べて多い。従って、単一の受光素子 2 1 における受光量を多くすることができる。このため、複数の識別ラベル 5 1 が貼付された試験管 5 0 について十分な透過光量を確保でき、試験管 5 0 に収容した血液サンプル 6 0 の界面を容易に検出できる。

【 0 0 3 6 】

20

（ 1 - 4 ）界面検出センサ 1 は、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを同一光路に合流させる光合流部 3 0 を有する。これにより、第 1 検出光 L 1 を投光する第 1 投光素子 1 1 と第 2 検出光 L 2 を投光する第 2 投光素子 1 2 との試験管 5 0 に対する傾きが許容され、界面検出センサ 1 の構成、取付けを高精度とする必要がなく、簡易な構成により界面を掲出できる。

【 0 0 3 7 】

（ 第 1 実施形態の変更例 ）

・図 1 に示す増幅器 4 3 から受光量を示す信号 S 4 2 を出力するようにしてもよい。なお、受光部 2 0 の増幅器 4 3 から信号 S 4 2 を出力するようにしてもよい。

【 0 0 3 8 】

30

・上記実施形態では、受光部 2 0 の受光量としきい値とにより界面を検出したが、受光量の変化量又は変化率により界面を検出するようにしてもよい。例えば、図 6 に示す血液サンプル 6 0 では、Z 位置に対して受光量の変化量又は変化率が所定値以上の場合、そこに界面があることが検出できる。そして、第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 と試験管 5 0 との相対位置（Z 位置）により、検出した界面が第 2 層 6 2 と第 1 層 6 1 との界面 6 6 か、第 1 層 6 1 と空気 6 4 との界面 6 5 かを判定できる。

【 0 0 3 9 】

（ 第 2 実施形態 ）

以下、第 2 実施形態を図 8、図 9 に従って説明する。

なお、この実施形態において、上記実施形態と同じ構成部材については同じ符号を付してその説明の一部又は全てを省略する。

40

【 0 0 4 0 】

図 8 に示すように、第 2 実施形態の界面検出センサ 2 は、投光部 1 0 と受光部 2 0 を有しており、図 1 に示す光合流部 3 0 を備えていない。

本実施形態において、投光部 1 0 から投光される第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 は、それぞれの光路にて受光部 2 0 の受光素子 2 1 に受光される。本実施形態において、第 1 投光素子 1 1 は、受光素子 2 1 に向けて第 1 検出光 L 1 を投光するように配置され、第 2 投光素子 1 2 は、受光素子 2 1 に向けて第 2 検出光 L 2 を投光するように配置される。つまり、第 1 投光素子 1 1 及び第 2 投光素子 1 2 は、単一の受光素子 2 1 に向けて第 1 検出光 L 1 及び第 2 検出光 L 2 を投光するように配置される。本実施形態の界面検出センサ 2

50

は、図 1 に示す光合流部 30 を備えていないため、簡略化された構成により、検出対象である血液サンプル 60 の界面 65, 67, 68 (図 2 に示す界面 65, 66) を検出できる。

【0041】

(効果)

以上記述したように、本実施形態によれば、上記実施形態の効果に加え、以下の効果を奏する。

【0042】

(2-1) 投光部 10 から投光される第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 は、それぞれの光路にて受光部 20 の受光素子 21 に受光される。本実施形態の界面検出センサ 2 は、第 1 実施形態の界面検出センサ 1 と比べ、より簡略化された構成により、検出対象である血液サンプル 60 の界面 65, 67, 68 (図 2 に示す界面 65, 66) を検出できる。

10

【0043】

(第 2 実施形態の変更例)

・上記第 2 実施形態では、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とがそれぞれ単一の受光素子 21 に受光されればよく、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 の光路は適宜変更できる。

【0044】

図 9 から図 12 は、高さ方向 (Z 方向) から見た試験管 50、第 1 投光素子 11、第 2 投光素子 12 及び受光素子 21 を示す。

図 9 に示すように、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とが平行となるように第 1 投光素子 11 及び第 2 投光素子 12 が配置されてもよい。

20

【0045】

図 10 に示すように、第 1 投光素子 11 と第 2 投光素子 12 は、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とが試験管 50 及び血液サンプルへの入射、出射において屈折した後に単一の受光素子 21 に入射するように配置されてもよい。

【0046】

図 11 に示すように、第 1 投光素子 11 と第 2 投光素子 12 は、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とが試験管 50 の内面で反射した後に単一の受光素子 21 に入射するように配置されてもよい。この場合、第 1 投光素子 11 及び第 2 投光素子 12 と単一の受光素子 21 とが試験管 50 に対して同じ側に配置されるため、界面検出センサの小型化を図ることができる。

