

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6548838号
(P6548838)

(45) 発行日 令和1年7月24日(2019.7.24)

(24) 登録日 令和1年7月5日(2019.7.5)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/1455 (2006.01) A 6 1 B 5/1455
G O 1 N 21/552 (2014.01) G O 1 N 21/552

請求項の数 12 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-558912 (P2018-558912)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年11月22日 (2017.11.22)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/042023</p> <p>(87) 国際公開番号 W02018/123369</p> <p>(87) 国際公開日 平成30年7月5日 (2018.7.5)</p> <p>審査請求日 平成30年12月5日 (2018.12.5)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2016-251323 (P2016-251323)</p> <p>(32) 優先日 平成28年12月26日 (2016.12.26)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 000006013 三菱電機株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号</p> <p>(74) 代理人 110001195 特許業務法人深見特許事務所</p> <p>(72) 発明者 篠原 弘介 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三 菱電機株式会社内</p> <p>(72) 発明者 榎 健太郎 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三 菱電機株式会社内</p> <p>(72) 発明者 秋山 浩一 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三 菱電機株式会社内</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体物質測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

信号光、参照光、および補正光を含む赤外光を放射する赤外光源部と、
 生体表面に密着させることが可能なATRプリズムと、
 前記ATRプリズムから出射された赤外光を検出する赤外光検出器と、
 前記参照光の波長 1 において検出された赤外光の強度が I 1、
 前記補正光の波長 2 において検出された赤外光の強度が I 2 のときに、
 以下の式 (A 1) および (A 2) に従って、前記信号光の波長 において検出されたス
 ペクトル S () を S () に補正する制御部とを備え、

$$I () = (I 2 - I 1) \times (- 1) / (2 - 1) - I 1 \dots (A 1)$$

$$S () = S () - I () \dots (A 2)$$

前記信号光の波長は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長であり、かつグ
 ルコースによって吸収される波長であり、

前記参照光の波長は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長であり、かつグ
 ルコースによって吸収されない波長であり、

前記補正光の波長は、前記測定対象の生体物質の吸収が相対的に小さい波長である、生
 体物質測定装置。

【請求項2】

信号光、参照光、および補正光を含む赤外光を放射する赤外光源部と、

生体表面に密着させることが可能なATRプリズムと、

前記 A T R プリズムから出射された赤外光を検出する赤外光検出器と、
 前記参照光の波長 2 において検出された赤外光の強度が I 2、
 前記補正光の波長 3 において検出された赤外光の強度が I 3 のときに、
 以下の式 (A 3) および (A 4) に従って、前記信号光の波長 1 において検出された
 赤外光の強度 I 1 を I 1 に補正する制御部とを備え、

$$I () = (I 3 - I 2) \times (- 2) / (3 - 2) - I 2 \dots (A 3)$$

$$I 1 = I 1 - I (1) \dots (A 4)$$

前記信号光の波長は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長であり、かつゲ
 ルコースによって吸収される波長であり、

前記参照光の波長は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長であり、かつゲ
 ルコースによって吸収されない波長であり、

前記補正光の波長は、前記測定対象の生体物質の吸収が相対的に小さい波長である、生
 体物質測定装置。

【請求項 3】

前記 A T R プリズムは、第 1 の端面、第 2 の端面、第 3 の端面、および第 4 の端面を有
 し、

前記赤外光源部から放射された赤外光が、前記第 1 の端面に入射され、前記第 2 の端面
 および前記第 3 の端面で前記入射された赤外光が全反射を繰り返しながら内部を透過し、
 前記第 4 の端面から出射される、請求項 1 または 2 に記載の生体物質測定装置。

【請求項 4】

前記赤外光源部は、
 前記信号光を放射する信号光用赤外光源と、
 前記参照光を放射する参照光用赤外光源と、
 前記補正光を放射する補正光用赤外光源とを含み、
 前記信号光用赤外光源および前記参照光用赤外光源は、各々が単一波長の赤外光を放射
 する量子カスケードレーザであり、

前記補正光用赤外光源は、半導体レーザである、請求項 1 または 2 に記載の生体物質測
 定装置。

【請求項 5】

前記赤外光源部は、
 前記信号光を放射する信号光用赤外光源と、
 前記参照光を放射する参照光用赤外光源と、
 前記補正光を放射する補正光用赤外光源とを含み、
 前記信号光用赤外光源および前記参照光用赤外光源は、単一波長の赤外光を放射する複
 数の量子カスケードレーザが集積された波長集積素子であり、

前記補正光用赤外光源は、半導体レーザである、請求項 1 または 2 に記載の生体物質測
 定装置。

【請求項 6】

前記赤外光検出器は、特定波長を選択的に検出する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記
 載の生体物質測定装置。

【請求項 7】

前記赤外光検出器の受光部の表面にプラズモン共鳴が生じることにより、少なくとも 1
 つの波長の赤外光を吸収し、前記吸収された波長のうち少なくとも 1 つが、前記測定対象
 の生体物質の吸収波長に相当する、請求項 1 または 2 に記載の生体物質測定装置。

【請求項 8】

前記赤外光検出器の受光部の表面に周期的に凹部または凸部が形成され、前記受光部の
 最表面が表面プラズモン共鳴を生じる材料である、請求項 1 または 2 に記載の生体物質測
 定装置。

【請求項 9】

前記赤外光検出器の受光部の表面の凹部または凸部の周期が、前記測定対象の生体物質

10

20

30

40

50

の吸収波長に対応するように定められている、請求項 8 に記載の生体物質測定装置。

【請求項 10】

前記赤外光検出器の受光部の表面に、赤外光が垂直に入射する、請求項 9 に記載の生体物質測定装置。

【請求項 11】

前記赤外光検出器の受光部の表面が、内部から順に金属薄膜、絶縁膜、金属パッチが積層されることによって形成され、前記金属パッチのサイズに応じて、吸収波長が制御可能である、請求項 1 または 2 に記載の生体物質測定装置。

