

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-127635

(P2017-127635A)

(43) 公開日 平成29年7月27日 (2017.7.27)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 M 1/16 (2006.01)	A 6 1 M 1/16 1 1 1	2 G 0 4 3
G 0 1 N 21/33 (2006.01)	G 0 1 N 21/33	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 Z	4 C 0 7 7

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2017-4373 (P2017-4373)	(71) 出願人	000000033
(22) 出願日	平成29年1月13日 (2017.1.13)		旭化成株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2016-6410 (P2016-6410)		東京都千代田区神田神保町一丁目105番地
(32) 優先日	平成28年1月15日 (2016.1.15)	(74) 代理人	100066980
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 森 哲也
		(74) 代理人	100103850
			弁理士 田中 秀▲てつ▼
		(72) 発明者	杉山 聖
			東京都千代田区神田神保町一丁目105番地 旭化成株式会社内
		Fターム (参考)	2G043 AA01 BA16 CA03 DA05 EA01 EA13 JA02 KA03 KA05 KA08 LA01 NA01 NA11

最終頁に続く

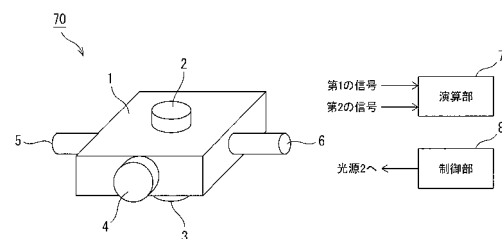
(54) 【発明の名称】 濃度測定モジュール、透析装置及び濃度算出方法

(57) 【要約】

【課題】 流体に含まれる2成分の濃度を同時に測定することのできる濃度測定モジュールを提供する。

【解決手段】 内部に被照射体を導入可能な筐体1を備える濃度測定モジュール70において、筐体1の外部に設けられ筐体1の内部に出力光を入射する光源2と、光源2の出力光の波長に対して感度を有し、筐体1内から放射される光を受光する第1の受光部3と、第1の受光部3よりも長い波長に対して感度を有し、筐体1内から放射される光を受光する第2の受光部4と、を備える。第1の受光部3から出力される第1の信号と第2の受光部4から出力される第2の信号とに基づき演算部7で濃度演算を行い、第1の信号に応じた第一の成分の濃度と、第2の信号に応じた第二の成分の濃度とをそれぞれ演算する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内部に被照射体を導入可能な筐体と、
前記筐体の内部に出力光を入射する光源と、
前記光源の出力光の波長に対して感度を有し、前記筐体内から放射される光を受光する第 1 の受光部と、
前記第 1 の受光部よりも長い波長に対して感度を有し、前記筐体内から放射される光を受光する第 2 の受光部と、
を備える濃度測定モジュール。

【請求項 2】

前記第 1 の受光部は、
前記出力光のうち前記筐体内部を透過した光を受光し、
前記第 2 の受光部は、
前記光源の出力光により励起された前記筐体内の励起光を受光する請求項 1 に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 3】

前記第 1 の受光部は、
前記出力光のうち前記被照射体により減衰する波長に対して感度を有し、
前記第 2 の受光部は、
前記出力光により励起された前記被照射体が放射する前記出力光よりも長波長の励起光に対して感度を有する請求項 1 または請求項 2 に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 4】

前記被照射体は、2 成分以上の物質を含む請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 5】

前記第 1 の受光部の前記筐体の内部に対する視野体積 P と、
前記第 2 の受光部の前記筐体の内部に対する視野体積 Q とは、
 $1 \leq Q/P \leq 200$
を満たす請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 6】

前記光源と前記第 1 の受光部とは、前記光源の出射面と前記第 1 の受光部の受光面とが向かい合うように配置され、
前記光源と前記第 1 の受光部と前記第 2 の受光部とは、
前記光源と前記第 1 の受光部とを通る直線のうちの前記筐体内部に相当する線分に対して、前記第 2 の受光部の受光面の法線とが直交する位置関係となるように配置される請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 7】

前記第 2 の受光部の受光面の法線は、前記光源と前記第 1 の受光部とを通る直線のうちの前記筐体内部に相当する線分の中点を通る請求項 6 に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 8】

前記光源と前記第 1 の受光部とを通る直線のうちの前記筐体内部に相当する線分の長さ X は、 $1 \text{ mm} \leq X \leq 10 \text{ mm}$ を満たす請求項 6 又は請求項 7 に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 9】

前記光源と前記第 1 の受光部とを通る直線のうちの前記筐体内部に相当する線分の長さ X は、 $2 \text{ mm} \leq X \leq 5 \text{ mm}$ を満たす請求項 6 から請求項 8 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 10】

前記光源と前記第 1 の受光部とを通る直線のうちの前記筐体内部に相当する線分の長さ X と、前記第 2 の受光部の受光面の法線を含む直線のうちの前記筐体内部に相当する線分

10

20

30

40

50

の長さ Y とは、

$$2 \leq Y / X \leq 50$$

を満たす請求項 6 から請求項 9 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 11】

前記光源、前記第 1 の受光部及び前記第 2 の受光部を含む面で前記筐体を断面視したときの断面形状は長方形である請求項 1 から請求項 10 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 12】

前記被照射体は、尿素とアルブミンを含む請求項 1 から請求項 11 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 13】

前記第 1 の受光部は、

前記出力光のうち、前記被照射体に含まれる尿素によって減衰する光の波長に対して感度を有し、

前記第 2 の受光部は、

前記出力光により前記被照射体に含まれるアルブミンが発する励起光の波長に対して感度を有する請求項 12 に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 14】

前記光源は、200nm 以上 300nm 以下の範囲の発光波長帯域を持つ発光ダイオードである請求項 1 から請求項 13 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 15】

前記第 1 の受光部及び前記第 2 の受光部の出力に基づいて、前記被照射体に含まれる成分の濃度を算出する演算部をさらに備える請求項 1 から請求項 14 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 16】

前記光源の駆動を制御する制御部をさらに備える請求項 1 から請求項 15 の何れか一項に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 17】

前記制御部は、前記出力光がデューティ比 20% 以下の発光パルスとなるように前記光源を駆動する請求項 16 に記載の濃度測定モジュール。

【請求項 18】

請求項 1 から請求項 17 の何れか一項に記載の濃度測定モジュールを備える透析装置。

【請求項 19】

光源の出力光が照射される被照射体中に含まれる 2 成分の物質の濃度を算出する方法であって、

前記被照射体による前記出力光の吸収量に相関のある第 1 の信号を取得するステップと

、
前記出力光による前記被照射体の励起量に相関のある前記第 1 の信号とは異なる第 2 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号に基づいて前記 2 成分の物質の濃度を算出するステップと、

を備える濃度算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は濃度測定モジュール、透析装置及び濃度算出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

腎不全等によって腎機能を失った患者の血液を、患者の腎臓に代わって浄化する血液処理として各種の透析治療がある。この透析治療のうち、患者の血液を体外の回路に循環さ

10

20

30

40

50

せ、透析膜で隔てられ且つ別の回路にて循環させられている透析液中に、血液中の老廃物を排出させる血液透析治療において、透析液の排液中に溶け込んでいる患者から排出された老廃物を継続的にモニタリングすることで、透析の進行度合いを把握しようとする透析排液モニタが知られている。