30

【0047】

図 12 に示すように、第 1 投光素子 11 と第 2 投光素子 12 は、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とがミラー 35 にて反射された後に単一の受光素子 21 に入射するように配置されてもよい。

【0048】

(第 3 実施形態)

以下、第 3 実施形態を図 13 に従って説明する。

なお、この実施形態において、上記実施形態と同じ構成部材については同じ符号を付してその説明を省略する。

40

【0049】

本実施形態の界面検出センサ 3 の投光部 10 は、1 つの投光素子 15 と、その 1 つの投光素子 15 を駆動するドライバ 16 とを有している。この投光素子 15 は、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とを投光可能に構成されている。つまり、この投光素子 15 は、2 つの発光領域を備え、ドライバ 16 によって駆動されることにより、それぞれの発光領域から第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とを投光する。

【0050】

1 つの投光素子 15 により、第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とを容易に投光できる。また、1 つの投光素子 15 により第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 とを投光させることにより、1 つの受光素子 21 にて第 1 検出光 L1 と第 2 検出光 L2 との同時受光を容易とす

50



ることができる。

【 0 0 5 1 】

( 効果 )

以上記述したように、本実施形態によれば、上記実施形態の効果に加え、以下の効果を奏する。

【 0 0 5 2 】

( 3 - 1 ) 投光部 1 0 は、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを投光する 1 つの投光素子 1 5 を有している。これにより、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを容易に投光できる。

【 0 0 5 3 】

( 3 - 2 ) 1 つの投光素子 1 5 により第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを投光させることにより、1 つの受光素子 2 1 にて第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 との同時受光を容易とすることができる。

【 0 0 5 4 】

( 変更例 )

上記各実施形態は、以下の態様で実施してもよい。上記実施形態および以下の変更例は、技術的に矛盾しない範囲で互いに組み合わせて実施することができる。

【 0 0 5 5 】

・上記各実施形態における検出対象を適宜変更することができる。

図 1 4 に示すように、検出対象 7 0 は、互いに重ねられた第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 とからなる。第 1 層 7 1 及び第 2 層 7 2 は、固体である。この検出対象 7 0 は、例えばレーザ加工により互いに溶着されるものである。第 1 層 7 1 の材料は、例えばレーザ透過性を有する樹脂である。第 2 層 7 2 の材料は、レーザ吸収性を有する樹脂である。

【 0 0 5 6 】

界面検出センサ 1 により、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 とが接する界面を検出する。この検出した界面に対し、加工するレーザ光をフォーカスする、又は界面からレーザ光を少しデフォーカスするように、レーザ光の焦点距離を調整する。これにより第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 とを効率よく溶着できる。

【 0 0 5 7 】

なお、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 とを同じ材料とし、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 との間に接着剤 7 3 を介在させる。この接着剤をレーザ光や紫外線光にて溶融させ、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 とを接着する。第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 との間の界面を検出することにより、接着剤層の厚さを検出することができる。

【 0 0 5 8 】

また、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 とを有する成形品を検査対象としてもよい。例えば、金型による 2 色成形品の場合、界面検出センサにより、成形後の第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 との厚さの検査を検査できる。また、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 との間に 2 つの界面を検出した場合、第 1 層 7 1 と第 2 層 7 2 との間に空気等の層が形成されていることが判る。これにより、成形品の良否判定を行うことができるようになる。

【 0 0 5 9 】

・上記各実施形態では、第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 とを含む血液サンプル 6 0 ( 第 1 層 6 1 と第 2 層 6 2 と第 3 層 6 3 とを含む血液サンプル 6 0 ) を検査対象とした。界面は、空気等の気体と液体又は固体との間の境界にも形成される。従って、1 層のみからなるものを検査対象とし、その検査対象と外部雰囲気 ( 空気等 ) との境界を検出するようにしてもよい。

【 0 0 6 0 】

・上記実施形態に対し、検出対象の層をゲル状としてもよい。

・上記各実施形態に対し、第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを投光する投光部 1 0 の構成を適宜変更してもよい。

【 0 0 6 1 】

10

20

30

40

50

例えば、ファイバーレーザを用い、ファイバーに入射する第 1 のレーザ光をと、その第 1 のレーザ光を増幅する励起光とを 2 つの検出光として用いるようにしてもよい。

また、ファイバカプラにて第 1 検出光 L 1 と第 2 検出光 L 2 とを合流して検出対象に向けて投光するようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