【請求項 12】

前記金属パッチの形状は正方形であり、前記金属パッチが配列されている周期が、前記測定対象の生体物質の吸収波長よりも長く、かつ前記金属パッチの一辺よりも大きい、請求項 11 に記載の生体物質測定装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体物質測定装置に関し、特に、赤外光を用いて生体内に存在する糖などの生体物質を測定する生体物質測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の侵襲型センサは、針を用いて採血を行い、生体中の物質の成分を解析する。特に、日常的に利用されている血糖値センサについては、穿刺による患者の苦痛緩和のため、非侵襲方式が求められている。非侵襲血糖値センサとして、糖の指紋スペクトルを直接検出することができる赤外光を利用した測定が試みられているが、赤外光は水の吸収が強いため皮膚から深くまで到達することができない。このため、生体中の糖による吸収が小さくても血糖値を安定的にかつ高精度に検出する技術が求められている。

20

【0003】

このような要求に対し、たとえば、特許文献 1 に記載の装置では、ATR (Attenuated Total Reflection) プリズムを用いた測定により SN 比を向上させている。ATR プリズムを伝搬する赤外光は、被測定皮膚と ATR プリズムの境界面で全反射を繰り返す。全反射する境界面ではエバネッセント光が発生して被測定皮膚に侵入する。エバネッセント光が水、糖、およびその他生体物質によって吸収および散乱するため、ATR プリズムを伝搬する赤外光の強度が減衰する。したがって、全反射を繰り返す回数が増える程、伝搬する赤外光の強度が減衰する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2015 - 173935 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 では、グルコースの吸収波長付近のみで測定を行っており、生体の散乱に起因する測定誤差を考慮した補正を行っていない。

40

【0006】

それゆえに、本発明の目的は、生体の散乱に起因する測定誤差を考慮して、検出した赤外光を補正する生体物質測定装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の生体物質測定装置は、信号光、参照光、および補正光を含む赤外光を放射する赤外光源部と、生体表面に密着させることが可能な ATR プリズムと、ATR プリズムから出射された赤外光を検出する赤外光検出器と、検出された赤外光のスペクトルが S (

50

)、参照光の波長 λ_1 において検出された赤外光の強度が I_1 、補正光の波長 λ_2 において検出された赤外光の強度が I_2 のときに、以下の式 (B1) および (B2) に従って、信号光の波長 λ において検出されたスペクトル $S(\lambda)$ を $S'(\lambda)$ に補正する制御部とを備える。

【0008】

$$I(\lambda) = (I_2 - I_1) \times (\lambda - \lambda_1) / (\lambda_2 - \lambda_1) - I_1 \dots (B1)$$

$$S'(\lambda) = S(\lambda) - I(\lambda) \dots (B2)$$

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、制御部は、参照光の波長 λ_1 において検出された赤外光の強度が I_1 、補正光の波長 λ_2 において検出された赤外光の強度が I_2 のときに、式 (B1) および (B2) に従って、信号光の波長 λ において検出されたスペクトル $S(\lambda)$ を $S'(\lambda)$ に補正する。これによって、生体の散乱に起因する測定誤差を考慮して、検出された赤外光が補正されるので、より高精度に生体物質を測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施の形態1の血糖値測定装置を表わす図である。

【図2】ATRプリズム55を表わす図である。

【図3】実施の形態1において赤外光検出器58によって測定される赤外スペクトルを表わす図である。

【図4】実施の形態2の血糖値測定装置を表わす図である。

【図5】実施の形態2において赤外光検出器58によって測定される赤外強度を表わす図である。

【図6】実施の形態3の赤外光検出器58に含まれるセンサアレイ1000の模式図である。

【図7】実施の形態4の赤外光検出器58の構成を表わす図である。

【図8】実施の形態4の半導体光素子100の上面図である。

【図9】吸収体10を省略した実施の形態4の半導体光素子100の上面図である。

【図10】図9の半導体光素子100をIII-III方向に見た場合の断面図である。

【図11】実施の形態4の半導体光素子100に含まれる吸収体10を表わす図である。

【図12】実施の形態5の波長選択構造部11の上面図である。

【図13】図12の波長選択構造部11をV-V方向に見た場合の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。

実施の形態1.

以下、測定対象の生体物質として血糖値を例に挙げて説明するが、本実施の形態の測定装置は血糖値の測定に限定するものではなく、他の生体物質の測定にも適用することができる。

【0012】

図1は、実施の形態1の血糖値測定装置を表わす図である。

この血糖値測定装置は、赤外光源部51と、凹面鏡52と、光ファイバ53と、ATRプリズム55と、光ファイバ56と、レンズ57と、赤外光検出器58と、制御部60とを備える。

【0013】

赤外光源部51は、たとえばフーリエ赤外分光器または波長可変レーザによって構成される。赤外光源部51から放射される赤外光は、信号光、波長 λ_1 の参照光、および波長 λ_2 の補正光を含む。

【0014】

凹面鏡52は、赤外光源部51から出射された赤外光を集光して、光ファイバ53に送

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 1 5 】

光ファイバ 5 3 は、赤外光を伝送する。光ファイバ 5 3 の先端は、A T R プリズム 5 5 と接続する。

【 0 0 1 6 】

A T R プリズム 5 5 は、生体表面 5 4 に密着可能である。

図 2 は、A T R プリズム 5 5 を表わす図である。

【 0 0 1 7 】

光ファイバ 5 3 から出射された入射赤外光 1 1 a は、A T R プリズム 5 5 の端面 2 0 で反射し、伝搬赤外光 1 1 b となる。伝搬赤外光 1 1 b は、生体表面 5 4 に接触した A T R プリズム 5 5 の内部を、A T R プリズム 5 5 の端面 2 0 a および 2 0 b で全反射を繰り返しながら透過する。A T R プリズム 5 5 内を透過した伝搬赤外光 1 1 b は、A T R プリズム 5 5 の端面 2 0 d で反射し、放射赤外光 1 1 c となる。放射赤外光 1 1 c は、光ファイバ 5 3 に送られる。