【0003】

透析排液モニタとしては、特許文献1に記載されている様に透析排液の紫外光の透過率から測定する方法が提案されている。

一方、透析医療の向上により、透析治療が長期化する患者が増え、 $\beta 2$ ミクログロブリンが沈着することにより起こる透析アミロイドーシス等の合併症が問題となってきた。透析アミロイドーシスは、低分子タンパク質を除去することのできる高透過性能透析膜を用いることにより、症状を緩和させることができることがわかっている。しかしながら、このような高透過性能透析膜は他の物質の透過性能も高いため、例えば、体液の浸透圧の調整を行ったり、有用物質を体内で運搬したりするために必要なアルブミンも同時に漏出させてしまう。

【0004】

そこで、特許文献2では1回の透析治療で起こるアルブミンの漏出量を最適化するために、患者の血液性状に関するパラメータや、血液浄化条件に関するパラメータ等のパラメータに基づいて回帰計算を行い、臨床アルブミン漏出量の予測値の算出や、目標アルブミン漏出量を得るための透析条件の算出を行っている。

このように、アルブミン漏出量は透析治療の質的向上のために必要なパラメータであるため、患者の状態に合わせて透析条件を変更することで、アルブミン漏出を低減させることが望ましい。しかし、あまり漏出量を低減させすぎると、透析量が目的の値を下回ることで、本来取り除かれなければならない老廃物の除去が不十分になる恐れがある。

【0005】

このため、高透過性能透析膜を用いて適切な透析を行うためには、透析排液中の老廃物である尿素様溶質とアルブミンの濃度を同時にリアルタイムで連続モニタリングする必要がある。そのため、特許文献3のようにフィルタによりアルブミンを含む分画とアルブミンを含まない分画とに分けて透過率を測定し、その差分をアルブミン濃度として計算する方法が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2002-516722号公報

【特許文献2】国際公開第2013/141309号パンフレット

【特許文献3】特開2015-146837号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従来技術では、透析液等の流体に含まれる2成分の物質の濃度を同時に測定することは困難であった。

そこで、本発明は、流体に含まれる2成分の物質の濃度を同時に測定することの可能な濃度測定モジュール、透析装置及び濃度算出方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様に係る濃度測定モジュールは、内部に被照射体を導入可能な筐体と、前記筐体の内部に出力光を入射する光源と、前記光源の出力光の波長に対して感度を有し、前記筐体内から放射される光を受光する第1の受光部と、前記第1の受光部よりも長い波長に対して感度を有し、前記筐体内から放射される光を受光する第2の受光部と、を備えることを特徴としている。

【0009】

また、本発明の一態様に係る透析装置は、上記態様の濃度測定モジュールを備えることを特徴としている。

さらに、本発明の一態様に係る濃度算出方法は、光源の出力光が照射される被照射体中に含まれる２成分の物質の濃度を算出する方法であって、前記被照射体による前記出力光の吸収量に相関のある第１の信号を取得するステップと、前記出力光による前記被照射体の励起量に相関のある前記第１の信号とは異なる第２の信号を取得するステップと、前記第１の信号及び前記第２の信号に基づいて前記２成分の物質の濃度を算出するステップと、を備えることを特徴としている。

【発明の効果】

【００１０】

10

本発明の一態様によれば、流体に含まれる２成分の濃度を同時に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】本発明の一実施形態に係る濃度測定モジュールの構成を示す概念図である。

【図２】本発明の一実施形態に係る濃度測定モジュールの構成を示す断面図である。

【図３】光源と第１の受光部とを結ぶ線分の筐体内に相当する部分の長さ X と I_{def} との関係を示す特性図の一例である。

【図４】光源と第１の受光部とを結ぶ直線の筐体１内に相当する部分の長さ毎の、尿酸濃度（ mg/dl ）と光源２の波長が $280nm$ であるときの透過率との関係を示す特性図の一例である。

20

【図５】本発明の一実施形態に係る透析装置の構成例を示す概念図である。

【図６】尿酸濃度と吸光係数との対応を示す特性図の一例である。

【図７】アルブミン濃度と蛍光強度との対応を表す特性図の一例である。

【図８】尿酸濃度及びアルブミン濃度を変化させた場合の、吸光係数及び蛍光強度の検出結果の一例である。

【図９】補正蛍光強度 F_{lnorm} が表す直線関係を示す特性図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

30

以下、本発明を実施するための一実施形態について、図面を用いて説明する。ただし、以下に説明する各図において相互に対応する部分には同一符号を付し、重複部分においては後述での説明を適宜省略する。また、本実施形態は、本発明の技術的思想を具体化するための構成を例示するものであって、各部の材質、形状、構造、配置、寸法等を下記のものに特定するものでない。本発明の技術的思想は、特許請求の範囲に記載された請求項が規定する技術的範囲内において、種々の変更を加えることができる。

【００１３】

<濃度測定モジュール>

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールは、内部に被照射体を導入可能な筐体と、筐体の内部に出力光を入射する光源とを備える。さらに、筐体内から放射される光を受光する第１の受光部と第２の受光部とを備え、第１の受光部は、光源の出力光の波長に

40

【００１４】

光源から放射された出力光の一部は被照射体に入射され、被照射体によってその一部が吸収された後、第１の受光部に入射される。第１の受光部は光源の出力光の波長に対して感度を有するため、第１の受光部からは、光源が放射する出力光の波長に対する被照射体の透過率に応じた電気信号（以下、第１の信号という。）が発生する。したがって、この第１の信号に基づいて、被照射体中の光吸収性溶質の濃度を算出することができる。光吸収性溶質の一例として、例えば尿素様溶質の濃度を測定することができる。

【００１５】

50

さらに光源の出力光の一部は被照射体に入射され、被照射体中に含まれる蛍光物質を励起する。励起された蛍光物質は光源の出力光よりもエネルギーの低い光、すなわち光源の出力光より長い波長の光を放射する。蛍光物質から放射された光の一部は第2の受光部に入射される。第2の受光部は第1の受光部よりも長い波長に対して感度を有するため、第2の受光部からは蛍光物質が放射する光に応じた電気信号（以下、第2の信号）が発生する。したがって、この第2の信号に基づいて、被照射体中の蛍光性溶質の濃度を算出することができる。蛍光性溶質の一例としては、例えばアルブミンの濃度を測定することができる。

これにより本発明の一実施形態における濃度測定モジュールによれば、被照射体に含まれる2成分の濃度を同時に測定することができる。

10

【0016】

<透析装置>

本発明の一実施形態における透析装置は、本発明の一実施形態における濃度測定モジュールを備えた透析装置である。

本発明の一実施形態における透析装置によれば、透析排液中に含まれる2成分を同時に連続的にモニタリングすることができる。

【0017】

<濃度算出方法>

本発明の一実施形態における濃度算出方法は、光源の出力光が照射される被照射体中に含まれる2成分の物質の濃度を算出する方法であって、被照射体により吸収される、光源の出力光の吸収量に相関のある第1の信号を取得するステップと、光源の出力光による被照射体の励起量に相関のある、第1の信号とは異なる第2の信号を取得するステップと、第1の信号及び第2の信号に基づいて、2成分の物質の濃度を算出するステップと、を備える。被照射体から第1の信号及び第2の信号をそれぞれ取得することにより、被照射体に含まれる2成分の物質の濃度を同時に測定することができる。