・上記実施形態に対し、3 つ以上の検出光を投光する投光部としてもよい。

〔 付 記 1 〕

〔 付 記 1 〕

第 1 層と第 2 層とを含む検出対象に対して検出光を投光し、前記第 1 層と前記第 2 層との界面を検出するための界面検出センサであって、

第 1 波長の第 1 検出光を投光する第 1 投光部と、

前記第 1 波長と異なる第 2 波長の第 2 検出光を投光する第 2 投光部と、

前記第 1 投光部及び前記第 2 投光部から投光され前記検出対象を透過した前記第 1 検出光と前記第 2 検出光とを受光し、前記第 1 層と前記第 2 層とで変化する前記第 1 検出光及び前記第 2 検出光に応じた単一の受光信号を出力する単一の受光部と、

を備えた界面検出センサ。

〔 付 記 2 〕

前記第 1 検出光と前記第 2 検出光とを同一光路に合流させる光合流部を備える付記 1 に記載の界面検出センサ。

〔 付 記 3 〕

前記受光信号の受光量に基づいて、前記第 1 層と前記第 2 層との界面を判定する判定部を備えた付記 1 又は付記 2 に記載の界面検出センサ。

〔 付 記 4 〕

前記第 1 投光部と前記第 2 投光部とを制御する制御部を備え、

前記制御部は、前記第 1 検出光及び前記第 2 検出光をパルス状にて投光するとともに、前記第 1 検出光と前記第 2 検出光とが同時に前記受光部に入射するように前記第 1 投光部及び前記第 2 投光部を制御する、

付記 1 から付記 3 のいずれか一つに記載の界面検出センサ。

〔 付 記 5 〕

前記検出対象は、血液サンプルを収容した試験管であり、

前記第 1 層は、血清又は血漿であり、

前記第 2 層は、血清及び血漿を除く成分からなり、

前記第 1 波長及び前記第 2 波長は、赤外線領域の波長であり、

前記第 2 波長は、前記第 1 波長よりも長波長側の波長である、

付記 1 から付記 4 のいずれか一つに記載の界面検出センサ。

〔 付 記 6 〕

前記試験管には、1 枚又は複数枚の識別ラベルが貼付されている、付記 5 に記載の界面検出センサ。

〔 付 記 7 〕

前記第 1 波長及び前記第 2 波長は、近赤外線領域である、付記 1 から付記 6 のいずれか一つに記載の界面検出センサ。

〔 付 記 8 〕

前記第 1 波長は、8 0 0 n m 以上 1 1 0 0 n m 以下であり、

前記第 2 波長は、1 3 0 0 n m 以上 2 0 0 0 n m 以下である、

付記 1 から付記 7 のいずれか一つに記載の界面検出センサ。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

1 ~ 3 界面検出センサ

1 0 投光部

1 1 第 1 投光素子 ( 第 1 投光部 )