10

【 0 0 1 8 】

光ファイバ 5 6 の一端は、A T R プリズム 5 5 と接続し、A T R プリズム 5 5 から出射される赤外光を受光する。光ファイバ 5 6 は、赤外光を伝送する。光ファイバ 5 6 の他端は、レンズ 5 7 と接続する。

【 0 0 1 9 】

光ファイバ 5 6 から出射される赤外光は、レンズ 5 7 を介して、赤外光検出器 5 8 へ送られる。

20

【 0 0 2 0 】

赤外光検出器 5 8 は、A T R プリズム 5 5 から出射され、光ファイバ 5 6 およびレンズ 5 7 を経由して入射される赤外光を検出する。

【 0 0 2 1 】

図 3 は、実施の形態 1 において赤外光検出器 5 8 によって測定される赤外スペクトルを表わす図である。

【 0 0 2 2 】

図 3 に示す赤外スペクトルには、測定および生体に起因する雑音が存在する。たとえば生体中のグルコース以外の物質による光吸収、A T R プリズム 5 5 の生体への押付圧力および接触角度、生体における光散乱光学系の不安定性が雑音の原因となりうる。

30

【 0 0 2 3 】

制御部 6 0 は、これらの雑音を除去するため、以下の式に従って、信号光の波長 において検出された赤外スペクトル $S(\lambda)$ を $S'(\lambda)$ に補正する。

【 0 0 2 4 】

参照光の波長 λ_1 において検出された赤外光の強度を I_1 とする。

補正光の波長 λ_2 において検出された赤外光の強度を I_2 とする。

【 0 0 2 5 】

$$I(\lambda) = (I_2 - I_1) \times (\lambda - \lambda_1) / (\lambda_2 - \lambda_1) - I_1 \dots (1)$$

$$S'(\lambda) = S(\lambda) - I(\lambda) \dots (2)$$

40

参照光は、バックグラウンドとして用いるため、参照光の波長 λ_1 は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長である。参照光の波長 λ_1 は、グルコースの吸収ピーク付近であって、かつグルコースの吸収に影響されない波長であることが望ましい。たとえば、参照光の波長 λ_1 は、 $8.0 \sim 10 \mu\text{m}$ の領域であって、かつグルコースの吸収に影響されない波長であることが望ましい。

【 0 0 2 6 】

生体における光散乱の影響を除去するため、補正光の波長 λ_2 は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に小さい波長である。補正光の波長 λ_2 は、赤外領域の波長であることが望ましい。たとえば、補正光の波長 λ_2 は、水による吸収の小さい $0.8 \sim 2.5 \mu\text{m}$ であることが望ましい。

50

【 0 0 2 7 】

実施の形態 2 .

図 4 は、実施の形態 2 の血糖値測定装置を表わす図である。

【 0 0 2 8 】

実施の形態 2 の血糖値測定装置が、実施の形態 1 の血糖値測定装置と相違する点は、赤外光源部 5 1 および制御部 6 0 である。

【 0 0 2 9 】

赤外光源部 5 1 は、血糖値の算出に用いられる信号光を放射する信号光用赤外光源 1 5 1 と、バックグラウンドとして利用される参照光を放射する参照光用赤外光源 2 5 1 と、補正光を放射する補正光用赤外光源 3 5 1 とを備える。

10

【 0 0 3 0 】

信号光用赤外光源 1 5 1、参照光用赤外光源 2 5 1、および補正光用赤外光源 3 5 1 は、特定波長の光を放射する。

【 0 0 3 1 】

信号光用赤外光源 1 5 1 は、単一波長 1 の信号光を放射する量子カスケードレーザである。参照光用赤外光源 2 5 1 は、単一波長 2 の参照光を放射する量子カスケードレーザである。量子カスケードレーザは、中赤外領域で発振可能であり、小型、かつ高出力である。

【 0 0 3 2 】

補正光用赤外光源 3 5 1 は、単一波長 3 の補正光を放射する半導体レーザである。半導体レーザは、光通信に用いられ、安価である。

20

【 0 0 3 3 】

図 5 は、実施の形態 2 において赤外光検出器 5 8 によって測定される赤外強度を表す図である。

【 0 0 3 4 】

図 5 に示すように、特定波長の光を放射するレーザ光源を用いる場合、得られる結果は赤外スペクトルではなく赤外光強度となる。

【 0 0 3 5 】

制御部 6 0 は、これらの雑音を除去するため、以下の式に従って、信号光の波長 1 において検出された赤外光の強度 I_1 を I_1' に補正する。

30

【 0 0 3 6 】

参照光の波長 2 において検出された赤外光の強度を I_2 とする。

補正光の波長 3 において検出された赤外光の強度と I_3 とする。

【 0 0 3 7 】

$$I() = (I_3 - I_2) \times (\quad - 2) / (\quad 3 - 2) - I_2 \dots (3)$$

$$I_1' = I_1 - I(1) \dots (4)$$

ここで、信号光の波長 1 は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長である。信号光の波長 1 はグルコースの吸収ピークのいずれかに略一致する波長であることが望ましい。たとえば 8 . 0 ~ 1 0 μm の領域であって、かつグルコースの吸収ピークのいずれかに略一致する波長であることが望ましい。

40

【 0 0 3 8 】

参照光は、バックグラウンドとして用いるため、参照光の波長 2 は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に大きい波長である。参照光の波長 2 は、グルコースの吸収ピーク付近であって、かつグルコースの吸収に影響されない波長であることが望ましい。たとえば、参照光の波長 2 は、8 . 0 ~ 1 0 μm の領域であって、かつグルコースの吸収に影響されない波長であることが望ましい。