20

次に本発明の一実施形態に係る濃度測定モジュールの各構成要素について説明する。

【0018】

(筐体)

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールに含まれる筐体は、内部に被照射体を導入することができるようになっている。また、筐体は、筐体の外部に設けられた光源の出力光の一部を、筐体の内部に入射することが可能な形態に形成されているか、又は筐体の内部に入射することが可能な材質からなる。また筐体は、筐体内部に入射された光源の出力光の一部が、筐体外部に設けられた第1の受光部に入射可能な形態に形成されているか、又は第1の受光部に入射可能な材質からなる。さらに筐体は、被照射体中の蛍光物質が放射する光の一部を、筐体外部に設けられた第2の受光部に入射することが可能な形態に形成されているか又は第2の受光部に入射することの可能な材質からなる。具体的には、例えば筐体の一部、すなわち、光源の出射面と対向する部分、第1の受光部の受光面と対向する部分、第2の受光部の受光面と対向する部分が、光源の出力光を透過可能な材質からなる形態が考えられる。なお第1の受光部及び第2の受光部は、必ずしも筐体外部に設けられている必要はなく、光源の出力光のうち被照射体により減衰された光又は、光源の出力光により励起した被照射体の励起光を受光することができればよく、例えば筐体内に設けられていてもよい。

30

40

【0019】

光源の出力光を透過可能な材質の一例としては、ソーダガラス、ホウケイ酸ガラス、石英ガラス、水晶、サファイヤ、ダイヤモンド、スピネル、イットリウム安定化ジルコニア、SiC等が考えられるが、特にこれらに限定されるものではなく、光源の出力光の波長によって種々の材質を利用することができる。光源の出力光が紫外光の場合には、筐体の材質として例えば石英ガラス、サファイヤを用いることが好ましい。

【0020】

また筐体は、被照射体を筐体内に導入可能な被照射体流入口と、被照射体を筐体外に排

50

出するための被照射体排出口を備えることが好ましい。被照射体流入口及び被照射体排出口の一例としては、筐体の一部に貫通孔を設けた形態が考えられる。

また筐体の内部に導入される被照射体は2成分以上の物質からなることが好ましい。被照射体が2成分以上の物質からなることで、第1の信号及び第2の信号に基づいて被照射体に含まれる2成分の濃度を測定することが可能となる。

【0021】

(光源)

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールに含まれる光源は、出力光が、被照射体に照射されるように筐体の外部又は内部に設置される。光源の出力光の波長帯は、被照射体に含まれる2成分以上の物質のうち、濃度の測定対象として設定した2つの成分のうちの一方によって吸収され、他方を励起可能な波長帯であれば特に限定されない。光源は必ずしも筐体外部に設けられている必要はなく、筐体内に設けられていてもよい。

10

【0022】

励起光の強度を高め、第2の受光部の出力である第2の信号のS/N比を向上させる観点から、光源は、特に200nm以上300nm以下の波長帯を有することが好ましい。光源の波長帯が200nm以下であると、被照射体の浅部で光が吸収されてしまい十分な蛍光が得られない恐れがある。光源の波長帯が300nm以上であると、被照射体中の測定対象の一つである、タンパク質の蛍光波長とのシグナルの分離が困難になる恐れがある。

20

【0023】

波長帯が200nm以上300nm以下の光を発光する光源の一例としては、発光素子(LED)の発光層のバンドギャップが例えば4.13eV以上であるものを用いることができる。より具体的には、窒化ガリウムGa₂N又は窒化アルミニウムガリウムAlGa₂Nを発光層として持つpn接合、p-i-n接合、シングルヘテロ及びダブルヘテロ接合を用いた構造、又はそれらに多重量子井戸構造を導入した構造を有する光源を用いることができる。

【0024】

また波長帯が200nm以上300nm以下の光を発光する光源の他の例としては、水銀ランプを用いることもできる。

また出力光を単一の波長とし、測定精度を向上させる観点から、光源がバンドパスフィルタ等の光学素子を有することも好ましい。

30

また不要な反射光等が第1の受光部及び第2の受光部に入射することを防ぐ観点から、光源が出力光の出射角を制限する障害物を有することも好ましい。

【0025】

(第1の受光部)

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールに含まれる第1の受光部は、光源の出力光の波長に対して感度を有するものであれば特に限定されない。ここで感度とは、入射した光を電気信号に変換する能力を意味する。つまり本発明の一実施形態における第1の受光部は、光源の出力光の波長に対応する光が入射した際に、電気信号を出力することが可能なものであればよい。

40

【0026】

また第1の受光部は、光源の出力光のうち、筐体の内部を経て筐体の外部に放射される光を受光することが好ましい。これにより、被照射体に含まれる成分による出力光の吸収を第1の受光部で検出することができる。

また第1の受光部は、光源の出力光のうち、被照射体によって減衰する波長の光を受光することが好ましい。これにより、第1の受光部からは、被照射体に含まれる成分のうち、光源の出力光を吸収する成分の濃度に依存した信号を第1の信号として取り出すことが可能となる。

【0027】

また第1の受光部は、光源の出力光のうち、被照射体に含まれる尿素様物質の一つであ

50

る尿酸によって減衰する波長の光を受光してもよい。尿酸は、280nm以上300nm以下程度の波長の光に強い吸収を持つため、光源として、紫外光発光ダイオード（LED）を利用することができる。またこの場合、後述のように、アルブミンは280nmの光によって強く励起されるため、被照射体が尿素とアルブミンを含む場合には、両成分の濃度を同時、且つ、高精度に測定することができる。

【0028】

第1の受光部が出力する第1の信号は、例えば、後述する演算部に出力してもよい。また光源を制御する制御部に出力し、制御部で演算処理を行っても良い。

第1の受光部としては、種々の受光素子を用いることが可能である。一例としては、フォトダイオードのような受光素子が挙げられる。この場合、光源の出力光の波長に対して感度を有するために、フォトダイオードの受光層のバンドギャップを、光源の出力光の波長のエネルギーと同じかそれより小さい半導体材料で形成することができる。より具体的には、第1の受光部として、一般的なフォトダイオードや、p又はnの片方のみの電導性の層を利用したショットキー型フォトダイオード、MSM型フォトダイオード、フォトリンジスタ、フォトコンダクタのような構造を有する受光素子を用いることができるが特にこれには限定されない。