10

20

30

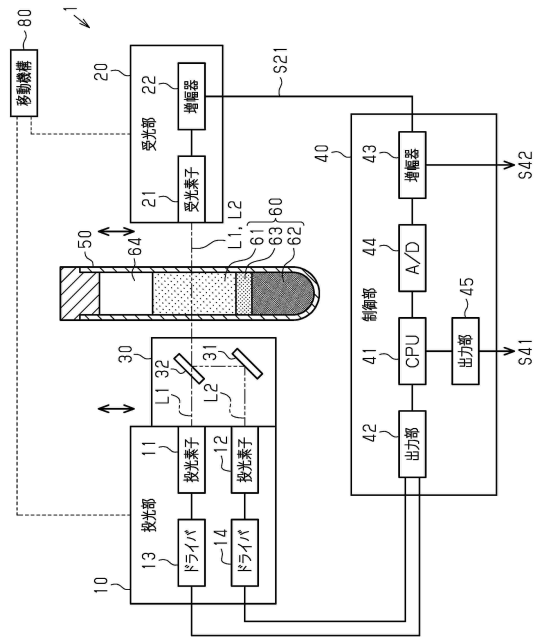
40

50

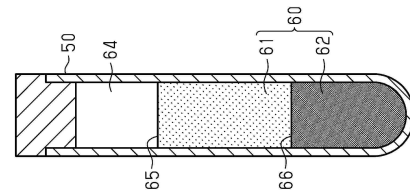
1 2	第 2 投光素子 ( 第 2 投光部 )	
1 3	第 1 ドライバ	
1 4	第 2 ドライバ	
1 5	投光素子	
1 6	ドライバ	
2 0	受光部	
2 1	受光素子 ( 単一の受光部 )	
2 2	増幅器	
3 0	光合流部	
3 1	反射ミラー	10
3 2	ダイクロイックミラー	
3 5	ミラー	
4 0	制御部 ( 判定部、制御部 )	
4 1	C P U	
4 2	出力部	
4 3	増幅器	
4 4	A / D 変換器	
4 5	出力部	
5 0	試験管	
5 1	識別ラベル	20
6 0	血液サンプル ( 検出対象 )	
6 1	第 1 層 ( 血清 , 血漿 )	
6 2	第 2 層 ( 血清 , 血漿以外 )	
6 3	第 3 層 ( 分離剤 )	
6 4	空気	
6 5 ~ 6 8	界面	
7 0	検出対象	
7 1	第 1 層	
7 2	第 2 層	
7 3	接着剤	30
8 0	移動機構	
A 1 ~ A 4	特性線	
L 1	第 1 検出光	
L 2	第 2 検出光	
S 2 1	受光信号	
S 4 1	検出信号	
S 4 2	信号	