【 0 0 3 9 】

生体における光散乱の影響を除去するため、補正光の波長 3 は、測定対象の生体物質の吸収が相対的に小さい波長である。補正光の波長 3 は、近赤外領域の波長であることが望ましい。たとえば、補正光の波長 3 は、水による吸収の小さい 0 . 8 ~ 2 . 5 μm

50

であることが望ましい。

【 0 0 4 0 】

[実施の形態 2 の変形例 1]

信号光用赤外光源 1 5 1 および参照光用赤外光源 2 5 1 は、複数の吸収ピークに略一致する波長で発振する複数の量子カスケードレーザであってもよい。これにより、複数波長を用いて血糖値の測定をすることが可能になり、さらなる精度の向上が可能である。

【 0 0 4 1 】

あるいは、信号光用赤外光源 1 5 1 および参照光用赤外光源 2 5 1 は、単一波長の赤外光を放射する複数の量子カスケードレーザが集積された波長集積素子であってもよい。波長集積素子を用いることにより装置の小型化と装置の組立の簡単化が可能となる。

10

【 0 0 4 2 】

[実施の形態 2 の変形例 2]

赤外光源部 5 1 には広帯域の光を放射する量子カスケードレーザ、フィラメントに電流を流して加熱するタイプの熱光源、加熱部に周期パターンを設けたプラズモンまたはメタマテリアル光源を用いてもよい。そして、赤外光検出器 5 8 は、特定波長を選択的に検出する構成でもよい。フィラメントに電流を流して加熱するタイプの熱光源は、印加する電流の量によって温度が制御可能であるため、黒体放射に従った広帯域な赤外線が放射される。加熱部に周期パターンを設けたプラズモンまたはメタマテリアル光源は、放射波長域は表面構造で規定されるため不要な放射が抑制されるので、高効率な光源である。

【 0 0 4 3 】

実施の形態 3 .

図 6 は、実施の形態 3 の赤外光検出器 5 8 に含まれるセンサアレイ 1 0 0 0 の模式図である。センサアレイ 1 0 0 0 は、それぞれ異なる波長の光を検出する非冷却赤外線センサ（以下、センサ画素ともいう）1 1 0 , 1 2 0 , 1 3 0 , 1 4 0 によって構成される。

20

【 0 0 4 4 】

センサ画素 1 1 0 , 1 2 0 , 1 3 0 , 1 4 0 は、それぞれ例えば受光部の表面にプラズモン共鳴を利用した波長選択型吸収体を含む。波長選択型吸収体は、選択した波長の赤外光を検出する。選択された波長の赤外光のみを検出する非冷却赤外線センサのアレイを含む赤外光検出器 5 8 を用いることによって、複数の波長の測定を同時に行えるため、短時間での測定が可能となる。

30

【 0 0 4 5 】

また、下記に示すように、プラズモン共鳴を利用することによって、分光フィルタが不要となるため、装置の構成が簡易化され、低コスト化が可能である。また、赤外波長域ではフィルタ自体の熱放射があるため波長選択性が低下することになるが、受光部にプラズモン構造を用いることによって波長選択性が向上する。これによって、血糖値の分析など極微量な成分を検出するための高感度化が達成できる。

【 0 0 4 6 】

たとえば、信号光の波長を A , B、参照光の波長を C、補正光の波長を D としたとき、赤外光検出器 5 8 のセンサ画素 1 1 0 , 1 2 0 , 1 3 0 , 1 4 0 が、A , B , C , D の波長の赤外光を検出する。ただし、補正光の波長用の赤外光検出器には、光通信に用いられる安価な光検出器を用いてもよい。

40

【 0 0 4 7 】

波長 A および B のうち少なくとも 1 つが、測定対象の生体物質の波長に相当する。

外部の背景および人体からの放射される赤外線も赤外光検出器 5 8 に入射することがあるが、波長 A , B , C を互いに非常に近い値に設定することによって、背景および人体から放射される赤外線の影響がほぼ等しくなるので、ノイズの影響を最小限にすることができる。

【 0 0 4 8 】

また、このノイズを除外するために、放射赤外光をチョッパーを用いてある周波数でチョッピングしても良い。また、赤外光源部 5 1 自体をパルス駆動させ、その周波数を用い

50

てチョッピングすることによって検出感度を上げることにもできる。センサ画素 110, 120, 130, 140 からの出力信号を、チョッピング周波数でフーリエ変換することによってノイズを低減した出力が得られるものとしてもよい。

【0049】

なお、さらに検出する波長を増やす場合はセンサ画素を追加すればよい。センサ画素の表面周期構造のみを制御することによって、検出波長を調整することができるような場合には、アレイ化した画素の数だけの波長を検出することができる。

【0050】

以下、赤外光検出器 58 の具体例について説明する。

赤外光検出器 58 のセンサ画素に用いられる非冷却赤外線センサ（熱型の赤外線センサ）の方式には、焦電型、ボロメータ、サーモパイル、SOI (silicon on insulator) 型ダイオードなどがある。方式が異なっても、プラズモン共鳴をセンサの受光部つまり吸収体に用いることで波長選択が可能になる。よって、本実施の形態は、非冷却赤外線センサの方式によらず、いずれの方式でも赤外光検出器 58 として用いることができる。

【0051】

実施の形態 4 .