【0029】

また第1の受光部に入射する光を単一の波長とし、測定精度を向上させる観点から、第1の受光部がバンドパスフィルタ等の光学素子を有することも好ましい。

また不要な反射光等が入射することを防ぐ観点から、第1の受光部が入射光の入射角を制限する障害物を有することも好ましい。

【0030】

（第2の受光部）

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールに含まれる第2の受光部は、第1の受光部よりも長い波長に対して感度を有するものであれば特に限定されない。ここで感度とは入射した光を電気信号に変換する能力を意味する。またここで、「第2の受光部は、第1の受光部よりも長い波長に」とは、第1の受光部の出力がピークとなる波長よりも第2の受光部の出力がピークとなる波長の方が長いことを意味する。

【0031】

また第2の受光部は、光源の出力光のうち、筐体の内部を経て筐体の外部に放射される光を受光することが好ましい。これにより、光源の出力光による、被照射体に含まれる成分の励起を第2の受光部で検出することができる。

また第2の受光部は、光源の出力光によって励起された被照射体が放射する、出力光よりも長波長の励起光に感度を有することが好ましい。これにより、第2の受光部からは、被照射体に含まれる成分のうち、光源の出力光によって励起される成分の濃度に依存した信号を第2の信号として取り出すことができる。

【0032】

また第2の受光部は、光源の出力光により被照射体に含まれるアルブミンが発する励起光を受光してもよい。アルブミンは、280nmの波長の光によって強く励起されるため、光源として発光ダイオード（LED）を利用することができる。またこの場合、前述のように、尿酸は280nmの光を強く吸収するため、被照射体が尿酸とアルブミンを含む場合には、両成分の濃度を同時、且つ、高精度に測定することができる。

【0033】

第2の受光部が出力する第2の信号は、例えば、後述する演算部に出力してもよい。また光源を制御する制御部に出力し、制御部で濃度検出のための演算処理を行っても良い。

第2の受光部としては、種々の受光素子を用いることが可能である。一例としては、フォトダイオードのような受光素子が挙げられる。この場合、光源の出力光の波長に対して感度を有するために、フォトダイオードの受光層のバンドギャップを、光源の出力光の波長のエネルギーと同じかそれより小さい半導体材料で形成することができる。より具体的には、一般的なフォトダイオードや、p又はnの片方のみの電導性の層を利用したショッ

トキー型フォトダイオード、MSM型フォトダイオード、フォトランジスタ、フォトコンダクタのような構造を有する受光素子を用いることができるが特にこれには限定されない。

【0034】

また第2の受光部に入射する光を単一の波長とし、測定精度を向上させる観点から、第2の受光部がバンドパスフィルタ等の光学素子を有することも好ましい。

また不要な反射光等が入射することを防ぐ観点から、第2の受光部が入射光の入射角を制限する障害物を有することも好ましい。

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールに含まれる第2の受光部は、光源が放出し、被照射体にて蛍光発光した光を受光し、光電変換して電気信号を出力するものであればよい。

10

【0035】

第2の受光部から出力される電気信号は、例えば、光源を制御する制御部に入力することが可能である。また、第2の受光部について、第2の受光部に入射された光に応じた信号を出力することが可能なものとするには、第2の受光部を構成する受光素子（例えば、フォトダイオード）の受光層のバンドギャップを、入射した光のエネルギーと同じかそれより小さい半導体とすればよい。具体的には、第2の受光部として、フォトダイオードや、p又はnの片方のみの電導性の層を利用したショットキー型フォトダイオード、MSM型フォトダイオード、フォトランジスタ、フォトコンダクタとした構造とすればよい。

また、第2の受光部と筐体との間には、必要に応じてバンドパスフィルタ等の光学素子や、出射角を制限する障害物を入れることができる。

20

【0036】

（光源、第1の受光部及び第2の受光部の位置関係）

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールは、第1の受光部の筐体の内部に対する視野体積をPとし、第2の受光部の筐体の内部に対する視野体積をQとすると、 $1 \leq Q/P \leq 200$ を満たすことが好ましい。Pの視野体積を小さくすることで、被照射体の吸光度が大きい場合においても、測定のために必要なシグナルを得ることができる。Qの視野体積を大きくすることで、第2の受光部へ入射する光子数が増え、蛍光発光を効率よく第1の受光部、第2の受光部としてのフォトダイオードに入射できるようになる。Q/Pが1より小さいと、透過光に比して、強度の小さい蛍光を測定するために、新たな光学系、もしくは大規模な電氣的な増幅機構が必要になってしまう恐れがある。Q/Pを200より大きくした場合は、第2の受光部が光源から遠くなりすぎ、また、光路を安定して保持するが困難な形状になってしまう恐れがある。

30

【0037】

ここで第1の受光部の視野体積Pの定義を述べる。まず筐体及び第1の受光部の配置関係、筐体の材質、第1の受光部の光入射面の形状等によって第1の受光部の視野角が決定される。この視野角をもとに、第1の受光部が筐体の内部空間に対して持つ全視野領域を積算したものを視野体積Pとして定義する。第2の受光部の視野体積Qも上記と同様にして定義される。

【0038】

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールに含まれる第2の受光部は、後述の図2の筐体の断面図に示すように、光源と第1の受光部とを結ぶ線分Aのうち、筐体内部に属する部分である線分A1に対して略垂直な直線Bと第2の受光部の受光面の法線とが一致するように配置されることが好ましい。このように配置することによって、光源からの迷光成分によるノイズを最小限にすることができる。

40

またこの場合、直線Bは、線分A1の中点Sを通ることが好ましい。つまり、第2の受光部の受光面の中心を通る法線が直線Bの一部をなすように配置されることが好ましい。この様な配置とすることによって、より蛍光発光の強い部分からの光が第2の受光部に入射されやすくなる。

【0039】

50

またこの場合、線分 A 1 の長さを X とすると、X は $1\text{ mm} \leq X \leq 10\text{ mm}$ を満たすことが好ましい。X が 1 mm より短いと、液体のメニスカス力が大きくなり、被照射体を均一に流通させるために整流板などの追加の加工が必要になってしまう。X が 10 mm より長いと、筐体内部での被照射体の対流を制御することが難しくなり、やはり整流板などの追加の加工が必要になってしまう。

さらに、後述の図 3 のグラフで示すように、X は、 $2\text{ mm} \leq X \leq 5\text{ mm}$ を満たすことがより好ましい。X が 2 mm より短いと、透過率が大きくなりすぎ十分なシグナルが得られなくなってしまう。X が 5 mm より長いと、吸光度が大きくなりすぎる恐れがあり、透過率測定のための光源として非常に照射強度が強いものが必要になってしまう恐れがある。

【0040】

また図 2 に示すように直線 B のうち、筐体内部に存在する部分の長さを Y とすると、Y は、 $2 \leq Y/X \leq 50$ を満たすことが好ましい。Y/X が 2 より小さいと、透過光に比して、強度の小さい蛍光を測定するために、新たな光学系、又は電氣的な増幅機構が必要になってしまう恐れがある。50 より大きくした場合は、光路を直線状に保つことが困難になってしまう恐れがある。これにより、照射強度が強い条件で測定されることの多い透過光のダイナミックレンジと微弱なシグナルであることが多い蛍光のダイナミックレンジとを近づけることができ、それぞれのための光源を準備することなく、一つの光源から 2 つの物質の濃度を測定することができる。