【図面】

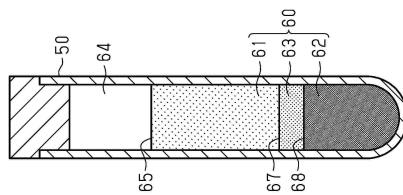
【 図 1 】



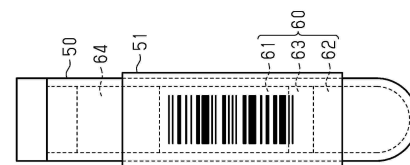
【 図 2 】



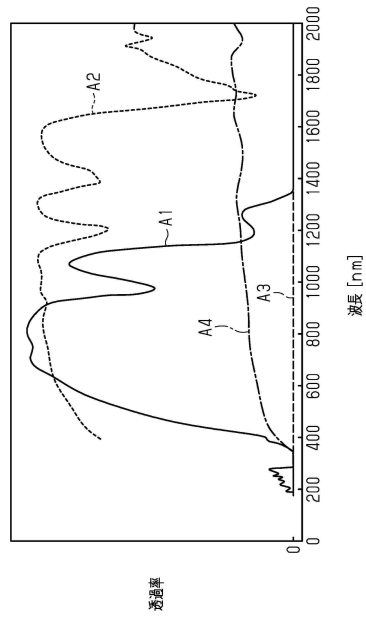
【 図 3 】



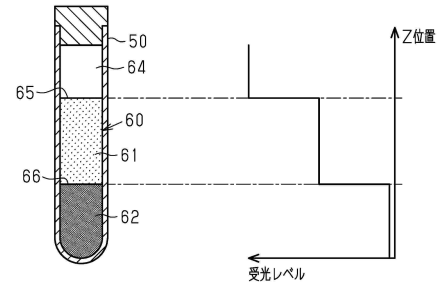
【 図 4 】



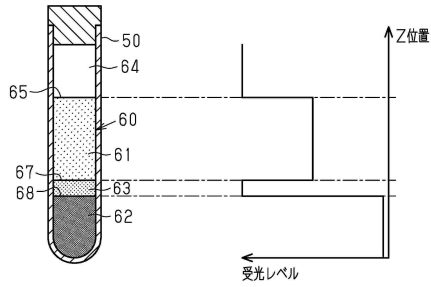
【 図 5 】



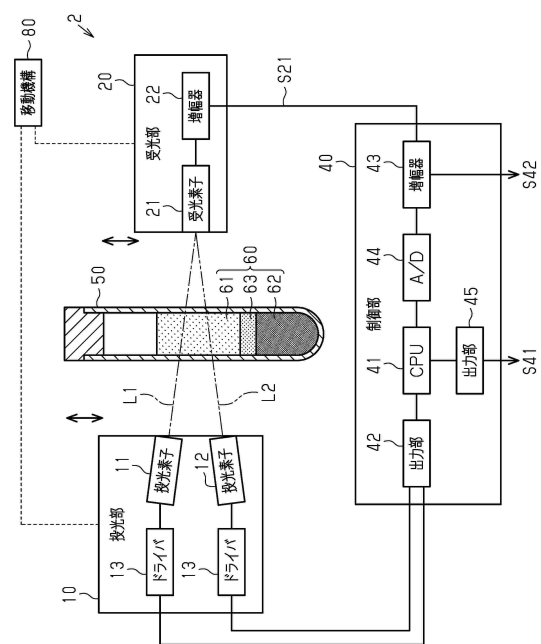
【 図 6 】



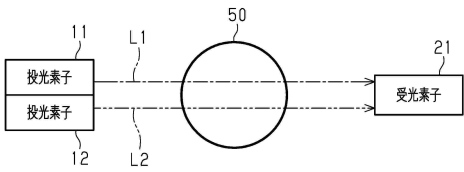
【 図 7 】



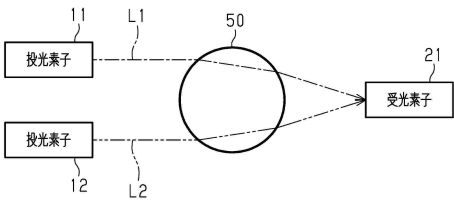
【圖 8】



【図 9】

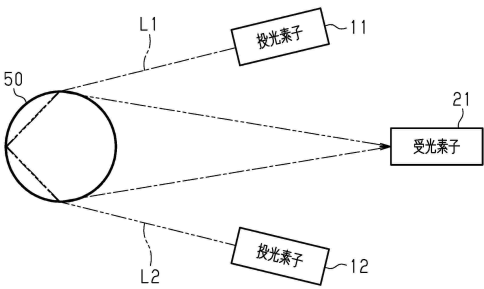


【図 10】

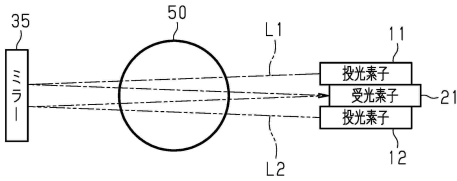


10

【図 11】



【図 12】



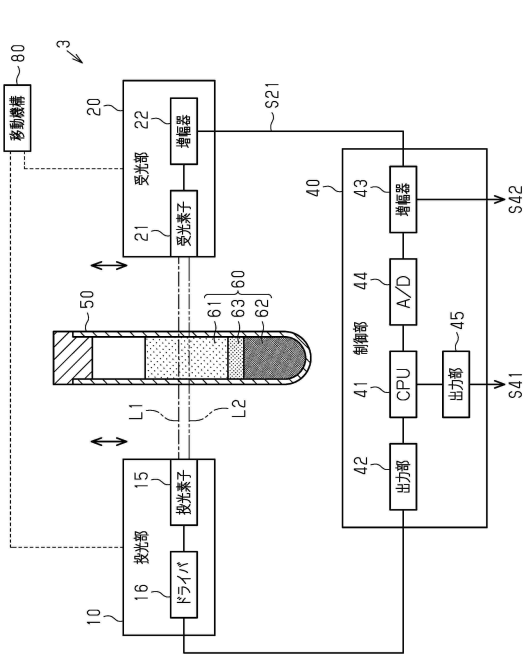
20

30

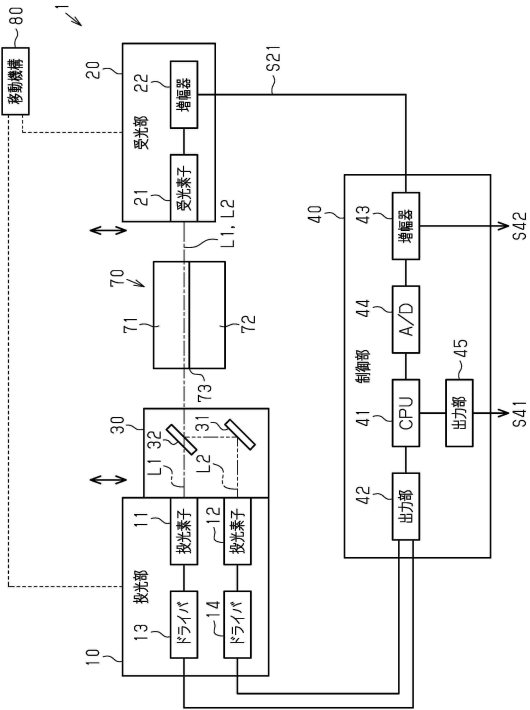
40

50

【図 13】



【図 14】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

ナソニック株式会社内  
(72)発明者 長坂 憲士朗  
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内  
(72)発明者 大塚 友範  
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内  
(72)発明者 小宮 友紀  
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内  
審査官 岡田 卓弥  
(56)参考文献 特開 2 0 1 7 - 2 1 1 2 8 8 ( J P , A )  
特表 2 0 0 5 - 5 1 6 2 1 2 ( J P , A )  
特開平 9 - 1 3 3 5 6 8 ( J P , A )  
特開平 5 - 2 4 9 0 3 7 ( J P , A )  
米国特許第 4 7 2 7 2 4 7 ( U S , A )  
(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
G 0 1 F 2 3 / 2 9 2  
G 0 1 N 2 1 / 1 7 - 2 1 / 6 1  
G 0 1 N 3 3 / 4 8 - 3 3 / 4 9