図 7 は、実施の形態 4 の赤外光検出器 58 の構成を表す図である。

【0052】

この赤外光検出器 58 は、集積波長選択型赤外センサである。赤外光検出器 58 は、センサアレイ 1000 と、検出回路 1010 とを備える。

【0053】

センサアレイ 1000 は、行列状に配置された 9 × 6 個の画素（半導体光素子）100 を備える。基板 1 の上に 9 × 6 個の半導体光素子 100 が X 軸および Y 軸方向にマトリクス状（アレイ状）に配置されている。Z 軸に平行な方向から光が入射する。すなわち、赤外光検出器 58 は、ATR プリズム 55 から出射された赤外光を垂直に受ける。

【0054】

検出回路 1010 は、センサアレイ 1000 の周囲に設けられる。検出回路 1010 は、半導体光素子 100 が検出した信号を処理することによって、画像を検出する。検出回路 1010 は、検出波長が少ない場合は画像を検出する必要が無く、各素子からの出力を検出すれば良い。

【0055】

以下では、半導体光素子 100 の一例として、熱型の赤外線センサを用いて説明する。

図 8 は、実施の形態 4 の半導体光素子 100 の上面図である。図 8 に示すように、半導体光素子 100 は、吸収体 10 を含む。

【0056】

図 9 は、吸収体 10 を省略した実施の形態 4 の半導体光素子 100 の上面図である。図 9 では、明確化のために配線上の保護膜や反射膜は省略してある。図 10 は、図 9 の半導体光素子 100 を III - III 方向に見た場合の断面図（吸収体 10 等を含む）である。図 11 は、実施の形態 4 の半導体光素子 100 に含まれる吸収体 10 を表す図である。

【0057】

図 7 ~ 図 11 に示すように、半導体光素子 100 は、たとえば、シリコンからなる基板 1 を含む。基板 1 には中空部 2 が設けられる。中空部 2 の上には、温度を検知する温度検知部 4 が配置される、温度検知部 4 は、2 本の支持脚 3 によって支持されている。支持脚 3 は、図 9 に示すように、上方から見ると L 字型に折れ曲がったブリッジ形状を有する。支持脚 3 は、薄膜金属配線 6 と、薄膜金属配線 6 を支える誘電体膜 16 とを含む。

【0058】

温度検知部 4 は、検知膜 5 と、薄膜金属配線 6 とを含む。検知膜 5 は、たとえば、結晶シリコンを用いたダイオードからなる。薄膜金属配線 6 は、支持脚 3 にも設けられ、絶縁膜 12 で覆われたアルミニウム配線 7 と検知膜 5 とを電気的に接続している。薄膜金属配線 6 は、例えば、厚さ 100 nm のチタン合金からなる。検知膜 5 が出力した電気信号は

10

20

30

40

50

、支持脚 3 に形成された薄膜金属配線 6 を経由してアルミニウム配線 7 に伝わり、図 7 の検出回路 1010 によって取り出される。薄膜金属配線 6 と検知膜 5 の間、および薄膜金属配線 6 とアルミニウム配線 7 との間の電氣的接続は、必要に応じて上下方向に延在する導電体（図示せず）を介して行っても良い。

【0059】

赤外線を反射する反射膜 8 は、中空部 2 を覆うように配置されている。ただし、反射膜 8 と温度検知部 4 とは熱的に接続されない状態で、支持脚 3 の少なくとも一部の上方を覆うように配置されている。

【0060】

温度検知部 4 の上方には、図 10 に示すように、支持柱 9 が設けられている。支持柱 9 10 の上に吸収体 10 が支持されている。つまり、吸収体 10 は、温度検知部 4 と支持柱 9 によって接続されている。吸収体 10 は、温度検知部 4 と熱的に接続されているので、吸収体 10 で生じた温度変化が温度検知部 4 に伝わる。

【0061】

一方、吸収体 10 は、反射膜 8 とは熱的に接続されない状態で、反射膜 8 よりも上方に配置される。吸収体 10 は、反射膜 8 の少なくとも一部を覆い隠すように側方に板状に広がっている。そのため、半導体光素子 100 は、図 8 に示すように、上方から見ると吸収体 10 のみが見える。他の様態として、吸収体 10 が温度検知部 4 の直上に直接形成されていても良い。

【0062】

本実施の形態では、吸収体 10 の表面には、図 8、図 10 に示すように、ある波長の光の選択的に吸収する波長選択構造部 11 が設けられている。また、吸収体 10 の裏面、つまり支持柱 9 側には、裏面からの光の吸収を防止する吸収防止膜 13 が設けられている。このように構成によって、吸収体 10 では、ある波長の光を選択的に吸収することができる。なお、波長選択構造部 11 においても光の吸収が生じる場合があるので、本実施の形態では、波長選択構造部 11 を含めて吸収体 10 とする。

【0063】

次に、波長選択構造部 11 が表面プラズモンを利用する構造の場合について説明する。光の入射面に金属による周期構造を設けると、表面周期構造に応じた波長で表面プラズモンが生じ、光の吸収が生じる。そのため、吸収体 10 の表面を金属で形成し、入射光の波長、入射角度、および金属表面の周期構造によって吸収体 10 の波長選択性を制御することができる。

【0064】

本実施の形態では、金属膜の内部の自由電子が寄与する現象と、周期構造による表面モードの生成とについて、吸収の観点からは同義とみなし、両者を区別すること無く、両者を表面プラズモン、表面プラズモン共鳴、または単に共鳴と呼ぶ。また、疑似表面プラズモン、メタマテリアルと呼ばれる場合もあるが、吸収の観点から見た現象としては同様のものとして扱う。また、本実施の形態の構成は、赤外光以外の波長域、例えば可視、近赤外、THz 領域の波長の光においても有効である。

【0065】

図 11 に示すように、吸収体 10 の表面に設けられるある波長の光の吸収を選択的に増加する波長選択構造部 11 は、金属膜 42 と、本体 43 と、凹部 45 によって構成される。

【0066】

吸収体 10 の表面、すなわち受光部である半導体光素子 100 の最表面に設けられる金属膜 42 の種類は、Au、Ag、Cu、Al、Ni、または Mo などの表面プラズモン共鳴を生じる金属から選択される。あるいは、金属膜 42 の種類は、TiN 等の金属窒化物、金属ホウ化物、金属炭化物などのプラズモン共鳴を生じる材料であっても良い。吸収体 10 の表面の金属膜 42 の膜厚は、入射赤外光が透過しない厚さであれば良い。このような膜厚であれば、吸収体 10 の表面における表面プラズモン共鳴のみが電磁波の吸収およ