またこの場合、光源、第 1 の受光部及び第 2 の受光部を含む面で筐体を断面視したとき、筐体の形状は長方形であることが好ましい。2 つの平行平面が垂直に交わる長方形断面とすることで、迷光の影響を最小限にすることができる。

【0041】

(演算部)

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールは、第 1 の受光部及び第 2 の受光部の出力に基づいて、被照射体に含まれる各成分の濃度を算出する演算部をさらに備えてもよい。

濃度を算出する具体的な方法の一例としては、以下のようなものが考えられるが、特にこの算出方法には限定されない。

【0042】

被照射体の吸光性物質の濃度を C_a とおくと、被照射体の吸光度は C_a に比例することから、被照射体中の吸光性物質の初期濃度を $C_a(0)$ 、測定される被照射体に吸光性物質が含まれていない状態での第 1 の受光部の出力を $I(b1)$ 、t 時間後の出力を $I(t)$ とすると、t 時間後の被照射体中の吸光性物質の濃度 $C_a(t)$ は、以下の (1) 式で算出される。なお、式 (1) 中の $I(0)$ は濃度測定開始時の第 1 の受光部の出力である。

$$\begin{aligned} C_a(t) &= C_a(0) \times \\ &\quad (\log_{10}(I(t)/I(b1)) / \log_{10}(I(0)/I(b1))) \end{aligned} \quad \dots\dots (1)$$

この $C_a(t)$ を常時記録することで、被照射体中の吸光性物質の濃度をリアルタイムで計算できるようになる。

【0043】

また、測定される被照射体に蛍光性物質が含まれていない状態での第 2 の受光部の出力を $F_b(b1)$ 、被照射体中の蛍光性物質の初期濃度を $C_b(0)$ 、t 時間後の出力を $F_b(t)$ とすると、t 時間後の被照射体中の蛍光性物質濃度 $C_b(t)$ は、以下の (2) 式で算出される。なお、式 (2) 中の $F_b(0)$ は濃度測定開始時の第 2 の受光部の出力である。

$$\begin{aligned} C_b(t) &= C_b(0) \times ((F_b(t) - F_b(b1)) / (F_b(0) - F_b(b1))) \end{aligned} \quad \dots\dots (2)$$

この $C_b(t)$ と $C_b(t)$ の積分値とを常時記録することで、被照射体中の蛍光性物質をリアルタイムで計算することができる。

【0044】

(制御部)

本発明の一実施形態における濃度測定モジュールは、光源の駆動を制御する制御部をさらに備えてもよい。制御部は光源を駆動する機能を持つ。具体的な例としてはMOSトランジスタをドライブトランジスタとして用いたドライバ回路が挙げられる。具体的な光源の駆動条件としては一定の電流で駆動する定電流駆動回路を利用しても良い。また、直流の駆動電流で光源を駆動しても良いが、消費電力の観点から、パルス駆動で駆動した方が好ましい場合がある。駆動時の発熱による輻射を抑えるため、パルス駆動で駆動した方がさらに好ましい場合がある。パルス駆動の具体的なDuty比は50%以下が好ましい。発熱と消費電力を抑えるため、Duty比を25%、又は10%以下にしても良いし、5%以下でも良い。

【0045】

また制御部は、出力光がDuty比20%以下の発光パルスとなるように光源を駆動してもよい。Duty比20%以下の発光パルスを用いることで、LEDの熱による劣化や発光効率の低下を押さえながら、実質的に連続データとして計算できる濃度モニタリングを行うことができる。

【0046】

<実施形態の具体例>

以下、図面を参照して本発明の一実施形態の具体例を説明するが、説明は本発明の一形態であり、本発明はこれらに限定されるものではない。なお、以下に説明する各図において、同一の構成及び機能を有する部分には同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る濃度測定モジュール70の一例を示したものである。濃度測定モジュール70は、筐体1と、光源2と、第1の受光部3と、第2の受光部4と、被照射体流入口5と、被照射体排出口6と、を備える。

【0047】

図1に示すように、筐体1は、上面視が略正方形であり、略正方形の一辺の長さよりも短い高さを有する中空の角筒形状からなる。筐体1の向かい合う一对の側面の一方に被照射体を筐体1内に導入するための被照射体流入口5が設けられ、他方に筐体1内の被照射体を筐体1外に排出するための被照射体排出口6が設けられている。また、上面視で筐体1の上面の中央部に光源2が設けられ、下面の、光源2と向かい合う位置に、第1の受光部3が設けられている。

【0048】

さらに、被照射体流入口5及び被照射体排出口6が設けられた向かい合う一对の側面とは別の一对の側面の一方に、第2の受光部4が設けられている。第2の受光部4は、側面の左右方向及び上下方向共に略中央部に設けられている。

図1に示す濃度測定モジュール70において、被照射体は被照射体流入口5から筐体1内に流入し、被照射体排出口6から排出される。連続的に流入及び排出がなされることにより、連続的に筐体1内の被照射体が置換され、筐体1内の被照射体の濃度変化を、時間的に連続してモニタリングできるようになっている。

【0049】

この濃度測定モジュール70において、光源2と第1の受光部3の受光面とは対向するように配置され、筐体1はその間に配置される。光源2から射出した光は、直線状に筐体1及び筐体1内の被照射体を通過して第1の受光部3に入射される。この間に光エネルギーが被照射体によって吸収されるため、被照射体による吸収をランベルトベールの法則にしたがって計算することで、被照射体中の光吸収性成分の濃度が求められる。光源2のエネルギーを有効に利用するためには筐体1が光源2の発光波長に対して、吸収が少ないことが望ましく、筐体1の素材として例えば石英ガラスが用いられる。

【0050】

さらにこの濃度測定モジュール70において、光源2及び第2の受光部4は、お互いの素子の、光源2の出射面の法線と第2の受光部4の受光面の法線が直交するように配置される。光源2から射出した光は、被照射体の蛍光物質を励起する。励起された蛍光物質は等方的に発光するが、光源2から入射した光よりも長波長の光を発光するため、再び蛍光物質に吸収されることはない。蛍光物質の発光強度は入射光に比して弱いため、第2の受光部4は被照射体の光源2によって照射される部分の視野体積が最大となるように配置される。すなわち第2の受光部4の受光面の法線が、光源2の素子の出射面の法線と直角を成す様に配置される。

【0051】

そして、第1の受光部3及び第2の受光部4における検出信号（第1の信号、第2の信号）は演算部7に入力される。また、光源2は、制御部8によって、例えばパルス駆動、連続点灯、または間欠駆動のうちから適切な方法により駆動される。