10

20

30

40

50

び放射に影響し、金属膜42の下は材料は吸収等に光学的な影響を与えない。

【0067】

μ を金属膜42の透磁率、 σ を金属膜42電気伝導率、 k を入射光の角振動数としたとき、表皮効果の厚さ(skin depth) δ は以下の式で表される。

【0068】

$$\delta = \left(\frac{2}{\mu \sigma} \right)^{1/2} \dots (5)$$

たとえば、吸収体10の表面の金属膜42の膜厚 t が、 δ の少なくとも2倍の厚さ、すなわち数10nmから数100nm程度であれば、吸収体10の下部への入射光の漏れ出しは十分に小さくできる。

【0069】

たとえば、金と酸化シリコン(SiO_2)の熱容量を比較すると、酸化シリコンの方が小さい。よって、酸化シリコンの本体43、および金の金属膜42の表面からなる吸収体は、金のみからなる吸収体に比べて熱容量を小さくすることができ、その結果、応答を速くすることができる。

【0070】

吸収体10の作製方法について説明する。

誘電体あるいは半導体からなる本体43の表面側に対してフォトリソグラフィとドライエッチングを用いて周期構造を形成した後に、金属膜42をスパッタ等で形成する。次に、裏面についても同様に、周期構造を作製した後に金属膜42を形成する。

【0071】

なお、凹部45の直径は数 μm 程度と小さいため、金属膜42を直接エッチングして凹部を形成するよりも、本体43をエッチングして凹部を形成した後に金属膜42を形成する方が、製造工程が容易となる。また、金属膜42にはAuまたはAgのような高価な材料が使用されるため、誘電体または半導体の本体43を用いることによって金属の使用量を減らして、コストを低減することができる。

【0072】

次に、図11を参照しながら、吸収体10の特性について説明する。直径 $d = 4 \mu\text{m}$ 、深さ $h = 1.5 \mu\text{m}$ の円柱形の凹部45が、受光部である半導体光素子100の表面に周期 $p = 8 \mu\text{m}$ で正方格子状に配置されたものとする。この場合、吸収波長は約 $8 \mu\text{m}$ となる。また、直径 $d = 4 \mu\text{m}$ 、深さ $h = 1.5 \mu\text{m}$ の円柱形の凹部45が、周期 $p = 8.5 \mu\text{m}$ で正方格子状に配置されたものとする。この場合、吸収波長は、ほぼ約 $8.5 \mu\text{m}$ となる。

【0073】

入射光の吸収波長および放射波長と、凹部45の周期との関係は、2次元周期構造であれば、正方格子状、三角格子状等の配置でもほぼ同じであり、吸収波長および放射波長は、凹部45の周期によって決定される。周期構造の逆格子ベクトルを考慮すれば、理論的には、正方格子配置においては、吸収および放射波長が周期とほぼ等しいのに対して、三角格子配置では、吸収および放射波長は、周期 $\times 3/2$ となる。しかしながら、実際には凹部45の直径 d によって吸収および放射波長はわずかに変化するため、どちらの周期構造においても、ほぼ周期と等しい波長が吸収あるいは放射されると考えられる。

【0074】

したがって、吸収される赤外光の波長は、凹部45の周期によって制御できる。吸収体10によって吸収される波長が、測定対象の生体物質の吸収波長に一致するように、凹部45の周期が定められる。

【0075】

凹部45の直径 d は、一般に周期 p の $1/2$ 以上であることが望ましい。凹部45の直径 d が周期 p の $1/2$ よりも小さい場合は、共鳴効果が小さくなり、吸収率は低下する傾向にある。ただし、共鳴は、凹部45内の三次元的な共鳴であるため、直径 d が周期 p の $1/2$ より小さくても十分な吸収が得られる場合もあるので、周期 p に対する直径 d の値は、適宜、個別に設計される。重要なのは、吸収波長が主に周期 p によって制御されるこ

10

20

30

40

50

とである。直径 d が周期 p に対してある値以上であれば、吸収体 10 は、十分な吸収特性を有するため、設計に幅をもたせることができる。一方、表面プラズモンの分散関係の一般式を参照すれば、吸収される光は、凹部 45 の深さ h には無関係であり、周期 p にのみ依存する。よって、図 11 に示す凹部 45 の深さ h には、吸収波長および放射波長は依存しない。

【0076】

なお、これまで凹部 45 が周期的に配置された吸収体について説明したが、逆に凸部が周期的に配置された構造としても同様の効果がある。

【0077】

これらの凹凸構造を有する吸収体 10 の吸収は、垂直入射の場合が最大となる。吸収体 10 への入射角度が垂直入射からずれた場合、吸収波長も変化する。よって、赤外光が垂直に吸収体 10 に照射されるように、赤外光検出器 58 が配置される。

【0078】

実施の形態 5 .

図 12 は、実施の形態 5 の波長選択構造部 11 の上面図である。図 13 は、図 12 の波長選択構造部 11 を V - V 方向に見た場合の断面図である。

【0079】

この波長選択構造部 11 は、金属薄膜 14 と、金属薄膜 14 の上の絶縁膜 18 と、絶縁膜 18 の上の金属パッチ 17 とを備える。

【0080】

金属薄膜 14 は、たとえば、アルミニウム、または金などからなる。

絶縁膜 18 は、酸化シリコンなどで構成される。絶縁膜 18 は、絶縁体、誘電体、またはシリコン、ゲルマニウムなどの半導体からなる。絶縁膜 18 の材料を選択することにより、検出波長、検出波長の数、および検出波長の帯域を制御できる。

【0081】

金属パッチ 17 は、たとえば、金、銀、またはアルミニウムなどの金属によって形成される。

【0082】

金属パッチ 17 の大きさ（図 12 の x 、 y 方向の寸法）によって、プラズモン共鳴を生じる波長を制御することができる。このため、金属パッチ 17 の大きさを変えることにより、吸収波長を選択できる。したがって、吸収体 10 によって吸収される波長が、測定対象の生体物質の吸収波長に一致するように、金属パッチの大きさが定められる。たとえば、図 12 に示すように、金属パッチ 17 の形状が正方形の場合、一辺の長さが $3 \mu\text{m}$ であれば、吸収波長は $7.5 \mu\text{m}$ 程度となり、一辺の長さが $3.5 \mu\text{m}$ であれば、吸収波長は $8.8 \mu\text{m}$ 程度となる。この場合、金属パッチ 17 の周期は、測定対象の生体物質の吸収波長よりも大きく、かつ金属パッチ 17 の一辺よりも大きくなるように定められる。これによって、金属パッチ 17 の周期は、吸収波長にほぼ影響を及ぼさなくすることができる。

【0083】

本実施の形態の吸収体を用いることによって、画素の小型化が可能になるため、アレイ化した場合に赤外光検出器 58 の面積を縮小することができる。

【0084】

また、本実施の形態の波長選択構造部 11 の吸収構造は、入射角度依存性が無く、入射角度を変化させても吸収波長が変わらない。同様に、金属パッチ 17 が対称形状、2 次元周期構造の場合は、偏光依存性も無い。よって、赤外光検出器 58 の設置角度について許容範囲が広がる。携帯型の場合、赤外光検出器 58 のずれが懸念されるため、本実施の形態の吸収構造を用いることによって、携帯性に優れるといった顕著な効果がある。

【0085】

なお、図 12 では、金属パッチ 17 が、一定の周期でマトリックス状（2 次元）に配置されているが、1 次元に配置してもよい。この場合は、偏光依存性が生じるが、赤外光源

10

20

30

40

50

の偏光に配置の方向を合わせることによって、迷光を除去することができる。よって、S/N比が改善され、より精度の高い血糖値の測定が可能になる。

【0086】

金属パッチ17の代わりに、金属以外のグラフェンによって形成されたものを用いてもよい。金属パッチ17をグラフェンによって形成した場合、膜厚が1原子層まで薄くできるため、熱時定数を小さくでき、高速動作が可能となる。あるいは、金属パッチ17の代わりに、前述のように表面プラズモン共鳴を生じる材料を用いてもよい。

【0087】

絶縁膜18の代わりに、酸化シリコンなどの絶縁体、誘電体、またはシリコン、ゲルマニウムなどの半導体を用いてもよい。材料を選択することにより、検出波長、検出波長の数、および検出波長の帯域を制御できる。

10

【0088】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【符号の説明】

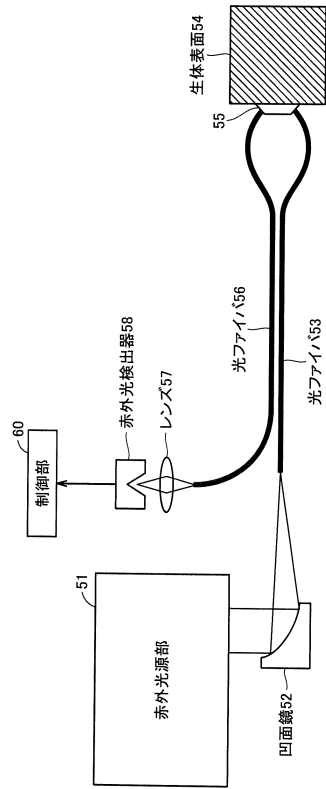
【0089】

1 基板、2 中空部、3 支持脚、4 温度検知部、5 検知膜、6 薄膜金属配線、7 アルミニウム配線、8 反射膜、9 支持膜、10 吸収体、11 波長選択構造部、11a 入射赤外光、11b 伝搬赤外光、11c 放射赤外光、12 絶縁膜、13 吸収防止膜、14 金属薄膜、16 誘電体膜、17 金属パッチ、18 絶縁膜、20a, 20b, 20c, 20d ATRプリズム端面、42 金属膜、43 本体、45 凹部、51 赤外光源部、52 凹面鏡、53, 56 光ファイバ、54 生体表面、55 ATRプリズム、57 受光レンズ、58 赤外光検出器、100 半導体光素子、110, 120, 130, 140 非冷却赤外線センサ、1000 センサアレイ、1010 検出回路。