図2は、本発明の一実施形態における濃度測定モジュール70に含まれる光源2、第1の受光部3、及び第2の受光部4の配置の一例を示す断面図である。

【0052】

図2中の長さX、つまり、光源2と第1の受光部3とを結ぶ直線の、筐体1内に相当する部分の長さは、濃度の測定対象である被照射体の、光源2の発光波長における吸光度に応じて決定される。被照射体中の光吸収性成分の濃度はモニタリング時間中に変化するが、対象となる被照射体中の光吸収性成分の最高濃度時の吸光係数を E_{max}/cm 、最低濃度時の吸光係数を E_{min}/cm とすると、 $10^{-(E_{min} \times X)}$ は透過率の最小値になり、 $10^{-(E_{max} \times X)}$ は透過率の最大値になる。（3）式で表される I_{def} が最大となるようにXを定める。なお、（3）式中のXは、図2中に示す、光源2と第1の受光部3との間を結ぶ線分Aの、筐体1内に相当する部分の長さである。また、「 $\wedge$ 」は、べき乗を表す。つまり、

$$I_{def} = 10^{-(E_{min} \times X)} - 10^{-(E_{max} \times X)} \quad \dots\dots (3)$$

【0053】

このようにすることによって、必要な濃度範囲でS/N比を向上させることができる。尿酸は透析排液中の尿素様物質をモニタリングするための物質として用いることができるが、その濃度は実際の透析条件によって変化する。透析廃液中の尿酸は、通常は 0.5 mg/dL 以上であり、平均的には 4.0 mg/dL 以下であり、透析条件による変動を考慮しても 8.0 mg/dL 以下であれば適用することができ、濃度測定を行うことができる。実際に、光源2の発光波長が 280 nm であるときの、水溶液中の尿酸の吸光係数を確認したところ、 $0.50/cm \cdot (\text{mg/dL})$ であった。

【0054】

図1に示す本発明の一実施形態における濃度測定モジュール70においては、光源2として 280 nm の発光波長をもつLEDを使用し、透析排液中の尿酸濃度を尿素様物質としてモニタリングを行うことを前提として検討した結果、長さXは図3のように I_{def} が最高となる長さを含む 2 mm 以上 5 mm 以下の範囲が好適との結論に達した。

なお、図3において、横軸は光源2と第1の受光部3とを結ぶ線分Aのうち、筐体内部に属する部分である線分A1の長さX、縦軸は I_{def} である。図3に示すように、距離 I_{def} は、Xが 3 mm であるときにピークとなり、Xが 3 mm より大きくなるほど減少し、Xが 3 mm より小さくなるほど減少する。

【0055】

さらに、図4に示すように、同程度の I_{def} においては、Xがより小さい方が、尿酸濃度と透過率との関係は直線性がより良好になる。なお、図4において、横軸は、尿酸濃度 (mg/dL) を表し、縦軸は、光源2の波長が 280 nm であるときの透過率を表す。また、図4において各特性線は長さXが異なり、図4において尿酸濃度に対する透過率の値がより小さい特性線ほどXの値が大きい。

【0056】

10

20

30

40

50

I d e f と直線性とのどちらを優先させるかは、受光部の増幅性能にもよるが、I d e f が「0.7」を超えているのであれば、直線性が良好となる条件を優先させても良い。

一方、図2中の長さYは前述のように、第1の受光部3の視野体積が大きくなることが望ましいので、光源2の発光の拡がりに合わせて大きくなるように設定される。筐体1の、第1の受光部3の受光面と対向する部分に、光源2の出力光を透過可能な材質からなる窓部が形成され、この窓部に第1の受光部3の円形の受光面が設けられている場合には、長さYは、第1の受光部3用に設けられた円形の窓部の直径の1倍より大きくなるように設定される。上限については、被照射体の蛍光発光波長の吸光度によって制限されるが、第2の受光部を配置した際に光源からの距離が大きくなりすぎてしまう恐れがあるため、円形の窓部の開口部の直径の20倍より小さいことが望ましい。

10

【0057】

なお、上記実施形態では、第1の受光部3と第2の受光部4との2つの受光部を設け、被照射体に含まれる2つの成分の濃度を検出する場合について説明したが、これに限るものではない。例えば、第2の受光部4が設けられた側面と対向する面に、例えば、第2の受光部4とは異なる第3の波長の励起光に感度を有する第3の受光部を設け、光源2の出力光に励起された励起光を第3の受光部により受光し、第3の受光部の出力信号に基づき、被照射体に含まれる、第3の波長の励起光を発する成分の濃度を測定するようにしてもよい。同様の手順で、被照射体に含まれる4以上の成分の濃度を同時に測定するようにしてもよい。

【0058】

20

次に、本発明の一実施形態のその他の例として、上述した濃度測定モジュール70を、血液透析廃液中の老廃物濃度測定に応用した場合について説明する。

図5は、本発明の第1実施形態に係る血液透析装置75の構成例を示す概念図である。図5に示すように、この血液透析装置75は、透析廃液の紫外光吸収を利用した老廃物濃度測定機能を有する装置であり、高分子多孔質膜からなる中空糸膜を備えた血液浄化器であるダイアライザ80と、ダイアライザ80に接続された血液回路のうち動脈側血液回路に接続されるライン81と、ダイアライザ80に接続された血液回路のうちの静脈側血液回路に接続されるライン82と、ダイアライザ80に接続された透析液ラインのうちの透析液導入ライン83と、ダイアライザ80に接続された透析液ラインのうちの透析液排出ライン84と、透析液排出ライン84に接続された濃度測定モジュール70と、を備える。

30

【0059】

ダイアライザ80内には複数の中空糸が備えられ、中空糸内部と中空糸外部とは別の流路を形成しており、中空糸内部及び中空糸外部に含まれる液体は中空糸高分子膜を隔てて分離されている。一般的には中空糸内部が動脈側血液回路及び静脈側血液回路につながるライン81、82に接続され、中空糸外部が透析液導入ライン83、透析液排出ライン84に接続されている。血液中の老廃物は中空糸膜を経て、透析液側に拡散し、透析液排出ライン84中に排出される。排出液中の老廃物が濃度測定モジュール70を通る際に、透過率、蛍光発光強度が測定される。

【0060】

透析治療の際には、その週の初めの透析開始前に行われる血液検査を行い、血清中の尿素窒素濃度を測ることが一般的に行われている。この濃度をC1(0)とおくと光源2の発光波長が280nm付近であるときの吸光度がC1(0)に比例することから、血液流通前(測定される血液が流通する前)の、透析液のみが透析液導入ライン83、透析液排出ライン84を満たす状態で、濃度測定モジュール70によって濃度測定を行った場合の第1の受光部3の出力をIb1、血液流通開始直後(測定される血液の流通が開始された直後)の第1の受光部3の出力をI(0)、血液流通開始からt時間経過後の第1の受光部3の出力をI(t)とすると、血液流通開始からt時間経過後の血液中の尿素窒素濃度C1(t)は、次式(4)式で算出される。

40

$$\begin{aligned} C1(t) \\ = C1(0) \times \end{aligned}$$

50

$$(\log 10 (I(t) / I_{bl}) / \log 10 (I(0) / I_{bl})) \dots (4)$$

【0061】

この $C_1(t)$ を常時記録することで、透析量 K_t/V をリアルタイムで計算できるようになる。なお、 K は透析対象物質のクリアランス、 t は時間を表し、 V は体液量を表す。そのため、医師の判断によって決められた透析終了点、つまり、一般的に K_t/V が 1.2 以上 1.8 以下となる点まで透析を続けて、その時点で正確に透析終了することができるようになる。このため、必要以上の透析を行うことでの透析患者の負担を減ずることができるようになる。