20

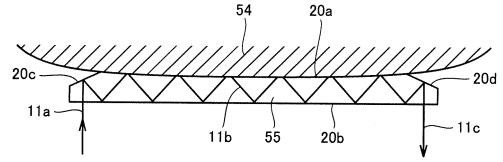
【図1】

図1



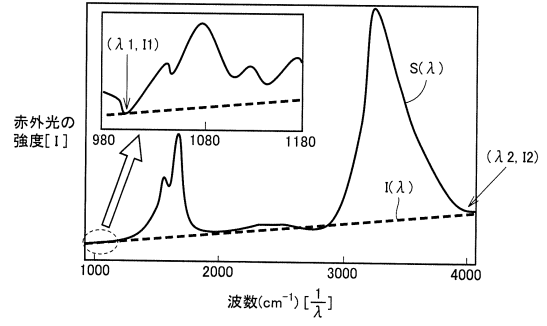
【図2】

図2



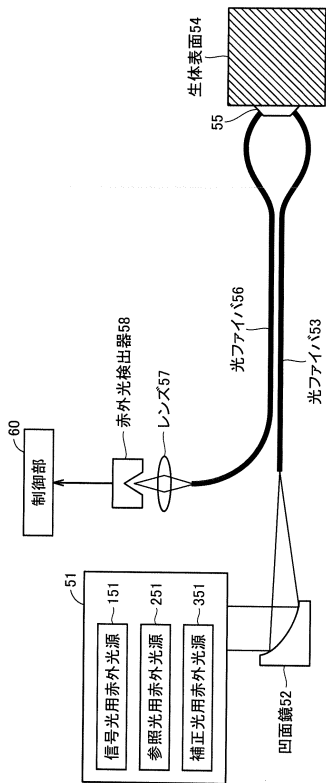
【図3】

図3



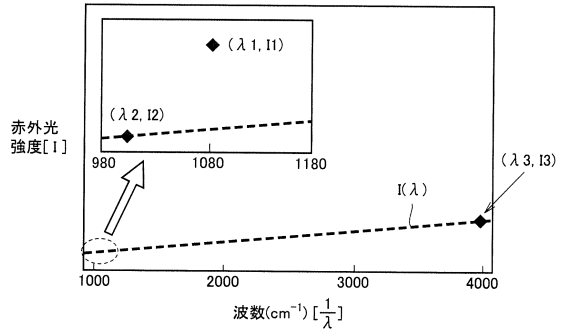
【図4】

図4



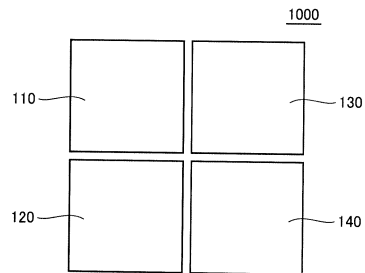
【図5】

図5



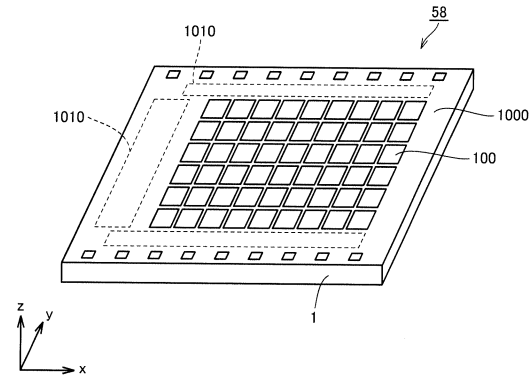
【図6】

図6



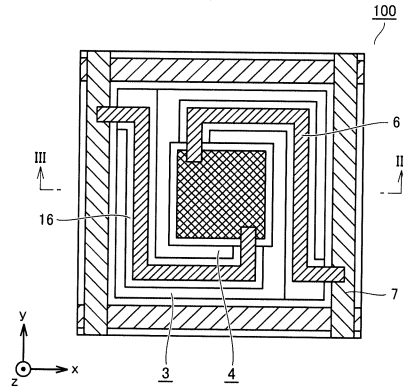
【 7 】

图7



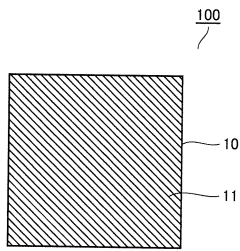
【 9 】

图9



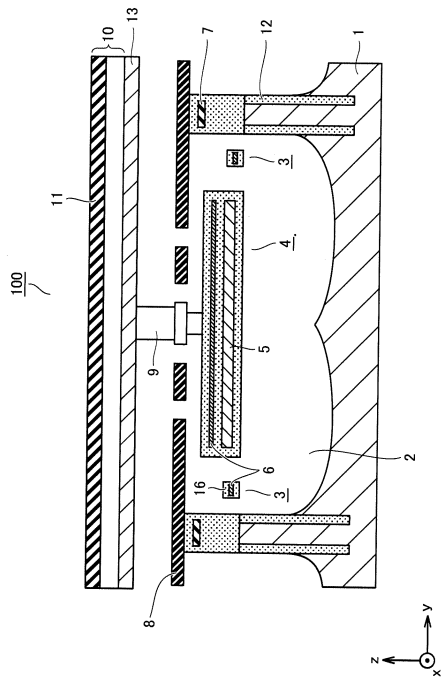
【 8 】

图8



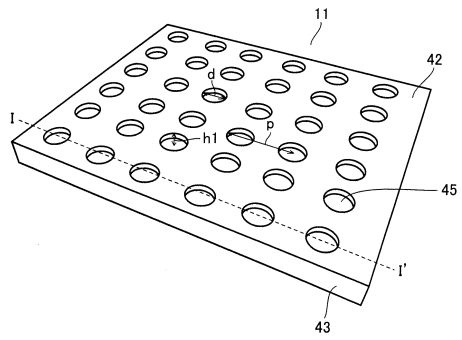
【 10 】

图10



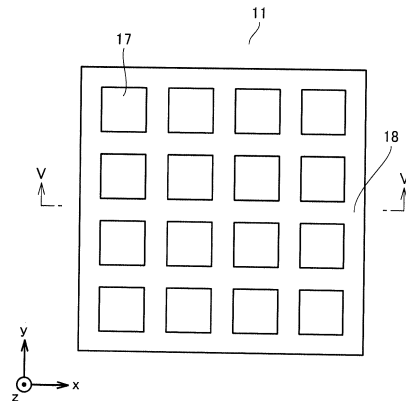
【 11 】

图11



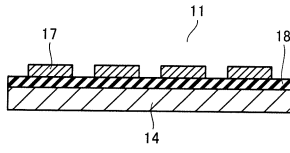
【 12 】

图12



【 13 】

图13



フロントページの続き

- (72)発明者 小川 新平
東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内
- (72)発明者 藤澤 大介
東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内

審査官 松本 隆彦

- (56)参考文献 特開平05-176917(JP,A)
特開2015-198689(JP,A)
特表2002-527136(JP,A)
特開2004-329888(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|--------|
| A61B | 5/1455 |
| G01N | 21/35 |
| G01N | 33/66 |
| G01N | 21/552 |