【0062】

10

また、測定される血液流通前の、透析液導入ライン 83 及び透析液排出ライン 84 に透析液のみが満たされた状態での第 2 の受光部 4 の出力を F_{bl} 、血液流通開始直後の第 2 の受光部 4 の出力を $F(0)$ 、血液流通開始から t 時間経過後の第 2 の受光部 4 の出力を $F(t)$ とすると、血液流通開始から t 時間後の血液中のアルブミン濃度 $C_2(t)$ は、以下の (5) 式で算出される。

$$C_2(t) = C_2(0) \times ((F(t) - F_{bl}) / (F(0) - F_{bl})) \dots (5)$$

【0063】

20

(5) 式で得られる $C_2(t)$ と、この $C_2(t)$ の積分値とを常時記録することで、透析中のアルブミン漏出量をリアルタイムで計算できるようになり、アルブミンの漏出量の多寡が血液検査を待つことなく把握できるようになり、医師の判断によって必要な透析条件の変更ができるようになる。このため、アルブミン漏出を一定以下に抑えながら $\beta 2$ ミクログロブリンの除去量が大きくなるような透析を行うことができる。

【実施例】

【0064】

以下に、本発明の一実施形態に係る濃度測定モジュール 70 の実施例をさらに具体的に説明するが、本発明はこれらに限定されるものではない。

本発明の実施例として、上述した濃度測定モジュール 70 を、尿素様物質の濃度とアルブミンの濃度との同時測定に応用した場合について説明する。

尿素様物質としては尿酸を用いた。尿酸は透析排液中の尿素様物質をモニタリングするための物質として用いることができる。一般的な透析条件における、透析排液中の尿酸濃度の濃度変化を参考にして、試験溶液を 0.5 mg/dL 以上 8.0 mg/dL 以下の濃度で調整した。

30

【0065】

アルブミンはウシ血清由来のアルブミンを使用した。アルブミンの漏出量は膜性能や透析条件によって変化するが、多くても透析 1 回あたり 10 g 程度である。膜性能が低いダイアライザを用いた透析の際には、 1 g を下回る少ない漏出量となることがあるが、このような膜性能のダイアライザでアルブミン漏出量が問題となることはない。一般的な I/V 型、 V 型と言われる高性能ダイアライザの透析条件から、アルブミンの濃度は 0.5 mg/dL 以上 20.0 mg/dL 以下の濃度が測定できれば十分に臨床的な価値があると判断した。

40

【0066】

溶質である尿酸、アルブミンを、 $\text{pH} 9.18$ のホウ酸緩衝液に溶かし、この水溶液を測定に用いた。

筐体としては紫外光透過性の石英ガラス製の筐体を用い、長さ X が 2 mm 、長さ Y が 10 mm の筐体を測定に用いた。

光源としては、 280 nm に発光波長のピークを持つ深紫外光 LED を用いた。また光源の駆動はデューティ比 20% のパルスで 1 秒おきに発光させることにより行った。

【0067】

第 1 の受光部としては、前記深紫外光 LED の発光波長に感度を持つ SiC フォトダイ

50

オードを用い、第2の受光部としては、340nmのアルブミンの蛍光発光ピークに感度をもつSiフォトダイオードを用いた。

図6はアルブミンを含まない尿酸－ホウ酸緩衝液の尿酸濃度と濃度測定モジュール70の第1の受光部3の検出シグナルから計算された吸光係数の一例を示すグラフである。尿酸の濃度に対してランベルトベールの法則にしたがった応答シグナル（第1の信号）が得られていることがわかる。

【0068】

図7は尿酸を含まないアルブミン－ホウ酸緩衝液のアルブミン濃度と濃度測定モジュール70の第2の受光部4の検出シグナル（蛍光強度F1）の一例を示すグラフである。アルブミンの濃度にしたがった蛍光発光からの応答シグナル（第2の信号）が得られていることがわかる。ここで、蛍光強度F1は第2の受光部4から得られた電気信号を増幅した値をアナログ－デジタル変換した値で、単位は任意単位（a. u.）である。

【0069】

図8は尿酸濃度が0.0mg/dL、1.0mg/dL、2.0mg/dL、4.0mg/dL、8.0mg/dLのときに、アルブミンの濃度を8.0mg/dL、16.0mg/dL、32.0mg/dLとしたホウ酸緩衝液水溶液を用いた場合の応答シグナル（第1の信号、第2の信号）の一例である。

蛍光強度F1は水溶液の吸収によって励起光が減少するため、実際のアルブミン濃度と蛍光強度の相関が得られなくなるが、本発明の第1の受光部3によって同時に測定される透過率T1と式(6)による補正を用いてF1_{norm}を算出することで、良好な直線性をもつ相関関係を得ることができる。

補正蛍光強度F1_{norm}

$$= \text{蛍光強度 } F1 \div (0.797 \times T1 + 0.203) \quad \dots\dots (6)$$

【0070】

なお、(6)式中の「0.797」は透過率と蛍光強度から求められる補正関数の傾きであり、「0.203」は透過率と蛍光強度から求められる補正関数の切片である。補正関数は尿酸－ホウ酸緩衝液において、同じアルブミン濃度で異なる尿酸濃度の溶液について、横軸を透過率、縦軸を蛍光強度として最小二乗法で近似した直線の関数であり、補正関数の係数とする際には、異なるアルブミン濃度でも使用できるように、透過率100%の時の蛍光を1.0とした際の値に規格化して用いる。

【0071】

補正された補正蛍光強度F1_{norm}が表す直線関係を図9に示す。尿酸とアルブミンのお互いが共存している状況下でも、適切にアルブミン濃度が検出できていることがわかる。なお、図9において、横軸は補正蛍光強度F1_{norm}、縦軸はアルブミン濃度C_{Alb}（mg/dL）である。

以上の結果から、本発明の濃度測定モジュール70は、透析排液中に共存する、尿酸とアルブミンの濃度を実用上十分な精度で測定可能であることが確認された。

【符号の説明】

【0072】

- 1 筐体
- 2 光源
- 3 第1の受光部
- 4 第2の受光部
- 5 被照射体流入口
- 6 被照射体排出口
- 70 濃度測定モジュール
- 75 血液透析装置
- 80 ダイアライザ
- 81 動脈側血液回路に接続されるライン
- 82 静脈側血液回路に接続されるライン

10

20

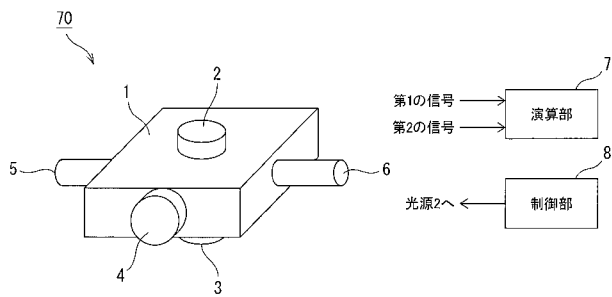
30

40

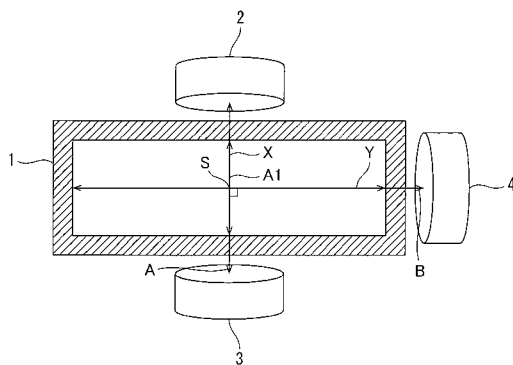
50

- 8 3 透析液導入ライン
8 4 透析液排出ライン

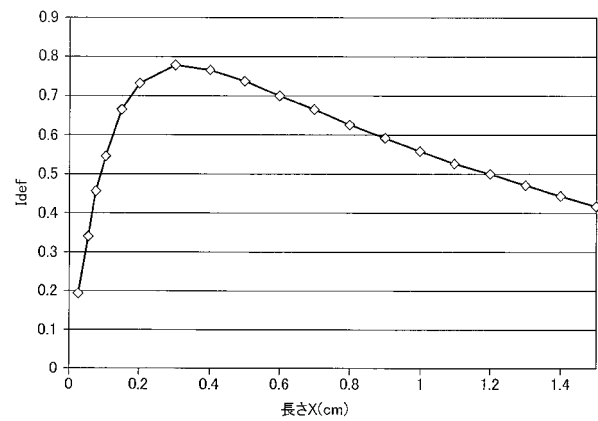
【図 1】



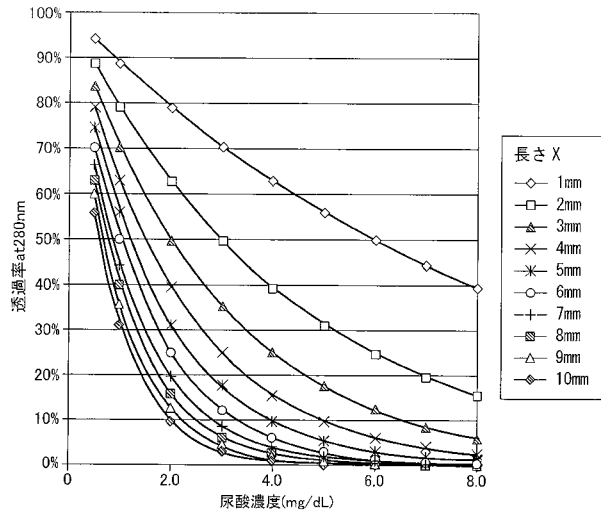
【図 2】



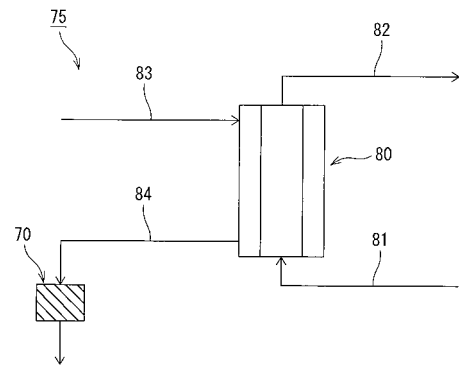
【図 3】



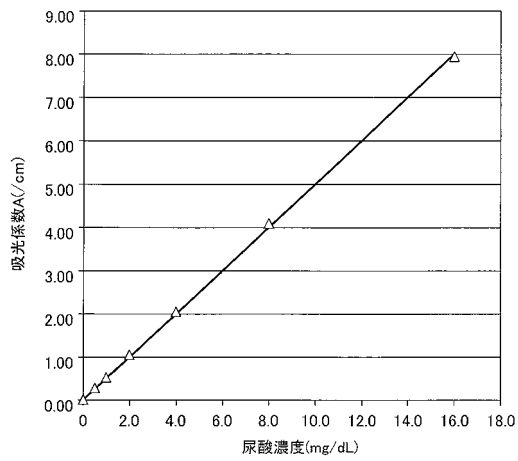
【図 4】



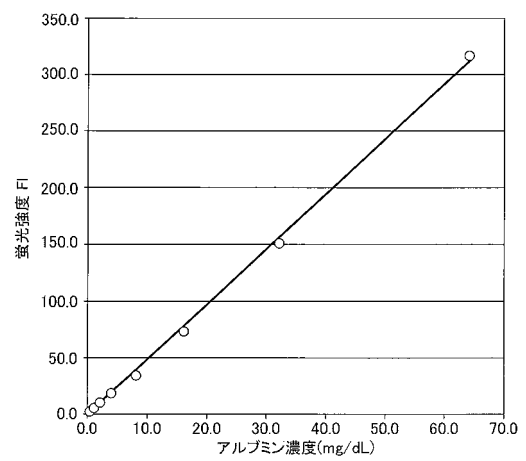
【図 5】



【図 6】



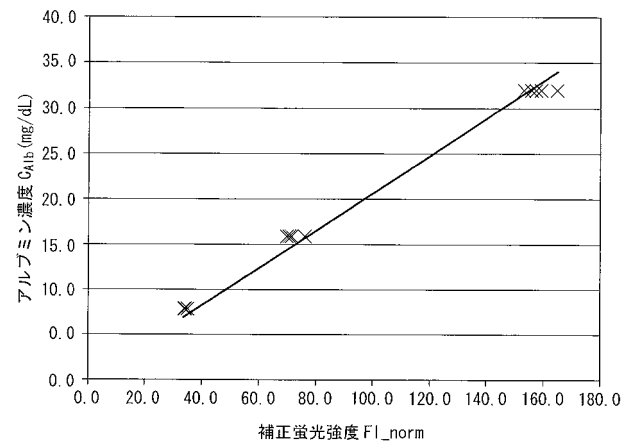
【図 7】



【図 8】

	尿酸濃度 (mg/dL)	アルブミン濃度 (mg/dL)	第1の受光部 からのシグナル (吸光係数)	第2の受光部 からのシグナル 蛍光強度FI(a.u.)	補正蛍光強度 FI_norm(a.u.)
条件1	0	32	0.20	144	155
条件2	1	32	0.73	118	153
条件3	2	32	1.26	102	157
条件4	4	32	2.29	76	158
条件5	8	32	4.29	51	164
条件6	0	16	0.11	72	75
条件7	1	16	0.63	56	70
条件8	2	16	1.16	48	71
条件9	4	16	2.20	34	69
条件10	8	16	4.23	24	76
条件11	0	8	0.05	34	35
条件12	1	8	0.59	27	34
条件13	2	8	1.12	23	34
条件14	4	8	2.15	17	34
条件15	8	8	4.19	11	34

【図 9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G059 AA01 BB13 CC16 DD12 EE01 EE07 EE11 GG02 GG08 HH03
HH06 JJ02 KK03 MM12
4C077 AA05 BB01 EE03 EE04 HH02 HH12 KK27